



UNIVERSIDADE D  
COIMBRA

Maria Luís Rocha Pinto

**AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DE SISTEMAS DE  
FIXAÇÃO ÓSSEA PARA OSSOS LONGOS**

**Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica orientada  
pela Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro e Professora  
Doutora Maria Augusta Neto e apresentada ao Departamento de Engenharia  
Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia.**

Setembro de 2020



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

# **Avaliação Experimental de Sistemas de Fixação Óssea para Ossos Longos**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia  
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

## **Experimental Evaluation of Bone Fixation Systems for Long Bones**

**Autor**

**Maria Luís Rocha Pinto**

**Orientadores**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro**

**Professora Doutora Maria Augusta Neto**

**Júri**

**Presidente**

**Professor Doutor Ricardo Nuno Madeira Soares Branco**  
Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Orientador**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro**  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Vogais**

**Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro**  
Professor Coordenador do Instituto Politécnico de Coimbra

**Mestre Vítor Maranhã Lopes**  
Assistente Convidado da Universidade de Coimbra

**Coimbra, Setembro, 2020**



*“Do the best you can until you know better.*

*Then when you know better, do better.”*

Maya Angelou



## Agradecimentos

A realização desta dissertação não seria possível sem o apoio e dedicação de todas as pessoas que me acompanharam.

Queria agradecer às minhas orientadoras por me terem acolhido e por todo o trabalho, carinho e competência que demonstraram ao longo deste percurso. À Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro, pela sua orientação, disponibilidade e profissionalismo, que desde cedo mostrou e à Professora Doutora Maria Augusta Neto pelos seus sábios conhecimentos e por toda a experiência demonstrada ao longo deste projeto.

Queria ainda fazer um especial agradecimento ao Engenheiro Vítor Maranha pelos seus ensinamentos, palavras amigas e por toda a ajuda e tempo dedicado na preparação dos extensómetros e na realização dos ensaios experimentais.

Gostava também de agradecer ao Professor Doutor Luis Roseiro pela ajuda e disponibilidade mostrada nas fases iniciais do projeto.

Um agradecimento ao Doutor Carlos Leitão pelo auxílio prestado na pintura dos fémures e ao médico ortopedista Doutor Pedro Carvalhais, responsável pela instrumentação das placas nos protótipos.

Ao meu namorado e colega de curso por todo o apoio, carinho e amizade ao longo destes 5 anos e a todos os meus amigos que mesmo quando estavam longe, estiveram sempre perto.

À minha família pelas oportunidades que me deram e por sempre estarem presentes e me apoiar em todos os momentos.

Um agradecimento a Coimbra, a cidade que me acolheu.





## Resumo

As fraturas do fémur são problemas que afetam a generalidade da população e os idosos em particular. O avançar da idade trás consigo diversos problemas, entre eles a perda de massa óssea, origem de doenças como a osteoporose, que facilitam a ocorrência de fraturas nos ossos, em particular fraturas no fémur.

Atualmente existe um variado leque de opções para o tratamento destas fraturas. Contudo, independentemente do sistema de fixação escolhido, este deverá atuar no sentido de comprimir os fragmentos da fratura, e, simultaneamente, promover a regeneração do osso. No entanto, em certas situações, particularmente quando se abordam fraturas intertrocânticas de obliquidade reversa, os sistemas de fixação atualmente existentes não são totalmente eficazes. Por esse motivo, existe um contínuo estudo de aprimoramento dos dispositivos presentes no mercado.

Com o intuito de desenvolver sistemas de fixação que solucionem os problemas atuais, o Doutor Costa Martins da empresa Costa Martins e Cidade Lda. concebeu a ideia de uma nova Placa de Contenção/Compressão Trocântica (TPC).

O trabalho desenvolvido nesta dissertação consistiu na análise experimental comparativa entre o novo sistema de fixação TPC e a placa de Parafuso Dinâmico (DHS), utilizada em larga escala. O propósito deste estudo foi o de analisar se a placa (TPC) consegue ultrapassar as limitações da placa (DHS) e comprovar a tendência dos estudos numéricos anteriormente avaliados por outros investigadores [1]. Assim, o presente estudo passa pela comparação das deformações, tensões e deslocamentos sofridos pelos protótipos. Para que tal seja possível, foram realizados ensaios de compressão onde se recorreu à extensometria elétrica e ótica.

A resposta das placas de fixação foi analisada para diferentes valores de carga aplicada e foi possível concluir que a TPC, por revelar deformações, tensões e deslocamentos no osso em que está implementada inferiores, é o sistema de fixação mais estável e rígido.

**Palavras-chave:** Fraturas Intertrocânticas, Placa de contenção trocântica, Parafuso Dinâmico, Extensometria Elétrica, Extensometria Ótica, Análise Experimental



## Abstract

Femoral fractures are problems that affect the population in general and the elderly in particular. The advancing age brings with it several problems, among them the loss of bone mass, origin of diseases such as osteoporosis that can lead to bone fractures, in particular, femoral fractures.

Currently, there is a wide range of options for the treatment of these fractures. The chosen fixation system must compress the fracture fragments, and, simultaneously, promote bone regeneration. However, in certain situations, particularly when dealing with intertrochanteric fractures of reverse obliquity, the currently existing fixation systems are not fully effective. For this reason, there is a continuous study to improve the devices on the market.

In order to develop fixation systems that solve the existing problems, Doctor Costa Martins from the company Costa Martins e Cidade Lda. Conceived the idea of a new Trochanteric Contention / Compression plate (TPC).

The work developed in this dissertation consisted of a comparative experimental analysis between the new fixation system developed and the Dynamic Hip Screw (DHS), used on large scale. The purpose of this study was to analyze whether the plate (TPC) can overcome the limitations imposed by the plate (DHS) and prove the numerical studies previously evaluated by other researchers [1]. Thus, the present study involves comparing the deformations, stresses and displacements suffered by the prototypes. In order to make this possible, compression tests were carried out using electrical and optical extensometers.

The response of the fixation plates was analyzed for different values of load and it was possible to conclude that TPC, as it reveals lower deformations, tensions and displacements in the bone in which it is implemented, is the most stable and rigid fixation system.

**Keywords** Intertrochanteric Fractures, Trochanteric Compression Plate, Dynamic Hip Screw, Electrical Extensometer, Optical Extensometer, Experimental Analysis



## Índice

ÍNDICE DE FIGURAS .....	ix
ÍNDICE DE TABELAS .....	xiii
SIMBOLOGIA E SIGLAS.....	xv
Simbologia.....	xv
Siglas .....	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	3
2.1. Articulação da Anca.....	3
2.2. Função Anatômica do Fémur.....	7
2.3. Constituição Óssea do Fémur .....	9
2.4. Regeneração do Tecido Ósseo .....	12
2.5. Fraturas do Fémur Proximal .....	14
2.6. Sistemas de Fixação Óssea Interna: DHS e TPC.....	18
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	23
3.1. Modelos Físicos .....	23
3.1.1. Modelo Físico do Fémur .....	23
3.1.2. Modelo Físico dos Sistemas de Fixação Óssea Interna.....	26
3.2. Ensaio Experimentais .....	28
3.2.1. Posicionamento do Osso.....	28
3.2.2. Sistema de Carregamento .....	29
3.2.3. Aplicação dos Sistemas de Fixação Interna no Osso .....	30
3.2.4. Extensometria Elétrica por Resistência .....	31
3.2.5. Extensometria Ótica .....	36
3.2.6. Ensaio Mecânicos .....	37
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	39
4.1. Extensometria Elétrica por Resistência .....	39
4.1.1. Análise das Deformações nas Placas.....	39
4.1.2. Análise das Tensões nas Placas .....	44
4.2. Extensometria Ótica.....	46
4.2.1. Análise dos Deslocamentos no Osso.....	46
4.2.2. Análise das Deformações no Osso .....	50
4.3. Ensaio Mecânicos.....	52
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS .....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	57
APÊNDICE A .....	63



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Principais planos anatómicos de referência, eixos e termos direcionais (Adaptado de: [5]).	4
Figura 2.2. Movimentos de rotação da articulação coxofemoral, nos diferentes planos (Adaptado de: [1]).	5
Figura 2.3. Articulação coxofemoral e estruturas envolventes (Adaptado de: [10][11]).	6
Figura 2.4. Transferência de forças da coluna vertebral até ao fémur [13].	7
Figura 2.5. Vista anterior (imagem da esquerda) e posterior (imagem da direita) do fémur (Adaptado de: [17]).	8
Figura 2.6. Vista posterior do fémur: Constituintes das extremidades distal e proximal (Adaptado de:[17][21]).	9
Figura 2.7. Constituição óssea do fémur e secção em corte do osso. (Adaptado de: [10][25]).	10
Figura 2.8. Trabéculas de compressão e tração principais e forças de compressão secundárias, na região proximal do fémur. (Adaptado de: [30]).	12
Figura 2.9. Fases do processo de consolidação da fratura. (Adaptado de: [15]).	13
Figura 2.10. Fraturas do fémur proximal: extracapsulares e intracapsulares. (Adaptado de: [40]).	15
Figura 2.11. Classificação OTA/AO das fraturas da região trocantérica. (Adaptado de: [45]).	16
Figura 2.12. Dispositivos de fixação intramedular (PFNA) e extramedular (DHS) (Adaptado de: [28][51]).	19
Figura 2.13. Sistema de fixação DHS no tratamento de a) Fraturas intertrocantéricas estáveis b) Fraturas intertrocantéricas instáveis com obliquidade reversa [30].	20
Figura 2.14. Efeito <i>cut-out</i> do sistema de fixação DHS e <i>Tip-apex distance</i> (TAD) [28][37].	21
Figura 2.15. a) Primeiro esboço da TPC e b) Geometria final simplificada da TPC [19][53].	22
Figura 3.1. Modelo físico do fémur, da marca <i>Sawbones®</i> , e respetivas dimensões (Adaptado de: [54]).	24
Figura 3.2. Constituição da camada interna e externa do fémur sintético e dimensão do canal medular (Adaptado de: [54]).	24
Figura 3.3. Representação do eixo anatómico, mecânico do colo do fémur (Adaptado de: [30][56]).	25
Figura 3.4. Placa DHS com os seus respetivos elementos (Adaptado de: [58]).	26
Figura 3.5. Placa TPC com os seus respetivos elementos e dimensões (Adaptado de: [19][59]).	27

Figura 3.6. Posicionamento do osso nos ensaios, segundo a sua inclinação natural (Adaptado de: [19]).....	28
Figura 3.7. Bloco de fixação que serve de suporte ao fémur .....	28
Figura 3.8. Diagrama do corpo livre - Forças na articulação da anca (Adaptado de: [9])..	29
Figura 3.9. Estrutura que irá estar em contacto com o ápice da cabeça do fémur. ....	30
Figura 3.10. Osso sintético com silicone aplicado, pronto a ser cortado na região do colo do fémur. ....	31
Figura 3.11. Extensómetro em roseta com 45° entre si e deformações associadas ( $\epsilon A$ , $\epsilon B$ , $\epsilon C$ ) [3]. ....	32
Figura 3.12. Esquema da localização das rosetas e extensómetros lineares nas placas. ....	32
Figura 3.13. Imagem da localização das rosetas e extensómetros lineares nas placas .....	33
Figura 3.14. Painel frontal do programa em <i>LabVIEW</i> ® e placas DHS e TPC instrumentadas no osso. ....	34
Figura 3.15. Sistema de correlação de imagem VIC-3D.....	36
Figura 3.16. Fémur sintético pintado a branco, com salpicos de tinta preta, imagem da esquerda. Grelha de calibração, imagem da direita.....	37
Figura 3.17. Máquina de compressão com fémur posicionado no suporte. ....	38
Figura 4.1. Comparação das deformações ao longo do tempo, do extensómetro B da roseta 1 e da roseta 2, para carga máxima aplicada de 1000N .....	41
Figura 4.2. Deformações principais mínimas e máximas, para as cargas máximas aplicadas de 200N e 1000N, e para os dois sistemas de fixação (DHS e TPC).....	42
Figura 4.3. Comparação das deformações ao longo do tempo, do extensómetro linear da TPC e da DHS, para carga máxima de 1000N.....	43
Figura 4.4. Variação do deslocamento em u com a força aplicada, na zona interna e externa da cabeça do fémur, para o fémur instrumentado com as placas DHS e TPC.....	47
Figura 4.5. Variação do deslocamento em u no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC .....	47
Figura 4.6. Variação do deslocamento em v com a força aplicada, na zona interna e externa da cabeça do fémur, para o fémur instrumentado com as placas DHS e TPC.....	48
Figura 4.7. Variação do deslocamento em v no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC .....	49
Figura 4.8. Variação da deformação principal máxima no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC .....	50
Figura 4.9. Variação da deformação principal mínima no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC .....	51
Figura 4.10. Gráfico Força-Deslocamento para carga máxima de 200N e 1000N, em ambas as placas. ....	53



- Figura 4.11. Gráfico Força-Deslocamento para carga máxima de 1300N realizado na TPC e equação da reta com  $R^2 > 0,99$  , para carga inferior a 500N ..... 54
- Figura A.1. Introdução do *Guide Pin* no osso, que irá auxiliar a inserção do parafuso cefálico (I) e perfuração do osso na zona dos parafusos da diáfise (II). ..... 63



---

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Tabela informativa das propriedades mecânicas características do tecido ósseo [26]. .....	11
Tabela 3.1. Propriedades mecânicas do material do osso sintético [56]. .....	24
Tabela 3.2. Propriedades mecânicas do material da TPC – Aço AISI 316L[19]. .....	27
Tabela 3.3. Propriedades dos extensómetros lineares e em roseta. ....	33
Tabela 4.1. Deformações cartesianas, principais e de <i>von Mises</i> para ensaios de carga máxima 200N .....	40
Tabela 4.2. Deformações cartesianas, principais e de <i>von Mises</i> para ensaios de carga máxima 1000N .....	40
Tabela 4.3. Deformação $\epsilon_{yy}$ dos extensómetros lineares, para carga de 200N e 1000N, respetivamente. ....	43
Tabela 4.4. Tensões Principais e de <i>von Mises</i> para ensaios de carga máxima de 200N ....	44
Tabela 4.5. Tensões Principais e de <i>von Mises</i> para ensaios de carga máxima de 1000N ..	44
Tabela 4.6. Deslocamentos máximos verificados em cada ensaio de compressão e média do conjunto, para carga máxima de 200N .....	52
Tabela 4.7. Deslocamentos máximos verificados em cada ensaio de compressão e média do conjunto, para carga máxima de 1000N .....	53



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$\gamma_{xy}$  – Deformação angular no plano XY

$\varepsilon_{1,2}$  – Primeira e segunda deformação principal

$\varepsilon_{A,B,C}$  – Deformação do extensómetro A, B e C da roseta

$\varepsilon_{von Mises}$  – Deformação de von Mises

$\varepsilon_{xx}$  – Deformação segundo a direção X

$\varepsilon_{yy}$  – Deformação segundo a direção Y

$\rho$  – Massa Específica

$\sigma_{1,2}$  – Primeira e segunda tensão principal

$\sigma_c$  – Tensão de Cedência

$\sigma_{von Mises}$  – Tensão de von Mises

$\nu$  – Coeficiente de Poisson

$E$  – Módulo de Elasticidade longitudinal

### Siglas

3D – Três Dimensões

AISI – *American Iron and Steel Institute*

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

CHS® - *Compression Hip Screw*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DHS® – *Dynamic Hip Screw*

DMS® - *Dynamic Martin Screw*

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

FFP – Fraturas do Fémur Proximal

IMHS® - *Intramedullary Hip Screw*

OMS – Organização Mundial de Saúde

OTA/AO – *Orthopedic Trauma Association*

PFNA® – *Proximal Femoral Nail Antirotation*

SNS – Serviço Nacional de Saúde

TAD - *Tip-apex distance*

TPC – *Trochanteric Plate of Contention/Compression*

VIC – *Visual Image Correlation*

## 1. INTRODUÇÃO

O sistema esquelético humano é constituído por diversos ossos. O Fémur é um osso importante à mobilidade dos seres vivos e fica sujeito a variadas tensões estáticas e dinâmicas durante as diversas atividades diárias [2]. Quando essas solicitações são elevadas, ou em caso de anomalias do osso, podem ocorrer fraturas no fémur proximal. Estas fraturas afetam particularmente os idosos devido à baixa massa óssea trabecular.

As fraturas do fémur proximal são um problema de saúde pública. Os implantes adotados no tratamento destas fraturas, principalmente em fraturas instáveis continuam a ser um tópico de debate nos dias de hoje, pois apesar de poderem ser uma solução ao tratamento, não se revelam totalmente eficazes. Para que ocorra a regeneração do tecido ósseo, é necessário que exista compressão na região da fratura. Assegurar um sistema de fixação de elevada rigidez e estabilidade é essencial para o sucesso da mobilização dos fragmentos do osso.

A placa de contenção trocantérica (TPC) é um sistema de fixação óssea interna desenvolvido com o intuito de colmatar alguns problemas, particularmente existentes em fraturas do fémur proximal com obliquidade reversa. Assim, é inevitável que um produto recentemente desenvolvido seja sujeito a variados estudos numéricos, experimentais e ensaios clínicos que validem a eficácia do sistema. Nesta dissertação será feito um estudo experimental comparativo da nova placa desenvolvida (TPC) a uma placa de referência no mercado, a placa do parafuso dinâmico (DHS). As duas placas irão ser analisadas com o intuito de verificar as previsões dos estudos numéricos realizados por outros investigadores [1] que mostraram que a placa TPC parece ser, de facto, a placa mais estável na fase pós-operatória, imediatamente após inserção dos sistemas de fixação no osso.

A avaliação experimental foi realizada recorrendo a ensaios de compressão do fémur, onde as medições de deformação, tensão e deslocamentos foram obtidas recorrendo à extensometria utilizando sensores elétricos e óticos. Com os conhecimentos obtidos ao longo do curso de Engenharia Mecânica os resultados foram interpretados e as conclusões foram retiradas.

A presente dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos que seguidamente serão resumidos para um melhor entendimento do trabalho:

- **Capítulo 1:** Introdução. Neste capítulo o tema do trabalho é mencionado e o enquadramento teórico, assim como uma breve descrição da estrutura da dissertação é apresentada.
- **Capítulo 2:** Revisão Bibliográfica. A revisão é uma exposição resumida de todos os conceitos e estudos feitos do assunto em questão, que irão facilitar a compreensão do tema abordado.
- **Capítulo 3:** Materiais e Métodos. Nesta secção são abordados os procedimentos que levaram à realização dos ensaios experimentais, bem como todos os materiais usados e os resultados que se esperam obter no capítulo seguinte.
- **Capítulo 4:** Resultados e Discussão. Neste capítulo são expostos os resultados obtidos dos ensaios experimentais, que vão permitir descrever comparativamente os sistemas de fixação nas condições em causa.
- **Capítulo 5:** Conclusões e sugestões de trabalhos futuros. As principais conclusões são retiradas e são apresentadas sugestões ambiciosas para futuros trabalhos.



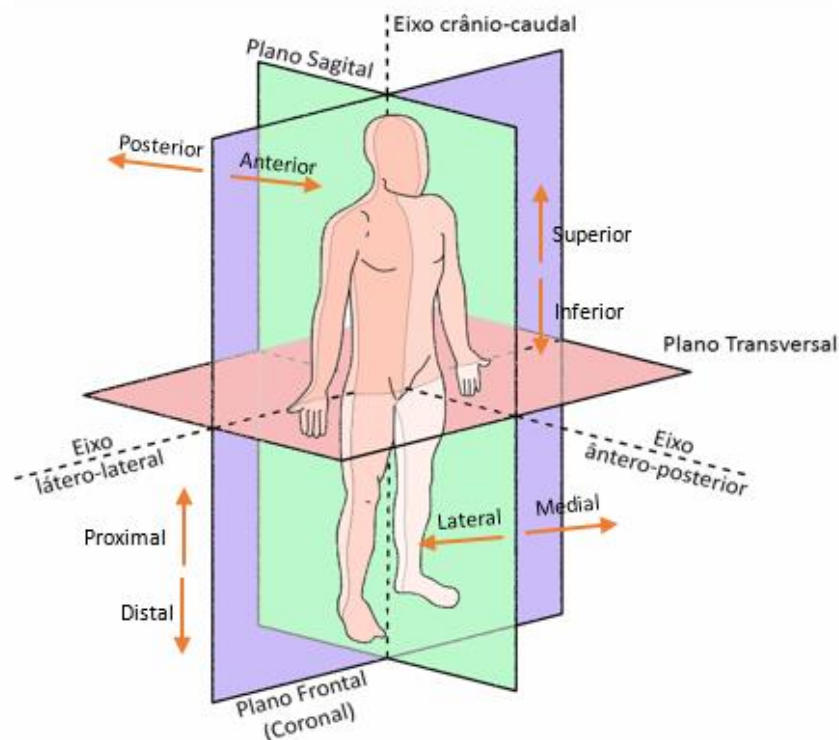
## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são abordados os principais conceitos anatómicos e aprofundamentos teóricos essenciais para um claro entendimento do tema proposto. Na secção 2.1 é feita uma abordagem geral, onde se descreve e localiza no corpo humano a articulação da anca. Na secção 2.2 é abordado o principal elemento de estudo, o fémur, e são referenciadas as suas características e funções anatómicas. Na secção 2.3 e 2.4, particulariza-se esse estudo ao entendimento da constituição óssea do fémur e a como é realizado o processo de regeneração dos ossos. A secção 2.5 evidencia as principais fraturas que ocorrem na extremidade proximal do osso e finalmente na secção 2.6 há uma centralização na abordagem dos sistemas de fixação óssea, DHS (*Dynamic Hip Screw*) e TPC (*Trochanteric Plate of Contention/Compression*), motivos deste estudo.

### 2.1. Articulação da Anca

A identificação dos planos anatómicos de referência, é importante para uma melhor compreensão da localização das partes e componentes do corpo humano que são referidas ao longo deste trabalho. Partindo da posição anatómica natural do corpo, são definidos três planos anatómicos imaginários: plano sagital, plano transversal e plano coronal.

O plano sagital, é um plano vertical, que divide o corpo lateralmente em direito e esquerdo. O plano coronal, também ele um plano vertical, divide o corpo em parte anterior e posterior. O plano transversal é um plano horizontal, que divide o corpo em parte superior e inferior. Estes planos cruzam-se e formam entre si ângulos retos [3][4]. As linhas imaginárias que se obtêm da interseção dos planos designam os eixos látero-lateral, ântero-posterior e crânio-caudal. Esta definição dos principais planos de referência, eixos e termos direcionais, encontra-se representada na Figura 2.1.



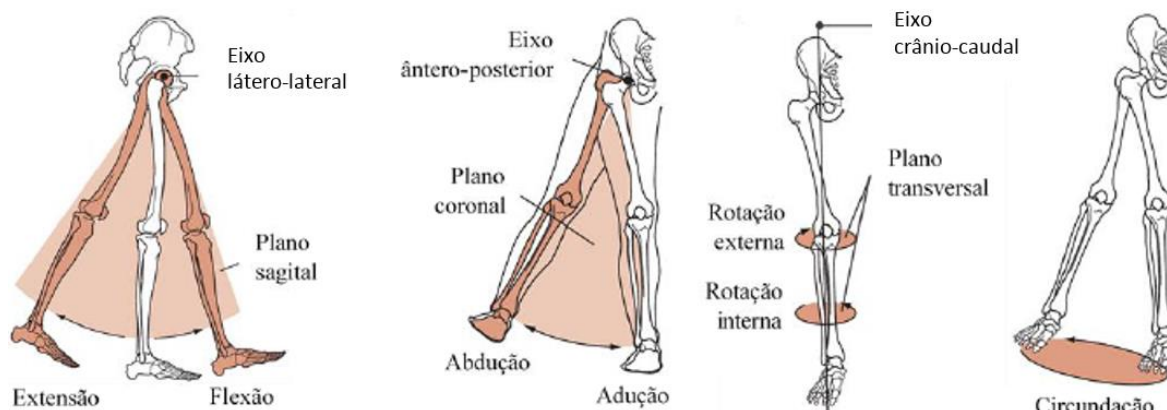
**Figura 2.1.** Principais planos anatômicos de referência, eixos e termos direcionais (Adaptado de: [5]).

Os termos direcionais permitem definir a posição relativa de uma estrutura. Posições relativas à parte traseira e frontal do corpo designa-se, respetivamente, por posterior e anterior. Medial é a posição em direção à linha imaginária que divide o corpo em partes iguais, isto é, ao plano sagital mediano e lateral é o afastamento ao mesmo. Distal e proximal indicam o afastamento ou aproximação ao tronco humano. Inferior e superior sinalizam a posição da parte ou estrutura do corpo que se encontra acima ou abaixo de outra [1][6].

O presente estudo centraliza-se na parte inferior do plano transversal, particularmente na região da anca. Segundo Bowman *et al.*[7], a anca é uma estrutura anatômica complexa, composta por diversos ossos, músculos e ligamentos, responsáveis por transmitir o peso do corpo aos membros inferiores.

Durante as atividades diárias, como correr ou andar, a anca está sujeita a diferentes forças e permite variados movimentos de rotação, nos diferentes planos. Sem movimentos de translação detetáveis, devido à congruência das superfícies articulares, a articulação coxofemoral pode estar sujeita a movimentos descritos nos três eixos rotacionais.

Os movimentos podem ser de extensão e flexão no plano sagital, de abdução e adução no plano coronal, de rotação interna e externa no plano transversal e movimentos de circundação, como mostra a Figura 2.2 [1][7].



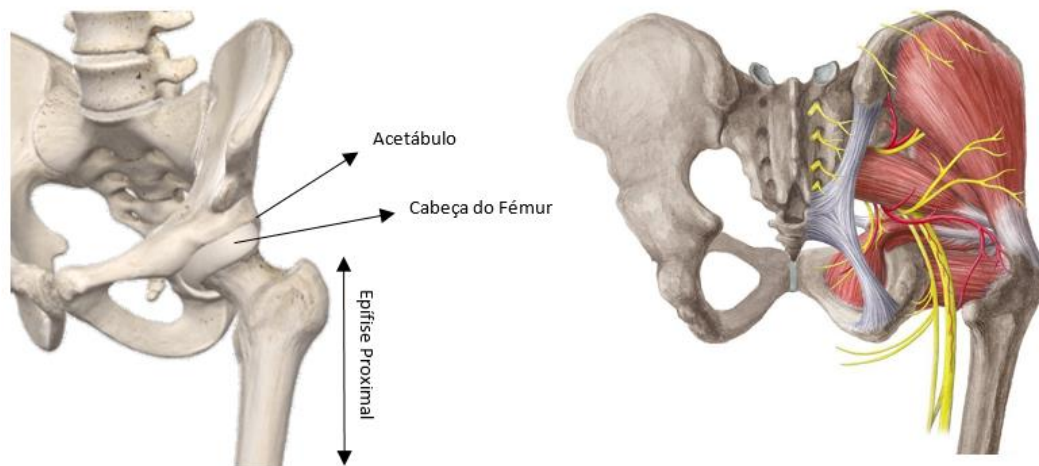
**Figura 2.2.** Movimentos de rotação da articulação coxofemoral, nos diferentes planos (Adaptado de: [1]).

O corpo humano pode ser comparado a uma máquina, onde, pela ação combinada de diferentes partes, podem ser originadas forças mecânicas. De facto, esta analogia torna-se eficiente para entender os mecanismos do sistema músculo-esquelético humano, o movimento do corpo e os efeitos das forças aplicadas [6].

Compreender as forças existentes ao nível da anca e os seus detalhes anatómicos, torna-se importante para entender o contexto e envolvente de problemas associados a esta zona e a estruturas adjacentes. Por exemplo, numa caminhada, a articulação da anca encontra-se exposta a forças que são cerca de seis vezes superiores ao peso corporal [8].

Na Figura 2.3 encontra-se representada a articulação da anca com os seus detalhes anatómicos e principais estruturas que a envolvem. A articulação coxofemoral é constituída por uma estrutura esférica, a cabeça do fémur, que se acopla à pélvis através do acetábulo. A camada de cartilagem, que reveste estas estruturas, permite que o movimento da articulação se faça com atrito reduzido e os ligamentos, que compõem e reforçam a cápsula articular, garantem a união, controlo do movimento e estabilidade do conjunto. Atendendo às forças a que está sujeita, o suporte dos tecidos moles e estrutura anatómica da anca são determinantes na sua estabilidade.

Esta articulação, assim como as diversas estruturas ósseas, está também rodeada de tendões que transmitem forças musculares aos ossos, oferecendo equilíbrio e estabilidade ao corpo, garantindo o movimento do mesmo [6]. Como elemento de ligação entre as extremidades inferiores e a coluna, a anca é também responsável por transmitir e suportar forças que tornam a sua função no corpo humano crucial para a realização das diversas atividades quotidianas [9].



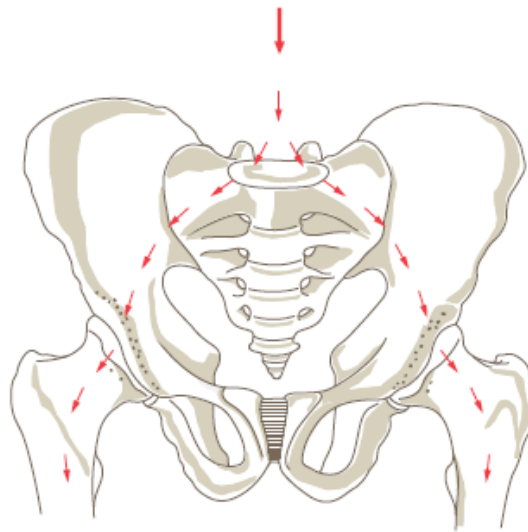
**Figura 2.3.** Articulação coxofemoral e estruturas envolventes (Adaptado de: [10][11]).

Enquanto as estruturas ósseas asseguram a resistência às forças de compressão e corte, os ligamentos atuam como uma banda de resistência e são responsáveis por resistir às forças de tração. Esta dinâmica assegura a estabilidade articular [1][12]. Apesar das superfícies articulares serem muito conformes, existe uma certa assimetria entre a cabeça do fêmur e o acetábulo que origina uma dissipação de forças por parte do osso [7].

A geometria da anca permite-lhe rotação em todas as direções, os músculos são responsáveis por controlar e restringir esse movimento. Existem 22 músculos que atuam na articulação da anca e realizam movimentos de contração e distensão, desses músculos destacam-se os abdutores. Os músculos abdutores localizam-se na região externa da coxa e são responsáveis por controlar o movimento numa situação de não equilíbrio, sendo influentes na distribuição de deformações e importantes na manutenção da cabeça do fêmur [9][12].

Os ossos e os tecidos moles têm uma interação conjunta em situações estáticas e dinâmicas na estabilidade e na geração de movimento. A articulação coxofemoral encontra-se em constante solicitação, estando o fêmur submetido à maioria das tensões. As cargas que promovem tensões de tração e compressão no fêmur, aumentando o risco de fratura nesta estrutura. Assim, por serem capazes de controlar essas tensões indevidas e balancear o sistema de forças, os ligamentos e os músculos têm um papel importante na restrição do movimento da articulação do fêmur e na prevenção de deslocamentos estruturais [1][9][12].

Como se observa na Figura 2.4, as forças são transmitidas da coluna para os membros inferiores através da pélvis, com a ajuda complementar dos tecidos moles [13].



**Figura 2.4.** Transferência de forças da coluna vertebral até ao fémur [13].

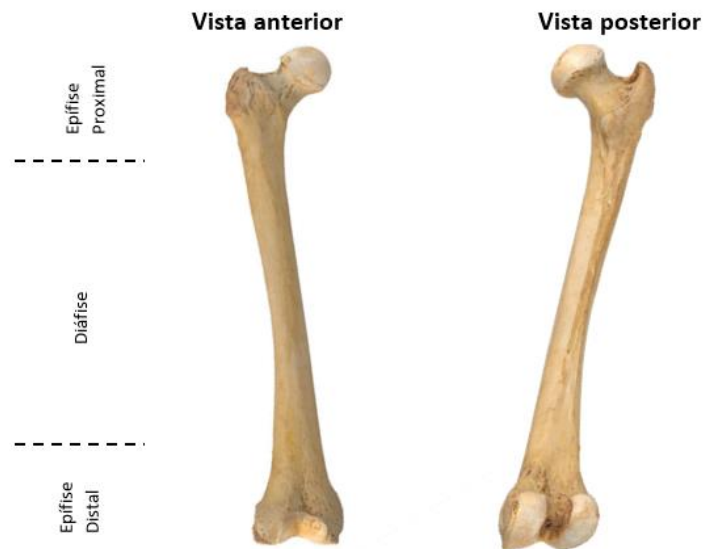
Vários trabalhos de investigação propuseram-se a estudar como variam as forças aplicadas na anca durante as diferentes tarefas quotidianas. Num estudo feito por Bergmann *et al.*[14], verificou-se que, a força de contato na articulação era superior nas atividades de subir e descer as escadas e inferior em atividades de sentar e levantar.

## 2.2. Função Anatômica do Fémur

O sistema esquelético humano adulto é composto por 206 ossos e apresenta uma série de funções importantes no organismo, sendo responsável pelo fornecimento de uma estrutura rígida, que sustente o peso do corpo e permita a fixação e proteção dos tecidos moles[15]. Os ossos podem ser classificados em ossos longos, curtos, chatos e irregulares[1].

A tíbia, a fíbula e o fémur são os ossos longos constituintes dos membros inferiores e são necessários para garantir a locomoção e equilíbrio do corpo [16]. Nesta dissertação abordamos um desses ossos, o fémur.

O fémur é o osso maior e mais pesado do corpo humano [3], capaz de aguentar pressões elevadas e responsável por transmitir as forças da anca para a tíbia. É composto por três partes, o corpo (diáfise), a região mais próxima da anca (epífise proximal) e a região mais próxima do joelho (epífise distal), como ilustra a Figura 2.5.



**Figura 2.5.** Vista anterior (imagem da esquerda) e posterior (imagem da direita) do fêmur (Adaptado de: [17]).

Composto por um corpo rígido e duas extremidades, o comprimento do fêmur aproxima-se a um quarto da altura de uma pessoa [18]. A epífise proximal localiza-se na região proximal do fêmur e é constituída pela cabeça do fêmur, colo do fêmur, pequeno trocânter e grande trocânter.

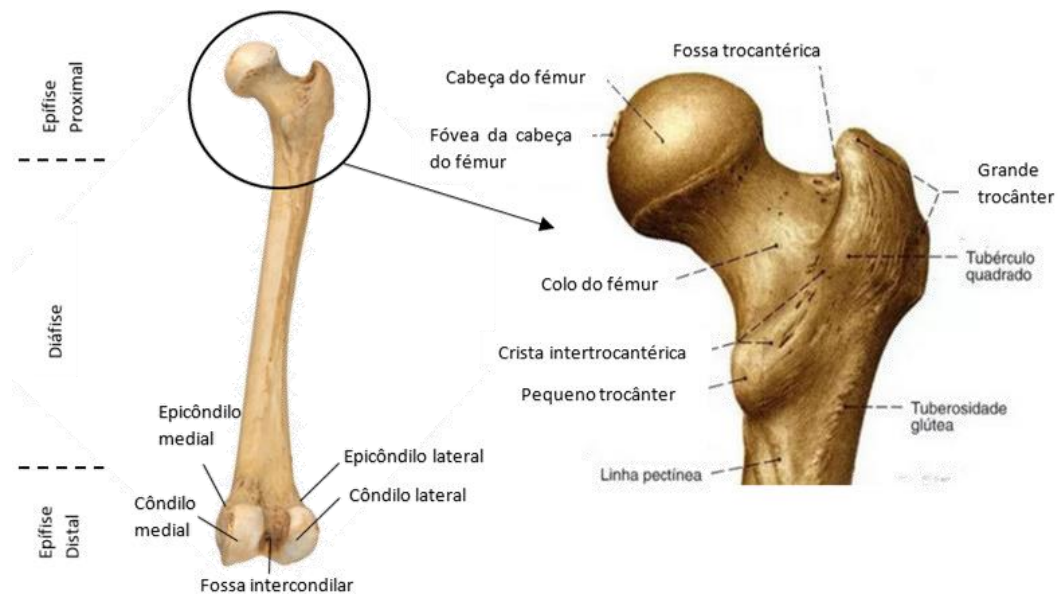
O colo do fêmur estabelece a ligação entre a cabeça e o corpo do fêmur. Pelo seu menor diâmetro e por ser constituído, maioritariamente, por osso trabecular, é considerado a parte mais frágil do fêmur [13][19]. Contudo, atendendo à geometria e à diferença de tamanho entre a cabeça e o colo femoral, a resistência à fratura e a liberdade de movimento da articulação, não são comprometidas [1].

Os trocânteres são elevações que se destacam da união do colo ao corpo do fêmur. O grande trocânter está localizado na extremidade proximal do colo e projeta-se, medialmente, sobre a fossa trocantérica. O pequeno trocânter tem uma forma, arredondada e cônica, localizando-se posteriormente na zona inferior do colo. Os trocânteres são unidos, anteriormente, pela linha intertrocantérica e, posteriormente, pela crista intertrocantérica. Nas mulheres, devido à largura da pélvis, a cabeça do fêmur é menor e o corpo (diáfise) possui maior obliquidade [18].

A epífise distal é composta por dois côndilos e dois epicôndilos (medial e lateral). Os côndilos do fêmur juntamente com os côndilos da tíbia e a rótula, formam a articulação do joelho e garantem a transmissão de movimento e energia do fêmur para a

tíbia. Entre os côndilos localiza-se a fossa intercondilar e, na extremidade oposta, a face onde a rótula fica alojada [4][18].

Os trocânteres, as linhas, os côndilos e os epicôndilos são pontos de inserção de músculos e ligamentos [18][20]. Na Figura 2.6 encontra-se representada a vista posterior do fêmur e as respectivas partes constituintes das extremidades proximal e distal.



**Figura 2.6.** Vista posterior do fêmur: Constituintes das extremidades distal e proximal (Adaptado de:[17][21]).

A estrutura do fêmur está adaptada para receber e transmitir as solicitações mecânicas a que o corpo se encontra sujeito [4]. No global, o fêmur é um osso importante, no entanto, geralmente, uma maior atenção é prestada à zona proximal do mesmo[22]. Apesar de apresentar uma estrutura rígida, o fêmur pode sofrer fraturas, devido a impactos inesperados ou excessos de carga [16].

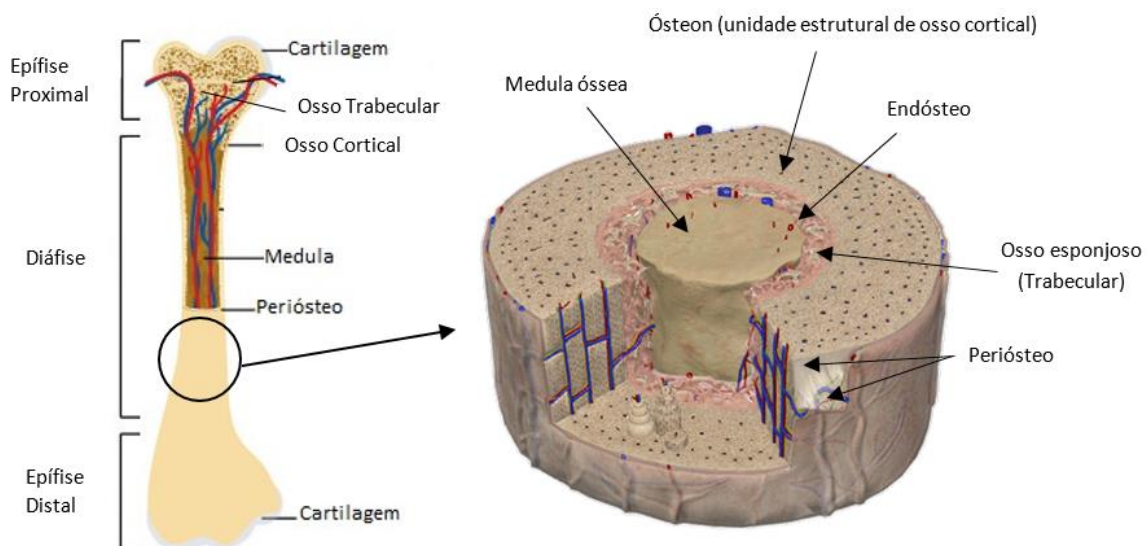
### 2.3. Constituição Óssea do Fémur

O osso é um tecido vivo que cresce e sofre processos dinâmicos de remodelação, produzindo osso novo e degradando osso velho [15]. Sendo o principal constituinte do esqueleto, capaz de proteger os órgãos vitais com a sua estrutura rígida [23], o tecido ósseo pode ser dividido numa camada externa, de elevada densidade, dureza e resistência, composta por osso cortical e numa camada interna, de elevada porosidade, esponjosa e menos resistente, composta por osso trabecular.



O osso trabecular ou esponjoso encontra-se em grande volume nas extremidades do fêmur, e numa fina camada na região da diáfise, rodeando o canal medular. Este tipo de osso corresponde a 20% do osso existente no sistema esquelético e é constituído por unidades repetitivas, denominadas trabéculas ósseas. Devido à sua baixa massa específica, reage com maior facilidade às diferentes solicitações, e é menos resistente à deformação elástica, promovendo um movimento subtil do corpo, quando sobre ação de forças [1][24]. Para além de ser determinante na absorção do impacto, o osso trabecular tem também a função de proteger a medula óssea, que preenche as cavidades medulares, e é responsável pela formação das células de sangue. O endósteo é uma camada fina que reveste as cavidades do osso trabecular [4][23].

O osso cortical é o constituinte principal da diáfise, estando também presente numa camada fina em redor do osso trabecular das epífises. Corresponde aos restantes 80% de osso existente no sistema esquelético e é constituído por uma unidade estrutural, denominada ósteon. Encontra-se envolvido pelo perióstio, uma membrana de dupla face responsável por proteger o osso [23], e é responsável por fornecer proteção e suporte ao osso, resistindo a tensões promovidas pelo peso e movimento do corpo [1][13][24]. Na Figura 2.7 encontra-se representado o fémur e respetiva constituição óssea, observada pormenorizadamente através de uma secção em corte na região da diáfise.



**Figura 2.7.** Constituição óssea do fémur e secção em corte do osso. (Adaptado de: [10][25]).

Atendendo à sua estrutura não uniforme, o osso apresenta também propriedades mecânicas distintas ao longo do seu comprimento. Em 1996, um estudo desenvolvido por Lowet *et al.*[26] veio confirmar os resultados de estudos anteriormente realizados, que



definiram as propriedades registadas na Tabela 2.1. Vários investigadores, posteriormente, chegaram a resultados próximos desses valores [15]. Lowet *et al.*[26] nos seus estudos considerou que os ossos trabecular e cortical teriam um comportamento homogéneo e isotrópico.

**Tabela 2.1.** Tabela informativa das propriedades mecânicas características do tecido ósseo [26].

	Osso Trabecular	Osso Cortical
$\rho$ - Massa Específica $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	300	1800
$E$ - Módulo de Young [GPa]	1,1	15
$\nu$ - Coeficiente de Poisson	0,33	0,33

Segundo a lei de Wolff (1892), o osso é capaz de alterar a sua forma externa e estrutura interna em resposta a estímulos mecânicos [27]. O osso cortical permite a transmissão eficiente de cargas axiais e torsionais [1][28].

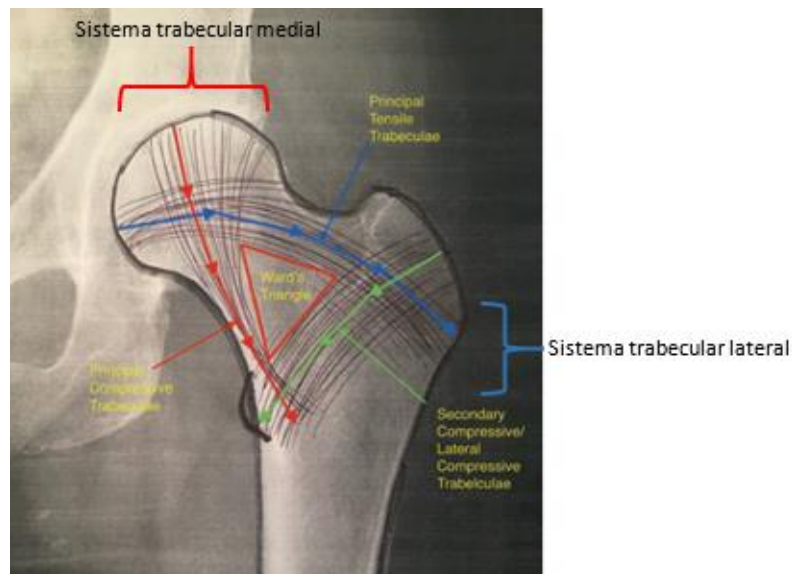
As trabéculas ósseas organizam-se em diferentes direções por forma a resistir a tensões de tração, compressão e cisalhamento. Talvez por ser uma zona bastante solicitada, esta disposição em determinadas direções é especialmente evidenciada na cabeça do fémur [13][23].

A estrutura anatómica do fémur proximal permite que a carga corporal seja transmitida no sentido descendente, através da cabeça femoral, e a estrutura do osso trabecular é importante para garantir o desempenho e distribuição estável das cargas mecânicas [29]. Além disso, o osso trabecular facilita a absorção e distribuição das tensões de sustentação do peso para o osso cortical, que, por ser mais denso, tem uma adaptação superior a essas cargas. Assim, as forças recebidas pelo fémur proximal são transmitidas através da combinação de trabéculas de tração e compressão ao longo do eixo do colo do fémur, permitindo gerir as forças recebidas [7].

Neste contexto, as trabéculas ósseas na região proximal do fémur organizam-se em sistemas trabeculares medial e lateral. O sistema medial forma-se em resposta à compressão existente na zona da cabeça do fémur resultante da articulação coxofemoral, atuando na distribuição das tensões acumuladas. O sistema trabecular lateral, resulta das

contrações dos músculos abdutores e atua no sentido de distribuir e transmitir as tensões desde o colo do fêmur à região diafisária do mesmo.

A área no colo do fêmur que possui menor densidade devido ao menor número de trabéculas é designada de “*Ward’s triangle*”. Esta encontra-se limitada pelas trabéculas de compressão e tração principais e pelas trabéculas de compressão secundárias, como pode ser observado na Figura 2.8 [30].



**Figura 2.8.** Trabéculas de compressão e tração principais e forças de compressão secundárias, na região proximal do fêmur. (Adaptado de: [30])

O acetábulo e a cabeça do fêmur, por serem constituídos, maioritariamente, por osso trabecular, oferecem elasticidade à articulação coxofemoral, pois são capazes de deformar sem provocar dano estrutural. No entanto, deformações excessivas podem originar micro fraturas no osso trabecular com resultante perda de congruência, que pode levar à deterioração das superfícies articulares e consequentemente à osteoartrose [13]. Assim, certas atividades podem promover o aumento da magnitude das forças que atuam no fêmur e, essas forças, devem ser controladas pela estrutura do osso e auxiliadas pelos músculos adjacentes, ligamentos e estruturas cartilaginosas na transferência de cargas [7].

## 2.4. Regeneração do Tecido Ósseo

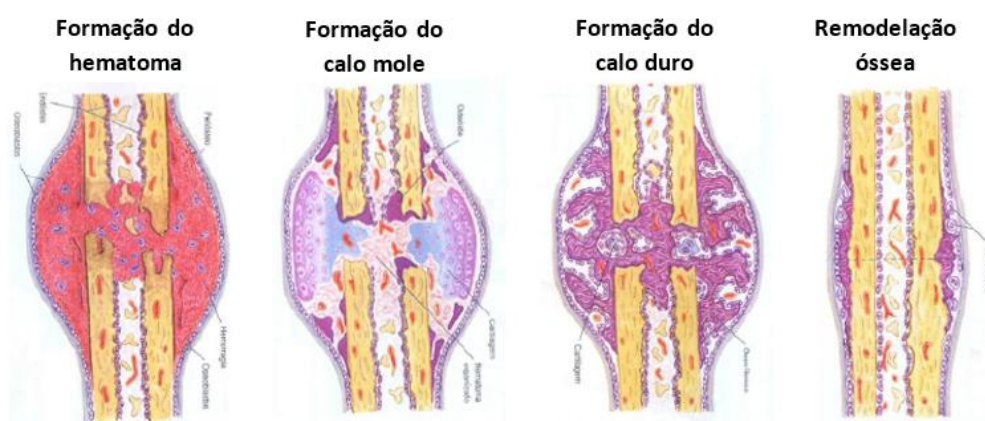
Ao longo da vida, o osso cresce e remodela-se. Neste processo, os osteoblastos e osteoclastos são células responsáveis por originar novo osso e remover tecido ósseo, respetivamente, garantindo assim esse crescimento contínuo [13]. Quando o osso tem uma

fratura, para que o paciente recupere, é também necessário que exista regeneração do tecido ósseo [4].

São várias as fases que estão presentes na cura de uma fratura. Após a fratura do osso existe rompimento de vasos sanguíneos, com um conseqüente acumular de células e sangue que originam o hematoma. O organismo, como resposta à perturbação, forma uma membrana que envolve os ossos, o perióstio [31]. O perióstio é composto pelas células que são responsáveis pela remodelação do tecido ósseo [24] e atua no sentido de prevenir a formação de calo ósseo irregular, aquando da formação do novo osso [32].

O tecido ósseo morto nas extremidades dos fragmentos é removido pelos osteoclastos. De forma a unir o osso fraturado, há formação de fibrocartilagem e, conseqüentemente criação do calo mole. Após a união e estabilização do osso, o calo mole é substituído pelo calo duro. A formação de calo duro, geralmente, ocorre 6 semanas após a operação. A fibrocartilagem é convertida em osso trabecular pelos osteoblastos e posteriormente em osso cortical [1][24]. Por ser mais denso e menos elástico, o osso cortical requer mais tempo de maturação que o osso trabecular [23]. As porções mortas do osso são absorvidas e substituídas por osso novo, garantindo assim a remodelação e restituição óssea original.

As fases do processo de consolidação da fratura incluem a formação do hematoma, formação de calo mole, formação de calo duro e remodelação óssea, podendo ser observadas na Figura 2.9.



**Figura 2.9.** Fases do processo de consolidação da fratura. (Adaptado de: [15])

A recuperação total de uma fratura pode ser um processo demorado, visto que o cálcio e fósforo necessários ao fortalecimento do novo osso são depositados a uma taxa

gradual e as células ósseas reproduzem-se lentamente [24]. O tempo médio de regeneração óssea numa fratura intertrocantérica instável ronda 2 a 4 meses [1].

A regeneração do tecido ósseo pode ser estimulada de forma a garantir o rápido desenvolvimento da cicatrização óssea. A capacidade e o tempo necessário para existir formação de calo ósseo tem uma relação direta com a atividade física. Como referiu Cruz *et al.* [16], a estimulação óssea é necessária antes da remoção dos sistemas de fixação, pelo que os pacientes são aconselhados a manter uma atividade cuidada e bom estilo de vida. Durante a atividade física são induzidos micromovimentos que promovem a formação de calo ósseo, sendo o movimento axial o responsável pela consolidação do mesmo [16].

Um estudo feito por Prendergast e Huijskes [27], revelou que acumulo de danos ou alterações de tensão no osso são detetados localmente por determinadas células, sendo possível através da deformação óssea local promover uma resposta de apoio à remodelação óssea.

A união óssea clínica ocorre quando o processo de mineralização proporciona um aumento de rigidez e resistência no osso que permite a estabilização da fratura e ausência de dor [32]. O tratamento cirúrgico e o sistema de fixação óssea da fratura têm influência direta na resposta da regeneração do tecido ósseo [1].

## **2.5. Fraturas do Fémur Proximal**

Apesar de ter uma estrutura rígida, o osso pode sofrer fraturas quando o seu limite de elasticidade é ultrapassado. Aquando da fratura, os ligamentos e tendões podem também ser afetados. Sendo que o osso não contém terminações nervosas, a dor geralmente provém destes tecidos [33]. As fraturas são estimuladas por impactos de elevada energia [34] ou, no caso dos idosos, simples quedas podem originar a quebra do osso [22][35].

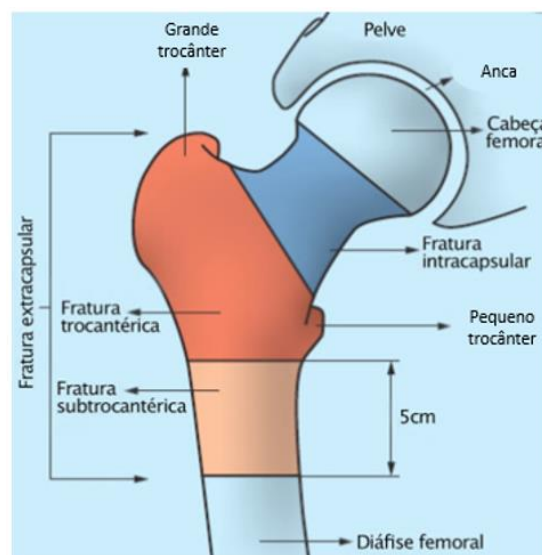
A osteoporose é uma doença que aumenta a fragilidade do osso e afeta essencialmente os idosos. A diminuição da formação de massa óssea e aumento de reabsorção da mesma compromete a estrutura do fémur [28], levando a que traumatismos de baixa energia aumentem o risco de fratura no osso. Certos fatores de risco como idade, sexo e etnia podem estimular o aparecimento de osteoporose [35].

As fraturas do fémur proximal (FFP) são uma consequência da osteoporose nos idosos, sendo que taxa de mortalidade após ocorrência da fratura pode atingir os 26% no primeiro ano [36].

Um estudo feito por Silva *et al.*[36] pretendeu analisar as tendências epidemiológicas das fraturas no fémur proximal, em pacientes com idade igual ou superiores a 65 anos, nos hospitais portugueses pertencentes ao SNS. Envolvendo uma análise a um elevado número de casos, num período de nove anos, este estudo revelou uma tendência crescente da ocorrência da fratura ao longo dos anos, derivada do envelhecimento da população. O estudo confirmou, também, que estas fraturas têm uma frequência superior nos pacientes do sexo feminino, isto é, 74,5% das FFP ocorreram em mulheres, porque os seus ossos são mais frágeis [37]. A OMS prevê que a incidência destas fraturas triplique até 2050 [34][38]. As FFP revelam-se, assim, um problema de saúde pública.

As FFP são fraturas traumáticas comuns, com consequências socioeconómicas e uma taxa de mortalidade e morbilidade considerável. Apesar destas fraturas afetarem principalmente os idosos, elas, também podem afetar os jovens adultos [39]. Assim, por corresponderem a metade dos internamentos nos serviços de ortopedia, é necessária uma boa compreensão desta epidemiologia [36].

Existem diversos sistemas de classificação de fraturas do fémur proximal, a abordagem mais geral é a que classifica as fraturas com base no local em que ocorrem. Como se observa na Figura 2.10, as fraturas podem ser extracapsulares (se envolvem o pequeno ou grande trocânter e regiões trocantérica ou subtrocantérica), ou intracapsulares (quando ocorrem no colo ou cabeça do fémur) [1][38].



**Figura 2.10.** Fraturas do fémur proximal: extracapsulares e intracapsulares. (Adaptado de: [40])

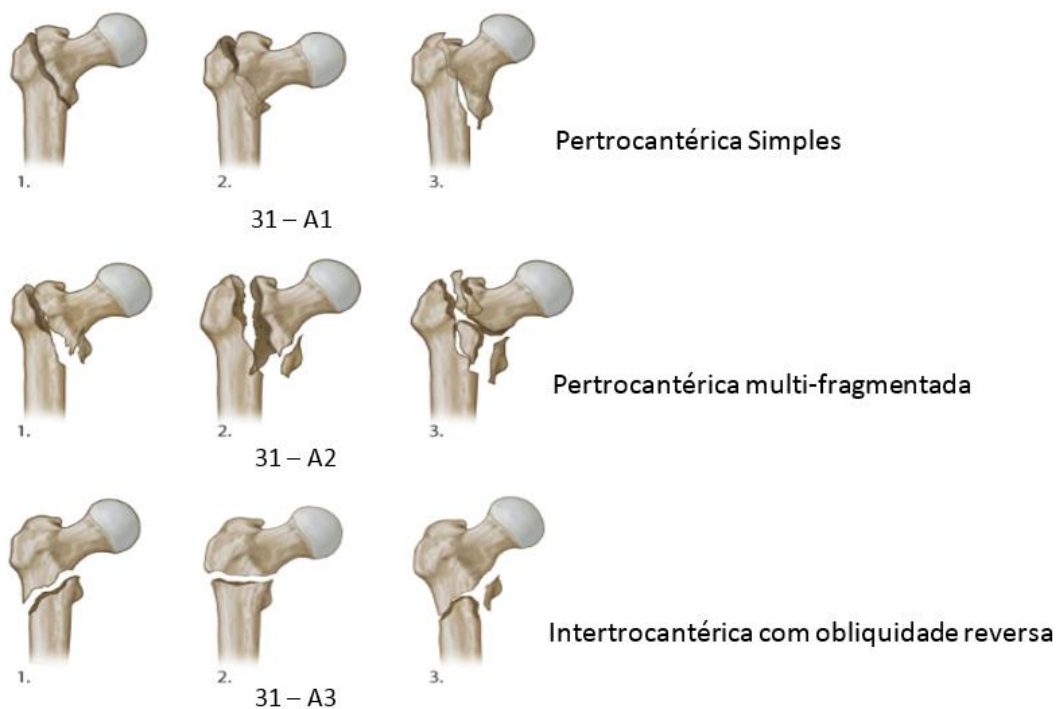
Atualmente, o sistema de classificação mais aceite pela comunidade médica é o OTA/AO (*Orthopedic Trauma Association*). Este sistema consiste na classificação das

diferentes fraturas presentes nos ossos longos. Na Figura 2.11 estão representadas as fraturas da região trocantérica, do fêmur proximal, de acordo com a classificação OTA/AO. Nesta dissertação iremos abordar fraturas do fêmur proximal, particularmente da região trocantérica, isto é, fraturas codificadas com a designação 31-A. Os algarismos “31” codificam o osso em questão (o fêmur) e a região da extremidade proximal onde a fratura se encontra, e a letra “A” localiza a fratura extra-articular na região trocantérica [41][42].

A classificação 31-A1 designa as fraturas pertrocantéricas simples. Estas fraturas possuem uma única linha de fratura. São consideradas fraturas estáveis devido à possibilidade de restauro da continuidade do osso, que garante o suporte da carga transmitida ao fêmur proximal [43][44].

A classificação 31-A2 refere-se a fraturas pertrocantérica multi-fragmentadas. Estas fraturas iniciam-se no grande trocânter podendo criar mais linhas de fratura, das quais podem resultar fragmentos intermediários [43][44].

A classificação 31-A3 representa as fraturas intertrocantéricas com obliquidade reversa. A linha de fratura localiza-se entre o grande e pequeno trocânter [37]. Devido à perda dos suportes, estas fraturas assim como as das classificações 31-A2.2 à 31-A3.3 são fraturas instáveis. Estas fraturas podem ser oblíquas (31-A3.1), transversas (31-A3.2) ou possuir um fragmento medial (31-A3.3)[43][44].



**Figura 2.11.** Classificação OTA/AO das fraturas da região trocantérica. (Adaptado de: [45])

Geralmente, as fraturas 31-A3.3 são as mais complicadas [46]. Hoffmann *et al.*[42] constatou que o tempo de união destas fraturas era significativamente prolongado, quando comparado com o tempo de união das fraturas 31-A3.1 e 31-A3.2, o que demonstrou a importância do fragmento do pequeno trocânter na estabilização dos sistemas de fixação.

Os sistemas de classificação permitem criar protocolos cirúrgicos dependendo da fratura em questão [1]. As fraturas intertrocântéricas (31-A3) pertencem a metade das fraturas da anca nos pacientes com idade avançada, estão sujeitas a complicações pós-operação que comprometem a qualidade de vida do doente, e são cada vez mais frequentes devido ao aumento da esperança média de vida e ao elevado número de doentes com osteoporose e defeitos nos ossos [33][41][47]. A percentagem de fraturas intertrocântéricas nos idosos ronda os 60-70%, sendo a taxa de mortalidade destas fraturas 15-20% [47].

Todas as fraturas instáveis têm tendência a colapsar com carga axial. Fraturas com obliquidade reversa são instáveis devido à tendência do deslocamento medial do corpo do fémur [28]. Possuem um padrão de fratura diferente dos restantes, que pode resultar na perda de suporte mecânico e comprometer a integridade do osso [43][48]. Por este motivo representam um grande desafio para o cirurgião ortopédico [43].

Para haver recuperação da fratura, é necessário garantir a estabilidade da fratura até à formação de calo ósseo [49]. Certos fatores influenciam a recuperação do paciente, como idade, fatores psicológicos e atividade física. O deslocamento e estabilidade das fraturas são fatores adicionais importantes para encontrar o tratamento adequado e garantir que o tempo de reabilitação do paciente seja reduzido [33].

As características biomecânicas das fraturas intertrocântéricas de obliquidade reversa, dificultam a tarefa de obter um sistema de fixação estável que assegure o tratamento da fratura [46]. O padrão da fratura, qualidade óssea, qualidade de redução e método de fixação influenciam o resultado do tratamento cirúrgico. Das complicações que podem advir do tratamento destaca-se o colapso em varo, o *cut-out* do parafuso cefálico, falha de fixação implante e não-união [19][38]. Entender as falhas e complicações é essencial para garantir os mecanismos adequados para as contornar.



## 2.6. Sistemas de Fixação Óssea Interna: DHS e TPC

Como foi anteriormente referido, os ossos longos também estão sujeitos a fraturas. Para ultrapassar esses problemas, geralmente, recorre-se a tratamentos de fixação cirúrgica, de forma a mobilizar a fratura o mais cedo possível [50].

O tratamento cirúrgico garante a estabilização da fratura, apresenta um baixo número de falhas na consolidação do osso, e requer menos tempo de hospitalização que o não cirúrgico [35]. O impacto da intervenção cirúrgica influencia a morbidade e mortalidade do paciente, deste modo, identificar o tipo de fratura é fundamental para determinar qual o sistema de fixação adequado, isto é, que minimize o risco de falha, evite a necessidade de nova intervenção e seja o mais económico, para tratar o paciente [30][41].

Um dos principais objetivos dos cirurgões ortopédicos é garantir uma redução e fixação da fratura que garanta o rápido regresso às atividades normais dos pacientes [48]. Os sistemas de fixação devem conseguir resistir às cargas a que fica sujeito e limitar o movimento no local da fratura, durante o processo de regeneração do osso [34]. Dependendo do seu posicionamento, os sistemas de fixação podem ser classificados como sistemas de fixação externa ou interna.

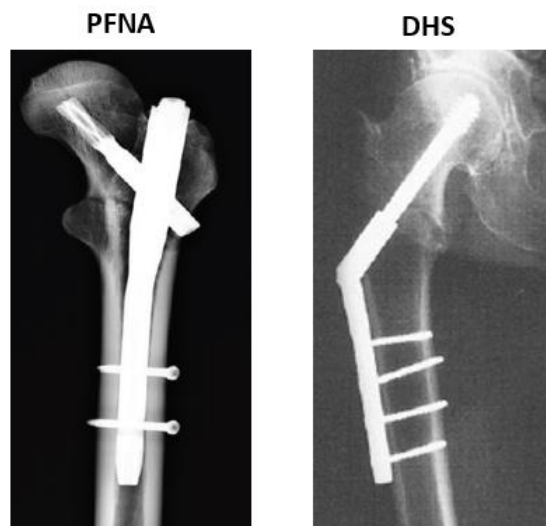
Quando os componentes de fixação são aplicados sob a pele, estamos perante uma fixação interna [3]. A fixação interna é geralmente recomendada no tratamento de fraturas intertrocânticas em idosos [47]. A estabilização da fratura é feita através de parafusos ou placas de osteossíntese na superfície externa do osso [16]. O reduzido tempo cirúrgico e o baixo risco de infeção são algumas das vantagens deste sistema de fixação [35].

O sistema de fixação a adotar está dependente da complexidade da fratura e magnitude do deslocamento. Apesar das FFP serem geralmente tratadas com fixação interna, muitas vezes a artroplastia é também usada como uma opção para tratar pacientes mais velhos, proporcionando dores menos intensas e possibilitando a recuperação funcional e autonomia do paciente [35][38][39]. No entanto, o elevado suprimento de sangue na região trocântica associa-se ao baixo risco de osteonecrose e à preservação das componentes ósseas, sendo a artroplastia, geralmente, dispensada [1].

Quando o fémur proximal é estabilizado com a fixação interna, as estruturas de compressão e tensão do osso trabecular podem sofrer danos. A maioria das tensões passa a ser suportada e distribuída pelo sistema de fixação [29] e as fraturas podem apresentar não-união. Assim, escolher um bom implante é imperativo para garantir a união da fratura [38].



Os dispositivos de fixação interna podem ser extramedulares, compostos por um parafuso cefálico deslizante, que pode ser ligado a uma placa aparafusada na cortical externa do osso e que origina forças de compressão ao nível da fratura, são exemplos o DHS® – *Dynamic Hip Screw*; o CHS® - *Compression Hip Screw* e o DMS® - *Dynamic Martin Screw*[1][19]. Estes dispositivos são geralmente usados para tratar fraturas intertrocantéricas estáveis. Contudo, também é possível utilizar dispositivos intramedulares, como o PFNA® – *Proximal Femoral Nail Antirotation*, o *Gamma Nail* e o IMHS® - *Intramedullary Hip Screw* [1][51][52]. Exemplos de dispositivos extramedulares e intramedulares podem ser encontrados na Figura 2.12.



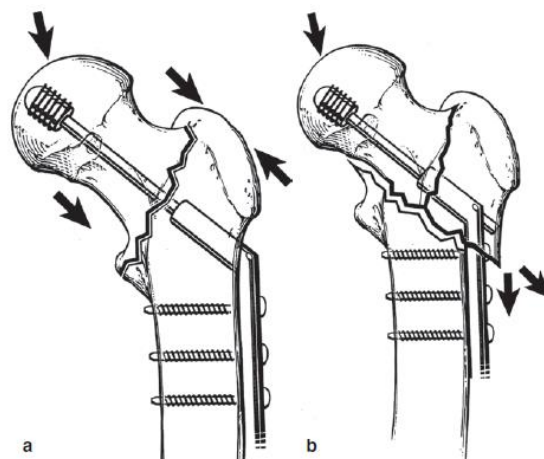
**Figura 2.12.** Dispositivos de fixação intramedular (PFNA) e extramedular (DHS) (Adaptado de: [28][51]).

A região trocantérica do fêmur está sujeita a uma elevada variedade de forças. O debate científico sobre qual o melhor sistema de fixação para tratar fraturas intertrocantéricas instáveis do fêmur parece não ter o fim anunciado. O aumento da tensão na zona da fratura e do implante dificultam o processo de fixação e manutenção do alinhamento dos ossos até à cicatrização da fratura, podendo mesmo levar à falha dos sistemas de fixação [42]. Muitos autores defendem o tratamento destas fraturas com dispositivos intramedulares, por estes reduzirem o tempo no bloco operatório, minimizarem a perda de sangue, apresentarem menor taxa de falha de implantes, oferecerem suporte interno e maior resistência ao colapso em varo [39][41][42][43][46][48]. Estudos sugerem que o PFNA tem sido o mais recente método adotado para tratamento cirúrgico deste tipo de fraturas [52], no entanto, é um dispositivo caro que também pode estar sujeito a falhas no implante, dor pós-operação, *cut-*

*out e cut-through* do parafuso cefálico e ao *Z-effect*, que corresponde a deslizamento de dois parafusos em direções contrárias [39].

Em fraturas com obliquidade reversa, a taxa de falha dos sistemas de fixação ronda os 24-56%, sendo a osteoporose um dos fatores que afeta o sucesso desta fixação, devido à baixa força óssea para a retenção dos fixadores, um dos motivos pelo qual dispositivos de fixação extramedular devem ser usados com cuidado para tratamento de fraturas intertrocânticas instáveis [47]. Apesar dos sistemas extramedulares poderem originar complicações mecânicas no tratamento de fraturas instáveis, são bastante viáveis no tratamento de fraturas estáveis, sendo capazes de promover o controlo do impacto no local da fratura e garantir com sucesso a recuperação do paciente [42][44]. Por ser um implante simples de aplicar, o DHS é o dispositivo mais recomendado para o tratamento destas fraturas [19].

O DHS®, introduzido por Clawson em 1964 [41], revolucionou o tratamento de fraturas intertrocânticas. Em fraturas instáveis tratadas com DHS, a direção das forças é paralela à linha de fratura. O deslizamento dos fragmentos promove um deslocamento excessivo e tensões de cisalhamento no local da fratura [30]. Pelo contrário, em fraturas estáveis, o DHS atua no sentido de favorecer a direção das forças compressivas em relação à linha de fratura [1], como se observa na Figura 2.13.



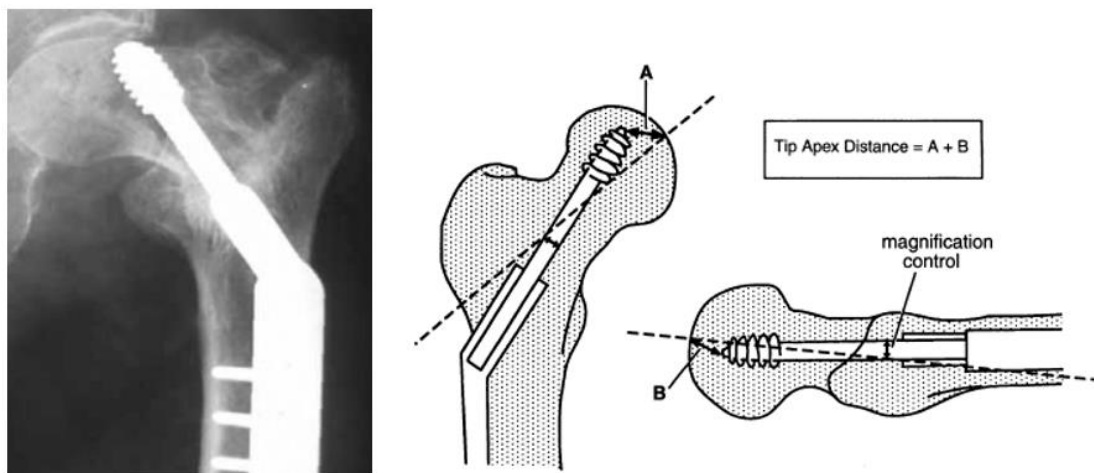
**Figura 2.13.** Sistema de fixação DHS no tratamento de **a)** Fraturas intertrocânticas estáveis **b)** Fraturas intertrocânticas instáveis com obliquidade reversa [30].

Estando a anca exposta a uma carga contínua durante o andamento, o implante tem de absorver uma grande quantidade de energia durante a união da fratura e o risco de falha do implante devido a fadiga do metal aumenta com o aumento das forças de cisalhamento [8].

Contudo, há outras situações de falha do sistema de fixação que estão associadas às características ósseas do fêmur em que são implementados, bem como ao tipo de fratura. Por exemplo, quando o parafuso cefálico penetra o acetábulo, alterando a sua posição dentro da cabeça do fêmur, dá-se o efeito *cut-out* [46]. A percentagem de complicações com este tipo de falhas é relativamente elevada com a utilização da DHS em fraturas instáveis [44]. Segundo Ehlinger *et al.*[39], em fraturas trocântéricas, o *cut-out* ocorre em 2% a 7% dos casos.

Contudo, a incidência do efeito *cut-out* do parafuso cefálico também pode relaciona-se com a posição desse mesmo parafuso na geometria do fêmur, na altura da inserção do dispositivo. O *Tip-apex distance* (TAD) é um fator que prevê a falência do DHS. O seu valor é a soma da distância da ponta do parafuso do implante ao ápice da cabeça do fêmur, medido nas radiografias anteroposterior e lateral. Esse valor deve ser inferior a 25 mm para que o *cut-out* seja reduzido [28][38].

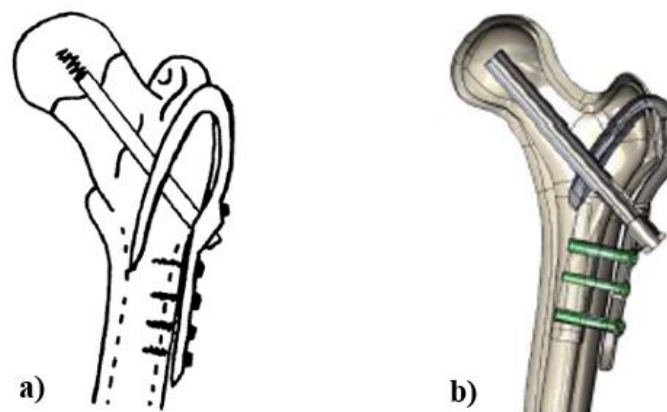
Na Figura 2.14 podemos observar o efeito *cut-out* do sistema de fixação DHS e a posição ótima do parafuso cefálico na cabeça do fêmur, encontrada pelo fator TAD.



**Figura 2.14.** Efeito *cut-out* do sistema de fixação DHS e *Tip-apex distance* (TAD) [28][37].

Para ultrapassar as falhas dos implantes e complicações pós-operação, os implantes já existentes continuam a ser melhorados e novos implantes continuam a ser desenvolvidos. Devido à sua elevada fixação, ao seu baixo custo e simplicidade de implementação cirúrgica, o DHS acaba muitas vezes por ser o implante escolhido para tratar fraturas de obliquidade reversa. Por este motivo e pela sua aplicação em larga escala, a placa extramedular de parafuso dinâmico (DHS) irá ser usada para comparar os resultados da nova placa de contenção/compressão trocântérica (TPC) desenvolvida [47][53].

A placa de contenção TPC é um sistema de fixação interna desenvolvido para garantir a estabilização de fraturas intertrocânticas instáveis, particularmente, de obliquidade reversa. Este sistema foi desenvolvido em 2009 pelo Doutor Costa Martins, para tentar ultrapassar os problemas de outros sistemas existentes e particularmente diminuir o risco de *cut-out* do parafuso cefálico, podendo, se necessário evoluir para prótese parcial da anca, sem que seja necessária a extração do implante [19]. O primeiro esboço deste implante e a geometria final desenvolvida pelo Mestre Vítor Maranha [19], encontram-se representadas na Figura 2.15



**Figura 2.15.** a) Primeiro esboço da TPC e b) Geometria final simplificada da TPC [19][53].

A TPC é constituída por uma placa que penetra o fémur na região do grande trocânter, um parafuso que atravessa a placa e três parafusos que fixam o implante ao osso cortical do fémur [53]. De forma a minimizar o efeito *cut-out*, a placa é constituída por um prolongamento intramedular que garante a concentração de forças compressivas ao nível da linha da fratura e fornece suporte interno ao nível da região subtrocântica [1].

Um sistema de fixação para cumprir a sua função de forma eficaz, deve conseguir estabilizar a fratura, estimular a cicatrização e garantir a recuperação do paciente e das suas funções motoras. O desenvolvimento de novas soluções, necessita de validação numérica e experimental anterior à implementação do sistema. Nesta dissertação iremos fazer uma análise experimental comparativa entre o comportamento biomecânico das placas TPC e DHS na estabilização de fraturas do fémur proximal. Esta comparação vai ser feita, na fase imediatamente após a inserção dos sistemas, e vai comparar os resultados às conclusões obtidas no estudo numérico feito por Sara Neves [1], onde estes sistemas de fixação foram aplicados em fémures com fraturas intertrocânticas de obliquidade reversa.

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

No capítulo anterior foi referido o porquê da necessidade do aparecimento de novos sistemas de fixação, neste capítulo, irão ser referenciados os materiais e métodos usados na execução experimental para a análise comparativa das placas DHS e TPC aplicadas em fémures sintéticos. Na secção 3.1 são definidos os modelos físicos do osso e placas usadas nos ensaios e na secção 3.2 é abordado o procedimento e instrumentação usados na realização dos ensaios experimentais, bem como o que se espera obter no capítulo seguinte, referente aos resultados.

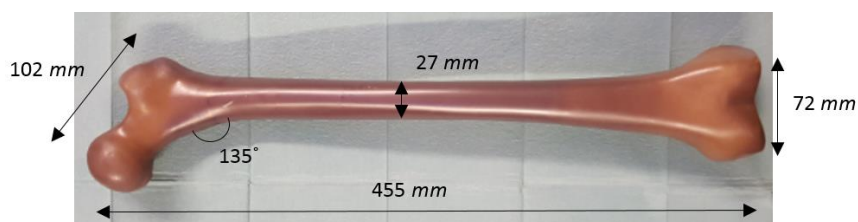
#### **3.1. Modelos Físicos**

Antes dos ensaios experimentais, foi necessário adquirir os modelos físicos do osso e placas, utilizados neste. Nesta secção vamos apresentar esses modelos, assim como as dimensões e propriedades dos materiais e ainda definir os eixos principais do fémur.

##### **3.1.1. Modelo Físico do Fémur**

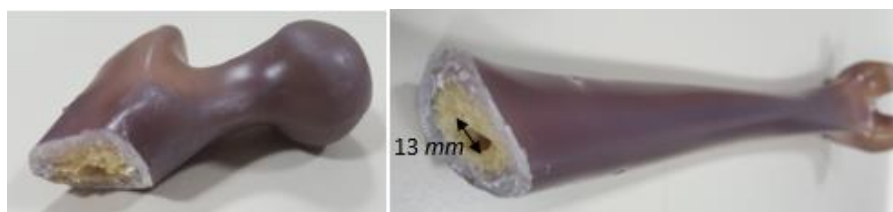
A obtenção de um osso cadavérico para uso em ensaios mecânicos é difícil e cara. Por serem não uniformes ao nível da densidade, diâmetro, comprimento, os resultados obtidos com estes ossos podem ser heterogéneos e não conclusivos. O osso sintético, apesar de não imitar de forma exata as trabéculas femorais e o suporte de força aos quais a anca está submetida, acaba por ser uma solução viável no estudo comparativo de implantes, capaz de eliminar possíveis variações inerentes dos modelos do osso humano [34].

Para a validação experimental dos sistemas de fixação óssea foram utilizados dois modelos de quarta geração do fémur, da marca *Sawbones*® (modelo #3403-102). Representativos de um fémur esquerdo humano médio, estes modelos permitiram replicar as condições reais a que o fémur se encontra sujeito e obter conclusões viáveis. Contudo, interessa salientar que nenhum modelo pode ser uma substituição absoluta do osso e que nos decorrentes ensaios, o efeito dos músculos abdutores será desprezado. Na Figura 3.1 podemos observar o modelo artificial do fémur adquirido, com as suas principais dimensões.



**Figura 3.1.** Modelo físico do fêmur, da marca *Sawbones®*, e respetivas dimensões (Adaptado de: [54])

Como foi referido atrás, o fêmur é constituído por duas camadas de tecido ósseo, cortical e trabecular. Para simular o osso cortical humano, o fêmur sintético é revestido de uma camada externa de fibra de vidro, reforçada com resina epóxi com densidade média  $1640 \text{ kg/m}^3$ . Para simular o osso trabecular poroso de um adulto saudável, a camada interna é composta por um núcleo de espuma celular rígida de poliuretano com densidade média  $320 \text{ kg/m}^3$  [55][56]. A constituição interna e externa do fêmur sintético pode ser observada na Figura 3.2.



**Figura 3.2.** Constituição da camada interna e externa do fêmur sintético e dimensão do canal medular (Adaptado de: [54])

O deslocamento e a energia de deformação dos modelos sintéticos estão dependentes da densidade do osso trabecular [55]. Como também já tinha sido considerado no estudo numérico feito por Sara Neves [1], também aqui, se vai admitir que, simplificada, o osso cortical e trabecular têm um comportamento isotrópico. As propriedades mecânicas do material do osso encontram-se definidas na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1.** Propriedades mecânicas do material do osso sintético [56].

	Ossó Trabecular	Ossó Cortical
$\rho$ - Massa Específica $\left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right]$	320	1640
$E$ - Módulo de Young [MPa]	137	17000
$\nu$ - Coeficiente de Poisson	0,3	0,26

Atendendo a que o osso sintético possui propriedades semelhantes à dos ossos humanos, é possível utilizá-lo em testes mecânicos de carga e movimento essenciais, para o desenvolvimento e aprovação de dispositivos médicos [56].

O modelo do fémur é composto por três eixos principais: o eixo anatómico (linha imaginária que une o ponto central do canal medular da região proximal ao ponto central dos côndilos), o eixo mecânico (linha imaginária que une o ponto do centro da cabeça femoral ao ponto central dos côndilos) e o eixo do colo do fémur (linha imaginária que une o ponto do centro da cabeça femoral ao ponto central do canal medular da região proximal). Uma imagem esquemática é apresentada na Figura 3.3 [1].

A identificação destes eixos é necessária para assegurar o correto alinhamento do fémur e a definição das solicitações mecânicas a aplicar durante os ensaios, não só numéricos, mas também experimentais [1][19].



**Figura 3.3.** Representação do eixo anatómico, mecânico do colo do fémur (Adaptado de: [30][56])

A linha imaginária definida da ponta do grande trocânter ao centro da cabeça do fémur forma um ângulo de  $84^{\circ} \pm 5^{\circ}$  com o eixo anatómico e um ângulo de  $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$  com o eixo mecânico [30].

O ângulo que o eixo do colo do fémur forma com o eixo anatómico, designa-se ângulo do colo do fémur e deve variar, em média, num adulto, entre  $120^{\circ}$  e  $140^{\circ}$  [22][57]. Contudo, devido a deformidades congénitas, patologias ou traumas, os valores podem-se encontrar fora deste intervalo. Nesse caso, designa-se *coxa valga* quando o ângulo de inclinação ultrapassa  $140^{\circ}$  e *coxa vara*, quando é inferior a  $120^{\circ}$  [1]. A inclinação existente entre estes eixos é não só um critério importante em diagnósticos e cirurgias da anca, como

também pode levar a mudanças na postura da pessoa [22]. Alguns estudos verificaram que o ângulo de inclinação pode influenciar a taxa de falha dos sistemas de fixação [42].

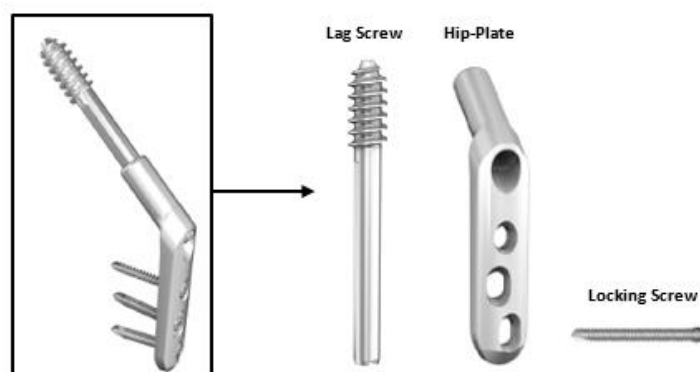
O esforço do corpo é transmitido ao fêmur por intermédio do contacto com o acetábulo. Para uma eficiente transmissão de carga, a definição do eixo do colo do fêmur é importante [3]. A quantidade de trabéculas de tração e compressão existentes no fêmur proximal irá depender do ângulo de inclinação. Para uma orientação femoral valga predominam trabéculas compressivas na transferência de carga e numa orientação em varo, predominam as arcadas de tração [7].

### 3.1.2. Modelo Físico dos Sistemas de Fixação Óssea Interna

Os sistemas de fixação são desenvolvidos para ajudar a garantir a estabilidade da fratura durante o processo de regeneração de tecido ósseo. Para analisar a fiabilidade da nova placa de contenção/compressão trocantérica (TPC), foram realizados ensaios experimentais de comparação desta placa com a placa de referência, DHS, usada em larga escala no tratamento de fraturas trocantéricas estáveis e instáveis.

As placas devem ser feitas de um material biocompatível e bioinerte que garanta a osteointegração parcial [1], assim, a utilização de uma liga de aço inoxidável, garante o cumprimento dos requisitos necessários.

A placa DHS da marca *Stryker*® (referência #597003S), usada nos ensaios, possui 3 furos, um ângulo de 130° e 63 mm de comprimento. Na Figura 3.4 é possível visualizar todos os seus componentes, nomeadamente a placa (*Hip-Plate*), os parafusos da diáfise (*Locking Screw*) e um parafuso cefálico (*Lag Screw*) [58].



**Figura 3.4.** Placa DHS com os seus respetivos elementos (Adaptado de: [58])

A placa TPC procura ultrapassar complicações como o efeito *cut-out* do parafuso cefálico. Desenvolvida para otimizar o desempenho e ultrapassar as falhas de dispositivos já

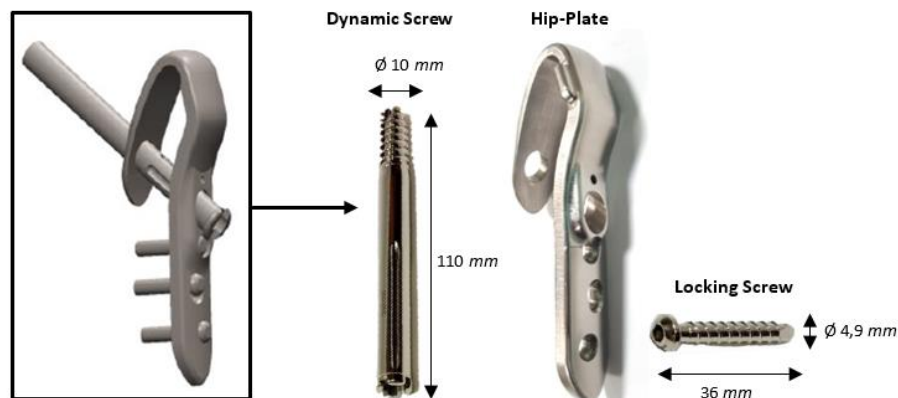


existentes, a TPC pode também evoluir para prótese da anca. Em concordância com o Mestre Vítor Maranha, as propriedades biomecânicas da TPC estão de acordo com os requisitos das *guidelines* ASTM F384-12 [53]. Desenvolvida numa liga de aço inoxidável AISI 316L, a placa garante a estabilidade do material e capacidade de suportar os esforços a que poderá ser submetida. Tal como na análise numérica, as propriedades são tratadas como isotrópicas lineares e elásticas. Na Tabela 3.2 encontram-se registadas as propriedades do aço AISI 316L.

**Tabela 3.2.** Propriedades mecânicas do material da TPC – Aço AISI 316L[19].

Aço AISI 316L			
$\rho$ - Massa Específica [kg/m <sup>3</sup> ]	$E$ - Módulo de Young [GPa]	$\sigma_c$ - Tensão de Cedência [MPa]	$\nu$ - Coeficiente de Poisson
8027	200	170	0,265

A TPC é um placa de compressão composta por 3 furos, que acomodam os parafusos da diáfise (*Locking Screw*) e permitem a sua fixação ao osso, e pelo parafuso do colo do fémur (*Dynamic Screw*) de 110 mm de comprimento, como mostra a Figura 3.5. O material dos parafusos é biocompatível e semelhante ao da placa (*Hip-Plate*) [19].



**Figura 3.5.** Placa TPC com os seus respetivos elementos e dimensões (Adaptado de: [19][59])

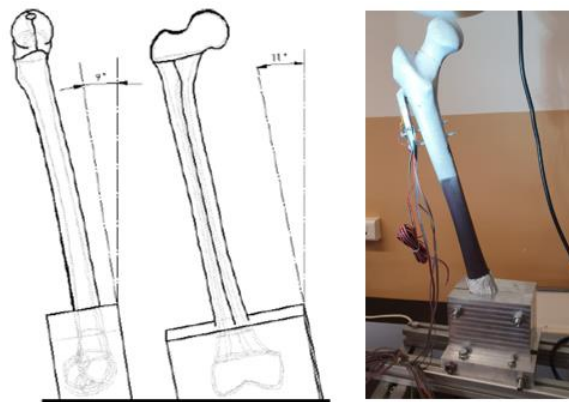
O parafuso do colo do fémur está sujeito a forças de tração e o tecido ósseo na zona da fratura está sujeito a forças de compressão. O *design* dos sistemas de fixação deve ser capaz de suportar os elevados esforços para que não ocorra falência do material e garantir a estabilidade do conjunto, viabilizando a regeneração do osso [2].

## 3.2. Ensaios Experimentais

Uma vez adquiridos os modelos físicos, foi então possível preparar os ensaios experimentais. Neste subtema iremos, primeiramente, abordar o suporte e posição do osso na máquina de ensaios, bem como as condições de carregamento a que este ficará sujeito e a abordagem da inserção das placas nos ossos. Sendo um dos objetivos deste estudo a obtenção dos deslocamentos, deformações e tensões para posterior comparação das placas, iremos também referir os métodos e sistemas usados para aquisição destes resultados. Por fim, terminamos com a referência ao processo decorrente nos ensaios mecânicos.

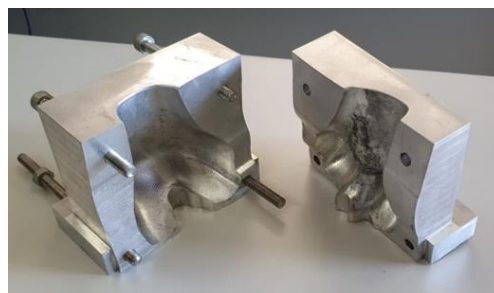
### 3.2.1. Posicionamento do Osso

No estudo numérico feito por Neves [1], à semelhança de Maranhã [19] e Bergmann et al.[14], verificou-se que as condições de fronteira são aplicadas na região distal do fêmur, como tal, durante os ensaios, esta zona deve estar constrangida e o osso deve ser posicionado segundo a sua inclinação natural, a  $11^\circ$  no plano frontal e  $9^\circ$  no plano sagital, como mostra a Figura 3.6 [19][55].



**Figura 3.6.** Posicionamento do osso nos ensaios, segundo a sua inclinação natural (Adaptado de: [19])

O posicionamento do fêmur nos ensaios e a zona de apoio do mesmo foi assegurada por um bloco de fixação, desenvolvido por Maranhã [19], exibido na Figura 3.7

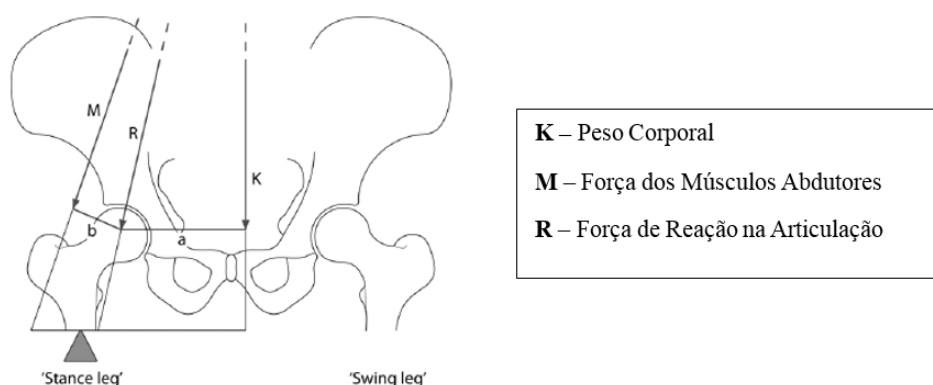


**Figura 3.7.** Bloco de fixação que serve de suporte ao fêmur

O suporte de alumínio é composto por duas componentes responsáveis por fixar o fémur na sua extremidade distal. De forma a ser preservado e evitar qualquer tipo de movimento entre o bloco e o osso, o fémur artificial foi revestido com silicone na sua zona de suporte.

### 3.2.2. Sistema de Carregamento

Entender a biomecânica da anca é essencial para definir a carga e a posição da mesma nos ensaios experimentais [7]. Na situação de repouso, o peso do corpo encontra-se distribuído pelas duas pernas, no entanto, nas atividades do quotidiano, como andar ou correr, os membros inferiores têm um movimento alternado e momentaneamente, usamos apenas uma perna como fonte de apoio. Esta situação encontra-se representada na Figura 3.8, utilizando um modelo de duas dimensões, no plano frontal, a “*Stance leg*” é a perna de apoio e a “*Swing leg*” a perna considerada como parte da massa corporal a ser suportada[9].



**Figura 3.8.** Diagrama do corpo livre - Forças na articulação da anca (Adaptado de: [9])

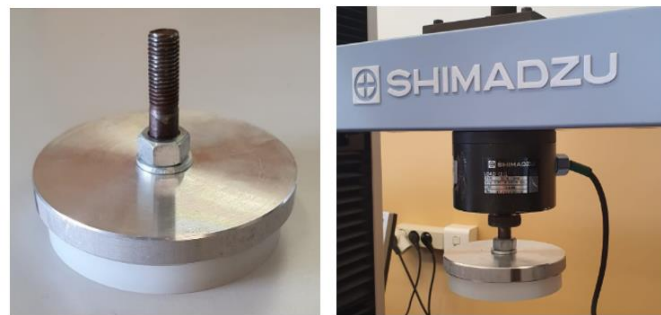
Nestas condições, o centro de massa, que é influenciado pelo peso suportado, distancia-se da perna de apoio. O momento em torno da cabeça do fémur é criado pelo produto do peso do corpo ( $K$ ) com a distância a este ( $a$ ), sendo este momento contrariado pela influência dos músculos abdutores ( $M$ ) e correspondente momento[9].

Apesar de não simular na perfeição o comportamento das cargas aplicadas no fémur, para efeitos experimentais, e por se tratar de um estudo comparativo, considera-se um sistema simplificado onde o efeito dos músculos abdutores será desprezado.

A carga deve ser transmitida ao fémur com uma inclinação de  $0^{\circ}$ - $15^{\circ}$  de forma a reproduzir as condições que permitem encontrar as deformações máximas quando em andamento [1][8]. No sistema simplificado considerado, a carga aplicada tem a direção do eixo mecânico.

A força que atua na cabeça do fêmur tem em consideração o peso do paciente e a atividade que este se encontra a realizar, podendo atingir 260% do peso corporal nas situações mais críticas [12][14]. Em ensaios experimentais comparativos, a carga máxima considerada apenas promove nos resultados diferenças quantitativas e não qualitativas [34].

Para simular o efeito da carga no fêmur, foram aplicados, de forma crescente, incrementos de força segundo a direção axial (eixo Y), até atingir a carga máxima estipulada. Nos primeiros ensaios considerou-se uma carga máxima de referência de 200N [19], posteriormente aumentou-se para 1000N (Força máxima considerada nos ensaios numéricos de Sara Neves [1]). Esta força é transmitida ao fêmur através de uma estrutura composta por dois discos em contacto com o ápice da cabeça do fêmur, representada na Figura 3.9.



**Figura 3.9.** Estrutura que irá estar em contacto com o ápice da cabeça do fêmur.

A estrutura é composta por um disco feito em Nylon, com 101 *mm* de diâmetro e um disco maquinado em alumínio de 110 *mm* de diâmetro. Devido ao baixo atrito, o Nylon atua no sentido de reduzir os ressaltos nos ensaios. O acoplamento da estrutura à máquina de tração/compressão é feito através de um perno roscado.

### **3.2.3. Aplicação dos Sistemas de Fixação Interna no Osso**

As placas necessitam de ser instrumentadas no osso sintético fraturado. O fêmur foi primeiramente cortado na região intertrocantérica, de forma a replicar a fratura instável que se pretendia analisar, à semelhança dos estudos numéricos de Sara Neves [1].

No entanto, na aplicação da DHS, a placa não conseguiu suportar a fratura, devido ao movimento tendencial de translação axial do parafuso cefálico. Pelos motivos já enunciados na revisão bibliográfica, onde se salientou a simplicidade e baixo custo desta placa, a DHS na verdade acaba por ser escolhida como referência de comparação. Porém, como Maranha [19] referiu na sua dissertação, não é adequada para fraturas de obliquidade reversa, sendo contudo, largamente aplicada em fraturas do colo do fêmur [34]. Neste

contexto, optou-se então por fraturar o osso na região do colo do fêmur e analisar como se comportavam as placas quando sujeitas às mesmas condições de ensaio. O osso sintético a ser cortado na região do colo pode ser observado na Figura 3.10.



**Figura 3.10.** Osso sintético com silicone aplicado, pronto a ser cortado na região do colo do fêmur.

O fêmur foi perfurado na zona de fixação dos parafusos e fraturado na região indicada na Figura 3.10. As placas foram aplicadas no fêmur de forma a estabilizar a fratura e a replicar as condições cirúrgicas do processo de redução anatómica.

A técnica de perfuração e inserção das placas de fixação e dos parafusos no fêmur é um processo delicado, por este motivo, foi solicitado a um médico ortopedista o auxílio nesta tarefa. No APÊNDICE A são mencionadas algumas etapas desse processo.

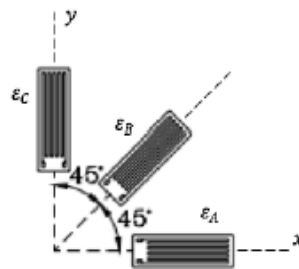
Cada placa deve ser implementada no fêmur com base nas condições de contexto real. Atendendo à diferença angular entre a DHS e o ângulo do colo do fêmur do osso sintético, a placa ficou ligeiramente afastada da diáfise do fêmur. No entanto, como os testes foram de compressão e os parafusos estavam bem apertados ao osso, esse afastamento não foi relevante nos resultados experimentais obtidos. Na implementação da TPC, houve necessidade de fazer uma abertura maior na região de entrada da placa no osso, devido ao formato curvilíneo deste sistema de fixação, que dificultou a sua introdução.

#### **3.2.4. Extensometria Elétrica por Resistência**

A extensometria elétrica é um método muito usado em ensaios experimentais de investigação biomecânica [18]. É uma técnica de simples aplicação que mede deformações através das variações de resistência elétrica do extensômetro, promovidas por alterações de tensão e temperatura que afetam o objeto em estudo [3].

Os extensômetros podem ser lineares ou em roseta. Extensômetros lineares registam deformações numa única direção, que corresponde ao eixo principal do extensômetro. Nos extensômetros em roseta, os extensômetros são posicionados com 45° entre si, como mostra a Figura 3.11. Este último, apesar de ser mais dispendioso, permite

avaliar as deformações em três direções distintas, respetivamente associadas aos extensómetros correspondentes ( $\epsilon_A$ ,  $\epsilon_B$ ,  $\epsilon_C$ ).

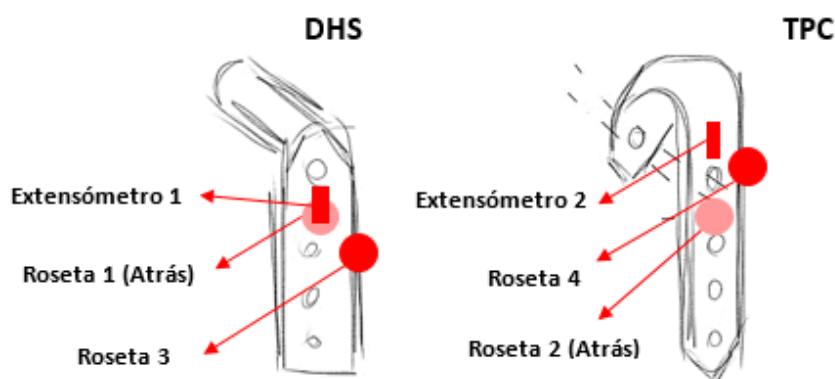


**Figura 3.11.** Extensómetro em roseta com 45° entre si e deformações associadas ( $\epsilon_A$ ,  $\epsilon_B$ ,  $\epsilon_C$ ) [3].

No caso em estudo, os extensómetros foram aplicados apenas nos sistemas de fixação. A localização dos extensómetros nas placas teve por base a distribuição das tensões de *von Mises*, com particular destaque para as regiões críticas, mas também teve em consideração a posterior comparação da distribuição destas tensões nas placas DHS e TPC.

Segundo os ensaios numéricos de Neves [1], Maranha [19] e Santos [59], a região com maior concentração de tensões localiza-se nas placas, particularmente, na zona dos furos. Assim, na Figura 3.12 encontra-se representada a localização das rosetas e extensómetros lineares na DHS e TPC.

Deste modo, optou-se por colocar duas rosetas na região interna da DHS e da TPC, nas zonas consideradas mais críticas, respetivamente, Roseta 1 e Roseta 2. Para medir deformações longitudinais na extensão das placas, colocaram-se extensómetros lineares na região próxima do parafuso cefálico da DHS e do parafuso do colo do fémur da TPC, respetivamente designados por Extensómetro 1 e Extensómetro 2. A deformação na espessura das placas foi também analisada com a colocação de duas rosetas, Roseta 3 e Roseta 4, na região lateral aos furos de maior solicitação. Devido à pequena espessura, foi necessário garantir o correto alinhamento da roseta para não comprometer os resultados.



**Figura 3.12.** Esquema da localização das rosetas e extensómetros lineares nas placas.

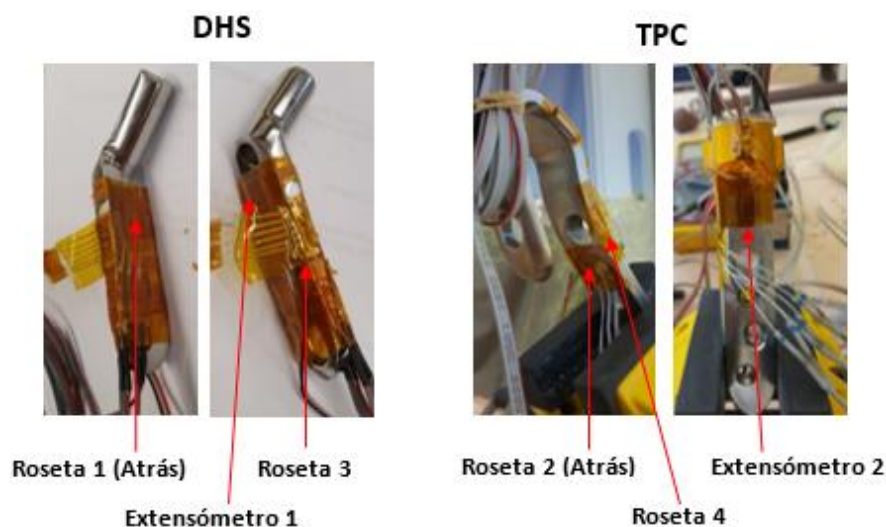
As características dos extensômetros lineares e em roseta da marca HBM® utilizados, estão apresentados na Tabela 3.3.

**Tabela 3.3.** Propriedades dos extensômetros lineares e em roseta.

	Referência	Resistência [ $\Omega$ ]	Fator de ganho
Roseta	K-CRY8-0030-1-350-3-030	$350 \pm 0,35$	a: $2,00 \pm 1,0 \%$ b: $1,96 \pm 1,0 \%$ c: $2,00 \pm 1,0 \%$
Linear	1-LY11-6/350	$350 \pm 0,35$	$2,04 \pm 1,0 \%$

A colagem dos extensômetros nas placas está sujeita a variados cuidados: 1) A superfície onde o extensômetro vai ser colado deverá ser tratada, com aplicação de uma lixa e ácido fosfórico, de forma a remover impurezas da placa e aumentar a rugosidade da mesma; 2) Posteriormente, é adicionado um neutralizador e o extensômetro, já pré – posicionado, é fixado à placa, com cola cianoacrilato da marca *Loctite*®.

No caso dos extensômetros lineares foi necessário realizar uma soldadura a estanho dos fios de ligação dos extensômetros ao terminal de ligação, e verificar com um multímetro se os valores registavam a resistência correspondente. Os extensômetros e fios de ligação são revestidos e isolados com uma fita-cola específica (*Nitto tape*) que garante a sua proteção e evita curto-circuitos. O posicionamento dos fios teve em conta a posterior instrumentação das placas no fêmur. Na Figura 3.13 podemos observar a DHS e a TPC com os extensômetros lineares e em roseta, assim como a fita-cola isolante.



**Figura 3.13.** Imagem da localização das rosetas e extensômetros lineares nas placas



Os sensores foram ligados a um *hardware* multicanal da *National Instruments*® responsável pela aquisição dos sinais e o *Software LabVIEW*® permitiu fazer a leitura e armazenamento dos dados relativos às deformações da placa. A calibração no *LabVIEW*® é direta e a definição dos parâmetros é feita manualmente. Posteriormente, os dados obtidos podem ser guardados no formato lido pelo programa *EXCEL*®. Na Figura 3.14 é possível observar o painel frontal do programa de aquisição de dados da DHS e da TPC, assim como as placas com os extensómetros, instrumentadas no fémur.



Figura 3.14. Painel frontal do programa em *LabVIEW*® e placas DHS e TPC instrumentadas no osso.

É através do painel frontal que o utilizador pode interagir com o programa e analisar os dados em tempo real [60]. Após a realização dos ensaios, isto é, feitas as medições e avaliadas as deformações segundo os vários eixos é ainda necessário encontrar a tensão equivalente de *von Mises* para cada roseta. Assumindo que  $\sigma_3 = 0$ , a tensão de *von Mises* é dada pela seguinte equação (3.1) [61]:

$$\sigma_{vonMises} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}{2}} \quad (3.1)$$



Na equação (3.1) é necessário conhecer o valor das tensões principais, as quais podem ser avaliadas a partir do conhecimento das deformações nos extensómetros, utilizando a equação (3.2) [3]:

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left[ \frac{(\varepsilon_A + \varepsilon_C)}{1 + \vartheta} \pm \frac{\sqrt{2}}{1 + \vartheta} \sqrt{(\varepsilon_A + \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_B - \varepsilon_C)^2} \right] \quad (3.2)$$

Assim, salientando mais uma vez que vamos considerar o estado plano de tensão, é possível ainda calcular a deformação de *von Mises* associada a um determinado ponto, através da equação (3.3) [3].

$$\varepsilon_{vonMises} = \sqrt{\varepsilon_1^2 - \varepsilon_1\varepsilon_2 + \varepsilon_2^2} \quad (3.3)$$

Na equação (3.3) é necessário definir o valor das deformações principais,  $\varepsilon_1$  e  $\varepsilon_2$ , utilizando as seguintes equações:

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + \frac{1}{2}\sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2} \quad (3.4)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) - \frac{1}{2}\sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2} \quad (3.5)$$

Nas equações (3.4) e (3.5) [3][62] foi considerado que  $\varepsilon_{zz} = 0$ ,  $\varepsilon_{xx}$  e  $\varepsilon_{yy}$  são as componentes cartesianas de deformação sobre os eixos. Por outro lado, atendendo a que é possível descrever as deformações nos três extensómetros constituintes da roseta pelas equações (3.6) a (3.8) [3][62],

$$\varepsilon_A = \varepsilon_{xx}\cos^2\alpha_A + \varepsilon_{yy}\sin^2\alpha_A + \gamma_{xy}\cos\alpha_A\sin\alpha_A \quad (3.6)$$

$$\varepsilon_B = \varepsilon_{xx}\cos^2\alpha_B + \varepsilon_{yy}\sin^2\alpha_B + \gamma_{xy}\cos\alpha_B\sin\alpha_B \quad (3.7)$$

$$\varepsilon_C = \varepsilon_{xx}\cos^2\alpha_C + \varepsilon_{yy}\sin^2\alpha_C + \gamma_{xy}\cos\alpha_C\sin\alpha_C \quad (3.8)$$

e tendo em consideração a Figura 3.11 onde  $\alpha_A = 0^\circ$ ;  $\alpha_B = 45^\circ$ ;  $\alpha_C = 90^\circ$ , através das simplificações trigonométricas, as componentes cartesianas das equações anteriores podem ser encontradas  $\varepsilon_{xx} = \varepsilon_A$ ;  $\varepsilon_{yy} = \varepsilon_C$ ;  $\gamma_{xy} = 2\varepsilon_B - \varepsilon_A - \varepsilon_C$  [3][62].

As rosetas tri-axiais de extensômetros fornecem os dados necessários para descrever o tensor de deformações na superfície de um corpo, no entanto, necessitam de um número superior de canais de medida na aquisição de dados [18].

### 3.2.5. Extensometria Ótica

Para avaliar os deslocamentos e deformações a que o fémur está sujeito durante os ensaios experimentais, utilizou-se o sistema de correlação de imagem VIC-3D. Este sistema é um método de extensometria ótica, que permite captar imagens em duas ou três dimensões através de câmaras posicionadas a uma determinada distância do objeto de estudo.

Na análise em questão, irão ser posicionadas duas câmaras de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C), que permitem obter imagens a cada segundo, direcionadas na posição estereoscópica a  $45^\circ$  [3] como se observa na Figura 3.15. As imagens capturadas são, posteriormente, processadas pelo *software VIC-3D 2010*.

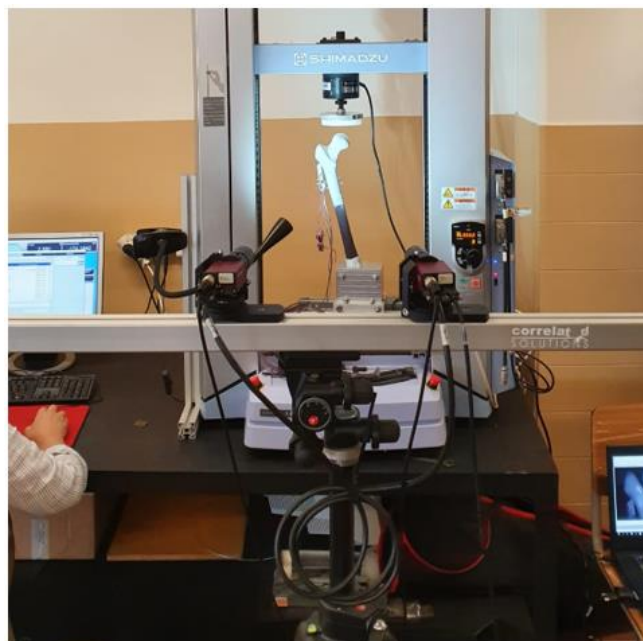


Figura 3.15. Sistema de correlação de imagem VIC-3D

Para que seja possível utilizar esta tecnologia na avaliação das alterações do fémur ao longo dos ensaios, é necessário que este seja revestido com um padrão aleatório de alto contraste. Para tal, o fémur foi primeiro pintado de branco e, posteriormente, foi pulverizado com tinta preta. Além disto, antes da recolha dos dados, foi necessário posicionar e ajustar o foco nas lentes e a exposição da luz, assim como efetuar a calibração da imagem. Na calibração foi usada uma grelha de 9x12 orifícios com, espaçamento de 5mm, com três marcas de referência que permitem identificar o tamanho do alvo de calibração. Na Figura 3.16 é possível observar o fémur sintético pintado a branco, com salpicos pretos e a grelha de calibração utilizada. A grelha deve-se posicionar no campo de visão das duas câmaras, de forma a extrair um único par de imagens. Para criar uma base de dados com diversos pontos, foram captadas cerca de 30 fotos, com o alvo em movimento na vertical, horizontal e diagonal. Importadas as imagens para o *software*, torna-se possível averiguar a qualidade da calibração e triangular a posição relativa das câmaras [63].



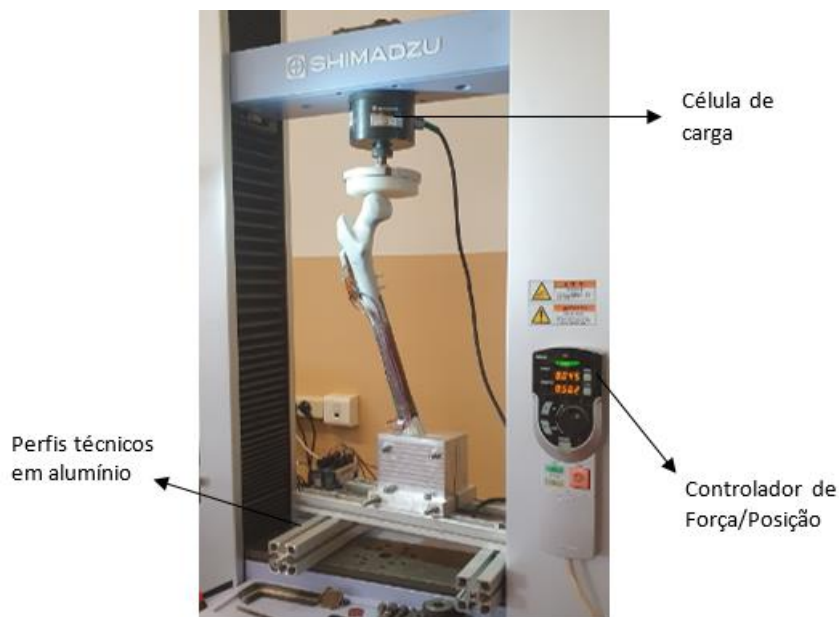
**Figura 3.16.** Fémur sintético pintado a branco, com salpicos de tinta preta, imagem da esquerda. Grelha de calibração, imagem da direita.

No início de cada ensaio foi capturada uma imagem de referência. Posteriormente, com as imagens da superfície do osso obtidas durante os ensaios, foi possível avaliar os deslocamentos e deformações que ocorrem no fémur ao longo do tempo. Para que tal fosse possível, foi necessário utilizar o *software* *VIC-3D*®. Neste contexto, as imagens foram importadas e, sobre a imagem de referência, definidas áreas de interesse e pontos de referência. Utilizando essa informação foi possível proceder à análise das imagens adquiridas na sequência de cada um dos ensaios.

### 3.2.6. Ensaios Mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados numa máquina de compressão/tração *Shimadzu Autograph AG-X Series*. O *software* *TRAPEZIUM X*® em sincronia com a

máquina, lê valores de tempo, deslocamento e força aplicada. Nos ensaios de compressão, os fémures sintéticos foram posicionados no suporte descrito na subsecção 3.2.1, o qual foi fixo à máquina de tração por intermédio de um conjunto de perfis técnicos em alumínio. A carga foi aplicada utilizando o sistema de carregamento descrito na subsecção 3.2.2 e transmitida ao ápice da cabeça femoral. O controlo da carga aplicada é feito por uma célula de carga acoplada à máquina de compressão como observado na Figura 3.17.



**Figura 3.17.** Máquina de compressão com fémur posicionado no suporte.

De forma a verificar a reprodutibilidade e repetibilidade, os ensaios foram repetidos 5 vezes para carga máxima de 200N e 2 vezes para carga máxima de 1000N, para cada modelo. Os resultados obtidos correspondem à média dos ensaios. No fim de cada ensaio, o sistema deve ser novamente calibrado de forma a garantir conformidade nos ensaios seguintes e a célula de carga deve ser ajustada para garantir o contacto do disco de Nylon com a cabeça do fémur. Esta é a posição referência a partir da qual os valores de deslocamento são encontrados.

É necessário que exista um compromisso entre o tempo e os registos dos ensaios. A velocidade de avanço da máquina de compressão definida foi 3mm/min. Para os ensaios de carga máxima de 200N, foram feitas medições de 50N em 50N aplicadas durante 15 segundos para aquisição do sinal. Para carga máxima de 1000N, os incrementos foram de 100N em 100N com intervalo de 15 segundos. É neste intervalo de medições que são obtidas as imagens VIC-3D. Simultaneamente, durante este procedimento, também em *LabView*®, se irão obter as deformações em cada extensómetro.

---

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo iremos analisar os resultados obtidos na fase experimental. A análise dos resultados foi direcionada para a comparação ao nível do desempenho nas placas DHS e TPC, quando sujeitas às mesmas condições de ensaio. Na secção 4.1 foram estudadas as deformações da extensometria elétrica e as tensões calculadas para os pontos críticos das placas. Na secção 4.2, a extensometria ótica permitiu obter imagens caracterizadoras dos deslocamentos e deformações da região proximal do osso sintético no qual se encontravam aplicadas as placas. Na secção 4.3 são comparados os deslocamentos dos fémures sujeitos às forças de 200N e 1000N.

### 4.1. Extensometria Elétrica por Resistência

A extensometria elétrica foi usada neste estudo comparativo para medir e analisar as deformações nas placas de fixação. O *LabView*® foi o *software* utilizado para adquirir e guardar os dados, os valores são positivos quando o extensómetro está a ser tracionado e negativos quando está sujeito à compressão. Os valores de deformação são expressos em *microstrains*[ $\mu\epsilon$ ] e os valores das tensões são definidos em *Mega Pascal*[MPa].

#### 4.1.1. Análise das Deformações nas Placas

As deformações são avaliadas pelas rosetas na direção respetiva de cada extensómetro ( $\epsilon_A, \epsilon_B, \epsilon_C$ ) e é definida a média dos valores de cada extensómetro. Os valores obtidos são o resultado de todos os ensaios realizados.

As componentes das deformações cartesianas são encontradas pelas equações (3.6) a (3.8) e com as equações (3.4) e (3.5), obtemos as deformações principais. Posteriormente, os valores de  $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$  podem ser utilizados na equação (3.3) para obter a deformação de *von Mises*. As deformações cartesianas, principais e de *von Mises* das 4 rosetas encontram-se representadas na Tabela 4.1, para a carga máxima de 200N e para a carga máxima de 1000N, na Tabela 4.2.

**Tabela 4.1.** Deformações cartesianas, principais e de *von Mises* para ensaios de carga máxima 200N

		Carga 200N					
		$\epsilon_{xx}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_{yy}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\gamma_{xy}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_1$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_2$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_{von Mises}$ [ $\mu\epsilon$ ]
<b>DHS</b>	<b>Roseta 1</b>	-90,04	-136,95	-283,68	68,16	-295,15	334,48
	<b>Roseta 3</b>	-32,31	-7,45	67,89	19,459	59,23	70,98
<b>TPC</b>	<b>Roseta 2</b>	4,34	-6,94	-16,63	7,11	-9,71	14,63
	<b>Roseta 4</b>	-12,30	-10,41	51,37	16,72	-39,44	49,95

**Tabela 4.2.** Deformações cartesianas, principais e de *von Mises* para ensaios de carga máxima 1000N

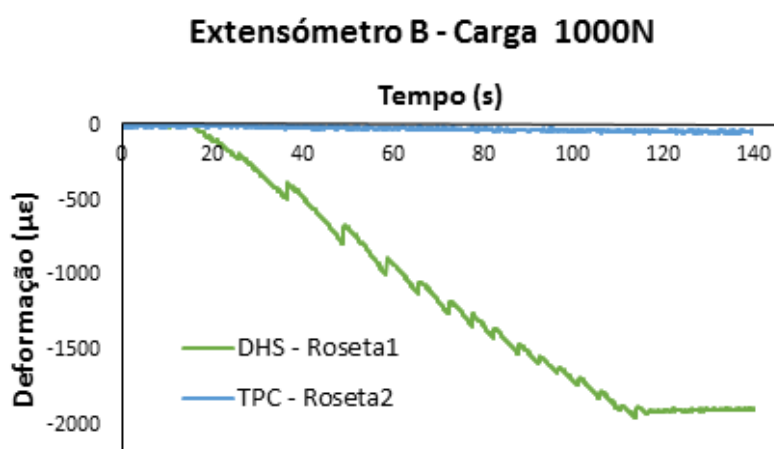
		Carga 1000N					
		$\epsilon_{xx}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_{yy}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\gamma_{xy}$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_1$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_2$ [ $\mu\epsilon$ ]	$\epsilon_{von Mises}$ [ $\mu\epsilon$ ]
<b>DHS</b>	<b>Roseta 1</b>	-680,36	-906,18	-2081	515,16	-2101,71	2401,10
	<b>Roseta 3</b>	-198,16	-66,72	349,45	86,80	-351,69	402,18
<b>TPC</b>	<b>Roseta 2</b>	3,08	-25,54	-47,61	15,09	-37,55	46,95
	<b>Roseta 4</b>	-19,44	-39,64	52,21	9,88	-68,97	74,40

Por observação das tabelas, verifica-se que tanto para carga máxima de 200N como de 1000N, a roseta 1, localizada no interior da placa DHS, é a que verifica valores superiores de deformações principais e, conseqüentemente, de *von Mises*. Os valores de deformação de *von Mises* são cerca de 334,48  $\mu\epsilon$  para a força de 200N e de 2401,10  $\mu\epsilon$  para a força de 1000N. Quando comparamos com os valores da roseta 2 localizada mais ou menos na mesma posição, mas na TPC, verifica-se que os valores da roseta 2 são muito inferiores. Além disso, verifica-se que os valores de deformação nesta zona têm comportamento diferente nas duas placas, isto é, na DHS os valores são máximos nesta zona, enquanto na TPC são mínimos. Assim, para a carga de 200N o decréscimo nos valores de deformação destas duas rosetas foi 95,6% e para a carga de 1000N, o decréscimo foi de 98%.

Analisando as restantes rosetas, verifica-se a mesma tendência, a roseta 3 localizada na espessura da placa DHS, apresenta valores superiores aos da roseta 4 com a mesma localização, mas na placa de contenção.

Os maiores valores de deformação surgem, naturalmente, nos ensaios onde é aplicada a carga máxima de 1000N. Verifica-se, pela Tabela 4.2, que as deformações principais máximas na roseta 1 da DHS regista valores mais elevados, com  $\varepsilon_1 = 515,16 \mu\epsilon$ , do que a roseta 2 da TPC, o decréscimo da deformação principal corresponde a 97%. A roseta 4 da TPC apresenta valores mais baixos de deformação principal máxima, com  $\varepsilon_1 = 9,88 \mu\epsilon$ , do que a roseta 3 da DHS, existindo um decréscimo no valor de deformação de cerca 88,6%. O maior valor absoluto da deformação principal mínima surge novamente na roseta 1, com  $\varepsilon_2 = -2101,71 \mu\epsilon$  enquanto na roseta 2 é cerca de  $\varepsilon_2 = -37,55 \mu\epsilon$ .

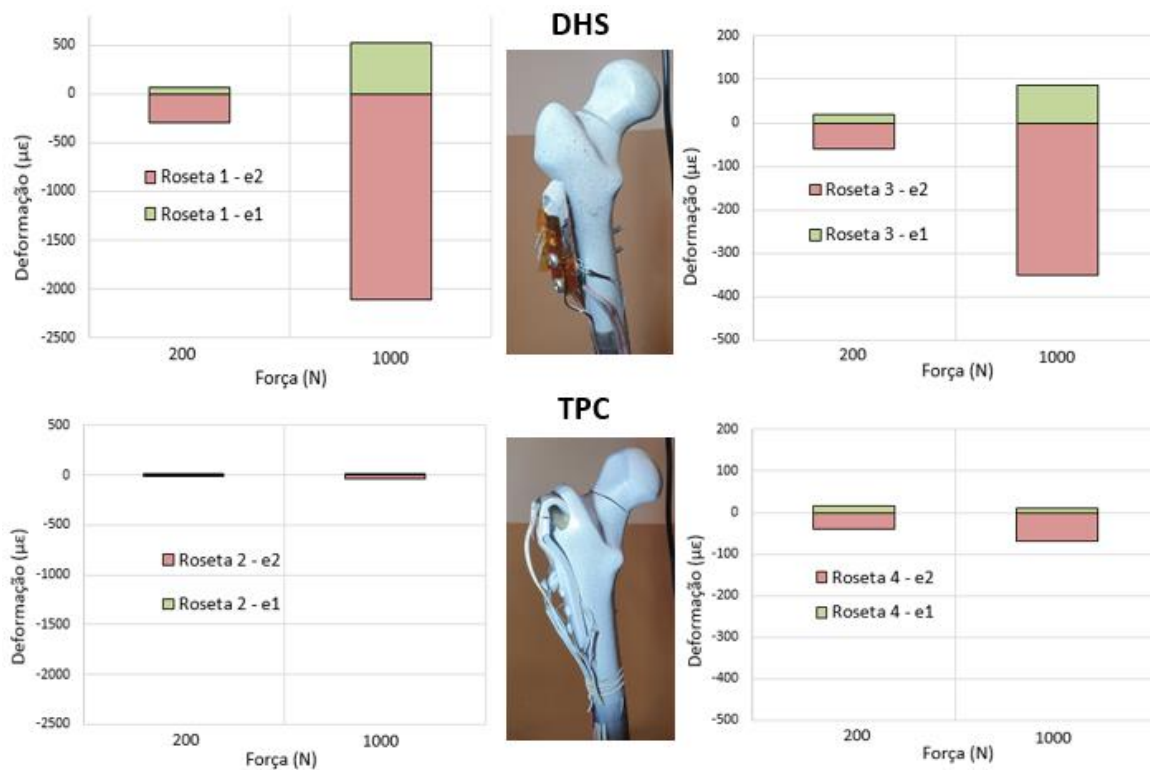
Na Figura 4.1 encontra-se representado o gráfico ilustrativo dos ensaios da DHS e da TPC. Neste gráfico é possível visualizar a variação da deformação do extensómetro B com a variação da intensidade da solicação, nos resultados da DHS o extensómetro pertence à roseta 1, enquanto nos resultados da TPC pertence à roseta 2.



**Figura 4.1.** Comparação das deformações ao longo do tempo, do extensómetro B da roseta 1 e da roseta 2, para carga máxima aplicada de 1000N

Observa-se que a diferença de valores do extensómetro B nas duas rosetas é significativa, sendo a taxa de aumento de deformação com o tempo, maior no extensómetro B da DHS. O maior valor absoluto foi obtido no extensómetro B da roseta 1, com cerca de  $-1950 \mu\epsilon$ , e o menor valor absoluto foi registado no extensómetro A da roseta 2, com cerca de  $-22,7 \mu\epsilon$ . Os extensómetros A, B e C da roseta 1, de maior solicação, estão todos sujeitos à compressão.

Para facilitar a análise dos resultados, as deformações principais apresentadas na Tabela 4.1 e Tabela 4.2. encontram-se esquematizadas na Figura 4.2.



**Figura 4.2.** Deformações principais mínimas e máximas, para as cargas máximas aplicadas de 200N e 1000N, e para os dois sistemas de fixação (DHS e TPC)

A roseta 1 da DHS e a roseta 2 da TPC, localizadas mais ou menos na mesma zona em ambas as placas, apresentam uma escala de valores muito diferente. Tal acontece, porque as deformações principais da roseta 1 são muito superiores a qualquer outra roseta. Verifica-se, também, que a diferença dos valores de deformações entre as rosetas 1 e 2 é muito superior à diferença de valores entre as rosetas 3 e 4. Em todos os gráficos observa-se que o valor absoluto das deformações principais mínimas, são superiores às máximas.

A estabilidade de uma placa no osso está relacionada com a capacidade desta suportar os movimentos na região da fratura sem que o componente falhe ou apresente deformação permanente [3]. Os valores mais baixos de deformação verificados na TPC, justificam a maior estabilidade desta placa no osso, quando comparada à DHS.

Os valores de deformação  $\epsilon_{yy}$  nos extensómetros lineares, aplicados na TPC e na DHS, estão apresentados na Tabela 4.3 considerando as cargas máximas de 200N e 1000N.

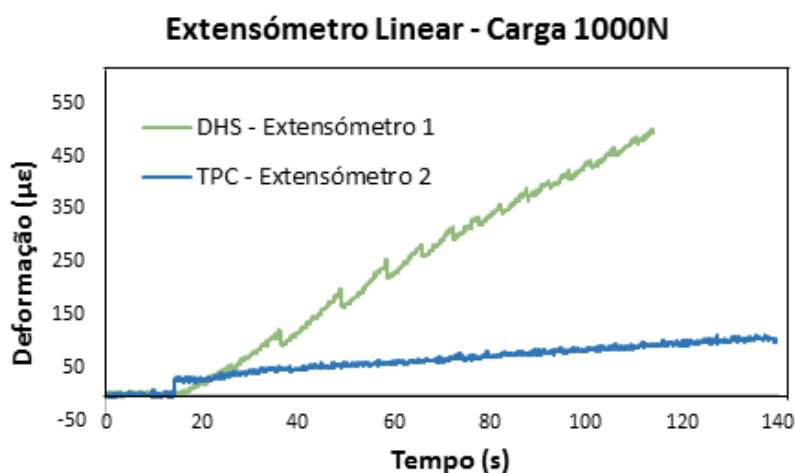


**Tabela 4.3.** Deformação  $\epsilon_{yy}$  dos extensómetros lineares, para carga de 200N e 1000N, respetivamente.

		Carga 200N				Carga 1000N	
			$\epsilon_{yy}$ [ $\mu\epsilon$ ]				$\epsilon_{yy}$ [ $\mu\epsilon$ ]
DHS	Linear 1		62,11	DHS	Linear 1		464,96
TPC	Linear 2		20,70	TPC	Linear 2		77,92

Os extensómetros lineares avaliam as deformações na direção em que são posicionados, neste caso, corresponde à componente cartesiana da deformação  $\epsilon_{yy}$ . O extensómetro 1 da DHS, apresenta, em ambos os carregamentos, valores superiores aos do extensómetro 2 da TPC. Por exemplo, para carga máxima de 1000N, o extensómetro 1 apresenta deformação de 464,96  $\mu\epsilon$ , enquanto o extensómetro 2 apresenta deformações de 77,92  $\mu\epsilon$ . A deformação da TPC tem um decréscimo de 83,2%, relativamente ao valor apresentado pela DHS.

Nos ensaios com a carga de 1000N, selecionaram-se aqueles que registaram o valor máximo nos extensómetros e com esses ensaios foi obtido o gráfico das deformações em função do tempo apresentado na Figura 4.3. Para o extensómetro 1, da DHS, registou-se um máximo de 498,4  $\mu\epsilon$  e para o extensómetro 2, da TPC, o máximo registado foi 111,8  $\mu\epsilon$ .

**Figura 4.3.** Comparação das deformações ao longo do tempo, do extensómetro linear da TPC e da DHS, para carga máxima de 1000N.

Da análise do gráfico da Figura 4.3 é possível concluir que o declive da curva dos valores da deformação em função do tempo para o extensómetro linear da DHS é muito

superior ao declive da curva de deformação do extensómetro linear da TPC. O que confirma uma deformação muito mais acentuada na DHS do que a apurada no extensómetro da TPC. Também os ressaltos são mais evidentes nos ensaios da DHS do que nos da TPC, o que pode revelar uma certa instabilidade proveniente da fratura e do próprio escorregamento da cabeça do fémur no disco de carregamento. Os extensómetros lineares, tanto na DHS como na TPC estão sujeitos à tração.

#### 4.1.2. Análise das Tensões nas Placas

As tensões principais, calculadas pela equação (3.2), foram avaliadas sabendo as deformações principais e utilizando as propriedades mecânicas do material das placas. A tensão de *von Mises* foi obtida da equação (3.1). Na Tabela 4.4 e na Tabela 4.5 estão apresentados os resultados das tensões principais e de *von Mises* das 4 rosetas para as cargas máximas de 200N e 1000N.

**Tabela 4.4.** Tensões Principais e de *von Mises* para ensaios de carga máxima de 200N

		Carga 200 N		
		$\sigma_1$ [MPa]	$\sigma_2$ [MPa]	$\sigma_{von\ Mises}$ [MPa]
DHS	Roseta 1	22,87	-58,76	72,94
	Roseta 3	0,01	-6,29	6,30
TPC	Roseta 2	0,45	-0,86	1,16
	Roseta 4	0,97	-4,57	5,13

**Tabela 4.5.** Tensões Principais e de *von Mises* para ensaios de carga máxima de 1000N

		Carga 1000N		
		$\sigma_1$ [MPa]	$\sigma_2$ [MPa]	$\sigma_{von\ Mises}$ [MPa]
DHS	Roseta 1	174,17	-425,01	533,85
	Roseta 3	0,32	-42,20	42,37
TPC	Roseta 2	1,95	-5,50	6,69
	Roseta 4	0,11	-9,46	9,52

Verifica-se que para ambos os carregamentos, o comportamento é semelhante, registando-se novamente um máximo de tensão na roseta 1 e um mínimo na roseta 2. Para a carga máxima de 1000N, a tensão de *von Mises* na roseta 1, DHS, é 533,85 MPa, e na roseta 2, TPC, é de 6,69 MPa. As tensões principais máxima e mínima da roseta 1 da DHS são, respetivamente, 174,17 MPa e -425,01 MPa. As tensões principais máxima e mínima da roseta 2 são também muito inferiores à da roseta 1, com valores de 1,95 MPa e -5,50 MPa.

Para as restantes rosetas, novamente, verifica-se que na roseta 3, DHS, os valores das tensões principais máxima, mínima e de *von Mises* são superiores aos da roseta 4, TPC, e, essa diferença, evidencia-se com o aumento da carga.

Após o primeiro ensaio, o material constituinte da camada interna do fémur sintético, isto é a espuma, poderá ter sofrido um ajustamento, devido à força de compressão que ficou sujeito. Esse ajustamento, assim como a própria sensibilidade do equipamento, pode justificar as pequenas diferenças de valores que ocorrem entre ensaios.

Nos resultados numéricos de Neves [1], verificou-se que o foco da tensão na placa DHS se localizava em torno do parafuso cefálico. Apesar de não ser possível uma análise comparativa dos resultados, visto que a fratura não é do mesmo tipo, é possível verificar esta tendência nos resultados experimentais. De facto, os maiores valores de tensão surgem na roseta 1, a qual está localizada na região interna da placa DHS na proximidade deste parafuso, e no extensómetro linear 1, que também está localizado na mesma zona, mas na região frontal da placa. Assim, atendendo a que os sistemas de fixação devem ter rigidez suficiente para que consigam suportar as solicitações mecânicas impostas [2], a TPC mostrou ser a placa mais rígida devido aos seus valores de deformação/tensão mais baixos e uma variação inferior com o aumento da força.

Maranha [19] comprovou nos seus estudos numéricos que uma placa TPC reforçada na região do parafuso do colo do fémur apresenta uma resistência superior à mesma placa TPC sem reforço. Nos ensaios experimentais foi usada uma placa TPC com reforço, o que poderá justificar os valores de tensão e deformação baixos nessa região, onde a roseta 2 está localizada.

É importante ressaltar que apesar dos pontos de contacto das rosetas servirem de base de comparação, devido à diferença geométrica entre as duas placas, é natural que não exista uma comparação absoluta entre pontos semelhantes, mas sim uma comparação relativa de regiões idênticas. A proximidade dos resultados experimentais à realidade é

também influenciada pelas propriedades do material do osso cortical [55]. A utilização de um osso sintético não considera o sistema trabecular da região proximal do fêmur e a carga aplicada sobre o fêmur, depende do peso do paciente e da atividade que este se encontra a exercer [34]. Todas estas considerações promovem diferenças quantitativas nos resultados, no entanto, não promove diferenças qualitativas, sendo viável a comparação entre as placas.

## 4.2. Extensometria Ótica

Os deslocamentos e deformações no fêmur proximal foram analisados recorrendo ao VIC-3D. Apesar de terem sido realizados vários ensaios, verificou-se que os valores pouco variavam entre ensaios. Deste modo, optou-se por apenas considerar um ensaio na análise efetuada. Foi realizado um estudo comparativo sobre a diferença de comportamento do fêmur proximal quando instrumentado com a DHS e com a TPC. Apesar de nos ensaios realizados, terem sido recolhidas imagens da carga máxima de 200N, a análise que se segue, será focada nos deslocamentos e deformações para carga máxima de 1000N, pois foi esta que se revelou a mais crítica.

Na análise dos valores de deslocamento, o sistema de referência utiliza a letra U para definir o deslocamento na direção do eixo horizontal, eixo X, e a letra V para definir o deslocamento segundo o eixo vertical, eixo Y. Na análise das deformações, o sinal negativo representa compressão e o sinal positivo representa tração.

### 4.2.1. Análise dos Deslocamentos no Osso

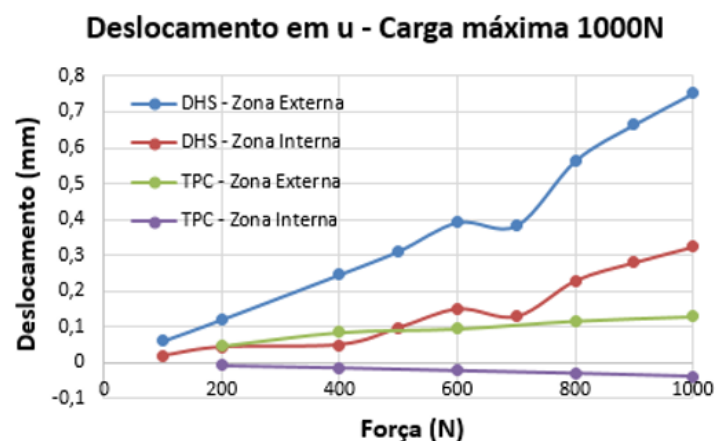
O fêmur foi pintado de branco e, posteriormente, salpicado com tinta preta, essas marcas permitem formar o padrão que permite identificar os deslocamentos da superfície do fêmur ao longo do tempo. Para isso a primeira imagem recolhida foi uma imagem de referência.

A área analisada no osso inclui os trocânteres, o colo e cabeça do fêmur. Os ensaios permitiram analisar como o osso se comporta nas proximidades da fratura, para as duas situações de estudo. Após captação das imagens, foi removido pelo *software* qualquer movimento de corpo rígido que possa ter ocorrido durante os ensaios.

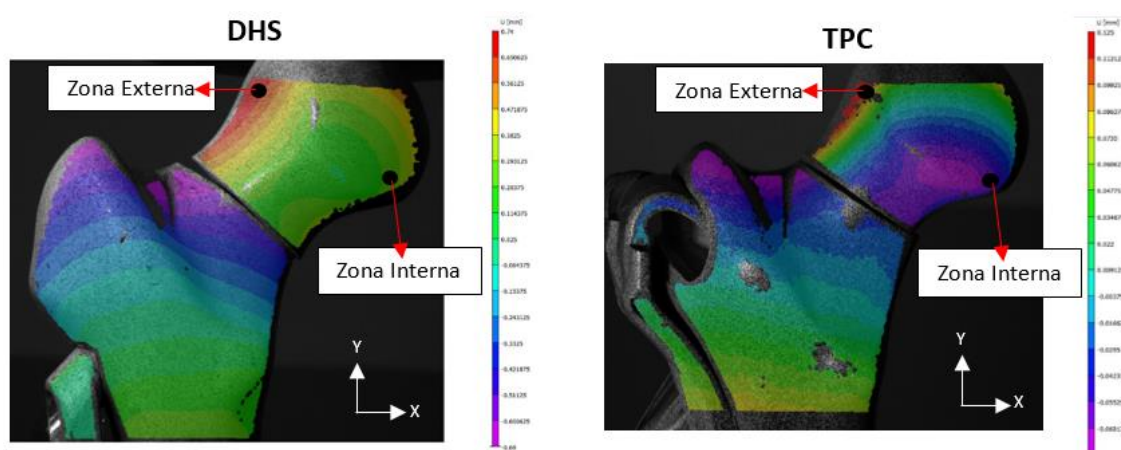
Para comparar os deslocamentos dos dois sistemas de fixação, foram utilizados dois pontos localizados na cabeça do fêmur: um no interior e outro no exterior. A localização destes dois pontos pode ser vista na Figura 4.5, em que também é possível visualizar a

designação dos dois pontos. Com os deslocamentos destes dois pontos, os quais foram retirados das imagens adquiridas, nos ensaios com a carga máxima de 1000N, foi elaborado o gráfico da Figura 4.4. Este gráfico descreve como a componente u dos deslocamentos varia com a carga aplicada, quando o fémur está instrumentado com a placa DHS e com a placa TPC.

Na Figura 4.5 são apresentadas as imagens analisadas com o VIC-3D, onde é possível visualizar a variação do deslocamento u, quando a força aplicada é de 1000N. A escala de cores das imagens varia do vermelho ao roxo. As regiões a vermelho apresentam deslocamentos no sentido positivo do eixo e as regiões a roxo têm deslocamentos no sentido negativo do eixo. Regiões a verde revelam deslocamentos próximos de zero.



**Figura 4.4.** Variação do deslocamento em u com a força aplicada, na zona interna e externa da cabeça do fémur, para o fémur instrumentado com as placas DHS e TPC



**Figura 4.5.** Variação do deslocamento em u no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC

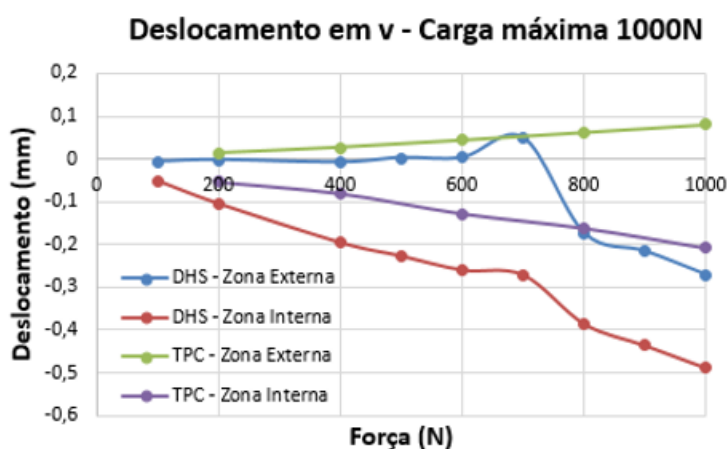
No gráfico da Figura 4.4 é possível observar um deslocamento horizontal superior no osso instrumentado com a DHS, tanto na parte externa como na parte interna da

cabeça do fémur. Esse deslocamento verifica-se no sentido positivo do eixo X e tem o seu máximo na zona externa com valores a rondar os 0,74mm de deslocamento.

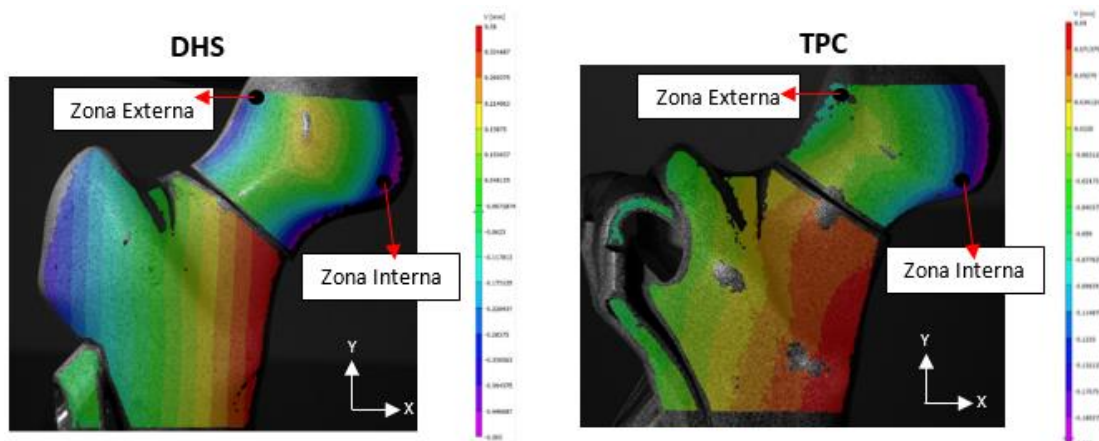
O fémur instrumentado com a placa de contenção trocantérica apresenta valores de deslocamento inferiores aos do fémur instrumentado com a placa DHS, como se observa na Figura 4.4. Para a TPC, o deslocamento em u verifica um crescimento inferior com o aumento da carga. A região interna apresenta valores mais baixos de deslocamento e, ao contrário do verificado anteriormente, os valores de deslocamento em u verificam-se no sentido oposto ao eixo como se observa no gráfico e na Figura 4.5. O valor de deslocamento máximo ronda os 0,125mm. Estes valores parecem indicar que, ao sofrer os efeitos do carregamento, a cabeça do fémur roda sobre a fratura e bate na diáfise promovendo, logo após a linha de fratura, um deslocamento no sentido negativo do eixo X.

Para os ensaios de carga máxima de 200N os deslocamentos máximos em u, no fémur com a TPC, aproximam-se de 0,027mm e também são registados na região externa do fémur. No osso com a DHS, os valores de deslocamento máximo em u rondam os 0,087mm. O decréscimo nos deslocamentos máximos para carga de 200N foi 69%, enquanto para 1000N foi de 83%. Esta percentagem é reflexo da elevada taxa de aumento de deslocamentos em u com a carga, para o fémur instrumentado com a DHS.

Seguindo o mesmo raciocínio e partindo dos mesmos pontos localizados nas regiões interna e externa da cabeça do fémur, foi também construído um gráfico para o deslocamento em v, apresentado na Figura 4.6. Para carga máxima de 1000N, as imagens ilustrativas da variação do deslocamento segundo v, para o osso instrumentado com a DHS e com a TPC, respetivamente, encontram-se representadas na Figura 4.7.



**Figura 4.6.** Variação do deslocamento em v com a força aplicada, na zona interna e externa da cabeça do fémur, para o fémur instrumentado com as placas DHS e TPC



**Figura 4.7.** Variação do deslocamento em v no fêmur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fêmur instrumentado com as placas DHS e TPC

Confirma-se, novamente, pela Figura 4.6 que os valores de deslocamento em v são superiores para o osso instrumentado com a placa DHS. Na região externa do osso, inicialmente o deslocamento ocorre no sentido positivo do eixo Y, mas rapidamente a tendência de deslocamento muda o seu sentido. Já na região interna, os valores de deslocamento no sentido negativo do eixo assumem valores muito superiores em módulo, que chegam a rondar os -0,5mm de deslocamento.

Relativamente ao osso instrumentado com a TPC, a taxa de crescimento dos deslocamentos nas regiões interna e externa com a carga, é muito baixa. O valor máximo registado, na zona interna da cabeça do fêmur, atinge cerca de -0,2mm. Na Figura 4.7, observa-se na zona externa um deslocamento no sentido positivo do eixo Y e na zona interna um deslocamento no sentido negativo. Os deslocamentos em v registados na região interna da cabeça dos fêmures, são os mais críticos de todos os deslocamentos, por ocorrerem no sentido de aplicação da força.

Verifica-se pela Figura 4.7 que a cabeça do fêmur tem uma tendência de deslocamento no sentido da força e a extremidade do fêmur que fica em baixo da fratura e se encontra a vermelho, tem uma tendência de deslocamento no sentido do eixo Y.

Os deslocamentos em w, isto é, os deslocamentos segundo o eixo perpendicular ao plano de imagem (eixo Z), foram também analisados. Verificou-se, para o osso implementado com a TPC, um máximo de deslocamento no sentido positivo do eixo de 0,16mm e para o osso com a DHS registou-se um máximo de 0,89mm. Este deslocamento elevado no eixo perpendicular ao plano por parte do fêmur instrumentado com a DHS, pode

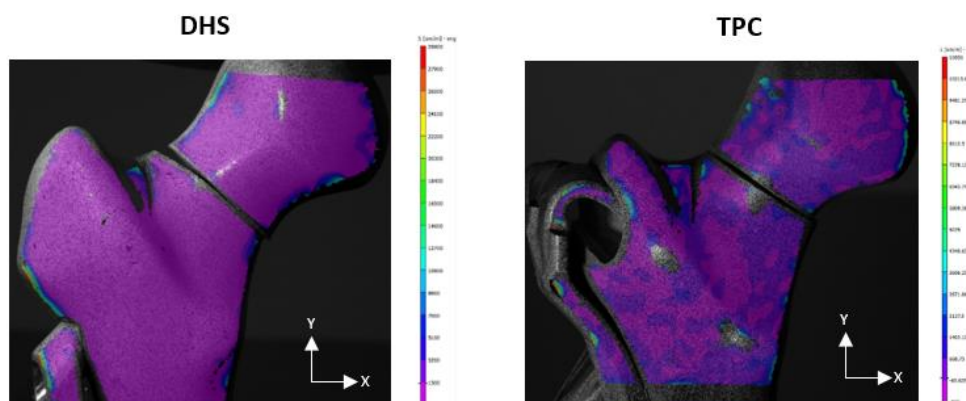
ser justificado por um provável escorregamento da cabeça do fêmur sintético no disco de Nylon.

Os valores de deslocamento aumentam com o aumento de carga, sendo máximos para a força máxima de 1000N. Foi verificado que os deslocamentos na cabeça do fêmur do osso instrumentado com a DHS eram superiores aos do fêmur com a TPC, em todas as direções, concluindo-se, assim, que a TPC é o sistema de fixação mais rígido e estável. Como foi referido por Maranha *et al.*[53], esta estabilidade rotacional verificada pela TPC pode ser justificada pelo suporte adicional conferido pela placa angulada, junto ao colo do fêmur. O aumento de compressão da fratura verificado com a aplicação da TPC, comprova a sua função de contenção.

#### 4.2.2. Análise das Deformações no Osso

A situação em análise é uma situação pós-operação, onde não existe continuidade de material na região da fratura. Assim, esta análise ao osso cortical permite verificar qual dos sistemas de fixação é capaz de fornecer melhor estabilidade inicial à fratura.

Utilizando o *Software VIC-3D 2010*, também, foram obtidas as deformações principais máximas  $\varepsilon_1$  e mínimas  $\varepsilon_2$ . Para a carga máxima de 1000N, as deformações principais máximas para os ossos instrumentados com a DHS e com a TPC encontram-se representadas na Figura 4.8. A escala de cores considera que as regiões com deformação elevada são apresentadas a vermelho e as zonas com deformação mais baixa são apresentadas a roxo. Para as deformações principais mínimas acontece exatamente o oposto, com a tonalidade roxa a representar a maior deformação.

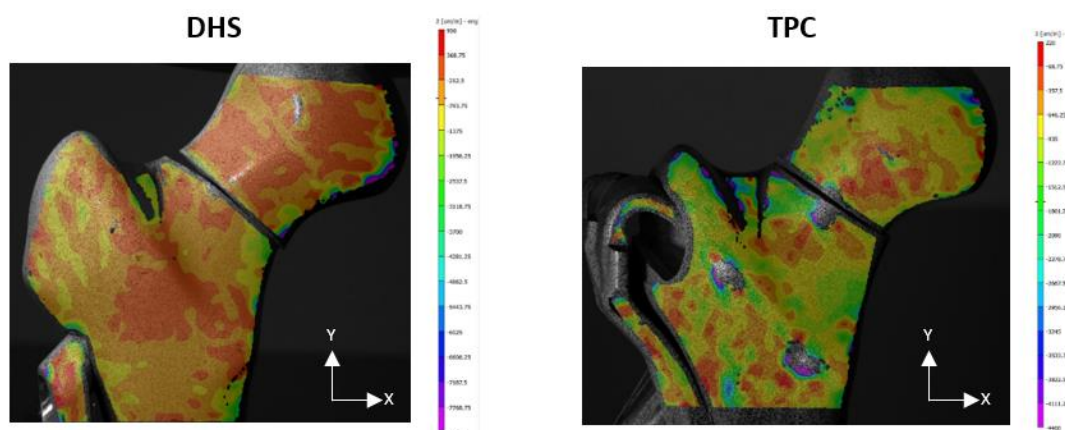


**Figura 4.8.** Variação da deformação principal máxima no fêmur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fêmur instrumentado com as placas DHS e TPC



Por observação da Figura 4.8 e da escala de valores em ( $\mu\epsilon$ ), verifica-se que para a carga de 1000N, as deformações principais máximas no osso proximal do fémur são mais altas nas extremidades do osso e na região da placa, próxima dos furos e do contacto do implante com o osso. No caso da TPC, verifica-se também um aumento de deformação na zona de curvatura da placa. A gama de valores abrangida na escala de cores do osso da DHS é superior ao da TPC. Os valores máximos da deformação rondam os 29800  $\mu\epsilon$  para o osso com placa DHS e 10950  $\mu\epsilon$  para o osso instrumentado com a TPC. Os valores mínimos da deformação chegam a -600  $\mu\epsilon$  para a DHS e -800  $\mu\epsilon$  para a TPC.

Para a carga máxima de 1000N, as deformações principais mínimas para um osso instrumentado com a DHS e para com a TPC encontram-se representadas na Figura 4.9.



**Figura 4.9.** Variação da deformação principal mínima no fémur proximal, para a força aplicada de 1000N, no fémur instrumentado com as placas DHS e TPC

No que respeita as deformações principais mínimas, no osso implementado com a DHS, os valores absolutos máximos verificam-se novamente junto às extremidades do osso, particularmente na zona interna da cabeça do fémur e no contacto com os fragmentos da fratura. Também nas zonas da placa próxima do parafuso cefálico se observam valores mais elevados de deformação. Novamente a gama de valores abrangida na escala de cores do osso da DHS é superior ao da TPC. No osso da placa TPC, a curvatura da placa tem os valores mais elevados de deformação. Os valores absolutos máximos da deformação rondam os -8350  $\mu\epsilon$  para o osso com placa DHS e -4400  $\mu\epsilon$  para o osso instrumentado com a TPC. Os valores mínimos da deformação chegam a 950  $\mu\epsilon$  para a DHS e 220  $\mu\epsilon$  para a TPC.

Regiões de concentrações de deformações elevadas são consideradas críticas por poderem levar à falha do material [3]. O osso cortical está sujeito a deformações mais elevadas que os sistemas de fixação. Facilmente se verifica que o fémur instrumentado com

a placa de contenção trocantérica apresenta valores de deformação principal máxima e mínima inferiores ao fémur instrumentado com o parafuso dinâmico, novamente confirmando a estabilidade e rigidez da placa TPC.

O fémur está circundado de músculos e ligamentos. Os músculos abdutores participam na tarefa de distribuição das tensões e prevenção de deslocamentos, reduzindo em contexto real a magnitude tanto dos deslocamentos, como das deformações [1].

### 4.3. Ensaio Mecânicos

Nos ensaios mecânicos é analisado como se comportam os fémures instrumentados com os sistemas de fixação, quando uma determinada carga é aplicada. Como já foi referido, foram realizados 5 ensaios de compressão para carga máxima de 200N, em cada sistema de fixação. Com a média dos deslocamentos máximos de cada ensaio, foi possível obter os valores de deslocamento, representados na Tabela 4.6.

**Tabela 4.6.** Deslocamentos máximos verificados em cada ensaio de compressão e média do conjunto, para carga máxima de 200N

Carga Máxima – 200N							
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio Padrão
DHS [mm]	0,755	0,697	0,669	0,643	0,637	0,680	0,04
TPC [mm]	0,647	0,632	0,622	0,643	0,628	0,634	0,009

Em primeira instância verificou-se que os valores de deslocamento médio da DHS com 0,680 mm, eram superiores aos valores de deslocamento da TPC com 0,634 mm. O valor máximo de desvio ocorreu no primeiro ensaio realizado para o parafuso dinâmico, com 0,755 mm. Houve um decréscimo de 6,76% no deslocamento quando no osso estava implementada a placa de contenção trocantérica.

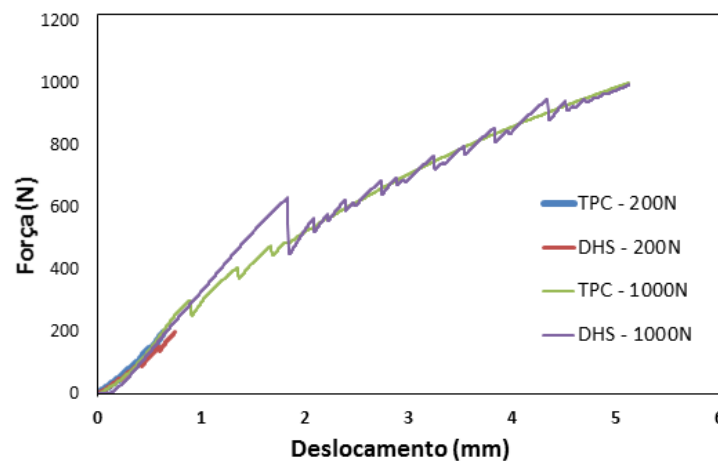
Foram realizados 2 ensaios para a carga máxima de 1000N, e os resultados são apresentados na Tabela 4.7. Também nestes ensaios se verificou a mesma tendência. A DHS registou os valores máximos de deslocamento, com média de 5,089 mm. A média dos

deslocamentos máximos dos ensaios na TPC foi de 5,029 mm. Assim, verificou-se um decréscimo de 1,18%, ligeiramente inferior ao registado para carga máxima de 200N.

**Tabela 4.7.** Deslocamentos máximos verificados em cada ensaio de compressão e média do conjunto, para carga máxima de 1000N

Carga Máxima – 1000N				
	Ensaio 1	Ensaio 2	Média	Desvio Padrão
DHS [mm]	5,177	5,001	5,089	0,08
TPC [mm]	5,129	4,929	5,029	0,1

Na Figura 4.10 encontra-se representado o gráfico da máquina de tração/compressão para os primeiros ensaios, que relaciona força (N) aplicada com o deslocamento (mm) na célula de carga, visto serem estes os que registaram os valores superiores de deslocamento, para as cargas máximas de 200N e 1000N, em cada sistema de fixação.



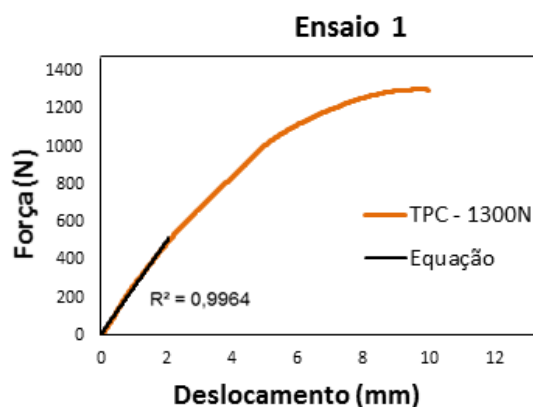
**Figura 4.10.** Gráfico Força-Deslocamento para carga máxima de 200N e 1000N, em ambas as placas.

No gráfico verificamos que as curvas associadas aos ensaios da placa TPC, para ambos os carregamentos se sobrepõem, já na DHS verifica-se um ligeiro desvio da curva de 200N relativamente à de 1000N, o que justifica o aumento na percentagem do decréscimo de deslocamento para com a TPC, dos ensaios de carga máxima de 200N. No início do carregamento, verifica-se para a mesma carga aplicada um aumento de deslocamento para a placa DHS. Com o aumento da carga aplicada, a evolução do deslocamento com a força, para ambas as placas, vai variando. A DHS verifica um aumento de força até cerca 600N,

altura em que o deslocamento é máximo na TPC. Devido a um desvio do osso, a força aplicada decresce e o deslocamento passa a ser máximo na DHS. No fim dos ensaios verifica-se uma estabilização nos valores de deslocamento, com valores máximos verificados no parafuso dinâmico, para a mesma força aplicada.

A curva do ensaio da TPC verifica maior estabilidade nos valores de força e deslocamento, este facto pode ser justificado pelo escorregamento da cabeça do fémur sintético implementado com a DHS, no disco de Nylon. Os ressaltos existentes a cada 100N nos ensaios de carga máxima 1000N e a cada 50N nos ensaios de carga máxima 200N, correspondem ao intervalo de 15 segundos realizado entre cada incremento de força, para aquisição de sinal. Todos os ensaios foram realizados nas mesmas condições.

Com o aumento da força aplicada, verifica-se o aumento da não linearidade dos valores. Para o fémur sintético implementado com a TPC foi feito um novo ensaio em que a carga máxima foi de 1300N. Neste ensaio, representado na Figura 4.11, é possível observar que a partir de valores de força superiores a 1000N, o deslocamento aumenta de forma não linear. Este facto já tinha sido constatado por Lopes *et al.*[55], no seu estudo comparativo entre fémures saudáveis e não saudáveis, onde se verificou para forças inferiores a 500N, linearidade nos ensaios.



**Figura 4.11.** Gráfico Força-Deslocamento para carga máxima de 1300N realizado na TPC e equação da reta com  $R^2 > 0,99$ , para carga inferior a 500N

Apesar de não se ter conseguido implementar a DHS no fémur com fratura intertrocanterica para comparar com a TPC, foram feitos ensaios mecânicos na TPC com esta fratura que verificaram uma média de deslocamento máximo de 5,361 mm. Este valor obtido é ligeiramente superior ao verificado no estudo numérico de Neves [1], com deslocamento máximo de 4,407 mm para o osso instrumentado com a placa de compressão trocanterica.

## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Dos ensaios experimentais foi possível retirar algumas das principais conclusões do estudo em questão:

- A TPC apresenta valores de deformação e tensão inferiores à DHS em todos os pontos críticos analisados nas placas. Junto ao parafuso cefálico a DHS apresenta valores particularmente altos quando comparada a mesma região na TPC.
- O fémur instrumentado com a TPC revelou sofrer menos deslocamentos em u e v, em comparação com a placa DHS.
- A zona de curvatura da placa TPC, as extremidades do osso e placas, e regiões próximas dos furos revelaram ser zonas críticas à deformação.
- O fémur implementado com a DHS sofreu deslocamentos ligeiramente superiores ao fémur implementado com a TPC.
- A placa TPC é a mais rígida e a que confere maior estabilidade e compressão.

Os ensaios foram realizados com o objetivo de analisar como as duas placas se comportavam, perante as mesmas condições de ensaio. Como não se conseguiu implementar a DHS num osso com fratura intertrocanterica, os ensaios foram feitos com ossos fraturados no colo do fémur. Para complementar o estudo feito, foram desenvolvidas algumas recomendações para trabalhos futuros:

- Realização da análise experimental da placa de fixação TPC num fémur fraturado na região trocanterica para obtenção das deformações e tensões na placa.
- Consideração dos músculos abdutores e do complexo sistema trabecular dos ossos, na realização dos ensaios experimentais.
- Vários estudos atuais revelaram que dispositivos intramedulares são cada vez mais usados no tratamento de fraturas instáveis. Sugere-se portanto, uma comparação da placa TPC com dispositivos intramedulares, como o PFNA, de modo a analisar a vantagem no mercado desta nova placa.



---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. H. R. das Neves, “Avaliação Numérica de Sistemas de Fixação Óssea para Ossos Longos,” Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica na Especialidade de Instrumentação Biomédica, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2019.
- [2] L. S. M. Gomes, Wellington Marques do Carmo, “Fraturas Trocântéricas,” 2011.
- [3] A. Pinto, “Avaliação experimental do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização óssea,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2018.
- [4] P. J. R. Alves, “Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur? Estudo Numérico Comparativo,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade em Construção e Manutenção de Equipamentos, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, 2017.
- [5] C. Alencar, “Planos e Eixos do Corpo Humano,” 2015. [Online]. Available: <https://personallplus.wordpress.com/2015/11/03/planos-e-eixos-do-corpo-humano/>. [Accessed: 19-May-2020].
- [6] John McLester; Peter St. Pierre, *Applied Biomechanics - Concepts and Connections*. Thomson Wadsworth, USA, 2008.
- [7] K. F. Bowman, J. Fox, and J. K. Sekiya, “A clinically relevant review of hip biomechanics,” *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 26, no. 8, pp. 1118–1129, 2010.
- [8] J. S. Jensen, “A Photoelastic Study of the Hip Nail-Plate in Unstable Trochanteric Fractures: A Biomechanical Study of Unstable Trochanteric Fractures II,” *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 49, no. 1, Hellerup, Denmark, pp. 60–64, 1978.
- [9] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip,” *Open Sport. Med. J.*, vol. 4, no. 1, pp. 51–57, 2010.
- [10] Elsevier, “3D4medical.” 2020.
- [11] Kenhub, “Anatomia da Anca e Coxa.” [Online]. Available:

- <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/quadril-anca-e-coxa>. [Accessed: 19-May-2020].
- [12] T. Lunn, DE; Lampropoulos, A; Stewart, “Basic Science - Basic Biomechanics of the Hip,” *Orthop. Trauma*, vol. 30, pp. 239–246, 2016.
- [13] N. Palastanga and R. W. Soames, *Anatomy and Human Movement: Structure and function*, 6a ed. Churchill Livingstone, UK, 2012.
- [14] G. Bergmann *et al.*, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” *J. Biomech.*, vol. 34, pp. 859–871, 2001.
- [15] M. de F. Paulino, “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fraturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa,” Projeto de Tese em Integridade Estrutural, Curso de Doutorado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2014.
- [16] R. Cruz, M. F. Paulino, L. M. Roseiro, F. Moita, M. A. Neto, and A. M. Amaro, “Estimulação Óssea Induzida Por Micromovimentos Realizada Por Um Sistema Eletromecânico,” *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, vol. 29, pp. 61–67, 2017.
- [17] Tornado studios, “3D Human Femur Bone,” 2019. [Online]. Available: <https://www.tornado-studios.com/stock-3d-models/3d-human-femur-bone-01>. [Accessed: 19-May-2020].
- [18] A. M. G. Completo, “Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho,” Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, 2006.
- [19] V. Maranha, “Conceção e Projeto de uma Prótese Trocântérica,” Tese de Mestrado na Especialidade de Equipamentos e Sistemas Mecânicos, Departamento de Engenharia Mecânica, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, 2014.
- [20] M. P. Santos, “Estudo de Placas de Fixação de Fraturas no Processo de Regeneração Óssea,” Tese de Mestrado na Especialidade de Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2014.
- [21] Paulino João Nkanga, “Anatomia e Fisiologia do Aparelho Locomotor,” Trabalho de pesquisa bibliográfica, Instituto Superior Politécnico do Kanganjo, Luanda, 2016.
- [22] R. Bharathi, K. Yuvaraj Babu, and K. G. Mohanraj, “Morphometric study of



- femoral neck-shaft angle and its implications,” *Drug Invent. Today*, vol. 10, no. 10, pp. 1914–1916, 2018.
- [23] M. J. A. dos Santos, “Avaliação Numérica da Artrodese do Joelho utilizando o Fixador Externo SimpleFix,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade de Projeto Mecânico, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2017.
- [24] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Introduction to the Human Body: The Essentials of Anatomy and Physiology*, 10th ed. John Wiley & Sons, USA, 2015.
- [25] “Anatomia do Corpo Humano.” [Online]. Available: <https://www.anatomiadocorpo.com/tecido-osseo/>. [Accessed: 23-May-2020].
- [26] G. Lowet, X. Dayuan, and G. Van Der Perre, “Study of the vibrational behaviour of a healing tibia using finite element modelling,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 8, pp. 1003–1010, 1996.
- [27] P. J. Prendergast and R. Huiskes, “The Biomechanics of Wolff’s law: Recent advances,” *Ir. J. Med. Sci.*, vol. 164, no. 2, pp. 152–154, 1995.
- [28] K. J. Koval and J. D. Zuckerman, *Hip Fractures - A Practical Guide to Management*, vol. 53, no. 9. Springer, New York, USA, 2000.
- [29] Y. Cun *et al.*, “Traditional and bionic dynamic hip screw fixation for the treatment of intertrochanteric fracture: a finite element analysis,” *Int. Orthop.*, vol. 44, no. 3, pp. 551–559, 2020.
- [30] K. A. Egol and P. Leucht, *Proximal femur fractures: An evidence-based approach to evaluation and management*. Springer, New York, USA, 2017.
- [31] R. P. Ferreira, “Avaliação experimental da indução de micromovimentos para estimulação óssea, promovidos por um sistema eletromecânico acoplado a um fixador externo,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, na Especialidade de Produção e Projeto, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2017.
- [32] F. M. Azar, J. H. Beaty, and S. T. Canale, *Campbell’s Operative Orthopaedics.*, 13th ed. Elsevier, Philadelphia, 2017.
- [33] S. Sreeraj, S. Kohli, F. F. Inamdar, and R. Shroff, “Level of Recovery after Stable and Unstable Intertrochanteric Hip Fractures,” *MGM J. Med. Sci.*, vol. 2, no. 3, pp. 125–130, 2015.

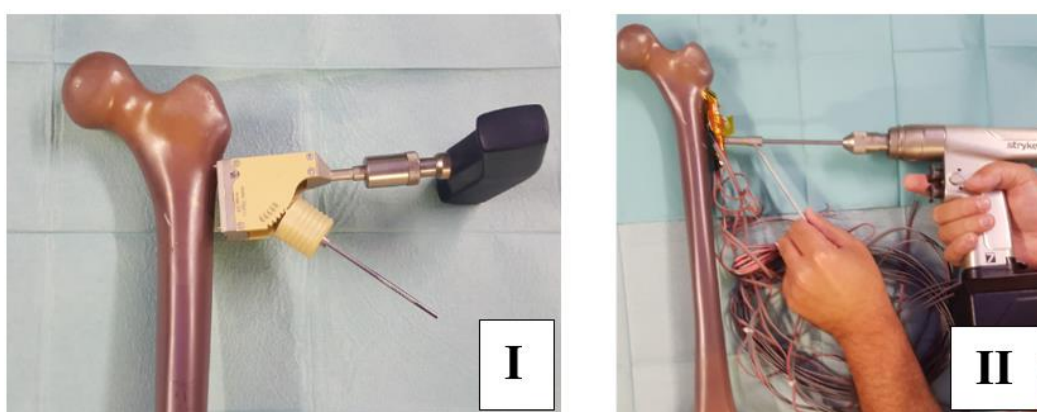
- [34] A. Freitas, G. M. Torres, A. C. S. Souza, R. A. Maciel, D. R. Souto, and G. B. Ferreira, “Análise da resistência mecânica de fixação de fratura do colo femoral em osso sintético com DHS e parafuso antirrotatório,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 49, no. 6, pp. 586–592, 2014.
- [35] C. Amarante *et al.*, “Proximal femur fractures in elderly people,” *Rev. Médica Med. Gerais*, vol. 21, no. 21, pp. 21–24, 2011.
- [36] J. Silva, D. Linhares, M. Ferreira, N. Amorim, N. Neves, and R. Pinto, “Tendências Epidemiológicas das Fraturas do Fémur Proximal na População Idosa em Portugal,” *Acta Médica Portuguesa*, vol. 31, no. 10, Porto, Portugal, pp. 562–567, 31-Oct-2018.
- [37] G. Kazemian *et al.*, “The comparison of fixation and cut-out of proximal intramedullary nail and dynamic hip screw therapy in the treatment of stable intertrochanteric fractures of the femur: A retrospective study,” *J. Crit. Rev.*, vol. 7, no. 2, pp. 10–14, 2020.
- [38] S. Babcock and J. F. Kellam, “Hip Fracture Nonunions: Diagnosis, Treatment, and Special Considerations in Elderly Patients,” *Advances in Orthopedics*, USA, 2018.
- [39] M. Ehlinger, H. Favreau, D. Eichler, P. Adam, and F. Bonnomet, “Early mechanical complications following fixation of proximal femur fractures: From prevention to treatment,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 106, no. 1, pp. 79–87, 2019.
- [40] Marco Teloken e Gabriel Dalla Costa, “Fraturas em Adultos,” 2013. [Online]. Available: <http://www.iepmoinhos.com.br/iprotocolos/publico/protocolos/imprimir/164>. [Accessed: 01-Jun-2020].
- [41] S. Babhulkar, “Unstable trochanteric fractures: Issues and avoiding pitfalls,” *Injury*, vol. 48, no. 4, pp. 803–818, 2017.
- [42] M. F. Hoffmann, J. D. Khoriaty, D. L. Sietsema, and C. B. Jones, “Outcome of intramedullary nailing treatment for intertrochanteric femoral fractures,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [43] A. R. Socci, N. E. Casemyr, M. P. Leslie, and M. R. Baumgaertner, “Implant options for the treatment of intertrochanteric fractures of the hip - rationale, evidence, and recommendations,” *Bone Jt. J.*, vol. 99-B, no. 1, pp. 128–133, 2017.
- [44] M. Sanjay, B. Babulreddy, N. Lavudi, K. R. P. Rangarao, and S. S. Gubbi, “Coxa

- femoral reconstruction with cemented bipolar in unstable intertrochanteric fractures .,” *J. Dent. Med. Sci.*, vol. 16, no. 3, pp. 1–7, 2017.
- [45] P. M. Lafferty, “Proximal Femur fractures,” 2016. [Online]. Available: <https://musculoskeletalkey.com/extracapsular-proximal-femur-fractures/>. [Accessed: 07-Jun-2020].
- [46] D. Hernández-Vaquero, D. Pérez-Hernández, A. Suárez-Vázquez, J. García-García, and M. A. García-Sandoval, “Reverse oblique intertrochanteric femoral fractures treated with the gamma nail,” *Int. Orthop.*, vol. 29, no. 3, pp. 164–167, 2005.
- [47] L. Liu *et al.*, “Total hip arthroplasty for intertrochanteric fracture fixation failure,” *Eur. J. Med. Res.*, vol. 24, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [48] J. Chen *et al.*, “Finite element analysis of two cephalomedullary nails in treatment of elderly reverse obliquity intertrochanteric fractures: Zimmer natural nail and proximal femoral nail antirotation-II,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–9, 2019.
- [49] B. W. Min, K. J. Lee, J. K. Oh, C. H. Cho, J. W. Cho, and B. S. Kim, “Salvage treatment of failed internal fixation of intertrochanteric fractures: What factors determine the failure of treatment?,” *Injury*, vol. 51, no. 2, pp. 367–371, 2019.
- [50] E. L. Steinberg, N. Blumberg, and S. Dekel, “The fixation proximal femur nailing system: Biomechanical properties of the nail and a cadaveric study,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 63–68, 2005.
- [51] J. X. Ma, J. Wang, W. G. Xu, J. T. Yu, Y. Yang, and X. L. Ma, “Biomechanical outcome of proximal femoral nail antirotation is superior to proximal femoral locking compression plate for reverse oblique intertrochanteric fractures: A biomechanical study of intertrochanteric fractures,” *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, vol. 49, no. 4, Tianjin, China, pp. 426–432, 2015.
- [52] B. Wang, Q. Liu, Y. Liu, and R. Jiang, “Comparison of proximal femoral nail antirotation and dynamic hip screw internal fixation on serum markers in elderly patients with intertrochanteric fractures,” *J. Coll. Physicians Surg. Pakistan*, vol. 29, no. 7, pp. 644–648, 2019.
- [53] V. Maranha, J. C. Martins, L. Roseiro, A. Amaro, and M. A. Neto, “Biomechanical Properties of a New Trochanteric Plate of Contention: TPC,” *4th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering*, França,

- 2015.
- [54] Sawbones®, “Biomechanical Products Catalog,” *Test Materials and Composite Bones*, USA, pp. 1–16, 2019.
- [55] V. M. M. Lopes, M. A. Neto, A. M. Amaro, L. M. Roseiro, and M. F. Paulino, “FE and experimental study on how the cortex material properties of synthetic femurs affect strain levels,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 46, pp. 96–109, 2017.
- [56] “Sawbones.” [Online]. Available: <https://www.sawbones.com>. [Accessed: 06-Sep-2020].
- [57] C. S. Fischer *et al.*, “The neck–shaft angle: an update on reference values and associated factors,” *Acta Orthopaedica*, vol. 91, no. 1, Dresden, Germany, pp. 53–57, 2020.
- [58] Stryker, “Omega3 System Compression Hip Screw,” Switzerland, 2015.
- [59] D. Santos, “Avaliação do comportamento mecânico de uma placa trocântérica de contenção em fraturas da zona proximal do fêmur,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, na Especialidade de Energia e Ambiente, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2017.
- [60] M. Sá, “Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea,” Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2015.
- [61] “Formulário de Introdução ao Projeto Mecânico,” Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2018.
- [62] M. E. Laboratory, “Experiment 5 : Stress Analysis By Using Strain Gages.” [Online]. Available: [http://courses.me.metu.edu.tr/courses/me410/exp5/me410\\_exp5\\_experiment\\_2011.pdf](http://courses.me.metu.edu.tr/courses/me410/exp5/me410_exp5_experiment_2011.pdf). [Accessed: 30-Aug-2020].
- [63] “Correlated Solutions,” 2020. [Online]. Available: <https://www.correlatedsolutions.com>. [Accessed: 06-Sep-2020].

## APÊNDICE A

Na Figura A.1 é possível observar uma fase do processo da introdução do parafuso cefálico no osso, que corresponde à introdução de um *Guide Pin* a um ângulo de 135°, facilitando a posterior inserção do parafuso na posição definida (I) [58] e a fase correspondente à perfuração do osso na zona dos parafusos da diáfise (II).



**Figura A.1.** Introdução do *Guide Pin* no osso, que irá auxiliar a inserção do parafuso cefálico (I) e perfuração do osso na zona dos parafusos da diáfise (II).

