



• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação numérica do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de ossos longos

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

Numeric evaluation of the use of one or two plates in long bones stabilization

Autor

Sara Valvez Pocinho Teixeira

Orientadores

Professora Doutora Maria Augusta Neto

Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino

Júri

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

Orientador Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino
Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

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

Coimbra, Julho, 2018

“One day I learned that dreams exist to come true. And since that day I do not
sleep for rest. I sleep just to dream”

Walt Disney

Agradecimentos

Aos meus pais, avó e irmã, por todo o apoio, pela força e pelo carinho que sempre me prestaram ao longo de toda a minha vida académica.

Ao Guilherme, por estes anos, pela sua paciência e apoio em momentos menos fáceis e, por me ter mostrado com um sorriso que há sempre um lado bom em tudo.

Às orientadoras desta dissertação, professora Doutora Maria Augusta Neto e engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino, pela disponibilidade, orientação prestada e apoio que sempre demonstraram.

À professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro por toda a disponibilidade, esclarecimentos e apoio durante todo o curso.

Aos meus colegas da “sala da tese”, Ângela, António, Gonçalo, João Duarte, João Silva, João Saraiva, Miguel e Tomás, pela ajuda, partilha de conhecimento e pelos momentos que passámos juntos

Às minhas afilhadas, Ana e Inês, por me terem escolhido como madrinha e se terem tonado grandes amigas para além da família de praxe.

Às amigas que Coimbra me trouxe, Ana Cavaco, Carolina Prata, Laura Carvoeira, Rita Rogrigues e Inês Silva pelas memórias que criámos.

Às Mondeguinas e às FANS pelos momentos.

A todos os amigos e colegas que de uma forma direta ou indireta, contribuíram para a minha experiência académica, pela paciência, atenção e força que prestaram em momentos menos fáceis.

Resumo

Devido à elevada complexidade e ocorrência de patologias na diáfise femoral, têm sido desenvolvidos diversos métodos de tratamento com fixadores, na tentativa de reduzir o tempo de hospitalização e reabilitação do paciente. Dos dispositivos mecânicos utilizados na recuperação de patologias ósseas, irá destacar-se nesta dissertação as placas de osteossíntese como método de fixação interno.

Na tentativa de comparar estudos numéricos e a influência que o software utilizado tem nos resultados, foram repetidas simulações realizadas em estudos anteriores. Os estudos numéricos deste autor foram executados num *software* CAD (*Solidworks*®), enquanto que os desta dissertação, irão ser efetuados num *software* de elementos finitos (*ADINA*®).

Assim, neste documento irão ser apresentados os resultados das duas análises realizadas: uma **estática (linear)** e outra **quase-estática (não linear)**. As primeiras simulações para a repetição de estudos anteriores no *ADINA*®, a influência da distância da placa à superfície cortical do fémur e a influência do número de nós por elemento, estão enquadradas na primeira análise enumerada. O principal foco desta dissertação enquadra-se na análise quase estática. Esta consiste na comparação entre dois modelos relativamente ao efeito da compressão dos parafusos e à influência da colocação de uma ou duas placas.

Nas análises foram estudados os valores máximos e respetivas localizações e/ou evoluções temporais das tensões, deslocamentos, comportamento dos parafusos no aperto com compressão, forças e pressões de contacto.

Com a análise dos modelos de elementos finitos, foi possível observar a zona mais solicitada de modo a que se consiga prever a falha do elemento estrutural.

Palavras-chave: Placas de osteossíntese, Fixadores internos, Análise numérica, Elementos Finitos, Fémur.

Abstract

Due to the high complexity and occurrence of pathologies in the femoral diaphysis, there has been a development for various methods consisting of treatment with fixators, in an attempt to reduce post-operation time, and the time for the patient's full recovery. Of all the mechanical devices used in the recovery of bone diseases, osteosynthesis plates as a method of internal fixation will be highlighted on this dissertation.

In an attempt to compare numerical studies and the influence that the used software has on the final results, simulations performed in previous studies were repeated. The numerical studies made by the author have been executed in a CAD *software* (*Solidworks*®), while the ones presented on this dissertation will be executed in a finite element *software* (*ADINA*®).

Therefore, in this document, the results of both analysis will be displayed: one static (**linear**) and the other near-static (**non-linear**). The first simulations for the repetition of previous studies on *ADINA*®, the influence of the plate's distance to the cortical surface of the femur, and the influence of the number of knots by element are framed in the first analysis.

The main focus of this dissertation rests on the near-static analysis, which consists of the comparison between two models: the effect of bolt compression and the influence of the use of one or two plates.

In the analysis that has been made, the parameters studied were the maximum values, the respective location and/or timed evolution of the stress, displacement, bolt behaviour with the tightening with compression, forces applied and the pressures of contact. With the finite element analysis, it has been possible to observe the most requested zone, in a way that allows one to predict the structural element ruin.

Keywords Osteosynthesis plates, Internal fixators, Numerical analysis, Finite elements, Femur.

Índice

| | |
|---|-----|
| Índice de Figuras | ix |
| Índice de Tabelas | xii |
| Simbologia e Siglas | xiv |
| Simbologia..... | xiv |
| Siglas | xiv |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 3 |
| 2.1. Anatomia do Fémur | 3 |
| 2.2. Descontinuidades no osso | 8 |
| 2.3. Tratamento das descontinuidades em ossos longos | 11 |
| 2.3.1. Placas de osteossíntese | 12 |
| 2.4. História de fixadores internos | 13 |
| 2.5. Elementos Finitos | 20 |
| 3. MODELAÇÃO GEOMÉTRICA | 23 |
| 3.1. Modelo Geométrico do Fémur..... | 24 |
| 3.2. Modelo Geométrico das Placas..... | 25 |
| 3.2.1. Placas Simplificadas | 25 |
| 3.2.2. Placas alteradas..... | 25 |
| 3.3. Modelo geométrico dos parafusos | 26 |
| 3.4. Modelo geométrico placa-fémur..... | 27 |
| 3.5. Modelo Geométrico Placa-Parafusos..... | 28 |
| 4. MODELAÇÃO NUMÉRICA POR ELEMENTOS FINITOS | 29 |
| 4.1. Análise Estática..... | 29 |
| 4.1.1. Modelo numérico do fémur | 29 |
| 4.1.2. Condições de Fronteira..... | 30 |
| 4.1.3. Carregamento..... | 30 |
| 4.1.4. Parafusos e Placas..... | 31 |
| 4.1.5. Contactos | 32 |
| 4.1.6. Discretização dos componentes..... | 33 |
| 4.2. Análise quase-estática..... | 35 |
| 4.2.1. Condições de Fronteira..... | 35 |
| 4.2.2. Parafusos..... | 38 |
| 4.2.3. Contactos | 39 |
| 5. ANÁLISE DE RESULTADOS..... | 43 |
| 5.1. Análise Estática..... | 43 |
| 5.1.1. Influência da distância da placa à superfície cortical do fémur..... | 43 |
| 5.1.2. Influência do número de nós por elemento | 47 |
| 5.2. Análise quase-estática..... | 47 |
| 5.2.1. Deslocamentos..... | 48 |

| | |
|--|----|
| 5.2.2. Tensões..... | 49 |
| 5.2.3. Pressões e forças de contacto | 53 |
| 5.3. Comparação de resultados da análise quase-estática..... | 55 |
| 5.4. Comparação com os resultados experimentais | 57 |
| 6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS | 59 |
| 6.1. Conclusões..... | 59 |
| 6.2. Sugestões de trabalhos futuros | 60 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 61 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1. Esqueleto [3] | 4 |
| Figura 2.2. Fémur [1], [3]..... | 5 |
| Figura 2.3. Especificação das zonas da diáfise e das epífises com identificação da componente cortical e trabecular [1]. | 6 |
| Figura 2.4. Planos anatómicos do corpo humano [7]. | 7 |
| Figura 2.5. Fases da consolidação óssea [12]..... | 10 |
| Figura 2.6. Exemplo de fixador externo [3] | 12 |
| Figura 2.7. Placa de Lane abandonada devido à corrosão [15]. | 14 |
| Figura 2.8. Instabilidade estrutural da placa de Eggers [15]. | 15 |
| Figura 2.9. Placa de Bagby [15]. | 15 |
| Figura 2.10. Placar de Muller [15]. | 16 |
| Figura 2.11. Placas de compressão dinâmicas (DCP) [15]..... | 17 |
| Figura 2.12. Placa de compressão dinâmica de contato limitado [27]. | 17 |
| Figura 2.13. Placa de compressão fechada [28]. | 18 |
| Figura 2.14. Comparação de Placas de Compressão [29]. | 18 |
| Figura 2.15. Placa de reconstrução[31]. | 19 |
| Figura 3.1. Partes trabecular e cortical do modelo CAD do fémur [1] | 24 |
| Figura 3.2. Modelo físico do fémur (Sawbones) [8] | 24 |
| Figura 3.3. Modelo CAD das placas de Osteossíntese com 8 furos simplificadas..... | 25 |
| Figura 3.4. Modelo CAD das placas com alteração na geometria dos furos [1]. | 26 |
| Figura 3.5. Modelo CAD do parafusos simplificado [1]. | 26 |
| Figura 3.6. Corte no fémur. | 27 |
| Figura 3.7. Modelo de 2 placas com identificação dos parafusos [1]. | 28 |
| Figura 4.1. Bloco de alumínio | 30 |
| Figura 4.2. Aplicação do carregamento no modelo numérico..... | 31 |
| Figura 4.3. Contactos entre os corpos no modelo de elementos finitos | 33 |
| Figura 4.4. Tipos de elementos <i>3D Solid</i> (tetraédricos-4nós, hexagonais- 8nós). | 34 |
| Figura 4.5. Modelo numérico com 1 placa (8 furos) e modelo numérico com 2 placa (6 furos e 8 furos) | 35 |
| Figura 4.6. Condições de fronteira no modelo com 1 placa. | 36 |

| | |
|--|----|
| Figura 4.7. Pormenor das condições de fronteira no bloco de aplicação da força. | 37 |
| Figura 4.8. Aplicação de deslocamentos nulos para restrição de movimentos no modelo de 1 placa | 37 |
| Figura 4.9. a) Aplicação dos parafusos no modelo com 1 placa; b) aplicação dos parafusos no modelo com 2 placa. | 38 |
| Figura 4.10. Contactos entre os corpos no modelo de elementos finitos. | 41 |
| Figura 5.1. Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur: a) placa afastada; b) placa encostada | 44 |
| Figura 5.2. Tensão efetiva máxima no fixador: a) placa afastada; b) placa encostada. | 45 |
| Figura 5.3 Tensão efetiva no fémur: a) placa afastada; b) placa encostada. | 45 |
| Figura 5.4. Pressões de contacto na osteotomia do fémur: a) placa afastada; b) placa encostada. | 46 |
| Figura 5.5. Forças de contacto na osteotomia do fémur: a) placa afastada; b) placa encostada. | 46 |
| Figura 5.6. Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur: a) uma placa; b) duas placas. | 48 |
| Figura 5.7. Distribuição dos deslocamentos resultantes na osteotomia: a) uma placa; b) duas placas. | 49 |
| Figura 5.8. Tensões efetivas no fémur: a) uma placa; b) duas placas. | 50 |
| Figura 5.9 Tensões efetivas nos parafusos das placas de 8 furos: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas..... | 51 |
| Figura 5.10. Tensões efetivas nos parafusos da placa de seis furos..... | 51 |
| Figura 5.11. Tensões efetivas nas placas de oito furos: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas..... | 52 |
| Figura 5.12. Tensões efetivas na placa de 6 furos - (modelo 2 placas)..... | 53 |
| Figura 5.13. Pressão de contacto: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas. | 53 |
| Figura 5.14. Forças de contacto: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas. | 54 |
| Figura 5.15. Evolução das componentes da força de contacto no modelo com 1 placa. | 54 |
| Figura 5.16. Evolução das componentes da força de contacto no modelo com 2 placas.... | 55 |

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 2.1. Propriedades das componentes do osso [1]. | 6 |
| Tabela 4.1 Propriedades mecânicas dos parafusos e da placa [42]. | 31 |
| Tabela 4.2. Síntese do número total de elementos e número total de nós. | 34 |
| Tabela 5.1. Influência do número de nós nos valores máximos das tensões, deslocamentos e pressões e forças de contacto | 47 |
| Tabela 5.2. Resultados obtidos nas simulações de aperto com a compressão dos parafusos | 56 |
| Tabela 5.3. Tensões principais nos ensaios experimentais [MPa]. | 57 |
| Tabela 5.4. Tensões principais no modelo numérico [MPa]. | 58 |

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

E – Módulo de Elasticidade

ν – coeficiente de poisson

ρ – massa específica

σ_{ced} – tensão de cedência

Siglas

CAD – Computer Assisted Design

CAE – Computer Aided Engineering

DCP – Dynamic Compression Plate

LCP – Locking Compression Plate

LC-DCP – Limited Contact Dynamic Compression Plate

AO – (Swiss Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)

1. INTRODUÇÃO

As discontinuidades ósseas a nível da diáfise do fémur estão entre as patologias ósseas mais comuns. As elevadas ocorrências destas lesões, devem-se ao facto de não só o fémur ser o osso mais longo dos membros inferiores e, portanto, com maior diáfise como também pela posição que este ocupa no esqueleto humano. Como tal, este osso está sujeito a diversas solicitações em direções diferentes das biológicas. Acidentes de viação, quedas entre outros, levam a que este osso ultrapasse o seu limite de carga, fraturando.

Pode então aproximar-se o organismo humano a um sistema mecânico, sujeito a solicitações externas. Como tal, a engenharia mecânica foi cada vez ficando mais próxima das áreas de saúde dando resposta a problemas mais estruturais.

Apesar da estabilização do osso ser um dos primeiros passos de reflexão do médico cirurgião, este não deverá menosprezar a escolha do dispositivo de fixação correto. Deverá escolhê-lo em função dos seus anos de experiência, condição do paciente bem como a localização da lesão e gravidade da mesma. Estes fixadores devem garantir a regeneração do novo tecido ósseo no foco da discontinuidade para que o paciente retome o seu normal quotidiano. A recuperação deste tipo de patologias e consequente tratamento, tem sido tema de interesse para a investigação.

Os avanços tecnológicos permitiram o desenvolvimento/melhoramento dos métodos de tratamento (dispositivos de fixação internos ou externos), materiais para os implantes, conhecimento relativamente ao processo de cura da patologia e criação do “novo” tecido ósseo assim como aprimoramento de diversas técnicas cirúrgicas para a fixação interna de fraturas na diáfise femoral. A investigação tem seguido no sentido de encontrar um implante que diminua o tempo de reabilitação, ofereça melhores resultados aos pacientes bem como diminua a dor e o desconforto enquanto aplicado.

Este estudo tem como principal objetivo averiguar se é mais vantajoso no caso de problemas oncológicos ou osteotomias em ossos longos, a utilização de uma ou duas placas de osteossíntese. Para isso, irá preceder-se a uma análise numérica em que se irá comparar o efeito da compressão de parafusos, com uma placa (de 8 furos) ou duas placas (uma de 6

furos e outra de 8 furos). Quando utilizada a segunda placa (6 furos), esta é colocada a 80° da primeira [1].

Durante a realização deste estudo numérico, irá estar a decorrer em simultâneo um estudo experimental. Como tal, todas as condições iniciais utilizadas nos modelos numéricos irão ser o mais semelhante possíveis com o experimental. Deste modo, será possível comparar resultados de uma forma mais acertada.

Para melhor compreensão da estrutura deste documento, é de seguida apresentada uma síntese dos assuntos apresentados em cada um dos seis capítulos.

Inicialmente, no **Capítulo 1** irá ser introduzido o tema e estabelecidos os objetivos a cumprir. No **Capítulo 2** serão abordados os aspetos como localização do fémur, descrição e processo de criação do tecido ósseo (calo), definição de descontinuidades ósseas, tratamento deste tipo de patologia, dispositivos de fixação utilizados para o tratamento desta e história dos fixadores internos. No **Capítulo 3** irá ser definido o modelo geométrico (*SolidWorks*®) do fémur, das 2 placas (6 furos e 8 furos) e dos parafusos. No **Capítulo 4** será feita uma análise numérica ao modelo com o *software ADINA*®. Neste capítulo são feitas uma análise estática e uma análise quase estática. O **Capítulo 5** destina-se à análise e comparação de resultados obtidos nas simulações. Por último, no **Capítulo 6** serão apresentadas as conclusões e as apreciações finais retiradas ao longo do trabalho. Neste capítulo serão também apresentadas sugestões de trabalhos futuros de investigação que se consideram pertinentes continuar a desenvolver após esta dissertação.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são apresentados os conceitos fundamentais para a compreensão deste documento. É descrita a função do fémur no esqueleto humano, possíveis tratamentos (opções de fixação), história do desenvolvimento das placas de osteossíntese e a sua aplicação.

Na secção 2.1 será descrita a função do fémur, constituição e posicionamento relativo. Na secção 2.2 serão definidas descontinuidades ósseas tais como fraturas e osteotomias. Na secção 2.3 são definidos alguns fixadores possíveis, que podem ser utilizados em tratamentos de descontinuidades ósseas (osteotomias e fraturas) e na secção 2.4 a história dos fixadores internos.

2.1. Anatomia do Fémur

O corpo humano contém vários sistemas que interagem entre si e desempenham funções diferentes. Um desses sistemas é o esqueleto humano, constituído por vários ossos que funcionam como um conjunto. Os tecidos que o constituem diferem dos restantes pelas suas características mecânicas, tais como a rigidez, deformidade reduzida em condições de carga e resistência com capacidade de suportar cargas axiais altas sem fraturar. Este sistema proporciona suporte e proteção aos tecidos moles constituintes do organismo humano, cria pontos de fixação para os músculos de modo a que seja possível existir um movimento articulado e fluido e cria novas células [2]. Como elementos estruturais do organismo humano, cada osso é constituído por células, proteínas, fibras e minerais tornando-os órgãos vivos e como tal, complexos [2]. Na Figura 2.1 é apresentada a disposição de alguns ossos no esqueleto humano.

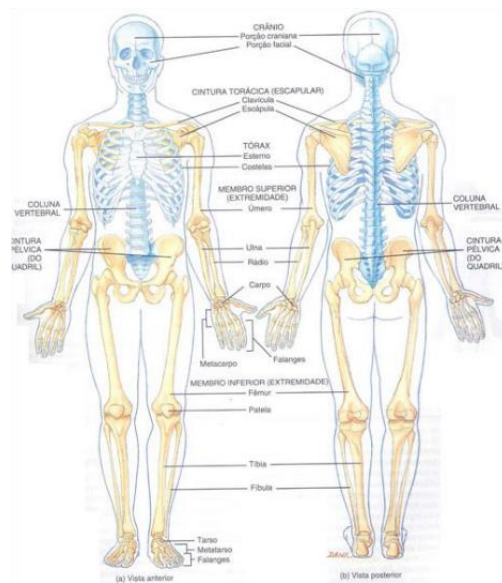


Figura 2.1. Esqueleto [3]

A disposição dos 206 ossos presentes no esqueleto humano permitem a sua divisão em 2 grupos distintos: o esqueleto axial e o esqueleto apendicular. O primeiro, constituídos por 80 ossos nas zonas da cabeça (crânio), coluna vertebral e vértebras [4], enquanto que o segundo agrupa os 126 ossos restantes das zonas dos membros inferiores e superiores.

Relativamente à sua geometria, os ossos podem ser divididos em 4 tipos: longos, curtos, chatos e irregulares [4], sendo os ossos longos os de maior interesse neste estudo. Estes compõem a estrutura do esqueleto apendicular e são caracterizados pelo comprimento ser muito superior à largura e à espessura. O foco desta dissertação estará então localizado nos membros inferiores, mais concretamente no fémur. O fémur tem como função a sustentação do peso corporal, proporcionando a locomoção bem como o equilíbrio do Homem.

Com isto, esta análise irá centrar-se apenas no fémur que é o osso mais longo e pesado do esqueleto humano.

Na Figura 2.2 é apresentada a estrutura fémur e as respetivas designações

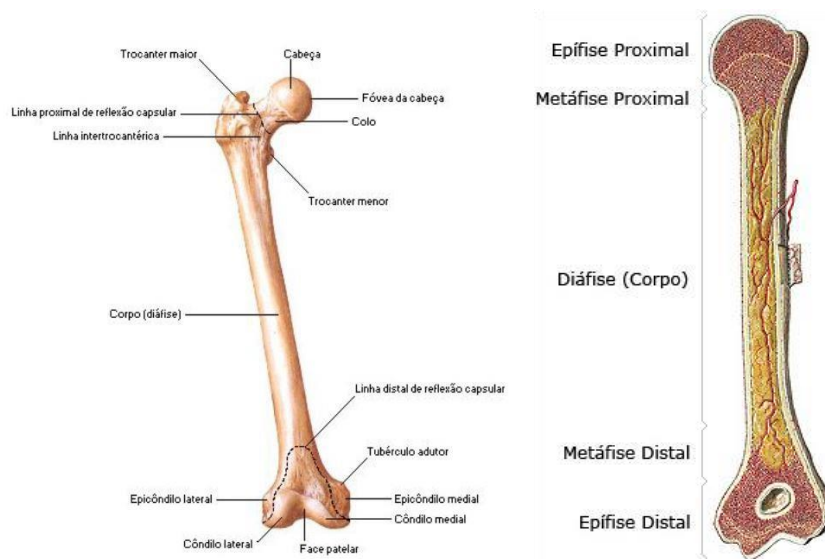


Figura 2.2. Fémur [1], [3].

Na Figura 2.2, o fémur é constituído por duas epífises, superior e inferior (extremidades do osso) e uma zona intermédia denominada diáfise. Durante a fase de crescimento e desenvolvimento ósseo, a ligação das epífises é estabelecida através da metáfise [4] (proximal e distal).

O osso humano é composto por um material viscoelástico, anisotrópico, heterogéneo e com comportamento mecânico não linear [5]. O tecido vivo que constitui os ossos é usualmente classificado em dois tipos: osso cortical (ou compacto) e osso trabecular (ou esponjoso). O primeiro é caracterizado como sendo a parte resistente e compacta do osso. A componente cortical é a componente sólida e mais densa dos ossos que forma toda a superfície externa dos mesmos, ocupando cerca de 80% da massa esquelética de um adulto. Assim, e com estas características mecânicas, a componente cortical é responsável pela função estrutural, sustentação e proteção [6]. Contrariamente, o segundo tipo apresentado é esponjoso e menos resistente. Embora presente em apenas 20% do um esqueleto humano adulto, a componente trabecular adquire extrema importância na absorção da energia de impacto. O osso trabecular é composto por um entrelaçamento de feixes em formato de placas e hastes (trabéculas), encontradas na região interna dos ossos [4]. A estrutura interna do osso trabecular é de elevada complexidade e possui alta porosidade (30% a 90%). A sua constituição confere a rigidez necessária às suas funções, porém não passa de um material dúctil [4].

Na seguinte Tabela 2.1. , são apresentadas as propriedades do osso cortical e trabecular:

Tabela 2.1. Propriedades das componentes do osso [1].

| Propriedade | Componente Cortical | Componente Trabecular |
|-----------------------------|---------------------|-----------------------|
| E [GPa] | 15,00 | 1,1 |
| ν | 0,33 | 0,33 |
| ρ [kg/m ³] | 1800 | 300 |

Na zona da diáfise do fémur é constituída maioritariamente por osso cortical, as epífises (extremidades do osso) são maioritariamente osso trabecular. A Figura 2.3 representa um esquema do fémur bem como os tipos de tecido que o constituem.

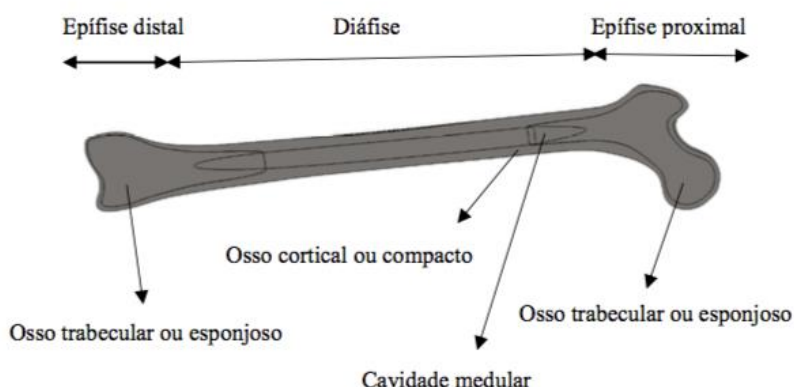


Figura 2.3. Especificação das zonas da diáfise e das epífises com identificação da componente cortical e trabecular [1].

Como já referido, a configuração anatómica do fémur apresenta um papel fundamental a nível estrutural (equilíbrio) e locomoção do ser Humano. Para melhor compreensão deste documento (capítulo 3 e 4), é de extrema importância conhecer os planos anatómicos que estão relacionados com o corpo humano.

O conhecimento dos planos anatómicos que a medicina tem como referência tem sido determinante para o estudo biomecânico do organismo humano.

Na Figura 2.4, estão representados os 3 planos anatômicos ortogonais: plano sagital; plano coronal ou frontal; plano transversal ou horizontal.

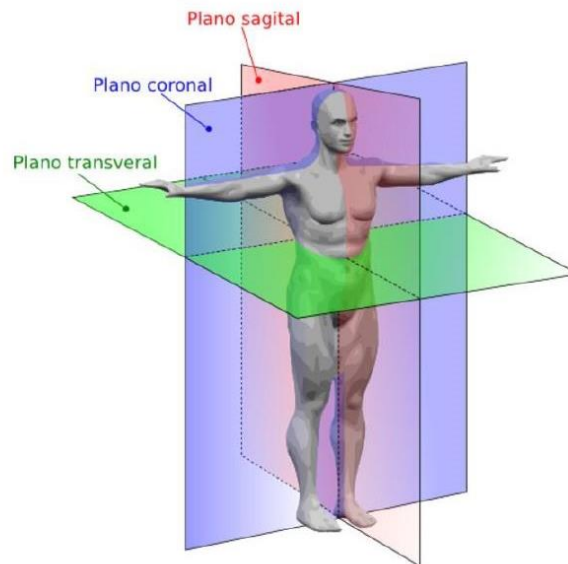


Figura 2.4. Planos anatômicos do corpo humano [7].

O plano sagital é um plano vertical que divide o corpo humano em dois, a parte direita e a esquerda. O plano coronal ou plano frontal, é um plano vertical que divide o corpo na parte anterior e posterior. O plano transversal é um plano horizontal e conseqüentemente perpendicular aos anteriores. Este último divide o corpo na parte superior e inferior. O sistema de eixos, com origem coincidente com o centro de massa do corpo, é obtido a partir dos eixos anteriormente descritos [8].

A correta definição dos eixos principais é crucial na medida que estes definem o correto posicionamento do osso e posteriormente em análises experimentais e numéricas, a direção do carregamento (capítulo 4). Assim, foram definidos os 3 eixos principais no osso: eixo anatômico, eixo do colo do fêmur e eixo mecânico [8].

O eixo anatômico tem a sua importância revelada em procedimentos médico-cirúrgicos. Corresponde à linha imaginária que segue a direção do canal intramedular do fêmur, unindo o centro dos côndilos com o centro do canal medular na região proximal. O eixo mecânico intersecta o centro dos côndilos e o centro da cabeça do fêmur. É segundo este eixo que o carregamento irá ser aplicado, sendo fundamental para este tipo de análises.

Segundo Lopes, o eixo anatómico faz um ângulo entre 9° a 11° com o eixo mecânico [8].

Segundo Alves [1], tanto na posição estática como em locomoção, o fêmur é responsável pela transmissão dos esforços mecânicos aos membros inferiores. Assim, é essencial que o eixo do colo do fêmur seja bem definido visto que a sustentação mecânica e a eficiência de transmissão de cargas irá estar dependente dele. Para uma boa sustentação mecânica, pode verificar-se que existe uma inclinação importante entre o eixo que contém o colo do fêmur e o seu eixo anatómico. O valor do ângulo de inclinação encontra-se habitualmente entre 90° e 130° [3], sendo importante no que diz respeito à mobilidade do fêmur, de modo a permitir a locomoção sem problemas futuros.

2.2. Descontinuidades no osso

Em contexto prático, as descontinuidades ósseas não passam de fraturas ou osteotomias.

As fraturas resultam de uma sobrecarga (única ou múltipla) com uma magnitude que excedam o limite suportado pelo osso em questão. Estas forças variam de acordo com as condições estática ou dinâmica do corpo. Relativamente ao movimento e à carga suportada pelos ossos, o corpo humano pode adotar dois estados: o estático e o dinâmico. No primeiro, os ossos estão apenas sujeitos à força da gravidade, suportando o peso corporal e toda a atividade muscular para manter a postura. Já no segundo estado, quando o corpo se encontra em movimento, as forças anteriormente descritas aumentam em magnitude e atuam em diversas direções [9].

As fraturas ocorrem numa pequena fração de tempo e através de um processo de rotura criando danos visíveis. Com isto, existe uma perda de continuidade óssea, levando a uma mobilidade condicionada, perda da função de suporte ósseo e ao aparecimento da dor [10].

As fraturas mais comuns denominam-se fraturas traumáticas. Estas ocorrem em ossos ditos “saudáveis” ao qual é aplicada uma carga superior por eles suportada [4]. Em tratamentos de fraturas são por vezes utilizados fixadores (internos ou externos) de modo a que o osso fique estável. O ideal seria que o implante colocado fosse um modelo que diminuísse o tempo de reabilitação e oferecesse melhores resultados aos pacientes.

A osteotomia é um procedimento cirúrgico que corrige anomalias e deformações nos ossos. As deformações são corrigidas realinhando os eixos destes, e podem ter como causas fraturas, anomalias congénitas ou adquiridas pelo paciente e desgaste entre outras acabando por prejudicar inevitavelmente a mobilidade do paciente bem como a função atribuída ao osso em questão [11].

Relativamente ao processo cirúrgico, o objetivo é a correção angular do osso (realinhamento dos eixos) o mais rigorosamente possível adicionando ou removendo tecido ósseo. Moss [11], defende que este tipo de intervenção é indicada a pessoas com idade avançada, excesso de peso e mobilidade controlada tendo como principal objetivo a melhoria da qualidade de vida do paciente a nível do desconforto, da locomoção e da própria função que o osso desempenha no membro afetado [11].

É defendido que para o correto alinhamento dos eixos, a utilização de enxertos ossos é necessária [3]. De modo a que os eixos fiquem estáveis, os enxertos são fixados ao osso com o auxílio de fixadores até à cicatrização (absorção do enxerto) e criação do calo ósseo (consolidação óssea).

Quando existe descontinuidade óssea, os mecanismos de defesa do tecido ósseo são ativados e é desencadeado um processo de reparação, a consolidação. Este processo ocorre dentro e ao redor do osso lesionado, iniciando-se imediatamente após a fratura. Quando existe o rompimento dos vasos sanguíneos devido à descontinuidade óssea, são libertados agentes químicos para que a consolidação seja auxiliada [4]. Assim, este processo não passa da união mecânica dos fragmentos ósseos originados pela fratura permitindo a restauração física do tecido e própria função do osso.

A consolidação óssea é um processo dinâmico e divide-se em três partes: crescimento do calo mole, calo duro e remodelação [3], sendo que ao conjunto dos estágios calo mole e calo duro, pode denominar-se reparação. Na Figura 2.5 estão esquematizadas as fases da consolidação óssea.

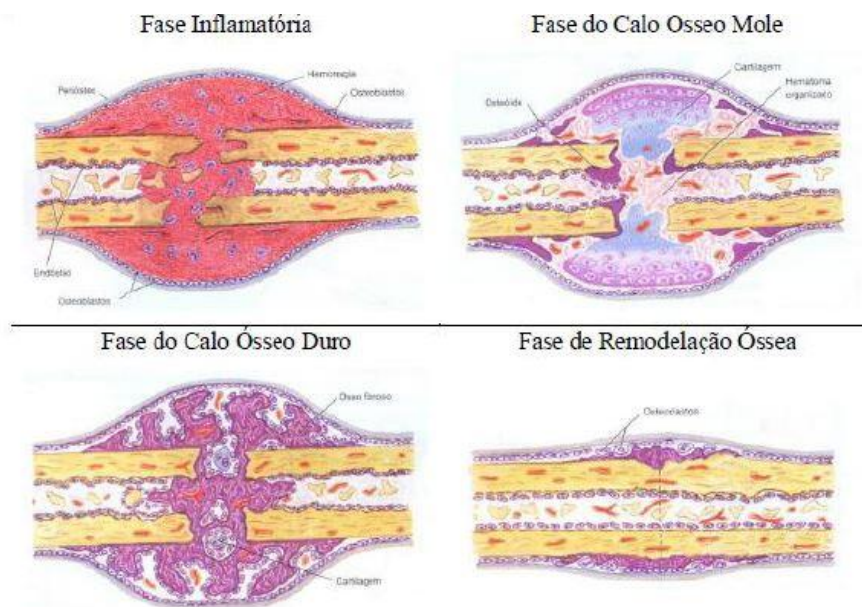


Figura 2.5. Fases da consolidação óssea [12].

Como já referido e demonstrado visualmente na Figura 2.5, a descontinuidade óssea faz com que o tecido reaja rapidamente através das células periostais, dando início às 4 fases da consolidação óssea.

Durante a primeira fase (a inflamação), é ativado um processo que protege o osso de infecções. Existe formação de um hematoma e de matéria que resulta do processo inflamatório. Nesta fase verifica-se o rompimento dos vasos sanguíneos e a necrose das extremidades do corte. Este estágio dura entre duas a três semanas [4], [13].

Ao longo da segunda fase (criação de calo mole), inicia-se a formação do calo ósseo. É este novo tecido que permite a ligação e o ganho de consistência da zona que sofreu descontinuidade [13]. Nesta fase existe diminuições da dor e do edema, existindo estabilização dos fragmentos. Após aproximadamente 3 semanas, deverá prestar-se atenção à nova posição do osso mais concretamente a angulação [4].

A terceira fase (criação de calo duro) tem início assim que existe união das extremidades da fratura pelo calo mole e termina quando os fragmentos estão fortemente unidos por um novo tecido ósseo (cerca de 3 a 4 meses) [13].

A quarta e última fase (remodelação), é iniciada após 8 semanas e quando a fratura (normalmente) se encontra solidamente unida. Esta fase pode ter a duração de meses ou até

mesmo anos, terminando quando o osso retoma à sua morfologia biológica original (incluindo a restauração do canal medular) [4].

Após a cicatrização, todos os tecidos constituintes do corpo humano originam fibrose exceto o tecido ósseo que origina tecido ósseo novo[3].

Seja qual for o tipo de fixador escolhido, estes devem proporcionar estabilidade e elasticidade para que o osso afetado conserve as suas propriedades. A remoção dos fixadores apenas é ponderada aquando os tecidos moles circundantes cicatrizem [3].

2.3. Tratamento das descontinuidades em ossos longos

De um modo geral, o método de tratamento das descontinuidades ósseas em ossos longos segue sempre os mesmos princípios biomecânicos [10]. Pretende-se atingir uma estabilidade ótima (completa recuperação e alinhamento do osso em questão) em vez de uma estabilidade absoluta (união sólida). Esta é conseguida através da união e organização das extremidades dos fragmentos tendo em conta que os eixos principais têm que ficar correctamente alinhados (posição biológica).

O tratamento em situações oncológicas, passa pela realização de osteotomias (com a necessidade da utilização de enxertos ósseos), e posteriormente pela imobilização e estabilização do osso afetado.

Os dispositivos de fixação externa (fixação aplicada sobre a pele do paciente), dividem-se em pinos, fios ou parafusos que quando utilizados juntamente com o sistema mecânico selecionado permitem a estabilidade do conjunto. Normalmente, os fixadores externos são uma opção mais económica e de aplicação relativamente mais simples [3].

Devido a versatilidade deste tipo de fixadores, é possível observar diversos tipos de configurações. Podem ser colocados num curto espaço de tempo, característica fundamental no tratamento das fraturas em situações de urgência. São aplicados de forma não invasiva e consequentemente com uma menor destruição dos tecidos moles[3]. Na Figura 2.6 é apresentado um fixador externo linear.

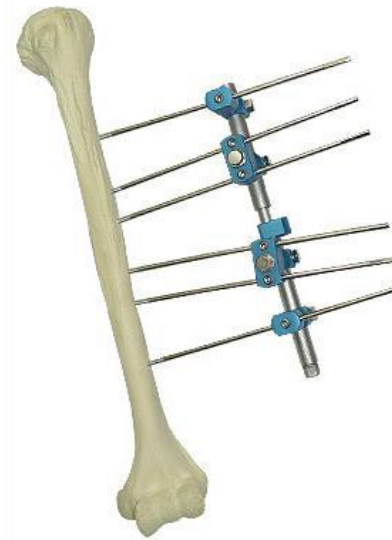


Figura 2.6. Exemplo de fixador externo [3]

Os dispositivos de fixação interna são aplicados sob a pele do paciente podendo ser inseridos no espaço intramedular na superfície do osso. Tal como os externos, os fixadores internos também podem ser divididos em vários grupos: placas fixas por parafusos e hastes intramedulares (HIM) [1].

O processo de cura de fracturas e osteotomias é realizado com o auxílio a elementos mecânicos de ligação. Irá dar-se um principal destaque às placas de osteossíntese [14] por ser o fixador interno em que este estudo se baseia envolvendo a utilização e aplicação deste tipo de dispositivos mecânicos.

2.3.1. Placas de osteossíntese

Durante o processo de cura, o desenvolvimento do calo externo e o desaparecimento do espaço na descontinuidade do osso são critérios para avaliar o estado de cicatrização da lesão [15]. De modo a evitar uma possível refratura, é recomendado que a placa permaneça pelo menos durante 15 a 18 meses após a sua colocação [16]. Com a utilização destes fixadores, a união dos extremos é conseguida com menos dor e permite que o paciente regresse à sua realidade num tempo inferior (comparativamente aos outros métodos de fixação), [7], [8]. No entanto, a dificuldade reside na previsão e na tentativa de evitar a rotura na estrutura parafuso-placa.

A estabilidade da placa depende da força axial dos parafusos quando a comprimem contra o osso. Esta interação pode causar necrose cortical levando ao aumento da porosidade da cortical (na zona de contacto placa-cortical). Este comportamento afecta a potencial cicatrização do osso devido à perda de estabilidade.

As causas de falha da montagem placa-parafusos, estão relacionadas com o número destes últimos, a sua densidade (número de parafusos / número de furos na placa), e o comprimento de trabalho (comprimento da placa) [19], [20]. Na montagem dos fixadores, os cirurgiões colocam todos os parafusos nas placas. No entanto, as limitações de documentos existentes na literatura impedem a validação destes conceitos do ponto de vista clínico. O comprimento dos parafusos de compressão e de neutralização também é um ponto a ter em atenção para evitar as probabilidades de falha.

Normalmente, as placas de osteossíntese são constituídas por uma liga metálica que lhes confere resistência e rigidez às desconhecidas solicitações internas ou externas a que serão alvo. Estas placas, habitualmente contruídas em ligas de titânio ou aço inox AISI 316L, são biocompatíveis de modo a evitar complicações futuros a nível da saúde do paciente. Recentemente, novos materiais têm surgido podendo existir placas de osteossíntese em compósitos[21], [22] e [23].

2.4. História de fixadores internos

As placas de osteossínteses têm sido utilizadas como método para auxiliar o tratamento de fraturas desde o final do século XIX. A estabilização de fraturas, usando placas, requer que o implante e o osso estejam em mínimo contacto [24].

A primeira placa foi colocada em 1895 quando Lane introduziu este conceito. O período de utilização desta foi curto visto que existiam grandes problemas a nível de corrosão [15].



Figura 2.7. Placa de Lane abandonada devido à corrosão [15].

Os seguintes desenvolvimentos foram conseguidos por Lambotte, (em 1909) e posteriormente por Sherman (em 1912), onde apresentaram as suas versões de placas de fixação interna de fraturas. As alterações consistiram na modificação do material constituinte o que levou a um aumento da resistência à corrosão. Apesar desta alteração, as placas apresentavam resistência mecânica insuficiente, razão pela qual estes modelos foram abandonados [15][8].

Após alguns modelos concebidos, na tentativa de melhorar a resistência à corrosão e resistência mecânica, Danis (1940) reconheceu a necessidade de existir compressão entre os fragmentos da fratura [15]. Assim, criou uma placa de compressão denominada *coaptateur* que eliminou o movimento intrafragmentar, aumentando assim a estabilidade da fixação. Este modo de tratamento designa-se *soudure autogène*, um processo conhecido como “primary bone healing”. Este conceito foi revolucionário e levou a que a abordagem nas investigações posteriores fosse diferente [15].

A seguinte inovação neste campo surgiu pela parte de George Eggers em 1948. No seu design, esta placa tinha duas ranhuras que permitiam o deslizamento da cabeça do parafuso. A utilização desta placa foi limitada pela rigidez estrutural originada pela instabilidade da fixação [15].

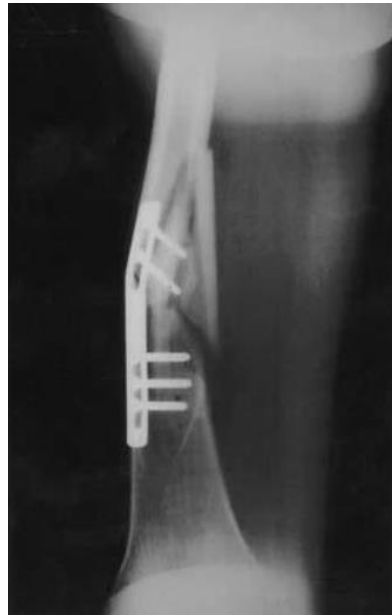


Figura 2.8. Instabilidade estrutural da placa de Eggers [15].

Em 1958, Bagby e Janes criaram uma placa em que os orifícios eram ovais. A alteração da geometria iria favorecer a compressão dos fragmentos durante o aperto dos parafusos [15].

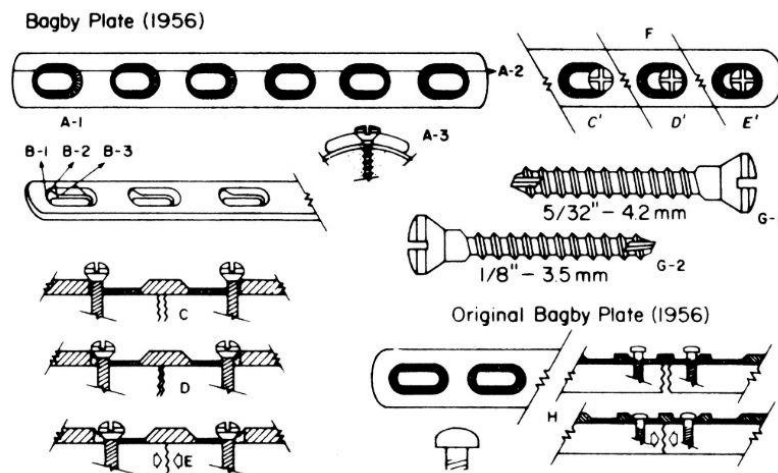


Figura 2.9. Placa de Bagby [15].

Em 1965, Müller apresentou um novo modelo de placa onde a compressão era induzida pelo aperto de um instrumento temporariamente emparelhado ao osso e à placa, que produzia tensão. Assim, e com esta geometria de placa, resultou um modo de

cicatrização óssea caracterizado pela ausência de formação de calo. O aparecimento deste, era interpretado como um sinal de instabilidade.

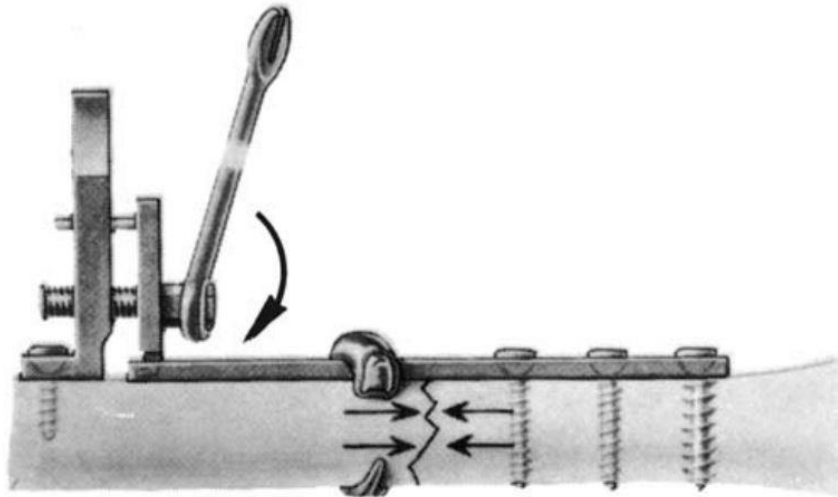


Figura 2.10. Placar de Muller [15].

Utilizando a técnica de compressão estática desenvolvida por Bagby e James, Schenk e Willenegger (1967), apresentaram o conceito de placa de compressão dinâmica (DCP). Comparativamente às placas com furos redondos, este tipo de placa apresenta furos ovais, permitindo a auto compressão [15]. Estas placas, permitem a fixação interna estável sem necessidade de se recorrer a um mecanismo externo e permitem o movimento imediato das articulações próximas. A utilização deste tipo de placas poderá retardar a união dos fragmentos podendo existir uma lacuna microscopicamente detetável e perda óssea quando a placa for retirada [15]. Dependendo da posição inicial dos parafusos, as placas DCP podem comportar-se como placas de compressão estáticas.

Com este novo modelo, consegue-se uma diminuição das falhas a nível do alinhamento e um aumento na estabilização interna, não sendo necessário recorrer à imobilização [25].

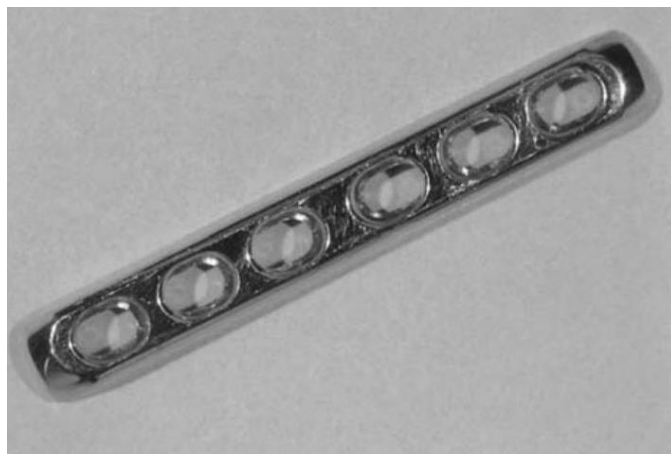


Figura 2.11. Placas de compressão dinâmicas (DCP) [15].

Desenvolvida por um grupo suíço de Schenk e Willenegger (1994), a placa de compressão dinâmica de contacto limitado (LC-DCP) melhorou o desenho do modelo anterior (placa DCP) [24] . Com este modelo, o grupo conseguiu reduzir o contacto osso-placa em cerca de 50% [26].



Figura 2.12. Placa de compressão dinâmica de contato limitado [27].

Seguidamente foi desenvolvida outra placa denominada placa de compressão fechada. Esta, designada por LCP, é caracterizada por elevada estabilidade angular quando existe compressão interfragmentária. É na placa que os parafusos são bloqueados através da rosca existente na placa, originando uma diminuição das forças de compressão exercidas por ela no osso. As LCP não necessitam que a sua geometria interna seja exatamente a do osso pois, com este método, é permitido que a placa esteja afastada do osso[4]. Esta placa conduziu a uma versatilidade para este campo ao nível da combinação de furos (aplicação de parafusos de cabeça padrão e parafusos de cabeça de bloqueio roscados) [1].

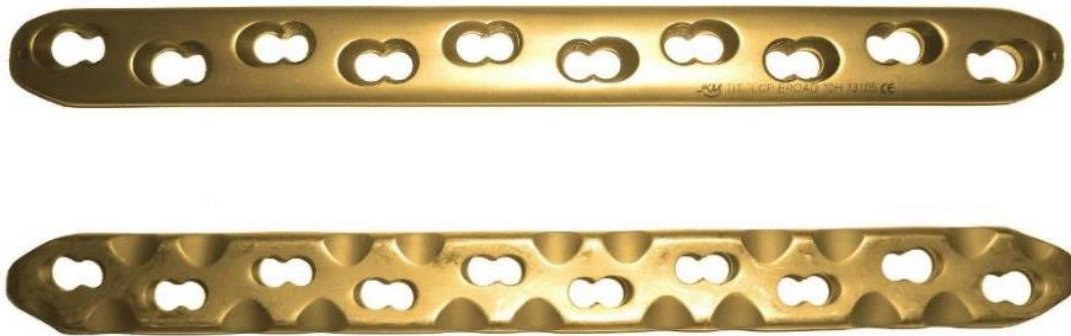


Figura 2.13. Placa de compressão fechada [28].

Na Figura 2.14, estão presentes os 3 tipos de placas anteriormente descritas: DCP, LC-DCP e LCP.

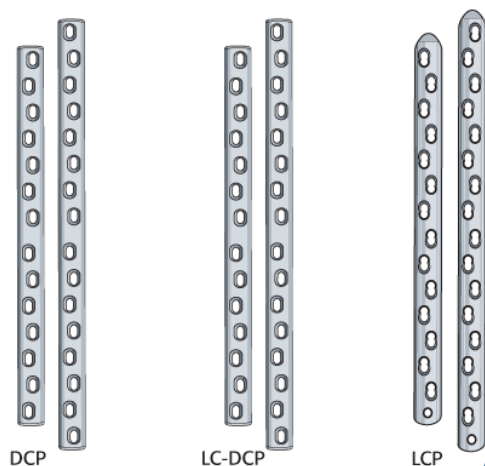


Figura 2.14. Comparação de Placas de Compressão [29].

Colton e Orson [30], defendem que as placas de osteossíntese existentes no mercado devem ser agrupadas segundo os seguintes critérios: placas de furos redondos, placas de compressão dinâmica, placas de compressão dinâmicas de contacto limitado, placas de compressão fechada, placas de reconstrução e placas anatómicas.

Estando anteriormente referenciadas, apenas falta definir as placas de reconstrução e as placas anatómicas.

Graças à sua geometria de entalhes, as placas de reconstrução permitem a flexão. Mesmo sendo mais fracas que as placas de compressão, os furos ovais permitem a compressão dinâmica de fraturas com geometria tridimensional complexa, [1].



Figura 2.15. Placa de reconstrução[31].

Desenvolvidas pela AO (Swiss Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), as placas anatómicas têm uma geometria particular. Elas foram desenvolvidas para se adaptarem às irregularidades do osso lesionado. São utilizadas principalmente para o tratamento de fraturas na diáfise e na metáfise satisfazendo as necessidades a nível biomecânico (rigidez, estabilidade, biocompatibilidade e adaptabilidade) [1].

O início deste tipo de prática cirúrgica foi marcado por muitos obstáculos tais como infecções pós cirúrgicas, implantes mal concebidos, técnicas pouco desenvolvidas, reações alérgicas aos materiais utilizados e o limitado conhecimento a nível da consolidação óssea da fratura [8]. Apesar da grande variedade de soluções para fixação interna, a escolha depende do estado do paciente bem como da experiência e à vontade do cirurgião.

As opiniões médicas relativamente à quantidade de placas a serem utilizadas são divergentes. No caso da aplicação de aloenxertos, existem ortopedistas que defendem que para a obtenção de bons resultados é suficiente a utilização de apenas uma placa. Já outros, defendem que a utilização de duas placas confere uma melhor estabilidade ao osso e logo uma recuperação mais rápida. Neste estudo pretende-se avaliar especificamente a utilização de uma ou duas placas aplicadas a aloenxertos somente no caso de problemas oncológicos em ossos longos

2.5. Elementos Finitos

Nas últimas décadas e na área de biomecânica, tanto a parte experimental como a utilização de ferramentas de simulação computacional (software de elementos finitos) têm sido fundamentais para a comunidade investigadora [32]. No entanto, a fiabilidade dos resultados computacionais depende da precisão dos dados inseridos como por exemplo as propriedades do material, condições de fronteira e carregamento aplicado [33].

Relativamente às propriedades do material ósseo, os modelos numéricos (utilizando elementos finitos) podem ser classificados em dois grupos: modelos de elementos micro finitos e modelos homogeneizados[34]. Ambos os modelos *in vivo* baseiam-se em métodos que utilizam a imagem como método de medição do tamanho e da forma dos ossos. Assim, as limitações tecnológicas (relativamente à imagem) também influenciam a precisão de qualquer modelo de elementos finitos [35].

O estudo de elementos finitos está relacionado com o paciente em análise (propriedades do material/osso, diferem de pessoa para pessoa). Como existe uma grande variedade de materiais a implantar [34], a sua utilização em testes sobre a substituição óssea exigia uma amostra considerável para que uma conclusão fidedigna pudesse ser validada. Assim considera-se o valor médio usado pela comunidade científica.

Os modelos numéricos gerados por *softwares* de elementos finitos apresentam só por si um número consideravelmente elevado de elementos finitos. Estes poderão aumentar caso exista substituição de componentes exigindo um grande esforço computacional. Acrescida a esta dificuldade ainda existe o obstáculo da baixa disponibilidade de dados, da grande variabilidade da antropometria humana (aspectos genéticos e biológicos do ser humano), das propriedades dos materiais, as elevadas exigências de armazenamento e preservação e ainda dos altos custos. Expostos estes aspetos, a comunidade de biomecânica considerou o osso sintético uma alternativa bastante apelativa [36], [37].

Apesar de existir uma grande variedade de materiais sintéticos ósseos, é reconhecido que nenhum desses pode ser considerado um substituto definitivo para o material do osso. Não existe nenhum material ósseo substituto que seja totalmente fiável para simular ossos fragilizados, dificultando a avaliação mecânica do desempenho do implante no osso osteoporótico [38].

Relativamente à utilização de materiais sintéticos em ossos para testes experimentais, as propriedades do material fornecidas (pelo fabricante -- Sawbones ®) têm valores típicos de materiais transversalmente isotrópicos. A generalidade de documentos/artigos de modelação de elementos finitos já publicados, assume que o osso (quer intacto ou com implante) são constituídos por material sintético isotrópico com propriedades clássicas lineares [35].

Esta dissertação irá ser dividida em 2 partes fundamentais. A primeira consiste na comparação dos resultados de um software CAE (*ADINA*®) e de um software CAD (*SolidWorks*®), estudo da influência da distância da placa à superfície cortical do osso e influência do número de nós por elemento. A segunda parte irá consistir na análise da compressão de parafusos (software *ADINA*®) numa fratura do fémur. Para tal, utilizam-se placas de osteossíntese como dispositivos de fixação. Irá então comparar-se resultados utilizando uma placa de osteossíntese com 8 furos e 2 duas placas em que uma tem 6 e a outra 8 furos.

3. MODELAÇÃO GEOMÉTRICA

Os modelos utilizados (fémur, placas e respetivos parafusos), foram obtidos por Alves [1], recorrendo ao *software* de modelação SolidWorks®.

Numa primeira fase, irá ser apresentado o modelo geométrico do fémur, de uma placa de osteossíntese com 8 furos. Recorrendo a simplificações ainda descritas neste capítulo, pretendeu-se utilizar os modelos simplificados de Alves [1] para realizar uma análise numérica estática no *software* ADINA®. Este passo irá permitir que se consiga comparar qualitativamente os resultados numéricos obtidos no ADINA® (*software* CAE) relativamente aos previamente obtidos com o SolidWorks® (*software* CAD).

Após esta etapa, os modelos foram alterados de modo a que seja possível simular o aperto com compressão dos parafusos (análise quase estática). Numa primeira fase, o modelo geométrico terá apenas uma placa (8 furos geometricamente alterados). Contudo na seguinte etapa, este modelo terá duas placas (uma de 8 furos e a outra de 6 furos). Tanto a geometria das placas utilizadas para esta análise como a posição dos parafusos, irá ser alterada relativamente aos testes anteriores. Pretende-se com esta alteração que os resultados sejam cada vez mais próximos da realidade cirúrgica e pós-cirúrgica e, que se consiga prever os locais onde ocorrem tensões mais elevadas, assim com avaliar os deslocamentos existentes.

A posição (angular) em que Alves colocou o modelo geométrico do fémur que analisou é diferente da utilizada neste estudo. Esta diferença deve-se ao facto de se pretender comparar resultados com um estudo experimental a decorrer ao mesmo tempo. Assim, todas as condições iniciais são o mais próximo da realidade e as mais semelhantes possíveis com o estudo experimental anteriormente mencionado.

Sabendo que em simulação, o processo de osteossíntese pode ser aproximado a uma fratura simples e considerando que existe rotura total, há necessidade de se considerar dois componentes corticais (distal e proximal). Neste capítulo irão ser apresentados os modelos geométricos modelados em SolidWorks®, utilizados como apoio ao estudo numérico realizado no *software* ADINA®.

Em primeiro lugar (secção 3.1) é apresentado o modelo geométrico do fémur, da placa e dos parafusos utilizado por José Alves [1]. Posteriormente (secção 3.2) são apresentadas as alterações no modelo geométrico da placa a nível da geometria dos furos.

Quanto aos parafusos (secção 3.3), numa primeira fase são utilizados de um modo simplificados [1]. Por último (secção 3.4 e 3.5) é apresentada a montagem total do conjunto: fémur, placa e parafusos.

3.1. Modelo Geométrico do Fémur

O modelo utilizado neste estudo foi adaptado a partir de um modelo CAD Figura 3.1 Figura 3.2. Modelo físico do fémur (Sawbones) [8], usado pela comunidade científica, com a referência #3403 (*Sawbones*®) Figura 3.2, sendo um fémur de terceira geração. Segundo José Alves [1], este modelo da *Sawbones*® pretende que o fémur analisado seja o mais próximo da realidade.



Figura 3.1. Partes trabecular e cortical do modelo CAD do fémur [1]



Figura 3.2. Modelo físico do fémur (Sawbones) [8]

3.2. Modelo Geométrico das Placas

3.2.1. Placas Simplificadas

De modo a garantir a estabilidade do fémur e o alinhamento dos eixos, Alves [1] utilizou como fixador interno, uma placa de osteossíntese com 8 furos simplificados (redondos).

De modo a simplificar a utilização do programa de elementos finitos, as placas fornecidas foram modeladas em SolidWorks® e posteriormente importadas para o programa de análise. A placa foi construída seguindo as especificações de Kim [39], [40].

O modelo de placa utilizado nesta primeira etapa tem 8 furos com 4 mm de diâmetro, um comprimento de 135 mm, largura 19,58 mm e espessura uniforme de 5 mm.

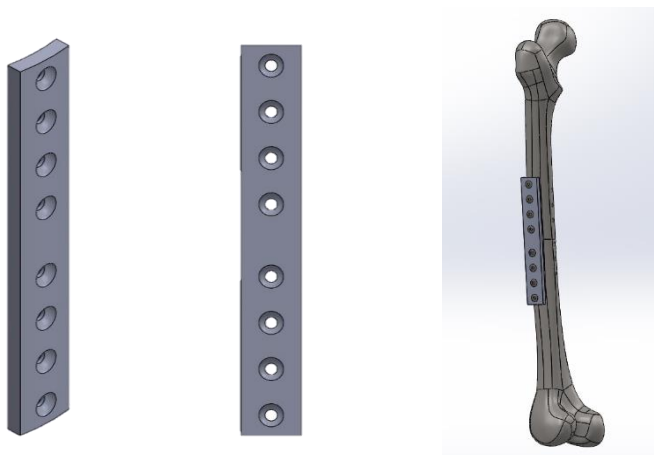


Figura 3.3. Modelo CAD das placas de Osteossíntese com 8 furos simplificados.

3.2.2. Placas alteradas

Numa segunda fase, a primeira placa utilizada terá dimensões diferentes: 8 furos (geometria oval e com o diâmetro pequeno de 5mm), um comprimento de 135 mm, largura 16 mm e espessura uniforme de 5 mm. A segunda placa tem apenas 6 furos (geometria oval e com o diâmetro pequeno de 4mm), um comprimento de 73mm, largura 10 mm e espessura uniforme de 4 mm. Como um dos resultados da sua pesquisa, Alves afirma que para otimizar a posição da localização das duas placas, a segunda placa deve ser colocada a 80° da primeira [1].

Contudo, os furos serão gerados de um modo diferente das placas de Alves [1]. A nova modelação permite que os parafusos consigam realizar o aperto com compressão, traduzindo assim a realidade. Assim os furos das placas são gerados por 2 translações de parafuso (1 mm para cima e 1mm para baixo, ao longo do eixo dos yy's das placas).

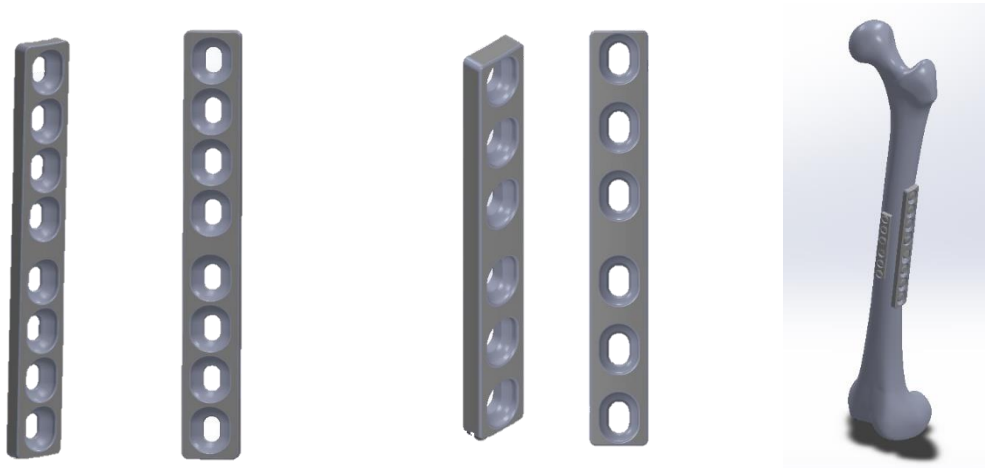


Figura 3.4. Modelo CAD das placas com alteração na geometria dos furos [1].

3.3. Modelo geométrico dos parafusos

Os parafusos utilizados na primeira fase da análise estática foram modelados por José Alves [1]. Neste caso, como não se pretendia analisar o contacto da rosca do parafuso e o osso, optou-se pela utilização dos parafusos na sua versão mais simples (sem rosca).

Assim, os parafusos simplificados, têm uma superfície lisa e uniforme em vez da zona roscada, 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 3.5, [1].



Figura 3.5. Modelo CAD do parafusos simplificado [1].

Na segunda fase os parafusos (simplificados) utilizados diferem entre as 2 placas devido à própria dimensão das mesmas. Na placa com 8 furos, os parafusos têm diâmetro

de 4,5 mm no corpo e um comprimento de 32 mm. Na placa de 6 furos, diâmetro de 3,5 mm no corpo e um comprimento de 25 mm, no entanto o modelo usado será sempre um modelo simplificado de parafuso.

3.4. Modelo geométrico placa-fémur

Os modelos desenvolvidos continham uma osteotomia na zona central da diáfise do fémur simulando o corte realizado por uma osteotomia. Este separa totalmente a parte proximal e distal do fémur e, é perpendicular ao eixo anatómico do fémur. Alves[1] simplificou a superfície da osteotomia, considerando-a um corte plano como se pode observar na Figura 3.6

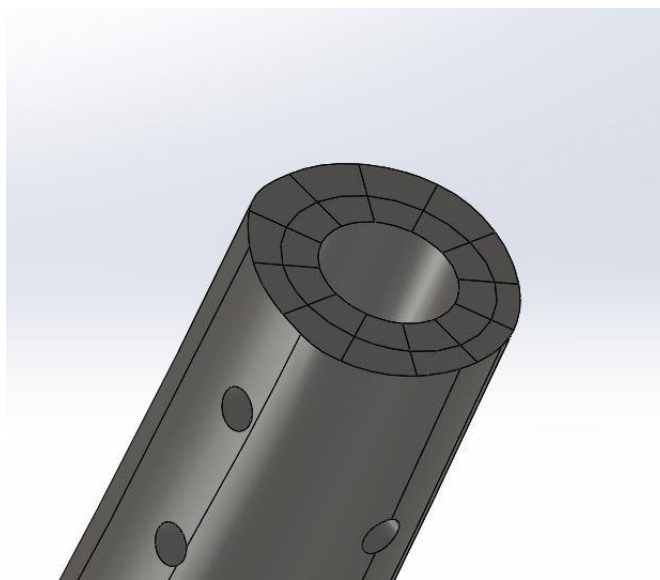


Figura 3.6. Corte no fémur.

Os focos centrais para a interpretação de resultados foram a zona de osteotomia, a placa e os parafusos. A posição onde a placa é colocada no fémur é baseada na aplicação real em cirurgia. Novamente, de acordo com a equipa médica envolvida no estudo de José Alves [1], o posicionamento de referência é o posicionamento cirúrgico habitual.

Alves definiu o eixo geométrico e o eixo anatómico utilizado no seu modelo CAD. Em termos geométricos, o ângulo de referência (0°) é definido por um ângulo que contém o eixo anatómico do fémur e o eixo da placa em questão. Relativamente à distância de

afastamento da superfície interna da placa ao osso, o autor definiu como sendo de 2mm [1], visto que vários autores identificam esse afastamento como algo importante[1]. Numa primeira fase, considerou-se o valor dessa distância como 2mm. Contudo, a equipa médica envolvida referiu que a superfície interna da placa e do osso deverão estar em contacto. Assim, e numa tentativa de simplificação do modelo geométrico, considera-se as placas encostadas ao osso. Mas, dado que a superfície do fémur tem uma geometria diferente da geometria da superfície interna da placa, esta não irá encostar perfeitamente ao osso, deixando a folga mínima (requerida pela equipa médica).

3.5. Modelo Geométrico Placa-Parafusos

Na análise estática, são usados apenas parafusos simplificados (todos iguais).

Na análise quase-estática, são considerados 2 tipos de parafusos: parafusos de compressão e parafusos de simples aperto, no entanto ambos são a versão simplificada. Destes são apenas utilizados 2 e são os mais próximos da zona da fratura (parafusos 1). Os restantes 6 (no caso da placa de 8 furos-parafusos 2,3 e 4) ou 4 (no caso da placa de 6 furos) são colocados como os de [1], perpendiculares à placa em questão.

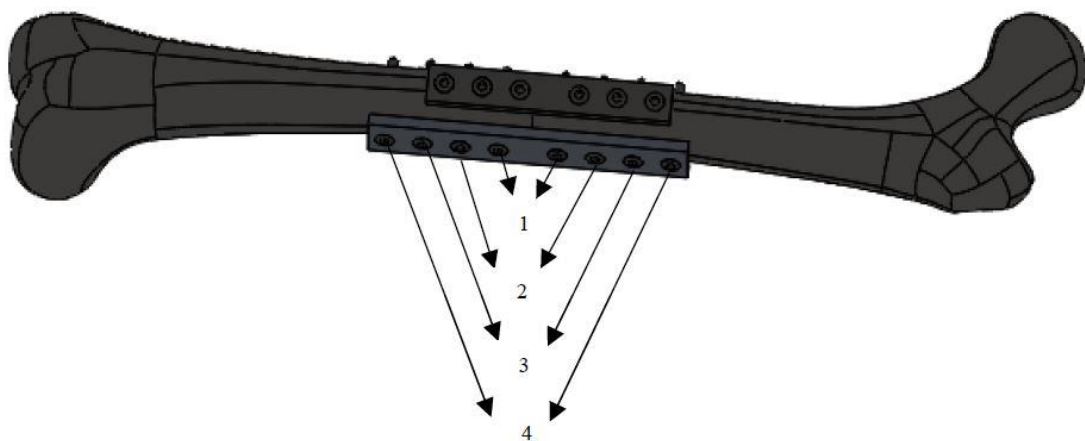


Figura 3.7. Modelo de 2 placas com identificação dos parafusos [1].

4. MODELAÇÃO NUMÉRICA POR ELEMENTOS FINITOS

Este capítulo irá dividir-se em duas secções principais: uma análise estática e uma análise quase-estática.

Na primeira secção 4.1, é descrita uma análise estática. Irá considerar-se um modelo com 1 placa simplificada e com 8 parafusos, carregada com uma força de valor 300N. Nesta secção vai estudar-se a influência da distância da placa à superfície cortical e a influência do número de nós por elemento utilizados.

Todavia, na segunda secção mencionada (secção 4.2) é considerada uma análise quase-estática. Com esta análise pretende-se analisar numericamente o aperto dos parafusos com compressão. Para tal, esta análise foi dividida em duas partes: Na primeira, recorreu-se a uma placa de 8 furos; na segunda, recorreu-se a duas placas de fixação de oito e seis furos.

4.1. Análise Estática

Nesta primeira fase, considerou-se uma análise estática linear de modo a que as condições iniciais da simulação sejam as mais próximas da primeira análise apresentada por Alves [1] e do estudo experimental. Em caso de incoerência de informação, prevalecem as condições iniciais do estudo experimental. Esta análise consiste na simulação de um modelo numérico, com carregamento de 300N, uma placa de 8 furos simplificados, afastada da superfície cortical 2mm, fixa com parafusos simplificados que são inseridos perpendicularmente à placa em questão. Dado que a geometria do modelo é bastante complexa, foram utilizados elementos *3D-Solid*. Este tipo de elementos tem três graus de liberdade por nó, que representam as translações nos três eixos ortogonais.

4.1.1. Modelo numérico do fémur

Como referido na secção 3.1, o modelo de referência #3403 *Sawbones*® foi o modelo base deste estudo. Este, divide a geometria do fémur em 2 componentes diferentes: distal e proximal. Cada um destes componentes tem uma parte cortical (parte externa do osso) e

trabecular (parte interna e esponjosa do osso). Neste estudo, o osso apresenta características isotrópicas (simplificação aceita para o desenvolvimento de modelos numéricos,[8]).

4.1.2. Condições de Fronteira

As condições de fronteira utilizadas tentam representar as condições experimentais de fixação do fêmur, isto é, os condilos estão encastrados num bloco de alumínio. Assim, contrariamente ao que foi feito por Alves [1] que coloca as condições de fronteira diretamente no côndilo distal do osso, neste estudo, as condições de fronteira irão ser aplicadas no bloco de alumínio. A utilização deste corpo adicional tem como objetivo aproximar as condições do ensaio experimental realizado por Pinto [41]. Este autor utilizou uma película de silicone entre o côndilo distal e o bloco para que o osso não seja danificado e também para se garantir que não há deslizamento entre o bloco e o osso. Esta película foi desprezado no estudo numérico desta dissertação.

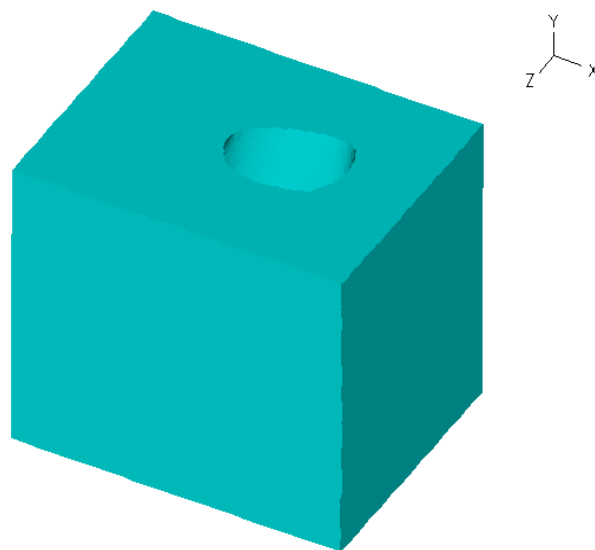


Figura 4.1. Bloco de alumínio

4.1.3. Carregamento

O carregamento é aplicado com o auxílio de um bloco alinhado com o eixo mecânico. Para que essa força seja distribuída de um modo mais suave no côndilo proximal, criou-se uma superfície concava em que a parte que contacta com este é uma cavidade no bloco.

O carregamento tem a direção do eixo mecânico [1] e traduz a distribuição do peso corporal sobre os membros inferiores que, segundo Paulino [3], é representada por uma carga de 300 N. Assim, e como o carregamento é aplicado na face superior do bloco, esta força é obtida através da aplicação de pressão uniforme no valor de 187,5 MPa.

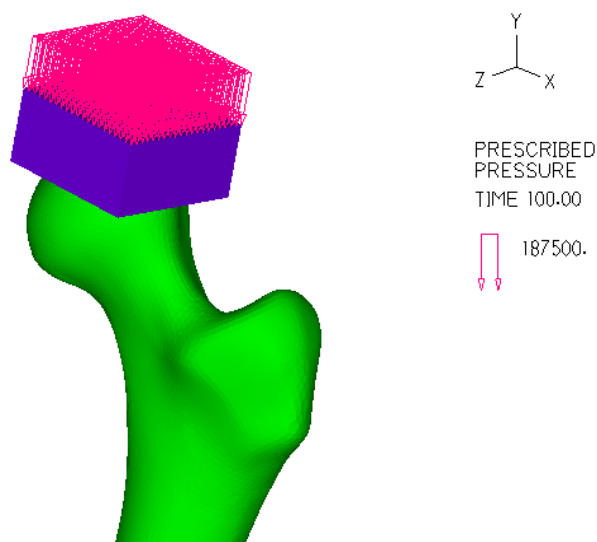


Figura 4.2. Aplicação do carregamento no modelo numérico.

4.1.4. Parafusos e Placas

O material utilizado nas placas e nos parafusos considera-se o aço inox AISI 316 L, com as características mecânicas apresentadas na Tabela 4.1, [42].

Tabela 4.1 Propriedades mecânicas dos parafusos e da placa [42].

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

4.1.5. Contactos

O modelo numérico considera que a condição de contacto entre os componentes do osso é do tipo “*glue*” ou seja, um único corpo contínuo. As únicas exceções a este tipo de contacto são a zona da fratura e a zona de contacto entre a placa e a superfície cortical do fémur.

Na Figura 4.3 estão esquematizados todos os grupos de contacto entre os corpos do modelo numérico, bem como a identificação do corpo que assume a função “*contactor*” e do que assume a função “*target*”. Independentemente da ligação entre os corpos ter sido definida como “*glue*”, ou seja, não existe movimento relativo entre as superfícies de contacto destes, é necessário definir sempre o corpo “*target*” e o corpo “*contactor*”. Estes dois conceitos indicam a sequência de aplicação da força: o corpo que transmite a força designa-se “*contactor*” e o que “recebe” a força designa-se “*target*”. Neste caso podem existir dois tipos de força: o carregamento (300N [3]) e a força de pré-tensão dos parafusos (1000N). Assim, para haver distinção entre corpo *contactor* e corpo *target*, no esquema de contactos apresentado na Figura 4.3 o corpo “*contactor*” é representado a **negrito**.

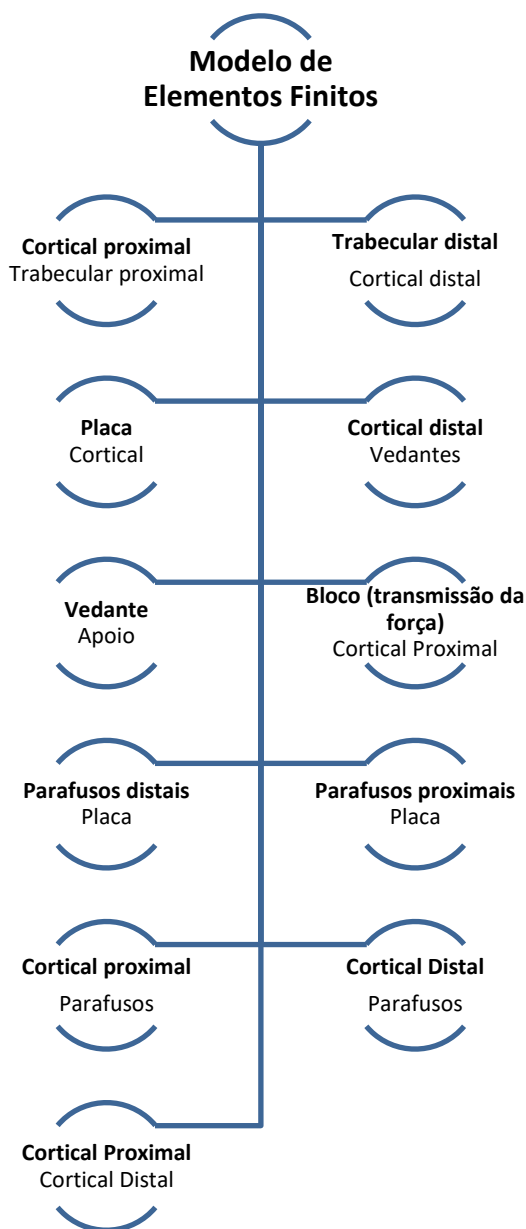


Figura 4.3. Contactos entre os corpos no modelo de elementos finitos

4.1.6. Discretização dos componentes

O comprimento definido para cada elemento finito foi de 5 mm, o mesmo comprimento utilizado no estudo de Alves [1]. Contudo, as regiões dos furos (na placa e no fémur) e os parafusos são regiões críticas e de especial atenção. Assim, essa malha foi refinada e cada elemento passou a ter 0,5 mm de comprimento. Para o apoio (zona que não irá sofrer alterações) utilizaram-se elementos com 10mm de comprimento. Todos os

elementos utilizados no modelo são do tipo *3D-Solid*, à semelhança dos utilizados por Alves [1]. Neste estudo foram utilizados tetraedros com 4 nós por elemento.

Na Figura 4.4 estão representados os elementos *3D Solid*.

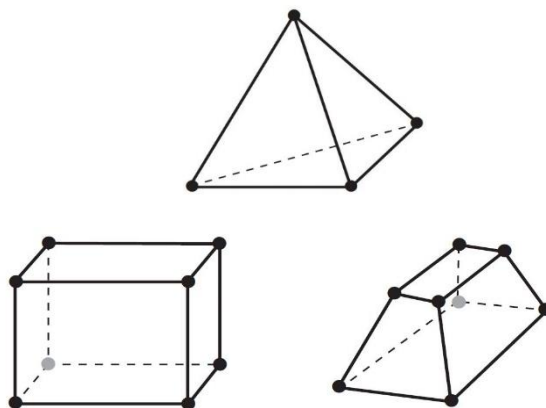


Figura 4.4. Tipos de elementos *3D Solid* (tetraédricos-4nós, hexagonais- 8nós).

Seguidamente irão ser apresentadas várias opções relativamente à quantidade de nós por elemento que terão influência nos resultados. Posteriormente, irão ser discutidos estes resultados no capítulo 5.

4.1.6.1. Numero de nós por elementos

De modo a sintetizar a informação, segue-se a Tabela 4.2. Nela, está disposta a relação entre o número de nós por elemento, o número total de nós e o número total de elementos.

Tabela 4.2. Síntese do número total de elementos e número total de nós.

| Nós por Elemento | 4 | 8 |
|--------------------|---------|--------|
| Total de nós | 249982 | 307169 |
| Total de elementos | 1232138 | 481106 |

4.2. Análise quase-estática

Após a realização de uma análise estática, procedeu-se a uma análise quase-estática. Esta análise consiste na simulação da compressão dos parafusos mais próximos do corte, tendo em conta que o posicionamento dos restantes parafusos não é alterado relativamente à análise estática. É de salientar que esta análise é feita com elementos do tipo *3D Solid* e cada um tem 4 nós.

Esta análise terá 2 partes. A primeira irá consistir em simular a compressão de 2 parafusos apenas com 1 placa de 8 furos (geometricamente alterados). A segunda, irá simular a compressão de 4 parafusos: 2 parafusos da placa de 8 furos geometricamente alterados e 2 parafusos da placa de 6 furos geometricamente alterados (secção 3.2.2).

Na Figura 4.5, é apresentado o modelo numérico com 1 placa (de 8 furos) e corresponde à primeira parte da análise quase-estática. Na mesma figura é apresentado também o modelo numérico com 2 placa (6 furos e de 8 furos) e corresponde à segunda parte da análise quase-estática.

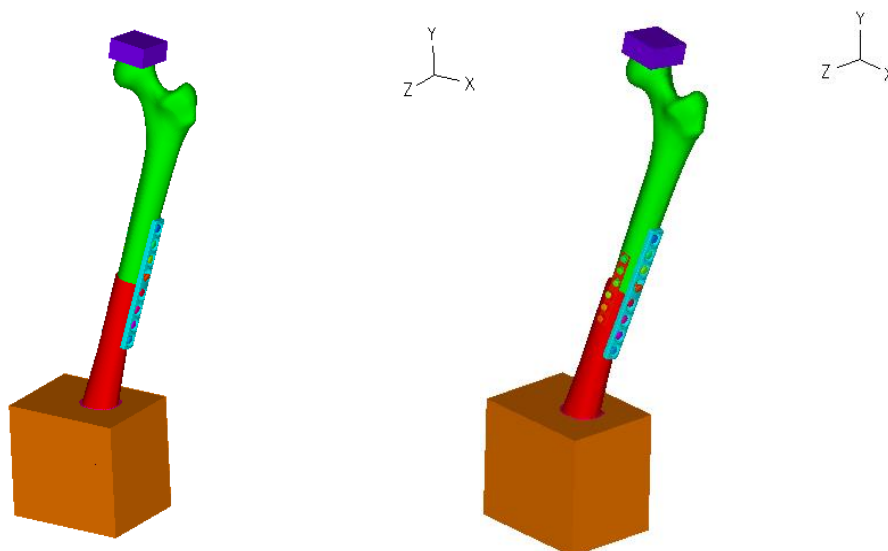


Figura 4.5. Modelo numérico com 1 placa (8 furos) e modelo numérico com 2 placa (6 furos e 8 furos)

4.2.1. Condições de Fronteira

Nesta análise e para a situação de utilização singular (placa de 8 furos), foi necessária a aplicação de uma pré tensão (1000N) nos parafusos antes do carregamento

(300N) se iniciar. Esta pré tensão permite que os parafusos fiquem fixos no modelo numérico antes de se efetuar o aperto.

Em termos práticos, quando realizada uma operação, as placas de osteossíntese são fixas ao osso através de clamps de modo a garantir a posição desejada para fixar o osso. Posteriormente, o osso é furado e é fixada a segunda placa. No modelo numérico, e antes do aperto dos parafusos, verificou-se que as placas e a parte distal do fémur não estavam fixas. De facto, as condições de fronteira estão aplicadas no bloco de alumínio. Assim, para que fosse possível simular o aperto com compressão dos parafusos, foi necessário restringir o movimento das placas de osteossíntese, da placa onde a força é aplicada e da parte proximal do fémur. A utilização de um deslocamento nulo durante o aperto dos 8 parafusos, permite garantir que estes corpos fiquem imóveis até à aplicação da carga. Quando o carregamento é iniciado, estes deslocamentos nulos são todos removidos.

O bloco onde a força é aplicada também deverá estar sujeito a restrições de movimentos, pois poderá ter tendência a rodar sobre si próprio (verificado numa simulação teste). Neste contexto, foram impostas condições de fronteira nas direções contidas no plano perpendicular ao eixo mecânico, ver Figura 4.6 e Figura 4.7.

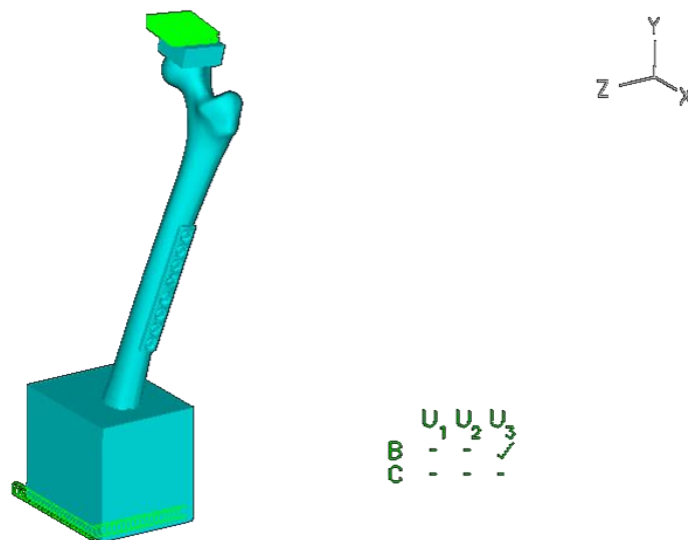


Figura 4.6. Condições de fronteira no modelo com 1 placa.

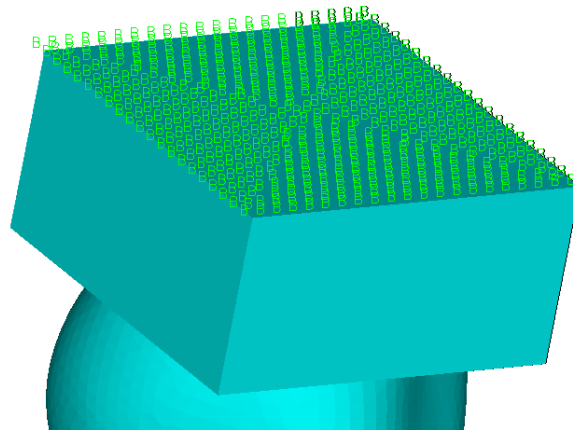


Figura 4.7. Pormenor das condições de fronteira no bloco de aplicação da força.

No caso da compressão dos parafusos com 2 placas a situação é semelhante em praticamente todos os aspetos. A pré tensão nos parafusos da segunda placa é aplicada após o aperto dos parafusos da primeira placa. Relativamente às restantes restrições de movimentos, os deslocamentos nulos impostos na primeira placa irão ser aplicados também na segunda de modo a que esta fique fixa no plano perpendicular à direção de aperto, ver Figura 4.8. As condições de fronteira utilizadas no aperto dos parafusos são eliminadas antes de se iniciar o carregamento do conjunto placas/fémur/blocos.

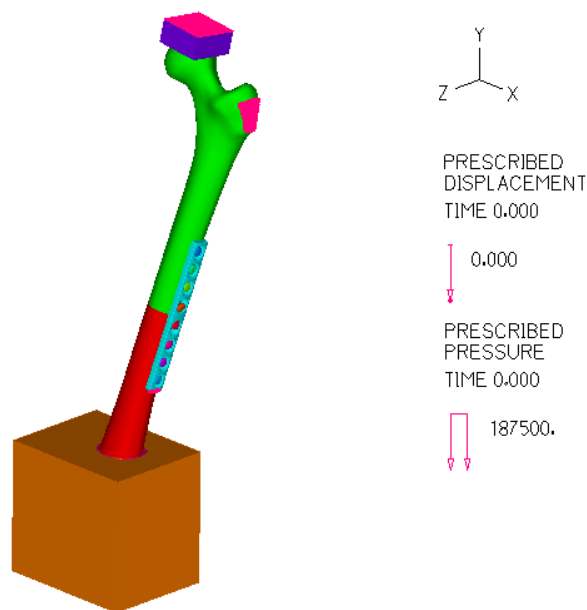


Figura 4.8. Aplicação de deslocamentos nulos para restrição de movimentos no modelo de 1 placa

4.2.2. Parafusos

Atendendo à função que os parafusos vão desempenhar, os elementos finitos utilizados na discretização serão diferentes relativamente aos utilizados no restante modelo. Assim, os parafusos são discretizados com elementos do tipo “3D-Bolt” que permitem simular a diminuição do comprimento do parafuso e, conseqüentemente, simular a força de compressão gerada no seu aperto.

Segundo Alves [1], a seqüência de aperto inicia-se nos dois parafusos mais próximos do foco da fratura: um parafuso na cortical distal e o outro na cortical proximal. Os parafusos são apertados individualmente, sendo o primeiro sempre o que se encontra na parte distal. A seqüência de aperto dos dois modelos numéricos é apresentada na Figura 4.9

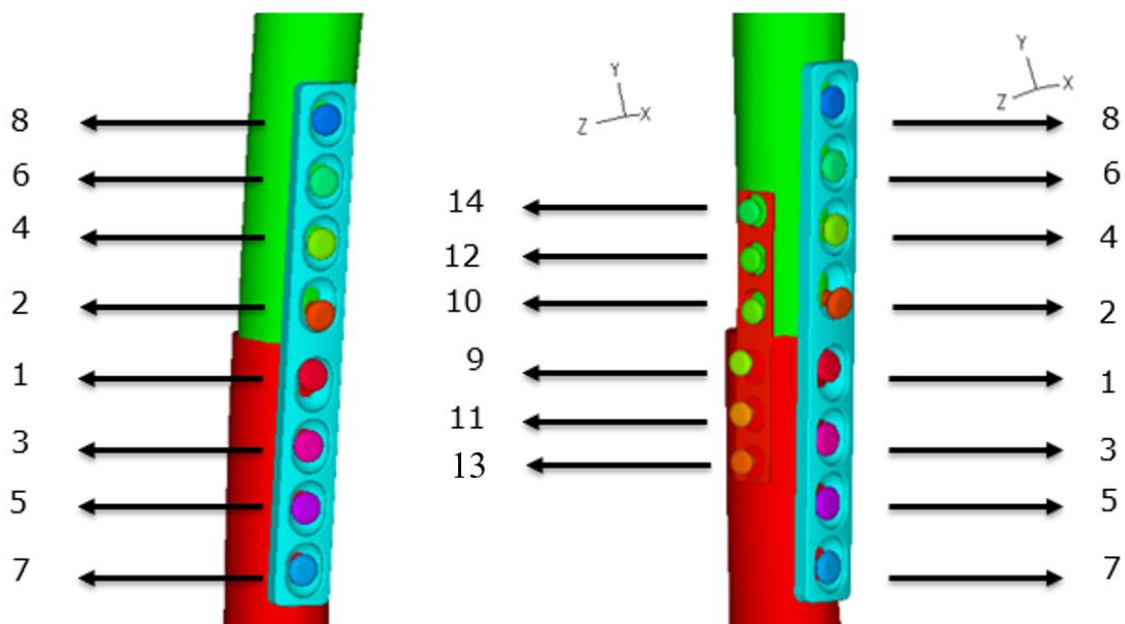


Figura 4.9. a) Aplicação dos parafusos no modelo com 1 placa; b) aplicação dos parafusos no modelo com 2 placa.

Na Figura 4.9 os parafusos representados a vermelho e que estão aplicados na placa azul representam os parafusos de compressão. Nesta dissertação consideram-se dois parafusos à compressão, sendo que os restantes sofrem apenas aperto. A simulação do efeito de compressão foi conseguida através de uma diferente posição inicial dos parafusos

(destinados a esse fim) relativamente aos parafusos de simples aperto. Estes últimos são colocados perpendicularmente à placa em análise.

4.2.3. Contactos

Globalmente, as condições de contacto utilizadas na análise quase-estática são iguais às utilizadas na análise estática. Contudo, o contacto entre os parafusos e a(s) placa(s) é alterado do tipo “*glue*” para um contacto em que pode haver movimento relativo entre as superfícies em contacto. Atendendo a que a superfície da cabeça dos parafusos não se encontra totalmente em contacto com a superfície dos furos na placa, é necessário considerar um “*gap*” diferente de zero. O valor de “*gap*” permite eliminar a distância de montagem e considerar a sobreposição das superfícies em contacto. Este valor de “*gap*” irá apenas ser utilizado no contacto dos parafusos-placa.

Outro fator que se utiliza é o “*compliance factor*” de modo a que se consiga simular contactos suaves ou compatíveis. Quando este fator assume um valor nulo, a superfície de contacto é assumida como rígida, ou seja, não permite a penetração de nós do corpo “*contactor*” no corpo definido como “*target*”. Contudo, quando o “*compliance factor*” é diferente de zero, o contacto entre as duas superfícies deixa de ser rígido e os nós pertencentes ao corpo “*contactor*” podem penetrar no corpo definido como “*target*”.

A quantidade de penetração permitida é definida pela seguinte equação:

$$\text{penetração} = \varepsilon_p \times \text{pressão normal de contacto.} \quad (4.1)$$

Sendo ε_p o valor do “*compliance factor*”, a pressão normal de contacto é definida por:

$$\text{pressão normal de contacto} = \text{força normal de contacto} \times \text{área de contacto} \quad (4.2)$$

A utilização do “*compliance factor*” melhora o processo de convergência e adiciona mais conformidade às superfícies de contacto, permitindo que mais nós do corpo “*contactor*” penetrem o corpo “*target*”. É preferível ter mais nós em contacto e consequentemente com forças menores, do que menos nós em contacto e com forças maiores aplicadas neles.

A não utilização deste fator pode originar erros nas forças de contacto. Os nós do corpo “*contactor*” não se encontram em contacto com os do “*target*”, originando um contacto irregular. Assim, a utilização deste fator vai permitir forças de contacto mais regulares e por sua vez melhorar a convergência. Contudo, a utilização deste fator apresenta desvantagens, como por exemplo a penetração excessiva da superfície “*contactor*” na superfície “*target*” e conseqüente diminuição das forças de contacto e das tensões. Assim, a escolha do valor do “*compliance factor*” terá de ser cuidadosa de modo a que a situação anteriormente identificada não seja em excesso.

À semelhança da Figura 4.3, na Figura 4.10 estão representados os contactos entre as superfícies para a análise quase-estática, bem como são definidos os corpos que tomam a função de “*contactor*” (a **negrito**) e os que tomam a função de “*target*”.

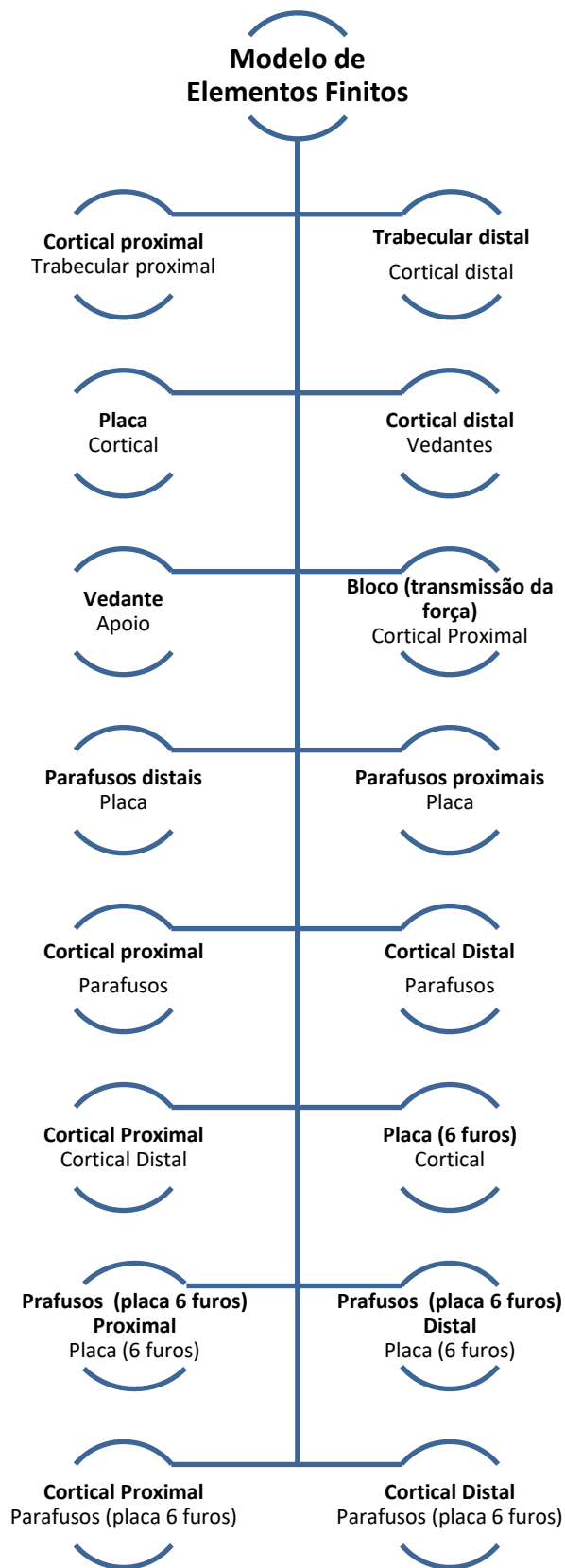


Figura 4.10. Contactos entre os corpos no modelo de elementos finitos.

5. ANÁLISE DE RESULTADOS

5.1. Análise Estática

José Alves [1] realizou simulações utilizando o *software* CAD *Solidworks*®, considerando a análise estática de oito parafusos inseridos numa placa que se encontrava a 2 mm de afastamento da superfície do osso cortical. Nesta primeira análise, repetiram-se as simulações de Alves [1], utilizando o *ADINA*®, para comparar resultados entre softwares.

Este estudo numérico decorreu quase em paralelo com o estudo experimental desenvolvido no âmbito do trabalho apresentado pela [41]. Assim, pretendeu-se que estes resultados numéricos sejam qualitativamente comparados com os resultados experimentais. De modo a que os resultados numéricos sejam os mais semelhantes possíveis com os experimentais, tentou-se reproduzir as condições de fronteira, carregamento, materiais utilizados e a posição do fémur do estudo apresentado por Pinto ([41]). Neste contexto, os resultados obtidos neste estudo irão ser comparados com os resultados numéricos de Alves [1] e com os resultados experimentais.

5.1.1. Influência da distância da placa à superfície cortical do fémur

Nesta secção irão ser analisadas as tensões, deslocamentos, pressões e forças de contacto de dois modelos numéricos considerando elementos 3D-solid com 4 nós por elemento. A única diferença entre estes dois modelos será a distância da placa à superfície cortical do osso, conseguindo assim avaliar a influência que esta distância tem nos parâmetros, anteriormente, mencionados.

5.1.1.1. Deslocamentos

Os deslocamento máximo obtido por Alves [1] tem o valor de 0,93mm e está localizado na cabeça do fémur. Segundo a análise efetuada no *software* *ADINA*®, o deslocamento máximo no modelo com uma placa afastada da superfície do fémur, também, surge na cabeça do fémur e assume o valor de 2,097 mm. Quando a distância entre a placa e o fémur é nula, o deslocamento máximo assume o valor de 2,066 mm, ver Figura 5.1.

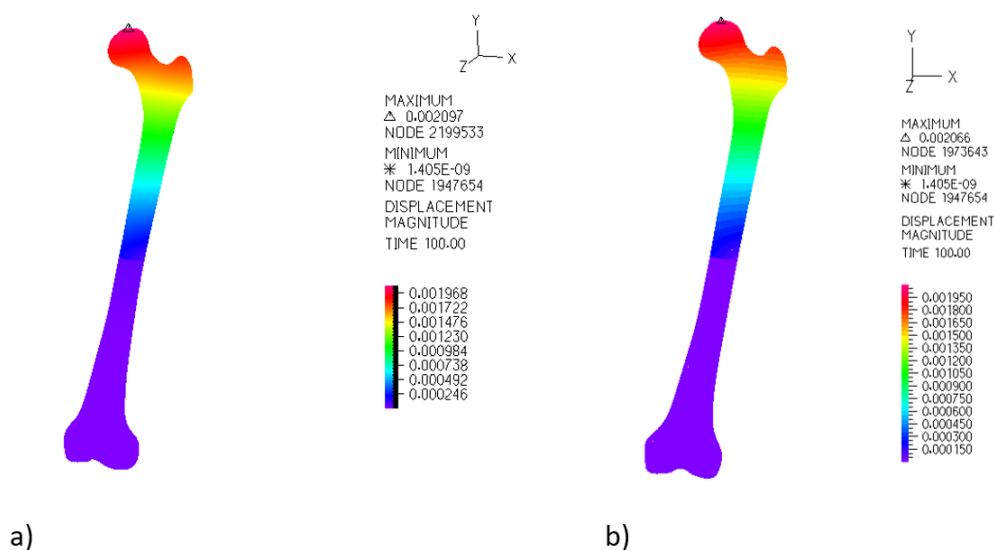


Figura 5.1. Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur: a) placa afastada; b) placa encostada

5.1.1.2. Tensões

Nos resultados apresentados por Alves [1], a tensão máxima está localizada na ligação da placa com o parafuso superior e tem um valor de 96,33 MPa. Contudo, no fémur a tensão máxima é identificada novamente na ligação do mesmo parafuso, tendo um valor de 38,96 MPa.

Neste trabalho, a tensão máxima do conjunto ocorre na ligação da placa ao parafuso localizado junto à osteotomia proximal do fémur e tem o valor de 257,7 MPa, Figura 5.2. a). A tensão máxima no fémur é de 166,6 MPa e está localizada no interior da superfície do osso cortical da parte proximal do fémur na ligação com o osso trabecular, isto é, quando o osso trabecular termina, Figura 5.3 a).

Relativamente aos parâmetros analisados no modelo com uma placa encostada à superfície cortical do fémur, a tensão máxima no conjunto o seu valor é de 261,9 MPa, Figura 5.2 b), e no fémur é de 164,8 MPa Figura 5.3 b). As localizações das respectivas tensões máximas anteriormente mencionadas são coincidentes entre modelos.

Como referido, utilizou-se um “*compliance factor*” de 3×10^{-10} nas zonas em que o contacto não é “*glue*”, ou seja, na zona de contacto da osteotomia.

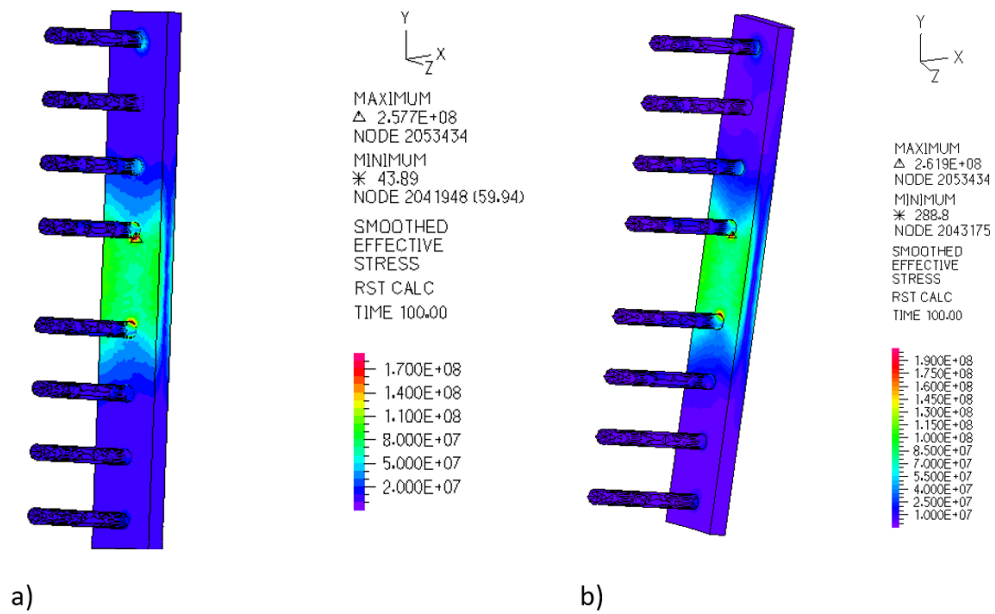


Figura 5.2. Tensão efetiva máxima no fixador: a) placa afastada; b) placa encostada.

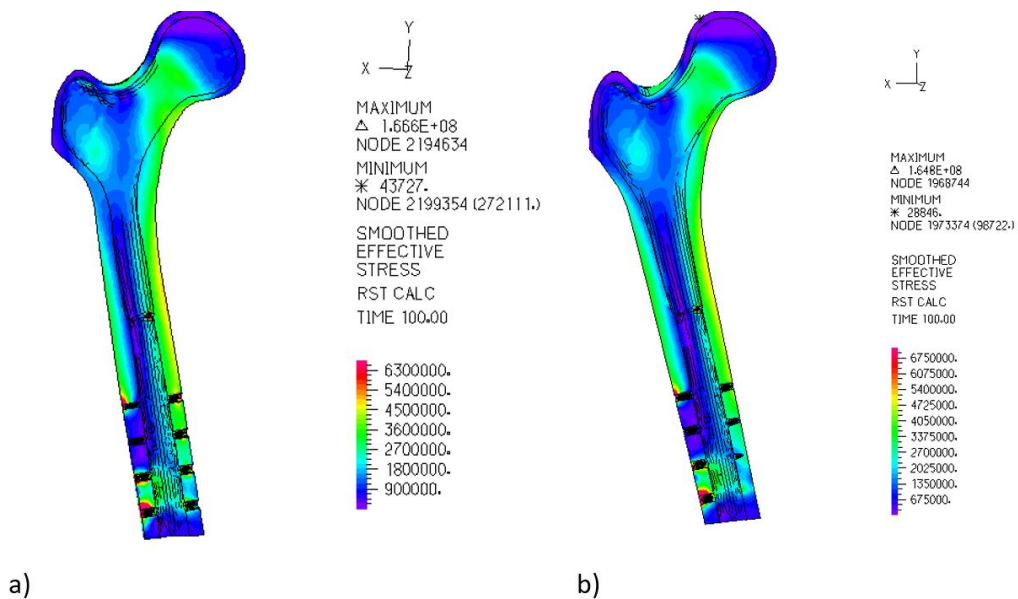


Figura 5.3 Tensão efetiva no fémur: a) placa afastada; b) placa encostada.

5.1.1.3. Pressões e forças de contacto

Relativamente à distribuição de pressões de contacto entre as duas superfícies correspondentes à osteotomia do fémur, Alves [1] concluiu que estas variam entre $0,4 \text{ MPa}$ e 5 MPa .

Neste estudo, as pressões de contacto no modelo com a placa afastada 2 mm da superfície cortical tem o valor máximo de $0,681MPa$ enquanto no modelo em que a mesma placa está encostada à superfície tem o valor máximo de $0,629 MPa$. É de notar que a pressão máxima é registada no lado oposto à aplicação da placa de osteossíntese. Na Figura 5.4, estão representadas as pressões de contacto nos dois modelos mencionados.

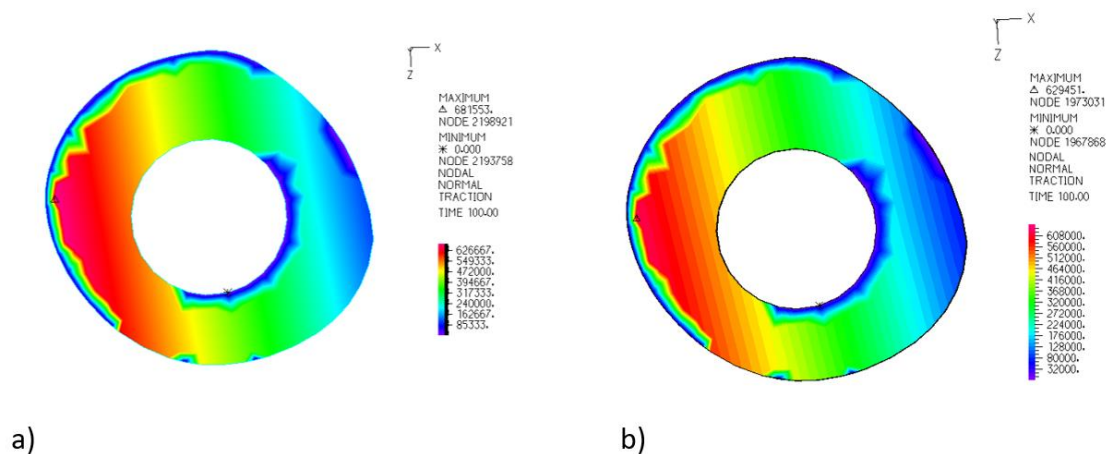


Figura 5.4. Pressões de contacto na osteotomia do fémur: a) placa afastada; b) placa encostada.

A resultante da força de contacto no modelo com a placa afastada tem o valor de 148,81 N e no modelo com a placa encostada é de 130,75 N. Na Figura 5.5, estão representadas as forças de contacto nos dois modelos mencionados.

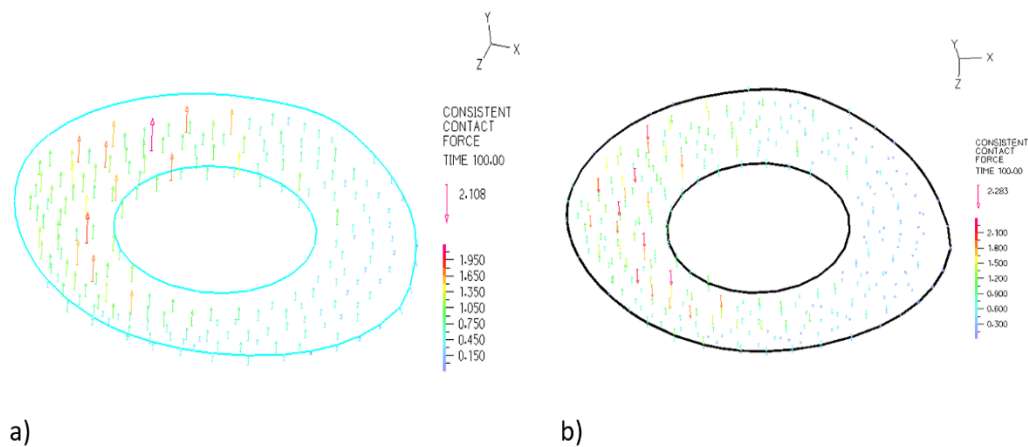


Figura 5.5. Forças de contacto na osteotomia do fémur: a) placa afastada; b) placa encostada.

5.1.2. Influência do número de nós por elemento

Nesta análise criaram-se dois modelos numéricos da placa encostada à superfície do fémur, diferindo apenas no número de nós por elemento, 4 e 8 nós. Neste contexto, irá ser discutida a influência do número de nós por elementos nos valores das tensões, nos deslocamentos e nas pressões de contacto na osteotomia. Os resultados desta comparação estão apresentados na Tabela 5.1 .

Tabela 5.1. Influência do número de nós nos valores máximos das tensões, deslocamentos e pressões e forças de contacto

| | 4 nós | 8 nós |
|------------------------------|------------------|------------------|
| Tensões Efetivas | 164,8 <i>MPa</i> | 157,7 <i>MPa</i> |
| Deslocamento do fémur | 2,066 <i>mm</i> | 2,340 <i>mm</i> |
| Pressões de contacto | 0,629 <i>MPa</i> | 0,169 <i>MPa</i> |
| Forças de contacto | 2,283 <i>N</i> | 0,440 <i>N</i> |

Na Tabela 5.1 é possível verificar que o aumento do número de nós por elemento conduziu a variações na tensão efectiva e no deslocamento de cerca de -4.31% e 13%, respectivamente. Este comportamento vem de encontro ao esperado, Wang et al. [43], isto é, os tetraedros trilineares têm um comportamento mais rígido do que os hexaedros e, especialmente, do que os hexaedros com modos de deformação adicionais. Contudo, quando nas análises de solicitações mistas, isto é, solicitações de tração/compressão e flexão (flexão desviada), se utilizam discretizações com tetraedros trilineares de dimensão adequada os resultados convergem para os resultados obtidos com os hexaedros.

5.2. Análise quase-estática

O foco principal desta dissertação é averiguar numericamente qual a situação mais vantajosa: a utilização de uma ou duas placas de osteossíntese aplicadas em osteotomias realizadas para o tratamento de problemas oncológicos em ossos longos. Para além de se

tentar concluir qual a situação mais favorável, pretende-se analisar também a compressão dos parafusos (junto à osteotomia) inseridos nas placas de osteossíntese. Assim, nesta secção vai realizar-se a análise quase-estática de um modelo numérico com uma placa de osteossíntese e com duas placas de osteossíntese.

5.2.1. Deslocamentos

Na Figura 5.6a), estão representados os deslocamentos resultantes no modelo de uma placa. Como se pode observar, o deslocamento máximo obtido tem o valor de 1,745 mm e está localizado na zona da osteotomia.

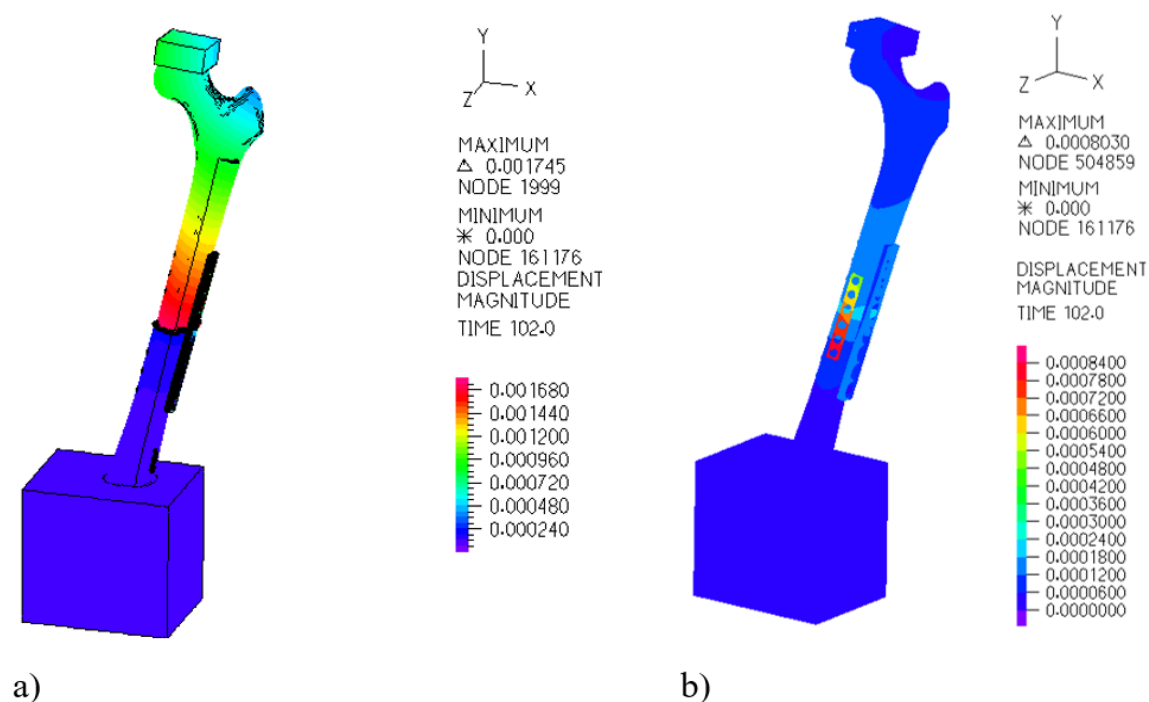


Figura 5.6. Distribuição dos deslocamentos resultantes no modelo fémur: a) uma placa; b) duas placas.

Na Figura 5.6b) estão representados os deslocamentos obtidos no modelo de duas placas. Como se pode observar, o deslocamento máximo obtido tem o valor de 0,8 mm e está na extremidade inferior da placa de 6 furos. A variação do deslocamento absoluto entre os dois modelos é de cerca de 54%. De notar que o deslocamento absoluto destes dois modelos

é muito inferior ao obtido na análise estática. Esta variação resulta da condição de fronteira aplicada ao bloco onde é aplicada a pressão equivalente à força de 300N.

Na Figura 5.7 são apresentados os deslocamentos na osteotomia nos dois modelos. Nesta figura, é ainda representada a configuração deformada da osteotomia em que a configuração inicial é representada com a linha azul não preenchida e a configuração deformada corresponde à região preenchida com os isovalores.

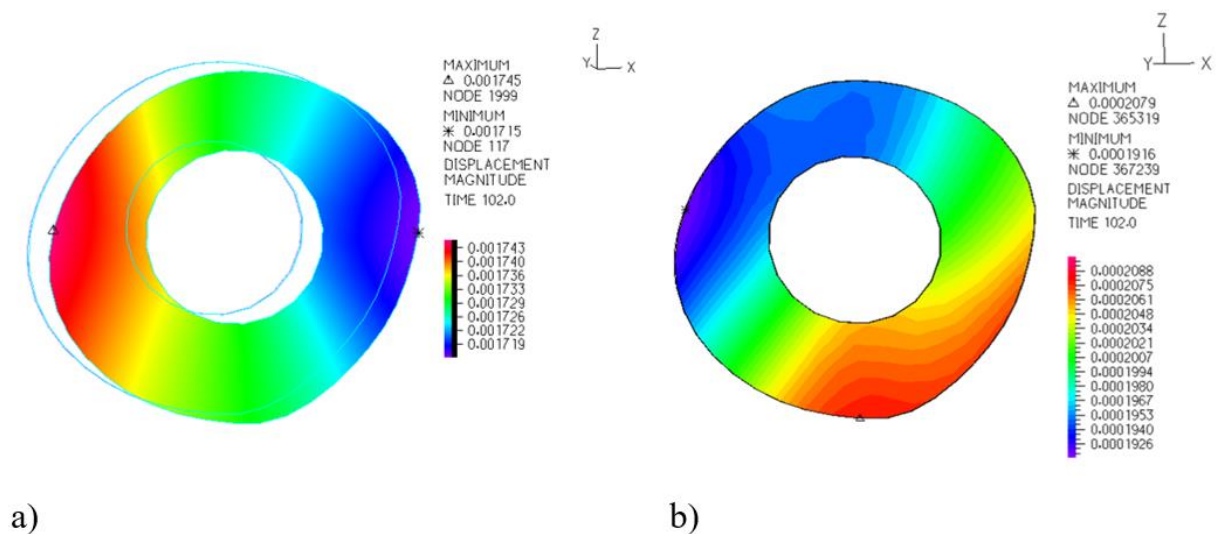


Figura 5.7. Distribuição dos deslocamentos resultantes na osteotomia: a) uma placa; b) duas placas.

5.2.2. Tensões

5.2.2.1. Fémur

A tensão máxima de von Mises do modelo com uma placa está localizada no interior do furo do primeiro parafuso distal do fémur e assume valor de 193,3 *MPa*, ver Figura 5.8. A tensão máxima no fémur no modelo com duas placas tem o valor de 59,37 *MPa* e localiza-se no exterior do furo proximal mais próximo da osteotomia (local de fixação da placa de 6 furos).

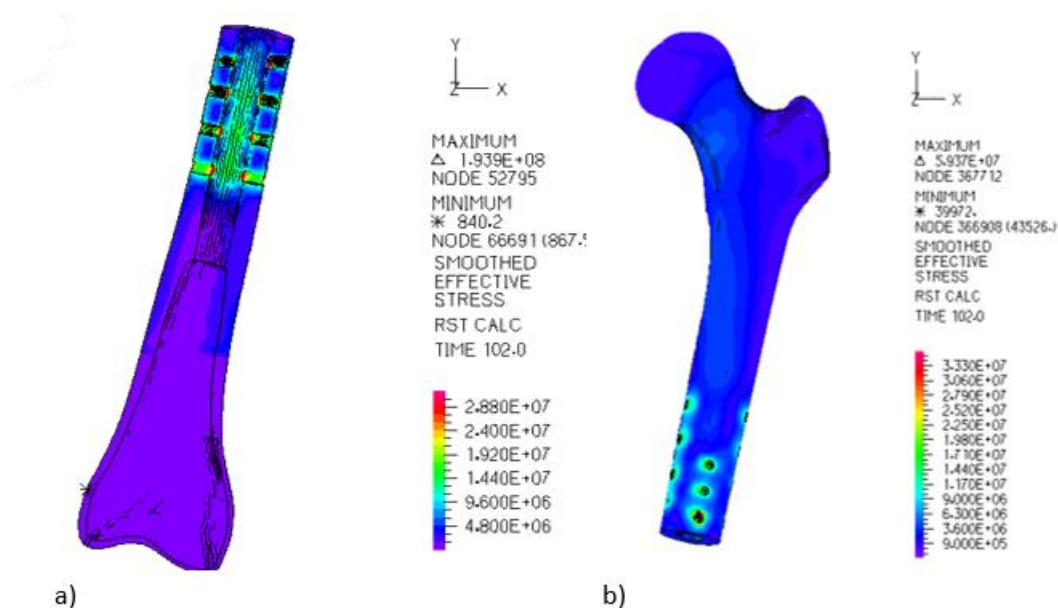


Figura 5.8. Tensões efetivas no fémur: a) uma placa; b) duas placas.

5.2.2.2. Parafusos

A tensão máxima no conjunto de parafusos do modelo de uma placa está localizada no parafuso mais próximo da osteotomia que está aplicado na parte proximal da placa. Contudo, o estado de tensão dos parafusos apresenta uma distribuição simétrica relativamente à osteotomia, ver Figura 5.9. No caso do modelo de duas placas, a tensão máxima nos parafusos da placa de oito furos também surge no parafuso mais próximo da osteotomia, mas está aplicado na parte distal da placa. A tensão máxima no modelo de duas placas é cerca de 15% inferior à do modelo de uma placa.

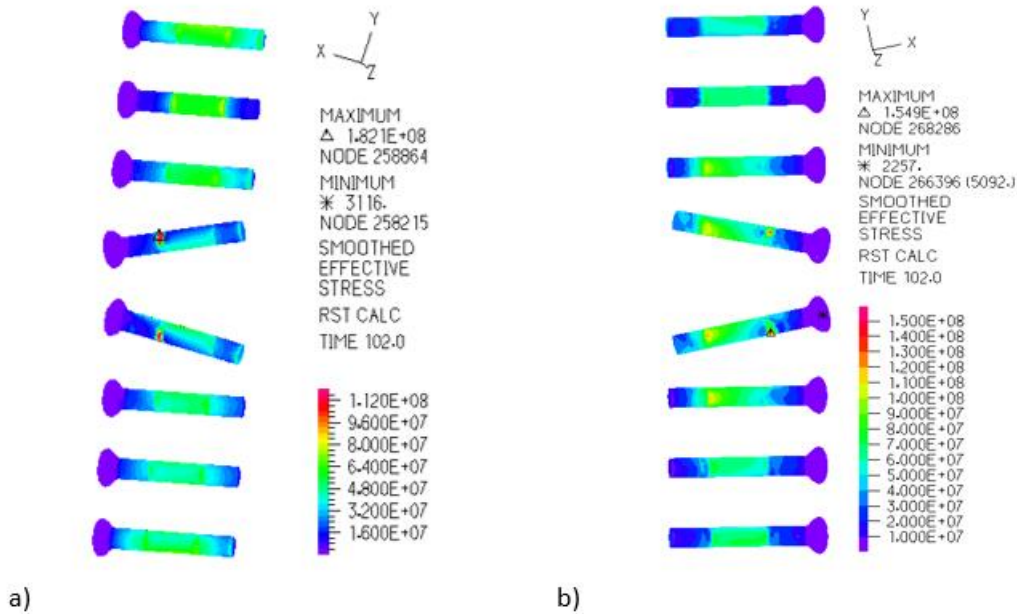


Figura 5.9 Tensões efetivas nos parafusos das placas de 8 furos: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas.

A tensão máxima dos parafusos no modelo de duas placas está localizada nos parafusos da placa de seis furos, ver Figura 5.10. Neste conjunto, a tensão máxima localiza-se no parafuso proximal mais próximo da osteotomia e tem um valor cerca de 46.7% superior ao valor da tensão máxima dos parafusos da placa de oito furos.

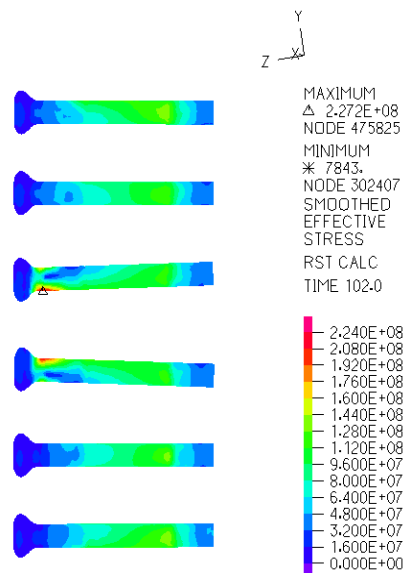


Figura 5.10. Tensões efetivas nos parafusos da placa de seis furos.

5.2.2.3. Placas

Relativamente ao modelo com uma placa, a zona com maiores tensões é a zona distal da osteotomia. Tendo em conta que a condição de fronteira do conjunto está localizada na parte distal do fémur e que, neste caso, só existe um dispositivo de fixação, faz sentido que seja a região com mais concentração de tensões, Figura 5.11. A tensão máxima é observada na zona exterior da placa, mais propriamente perto do furo do primeiro parafuso distal depois da osteotomia. Relativamente às tensões no modelo com duas placas, estas são máximas na placa de seis furos e localizam-se na periferia do furo distal mais próximo da zona da osteotomia, Figura 5.12.

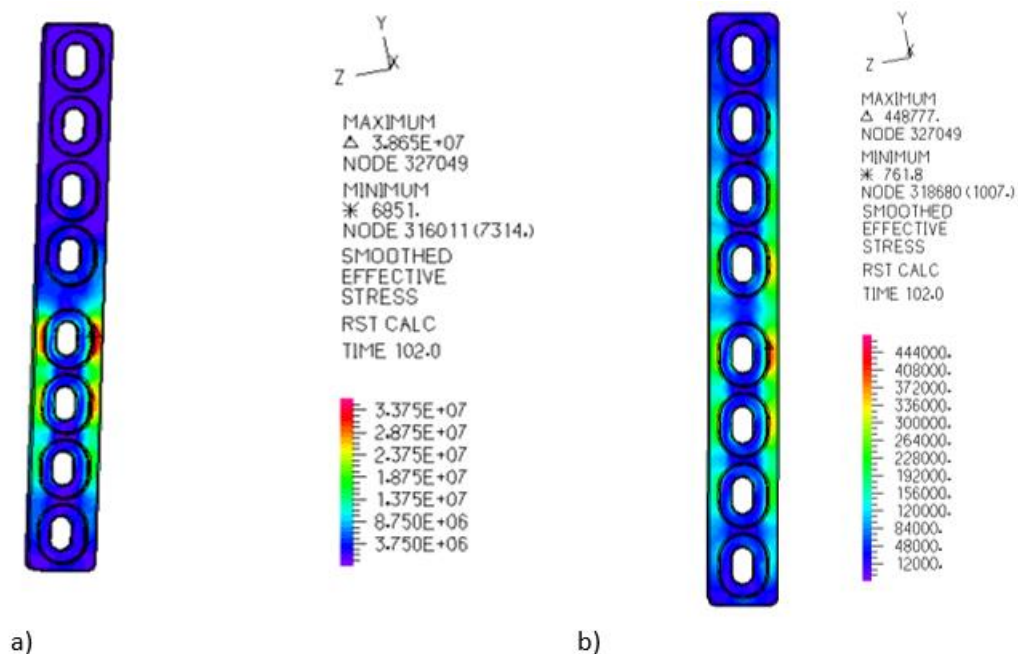


Figura 5.11. Tensões efetivas nas placas de oito furos: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas.

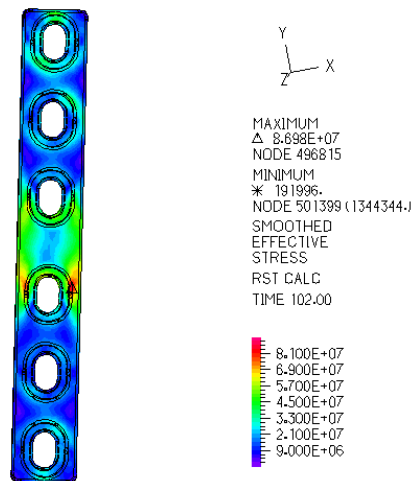


Figura 5.12. Tensões efetivas na placa de 6 furos - (modelo 2 placas).

5.2.3. Pressões e forças de contacto

Relativamente à distribuição de pressões de contacto entre as duas superfícies da osteotomia apresentada na Figura 5.15, verifica-se que no modelo com uma placa o valor máximo é de $1,48 \text{ MPa}$ e no modelo de duas placas é de $2,97 \text{ MPa}$. No modelo de fixação simples a pressão máxima ocorre na zona em que a placa encosta à superfície da osteotomia e no modelo de fixação dupla surge no lado da superfície que encosta à placa de seis furos. Contudo, apesar do valor máximo ser maior no modelo de duas placas, na verdade a distribuição das pressões é mais localizada nesse modelo do que no modelo de uma placa.

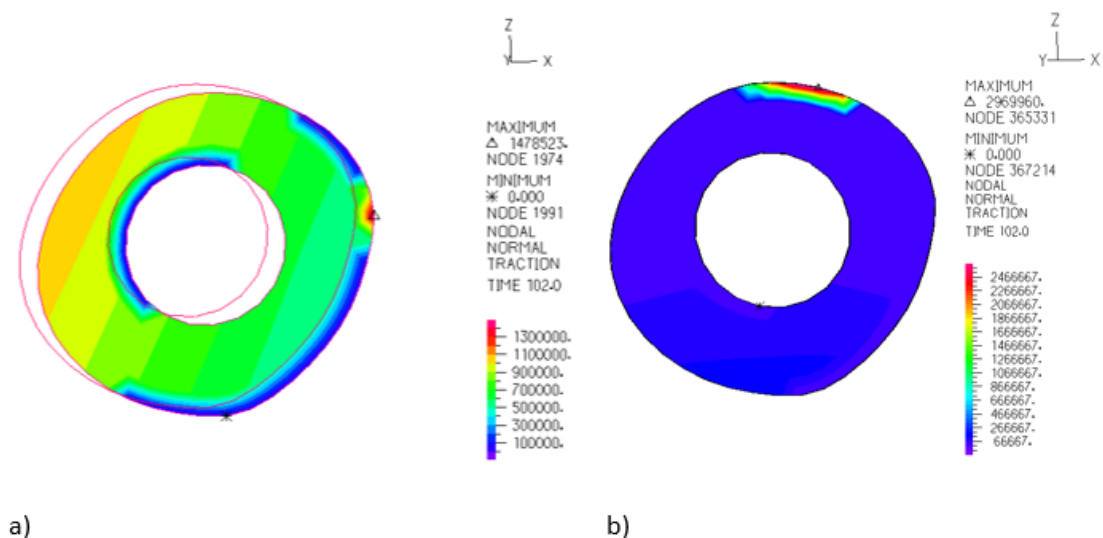


Figura 5.13. Pressão de contacto: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas.

Relativamente à distribuição de forças de contacto nas duas superfícies correspondentes à osteotomia do fémur do modelo de uma placa, conclui-se que estas têm como valor máximo 5,749 N, enquanto no modelo com duas placas, estas, têm um valor máximo de 4,614 N. Como referido anteriormente, o modelo de duas placas apresenta os valores máximos na zona em que contacta com a superfície da placa de seis furos e menores valores na superfície da osteotomia.

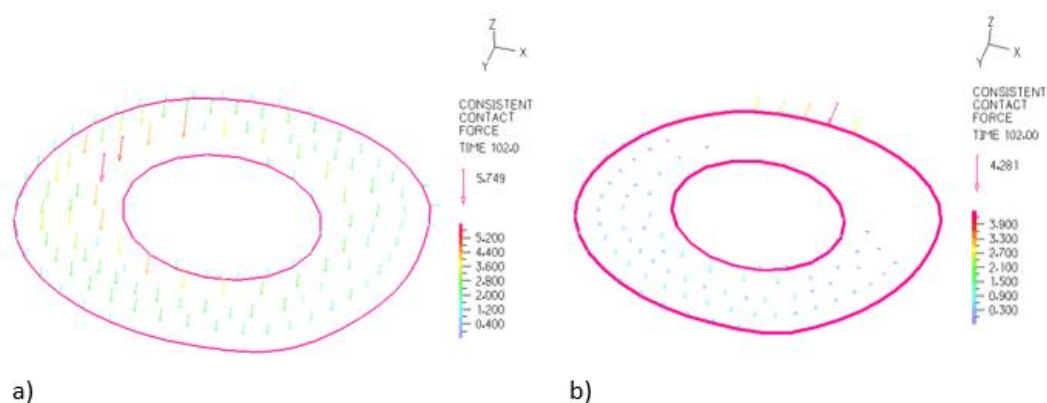


Figura 5.14. Forças de contacto: a) modelo 1 placa; b) modelo 2 placas.

Nas Figura 5.15e Figura 5.16 é apresentada a variação das componentes das forças de contacto nos dois modelos.

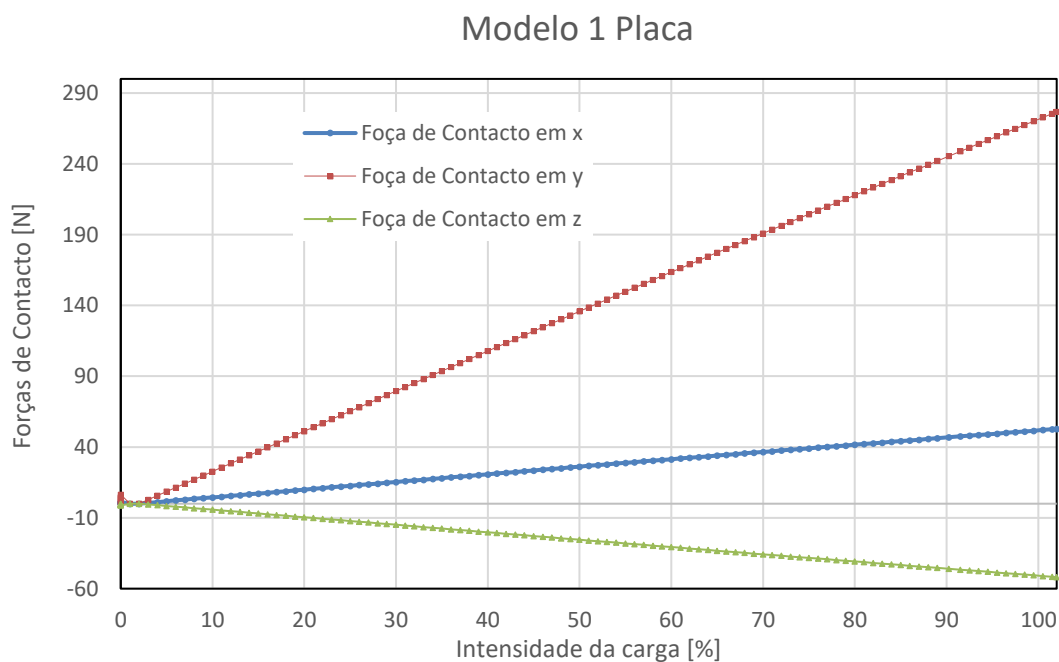


Figura 5.15. Evolução das componentes da força de contacto no modelo com 1 placa.

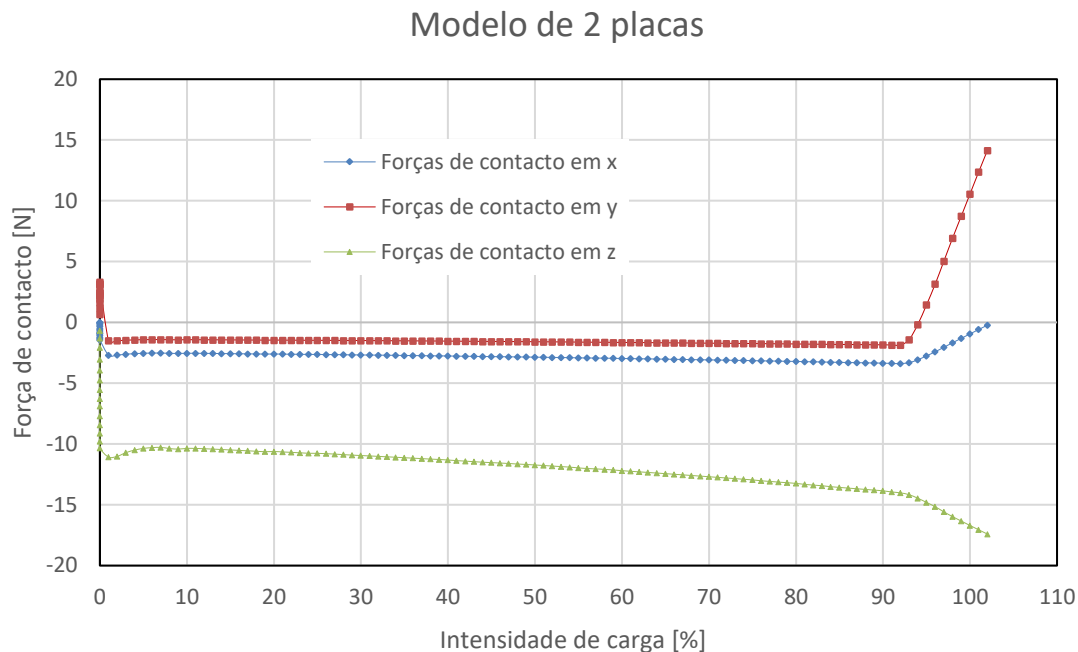


Figura 5.16. Evolução das componentes da força de contacto no modelo com 2 placas.

Cada simulação é dividida em 102 “time steps”. No “time step” 0, existe a pré tensão dos parafusos. No “time step” 1, ocorre o aperto dos parafusos segundo a ordem da **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** No “time step” 2, existe remoção dos deslocamentos nulos utilizados para imobilizar o modelo numérico antes da aplicação do carregamento. De seguida e até ao último “time step” ocorre o carregamento.

Os dois gráficos apresentam no início uma pequena oscilação até ao “time step” 3, estando esta variação interligada com a aplicação da pré tensão dos parafusos e remoção dos deslocamentos nulos. É de salientar também que no modelo de uma placa a componente da força em y é sempre superior às restantes, visto que é esta componente da força de carregamento que é superior às restantes. Contudo, no modelo de duas placas a força segundo o eixo z, direção contida no plano da osteotomia, é sempre superior à componente da força segundo o eixo y. Este comportamento está relacionado com a força de contacto desenvolvida após o aperto da placa de seis furos.

5.3. Comparação de resultados da análise quase-estática

Para facilitar a comparação de resultados e sintetizar os resultados obtidos nas simulações de aperto com a compressão dos parafusos, contrui-se a seguinte Tabela 5.2.

Nesta tabela é possível verificar que a utilização de duas placas de osteosíntese para estabilizar uma osteotomia localizada na diáfise do fémur conduz a menores deslocamentos e menores tensões na placa de oito furos. Contudo, a segunda placa de fixação, vai estar sujeita a valores de tensão significativos que podem comprometer a estabilização pretendida.

Tabela 5.2. Resultados obtidos nas simulações de aperto com a compressão dos parafusos

| Valores máximos | Modelo com 1 placa | Localização | Modelo com 2 placas | Localização |
|---|---------------------------|---|----------------------------|---|
| Tensões no fémur | 193,3 MPa | Interior do furo distal 1 | 59,5 MPa | Exterior do furo proximal 1 |
| Tensões nos parafusos (placa de 8 furos) | 182,2 MPa | Parafuso distal 1 | 154,9 MPa | Parafuso distal 1 |
| Tensões nos parafusos (placa de 6 furos) | - | - | 227,2 MPa | Parafuso proximal 1 |
| Tensões na placa (8 furos) | 38,7 MPa | Furo distal 1 | 0,4MPa | Furo distal 1 |
| Tensões na placa (6 furos) | - | - | 86,98 MPa | Furo distal 1 |
| Tensões nos fixadores (8 furos) | 182,1 MPa | Parafuso proximal 1 | 155,1 MPa | Parafuso distal 1 |
| Tensões nos fixadores (6 furos) | - | - | 227,2 MPa | Parafuso proximal 1 |
| Deslocamentos no modelo | 1,7mm | Osteotomia | 0,8 mm | Parte inferior da placa de 6 furos |
| Deslocamentos na osteotomia | 1,7 mm | Osteotomia | 0,2 mm | Osteotomia |
| Pressões de contacto | 1,5 MPa | Osteotomia, do lado da placa de 8 furos | 3 MPa | Osteotomia, do lado da placa de 6 furos |
| Forças de contacto | 5,8 N | Osteotomia | 4,6 N | Contacto placa de 6 furos – superfície cortical |

5.4. Comparação com os resultados experimentais

Durante este estudo numérico, decorreu em simultâneo um estudo experimental com o mesmo objetivo: avaliar a eficiência de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de ossos longos (neste caso o fémur). Assim, os valores das tensões principais apresentadas por Pinto [41] vão ser comparadas com as tensões principais numéricas. Como referido na secção 4.2, Pinto realizou dois ensaios experimentais em que foram avaliadas as deformações das placas de fixação referenciadas neste trabalho. As deformações foram avaliadas utilizando dois tipos de extensómetros: em roseta e lineares. Os primeiros foram colocados na parte exterior das placas no seguimento da osteotomia e os segundos foram colocados na espessura das placas de osteossíntese. Posteriormente, as tensões principais são calculadas com base nas deformações principais que, por sua vez, têm como base de cálculo as deformações medidas pelos extensómetros.

Nesta comparação de resultados, numérico *versus* experimental, irá apenas proceder-se à comparação das tensões principais obtidas a partir dos extensómetros em roseta. Assim, atribui-se ao modelo de fixação dupla as rosetas 1 e 2, em que a roseta 1 está localizada na placa de 6 furos e a roseta 2 na placa de 8 furos, enquanto a roseta 3 foi instrumentada na placa de 8 furos no modelo de fixação simples. As tensões principais dos ensaios experimentais são apresentadas na

Tabela 5.3, [41] e os valores numéricos são apresentados na Tabela 5.4.

Tabela 5.3. Tensões principais nos ensaios experimentais [MPa].

| | σ_1 | σ_2 | $\sigma_{von Mises}$ |
|-----------------|------------|------------|----------------------|
| Roseta 1 | 6,45 | -0,21 | 9,27 |
| Roseta 2 | 4,08 | -0,47 | 6,13 |
| Roseta 3 | 34,07 | -11,32 | 57,87 |

Tabela 5.4. Tensões principais no modelo numérico [MPa].

| | σ_1 | σ_3 | σ_{efectiva} |
|-----------------|------------|------------|----------------------------|
| Roseta 1 | 6,360 | -26,570 | 30,285 |
| Roseta 2 | 0,002 | -0,045 | 0,044 |
| Roseta 3 | 0,902 | -2,769 | 3,337 |

Os resultados obtidos no estudo numérico diferem muito dos obtidos experimentalmente. O único valor semelhante entre estes é σ_1 , medida na placa de 6 furos. Esta diferença de valores, especialmente os valores registados na placa de seis oitos furos, pode ser justificada pela variação das condições numérico/experimentais do aperto dos parafusos. De facto, na montagem experimental da placa de oito furos é visível que a referida placa acompanha a curvatura natural da diáfise do fémur, enquanto no aperto numérico esse efeito não existe.

Apesar da comparação quantitativa dos resultados não ser muito conclusiva, na verdade a sua comparação qualitativa permite afirmar que a introdução de uma segunda placa de osteossíntese (de 6 furos) diminui significativamente as tensões principais na placa de 8 furos e aumenta a estabilidade da fixação. Assim, conclui-se que é vantajoso ter um modelo de fixação dupla em prol de um de fixação simples.

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

6.1. Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo fundamental a comparação numérica do efeito da utilização de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de ossos longos. Para o efeito, foram efetuados dois tipos de análises: uma análise estática (linear) e uma análise quase-estática (não linear). Nestas análises foi possível retirar as seguintes conclusões:

1. Análise estática:

- Conclui-se que colocar uma placa de osteossíntese encostada à superfície cortical do osso é mais vantajoso do que a colocar uma placa afastada 2 mm da superfície cortical do fémur. A montagem com a placa encostada conduz a menores tensões no fémur. Contudo, as tensões no fixador são mais elevadas pois existe uma maior estabilização do fémur.
- As simulações realizadas para testar o número ideal de nós permitiram concluir que, possivelmente, os resultados seriam mais favoráveis se o elemento finito utilizado fosse um hexaedro em vez de um tetraedro.

2. Relativamente à análise quase-estática permitiu confirmar que as zonas mais afetadas são o fémur e o fixador (parafusos e placas).

- No modelo com 1 placa, a zona crítica revela-se no interior do primeiro furo distal no interior do fémur. Contudo, no modelo de 2 placas, verifica-se que a zona crítica é o parafuso proximal (da placa de 6 furos) mais próximo da osteotomia.
- Os deslocamentos nos modelos também diferem bastante, sendo superiores no modelo com uma placa. Relativamente às pressões e forças de contacto na osteotomia, verificou-se que também são superiores no modelo de 2 placas. Porém, este aumento não significa maior movimento vertical das superfícies da osteotomia, mas sim uma maior compressão lateral das referidas superfícies.

6.2. Sugestões de trabalhos futuros

Para uma melhor compreensão do comportamento do fêmur à compressão, previamente sujeito a uma osteotomia e utilizando como fixadores internos 1 ou 2 placas de osteossíntese, recomenda-se os seguintes estudos:

- Estudo da variação da força de pré-carga nos parafusos de compressão.
- Repetição das simulações descritas nesta dissertação modificando o modelo geométrico, direção de carregamento e tipo de elemento finito (hexaedros).
- Estudo do efeito do aumento da distância entre as superfícies da osteotomia.
- Repetição das simulações descritas nesta dissertação modificando as propriedades mecânicas do osso sintético, isto é, considerar que o osso cortical apresenta propriedades ortotrópicas.
- Simular apertos diferentes nas placas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] P. José and R. Alves, “Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur ? Estudo Numérico Comparativo .,” 2017.
- [2] “Skeletal System.” [Online]. Available: <http://www.innerbody.com/image/skelfov.html#continued>. [Accessed: 24-Jun-2018].
- [3] Paulino, M. de Fátima “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fraturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa,” 2014.
- [4] M. Goreti and A. Fernandes, “Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante,” 2013.
- [5] Vieira F. A, “Projeto de um componente femoral de uma prótese articular da anca em materiais compósitos,” Universidade do Porto, 2004.
- [6] M. Nordin and V. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 3^a., vol. 53, no. 9. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [7] “SAGITTAL, TRANSVERSE, AND CORONAL PLANES,” 2012. [Online]. Available: <https://anatomystudybuddy.wordpress.com/2012/09/19/sagittal-transverse-and-coronal-planes/>. [Accessed: 26-Jun-2018].
- [8] V. M. M. Lopes, “Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica,” 2014.
- [9] L. B. Rodrigues, “Análise Computacional e Ex-Vivo dde uma Técnica de Redução de Fraturas para Ossos Longos de Grandes Animais,” *Univ. Fed. Minas Gerais, Belo Horiz.*, 2008.
- [10] R. B. Christopher G. Moran, Thomas P. Ruedi, *Princípios AO do Tratamento de Fraturas*, 2^a. 2008.
- [11] D. P. Moss and N. C. Tejwani, “Biomechanics of external fixation,” *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis.*, vol. 65, no. 4, pp. 294–299, 2007.
- [12] A. Montillo, “Processo de Consolidação das Fraturas Consolidação Óssea,” 2014. .
- [13] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de biomecânica músculo-esquelética e ortopédica*. Publindústria, 2011.

- [14] a el-Sayed, H. G. Said, a Abdel-Aal, and O. Farouk, “Locked plate fixation for femoral shaft fractures.,” *Int. Orthop.*, vol. 25, no. 4, pp. 214–218, 2001.
- [15] H. K. Uthoff, P. Poitras, and D. S. Backman, “Internal plate fixation of fractures: Short history and recent developments,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 11, no. 2, pp. 118–126, 2006.
- [16] S. M. Perren, J. Cordey, B. A. Rahn, E. Gautier, and E. Schneider, “Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1988.
- [17] D. C. Acevedo *et al.*, “Shoulder arthroplasty for fracture: Does a fracture-specific stem make a difference?,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, 2009.
- [18] S. Ruchholtz, C. Hauk, U. Lewan, D. Franz, C. Kuhne, and R. Zettl, “Minimally invasive polyaxial locking plate fixation of proximal humeral fractures: a prospective study,” *J. Trauma*, 2011.
- [19] E. Gautier and C. Sommer, “[Biological internal fixation -- guidelines for the rehabilitation].,” *Ther. Umsch.*, 2003.
- [20] R. Sanders, G. J. Haidukewych, T. Milne, J. Dennis, and L. L. Latta, “Minimal versus maximal plate fixation techniques of the ulna: The biomechanical effect of number of screws-and plate length,” *J. Orthop. Trauma*, 2002.
- [21] W. H. Akeson, S. L. Y. Woo, R. D. Coutts, J. V. Matthews, M. Gonsalves, and D. Amiel, “Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates,” *Calcif. Tissue Res.*, vol. 19, no. 1, pp. 27–37, 1975.
- [22] G. M. McCullen and S. R. Garfin, “Spine Update: Cervical Spine Internal Fixation Using Screw and Screw-Plate Constructs,” *Spine (Phila. Pa. 1976).*, vol. 25, no. 5, 2000.
- [23] P. M. de A. Talaia, “Integridade estrutural de placas de osteossíntese metálica e compósitas para fixação óssea,” 2007.
- [24] C. Igna and L. Schuszler, “Current Concepts of Internal Plate Fixation of Fractures,” *Bull. Univ. Agric. Sci. Vet. Med. Cluj-Napoca*, vol. 67, no. 2, pp. 118–124, 2010.
- [25] Y. Peng, X. Ji, L. Zhang, and P. Tang, “Double locking plate fixation for femoral shaft nonunion.,” *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 26, no. 5, pp. 501–7, 2016.
- [26] E. Gautier and S. M. Perren, “Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-

- DCP)--biomechanical research as basis to new plate design,” *Orthopade*, vol. 21, no. 1, pp. 11–23, 1992.
- [27] P. Delivery, “Placa de compressão dinâmica de contato limitado.” .
- [28] “Placa LCP.” [Online]. Available: <https://emea.depuysynthes.com/hcp/trauma/products/qs/lcp-broad-curved-plate>. [Accessed: 20-Jun-2018].
- [29] “Comparação Placas.” [Online]. Available: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/approach=&bone=HorseFoot&classification=h88-Fetlock joint%2C Disruption&contentUrl=%2Fsrg%2Fh88%2F05-RedFix%2FFetlock%2F02_. [Accessed: 20-Jun-2018].
- [30] C. Colton and J. Orson, “Plates – form and function,” *AOTrauma ORP*, pp. 1–13, 2013.
- [31] “Osteosíntesis tradicional.” [Online]. Available: <http://www.dipromedic.com/osteosintesis.php>. [Accessed: 23-Jun-2018].
- [32] V. Shim, J. Boheme, C. Josten, and I. Anderson, “Use of polyurethane foam in orthopaedic biomechanical experimentation and simulation,” in *Polyurethane*, InTech, 2012.
- [33] M. Mengoni, S. Sikora, V. d’Otreppe, R. K. Wilcox, and A. C. Jones, “In-silico models of trabecular bone: a sensitivity analysis perspective,” in *Uncertainty in Biology*, Springer, 2016, pp. 393–423.
- [34] D. H. Pahr and P. K. Zysset, “Finite Element-Based Mechanical Assessment of Bone Quality on the Basis of In Vivo Images,” *Curr. Osteoporos. Rep.*, vol. 14, no. 6, pp. 374–385, 2016.
- [35] V. M. M. Lopes, M. A. Neto, A. M. Amaro, L. M. Roseiro, and M. F. Paulino, “FE and experimental study on how the cortex material properties of synthetic femurs affect strain levels,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 46, pp. 96–109, 2017.
- [36] L. Cristofolini, A. S. Teutonico, L. Monti, A. Cappello, and A. Toni, “Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: Validation of a protocol to discriminate between ‘good’ and ‘bad’ designs,” *J. Biomech.*, vol. 36, no. 11, pp. 1603–1615, 2003.

- [37] T. Basso, J. Klaksvik, U. Syversen, and O. A. Foss, “A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures,” *J. Biomech.*, vol. 47, no. 16, pp. 3898–3902, 2014.
- [38] M. B. Sommers, D. C. Fitzpatrick, S. M. Madey, C. Vande Zanderschulp, and M. Bottlang, “A surrogate long-bone model with osteoporotic material properties for biomechanical testing of fracture implants,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 15, pp. 3297–3304, 2007.
- [39] J. H. Kim, S. H. Kim, and S. H. Chang, “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.*, 2011.
- [40] S. H. Kim, S. H. Chang, and H. J. Jung, “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.*, 2010.
- [41] Â. Pinto, “Avaliação experimental da avaliação do uso de uma ou duas placas de osteossíntese estabilização de ossos longos,” Universidade de Coimbra, 2018.
- [42] S. Miramini *et al.*, “Computational simulation of the early stage of bone healing under different configurations of locking compression plates,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 8, pp. 900–913, 2015.
- [43] E. Wang, T. Nelson, and R. Rauch, “Back to Elements - Tetrahedra vs . Hexahedra,” *CAD-FEM GmbH, Munich, Ger.*, p. 16, 2004.