



## **Estudo numérico da biomecânica da Artroplastia Total da Anca**

**LUCÍLIA FERREIRA VIEIRA DE FREITAS**

Novembro de 2021



# **Estudo numérico da biomecânica da Artroplastia Total da Anca**

**Lucília Ferreira Vieira de Freitas**

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto  
para a obtenção de grau de Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Prof. Nuno Gueiral

Novembro de 2021



*“Be thankful for what you have; you’ll end up having more. If you concentrate on what you don’t have, you will never, ever have enough.”*

Oprah Winfrey

## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar agradeço aos meus pais por todo o apoio que me deram neste percurso académico assim como na minha vida pessoal.

Agradeço ao Instituto Superior de Engenharia do Porto por toda a formação adquirida ao longo destes anos. Neste contexto, também agradeço aos professores por todos os conhecimentos partilhados e por me terem guiado até onde cheguei, direta ou indiretamente.

Ao meu orientador do ISEP, Nuno Gueiral, por todo o tempo despendido e todos os conselhos preciosos no desenvolvimento deste estudo.

A todos os meus amigos, colegas de curso, que me ajudaram a chegar onde estou neste momento e acreditaram sempre nas minhas capacidades.

## Resumo

A locomoção humana caracteriza-se pela capacidade de um ser humano conseguir movimentar-se de um local para outro e isto deve-se, principalmente, às articulações. Todas estas articulações constituem o sistema esquelético do corpo humano, sendo a anca uma das maiores e mais importantes articulações. Porém, existem várias doenças articulares que comprometem a mobilidade, como é o caso da osteoartrose. Esta é caracterizada por uma dor intensa assim como perda de funcionalidades, existindo vários tratamentos para ajudar, mas quando este tipo de tratamento deixa de ser eficiente e esta doença começa a agravar-se surge a necessidade de intervenção cirúrgica – a Artroplastia Total da Anca.

A Artroplastia Total da Anca corresponde a uma das cirurgias mais bem-sucedidas realizadas em ortopedia e caracteriza-se pela substituição da anca defeituosa por um componente acetabular artificial e uma cabeça e haste femoral. Esta técnica pode ser cimentada onde é aplicado um elemento de ligação entre o osso e a prótese para fixar a prótese ou pode ser não cimentada onde o encaixe é feito sob pressão. Contudo, como todas as operações cirúrgicas, esta também apresenta algumas complicações, sendo as mais usuais as fraturas, infeções e luxação, levando à falha da prótese.

Deste modo, este trabalho consistiu em avaliar a biomecânica das próteses da anca não cimentadas e cimentadas de titânio e cobalto-cromo quando são aplicadas certas cargas, recorrendo ao Método dos Elementos Finitos. Para isto, importou-se modelos 3D do fémur e da prótese no software *COMSOL Multiphysics*, ajustou-se o posicionamento e encaixe do conjunto, gerou-se uma malha computacional extremamente fina e foram aplicadas cargas estáticas e dinâmicas.

Com a geometria e malha definidas, foram gerados resultados e obteve-se diagramas de tensão de *von Mises*, de deformação e de deslocamento correspondentes ao comportamento de um implante quando sujeito a forças referentes ao pico de um ciclo de marcha. Para além disto, foi feito as mesmas análises, mas para condições dinâmicas como uma caminhada a uma velocidade constante de 5 km/h. Por último, foi avaliado as zonas mais propícias da prótese de titânio a ocorrer falha sob condições de fadiga.

**Palavras-chave:** Artroplastia Total da Anca, articulação da anca, fémur, prótese cimentada, prótese não cimentada, *COMSOL Multiphysics*, fadiga, *stress*, *strain*.



## **Abstract**

The human locomotion is defined by the ability of a human being able to move from one place to another and is mainly due to the joints. All these joints together form the skeletal system of the human body, and the hip is one of the largest and most important joints. However, there are several joint diseases that compromise mobility, such as osteoarthritis. This disease is characterized by intense pain and loss of functionality, requiring several treatments, but when these treatments are no longer effective and the disease begins to escalate, the need for surgical intervention emerges - Total Hip Arthroplasty.

Total Hip Arthroplasty is one of the most successful surgeries performed in orthopaedics and is characterized by the replacement of the defective hip with an artificial acetabular component and a femoral head and stem. This technique can be either cemented, where a connecting element is applied between the bone and the prosthesis to fix the prosthesis, or it can be cementless, where the fitting is done under pressure. However, as in any surgical operation, it also has complications, and the most common are fractures, infections, and dislocations, leading to failure of the prosthesis.

Thus, this study aimed to evaluate the biomechanics of uncemented and cemented titanium and cobalt-chromium hip prostheses when certain loads are applied, using the Finite Element Method. To do this, 3D models of the femur and prosthesis were imported into COMSOL Multiphysics software, the positioning and fit of the assembly were adjusted, an extremely fine computational mesh was generated, and static and dynamic loads were applied.

With the geometry and mesh defined, results were generated, and von Mises stress, strain, and displacement diagrams were obtained corresponding to the behaviour of an implant when subjected to forces referring to the peak of a walking cycle. In addition, the same analyses were performed but for dynamic conditions such as climbing stairs and walking at a constant speed of 5 km/h. Finally, the most likely areas of the titanium prosthesis to fail under fatigue conditions were evaluated.

**Key words:** Total hip arthroplasty, hip joint, femur, cemented prosthesis, cementless prosthesis, COMSOL Multiphysics, fatigue, stress, strain.



# Índice

AGRADECIMENTOS.....	IV
RESUMO .....	V
ABSTRACT .....	VII
ÍNDICE.....	IX
LISTA DE FIGURAS.....	XI
LISTA DE TABELAS.....	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS .....	XV
1. INTRODUÇÃO.....	18
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO .....	18
1.2. OBJETIVOS.....	19
1.3. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO.....	19
2. ARTICULAÇÃO DA ANCA .....	22
2.1. ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO DA ANCA.....	22
2.2. A MARCHA HUMANA .....	24
2.2.1. <i>Distribuição das forças no fêmur</i> .....	26
3. ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA.....	32
3.1. BIOMATERIAIS .....	34
3.2. ATA CIMENTADA.....	37
3.3. ATA NÃO CIMENTADA .....	37
3.3.1. <i>ATA cimentada vs ATA não cimentada</i> .....	38
3.4. FATORES DE SELEÇÃO DA PRÓTESE .....	41
3.5. COMPLICAÇÕES E INSUCESSOS DA ATA.....	42
4. ESTADO DA ARTE .....	44
4.1. <i>IN VIVO, IN VITRO</i> OU SIMULAÇÃO.....	44
4.2. MATERIAIS .....	45
4.3. FADIGA OU CARGA PONTUAL .....	48
5. SIMULAÇÃO BIOMECÂNICA.....	52
5.1. COMSOL MULTIPHYSICS.....	52
5.2. GEOMETRIA .....	55
5.2.1. <i>Modelo 3D Fémur</i> .....	55
5.2.2. <i>Modelo 3D Implante – Lubinus SPII</i> .....	56

5.2.3.	<i>Operações geométricas</i> .....	57
5.3.	MATERIAIS .....	61
5.4.	INTERFACES FÍSICAS .....	62
5.4.1.	<i>Módulo Solid Mechanics</i> .....	63
5.4.2.	<i>Módulo de Fadiga</i> .....	65
5.5.	MALHA DE COMPUTAÇÃO .....	67
6.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	70
6.1.	<i>SOLID MECHANICS</i> .....	70
6.2.	<i>FATIGUE</i> .....	76
7.	CONCLUSÃO.....	79
7.1.	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	79
7.2.	TRABALHOS FUTUROS .....	81
	BIBLIOGRAFIA .....	82

## Lista de Figuras

Figura 1 - Localização anatômica da articulação da anca. ....	23
Figura 2 - As duas fases que constituem o ciclo da marcha. ....	24
Figura 3 - Forças aplicadas na perna direita durante a marcha [11]. ....	26
Figura 4 - Componentes da força aplicada na cabeça femoral [10]. ....	28
Figura 5 - Procedimento cirúrgico da Artroplastia total da anca. ....	33
Figura 6 - Artroplastia Total da Anca Cimentada. ....	37
Figura 7 - Artroplastia Total da Anca Não Cimentada. ....	38
Figura 8 - Três tipos de perfis de haste utilizados no estudo de Chethan <i>et al.</i> [20]. ....	47
Figura 9 - Exemplo de nós e elementos presentes numa malha [51]. ....	52
Figura 10 - Esquema simplificado do processo de criação de uma simulação no <i>COMSOL Multiphysics</i> . ....	53
Figura 11 - Ambiente de trabalho do software <i>COMSOL Multiphysics</i> . ....	54
Figura 12 - Visão anatômica anterior e posterior do fêmur esquerdo em estudo. ....	56
Figura 13 - Prótese <i>Lubinus SPII</i> utilizada neste estudo. ....	56
Figura 14 - Operações realizadas para posicionar o conjunto. ....	57
Figura 15 - Corte e posicionamento do fêmur: a) importação do fêmur (posição inicial), b) ajuste da posição do fêmur, c) inserção de um bloco com inclinação para efetuar o corte da cabeça femoral, d) corte da cabeça femoral para a inserção do implante. ....	58
Figura 16 - Colocação do implante <i>Lubinus SPII</i> no fêmur. ....	58
Figura 17 - Fixação do conjunto osso-implante. ....	59
Figura 18 - Operação <i>Form Union</i> . ....	60
Figura 19 - Operação <i>Form Assembly</i> <sup>11</sup> . ....	60
Figura 20 - Diferenciação do osso esponjoso e compacto ao longo do fêmur [55]. ....	61
Figura 21 – Condições de Contorno adicionadas ao módulo <i>Solid Mechanics</i> para o estudo desenvolvido. ....	63
Figura 22 - Ciclo de cargas e descargas durante uma caminhada com velocidade constante de 5 km/h, obtido através da base de dados <i>Orthoload</i> . ....	66
Figura 23 - Funcionalidades adicionadas ao módulo <i>Fatigue</i> para o estudo desenvolvido. ....	67
Figura 24 - Malha computacional do modelo em estudo. ....	68

Figura 25 - Tensão equivalente de <i>von Mises</i> no conjunto osso-implante: a) visão do fêmur e b) visão da distribuição de tensões ao longo da prótese não cimentada de titânio. ....	70
Figura 26 - Gráfico de correlação entre a tensão de <i>Von Mises</i> e de <i>Tresca</i> para a prótese da anca de titânio não cimentada. ....	71
Figura 27 - Deformação sofrida pelo conjunto osso-implante. ....	72
Figura 28 - Deslocamento a que o conjunto osso-implante da prótese não cimentada de titânio é sujeita após lhe ser aplicada a força mencionada. ....	73
Figura 29 - Valores de <i>shear stress</i> - a) Prótese de cromo e b) Prótese de titânio. ....	74
Figura 30 - Valores de <i>normal stress</i> - a) Prótese de cromo e b) Prótese de titânio. ....	74
Figura 31 - Ciclo de forças aplicadas durante uma caminhada com velocidade constante de 5 km/h (a) e ciclo de forças aplicadas durante uma subida de escadas (b) , obtido através da base de dados <i>Orthoload</i> . ....	75
Figura 32 - Tensão equivalente de <i>von Mises</i> na prótese não cimentada de cromo. ....	76
Figura 33 - Cálculo do fator de fadiga utilizando dois critérios: a) Critério de <i>Findley</i> e b) Critério de <i>Matake</i> . ....	77

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens relativas aos 4 grupos de biomateriais.....	36
Tabela 2 - Vantagens e desvantagens das ATA cimentadas e não cimentadas. ....	40
Tabela 3 - Valores dos resultados obtidos do estudo de Peng <i>et al.</i> ....	45
Tabela 4 - Resultados obtidos pelo estudo de Kim <i>et al.</i> ....	46
Tabela 5 - Propriedades Mecânicas referentes aos materiais do implante e do osso. ....	62
Tabela 6 - Propriedades mecânicas do cimento PMMA. ....	64
Tabela 7 - Valores das forças aplicadas à cabeça femoral do implante para o estudo estacionário.....	65



## **Lista de Abreviaturas**

- ATA – Artroplastia total da anca
- CoCr – Cobalto-cromo
- HAP – Hidroxiapatita
- HHS – Harris Hip Score
- MEF – Método dos elementos finitos
- MEV – Microscópio Eletrónico de varrimento
- OA – Osteoartrose
- ONU – Organização das Nações Unidas
- PMMA – Polimetilmetacrilato
- WHO – World Health Organization



---

## CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

# 1. Introdução

No presente capítulo apresenta-se uma breve contextualização, os objetivos do estudo desenvolvido e a organização do relatório.

## 1.1. Contextualização

O ser humano desde sempre que é muito dinâmico, recorrendo ao uso das articulações, por exemplo, para se deslocar de um local para outro, para a prática de atividades físicas e até para levantar objetos. Porém, existem várias doenças articulares que levam à degeneração das articulações causando, conseqüentemente, uma maior dificuldade na execução dos movimentos.

Atualmente, segundo o relatório *The World Population Prospects 2019* da ONU, a população mundial está a envelhecer, podendo atingir os 16 % em 2050 [1]. Associado a esta taxa de envelhecimento encontra-se a maior propensão para o desenvolvimento de doenças articulares, como a osteoartrose (OA), especialmente nas ancas e joelhos, podendo também afetar os ombros, cotovelos e tornozelos.

A partir dos 40/50 anos, a probabilidade de desenvolver OA vai aumentando, principalmente, em mulheres devido à menopausa que provoca a descalcificação óssea. Segundo a *World Health Organization* (WHO), a OA afeta cerca de 10 % da população acima dos 60 anos, sendo uma das doenças articulares com maior prevalência no mundo [2]. Esta é caracterizada por uma dor intensa e perda de funcionalidades, porém existem vários tratamentos, como medicamentos, fisioterapia e aparelhos para auxiliar na deslocação, que ajudam a aliviar a intensidade da dor e a otimizar a função articular [3]. No entanto, quando este tipo de tratamento deixa de ser eficiente e esta doença começa a agravar-se, de tal modo, que evolui para a incapacidade total, surge a necessidade de intervenção cirúrgica – a Artroplastia Total da Anca (ATA) [4].

Anualmente, cerca de um milhão de pessoas são submetidas a ATA a nível mundial e segundo a Direção Geral de Saúde (DGS) esta técnica é a cirurgia com “maior índice de sucesso entre todas as cirurgias de substituição articular e tem como objetivo promover a qualidade de vida através do alívio da dor e/ou melhoria da função em doentes com artropatia da anca” [3].

O foco nesta abordagem cirúrgica tem vindo a aumentar e, com isso, tem trazido desenvolvimento nos materiais utilizados com o intuito de aumentar o tempo de vida do

implante sem causar danos colaterais nos pacientes. Isto tem sido um ponto muito relevante uma vez que, as falhas das próteses da anca estão associadas a cargas mecânicas excessivas a incidir sobre o implante, má colocação, *design* e seleção incorreta do implante de acordo com as necessidades dos pacientes [4].

Por conseguinte, recorrendo a simulações biomecânicas consegue-se avaliar as tensões exercidas sobre os vários implantes e avaliar assim o seu tempo de vida - fadiga.

## **1.2. Objetivos**

Para a realização deste estudo estabeleceram-se alguns objetivos dos quais destacam-se os seguintes:

- Análise dos diferentes tipos de próteses, técnicas e materiais utilizados na artroplastia total da anca.
- Simulação biomecânica utilizando modelos 3D em CAD do fémur e dos implantes mais utilizados de acordo com a literatura.
- Comparar a resistência a esforços entre dois tipos de próteses não cimentadas – titânio e cobalto-cromo.
- Realizar um estudo de fadiga de uma artroplastia total da anca, com aplicação e análise de tensões e deformações envolvidas através do método de elementos finitos *COMSOL Multiphysics*.

## **1.3. Organização do Relatório**

A organização adotada para esta dissertação visa facilitar o acesso aos diversos temas abordados, apresentando-se por isso dividida em sete capítulos.

No capítulo 1 é apresentada uma contextualização e os principais objetivos deste estudo.

No capítulo 2 é feita uma abordagem anatómica e biomecânica das forças distribuídas ao longo do fémur.

No capítulo 3 é realizada uma identificação dos principais conceitos sobre a biomecânica associados à artroplastia total da anca. São descritos os tipos de próteses da anca mais implementados, os tipos de fixação e as suas vantagens e desvantagens.

No capítulo 4 encontra-se uma revisão bibliográfica, onde é feito um levantamento e apreciação crítica da literatura desenvolvida nesta área.

No capítulo 5 são apresentadas as especificações relativas à simulação biomecânica, o *software* utilizado e a metodologia seguida no desenvolvimento deste estudo, sendo abordados todos os processos e funcionalidades implementadas.

O capítulo 6 engloba todos os resultados obtidos através da simulação biomecânica, focando nos principais objetivos deste trabalho. Adicionalmente, incorpora-se toda a discussão sobre todos os resultados obtidos e ainda a sua comparação com estudos semelhantes.

Por fim, no capítulo 7 apresenta-se a conclusão e possíveis trabalhos a serem desenvolvidos, futuramente, nesta área.

## CAPÍTULO 2 – ARTICULAÇÃO DA ANCA

## 2. Articulação da Anca

A locomoção humana caracteriza-se pela capacidade de um ser humano conseguir movimentar-se de um local para outro e isto deve-se, principalmente, às articulações. Porém, existem muitas pessoas que possuem doenças ou comorbidades que comprometem a sua mobilidade.

Esta mobilidade envolve a maior parte dos músculos do corpo humano e requer a coordenação das funções musculares e do sistema nervoso central. Desta maneira, com os conhecimentos inerentes aos princípios básicos envolvidos durante o ciclo da marcha é possível compreender os mecanismos da marcha patológica a nível biomecânico e clínico.

Todas as articulações que estão envolvidas na locomoção humana e noutro tipo de movimentos constituem o sistema esquelético do corpo humano. E, dentro deste sistema, a anca é uma das maiores e mais importantes articulações do corpo humano [5] uma vez que tem a responsabilidade de transmitir a reação do solo contra o peso corporal [6].

### 2.1. Anatomia e Biomecânica da articulação da anca

A articulação da anca permite-nos executar movimentos, como por exemplo, andar e correr, suporta o nosso peso corporal tanto em posturas estáticas (estar de pé) ou dinâmicas (caminhar ou correr), proporciona ao corpo uma estabilidade durante todos os movimentos executados e, ainda apresenta uma grande amplitude de movimento comparativamente com outras articulações [5].

A estabilidade da articulação da anca é proporcionada pela sua configuração relativamente rígida do tipo *ball-and-socket*<sup>1</sup>, pelos seus ligamentos e pelos grandes e fortes músculos que a atravessam [7].

A nível anatómico, está localizada entre o acetábulo da pélvis e a cabeça do fémur, como demonstra o esquema representado na Figura 1, e estes estão ligados por ligamentos que mantêm a estabilidade da articulação. A superfície da cabeça femoral e o interior do

---

<sup>1</sup> Tipo de articulação onde a superfície arredondada de um osso se encaixa dentro de uma depressão de outro osso.

acetábulo são revestidos por cartilagem hialina que é um tecido de consistência dura e liso, permitindo que as superfícies deslizem umas sobre as outras, de forma suave [5] [7].

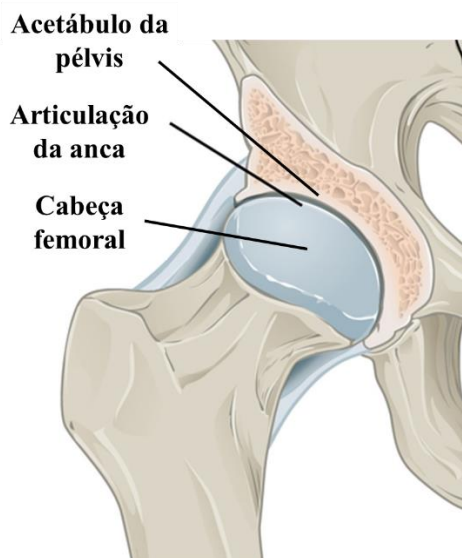


Figura 1 - Localização anatômica da articulação da anca<sup>2</sup>.

As doenças que afetam as células e a massa óssea, como a osteoporose, afetam também a articulação da anca uma vez que esta é uma interface de contacto entre duas superfícies ósseas [8]. Além disso, a articulação da anca sofre, ainda, cargas que são provenientes, principalmente pela atividade muscular. E por vezes, uma atividade muscular desequilibrada resulta em forças de contacto que excedem o próprio peso corporal [4].

Durante atividades normais, como caminhar, a anca humana sofre uma carga cíclica que pode ser entre três a cinco vezes superior ao peso do corpo. Porém, durante uma atividade mais desgastante, como a corrida, a articulação é exposta a forças muito maiores que, podem ser até 12 vezes superiores [5].

Todas as forças que são exercidas sobre a articulação da anca atuam tanto no plano coronal como no plano sagital. Ou seja, no plano sagital existe um aumento da atuação de forças quando a anca está fletida, como a subir ou descer escadas [5].

Uma boa compreensão da biomecânica da articulação da anca é essencial para o diagnóstico, tratamento de diversas condições patológicas e até para o desenvolvimento das artroplastias totais da anca. Quando o peso do corpo é distribuído pelas duas pernas,

---

<sup>2</sup> <https://radiopaedia.org/articles/hip-joint-1?lang=us>

o centro de gravidade encontra-se centrado entre as duas articulações, e a força exercida está igualmente repartida para ambas. Nestas condições de carga, os vetores resultantes são verticais [9]. Porém, em movimentos como a marcha existem alturas em que o peso corporal encontra-se, momentaneamente, aplicado sobre uma das pernas.

## 2.2.A marcha humana

A marcha humana é das principais atividades exercidas pelos seres humanos e cada vez mais é alvo de estudos clínicos e científicos. Um ciclo da marcha normal corresponde desde o primeiro toque do pé no solo até ao próximo toque do mesmo pé e este divide-se em 2 fases – fase de apoio e fase de balanço (oscilação) – que estão representadas no esquema da Figura 2.

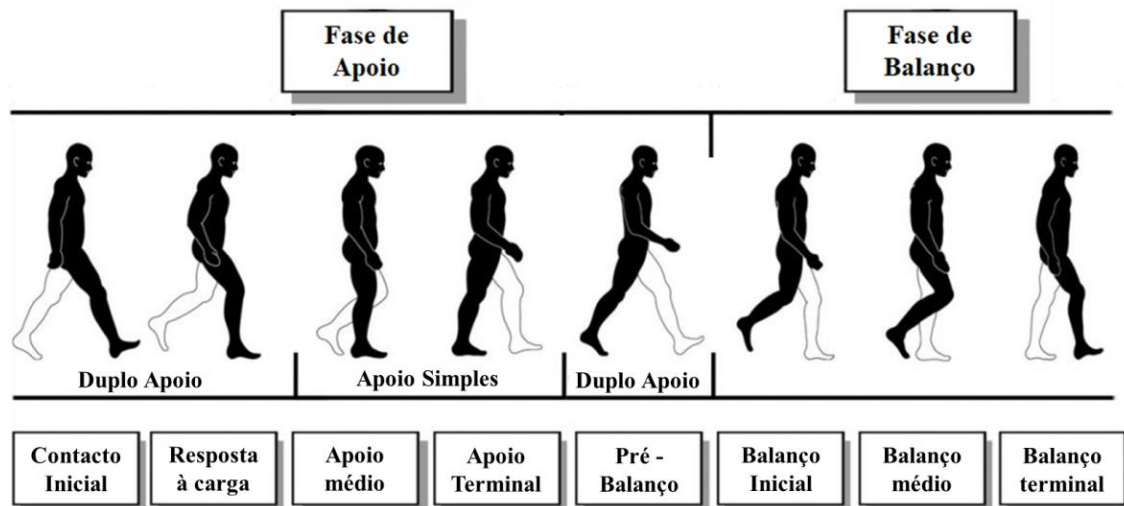


Figura 2 - As duas fases que constituem o ciclo da marcha<sup>3</sup>.

A fase de apoio caracteriza-se pelo contacto inicial do membro inferior com o solo e representa cerca de 60 % de todo o ciclo. Como se pode visualizar na Figura 2, esta fase subdivide-se em 5 subfases:

1 – Contacto inicial: toque inicial do calcanhar com o solo, ocorrendo a extensão completa do joelho e a flexão do quadril;

<sup>3</sup> <https://www.protokinetics.com>

2 – Resposta à carga: apoio completo do pé (maior contacto da região plantar com o solo) e provoca o movimento do corpo da pessoa para a frente. Nesta etapa o joelho começa-se a fletir;

3 – Apoio médio: momento em que o peso corporal fica sobre o pé, obtendo-se a extensão do quadril e do joelho;

4 – Apoio terminal: o corpo continua a movimentar-se para a frente e, conseqüentemente, o calcanhar começa a elevar-se do solo para se preparar para o próximo passo;

5 – Pré-balanço – saída dos dedos: o hálux é a última porção a sair do solo, fletindo-se o quadril e o joelho.

A fase de balanço caracteriza-se pelo período de tempo em que o membro inferior está no ar e corresponde a cerca de 40 % do ciclo. Além disso, esta fase subdivide-se em 3 subfases:

1 – Balanço inicial (aceleração): momento em que o pé deixa o solo e começa-se a movimentar para uma posição abaixo do corpo, fletindo o joelho para permitir que o membro acelere para a frente;

2 – Balanço médio: momento em que a tíbia está na vertical;

3 – Balanço terminal (desaceleração): redução da velocidade do membro inferior para que este se prepare para o toque do calcanhar.

Durante o ciclo de marcha, as forças são dirigidas contra a cabeça femoral a partir de um ângulo polar de 15 a 25 graus e, através de análises biomecânicas é possível avaliar o impacto destas forças. Deste modo, os engenheiros podem avaliar qual a melhor posição dos componentes para maximizar o suporte por parte do implante durante ciclos de movimento [5].

Além disso, a anca tem um movimento de amplitude de 40° durante o ciclo de marcha normal, ocorrendo uma inclinação pélvica lateral e rotação, aproximadamente de 8°, que exigem movimentos de abdução/adução e rotação interna/externa da anca [10].

Deste modo, é importante analisar a forma como as cargas atuam sobre a articulação da anca para otimizar o estudo e desenvolvimento dos implantes articulares, com o intuito de minimizar os riscos de insucessos [10]. Quando é transmitida uma carga na articulação da anca as forças de pressão são transmitidas do centro de gravidade para

a cabeça do fêmur, num ângulo de 165° a 170°, independentemente da posição da pélvis [11].

### 2.2.1. Distribuição das forças no fêmur

O fêmur é o osso mais longo e que suporta mais carga do corpo humano [12] e o seu tamanho varia de pessoa para pessoa e, de acordo com a literatura [13][14], a altura de uma pessoa encontra-se relacionada com o tamanho do fêmur. Esta correlação varia entre o sexo feminino e o masculino e são descritas pelas seguintes equações respetivamente [15]:

$$Alt_H = 2,610 \times femur + 44,201 \quad (1)$$

$$Alt_M = 2,019 \times femur + 67,579 \quad (2)$$

Durante a marcha e a corrida, momentaneamente, todo o peso corporal fica distribuído sobre uma das pernas, atuando várias forças sobre a mesma perna como se pode verificar pela Figura 3 [11]. Uma força define-se como a interação, impulso ou tração, entre dois objetos, o que faz com que um objeto acelere positiva ou negativamente [10].

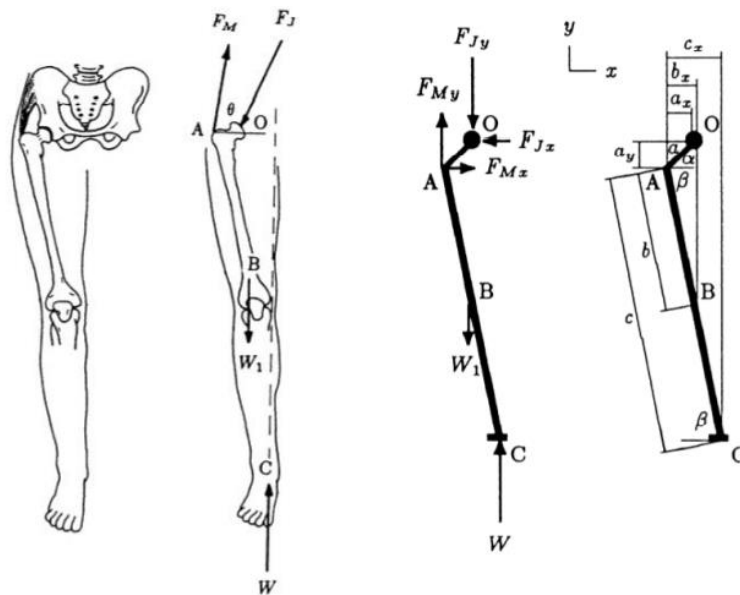


Figura 3 - Forças aplicadas na perna direita durante a marcha [11].

Através da Figura 3, pode-se retirar que  $F_M$  corresponde à magnitude da força resultante exercida pelos músculos abdutores da anca,  $F_J$  é a magnitude da força de reação da articulação aplicada pela pélvis sobre o fêmur,  $W_1$  é o peso da perna,  $W$  é o peso total

do corpo aplicado como a força normal provocada pelo chão na perna. Além disso,  $\theta$  é o ângulo entre a linha de ação da força muscular resultante e a horizontal [11].

A componente  $F_M$  pode ser dividida em duas componentes – eixo do  $x$  e do  $y$  - se considerarmos uma análise em duas dimensões [11]:

$$F_{M_x} = F_M \cos \theta \quad (3)$$

$$F_{M_y} = F_M \sin \theta \quad (4)$$

Além disso, com base na Figura 3, verifica-se que a articulação é representada pelo ponto  $O$ ,  $a_x$  é o braço do momento que corresponde à componente  $F_{M_x}$  da força muscular,  $(b_x - a_x)$  é o braço do momento da força  $W_1$  e  $(c_x - a_x)$  representa o braço do momento da força  $W$  [11]. Deste modo, pode deduzir-se que:

$$a_x = a \cos \alpha \quad (5)$$

$$a_y = a \sin \alpha \quad (6)$$

$$b_x = b \cos \beta \quad (7)$$

$$c_x = c \cos \beta \quad (8)$$

Através da definição de todos os componentes de todas as forças envolvidas no ponto  $O$  é possível determinar a força resultante aplicada no ponto  $A$ , assumindo que todos os momentos na direção contrária aos ponteiros do relógio são positivos [11]:

$$\sum M_O = 0 : a_x F_{M_y} - a_y F_{M_x} - (c_x - a_x)W + (b_x - a_x)W_1 = 0 \quad (9)$$

Esta equação pode ser simplificada com a incorporação das equações 3 a 8 e obtém-se o seguinte [11]:

$$(a \cos \alpha)(F_M \sin \theta) - (a \sin \alpha)(F_M \cos \theta) - (c \cos \beta - a \cos \alpha)W + (b \cos \beta - a \cos \alpha)W_1 = 0 \quad (10)$$

Assim sendo, desta equação resulta a força muscular [11]:

$$F_M = \frac{(cW - bW_1) \cos \beta - a(W - W_1) \cos \alpha}{a(\cos \alpha \sin \theta - \sin \alpha \cos \theta)} \quad (11)$$

Para determinar os componentes da reação articular podemos utilizar as condições de equilíbrio horizontal e vertical da perna [11]:

$$\sum F_x = 0 : F_{J_x} = F_{M_x} = F_M \cos \theta \quad ((12)$$

$$\sum F_y = 0 : F_{Jy} = F_{My} + W - W_1 = F_M \sin \theta + W - W_1 \quad (13)$$

Com isto, é possível obter a força resultante da articulação através da seguinte equação [11]:

$$F_J = \sqrt{F_{Jx}^2 + F_{Jy}^2} \quad (14)$$

Do mesmo modo, considerando uma vertente em 3 dimensões, as forças que atuam na cabeça femoral podem ser observadas na Figura 4 e estas são representadas por três componentes num sistema de eixos cartesianos  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Note-se que esta força atua na cabeça femoral através do contacto que esta tem com a pélvis, e da mesma forma que absorve a força também a transmite para o osso. A força  $F$ , ilustrada na Figura 4, causa um momento  $M$  em torno do ponto de intersecção NS (intersecção dos eixos do pescoço e da haste da prótese).

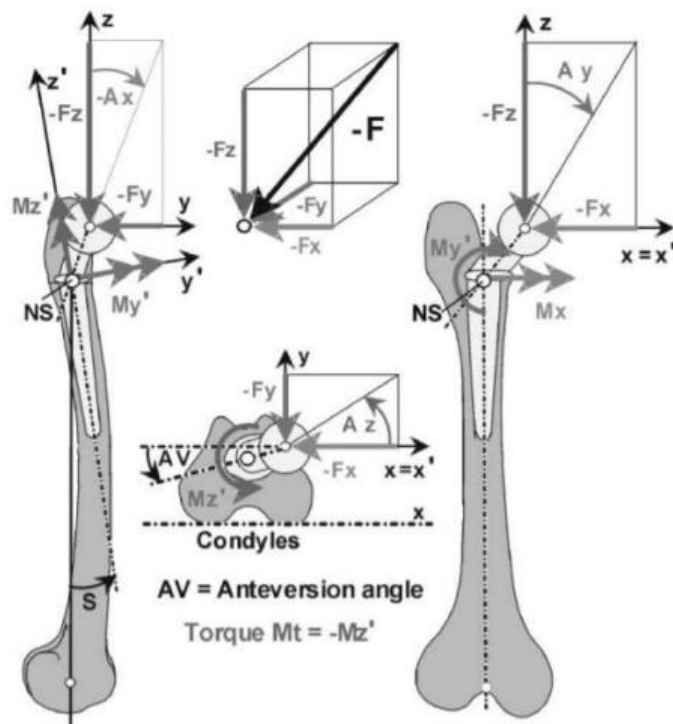


Figura 4 - Componentes da força aplicada na cabeça femoral [10].

Através do esquema da Figura 4 visualiza-se que o eixo dos  $x$  se aproxima do eixo do joelho, o eixo do  $y$  representa a direção da marcha para a frente e o eixo do  $z$  a zona cefaleia. Os componentes da força  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são registados com valores negativos (direções contra  $x$ ,  $y$  e  $z$ ) e todos apontam para o centro da cabeça femoral.  $F$  representa

a força resultante,  $A_y$  e  $A_z$  indicam a direção da carga no plano frontal e transversal. Além disso, o momento de rotação ( $Mt$ ) atua, posteriormente, em torno do eixo da haste do implante.

A realização de certas atividades tais como andar, correr, sentar, levantar de uma cadeira ou tropeçar podem alterar as forças que atuam na anca. Forças elevadas podem ser observadas durante a marcha rápida ou corrida lenta, mas o tropeçar é a situação mais perigosa relativamente à estabilidade do implante [16].



## CAPÍTULO 3 – ARTOPLASTIA TOTAL DA ANCA

### 3. Artroplastia Total da Anca

Ao longo dos anos, com o intuito de ajudar as pessoas com problemas na anca houve uma grande evolução das técnicas de substituição da mesma que, dependendo da restrição da forma e do *design*, podem ser divididas em artroplastia da anca, haste femoral e artroplastia total da anca. Neste trabalho, focou-se principalmente no estudo da artroplastia total da anca.

A ATA corresponde a uma das cirurgias mais bem-sucedidas realizadas em ortopedia [17][18]. Esta técnica é muito útil para as pessoas que sofrem de OA pois há uma restauração funcional com alívio de dor o que leva a uma melhoria da qualidade de vida [17][19][18].

Em 1938, Philip Wiles realizou a primeira ATA e utilizou um implante de aço inoxidável, para a substituição dos componentes da anca. Mais tarde em 1950, Mckee fez experiências com próteses de cobalto-cromo (CoCr) fixada com parafusos [5].

Mais tarde, em 1958 John Charnley utilizou o meta-metil-metacrilato, o “cimento” ósseo e em 1960 McKee juntamente com Farrar apresentaram uma prótese total cimentada com superfície articular metal-metal utilizando a haste femoral de Thompson.

Paralelamente ao trabalho de McKee, John Charnley introduziu na prática médica uma articulação composta por um polietileno de alto peso molecular articulando-se com uma cabeça metálica de 22,5 mm de diâmetro, consagrando o uso do cimento ortopédico acrílico como elemento de fixação dos componentes protésicos ao osso.

Na década de 60, John Charnley com foco na fricção e lubrificação articulares realizou vários experimentos que fracassaram, mas mais tarde descobriu o polietileno e implementou uma superfície articular metal-polietileno que obteve muito sucesso [20][21].

Nas décadas seguintes a observação clínica evidenciou as limitações da fixação com cimento acrílico e o fenômeno da osteólise. Deste modo, surgiu a primeira haste com revestimento poroso implementada por Robert Judet que, apresentou algumas complicações, como a dor na coxa, redução da densidade óssea (*stress shielding*) e fraturas. Simultaneamente, houve evolução nas técnicas de cimentação através do aperfeiçoamento no desenho dos componentes, trazendo melhorias substanciais nos resultados [22][23].

Atualmente, existe uma grande tendência para a escolha de implantes não cimentados com cabeças de 32 ou 36 mm e a utilização das superfícies articulares de acordo com a expectativa de vida do indivíduo. Desta forma, os pares de cerâmicas, cerâmica-polietileno reticulado (*cross-linked*) e metal- polietileno reticulado são os mais usados [23].

A técnica ATA, representado na Figura 5, é caracterizada pela substituição da anca defeituosa por um componente acetabular artificial e uma cabeça e haste femoral. Desta maneira, a cabeça femoral é incorporada no fêmur através da sua haste e o componente acetabular é acoplado à pélvis.

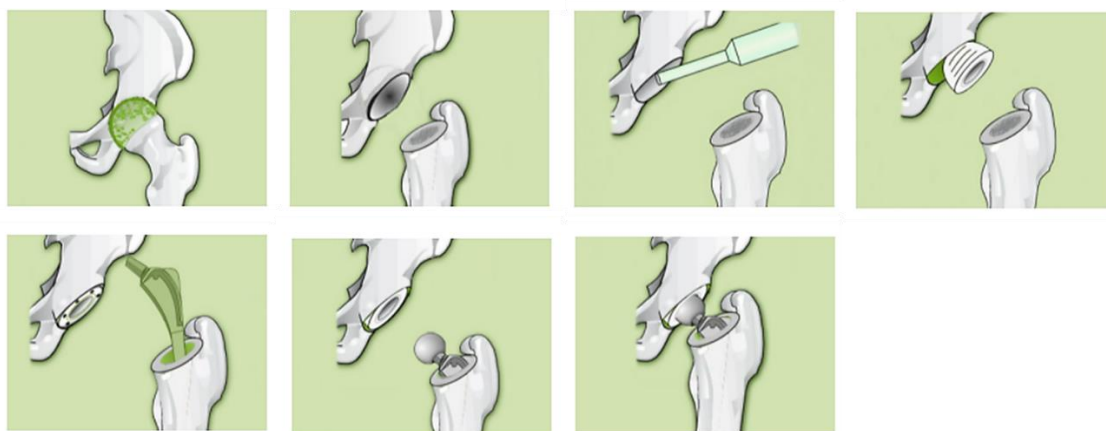


Figura 5 - Procedimento cirúrgico da Artroplastia total da anca<sup>4</sup>.

Todos os anos a nível mundial, cerca de um milhão de pacientes são submetidos a este tipo de cirurgia [10] e estima-se que em Portugal sejam feitas cerca mais de 10 mil artroplastias da anca anualmente [22]. Adicionalmente, esta técnica é mais requisitada para pacientes diagnosticados com osteoartrite primária ou secundária, osteonecrose da cabeça femoral, doença inflamatória da anca ou fratura do colo do fêmur.

Ao longos dos anos, têm-se vindo a desenvolver novas abordagens cirúrgicas que são menos invasivas, diminuem o tempo de internamento e permitem uma recuperação funcional mais rápida [24]. Atualmente, segundo Araújo *et al.*, em Portugal, as 2 abordagens mais utilizadas consistem na via posterior e ântero-lateral [24].

A via ântero-lateral apresenta menor taxa de luxação, sendo melhor para a preservação anatómica dos músculos da anca, porém conduz à diminuição da força

---

<sup>4</sup><https://www.heraeus.com>

muscular na abdução. Na via posterior a principal vantagem é a melhor exposição anatômica da articulação coxofemoral, sendo que esta via apresenta maiores taxas de luxação.

Para além da abordagem escolhida pelo cirurgião é necessário proceder à escolha dos materiais e, para tal, tem de se basear em materiais que possuam um baixo coeficiente de atrito, capacidade de suportar o desgaste e a carga que é aplicada no implante.

### **3.1. Biomateriais**

O desenvolvimento de materiais para a articulação da anca tem sido um dos problemas mais desafiantes no mundo das próteses. Isto deve-se ao facto de serem precisos materiais que não se degradem com o tempo, que mantenham o implante fixo ao meio e, ainda, que sejam capazes de suportar cargas e permitir movimentos tanto estáticos como cíclicos que sejam feitos pelo paciente [25].

Para uma prótese da anca são necessários 3 componentes – haste femoral, cabeça femoral e a cúpula acetabular - que têm como objetivo substituir a articulação da anca que está danificada para devolver-lhe a mobilidade.

Neste tipo de procedimento os materiais utilizados correspondem a biomateriais que têm a função de substituir órgãos ou tecidos. Estes materiais diferenciam-se de todos os outros devido à combinação de propriedades mecânicas, elétricas, físicas e térmicas que torna exequível a sua aplicação no corpo humano.

Além disso, o seu desempenho depende, principalmente, de três fatores: biofuncionalidade, biocompatibilidade e degradação [10]. A biofuncionalidade está relacionada com a capacidade do biomaterial de desempenhar a função pretendida, durante o período desejado [10]. A biocompatibilidade caracteriza-se pela compatibilidade dos materiais com os tecidos vivos sem causar disfunções no organismo, com o decorrer do tempo. Em relação à degradação do biomaterial, quanto maior esta for vai permitir a remodelação óssea no sítio do implante.

Assim sendo, dependendo do seu comportamento e das suas propriedades mecânicas, químicas e eletroquímicas, os biomateriais podem dividir-se em metais e ligas metálicas, materiais cerâmicos, polímeros e compósitos. É de salientar que, ao longo dos anos, todos estes têm sido implementados na ATA.

- **Metais e ligas metálicas**

Dentro deste conjunto de materiais, os mais utilizados para a ATA são o aço inoxidável, as ligas metálicas de CoCr e as ligas metálicas de titânio [26][27].

É de salientar que estes materiais possuem características de flexibilidade, dureza, resistência à fratura, à fadiga e à corrosão, devido às suas propriedades mecânicas, permitindo que seja possível suportar as forças exercidas na haste femoral [10][26]. Contudo, podem ter um potencial de toxicidade uma vez que com o desgaste pode ocorrer liberação de íons metálicos que podem causar reações inflamatórias. Além disto, possuem uma rigidez superior à do osso, o que os torna responsáveis pelo efeito de *stress-shielding*. Este efeito é responsável pela redução do tecido ósseo, impedindo a osteointegração desejada entre o osso e o implante.

- **Materiais cerâmicos**

Este tipo de materiais é conhecido por serem bons isolantes tanto térmicos como elétricos, resistentes ao desgaste, não são reativos, porém apresentam fragilidade, partindo-se facilmente. Um bom material que é usado no revestimento de implantes é a hidroxiapatita uma vez que promove a formação de tecido ósseo [27].

- **Polímeros**

Segundo Charnely, os polímeros foram a primeira escolha para implantes da anca com baixa fricção [27]. A nível de polímeros existem os naturais – proteínas, polinucleótidos e polissacarídeos – e os sintéticos – polietilenos. Em relação aos polietilenos, o polimetilmetacrilato (PMMA) baseia-se na fixação de próteses de substituição articular e preenchimento de perdas de substância óssea [28]. Além disso apresentam excelentes propriedades mecânicas e elevada resistência ao desgaste.

- **Compósitos**

Os compósitos têm como principal objetivo melhorar as propriedades mecânicas, como a rigidez e a resistência. Dentro destes materiais, pode-se destacar a liga de titânio-alumínio-vanádio. Permitem obter estruturas de elevada resistência com grande variedade de módulo de elasticidade, sendo uma vantagem do ponto de vista de um implante ortopédico [22].

É de salientar que todos estes biomateriais mencionados, anteriormente, destacam-se pelas suas propriedades, mas na escolha do biomaterial mais adequado, neste caso, para a ATA tem de se ter em conta que vantagens e desvantagens possuem. Deste

modo, elaborou-se a Tabela 1 que apresenta de forma resumida as principais desvantagens e vantagens de cada um dos biomateriais.

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens relativas aos 4 grupos de biomateriais.

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Metálicos</b>	Elevada resistência mecânica; Resistência ao desgaste; Fácil de fabricar; Baixo Custo.	Baixa biocompatibilidade; Pode conduzir à corrosão; Perda de propriedades mecânicas.
<b>Cerâmicos</b>	Elevada biocompatibilidade; Elevada dureza; Resistência à corrosão; Elevada resistência à compressão.	Baixa elasticidade; Alta densidade; Quebra facilmente; Baixa condutividade elétrica e térmica; Reduzida reatividade química.
<b>Compósitos</b>	Elevada resistência à corrosão; Resistência a ações mecânicas; Maior durabilidade; Propriedades podem ser modificadas.	Difíceis de fabricar; Incompatibilidade com materiais de fabricação.
<b>Polímeros</b>	Fácil fabricação; Baixa densidade; Boa biocompatibilidade; Não são corrosíveis; Baixo custo.	Baixa resistência mecânica; Difícil esterilização; Baixa condutividade térmica e elétrica.

As quatro principais combinações utilizadas na ATA são metal sobre polietileno, metal sobre metal, cerâmica sobre cerâmica e cerâmica sobre polietileno [27] e podem ser utilizados em métodos de fixação cimentados ou não cimentados [29].

### 3.2. ATA Cimentada

A ATA cimentada utiliza um elemento de ligação entre o osso e a prótese e, por norma recorre-se ao polimetilmetacrilato (PMMA) que é considerado o cimento ósseo que tem a função de fixação da prótese, como ilustra a Figura 6 [28]. Quando este tipo de material é inserido na superfície da prótese origina o desenvolvimento do tecido ósseo que rapidamente se agarra à prótese, promovendo uma estabilidade mecânica [30].



Figura 6 - Artroplastia Total da Anca Cimentada<sup>5</sup>.

Além disso, este tem a vantagem de necessitar de um tempo de reabilitação menor após a cirurgia, o que faz com que seja mais recorrente para pacientes idosos [31].

Este tipo de procedimento é muito importante uma vez que a incorporação de um cimento ósseo permite que a distribuição das cargas seja uniforme sobre todo o conjunto osso-cimento [32]. Estes cimentos podem ter uma espessura variável entre os 2 e 6 mm, sendo de evitar espessuras superiores a 7 mm porque tornam a pressurização mais difícil, podendo também levar à necrose óssea como resultado de um aumento do calor durante a polimerização do cimento [8].

Segundo a literatura [29], a fixação cimentada pode apresentar uma melhor pontuação de dor, a nível clínico, num curto prazo de tempo. Porém, a nível de sobrevivência não existe uma diferença muito significativa entre os implantes cimentados e não cimentados [29].

### 3.3. ATA não cimentada

A ATA não cimentada ou fixação *press-fit* consiste num encaixe sob pressão, caracterizada pelo ajuste da superfície da prótese contra a superfície óssea, para o qual é

---

<sup>5</sup><https://www.heraeus.com>

preciso força física para o ajuste. É importante que seja utilizado um material específico para inserir a haste femoral pois esta necessita de ser colocada com grande precisão [30]. Nesta técnica, as tensões elevadas são exercidas perpendicularmente à superfície do implante [33].

Além disso, é mais utilizada em pacientes mais jovens e ativos, pois este tipo de prótese permite a execução de mais movimentos. Contudo, para que este procedimento seja bem conseguido é necessário alcançar a osteointegração entre o implante e o osso. Ou seja, como não existe nenhum cimento a ligar o osso e o implante, estes estão dependentes da fixação biológica [32], como ilustra a Figura 7.



Figura 7 - Artroplastia Total da Anca Não Cimentada<sup>6</sup>.

É de salientar que todos os micromovimentos entre a prótese e o osso estimulam o tecido ósseo, provocando assim a formação de tecido duro. Porém, se forem movimentos de afastamento e aproximação entre as estruturas dá-se a formação de tecido fibroso, que vai impedir a formação de tecido duro, impedindo a fixação da prótese ao osso [30].

O desenvolvimento de implantes não cimentados que permitem o crescimento paralelo de osso na ou sobre a prótese levaram a uma melhor taxa de sobrevivência dos mesmos [17].

### **3.3.1. ATA cimentada vs ATA não cimentada**

Na literatura, existem vários estudos que indicam que as próteses cimentadas apresentam mais vantagens comparativamente às não cimentadas, sendo que as diferenças são pouco significativas.

---

<sup>6</sup><https://www.heraeus.com>

Mao *et al.*, compararam os resultados a longo prazo de 268 pacientes asiáticos com fraturas do colo do fêmur que se submeteram a uma ATA cimentada (132 pacientes com média de 67,43 anos) e não cimentada (136 pacientes com média de 67,65 anos) [34]. O período de acompanhamento ocorreu 1, 3, 6 e 12 meses após a operação e, a partir daí, foi anualmente até atingir os 5 anos. Deste modo, registou-se o *Harris Hip Score* (HHS) a partir dos 37 meses de pós-operatório até o último acompanhamento e, verificou-se que as próteses cimentadas apresentaram uma vantagem significativa em relação à prótese não cimentada. Outra análise desenvolvida foi o registo de complicações ortopédicas, em que se registou 72 em 132 pacientes tratados com próteses cimentadas e 111 em 136 pacientes tratados com próteses não cimentadas. Assim sendo, concluíram que as cimentadas eram superiores às não cimentadas, melhorando o HHS e diminuindo a incidência de complicações ortopédicas.

Outro estudo, Yang *et al.* compararam resultados clínicos e radiológicos de médio prazo da ATA não cimentada e cimentada em pacientes idosos com osteoporose [35]. Deste modo, 496 pacientes - 366 tratados com próteses cimentadas e 130 com não cimentadas - tinham entre 60 e 80 anos e foram avaliados clinicamente através de radiografias 1, 3, 6, 9 e 12 meses de pós-operatório e anualmente a partir daí. Nesta avaliação foram registadas complicações como afrouxamento, fratura, infeção, formação anormal óssea em tecidos moles (ossificação heterotópica), lesão do nervo cutâneo femoral lateral e ainda houve registo da função do quadril pelo HHS. Assim sendo, verificou-se que, entre os 3 meses após a cirurgia até ao final do acompanhamento, o HHS foi significativamente maior no grupo cimentado. O grupo cimentado e não cimentado, apresentaram taxas referentes a perda de contato entre a prótese e o osso de 16,8 % e 26,4 %, respetivamente. Deste modo, comparados os dois grupos, inferiram que as próteses cimentadas apresentaram um melhor resultado em pacientes idosos com osteoporose [35].

Thiagarajan realizou um estudo com o principal objetivo de avaliar o resultado funcional entre ATA cimentadas e não cimentadas. Para tal, recorreu a 140 pacientes dividindo-os em 2 grupos - cimentado e não cimentado – e cada um tinha 70 pacientes com idades compreendidas entre os 50 e os 80 anos. Tanto no grupo cimentado como no não cimentado, a maioria dos casos foram, respetivamente, de osteonecrose (34% e 51%) seguida de fratura do pescoço do fêmur (14% e 30%) e fratura da anca (8% e 20%). Através destes resultados, verificou que os implantes cimentados apresentaram melhor funcionalidade do que os não cimentados na ATA[36].

É importante referir que tanto as ATA cimentadas como não cimentadas apresentam as suas vantagens e desvantagens, como as que estão apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Vantagens e desvantagens das ATA cimentadas e não cimentadas.

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>ATA cimentada</b>	<p>O cimento ósseo permite fixar componentes protéticos num osso poroso devido à osteoporose.</p> <p>Adição de antibiótico ao cimento ósseo, ajudando a diminuir o risco de infeção pós-cirúrgica.</p> <p>O cimento ósseo seca em 10 minutos após a aplicação, garantido que a prótese está firmemente colocada.</p>	<p>O cimento pode-se degradar com o tempo.</p> <p>A quebra do cimento pode fazer com que a articulação se solte, levando à necessidade de outra cirurgia.</p> <p>Os resíduos de cimento podem irritar o tecido e causar inflamação.</p> <p>Embora raro, o cimento pode entrar na corrente sanguínea e acabar nos pulmões, sendo fatal.</p>
<b>ATA não cimentada</b>	<p>Melhor ligação a longo prazo entre as próteses e os ossos.</p> <p>Os componentes sem cimento eliminam a preocupação com a possível quebra do cimento.</p>	<p>Preferencial para ossos saudáveis, excluindo pacientes com baixa densidade óssea.</p> <p>O material ósseo pode demorar 3 meses a transformar-se num componente da articulação.</p>

Além das vantagens e desvantagens mencionadas na Tabela 2, é importante ter em conta os seguintes aspetos de diferenciação entre as duas:

Sobrevivência: Em [32], na literatura, o relatório de 2014 do *National Joint Registry of England and Wales* e o *Swedish Hip Arthroplasty Register* demonstram que

as próteses cimentadas apresentam uma taxa de sobrevivência de 94 % enquanto que as não cimentadas têm uma taxa inferior de 85 %.

Posicionamento ideal: Uma haste cimentada pode ser considerada customizada uma vez que, o cimento permite que os componentes sejam posicionados de maneira ideal consoante a anatomia do paciente e o comprimento da sua perna [32].

Resultados clínicos de curto prazo: Vários estudos demonstraram um melhor alívio da dor num curto prazo em ATA cimentada [29].

Fratura periprotética: Thien *et al.* estudaram a incidência de fratura periprotética ao redor do componente femoral em ancas cimentadas e não cimentadas nos 2 anos após o implante. Eles encontraram uma taxa de 0,07% para hastes cimentadas e 0,47% para hastes não cimentadas [37].

Custos: As próteses não cimentadas geralmente são mais caras do que as opções cimentadas [32].

Todos estes aspetos são distintivos entre os dois tipos de próteses, mas para seleccionar uma prótese a ser utilizada em determinado paciente é necessário ter em conta alguns fatores determinantes que irão ser descritos no próximo subcapítulo.

### **3.4. Fatores de seleção da prótese**

Antes da intervenção cirúrgica o médico tem de avaliar alguns aspetos biomecânicos da anca para escolher qual o tipo de prótese mais adequado a utilizar [10]. Note-se que segundo a norma 014/2013, emitida pela Direção-Geral da Saúde, para seleccionar uma prótese para a ATA é preciso ter em conta os seguintes fatores [38]:

- A qualidade óssea, o nível de atividade física, o estado geral, a expectativa de vida e a idade do doente.
- Existem várias combinações que devem ser seleccionadas de acordo com as especificidades de cada doente.
- Nos doentes com hipersensibilidade aos metais e insuficiência renal é desaconselhada a utilização da interface metal/metal pelo risco de toxicidade dos iões metálicos no sangue.
- Em relação ao tamanho da cabeça femoral deve-se ter em atenção a mobilidade, estabilidade e propensão para o desgaste. De um modo geral, o aumento do

tamanho da cabeça está relacionado com maior mobilidade e estabilidade, mas também maior desgaste.

### **3.5. Complicações e insucessos da ATA**

A ATA, como todas as operações cirúrgicas, acarreta algumas complicações, sendo as mais usuais as fraturas, as lesões neurovasculares, infecção, luxação, osteólise e, conseqüentemente, desgaste da prótese [33]. E, os principais fatores destes insucessos são o desgaste dos componentes, o efeito *stress shielding*, a má fixação do implante e a infecção do paciente [33][39].

O desgaste dos componentes que constituem o implante, o metal ou o cimento de ligação, podem provocar fenômenos de osteólise, ou seja, reabsorção do osso em torno do implante, provocando o insucesso da prótese [33].

O efeito de *stress shielding* refere-se à diminuição da densidade óssea como resultado da tensão do osso causada por um implante, ou seja, o osso sofre alterações em resposta às cargas sob as quais é colocado [40]. Logo, se a carga no osso diminuir, o osso ficará menos denso porque não recebe estímulos para que ocorra remodelação contínua para manter a massa óssea [33].

Além disso, no caso de um paciente possuir obesidade ou diabetes têm mais propensão a desenvolverem uma infecção.

Assim sendo, quando estes tipos de insucessos ocorrem significa que é preciso realizar uma nova intervenção cirúrgica para substituir os implantes.

## CAPÍTULO 4 – ESTADO DA ARTE

## 4. Estado da Arte

Ao longo dos tempos, tem-se observado um crescimento exponencial de estudos na área das próteses, tanto a nível dos materiais utilizados como das técnicas de fixação dos implantes. Com esta evolução, o objetivo de obter a prótese ideal, para cada paciente, com um tempo de vida mais prologando encontra-se mais perto de ser alcançado devido às constantes investigações para avaliar quais são as principais causas de falha das próteses. Deste modo, a aplicação de modelos matemáticos computacionais, como o método dos elementos finitos (MEF), tem sido recorrentemente utilizado uma vez que facilita a execução de simulações dos sistemas musculares e auxilia na previsão de possíveis falhas dos materiais utilizados [33].

Assim sendo, atualmente na literatura, no âmbito da ATA subdividiu-se os vários estudos associados à mesma em três grupos: 1) *in vivo*, *in vitro* ou simulação, 2) materiais utilizados nas próteses e 3) fadiga ou carga pontual dos implantes.

### 4.1. *In vivo*, *in vitro* ou simulação

Recorrendo a estudos *in vitro* consegue-se obter informações sobre as propriedades dos materiais dos implantes da anca. Além disso, estes estudos fornecem informação importante sobre as propriedades geométricas dos implantes assim como sobre o comportamento biomecânico dos compósitos ósseos dos implantes [41]. Por outro lado, através da utilização de transdutores em estudos *in vivo* é possível estudar as forças que são aplicadas na articulação da anca [41].

Janssen *et al.* tiveram como objetivo determinar o comportamento micromecânico da interface cimento-osso sob condições de tensão-compressão, através do MEF. Para isto, recorreram a 10 espécies de interface cimento-osso preparadas a partir de ATAs cimentadas *in vitro*, que foram submetidas a 10 ciclos de tensão e compressão com uma amplitude de deslocamento de 10  $\mu\text{m}$ . Através destas simulações verificaram que a interface apresentou maior rigidez na compressão do que na tração e a maior parte do deslocamento localizou-se na interface cimento-osso. Porém, a análise de tensão sugeriu que o cimento tinha mais risco de falha por fadiga do que o osso, concordando com a observação experimental de que mais fendas foram formadas no cimento do que no osso [42].

No estudo realizado por Peng *et al.*, analisaram-se próteses cimentadas e não cimentadas com haste curta ou longa, para inferir qual a melhor opção. Para tal, 10 fêmures foram digitalizados através da Tomografia Computorizada (TC) em formato DICOM e depois exportados para o *software* de modelação *Mimics* para reconstruir modelos 3D. Posteriormente, estes modelos foram importados para o *software Geomagic Studio* para simular uma osteotomia e, de seguida exportados para o *software* CAD para alcançar um nível de aperfeiçoamento mais elevado e refinado. Deste modo, simularam 4 tipo de próteses femorais - (1) haste femoral longa cimentada, (2) haste femoral longa e porosa não cimentada, (3) haste femoral curta cimentada e (4) haste femoral curta e porosa não cimentada – que foram comparadas entre elas através do MEF. Através das simulações verificou-se que as tensões de contacto exercidas sobre a cabeça femoral estavam todas concentradas, de forma homogénea, em torno da haste da prótese. Para estes modelos foram obtidos valores relacionados com os picos de pressão e com o valor médio de tensão que estão representados na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores dos resultados obtidos do estudo de Peng *et al.*

<b>Resultados</b>	<b>Modelo 1</b>	<b>Modelo 2</b>	<b>Modelo 3</b>	<b>Modelo 4</b>
<b>Picos de pressão</b>	46,7682 MPa	57,5332 MPa	57,2927 MPa	48,8891 MPa
<b>Tensão média</b>	10,6316 MPa	9,5798 MPa	17,4404 MPa	9,5140 MPa

Concluíram que as próteses cimentadas de haste curta são as que apresentam os maiores valores de stress, enquanto as próteses porosas não cimentadas de haste curta e próteses cimentadas de haste longa são melhores do que próteses não cimentadas porosas de haste longa, sendo uma alternativa para a substituição da cabeça femoral [43].

## **4.2. Materiais**

No estudo de Kim *et al.*, compararam os resultados a longo prazo da sobrevivência do implante de ATA de cerâmica sobre cerâmica (C-O-C THA) e ATA de polietileno altamente cruzado (C-O-HXLPE THA)) nos mesmos pacientes, através de varredura radiográfica e de tomografia computadorizada. Para isto, 133 pacientes (266 ancas) com menos de 55 anos foram inscritos e cada um deles recebeu COC THA no lado esquerdo

da anca e CO-HXLPE THA no lado direito da anca. É de salientar, que para avaliar os resultados da cirurgia da anca assim como as deficiências recorreram ao método HHS. O seguimento médio foi de 17,1 anos e no último acompanhamento, verificaram que as pontuações da HHS, nível de dor e nível de satisfação do paciente não variaram muito entre os dois grupos como se verifica pela Tabela 4 [44].

Tabela 4 - Resultados obtidos pelo estudo de Kim *et al.*

<b>Resultados</b>	<b>C-O-C THA</b>	<b>C-O-HXLPE THA</b>
<b>HHS</b>	94 pontos	93 pontos
<b>Nível de dor</b>	43 pontos	42 pontos
<b>Nível de satisfação</b>	7,8 pontos	7,6 pontos

D'Antonio & Sutton analisaram articulações de cerâmica compostas por alumina que são uma boa opção para pacientes mais jovens e ativos devido ao desgaste superior do material, à lubrificação melhorada e ao reduzido volume de partículas menos reativas. Porém, estes apresentam desvantagens como o risco de fratura e a possibilidade de o material ranger. Por outro lado, alumina cerâmica sobre polietileno oferece um menor desgaste do que articulações metal-sobre-polietileno. Recentemente, a introdução da matriz de alumina (BioloX delta) ofereceu uma maior resistência à rutura, maior resistência à fratura e mais opções no momento da cirurgia para substituição da cabeça. Além disto, as cabeças femorais constituídas por óxido de zircônio (Oxínio) têm demonstrado dureza e resistência a riscos [45].

Os materiais mais utilizados para implantes da articulação da anca são as ligas de cobalto-cromo, ligas de titânio e aço inoxidável [20]. Além disso, existem várias opções de formatos e materiais usados para designs da haste e dos acetábulos. Deste modo, Chethan *et al.* elaboraram desenhos circulares, ovais, elípticos e trapezoidais com três seções transversais individuais (perfil 1, perfil 2 e perfil 3), como demonstra a Figura 8 [20].

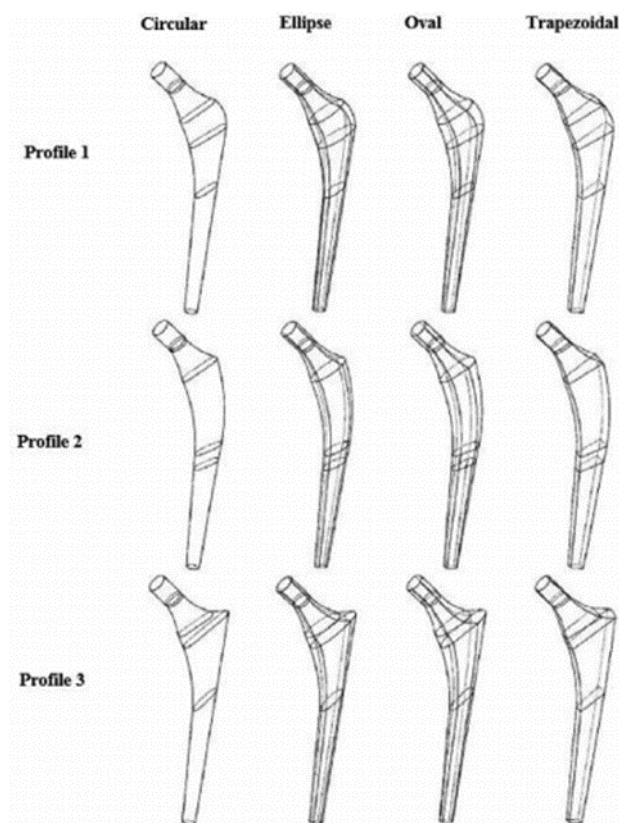


Figura 8 - Três tipos de perfis de haste utilizados no estudo de Chethan *et al.* [20].

Todos os modelos foram modelados através do *software CATIA V-6* e a análise estrutural estática foi realizada utilizando o *ANSYS R-19* para alcançar a melhor combinação de materiais para a haste e para o copo acetabular [20]. Verificaram que o perfil 2 apresentava a menor deformação e tensão de *von Mises* quando comparado com os outros dois perfis, sendo de forma geral, o perfil 2 com haste trapezoidal apresentou os melhores resultados em termos de propriedades mecânicas. É de salientar que o CoCr foi considerado a escolha preferencial de material para o projeto da haste [20].

Atualmente, os implantes femorais mais utilizados na ATA são feitos de materiais totalmente sólidos, com rigidez consideravelmente maior do que a do osso e isto pode causar reabsorção óssea, o que pode causar fraturas periprotéticas durante ou após a cirurgia de revisão. Assim sendo, Arabnejad *et al.* elaboraram uma abordagem sistemática para o projeto de um implante da anca totalmente poroso impresso em 3D que abrange todo o espectro de atividades de desenvolvimento de implantes. Mostraram que um implante totalmente poroso com uma microestrutura otimizada pode reduzir a quantidade de perda óssea em cerca de 75 % em comparação com um implante totalmente liso [39].

### 4.3. Fadiga ou carga pontual

Durante as diferentes atividades exercidas pelo ser humano há forças que são aplicadas ao implante e geram tensões dinâmicas que variam no tempo e acabam por falhar devido à fadiga do material do implante. Senalp *et al.*, recorreram ao MEF para avaliar o comportamento de quatro formas de hastes variadas – 1) haste reta, 2) haste Charnely, 3) haste com ranhuras e 4) haste curvada - para próteses da anca. O comportamento estático, dinâmico e de fadiga dessas de haste projetadas foram analisados usando o código de análise de elementos finitos ANSYS. É de salientar que as análises estáticas foram realizadas sob carga corporal e as análises dinâmicas foram realizadas sob carga de caminhada. O desempenho dos formatos da haste foram investigados para materiais metálicos de Ti-6Al-4V e cobalto-cromo e comparado com o formato da haste comumente usado desenvolvido por Charnley [46]. Todos os resultados mostraram que as 4 formas são seguras contra falhas de fadiga, porém a haste 3 com Ti-6Al-4V apresentou a melhor resistência à fadiga sob carga estática e dinâmica [46].

O *stress* nas hastes femorais pode aumentar consideravelmente com a perda de suporte ósseo à volta do implante, levando à falha do mesmo. Desta maneira, Ortega *et al.*, investigaram as principais razões para a fratura *in vivo* de uma haste femoral cimentada, modular, cônica e fixa, feita de liga de titânio (Ti6Al4V). Neste estudo, uma análise de elementos finitos foi realizada para avaliar a distribuição de tensões sob a haste femoral em carregamento [47]. Além disso, realizaram uma análise de Microscopia Eletrônica de Varrimento (MEV) que revelou danos de fricção perto do local de início da fissura e as superfícies fraturadas exibiram marcas de rutura e estrias malformadas. O MEF apresentou uma concentração de tensões localizadas na junção cônica proximal-distal, com diâmetro menor, coincidindo com o local de início da fratura. Logo, inferiram que a falha por fadiga era decorrente de uma falta de sustentabilidade óssea que aumentava o *stress* e estava associada a características de design que causavam uma concentração localizada de tensões, levando à sua falha [47].

Jonathan *et al.*, realizaram um estudo para avaliar a capacidade de um método computacional para prever fissuras causadas por fadiga em modelos experimentais de um fêmur implantado. Deste modo, as amostras experimentais eram cimentadas e utilizaram dois acabamentos diferentes para a superfície do implante – jatos de areia e polimento. O processo de jatos de areia torna a superfície rugosa enquanto o processo de polimento torna a superfície do implante mais lisa e brilhante através de tratamentos químicos. Além

disso, as amostras foram submetidas a uma carga para simular um movimento de marcha durante dois milhões de ciclos [48]. Recorrendo ao MEF com a mesma geometria que as amostras experimentais, com tensão residual e porosidade simulada no revestimento de cimento, a fadiga e a deformação do cimento foram modeladas. Os resultados obtidos demonstraram compatibilidade entre o MEF e as amostras experimentais, tendo sido previstas fraturas que coincidiam estreitamente com as das amostras de revestimento polido e, no caso do acabamento da superfície da haste em granalha de areia, não foram previstas fraturas [48].

Babic *et al.* basearam-se no estudo da fadiga de um componente femoral da prótese total de anca cimentada com cargas especificadas pela norma ISO 7206-4. Para este estudo, o modelo CAD da prótese total da anca foi desenvolvido com a implementação de um procedimento de digitalização 3D e isto, levou ao desenvolvimento do MEF através do *software Abaqus 6.14*. Para este modelo foi realizada uma análise elástica linear que mostrou que altas tensões de tração ocorrem na região distal da diáfise do componente femoral na visão anterior, onde ocorrem fissuras por fadiga em casos reais [49].

Na ATA são utilizados diferentes materiais, como se verificou anteriormente, e estes reagem de maneira diferente à fadiga. Aghili *et al.* realizaram uma análise da fadiga para compararem os resultados para diferentes materiais. Assim sendo, selecionaram um paciente de 72 anos e utilizaram as suas imagens radiográficas/ tomográficas da anca para conseguirem desenvolver a geometria. Além disso, utilizaram quatro materiais diferentes - titânio, ligas de titânio, cobalto-cromo e aço inoxidável. Todos os modelos foram exportados para o *software ANSYS* para ser realizada uma análise matemática e foram calculados os critérios de Von-Mises, deformações e vida em fadiga para cada material. Após a análise, os resultados mostraram que a prótese de titânio tolerou o menor stress (ou seja, 591 MPa para carga estática e 687 MPa para carga de fadiga) e o maior fator de segurança (1,54) [26].

Num outro estudo, Darwich *et al.*, compararam, recorrendo ao *software ANSYS*, o comportamento de fadiga das hastes de implantes da anca revestidos com materiais compósitos (carbono/PEEK) e poliméricos (PEEK) correspondentes a diferentes atividades humanas: estar em pé, marcha normal e subir escadas sob cargas dinâmicas para descobrir quais de todos estes modelos apresenta um melhor desempenho. Para tal, foram criados modelos 3D de implantes da anca, do fémur, camadas de revestimento com

polímeros (PEEK) e compósitos (carbono/PEEK). As cargas cíclicas foram aplicadas na cabeça da prótese e as durações de fadiga foram calculadas com base na teoria da fadiga de Goodman. O fator de fadiga de segurança do implante revestido foi superior em mais de 12,73 %, em comparação com o implante não revestido. O material compósito carbono/PEEK apresentou maior vida útil de fadiga, assim como o maior fator de segurança de fadiga. Através dos resultados, verificaram que o material compósito é uma boa solução para aumentar os valores do fator de segurança de fadiga das camadas de revestimento devido à maior vida útil por fadiga. Pois, distribui a carga aplicada e transfere-a para o osso, reduzindo os efeitos de proteção contra o *stress* e prolongando a vida da prótese [50].

## CAPÍTULO 5 – SIMULAÇÃO BIOMECÂNICA

## 5. Simulação Biomecânica

Este capítulo é dedicado ao estudo do comportamento biomecânico de próteses da anca não cimentadas e cimentadas quando são sujeitas a cargas. Os problemas relacionados com a biomecânica podem ser analisados através de métodos numéricos e experimentais, sendo que neste caso o principal foco será nos métodos numéricos, mais especificamente no Método dos Elementos Finitos [33].

O MEF corresponde a uma das técnicas matemáticas mais aplicadas em estudos da área da biomecânica, sendo extensivamente flexível uma vez que permite o estudo de diversas variáveis. Além disso, este método recorre a técnicas de geração de malhas que ajudam a dividir um objeto mais complexo, com uma geometria definida, em elementos mais pequenos (elementos finitos) unidos entre si por nós, como ilustrado, a título de exemplo, na Figura 9. É de salientar que o MEF apresenta uma maior precisão a nível de resultados quanto menor for o tamanho dos nós e elementos numa determinada malha e quanto maior for a quantidade dos mesmos.

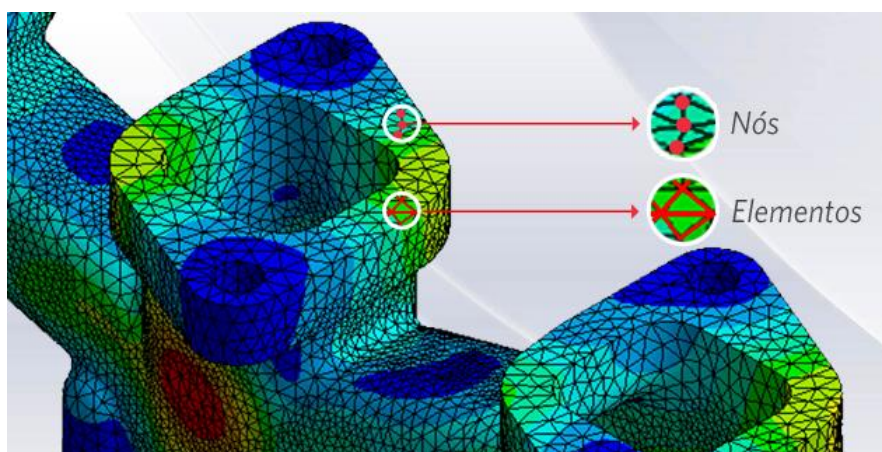


Figura 9 - Exemplo de nós e elementos presentes numa malha [51].

Deste modo, recorrendo ao MEF e ao *software* *COMSOL Multiphysics* elaboraram-se estudos de *stress*, *strain* e fadiga para a ATA em diferentes condições.

### 5.1. COMSOL Multiphysics

O *COMSOL Multiphysics* é um *software* de simulação onde através da caracterização de geometrias, propriedades de materiais e interfaces físicas permitem analisar os fenómenos em estudo. Este *software* é baseado na análise de elementos finitos e inclui diversos módulos - módulo de transferência de calor, módulo eletromagnético,

módulo acústico, módulo fluxo de fluidos, módulo de engenharia química e módulo de mecânica estrutural - neste estudo, foi utilizado o módulo da mecânica estrutural.

Apresenta, ainda, a vantagem de conseguir resolver fenômenos multifísicos conjugados simultaneamente. Devido a isto, muitos engenheiros e cientistas recorrem ao *COMSOL Multiphysics* para simular projetos, dispositivos e processos em todos os campos da engenharia, fabricação e pesquisa científica.

O fluxo de trabalho para a elaboração de uma simulação pode ser apresentado pelo esquema da Figura 10.

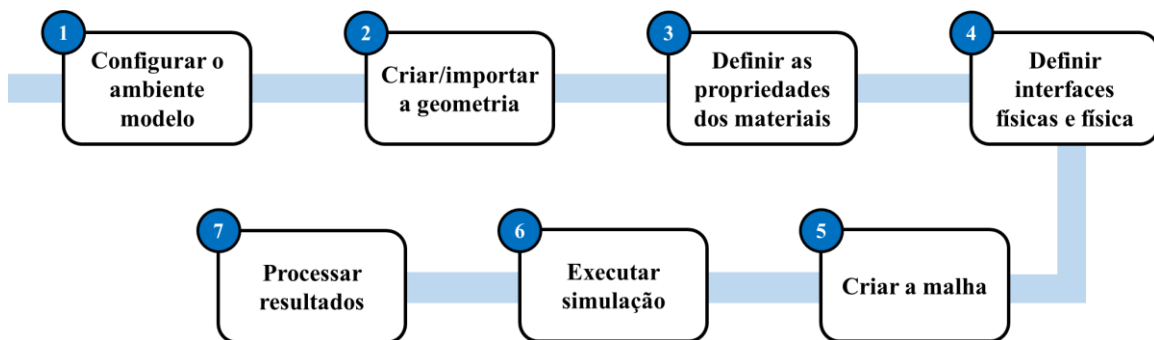


Figura 10 - Esquema simplificado do processo de criação de uma simulação no *COMSOL Multiphysics*<sup>7</sup>.

Todas estas etapas mencionadas na Figura 10 vão ser abordadas de forma mais clara e objetiva nos subcapítulos seguintes.

O ambiente de trabalho deste *software* está representado na Figura 11 e este pode ser configurado através das seguintes ferramentas:

- Barra de ferramentas de acesso rápido: permite copiar, guardar, desfazer, refazer e abrir modelos;
- Barra e árvore do *model builder*: apresentação por ordem de todo o processo de simulação – geometria, materiais, interfaces físicas, malha computacional e estudos;
- Janela de configurações: permite definir e visualizar as configurações de cada funcionalidade exibida no *model builder*.

---

<sup>7</sup> <https://br.comsol.com/video/>

Barra de ferramentas  
de acesso rápido



Model Builder

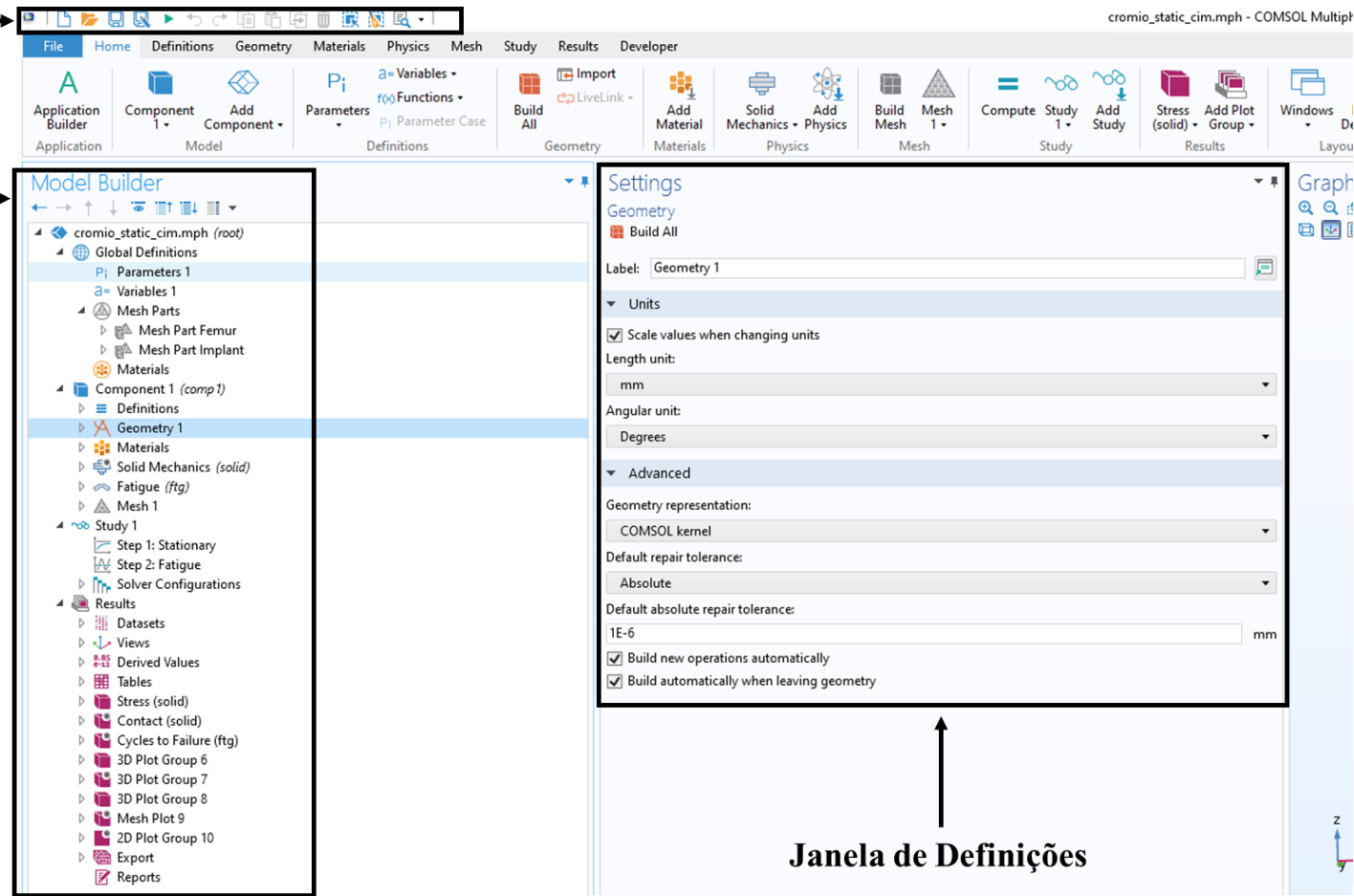


Figura 11 - Ambiente de trabalho do software *COMSOL Multiphysics*.

---

## 5.2. Geometria

Inicialmente, para a elaboração do estudo da artroplastia da anca através do MEF, foi necessário adquirir modelos 3D do fémur e do implante.

Para tal, através da biblioteca do *website GrabCad*<sup>8</sup>, foi realizada a exportação de dois modelos com formato *stl* e de seguida, estes foram importados diretamente para o *COMSOL*. Recorreu-se a esta biblioteca uma vez que esta é bem citada na literatura entre vários autores como [52] e [53] e apresentava uma boa diversidade de modelos para o caso em estudo.

### 5.2.1. Modelo 3D Fémur

No caso do fémur, o modelo utilizado foi de um fémur esquerdo, de uma pessoa do sexo masculino com 185 cm de altura. Através da altura do homem consegue-se inferir o comprimento do fémur recorrendo para tal à equação (1). Substituindo na equação a altura de 185 cm verifica-se que o fémur possui um comprimento aproximadamente de 54 cm.

$$185 = 2,610 \times femur + 44,201 \leftrightarrow femur \cong 53,946 \text{ cm} \approx 54 \text{ cm}$$

Com esta dedução da altura do fémur permite que o ajuste da prótese seja mais preciso.

Deu-se especial atenção às visões anatómicas do fémur, como ilustrado na Figura 12, para se ter a certeza que era um fémur esquerdo e orientar o modelo de forma correta.

---

<sup>8</sup> <https://grabcad.com/library>

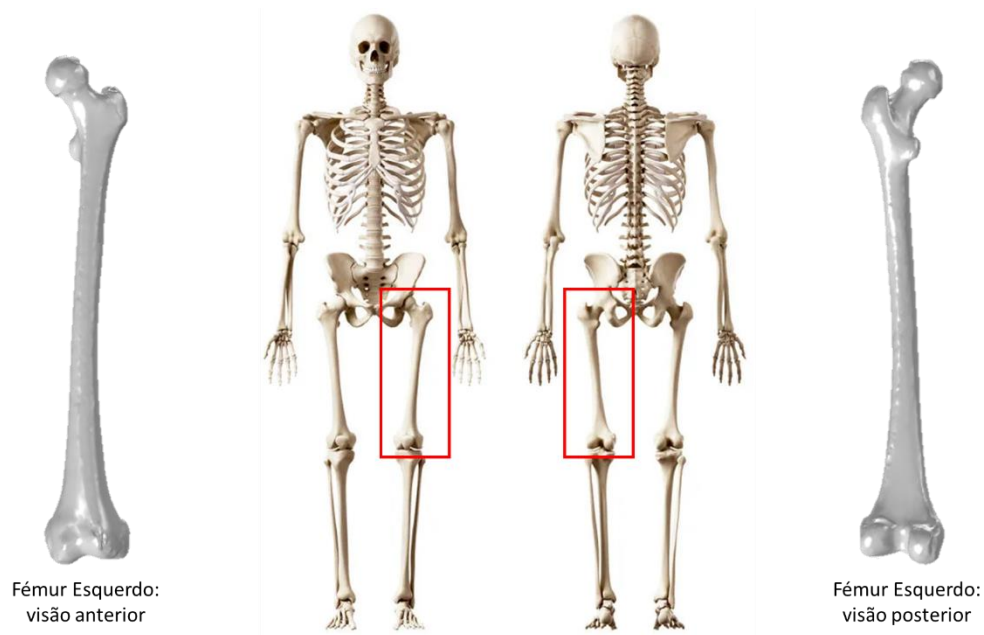


Figura 12 - Visão anatômica anterior e posterior do fémur esquerdo em estudo.

### 5.2.2. Modelo 3D Implante – *Lubinus SPII*

O implante utilizado neste estudo foi o *Lubinus SPII*, que foi criada em 1978 e ficou disponível como um sistema modular em 1984, sendo considerada uma das hastes de prótese da anca mais seguras. É de salientar que a *Lubinus SPII*, representada na Figura 13, é a haste mais utilizada, segundo o registo da Suécia sobre a artroplastia da anca, com cerca de 116 998 hastes implantadas nos últimos 40 anos<sup>9</sup>.



Figura 13 - Prótese *Lubinus SPII* utilizada neste estudo.

---

<sup>9</sup> <https://www.linknederland.nl>

Deste modo, a escolha desta prótese baseou-se no facto de ser das próteses mais utilizadas na ATA e apresenta características diferenciadoras como a redução óssea mínima, permite a colocação de uma manta de cimento uniforme à volta de toda a haste, apresenta resistência a forças rotativas devido à forma anatómica da haste e o colar de calcário que possui permite a transferência de forças fisiológicas por todo o fémur<sup>10</sup>.

### 5.2.3. Operações geométricas

Para alcançar a geometria do correto acoplamento dos dois modelos – fémur e implante – foi necessário realizar algumas alterações, como ilustradas na Figura 14 e descritas nesta secção.

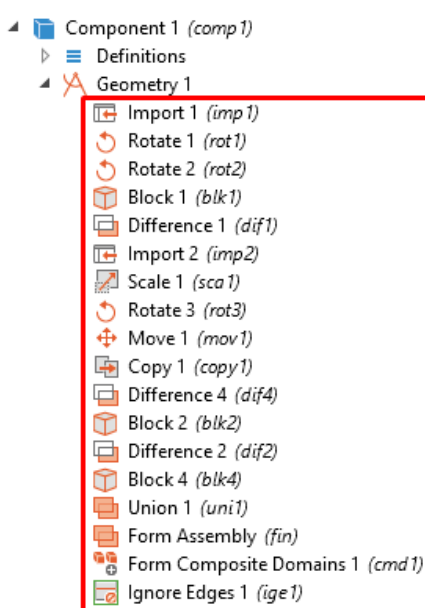


Figura 14 - Operações realizadas para posicionar o conjunto.

Primeiramente, através da operação *import1* foi feita a importação do modelo do fémur e de seguida, recorrendo às operações *rotate*, procedeu-se ao posicionamento anatómico do fémur, como ilustrado na Figura 15, que, segundo Heller *et al.* [54], possui uma inclinação de 11° no plano frontal e de 9° no plano sagital.

Posteriormente, a cabeça femoral foi sujeita a um corte pela zona da linha intertrocanterica. Para isto, foi criado um bloco, pela operação *block1*, com a inclinação de 47° no eixo dos y à qual foi realizada uma diferença entre domínios pela operação *difference1*, que resultou no corte ilustrado na Figura 15. É importante referir que a

<sup>10</sup> <https://www.linknederland.nl>

inclinação atribuída ao bloco de corte foi importante uma vez que permitiu que o plano de corte e o implante ficassem paralelos.

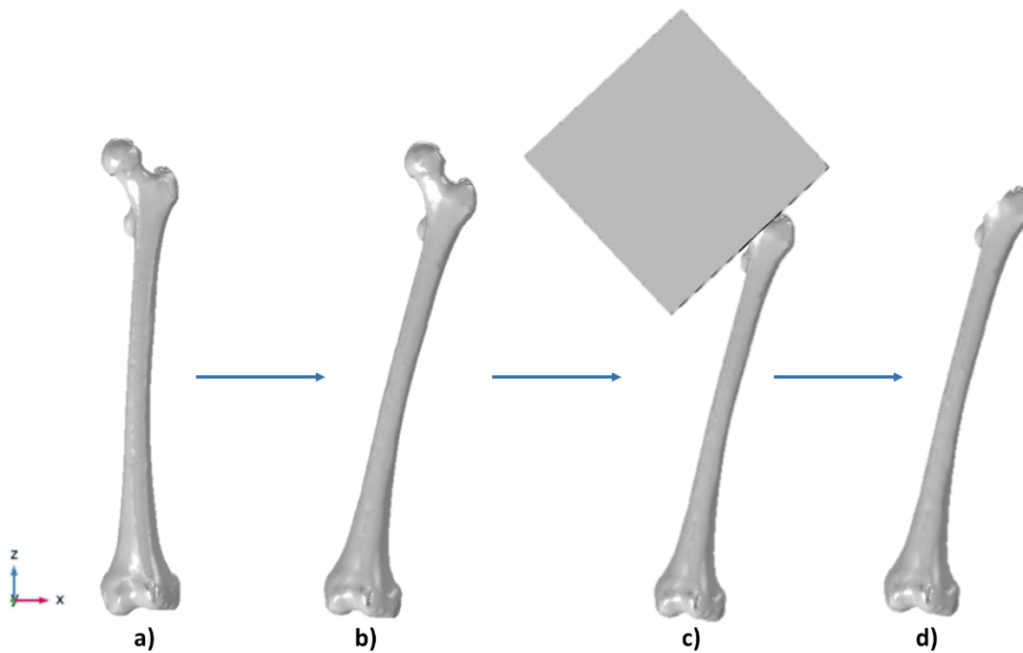


Figura 15 - Corte e posicionamento do fêmur: a) importação do fêmur (posição inicial), b) ajuste da posição do fêmur, c) inserção de um bloco com inclinação para efetuar o corte da cabeça femoral, d) corte da cabeça femoral para a inserção do implante.

Após o corte e o posicionamento correto do fêmur, foi realizada a importação do modelo do implante através da operação *import2*. Com isto, através das operações *scale*, *rotate* e *move*, foi possível ajustar o implante para o tamanho e posição desejada, de modo que fosse inserido corretamente no interior do fêmur, como representado na Figura 16. O ajuste do tamanho do implante teve por base a dedução matemática ilustrada no subcapítulo 5.2.1.

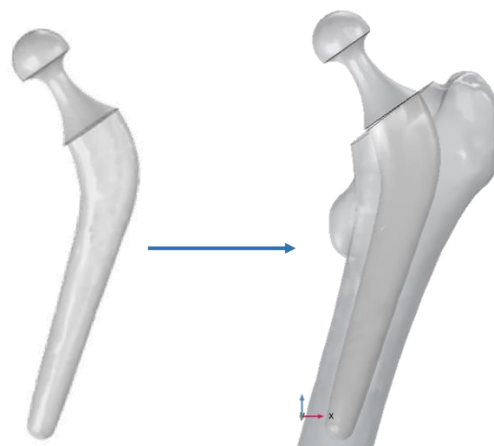


Figura 16 - Colocação do implante *Lubinus SPII* no fêmur.

---

Para a inserção do implante no interior do fêmur é necessária uma cavidade para o seu alojamento. Desta maneira, através da operação *difference4* foi feita uma diferença entre estes dois domínios (o implante foi subtraído ao osso) para permitir que a cavidade fosse criada. Além disso, estes dois domínios foram definidos como um *contact pair*, de modo que a transmissão de cargas fosse feita corretamente.

Outra geometria necessária para esta etapa foi a criação de um bloco, como ilustrado na Figura 17, que recorrendo à operação *fixed constraint* permitiu tornar a zona do joelho fixa. Esta fixação foi importante uma vez que faz com que o deslocamento em qualquer direção seja zero, ou seja, reflete a ausência de qualquer movimento da articulação do joelho e através desta imobilização faz com que as aplicações de cargas no implante sejam mais simples.

E como sucedido anteriormente na diferença de domínios entre o osso e o implante, o mesmo foi realizado entre este novo bloco e o osso. A diferença é que ambos os componentes foram unidos como um domínio através da operação *Union1*.



Figura 17 - Fixação do conjunto osso-implante.

Para concluir este processo do módulo da geometria, recorreu-se à operação *Ignore Edges* com o intuito de remover arestas isoladas ou arestas adjacentes que se encontrem em duas faces ou dois domínios da geometria. Além disso, também foi necessário escolher uma das operações – *Form Union* ou *Form Assembly* – para unir os objetos geométricos num único objeto. O *Form Union* é a opção padrão que permite a união de todos os objetos sobrepostos, mantendo os limites internos, criando um único objeto geométrico composto por muitos domínios diferentes. Na Figura 18 é possível

verificar que os vários objetos sobrepostos foram agrupados num único objeto, mas apresentam domínios diferentes.

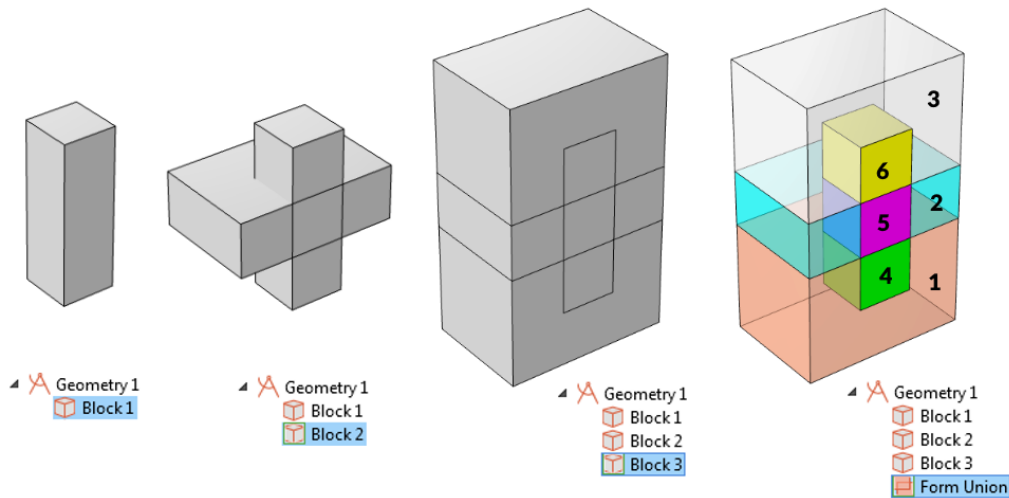


Figura 18 - Operação *Form Union*<sup>11</sup>.

Por outro lado, o *Form Assembly* não é possível gerar domínios para as regiões sobrepostas entre os objetos, como se pode ver na Figura 19. Neste caso, esta operação identifica os limites de contacto de todos os objetos e, a partir deles, forma os “*contact pairs*”. Além disso, após a utilização desta operação os objetos adjacentes tornam-se em domínios desconectados e o movimento será possível, como é o caso do modelo em estudo.

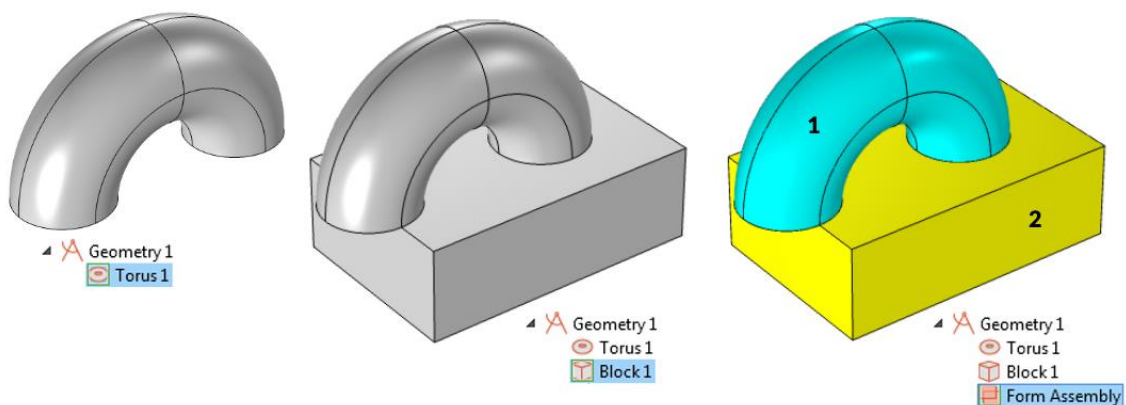


Figura 19 - Operação *Form Assembly*<sup>11</sup>.

<sup>11</sup> <https://www.comsol.es/support/>

### 5.3. Materiais

O *COMSOL* disponibiliza uma biblioteca que contém um conjunto abrangente com mais de 3800 materiais, com 24 propriedades de materiais separadas e ainda tem a opção para criar um material que não exista na lista, sendo possível adicionar as respectivas propriedades mecânicas. E, para este estudo em causa precisou-se de dois materiais – um que representasse o osso e outro o implante – sendo que para o implante utilizou-se dois materiais para estudos comparativos.

Assim sendo, o fémur corresponde ao osso mais longo, volumoso e resistente do corpo humano, encontrando-se localizado na zona da coxa, sendo constituído por tecido ósseo compacto nas suas diáfises e tecido ósseo esponjoso nas suas epífises como reflete a Figura 20.

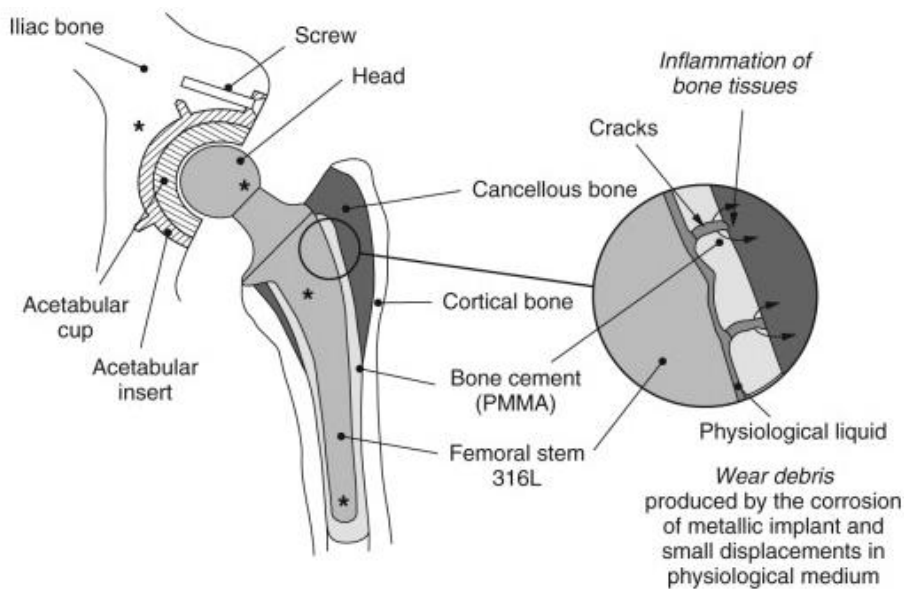


Figura 20 - Diferenciação do osso esponjoso e compacto ao longo do fémur [55].

O osso esponjoso apresenta inúmeras cavidades comunicantes e, como se pode ver pela Figura 20, encontra-se localizado na epífise proximal do fémur. Deste modo, o material do osso foi considerado como osso esponjoso visto que a prótese quando é inserida irá estar em contacto direto com este tipo de osso, como se vê pela Figura 20. Assim sendo, o fémur juntamente com o paralelepípedo definiram o domínio do osso.

No caso do implante, foram seleccionadas duas ligas – titânio e cobalto-cromo – uma vez que são os materiais mais usados nas próteses *Lubinus SPII*, sendo que a liga Co-Cr apresenta uma maior resistência à corrosão. Além disso, quando os tecidos ficam

em contato com o metal mostram uma melhor compatibilidade com estes materiais do que com as ligas de aço [56].

Note-se que para a criação das ligas de Co-Cr foi necessário criar um material de raiz uma vez que este não estava disponível no *COMSOL*. Porém, tanto o osso esponjoso como as ligas de titânio já existiam na biblioteca.

Para ambos os materiais foi preciso ter em conta as suas propriedades mecânicas definidas na Tabela 5.

Tabela 5 - Propriedades Mecânicas referentes aos materiais do implante e do osso.

<b>Material</b>	<b>Módulo de <i>Young</i> (GPa)</b>	<b>Coefficiente de <i>Poisson</i></b>	<b>Densidade (g/cm<sup>3</sup>)</b>
Osso Esponjoso [57]	0,35 GPa	0,25	1,908 g/cm <sup>3</sup>
Liga Titânio <sup>12</sup>	110 GPa	0,31	4,5 g/cm <sup>3</sup>
Liga Co-Cr <sup>13</sup>	210 GPa	0,29	10 g/cm <sup>3</sup>

## 5.4. Interfaces Físicas

Numa simulação é preciso ter em conta a física que mais se enquadra com o modelo para serem adicionadas condições físicas, restrições e atribuir a física a entidades geométricas<sup>14</sup>. E, no *COMSOL Multiphysics*, existe uma grande variedade de interfaces físicas disponíveis que permitem simular fenómenos físicos específicos. Estas interfaces contêm as equações subjacentes, propriedades do material e outras configurações.

Para a análise das tensões exercidas num conjunto osso-implante foi preciso adicionar o módulo *Structural Mechanics* através da opção de *Add Physics*. Através deste módulo consegue-se realizar análises estáticas e dinâmicas tanto em modelos 2D como em 3D [58], sendo neste caso destinado para modelos em 3D. Além disso, este permite analisar rigidez, deformações, tensões e respostas às cargas.

---

<sup>12</sup> <https://www.azom.com/properties>

<sup>13</sup> <https://www.americanelements.com/cobalt-chromium-alloy>

<sup>14</sup> <https://br.comsol.com/learning-center/>

#### 5.4.1. Módulo *Solid Mechanics*

O módulo *Solid Mechanics*, rege-se, em equilíbrio pela equação da segunda lei de Newton, sendo definida para simulações dinâmicas como na equação (15) e para casos estacionários como na equação (16) [59]:

$$\rho \frac{d^2u}{dt^2} = -\nabla_x \sigma + F_V \quad (15)$$

$$-\nabla_x \sigma = F_V \quad (16)$$

Nestas equações está presente a tensão de *Cauchy* que é dada por  $\sigma = F/A$ , onde  $F$  é a força aplicada perpendicularmente numa área  $A$ . A tensão de *Cauchy* está relacionada com o módulo de *Young* ( $E$ ) pela equação  $\sigma = E \cdot \epsilon$ , sendo a deformação  $\epsilon$  obtida por  $\epsilon = \Delta L/L$  [59].

Este módulo possui o maior número de modelos de materiais, as condições de fronteira mais avançadas e é a única interface física que apoia a análise de contactos. Porém, apresenta a desvantagem de ser computacionalmente cara principalmente para modelos sólidos 3D [58].

Na Figura 21 estão apresentadas as condições de contorno por definição quando se aplica este tipo de interface física e as que foram adicionadas para realizar a simulação pretendida.

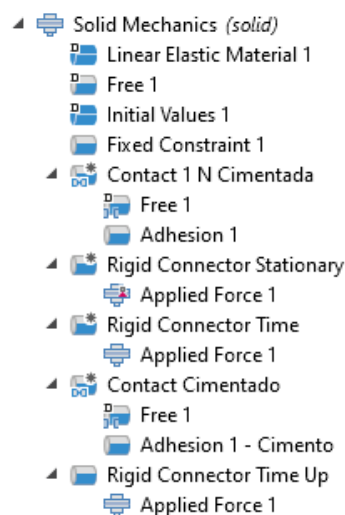


Figura 21 – Condições de Contorno adicionadas ao módulo *Solid Mechanics* para o estudo desenvolvido.

É de salientar que quando este módulo é implementado automaticamente são definidos os primeiros três ramos da física (*linear elastic material, free, initial values*) que são as definições padrão.

- **Linear Elastic Material**<sup>15</sup>: Modelo matemático utilizado para analisar deformações em corpos sólidos e relaciona as tensões e deformações no material. Para tal, adiciona as equações para um sólido elástico linear e uma interface para definir as propriedades do material.
- **Free**: É a definição padrão das condições de contorno (*boundary*). Isto significa que não há restrições nem cargas a atuarem sobre o contorno. Ao observar a janela de definições é possível verificar quais as *boundaries* que têm condições aplicadas e quais não têm.
- **Initial Values**: Adiciona valores iniciais de deslocamento e de velocidade estrutural que podem servir como condição inicial para uma simulação, estes valores podem ser alterados pelo utilizador conforme necessário.

Além destes três ramos, posteriormente, foi adicionado o comando *Fixed Constraint1* para tornar o modelo fixo, na zona do joelho. Ou seja, todos os deslocamentos em qualquer direção nesta zona serão iguais a zero. Isto serviu para simular a imobilização do joelho de modo a tornar mais simples a aplicação de cargas no implante.

Além disto, foram definidos dois comandos *Contact* – Cimentado e Não Cimentado – onde no *Contact1 N Cimentada* não foi adicionada nenhum cimento e no *Contact Cimentado* foi adicionado um revestimento com 4 mm de PMMA com as propriedades mecânicas definidas na Tabela 6. Normalmente, a espessura utilizada para o cimento pode variar entre os 2 e os 5 mm [60], desta maneira, para o caso em estudo optou-se por uma espessura de 4 mm para ambos os casos.

Tabela 6 - Propriedades mecânicas do cimento PMMA.

Material	Módulo de Young (GPa)	Módulo de Poisson	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )
PMMA <sup>16</sup>	3 GPa	0,36	1,19 g/cm <sup>3</sup>

<sup>15</sup> <https://doc.comsol.com>

<sup>16</sup> <https://designerdata.nl/materials/plastics>

---

O material mais utilizado como cimento ósseo é o PMMA e este apresenta um elevado módulo de *Young*, como exposto na Tabela 6, o que torna o material mais rígido. Ou seja, quando o PMMA é submetido à carga irá apresentar uma menor deformação comparativamente aos materiais com menor módulo de *Young* e assim uma maior resistência contra a pressão que lhe é aplicada.

Nesta interface ainda foram implementadas duas condições de contorno *Rigid Connector – Stationary* e *Time* – onde foi possível aplicar a força na cabeça femoral do implante, sendo que para o estacionário só foram definidas forças num instante de tempo e para o dinâmico (*Time*) foram definidas forças ao longo de 10 segundos de marcha humana.

A Tabela 7 apresenta o valor da força resultante e das suas componentes nos diferentes eixos, sendo estes valores referentes ao valor máximo registado num ciclo de marcha humana.

Tabela 7 - Valores das forças aplicadas à cabeça femoral do implante para o estudo estacionário.

<i>F<sub>x</sub></i>	<i>F<sub>y</sub></i>	<i>F<sub>z</sub></i>	<i>Força Resultante</i>
-1024,80 N	-274,50 N	-2092,30 N	2336,30 N

Para a obtenção dos dados mencionados na Tabela 7 recorreu-se à base de dados *OrthoLoad*<sup>17</sup>, onde foi realizada uma seleção por prótese da anca, atividade marcha sem carga adicional. Deste modo, os dados extraídos são correspondentes à marcha a uma velocidade constante de 5 km/h de um paciente do sexo masculino com uma prótese da anca do lado esquerdo que teve uma intervenção médica 51 meses antes do estudo.

No caso do estudo *Time Dependent*, a abordagem foi semelhante através do *Orthoload*, sendo que a seleção foi para marcha com uma velocidade constante de 5 km/h.

#### **5.4.2. Módulo de Fadiga**

A interface *Fatigue* é um complemento do módulo *Structural Mechanics* que é responsável pela análise de fadiga das estruturas. Ou seja, representa o fenómeno em que um componente falha após cargas e descargas repetidas.

---

<sup>17</sup> <https://orthoload.com/database/?implantId>

Esta interface possui vários métodos de estudos dos quais se destacam *stress-life*, *strain-life*, *stress-based*, *strain-based*, *energy-based*, *cumulative damage* e *vibration fatigue*. Através destes métodos é possível realizar estudos em que se avalia quais as zonas da estrutura que possuem risco de ocorrência de fraturas por fadiga e ainda, recorrendo a esta interface consegue-se saber a vida útil do modelo assim, ou seja, ao fim de quantos ciclos de cargas e descargas é que ele irá falhar.

Sempre que um estudo de fadiga é feito é sempre preciso que seja simulado um ciclo de carga que tanto pode ser feito de forma estático ou dinâmico. E esta interface utiliza os resultados de tensão e deformação computados noutras interfaces físicas para avaliar a fadiga da estrutura, sendo que neste caso foram obtidos da interface *Solid Mechanics*.

Desta maneira, para o estudo da fadiga definiu-se o ciclo de cargas e descargas dos 0 aos 0,9 segundos, representado na Figura 22.

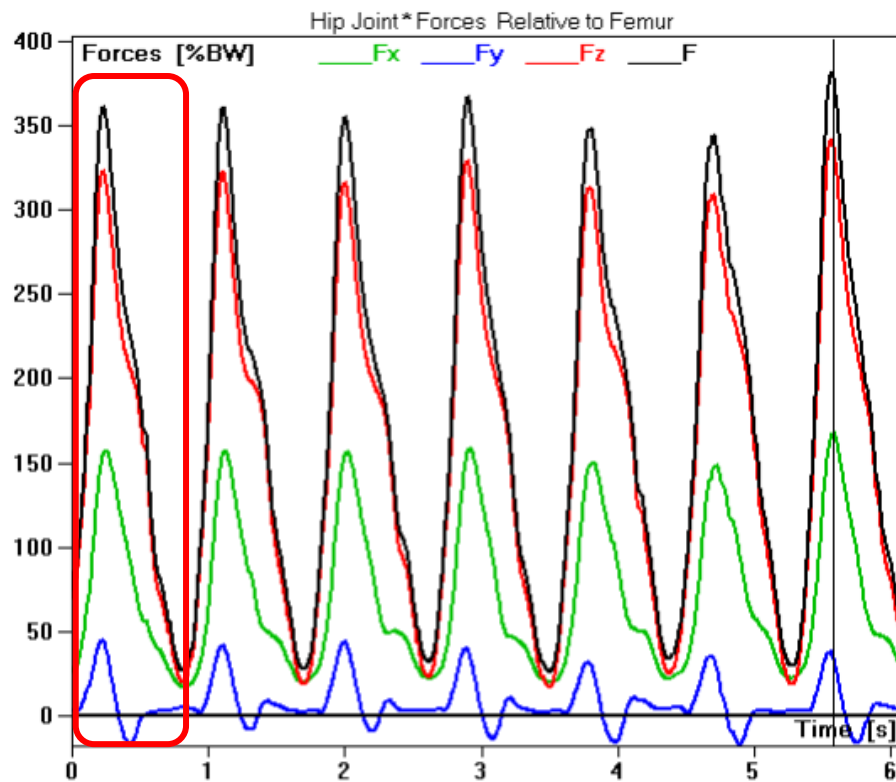


Figura 22 - Ciclo de cargas e descargas durante uma caminhada com velocidade constante de 5 km/h, obtido através da base de dados *Orthoload*<sup>18</sup>.

<sup>18</sup> <https://orthoload.com/database/>

---

De forma geral, a média de ciclos de marcha por ano aproxima-se dos 3 milhões segundo Robertson *et al.* [61], ficando uma prótese de anca sujeita a mais de um milhão de ciclos de carga e descarga por ano.

A operação para a análise da fadiga utilizada foi a *stress-based*, para ser possível inferir quais as zonas em que pode ocorrer mais rapidamente uma falha. Neste módulo definiu-se as funcionalidades, expostas na Figura 23, para ser possível a execução do estudo.

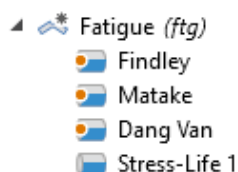


Figura 23 - Funcionalidades adicionadas ao módulo *Fatigue* para o estudo desenvolvido.

O critério de *Findley* procura um plano crítico onde uma combinação entre o intervalo da tensão de corte e da tensão normal é a mais elevada. Por outro lado, o critério de *Mataka* seleciona o plano crítico utilizando apenas as tensões de corte e depois acrescenta a tensão normal e isto pode causar resultados menos suaves. O critério de Dang Van é utilizado para prever o limite de resistência do material sob situações complexas de carga multiaxial [62].

## 5.5. Malha de Computação

Como mencionado anteriormente, quando se recorre a uma simulação da ATA, através do MEF, é preciso inicialmente definir a geometria da estrutura para, posteriormente, ter-se uma malha de elementos finitos tanto do fémur como do implante.

Neste contexto, os limites de contacto entre duas superfícies precisam de ter uma malha fina para que estas áreas apresentem uma boa resolução. Neste par de contacto é preciso que o limite de destino possua uma malha mais fina do que o limite de origem, pelo menos por um fator de dois. Isto deve-se ao facto de o algoritmo ser considerado assimétrico, ou seja, os pontos do lado do destino ligam-se ao lado da fonte, e não de maneira contrária. Assim, com uma malha grosseira no lado do destino, uma grande parte de um elemento no lado da fonte poderia ficar sem ligação ao destino.

Assim sendo, a malha de elementos finitos do modelo desenvolvido foi gerada utilizando elementos tetraédricos e triangulares, estes foram ajustados e refinados sempre que necessário. Para este modelo, a malha obtida foi a representada na Figura 24 e como se pode verificar a malha do contorno de destino tem um tamanho pelo menos duas vezes inferior em relação à malha do contorno de origem.

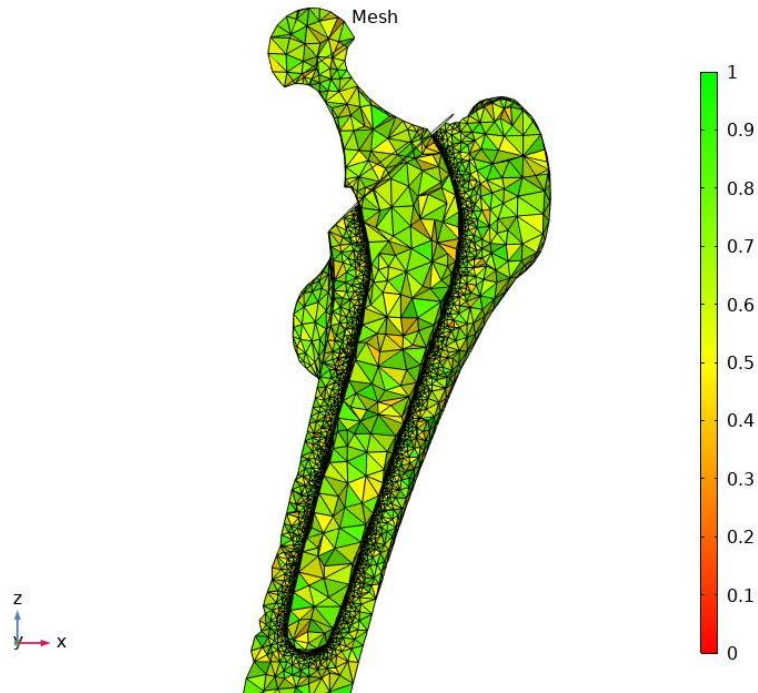


Figura 24 - Malha computacional do modelo em estudo.

---

## CAPÍTULO 6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

## 6. Resultados e Discussão

Os principais objetivos desta simulação recorrendo ao MEF consistiram na realização de estudos de tensões e deformações na interface *Solid Mechanics* para comparação de próteses cimentadas e não cimentadas de cobalto-cromo e titânio e, com os mesmos modelos avaliou-se a sua fadiga através da interface *Fatigue*.

Foram gerados uma série de resultados que vão ser expostos ao longo deste capítulo. De modo a comparar todos os estudos, dividiu-se este capítulo em dois subcapítulos – interface *Solid Mechanics* e interface *Fatigue*.

### 6.1. *Solid Mechanics*

O primeiro estudo realizado foi a análise da tensão equivalente de *von Mises* para próteses não cimentadas de titânio. O critério de *von Mises* tem em consideração os conceitos de energia de distorção de um elemento, que também pode ser interpretado como a energia necessária para que ocorra a mudança de forma deste. Assim sendo, esta análise torna-se relevante para comparar quais das duas próteses requer maior energia até mudar de forma, ou seja, qual a melhor opção.

Como é possível observar pela Figura 25, a prótese de titânio apresenta níveis de tensão equivalente de *von Mises* que aumentam gradualmente na região de contacto do osso com o bloco, atingindo o nível máximo no contacto entre o implante e o osso.

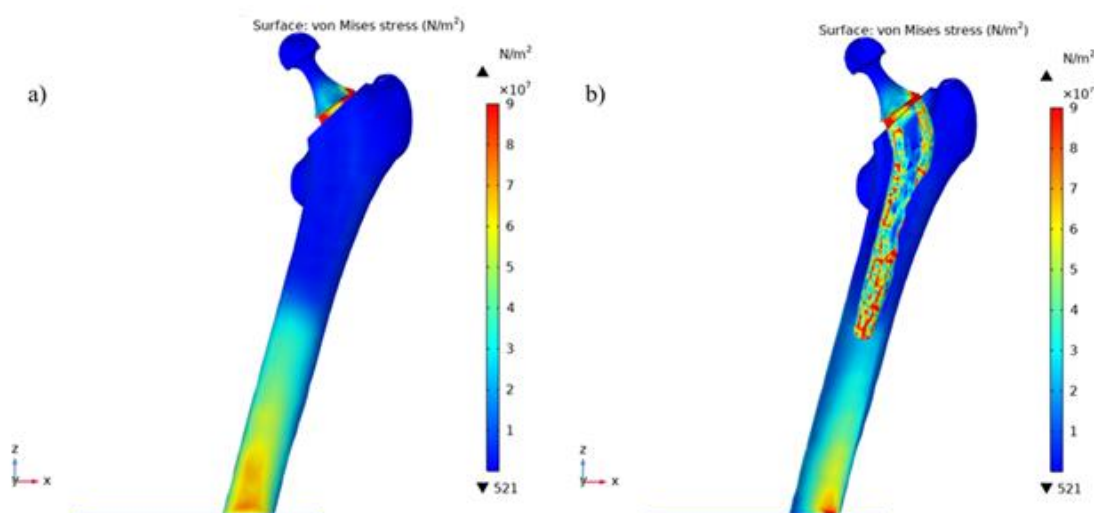


Figura 25 - Tensão equivalente de *von Mises* no conjunto osso-implante: a) visão do fémur e b) visão da distribuição de tensões ao longo da prótese não cimentada de titânio.

Através da Figura 25 consegue-se verificar várias tensões com elevado valor distribuídas ao longo do implante. Para as regiões mais críticas, que estão representadas na Figura 25 a vermelho, o valor da tensão equivalente de *von Mises* rondou os  $0,9 \times 10^8$  Pa. Note-se que estes valores podem ser comprovados pelo estudo realizado por Luo *et al.*, onde o autor obteve valores de tensão equivalente de *von Mises* aproximadamente de 90,255 MPa [63].

Associado ao critério de *Von Mises* existe o critério de *Tresca* que se refere ao valor crítico da tensão de cisalhamento máximo no material. Este critério é apresentado, normalmente, juntamente com o critério de *Von Mises* sem qualquer discriminação entre os dois pois estão ligados.

Recorrendo aos dados obtidos anteriormente inseriu-se uma linha de corte no modelo, que engloba os valores das tensões das zonas mais críticas. Assim sendo, foi possível extrapolar o gráfico de correlação entre os dois critérios, exibido na Figura 26.

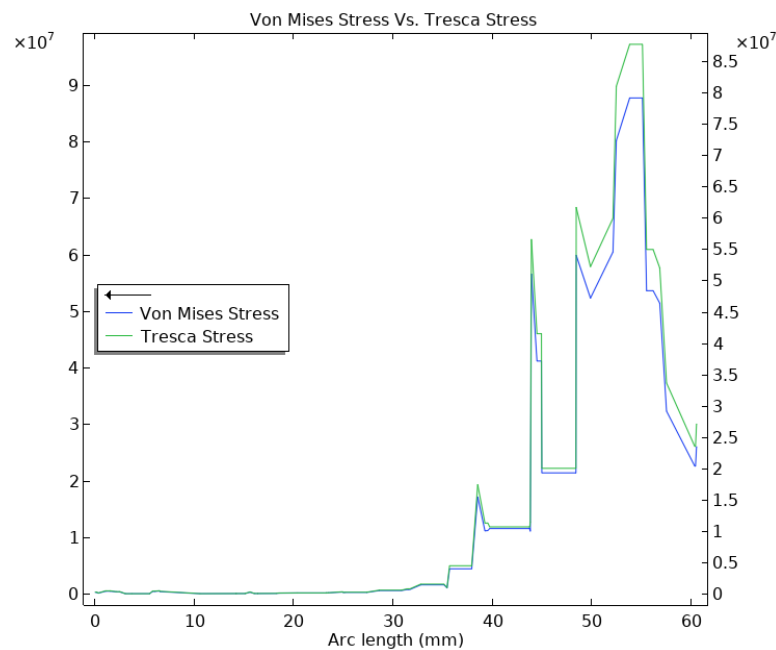


Figura 26 - Gráfico de correlação entre a tensão de *Von Mises* e de *Tresca* para a prótese da anca de titânio não cimentada.

Através do gráfico consegue-se observar que ambos apresentam a mesma tendência de crescimento ao longo do corte efetuado, sobrepondo-se ligeiramente a tensão de *Tresca* com um valor aproximado de  $0,9 \times 10^8$  Pa.

Quando é aplicada uma carga ao conjunto osso-implante, a estrutura fica sujeita a uma deformação [64], que pode ser plástica ou elástica. Estas deformações distinguem-se no momento em que as cargas são retiradas uma vez que na deformação plástica o corpo não consegue retornar à posição original e na deformação elástica o corpo consegue retornar à posição inicial.

Deste modo, foi efetuada uma análise da deformação dos implantes quando sujeitos e obteve-se os resultados apresentados na Figura 27, onde se consegue verificar que a região medial do fémur é que apresenta uma maior deformação elástica. Recorrendo à literatura, consegue-se inferir que estes resultados fazem todo o sentido uma vez que é nesta região que ocorre maioritariamente as fraturas do fémur associadas à ATA.

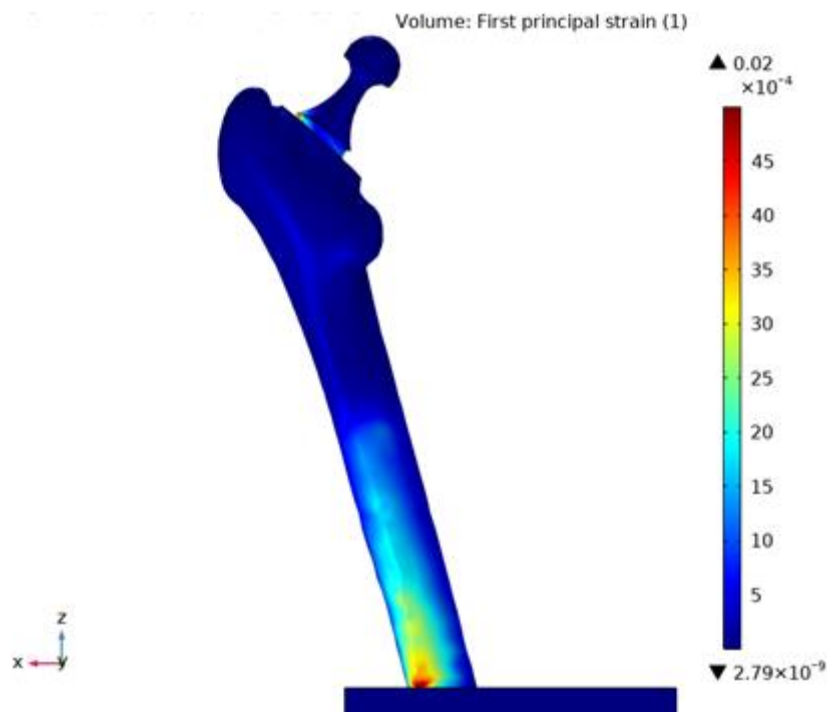


Figura 27 - Deformação sofrida pelo conjunto osso-implante.

Além disso, focando na região mais crítica, observada a vermelho, os valores de deformação obtidos tiveram o valor de 0,045, aproximadamente. Ou seja, após ser aplicada uma carga estática, o conjunto sofre uma deformação num fator de 0,045 em relação ao seu estado original.

Outro ponto importante no que diz respeito às complicações associadas à ATA consiste no deslocamento do implante em que existe a perda de contacto entre os componentes articulares. Assim sendo, através da Figura 28 analisou-se o deslocamento a que o implante fica sujeito após ser aplicada uma carga.

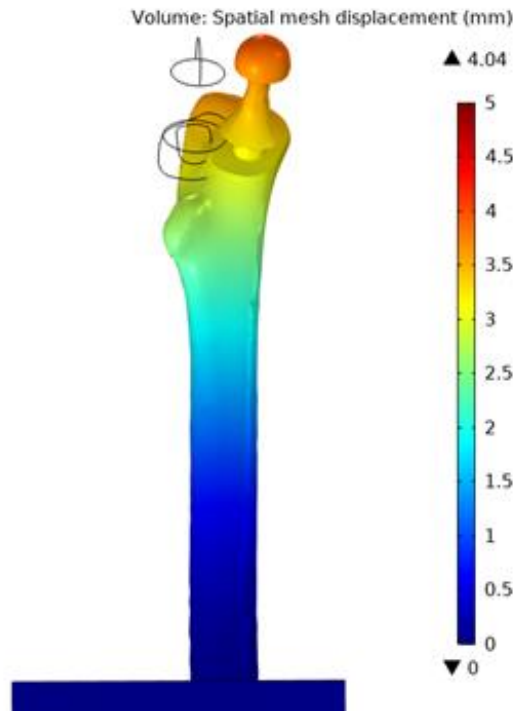


Figura 28 - Deslocamento a que o conjunto osso-implante da prótese não cimentada de titânio é sujeita após lhe ser aplicada a força mencionada.

Através da Figura 28 infere-se que o conjunto da prótese não cimentada de titânio sofreu um deslocamento de cerca de 4,04 mm na direção do eixo y. É de salientar que este valor não é muito significativo, mas com o aumento do número de ciclos de carga pode trazer complicações sérias para a ATA.

Com base no estudo mencionado anteriormente, replicou-se o mesmo cenário, mas para uma prótese de cobalto-cromo com o objetivo de comparar os resultados e inferir qual o material mais resistente.

Assim sendo, comparou-se a *shear stress* e a *normal stress* dos dois implantes, como esquematizado Figura 29 e Figura 30. Com estes valores, verificou-se que a tensão máxima do implante de titânio é ligeiramente superior ao do implante de cromo, o que indica que as próteses de cromo reagem melhor quando são submetidas a cargas. Isto pode ser comprovado pelo estudo [27] onde obtiveram valores de tensão superiores para as ligas de titânio.

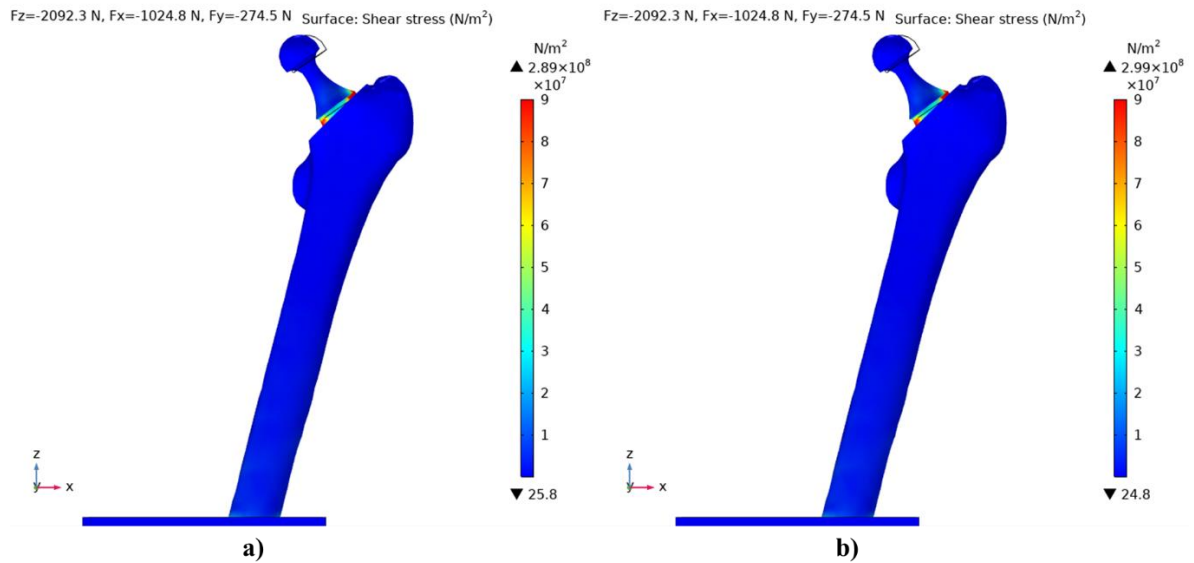


Figura 29 - Valores de *shear stress* - a) Prótese de cromo e b) Prótese de titânio.

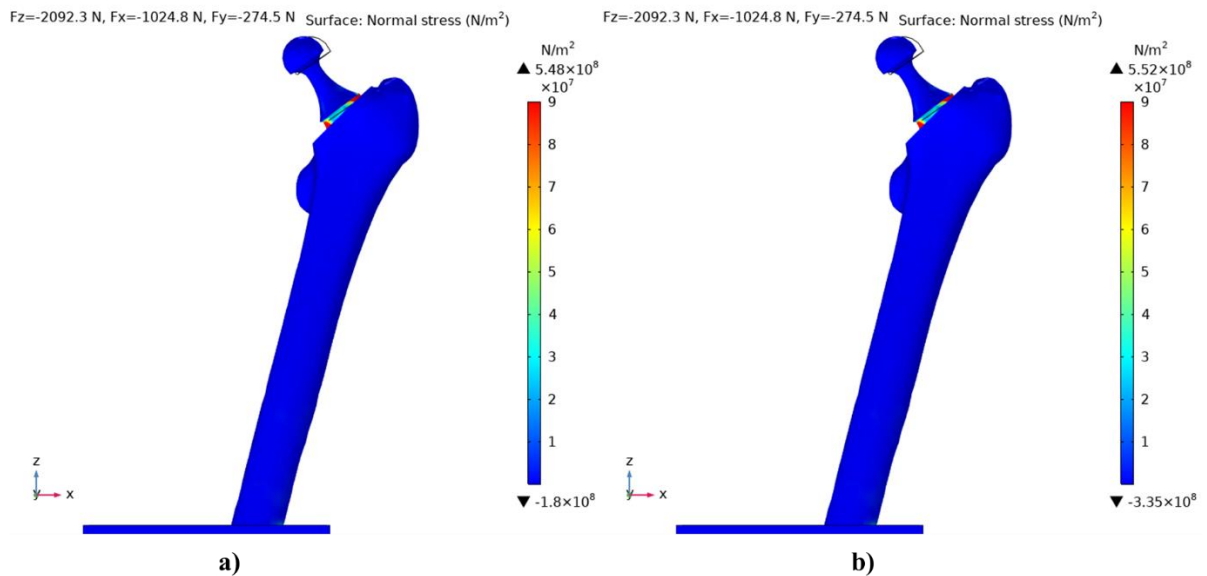


Figura 30 - Valores de *normal stress* - a) Prótese de cromo e b) Prótese de titânio.

Através desta análise estacionária conseguiu-se retirar resultados interessantes que podem ajudar na escolha de um implante em prol do outro na altura da cirurgia. Porque para um paciente que seja mais ativo irão ser aplicadas cargas com valores superiores comparativamente a um paciente que tenha uma vida mais sedentária. E mesmo que a diferença seja ligeira entre as duas próteses, ao fim de vários ciclos sobre a mesma carga iria notar-se mais a diferença.

Outro objetivo deste trabalho consistia em avaliar a reação de uma prótese ao longo de 10 segundos de caminhada e 10 segundos a subir um lance de escadas e para tal,

elaboraram-se dois estudos dinâmicos baseados no ciclo de forças representadas na Figura 31.

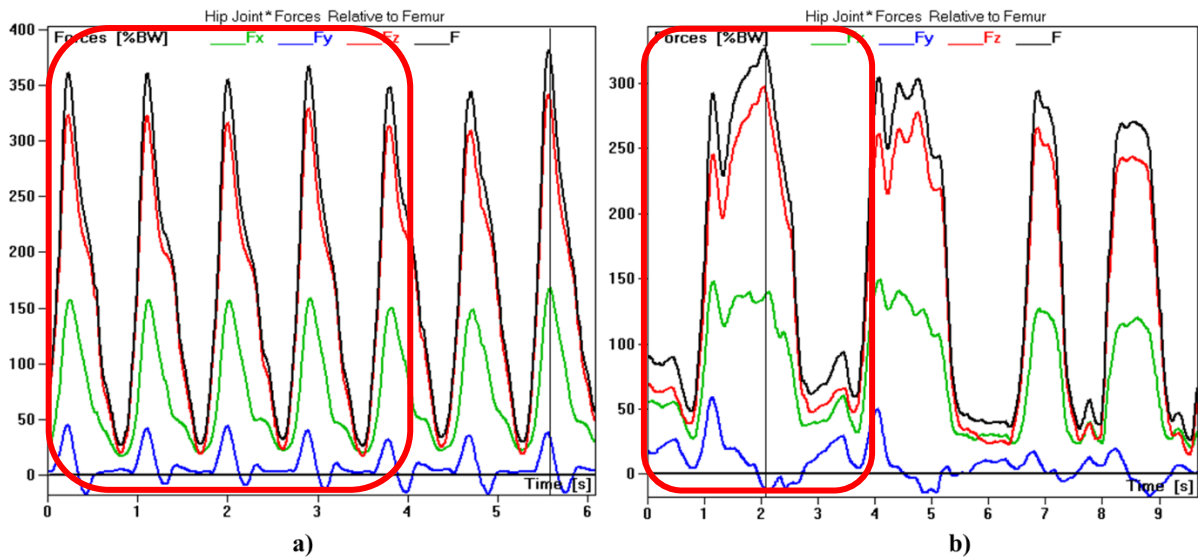


Figura 31 - Ciclo de forças aplicadas durante uma caminhada com velocidade constante de 5 km/h (a) e ciclo de forças aplicadas durante uma subida de escadas (b) , obtido através da base de dados *Orthoload*<sup>19</sup>.

Esta comparação é importante uma vez que ao andar num plano com velocidade constante as componentes das forças nos três eixos não vão oscilar tanto como durante uma subida de escadas. Isto consegue-se ver pelo facto de que em 4 segundos em marcha temos 5 ciclos e a subir escadas só temos 1 ciclo.

Desta maneira, analisou-se o instante de tempo em que estavam a ser aplicadas mais força sobre a perna, ou seja, quando há a transição de subida de degrau. Assim, através da Figura 32 consegue-se ver que a tensão equivalente de *von Mises* é de cerca de  $6,73 \times 10^8$  Pa.

<sup>19</sup> <https://orthoload.com/database/>

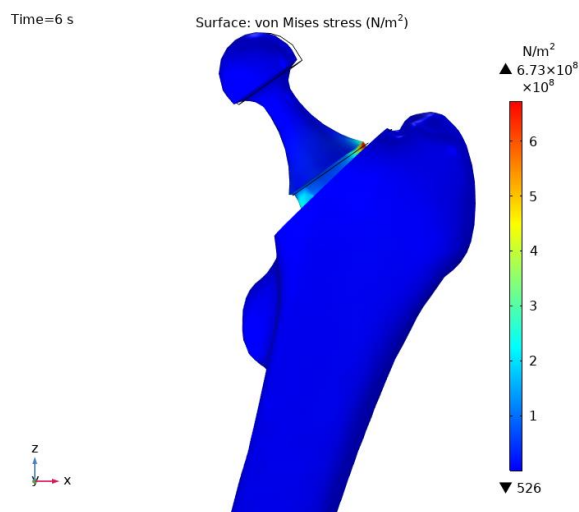


Figura 32 - Tensão equivalente de von Mises na prótese não cimentada de crómio.

Através deste gráfico infere-se que o valor da tensão obtido é superior ao valor obtido anteriormente na atividade de caminhar, logo comprova-se que durante a subida de escadas as tensões acumuladas são muito superiores do que simplesmente a andar.

Outro objetivo inicialmente proposto consistia na comparação destes dois implantes de titânio e cobalto-cromo, mas cimentadas, ou seja, com a aplicação de um cimento homogéneo de 4 mm de PMMA ao longo do implante. Porém, este estudo foi inicialmente aplicado, mas os valores obtidos para ambas as próteses foram iguais aos das próteses não cimentadas o que indica que não foi um estudo com grandes conclusões para ser considerado.

Desta maneira, o principal foco foi nas próteses cimentadas para ambos os estudos mencionados anteriormente e com os resultados obtidos de *stress* aplicou-se o módulo de fadiga para validar as zonas mais críticas a possíveis fraturas.

## 6.2. Fatigue

Uma estrutura quando é sujeita a vários ciclos de cargas e descargas pode acabar por falhar ao fim de algum tempo. No caso da realização de uma ATA, os pacientes têm como objetivo voltar à sua vida normal, sendo uns mais ativos do que outros e durante a marcha que executam diariamente ocorre os diversos ciclos de cargas e descargas. Ou seja, com estes diversos ciclos a prótese fica sujeita a um maior desgaste e, conseqüente, pode vir a falhar.

Através dos modelos *Stress-Based* é possível prever um fator de fadiga, que corresponde à percentagem entre o *stress* aplicado e o limite de *stress* da estrutura. Deste maneira, recorrendo a estes modelos para analisar o comportamento do implante da anca consegue-se saber se o limite da tensão foi excedido e se é esperada uma falha.

Para tal, recorreu-se aos critérios de *Findley* e *Matake* para executar esta análise de fadiga que estão representados na Figura 33.

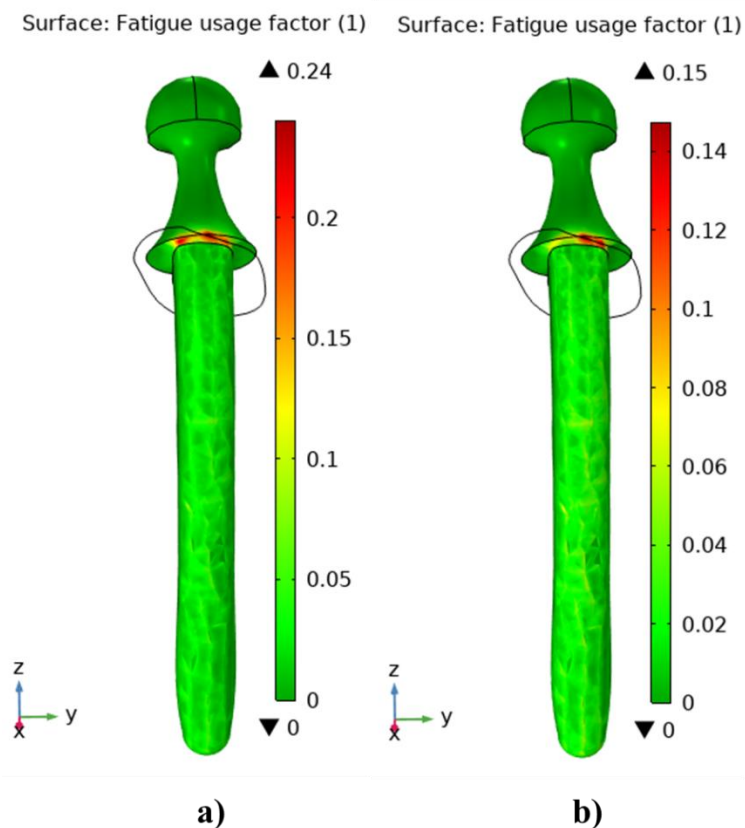


Figura 33 - Cálculo do fator de fadiga utilizando dois critérios: a) Critério de *Findley* e b) Critério de *Matake*.

Através do critério de *Findley*, consegue-se inferir que o maior fator de fadiga se encontra localizado no colar do implante, apresentando um valor de 0,24 como se pode ver pela Figura 33. O critério de *Matake* seleciona o plano crítico utilizando apenas as tensões de corte e depois acrescenta a tensão normal e isto pode causar resultados menos suaves. Comparativamente ao outro critério, os resultados apresentados Figura 33 apresentam um valor máximo de 0,15.

Com os resultados obtidos na interface de *Solid Mechanics* viu-se que a zona do colarinho apresentava a valores de tensão mais elevados, logo é a zona com mais probabilidade de falhar.

## CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO

---

## 7. Conclusão

Neste capítulo serão abordadas as considerações finais e conclusões obtidas ao longo da realização deste projeto bem como possíveis melhorias a implementar em trabalhos futuros.

### 7.1. Considerações Finais

A Artroplastia Total da Anca é um procedimento cirúrgico, recorrentemente usado, que permite a substituição total da anca por partes artificiais, conhecidas como próteses. Atualmente, como mencionado anteriormente, as ligas à base de titânio (Ti-6Al-4V) e as ligas de cobalto-cromo, são os materiais mais comumente utilizados para este tipo de próteses.

Esta técnica tem sido alvo de diversos estudos, sendo que a maior parte deles recorreu a métodos numéricos, especialmente ao MEF, para avaliar a fiabilidade dos implantes aplicados na ATA. Além disso, estes estudos permitem avaliar quais os melhores materiais que devem ser utilizados e como é que os mesmos reagem quando são submetidos a certos níveis de carga.

Para garantir a funcionalidade estrutural de um implante são realizados vários testes com diferentes cargas aplicadas. As análises feitas com o MEF são tipicamente usadas com cargas correspondentes ao peso corporal.

Neste estudo um dos principais objetivos consistiu em implementar um modelo de elementos finitos de uma prótese de anca, para o qual utilizou-se o *COMSOL Multiphysics*. Para a obtenção do modelo foi preciso importar duas estruturas – fémur e implante – que apresentam uma geometria muito complexa e irregular, tornado o processo mais desafiante para juntá-los e transformar num único sistema operacional. Este modelo foi submetido a cargas estáticas – valor máximo obtido num ciclo de marcha – e dinâmicas.

Perante estas condições, foi preciso gerar uma malha computacional muito fina, com elementos bastante reduzidos para os limites de contacto entre as duas superfícies, principalmente junto ao implante, para que nessas áreas os resultados apresentassem uma boa resolução.

Através da malha gerada obteve-se valores de *stress* mais elevados para a prótese de titânio, o que indica que as próteses de cromo reagem melhores quando submetidas a

certos níveis de carga. Outro ponto importante foi que ambas as próteses apresentaram as mesmas zonas com valores mais críticos o que indica onde é mais propício haver falha.

Através da análise dinâmica de subida de escadas verificou-se que o valor da tensão é superior ao obtido anteriormente na atividade de caminhar, logo comprova-se que durante a subida de escadas as tensões acumuladas são muito superiores do que simplesmente a andar. Desta maneira, pode-se afirmar que as pessoas que tenham atividades mais dinâmicas diariamente ficam mais sujeitas a mais tensões aplicadas e, posteriormente, terá mais consequências sobre o implante.

Para estudar a fadiga foi preciso aplicar valores de força que variassem no tempo, para simular um processo de cargas e descargas, e com isto só foi desenvolvido o módulo *stress based*. E com isto obteve-se resultados indicativos de que o colarinho do implante será a zona que poderá falhar primeiro.

Este estudo da fadiga não obteve mais resultados sendo que uma das ambições seria aplicar o módulo *stress life* para avaliar quantos ciclos de vida aguentaria a prótese, visto que na literatura relatam cerca de 20 anos de vida para uma prótese da anca. Deste modo, este desenvolvimento pode ser mais aprofundado em trabalhos futuros, uma vez que é um módulo que pode auxiliar muito neste campo da biomecânica.

Pode-se afirmar que o modelo desenvolvido é funcional uma vez que dos estudos analisados obteve-se resultados próximos dos observados na literatura.

Ao longo do desenvolvimento foram surgindo alguns erros, como “*out of memory*” que implicaram a redução do intervalo de tempo nos estudos dinâmicos para ser possível ultrapassar este erro e dar continuidade ao processo. Isto deveu-se às especificações do computador utilizado, como a RAM e o processador. A malha de computação utilizada para este modelo teve de ser muito apertada, principalmente, junto ao implante isto provocou um aumento exponencial no tempo de computação, havendo estudos que alcançaram as 155 horas de computação. Porém, este tempo elevado de computação também se deveu às especificações do computador que tornaram o processo de simulação mais demorado.

---

## 7.2. Trabalhos Futuros

É de salientar que este tema poderá ser mais aprofundado e seria interessante o desenvolvimento de alguns estudos como:

- Otimizar o modelo desenvolvido através da remoção do bloco de fixação do joelho;
- Análise de fadiga para estudos dinâmicos com grande intervalo de tempo para comparar a vida útil de cada prótese;
- Utilização de vários modelos de próteses para avaliar comparativamente o comportamento sob carga;
- Aplicação de carregamentos cíclicos para estudar a quantidade de migração e alterações na orientação da haste;
- Comparar diferentes modelos de prótese, de forma a estudar a influência que a geometria desta tem na distribuição de cargas;
- Estudo experimental de modo a comparar valores obtidos pela simulação biomecânica e valores obtidos experimentalmente em laboratório.

Foi submetido um artigo sobre este tema ao IJOE (*International Journal of Online and Biomedical Engineering*) que aguarda uma aprovação.

## Bibliografia

- [1] U. Nations, “World Population Prospects 2019,” 2019.
- [2] A. E. Nelson, “Osteoarthritis year in review 2017: clinical,” *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 26, no. 3, pp. 319–325, 2018.
- [3] J. Santo, “A Intervenção do Enfermeiro Especialista em Enfermagem de Reabilitação na Preparação para Alta da pessoa submetida a Artroplastia Total da Anca – Promoção do Autocuidado,” Escola Superior de Enfermagem de Lisboa, 2018.
- [4] P. Damm *et al.*, “Muscle atrophy-related increased joint loading after total hip arthroplasty and their postoperative change from 3 to 50 months,” *Clin. Biomech.*, vol. 65, no. 1, pp. 105–109, 2019.
- [5] S. Joseph, “Clinical and functional outcomes of total hip replacement,” MS Ramaiah Medical College, 2010.
- [6] D. Goyal, M. Bansal, and R. Lamoria, “Comparative Study of Functional Outcome of Cemented and Uncemented Total Hip Replacement,” *J. Orthop. Traumatol. Rehabil.*, vol. 10, no. 1, pp. 23–28, 2018.
- [7] S. Renner, “Determination of muscle forces acting on the femur and stress analysis,” no. November, 2007.
- [8] P. J. N. Oliveira, “Estudo Da Perda De Fixação Do Cimento Ósseo,” Escola Superior de tecnologia e gestão, 2017.
- [9] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip Anatomy & Biomechanics of the Hip,” *Open Sport. Med. J.*, vol. 4, pp. 51–57, 2010.
- [10] A. M. V. do C. Martins, “Análise da Marcha na Artroplastia da Anca ( Prótese Total da Anca não Cimentada ),” Faculdade de desporto da Universidade do Porto, 2006.
- [11] N. Ozkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, and M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*, 4th Editio. 2017.
- [12] Y. E. Delikanli and M. C. Kayacan, “Design , manufacture , and fatigue analysis of lightweight hip implants,” *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, vol. 17, no. 2, 2019.

- 
- [13] M. R. Feldsman, J. G. Kleckner, and J. K. Lundy, "Femur/Stature Ratio and Estimates of Stature in Mid- and Late-Pleistocene Fossil Hominids," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 83, pp. 359–372, 1990.
- [14] C. Mulenga, "A Cross - Section Study to Determine Human Height Using Femur Length in Zambian Population," *Acta Sci. Microbiol.*, vol. 2, no. 11, pp. 57–61, 2019.
- [15] M. Wod, "Height Estimation from Skeletal Remains," no. December, 2008.
- [16] J. Skubich and S. Piszczatowski, "Model of loadings acting on the femoral bone during gait," *J. Biomech.*, vol. 87, pp. 54–63, 2019.
- [17] M. Varacallo, R. Chakravarty, K. Denehy, and A. Star, "Joint perception and patient perceived satisfaction after total hip and knee arthroplasty in the American population," *J. Orthop.*, vol. 15, no. 2, pp. 495–499, 2018.
- [18] L. T. Kleeman, "Bearing Surfaces for Total Hip," vol. 26, no. 2, pp. 45–57, 2018.
- [19] M. Varacallo, T. D. Luo, and N. A. Johanson, *Total Hip Arthroplasty Techniques*, StatPearls. 2020.
- [20] K. N. Chethan, M. Zuber, S. B. N, S. S. B, and C. R. Kini, "Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method," *Heliyon*, vol. 5, no. 6, p. e01767, 2019.
- [21] F. Van Praet and M. Mulier, "To cement or not to cement acetabular cups in total hip arthroplasty : a systematic review and re-evaluation," *SICOT J.*, vol. 5, no. 3, 2019.
- [22] A. Vieira, A. T. Marques, and U. De Aveiro, "Caracterização à fadiga de próteses de anca compósitas," vol. 15, pp. 33–38, 2008.
- [23] C. Y. Hu and T. Yoon, "Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty," *Biomater. Res.*, vol. 22, no. 1, pp. 1–12, 2018.
- [24] P. Araújo, L. Machado, D. Cadavez, L. Mónico, F. Januário, and L. Luís, "Evaluation of the Function and Quality of Life after Total Hip Arthroplasty by Different Approaches," *Rev. Científica da Ordem dos Médicos*, vol. 30, no. 9, pp. 623–627, 2017.
- [25] A. M. de A. M. Ramos, "Estudo numérico e experimental de uma nova

- componente femoral da prótese de anca cimentada,” Universidade de Aveiro, 2006.
- [26] S. A. Aghili, K. Hassani, and M. Nikkhoo, “A finite element study of fatigue load effects on total hip joint prosthesis,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 22, pp. 1–7, 2021.
- [27] M. Merola, S. Affatato, T. Medica, I. Istituto, O. Rizzoli, and V. Barbiano, “Materials for Hip Prostheses : A Review of Wear and Loading Considerations,” 2019.
- [28] B. Weiss, M. Berli, D. Campana, S. Ubal, and J. Di Paolo, “Análisis de tensiones en espaciadores de cadera para la predicción del tiempo de implantación,” no. February 2015, 2010.
- [29] A. Abdulkarim, P. Ellanti, N. Motterlini, T. Fahey, and J. M. O. Byrne, “Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement : a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials,” *Orthop. Rev. (Pavia)*, vol. 5, no. 1, pp. 34–44, 2013.
- [30] K. Magalhães, “Avaliação biomecânica do desempenho de prótese femoral com rigidez variável,” 2014.
- [31] S. Singh and A. P. Harsha, “Analysis of Femoral Components of Cemented Total Hip- Arthroplasty,” *J. Inst. Eng. Ser. D*, vol. 97, no. 1, pp. 113–120, 2016.
- [32] J. Maggs and M. Wilson, “The Relative Merits of Cemented and Uncemented Prostheses in Total Hip Arthroplasty,” *Indian J. Orthop.*, vol. 51, no. 4, pp. 377–385, 2017.
- [33] J. Guedes, “Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica do fémur intacto e com prótese de anca inserida,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2000.
- [34] S. Mao *et al.*, “Cemented versus uncemented total hip replacement for femoral neck fractures in elderly patients : a retrospective , multicentre study with a mean 5-year follow-up,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–7, 2020.
- [35] C. Yang *et al.*, “Cemented versus uncemented femoral component total hip arthroplasty in elderly patients with primary osteoporosis : retrospective analysis with 5-year follow-up,” *J. Int. Med. Res.*, vol. 47, no. 4, pp. 1610–1619, 2019.

- 
- [36] P. Thiagarajan, "Assessment of Functional Outcome between Cemented and Uncemented Total Hip Replacement : A Comparative Study," *Int. J. Contemp. Med. Res.*, vol. 7, no. 1, pp. 16–19, 2020.
- [37] M. Thien, Truike, G. Chatziagorou, G. Garellick, and O. Furnes, "Periprosthetic Femoral Fracture within Two Years After Total Hip Replacement Analysis of 437,629 Operations in the Nordic Arthroplasty Register Association Database," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 96, no. 16, 2014.
- [38] D. G. da Saúde, "Artroplastia Total da Anca," 2014.
- [39] S. Arabnejad, B. Johnston, M. Tanzer, and D. Pasini, "Fully Porous 3D Printed Titanium Femoral Stem to Reduce Stress-Shielding Following Total Hip Arthroplasty," *J. Orthop. Res.*, vol. 35, no. 8, pp. 1774–1783, 2017.
- [40] F. F. Al-jassir, H. Fouad, and O. Y. Alothman, "In vitro assessment of Function Graded ( FG ) artificial Hip joint stem in terms of bone / cement stresses : 3D Finite Element ( FE ) study," *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, no. 1, p. 1, 2013.
- [41] L. Lim, S. W. Carmichael, and M. E. Cabanela, "Biomechanics of Total Hip Arthroplasty," *Anat. Rec.*, vol. 256, pp. 110–116, 1999.
- [42] D. Janssen, K. A. Mann, and N. Verdonschot, "Finite element simulation of cement-bone interface micromechanics; a comparison to experimental results," *J Orthop Res.*, vol. 27, no. 10, pp. 1312–1318, 2010.
- [43] M. J. Peng, H. Chen, Y. Hu, X. Ju, and B. Bai, "Finite Element Analysis of porously punched prosthetic short stem virtually designed for simulative uncemented Hip Arthroplasty," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–12, 2017.
- [44] Y. Kim and J. Park, "Eighteen-Year Follow-up Study of Two Alternative Bearing Surfaces Used in Total Hip Arthroplasty in the Same Young Patients," *J. Arthroplasty*, vol. 35, no. 1, pp. 824–830, 2019.
- [45] J. A. D. Antonio and K. Sutton, "Ceramic Materials as Bearing Surfaces for Total Hip Arthroplasty Abstract," *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 17, no. 2, pp. 63–68, 2009.
- [46] A. Z. Senalp, O. Kayabasi, and H. Kurtaran, "Static , dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis,"

- Mater. Des.*, vol. 28, no. 5, pp. 1577–1583, 2007.
- [47] P. C. Ortega, W. B. M. Jr, A. D. O. Moré, R. F. Vasconcelos, E. Rosa, and C. R. M. Roesler, “Failure analysis of a modular revision total HIP arthroplasty femoral stem fractured in vivo,” *Eng. Fail. Anal.*, vol. 114, no. 1, p. 104591, 2020.
- [48] J. R. T. Jeffers, M. Browne, A. B. Lennon, P. J. Prendergast, and M. Taylor, “Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 7, pp. 1525–1533, 2007.
- [49] M. Babi, O. Veri, Ž. Bo, and A. Su, “Finite element modelling and fatigue life assessment of a cemented total hip prosthesis based on 3D scanning,” *Eng. Fail. Anal.*, vol. 113, no. 1, 2020.
- [50] A. Darwich, H. Nazha, and M. Daoud, “Effect of Coating Materials on the Fatigue Behavior of Hip Implants: A Three-dimensional Finite Element Analysis,” *J. Appl. Comput. Mech.*, vol. 6, no. 2, pp. 284–295, 2020.
- [51] C. Augusto, R. De Almeida, F. Tadeu, D. A. Lima, and M. M. Borges, “Tectônicas Digitais: A ( In ) Tangibilidade no Processo de Projeto em Arquitetura,” *Rev. Des. Technol.*, vol. 9, no. 18, pp. 1–21, 2019.
- [52] N. Khadka, M. Yadav, and A. Ghimire, “Novel Stemless Hip Prosthesis Design and Finite Element Analysis to validate stemless Prosthesis for Reduction of Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty,” 2020.
- [53] J. E. Gubaua, G. W. O. Dicati, and J. T. Pereira, “Influence of material stiffness of total hip prosthesis in isotropic bone - remodeling process analysis,” *Conf. XXXVIII Iberian-Latin Am. Congr. Comput. Methods Eng.*, 2017.
- [54] M. O. Heller, G. Bergmann, J.-P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas, and G. N. Duda, “Determination of Muscle Loading at the Hip Joint for Use in Pre-clinical Testing,” *J. Biomech.*, pp. 1155–1163, 2005.
- [55] J. Geringer, K. Kim, J. Pellier, and D. D. Macdonald, *Bio-Tribocorrosion in Biomaterials and Medical Implants*. 2013.
- [56] K. Prasad *et al.*, “Metallic Biomaterials: Current Challenges and Opportunities,” *Materials(Basel.)*, vol. 10, no. 8, p. 884, 2017.
- [57] Y. Lai, W. Chen, C. Huang, C. Cheng, K.-K. Chan, and T.-K. Chang, “The Effect

- 
- of Graft Strength on Knee Laxity and Graft In-Situ Forces after Posterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, pp. 1–11, 2015.
- [58] COMSOL, “Introduction to the Structural Mechanics Module,” 2018. [Online]. Available: Introduction to the Structural Mechanics Module.
- [59] COMSOL, “Structural Mechanics Module - User’s Guide,” 2018. [Online]. Available:  
<https://doc.comsol.com/5.4/doc/com.comsol.help.sme/StructuralMechanicsModuleUsersGuide.pdf>.
- [60] E. Gunn, D. Gundapaneni, and T. Goswami, “Effect of cement fill ratio in loosening of hip implants,” *Biomatter*, vol. 2, no. 2, pp. 87–93, 2012.
- [61] N. B. Robertson, A. K. Battenberg, and T. P. Schmalzried, “Defining high activity in arthroplasty patients,” *Bone Joi*, vol. 98–B, no. 1, pp. 95–97, 2016.
- [62] COMSOL, “Fatigue Module,” 2018. [Online]. Available:  
<https://doc.comsol.com/5.4/doc/com.comsol.help.fatigue/FatigueModuleUsersGuide.pdf>.
- [63] C. Luo *et al.*, “Femoral Stress Changes after Total Hip Arthroplasty with the Ribbed Prosthesis : A Finite Element Analysis,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2020, p. 8, 2020.
- [64] C. Truesdell and W. Noll, *The non-linear field theories of mechanics*. Springer, 2004.