



Mestrado em Engenharia Mecânica

Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur? Estudo Numérico Comparativo.

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Mecânica
Especialização em Construção e Manutenção de Equipamentos
Mecânicos

Autor

Pedro José Ramos Alves

Orientadores

Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro

Professor do Departamento de Engenharia Mecânica

Prof. Mestre Maria de Fátima da Costa Paulino

Professora do Departamento de Engenharia Mecânica

Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Coimbra, setembro, 2017

Dedico este trabalho aos meus pais e irmão.

Agradecimentos

Ao Professor Doutor e Orientador Luis Manuel Ferreira Roseiro por todo o acompanhamento, dedicação e compreensão prestados.

À minha orientadora Professora Mestre Fátima Paulino por todo o acompanhamento, dedicação e compreensão prestados.

À Engenheira Linda Pinto por toda a colaboração prestada no desenvolvimento deste trabalho.

Às médicas ortopedistas, Dra Cristina Alves e Inês Balacó pela sua prontidão e disponibilidade.

Ao serviço de Ortopedia do Hospital Pediátrico de Coimbra pelas facilidades cedidas.

A todos aqueles que se disponibilizaram a participar de forma voluntária no presente estudo.

Aos meus pais e irmão, por tudo aquilo que fizeram, para eu poder ser aquilo que sou hoje.

A todos os companheiros de laboratório que partilharam opiniões e apoio durante toda a fase de desenvolvimento desta tese.

Resumo

Em ortopedia os sistemas de fixação interna e externa são cada vez mais aplicados no tratamento de fraturas ósseas, tanto em fraturas acidentais como nas induzidas cirurgicamente através de osteotomias. Estes dispositivos têm um campo de aplicação muito vasto, destacando-se essencialmente a estabilização, alongamento e transporte ósseo. Neste grupo, destacam-se as placas de osteossíntese, muito aplicadas em fraturas da diáfise dos ossos longos. Em termos clínicos, a sua colocação é feita em contexto cirúrgico, sendo a placa fixa ao osso através de parafusos de fixação. O seu posicionamento no osso é feito de acordo com a experiência e com o critério do cirurgião, podendo este posicionamento ser de grande importância na recuperação do paciente. Além disso, diversos cirurgiões optam pela introdução de uma segunda placa, descrevendo resultados clínicos mais vantajosos. Contudo, os estudos biomecânicos que conduzam à melhor interpretação do posicionamento da placa, assim como de eventuais vantagens na utilização de uma segunda placa são ainda escassos. Neste contexto, esta dissertação apresenta um estudo numérico que envolve a comparação da utilização de uma ou duas placas de osteossíntese no fémur assim como do seu melhor posicionamento. O modelo numérico de elementos finitos considera a utilização de um bio modelo do fémur, duas placas de osteossíntese e um conjunto de parafusos de fixação. Implementado com recurso ao *software Solidworks*[®], o modelo conduziu a resultados comparativos, baseados na interpretação do comportamento mecânico ao nível do foco da fratura, com destaque para a distribuição das pressões de contacto. A análise aos resultados mostra que, na utilização de uma só placa, o posicionamento que é habitualmente utilizado pelos cirurgiões apresenta o melhor comportamento mecânico. Além disso, o estudo mostra que a aplicação de uma segunda placa introduz uma distribuição da pressão de contacto na superfície da fratura mais uniforme, quando comparada com o recurso a uma só placa, sugerindo vantagens na sua utilização.

Palavra Chave: Placa de Osteossíntese, Elementos Finitos, Biomecânica Ortopédica

Abstract

In orthopedics, the internal and external fixation systems are increasingly applied in the treatment of bone fractures, both in accidental and surgically induced fractures through osteotomies. These devices have a very wide range of application, highlighting the bone stabilization, elongation and transport. The osteosynthesis plates, very applied in fractures of the diaphysis of the long bones, can be highlighted. Its placement and fixation is done in a surgical context, the plate being fixed to the bone by means of specific screws. Its positioning in the bone is made according to the experience and criterion of the surgeon, and this positioning have great relevance in the recovery of the patient. In addition, several surgeons applies a second plate, describing best clinical results. However, biomechanical studies leading to better interpretation of the plate placement, as well as possible advantages in the use of a second plate are still scarce. The presents work shows a numerical study that involves the comparison of the use of one or two osteosynthesis plates in the femur as well as its better positioning. The numerical model of finite elements considers the use of a bio model of femur, two osteosynthesis plates and a set of fixation screws. Implemented with *Solidworks software*[®], the model led to a comparative results, based on the interpretation of the mechanical behavior at the fracture focus, with emphasis on the distribution of contact pressures. The results analysis shows that in the use of a single plate, the positioning that is usually used by the surgeon's, presents the best mechanical behavior. In addition, the study shows that the application of a second plate introduces a better distribution of the contact pressure on the surface of the fracture as compared to the use of a single plate, suggesting advantages in its use.

Keywords: Osteosynthesis Plate, Finite Elements, Orthopedic Biomechanics

Índice

RESUMO.....	I
ABSTRACT	III
ÍNDICE	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VII
ÍNDICE DE TABELAS	IX
SIMBOLOGIA.....	XI
LISTA DE ABREVIATURAS	XIII
1. INTRODUÇÃO E OBJETIVOS.....	1
2. ENQUADRAMENTO E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. O Fémur e a sua Função Anatômica.....	5
2.2. Fraturas do Fémur e Tratamento	10
2.3. As Placas de Osteossíntese.....	13
2.4. Aplicação das Placas de Osteossíntese no Fémur.....	18
2.5. Estudos Biomecânicos com a Aplicação de Placas de Osteossíntese	20
3. MODELAÇÃO GEOMÉTRICA.....	23
3.1. Modelo Geométrico do Fémur	23
3.2. Modelo Geométrico das Placas e dos Parafusos.....	25
3.3. Modelo Geométrico do Conjunto Fémur – Placa (s).....	26
4. MODELAÇÃO NUMÉRICA POR ELEMENTOS FINITOS	29
4.1. Modelo Numérico do Fémur Inteiro.....	29
4.2. Modelo Numérico Fémur – Uma Placa	33
4.3. Modelo Numérico Fémur – Duas Placas	38
4.4. Modelos Numéricos com Variação no Número de Parafusos	42
5. OTIMIZAÇÃO DA POSIÇÃO DAS PLACAS	43
5.1. Parametrização dos Modelos de Elementos Finitos	44
5.2. Otimização no Posicionamento de uma Placa	45
5.3. Otimização no Posicionamento de duas Placas	48
6. UMA PLACA VS DUAS PLACAS – ANÁLISE COMPARATIVA	53
7. SENSIBILIDADE À UTILIZAÇÃO DOS PARAFUSOS.....	59
8. CONCLUSÕES E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS.....	65
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

Índice de Figuras

Figura 1 - Articulação entre a cabeça do fémur e o acetábulo (3D4Medical).	6
Figura 2 - Articulação entre os côndilos do fémur e da tíbia (3D4Medical).	6
Figura 3 - Vista anterior do fémur. (Netter, 2000).	7
Figura 4 - Especificação da zona da diáfise e das epífises, com identificação das componentes cortical e trabecular.	7
Figura 5 - Planos anatómicos do corpo humano. (Phany, 2010).	8
Figura 6 - Vistas no plano posterior: a) com eixo anatómico; b) com o eixo mecânico; c) com o eixo anatómico e o eixo mecânico.	9
Figura 7 - Variação do ângulo de inclinação (3D4Medical).	9
Figura 8 - Esforços no fémur. Trostle e Markel (1996).	11
Figura 9 - Tipos de fraturas diáfise do fémur. Müller <i>et al.</i> (1991).	12
Figura 10 - Diferentes formas de estabilizar fraturas diafisárias com recurso a cirurgia. Completo e Fonseca (2011).	13
Figura 11 - Evolução das placas de fixação interna nestes 100 anos adaptado de Uhthoff <i>et al.</i> (2006) e (Lopes, 2014).	14
Figura 12 - Placa de furos redondos. (Baumer, 2017).	15
Figura 13 - Placa de Compressão dinâmica (DCP).	15
Figura 14 - Placa de compressão dinâmica de contato limitado. (Delivery, 2017).	16
Figura 15 - Placa de compressão fechada. (Jkm, 2017).	16
Figura 16 - Placa de reconstrução. (Hexagon, 2017).	17
Figura 17 - Placas anatómicas. (Link, 1995).	17
Figura 18 - Geometria da placa de 6 furos e parafuso de fixação ao osso (dimensões em [mm]). Kim <i>et al.</i> (2010a).	18
Figura 19 - Visualização do posicionamento de uma placa.	19
Figura 20 - Visualização do posicionamento de duas placas.	19
Figura 21 - Sequência de aperto dos parafusos nas placas de osteossíntese.	20
Figura 22 - Pontos principais para criação dos eixos: a) ponto 1, eixo anatómico e eixo mecânico; b) ponto 2 eixo anatómico e eixo do colo, ponto 3 eixo mecânico e eixo do colo.	24
Figura 23 - Eixos principais do fémur.	24
Figura 24 - Modelo 3D das placas de furos redondos (dimensões em mm): a) Placa de oito furos com pormenor do furo; b) Placa de seis furos.	25
Figura 25 - Modelo 3D das placas DCP (dimensões em mm): a) Placa de oito furos com pormenor do furo; b) Placa de seis furos.	25
Figura 26 - Dimensões principais do parafuso (em mm).	26
Figura 27 - Corte transversal na diáfise do fémur.	27
Figura 28 - Aplicação dos sensores na superfície de fratura.	27
Figura 29 - Modelo geométrico: a) Com aplicação de uma placa; b) Detalhe do posicionamento da placa.	28
Figura 30 - Modelos CAD finais fémur uma placa e duas placas.	28
Figura 31 - Elemento tetraédrico parabólico com 10 nós.	29
Figura 32 - Modelo físico do fémur (<i>Sawbones</i>). (Lopes, 2014).	30
Figura 33 - Partes trabecular e cortical do modelo CAD do fémur.	30
Figura 34 - Condições de fronteira do fémur.	31

Figura 35 - Condições de solicitação no fémur.....	31
Figura 36 - Malha do fémur.....	32
Figura 37 - Distribuição das tensões de von Mises.....	32
Figura 38 - Distribuição dos deslocamentos resultantes.....	33
Figura 39 - Condições de fronteira e solicitação aplicado no fémur uma placa.....	33
Figura 40 - Principais interfaces de contacto.....	34
Figura 41 - Curva de convergência do deslocamento máximo no modelo fémur – uma placa.....	35
Figura 42 - Malha do conjunto fémur uma placa.....	35
Figura 43 - Aplicação de controlo de malha nas placas de osteossíntese.....	36
Figura 44 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no modelo fémur - uma placa.....	36
Figura 45 - Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur - uma placa.....	37
Figura 46 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> , superfície inferior da fratura do fémur – uma placa.....	37
Figura 47 - Pressão de contacto na fratura do fémur - uma placa.....	38
Figura 48 - Condições de fronteira e solicitação aplicado no fémur duas placas.....	38
Figura 49 - Curva de convergência do deslocamento máximo no modelo fémur – duas placas.....	39
Figura 50 - Malha do conjunto fémur duas placas.....	39
Figura 51 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> no modelo fémur - duas placas.....	40
Figura 52 - Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur - duas placas.....	40
Figura 53 - Distribuição das tensões de von Mises, superfície inferior da fratura do fémur – duas placas.....	41
Figura 54 - Pressão de contacto na fratura do fémur - duas placas.....	41
Figura 55 - Modelo geométrico sem dois parafusos.....	42
Figura 56 - Planos considerados para o posicionamento da placa (de 30° em 30°).....	44
Figura 57 - Distribuição da pressão de contacto pela superfície da fratura - uma placa.....	45
Figura 58 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores.....	46
Figura 59 - Comparação das pressões médias - uma placa.....	47
Figura 60 - Distribuição da pressão de contacto pela superfície da fratura - duas placas.....	49
Figura 61 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores.....	49
Figura 62 - Comparação das pressões médias - duas placas.....	50
Figura 63 - Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> uma placa (esquerda) e duas placas (direita).....	53
Figura 64 – Distribuição dos deslocamentos resultantes uma placa (esquerda) e duas placas (direita).....	54
Figura 65 – Distribuição da pressão de contacto com uma placa.....	54
Figura 66 – Distribuição da pressão de contacto com duas placas.....	55
Figura 67 - Pressão de contacto para; a) uma placa; b) duas placas, só com sensores que registam valores de pressão.....	56
Figura 68 - Variação de parafusos: a) Plano do foco da fratura; b) Variação de parafusos.....	59
Figura 69 - Comparação das pressões médias uma placa com variação de aplicação dos parafusos.....	61
Figura 70 - Comparação das pressões médias duas placas com variação de aplicação dos parafusos.....	63

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Classificação das fraturas dos ossos longos segundo AO. Ruedi e Murphy (2002).....	12
Tabela 2 - Propriedades mecânicas da matriz óssea.	30
Tabela 3 - Propriedades mecânicas das placas e parafusos.	34
Tabela 4 - Valores da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, para a pressão de contacto.	46
Tabela 5 - Valores da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, para a pressão de contacto.	50
Tabela 6 - Comparação uma placa e duas placas através da pressão média, do pico de pressão e desvio padrão.	55
Tabela 7 - Comparação uma placa e duas placas através da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, só com sensores que registam pressão de contacto.	56
Tabela 8 - Combinação de aperto dos parafusos na placa de 8 furos.	60
Tabela 9 - Combinação de parafusos J e F na placa de 8 furos.	62
Tabela 10 - Combinação de aperto dos parafusos na placa de 6 furos.	62

Simbologia

E - Módulo de Young ou de Elasticidade

ν - Coeficiente de Poisson

σ_{ced} - Tensão de Cedência

ρ - Massa Específica

\bar{x} - Média Aritmética

σ - Desvio Padrão

Lista de Abreviaturas

DCP – Placa de Compressão Dinâmica;

LC DCP – Placa de Compressão Dinâmica de Contato Limitado

LCP – Placa de Compressão Fechada

AO - Swiss Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF - Association for the Study of Internal Fixation of Fractures

CAD – Computer Aided Design

AISI – American Iron and Steel Institute

SOLID – Elemento Finito de Volume

Ansys – Simulation Driven Product Development

Mimics – 3D Medical Image Processing Software

3D – Três Dimensões

RStudio – Open Source and Enterprise –Ready Professional Software for R

1. Introdução e Objetivos

O osso é um tecido vivo, complexo e dinâmico, sendo a estrutura principal que suporta o peso do corpo humano. O grupo de ossos que constituem o corpo humano é designado por esqueleto, sendo a principal estrutura de suporte a um conjunto de atividades quotidianas, com destaque para a locomoção. Tendo em conta a exposição a que o corpo humano está sujeito no dia-a-dia existe a probabilidade de ocorrência de fraturas ósseas. A fratura óssea é caracterizada por uma perda de continuidade no osso, alterando o seu comportamento mecânico.

Geralmente as fraturas têm origem accidental, sendo que algumas são tratadas espontaneamente, na maioria das vezes sem sequer serem detetadas e sem recurso a tratamento médico-cirúrgico. Contudo, muitas das fraturas obrigam a procedimentos médicos. Além das fraturas provocadas por traumatismos, em muitas situações o tratamento médico de algumas patologias pode obrigar à sua indução, com procedimentos designados por osteotomias. A ocorrência de fratura é uma situação incapacitante, limitando gravemente a mobilidade até que esteja estabilizada e seja promovida a sua continuidade, que é habitualmente garantida com recurso a sistemas mecânicos de fixação, de modo a restabelecer o alinhamento do osso e manter a sua correta posição até à completa recuperação. Dependendo do tipo de fratura e do grau de severidade, assim como dos critérios médico-cirúrgicos, a estabilização pode ser garantida, entre outros, através de fixadores externos, parafusos de compressão, placas, parafusos e hastes intramedulares.

Apesar da estabilização óssea ser o primeiro objetivo no tratamento da fratura, é importante que o tipo de tratamento a implementar, assim como o dispositivo a colocar, garanta e promova a regeneração do osso na fratura, para um rápido retorno à normalidade. De facto, sendo o osso um tecido vivo, a estimulação óssea na zona da fratura é determinante para o sucesso no tratamento. Em termos gerais, e ressalvando o caso de fraturas mais complexas, a promoção de micromovimentos e cargas de compressão, distribuídas uniformemente entre as superfícies fraturadas, é fundamental para a consolidação óssea. Este tipo de solicitação deve ser garantido nas atividades pós cirúrgicas, seja através da locomoção ou em procedimentos de reabilitação do paciente.

Os métodos para tratamento de fraturas estão em constante desenvolvimento e o recurso a placas de osteossíntese é uma das técnicas com elevada aplicabilidade. Este tipo de placas é muito usada por no tratamento de fraturas diafisárias da tíbia e do fémur, em particular no caso fraturas transversas em relação ao eixo anatómico do osso. Após a colocação da placa, que é ancorada ao osso através de parafusos, o paciente dá início a todo um processo de recuperação, sendo a marcha determinante. De acordo com a indicação da prática clínica habitual, quando é aplicada uma placa de osteossíntese, o seu posicionamento está essencialmente ligado à anatomia do osso.

No caso particular das fraturas ao nível da diáfise do fémur, situação estudada neste trabalho comparativo, a placa é colocada na face lateral da diáfise. Apesar de ser comum a colocação de uma só placa quando o tratamento das fraturas é efetuado com recurso a este tipo de dispositivo, alguns clínicos defendem a colocação de uma segunda placa, normalmente com posicionamento de 90° relativamente à primeira, baseando a sua convicção em resultados clínicos mais vantajosos, associados a uma recuperação mais rápida. Pese embora a convicção de que a contribuição para a regeneração do osso será favorecida com a introdução de uma segunda placa de osteossíntese, não existem estudos biomecânicos que suportem estes resultados.

Assim, este trabalho tem como principal objetivo contribuir para a compreensão do comportamento ao nível do foco da fratura, comparando-se a utilização de uma com duas placas de osteossíntese. O estudo considera um modelo geométrico de um fémur da marca *Sawbones*[®], com a referência CAD #3403 e duas placas de osteossíntese, uma de oito parafusos e outra de seis parafusos. A partir do modelo geométrico, é simulada uma fratura transversal ao nível da diáfise, sendo implementados diversos modelos numéricos de elementos finitos, com recurso ao *software Solidworks*[®]. Seguindo uma linha de parametrização dos modelos, são feitas diversas simulações, correspondentes aos critérios de comparação que servem de base ao trabalho, e que são suportados numa análise estática linear. Sabendo-se que uma maior uniformização da distribuição das pressões de contacto entre as superfícies de fratura é um bom indicador para uma melhor regeneração óssea, a análise e discussão é suportada nestes resultados.

De modo a obter os resultados comparativos do comportamento de uma ou duas placas, foi necessário perceber em primeiro lugar qual o melhor posicionamento de uma só placa

relativamente ao eixo anatómico do osso. Posteriormente, e tendo como base este posicionamento, foi necessário perceber qual o melhor posicionamento para a segunda placa, relativamente ao eixo anatómico do osso, e relativamente à primeira placa. Estes estudos definem os modelos comparativos entre a utilização de uma ou de duas placas.

Complementarmente, apresentam-se e discutem-se resultados de um conjunto de simulações numéricas que comparam a aplicação de um ou mais parafusos na fixação da placa ao osso.

A escrita desta dissertação está organizada do seguinte modo:

Após esta introdução ao trabalho, no capítulo 2 é feito um enquadramento ao fémur, placas de osteossíntese e a sua aplicação, sendo apresentada a pesquisa bibliográfica, direcionada para os estudos biomecânicos envolvendo a utilização de placas de osteossíntese;

No capítulo 3 descrevem-se os diversos modelos geométricos que foram desenvolvidos, explicitando-se a parametrização que foi implementada, e sua importância no contexto deste trabalho. Esta parametrização foi determinante para a implementação dos modelos numéricos de elementos finitos, que se descrevem no capítulo 4;

O capítulo 5 apresenta o estudo sequencial, baseado nos modelos numéricos, que conduziu à identificação do melhor posicionamento de uma só placa, assim como da segunda placa relativamente à primeira;

Os resultados comparativos quanto à comparação da utilização de uma ou de duas placas, assim como a sua discussão, são apresentados no capítulo 6. O capítulo 7 apresenta os resultados da sensibilidade a não utilização de um ou mais parafusos;

Por último, no capítulo 8 são descritas as principais conclusões a retirar deste trabalho, assim como os trabalhos previstos para o futuro.

2. Enquadramento e Revisão Bibliográfica

Este capítulo descreve o enquadramento e a revisão bibliográfica realizada, fundamental para a realização deste trabalho. A pesquisa que se apresenta contextualiza o fémur e a sua anatomia, as fraturas ósseas e respetivos tratamentos, as placas de osteossíntese e sua aplicação no fémur. Apresentam-se também as publicações com estudos biomecânicos envolvendo a aplicação de placas de osteossíntese no fémur.

2.1. O Fémur e a sua Função Anatômica

O fémur é o osso mais longo, mais pesado e mais robusto do corpo humano. Estabelece a ligação entre a articulação do joelho e a da coxa, Chaves e Madeley (2017). A sua estrutura e função torna-o fundamental no contexto do comportamento biomecânico do corpo humano, em particular ao nível da locomoção. Em termos macroscópicos, é constituído por duas extremidades alargadas, denominadas por epífise superior e inferior e uma parte central, designada por diáfise. A epífise superior do fémur, designada por epífise proximal, contém o colo e a cabeça do fémur, que estabelece a ligação sob forma de articulação com o acetábulo. Esta articulação, habitualmente conhecida por articulação coxofemoral está representada na Figura 1. A cabeça do fémur tem geometria semelhante à de uma esfera, encaixando no acetábulo em aproximadamente 80% da sua superfície, garantindo assim a estabilidade necessária durante o movimento da articulação.

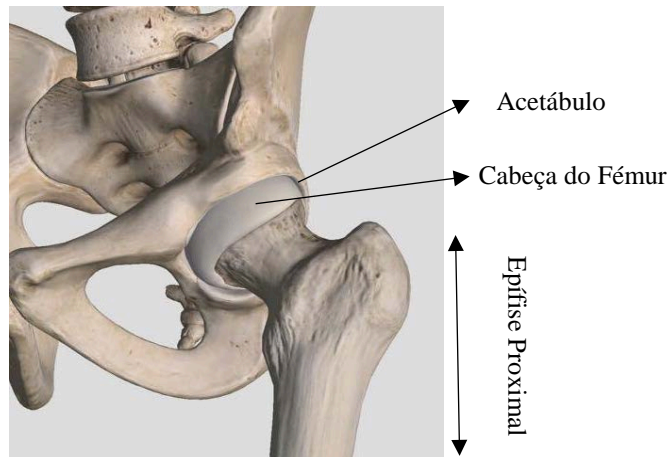


Figura 1 - Articulação entre a cabeça do fémur e o acetábulo (3D4Medical).

Na extremidade oposta encontra-se a epífise inferior, também denominada por epífise distal, constituída por dois côndilos que estabelecem a ligação sob a forma de articulação com a parte proximal da tibia. Esta articulação, designada por tibiofemoral, é representada na Figura 2. Os côndilos do fémur têm uma geometria que permite o encaixe nos côndilos da tibia garantindo uma perfeita articulação e transmissão do movimento do fémur para a tibia.

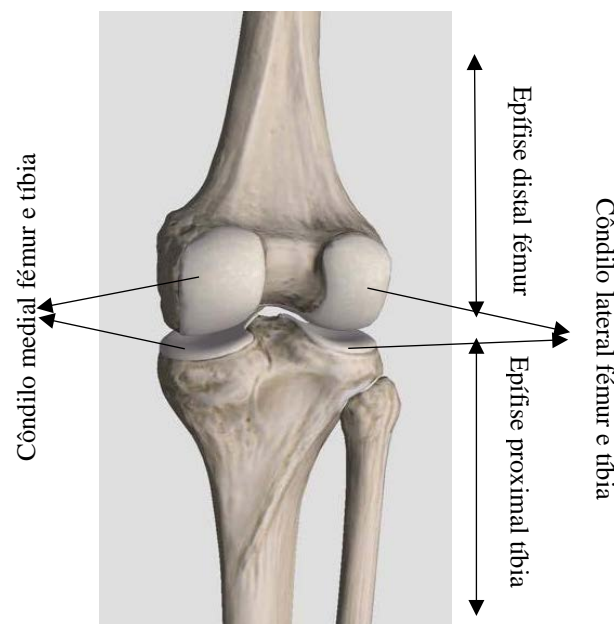


Figura 2 - Articulação entre os côndilos do fémur e da tibia (3D4Medical).

A Figura 3 apresenta as designações atribuídas às diferentes zonas do fémur. Abaixo do colo do fémur identificam-se os trocânteres maiores e menores e a linha intertrocantérica, de grande importância para a fixação dos tecidos moles, Chaves e Madeley (2017). Na extremidade oposta

identificam-se os côndilos medial e lateral, que garantem a transmissão de energia e movimento do fémur para a tíbia, Figura 3.

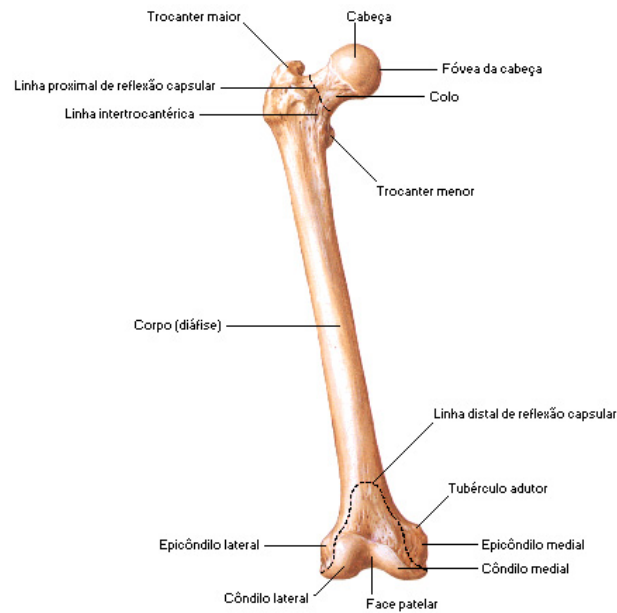


Figura 3 - Vista anterior do fémur. (Netter, 2000).

O tecido ósseo é habitualmente dividido em dois tipos, o osso cortical, compacto, caracterizado por ser extremamente duro e resistente, e o osso trabecular, esponjoso, menos resistente, mas determinante, por exemplo para a absorção do impacto. No caso do fémur, a zona da diáfise é constituída maioritariamente por osso cortical e as epífises por osso trabecular. A Figura 4 representa um fémur em corte, onde se pode identificar esta subdivisão, assim como a cavidade medular. A epífise superior do fémur é designada por epífise proximal.

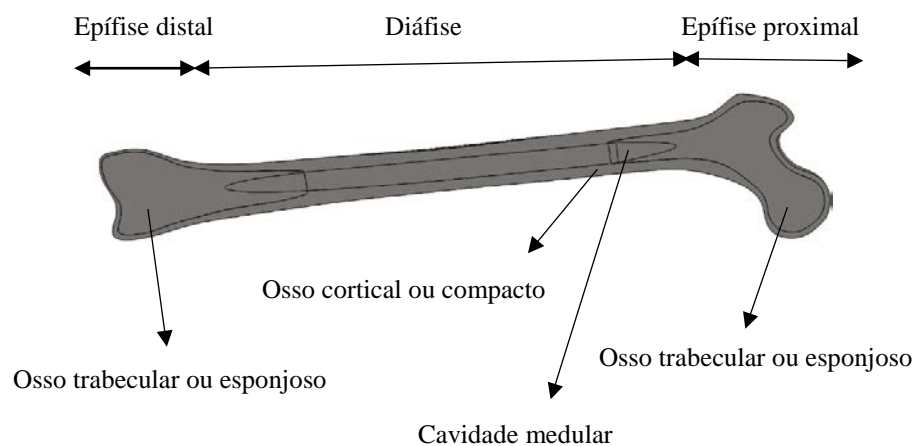


Figura 4 - Especificação da zona da diáfise e das epífises, com identificação das componentes cortical e trabecular.

De modo a compreender a configuração anatómica do fêmur, é de extrema importância conhecer os planos anatómicos de referência habitualmente associados ao corpo humano. A Figura 5 representa os três planos anatómicos, ortogonais, nomeadamente: plano sagital; plano coronal ou frontal; plano transversal ou horizontal. O plano sagital é um plano vertical que atravessa longitudinalmente o corpo humano, dividindo-o em parte direita e esquerda. O plano coronal é um plano vertical que atravessa o corpo e o divide em parte anterior e posterior. O plano transversal é um plano horizontal que atravessa o corpo e o divide em parte superior e inferior. O sistema de eixos que é obtido a partir dos eixos descritos anteriormente, têm a sua origem coincidente com o centro de massa do corpo.

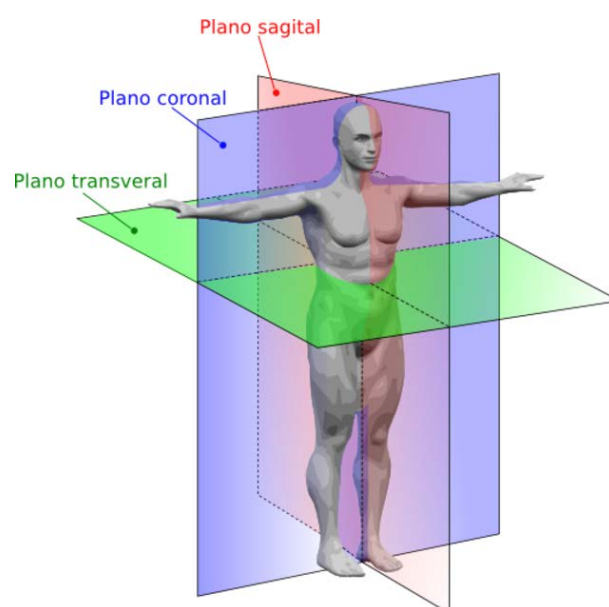


Figura 5 - Planos anatómicos do corpo humano. (Phany, 2010).

A configuração anatómica do fêmur revela a sua natureza de componente estrutural de elevada importância para o corpo humano. Anatomicamente, pode-se identificar um eixo, que percorre o canal intramedular do fêmur, ligando o centro dos côndilos com o centro do canal medular na região proximal Figura 6 a), sendo este o eixo anatómico. A identificação do eixo anatómico tem elevada importância no contexto da orientação em procedimentos médico-cirúrgicos, como por exemplo na substituição da articulação da anca por uma artificial. Contudo, além do eixo anatómico, é importante identificar o eixo mecânico, que liga o centro dos côndilos ao centro imaginário da cabeça do fêmur Figura 6 b) e representa a direção na qual a carga é distribuída da pélvis para a tíbia. O eixo mecânico faz com o eixo anatómico um ângulo que varia entre 7° e 11° Figura 6 c).

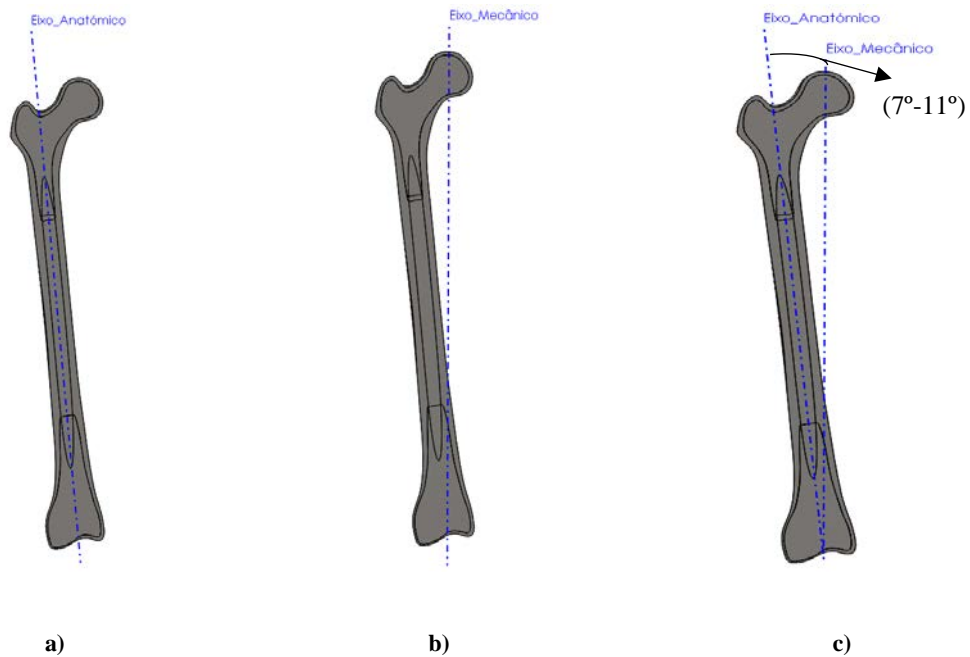


Figura 6 - Vistas no plano posterior: a) com eixo anatómico; b) com o eixo mecânico; c) com o eixo anatómico e o eixo mecânico.

Tanto na posição ortostática como em marcha, o fémur é responsável pela descarga das solicitações mecânicas, sendo este o primeiro osso dos membros inferiores. O esforço mecânico é transmitido do acetábulo ao fémur, sendo determinante a constituição anatómica do osso. Além dos ângulos atrás definidos, pode-se identificar uma inclinação importante para este processo de sustentação mecânica, entre o eixo que contém o colo do fémur e o seu eixo anatómico, Figura 7. Esta inclinação varia habitualmente entre 90° e 130° (Lopes, 2014), e é importante no contexto da mobilidade do fémur, de modo a permitir a marcha.

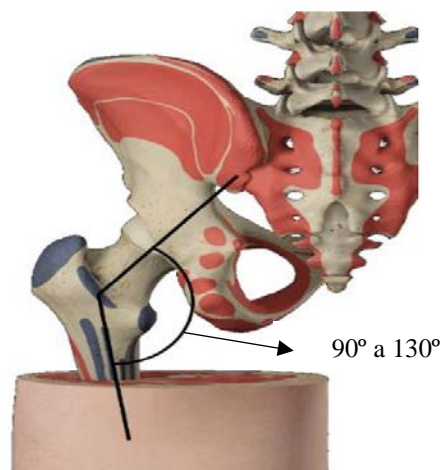


Figura 7 - Variação do ângulo de inclinação (3D4Medical).

A configuração geométrica do fémur tem sido alvo de estudo ao longo dos anos. Em 1917, Koch (Koch, 1917), demonstrou matematicamente que o fémur é uma estrutura otimizada para as solicitações mecânicas que lhe são aplicadas. De facto, o fémur pode ser enquadrado como um elemento estrutural único, cuja estrutura e forma permitem uma adequada adaptação às solicitações mecânicas que o corpo humano é alvo no dia-a-dia, promovendo a transmissão eficiente das cargas a que está sujeito.

2.2. Fraturas do Fémur e Tratamento

As fraturas ósseas podem ser de origem accidental ou induzidas por tratamento médico-cirúrgico, gerando sempre uma perda de continuidade no tecido ósseo. As fraturas da tíbia são as mais comuns, dado ser o osso mais exposto a situações traumáticas. Contudo, também o fémur é sujeito a sobrecargas anormais ou situações de impacto, que ultrapassam a sua capacidade de resposta, originando assim fraturas traumáticas, que ocorrem por exemplo em acidentes de viação e em quedas violentas. Todas as regiões do fémur estão sujeitas à ocorrência de fraturas, contudo na diáfise é o local onde as fraturas ocorrem com mais frequência. As fraturas na região da diáfise do fémur são consideradas de elevada complexidade, resultando em longos períodos de hospitalização e processo de reabilitação, Fernandes *et al.* (2015). Um tipo de fratura muito comum no fémur ocorre em população idosa, dada a existência de processos de perda óssea, como por exemplo a osteoporose. Nesta população, o impacto provocado por uma pequena queda pode ser suficiente para o aparecimento de fraturas, sendo a causa mais comum das fraturas do colo do fémur (Costa, 2017).

As solicitações no osso podem ter origem externa, decorrentes de situações accidentais, não têm limite de magnitude nem direção de aplicação e são as principais causadoras das fraturas ósseas, ou de origem interna, transmitidas ao osso através das articulações, dos ligamentos e dos tendões, sendo responsáveis pelo suporte da reação do solo nas posições ortostática ou em locomoção, (Fernandes A. G., 2013), (Rodrigues, 2008), (Tencer, 2001). Independentemente da sua origem, as solicitações no osso impõem esforços combinados, que podem ser de tração/compressão, flexão, torção e corte, tal como se pode visualizar esquematicamente na Figura 8.

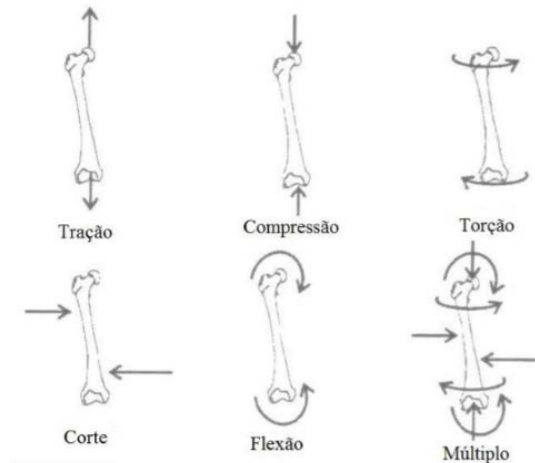


Figura 8 - Esforços no fêmur. Trostle e Markel (1996).

O tratamento das fraturas é habitualmente feito pela união das extremidades dos fragmentos e a sua manutenção na posição anatómica. Este procedimento é habitualmente conseguido com recurso a elementos mecânicos de ligação, onde se destacam os parafusos e as placas. Habitualmente designado por osteossíntese, este processo foi desenvolvido a partir da segunda guerra mundial, com a necessidade de tratamento dos soldados politraumatizados (Silva, 2009), Schatzker e Tile (2002). Foi na sequência deste período que nasceu a AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o estudo da fixação interna), associação fundada em 1958, na Suíça, com o objetivo de desenvolver dispositivos de fixação e tratamento de fraturas ósseas.

De acordo com Müller *et al.* (1991), as fraturas podem ser classificadas segundo três tipos, variando com o grau e gravidade da lesão, Figura 9. As fraturas do tipo **A**, designadas por fraturas simples, são caracterizadas por uma linha de fratura, o contato cortical entre fragmentos ósseos é superior a 90% após redução. As fraturas tipo **B**, em forma de cunha, são caracterizadas por originarem três ou mais fragmentos, sendo que os principais fragmentos contactam após redução. As mais complexas são as do tipo **C**, caracterizadas por terem três ou mais fragmentos, os principais fragmentos neste caso não têm contacto após redução.

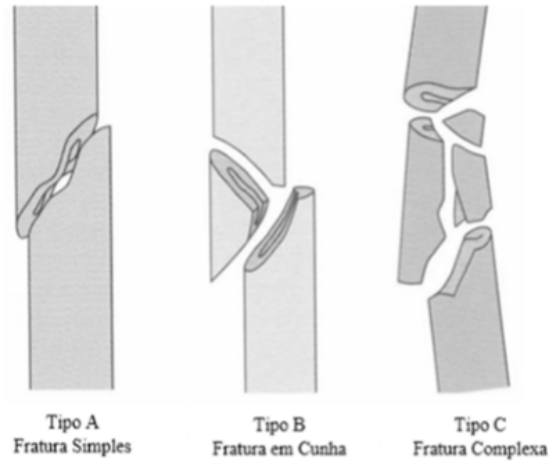


Figura 9 - Tipos de fraturas diáfise do fémur. Müller *et al.* (1991).

Segundo a classificação AO, estes três tipos de fraturas são habitualmente divididos nos subtipos que se apresentam na Tabela 1 e permitem uma orientação médica na escolha dos dispositivos a aplicar no tratamento.

Tabela 1 - Classificação das fraturas dos ossos longos segundo AO. Ruedi e Murphy (2002).

Tipo de Fraturas	Característica da fratura
A1	Simples Espiral
A2	Simples Oblíqua ($> =30^\circ$)
A3	Simples Transversa ($< 30^\circ$)
B1	Cunha em Espiral
B2	Cunha em Curva
B3	Cunha Fragmentada
C1	Complexa em Espiral
C2	Complexa Segmentada
C3	Complexa Irregular (Cominutiva)

No caso do tratamento das fraturas dos ossos longos, e em particular no fémur, o alinhamento dos fragmentos é determinante no processo de consolidação óssea. Um alinhamento adequado garante uma recuperação mais rápida do paciente Ruedi e Murphy (2002). No caso das fraturas ao nível da diáfise, o tratamento é essencialmente do tipo cirúrgico, já que diminui o risco de complicações sistémicas, (Cáquias, 2010) e Pozzi *et al.* (2011). Existem diversos elementos de fixação, que são aplicados de acordo com a situação e critério de escolha do cirurgião. De acordo com Completo e Fonseca (2011), distinguem-se quatro tipos de sistemas mecânicos de

fixação de fraturas da diáfise, Figura 10: dispositivos de fixação externa; placas de osteossíntese; hastes intramedulares; parafusos de compressão.

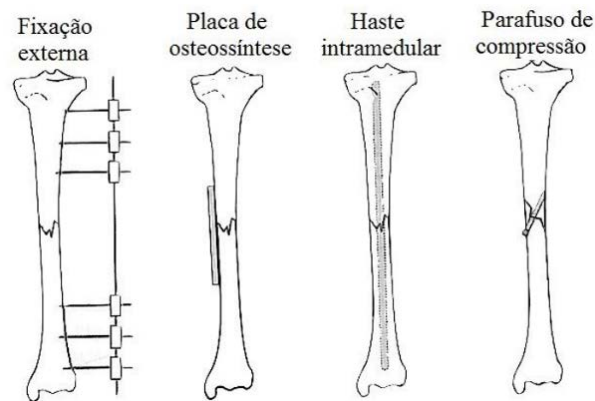


Figura 10 - Diferentes formas de estabilizar fraturas diafisárias com recurso a cirurgia. Completo e Fonseca (2011).

A aplicação de placas de osteossíntese com recurso a parafusos de fixação ao osso é uma das principais metodologias aplicadas no tratamento de fraturas na diáfise do fémur, em particular nas do tipo A. O estudo que se apresenta neste trabalho envolve a utilização e aplicação deste tipo de dispositivo mecânico.

2.3. As Placas de Osteossíntese

“As placas de fixação quando ocorrem fraturas em ossos longos foram pela primeira vez recomendadas por Hansmann, da universidade de Heidelberg, na Alemanha em 1886” Colton e Orson (2013). De acordo com um trabalho recentemente publicado, (Lopes, 2014), as placas de fixação interna foram usadas pela primeira vez por Lane em 1895, sendo por isso utilizadas há mais de 100. Ao longo dos anos, com a evolução dos estudos e monitorização da sua aplicação, assim como com o aparecimento de diversas marcas comerciais, a geometria foi sendo sucessivamente alterada. A Figura 11 traduz esquematicamente a evolução destas placas ao longo dos anos.

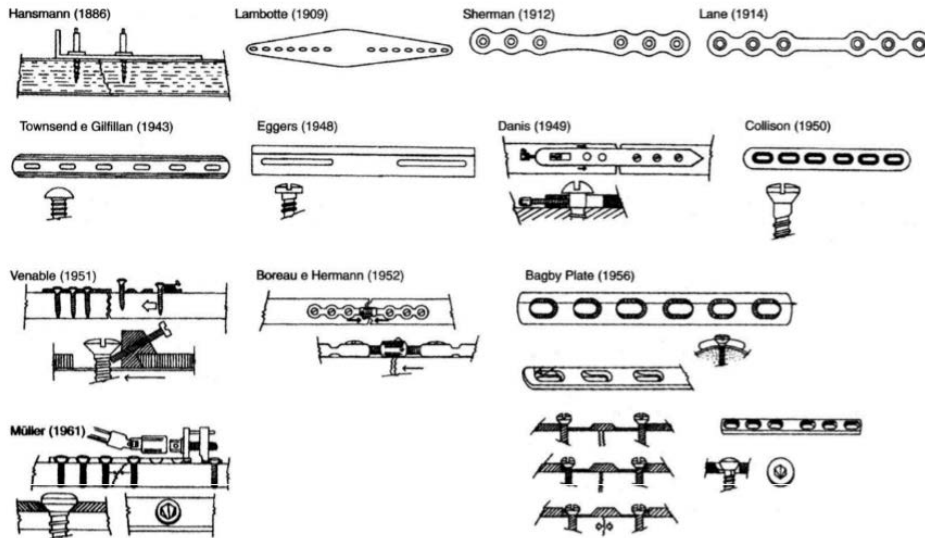


Figura 11 – Evolução das placas de fixação interna nestes 100 anos adaptado de **Uthhoff *et al.* (2006)** e **(Lopes, 2014)**.

Na sua génese e nas primeiras aplicações, além de alguns problemas associados à resistência mecânica e estabilidade das placas, a corrosão do material e a sua biocompatibilidade eram os principais defeitos. Lambotte, em 1909 e Sherman, em 1912, desenvolveram placas de fixação interna de fraturas mais resistentes à corrosão, contudo ainda com pouca resistência mecânica. Desde o aparecimento da primeira placa de fixação interna, muitas organizações e equipas de investigação se dedicaram à melhoria das suas características mecânicas e funcionalidade. George Eggers, 1948, Robert Danis, (1880-1962) e Maurice Muller, 1958, são algumas das referências associadas a estes desenvolvimentos. Nos anos mais recentes, com o aparecimento de novas metodologias e capacidades de análise, a pesquisa científica tem conduzido ao aparecimento de novas teorias em torno dos dispositivos de fixação interna, assim como ao aparecimento de técnicas cirúrgicas mais eficazes, (Lopes, 2014), mantendo contudo as placas de osteossíntese como elementos estruturais de elevada importância no contexto da fixação interna de fraturas ósseas.

Quando se aplica uma placa de osteossíntese no tratamento de uma fratura, um dos objetivos passa por tentar garantir ao paciente a completa funcionalidade do membro fraturado, tendo em vista a sua rápida recuperação, Viceconti *et al.* (2001) e (Talaia, 2007). De facto, quando o cirurgião opta pela utilização de placas de osteossíntese, pretende imobilizar a região da fratura, reduzindo o espaço da mesma, de modo a permitir a regeneração do osso e a consequente formação do calo ósseo que posteriormente se transformará em osso, Ganesh *et al.* (2005).

As placas de osteossíntese são normalmente constituídas por uma liga metálica que garante a resistência e rigidez mecânica adequadas às solicitações que são alvo, mantendo ao longo da sua utilização a biocompatibilidade com o corpo humano. Habitualmente são produzidas em liga de titânio ou em aço inox AISI 316L. Recentemente, a evolução dos materiais tem conduzido ao aparecimento de placas de osteossíntese em materiais compósitos, Akeson *et al.* (1975), McCullen e Garfin (2000) e (Talaia, 2007). Segundo Colton e Orson (2013), a classificação das placas de osteossíntese existentes no mercado pode ser feita de acordo com o critério seguinte:

- Placas de furos redondos

Esta é uma família de placas, desenvolvida pela AO Colton e Orson (2013) desde 1958 para utilização em ossos longos, caracterizada por um conjunto de furos redondos onde encaixa o parafuso de fixação. A primeira placa deste tipo está representada na Figura 12. A aplicação desta placa obriga à utilização de um dispositivo externo que garanta a compressão entre as partes fraturadas;



Figura 12 - Placa de furos redondos. (Baumer, 2017).

- Placas de compressão dinâmica

A placa de compressão dinâmica, também conhecida como placa DCP, foi desenvolvida em 1969. A geometria dos furos na placa permite a compressão das partes fraturadas aquando do aperto dos parafusos, dispensando assim um dispositivo externo de compressão. A Figura 13 mostra a primeira placa de compressão dinâmica;



Figura 13 - Placa de Compressão dinâmica (DCP).

- Placas de compressão dinâmicas de contacto limitado

Uma das principais deficiências associadas à utilização da placa DCP inicial envolvia a geometria da superfície interior, com interferência na circulação do sangue na zona da fratura, onde a placa é comprimida pelos parafusos. Esta área de contacto entre a placa e o osso é habitualmente designada por “pegada da placa”. A necessidade de reduzir esta superfície de contacto conduziu ao aperfeiçoamento deste tipo de placa, surgindo em 1994 a placa LC-DCP, com uma superfície inferior ondulada, Figura 14;



Figura 14 - Placa de compressão dinâmica de contato limitado. (Delivery, 2017).

- Placas de compressão fechada:

A placa de compressão fechada, designada por LCP, é caracterizada por elevada estabilidade angular em combinação com compressão interfragmentária. É uma placa particularmente adequada para o tratamento de fraturas justa-articular e osso osteoporótico, pois permite o recurso a técnicas percutâneas. Esta placa tem vindo a ser muito utilizada pela sua versatilidade ao nível da combinação de furos, que permitem a aplicação de parafusos de cabeça padrão e parafusos de cabeça de bloqueio roscados, Figura 15;

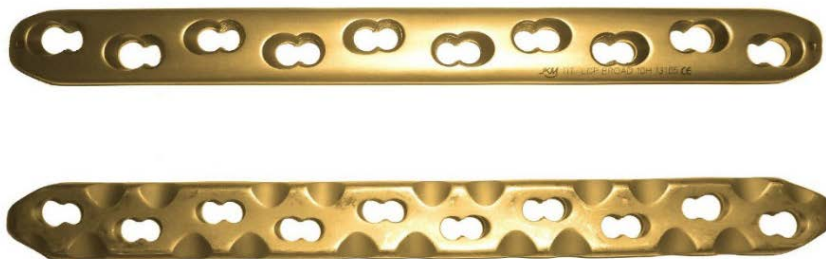


Figura 15 - Placa de compressão fechada. (Jkm, 2017).

- Placas de reconstrução

A geometria da placa de reconstrução assenta num conjunto de entalhes que permitem a sua flexão. Esta placa é direcionada para aplicação em fraturas com geometria tridimensional complexa, (Hexagon, 2017), Figura 16;



Figura 16 - Placa de reconstrução. (Hexagon, 2017).

- Placas Anatômicas

A placa anatómica tem geometria especialmente adaptada para o tratamento combinado de fraturas diafisárias e metafisárias, (Link, 1995). Existem diversos tipos de placas anatómicas, dependendo da zona em que a mesma venha a ser aplicada. A Figura 17 mostra dois tipos de placas para utilização na tíbia.



Figura 17 - Placas anatómicas. (Link, 1995).

Tal como se pode constatar, existem vários tipos de placas, que são utilizadas de acordo a escolha do cirurgião, mas que dependem também do critério utilizado pelos responsáveis do hospital em que são aplicadas. O âmbito deste trabalho, com um estudo comparativo, envolve a aplicação de placas ao nível da diáfise do fémur.

A geometria base da placa considerada neste estudo segue as especificações usadas por Kim *et al.* (2010a) , Kim *et al.* (2010b) e Kim *et al.* (2011), tal como representado na Figura 18.

Trata-se de uma placa comercial, em aço AISI 316L, que é aplicada essencialmente em fraturas simples transversais (fémur e tibia). Habitualmente a placa aplicada na tibia tem 6 furos e na fratura do fémur tem 8 furos. As placas diferem ainda na espessura e na largura. Tal como se explicará à frente, quando se recorre a uma segunda placa no fémur, é aplicada a que habitualmente se destina à tibia.

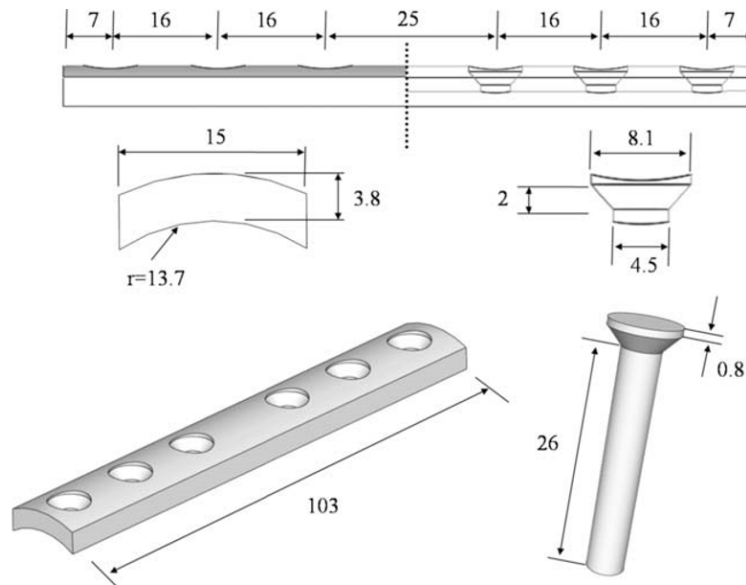


Figura 18 - Geometria da placa de 6 furos e parafuso de fixação ao osso (dimensões em [mm]). Kim *et al.* (2010a).

2.4. Aplicação das Placas de Osteossíntese no Fémur

A aplicação das placas de osteossíntese no fémur tem como objetivo estabilizar as partes fraturadas, mantendo-as na sua posição anatómica, mas permitindo a necessária regeneração e formação do calo ósseo, que garante a recuperação do paciente. Ao nível do tratamento de fraturas com placas de osteossíntese, é habitualmente aplicada uma placa de oito furos, tal como se representa na Figura 19. A placa é posicionada na região lateral direita, centrada com o fémur. Pese embora a região escolhida pelo cirurgião para a colocação de uma placa seja a definida atrás, não existem na literatura estudos biomecânicos que comparem o comportamento mecânico para outros posicionamentos, sendo esse um dos âmbitos deste trabalho. Alguns cirurgiões acreditam que a aplicação de uma só placa no fémur é suficiente para estabilizar a fratura e dar início ao desenvolvimento ósseo desta, indicando que com o acréscimo de uma segunda placa passam a existir mais zonas de tensões localizadas, devido à aplicação de mais 6

parafusos. Outros cirurgiões acreditam que o aparecimento da segunda placa proporciona um melhor acondicionamento da fratura, que por sua vez aumenta a capacidade de formação do calo ósseo, ou seja, uma mais rápida recuperação do paciente.



Figura 19 - Visualização do posicionamento de uma placa.

Neste estudo realizado são observados dois casos de aplicação das placas de osteossíntese, um caso aplicação de uma placa, segundo caso aplicação de duas placas. O objetivo da comparação destes casos é de saber qual deles é o mais vantajoso em termos de pressão de contacto entre a superfície do osso, na região da fratura, o que por sua vez origina um melhor desenvolvimento do calo ósseo.

No caso de aplicação das duas placas de osteossíntese, deve-se ter em consideração que a segunda placa é posicionada ortogonalmente em relação á primeira como observa na Figura 20, a segunda placa pode ser uma placa de 6 furos.

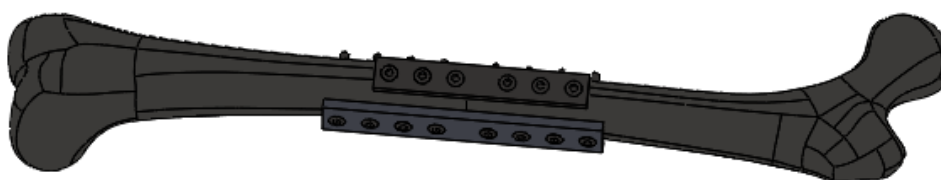


Figura 20 - Visualização do posicionamento de duas placas.

Relativamente à sequência de aperto dos parafusos na placa, para o caso em que se aplica uma placa os primeiros parafusos a serem apertados são os que se encontram no foco da fratura, a sequência de aperto dos parafusos é representada na Figura 21. O aperto dos parafusos para o caso de aplicação das duas placas, a sequência de aperto é igual, mas inicialmente apertam-se os parafusos da primeira placa, (placa maior), só após a primeira placa totalmente fixa, é

aplicada a segunda placa respeitando exatamente a mesma sequência de aperto da primeira placa.

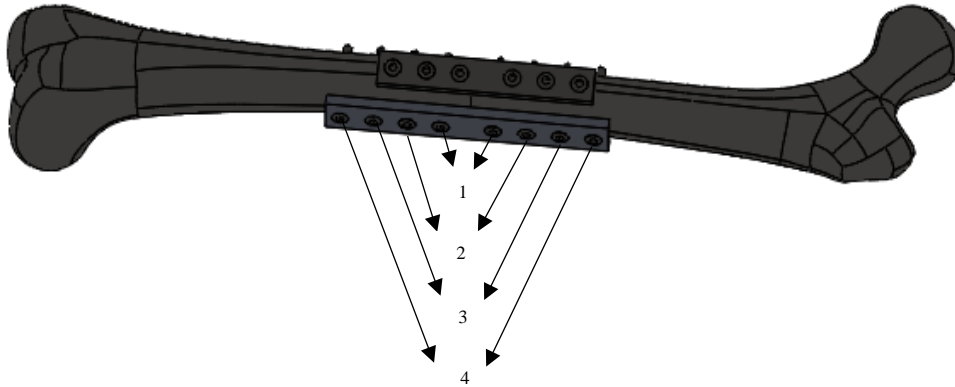


Figura 21 - Sequência de aperto dos parafusos nas placas de osteossíntese.

Como pode ser visto na Figura 21, os primeiros parafusos a apertar são os que estão situados na posição 1, em termos mecânicos a sequência de aperto destes parafusos seria o aperto do parafuso do lado esquerdo da fratura, seguidamente do parafuso do lado direito e assim sucessivamente. Em relação á segunda placa o princípio de aperto é exatamente igual.

2.5. Estudos Biomecânicos com a Aplicação de Placas de Osteossíntese

Os estudos biomecânicos em torno das fraturas da diáfise têm sido essencialmente direcionados para a aplicação de hastes intramedulares e parafusos de fixação.

Ao nível da investigação envolvendo a utilização de placas de osteossíntese, num trabalho publicado por Bento *et al.* (2013), o autor compara a resposta do tecido ósseo a diferentes combinações de parafusos, aplicados em placas retas e em placas anatómicas, tanto na região da diáfise (fratura transversa) como na proximal (fratura peritrocantérica multi-fragmentos) do fémur. O autor recorre ao *software Solidworks*[®] para obter o modelo e pelo método dos elementos finitos, verificar o comportamento estático linear para diversas combinações de parafusos. Os autores concluem que para o caso da aplicação de placas retas na fratura da diáfise no fémur a combinação e quantidade de parafusos que são aplicados afetam diretamente os valores de tensões resultantes nos implantes e nas regiões de ancoragem ao osso.

Num trabalho publicado por Fernandes *et al.* (2013), os autores efetuaram um estudo biomecânico da reabilitação do fémur em fraturas diafisárias (Tipo A), com aplicação de uma haste intramedular bloqueada, foi construído um modelo CAD com auxílio do *software Solidworks*[®], posteriormente com recurso ao tipo de elemento, *solid45* do programa *Ansys*[®], foi realizado um estudo em elementos finitos. Os autores concluem, portanto, que a aplicação da haste intramedular bloqueada, permite que a força de compressão seja induzida pela haste, que por possuir uma rigidez superior á rigidez óssea, protege o osso. Com isto o comprimento do fémur permanece intacto e por último concluem que a haste intramedular bloqueada induz uma redução das tensões normais e equivalentes.

Num trabalho publicado por Das e Sarangi (2014), os autores consideram diferentes biomateriais como constituintes de uma placa de osteossíntese para estudar numericamente o comportamento do conjunto fémur-placa. Neste trabalho, a geometria 3D do fémur é obtida com recurso ao *software Mimics*[®], sendo a geometria da placa modelada com recurso ao *software Solidworks*[®]. A partir do modelo numérico gerado no *software Ansys*[®] *Workbench* 14.0, os autores concluem que quando aplicada a liga de titânio à placa, os valores de tensão na região da fratura são mais elevados em relação aos outros materiais, estas tensões elevadas proporcionam uma melhor formação óssea e proporcionam uma melhor estabilidade na fixação da fratura.

Num trabalho recentemente publicado por Paulino *et al.* (2017), os autores recorrem a um modelo numérico simplificado do conjunto tibia-placa(s) para comparar o comportamento mecânico utilizando uma ou duas placas de osteossíntese para fixação da fratura. Baseado na substituição da geometria da tibia por uma seção circular maciça, em nylon, e com modelação numérica no *software Solidworks*[®], pese embora tenham obtido resultados importantes para esta linha de investigação, concluem que o modelo simplificado não oferece resultados adequados para extrair conclusões.

Tal como se pode constatar, os estudos biomecânicos envolvendo a aplicação de placas de osteossíntese tem sido limitada. Atendendo ao seu elevado uso em contexto clínico, associado às dúvidas existentes quanto à aplicação de uma ou duas placas, esta linha de investigação assume uma relevância que importa ser considerada. Assim, este trabalho de investigação pretende contribuir como ajuda aos cirurgiões neste campo de atividade clínica.

3. Modelação Geométrica

Neste capítulo são apresentados os modelos geométricos que serviram de apoio ao desenvolvimento dos estudos numéricos por elementos finitos. Todos os modelos foram obtidos recorrendo ao *software Solidworks*[®]. Os modelos efetuados foram parametrizados de modo a facilitar os ajustes necessários entre os vários modelos criados, no estudo comparativo. Em primeiro lugar é apresentado o modelo geométrico do fémur, assim como a simulação da fratura considerada. Depois descrevem-se os modelos geométricos das placas e dos parafusos. Por último é apresentada a montagem dos conjuntos fémur – placa e fémur – placas.

3.1. Modelo Geométrico do Fémur

A geometria 3D do fémur que serviu de suporte a este trabalho é o modelo CAD #3403 da marca *Sawbones*[®]. Este modelo, de terceira geração, divide a geometria do fémur nas suas componentes cortical e trabecular (Figura 4), contudo, não é fornecido com a definição dos eixos principais de trabalho. Assim, e de acordo com (Lopes, 2014), o eixo anatómico foi criado a partir do canal medular, na sua zona central, que é cilíndrica no modelo. Este eixo, nas zonas de saída do modelo define um ponto na proximal inferior, que é o centro dos cêndilos e outro ponto na proximal superior. O eixo mecânico é determinado como sendo um eixo imaginário que intersesta o ponto central dos cêndilos e o centro da cabeça do fémur. Tendo já definido o ponto na proximal inferior, é criada uma esfera imaginária que contém a cabeça do fémur. O centro desta esfera e o ponto definido na cortical inferior definem o eixo mecânico. O eixo mecânico deve fazer um ângulo entre 7° a 11° com o eixo anatómico. Outro eixo importante é o eixo do colo do fémur, que contém o centro da cabeça do fémur e intersecta o também o eixo anatómico. O seu posicionamento é definido criando um cilindro imaginário que contenha o colo do fémur. O eixo deste cilindro define assim o ângulo entre o eixo do colo do fémur e o eixo anatómico, que varia entre 90° e 130°, de acordo com (Lopes, 2014). Na Figura 22 está representado os pontos principais de auxílio para a criação dos eixos principais e na Figura 23 estão representados os três principais eixos do fémur.

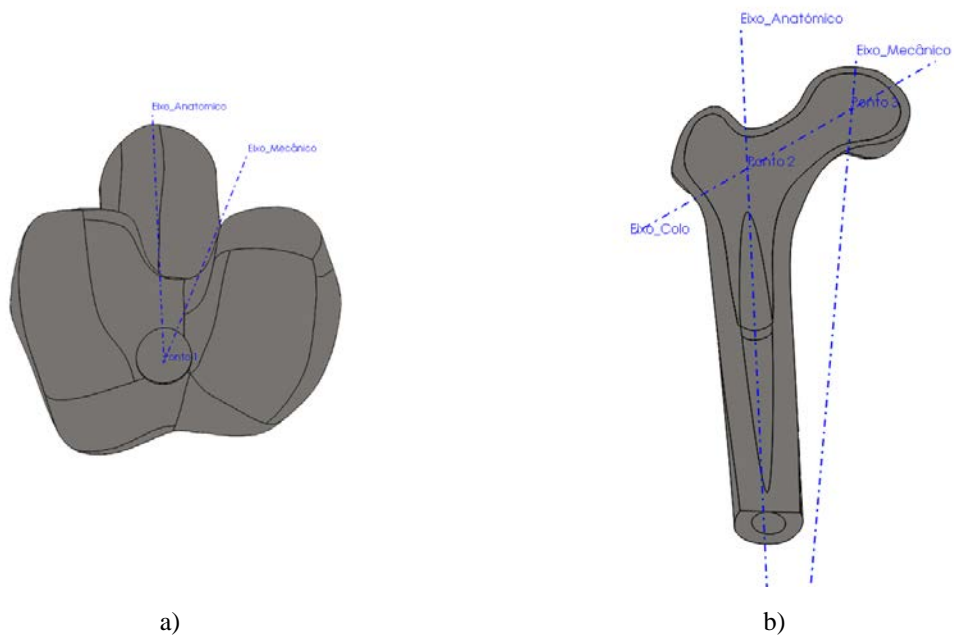


Figura 22 - Pontos principais para criação dos eixos: a) ponto 1, eixo anatómico e eixo mecânico; b) ponto 2 eixo anatómico e eixo do colo, ponto 3 eixo mecânico e eixo do colo.

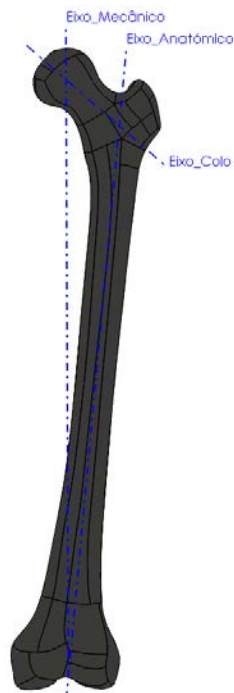


Figura 23 - Eixos principais do fémur.

3.2. Modelo Geométrico das Placas e dos Parafusos

Na implementação deste estudo são consideradas duas placas de osteossíntese, uma de 6 furos e outra de 8 furos, redondos e do tipo DCP. Tratando-se de um estudo comparativo, e de modo a facilitar a definição do modelo de elementos finitos, as placas foram desenhadas em *Solidworks*[®], com geometria simplificada, seguindo as especificações de Kim *et al.* (2010a), Kim *et al.* (2010b) e Kim *et al.* (2011).

No caso das placas de furos redondos, a placa principal tem 8 furos de 4 mm de diâmetro, com um comprimento de 135 mm, largura 19,58 mm e espessura uniforme de 5 mm. A segunda placa tem 6 furos de 4 mm de diâmetro, um comprimento de 103 mm, largura 16 mm e espessura de 4 mm. A Figura 24 apresenta uma vista 3D de cada uma destas placas.

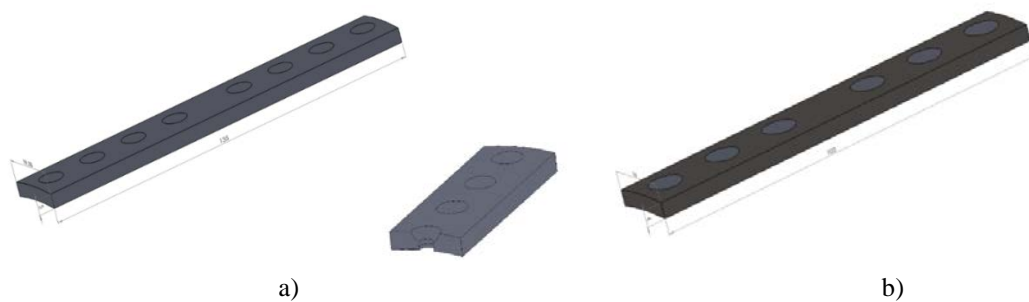


Figura 24 - Modelo 3D das placas de furos redondos (dimensões em mm): a) Placa de oito furos com pormenor do furo; b) Placa de seis furos.

As placas DCP consideradas têm as mesmas dimensões globais que as anteriores, contudo os furos são gerados de modo diferente. Assim, tal como se pode observar na Figura 25, que mostra a geometria 3D destas placas, neste caso cada um dos furos é gerado por uma translação em corte do furo redondo da placa anterior, de 1,50 mm e ao longo do eixo da placa.

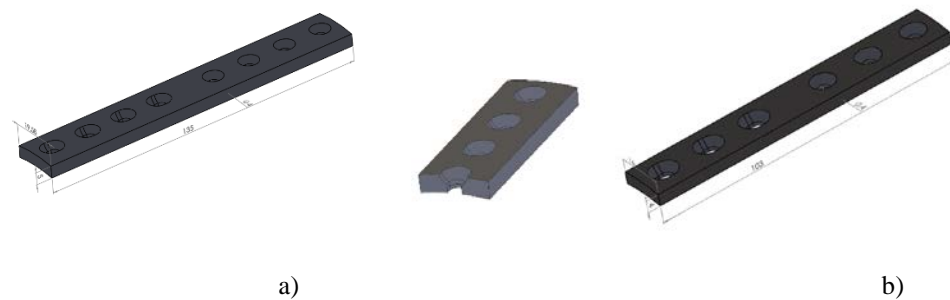


Figura 25 - Modelo 3D das placas DCP (dimensões em mm): a) Placa de oito furos com pormenor do furo; b) Placa de seis furos.

Importa referir que a placa de 6 furos desenvolvida para este trabalho é habitualmente usada em fraturas da tíbia, tendo sido esta geometria considerada também no trabalho de Paulino *et al.* (2017). A primeira placa a ser modelada foi a de 6 furos e de forma paramétrica, permitindo assim o ajuste de alterações ao modelo para rapidamente obter o modelo da placa de 8 furos.

A modelação dos parafusos teve em conta as necessidades do modelo de elementos finitos. Sendo este um estudo comparativo, onde não se pretende observar a interface entre a rosca do parafuso e o osso, optou-se por simplificar a geometria dos parafusos, de modo a tornar o modelo computacionalmente mais acessível. Assim, os parafusos são modelados com simplificação da zona roscada, cuja superfície é considerada lisa e uniforme, com um diâmetro de 8 mm na cabeça, um diâmetro de 4 mm no corpo e um comprimento de 35 mm, como se verifica na Figura 26.

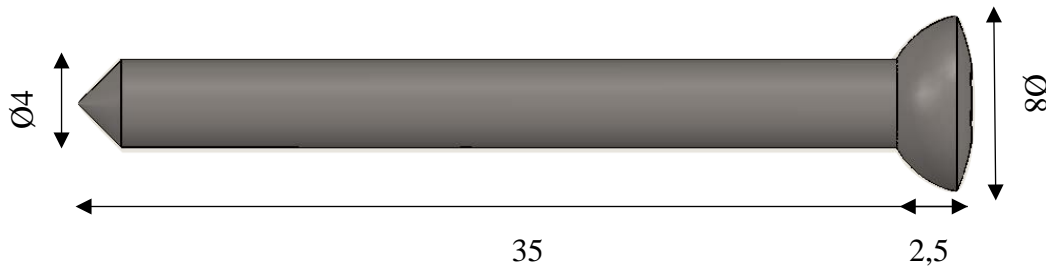


Figura 26 – Dimensões principais do parafuso (em mm).

3.3. Modelo Geométrico do Conjunto Fémur – Placa (s)

Este trabalho de investigação considera uma análise estática linear comparativa do posicionamento de uma placa e de duas placas na estabilização de uma fratura ao nível da diáfise do fémur. Assim, em primeiro lugar foi efetuado um corte ao modelo 3D do fémur, na zona central da diáfise. Esta separação, perpendicular ao eixo anatómico, simula uma fratura transversal, sendo esta uma aplicação das placas de osteossíntese. A Figura 27 ilustra a modelação da fratura, sendo visível a simplificação, que considera as superfícies de corte planas.

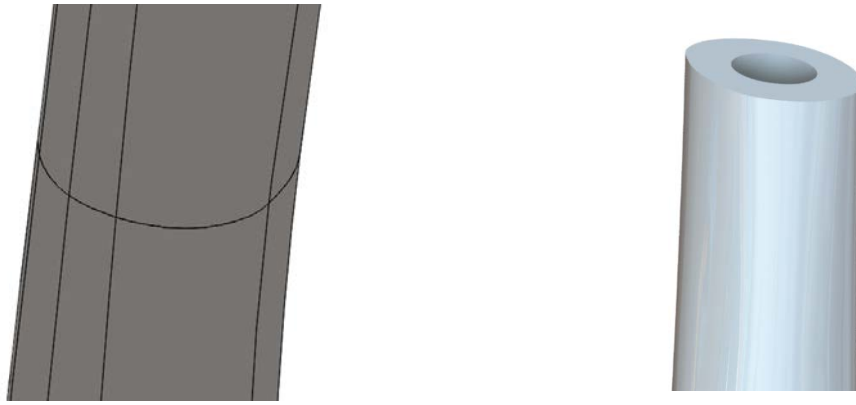


Figura 27 - Corte transversal na diáfise do fémur.

Atendendo a que a interpretação dos resultados será feita tendo por base o comportamento mecânico no foco da fratura, e de modo a facilitar esta análise, as superfícies de fratura foram divididas para garantir a inserção de sensores em pontos geométricos chave, que deverão coincidir nos diversos modelos comparativos com a modelação de nós, mantendo sempre a mesma posição. A Figura 28 mostra estas superfícies divididas e o posicionamento dos sensores considerados, num total de 43.

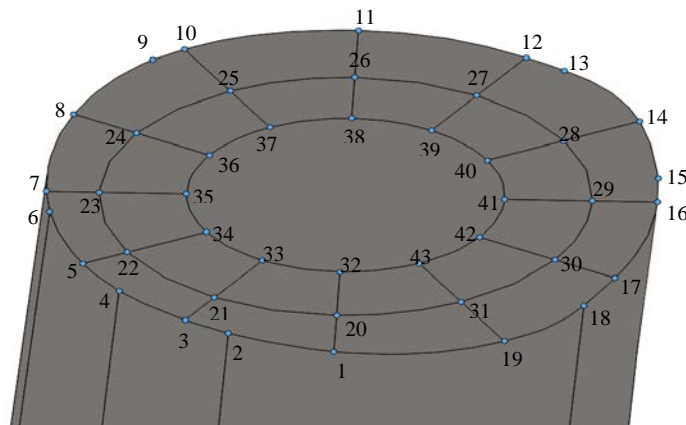


Figura 28 - Aplicação dos sensores na superfície de fratura.

O posicionamento da placa no fémur segue um alinhamento baseado na sua aplicação em contexto real. Assim, de acordo com indicação da equipa médica que apoiou este trabalho, para a fratura considerada, o posicionamento cirúrgico habitual de uma placa relativamente ao fémur está representado na Figura 29 a). Considera-se este posicionamento como referência, sendo em termos geométricos definido um ângulo que contém o eixo anatómico e o eixo da placa, que é definido como ângulo 0° (referência). A partir deste plano de referência, estruturou-se um

conjunto discreto de planos, obtidos parametricamente por rotação relativamente ao eixo anatómico, estes planos são diferenciados de 30° em 30° . Para o afastamento da superfície interna da placa relativamente ao osso é imposta uma distância de 2 mm , Figura 29 b).



Figura 29 - Modelo geométrico: a) Com aplicação de uma placa; b) Detalhe do posicionamento da placa.

Em termos clínicos algumas equipas médicas optam por colocar uma segunda placa em conjunto com a primeira. Neste caso, a segunda placa, com 6 furos, é habitualmente colocada com um ângulo de 90° relativamente à primeira, tal como se representa na Figura 30.

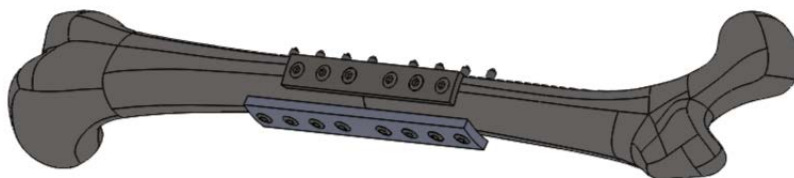


Figura 30 - Modelos CAD finais fémur uma placa e duas placas.

Na realização destes estudos é necessário proceder a uma análise crítica de qual a melhor posição a aplicar a placa no fémur, para isso foi efetuado uma análise do posicionamento das placas em diversos planos para verificar qual o melhor plano para aplicar a placa. No capítulo 5 otimização de posição das placas, é esclarecido o procedimento de criação dos planos respetivamente á aplicação de uma placa e duas placas.

4. Modelação Numérica por Elementos Finitos

Este capítulo descreve os modelos numéricos de elementos finitos desenvolvidos. O *software* usado para implementação dos modelos foi o *Solidworks*[®]. Considera-se somente uma análise estática linear, dadas as dificuldades em desenvolver modelos não lineares com recurso a este *software*. Contudo, tratando-se de um estudo comparativo, foi entendimento que os resultados a retirar de um modelo linear seriam suficientes e adequados para os objetivos do trabalho.

Tendo em conta a geometria dos vários componentes que integram o modelo, optou-se por recorrer a elementos sólidos, tetraédricos parabólicos com 10 nós e 3 graus de liberdade por nó, que representam as translações nos 3 eixos ortogonais (elemento SOLID da biblioteca do *software*) (Systèmes, 2010). A Figura 31 ilustra o elemento considerado.

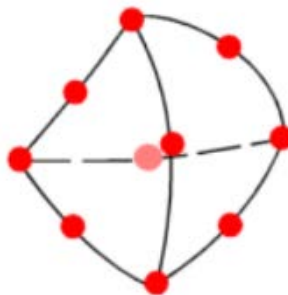


Figura 31 - Elemento tetraédrico parabólico com 10 nós.

Os modelos implementados, e que se descrevem neste capítulo foram obtidos gradualmente. Assim, em primeiro lugar foi desenvolvido o modelo numérico para o fémur inteiro.

4.1. Modelo Numérico do Fémur Inteiro

A Figura 32 representa o modelo físico do fémur cuja geometria 3D serviu de suporte ao estudo.



Figura 32 - Modelo físico do fémur (*Sawbones*). (Lopes, 2014).

Este modelo, de terceira geração, divide a geometria do fémur na sua componente cortical e trabecular, tal como se pode identificar na Figura 33, com partes bem definidas para cada uma das componentes, e de acordo com o representado no capítulo 2.



Figura 33 - Partes trabecular e cortical do modelo CAD do fémur.

O modelo desenvolvido considera os dois tipos de osso com características isotrópicas, não correspondendo à situação real, sendo contudo uma simplificação aceite para o desenvolvimento dos modelos numéricos (Lopes, 2014). A Tabela 2 apresenta as características mecânicas do osso cortical e do osso trabecular referentes ao modelo usado.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas da matriz óssea.

Propriedade	Componente Cortical	Componente Trabecular
E [GPa]	15,00	1,1
ν	0,33	0,33
σ_{ced} [MPa]	106	6
ρ [kg/m ³]	1800	300

As condições de fronteira aplicadas neste estudo restringem todos os graus de liberdade na zona de contacto dos côndilos medial e lateral do fémur bem como a (região distal), como ilustra a Figura 34.

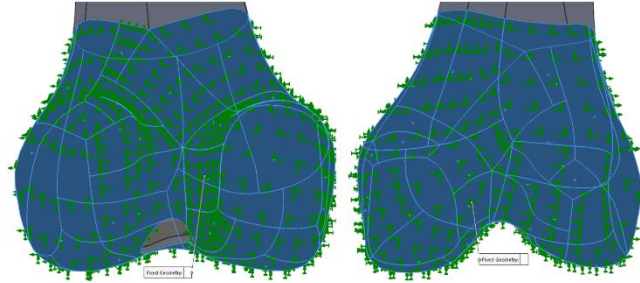


Figura 34 - Condições de fronteira do fémur.

As condições de carga consideram uma força distribuída, aplicada na cabeça do fémur, na direção do eixo mecânico como representado na Figura 35. O sentido da força reflete a distribuição do peso corporal, tomando-se como referência uma carga total de 300 N, Paulino *et al.* (2017).

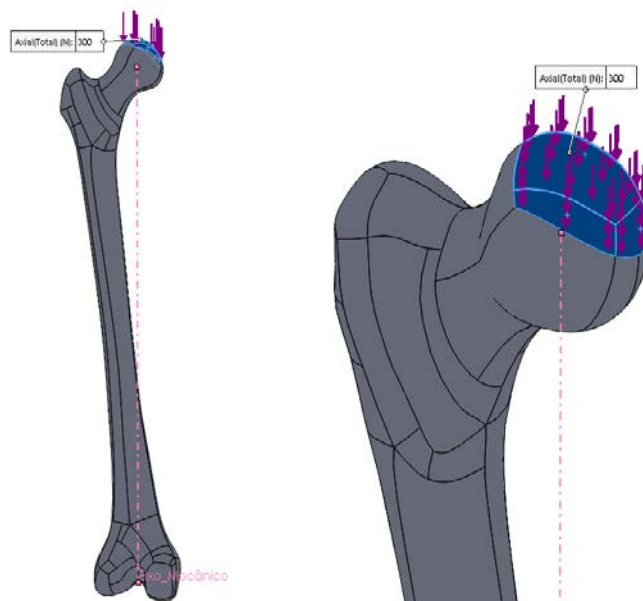


Figura 35 - Condições de solicitação no fémur.

A malha de elementos finitos foi ajustada seguindo um estudo de convergência baseado no deslocamento máximo do modelo. Este estudo conduziu a uma dimensão média dos elementos de 5 mm, com um total de 90620 elementos e 130551 nós, o tipo de elemento usado é sólido,

tetraédrico parabólico com 10 nós e 3 graus de liberdade por nó. A Figura 36 ilustra a malha de elementos finitos no fémur. O modelo considera a ligação entre todas as componentes do osso, impondo-se a condição de contacto do tipo “*bonded*”.

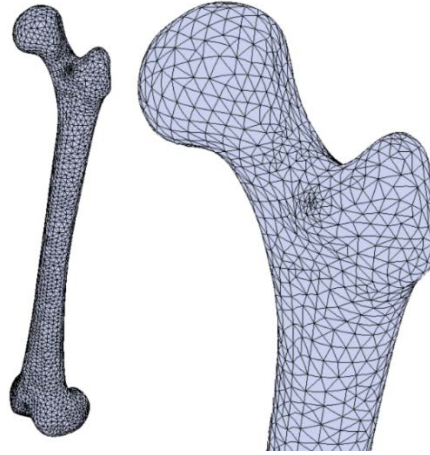


Figura 36 - Malha do fémur.

Na Figura 37 pode-se visualizar a distribuição das tensões de *von Mises* no fémur, identificando-se valores mais elevados na região proximal, em particular na zona do colo e na região da diáfise, onde é registado 6,93 MPa como valor máximo de tensão. Na Figura 38 observa-se uma distribuição dos deslocamentos resultantes, com um valor máximo de 1,32 mm na extremidade da cabeça do fémur, como esperado devido às condições de fronteira e carregamento.

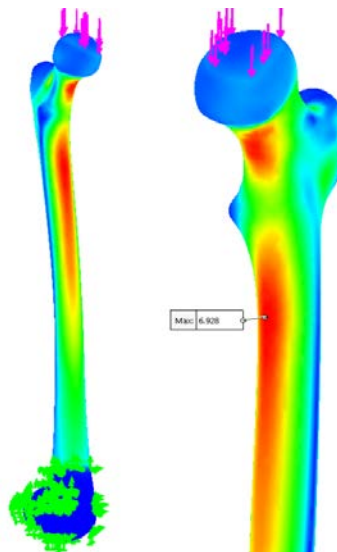


Figura 37 - Distribuição das tensões de von Mises.

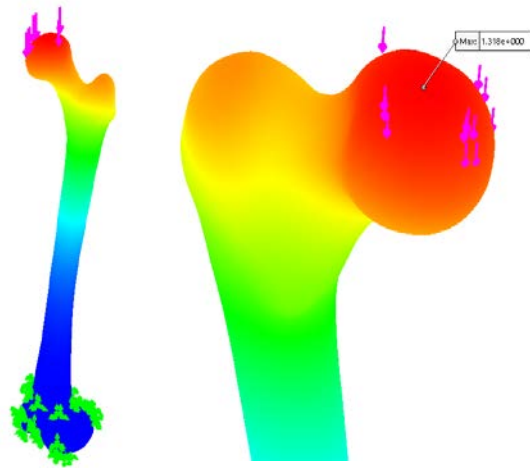


Figura 38 - Distribuição dos deslocamentos resultantes.

4.2. Modelo Numérico Fémur – Uma Placa

O modelo de elementos finitos desenvolvido para o conjunto fémur – uma placa seguiu um alinhamento semelhante ao do fémur inteiro. Contudo, neste caso o fémur tem a fratura simulada na zona da diáfise e em termos geométricos já envolve a colocação da placa e oito parafusos. A Figura 39 representa o modelo de conjunto, onde é possível identificar que as condições de fronteira, assim como as condições de carga são iguais às descritas atrás para o modelo com o fémur inteiro.

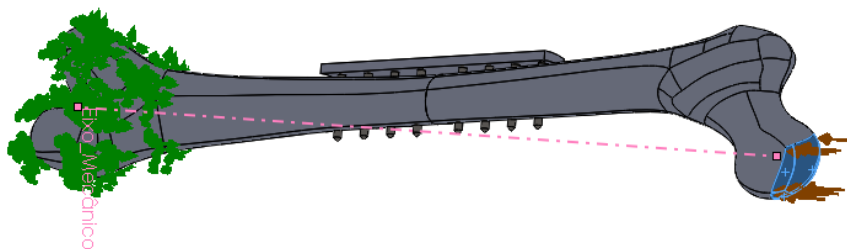


Figura 39 - Condições de fronteira e solicitação aplicado no fémur uma placa.

As características mecânicas para as componentes cortical e trabecular do osso estão apresentadas na Tabela 2. Para a placa e os parafusos considera-se o aço inox AISI 316 L, com as características mecânicas apresentadas na Tabela 3, indicadas por Miramini *et al.* (2013).

Tabela 3 - Propriedades mecânicas das placas e parafusos.

Propriedade	Placas	Parafusos
E [GPa]	200,00	200,00
ν	0,27	0,27
σ_{ced} [MPa]	170	170
ρ [kg/m ³]	8027	8027

O modelo considera a ligação perfeita entre as várias partes do osso, sendo o contacto entre estas superfícies modelado como “*bonded*”, tal como no fémur inteiro. Na ligação entre os parafusos e o osso, as superfícies de contacto foram também modeladas do tipo “*bonded*”. De igual modo usou-se uma simplificação da geometria do parafuso e das superfícies de contacto entre a placa e o parafuso, bem como as ligações entre o parafuso e o fémur, nestes o contacto foi modelado como ligação perfeita, do tipo “*bonded*”. Entre as superfícies correspondentes à fratura no osso (entre parte superior e parte inferior), o contacto é sem interpenetração entre as partes, neste caso do tipo “*no penetration*”. A modelação do tipo “*no penetration*” foi ainda imposta entre a superfície interna da placa e as do osso para garantir o eventual contacto entre estas superfícies Figura 40.

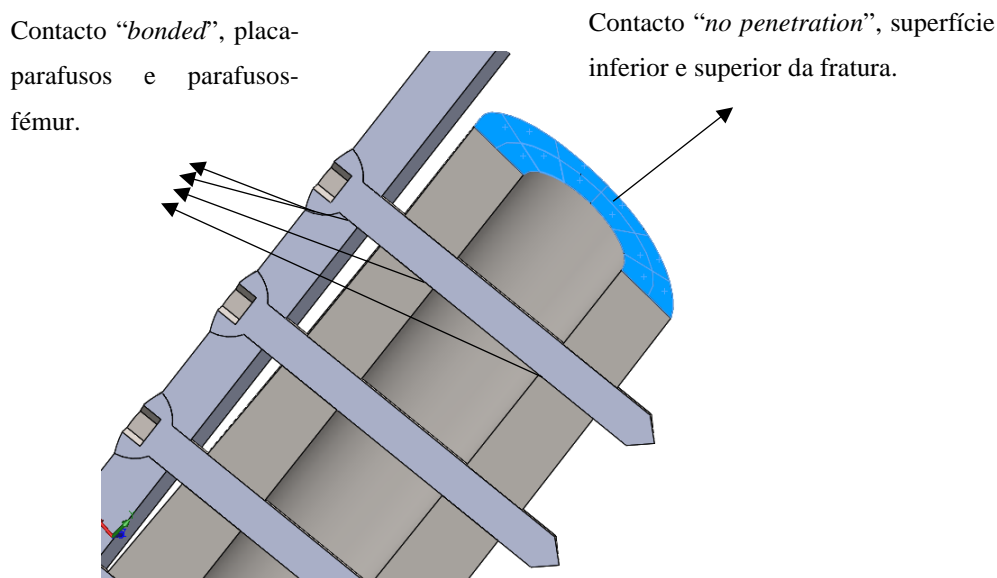


Figura 40 - Principais interfaces de contacto.

A malha de elementos finitos foi também ajustada seguindo um estudo de convergência baseado no deslocamento máximo do modelo. Tendo em conta a geometria da placa e dos parafusos, foi imposto um controlo de malha nas zonas de ligação do parafuso com a placa e com o fémur,

com uma dimensão média do elemento fixada em 0,5 mm. Do estudo de convergência resultou uma dimensão média dos elementos de 5 mm para as restantes partes geométricas do modelo, semelhante à obtida para o fémur inteiro. A Figura 41 mostra a curva de convergência, considerando o deslocamento máximo do modelo.

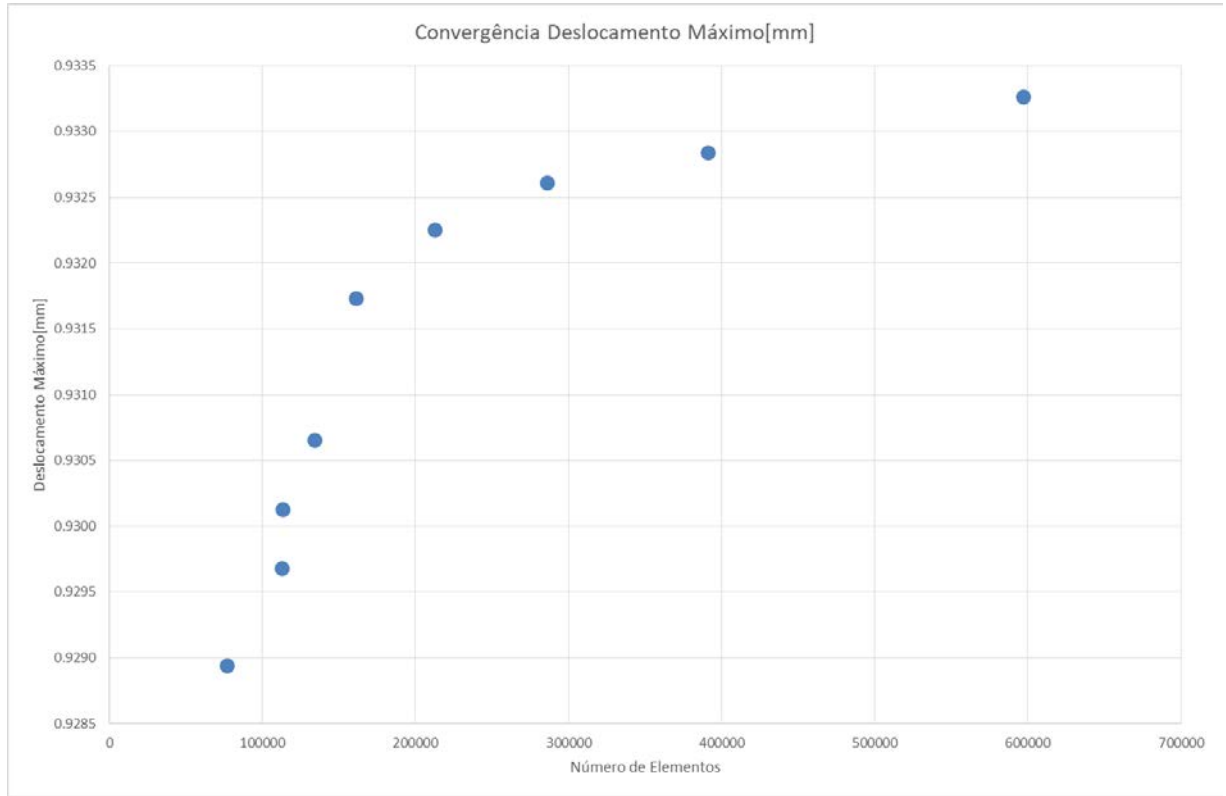


Figura 41 - Curva de convergência do deslocamento máximo no modelo fémur – uma placa.

A Figura 42 apresenta uma visualização da malha de elementos finitos do conjunto e a Figura 43 um detalhe da malha na placa e nos parafusos.

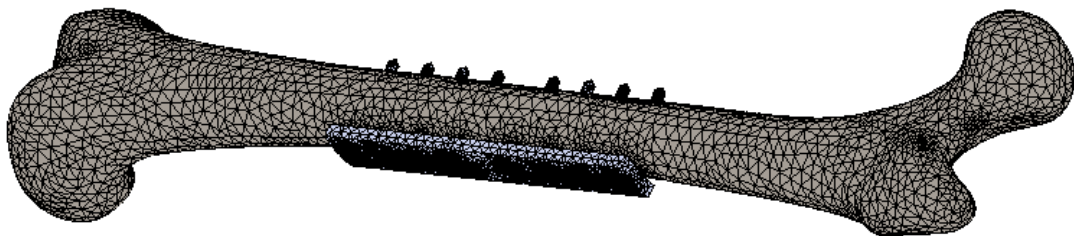


Figura 42 - Malha do conjunto fémur uma placa.

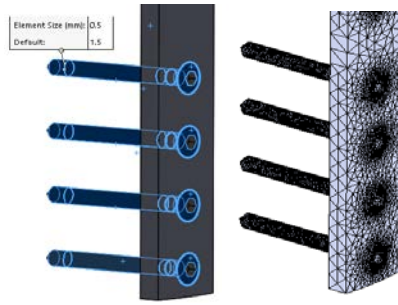


Figura 43 - Aplicação de controlo de malha nas placas de osteossíntese.

Na Figura 44 apresenta-se a distribuição das tensões de *von Mises* para o modelo fémur - uma placa, identificando-se a tensão máxima na ligação da placa com o parafuso superior, com um valor de 96,33 MPa. Esta figura apresenta ainda a distribuição das tensões de *von Mises* nestes componentes de modo isolado. Esta distribuição de tensões é coerente com o modelo estático linear implementado. O valor da tensão máxima no parafuso superior e na placa é igual. No fémur a tensão é identificada também na ligação do mesmo parafuso, com um valor de 38,96 MPa.

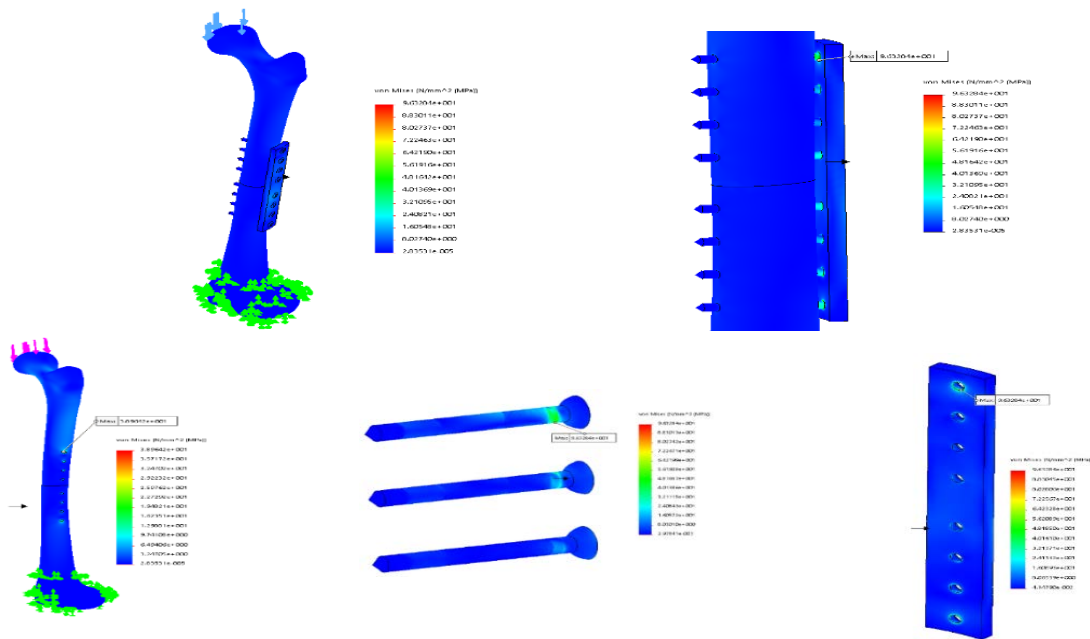


Figura 44 - Distribuição das tensões de *von Mises* no modelo fémur - uma placa.

Na Figura 45 representa-se a distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo, com um valor máximo de 0,93 mm. Refira-se que este modelo apresenta maior rigidez do que o fémur inteiro, onde o deslocamento resultante máximo tinha um valor de 1,32 mm.

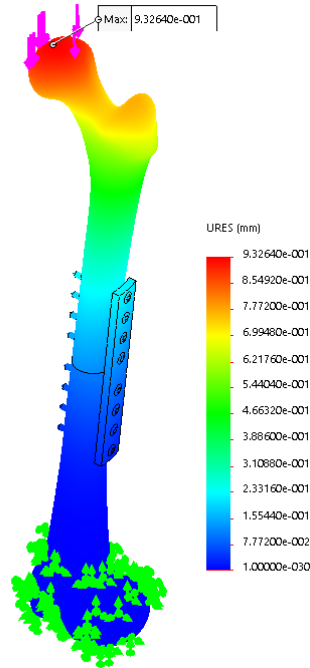


Figura 45 - Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur - uma placa.

A Figura 46 ilustra a distribuição das tensões de *von Mises* na superfície inferior da fratura do fémur. Tal como se pode observar, só a partir dos 10 MPa se percebe que a tensão de *von Mises* é superior na superfície da fratura do fémur, sendo perceptível pela escala de cores que é na região onde é aplicada a placa a tensão é de aproximadamente 1 MPa.

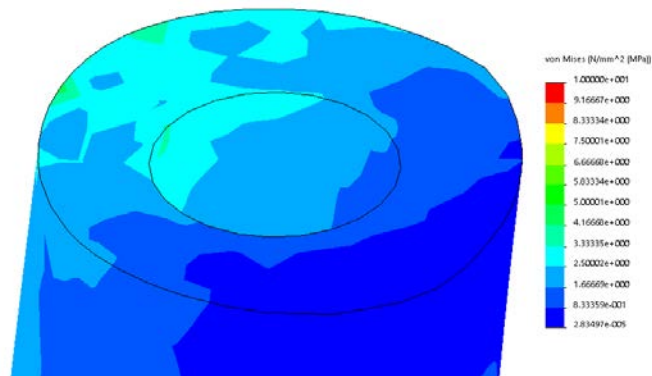


Figura 46 - Distribuição das tensões de *von Mises*, superfície inferior da fratura do fémur – uma placa.

A Figura 47 mostra a distribuição das pressões de contacto entre as duas superfícies correspondentes à fratura no fémur, com valores que variam entre 0,4 MPa e 5 MPa.

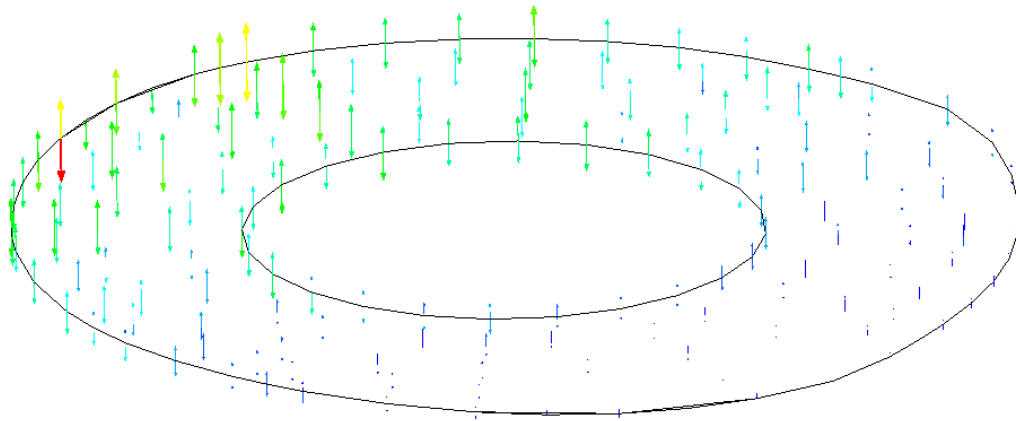


Figura 47 - Pressão de contacto na fratura do fémur - uma placa.

4.3. Modelo Numérico Fémur – Duas Placas

O modelo de elementos finitos desenvolvido para o conjunto fémur – duas placas seguiu o mesmo alinhamento do modelo com uma placa, com o posicionamento da segunda placa efetuado de acordo com o descrito no capítulo 3, isto é, a 90° da primeira placa. A Figura 48 ilustra o modelo de conjunto, onde é possível identificar que as condições de fronteira, e as condições de carga que são iguais às descritas atrás para o modelo com o fémur – uma placa.

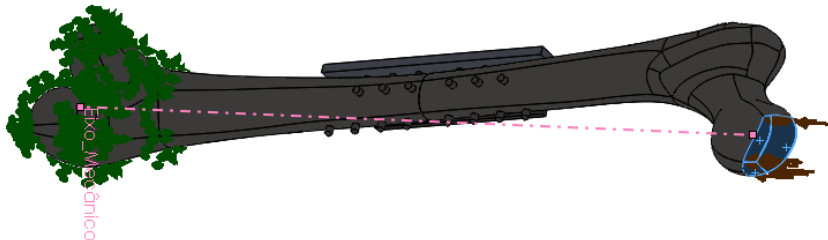


Figura 48 - Condições de fronteira e solicitação aplicado no fémur duas placas.

As características mecânicas para os vários componentes são iguais às atribuídas para o modelo fémur - uma placa. Todas as definições do modelo para a segunda placa são iguais às definidas para a primeira placa, nomeadamente as condições de contacto, assim como a imposição de um controlo de malha na ligação do parafuso com a placa e com o fémur, com uma dimensão média do elemento de 0,5 mm.

A malha de elementos finitos foi ajustada seguindo um estudo de convergência baseado no deslocamento máximo do modelo, obtendo uma dimensão média dos elementos de 5 mm para as partes geométricas do modelo sem imposição de controlo de malha. A Figura 49 mostra a curva de convergência, considerando o deslocamento máximo do modelo.

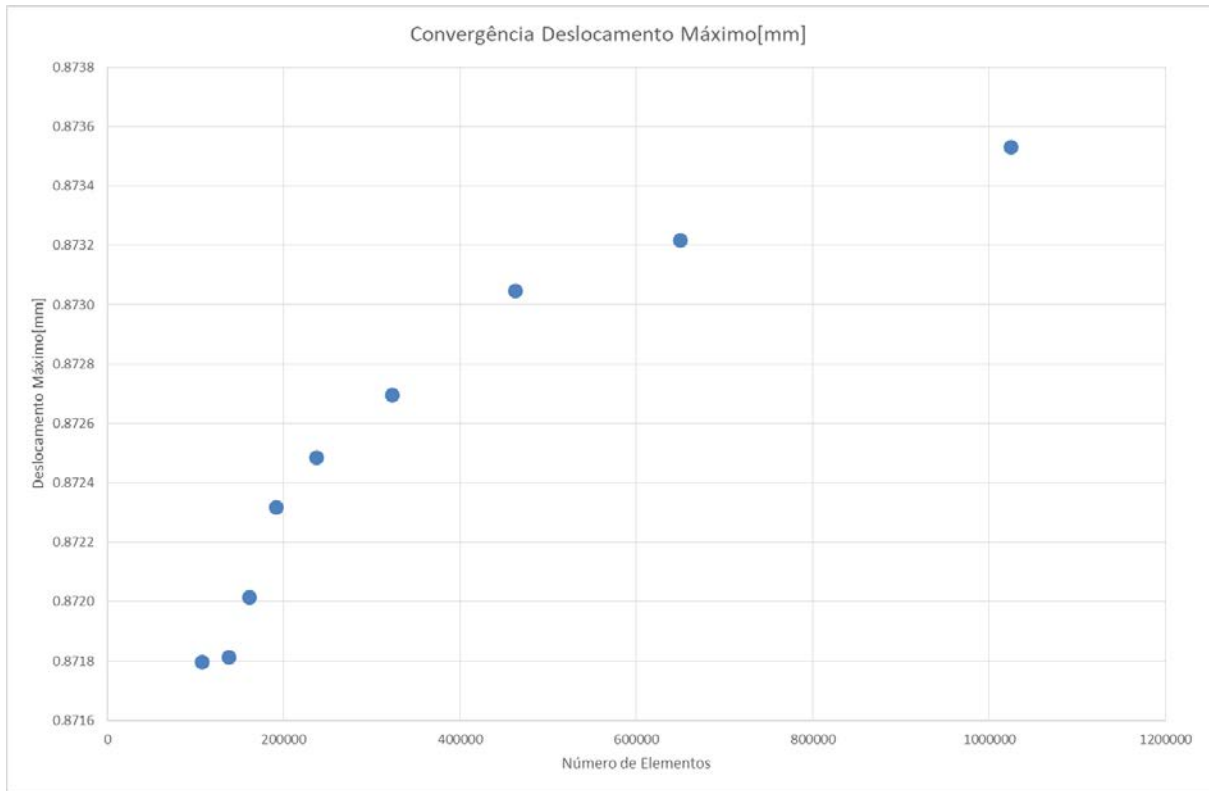


Figura 49 - Curva de convergência do deslocamento máximo no modelo fémur – duas placas.

A Figura 50 apresenta uma visualização da malha de elementos finitos do conjunto fémur, placas e parafusos.

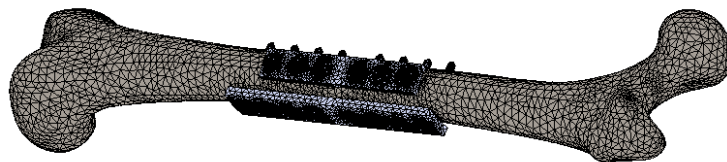


Figura 50 - Malha do conjunto fémur duas placas.

Na Figura 51 observa-se a distribuição das tensões de *von Mises* para o modelo fémur - duas placas. Um facto interessante que se pode identificar a partir da distribuição destas tensões é que a tensão máxima se localiza na mesma zona de ligação placa maior - parafuso, tal como no

modelo com uma placa, baixando o valor máximo para 81,02 MPa. No fémur a tensão máxima é identificada também na ligação do mesmo parafuso, agora com um valor de 36,27 MPa.

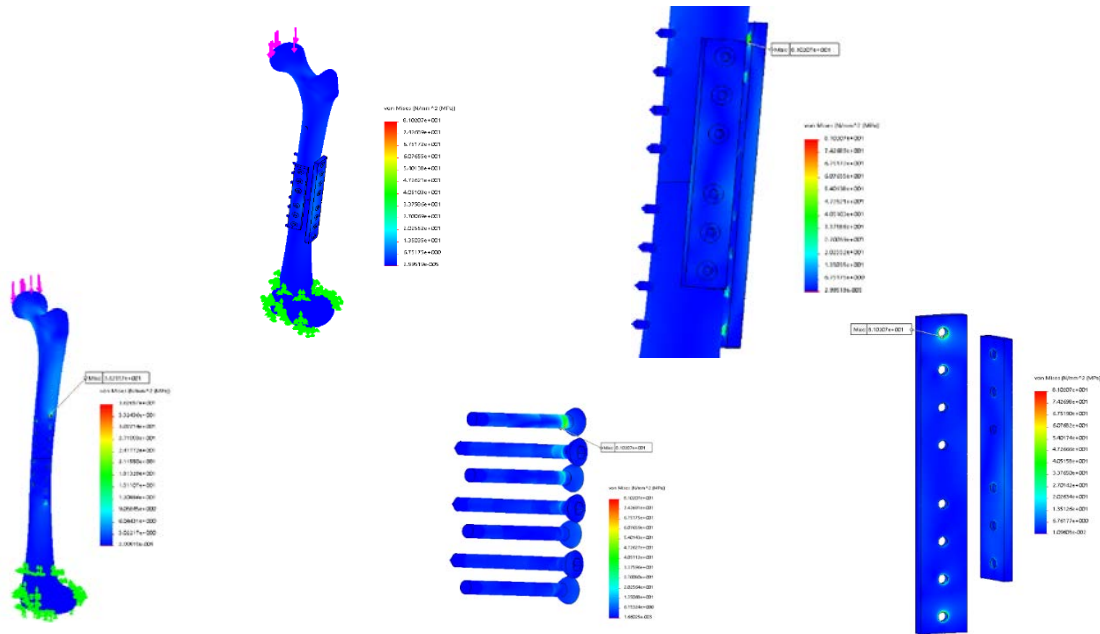


Figura 51 – Distribuição das tensões de von Mises no modelo fémur - duas placas.

Na Figura 52 representa-se a distribuição dos deslocamentos resultantes, podendo observar-se que com a aplicação de duas placas o valor máximo de deslocamento diminui em relação á aplicação de uma só placa, baixando para 0,88 mm. Este facto demonstra que com a aplicação da segunda placa se obtém uma rigidez ligeiramente superior no modelo.

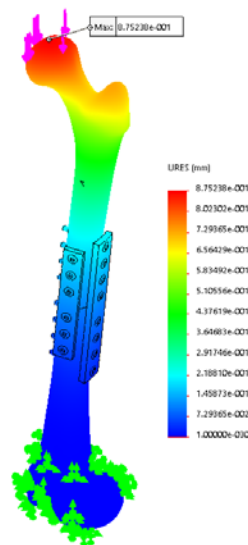


Figura 52 - Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur - duas placas.

A Figura 53 ilustra a distribuição das tensões de *von Mises* na superfície inferior da fratura do fémur. Na figura seguinte observa-se que, para o mesmo valor de tensão de 10 MPa, pode-se constatar uma diferença na distribuição da tensão na fratura do fémur, mas com uma diferença na escala de cores em relação á aplicação de uma placa. É perceptível ainda que a tensão é superior na extremidade oposta á aplicação da placa, com valor de 2,50 MPa. É ainda visível uma maior uniformidade nas tensões, relativamente ao modelo com uma placa.

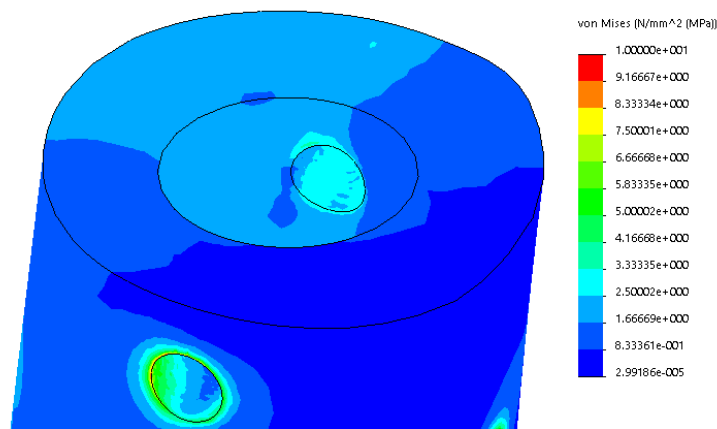


Figura 53 - Distribuição das tensões de von Mises, superfície inferior da fratura do fémur – duas placas.

A Figura 54 mostra a distribuição das pressões de contacto entre as duas superfícies correspondentes à fratura no fémur para as duas placas. A visualização da figura indicia uma distribuição mais uniforme na superfície de fratura do fémur.

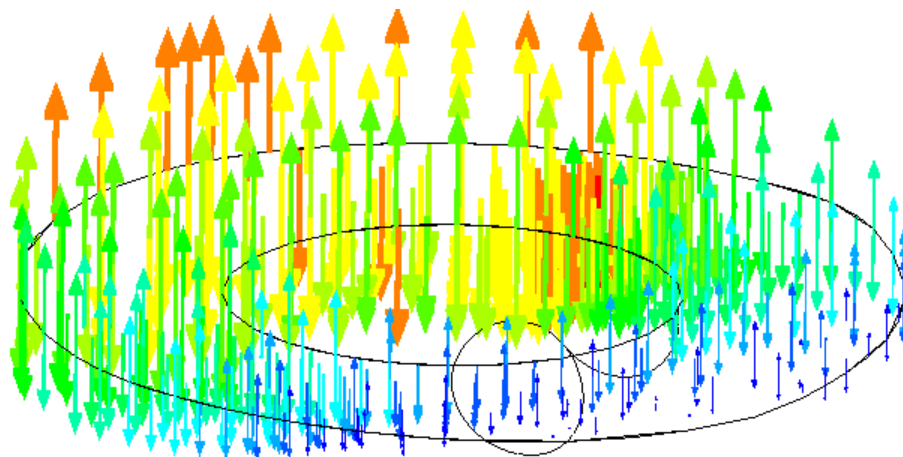


Figura 54 - Pressão de contacto na fratura do fémur - duas placas.

4.4. Modelos Numéricos com Variação no Número de Parafusos

Com o objetivo de perceber a influência que pode ter a não aplicação de um ou mais parafusos, foram parametrizados modelos de elementos finitos, que tiveram por base os expostos anteriormente. Além da não colocação de parafusos, estuda-se a sensibilidade ao seu posicionamento. Os modelos numéricos são em tudo iguais aos anteriores, modificando-se apenas a não colocação de um ou mais parafusos, assim como a sua localização. A Figura 55 mostra um modelo com a não colocação de 2 dos parafusos.

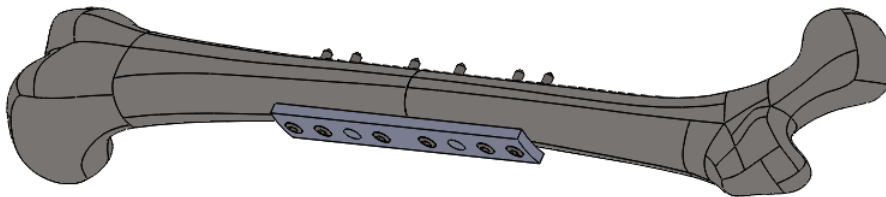


Figura 55 - Modelo geométrico sem dois parafusos.

5. Otimização da Posição das Placas

De acordo com a indicação da prática clínica habitual, quando é aplicada uma placa de osteossíntese, o seu posicionamento é o descrito no capítulo 2, subcapítulo 2.4. Tomando como referência esse posicionamento, quando o cirurgião decide introduzir a segunda placa, normalmente o seu posicionamento é feito a 90° relativamente à primeira placa, sendo feito com a convicção de que a contribuição para a regeneração do osso será favorecida. No entanto, tal como referido, em termos biomecânicos não se encontraram estudos que sustentem esta decisão. Sabe-se contudo que uma maior uniformização da distribuição das pressões de contacto entre as superfícies de fratura é um bom indicador para uma melhor regeneração óssea, Paulino *et al.* (2017). Assim, tendo como base os modelos de elementos finitos descritos no capítulo anterior, foram parametrizados diversos modelos, variando a posição da placa de 8 furos (no caso da utilização de apenas uma placa) e da placa de 6 furos (no caso da aplicação da segunda placa).

A análise comparativa é feita tendo por base a distribuição da pressão de contacto entre as faces da fratura. Apresenta-se uma análise visual, a partir do mapa de distribuição da pressão de contacto na superfície, assim como uma análise descritiva, suportada nos resultados obtidos a partir dos sensores.

A análise estatística aos resultados é feita com recurso ao *software RStudio*, versão 1.0.143, um ambiente de programação com ferramentas que permitem a manipulação de dados, cálculos, análise estatística e representação gráfica. É caracterizado pela sua ampla variedade estatística que permite modelação linear e não-linear, testes estatísticos clássicos, análise de séries temporais, entre outros. A linguagem R é tipicamente interpretada através da utilização de comandos (Margalho, 2015).

5.1. Parametrização dos Modelos de Elementos Finitos

A parametrização dos modelos envolveu a definição de um conjunto discreto de planos, separados por 30° relativamente ao eixo anatómico, e gerados a partir do plano de referência que contém o eixo da placa na sua posição habitual. Consideram-se assim numa primeira fase 12 possibilidades de colocação da placa relativamente ao osso, com vista a perceber o comportamento do fémur para os diversos casos, estes correspondentes aos planos que se representam na Figura 56.

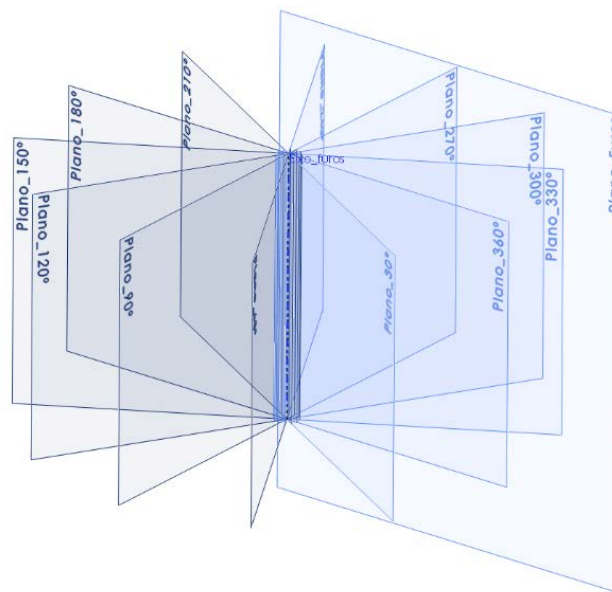


Figura 56 - Planos considerados para o posicionamento da placa (de 30° em 30°).

A parametrização facilitou a alteração dos modelos de elementos finitos, sendo que quando se procede á simulação num plano diferente a placa se reposiciona automaticamente. Refira-se ainda que as condições dos modelos nos vários posicionamentos foram sempre iguais, com a mesma dimensão de elementos.

Em relação à otimização da posição da segunda placa, o processo de criação dos planos é idêntico ao desenvolvido para o caso de uma placa, após a determinação da posição ideal da primeira placa, é utilizado esse plano como o plano de referência para as duas placas.

5.2. Otimização no Posicionamento de uma Placa

A Figura 57 mostra as pressões de contacto na superfície de fratura, comparando as várias posições. A observação das figuras sugere que a posição 0° é a mais favorável pelo facto de a distribuição da pressão de contacto pela superfície da fratura ser mais uniforme.

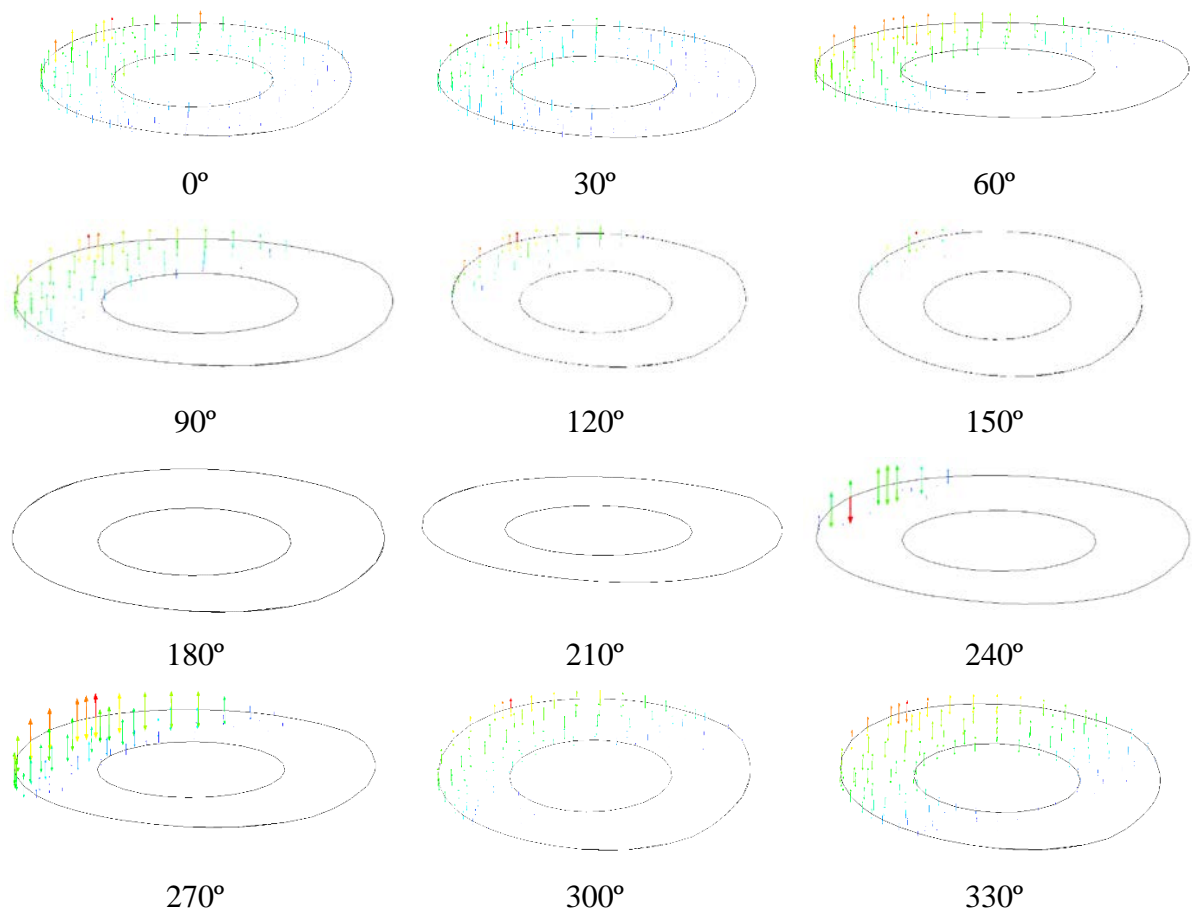


Figura 57 - Distribuição da pressão de contacto pela superfície da fratura - uma placa.

No seguimento da observação visual à distribuição das pressões de contacto, considerou-se importante alargar o número de posições em torno da posição 0° . Assim, foram acrescentados os ângulos de posicionamento $\{10^\circ, 20^\circ, 340^\circ, 350^\circ\}$.

Agregando todos os valores, onde se incluem os resultados para os novos ângulos, foi feita uma análise tendo em conta os valores de pressão registados em cada um dos 43 sensores do modelo de elementos finitos. O primeiro critério de análise passou pela quantificação do número de sensores com registo de pressão não nula. Considera-se que o maior número de sensores a

registar valores de pressão na fratura corresponde à melhor situação. A Figura 58 compara o número de sensores com pressão não nula para cada uma das posições. A observação mostra que as posições nos ângulos 0° e 10° têm o maior número de sensores com registos de pressão, pelo que de acordo com este critério correspondem às melhores soluções.

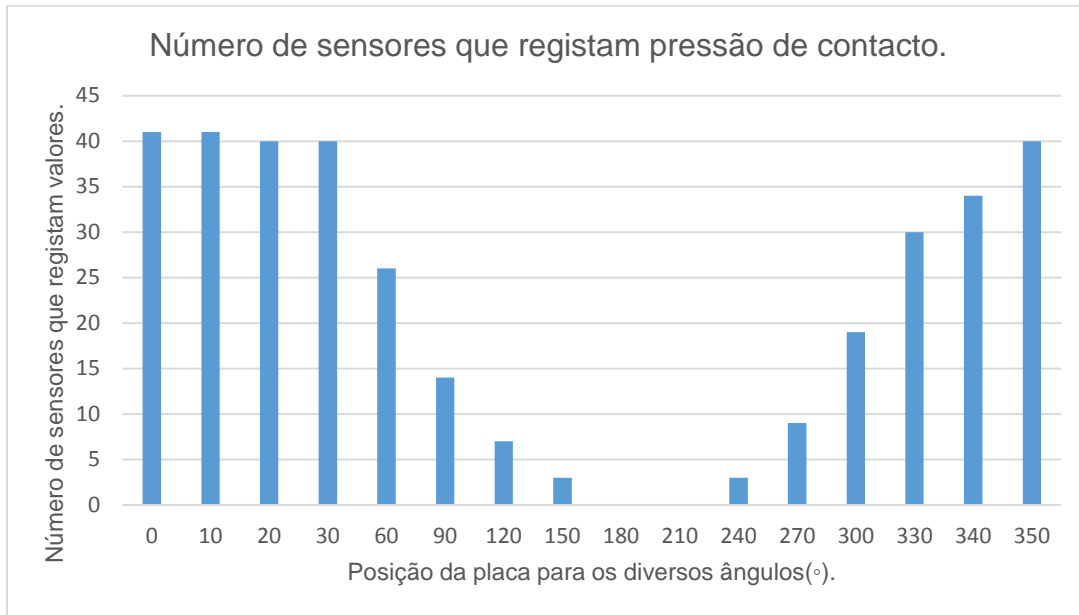


Figura 58 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores.

O segundo critério de análise considera o valor de pressão média, o valor do pico de pressão e o desvio padrão, para a pressão de contacto de cada uma das posições. Tendo em conta a análise efetuada aos resultados obtidos para cada uma das posições e considerando o primeiro critério, comparam-se assim as posições 0° e 10° . É perceptível pela Tabela 4 que os valores da pressão média, do pico de pressão e do desvio padrão são muito próximos.

Tabela 4 - Valores da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, para a pressão de contacto.

Plano	0°	10°
Pressão Média [kPa]	1834	1838
Pico de Pressão [kPa]	4322	4583
Desvio Padrão	1196	1210

Describe-se de seguida a análise estatística efetuada, tendo por base a comparação de um grupo de posições da placa, considerando apenas as posições onde os sensores registam mais valores de pressão de contacto no foco da fratura. Esta análise estatística compara o valor da pressão média de cada posição da placa com as restantes.

Após o cálculo destes valores, e de modo a avaliar a normalidade dos resultados, foi efetuado um teste de hipóteses, tendo em conta as seguintes hipóteses (H_0) e (H_1)

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 \dots \dots = \mu_n \quad (1)$$

$$H_1: \text{alguma das médias é diferente das restantes} \quad (2)$$

onde H_0 e H_1 indicam a hipótese nula e alternativa, respetivamente, e μ_i representa a média para a posição i .

Se p-valor $< \alpha$, rejeita-se H_0 , isto indica que a pressão média, para um dos casos é diferente dos restantes. No caso de p-valor $> \alpha$ não se rejeita H_0 . Os resultados obtidos são descritos na Figura 59.

A Figura 59 apresenta os resultados da pressão média para cada uma das posições aplicadas nesta análise comparativa, que consiste na comparação de uma posição com as restantes usadas na análise. Tal como é perceptível na figura no caso do 0° , o valor de pressão média é comparado com todas as médias dos restantes ângulos. Quanto menor for a diferença de pressões médias, mais próximo se encontra de 0.

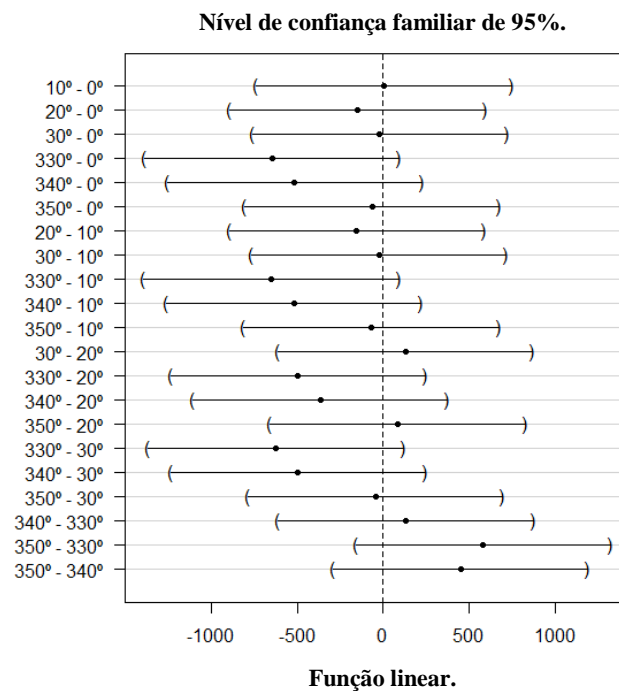


Figura 59 - Comparação das pressões médias - uma placa.

Pela análise comparativa das pressões médias nos diferentes planos de colocação de uma placa, o p-valor é 0,914%, inferior a 5% pelo que rejeita H_0 e indica que para a pressão média de qualquer ângulo é diferente das restantes. Tendo em consideração a Figura 59, constata-se que não existem diferenças significativas na pressão média para o plano 0° e 10°.

Tendo em conta a análise efetuada e, para os critérios de comparação considerados, pode-se afirmar que para uma placa é perceptível a existência de uma região no fémur em que a sua aplicação é mais vantajosa, que agrega os ângulos (0°;10°,350°). Contudo, englobando todos os critérios de análise, e associando também a anatomia do osso pode-se afirmar que a posição 0° será a melhor posição para aplicação da placa.

5.3. Otimização no Posicionamento de duas Placas

A otimização para o posicionamento da segunda placa foi efetuada após a determinação do posicionamento ideal da primeira placa, sendo considerado 0°. Considera-se a primeira placa fixa, variando somente o posicionamento da segunda placa. O processo de aplicação dos critérios é em tudo igual ao usado na otimização de uma placa, passando pela identificação e análise dos sensores com registo de pressão não nula, seguido da análise do valor da pressão média, do pico de pressão e do desvio padrão para a pressão de contacto em cada uma das posições, implementando também uma análise estatística.

Importa recordar que, de acordo com indicação da metodologia clínica habitual, quando é aplicada uma segunda placa, esta é posicionada ortogonalmente relativamente à primeira. Assim, numa primeira fase mostram-se 3 posições de aplicação para a segunda placa, a 60°, 90° e 120°, sendo a visualização das pressões de contacto na superfície de fratura apresentadas na Figura 60. A observação das imagens sugere que a posição 0°-90° é a mais favorável pelo facto da distribuição da pressão de contacto na superfície do foco da fratura ser mais uniforme.

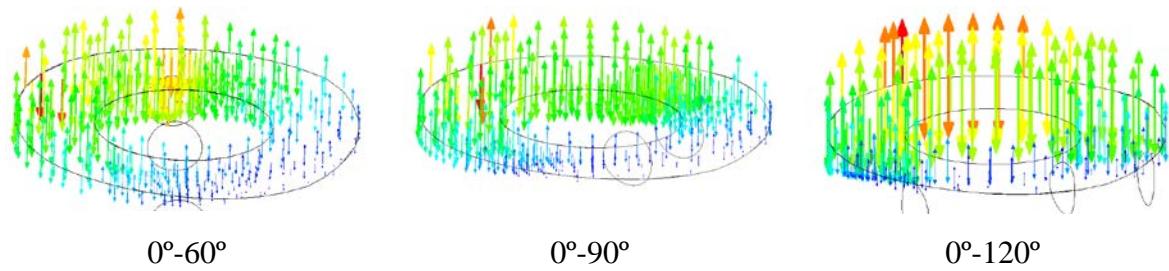


Figura 60 - Distribuição da pressão de contacto pela superfície da fratura - duas placas.

Após observação visual à distribuição das pressões de contacto, considerou-se importante alargar o número de posições em torno de 0° - 90° . Assim, foram acrescentados os ângulos de posicionamento $\{0^{\circ}$ - 70° , 0° - 80° , 0° - 100° , 0° - $110^{\circ}\}$.

A Figura 61 compara o número de sensores com pressão não nula para cada uma das posições. A observação mostra que as posições 0° - 70° , 0° - 80° e 0° - 90° correspondem ao maior número de sensores que registam valores de pressão, sugerindo que estas estão associadas ao melhor posicionamento.

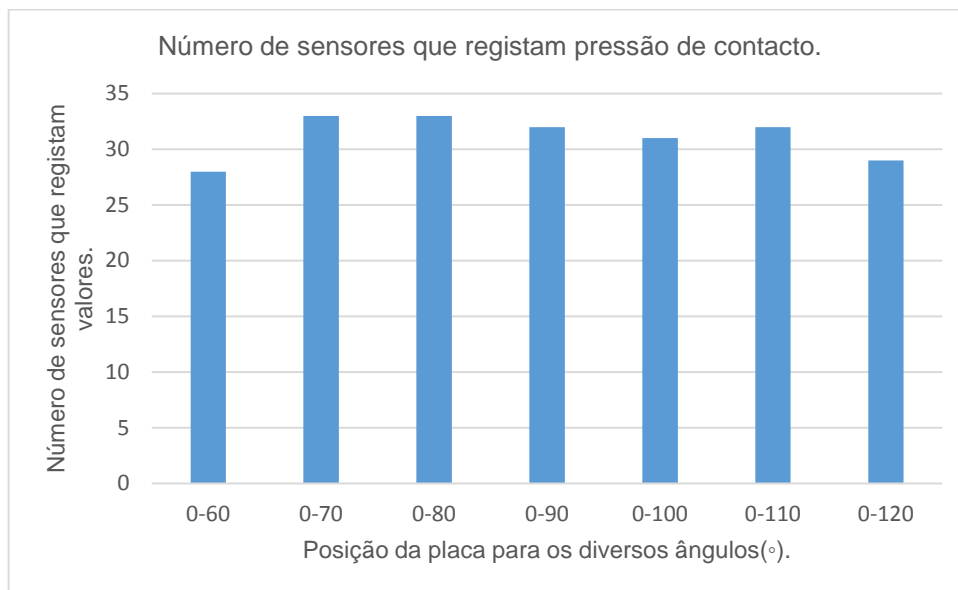


Figura 61 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores.

Tendo em conta a aplicação do segundo critério comparam-se as posições 0° - 70° , 0° - 80° e 0° - 90° . A Tabela 5 representa os valores da pressão média, do pico de pressão e do desvio padrão. Os resultados obtidos para estas 3 posições são muito semelhantes, mas é perceptível uma ligeira

diminuição do desvio padrão com o aumento da diferença angular, o que por sua vez é uma observação positiva.

Tabela 5 - Valores da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, para a pressão de contacto.

Plano	0°-70°	0°-80°	0°-90°
Pressão Média [kPa]	1043,17	977,11	934,44
Pico de Pressão [kPa]	2536,00	2256,00	2274,00
Desvio Padrão	845,62	806,07	781,21

A análise estatística compara um grupo de posições das placas, aplicando a mesma metodologia que foi seguida para uma placa, considerando apenas as melhores posições, onde os sensores registam mais valores de pressão de contacto, Figura 62.

Na Figura 62 verifica-se que o intervalo de confiança é o mesmo para o caso da Figura 59. O processo de análise das pressões médias para duas placas segue o mesmo princípio usado para uma placa, sendo realizada a comparação para as diversas posições das placas.

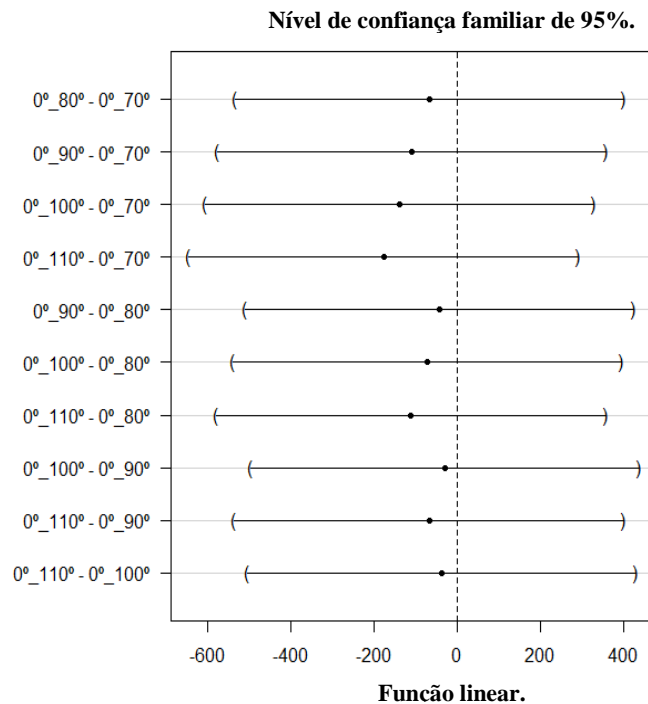


Figura 62 - Comparação das pressões médias - duas placas.

Pelos resultados obtidos para aplicação de duas placas, o p-valor é 86,2%, superior a 5%, não rejeitando H_0 , o que equivale a afirmar que qualquer plano em que a segunda placa é aplicada

não difere relativamente á pressão média. Na Figura 62 é perceptível que os planos 80°, 90° e 100° são os mais propícios para aplicar a segunda placa.

Tendo em conta a análise efetuada, suportada em todos os critérios de comparação considerados, pode-se afirmar que da mesma forma que para uma placa, com duas placas temos uma região do fémur onde a sua aplicação corresponde aos melhores resultados, envolvendo os seguintes pares de ângulos 0°-70°, 0°-80°, 0°-90°. Contudo, uma análise mais detalhada, nomeadamente, com recurso á informação obtida pela aplicação dos dois primeiros critérios, ou seja, tendo em consideração o número de sensores não nulos, bem como a pressão média, o pico de pressão e o desvio padrão conclui-se que o melhor posicionamento da segunda placa é a 80° da primeira.

6. Uma Placa vs Duas Placas – Análise Comparativa

Atendendo ao estudo em causa, onde se pretende fazer uma análise comparativa entre os resultados da aplicação de uma placa e de duas placas de osteossíntese, a apresentação de resultados deve ser feita conjugando os valores dos diversos parâmetros calculados a partir dos estudos numéricos realizados. A análise numérica do fémur uma placa e duas placas permite compreender e prever o comportamento mecânico das placas de osteossíntese quando aplicadas no fémur, ajudando a compreender e comparar o comportamento do fémur para cada uma das situações.

A análise comparativa baseia-se no posicionamento a 0° para uma placa e no par 0° - 80° para o caso de duas placas.

Comparando os resultados em termos de distribuição de tensões de *von Mises*, pela Figura 63, caso fémur-uma placa, a tensão máxima ocorre na ligação entre o parafuso superior e a placa. Na situação de aplicação de uma placa de osteossíntese a tensão máxima é de 96,33 MPa e para o caso da aplicação de duas placas de osteossíntese a tensão máxima é de 81,02 MPa, o que indica uma redução de 15 MPa, quando se considera a aplicação da segunda placa.

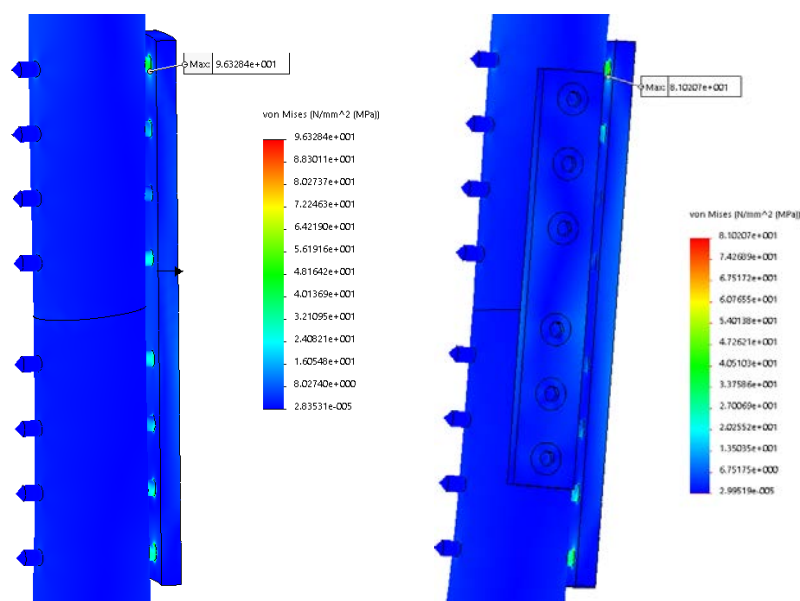


Figura 63 - Distribuição das tensões de *von Mises* uma placa (esquerda) e duas placas (direita).

Na Figura 64 compara-se a distribuição dos deslocamentos resultantes para os dois modelos. Pode-se visualizar um valor de deslocamento máximo superior na aplicação de uma placa, com $0,933 \text{ mm}$, diminuindo com a aplicação de duas placas para $0,875 \text{ mm}$. Apesar de não ser uma diferença significativa, é visível uma maior rigidez global no modelo com duas placas.

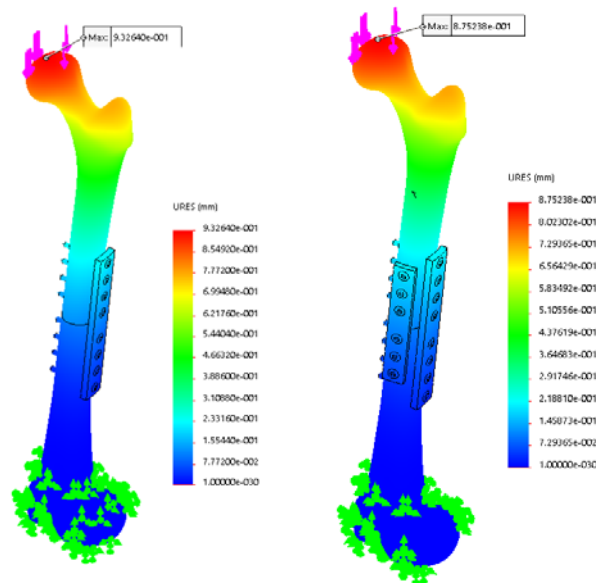


Figura 64 – Distribuição dos deslocamentos resultantes uma placa (esquerda) e duas placas (direita).

As Figuras 65 e 66 apresentam os mapas de distribuição das pressões de contacto na fratura do fémur. Na Figura 65, correspondente a uma placa, e observa-se um pico de pressão na extremidade da fratura oposta à colocação da placa, identificando-se uma clara redução de valores na restante região da fratura. No caso da aplicação das duas placas, Figura 66, verifica-se uma diminuição do valor máximo de pressão de contacto, contudo com uma distribuição mais uniforme na superfície de fratura.

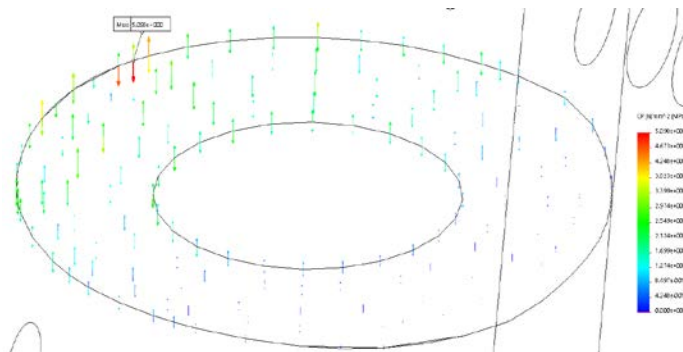


Figura 65 – Distribuição da pressão de contacto com uma placa.

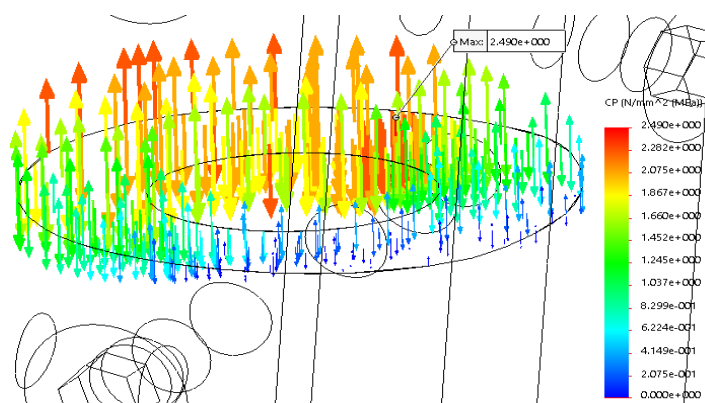


Figura 66 – Distribuição da pressão de contacto com duas placas.

A Tabela 6 compara os valores de pressão média, do pico de pressão e o desvio padrão para as duas situações, considerando a totalidade dos sensores.

Tabela 6 - Comparação uma placa e duas placas através da pressão média, do pico de pressão e desvio padrão.

Plano	0°	0°-80°	Diferença em % (0°com 0°-80°)
Pressão Média [kPa]	1834,38	977,11	47
Pico de Pressão [kPa]	4322,00	2256,00	48
Desvio Padrão	1195,95	806,07	33

Pelos resultados apresentados na Tabela 6, observa-se uma clara diminuição de valores para a situação de utilização de duas placas. A redução na pressão média é de cerca de 47% e no pico de pressão 48%. Destaca-se ainda a redução do desvio padrão, que também reduz cerca de 33%. Estes dados indicam que, apesar de serem inferiores, o que não é relevante, os valores de pressão de contacto são mais uniformes para a utilização de duas placas.

Um aspeto importante a considerar será também o número de sensores que registam dados diferentes de zero de pressão. No caso de uma placa, dos 43 sensores considerados, 41 registaram valores de pressão não nula. Para a situação de duas placas, 33 sensores apresentam valores de pressão não nula. Perante esta diferença, será importante analisar os resultados considerando apenas os sensores com registo de valores. Assim, a Tabela 7 compara os valores de pressão média, do pico de pressão e o desvio padrão para as duas situações, considerando agora apenas os sensores com valores de pressão não nula. Tal como se pode observar, a redução na pressão média é agora de 34%, aumentando a diferença no desvio padrão.

Tabela 7 - Comparação uma placa e duas placas através da pressão média, pico de pressão e desvio padrão, só com sensores que registam pressão de contacto.

Plano	0°	0°-80°	Diferença em % (0°com 0°-80°)
Pressão Média [kPa]	1923,86	1273,20	34
Pico de Pressão [kPa]	4322,00	2256,00	48
Desvio Padrão	1151,24	681,19	41

Nas Figuras 67 a) e b) é apresentada sob forma de gráfico a distribuição das pressões de contacto para uma placa e duas placas, excluindo para este caso os sensores que não registam valores. Pela interpretação destas figuras é perceptível que a intersecção dos pontos que registam a pressão de contacto, para o caso de duas placas gera uma curva mais suave, ou seja não existem grandes diferenças de pressões entre sensores. É ainda perceptível que para o gráfico da aplicação de duas placas a região dos sensores 9,10,11,24,25,26,35,37,38, são a região do foco da fratura que corresponde na Figura 66 à zona da gama de cores vermelho, laranja e amarelo.

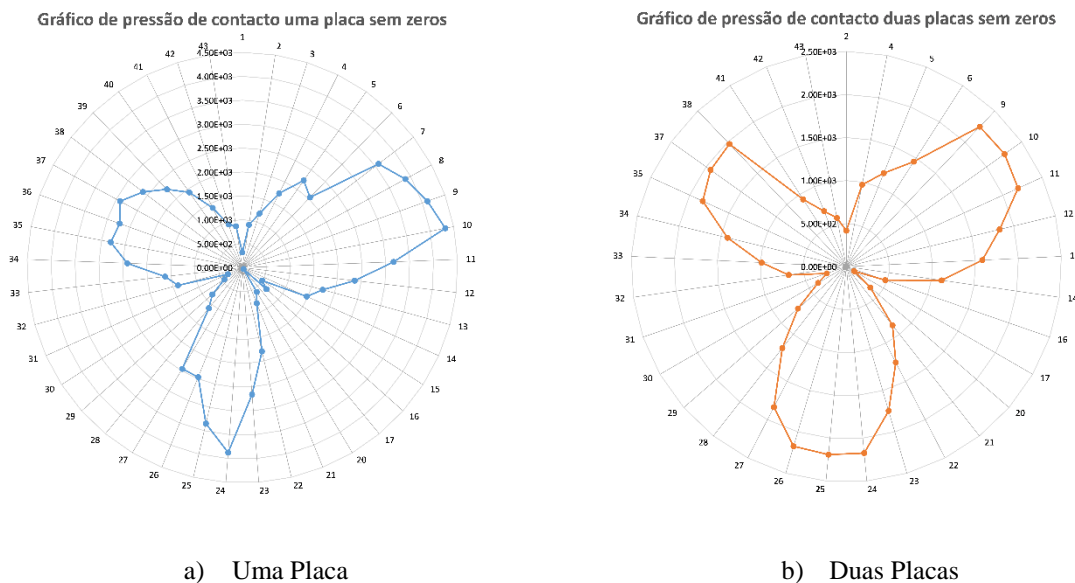


Figura 67 - Pressão de contacto para; a) uma placa; b) duas placas, só com sensores que registam valores de pressão.

A observação destas figuras, conjugada com os mapas de distribuição de pressões, mostram que a pressão de contacto na aplicação das duas placas é distribuída pelo foco da fratura mais uniformemente, do que com a aplicação de uma placa, onde se observam dois picos de pressão, nos sensores 10 e 24.

Tendo por base os modelos desenvolvidos e a interpretação dos resultados obtidos, a aplicação de duas placas apresenta vantagens relativamente à utilização de uma placa, sugerindo um eventual benefício para o processo de formação de calo ósseo.

7. Sensibilidade à Utilização dos Parafusos

A análise comparativa quanto à utilização dos parafusos e da sua posição considera os dois casos em estudo, nomeadamente com aplicação de uma placa e duas placas. No caso do primeiro modelo a variação dos parafusos ocorre na placa de 8 furos. No segundo modelo, considera-se a colocação da totalidade dos 8 parafusos na primeira placa, variando o número de parafusos a aplicar na segunda placa (placa de 6 furos).

Considera-se que os parafusos têm sempre um posicionamento simétrico em relação ao plano do foco da fratura. A Figura 69 ilustra o posicionamento, assim como a codificação atribuída aos parafusos. Comparam-se os resultados numéricos obtidos para as diversas combinações de parafusos consideradas.

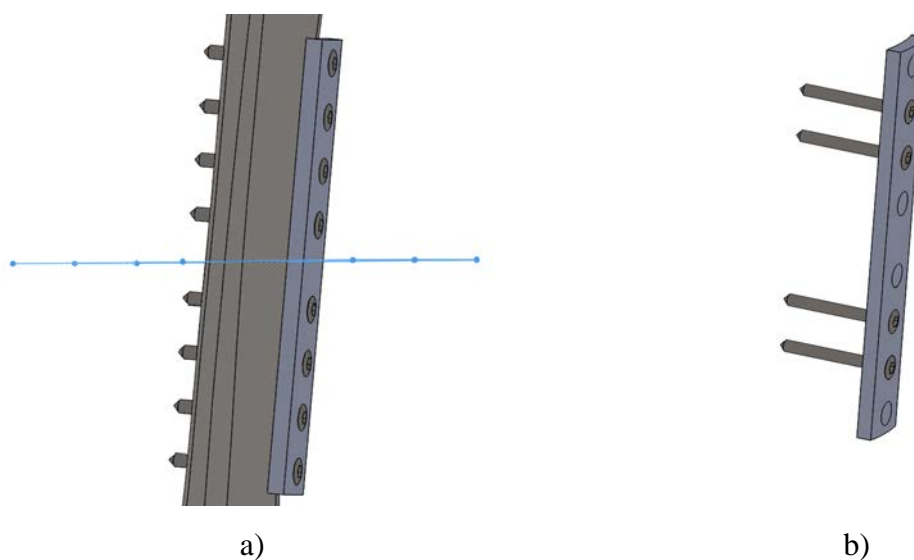


Figura 68 - Variação de parafusos: a) Plano do foco da fratura; b) Variação de parafusos.

Na Figura 68 é representada a aplicação da placa de 8 furos no fêmur, o posicionamento da placa está ilustrado na Figura 68 a), neste caso a 0° , variando apenas as diversas combinações possíveis de parafusos que são aplicadas na mesma.

Na Figura 68 b) é ilustrado um tipo possível de combinação de placa-parafusos, como é referido em cima os parafusos tem um posicionamento simétrico em relação ao plano do foco da fratura.

Para realizar esta análise foi utilizado uma codificação simples para as diversas combinações de parafusos na placa, nomeadamente uma codificação alfabética (A,B,C,D,...) esta tem o propósito de facilitar a leitura gráfica representada na Figura 69.

No caso **A** temos uma combinação (0,1,0,1), no caso **B** temos uma combinação (0,1,1,0), esta codificação serve para simplificar a leitura no gráfico. No que diz respeito aos algarismos (0 ou 1), esta codificação serve para identificar a colocação ou não do parafuso. Assim, 0 representa não ter parafuso e 1 representa ter parafuso.

Como já referido anteriormente a simetria de parafusos, isto indica que no caso de não ser aplicado o primeiro parafuso junto á fratura, os respetivos parafusos do lado esquerdo e do lado direito da fratura não são colocados, isto encontra-se ilustrado na Figura 68 b), em que neste caso (0,1,1,0) representa que não é aplicado o primeiro e último parafuso, os restantes dois são aplicados. A Tabela 8 mostra as condições consideradas no estudo.

Tabela 8 - Combinação de aperto dos parafusos na placa de 8 furos.

Legenda figura 69		
A-0,1,0,1	E-1,0,1,0	I-1,1,1,0
B-0,1,1,0	F-1,0,1,1	J-1,1,1,1
C-0,1,1,1	G-1,1,0,0	1-Tem parafuso
D-1,0,0,1	H-1,1,0,1	0-Sem parafuso

A análise numérica aplicada para os parafusos tem o mesmo princípio de aplicabilidade que nos planos, portanto são aplicados os critérios já referidos anteriormente, passando pela identificação e análise dos sensores com registo de pressão não nula, seguido da análise do valor da pressão média, do pico de pressão e do desvio padrão para a pressão de contacto em cada uma das combinações de parafusos, por fim aplica-se a análise estatística.

Como o processo de análise de resultados é em tudo igual optou-se por uma representação da análise estatística e no final uma conclusão da mesma.

A Figura 69 representa um conjunto de combinações possíveis para o caso de uma placa, com a codificação alfabética já referenciada para cada combinação diferente, em que para cada caso temos diferentes tipos de combinações de parafusos, nesta análise estatística são representados apenas os melhores casos após aplicação dos critérios.

Na Figura 69 é visível a aplicação das diversas combinações de parafusos, na aplicação de uma placa no fémur, o p-valor referente às diversas combinações de parafusos é de 98,4%, superior a 5%, não se rejeita H_0 , pela análise da pressão média qualquer uma das combinações de parafusos pode ser aplicado para uma placa, com recurso á Figura 69,os casos A-B,D-F,D-I,F-J,F-I, tem o mesmo valor de pressão média, e encontram-se sobre o eixo 0.

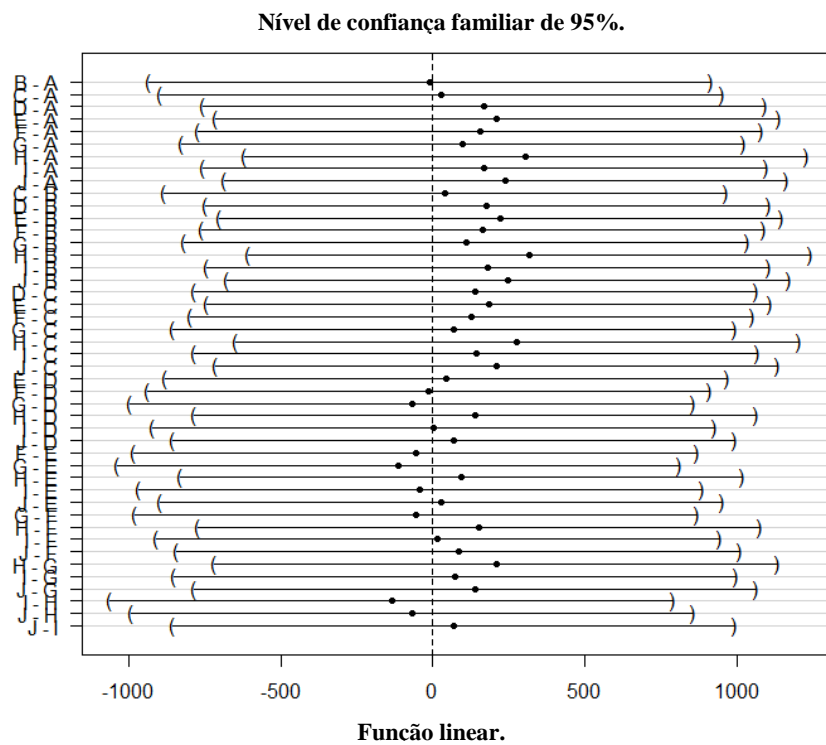


Figura 69 - Comparação das pressões médias uma placa com variação de aplicação dos parafusos.

Pela análise efetuada, suportada em todos os critérios de comparação considerados, pode-se afirmar que para uma placa a combinação de parafusos J (1,1,1,1), que representa colocar os 8 parafusos na placa e fémur é a melhor solução.

No entanto para uma placa existe ainda uma combinação de parafusos que comparado com a posição J é ligeiramente inferior. Aplicando uma diferença percentual à tensão média, pico de pressão e desvio padrão, Tabela 9, conclui-se que em algumas situações a combinação de parafusos F (1,0,1,1) é uma escolha possível.

Tabela 9 - Combinação de parafusos J e F na placa de 8 furos.

Combinação	J	F	Diferença em % (J com F)
Pressão Média [kPa]	1797,20	1714,07	4,6
Pico de Pressão [kPa]	4584,00	5785,00	26
Desvio Padrão	1182,25	1224,05	3,5

Na Tabela 9 é perceptível um desvio padrão inferior na combinação J sendo esta uma melhor solução, mas comparando com a combinação F a diferença é de 3,5 % ou seja uma diferença mínima o que possibilita aos médicos ortopedistas, ter a opção de escolha.

A análise numérica aplicada para os parafusos nas duas placas é o mesmo aplicado para uma placa. A Figura 70 representa um conjunto de combinações possíveis para o caso de duas placas, com a codificação alfabética já referenciada para cada combinação diferente, neste caso a primeira placa é fixa conforme os resultados obtidos anteriormente, sendo que a variação de parafusos é somente aplicada na segunda placa, nesta análise estatística são representados apenas os melhores casos após aplicação dos critérios. A Tabela 10 mostra as 3 combinações consideradas neste caso.

Tabela 10 - Combinação de aperto dos parafusos na placa de 6 furos.

Legenda figura 70

A-1,0,0,
B-1,0,1,
C-1,1,1
1-Tem parafuso
0-Sem parafuso

Na Figura 70 observa-se a aplicação das diversas combinações de parafusos com aplicação das duas placas, nesta análise são colocados todos os parafusos na primeira placa de 8 furos e aplicada na segunda placa de 6 furos as diversas combinações. O p-valor referente às diversas combinações de parafusos é de 81,0%, superior a 5%, não se rejeita H_0 , pela análise da pressão média qualquer uma das combinações de parafusos pode ser aplicado para as duas placas, pela Figura 70, no caso C-A, o valor de pressão média do caso C é ligeiramente superior ao valor de A, essa diferença é mais acentuada para as restantes combinações.

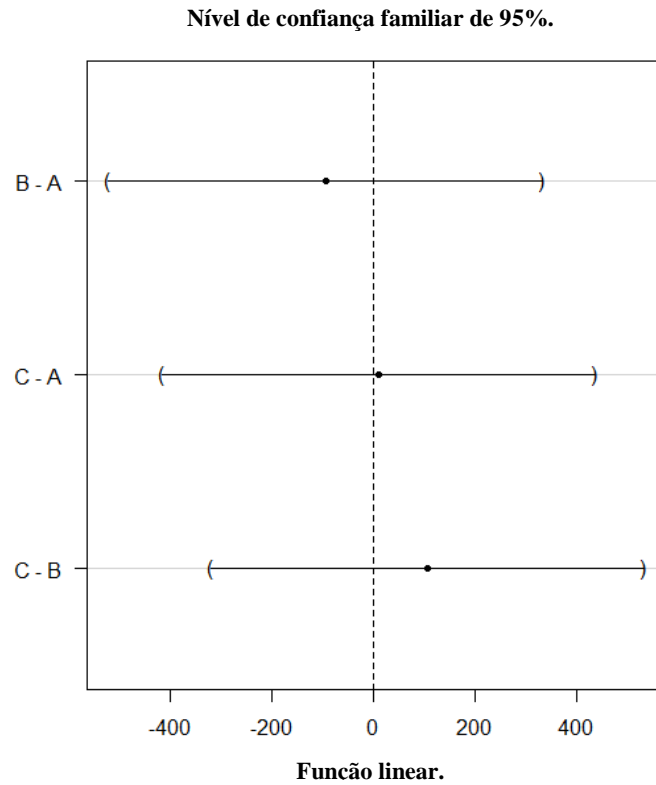


Figura 70 - Comparação das pressões médias duas placas com variação de aplicação dos parafusos.

Neste caso, e após a análise efetuada pelos critérios de comparação considerados, pode-se afirmar que, para duas placas a combinação de parafusos C (1,1,1), que representa colocar os 8 parafusos na primeira placa e os 6 na segunda placa é a melhor solução.

8. Conclusões e Desenvolvimentos Futuros

Esta dissertação teve como principal objetivo comparar numericamente o comportamento mecânico da aplicação de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de uma fratura óssea ao nível da diáfise do fémur, essencialmente aplicada a uma situação de aloenxerto. O estudo considerou um biomodelo, com geometria 3D de um fémur *Sawbones*[®], duas placas de osteossíntese e parafusos de fixação da placa ao osso. A preparação dos modelos numéricos envolveu a utilização do *software Solidworks*, com parametrização geométrica, sendo feita uma análise estática linear de modo a obter as pressões de contacto na fratura.

A primeira fase do estudo considera a variação do posicionamento de uma placa de osteossíntese de 8 furos, comparando um conjunto discreto de posições. A análise aos resultados mostrou que o posicionamento habitualmente utilizado nos procedimentos cirúrgicos de colocação da placa, nomeadamente na face lateral, é o que apresenta o melhor comportamento mecânico. Esta também é a melhor posição anatomicamente.

A segunda fase do estudo considera a variação do posicionamento de uma placa de osteossíntese de 6 furos, quando aplicada complementarmente à primeira. Neste caso, os resultados obtidos sugerem que o melhor posicionamento para a segunda placa é a 80° da primeira, relativamente ao eixo anatómico do fémur.

O estudo considera ainda a análise do comportamento global do conjunto fémur placa quando não são aplicados alguns dos parafusos. Neste caso, pese embora a proximidade de resultados em alguns dos modelos com ausência de parafusos, tendo em conta as condições dos modelos considerados, a inclusão de todos os parafusos garante os melhores resultados na pressão de contacto entre as superfícies de fratura.

Relativamente ao objetivo principal do trabalho, à luz dos resultados obtidos e perante a análise visual, descritiva e estatística, a aplicação de uma segunda placa aumenta a área de contacto na fratura e promove uma melhor distribuição da pressão de contacto, diminuindo ainda os picos de pressão. Assim, pese embora o estudo ser sustentado num modelo com análise linear, os

resultados numéricos obtidos sugerem que a introdução de uma segunda placa é mais vantajosa e benéfica para o paciente promovendo a formação do calo ósseo e antevendo uma recuperação do paciente mais rápida.

Os resultados obtidos são uma contribuição positiva para uma melhor compreensão deste problema. Contudo, estes dados devem ser complementados com mais trabalho, que se prevê implementar no futuro, destacando-se:

- Analisar o modelo introduzindo as características mecânicas de osso artificial e verificar o comportamento das placas.
- Redefinição dos modelos numéricos com recurso ao *software* de cálculo por elementos finitos *ADINA*, com implementação de análise não linear;
- Definição de um modelo que simule o aperto dos parafusos na colocação da placa no osso;
- Definição de modelos comparativos uma placa – duas placas com observação do comportamento na interface parafuso – osso.

9. Referências Bibliográficas

- Akeson, W., Woo, S., Coutts, R., Matthews, J., Gonsalves, M., & Amiel, D. (1975). Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates. *Clacif. Tiss. Res.* , 19, 27-37.
- Baumer. (21 de Julho de 2017). *Medical Expo*. Obtido de Medical Expo: <http://www.medicaexpo.com/pt/prod/baumer/product-67733-421177.html>
- Bento, D., Motta, G., Costa, D., Reis, M., & Silva, L. (2013). Avaliação de placas para osteossíntese em fraturas do fêmur através de simulação computacional pelo método dos elementos finitos. *Seminário de pesquisa. Extensão e inovação do IFSC*.
- Cáquias, F. D. (2010). Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados. Tese de Mestrado. *Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo*, 31.
- Chaves, C., & Madeley, E. (17 de Julho de 2017). *Kenhub*. Obtido de Kenhub: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/femur>
- Colton, C., & Orson, J. (2013). Plates – form and function. *AOTrauma*.
- Completo, A., & Fonseca, F. (2011). *Fundamentos de Biomecânica MúsculoEsquelética e Ortopédica*. Publindústria.
- Costa, S. (13 de Julho de 2017). *Sérgio Costa Ortopedia*. Obtido de Sérgio Costa Ortopedia: <http://www.drsergiocosta.com.br/tipos-de-fraturas-do-femur.html#.WWeXso-cEdU>
- Das, S., & Sarangi, S. (2014). Finite Element Analysis of Femur Fracture Fixation Plates. *International Journal of Basic and Applied Biology* , Vol 1, 1-5.
- Delivery, P. &. (21 de Julho de 2017). Obtido de https://www.alibaba.com/product-detail/LC-DCP-for-Femur-plate_248740338.html
- Fernandes, A. G. (Setembro de 2013). Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante. Tese de Mestrado, Departamento de Tecnologia Biomédica do Instituto Politécnico de Bragança, Bragança. *Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante*, pp. 12-15.

-
- Fernandes, G. M. (2013). Análise biomecânica das fraturas do fêmur: estudo preliminar de uma haste intramedular bloqueada. *Actas do 5º Congresso Nacional de Biomecânica, Espinho, Portugal*.
- Fernandes, M., Fonseca, E., Barbosa, M., & Natal, R. (2013). Estudo biomecânico da reabilitação do fêmur contendo fraturas diafisárias (TIPO A). *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, Vol 22, 41-49.
- Fernandes, M., Fonseca, E., Barbosa, M., & Natal, R. (2015). Análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur (tipo B) utilizando uma haste intramedular. *Iberoamericana de Ingeniería mecánica - 19*, 41-48.
- Filho, C. (2013). Concepção de estrutura de quadriciclo a pedal desenvolvido e analisado no catia V5. *ETEP- Faculdades*, 8.
- Ganesh, J., Dhanjoo, R., & Ghista, N. (2005). Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates incomparision with stainless-steel plates. *BioMedical Engineering OnLine*, 4, 46.
- Hexagon. (24 de Julho de 2017). *Roteiro para Instrumentação da Técnica de Placas*. Obtido de Roteiro para Instrumentação da Técnica de Placas: <http://www.cortical.com.br/tecnicas/29bd8d29cffa26800f5467a41f19cfb5.pdf>
- Jee, W. S. (2001). Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology. Em C. S.C., *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton, Florida: Cap1.CRC Press, 1.1-1.68.
- Jkm. (21 de Julho de 2017). *JKM MEDI AID PVT.LTD*. Obtido de JKM MEDI AID PVT.LTD.: <http://jkmmediaid.com/locking-system.html>
- Kim, H. J., Kim, H. S., & Chang, H. S. (2010b). Estimation of the movement of the inter-fragmentary gap of a fractured human femur in the presence of a composite bone plate. *J Compos Mater*.
- Kim, H., Chang, H., & Jung, J. (2010a). The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues. *Compos Struct*, 2109-2118.
- Kim, H., Chang, H., & Son, S. (2011). Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. *Composites: Part B*, 1731-1738.
- Koch, J. (1917). The laws of bone architecture. *American Journal of Anatomy* - 21, 177-298.
-

- Kupczik, F. ., (2009). Influência da ciprofloxacina na consolidação óssea de fraturas de fêmur em ratos. *Acta Ortop Bras*, Vol.47, no.4, 228-231.
- Link, W. (1995). Instrumunts and Instruments. Em Link, *Anatomical bone plates* (p. 3). Barkhausenweg 10 · D-22339 Hamburg : WALDEMAR LINK GmbH & Co. KG.
- Lopes, M. M. (Dezembro de 2014). Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica. *Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica*.
- McCullen, G., & Garfin, S. (2000). Spine update: cervical spine internal fixation using screw and screw-plate constructs. *Spine* 25, 643-652.
- Miller, L. D. (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics - Vol.22 , Issue.10*, 1049-1062.
- Miramini, A., Zhang, L., Richardson, M., Pirpiris, M., Mendis, P., Oloyede, K., & Edwards, G. (2013). Computational simulation of the early stage of bone healing under different configurations of locking compression plates. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 900-913.
- Müller, E., Allgower, M., Schneider, R., & Willenegger, H. (1991). Manual of Internal Fixation. *Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag - 3rd ed.*
- Netter, F. H. (2000). *Atlas de Anatomia Humana 2edição*. Porto Alegre: Artmed.
- Paulino, F., Amaro, M., Roseiro, M., Neto, A., Balacó, I., & Alves, C. (2017). Análise comparativa do efeito da utilização de uma ou duas placas de osteossíntese em fraturas da tibia. *7º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA*.
- Phany. (2010). Terminologia y Planos Anatomicos. *Estudiando para Medicina*.
- Pozzi, I., Reginaldo, S., Almeida, M., & Cristante, A. (2011). Manual de Trauma Ortopédico. *Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia (SBOT)*, 170.
- Rodrigues, L. B. (2008). Análise Computacional e Ex-Vivo dde uma Técnica de Redução de Fraturas para Ossos Longos de Grandes Animais. . *Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte*.
- Ruedi, T. P., & Murphy, W. M. (2002). *Princípios AO do Tratamento de Fraturas*. ARTMED.
- Schatzker, J., & Tile, M. (2002). *Tratamento Cirúrgico das Fraturas*. Revinter.

Silva, V. G. (27 de Julho de 2009). Os princípios gerais da osteossíntese. *Os princípios gerais da osteossíntese*. Obtido de Ortopedia e Traumatologia.

Sistema Esquelético: Ossos e Tecido Ósseo. (s.d.).

Systemes, D. (2010). *Manual do Instrutor de Ensino do Software SolidWorks®*. Concord, Massachusetts 01742 EUA: SolidWorks Corporation.

Talaia, P. (2007). Integridade estrutural de placas de osteossíntese metálica e compósitas para fixação óssea. *Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica*.

Taylor, T. (13 de Julho de 2017). *Innerbody*. Obtido de InnerBody:
http://www.innerbody.com/image_skelfov/skel25_new.html

Tencer, F. A. (2001). Biomechanics of fractures and fixation. Em B. R. Rockwood C.A., *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. Cap 1, 5ª Ed. Lippincott Williams & Wilkins Publisher.

Trostle, S. S., & Markel, D. M. (1996). Fracture biology, biomechanics, and internal fixation. *Veterinary Clinics of North América: Food Animal Practice*, 12, (1), 19-46.

Uhthoff, H., Poitras, P., & Backman, D. (2006). Internal plate fixation of fractures: short history and developments. *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 11, 118-126.

Viceconti, M., Cristofolini, I., Baleani, M., & Toni, A. (2001). Pre-clinical validation of a new partiallycemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods. *Journal of Biomechanics*, 34, 723-731.

