1 2 9 0

UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Raquel Maria Santos Nunes

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DO USO DE DUAS PLACAS DE OSTEOSSÍNTESE NA ESTABILIZAÇÃO DE ALOENXERTOS

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, ramo de Instrumentação Biomédica orientada pelas Professoras Doutoras Ana Paula Betencourt Martins Amaro e Maria Augusta Neto e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra

setembro de 2019

1 2 9 0

FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE D COIMBRA

Avaliação do Comportamento Mecânico do Uso de Duas Placas de Osteossíntese na Estabilização de Aloenxertos

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

Evaluation of the Mechanical Behavior of the Use of Two Osteosynthesis Plates in the Stabilization of Allografts

Autor

Raquel Maria Santos Nunes

Orientadores

Professora Doutora Maria Augusta Neto

Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Júri

Presidente	**Professor Doutor Adérito Luís Martins Araújo** **Professor Associado da Universidade de Coimbra**
Orientador	**Professora Doutora Maria Augusta Neto** **Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra**
Vogais	**Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro** **Professor Coordenador do Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC**

Coimbra, setembro, 2019

“Existem muitas hipóteses na ciência que estão erradas. Isso é perfeitamente aceitável, elas são a abertura para encontrar as que estão certas.”

Carl Segan

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de referir que o presente trabalho não seria possível sem algumas pessoas.

Aos meus pais quero agradecer por serem o meu pilar. Ao longo destes anos, transmitiram-me força, apoio e amor, tornando esta caminhada muito mais fácil. Apesar de se encontrarem longe, acompanharam todos os meus passos e ampararam todas as minhas quedas. Sem eles não seria possível.

Aos meus irmãos que participaram em todas as minhas conquistas. Direta ou indiretamente demonstraram a confiança que necessitava em todas as circunstâncias da minha vida.

Aos meus avós paternos e maternos que foram os meus segundos pais. Apesar de os meus avós paternos e a minha avó materna não estarem presentes fisicamente, neste momento, participaram em muitos momentos importantes e deram-me recordações para a vida. Ao meu avô materno agradeço por ser testemunha de todo o meu percurso.

À minha família que contribuiu para a concretização de todos os meus sonhos e que me apoiou sempre em todos os momentos.

Aos meus amigos por toda a amizade que me dedicaram ao longo do meu percurso académico. Em especial, quero agradecer à minha amiga Carlota por estar presente, ao longo destes anos, tanto nas minhas melhores memórias, como nas etapas menos fáceis.

Aos meus colegas do laboratório por todos os momentos lá passados e por todo o auxílio que me deram para a realização deste projeto.

Por último, um agradecimento especial às minhas orientadoras, Dra. Professora Ana Paula Amaro e Dra. Professora Maria Augusta Neto, por todo o tempo despendido e por toda a dedicação e orientação. O conhecimento que me transmitiram foi crucial para o sucesso deste estudo.

Resumo

A cicatrização e consolidação óssea são fundamentais para a regeneração do osso onde foi realizada uma osteotomia, ou ao qual foi necessário extrair parte do osso. Em ambas as situações há perda da continuidade anatómica e/ou instabilidade mecânica. Deste modo, a aplicação de placas de osteossíntese, e de parafusos, tem sido uma das formas de tratamento mais utilizadas, pois permite assegurar a estabilidade óssea. Ademais, por vezes, há a necessidade de recorrer a transplantes de osso, tecidos e/ou células, como solução terapêutica em situações clínicas mais complexas. Apesar do uso das placas de osteossíntese ser um dos métodos mais utilizados, não existe consenso quanto ao número de placas a utilizar, ao posicionamento das mesmas e aos enxertos ósseos a serem empregues nas mais variadas situações. Isto significa que, aquando uma operação cirúrgica, estes fatores dependem da decisão do cirurgião.

Esta dissertação consiste num estudo numérico por recurso aos elementos finitos, através do *software* ADINA®. Deste modo, é feita uma análise quase-estática do fémur com diferentes modelos. Detalhadamente, é comparado um modelo de uma placa com um de duas placas. De seguida confronta-se este último com um modelo de duas placas com liberdade segundo o eixo y e, finalmente, um modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação.

Relativamente à análise dos resultados são estudados: deslocamentos, forças de contacto, pressão de contacto, tensões de *von Mises* e principais.

Concluiu-se que o método de duas placas permite uma maior estabilidade do osso na zona da osteotomia, devido aos menores valores de deslocamento e tensões. Quanto aos modelos onde são utilizados aloenxertos não foram retiradas muitas conclusões, visto que as placas e os parafusos empregues, nas simulações, não foram os mais eficazes. Por último, foi possível aferir que as zonas mais críticas são as osteotomias/aloenxertos e os parafusos.

Palavras-chave: Aloenxerto, Fémur, Método de Elementos Finitos, Osteotomia, Placa de Osteossíntese.

Abstract

Healing and bone consolidation are fundamental for the regeneration where an osteotomy was performed, or for which part of the bone had to be extracted. In both situations there is loss of anatomical continuity and/or mechanical instability. Thus, the application of osteosynthesis plates and screws has been one of the most widely used forms of treatment, as it ensures bone stability. In addition, sometimes there is a need for bone, tissue and/or cell transplantation as a therapeutic solution in more complex clinical situations. Although the use of osteosynthesis plates is one of the most used methods, there is no consensus on the number of plates to be used, their positioning and the bone grafts to be applied in the most varied situations. This means that during a surgical procedure, these factors depend on the surgeon's decision.

This dissertation is a finite element numerical study using ADINA® software. Thus, a near-static analysis of the femur with different models is made. In detail, a one-plate and two-plate model is compared. Next, the latter is confronted with a two-plate model with freedom along the y axis and, finally, a two-plate model using allograft with and without fixation.

Regarding the analysis of the results are studied: displacements, contact forces, contact pressure, von Mises and main stresses.

It was concluded that the two-plate method allows greater bone stability in the osteotomy zone, due to lower displacement and stress values. As for the models where allografts are used, not many conclusions were drawn, since the plates and screws employed in the simulations were not the most effective. Finally, it was possible to verify that the most critical areas are osteotomies/allografts and screws.

Keywords Allograft, Femur, Finite Element Method, Osteotomy, Osteosynthesis Plate.

Índice

Índice de Figuras ix

Índice de Tabelas xv

Simbologia e Siglas xvii
Simbologia xvii
Siglas xvii

1. INTRODUÇÃO 1

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 3
2.1. O esqueleto humano 3
2.1.1. Divisão do esqueleto humano 4
2.2. Os ossos 4
2.2.1. Células que os compõem 6
2.2.2. Configuração interna 7
2.2.3. Divisão em classes 9
2.3. Consolidação óssea 11
2.3.1. Processo de cicatrização primária 12
2.3.2. Processo de cicatrização secundária 13
2.4. O fémur 16
2.4.1. Eixos de referência do fémur 19
2.5. Osteotomia femoral 19
2.6. Materiais das placas de fixação 21
2.6.1. Aço inoxidável 22
2.6.2. Titânio e as suas ligas 22
2.7. Enxertos ósseos 24
2.7.1. Autoenxertos 25
2.7.2. Aloenxertos 25
2.7.3. Substitutos sintéticos 27
2.8. Modelo de Elementos Finitos 28

3. MODELOS GEOMÉTRICOS 31
3.1. Modelos em estudo 31
3.1.1. Modelo do fémur 32
3.1.2. Modelo das placas 33
3.1.3. Modelo dos parafusos 33
3.1.4. Modelo dos blocos 34
3.2. Posição dos Modelos 34
3.2.1. Fémur-Placa 34
3.2.2. Placa-Parafusos 35
3.2.3. Fémur-Bloco 36
3.2.4. Osteotomia 37

4. ANÁLISE NUMÉRICA 39

4.1. Características dos modelos ... 39
4.1.1. Configuração interna dos ossos ... 39
4.1.2. Propriedades mecânicas ... 39
4.2. Condições fronteira aplicadas aos modelos ... 40
4.2.1. Restrição do fémur ... 40
4.2.1. Restrição do bloco de carregamento ... 41
4.3. Condições para o carregamento ... 41
4.3.1. Aperto dos parafusos ... 42
4.3.2. Deslocamentos nulos ... 43
4.3.3. Pressão no bloco de carregamento ... 44
4.4. Contacto entre as superfícies ... 45
4.5. Time step function ... 47
4.6. Discretização da malha ... 47

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO ... 49
5.1. Deslocamento ... 49
5.1.1. Modelos de uma e de duas placas ... 49
5.1.2. Modelos de duas placas com novo carregamento ... 50
5.1.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação ... 52
5.2. Força de contacto ... 54
5.2.1. Modelos de uma e de duas placas ... 54
5.2.2. Modelos de duas placas com novo carregamento ... 55
5.2.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação ... 57
5.3. Tração Normal ... 59
5.3.1. Modelos de uma e de duas placas ... 59
5.3.2. Modelos de duas placas com novo carregamento ... 60
5.3.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação ... 61
5.4. Tensão ... 62
5.4.1. Tensão de *von Mises* ... 62
5.4.2. Tensões principais ... 71
5.5. Percentagem de nós ... 78
5.5.1. Modelo de uma e de duas placas ... 79
5.5.2. Modelo de duas placas com novo carregamento ... 80
5.5.3. Modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação ... 82

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS ... 85
6.1. Conclusões ... 85
6.2. Sugestões de Trabalhos Futuros ... 87

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ... 89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Representação esquemática dos principais ossos que constituem o sistema esquelético. Adaptado de [3]. 3

Figura 2.2. Representação das diferenças entre o Sistema Axial (à esquerda) e o Apendicular (à direita). Adaptado de [5]. 4

Figura 2.3. Representação esquemática da percentagem dos componentes dos ossos, sendo, maioritariamente, constituído por colagénio tipo I. Adaptado de [7]. 5

Figura 2.4. Representação dos quatro tipos de células que compõem um osso: osteócitos, osteoblastos, células de revestimento ósseo e osteoclastos. Adaptado de [9]. 7

Figura 2.5. Vista transversal do osso compacto, nomeadamente na diáfise, onde é visível a unidade estrutural básica, o *osteon*. Adaptado de [9]. 8

Figura 2.6. Representação do osso esponjoso, à medida que se desce em profundidade, encontrando-se, maioritariamente na epífise do osso. Adaptado de [9]. 8

Figura 2.7. Exemplos de ossos longos dos membros superiores e inferiores. Adaptado de [13]. 9

Figura 2.8. Exemplos de ossos curtos das mãos e dos pés. Adaptado de [13]. 10

Figura 2.9. Exemplos de ossos chatos do corpo humano. Adaptado de [13]. 10

Figura 2.10. Exemplos de ossos irregulares do corpo humano. Adaptado de [13]. 11

Figura 2.11. Exemplo de um osso sesamoide que é comum a todos os seres humanos. Adaptado de [13]. 11

Figura 2.12. Processo de cicatrização primária de uma osteotomia transversal realizada no rádio de um cão. Adaptado de [14]. 13

Figura 2.13. Representação geral dos eventos biológicos que ocorrem no processo de cicatrização e os tipos de células envolvidas em cada estágio. Adaptado de [19]. 13

Figura 2.14. Processo de cicatrização secundária com ossificação intramembranosa: (1) estágio de inflamação; (2) e (3) estágio de reparação, em particular a formação do calo ósseo mole e do calo ósseo duro, respetivamente; e (4) estágio de remodelação. Adaptado de [17]. 15

Figura 2.15. Processo de cicatrização secundária com ossificação endocondral: (a) estágio de inflamação; (b) e (c) estágio de reparação, em particular a formação do calo ósseo mole e do calo ósseo duro, respetivamente; e (d) estágio de remodelação. Adaptado de [15]. 15

Figura 2.16. Representação do fémur e dos ossos com que o mesmo se articula. Adaptado de [22]. 16

Figura 2.17. Vistas anterior (a) e posterior (b) do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [22]. 16

Figura 2.18. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da extremidade superior do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24]. 17

Figura 2.19. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da diáfise do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24]. 18

Figura 2.20. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da extremidade inferior do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24]. 18

Figura 2.21. Identificação dos eixos de referência do fémur: o anatómico, o mecânico e o do colo, respetivamente. Adaptado de [25]. 19

Figura 2.22. Osteotomia com subtração de cunha óssea: é feito um corte no osso com um ângulo adequado e, posteriormente, são unidas as duas superfícies. Adaptado de [31]. 20

Figura 2.23. Osteotomia com subtração de cunha óssea: são colocadas placas, de forma a estabilizar o local. Adaptado de [31]. 21

Figura 2.24. Osteotomia por adição: com recurso a um enxerto ósseo e a placas e parafusos específicos. Adaptado de [29]. 21

Figura 2.25. Exemplo de uma placa de aço inoxidável. Neste caso, em específico, é uma Placa de Compressão Dinâmica de seis furos. Adaptado de [37]. 22

Figura 2.26. Exemplo de uma placa de titânio. Neste caso, em específico, é uma Placa de Bloqueio Femoral de oito furos. Adaptado de [39]. 23

Figura 2.27. Diagrama esquemático das diferentes fontes de autoenxerto utilizadas na reconstrução de um ligamento do punho. Adaptado de [45]. 25

Figura 2.28. Exemplos de aloenxertos: A) Aloenxerto da tíbia anterior; B) Aloenxerto do ligamento da patela; C) Aloenxerto de tendão calcâneo; D) Aloenxerto de mecanismo extensor. Adaptado de [46]. 26

Figura 2.29. Exemplos de diferentes materiais de enxerto ósseo, nomeadamente, materiais cerâmicos, materiais baseados em hidroxiapatita, vidros bioativos e *scaffolds* de nanofibras. Adaptado de [49]. 27

Figura 2.30. Rede cristalina da hidroxiapatita. Adaptado de [50]. 28

Figura 3.1. Modelos em estudo: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 31

Figura 3.2. Modelos de duas placas com novo carregamento. 32

Figura 3.3. Modelos em estudo: a) modelo de duas placas com fixação; b) modelo de duas placas sem fixação. 32

Figura 3.4. Modelos do fémur: a) o caso da osteotomia; b) a osteotomia com recurso a um aloenxerto. 33

Figura 3.5. Modelos das placas: a) a placa maior; b) a placa menor. 33

Figura 3.6. Modelos dos parafusos: a) o correspondente à placa maior; b) o correspondente à placa menor. 34

Figura 3.7. Modelos dos blocos: a) nos modelos de uma e de duas placas; b) no modelo de novo carregamento; c) no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto. 34

Figura 3.8. Posicionamento da placa de oito furos no fémur, no modelo de uma placa. 34

Figura 3.9. Posicionamento das duas placas no fémur: a) no modelo de duas placas; b) no modelo de duas placas com aloenxerto. 35

Figura 3.10. Posicionamento dos parafusos em relação às respetivas placas: a) a placa de oito furos com oito parafusos; b) a placa de seis furos com seis parafusos. 35

Figura 3.11. Vista interior do posicionamento dos parafusos em relação ao fémur, no modelo de duas placas. 36

Figura 3.12. Superfície côncava criada para os modelos de uma e de duas placas. 36

Figura 3.13. Posicionamento do bloco em relação ao fémur, pormenorizando, no lado direito da figura, a vista interna do contacto. 37

Figura 3.14. Posicionamento do bloco em relação ao fémur, em detalhe, no lado direito da figura, a vista interna do contacto. 37

Figura 3.15. Posicionamento da osteotomia nos modelos de uma e de duas placas. 37

Figura 3.16. Posicionamento da osteotomia nos modelos com recurso a aloenxerto, especificando o aloenxerto no lado direito da figura. 38

Figura 4.1. Modelo geométrico do fémur: a) geometria do osso cortical; b) geometria do osso trabecular. 39

Figura 4.2. Condição fronteira aplicada no bloco de apoio: a) vista exterior; b) vista interior. 41

Figura 4.3. Condição fronteira aplicada no bloco de carregamento, sendo especificada no lado direito da figura. 41

Figura 4.4. Sequência de aperto no modelo de uma placa. 42

Figura 4.5. Sequência de aperto no modelo de duas placas e do novo carregamento. 43

Figura 4.6. Sequência de aperto nos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto: (a) sem fixação e (b) com fixação. 43

Figura 4.7. Deslocamento nulo aplicado: a) ao modelo de uma placa; b) aos modelos de duas placas e de novo carregamento; c) aos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto. 44

Figura 4.8. Pressão prescrita: a) aos modelos de uma e de duas placas; b) ao modelo de novo carregamento. 44

Figura 4.9. Pressão prescrita aos modelos de duas placas com recurso a aloenxertos. 45

Figura 5.1. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 49

Figura 5.2. Distribuição do deslocamento na zona da osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 50

Figura 5.3. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur, no modelo de duas placas com novo carregamento. 51

Figura 5.4. Distribuição do deslocamento na zona da osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento. 51

Figura 5.5. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 52

Figura 5.6. Distribuição do deslocamento ao longo do aloenxerto: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 53

Figura 5.7. Distribuição das forças de contacto nas placas: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas..... 54

Figura 5.8. Distribuição das forças de contacto na osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas..... 55

Figura 5.9. Distribuição das forças de contacto nas placas no modelo de duas placas com novo carregamento. 56

Figura 5.10. Distribuição das forças de contacto na osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento. 56

Figura 5.11. Distribuição das forças de contacto nas placas: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 57

Figura 5.12. Distribuição das forças de contacto no aloenxerto no modelo de duas placas com fixação: a) parte superior; b) parte inferior. 58

Figura 5.13. Distribuição das forças de contacto no aloenxerto no modelo de duas placas sem fixação: a) parte superior; b) parte inferior. 58

Figura 5.14. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 59

Figura 5.15. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento. 60

Figura 5.16. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 61

Figura 5.17. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 62

Figura 5.18. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas: a) placa maior do modelo de uma placa; b) placa maior do modelo de duas placas; c) placa menor do modelo de duas placas..... 63

Figura 5.19. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos: a) parafusos da placa maior do modelo de uma placa; b) parafusos da placa maior do modelo de duas placas; c) parafusos da placa menor do modelo de duas placas..... 64

Figura 5.20. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento. 65

Figura 5.21. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas no modelo de duas placas com novo carregamento: a) placa de oito furos; b) placa de seis furos. 66

Figura 5.22. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos no modelo de duas placas com novo carregamento: a) parafusos da placa de oito furos; b) parafusos da placa de seis furos. 67

Figura 5.23. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 68

Figura 5.24. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas: a) placa maior do modelo com fixação; b) placa maior do modelo sem fixação; c) placa menor do modelo com fixação; d) placa menor do modelo sem fixação. 69

Figura 5.25. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos: a) parafusos da placa maior do modelo de com fixação; b) parafusos da placa maior do modelo sem fixação; c) parafusos da placa menor do modelo com fixação; d) parafusos da placa menor do modelo sem fixação. 70

Figura 5.26. Distribuição da tensão σ_1 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 71

Figura 5.27. Distribuição da tensão σ_2 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 72

Figura 5.28. Distribuição da tensão σ_3 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas. 73

Figura 5.29. Distribuição da tensão σ_1 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento. 74

Figura 5.30. Distribuição da tensão σ_2 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento. 74

Figura 5.31. Distribuição da tensão σ_3 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento. 75

Figura 5.32. Distribuição da tensão de σ_1 ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 76

Figura 5.33. Distribuição da tensão de σ_2 ao longo do fémur: (a) modelo com fixação e (b) modelo sem fixação. 77

Figura 5.34. Distribuição da tensão de σ_3 ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação. 78

Figura 5.35. Local de análise da percentagem de nós associados a este nível de tensão. 79

Figura 5.36. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* nos modelos de uma e de duas placas. 79

Figura 5.37. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas e com novo carregamento. 81

Figura 5.38. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação. 82

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1. Propriedades mecânicas das componentes internas do osso..... 40
Tabela 4.2. Propriedades mecânicas das placas e dos parafusos..... 40
Tabela 4.3. Propriedades mecânicas do bloco de alumínio..... 40
Tabela 4.4. Pares de contacto comuns a todos os modelos. 46
Tabela 4.5. Pares de contacto dos modelos de duas placas, de novo carregamento e com recurso a aloenxertos..... 46
Tabela 4.6. Síntese do número total de nós e de elementos de cada um dos modelos em estudo..... 48
Tabela 5.1. Análise estatística dos modelos de uma e de duas placas..... 80
Tabela 5.2. Análise estatística dos modelos de duas placas e com novo carregamento..... 81
Tabela 5.3. Análise estatística dos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação..... 83

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

E – Módulo de Elasticidade ou Módulo de *Young*

ν – Razão de *Poisson*

ρ – Densidade ou Massa Específica

σ_1, σ_2, σ_3 – Tensões principais

Siglas

CAD – *Computer Aided Design*

FEM – Faculdade de Engenharia Mecânica

HUC – Hospitais da Universidade de Coimbra

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

UC – Universidade de Coimbra

1. INTRODUÇÃO

O fémur é o osso mais longo e resistente do corpo humano e tem como função auxiliar a locomoção do Homem, fornecendo estabilidade. No entanto, dada a sua estrutura e posicionamento no esqueleto humano, são várias as solicitações a que este osso está sujeito, no dia a dia. Por esta razão, há um elevado risco de a solicitação superar a resistência do osso, o que terá como consequência uma lesão. Esta, em situações clínicas mais complexas, poderá exigir a extração de parte do osso, o que leva à perda da função incumbida ao mesmo. Também em problemas oncológicos é frequente a necessidade de remoção de parte do osso. Muitas vezes, são utilizados enxertos ósseos, para a substituição do osso removido, que poderão advir de autoenxertos, de aloenxertos ou de substitutos sintéticos. Por outro lado, poderá ser necessário a realização de uma osteotomia como forma de correção de desvios do eixo do membro. Em ambas as situações há perda da estabilidade mecânica. Assim, foram criados métodos e dispositivos que permitem a regeneração destes locais, através da cicatrização e consolidação óssea.

Na verdade, a utilização de placas de osteossíntese e de parafusos é uma das formas de tratamento mais utilizadas, como terapia para os problemas referidos, uma vez que permitem a imobilização e estabilização da zona afetada. Desta forma, é desencadeado um mecanismo de reparação que consiste na união mecânica dos fragmentos ósseos, a que se dá o nome de consolidação óssea. Isto acontece, porque o osso regenera por si próprio. Posteriormente, verifica-se o processo de cicatrização óssea que poderá ocorrer com ou sem formação do calo ósseo. De ambas as formas verifica-se o crescimento do osso.

O objetivo primordial consiste, não só na estabilização do local afetado, como também na promoção da regeneração do osso no menor tempo possível. Só assim se poderá garantir que o osso recupere toda a sua função. Por conseguinte, devido aos vários métodos de tratamento que existem, cabe ao cirurgião decidir qual o melhor a aplicar em cada situação.

Apesar dos dispositivos de fixação e dos implantes terem evoluído ao longo dos anos, ainda existem problemas sem resolução, nomeadamente, a não-união dos fragmentos, as infeções, a perda dos implantes, a quebra das placas ou dos parafusos, que poderão advir

após a cirurgia. Consequentemente, há discordância por parte dos profissionais de saúde quanto à melhor metodologia a ser aplicada. Enquanto que uns defendem a utilização de uma só placa, outros acreditam que duas placas permite uma melhor estabilização do local afetado e, por isso, uma recuperação mais rápida do doente.

Este trabalho baseia-se num estudo de cinco modelos diferentes para simulação de osteossíntese do fémur, pelo método de elementos finitos, recorrendo ao *software* ADINA®.

O objetivo consiste em avaliar o comportamento mecânico de uma e de duas placas de osteossíntese, de modo a aferir qual o melhor método a ser aplicado na situação a simular. Também, se pretende comparar a utilização, ou não, de dois parafusos de compressão, no caso de um modelo de duas placas de osteossíntese com recurso a aloenxerto. De forma a ser possível retirar conclusões, foram analisados os seguintes resultados: deslocamento, forças de contacto, pressão de contacto, tensão de *von Mises* e as tensões principais.

Para uma melhor clareza deste trabalho, é, de seguida, apresentada uma pequena descrição de cada capítulo que constitui esta dissertação. No Capítulo 1, este, é feita uma introdução ao tema e são expostos os objetivos a cumprir. No Capítulo 2, denominado de Revisão Bibliográfica, é realizada uma breve apresentação dos conceitos teóricos necessários à compreensão deste estudo. No Capítulo 3, são identificados os modelos geométricos do fémur, dos apoios, das duas placas e dos respetivos parafusos. Estes modelos foram desenvolvidos, anteriormente, no *software SolidWorks*®. No Capítulo 4, é concretizada uma análise numérica no *software* ADINA® dos modelos, sendo esta análise quase-estática. No Capítulo 5, Resultados e Discussão, como o próprio nome indica, é feita uma comparação dos resultados das simulações. Por fim, no Capítulo 6, são expressas as conclusões finais retiradas ao longo de todo o trabalho. Ainda, são propostas sugestões de trabalhos futuros que são consideradas importantes para o desenvolvimento deste tema.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo contextualiza-se, de forma breve, os conceitos essenciais para uma melhor análise deste documento. Assim, é realizada uma introdução ao esqueleto humano, sendo especificadas as características gerais dos ossos e da sua organização. Além disso, é feita uma descrição pormenorizada do fémur e dos materiais usados nas placas de fixação. Por fim, é explicado o método numérico utilizado neste estudo.

2.1. O esqueleto humano

O corpo humano possui várias estruturas, desde as mais simples, como as células, até às mais complexas, como é o caso dos órgãos. Este é organizado em tecidos, órgãos e sistemas biológicos que desempenham funções específicas necessárias para o quotidiano. É todo este nível de hierarquia que garante a sobrevivência do indivíduo [1].

Em particular, o sistema esquelético é composto por osso e cartilagem, Figura 2.1. O tecido ósseo é constituído por tecido conjuntivo duro e denso, representando a maior parte do esqueleto. Em oposição, a cartilagem é uma forma de tecido conjuntivo semirrígida, que proporciona flexibilidade e superfícies lisas para o movimento. As principais funções consistem numa estrutura sólida que suporta e protege os órgãos internos, onde os músculos se apoiam, facilitando o movimento, na produção de células sanguíneas pela medula óssea, a que se dá o nome de hematopoiese e no armazenamento de minerais e gordura [2].

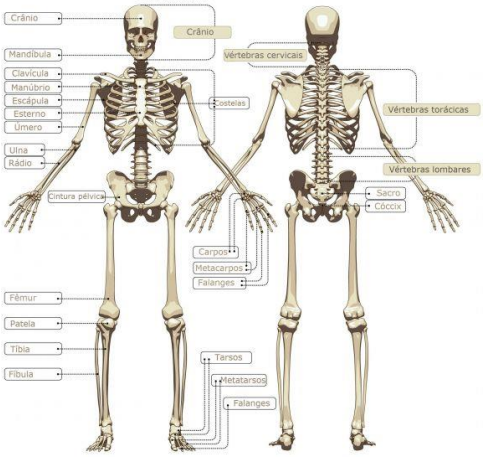

Figura 2.1. Representação esquemática dos principais ossos que constituem o sistema esquelético. Adaptado de [3].

2.1.1. Divisão do esqueleto humano

O esqueleto humano é formado por duzentos e seis ossos. Este pode ser estruturado em duas divisões principais: esqueleto axial e esqueleto apendicular [4], Figura 2.2. As principais diferenças entre estes estão relacionadas com a estrutura e a função de cada um. Contudo, ambos são constituídos por ossos, cartilagens e ligamentos [5].

No que diz respeito ao esqueleto axial, este forma o eixo vertical e central do corpo, pelo que o divide na sua linha média. Consiste em oitenta ossos, incluindo todos os da cabeça, do pescoço, do tórax e das costas. Das diversas funções, destacam-se as seguintes: proteção do cérebro, da medula espinhal, do coração e dos pulmões; e fixação para os músculos que movimentam os membros correspondentes. Por sua vez, o esqueleto apendicular integra cento e vinte e seis ossos, abrangendo, não só todos os ossos dos membros superiores e inferiores, como também os que prendem cada membro do esqueleto axial [4]. Por outras palavras, é possível realizar uma divisão mais pormenorizada, considerando os ossos que se encontram dentro dos próprios membros e os ossos da cintura que prendem os membros ao esqueleto axial. Neste caso, os membros superiores são altamente móveis e usados para várias atividades, enquanto que fica a cargo dos membros inferiores o suporte e a estabilidade de sustentação de peso e a locomoção corporal [6].

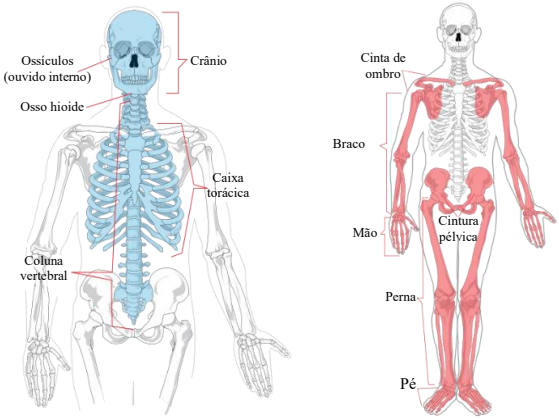

Figura 2.2. Representação das diferenças entre o Sistema Axial (à esquerda) e o Apendicular (à direita). Adaptado de [5].

2.2. Os ossos

Os ossos detêm uma histologia única, compreendendo duas fases: mineral, ou inorgânica, e orgânica. Estas aliam-se de modo a originar um material compósito, onde a

parte mineral fornece rigidez à estrutura e a parte orgânica proporciona resiliência e ductilidade [7].

A fase mineral é composta por cálcio e fosfato que formam uma placa fina de cristais de hidroxiapatita. Estes compostos combinam-se com pequenas proporções de iões, como carbonato de magnésio, sódio e potássio, atribuindo alguma rigidez ao osso [8]. Desta forma, é possível, não só proteger a placa fina de hidroxiapatita, mas também aumentar a capacidade de carga, ao distribuir as forças nas zonas de descontinuidades e reduzir a tensão na matriz óssea [7].

Quanto ao componente orgânico é constituído por colagénio e materiais orgânicos não-colagénios, pelo que fornecem alguma flexibilidade ao osso. De facto, cerca de 90% da matriz óssea orgânica é composta por colagénio, nomeadamente do tipo I, que é produzido pelos osteoblastos, sendo esta a forma de colagénio mais abundante do osso, Figura 2.3. Relativamente à maioria dos materiais orgânicos não-colagénios são proteínas produzidas pelas células ósseas, como é o caso dos proteoglicanos. Por conseguinte, é a ligação entre estes dois componentes orgânicos que ajuda a regular as fibras de colagénio e, ainda, auxilia durante o processo de mineralização. Outro componente é a proteína Gla, que é responsável pela ligação do cálcio durante a mineralização, podendo exercer uma função de ponte entre o colagénio, o componente mineral e certas proteínas [8]. Toda esta organização depende especificamente da taxa, da localização e do substrato (se existir) em que são formados, estando relacionados com as necessidades funcionais de cada osso [7].

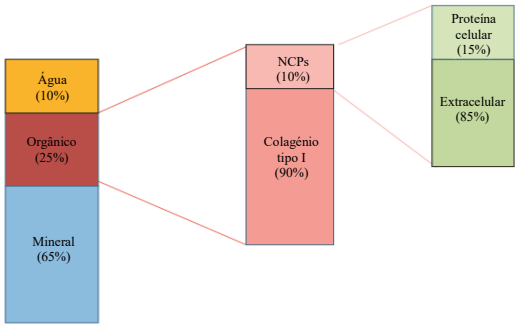

Figura 2.3. Representação esquemática da percentagem dos componentes dos ossos, sendo, maioritariamente, constituído por colagénio tipo I. Adaptado de [7].

2.2.1. Células que os compõem

Os ossos são formados por quatro tipos diferentes de células, nomeadamente os osteoblastos, os osteócitos, os osteoclastos e células de revestimento ósseo [8], Figura 2.4.

Os osteoblastos são as células ósseas de forma cúbica e de origem mesenquimal primitiva, que se encontram na superfície, responsáveis pela formação do osso. Isto significa que estas células sintetizam os componentes que compõem a matriz extracelular do mesmo. Esta matriz é constituída por macromoléculas estruturais, como o colagénio tipo I, e por vários proteoglicanos, proteínas não colagénicas e de ligação celular. Também, promovem a mineralização da matriz orgânica por vesículas e organelos extracelulares associados à calcificação da matriz [9].

Os osteócitos, por sua vez, são células que correspondem aos osteoblastos maduros, ou seja, à medida que a matriz de colagénio se secreta, o osteoblasto fica envolvido e calcifica, formando assim o osteócito. Este localiza-se no interior do osso, mais precisamente nas lacunas, e é gerado pela fusão de células mesenquimais locais. Para além disso, a sua aparência varia, de acordo com a sua posição relativamente à camada superficial. Devido à sua ampla distribuição são considerados os principais nanorrecetores do osso, na medida em que conseguem detetar a tensão induzida no mesmo [8].

Tanto os osteócitos, como os osteoblastos não possuem atividade mitótica, mas conseguem comunicar entre si e receber nutrientes através de processos citoplasmáticos nos canalículos, canais dentro da matriz óssea. Portanto, são as células osteogénicas que vêm colmatar o problema da incapacidade de mitose das células anteriores, visto que são células indiferenciadas com elevada atividade mitótica e, por isso, alta capacidade de divisão. Assim sendo, diferenciam-se e desenvolvem-se em osteoblastos.

Relativamente aos osteoclastos são os responsáveis pela destruição e reabsorção óssea que perde o vigor ao longo do tempo, permitindo a renovação contínua do osso em resposta ao crescimento ou alteração das tensões mecânicas [9]. Por esta razão, são células fagocíticas multinucleadas que provêm da linhagem celular de monócitos e macrófagos, dois tipos de glóbulos brancos [8]. Estes encontram-se na superfície óssea e em equilíbrio com os osteoblastos, tornando eficaz a remodelação óssea. Isto acontece, uma vez que os osteoblastos formam continuamente novo osso, ao mesmo tempo que os osteoclastos quebram a superfície dos ossos velhos [9]. Este processo denomina-se de remodelação óssea, sendo fundamental para a preservação da capacidade funcional do osso.

Por último, as células de revestimento ósseo são aquelas que se verificam quando as superfícies ósseas não se estão a formar, nem a reabsorver. Estas formam uma camada de células achatadas e alongadas, que protege a superfície da atividade dos osteoclastos. Todavia, podem ser reativadas, de modo a formar osteoblastos [8].

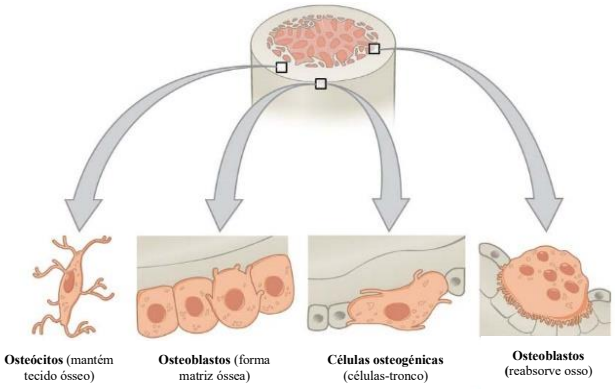

Figura 2.4. Representação dos quatro tipos de células que compõem um osso: osteócitos, osteoblastos, células de revestimento ósseo e osteoclastos. Adaptado de [9].

2.2.2. Configuração interna

Macroscopicamente a maioria dos ossos integra tecido ósseo cortical, ou compacto, e trabecular, ou esponjoso. No entanto, a quantidade relativa de substâncias sólidas, e os espaços vazios, varia consoante a função do osso.

O osso cortical, ou compacto, é formado por lâminas ósseas paralelas muito próximas, pelo que constitui uma substância densa, dura e compacta. Encontra-se, maioritariamente, nas diáfises, fornecendo proteção e suporte a forças de compressão suficientes para sustentar o peso [9], Figura 2.5. A sua unidade estrutural microscópica é denominada de *osteon* ou sistema de *Havers*, que são lâminas ósseas dispostas num padrão concêntrico ao redor do canal central, ou canal de *Havers* [10]. Este canal inclui, ainda, vasos sanguíneos, nervos e vasos linfáticos. Neste caso, os osteócitos, que se localizam nas lacunas, encontram-se nas bordas das lamelas adjacentes [9].

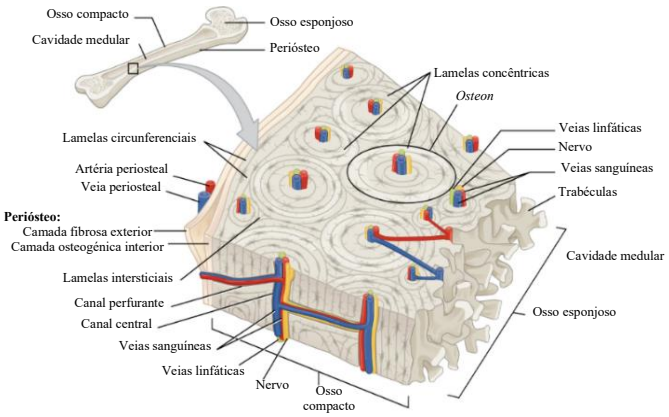

Figura 2.5. Vista transversal do osso compacto, nomeadamente na diáfise, onde é visível a unidade estrutural básica, o *osteon*. Adaptado de [9].

O osso trabecular, ou esponjoso, exibe espaços vazios mais amplos, apresentando um aspeto poroso. Isto acontece, uma vez que é composto por lâminas ósseas irregularmente dispostas ao longo das direções de ação das forças de pressão mecânica, com o objetivo de fornecer elasticidade, aquando a aplicação de carga [10]. As lacunas, onde se alojam os osteócitos, situam-se numa rede conhecida por trabécula, que proporciona força ao osso. Por conseguinte, os espaços da rede trabeculada tornam os ossos mais leves, de modo que os músculos consigam movê-los mais facilmente. Ademais, alojam a medula vermelha, que produz uma elevada quantidade de células do sangue, ficando protegida pelas trabéculas. Em geral, o osso esponjoso encontra-se, predominantemente, na epífise, mas também na diáfise [9], Figura 2.6.

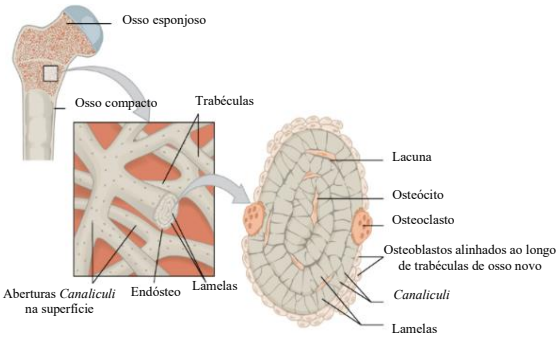

Figura 2.6. Representação do osso esponjoso, à medida que se desce em profundidade, encontrando-se, maioritariamente na epífise do osso. Adaptado de [9].

2.2.3. Divisão em classes

Os ossos podem ser categorizados em cinco classes: longos, curtos, chatos, irregulares e sesamoides. Esta divisão tem por base a forma e a função de cada osso [11].

No que diz respeito aos ossos longos são aqueles que são mais compridos do que largos, sendo constituídos por duas partes: a diáfise e as epífises. A diáfise corresponde à ligação entre as extremidades proximal e distal do osso e possui no seu interior o canal medular, local onde se aloja a medula óssea. Dentro deste canal também se observa algum tecido esponjoso, apesar de ser em muito pouca quantidade. As suas paredes são compostas, principalmente, por osso compacto e denso, que se torna mais fino à medida que se aproxima das extremidades. Por sua vez, as epífises contêm tecido esponjoso rodeado por osso compacto fino e preenchido por medula vermelha [12]. Cada uma das epífises possui uma linha epifisária composta por uma camada de cartilagem epifisária que, quando o osso para de crescer na idade adulta, é substituída por tecido ósseo. À região de crescimento e fusão entre a epífise e a diáfise dá-se o nome de metáfise [9]. Os ossos longos são curvados, o que lhes proporciona maior resistência [12]. Por conseguinte, suportam o peso do corpo e facilitam o movimento [13]. Estes encontram-se nos braços (úmero, ulna e rádio), nas pernas (fémur, tíbia e fíbula), nos dedos das mãos (metacarpos e falanges) e dedos dos pés (metatarsais e falanges) [11], Figura 2.7.

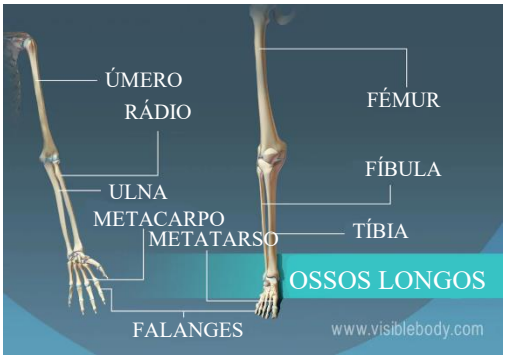

Figura 2.7. Exemplos de ossos longos dos membros superiores e inferiores. Adaptado de [13].

Os ossos curtos têm, aproximadamente, o mesmo comprimento, largura e espessura. As principais funções destes são proporcionar estabilidade, suporte e movimento, apesar de muito limitado [11]. Estes ossos são constituídos por, maioritariamente, tecido esponjoso

revestido por uma camada fina de substância compacta [12]. Como exemplos deste tipo de osso são os carpais do punho e os tarsos dos tornozelos [13], Figura 2.8.

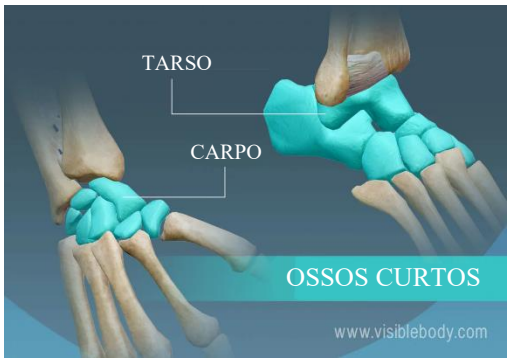

Figura 2.8. Exemplos de ossos curtos das mãos e dos pés. Adaptado de [13].

Relativamente aos ossos chatos, têm como principal característica o facto de serem muito finos e, normalmente, curvos. Estes possuem duas camadas finas de osso compacto, envolvendo algum osso esponjoso no seu interior de quantidade variável [11]. Este conjunto permite a proteção dos órgãos internos, na medida em que, se ocorrer uma fratura na camada externa, a interna irá fornecer proteção [12]. Também, fornecem grandes áreas de fixação para os músculos. Existem estes ossos no crânio (occipital, parietal, frontal, nasal, lacrimal e vómer), na caixa torácica (esterno e costelas) e na pelve (ílio, ísquio e púbis) [13], Figura 2.9.

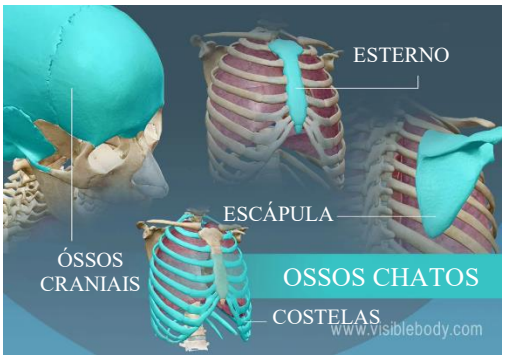

Figura 2.9. Exemplos de ossos chatos do corpo humano. Adaptado de [13].

Os ossos irregulares têm diferentes formas e estruturas, com um certo grau de complexidade, pelo que garantem uma boa proteção dos órgãos internos [13]. Estes são formados por tecido esponjoso no interior de uma fina crosta de osso compacto. Os ossos classificados nesta categoria são: vértebras, sacro, cóccix, temporal, esfenoidal, etmoidal, zigomático, maxilar, mandibular, palatino, concha nasal inferior e hioide [12], Figura 2.10.

Figura 2.10. Exemplos de ossos irregulares do corpo humano. Adaptado de [13].

Por último, os ossos sesamoides são pequenos e redondos e formam-se nos tendões, onde se verifica uma pressão elevada, devido à articulação [11]. Por esta razão, estes ossos têm como função proteger os tendões da tensão e do desgaste [13]. O número e a posição destes varia de pessoa para pessoa, mas, geralmente, encontram-se nos tendões das mãos, dos joelhos e dos pés. Contudo, as patelas são os únicos ossos deste tipo comuns a todos os seres humanos [11], Figura 2.11.

Figura 2.11. Exemplo de um osso sesamoide que é comum a todos os seres humanos. Adaptado de [13].

2.3. Consolidação óssea

Tanto uma fratura óssea, como uma osteotomia provocam uma rutura no osso, pelo que levam à perda da continuidade anatómica e/ou à instabilidade mecânica do osso [14]. Ao contrário de outros tecidos biológicos adultos que recuperam com a produção de tecido de cicatrização, o osso cura consigo próprio. A reparação inclui diversos processos celulares e moleculares complexos que resultam na formação de novo osso. Este é

remodelado continuamente até recuperar as suas propriedades mecânicas, e até que o local onde ocorreu a lesão fique irreconhecível [15].

Sempre que ocorre um dano no tecido ósseo é desencadeado um mecanismo de reparação, que se designa de consolidação óssea. Esta consiste na união mecânica dos fragmentos ósseos, que possibilita a restauração fisiológica do tecido e a recuperação da função do osso. Este processo sucede quando os vasos sanguíneos rompem, dentro e ao redor do osso [16]. Deste modo, a cicatrização óssea pode ocorrer de duas formas, nomeadamente através de cicatrização primária ou de cicatrização secundária.

Relativamente à primeira, compreende a remodelação direta, sem formação de tecido externo, a que se denomina de calo ósseo [15]. Neste caso, é necessário a estabilização rígida com ou sem compressão das extremidades ósseas [17]. Assim, observam-se deslocamentos muito pequenos (quase nulos), com contacto direto ou com uma folga muito reduzida entre as extremidades ósseas [15]. Por esta razão, é a atividade dos osteoclastos e dos osteoblastos que permite a cura e a conexão dos fragmentos ósseos [18]. Este é um processo extremamente lento que pode demorar de meses a anos até que a cura seja total.

A cicatrização secundária é o processo mais utilizado e requer algum movimento interfragmentário entre as extremidades do osso. Nesta situação, os fragmentos ósseos são estabilizados por um calo externo e envolvem processos de diferenciação dos tecidos. Este calo consiste em tecido conjuntivo fibroso e/ou cartilaginoso que se desenvolve a partir do tecido mesenquimal. Assim, é possível a estabilização da zona, aumentando a sua rigidez através da diferenciação dos tecidos. O movimento interfragmentário, por sua vez, diminui à medida que o calo se torna mais rijo. Por conseguinte, este une os fragmentos ósseos, reduzindo o movimento de tal modo que a formação óssea ocorre na lacuna [15].

2.3.1. Processo de cicatrização primária

O processo de cicatrização primária pode ser dividido em dois estágios: cicatrização por lacuna ou cicatrização por contacto.

No primeiro caso, a lacuna é preenchida por formação óssea direta, sendo que a orientação do novo osso é transversal à original. Após várias semanas, as extremidades da fratura são reconstituídas, de modo a que o local seja substituído por *osteons* com a orientação original.

Em contraste, no caso da cicatrização por contacto, como os fragmentos se encontram próximos os *osteons* conseguem crescer no local, paralelamente ao longo do eixo no osso. Deste modo, não se verificou o procedimento de formação óssea transversal entre as extremidades da fratura, tal como acontece na cicatrização por lacuna [17], Figura 2.12.

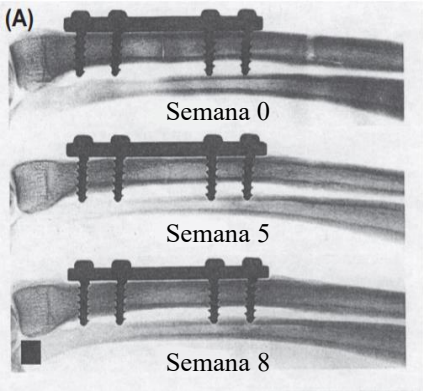

Figura 2.12. Processo de cicatrização primária de uma osteotomia transversal realizada no rádio de um cão. Adaptado de [14].

2.3.2. Processo de cicatrização secundária

O processo de cicatrização secundária pode ser dividido em três estágios: a inflamação, o reparo e a remodelação [15]. Embora estes processos ocorram consecutivamente, poderão se sobrepor uns aos outros. Ao longo destes estágios, verifica-se uma contínua mudança de populações de células e de processos de sinalização no tecido que se encontra em regeneração [19], Figura 2.13.

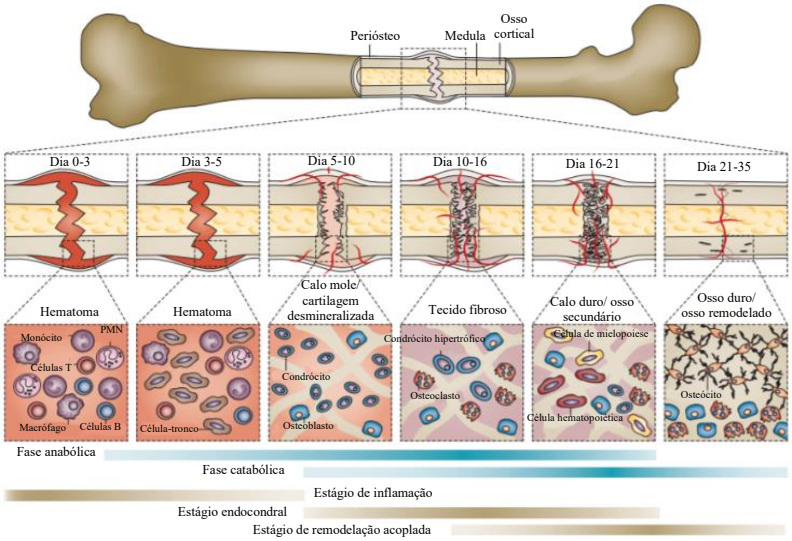

Figura 2.13. Representação geral dos eventos biológicos que ocorrem no processo de cicatrização e os tipos de células envolvidas em cada estágio. Adaptado de [19].

Em primeiro lugar, observa-se um aumento do volume local do tecido, a que se dá o nome de fase anabólica inicial [18]. Deste modo, forma-se um hematoma constituído por células do sangue periférico e intramedular e por células da medula óssea [20]. Este atua como suporte temporário para a diferenciação das células-tronco em tecido fibroso, cartilagem e osso. De seguida, dá-se a fase inflamatória, onde são libertados diversos fatores biológicos. Para além destes, as cargas mecânicas, como é o caso da tensão e da pressão hidrostática, desempenham um papel vital na consolidação óssea.

Assim, são os fatores biológicos e as cargas mecânicas, que regulam as atividades das células-tronco mesenquimais, em conjunto com condrócitos, osteoblastos, fibroblastos e células endoteliais os contribuintes mais importantes para a formação óssea [19]. Esta resposta inflamatória ajuda a imobilizar o local de duas maneiras: a dor faz com que o indivíduo proteja a lesão, e o inchaço evita que a fratura se mova [17]. O pico agudo desta reação observa-se nas primeiras vinte e quatro horas e completa-se após sete dias, o que faz com que o hematoma coagule, tanto dentro e ao redor das extremidades do local, como dentro da medula, de forma a produzir um molde para a formação do calo [20].

No estágio de reparação, após, aproximadamente, três semanas, desenvolve-se o tecido de calo mole através da atividade das células esqueléticas e endoteliais, preenchendo a lacuna entre os fragmentos de osso [18]. Posteriormente, este tecido evolui para tecido de calo duro, demorando cerca de três a quatro meses [16]. O papel principal do calo consiste em aumentar a estabilidade mecânica do local, ao apoiar lateralmente o mesmo, até que seja substituído por osso [17]. Neste estágio, existem dois mecanismos de formação óssea, a ossificação intramembranosa e a ossificação endocondral, que possibilitam a cura dos ossos longos. Relativamente à primeira, as células-tronco mesenquimais diferenciam-se em osteoblastos, criando tecido ósseo diretamente, através de um processo anabólico [18]. Isto significa que não há formação de cartilagem como passo intermédio, ocorrendo apenas a diferenciação dos osteoblastos nas células precursoras [17]. Este processo sucede a alguns milímetros de distância da lacuna, Figura 2.14. Quanto à ossificação endocondral ocorre ao redor da lacuna. As células diferenciam-se em condrócitos, gerando tecido cartilaginoso. A partir da apoptose dos condrócitos a matriz extracelular é mineralizada. Os osteoblastos, por seu turno, penetram essa estrutura morta, de forma a depositar tecido ósseo, produzindo uma nova matriz óssea inicialmente desordenada e irregular. Tipicamente, este é o processo utilizado pelos ossos longos [18], Figura 2.15.

Por fim, a partir da oitava semana, inicia-se a remodelação, verificando-se a reabsorção do calo [16]. De facto, os processos de remodelação e reabsorção óssea dominam as atividades no calo, após a formação da ponte óssea do calo e unidas as extremidades [15]. Para que este passo seja bem-sucedido, é crucial uma supressão sanguínea adequada e um aumento gradual na estabilidade mecânica [20]. Este estágio apenas termina quando o local está completamente unido. Todavia, o osso pode nunca recuperar totalmente a sua morfologia original, principalmente na idade adulta [16].

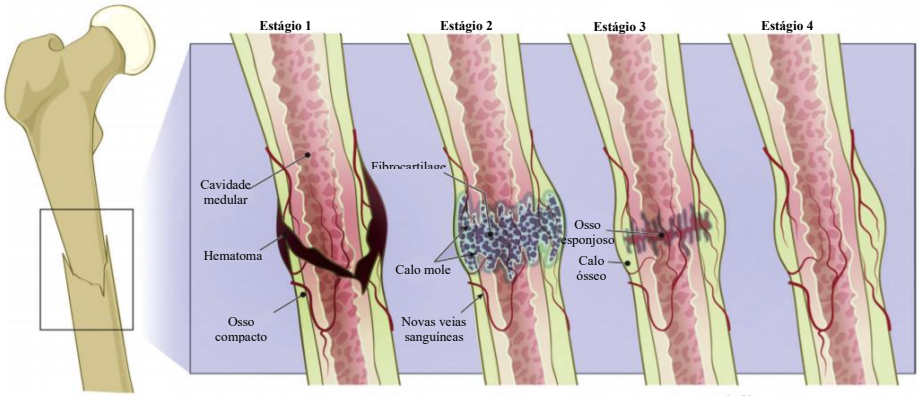

Figura 2.14. Processo de cicatrização secundária com ossificação intramembranosa: (1) estágio de inflamação; (2) e (3) estágio de reparação, em particular a formação do calo ósseo mole e do calo ósseo duro, respetivamente; e (4) estágio de remodelação. Adaptado de [17].

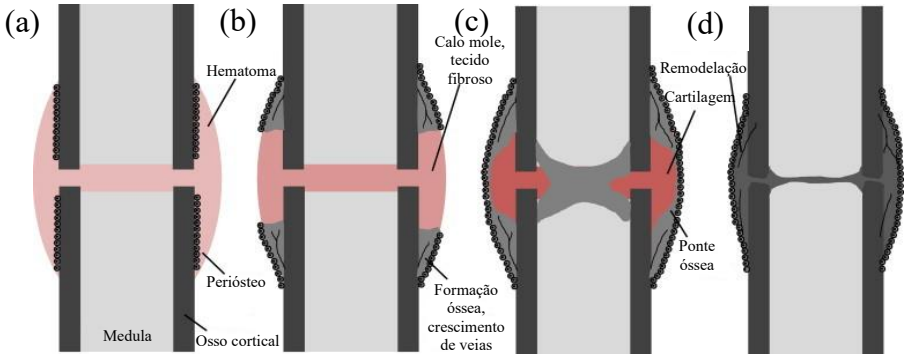

Figura 2.15. Processo de cicatrização secundária com ossificação endocondral: (a) estágio de inflamação; (b) e (c) estágio de reparação, em particular a formação do calo ósseo mole e do calo ósseo duro, respetivamente; e (d) estágio de remodelação. Adaptado de [15].

2.4. O fémur

O fémur é o osso mais longo, pesado e resistente do corpo humano, sendo a sua principal função fornecer estabilidade de peso e de marcha [21]. Este não é perfeitamente cilíndrico ao longo da sua extensão e, em postura anatómica, não é vertical, variando o grau de inclinação de pessoa para pessoa [12]. Articula-se com três ossos, proximalmente com o osso do quadril e distalmente com a patela e a tíbia [22], Figura 2.16. A artéria femoral é o principal fornecedor de sangue para a extremidade inferior [21].

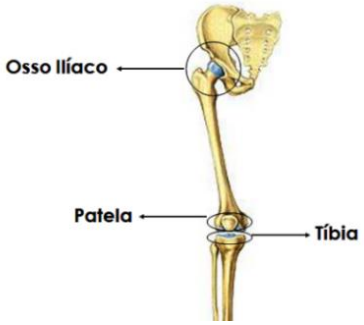

Figura 2.16. Representação do fémur e dos ossos com que o mesmo se articula. Adaptado de [22].

Como todos os ossos longos, o fémur é constituído por um corpo, a diáfise, que se localiza entre duas extremidades, as epífises proximal e distal, Figura 2.17. De facto, na extremidade proximal encontra-se a cabeça, o colo e os trocânteres maior e menor, e na extremidade distal observa-se os côndilos e os epiccôndilos [12].

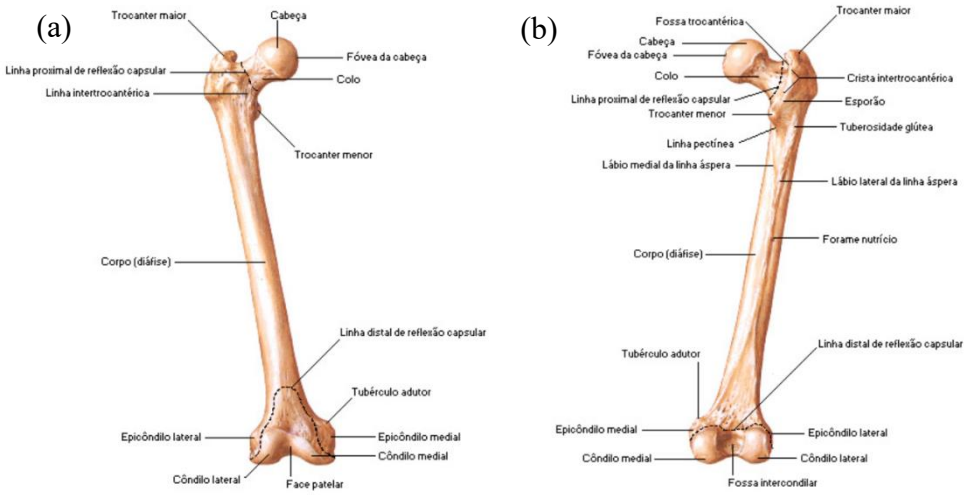

Figura 2.17. Vistas anterior (a) e posterior (b) do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [22].

A cabeça do fémur corresponde à extremidade arredondada que, em conjunto com o acetábulo do osso do quadril, forma a articulação deste [23]. A sua superfície é lisa e encontra-se revestida com cartilagem, com exceção da depressão ovoide, mais conhecida por *fóvea capitis* [12]. Esta serve como local de fixação para o ligamento da cabeça do fémur.

O colo é a região estreita que se localiza abaixo da cabeça, sendo esta uma das áreas mais comuns de fraturas [23]. A sua superfície posterior é lisa, mais larga e côncava do que a anterior. O ângulo que o colo forma é mais amplo na infância, diminuindo com o crescimento, sendo que não é comum sofrer alterações após o crescimento total ser atingido. Na idade adulta, forma, normalmente, um ângulo de cerca de 125º com o corpo. Relativamente à sua projeção para a frente, varia de pessoa para pessoa, sendo o valor médio de 12º a 14º.

Em relação aos dois trocânteres, o maior e o menor, oferecem sustento aos músculos e possibilitam à coxa girar no seu eixo. Enquanto que o trocânter maior é uma projeção óssea, grande e irregular, que se encontra na junção do pescoço com a parte superior do corpo, o trocânter menor é uma pequena proeminência óssea que se projeta da parte inferior e posterior da base do pescoço [12]. Ao analisar a zona medial entre os dois trocânteres, no lado anterior, encontra-se a linha intertrocantérica e, na superfície posterior, verifica-se a crista intertrocantérica [23], Figura 2.18.

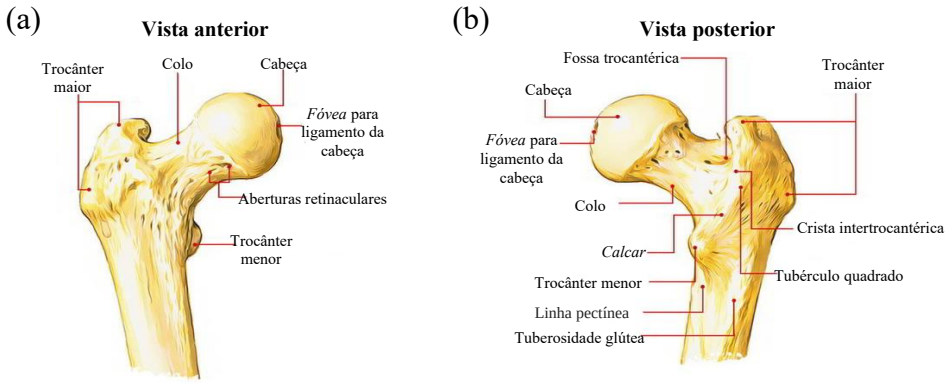

Figura 2.18. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da extremidade superior do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24].

A diáfise possui uma forma quase cilíndrica e é ligeiramente arqueada, de forma a ser convexa na frente e côncava atrás. Esta é reforçada pela linha áspera, uma proeminente crista longitudinal [12], Figura 2.19.

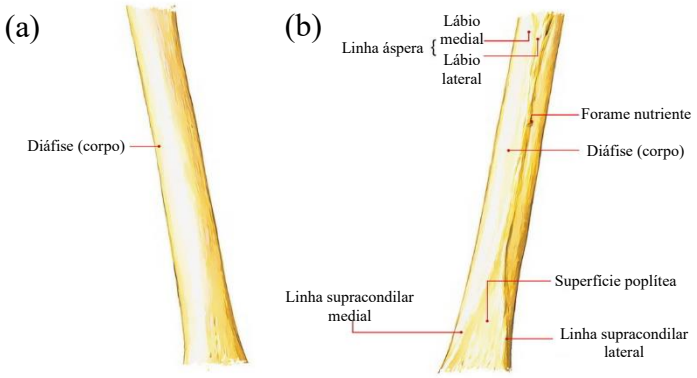

Figura 2.19. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da diáfise do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24].

Os côndilos consistem em duas proeminências localizadas no lado lateral, o côndilo lateral, e no lado medial, o côndilo medial. Na vista anterior, estes separam-se um do outro pela superfície patelar, uma depressão articular lisa e superficial, fornecendo articulação com o osso da rótula [12]. Posteriormente, os côndilos são separados pela fossa intercondilar, uma depressão profunda. Enquanto que os côndilos se localizam na porção lisa, os epiccôndilos encontram-se na área rugosa, no lado externo. Relativamente aos primeiros articulam-se com a tíbia para formar a articulação do joelho, os segundos proporcionam uma fixação para músculos e ligamentos de suporte do joelho [23], Figura 2.20.

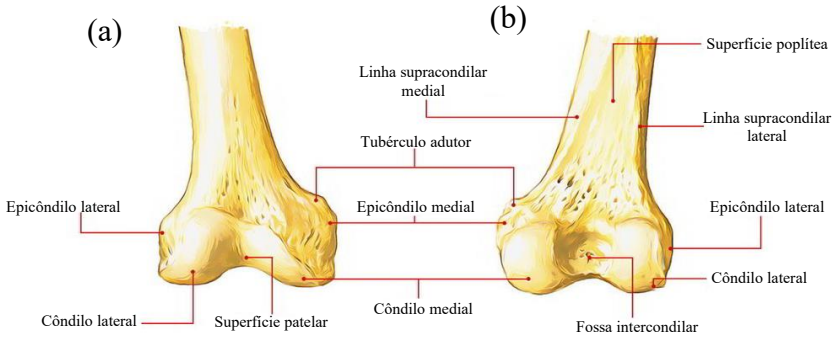

Figura 2.20. Vistas anterior (a) e posterior (b), respetivamente, da extremidade inferior do fémur e identificação dos respetivos constituintes. Adaptado de [24].

2.4.1. Eixos de referência do fémur

Anatomicamente, é possível definir três eixos principais, o eixo anatómico, o mecânico e o do colo do fémur, Figura 2.21. Estes permitem um correto enquadramento do osso em estudo, e uma melhor compreensão das solicitações mecânicas a aplicar nos ensaios numéricos e mecânicos [25].

O eixo anatómico é um eixo em relação aos canais intramedulares [26]. Consiste numa linha imaginária que percorre o canal intramedular do fémur, fazendo a ligação entre o centro dos côndilos com o centro do canal medular da região proximal. Por sua vez, o eixo mecânico diz respeito ao eixo imaginário que interseta o centro dos côndilos e o centro da cabeça do osso em estudo [25]. Em relação à vertical este eixo possui um declive de 3º. O anatómico possui uma diferença de, aproximadamente, 5º a 7º relativamente ao mecânico [26]. Por fim, o eixo do colo do fémur advém de a interseção do centro do canal medular da região proximal, que é empregue como referência para o eixo anatómico, e do centro da cabeça do fémur, utilizado na determinação do eixo mecânico [25].

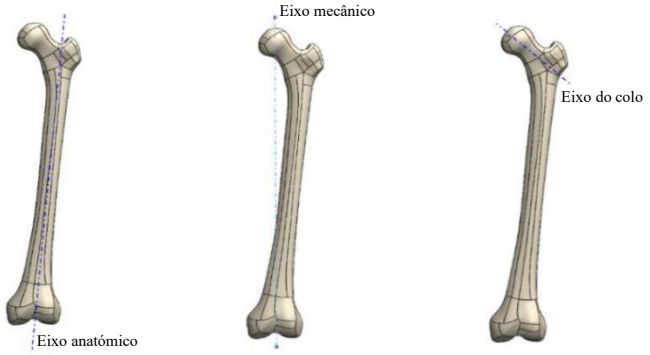

Figura 2.21. Identificação dos eixos de referência do fémur: o anatómico, o mecânico e o do colo, respetivamente. Adaptado de [25].

2.5. Osteotomia femoral

A osteotomia femoral é um procedimento cirúrgico que permite corrigir deformidades específicas do fémur e da articulação do quadril [27]. Devido a estas deformidades, há uma alteração na distribuição de carga a nível da articulação do joelho. Esta sobrecarga mecânica provoca um desgaste na cartilagem, dando origem à artrose associada à rotura dos meniscos. Deste modo, a rotura é considerada o fator principal e mais frequente da dor sentida pelo doente, o que o leva a consultar um médico [28].

Assim, é provocada uma "quebra" no osso, que leva à perda de continuidade anatómica e/ou à instabilidade mecânica do osso. Antes da cirurgia é efetuada uma avaliação da alteração do eixo que causa o mau alinhamento, de forma a obter conhecimento relativamente à correção a executar [29]. Esta é feita através de um corte do osso, com o objetivo de realinhá-lo com o eixo, restaurando, assim, a anatomia normal o mais possível [27]. A osteotomia é fixada com placas e parafusos, de modo a assegurar a estabilidade da correção até à cicatrização e consolidação óssea [28]. Durante o procedimento médico é necessário proteger os nervos e os vasos sanguíneos que percorrem a proximidade do joelho, uma vez que são nestes que poderão advir complicações [27]. Depois de consolidado o osso, pode ser necessário proceder à remoção do material de fixação, caso o doente sinta dor ou o limite funcionalmente [28].

Existem dois tipos principais de osteotomias: com subtração de cunha óssea, Figuras 2.22 e 2.23, ou por adição, Figura 2.24. Enquanto que a primeira se associa ao encurtamento ósseo, de modo a que o eixo anatómico atinja os 0º, a segunda necessita de um enxerto ósseo que poderá ser retirado de outro local do próprio paciente ou ser um substituto ósseo sintético. Ambas as técnicas restringem-se a uma área de contacto limitada, podendo dificultar a estabilização com osteossíntese e prolongar o tempo para consolidação [30].

Figura 2.22. Osteotomia com subtração de cunha óssea: é feito um corte no osso com um ângulo adequado e, posteriormente, são unidas as duas superfícies. Adaptado de [31].

Figura 2.23. Osteotomia com subtração de cunha óssea: são colocadas placas, de forma a estabilizar o local. Adaptado de [31].

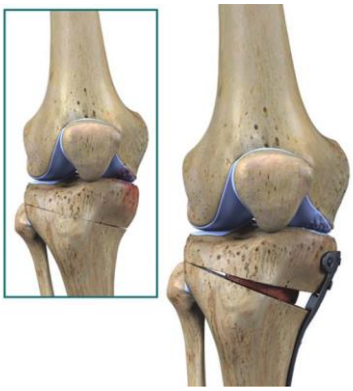

Figura 2.24. Osteotomia por adição: com recurso a um enxerto ósseo e a placas e parafusos específicos. Adaptado de [29].

2.6. Materiais das placas de fixação

A estabilização dos ossos longos e pequenos movimentos interfragmentários são cruciais para induzir a formação dos calos. Isto, permite restaurar a função que lhes é incumbida. Nestas situações, os ossos possuem uma resistência mecânica baixa, pelo que é imprescindível a utilização das placas de osteossíntese, que, também, auxiliam a função mecânica do osso instável. Assim, a fixação impossibilita situações de sobrecarga mecânica e de falha [32].

Ao longo dos tempos, as placas de osteossíntese têm sofrido diversas evoluções, nomeadamente, no que diz respeito aos materiais que as constituem. Estas têm como intuito final a preservação biológica, a viabilização da consolidação óssea e uma fixação com elevada durabilidade.

O metal tem sido aplicado em muitos implantes ortopédicos, devido à sua elevada rigidez e resistência à corrosão, ao fácil manuseamento e ao baixo custo. Também, são muitos os metais que detêm boa ductilidade, o que permite que sejam dobrados manualmente, de modo a se adaptarem às diferentes curvaturas dos locais onde são empregues [33]. A sua maioria, não é bioativa, isto é, não participa em reações biológicas especificas, nem é biodegradável. Entre os metais que existem, os mais utilizados são o aço inoxidável e a liga de titânio [34].

2.6.1. Aço inoxidável

O aço inoxidável foi um dos primeiros a ser utilizado no fabrico de placas ósseas, devido à sua elevada resistência à fadiga, alta ductilidade e usinabilidade [34], Figura 2.25. A usinabilidade diz respeito à facilidade com que o material pode ser cortado ou trabalhado sem prejuízo das suas propriedades mecânicas [35].

As primeiras aplicações de aço inoxidável eram constituídas por 18% de crómio (Cr) e 8% de níquel (Ni) (18Cr-8Ni), em conjunto com 2 a 4% de molibdénio (Mo) e uma percentagem muito baixa de carbono (C) [36]. Porém, o níquel induz uma certa toxicidade, sensibilização e alergia, pelo que, atualmente, apenas os aços inoxidáveis que não o contém são utilizados na área da ortopedia. Assim sendo, a maior aplicação deste material é nos dispositivos de implantes temporários [34].

Figura 2.25. Exemplo de uma placa de aço inoxidável. Neste caso, em específico, é uma Placa de Compressão Dinâmica de seis furos. Adaptado de [37].

2.6.2. Titânio e as suas ligas

O titânio puro é um metal com elevada ductilidade e muito maleável. A liga de titânio, por sua vez, contém titânio puro que se conjuga com alguns dos seguintes elementos: molibdénio (Mo), zircónio (Zr), níquel (Ni), ferro (Fe), crómio (Cr), alumínio (Al), oxigénio (O), azoto (N) e/ou hidrogénio (H) [38]. Consoante a quantidade destes, verifica-se que as

propriedades mecânicas das suas aplicações variam [36]. Enquanto que a adição de metais nobres como molibdénio (Mo), zircónio (Zr) e níquel (Ni) melhora a resistência à corrosão do titânio, os restantes elementos mencionados reduzem a mesma [38].

Das diversas ligas de titânio (Ti) que existem, destacam-se as que na sua composição contém 6% de alumínio (Al) e 4% de vanádio (Va) (Ti-6Al-4V). A adição destes elementos ao titânio permitiu a produção de ligas com propriedades mecânicas mais próximas às do aço inoxidável. No entanto, testes citotóxicos demonstram que o vanádio pode ser prejudicial para o ser humano. Assim, como alternativa são apresentadas as ligas de titânio contendo 6% de alumínio (Al) e 7% de nióbio (Nb) (Ti-6Al-7Nb) [36]. Também as ligas de titânio e zircónio (Zr) (Ti-Zr) são desenvolvidas como uma alternativa, devido às boas respostas no que diz respeito à biofuncionalidade e biocompatibilidade [34].

Ao comparar o titânio puro e as suas ligas com o aço inoxidável verifica-se que o módulo de elasticidade do osso é mais compatível com estes. Também, a resistência é maior, quando são aplicados esforços de carga repetidos, é mais biocompatível, e a sua resistência à corrosão e a inércia química são mais elevadas. É de notar que a elevada resistência à corrosão se deve à formação de uma camada de óxido de titânio (TiO_2) na sua superfície. A grande desvantagem do titânio está relacionada com o facto de ser utilizada soldagem a frio ao ser manuseado [36], Figura 2.26.

Figura 2.26. Exemplo de uma placa de titânio. Neste caso, em específico, é uma Placa de Bloqueio Femoral de oito furos. Adaptado de [39].

Nos últimos anos, foram várias as inovações na área da ortopedia, nomeadamente nos materiais a utilizar na fixação. O objetivo principal consiste em melhorar a consolidação óssea e diminuir as complicações que advém. Contudo, os materiais mais eficazes para a fixação ainda é uma questão por responder, devido, em parte, à variabilidade e complexidade de lesões que existem [36].

2.7. Enxertos ósseos

Os avanços da tecnologia permitiram um desenvolvimento na área da medicina. O transplante de órgãos, tecidos e células é umas das soluções terapêuticas mais utilizadas no contexto de casos clínicos complicados [40].

Um enxerto ósseo consiste numa operação cirúrgica que permite, não só a fixação de ossos, como também de articulações problemáticas que foram danificadas. Para além disso, pode ser utilizado para substituir osso que se encontra em falta, de modo a fornecer estabilidade estrutural. De uma forma detalhada, os principais casos para a sua realização são: uma fratura complexa, ou que não cicatriza com o tratamento escolhido inicialmente; a perda de grandes ou pequenas secções de osso, devido a uma doença, infeção ou lesão; e para ajudar o osso a se curar aquando a utilização de dispositivos implantados cirurgicamente, como placas ou parafusos. Como em todos os procedimentos estão envolvidos riscos, nomeadamente sangramento, infeção ou reação à anestesia, dor, inchaço, inflamação ou lesão nervosa, e rejeição ou absorção do enxerto [41].

A incorporação de um enxerto ocorre por meio de diferentes mecanismos que incluem osteogénese, osteocondução e osteoindução. Na osteogénese, a formação de novo osso é potencializada pelas células que derivam do próprio enxerto. Isto significa que os precursores dos osteoblastos, as células de origem mesenquimal primitiva, que sobrevivem ao processo de colheita e de transplante diferenciam-se em osteoblastos, permitindo a formação do osso. A osteocondução, por sua vez, está relacionada com a capacidade do enxerto fornecer suporte para que a migração das células ósseas ocorra e, consequentemente, o crescimento ósseo. Relativamente à osteoindução refere-se à capacidade de induzir a célula mesenquimal indiferenciada a se transformar em osteoblastos. De modo a que a incorporação dos enxertos ósseos seja bem-sucedida, é necessário ter em consideração as propriedades mecânicas e biológicas das diferentes opções de enxerto [42]. Por essa razão, o tipo de enxerto a aplicar depende do tipo de lesão que está em causa [41].

Existem muitos tipos de enxertos ósseos, sendo os mais comuns o autoenxerto, o aloenxerto e os substitutos sintéticos [42].

2.7.1. Autoenxertos

O autoenxerto consiste num osso ou tecido do próprio doente que é transferido de um local do corpo para outro, Figura 2.27. Por esta razão, a taxa de sucesso é muito elevada, na medida em que é um tecido vivo, cujas células são mantidas intactas [43]. Ademais, averigua-se uma insignificante probabilidade de transmissão de doenças e, embora as técnicas de esterilização e preservação tenham melhorado, um tecido que não tenha passado por estes processos é mais resistente [44]. Porém, a morbilidade do local doador, e a quantidade limitada de enxerto disponível para colheita, tornam o autoenxerto uma opção pouco viável. Para além disso, este procedimento implica maiores taxas de infeção, mais hematomas e poderá ser necessário uma nova operação [42].

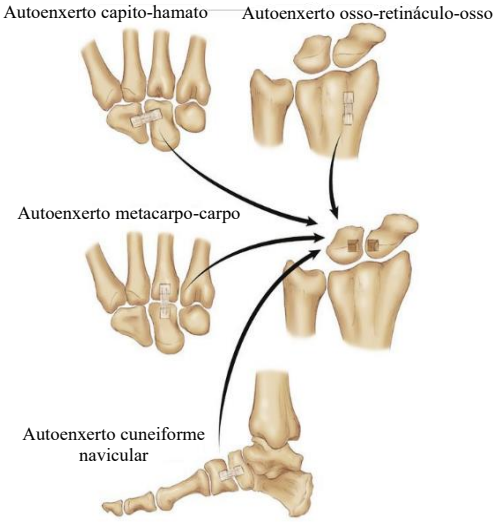

Figura 2.27. Diagrama esquemático das diferentes fontes de autoenxerto utilizadas na reconstrução de um ligamento do punho. Adaptado de [45].

2.7.2. Aloenxertos

O aloenxerto corresponde a um osso ou tecido transplantado de um individuo para outro. Neste caso, pode provir de um doador ou de um cadáver. Este processo tem como principal vantagem a minimização do tempo de cirurgia, na medida em que apenas se realiza uma. Para além disso, a recuperação é relativamente mais fácil e, como o aloenxerto vem de um Banco de Tecidos Ósseos, é confiável e, em princípio, está disponível em grandes quantidades [43]. Contudo, esta metodologia apresenta desvantagens, nomeadamente, o facto de o tecido morto possuir uma resistência mecânica mais baixa quando comparado com um tecido que não foi esterilizado nem processado, pelo que o processo de reabilitação pode

ser prolongado. Também, podem-se verificar infeções, apesar do risco de as contrair ser baixo [44]. Alguns exemplos de aloenxertos encontram-se representados na Figura 2.28.

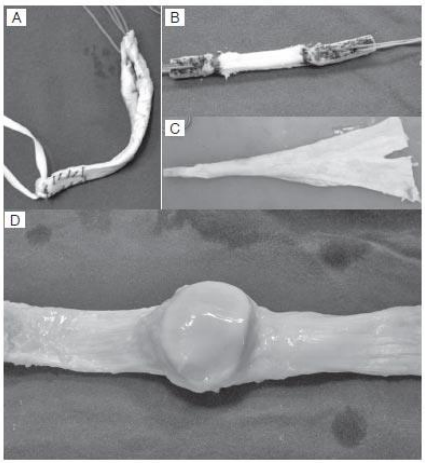

Figura 2.28. Exemplos de aloenxertos: A) Aloenxerto da tíbia anterior; B) Aloenxerto do ligamento da patela; C) Aloenxerto de tendão calcâneo; D) Aloenxerto de mecanismo extensor. Adaptado de [46].

Segundo o Banco de Tecidos Ósseos dos HUC, após a colheita, os tecidos são preparados de modo a serem conservados e armazenados. De acordo com o tipo de aloenxerto a realizar, são retirados os tecidos moles, a medula óssea e o sangue. Posteriormente, os tecidos são fracionados e submetidos a diversos agentes químicos, de modo a descontaminar e desinfetar. Também, são utilizados antibióticos e meios nutritivos, com o objetivo de eliminar a possibilidade de rejeição pelo corpo do doente transplantado.

De entre os métodos de conservação e armazenamento um dos principais é a criopreservação, onde são inibidas todas as reações químicas e todos os fenómenos de desintegração cadavérica, através do azoto líquido. Este permite conservar, a uma temperatura constante, ossos, articulações, células cartilagíneas, fibras e fibroblastos contidos nos ligamentos e nas cápsulas. Por sua vez, na liofilização, os aloenxertos são liofilizados e esterilizados por raios gama na dose de 25 kGy [40]. Este procedimento é um dos mais eficientes na conservação de tecido ósseo à temperatura ambiente, e consiste em congelar o tecido, removendo o solvente (normalmente é água) por sublimação. Assim, é possível impedir atividade biológica e reações químicas [47]. Quando é necessário utilizar o enxerto, este é reidratado numa solução de soro fisiológico a 30º, em condições de assepsia cirúrgica [40].

2.7.3. Substitutos sintéticos

Recentemente, verificou-se o desenvolvimento de novas técnicas e biomateriais para substituição dos tipos de enxertos ósseos referidos anteriormente, com o objetivo de diminuir as taxas de infeção e de rejeição. Segundo de Andrade [48] existem quatro características imprescindíveis para considerar um bom biomaterial: biocompatível, de modo a não agredir o tecido hospedeiro; bioativo, para estimular o crescimento do osso; reabsorvível, de forma a que não se transforme num corpo estranho e, por isso, seja absorvido pelo organismo, evitando, assim, uma nova cirurgia para a retirada do enxerto; ter porosidade apropriada para facilitar a passagem de nutrientes pela corrente sanguínea e para promover a angiogénese, que é o crescimento de novos vasos sanguíneos a partir dos já existentes, Figura 2.29.

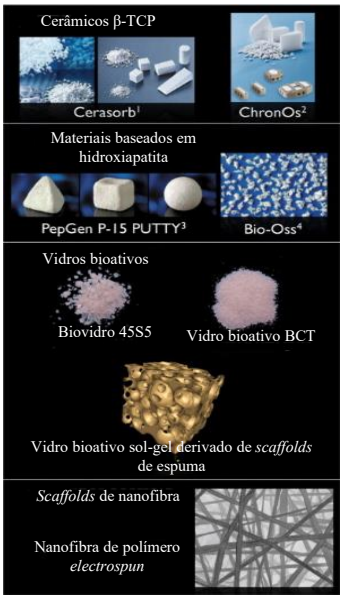

Figura 2.29. Exemplos de diferentes materiais de enxerto ósseo, nomeadamente, materiais cerâmicos, materiais baseados em hidroxiapatita, vidros bioativos e *scaffolds* de nanofibras. Adaptado de [49].

De entre os diferentes biomateriais que existem, destacam-se as nanopartículas minerais de hidroxiapatita, Figura 2.30. Trata-se de um material preparado a partir de fosfato de cálcio que possui a capacidade de induzir o crescimento do tecido ósseo, e a revascularização da área implantada [48]. O grande interesse por este biomaterial está relacionado com as suas propriedades de biocompatibilidade e de osteointegração, na medida em que no tecido ósseo esta é a principal fase mineral. Isto, possibilita a sua utilização enquanto substituto do osso humano em implantes e próteses [50].

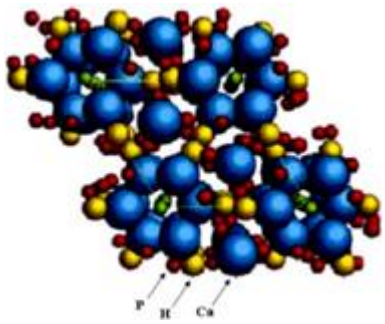

Figura 2.30. Rede cristalina da hidroxiapatita. Adaptado de [50].

A principal desvantagem dos substitutos sintéticos está relacionada com a composição e estrutura dos materiais utilizados. Estes não detêm todas as características essenciais para substituir o tecido humano [48]. Geralmente, este procedimento é considerado uma opção secundária, devido às limitações que apresenta, por exemplo, não é possível utilizar substitutos ósseos que realizem o papel dos ligamentos e dos tendões [44].

2.8. Modelo de Elementos Finitos

O método de elementos finitos permite modelar matematicamente e resolver numericamente os problemas mais complexos. Grande parte da utilização deste método tem por objetivo retirar informações sobre o comportamento de certas estruturas e, assim, prever os fenómenos que poderão advir [51].

Um modelo de elementos finitos possui quatro características essenciais: a malha que cobre toda a sua geometria, o comportamento do material para cada elemento, as condições fronteira aplicadas à malha e o carregamento realizado [52]. É de realçar que os elementos finitos não se sobrepõem geometricamente, mas preenchem o modelo completamente [51].

Do ponto de vista geométrico é possível distinguir dois tipos de malha, como por exemplo, a hexaédrica e a tetraédrica [52]. A grande diferença entre ambas está relacionada com a eficiência na resolução de problemas, sendo a mais utilizada a malha com elementos tetraédricos. O número total de graus de liberdade de um modelo, mesmo que muito complexo, aumenta quando se utiliza uma malha tetraédrica. Contudo, a exatidão dos resultados numéricos não depende de regras gerais que possam ser aplicadas. Aqui, prevalecem os princípios básicos e a experiência que permitem evitar erros de simulação e validar os resultados obtidos [53].

A nível material, existem dois modelos, os modelos transversalmente ortotrópicos e anisotrópicos, cuja principal diferença se deve às propriedades dos modelos em estudo [52]. No caso dos primeiros, as propriedades apresentam três planos de simetria ortogonais entre si, em que todo o ponto no plano tem as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções, pelo que são definidos por nove propriedades mecânicas. Por seu turno, os materiais anisotrópicos possuem propriedades elásticas diferentes, consoante a direção escolhida, sendo necessária a consideração de vinte e uma propriedades mecânicas para a sua completa identificação [54].

No que diz respeito às condições de fronteira, a sua escolha é de grande importância, pois pretende-se que sejam o mais próximo possível da situação *in vivo* e que possam ser replicadas em laboratório. Para isso, podem ser analisadas situações reais ou feitas estimativas consoante vários estudos. Assim, quanto maior a precisão, melhores serão os resultados obtidos.

Por último, a capacidade de carregamento de um osso depende do seu tamanho e da sua forma, ou seja, da distribuição espacial da sua massa. Por conseguinte, o método de elementos finitos permite adptar estas caraterísticas ao carregamento aplicado, de uma forma otimizada, para prever o desempenho de determinadas estruturas sob cargas externas [52].

3. MODELOS GEOMÉTRICOS

Neste capítulo é feita uma descrição geral dos modelos do fémur, das placas e respetivos parafusos de fixação que foram utilizados neste estudo. Os parafusos de fixação e as placas, foram desenvolvidos no *software SolidWorks®*. Alguns dos modelos foram analisados numericamente, no *software* ADINA®, pela Sara Teixeira na sua dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto, pela UC [55]. Contudo, foram realizadas algumas alterações, nomeadamente, nas condições iniciais e em determinadas características dos modelos, com o objetivo de os aproximar mais da realidade cirúrgica.

A aplicação das placas possibilita a estabilização da zona da osteotomia, permitindo a regeneração óssea e a formação do calo ósseo. Assim, é importante o estudo da influência das mesmas na recuperação de doentes.

3.1. Modelos em estudo

Em primeiro lugar, é feito um estudo considerando o modelo geométrico do fémur com uma placa de oito furos. De seguida, é analisado o mesmo modelo, mas desta vez utilizando, para além da placa de oito furos, uma de seis, Figura 3.1. Neste caso, pretende-se verificar a influência da utilização de uma segunda placa de compressão na estabilização de uma osteotomia.

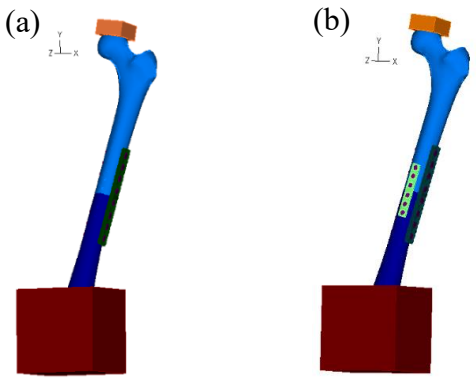

Figura 3.1. Modelos em estudo: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Posteriormente, o modelo de duas placas é confrontado com um modelo com as mesmas características, porém com um carregamento diferente, Figura 3.2. Este novo

carregamento permite que o osso apresente deslocamentos nas três direções e o bloco de carregamento apenas tem deslocamento segundo o eixo y. Assim, há movimento relativo do fémur que acompanha a deformação.

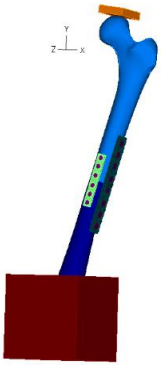

Figura 3.2. Modelos de duas placas com novo carregamento.

Por último, neste modelo foi necessário criar a parte representativa do aloenxerto, Figura 3.3. Para tal, realizaram-se dois cortes na diáfise do fémur que simulam o aloenxerto, sendo que este possui as mesmas características do restante osso. Posteriormente, foi considerada a possibilidade de utilizar, ou não, dois parafusos de fixação na estabilização do aloenxerto. Deste modo, no modelo em que são empregues os dois parafusos, estes, encontram-se na placa de seis furos, pelo que ambas as placas usufruem de seis parafusos. Nestes casos, é utilizado o carregamento do bloco que permite apenas deslocamento segundo o eixo y.

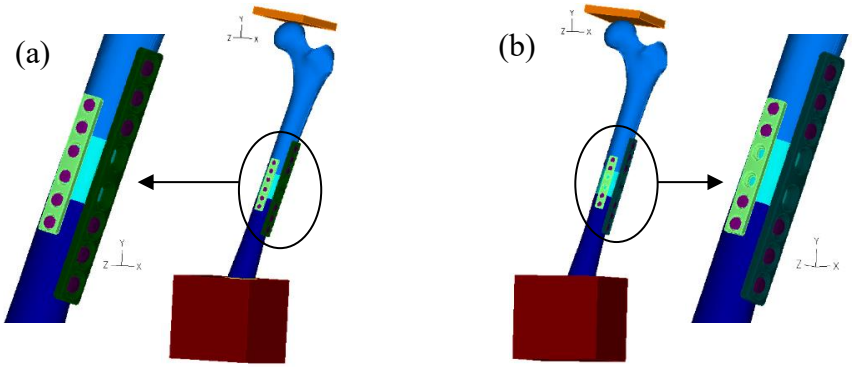

Figura 3.3. Modelos em estudo: a) modelo de duas placas com fixação; b) modelo de duas placas sem fixação.

3.1.1. Modelo do fémur

No presente estudo, é adaptado um modelo CAD do fémur humano com a referência #3403 (*Sawbones®*).

Nas situações em que se pretende simular o processo de osteossíntese, aquando da realização de uma osteotomia, consideram-se duas componentes ósseas: as componentes distal e proximal, Figura 3.4 a). Contudo, quando se intenta simular uma osteotomia na diáfise do fémur recorrendo a um aloenxerto, observam-se as duas componentes ósseas e, ainda, o aloenxerto, que possui as mesmas características da diáfise do osso, Figura 3.4 b).

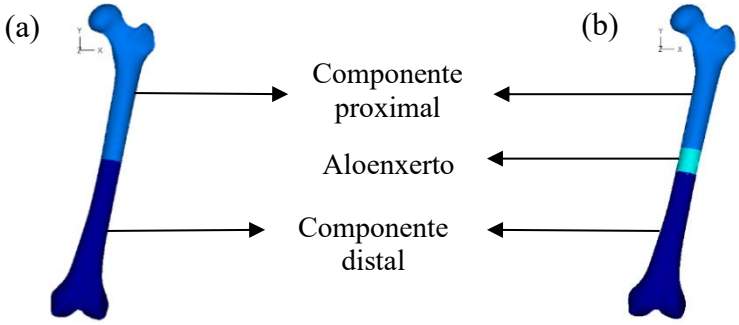

Figura 3.4. Modelos do fémur: a) o caso da osteotomia; b) a osteotomia com recurso a um aloenxerto.

3.1.2. Modelo das placas

As placas utilizadas têm diferentes dimensões, mas ambas são constituídas por furos de geometria oval, Figura 3.5. A placa maior é composta por oito furos com o diâmetro de 5 mm, enquanto a placa menor possui seis furos com diâmetro de 4 mm. No que diz respeito ao comprimento, à largura e à espessura das placas, a de oito furos possui dimensões de 135×16×5 mm e a de seis furos 73×10×4 mm, respetivamente.

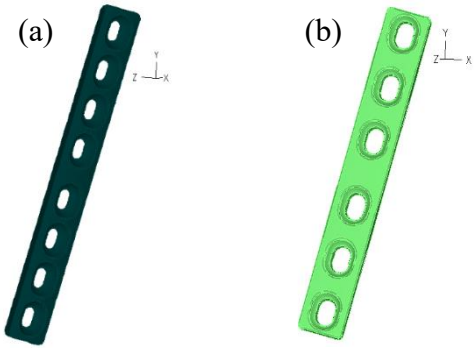

Figura 3.5. Modelos das placas: a) a placa maior; b) a placa menor.

3.1.3. Modelo dos parafusos

Os parafusos em estudo diferem de uma placa para a outra, devido às diferenças de dimensões das mesmas. Enquanto na placa de oito furos, o diâmetro do corpo e o comprimento são de 4,5 mm e de 32 mm, respetivamente; na de seis furos, o diâmetro do corpo é de 3,5 mm e o comprimento é de 25 mm. Em ambos os casos, o modelo é o mais

simplificado possível, pelo que detêm uma superfície lisa e uniforme, em vez de roscada, Figura 3.6.

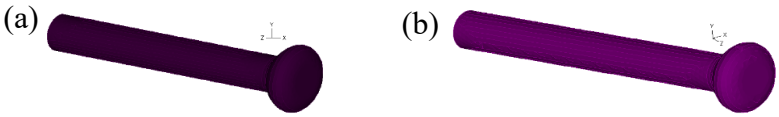

Figura 3.6. Modelos dos parafusos: a) o correspondente à placa maior; b) o correspondente à placa menor.

3.1.4. Modelo dos blocos

De modo a aplicar o carregamento, recorreu-se a um bloco que está alinhado com o eixo mecânico do fémur, Figura 3.7.

Nos modelos de uma e de duas placas, o bloco tem de comprimento, largura e altura 40×40×20 mm, respetivamente. No modelo em que é considerado o carregamento que permite o movimento relativo da cabeça do fémur, o bloco tem dimensões de 40×40×10 mm. Por último, no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto as dimensões do bloco são 80×80×10 mm.

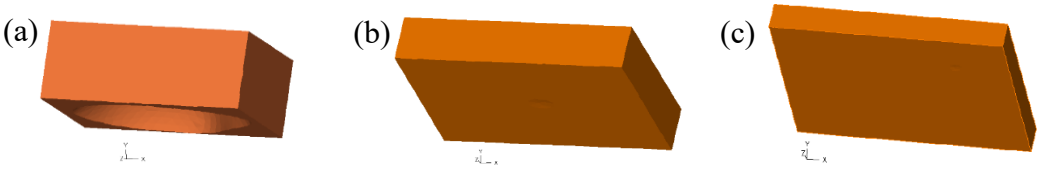

Figura 3.7. Modelos dos blocos: a) nos modelos de uma e de duas placas; b) no modelo de novo carregamento; c) no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto.

3.2. Posição dos Modelos

3.2.1. Fémur-Placa

No estudo com uma placa, esta é posicionada no lado direito do fémur, vista anterior, centrando-se no local da osteotomia, isto é, na zona central da diáfise do fémur, Figura 3.8.

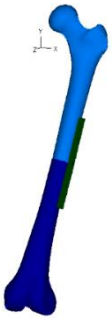

Figura 3.8. Posicionamento da placa de oito furos no fémur, no modelo de uma placa.

Na situação em que é estudada a influência de duas placas, de forma a otimizar a posição das mesmas, a segunda encontra-se rodada de 80º em relação à primeira, Figura 3.9. Este posicionamento foi definido por Pedro Alves na sua dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Construção e Manutenção de Equipamentos Mecânicos, pelo ISEC [56]. Segundo este, estas posições das placas no fémur conduzem a resultados mais favoráveis ao processo de consolidação óssea. Nos casos das osteotomias com recurso a um aloenxerto, as placas também estão colocadas na mesma posição.

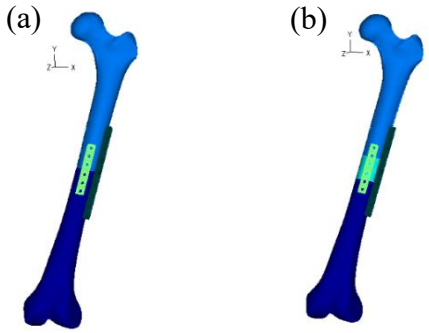

Figura 3.9. Posicionamento das duas placas no fémur: a) no modelo de duas placas; b) no modelo de duas placas com aloenxerto.

Além disso, neste estudo, com o objetivo de simplificar, considerou-se que a superfície interna da placa está encostada ao osso. No entanto, é importante referir que a superfície do fémur possui uma geometria diferente da geometria da placa.

3.2.2. Placa-Parafusos

Nos diversos estudos realizados, em ambas as placas, os dois parafusos mais próximos da osteotomia estão colocados numa posição diferente, uma vez que se pretende simular parafusos de compressão. Os restantes são parafusos de simples aperto, pelo que estão perpendiculares à placa, Figuras 3.10 e 3.11.

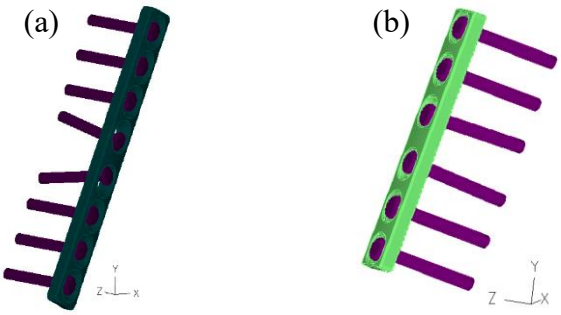

Figura 3.10. Posicionamento dos parafusos em relação às respetivas placas: a) a placa de oito furos com oito parafusos; b) a placa de seis furos com seis parafusos.

Na Figura 3.11, é ilustrada a posição dos parafusos no interior do fémur, num dos modelos de duas placas. A diferença desta visualização relativamente à do modelo de uma placa é que neste caso são visualizadas as zonas dos parafusos da placa menor. Nos casos das osteotomias com recurso a aloenxertos, o posicionamento dos parafusos é igual ao do modelo de duas placas, com a diferença de que numa situação não são considerados os quatro parafusos de compressão e na outra não são considerados os dois parafusos de compressão da placa maior. Contudo, as posições dos parafusos no interior do fémur são as mesmas para todos os modelos.

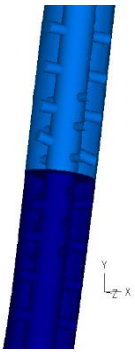

Figura 3.11. Vista interior do posicionamento dos parafusos em relação ao fémur, no modelo de duas placas.

3.2.3. Fémur-Bloco

O bloco de carregamento encontra-se acima da cabeça do fémur, isto é, na parte superior da componente proximal.

No caso dos modelos de uma e de duas placas, de modo a que a força seja distribuída regularmente e mais suavemente por todo o fémur, foi criada uma superfície côncava, Figura 3.12. Esta tem a forma da cabeça do fémur que contacta com o bloco criado, Figura 3.13.

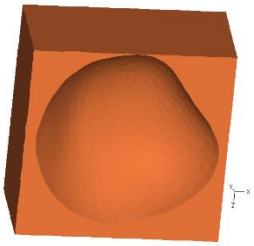

Figura 3.12. Superfície côncava criada para os modelos de uma e de duas placas.

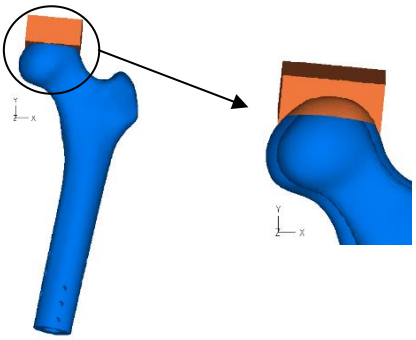

Figura 3.13. Posicionamento do bloco em relação ao fémur, pormenorizando, no lado direito da figura, a vista interna do contacto.

Nos modelos de duas placas com novo carregamento e com recurso a aloenxerto, esse bloco apenas contacta com a cabeça do fémur, Figura 3.14.

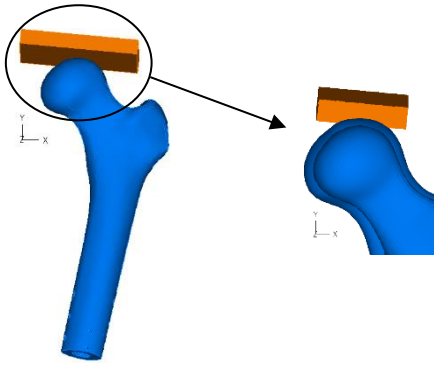

Figura 3.14. Posicionamento do bloco em relação ao fémur, em detalhe, no lado direito da figura, a vista interna do contacto.

3.2.4. Osteotomia

A superfície da osteotomia é considerada plana em todos os modelos. Relativamente aos modelos de uma e de duas placas, a superfície encontra-se na zona central da diáfise do fémur, pelo que separa a parte distal da proximal e, ainda, é perpendicular ao eixo anatómico do fémur, Figura 3.15.

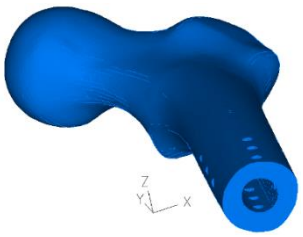

Figura 3.15. Posicionamento da osteotomia nos modelos de uma e de duas placas.

Nos modelos com o aloenxerto, foram feitos dois cortes perpendiculares ao eixo anatómico do fémur, na zona central da diáfise do fémur, separados por cerca de 34 mm,

Figura 3.16. Isto significa que, abrangem os dois parafusos centrais das duas placas. São estes cortes que permitem simular um aloenxerto, quando é retirada uma parte do osso, que não é saudável, e é colocado outro.

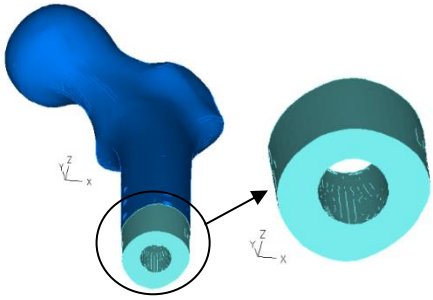

Figura 3.16. Posicionamento da osteotomia nos modelos com recurso a aloenxerto, especificando o aloenxerto no lado direito da figura.

4. ANÁLISE NUMÉRICA

Neste capítulo são apresentadas as condições utilizadas na análise quase-estática dos diferentes modelos. Caso seja necessário, são especificadas as particularidades que não são comuns a todos os modelos.

4.1. Características dos modelos

4.1.1. Configuração interna dos ossos

Em todos os modelos era possível verificar a existência de duas componentes ósseas distintas, Figura 4.1: na parte externa, a cortical; no lado interno, a trabecular. A primeira correspondia ao osso compacto, enquanto que a segunda representava o osso esponjoso. Além disto, considerou-se que o osso tem propriedades isotrópicas, de modo a simplificar todos os modelos.

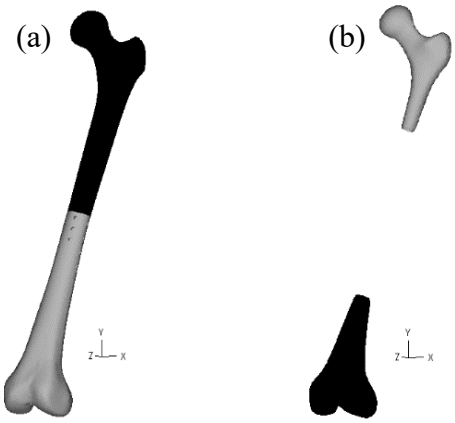

Figura 4.1. Modelo geométrico do fémur: a) geometria do osso cortical; b) geometria do osso trabecular.

4.1.2. Propriedades mecânicas

Na Tabela 4.1 encontram-se especificadas as propriedades mecânicas dos ossos cortical e trabecular utilizadas nos diversos modelos.

Tabela 4.1. Propriedades mecânicas das componentes internas do osso.

	Osso cortical	Osso trabecular
Módulo de *Young* (E) [GPa]	15	1,10
Razão de *Poisson* (ν)	0,33	0,33
Massa Específica (ρ) [kg/m^3]	1800	300

As propriedades mecânicas utilizadas nas placas e nos parafusos foram as mesmas, estão resumidas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2. Propriedades mecânicas das placas e dos parafusos.

Módulo de *Young* (E) [GPa]	200
Razão de *Poisson* (ν)	0,27
Massa Específica (ρ) [kg/m^3]	8027

Na Tabela 4.3 encontram-se detalhadas as propriedades mecânicas consideradas para o bloco de carregamento.

Tabela 4.3. Propriedades mecânicas do bloco de alumínio.

Módulo de *Young* (E) [GPa]	69
Razão de *Poisson* (ν)	0,33
Massa Específica (ρ) [kg/m^3]	2700

4.2. Condições fronteira aplicadas aos modelos

4.2.1. Restrição do fémur

Em todos os modelos, considerou-se que a parte distal do osso estava encastrada num bloco de alumínio, Figura 4.2. Por esta razão, as condições de fronteira aplicadas neste bloco permitiam restringir o movimento da componente distal do fémur.

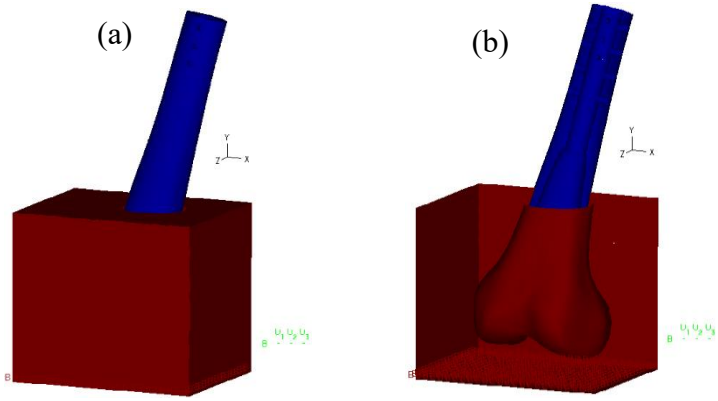

Figura 4.2. Condição fronteira aplicada no bloco de apoio: a) vista exterior; b) vista interior.

4.2.1. Restrição do bloco de carregamento

No caso dos modelos em que foi definido um novo carregamento e no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto, para além da condição anteriormente mencionada, também foi aplicada uma condição fronteira no bloco de carregamento, que permite liberdade segundo y, Figura 4.2. A restrição aplicada teve por objetivo representar as condições de carregamento que podem ser utilizadas em ensaios experimentais de tração/compressão do fémur.

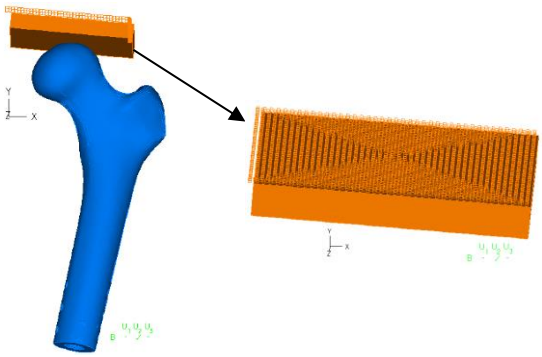

Figura 4.3. Condição fronteira aplicada no bloco de carregamento, sendo especificada no lado direito da figura.

4.3. Condições para o carregamento

O carregamento foi aplicado prependicularmente à face superior do bloco, isto significa que a força resultante é paralela ao eixo mecânico.

4.3.1. Aperto dos parafusos

Os parafusos de fixação foram modelados numericamente utilizando elementos finitos *3-D solid* com a opção *Bolt* activa, o que permitiu especificar a força que atua nos parafusos ou o encurtamento dos mesmos. Neste caso, como se pretendia simular o aperto dos parafusos, os elementos finitos deste tipo foram cruciais. Inicialmente, em todos os modelos, os parafusos da placa maior foram encurtados em cerca de 0,004 mm. O encurtamento dos mesmos foi feito em simultâneo, com o objetivo de aproximar as placas ao fémur.

A sequência de aperto aplicada nos diferentes modelos foi aconselhada por uma médica especialista na área. No modelo com uma placa, os primeiros parafusos a serem apertados foram os de compressão, utilizando uma pré-carga de 200 N e a seguinte ordem, Figura 4.4: o primeiro foi o parafuso fixo à cortical distal e só depois o da cortical proximal do fémur; de seguida, foram apertados os restantes, intercalando sempre o lado distal com o proximal, ou seja, primeiro era apertado o parafuso do lado distal e depois o do lado proximal. O valor da pré-carga aumentou gradualmente, à medida que os parafusos eram apertados, sendo o seu valor de 400 N, 600 N e 800 N. No final, foi feito um aperto com um valor de pré-carga de 1000 N, em todos os parafusos ao mesmo tempo.

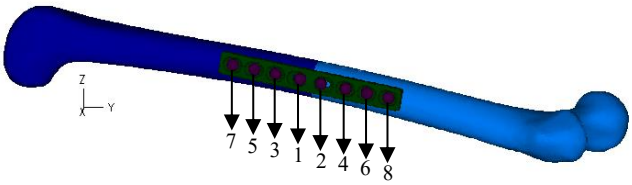

Figura 4.4. Sequência de aperto no modelo de uma placa.

Relativamente aos modelos onde foram utilizadas duas placas, o procedimento adotado foi o mesmo, Figura 4.5. A diferença prendia-se no facto de que, como existia mais uma placa, o aperto tinha que ser intercalado entre as duas placas. Isto significou que, primeiro era apertado o parafuso de compressão do lado distal da placa maior, seguido do aperto do parafuso de compressão da componente proximal, dessa mesma placa, e depois era feito o mesmo na segunda placa. Os restantes parafusos foram apertados por essa mesma ordem.

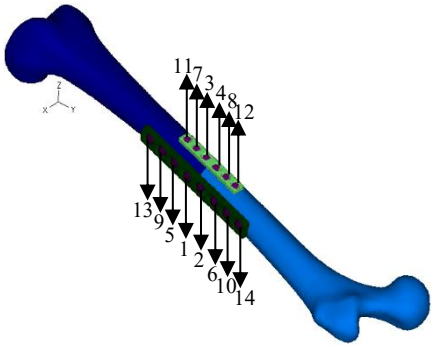

Figura 4.5. Sequência de aperto no modelo de duas placas e do novo carregamento.

Por último, em relação aos modelos com recurso a aloenxertos, foi repetido o mesmo processo de aperto dos parafusos. No entanto, num dos modelos, não existiam os quatro parafusos de compressão e, no outro, apenas existiam os dois da placa de seis furos. Assim, a sequência era a mesma, apenas diferia no facto de não existirem certos parafusos. Na Figura 4.6, encontra-se representada a sequência de aperto de ambos os modelos.

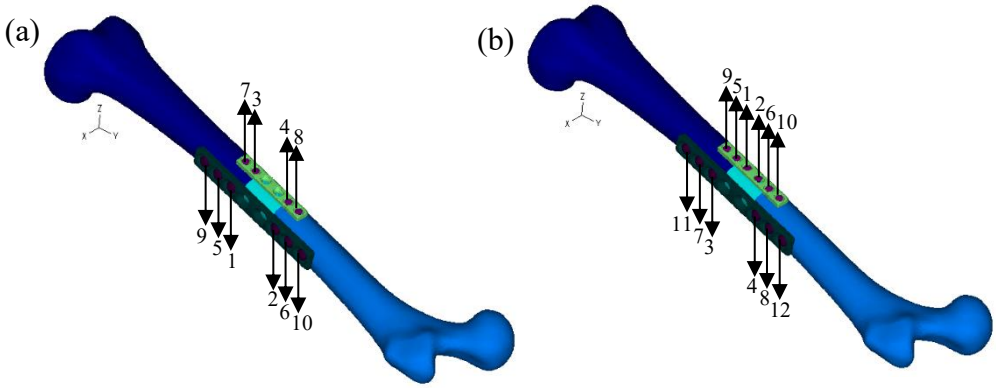

Figura 4.6. Sequência de aperto nos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto: (a) sem fixação e (b) com fixação.

4.3.2. Deslocamentos nulos

Numa cirurgia que utiliza as placas de osteossíntese, as mesmas são fixas ao osso através de *clamps*, para que a posição em que se encontram não se modifique durante o aperto dos parafusos de fixação. Como se pretendia tornar este modelo o mais realista possível, esta situação foi simulada através de condições de restrição de movimento das placas e da componente proximal do fémur.

No modelo de uma placa, foram aplicados deslocamentos nulos numa zona da cortical proximal e em duas superfícies da placa de oito furos, como se ilustra na Figura 4.7 a). Nos modelos de duas placas, para além das condições já mencionadas, foi também

empregue um deslocamento nulo numa das superfícies da placa de seis furos, Figura 4.7 b). No que diz respeito aos modelos de duas placas com recurso a aloenxertos, apenas se considerou as restrições nas duas placas, tal como apresentado na Figura 4.7 c).

Este deslocamento permite garantir que, enquanto estava a ser realizado o aperto dos parafusos de fixação das placas, os corpos ficassem imóveis até à aplicação do carregamento. Assim, quando o carregamento se iniciou os deslocamentos nulos foram removidos.

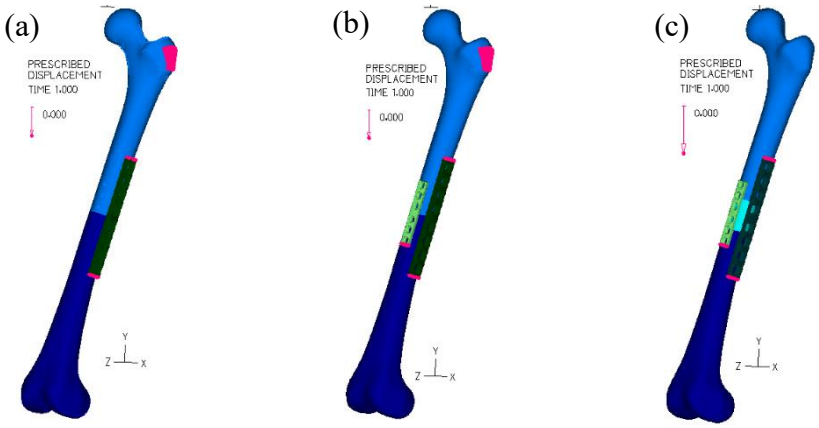

Figura 4.7. Deslocamento nulo aplicado: a) ao modelo de uma placa; b) aos modelos de duas placas e de novo carregamento; c) aos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto.

4.3.3. Pressão no bloco de carregamento

Nos modelos de uma e duas placas e no modelo onde o carregamento permite o movimento relativo da cabeça do fémur foi aplicada uma pressão com magnitude de 187500 Pa na superfície superior do bloco de carregamento, Figura 4.8. Assim, a força resultante foi de 300 N. Quanto aos modelos onde é estudada a utilização de aloenxertos a pressão foi de 156250 Pa, Figura 4.9. Deste modo, o valor da força resultante aplicada foi de 1000 N.

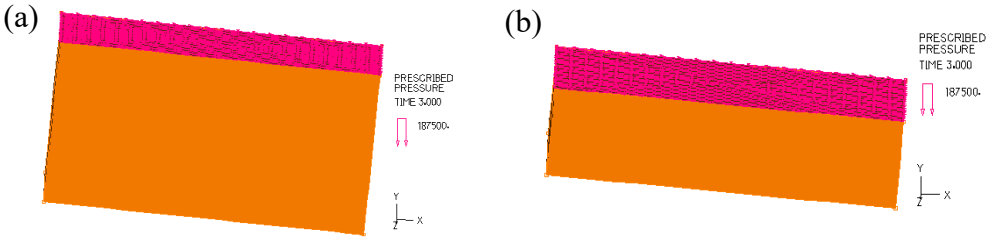

Figura 4.8. Pressão prescrita: a) aos modelos de uma e de duas placas; b) ao modelo de novo carregamento.

Figura 4.9. Pressão prescrita aos modelos de duas placas com recurso a aloenxertos.

4.4. Contacto entre as superfícies

O contacto aplicado entre todos os componentes que constituíam o osso e todos os parafusos em estudo foi do tipo *glue*. No entanto, o contacto permitia a existência de movimento relativo na zona que separava as componentes proximal e distal do osso, ou para os modelos onde existia aloenxerto, entre as componentes do osso e do aloenxerto, entre os componentes placas/parafusos, placas/aloenxerto e placas/osso. Por sua vez, o bloco que estava colocado na cabeça do fémur não era do tipo *glue*, tanto no modelo em que esse bloco possui deslocamento segundo o eixo y, como no modelo de duas placas com recurso a aloenxertos.

O conjunto placa maior e parafusos, que foi estudado em todos os modelos, não apresentava um contacto uniforme entre as superfície. Assim, para evitar a existência de um contacto inicial do tipo pontual, utilizou-se um parâmetro de *gap* de cerca de 2 mm. Por sua vez, o conjunto placa menor e parafusos, que foi utilizado nos modelos de duas placas, de novo carregamento e com aloenxerto, o valor de *gap* foi de 0,5 mm. Estes valores de *gap* permitiram que as superfícies aumentassem a área de contacto.

Um outro parâmetro que se teve em consideração, neste estudo, foi o *compliance factor*. Este parâmetro permite simular superfícies flexíveis ou rígidas. Quando assume um valor nulo, a superfície é considerada rígida, o que não permite a penetração dos nós dos grupos de contacto. Caso contrário, as superfícies de contacto assumem-se como flexíveis, pelo que os nós de um dos corpos podem penetrar no outro. A vantagem da utilização deste parâmetro prende-se com o facto de que este valor melhora a convergência, na medida em que possibilita que mais nós de um corpo penetrem no outro. É de realçar que, quando não é realizada uma escolha cuidadosa deste parâmetro, poderão surgir pressões de contacto irrealistas, uma vez que os contactos podem ser pontuais. Os valores não nulos utilizados variaram entre $3{,}0\times10^{-10}$ e $3{,}0\times10^{-13}$, consoante a situação em estudo.

Na Tabela 4.4, encontram-se identificados os corpos que têm as superfícies *contactor* e *target*, isto é, a superfície que contacta e a superfície que é contactada (superfície alvo),

respetivamente. Nesta tabela são apresentados os pares de contacto que são comuns a todos os modelos.

Tabela 4.4. Pares de contacto comuns a todos os modelos.

Par de contacto	*Contactor*	*Target*
Apoio - Vedante	Vedante	Apoio
Cortical (distal) - Vedante	Cortical	Vedante
Cortical proximal - Cortical distal (*)	Proximal	Distal
Cortical proximal - Trabecular proximal	Cortical	Trabecular
Cortical distal - Trabecular distal	Trabecular	Cortical
Cortical proximal - Bloco de força	Bloco de força	Cortical
Cortical proximal - Parafusos proximal (placa maior)	Cortical	Parafusos
Cortical distal - Parafusos distal (placa maior)	Cortical	Parafusos
Cortical - Placa maior	Cortical	Placa maior
Placa maior - Parafusos proximais	Parafusos	Placa maior
Placa maior - Parafusos distais	Parafusos	Placa maior

(*) Nota: no modelo com recurso a aloenxerto este par de contacto era diferente, nomeadamente, o *contactor* eram as superfícies proximal e distal do aloenxerto e os *targets* eram as superfícies da cortical proximal e da cortical distal, respetivamente.

Para além dos pares de contacto mencionados na tabela anterior, na Tabela 4.5 estão detalhados os pares de contacto que apenas são utilizados nos modelos de duas placas, de novo carregamento e com recurso a aloenxerto.

Tabela 4.5. Pares de contacto dos modelos de duas placas, de novo carregamento e com recurso a aloenxertos.

Par de contacto	*Contactor*	*Target*
Cortical proximal - Parafusos proximal (placa menor)	Cortical	Parafusos
Cortical distal - Parafusos distal (placa menor)	Cortical	Parafusos
Cortical - Placa menor	Cortical	Placa menor
Placa menor - Parafusos proximais	Parafusos	Placa menor
Placa menor - Parafusos distais	Parafusos	Placa menor

4.5. Time step function

Em todos os modelos considerou-se que as simulações estavam divididas em 102 *time steps,* os quais estão associados a instantes de carregamento. No *time step* 0, promoveu--se o encurtamento dos parafusos da placa maior e no *time step* 1 os parafusos foram submetidos a uma pré-carga gradual, como mencionado anteriormente. No *time step* 2 os deslocamentos nulos impostos aos modelos foram retirados, antes da aplicação do carregamento. Posteriormente, o carregamento foi aplicado incrementalmente até ao último *time step*.

Tanto no modelo de uma placa, como no de duas placas, as simulações convergiram até ao último *time step*. No entanto, no modelo de duas placas com novo carregamento, a simulação parou no *step* 101,4. Apesar disso, foi considerada uma simulação onde se poderam retirar conclusões válidas para o estudo. Por último, relativamente aos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação, as simulações terminaram no *time step* 66,53 e 64,062, respetivamente. Embora não tenham chegado ao ao *step* 102, foi possível retirar conclusões que poderão auxiliar futuros trabalhos.

4.6. Discretização da malha

Em todos os modelos, o comprimento definido para cada elemento finito foi de 2 mm, com exceção das regiões que requeriam especial atenção. Nestas, a malha foi refinada, pelo que cada elemento foi definido com um comprimento de 0,5 mm. As zonas onde a malha foi refinada foram os parafusos, as placas e as regiões dos furos, sendo as restantes definidas com um valor superior.

No que diz respeito ao número de nós por elemento foi definido com o valor de 4 nós por elemento. Assim, o número total de nós e, consequentemente, de elementos varia de modelo para modelo. Na Tabela 4.6, encontram-se resumidos o número total de nós e de elementos de cada modelo.

Tabela 4.6. Síntese do número total de nós e de elementos de cada um dos modelos em estudo.

	Número total de nós	Número total de elementos
Modelo de uma placa	323494	1627883
Modelo de duas placas	467862	2074987
Modelo de novo carregamento	465595	2062425
Modelo com recurso a aloenxerto com fixação	431107	1894404
Modelo com recurso a aloenxerto sem fixação	404741	1756872

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo é concretizada a análise dos resultados obtidos nas diversas simulações realizadas. Deste modo, são estudados os deslocamentos, as forças de contacto, a pressão de contacto, a tensão de *von Mises* e as tensões principais. Para cada um destes resultados é realizada uma comparação entre os diferentes modelos, nomeadamente, o modelo de uma placa com o de duas placas, o modelo de duas placas com um novo carregamento e, por último, os modelos de duas placas com recurso a aloenxertos com e sem fixação.

5.1. Deslocamento

5.1.1. Modelos de uma e de duas placas

Na figura 5.1 está representada a distribuição do deslocamento absoluto, a magnitude do deslocamento, para os modelos com uma e duas placas de fixação.

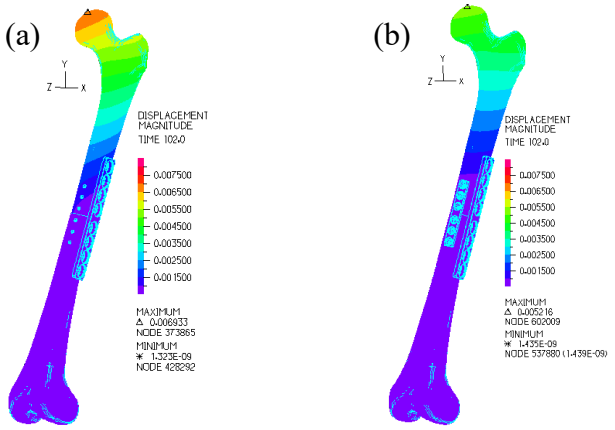

Figura 5.1. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Através da análise da Figura 5.1, é possível verificar que, em ambos os modelos, o deslocamento máximo está localizado na cabeça do fémur. Relativamente ao modelo de uma placa o seu valor é de 6,933 mm. No modelo de duas placas, este valor é menor, sendo de 5,216 mm. Isto significa que o deslocamento no modelo de uma placa é cerca de 32,9% superior ao deslocamento no modelo de duas placas. Para além disso, ao longo de todo o

fémur, verifica-se que o deslocamento é menor no modelo de duas placas, quando comparado com o de uma placa.

A distribuição do deslocamento absoluto na zona da osteotomia é apresentada na Figura 5.2.

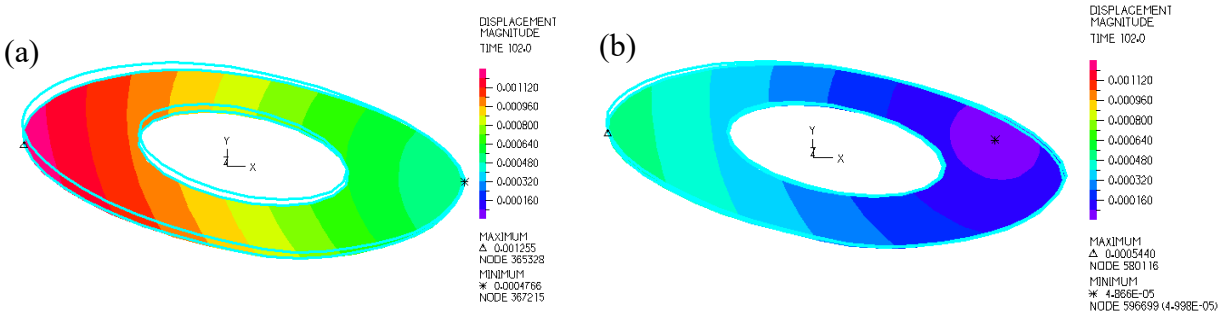

Figura 5.2. Distribuição do deslocamento na zona da osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Nesta figura, constata-se que, tanto para o modelo de uma placa como para o de duas placas, o deslocamento é máximo no lado contrário ao da placa de oito furos. Todavia, este valor é superior no modelo de uma placa, nomeadamente de 1,255 mm. No caso do modelo de duas placas o deslocamento máximo é de 0,544 mm. Isto significa que o deslocamento no modelo de uma placa é 130,7% superior relativamente ao modelo de duas placas.

Relativamente ao valor mínimo do deslocamento é cerca de 0,477 mm, no modelo de uma placa, e situa-se na zona onde a placa maior encosta. Por sua vez, no caso das duas placas, este deslocamento é ligeiramente à direita da placa maior, atingindo um valor de $4{,}866\times10^{-2}$ mm. Além disso, na zona onde a placa de seis furos encosta, o deslocamento varia entre 0,16 mm e 0,32 mm, aproximadamente.

Com estes resultados é possível aferir que, ao longo da osteotomia, o deslocamento é superior no modelo de uma placa. Por esta razão, a utilização de duas placas permite uma maior estabilização da zona da osteotomia, já que tem associado um menor deslocamento.

5.1.2. Modelos de duas placas com novo carregamento

Na Figura 5.3 está representada a distribuição do deslocamento absoluto para o modelo com duas placas de fixação em que carregamento que permite o movimento relativo entre a cabeça do fémur e o bloco de carregamento.

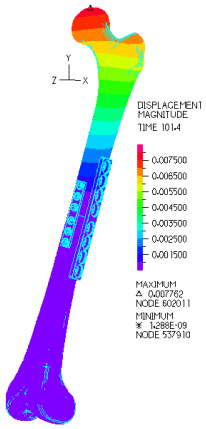

Figura 5.3. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur, no modelo de duas placas com novo carregamento.

Ao comparar a Figura 5.3 com a Figura 5.1 b), verifica-se que o valor do deslocamento máximo é superior, em cerca de 48,8%, no modelo com o novo carregamento, sendo o valor de 7,762 mm. Apesar de serem situações diferentes, o deslocamento máximo localiza-se no mesmo sítio, isto é, na cabeça do fémur. Este resultado vai ao encontro do esperado, uma vez que o novo carregamento permite que o fémur tenha mais liberdade de movimento, daí que atinja valores de deslocamento mais elevados do que o modelo em que o bloco está colado à cabeça do fémur.

A Figura 5.4 revela a distribuição do deslocamento na zona da osteotomia.

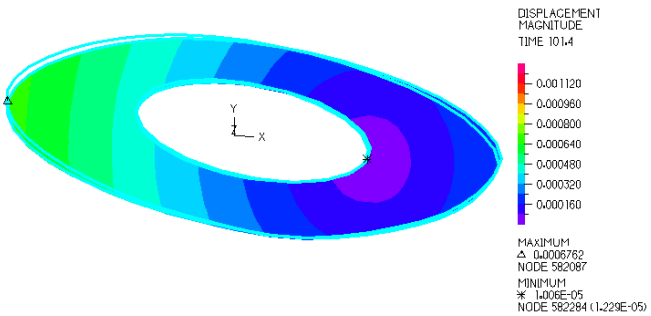

Figura 5.4. Distribuição do deslocamento na zona da osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento.

Tal como na Figura 5.2 b), o deslocamento máximo tem a mesma localização e o seu valor é cerca de 0,676 mm. Isto significa que, é superior, em cerca de 24,3%, em relação ao modelo da Figura 5.2 b). No que diz respeito ao deslocamento mínimo, encontra-se no interior da osteotomia do lado onde encosta a placa maior. O seu valor é de $1{,}006\times10^{-2}$ mm, ou seja, um valor inferior ao verificado na Figura 5.2 b), que é cerca de 0,16 mm, nesse mesmo local.

No que concerne ao local onde a placa menor encosta, o valor do deslocamento varia entre 0,24 mm e 0,32 mm, aproximadamente. Este intervalo vai ao encontro do que se observa no modelo em que o bloco está colado à cabeça do fémur.

Apesar dos valores serem muito próximos, a diferença entre os modelos verifica-se na direção do deslocamento que possui os valores mais elevados. No modelo em que o bloco não se encontra colado à cabeça do fémur o deslocamento lateral do fémur, isto é, o deslocamento segundo o eixo x, é superior quando comparado com o modelo com restrição de movimento.

5.1.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

Neste ponto é feita uma análise do efeito de fixação, ou não, do aloenxerto. Assim, na Figura 5.5 encontra-se representada a distribuição do deslocamento ao longo do fémur nos modelos com e sem fixação do aloenxerto.

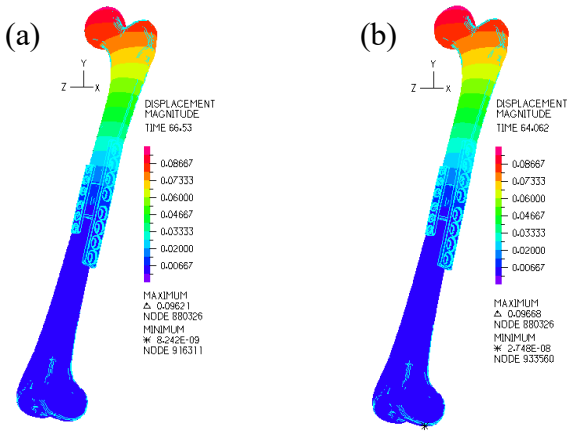

Figura 5.5. Distribuição do deslocamento ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

O deslocamento é mais elevado na cabeça do fémur para ambos os modelos, no modelo com fixação o valor máximo é de 96,21 mm, enquanto no modelo sem fixação é de 96,68 mm. Assim, é possível depreender que com fixação há uma maior estabilização do aloenxerto, apesar de a diferença entre os deslocamentos, cerca de 0,5%, não ser muito significativa. Contudo, salienta-se que os instantes de tempo das figuras 5.5 a) e 5.5 b) são diferentes e, consequentemente, a solicitação associada a cada uma das distribuições também é diferente, sendo superior no modelo com fixação. No entanto, os valores de deslocamento, neste caso, são muito elevados quando comparados com os restantes modelos. Isto significa

que, estes modelos são mais instáveis em comparação com os restantes. Tal como nos outros modelos em estudo, o deslocamento é maior na zona proximal do fémur e menor na parte distal.

A distribuição do deslocamento absoluto ao longo do aloenxerto encontra-se apresentada na Figura 5.6.

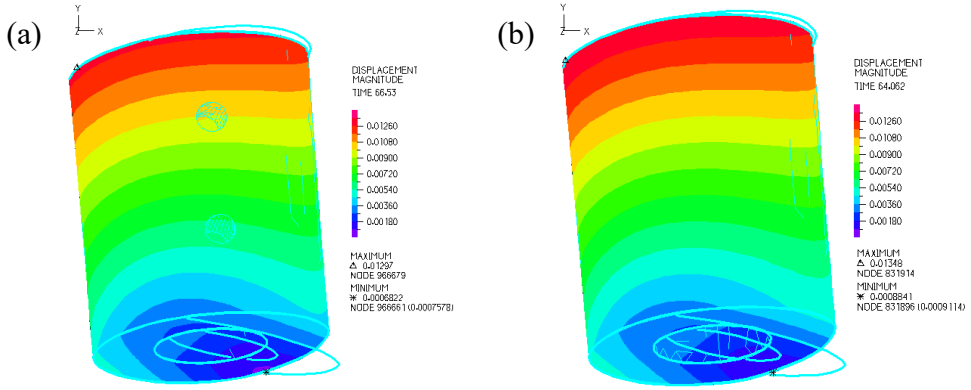

Figura 5.6. Distribuição do deslocamento ao longo do aloenxerto: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

Assim como para o modelo de duas placas com recurso ao aloenxerto com fixação, como para o sem fixação, o deslocamento máximo situa-se na zona superior à esquerda da placa menor. O deslocamento mínimo situa-se na zona inferior contrária à zona onde surge o deslocamento máximo e à direita do local onde a placa menor encosta. O valor máximo é cerca de 12,97 mm para o modelo com fixação e de 13,48 mm para o sem fixação. Quanto ao valor mínimo é de 0,682 mm para o modelo da Figura 5.6 a) e de 0,884 mm para o da Figura 5.6 b). Nesta figura, é, ainda, possível aferir que, para ambos os modelos, o deslocamento é maior na zona superior do aloenxerto, diminuindo ao longo do mesmo.

Deste modo, em relação ao valor do deslocamento máximo o modelo sem fixação é, aproximadamente, 3,9% superior em relação ao modelo com fixação. Por sua vez, no que diz respeito ao valor mínimo, o modelo sem fixação é cerca de 29,6% superior ao modelo da Figura 5.6 a). Assim, apesar de as diferenças do deslocamento entre os dois modelos, à primeira vista, parecerem insignificantes, em termos de percentagem o valor mínimo do deslocamento é bastante superior no modelo que não considera a fixação do aloenxerto.

5.2. Força de contacto

5.2.1. Modelos de uma e de duas placas

Na Figura 5.7 encontra-se representada a distribuição das forças de contacto ao longo das placas nos modelos de uma e de duas placas.

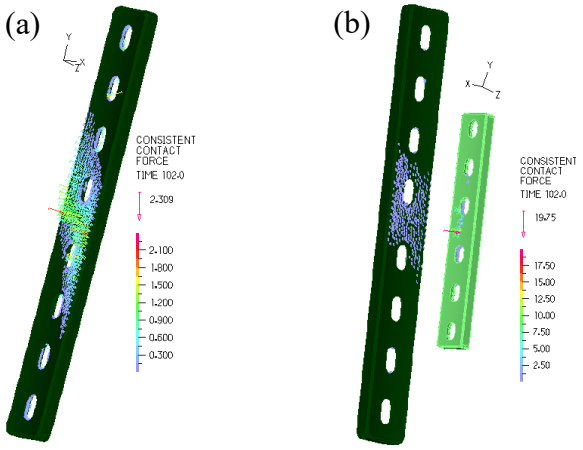

Figura 5.7. Distribuição das forças de contacto nas placas: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Através da observação da Figura 5.7, é possível aferir que, para ambos os modelos, existe grande contacto entre a placa de oito furos e o fémur. De facto, no modelo de uma placa, o valor máximo da distribuição das forças de contacto localiza-se na zona da osteotomia e tem um valor de 2,309 N. Quanto ao modelo de duas placas, apesar de se verificarem maiores forças de contacto na placa maior, na zona da osteotomia, o valor máximo encontra-se na placa menor, nesse mesmo local, e tem um valor de 19,750 N. Este resultado, parece indicar que a segunda placa representa um apoio adicional do sistema de fixação, diminuindo as zonas de contacto entre a placa maior e o osso, e, por isso, permite uma maior estabilização do local da osteotomia.

A distribuição das forças de contacto nas superfícies da osteotomia encontra-se representada na Figura 5.8.

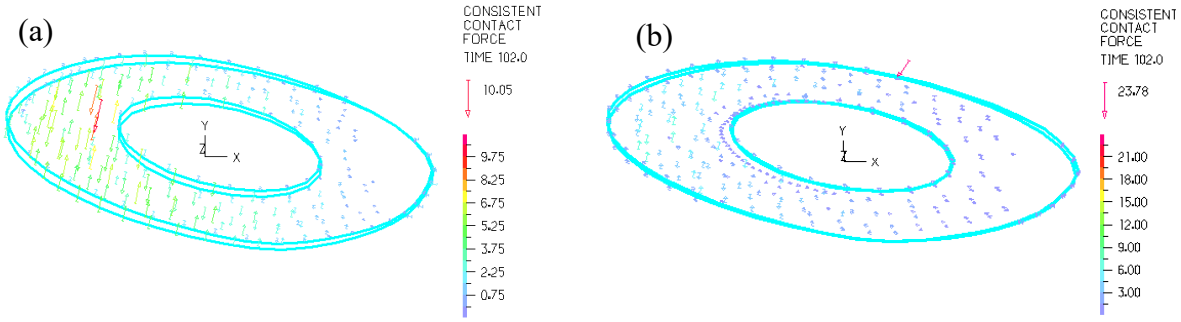

Figura 5.8. Distribuição das forças de contacto na osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

No que concerne à osteotomia, os maiores valores da força de contacto situam-se no lado oposto ao local onde a placa maior encosta, tanto no modelo de uma placa, como no de duas placas. Todavia, enquanto que o maior valor da força de contacto, no modelo de uma placa, se encontra no lado oposto ao do local onde encosta a placa maior, atingindo 10,05 N, no modelo de duas placas, essa mesma força situa-se no lado oposto onde encosta a placa menor, com um valor de 23,78 N. Note-se que o último valor é superior ao verificado na Figura 5.7 b), porque o seu cálculo tem em conta as componentes da força de contacto na superfície da osteotomia.

No entanto, no interior das superfícies da osteotomia, as forças de contacto são superiores no modelo de uma placa. Isto significa que, há uma menor estabilidade neste modelo, quando comparado com o modelo de duas placas. Para além disso, como é visível na Figura 5.8 a distribuição das forças de contacto é mais homogénea no modelo de duas placas, reforçando a ideia de que este é um modelo que possibilita uma maior estabilidade da osteotomia.

5.2.2. Modelos de duas placas com novo carregamento

Na Figura 5.9, é possível verificar a distribuição das forças de contacto no modelo de duas placas em que o bloco não está colado à cabeça do fémur.

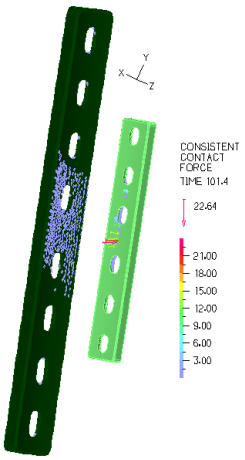

Figura 5.9. Distribuição das forças de contacto nas placas no modelo de duas placas com novo carregamento.

Comparando a Figura 5.9 com a Figura 5.7 b), é possível verificar que neste modelo também é a placa maior que apresenta uma área de contacto superior, nomeadamente na zona da osteotomia e dos parafusos mais próximos à mesma. No entanto, o valor máximo dessa força é identificado na zona da osteotomia que encosta à placa de seis furos e tem um valor de 22,64 N. Este valor é superior ao obtido no modelo de duas placas com restrição de movimento apresentado na Figura 5.7 b), o que mostra que o movimento lateral da parte proximal do fémur é maior nesta solicitação.

Por sua vez, a distribuição das forças de contacto ao longo da osteotomia está representada na Figura 5.10, no modelo de duas placas com novo carregamento.

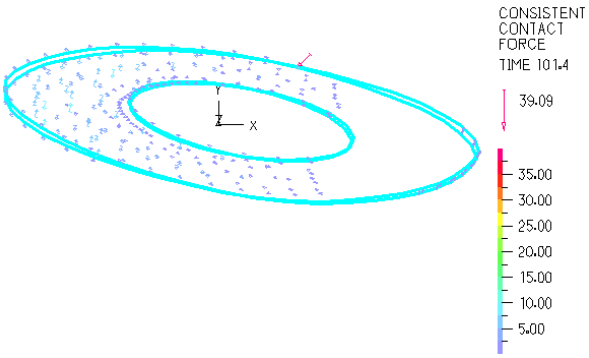

Figura 5.10. Distribuição das forças de contacto na osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento.

Neste modelo, a força de contacto encontra-se com uma maior distribuição no lado esquerdo da osteotomia, Figura 5.10. Porém, o valor máximo localiza-se no lado oposto onde a placa de seis furos encosta, tendo um valor de 39,09 N. Comparando esta figura com a

Figura 5.8 b) é possível concluir que os valores da força de contacto são superiores neste modelo. Quanto aos maiores valores da força de contacto, na osteotomia, situam-se no lado oposto ao local onde a placa maior encosta, tal como o modelo de duas placas com restrição de movimento.

5.2.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

Na Figura 5.11 encontra-se a distribuição das forças de contacto nas placas de oito e de seis furos nos modelos com recurso a aloenxerto com e sem fixação.

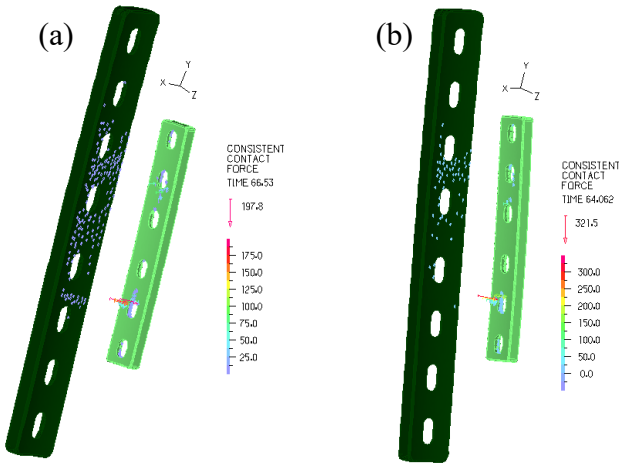

Figura 5.11. Distribuição das forças de contacto nas placas: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

Relativamente ao modelo com fixação, o valor máximo da força situa-se no segundo parafuso distal da placa menor e tem o valor de 197,8 N. Quanto ao modelo sem fixação, o seu valor é de 321,5 N e a sua localização é a mesma que a do modelo com fixação. Assim, conclui-se que o modelo sem fixação apresenta valores superiores da força de contacto, em especial nas zonas de fixação da placa menor. Este comportamento está relacionado com o menor número de parafusos de fixação utilizado na placa menor e, consequentemente, por cada parafuso ficar sujeito a uma solicitação superior.

Nas Figura 5.12 e 5.13, são apresentadas as distribuições das forças de contacto na parte superior e inferior do aloenxerto nos modelos de duas placas com e sem fixação, respetivamente.

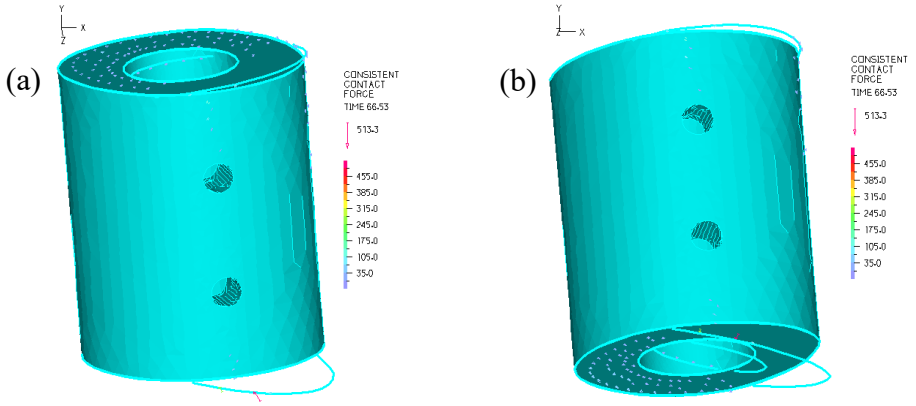

Figura 5.12. Distribuição das forças de contacto no aloenxerto no modelo de duas placas com fixação: a) parte superior; b) parte inferior.

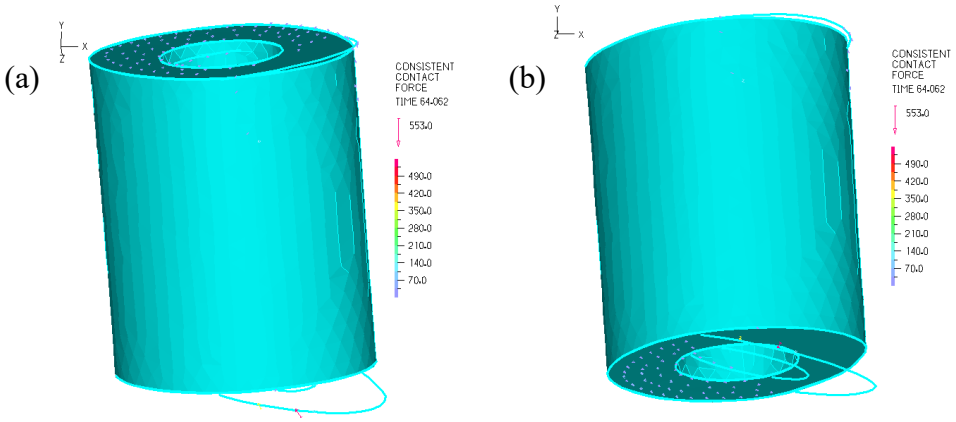

Figura 5.13. Distribuição das forças de contacto no aloenxerto no modelo de duas placas sem fixação: a) parte superior; b) parte inferior.

Tanto no modelo com fixação como no modelo sem fixação das Figuras 5.12 e 5.13, respetivamente, o valor máximo da força de contacto localiza-se na parte inferior do aloenxerto, no lado onde encosta a placa de seis furos. Todavia, o valor desta força é superior no modelo sem fixação, sendo de 533 N. No modelo com fixação a força de contacto máxima toma o valor de 513,3 N. Em relação à distribuição desta força nas superfícies superior e inferior do aloenxerto é muito semelhante nos dois modelos. Contudo, os valores da força de contacto são superiores no modelo sem fixação, o que significa que a estabilidade deste modelo é inferior à do modelo com fixação.

5.3. Tração Normal

5.3.1. Modelos de uma e de duas placas

A distribuição das pressões de contacto entre as duas superfícies da osteotomia dos modelos de uma e de duas placas encontra-se na Figura 5.14.

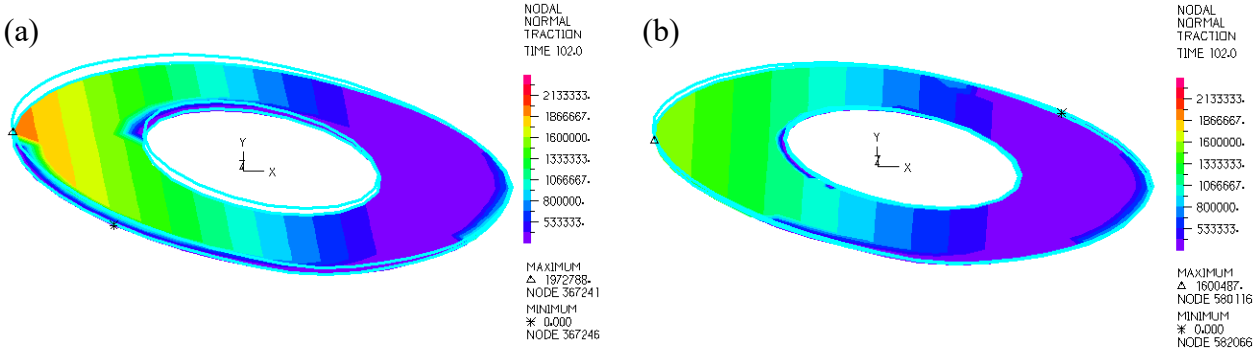

Figura 5.14. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Tanto no caso do modelo de uma placa, como no modelo de duas placas, o valor máximo está localizado na zona oposta ao lado onde a placa maior encosta, ou seja, do lado esquerdo da osteotomia. No modelo de uma placa, o valor máximo é de, aproximadamente, 1,973 MPa e no de duas placas, é cerca de 1,6 MPa. Por esta razão, a pressão de contacto é 23,3% superior no modelo da Figura 5.14 a) em relação ao modelo da Figura 5.14 b). Estes valores confirmam que o modelo de duas placas apresenta maior estabilidade do que o modelo de uma placa.

Em relação ao valor mínimo situa-se, no modelo de uma placa, no lado esquerdo ao local onde a placa menor encosta e no modelo da Figura 5.14 b) no lado direito da placa de oito furos. Para ambos os casos, o valor mínimo é nulo, pelo que esta solicitação é insignificativa nesses locais.

Analisando toda a osteotomia, do lado direito para o esquerdo, há um aumento da pressão de contacto ao longo das superfícies da mesma.

5.3.2. Modelos de duas placas com novo carregamento

Na Figura 5.15 encontra-se representada a distribuição das pressões de contacto na zona da osteotomia, no modelo em que pode existir movimento relativo entre a cabeça do fémur e o bloco de carregamento.

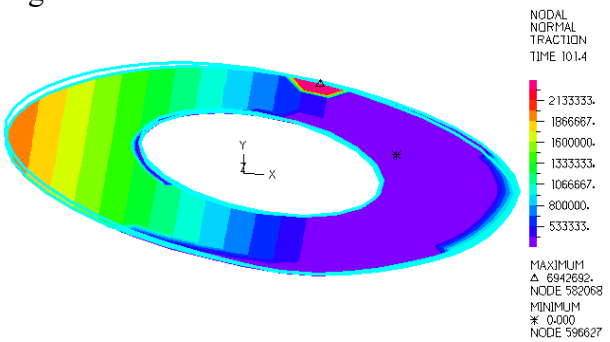

Figura 5.15. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia no modelo de duas placas com novo carregamento.

Nesta situação, é possível verificar que o valor máximo da pressão de contacto se localiza na zona oposta ao lado onde a placa menor encosta. Este valor é de 6,943 MPa, aproximadamente, ou seja, é superior ao do modelo da Figura 5.14 b) na mesma zona. No local do valor máximo do modelo de duas placas onde o bloco está colado à cabeça do fémur, neste caso é cerca de 2 MPa, ou seja, a pressão é de contacto é 25% superior neste modelo em comparação com o da Figura 5.14 b). Isto, vai ao encontro de que os valores da pressão de contacto são superiores no modelo de novo carregamento. Assim, estes valores reforçam a ideia de que o movimento lateral do fémur é superior no novo carregamento. Relativamente ao valor mínimo, também este nulo, fica perto do centro da osteotomia, no lado onde a placa maior encosta.

Quanto à distribuição da pressão de contacto ao longo da osteotomia, os valores mais elevados encontram-se do lado esquerdo da mesma.

5.3.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

A distribuição das pressões de contacto entre as duas superfícies do aloenxerto, tanto no modelo com fixação, como no modelo sem fixação, encontra-se representada na Figura 5.16.

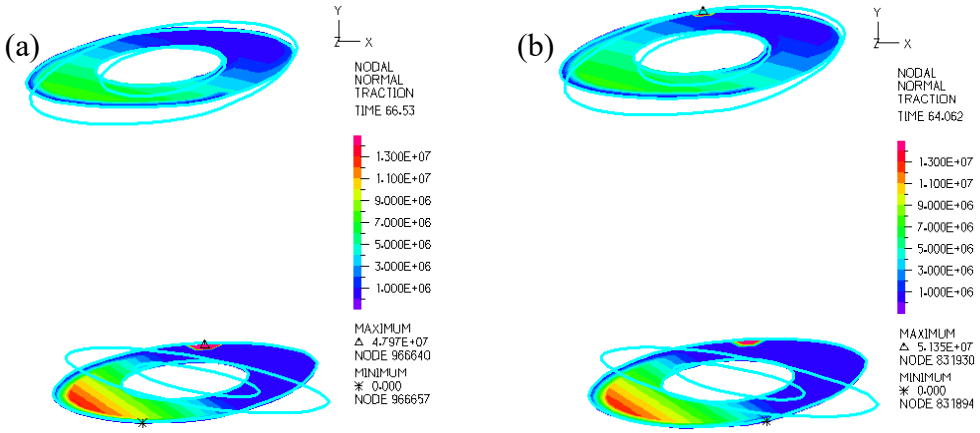

Figura 5.16. Distribuição das pressões de contacto na osteotomia: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

Assim como para o modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com fixação, como para o modelo sem fixação, as zonas de menor pressão de contacto encontra-se no local onde a placa maior encosta. A diferença entre os dois modelos prende-se com a localização do valor máximo da pressão de contacto: no modelo com fixação, é no lado esquerdo da placa menor; no modelo sem fixação, é no lado direito da mesma placa. No que diz respeito ao valor máximo, quando há fixação do aloenxerto, situa-se na superfície inferior do aloenxerto do lado oposto ao da placa de seis furos, sendo o seu valor de 47,97 MPa. No modelo sem fixação, o valor máximo é cerca de 51,35 MPa e tem a mesma localização que o modelo anterior, com a diferença de que se encontra na superfície proximal do aloenxerto.

Para além disso, a distribuição da pressão de contacto ao longo das superfícies dos aloenxertos é maior do lado esquerdo, diminuindo à medida que se aproxima do lado direito. Esta distribuição é, assim, muito similar entre os dois modelos, já que o gradiente de cores é muito semelhante, bem como os valores correspondestes. Ainda, é importante realçar que, em ambos os modelos, os valores mais elevados de pressão de contacto situam-se na superfície inferior do aloenxerto.

5.4. Tensão

5.4.1. Tensão de *von Mises*

5.4.1.1. Modelos de uma e de duas placas

Na Figura 5.17, consta a distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur, tanto no modelo de uma placa, como no de duas placas.

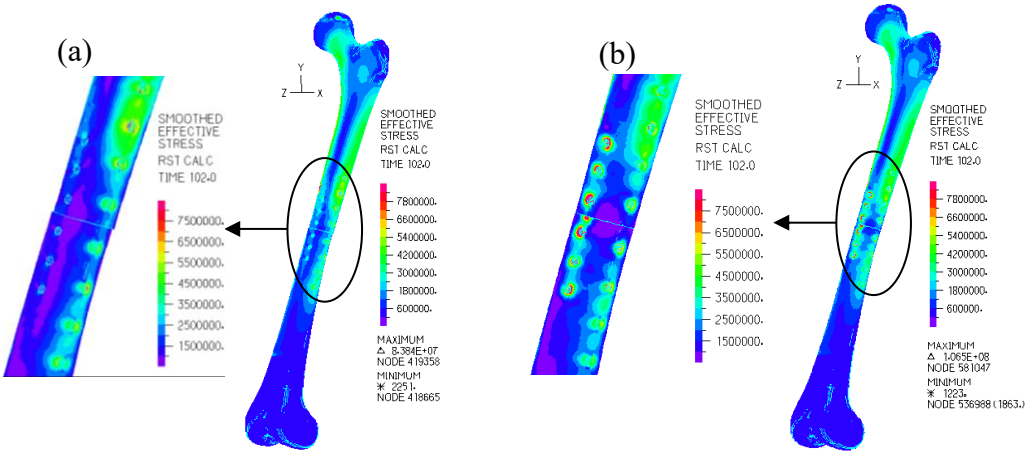

Figura 5.17. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Em ambos os modelos, a tensão de *von Mises* varia ao longo do fémur, atingindo valores superiores na zona proximal do fémur, Figura 5.17. É de realçar que os valores mais elevados se situam nos furos onde os parafusos da placa maior são colocados, no modelo de uma placa, e nos furos dos parafusos da placa menor no modelo de duas placas. No modelo de uma placa a tensão nos furos da placa maior é cerca de 4,5 MPa, atingindo 7 MPa em alguns furos, enquanto no modelo de duas placas o valor da tensão nesses locais é de, aproximadamente, 4 MPa. Assim, é possível aferir que os furos dos parafusos da placa maior do modelo de duas possui um valor de tensão mais baixo. Nos furos da placa menor a tensão de *von Mises* é cerca de 7,5 MPa. Isto vai ao encontro do esperado, visto que são os locais que estão sujeitos a maior tensão.

Relativamente à distribuição da tensão de *von Mises* ao longo das placas nos modelos de uma e de duas placas encontra-se representada na Figura 5.18.

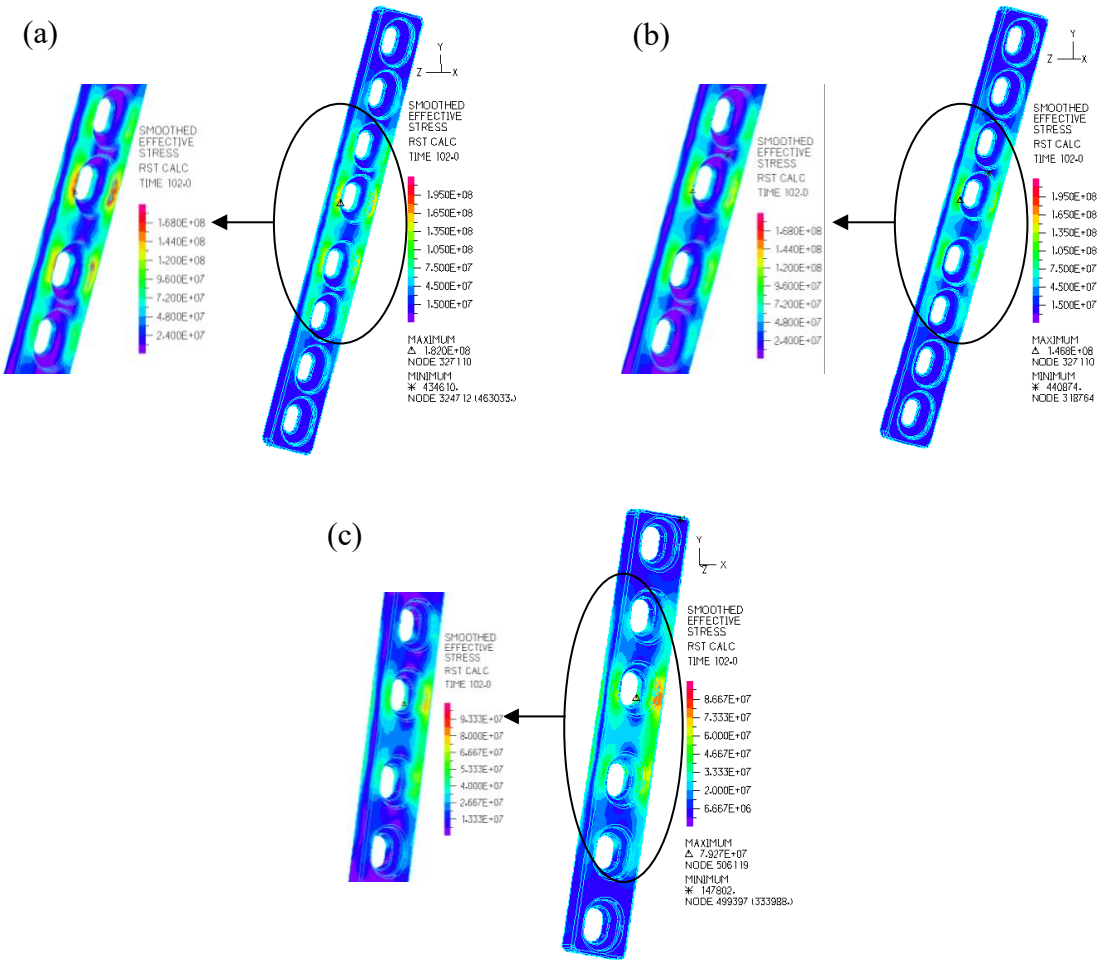

Figura 5.18. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas: a) placa maior do modelo de uma placa; b) placa maior do modelo de duas placas; c) placa menor do modelo de duas placas.

Analisando a Figura 5.18, é possível concluir que, nas placas dos dois modelos, os locais mais críticos são os dois furos mais próximos da osteotomia. É de salientar que o valor máximo, para qualquer um dos modelos, localiza-se no furo superior mais próximo da osteotomia, isto é, o primeiro furo proximal. No modelo de uma placa, o valor máximo é de 182 MPa e no modelo de duas placas é de 146,8 MPa. Isto significa que o valor máximo da tensão é 23,9% superior no modelo de uma placa em relação ao modelo de duas placas. Por sua vez, a tensão máxima na placa de seis furos é de 79,27 MPa.

Deste modo, demonstra-se que, a placa de oito furos do modelo de uma placa está sobre uma maior tensão do que a do modelo de duas placas. Isto seria de esperar, visto que duas placas estabilizam melhor o local da osteotomia, indo ao encontro dos valores obtidos. Por outro lado, sendo o local da osteotomia o mais crítico em termos de rigidez, é lógico que se verifiquem maiores tensões nessa região.

A distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos, tanto no modelo de uma placa, como no de duas placas encontra-se representada na Figura 5.19.

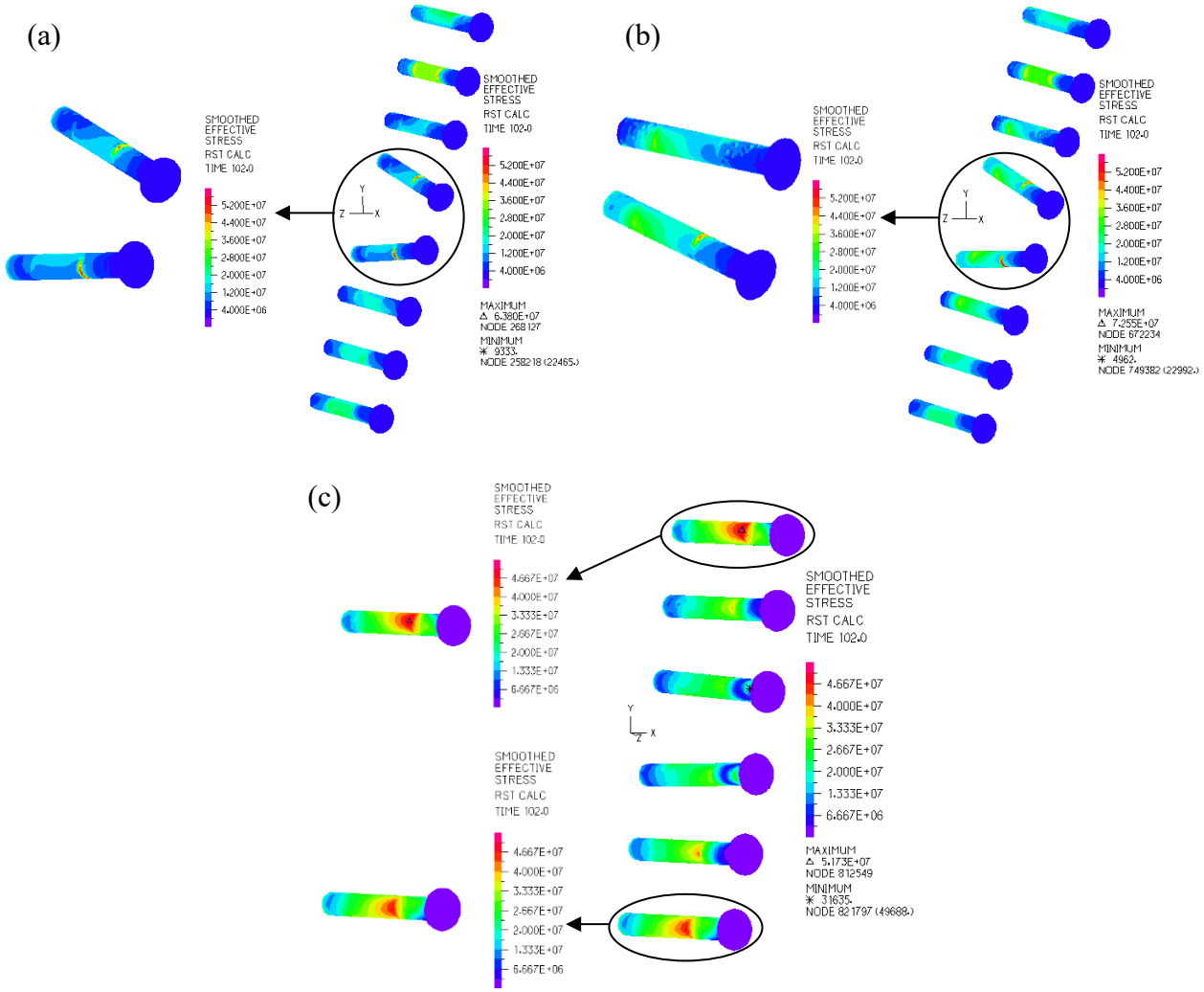

Figura 5.19. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos: a) parafusos da placa maior do modelo de uma placa; b) parafusos da placa maior do modelo de duas placas; c) parafusos da placa menor do modelo de duas placas.

A tensão mais elevada, em ambos os modelos, surge nos parafusos da placa maior e localiza-se nos dois parafusos mais próximos da osteotomia, ou seja, os parafusos de compressão. Os valores nesta zona atingem o máximo de cerca de 63,8 MPa no modelo de uma placa e 72,55 MPa no modelo de duas placas. Isto implica que estes parafusos poderão ser os primeiros a falhar, já que suportam valores de tensão mais elevados. Assim, é possível verificar que os parafusos da placa maior do modelo de duas placas possuem uma tensão superior em relação aos parafusos do modelo de uma placa.

Por sua vez, os parafusos utilizados na placa de seis furos possuem o valor máximo no parafuso proximal, mais afastado da osteotomia, sendo este de 51,73 MPa. Quanto ao valor mínimo da tensão nos parafusos desta placa, surge no parafuso proximal mais próximo da osteotomia. Ainda, é importante referir que os dois parafusos mais afastados da osteotomia são os que possuem valores de tensão mais elevados.

5.4.1.2. Modelos de duas placas com novo carregamento

Na Figura 5.20, é representada a distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur em estudo.

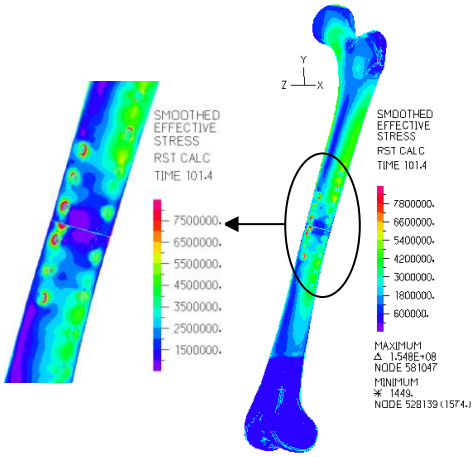

Figura 5.20. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento.

Tal como o modelo 5.17 b), também o modelo da Figura 5.20 possui os valores de tensão mais elevados nos furos onde são colocados os parafusos. Como estes locais são pontos de transferência do carregamento, é previsível que os valores da tensão de *von Mises* sejam mais elevados nesta região. Comparando os valores de tensão atingidos neste modelo com os verificados no modelo de duas placas com restrição de movimento, é possível concluir que estes são relativamente mais elevados. No caso dos furos utilizados para fixar a placa maior a tensão varia entre 4,95 MPa e 5,5 MPa e nos furos onde é aplicada a placa menor atinge um valor de tensão superior a 7,5 MPa.

Além disso, ao analisar o fémur todo, é possível concluir que os valores de tensão mais elevados se localizam na zona proximal do fémur, o que seria expectável. Isto acontece porque o carregamento é feito na parte superior do fémur, pelo que a tensão é maior nessa zona. É importante referir que, comparativamente ao modelo de duas placas com o bloco

colado à cabeça do fémur, isto é, relativamente aos resultados da Figura 5.17 b), os valores de tensão são superiores neste caso, o que implica que este modelo é menos estável.

Na Figura 5.21, encontra-se a distribuição da tensão de *von Mises* nas placas deste modelo.

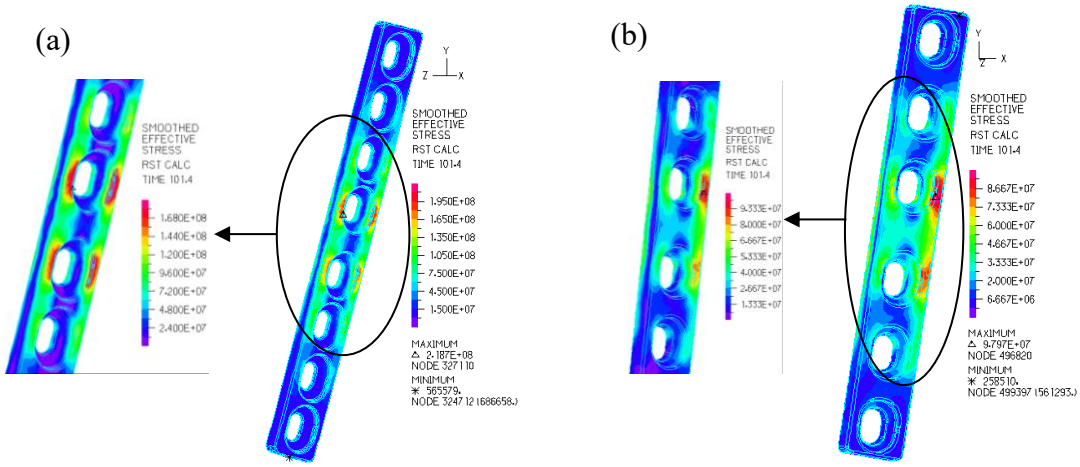

Figura 5.21. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas no modelo de duas placas com novo carregamento: a) placa de oito furos; b) placa de seis furos.

Em ambas as placas, os valores mais elevados encontram-se nos dois furos mais próximos do local da osteotomia. O valor máximo na placa maior é de 218,7 MPa e na placa menor é de 97,97 MPa. Em comparação com os valores obtidos no modelo das Figuras 5.18 b) e 5.18 c), neste modelo são superiores. Relativamente à placa maior, a tensão no modelo com novo carregamento é cerca de 49% superior. Por sua vez, a tensão na placa menor é 23,6% superior. Isto é previsível, uma vez que há maior liberdade de movimento do fémur, logo, a tensão a que as placas estão sujeitas poderá ser superior.

Na Figura 5.22 apresenta-se a distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos que constituem o modelo de duas placas com novo carregamento.

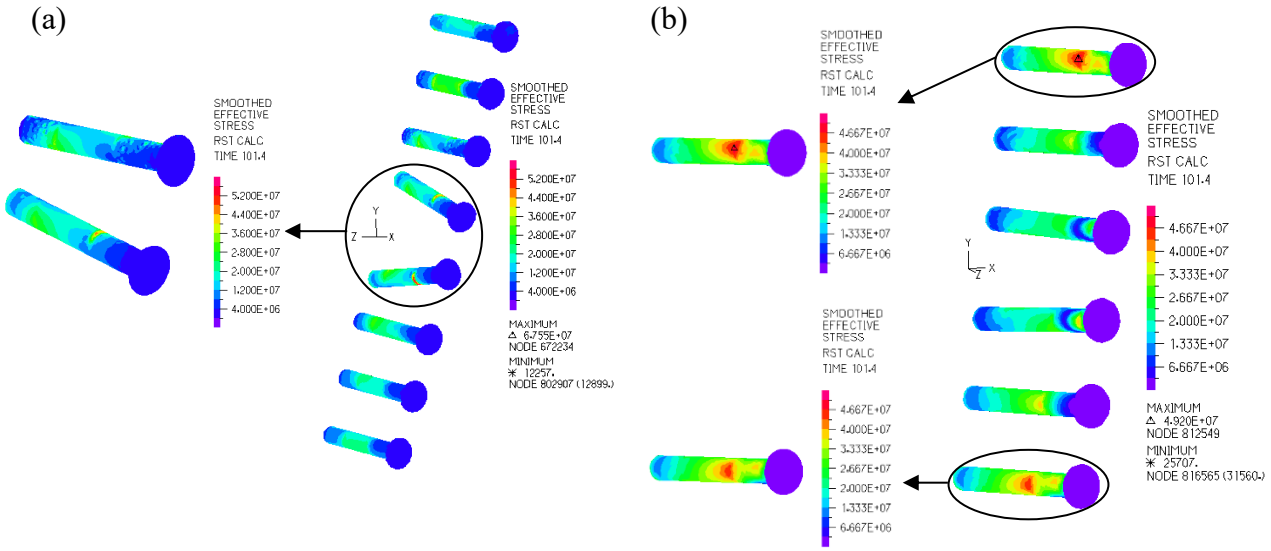

Figura 5.22. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos no modelo de duas placas com novo carregamento: a) parafusos da placa de oito furos; b) parafusos da placa de seis furos.

No caso dos parafusos da placa maior, a tensão máxima surge nos dois parafusos mais próximos da osteotomia, alcançando um valor máximo de 52 MPa. Este valor é igual ao obtido, no mesmo local, no modelo da Figura 5.19 b). Deste modo, em caso de uma solicitação muito elevada, os parafusos de compressão deverão ser os primeiros a falhar.

Tal como o modelo de duas placas com restrição de movimento, neste modelo os parafusos da placa menor detêm o valor máximo no parafuso localizado na parte proximal e mais afastado da osteotomia. Porém, este valor é mais baixo, sendo de 49,2 MPa.

Comparando com o modelo da Figura 5.19 b) e 5.19 c), ao longo dos parafusos, a distribuição da tensão de *von Mises* é muito semelhante.

5.4.1.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

A distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur nos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação encontra-se na Figura 5.23.

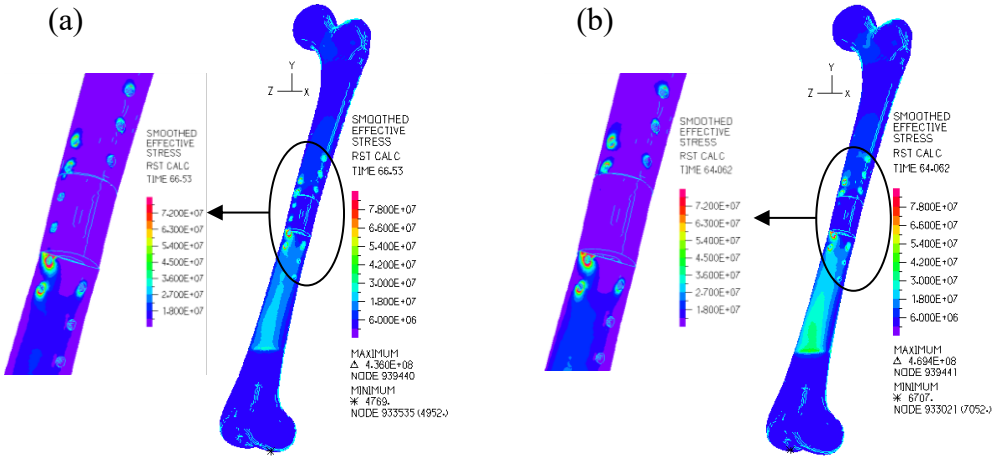

Figura 5.23. Distribuição da tensão de *von Mises* ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

No modelo com fixação do aloenxerto, os locais que apresentam valores de tensão mais elevados são os furos do osso onde são apertados os parafusos, destacando-se os furos onde são colocados os parafusos da placa menor. Em particular, no modelo com fixação, a tensão atinge valores superiores a 72 MPa, aproximadamente, no furo do osso distal mais próximo do aloenxerto, na placa menor, ou seja, no segundo furo distal dessa placa. Nos furos que fazem a fixação do aloenxerto o valor da tensão varia entre 18 MPa e 31,5 MPa. No que diz respeito ao modelo sem fixação, os valores máximos também se situam nos furos onde são aplicados os parafusos, destacando os furos de fixação da placa menor, onde a tensão também atinge valores superiores a 72 MPa.

Ao analisar o fémur é possível concluir que, ao contrário dos resultados obtidos nos outros modelos em estudo, os valores mais elevados de tensão de *von Mises* surgem na parte distal do fémur. No modelo com fixação os valores variam entre 6 MPa e 30 MPa, enquanto no modelo sem fixação variam entre 6 MPa a 48 MPa. Isto significa que, o modelo sem fixação é mais instável do que o com fixação.

Relativamente à distribuição da tensão de *von Mises* nas placas dos modelos com recurso a aloenxerto, com e sem fixação, está representada na Figura 5.24.

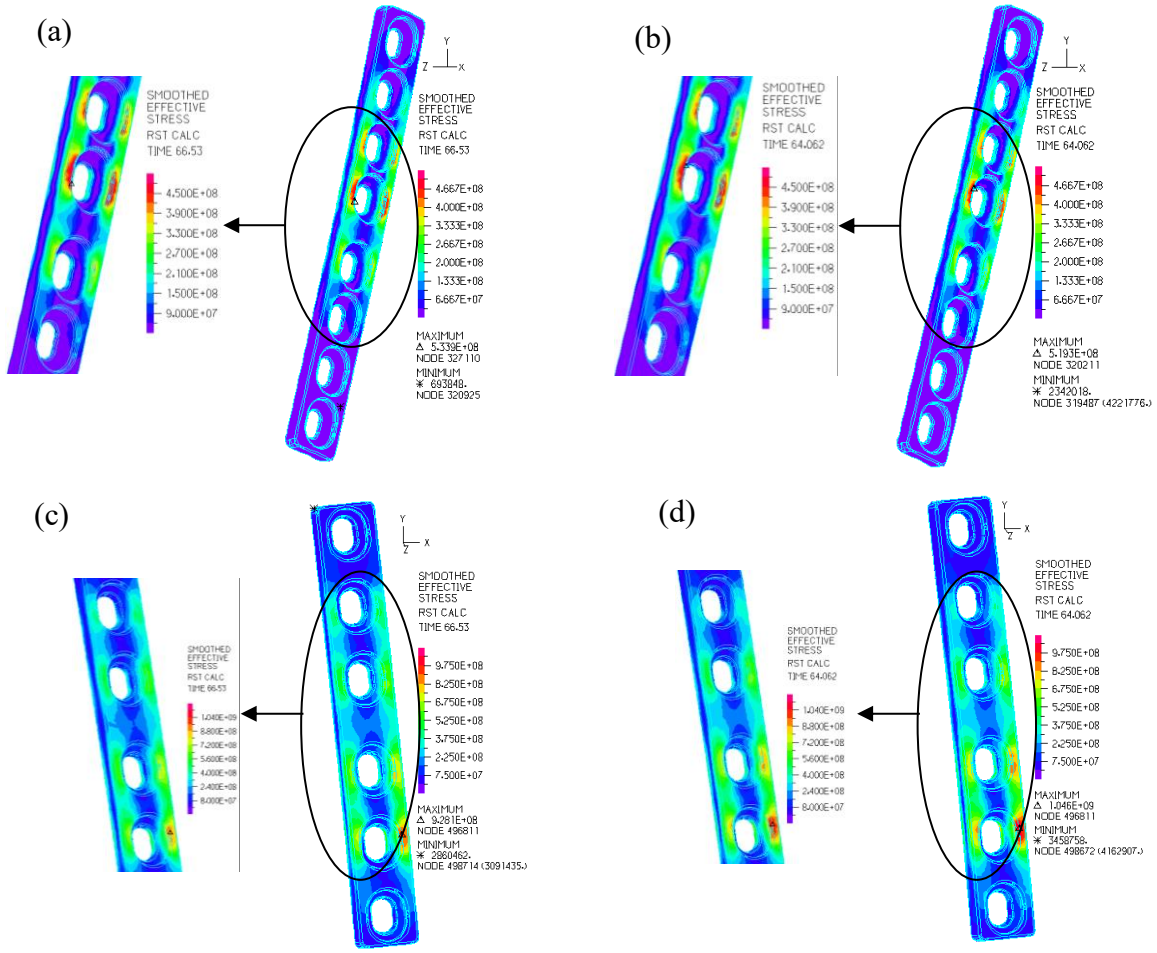

Figura 5.24. Distribuição da tensão de *von Mises* nas placas: a) placa maior do modelo com fixação; b) placa maior do modelo sem fixação; c) placa menor do modelo com fixação; d) placa menor do modelo sem fixação.

Nas placas de oito furos, o valor máximo da tensão de *von Mises* situa-se no furo proximal que está na zona do aloenxerto. Quanto às placas de seis furos, este valor, localiza-se perto do segundo furo distal. No modelo com fixação, os valores máximos são de 533,9 MPa, para a placa maior, e de 928,1 MPa para a placa menor. No modelo sem fixação do aloenxerto, os valores máximos das placas de oito e seis furos são, respetivamente, 519,3 MPa e 1046 MPa. Isto significa que o modelo com fixação, para a placa maior, é 2,8% superior ao modelo sem fixação. Para a placa menor, o modelo sem fixação é 12,7% superior ao modelo com fixação.

É importante referir que, nas placas maiores, os dois furos proximais mais próximos do aloenxerto são os que atingem valores de tensão mais elevados, enquanto nas placas de seis furos, são os dois furos da parte distal que estão mais próximos do aloenxerto.

A Figura 5.25, representa a distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos nos dois modelos que se pretende comparar.

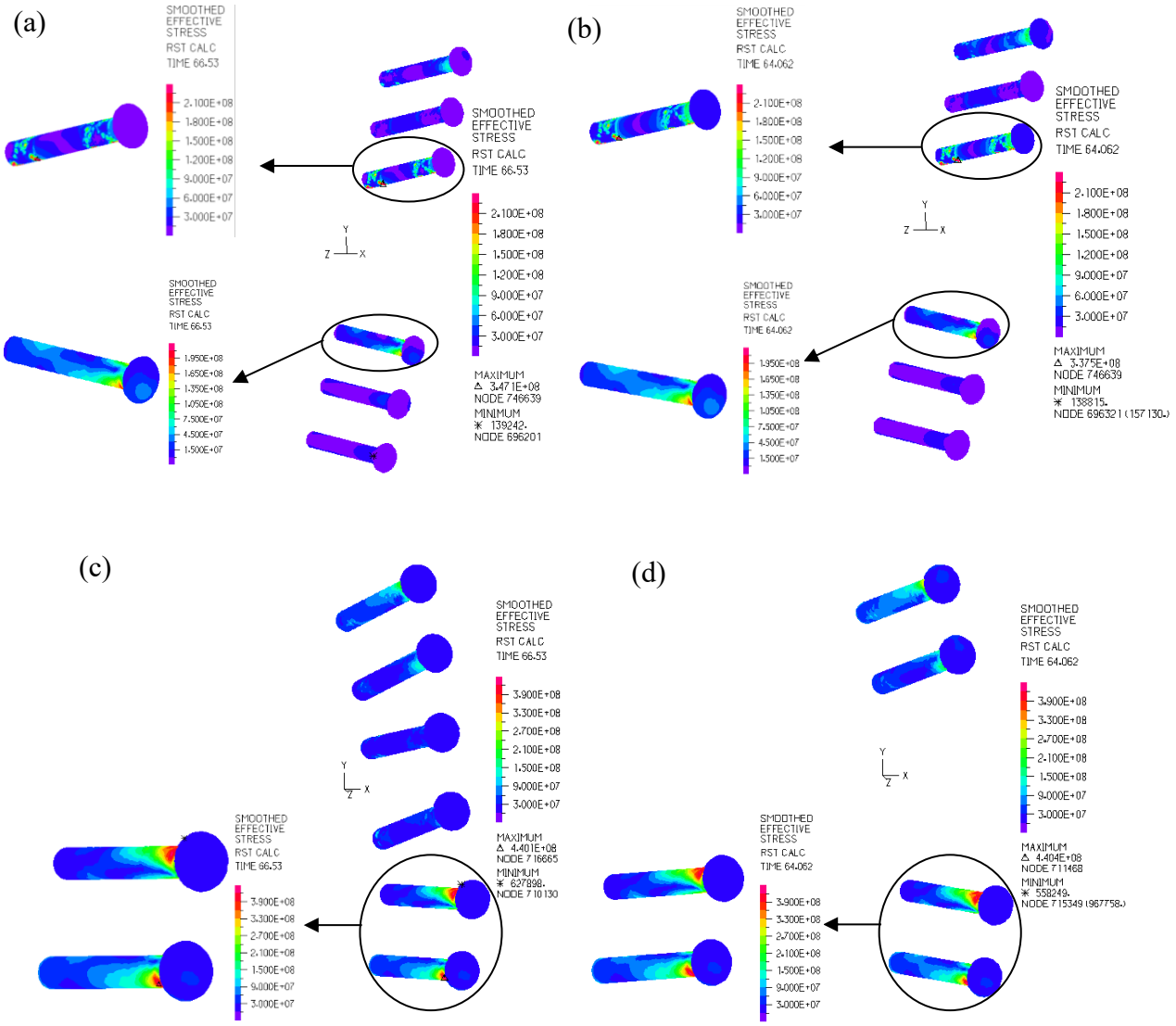

Figura 5.25. Distribuição da tensão de *von Mises* nos parafusos: a) parafusos da placa maior do modelo de com fixação; b) parafusos da placa maior do modelo sem fixação; c) parafusos da placa menor do modelo com fixação; d) parafusos da placa menor do modelo sem fixação.

No modelo com fixação, o valor máximo desta tensão nos parafusos da placa maior, localiza-se no parafuso proximal mais próximo do aloenxerto, sendo de 347,1 MPa. Por sua vez, no modelo sem fixação, nessa placa, o valor máximo situa-se no mesmo parafuso, mas o seu valor é de 337,5 MPa. No que diz respeito à placa menor, os valores máximos dos modelos com e sem fixação são de 440,1 MPa e de 440,4 MPa, respetivamente. Em ambos

os modelos, o valor máximo e os maiores valores de tensão encontram-se nos dois parafusos distais mais afastados da osteotomia, ou seja, os que não são de compressão.

5.4.2. Tensões principais

5.4.2.1. Modelos de uma e de duas placas

Na Figura 5.26 encontra-se representada a distribuição da tensão principal σ_1 ao longo do fémur, nos modelos de uma e de duas placas.

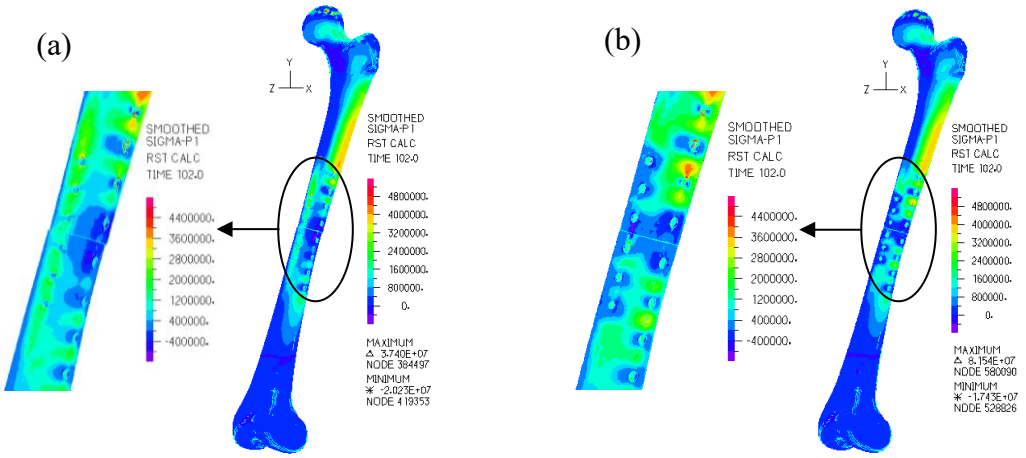

Figura 5.26. Distribuição da tensão σ_1 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

No fémur dos dois modelos, o valor da tensão principal σ_1 é relativamente pequeno, exceto na zona do colo do fémur, do lado direito do início da diáfise e nos furos dos parafusos. No modelo de uma placa o valor desta tensão na zona dos furos da placa maior é de 0,8 MPa, aproximadamente. No modelo de duas placas, este valor oscila entre, sensivelmente, 0,8 MPa e 1,2 MPa, chegando a atingir 4,4 MPa em dois furos proximais. Isto significa que a tensão na zona onde são colocados os parafusos é superior no modelo de duas placas. Por sua vez, na zona dos furos da placa menor o valor da tensão é próximo de 1,2 MPa e à volta dos furos, o valor da tensão é próximo de zero.

Na zona onde é colocada a placa maior, a tensão principal σ_1, no modelo de uma placa, oscila entre 0,4 MPa e 2 MPa e, no modelo de duas placas, varia entre 0,8 MPa e 3,2 MPa. É de notar que, no modelo da Figura 5.26 b), no local onde é colocada a placa menor, o valor da tensão é inferior à do local da placa maior. Assim, é possível aferir que os locais mais críticos correspondem aos furos dos parafusos e, consequentemente, onde são encostadas as placas.

A distribuição da tensão principal σ_2 ao longo dos modelos do fémur está representada na Figura 5.27.

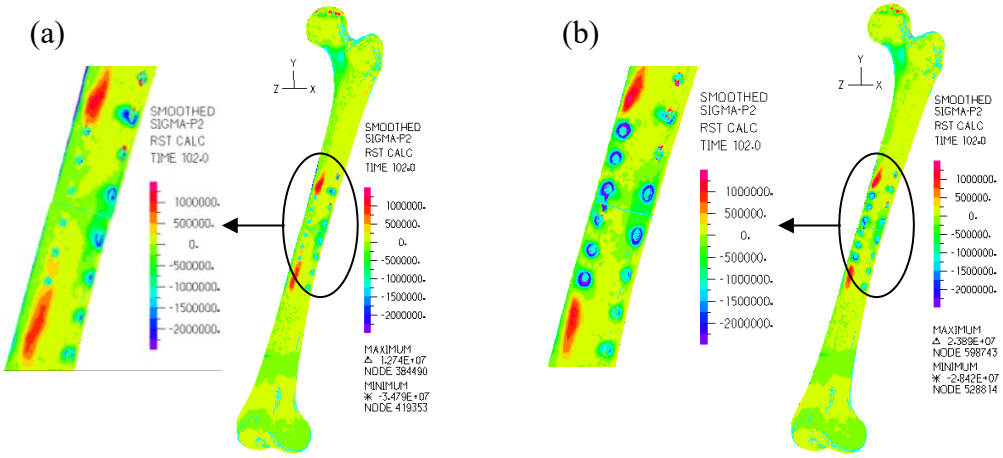

Figura 5.27. Distribuição da tensão σ_2 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Assim como na tensão σ_1, a tensão σ_2 ao longo do fémur possui um valor nulo, ou muito próximo, com exceção da zona dos furos, onde são colocados os parafusos.

No modelo de uma placa, os furos correspondentes aos parafusos da placa maior têm um valor de tensão que varia entre -2 MPa e -1,5 MPa, enquanto no modelo de duas placas, no mesmo local, o valor da tensão oscila entre -2,5 MPa e -1,5 MPa, aproximadamente. Isto significa que, no segundo modelo, o valor de compressão é superior. Relativamente aos furos, que correspondem aos parafusos da placa menor, o valor da tensão é de -2,5 MPa, aproximadamente.

Ainda é importante referir que acima e abaixo das extremidades da placa menor o valor de tensão atinge, aproximadamente, 1 MPa. Nesses mesmos locais no modelo de uma placa, o valor passa a ser de 1 MPa. Para além disso, pela análise da figura, é possível verificar que os dois furos onde são colocados os parafusos de compressão, possuem um valor de compressão superior em relação aos restantes furos.

Relativamente à distribuição da terceira tensão principal ao longo do fémur encontra-se representada na Figura 5.28.

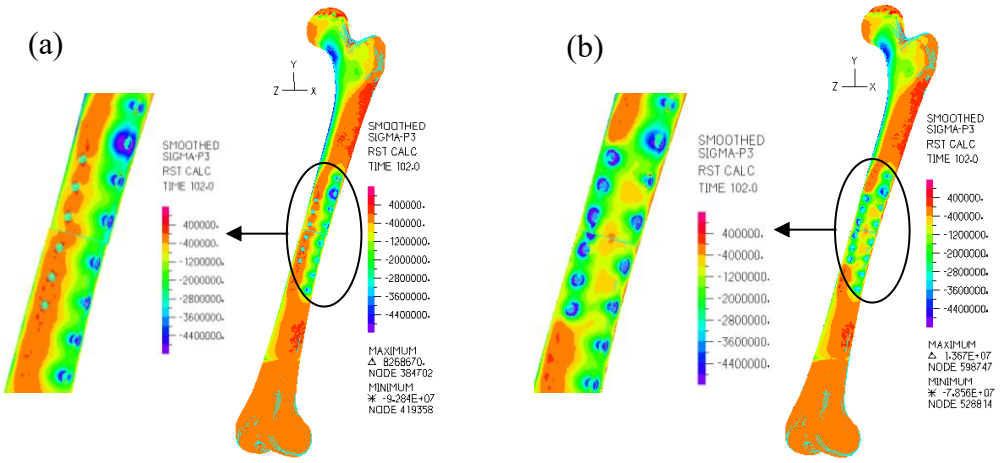

Figura 5.28. Distribuição da tensão σ_3 ao longo do fémur: a) modelo de uma placa; b) modelo de duas placas.

Ao longo da diáfise e na zona superior do fémur os valores da tensão σ_3 variam, mas nas restantes zonas do fémur a tensão é nula ou quase nula. No caso do modelo de uma placa, no local onde estão os furos da placa maior, a tensão oscila entre -4,8 MPa e -4,0 MPa. No modelo de duas placas, para os furos de ambas as placas, a tensão varia entre os mesmos valores.

Além disso, no modelo de uma placa, no sítio onde a mesma é colocada, o valor da tensão é cerca de -2 MPa. Por sua vez, no modelo da Figura 5.28 b), a tensão passa a ser cerca de -1,2 MPa. À volta dos furos da placa menor, no modelo de duas placas, o valor da tensão é de, aproximadamente, -1,2 MPa. Todavia, no modelo de uma placa, nesse mesmo local a tensão é próxima de zero.

O facto de estes valores serem negativos significa que o fémur está sujeito a compressão nessas zonas.

5.4.2.2. Modelos de duas placas com novo carregamento

A Figura 5.29 representa a distribuição da tensão principal σ_1 ao longo do fémur no modelo de duas placas em que o bloco não se encontra colado à cabeça do fémur.

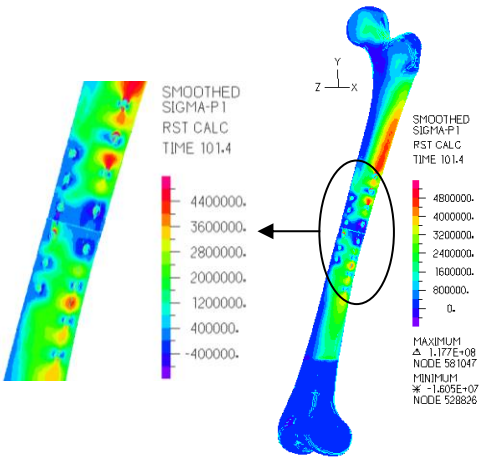

Figura 5.29. Distribuição da tensão σ_1 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento.

Neste modelo, o valor da tensão nos furos da placa maior varia entre 1,2 MPa e 2,8 MPa. No que diz respeito ao local onde se encontram os furos da placa menor, a tensão é cerca de 1,6 MPa. Assim, neste caso, o valor da tensão σ_1 é relativamente superior quando comparado com o modelo da Figura 5.26 b). Ainda, ao longo do fémur, a tensão é maioritariamente nula, com exceção dos locais onde são colocadas as placas, do lado direito do início da diáfise e na zona do colo do fémur. É de realçar que, ao redor dos furos da placa maior, o valor da tensão oscila entre 1,6 MPa e 3,2 MPa, atingindo valores superiores à volta da placa maior em comparação com à volta da placa menor, onde a tensão é próxima de zero. Estes valores são superiores aos obtidos no modelo de duas placas cujo bloco está colado à cabeça do fémur.

Na Figura 5.30, é possível verificar a distribuição da segunda tensão principal ao longo do fémur no modelo em análise.

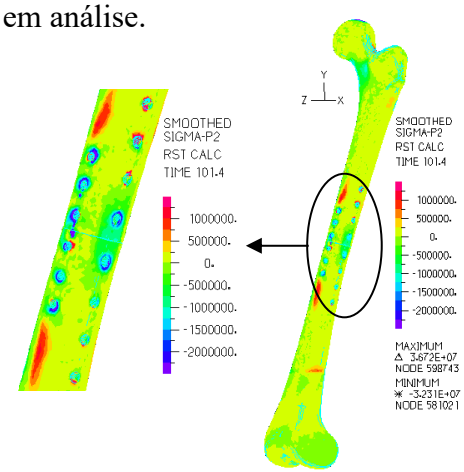

Figura 5.30. Distribuição da tensão σ_2 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento.

Nesta figura, é possível aferir que, ao longo do fémur, o valor da tensão é nulo, o que significa que a tensão σ_2 não exerce influência sobre essas regiões. Nos furos de ambas as placas, o valor da tensão oscila entre -2,5 MPa e -1,5 MPa. Contudo, nos três furos onde são colocados os parafusos proximais de aperto, o valor da tensão atinge 1 MPa. Também, próximo do local onde é colocada a placa menor, a tensão atinge valores superiores a 1 MPa, tal como acontece no modelo de duas placas cujo bloco se encontra colado à cabeça do fémur.

Tal como referido anteriormente, o valor negativo desta tensão significa que é uma solicitação de compressão.

Os valores de tensão, em módulo, são superiores nos furos da placa maior. Ainda, é possível verificar que os furos onde são colocados os parafusos de compressão possuem valores de compressão mais elevados do que os restantes furos, em ambas as placas.

A distribuição da tensão σ_3 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento encontra-se na Figura 5.31.

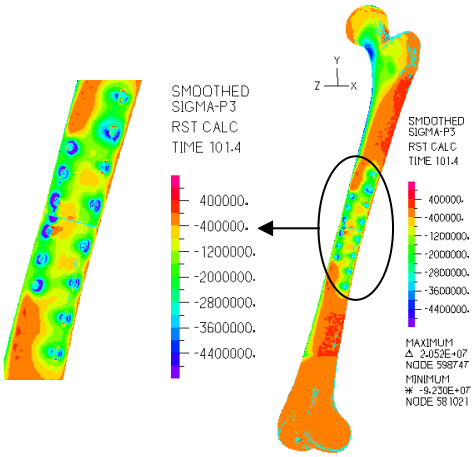

Figura 5.31. Distribuição da tensão σ_3 ao longo do fémur no modelo de duas placas com novo carregamento.

Neste modelo, verifica-se que, tanto nos locais onde encostam as placas, como na cabeça do mesmo, o valor da terceira tensão principal é diferente de zero, pelo que nas restantes zonas do fémur, o valor é nulo.

A tensão nos furos da placa maior e da menor é de, aproximadamente, -4,4 MPa e -4,8 MPa, respetivamente. Isto significa que o valor da tensão σ_3 é superior nos furos da placa menor. Em módulo, os valores da tensão, neste caso, são inferiores aos obtidos no modelo de duas placas com restrição de movimento. Ainda, no local onde é colocadas as placas, o valor da tensão oscila entre -2,4 MPa e -2,8 MPa.

Comparando a Figura 5.31 com a Figura 5.28 b), conclui-se que a tensão é superior neste caso. Ainda, tal como se verifica no caso da tensão principal σ_2, esta tensão também é de compressão.

5.4.2.3. Modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

As Figuras 5.32 a) e 5.32 b) referem-se à distribuição da primeira tensão principal nos modelos com recurso a aloenxerto com e sem fixação, respetivamente.

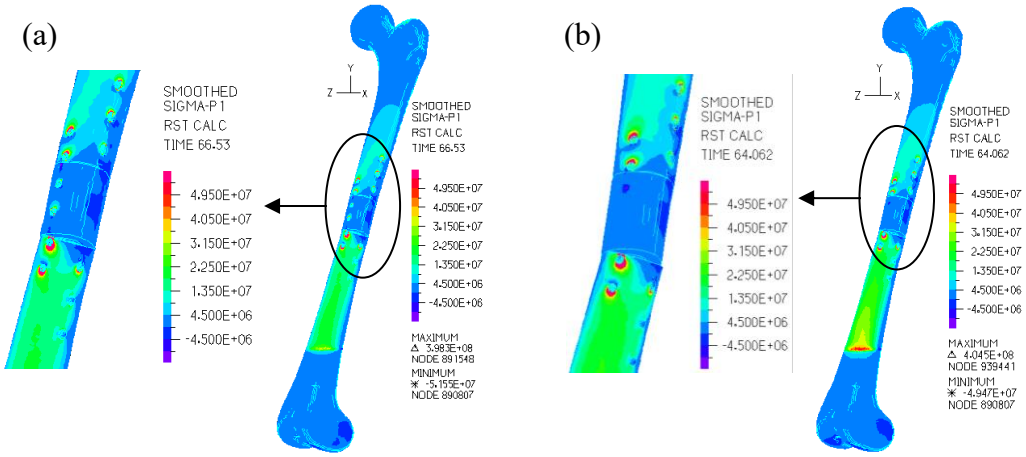

Figura 5.32. Distribuição da tensão de σ_1 ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

Comparando a distribuição da tensão σ_1, ao longo do fémur, no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação, é possível verificar que a tensão é insignificante em quase todo o fémur, com exceção de determinadas zonas da diáfise do mesmo.

Nesta figura, é ainda possível verificar que o valor da tensão na zona distal varia entre 13,5 MPa e 22,5 MPa, no modelo com fixação, e entre 22,5 MPa e 31,5 MPa, no modelo sem fixação, chegando a atingir 49,5 MPa no fim da diáfise. Assim, conclui-se que o modelo com fixação está sujeito a uma menor tensão principal σ_1.

Nos furos da placa menor, a tensão σ_1 atinge valores superiores a 49,5 MPa em ambos os modelos. No entanto, é de notar que no modelo sem fixação os valores da tensão nesses locais são mais elevados. Relativamente aos furos de compressão, que fazem a fixação no modelo com fixação, a tensão varia entre 9 MPa e 13,5 MPa. No que diz respeito aos furos onde são colocados os parafusos da placa maior a tensão oscila entre 4,5 MPa e 13,5 MPa em ambos os modelos.

A distribuição da tensão σ_2 ao longo do fémur nos dois modelos em análise está representada na Figura 5.33.

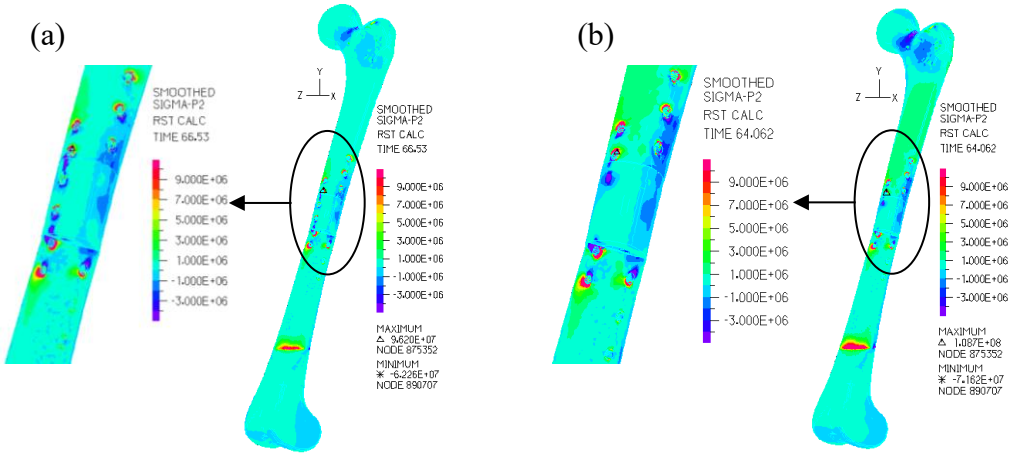

Figura 5.33. Distribuição da tensão de σ_2 ao longo do fémur: (a) modelo com fixação e (b) modelo sem fixação.

Em ambos os modelos, ao longo do fémur, esta tensão apresenta valores relativamente pequenos, com exceção da zona onde as placas são colocadas. O valor máximo de tensão localiza-se no furo da placa menor, mais próximo do local do aloenxerto, em ambos os modelos. No caso do modelo com fixação, o valor máximo é de 96,2 MPa e surge no segundo furo proximal. Por sua vez, no modelo sem fixação, o valor máximo é de 108,7 MPa e tem a mesma localização.

Para além disso, nos furos, o valor da tensão varia entre -4 MPa e -1 MPa, chegando a atingir 9 MPa em alguns furos. Contudo, é importante referir que os furos da placa menor possuem valores de compressão mais elevados em relação aos furos da placa maior. Ainda, é de notar que, na parte inferior do fémur, a tensão atinge valores de 9 MPa, em ambos os modelos.

Na Figura 5.34 encontra-se representada a distribuição da tensão principal σ_3 ao longo do fémur.

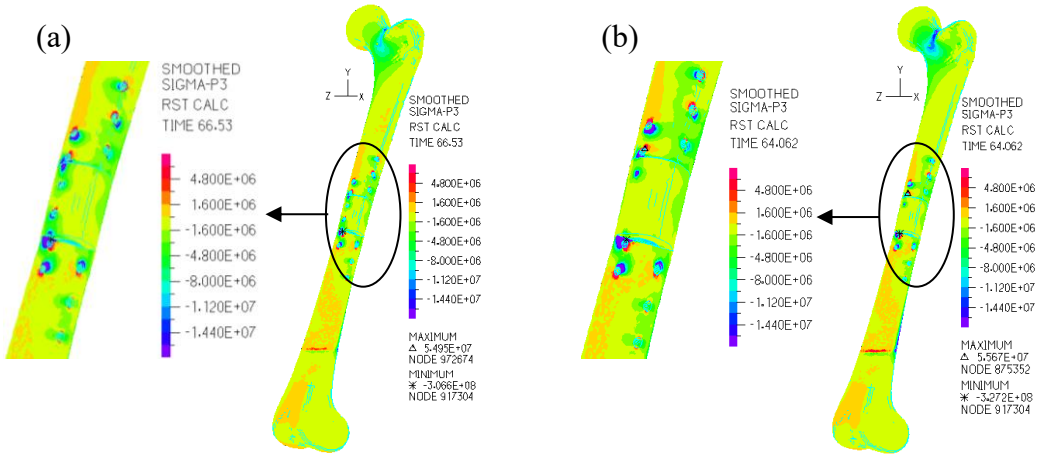

Figura 5.34. Distribuição da tensão de σ_3 ao longo do fémur: a) modelo com fixação; b) modelo sem fixação.

O valor mínimo desta tensão, tanto no modelo com fixação, como no modelo sem fixação, situa-se no mesmo local, nomeadamente, no furo distal mais próximo do aloenxerto da placa menor.

No modelo com fixação, a terceira tensão principal é próxima de -8 MPa nos furos da placa maior, chegando a atingir 4,8 MPa em alguns furos, enquanto nos furos da placa menor varia entre -17,6 MPa e – 11,2 MPa, chegando, também, a atingir 4,8 MPa em determinados furos. No modelo sem fixação, o valor máximo da terceira tensão principal localiza-se no primeiro furo proximal da placa menor, sendo este valor de 55,67 MPa. A tensão nos furos é aproximadamente igual à tensão no modelo com fixação.

Ainda, é possível averiguar que o valor da tensão é nulo em quase todo o fémur, exceto na zona do aloenxerto e do colo do fémur. Também, é importante referir que os furos onde são colocados os parafusos da placa menor possuem valores de tensão mais elevados do que os furos dos parafusos da placa maior.

5.5. Percentagem de nós

Na Figura 5.35, encontra-se representada a preto a zona da análise da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises*. Esta zona é a mesma para todos os modelos e corresponde ao local onde se encontram os furos do osso onde são aplicados os parafusos e as placas que contactam no fémur. Foi escolhida esta região, uma vez que é o local mais crítico, ou seja, que está sujeito a maiores valores de tensão.

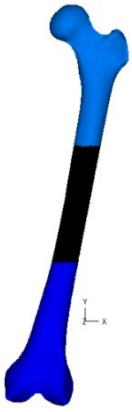

Figura 5.35. Local de análise da percentagem de nós associados a este nível de tensão.

Uma maior percentagem de nós num determinado intervalo de valores de tensão implica que estes valores possuem maior influência na zona em análise. Deste modo, é possível prever os valores de tensão de *von Mises* com maior relevância e comparar o comportamento dos modelos estudo.

5.5.1. Modelo de uma e de duas placas

Na Figura 5.36, encontra-se representado o gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de uma e de duas placas.

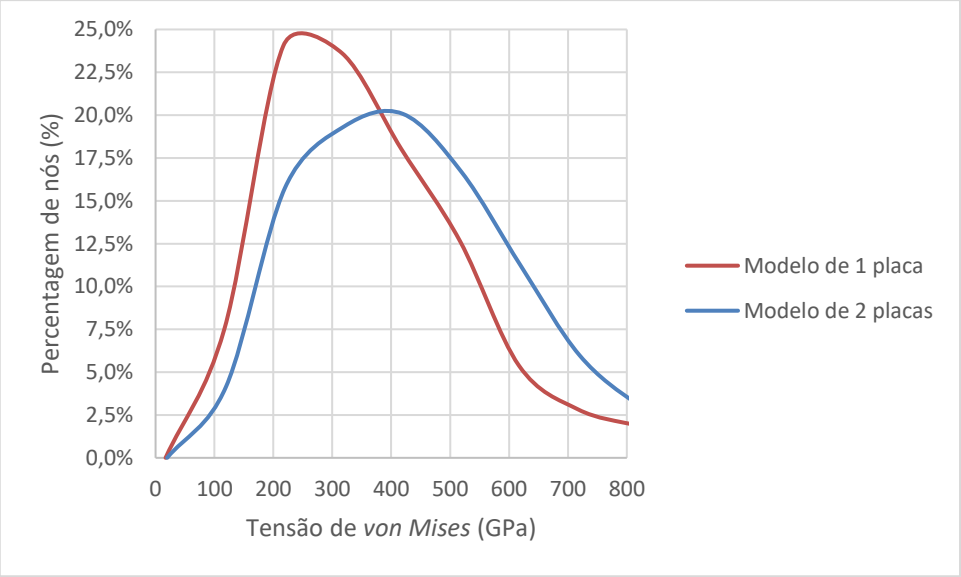

Figura 5.36. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* nos modelos de uma e de duas placas.

De modo a completar os resultados obtidos na Figura 5.36, na Tabela 5.1, encontram--se especificados os valores obtidos pela análise estatística dos modelos em estudo.

Tabela 5.1. Análise estatística dos modelos de uma e de duas placas.

	1 placa	2 placas
Média da Tensão [GPa]	351,47	405,78
Moda da Tensão [GPa]	200,52	449,68
1º Quartil [GPa]	191,72	247,17
2º Quartil (Mediana) [GPa]	290,74	373,14
3º Quartil [GPa]	426,90	512,39

Através da análise da Figura 5.36, é possível verificar que, no modelo de uma placa, o valor mais elevado de tensão é de, aproximadamente, 250 GPa, com uma percentagem de nós de cerca de 25%. Relativamente, ao modelo de duas placas, o pico de tensão corresponde a 400 GPa, sendo a percentagem de nós de, sensivelmente, 20%. Para além disso, a percentagem de nós é inferior no modelo de duas placas até à tensão de 400 GPa, aproximadamente, sendo que, após esse valor de tensão, já é superior. Isto significa que a partir desse valor o modelo de duas placas encontra-se sob uma maior solicitação. A possível causa destes resultados, poderá estar relacionada com a presença da segunda placa, na medida em que o fémur consegue suportar uma maior tensão e manter-se estável. Assim, os parafusos da segunda placa aumentam a percentagem de nós com maior deformação.

Na Tabela 5.1 verifica-se que o modelo de duas placas possui valores de tensão mais elevados. Isto vai ao encontro da ideia de que a segunda placa estabiliza o fémur, porque quanto maior a rigidez da ligação, maior é a deformação do osso.

5.5.2. Modelo de duas placas com novo carregamento

Na Figura 5.37, encontra-se representado o gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas e no modelo de duas placas em que o bloco não se encontra colado à cabeça do fémur.

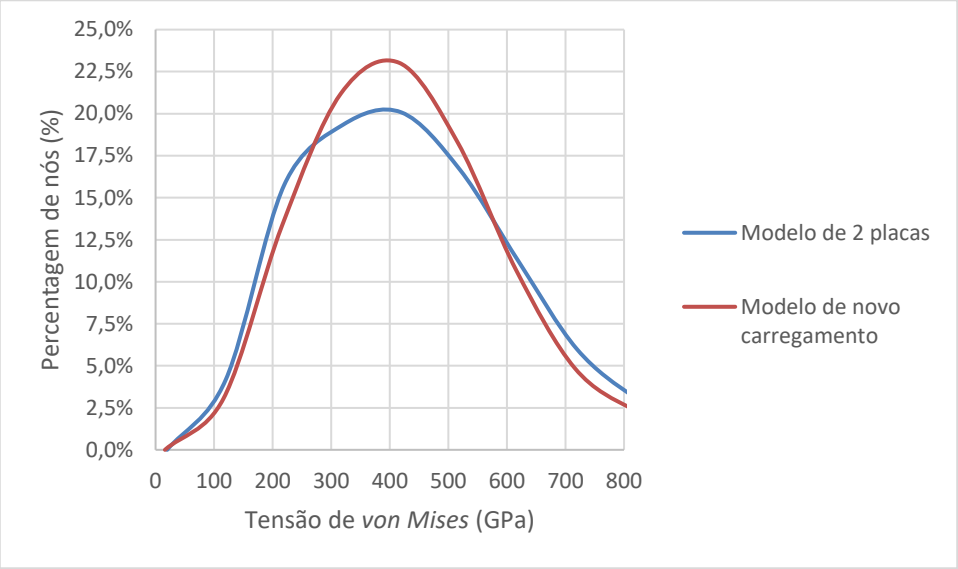

Figura 5.37. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas e com novo carregamento.

De modo a completar os resultados obtidos na Figura 5.37, na Tabela 5.2, encontram--se especificados os valores obtidos pela análise estatística dos modelos em estudo.

Tabela 5.2. Análise estatística dos modelos de duas placas e com novo carregamento.

	2 placas	Novo carregamento
Média da Tensão [GPa]	405,78	398,09
Moda da Tensão [GPa]	449,68	349,67
1º Quartil [GPa]	247,17	261,32
2º Quartil (Mediana) [GPa]	373,14	369,33
3º Quartil [GPa]	512,39	491,03

Analisando a Figura 5.37, no modelo em que o bloco não está colado à cabeça do fémur, o valor de tensão mais elevado é cerca de 400 GPa, onde se verifica a maior percentagem de nós, isto é, 23%, aproximadamente. Ao comparar este modelo com o modelo de duas placas em que o bloco está colado à cabeça do fémur, confirma-se que, para o intervalo de valores de tensão de *von Mises* de 250 GPa e 550 GPa, há uma maior percentagem de nós no caso do modelo com novo carregamento. Deste modo, nesse intervalo, o modelo de duas placas em que o bloco não está colado à cabeça do fémur encontra-se com uma maior solicitação.

Como a rigidez da ligação é inferior no modelo onde o bloco não está colado à cabeça do fémur, a deformação do osso também será menor. Por esta razão, na Tabela 5.2 verifica-se que os valores nesse modelo são inferiores quando comparado com os valores obtidos no modelo de duas placas em que o bloco está colado à cabeça.

5.5.3. Modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação

Na Figura 5.38, encontra-se representado o gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas com e sem fixação do aloenxerto.

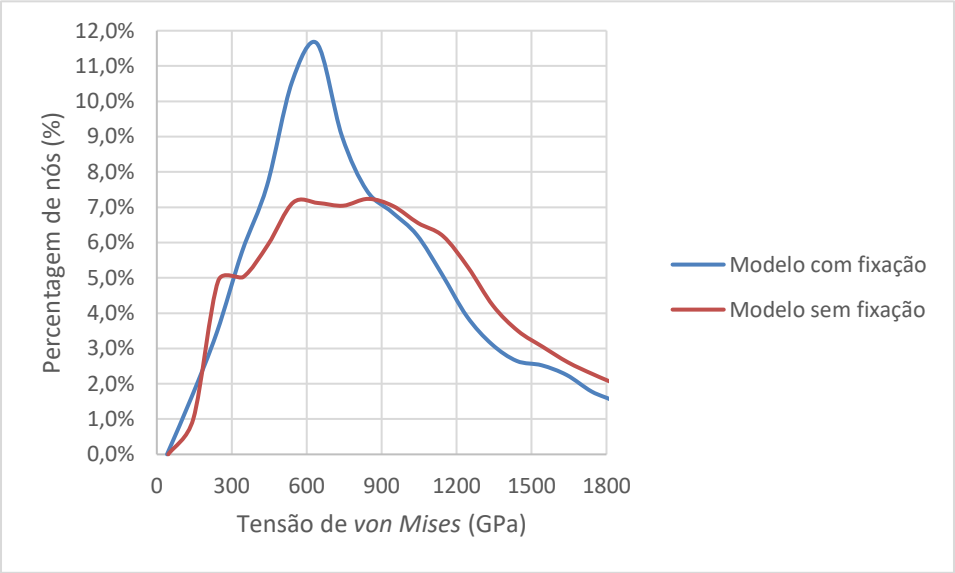

Figura 5.38. Gráfico da percentagem de nós associados à tensão de *von Mises* no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação.

De modo a completar os resultados obtidos na Figura 5.38, na Tabela 5.3, encontram-se especificados os valores obtidos pela análise estatística dos modelos em estudo.

Tabela 5.3. Análise estatística dos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação.

	Modelo com fixação	Modelo sem fixação
Média da Tensão [GPa]	956,96	1116,71
Moda da Tensão [GPa]	1250,61	298,736
1º Quartil [GPa]	510,01	558,29
2º Quartil (Mediana) [GPa]	745,33	910,51
3º Quartil [GPa]	1133,76	1353,21

Ao analisar a Figura 5.38, verifica-se que, no modelo com fixação, o pico de tensão de *von Mises* é de, aproximadamente 650 GPa, onde a percentagem de nós é máxima, isto é, de cerca de 11,5%. Por sua vez, no modelo sem fixação, a percentagem de nós mais elevada é de 7,3%, aproximadamente, onde a tensão é cerca de 850 GPa. Ao comparar ambas as figuras, é possível aferir que a percentagem de nós é mais elevada, no modelo com fixação quando comparada com o sem fixação, no intervalo de 350 GPa e 850 GPa, aproximadamente. Após esse valor de tensão, no modelo com fixação, a percentagem de nós é mais baixa para valores mais elevados de tensão.

Através da Tabela 5.3, é possível concluir que o facto de o modelo ser mais estável, como é o caso do modelo com fixação, implica que a deformação é maior. Isto porque, quanto maior a rigidez da ligação, maior a deformação.

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo são descritas as conclusões retiradas de todos os modelos analisados e sugestões para trabalhos futuros, que permitirão melhorar os modelos em estudo.

6.1. Conclusões

Neste estudo foi realizada uma comparação entre os seguintes modelos: o modelo de uma placa com o de duas placas, o modelo de duas placas com um novo carregamento e os modelos de duas placas com recurso a aloenxertos com e sem fixação. Da análise dos resultados, foi possível retirar as seguintes conclusões:

Comparando os modelos de uma e de duas placas, verifica-se que o deslocamento é menor no modelo de duas placas. Também, neste caso, a força de contacto entre as placas e o fémur é superior na zona da osteotomia. No interior das superfícies da osteotomia, as forças de contacto são superiores no modelo de uma placa. Isto significa que, o modelo de duas placas possui uma maior estabilidade quando comparado com o de uma.

No modelo de duas placas com o modelo de duas placas em que o bloco não está colado à cabeça do fémur, o deslocamento é superior, ao longo do fémur, uma vez que há maior liberdade de movimento. Também, a força de contacto é superior na zona da osteotomia, em relação ao modelo de duas placas com restrição de movimento. Assim sendo, conclui-se que, de facto, o novo carregamento conduz a uma maior solicitação do fémur.

Por sua vez, no modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação, o deslocamento é mais elevado no modelo sem fixação, apesar de a diferença não ser muito significativa. No entanto, os instantes de tempo são diferentes, pelo que as solicitações também são diferentes. Quanto à força de contacto entre as placas e o fémur, o modelo sem fixação possui valores superiores, uma vez que, como nesse modelo o número de parafusos é menor, cada um está sujeito a uma maior solicitação. Ainda, o contacto entre as superfícies é mais elevado no modelo sem fixação, o que significa que este é um modelo mais instável.

No que diz respeito à tensão de *von Mises*, nas placas de todos os modelos, os valores de tensão mais elevados situam-se nos dois furos mais próximos da osteotomia. Porém, no

modelo de duas placas com recurso a aloenxerto com e sem fixação, no caso da placa maior os dois furos proximais mais próximos da osteotomia e, no caso da placa menor os dois furos distais mais próximos da osteotomia. Por conseguinte, são estas as zonas mais críticas das placas e, por isso, deverão ser as primeiras a ceder.

Relativamente aos parafusos da placa maior, os dois mais próximos da osteotomia (ou das superfícies inferior e superior do aloenxerto) são os que detêm valores de tensão mais elevados. No caso dos parafusos da placa menor, nos modelos de uma e de duas placas e de novo carregamento, os parafusos proximal e o distal mais afastados da osteotomia são os mais críticos. Nos modelos com recurso a aloenxerto, os dois parafusos distais que não se situam sobre o aloenxerto são os que possuem valores de tensão mais elevados. Deste modo, são estes os parafusos que poderão ceder em primeiro lugar, se porventura forem expostos a uma tensão muito elevada. No entanto, numa situação destas, antes dos parafusos cederem, o próprio osso cede primeiro, já que não consegue suportar valores de tensão tão elevados em comparação com os parafusos.

Por outro lado, a partir da análise das tensões principais, é possível confirmar que as zonas mais críticas no fémur são os furos onde são colocados os parafusos, a zona da osteotomia (ou do aloenxerto) e, ainda, o colo do fémur. Nestas, os valores das tensões σ_1 são positivos, o que quer dizer que essas regiões estão sob tração. Os valores de σ_2 e σ_3 são, maioritariamente, negativos, o que significa que essas zonas estão sob compressão.

Por último, a maior percentagem de nós implica que, num determinado intervalo de tensão, há uma maior solicitação. Assim, nos modelos de uma placa e de duas placas com recurso a aloenxerto com fixação, verifica-se uma percentagem mais elevada até um determinado valor. Após este, a percentagem diminui em relação aos modelos de duas placas e de duas placas com recurso a aloenxerto sem fixação, respetivamente. No caso do modelo com novo carregamento quando comparado com o de duas placas com restrição de movimento, há uma maior percentagem de nós num determinado intervalo de tensão e, fora desse intervalo, a percentagem de nós é inferior. Isto acontece porque quanto maior a rigidez da ligação, maior é a deformação do osso.

Em suma, pela análise dos resultados obtidos, conclui-se que o modelo de duas placas é mais estável do que o de uma placa. Por seu turno, no caso dos modelos com recurso a aloenxerto, é possível aferir que o modelo com fixação é mais estável. No entanto, é de salientar que estas simulações não convergiram, o que significa que não foi aplicado todo o

carregamento. Isto poderá estar relacionado com o facto de que a mobilidade do sistema, isto é, os deslocamentos foram muito grandes, que não permitiu a aplicação desses níveis de carga. Apesar disso, foi possível retirar conclusões que poderão auxiliar trabalhos futuros.

6.2. Sugestões de Trabalhos Futuros

Para uma melhor compreensão e aprofundamento do tema são propostos os seguintes estudos:

- Otimização das dimensões das placas e dos parafusos;
- Estudo da força dos parafusos, em especial, dos de compressão;
- Modificação do modo como é realizado o carregamento;
- Diminuição dos deslocamentos nos modelos de duas placas com recurso a aloenxerto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 1.2 Structural Organization of the Human Body*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em março. Disponível em: opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/1-2-structural-organization-of-the-human-body-2/.

[2] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 6.1 The Functions of the Skeletal System*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em março. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/6-1-the-functions-of-the-skeletal-system/.

[3] Diana, J. (maio de 2019), "Sistema Esquelético." Toda Matéria. Acedido em março. Disponível em: www.todamateria.com.br/sistema-esqueletico/.

[4] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 7.1 Divisions of the Skeletal System*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em março. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/7-1-divisions-of-the-skeletal-system/.

[5] *Pediaa.Com* (junho de 2018), "*Difference Between Axial and Appendicular Skeleton*.". Acedido em março. Disponível em: https://pediaa.com/difference-between-axial-and-appendicular-skeleton/.

[6] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 8 Intoroduction*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em março. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/7-1-divisions-of-the-skeletal-system/.

[7] Burr, D. B., Akkus, O. (2014), "*Bone Morphology and Organization*." em *Basic and Applied Bone Biology*, Elsevier/Academic Press, 3-25. Acedido em março. DOI: https://doi.org/10.1016/B978-0-12-416015-6.00001-0.

[8] Mohamed, A. M. (janeiro de 2008), "*An Overview of Bone Cells and their Regulating Factors of Differentiation*." em *The Malaysian Journal of Medical Sciences: MJMS*, Penerbit Universiti Sains Malaysia, 15(1): 4-12. Acedido em março. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3341892/.

[9] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 6.3 Bone Structure*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em março e abril. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/6-3-bone-structure/.

[10] Kozielski, M., Buchwald, T., et al. (julho de 2011), "*Determination of Composition and Structure of Spongy Bone Tissue in Human Head of Femur by Raman Spectral Mapping*." em *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 22(7): 1653-1661,

Springer US. Acedido em março. Disponível em: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3127018/.

[11] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 6.2 Bone Classification*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em abril. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/6-3-bone-classification/.

[12] Gray, H., "*Anatomy of the Human Body*." Gray's Anatomy of the Human Body, Philadelphia: Lea & Febiger (1918), New York: *Bartleby.com* (2000). Acedido em abril e maio. Disponível em: www.bartleby.com/107/17.html.

[13] Argosy Publishing, Inc.,"*Types of Bones - Learn Skeleton Anatomy*." em *Visible Body: Virtual Anatomy to See Inside the Human Body*. Acedido em abril. Disponível em: www.visiblebody.com/learn/skeleton/types-of-bones.

[14] Li J., Kacena, M.A., et al. (2019), *"Chapter 12 – Fracture Healing"*, em *Basic and Applied Bone Biology*, 2ª edição, Elsevier, 235-253. Acedido em abril. DOI: https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813259-3.00012-9.

[15] Isaksson, H. (junho de 2012), "*Recent Advances in Mechanobiological Modeling of Bone Regeneration*." em *Mechanics Research Communications*, 42(9): 23-31, Pergamon. Acedido em abril. DOI: https://doi.org/10.1016/j.mechrescom.2011.11.006.

[16] Fernandes, M. G. A. (setembro de 2013), "Análise Biomecânica Das Fraturas Do Fémur e Avaliação Do Melhor Implante.", 16–19. Tese de Mestrado em Tecnologia Biomédica. Escola Superior de Tecnologia e Gestão - Instituto Politécnico de Bragança, Bragança. Acedido em abril. Disponível em: https://bibliotecadigital.ipb.pt/handle/10198/9272.

[17] Lieberman, J. R., Friedlaender, G. E. (2005), *"2 – Fracture Repair"*, em *Bone Regeneration and Repair: Biology and Clinical Applications*, Humana Press Inc., Totowa, 21-44. Acedido em abril. Disponível em: https://pdfs.semanticscholar.org/e81b/4eeeda040023c89f49b1a084447303df5dc5.pdf

[18] Ghiasi, M. S., Chen, J., et al. (junho de 2017), "*Bone Fracture Healing in Mechanobiological Modeling: A Review of Principles and Methods.*" em *Bone Reports*, Elsevier, 6: 87-100. Acedido em abril. Disponível em: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5365304/.

[19] Einhorn, T. A., Louis, C. G. (janeiro de 2015), *"Fracture Healing: Mechanisms and Interventions."* em *Nature Reviews. Rheumatology*, U.S. National Library of Medicine, 11(1): 45-54. Acedido em abril. Disponível em: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4464690/.

[20] Marsell, R., Einhorn, T. A. (junho de 2011), *"The Biology of Fracture Healing."* em *Injury*, Elsevier, 42(6): 551-555. Acedido em abril. DOI: https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.03.031.

[21] Chang, A., Hubbard J.B. (dezembro de 2018), *"Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Femur."* em *StatPearls [Internet]*, U.S. National Library of Medicine. Acedido em maio. Disponível em: www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532982/.

[22] *Fémur/Osso Da Coxa/Esqueleto Apendicular/Aula De Anatomia Humana/Site De Anatomia* (2001), "Fémur.". Acedido em maio. Disponível em: www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/membro-inferior/femur/.

[23] Betts, J.G., DeSaix, P., et al. (2017), "*Chapter 8.4 Bones of the Lower Limb*." em *Anatomy and Physiology*, TX: OpenStax College, Houston. Acedido em maio. Disponível em: https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/8-4-bones-of-the-lower-limb/.

[24] Volker, J. H. (dezembro de 2018), *"Easy Notes On Femur - Learn in Just 4 Minutes!"* em *Earth's Lab*. Acedido em maio. Disponível em: www.earthslab.com/anatomy/femur/.

[25] Lopes, V. M. (dezembro de 2014), "Conceção e Projeto de uma Prótese Trocantérica", 20. Tese de Mestrado em Equipamentos e Sistemas Mecânicos. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra - Departamento de Engenharia Mecânica, Coimbra. Acedido em maio. Disponível em: http://hdl.handle.net/10400.26/14100.

[26] Cherian, J. J., Kapadia, B. H., et al. (junho de 2014), "*Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications.*" em *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 7(2): 89-95, Springer US. Acedido em maio. Disponível em: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4092202/.

[27] Buly, R.L. (fevereiro de 2015), *"Femoral Osteotomy: An Overview."*, *Hospital for Special Surgery*. Acedido em junho. Disponível em: www.hss.edu/conditions_femoral-osteotomy-overview.asp.

[28] Hospital CUF Descobertas, "CUF.". Acedido em junho. Disponível em: www.saudecuf.pt/unidades/descobertas/centros/centro-de-ortopedia-e-traumatologia/sintomas-doencas-tratamentos/osteotomias-da-tibia-ou-femur.

[29] Franciozi, C., "Osteotomias.". Acedido em junho. Disponível em: carlosfranciozi.com/osteotomias/.

[30] Christian, R. W., Mercadante, M. T. (2008), "A osteotomia em um plano oblíquo por corte único para correção de deformidades complexas diafisárias de ossos longos: um método para sua realização" em *Revista Brasileira De Ortopedia*, 43(9): 376-387. Acedido em junho. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/S0102-36162008000900003.

[31] Silva, R. R., Matos, M.A., et al. (2012), "Deformidade em valgo grave do joelho: descrição de nova técnica cirúrgica para sua correção" em *Revista Brasileira De Ortopedia*, 47(2): 251-256. Acedido em junho. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/S0102-36162012000200018

[32] Frigg, R., Frenk, A., et al. (2007), "*Biomechanics of Plate Osteosynthesis*" em *Techniques in Orthopaedics*, 22(4): 203-208. Acedido em junho. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/232110573_Biomechanics_of_Plate_Osteosynthesis.

[33] Augat, P., von Rüden, C. (junho de 2018), "*Evolution of Fracture Treatment with Bone Plates*." em *Injury*, 49(1): S2-S7. Acedido em junho. Disponível em: https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383(18)30294-8/fulltext.

[34] Malekani, J., Schmutz, B., et al. (2012), "*Orthopedic Bone Plates: Evolution in Structure, Implementation Technique and Biomaterial.*" em *GSTF Journal of Engineering Technology*, 1(1): 135-140. Acedido em junho. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/314774917_Orthopedic_bone_plates_Evolution_in_Structure_Implementation_technique_and_biomaterial.

[35] "Definição De Usinabilidade." *Manutenção e Suprimento*, julho de 2018. Acedido em junho. Disponível em: www.manutencaoesuprimentos.com.br/definicao-de-usinabilidade/.

[36] Hak, D. J., Banegas, R. et al. (junho de 2018), "*Evolution of plate design and material composition*.", *Injury*, 49(1): S8-S11. Acedido em junho. Disponível em: https://doi.org/10.1016/S0020-1383(18)30295-X

[37] "Placa De Dcp 4.5 / 5.0mm Estreito / Aço Inoxidável / Placas De Osso / Implantes", em *Alibaba.com*. Acedido em junho. Disponível em: https://portuguese.alibaba.com/product-detail/dcp-plate-4-5-5-0mm-narrow-stainless-steel-bone-plates-implants-50036269436.html

[38] "Aplicação de Titânio e Suas Ligas na Construção – Estudo da Corrosão Galvânica do Par Aço Inoxidável/Titânio em Meio Alcalino.", Laboratório Nacional de Engenharia Civil, Proc. 0204/11/16162, Lisboa. Acedido em junho. Disponível em: repositorio.lnec.pt:8080/jspui/bitstream/123456789/16129/1/Rel274_07.pdf.

[39] "Implantes Ortopédicos Femoral Bloqueio Placas Fêmur Curvo Placa De Bloqueio", em *Alibaba.com*. Acedido em junho. Disponível em: https://portuguese.alibaba.com/product-detail/Orthopedic-Implant-Femoral-Locking-Plates-Femur-62103842982.html?spm=a2700.galleryofferlist.normalList.234.459454519U1Yzq.

[40] Judas, F., Dias, R. (2010), "Manual do Sistema de Segurança e da Qualidade", Banco de Tecidos dos HUC, Coimbra. Acedido em junho. Disponível em: http://rihuc.huc.min-saude.pt/bitstream/10400.4/1195/1/Banco%20de%20Tecidos%20HUC.pdf.

[41] Krans, B. (novembro de 2018), "*Bone Graft*", em *Healthline Media*. Acedido em junho. Disponível em: www.healthline.com/health/bone-graft.

[42] Baldwin, P., Li, D. J., et al (abril de 2019), "Autograft, Allograft, and Bone Graft Substitutes: Clinical Evidence and Indications for Use in the Setting of Orthopaedic

Trauma Surgery.", em *Journal of Orthopaedic Trauma*, 33(4): 203-213. Acedido em junho. Disponível em: https://journals.lww.com/jorthotrauma/Abstract/2019/04000/Autograft,_Allograft,_and_Bone_Graft_Substitutes_.8.aspx.

[43] "*Autograft vs. Allograft*.", *Virginia Oral & Facial Surgeons*, abril de 2017. Acedido em junho. Disponível em: www.oralfacialsurgery.com/blog/autograft-vs-allograft/.

[44] Cluett, J. (março de 2019), "*Allograft vs Autograft in Orthopedic Surgery – Using Your Own Tissue vs. Using a Donor's Tissue.*", em *Verywell Health*. Acedido em junho. Disponível em: www.verywellhealth.com/allograft-vs-autograft-in-orthopedic-surgery-4584591.

[45] Merrell, G., Weiss, A.P.C. (março de 2015), "*Bone-Ligament-Bone Reconstruction.*" *Orthopaedics*, Capítulo 50. Acedido em junho. Disponível em: https://clinicalgate.com/bone-ligament-bone-reconstruction/.

[46] Damasceno, M. L., Ferreira, T. F., et al. (2009), "A Utilização De Enxerto Alógeno Nas Reconstruções Ligamentares Do Joelho." em *Acta Ortopédica Brasileira*, 17(5). Acedido em junho. Disponível em: www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522009000500002.

[47] "Tecido Ósseo Liofilizado No Banco De Ossos Da Unioss.", em *Unioss – Banco de Tecidos Musculoesqueléticos*, março de 2018. Acedido em junho. Disponível em: https://unioss.com.br/tecido-osseo-liofilizado-no-banco-de-ossos-da-unioss/.

[48] Silveira, E. (janeiro de 2015), "Enxerto sintético – Novas técnicas e biomateriais facilitam a produção de peças para substituição de ossos humanos.", em *Pesquisa FAPESP*. Acedido em junho. Disponível em: https://revistapesquisa.fapesp.br/2015/01/19/enxerto-sintetico/.

[49] Stevens, M. M. (maio de 2008), "*Biomaterials for Bone Tissue Engineering.*" em *Materials Today*, Elsevier, 11(5): 18-25. Acedido em junho. Disponível em; https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1369702108700865.

[50] Costa, A. C. F. M., Lima, M. G., et al. (2009), "Hidroxiapatita: Obtenção, caracterização e aplicações.", em *Revista Eletrónica de Materiais e Processos* 4.3: 29-38. Acedido em junho. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/288635063_Hidroxiapatita_obtencao_caracterizacao_e_aplicacoes.

[51] Bathe, K.J. (2008), "*The Finite Element Method.*", em *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*. Acedido em junho. Disponível em: https://doi.org/10.1002/9780470050118.ecse159.

[52] Pahr, D. H. e Philippe K. Z. (Outubro de 2016), "*Finite Element-Based Mechanical Assessment of Bone Quality on the Basis of In Vivo Images.*" em *SpringerLink*, Springer

US, 14(6): 374-385. Acedido em junho. Disponível em: https://link.springer.com/article/10.1007/s11914-016-0335-y.

[53] Wang, W., Nelson, T., et al., "*Back to Elements- Tetrahedra vs. Hexahedra*", Alemanha. Acedido em junho. Disponível em: https://support.ansys.com/staticassets/ANSYS/staticassets/resourcelibrary/confpaper/2004-Int-ANSYS-Conf-9.PDF.

[54] Silva, N. M. (2005), "Obtenção e avaliação mecanodinâmica de compósitos, ortotrópicos e anisotrópicos, com matriz polimérica reforçada com fibras de carbono ou poliaramida", 1-10. Tese para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais. Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo. Acedido em julho.

[55] Teixeira, S. V. P. (julho de 2018), "Avaliação numérica da utilização de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização de ossos longos", 21-26. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto. Universidade de Coimbra – Departamento de Engenharia Mecânica, Coimbra. Acedido em junho e julho.

[56] Alves, P. J. R. (setembro de 2017), "Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur? Estudo Numérico Comparativo.", 48-51. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica na Especialidade de Construção e Manutenção de Equipamentos Mecânicos. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra. Acedido em junho e julho.