



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação Numérica da Artrodese do Joelho utilizando um fixador externo

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

Numeric evaluation of the knee arthrodesis using an external fixator

Autor

João António Da Silva Adão

Orientadores

Maria Augusta Neto

Luis Manuel Ferreira Roseiro

Júri

Presidente	Professor Doutor Ana Paula Bettencourt Martins Amaro Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
Vogais	Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino Assistente Coordenadora da Universidade de Coimbra
Orientador	Professor Doutor Maria Augusta Neto Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra

Coimbra, Julho, 2016

“Deixem que o futuro diga a verdade e avalie cada um de acordo com o seu trabalho e realizações. O presente pertence a eles, mas o futuro pelo qual eu sempre trabalhei pertence a mim.”

Nikola Tesla

Aos meus pais, família e amigos

Agradecimentos

Começo por agradecer a minha família, pelo esforço, apoio e confiança ao longo dos anos que permitiu concluir mais uma etapa da minha vida.

Agradeço ao meu padrasto Rui, pela educação e ensinamento ao longo do meu percurso que me ajudou a crescer como pessoa.

À minha mãe Salma, por tudo que fez por mim pois todas as minhas conquistas são devido a ela.

À Márcia, pelo apoio incondicional e por acreditar em mim.

Ao meu amigo Pedro, do qual nunca me esquecerei.

Agradeço aos meus orientadores por toda ajuda ao longo deste trabalho, pelos ensinamentos que me foram transmitidos.

À Professora Maria Augusta Neto, por aceitar este desafio de trabalhar em conjunto neste trabalho, incluindo os conhecimentos transmitidos durante o meu percurso académico. Agradeço também a sua total disponibilidade, motivação e boa disposição ao longo de semestre que me permitiu concluir este trabalho.

Ao Professor Luis Manuel Ferreira Roseiro, pelos conhecimentos transmitidos de biomecânica e CAD que permitiu a realização deste trabalho.

À Professora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro, agradeço a motivação, boa disposição e total disponibilidade ao longo deste trabalho.

À Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino, pelos conhecimentos transmitidos ao nível de biomecânica. Agradeço a boa disposição transmitida ao longo do trabalho.

Um agradecimento também aos meus amigos de trabalho do laboratório mecânica estrutural, pela entajuda e companheirismo ao longo deste semestre.

Aos meus amigos de faculdade que me acompanharam ao longo deste percurso, pela amizade e momentos que levo daqui para fora.

Por fim, um agradecimento ao Departamento de Engenharia Mecânica pelo conhecimento transmitido que serão extremamente úteis na minha próxima etapa.

Resumo

O objetivo deste trabalho consistiu na análise numérica do procedimento clínico utilizado na artrodese do joelho. Neste estudo, foi avaliada a influência dos parâmetros que condicionam o processo de compressão das superfícies de corte nos ossos do fémur e da tibia, tais como, o tipo de apoio, a sequência de montagem, a intensidade de carga, o posicionamento do fixador e o posicionamento ortostático.

A análise dos parâmetros passou pelo desenvolvimento de modelos em CAD, utilizando o *Solidworks*®, e pela simulação numérica dos respetivos modelos, recorrendo ao programa *ADINA*®. Esta metodologia permitiu recriar o procedimento efetuado para a artrodese do joelho. A comparação dos resultados permitiu avaliar as condições que favorecem o sucesso da cirurgia, tais como, a fixação nas superfícies de corte, a distribuição das tensões de *von Mises* nos ossos do fémur e da tibia, a homogeneidade das tensões na superfície de contacto e a força resultante no foco da compressão.

Os resultados apresentados indicam que, para obter uma melhor homogeneidade na zona de corte e menor escorregamento entre os membros, a metodologia a adotar passa pela realização do aperto simultâneo dos *clamps*, pelo correto posicionamento do fixador e a cuidada atenção ao ângulo de valgos para o posicionamento dos membros.

Palavras-chave: Artrodese, Compressão, Cortical, Configuração da estrutura, Momentos, Superfície de Corte, Trabecular

Abstract

The aim of this work consists on the numerical analysis of the clinical procedure that is used in the knee arthrodesis. This work studies the influence of the parameters that condition the process of compression of the shear surfaces in the femur and tibia bones, namely the type of support, assembly sequence, load intensity, positioning of the fixator and orthostatic positioning.

The analysis of these parameters went through the development of CAD models in *Solidworks*® and numerical simulation of the respective models, using the software ADINA®. This methodology allowed the recreation of the procedure performed for the knee arthrodesis. The comparison of the results allowed the evaluation of the conditions that enable the success of the surgery, namely the fixation of the shear surfaces, the distribution of the Von Mises stresses in the femur and tibia bones, the homogeneity of the stresses of the contact surfaces and the resultant load on the compression focus.

The results presented in this work indicate that, to obtain a better homogeneity in the shear area and lower slip between the limbs, the methodology that should be adopted involves the simultaneous grip of the clamps, the correct positioning of the fixator and a careful attention of the valgus angle for the positioning of the limbs.

Keywords Arthrodesis, Compression, Shear Surface, Moment, Structure configuration, Cortical, Trabecular.

Índice

Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xiii
Simbologia e Siglas	xv
Simbologia.....	xv
Siglas	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Enquadramento e Objetivos.....	1
1.2. Estrutura da Dissertação	2
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Anatomia, Arquitetura e Biomecânica do Joelho	5
2.2. Técnicas para Artrodese.....	9
2.2.1. Artrodese por Placas	10
2.2.2. Artrodese por Haste Intramedular	10
2.2.3. Fixador Externo	11
2.3. Estado da Arte.....	13
3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....	15
3.1. Modelo Geométrico	15
3.1.1. Modelo geométrico do fémur	15
3.1.2. Modelo geométrico da tíbia.....	16
3.1.3. Modelo geométrico do fixador AO	17
3.2. Modelo Numérico	18
3.3. Modelação dos Parâmetros	20
3.3.1. Condições de apoio.....	20
3.3.2. Sequência de aperto	21
3.3.3. Intensidade de carga	22
3.3.4. Posicionamento do fixador	24
3.3.5. Posicionamento ortostático.....	25
3.4. Modelação da Técnica Cirúrgica	25
3.4.1. Apoio tipo I e sequência 1 (AI-S1).....	26
3.4.2. Apoio tipo I e sequência 2 (AI-S2).....	26
3.4.3. Apoio tipo I e sequência 3 (AI-S3).....	26
3.4.4. Apoio tipo I e sequência 4 (AI-S4).....	27
3.4.5. Apoio tipo II e sequência 1 (AII-S1).....	27
3.4.6. Apoio tipo III e sequência 1 (AIII-S1)	27
4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS	29
4.1. Influência do Tipo de Apoio	29
4.1.1. Análise de deslocamentos.....	29
4.1.2. Análise de tensões	32
4.1.3. Análise da força resultante	36

4.1.4. Discussão.....	37
4.2. Influência da Sequência de Montagem.....	38
4.2.1. Análise de deslocamentos	39
4.2.2. Análise de tensões	41
4.2.3. Análise da força resultante	45
4.2.4. Discussão.....	46
4.3. Influência da Intensidade de Carga	47
4.3.1. Análise de deslocamentos	47
4.3.2. Análise de tensões	49
4.3.3. Análise da força resultante	51
4.3.4. Discussão.....	52
4.4. Influência da posição do fixador	52
4.4.1. Análise de deslocamentos	52
4.4.2. Análise de tensões	54
4.4.3. Análise da força resultante	57
4.4.4. Discussão.....	58
4.5. Influência da Posição Ortostática	58
4.5.1. Análise de deslocamentos	59
4.5.2. Análise de tensões	60
4.5.3. Análise da força resultante	63
4.5.4. Discussão.....	64
5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
APÊNDICE A – POSICIONAMENTO DO FIXADOR	69
APÊNDICE B – MODELOS PARA ARTRODESE.....	71
APÊNDICE C – PARÂMETROS IDEAIS	75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Planos anatômicos de referência (Http://www.ebah.com.br/).	5
Figura 2.2. Constituição do joelho (http://orthoinfo.aaos.org/main.cfm).....	6
Figura 2.3. Classificação da área do osso, adaptado (Moore <i>et al.</i> 2014).	6
Figura 2.4. Estrutura óssea da articulação do quadril (http://www.mdsaude.com).....	7
Figura 2.5. Variação do ângulo de inclinação (http://www.docteurblaisemichel.com).	8
Figura 2.6. Graus de liberdade do joelho (Silva 2015).....	8
Figura 2.7. Alinhamento do joelho em varo, neutro e valgo adaptado (Bahute <i>et al.</i> 2013).	9
Figura 2.8. Artrodese com duas placas (Camacho <i>et al.</i> 2012).	10
Figura 2.9. Artrodese Intramedular (Somayaji <i>et al.</i> 2008).	11
Figura 2.10. Exemplos de sistemas fixação externa (Samarra 2014).	12
Figura 2.11. Sistema fixador externo (Charnley 1948).	13
Figura 3.1. Modelo CAD do fêmur e sua componente cortical e trabecular.	16
Figura 3.2. Eixos anatômico e mecânico do fêmur.	16
Figura 3.3. Modelo CAD da tíbia e sua componente cortical e trabecular.....	16
Figura 3.4. Eixo anatômico da tíbia.....	17
Figura 3.5. Modelo CAD do fixador externo.	17
Figura 3.6. Malha do conjunto.	19
Figura 3.7. Exemplificação do carregamento dos clamps.	19
Figura 3.8. Condições de fronteira a) Apoio Tipo I b) Apoio Tipo II c) Apoio Tipo III. ...	21
Figura 3.9. Sequências de carregamento	22
Figura 3.10. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 1.	23
Figura 3.11. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 2.	23
Figura 3.12. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 3.	24
Figura 3.13. Variação da posição ortostática. a) Sem correção b) Com correção.....	25
Figura 4.1. Distribuição do deslocamento global do fêmur.	30
Figura 4.2. Distribuição do deslocamento global da tíbia.	30
Figura 4.3. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fêmur; b) tíbia.	31
Figura 4.4. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.....	32

Figura 4.5. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes tipos de apoios.	32
Figura 4.6. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes tipos de apoios.	33
Figura 4.7. Tensão média na superfície de corte do fêmur.	34
Figura 4.8. Distribuição de tensões na superfície de corte da tíbia.	35
Figura 4.9. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.	35
Figura 4.10. Distribuição da pressão média na superfície de corte da tíbia.	36
Figura 4.11. Força resultante na face da tíbia.	37
Figura 4.12. Distribuição do deslocamento global do fêmur.	39
Figura 4.13. Distribuição do deslocamento global da tíbia.	40
Figura 4.14. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fêmur; b) tíbia.	40
Figura 4.15. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.	41
Figura 4.16. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes sequências.	42
Figura 4.17. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes sequências.	42
Figura 4.18. Tensão média na superfície de corte do fêmur.	43
Figura 4.19. Distribuição de tensões na superfície da tíbia.	44
Figura 4.20. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.	45
Figura 4.21. Pressão média na superfície de corte da tíbia para as várias sequências de montagem.	45
Figura 4.22. Força resultante na face da tíbia.	46
Figura 4.23. Distribuição do deslocamento global do fêmur.	48
Figura 4.24. Distribuição do deslocamento global da tíbia.	48
Figura 4.25. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fêmur; b) tíbia.	48
Figura 4.26. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.	49
Figura 4.27. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes carregamentos.	49
Figura 4.28. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes carregamentos.	50
Figura 4.29. Tensão média na superfície de corte do fêmur.	50
Figura 4.30. Distribuição das tensões na superfície de corte da tíbia.	50
Figura 4.31. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.	51
Figura 4.32. Pressão média na superfície de corte da tíbia para os dois carregamentos.	51
Figura 4.33. Força resultante na face da tíbia.	52
Figura 4.34. Distribuição do deslocamento global do fêmur. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2	53
Figura 4.35. Distribuição do deslocamento global da tíbia.	53

Figura 4.36. Variação do deslocamento médio segundo z, com o tempo de montagem, nas superfícies de corte: a) fémur; b) tibia.....	54
Figura 4.37. Deslocamento relativo das faces do fémur e tibia segundo o eixo z.....	54
Figura 4.38. Distribuição das tensões no fémur para diferentes tipos de posições: a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2	55
Figura 4.39. Distribuição das tensões na tibia para diferentes tipos de posicionamentos...	55
Figura 4.40. Tensão média na superfície de corte do fémur.....	56
Figura 4.41. Distribuição de tensão na superfície da tibia.....	56
Figura 4.42. Tensão média na superfície de corte da tibia a) cortical b) trabecular.....	57
Figura 4.43. Pressão média na superfície de corte da tibia para os dois posicionamentos..	57
Figura 4.44. Força resultante na face da tibia.....	58
Figura 4.45. Distribuição do deslocamento global do fémur: a) Sem Correção 1 b) Com Correção.	59
Figura 4.46. Distribuição do deslocamento global da tibia.	59
Figura 4.47. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fémur; b) tibia.	60
Figura 4.48. Deslocamento relativo das faces do fémur e tibia segundo o eixo z.....	60
Figura 4.49. Distribuição das tensões no fémur para diferentes tipos de posição ortostática. a) Sem correção b) Com correção.	61
Figura 4.50. Distribuição das tensões na tibia para diferentes tipos de posicionamentos...	61
Figura 4.51. Tensão média na superfície de corte do fémur.....	62
Figura 4.52. Distribuição de tensão na superfície de corte da tibia.....	62
Figura 4.53. Tensão média na superfície de corte da tibia: a) cortical b) trabecular.....	63
Figura 4.54. Pressão média na superfície de corte da tibia para o modelo com/sem correção.	63
Figura 4.55. Força resultante na face da tibia.....	64
Figura A.1. Posicionamento ortostático em valgos (esquerda) e flexão (direita).....	69
Figura A.2. Posicionamento dos furos. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2.....	69
Figura A.3. Posicionamento dos espigões face ao osso. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2.	70
Figura B.1. Modelo AI-S1.....	71
Figura B.2. Modelo AI-S2.....	71
Figura B.3. Modelo AII-S1.	72
Figura B.4. Modelo AIII-S1.	72
Figura B.5. Modelo AI-S3.....	73
Figura B.6. Modelo AI-S4.....	73

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas do material do fêmur.	18
Tabela 3.2. Propriedades mecânicas do material da tíbia (Lowet <i>et al.</i> 1995).	18
Tabela 3.3. Propriedades mecânicas material do fixador retirado do inventário de materiais do <i>SolidWorks</i>	18
Tabela C.1. Resumo dos parâmetros ideiais.	75

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

$A_{\acute{u}til}$ – Área da superfície de corte do osso cortical e trabecular da tíbia

kg – Quilograma

s – Segundos

α – Ângulo de valgos

β – Ângulo de flexão

ν – Coeficiente de Poisson

Siglas

AISI – American Iron and Steel Institute

A[i] – Apoio Tipo i (i = I, II, III)

C[i] – Carregamento i (i = 1, 2, 3)

CAD – Computer Aided Design

CAE – Computer Aided Engineering

CHUC – Centro Hospitalar da Universidade de Coimbra

S[i] – Sequência i (i = 1, 2, 3, 4)

3D – Três dimensões

1. INTRODUÇÃO

No presente capítulo será feito o enquadramento do tema, seguido da descrição dos objetivos e metodologia e, por último, será apresentada a estrutura da dissertação.

1.1. Enquadramento e Objetivos

Com o aumento da esperança média de vida e a evolução da tecnologia nos países desenvolvidos tem-se observado um aumento de doenças ortopédicas, estando estas não só associadas a idades avançadas, mas também ao estilo de vida mais sedentário que tem predominado na sociedade atual. Neste contexto, surgem doenças associadas ao esqueleto humano, em particular ao nível dos membros inferiores, onde se podem destacar as osteoartroses, artropatias, artrites infecciosas e tuberculose, que prejudicam gravemente a qualidade de vida dos afetados. No caso específico do joelho, dado tratar-se de uma articulação complexa e submetida a cargas elevadas, tem associadas diversas patologias que podem implicar o fim da sua função anatómica. Assim, a prótese total do joelho é a solução indicada para o seu tratamento, ou seja, a substituição da articulação por uma artificial com características mecânicas. Contudo, nem sempre é possível aplicar este tipo de solução e em muitos outros casos, por razões da rejeição do organismo à prótese, esta entra em colapso, sendo necessário proceder à sua revisão, que tendo em conta o tipo de articulação, nem sempre é possível. É com este enquadramento que surge a artrodese associada ao tratamento de algumas patologias do joelho.

A artrodese do joelho é um procedimento cirúrgico no qual ocorre a eliminação total da articulação do joelho, procedendo a um processo de corte das zonas condilares da superfície do fémur e da tibia e, posteriormente, a um processo de ligação biológica entre os dois ossos, promovidos pela compressão entre as suas faces ósseas. Existem atualmente diversos procedimentos clínicos para promover o processo de artrodese do joelho. Contudo, do ponto de vista biomecânico, as várias soluções não se encontram justificadas, não sendo possível indicar qual a solução mais eficaz.

Um dos métodos para proceder à artrodese do joelho recorre a um sistema de fixação externa, que é ancorado aos ossos através de pinos. O sistema de fixação, composto

por duas barras laterais, permitem a ligação dos pinos através de *clamps* de aperto deslizantes, efetuando a compressão entre os dois ossos.

A descrição desta metodologia, apesar dos diversos ensaios clínicos com sucesso e das diversas publicações na área da medicina, não dispõe de informação suficiente sobre quais os parâmetros adequados para a sua implementação, nomeadamente quanto às distâncias indicadas para a fixação dos pinos, forças de compressão a utilizar e ordem de aplicação do processo de compressão através dos *clamps* deslizantes.

Tendo em vista a contribuição para o melhor conhecimento desta metodologia, onde se identificam estas lacunas, foram desenvolvidos alguns trabalhos de simulação numérica que se descrevem nesta dissertação. O tema engloba a área da biomecânica e tem como principal objetivo a avaliação numérica de um sistema de fixação externa de modo a melhor compreender os parâmetros que podem influenciar o processo de artrodese do joelho.

Neste contexto, o projeto desta dissertação envolve em primeiro lugar a modelação 3D de um conjunto que integra um fémur, uma tíbia e um sistema de fixação externa, com a execução dos cortes nas extremidades, assim como furação para incorporação dos pinos (componente CAD - *Computer Aided Design*). A implementação deste processo recorre ao *Solidworks*®, *software* de modelação 3D, com implementação de uma metodologia de parametrização para o adequado posicionamento dos diversos elementos estruturais de acordo com os objetivos definidos. A modelação recorre a modelos geométricos do fémur e da tíbia da marca *Sawbones*®, referenciados pela comunidade científica em diversos estudos biomecânicos. Como sistema de fixação externa recorreu-se a um fixador do tipo AO, habitualmente utilizado no CHUC em procedimentos clínicos de artrodese do joelho. Posteriormente, e com base na modelação geométrica, foi desenvolvido um modelo numérico de elementos finitos (componente CAE - *Computer Aided Enginnering*), que permite simular o comportamento estrutural do modelo e estudar comparativamente o impacto da alteração de diversos parâmetros associados aos procedimentos de implementação da artrodese do joelho. A implementação do modelo numérico de elementos finitos foi efetuada com recurso ao *software ADINA*®.

1.2. Estrutura da Dissertação

A dissertação será dividida em cinco capítulos. O presente capítulo de natureza introdutória, apresenta um enquadramento no tema sobre o qual se desenvolveu este

trabalho. No capítulo 2, que consiste no estado da arte, é apresentada uma revisão bibliográfica de forma a clarificar o tema da artrodese do joelho, tendo como foco a anatomia dos membros que constituem o joelho e as técnicas para a artrodese. Ao longo do capítulo 3 é descrita a criação, a modelação e o estudo numérico do fixador externo para a artrodese no joelho. No capítulo 4 são apresentados e analisados os resultados das simulações efetuadas. O capítulo 5 contém as principais conclusões do trabalho desenvolvido e apresenta algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta a revisão bibliográfica realizada, tornando-se essencial para o presente trabalho. Inicialmente, para efeito de introdução será dedicado um subcapítulo para descrever a constituição dos membros que compõem o joelho. De seguida, serão abordados os métodos existentes de fixação para a artrodese a partir dos quais se opta pelo método de fixação externa utilizado nesta dissertação.

2.1. Anatomia, Arquitetura e Biomecânica do Joelho

De forma a estudar a articulação do joelho é necessário ter noção da estrutura anatómica do corpo humano. A descrição anatómica do corpo humano, ilustrada na Figura 2.1, baseia-se em três planos de referência: plano sagital, que divide o corpo ou órgãos nas partes direita e esquerda; plano transversal ou horizontal, que divide o corpo nas partes superior e inferior e plano coronal ou frontal, que divide o corpo nas partes anterior e posterior.

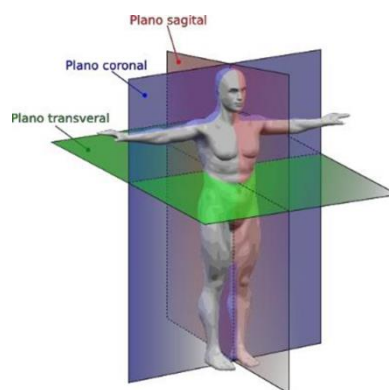


Figura 2.1. Planos anatómicos de referência ([Http://www.ebah.com.br/](http://www.ebah.com.br/)).

O joelho constitui a articulação de maior dimensão e a mais solicitada de todo o corpo, e tem como função a transmissão de carga nos membros inferiores permitindo o movimento do corpo. Este é composto pelos ossos: fémur, tíbia, patela e fíbula ilustrados na Figura 2.2, ligados por uma estrutura de estabilização e suporte como ligamentos, músculos, meniscos e cápsula articular ou cêndilos.

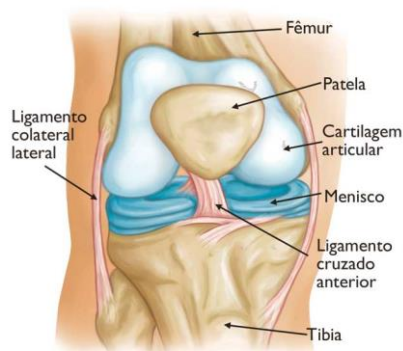


Figura 2.2. Constituição do joelho (<http://orthoinfo.aaos.org/main.cfm>).

Os ossos são tecidos vivos com consistência rígida e alguma elasticidade, contribuindo para a proteção das áreas mais frágeis do corpo humano. Os ossos dos membros inferiores são os mais longos do corpo humano sendo caracterizados por apresentarem o comprimento maior que a largura e são constituídos por um corpo e duas extremidades, além de possuírem uma ligeira curvatura que lhes confere maior resistência (Paulino 2014). Estes são envolvidos por uma membrana de dupla face, designada periósseo, contendo células ósseas responsáveis por gerar um novo osso durante o crescimento e a reparação (Completo & Fonseca 2011). Como é ilustrado na Figura 2.3, estes ossos possuem duas áreas distintas: a diáfise, formada por um tecido compacto e a epífise, que apresenta uma grande quantidade de tecido ósseo esponjoso.

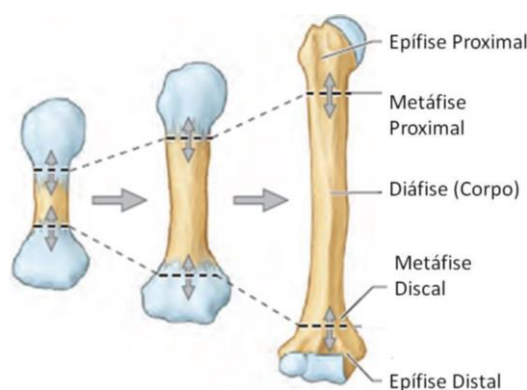


Figura 2.3. Classificação da área do osso, adaptado (Moore *et al.* 2014).

Os ossos são compostos por dois tipos de tecidos: osso cortical ou compacto e osso esponjoso ou trabecular. Segundo (Completo & Fonseca 2011), o osso cortical é formado na parede externa do periósseo de todos os ossos, e principalmente na zona média dos ossos longos (diáfise), de grande dureza e elevada densidade, cuja espessura depende da exigência mecânica. Além de representar 80% da massa óssea, tem uma taxa de remodelação

lenta e uma alta resistência à flexão e à torção. O osso trabecular localiza-se nas zonas interiores das extremidades dos ossos longos, sendo este menos denso, menos rígido e mais elástico, possuindo uma maior taxa de remodelação óssea do que o osso cortical. Segundo (Completo & Fonseca 2011), o osso cortical é mais rígido que o osso trabecular, suportando maior carga e menos deformação antes da rutura.

O fémur é o osso mais forte do corpo humano devido à sua dimensão e tipo de função, que permite transmitir o peso do quadril para a tíbia quando um indivíduo se encontra de pé. É composto por um corpo e duas extremidades, designadas como proximal e distal. A extremidade proximal do fémur divide-se pela cabeça, colo e dois trocânteres (maior e menor). A cabeça do fémur apresenta uma forma redonda e representa dois terços de uma esfera que se encontra ligado na cavidade esférica do quadril (acetábulo), que possibilita um elevado movimento de rotação (Figura 2.4). Próximo da cabeça do fémur encontra-se o colo do fémur, que é a parte mais fraca do osso devido ao menor diâmetro e à sua constituição, maioritariamente composta por osso trabecular. O ângulo formado pelo fémur no plano frontal desempenha um papel fulcral na mobilidade da articulação, pois a sua geometria inclinada nos planos frontal e sagital facilita a amplitude de movimentos. O ângulo formado no plano frontal para um adulto é de 120° (eixo do fémur com eixo da cabeça), contudo, pode variar entre os 90° para uma coxa vara ou os 135° para uma coxa valga (Completo & Fonseca 2011).

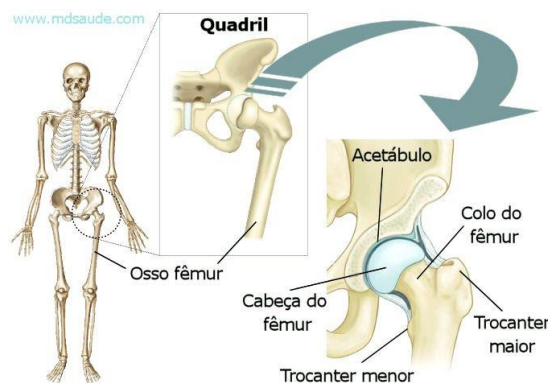


Figura 2.4. Estrutura óssea da articulação do quadril (<http://www.mdsauade.com>)



Figura 2.5. Variação do ângulo de inclinação (<http://www.docteurblaisemichel.com>).

A tíbia é o segundo maior osso do corpo humano, suportando quase todo o peso e, à semelhança do fêmur divide-se em diáfise (corpo) e em duas epífises (proximal e distal). Articula-se superiormente com os côndilos do fêmur e inferiormente com o tálus permitindo transmitir o peso do corpo.

Relativamente a cinemática, o joelho constitui um sistema articulado com 6 graus de liberdade, possibilitando movimentos independentes nos planos anatómicos, combinados de translação e rotação (Figura 2.6).

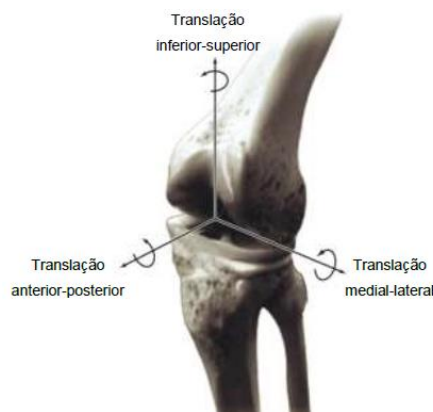


Figura 2.6. Graus de liberdade do joelho (Silva 2015).

O alinhamento do joelho pode ser determinado no pangonograma através de uma linha reta imaginária que liga o centro da cabeça femoral ao ponto médio da superfície articular distal da tíbia (Bahute *et al.* 2013). Segundo os autores, a linha é designada eixo mecânico do membro inferior, em que deve cruzar o centro do joelho do qual é considerado o eixo mais preciso para definir a direção de transmissão das cargas do membro inferior. O eixo mecânico do fêmur segue uma linha reta que une o centro da cabeça femoral e o ponto médio entre os côndilos na parte distal (Figura 2.7). O eixo mecânico da tíbia cruza o centro dos côndilos proximais até ao ponto médio da articulação da parte distal. O eixo anatómico do fêmur corresponde a uma linha que une o ponto médio da largura da diáfise ao centro do

joelho. O eixo anatómico da tíbia divide longitudinalmente o terço médio da tíbia e, em joelhos normais, é coincidente com o eixo mecânico (Bahute *et al.* 2013). O ângulo de valgos no joelho corresponde ao ângulo formado entre o eixo mecânico e o eixo anatómico.

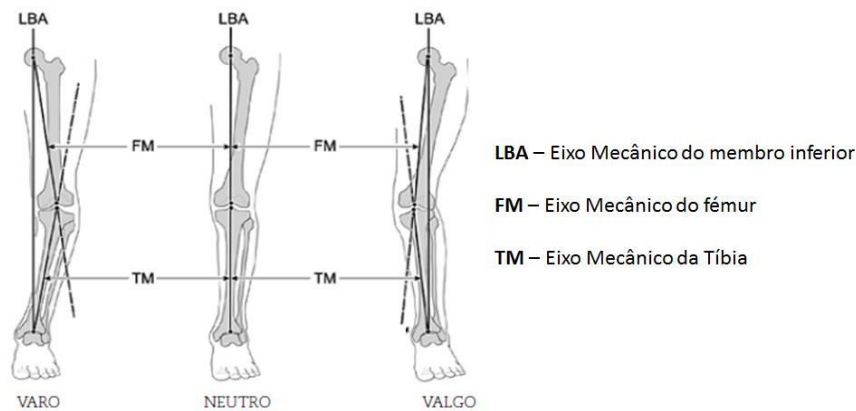


Figura 2.7. Alinhamento do joelho em varo, neutro e valgo adaptado (Bahute *et al.* 2013).

2.2. Técnicas para Artrodese

A artrodese do joelho foi amplamente utilizada no passado para tratamento da dor e instabilidade do joelho, sendo neste momento principalmente indicada para o tratamento da falência séptica da artroplastia do joelho (Camacho *et al.* 2012). As técnicas para a obtenção da artrodese são classificadas pelo tipo de fixação utilizada, sendo a qualidade e quantidade de osso determinantes para a seleção, incluindo a experiência do cirurgião. A estabilidade primária na artrodese pode ser obtida através da fixação externa, haste intramedular ou fixação por placas, tendo cada método diferentes características e resultados (Van Rensch *et al.* 2014). Em caso de infecção, o procedimento pode ser realizado em um ou dois estágios. O primeiro estágio consiste num desbridamento adequado de qualquer infecção no tecido seguindo posteriormente a inserção do dispositivo de inserção (Somayaji *et al.* 2008). Em caso de falência e infecção na artroplastia, a artrodese do joelho deve ser realizada através de um procedimento de dois estágios. Segundo (Somayaji *et al.* 2008), o primeiro estágio consiste num desbridamento cirúrgico, remoção dos componentes e da inserção de um antibiótico impregnado no cimento a fazer de espaçador, sendo este procedimento realizado durante seis a oito semanas. O segundo estágio é subsequentemente realizado utilizando o modo escolhido de fixação.

Em relação ao posicionamento dos membros não existe consenso quanto à posição, sendo que diversos autores sugerem que o alinhamento seja feito entre 5° a 7° de

valgo no plano frontal e entre 0° a 15° de flexão no plano sagital. O posicionamento do joelho influencia o comprimento da perna assim como a energia para a marcha, sendo que esta aumenta entre 25 a 30% comparativamente à marcha normal (Camacho *et al.* 2012). O posicionamento também estará condicionado com a quantidade de osso saudável disponível e o alinhamento do próprio paciente, sendo que este altera com o género.

2.2.1. Artrodese por Placas

Não há muita informação no uso de placas para a artrodese do joelho (Figura 2.8). Segundo a publicação de (Conway *et al.* 2004), Lucas e Murray (1961) aplicaram uma placa medial e outra anterior em oitenta pacientes no qual setenta obtiveram fusão, sendo a maior dificuldade o fecho da ferida operatória.

As vantagens deste método comparativamente ao da fixação externa são as taxas de fusão e o conforto do paciente (Conway *et al.* 2004). Outra vantagem desta técnica é a possibilidade de combinar o desbridamento e implementação com a mesma incisão e obter a compressão no local da artrodese (Somayaji *et al.* 2008). Porém, uma desvantagem é a necessidade de utilização de uma tala gessada como meio de suplementar a fixação (Camacho *et al.* 2012).



Figura 2.8. Artrodese com duas placas (Camacho *et al.* 2012).

2.2.2. Artrodese por Haste Intramedular

Os dispositivos intramedulares representado na Figura 2.9, podem ser de hastes longas ou curtas de tipos modulares e não modulares (Somayaji *et al.* 2008). Quando a artrodese por haste medular é realizada, o osso da tíbia é fresada primeiro a fim de evitar o

excesso de fresagem no fêmur (Conway *et al.* 2004). Além que segundo o autor, o comprimento das hastes pode estender do grande trocânter até 2cm proximais do tornozelo.

Esta técnica tem a vantagem de oferecer uma excelente estabilidade ao longo da flexão-extensão devido ao braço de alavanca do joelho (Camacho *et al.* 2012). Este método permite uma fixação rígida, mobilização precoce e tempos de fusão mais curtos. Este procedimento é tecnicamente exigente e, de acordo com (Camacho *et al.* 2012) necessita de muito osso para aplicar. O mesmo autor refere que para além da quantidade de osso que é necessário remover, existe também grande dificuldade ao remover a haste após a sua inserção, sendo que há o risco de disseminação da infeção pelo canal medular e consequente osteomielite do fêmur e da tibia.



Figura 2.9. Artrodese Intramedular (Somayaji *et al.* 2008).

2.2.3. Fixador Externo

Os autores (Charley e Baker 1952) divulgaram o uso do fixador externo como modo de promover a artrodese do joelho. A técnica consistia em dois pinos femorais unidos a dois pinos tibiais e uma tala de Thomas para manter a compressão no foco da artrodese. Os pinos devem evitar estruturas neuro vasculares e devem ser colocados em osso saudável, atravessando as duas corticais (Conway *et al.* 2004). A utilização de pinos revestidos com hidroxiapatite promove a sua osteointegração diminuindo o risco de infeção e descelamento (Camacho *et al.* 2012). Segundo (Cunningham *et al.* 1989) apenas 200 N de força de compressão são suficientes para realizar uma completa fusão, mais do que isso resultará numa perda óssea desnecessária.

Os fixadores externos são divididos em três subgrupos: os fixadores externos circulares (Ilizarov, Memphis, EUA); fixadores externos monolaterais (Orthofix, Verona, Itália e Synthes, Solothum, Suíça); e o fixador externo de Charley (Camacho *et al.* 2012). A Figura 2.10 apresenta alguns exemplos de sistemas de fixação externa.

Os fixadores são habitualmente classificados em monolateral-monoplanar, bilateral-monoplanar, biplanar e multiplanar. A configuração do fixador está diretamente relacionada com a estabilidade no foco da fratura e o processo de cicatrização devido aos pinos. Os fixadores biplanares apresentam uma maior estabilidade sagital e maiores taxas de fusão que os monoplanares (Camacho *et al.* 2012). O recurso a fixadores externos circulares tem como vantagem a possibilidade de usar uma fixação só com fios, de modo a obter a máxima rigidez em osso de má qualidade, permitindo que o doente faça carga total imediatamente após a cirurgia. É possível variar a rigidez da fixação e o alinhamento do membro durante o tratamento e a artrodese pode ser realizada com a infeção ativa, uma vez que a antibioterapia e a compressão axial mantida erradicam a infeção (Camacho *et al.* 2012). O mesmo autor refere que este método é tecnicamente exigente, sendo que não pode ser tolerado por doentes obesos e o anel proximal do fémur obriga os doentes a caminhar com os membros afastados.

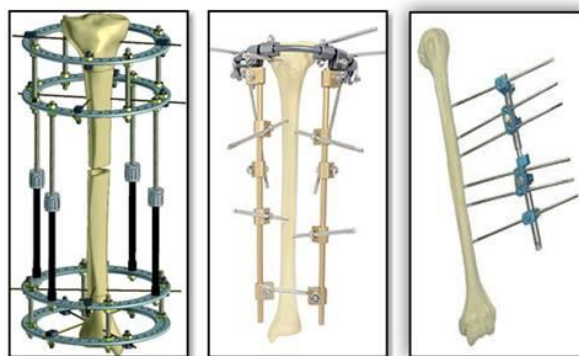


Figura 2.10. Exemplos de sistemas fixação externa (Samarra 2014).

Pode-se afirmar que as principais vantagens dos fixadores externos são a capacidade de compressão no foco da artrodese e a possibilidade de realizar um alongamento concomitante e facilitarem o tratamento de infeções da ferida operatória (Camacho *et al.* 2012). As desvantagens comuns a todos os fixadores externos são a possibilidade de infeção do trajeto do pino, o facto das taxas de fusão serem menores do que as obtidas com cavilhas e a dificuldade em avaliar a qualidade da fusão óssea, de modo a decidir quando retirar o fixador (Conway *et al.* 2004).

2.3. Estado da Arte

A artrodese do joelho é um procedimento cirúrgico que funde dois ossos em uma articulação, formando uma ligação rígida e imóvel. Segundo (Charnley 1948) Albert Key (1932) foi o primeiro a utilizar a compressão com um fixador externo para a artrodese de um joelho com tuberculose, sendo a técnica modificada pelo próprio Charnley em 1948 (Figura 2.11).

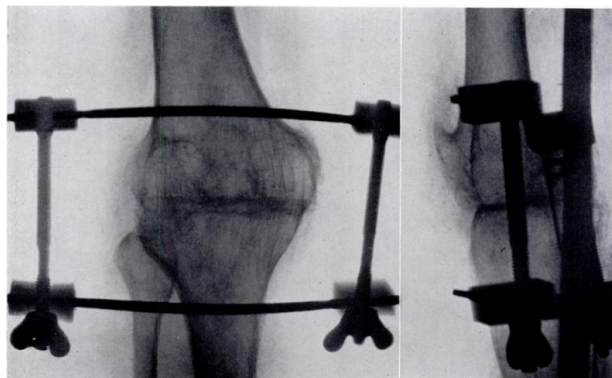


Figura 2.11. Sistema fixador externo (Charnley 1948).

A artrodese do joelho tem sido usada desde o princípio do século XX para o tratamento de dor e instabilidade do joelho causadas por osteoartrose, artropatias, artrites infecciosas e para reconstruções após excisão tumoral (Camacho *et al.* 2012). O mesmo autor refere que devido aos avanços dos programas de vacinação, da eficácia dos antibióticos e do sucesso da artroplastia as indicações para artrodese tornaram-se mais restritas. Como o número de operações anuais de artroplastia tem crescido consideravelmente ao longo das últimas décadas (Cram *et al.* 2012), os cirurgiões abordam um número crescente de complicações pós-operatória, incluindo infecções e falhas de implantes. Quando a infecção da articulação substituta do joelho é grave e persistente, a nova revisão é contra indicado, as opções dos pacientes podem ser reduzidas a amputação abaixo do joelho ou artrodese (Schwarzkopf *et al.* 2014). A artrodese proporciona um membro indolor, estável e que permite a mobilidade, sendo que em caso de contraindicações as opções restantes são amputação contralateral acima do joelho, artrose da anca ou tornozelo ipsilateral e artrodese da anca ou joelho contra lateral (Camacho *et al.* 2012).

Todos os doentes submetidos a uma artrodese do joelho vão ficar com dismetria do membro que pode ser prevista com uma radiografia extralonga de 120 cm dos membros inferiores, em carga, a radiografia permite ainda avaliar o alinhamento do membro (Camacho *et al.* 2012). Quando a dismetria prevista for superior a 5 cm é aconselhado

realizar um alongamento simultâneo, este procedimento não leva a que o fixador tenha de ficar mais tempo que o necessário para a consolidação da artrodese (Conway *et al.* 2004).

A taxa de sucesso da artrodese depende do método de fixação usado, da técnica cirúrgica e fatores associados ao paciente (Somayaji *et al.* 2008). Nos vários artigos analisados são comuns em todos que a quantidade de osso do doente e a erradicação da infeção são os fatores mais condicionantes para o sucesso da cirurgia. Outro fator que condiciona o sucesso da cirurgia é o contacto entre as superfícies de corte e defeito do osso. Num ensaio realizado por (Van Rensch *et al.* 2014), verificou-se que um bom contacto da superfície de corte do osso está associado a um maior grau de fusão. Em relação à compressão, inicialmente os fixadores são apertados até ao limite, sem que este danifique o osso. (Charnley 1948) refere que a compressão na artrodese dá origem a forças dinâmicas que estimulam a atividade celular, que melhora a remodelação óssea. (Cunningham *et al.* 1989) comprovou que um valor alto de compressão na artrodese está relacionado com um maior número de ajustes para manter a pressão, para além de que a redução do comprimento do membro se torna maior. O autor concluiu que a aplicação de 200 N na compressão dos ossos no procedimento da artrodese é o valor indicado, e o seu controlo permite reduzir a taxa de diminuição de compressão, assim como a perda óssea.

Em termos de simulação numérica, existe pouca informação disponível na literatura quanto à artrodese do joelho. Identificam-se apenas resultados de ensaios, que não permitem verificar quais os fatores que induzem o maior sucesso da artrodese, daí este trabalho ser de extrema importância. Assim, pretende-se desenvolver um modelo numérico que estude a influência dos vários parâmetros.

3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

A artrodese do joelho pressupõe o corte e alinhamento da zona distal do fémur e da zona proximal da tíbia. Em ambiente cirúrgico o corte e alinhamento dos membros é assegurado pela aplicação de técnicas e ferramentas adequadas. Neste trabalho implementa-se um modelo 3D cuja preparação geométrica tem em conta os procedimentos clínicos habitualmente utilizados. Assim, neste capítulo será apresentada uma breve descrição da metodologia utilizada para assegurar a montagem CAD do conjunto joelho – tíbia – sistema de fixação, seguindo-se uma descrição do desenvolvimento do modelo numérico de elementos finitos.

3.1. Modelo Geométrico

Para reproduzir a cirurgia da artrodese com um fixador externo foi realizado a montagem em CAD do conjunto (fémur, tíbia e fixador) respeitando as condições de posicionamento sugeridas para a cirurgia de forma a garantir o sucesso da artrodese. Nas subsecções seguintes estão ilustrados os modelos CAD utilizados neste trabalho.

3.1.1. Modelo geométrico do fémur

Para o desenvolvimento da montagem foi usado o modelo 3D do fémur, referência #3403 (*Sawbones*®). Na Figura 3.1 são representadas as componentes cortical e trabecular do fémur usadas no problema. Apesar do fémur ter na parte distal osso trabecular, neste trabalho foi considerado que a zona distal do fémur só possuía osso cortical, devido à avaliação ser qualitativa e não quantitativa, sendo esta simplificação feita para acelerar o processo de convergência do modelo. A definição do eixo anatómico e eixo mecânico representado na Figura 3.2, foi realizada para o fémur de acordo com as considerações da bibliografia referidas no capítulo 2.1.

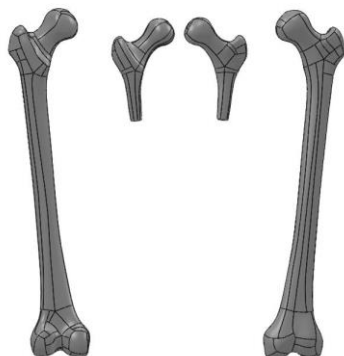


Figura 3.1. Modelo CAD do fêmur e sua componente cortical e trabecular.

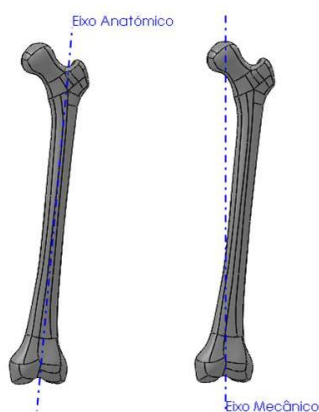


Figura 3.2. Eixos anatômico e mecânico do fêmur.

3.1.2. Modelo geométrico da tíbia

O modelo 3D da tíbia considerada é também da marca (*Sawbones*®), com a referência#3401 (Figura 3.3). De modo a garantir o posicionamento dos membros, o eixo anatômico da tíbia foi considerado coincidente com o eixo mecânico (Bahute *et al.* 2013), Figura 3.4.



Figura 3.3. Modelo CAD da tíbia e sua componente cortical e trabecular.

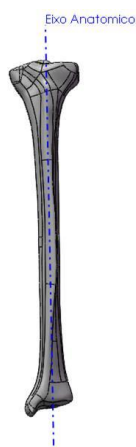


Figura 3.4. Eixo anatômico da tíbia.

3.1.3. Modelo geométrico do fixador AO

O fixador externo considerado neste estudo é do tipo AO, com montagem monoplanar bilateral, ancorado nos ossos através de quatro pinos (espigão) “*Centrally Threaded Steinman*” de aço AISI 316L com 5 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento, com rosca autorroscante e revestida de hidroxipatite (Samarra 2014). O conjunto é constituído por duas barras laterais e oito *clamps* que promovem a ligação em conjunto com os pinos (espigão) (Figura 3.5), permitindo a compressão localizada na zona da fratura

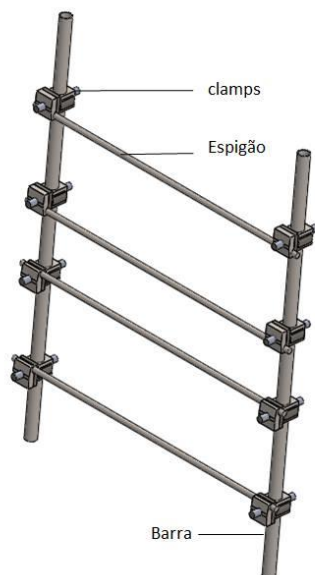


Figura 3.5. Modelo CAD do fixador externo.

3.2. Modelo Numérico

Conforme já referido, as simulações numéricas realizadas neste trabalho foram efetuadas com recurso ao *software* ADINA ®. Os resultados numéricos foram obtidos com base no método dos elementos finitos, o qual permite obter uma solução aproximada.

Ambos os modelos do fémur e da tíbia são compostos por osso cortical e trabecular e a divisão é feita a partir da geometria já referida no subcapítulo anterior. Uma vez que se trata de uma análise qualitativa, ambos os ossos são considerados como tendo características isotrópicas e foi desprezado o atrito entre os corpos, tratando-se assim de uma simulação estática, salientando-se que esta simplificação tenta ser mais próxima da realidade. Todas as análises numéricas foram efetuadas em regime elástico. Assim, os modelos de elementos finitos consideram as características mecânicas nas tabelas seguintes.

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas do material do fémur.

	Massa Específica [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poison
Osso cortical	1640	16000	0,28
Osso trabecular	270	155	0,3

Tabela 3.2. Propriedades mecânicas do material da tíbia (Lowet *et al.* 1995).

	Massa Específica [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poison
Osso cortical	1800	15000	0,33
Osso trabecular	300	1100	0,33

Tabela 3.3. Propriedades mecânicas material do fixador retirado do inventário de materiais do *SolidWorks*.

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

A partir do *software* ADINA ® foi definido o mesmo tipo de elemento para todos os modelos estudados. A malha de todos os modelos utiliza elementos lineares, tridimensionais sólidos tetraédricos com 4 nós e três graus de liberdade por nó. A dimensão média definida para cada elemento foi de 2 mm e o número médio de elementos no modelo

foi de 1029894, sendo esta a dimensão escolhida a partir de um estudo de convergência de malha baseado no deslocamento máximo do modelo. Na Figura 3.6 é apresentado o modelo após definir a malha para todo o conjunto. As condições de fronteira variam de acordo com o tipo de apoio dos modelos adotados para este estudo, e serão apresentadas no próximo subcapítulo.

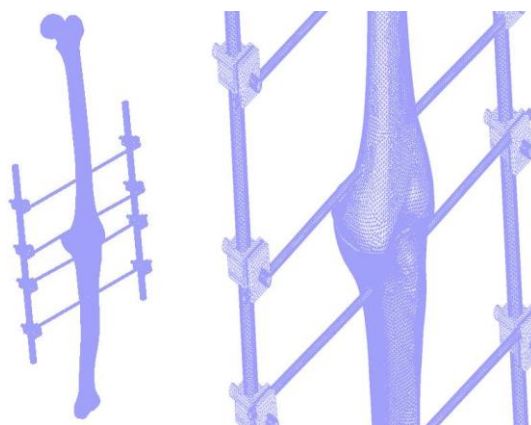


Figura 3.6. Malha do conjunto.

Uma vez que se trata de uma análise qualitativa, algumas condições são iguais em todos os modelos, como é o caso do encastramento na cabeça do fêmur, que reflete a ligação entre o fêmur e a anca, e a aplicação da pressão na superfície do *clamp* com direção do eixo longitudinal das barras laterais, que simula o aperto por parte do cirurgião. Para este modelo foi considerada uma pressão equivalente à aplicação de uma força de 100 N na superfície dos *clamps* solicitados (Figura 3.7), uma vez que esta força permite aproximar dos 200 N necessários para obter a compressão na superfície de corte dos ossos, sendo igual em todos os modelos variando apenas a posição, a intensidade e a sequência de carregamento.

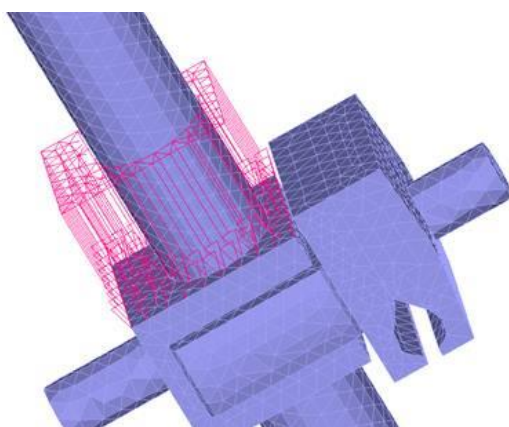


Figura 3.7. Exemplificação do carregamento dos clamps.

Para otimizar e estudar os parâmetros que podem influenciar a artrodese do joelho, executada com fixadores externos, foram adotadas várias condições de fronteira e simplificações de montagem. Todas as simplificações são feitas tendo em conta o procedimento cirúrgico, mas acima de tudo para garantir no foco de fusão uma distribuição de tensões e deformações mais homogênea e se possível uma força de compressão de 200 N, pois é a força necessária para promover a fusão óssea (Cunningham *et al.* 1989). Neste estudo é importante avaliar a possibilidade de fratura óssea, i.e. será necessário analisar as zonas mais propensas à fratura, como é o caso do fémur (Camacho *et al.* 2012).

3.3. Modelação dos Parâmetros

As simulações realizadas tiveram em conta alguns dos diversos parâmetros que podem influenciar o sucesso da artrodese. Como já foi referido na literatura, a artrodese do joelho com fixador externo consiste na compressão do membro visando promover a fusão óssea e obter rigidez na zona da articulação. A área de contacto útil entre as duas faces, a tensão presente no osso, a fixação e a distribuição da resultante no osso são fatores que influenciam o sucesso da artrodese. Os parâmetros utilizados para o pretendem que para além de melhorar o sucesso da cirurgia, criar uma metodologia para o cirurgião uma vez que o número de cirurgias realizadas é menor dados os avanços na área das próteses.

Para simplificar a apresentação e comparação de resultados serão utilizadas abreviaturas representativas dos modos de carregamento, das condições de apoio, sequência de montagem, posição do fixador e posição ortostática. Estas abreviaturas são descritas nos pontos seguintes.

3.3.1. Condições de apoio

Para definir o modelo numérico foi necessário definir as condições de fronteira para garantir a estabilidade do conjunto. A condição de fronteira adotada tem em vista replicar a situação em que se encontra o cirurgião durante a cirurgia. A Figura 3.8 mostra o membro inferior do paciente com as condições de fronteira optadas para o estudo.

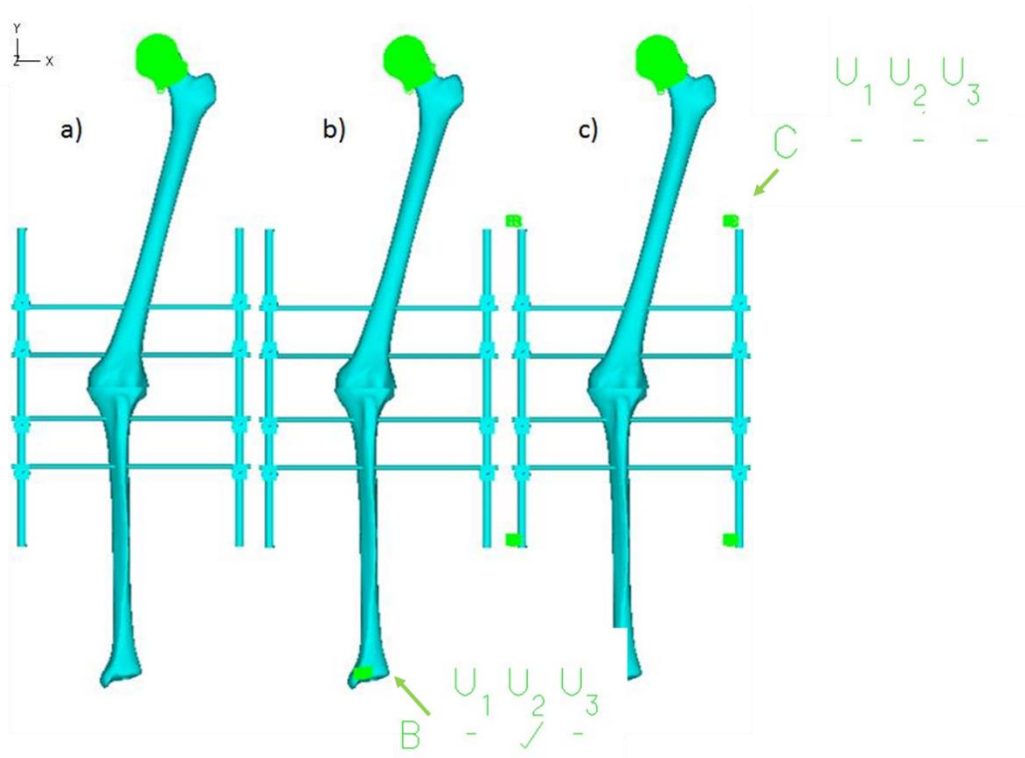


Figura 3.8. Condições de fronteira a) Apoio Tipo I b) Apoio Tipo II c) Apoio Tipo III.

Nas condições adotadas para os modelos considerou-se encastrados nos três tipos de apoio a ligação da cabeça do fêmur com o acetábulo da anca, devido à posição do paciente durante a cirurgia impedir a mobilização da perna. No apoio tipo II (AII), considera-se limitado o movimento do osso da tíbia, com o objetivo de verificar se a restrição de movimentos por parte da perna durante a operação pode ser benéfica para a compressão dos membros. No apoio Tipo III (AIII) modificou-se o fixador delimitando a direção da pressão aplicada devido à condição de fronteira aplicada nas extremidades da barra lateral, no intuito de verificar se a compressão no foco de corte aumenta por alteração da condição.

3.3.2. Sequência de aperto

O parâmetro de sequência de aperto foi definido com o objetivo de analisar se a ordem e local no qual é aplicado a carga tem impacto no estudo numérico. As sequências escolhidas têm características distintas como a facilidade de aplicação, melhor estabilidade no modelo e variação da tensão no osso. Contudo, é importante salientar que nas várias sequências de montagem as forças são aplicadas nos vários *clamps*, que são utilizados para fixar os espigões às barras laterais do fixador. Na Figura 3.9 são ilustradas as sequências adotadas para o estudo.

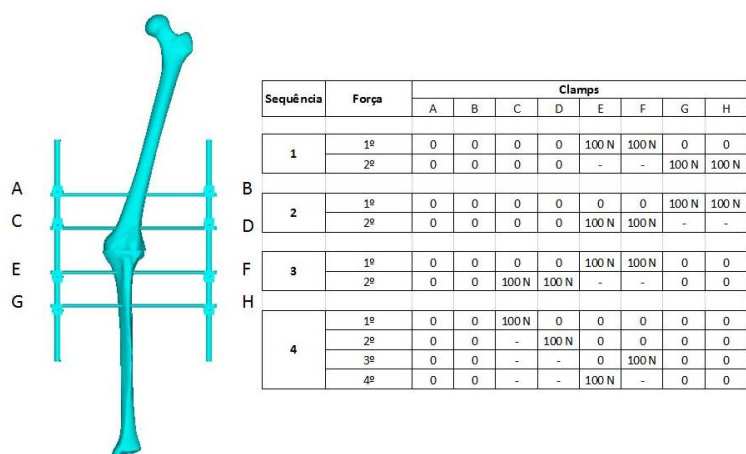


Figura 3.9. Sequências de carregamento

As sequências têm o mesmo padrão de ordem de aplicação de força, sendo cada uma em diferentes intensidades de carga como será visto no subcapítulo seguinte. Na sequência 1 (S1), nos *clamps* E e F é aplicadas uma pressão sob as suas superfícies (Figura 3.7) até atingir uma força equivalente de 100 N, passando ao segundo carregamento do qual é aplicada uma pressão nos *clamps* G e H sendo que os *clamps* anteriores carregados mantêm-se constante. As restantes sequências seguem a mesma metodologia alterando o posicionamento do qual é aplicada a pressão, sendo apenas a sequência 4 um caso especial, onde é carregado apenas um *clamp* de cada vez utilizando outro tipo de carregamento que será explicado no subcapítulo seguinte.

3.3.3. Intensidade de carga

Outro parâmetro que pode influenciar a cirurgia é a intensidade de carga durante o carregamento do *clamp*. O *software* atual possibilita variar a intensidade do carregamento dado que o estudo de convergência permite ajustar o tempo de convergência da simulação, sendo assim possível analisar se o processo intensidade é benéfico para o sucesso da cirurgia.

Durante o processo de montagem do carregamento 1 (C1) (Figura 3.10), o primeiro modo de carregamento considera que podem ser aplicadas duas forças com o mesmo valor máximo e diferente variação. É apresentada a variação de cada uma das forças, i.e força 1 e força 2, admitindo que o procedimento de carregamento tem uma duração de 40 segundos.

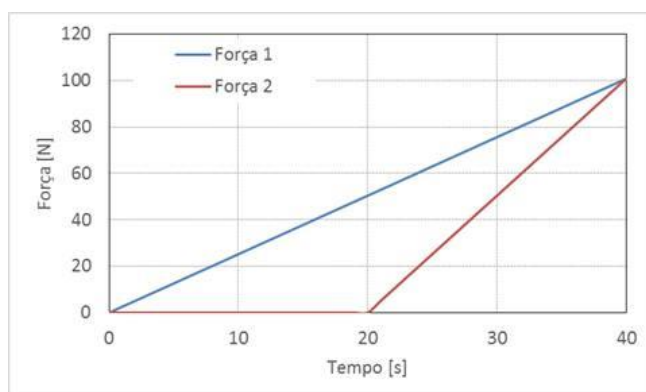


Figura 3.10. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 1.

Este carregamento assume que a intensidade das forças varia linearmente com o tempo de montagem, sendo a força 2 aplicada a partir do momento em que a força 1 atinge metade da sua intensidade máxima. Assim, neste carregamento, a taxa de variação da força 2 é duas vezes superior à força 1.

No segundo modo de carregamento (C2) considera-se que as duas forças possuem a mesma taxa de variação, sendo a força 2 aplicada a partir do momento que a força 1 atinge o seu valor máximo. Na Figura 3.11 é apresentada a variação de cada uma das forças, admitindo que o procedimento de carregamento tem igual duração do carregamento 1 (C1).

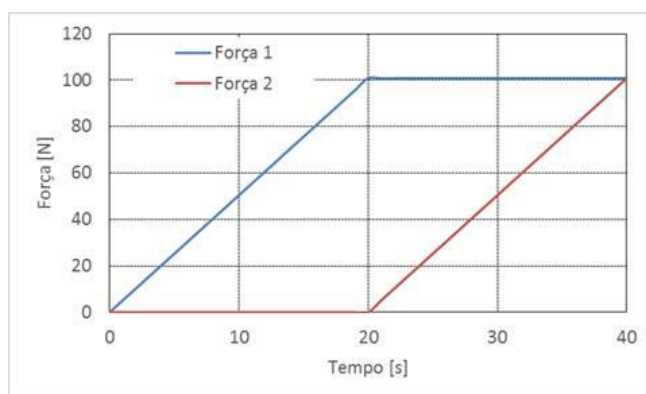


Figura 3.11. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 2.

O terceiro modo de carregamento (C3) considera o carregamento individual de cada *clamp* variando a sua intensidade até ao máximo no quarto de tempo de duração do carregamento, sendo constante no tempo restante (Figura 3.12). Após a primeira força atingir a sua intensidade máxima, segue-se o carregamento da segunda força e assim consecutivamente até ao último *clamp*.

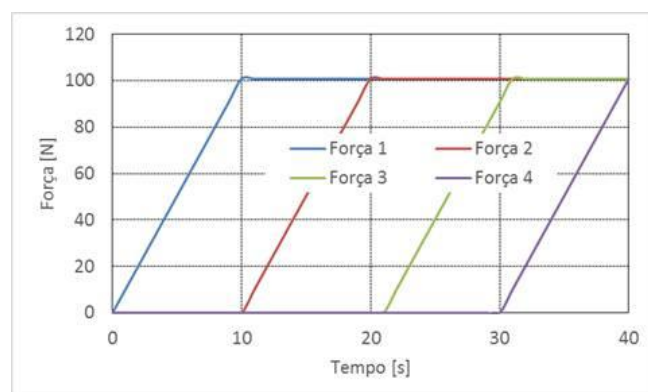


Figura 3.12. Variação da intensidade das forças utilizadas no carregamento 3.

3.3.4. Posicionamento do fixador

A posição do fixador foi alterada em relação aos membros inferiores do fêmur e tibia de forma a analisar se o bom posicionamento do mesmo é benéfico para o paciente. Durante a cirurgia, o cirurgião não possui uma metodologia de aplicação do fixador, sendo apenas a experiência do cirurgião a base de aplicação do dispositivo. Com este parâmetro verificar-se-á se a posição dos pinos em relação ao osso tem impacto na cirurgia e, ao mesmo tempo, se este afeta a estabilidade do modelo.

Foram realizados dois posicionamentos para o estudo que consistem em fazer o furo numa parte mais central do osso para evitar o problema de fratura e promover maior compressão no foco da artrodese. O posicionamento dos espigões em relação ao osso não foi considerado sendo a maior preocupação evitar a descentralização nos membros. No segundo posicionamento foi tido em conta a aplicação dos espigões mais próxima da zona do corte e assim perceber se esta influencia a resultante no local do corte. Também foi realizado um ajustamento simétrico da relação braço criado pelo espigão após perfurado pelo osso com o intuito de analisar se a simetria entre as distâncias do osso com a face do espigão tem impacto no estudo e se esse ajustamento é crucial para obter uma distribuição mais homogênea da resultante no corte. No Apêndice A pode ser analisada a montagem CAD com as dimensões usadas para os dois posicionamentos. Na Figura A.1 é ilustrada a posição anatómica utilizada para os dois posicionamentos. Na Figura A.2 estão ilustradas as distâncias dos espigões em relação à linha de corte no plano horizontal da tibia. Na Figura A.3 é dada a distância entre a face da base do espigão com a extremidade do furo na superfície do fêmur.

3.3.5. Posicionamento ortostático

O posicionamento ortostático foi analisado para os casos em que o paciente possua problemas de varo ou valgo, é recomendável fazer-se a correção para um posicionamento normal. Durante a artrodese, o cirurgião ajusta a perna na posição ortostática normal devido à dismetria aquando do corte, como foi descrito no capítulo 2. Com este ponto será verificado se o reposicionamento para a posição proporciona um maior sucesso para a cirurgia, sendo que os estudos realizados são feitos numa perna em valgo considerando que o paciente tenha esse problema em ambos os membros (Figura 3.13).

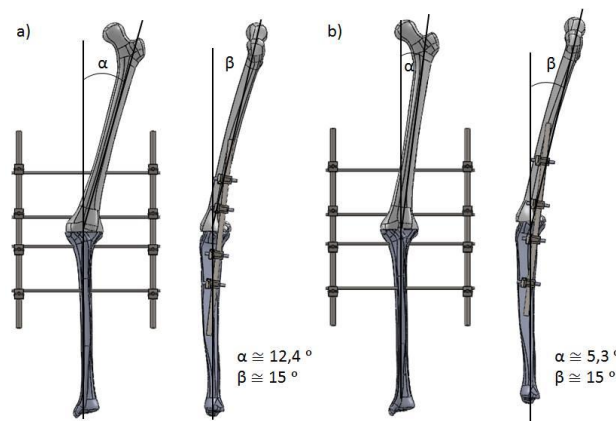


Figura 3.13. Variação da posição ortostática. a) Sem correção b) Com correção.

3.4. Modelação da Técnica Cirúrgica

Após definidos os parâmetros do estudo numérico criou-se uma metodologia que simula a técnica cirúrgica feita para a artrodese com o fixador. Não existe informação exata relativamente à técnica até então usada, sendo apenas conhecido que o cirurgião realiza o aperto de todos os *clamps*. De todos os modelos criados para o estudo nesta dissertação, considerou-se apenas o carregamento de quatro *clamps*, devido ao carregamento simultâneo dos oito *clamps* implicar modificações relativas na definição do modelo. No *software* ADINA® o carregamento de todos os *clamps* altera a ligação entre os componentes, criando movimento relativo entre as peças que induz problemas de equilíbrio, alterando a estaticidade do modelo e produzindo problemas de convergência no programa. A alteração da condição de fronteira que satisfaça a condição de equilíbrio do modelo para a situação abordada, implica uma modificação do conjunto que o impede de obter um comportamento semelhante comparativamente a uma situação real.

Nos pontos seguintes são descritos os modelos em estudo recorrendo aos seus tipos de apoios, sequências e posição do fixador externo, no intuito de criar uma metodologia que permita analisar o comportamento da montagem. A ilustração dos modelos encontra-se no Apêndice B.

3.4.1. Apoio tipo I e sequência 1 (AI-S1)

Neste modelo considerou-se que a cabeça do fémur está impedida de qualquer movimento, (Figura B.1). Esta condição de fronteira é representativa da ligação natural entre a cabeça do fémur e o acetábulo, mas é mais restritiva do que a ligação natural. Este facto vai conduzir ao aparecimento de tensões numéricas superiores às reais nesta zona. Contudo, como este estudo é essencialmente comparativo, o valor destas tensões não deve ser considerado para avaliar a possibilidade de fratura do colo do fémur.

A sequência 1 de aperto representada na Figura 3.9 considera que os espigões roscados no fémur estão fixos às barras laterais por intermédio dos *clamps*, enquanto os espigões aplicados na tíbia são carregados sequencialmente pela ordem apresentada na Figura B.1. Nesta figura é perceptível que o espigão mais próximo do foco de fusão é o primeiro a ser carregado, seguindo-se o carregamento do segundo espigão. Esta sequência tem em conta a dificuldade do cirurgião em promover a força de fusão através do carregamento simultâneo nos dois espigões aplicados na tíbia.

3.4.2. Apoio tipo I e sequência 2 (AI-S2)

No segundo modelo manteve-se a condição de apoio do tipo I e alterou-se a sequência de aperto dos espigões aplicados na tíbia (Figura 3.9), i.e. os espigões roscados no fémur continuam fixos às barras laterais por intermédio dos *clamps* e o primeiro espigão da tíbia a ser carregado foi o que está mais afastado do foco de fusão, (Figura B.2).

3.4.3. Apoio tipo I e sequência 3 (AI-S3)

Neste modelo foi utilizada a condição de fronteira do tipo I e a sequência de aperto ilustrada na Figura 3.9. Esta sequência considera que os espigões roscados na zona mais proximal do fémur e na zona mais distal da tíbia estão fixos às barras laterais por intermédio dos *clamps*, enquanto que os outros dois espigões são carregados

sequencialmente pela ordem apresentada na Figura B.5. Nesta figura é perceptível que o espigão roscado na tíbia é o primeiro a ser carregado, seguindo-se o carregamento do espigão roscado no fémur. A utilização deste modelo visa analisar a influência da ordem de aperto no processo de fusão.

3.4.4. Apoio tipo I e sequência 4 (AI-S4)

O objetivo deste modelo (Figura B.6) é simular a dificuldade do cirurgião de conseguir realizar o carregamento (aperto) individual nos *clamps* que compõem um espigão. Esta situação é a mais realista, pois geralmente o ajustamento da força de compressão é feito em função do valor da flecha que cada espigão apresenta. Contudo, os modelos anteriormente apresentados podem ser utilizados para avaliar a importância do desenvolvimento de ferramentas que permitam o aperto simultâneo de ambos os *clamps*.

3.4.5. Apoio tipo II e sequência 1 (AII-S1)

Neste modelo a cabeça do fémur continua impedida de qualquer movimento e os deslocamentos lateral e normal de algumas superfícies da parte distal da tíbia foram, também, restringidos, (Figura B.3) i.e. foi permitido apenas o deslocamento na direção do seu eixo longitudinal (eixos dos y). O objetivo desta condição de fronteira é analisar a influência do impedimento dos movimentos da tíbia na fusão óssea, i.e. distribuição das tensões na superfície de fusão e valor da força de compressão. A sequência de aperto utilizada foi a do tipo 1 (Figura 3.9).

3.4.6. Apoio tipo III e sequência 1 (AIII-S1)

Neste modelo foi utilizada a condição de fronteira do apoio I e foi, também, impedido o deslocamento das superfícies localizadas nas extremidades das barras laterais, (Figura B.4). Neste modelo apenas se tem um *clamp* apertado para evitar o deslizamento da barra. Com os constrangimentos das barras é expectável um aumento de rigidez do conjunto e com isso um aumento da força de compressão.

4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS

No presente capítulo são analisados os resultados dos modelos definidos para este estudo, tendo como referência a comparação dos parâmetros para cada tipo de modelo. A comparação dos modelos terá como base os deslocamentos, as tensões e a força resultante no corte e será feita no final de cada subcapítulo uma discussão dos resultados.

4.1. Influência do Tipo de Apoio

A avaliação da influência do tipo de apoio utilizado na artrodese do joelho vai ser realizada considerando a análise comparativa entre os deslocamentos, tensões, forças de contacto e força resultante. Assim, nos subcapítulos seguintes serão retiradas conclusões para os três tipos de apoio referidos anteriormente. Esta avaliação foi efetuada utilizando o posicionamento 1 (Apêndice A) e o carregamento 1 (Figura 3.10).

4.1.1. Análise de deslocamentos

É importante referir que durante a artrodese 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 fémur e da tíbia após a montagem do fixador externo. Nas Figura 4.1 e Figura 4.2 estão representadas as variações do deslocamento global no fémur e na tíbia, para os diversos tipos de apoios estudados.

Respetivamente a distribuição dos deslocamentos globais no fémur é semelhante para os vários modelos (Figura 4.1). Porém, o modelo AII-S1 apresenta deslocamentos superiores aos dos outros dois modelos. Assim, neste estudo comparativo salienta-se que as condições de fronteira do apoio II têm um maior impacto no valor do deslocamento, devido a alteração da rigidez e limitação do movimento da tíbia (Figura 4.2).

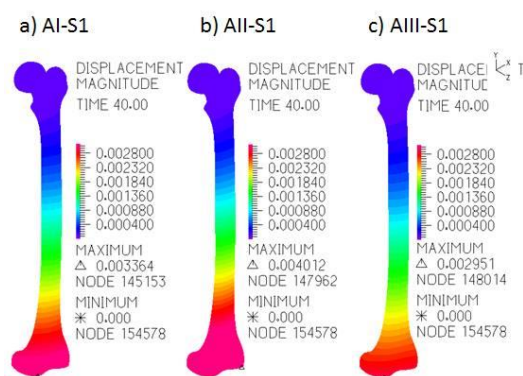


Figura 4.1. Distribuição do deslocamento global do fémur.

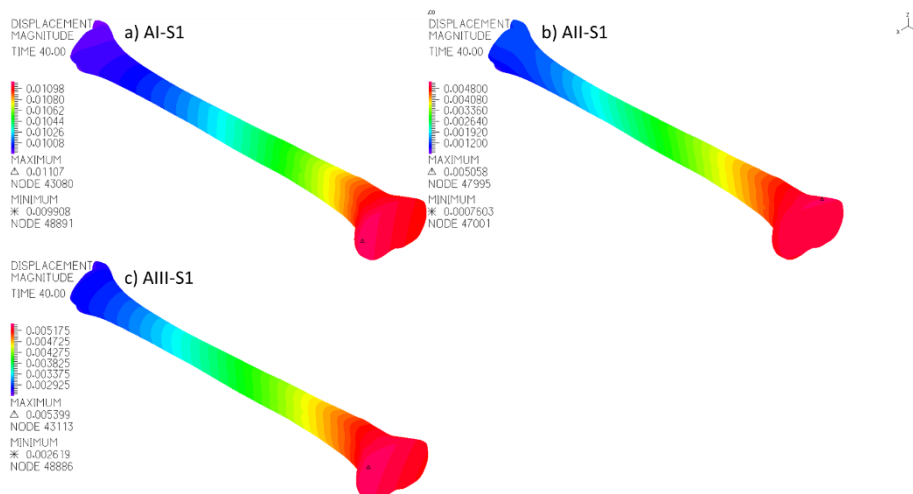


Figura 4.2. Distribuição do deslocamento global da tíbia.

Em todos os tipos de apoios analisados, os deslocamentos máximos surgem nas zonas de corte do fémur e da tíbia. Este comportamento já era expectável, pois as superfícies de fusão são as zonas que estão mais próximas das regiões de carregamento. Contudo, contrariamente ao verificado no fémur, na tíbia o apoio I conduz a deslocamentos globais mais altos e os apoios II e III conduzem a deslocamentos globais semelhantes.

Neste tipo de operações os deslocamentos segundo os eixos x e z são os mais críticos, por estarem relacionados com o deslizamento relativo das superfícies de fusão. De notar que 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. Contudo, neste tipo de montagens o deslocamento segundo z é mais significativo do que segundo o eixo x, pois o fixador tem maior rigidez no plano x-y. Na Figura 4.3 é apresentada a variação do

deslocamento médio das superfícies de corte do fêmur e da tíbia, segundo o eixo z, com o tempo de montagem do fixador. Atendendo a que o deslocamento da superfície de corte da tíbia é no sentido negativo do eixo z, os resultados apresentados na Figura 4.3 b) foram obtidos considerando o valor absoluto do deslocamento médio da superfície de fusão.

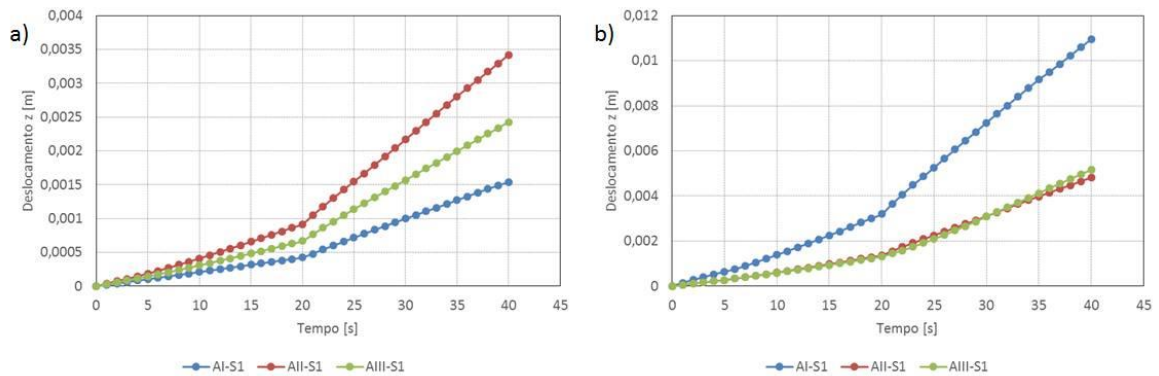


Figura 4.3. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fêmur; b) tíbia.

Na Figura 4.3 a), é perceptível que o primeiro apoio conduz ao menor deslocamento na superfície de corte do fêmur. Contudo, contrariamente ao observado no fêmur, a Figura 4.3 b) mostra que o apoio I conduz ao maior deslocamento médio da superfície de corte da tíbia.

Os resultados apresentados na figura anterior mostram que a avaliação da influência do tipo de apoio na maior ou menor tendência para o deslizamento relativo das superfícies de fusão, só poderá ser feita comparando os deslocamentos das superfícies de corte do fêmur e da tíbia. Assim, o deslizamento relativo entre as duas superfícies de fusão é apresentado na Figura 4.4. O valor do deslizamento foi obtido calculando a diferença entre os deslocamentos médios das duas superfícies de fusão.

Na Figura 4.4 é possível concluir que o maior deslizamento relativo surge no apoio tipo I e o menor surge no apoio tipo III, i.e. a rigidez do apoio I parece condicionar o deslizamento relativo entre as superfícies de fusão. Contudo, estes resultados não são conclusivos, pois a utilização de apoios mais rígidos poderá conduzir ao aparecimento de tensões mais elevadas e conseqüentemente colocar em causa a integridade do osso.

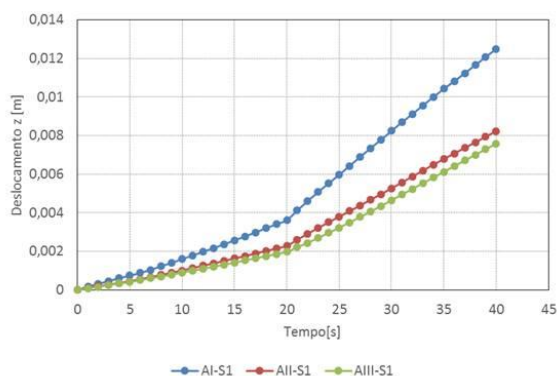


Figura 4.4. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.

4.1.2. Análise de tensões

Tal como referido anteriormente, um dos problemas da artrodese do joelho executada com fixadores externos é a possibilidade de ocorrer fratura do osso, especialmente no fêmur e, como tal, é importante estudar a flexão resultante da compressão do fixador. Para comparar os resultados de forma mais objetiva analisaram-se as tensões de *von Mises* que ocorrem em cada membro, tendo em consideração o tipo de apoio utilizado e a sequência de montagem 1.

Nas Figura 4.5 e Figura 4.6 são apresentadas as distribuições de tensões no fêmur e na tíbia, para os apoios I, II e III considerando a escala de cores correspondente à tensão máxima de 10 MPa. Os resultados mostram que a tensão máxima ocorre sempre na cabeça do fêmur, Figura 4.5. Este resultado parece querer indicar que, para uma mesma sequência de montagem, a alteração das condições de apoio não influencia a posição da zona crítica. Contudo, for feita uma análise comparativa tendo em conta o valor máximo da tensão, pode-se verificar que o apoio tipo II conduz à situação mais desfavorável.

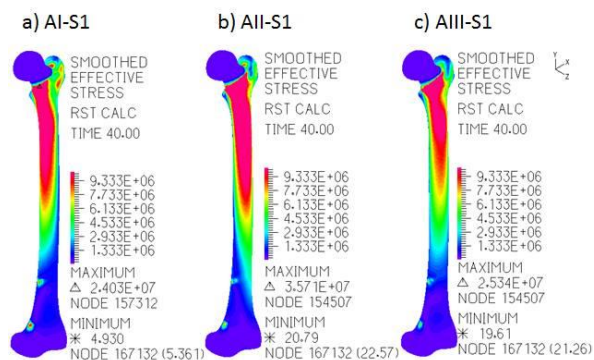


Figura 4.5. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes tipos de apoios.

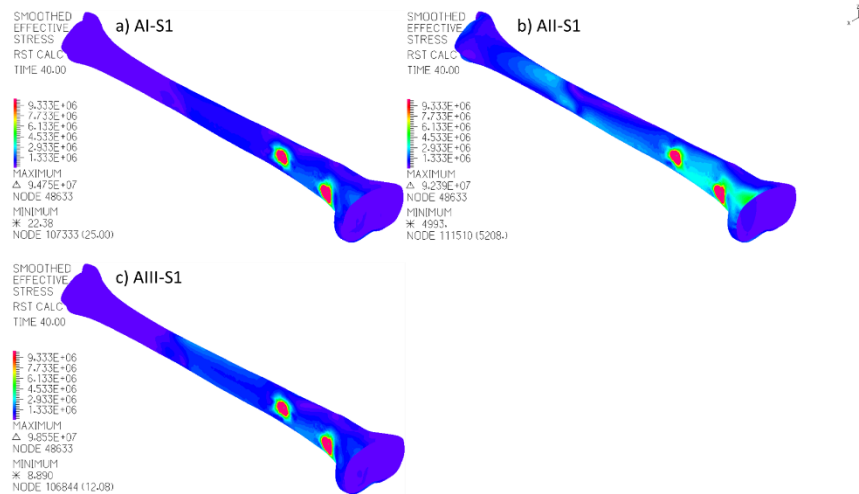


Figura 4.6. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes tipos de apoios.

Este maior valor de tensão poderá ser justificado pelo constrangimento adicional da parte distal da tíbia, que limita os movimentos do conjunto, induzindo um aumento de rigidez e, conseqüentemente, de tensão. Além disso, os apoios II e III parecem conduzir a uma variação do padrão de distribuição das tensões, i.e. os maiores níveis de tensão surgem nas superfícies da vista anterior do fémur, com início na linha intertrocanteriana e extensão para lá do meio da diáfise. Esta distribuição de tensões é muito diferente da observada no apoio I, onde os maiores níveis de tensão estão localizados na parte da linha intertrocanteriana, imediatamente abaixo do colo do fémur, e parecem seguir no alinhamento dos furos dos espigões até ao meio da diáfise. Assim, tendo em conta que um dos objetivos deste estudo é o de conseguir minimizar o valor da tensão no osso, o apoio tipo I parece representar a melhor solução pois é o que conduz a maiores solicitações de flexão no plano frontal. Não obstante, se analisarmos as tensões nas zonas do osso que estão em contacto com os espigões, a solução do tipo I parece ser aquela que conduz ao aparecimento de níveis de tensão mais elevados e o apoio III parece ser a melhor solução. Relativamente à tíbia, os resultados mostram que o tipo de apoio parece não influenciar significativamente o valor máximo da tensão de *von Mises*, mas o apoio II aumenta a área sujeita a um determinado estado de tensão. A zona crítica surge sempre na zona do furo do espigão localizado na parte mais distal da tíbia.

Na Figura 4.7 está ilustrado o gráfico onde é apresentado o valor médio da tensão de *von Mises* na superfície de corte do fémur em função da pressão aplicada nos *clamps* do fixador. Tendo em conta que a função do fixador é garantir uma tensão de contacto que permita criar condições propícias à fusão óssea, é válido pensar que quanto maior for o valor

médio da tensão na superfície de corte melhor será o tipo de apoio. Assim, comparando os resultados apresentados na Figura 4.7, o modelo AI-S1 é o que apresenta melhor comportamento, porém a diferença de tensões entre os modelos não é conclusiva. Assim, se for tido em conta que o sucesso da cirurgia está não só relacionado com a força de compressão entre as superfícies, mas também com área de contacto, então apesar do valor da tensão poder ser superior num determinado modelo, este pode não ser a melhor solução. De facto, perante os mesmos valores da força de compressão, o modelo com tensões mais elevadas é aquele que tem associado uma menor área de contacto, o que pode representar maior deslizamento entre as superfícies e maior tendência para a fratura (maior concentração de tensões).

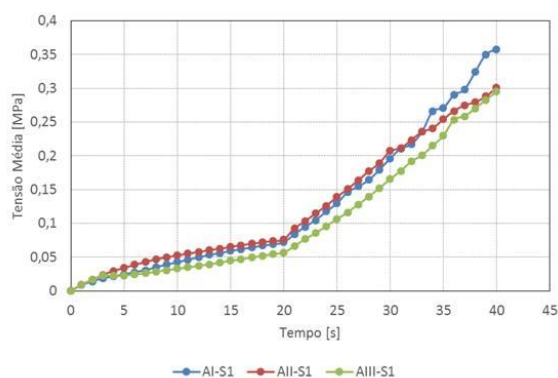


Figura 4.7. Tensão média na superfície de corte do fémur.

Perante o exposto, é importante ter em conta a distribuição das tensões de *von Mises* nas superfícies de contacto. Uma melhor fusão do osso implica uma deformação homogénea na superfície de corte. Como o modelo é linear e não existe deformação plástica, as deformações serão proporcionais às tensões e as constantes de proporcionalidade dependem diretamente das propriedades mecânicas do osso. Assim, perante valores de deformação semelhantes nos ossos trabecular e cortical, as tensões serão sempre superiores no osso cortical. Contudo, em cada um dos ossos em particular, a homogeneidade das deformações está sempre associada à homogeneidade das tensões. Atendendo a que o membro inferior com menor área útil de contacto é a tíbia, a distribuição de tensões será unicamente apresentada na superfície de contacto da tíbia. Na Figura 4.8 é ilustrada a distribuição de tensão da superfície da tíbia, sendo que esta resulta da pressão de contacto com a superfície de corte do fémur.

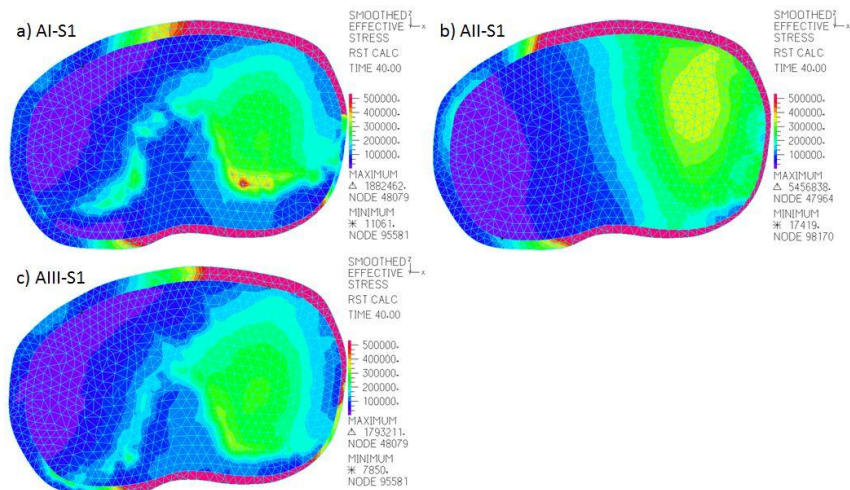


Figura 4.8. Distribuição de tensões na superfície de corte da tibia.

Na figura anterior é possível observar-se que a distribuição de tensões não apresenta homogeneidade na área de contacto, sendo o posicionamento dos espigões ou a sequência de aperto uma das causas para este facto. Nesta figura é ainda possível observar que nos três tipos de apoio, as tensões mais elevadas ocorrem sempre no osso cortical da zona do côndilo lateral da tibia e a maior homogeneidade das tensões surge no apoio III. O apoio I provoca maiores tensões no osso trabecular, as quais podem estimular a reabsorção óssea.

Na Figura 4.9 encontra-se representada a variação do valor médio da tensão de *von Mises* nas superfícies dos ossos cortical e trabecular, respetivamente, com a pressão aplicada em cada um dos *clamps* dos espigões. A Figura 4.9 a) mostra que no osso cortical, o apoio II conduz a um valor médio da tensão de *von Mises* duas vezes superior ao valor médio verificado para os apoios I e III.

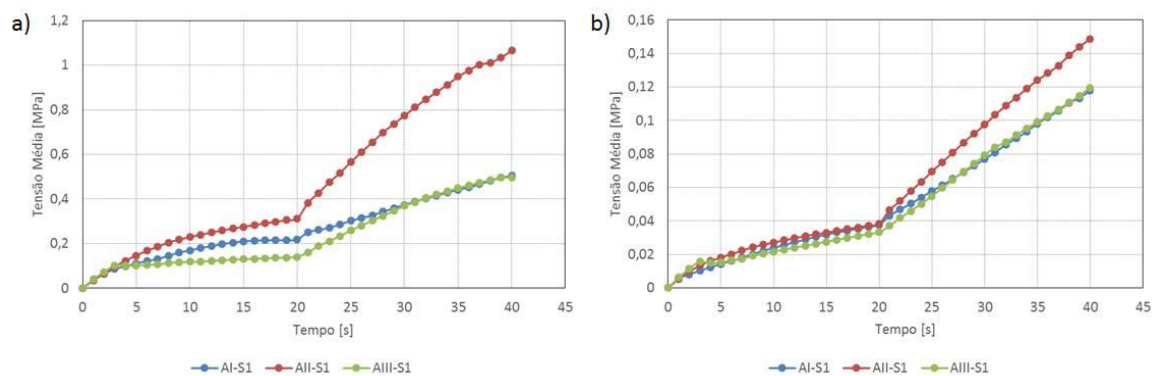


Figura 4.9. Tensão média na superfície de corte da tibia: a) cortical b) trabecular.

Os resultados apresentados na Figura 4.9 b) mostram que o apoio II continua a ser responsável pelos maiores valores médios da tensão de *von Mises* na superfície de corte do osso trabecular da tibia, contudo a diferença de valores não é conclusiva. Além disso, apesar dos valores médios da tensão de *von Mises* nas situações dos apoios I e III serem semelhantes, os resultados apresentados na Figura 4.8 mostram que a concentração de tensões no osso trabecular é maior no apoio I do que no apoio III.

4.1.3. Análise da força resultante

A força resultante obtida pelo fixador na ligação entre a face dos dois membros é um fator de sucesso para a artrodese do joelho. Como já foi referido na literatura, a força necessária para obter a fusão óssea é de 200 N (Cunningham *et al.* 1989). É de referir que os cortes feitos entre os membros devem garantir uma maior área de contacto, de forma a garantir melhor ligação e proporcionar uma tensão mais uniforme.

Na Figura 4.10 é apresentada a tração normal nos nós, a qual ilustra a pressão média de contacto ente as faces de corte, sendo a média destes valores utilizados para calcular a força resultante.

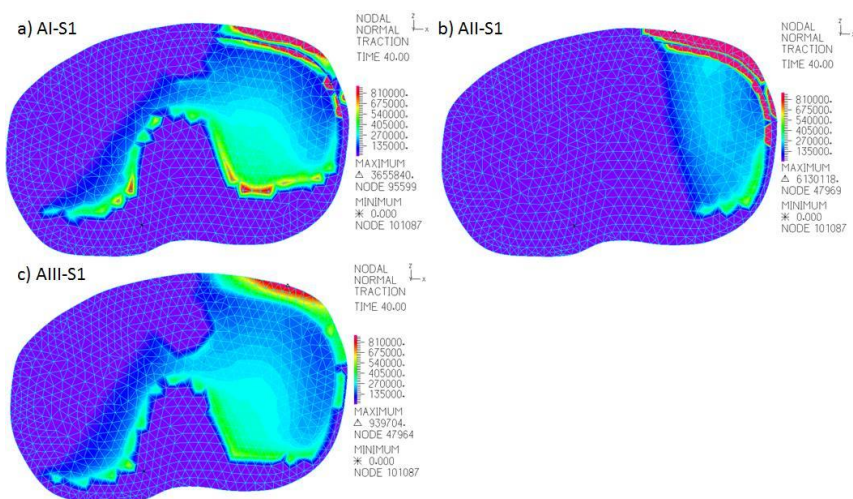


Figura 4.10. Distribuição da pressão média na superfície de corte da tibia.

O modelo AIII-S1 é o que apresenta maior homogeneidade na superfície de corte, podendo ser explicado pela restrição de movimento do fixador devido às condições de fronteira impostas na base das barras. O modelo AII-S1 apresenta maior concentração de pressão na proximidade lateral dos côndilos, sendo que a restrição da cabeça do fémur em conjunto com o constrangimento da parte distal da tibia, provoca um somatório de momentos

na superfície de corte devido a limitações dos movimentos nos (eixos z e x) da zona distal da tibia, justificando o surgimento de maiores valores no osso cortical (Figura 4.10 b).

Na Figura 4.11 é apresentada a força resultante na face da tibia em função do tempo de montagem, este valor é obtido multiplicando o valor médio da pressão nos nós pela área útil da superfície de corte da tibia.

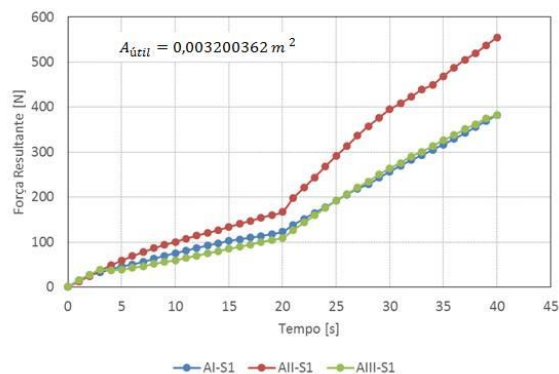


Figura 4.11. Força resultante na face da tibia.

Os modelos AI-S1 e AIII-S1 conduziram a valores muito semelhantes, contrariamente ao valor obtido para o apoio AII-S1. Os valores obtidos nos modelos ultrapassam, nos três casos, os 200 N, sendo justificado pelo tipo de condição de fronteira utilizados e pelo tipo de sequência no qual é apenas carregado no osso da tibia. O modelo AII-S1 apresenta um valor de resultante superior aos 400 N utilizados na montagem do fixador, sendo o motivo deste resultado o tipo de condição de fronteira na parte distal da tibia que condiciona os movimentos do osso, limitando a posição da superfície de corte. A configuração final do modelo é outro fator que justifica a diferença de valores.

4.1.4. Discussão

A análise comparativa dos deslocamentos relativos, (Figura 4.4), permitiu concluir que o maior deslizamento relativo surge no apoio tipo I e o menor no apoio tipo III. A distribuição de tensões no fêmur mostrou que a zona crítica está sempre localizada na região onde é aplicada a condição de fronteira e que, para uma mesma sequência de montagem, a alteração do tipo de apoio não altera a posição da zona crítica. Na obstante a análise comparativa, tendo em conta o valor máximo da tensão, mostrou-se que o apoio tipo II (Figura 4.5 b) conduz à situação mais desfavorável. Relativamente às tensões que surgem nas zonas do fêmur que estão em contacto com os espigões, a solução do tipo I parece ser aquela que conduz ao aparecimento de níveis de tensão mais elevados e o apoio III parece

ser a melhor solução. Além disso, o apoio I foi aquele que conduziu ao maior valor médio da tensão de *von Mises* na superfície de corte do fémur (Figura 4.7) e maior concentração de tensões no osso trabecular da tibia (Figura 4.9 b), isto é, o apoio I parece conduzir à menor homogeneidade de tensões nas superfícies de fusão.

Por outro lado, o apoio II conduziu ao aparecimento de um valor médio da tensão de *von Mises* no osso cortical da tibia duas vezes superior ao valor médio verificado para os apoios I e III. Este facto pode estar relacionado com o valor do deslocamento relativo entre as duas superfícies de corte. Assim, analisando a Figura 4.4 verifica-se que o apoio II é responsável pelo menor deslocamento relativo entre as duas superfícies de fusão e tendo em conta que este apoio considera uma condição de fronteira adicional na tibia, pode-se concluir que o apoio II aumenta a rigidez da tibia e as tensões nas superfícies de corte do osso cortical. Além disso, se for tido em conta que o apoio III conduz a um deslocamento relativo que é inferior ao verificado no apoio II e que o valor da tensão média de *von Mises* na superfície de corte do osso cortical é semelhante ao valor observado no apoio I, conclui-se que o apoio III é o mais favorável.

A distribuição das tensões de *von Mises* na tibia mostrou que a tensão máxima surge sempre na zona do espigão colocado na parte mais distal da tibia. De facto, este espigão está mais afastado do eixo anatómico da tibia e, conseqüentemente, o menor volume de osso à sua volta, vai conduzir ao aparecimento de maiores níveis de deformação e tensão. Verificou-se, ainda, que o tipo de apoio parece não influenciar significativamente o valor máximo da tensão de *von Mises*, mas o apoio II induziu um aumento de rigidez da tibia e foi responsável pelo aumento da área ocupada por um determinado estado de tensão.

Perante o exposto, o apoio tipo III parece ser a situação que conduz a resultados mais favoráveis ao sucesso da artrodese do joelho. Contudo, tendo em conta que o apoio tipo I é a situação que melhor aproxima o procedimento cirúrgico, a avaliação da influência da sequência de montagem será feita utilizando este apoio.

4.2. Influência da Sequência de Montagem

Tal como realizado para a análise do tipo de apoio, a avaliação da influência do tipo de sequência será feita considerando a análise comparativa entre os deslocamentos,

tensões, forças de contacto e força resultante. Neste ponto será usado o modo de carregamento 1 excetuando a sequência 4 que será realizada com o carregamento 4.

4.2.1. Análise de deslocamentos

Na Figura 4.12 é apresentada a variação do deslocamento global no fémur e na Figura 4.13 a variação para a tíbia para as diferentes sequências de montagem. Relativamente às sequências 1 (S1) e sequência 2 (S2), não se observam diferenças significativas, quer no fémur quer na tíbia. Salienta-se que entre estas sequências apenas foi alterada a ordem de aplicação das forças nos dois espigões roscados na tíbia. A sequência 4 (S4) conduz ao menor deslocamento global e à alteração da distribuição dos deslocamentos na zona de fusão do fémur, isto é, os valores de deslocamento estão mais direccionados para a superfície de fusão. Contudo, é na tíbia que se observam as maiores diferenças. De facto, a (S4) parece ser a sequência de montagem que conduz ao menor deslocamento global, quer seja na superfície de corte quer seja em toda a tíbia.

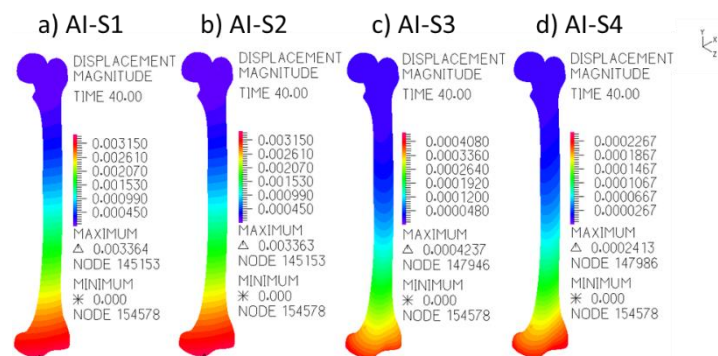


Figura 4.12. Distribuição do deslocamento global do fémur.

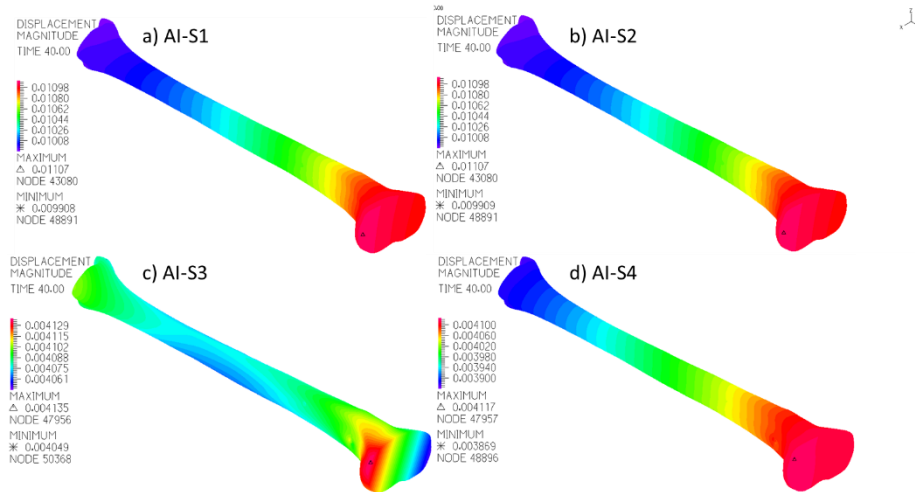


Figura 4.13. Distribuição do deslocamento global da tíbia.

Na Figura 4.14 é apresentada a variação do deslocamento médio da superfície de corte do fémur e da tíbia, segundo o eixo z, com o tempo de montagem. Relativamente ao fémur observa-se uma grande diferença entre alguns valores máximos. De facto, o deslocamento médio associado às sequências 3 (S3) e 4 (S4) é aproximadamente 8 vezes inferior ao das sequências 1 (S1) e 2 (S2). Não obstante, tendo em conta que entre as sequências 3 (S3) e 4 (S4) a diferença do deslocamento não é significativa, pode-se concluir que a ordem de aplicação da carga não altera o resultado final do deslocamento z. Nota-se, contudo, que o movimento da superfície de corte na (S4) é menos linear do que na (S3). Esta diferença de comportamento está diretamente relacionada com o facto de na (S3) se fixar um espigão considerando o aperto simultâneo dos dois *clamps* que o constituem, enquanto que na (S4) a fixação do espigão é realizada através do aperto sequencial destes *clamps*.

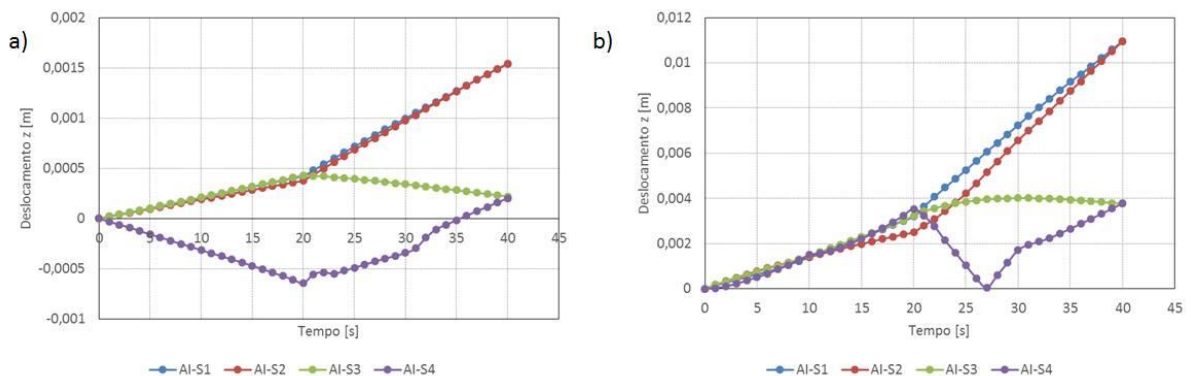


Figura 4.14. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fémur; b) tíbia.

É interessante notar que na tíbia, tal como no fémur, é a quarta sequência que conduz ao menor deslocamento global e as sequências 1 (S1) e 2 (S2) continuam a exibir

um comportamento semelhante. A sequência 4 (S4) é a que apresenta maior variação de comportamento durante a montagem. A diferença de comportamento acentua-se a partir do momento em que se inicia a montagem do espigão roscado ao fémur. Este facto é explicado pela condição de equilíbrio/desequilíbrio das forças aplicadas na montagem. A aplicação da carga no espigão roscado no fémur conduz ao desequilíbrio de forças, sendo o deslizamento relativo a resposta do sistema para assegurar a estaticidade. Resumindo, a sequência de aplicação de carga condiciona o posicionamento final e o comportamento da montagem, resultando uma configuração diferente da inicial. A aplicação de carga simultânea nos dois *clamps* dum espigão garante um ajustamento mais equilibrado do sistema, o que é um bom princípio para evitar problemas de montagem.

Na Figura 4.15 é apresentado o deslizamento relativo entre as faces de corte do fémur e da tíbia. A sequência 3 (S3) conduz ao menor deslizamento entre as superfícies de fusão, o equilíbrio na aplicação das cargas parece ser preponderante para estaticidade da artrose. A situação que conduz ao menor deslizamento relativo assegura maior área de contacto e poderá contribuir para o sucesso da cirurgia.

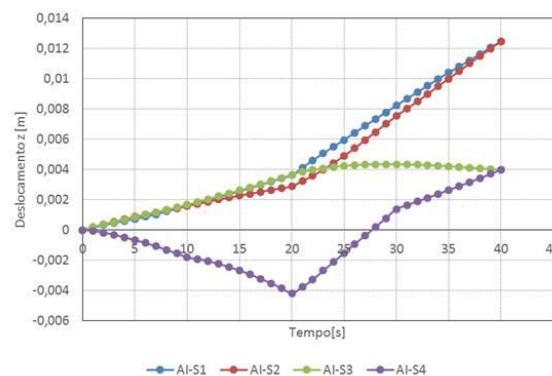


Figura 4.15. Deslocamento relativo das faces do fémur e tíbia segundo o eixo z.

4.2.2. Análise de tensões

Nesta secção analisam-se as tensões de *von Mises* em cada um dos membros, tendo em consideração as diferentes sequências de montagem e o apoio I. Nas Figura 4.16 e Figura 4.17 são apresentadas as distribuições de tensões no fémur e na tíbia para as sequências 1, 2, 3 e 4, considerando a escala de cores correspondente à tensão máxima de 10 MPa. Os resultados mostram que a tensão máxima do fémur nas sequências 1 (S1) e 2 (S2) ocorre na cabeça, enquanto que nas sequências 3 (S3) e 4 (S4) ocorre na zona dos furos.

Este resultado parece indicar que para o mesmo tipo de apoio, a alteração da sequência de montagem influencia a posição da zona crítica no fêmur. Além disso, se for feita uma análise comparativa tendo em conta o valor máximo da tensão de *von Mises*, pode-se verificar que as sequências 3 (S3) e 4 (S4) conduzem a níveis próximos da tensão de cedência/fratura do osso cortical, enquanto que as sequências 1 (S1) e 2 (S2) conduzem a níveis significativamente inferiores.

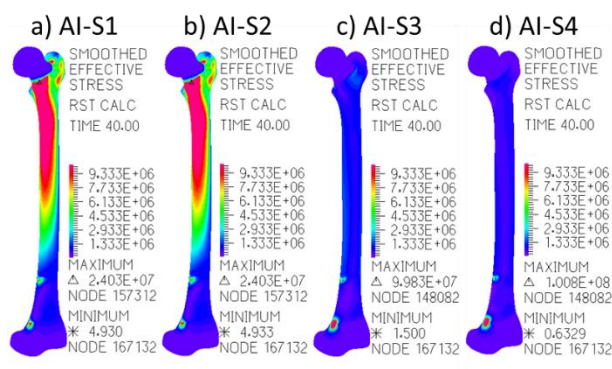


Figura 4.16. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes sequências.

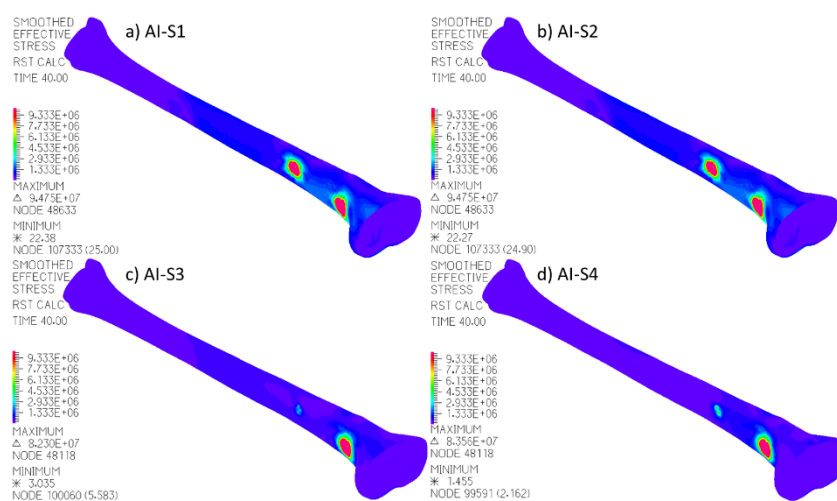


Figura 4.17. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes sequências.

Este maior valor de tensão nas sequências 3 (S3) e 4 (S4) poderá ser justificado pelo comprimento útil do espigão (Figura A.3 a), induzindo um momento superior quando comparado às sequências 1 (S1) e 2 (S2), consequência do aperto ser realizado na tíbia e no fêmur, contrariamente à sequência que apenas realiza o aperto no osso da tíbia. Na sequência 4 (S4) obtiveram-se tensões muito próximas da fratura na zona do furo situado na parte distal do fêmur, sendo a sequência de carregamento um dos motivos para o acréscimo. Uma vez

que o carregamento individual obriga a estrutura a mover-se no sentido de obter estabilidade, deste movimento resulta um momento devido à condição de fronteira imposta na cabeça do fémur, justificando o valor de tensão obtido na sequência 4 (S4). As tensões no osso da tíbia atingiram valores semelhantes, sendo os máximos verificados nas sequências 1 (S1) e 2 (S2), justificado pela pressão aplicado na parte da tíbia. Apesar do tipo de apoio e magnitude de carregamento serem iguais nas quatro sequências, é de notar que a posição do *clamp* no qual é aplicada a pressão altera o comportamento da distribuição da pressão nos membros inferiores.

Na Figura 4.18 está ilustrado o gráfico onde é apresentado o valor médio da tensão de *von Mises* na superfície de corte do fémur em função do tempo de montagem do fixador. Nesta figura constata-se que as sequências 1 (S1) e 2 (S2) apresentam o mesmo comportamento, sendo válido concluir que a ordem de aplicação do espigão não afeta o valor da tensão na face do fémur e a distribuição de tensão do osso (Figura 4.16). A sequência 3 é o que apresenta melhor comportamento, sendo o seu valor médio de tensão de *von Mises* o que apresenta mais linearidade quando comparado com as restantes sequências. Analisando o tipo de sequência usada, é de notar que o aperto simultâneo dos *clamps* proporciona maior estabilidade da artrodese. O valor da tensão média nas sequências 1 (S1) e 2 (S2) é cerca de três vezes superior ao valor verificado nas sequências 3 (S3) e 4 (S4), sendo a justificação para este comportamento a aplicação do carregamento com sentidos opostos, que permite focar o corte entre o fémur e a tíbia, contrariamente ao carregamento das sequências 1 (S1) e 2 (S2) que é no mesmo sentido.

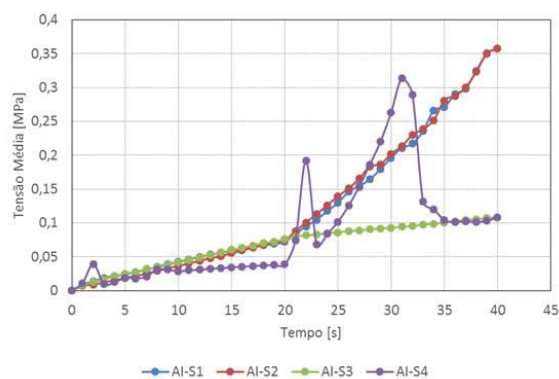


Figura 4.18. Tensão média na superfície de corte do fémur.

Uma vez que o sucesso da artrodese está relacionado com a distribuição das tensões de *von Mises* nas superfícies de contacto é necessário ter em conta essa distribuição. Como já foi analisado no modelo comparativo anterior, uma melhor fusão do osso implica

uma deformação homogénea na superfície de corte. Portanto, como já referido, a homogeneidade das deformações está associada à homogeneidade das tensões. Na Figura 4.19 é apresentado a distribuição da tensão de *von Mises* da superfície da tíbia, sendo que esta resulta da pressão de contacto com a superfície de corte do fémur.

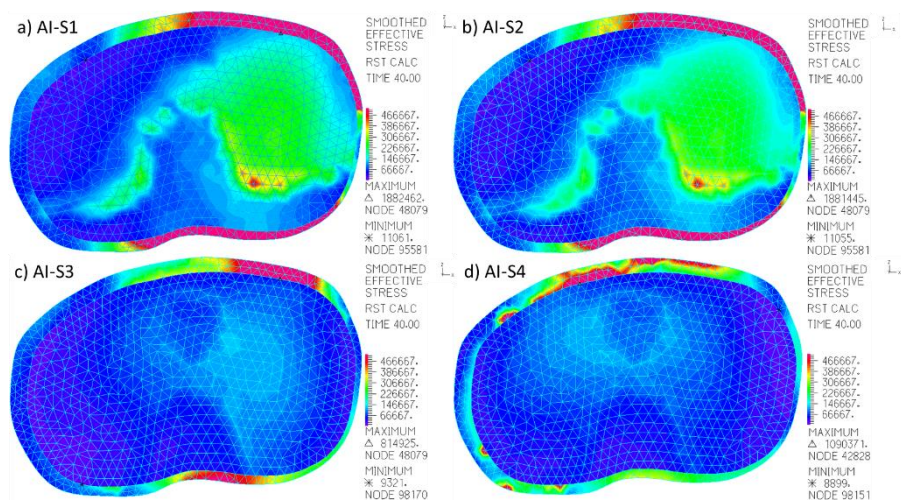


Figura 4.19. Distribuição de tensões na superfície da tíbia.

Na figura anterior é possível observar que a distribuição de tensões na área de contacto apresenta mais homogeneidade nas sequências 3 (S3) e 4 (S4). Esta maior homogeneidade é explicada pela sequência de carregamento, a qual é focalizada na zona do corte, sendo esta a explicação para o menor valor de tensão obtido na zona da face de corte da tíbia. Nesta figura é ainda possível observar que, em ambas as sequências, os valores mais elevados de tensão ocorrem no osso cortical na zona dos côndilos. Nesta figura é ainda observada que nas sequências 1 (S1) e 2 (S2), os maiores valores de tensão do osso cortical surgem na parte anterior do corte dos côndilos. Este resultado pode ser justificado pela condição de fronteira na cabeça do fémur e pelo facto do carregamento ser feito unicamente no osso da tíbia. As duas condições originam flexão da tíbia, surgindo concentração de tensão na zona de contacto com o fémur. Assim, devido aos ângulos da montagem e direção da resultante na zona de corte, a configuração final pode conduzir a tensões adicionais. Na Figura 4.20 é representada a variação do valor médio da tensão de *von Mises* nas superfícies do osso cortical e trabecular, com o tempo de montagem. Confirma-se que a tensão de *von Mises* no osso cortical para as sequências 1 (S1) e 2 (S2) é aproximadamente três vezes superior à observada nas sequências 3 (S3) e 4 (S4).

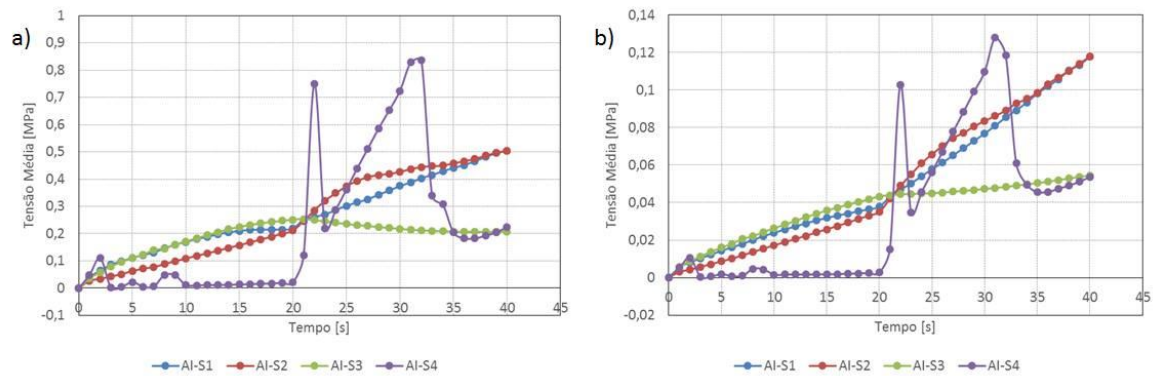


Figura 4.20. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.

Na Figura 4.20 é perceptível que o comportamento da sequência 3 (S3) é o que apresenta mais linearidade, sendo um indício que a pressão aplicada no corte em sentidos opostos oferece mais estabilidade no modelo e maior homogeneidade, quando comparados com as outras sequências.

4.2.3. Análise da força resultante

Na Figura 4.21 é representada a pressão média de contacto entre as faces de corte. O valor mais elevado surge na sequência 3 (S3), sendo também a que apresenta maior homogeneidade de distribuição.

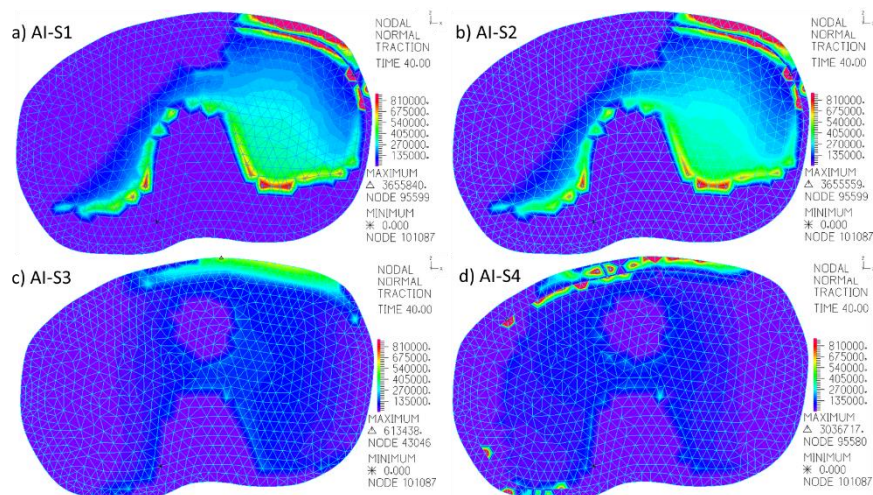


Figura 4.21. Pressão média na superfície de corte da tíbia para as várias sequências de montagem.

Na figura anterior é possível observar que as sequências 1 (S1) e 2 (S2) conduzem aos mesmos resultados e a sequência 4 (S4), apesar de apresentar uma distribuição semelhante à sequência (S3), conduz a um contacto mais irregular, o qual pode ser justificado

pelo movimento relativo da estrutura no sentido de contrariar a força exercida pelos *clamps* quando carregados individualmente.

Na Figura 4.22 é representada a força resultante na face da tíbia em função do tempo de montagem.

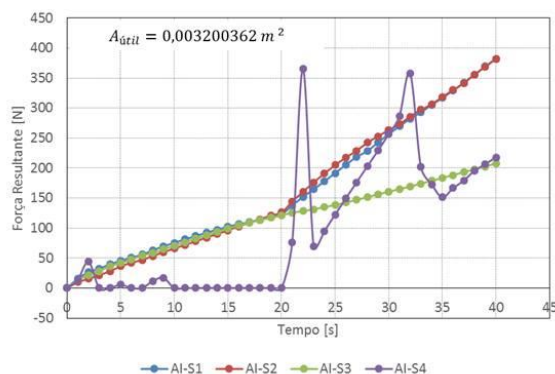


Figura 4.22. Força resultante na face da tíbia.

Os resultados da figura anterior mostram que a sequências 3 (S3) e 4 (S4) conduzem à menor resultante de pressão de contacto na face da tíbia. A diferença de valores, quando comparada com as sequências 1 (S1) e 2 (S2), é justificada pela condição de fronteira na cabeça do fémur, sendo que neste caso, as duas forças aplicadas são contrariadas pelo encastramento, resultando no valor que é observado na Figura 4.22. Contrariamente, quando duas forças são aplicadas em sentidos opostos, resulta um menor deslizamento (Figura 4.15) e uma distribuição de tensões de *von Mises* mais homogénea (Figura 4.19) nas faces de corte.

4.2.4. Discussão

A análise dos deslocamentos relativos segundo z , (Figura 4.15), permitiu concluir que as sequências 3 (S3) e 4 (S4) conduzem ao menor deslizamento entre as faces de corte. O aperto simultâneo dos *clamps* permite maior estabilidade do modelo, sendo que ao efetuar o carregamento na tíbia, seguido do fémur, permite uma maior fixação da montagem.

A distribuição de tensões no fémur mostrou que a zona crítica, no caso do aperto feito unicamente pela tíbia (S1) e (S2), está relacionada com a condição de fronteira. Nas sequências 3 (S3) e 4 (S4) a tensão na zona dos furos atinge valores próximos da fratura, sendo a própria configuração da montagem a causa para este comportamento. De facto, tendo em conta que os espigões não estão posicionados simetricamente em relação ao eixo mecânico, isto é não apresentam simetria, a diferença de distâncias resulta num acréscimo

de tensão, quando o espigão é solicitado através do *clamp*. Analisadas as tensões na tíbia para a sequência 4 (S4) (Figura 4.20) é perceptível que o carregamento dos *clamps* mais afastados gera um maior acréscimo da tensão.

Os valores de tensão nas faces do fêmur e da tíbia para as sequências 1 (S1) e 2 (S2) não apresentam diferenças significativas, permitindo concluir que a ordem de carregamento dos *clamps* roscados à tíbia não afeta a tensão na superfície de contacto. O aperto individual dos *clamps* (S4) conduziu a uma maior homogeneidade de tensões de *von Mises* na face de corte (Figura 4.19), mas em contrapartida a pressão resultante do contacto entre as duas faces (Figura 4.21) é mais irregular e causa maior movimento na estrutura.

Perante os resultados expostos, a sequência 3 (S3) parece ser a situação que conduz a resultados mais favoráveis para o sucesso da artrodese do joelho. Sendo que, apesar de atualmente não existirem dispositivos que efetuem o carregamento simultâneo, esta sequência de carregamento será usada no próximo subcapítulo.

4.3. Influência da Intensidade de Carga

A influência do tipo de intensidade de carga será realizada do mesmo modo que os subcapítulos anteriores. Nesta avaliação será utilizado o apoio tipo I e sequência de montagem 3. A configuração do fixador foi realizada com o posicionamento 1, sendo apenas comparado o carregamento 1 (Figura 3.10) com o carregamento 2 (Figura 3.11).

4.3.1. Análise de deslocamentos

A distribuição de deslocamentos globais no fêmur para os dois modos de carregamentos não altera de forma significativa o posicionamento da estrutura, apesar de no carregamento 2 (C2) o deslocamento global máximo ser duas vezes inferior ao verificado no carregamento 1 (C1) (Figura 4.23). Relativamente à tíbia, apenas a distribuição de deslocamentos globais sofreu alteração, sendo o valor máximo semelhante para os dois carregamentos (Figura 4.24).

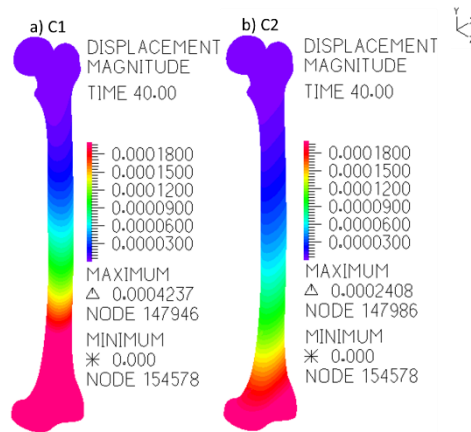


Figura 4.23. Distribuição do deslocamento global do fémur.

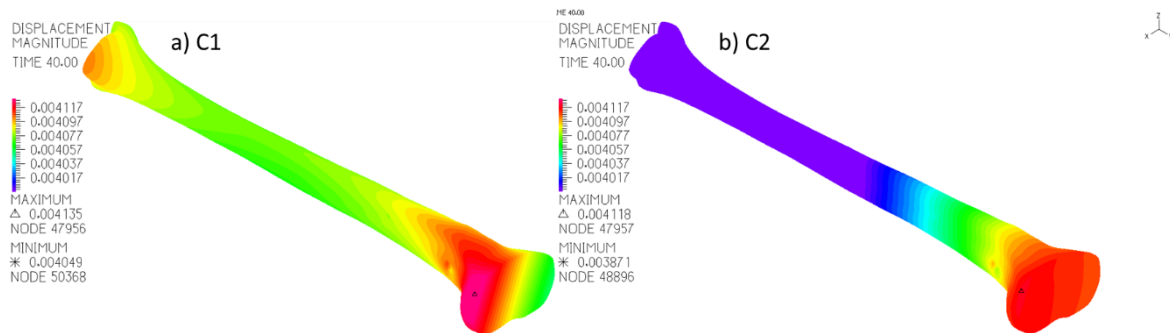


Figura 4.24. Distribuição do deslocamento global da tíbia.

As zonas de corte do fémur e da tíbia não sofreram alterações nos seus valores máximos (Figura 4.25), sendo apenas a variação com o tempo de montagem alterada, devido à intensidade de carga para a 1ª força apresentar diferentes variações.

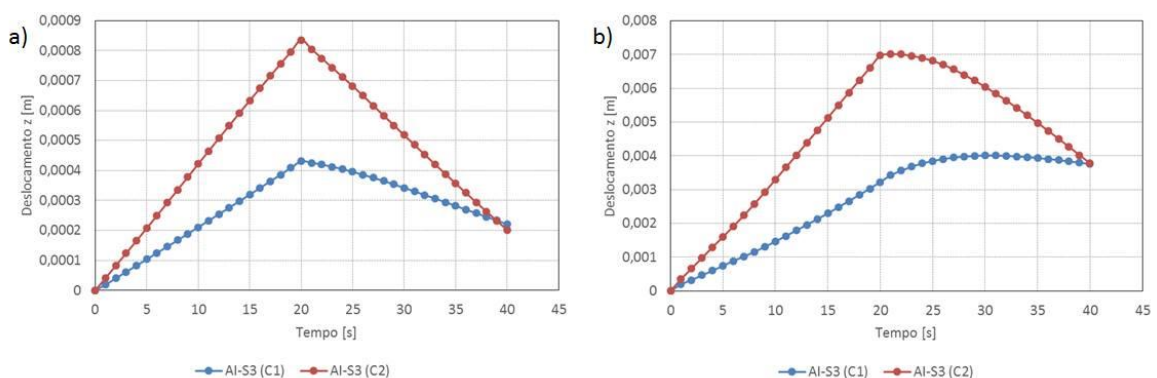


Figura 4.25. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fémur; b) tíbia.

Os resultados obtidos para o deslocamento relativo entre as faces do fémur e da tíbia, apresentam resultados próximos, sendo apenas a variação do deslizamento diferente para os dois carregamentos (Figura 4.26). Com os resultados apresentados não é possível

retirar conclusões, uma vez que para os dois carregamentos não houve alterações a nível de deslocamento.

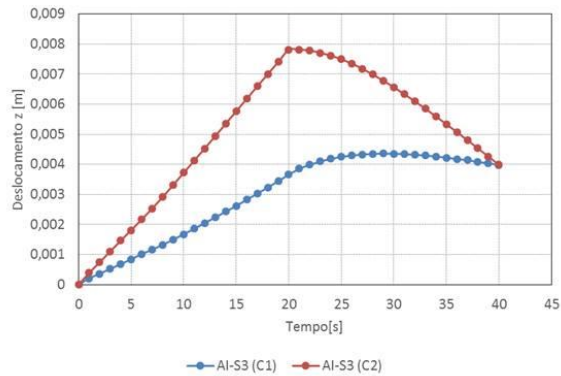


Figura 4.26. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.

4.3.2. Análise de tensões

Os resultados obtidos mostram que as tensões máximas de *von Mises* para os dois carregamentos são na mesma zona, sendo apenas a sua magnitude diferente. Apesar da força aplicada nos *clamps* ser igual, o valor da tensão máxima no furo variou, tanto no fêmur (Figura 4.27) como na tíbia (Figura 4.28). Contudo, comparando as tensões na face de corte do fêmur (Figura 4.29), pode-se verificar que estes resultados não são conclusivos, sendo apenas a linearidade da variação mais acentuada no (C1).

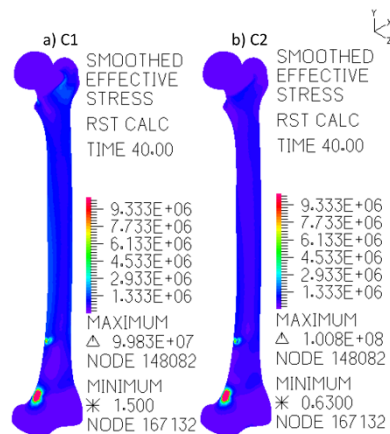


Figura 4.27. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes carregamentos.



Figura 4.28. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes carregamentos.

Estes resultados não são significativos comparando as tensões na face do fêmur (Figura 4.29), sendo apenas a linearidade da variação mais acentuada no (C1).

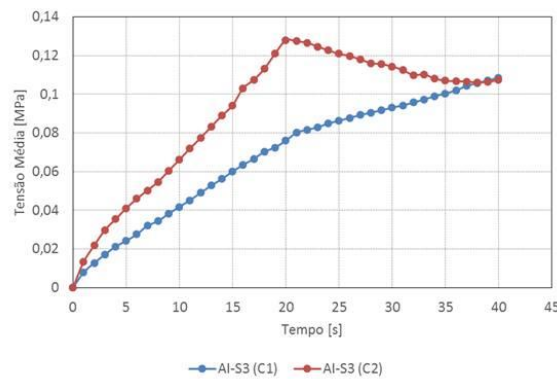


Figura 4.29. Tensão média na superfície de corte do fêmur.

A distribuição das tensões na face de corte para o carregamento 2 apresentou maior homogeneidade e um valor máximo de tensão superior (Figura 4.30), sendo a variação da força 1 o motivo dessa melhor distribuição, principalmente, na zona do osso cortical. Esta distribuição parece estar relacionada com a melhor adaptabilidade deste carregamento, pois fixa rapidamente as duas faces de corte induzindo também menores deslizamentos, como foi visto no subcapítulo dos deslocamentos.

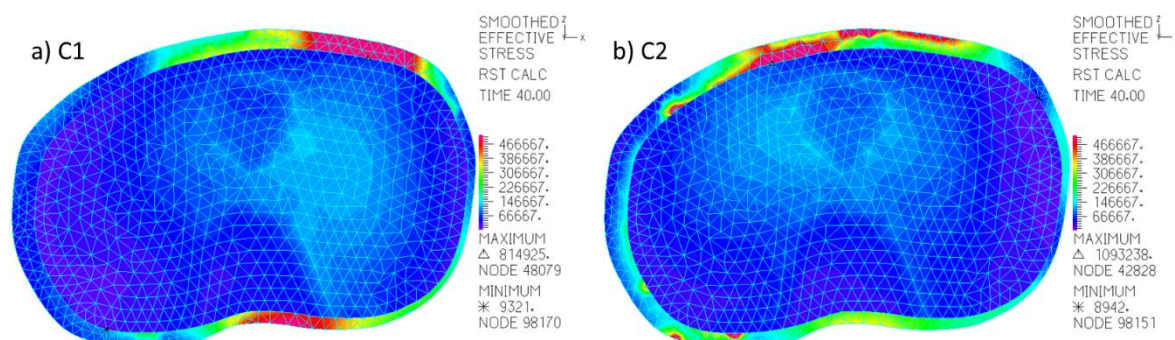


Figura 4.30. Distribuição das tensões na superfície de corte da tíbia.

No osso da tíbia (Figura 4.31) não existiram alterações significativas da tensão média de *von Mises* e a variação temporal da força parece não induzir alterações na artrose do joelho.

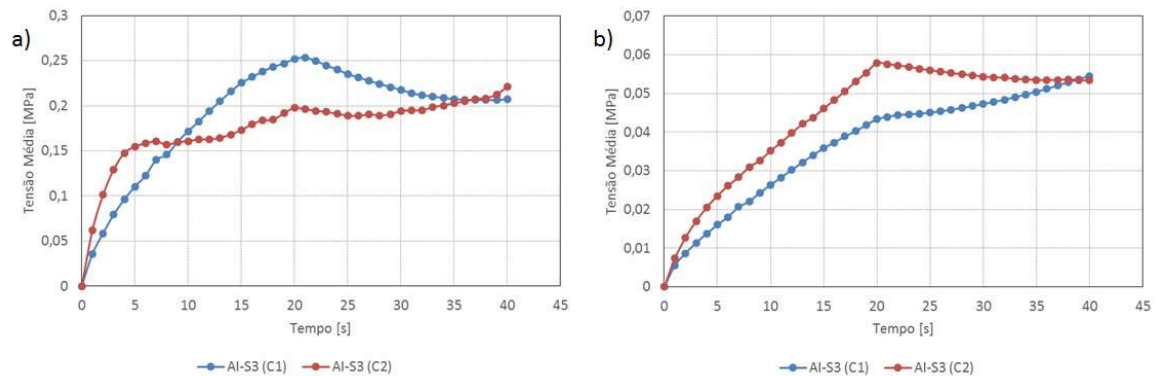


Figura 4.31. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.

4.3.3. Análise da força resultante

Na (Figura 4.32) é apresentada a distribuição da pressão média na face da tíbia para os dois modos de carregamento. A figura mostra que a pressão é superior no carregamento 2, contudo a sua distribuição é mais irregular. Este comportamento pode ser justificado pelo menor deslizamento relativo das superfícies de corte.

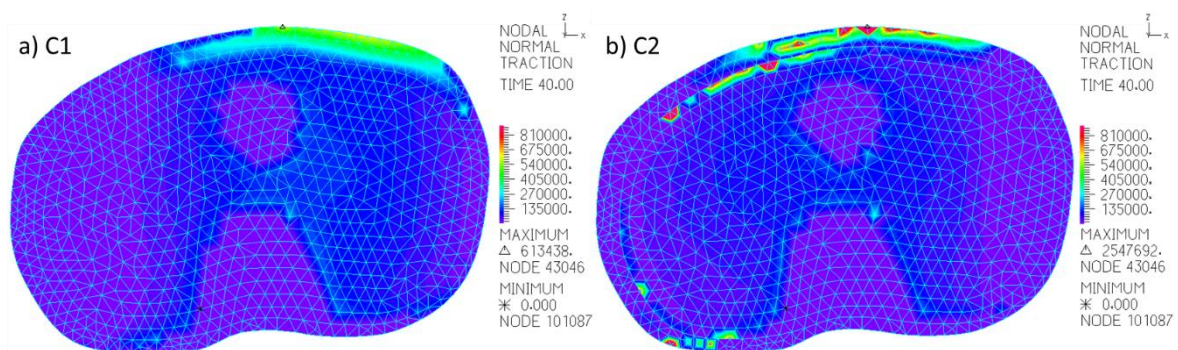


Figura 4.32. Pressão média na superfície de corte da tíbia para os dois carregamentos.

A pressão resultante nos dois carregamentos (Figura 4.33) não apresentou diferenças significativas.

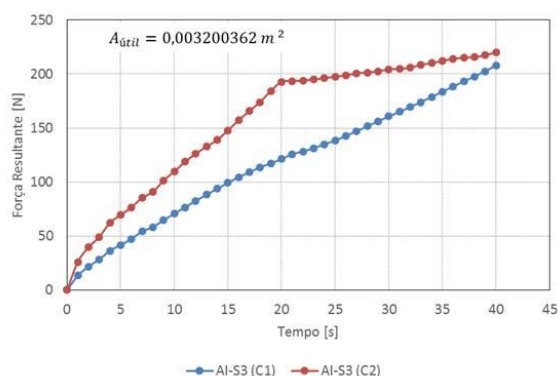


Figura 4.33. Força resultante na face da tíbia.

4.3.4. Discussão

A análise comparativa dos carregamentos não é conclusiva em relação ao efeito do carregamento para a artrodese do joelho. Contudo, apesar da semelhança nos resultados, no carregamento 1 (C1) a distribuição de tensões de *von Mises* na superfície de corte (Figura 4.30 b) apresentou melhor homogeneidade. O aumento do declive da força 1 conduz a uma alteração velocidade de deformação do osso e induz tensões de *von Mises* superiores nas zonas dos furos no fêmur (Figura 4.27) e na tíbia (Figura 4.28).

Em relação à pressão média na superfície de corte, o (C2) obteve melhores resultados devido à maior concentração da pressão na zona do osso trabecular da tíbia. Apesar de ambos os carregamentos não apresentarem divergências de resultados, o modo de (C2) é o que proporciona melhores condições para o sucesso da artrodese do joelho.

4.4. Influência da posição do fixador

A avaliação da influência da posição do fixador utilizado na artrodese do joelho foi realizada considerando a análise comparativa realizada nos subcapítulos anteriores. Para analisar os resultados serão utilizados os parâmetros que conduziram aos melhores resultados para a artrodese e foi apenas alterado a configuração do fixador (Apêndice A).

4.4.1. Análise de deslocamentos

A distribuição dos deslocamentos globais no fêmur é semelhante para as duas configurações do fixador (Figura 4.34). O posicionamento 1 (Figura 4.34 a) apresenta menores deslocamentos. Contudo, atendendo que a magnitude dos deslocamentos é inferior a 1mm, a diferença de valores é pouco significativa. Nos deslocamentos globais da tíbia as

diferenças são significativas na parte proximal (Figura 4.35). No posicionamento 2 (Figura 4.35 b) o ajuste simétrico do comprimento útil dos espigões aplicados na tíbia, induz um maior equilíbrio de momentos, proporcionando um menor deslizamento relativo das faces de corte.

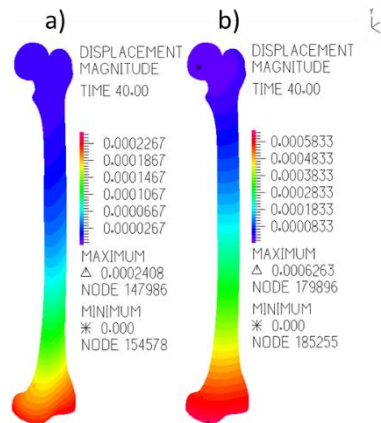


Figura 4.34. Distribuição do deslocamento global do fêmur. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2

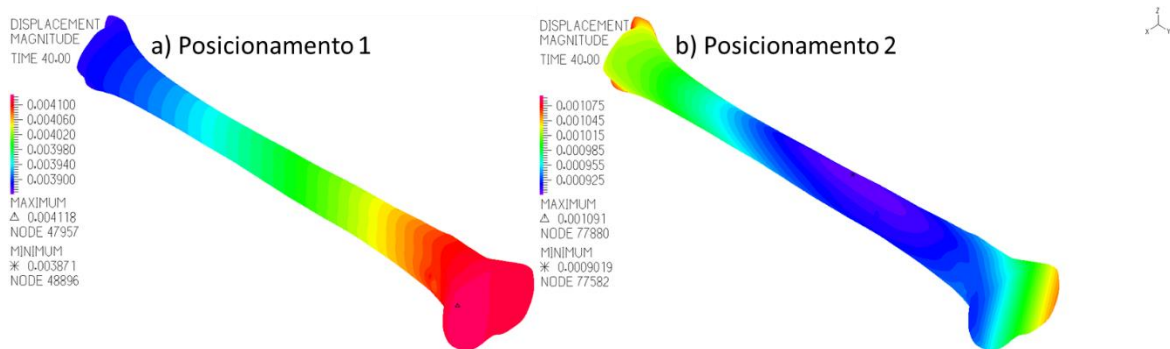


Figura 4.35. Distribuição do deslocamento global da tíbia.

A alteração da posição do espigão para uma zona mais próxima da superfície de corte alterou a distribuição dos deslocamentos globais no osso da tíbia (Figura 4.35 b). No osso do fêmur a alteração da distribuição dos deslocamentos não foi tão significativa devido à condição de fronteira imposta na cabeça do fêmur.

Na (Figura 4.36) é apresentada a variação do deslocamento médio das superfícies de corte do fêmur e da tíbia, segundo o eixo z, com o tempo de montagem do fixador. O deslocamento da superfície de corte da tíbia (Figura 4.36 b) é apresentado em valor absoluto, pois o movimento da face de corte da tíbia é no sentido negativo do eixo z. Os resultados indicam que o posicionamento do fixador influencia o deslocamento das faces, sendo o posicionamento 2 o que apresenta menores variações durante o tempo de montagem.

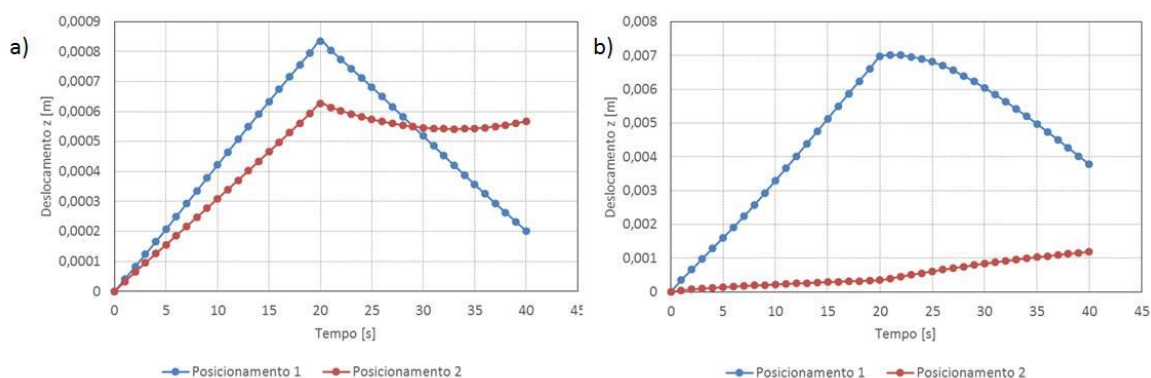


Figura 4.36. Variação do deslocamento médio segundo z, com o tempo de montagem, nas superfícies de corte: a) fémur; b) tíbia.

Os resultados apresentados na Figura 4.37 mostram que a posição do fixador condiciona o deslizamento relativo entre as faces. Com estes resultados pode-se concluir que a otimização da posição do fixador é benéfica para o sucesso da artrodese, sendo que o deslizamento do posicionamento 2 foi duas vezes menor do que o do posicionamento 1.

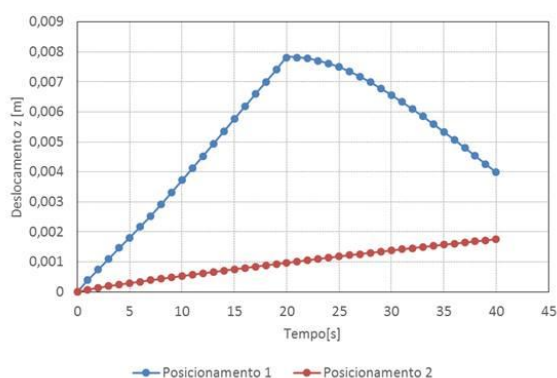


Figura 4.37. Deslocamento relativo das faces do fémur e tíbia segundo o eixo z.

4.4.2. Análise de tensões

Nas Figura 4.38 e na Figura 4.39 são apresentadas as distribuições de tensões no fémur e na tíbia, para os dois posicionamentos do fixador. Os resultados mostram que a tensão máxima ocorre na zona dos furos, para ambos os posicionamentos. No osso do fémur (Figura 4.38) o posicionamento 2 conduziu a uma tensão máxima duas vezes inferior à verificada no posicionamento 1. O decréscimo da tensão está relacionado com a configuração da montagem. De facto, ao posicionar os espigões simetricamente e ao aproximar o furo da zona de corte, diminui-se o momento resultante. No osso da tíbia (Figura

4.39) verificou-se o decréscimo do valor da tensão do posicionamento 1 para o posicionamento 2, sendo que a diminuição não foi tão significativa como no fêmur.

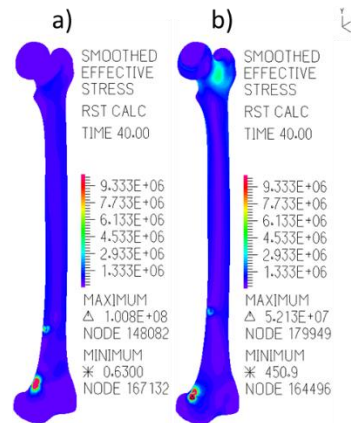


Figura 4.38. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes tipos de posições: a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2

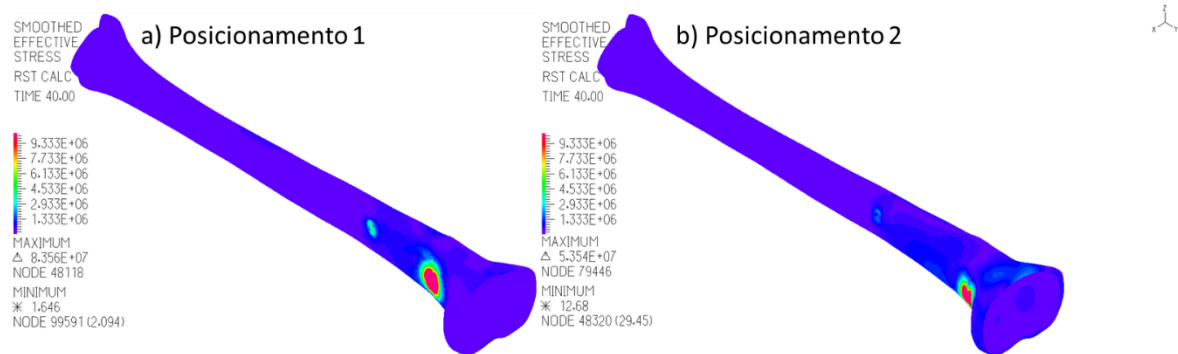


Figura 4.39. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes tipos de posicionamentos.

Em relação ao valor médio de tensão *von Mises* na superfície de corte, a variação das tensões entre os dois posicionamentos é conclusiva, uma vez que a magnitude dos valores médios foi 4 vezes superior no posicionamento 2 (Figura 4.40). Perante os mesmos valores da força de compressão, o posicionamento 2 obteve menores deslizamentos e maiores tensões, o que indica que durante a cirurgia o correto ajustamento é crucial para o sucesso da artrodese do joelho.

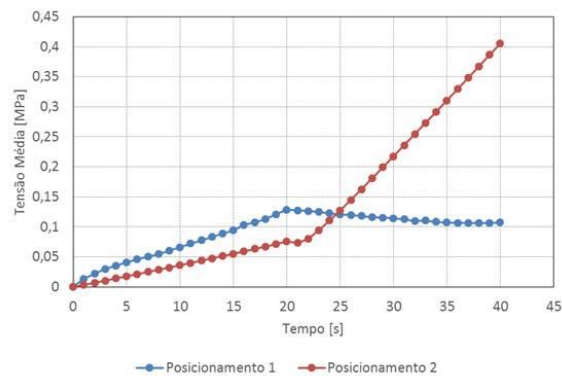


Figura 4.40. Tensão média na superfície de corte do fémur.

Uma distribuição homogénea das tensões implica uma melhor distribuição da deformação do osso. Assim, na Figura 4.41 é apresentada a distribuição de tensões na superfície da tíbia, sendo que esta resulta da pressão de contacto com a superfície de corte do fémur. Perante os valores obtidos é evidente que o posicionamento 2 é o que apresenta melhores resultados.

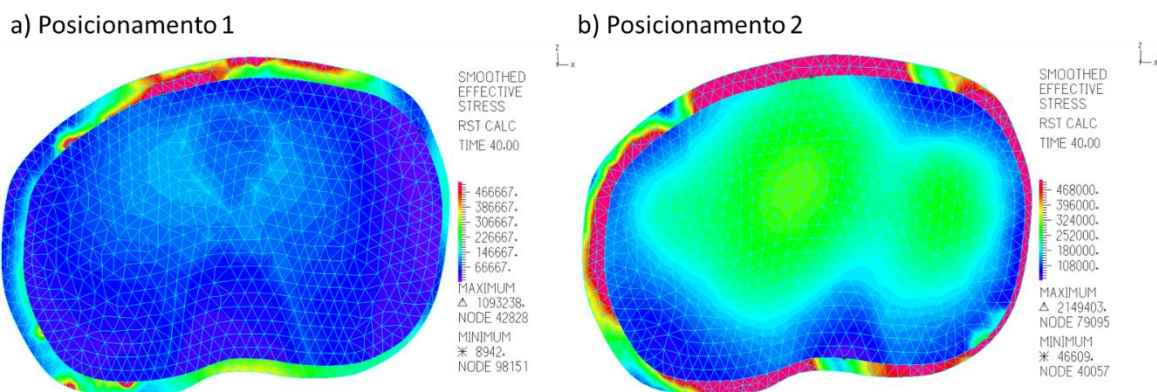


Figura 4.41. Distribuição de tensão na superfície da tíbia.

De facto, na figura anterior é possível observar-se que a distribuição de tensões apresenta maior homogeneidade no posicionamento 2 (Figura 4.41). A tensão máxima ocorre sempre na região anterior e posterior do osso cortical, apresentando de certa forma alguma homogeneidade. Além disso, o osso trabecular fica sujeito a tensões uniformes na região central, sendo um indício que a compressão é aplicada na área total do osso, estimulando a remodelação óssea.

Na Figura 4.42 é apresentada a variação do valor médio da tensão de *von Mises* nas superfícies cortical e trabecular do osso da tíbia, em função do tempo de montagem. Os resultados mostram que em ambos os ossos a tensão média de *von Mises* no posicionamento 2 é quatro vezes superior à verificada no posicionamento 1.

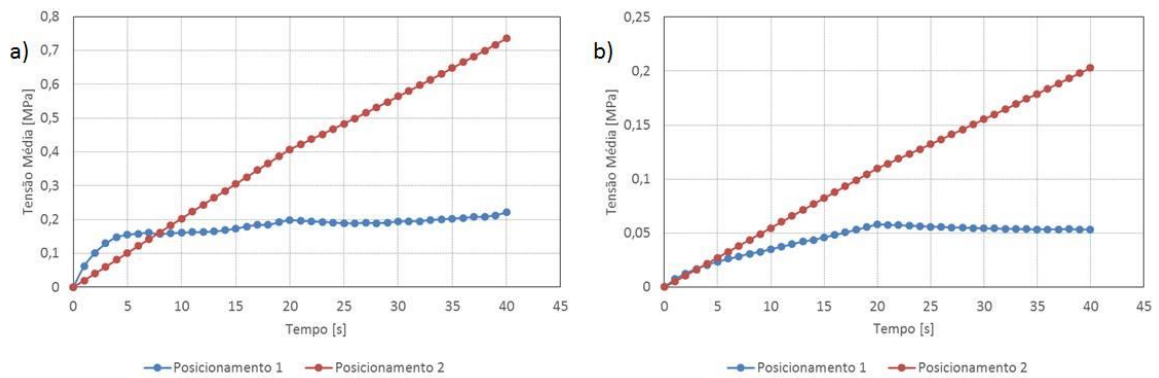


Figura 4.42. Tensão média na superfície de corte da tíbia a) cortical b) trabecular.

É evidente que o posicionamento do fixador contribui para o sucesso da cirurgia. No entanto, numa situação real o doente no qual será aplicado o fixador pode não ter osso saudável para aplicar os espigões na posição aconselhável, ficando a cargo do cirurgião a escolha da região com osso saudável e denso que permita garantir a compressão.

4.4.3. Análise da força resultante

Na Figura 4.43 é ilustrada a pressão média na superfície de contacto entre as faces de corte. A escala de valores do gráfico da Figura 4.43 b) foi adaptada para permitir melhor visualização da distribuição da pressão de contacto.

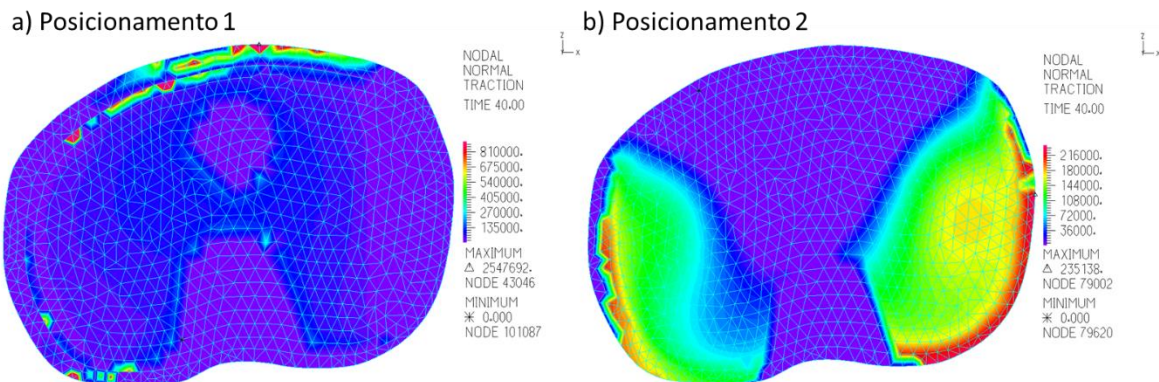


Figura 4.43. Pressão média na superfície de corte da tíbia para os dois posicionamentos.

A pressão média apresentou maior homogeneidade no posicionamento 2, isto é, a pressão é quase simétrica relativamente ao plano sagital e não tem pontos com valores extremos.

Na Figura 4.44 é representada a pressão resultante na face de corte da tíbia, obtida através da média da pressão na face da tíbia. Os resultados obtidos não apresentam alterações significativas de comportamento e magnitude. Contudo, apesar dos resultados

serem idênticos, o posicionamento 2 apresenta mais linearidade, resultado do menor deslizamento por parte das faces e homogeneidade da pressão média na face.

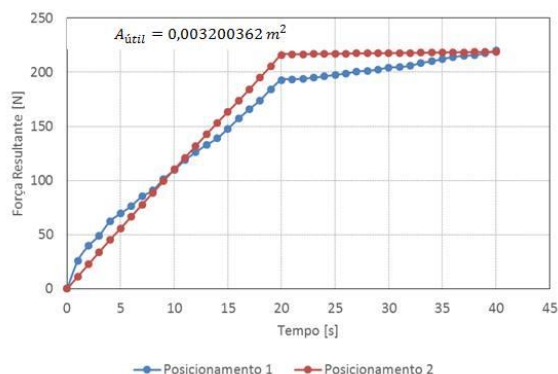


Figura 4.44. Força resultante na face da tíbia.

4.4.4. Discussão

Os resultados obtidos permitem concluir que o ajustamento da posição do fixador, em relação ao eixo mecânico dos membros, proporciona menores deslizamentos (Figura 4.37), tal como uma maior estabilidade na estrutura. Relativamente à distribuição de tensões, o posicionamento 2 conduziu a menores valores da tensão média de *von Mises*, eliminando a possibilidade de ocorrer fratura na zona dos furos, tanto no fémur (Figura 4.38) como na tíbia (Figura 4.39). Além disso, a distribuição de tensões na superfície de corte apresentou mais homogeneidade no posicionamento 2 (Figura 4.41).

Perante os resultados expostos, o posicionamento 2 foi o que conduziu a situação mais favorável ao sucesso da artrodese do joelho. Assim, a avaliação da influência da posição ortostática dos membros será realizada utilizando este tipo de posicionamento.

4.5. Influência da Posição Ortostática

A avaliação da influência da posição ortostática na artrodese do joelho vai ser feita considerando a análise comparativa apresentada nos subcapítulos anteriores. As condições de apoio, sequência, intensidade de carga, posicionamento do fixador utilizadas nos dois modelos, foram escolhidas tendo em conta os resultados anteriormente apresentados, isto é, utilizaram-se as condições ótimas de cada um dos parâmetros anteriormente analisados. As configurações anatómicas utilizadas nesta avaliação foram os modelos com/sem correção ortostática (Figura 3.13).

4.5.1. Análise de deslocamentos

Nas Figura 4.45 e Figura 4.46 estão representadas a variação do deslocamento global para os dois modelos ortostático. A distribuição dos deslocamentos globais no fémur é semelhante para os dois modelos e, em ambos os casos, o deslocamento global máximo não excedeu um milímetro. Os deslocamentos globais na tíbia (Figura 4.46) têm uma distribuição diferente nas duas posições ortostática e o modelo com correção obteve um máximo inferior ao modelo sem correção. A diferença de resultados está relacionada com a configuração do osso, pois, após a correção da posição ortostática, os eixos mecânicos do fémur e da tíbia passam a ser colineares.

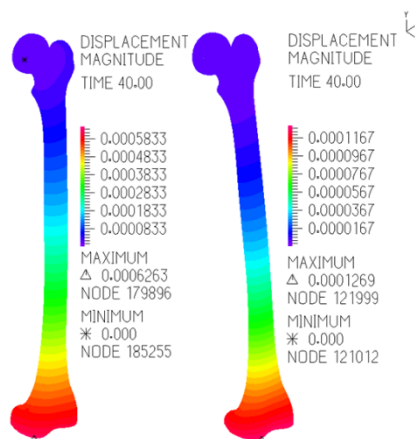


Figura 4.45. Distribuição do deslocamento global do fémur: a) Sem Correção 1 b) Com Correção.

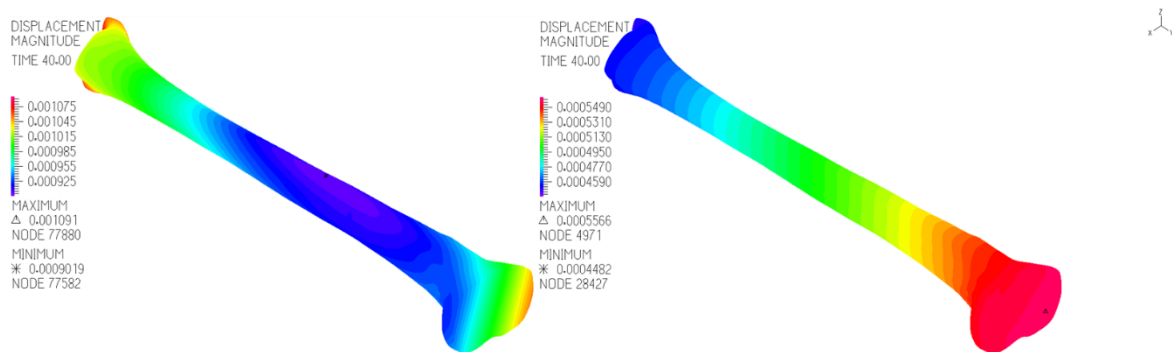


Figura 4.46. Distribuição do deslocamento global da tíbia.

Nos dois modelos analisados os deslocamentos máximos surgem nas superfícies de corte do fémur e da tíbia. Na Figura 4.47 é apresentada a variação do deslocamento médio das superfícies do fémur e da tíbia, segundo o eixo z, com o tempo de montagem. O deslocamento da superfície da tíbia encontra-se em valor absoluto, devido à direção do seu deslocamento ser no sentido negativo (Figura 4.47 b).

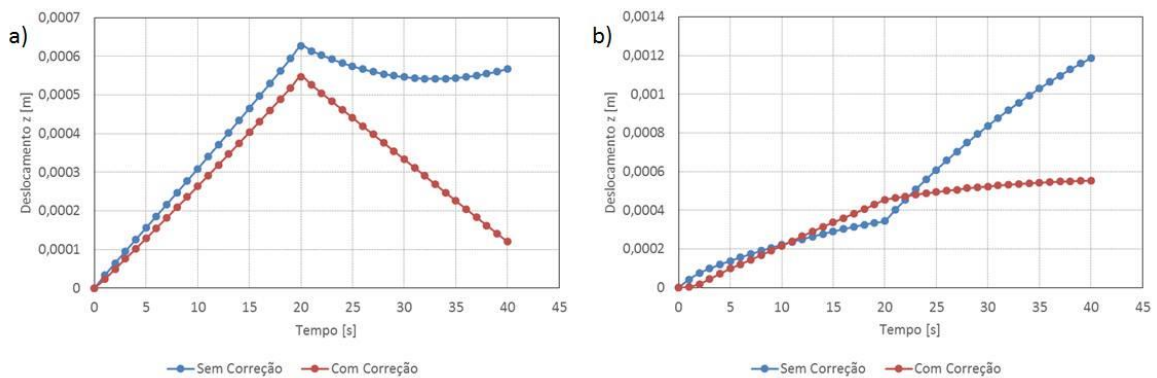


Figura 4.47. Variação do deslocamento médio segundo z, nas superfícies de corte, com o tempo de montagem: a) fêmur; b) tíbia.

Apesar do modelo com correção apresentar menor deslizamento, comparativamente ao modelo sem correção (Figura 4.47), os resultados não apresentam alteração de comportamento. Relativamente ao deslocamento relativo entre as faces, o modelo com correção conduziu ao menor deslizamento, o que indica um grau de fixação superior (Figura 4.48). Com estes resultados é conclusivo que a alteração da configuração modifica os momentos na superfície de corte devido o ângulo de valgos possibilitando menor deslizamento e conseqüentemente maior fixação.

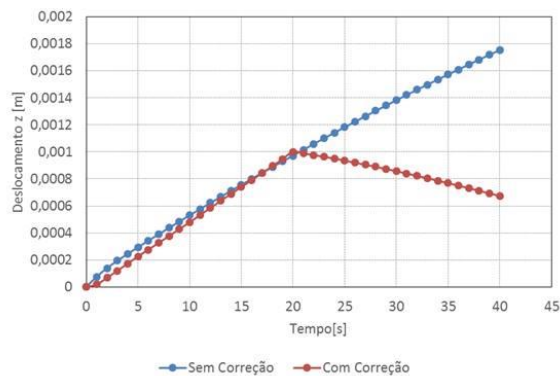


Figura 4.48. Deslocamento relativo das faces do fêmur e tíbia segundo o eixo z.

4.5.2. Análise de tensões

Nas Figura 4.49 e na Figura 4.50 são apresentadas a distribuição das tensões de *von Mises* no fêmur e na tíbia, para a duas posições em estudo. Os resultados mostram que a tensão máxima ocorre sempre na zona dos furos no osso do fêmur (Figura 4.49) e o modelo com correção da posição conduz a menores valores de tensão. Assim sendo, a utilização do ângulo valgo menor parece causar menores constrangimento da estrutura. Na tíbia as alterações não são significativas (Figura 4.50).

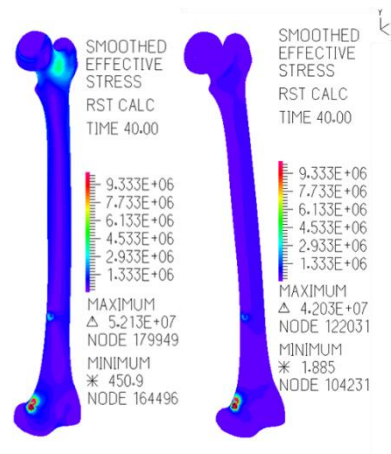


Figura 4.49. Distribuição das tensões no fêmur para diferentes tipos de posição ortostática. a) Sem correção
b) Com correção.

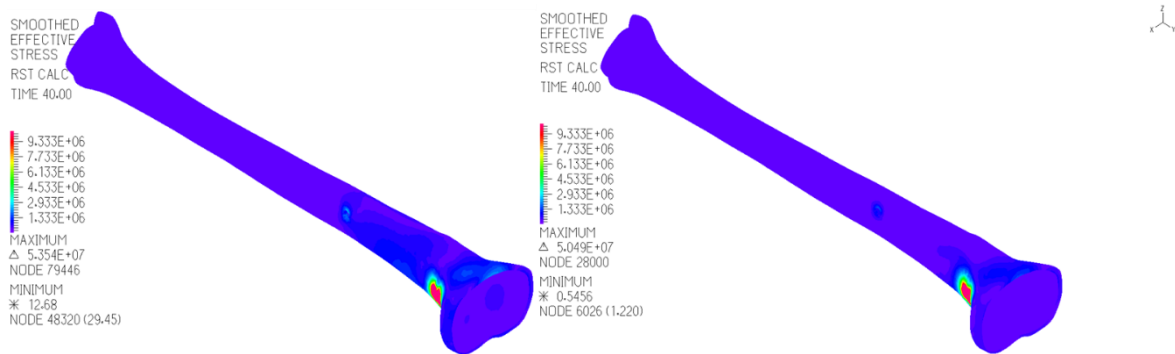


Figura 4.50. Distribuição das tensões na tíbia para diferentes tipos de posicionamentos.

Na Figura 4.51 é apresentado o valor médio das tensões de *von Mises* na superfície do fêmur em função do tempo de montagem. O modelo sem correção é o que apresenta o maior valor de tensão média. Tendo em conta que os deslizamentos para os dois modelos são semelhantes, o posicionamento sem correção apresenta melhor comportamento. Uma das causas para esta diferença de tensão média na face do fêmur está relacionado com o corte feito para obtenção do ângulo de valgo utilizado no modelo. Uma vez que o corte é feito conciliando os dois ângulos em conjunto (valgo e flexão) é possível obter uma maior superfície de contacto, sendo esse o motivo para a diferença de tensão.

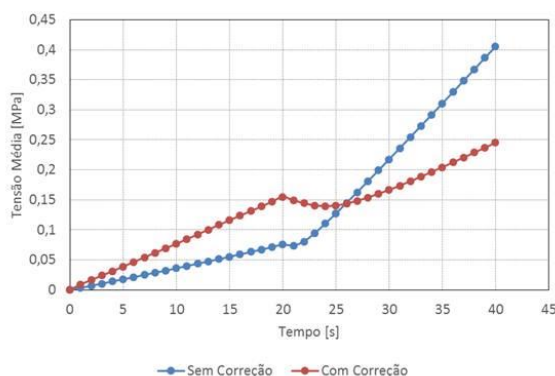


Figura 4.51. Tensão média na superfície de corte do fémur.

Contudo, é necessário ter em conta que uma melhor fusão do osso implica uma deformação homogênea na superfície de corte. Como já dito nos subcapítulos anteriores, os modelos utilizados são lineares e, conseqüentemente, não existe deformação plástica, assim, as deformações serão proporcionais às tensões e as constantes de proporcionalidade dependentes das propriedades do material. Na Figura 4.52 é apresentado a distribuição das tensões na superfície da tíbia.

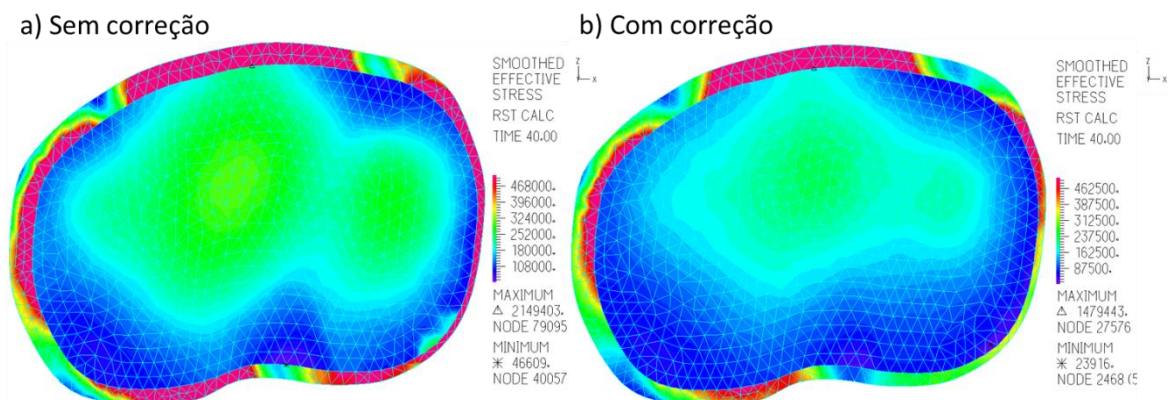


Figura 4.52. Distribuição de tensão na superfície de corte da tíbia.

Na Figura 4.52 é evidente que a distribuição das tensões apresenta homogeneidade na área de contacto para os dois casos. É ainda possível observar que, nos dois casos, a tensão máxima é obtida na zona da cortical. No entanto, o modelo com correção obteve menores valores de tensão no osso cortical. Esta diferença de tensões é consequência da força proveniente do fixador que, ao ser transmitida ao osso, pode aumentar ou diminuir consoante o ângulo de valgos.

Na Figura 4.53 é representada a variação do valor da tensão média de *von Mises* no osso cortical e trabecular da tíbia, com o tempo de montagem. Como era expectável, o

modelo sem correção apresentou valores superiores de tensão média, sendo que apresentou um comportamento mais linear em relação ao tempo de montagem.

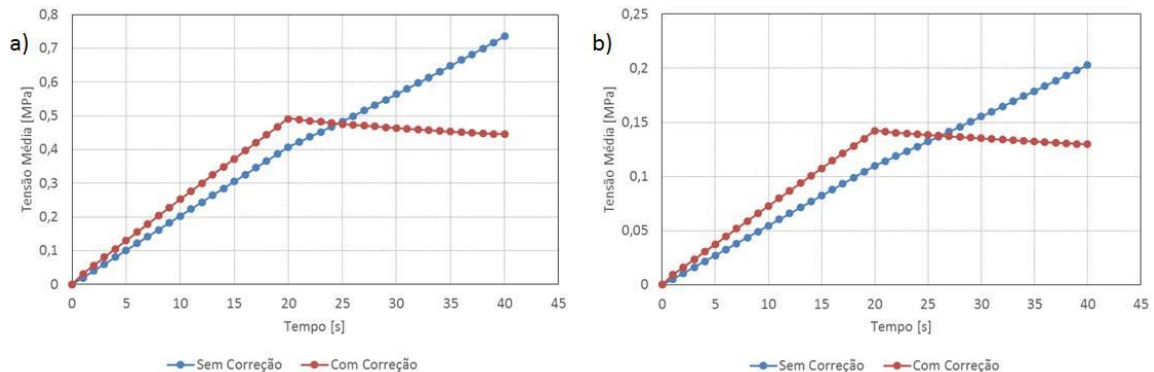


Figura 4.53. Tensão média na superfície de corte da tíbia: a) cortical b) trabecular.

Apesar de ambos os modelos serem parecidos, o modelo com correção apresentou maior homogeneidade na zona de corte, representando maior sucesso na artrodese do joelho.

4.5.3. Análise da força resultante

Na Figura 4.54 é ilustrada a pressão média do contacto entre as faces de corte. Os valores de pressão média são menores para o modelo com correção, uma vez que a área de contacto é superior, mas é evidente que o modelo com correção apresenta melhores resultado ao nível dos parâmetros considerados como benéficos para a artrodese.

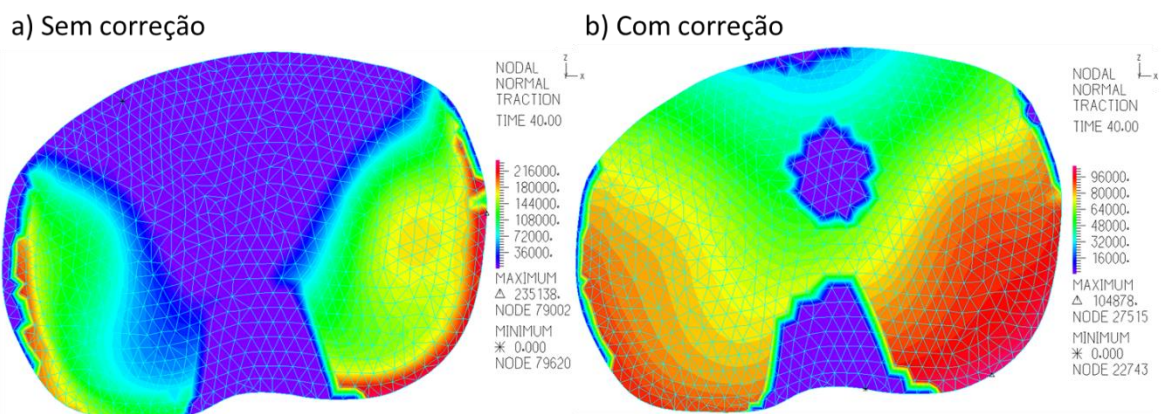


Figura 4.54. Pressão média na superfície de corte da tíbia para o modelo com/sem correção.

A força resultante foi maior para o modelo sem correção, mas a diferença de valores não parece ser significativa (Figura 4.55).

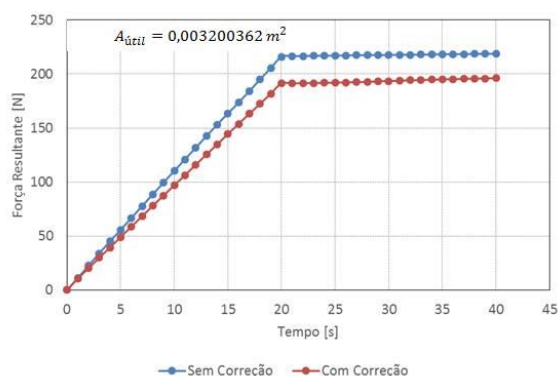


Figura 4.55. Força resultante na face da tíbia.

4.5.4. Discussão

A análise de resultados anteriormente apresentados permite concluir que a correção ortostática é benéfica para a artrodese do joelho. De facto, após comparação com o modelo sem correção, a redução de deslocamento relativo, tensões médias e força resultante do contacto conduziu a melhorias em parâmetros que são benéficos para a artrodese. A alteração do ângulo de valgo tem um papel crucial na artrodese, uma vez que permite o alinhamento do eixo mecânico entre os membros inferiores, evitando problemas de estabilidade na estrutura.

Perante os resultados expostos, pode-se afirmar que o posicionamento com correção conduz a resultados mais favoráveis ao sucesso da artrodese do joelho, uma vez que induz menores valores de tensões e garante maior fixação das superfícies de corte.

5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste último capítulo são apresentadas as conclusões mais relevantes deste estudo comparativo, incluindo as principais dificuldades, seguido de sugestões para trabalhos futuros.

O trabalho desta dissertação foi desenvolvido com o principal objetivo de simular numericamente, e analisar comparativamente, a influência de um conjunto de parâmetros associados à metodologia cirúrgica com vista à artrodese do joelho. Foram desenvolvidos vários modelos numéricos que tiveram em conta, tanto a geometria dos ossos longos envolvidos no processo de artrodese, como a dos elementos estruturais de um fixador externo habitualmente utilizados neste procedimento cirúrgico. Os diversos modelos numéricos foram implementados e a variações dos parâmetros considerados tiveram como base a possibilidade da sua aplicação em contexto clínico. A análise dos resultados obtidos mostra que o posicionamento do fixador externo pode condicionar o sucesso da artrodese. As alterações implementadas nos vários modelos numéricos permitem retirar um conjunto de conclusões que se elencam de seguida e resumido no Apêndice C:

- O ajustamento do posicionamento do fixador mostrou ser benéfico para a artrodese. O posicionamento simétrico permitiu diminuir a tensão nos membros inferiores e conduziu a menores deslizamentos relativos entre as superfícies de contacto. Além disso, proporcionou ainda melhor estabilidade, diminuindo o constrangimento na estrutura e garantindo melhor contacto entre as superfícies de corte;

- O posicionamento ortostático apresenta genericamente os melhores resultados;

- As condições de apoio na montagem do fixador externo parecem influenciar a distribuição de esforços e tensões na artrodese. O apoio III evidenciou os resultados mais favoráveis ao sucesso da artrodese do joelho;

- A sequência com que é executada a montagem influenciou a posição final do sistema de fixação e conseqüentemente a distribuição de esforços e de tensões. A sequência S3 sugere ser a situação que conduz a resultados mais favoráveis ao sucesso da artrodese do joelho;

- Relativamente à intensidade de carga, verificou-se que, apesar de ambos os carregamentos estudados não apresentarem grande divergência nos resultados, o modo C2 é mais favorável ao sucesso da artrodese do joelho.

Em termos de trabalhos futuros é podem ser propostos os seguintes:

- Avaliação numérica com os parâmetros ótimos para a artrodese do joelho, considerando o modelo completo do osso fémur com cortical e trabecular;
- Realização de ensaios experimentais para validar a influência dos parâmetros;
- Avaliação numérica de um fixador biarticulado para comparação com o fixador utilizado;
- Criação de um modelo que possibilite o carregamento dos 8 *clamps* sem alterar o comportamento da estrutura;
- Criação de um modelo semelhante à mesa do bloco operatório em conjunto com o modelo criado que permita os movimentos de rotação da cabeça do fémur com a acetábulo;
- Comparação de um modelo com propriedades do material do osso ortotrópicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bahute, A. et al., 2013. “O alinhamento do joelho.” , 4(3), pp.30–31.
- Camacho, A. et al., 2012. “Artrodese do joelho Revisão teórica e resultados retrospectivos de 22 casos consecutivos.” , 20(3), pp.325–334.
- Charnley, J., 1948. “Positive Pressure in Arthrodeses of the Knee.” *Br J Bone Jt Surg.*
- Charnley, J. & Baker, S., 1952. “Compression arthrodesis of the knee.” *Beitr Orthop Traumatol*, 15(3), pp.149–151.
- Completo, A. & Fonseca, F., 2011. “Fundamentos de biomecânica” *Publindústria*, ed.,
- Conway, J.D., Mont, M.A. & Bezwada, H.P., 2004. “Arthrodesis of the knee.” *Orthopedics*, 8(12), pp.1514–1518.
- Cram, P. et al., 2012. “Total Knee Arthroplasty Volume, Utilization, and Outcomes Among Medicare Beneficiaries, 1991-2010.” *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 308, pp.1227–1236.
- Cunningham, J. et al., 1989. “A mechanical assessment of applied compression and healing in knee arthrodesis.” *Clin Orthop.*
- Lowet, G. et al., 1995. “Study of vibrational behaviour of healing tibia using finite element.” , 9290(96), pp.2–4.
- Moore, K.L., Dalley, A.F. & Agur, A.M., 2014. “Clinically Oriented Anatomy” Edition, S.,
- Paulino, M. de F., 2014. “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fracturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa ”- Projeto Tese de Doutoramento. Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade de Coimbra.
- 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.
- Samarra, M., 2014. “Metodologia de avaliação da biomecânica na cirurgia de Artrodese do Joelho.” Projeto Tese de Doutoramento. Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade de Coimbra.
- Schwarzkopf, R. et al., 2014. “Success of different knee arthrodesis techniques after failed total knee arthroplasty: Is there a preferred technique?” *Journal of Arthroplasty*, 29(5), pp.982–988.
- Silva, J.M., 2015. “Modelo Biomecânico do Joelho Humano” - Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Site, Constituição do joelho. Available at: <http://orthoinfo.aaos.org/main.cfm> [Accessed July 5, 2016a].
- Site, Estrutura óssea da articulação do quadril. Available at: <http://www.mdsauade.com>

[Accessed June 20, 2016b].

Site, Plano anatómico. Available at: <http://www.ebah.com.br/> [Accessed June 6, 2016c].

Site, Variação do ângulo de inclinação. Available at:
<http://www.docteurblaisemichel.com> [Accessed June 1, 2016d].

Somayaji, H.. et al., 2008. "Knee Arthrodesis-a Review." *The Knee*.

APÊNDICE A – POSICIONAMENTO DO FIXADOR

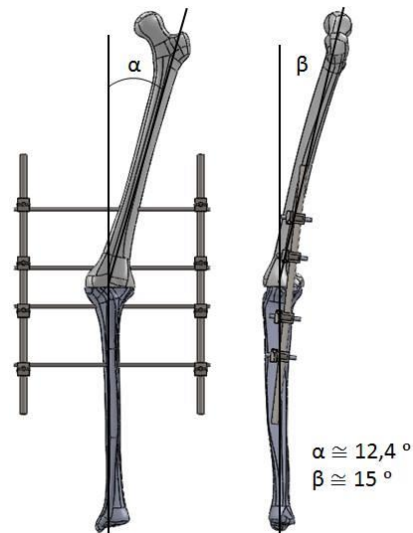


Figura A.1. Posicionamento ortostático em valgos (esquerda) e flexão (direita)

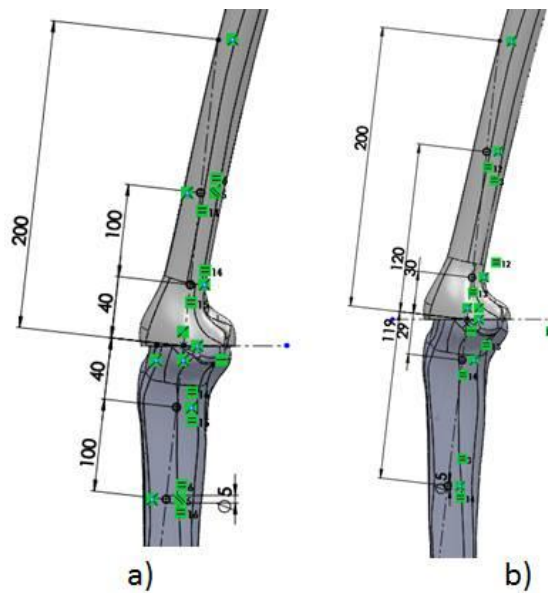


Figura A.2. Posicionamento dos furos. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2.

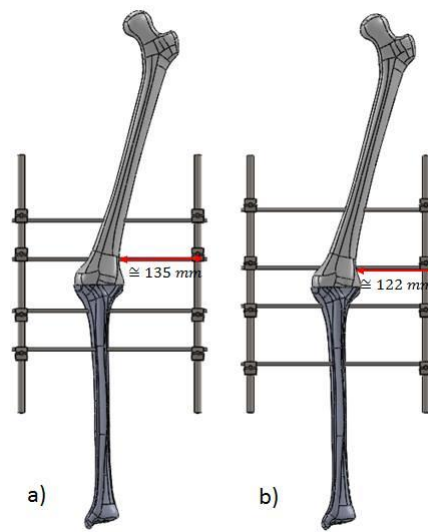


Figura A.3. Posicionamento dos espigões face ao osso. a) Posicionamento 1 b) Posicionamento 2.

APÊNDICE B – MODELOS PARA ARTRODESE

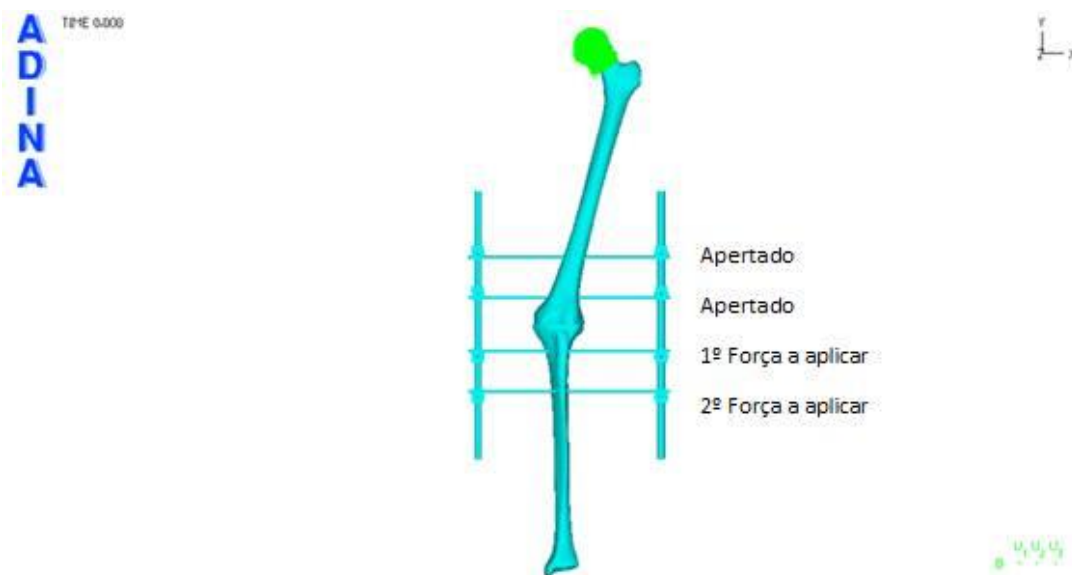


Figura B.1. Modelo AI-S1.

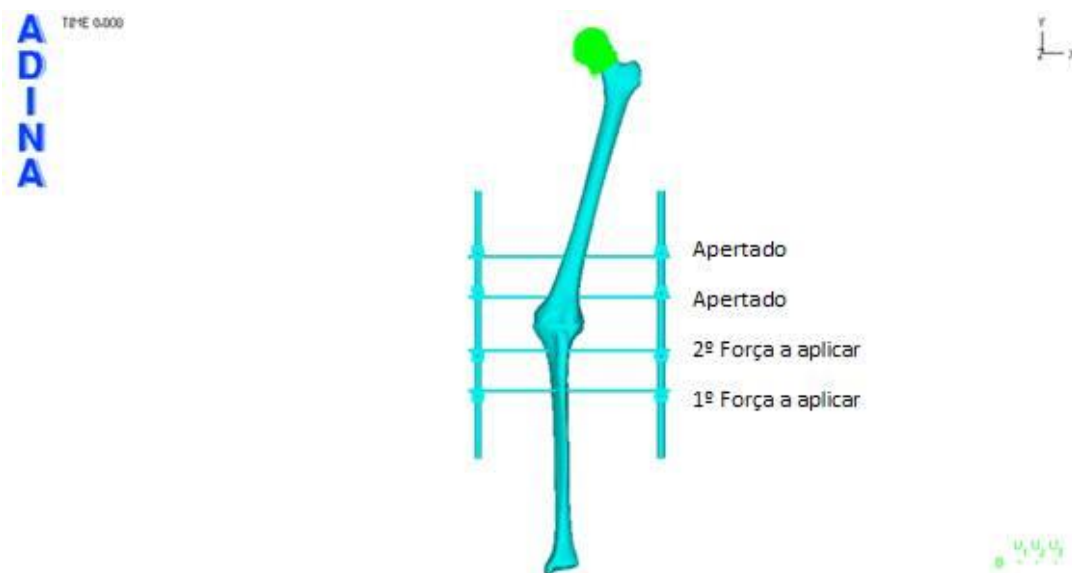


Figura B.2. Modelo AI-S2.

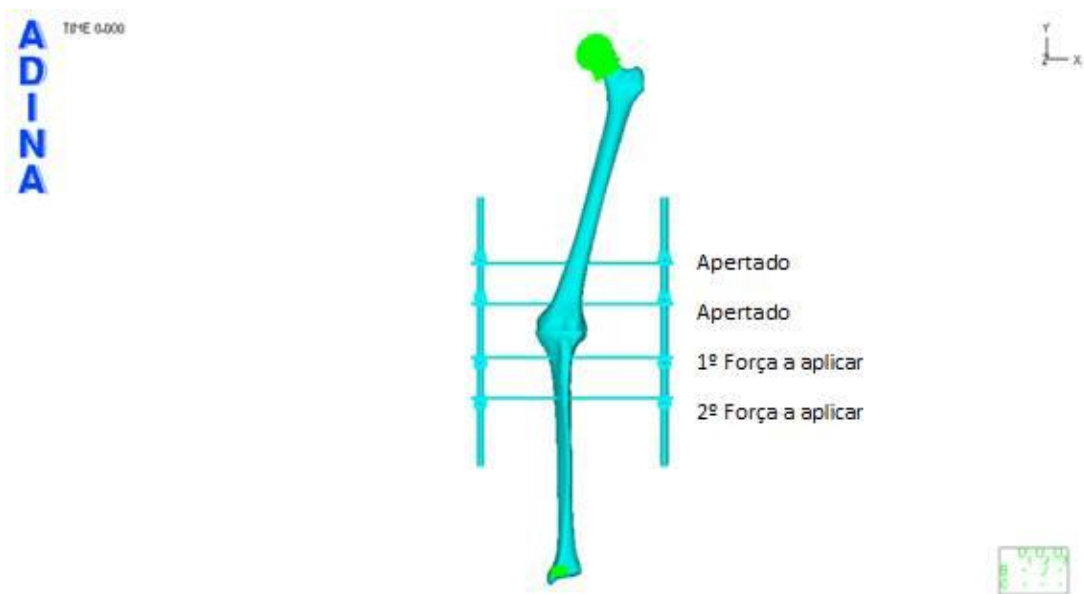


Figura B.3. Modelo AII-S1.

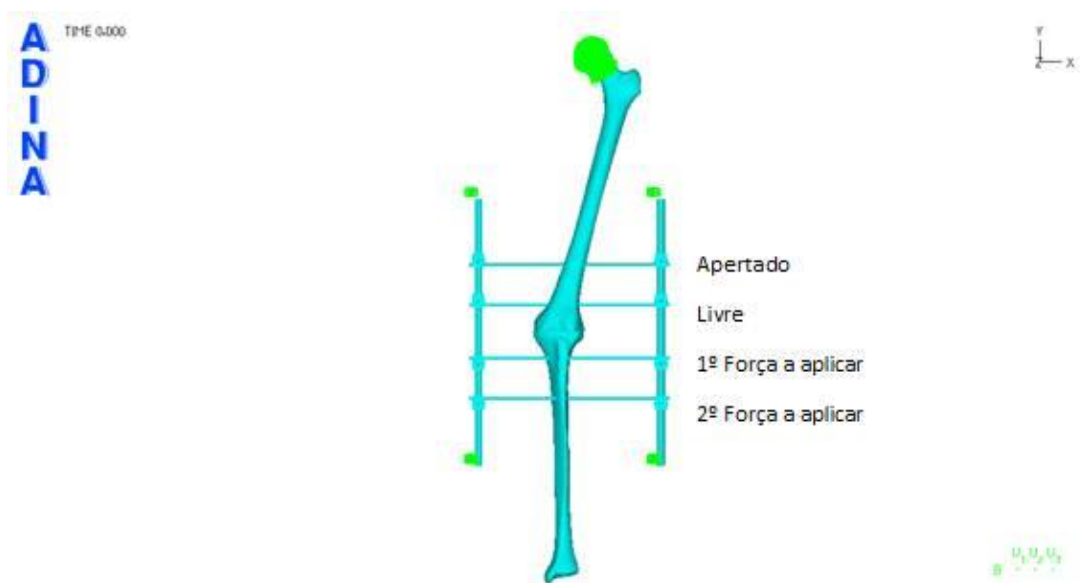


Figura B.4. Modelo AIII-S1.

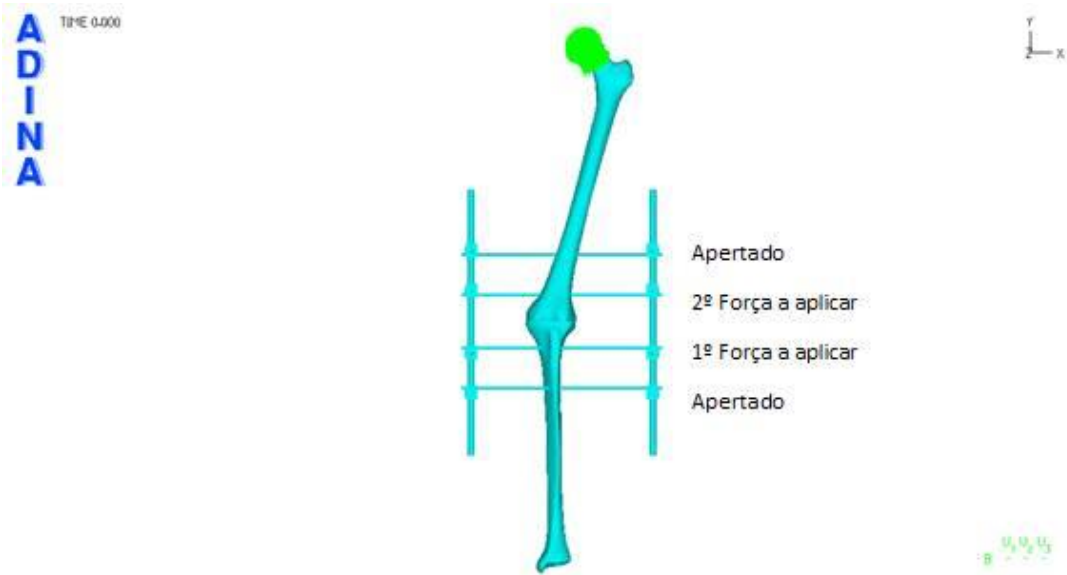


Figura B.5. Modelo AI-S3.

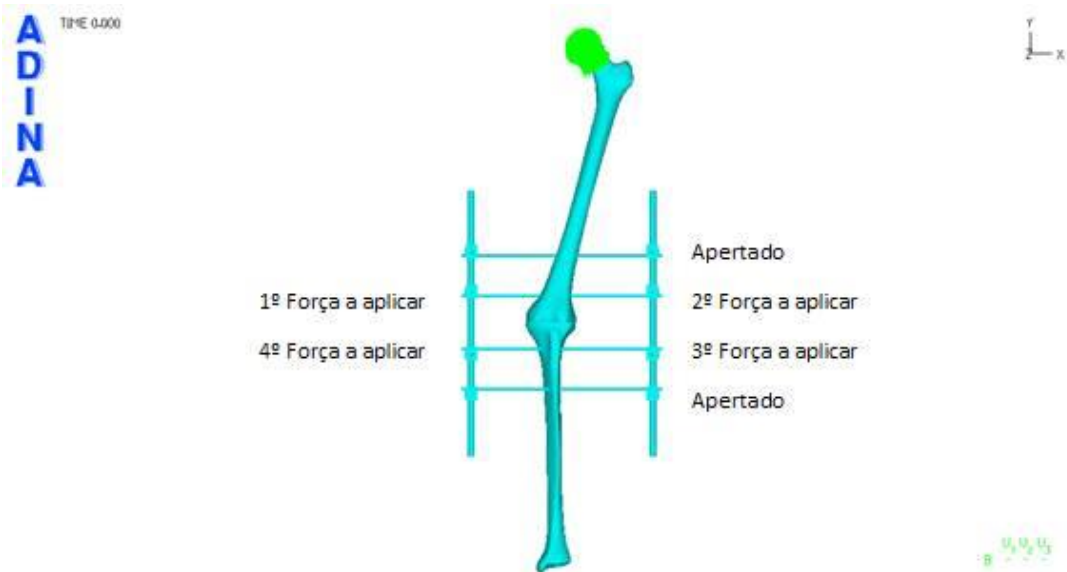
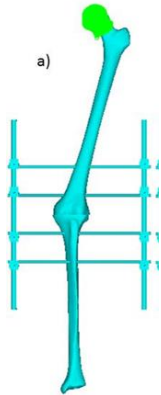

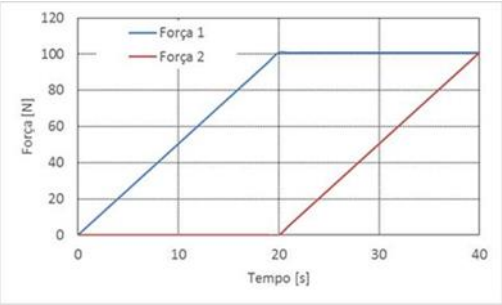
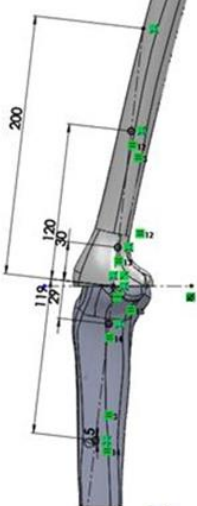



Figura B.6. Modelo AI-S4.

APÊNDICE C – PARÂMETROS IDEAIS

Tabela C.1. Resumo dos parâmetros ideais.

Condição de apoio	Sequência	Carregamento	Posição do fixador	Posição ortostática
<p>O <u>apoio tipo I</u> é o que apresenta o melhor comportamento comparativamente aos restantes.</p>	<p>A <u>sequência 3</u> é o que proporciona maior estabilidade durante a montagem</p>	<p>O <u>carregamento 2</u> é o mais próximo do exemplo de uma situação real de carregamento</p>	<p>O <u>posicionamento 2</u> apresenta melhores resultados.</p>	<p>É recomendável fazer a <u>correção ortostática</u> de forma a obter melhores resultados</p>
	 <p>Apertado 2ª Força a aplicar 1ª Força a aplicar Apertado</p>			 <p>$\alpha \approx 5,3^\circ$ $\beta \approx 15^\circ$</p>