

• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação Numérica da Artrodese do Joelho utilizando o Fixador Externo SimpleFix

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

Numeric Evaluation of the Knee Arthrodesis using an SimpleFix External Fixator

Autor

Miguel José Alves dos Santos

Orientadores

Maria Augusta Neto

Ana Paula Bettencourt Martins Amaro

Júri

Presidente	Professor Doutor Fernando Jorge Ventura Antunes Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins
Orientador	Amaro Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
Vogais	Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

Coimbra, setembro, 2017

“The man who moves a mountain begins by carrying away small stones.”

Confucius, Confucius: The Analects

Aos meus pais, família e amigos

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer aos meus pais, pelo esforço e apoio incondicional ao longo de todos estes anos, que me permitiu crescer e concluir mais uma etapa na minha vida.

À minha irmã, Ana, pelo apoio e compreensão em todas as etapas da minha vida.

A toda a família, em especial os avós, pelos conhecimentos e experiências partilhadas.

À Patrícia, pela força transmitida, pelos bons conselhos e pelo apoio em toda a vida pessoal e académica.

À Professora Maria Augusta Neto, pelos conhecimentos transmitidos, disponibilidade e boa disposição ao longo do semestre.

À Professora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro pela motivação, pela preocupação e pelos conselhos.

Um especial agradecimento à Cátia, à Daniela e ao Marco, pela sua amizade e companheirismo.

Aos amigos conquistados em Coimbra, que me acompanharam ao longo de todo o curso, pela amizade e momentos que permanecerão na memória e no coração.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra e a todos os professores pelos conhecimentos transmitidos e pelo despertar da vontade de aprender.

Resumo

Desde o princípio do século XX que a artrodese do joelho já é utilizada para o tratamento de dor e instabilidade do joelho. Atualmente, a principal indicação da artrodese é o tratamento da falência séptica de artroplastia de joelho.

No presente trabalho foram aplicadas alterações ao fixador externo estudado por (Adão 2016), mudando o fixador bilateral monoplanar por um fixador bilateral biplanar (biarticulado), e efetuado um estudo comparativo de modo a perceber qual dos dois modelos proporcionará uma fusão óssea mais eficaz entre os ossos intervenientes. Posteriormente foi avaliado o comportamento do modelo após efetuar o aperto do fixador.

Para a modelação de todo o procedimento cirúrgico, foi necessário recorrer aos programas *Solidworks*®, para a modelação geométrica, e *ADINA*® para modelação numérica e respetiva simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos. Permitindo recriar numericamente o procedimento cirúrgico da artrodese de joelho. Através da análise das tensões de *Von Mises* nos ossos e nas superfícies de fusão, assim como, a homogeneidade das pressões de contacto no foco da artrodese, a força resultante e os deslocamentos globais e locais, foi possível avaliar a influência na artrodese de cada decisão tomada no desenvolvimento do modelo numérico.

Dos resultados apresentados, conclui-se que o fixador biarticulado proporciona menores deslocamentos relativos entre as superfícies de fusão e maiores tensões no foco da artrodese, causando uma melhor distribuição das pressões de contacto. Com o aperto do fixador, conclui-se que após o aperto e descarga das forças de carregamento existe um relaxamento de tensões surgindo uma distribuição mais uniforme por todo o modelo, que até ao momento ainda não tinha sido verificada.

Palavras-chave: Artrodese, joelho, fémur, tibia, superfície de corte, fixador externo.

Abstract

Since the beginning of the 20th century, knee arthrodesis has been used to treat knee pain and instability. Currently, the main indication of arthrodesis is the treatment of septic failure of knee arthroplasty.

In the present study, the external fixator studied by (Adão 2016) was applied, changing the bilateral fixator to a biplanar fixator (bi-articulated), and a comparative study was carried out in order to understand which of the two models would provide a more effective bone fusion between the intervening bones. Afterwards, the behavior of the model was evaluated after tightening the fixator.

For the modeling of the entire surgical procedure, it was necessary to use the Solidworks® software for geometric modeling and ADINA® for numerical modeling and its numerical simulation using the finite element method. Allowing to recreate numerically the surgical procedure of knee arthrodesis. Through the analysis of Von Mises tensions in bone and fusion surfaces, as well as the homogeneity of the contact pressures at the focus of the arthrodesis, the resulting force and the global and local displacements, it was possible to evaluate the influence on the arthrodesis of each decision taken in the development of the numerical model.

From the results presented, it is concluded that the bi-articulated fixator provides less relative displacements between the fusion surfaces and greater stresses at the focus of the arthrodesis, causing a better distribution of the contact pressures. With the tightening of the fixator, it is concluded that after the tightening and discharge of the loading forces there is a relaxation of stresses resulting in a more uniform distribution throughout the model, which until now had not yet been verified.

Keywords Arthrodesis, Knee, Femur, Tibia, Shear surface, External Fixator.

Índice

Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xv
Simbologia e Siglas	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas	xvii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Anatomia e Biomecânica do joelho	5
2.2. Estado de Arte.....	19
2.2.1. Métodos de Fixação.....	22
3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....	29
3.1. Modelo Geométrico	29
3.1.1. Modelo geométrico do Fémur	29
3.1.2. Modelo geométrico da Tíbia.....	30
3.1.3. Modelo geométrico do Fixador Externo.....	30
3.2. Modelo Numérico	31
3.3. Modelação dos parâmetros	33
3.3.1. Condições de apoio.....	33
3.3.2. Sequência de aperto	35
3.3.3. Intensidade de carga	36
3.3.4. Posicionamento do fixador	37
3.4. Modelação da técnica cirúrgica	38
4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS	41
4.1. Modelo 2016 vs Modelo 2017	41
4.1.1. Análise dos deslocamentos.....	41
4.1.2. Análise das tensões.....	45
4.1.3. Análise da força resultante	48
4.1.4. Discussão	49
4.2. Alteração do Modelo de Contacto	50
4.2.1. Análise dos deslocamentos.....	51
4.2.2. Análise das tensões.....	55
4.2.3. Análise da força resultante	58
4.3. Variação das condições de fronteira	59
4.3.1. Análise dos deslocamentos.....	60
4.3.2. Análise das tensões.....	63
4.3.3. Análise da força resultante	67
4.4. Aperto de 4 clamps	69
4.4.1. Análise dos deslocamentos.....	69
4.4.2. Análise das tensões.....	72

4.4.3. Análise da força resultante	75
5. CONCLUSÕES.....	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Posição anatômica de referência.	5
Figura 2.2. Planos anatômicos de referência.	6
Figura 2.3. Eixos anatômicos de referência.	7
Figura 2.4. Movimentos voluntários da articulação do joelho (Silva 2015).	8
Figura 2.5. Constituição do joelho (Putz & Pabst 2000)	9
Figura 2.6. Superfícies articuladas (Adaptado de: http://teachmeanatomy.info).	10
Figura 2.7. Meniscos Interno e Lateral (Adaptado de: http://teachmeanatomy.info).....	10
Figura 2.8. A: Secção de osso trabecular. B: Disposição das lâminas ósseas na cabeça de fêmur para melhor resistência (adaptado de: (Brites 2006)).	12
Figura 2.9. Processo de desenvolvimento de um Osso Longo (Adaptado de (Moore & Dalley 2001)).	13
Figura 2.10. Articulação do Quadril (Netter n.d.)	14
Figura 2.11. Morfologia do Fémur (Netter n.d.).	15
Figura 2.12. Variação do ângulo de inclinação (Adão 2016).....	15
Figura 2.13. Morfologia da Tíbia (Netter n.d.).....	17
Figura 2.14. Sistema de eixos e graus de liberdade do joelho (Adão 2016).	17
Figura 2.15. Alinhamento do joelho em varo, neutro e valgo (Adão 2016).....	18
Figura 2.16. Radiografia de joelho após artrodese, recorrendo ao método de fixação por haste intramedular (Ramazzini-Castro & Pons-Cabrafiga 2013).....	20
Figura 2.17. Esquema de apoio à decisão acerca de qual técnica de artrodese utilizar (adaptado de: (Kim et al. 2016)).	22
Figura 2.18. Radiografia de artrodese de joelho utilizando duas placas de compressão (Kim et al. 2016).	23
Figura 2.19. Radiografias de Haste Intramedular Longa (S (anteroposterior) e B (lateral)) e Haste Intramedular Curta Modular (C (anteroposterior) e D (lateral)) (Wood & Conway 2015).	25
Figura 2.20. Exemplos de fixação externa. Da esquerda para a direita: fixador circular (Ilizarov), fixador bilateral monoplanar e fixador monolateral monoplanar (Adão 2016).....	26
Figura 2.21. Fixador Externo Circular Taylor Spatial Frame (TSF).	27
Figura 3.1. Modelo CAD do fémur, com componentes cortical e trabecular.....	29
Figura 3.2. Modelo CAD da tíbia, com componentes cortical e trabecular.	30

Figura 3.3. Modelo CAD do fixador externo SimpleFix.	31
Figura 3.4. Condições de fronteira consideradas ao longo deste estudo, I, II, III e IV.	34
Figura 3.5. Detalhe das forças aplicadas nos clamps.	35
Figura 3.6. Sequências de carregamento consideradas neste estudo.	37
Figura 3.7. Posição ortostática, com ângulo de valgus e de flexão c correspondentes.	38
Figura 4.1. Deslocamentos globais do fémur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	42
Figura 4.2. Deslocamentos globais da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	43
Figura 4.3. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	44
Figura 4.4. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	44
Figura 4.5. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	45
Figura 4.6. Distribuição de tensões no Fémur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	45
Figura 4.7. Distribuição de tensões na Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	46
Figura 4.8. Tensões na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	47
Figura 4.9. Distribuição de tensões no osso trabecular da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	48
Figura 4.10. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	48
Figura 4.11. Força resultante na superfície de fusão da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.	49
Figura 4.12. Distribuição dos deslocamentos globais do fémur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	52
Figura 4.13. Distribuição dos deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	53
Figura 4.14. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão do fémur e da tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	53
Figura 4.15. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	54
Figura 4.16. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	54
Figura 4.17. Distribuição das tensões médias no fémur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	55
Figura 4.18. Distribuição de tensões médias da superfície de fusão no final da 1ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	56
Figura 4.19. Distribuição das tensões médias na tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	56

Figura 4.20. Distribuição de tensões médias na superfície de fusão no final da 2ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	57
Figura 4.21. Distribuição de tensões médias no osso trabecular da superfície de fusão no final do 2ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	58
Figura 4.22. Tensão média ao longo do carregamento das superfícies de fusão da tíbia e do fémur, respetivamente, da esquerda para a direita.	58
Figura 4.23. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão: Modelo 2017 v4 vs Modelo v5_S5.	59
Figura 4.24. Evolução da força resultante ao longo do procedimento cirúrgico: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.	59
Figura 4.25. Deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	61
Figura 4.26. Deslocamentos globais no fémur: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	61
Figura 4.27. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	62
Figura 4.28. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	63
Figura 4.29. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	63
Figura 4.30. Distribuição de tensões médias ao longo do fémur (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).	64
Figura 4.31. Distribuição de tensões médias ao longo da tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	65
Figura 4.32. Distribuição das tensões médias na superfície de fusão. Acima: final da 1ª fase de carregamento. Abaixo: Final da 2ª fase de carregamento (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).	66
Figura 4.33. Tensão média na superfície de fusão. Esquerda: Tíbia. Direita: Fémur (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).	66
Figura 4.34. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão. Acima: final da 1ª fase de carregamento. Abaixo: final da 2ª fase de carregamento (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).	67
Figura 4.35. Força resultante na superfície de contacto: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.	68
Figura 4.36. Distribuição dos deslocamentos globais no fémur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	70
Figura 4.37. Distribuição dos deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	70
Figura 4.38. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão no foco da artrodese: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	71

Figura 4.39. Deslocamentos na superfície de fusão do fêmur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	71
Figura 4.40. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 s8_V4 vs Modelo 2017 v9_S3.	72
Figura 4.41. Distribuição das tensões médias ao longo do fêmur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo v9_S3.	73
Figura 4.42. Distribuição das tensões médias ao longo da tíbia: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	73
Figura 4.43. Variação da tensão ao longo do procedimento cirúrgico nas superfícies de fusão: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	74
Figura 4.44. Distribuição de tensões no foco da artrodese no final do primeiro carregamento antes do aperto: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	75
Figura 4.45. Distribuição das pressões de contacto no foco da artrodese no final do primeiro carregamento: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	75
Figura 4.46. Variação da força resultante na superfície de fusão: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.	76

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas do fêmur.	32
Tabela 3.2. Propriedades mecânicas da Tíbia.....	32
Tabela 3.3. Propriedades mecânicas do material de construção do fixador externo.	32
Tabela 3.4. Esquematização dos tipos de carregamentos considerados.	36

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

α – Ângulo de valgos

β – Ângulo de flexão

ν – Coeficiente de Poisson

E – Módulo de Elasticidade ou de Young

Siglas

3D – Três dimensões

CAD – *Computer Aided Design*

CAE – *Computer Aided Engineering*

AISI – American Iron and Steel Institute

CHUC – Centro Hospitalar da Universidade de Coimbra

1. INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos tem-se assistido ao aumento da esperança média de vida e, a par disso, também surge um aumento de doenças ortopédicas, associadas a idades avançadas e ao estilo de vida mais sedentário que predomina na sociedade atual (Adão 2016).

Dada a importância da articulação do joelho, pois é a maior do corpo humano e a que representa maior influência na locomoção, tem sido alvo de avanços em tratamentos, nomeadamente ao nível de osteoartroses, artropatias, artrites infecciosas e tuberculose. Devido à sua dimensão é uma articulação complexa e que é submetida constantemente a cargas elevadas, passando por ela todo o peso do corpo humano. As articulações são, assim, conjuntos que sofrem muito desgaste ao longo do tempo e, dependendo do paciente, o fim da função anatómica do joelho pode ser diagnosticado mais cedo ou mais tarde, pois é uma avaliação que depende de um vasto conjunto de parâmetros e não é de toda uma previsão que possa ser feita antecipadamente.

Inicialmente, é proposto ao paciente a artroplastia total de joelho, que substitui toda a articulação do joelho por uma artificial com propriedades mecânicas semelhantes, permitindo melhorar a mobilidade e alívio de dor por um determinado período de tempo. Se tudo correr como previamente estabelecido, o paciente após o procedimento cirúrgico fica sem problemas relativos à articulação, contudo, nem sempre os procedimentos correm como o planeado. Nomeadamente, pode haver rejeição do organismo à prótese, por infeção persistente, o que pode levar a que o paciente se torne imune ao tratamento, falência de tecidos moles do joelho, perda grave de osso e consequente instabilidade da articulação (Kim et al. 2016). Assim sendo, a artroplastia total do joelho precisa de ser revista e dado o elevado grau de complexidade da articulação, nem sempre é possível proceder à substituição da prótese. Nestas circunstâncias, em que a artroplastia não pode mais servir como opção viável, surge a artrodese de joelho como opção aceitável.

A artrodese de joelho é um procedimento cirúrgico no qual a articulação do joelho é eliminada, recorrendo a um processo de corte das zonas condilares da superfície do fémur e da tíbia. Após o correto alinhamento entre os ossos aplica-se um método de fixação que não permitirá o movimento relativo entre eles e, ao mesmo tempo, permita a aplicação

de uma força de compressão entre as duas faces ósseas, promovendo um processo de ligação biológica entre os dois ossos, fundindo-os.

Atualmente, são vários os métodos disponíveis para a fixação e em muitas das vezes, o processo de seleção de qual deles utilizar parte apenas da opinião e técnica do cirurgião responsável, ou ainda, da política interna do centro hospitalar. Assim sendo, como já (Adão 2016) referiu, do ponto de vista biomecânico, as várias soluções não se encontram justificadas do ponto de vista biomecânico, não sendo, por isso, possível determinar qual a mais eficaz.

O tipo de método cirúrgico considerado no estudo precedente a este, realizado por (Adão 2016), é habitualmente utilizado no Centro Hospitalar da Universidade de Coimbra para procedimentos de artrodese de joelho. Este método recorre a um sistema de fixação externa, que é ancorado aos ossos através de espigões, que perfuram o osso na sua totalidade, transversalmente ao seu eixo anatómico. Estes espigões são acoplados através de *clamps* de aperto deslizantes a duas barras laterais, uma esquerda e outra direita, que permite o alinhamento dos espigões e manter a força de compressão necessária.

Neste estudo, tendo em conta os resultados de (Adão 2016), executa-se uma alteração na estrutura de fixação fornecida pelo autor, introduzindo um ajuste das hastes laterais de modo a permitir o seu alinhamento a cada um dos eixos anatómicos dos ossos intervenientes. Com esta alteração espera-se aumentar a área de contacto entre as superfícies ósseas durante o procedimento cirúrgico, diminuir o deslocamento relativo entre as duas superfícies e realizar melhoramentos nos parâmetros de simulação permitindo melhor aproximação do modelo numérico ao procedimento cirúrgico realizado.

Pelo exposto, o primeiro objetivo deste trabalho é a quantificação das alterações realizadas, tendo em conta o modelo deixado por (Adão 2016). O segundo objetivo, com o propósito de aproximar tanto quanto possível o modelo numérico ao processo cirúrgico, é de estudar o efeito do aperto dos *clamps* deslizantes e consequente descarga da força que lhes é aplicada após o seu aperto às hastes laterais.

Para o efeito, foi utilizado o modelo CAD (*Computer Aided Design*) já desenhado por (Adão 2016), recorrendo ao programa *Solidworks*® e efetuar todas as alterações necessárias à implementação da nova geometria do sistema de fixação. Após este passo estar concluído, foi desenvolvido um modelo numérico de elementos finitos (*CAE* – *Computer Aided Engineering*) com recurso ao programa *ADINA*®, com base na modelação

geométrica, para ambos os modelos, permitindo a comparação direta de resultados. O modelo numérico de elementos finitos, permitirá simular o comportamento estrutural do modelo e estudar comparativamente o impacto da alteração dos diversos parâmetros (Adão 2016).

A dissertação está dividida em 5 capítulos. O presente capítulo é apenas uma nota introdutória ao estudo que é feito neste documento. No capítulo seguinte é apresentada uma revisão bibliográfica que engloba os aspetos anatómicos e biomecânicos do membro inferior, dando a entender quais os tipos de ossos, tecidos ósseos e ligamentos que serão influenciados e influenciam a artrodese. Ainda no mesmo capítulo é apresentado o estado de arte, onde são abordadas as contra-indicações da artrodese, clarificar em que consiste a artrodese de joelho e os vários métodos existentes para a realizar, assim como as vantagens e desvantagens de cada um deles. No capítulo 3 são descritos os modelos geométricos e numéricos considerados para o estudo, englobando todos os parâmetros utilizados. Ao longo do capítulo 4 encontra-se a análise dos resultados obtidos. Por fim, no capítulo 5 são retiradas as principais conclusões do estudo realizado e algumas sugestões de trabalho futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para o estudo da artrodese, e, mais concretamente, da artrodese do joelho, é, necessário ter uma pequena noção de quais os constituintes intervenientes neste procedimento cirúrgico e perceber o seu funcionamento, para uma melhor abordagem na interpretação do problema exposto. Assim sendo, este capítulo é uma pequena introdução à anatomia, geometria e biomecânica da articulação e do corpo humano.

2.1. Anatomia e Biomecânica do joelho

Por definição o corpo humano tem uma posição anatómica de referência (posição ereta) (Figura 2.1), uma postura base, que é utilizada quando se pretende estudar a posição e movimento relativo entre os vários conjuntos anatómicos que o constituem. Denomina-se de posição ereta aquela em que todos os membros estão estendidos, com calcanhares unidos, membros superiores juntos ao tronco com as palmas das mãos voltadas para a frente (posição supina), e por fim com os pés direcionados para a frente. Nesta posição também se evidencia que os ângulos formados pelos conjuntos anatómicos são de 0° (Silva 2015).

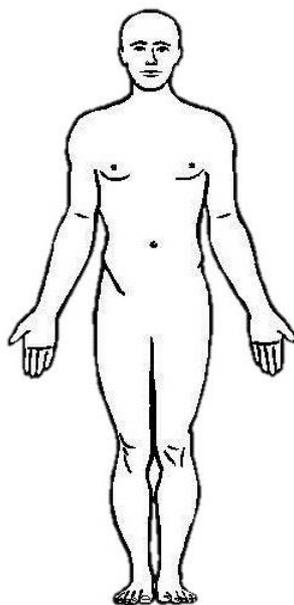


Figura 2.1. Posição anatômica de referência.

Para uma melhor descrição de posições estruturais relativas ao corpo humano, recorre-se a um grupo de 3 planos (Figura 2.2) que facilmente identificam as áreas distintas do corpo humano, permitindo a rápida localização de qualquer elemento estrutural. Assim sendo, os três planos anatómicos de referência são:

- Plano Sagital - uma linha vertical que divide o corpo nas partes direita e esquerda;
- Plano Coronal ou Frontal - linha vertical que divide o corpo nas partes anterior e posterior;
- Plano Transversal ou Horizontal - linha horizontal localizada na zona da cintura que divide o corpo nas partes superior e inferior.

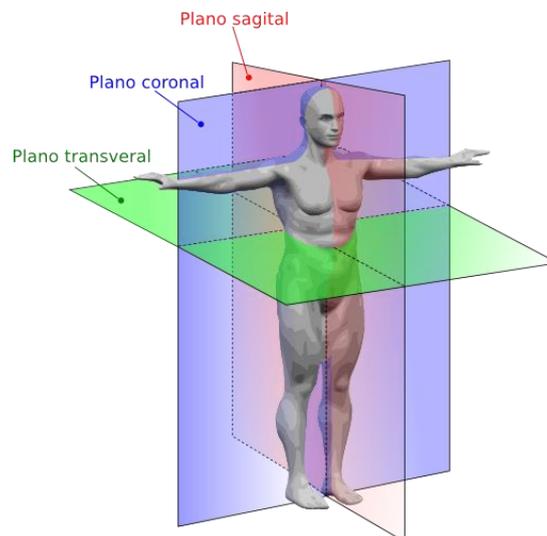


Figura 2.2. Planos anatómicos de referência.

Como em qualquer sistema de eixos, da interceção destes três planos resulta um sistema de eixos ortonormado, composto pelos seguintes três eixos: eixo horizontal, eixo vertical e eixo sagital, que são ilustrados na Figura 2.3.

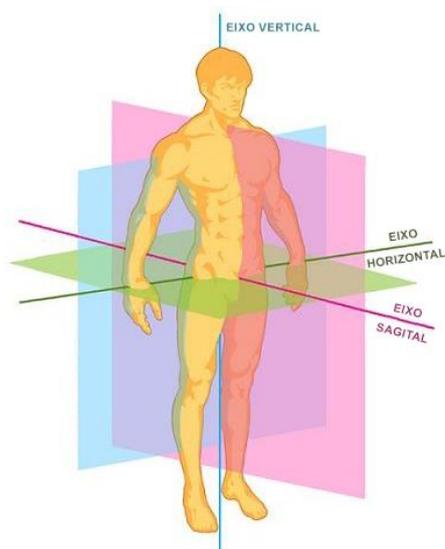


Figura 2.3. Eixos anatômicos de referência.

Ao nível do movimento articular, também existe alguma terminologia para ajudar a descrever rapidamente o movimento dos segmentos anatômicos que ocorre ao nível das articulações. Uma vez que a terminologia existente é longa, apenas se vão referir os termos que se consideraram essenciais para a interpretação do movimento que ocorre nos membros inferiores. Assim sendo, o joelho está sujeito a cinco movimentos principais (Figura 2.4):

- Movimento de flexão: rotação no plano sagital, numa direção posterior;
- Movimento de extensão: movimento de regresso do membro que se encontra fletido à posição anatômica de referência;
- Movimento de hiperextensão: extensão para além da posição anatômica, oposta à direção de flexão, direção anterior, por exemplo, o movimento de chutar uma bola de futebol;
- Rotação lateral, rotação da articulação de modo ao pé ficar virado para fora;
- Rotação medial ou interna, rotação da articulação de modo a que o pé fique virado para dentro;

É importante referir que as rotações lateral e medial apenas podem ocorrer quando o joelho está fletido, se o joelho não estiver fletido, ocorrem as rotações lateral e medial na articulação do quadril (<http://teachmeanatomy.info> (27.06.2017)).

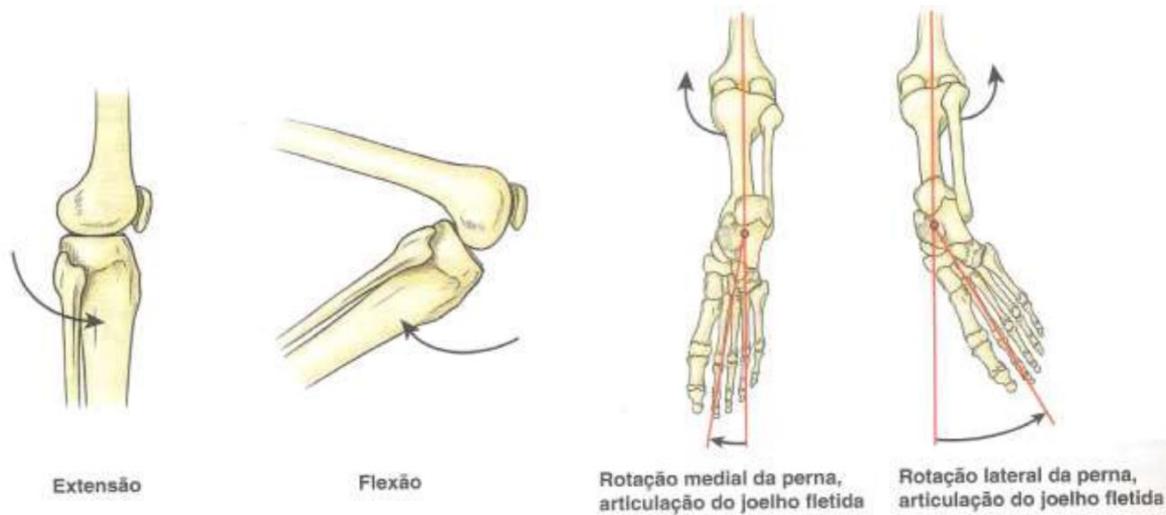


Figura 2.4. Movimentos voluntários da articulação do joelho (Silva 2015).

Face ao exposto, deduz-se então que a articulação que está em destaque neste estudo, o joelho, pertence à metade inferior do corpo humano em relação ao plano transversal e está inserida no grupo das articulações móveis, denominadas por diartroses (aquelas que permitem uma extensa variedade de movimentos, como fazem parte também o ombro ou o cotovelo) (Silva 2015).

O joelho é a mais complexa articulação do todo o corpo humano, do ponto de vista anatômico e mecânico, pois deve ser estável, mas ao mesmo tempo deve possibilitar uma boa mobilidade, de modo a conceder uma grande amplitude de movimento de flexão, embora permita uma amplitude muito pequena de movimento de rotação no plano coronal. É também a maior articulação de todas e a mais solicitada, pois é ela a responsável pela transmissão de carga nos membros inferiores, permitindo o corpo movimentar-se. O joelho é constituído por três ossos, sendo eles o fêmur, a tíbia e a patela, que estão seguros e estáveis através de uma estrutura de ligamentos, músculos, superfícies articuladas, cartilagens e por uma contextura de fornecimento neurovascular (Figura 2.5)

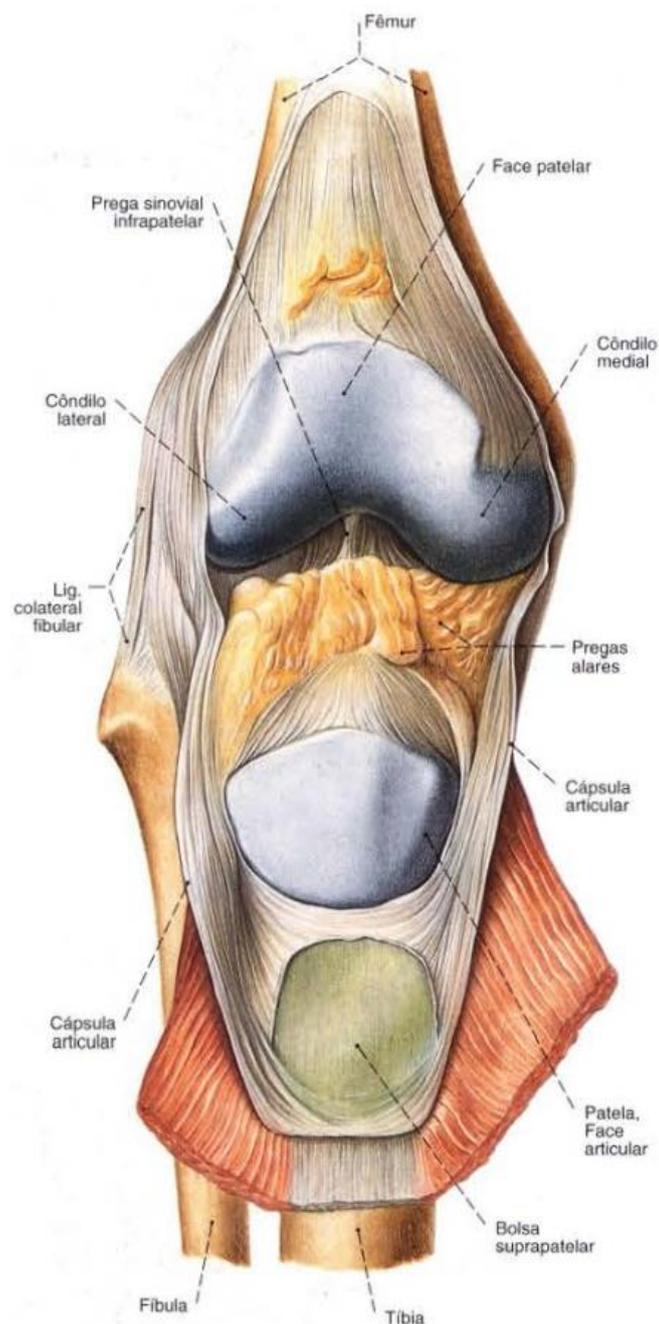


Figura 2.5. Constituição do joelho (Putz & Pabst 2000)

Esta articulação é considerada como sendo o conjunto de duas articulações:

- Tibiofemoral, é a articulação portadora do peso e é constituída pelos côndilos medial e lateral do fémur que articulam com a tibia;
- Patelofemoral, permite que o tendão do quadríceps femoral seja inserido diretamente sobre o joelho, aumentando a eficiência do músculo, sendo constituída pela parte anterior e distal do fémur e pela patela.

Todas as superfícies das articulações são revestidas com cartilagem hialina e estão incluídas dentro de uma única cavidade articular (Figura 2.6).

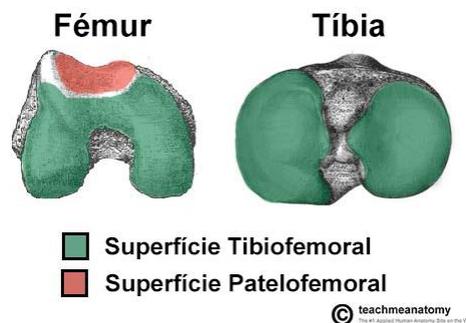


Figura 2.6. Superfícies articuladas (Adaptado de: <http://teachmeanatomy.info>).

Como se pode visualizar na Figura 2.7 o joelho é constituído por dois meniscos, o interno ou medial e o lateral, que são estruturas de fibrocartilagem, cujas funções tendem a aprofundar a superfície articular da tíbia, aumentando a estabilidade da articulação e são responsáveis por absorver os choques. O menisco interno é fixo ao ligamento colateral interno e à cápsula articular, já o menisco lateral, mais pequeno, é bastante móvel.

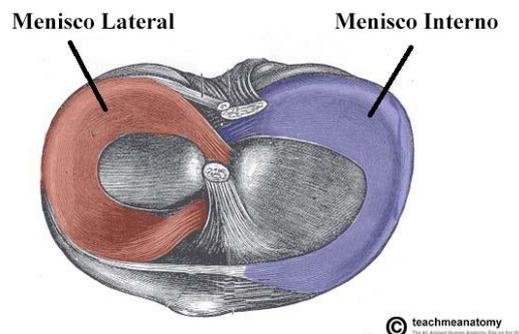


Figura 2.7. Meniscos Interno e Lateral (Adaptado de: <http://teachmeanatomy.info>).

Os ossos, parte integrante do corpo humano, estão encarregues de criar uma estrutura rígida, apesar de admitir os movimentos mediante as ações de apoio e de alavanca, do crescimento, proteção de órgãos vitais, como os contidos nas caixas craniana e torácica, formação das células do sangue (no interior dos ossos encontra-se a medula óssea) e depósito de diversas substâncias, especialmente cálcio.

O tecido ósseo é o constituinte principal do esqueleto, trata-se de um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por células e material extracelular calcificado,

matriz óssea (Junqueira & Carneiro 2011). É um tecido dinâmico que apresenta ligeiras mudanças de forma e estrutura em relação com as tensões nele aplicadas (Silva 2015).

O osso é formado por dois materiais diferentes, a substância óssea e a medula óssea. A substância óssea é a parte dura do osso e está subdividida em osso esponjoso ou trabecular e osso compacto ou cortical. O osso trabecular tem uma estrutura em rede com muitas cavidades intercomunicantes no seu interior, pode ser localizado nos extremos dos ossos compridos e no interior dos outros ossos. Em algumas zonas do organismo as lâminas estão segundo uma determinada direção, a fim de aumentar a resistência dessa zona, o que é muito evidenciado na cabeça do fêmur, como se observa na Figura 2.8, visto ser uma zona que é fortemente solicitada (Brites 2006). O osso cortical é responsável por proporcionar ao osso a sua dureza, devido à sua estrutura espessa e rígida. Adota geralmente forma cilíndrica, e é formado por lâminas circulares concêntricas sobrepostas umas às outras. Segundo (Completo & Fonseca 2011) o osso trabecular é menos denso, menos rígido e mais elástico, possuindo maior taxa de remodelação óssea do que o osso cortical, que é capaz de suportar maior carga e menos deformação antes da rutura. A medula óssea consiste num tecido muito mole e gorduroso, e preenche as cavidades do tecido ósseo esponjoso e as cavidades interiores dos ossos compridos, as quais se chamam de cavidades medulares. Ela pode ser vermelha (medula óssea hematógena), de maior importância, pois é este tipo de medula que é responsável por fabricar células do sangue (glóbulos brancos e hemácias) ou amarela. No recém-nascido, toda a medula é vermelha. Numa pessoa adulta, a medula vermelha, persiste principalmente nos ossos do tronco e do crânio, enquanto nos das extremidades predomina a medula amarela (Brites 2006).

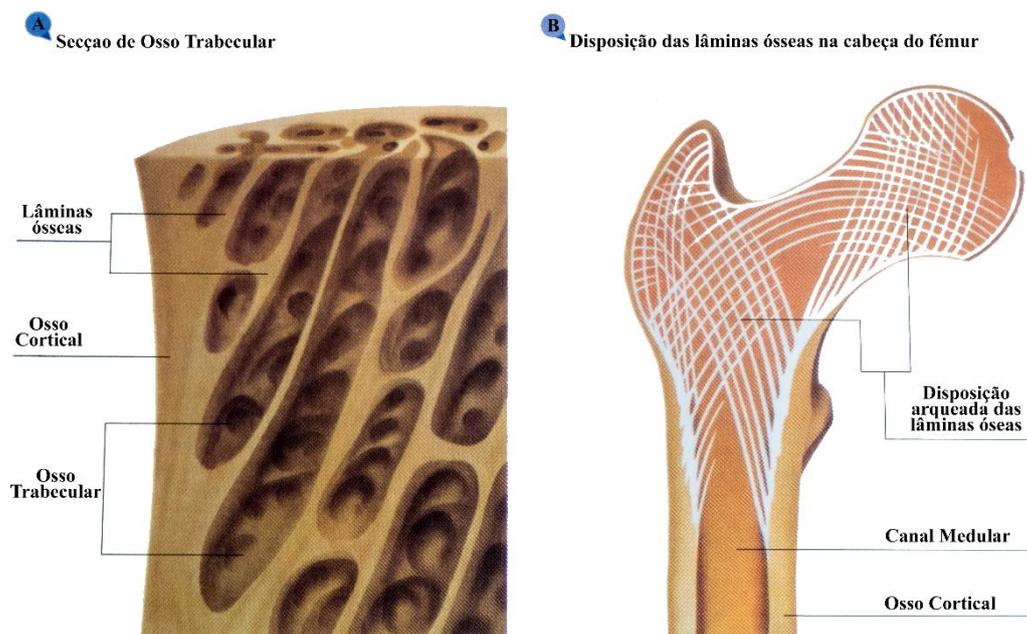


Figura 2.8. A: Secção de osso trabecular. B: Disposição das lâminas ósseas na cabeça de fémur para melhor resistência (adaptado de: (Brites 2006)).

As superfícies internas e externas dos ossos são revestidas por células osteogênicas e tecido conjuntivo, que constituem o endóstio e o perióstio, respetivamente (Junqueira & Carneiro 2011). O perióstio trata-se de uma membrana de dupla face, muito rica em vasos e terminações nervosas, através da qual se desencadeia a recuperação em caso de rotura. Desempenha também funções de proteção do osso e construção de novos pontos de fixação para os músculos (Silva 2015). O endóstio reveste as cavidades do osso esponjoso, o canal medular, os canais de Havers e os de Volkmann (Junqueira & Carneiro 2011).

De entre os ossos constituintes do corpo humano é ainda possível agrupá-los em três grupos diferentes quanto à sua forma:

- Ossos planos: ossos finos, aplanados, compostos por lâminas paralelas de tecido ósseo compacto onde existe uma camada de osso esponjoso entre elas. Garantem proteção e geram grandes áreas para inserção de músculos, os ossos do crânio são deste tipo;
- Ossos compridos: ossos cujo comprimento excede a largura, como é o caso do fémur, do rádio e da tíbia. As suas extremidades denominam-se epífises e as suas partes médias diáfises. No interior das epífises predomina tecido ósseo esponjoso e por fora uma camada muito fina de

tecido ósseo compacto. As diáfises são constituídas por tecido compacto com uma grande cavidade no meio, cavidade medular onde a medula óssea é alojada;

- Osso curtos, não predomina nenhum eixo sobre eles, ou seja, têm proporção idêntica sobre as três dimensões espaciais, são exemplos o osso da mão metacarpo e o osso do pé metatarso.

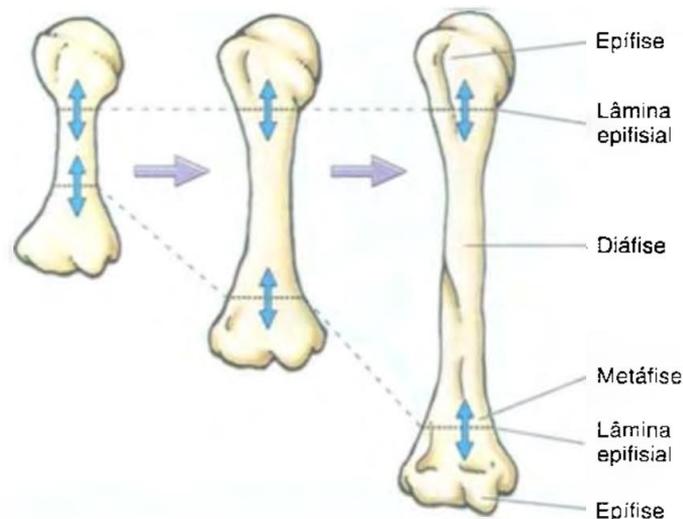


Figura 2.9. Processo de desenvolvimento de um Osso Longo (Adaptado de (Moore & Dalley 2001).

O fêmur é o maior osso de todo o corpo humano, tem consideráveis grossura e robustez, permitindo transmitir o peso do quadril para a tíbia quando um indivíduo se encontra de pé. É constituído por um corpo e duas extremidades, superior ou proximal e inferior ou distal.

A extremidade proximal (epífise proximal) está dividida pela cabeça, colo e dois trocânteres (maior e menor), que se pode observar em detalhe na Figura 2.10. A cabeça articula com o acetábulo da pélvis para formar a articulação do quadril. A sua superfície é lisa e é de forma esférica, representando dois terços de uma esfera e é coberta por cartilagem articular que encaixa perfeitamente na cavidade cotilóide do quadril (acetábulo). Esta articulação permite movimentos em todas as direções. O colo do fémur conecta a cabeça ao eixo do osso, segundo (Silva 2015) tem um diâmetro médio de cerca de três quartos do diâmetro da cabeça do fémur e, como afirma (Completo & Fonseca 2011), representa a parte mais fraca, devido à geometria e à sua constituição, maioritariamente de osso trabecular. Os músculos estão ligados ao par de proeminências designadas de trocânteres, maior e menor, que estão localizados na base do pescoço, como se pode ver na Figura 2.11.

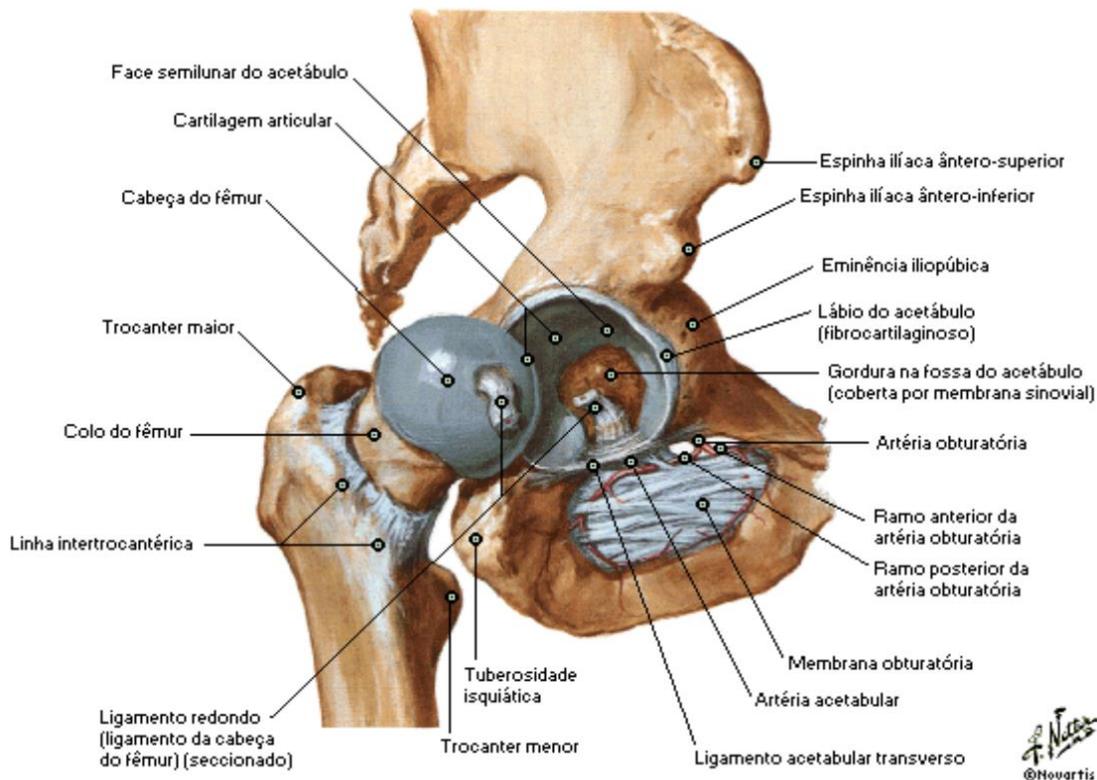


Figura 2.10. Articulação do Quadril (Netter n.d.)

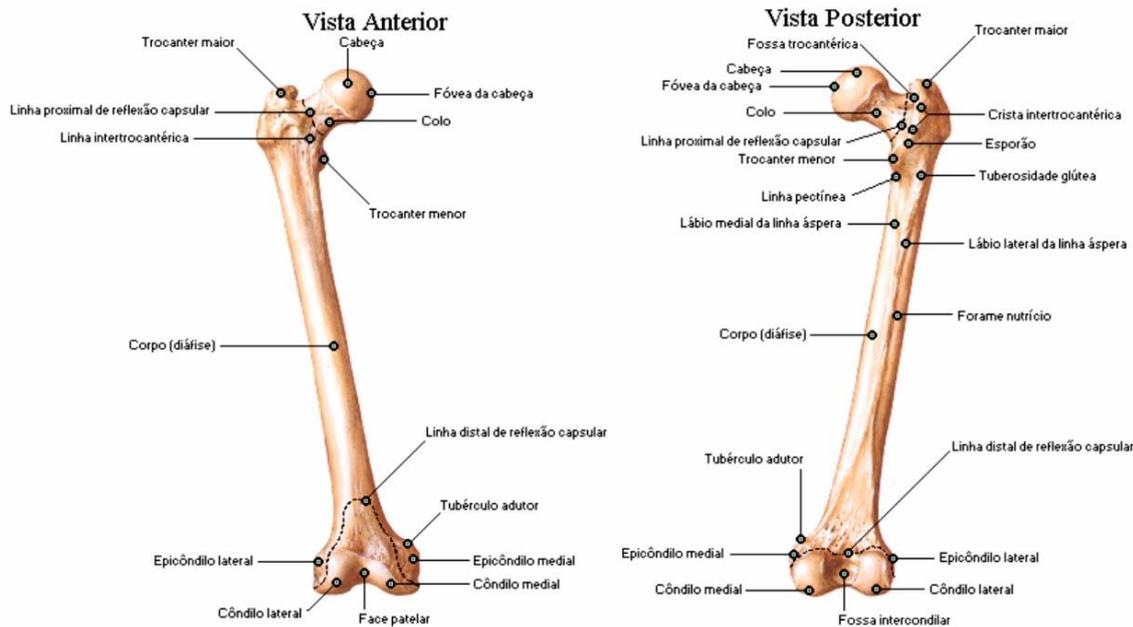


Figura 2.11. Morfologia do Fémur (Netter n.d.).

O ângulo formado entre o eixo da cabeça do fémur e o eixo do osso (Figura 2.12) é realmente importante para a mobilidade da articulação devido à inclinação nos planos frontal e sagital, estar diretamente associada à amplitude de movimentos. Este ângulo de inclinação no recém-nascido é maior, quase formando uma linha reta, em adulto, o ângulo formado no plano frontal é de, em média, 126° , podendo variar entre 90° , para uma coxa vara (maioritariamente ocorre para o homem), e 135° , para uma coxa valga (que geralmente ocorre para a mulher) (Completo & Fonseca 2011).



Figura 2.12. Variação do ângulo de inclinação (Adão 2016).

A epífise distal do fêmur, extremidade inferior, é constituída pelos côndilos femorais, superfícies lisas destinadas a articularem-se com a tíbia. Entre eles está localizada uma fenda, denominada de espaço intercondiliano, e na face anterior existe uma depressão onde fica alojada a patela (rótula).

Por último, a diáfise do fêmur tem uma ligeira curvatura de 12°, aproximadamente, e é constituída por tecido ósseo cortical, de forma tubular com a cavidade medular no seu interior.

A patela é um osso curto, arredondado, algo aplanado quando visualizado no plano sagital.

Semelhante ao fêmur, a tíbia também está dividida em três partes, diáfise (corpo) e duas epífises (proximal e distal), em detalhe na Figura 2.13. É um osso longo, segundo maior do corpo humano, e articula-se com os côndilos do fêmur superiormente e o astrágalo inferiormente, suportando assim grande parte do peso do corpo.

A epífise proximal (extremidade superior) caracteriza-se por umas superfícies côncavas, cavidades glenóides (faces articulares superiores), destinadas a alojar os côndilos femorais, e entre elas está localizada uma saliência, a espinha tibial.

Na sua parte mais inferior, a epífise distal, a sua face mais inferior é lisa e articula-se com o astrágalo. O seu extremo finaliza numa proeminência pontiaguda denominada de maléolo medial, intervém na articulação tibiotársica (tornozelo).

Por fim, a diáfise tem uma largura bastante uniforme e apresenta uma secção transversal aproximadamente triangular, distinguindo-se três arestas e três faces. Esta é composta de tecido ósseo cortical e apresenta grande resistência.

A par da tíbia também está localizada a fíbula, também conhecida como perónio. Tem como principais funções a fixação dos músculos e de conferir estabilidade à articulação tibiotársica. Esta movimenta-se sempre solidariamente com a tíbia e não suporta peso (Silva 2015).

Mendes 2014). Segundo os autores, no final do crescimento, o morfotipo em varo nos joelhos é mais frequente no homem, enquanto o morfotipo em valgo é mais frequente na mulher. Este alinhamento do membro inferior no adulto observado num plano frontal passa por uma linha reta imaginária que se prolonga desde o centro da cabeça femoral, passando pelo meio do joelho (eixo mecânico do fémur) e da articulação tibiotársica, prolongando-se até ao segundo espaço interdigital ou segundo dedo (eixo mecânico da tíbia) (Saavedra & Espregueira-Mendes 2014). É considerado um alinhamento neutro ou normal, se o centro das articulações anca-jelho-tornozelo, coincidir na mesma linha do plano coronal. Na Figura 2.15 são representados os vários tipos de alinhamento descritos neste parágrafo.

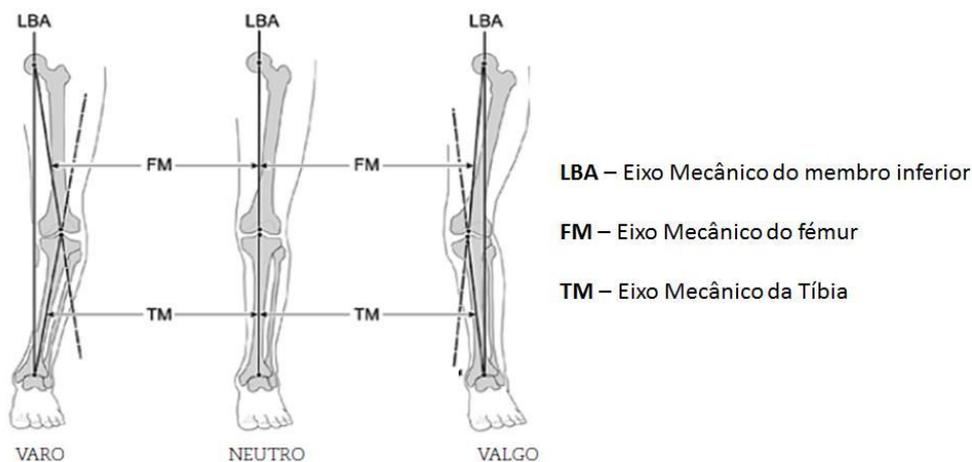


Figura 2.15. Alinhamento do joelho em varo, neutro e valgo (Adão 2016).

O eixo mecânico do fémur segue uma linha reta que une o centro da cabeça femoral e o ponto médio entre os côndilos femorais, na epífise distal. Já o eixo anatómico deste osso, corresponde a uma linha que une o ponto médio da largura da diáfise ao centro do joelho (Adão 2016).

Na tíbia, o eixo mecânico da cruza o centro das cavidades glenóides até ao ponto médio da articulação talocrural. O eixo anatómico divide longitudinalmente o terço médio da tíbia e, em joelhos normais, é coincidente com o eixo mecânico (Adão 2016).

Para rapidamente se identificar qual o morfotipo dos membros inferiores do paciente, considera-se o ângulo de valgos no joelho, que corresponde ao ângulo formado entre o eixo mecânico e o eixo anatómico.

2.2. Estado de Arte

A artrodese de joelho surgiu como método de tratamento de dor e instabilidade do mesmo, motivadas por osteoartrose, artropatias, artrites infecciosas e para reconstrução após excisão tumoral, e tem sido utilizada desde o princípio do século XX (Camacho et al. 2012). Com a constante evolução dos procedimentos cirúrgicos e seus acompanhamentos, programas globais de vacinação que englobaram os problemas associados à poliomielite, e os avanços constantes com excelentes resultados alcançados pela artroplastia de joelho, a artrodese de joelho caiu em desuso como opção para o tratamento para a osteoartrite e artrite reumatoide (Somayaji et al. 2008). Segundo os mesmos autores, as principais causas para que o paciente tenha de optar pela artrodese de joelho é devido a infeção, originada pela presença de organismos resistentes, pela cobertura inadequada de pele e de tecidos moles na articulação, ou por o paciente ter ficado imune a tratamentos através de medicação, instabilidade grave no membro ou simplesmente por não estar disposto a considerar uma artroplastia de revisão.

A reposição total do joelho é um procedimento cirúrgico estabelecido e bastante bem-sucedido. No entanto, como já foi referido no final do parágrafo anterior, é necessário realizar artroplastias de revisão, pois, devido à validade associada às próteses, estas devem ser substituídas. Devido ao aumento da esperança média de vida, as artroplastias de revisão, neste momento, são um número que tem vindo a aumentar e conseqüentemente as complicações associadas (Somayaji et al. 2008).

A artrodese de joelho consiste em primeiro lugar no corte de duas superfícies dos ossos, uma do fémur e outra da tibia. Seguidamente serão comprimidas umas contra a outra através da pressão exercida por um dos métodos de fixação existentes para o efeito. Dado por terminado o procedimento cirúrgico obtém-se uma união rígida e imóvel entre os dois ossos. Na radiografia apresentada na Figura 2.16 é de fácil perceção qual é a região de fusão óssea (região no osso mais esbranquiçada, junto à variação de secção da haste intramedular) e também o desaparecimento da rótula, que com a operação deixa de ser necessária, pois as funções que o joelho desempenhava deixam de ter efeito na marcha do paciente.



Figura 2.16. Radiografia de joelho após artrodese, recorrendo ao método de fixação por haste intramedular (Ramazzini-Castro & Pons-Cabrafiga 2013).

Como se pode imaginar, este procedimento cirúrgico é, de facto, de grande influência no dia-a-dia do paciente em comparação a ter um membro inferior totalmente funcional. Portanto, existem algumas contraindicações que iram ter impacto no quotidiano do doente, que de seguida serão enumeradas. Segundo (Somayaji et al. 2008) dentro das contraindicações estão incluídas, por exemplo, a amputação contralateral do joelho e a presença de alterações degenerativas avançadas no quadril ou no tornozelo ipsilateral.

Outras contraindicações estão associadas à forma de como o organismo do paciente gere a sua nova morfologia, criando assim mecanismos compensatórios na coluna vertebral, no quadril e no tornozelo. Nestes está incluído um aumento do tilt pélvico, aumento da abdução da anca ipsilateral e aumento da dorsiflexão do tornozelo ipsilateral (Camacho et al. 2012). Como resultado, segundo o autor já mencionado na frase anterior, as alterações degenerativas no quadril ou no tornozelo ipsilateral afetam os mecanismos compensatórios e resultam em ambulação dificultada e aumento do gasto energético. Somayaji *et al.*, em (Somayaji et al. 2008), afirmam que estudos experimentais demonstraram que a energia necessária para o paciente efetuar marcha com artrodese de joelho é cerca de 30% superior à necessária num paciente sem artrodese, e ainda, que com amputação acima do joelho é cerca de 25% superior do que com artrodese de joelho. Por último, devido ao corte necessário para unir os dois ossos efetuado no fémur e na tíbia, todos os doentes submetidos a uma artrodese de joelho vão ficar com dismetria do membro, isto é, com diferença no tamanho dos membros inferiores. Quando esta dismetria se prevê superior a 5 cm é aconselhável realizar um alongamento simultâneo, levando a que o sistema

de fixação tenha de ficar mais tempo que o necessário para consolidar a artrodese (Camacho et al. 2012).

Pelo exposto, pode-se aferir que, pacientes que já possuem alterações degenerativas severas na coluna vertebral são candidatos débeis para a artrodese de joelho, uma vez que os mecanismos compensatórios levam a maiores esforços na zona lombar, resultando em agravamentos no problema da coluna vertebral. Assim como o são também, os candidatos que sofrem de obesidade, diabetes *mellitus* e os que possuem o vício do tabagismo, aumentando o risco de não união, de infecção e de deiscência da sutura, a patologia pulmonar e cardiovascular interfere com a capacidade de marcha do doente, devido ao aumento do consumo de oxigénio (Camacho et al. 2012).

De modo a se obter uma artrodese de sucesso, é necessário ter um bom contacto ósseo entre os ossos a unir, ter a maior área de contacto possível de osso trabecular com a vascularização intacta e fixação rígida.

Durante o procedimento cirúrgico é fundamental que se tenha em atenção a ressecção óssea, para torná-la tão ínfima quanto possível, de modo a tentar diminuir a dismetria do membro ao mínimo. Segundo (Somayaji et al. 2008) Klinger *et al.* sugeriram um sistema que classifica a perda óssea segundo três níveis:

- *Suave* – contacto ósseo completo;
- *Moderado* – contacto ósseo incompleto;
- *Severo* – contacto ósseo mínimo ou inexistente.

Se existe perda óssea severa, é necessário recorrer a enxerto ósseo, incluindo técnicas de enxerto fibular vascularizado.

No final do processo cirúrgico, é recomendado por vários autores, entre eles (Somayaji et al. 2008) e (Camacho et al. 2012), que o paciente possua um alinhamento geral do membro com o joelho entre 5-7° de valgus e 15±5° de flexão. Embora aumentem a dismetria do membro, terão um impacto positivo na marcha, facilitando-a.

A artrodese de joelho pode ser efetuada num único estágio, que consiste num desbridamento adequado de qualquer tecido infetado e inserção de um dispositivo de fixação, ou em dois estágios, descritos no parágrafo a seguir.

O primeiro estágio consiste no desbridamento e aplicação de um espaçador de cimento impregnado em antibiótico, ao qual se sucede um ciclo de 6-8 semanas de antibioterapia dirigida aos micro-organismos isolados. Quando os marcadores inflamatórios

normalizam o doente faz uma pausa de duas semanas na antibioterapia e nova reavaliação analítica. O segundo estágio culmina com a aplicação do método de fixação selecionado pelo cirurgião. A artrodese considera-se concluída quando as trabéculas ósseas atravessam o espaço entre a tibia e o fémur em dois planos radiográficos (Camacho et al. 2012).

O sucesso da artrodese está também associado ao método de fixação utilizado, entre as várias opções disponíveis estão incluídos os fixadores externos de várias configurações, dos quais alguns serão enumerados e caracterizados na subsecção seguinte.

Na Figura 2.17 é apresentado um esquema, proposto por (Kim et al. 2016), que pretende oferecer alguma ajuda no momento de decidir por qual técnica de artrodese escolher tendo em conta as vantagens e desvantagens de cada uma delas.

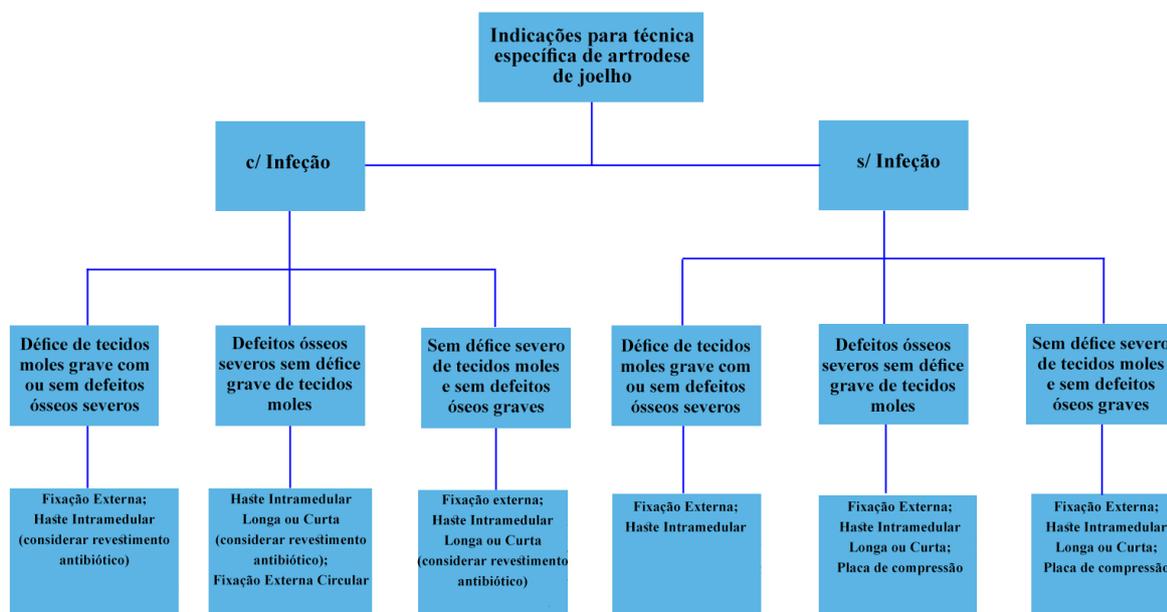


Figura 2.17. Esquema de apoio à decisão acerca de qual técnica de artrodese utilizar (adaptado de: (Kim et al. 2016)).

2.2.1. Métodos de Fixação

Existem vários métodos de fixação existentes para a realização da artrodese de joelho. No presente estudo serão apresentados aqueles que são usados com mais frequência, apesar de que, cada cirurgião é responsável por optar por aquele que acha ser o melhor método para o paciente e problema clínico em causa, tendo em conta as vantagens e desvantagens de cada um deles.

Antes de prosseguir para a descrição de cada um dos métodos de fixação que existem disponíveis, de referir que (Somayaji et al. 2008) afirmaram que antes de qualquer decisão por qual método escolher é importante formar uma equipa de profissionais de modo a escolher o melhor método para o paciente em questão. É aconselhável que a esta equipa pertençam cirurgiões vasculares, cirurgiões plásticos, equipa de anestesistas e físicos. É também de extrema importância, ouvir o que o paciente e familiares têm para dizer.

2.2.1.1. Artrodese por Placas de Compressão

Este tipo de fixação, segundo (Kim et al. 2016), consiste na utilização de uma ou duas placas como dispositivos de fixação interna fixos com vários parafusos ao longo dos eixos do fémur e da tíbia. São geralmente posicionados do lado anterior, lateral ou interno em relação ao local onde se pretende promover a fusão óssea. Tem como vantagens a taxa de fusão, o conforto do paciente e a possibilidade de combinar o desbridamento e implementação com a mesma incisão e obter a compressão no local da artrodese (Adão 2016). Como principais desvantagens indica-se a dificuldade no encerramento da ferida operatória e a necessidade de utilização de uma tala gessada como meio de suplementar a fixação (Camacho et al. 2012).

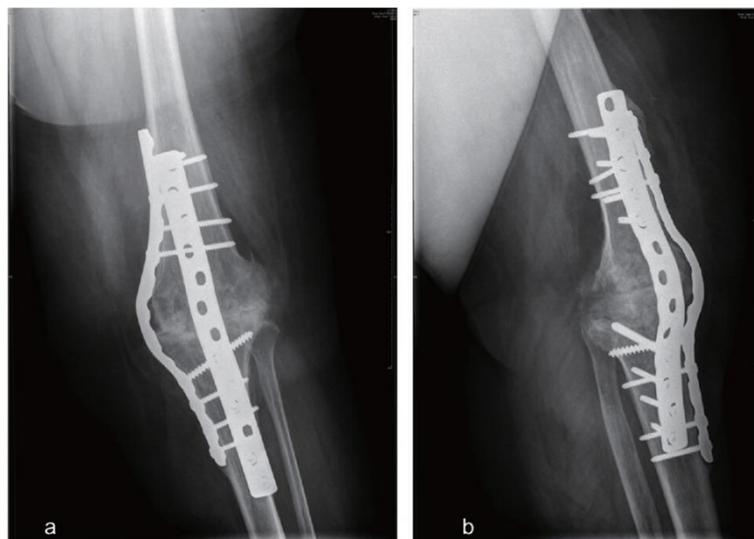


Figura 2.18. Radiografia de artrodese de joelho utilizando duas placas de compressão (Kim et al. 2016).

Segundo (Kim et al. 2016), num estudo de comparação de técnicas de artrodese recente feito por (Schwarzkopf et al. 2014), foi observado uma taxa de fusão de 77,8% (7 de

9 pacientes) com uma taxa de complicações de 40%, para o método de fixação em destaque nesta subsecção. Também (Van Rensch et al. 2014) observou uma taxa de fusão de 50% (3 de 6 pacientes) utilizando duas placas de compressão. Também (Somayaji et al. 2008) afirmaram que (Munzinger et al. 1987) conseguiram alcançar em 27 de 34 pacientes fusão óssea na artrodese de joelho, utilizando apenas uma placa aplicada lateralmente.

2.2.1.2. Artrodese por Cavilha ou Haste Intramedular

Existe alguma variedade quanto à morfologia dos dispositivos intramedulares. Estes podem ser distinguidos entre hastes longas (Figura 2.19(A e B)) ou curtas, onde as curtas podem ser subdivididas em hastes do tipo modulares (Figura 2.19(C e D)) ou não modulares.

As principais vantagens associadas às cavilhas são a fixação rígida, mobilização precoce e tempos de fusão mais curtos (Camacho et al. 2012). Pelo mesmo autor, algumas das desvantagens apontadas são o possível risco de disseminação da infecção para o canal medular e consequente osteomielite do fémur e da tíbia. Também (Somayaji et al. 2008) apresentam como desvantagens o facto de ser uma técnica muito exigente que requer uma exposição excessiva da união. A redução do membro é também preocupante, por vezes pode ser necessário recorrer a enxerto ósseo estrutural ou a um espaçador artificial, caso a redução seja significativa. Também pode ocorrer falta de compressão no momento em que é aplicada a haste. Embora a mobilização do paciente possa ser precoce e o peso do próprio corpo ajude a manter a compressão, a haste pode não ser capaz de manter a força que uma placa ou fixador externo pode providenciar.

Das várias técnicas apresentadas, depreende-se que a menos funcional seja a utilização de haste longa, devido ao facto de ser introduzida uma única haste ao longo do eixo do fémur, passando pela articulação do joelho até ao terço distal da tíbia. Esta técnica requer um longo tempo operatório e está também associada a um aumento da perda de sangue (Somayaji et al. 2008). Pelo mesmo autor, (Bargiotas et al. 2006) sugerem que para esta técnica haja preparação das extremidades dos ossos envolventes tomando uma forma concava, de modo a obter uma marcha funcional indolor, com baixas taxas de reoperação e complicações associadas.

As hastes curtas modulares permitem um ajustamento mais pormenorizado ao canal medular, reduzindo o risco de ocorrer a fratura durante a incisão. Como são compostas por duas hastes e um elemento de ligação entre as duas, é uma montagem que pode ser

personalizável para cada paciente. Assim sendo, é possível alterar as dimensões entre as hastes do fémur e da tíbia, obtendo o correto alinhamento das mesmas mais facilmente. (Somayaji et al. 2008) afirmam que, (White et al. 2003) concluíram que este tipo de montagem personalizada, oferece excelente estabilidade, permitindo sustentação do peso do corpo precocemente e com elevada taxa de união com complicações pós-operatórias mínimas. Também (Kim et al. 2016) aponta como vantagem deste método em comparação às hastes longas existe uma perda menor de osso, o que leva a uma diminuição da redução de tamanho do membro.

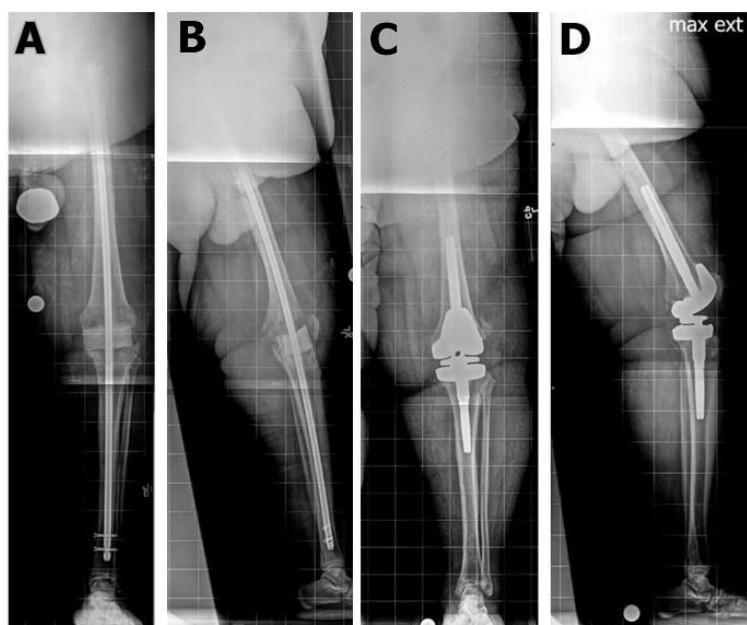


Figura 2.19. Radiografias de Haste Intramedular Longa (S (anteroposterior) e B (lateral)) e Haste Intramedular Curta Modular (C (anteroposterior) e D (lateral)) (Wood & Conway 2015).

2.2.1.3. Artrodese por Fixador Externo

O uso do fixador externo como modo de obter artrodese do joelho foi divulgado por (Charnley & Baker 1952). A técnica consistia em dois pinos femorais unidos a dois pinos tibiais e uma tala de Thomas para manter compressão no foco da artrodese (Camacho et al. 2012). Segundo os mesmos autores os fios ou pinos utilizados nos vários tipos de fixação externa que serão descritos nesta subsecção devem evitar estruturas neurovasculares e ser colocados em osso saudável, atravessando duas corticais.

De entre as várias técnicas atuais existem algumas vantagens análogas a todas elas, como é o caso da capacidade de compressão no foco de artrodese, a possibilidade de

realizar um alongamento concomitante e facilitarem o tratamento de infecções da ferida operatória (Camacho et al. 2012). Como desvantagens, os métodos de fixação externa apresentam a possibilidade de infecção do trajeto do pino, infecções na pele devido à abertura de orifícios para a passagem dos pinos, o facto das taxas de fusão serem menores do que as obtidas com hastes intramedulares e a dificuldade em avaliar a qualidade da fusão óssea, de modo a decidir quando retirar o fixador (Adão 2016).

Os fixadores externos podem ser dos tipos monolateral monoplanar, bilateral monoplanar, monolateral biplanar, bilateral biplanar, multiplanar ou ainda, circulares, como é o exemplo dos fixadores de Ilizarov, considerados híbridos (Somayaji et al. 2008), alguns dos tipos aqui descritos são apresentados na Figura 2.20.



Figura 2.20. Exemplos de fixação externa. Da esquerda para a direita: fixador circular (Ilizarov), fixador bilateral monoplanar e fixador monolateral monoplanar (Adão 2016)

Geralmente, os fixadores monoplanares são os descritos por Charnley e Baker, já referidos no texto. A este tipo de fixadores está associada a mínima estabilidade conseguida através de fixação externa. Como normalmente são aplicados lateralmente, conseguem obter uma boa rigidez no plano coronal, mas o que não acontece no plano sagital. Segundo (Somayaji et al. 2008), os autores Hak *te al* reportaram a falha de 9 fixadores antes de chegar à fusão óssea dos 19 pacientes do estudo.

Kim *et al.*, em (Kim et al. 2016), afirmaram que em relação aos fixadores monoplanares, os fixadores biplanares adicionaram o suporte no plano sagital através do uso de fixação em dois planos. Portanto, segundo (Camacho et al. 2012), estes apresentam maior estabilidade sagital e maiores taxas de fusão que os monoplanares. Este último autor ainda

sugere que os fixadores sejam colocados anteriormente e externamente, e a fixação deve ir desde o pequeno trocânter até à metáfise distal da tíbia.

Dois exemplos de fixadores circulares são o de *Ilizarov*, já referido, e o *Taylor Spatial Frame (TSF)* (Figura 2.21). Uma das vantagens deste tipo de fixadores é a relação custo-eficácia, a versatilidade, a capacidade de diminuir a dismetria dos membros, menores taxas de infeção profunda e a capacidade de efetuar ajustes de alinhamento e rigidez do fixador sem ter de recorrer a intervenção cirúrgica (Kim et al. 2016). Como principais desvantagens apresenta o facto de ser um longo período de tratamento, enfraquecimento dos pinos e a possibilidade do paciente poder suportar o seu próprio peso retardada.



Figura 2.21. Fixador Externo Circular Taylor Spatial Frame (TSF).

3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

3.1. Modelo Geométrico

O modelo construído para o estudo do ano letivo transato foi adaptado a partir do modelo CAD do conjunto (fémur, tibia e fixador), considerando as condições de posicionamento mais favoráveis segundo os resultados obtidos. Nas subsecções seguintes são descritas as diferenças entre os dois modelos.

3.1.1. Modelo geométrico do Fémur

O modelo 3D do fémur utilizado foi o já utilizado anteriormente, referência #3403 (*Sawbones*®), corrigindo a falta de osso trabecular na sua parte distal. Aproximando assim o modelo ao que acontece na cirurgia, em que a superfície de corte do fémur tem dois materiais diferente, osso cortical e osso trabecular. Ambos os eixos anatómico e mecânico foram os já definidos no estudo anterior.

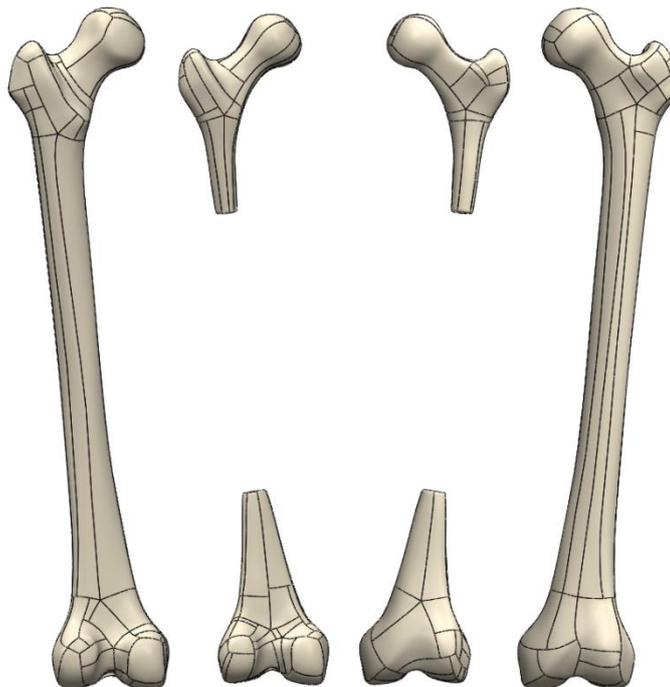


Figura 3.1. Modelo CAD do fémur, com componentes cortical e trabecular.

3.1.2. Modelo geométrico da Tíbia

Para o modelo 3D da tíbia também foi utilizado o modelo fornecido pela marca (*Sawbones*®), referência #3401. Já como era considerado anteriormente, o eixo anatômico da tíbia e o respectivo eixo mecânico são considerados coincidentes.



Figura 3.2. Modelo CAD da tíbia, com componentes cortical e trabecular.

3.1.3. Modelo geométrico do Fixador Externo

O fixador externo utilizado para o presente estudo resulta de uma adaptação feita ao fixador externo utilizado no estudo anterior. É igualmente do tipo AO, com montagem monoplanar bilateral, ancorado nos ossos através de quatro espigões “*Centerally Threaded Steinman*” de aço AISI 316L com 5 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento, com rosca autorroscante e revestida de hidroxapatite (Adão 2016). A diferença fundamental está na construção das duas barras laterais, neste caso foram adicionadas duas barras quebradas, e um dispositivo que permite o alinhamento das barras superior e inferior ao eixo anatômico

do fémur e da tibia, respetivamente. Depois do alinhamento das barras, superior e inferior, o dispositivo é apertado, não permitindo assim a alteração do ângulo entre elas durante o procedimento cirúrgico. Deste modo, é mais facilmente garantida a quantidade de osso necessária para o sucesso da cirurgia. Para efeitos de simulação numérica, apenas se fez o corte das barras laterais e definiu-se um contacto uniforme e contínuo entre as duas partes, superior e inferior, permitindo assim uma transmissão uniforme de tensões e deslocamentos. O alinhamento das barras laterais foi feito tendo em conta a posição ortostática, representado na Figura 3.3, que anteriormente se revelou a mais favorável.

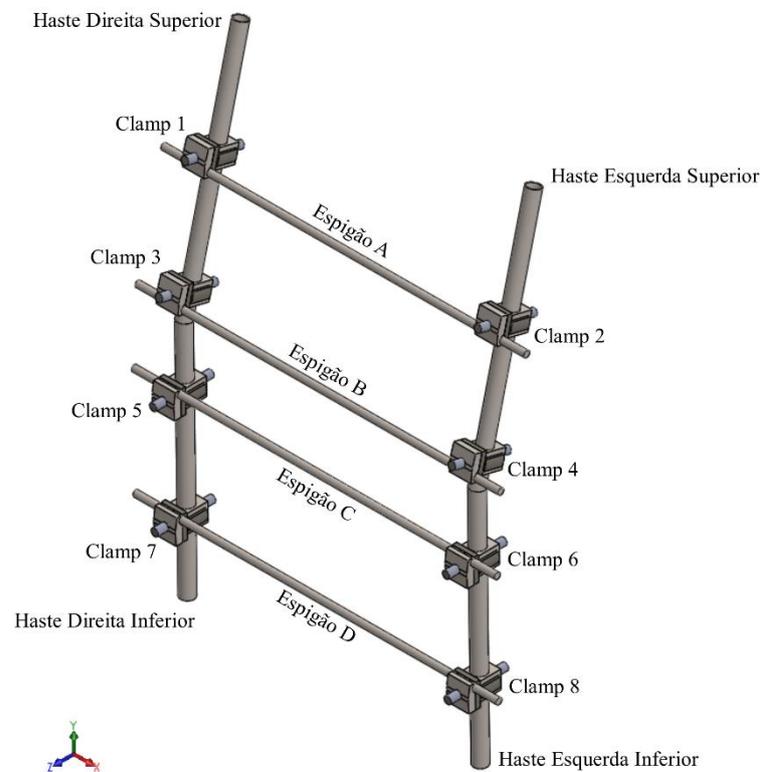


Figura 3.3. Modelo CAD do fixador externo SimpleFix.

3.2. Modelo Numérico

O modelo numérico foi construído recorrendo ao programa *ADINA*®, e os resultados numéricos obtidos com base no método dos elementos finitos, o qual permite obter uma solução aproximada.

Neste modelo foi considerado que o fémur tem tanto na zona distal como na zona proximal dois tipos de materiais distintos. Assim sendo, na zona onde é efetuado o corte

surge osso cortical e osso trabecular. As propriedades mecânicas dos dois tipos de material do fêmur são apresentadas na Tabela 3.1. E as propriedades mecânicas dos materiais da tíbia e do material de construção do fixador externo são apresentadas nas tabelas Tabela 3.2 e Tabela 3.3, respetivamente.

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas do fêmur.

	Massa Específica [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	1640	1600	0,28
Osso Trabecular	270	155	0,3

Tabela 3.2. Propriedades mecânicas da Tíbia.

	Massa Específica [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	1800	15000	0,33
Osso Trabecular	300	1100	0,33

Tabela 3.3. Propriedades mecânicas do material de construção do fixador externo.

	Massa Específica [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
AISI 316 L	8000	192999	0,27

O modelo CAD utilizado no ADINA® foi gerado no software SolidWorks® e posteriormente importado para o ADINA®. Utilizando a mesma metodologia de estudos anteriores, foi definido inicialmente o mesmo tipo de elemento para todos os corpos que compõem o modelo. A malha utiliza elementos lineares, tridimensionais sólidos tetraédricos com 4 nós e três graus de liberdade por nó. A densidade de malha média escolhida foi de 1 elemento por cada 2 mm, o que originou um número médio de elementos de 997954 elementos. As condições de fronteira inicialmente consideradas foram as que anteriormente melhor aproximavam o processo cirúrgico de acordo com (Adão 2016).

O carregamento foi através da aplicação de uma pressão na superfície dos *clamps*, segundo o eixo de cada uma das correspondentes barras laterais do fixador a que cada *clamp* está associado, simulando o aperto do cirurgião, considerando uma intensidade em cada *clamp* que permitirá obter uma força de 200 N. Este valor é o aconselhado para promover uma boa fusão na superfície de corte dos ossos a unir.

3.3. Modelação dos parâmetros

Para que os resultados sejam o mais próximos possível da realidade do processo cirúrgico é necessário fazer algumas considerações para alguns dos parâmetros que influenciam o sucesso da artrodese.

O processo cirúrgico em estudo consiste, como já foi anteriormente abordado, na fixação do membro através de um dos dispositivos enumerados que promovem a compressão do membro, dando origem à sua fusão e obtendo uma ligação rígida na zona da articulação. Assim sendo, a área de contacto útil entre as duas faces, a tensão presente no osso, a fixação e a distribuição da pressão resultante no osso são fatores que influenciam o seu sucesso.

3.3.1. Condições de apoio

Para efeitos de comparação com os resultados obtidos anteriormente, as condições de fronteira aplicadas foram iguais às condições anteriormente consideradas para a obtenção desses mesmos resultados, ou seja, a cabeça do fémur encastrada no acetábulo da anca, devido à posição da anca durante a cirurgia impedir a mobilização da anca (Adão 2016). De notar que, embora esta condição de apoio dificulte a obtenção de resultados numéricos, é a que melhor representa as condições de apoio do procedimento cirúrgico e, por isso, foi utilizada para fazer variar os restantes parâmetros de estudo.

Contudo, no modelo atual, as condições de fronteira tiveram de ser reajustadas por forma a permitir a obtenção de resultados. De facto, atendendo à nova complexidade do modelo numérico, com o aumento do número de contactos e tentativa de aproximar mais o modelo ao procedimento cirúrgico em toda a sua globalidade, o modelo numérico original não foi capaz de apresentar resultados completos que permitissem ter uma visão geral do comportamento do mesmo.

Assim sendo, ao longo deste estudo as condições de fronteira consideradas foram as apresentadas na Figura 3.4.

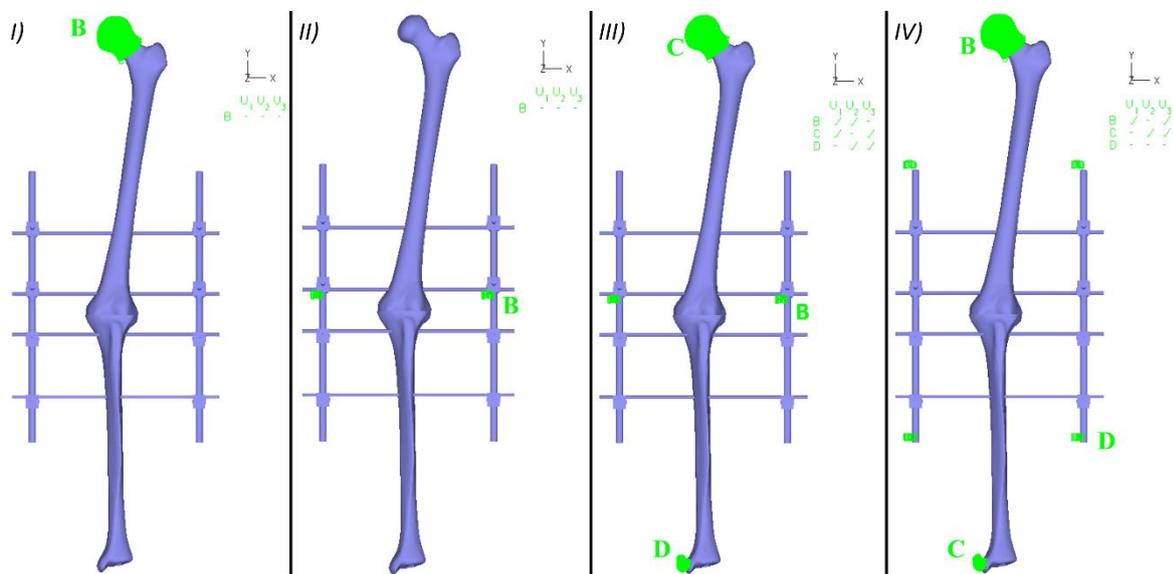


Figura 3.4. Condições de fronteira consideradas ao longo deste estudo, *I, II, III e IV*.

Para as condições de fronteira *I e II* foram restringidas as translações nos três eixos, fazendo com que a cabeça do fêmur, em *I*, e a união das duas hastes laterais, em *II*, estivessem sujeitas a um apoio do tipo encastrado, não podendo, assim, estas superfícies sofrer qualquer tipo de movimento.

As restantes condições de fronteira consideradas, estão distribuídas ao longo do modelo. Nas condições de fronteira *III*, a translação segundo *y* está restringida na cabeça do fêmur, simulando a articulação do quadril, na zona distal da tíbia, região da articulação tibiotársica, encontra-se restringida a translação segundo *x*, que pretende simular a impossibilidade de haver flexão segundo *z* ao longo do membro. Na união das hastes laterais do fixador está restringida a translação segundo *z*, uma vez que o fixador, durante o procedimento cirúrgico pode ser posicionado a bem parecer do cirurgião e ajustado da melhor maneira possível para que consiga uma boa adaptação ao membro do paciente, e por isso não permitindo que este sofra deslocamentos segundo o eixo *z*.

Por fim, nas condições de fronteira *IV*, o raciocínio foi idêntico ao considerado nas condições de fronteira *III*, a translação segundo *y*, é restringida na cabeça o fêmur e a translação segundo *x*, é restringida na zona da articulação tibiotársica. A diferença está nos restringimentos aplicados ao fixador, que, neste caso, são aplicados nas extremidades das

hastes constringindo todas as translações, ficando as hastes laterais, inferiores e superiores sujeitas a um apoio do tipo encastrado.

3.3.2. Sequência de aperto

Para a definição da sequência de montagem e aperto do fixador foi tido em conta a maior ou menor facilidade de aplicação da força, a estabilidade do modelo e a variação da tensão no osso (Adão 2016). Segundo o mesmo autor atrás mencionado, conclui-se que o carregamento dos 4 *clamps* mais próximos da zona de fusão representa o melhor compromisso entre todos os fatores anteriormente mencionados. Ou seja, o carregamento deverá ser feito nos dois *clamps* do espigão situado na zona mais distal do fémur, e nos dois *clamps* do espigão situado na zona mais proximal da tibia, como se pode verificar na Figura 3.5.

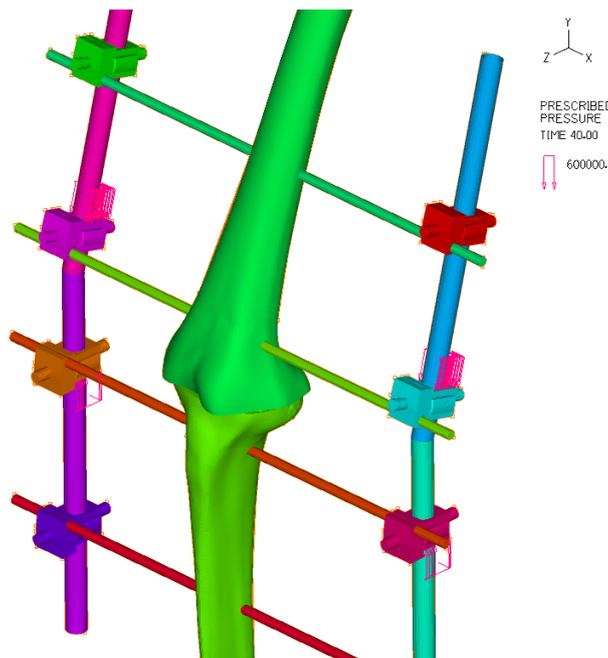


Figura 3.5. Detalhe das forças aplicadas nos *clamps*.

Na Tabela 3.4 são apresentados os 4 tipos de carregamentos utilizados neste estudo. Os carregamentos 1, 2 e 3, são de apenas duas fases, o que se traduz no carregamento de 4 dos 8 *clamps* do fixador externo. Para se obter a força de 200 N aconselhada para uma boa fusão óssea entre o fémur e a tibia, a força aplicada em cada *clamp* é de 100 N.

Tabela 3.4. Esquematização dos tipos de carregamentos considerados.

Carregamento	Fase	<i>Clamps</i>							
		1	2	3	4	5	6	7	8
1	1	0	0	100	100	0	0	0	0
	2	0	0	Mantém	Mantém	100	100	0	0
2	1	0	0	100	100	0	0	0	0
	2	0	0	Aperto	Aperto	100	100	0	0
3	1	0	0	100	100	0	0	0	0
	2	0	0	Aperto	Aperto	100	100	0	0

3.3.3. Intensidade de carga

A intensidade de carga na zona de fusão está relacionada com a força suportada em cada um dos *clamps*.

Neste estudo utilizou-se o esquema de (Adão 2016) que permitiu obter melhores resultados tendo em conta a pressão média na superfície de corte. Portanto, pela Tabela 3.4 e pela Figura 3.6, todos os carregamentos considerados possuem taxa de variação igual, sendo que a fase seguinte só é iniciada quando a anterior atinge o seu valor máximo, embora no carregamento 3 a fase de carregamento seguinte apenas se inicia quando a fase anterior retoma o valor 0, sendo que existe a descarga após o aperto dos respetivos *clamps* onde estava a ser aplicada a força da respetiva fase.

A Figura 3.6 ilustra as várias sequências de carregamentos consideradas no presente estudo, em que nos carregamentos 1-3, apenas se efetua o carregamento de 4 *clamps*. Ao contrário do que acontece no carregamento 1 em todos os outros efetua-se a descarga de pelo menos um dos carregamentos, de modo a conseguir simular o aperto efetuado pelo cirurgião após atingida a força pretendida. Inicialmente, no carregamento 2, apenas é considerado o aperto dos *clamps* na tíbia, e no carregamento 3 adiciona-se o aperto dos *clamps* do fémur.

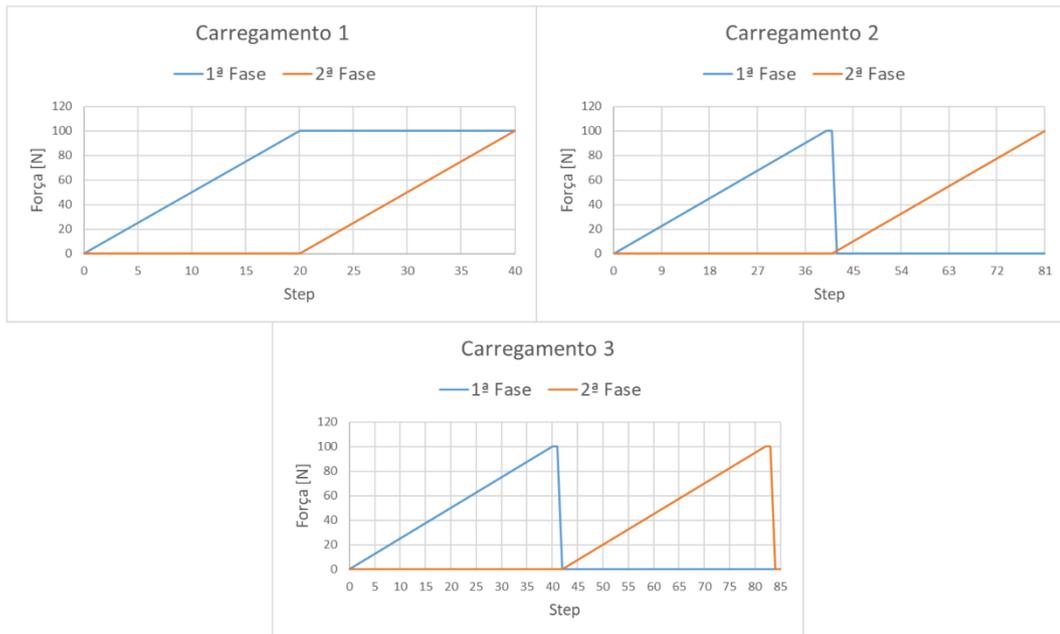


Figura 3.6. Sequências de carregamento consideradas neste estudo.

3.3.4. Posicionamento do fixador

Durante o processo cirúrgico já é de prática comum o ajuste por parte do cirurgião da perna do paciente para a posição ortostática. Esta correção é feita quer no caso do paciente que possui problemas de valgus quer no paciente que possua problemas de varo. Atendendo a que foi verificado que esta correção é totalmente benéfica para o sucesso da artrodese como é apresentado por (Adão 2016) será nesta posição que se irá manter o fixador para este estudo.

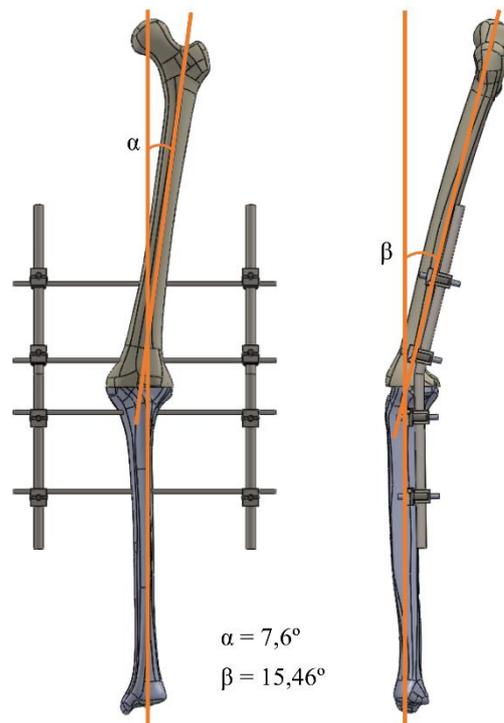


Figura 3.7. Posição ortostática, com ângulo de valgos e de flexão c correspondentes.

3.4. Modelação da técnica cirúrgica

Perante o descrito nas sub-subsecções anteriores foi criado um modelo numérico à semelhança do que tinha sido feito, considerando as devidas alterações, no que respeita à geometria do fixador e a todas as alterações necessárias à construção de um modelo numérico comparável ao anterior.

Inicialmente, foi considerado apenas o carregamento em quatro dos oito *clamps* que constituem o fixador, uma vez que se o carregamento fosse efetuado nos oito *clamps* em simultâneo, implicaria um modelo muito mais complexo e de difícil execução. No programa ADINA®, a utilização do carregamento de todos os *clamps* obriga à alteração do tipo de ligação entre os espigões e os *clamps*, permitindo movimento relativo entre as peças, que induz problemas de equilíbrio, alterando a estaticidade do modelo e produzindo problemas de convergência no programa (Adão 2016).

O processo que levou ao desenvolvimento de cada um dos modelos foi um pouco diferente do considerado por (Adão 2016), no estudo anterior. Pois, devido à nova

complexidade do modelo, gerada pela adição de mais contactos e modelos de contacto diferentes, o programa *ADINA*® não conseguiu em muitos casos chegar a resultados conclusivos. Na maioria das situações em que não foram obtidos resultados as simulações terminaram precocemente por falta de convergência da energia de deformação.

Portanto, tomando as considerações ao nível de condições de fronteira, sequências de carregamento, geometria e modelos de contacto descritos nestes capítulos e mais pormenorizados no capítulo seguinte, a linha de raciocínio deste estudo foi, de facto, proceder a pequenas alterações entre modelos, tendo em vista a sua convergência e consequente obtenção de resultados. Os modelos que são aqui documentados foram aqueles que melhores resultados proporcionaram de modo a perceber o comportamento de todo o modelo.

4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste capítulo são descritos os modelos em que foi possível retirar valores credíveis e que proporcionaram uma análise comparativa, para tentar chegar a uma conclusão de qual será a melhor solução de geometria de fixador para a fixação externa na artrose de joelho.

4.1. Modelo 2016 vs Modelo 2017

Nesta subsecção os resultados do Modelo 2017, serão comparados com os resultados do Modelo 2016 (Adão 2016), considerando para os dois as mesmas condições de fronteira, carregamento e modelo de contato.

Neste contexto, seguindo a nomenclatura utilizada no presente estudo, as condições de fronteira e sequência de carregamento utilizadas nos dois modelos são as condições de fronteira *I* e a sequência de carregamento 1.

4.1.1. Análise dos deslocamentos

Durante a artrose e após a fusão dos membros, é impossível inverter o seu posicionamento relativo e, como tal, é necessário analisar a alteração da posição relativa do fêmur e da tíbia após a montagem do fixador externo (Adão 2016). Neste contexto, é essencial avaliar a evolução dos deslocamentos globais e relativos entre as superfícies de fusão do fêmur e da tíbia, prevenindo assim possíveis problemas provenientes de uma montagem deficiente do fixador.

As condições de carregamento e de fronteira mantiveram-se iguais de um modelo para o outro, foi alterada a geometria do fixador e as distâncias dos *clamps* aos ossos sofreram um pequeno reajuste de forma a que o fixador esteja minimamente alinhado com o eixo mecânico do membro, permitindo uma boa distribuição das reações nos ossos provocadas pela aplicação das forças de carregamento nos *clamps*

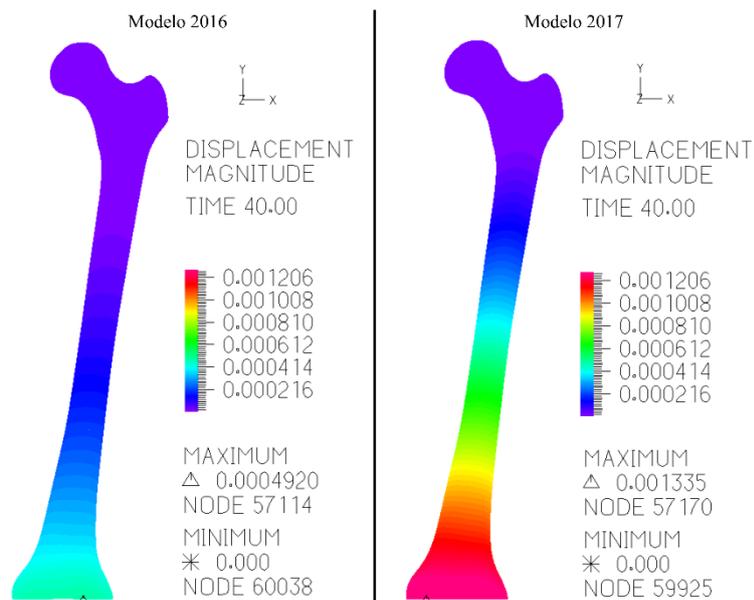


Figura 4.1. Deslocamentos globais do fêmur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

Na Figura 4.1 são apresentados os valores globais dos deslocamentos do fêmur nos Modelos 2016 e 2017, respetivamente, à esquerda e à direita. Depreende-se que para ambos os modelos estudados os deslocamentos máximos ocorrem na zona de fusão do fêmur e os deslocamentos mínimos ocorrem na cabeça do fêmur. Este tipo de distribuição já era esperado, uma vez que, as condições de fronteira são apenas aplicadas na cabeça do fêmur, restringindo os movimentos nos três eixos do sistema cartesiano, x, y e z, e a zona mais próxima do carregamento do fixador são as superfícies de fusão dos ossos, e por isso são aquelas que sofrem maior amplitude de deslocamentos.

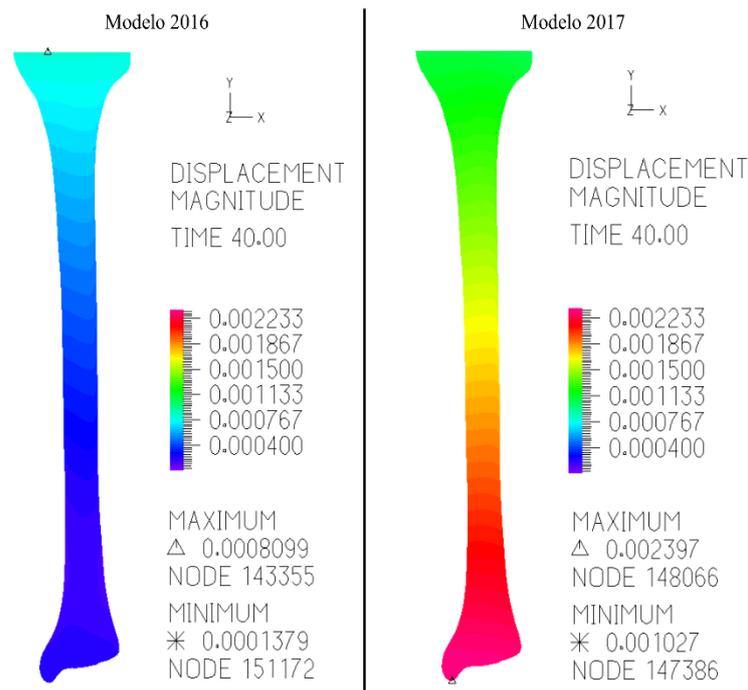


Figura 4.2. Deslocamentos globais da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

Na Figura 4.2 são apresentados os deslocamentos globais na tíbia, onde é possível encontrar algumas discrepâncias em relação aos resultados dos deslocamentos globais no fémur. Na tíbia, no Modelo 2016, o deslocamento máximo ocorre na zona proximal da tíbia, enquanto no Modelo 2017 ocorre na zona distal da tíbia. Este comportamento deve-se à existência de uma rotação em torno da cabeça do fémur que é muito mais pronunciada no modelo 2017. De facto, como o fixador do Modelo 2017 tem os carregamentos a atuarem segundo direções diferentes das do Modelo 2016, o deslizamento das zonas de fusão e a rotação de todo o modelo, em torno da cabeça do fémur, são diferentes.

Na Figura 4.3 são apresentados os deslocamentos relativos entre as superfícies de fusão para os dois modelos que estão a ser estudados nesta subsecção. Verifica-se que, embora os deslocamentos globais sejam superiores no Modelo 2017, tanto no fémur como na tíbia, os deslocamentos relativos entre as superfícies de fusão são inferiores para o Modelo 2017. Estes resultados mostram que o Modelo 2017 apresenta um movimento global superior de todo o conjunto, mas onde é de facto importante manter o deslocamento na menor amplitude possível apresenta resultados mais favoráveis ao sucesso da artrodese.

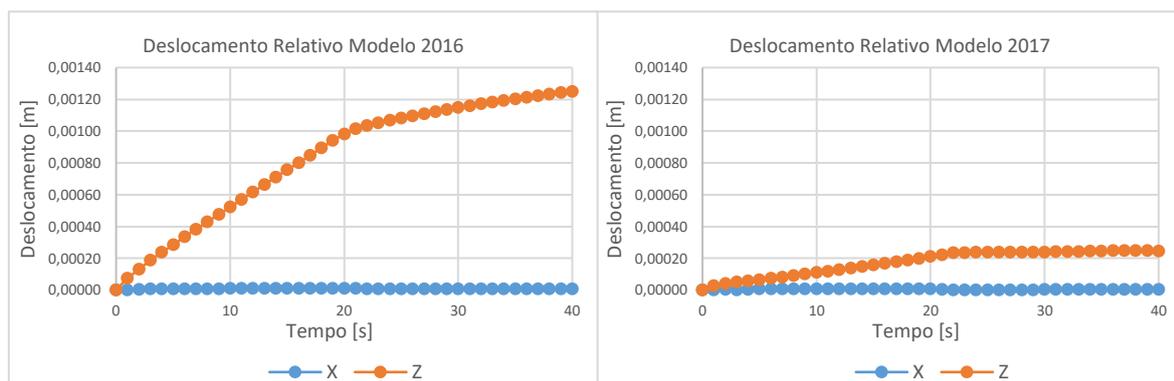


Figura 4.3. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

No que diz respeito ao deslocamento nas superfícies de fusão, considera-se que os deslocamentos críticos ocorrem segundo as direções x e z, pois são estas direções que estão diretamente relacionados com o deslocamento relativo entre as duas superfícies de fusão. Estes deslocamentos podem representar uma alteração da posição relativa dos eixos anatómicos do fémur e da tíbia, conduzindo a uma alteração da orientação do eixo mecânico e, conseqüentemente, a uma alteração das solicitações na zona de fusão (Adão 2016). Nos modelos em estudo, segundo a Figura 4.4 e a Figura 4.5, o deslocamento máximo em ambas ocorre segundo a direção z, e em ambas as direções, x e z, os deslocamentos são menores para o Modelo 2017, assim como a magnitude de deslocamento.

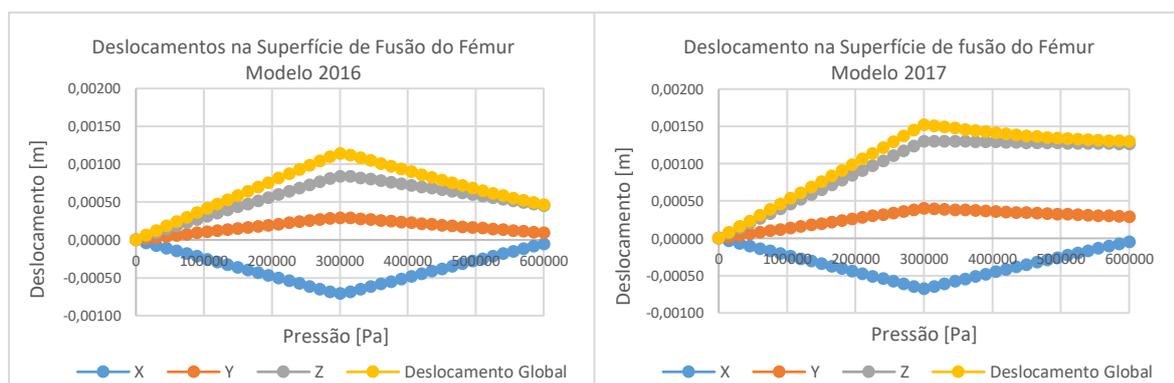


Figura 4.4. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

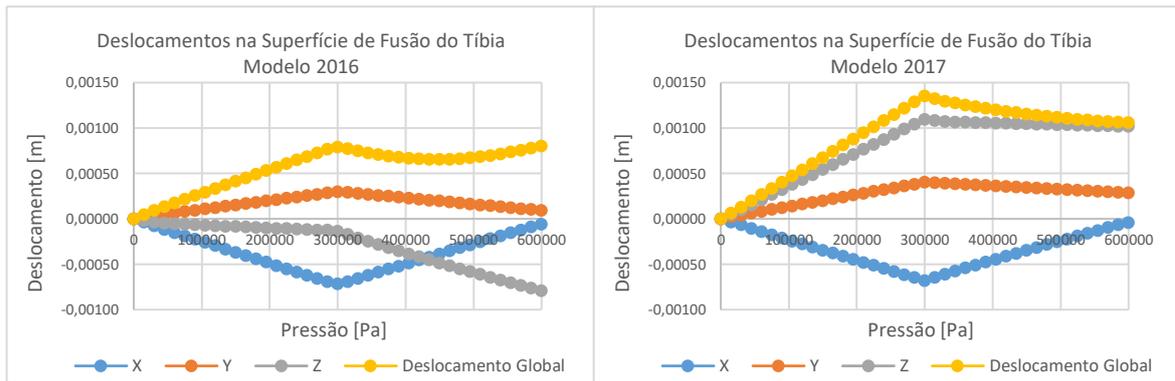


Figura 4.5. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

4.1.2. Análise das tensões

Na Figura 4.6 é apresentada a distribuição das tensões de Von Mises no fémur e, como se pode observar, a aplicação do novo alinhamento do fixador, conduz a uma diminuição considerável do valor da tensão máxima, a qual diminui em cerca de 30 MPa. Contudo, no Modelo 2017 a distribuição de tensões é mais irregular e em torno da cabeça do fémur apresenta um aumento do nível das tensões. Assim, o fémur do Modelo 2017, apresenta uma distribuição de tensões mais irregular e com valores mais elevados na sua metade proximal, enquanto o do Modelo 2016, tem uma distribuição de tensões menos relevante na zona proximal e tensões mais elevadas na zona distal.

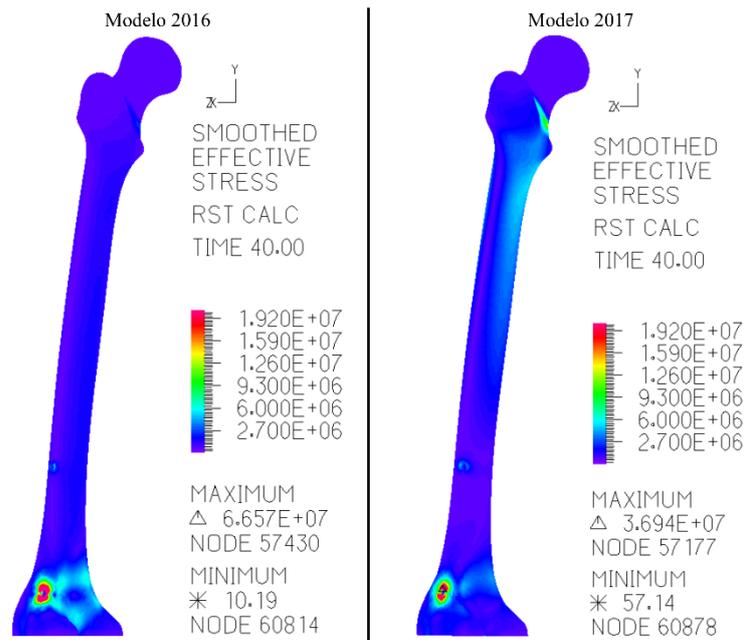


Figura 4.6. Distribuição de tensões no Fémur: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

Para as mesmas condições de fronteira, de carregamento e de montagem, pode-se verificar que o novo alinhamento do fixador permite que os esforços sejam distribuídos de uma forma mais progressiva ao longo do osso, o que levará a uma diminuição da tensão máxima no foco junto ao furo proveniente da passagem do espigão B.

As tensões elevadas junto à cabeça do fémur são provenientes das condições de fronteira utilizadas, que ao restringir todas as translações na cabeça do fémur representa um encastramento, originando um momento fletor máximo e consequente concentração de tensões. Este efeito é mais evidente no Modelo 2017, uma vez que, as solicitações são executadas segundo os eixos anatómicos de cada osso, sendo assim aplicados segundo direções diferentes, que resulta num aumento do momento proveniente da soma entre os dois esforços aplicados. Como no Modelo 2016 os esforços são aplicados segundo a mesma direção, deduz-se que um irá anular o efeito do outro depois de aplicados os dois.

Na Figura 4.7 é apresentada a distribuição das tensões de Von Mises na tíbia para os dois modelos em análise. Nesta figura é possível observar que a distribuição de tensões é semelhante nos dois modelos e que as tensões mais elevadas estão localizadas nas zonas onde se encontram os espigões C e D, nomeadamente no espigão localizado na zona mais proximal da tíbia e por isso mais próxima das superfícies de fusão. Esta distribuição está associada ao facto de apenas se efetuar o carregamento no espigão C enquanto o outro estará apenas a suportar o esforço que provém deste mesmo aperto, não sendo assim um esforço diretamente ligado ao carregamento dos *clamps* 5 e 6.

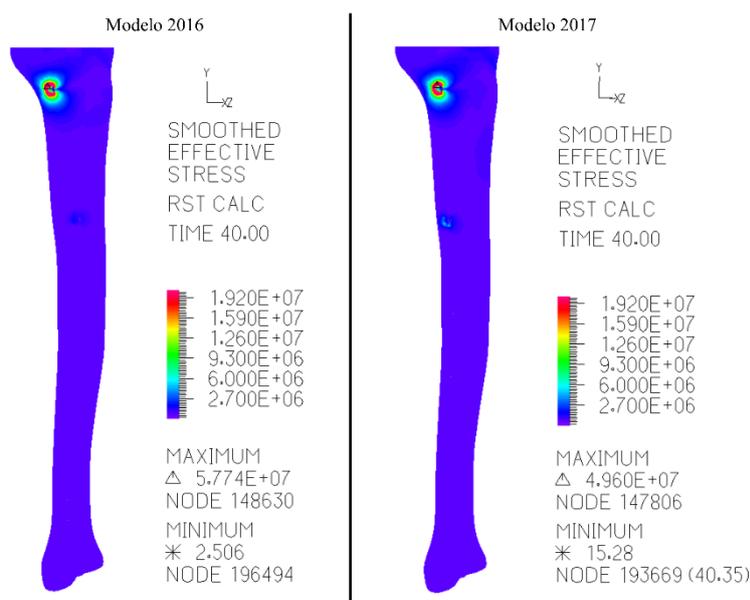


Figura 4.7. Distribuição de tensões na Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

Na Figura 4.8 é representada a distribuição de tensões na superfície de fusão da tíbia após o termino da sequência de carregamento 1. Atendendo a que o osso trabecular é menos rígido do que o osso cortical e que tem uma superfície maior, após o carregamento, está sujeito a tensões menores. O osso cortical da tíbia é o osso que apresenta tensões mais elevadas, devido à sua menor área e maior superfície de contacto com o osso cortical do fémur, cujos módulos de Young são superiores ao do osso trabecular e, por isso, são materiais mais rígidos.

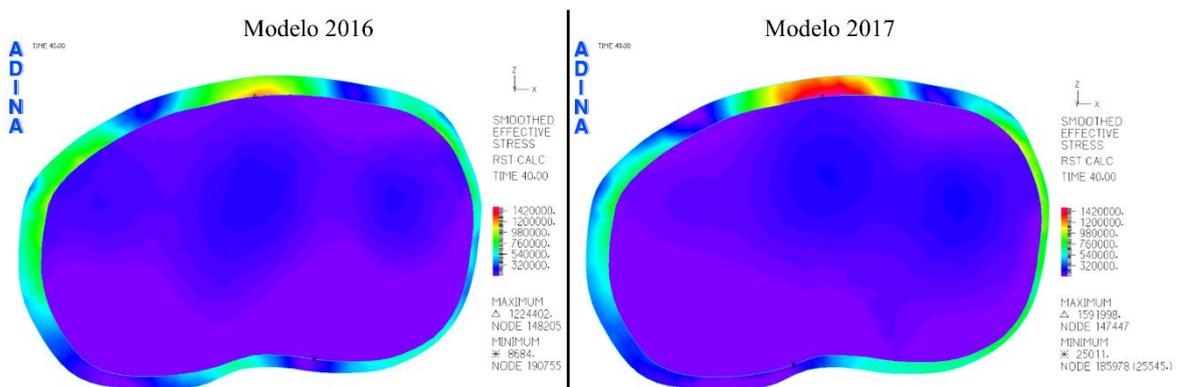


Figura 4.8. Tensões na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

O Modelo 2017 apresenta uma tensão média máxima mais elevada, cerca de 1,6 MPa em comparação com os 1,2 MPa do Modelo 2016. Ambos os valores encontram-se no osso cortical.

Uma vez que na figura Figura 4.8 não é possível retirar com rigor a distribuição de tensões no osso trabecular, na Figura 4.9 é apresentada esta distribuição removendo o osso cortical. Analogamente aos valores analisados anteriormente, o maior valor de tensão média encontra-se no Modelo 2017, e a distribuição de tensões no Modelo 2016 parece mais homogénea. A diferença entre as zonas com maior concentração de tensões é provocada pela variação das distâncias entre os *clamps*, que são carregados, e a superfície de fusão. No Modelo 2016 os *clamps* carregados estão cerca de 19 mm para o *clamp* 5 e 10 mm para o *clamp* 6, segundo o eixo *x*, mais afastados da superfície de fusão do que no Modelo 2017. De facto, tendo em conta a geometria do alinhamento efetuado no membro e a nova geometria do fixador, é difícil ter os *clamps* perfeitamente simétricos a ambos os ossos, daí a não simetria de ambas as distribuições de tensões na superfície de fusão.

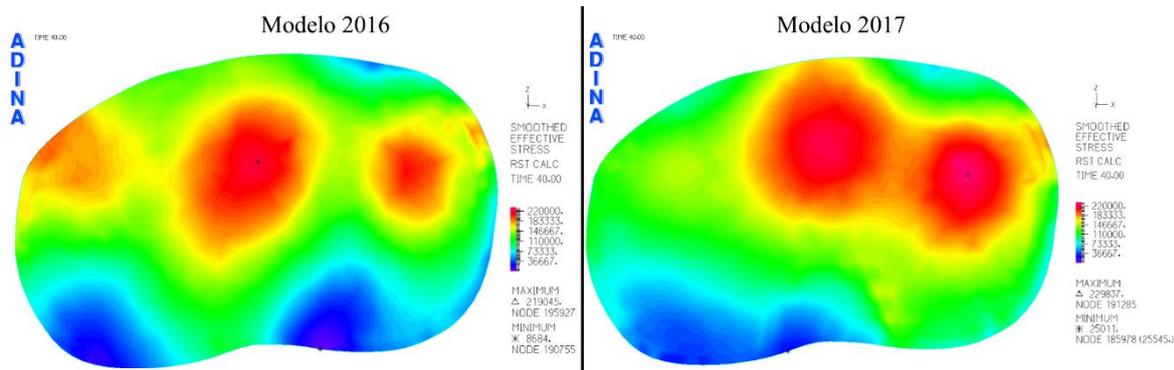


Figura 4.9. Distribuição de tensões no osso trabecular da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

4.1.3. Análise da força resultante

Para que a artrodese seja bem-sucedida a força de contacto entre as superfícies ósseas do fémur e da tíbia deverá ser de cerca de 200N (Adão 2016). De referir, que os cortes já efetuados no estudo anterior, foram feitos na posição ortostática de modo a garantir uma boa área de contacto, permitindo assim o melhor funcionamento e posicionamento do membro após o procedimento cirúrgico, e, também, melhor qualidade na fusão óssea.

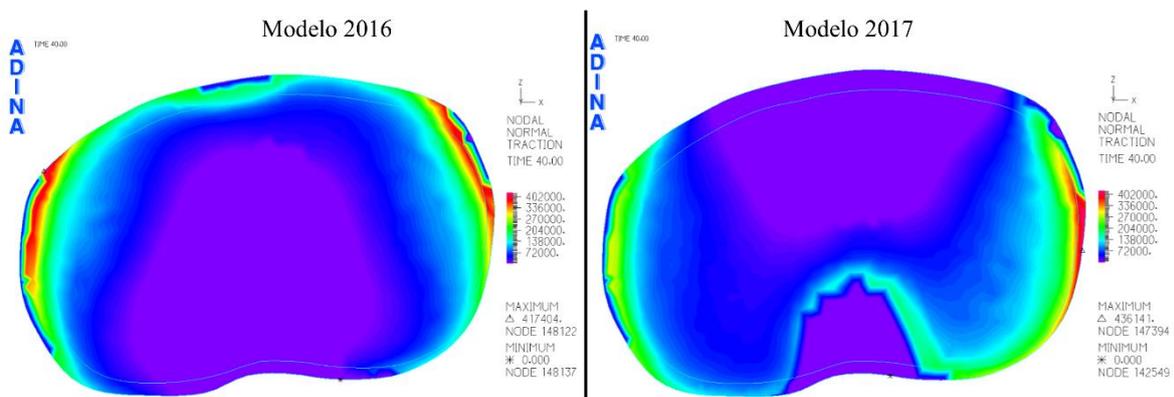


Figura 4.10. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

A Figura 4.10 apresenta a distribuição da pressão de contacto na superfície de corte da tíbia, a qual resulta do contacto com a superfície de fusão do fémur. Nesta figura nota-se que em termos de área de contacto o Modelo de 2017 tem maior área de contacto tíbia-fémur, como a posição dos espigões difere entre os modelos, assim como as distâncias dos *clamps* aos ossos e a direção das forças aplicadas, as zonas de maior penetração entre as superfícies são diferentes. Sendo que no Modelo 2016 o contacto é evidenciado numa zona mais anterior e o contrário acontece no Modelo 2017, que o contacto é feito com mais intensidade numa zona mais posterior. No Modelo 2017 observa-se também que no lado direito da figura a intensidade é maior, devendo-se este facto à distância entre o *clamp* 5 e a superfície de fusão ser menor do que a distância entre o *clamp* 6 e a superfície de fusão.

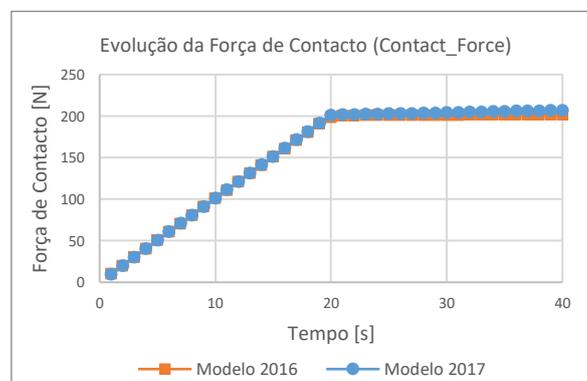


Figura 4.11. Força resultante na superfície de fusão da Tíbia: Modelo 2016 vs Modelo 2017.

Na Figura 4.11 é apresentada a variação da força de contacto na zona de fusão, observa-se que após a primeira fase de carregamento já foi alcançado o patamar pretendido dos 200 N de força resultante na superfície de fusão. Contudo, no Modelo 2017 nota-se uma ligeira subida da força resultante durante a segunda fase de carregamento que não é prejudicial ao sucesso da artrodese.

4.1.4. Discussão

Dos resultados obtidos conclui-se que o Modelo 2017, ainda assim, não conduz à solução ótima. Uma vez que, como se pode observar na subsecção 4.1.3 a homogeneidade do contacto em toda a superfície de fusão não foi alcançada. Na Figura 4.10 pode-se observar que o ajustamento posicional feito no Modelo 2017 não conduziu a distribuições ótimas. Contudo, é possível que um ajustamento do ângulo entre as hastes superior e inferior, mesmo que desviando um pouco a orientação das hastes do alinhamento com os eixos anatómicos

do fémur e da tíbia, possa conduzir à solução ótima. Com este reajustamento, também o deslocamento global do conjunto será minimizado. De facto, o Modelo 2016 sofre um deslocamento global menor que o Modelo 2017 devido à direção das forças de carregamento atuarem sempre segundo a mesma linha de ação. Como no Modelo 2017 a linha de ação das forças é diferente, surge um momento que provoca a rotação de todo o aparato em torno da cabeça do fémur, muito mais pronunciado. Assim sendo, o reajustamento irá aumentar o ângulo entre as linhas de ação, promovendo o equilíbrio de forças e diminuindo o momento gerado.

O Modelo 2017 apresentou variações nos valores relativos de tensão máxima e de força resultante, na tensão nota-se uma diferença mais pronunciada, cerca de 30 MPa. Em relação à força resultante a diferença é mínima, praticamente impercetível, apenas se nota na segunda fase de carregamento, onde se pode observar um ligeiro aumento do valor com a evolução do carregamento.

O Modelo 2017 convence, sem qualquer margem de dúvida, no deslocamento relativo entre as superfícies de fusão do fémur e da tíbia, onde o deslocamento máximo para o Modelo 2016 é de 1,25 mm e no Modelo 2017 é de apenas 0,5 mm, quase 3 vezes mais pequeno.

Atendendo aos resultados, conclui-se que o Modelo 2017 funcionou como era suposto, aumentando a tensão sentida nas superfícies de fusão e diminuindo o deslocamento relativo entre as duas superfícies de fusão. O único senão é que embora se tenham obtido algumas melhoras, a área de contacto não foi exatamente a esperada.

4.2. Alteração do Modelo de Contacto

Para a definição dos contactos no modelo numérico, é necessário definir os vários grupos de contacto entre os elementos que o constituem. Por isso, em cada grupo é necessário definir um *contactor* e o *target* desse grupo de contactos. Assim sendo, compreende-se que o *target* é o elemento que se mantém estático com a aplicação da força, ou seja, fica à espera do movimento do *contactor* e que este se movimenta na sua direção. Neste contexto, o *contactor* representa o corpo que sofrerá a aplicação de força externa e o fará movimentar-se em direção ao *target*.

No modelo em estudo, têm-se que, na primeira fase do carregamento, a tíbia é o corpo que sofrerá deslocamento através da aplicação da força nos *clamps* 5 e 6 e o fémur manter-se-á estacionário durante o referido carregamento. Posteriormente, na segunda fase do carregamento, é o fémur que sofrerá deslocamento em direção à tíbia, pois é nesta fase que são carregados os *clamps* 3 e 4.

Nesta subsecção, pretende-se que a simulação seja aproximada ao procedimento cirúrgico introduzindo-se esta variação do modelo de contacto nos grupos de contacto que representam o contacto das superfícies de fusão da tíbia e do fémur.

Nas simulações que serão analisadas neste subcapítulo, são consideradas as condições de fronteira *I* com a sequência de carregamento 1, tendo em conta a alteração do modelo de contacto considerado. Para facilitar a distinção dos grupos de valores obtidos, à simulação onde não existe variação do modelo de contacto foi atribuída a sigla de v4 e à que possui a alteração foi atribuída a sigla de v5_S5.

4.2.1. Análise dos deslocamentos

Relativamente aos valores mínimos e máximos dos deslocamentos globais e à sua distribuição no fémur, a troca entre *target* e *contactor*, não se fez sentir nos resultados. De facto, na Figura 4.12 é possível verificar que não existe diferença significativa de valores e a sua é a mesma. Este comportamento também foi observado nos deslocamentos da tíbia (Figura 4.13).

Em ambos os modelos numéricos o deslocamento máximo no fémur ocorre na superfície de fusão. Este comportamento, em muito se deve ao facto das condições de fronteira consideradas contemplarem apenas o constrangimento da translação nos três eixos cartesianos na cabeça do fémur. Assim sendo, não é permitido qualquer movimento na cabeça do fémur. O osso sofre assim alguma flexão, principalmente em torno do eixo x, e, por isso, o deslocamento máximo ocorre na parte distal do fémur, isto é na zona mais afastada da cabeça do fémur.

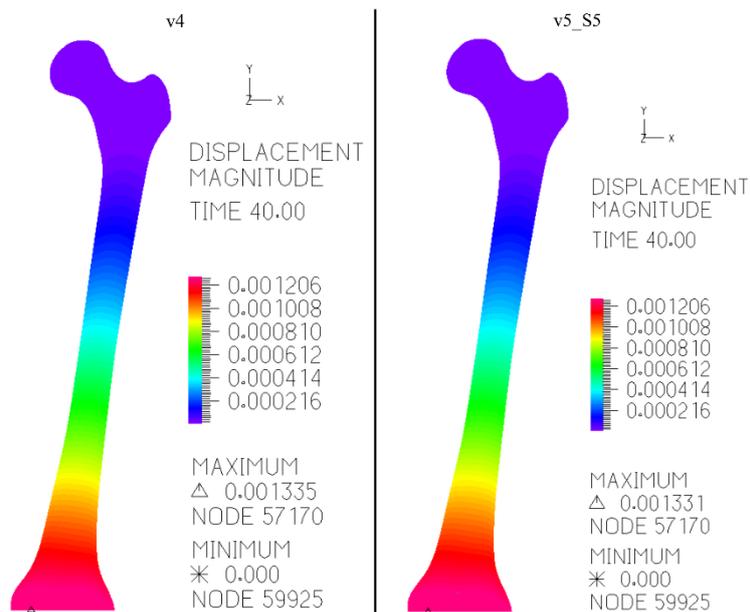


Figura 4.12. Distribuição dos deslocamentos globais do fêmur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

Na tíbia, os valores de deslocamento são aproximadamente iguais ao dobro dos que se verificam no fêmur. À semelhança do que acontece no fêmur, e uma vez que não existe nenhum constrangimento na tíbia, o deslocamento máximo na tíbia ocorre na sua parte mais distal.

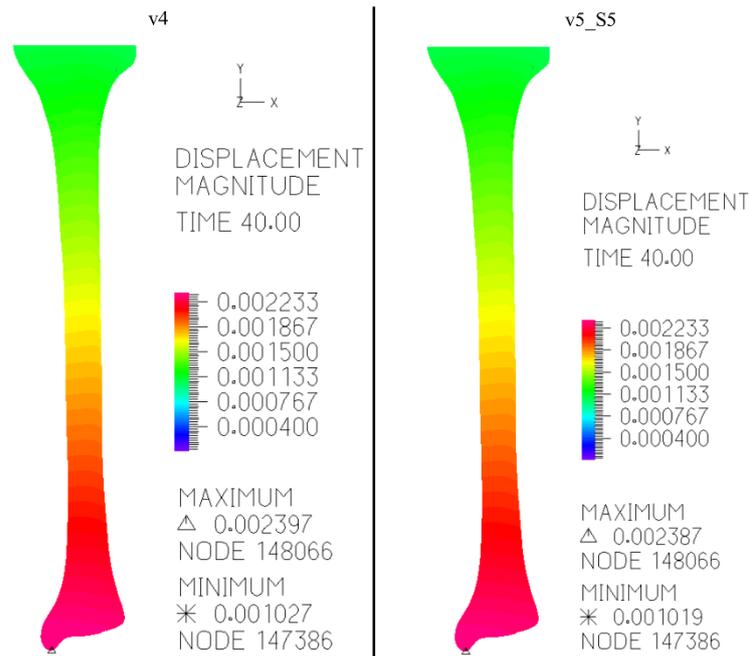


Figura 4.13. Distribuição dos deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

O que acontece nos deslocamentos globais, apresentados na Figura 4.13 também acontece no deslocamento relativo entre as superfícies de fusão, apresentado na Figura 4.14. Contudo, uma vez que a alteração do modelo de contacto se efetuou no *step* 20, pode-se ver no gráfico que nesse *step* algo não está bem. De facto, nota-se uma pequena irregularidade na linha que representa o deslocamento relativo segundo o eixo z, o que não acontece no modelo v4, em que ambos os valores representados apresentam sempre uma certa continuidade.

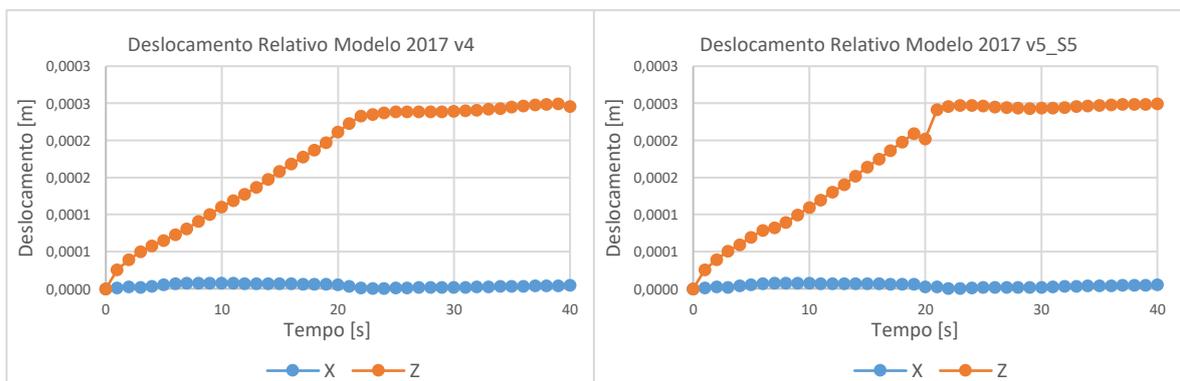


Figura 4.14. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão do fémur e da tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

Mais uma vez, na Figura 4.15, observa-se que a variação do modelo de contacto não produz qualquer efeito, os valores de deslocamento em todas as direções mantêm-se com as mesmas amplitudes, assim como o deslocamento global da superfície de fusão. De facto, nos deslocamentos globais do fémur consegue-se visualizar, apenas, uma pequena variação no ponto máximo, onde o valor no modelo v5_s5 é ligeiramente inferior ao valor apresentado no modelo v4.

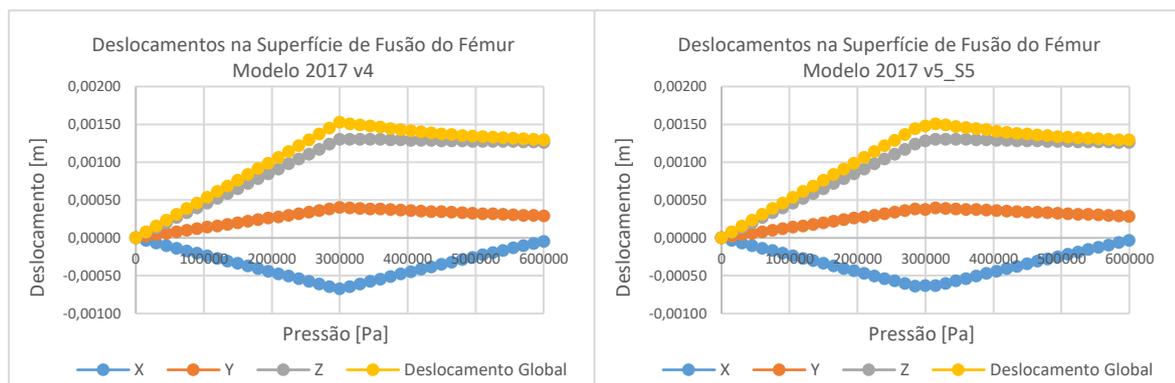


Figura 4.15. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

Nos resultados dos deslocamentos na superfície de fusão da tíbia, apresentados na Figura 4.16, acontece algo análogo ao que aconteceu para a superfície de fusão do fémur. Os valores são semelhantes nos dois modelos, mas no instante em que existe a mudança do modelo de contacto, *step* 20, o deslocamento da tíbia apresenta um aumento brusco segundo o eixo y e consequentemente aumenta o deslocamento global. O que leva a querer que a mudança entre *contactor* e *target*, origina uma perda momentânea de contacto entre as duas superfícies de fusão e, como a tíbia é o corpo que está a ser carregado nesse momento, a força empurra a tíbia de tal modo que existe penetração excessiva da tíbia no fémur.

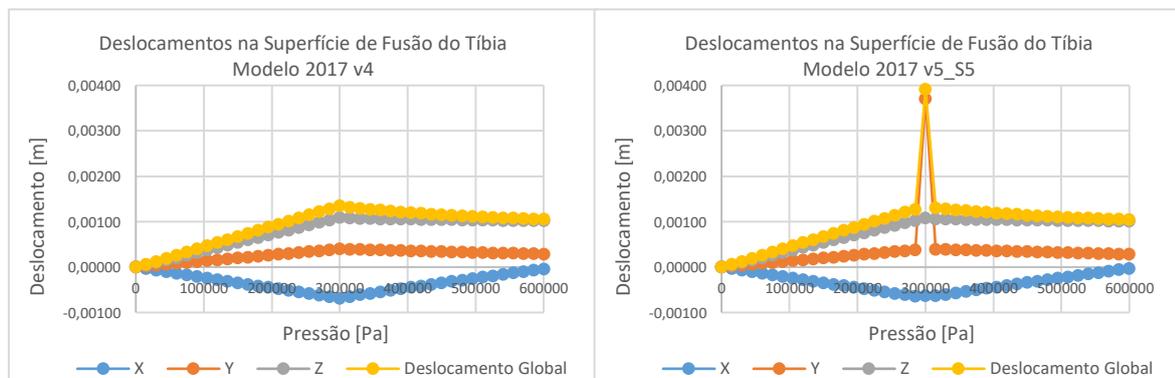


Figura 4.16. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

4.2.2. Análise das tensões

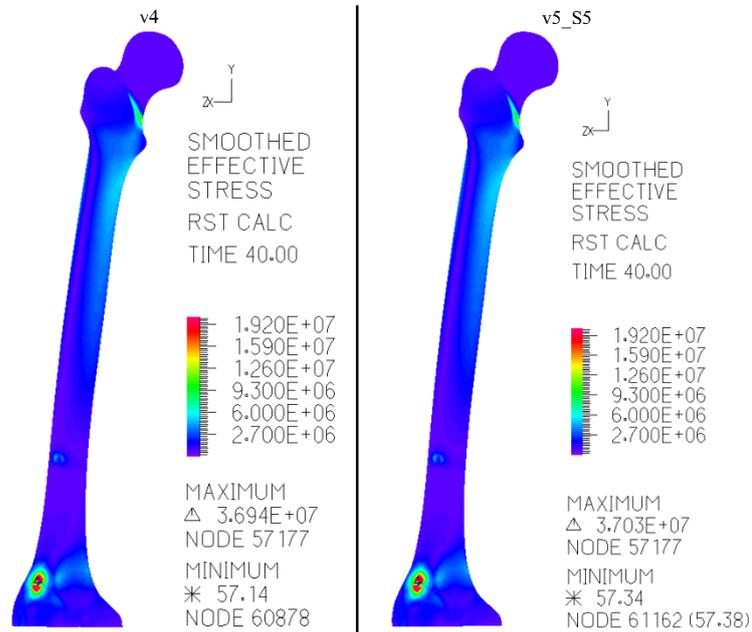


Figura 4.17. Distribuição das tensões médias no fémur: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

As tensões médias no fémur (Figura 4.17) e a sua distribuição ao longo do osso têm o mesmo comportamento que os valores de deslocamento apresentados na subsecção anterior, isto é, os valores máximos e os locais onde ocorrem são idênticos para os dois modelos. Este comportamento também acontece na distribuição das tensões médias da tíbia (Figura 4.19).

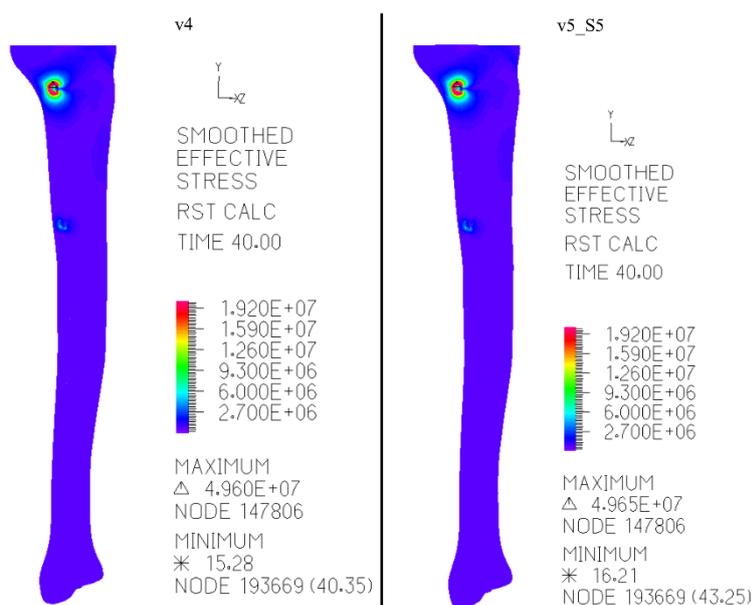


Figura 4.19. Distribuição das tensões médias na tíbia: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

De notar que o modelo v5_S5 tem a variação do modelo de contacto e que no programa ADINA® os resultados de contacto só são apresentados para as superfícies que representam o *contactor*. Assim, na primeira fase de carregamento deste modelo é a tíbia que é o *contactor* e na segunda fase o *contactor* passa a ser o fémur. Como consequência, na Figura 4.18 é representada a distribuição de tensões no final da primeira fase do carregamento e na Figura 4.20 está representada a distribuição de tensões no fémur no final da segunda fase do carregamento.

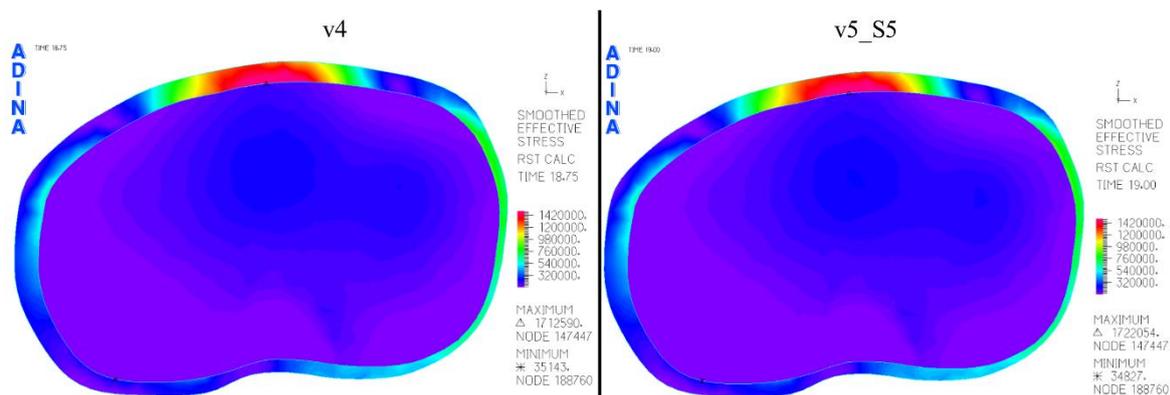


Figura 4.18. Distribuição de tensões médias da superfície de fusão no final da 1ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

Como é possível ver na Figura 4.18, ambos os modelos apresentam tensões médias muito semelhantes, não existe nenhuma alteração significativa.

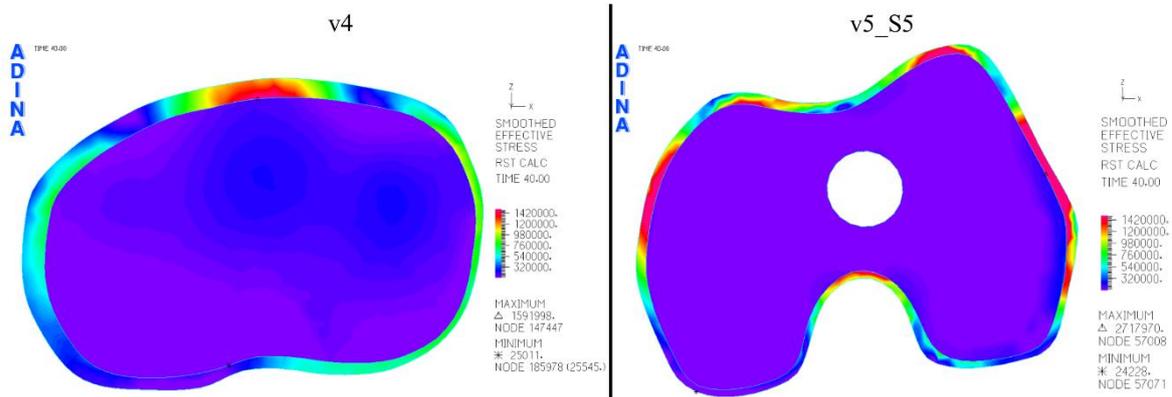


Figura 4.20. Distribuição de tensões médias na superfície de fusão no final da 2ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

Contudo, após a alteração do modelo de contacto o cenário altera-se e a tensão média que surge no final dos carregamentos é muito superior à que se fazia sentir na superfície de fusão do modelo v4. Esta alteração pode estar com a diminuição da área da superfície de corte do osso cortical, uma vez que o osso cortical é o principal responsável pela absorção dos esforços sentidos na superfície de fusão. De notar que a área da superfície de corte do osso cortical na tíbia ($5,07 \times 10^{-4} m^2$) é superior à do fémur ($3,63 \times 10^{-4} m^2$). Outra razão pelo aumento de cerca de 1,1 MPa na tensão máxima obtida na superfície de fusão no modelo v5_S5, pode ser atribuída à má passagem (problemas numéricos) que é executada ao fazer-se a troca do modelo de contacto.

Na Figura 4.21 está representada a distribuição das tensões médias no osso trabecular no final da 2ª fase de carregamento. Neste caso a área de osso trabecular no fémur ($2,75 \times 10^{-3} m^2$) é superior à área de osso trabecular na tíbia ($2,69 \times 10^{-3} m^2$), embora por uma diferença mínima. Nesta figura, pode ver-se que o aumento de tensão máxima não é tão elevado, sendo uma diferença de aproximadamente 0,7 MPa, ainda assim significativa. A maior diferença encontra-se na distribuição de tensões pela superfície de fusão, no modelo v5_S5 é evidente que as tensões são muito superiores do lado interno da perna (lado direito da imagem), havendo algum desequilíbrio exagerado na superfície de fusão. Este desequilíbrio pode ser causado pela menor distância dos *clamps* do lado interno do membro (*clamp* 3 e 5) ao foco da artrodese.

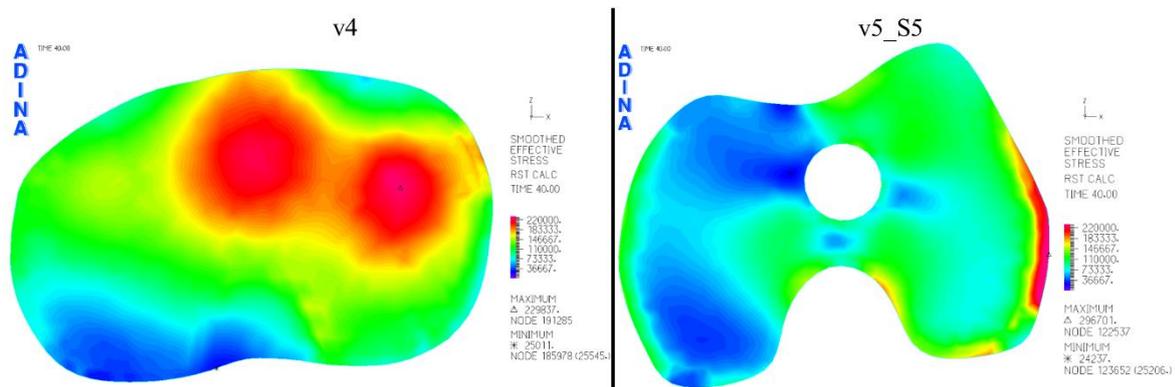


Figura 4.21. Distribuição de tensões médias no osso trabecular da superfície de fusão no final do 2ª fase de carregamento: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

O que é curioso é o facto dos gráficos da evolução da tensão média em toda a superfície de fusão (Figura 4.22), ao longo de todo o carregamento, tanto no fémur como na tíbia, são muito semelhantes nos dois modelos.

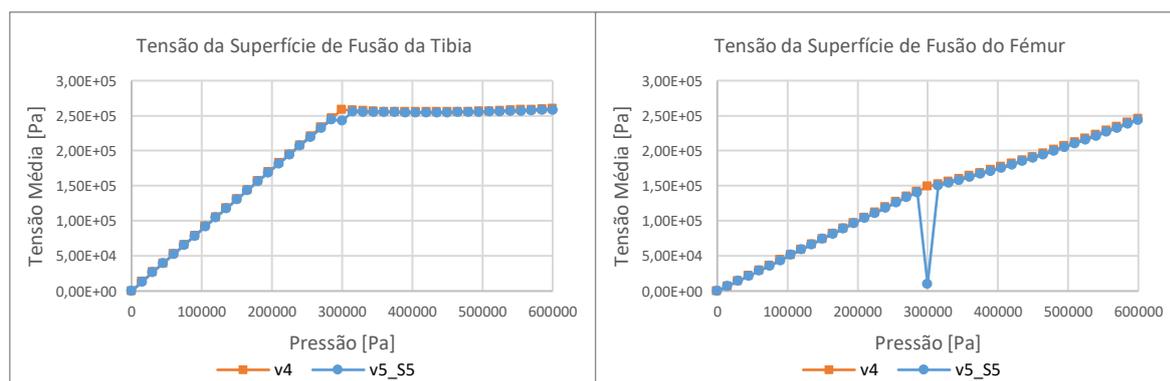


Figura 4.22. Tensão média ao longo do carregamento das superfícies de fusão da tíbia e do fémur, respetivamente, da esquerda para a direita.

4.2.3. Análise da força resultante

Como já foi referido no subcapítulo 4.1.3 é aconselhado que para promover uma boa fusão óssea, é necessário obter no final do procedimento cirúrgico uma força de compressão de 200 N no foco da artrodese, ou seja, na superfície de fusão. Não menos importante é, também, a distribuição das pressões de contacto entre as duas superfícies, isto é, interessa conhecer se o contacto é homogéneo e constante em toda a superfície de contacto. Assim sendo, na Figura 4.23, observa-se que entre os dois modelos estudados neste capítulo

não se encontram diferenças significativas. A distribuição e valores permanecem iguais, havendo apenas um ligeiro aumento do valor máximo para o modelo v5_S5.

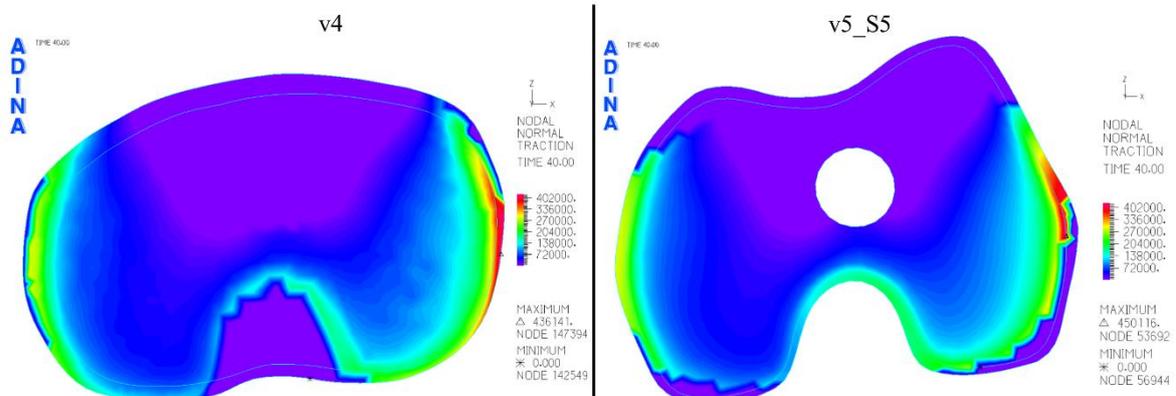


Figura 4.23. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão: Modelo 2017 v4 vs Modelo v5_S5.

Este comportamento também acontece para a força resultante dos dois modelos. Na Figura 4.24 é possível verificar que ambos os modelos conduzem à mesma força de contacto final e à mesma variação desta, ignorando o *step*, onde é executada a variação de modelo de contacto e no qual a função do modelo v5_S5 apresenta uma força nula.

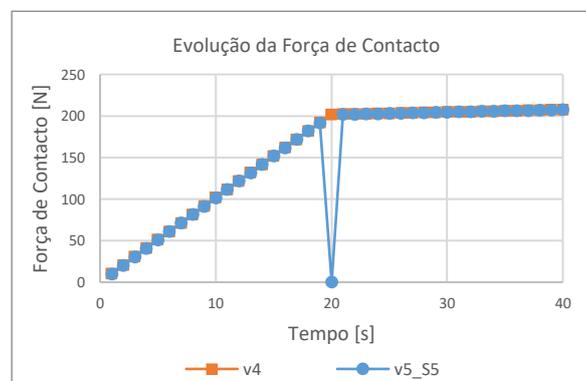


Figura 4.24. Evolução da força resultante ao longo do procedimento cirúrgico: Modelo 2017 v4 vs Modelo 2017 v5_S5.

4.3. Variação das condições de fronteira

As simulações apresentadas nesta secção pretenderam avaliar o efeito da alteração das condições de fronteira no movimento de rotação do modelo em relação à cabeça do fémur e, se possível, diminuir o esforço sentido ao longo do osso proveniente dessa rotação.

Assim sendo, comparativamente ao modelo v5_S5, foi necessário redefinir alguns parâmetros, de modo a conseguir obter alguns resultados conclusivos. Foi utilizado o carregamento 1 (Figura 3.6, pág. 37), com uma pequena alteração, que se traduziu no aumento do tempo de carregamento para o dobro, mantendo tudo o resto semelhante. O aumento do tempo de montagem visou proporcionar um carregamento mais suave na estrutura. Tal como o título deste subcapítulo indica, as condições de fronteira foram alteradas, passando a considerar as condições de fronteira *II* (Figura 3.4, pág. 34).

Nas condições de fronteira *II* é constrangida a translação segundo qualquer um dos eixos do sistema cartesiano, correspondendo assim, a que seja aplicado um apoio do tipo encastrado na união das duas hastes laterais do fixador.

Para facilidade de identificação, o modelo com as condições de fronteira *II* denomina-se de v6 e o modelo de comparação, é o v5_S5.1, que é igual ao modelo discutido no subcapítulo anterior (v5_S5), considerando o tempo de montagem perlongado para o dobro.

4.3.1. Análise dos deslocamentos

Começando por analisar os deslocamentos globais no fémur, representados na Figura 4.26, rapidamente se observa que os deslocamentos são muito inferiores para o modelo v6, sendo que o deslocamento mínimo não surge em nenhuma das extremidades do osso, mas sim, no terço mais proximal do osso. Estes resultados permitem concluir que o modelo v6 permite diminuir a rotação de todo o modelo. Contudo, neste caso, ainda existe alguma rotação do osso, embora muito ligeira, tendo como centro de rotação uma zona algures no terço proximal.

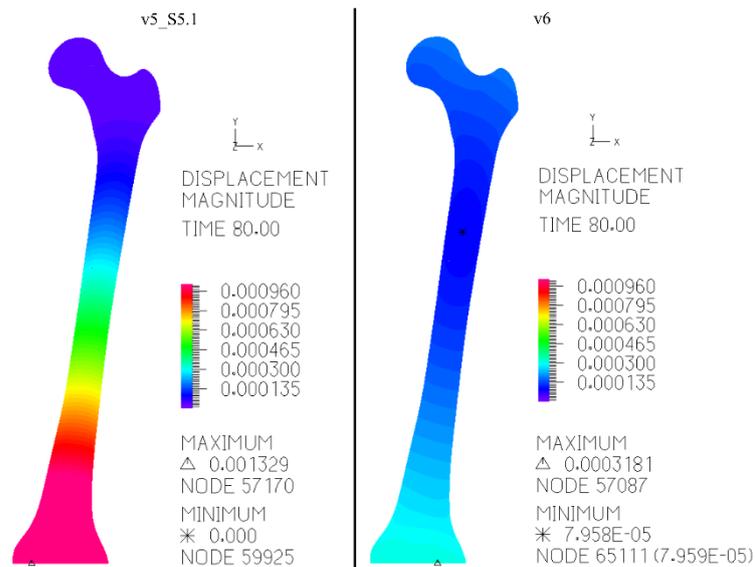


Figura 4.26. Deslocamentos globais no fêmur: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

Em relação aos deslocamentos da tíbia, o comportamento é idêntico ao que acontece no fêmur. De facto, os deslocamentos globais da tíbia para o modelo v6 são muito inferiores aos obtidos para o modelo v5_S5.1, tanto o valor mínimo como o valor máximo, são muito menores para o modelo v6.

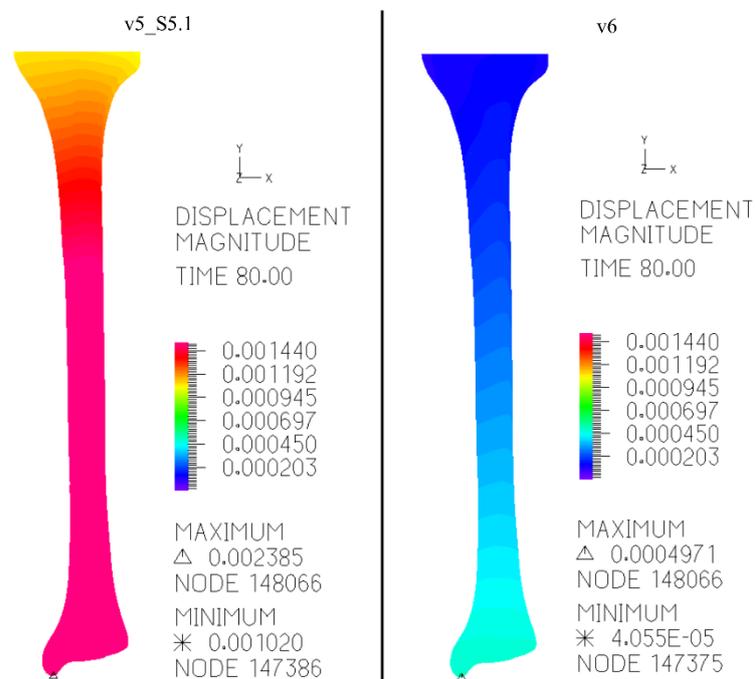


Figura 4.25. Deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

Segundo o raciocínio dos subcapítulos anteriores, e pelo já exposto, é fundamental que o deslocamento relativo entre as duas superfícies de fusão seja o menor

possível, de modo a manter o alinhamento com a correção ortostática até ao fim do procedimento cirúrgico. Portanto, na Figura 4.27 é representado o deslocamento relativo entre os dois modelos em estudo neste subcapítulo.

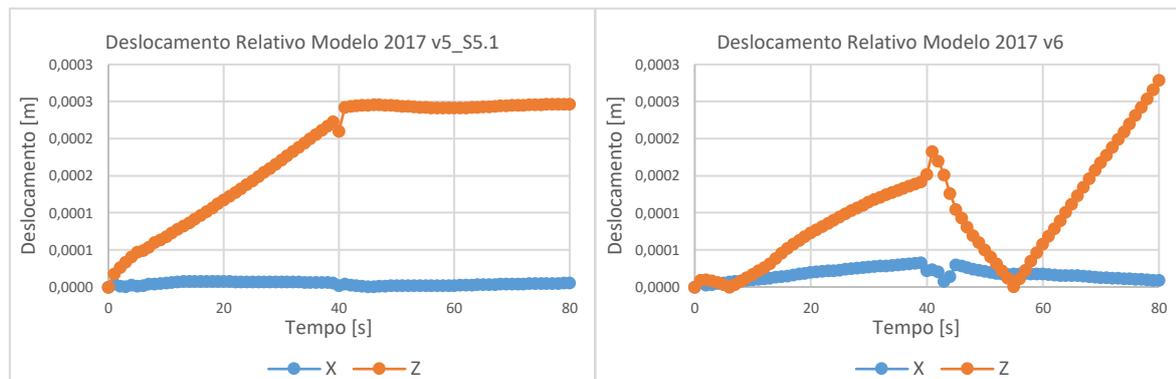


Figura 4.27. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

Para o modelo v6 compreende-se que o comportamento do deslocamento relativo segundo o eixo z é muito mais irregular do que para o modelo v5_S5.1. Além disso, ignorando o ponto representado relativo ao ponto correspondente ao *step* 40, que é quando se faz a mudança do modelo de contato fémur-tíbia, nota-se que, após esta mudança, o modelo v6 tem mais dificuldade em estabilizar. Em ambas as direções representadas, x e z, os valores de deslocamento relativo são superiores no modelo v6.

Na sua globalidade, o deslocamento segundo x é sempre superior para o modelo v6, o que não acontece para a direção z, que em toda a primeira fase do carregamento, no intervalo [0,40], a sua evolução, embora inicialmente mais irregular, é semelhante nos dois modelos, no entanto, os valores do modelo v6 são inferiores. Mais ainda, após o término da primeira fase de carregamento e o início da segunda, o deslocamento relativo começou como que a ser “auto-corrigido” pelo carregamento dos *clamps* do fémur até rondar valores próximos de zero, ou seja, os pontos regressaram à posição relativa inicial. Mas, o que parecia promissor até agora, rapidamente se desvaneceu, pois o deslocamento segundo a direção z aumentou de tal modo que só parou quando o carregamento máximo foi alcançado e finalizado o procedimento cirúrgico, acabando por atingir um valor máximo superior ao valor máximo alcançado pelo modelo v5_S5.1.

Na Figura 4.28 e na Figura 4.29 também se verifica que os deslocamentos são menores para o modelo v6. Mas existe uma questão que vale a pena salientar, que é a seguinte, o deslocamento global é calculado tendo em conta todos os deslocamentos em

todas as outras direções, e assim sendo, faz algum sentido que seja sempre a curva com valores mais elevados. Agora, no modelo v6, acontece algo diferente em comparação não só ao modelo v5_S5.1, mas a todos os outros já analisados anteriormente, o deslocamento maior surge segundo a direção y e a linha do deslocamento global, tanto para a tíbia como para o fémur, é coincidente com essa direção. De notar que a direção y é a direção perpendicular às superfícies de fusão, o que significa que existe muito maior deslocamento de uma superfície contra a outra.

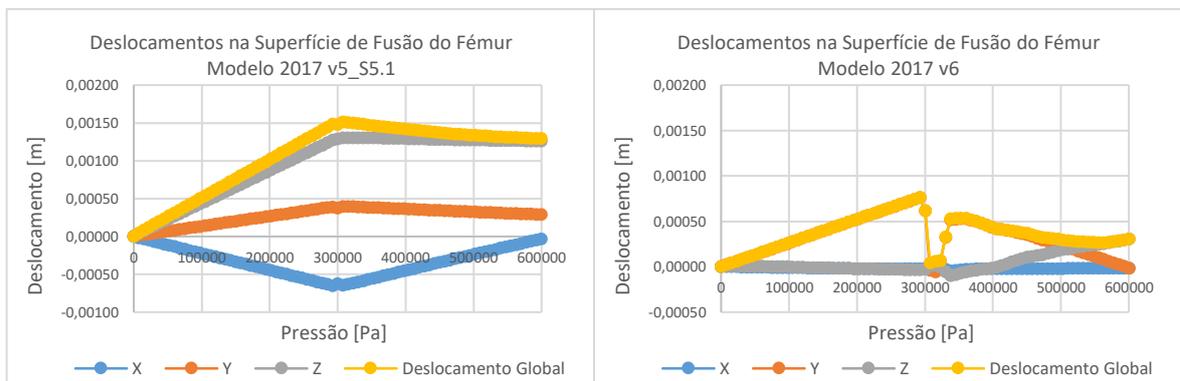


Figura 4.28. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

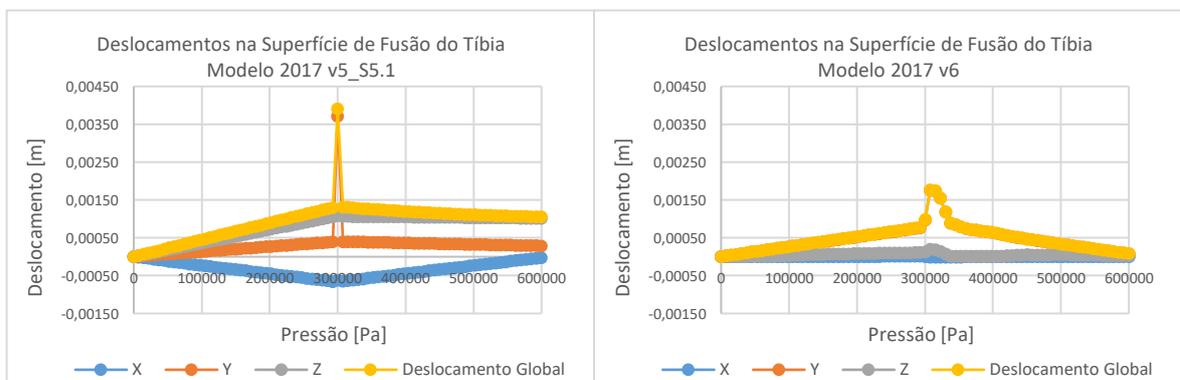


Figura 4.29. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

4.3.2. Análise das tensões

No que diz respeito à distribuição das tensões médias ao longo dos ossos, tanto no fémur como na tíbia, não se fez sentir nenhuma alteração relevante quanto aos valores máximos, pois nos dois modelos comparados neste capítulo, os valores são muito próximos. No entanto, como seria de esperar, com a alteração das condições de fronteira conseguiu-se

que as tensões se encontrassem apenas no terço distal do fémur e no terço proximal da tíbia. Como se pode verificar na Figura 4.30 as tensões que o fémur apresentava no modelo v5_S5.1 junto à cabeça do fémur, no modelo v6, simplesmente desapareceram, não se encontrando nenhuma tensão relevante nesta zona.

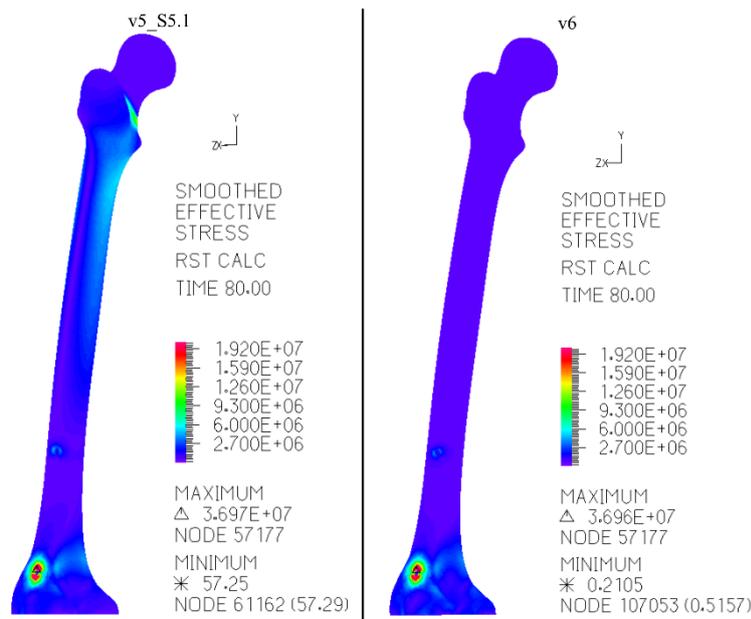


Figura 4.30. Distribuição de tensões médias ao longo do fémur (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).

Em relação às tensões apresentadas na tíbia, não é possível encontrar qualquer diferença pertinente. Este facto é justificado por, em ambos os modelos, a tíbia não ter qualquer restrição em termos de translações, podendo nos dois casos movimentar-se livremente consoante o esforço a que fica sujeita. Uma vez que, não há alteração na direção das forças a que a tíbia fica sujeita durante a sequência de carregamento, não deverá ocorrer nenhuma alteração em termos de tensões médias, como assim se verifica na Figura 4.31.

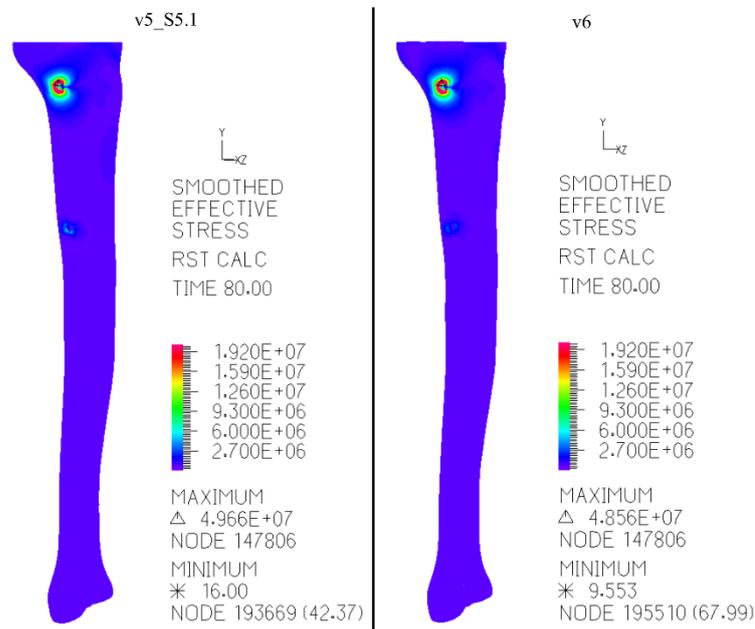


Figura 4.31. Distribuição de tensões médias ao longo da tíbia: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

Nas superfícies de fusão o comportamento ao longo da sequência de carregamento já não é bem linear para os dois modelos. Pela análise da Figura 4.32, observa-se que, até ao final da 1^a fase de carregamento as tensões mantêm a mesma evolução, apresentando, no momento imediatamente anterior à mudança do modelo de contacto entre os corpos fémur-tíbia, a mesma tensão máxima, cerca de 1,76 MPa. Após a variação do modelo de contacto, desta vez, ainda mais evidente, existe um erro, que não permite ao modelo apresentar valores credíveis de tensão média, principalmente no osso trabecular. Onde se observam pequenos focos de tensão junto à fronteira com o osso cortical.

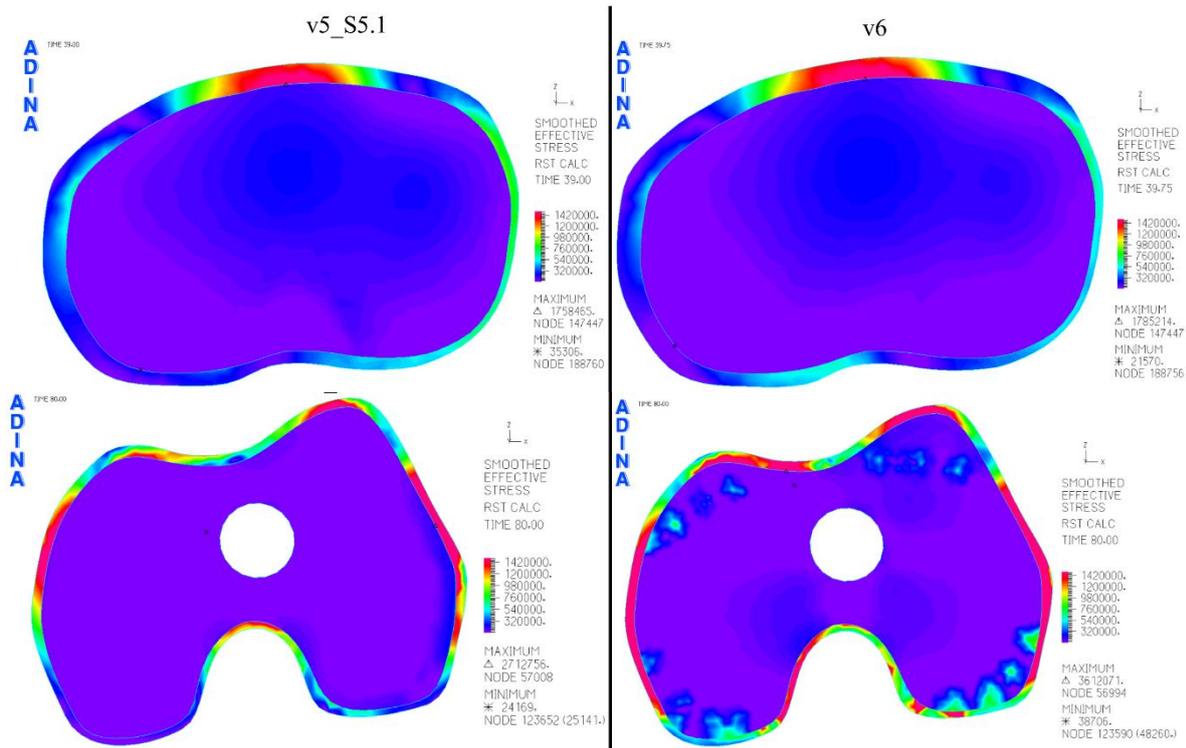


Figura 4.32. Distribuição das tensões médias na superfície de fusão. Acima: final da 1ª fase de carregamento. Abaixo: Final da 2ª fase de carregamento (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).

Também a tensão média nas superfícies de fusão é bastante irregular, apresentando instabilidade nos resultados, não só em torno do *step* de alteração do modelo de contacto fémur-tíbia, mas também após esta mudança. Este efeito não acontece no modelo v5_S5.1.

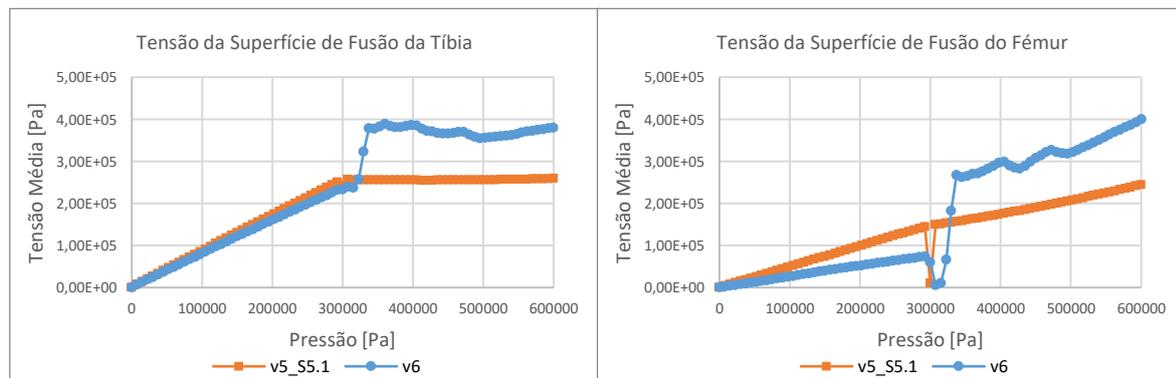


Figura 4.33. Tensão média na superfície de fusão. Esquerda: Tíbia. Direita: Fémur (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).

4.3.3. Análise da força resultante

Da análise da Figura 4.34 conclui-se que a qualidade do contacto, logo no final da primeira fase de carregamento decaiu bastante, no modelo v6, pois o contacto apenas é evidenciado na zona interna do membro (parte direita da superfície de fusão). Isto é justificado pela distância dos *clamps* ao foco da artrodese ser menor do lado interno, e, também, pelas condições de fronteira. De facto, agora as condições de fronteira são exclusivamente aplicadas no fixador, restringindo todas as possíveis translações das hastes e o fixador acaba por absorver alguns dos esforços que supostamente teriam de ser suportados pelos ossos, não permitindo assim a passagem total dos esforços para o foco da artrodese.

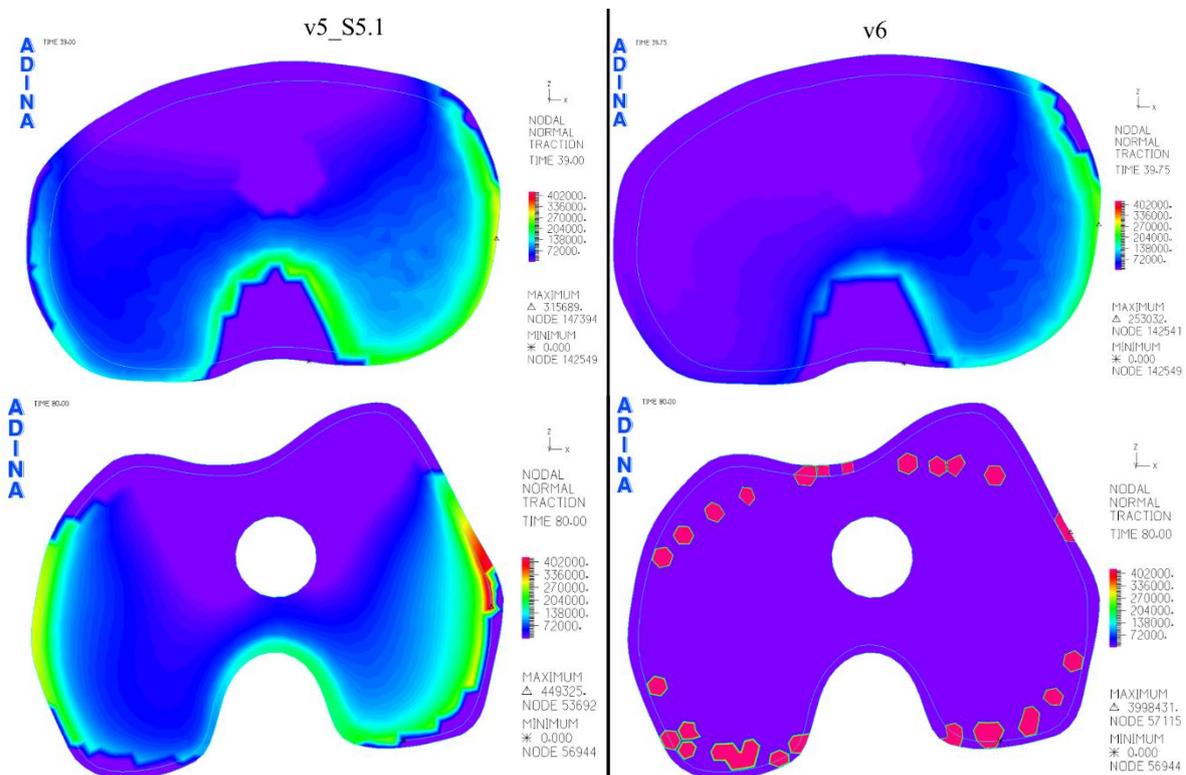


Figura 4.34. Distribuição das pressões de contacto na superfície de fusão. Acima: final da 1ª fase de carregamento. Abaixo: final da 2ª fase de carregamento (Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6).

No final da segunda fase do carregamento, pode-se ver pequenos focos de elevada penetração entre as superfícies de fusão, o que de todo, não pode ser possível na realidade.

O programa ADINA® para cada um dos nós da superfície de fusão calcula a direção da normal e, dependendo de qual dos corpos é o *target* ou o *contactor*, assume um

determinado sentido, com a alteração a meio da sequência de carregamento do modelo de contacto, ocorre a inversão do sentido destas normais. Portanto, como já acontecia nos modelos anteriores, o programa apresenta uma certa dificuldade em estabilizar novamente e, agora, uma vez que a complexidade do modelo é ainda maior, tem ainda mais dificuldade em estabilizar. Em algumas situações conseguiu-se que os resultados fossem apresentáveis e lógicos, neste caso, os resultados fornecidos pelo programa não são de todo credíveis. Pois, não é fisicamente possível, haver apenas contacto e com tão elevada intensidade nos focos representados na imagem do canto inferior direito da Figura 4.34.

Na Figura 4.35 é apresentada a evolução da força de contacto para os modelos em estudo. É possível confirmar que, para o modelo v6, alguns dos esforços que deveriam estar a ser suportados pela superfície de fusão por forma a perfazer os 200 N aconselhados passa a ser suportado pelo fixador. Isto é justificado imaginando apenas o primeiro carregamento numa viga bi-apoiada, em que a reação em cada apoio é de 100N, pelas leis de resistência de materiais (equilíbrio das forças segundo essa direção), a força resultante ao meio da viga será a soma algébrica das duas reações nos apoios, daí os 200 N verificados na fase final do primeiro carregamento no modelo v5_S5.1.

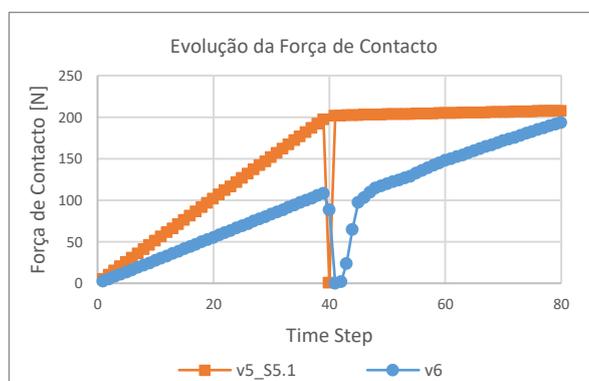


Figura 4.35. Força resultante na superfície de contacto: Modelo 2017 v5_S5.1 vs Modelo 2017 v6.

No modelo v6, o carregamento de 200 N nem sequer é alcançado na superfície de fusão, pois o máximo valor atingido é no último momento da sequência de carregamento e igual a 193,65 N.

4.4. Aperto de 4 *clamps*

Neste capítulo é estudada a influência do aperto e descarga dos *clamps* deslizantes que estão a ser carregados. O objetivo principal é o seguinte: realizar o carregamento dos *clamps* e, após chegar ao valor máximo estabelecido, realizar o aperto. Após ser feito o aperto, a carga que foi aplicada é retirada, prosseguindo para a fase seguinte de carregamento.

Numericamente, este aperto é realizado aplicando uma alteração do modelo de contacto entre os *clamps* e as hastes laterais. Após o aperto, o contacto *clamps*-hastes laterais passa a ser reconhecido como se de um corpo só se tratasse.

Em ambos os modelos comparados nesta secção é considerado o carregamento 3. Como se verifica na Figura 3.6 (pág. 37), este está estabelecido até ao *step* 85. Com o intuito de conseguir com que o modelo convergisse até este último *step* foram alteradas as condições de fronteira e o modelo de contacto entre os dois modelos aqui comparados nesta subsecção.

O modelo v8_S4, considera as condições de fronteira *III* e a variação do modelo de contacto no contacto fémur-tíbia. O modelo v9_S3 possui as condições de fronteira *IV* e não tem variação do modelo de contacto no contacto fémur-tíbia, isto é, neste contacto, não existe a troca entre *target* e *contactor*.

4.4.1. Análise dos deslocamentos

Dos deslocamentos obtidos para o fémur, apresentados Figura 4.36, consegue-se compreender que as alterações do modelo v9 conduziram a uma diminuição do deslocamento máximo em cerca de 0,13 mm e a uma alteração da sua distribuição ao longo do fémur. Como se observa na imagem do lado esquerdo da Figura 4.36, isto é no modelo v8_S4, existe uma variação muito pequena de deslocamentos ao longo do fémur, mantendo-se um deslocamento mais ou menos constante ao longo de todo o corpo. No modelo v9_S3, encontra-se uma variação um pouco maior, em que apenas no terço distal do fémur, a partir da zona do espigão A, se identifica uma alteração nos valores de deslocamento.

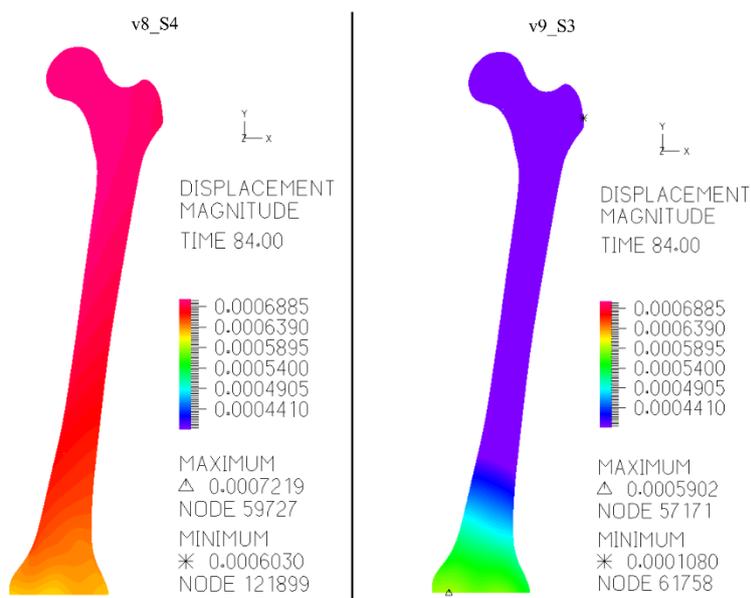


Figura 4.36. Distribuição dos deslocamentos globais no fémur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Na tíbia, apresentada na Figura 4.37, verifica-se o contrário do que se passa no fémur, isto é, é o modelo v9_S3 que apresenta menor variação de deslocamentos ao longo do osso. Neste osso, a diferença entre os valores máximos obtidos nos dois modelos também é mais evidente.

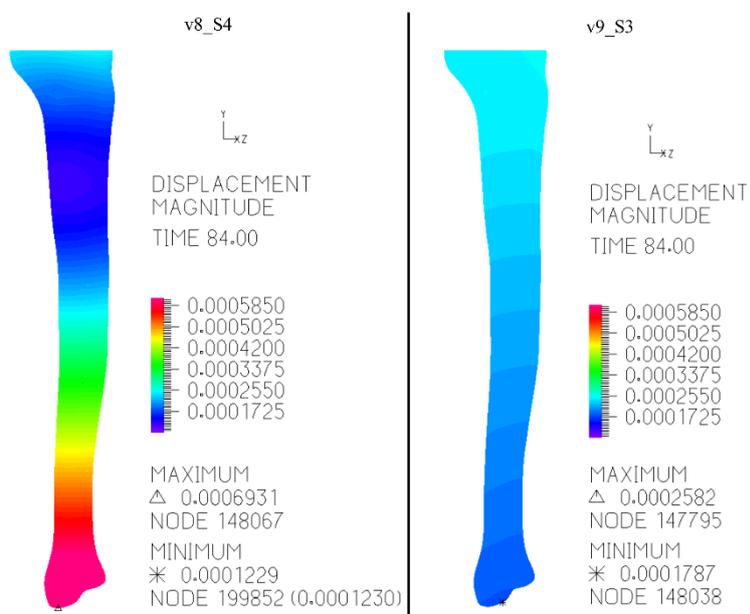


Figura 4.37. Distribuição dos deslocamentos globais na tíbia: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Relativamente ao deslocamento relativo entre as superfícies de contacto, apresentado na Figura 4.38, é possível identificar rapidamente qual dos modelos conduz a

menores valores: o modelo v9_S3. No entanto, apesar do deslocamento relativo ser muito diferente nos dois modelos verifica-se que após o término da primeira fase de carregamento e aperto dos *clamps* 5 e 6, o valor de deslocamento relativo decresce até um valor nulo para depois aumentar novamente até ao valor final, em ambos os modelos.

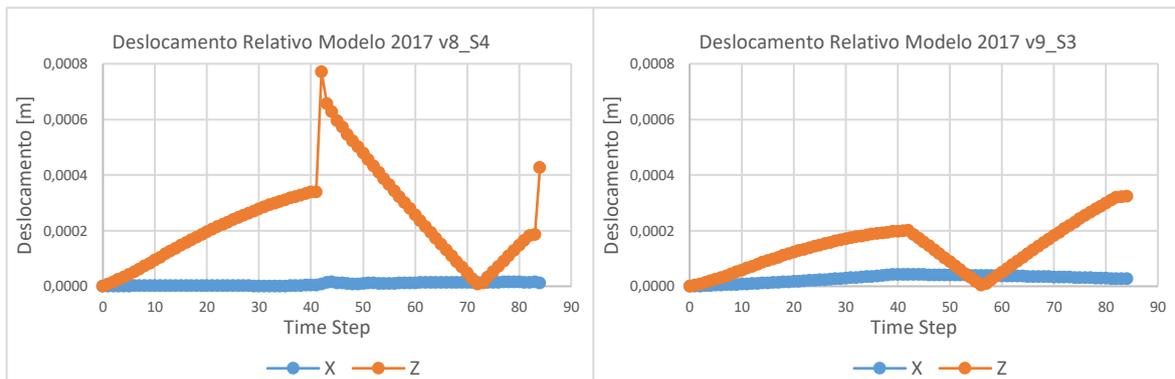


Figura 4.38. Deslocamento relativo entre as superfícies de fusão no foco da artrodese: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Assim, tal como aconteceu no deslocamento relativo, também os deslocamentos em cada uma das superfícies de corte, segundo cada uma das direções e o seu deslocamento global, foram menores no modelo v9_S3. A mudança para a premissa inicial em manter, sempre, a superfície de fusão da tíbia como *contactor* permitiu que os resultados se apresentassem de uma forma, significativamente, mais estável, sem variações bruscas. Ambos os pontos salientados neste parágrafo são verificados, tanto para o fémur (Figura 4.39) como para a tíbia (Figura 4.40).

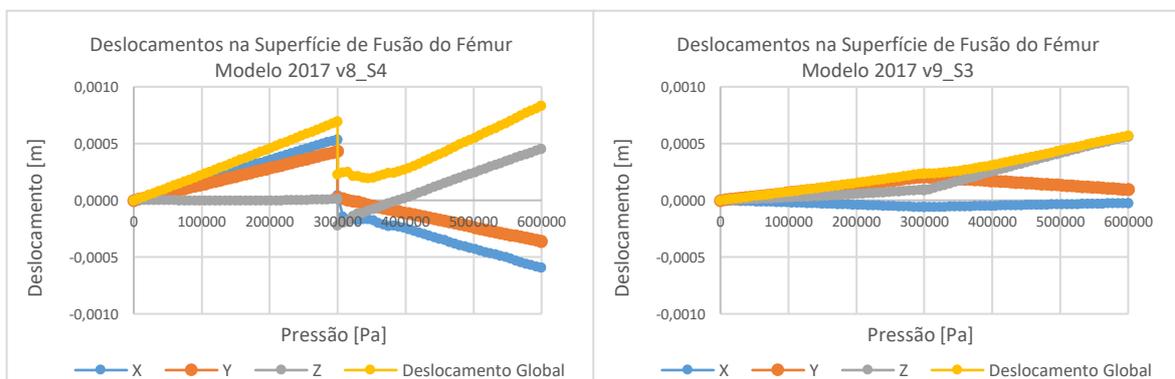


Figura 4.39. Deslocamentos na superfície de fusão do fémur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

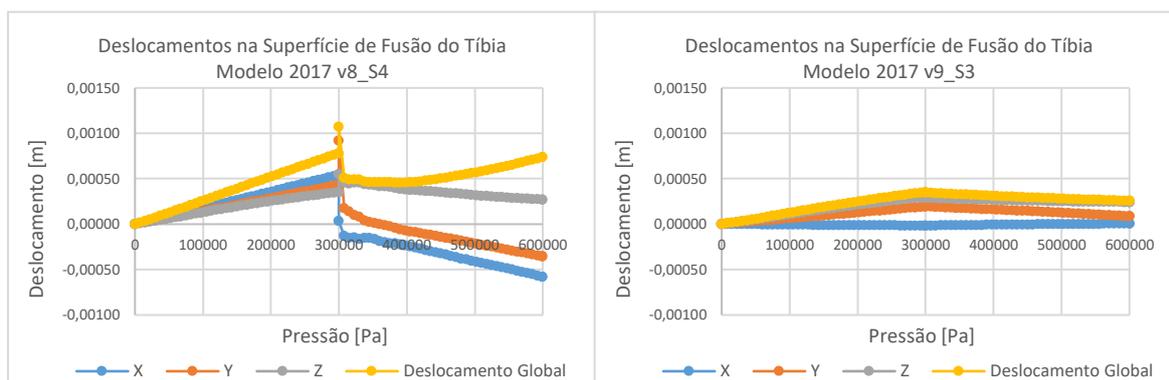


Figura 4.40. Deslocamentos na superfície de fusão da tíbia: Modelo 2017 s8_V4 vs Modelo 2017 v9_S3.

4.4.2. Análise das tensões

Com as alterações do modelo v9_S3, não só foram alcançados, de uma forma global, valores de deslocamentos mais favoráveis ao sucesso da artrodese, como também foram alcançados resultados promissores em relação às tensões que surgiram nos ossos.

Na Figura 4.41 verifica-se que em ambos os modelos foi possível obter uma distribuição uniforme de tensões, isto é, não existem muitas zonas com concentração de tensões. A tensão máxima sofreu alterações de magnitude, embora a zona crítica se mantenha a mesma.

Na tíbia (Figura 4.42), a distribuição de tensões é equivalente para os dois modelos e, tal como no fémur, verifica-se um aumento da tensão máxima no modelo v9_S3.

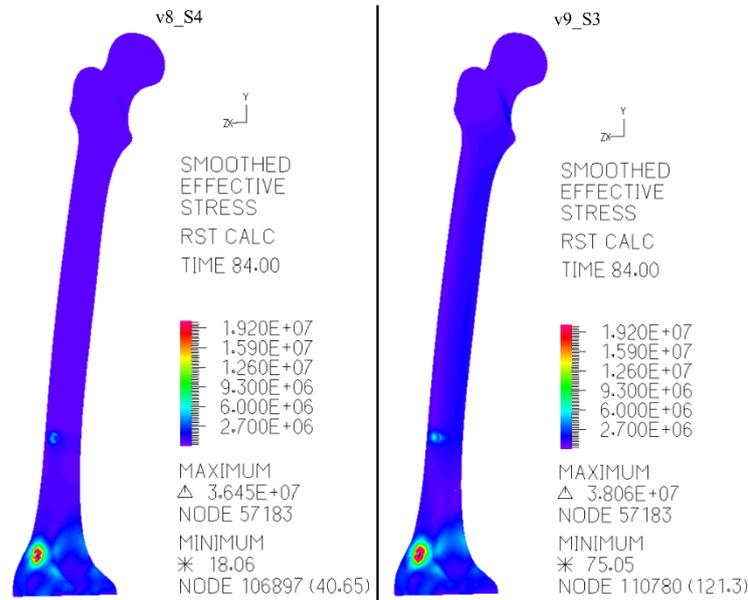


Figura 4.41. Distribuição das tensões médias ao longo do fémur: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo v9_S3.

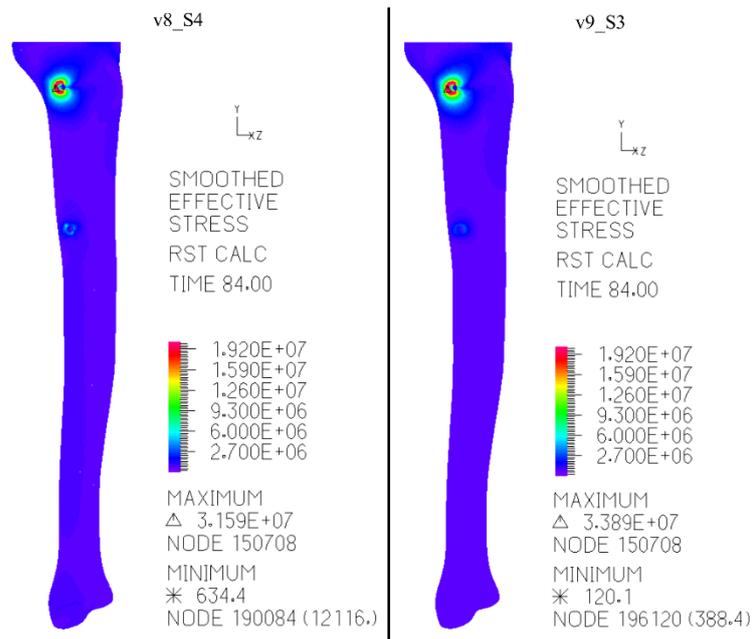


Figura 4.42. Distribuição das tensões médias ao longo da tíbia: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Nas superfícies de fusão do modelo v9_S3 obtém-se valores de tensão média mais elevados e unifomes, como é demonstrado na Figura 4.43. Contudo, para ambos os modelos, após o final da primeira fase de carregamento e do aperto dos *clamps* da tíbia, nota-se que há um ligeiro relaxamento de tensões. Este facto é devido à remoção da força externa

que carregava o espigão C impondo um determinado grau de deformação elástica e como, após o aperto dos *clamps*, a continuidade do carregamento só é assegurada pelo fixador externo e pelos espigões A e D, estes, não sendo rígidos, sofrem deformação e permitem que haja retorno elástico do espigão C. Esse retorno elástico conduz a uma diminuição da força de contacto, ver secção seguinte, e consequentemente um relaxamento de tensão.

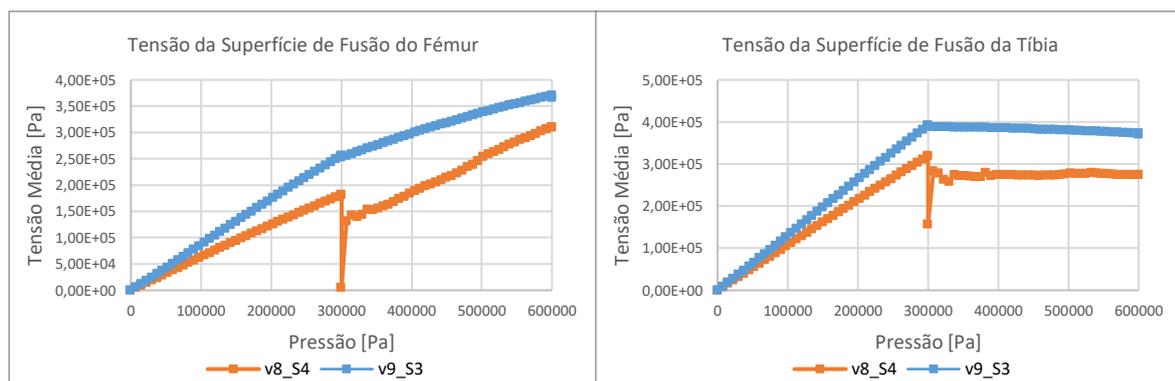


Figura 4.43. Variação da tensão ao longo do procedimento cirúrgico nas superfícies de fusão: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Atendendo ao que já acontece anteriormente nos modelos onde há variação do modelo de contacto entre o fémur e a tíbia, em que, os resultados após a troca vêm um pouco adulterados para a superfície de fusão do fémur, neste capítulo apenas se representa na Figura 4.44 a superfície de fusão no momento imediatamente anterior ao aperto e descarga da força de carregamento. Nesta figura, observa-se que existe, de facto, um aumento da tensão sentida no foco da artrodese para o modelo v9_S3, fazendo com que surjam maiores tensões numa área maior.

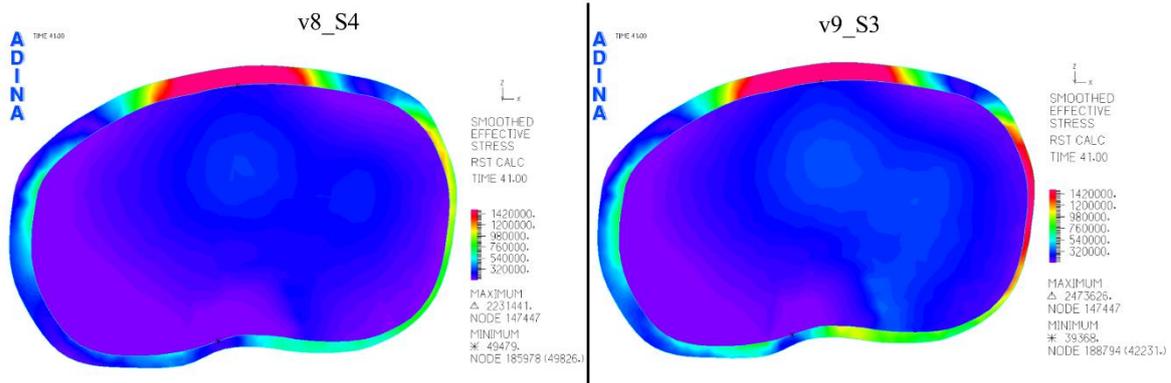


Figura 4.44. Distribuição de tensões no foco da artrose no final do primeiro carregamento antes do aperto: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

4.4.3. Análise da força resultante

Tal como já foi referido na subsecção anterior, para analisar a qualidade do contacto no foco da artrose, apenas se vai analisar no momento imediatamente anterior ao primeiro carregamento, uma vez que foi verificado que não há diferença significativa entre o contacto existente no final do primeiro carregamento e no final do segundo.

Assim sendo, na Figura 4.45, observa-se que a qualidade do contacto diminui do modelo v8_S4 para o modelo v9_S3, pois a homogeneidade em toda a superfície de fusão diminui no modelo v9_S3. No entanto, a intensidade máxima é maior para o modelo v9_S3. Isto acontece, porque o modelo v9_S3 perde rigidez, devido às alterações das condições de fronteira na zona do foco da artrose, permitindo assim um movimento mais livre nesta zona, incluindo alguma deformação nas hastes do fixador.

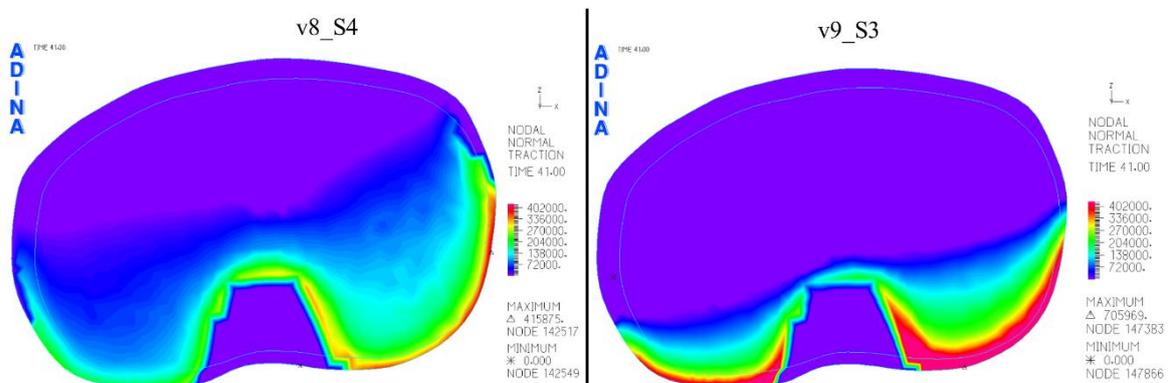


Figura 4.45. Distribuição das pressões de contacto no foco da artrose no final do primeiro carregamento: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Para que no foco da artrodese seja promovida a fusão óssea, no presente estudo, já foi referido que são necessários os 200 N. Assim sendo, Figura 4.46 verifica-se que esse objetivo apenas é conseguido para o modelo v9 em comparação com todos os modelos aqui estudados, é aquele que se considera mais realista, pois só no fim de toda a sequência de carregamento é que se chega aos 200 N de força resultante. Salienta-se que em todos os restantes modelos, a força pretendida já era alcançada após o primeiro carregamento e o carregamento dos *clamps* do fémur não faziam qualquer diferença no valor final.

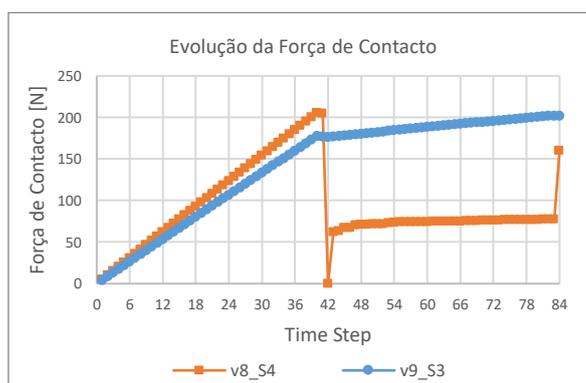


Figura 4.46. Variação da força resultante na superfície de fusão: Modelo 2017 v8_S4 vs Modelo 2017 v9_S3.

Na Figura 4.46 é possível verificar que o modelo v8 apresenta no fim da montagem uma subida brusca, que coincide com o aperto e descarga dos *clamps* do fémur. A par do comportamento da força resultante no modelo v9_S3, conclui-se que, apesar das condições de fronteira serem diferentes, após o aperto dos *clamps* há uma nova distribuição de tensões, em que os esforços passam a abranger todo o modelo e não apenas os espigões que são carregados. Isto é, a força resultante no foco da artrodese, passa a não ser função apenas da força de carregamento, mas sim de toda a estrutura do fixador, tendo em conta a deformação elástica proveniente do seu carregamento.

5. CONCLUSÕES

Na dissertação presente, o primeiro objetivo foi o de verificar que alterações se iriam verificar no final do processo cirúrgico com as mudanças inseridas no Modelo 2016. Dos resultados obtidos, conclui-se que o Modelo 2017 permite menores deslocamentos relativos entre as duas superfícies de fusão no foco da artrodese. As tensões de *von Mises* nos ossos são menores para o Modelo 2017, proporcionando assim, menores esforços ao longo dos mesmos. No entanto, no foco da artrodese, é no Modelo 2017 que se apresentam as tensões mais elevadas, proporcionando assim melhores índices para o sucesso da artrodese, como depois se confirma pela maior homogeneidade das pressões de contacto. Pelo exposto, conclui-se que o Modelo 2017 é o que proporcionará uma fusão óssea mais saudável.

Em seguida, numa tentativa de tornar o modelo numérico mais realista, foi introduzida uma variação do modelo de contacto, que levaria a haver troca entre *target* e *contactor* no contacto existente entre o fémur e a tibia nas superfícies de fusão. Esta variação acabou por introduzir instabilidade numérica, causando dificuldade na convergência da energia de deformação do modelo numérico, sendo difícil a obtenção de resultados credíveis e lógicos do início ao fim da simulação do procedimento cirúrgico. Esta variação do modelo de contacto, após várias tentativas, acabou por ter sido deixada de parte dada a dificuldade em obter os resultados.

O segundo objetivo acabou por ser alcançado, onde se conseguiu simular o aperto dos *clamps* 5 e 6 e, em seguida, os *clamps* 3 e 4. Conclui-se que, após o aperto e descarga, quando a força retoma o valor nulo, como não atua nenhuma força no fixador, todos os esforços provenientes do carregamento passaram a ser suportados por toda a estrutura do fixador externo. Surgindo assim, uma nova distribuição de tensões e um conjunto novo de esforços nos espigões, que anteriormente não tinha sido constatado. De facto, nos modelos anteriores, o esforço final do procedimento cirúrgico simulado estava unicamente a ser suportado pelos *clamps* que tinham sofrido o carregamento.

Para estudos futuros seria interessante realizar um estudo comparativo entre o Modelo 2017 e o Modelo v9_S3, seguindo a nomenclatura utilizada neste documento, de modo a tentar perceber mais pormenorizadamente qual a influência do aperto.

Uma vez que nos estudos aqui avaliados apenas se efetuou o aperto de 4 dos 8 *clamps* que constituem o fixador externo utilizado, o mesmo não acontece no procedimento cirúrgico. De modo a tornar os modelos mais realistas, tendo em conta que após a descarga surgem distribuições de tensões e deslocamentos diferentes, seria essencial conseguir simular o aperto e descarga de todos os *clamps*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adão, J.A.D.S., 2016. *Avaliação Numérica da Artrodese do Joelho utilizando um fixador externo*. Universidade de Coimbra. Available at: https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/37110/1/Tese_Mestrado_versãoCorrigida.pdf [Accessed June 26, 2017].
- Bargiotas, K. et al., 2006. Arthrodesis of the knee with a long intramedullary nail following the failure of a total knee arthroplasty as the result of infection. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 88(3), pp.553–558.
- Brites, M.L., 2006. *Manual de apoio ao Estudante Anatomia*, Ediciones Credimar, S.L.
- Camacho, A. et al., 2012. Artrodese do joelho: Revisão teórica e resultados retrospectivos de 22 casos consecutivos. , pp.325–334. Available at: http://repositorio.chlc.min-saude.pt/bitstream/10400.17/751/1/RPOT_2012_325.pdf [Accessed June 8, 2017].
- Charnley, J. & Baker, S.L., 1952. Compression arthrodesis of the knee; a clinical and histological study. *J Bone Joint Surg Br*, 34–B, pp.187–199. Available at: <http://www.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/34-B/2/187.full.pdf> [Accessed March 16, 2017].
- Completo, A. & Fonseca, F., 2011. *Fundamentos de Biomecânica Músculo, Esquelética e Ortopédica*, Publindústria.
- Junqueira, L.C. & Carneiro, J., 2011. *Histologia Básica* 11th ed., Guanabara Koogan.
- Kim, K., Snir, N. & Schwarzkopf, R., 2016. Modern Techniques in Knee Arthrodesis. *International Journal of Orthopaedics*, 3(1), pp.487–496. Available at: <http://www.ghrnet.org/index.php/ijo/article/view/1620/1847> [Accessed September 2, 2017].
- Moore, K.L. & Dalley, A.F., 2001. *Anatomia orientada para a clínica* 4th ed., Guanabara Koogan.
- Munzinger, U., Knessl, J. & Gschwend, N., 1987. Arthrodesis following knee arthroplasty. *Der Orthopade*, 16(4), pp.301–309.
- Netter, F.H., *Atlas de anatomía humana*, Available at: https://tienda.elsevier.es/atlas-de-anatomia-humana-studentconsult-9788445826072.html?gclid=EAIaIQobChMI9qf5wp6F1gIVCLvtCh14YQAOoEAAYASAAEgJ-v_D_BwE [Accessed September 2, 2017].
- Putz, R. & Pabst, R., 2000. *Sobotta Atlas de Anatomia Humana Volume 2 Tronco, Vísceras e Extremidade Inferior* 21st ed., Guanabara Koogan.
- Ramazzini-Castro, R. & Pons-Cabrafiga, M., 2013. Knee arthrodesis in rescue surgery: A study of 18 cases. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, 57(1), pp.45–52. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1988885613000059> [Accessed September 1, 2017].

- Van Rensch, P.J.H. et al., 2014. Arthrodesis of the knee following failed arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(8), pp.1940–1948. Available at: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-013-2539-3> [Accessed September 8, 2017].
- Saavedra, C. & Espregueira-Mendes, J., 2014. Alinhamento dos membros inferiores. *Medicina Desportiva informa*, 5(4), pp.30–31. Available at: http://www.revdesportiva.pt/files/PDFs_site_2014/4_Julh/Rev_28_P30_31_Olhar_e_ver_alinhamento_locked.pdf [Accessed June 26, 2017].
- Schwarzkopf, R. et al., 2014. Success of Different Knee Arthrodesis Techniques After Failed Total Knee Arthroplasty: Is There a Preferred Technique? *The Journal of Arthroplasty*, 29(5), pp.982–988. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540313007742> [Accessed September 8, 2017].
- Silva, J.M.C., 2015. *Modelo biomecânico do joelho humano*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Available at: https://sigarra.up.pt/flup/pt/pub_geral.show_file?pi_gdoc_id=429316.
- Somayaji, H.S. et al., 2008. Knee arthrodesis—A review. *The Knee*, 15(4), pp.247–254. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016008000483> [Accessed August 30, 2017].
- White, S.P. et al., 2003. Arthrodesis of the knee using a custom-made intramedullary coupled device. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85(1), pp.57–61. Available at: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/cgi/doi/10.1302/0301-620X.85B1.13239> [Accessed September 8, 2017].
- Wood, J.H. & Conway, J.D., 2015. Advanced concepts in knee arthrodesis. *World journal of orthopedics*, 6(2), pp.202–10. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25793160> [Accessed April 28, 2017].