



UNIVERSIDADE D  
COIMBRA

Sara Helena Ramos das Neves

# AVALIAÇÃO NUMÉRICA DE SISTEMAS DE FIXAÇÃO ÓSSEA PARA OSSOS LONGOS

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica,  
orientada pela Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro  
e pela Professora Doutora Maria Augusta Neto  
e apresentada ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia  
da Universidade de Coimbra

Julho de 2019



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

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

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica na Especialidade de Instrumentação Biomédica

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

**Autor**

**Sara Helena Ramos das Neves**

**Orientadores**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro**

**Professora Doutora Maria Augusta Neto**

**Júri**

**Presidente** Professor Doutor António Adriano Castanhola Batista  
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;  
Professor Associado Convidado da Universidade de Coimbra

**Professor Doutor Rui Miguel Barreiros Rúben**  
Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Leiria;  
Professora Auxiliar Convidado da Universidade de Coimbra

**Coimbra, Julho, 2019**



*“The past, like the future, is indefinite and exists only as a spectrum of possibilities.”*

Stephen Hawking

Aos meus pais, irmã e namorado.

A Coimbra.



## Agradecimentos

A dissertação que aqui se apresenta simboliza o culminar de 5 anos repletos de crescimento pessoal e intelectual, de vivências e momentos que jamais esquecerei e dos quais fica uma eterna saudade. Esta caminhada não teria sido possível sem o apoio incondicional de algumas pessoas, às quais não poderia deixar de expressar o meu profundo agradecimento.

Aos meus pais, Helena e José, os meus grandes alicerces que me acompanham sempre, lado a lado, em todos os desafios com a máxima dedicação e carinho, obrigada por toda a força e determinação que me transmitem diariamente. Admiro-vos muito!

À minha irmã, Rita, pela preocupação constante e por me dar sempre os melhores conselhos, nos momentos certos.

Ao meu Kevin, pela paciência inesgotável e por todo o suporte e ajuda, tanto ao longo destes anos, como na realização deste projeto. Por ser o meu porto seguro e fonte de motivação e inspiração diária.

A todos os meus amigos e colegas pela partilha, por todo o companheirismo e convívio e, principalmente, por terem sido o meu escape nos momentos mais exigentes.

Um agradecimento muito especial, às minhas orientadoras, ambas profissionais de excelência de uma competência extraordinária. À Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro, por me ter recebido de braços abertos no Departamento de Engenharia Mecânica, por todo o acompanhamento, incentivo e liderança que me contagiaram ao longo deste ano. À Professora Doutora Maria Augusta Neto pela total disponibilidade e ajuda na resolução de todos os problemas que foram surgindo durante o projeto. Estou-lhe profundamente grata por todos os conhecimentos que me transmitiu, esta dissertação é mais uma prova da sua dedicação infindável aos seus alunos.

Aos meus colegas do Laboratório de Mecânica Estrutural do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra pelo incrível espírito de união e entreaajuda, fizeram-me sentir em casa.

Obrigada a todos!





## Resumo

Com o avançar da idade, a população idosa fica cada vez mais suscetível a fraturas ósseas, graças à perda de massa óssea que advém de patologias normalmente associadas a esta faixa etária. As fraturas do fémur proximal, em particular as fraturas trocântéricas, apresentam-se como as mais recorrentes, sendo que as de obliquidade reversa constituem um maior desafio para o cirurgião ortopédico. Neste contexto, o principal método de tratamento recorre a sistemas de fixação óssea interna. No entanto, o facto de os sistemas existentes atualmente no mercado não se demonstrarem 100% eficazes, com a necessidade da sua substituição durante a vida do paciente, leva ao desenvolvimento de novas soluções.

Neste seguimento, esta dissertação tem como principal objetivo a comparação do comportamento biomecânico de uma nova placa de contenção/compressão trocântérica (TPC) com uma placa extramedular de parafuso dinâmico (DHS), utilizada em larga escala no contexto referido. A avaliação numérica das placas incidiu sobre diferentes fases do processo de regeneração óssea de uma fratura trocântérica com obliquidade reversa: imediatamente após a inserção dos sistemas (I), recuperação parcial da fratura (II) e recuperação total da lesão (III). Neste estudo foi ainda analisada a influência dos músculos abdutores nas condições de carregamento dos conjuntos.

As simulações numéricas foram feitas recorrendo ao software de cálculo por elementos finitos, ADINA<sup>®</sup>, tendo por base conjuntos constituídos por um modelo digital do fémur, da marca *Sawbones*<sup>®</sup> (ficheiro CAD #3403), bem como por modelos 3D das placas, TPC e DHS, previamente desenvolvidos através de sistemas de modelação CAD e CAE.

A partir dos resultados obtidos para a magnitude dos deslocamentos, para a distribuição das tensões de *von Mises* e das deformações principais, foi possível concluir que o comportamento biomecânico com a inserção da TPC se revelou mais favorável na fase inicial da cicatrização óssea. Ao invés, nos estágios finais do processo, fase II e III, o cenário inverte-se e o comportamento mais favorável verifica-se com a inserção do DHS.

**Palavras-chave:** Fraturas Trocântéricas, Fixação Óssea Interna, Fixador Extramedular DHS, Fixador Extramedular TPC, Análise de Elementos Finitos.



## Abstract

With advancing age, the elderly population is increasingly susceptible to bone fractures, due to the loss of bone mass that comes from pathologies usually associated with this age group. Fractures of the proximal femur, particularly trochanteric fractures, are the most common fractures, while trochanteric fractures with reverse obliquity constitute a greater challenge for the orthopaedic surgeon. In this context, the main method of treatment uses internal bone fixation systems. However, the fact that existing systems on the market do not prove to be 100% efficient, with the need for its replacement during the life of the patient, leads to the development of new solutions.

The main objective of this dissertation is to compare the biomechanical behaviour of a new Trochanteric Plate of Contention / Compression (TPC) with a Dynamic Hip Screw (DHS), used in large scale in the referred context. The numerical evaluation of the plates involved different phases of the bone regeneration process of a trochanteric fracture with reverse obliquity: immediately after the insertion of the systems (I), partial recovery of the fracture (II) and total recovery of the lesion (III). In this study, the influence of the abductor muscles in the loading conditions of the sets was also analysed.

The numerical simulations performed throughout this work were made using the finite element calculation software, ADINA<sup>®</sup>, based on a set consisting of a digital femur model, the Sawbones<sup>®</sup> brand (CAD file # 3403), as well as 3D models of the plates, TPC and DHS, previously developed through CAD and CAE modelling systems.

From the analysis of the results obtained for the magnitude of the displacements, as well as for the distribution of the von Mises stress and the principal strains, it was possible to conclude that the biomechanical behaviour with the insertion of the TPC was more favourable in the initial phase of healing process. Instead, in the final stages of the healing process, phase II and III, the scenario reverses and the more favourable behaviour occurs with the insertion of DHS.

**Keywords:** Trochanteric Fractures, Internal Bone Fixation, DHS Extramedullary Implant, TPC Extramedullary Implant, Finite Element Analysis.



# Índice

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xv
Simbologia e Siglas .....	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas .....	xvii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Contribuição da Autora.....	2
1.2. Estrutura da Dissertação .....	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	5
2.1. Referências Anatómica: Posição, Planos e Termos Direcionais .....	6
2.2. Articulação da Anca.....	8
2.2.1. Anatomia e Movimentos Anatómicos .....	8
2.2.2. Biomecânica .....	12
2.3. Fémur .....	12
2.3.1. Anatomia do Fémur .....	13
2.3.2. Constituição Óssea e Miologia da Coxa.....	14
2.4. Fraturas do Fémur Proximal .....	17
2.4.1. Tendências Epidemiológicas .....	17
2.4.2. Sistemas de Classificação .....	18
2.4.3. Cicatrização Óssea: Formação do Calo Ósseo .....	20
2.5. Estado da Arte: Sistemas de Fixação Óssea Interna .....	21
3. MÉTODOS E METODOLOGIA .....	27
3.1. Método dos Elementos Finitos .....	28
3.1.1. Discretização do Domínio .....	28
3.1.2. Aproximação do Deslocamento.....	30
3.1.3. Equação dos Elementos Finitos .....	30
3.2. Modelos Geométricos .....	32
3.2.1. Modelo Geométrico do Fémur .....	32
3.2.2. Modelo Geométrico dos Sistemas de Fixação Óssea: DHS e TPC.....	38
3.3. Estudo Numérico .....	40
3.3.1. Propriedades dos Materiais.....	40
3.3.2. Condições de Fronteira.....	42
3.3.3. Condições de Carregamento.....	43
3.3.4. Superfícies de Contacto .....	46
3.3.5. Definição das Malhas .....	47
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	49
4.1. Fémur Íntegro – Fase III .....	50
4.1.1. Magnitude dos Deslocamentos.....	50
4.1.2. Análise de Tensões .....	53

4.1.3.	Análise de Deformações.....	61
4.2.	Fémur Fraturado – Fase I.....	66
4.2.1.	Magnitude dos Deslocamentos.....	66
4.2.2.	Análise de Tensões.....	67
4.2.3.	Análise de Deformações.....	71
4.3.	Calo Ósseo – Fase II.....	74
4.3.1.	Magnitude dos Deslocamentos.....	74
4.3.2.	Análise de Tensões.....	75
4.3.3.	Análise de Deformações.....	79
5.	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	83
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 – Posição de referência anatómica (Retirado de: [5]).....	6
Figura 2.2 – Representação dos principais planos anatómicos e dos termos direcionais (Adaptado de: [7]).....	7
Figura 2.3 – Representação anatómica das principais estruturas ósseas da articulação coxo-femoral, com vista anterior (Adaptado de: [14]).....	9
Figura 2.4 – Ilustração dos principais movimentos anatómicos de referência da articulação coxo-femoral (Adaptado de: [6]). .....	10
Figura 2.5 – Representação dos ligamentos capsulares, com vista anterior e posterior (Adaptado de: [5]).....	11
Figura 2.6 – Representação anatómica das principais estruturas e regiões ósseas do fêmur, com vista anterior e posterior (Adaptado de: [14]).....	13
Figura 2.7 – Representação do ângulo de inclinação normal $125^{\circ} \pm 5^{\circ}$ , da condição de coxa valga ( $>130^{\circ}$ ) e coxa vara ( $<120^{\circ}$ ) (Adaptado de: [5]).....	14
Figura 2.8 – Diagrama dos sistemas trabeculares, medial e lateral, do fêmur proximal (Adaptado de: [23]). .....	15
Figura 2.9 – Ilustração da localização dos pontos de origem e de inserção muscular na região proximal do fêmur (Adaptado de: [23]).....	16
Figura 2.10 – Classificação AO das fraturas da extremidade proximal do fêmur (Adaptado de: [33]). .....	19
Figura 2.11 – Sequência das etapas do processo de cura de uma fratura, por formação do calo ósseo (Adaptado de: [39]).....	20
Figura 2.12 – Redução anatómica com pinças ósseas de uma fratura trocantérica com extensão subtrocantérica (Adaptado de: [44]). .....	22
Figura 2.13 – DHS de 4 parafusos da diáfise da marca <i>Synthes</i> aplicado a uma fratura intertrocantérica estável, 31-A1 (Retirado de: [47]).....	23
Figura 2.14 – Complicações com o dispositivo DHS: a) translação medial excessiva da diáfise, descompressão do fragmento proximal e quebra por fadiga do parafuso distal da diáfise (Retirado de: [36]); b) Rutura da placa do sistema de fixação (Retirado de: [45]).....	23
Figura 2.15 – Comportamento biomecânico de um implante DHS, implantado no tratamento de a) fraturas intertrocantéricas estáveis e b) fraturas instáveis com obliquidade reversa (Retirado de: [36]).....	24
Figura 2.16 – Complicações que advêm da utilização de dispositivos intramedulares: a) consolidação óssea inexistente; b) efeito de <i>cut-out</i> do parafuso cefálico; c)	

efeito de <i>cut-through</i> do parafuso cefálico; d) efeito de Z e subsequente <i>cut-out</i> do parafuso cefálico (Adaptado de: [48, 49]).	25
Figura 2.17 – Trochanteric Plate of Contention/Compression (Retirado de: [50]).....	26
Figura 3.1 – Processo de formação de malha: a) sistema global contínuo; b) geometria com malha.	29
Figura 3.2 – Exemplos de elementos finitos tridimensionais: a) Elemento sólido tetraédrico linear (4 nós); b) Elemento sólido hexaédrico linear (8 nós) (Adaptado de: [52]).	29
Figura 3.3 – Modelo geométrico do fémur obtido no ADINA tendo por base o ficheiro CAD #3403: a) Componente cortical, vista posterior; b) Componente trabecular, vista posterior; c) Componente trabecular, vista anterior ; d) Componente cortical, vista anterior.....	32
Figura 3.4 – Representação dos eixos anatómico e mecânico do fémur e, do eixo do colo do fémur.	33
Figura 3.5 – Modelo geométrico do fémur íntegro utilizado na simulação numérica da fase III do processo de recuperação: a) Geometria para a implantação do DHS; b) Geometria para a implantação da TPC.	34
Figura 3.6- Modelo geométrico do fémur fraturado utilizado na simulação numérica da fase I do processo de recuperação: a) Geometria para a implantação do DHS; b) Geometria para a implantação da TPC.....	35
Figura 3.7 – Representação das possíveis geometrias do calo ósseo: a) Estádios sem informação geométrica; b) Geometria que excede os limites ósseos correspondente à formação periosteal e endosteal do calo (Adaptado de: [64]).	36
Figura 3.8 – Modelo geométrico do fémur com calo ósseo utilizado na simulação numérica da fase II do processo de recuperação: a) Geometria para a implantação do DHS; b) Geometria para a implantação da TPC.....	37
Figura 3.9 – Modelo geométrico dos sistemas de fixação óssea: a) <i>Dynamic Hip Screw</i> (DHS); b) <i>Trochanteric Plate of Contention/Compression</i> (TPC).	39
Figura 3.10 – Condições de fronteira aplicadas à região distal do fémur e ao bloco de carregamento, nos modelos numéricos de todas as fases do processo de recuperação (I, II e III), de ambas as placas em estudo.....	42
Figura 3.11 – Condições de fronteira aplicadas ao parafuso cefálico do DHS, na simulação numérica da fase I.....	43
Figura 3.12 – Condições de carregamento aplicadas aos modelos dos conjuntos, fémur mais DHS (esquerda) e fémur mais TPC (direita), na simulação numérica da fase III do processo de recuperação (fémur íntegro), através da pressão equivalente à força de 1000 N.	44
Figura 3.13 – Condições de carregamento aplicadas aos modelos dos conjuntos, fémur mais DHS (esquerda) e fémur mais TPC (direita), na simulação numérica da	



---

fase III do processo de recuperação (fémur íntegro), através da pressão equivalente à força de 700 N mais 300 N. ....	45
Figura 4.1 – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos dos conjuntos, fémur com o DHS (esquerda) e fémur com a TPC (direita), para uma solicitação uniaxial de 1000 N. ....	51
Figura 4.2 – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos dos conjuntos, fémur com o DHS (esquerda) e fémur com a TPC (direita), para uma solicitação combinada de 700 N e 300 N. ....	52
Figura 4.3 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso cortical, correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal. ....	54
Figura 4.4 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso cortical correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita) sujeitos a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal. ....	54
Figura 4.5 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso trabecular, correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal. ....	55
Figura 4.6 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso trabecular correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita) sujeitos a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal. ....	56
Figura 4.7 – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes para os modelos do osso trabecular com fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja) sujeitos: a) a um carregamento axial de 1000 N; e b) a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores. ....	57
Figura 4.8 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal. ....	58
Figura 4.9 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal. ....	59
Figura 4.10 – Histograma de tensões equivalentes nos sistemas de fixação, DHS (azul) e TPC (laranja) sujeitos: a) a um carregamento axial de 1000 N; e b) a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N. ....	60
Figura 4.11 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fémur íntegro (fase III), referente à fixação do	

---

DHS (azul) e da TPC (laranja), para uma solicitação de 1000 N (escuro) bem como uma solicitação combinada de 700 N e 300 N (claro).....	62
Figura 4.12 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal do modelo do fêmur íntegro (fase III), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja), para uma solicitação de 1000 N (escuro) bem como uma solicitação combinada de 700 N e 300 N (claro). .....	64
Figura 4.13 – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos do fêmur fraturado com o DHS (esquerda) e com a TPC (direita).....	67
Figura 4.14 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso cortical fraturado correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal. ....	68
Figura 4.15 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso trabecular fraturado correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal. ....	69
Figura 4.16 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), referentes à simulação numérica da fase I. Valores em Pascal. ....	69
Figura 4.17 – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes nos sistemas de fixação óssea, DHS (azul) TPC (laranja), referentes à simulação numérica da fase I. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores.....	70
Figura 4.18 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fêmur fraturado (fase I), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).....	71
Figura 4.19 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal do modelo do fêmur fraturado (fase I), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).....	72
Figura 4.20 – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos do fêmur com formação de calo ósseo, implantado com o DHS (esquerda) e com a TPC (direita). ....	75
Figura 4.21 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso cortical com calo ósseo (fase II), correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal. ....	76
Figura 4.22 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos do osso trabecular da fase II correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal. ....	77
Figura 4.23 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), referentes à simulação numérica da fase II. Valores em Pascal. ....	78
Figura 4.24 – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes nos sistemas de fixação óssea, DHS (azul) TPC (laranja),	

---

referentes à simulação numérica da fase II. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores. ....	78
Figura 4.25 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fémur com formação de calo ósseo (fase II), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja). ....	79
Figura 4.26 – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal (fase II), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja). ....	81



---

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas dos diferentes materiais do osso cortical e trabecular [65], da DHS e da TPC [51] e do calo duro [62].....	41
Tabela 3.2 – Tabela resumo da dimensão média da aresta dos elementos (m) finitos de cada corpo sólido dos modelos referentes ao DHS para as fases I,II e III, bem como descrição das áreas refinadas e dimensão da aresta dos respectivos elementos. ....	47
Tabela 3.3 – Tabela resumo da dimensão média da aresta dos elementos (m) finitos de cada corpo sólido dos modelos referentes à TPC para as fases I,II e III, bem como descrição das áreas refinadas e dimensão da aresta dos respectivos elementos. ....	48
Tabela 4.1 – Valores da magnitude dos deslocamentos dos dois modelos dos conjuntos, bem como os valores obtidos após a realização do teste <i>t-Student</i> para duas amostras com variâncias diferentes, com recurso ao Excel.....	52
Tabela 4.2 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fêmur íntegro. Para o cálculo da variação percentual definiu-se os valores referentes à DHS como referência. ....	62
Tabela 4.3 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal do fêmur íntegro. Para o cálculo da variação percentual definiu-se os valores referentes à DHS como referência. ....	65
Tabela 4.4 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fêmur fraturado (fase I). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.....	72
Tabela 4.5 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal do fêmur fraturado (fase I). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.....	73
Tabela 4.6 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fêmur com formação de calo ósseo (fase II). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.....	80
Tabela 4.7 – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal (fase II). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS. ....	81



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$\sigma_c$  – Tensão de Corte

$\nu$  – Coeficiente de Poisson

E – Módulo de Elasticidade Longitudinal

F – Vetor forças nodais equivalentes

G – Módulo de Elasticidade Transversal

K – Matriz de rigidez global

M – Matriz de massa global

$\bar{N}^{(e)}$  – Matriz das funções de interpolação

p – Probabilidade

$\tilde{u}^{(e)}$  – Vetor aproximação dos deslocamentos

$\bar{u}^{(e)}$  – Vetor dos deslocamentos

$\ddot{U}$  – Vetor de acelerações globais

U – Vetor dos deslocamentos globais

### Siglas

3D – Tri-dimensional

ADINA – *Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis*

AISI – *American Iron and Steel Institute*

AO – *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*

CAD – *Computer Aided Design*

CAE – *Computer Aided Engineering*

CHS – *Compression Hip Screw*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DGS – Direção Geral de Saúde

DHS – *Dynamic Hip Screw*

EP – *European Patent*

FFP – *Fraturas do Fémur Proximal*

IMHS – *Intramedullary Hip Screw*

ISEC – *Instituto Superior de Engenharia de Coimbra*

OMS – *Organização Mundial de Saúde*

ORIF – *Open Reduction Internal Fixation*

P1 – *Principal 1*

P2 – *Principal 2*

P3 – *Principal 3*

PCCP – *Percutaneous Compression Plate*

PFNA – *Proximal Femoral Nail Antirotation*

SNS – *Serviço Nacional de Saúde*

TPC – *Trochanteric Plate of Contention/Compression*

VHS – *Variable angle Hip Screw*







# 1. INTRODUÇÃO

Com o progressivo avanço tecnológico e desenvolvimento do conhecimento científico do Homem, tornou-se possível o melhoramento das condições de vida da população com o acesso a cuidados de saúde cada vez mais especializados, o que, consequentemente, permitiu alcançar uma maior longevidade para o ser humano. Segundo a OMS (Organização Mundial de Saúde), a esperança média de vida à nascença tem vindo a aumentar mundialmente, ano após ano [1]. Em Portugal, foi estimada em 80,78 anos para o total da população durante o triénio de 2015 a 2017, correspondendo a um aumento de cerca de 2,28 anos num espaço de uma década [2, 3].

Inerente ao envelhecimento da população surgem diversas patologias, cuja incidência se revela mais acentuada em pessoas idosas, sendo a osteoporose um exemplo. Uma das consequências mais gravosas da osteoporose está relacionada com o aumento significativo do risco de fratura em ossos longos, resultante de traumatismos ligeiros de baixa energia, sendo as fraturas do fémur proximal (FFP) as mais recorrentes [4]. De ressaltar que este tipo de fraturas também pode ocorrer, embora que em menor percentagem, em faixas etárias mais jovens, com boa qualidade óssea, resultado de traumatismos de alta energia.

Entre as fraturas da extremidade proximal do fémur, as que representam um maior desafio para o cirurgião ortopédico são as fraturas trocantéricas instáveis, em particular, as fraturas com obliquidade reversa, as quais, por isso, constituem uma importante área de investigação. Perante o diagnóstico de fratura trocantérica de origem traumática, o protocolo de eleição por parte do ortopedista passa pela intervenção cirúrgica, sendo que o principal método de tratamento recorre a sistemas de fixação óssea interna.

Existe uma ampla variedade de dispositivos que se enquadram neste contexto ortopédico, no entanto, a sua aplicação é muito restrita face aos inúmeros padrões de fratura possíveis, assim como, apresentam diversas complicações biomecânicas pós-operatórias, que resultam na grande maioria das vezes na falência do material ortopédico, ou na reincidência da fratura.

Por este motivo, revela-se imprescindível o desenvolvimento de novas soluções que se proponham a colmatar as falhas existentes ou, na impossibilidade disso, a alargar a sua funcionalidade. O processo de criação de um novo produto envolve sempre uma criteriosa fase de validação antes da sua comercialização propriamente dita, ao longo da qual a comparação com outros produtos do mesmo mercado, é necessária e inevitável. Os sistemas de fixação óssea interna não são exceção a esta regra, sendo que neste caso as validações podem assumir diversas vertentes, desde testes de compatibilidade biológica, a avaliações numéricas e experimentais, culminando, em última instância, em ensaios clínicos.

Neste seguimento, a análise numérica do comportamento biomecânico de sistemas biológicos, com geometrias complexas, tem vindo a revelar-se uma importante ferramenta de previsão de situações clínicas desfavoráveis, sendo que é neste ponto que se insere este projeto.

## **1.1. Contribuição da Autora**

A presente dissertação tem como principal propósito a avaliação numérica do comportamento biomecânico de uma placa de contenção/compressão trocantérica (*Trochanteric Plate of Contention/Compression -TPC*) desenvolvida pelo Doutor José Costa Martins (*European Patent (EP) 2 108 322 A1, 2009*) para o tratamento de FFP com obliquidade reversa, por comparação com uma placa extramedular de parafuso dinâmico (*Dynamic Hip Screw – DHS*), utilizada em larga escala e, por este motivo, tida como referência.

Assim, a comparação numérica das duas placas irá incidir em diferentes estágios do tratamento de uma fratura intertrocantérica instável com obliquidade reversa:

- I. Imediatamente após a inserção dos sistemas de fixação óssea;
- II. Cicatrização óssea por formação de calo ósseo;
- III. Consolidação óssea total da fratura.

## 1.2. Estrutura da Dissertação

Por forma a agilizar o entendimento da estruturação do presente trabalho segue-se uma pequena síntese de cada um dos 5 capítulos que a constituem:

Capítulo 1 – No capítulo da Introdução é apresentada a motivação e o enquadramento teórico-prático do tema, o principal propósito do estudo, assim como o seu alinhamento.

Capítulo 2 – No capítulo da Revisão Bibliográfica, inicialmente, é feita uma abordagem de todos os conceitos anato-fisiológicos que se entendem ser essenciais para uma melhor compreensão do tema em estudo. Posteriormente, é retratado o problema de saúde pública que se revelam as fraturas do fémur proximal, e é apresentada a pesquisa realizada sobre o atual estado da arte dos sistemas de fixação óssea interna, hoje em dia no mercado.

Capítulo 3 – O capítulo dos Métodos e Metodologia passa por uma breve elucidação dos princípios básicos do método de cálculo numérico por elementos finitos, pela apresentação de todos os modelos geométricos utilizados, quer do fémur quer dos implantes, assim como todas as condições e parâmetros estabelecidos para levar a cabo a avaliação numérica dos conjuntos no *software* ADINA<sup>®</sup>.

Capítulo 4 – No capítulo dos Resultados e Discussão são apresentados os resultados obtidos e a respetiva análise estatística, levada a cabo com recurso ao EXCEL<sup>®</sup>. Ao longo deste capítulo procede-se, então, à análise comparativa dos sistemas de fixação em cada uma das fases consideradas do processo de recuperação óssea.

Capítulo 5 – No capítulo das Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros além de serem apresentadas as conclusões gerais são assinalados possíveis trabalhos futuros a serem desenvolvidos.

Por fim, apresenta-se a listagem detalhada de todas as referências bibliográfica utilizadas para a realização da presente dissertação.

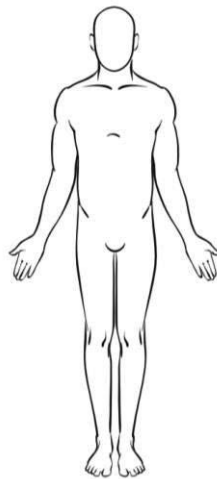


## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No capítulo anterior foi mencionada a necessidade do surgimento de novos sistemas de fixação óssea interna que preencham as falhas dos existentes, principalmente quando se trata do tratamento de fraturas trocantéricas com padrões oblíquos reversos. Por este motivo, revela-se fundamental iniciar o cerne desta questão pela revisão de todos os conceitos que permitam um entendimento claro do tema ao longo de todo o trabalho. Assim, partindo do geral para o particular, o presente capítulo começa por abordar as referências anatómicas definidas pela comunidade científica para a descrição do corpo humano. De seguida, aborda-se o funcionamento da articulação coxo-femoral, seguindo-se para a anatomia e integridade do fémur, que em caso de anomalias torna-se mais suscetível à fratura. A apresentação das soluções existentes no mercado para solucionar este problema de saúde pública, as suas vantagens e, especialmente, as desvantagens que estão na origem da necessidade emergente, referida anteriormente, completam o capítulo 2.

## 2.1. Referências Anatômica: Posição, Planos e Termos Direcionais

O corpo humano é um sistema extremamente complexo, que conjuga inúmeros subsistemas constituídos pelos mais diversos componentes, tais como, ossos, músculos, tendões, entre outras. Por este motivo, por forma a garantir uma uniformização da terminologia utilizada quando se pretende descrever a localização de estruturas anatómicas do corpo humano, foi estabelecida uma referência padrão, designada por posição anatómica, devidamente representada na Figura 2.1.

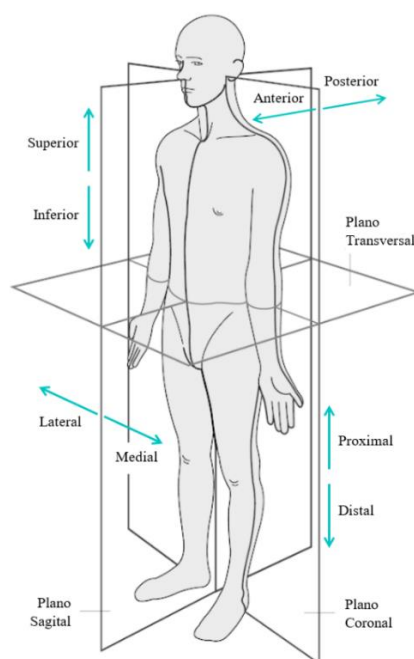


**Figura 2.1** – Posição de referência anatômica (Retirado de: [5]).

Nesta posição, pressupõe-se que o indivíduo permanece parado, em posição vertical, com a face voltada para a frente e o olhar a seguir a mesma direção. Para além disto, os membros superiores encontram-se estendidos ao lado do tronco, com as palmas das mãos voltadas para a frente, e os dedos juntos. Já os membros inferiores encontram-se próximos, paralelos um ao outro, com as pontas dos pés a apontar para a frente [5, 6].

A partir da posição anatômica padrão torna-se possível definir três planos anatómicos de referência: sagital, frontal ou coronal e transversal/horizontal ou axial, essenciais para o entendimento dos termos direcionais e posicionais utilizados ao longo deste trabalho (Figura 2.2).





**Figura 2.2** – Representação dos principais planos anatômicos e dos termos direcionais (Adaptado de: [7]).

Tanto o plano coronal como o plano sagital são planos imaginários verticais, perpendiculares entre si, mas, enquanto o plano coronal divide o corpo em partes anterior e posterior, o plano sagital divide-o em partes direita e esquerda. Um plano vertical que intersecciona a sutura sagital craniana e divide o corpo em metades iguais, direita e esquerda, é designado por plano sagital mediano, já um plano paralelo a este, é geralmente designado de plano parassagital [7, 8]. Em relação ao plano transversal trata-se de um plano imaginário horizontal e, portanto, perpendicular aos referidos anteriormente, que divide o corpo em partes superior e inferior [8].

Em todo o caso, é necessário definir diferentes termos direcionais que facilitem a descrição da posição relativa de uma estrutura em relação ao corpo inteiro, ou em relação a estruturas vizinhas [7]. Anterior (ventral) e posterior (dorsal) referem-se a posições, ou direções, relativas à frente ou à parte de trás do corpo ou de uma estrutura, respetivamente. Medial refere-se à posição em direção ao plano sagital mediano, ao passo que lateral se refere ao afastamento do mesmo. Distal e proximal são termos mais relacionados com o posicionamento nas extremidades do corpo, sendo que distal indica o afastamento do tronco e proximal designa a proximidade ao tronco. Por fim, os termos superior e inferior são

utilizados para assinalar a posição de uma parte do corpo ou estrutura que se encontra acima ou abaixo de outra, respetivamente [5, 7, 8].

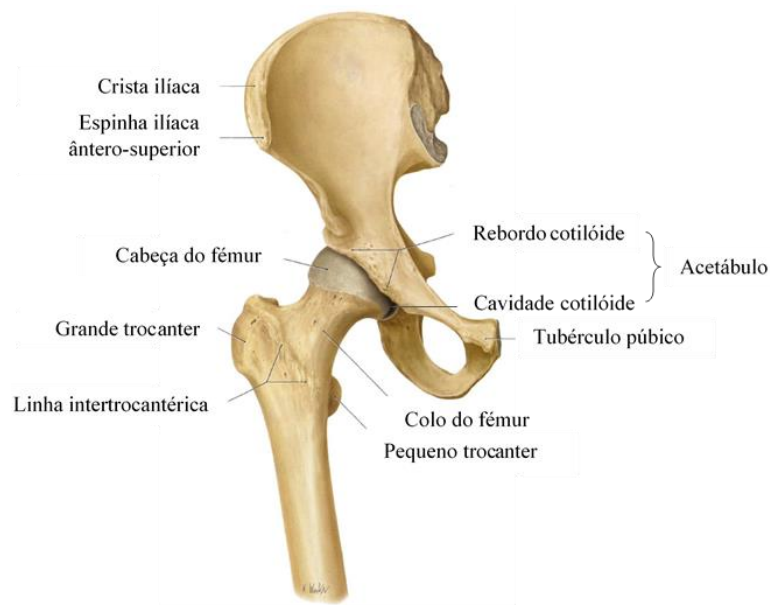
## **2.2. Articulação da Anca**

O presente estudo centraliza-se na parte inferior do plano transversal, especificamente, na região da anca, razão pela qual se torna essencial abordar, de um modo geral, a articulação coxo-femoral, partindo de uma análise anatómica da mesma até à sua função em termos motores.

### **2.2.1. Anatomia e Movimentos Anatómicos**

A anca desempenha um papel crucial na geração de movimentos de grande amplitude, ao mesmo tempo que suporta e transmite as forças resultantes de atividades da rotina diária. A estabilidade inerente a esta articulação, essencial para assegurar esta dualidade funcional, tanto em posturas dinâmicas como estáticas, é garantida pela sua estrutura anatómica e pelo forte suporte envolvente tanto de músculos como de ligamentos [9, 10].

A nível anatómico, a articulação coxo-femoral é constituída por duas superfícies articulares: a cabeça femoral e o acetábulo. Na Figura 2.3 encontram-se identificadas as principais estruturas anatómicas desta articulação, compreendidas entre a região da crista ilíaca da pélvis e a região do trocanter maior do fémur. A pélvis, formada por dois ossos ilíacos, simétricos entre si, pelo sacro e pelo cóccix, é o elo de ligação entre o tronco e os membros inferiores [11]. Embora funcionalmente o ilíaco aparente ser uma estrutura única, engloba 3 ossos distintos, cujo ponto de fusão se verifica no acetábulo: ílio, ísquio e púbis [12]. O acetábulo, presente na parte externa de cada um dos ossos ilíacos, representa a cavidade cotilóide circundada por um rebordo ósseo denominado de rebordo cotilóide [13]. A geometria desta depressão está desenhada na perfeição para receber a cabeça do fémur e, assim, constituir a articulação da anca.



**Figura 2.3** – Representação anatómica das principais estruturas ósseas da articulação coxo-femoral, com vista anterior (Adaptado de: [14]).

O colo do fémur é a região compreendida entre a extremidade proximal do osso, a cabeça femoral, e a linha intertrocântérica que se estende desde o grande trocânter até ao pequeno trocânter. Apesar do colo do fémur possuir a menor área de secção transversal verificada ao longo de todo o osso, e de isso lhe poder conferir uma certa fragilidade, a diferença de tamanhos existente entre a cabeça e o colo femoral garante que nem a resistência à fratura, nem a liberdade de movimento da articulação, são comprometidas [10].

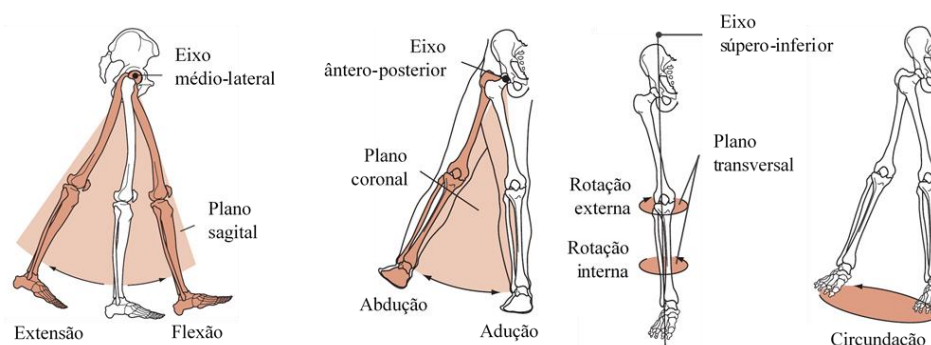
Existem diversos parâmetros que permitem caracterizar os diferentes tipos de articulações, porém, a grande maioria dos sistemas de classificação têm por base a estrutura e a funcionalidade das mesmas [15]. Assim, a articulação coxo-femoral pode ser classificada de acordo com o tipo de ligação estabelecida entre as superfícies articulares, a morfologia e ainda o grau de mobilidade.

Relativamente à classificação estrutural, a articulação assume um carácter sinovial, dado que as superfícies articulares que a constituem não estabelecem contacto direto entre si. Em vez disso, são revestidas por uma camada de cartilagem hialina que reduz o atrito entre os ossos, prevenindo, conseqüentemente, o desgaste das superfícies. Por outro lado, as superfícies articulares são rodeadas e envolvidas por uma cápsula articular que assegura a lubrificação e nutrição das estruturas, ao mesmo tempo que confere estabilidade e coesão à articulação [5, 8, 11, 15].

No que diz respeito à classificação morfológica, a anca é geralmente referida como sendo uma articulação do tipo enartrose ou esferoidal, uma vez que a cabeça femoral possuiu uma geometria aproximadamente esférica, que articula e encaixa na cavidade côncava acetabular [5, 12, 15].

Ambas as características mencionadas anteriormente conferem um elevado grau de mobilidade à anca, garantindo as mais diversas atividades locomotoras [11]. Nesse seguimento, atividades quotidianas como andar, correr, subir e descer escadas, levantar de uma cadeira, andar de bicicleta, sentar de pernas cruzadas, entres outras, conseguem ser descritas sobre os três planos anatómicos de referência, em torno de três eixos rotacionais, podendo ser definidas por meio de três graus de liberdade [6, 9]. Graças à congruência das superfícies articulares, a osteocinemática da anca baseia-se apenas em movimentos rotacionais, não sendo detetável qualquer movimento de translação [9].

Sobre o plano sagital em torno do eixo médio-lateral efetuam-se os movimentos de flexão ( $120^\circ$ ) e extensão ( $10^\circ$ ). Por sua vez, no plano coronal em torno do eixo ântero-posterior tomam lugar os movimentos de abdução ( $45^\circ$ ) e adução ( $25^\circ$ ). Já sobre o plano transversal, em torno do eixo súpero-inferior, destacam-se os movimentos de rotação interna ( $15^\circ$ ) e rotação externa ( $35^\circ$ ) da anca [6, 9]. De notar que os movimentos de circundação também são permitidos pela articulação coxo-femoral, sobre múltiplos planos oblíquos em torno de mais do que um eixo [6, 11]. Na Figura 2.4 encontram-se ilustrados os principais movimentos anatómicos de referência passíveis de serem executados pela anca.



**Figura 2.4** – Ilustração dos principais movimentos anatómicos de referência da articulação coxo-femoral (Adaptado de: [6]).

Importante ainda referir que a osteocinemática depende de vários fatores biológicos, nomeadamente da idade do indivíduo, tornando-se mais limitada em faixas etárias mais avançadas [10].

A estabilidade articular é a resistência biomecânica oferecida pela articulação ao movimento sobre planos, além daqueles definidos pelos graus de liberdade permitidos. Enquanto que as estruturas ósseas permitem resistir às forças de compressão e de corte, os ligamentos asseguram a resistência à tração, impondo restrições motoras à articulação [15]. Dito isto, os limites angulares estabelecidos acima para cada movimento refletem, mais que uma limitação, uma estabilização passiva por parte dos ligamentos articulares.

Em torno do colo femoral encontram-se os três principais ligamentos capsulares: o ligamento ílio-femoral, o ligamento pubo-femoral e o ligamento ísquio-femoral, devidamente representados na Figura 2.5. Estes ligamentos têm como função, não só reforçar a cápsula articular, como também controlar os diferentes movimentos que a articulação permite [5, 13].



**Figura 2.5** – Representação dos ligamentos capsulares, com vista anterior e posterior (Adaptado de: [5]).

O ligamento ílio-femoral, considerado o mais importante dos três ligamentos capsulares, tem como principal função limitar a extensão além da posição anatómica de referência, também designada de hiperextensão. Já o ligamento pubo-femoral também limita a hiperextensão e, em adição, a abdução. Por fim, o ligamento ísquio-femoral envolve a cápsula posteriormente e, à semelhança dos restantes, também limita a hiperextensão e, em adição, a rotação interna [5, 11].

## 2.2.2. Biomecânica

No que toca à biomecânica da anca, quando a articulação se encontra em posição de equilíbrio numa só perna, o centro de gravidade efetivo move-se do centro da perna em solicitação para uma região que, na maioria dos estudos, se assume ser o centro da cabeça femoral. Isto porque a perna sem solicitação passa a ser englobada como massa corporal a ser suportada [16]. Esta consideração é bastante relevante, dado que uma das atividades motoras mais executadas, como andar, resulta da solicitação alternada dos membros inferiores, ou seja, uma sequência de posições de apoio numa só perna.

Analogamente, também os carregamentos da articulação coxo-femoral refletem um ciclo de carga que atinge amplitudes máximas e mínimas, com a particularidade de que a anca apresenta sempre uma força compressiva residual (*offset*) com amplitude média equivalente ao peso corporal. Assim, apesar do carregamento máximo das superfícies articulares não se verificar durante um grande intervalo de tempo, estas encontram-se sempre em constante solicitação [9].

Por conseguinte, é o fémur, especificamente a sua região proximal, que se encontra sujeito à maioria das tensões, desde a força de compressão referida anteriormente, até às contribuições musculares geradas com o intuito de balancear o sistema de forças [17].

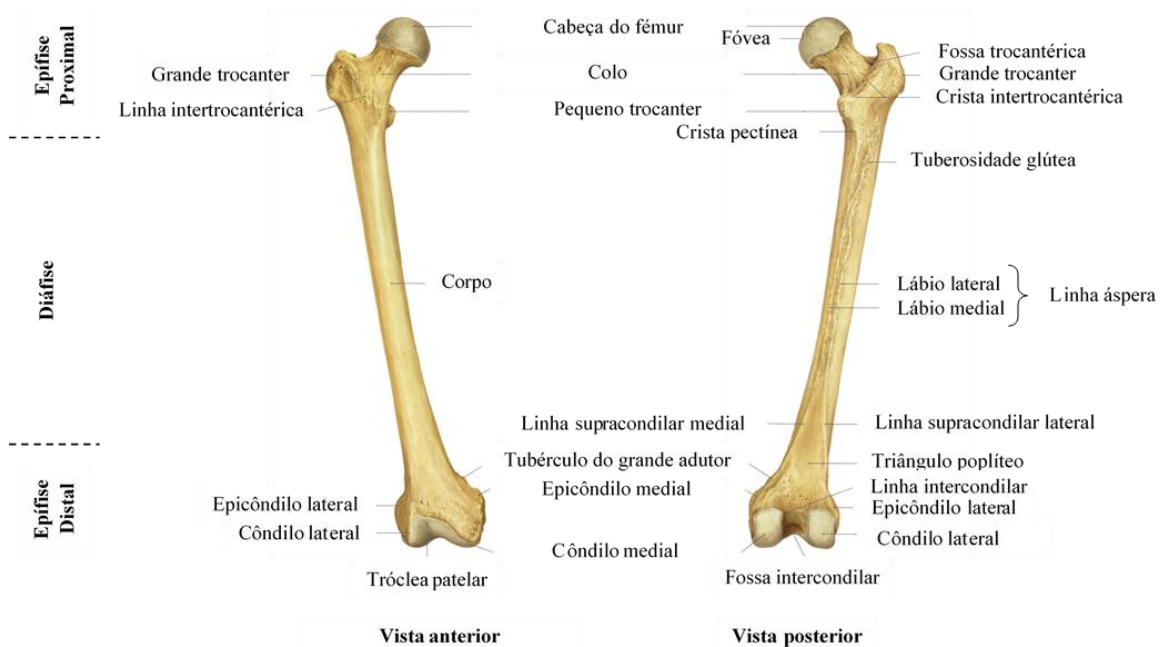
## 2.3. Fémur

O sistema esquelético de um indivíduo adulto é, tipicamente, constituído por cerca de 206 ossos, que podem ser classificados, de acordo com a sua forma, em ossos longos, ossos curtos, ossos chatos e ossos irregulares. De notar que este número pode variar mediante a consideração adicional dos ossos sesamoides [18]. Apesar disto, é sobre os ossos longos, em particular, sobre o fémur, que este estudo irá incidir.

### 2.3.1. Anatomia do Fémur

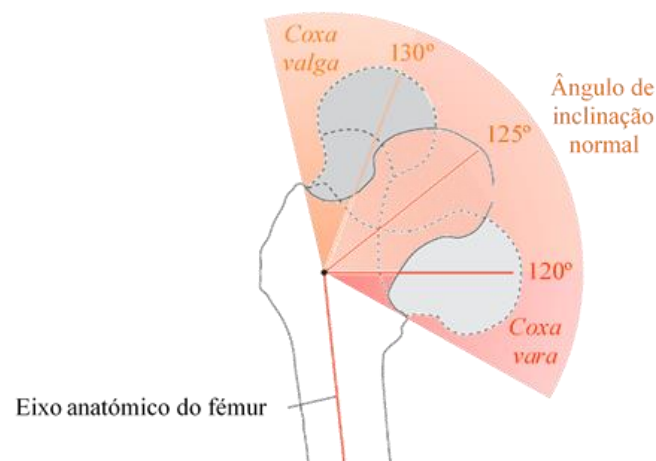
Os ossos longos caracterizam-se por possuírem um corpo central longo e tubular, que representa a região da diáfise que, por sua vez, se encontra compreendida entre duas extremidades: uma na região proximal e outra na região distal do osso, denominadas de epífises [11]. Estas estruturas encontram-se devidamente assinaladas na Figura 2.6.

O fémur é o osso mais longo e volumoso do sistema esquelético e localiza-se nos membros inferiores do corpo humano (Figura 2.6). Articula em dois locais: na região proximal com o acetábulo da pélvis, constituindo a articulação da anca, abordada detalhadamente no tópico anterior; e na região distal com a tíbia e a patela, constituindo a articulação do joelho [19]. A região proximal do fémur compreende estruturas anatómicas como a cabeça femoral, o colo do fémur e ainda o grande e pequeno trocânteres. Já a região distal apresenta uma morfologia ligeiramente diferente, sendo constituída pelos côndilos posteriores lateral e medial, a superfície patelar, a fossa intercondilar e ainda os epicôndilos lateral e medial.



**Figura 2.6** – Representação anatómica das principais estruturas e regiões ósseas do fémur, com vista anterior e posterior (Adaptado de: [14]).

Como se pode observar na Figura 2.7, no plano coronal, a cabeça femoral forma um ângulo com a região diafisária do fêmur, designado de ângulo de inclinação. Em média, num adulto, este ângulo mede cerca de  $125^{\circ} \pm 5^{\circ}$ . No entanto, podem existir variações que advêm de deformidades congénitas, traumas ou patologias. Nesse caso, quando o ângulo excede  $130^{\circ}$  designa-se *coxa valga*, e quando este é inferior a  $120^{\circ}$ , *coxa vara* [5, 16].



**Figura 2.7** – Representação do ângulo de inclinação normal  $125^{\circ} \pm 5^{\circ}$ , da condição de coxa valga ( $>130^{\circ}$ ) e coxa vara ( $<120^{\circ}$ ) (Adaptado de: [5]).

### 2.3.2. Constituição Óssea e Miologia da Coxa

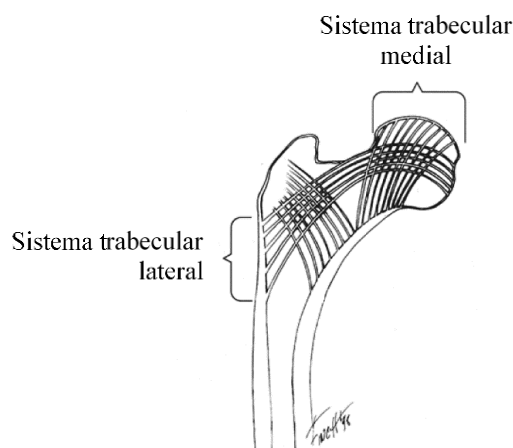
Os ossos são constituídos por duas camadas de tecido ósseo com características distintas: uma camada externa, estruturalmente mais densa, composta por osso cortical ou compacto; e uma camada mais interna, com elevada porosidade, composta por osso trabecular ou esponjoso [15, 20].

O osso cortical constitui cerca de 80% do sistema esquelético e apresenta uma estrutura compacta com baixa porosidade, o que se traduz numa elevada densidade óssea. Tais características conferem-lhe elevada rigidez e baixa complacência [20, 21]. Contrariamente, o osso trabecular constitui os restantes 20% da massa óssea total, tendo como unidade de repetição estruturas irregulares, lineares e muito finas, designadas trabéculas ósseas. Os espaços livres existentes entre as trabéculas ósseas conferem-lhe uma matriz óssea com elevada porosidade, semelhante a uma esponja. Como tal, comparativamente ao osso compacto, o osso trabecular revela-se menos denso e,



consequentemente, menos resistente à deformação elástica [15, 20–22]. Nos ossos longos, em particular no fêmur, o osso cortical constitui o grosso do volume da diáfise, bem como toda a superfície externa das epífises. Já o osso trabecular encontra-se presente no interior das extremidades, sob o osso cortical, e ainda numa fina camada em redor do canal medular, na região diafisária [21].

Além disto, tanto a distribuição da densidade do osso trabecular, como a orientação das trabéculas ao longo das estruturas ósseas, não são estabelecidas ao acaso. Considera-se que o tipo de solicitação mecânica a que o osso trabecular é sujeito, assim como as direções em que esta é aplicada, estão intimamente relacionados com a sua organização estrutural [20]. Dito isto, as trabéculas ósseas da região proximal do fêmur encontram-se organizadas segundo sistemas trabeculares, medial e lateral, Figura 2.8.

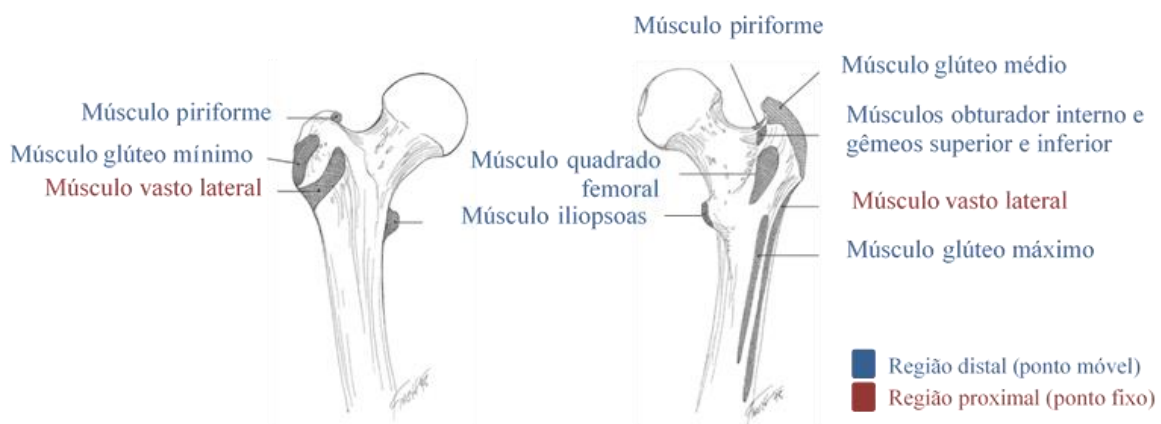


**Figura 2.8** - Diagrama dos sistemas trabeculares, medial e lateral, do fêmur proximal (Adaptado de: [23]).

Pela análise da Figura 2.8 é possível verificar que a cabeça femoral e a região intertrocanterica são caracterizadas por uma maior densidade de osso trabecular. Por um lado, a cabeça do fêmur é sujeita à força compressiva de reação da articulação coxo-femoral e, como tal, o sistema trabecular medial é formado com o fim de distribuir as tensões aqui acumuladas [22, 23]. Da mesma forma, a região intertrocanterica, que engloba a região entre o pequeno e grande trocânter, possui um sistema trabecular lateral denso que garante a transmissão e distribuição das tensões desde o colo femoral até à região diafisária do fêmur [23].

Por outro lado, existem vários músculos, cujo ponto de origem ou de inserção muscular se localiza na região proximal do fêmur (Figura 2.9), mais concretamente em torno do pequeno e grande trocânter, que influenciam diretamente a organização estrutural óssea, graças à ação mecânica que exercem sobre o osso [18, 23]. Como já foi referido anteriormente, para além dos tendões, também os músculos fortalecem a estabilização das articulações de forma ativa, assegurando a mobilidade da anca, neste caso.

Os músculos possuem tipicamente dois locais de fixação às estruturas ósseas designados pontos de origem e de inserção. Em circunstâncias normais, o ponto de origem é a extremidade com menos capacidade de mobilização comparativamente ao ponto de inserção, porém, isto nem sempre é linear. No caso dos músculos dos membros superiores e inferiores, o ponto de origem encontra-se, geralmente, na região proximal do músculo, e o ponto de inserção na sua região distal [24].



**Figura 2.9** - Ilustração da localização dos pontos de origem e de inserção muscular na região proximal do fêmur (Adaptado de: [23]).

Pela observação da Figura 2.9, verifica-se que a maioria dos pontos de fixação em torno da região intertrocantérica são pontos móveis, referentes à extremidade distal do músculo, e como tal, a influência mecânica que exercem sobre o osso advém dos movimentos de contração e distensão muscular que executam.

Apesar disto, podem existir anomalias na distribuição da densidade óssea, bem como na orientação das trabéculas ao longo das estruturas. Nestas circunstâncias, regiões nas quais se deveria observar uma maior densidade óssea por se encontrarem sujeitas a

tensões mais elevadas, tal não se verifica. Ao invés, possuem uma matriz óssea com défice de rigidez e, como consequência, tornam-se mais suscetíveis à fratura.

## **2.4. Fraturas do Fémur Proximal**

### **2.4.1. Tendências Epidemiológicas**

As FFP constituem um grave problema de saúde pública que tem vindo a intensificar-se, ano após ano, principalmente nos países industrializados [4]. O processo de recuperação revela-se bastante doloroso e moroso, sendo que, a curto prazo, podem surgir complicações médicas pós-operatórias que, a longo prazo, têm um impacto negativo na qualidade de vida do doente, sendo, por isso, consideradas uma das principais causas do aumento da morbilidade e mortalidade sénior [25, 26]. Estima-se que esta ‘epidemia’ provoque a morte a 20-30% dos doentes, um ano após a ocorrência da fratura, onde cerca de 50-60% apresentam agravamento da capacidade funcional e/ou motora e apenas 30-40% a recuperam totalmente [27].

De acordo com uma projeção mundial realizada por Gullberg *et al.* [28], prevê-se que, em 2025, a incidência mundial anual seja de 2,6 milhões e que, em 2050, este número atinja valores de 4,5 milhões. Na União Europeia registaram-se cerca de 620 mil fraturas da extremidade proximal do fémur no ano de 2010, sendo que a incidência se verificou significativamente mais elevada na faixa etária dos 80-89 anos para ambos os sexos [29].

Em Portugal continental, durante o período de 2005 a 2013, foram admitidos cerca de 101436 doentes com idade igual ou superior a 65 anos com diagnóstico de FFP, no conjunto de todos os hospitais do SNS (Serviço Nacional de Saúde), sendo 74,5% do sexo feminino. Este estudo epidemiológico, levado a cabo pela Ordem dos Médicos, permitiu ainda observar uma tendência de aumento da incidência das FFP no intervalo de tempo em causa, tendência esta que se verificou mais acentuada no sexo feminino e em indivíduos com idades cada vez mais avançadas [4].

Analogamente, também o impacto económico das FFP no sector da saúde é bastante significativo, não só pela fratura em si, mas pelas consequências que dela advêm. Em Portugal, no ano de 2006, a DGS (Direção Geral de Saúde) estimou terem sido gastos 52 milhões de euros apenas em cuidados hospitalares diretamente relacionados com as FFP,

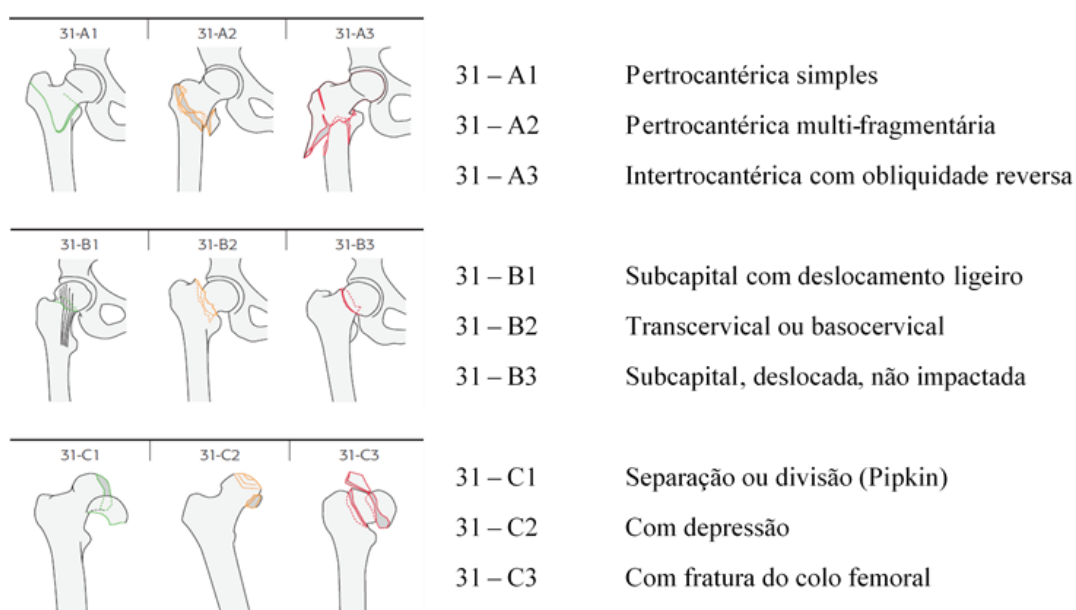
sem contabilizar os gastos *a posteriori* em medicação, exames de seguimento, bem como, cuidados continuados de reabilitação funcional. Em 1990, 1992 e 1994, para a mesma patologia registaram-se gastos de 11, 22,5 e 28 milhões de euros, respetivamente, sendo notória uma tendência crescente na despesa pública nacional [4, 26, 30].

### 2.4.2. Sistemas de Classificação

As fraturas da extremidade proximal do fémur podem ocorrer em diferentes subsecções anatómicas da região, assim como podem ser caracterizadas por padrões de desvio e número de fragmentos resultantes distintos. O tratamento médico-cirúrgico levado a cabo dependerá do tipo de fratura em causa. Por esse motivo, surge a necessidade de estabelecer um sistema de classificação apropriado, que uniformize os termos utilizados dentro da comunidade médica e agilize a criação de protocolos cirúrgicos adequados a cada situação.

Existem vários sistemas de classificação das FFP, sendo que o mais geral começa por fazer a distinção entre fraturas intracapsulares e extracapsulares, tendo por base a região da extremidade proximal do fémur onde ocorre a lesão. As fraturas intracapsulares são aquelas que surgem no domínio da cápsula articular e envolvem a cabeça ou o colo femoral, ao passo que as fraturas extracapsulares acontecem fora do domínio da cápsula articular, envolvendo o pequeno ou o grande trocânter, a região intertrocântérica ou subtrocântérica [31]. Todavia, este tipo de classificações não esclarecem inequivocamente a nomenclatura e, na prática, não possuem qualquer tipo de valor [32].

Passando para categorizações mais pormenorizadas, em 1949, Evans estabeleceu um sistema de classificação de fraturas trocântéricas, baseado no conceito de estabilidade do padrão da fratura. Neste sistema as fraturas com carácter instável são caracterizadas, essencialmente, por um maior grau de cominuição da cortical póstero-medial em relação às fraturas estáveis, assim como por padrões de obliquidade reversa e extensão subtrocântérica [23, 32]. Atualmente, o sistema de classificação mais aceite globalmente pela comunidade médica trata-se da classificação AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* – Associação para o Estudo da Fixação Interna) de Müller, que qualifica as fraturas das diferentes regiões dos ossos longos, entre as quais, a região proximal do fémur (Figura 2.10) [33].



**Figura 2.10** – Classificação AO das fraturas da extremidade proximal do fémur (Adaptado de: [33]).

As fraturas são codificadas em 31-A, B ou C: o primeiro algarismo codifica o osso longo em questão, neste caso o fémur, e o segundo a região do osso em causa, ou seja, a extremidade proximal. Quanto à letra, esta representa a subsecção em que ocorre a fratura: A – fratura extra-articular, região trocantérica; B – fratura extra-articular, região do colo femoral e C – fratura articular, região da cabeça femoral. Os algarismos subsequentes à letra, especificam detalhadamente os diferentes tipos de padrões das fraturas existentes, tal como representado na Figura 2.10 [33].

Entre as fraturas apresentadas na Figura 2.10, as que se revelam mais representativas são as fraturas intertrocantericas ou extracapsulares (31-A), constituindo cerca de 50% de todas as fraturas da anca. Além disto, encontram-se comumente associadas à população mais idosa, e implicam um maior agravamento da capacidade funcional pós-operatória, o que resulta numa maior dependência de terceiros para a realização das atividades do dia-a-dia [10, 34, 35].

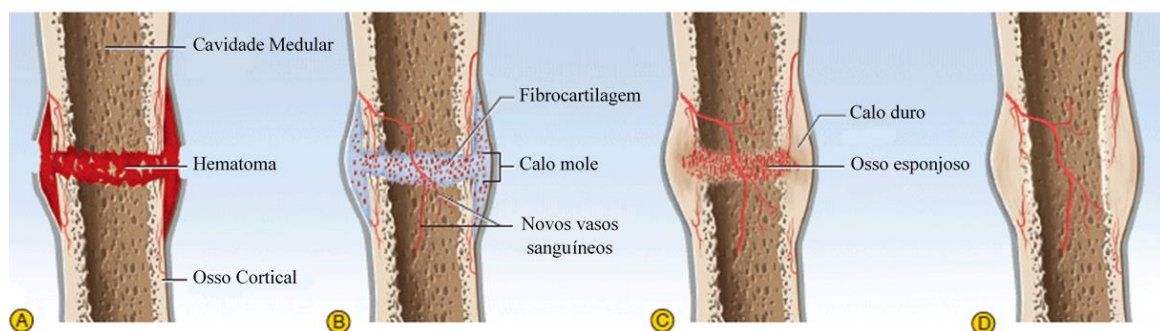
Das fraturas trocantéricas (31-A), as codificadas como 31-A2 e 31-A3 são consideradas fraturas instáveis, visto que, no caso das 31-A2, apresentam um maior número de fragmentos resultantes, e no caso das 31-A3, exibem padrão de obliquidade reversa [35]. Apesar disto, são as fraturas intertrocantericas instáveis com obliquidade reversa (31-A3) que representam um maior desafio para o cirurgião ortopédico e, por isso, constituem o principal foco deste trabalho, não só pelo carácter instável da fratura que acarreta

características biomecânicas desfavoráveis, mas também pelo padrão da fratura mecanicamente distinto dos restantes [35, 36].

### 2.4.3. Cicatrização Óssea: Formação do Calo Ósseo

Um conceito importante a ter em mente para o efeito é o de regeneração ou cicatrização óssea, ou seja, o modo como se processa a recuperação de lesões no osso. Ainda que a resposta biológica do tecido ósseo a uma fratura possa divergir consoante o tratamento médico-cirúrgico levado a cabo, bem como o sistema de fixação óssea empregue, torna-se útil abordar brevemente as típicas etapas que decorrem no processo de cicatrização, por formação de calo ósseo, num osso não imobilizado sob influência mecânica [37, 38].

Neste seguimento, o processo de cura em causa pode ser dividido em 4 fases: formação do hematoma (A); formação do calo mole (B); formação do calo duro (C) e remodelação óssea (D), como representado na Figura 2.11.



**Figura 2.11** – Sequência das etapas do processo de cura de uma fratura, por formação do calo ósseo (Adaptado de: [39]).

A fase inflamatória inicia-se assim que a fratura ocorre e deve-se à hemorragia resultante, essencialmente, da ruptura dos vasos sanguíneos circundantes, cuja coagulação origina um hematoma. Neste microambiente, o tecido ósseo presente nas extremidades dos fragmentos encontra-se em necrose, sendo por isso removido pelos osteoclastos. No local, verifica-se ainda uma elevada proliferação celular, com a consequente acumulação de células e capilares sanguíneos, de modo a que o hematoma seja gradualmente substituído por tecido de granulação. Por conseguinte, a formação do calo mole fibrocartilaginoso ocorre por conversão do tecido de granulação, graças à deposição de colagénio e fibrocartilagem,

ao aumento da vascularização, aliado à estimulação mecânica do microambiente. Já a transição para um tecido duro calcificado (calo duro) ocorre por ossificação endocondral da fibrocartilagem e formação óssea intramembranar. Por fim, enquanto os osteoblastos continuam a depositar osso trabecular que, posteriormente, é convertido em osso cortical, os osteoclastos asseguram a remoção do tecido em excesso derivado do calo ósseo, restituindo a forma original do osso [37–39].

## 2.5. Estado da Arte: Sistemas de Fixação Óssea Interna

Perante o diagnóstico de fratura óssea, os principais objetivos tornam-se a rápida estabilização da mesma, a estimulação eficaz do processo de cicatrização da lesão e, em última instância, a recuperação total da capacidade funcional e/ou motora do doente [40]. Tais objetivos podem ser atingidos por meio de tratamentos não-invasivos ou conservadores (*'closed surgery'*), através de ortóteses ou moldes de gesso que imobilizam temporariamente a fratura. Quando não é possível que o corpo recupere naturalmente sem intervenção cirúrgica, devido à natureza adversa da fratura, recorre-se a meios de tratamentos invasivos de osteossíntese (*'open surgery'*), com recurso a sistemas de fixação óssea externa ou interna [41].

No que diz respeito às fraturas trocantéricas de origem traumática, o protocolo de eleição por parte do ortopedista passa pela intervenção cirúrgica, sempre que a mesma se justifique e não hajam comorbilidades que coloquem em risco a vida do doente. Além de reduzir o tempo de internamento hospitalar e a perda de independência, também proporciona o retorno precoce à locomoção [42]. Desta forma, o principal método de tratamento cirúrgico de fraturas trocantéricas tem por base a redução anatómica da fratura, e posterior osteossíntese, com recurso a sistemas de fixação óssea interna, procedimento também designado como ORIF (*'Open Reduction Internal Fixation'*), introduzido por Lister em 1860 [35, 43].

A redução anatómica passa pelo reposicionamento dos fragmentos ósseos na posição original, Figura 2.12, o que poderá eventualmente, por si só, devolver estabilidade

à fratura. No entanto, na grande maioria das fraturas trocantéricas, tal condição só é atingida após a fixação óssea interna [35, 40, 41].



**Figura 2.12** – Redução anatômica com pinças ósseas de uma fratura trocantérica com extensão subtrocantérica (Adaptado de: [44]).

Quanto à preferência dos sistemas de fixação óssea interna no procedimento cirúrgico, esta é sustentada pelo suprimento sanguíneo abundante na região trocantérica, o que, conseqüentemente, minimiza o risco de osteonecrose. Ocasionalmente, a artroplastia da anca, que passa pela substituição parcial ou total desta articulação por componentes protésicos, pode ser considerada, mas graças ao baixo índice de osteonecrose, esse cenário é pouco provável e as componentes ósseas conseguem ser preservadas [42].

Existem múltiplos dispositivos médicos que se enquadram neste contexto ortopédico, sendo que, de grosso modo, podem ser divididos em extramedulares e intramedulares. A solução adaptada depende principalmente de fatores como a biomecânica do padrão da fratura, o grau de cominuição da cortical póstero-medial e a qualidade óssea caracterizada, por exemplo, pela presença ou não de osteoartrites [35, 42].

Os sistemas extramedulares são, geralmente, compostos por uma placa aparafusada na cortical externa da região subtrocantérica acoplada a um parafuso cefálico deslizante, inserido em direção à cabeça femoral, que gera forças de compressão ao nível da linha da fratura [35, 45]. Tomam-se como exemplos, dentro de muitos existentes, o *Compression Hip Screw* (CHS<sup>®</sup>), o *Variable Angle Hip Screw* (VHS<sup>®</sup>), o *Percutaneous Compression Plate* (PCCP<sup>®</sup>), e o *Dynamic Hip Screw* (DHS<sup>®</sup>), sendo este último utilizado em larga escala no tratamento de fraturas intertrocantéricas estáveis (31-A1 e algumas 31-A2), como representado na Figura 2.13 [10, 45]. Contudo, devido ao baixo custo e à simplicidade da técnica de implantação cirúrgica, o DHS é igualmente utilizado no tratamento de fraturas intertrocantéricas instáveis [45, 46], motivo pelo qual foi definido



como um dos dois implantes cujo comportamento biomecânico será avaliado numericamente no presente estudo.



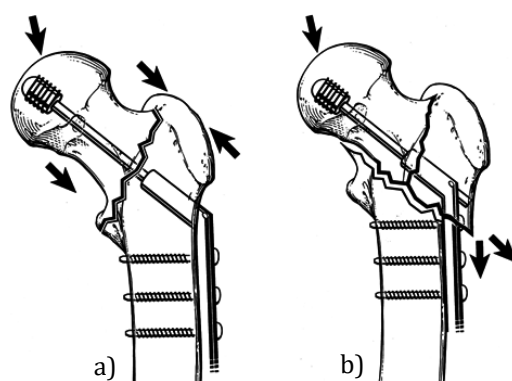
**Figura 2.13** – DHS de 4 parafusos da diáfise da marca *Synthes* aplicado a uma fratura intertrocântica estável, 31-A1 (Retirado de: [47]).

Ainda assim, a maioria dos dispositivos extramedulares existentes revelam-se ineficazes no tratamento de fraturas trocânticas instáveis. Em particular, no caso das fraturas com obliquidade reversa, devido às diversas complicações biomecânicas que daí advêm, salientando-se a medialização excessiva do fragmento distal e consequente perda de fixação do fragmento proximal, provocando a não consolidação óssea ou o efeito de *cut-out* do parafuso cefálico (Figura 2.14 a)). Simultaneamente, pode verificar-se a quebra do material de osteossíntese e/ou a desmontagem do sistema de fixação óssea (Figura 2.14 a) e b)) [10, 36, 42].



**Figura 2.14** – Complicações com o dispositivo DHS: **a)** translação medial excessiva da diáfise, descompressão do fragmento proximal e quebra por fadiga do parafuso distal da diáfise (Retirado de: [36]); **b)** Ruptura da placa do sistema de fixação (Retirado de: [45]).

Nas fraturas intertrocânticas estáveis, a utilização de um implante DHS favorece a direção perpendicular das forças de compressão em relação à linha principal da fratura, o que não acontece nas fraturas intertrocânticas instáveis com obliquidade reversa. Neste caso, a direção das forças é paralela em relação à linha principal da fratura, provocando o deslocamento dos fragmentos distal e proximal em planos distintos, o que, por sua vez, justifica a translação medial da diáfise, Figura 2.15 [10, 36].

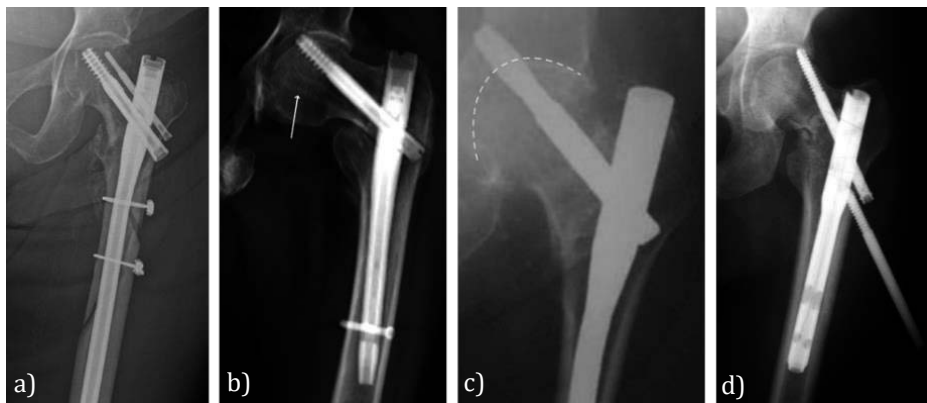


**Figura 2.15** – Comportamento biomecânico de um implante DHS, implantado no tratamento de **a)** fraturas intertrocânticas estáveis e **b)** fraturas instáveis com obliquidade reversa (Retirado de: [36]).

Relativamente aos implantes intramedulares ou cefalomedulares, como próprio nome indica, são compostos por hastes ou cavilhas implantadas no interior do canal medular, fixas na região proximal por um parafuso ou lâmina cefálica e na região distal por um ou mais parafusos da diáfise [40]. Dentro dos inúmeros *designs* existentes, tomam-se como exemplos o *Gamma Nail*, o *Intramedullary Hip Screw (IMHS®)* e o *Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA®)* [10, 46].

Embora o tratamento mais indicado para fraturas intertrocânticas instáveis permaneça um tópico de alguma controvérsia, os dispositivos intramedulares são considerados por muitos autores a opção mais vantajosa [42, 46]. De uma forma geral, os implantes cefalomedulares envolvem incisões de menores dimensões o que torna a técnica cirúrgica semi-invasiva e menos traumática. Como efeito, as perdas sanguíneas peroperatórias são menos significativas, e o retorno à mobilidade pré-operatória tende a ser mais rápido. Em termos biomecânicos também se revelam estruturalmente mais favoráveis graças à diminuição do braço da força, prevenindo o colapso em varo das fraturas intertrocânticas instáveis [10, 35, 42, 46].

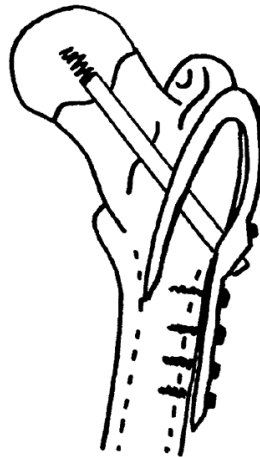
Mas, estes dispositivos não se revelam totalmente eficazes, apresentando ainda diversas complicações pós-operatórias, das quais se podem destacar: a consolidação óssea lenta, inexistente ou viciosa em varo, devido a reduções anatómicas inadequadas; as fraturas da diáfise no local onde o implante termina e o efeito de *cut-out* e de *cut-through* do parafuso cefálico. Para além disto, nos implantes com um parafuso adicional, anti-rotacional (PFNA), os dois parafusos movimentam-se em direções contrárias, sendo isto conhecido como o efeito de Z, o que pode implicar o efeito de *cut-out* [10, 42, 48].



**Figura 2.16** – Complicações que advêm da utilização de dispositivos intramedulares: **a)** consolidação óssea inexistente; **b)** efeito de *cut-out* do parafuso cefálico; **c)** efeito de *cut-through* do parafuso cefálico; **d)** efeito de Z e subsequente *cut-out* do parafuso cefálico (Adaptado de: [48, 49]).

Face a todas as desvantagens apresentadas anteriormente, é indubitável que os sistemas de fixação óssea interna atuais, sejam eles intra ou extramedulares, ainda não são capazes de dar resposta à enorme variedade de fraturas existentes. Por este motivo, o desenvolvimento de nova instrumentação biomédica é de interesse global e envolve as mais diversas áreas disciplinares.

Neste seguimento, com o intuito de colmatar as falhas dos sistemas de fixação óssea interna existentes, no que toca a fraturas trocântéricas, em 2009, um novo dispositivo de fixação extramedular foi proposto pelo Doutor José Costa Martins (EP 2 108 322 A1), designada por Placa de Contenção/Compressão Trocântérica (*Trochanteric Plate of Contention/Compression* -TPC), representada Figura 2.17 [50].



**Figura 2.17** – Trochanteric Plate of Contention/Compression (Retirado de: [50])

A TPC possui fixação extramedular, mas o prolongamento intramedular da placa confere-lhe suporte interno adicional ao nível da região trocantérica, além de permitir a concentração das forças compressivas ao nível da linha principal da fratura [50]. Prevê-se que estas condições biomecânicas mais favoráveis possam minimizar o efeito de *cut-out* do parafuso cefálico, referido anteriormente como sendo uma desvantagem comum aos implantes intra e extramedulares. Caso tal não seja possível, a TPC pode ser modificada e evoluir para prótese da anca através da substituição protética da cabeça femoral, protótipo já desenvolvido por Maranhã [51].

O processo de desenvolvimento e conceção de novas soluções envolve sempre uma fase de validação, fase esta determinante para o sucesso da respetiva implementação. Assim, o presente trabalho tem como principal propósito a comparação numérica do comportamento biomecânico da TPC com a DHS, pelos motivos mencionados anteriormente.

### 3. MÉTODOS E METODOLOGIA

No capítulo anterior foram abordados todos os conceitos essenciais a uma melhor compreensão do tema em estudo, desde as referências anato-fisiológicas da anca, ao problema de saúde pública, que se revelam as fraturas do fémur proximal, até à necessidade do surgimento de novos sistemas de fixação óssea interna que colmatem as falhas dos já existentes.

Neste seguimento, a análise comparativa dos sistemas de fixação óssea, DHS e TPC, incidirá sobre três fases do processo de cicatrização óssea de uma fratura trocantérica de obliquidade reversa, intituladas de fase I, II e III. A fase I corresponde à situação clínica imediatamente após o procedimento cirúrgico de inserção dos implantes, ao passo que a fase III pretende retratar a consolidação óssea total da fratura. Por conseguinte, a fase II é uma fase intermediária destas duas que tenciona simular a cicatrização óssea por formação de calo ósseo.

Assim, o presente capítulo encontra-se dividido em três principais secções: a primeira passa por uma breve elucidação dos princípios básicos do método dos elementos finitos; na segunda, são apresentados todos os modelos geométricos utilizados para o efeito, bem como todas as modificações estruturais realizadas nos mesmos; e por fim, a terceira secção clarifica todas as condições e parâmetros estabelecidos para proceder à avaliação numérica dos sistemas.

### 3.1. Método dos Elementos Finitos

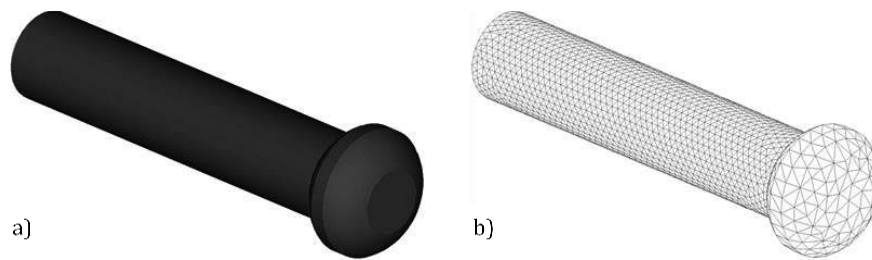
O método dos elementos finitos é uma ferramenta poderosa de cálculo numérico que permite, não só a modelação de estruturas complexas, como a simulação computacional dos mais variados sistemas de engenharia. Sistemas estes, geralmente expressos por meio de equações diferenciais parciais, cuja solução matemática analítica é, na maioria dos casos, impossível de se obter. Por esse motivo, para problemas que envolvam geometrias, condições de carregamento e propriedades de materiais complexas, recorre-se a métodos numéricos, tal como o método dos elementos finitos, que calculam soluções aproximadas das equações [52]. Embora se possa tratar de uma aproximação à solução exata, o que implica uma incerteza associada, é um método de validação extremamente fiável, implementado em larga escala com grande confiança [53]. Além disto, comparativamente às análises experimentais, os procedimentos podem ser inúmeramente repetidos com os mesmos modelos, sem que isso implique prejuízo e danos materiais, dependendo apenas do estabelecimento de condições e parâmetros iniciais.

Ao longo do tempo, as simulações numéricas por elementos finitos têm vindo a tornar-se imprescindíveis na análise do comportamento biomecânico de sistemas biológicos sob influência de forças mecânicas, sendo um importante meio de prever e prevenir situações clínicas desfavoráveis. Existe uma enorme variedade de *softwares* de cálculo por elementos finitos, sendo que as simulações numéricas levadas a cabo ao longo do presente trabalho foram feitas com recurso ao ADINA<sup>®</sup> System (*Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis*) [54].

Posto isto, a base do método dos elementos finitos assenta em três pilares fundamentais: discretização do domínio, aproximação do deslocamento e formulação das equações dos elementos finitos, brevemente abordados nos tópicos seguintes [55].

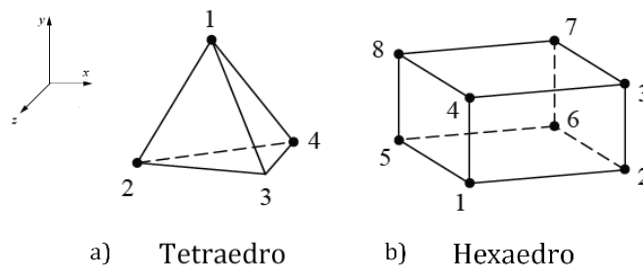
#### 3.1.1. Discretização do Domínio

A discretização do domínio, também conhecida como o processo de formação de malha (*meshing*), consiste na divisão de um domínio contínuo e complexo em  $n$  partes mais pequenas e com geometria mais simples, designadas por elementos finitos (Figura 3.1) [52, 55].



**Figura 3.1** – Processo de formação de malha: **a)** sistema global contínuo; **b)** geometria com malha.

Os elementos finitos são constituídos por nós e arestas, e podem assumir diferentes entidades geométricas (Figura 3.2), sendo que é a conectividade existente entre os seus pontos nodais que assegura a continuidade da malha [55].



**Figura 3.2** – Exemplos de elementos finitos tridimensionais: **a)** Elemento sólido tetraédrico linear (4 nós); **b)** Elemento sólido hexaédrico linear (8 nós) (Adaptado de: [52]).

O grau de refinamento da malha pode influenciar significativamente a exatidão das soluções das equações diferenciais parciais obtidas nas simulações numéricas. Apesar da utilização de uma malha mais refinada induzir um resultado mais exato também implica uma simulação mais demorada e, conseqüentemente, custos computacionais adicionais [55]. Por malha refinada entenda-se um maior número de graus de liberdade por elemento, o que, por sua vez, aumenta o grau da função de interpolação. Tendo isto em mente, dada a complexidade dos modelos geométricos utilizados ao longo deste trabalho, a malha dos mesmo foi definida a partir de elementos lineares, sólidos tridimensionais, tetraédricos com 4 nós, à semelhança do representado na Figura 3.2 a). Neste caso, cada nó possuiu 3 graus de liberdade, por outra palavras, significa que o nó tem liberdade para se mover segundo 3 direções ortogonais, que compõem as 3 componentes de deslocamento, o que perfaz um total de 12 graus de liberdade por cada elemento finito.

A par com a discretização do domínio muitas outras etapas, igualmente importantes, são realizadas no pré-processamento dos modelos, das quais se destacam: a modelação geométrica das estruturas de interesse; a definição das condições de carregamento; a imposição dos constrangimentos; a definição das características dos diferentes materiais e, por fim, a definição dos contactos existentes nos modelos.

### 3.1.2. Aproximação do Deslocamento

Com o intuito de formular as equações globais do método dos elementos finitos é necessário definir, primeiramente, um sistema de coordenadas local, por cada elemento finito, que sirva como um sistema de referência local para os deslocamentos dos  $N$  nós do mesmo. Posto isto, torna-se possível interpolar o deslocamento de cada elemento finito por meio de uma função polinomial de deslocamentos dos  $N$  nós do mesmo, o que implica uma aproximação do deslocamento. Assim, para  $e$  elementos tem-se:

$$\tilde{u}^{(e)}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) = \bar{N}^{(e)}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) \bar{u}^{(e)} \quad (3.1)$$

onde  $\tilde{u}^{(e)}$  é o vetor aproximação dos deslocamentos,  $\bar{N}^{(e)}$  é a matriz das funções de interpolação, também designada por matriz das funções de forma,  $\bar{u}^{(e)}$  é o vetor dos deslocamentos dos pontos nodais e  $\bar{x}_1, \bar{x}_2, e \bar{x}_3$  representam as coordenadas dos pontos. Importante ressaltar que as funções de forma têm de satisfazer as condições de fronteira impostas ao modelo ao nível dos pontos nodais [55, 56].

### 3.1.3. Equação dos Elementos Finitos

A partir das equações elementares definidas para cada elemento finito é possível construir um sistema de equações global que descreve o comportamento do domínio estrutural inicial como um todo, a partir de:

$$M \ddot{U} + K U = F \quad (3.2)$$



onde  $M$  representa a matriz de massa global;  $\ddot{U}$  o vetor de acelerações globais;  $K$  a matriz de rigidez global, que representa a resistência mecânica da estrutura à deformação quando sujeita a forças externas;  $U$  é o vetor dos deslocamentos globais, que contem os deslocamentos de todos os pontos nodais em todo o domínio de interesse e, finalmente,  $F$  o vetor que reúne todas as forças nodais equivalentes [55].

Ao longo do presente trabalho, as análises numéricas realizadas foram todas análises estáticas, ou seja, as forças externas são consideradas constantes e, como tal, não variam no tempo. A viscoplasticidade e o atrito também não são tidos em conta nos modelos materiais. Deste modo, o vetor de acelerações,  $\ddot{U}$ , passa a ser um vetor nulo e o sistema algébrico de equações globais passa a ser definido como [54, 55]:

$$K U = F \quad (3.3)$$

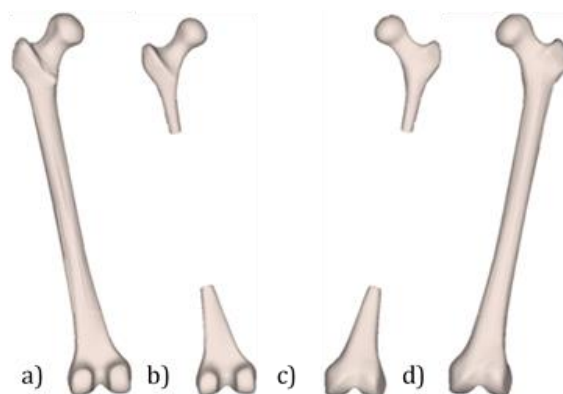
Pela resolução do sistema de equações, Equação (3.3), torna-se possível obter os deslocamentos dos pontos nodais, desconhecidos *a priori*, e a partir destes determinar as deformações e as tensões em cada elemento [55, 56].

## 3.2. Modelos Geométricos

Ao longo da presente secção serão apresentados os modelos geométricos do fémur utilizados ao longo das fases I, II e III da avaliação numérica, assim como os modelos tridimensionais dos sistemas de fixação óssea, DHS e TPC.

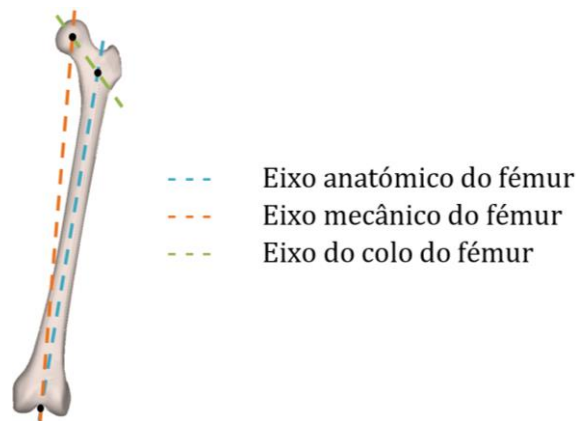
### 3.2.1. Modelo Geométrico do Fémur

A avaliação numérica dos sistemas de fixação óssea foi feita recorrendo a um modelo digital de quarta geração do fémur, da marca *Sawbones*® (ficheiro CAD #3403), com geometria interna e externa, correspondendo, respetivamente, às componentes trabecular e cortical do osso, como se pode observar na Figura 3.3.



**Figura 3.3** – Modelo geométrico do fémur obtido no ADINA tendo por base o ficheiro CAD #3403: **a)** Componente cortical, vista posterior; **b)** Componente trabecular, vista posterior; **c)** Componente trabecular, vista anterior ; **d)** Componente cortical, vista anterior.

Importante ressaltar que a definição criteriosa dos eixos de coordenadas do modelo geométrico, asseguram não só o correto alinhamento do fémur bem como a correta definição de propriedades materiais da componente óssea cortical, abordadas ainda neste capítulo. Neste sentido, definiram-se três eixos principais do modelo geométrico do fémur: os eixos mecânico e anatómico do fémur e, o eixo do colo do fémur (Figura 3.4).



**Figura 3.4** – Representação dos eixos anatômico e mecânico do fêmur e, do eixo do colo do fêmur.

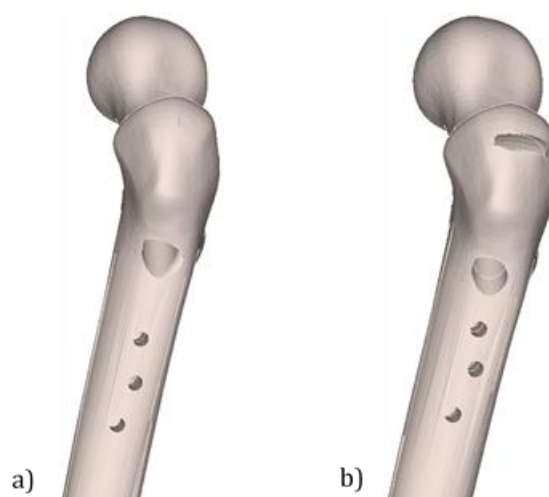
O eixo mecânico do fêmur define-se através de uma linha imaginária que une os centros da região proximal e distal do osso, localizados no centro da cabeça femoral e no ponto central dos côndilos, respetivamente. Já o eixo anatômico, é definido através de uma linha imaginária que percorre o canal intramedular do osso, unindo o centro do canal medular da região proximal e o ponto central dos côndilos [51, 57]. Este eixo apresenta um valgo médio de  $9^\circ$  (entre a  $7^\circ$ -  $11^\circ$ ) em relação ao eixo mecânico do fêmur [58]. Quanto ao eixo do colo do fêmur este resulta da interseção do centro da cabeça femoral com o ponto central do canal medular da região proximal [51].

De notar que, o modelo geométrico do fêmur aqui apresentado trata-se apenas do modelo *standard*, pelo que, nas subsecções seguintes serão apresentadas todas as alterações geométricas levadas a cabo para a simulação das fases I, II e III do processo de recuperação de uma fratura intertrocantérica instável.

### 3.2.1.1. Fémur Íntegro (Fase III)

A simulação numérica do estágio III do processo de recuperação de uma fratura com obliquidade reversa passa pela recriação digital da recuperação total da lesão óssea ao fim de, aproximadamente, 2 a 4 meses, estimado por vários estudos estatísticos como o tempo médio de consolidação óssea total de fraturas intertrocantéricas instáveis [35, 42].

Com esse fim, considera-se o modelo geométrico do fémur íntegro, sem qualquer tipo de alteração geométrica, além das perfurações anteriormente criadas, para a fixação dos sistemas ortopédicos, DHS e TPC, como revela a Figura 3.5.



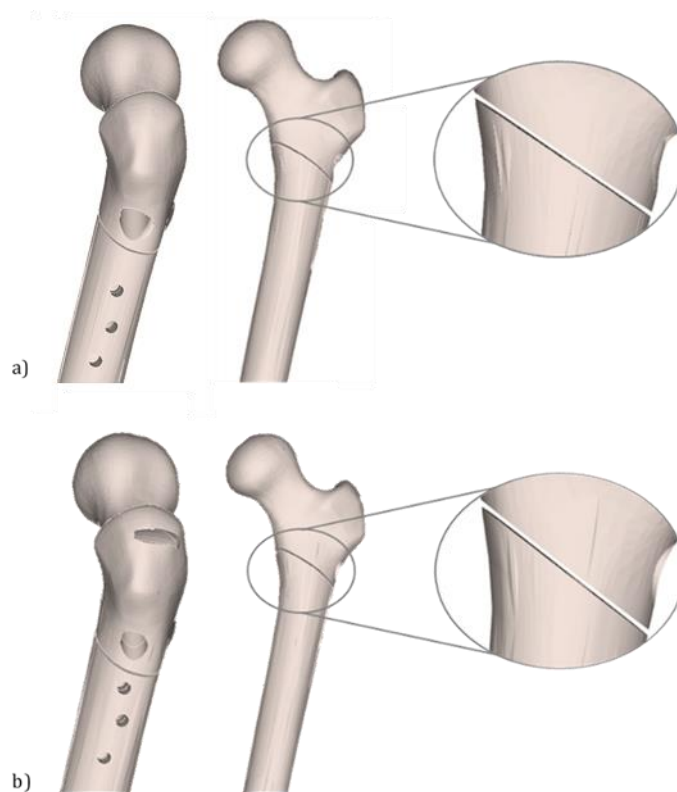
**Figura 3.5** – Modelo geométrico do fêmur íntegro utilizado na simulação numérica da fase III do processo de recuperação: **a)** Geometria para a implantação do DHS; **b)** Geometria para a implantação da TPC.

De salientar que, apesar de cronologicamente, o processo de recuperação ocorrer da fase I para a III, a primeira etapa da análise numérica passará pela fase III dado que o modelo *standard* do fêmur considera o osso íntegro, ainda sem qualquer tipo de fratura, ou alteração estrutural.

### 3.2.1.2. Fêmur Fraturado (Fase I)

A fase I do processo de recuperação de uma fratura trocantérica com obliquidade reversa tem como principal objetivo retratar a situação clínica logo após o ato cirúrgico, por forma a verificar como se comporta toda a estrutura óssea perante a implantação dos sistemas de fixação em análise.

Para tal, utilizou-se um modelo geométrico do fêmur fraturado (Figura 3.6) que tem implícito diversos pressupostos, nomeadamente: que o processo de redução anatómica foi bem-sucedido, e com tal, há um perfeito alinhamento dos fragmentos proximal e distal nas suas posições de origem; que não há qualquer tipo de continuidade estrutural na região da fratura; e, por fim, que a fratura é uma fratura intertrocantérica com padrão oblíquo reverso simples, sem extensão subtrocantérica e consequente fratura do trocânter menor.



**Figura 3.6-** Modelo geométrico do fêmur fraturado utilizado na simulação numérica da fase I do processo de recuperação: **a)** Geometria para a implantação do DHS; **b)** Geometria para a implantação da TPC.

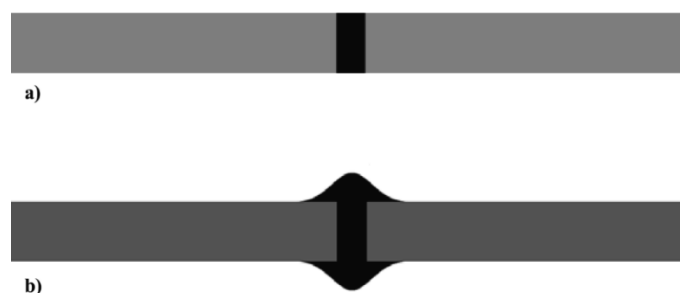
Outro aspeto biologicamente relevante trata-se do espaçamento existente entre os fragmentos proximal e distal, resultantes da fratura. A maioria dos estudos numéricos que avaliam este tipo de implantes ortopédicos em fraturas trocantéricas assumem valores geralmente entre 1-2 mm, dado que para valores inferiores a 1 mm o processo de cicatrização óssea ocorre de forma direta, também conhecido como cicatrização primária, sem ser necessário recorrer a sistemas de fixação óssea [59–61]. Tendo isto em consideração, e lembrando que o processo de recuperação aqui recriado ocorre por formação de calo ósseo (cicatrização secundária), considerou-se um espaçamento de 1 mm.

### 3.2.1.3. Calo Ósseo (Fase II)

No que diz respeito à fase II, esta permite recriar um dos estádios do processo de regeneração óssea por formação de calo ósseo, no qual já se verifica continuidade estrutural na região da fratura, mas cuja restituição do tecido ósseo ainda não se encontra totalmente atingida. Cronologicamente, trata-se de uma fase intermédia do processo de cicatrização óssea considerado, situando-se entre a fase I e a fase III. No entanto, em termos de ordem de trabalho foi a última fase a ser simulada, visto que dentro das três fases, foi a que sofreu mais alterações estruturais, que passaram a ser descritas, detalhadamente, nesta secção.

Tal como mencionado anteriormente na secção 2.4.3, o processo de cicatrização óssea por formação de calo ósseo pode ser dividido em 4 grandes estádios, nomeadamente, a formação do hematoma, seguida da formação do calo mole, logo após a formação do calo duro e, por último, a remodelação óssea. No presente trabalho, a análise debruçou-se sobre a etapa referente ao calo duro, correspondendo a aproximadamente 6 semanas pós-operatório [62].

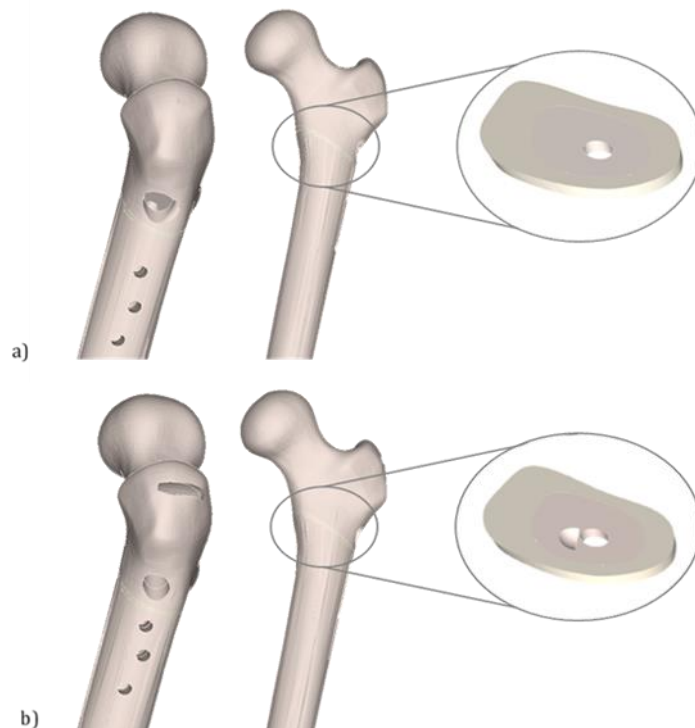
A formação do calo ósseo encontra-se associada a uma expansão geométrica e a uma dilatação da estrutura óssea, como se encontra esquematizado na Figura 3.7 b) [63, 64]. Porém, de acordo com Protopappas *et al.* [64] é correto assumir-se uma geometria simplificada, Figura 3.7 a), para os estádios iniciais e finais da cicatrização óssea, respetivamente, a formação do hematoma e a remodelação óssea. Neste seguimento, visto que a situação retratada se refere a um estado avançado do calo duro, no limiar da regeneração óssea, foi possível assumir as referidas simplificações no modelo geométrico do fémur com calo ósseo.



**Figura 3.7** – Representação das possíveis geometrias do calo ósseo: **a)** Estádios sem informação geométrica; **b)** Geometria que excede os limites ósseos correspondente à formação periosteal e endosteal do calo (Adaptado de: [64]).

Ainda com o intuito de tornar o modelo geométrico do fémur o mais realista possível em termos fisiológicos, teve-se em consideração a remoção do tecido ósseo em necrose das extremidades opostas dos fragmentos da fratura, executada pelos osteoclastos no início do processo de cicatrização óssea. Devido a isto, definiu-se uma espessura do calo ósseo de 2 mm, o dobro em relação ao espaçamento existente entre os fragmentos proximal e distal da fratura, na fase I.

A preparação dos modelos do fémur com o calo ósseo foi feita no ADINA System através dos comandos de modelação geométrica. Inicialmente procedeu-se à criação do corpo correspondente ao calo ósseo por interseção dos modelos do fémur íntegro e fraturado, e, de seguida, foi feita a importação dessa mesma fatia para o modelo do fémur fraturado, sendo que a coincidência dos pontos foi feita automaticamente. Já o aumento da espessura da fatia foi conseguido graças à ferramenta *Body Modifier* através da translação de *sheets* previamente definidas a partir de 3 pontos. Por fim, procedeu-se à subtração dos corpos sobrepostos através da ferramenta *Boolean Body Operator*, e subsequentemente todas as estruturas a mais foram removidas, o que resultou no modelo geométrico do fémur com calo ósseo que se apresenta na Figura 3.8.



**Figura 3.8** – Modelo geométrico do fémur com calo ósseo utilizado na simulação numérica da fase II do processo de recuperação: **a)** Geometria para a implantação do DHS; **b)** Geometria para a implantação da TPC.

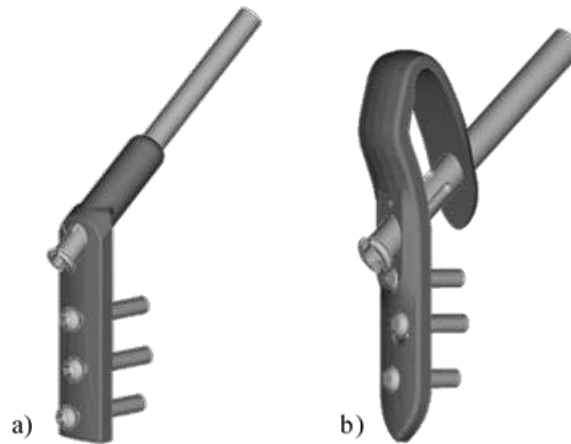
Importante referir que, anteriormente, na secção 2.4.3 da Revisão Bibliográfica a etapa correspondente à formação do calo duro (Figura 2.11 – C) já envolve o restabelecimento da componente óssea trabecular na região central da fratura, enquanto que na periferia a região ainda irá dar origem ao osso cortical, uma vez que o tempo de maturação desta componente óssea é mais longo. Em concordância com estes fatores biológicos, em termos de modelação foi considerada uma geometria distinta para a região periférica referente ao calo duro que dará origem ao osso cortical, e para a região central representativa do osso trabecular já formado, geometria externa e interna, respetivamente.

### **3.2.2. Modelo Geométrico dos Sistemas de Fixação Óssea: DHS e TPC**

Além dos modelos geométricos do fémur, apresentados para cada uma das fases, a avaliação numérica dos sistemas de fixação óssea interna, foi feita com recurso a modelos tridimensionais das placas em estudo, TPC e DHS, previamente desenvolvidos por Maranha [51] através de sistemas de modelação CAD e CAE numa parceria entre o Laboratório de Mecânica Estrutural do DEM e o Laboratório de Mecânica Aplicada do ISEC.

De relembrar que, conforme referido na secção 2.5, o implante DHS foi escolhido como referência comparativa pela sua utilização em larga escala, tanto no tratamento de fraturas trocântéricas estáveis, como instáveis. No entanto, são inegáveis as complicações pós-operatórias que surgem, essencialmente, em doentes com fraca qualidade óssea, e que resultam, frequentemente, na falência do material de osteossíntese. Face a isto, a TPC apresenta-se como um novo sistema de fixação óssea interna com vista a colmatar as falhas existentes, em particular, o efeito de *cut-out* do parafuso cefálico. Por se tratar de um implante recente neste tipo de mercado, os estudos numéricos realizados até ao momento ainda se revelam escassos, e, por isso, cruciais a este ponto. Os dois sistemas de fixação óssea mencionados encontram-se representados na Figura 3.9.





**Figura 3.9** - Modelo geométrico dos sistemas de fixação óssea: **a)** *Dynamic Hip Screw* (DHS); **b)** *Trochanteric Plate of Contention/Compression* (TPC).

Como se pode verificar, pela Figura 3.9, tanto no modelo geométrico do DHS como da TPC, foram tidas em conta algumas simplificações ao nível da geometria dos parafusos, sem que tal comprometesse significativamente a replicação da situação clínica e, conseqüentemente, os resultados obtidos. Assim, por forma a diminuir a área de contacto entre os parafusos e o osso, e, por conseguinte, o tempo das simulações, os filetes da rosca dos parafusos foram aproximados por uma geometria cilíndrica [65].

### **3.3. Estudo Numérico**

Após a definição dos modelos geométricos e respectivas alterações estruturais é necessário estabelecer as propriedades dos materiais de cada componente do conjunto, as condições de fronteira e de carregamento do modelo, as superfícies de contacto e qual o tipo de contacto e, ainda, as condições necessárias à formação da malha culminando na consequente criação do modelo de elementos finitos.

#### **3.3.1. Propriedades dos Materiais**

Os modelos dos conjuntos apresentados anteriormente são constituídos por estruturas distintas que, por sua vez, assumem diferentes propriedades materiais, que se refletem, posteriormente, no comportamento global do sistema. No estudo numérico levado a cabo, foi feita a distinção entre quatro tipos de materiais: o osso cortical, o osso trabecular, o calo duro e, por fim, uma liga de aço inoxidável. De salientar que o material correspondente ao calo duro apenas se encontra definido na simulação numérica da fase II, os restantes estão presentes nas simulações numéricas de todas as fases.

Tal como mencionado na secção 2.3.2, o fémur é um osso longo constituído por duas camadas de tecido ósseo, osso cortical e osso trabecular, com características distintas. Esta diferenciação manifesta-se, não só estruturalmente, nos modelos geométrico do fémur (Figura 3.3), como nas propriedades mecânicas definidas para cada uma das componentes. Relativamente ao osso trabecular, este foi definido com comportamento linear elástico isotrópico, o que apesar de não replicar adequadamente a realidade é uma simplificação aceite pela grande maioria dos autores [45, 51, 65, 66]. No que diz respeito ao osso cortical, este, foi tratado com propriedades ortotrópicas cilíndricas ou transversalmente isotrópicas, lineares elásticas, à semelhança de Santos [65]. Para o efeito, foram diferenciadas duas regiões do fémur: as propriedades do osso cortical da cabeça e o colo femoral foram definidas a partir de um eixo cilíndrico coincidente com o eixo do colo do fémur; e as propriedades do osso cortical da diáfise e da região distal foram definidas a partir de um eixo cilíndrico coincidente com o eixo anatómico do fémur [65].

Quanto aos sistemas de fixação óssea em estudo, DHS e TPC, a escolha do material teve por base o cumprimento de vários requisitos, além de boas propriedades

mecânicas que garantissem a estabilidade do material, o mesmo também teria de ser biocompatível, não induzir reações biológicas adversas (bioinerte) e simultaneamente permitir a osteointegração parcial. Assim, em concordância com Maranhã [51], o material escolhido trata-se de uma liga de aço inoxidável AISI 316L, tendo sido tratado com propriedades isotrópicas lineares elásticas.

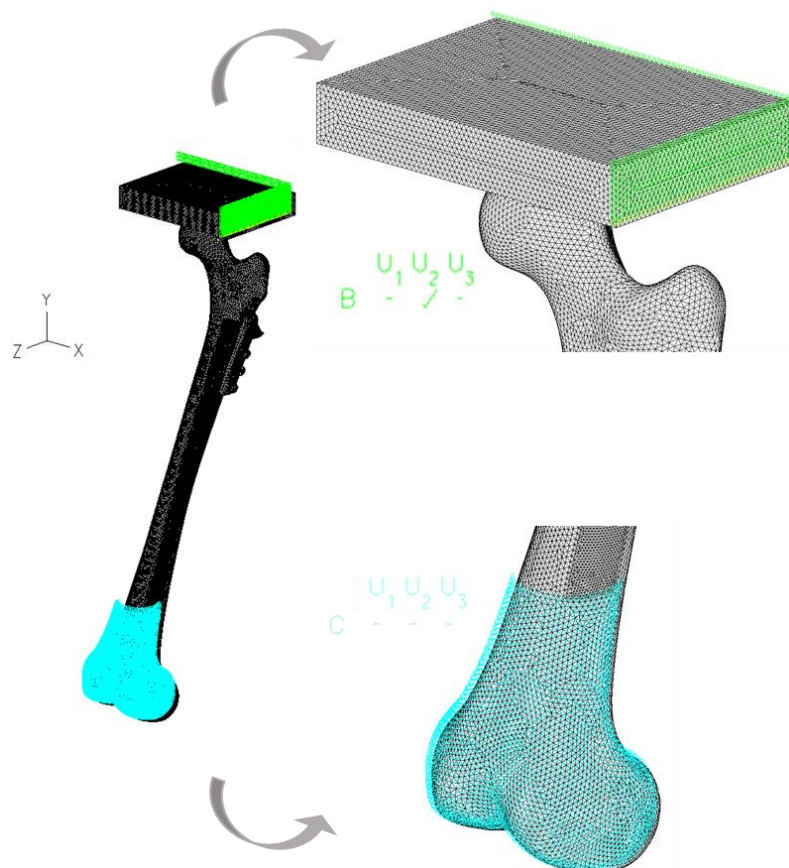
Por fim, o estudo numérico da fase II contou com a adição de um material, além dos já mencionados, correspondente à formação do calo duro durante o processo de cicatrização óssea. Na secção 3.2.1.3 foram consideradas duas estruturas distintas, uma referente à região do calo duro que dará origem ao osso cortical e outra referente à região cuja componente óssea trabecular já se encontra restabelecida. Consequentemente, também as propriedades mecânicas definidas para cada uma destas regiões foram diferenciadas. A primeira assumiu propriedades mecânicas de calo duro, 6 semanas pós-operação, coerentes com as simplificações geométricas levadas a cabo, já na segunda pode considerar-se as propriedades mecânicas definidas para o osso trabecular. Posto isto, na Tabela 3.1 encontram-se sumarizados todas as propriedades mecânicas para os diferentes materiais.

**Tabela 3.1** – Propriedades mecânicas dos diferentes materiais do osso cortical e trabecular [65], da DHS e da TPC [51] e do calo duro [62].

Propriedades Mecânicas		Material			
		Osso Cortical	Osso Trabecular	DHS e TPC	Calo Ósseo Duro
Modulo de Elasticidade Transversal [GPa]	$G_{12}$	3,97	–	–	–
	$G_{13}$	6,63	–	–	–
	$G_{23}$		–	–	–
Módulo de Elasticidade Longitudinal [MPa]	$E_1$	10000	210	200000	11040
	$E_2$				
	$E_3$	16000			
Coeficiente de Poisson	$\nu_{12}$	0,26	0,3	0,265	0,3
	$\nu_{13}$	0,416			
	$\nu_{23}$				
Tensão Cedência [MPa]	$\sigma_c$	–	–	170	–

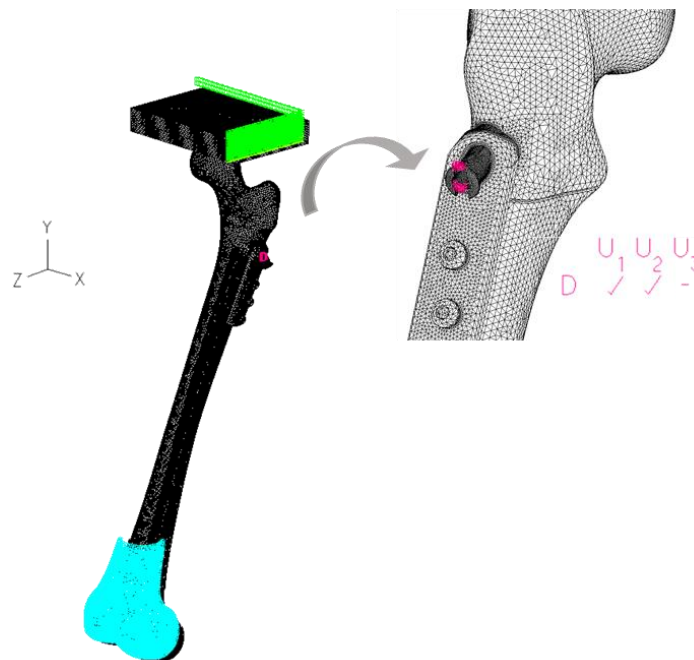
### 3.3.2. Condições de Fronteira

As condições de fronteira foram aplicadas na região distal do fêmur, sendo que os três graus de liberdade de cada ponto nodal desta região foram restringidos. Esta consideração tem como referência Bergmann *et al.* [67], e à semelhança de Maranha [51] tem em vista a realização de ensaios experimentais *a posteriori*, que validem os resultados numéricos obtidos no presente trabalho. Além disso, por questões de estabilidade do conjunto, o deslocamento do bloco de carregamento foi restringido de forma a permitir apenas translação em Y, o que corresponde também à direção do carregamento de uma máquina de tração/compressão. De notar que, estas duas condições de fronteira, representadas na Figura 3.10, foram impostas nos modelos numéricos de todas as fases do processo de recuperação (I, II e III), de ambas as placas em estudo.



**Figura 3.10** – Condições de fronteira aplicadas à região distal do fêmur e ao bloco de carregamento, nos modelos numéricos de todas as fases do processo de recuperação (I, II e III), de ambas as placas em estudo.

Excepcionalmente, houve ainda a necessidade de adicionar uma condição de fronteira no modelo numérico do DHS na fase I, devido à instabilidade verificada no parafuso cefálico, provocada pela fratura trocantérica com obliquidade reversa do fêmur. Assim, por se verificar um movimento tendencial de translação axial, direção Z, este grau de liberdade foi fixo para todos os nós da região do parafuso cefálico representada na Figura 3.11.



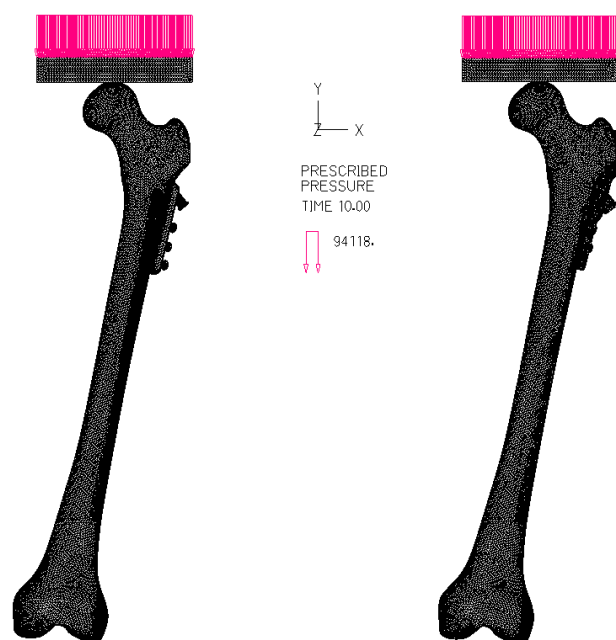
**Figura 3.11** – Condições de fronteira aplicadas ao parafuso cefálico do DHS, na simulação numérica da fase I.

### 3.3.3. Condições de Carregamento

No que diz respeito às condições de carregamento a que os sistemas são sujeitos, existe alguma divergência na literatura. Contudo, na maioria dos ensaios numéricos e/ou experimentais, opta-se por uma de duas metodologias: condições de carregamento mais simplistas ou mais realista [68]. Por este motivo, para além da análise comparativa do comportamento biomecânico das duas placas, a simulação numérica do estágio III, considera ainda a análise comparativa entre as duas condições de carregamento mencionadas, com intuito de averiguar qual a mais adequada ao estudo das restantes fases do processo de recuperação pós-operatório, I e II.

Caso se trate de um sistema de carregamento simplista (Figura 3.12), que melhora a repetibilidade e a reprodutibilidade das medições/aquisições [69], considera-se que a força exercida pela articulação da anca sobre a cabeça femoral é aplicada verticalmente segundo um ângulo de  $0^\circ$ , mas que até aos  $15^\circ$  ainda é aceite como sendo a posição do fémur na qual se verificam as máximas deformações em andamento [70]. O facto dos modelos dos conjuntos, fémur mais placas, já se encontrarem na configuração fisiológica de referência, correspondendo a uma posição do fémur de  $11^\circ$  em adução e  $8,4^\circ$  em flexão, possibilita a aplicação da força referida.

A transferência da carga axial para a cabeça femoral é feita com recurso a um bloco rígido, modelado numericamente assumindo propriedades mecânicas semelhantes ao material das placas. Mais uma vez, esta consideração tem como referência Bergmann *et al.* [67] e Maranhã [51] com vista a replicar as condições experimentais em trabalhos futuros. Quanto à carga aplicada esta tem a direção do eixo Y apresentada na Figura 3.12 e é aplicada de forma crescente utilizando incrementos de 100 N até atingir um valor máximo de 1000 N [65].

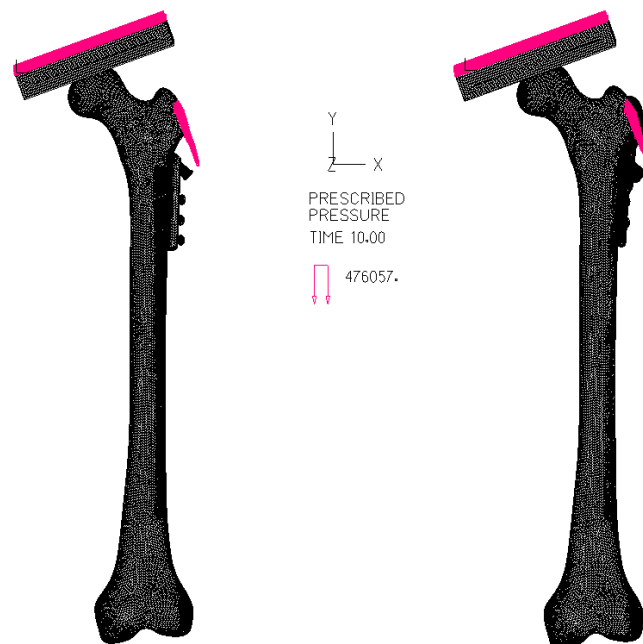


**Figura 3.12** – Condições de carregamento aplicadas aos modelos dos conjuntos, fémur mais DHS (esquerda) e fémur mais TPC (direita), na simulação numérica da fase III do processo de recuperação (fémur íntegro), através da pressão equivalente à força de 1000 N.

Em alternativa, assumem-se condições de carregamento mais realistas, considera-se a aplicação da força exercida pela articulação da anca sobre a cabeça femoral mais a força exercida pelos músculos abdutores sobre o grande trocânter (Figura 3.13) [68].

Os pontos de inserção (pontos móveis) dos músculos abdutores considerados, glúteos médio e mínimo, localizam-se no grande trocânter, tal como abordado anteriormente. Embora seja difícil de averiguar qual a influência exata de cada um dos músculos na região proximal do fémur, vários estudos indicam que os abdutores são preponderantes na distribuição das deformações, o que justifica a sua influência mecânica na região em questão [70].

Neste sentido, tendo como referência Chang *et al.* [45], duas forças foram aplicadas na região proximal do fémur considerando o osso numa posição estática de equilíbrio, esta posição é diferente da configuração fisiológica de referência assumida anteriormente para a simulação do carregamento mais simplista. Para tal, procedeu-se à transformação do modelo geométrico do fémur por rotação do original,  $11^\circ$  em abdução no plano frontal, em torno de  $\hat{z}$ , e,  $8,4^\circ$  em extensão no plano sagital, em torno de  $\hat{x}$ . Assim, para garantir que a força de reação da articulação, cerca de 700 N, permanece aplicada axialmente no bloco de solitação, procedeu-se à alteração da orientação do mesmo por rotação do original,  $20^\circ$  no plano frontal, em torno de  $\hat{z}$ , e,  $3^\circ$  no plano sagital, em torno de  $\hat{x}$ . Relativamente à força dos músculos abdutores, estabelecida em cerca de 300 N, foi aplicada no plano frontal sobre o grande trocânter e segundo a direção da força compressiva aplicada na articulação, porém com sentido contrário, por se tratar de uma força de tração.



**Figura 3.13** – Condições de carregamento aplicadas aos modelos dos conjuntos, fémur mais DHS (esquerda) e fémur mais TPC (direita), na simulação numérica da fase III do processo de recuperação (fémur íntegro), através da pressão equivalente à força de 700 N mais 300 N.

Em todas as simulações numéricas foi definida uma *time function* constante com 10 *time steps* de magnitude 1, o que permitiu a imposição das forças de forma crescente e gradual.

### 3.3.4. Superfícies de Contacto

Ao longo do estudo numérico das fases I, II e III do processo de cicatrização óssea de uma fratura trocantérica com obliquidade reversa, teve-se em consideração a osteointegração parcial dos sistemas de fixação óssea em estudo. De relembrar que, por osteointegração entende-se o processo de adesão óssea às superfícies metálicas dos implantes. Em termos de modelação numérica isso implica assumir a continuidade entre as superfícies de contacto dos sistemas de fixação e o interior do osso no qual estão inseridos, o que envolve tanto o osso cortical como o trabecular. Esta continuidade de ligação significa assumir que os pares de contacto se encontram perfeitamente ‘colados’ e é definida considerando um contacto tipo *glue mesh* no *software* [54].

Em contrapartida, quando o contacto existente entre duas superfícies tem de considerar a possibilidade de existir movimento relativo entre as mesmas, por estas não se encontram unidas rigidamente, recorreu-se ao algoritmo *constraint-function*. Neste tipo de contacto uma das superfícies do par de contacto tem de ser a superfície *contactor*, e pode ser associada à superfície que transmite a força, enquanto a outra superfície tem de ser a superfície *target*. Um parâmetro importante deste algoritmo é o *compliance factor* e caracteriza o grau de penetração dos nós do *contactor* nos segmentos do *target*, sendo que quanto mais próximo de zero for o seu valor, mais rígido será o contacto entre as superfícies, e conseqüentemente a penetração será menor.

De uma forma geral, na fase I do processo, representativa da situação clínica pós-operatório, os contactos definidos segundo o algoritmo *constraint-function* são: o contacto entre o bloco de solicitação e a cabeça femoral; o contacto entre o parafuso cefálico e as componentes ósseas, cortical e trabecular; o contacto entre a placa, DHS ou TPC, e as componentes ósseas, cortical e trabecular; o contacto entre o parafuso cefálico e a placa, DHS ou TPC, e por fim, o contacto entre os fragmentos (proximal e distal) da fratura. Importante referir que o *compliance factor* dos contactos mencionados foi definido com ordens de grandeza entre  $10^{-10}$  e  $10^{-11}$ , permitindo pequenas penetrações dos nós do *contactor* na superfície alvo.



Por sua vez, nas fases seguintes do processo de recuperação (II e III) foi considerada a osteointegração dos componentes metálicos no interior do osso, quer pela sua componente cortical, quer trabecular. Assim, dos pares de contacto mencionados anteriormente passaram a ser definidos considerando o contacto do tipo *glue mesh*.

### 3.3.5. Definição das Malhas

A discretização do domínio passou, primeiramente, pela definição criteriosa da densidade da malha de cada corpo, o que implica a subdivisão da estrutura a partir da dimensão da aresta dos respetivos elementos finitos. As dimensões definidas para os elementos finitos de cada corpo sólido, assim como para as áreas mais refinadas, tidas como as regiões de contacto, encontram-se reunidas nas Tabela 3.2 e Tabela 3.3.

Posteriormente, tal como mencionado na secção 3.1.1, dada a complexidade e dimensões dos modelos geométricos utilizados ao longo deste trabalho, a malha de todos os corpos sólidos foi definida utilizando elementos tetraédricos com 4 nós. Para tal, foi utilizado o algoritmo de geração da malha *mapped or free form* sem verificação da coincidência nodal.

**Tabela 3.2** – Tabela resumo da dimensão média da aresta dos elementos (m) finitos de cada corpo sólido dos modelos referentes ao DHS para as fases I,II e III, bem como descrição das áreas refinadas e dimensão da aresta dos respetivos elementos.

Fase	Corpo Sólido	Dimensão média da aresta dos elementos (m)	Áreas Refinadas (m)
I, II e III	Bloco de solicitação	0,002	–
	Osso cortical	0,002	Furos do parafuso cefálico e dos parafusos da diáfise (0,0005)
	Osso trabecular	0,002	Furos do parafuso cefálico e dos parafusos da diáfise (0,0005)
	DHS	0,002	Furos da placa e região intramedular (0,0005)
	Parafuso cefálico	0,0005	–
	Parafuso diáfise proximal	0,002	Rosca do parafuso (0,0005)
	Parafuso diáfise médio	0,002	Rosca do parafuso (0,0005)
	Parafuso diáfise distal	0,002	Rosca do parafuso (0,0005)
II	Calo cortical	0,0005	–
	Calo trabecular	0,0005	–

**Tabela 3.3** – Tabela resumo da dimensão média da aresta dos elementos (m) finitos de cada corpo sólido dos modelos referentes à TPC para as fases I,II e III, bem como descrição das áreas refinadas e dimensão da aresta dos respectivos elementos.

Fase	Corpo Sólido	Dimensão média da aresta dos elementos (m)	Áreas Refinadas (m)
I, II e III	Bloco de solicitação	0,002	–
	Osso cortical	0,002	Furos do parafuso cefálico e dos parafusos da diáfise (0,0005)
	Osso trabecular	0,002	Furos do parafuso cefálico e dos parafusos da diáfise (0,0005)
	TPC	0,001	Furos do parafuso cefálico, dos parafusos da diáfise e do perno (0,00025)
	Parafuso cefálico	0,0005	Depressão da ponta do perno (0,0002)
	Perno	0,0002	–
	Parafuso diáfise proximal	0,001	Rosca do parafuso (0,0005)
	Parafuso diáfise médio	0,001	Rosca do parafuso (0,0005)
	Parafuso da diáfise distal	0,001	Rosca do parafuso (0,0005)
II	Calo cortical	0,0005	–
	Calo trabecular	0,0005	Depressão da ponta da TPC (0,0002)

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No capítulo anterior foram apresentados os modelos geométricos que serão utilizados na análise comparativa de dois sistemas de fixação óssea, DHS e TPC, ao longo de três fases do processo de recuperação de uma fratura trocantérica instável de obliquidade reversa. Além disto, foram abordadas detalhadamente todas as condições estabelecidas para levar a cabo a avaliação numérica dos conjuntos através do *software* de cálculo por elementos finitos ADINA<sup>®</sup>.

As análises numéricas realizadas foram todas definidas como análises estáticas considerando pequenos deslocamentos e pequenas deformações, à exceção das simulações realizadas para a fase I (fémur fraturado) cuja condição dificultava a convergência da solução. Por este motivo, nesta fase do processo de recuperação, foram considerados grandes deslocamentos e pequenas deformações. Em relação aos tempos computacionais, as simulações numéricas determinadas por uma *time function* constante de 10 *time steps*, apresentaram uma duração compreendida entre 25m 10s e 27d 6h 8m 29s. Posto isto, procedeu-se à recolha e tratamento de dados do último *time-step*, correspondente à carga máxima, com recurso tanto ao modo *post-processing* do *software* de cálculo numérico como ao EXCEL<sup>®</sup>.

Assim, ao longo do presente capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos. A exposição destes será feita pela mesma ordem de trabalho através da qual foram adquiridos, nomeadamente, fase III, I e II do processo de cicatrização. Em cada fase será feita a análise comparativa dos sistemas de fixação óssea em estudo, que incidirá sobre a análise da magnitude dos deslocamentos, das tensões de *von Mises* e das deformações principais. Por fim, proceder-se-á a uma breve comparação entre fases.

## 4.1. Fémur Íntegro – Fase III

A fase III do processo de cicatrização pretende replicar o contexto de consolidação óssea total de uma fratura trocantérica de obliquidade reversa. Para tal, são considerados fenómenos de osteointegração parcial assim como o modelo geométrico do fémur íntegro sem qualquer tipo de descontinuidade estrutural. Ainda de lembrar que além da análise comparativa do comportamento biomecânico das duas placas, a simulação do estágio III tem em consideração a aplicação de diferentes condições de solitação, com intuito de averiguar qual a mais favorável ao estudo das restantes fases do pós-operatório.

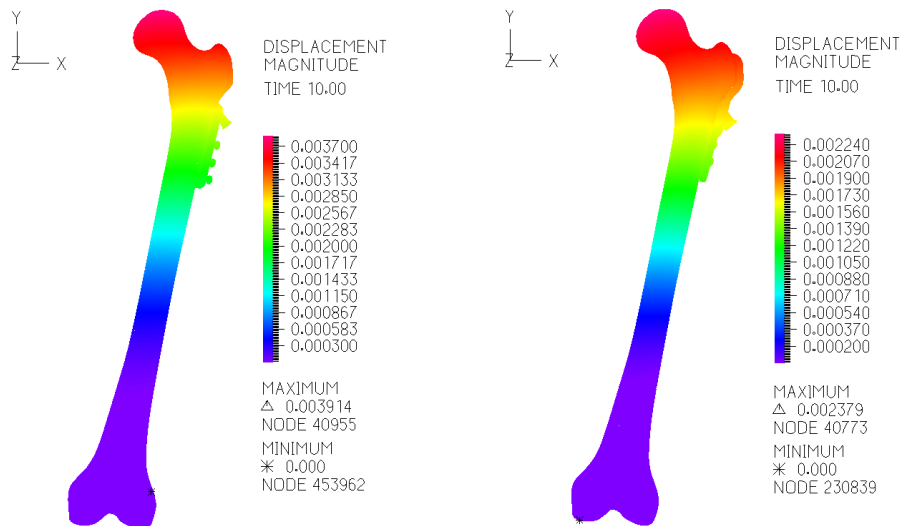
### 4.1.1. Magnitude dos Deslocamentos

O carregamento simplista dos modelos com uma pressão homogeneamente distribuída sobre o bloco de carregamento, equivalente a uma força de 1000 N, deu origem a valores de deslocamento com maior ordem de grandeza que o carregamento mais realista. Este último considerou duas pressões homogeneamente distribuídas, uma sobre o bloco de carregamento, equivalente a uma força de 700 N, outra sobre o grande trocânter, equivalente a uma força de 300 N. Apesar disto, os modelos dos conjuntos fémur íntegro com as duas placas em estudo, DHS e TPC, sujeitos às mesmas condições de carregamento, apresentam valores da mesma ordem de grandeza. Desta forma, sujeitos a uma solitação de 1000 N, os modelos do fémur com a DHS e com a TPC apresentam valores médios da magnitude dos deslocamentos, iguais a  $2,265 \pm 1,236$  mm e  $1,575 \pm 0,690$  mm, respetivamente. Já para uma solitação combinada de 700 N mais 300 N, assumem valores iguais a  $0,469 \pm 0,236$  mm, para o modelo do conjunto com a DHS, e  $0,296 \pm 0,107$  mm para o da TPC.

Através da realização do teste *t-Student* para duas amostras com variâncias diferentes foi possível verificar que existem diferenças estatísticas significativas entre os valores médios da magnitude dos deslocamentos de ambos os modelos para cada condição de carregamento ( $p < 0,05$ ), Tabela 4.1. A média dos valores foi sempre superior nos modelos com a DHS, comparativamente aos modelos com a TPC implantada, sendo que a diferença foi mais significativa no carregamento simplificado.

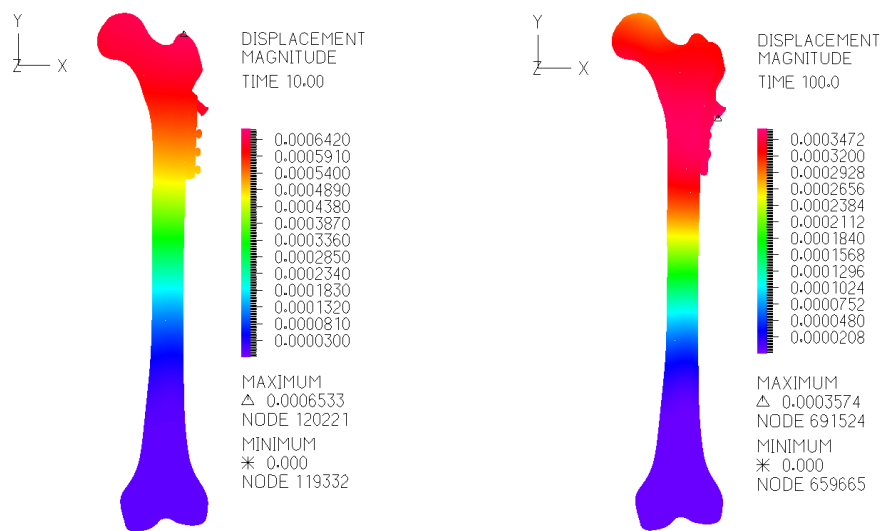
Pela análise da Figura 4.1, é possível observar que a distribuição da magnitude dos deslocamentos é semelhante para ambos os modelos sujeitos a uma solitação de

1000 N, sendo que os valores máximos localizam-se na cabeça femoral, especificamente, na área que se encontra em contacto com o bloco de carregamento, diminuindo até à região distal do fémur, onde se estabeleceram as condições de fronteira do modelo, e como tal, seria de esperar que a mesma apresentasse valores mínimos, nulos, o que, efetivamente, se pôde comprovar.



**Figura 4.1** – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos dos conjuntos, fémur com o DHS (esquerda) e fémur com a TPC (direita), para uma solitação uniaxial de 1000 N.

Contrariamente, nos modelos sujeitos ao carregamento mais realista com a adição da influência dos músculos abdutores, a distribuição da magnitude dos deslocamentos ocorreu de forma desigual nos dois modelos em estudo, Figura 4.2. No conjunto com o DHS, os valores do deslocamento apresentam uma maior magnitude no trocânter maior, enquanto no conjunto com a TPC o maior deslocamento verificou-se no parafuso da cabeça femoral e, de uma forma geral, na região de fixação da placa de contenção trocantérica. Esta dissimetria pode dever-se ao facto de no modelo com a TPC implantada, a aplicação da força de tração ocorrer diretamente sobre o prolongamento característico deste implante, o que não acontece no modelo com o DHS.



**Figura 4.2** – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos dos conjuntos, fêmur com o DHS (esquerda) e fêmur com a TPC (direita), para uma solicitação combinada de 700 N e 300 N.

Na Tabela 4.1 encontram-se reunidos todos os resultados obtidos para a magnitude dos deslocamentos na análise numérica da fase III do processo de recuperação, para as duas condições de carregamento em estudo, bem como os valores obtidos após a realização do teste *t-Student*.

**Tabela 4.1** – Valores da magnitude dos deslocamentos dos dois modelos dos conjuntos, bem como os valores obtidos após a realização do teste *t-Student* para duas amostras com variâncias diferentes, com recurso ao Excel.

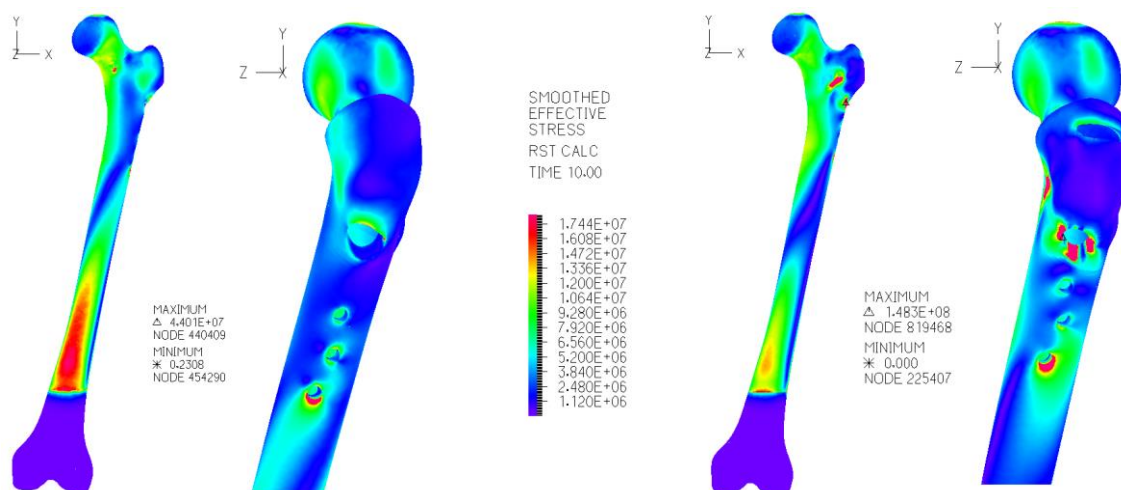
Condições de Carregamento	Sistema de Fixação Óssea	Magnitude dos Deslocamentos		Valor de <i>t</i>	Graus de Liberdade	p Bicaudal
		Média ± Desvio Padrão (mm)	Máximo (mm)			
1000 N	DHS	2,265±1,236	3,914	269,76	397607	p<0,05
	TPC	1,575±0,690	2,379			
700 N + 300 N	DHS	0,469±0,246	0,653	362,93	346728	p<0,05
	TPC	0,296±0,107	0,357			

### 4.1.2. Análise de Tensões

Foram ainda analisadas as tensões de *von Mises*, também designadas de tensões equivalentes, individualmente para o osso cortical, o osso trabecular e para cada uma das placas em estudo, DHS e TPC, nas diferentes condições de carregamentos.

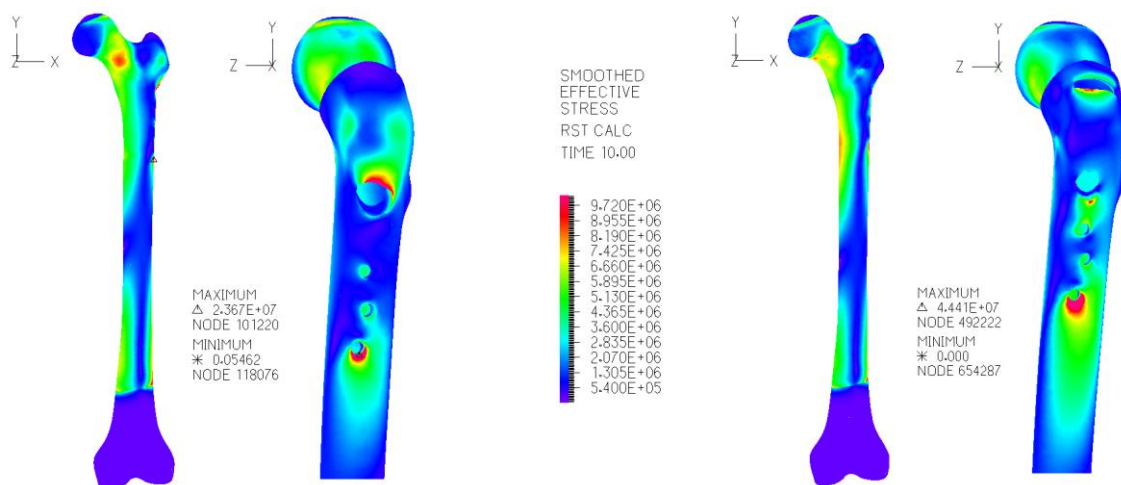
Sujeito a uma solicitação de 1000 N, o osso cortical do modelo com o DHS implantado obteve um valor médio de tensão equivalente igual a  $4,60 \pm 4,24$  MPa, enquanto que o osso cortical correspondente à implantação da TPC apresentou um valor médio de  $5,18 \pm 6,67$  MPa. Observa-se pela Figura 4.3, que, de uma forma geral, a distribuição das tensões de *von Mises* no osso cortical é semelhante nos dois modelos, sendo que em ambos os casos as regiões mais críticas revelam-se no colo femoral e na região subtrocantérica subjacente, no local de fixação do parafuso cefálico e do parafuso distal da diáfise.

Ainda assim, verifica-se que as tensões mais elevadas tendem a concentrar-se na região distal do osso cortical no modelo com o DHS (valor máximo de 44,01 MPa), devido às condições de fronteira impostas ao modelo, ao passo que no modelo com a TPC (valor máximo de 148,33 MPa) se concentram no furo do parafuso da cabeça. A acumulação de tensões de *von Mises* muito elevadas no furo do parafuso cefálico do modelo referente à TPC, deve-se essencialmente ao facto de, neste caso, existir um contacto direto entre a superfície do furo do osso cortical e o próprio parafuso, cuja superfície não é regular nesta zona, enquanto no modelo relativo ao DHS este contacto é estabelecido com o prolongamento intramedular da placa, cuja superfície já é regular. Uma solução poderia passar pela alteração geométrica do parafuso cefálico usado na TPC, com o preenchimento das depressões existentes.



**Figura 4.3** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso cortical, correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal.

Face a uma dupla sollicitação dos sistemas, de 700 N mais 300 N, numa posição estática de equilíbrio, obtiveram-se valores médios de tensão equivalente de  $5,95 \pm 8,18$  MPa e de  $7,90 \pm 7,55$  MPa, para o osso cortical correspondente à implantação do DHS e da TPC, respetivamente. Coerentes com os resultados apresentados anteriormente. Também a distribuição das tensões (Figura 4.4) se revelou idêntica, com destaque para as mesmas regiões críticas. Por outro lado, neste contexto, as tensões máximas encontram-se localizadas no furo do parafuso distal da diáfise em ambos os modelos, o que difere dos modelos sujeitos ao carregamento simplificado.



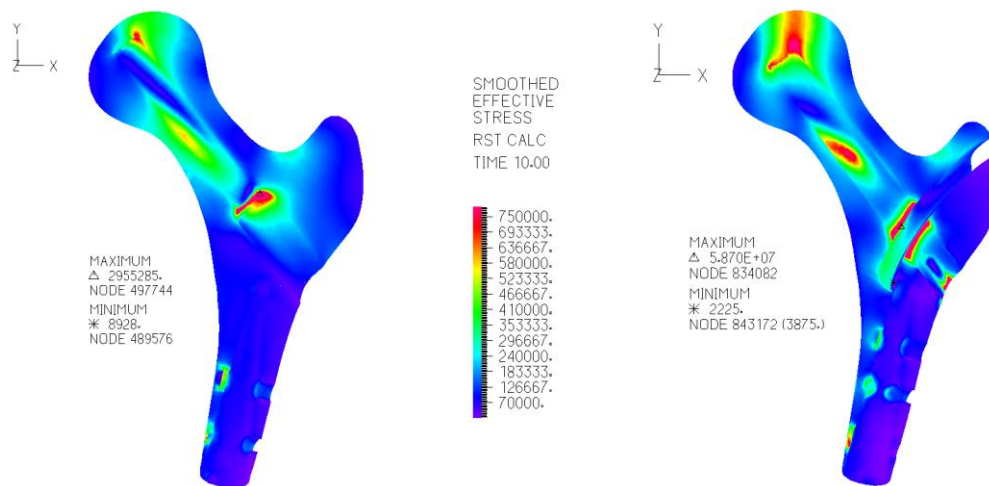
**Figura 4.4** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso cortical correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita) sujeitos a uma sollicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal.



Para uma melhor visualização da distribuição das tensões de *von Mises* no interior do osso trabecular, recorreu-se a um plano de corte definidos a partir de 3 pontos de interesse para cada uma das situações.

Assim, pela análise da Figura 4.5 referente ao carregamento simplificado, é possível observar que as zonas do osso trabecular que se encontram em maior sollicitação são comuns a ambos os modelos, sendo as que envolvem o local de contacto entre a porção intramedular das placas e o parafuso cefálico, bem como o parafuso cefálico na região distal do colo do fémur e, por fim, o osso trabecular da cabeça femoral que sofre mais influência por parte do bloco de carregamento e que rodeia a extremidade do parafuso da cabeça. De ressaltar que a região medial dos furos dos parafusos da diáfise também se revela um local de acumulação de tensões, ainda que pouco significativas.

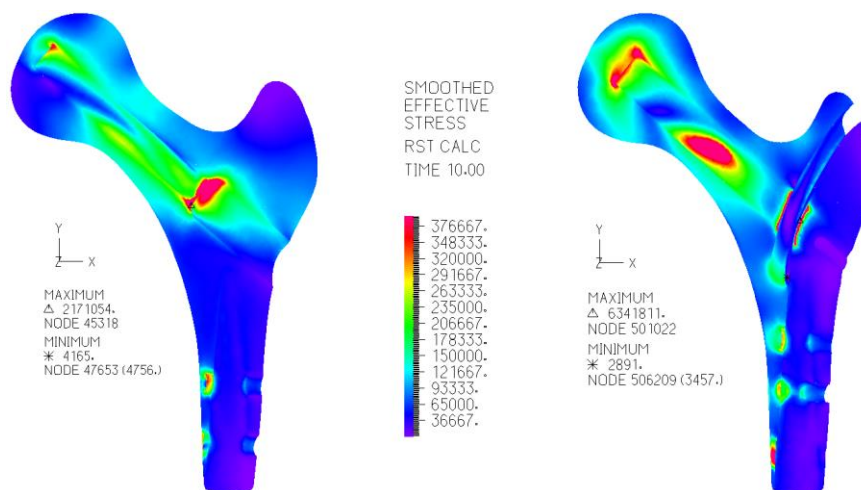
Para o modelo do osso trabecular que diz respeito ao DHS registou-se um valor médio de  $0,20 \pm 0,17$  MPa, com valor máximo de tensão equivalente igual a 2,96 MPa, já no que concerne à TPC verificou-se um valor médio de  $0,24 \pm 0,50$  MPa, com valor máximo de 58,70 MPa.



**Figura 4.5** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso trabecular, correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal.

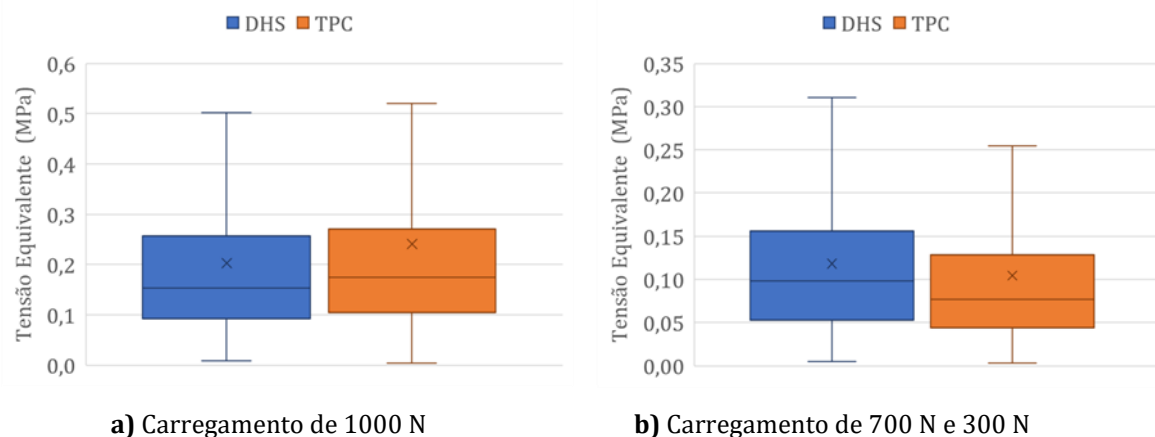
Mais uma vez, perante o carregamento que vai mais de encontro ao contexto músculo-esquelético dos sistemas, ambos os modelos do osso trabecular apresentaram os mesmo focos de acumulação de tensões equivalentes, que os mencionados anteriormente para o carregamento simplificado. No entanto, devido às características inerentes a este

carregamento, nomeadamente, a posição do fémur e a direção e sentidos das forças aplicadas, a distribuição das tensões em cada um destes focos ocorreu de forma distinta como se pode comprovar pela Figura 4.6. Neste caso os valores médios,  $0,12 \pm 0,10$  MPa (DHS) e  $0,10 \pm 0,10$  MPa (TPC), bem como os valores máximos apurados, 2,17 MPa (DHS) e 6,34 MPa (TPC), revelaram-se relativamente mais baixos.



**Figura 4.6** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso trabecular correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita) sujeitos a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal.

Perante os resultados obtidos, salientam-se duas particularidades: primeiro, a discrepância existente entre o valor máximo de tensão equivalente no modelo do osso trabecular que diz respeito à TPC, sujeito ao carregamento de 1000 N, e o respetivo valor médio; segundo, o facto de embora o valor médio do modelo referente à TPC sujeito à influência dos músculos abdutores, ser inferior ao obtido para o modelo referente à DHS nas mesmas condições de solicitação, o valor máximo mais elevado verifica-se no osso trabecular do modelo da TPC. Neste seguimento, procedeu-se à análise da distribuição das tensões equivalentes com recurso a *boxplots*, Figura 4.7.



**Figura 4.7** – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes para os modelos do osso trabecular com fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja) sujeitos: **a)** a um carregamento axial de 1000 N; e **b)** a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores.

Na representação dos diagramas de extremos e quartis optou-se pela omissão dos valores atípicos, dos quais faziam parte os valores máximos, por forma a que fosse possível observar com clareza a distribuição das tensões equivalentes que cada um dos modelos apresentou. Conclui-se, portanto, pela análise da Figura 4.7 a), que a distribuição das tensões de *von Mises* se revela muito semelhante entre os modelos do osso trabecular com fixação do DHS e da TPC sujeitos ao carregamento simplificado, ainda que as tensões se apresentem ligeiramente superiores no modelo referente à placa de contenção trocantérica. Em contrapartida, tendo em consideração os músculos abdutores no carregamento dos modelos, verifica-se que o osso trabecular referente ao DHS registou valores superiores de tensões de *von Mises* em relação à TPC, diferença esta mais significativa que a mencionada anteriormente.

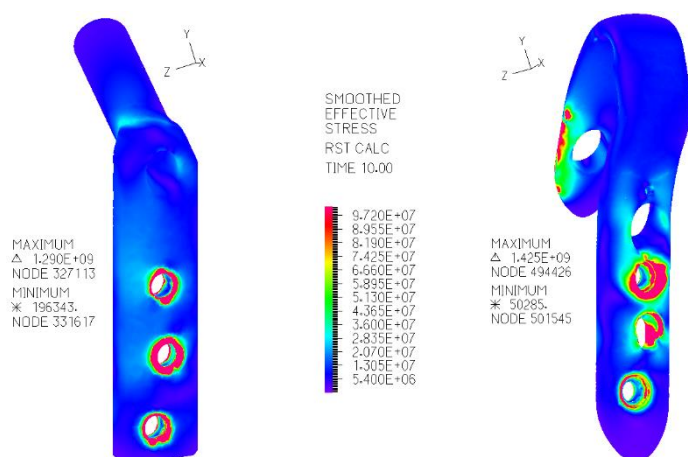
De ressaltar que também se procedeu ao teste *t-Student*, considerando uma análise de duas variáveis com variâncias diferentes, entre os modelos em estudo de cada uma das condições de carregamento consideradas e, em ambos os casos verificou-se que os modelos eram estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ ).

Por fim, também foram avaliadas individualmente as tensões equivalentes em cada uma das placas em estudo, DHS e TPC, para cada condição de carregamento tida em consideração nesta fase pós-operatória. Uma das condições de carregamento em análise, a que implica uma solicitação axial de 1000 N, apresentou valores médios de  $20,67 \pm 58,37$  MPa e de  $19,01 \pm 40,48$  MPa para o modelo do DHS e da TPC, respetivamente. Quanto aos

valores máximos das tensões equivalentes, registaram-se 1,29 GPa para o DHS e cerca de 1,43 GPa para a TPC, claramente superiores aos já expostos anteriormente para o osso cortical e trabecular, motivo pelo qual os desvios padrões também se revelam bastante elevados. A realização do teste *t-Student* entre os valores das tensões equivalente de cada um dos modelos permitiu concluir, uma vez mais, que existem diferenças estatísticas significativas, com probabilidade bi-caudal inferior ao nível de significância estabelecido em 5%.

Importante referir que numa análise preliminar nos sistemas de fixação óssea com todos os componentes incluídos, verificou-se que as tensões equivalentes nos parafusos são pouco significativas, sendo que é na placa em si que se encontram as regiões críticas. Como tal, optou-se pela avaliação somente das placas de cada um dos implantes, o que permitiu também uma melhor visualização dos focos de tensões.

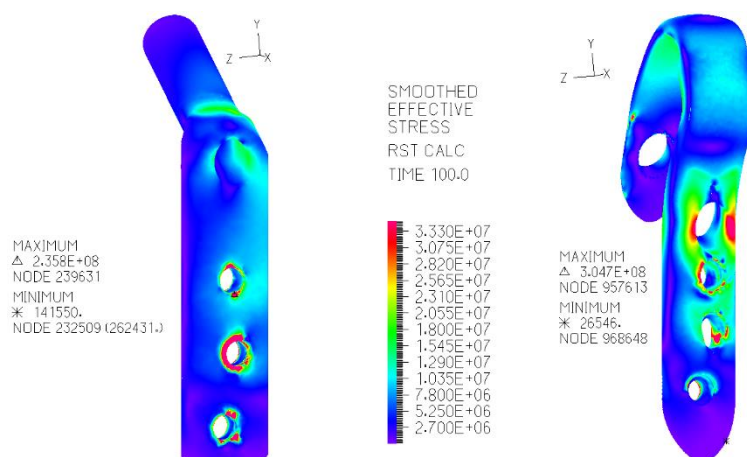
Assim, nas circunstâncias referidas, as regiões de maior acumulação de tensões correspondem aos furos dos parafusos da diáfise em ambos os modelos, no DHS o mais crítico revela-se o furo do parafuso médio, enquanto que na TPC tratou-se do furo do parafuso proximal da diáfise, Figura 4.8. Além disso, no modelo da placa de compressão trocantérica a extremidade à esquerda da porção intramedular da placa também é das regiões mais solicitadas neste modelo, uma vez que geometricamente se encontra inserida no osso trabecular.



**Figura 4.8** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos ao carregamento axial de 1000 N, numa configuração fisiológica de referência. Valores em Pascal.

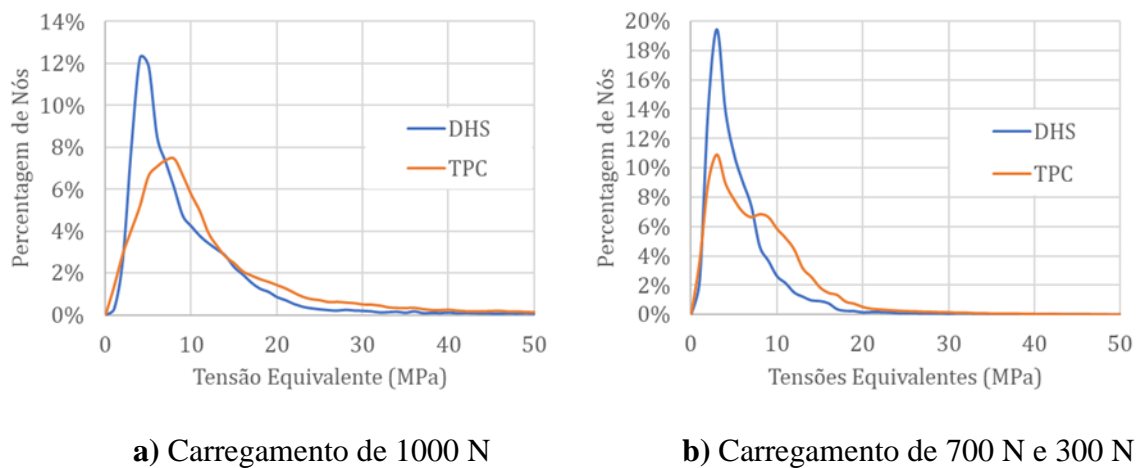
Comparando os resultados apresentados na Figura 4.8 com os resultados obtidos para as placas solicitadas com duas forças, pode-se concluir que os valores médios e máximos das tensões equivalentes obtidos para as placas na solicitação com duas forças foram de uma ordem de grandeza mais baixa. Apresentando valores médios e máximos, respetivamente, de  $5,95 \pm 8,18$  MPa e 235,84 MPa para o parafuso dinâmico da anca e de  $7,90 \pm 7,55$  MPa e 304,73 MPa para a placa de contenção trocantérica.

Quanto à distribuição das tensões efetivas de *von Mises*, representada na Figura 4.9, esta ocorreu de forma ligeiramente diferente na TPC, em comparação com o carregamento simplificado. Enquanto no DHS a região mais crítica manteve-se no furo do parafuso médio da diáfise, na TPC o foco subiu até à região do reforço em torno do furo do parafuso cefálico.



**Figura 4.9** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), sujeitos a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N, numa posição estática de equilíbrio. Valores em Pascal.

Para um melhor entendimento da distribuição das tensões equivalentes nas placas, os valores médios da tensão em todos os pontos nodais foram recolhidos e devidamente tratados com recurso ao EXCEL<sup>®</sup>, Figura 4.10.



**Figura 4.10** – Histograma de tensões equivalentes nos sistemas de fixação, DHS (azul) e TPC (laranja) sujeitos: **a)** a um carregamento axial de 1000 N; e **b)** a uma solicitação combinada de 700 N e 300 N.

Pela análise dos histogramas obtidos na Figura 4.10 é possível concluir que, em ambas as condições de carregamento, a TPC está a ser mais solicitada, dado que apresenta uma maior percentagem de pontos nodais com tensões equivalentes mais elevadas em relação ao DHS. Em contrapartida o DHS apresenta uma maior percentagem de nós com tensões equivalentes mais baixas, comparativamente à TPC.

Em síntese, é de salientar que, independentemente das condições de carregamento, as tensões mais elevadas verificaram-se nos sistemas de fixação óssea, o que seria espectável dado serem constituídos pelo material mais rígido e, portanto, oferecem uma maior resistência à deformação elástica, ao qual se segue o osso cortical e por fim o osso trabecular. Comparando também a gama de valores obtida para as tensões de *von Mises* dos modelos do osso cortical, trabecular e das placas, em cada uma das situações de carregamento em análise, é possível concluir que, à semelhança do que foi verificado anteriormente para a magnitude dos deslocamentos, o carregamento simplificado de 1000 N numa configuração fisiológica de referência, desencadeia uma maior solicitação dos modelos.

### 4.1.3. Análise de Deformações

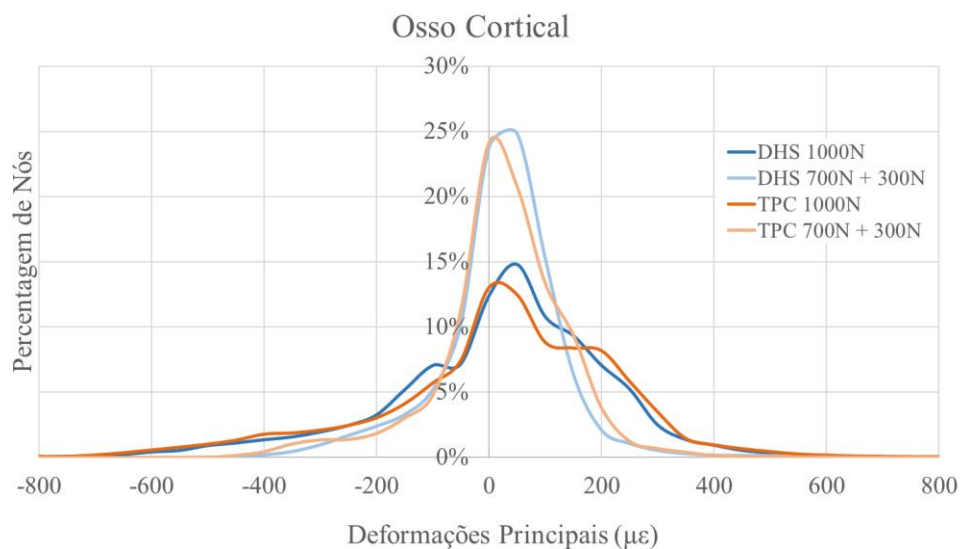
O último passo da análise duplamente comparativa entre os dois sistemas de fixação óssea em estudo, DHS e TPC, sujeitos a duas condições de carregamento distintas, passa pela avaliação da distribuição das deformações principais (P1, P2 e P3). Anteriormente, foi referido que teoricamente seria espectável que os sistemas de fixação óssea, por serem constituídos pelo material mais rígido, apresentassem uma maior resistência à deformação e tivessem as tensões equivalentes mais elevadas. Esta premissa foi corroborada pelos resultados apresentados ao longo da análise de tensões, secção 4.1.2, motivo pelo qual, na presente secção, a análise das deformações principais incidiu sobre as componentes ósseas, cortical e trabecular.

Com este propósito, no pós-processamento do *software* ADINA® foi definida uma zona de interesse no osso cortical, ou seja, nem todos os pontos nodais desta componente foram considerados para análise, mas apenas aqueles localizados na extremidade proximal. A região de interesse vai desde a cabeça femoral até à região onde termina a fixação dos implantes, para tal, teve-se como referência a extremidade distal de cada placa e a aproximação foi feita sempre por excesso. Quanto à componente trabecular, foram considerados todos os nós da extremidade proximal, já separada geometricamente da componente distal.

Os valores médios das deformações principais da região de interesse do osso cortical foram exportados e devidamente tratados com recurso ao EXCEL®, o que permitiu o cálculo dos valores estatísticos dos extremos e quartis sumarizados na Tabela 4.2, bem como a construção dos histogramas representados na Figura 4.11.

**Tabela 4.2** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fêmur íntegro. Para o cálculo da variação percentual definiu-se os valores referentes à DHS como referência.

Dados Estatísticos	1000 N			700 N e 300 N		
	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Variação Percentual	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Variação Percentual
Média	-8,04	-8,52	6%	-2,36	-1,40	-41%
Desvio Padrão	211,83	408,10	93%	120,87	130,97	8%
Mínimo	-2304,33	-9206,97	300%	-591,34	-1881,42	218%
1º Quartil	-110,69	-114,92	4%	-48,87	-51,67	6%
Mediana	10,49	8,27	-21%	1,95	0,56	-71%
3º Quartil	115,81	137,98	19%	54,07	65,52	21%
Máximo	2519,17	8132,03	223%	1527,27	2978,84	95%



**Figura 4.11** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fêmur íntegro (fase III), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja), para uma solicitação de 1000 N (escuro) bem como uma solicitação combinada de 700 N e 300 N (claro).

Numa primeira análise da Figura 4.11 é notório que o carregamento que inclui a influência dos músculos abdutores no sistema de carga desencadeia menores valores de deformação no osso cortical proximal, comparativamente ao carregamento axial equivalente a uma força de 1000 N. Aproximadamente 24% dos pontos nodais sujeitos à solicitação



---

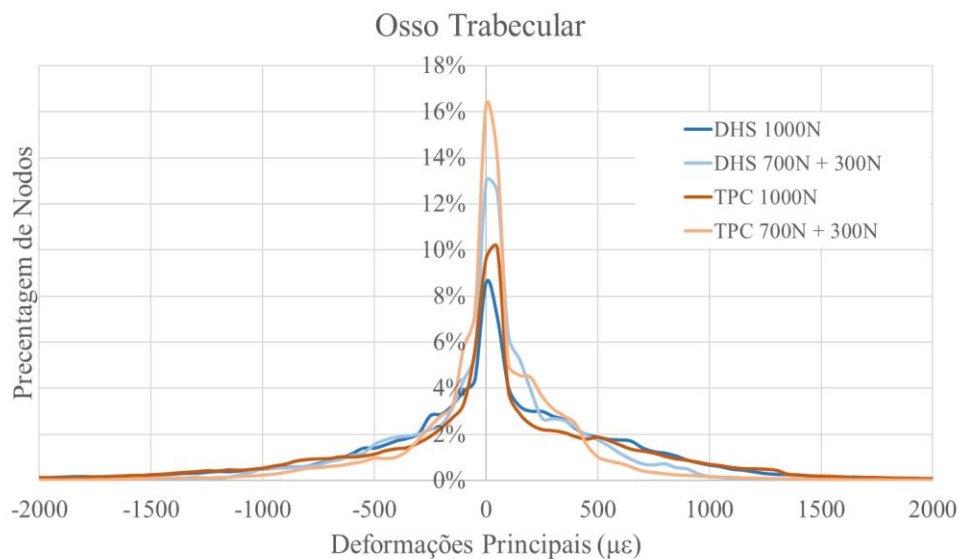
combinada apresentam deformações nulas, enquanto apenas 13 a 15% dos nós sujeitos ao carregamento simplificado verificam essa condição.

Passando para a análise individualizada dos resultados obtidos para cada uma das condições de carregamento, começando pela solicitação de 1000 N, conclui-se pela análise dos valores médios das deformações principais que a TPC provoca o aumento da compressão do osso cortical, em cerca de 6%. De facto, interpretando os valores obtidos para o 1º Quartil (Tabela 4.2), cerca de 25% dos nós do osso cortical referente à TPC apresentam valores 4% superiores aos do osso cortical referente ao DHS. O mesmo se verificou em tração, onde, mais uma vez, cerca de 25% do osso cortical da TPC registou valores 19% mais elevados comparativamente à mesma região do osso cortical da DHS (3º Quartil).

Relativamente ao carregamento de 700 N de compressão e 300 N dos músculos abdutores, os valores obtidos seguem a mesma tendência que os referidos anteriormente. Com a exceção de que neste contexto os valores médios das deformações principais indicam que a TPC provoca a diminuição da compressão em 41%, em relação ao DHS. No entanto, 25% do osso cortical relacionado com a TPC (1º Quartil) verifica valores 6% superiores ao do DHS, quando sujeito a deformações de compressão. De igual modo, 25% do osso cortical quando submetido a deformações de tração (3º Quartil) apresenta valores mais críticos na TPC, 21% superiores aos do DHS.

O mesmo procedimento de recolha e tratamento de dados foi efetuado para a componente proximal do osso trabecular, ao qual se seguiu a respetiva análise das deformações principais originadas por cada um dos sistemas de fixação óssea em estudo, face às diferentes condições de carregamento.

Pela análise da Figura 4.12, comprova-se, à semelhança do que acontece para o osso cortical, que o carregamento que atenta ao ambiente músculo-esquelético no qual os sistemas se encontram inseridos dá origem a menores deformações principais no osso trabecular, sendo que entre 13 a 16% dos pontos nodais registam deformações nulas. Além disto, destaca-se ainda o facto de em ambas as condições de carregamento, o osso trabecular da TPC apresentar uma maior percentagem de nós com deformações nulas, comparativamente ao DHS, apresentando uma diferença percentual entre 1-2% para o carregamento simplificado (1000 N) e de cerca 3% para a solicitação combinada (700 N e 300 N).



**Figura 4.12** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal do modelo do fêmur íntegro (fase III), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja), para uma solicitação de 1000 N (escuro) bem como uma solicitação combinada de 700 N e 300 N (claro).

Uma análise mais detalhada sobre os valores estatísticos obtidos para as deformações principais no osso trabecular, compilados na Tabela 4.3, permite concluir que apesar dos valores médios referentes ao carregamento simplificado (1000 N), indicarem que a placa trocantérica de contenção provoca um aumento do nível de compressão do osso trabecular de aproximadamente 7%, 25% desta componente óssea (1º Quartil) quando sujeita a deformações de compressão regista valores cerca de 3% mais baixos na TPC do que na DHS. Por outro lado, analisando as curvas de distribuição na componente positiva das deformações (Figura 4.12), verifica-se que o osso trabecular quando submetido a deformações de tração superiores a 300  $\mu\epsilon$  apresenta um comportamento muito semelhante para as duas placas, o que é corroborado pelos valores obtidos para o 3º Quartil (Tabela 4.3) que apresentam uma variação percentual de aproximadamente 1%.

**Tabela 4.3** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal do fêmur íntegro. Para o cálculo da variação percentual definiu-se os valores referentes à DHS como referência.

Dados Estatísticos	1000 N			700 N e 300 N		
	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Variação Percentual	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Variação Percentual
Média	-23,31	-24,96	7%	-19,71	-10,95	-44%
Desvio Padrão	793,55	1660,77	109%	455,68	447,30	-2%
Mínimo	-9611,79	-204135	2024%	-10399,70	-20678	99%
1º Quartil	-282,92	-273,96	-3%	-171,90	-118,27	-31%
Mediana	0,45	1,56	247%	1,26	-2,50	-298%
3º Quartil	334,61	338,77	1%	166,49	150	-10%
Máximo	13841,90	244050	1663%	5443,64	24610,10	352%

A placa trocântica de contenção apresenta resultados ainda mais vantajosos em relação ao parafuso dinâmico da anca no carregamento que tem em atenção as influências musculares circundantes. Não só os valores médios indicam uma diminuição de 44% do nível de compressão do osso trabecular com a TPC, em relação ao do DHS, como também, cerca de 25% do osso trabecular da TPC, quando submetido a deformações de compressão (1º Quartil) verifica valores 31% mais baixos que o correspondente osso trabecular do DHS. De igual modo, analisando as deformações de tração, 25% do osso trabecular com a TPC apresenta valores cerca de 10% inferiores aos da placa de parafuso dinâmico.

Em suma, teoricamente seria expectável que os músculos atuassem no sentido de minimizar a deflexão da cabeça femoral, contribuindo deste modo para o suporte biomecânico da estrutura esquelética [68]. Esta premissa foi corroborada pelos resultados obtidos tanto na análise dos deslocamentos como na análise das tensões e das deformações, verificando-se um comportamento mais favorável dos sistemas nas condições de carregamento que tinham em consideração a influência dos músculos abdutores sobre o grande trocânter. Por este motivo, as condições de carregamento definidas para as restantes fases do processo de recuperação (I e II) foram as que se revelaram mais críticas, nomeadamente o carregamento axial de 1000 N, com vista a simular situações limite.

## 4.2. Fémur Fraturado – Fase I

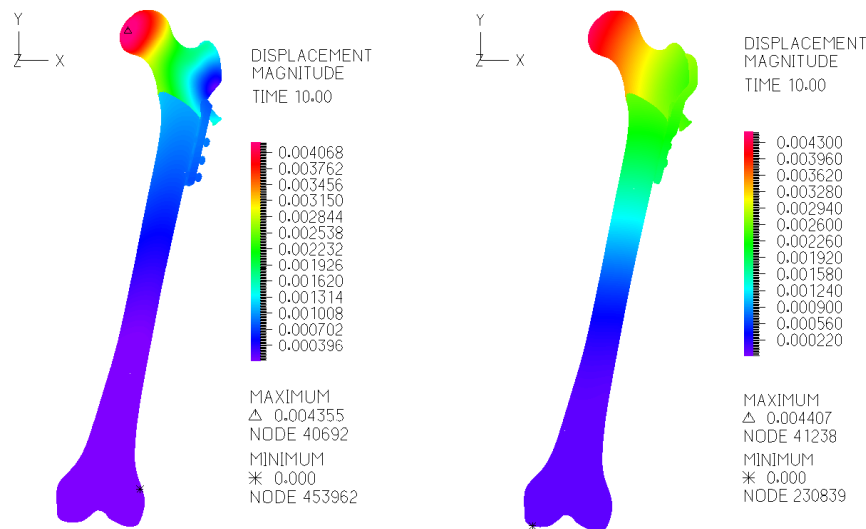
A fase I do processo de recuperação de uma fratura intertrocanterica de obliquidade reversa teve como principal intuito avaliar o comportamento biomecânico dos sistemas de fixação óssea logo após a sua implantação no fémur fraturado. Lembra-se, portanto, que não foram considerados fenômenos de osteointegração nem qualquer tipo de continuidade estrutural na região da fratura óssea.

À semelhança do que foi feito anteriormente para a fase III, procedeu-se à análise cuidada dos deslocamentos, das tensões equivalentes e das deformações principais dos sistemas. Os resultados obtidos foram visualizados com recurso ao pós-processamento do *software* ADINA<sup>®</sup>, assim como exportados e devidamente tratados no *software* EXCEL<sup>®</sup>, apresentando-se de seguida.

### 4.2.1. Magnitude dos Deslocamentos

Em relação à magnitude dos deslocamentos, os modelos do fémur fraturado com o DHS e com a TPC registaram valores dentro da mesma ordem de grandeza face a um carregamento axial equivalente a uma força de 1000 N, apresentando valores médios de  $1,143 \pm 0,907$  mm e de  $2,307 \pm 1,102$  mm, respetivamente.

Pela análise da Figura 4.13 é clara a distinção entre a distribuição da magnitude dos deslocamentos nos fragmentos proximal e distal, sendo a linha da fratura bem visível. Em ambos os modelos, os valores máximos localizam-se na cabeça do fémur, especificamente, na área de contacto com o bloco de carga, atingindo valores de 4,355 mm no modelo do fémur fraturado com o parafuso dinâmico da anca, e de 4,407 mm no modelo com a placa de compressão trocanterica. Ao longo do fragmento proximal da fratura, a magnitude dos valores vai diminuindo segundo o eixo do colo do fémur até à região subjacente ao grande trocanter, sendo que se verifica uma maior variação dos valores no modelo com o DHS. Já ao longo do fragmento distal, a magnitude dos deslocamentos diminui até à região dos cêndilos femorais, onde se verificam valores nulos de deslocamento em ambos os modelos, devido às condições de fronteira estabelecidas. Aqui destaca-se uma maior variação dos valores no modelo com a TPC.



**Figura 4.13** – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos do fémur fraturado com o DHS (esquerda) e com a TPC (direita).

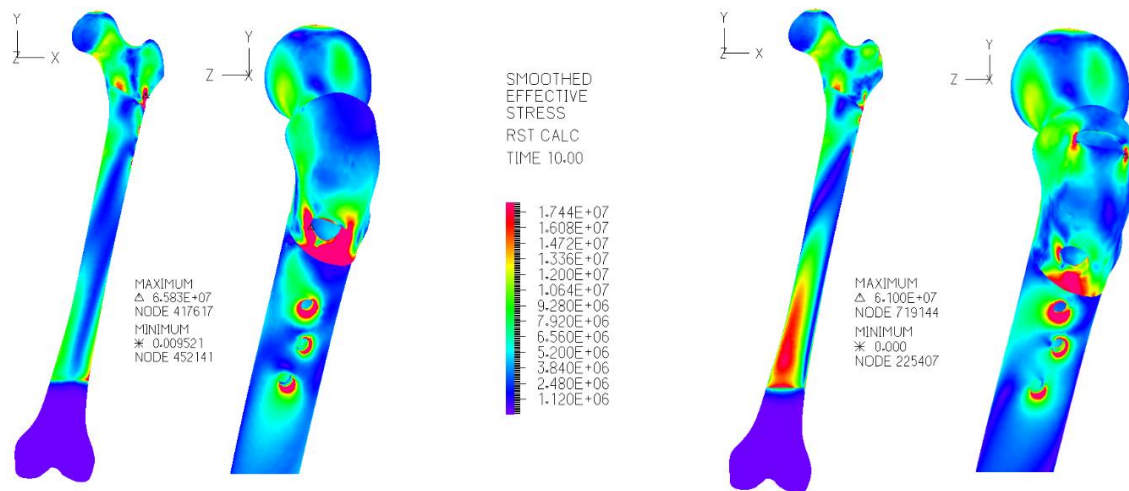
De ressaltar que mais uma vez averiguou-se a relação estatística entre os valores obtidos para os dois modelos, verificando-se que existem diferenças significativas ( $p < 0,05$ ), o que enfatiza a análise comparativa.

#### 4.2.2. Análise de Tensões

Segue-se a análise da distribuição das tensões de *von Mises* ao longo das componentes ósseas, cortical e trabecular, e ao longo dos sistemas de fixação óssea em estudo, DHS e TPC.

No que diz respeito ao osso cortical, que sustenta parte da fixação dos implantes, registaram-se valores médios de tensão equivalente de  $7,12 \pm 6,75$  MPa relativamente ao DHS e de  $6,05 \pm 4,64$  MPa relativamente à TPC. Além dos valores médios obtidos, também a distribuição das tensões (Figura 4.14) indicam que o osso cortical da DHS se encontra em maior sollicitação que o da TPC. Em ambos os modelos ósseos os principais focos de sollicitação revelam-se as regiões dos furos das componentes metálicas dos sistemas de fixação, sendo que no caso do DHS a região entre o furo do parafuso da cabeça femoral e a linha de fratura apresenta maior acumulação de tensões em comparação à TPC, com um valor máximo igual a 65,83 MPa. Em contrapartida, o osso cortical da TPC evidencia um valor máximo de tensões de *von Mises*, equivalente a 61,00 MPa, no local de implantação

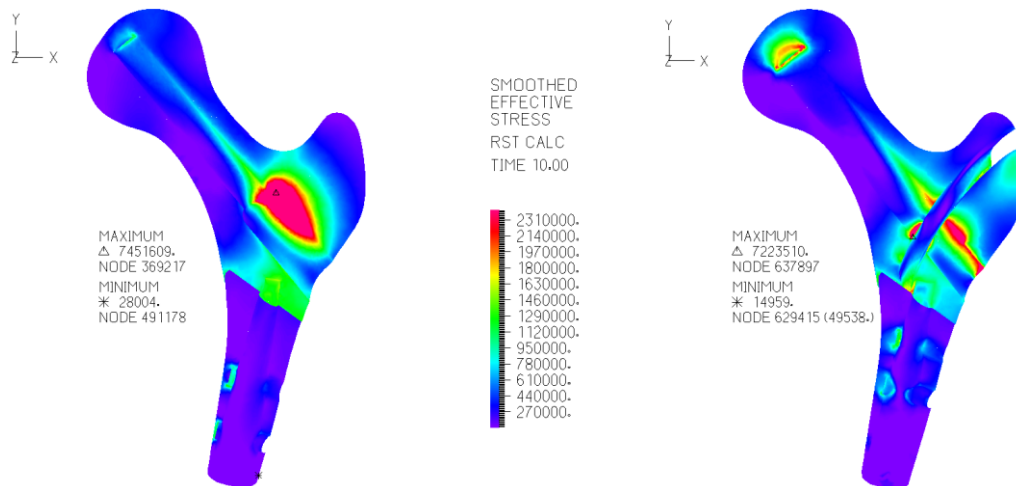
da porção intramedular da placa, podendo dever-se às arestas pouco arredondadas desta região.



**Figura 4.14** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso cortical fraturado correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal.

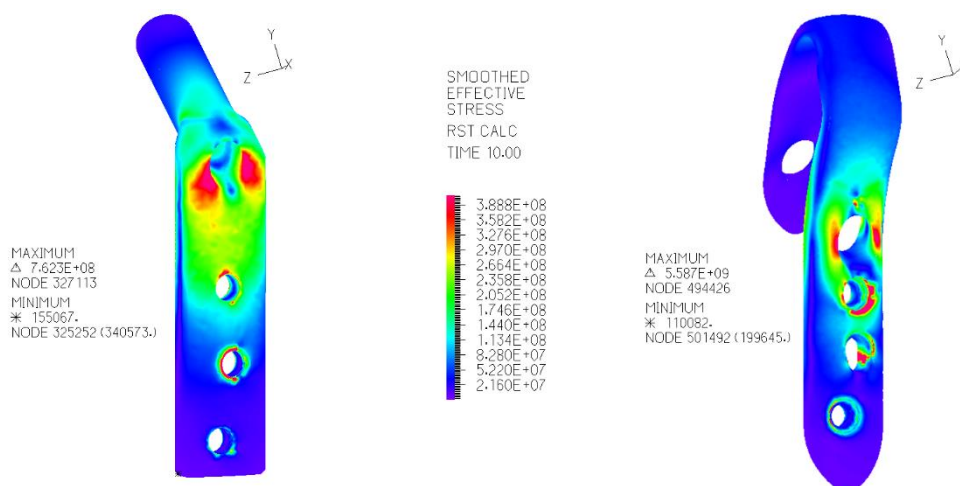
De salientar que a apresentação dos resultados foi feita utilizando a mesma escala de valores, por forma a agilizar a comparação entre modelos da mesma fase do processo de recuperação, assim como entre fases. No entanto, quer para o osso trabecular quer para os sistemas de fixação óssea, a utilização da escala de valores definida anteriormente na fase III dificultava a observação da distribuição de tensões, tendo sido necessário aumentar o valor máximo da escala de cores na presente fase em estudo.

O osso trabecular que envolve grande parte do material de osteossíntese, apresentou focos de tensões de *von Mises* de maiores áreas perante o DHS comparativamente à TPC, como se pode verificar pela Figura 4.15, tendência esta coerente com os valores médios obtidos de  $0,74 \pm 0,96$  MPa para o parafuso dinâmico da anca e de  $0,58 \pm 0,52$  MPa para a placa de contenção/compressão trocântérica. Tanto no modelo referente ao DHS como no referente à TPC, as regiões do osso trabecular de maior acumulação de tensões são aquelas que se encontram em contacto com as componentes metálicas dos implantes, especificamente as zonas que envolvem a transição dos prolongamentos intramedulares das placas para os parafusos cefálicos, registando valores máximos de 7,45 MPa e 7,22 MPa, respetivamente.



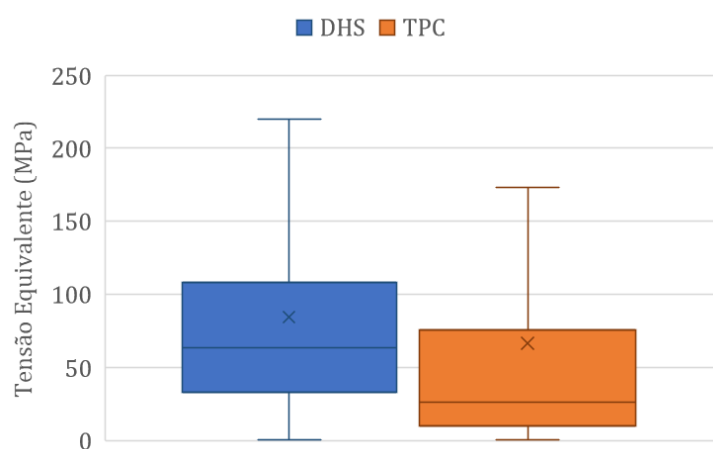
**Figura 4.15** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso trabecular fraturado correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal.

Por fim, foram ainda avaliadas as tensões equivalentes nas placas dos sistemas de fixação óssea em estudos, DHS e TPC, nas quais se apuraram, respetivamente, valores médios de  $84,50 \pm 75,85$  MPa e de  $66,40 \pm 133,27$  MPa. Do mesmo modo que os valores médios sugerem que a DHS apresenta um comportamento mais crítico que a TPC, também a distribuição de tensões representada na Figura 4.16, demonstra um foco de tensão com elevada expansão em torno do furo do parafuso cefálico nesta placa, contrariamente na TPC os pontos de acumulação de tensões na mesma região são mais pontuais.



**Figura 4.16** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), referentes à simulação numérica da fase I. Valores em Pascal.

Apesar disto, os desvios padrões dos respetivos valores médios indicam que existe uma maior discrepância entre os valores das tensões equivalentes da TPC comparativamente aos do DHS, sendo que efetivamente é a placa de contenção trocantérica que apresenta o maior dos valores máximos, igual a 5,59 GPa enquanto no parafuso dinâmico é de apenas 0,76 GPa. Neste seguimento, e a fim de averiguar se os valores máximos são significativos e estatisticamente relevantes, procedeu-se à análise da distribuição das tensões equivalentes em cada placa com recurso a *boxplots*, apresentados de seguida na Figura 4.17.



**Figura 4.17** – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes nos sistemas de fixação óssea, DHS (azul) TPC (laranja), referentes à simulação numérica da fase I. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores.

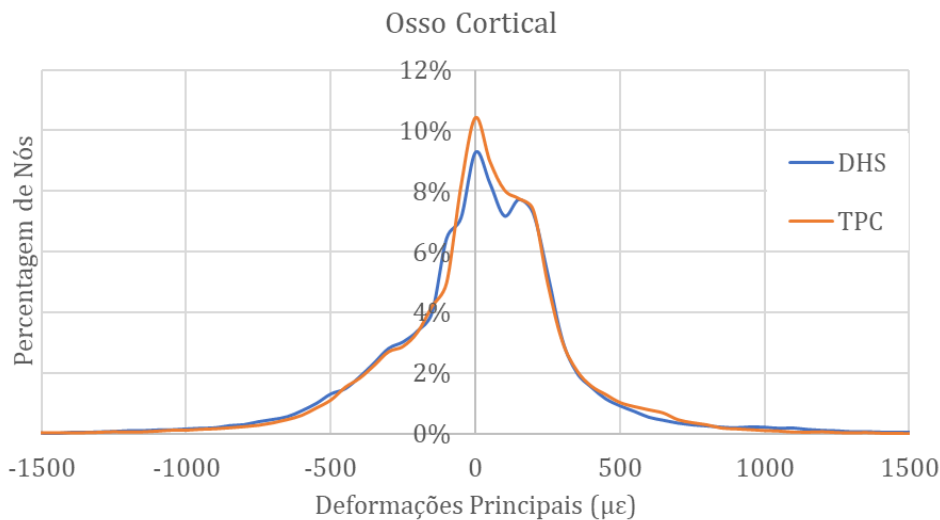
Nos diagramas de extremos e quartis (Figura 4.17), os valores máximos de ambas as placas foram considerados *outliers* (valores atípicos) não constituindo informação estatisticamente relevante, nem acrescentam poder discriminativo às variáveis. Por este motivo, encontram-se omitidos na Figura 4.17, por forma a facilitar a visualização da distribuição nos *boxplots* numa escala de valores concordante. Conclui-se, portanto, que a placa do DHS regista tensões equivalentes mais elevadas comparativamente à da TPC, podendo, por isso, revelar-se mais crítica no processo de recuperação de uma fratura trocantérica.



### 4.2.3. Análise de Deformações

Finalmente, foram avaliadas as deformações principais (P1, P2 e P3) nas regiões de interesse do osso cortical e trabecular, à semelhança do que foi feito para a fase III do processo de recuperação.

No que diz respeito ao osso cortical, verifica-se, pela análise da Figura 4.18, que, embora as curvas de distribuição das deformações principais de ambos os modelos sejam ligeiramente semelhantes, sobrepondo-se em determinados intervalos, existe uma maior percentagem de pontos nodais referentes ao osso cortical da TPC que apresentam deformações nulas, comparativamente ao do DHS, cerca de 10% para 9%, respetivamente.



**Figura 4.18** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fémur fraturado (fase I), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).

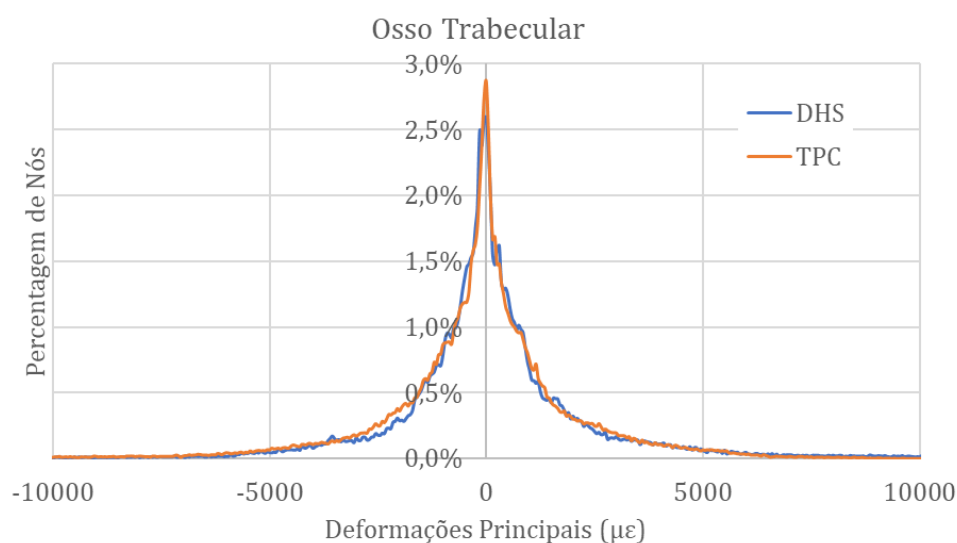
Aprofundando a análise tendo por base os dados estatísticos da Tabela 4.4, é possível constatar a partir da média dos valores, um aumento do nível de compressão do osso cortical com a aplicação da TPC comparativamente à do DHS, o que em parte comprova o carácter de contenção/compressão trocantérica desta placa. Apesar disto, 25% desta componente óssea, que estatisticamente remete ao 1º Quartil, quando submetida a deformações de compressão apresenta valores 11% mais baixos para a placa de contenção em relação ao parafuso dinâmico, sendo que o valor mínimo de deformação de compressão também verifica esta tendência (-21%). Da mesma forma, quando sujeito a deformações de

tração os valores são cerca de 4% inferiores para 25% do osso cortical (3º Quartil) com a implantação da TPC, o que também é verificado pelo valor máximo, cerca de 1% inferior.

**Tabela 4.4** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fémur fraturado (fase I). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.

Dados Estatísticos	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Varição Percentual
Média	-2,20	-6,95	216%
Desvio Padrão	439,98	352,09	-20%
Mínimo	-3517,54	-2775,97	-21%
1º Quartil	-167,34	-149,53	-11%
Mediana	3,11	7,69	147%
3º Quartil	166,10	160,25	-4%
Máximo	4054,53	4025,06	-1%

Relativamente ao osso trabecular, também as curvas de distribuição das deformações principais se revelaram ligeiramente semelhantes, não sendo possível observar uma clara distinção entre ambas pela análise da Figura 4.19, a não ser o facto de que o modelo do osso cortical, respeitante à TPC, apresenta uma maior percentagem de nós com deformações principais equivalentes nulas, que o mesmo concernente ao DHS.



**Figura 4.19** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal do modelo do fémur fraturado (fase I), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).

Contudo, os dados estatísticos de extremos e quartis, reunidos na Tabela 4.5, em particular a variação percentual da média e do 1º Quartil, indicam que a placa de contenção trocantérica sujeita o osso trabecular a um maior nível de compressão, comparativamente à placa do parafuso dinâmico, o que seria de prever dado ser uma característica inerente a este sistema de fixação crucial na estimulação da regeneração óssea. Em contrapartida, 25% do osso trabecular quando sujeito a deformações de tração (3º Quartil) registam valores 7% mais baixos para a TPC do que para o DHS.

**Tabela 4.5** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal do fémur fraturado (fase I). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.

Dados Estatísticos	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Varição Percentual
Média	-82,45	-177,19	115%
Desvio Padrão	3638,14	2422,54	-33%
Mínimo	-34560,20	-33559,60	-3%
1º Quartil	-857,11	-999,46	17%
Mediana	-51,16	-71,43	40%
3º Quartil	821,42	763,39	-7%
Máximo	16713,90	19498,70	17%

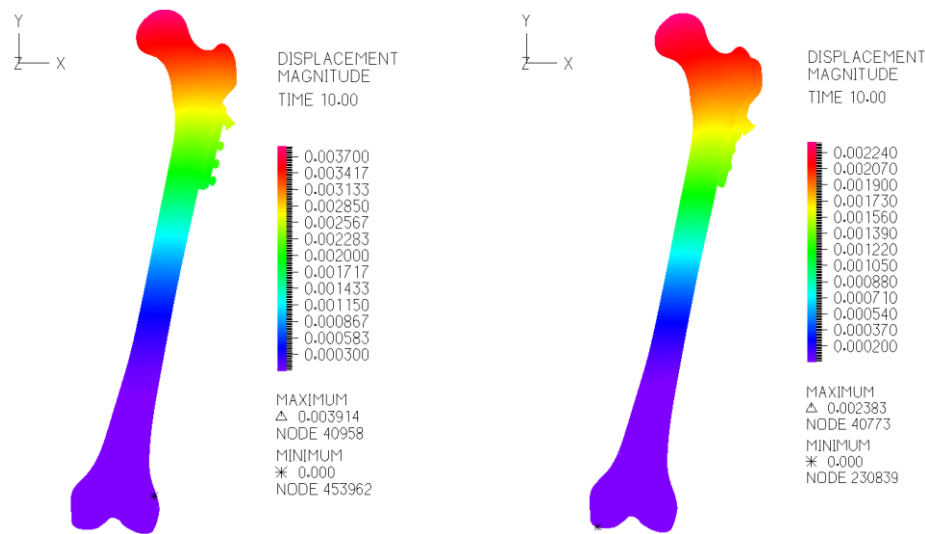
## 4.3. Calo Ósseo – Fase II

De seguida, apresentam-se os resultados obtidos para a fase intermédia do processo de recuperação de uma fratura trocantérica de obliquidade reversa. Importa lembrar que para tal foram considerados fenómenos de osteointegração, assim como a formação do calo ósseo duro na interface dos fragmentos proximal e distal da fratura. Ainda de referir que a simulação incidiu sobre um estágio avançado do calo duro, no limiar da regeneração óssea e, portanto, numa escala temporal a presente fase encontra-se mais próxima da fase III que propriamente da fase I.

### 4.3.1. Magnitude dos Deslocamentos

À semelhança do que foi feito nas restantes fases, a avaliação dos sistemas de fixação óssea iniciou-se pela análise comparativa da magnitude dos deslocamentos dos modelos como um todo, ou seja, dos fêmures com as respetivas placas implantadas, sujeitos a um carregamento axial equivalente a uma força 1000 N, aplicado de forma gradual. Assim, foram apurados valores médios de  $2,326 \pm 1,176$  mm para o modelo do conjunto com o DHS e de  $1,595 \pm 0,668$  mm no caso do modelo do conjunto com a TPC. Verifica-se, então, a mesma tendência constatada na fase III, de que o DHS desencadeia maiores deslocamentos do que a TPC, em termos globais, atingindo valores máximos de 3,914 mm e de 2,383 mm, respetivamente, muito semelhantes aos obtidos na fase do fémur íntegro.

Além disto, pela análise da Figura 4.20 é possível concluir que a distribuição da magnitude dos deslocamentos é muito idêntica nos dois modelos em estudo, sendo que os deslocamentos máximos se localizam na extremidade proximal do fémur, essencialmente acima do calo ósseo, diminuindo até à região dos côndilos, onde se registam os valores mínimo, nulos, graças às condições de fronteira estabelecidas.

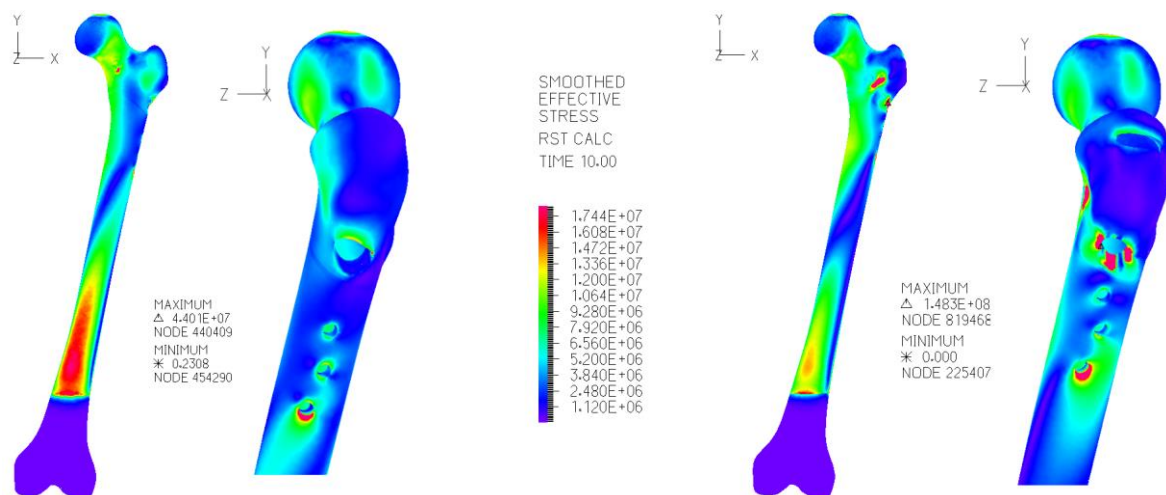


**Figura 4.20** – Magnitude dos deslocamentos (em metros) nos modelos do fémur com formação de calo ósseo, implantado com o DHS (esquerda) e com a TPC (direita).

#### 4.3.2. Análise de Tensões

Seguidamente procedeu-se à análise comparativa da distribuição das tensões de *von Mises* ao longo das estruturas ósseas, cortical e trabecular, bem como dos sistemas de fixação óssea em estudo, o parafuso dinâmico da anca e a placa de contenção/compressão trocantérica. De salientar que, mais uma vez, ao contrário do que foi feito na análise da magnitude dos deslocamentos, a análise das tensões equivalentes foi feita individualmente para cada uma das estruturas referidas anteriormente.

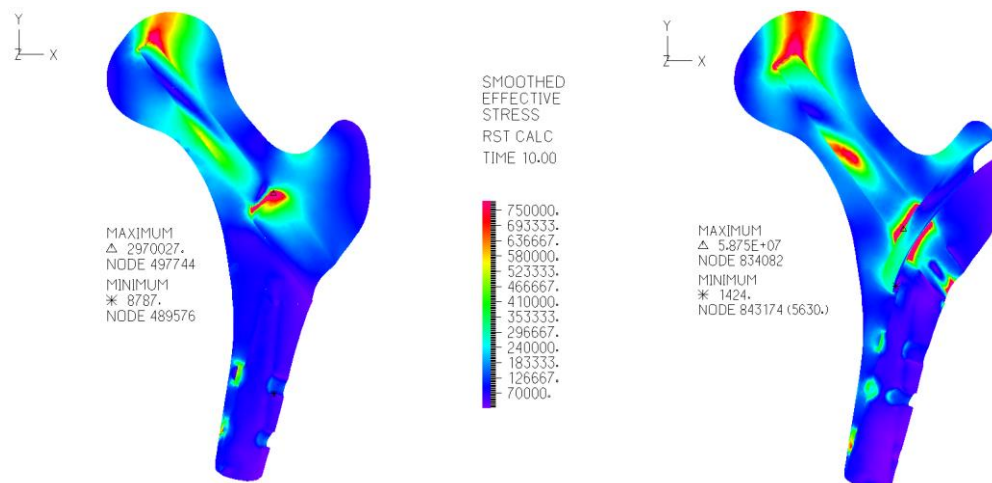
Começando pelo osso cortical, obtiveram-se valores médios de  $3,97 \pm 2,67$  MPa com o uso do DHS e de  $5,01 \pm 6,89$  MPa com a utilização da TPC, quanto aos máximos estes atingiram valores de 44,01 MPa para o parafuso dinâmico e de 148,33 MPa para a placa de contenção. Verifica-se que os valores máximos obtidos foram exatamente iguais aos verificados no fémur íntegro no estudo numérico da fase III, assim como a distribuição das tensões equivalentes, representada na Figura 4.21, se revela muito semelhante, ainda que com focos de tensões ligeiramente menos expandidos. Essencialmente, é possível concluir que em estágios mais avançados do processo de recuperação, a título de exemplo a fase II e III, o osso cortical da TPC se encontra mais solicitado que o do DHS.



**Figura 4.21** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso cortical com calo ósseo (fase II), correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal.

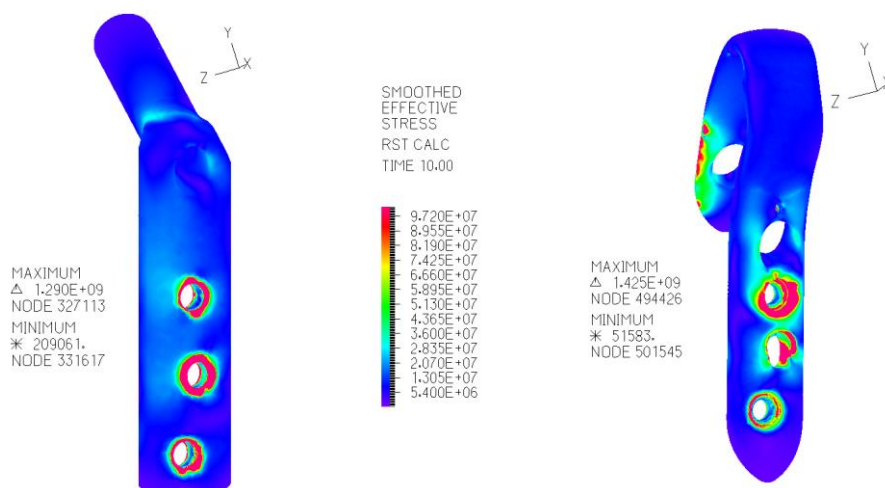
Passando para a análise das tensões equivalentes no osso trabecular, seria de esperar que, comparativamente ao que foi referido para o osso cortical, por se tratar de um material que apresenta menor rigidez e que se encontra diretamente em contacto com uma maior porção intramedular dos sistemas, verificasse maiores variações em relação à mesma componente da fase III, por influência do calo duro presente na componente cortical. Efetivamente, tal veio a comprovar-se face aos valores médios,  $0,18 \pm 0,16$  MPa (DHS) e  $0,23 \pm 0,48$  MPa (TPC), bem como aos valores máximos apurados, 2,97 MPa (DHS) e 58,75 MPa (TPC).

Pela avaliação comparativa das distribuições das tensões de *von Mises*, representadas na Figura 4.22, é notório que os focos de acumulação de tensões são idênticos em ambos os modelos, revelando-se mais críticos no modelo do osso trabecular referente à TPC, o que, por sua vez, se encontra de acordo tanto com os valores médios como com os valores máximos apresentados.



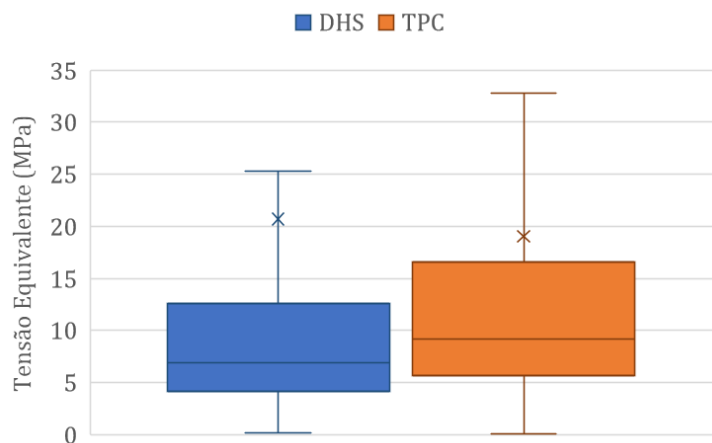
**Figura 4.22** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos do osso trabecular da fase II correspondente à implantação do DHS (esquerda) e da TPC (direita). Valores em Pascal.

Terminando na análise das tensões equivalentes das placas dos sistemas de fixação óssea registaram-se valores médios de  $20,69 \pm 58,36$  MPa para o DHS e de  $19,05 \pm 40,54$  MPa para a TPC. Contudo, pela observação da Figura 4.23, a TPC demonstra maiores focos de acumulação de tensões, nomeadamente no furo do parafuso proximal da diáfise e na região do prolongamento intramedular da placa que penetra no osso trabecular, em comparação com o DHS onde as transições de cores dos pontos de acumulação de tensões (furos dos parafusos da diáfise) para o resto da placa são mais acentuadas e pouco graduais. Além disto, também é a placa de contenção trocantérica que regista o maior dos valores máximos equivalente, cerca de 1,43 GPa para 1,29 GPa na placa do parafuso dinâmico da anca.



**Figura 4.23** – Distribuição das tensões de *von Mises* nos modelos dos sistemas de fixação óssea, DHS (esquerda) e da TPC (direita), referentes à simulação numérica da fase II. Valores em Pascal.

Posto isto, para um melhor entendimento da distribuição das tensões equivalentes em toda a extensão das placas em estudo recorreu-se, mais uma vez, à construção de *boxplots*, apresentados de seguida na Figura 4.24.



**Figura 4.24** – Diagramas de extremos e quartis da distribuição de tensões equivalentes nos sistemas de fixação óssea, DHS (azul) TPC (laranja), referentes à simulação numérica da fase II. A linha entre os quartis representa a mediana e a cruz a média dos valores.

De salientar que em ambos os casos, os valores máximos foram considerados como valores atípicos à distribuição, e como tal, não se encontram representados na Figura 4.24, por forma a não impedirem a correta interpretação dos dados. Assim, pela análise comparativa dos diagramas de extremos e quartis é possível concluir que apesar do valor

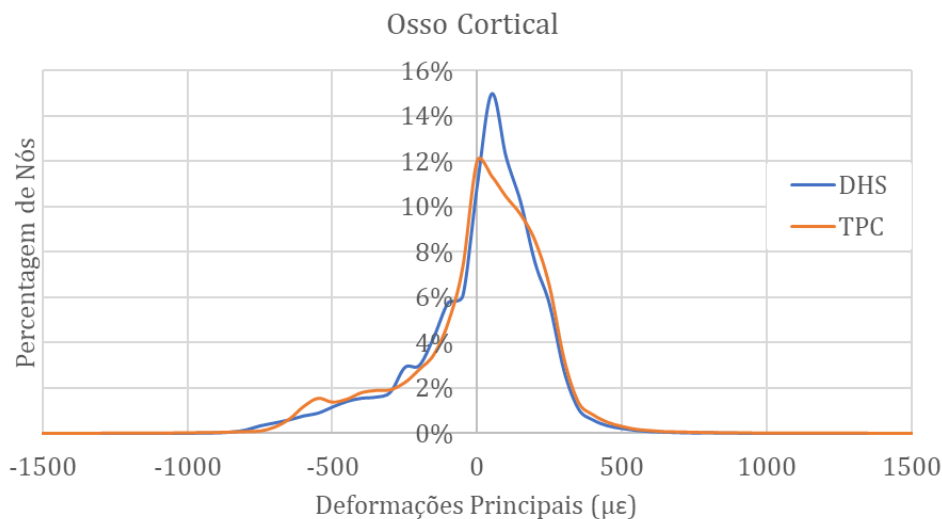


médio do DHS ser superior ao apurado para a TPC, existe uma maior solicitação da placa de contenção trocantérica do que da placa de parafuso dinâmico.

### 4.3.3. Análise de Deformações

A avaliação dos sistemas de fixação óssea na fase intermédia (II) do processo de recuperação de uma fratura trocantérica, teve fim na análise das deformações principais dos tecidos ósseos, cortical e trabecular.

Deste modo, quanto ao osso cortical é possível afirmar que, de uma forma geral, a TPC sujeita uma maior percentagem desta componente óssea a deformações mais elevadas do que o DHS. Pela análise da Figura 4.25 verifica-se que, por um lado, a curva de distribuição referente à placa de contenção trocantérica é mais larga e, por outro lado, também mais achatada, havendo uma menor fração de nós a registarem deformações no intervalo de -50 a 50  $\mu\epsilon$  em relação ao osso cortical.



**Figura 4.25** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso cortical proximal do modelo do fémur com formação de calo ósseo (fase II), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).

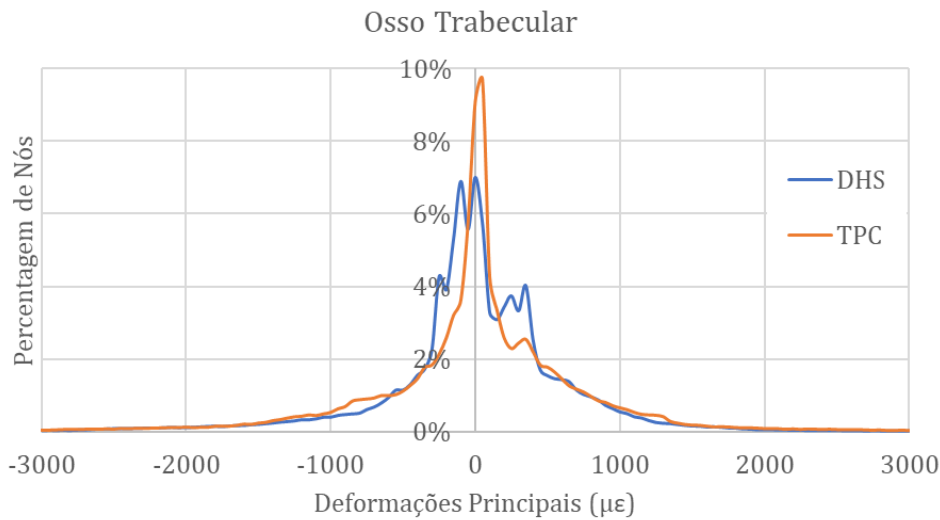
Analisando com maior detalhe a distribuição das deformações principais no osso cortical proximal (Tabela 4.6), verifica-se tanto a partir da variação percentual dos valores médios (-11%), como a partir da variação percentual dos valores do 1º Quartil (-1%), que a

TPC sujeita o osso cortical a menores deformações de compressão que o DHS. Ainda assim, 25% do osso cortical quando submetido a deformações de tração apresenta valores 18% mais elevados com a utilização da TPC comparativamente ao DHS.

**Tabela 4.6** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso cortical proximal do fêmur com formação de calo ósseo (fase II). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.

Dados Estatísticos	DHS ( $\mu\epsilon$ )	TPC ( $\mu\epsilon$ )	Varição Percentual
Média	-19,84	-17,61	-11%
Desvio Padrão	225,32	364,54	62%
Mínimo	-2305,22	-9206,82	299%
1º Quartil	-115,94	-114,63	-1%
Mediana	19,04	15,76	-17%
3º Quartil	116,79	137,94	18%
Máximo	2519,53	8129,42	223%

No que diz respeito ao osso trabecular, pela análise da Figura 4.26, a distribuição das deformações principais revelou-se muito distinta em ambos os modelos. Ao passo, que com a utilização da TPC se obteve uma distribuição mais uniforme, que se assemelha a uma distribuição normal, com o uso do DHS verificaram-se picos de deformações quer na região de compressão nos -250 e -100  $\mu\epsilon$ , quer na região de tração nos 250 e 350  $\mu\epsilon$ .



**Figura 4.26** – Histogramas da distribuição das três deformações principais no osso trabecular proximal (fase II), referente à fixação do DHS (azul) e da TPC (laranja).

Debruçando-se sobre os dados estatísticos de extremos e quartis, sumarizados na Tabela 4.7, a partir dos valores médios verifica-se o aumento do nível de compressão do osso trabecular no qual a TPC se encontra implantada, em comparação com o correspondente do DHS. De facto, 25% do osso trabecular perante deformações quer de compressão, quer de tração, regista valores 7% mais elevados para a placa de contenção comparativamente ao parafuso dinâmico.

**Tabela 4.7** – Valores estatísticos de extremos e quartis das três deformações principais no osso trabecular proximal (fase II). Para o cálculo da variação percentual definiu-se como referência os valores referentes à DHS.

Dados Estatísticos	DHS (µε)	TPC (µε)	Varição Percentual
Média	-24,82	-26,62	7%
Desvio Padrão	718,33	1567,57	118%
Mínimo	-9780,52	-204128,00	1987%
1º Quartil	-244,93	-262,38	7%
Mediana	-18,61	0,74	-104%
3º Quartil	289,42	310,42	7%
Máximo	13924,70	244271,00	1654%

Ao longo das fases do processo de consolidação óssea de uma fratura trocantérica de obliquidade reversa, o osso vai-se tornando fisiológica e anatomicamente mais estável, o que lhe confere maior rigidez material. Este aumento da coesão estrutural favorece o comportamento biomecânico dos sistemas, o que é corroborado pela diminuição progressiva da magnitude dos deslocamentos. No entanto, é importante ressaltar que o valor médio da magnitude dos deslocamentos obtido para o modelo do fêmur fraturado com o DHS (fase I) não verifica esta tendência, sendo inferior ao das restantes fases, II e III, como consequência da condição de fronteira adicional no parafuso cefálico, exclusiva a este modelo nesta fase específica. Por este motivo, para o parafuso dinâmico da anca a comparação da magnitude dos deslocamentos entre fases tem as suas limitações.

Além disto, foi possível comprovar que, com o avançar do processo de cicatrização óssea, se regista uma diminuição das tensões equivalentes do estágio inicial, fase I, até aos estágios finais da cicatrização óssea, fase II e III. Todavia, da fase II para a fase III, verifica-se um ligeiro aumento do nível de tensão a que as componentes ósseas se encontram sujeitas, e contrariamente uma ligeira diminuição da solicitação das placas dos sistemas de fixação óssea. Esta observação é muito relevante, visto que indica que, à medida que o osso se restitui biologicamente, torna-se progressivamente capaz de suportar as tensões que outrora suportara, mas que com a introdução do implante passaram a ser, em parte, suportadas por este. Como resultado, previne-se fenómenos de *stress shielding* e, consequentemente, a perda de densidade óssea.

Por fim, também a evolução das deformações principais se revela coerente com a diminuição das tensões equivalentes, sendo que se verifica uma diminuição do nível de deformação tanto de compressão, como de tração, a que as componentes ósseas, cortical e trabecular, se encontram sujeitas do estágio inicial do processo de recuperação para os finais.

## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A presente dissertação teve como principal propósito a análise comparativa do comportamento biomecânico de dois sistemas de fixação óssea interna, DHS (*Dynamic Hip Screw*) e TPC (*Trochanteric Plate of Contention/Compression*). Esta análise incidiu sobre três fases, I, II e III, consideradas ao longo do processo de cicatrização óssea de uma fratura trocântérica com obliquidade reversa, que por sua vez, também foram brevemente comparadas entre si.

Além disto, as condições de carregamento aplicadas aos modelos numéricos para o efeito referido passaram por um processo de escolha, através de uma análise igualmente comparativa entre um carregamento mais realista e um mais simplista. Assim a primeira conclusão do trabalho culminou neste ponto, com a verificação de um comportamento mais favorável dos sistemas face às condições de carregamento mais realistas que têm em consideração a influência dos músculos abdutores sobre o grande trocânter. Nestas circunstâncias, tanto a magnitude dos deslocamentos, como as tensões de *von Mises*, como as deformações principais registaram valores significativamente mais baixos. Com base nestes resultados a análise comparativa do comportamento biomecânico dos sistemas de fixação óssea foi feita para o carregamento que se revelou mais crítico, atendendo assim às condições mais extremas.

A partir da análise da magnitude dos deslocamentos verifica-se que na fase inicial do processo de cicatrização óssea, fase I, a TPC permite maiores deslocamentos no conjunto, em relação ao DHS, embora a variação percentual dos valores máximos seja pouco significativa (1,2%). Em contrapartida nos estágios de cicatrização das fases II e III, já é o DHS que dá origem a maiores deslocamentos do modelo, sendo que a variação percentual também se revela mais expressiva (39,1% e 39,2% para as fases II e III, respetivamente).

Relativamente à distribuição de tensões de *von Mises* foi possível retirar diversas conclusões. Por um lado, a localização dos focos de tensão assinalados no osso cortical, no osso trabecular e nas placas foi muito semelhante em ambos os sistemas de fixação para

todas as fases consideradas, sendo que se trataram, essencialmente, de regiões de contacto entre as componentes ósseas e o material de osteossíntese. Ainda assim, o osso cortical referente à inserção da TPC registou a acumulação de tensões em dois locais característicos, nomeadamente, no furo do prolongamento intramedular desta placa principalmente na fase I, e no furo do parafuso cefálico nas restantes fases. No entanto, com simples modificações geométricas é algo que poderá ser solucionado.

Por outro lado, embora a localização dos focos de tensão tenha sido semelhante em ambos os sistemas, a expansão dos mesmos não ocorreu na mesma medida. Na fase I, o DHS induz uma maior solicitação das componentes ósseas assim como a própria placa regista tensões equivalentes mais elevadas. Ao invés, nos estágios finais do processo de cicatrização, fase II e III, o cenário inverte-se e o comportamento mais desfavorável verifica-se com a inserção da TPC. Por este motivo, a remoção da placa de contenção trocantérica poderá ser ocasionalmente considerada uma vez estabilizada a fratura.

Ainda a partir da comparação da distribuição das tensões equivalentes entre as diferentes fases foi possível constatar uma ligeira diminuição da solicitação das placas dos sistemas de fixação óssea e contrariamente um ligeiro aumento do nível de tensão a que as componentes ósseas se encontram sujeitas, da fase II para a fase III. Tal verificação revela ser um bom indicador contra fenómenos de *stress shielding* em ambos os implantes.

No que diz respeito à distribuição das deformações principais, estas foram coerentes com a distribuição das tensões equivalentes. Na fase I, o osso cortical registou menores valores de deformação quer em tração quer em compressão com a inserção da TPC, já no osso trabecular a placa de contenção trocantérica originou maiores valores de deformação em compressão, o que comprova o carácter compressivo inerente a este sistema de fixação, crucial na estimulação da regeneração óssea nesta fase inicial do processo. Quanto às fases II e III, à semelhança do que se verificou para a magnitude dos deslocamentos, bem como, para a distribuição das tensões de *von Mises*, o comportamento em termos de deformações principais foi muito semelhante entre estas duas fases de cicatrização, à exceção da distribuição registada para o osso trabecular referente ao DHS. Assim, tendo por base a presente avaliação numérica, esta discrepância poderá indicar que a TPC implica um menor tempo de cura. Com a ressalva que estudos mais direccionados para o processo de regeneração óssea deverão ser realizados com o intuito de validar esta dedução.

Por fim, e neste seguimento, em termos de trabalhos futuros estes poderão ser divididos em três vertentes, numérica, experimental e ensaios clínicos.

Na vertente numérica assinala-se:

- Simulação numérica de estágios de cicatrização óssea menos tardios, nomeadamente, da fase do hematoma e do calo ósseo mole, com o intuito de analisar uma evolução mais gradual do processo;
- Otimização do modelo geométrico da TPC: arredondamento das arestas da porção intramedular da placa e remoção das depressões do parafuso cefálico;
- Avaliação do comportamento biomecânico da TPC como prótese total da anca em comparação com o material ortopédico normalmente utilizado na artroplastia total da anca.

Em termos experimentais destaca-se:

- Validação experimental dos resultados obtidos no presente trabalho, cujas condições de fronteira e de carregamento já se encontram definidas com esse propósito.

Em última instância a realização de ensaios clínicos que testem *in vivo* o desempenho da TPC enquanto sistema de fixação óssea interna.





## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] World Health Organization, "World Health Statistics 2018: Monitoring health for the SDGs, sustainable development goals", 2018.
- [2] Instituto Nacional de Estatística, "Tábuas de Mortalidade 2015 - 2017", 2018.
- [3] "Esperança de vida à nascença: total e por sexo (base: triénio a partir de 2001)", *Instituto Nacional de Estatística*, 2018. Disponível em: [https://www.pordata.pt/Portugal/Esperança+de+vida+à+nascença+total+e+por+sexo+\(base+triénio+a+partir+de+2001\)-418](https://www.pordata.pt/Portugal/Esperança+de+vida+à+nascença+total+e+por+sexo+(base+triénio+a+partir+de+2001)-418) (Acedido: 19 Maio 2019).
- [4] J. Silva, D. Linhares, M. Ferreira, N. Amorim, N. Neves, e R. Pinto, "Tendências Epidemiológicas das Fraturas do Fémur Proximal na População Idosa em Portugal", *Revista Científica da Ordem dos Médicos*, vol. 31, no. 10, pp. 562–567, 2018.
- [5] L. S. Lippert, *Clinical Kinesiology and Anatomy*, 5 ed. F. A. Davis Company, 2011.
- [6] J. McLester e P. St. Pierre, *Applied Biomechanics: Concepts and Connections*, Thomson Wadsworth, 2008.
- [7] G. Pocock, C. D. Richards, e D. A. Richards, *Human Physiology*, 4 ed. OUP Oxford, 2013.
- [8] R. L. Drake, A. W. Vogl, e A. W. M. Mitchell, *Gray's - Anatomia para Estudantes*, Editora Elsevier, 2005.
- [9] K. F. Bowman, J. Fox, e J. K. Sekiya, "A Clinically Relevant Review of Hip Biomechanics", *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 26, no. 8, pp. 1118–1129, 2010.
- [10] K. A. Egol e P. Leucht, *Proximal Femur Fractures: An Evidence-Based Approach to Evaluation and Management*, Springer Nature, 2018.

- [11] N. Palastanga e R. Soames, *Anatomy and Human Movement - Structure and Function*, 6 ed. Elsevier, 2012.
- [12] S. K. Hebert, *Ortopedia e Traumatologia: Princípios e Prática*, 5 ed. Artmed Editora, 2017.
- [13] J. A. Esperança Pina, *Anatomia Humana da Locomoção*, 5 ed. Lidel, 2015.
- [14] A. M. Gilroy, B. R. MacPherson, e L. M. Ross, *Atlas of Anatomy*, 2 ed. Thieme Medical Publishers, 2008.
- [15] P. M. McGinnis, *Biomechanics of Sport and Exercise*, 3 ed. Human Kinetics, 2013.
- [16] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, e J. F. Baker, “Anatomy & Biomechanics of the Hip”, *The Open Sports Medicine Journal*, vol. 4, pp. 51–57, 2010.
- [17] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4 ed. John Wiley & Sons, 2009.
- [18] J. T. Hansen, *Netter - Anatomia Clínica*, Elsevier, 2015.
- [19] J. Bernstein e S. Doan-Johnson, “Femur. OrthopaedicsOne Articles”, *OrthopaedicsOne - The Orthopaedic Knowledge Network*, 2007. Disponível em: <https://www.orthopaedicsone.com/x/TIAS> (Acedido a 24 Abril 2019).
- [20] P. K. Levangie e C. C. Norkin, *Joint Structure and Function : a Comprehensive Analysis*, 5 ed. F. A. Davis Company, 2011.
- [21] G. J. Tortora e B. Derrickson, *Introduction to the human body*, 10 ed. John Wiley & Sons, 2015.
- [22] “Osso”, *Medipédia - Conteúdos e Serviços de Saúde*, 2012. Disponível em: <https://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=365> (Acedido a 29 Abril 2019).
- [23] K. J. Koval e Joseph D. Zuckerman, *Hip Fractures: A Practical Guide to Management*, Springer, 2000.

- [24] D. B. Jenkins, *Hollinshead's Functional Anatomy of the Limbs and Back*, 9 ed. Saunders Elsevier, 2009.
- [25] A. Marques, Ó. Lourenço, e J. A. P. da Silva, “The burden of osteoporotic hip fractures in Portugal: costs, health related quality of life and mortality”, *Osteoporosis International*, vol. 26, no. 11, pp. 2623–2630, 2015.
- [26] S. C. A. Barbosa, “Fraturas da Extremidade Proximal do Fémur nos Idosos: Artigo de Revisão”, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, 2013.
- [27] P.A. Laires, J. Perelman, J.G. Consciência, J. Monteiro, e J.C. Branco, “Actualização sobre o impacto epidemiológico e socioeconómico das fracturas da extremidade proximal do fémur”, *Acta Reumatológica Portuguesa*, vol. 40, pp. 223–230, 2015.
- [28] B. Gullberg, O. Johnell, e J. A. Kanis, “World-wide Projections for Hip Fracture”, *Osteoporosis International*, vol. 7, no. 5, pp. 407–13, 1997.
- [29] E. Hernlund, A. Svedbom, M. Ivergård, J. Compston, C. Cooper, J. Stenmark, E.V. McCloskey, B. Jönsson e J.A Kanis., “Osteoporosis in the European Union: Medical management, epidemiology and economic burden: A report prepared in collaboration with the International Osteoporosis Foundation (IOF) and the European Federation of Pharmaceutical Industry Associations (EFPIA)”, *Archives of Osteoporosis*, vol. 8, 2013.
- [30] J. C. Branco, P. Felicíssimo, e J. Monteiro, “A epidemiologia e o impacto sócio-económico das fracturas da extremidade proximal do fémur: Uma reflexão sobre o padrão actual de tratamento da osteoporose grave”, *Acta Reumatológica Portuguesa*, vol. 34, pp. 475–485, 2009.
- [31] S. E. Mirvis, J. A. Soto, K. Shanmuganathan, J. S. Yu, e W. S. Kubal, *Solução de Problemas em Radiologia de Emergência*, 1 ed. Elsevier, 2016.
- [32] E. M. Evans, “The treatment of trochanteric fractures of the femur”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 31 B, no. 2, p. 190–203, 1949.
- [33] AOTRAUMA, “Müller AO Classification of Fractures - Long Bones”.

- [34] M. Mokawem, P. Bobak, e J. Aderinto, “The management of pertrochanteric fractures of the hip”, *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 26, no. 2, pp. 112–123, 2012.
- [35] N. Pais, A. Brandão, e F. Judas, “Cavilha cefalomedular antirrotativa versus placa e parafuso dinâmico no tratamento de fraturas trocantéricas instáveis da anca”, Trabalho didático de apoio para os alunos do Mestrado Integrado de Medicina da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, 2014.
- [36] G. J. Haidukewych, T. A. Israel, e D. J. Berry, “Reverse Obliquity Fractures of the Intertrochanteric Region of the Femur”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 83-A, no. 5, pp. 643–650, 2001.
- [37] T. P. Rüedi, T. P. Ruedi, e W. M. Murphy, *AO Principles of Fracture Management*, Thieme Medical Publishers, 2001.
- [38] J. P. Iannotti e R. Parker, *Coleção Netter de Ilustrações Médicas – Sistema Musculoesquelético, Biologia e Doenças Sistêmicas III*, 2 ed. Elsevier, vol. 6, 2015.
- [39] B. J. Hoogenboom, M. L. Voight, e W. E. Prentice, *Musculoskeletal Interventions: Techniques for Therapeutic Exercise*, 3 ed. McGray-Hill Education, 2014.
- [40] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard, e T. B. Hunter, “Fracture Fixation”, *RadioGraphics*, no. 23, pp. 1569–1590, 2003.
- [41] “Fracture Fixation”, *Stanford Health Care*. Disponível em: <https://stanfordhealthcare.org/medical-treatments/f/fracture-fixation.html#about> (Acedido a 30 Maio 2019).
- [42] K. Kaplan, R. Miyamoto, B. R. Levine, K. A. Egol, e J. D. Zuckerman, “Surgical Management of Hip Fractures: An Evidence-based Review of the Literature. II: Intertrochanteric Fractures”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 26, no. 11, pp. 665–673, 2008.
- [43] R. Lakatos, “General Principles of Internal Fixation”, *Medscape*, 2018. Disponível em: <https://emedicine.medscape.com/article/1269987-print> (Acedido a 29 Maio 2019).

- 
- [44] P. Lourenço e R. Pires, “Subtrochanteric fractures of the femur: update”, *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 51, no. 3, pp. 246–253, 2016.
- [45] C.W. Chang, Y.N. Chen, C.T. Li, Y.T. Peng, e C.H. Chang, “Role of the compression screw in the dynamic hip-screw system: A finite-element study”, *Medical Engineering & Physics*, 2015.
- [46] F. M. Azar, J. H. Beaty, e S. T. Canale, *Campbell’s Operative Orthopaedics*, 13 ed. Elsevier, 2017.
- [47] Synthes, “DHS/DCS Dynamic Hip and Condylar Screw System: Designed to provide stable internal fixation”, *Technique Guide*.
- [48] P. C. Baldwin, R. C. Lavender, R. Sanders, e K. J. Koval, “Controversies in Intramedullary Fixation for Intertrochanteric Hip Fractures”, *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 30, no. 12, pp. 635–641, 2016.
- [49] C. O’Donnell, “Cut-out lag screw, neck of femur fracture gamma nail”. Disponível em: <https://radiopaedia.org/cases/cut-out-lag-screw-neck-of-femur-fracture-gamma-nail> (Acedido a 31 Maio 2019).
- [50] J. Costa Martins, “Trochanteric contention/compression plate”, European Patent 2 108 322 A1, 2009.
- [51] V. Maranha, “Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica”, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 2014.
- [52] D. L. Logan, *A First Course in the Finite Element Method*, 5 ed. Cengage Learning, 2012.
- [53] K.J. Bathe, *Finite Element Procedures*, 2 ed. Klaus-Jürgen Bathe, 2014.
- [54] *ADINA System Online Manuals*. ADINA R&D Inc., 2018.
- [55] A. Amaro, M. A. Neto, L. Roseiro, J. Cirne, e R. Leal, *Engineering Computation of Structures: The Finite Element Method.*, 1 ed. Springer, 2015.
-

- [56] J. M. R. S. Tavares, “Comunicação Interna: Introdução ao Métodos dos Elementos Finitos”, 1998.
- [57] K. Subburaj, B. Ravi, e M. Agarwal, “Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning”, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 34, no. 4, pp. 277–288, 2010.
- [58] E. H. Schemitsch e M. D. Mckee, *Cirurgia do Trauma Ortopédico*, Elsevier, 2012.
- [59] S. Rooppakhun, N. Chantarapanich, B. Chernchujit, B. Mahaisavariya, S. Sucharitpwatskul, e K. Sitthiseripratip, “Mechanical Evaluation of Stainless Steel and Titanium Dynamic Hip Screws for Trochanteric Fracture”, *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, vol. 4, no. 9, pp. 458–461, 2010.
- [60] K. Siamnuai e S. Rooppakhun, “Influence of plate length on the Mechanical performance of dynamic hip screw”, *International Conference on System Modeling and Optimization*, vol. 23, 2012.
- [61] R. Marsell e T. A. Einhorn, “The biology of fracture healing”, *Injury*, vol. 42, no. 6, pp. 551–555, 2011.
- [62] A. Vetter, Y. Liu, F. Witt, I. Manjubala, O. Sander, D.R. Epari, P. Fratzl, G.N. Duda e R. Weinkamer, “The mechanical heterogeneity of the hard callus influences local tissue strains during bone healing: A finite element study based on sheep experiments”, *Journal of Biomechanics*, vol. 44, no. 3, pp. 517–523, 2011.
- [63] T. Wehner, M. Steiner, A. Ignatius, e L. Claes, “Prediction of the Time Course of Callus Stiffness as a Function of Mechanical Parameters in Experimental Rat Fracture Healing Studies - A Numerical Study”, *PLoS One*, vol. 9, no. 12, 2014.
- [64] V. C. Protopappas, D. I. Fotiadis, e K. N. Malizos, “Guided ultrasound wave propagation in intact and healing long bones”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 32, no. 5, pp. 693–708, 2006.
- [65] D. Santos, “Avaliação do comportamento mecânico de uma placa trocantérica de contenção em fra turas da zona proximal do fémur”, Faculdade de Ciências e

Tecnologia da Universidade de Coimbra, 2017.

- [66] N. S. Taheri, A. S. Blicblau, e M. Singh, “Comparative study of two materials for dynamic hip screw during fall and gait loading: titanium alloy and stainless steel”, *The Japanese Orthopaedic Association*, vol. 16, no. 6, pp. 805–813, 2011.
- [67] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss e G.N. Duda, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities”, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, no. 7, pp. 859–871, 2001.
- [68] J. A. Simões, M. A. Vaz, S. Blatcher, e M. Taylor, “Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, no. 7, pp. 453–459, 2000.
- [69] R. Montanini e V. Filardi, “In vitro biomechanical evaluation of antegrade femoral nailing at early and late postoperative stages”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, no. 8, pp. 889–897, 2010.
- [70] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Toni, e A. Giunti, “Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait”, *Journal of Biomechanics*, vol. 28, no. 5, pp. 617–624, 1995.





