



DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação do comportamento mecânico de uma placa trocantérica de contenção em fraturas da zona proximal do fémur

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Energia e Ambiente

Assessment of the mechanical performance of a trochanteric plate of contention for proximal fractures of the femur

Autor Daniel Teixeira dos Santos ^{Orientadores} Professora Doutora Maria Augusta Neto Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro

Júri

Presidente	Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro
	Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra
Vogais	Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino Assistente Convidada da Universidade de Coimbra
Orientador	Professora Doutora Maria Augusta Neto

Aos meus pais, irmão e namorada.

Agradecimentos

Quero agradecer aos meus pais, Lino e Luzia dos Santos, pelo carinho e apoio prestado, e sobretudo pelo esforço que fazem para me dar a oportunidade de estudar, por isso estou-lhes imensamente grato.

À minha namorada Rita, pela ajuda, compreensão, motivação e incentivo, não me deixando desanimar nos momentos mais complicados, sem ela teria sido muito difícil a realização deste trabalho.

Ao meu irmão Diogo, por ser o bom companheiro e amigo que fez possível que houvesse algum riso e momento de descontração e desanuvio essenciais para manter a sanidade e "cabeça fresca".

À minha orientadora, Professora Doutora Maria Augusta Neto, pelo apoio, total disponibilidade, incentivo e conhecimento prestado na execução deste trabalho, sem a qual não teria sido possível.

A todos os amigos, colegas de curso, pessoas com quem convivi nesta etapa do meu percurso académico e da minha vida, pela amizade, pela partilha e pelos bons momentos passados.

Resumo

O objetivo principal deste trabalho é a avaliação do comportamento biomecânico de uma placa de contenção (TPC- *Trochanteric Plate of Contention*) de fraturas do fémur na zona trocantérica. Neste estudo é ainda analisada a influência da qualidade do osso trabecular no comportamento final da TPC.

O dispositivo TPC é um sistema de fixação interna que visa eliminar alguns dos problemas biomecânicos apresentados pelos outros dispositivos e, simultaneamente, cumprir as linhas de orientação da norma ASTM (*American Standard Specifications and Test Methods*) F384-12. Assim, neste trabalho, as condições de fronteira e carregamentos foram definidos tendo em conta a informação descrita na referida norma e foi utilizado o programa comercial de elementos finitos *ADINA*® para avaliar numericamente o seu desempenho biomecânico.

Os modelos geométricos do conjunto fémur/TPC foram gerados utilizando o modelo #3403 do fémur da marca *Sawbones*® e a geometria do dispositivo TPC existente no DEM/UC. Atendendo a que o modelo CAD original é de um fémur íntegro, foi necessário criar dois modelos diferentes para o conjunto fémur/TPC: um modelo íntegro e um fraturado. No modelo fraturado foi gerada uma fratura intertroncatérica de obliquidade reversa, com as faces de corte distanciadas de 1mm, de forma a simular uma situação pós-operatória.

Recorrendo ao *software ADINA*® e importando os modelos geométricos do conjunto fémur/TPC, foram feitos estudos numéricos para quatro situações diferentes, isto é, foram feitas combinações de fémur fraturado ou íntegro e osso trabecular saudável ou não saudável (tentando aproximar o comportamento de um osso osteoporótico).

Os resultados obtidos permitem concluir que a TPC não é sensível às alterações das propriedades do osso, mantendo os valores de tensão e deslocamento próximos em ambas as condições. O mesmo não pode ser dito do tipo de osso trabecular na zona proximal do fémur, que apresentou variações significativas nas deformações principais.

Palavras-chave: Fémur, Osteossíntese, Anca, Osteoporose, Implante Extramedular, Fixação Interna, Biomecânica, Fratura Intertrocantérica Instável.

Abstract

The main objective for this assignment is to assess the biomechanical performance of a plate for contention (TPC – *Trochanteric Plate of Contention*) of trochanteric femoral fractures. In this study, the influence of trabecular bone quality on the TPC's performance is also analysed.

The TPC device is an internal fixation system that aims to eliminate some of the biomechanical problems that affect other devices and, simultaneously, comply with the guidelines of ASTM (*American Standard Specifications and Test Methods*) F384-12. Thus, in this work, the boundary conditions and loadings were defined taking into account the information described in said standard and was used the finite element commercial program *ADINA*® to numerically assess its biomechanical performance.

The geometric models of the femur/TPC assembly were generated using the *Sawbones*® fémur model #3403 and the existing TPC geometry at DEM/UC. Given that the original CAD model is an intact femur, it was necessary to create two different models for the femur / TPC assembly: an intact model and a fractured one. In the fractured model a reverse obliquity intertrochanteric fracture was generated, with the cut faces distanced of 1mm, in order to simulate a postoperative situation.

Using the *ADINA*® *software* and importing the geometric models of the femur / TPC assembly, numerical studies were done for four different situations, that is, a combination of fractured or intact models and healthy or unhealthy trabecular bone (attempting to simulate the behaviour of osteoporotic bone)

The results obtained able the confirmation that the TPC is not sensitive to changes in bone properties, maintaining similar tension and displacement values on both conditions. The same can not be said about the trabecular bone on the proximal femur, which showed significant variations in the principal deformations.

Keywords Femur, Osteosynthesis, Hip, Osteoporosis, Extramedullary Implant, Internal Fixation, Biomechanics, Unstable Intertrochanteric Fracture.

Índice

Índice de Figuras	V
Índice de Tabelas	vii
Simbologia e Siglasv Simbologiav Siglasv	/iii /iii /iii
 INTRODUÇÃO 1.1. Enquadramento 1.2. Objetivos e Metodologia 1.3. Estrutura da dissertação 	1 1 2 2
 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3 5 6 7 8
 MODELOS GEOMÉTRICOS	10 10 12
 4. ESTUDO NUMÉRICO	14 14 15 16 17 19 20 23 28 29 30 33
5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Planos anatómicos do corpo humano (pt.wikipedia.org)	3
Figura 2 - Vista anterior e posterior do corpo humano (Maranha, 2014)	4
Figura 3 – Estrutura óssea da anca (Adaptado de clinicaespregueiramendes.com)	4
Figura 4 – Eixos de rotação (http://www.auladeanatomia.com/novosite/generalidades/termos-anatomicos/)5
Figura 5 – Classificação AO de fraturas na zona trocantérica.	6
Figura 6 – Comparação do osso saudável e osso osteoporótico (http://fisioterapia.com/osteoporose-sintomas-causas-e-tratamento/)	7
Figura 7 – Aplicação da placa DHS® (AO Foundation - www2.aofoundation.org)	8
Figura 8 – Implante intramedular PFNA® (www.medicalexpo.com).	9
Figura 9 – Modelo CAD do fémur e componentes cortical (imagens exteriores) e traber (imagens interiores) (Maranha, 2014).	cular 10
Figura 10 – Eixos anatómico, mecânico e do colo (Maranha, 2014).	11
Figura 11 - Modelo geométrico do fémur íntegro.	11
Figura 12 - Modelo geométrico do fémur fraturado	12
Figura 13 – Esboço da TPC do Doutor Costa Martins (Maranha, 2014).	13
Figura 14 – Modelo geométrico dos componentes da TPC	13
Figura 15 – Condições de fronteira.	16
Figura 16 – Condições de Carregamento.	17
Figura 17 – Malha de elementos finitos no fémur com corte	17
Figura 18 – Malha de elementos finitos no fémur sem corte.	18
Figura 19 - Malha de elementos finitos na TPC	18
Figura 20 – Deslocamento equivalente no osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.)	19
Figura 21 - Gráfico Deslocamento vs. Carga do fémur íntegro	20
Figura 22 – Distribuição de tensão de von Mises na TPC com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	20
Figura 23 – Distribuição de tensão de <i>von Mises</i> na TPC (escala reduzida) com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	21
Figura 24 - Histograma de tensões na TPC no modelo do fémur íntegro	21
Figura 25 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no osso cortical saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	22

Figura 26 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no osso trabecular saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	. 23
Figura 27 – Histograma de deformações principais no osso cortical situado no colo e na cabeça do fémur íntegro.	. 24
Figura 28 - Histograma de deformações principais na diáfise do fémur íntegro	. 25
Figura 29 - Histograma de deformações principais no osso trabecular proximal do fémur íntegro	. 26
Figura 30 - Histograma de deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur íntegro	. 28
Figura 31 - Deslocamento equivalente no osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.)	. 29
Figura 32 - Gráfico Deslocamento vs. Carga do fémur fraturado.	. 30
Figura 33 - Distribuição de tensão de <i>von Mises</i> na TPC com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	. 30
Figura 34 - Histograma de tensões na TPC no modelo do fémur fraturado	. 31
Figura 35 – Distribuição de tensões no osso fraturado saudável (esq.) e osteoporótico (di	r.). . 32
Figura 36 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no osso trabecular saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).	. 33
Figura 37 - Histograma de deformações principais no osso cortical proximal do fémur fraturado.	. 34
Figura 38 - Histograma de deformações principais na diáfise do fémur fraturado	. 35
Figura 39 - Histograma de deformações principais no osso trabecular proximal do fémur fraturado.	. 36
Figura 40 - Histograma de deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur fraturado.	. 38

ÍNDICE DE TABELAS

abela 1 - Propriedades mecânicas do osso trabecular e cortical15
abela 2 - Propriedades mecânicas do material da TPC 16
abela 3 – Análise estatística das deformações principais no osso cortical do colo e cabeça do fémur íntegro
abela 4 - Análise estatística das deformações principais na diáfise do fémur íntegro 25
abela 5 - Análise estatística das deformações principais no osso trabecular proximal do fémur íntegro
abela 6 - Análise estatística das deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur íntegro
abela 7 - Análise estatística das deformações principais no osso cortical proximal do fémur fraturado
abela 8 - Análise estatística das deformações principais na diáfise do fémur fraturado35
abela 9 - Análise estatística das deformações principais no osso trabecular proximal do fémur fraturado
abela 10 - Análise estatística das deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur fraturado

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

- E_i Módulo de Elasticidade (i representa cada direção)
- **G** Módulo de Elasticidade Transversal
- $\boldsymbol{\nu}$ Coeficiente de Poisson
- σ_c Tensão de Cedência

Siglas

3D – Três l	Dimensões
-------------	-----------

- AISI American Iron and Steel Institute
- AO Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
- CAD Computer Aided Design
- CHS Compression Hip Screw
- DEM Departamento de Engenharia Mecânica
- DHS Dynamic Hip Screw
- DMS Dynamic Martin Screw
- IMHS Intramedullary Hip Screw
- IOF International Osteoporosis Foundation
- NOF National Osteoporosis Foundation
- OMS Organização Mundial de Saúde
- PFNA Proximal Femoral Nail Antirotation
- TPC Trocantheric Plate of Contention
- UC Universidade de Coimbra
- USD United States Dollar

1. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

O contínuo aumento da esperança média de vida a nível global, 5 anos desde 2000 a 2015 segundo a OMS (Organização Mundial de Saúde), sendo particularmente elevado em países africanos (OMS reportou um aumento de 9,4 anos), e consequente envelhecimento da população, tem conduzido ao crescimento do número de casos de patologias associadas ao envelhecimento, nomeadamente a osteoporose. Para além disso, associado ao progresso observado nos países em desenvolvimento há também um aumento na utilização de veículos motorizados e inevitável número crescente de acidentes. Devido a estas razões o número de casos de fraturas no fémur tem aumentado significativamente e espera-se que continue a aumentar, sendo as fraturas na zona trocantérica as mais frequentes.

O tratamento das fraturas no fémur pode ser realizado através da aplicação de dispositivos médicos de fixação desenvolvidos para esse efeito. No entanto, apesar de atualmente haver um número elevado de implantes cirúrgicos para contenção de fraturas no fémur, alguns mais utilizados do que outros, a solução a adotar é bastante dependente do padrão da fratura e da qualidade óssea, sendo que grande parte destes implantes foram desenvolvidos para fraturas da diáfise do fémur. Isto faz com que o tratamento cirúrgico de fraturas intertrocantéricas instáveis seja assunto bastante controverso, não havendo consenso em que tipo de implante é melhor. Outra questão a considerar é o facto de algumas das soluções apresentarem mau desempenho quando aplicadas num osso osteoporótico.

Desta forma neste trabalho pretende-se avaliar o desempenho biomecânico de uma placa de contenção, TPC, de fraturas na zona intertrocantérica do fémur. Este dispositivo foi desenvolvido considerando o conceito e a experiência do Doutor Costa Martins no tratamento de fraturas de obliquidade reversa.

1.2. Objetivos e Metodologia

A realização deste trabalho tem por objetivo avaliar o comportamento biomecânico da placa *Trocantheric Plate of Contention (TPC)*, em diferentes fases: imediatamente após sua aplicação e após consolidação total da fratura. Neste trabalho é também importante avaliar a influência da qualidade óssea no comportamento biomecânico final da TPC.

Inicialmente, foram feitas modificações no modelo CAD 3D do conjunto fémur-TPC seguindo-se a fase da simulação numérica, utilizando o método de elementos finitos, e finalmente o estudo comparativo dos valores de deslocamentos e deformações obtidos no mesmo. Assim, recorrendo ao *software Solidworks*®, foram efetuadas alterações ao modelo 3D do osso artificial, que consistiram na introdução de um corte na zona trocantérica do fémur, de forma a simular uma fratura na zona intertrocantérica. Posteriormente, o modelo CAD foi importado para o software *ADINA*® e foi então gerado o modelo numérico do conjunto TPC-fémur. Os resultados numéricos foram tratados no software *EXCEL*®.

1.3. Estrutura da dissertação

Esta dissertação está estruturada em cinco capítulos. De seguida é feita uma descrição geral de cada.

O Capítulo 1 consiste no enquadramento do tema abordado, referindo também objetivos e metodologia.

No Capítulo 2 será feita uma breve revisão bibliográfica sobre a anatomia e funcionalidade da articulação da anca na qual está inserido o fémur, é retratado o problema das fraturas do fémur e da osteoporose e por fim no estado da arte são referidas algumas técnicas e dispositivos de fixação.

No Capítulo 3 serão apresentados os modelos geométricos do fémur e da TPC que foram utilizados na construção do estudo de elementos finitos.

No Capítulo 4 será descrito o cálculo numérico, sua conceção, modelação e apresentação de resultados e análise estatística dos mesmos.

No Capítulo 5 serão feitas as conclusões depois de realizado o trabalho, assinalando possíveis desenvolvimentos futuros de modo a melhorar o mesmo.

No final são feitas as referências bibliográficas consultadas para a realização deste trabalho.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será feita uma breve apresentação da revisão bibliográfica escrita de modo a ser mais fácil a compreensão do tema abordado neste trabalho. A pesquisa engloba anatomia e funcionalidade da anca, o fémur, o problema da osteoporose, fraturas do fémur e os dispositivos de fixação interna usados para contenção dessas fraturas.

2.1. Anatomia e funcionalidade da anca

Para uma melhor compreensão e localização das partes e componentes referidos ao longo do trabalho é importante abordar a anatomia e características da anca. O corpo humano é dividido em três planos diferentes (Figura 1) de forma a identificar a localização ou movimento de partes do corpo. O plano sagital, que divide o corpo lateralmente em esquerdo e direito (ou lateral e medial), o plano coronal ou frontal que divide o corpo em anterior e posterior (ou frente e trás) e o plano transversal ou horizontal que divide o corpo em superior e anterior.



Figura 1 - Planos anatómicos do corpo humano (pt.wikipedia.org).

A anca é a articulação que une o fémur ao osso ilíaco e é caracterizada pela sua localização profunda e por estar envolvida por potentes massas musculares (Guedes, 2000). Na Figura 2 é possível ver a localização da articulação no corpo humano.



Figura 2 - Vista anterior e posterior do corpo humano (Maranha, 2014).

Esta articulação é do tipo esferoidal sinovial, sendo a superfície esférica a cabeça do fémur e a cavidade esférica o acetábulo, localizado no osso ilíaco (Figura 3).



Figura 3 – Estrutura óssea da anca (Adaptado de clinicaespregueiramendes.com).

A estrutura anatómica da articulação da anca é adaptada à sustentação do peso do corpo humano e também à locomoção (Completo & Fonseca, 2011). A anca permite movimentos de rotação em todos os planos anatómicos, mas translação em nenhum. Os movimentos da articulação podem ser classificados com recurso a três eixos de rotação (Figura 4): no eixo vertical (longitudinal) perpendicular ao plano transversal, efetua-se a rotação medial(interna)/rotação lateral(externa); no eixo transverso (horizontal) perpendicular ao plano sagital efetua-se a flexão/extensão; no eixo sagital (ântero-posterior) perpendicular ao plano frontal efetua-se a abdução/adução (Pinheiro, 2014).



Figura 4 – Eixos de rotação (http://www.auladeanatomia.com/novosite/generalidades/termosanatomicos/).

Devido às forças a que está sujeita, à sua geometria e aos músculos que a envolvem é, por isso, considerada a articulação mais potente, mais estável e de maior dimensão no corpo humano.

2.2. Fémur

O fémur é um osso longo, o maior e mais pesado osso do corpo humano, constituído por uma diáfise (corpo) e duas extremidades designadas por epífises distal e proximal (Kishner & Chowdhry, 2015).

Na epífise distal encontram-se os côndilos medial e lateral que se articulam com a tíbia formando o joelho(Guedes, 2000), enquanto na epífise proximal estão localizados os trocânteres grande e pequeno, colo e cabeça do fémur que encaixa numa cavidade denominada acetábulo formando a anca. O colo e cabeça do fémur fazem um ângulo de 130° (variando mais ou menos 7°). Este ângulo é maior à nascença e vai diminuindo com o avançar da idade (Kishner & Chowdhry, 2015).

É composto por dois tipos de osso, o osso cortical e o osso trabecular que são classificados desta forma de acordo com a sua porosidade. O osso cortical é um tecido ósseo compacto com baixa porosidade, mais denso e rígido que se situa na diáfise e na parte exterior das epífises (Guedes, 2000).

O osso trabecular é um tecido ósseo de grande porosidade e, consequentemente, menos denso é também conhecido por osso esponjoso, devido ao seu aspeto. Este encontrase nas extremidades subjacente ao osso cortical (Guedes, 2000).

2.3. Fraturas no fémur

As fraturas trocantéricas compõem cerca de 55% das fraturas da zona proximal do fémur (Hoffmann & Haas), sendo o tipo de fratura mais frequente nos membros inferiores (Horak *et al.*, 2011). Estas podem ser originadas por traumas de alta intensidade, menos comuns, geralmente causadas por acidentes envolvendo veículos motorizados e doentes mais jovens ou de baixa energia, como queda da própria altura, mais frequente em idosos associada a patologias como a osteoporose (Norrish).

A morbilidade e mortalidade associada a este tipo de fraturas é bastante elevada sendo o tratamento cirúrgico a opção de escolha, uma vez que é o único que permite uma recuperação da mobilidade e independência precoce do doente. O tratamento não cirúrgico fica reservado para os doentes com comorbilidades que impliquem um risco inaceitável para anestesia, procedimento cirúrgico ou ambos (Pais *et al.*, 2014).

As fraturas na zona proximal do fémur podem assumir várias características e é essencial perceber cada caso para escolher o dispositivo médico adequado a ser aplicado, caso se opte pela osteossíntese. O sistema de classificação mais aceite e usado atualmente é o da AO (Figura 5). Este sistema apresenta boa reprodutibilidade (Inger B Schipper, *et al.*, 2001) e codifica as fraturas da zona trocantérica (extraarticular) do fémur como 31-A. Dentro destas são divididas em fraturas da zona pertrocantéricas simples 31-A1, pertrocantéricas multifragmentares 31-A2 e ainda intertrocantéricas 31-A3.



Figura 5 – Classificação AO de fraturas na zona trocantérica.

Neste trabalho será estudado o caso de uma fratura 31-A3, uma fratura intertrocantérica de obliquidade reversa.

2.4. Osteoporose

A osteoporose, que significa "osso poroso", é uma doença óssea sistémica assintomática caracterizada por uma densidade mineral óssea diminuída e alterações da microarquitetura resultando no aumento da fragilidade do osso e vulnerabilidade de fratura (Roche). Muitas vezes, apenas é diagnosticada quando ocorre a primeira fratura osteoporótica. Segundo o Instituto Português de Reumatologia a quantidade de massa óssea é adquirida, quase na totalidade, até aos 20 anos, sendo o auge de massa óssea, designado por capital ósseo, atingido entre os 20 e os 30 anos, diminuindo de forma continua a partir dos 40 ou 45 anos e, no caso da mulher, de forma abrupta e rápida depois da menopausa. Na Figura 6 é possível ver a diferença entre o osso saudável e osteoporótico.



Figura 6 – Comparação do osso saudável e osso osteoporótico (http://fisioterapia.com/osteoporosesintomas-causas-e-tratamento/).

As fraturas da zona proximal do fémur são uma das principais consequências da osteoporose e aquelas que têm maior impacto clinico e socioeconómico. Segundo a NOF *(National Osteoporosis Foundation)* os gastos anuais nos Estados Unidos relacionados com fraturas devidas a osteoporose (2 milhões) rondam os 19 mil milhões USD (dólares americanos) e, em 2025, especialistas preveem que estes custos ascendam a mais de 23 mil milhões de dólares USD. Em Portugal, estima-se que cerca de 500 mil pessoas sejam afetadas pela osteoporose, sendo que entre 2000 e 2002 o número de fraturas proximais do fémur relacionadas com osteoporose foi 351,9 e 129,4 por 100 mil habitantes e por ano, respetivamente, para mulheres e homens com mais de 50 anos (Branco, 2012).

Devido ao seu predomínio mundial e às elevadas taxas de mortalidade e morbilidade das suas consequências, a osteoporose é considerada um sério problema de saúde pública que não pode ser ignorado (Branco *et al.*, 2009). Segundo a IOF (*International Osteoporosis Foundation*), estima-se que atualmente existam mais de 200 milhões de doentes em todo o mundo e que até 2050 aumente 240% em mulheres e 320% em homens.

2.5. Estado da Arte da Fixação Interna

Existem vários dispositivos de fixação interna desenvolvidos de forma a contornar algumas dificuldades técnicas da fixação de fraturas na zona trocantérica do fémur (Schipper *et al.*, 2004). Estes podem ser intramedulares ou extramedulares.

Os dispositivos extramedulares são constituídos por um parafuso deslizante aplicado no colo e cabeça do fémur, que é conectado a uma placa aparafusada à cortical externa. Alguns exemplos deste tipo de dispositivo são o *DHS*® (*Dynamic Hip Screw*), o *CHS*® (*Compression Hip Screw*) e o *DMS*® (*Dynamic Martin Screw*), sendo o *DHS*® (Figura 7) a opção mais utilizada em fraturas estáveis. A grande vantagem deste tipo de dispositivos é a simplicidade relativa da técnica cirúrgica a aplicar. O DHS® é o implante de escolha para fraturas estáveis (Bridle *et al.*,1991).



Figura 7 – Aplicação da placa DHS[®] (AO Foundation - www2.aofoundation.org).

Não sendo orientadas para aplicação em fraturas trocantéricas instáveis, de obliquidade reversa ou subtrocantéricas, as placas DHS® são normalmente aplicadas nas fraturas do colo do fémur. No entanto, devido à sua simplicidade e custo reduzido é aplicada em alguns destes casos.

Apesar de controversos, os implantes intramedulares são considerados, por muitos autores, os dispositivos de eleição no tratamento de fraturas instáveis (Bridle *et al.*, 1991). Este tipo de implante recorre a um processo cirúrgico minimamente invasivo, que minimiza a perda de sangue peroperatória e o tempo cirúrgico, além de permitir a deambulação precoce, melhor controlo rotacional e maior resistência ao colapso em varo, devido às propriedades biomecânicas mais favoráveis (Kaplan *et al.*, 2008), (Pajarinen *et al.*, 2005). A melhoria do design das cavilhas femorais reduziu algumas complicações, como a taxa de fraturas intraoperatórias. Alguns exemplos deste tipo de dispositivo são o *Gamma Nail, Intramedullary Hip Screw (IMHS®) e o Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA®),* representado na Figura 8 (Pais *et al.*, 2014).

Os resultados de ensaios clínicos randomizados comparando técnicas de fixação intra e extramedulares de fraturas trocantéricas instáveis são raros e inconsistentes. A maioria dos estudos retratam o tratamento de fraturas trocantéricas estáveis (Aune *et al.*, 1994), (Bridle *et al.*, 1991), (Hoffman & Lynskey, 1996). Todavia estes implantes podem causar algumas complicações pós-operatórias como má-união ou não-união do osso, fratura do osso ou falha no próprio implante como dobrar ou algum dos parafusos que o seguram falhar, irritação nos tecidos provocada pelos parafusos, danos nos nervos, longos períodos de imobilização, difícil alinhamento anatómico e podem também contribuir para o efeito de *stress shielding* que provoca uma redução de densidade no osso.



Figura 8 – Implante intramedular PFNA® (www.medicalexpo.com).

Como referido anteriormente, este trabalho consiste na avaliação de uma placa de contenção TPC® que pretende resolver alguns problemas e falhas de outros sistemas existentes, incluindo o *cut-out*, abrangendo também um leque maior de tipos de fraturas em que poderá ser utilizada, incluindo fraturas instáveis na zona trocantérica.

3. MODELOS GEOMÉTRICOS

Neste capítulo serão apresentados os modelos CAD do fémur e da TPC que foram utilizados na análise numérica do capítulo seguinte.

3.1. Modelo geométrico do Fémur

Neste trabalho, para criar o modelo do fémur foi utilizado um modelo CAD 3D que tem por base o modelo #3403 (Figura 9) da marca *Sawbones*®.



Figura 9 – Modelo CAD do fémur e componentes cortical (imagens exteriores) e trabecular (imagens interiores) (Maranha, 2014).

O modelo geométrico utilizado tem definido como eixo de coordenadas principal o eixo mecânico do fémur, foram também definidos mais dois eixos de coordenadas, eixo anatómico e eixo do colo do fémur de forma a definir algumas características do osso cortical.

O eixo anatómico é definido pela linha imaginária que une dois pontos: o centro dos côndilos e o centro do canal medular da zona proximal. O eixo mecânico é definido pelo centro da cabeça e o centro dos côndilos. Estes dois eixos fazem um ângulo de 9° a 11° entre si. Por fim, o eixo do colo do fémur é caracterizado pelo ponto central da cabeça e o ponto do centro do canal medular usado para definir o eixo anatómico (Maranha, 2014). Na Figura 10 é feita a representação dos eixos referidos no fémur.



Figura 10 – Eixos anatómico, mecânico e do colo (Maranha, 2014).

Uma vez que o modelo CAD original é de um fémur íntegro foi necessário criar dois modelos diferentes para o fémur, um íntegro e um fraturado, conforme apresentado na Figura 11 e Figura 12 . No modelo fraturado foram efetuadas modificações ao modelo do fémur íntegro, incluindo um corte com as faces opostas distanciadas de 1mm na zona trocantérica de forma a simular uma situação pós-operatória de uma fratura intertrocantérica de obliquidade reversa. Também foi removido o osso que envolve o parafuso da cabeça na zona da TPC de forma a melhor representar o que seria a forma do osso após cirurgia. Para executar estas alterações foi usado o *software Solidworks*®.



Figura 11 - Modelo geométrico do fémur íntegro.



Figura 12 - Modelo geométrico do fémur fraturado.

3.2. Modelo geométrico da TPC

Anteriormente foi referido que o tratamento de eleição para fraturas da zona proximal do fémur é cirúrgico, no qual se utilizam geralmente placas laterais e parafusos ou dispositivos intramedulares. No entanto há alguns problemas associados a estes e a TPC é um dispositivo de fixação alternativo que pretende contornar problemas como o *cut-out* cefálico. Em último caso, se ocorrer *cut-out*, é possível efetuar a substituição da cabeça do fémur, utilizando a mesma placa inicialmente aplicada, transformando-a assim no que é essencialmente uma prótese de anca (Maranha, 2014).

O modelo geométrico da TPC usado neste trabalho é resultado do desenvolvimento de um projeto que teve como base a ideia apresentada pelo Doutor Costa Martins, apresentada na Figura 13 e cuja geometria final for gerada pelo Mestre Vitor Maranha (Maranha, 2014). Esta foi desenvolvida de forma a ter melhor desempenho em situações onde alguns dispositivos falham, nomeadamente em situações de osteoporose em que a reduzida densidade óssea, e consequente redução de rigidez e aumento de fragilidade se mostram problemáticas.



Figura 13 – Esboço da TPC do Doutor Costa Martins (Maranha, 2014).

Algumas geometrias foram simplificadas, como por exemplo os roscados no parafuso da cabeça e parafusos da diáfise foram aproximados por uma geometria cilíndrica. Estas modificações foram consideradas no modelo da TPC de forma a simplificar o modelo numérico e dessa forma diminuir o tempo das simulações não alterando consideravelmente as soluções, mantendo os resultados obtidos satisfatórios. O modelo geométrico utilizado é então apresentado na Figura 14.



Figura 14 – Modelo geométrico dos componentes da TPC.

4. ESTUDO NUMÉRICO

Recorrendo ao *software* de cálculo de elementos finitos *ADINA*® e importando a assemblagem dos modelos geométricos do fémur e da TPC atrás apresentados foi feito um estudo numérico.

Este estudo está dividido em quatro situações diferentes, sendo uma combinação de fémur fraturado ou íntegro e osso trabecular saudável ou não saudável (tentando aproximar o comportamento de um osso osteoporótico). Neste capitulo são apresentados estes estudos.

4.1. Propriedades do Osso

Como referido previamente, o fémur é composto por dois tipos diferente de osso, osso cortical e osso trabecular. Ora estes têm propriedades mecânicas e materiais diferentes e por isso existe essa subdivisão do osso no modelo CAD tal com mostrado no capitulo anterior.

As características do osso trabecular foram consideradas isotrópicas, uma simplificação que não corresponde inteiramente à realidade, mas é uma aproximação aceite na generalidade dos estudos publicados na literatura (Cheung *et al.*, 2004; Horak *et al.*, 2011; Samsami *et al.*, 2015; Santos, 2014). Foram também considerados dois valores diferentes para o osso trabecular de modo a efetuar a análise nos casos de um fémur saudável ou osteoporótico (ver Tabela 1).

Por outro lado, o osso cortical é considerado ortotrópico (transversalmente isotrópico) de forma a aproximar melhor o comportamento deste tipo de osso à realidade, uma vez que as propriedades deste variam com a direção de solicitação. Foram definidos eixos de ortotropia diferentes para zonas do fémur distintas. Neste caso são definidos dois eixos principais de ortotropia cilíndricos. No primeiro, o eixo do cilindro é coincidente com o eixo anatómico da diáfise e no segundo é coincidente com o eixo do colo do fémur. As propriedades do osso cortical situado na diáfise distal e proximal são definidas utilizando os

primeiros eixos de ortotropia e as do osso cortical situado no colo e cabeça do fémur são definidas utilizando os segundos eixos de ortotropia.

Propriedades		Osso Cortical	Osso Trabecular		
			Saudável	Osteoporótico	
Modulo de	G12	3,97	-	-	
Elasticidade Transversal [GPa]	G13	6,63	_	_	
	G23	6,63	_	_	
Módulo de Young [MPa]	E1	10000			
	E ₂	10000	210	47,5	
	E3	16000			
	V12	0,26			
Coeficiente de Poisson	V13	0,416	0,3		
	V23	0,416			

	Tabela 1 - Pro	priedades	mecânicas d	o osso	trabecular	e cortical.
--	----------------	-----------	-------------	--------	------------	-------------

4.2. Propriedades da TPC

Uma vez que a TPC é um dispositivo que vai ser introduzido no interior do corpo é necessário ter em atenção a escolha do material selecionado para a mesma, uma vez que este tem de ser biocompatível e ter propriedades mecânicas capazes de suportar os esforços a que está submetido. Desta forma o material selecionado foi uma liga de aço inoxidável AISI 316L (Tabela 2) uma vez que o parafuso da cabeça também é produzido no mesmo tipo de material evitando assim regiões criticas nos contactos entre estes.

Aço AISI 316L					
Módulo de Young	Tensão de Cedência	Coeficiente de Poisson			
E [GPa]	σc [MPa]	ν			
200	170	0,265			

Tabela 2 - Propriedades mecânicas do material da TPC.

4.3. Condições de Fronteira e Carga

As condições de fronteira e carga aplicadas neste estudo foram adaptadas de Maranha (2014), que tem como principal referência Bergmann *et al.* (2001). Desta forma, os modelos numéricos consideram que os deslocamentos de todos os pontos nodais da região distal do fémur estão fixos, tal como apresentado na Figura 15.



Figura 15 – Condições de fronteira.

Quanto às condições de solicitação, a carga é aplicada numa placa (Montanini & Filardi, 2010), que se assume ser construída no mesmo material que a TPC, na qual também

estão aplicadas condições de fronteira de modo a que apenas seja permitido o movimento de translação vertical (segundo o eixo mecânico), que transmite o esforço contactando com a cabeça do fémur, demonstrado na Figura 16. Optou-se por aplicar uma carga de 1000N, considerando incrementos de 100N.



Figura 16 – Condições de Carregamento.

4.4. Malha de elementos finitos

Na criação da malha de elementos finitos foram usados elementos lineares tridimensionais sólidos tetraédricos de 4 nós. Houve também uma subdivisão mais refinada nas zonas de contacto e zonas que se prevê serem criticas. Na Figura 17 é representada a malha para o modelo do fémur com corte e na Figura 18 para o modelo sem corte.



Figura 17 – Malha de elementos finitos no fémur com corte.



Figura 18 – Malha de elementos finitos no fémur sem corte.

Na geração da malha nos componentes da TPC, apresentada na Figura 19, foi utilizado o mesmo tipo de elemento finito.



Figura 19 - Malha de elementos finitos na TPC.

4.5. Fémur Íntegro

No caso do osso íntegro, o modelo numérico foi criado de forma a simular o que seria um osso totalmente curado ao fim do tempo de recuperação, ou seja, existe perfeita união de todas as partes do osso e também osteointegração da TPC. A simulação desta situação foi conseguida ao garantir continuidade (*tied*) nas superfícies de contacto da TPC com o interior do osso.

4.5.1. Análise de deslocamentos

Na Figura 20 são apresentados os resultados obtidos para o deslocamento equivalente nos modelos do fémur saudável e osteoporótico. Como se pode verificar os valores do deslocamento são bastante semelhantes em ambos os casos ao longo de todo o osso sendo o valor máximo ligeiramente superior a 1,2mm. O valor máximo de deslocamento na TPC é 1,190mm no osso saudável e 1,194mm no osso osteoporótico.



Figura 20 – Deslocamento equivalente no osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

No ponto nodal que teve um deslocamento equivalente máximo, no conjunto fémur-TPC, foram retirados os valores dos deslocamentos segundo os eixos principais e o deslocamento equivalente em cada incremento de carga, ou seja, o valor dos deslocamentos a cada 100N de carga adicional. Utilizando estes valores foi criado o gráfico de deslocamento *versus* carga com os valores do osso saudável e osteoporótico (Figura 21).



Figura 21 - Gráfico Deslocamento vs. Carga do fémur íntegro.

No gráfico anterior é possível verificar que os deslocamentos em ambas as condições do osso são bastante idênticos.

4.5.2. Análise de tensões

As distribuições das tensões representadas neste subcapítulo foram obtidas considerando o valor médio das tensões nos pontos nodais.

A distribuição das tensões efetivas de *von Mises* observadas na TPC é apresentada na Figura 22, sendo, neste caso, usado uma escala de cores com o valor máximo igual à tensão de cedência do aço AISI 316L (170 MPa).



Figura 22 – Distribuição de tensão de von Mises na TPC com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

Como se pode verificar as tensões máximas são observadas na zona do parafuso médio (isto é, parafuso do meio dos três parafusos da diáfise), sendo o valor máximo próximo de 696 MPa para o caso com osso saudável e 702 MPa com osteoporótico, no entanto esta escala não permite observar a distribuição de tensões em toda a extensão da peça. Desta forma, na Figura 23, baixando o valor máximo da escala para 25 MPa é possível observar que as zonas que se encontram mais solicitadas são os contactos com o parafuso da cabeça e na zona em redor do reforço, como seria de esperar. Mais uma vez os resultados nos dois casos são bastante similares.



Figura 23 – Distribuição de tensão de von Mises na TPC (escala reduzida) com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

Para uma melhor compreensão do nivel de tensão da TPC, os valores de tensão em todos os pontos nodais foram tratados no *EXCEL*® e foi feito o histograma apresentado na Figura 24, onde é possível verificar que o nível de tensão da TPC é semelhante nos dois tipos de osso trabecular.



Figura 24 - Histograma de tensões na TPC no modelo do fémur íntegro.

A distribuição das tensões de *von Mises* no osso cortical é apresentada na Figura 25, onde é possível verificar que, apesar de apresentarem distribuições semelhantes, a extensão da área sujeita ao mesmo nível de tensão é superior no caso do fémur não saudável. O valor máximo de tensão observado é de 73,63 MPa e 74,07 MPa, para o osso saudável e osteoporótico, respetivamente.



Figura 25 – Distribuição das tensões de von Mises no osso cortical saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

No osso trabecular proximal a tensão máxima observada no osso saudável é 2,5 MPa e no osso osteoporótico 0,86 MPa. Na Figura 26 é feita a representação em corte da distribuição das tensões no osso trabecular proximal, para ambas as condições do osso. As tensões são mais elevadas no caso do osso saudável, no entanto, isto não significa que esse seja o caso mais critico, uma vez que isto poderá estar relacionado com o facto do módulo de elasticidade ser muito mais elevado no caso do osso saudável.



Figura 26 - Distribuição das tensões de von Mises no osso trabecular saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

4.5.3. Análise de deformações

No sentido de avaliar o nível de deformação associado aos dois tipos de osso, as deformações principais médias nos pontos nodais foram importadas para o *EXCEL*® e tratadas de forma a gerar os histogramas representativos dos níveis de deformação. Desta forma, a análise de deformações foi repartida em: osso cortical situado no colo e na cabeça do fémur, osso cortical da diáfise (incluindo zona trocantérica) e osso trabecular proximal.

Os valores estatísticos representativos do nível de deformação do osso cortical no colo e cabeça do fémur íntegro são apresentados na Tabela 3 e no histograma da Figura 27.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	-17,981	-19,744	9,80
SD	250,626	286,333	14,25
Mínimo	-1529,350	-1679,340	9,81
1º Quartil	-148,473	-175,797	18,40
Mediana	2,497	-1,793	-171,81
3º Quartil	161,171	192,706	19,57
Máximo	713,437	752,399	5,46
Assimetria (Skewness)	-0,903	-0,780	-13,69
Curtose	1,572	1,143	-27,32

Tabela 3 – Análise estatística das deformações principais no osso cortical do colo e cabeça do fémuríntegro.



Figura 27 – Histograma de deformações principais no osso cortical situado no colo e na cabeça do fémur íntegro.

Na Figura 27 é possível verificar que no osso osteoporótico a curva de distribuição é mais larga, indicando que há uma maior fração de tecido ósseo sujeita a deformações mais altas do que no osso saudável. Dos valores médios apresentados na Tabela 3 verifica-se o aumento do nível de compressão do osso osteoporótico, relativamente ao osso saudável. Contudo, cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de extensão (tração) assume valores cerca de 20% superiores aos verificados no osso saudável

(terceiro quartil), apesar do valor máximo de deformação de tração ser apenas 5,5% superior ao valor verificado no osso saudável.

Os valores estatísticos representativos do nível de deformação do osso cortical na diáfise são apresentados na Tabela 4 e no histograma da Figura 28.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	-4,625	-5,124	10,79
SD	253,554	255,513	0,77
Mínimo	-2336,790	-2350,700	0,60
1º Quartil	-114,086	-115,391	1,14
Mediana	19,274	19,042	-1,20
3º Quartil	135,231	135,385	0,11
Máximo	4351,450	4380,070	0,66
Assimetria (Skewness)	-0,546	-0,526	-3,75
Curtose	5,270	5,274	0,06

 Tabela 4 - Análise estatística das deformações principais na diáfise do fémur íntegro.



Figura 28 - Histograma de deformações principais na diáfise do fémur íntegro.

Na Figura 28 é possível verificar que as curva de distribuição estão praticamente sobrepostas, indicando que o nível de deformação do osso cortical situado na diáfise do

fémur é semelhante nas duas situações. Os valores médios apresentados na Tabela 4 traduzem este resultado.

Por fim são apresentados os valores estatísticos representativos do nível de deformação no osso trabecular proximal na Tabela 5 e no histograma da Figura 29.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	-24,927	-15,012	-39,78
SD	667,166	1126,334	68,82
Mínimo	-7423,230	-12362,500	66,54
1º Quartil	-167,326	-209,800	25,38
Mediana	0,995	0,381	-61,74
3º Quartil	196,996	253,938	28,91
Máximo	12696,800	17596,300	38,59
Assimetria (Skewness)	-0,800	-0,206	-74,27
Curtose	13,288	15,927	19,86

Tabela 5 - Análise estatística das deformações principais no osso trabecular proximal do fémur íntegro.





Nos valores médios apresentados na Tabela 5 é possível verificar que o nível de compressão a que está sujeito o osso osteoporótico diminuiu cerca de 40%, relativamente ao osso saudável. No entanto, cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de compressão assume valores cerca de 25% superiores aos encontrados no osso saudável (primeiro quartil), sendo o valor máximo de deformação de compressão cerca de 67% superior. Cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de extensão (tração) regista valores cerca de 29% superiores, relativamente ao osso saudável (terceiro quartil), sendo o valor máximo de deformação de tração superior em 39%. Os valores de curtose elevados indicam que uma grande quantidade de osso está sujeita a valores de deformação próximos da mediana, como é possível comprovar no histograma da Figura 29.

Em especial no caso do osso trabecular proximal foram analisadas também as deformações de corte principais (valores apresentados na Tabela 6) e criado o histograma, apresentado na Figura 30, uma vez que este se encontra em contacto com o parafuso da cabeça e com a TPC.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	1087,842	1666,680	53,21
SD	1107,938	2026,184	82,88
Mínimo	22,963	21,014	-8,49
1º Quartil	385,758	482,249	25,01
Mediana	763,842	1026,707	34,41
3º Quartil	1338,887	1900,534	41,95
Máximo	17193,570	26620,810	54,83
Assimetria (Skewness)	2,791	3,080	10,39
Curtose	11,703	12,574	7,44

 Tabela 6 - Análise estatística das deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur íntegro.



Figura 30 - Histograma de deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur íntegro.

Na Figura 30 é possível verificar que no osso osteoporótico a curva de distribuição é mais larga, indicando que há uma maior fração de tecido ósseo sujeita a deformações mais altas do que no osso saudável. Nos valores médios apresentados na Tabela 6 é possível verificar que o nível de deformações de corte a que está sujeito o osso osteoporótico aumentou cerca de 53%, relativamente ao osso saudável. Comparativamente com o osso saudável, o valor mínimo da deformação de corte no osso osteoporótico diminui 8,5% e o valor máximo aumentou 55%.

4.6. Fémur fraturado

Este modelo com a fratura no osso permite simular o momento pós-operatório, ou seja, o pior cenário entre os dois avaliados, em que não existe osteointegração da TPC e descontinuidade da rigidez óssea na zona da fratura havendo desta forma uma maior solicitação da TPC. Neste modelo as superfícies de contacto entre os componentes da TPC e o interior do osso não têm continuidade (*not tied*) como tinham no modelo íntegro, à exceção das superfícies cilíndricas que simulam a rosca dos parafusos.

4.6.1. Análise de deslocamentos

Na Figura 31 é feita a representação da distribuição dos deslocamentos equivalentes, sendo o valor máximo obtido no modelo com osso saudável 3,04mm e 3,07mm no caso do osso osteoporótico. Mais uma vez os resultados obtidos são bastante idênticos em ambas as condições do osso. Os valores máximos de deslocamento na TPC são de 1,573mm e 1,594mm, para o modelo com osso saudável e osteoporótico, respetivamente.



Figura 31 - Deslocamento equivalente no osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

Tal como anteriormente, usando o ponto nodal que teve um deslocamento equivalente máximo no conjunto fémur-TPC foram retirados os valores dos deslocamentos segundo os eixos principais e o deslocamento equivalente a cada incremento de carga, e criado o gráfico de deslocamento por carga com os valores do osso saudável e osteoporótico de forma a comparar (Figura 32).



Figura 32 - Gráfico Deslocamento vs. Carga do fémur fraturado.

4.6.2. Análise de tensões

Neste caso, a distribuição de tensões de *von Mises*, apresentadas na Figura 33 com a escala assumindo o valor máximo de 170 MPa (tensão de cedência do aço AISI 316L), assumem valores bastante superiores aos observados no modelo do fémur íntegro, sendo as tensões máximas observadas de 1,038 GPa e 1,034 GPa nos casos do fémur saudável e osteoporótico, respetivamente.

Novamente salienta-se que os resultados são idênticos em ambas as condições do osso e as zonas mais solicitadas estão nas proximidades do contacto com o parafuso da cabeça e onde existe o reforço da TPC.



Figura 33 - Distribuição de tensão de von Mises na TPC com osso saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

No histograma da Figura 34 é possível ter uma melhor perceção da distribuição de tensões no volume da TPC. Os resultados parecem indicar que na presença de osso trabecular osteoporótico a TPC é menos solicitada do que no caso de osso trabecular saudável, principalmente no nível das tensões inferiores a 10 MPa.



Figura 34 - Histograma de tensões na TPC no modelo do fémur fraturado.

A distribuição das tensões de *von Mises* no osso cortical é apresentada na Figura 35, onde é possível verificar que, apesar de apresentarem distribuições semelhantes, a extensão da área sujeita ao mesmo nível de tensão é superior no caso do fémur osteoporótico. O valor máximo de tensão observado é de 252,5 MPa e 259,5 MPa, para o osso saudável e osteoporótico, respetivamente.



Figura 35 – Distribuição de tensões no osso fraturado saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

No osso trabecular proximal a tensão máxima observada no osso saudável é 5,16 MPa e no osso osteoporótico 2,16 MPa. De notar que apesar do nível de tensão ser superior no osso saudável, a deformação do osso osteoporótico é cerca de 1,9 vezes superior à do osso saudável. Na Figura 36 é feita a representação em corte da distribuição das tensões no osso trabecular proximal, para ambas as condições do osso.



Figura 36 - Distribuição das tensões de von Mises no osso trabecular saudável (esq.) e osteoporótico (dir.).

4.6.3. Análise de deformações

Da mesma forma que foi feito para o fémur íntegro, foram tratados os valores das deformações principais das partes do osso que se pretendiam analisar, no entanto no modelo do osso fraturado a divisão foi feita de forma diferente, sendo: osso cortical proximal (acima do corte), osso cortical da diáfise e osso trabecular proximal.

Assim, são apresentados os valores estatísticos do nível de deformação do osso cortical proximal na Tabela 7 e no histograma da Figura 37.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	-8,377	-5,825	-30,46
SD	621,593	689,429	10,91
Mínimo	-10530,900	-10616,600	0,81
1º Quartil	-258,714	-287,740	11,22
Mediana	5,765	4,464	-22,57
3º Quartil	248,303	278,575	12,19
Máximo	12090,900	12600,900	4,22
Assimetria (Skewness)	0,905	0,678	-25,17
Curtose	16,954	13,851	-18,31

Tabela 7 - Análise estatística das deformações principais no osso cortical proximal do fémur fraturado.



Figura 37 - Histograma de deformações principais no osso cortical proximal do fémur fraturado.

Na Figura 37 é possível verificar que no osso osteoporótico a curva de distribuição é mais larga, havendo menor quantidade de osso com deformações próximas da mediana (como confirma a variação do valor da curtose indicado na Tabela 7), indicando que há uma maior fração de tecido ósseo sujeita a deformações mais altas do que no osso saudável. Dos valores médios apresentados na Tabela 7 verifica-se a diminuição do nível de compressão do osso osteoporótico, relativamente ao osso saudável. Contudo, cerca de 25%

do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de compressão assume valores cerca de 11% superiores aos verificados no osso saudável (primeiro quartil), apesar do valor mínimo de deformação de compressão ser apenas 0,8% superior ao valor verificado no osso saudável. Nas deformações de extensão (tração) cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico apresenta valores cerca de 12% superiores aos verificados no osso saudável (terceiro quartil), apesar do valor máximo de deformação de tração ser apenas 4,2% superior ao valor verificado no osso saudável.

Os valores estatísticos representativos do nível de deformação do osso cortical da diáfise são apresentados na Tabela 8 e no histograma da Figura 38.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	-9,030	-9,006	-0,27
SD	365,521	375,974	2,86
Mínimo	-4069,980	-4233,190	4,01
1º Quartil	-141,551	-144,116	1,81
Mediana	31,819	32,650	2,61
3º Quartil	163,815	166,675	1,75
Máximo	3618,160	3858,830	6,65
Assimetria (Skewness)	-0,792	-0,714	-9,86
Curtose	8,621	9,240	7,19

Tabela 8 - Análise estatística das deformações principais na diáfise do fémur fraturado.



Figura 38 - Histograma de deformações principais na diáfise do fémur fraturado.

Na Figura 38 é possível verificar que as curva de distribuição estão praticamente sobrepostas, indicando que o nível de deformação do osso cortical situado na diáfise do fémur é semelhante nas duas situações. Os valores médios apresentados na Tabela 8 traduzem este resultado.

Por fim são apresentados os resultados da analise dos valores do osso trabecular proximal do fémur fraturado na Tabela 9 e no histograma da Figura 39.

Tabela 9 - Análise estatística das deformações principais no osso trabecular proximal do fémur fraturado.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	59,899	108,515	81,16
SD	1524,017	2042,657	34,03
Mínimo	-23600,800	-24262,300	2,80
1º Quartil	-629,545	-831,546	32,09
Mediana	-24,439	-45,066	84,40
3º Quartil	595,390	759,065	27,49
Máximo	23205,800	41227,200	77,66
Assimetria (Skewness)	0,597	0,915	53,36
Curtose	11,029	12,923	17,17



Figura 39 - Histograma de deformações principais no osso trabecular proximal do fémur fraturado.

Na Figura 39 é possível verificar que no osso osteoporótico a curva de distribuição é mais larga, indicando que há uma maior fração de tecido ósseo sujeita a deformações mais altas do que no osso saudável. Nos valores médios apresentados na Tabela 9 é possível verificar que o nível de deformações à tração a que está sujeito o osso osteoporótico aumentou cerca de 81%, relativamente ao osso saudável. Todavia, cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de compressão assume valores cerca de 32% superiores aos encontrados no osso saudável (primeiro quartil), apesar do valor máximo de deformação de compressão ser apenas 6,8% superior. Cerca de 25% do tecido ósseo osteoporótico sujeito a deformações de extensão (tração) regista valores cerca de 27% superiores, relativamente ao osso saudável (terceiro quartil), sendo o valor máximo de deformação de tração 78% superior. Os valores de curtose elevados indicam que uma grande fração de osso está sujeita a valores de deformação próximos da mediana, como é possível comprovar no histograma da Figura 39.

Tal como no osso íntegro foram analisadas também as deformações de corte principais no osso trabecular proximal (valores apresentados na Tabela 10) e criado o histograma, apresentado abaixo na Figura 40.

	Saudável	Osteoporótico	Variação percentual
Média	2609,142	3458,055	32,54
SD	2286,362	3091,482	35,21
Mínimo	33,500	150,075	347,99
1º Quartil	1242,569	1582,567	27,36
Mediana	1912,645	2442,324	27,69
3º Quartil	3127,120	4183,730	33,79
Máximo	35323,200	53437,900	51,28
Assimetria (Skewness)	2,638	2,604	-1,26
Curtose	10,371	10,750	3,65

Tabela 10 - Análise estatística das deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur fraturado.



Figura 40 - Histograma de deformações de corte no osso trabecular proximal do fémur fraturado.

Na Figura 40 é possível verificar que no osso osteoporótico a curva de distribuição é mais larga, indicando que há uma maior fração de tecido ósseo sujeita a deformações mais altas do que no osso saudável. Nos valores médios apresentados na Tabela 10 é possível verificar que o nível de deformações de corte a que está sujeito o osso osteoporótico aumentou cerca de 33%, relativamente ao osso saudável. Comparativamente com o osso saudável, o valor mínimo da deformação de corte no osso osteoporótico aumentou 348% e o valor máximo 51%.

5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

Esta dissertação teve como objetivo avaliar o comportamento biomecânico de uma placa trocantérica de contenção em fraturas intertrocantéricas do fémur e influência da presença de osteoporose. A realização consistiu na modificação do modelo geométrico do conjunto fémur-TPC seguindo-se a análise numérica, utilizando o método de elementos finitos, e estudo comparativo dos valores dos deslocamentos e deformações.

Das análises efetuadas em ambos os modelos do fémur, íntegro e fraturado, é possível concluir que a alteração das propriedades materiais do osso trabecular conduziu aos seguintes resultados:

- Variação residual do deslocamento máximo (cerca de 0,34% no caso do fémur íntegro e de 1,27% no fraturado) e da tensão máxima (cerca de 0,86% no caso do fémur íntegro e de 0,39% no fraturado) na TPC;
- Os deslocamentos do fémur também não sofreram grandes alterações, isto é, a variação relativa foi aproximadamente 0 no modelo íntegro e no osso fraturado apenas 0,99%;
- Variação reduzida dos níveis de tensão no osso cortical, sendo cerca de 0,59% e 2,77% superiores no osso osteoporótico para os casos do fémur íntegro e fraturado, respetivamente;
- Verificaram-se alterações significativas dos níveis de tensão do osso trabecular, sendo que os valores máximos no osso osteoporótico foram inferiores cerca de 68% e 58% para os casos do fémur íntegro e fraturado, respetivamente. No entanto, isto não significa que o caso crítico tenha sido o do osso saudável. De facto, como o módulo de elasticidade é cerca de 4,4 vezes superior ao do osso osteoporótico, o mesmo nível de deformação conduz a tensões superiores no osso saudável (considerando a lei de Hooke);
- A variação das deformações do osso cortical no fémur íntegro também foi relativamente reduzida: na cabeça e colo do fémur, o valor médio

variou 9,8%, verificando-se o aumento do nível de compressão no osso osteoporótico. No fémur fraturado, o osso cortical acima da fratura apresentou uma variação do valor medio das deformações de 30,46%, sendo menos negativas no caso osteoporótico devido ao aumento das deformações de tração;

- A variação da média das deformações principais na diáfise e na zona trocantérica do fémur íntegro foi de 10,8%, mas a diferença entre valores foi de apenas 0,5 *microstrains*. Contudo, na diáfise do fémur fraturado a variação da média das deformações foi insignificante, 0,27%, e a variação dos valores máximos e mínimos foi de 4,01% e 6,65%, respetivamente.
- A maior variação, entre as duas condições do osso, surgiu no osso trabecular. No caso do fémur íntegro, o valor médio variou 40%, o desvio padrão cerca de 69%, o mínimo 67% e máximo 39%. No fémur fraturado as variações foram de 81% na média, 34% no desvio padrão, 84% na mediana e 78% no valor máximo;
- As deformações de corte no osso trabecular mostraram grande sensibilidade ao tipo de osso trabecular, a variação da média foi de 53% no fémur íntegro e de 33% no fémur fraturado e os valores mais elevados surgem sempre no osso osteoporótico. A deformação de corte máxima aumentou 55% no fémur íntegro osteoporótico, enquanto a deformação de corte mínima no fémur fraturado osteoporótico aumentou 348%.

Tendo em consideração os resultados anteriores é possível concluir que a TPC não é muito sensível às alterações das propriedades do osso, mantendo os valores de tensão e deslocamento próximas em ambas as condições. O mesmo não pode ser dito do tipo de osso trabecular na zona proximal do fémur, que apresentou variações significativas nas deformações principais. Assim, interessa salientar que os estudos numéricos de dispositivos médicos, especialmente aqueles que são desenvolvidos para idosos, devem incluir uma análise da sensibilidade do desempenho do dispositivo médico à alteração das propriedades do osso do fémur.

Comparando os valores da análise do modelo do fémur íntegro com o fémur fraturado conclui-se que, mesmo tendo em consideração o elevado nível de carga aplicado,

é recomendável que haja um período de imobilização do doente antes deste começar a caminhar, devido às elevadas tensões e deformações observadas no caso do fémur fraturado.

Como sugestões de trabalhos futuros seria interessante analisar o comportamento biomecânico da TPC durante o processo da regeneração do osso, dividindo em varias fases. Outras sugestões são:

- realizar ensaios experimentais e comparar;
- analisar e comparar outro dispositivo de fixação (nomeadamente a DHS®)
- avaliar o comportamento mecânico da TPC como prótese total da anca.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aune, A. K., Ekeland, A., Odegaard, B., Grøgaard, B., & Alho, A. (1994). Gamma nail vs compression screw for trochanteric femoral fractures. 15 reoperations in a prospective, randomized study of 378 patients. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 65(2), 127–130. https://doi.org/10.3109/17453679408995418
- Bergmann, G., Bergmann, G., Deuretzabacher, G., Deuretzabacher, G., Heller, M., Heller, M., ... Duda, G. N. (2001). Hip forces and gait patterns from rountine activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 859–871. https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9
- Branco, J. (2012). Osteoporose atinge cerca de 500 mil pessoas em Portugal. Saúde Pública, 2–8.
- Branco, J. C., Felicíssimo, P., & Monteiro, J. (2009). A EPIDEMIOLOGIA E O IMPACTO SÓCIO -ECONÓMICO DAS FRACTURAS DA EXTREMIDADE PROXIMAL DO FÉMUR., 475–485.
- Bridle, S. H., Patel, a. D., Bircher, M., & Calvert, P. T. (1991). Fixation of Intertrochanteric Fracture of the Femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 73–B(2), 330–334.
- Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J. K., & Papini, M. (2004). Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical Engineering and Physics*, 26(2), 93–108.
 https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2003.10.006
- Completo, A., & Fonseca, F. (2011). Fundamentos de biomecânica músculoesquelética e ortopédica. Publindústria. Porto.

- Guedes, J. A. da S. (2000). Biomecânica da Anca Estudo numérico e experimental da biomecânica do fémur intacto e com prótese de anca inserida. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Hoffman, C. W., & Lynskey, T. G. (1996). Intertrochanteric fractures of the femur: a randomized prospective comparison of the Gamma nail and the Ambi hip screw. *The Australian and New Zealand journal of surgery*, *66*(3), 151–5. Obtido de http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8639131
- Hoffmann, R., & Haas, N. P. (sem data). Trochanteric fractures (31-A):general considerantions. Obtido 25 de Janeiro de 2017, de https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=diagnosis&bone=F emur&segment=Proximal
- Horak, Z., Hrubina, M., & Dzupa, V. (2011). Biomechanical analyses of proximal femur osteosynthesis by DHS system. *Bulletin of Applied Mechanics*, 7(27), 60–65.
- Kaplan, K., Miyamoto, R., Levine, B. R., Egol, K. A., & Zuckerman, J. D. (2008).
 Surgical Management of Hip Fractures: An Evidence-based Review of the Literature. II: Intertrochanteric Fractures. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(11), 665–673. Obtido de http://www.jaaos.org/content/16/11/665.abstract
- Kishner, S., & Chowdhry, M. (2015). Hip Joint Anatomy. Obtido 1 de Fevereiro de 2017, de http://emedicine.medscape.com/article/1898964
- Maranha, V. (2014). Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica. Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Equipamentos e Sistemas Mecânicos. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- Montanini, R., & Filardi, V. (2010). In vitro biomechanical evaluation of antegrade femoral nailing at early and late postoperative stages. *Medical Engineering and Physics*, 32(8), 889–897. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.06.005

Norrish, A. (sem data). Intertrochanteric Femoral Fractures Handout. AO Trauma.

Pais, N., Brandão, A., & Judas, F. (2014). 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 FMUC Junho de 2014, Coimbra.

- Pajarinen, J., Lindahl, J., Michelsson, O., Savolainen, V., & Hirvensalo, E. (2005).
 Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail. A randomised study comparing post-operative rehabilitation. *Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 87(1), 76–81.
 https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B1.15249
- Pinheiro, P. (2014). Material de Apoio à Disciplina Cinesiologia da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, Coimbra.
- Roche. (sem data). O que é a osteoporose. Obtido 28 de Janeiro de 2017, de osteoporose.com.pt
- Samsami, S., Saberi, S., Sadighi, S., & Rouhi, G. (2015). Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: Experimental and numerical investigations. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 35(5), 566–579. https://doi.org/10.1007/s40846-015-0085-9
- Santos, M. P. (2014). Marlene Pinto Santos Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à. Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à Escola Superior de Tecnologia e Gestão Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica.
- Schipper, I. B., Steyerberg, E. W., Castelein, R. M., van der Heijden, F. H. W. M., den Hoed, P. T., Kerver, A. J. H., & van Vugt, A. B. (2004). Treatment of unstable trochanteric fractures: RANDOMISED COMPARISON OF THE GAMMA NAIL AND THE PROXIMAL FEMORAL NAIL. *Journal of Bone & Joint Surgery*, *British Volume*, 86–B(1), 86–94. https://doi.org/10.1302/0301-620x.86b1.14455
- Schipper, I. B., Steyerberg, E. W., Castelein, R. M., & Vugt, A. B. van. (2001). Reliability of the AO/ASIF classification for pertrochanteric femoral fractures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 72(1), 36–41. https://doi.org/10.1080/000164701753606662