

## **Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em  
Equipamentos e Sistemas Mecânicos

**Autor**

**Vítor Manuel Maranhã Lopes**

**Orientadores**

**Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro**

Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

**Prof<sup>a</sup>. Doutora Maria Augusta Neto**

Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

**Coimbra, dezembro, 2014**



*Dedico este trabalho aos meus pais, esposa e filha.*



## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Maria da Conceição e Celestino, que me fizeram guardião dos valores que preservo e que espero ser capaz de os transmitir a outros.

À minha mulher Carla e à minha filha Mafalda, por nunca terem permitido que o desânimo, o desalento ou o cansaço tomassem conta de mim, tornando-se fonte inesgotável da energia diária que me inspira e motiva muito para além das minhas capacidades.

Ao meu irmão Luís, por constantemente me fazer crer que o meu limite é o céu.

Ao Senhor Professor Luis Manuel Ferreira Roseiro, que mais do que ter sido o meu orientador científico, foi o mestre que me guiou e aconselhou e o amigo sempre presente que me apoiou, muito para além do trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação. Agradeço também o seu inextinguível apoio e incentivo que muito me ajudaram a ultrapassar obstáculos e a tornar este trabalho realidade. A sua capacidade é inspiradora. Considero-o o meu Pai na Biomecânica.

À Senhora Professora Maria Augusta Neto, pela sua visão, liderança, palavras de encorajamento e motivação que muito contribuíram para que me sentisse capaz de aceitar e continuar com este desafio. Agradeço também a sua permanente e total disponibilidade. O seu conhecimento parece infindável.

Ao Senhor Doutor José Manuel Costa Martins, por ter sempre colocado à minha disposição o seu vasto conhecimento nesta área. As suas indicações foram sempre claras, lógicas e objetivas.

Ao Senhor Professor Carlos José de Oliveira Pereira e Jorge Alcobia, pelos seus sábios conselhos, que nem sempre segui e que mais tarde me arrependi de não ter seguido. Agradeço também a partilha de conhecimentos que faz sem qualquer reserva e sem esperar qualquer retorno.

À Senhora Professora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro, agradeço o apoio e contributo dados a este meu trabalho.

Ao Senhor Professor José Domingos Moreira da Costa, agradeço o seu contributo e visão na componente de fadiga e por ter disponibilizado os meios para a realização dos ensaios na referida componente.

Ao Senhor Professor Fernando Jorge Ventura Antunes, pelo conhecimento emprestado a este trabalho.

Ao Senhor Professor Fernando Simões, por ter disponibilizado, sem reserva, meios e equipamentos necessários a este projeto.

Ao Senhor Professor Pedro Ferreira, colega e amigo, que soube dar o apoio necessário e dizer “presente” sempre que precisei.

Ao André Gomes, colega e amigo, pela colaboração na maquinação de alguns componentes, pela partilha dos momentos em que a motivação aparentava querer desaparecer e que a sua boa disposição resolvia.

Ao Senhor Eng.º Paulo Amaro, colega e amigo, que colaborou na maquinação de alguns acessórios.

Aos meus Professores e Colegas do Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, pelo apoio, ajuda e incentivo que muito contribuíram durante o desenvolvimento deste trabalho. Esta dissertação é resultado do contributo de todos mas que eu tive o privilégio desenvolver.

A todos mais uma vez o meu obrigado e o mais sincero reconhecimento pelo seu contributo.

Quanto às entidades, ficam expressos os agradecimentos:

Ao Fundo Social Europeu pelo apoio financeiro, prestado através da atribuição de uma bolsa de investigação, no âmbito do programa COMPETE (projeto QREN T.P.C. – Anca 30146).

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra e à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra e ao Centro de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra (CEMUC).

Ao Laboratório de Mecânica Aplicada, do Departamento de Engenharia Mecânica - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.



## RESUMO

O tratamento de eleição para uma mobilização precoce nos casos de fratura trocantérica do fémur é cirúrgico, em que se usam tradicionalmente placas laterais e parafusos ou cavilhas intramedulares. O principal objetivo deste trabalho é o de criação e desenvolvimento de uma nova placa trocantérica de contenção (TPC - *Trochanteric Plate of Contention*), sistema para fixação de fraturas trocantéricas e especialmente vocacionada para as fraturas de obliquidade reversa.

Nesta dissertação apresenta-se um conceito de tratamento de fraturas trocantéricas.

Este estudo tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema alternativo de fixação interna que deverá permitir a eliminação, ou pelo menos reduzir, os problemas de *cut-out*. Mais, nos casos em que o *cut-out* não pode ser evitado, o sistema foi desenvolvido para permitir a substituição da cabeça do fémur, preservando a placa e o parafuso do colo do fémur, o que o tornará numa prótese total.

A especificidade da sua geometria foi desenhada para ultrapassar as falhas de sistemas alternativos especialmente em pacientes com fragilidade óssea, resultante da perda da sua densidade, anisometria e desorganização da microestrutura trabecular, associada à osteoporose.

As propriedades biomecânicas deste novo sistema, TPC, deverá cumprir as linhas de orientação da norma ASTM (*American Standard Specifications and Test Methods*) F384-12.

**Palavras-chave:** Anca, Biomecânica, Fémur, Fixação Interna, Ortopedia.





## ABSTRACT

The treatment of choice for early mobilization of trochanteric femur fracture is surgery, which traditionally employs side plates and screws or intramedullary nails. The main objective of this work is to create and develop a new trochanteric plate of contention (TPC) system for the fixation of head femur fractures, especially in trochanteric fractures of reverse obliquity.

In this dissertation presents a concept of treatment of trochanteric fractures.

This study aims to develop an alternative fixing system that should allow to eliminate, or at least to reduce, the cut out problem. Moreover, for cases wherein the presence of cut out cannot be avoid, the system is designed to replace the head of the femur, preserving the plate and the nail shaft, which will become a total prosthesis.

Their specific geometry is designed to overcome the failures of some alternative systems specially at patients with increased bone fragility, resulting from decreased mineral density, anisotropy and disorganization of trabecular bone microstructure associated with osteoporosis.

The biomechanical properties of the new TPC system should meet ASTM F384 guideline requirements.

**Keywords:** Hip, Biomechanics, Femur, Internal Fixation, Orthopaedic.



---

## ÍNDICE

|   |      |
|---|------|
| AGRADECIMENTOS .....  | i    |
| RESUMO.....   | iii  |
| ABSTRACT.....   | v    |
| ÍNDICE DE FIGURAS .....   | ix   |
| ÍNDICE DE TABELAS.....  | xiii |
| SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS .....                                     | xv   |
| SIMBOLOGIA.....   | xv   |
| ABREVIATURAS .....  | xv   |
| 1. INTRODUÇÃO .....   | 1    |
| 1.1. Enquadramento .....  | 1    |
| 1.2. Objetivos e Metodologia.....                                   | 2    |
| 1.3. Estrutura da Dissertação .....                                 | 3    |
| 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....                                       | 5    |
| 2.1. História da Fixação Interna.....                               | 5    |
| 2.2. Anatomia, Biomecânica, Patologia e Epidemiologia da Anca ..... | 8    |
| 2.3. Estado da Arte .....   | 16   |
| 3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO FÉMUR .....                       | 19   |
| 3.1. Modelo Geométrico do Fémur .....                               | 20   |
| 3.2. Estudo Numérico do Fémur.....                                  | 21   |
| 3.3. Estudo Experimental do Fémur .....                             | 26   |
| 4. PLACA TROCANTÉRICA DE CONTENÇÃO - COMPRESSÃO.....                | 39   |
| 4.1. Modelo Geométrico da TPC .....                                 | 39   |
| 4.2. Estudo Numérico da TPC .....                                   | 50   |
| 5. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO CONJUNTO .....                    | 61   |
| 5.1. Modelo Geométrico do Conjunto .....                            | 61   |
| 5.2. Estudo Numérico do Conjunto .....                              | 62   |
| 5.3. Instrumental Cirúrgico .....                                   | 70   |
| 6. CAPÍTULO FINAL.....  | 73   |
| 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....                                 | 75   |



## ÍNDICE DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| Figura 1.1 - Fluxograma de decisão (Maranha, V., 2013).  | 1  |
| Figura 2.1 - Evolução das placas de fixação interna nos últimos 100 anos (adaptado de Hans, K., 2006).   | 5  |
| Figura 2.2 - Placa de Lane com corrosão (Hans, K., 2006).  | 6  |
| Figura 2.3 - Instabilidade estrutural da placa de Eggers (Uhthoff, Poitras, & Backman, 2006).  | 6  |
| Figura 2.4 – Placas de Lane (1907) (Atalaia, 2010).  | 7  |
| Figura 2.5 - Planos anatómicos de referência<br>( <a href="http://medicinaedith.blogspot.pt/2010_07_01_archive.html">http://medicinaedith.blogspot.pt/2010_07_01_archive.html</a> ). | 8  |
| Figura 2.6 – Vista anterior e posterior das principais estruturas anatómicas (3D4Medical).   | 9  |
| Figura 2.7 - Estrutura óssea da anca (3D4Medical).   | 10 |
| Figura 2.8 - Grupos musculares que constituem a anca (3D4Medical).   | 10 |
| Figura 2.9 - Articulação da anca vista em três cortes principais (3D4Medical).   | 11 |
| Figura 2.10 - Estruturas ligamentares que constituem a anca (3D4Medical).  | 11 |
| Figura 2.11 - Movimentos de referência<br>( <a href="http://www.auladeanatomia.com/generalidades/termos.htm">http://www.auladeanatomia.com/generalidades/termos.htm</a> ).           | 12 |
| Figura 2.12 - Variação do ângulo de inclinação (3D4Medical).   | 12 |
| Figura 2.13 - Classificação AO de fraturas proximais do fémur.   | 15 |
| Figura 2.14 – Placa <i>DHS</i> : Modelo físico e Raio-X (Wayne 2010).  | 16 |
| Figura 2.15 - Sistema intramedular (Indiamart 2010).   | 17 |
| Figura 3.1 - Modelo físico do fémur ( <i>Sawbones</i> ).   | 19 |
| Figura 3.2 - Modelo CAD do Fémur e suas componentes cortical e trabecular.   | 19 |
| Figura 3.3 - Eixos anatómico, mecânico e do colo do fémur  | 20 |
| Figura 3.4 – a) Modelo experimental; b) Condições de fronteira em <i>Solidworks</i> ; c) Condições de fronteira em <i>ADINA</i> .  | 22 |
| Figura 3.5 - Malha do fémur ( <i>Solidworks</i> (esq.) e <i>ADINA</i> (dir.)).   | 22 |
| Figura 3.6 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> ( <i>Solidworks</i> (esq.) e <i>ADINA</i> (dir.)).   | 23 |
| Figura 3.7 – Deslocamentos globais ( <i>Solidworks</i> (esq.) e <i>ADINA</i> (dir.)).  | 24 |
| Figura 3.8 - Sensores selecionados no modelo definido em <i>Solidworks</i> para as rosetas 1,2 e 3.  | 24 |
| Figura 3.9 – Posicionamento do fémur nos ensaios experimentais (Ramos 2006).   | 26 |
| Figura 3.10 - Modelo CAD da base de fixação do fémur.  | 27 |
| Figura 3.11 - Maquinação do bloco de fixação do fémur.   | 27 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 3.12 - Bloco de fixação do fémur.   | 28 |
| Figura 3.13 - Bastidor desenvolvido para os ensaios mecânicos.   | 28 |
| Figura 3.14 - Base do bastidor de ensaios mecânicos.   | 29 |
| Figura 3.15 - Bastidor de ensaios mecânicos.   | 29 |
| Figura 3.16 - Posicionamento das rosetas 1, 2 e 3.   | 30 |
| Figura 3.17 - Posicionamento da roseta 4.  | 31 |
| Figura 3.18 - Posicionamento da roseta 5.  | 31 |
| Figura 3.19 - Posicionamento do extensómetro unidirecional.  | 32 |
| Figura 3.20 - Célula de carga.   | 32 |
| Figura 3.21 - Diagrama de blocos do programa de aquisição em <i>LabVIEW</i> .                                | 33 |
| Figura 3.22 - Painel frontal do programa de aquisição em <i>LabVIEW</i> .                                    | 33 |
| Figura 3.23 - Chassis NI-cDAQ-9174.  | 34 |
| Figura 3.24 - Placas de aquisição de dados NI 9236, NI 9234 e NI 9219.                                       | 34 |
| Figura 3.25 - <i>Setup</i> final do sistema de aquisição.  | 35 |
| Figura 3.26 - Roseta de 45° com sistema de eixos (eFunda 2014).  | 36 |
| Figura 4.1 – Primeiro esboço da TPC.   | 39 |
| Figura 4.2 - Primeiro modelo da TPC.   | 40 |
| Figura 4.3 - TPC com regulação angular e furação.  | 40 |
| Figura 4.4 - Aplicação da TPC no fémur.  | 41 |
| Figura 4.5 - TPC isolada e TPC aplicada no fémur.  | 41 |
| Figura 4.6 - TPC de 3 furos contendo as principais características.  | 42 |
| Figura 4.7 - TPC de 5 furos.   | 43 |
| Figura 4.8 - Parafuso da diáfise (modelo real e modelo CAD).   | 43 |
| Figura 4.9 - Parafuso do colo do fémur (modelo real e modelo CAD).   | 44 |
| Figura 4.10 - TPC com alteração na extremidade inferior.   | 44 |
| Figura 4.11 - TPC com alteração na zona do furo e escatel para instrumental cirúrgico.                       | 45 |
| Figura 4.12 - TPC com modificação no escatel e no 2º furo da diáfise.  | 46 |
| Figura 4.13 - Pormenor do escatel com furo para fixação do instrumental, e pormenor do furo para compressão. | 46 |
| Figura 4.14 - TPC com escatéis e furação otimizados.   | 47 |
| Figura 4.15 - Pormenor das alterações realizadas nos escatéis de fixação e nos furos na placa.               | 47 |
| Figura 4.16 – TPC reforçada.   | 48 |
| Figura 4.17 – TPC com escatéis e furação otimizados mas sem reforço.   | 48 |

---

|  |    |
|--|----|
| Figura 4.18 – TPC simplificada (sem reforço).  | 49 |
| Figura 4.19 - TPC com cabeça protésica.  | 50 |
| Figura 4.20 - Configuração das condições de fronteira segundo a Norma ASTM F384-12.  | 51 |
| Figura 4.21 - Geometria CAD do suporte de ensaios para a Norma ASTM F384-12.   | 52 |
| Figura 4.22 - Interface para ensaios estáticos.  | 53 |
| Figura 4.23 - Interface para ensaios de fadiga.  | 53 |
| Figura 4.24 - Modelo de elementos finitos da TPC com reforço e da TPC simplificada.  | 54 |
| Figura 4.25 - Distribuição da tensão de <i>von Mises</i> para os valores máximos.  | 55 |
| Figura 4.26 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para a TPC com reforço (esq.) e TPC simplificada (dir.).  | 55 |
| Figura 4.27 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> na face interna da TPC com reforço (esq.) e da TPC simplificada (dir.).   | 56 |
| Figura 4.28 - Deslocamentos equivalentes na placa reforçada (esq.) e placa simplificada (dir.).  | 56 |
| Figura 4.29 - Modelo CAD da montagem da <i>DHS</i> segundo a Norma ASTM F384-12 e respectivas condições de fronteira.  | 57 |
| Figura 4.30 - Modelo de elementos finitos da montagem e da <i>DHS</i> .  | 58 |
| Figura 4.31 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para a montagem e para a <i>DHS</i> .   | 58 |
| Figura 4.32 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> na <i>DHS</i> .   | 59 |
| Figura 4.33 - Deslocamentos globais para a <i>DHS</i> .  | 59 |
| Figura 5.1 - Modelo CAD do conjunto e respetivos cortes (TPC com reforço (esq.) e TPC simplificada (dir.)).  | 61 |
| Figura 5.2 – Malha dos conjuntos fémur TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).   | 62 |
| Figura 5.3 - Condições de fronteira para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e simplificada (dir.).  | 63 |
| Figura 5.4 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).  | 63 |
| Figura 5.5 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para os conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.) e simplificada (dir.), assumindo escala de valores semelhante ao estudo numérico do fémur íntegro.        | 64 |
| Figura 5.6 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para os conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.), íntegro (centro) e simplificada (dir.), assumindo escala de valores que permita uma melhor visualização. | 65 |
| Figura 5.7 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no interior dos conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.), íntegro (centro) e simplificada (dir.).  | 66 |
| Figura 5.8 - Deslocamentos equivalentes nos fémures com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).  | 66 |

---

|   |    |
|---|----|
| Figura 5.9 - Condições de fronteira para o conjunto fémur com TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).                         | 67 |
| Figura 5.10 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).      | 67 |
| Figura 5.11 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nas TPC's reforçada (esq.) e simplificada (dir.).                          | 68 |
| Figura 5.12 - Pormenor do valor máximo da tensão de <i>von Mises</i> para ambas as placas (reforçada (esq.), simplificada (dir.)).    | 69 |
| Figura 5.13 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> para a tensão de cedência (placas reforçada (esq.) e simplificada (dir.)). | 69 |
| Figura 5.14 - Deslocamentos equivalentes nas placas (reforçada (esq.), simplificada (dir.)).  | 70 |
| Figura 5.15 - Instrumental cirúrgico ( <i>grip</i> , haste, adaptador e TPC).   | 71 |
| Figura 5.16 - Instrumental cirúrgico (matriz de furação, haste, adaptador e TPC).   | 71 |
| Figura 5.17 - Instrumental cirúrgico aplicado no fémur.   | 72 |



**ÍNDICE DE TABELAS**

|  |    |
|--|----|
| Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas do material do fêmur.  | 21 |
| Tabela 3.2 - Tensões de <i>von Mises</i> nas zonas de colocação das rosetas e deformação no extensômetro linear - modelo de elementos finitos em <i>Solidworks</i> . | 25 |
| Tabela 3.3 - Tensões de <i>von Mises</i> nas zonas de colocação das rosetas e deformação no extensômetro linear - modelo de elementos finitos em <i>ADINA</i> .      | 25 |
| Tabela 3.4 - Diferença de resultados entre <i>Solidworks</i> e <i>ADINA</i> .  | 26 |
| Tabela 3.5 - Tensão de <i>von Mises</i> calculada a partir das deformações experimentais e deformação no extensômetro linear.  | 37 |
| Tabela 3.6 - Diferença entre resultados obtidos experimentalmente e MEF em <i>Solidworks</i> .   | 38 |
| Tabela 3.7 - Diferença entre resultados obtidos experimentalmente e MEF em <i>ADINA</i> .  | 38 |
| Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas do aço AISI 316L.  | 51 |



## SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS

### SIMBOLOGIA

*N* – Newton  
*ν* – Coeficiente de Poisson  
*E* – Módulo de Elasticidade  
*ρ* – Massa Específica  
*σ<sub>c</sub>* – Tensão de Cedência  
*kg* – Quilograma  
*m<sup>3</sup>* – Metro Cúbico  
*Pa* – Pascal  
*μ $\epsilon$*  – Microdeformação  
*ε<sub>i</sub>* – Deformação na direção i  
*mm* – Milímetro

### ABREVIATURAS

TPC – Trochanteric Plate of Contention  
QREN – Quadro de Referência Estratégico Nacional  
EP – Europa Patente  
DHS – Dynamic Hip Screw  
3D – Três Dimensões  
CAD – Computer Aided Design  
CAE – Computer Aided Engineering  
PTA – Prótese Total da Anca  
ORIF – Open Reduction Internal Fractures  
AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen  
DGS – Direção Geral de Saúde  
OS – Osteossíntese  
DHS – Dynamic Hip Screw  
CHS – Compression Hip Screw

DMS – Dynamic Martin Screw

IMHS – Intramedullary Hip Screw

PFNA – Proximal Femoral Nail Antirotation

CNC – Computer Numeric Control

Exp – Experimental

Num – Numérico

ASTM – American Standard Specifications and Test Methods

AISI – American Iron and Steel Institute

ISO – International Organization for Standardization

MEF – Método de Elementos Finitos

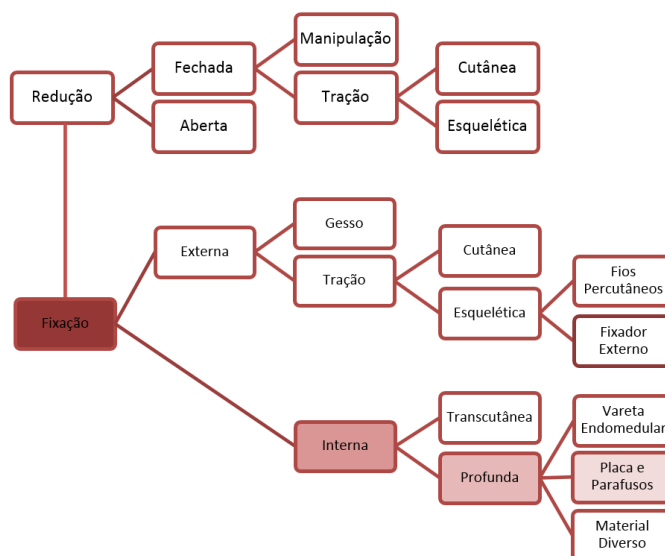
# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. Enquadramento

Pelo notório aumento de esperança de vida nos países desenvolvidos, associado ao progresso dos países emergentes, a traumatologia da anca tem tido um significativo aumento do número de ocorrências. Por um lado, o aumento de esperança de vida leva ao aparecimento de diversas patologias associadas, onde se pode enquadrar como exemplo a osteoporose, aumentando o risco do surgimento de fraturas femorais. Por outro lado, o aumento exponencial da utilização de veículos motorizados em países emergentes tem conduzido a inevitáveis consequências ao nível da dimensão e número de acidentes, originando também um significativo incremento deste tipo de traumas.

Ora, as soluções atualmente existentes no mercado apenas resolvem parte do problema. As atuais placas de fixação interna estão vocacionadas para a resolução de fraturas na zona diafisária e para as que não comprometem quer o colo do fémur quer a região trocantérica. No capítulo seguinte apresentam-se as principais diferenças entre estes sistemas de fixação. Desta forma, o desenvolvimento e estudo de novas soluções para a resolução destes casos torna-se fundamental. A placa aqui desenvolvida procura resolver todos estes cenários de forma simples, eficaz e económica, já que a aplicação da mesma permite tratar os principais tipos de fraturas.

Num cenário de fratura de origem traumática o ortopedista tem que decidir o tipo de abordagem a implementar. Essa abordagem tem como base o fluxograma de decisão da Figura 1.1. que permite compreender o lugar que a fixação interna ocupa no contexto ortopédico e também entender em que situações a placa aqui apresentada se pode enquadrar.



**Figura 1.1** - Fluxograma de decisão (Maranha, V., 2013).

As patologias associadas à ortopedia, nomeadamente e especialmente as fraturas ósseas, constituíram desde sempre um importante domínio de investigação, com enquadramento multidisciplinar. Destaca-se naturalmente a componente médica, mas também os laboratórios de investigação e desenvolvimento e a indústria de dispositivos médicos. É neste contexto que surge este projeto de investigação.

A solução aqui apresentada enquadra-se num trabalho de I&D no âmbito do Projeto QREN T.P.C. – Anca 30146, tendo como objetivo aperfeiçoar o método de fixação TPC proposto por Costa Martins (Europa Patente Nº EP 2 108 322 A1, 2009) para o tratamento das fraturas de obliquidade reversa da parte proximal do fémur. Neste contexto, o projeto envolve o desenvolvimento da geometria 3D através de sistemas de modelação CAD (Computer Aided Design), o desenvolvimento de um modelo numérico de elementos finitos (CAE - Computer Aided Engineering) que permita a simulação do comportamento estrutural do modelo desenvolvido e a produção de um protótipo para validação experimental do método de fixação.

Complementarmente, além da utilização da referida placa em contexto traumático, procura-se também que a geometria e desempenho permitam a sua aplicação como PTA (Prótese Total da Anca) em caso de falência da cabeça do fémur e, em doentes em que a TPC tenha sido anteriormente aplicada.

## **1.2. Objetivos e Metodologia**

O desenvolvimento deste trabalho assentou claramente na definição de um cronograma de execução cujas etapas se iniciam no desenvolvimento de um modelo CAD 3D, passando para uma fase de cálculo numérico por elementos finitos, e terminando com os ensaios experimentais necessários à validação tanto do modelo numérico desenvolvido como da previsão experimental do comportamento da placa.

A conceção do modelo 3D assumiu características dinâmicas, tendo sido usado o *software Solidworks*<sup>®</sup>. Esta etapa assentou no desenvolvimento de vários modelos da TPC, tendo-se chegado à geometria final após a verificação da existência de um compromisso entre geometria, funcionalidade, facilidade e simplicidade de aplicação e desempenho, quer estático, quer dinâmico. Este compromisso foi assumido em três patamares relevantes: compatibilidade clínica, com destaque para a facilidade de execução da técnica cirúrgica; previsão do comportamento mecânico, realizada numericamente através de um modelo de elementos finitos ; maquinação, com análise da facilidade de maquinação através de um centro de maquinação.

Tanto na validação numérica como nos ensaios experimentais, recorreu-se a um modelo artificial do fémur, usado pela comunidade científica, e da marca *Sawbones*. Assim, o modelo de elementos finitos considera a geometria CAD do fémur *Sawbones* e os ensaios experimentais

recorrem ao seu modelo físico. Toda a validação experimental assentou no recurso a técnicas de análise experimental de tensões através de rosetas extensométricas.

Importa ainda referir que, complementarmente foi desenvolvido o modelo 3D de todo o instrumental necessário para a aplicação da TPC em contexto de cirurgia.

### **1.3. Estrutura da Dissertação**

Esta dissertação está organizada em seis capítulos principais. Os dois primeiros capítulos expõem o enquadramento do trabalho, os três seguintes a fase de desenvolvimento e validação do modelo da TPC e do fémur, e o último onde se discute as conclusões e expõem os desenvolvimentos futuros. Assim, a organização da escrita da dissertação segue o seguinte alinhamento:

Capítulo 1 - dedicado ao enquadramento, objetivos e metodologia deste trabalho;

Capítulo 2 - de pesquisa e revisão bibliográfica, permitiu entender na globalidade o segmento de mercado onde este tipo de dispositivos se insere. Permitiu também conhecer toda a patologia associada à aplicação da TPC, o estado da arte e assim saber os materiais utilizados, técnicas aplicadas, tendências, o que simplificou e facilitou a criação do modelo final da placa.

Capítulo 3 - dedicado à validação experimental do modelo do fémur adquirido, o que permitirá, numa fase posterior, o ensaio mecânico do conjunto Fémur-TPC;

Capítulo 4 - onde se descreve a criação, modelação e estudos numéricos da TPC;

Capítulo 5 - dedicado ao estudo numérico do conjunto Fémur-TPC;

Capítulo 6 – onde se assinalam as conclusões principais deste trabalho assim como os desenvolvimentos futuros a serem realizados no sentido da sua melhoria.

Por último, apresentam-se as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho.



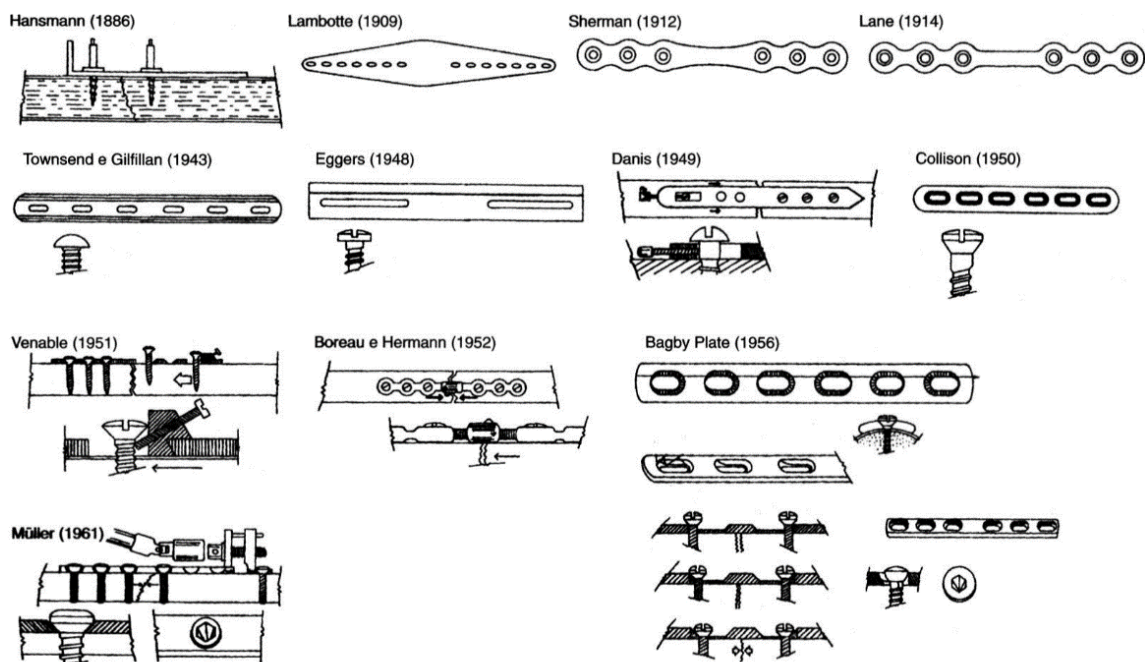


## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo descreve a revisão bibliográfica realizada, fundamental para a concretização deste trabalho. A abrangência da pesquisa que se apresenta aborda desde a história, anatomia, biomecânica e fisiopatologia da anca ao estado da arte relativa à utilização os sistemas mecânicos de contenção. Optou-se por redigir o texto com uma sequência que permita o fácil enquadramento do tema em análise. Assim, a descrição tem as seguintes subdivisões: História da Fixação Interna, Anatomia, Biomecânica, Patologia e Epidemiologia da Anca e, Estado da Arte.

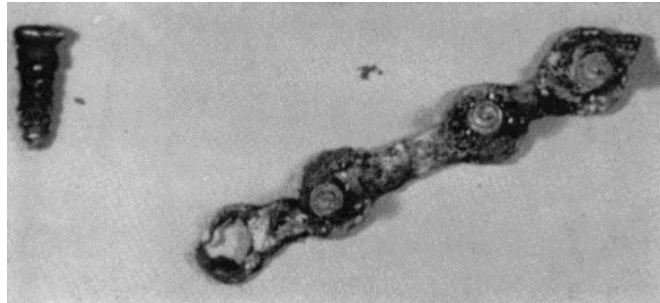
### 2.1. História da Fixação Interna

As placas para fixação interna de fraturas são usadas há mais de 100 anos. A sua aplicação teve início em 1895 quando Lane, pela primeira vez, a usou para realizar uma fixação interna. Na Figura 2.1 mostram-se alguns exemplares que representam a evolução que as placas de fixação interna tiveram ao longo destes 100 anos. É de notar que a sua evolução foi não somente dedicada ao *design* mas também à sua funcionalidade.



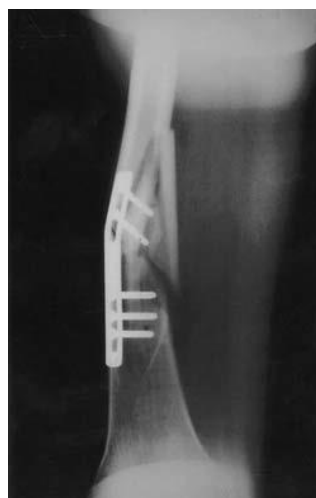
**Figura 2.1** - Evolução das placas de fixação interna nos últimos 100 anos (adaptado de Hans, K., 2006).

A placa desenvolvida por Lane foi mais tarde abandonada por problemas de corrosão, tal como a Figura 2.2 demonstra.



**Figura 2.2** - Placa de Lane com corrosão (Hans, K., 2006).

Subsequentemente, Lambotte, em 1909 e posteriormente Sherman, em 1912, introduziram as suas versões de placas de fixação interna de fraturas. Modificações na formulação metalúrgica das placas levaram a um aumento da resistência à corrosão, no entanto, ambas as versões foram abandonadas por insuficiente resistência mecânica. O seguinte desenvolvimento importante no *design* de placas surgiu em 1948 por George Eggers. A placa de Eggers tinha duas ranhuras que permitiam o deslizamento da cabeça dos parafusos o que compensava a reabsorção ocorrida nas extremidades da fratura. O possível uso alargado desta placa foi limitado pela sua reduzida rigidez estrutural o que resultava em instabilidade da fixação, conforme demonstra a Figura 2.3 (Uhthoff, Poitras, & Backman, 2006).



**Figura 2.3** - Instabilidade estrutural da placa de Eggers (Uhthoff, Poitras, & Backman, 2006).

Embora o conceito de fixação interna remonte a meados dos anos 1800, Lister introduziu a redução aberta e fixação interna (ORIF - *Open Reduction Internal Fixation*) de fraturas da patela, na década de 1860. A aplicação de placas, parafusos e fios foi documentada pela primeira vez na década de 1880 e 1890. Os primórdios deste tipo de cirurgia foi inicialmente atribuído pelo surgimento de muitos obstáculos, tais como infecções pós cirúrgicas, implantes mal concebidos, técnicas pouco desenvolvidas, alergia aos metais utilizados e uma limitada compreensão dos fenómenos biológicos e mecânicos de consolidação da fratura.

Para contextualizar ORIF, Lane surge como uma personalidade incontornável da história das fraturas ósseas. De fato, em termos práticos é a Lane que se deve a transformação do método tantas vezes descrito de modo detalhado em várias obras. As diversas configurações da sua placa de osteossíntese (OS) (Figura 2.4) são um marco histórico, e ainda hoje se encontram no mercado placas para a fixação de várias fraturas com um desenho análogo ao proposto por Lane.



**Figura 2.4** – Placas de Lane (1907) (Atalaia, 2010).

Robert Danis (1880-1962) descreveu os requisitos para a fixação interna. Este autor refere que a fixação interna deve permitir o movimento imediato dos músculos da região afetada e das articulações adjacentes, possibilitar a completa restauração da forma original do osso e garantir a união direta dos fragmentos sem calo ósseo visível, que é a consolidação *per primam*.

Em meados do Século XX o tema da compressão e cicatrização óssea foi introduzido por Eggers (1948). O autor questionou se o facto de se comprimir a fratura ajudava na consolidação. No seguimento desta discussão nasceu na Suíça a AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) - Associação para o Estudo da Fixação Interna. Em Março de 1958, num encontro de especialistas, Maurice Müller anunciou os três principais objetivos no tratamento da osteossíntese: restauração da forma anatómica dos ossos fraturados para permitir a normal funcionalidade, reabilitação funcional através do exercício dos músculos adjacentes e

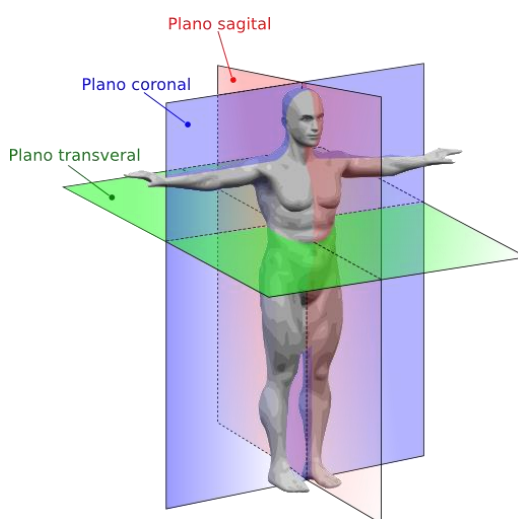
articulações após a cirurgia e a fixação primária da fratura sem a formação do calo. Estes foram os princípios básicos das teorias, práticas e ferramentas que se tornaram particulares para a AO, tendo sido apelidado de “filosofia AO” para clínicos, cientistas e fabricantes. Outra abordagem específica da AO incluía a documentação e normalização sistemática das técnicas e dispositivos (Atalaia, 2010).

Ao longo dos últimos 40 anos, os avanços científicos nesta área levaram ao aparecimento de novas teorias de fixação e ao desenvolvimento de técnicas cirúrgicas mais eficazes (Lakatos, 2012). Estas novas tendências são referidas e desenvolvidas no subcapítulo 2.3, o Estado da Arte.

## 2.2. Anatomia, Biomecânica, Patologia e Epidemiologia da Anca

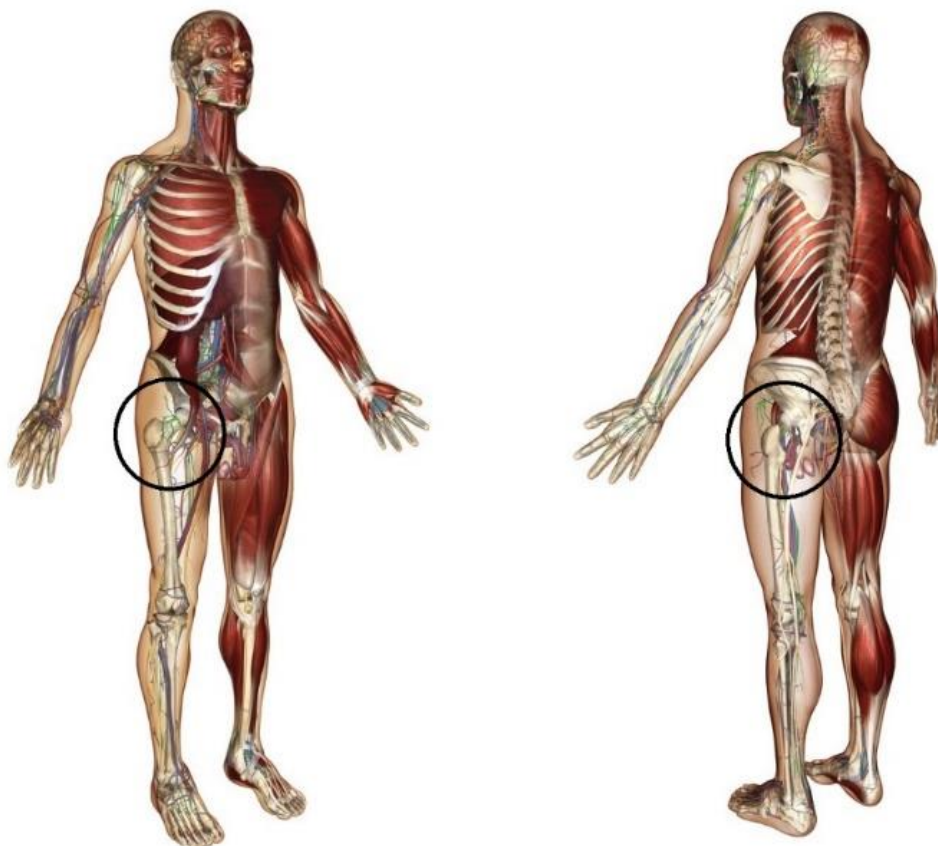
Para tornar mais simples a compreensão e a localização das estruturas anatómicas do corpo humano referidas neste trabalho, aborda-se inicialmente este tema de forma mais generalista, evoluindo-se para a particularização da articulação e estrutura óssea a estudar, a articulação da anca, de enquadramento e compreensão essencial neste trabalho. Segundo (Damien P. Byrne, 2010), a anca é uma articulação anatómica e fisiologicamente única, e compreender as suas estruturas básicas e a sua biomecânica torna-se essencial para médicos, fisioterapeutas, engenheiros e investigadores em áreas afins.

Tal como se pode verificar na Figura 2.5, o corpo humano pode ser dividido em três planos principais de referência: plano sagital, que divide o corpo ou órgão nas partes direita e esquerda, plano transversal ou horizontal, que divide o corpo nas partes superior e inferior e plano coronal ou frontal, que divide o corpo nas partes anterior e posterior.



**Figura 2.5** - Planos anatómicos de referência ([http://medicinaedith.blogspot.pt/2010\\_07\\_01\\_archive.html](http://medicinaedith.blogspot.pt/2010_07_01_archive.html)).

A articulação da anca, a mais estável e com maior dimensão no corpo humano, localiza-se na metade inferior do corpo. A sua forma geométrica permite elevada mobilidade de rotação, não tendo qualquer translação. Esta articulação, além da sustentação do corpo humano, é essencial nas atividades diárias de locomoção, tais como caminhar, correr, subir e descer escadas e subida (Completo & Fonseca, 2011). Na Figura 2.6 é possível observar a localização desta articulação no corpo humano.



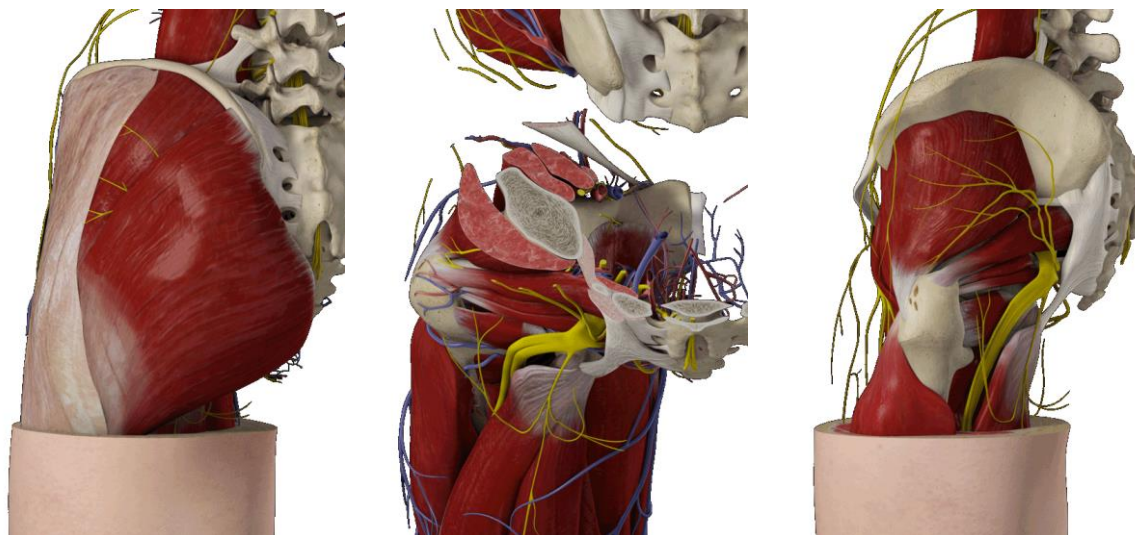
**Figura 2.6** – Vista anterior e posterior das principais estruturas anatómicas (3D4Medical).

A estrutura anatómica da anca é constituída pelo conjunto esfera e cavidade esférica. A esfera é a extremidade superior de fémur, designada por cabeça do fémur, tendo a forma aproximada de dois terços de uma esfera. A cavidade esférica é designada por acetábulo, possui uma superfície côncava do tipo calote esférica com menor dimensão do que a cabeça do fémur. Esta cavidade está localizada no osso íliaco e encontra-se angulada obliquamente no aspeto medial, lateral e inferior (Figura 2.7). Esta conjugação esfera-cavidade favorece a coaptação.



**Figura 2.7** - Estrutura óssea da anca (3D4Medical).

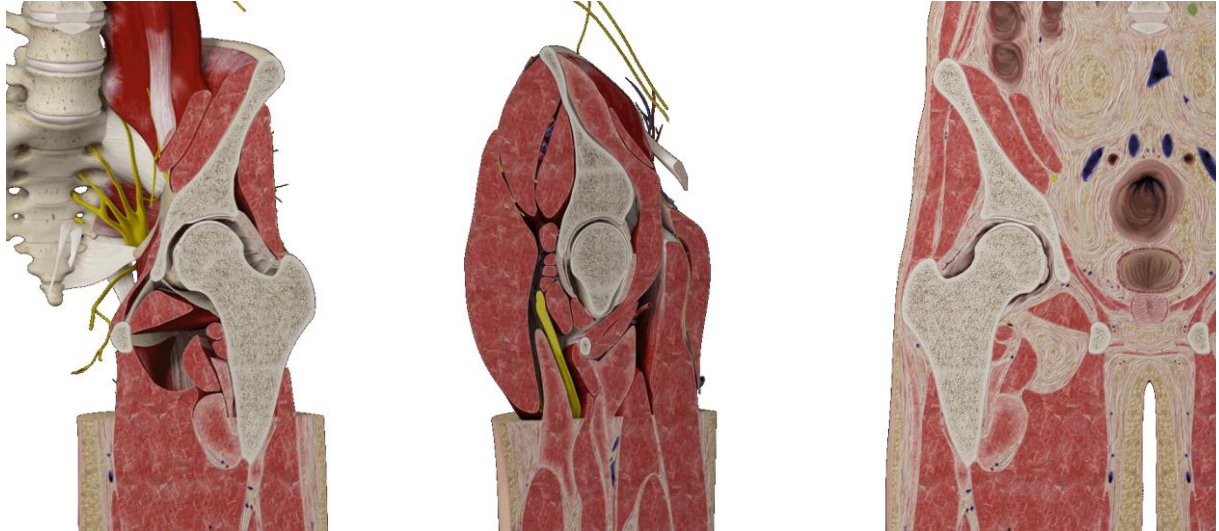
A estabilidade desta articulação é garantida pela geometria da articulação e por um forte conjunto de músculos que a envolve. Na Figura 2.8 representam-se as principais estruturas que envolvem a anca (musculares, vasculares e nervosas).



**Figura 2.8** - Grupos musculares que constituem a anca (3D4Medical).

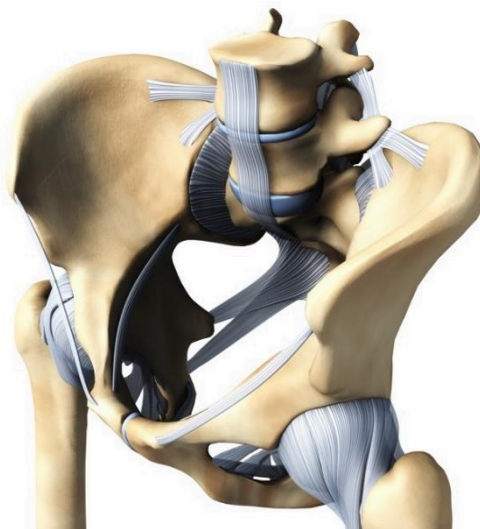


A Figura 2.9 representa a articulação da anca vista nos seus principais cortes, facilitando assim a sua compreensão.



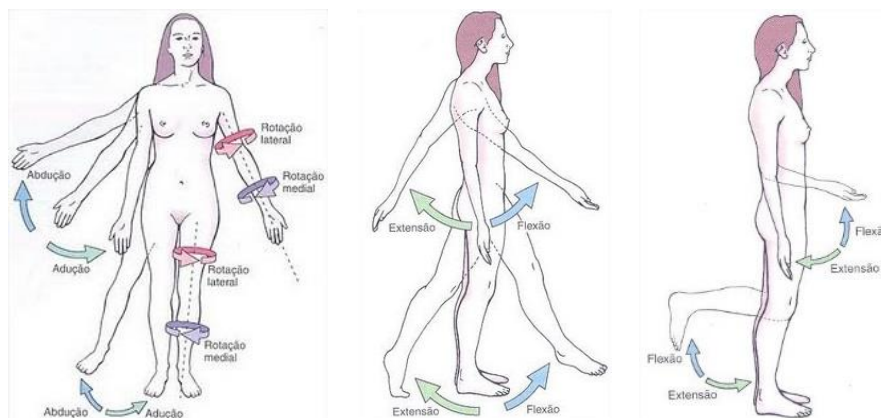
**Figura 2.9** - Articulação da anca vista em três cortes principais (3D4Medical).

A articulação coxofemoral é classificada como sinovial, esferoidal, e permite o movimento em relação aos três planos (frontal (coronal), sagital e transversal) que é limitado pelas estruturas ósseas, capsulares e mioligamentares (Figura 2.10).



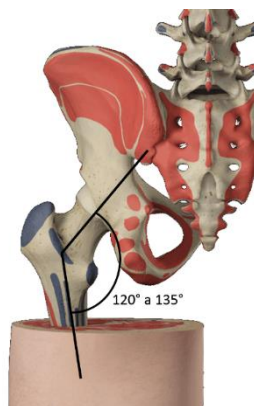
**Figura 2.10** - Estruturas ligamentares que constituem a anca (3D4Medical).

Estes movimentos podem ser classificados com recurso a três eixos de referência e três graus de liberdade: o eixo transversal onde se efetuam os movimentos de flexão e extensão; o eixo vertical que permite os movimentos de rotação externa e rotação interna; o eixo ântero-posterior situado no plano sagital, onde se efetuam os movimentos de adução e abdução. Na Figura 2.11 estão representados estes movimentos principais.



**Figura 2.11** - Movimentos de referência (<http://www.auladeanatomia.com/generalidades/termos.htm>).

O colo do fémur é a parte óssea que antecede superiormente a cabeça do fémur. É considerada a parte mais fraca do fémur por possuir um menor diâmetro em relação às demais e por ser constituída, em grande parte, por osso trabecular. O colo do fémur forma com a diáfise do fémur o ângulo colo-diafisário. Este ângulo é denominado por ângulo de inclinação, e pode variar de acordo com a idade, sexo e maturação óssea, com valores médios em adulto entre 120° e 135° (Figura 2.12). Anatomicamente, quando este ângulo apresenta um valor excessivo a coxa é denominada “coxa valga”, e quando é reduzido a coxa é denominada “coxa vara”. Este ângulo favorece a ação dos músculos existentes nesta zona. A cápsula articular e os ligamentos capsulares e extra capsulares são considerados estabilizadores passivos e os músculos estabilizadores ativos.



**Figura 2.12** - Variação do ângulo de inclinação (3D4Medical).



O desenvolvimento da TPC tem enquadramento com um tipo de patologia que afeta a anca, as fraturas da extremidade superior do fémur, nomeadamente do tipo trocantérico, e que representa um sério problema de saúde pública em idosos com e sem osteoporose. Este tipo de fratura apresenta um elevado índice de morbidade e mortalidade, apesar dos avanços registados tanto na sua prevenção como no seu tratamento. Apenas o tratamento cirúrgico pode permitir uma marcha e uma recuperação funcional precoces, para que o doente consiga uma autonomia próxima da anterior à lesão. Para isso, o ortopedista dispõe atualmente de um leque alargado de implantes cirúrgicos que não tem, todavia, o mesmo valor e indicações, estando na dependência da “personalidade da fratura” (Pais, Brandão, & Judas, 2014).

As fraturas trocantéricas (extracapsulares) e as do colo do fémur (intracapsulares) são responsáveis pela maioria das fraturas da extremidade proximal do fémur. A baixa frequência relativa das fraturas subtrocantéricas confere-lhes um menor peso estatístico na interpretação de dados epidemiológicos sob a designação genérica de fraturas da anca ou fraturas do fémur proximal. Quanto à incidência das fraturas do fémur proximal, aumentou significativamente nas últimas décadas, e deverá duplicar nos próximos 25 anos devido ao aumento da esperança média de vida. Segundo (Parker & Handoll, 2009), na União Europeia estima-se que a incidência anual de fraturas do fémur proximal sofra um aumento de 125 mil para 1 milhão, em 2020 (C S, 2010), e que no ano de 2050 a incidência anual mundial possa atingir valores entre os 7,3 e os 21,3 milhões de fraturas (Rocha, Azer, & Nascimento, 2009). Cerca de nove em cada dez fraturas da anca ocorrem em indivíduos com mais de 65 anos de idade, e cada três em quatro ocorrem em mulheres (Kaplan, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008). Sensivelmente metade destas correspondem a fraturas trocantéricas, que ocorrem a uma taxa anual de 63 por 100 000 em mulheres idosas e 34 por 100 000 em idosos do género masculino (Heikkinen, 2004).

Entre as fraturas do fémur proximal, as fraturas trocantéricas são as que afetam uma população mais idosa, e que apresentam maior gravidade e impacto na morbimortalidade, limitação funcional e dependência social do doente idoso (Keene, Parker, & Pryor, 1993), (Johnell & Kanis, 2006). A elevada prevalência de osteoporose nessa faixa etária, associada a traumatismos de baixa energia, como a queda da própria altura, são fatores de risco para a ocorrência destas fraturas.

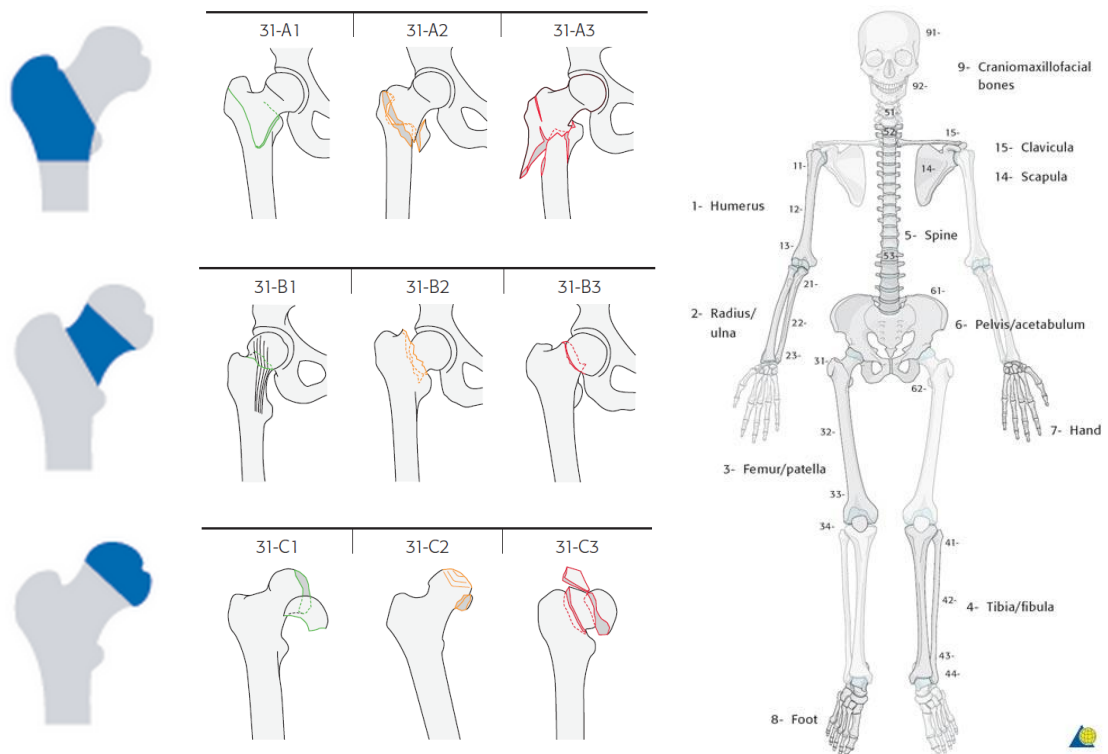
A taxa de mortalidade associada a estas fraturas ronda os 4 a 7% durante o internamento hospitalar, 6 a 10% no fim do primeiro mês, 13 a 17% aos 3 meses, 18 a 26% durante o primeiro ano, e cerca de 36% no final do segundo ano após a fraturas (Giversen, 2007), (Zuckerman, Skovron, & Frankel, 1995), (Schroder & Erlandsen, 1993). Nos estudos realizados em Portugal, a taxa de mortalidade aos 3 e 6 meses após a alta hospitalar foi de 10,2% e 14,1%, respetivamente (Silveira & Lopes, 1997), (Susano, Ponte, & Maia, 1995). Os indicadores sugerem que a esperança média de vida pode ser reduzida em até 25% (Balasegaram, Majeed, & Fitz-Clarence, 2001), e a necessidade de assistência adicional para as atividades da vida diária

esteja presente em 50% dos doentes, resultando assim numa redução significativa da qualidade de vida (Sernbo & Johnell, 1993), com repercussão na sociedade. Um terço dos doentes tornam-se totalmente dependentes ou institucionalizados (Leibson & Tosteson, 2002), e a probabilidade estimada de novo internamento hospitalar após fraturas aumenta exponencialmente (Cruz, 2009).

Em Portugal, durante o ano de 2006, a Direção Geral da Saúde (DGS) estimou um gasto de 52 milhões de euros em cuidados hospitalares diretos estritamente relacionados com as fraturas do fémur proximal (Saúde, 2008), comparativamente aos 11 milhões de euros gastos em 1990. É ainda pertinente lembrar que os custos mencionados apenas se referem a custos diretos da hospitalização, não contabilizando despesas adicionais em cuidados médicos, de enfermagem e de reabilitação funcional após a alta hospitalar (Owen, Melton, Gallagher, & Riggs, 1980).

De fato, os dados epidemiológicos, económicos e sociais acima expostos mostram a importância do estudo e otimização do tratamento cirúrgico neste tipo de fraturas. As fraturas trocantéricas representam um desafio para o cirurgião ortopédico por diversos aspetos: a nomenclatura é frequentemente confusa, a uniformização das classificações é difícil devido aos vários sistemas de classificação existentes, e existem várias opções de tratamento que carecem de evidência e de consensos alargados. Além disso, as fraturas trocantéricas instáveis acarretam dificuldades acrescidas pelas características biomecânicas desfavoráveis inerentes ao padrão instável da fraturas.

De forma a orientar o tratamento cirúrgico adequado de cada tipo de fratura, torna-se fundamental a utilização de uma classificação apropriada. Existem vários sistemas de classificação das fraturas trocantéricas: o mais básico e racional passa por dividir as fraturas trocantéricas em padrões de fraturas estáveis e instáveis (Evans, 1949), (Hafner, 1951), sendo esta determinação fundamental para decidir qual a opção terapêutica mais adequada. Em geral, a instabilidade é determinada pela presença de cominuição da cortical posteromedial (Harrington, 1975), (Johnson, Lottes, & Arnot, 1968), de obliquidade reversa e de extensão subtrocantérica (Kaplan, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008). O sistema de classificação mais usado atualmente é o do grupo AO, representado na Figura 2.13, (Muller, Nazarian, & Schatzker, 1990). Esta classificação apresenta uma boa reprodutibilidade (Schipper, Steyerberg, Castelein, & van Vugt, 2001) e codifica as fraturas trocantéricas como 31-A, dividindo-as em três grupos: fraturas 31-A1 (fraturas pertrocantéricas estáveis), fraturas 31-A2 (fraturas pertrocantéricas instáveis com cominuição medial incluindo a fraturas do pequeno trocânter) e fraturas 31-A3 (fraturas intertrocantéricas instáveis com ou sem cominuição medial). As fraturas AO codificadas como 31-A2 e 31-A3 são consideradas fraturas instáveis.



**Figura 2.13** - Classificação AO de fraturas proximais do fêmur.

O grupo A2 inclui fraturas trocântéricas multifragmentares com envolvimento do pequeno trocânter. As fraturas A2.1. podem ser consideradas relativamente estáveis após redução anatômica, uma vez que o fragmento do pequeno trocânter é pequeno e o grande trocânter permanece intacto. As fraturas A2.2. e A2.3. são multifragmentares e instáveis após redução, dado que o grande trocânter é envolvido e frequentemente desviado.

Relativamente ao tratamento, a estabilização cirúrgica é a opção de escolha para as fraturas trocântéricas, independentemente do tipo ou padrão de desvio. O tratamento não cirúrgico fica reservado para os doentes com comorbilidades que impliquem um risco inaceitável para anestesia, procedimento cirúrgico ou ambos (Kaplan, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008). O tratamento cirúrgico tem como objetivo a redução anatômica e subsequente fixação estável, para o alívio da dor e retorno precoce à marcha e independência prévia. Apesar de não alterar a taxa de mortalidade nos primeiros seis meses, o tratamento cirúrgico diminui as complicações decorrentes da imobilização prolongada no leito (Kaplan, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008). O resultado do tratamento cirúrgico depende do padrão da fratura, da qualidade óssea, da qualidade da redução e do método de fixação. Como complicações mecânicas destacam-se o colapso em varo, o *cut out* do parafuso ou lâmina cefálicos e a desmontagem do material de osteossíntese (OS), mais comuns nas fraturas instáveis (Laros & Moore, 1974). Devido ao suprimento sanguíneo abundante na região

trocantérica, o índice de osteonecrose e pseudartrose é baixo, favorecendo o tratamento cirúrgico através da fixação interna. A osteossíntese das fraturas trocantéricas constitui o principal método de tratamento cirúrgico, embora a artroplastia da anca possa ser, ocasionalmente, considerada (Kaplan, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008).

### 2.3. Estado da Arte

Vários dispositivos de fixação interna foram desenvolvidos para contornar as dificuldades técnicas da fixação das fraturas trocantéricas. Os implantes podem ser intramedulares ou extramedulares. Pela vastidão de modelos existentes no mercado, apenas aqui se identificam e caracterizam os mais utilizados.

Os implantes extramedulares consistem num parafuso deslizante, dirigido ao colo e cabeça femoral, que é conectado a uma placa aparafusada na cortical externa. Podem ser apresentados três exemplos: o *Dynamic Hip Screw (DHS®)*; o *Compression Hip Screw (CHS®)*; e o *Dynamic Martin Screw (DMS®)*. Destes, o mais frequentemente utilizado é o *DHS®*, representado na Figura 2.14. A grande vantagem deste tipo de implante assenta na simplicidade relativa da técnica cirúrgica a aplicar. Nas fraturas estáveis, o *DHS®* é, neste momento, o implante de primeira escolha (Bridle, Patel, Bircher, & Calvert, 1991).



**Figura 2.14** – Placa *DHS*: Modelo físico e Raio-X (Wayne 2010).

As placas *DHS®* são aplicadas essencialmente nas fraturas do colo do fémur, não estando orientadas para fraturas de obliquidade reversa, trocantéricas instáveis e fraturas subtrocantéricas. No entanto, pela sua simplicidade e baixo custo, é uma placa de aplicação em larga escala. Desta forma, entendeu-se tomá-la como referência de comparação para com a TPC. Num capítulo posterior apresenta-se um estudo numérico comparativo entre as duas placas.

Quanto aos implantes cefalomedulares, apesar de controversos, são considerados por diversos autores os dispositivos de eleição no tratamento de fraturas instáveis (Bridle, Patel, Bircher, & Calvert, 1991). A técnica de aplicação deste tipo de implantes foi introduzida e popularizada pelo cientista e médico alemão Gerhard Kuntscher no ano de 1942. Este autor realizou os primeiros testes em animais, estendendo-os mais tarde para humanos, tendo apresentado os seus resultados num *meeting* em Berlim. O seu trabalho foi inicialmente encarado com ceticismo, sendo mais tarde aceite. O seu livro “The Practice of Intramedullary Nailing” é uma referência para quem pretende conhecer esta filosofia de abordagem ortopédica (Admani & Gakuu, 2012).

Este tipo de implante permite uma abordagem cirúrgica minimamente invasiva, 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, Miyamoto, Levine, Egol, & Zuckerman, 2008), (Pajarinen, Lindahl, Michelsson, Savolainen, & Hirvensalo, 2005). A melhoria do *design* das cavilhas femorais reduziu algumas complicações, como a taxa de fraturas intraoperatórias. Como exemplos pode-se indicar o *Gamma Nail*, o *Intramedullary Hip Screw (IMHS®)* e o *Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA®)* (Figura 2.15). Os resultados de ensaios clínicos randomizados comparando técnicas de fixação intra e extramedulares de fraturas trocântéricas instáveis são raros e inconsistentes. A maioria dos estudos foca-se no tratamento de fraturas trocântéricas estáveis (Aune, Ekeland, & Odegaard, 1994), (Bridle, Patel, Bircher, & Calvert, 1991), (Hoffman & Lynskey, 1996). No entanto, são responsáveis pelo surgimento de complicações pós operatórias tais como elevadas taxas no atraso ou na não consolidação óssea, fratura do osso ou até mesmo do próprio implante, reduzido controlo torsional, longos períodos de imobilização e difícil alinhamento anatómico. Estes sistemas podem também contribuir para o efeito de *stress shielding*.



**Figura 2.15** - Sistema intramedular (Indiamart 2010).

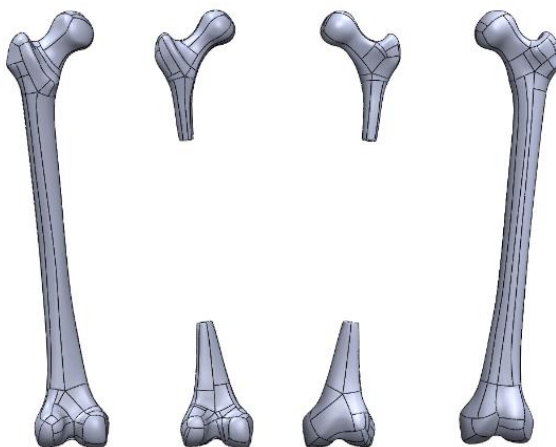
Tal como referido anteriormente, pelas desvantagens dos sistemas existentes, dado que apenas se enquadram na resolução de parte dos vários tipos de fraturas existentes, o desenvolvimento de uma solução que seja mais abrangente tem a sua motivação e interesse garantidos. Comparativamente com outros métodos de tratamento de fraturas trocantéricas aqui evidenciados, a TPC que se apresenta tem a capacidade de contenção interna que poderá diminuir o risco de *cut out* e mesmo neste caso, está previsto que possa evoluir para prótese da anca sem necessidade da sua extração.

### 3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO FÉMUR

Atendendo ao necessário compromisso entre a geometria da TPC e a geometria do fémur, tornou-se necessário o desenvolvimento de um modelo numérico adequado para o fémur. Neste trabalho optou-se por trabalhar com o modelo de quarta geração do fémur da marca à *Sawbones*<sup>®</sup> (ficheiro *CAD* #3403). Além do modelo *CAD* foram também adquiridos alguns modelos físicos do fémur, para a validação experimental. Na Figura 3.1 apresenta-se o modelo físico do fémur na posição ortostática e na Figura 3.2 representa-se o modelo 3D com a separação entre as componentes cortical e trabecular.



**Figura 3.1** - Modelo físico do fémur (*Sawbones*).



**Figura 3.2** - Modelo *CAD* do Fémur e suas componentes cortical e trabecular.

### 3.1. Modelo Geométrico do Fémur

O ficheiro CAD do modelo #3403 (*Sawbones*<sup>®</sup>) do fémur continha informação relevante para a correta execução do projeto. Contudo, foi necessário proceder a uma análise cuidada do mesmo de modo a definir os eixos principais do modelo, nomeadamente: eixo anatómico, eixo mecânico e eixo do colo do fémur. A definição destes eixos é primordial para o correto posicionamento do fémur, assim como as solicitações mecânicas a aplicar durante os ensaios numéricos e mecânicos. Na Figura 3.3 são apresentados os principais eixos do fémur, trabalhados no modelo de acordo com a bibliografia e que são considerados quer para os estudos numéricos quer para os experimentais.

O eixo anatómico é determinado por uma linha imaginária que se prolonga ao longo do canal intramedular do fémur e que intersesta dois pontos principais que o definem: o centro dos cêndilos e o centro do canal medular da região proximal do fémur. O eixo mecânico é definido como o eixo imaginário que considera o ponto central dos cêndilos e o centro da cabeça do fémur. O eixo anatómico faz um ângulo entre 9° a 11° com o eixo mecânico. Por último, a localização do eixo do colo do fémur é o resultado da interseção de dois pontos referidos anteriormente, nomeadamente o centro da cabeça do fémur, utilizado para a determinação do eixo mecânico e o ponto localizado no canal medular da região proximal, referência para a determinação do eixo anatómico.

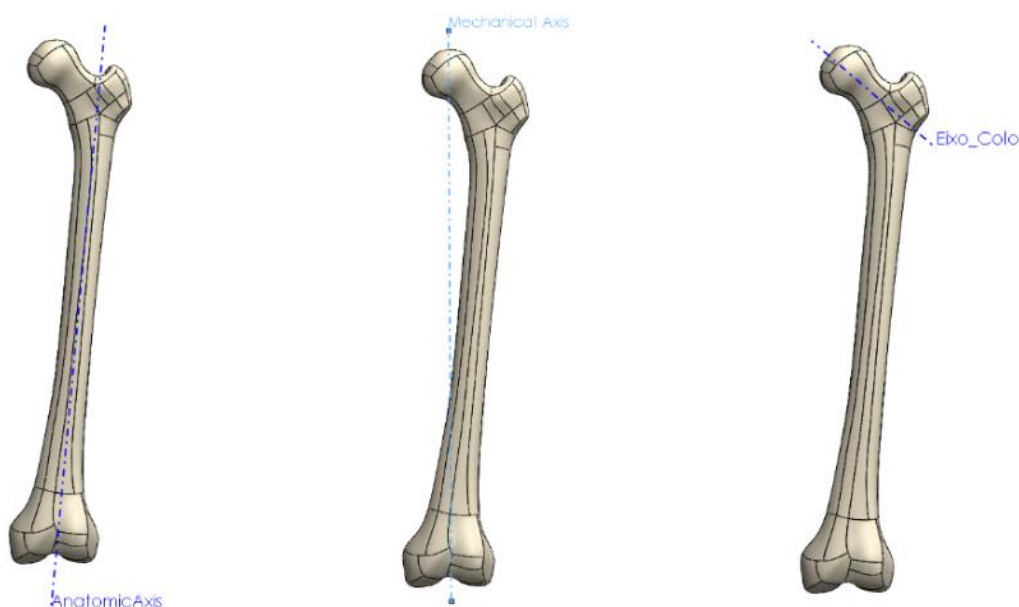


Figura 3.3 - Eixos anatómico, mecânico e do colo fo fémur



### 3.2. Estudo Numérico do Fémur

A simulação numérica executada neste trabalho considera a utilização de dois *softwares* de cálculo por elementos finitos: o *Solidworks Simulation*<sup>®</sup> e o *ADINA*<sup>®</sup>. Todos os resultados obtidos são comparados para os dois programas de simulação, havendo assim dois modelos de elementos finitos.

O fémur é globalmente composto por osso trabecular e osso cortical, tal como referido anteriormente. Nos modelos desenvolvidos, esta subdivisão é tida em conta a partir da geometria CAD atrás referida. Os dois tipos de osso são considerados com características isotrópicas, que não correspondendo à situação real, é uma simplificação aceite tanto no desenvolvimento de modelos numéricos como em análise experimental a partir de modelos artificiais do osso. Assim, os modelos de elementos finitos consideram as características mecânicas descritas na Tabela 3.1, com a clara distinção entre a componente cortical e a trabecular.

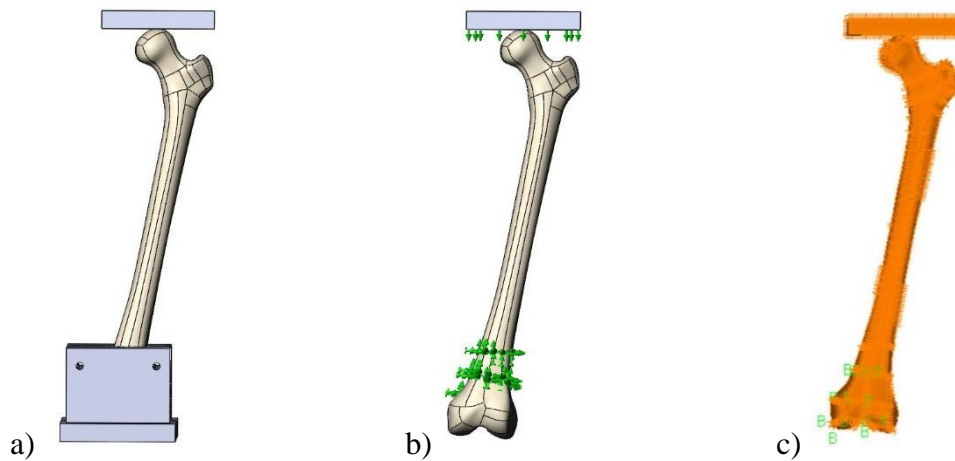
**Tabela 3.1** - Propriedades mecânicas do material do fémur.

| <b>Osso cortical</b>                                   |                                   |   |                                      |
|--|-----------------------------------|---|--------------------------------------|
| <b>Massa Específica</b><br>$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ] | <b>Módulo de Young</b><br>E [MPa] | <b>Tensão de Cedência</b><br>$\sigma_c$ [MPa] | <b>Coefficiente de Poisson</b> $\nu$ |
| 1640   | 16000                             | 106   | 0,28                                 |

| <b>Osso trabecular</b>                                 |                                   |   |                                      |
|--|-----------------------------------|---|--------------------------------------|
| <b>Massa Específica</b><br>$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ] | <b>Módulo de Young</b><br>E [MPa] | <b>Tensão de Cedência</b><br>$\sigma_c$ [MPa] | <b>Coefficiente de Poisson</b> $\nu$ |
| 270  | 155                               | 6   | 0,30                                 |

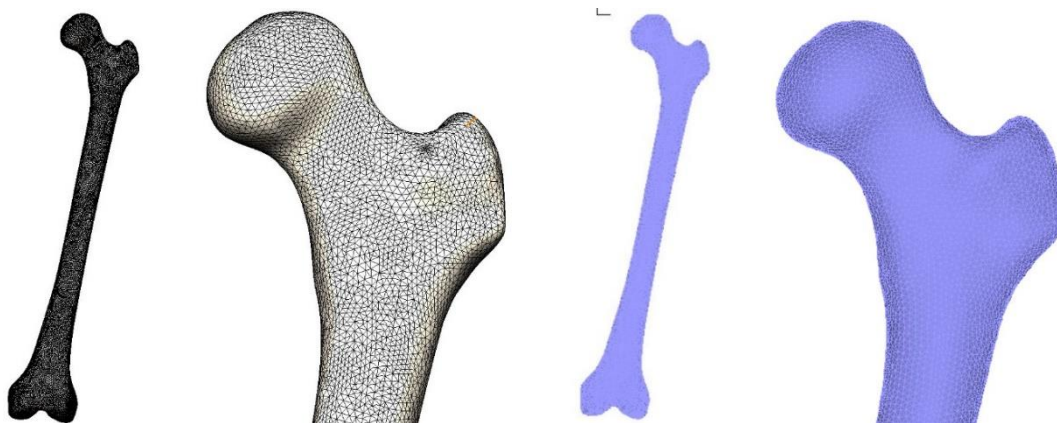
As condições de fronteira adotadas neste estudo foram consideradas no sentido de mimetizar as previstas e aplicadas nos ensaios experimentais (capítulo 5.3) e que têm como principal referência (Bergmann, et al., 2001). Assim, os modelos numéricos consideram o constrangimento de todos os nós das superfícies inferiores do fémur (região distal) correspondentes às que assentam na base de fixação, estrutura desenvolvida para os ensaios experimentais, tal como se ilustra na Figura 3.4.



**Figura 3.4** – a) Modelo experimental; b) Condições de fronteira em *Solidworks*; c) Condições de fronteira em *ADINA*.

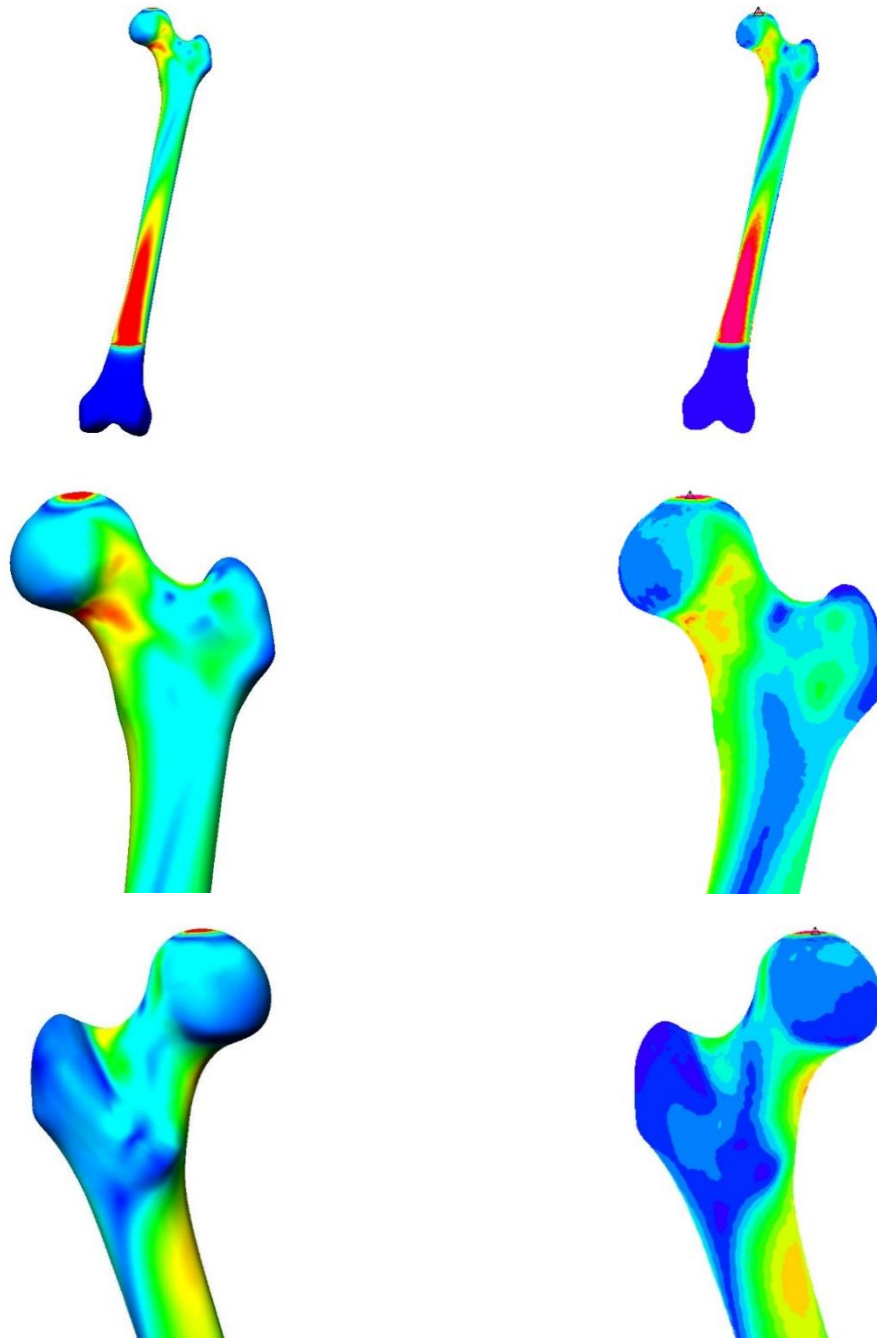
As condições de solicitação consideram o recurso a uma placa que exerce o contacto com a cabeça do fémur, replicando-se assim as condições experimentais. Os modelos garantem o alinhamento vertical da placa. Considera-se como referência a aplicação de uma carga de 200 N, transferida ao fémur através do seu contacto com a placa.

De modo a poder comparar o desempenho entre os dois modelos de elementos finitos, optou-se por considerar o mesmo tipo de elemento tanto para o *Solidworks Simulation*<sup>®</sup> como para o *ADINA*<sup>®</sup>. Assim, a malha foi definida a partir de elementos lineares, tridimensionais sólidos, tetraédricos com 4 nós. A dimensão média dos elementos foi de 2 mm, sendo esta dimensão o resultado de um estudo de convergência de malha baseado no deslocamento máximo do modelo. Na Figura 3.5 mostra-se o resultado obtido no fémur após a malhagem no *Solidworks Simulation*<sup>®</sup> e no *ADINA*<sup>®</sup>.



**Figura 3.5** - Malha do fémur (*Solidworks* (esq.) e *ADINA* (dir.)).

Na Figura 3.6 apresenta-se a distribuição das tensões de *von Mises* no modelo. Observando as imagens que se apresentam, é possível identificar a concordância entre os dois modelos de elementos finitos. A Figura 3.7 representa a distribuição dos deslocamentos equivalentes no modelo, sendo também neste caso possível identificar a concordância existente entre os dois modelos, com um deslocamento máximo de 5,13 mm.

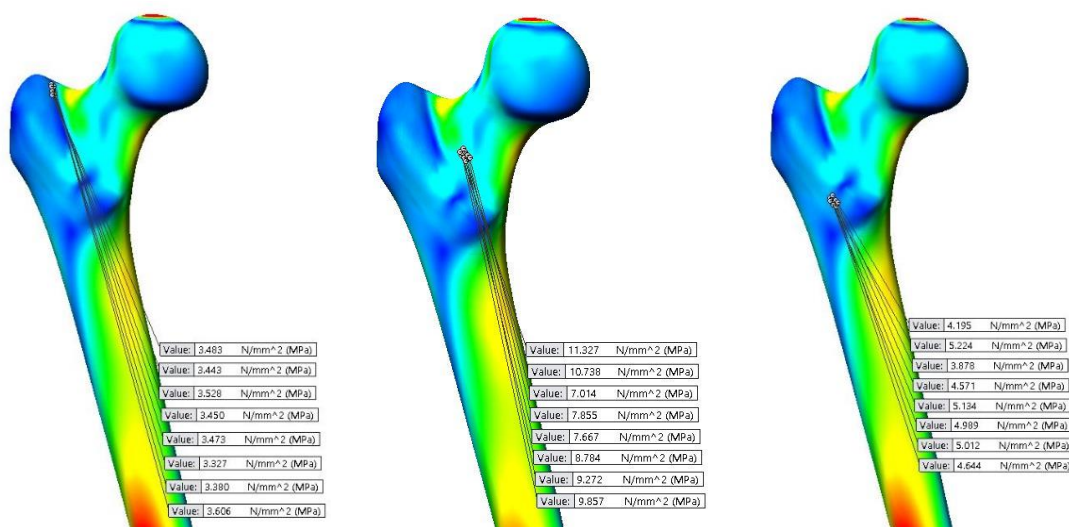


**Figura 3.6** - Distribuição das tensões de *von Mises* (*Solidworks* (esq.) e *ADINA* (dir.)).



**Figura 3.7** – Deslocamentos globais (*Solidworks* (esq.) e *ADINA* (dir.)).

De modo a comparar de forma mais objetiva os resultados obtidos para os dois modelos, foram selecionadas algumas zonas do fémur onde a distribuição das tensões de *von Mises* assume valores mais elevados. Além disso, atendendo a que se pretendia instrumentar o fémur com 5 rosetas extensométricas e 1 extensómetro unidirecional para obter experimentalmente as deformações nas zonas mais importantes do fémur, foram definidos alguns nós de medição e avaliação experimental, designados por sensores. Esta localização foi obtida com base nos resultados numéricos, tendo sido definidos 8 sensores para cada roseta ou extensómetro, de modo a abranger a área que cada resistência ocupava. A título exemplificativo da metodologia implementada, mostram-se na Figura 3.8 os sensores selecionados e que correspondem às rosetas definidas por 1, 2 e 3, respetivamente.



**Figura 3.8** - Sensores selecionados no modelo definido em *Solidworks* para as rosetas 1,2 e 3.

Na Tabela 3.2 e na Tabela 3.3 resumem-se os valores da tensão de *von Mises* em cada sensor para cada roseta e extensómetro, obtidos nos *softwares* atrás referidos. Mostra-se também o valor médio dos referidos valores, o qual servirá para posterior comparação com os dados experimentais.

**Tabela 3.2** - Tensões de *von Mises* nas zonas de colocação das rosetas e deformação no extensómetro linear - modelo de elementos finitos em *Solidworks*.

| Sensor       | Roseta 1 [MPa] | Roseta 2 [MPa] | Roseta 3 [MPa] | Roseta 4 [MPa] | Roseta 5 [MPa] | Extensómetro [ $\mu\epsilon$ ] |
|--------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------------------|
| 1            | 4,05           | 9,86           | 4,64           | 13,61          | 10,32          | 706,10                         |
| 2            | 3,79           | 9,27           | 5,01           | 13,89          | 10,01          | 724,00                         |
| 3            | 3,74           | 8,78           | 4,99           | 14,17          | 9,71           | 724,00                         |
| 4            | 3,89           | 7,67           | 5,13           | 14,61          | 9,56           | 641,00                         |
| 5            | 3,86           | 7,86           | 4,57           | 14,86          | 9,50           | 619,20                         |
| 6            | 3,91           | 7,01           | 3,88           | 15,15          | 9,31           | 612,60                         |
| 7            | 3,95           | 10,74          | 5,22           | 15,33          | 9,65           | 650,40                         |
| 8            | 3,86           | 11,33          | 4,20           | 16,34          | 10,42          | 579,60                         |
| <b>Média</b> | <b>3,88</b>    | <b>9,06</b>    | <b>4,71</b>    | <b>14,74</b>   | <b>9,81</b>    | <b>657,11</b>                  |

**Tabela 3.3** - Tensões de *von Mises* nas zonas de colocação das rosetas e deformação no extensómetro linear - modelo de elementos finitos em *ADINA*.

| Sensor       | Roseta 1 [MPa] | Roseta 2 [MPa] | Roseta 3 [MPa] | Roseta 4 [MPa] | Roseta 5 [MPa] | Extensómetro [ $\mu\epsilon$ ] |
|--------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------------------|
| 1            | 3,36           | 7,70           | 4,23           | 15,11          | 10,50          | 632,06                         |
| 2            | 2,85           | 6,63           | 5,04           | 14,03          | 8,54           | 624,24                         |
| 3            | 3,51           | 8,40           | 4,16           | 14,65          | 10,32          | 632,55                         |
| 4            | 2,92           | 7,94           | 4,57           | 13,50          | 9,17           | 641,64                         |
| 5            | 2,91           | 6,96           | 4,64           | 14,67          | 10,01          | 671,31                         |
| 6            | 2,88           | 6,54           | 4,74           | 15,28          | 8,80           | 674,51                         |
| 7            | 3,53           | 7,01           | 4,86           | 15,08          | 9,08           | 674,80                         |
| 8            | 3,55           | 7,33           | 4,35           | 14,49          | 10,42          | 644,22                         |
| <b>Média</b> | <b>3,19</b>    | <b>7,32</b>    | <b>4,57</b>    | <b>14,60</b>   | <b>9,65</b>    | <b>649,42</b>                  |

A Tabela 3.4 apresenta a comparação entre os valores das tensões de *von Mises* obtidos com os dois programas, podendo-se concluir que, tendo em consideração o facto de os programas possuírem malhadores distintos, aliado à dificuldade existente na seleção de pontos para a leitura das tensões com localizações semelhantes em ambos os estudos, os resultados evidenciam uma elevada correlação.

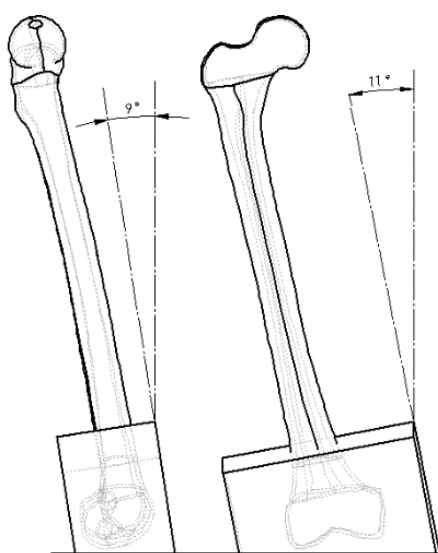
**Tabela 3.4** - Diferença de resultados entre *Solidworks* e *ADINA*.

| Software          | Roseta 1 [MPa] | Roseta 2 [MPa] | Roseta 3 [MPa] | Roseta 4 [MPa] | Roseta 5 [MPa] | Extensómetro [ $\mu\epsilon$ ] |
|-------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------------------|
| <b>Solidworks</b> | 3,88           | 9,06           | 4,71           | 14,74          | 9,81           | 657,11                         |
| <b>ADINA</b>      | 3,19           | 7,32           | 4,57           | 14,60          | 9,65           | 649,42                         |
| <b>Erro</b>       | 0,69           | 1,74           | 0,14           | 0,14           | 0,16           | 7,70                           |

### 3.3. Estudo Experimental do Fémur

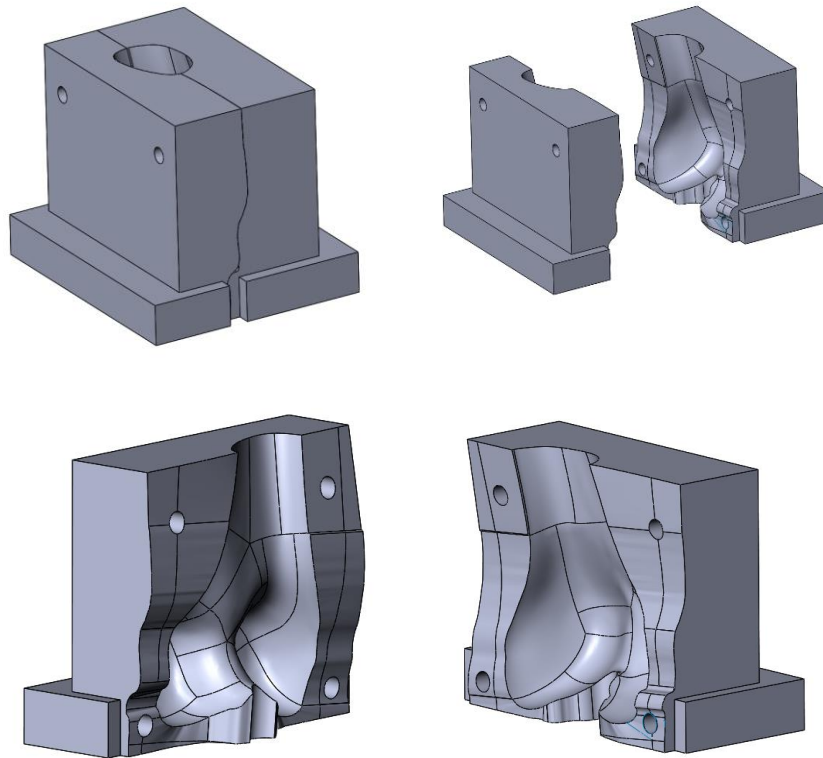
Para executar os ensaios experimentais que permitissem a avaliação do comportamento do fémur e a validação dos modelos de elementos finitos desenvolvidos, foi necessário proceder ao projeto e execução de diversos dispositivos e acessórios, assim como desenvolver um bastidor para os ensaios que garantisse o posicionamento adequado e a aplicação controlada da sollicitação em estudo.

O primeiro aspeto de elevada importância refere-se ao posicionamento adequado do fémur durante o ensaio. A posição de ensaio de cada fémur, com e sem prótese, encontra-se esquematizada na Figura 3.9 (11° no plano frontal e 9° no plano sagital), (Ramos, Fonseca, & Simões, 2006).



**Figura 3.9** – Posicionamento do fémur nos ensaios experimentais (Ramos 2006).

Para garantir o correto posicionamento do fémur, foi projetado o suporte que se representa na Figura 3.10. Este suporte, composto por duas partes que abraçam e fixam o fémur, foi modelado em *Solidworks Mold Tools*®.



**Figura 3.10** - Modelo CAD da base de fixação do fémur.

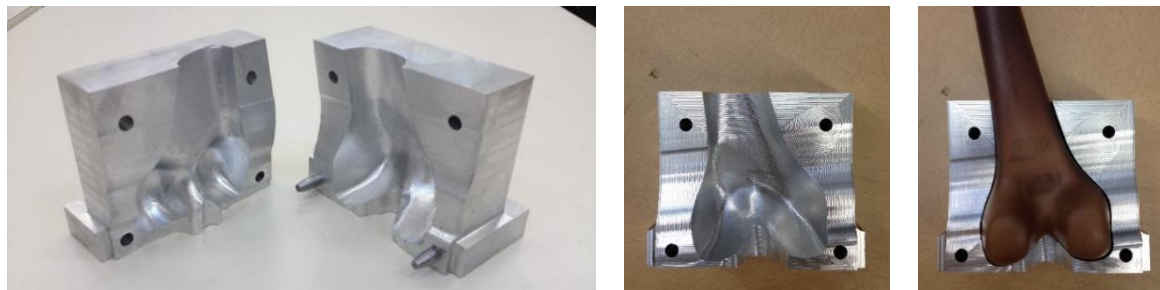
O suporte foi posteriormente maquinado no centro de maquinação CNC (Computer Numeric Control) existente no Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra. A Figura 3.11 mostra as fases de conceção da base de ancoragem do fémur.



**Figura 3.11** - Maquinação do bloco de fixação do fémur.



O resultado final da maquinação do referido suporte é apresentado na Figura 3.12, assim como o posicionamento do fémur no suporte para os ensaios experimentais.



**Figura 3.12** - Bloco de fixação do fémur.

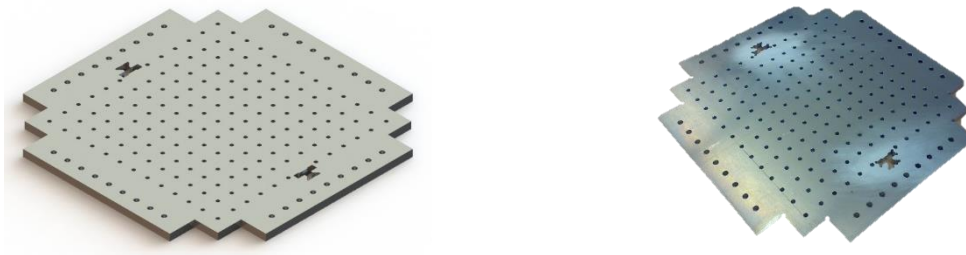
Foi também construído um bastidor de ensaios mecânicos para fixação do suporte do fémur e do dispositivo para aplicação das cargas na cabeça do fémur. Este sistema é constituído por uma estrutura tipo “gaiola”, em que todos os perfis utilizados na sua construção tiveram as suas extremidades previamente maquinadas para se obter a perfeita esquadria e assim garantir as corretas condições nos ensaios mecânicos. Na Figura 3.13 é possível observar o modelo CAD do bastidor desenvolvido, assim como o resultado final após montagem dos seus componentes.



**Figura 3.13** - Bastidor desenvolvido para os ensaios mecânicos.

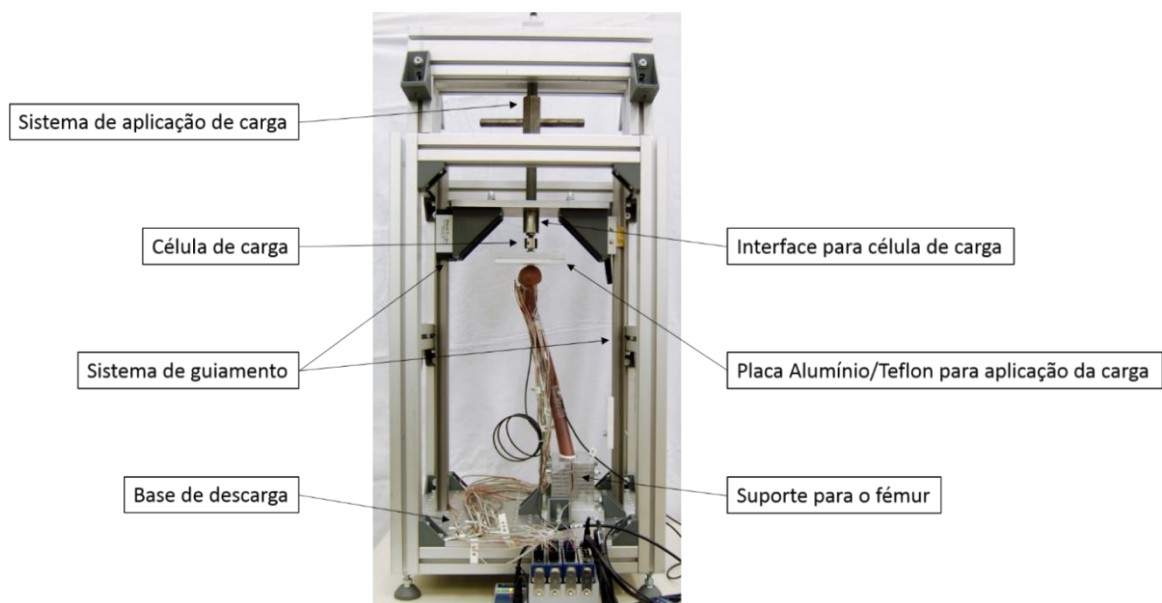


Tal como se pode verificar na figura anterior, o bastidor é formado por diversos acessórios, os quais foram também projetados e executados. O papel principal desses acessórios era o de garantir a reprodutibilidade e repetibilidade dos ensaios. Assim, foi maquinada uma base com furação tipo matriz, que para além da função de descarga dos esforços realizados aquando da realização dos ensaios, permite a fixação da base de ancoragem do fémur em variadas posições, consoante o alinhamento pretendido. Na Figura 3.14 mostra-se o modelo 3D e o modelo físico da referida base. O sistema de guiamento é conseguido com recurso a dois suportes deslizantes e dois perfis de apoio, tendo um dos suportes travamento mecânico. O sistema de aplicação da solicitação incorpora um duplo parafuso de aproximação/afastamento, com movimentação manual.



**Figura 3.14** - Base do bastidor de ensaios mecânicos.

A Figura 3.15. mostra o bastidor e os seus principais constituintes.

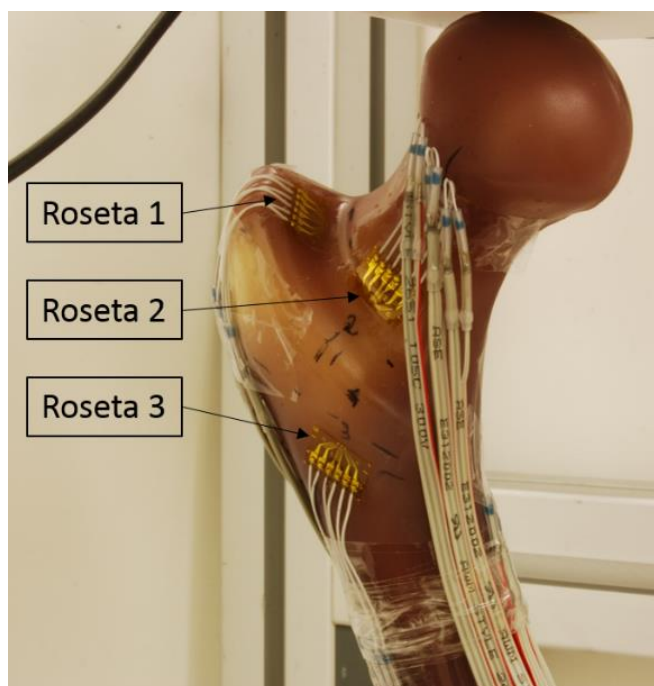


**Figura 3.15** - Bastidor de ensaios mecânicos.

O fémur foi instrumentado com cinco rosetas da marca HBM com a referência K-RY8-350-45-1-3-3, de 350 Ohm (roseta a 45°), distribuídas conforme se pode visualizar na Figura 3.16, Figura 3.17 e Figura 3.18 e um extensómetro unidirecional, HBM com a referência 1-LY11-6/350, de 350 Ohm, posicionado conforme se encontra visível na Figura 3.19.

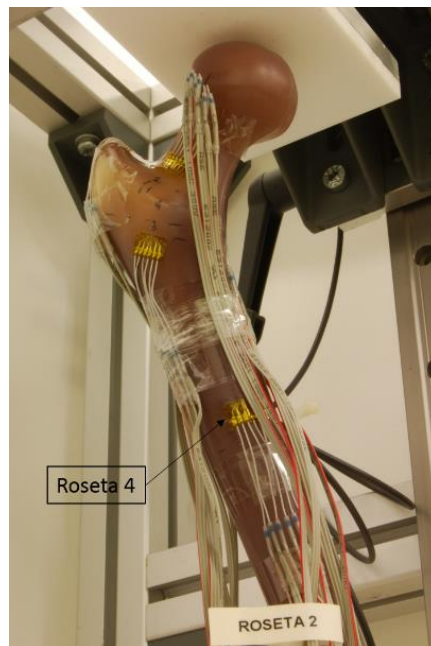
A localização das rosetas teve três principais critérios: a distribuição de tensões obtida através dos estudos numéricos anteriormente executados, as regiões mais críticas associadas às patologias em análise, a possibilidade de comparação da distribuição de tensões de *von Mises* entre o fémur íntegro e o fémur fraturado e posteriormente com a TPC aplicada.

Relativamente às fraturas mais comuns que atingem a região proximal do fémur, a localização das rosetas 1 e 2 tiveram como objetivo a identificação das tensões na região próxima da zona de ocorrência das fraturas do tipo 31-B (colo do fémur). No que diz respeito à roseta 3, esta foi aplicada numa região largamente afetada por fraturas do tipo 31-A, ou seja, intertrocantéricas.



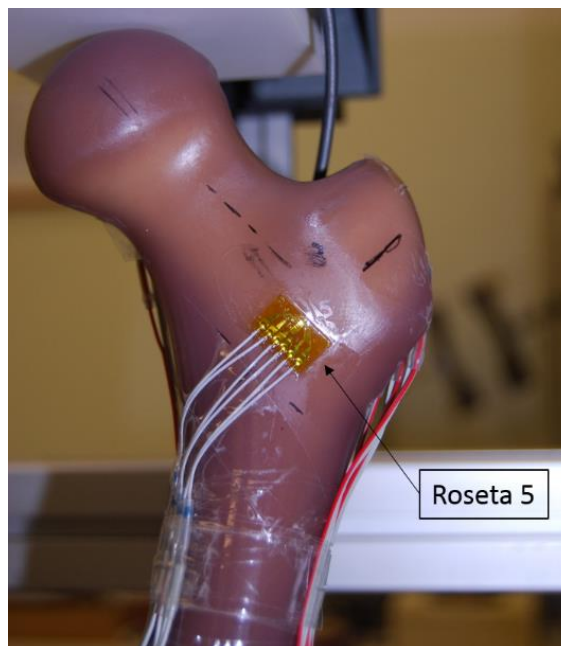
**Figura 3.16** - Posicionamento das rosetas 1, 2 e 3.

A roseta 4 pretende identificar o nível de tensões na zona diafisária imediatamente posterior à ligação da placa à diáfise.

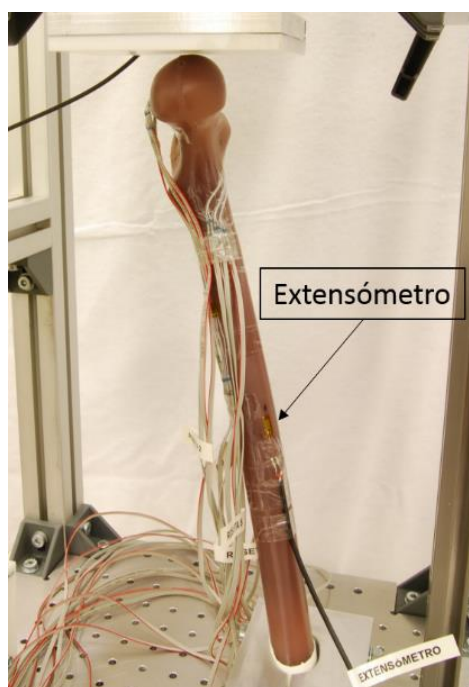


**Figura 3.17** - Posicionamento da roseta 4.

A roseta 5 foi colocada numa região comprometida pelas fraturas do tipo 31-A, concretamente as 31-A3, ou seja, as fraturas de obliquidade reversa.



**Figura 3.18** - Posicionamento da roseta 5.



**Figura 3.19** - Posicionamento do extensómetro unidirecional.

A monitorização da solicitação aplicada foi feita com uma célula de carga da marca HBM, modelo U9B com uma carga nominal de 2kN e classe de precisão 0,5. Na Figura 3.20 está representada esta célula de carga.



**Figura 3.20** - Célula de carga.

A aquisição do sinal foi efetuada através do *software LabVIEW*® 2011. Nesta plataforma foi desenvolvida uma aplicação que permite a aquisição sincronizada dos dados provenientes da célula de carga e de todos os extensómetros. O diagrama de blocos da aplicação está representado na Figura 3.21 e o painel frontal na Figura 3.22.

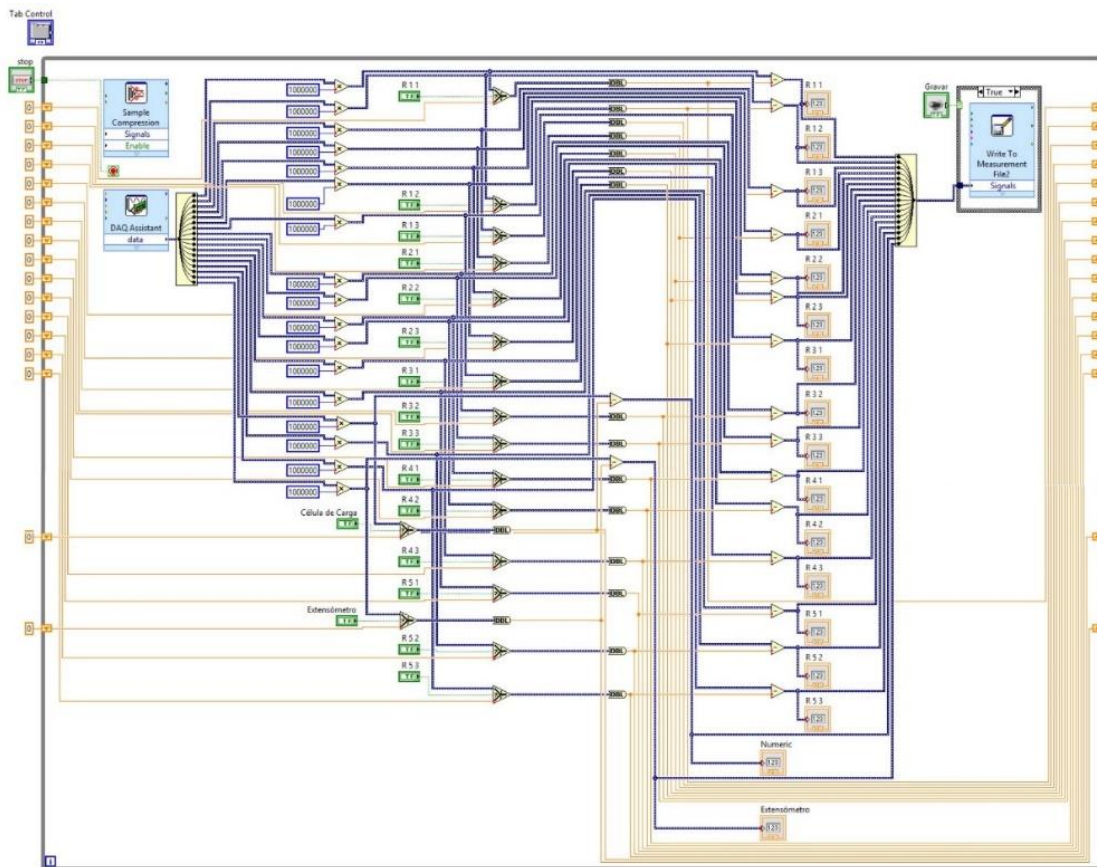


Figura 3.21 - Diagrama de blocos do programa de aquisição em *LabVIEW*.



Figura 3.22 - Painel frontal do programa de aquisição em *LabVIEW*.



O *hardware* utilizado para a aquisição de sinal integra um chassis da *National Instruments*<sup>®</sup>, com a referência NI-cDAQ-9174 (Figura 3.23), que permitiu que o sinal dos vários sensores e das diferentes placas, fosse adquirido em simultâneo, possibilitando assim o sincronismo na aquisição dos dados.



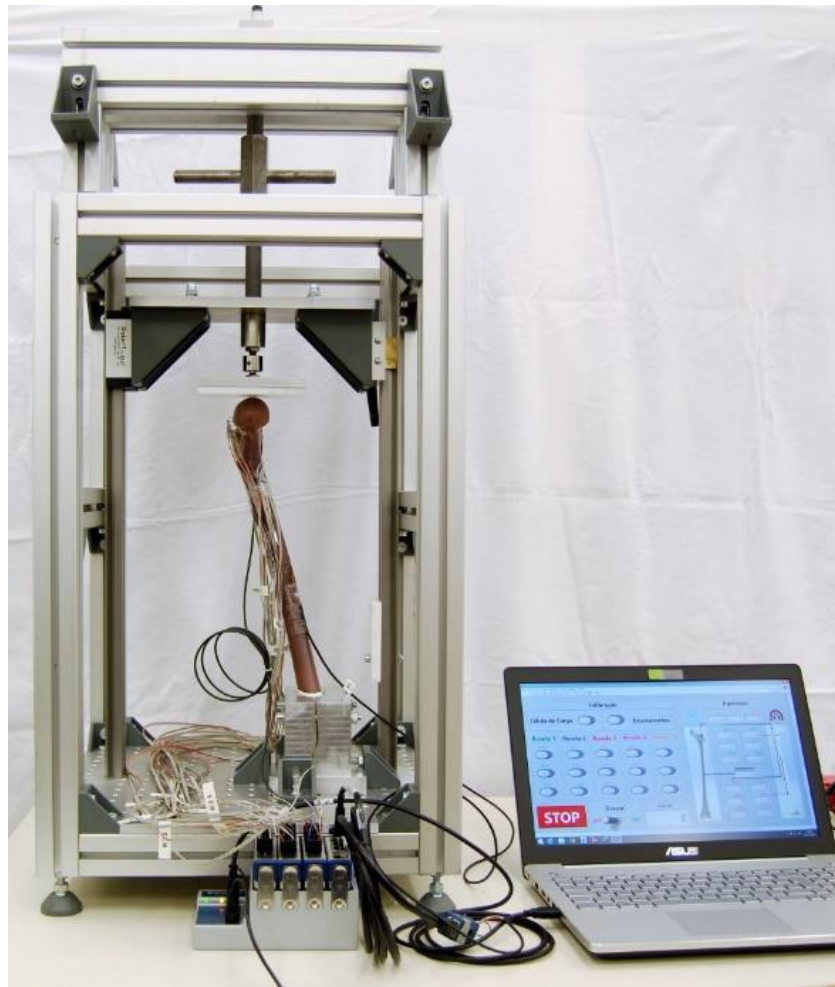
**Figura 3.23** - Chassis NI-cDAQ-9174.

As placas de aquisição utilizadas, da *National Instruments*<sup>®</sup>, têm as referências NI 9219, NI 9236 e NI 9237, conforme a Figura 3.24.



**Figura 3.24** - Placas de aquisição de dados NI 9236, NI 9234 e NI 9219.

Na Figura 3.25 mostra-se o *setup* final, constituído pelo bastidor e conjunto de acessórios, sistemas de aquisição e fémur devidamente posicionado.

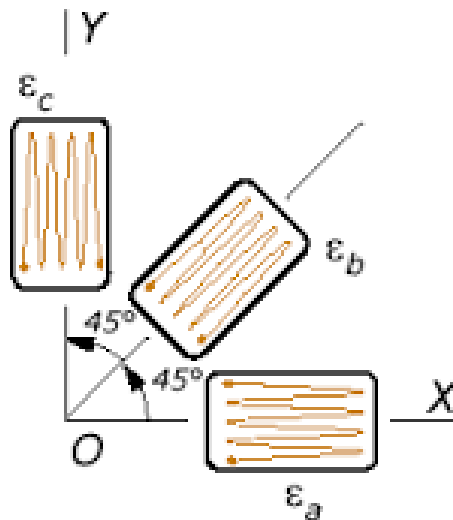


**Figura 3.25** - Setup final do sistema de aquisição.

Para uma análise estatística válida foram realizados oito ensaios experimentais implementando sempre a mesma metodologia. O sistema era inicialmente calibrado (rosetas, extensómetro e célula de carga), de seguida era aplicada de modo gradual uma solicitação até estabilizar em 200 N e que permanecia estática durante um período mínimo de 60 segundos. Este intervalo de tempo permitia que a deformação imposta ao fémur estabilizasse, tornando assim mais correto o sinal adquirido. Entre a descarga e o início de um novo ensaio foi mantido um intervalo de pelo menos 120 segundos, tido como suficiente para que o sistema fosse novamente calibrado e para que as deformações residuais no fémur amenizassem, não influenciando o ensaio seguinte.

Os dados recolhidos nos extensómetros permitiram caracterizar o campo de deformações nas zonas de colagem para a carga aplicada. Através das deformações é possível calcular as tensões principais e posteriormente as tensões de *von Mises*. O procedimento seguido para proceder a este cálculo é a seguir descrito.

As rosetas utilizadas neste estudo têm uma configuração a 45°. Para este tipo de configuração, os três extensómetros que compõem a roseta podem ser codificados como a, b e c, tendo deformações associadas  $\epsilon_a$ ,  $\epsilon_b$  e  $\epsilon_c$ , na respetiva direção, tal como representado na Figura 3.26.



**Figura 3.26** - Roseta de 45° com sistema de eixos (eFunda 2014).

As tensões principais em cada uma das rosetas podem ser calculadas a partir das deformações dos 3 extensómetros recorrendo à equação (1).

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left[ \frac{\epsilon_A + \epsilon_C}{1 + \nu} \pm \frac{\sqrt{2}}{1 + \nu} \sqrt{(\epsilon_A + \epsilon_B)^2 + (\epsilon_B - \epsilon_C)^2} \right] \quad (1)$$

Substituindo as tensões principais na equação (2) e tendo em conta que  $\sigma_3 = 0$ , obtém-se a tensão equivalente de *von Mises* para cada roseta.

$$\sigma_{von-Mises} = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (2)$$

Na Tabela 3.5 estão discriminados os dados adquiridos nos oito ensaios para cada roseta e extensómetro. Pela coerência dos dados apresentados é possível concluir-se que a repetibilidade e a reprodutibilidade dos ensaios foi conseguida.



**Tabela 3.5** - Tensão de *von Mises* calculada a partir das deformações experimentais e deformação no extensómetro linear.

| Ensaio       | Roseta 1 [MPa] | Roseta 2 [MPa] | Roseta 3 [MPa] | Roseta 4 [MPa] | Roseta 5 [MPa] | Extensómetro [ $\mu\epsilon$ ] |
|--------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------------------|
| 1            | 1,87           | 8,34           | 4,89           | 13,76          | 9,56           | 661,14                         |
| 2            | 1,94           | 7,94           | 4,50           | 12,69          | 8,52           | 668,21                         |
| 3            | 1,76           | 7,78           | 4,55           | 12,75          | 8,89           | 641,02                         |
| 4            | 1,94           | 8,05           | 4,64           | 13,34          | 8,95           | 629,35                         |
| 5            | 2,01           | 8,06           | 4,77           | 12,75          | 8,69           | 622,68                         |
| 6            | 1,85           | 8,52           | 5,20           | 12,78          | 9,28           | 442,70                         |
| 7            | 1,80           | 8,09           | 4,75           | 12,68          | 8,6            | 610,09                         |
| 8            | 1,87           | 8,34           | 4,89           | 13,76          | 9,56           | 661,14                         |
| <b>Média</b> | <b>1,88</b>    | <b>8,14</b>    | <b>4,77</b>    | <b>13,06</b>   | <b>9,01</b>    | <b>617,04</b>                  |

A comparação entre os resultados obtidos experimentalmente e os calculados nos modelos numéricos de elementos finitos são apresentados nas tabelas 3.6 e 3.7. Optou-se por comparar os dados separadamente para cada um dos modelos de elementos finitos. Além dos valores comparativos para a tensão de *von Mises* na zona de medição, apresenta-se o erro relativo em cada um dos casos, tendo como referência os valores experimentais. O cálculo do erro foi feito de acordo com a expressão (3).

$$Erro_R = \frac{|Exp-Num|}{Exp} \times 100 \quad (3)$$

Na Tabela 3.6 comparam-se os valores médios obtidos experimentalmente para cada roseta com os respetivos valores numéricos calculados através do modelo desenvolvido em *Solidworks Simulation*<sup>®</sup>. Importa reforçar que, tal como referido anteriormente, a seleção dos pontos de aquisição em ambos os cenários (experimental e numérico) corresponde a uma região de aquisição. A complexa geometria que o fémur apresenta e a dificuldade em ajustar de modo comparativo as zonas de medição, é particularmente destacada no caso da roseta 1, tendo por isso sido obtido um erro relativo na ordem de 100% nesta zona. Contudo, esta é a única zona que apresenta valores com elevada discrepância, tendo-se obtido nos restantes casos erros relativos que não ultrapassam os 13%, aceitáveis para as condições do modelo em análise.

**Tabela 3.6** - Diferença entre resultados obtidos experimentalmente e MEF em *Solidworks*.

|                              | Roseta 1<br>[MPa] | Roseta 2<br>[MPa] | Roseta 3<br>[MPa] | Roseta 4<br>[MPa] | Roseta 5<br>[MPa] | Extensómetro<br>[µε] |
|------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|----------------------|
| <b>Experimental</b>          | 1,88              | 8,14              | 4,77              | 13,06             | 9,01              | 617,04               |
| <b>Solidworks</b>            | 3,88              | 9,06              | 4,71              | 14,74             | 9,81              | 657,11               |
| <b>Erro Relativo<br/>[%]</b> | 106,42            | 11,35             | 1,43              | 12,85             | 8,87              | 6,49                 |

A justificação apresentada para a caso anterior pode também ser considerada para a comparação entre os resultados experimentais e os resultados numéricos calculados com o modelo definido em *ADINA*<sup>®</sup>. Na Tabela 3.7 são apresentados os valores comparativos, sendo que neste caso o erro relativo é da ordem de 70% para a roseta 1 e não ultrapassa os 12% nas restantes.

**Tabela 3.7** - Diferença entre resultados obtidos experimentalmente e MEF em *ADINA*.

|                              | Roseta 1<br>[MPa] | Roseta 2<br>[MPa] | Roseta 3<br>[MPa] | Roseta 4<br>[MPa] | Roseta 5<br>[MPa] | Extensómetro<br>[µε] |
|------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|----------------------|
| <b>Experimental</b>          | 1,88              | 8,14              | 4,77              | 13,06             | 9,01              | 617,04               |
| <b>ADINA</b>                 | 3,19              | 7,32              | 4,57              | 14,60             | 9,65              | 649,42               |
| <b>Erro Relativo<br/>[%]</b> | 69,52             | 10,13             | 4,19              | 11,77             | 8,15              | 5,25                 |

A observação comparativa aos resultados permite identificar que as tensões de *von Mises* são genericamente mais elevadas nos modelos numéricos, o que, atendendo às condições do modelo, com uma fixação na zona distal do fémur, se pode considerar coerente. A análise aos resultados permite afirmar que os dois modelos de elementos finitos foram validados com os resultados experimentais obtidos.

## 4. PLACA TROCANTÉRICA DE CONTENÇÃO - COMPRESSÃO

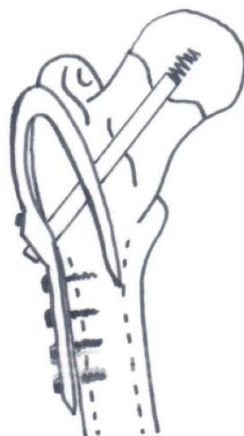
Tal como referido na introdução, o tratamento de eleição para uma mobilização precoce nos casos de fratura trocantérica do fémur é cirúrgico, em que se usam tradicionalmente placas laterais e parafusos ou cavilhas intramedulares. Este estudo tem como objetivo, desenvolver um sistema de fixação alternativo que permita eliminar, ou pelo menos diminuir o problema do *cut out* cefálico. Além disso, nos casos em que existência de *cut out* não possa ser evitada, o sistema está concebido para se efetuar a substituição da cabeça do fémur, mantendo a mesma placa TPC inicialmente utilizada.

Neste capítulo detalha-se a placa em estudo. A sua geometria específica está desenhada para superar as falências de alguns sistemas alternativos que se verificam, especialmente em pacientes com fragilidade óssea aumentada, resultante da diminuição da densidade óssea, anisotropia e desorganização da microestrutura das trabéculas ósseas associada a osteoporose. As propriedades biomecânicas da nova placa TPC mostram atender aos requisitos das *guidelines* ASTM-F384-12, comparáveis aos outros métodos de tratamento.

### 4.1. Modelo Geométrico da TPC

Em qualquer trabalho de investigação e desenvolvimento, a criação do produto final passa pela apresentação de vários modelos que após reflexão e discussão levam à definição do resultado pretendido. Este trabalho não fugiu a essa regra. Desta forma, o modelo geométrico final da TPC é o resultado de vários modelos apresentados, alvo de discussão e análise e melhorados.

O modelo geométrico da TPC foi desenvolvido tendo como base as características geométricas do fémur sintético considerado neste estudo. O primeiro modelo é o resultado de um esboço apresentado pelo Doutor Costa Martins, e está representado na Figura 4.1.



**Figura 4.1** – Primeiro esboço da TPC.

Tendo como referência o esboço apresentado, o modelo inicial era desprovido de quaisquer dimensões definitivas, tal como se pode verificar na Figura 4.2. Este modelo serviu como ponto de partida para o desenvolvimento do protótipo final.



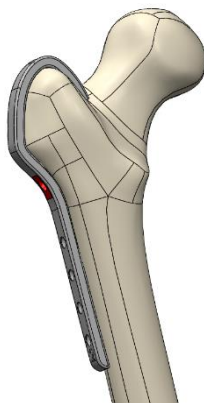
**Figura 4.2** - Primeiro modelo da TPC.

O modelo seguinte, representado na Figura 4.3, teve como principais alterações relativamente ao anterior um postigo colocado na zona do parafuso do colo do fémur, que permitia a aplicação do referido parafuso em três ângulos diferentes: 125°, 130° e 135° e a furação para ancoragem da TPC ao fémur. A possibilidade da colocação do parafuso do colo do fémur em posições distintas surge atendendo a que, nesta fase, ainda não estava definido o ângulo de inclinação desta reta oblíqua.



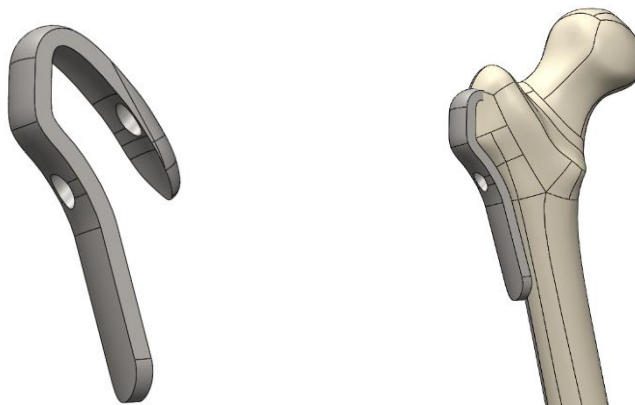
**Figura 4.3** - TPC com regulação angular e furação.

Os modelos até aqui apresentados acompanhavam exteriormente a geometria do fémur desde a região da diáfise, passando pelo grande trocânter até penetrarem o fémur na zona imediatamente a seguir à referida proeminência óssea, tal como se pode constatar na Figura 4.4. O modelo seguinte considera que a TPC é fixa ao fémur por intermédio de 4 parafusos e que a zona curva da placa se sobrepõe ao grande trocânter.



**Figura 4.4** - Aplicação da TPC no fémur.

No seguimento da análise aos modelos atrás descritos, e para que os esforços resultantes das sucessivas cargas aplicadas no fémur provenientes da atividade normal diária do paciente se transmitissem para a TPC de forma mais eficiente, por um efeito de *bypass*, optou-se por alterar a zona de penetração da placa para uma região imediatamente antes do grande trocânter. Esta alteração resultaria numa redistribuição do fluxo de carga, desde a cabeça do fémur até à parte lateral da placa. Desta forma, a rigidez global do sistema aumentaria sem compromisso do seu desempenho. Outra vantagem que adveio desta modificação foi a possibilidade de cumprir outro dos objetivos traçados, ou seja, a eliminação ou redução do problema de *cut out* cefálico. O modelo da TPC seguinte foi já consequência desta alteração, tal como se pode verificar na Figura 4.5.



**Figura 4.5** - TPC isolada e TPC aplicada no fémur.

Além desta importante alteração existiram também outras modificações de introdução necessária, visto que o modelo ainda não estava completamente definido quanto às suas principais dimensões. Deste modo, foram definidos vários parâmetros da TPC, nomeadamente os ângulos e dimensões principais, tendo como referência major o seu local de aplicação, ou seja, a região proximal do fémur orientada para o colo e cabeça desta grande estrutura óssea. Assim, a TPC tem como cotas principais 6 mm de espessura e 20 mm de largura. Quanto ao ângulo formado pelo eixo anatómico e o eixo do colo do fémur, este foi definido em 135°. Importa salientar que estas cotas apenas passaram a definitivo após a validação numérica do modelo. Foi também necessário definir o número, localização e dimensão dos furos e respetivos parafusos a utilizar para fixar a placa principal ao fémur, assim como as dimensões do parafuso do colo do fémur.

As imagens seguintes demonstram o resultado obtido após a implementação das modificações atrás referidas. Na Figura 4.6 mostra-se a TPC com três furos.

Também na Figura 4.6 é possível visualizar que o furo para colocação do parafuso do colo do fémur está alinhado na direção de uma reta oblíqua – eixo do colo do fémur. Este orifício permite a introdução do parafuso, que se estende por todo colo, até à cabeça do fémur.

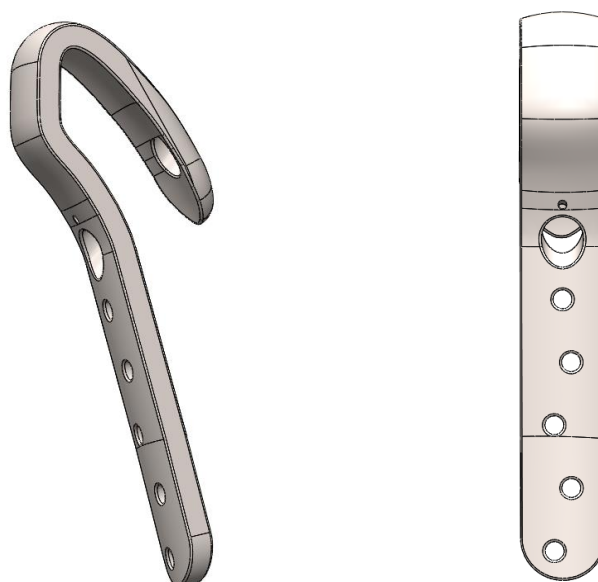
Por último, foi também considerada a presença de um furo na região imediatamente acima do furo do parafuso do colo do fémur. Este furo destina-se a incorporar um perno M2 em aço AISI 316L, que permita travar o eventual escorregamento do parafuso do colo do fémur.



**Figura 4.6** - TPC de 3 furos contendo as principais características.

Relativamente à furação existente na parte lateral da placa a sua localização foi definida em função de pesquisa realizada e de critérios relacionados com a simetria na sua fixação e facilidade de posicionamento inicial aquando da sua aplicação. Complementarmente, foi

também concebida uma placa com 5 furos com o objetivo de resolver fraturas em que o fémur também possa estar fraturado na zona da diáfise (Figura 4.7).



**Figura 4.7** - TPC de 5 furos.

Por indicação do promotor do projeto, os parafusos da diáfise (*Locking Bone Screw*) a serem aplicados na placa seriam auto roscantes com 4,9 mm de diâmetro e 36 mm de comprimento, em aço inoxidável AISI 316L, comumente utilizados em contexto ortopédico e cirúrgico. A Figura 4.8 mostra o parafuso indicado e que foi modelado em CAD.



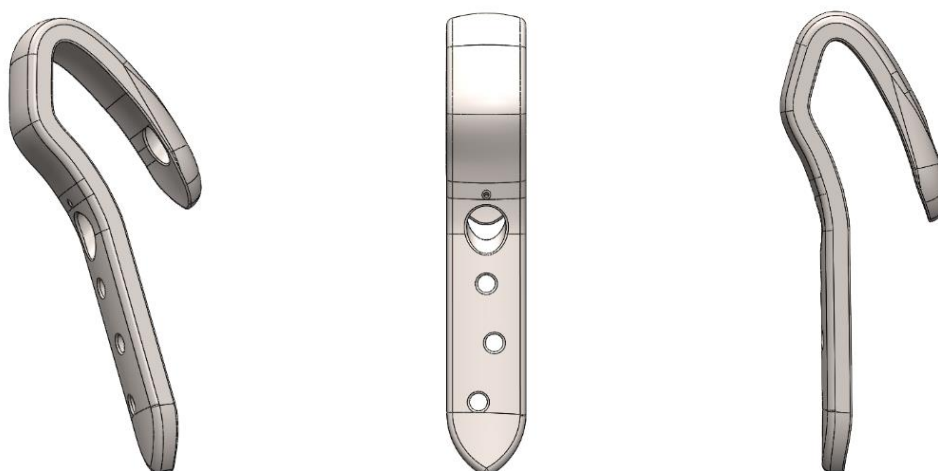
**Figura 4.8** - Parafuso da diáfise (modelo real e modelo CAD).

Relativamente ao parafuso do colo do fémur, optou-se por considerar um parafuso designado por *Dynamic Screw*, com 10 mm de diâmetro, 110 mm de comprimento, também em aço inoxidável AISI 316L. A Figura 4.8 mostra o parafuso indicado e que também foi modelado em CAD.



**Figura 4.9** - Parafuso do colo do fémur (modelo real e modelo CAD).

Os modelos posteriores assentaram nos pressupostos assumidos até ao protótipo anterior. Deste modo, as placas seguintes são resultado de desenvolvimentos que visaram exclusivamente a verificação de alguns critérios tidos como fundamentais e que estão relacionados com o seu desempenho, simplicidade e eficiência de aplicação. A Figura 4.10 evidencia uma dessas alterações. Nesta TPC é possível constatar uma importante alteração geométrica na sua extremidade inferior, com o objetivo de promover o afastamento muscular e permitir um melhor ângulo de abordagem para penetrar o fémur aquando da sua aplicação em contexto cirúrgico.



**Figura 4.10** - TPC com alteração na extremidade inferior.



Outra alteração no modelo da placa consistiu na introdução de dois escatéis laterais com o objetivo de permitir que a TPC fosse facilmente acoplada ao instrumental cirúrgico especialmente desenvolvido. Esta modificação está patente na Figura 4.11. Nesta fase de desenvolvimento da TPC iniciaram-se os estudos numéricos (apresentados no capítulo seguinte) para se identificar a necessidade de proceder a eventuais ajustes geométricos. Nesse seguimento, constatou-se que na zona do furo do parafuso do colo do fémur as tensões de *von Mises* apresentavam valores que poderiam comprometer o desempenho da TPC, mas apenas no cenário de aplicação de carga dinâmica. Desta forma, optou-se por desenvolver paralelamente um protótipo com reforço na zona crítica. Esse aumento de espessura resultou, como era de esperar, no aumento da secção resistente nessa região da TPC, que originaria uma redução dos valores de deformação, e conseqüentemente das tensões localizadas. Também na Figura 4.11 é possível identificar essa alteração.



**Figura 4.11** - TPC com alteração na zona do furo e escatel para instrumental cirúrgico.

No modelo seguinte (Figura 4.12) as modificações estão relacionadas apenas com ajustes de conceção do instrumental e com a necessidade de promover um pequeno deslizamento da placa, no sentido descendente. Este pequeno movimento permite introduzir cargas de compressão localizada no foco da fratura sendo entendido como fundamental para a sua consolidação.



**Figura 4.12** - TPC com modificação no escatel e no 2º furo da diáfise.

Para uma melhor compreensão das alterações acima referidas apresenta-se a Figura 4.13, onde se pode visualizar a presença de um furo nos escatéis para fixação do instrumental cirúrgico e a completa alteração da geometria do furo que permite a referida compressão.



**Figura 4.13** - Pormenor do escatel com furo para fixação do instrumental, e pormenor do furo para compressão.

Por fim, estando o modelo totalmente desenvolvido e validado numericamente (capítulo 4.2) apenas se procedeu ao ajuste de alguns detalhes da TPC, em particular na zona dos furos, na parte lateral da placa e na geometria dos escatéis (Figura 4.14).



**Figura 4.14** - TPC com escatéis e furação otimizados.

Relativamente aos furos onde se irão aplicar os parafusos da diáfise (*Locking Bone Screw*), a principal alteração foi no sentido de possibilitar o perfeito acoplamento dos referidos parafusos. No que diz respeito aos escatéis, procurou-se otimizar a geometria dos mesmos para tornar a TPC o mais leve possível, sem comprometer o seu desempenho e, simultaneamente, a sua fixação ao instrumental cirúrgico (Figura 4.15).



**Figura 4.15** - Pormenor das alterações realizadas nos escatéis de fixação e nos furos na placa.

A Figura 4.16 mostra a TPC com reforço maquinada, ou seja, o produto final.



**Figura 4.16** – TPC reforçada.

Tal como referido anteriormente, desenvolveu-se paralelamente um modelo da TPC sem o reforço na zona do furo. O objetivo desta metodologia seria o de se comparar experimentalmente em condições de carga dinâmica, ou seja, em ensaios de fadiga, o desempenho de ambas as placas e assim se optar por uma delas em função dos resultados obtidos. Na Figura 4.17 representa-se a TPC sem reforço, podendo também visualizar-se o pormenor do furo onde se aplicará o perno M2 para travamento do parafuso do colo do fémur.



**Figura 4.17** – TPC com escatéis e furação otimizados mas sem reforço.

A Figura 4.18 ilustra a TPC simplificada e como esta será após maquinação.



**Figura 4.18** – TPC simplificada (sem reforço).

A patologia major que tem sido abordada neste trabalho está relacionada com fraturas que afetam essencialmente as regiões trocantéricas, proximais e do colo do fémur. No entanto, existe também outro segmento do fémur que é comprometido, quer por fratura, quer por doença degenerativa (osteoartrose), quer pelo fenómeno de *cut out*: a cabeça do fémur. Nestes casos, a solução passa pela substituição total da cabeça do fémur por uma prótese total da anca. Pela versatilidade que a TPC apresenta, foi também desenvolvida uma solução em que esta placa pode ser utilizada como prótese total da anca com claras vantagens associadas. Nos casos em que o doente já tem uma TPC aplicada, devido a um episódio de fratura anterior, é possível a substituição da cabeça do fémur por uma cabeça protésica, sem necessidade de permuta do parafuso do colo do fémur anteriormente aplicado. Este método permitirá a realização de um ato cirúrgico menos invasivo, de uma menor perda de massa óssea e beneficiar de uma estrutura já consolidada quando comparado com a aplicação de uma PTA.

A imagem da Figura 4.19 refere-se a um protótipo em desenvolvimento que permitirá a sua aplicação como prótese total.



**Figura 4.19** - TPC com cabeça protésica.

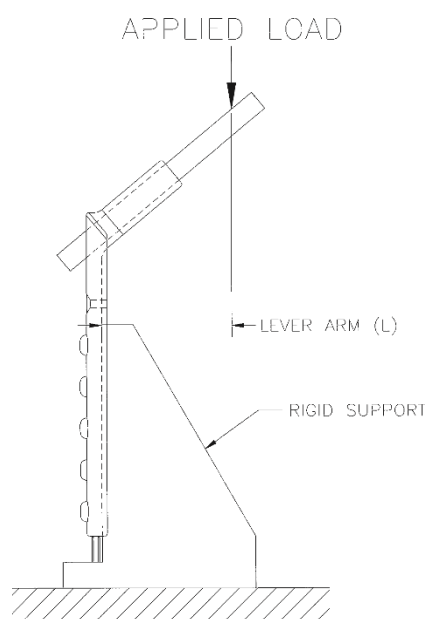
## 4.2. Estudo Numérico da TPC

A criação do modelo de elementos finitos da TPC obriga à definição prévia da geometria da mesma. Para além da geometria, é necessário definir o material a utilizar para a sua produção, as condições de fronteira e as solicitações em condições de serviço.

Tal como referido no subcapítulo anterior, foram desenvolvidos dois protótipos da TPC para que após o seu estudo numérico, conjugado com o estudo experimental, se definisse qual a geometria final.

Para tal, estabeleceram-se os parâmetros dos estudos tendo como base (Talaia, Relvas, Almeida, Salgado, & Simões, 2006) no que diz respeito à carga (200 N) e a norma ASTM F384-12 (*Standard Specifications and Test Methods for Metallic Aigled Orthopedic Fracture Fixation Devices*) para as condições de fronteira e que estão representadas na Figura 4.20, que ilustra as condições de carregamento e condições de suporte que devem ser consideradas na avaliação da rigidez de placas anguladas.

A referida Norma apenas tem como objetivo caracterizar a placa em estudo, não indicando para tal a carga a aplicar.



**Figura 4.20** - Configuração das condições de fronteira segundo a Norma ASTM F384-12.

A definição do tipo de material teve em consideração a sua biocompatibilidade, isto é, a habilidade ou capacidade do material em promover uma resposta biológica apropriada à aplicação em causa. Atendendo a que o parafuso *Dynamic Screw*, selecionado pelo Doutor Costa Martins, é produzido numa liga de aço inoxidável e é biocompatível com a aplicação em causa, a escolha do material a utilizar na produção da TPC recai sobre a liga de aço inoxidável 316L (Tabela 4.1). A produção destes componentes no mesmo tipo de material promove o equilíbrio térmico e estrutural, evitando o aparecimento de regiões críticas.

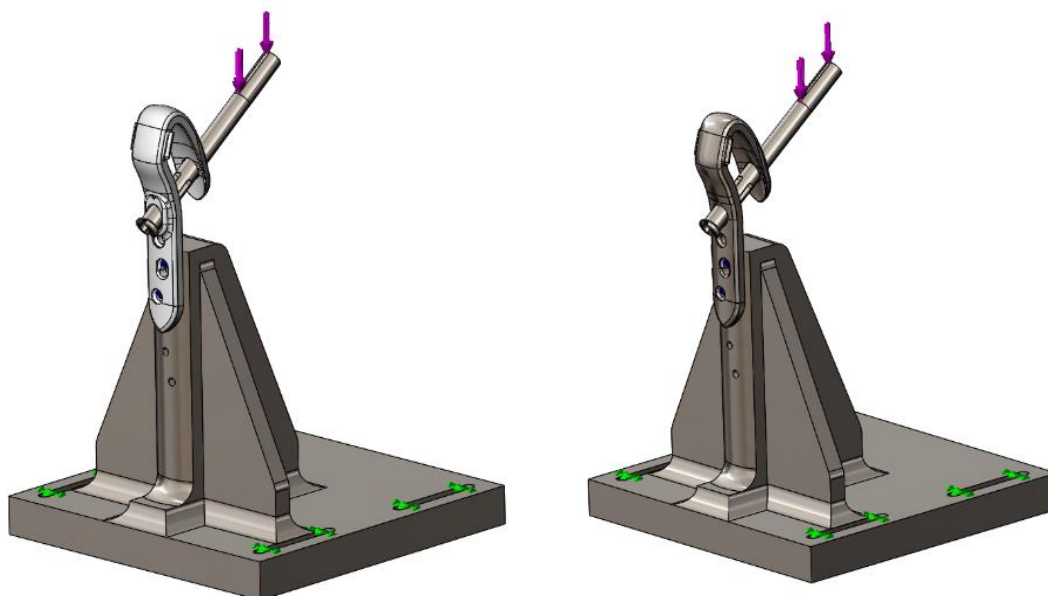
**Tabela 4.1** - Propriedades mecânicas do aço AISI 316L.

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

A definição das condições de fronteira requer um conhecimento profundo das condições de aplicação e utilização dos componentes em causa. Mais uma vez a pesquisa inicial, assim como o *know-how* existente permitiram considerar os seguintes aspetos: a placa principal é fixa à diáfise do fémur por intermédio de parafusos. Assim, o modelo numérico ideal deveria considerar a presença de parafusos de fixação. Contudo, com o objetivo de simplificar o estudo e de focar a análise dos resultados exclusivamente na TPC considerou-se a restrição do

movimento de translação, segundo os três eixos, de todas as superfícies da TPC localizadas no interior dos orifícios onde são acoplados os parafusos. Considerou-se também que o parafuso que se estende por todo colo, até à cabeça do fémur, apresenta um movimento axial controlado pela presença de um parafuso de travamento. O parafuso de travamento tem como principal função evitar a rotação axial e, simultaneamente, permitir a existência de micro-movimentos axiais que evitem o fenómeno de *cut out*. De notar que o parafuso *Dynamic Screw* possui reentrâncias côncavas laterais (escatéis) que podem entrar em contacto com o parafuso de travamento. Assim, para uma correta representação das condições de funcionamento, foi necessário criar o modelo geométrico do parafuso de travamento.

A utilização da condição de suporte ilustrada na Figura 4.20 obrigou à criação da geometria CAD da estrutura de suporte representada na figura Figura 4.21.

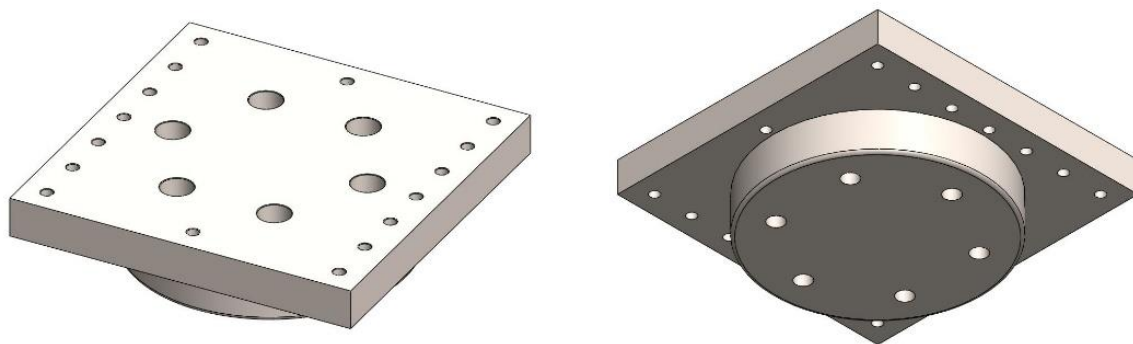


**Figura 4.21** - Geometria CAD do suporte de ensaios para a Norma ASTM F384-12.

Para a validação do modelo de elementos finitos da TPC será necessário realizar ensaios experimentais. Além disso, para a completa caracterização da TPC será também necessário executar ensaios estáticos e de fadiga. De notar que como o ensaio experimental da TPC será realizado utilizando esta estrutura, surgiu a necessidade de criar interfaces que permitam a sua fixação, quer na máquina de ensaios estáticos, quer na máquina de ensaios de fadiga. Estes dispositivos foram também desenvolvidos e são aqui apresentados. A Figura 4.22 mostra o interface estático projetado para utilização na máquina de ensaios estáticos da marca

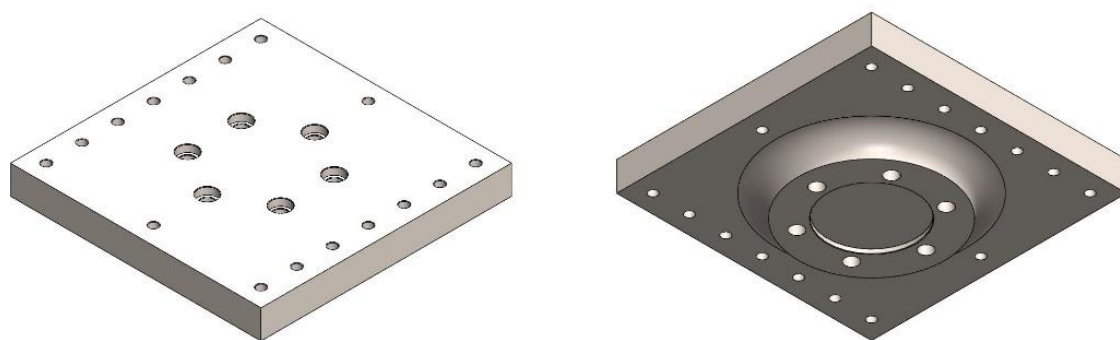


INSTRON, modelo 5584, existente no Laboratório de Ensaio Mecânicos, no Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.



**Figura 4.22** - Interface para ensaios estáticos.

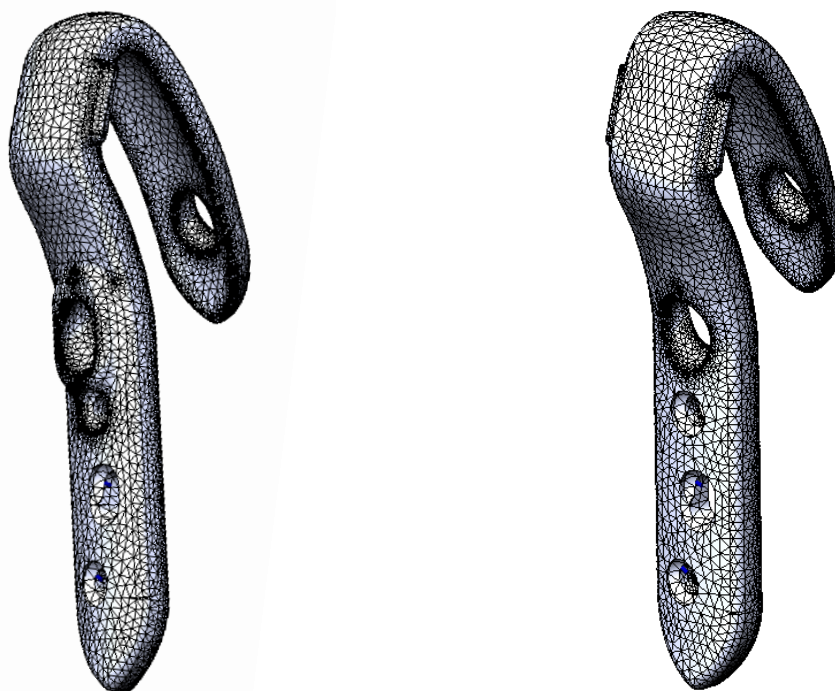
A Figura 4.23 mostra o interface de fadiga desenvolvido para aplicação na máquina de ensaios da marca INSTRON, modelo E10000 ElectroPuls, existente no Laboratório de Caracterização Mecânica, no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.



**Figura 4.23** - Interface para ensaios de fadiga.

Importa aqui referir que a componente de estudo experimental da TPC relacionada com os ensaios estáticos e de fadiga não foram ainda realizados por razões de carácter logístico, exclusivamente alheias ao autor desta dissertação.

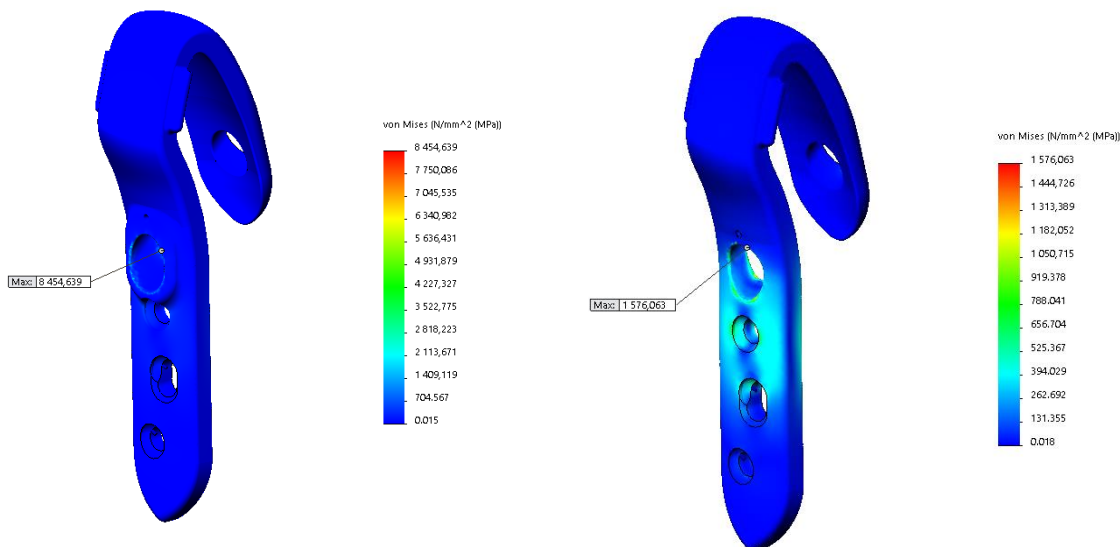
Para o estudo numérico de ambas as placas as condições de solicitação consideraram o recurso a um parafuso do colo do fémur simplificado, onde é aplicada uma carga de 500 N (Talaia, Relvas, Almeida, Salgado, & Simões, 2006) nas condições já descritas, replicando-se assim a exigência da Norma. Também neste caso a malha foi definida a partir de elementos lineares tridimensionais sólidos, tetraédricos com 4 nós. A dimensão média dos elementos foi de 2 mm, sendo esta dimensão o resultado de um estudo de convergência de malha baseado no deslocamento máximo do modelo. A Figura 4.24 mostra o modelo de elementos finitos de ambas as TPC's e o suporte modelado em CAD. Nas figuras comparativas entre as placas reforçada e simplificada, a imagem da esquerda refere-se à TPC com reforço e a do lado direito à TPC simplificada.



**Figura 4.24** - Modelo de elementos finitos da TPC com reforço e da TPC simplificada.

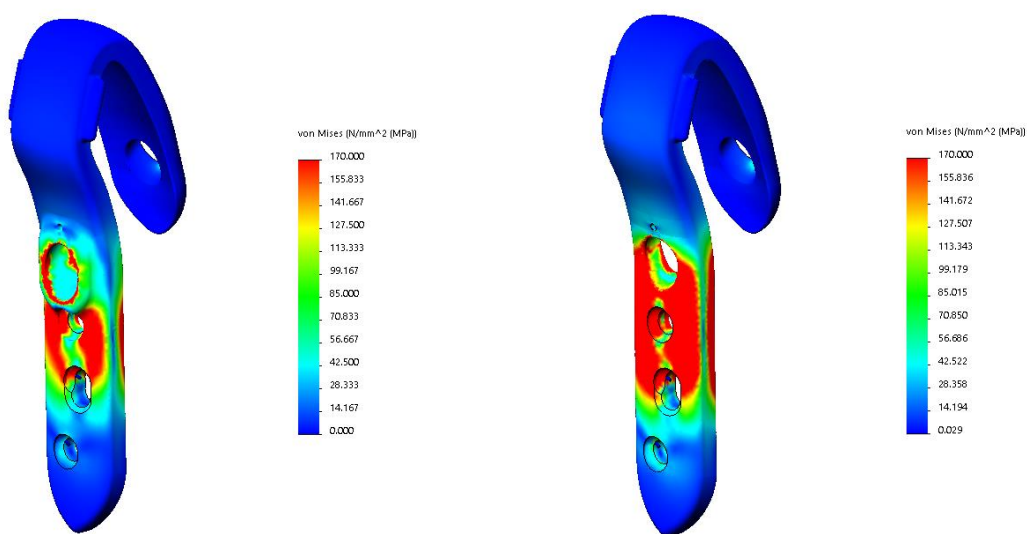
A distribuição das tensões de *von Mises* comparativas entre as duas placas está apresentado na Figura 4.25. É de salientar que os valores máximos para a referida tensão têm para ambos os casos origens em tensões de contacto existente entre cada placa e o parafuso do colo do fémur. Para a TPC reforçada o valor da tensão é de aproximadamente 8,45 GPa e 1,57 GPa para a placa simplificada. Os elevados valores apresentados não permitem uma

visualização objetiva da distribuição destas tensões nas placas. Desta forma, considerou-se outro critério para esta visualização.

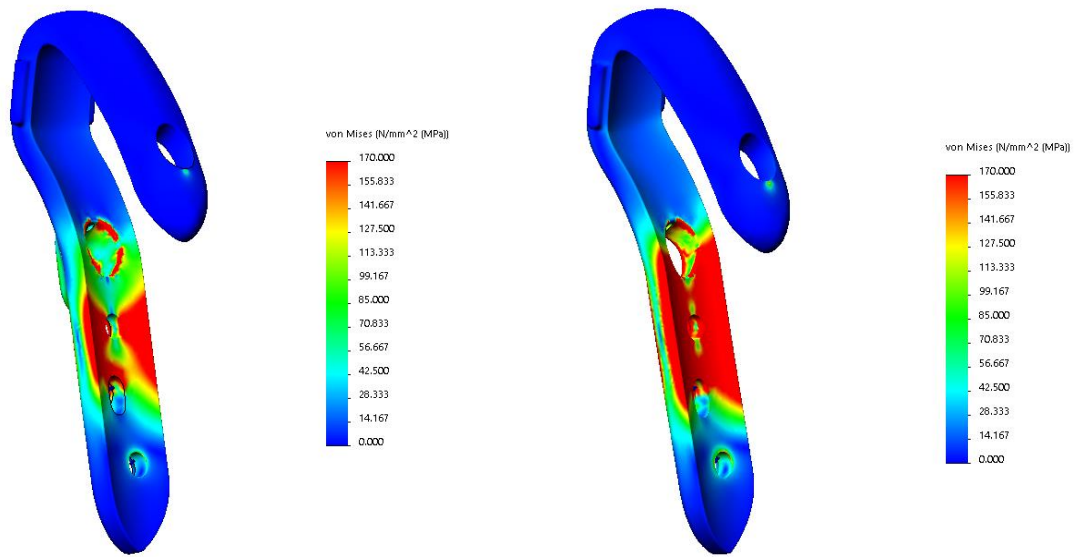


**Figura 4.25** - Distribuição da tensão de *von Mises* para os valores máximos.

Na Figura 4.26 e na Figura 4.27 apresenta-se a distribuição das tensões de *von Mises* para ambas as placas tendo como valor máximo na escala o valor da tensão de cedência considerado para o aço AISI 316L, ou seja 170 MPa. Desta forma é possível analisar as zonas críticas de ambas as placas, mas também identificar a existência de uma distribuição diferenciada.



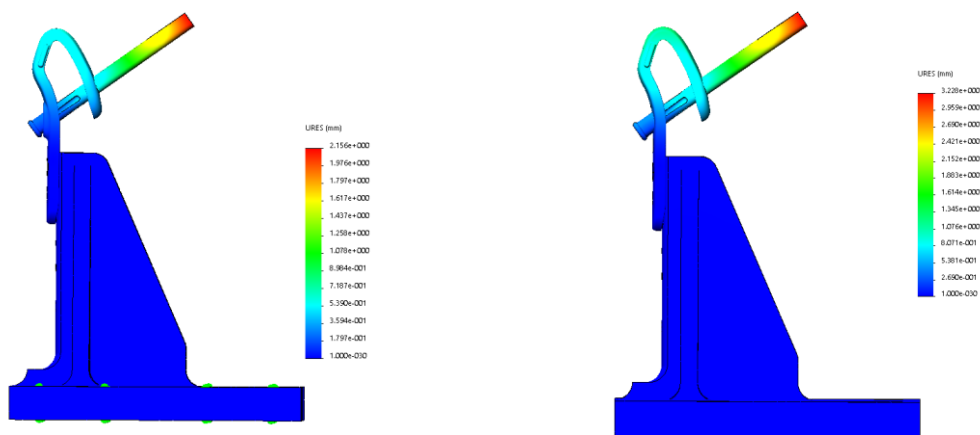
**Figura 4.26** - Distribuição das tensões de *von Mises* para a TPC com reforço (esq.) e TPC simplificada (dir.).



**Figura 4.27** - Distribuição das tensões de *von Mises* na face interna da TPC com reforço (esq.) e da TPC simplificada (dir.).

Tal como seria de esperar, a placa simplificada apresenta na zona do furo do parafuso do colo do fémur valores de tensão de *von Mises* superiores a 170 MPa correspondente a uma região superior à da evidenciada pela TPC reforçada. Importa referir que este estudo não procura retratar o comportamento mecânico destes dispositivos no seu contexto de aplicação. Certamente que estando aplicada em condições distintas das desta Norma, os resultados esperados seriam diferentes.

A Figura 4.28 representa a distribuição dos deslocamentos equivalentes em ambas as TPC's. É possível identificar a diferença entre o deslocamento máximo para a TPC reforçada (2,15 mm) e para a TPC simplificada (3,22 mm).



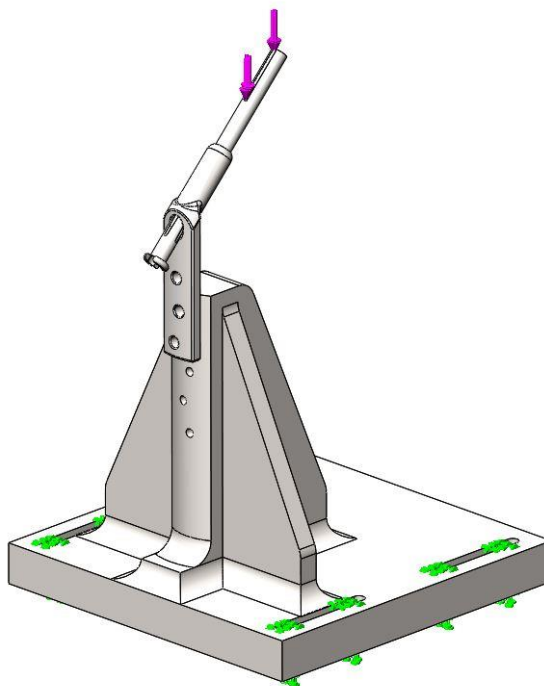
**Figura 4.28** - Deslocamentos equivalentes na placa reforçada (esq.) e placa simplificada (dir.).

De notar que os deslocamentos considerados são os localizados no parafuso do colo do fêmur, pois só assim será possível a comparação com os dados recolhidos experimentalmente e que têm como referência a zona de aplicação da carga, que neste caso é no referido parafuso.

Os resultados obtidos mostram que a TPC reforçada apresenta maior resistência localizada do que a placa simplificada. Além disso a rigidez global é cerca de 50% superior no caso da TPC reforçada. Estes valores indiciam um melhor comportamento da TPC em solicitações à fadiga.

A placa aqui desenvolvida irá posicionar-se num segmento de mercado onde outros dispositivos estão implementados há um longo período de tempo. É característico e inevitável no momento de aplicação de um novo produto que as comparações entre produtos aconteça. A placa de osteossíntese angulada referência neste mercado é a *DHS*<sup>®</sup>. Assim, entendeu-se proceder a um estudo numérico comparativo entre a TPC e a referida placa, cujos pressupostos e resultados se apresentam.

Pela inexistência da geometria CAD do modelo da *DHS*<sup>®</sup> houve também a necessidade de criar a sua geometria. Na Figura 4.29 está representada a referida placa angulada aplicada no dispositivo de ensaios baseado na Norma ASTM F384-12. O modelo considera a aplicação de carga na direção vertical e a fixação na zona equivalente de aperto na base, tal como se representa na figura.



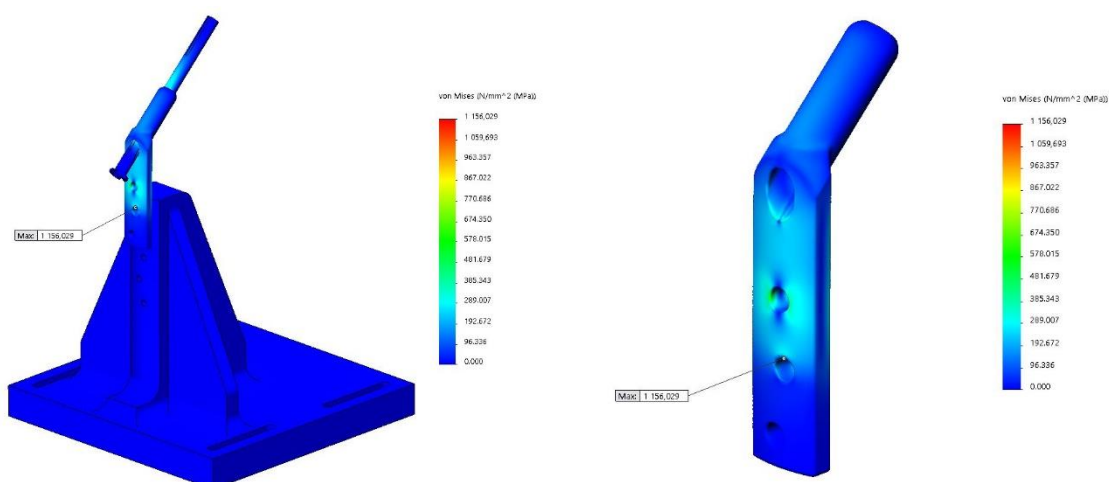
**Figura 4.29** - Modelo CAD da montagem da *DHS* segundo a Norma ASTM F384-12 e respetivas condições de fronteira.

Foi considerada uma malha com os mesmos parâmetros que os assumidos nos estudos realizados para as TPC's. Representa-se na Figura 4.30 o aspeto final da malha no conjunto e na *DHS*<sup>®</sup>.



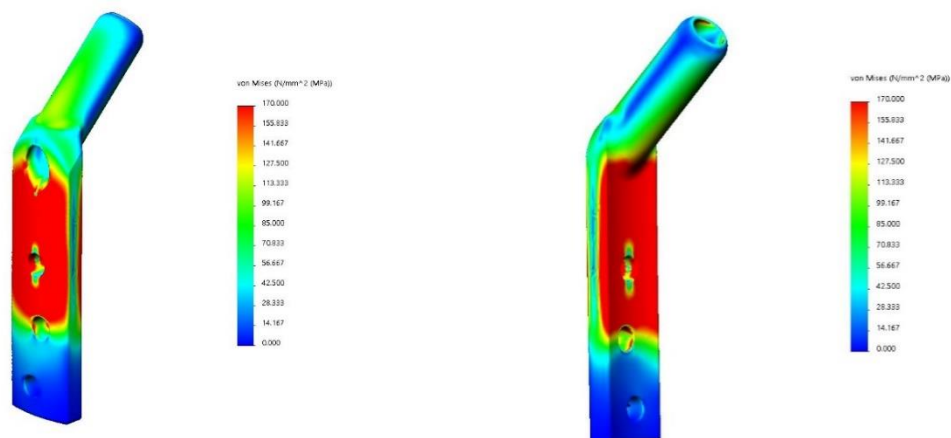
**Figura 4.30** - Modelo de elementos finitos da montagem e da *DHS*.

Na Figura 4.31 representa-se a distribuição das tensões de *von Mises* na *DHS*<sup>®</sup>, assim como o seu valor máximo que é de 1,15 GPa. Mais uma vez a existência deste valor elevado tem como origem tensões de contacto entre a placa angulada e o parafuso.



**Figura 4.31** - Distribuição das tensões de *von Mises* para a montagem e para a *DHS*.

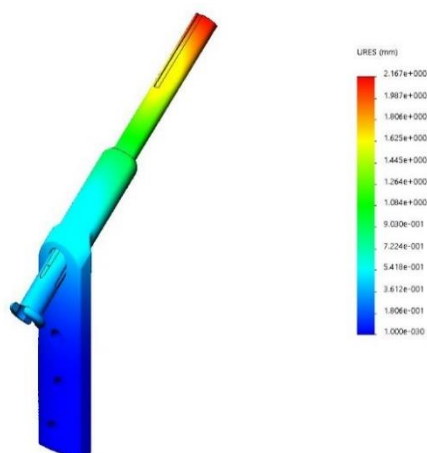
Os pressupostos assumidos na comparação entre as TPC's é também aqui empregue. Desta forma, apresentam-se na Figura 4.32 as distribuições de tensões de *von Mises* tendo como valor máximo da sua escala a tensão de cedência do material utilizado (aço AISI 316L).



**Figura 4.32** - Distribuição das tensões de *von Mises* na *DHS*.

A comparação com a distribuição de tensões de *von Mises* para as TPC's (Figura 4.26 e Figura 4.27) evidencia alguma diferença quando comparada especialmente com a TPC reforçada.

Quanto aos deslocamentos equivalentes, que se apresentam na Figura 4.33 para o sistema global, o valor máximo é de 2,17 mm, estando em linha com o valor para a TPC reforçada. Este resultado, visto em relação à extremidade do parafuso do colo do fémur, indicia uma rigidez equivalente entre a TPC e a *DHS*®.



**Figura 4.33** - Deslocamentos globais para a *DHS*.



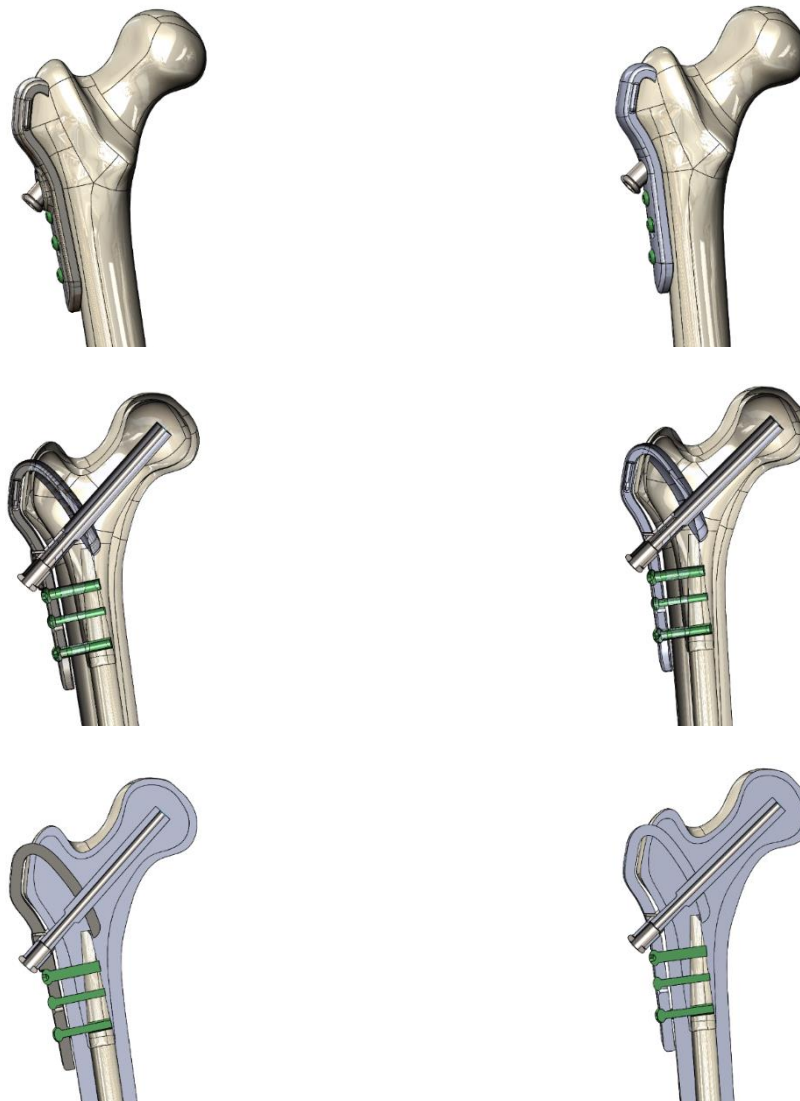


## 5. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO CONJUNTO

No seguimento dos modelos numéricos do fémur e da TPC, seria importante interpretar o comportamento do conjunto integrado, fémur, TPC, parafuso do colo do fémur e parafusos da diáfise. Este capítulo apresenta este modelo numérico, com a sua aproximação ao contexto real, sendo apresentados e discutidos os resultados que se obtêm.

### 5.1. Modelo Geométrico do Conjunto

O modelo geométrico do conjunto TPC, fémur, parafuso do colo e parafusos da diáfise foi definido tendo como base a sua aplicação em cirurgia, resultando a montagem que se mostra na Figura 5.1. O estudo considera as duas TPC's, simplificada e reforçada.



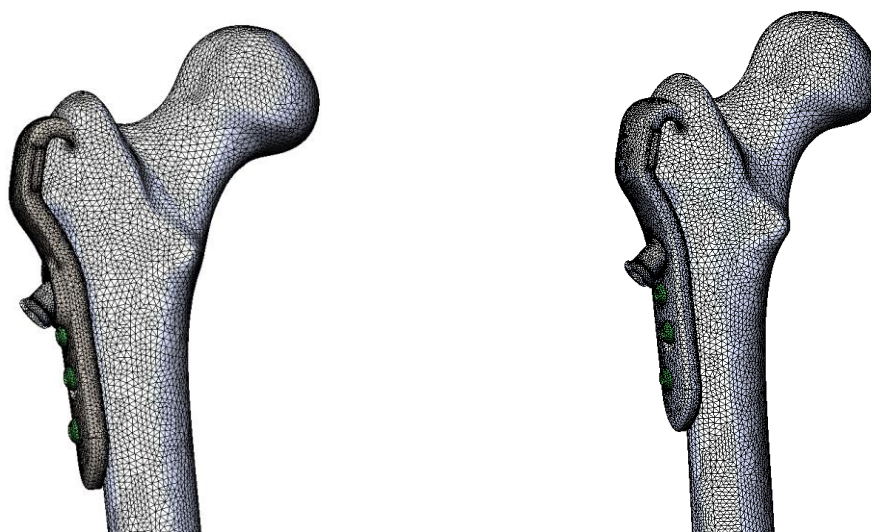
**Figura 5.1** - Modelo CAD do conjunto e respetivos cortes (TPC com reforço (esq.) e TPC simplificada (dir.)).

## 5.2. Estudo Numérico do Conjunto

O estudo numérico do conjunto permite não somente entender e prever o comportamento mecânico da TPC quando aplicada no fémur, mas também comparar o comportamento do fémur com e sem TPC. Desta forma, será possível observar a influência que a TPC irá ter pós cirurgia e durante a recuperação do doente. De fato, esta duplicação de estudos para a montagem das placas no fémur permite por um lado a comparação do desempenho do fémur íntegro com o fémur com a TPC aplicada, e por outro lado a comparação do comportamento das placas isoladas, de acordo com as normas e com a sua integração no fémur.

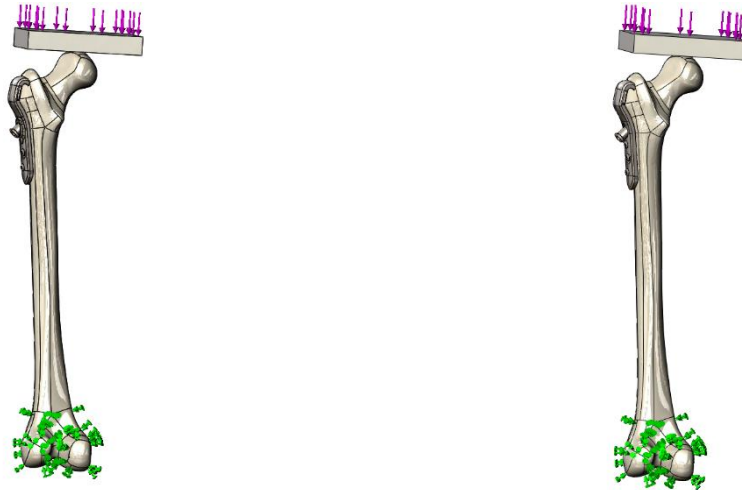
O modelo de elementos finitos segue o alinhamento dos apresentados nos capítulos anteriores, tanto para o fémur como para a TPC. As condições de fronteira foram as assumidas no capítulo 3, mais propriamente no estudo numérico do fémur. As condições de solicitação consideram o contacto de uma placa na zona superior da cabeça do fémur. De modo a ter resultados comparativos com o modelo que considera o fémur isolado (200 N) e o modelo que considera a TPC isolada (500 N), apresentam-se resultados para estas duas condições de solicitação. Além do valor da força considerado, também a orientação da mesma é diferente em cada um dos casos, tal como se apresentou nos capítulos anteriores.

A malha utilizada foi definida a partir de elementos lineares tridimensionais sólidos, tetraédricos com 4 nós. A dimensão média dos elementos foi de 2 mm, sendo esta dimensão o resultado de um estudo de convergência de malha baseado no deslocamento máximo do modelo. A Figura 5.2 representa a malha de elementos finitos para o conjunto com a TPC reforçada e com a TPC simplificada.



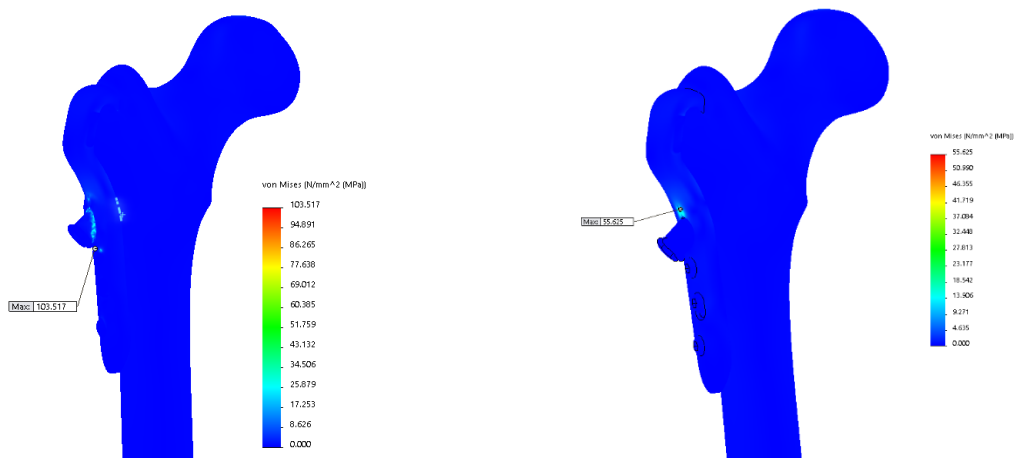
**Figura 5.2** – Malha dos conjuntos fémur TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).

A Figura 5.3 ilustra o modelo considerado para a solicitação de 200 N, sendo possível identificar a orientação de carga considerada.



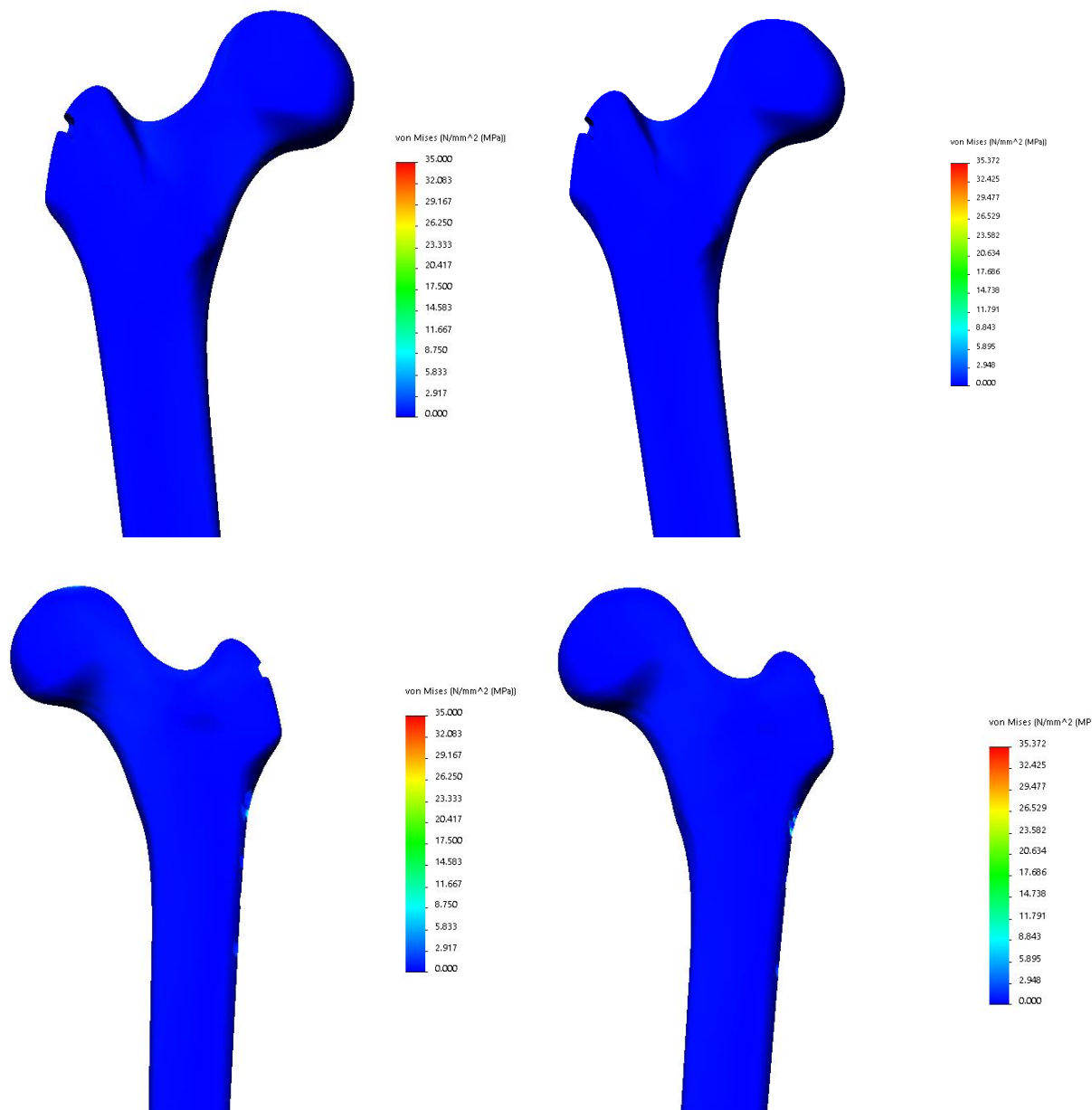
**Figura 5.3** - Condições de fronteira para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e simplificada (dir.).

Na Figura 5.4 representa-se a distribuição das tensões de *von Mises* para os modelos dos conjuntos com ambas as placas aplicadas. Analisando as imagens que se apresentam, constata-se que o valor máximo de tensões existente em ambos os casos se encontra nas placas, com o valor máximo de 103,51 MPa para o modelo com reforço e de 55,63 MPa para o modelo simplificado. A localização da tensão máxima é diferente nos dois modelos. Estes resultados evidenciam a coerência dos modelos.



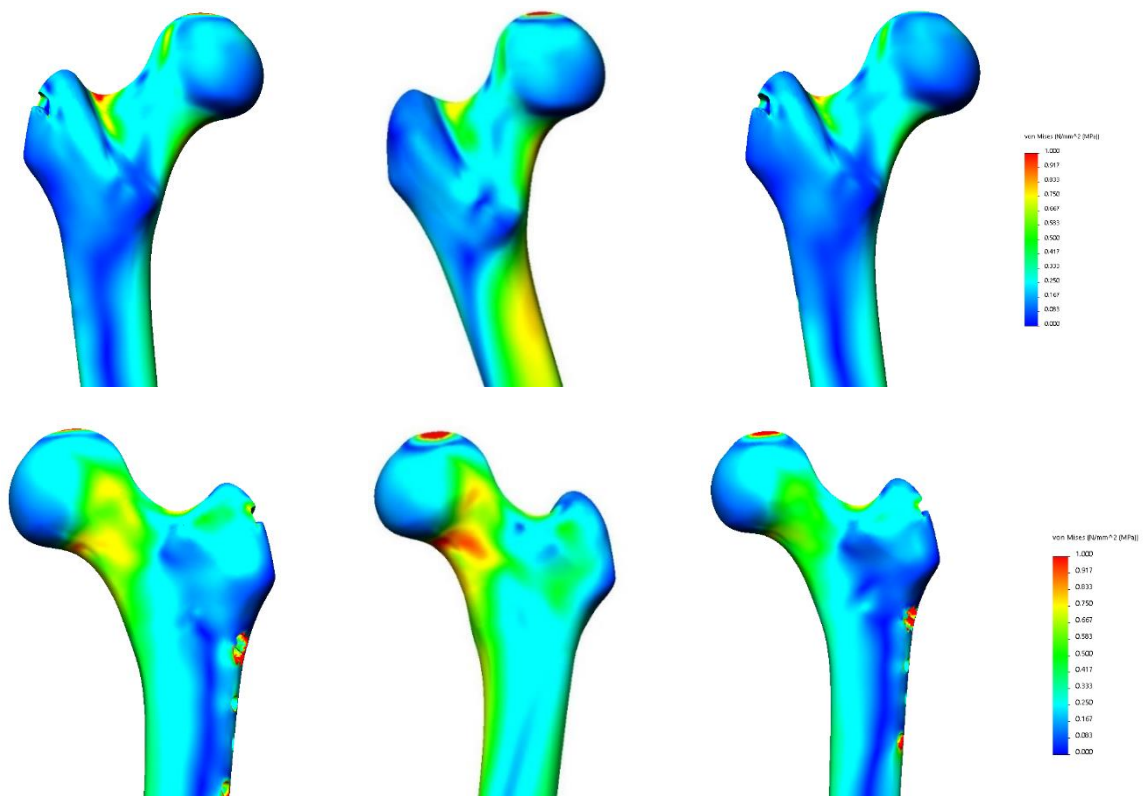
**Figura 5.4** - Distribuição das tensões de *von Mises* para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).

Na Figura 5.5 verifica-se que o nível de tensões é baixo quando comparado com os valores obtidos no estudo numérico do fémur íntegro. Demonstra-se assim a importância que a TPC terá na alteração do fluxo de carga, salvaguardando assim as regiões críticas anteriormente verificadas.



**Figura 5.5** - Distribuição das tensões de *von Mises* para os conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.) e simplificada (dir.), assumindo escala de valores semelhante ao estudo numérico do fémur íntegro.

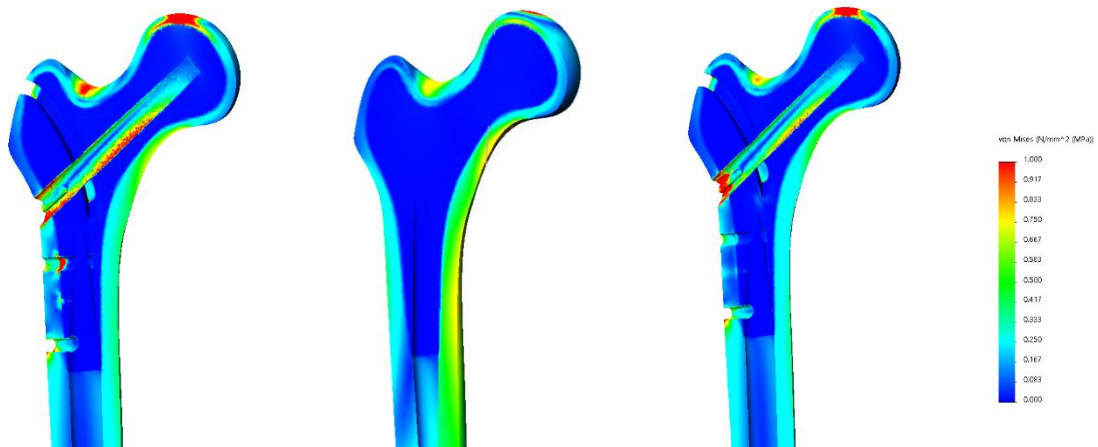
Atendendo a que o nível de tensões no fémur com as placas aplicadas é de 40,1 MPa com a TPC reforçada, e de 35,2 MPa com a TPC simplificada, opta-se por modificar a escala de visualização da distribuição de tensões até ao máximo de 1 MPa, que se representa na Figura 5.6. Para melhor se entender a influência que as TPC's transmitem ao comportamento mecânico do fémur, faz-se uma comparação da distribuição das tensões nos fémures com placas aplicadas, com o fémur íntegro. Constata-se que quer no colo do fémur, quer na sua cabeça, a distribuição é idêntica, notando-se uma diferença especial apenas na região intertrocanterica, resultante da presença do orifício onde está aplicada a TPC. Esta diferença além de lógica é inevitável.



**Figura 5.6** - Distribuição das tensões de *von Mises* para os conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.), íntegro (centro) e simplificada (dir.), assumindo escala de valores que permita uma melhor visualização.

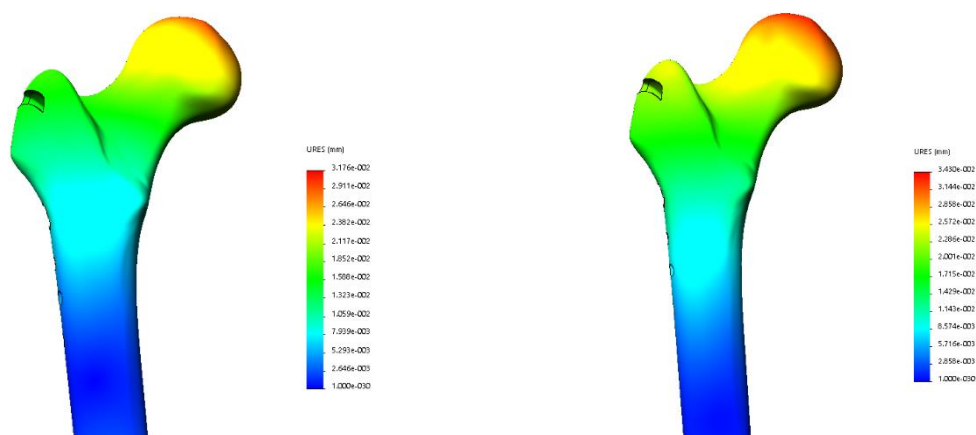
Outro tipo de análise que pode ser realizada entre os dois fémures intervencionados com o fémur íntegro, é a de se comparar a forma como as tensões de *von Mises* se distribui no interior do fémur e assim, mais uma vez, se compreender o efeito que a TPC provoca nessa região. A principal diferença entre o fémur íntegro e os restantes dois, apenas se faz notar na componente trabecular, já que no primeiro não está aplicado o parafuso do colo do fémur, logo a sua influência é inexistente. Quando comparamos os fémures com TPC's aplicadas é visível em algumas regiões diferenças entre a distribuição das tensões. Na TPC reforçada identificam-se a

região de transição entre o grande trocânter e o colo do fémur, a zona de ligação entre o osso trabecular e a parte inferior do parafuso, assim como a região de contato na cabeça do fémur. Consta-se que as regiões de maior sollicitação são mais expressivas na TPC reforçada do que na TPC simplificada. Esta observação está em linha com o facto da rigidez da TPC reforçada ser maior, obrigando a uma maior resposta por parte da estrutura óssea.



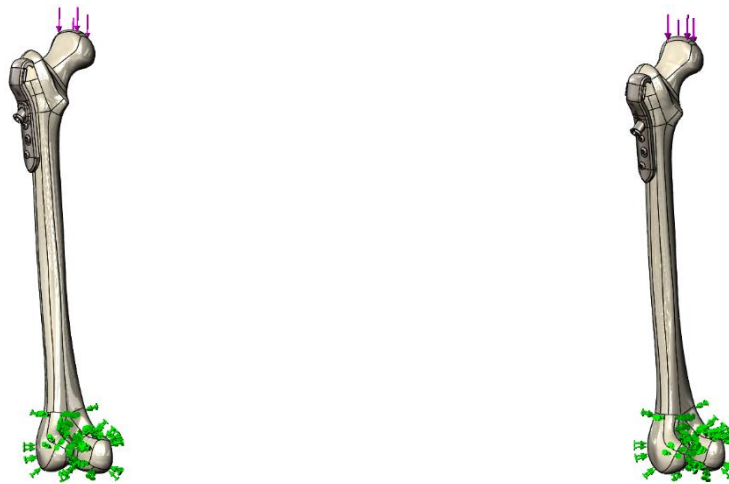
**Figura 5.7** - Distribuição das tensões de *von Mises* no interior dos conjuntos formados pelo fémur com a placa reforçada (esq.), íntegro (centro) e simplificada (dir.).

A Figura 5.8 representa a distribuição dos deslocamentos equivalentes nos modelos dos fémures com as placas aplicadas, sendo também neste caso possível identificar a diferença entre o modelo com a TPC reforçada aplicada (3,17 mm) e a TPC simplificada (3,43 mm). Por comparação com o deslocamento máximo obtido para o fémur íntegro (5,12 mm) conclui-se que a presença das placas faz aumentar a rigidez do conjunto, tal como seria de esperar.



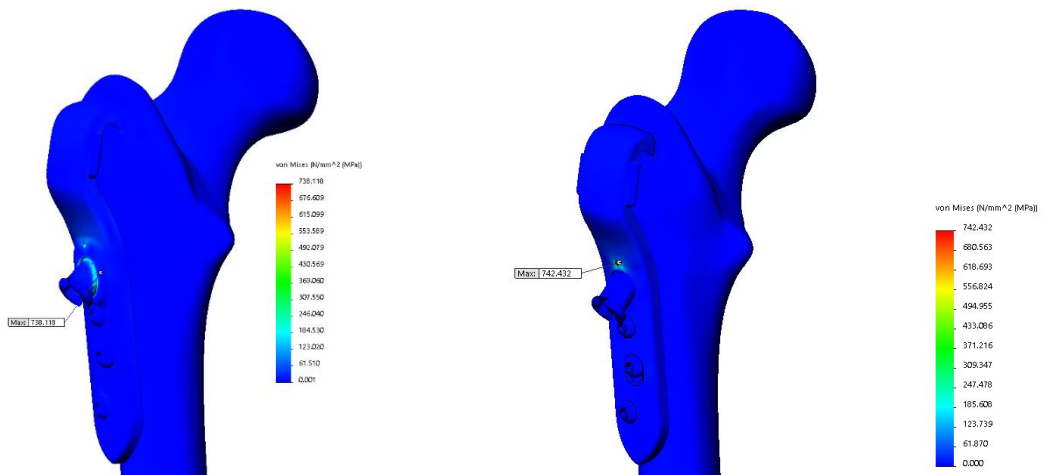
**Figura 5.8** - Deslocamentos equivalentes nos fémures com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).

Apresenta-se agora o modelo e resultados obtidos no estudo numérico dos conjuntos, direcionado para a análise comparativa da TPC estudada isoladamente. Relativamente ao modelo anterior, apenas se modificou o valor da carga, que passou para 500 N e a orientação da mesma, de forma semelhante à Norma ASTM F384-12 (Figura 5.9).



**Figura 5.9** - Condições de fronteira para o conjunto fémur com TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).

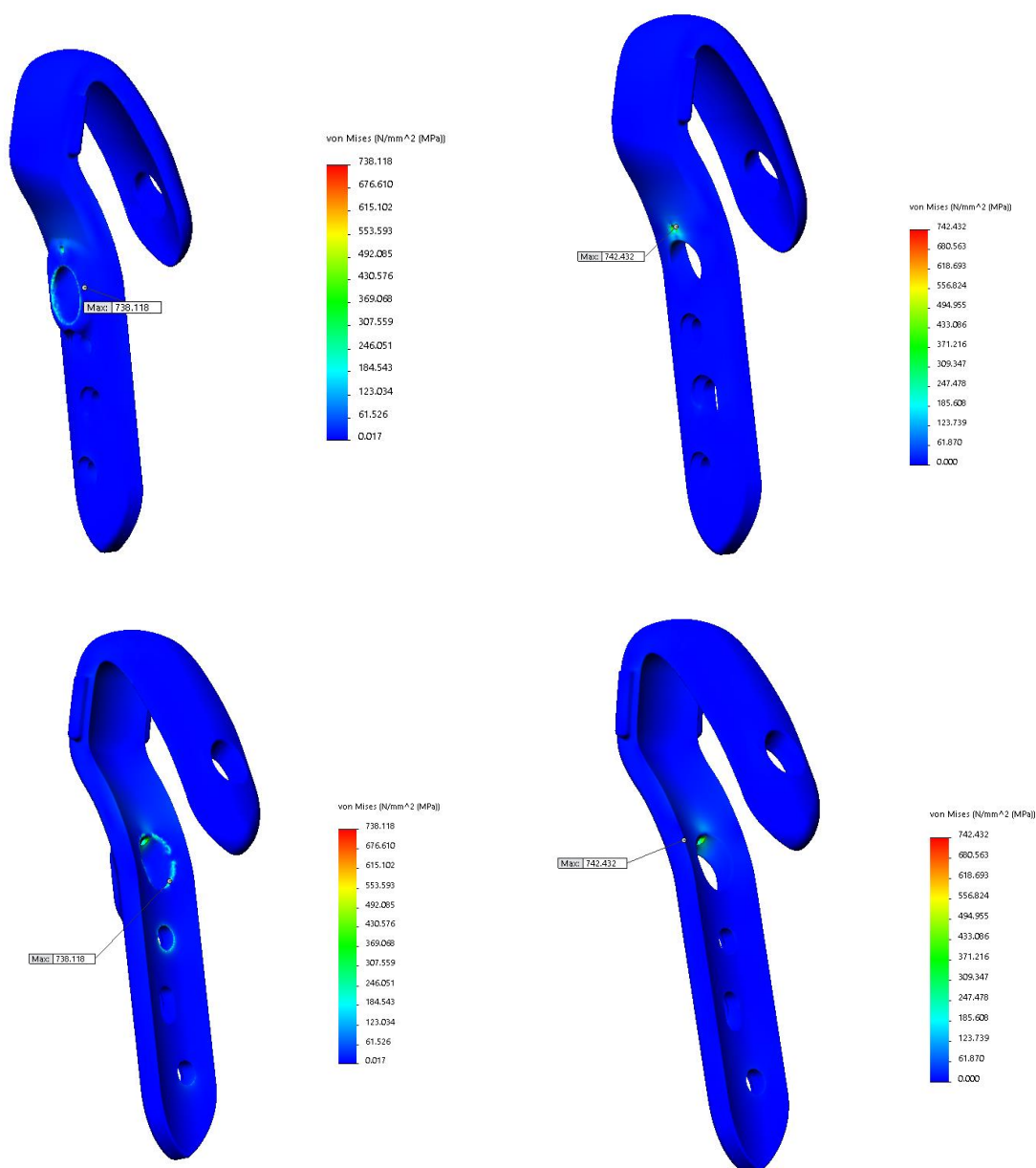
Neste caso, e tal como seria de esperar, os valores máximos das tensões de *von Mises* também diminuí drasticamente, tal como se pode observar na Figura 5.10, com cerca de 738 MPa na TPC reforçada e 742 MPa na TPC simplificada.



**Figura 5.10** - Distribuição das tensões de *von Mises* para o conjunto com a TPC reforçada (esq.) e TPC simplificada (dir.).

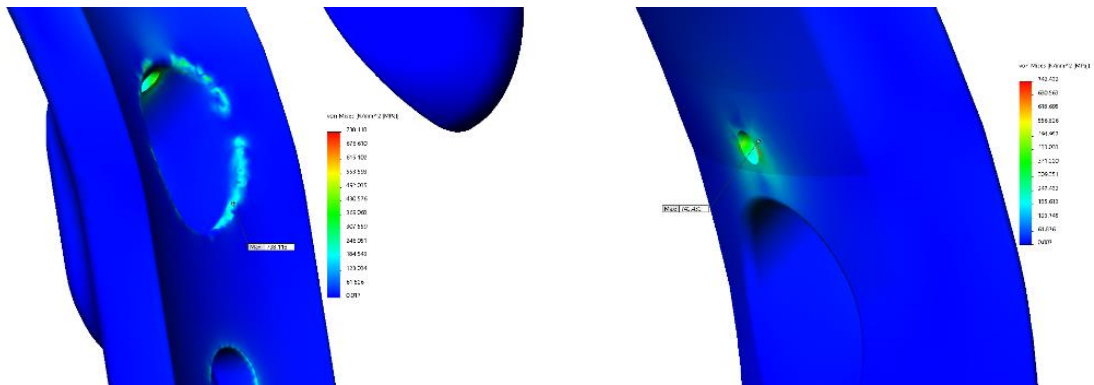


Mais uma vez, o valor máximo destas tensões em cada modelo está relacionado com os contactos inerentes à sua montagem, tem localizações distintas, mas mantendo-se na TPC. A Figura 5.11 permite identificar a localização das tensões máximas, exposta em pormenor na Figura 5.12.



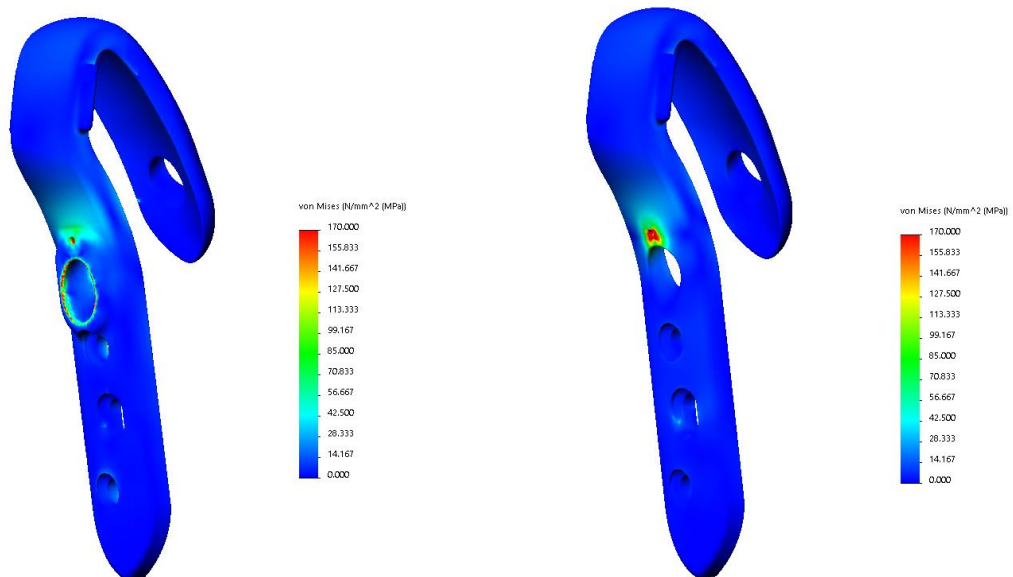
**Figura 5.11** - Distribuição das tensões de *von Mises* nas TPC's reforçada (esq.) e simplificada (dir.).





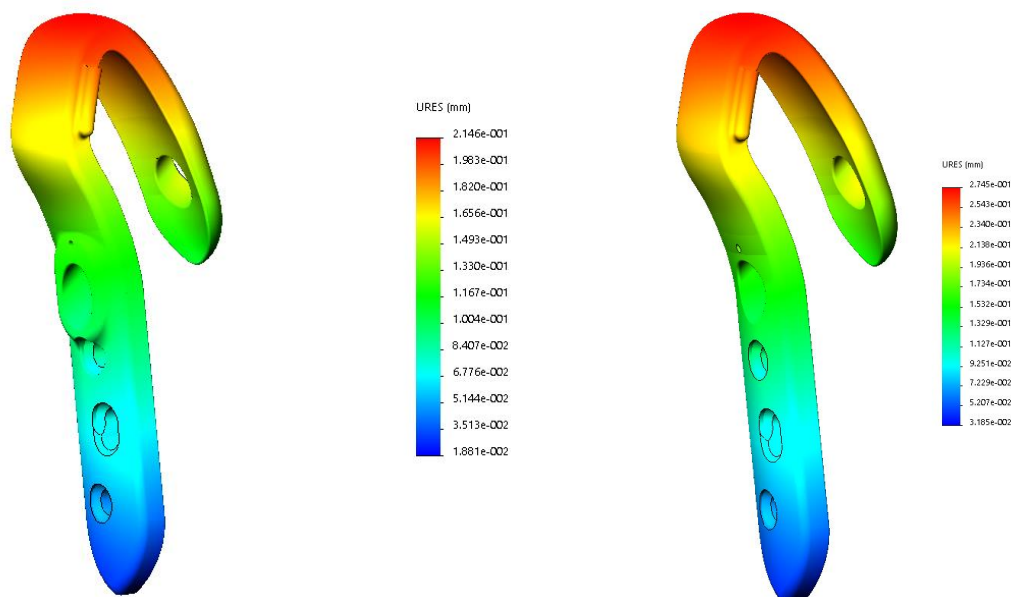
**Figura 5.12** - Pormenor do valor máximo da tensão de *von Mises* para ambas as placas (reforçada (esq.), simplificada (dir.)).

De modo a tornar a visualização da distribuição das tensões mais perceptível é mantida a lógica utilizada nos estudos anteriores e balizam-se superiormente as tensões pelo valor da tensão de cedência do material das placas. Apesar de se poder identificar uma zona acima da tensão de cedência mais alargada na TPC simplificada, para esta situação de solicitação a diferença entre as duas TPC's já não é tão evidente (Figura 5.13).



**Figura 5.13** - Distribuição das tensões de *von Mises* para a tensão de cedência (placas reforçada (esq.) e simplificada (dir.)).

Relativamente aos deslocamentos equivalentes, representados na Figura 5.14, mantém-se a coerência nos resultados obtidos, havendo diferença entre o valor de deslocamento máximo nas duas TPC's, mas com menor amplitude. Neste caso a TPC simplificada apresenta um deslocamento máximo de 2,74 mm e a TPC reforçada um deslocamento máximo de 2,14 mm, que representa um aumento de rigidez de cerca de 28%.



**Figura 5.14** - Deslocamentos equivalentes nas placas (reforçada (esq.), simplificada (dir.)).

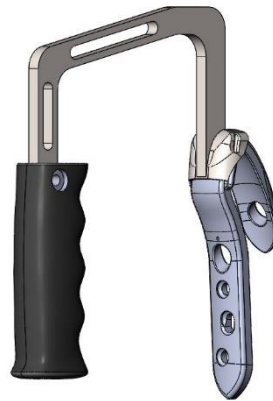
A análise comparativa aos resultados mostra que neste caso as duas TPC's (com e sem reforço) evidenciam limites de resistência equivalentes. Relativamente à rigidez, esta é relativamente superior na TPC reforçada, mas com introdução de maior zona de solicação na estrutura óssea. A interpretação destes resultados demonstra que ambos os modelos são passíveis de aplicação, no entanto apenas estudos complementares envolvendo análise à fadiga e remodelação da estrutura óssea envolverão extrair conclusões mais substantivas.

### 5.3. Instrumental Cirúrgico

Uma prótese cirúrgica requer a existência de um instrumental cirúrgico personalizado para tornar a sua aplicação possível. A TPC não foge a essa regra. Deste modo, foi também concebido um instrumental para acompanhar a placa em cada cirurgia. O instrumental desenvolvido é constituído por quatro principais componentes fundamentais para a correta

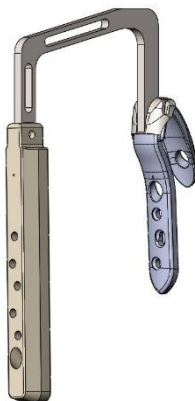
aplicação da TPC. Foi concebido tendo em vista dois principais objetivos: tornar a sua aplicação simples e, principalmente, permitir que a cirurgia seja o menos invasiva possível.

Na Figura 5.15 está representado em 3D o instrumental desenvolvido, constituído por um *grip*, haste e adaptador, que poderá ser utilizado no primeiro momento da cirurgia e que permite ao cirurgião segurar a TPC firmemente, posicionar corretamente a TPC de forma remota e aplicar uma força suficiente para permitir a penetração da placa dentro do fémur. Pela presença de fluidos neste tipo de cirurgia o *grip* torna-se um componente de extrema importância.



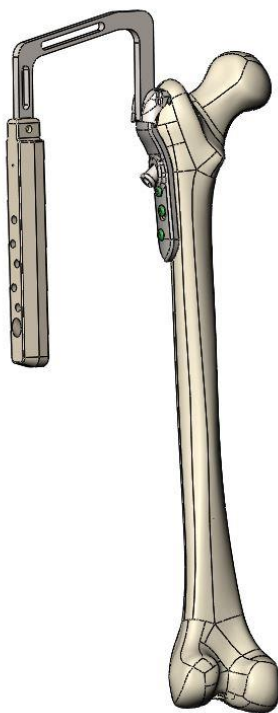
**Figura 5.15** - Instrumental cirúrgico (*grip*, haste, adaptador e TPC).

Num segundo momento da cirurgia o ortopedista substitui o *grip* por outro componente (matriz de furação) que tem uma furação alinhada com a furação da TPC. Fá-lo-á sem separar a haste e o adaptador da TPC, o que lhe permitirá realizar a furação no fémur sem necessidade de expor por completo a articulação, tornando assim a cirurgia mais segura e com um tempo de recuperação menor para o paciente. Na Figura 5.16 mostra-se o resultado do momento cirúrgico acima referido.



**Figura 5.16** - Instrumental cirúrgico (matriz de furação, haste, adaptador e TPC).

A Figura 5.17 ilustra o resultado obtido em cirurgia.



**Figura 5.17** - Instrumental cirúrgico aplicado no fémur.

---

## 6. CAPÍTULO FINAL

Esta dissertação expõe o desenvolvimento e estudo de uma TPC (Placa Trocantérica de Contenção - Compressão) para aplicação em determinadas fraturas do fêmur. O trabalho passou pelo desenvolvimento de vários modelos da TPC, tendo-se chegado à geometria final após a verificação da existência de um compromisso entre geometria, funcionalidade, facilidade e simplicidade de aplicação e previsão do comportamento. Este compromisso foi assumido em três patamares relevantes: compatibilidade clínica, com destaque para a facilidade de execução da técnica cirúrgica; previsão do comportamento mecânico, realizada numericamente através de modelos de elementos finitos e facilidade de produção através de um centro de maquinagem.

Foram desenvolvidos vários modelos numéricos de elementos finitos tanto da TPC como do fêmur, assim como do seu conjunto. Fica um “sabor amargo” pela não realização de ensaios experimentais da TPC, que por razões de carácter logístico ainda não se encontra maquinada. Contudo, foram realizados ensaios experimentais ao fêmur, cuja instrumentação e resultados obtidos permitiu validar os modelos de elementos finitos que foram desenvolvidos. Esta validação permite estimar que os modelos que incluem a TPC também apresentam resultados coerentes e com grau de fiabilidade adequado. Assim, pode-se afirmar que os resultados da análise numérica por elementos finitos justificam a aplicação da TPC no campo cirúrgico, podendo ser uma alternativa eficaz e vantajosa no tratamento das fraturas trocantéricas.

Importa ainda referir que, além do atrás exposto, este trabalho incluiu o desenvolvimento completo de um bastidor para execução de parte dos ensaios experimentais, assim como o projeto dos dispositivos de ancoragem em outros equipamentos de ensaio. Complementarmente foi também desenvolvido o instrumental cirúrgico de suporte à aplicação da TPC.

Em termos de trabalhos futuros, referem-se os seguintes, sendo que alguns deles se encontram já em desenvolvimento:

- Validação experimental das TPC's - realização de ensaios estáticos e dinâmicos que permitam a caracterização de ambos os dispositivos, possibilitando assim uma seleção criteriosa da placa com melhor desempenho;
- Remodelação óssea - estudo numérico que considere simulações de remodelação óssea para ambas as TPC's, de modo a analisar qual das placas tem o melhor desempenho neste contexto;
- Validação experimental *in vitro* da placa selecionada;

- Maquinação para validação experimental e eventual otimização do instrumental cirúrgico;
- O estudo aprofundado da TPC na sua aplicação como prótese total da anca, que obriga à sua caracterização de acordo com a Norma ISO 7206;
- A realização de ensaios clínicos tendo em vista a sua avaliação em contexto real (*in vivo*).

---

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Admani A, Gakuu L. *Commonly asked questions on the practice of intramedullary nailing*. East African Orthopaedic Journal. 2012; 6:48—50.
- ASTM F384-12 *Standard Specifications and Test Methods for Metallic Aigled Orthopedic Fracture Fixation Devices*. American Society for Testing and Materials, USA.
- Atalaia, P. (2010). *Integridade Estrutural de Placas de Osteossíntese Metálica e Compósitas para Fixação Óssea*. Tese de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, Aveiro, 1 vol.
- Aune A, Ekeland A, Odegaard B. *Gamma nail vs compression screw for trochanteric femoral fractures. Fifteen reoperations in a prospective, randomized study of 378 patients*. Acta Orthop Scand. 1994; 65:127—30.
- Balasegaram S, Majeed A, Fitz-Clarence H. *Trends in hospital admissions for fractures of the hip and femur in England, 1989–1990 to 1997–1998*. J Public Health Med. 2001 23:11–17.
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda G. *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Journal of Biomechanics. 2001; 859–871.
- Bridle S, Patel A, Bircher M, Calvert P. *Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomized prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw*. J Bone Joint Surg Br. 1991; 73(2):330-4.
- C S. *Os custos das fraturas de etiologia osteoporótica em mulheres: institucionalização na Rede Nacional de Cuidados Continuados (RNCCI) e lares de 3ª idade*. 2010.
- Circular Informativa Direcção Geral da Saúde. *Orientação técnica sobre suplemento de Cálcio e Vitamina D em pessoas idosas*. In ; 2008 Abril. p. N°: 13/DSCS/DPCD/DSQC.
- Completo, A. e Fonseca, F. (2011). *Fundamentos de Biomecânica*. Publindústria, Porto (em Portugues).
- Costa Martins, J. *Trochanteric contention/compression plate*. European Patent Application. EP 2 108 322 A1; 14-10-2009.
- Cruz M. *Porque fechamos os olhos enquanto o mundo do cai? Um estudo sobre fraturas osteoporóticas do fémur proximal numa população portuguesa*. Acta Reumatol Port. 2009; 34:370-377.

- Damien P. Byrne, Kevin J. Mulhall and Joseph F. Baker (2010), *Anatomy & Biomechanics of the Hip*. The Open Sports Medicine Journal, Vol. 4, pp. 51-57.
- Evans E. *The treatment of trochanteric fractures of the femur*. J Bone Joint Surg. 1949; 31B:190—203.
- Giversen I. *Time trends of mortality after first hip fractures*. Osteoporosis Int. 2007; 18: 721-732.
- Hafner R. *Trochanteric fractures of the femur*. J Bone Joint Surg. 1951; 33B:516.
- Hans K. Uthoff, Philippe Poitras and David S. Backman (2006), *Internal plate fixation of fractures: short history and developments*. Journal of Orthopaedic Science, Vol. 11, pp. 118-126.
- Harrington K. *The use of methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of unstable comminuted intertrochanteric fractures in osteoporotic patients*. J Bone Joint Surg Am. 1975; 57:744—50.
- Heikkinen T WRHAea. *Hip fractures in Finland - A comparison of patient characteristics and outcomes in six hospitals*. Scandinavian Journal of Surgery. 2004; 93(3):234-240.
- Hoffman C, Lynskey T. *Intertrochanteric fractures of the femur: a randomized prospective comparison of the Gamma nail and the Ambi hip screw*. Aust N Z J Sur. 1996; 66:151-5.
- Johnell O, Kanis J. *An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures*. Osteoporosis Int. 2006; 17:1726—1733.
- Johnson L, Lottes J, Arnot J. *The utilization of the Holt nail for proximal femoral fractures. A study of one hundred and forty-six patients*. J Bone Joint Surg Am. 1968; 50:67—78.
- Kaplan K, Miyamoto R, Levine B, Egol K, Zuckerman J. (2008). *Surgical management of hip fractures: an evidence-based review of the literature*. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeon, Vol 16(11), pp. 665-673.
- Keene G, Parker M, Pryor G. *Mortality and morbidity after hip fractures*. BMJ. 1993; 307:1248—1250.
- Laros G, Moore J. *Complications of fixation in intertrochanteric fractures*. Clin Orthop Relat Res. 1974; 101:110-9.
- Leibson C, Tosteson A, Gabriel Sea. *Mortality, disability, and nursing home use for persons with and without hip fracture: a population-based study*. J Am Geriatr Soc. 2002; 50:1644.



- 
- LLC (2011). <http://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview/> . Medscape Reference© WebMD (página internet oficial).
- Muller M, Nazarian S, Schatzker J. *The comprehensive classification of fractures of the long bones*. In. Berlin: Springer-Verlag; 1990.
- Owen R, Melton L, Gallagher J, Riggs B. *The National cost of acute care of hip fractures associated with osteoporosis*. Clin Orthop. 1980; 150:172-176.
- 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.
- Pajarinen J, Lindahl J, Michelsson O, Savolainen V, Hirvensalo E. *Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail. A randomised study comparing post-operative rehabilitation*. J bone Joint Surg Br. 2005; 87(1):76-81.
- Parker M, Handoll H. (2009). *Intramedullary nails for extracapsular hip fractures in adults*. Cochrane Database Syst Rev. 2009; (3):CD004961.
- Rocha, M., Azer, H., Nascimento, V (2009). *Evolução funcional nas fraturas da extremidade proximal do fêmur*. Acta Ortopédica Brasileira, Vol 17, n.º 1, pp. 17-21.
- Schipper I, Steyerberg E, Castelein R, van Vugt A. *Reliability of the AO/ASIF classification for pertrochanteric femoral fractures*. Acta Orthop Scand. 2001; 72:36-41.
- Schroder HM, Erlandsen M. *Age and sex as determinants of mortality after hip fracture: 3,895 patients followed for 2.5–18.5 years*. J Orthop Trauma. 1993; 7:525–531.
- Sernbo I, Johnell O. *Consequences of a hip fracture: a prospective study over 1 year*. Osteoporosis Int. 1993; 3:148-153.
- Silveira A, Lopes C. *Fraturas proximais do fêmur no idoso*. Rev Port Ortop Traum. 1997; 5:27-33.
- Susano R, Ponte T, Maia J. *Epidemiologia da Fraturas da Extremidade proximal do fêmur no Hospital da Horta (Açores)*. Acta Med Port. 1995; 8:217-223.
- Zuckerman JD, Skovron ML, Frankel VH. *Postoperative complications and mortality associated with operative delay in older patients who have a fracture of the hip*. J Bone Joint Surg Am. 1995; 77:1551–1556.