



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

## **Caracterização Numérica de um Fixador Externo para Fraturas da Tíbia**

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

### **Numerical Evaluation of an External Fixation Device in Tibia Fractures**

**Autor**

**João Carlos Miquelão Santos**

**Orientadores**

**Maria Augusta Neto**

**Luís Manuel Ferreira Roseiro**

**Júri**

**Presidente** Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins  
**Amaro**

**Vogais** Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra  
Professora Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino  
Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

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

**Coimbra, Setembro, 2016**



À minha mãe.



## **Agradecimentos**

O trabalho que se apresenta não poderia ter sido concluído sem a ajuda, incentivo e apoio de algumas pessoas. Quero, por isso, aproveitar este espaço para expressar a minha gratidão a todos os que contribuíram para a sua realização.

Começo por agradecer à minha mãe, Lurdes, por todas as demonstrações de força, perseverança e determinação, por sempre ter acreditado em mim e me ter apoiado incondicionalmente.

Ao meu pai, José, pela confiança que depositou em mim, possibilitando que chegasse a esta etapa da minha vida.

Ao meu irmão, José, por todas as discussões e debates, por me mostrar pontos de vista diferentes e pela ajuda ao longo deste trabalho.

À minha namorada, Marta, pelo apoio incondicional, por sempre ter acreditado em mim. Foi uma ajuda crucial durante todas as etapas deste trabalho.

Agradeço à professora Maria Augusta Neto, pela disponibilidade mostrada desde o início, pelos ensinamentos transmitidos e confiança depositada em mim.

Ao professor Luis Roseiro pela ajuda na definição de um rumo para a elaboração do presente trabalho.

Agradeço ainda a todos os meus amigos, que direta ou indiretamente, me apoiaram ao longo desta jornada.



## Resumo

O objetivo do presente trabalho passou pela caracterização numérica de um fixador externo para fraturas da tíbia. Para isso, efetuou-se um estudo numérico do modelo Simple Fix, que se pretendia caracterizar, e o seu desempenho foi comparado com um modelo numérico de um fixador de referência, o modelo AO Tubular. Foi feito, também, um estudo de influência da pré-carga dos parafusos do modelo Simple Fix.

O estudo do fixador foi feito com uma configuração unilateral, aplicado a uma fratura da tíbia. Assim, foram criadas as montagens dos modelos 3D dos dois fixadores na tíbia, com configurações idênticas. Os modelos foram importados para o software ADINA, onde se realizou o estudo numérico. Posteriormente, foi criado um modelo numérico reduzido do fixador Simple Fix, onde foi avaliado o efeito da pré-carga dos dois parafusos que constituem os conjuntos bloco/porta-pinos.

Concluiu-se que o fixador externo Simple Fix demonstra ser mais rígido que o fixador AO Tubular para todas as condições de carregamento estudadas, portanto, axialmente, transversalmente, à torsão e a combinação das três solicitações ao mesmo tempo.

Verificou-se que a influência da pré-carga no desempenho do fixador depende do diâmetro do pino intramedular utilizado. No entanto, aconselha-se uma revisão da geometria dos porta-pinos.

**Palavras-chave:** Fixador externo, Simple Fix, fraturas da tíbia, rigidez, AO Tubular, pré-carga.



## Abstract

The purpose of this work was to do a numerical study of an external fixation device applied to tibia fractures. With this in mind, a numerical study of the intended model, which is the Simple Fix external fixator, was developed and its performance was compared with a model that is widely used in medical procedures, the AO Tubular external fixator. In addition, a study was developed to understand the effects of varying pre-load applied to the Simple Fix external fixator bolts, through a numerical model, and its influence on the system's performance.

The external fixator was analyzed with a unilateral configuration, applied to a tibia with a transversal fracture in the diaphysis. Several 3D models of the external fixators and the tibia were assembled, with similar configurations. The models were then imported to ADINA, the software with which the numerical model was created and analyzed. Afterwards, a numerical model of a parcel of the Simple Fix external fixator was created, so that it was possible to evaluate the effects of the pre-load of the two bolts that belong to the clamp blocks.

The Simple Fix external Fixator proved to be stiffer than the AO Tubular external fixator in every loading condition studied.

The influence of the pre-load in the Simple Fix external fixator model seem to be dependent of the diameter of the intramedullary pins utilized. However, further investigation of the pin interface-in and pin interface-out geometry is advised.

**Keywords** External fixator, Simple Fix, tibia fracture, stiffness, AO Tubular, pre-load.



## Índice

Índice de Figuras .....	xi
Índice de Tabelas .....	xv
Simbologia e Siglas .....	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas .....	xvii
1. Introdução.....	19
2. Revisão Bibliográfica .....	21
2.1. Anatomia da Tíbia .....	21
2.2. Tipos de Fixadores Externos.....	23
2.3. Descrição do Fixador Simple Fix .....	24
2.4. Descrição do Fixador AO Tubular.....	26
2.5. Rigidez de um Fixador Externo .....	27
2.6. Estado de Arte.....	28
3. Modelo de Elementos Finitos .....	33
3.1. Modelo Geométrico .....	33
3.1.1. Modelo Geométrico da Tíbia.....	33
3.1.2. Modelo geométrico do fixador externo Simple Fix.....	34
3.1.3. Modelo geométrico do fixador externo AO Tubular.....	34
3.1.4. Modelo geométrico do fixador Simple Fix reduzido.....	35
3.2. Modelo Numérico .....	35
3.3. Condições de Apoio.....	36
3.3.1. Comparação de fixadores .....	36
3.3.2. Modelo Simple Fix reduzido .....	37
3.4. Casos de Carga.....	37
3.4.1. Comparação de fixadores .....	37
3.4.2. Modelo Simple Fix reduzido .....	39
3.5. Posicionamento dos Fixadores.....	40
3.6. Diâmetro do Pino Intramedular .....	41
3.7. Pré-aperto dos Parafusos no Modelo Simple Fix Reduzido .....	41
4. Discussão e Análise de Resultados.....	43
4.1. Comparação de Fixadores.....	43
4.1.1. Caso de carga I .....	43
4.1.2. Caso de carga II .....	45
4.1.3. Caso de carga III.....	46
4.1.4. Caso de carga IV.....	48
4.1.5. Discussão .....	49
4.2. Modelo Simple Fix Reduzido .....	49
4.2.1. Análise da pré-carga do parafuso porta pinos .....	49
4.2.2. Análise de pré-carga no parafuso bloco .....	57
4.2.3. Pino intramedular de 5 mm de diâmetro .....	60
4.2.4. Modelo com porta-pinos alternativos .....	67

5. Conclusões e Propostas de Futuros Trabalhos .....	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	75

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Anatomia da tíbia (Philip Tate, 2012).....	21
Figura 2.2. Composição da epífise proximal de um fémur (Philip Tate, 2012).....	22
Figura 2.3. Composição interna da diáfise (Philip Tate, 2012).....	23
Figura 2.4. Fixador Simple Fix.....	24
Figura 2.5. Vista explodida do conjunto bloco/porta-pinos do fixador Simple Fix. ....	25
Figura 2.6. Fixador AO Tubular.....	26
Figura 2.7. Vista explodida do bloco porta-pinos do fixador AO Tubular. ....	27
Figura 2.8. a) Sistema de fixação criado por Malgaigne para fraturas da patela; b) Primeiro fixador externo, criado por Parkhill; c) Fixador externo criado por Lambotte (Pontarelli, 1982).....	29
Figura 2.9. Fixador externo bilateral uniplanar, criado por Vidal (Benum e Svenningsen, 1982).....	30
Figura 2.10. Fixador externo Orthofix, criado por De Bastiani (De Bastiani et al., 1984). 31	
Figura 3.1. Modelo geométrico da tíbia: a) parte cortical; b) parte trabecular.....	33
Figura 3.2. Modelo geométrico do fixador Simple Fix. ....	34
Figura 3.3. Modelo geométrico do fixador AO Tubular. ....	34
Figura 3.4. Modelo geométrico do fixador Simple Fix reduzido. ....	35
Figura 3.5. Encastramento da tíbia: a) fixador Simple Fix; b) fixador AO Tubular. ....	37
Figura 3.6. Encastramento do fixador Simple Fix reduzido.....	37
Figura 3.7. Aplicação do carregamento axial na parte inferior da tíbia. ....	38
Figura 3.8. Aplicação do carregamento transversal na tíbia.....	38
Figura 3.9. Aplicação do momento torsor na tíbia. ....	39
Figura 3.10. Aplicação dos três casos de carga na tíbia em simultâneo.....	39
Figura 3.11. Deslocamentos resultantes no fixador Simple Fix para o caso de carga I. ....	40
Figura 3.12. Aplicação das cargas nodais no pino intramedular. ....	40
Figura 4.1. Variação de deslocamentos, segundo o eixo Z, no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga I. ....	44
Figura 4.2. Distribuição de deslocamentos, segundo o eixo Z, para o caso de carga I nos fixadores: a) Simple Fix com pino intramedular de 4,2 mm; b) AO Tubular com pino intramedular de 4,2 mm; c) Simple Fix com pino intramedular de 5 mm. ...	45
Figura 4.3. Variação de deslocamentos, segundo o eixo Y, no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga II.....	45

Figura 4.4. Distribuição de deslocamentos segundo o eixo Y, para o caso de carga II, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.....	46
Figura 4.5. Variação de deslocamentos resultantes no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga III. ....	47
Figura 4.6. Distribuição de deslocamentos resultantes, para o caso de carga III, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.....	47
Figura 4.7. Variação de deslocamentos resultantes no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga IV.....	48
Figura 4.8. Distribuição de deslocamentos resultantes, para o caso de carga IV, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.....	48
Figura 4.9. Variação de deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular com a variação de pré-carga do parafuso do porta-pinos.....	50
Figura 4.10. Distribuição de deslocamento no fixador Simple Fix: a) reduzido; b) completo.....	51
Figura 4.11. Distribuição de tensões no porta-pinos interior: a) face interior, com uma pré-carga de 2000 N; b) face exterior, com uma pré-carga de 3000 N. ....	52
Figura 4.12. Distribuição de tensões no parafuso do porta-pinos. ....	52
Figura 4.13. Demonstração do efeito de cunha dos porta-pinos depois da aplicação da pré-carga, com pino intramedular de 4,2 mm.....	53
Figura 4.14. Distribuição de tensões no pino intramedular.....	54
Figura 4.15. Esquemática da zona onde surge a tensão máxima no pino intramedular. ....	54
Figura 4.16. Distribuição de tensões no pino intramedular no instante de aplicação de pré-carga de: a) 1000 N; b) 4000 N.....	54
Figura 4.17. Distribuição de tensões no porta-pino exterior para pré-cargas de: a) 1000 N; b) 2000 N. ....	55
Figura 4.18. Variação de tensões máximas no bloco e nos pinos interiores com o aumento de pré-carga. ....	56
Figura 4.19. Variação de deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular com a variação de pré-carga do parafuso do bloco. ....	58
Figura 4.20. Distribuição de tensões no parafuso do bloco para uma pré-carga de 8000 N. ....	59
Figura 4.21. Distribuição de tensões no bloco para uma pré-carga de 8000 N.....	59
Figura 4.22. Variação de deslocamentos segundo o eixo Z na extremidade do pino intramedular, para várias gamas de pré-carga.....	61
Figura 4.23. Distribuição de deslocamentos segundo o eixo Z para o fixador Simple Fix: a) reduzido; b) completo. ....	61
Figura 4.24. Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para pré-cargas de: a) 500 N; b) 2000 N. ....	62

---

Figura 4.25. Distribuição de tensões no parafuso do bloco, com pino intramedular de 5 mm e para uma pré-carga de 500 N (a)), 1000 N (b)) e 2000 N (c)) e com pino intramedular de 4,2 mm e uma pré-carga de 4000 N (d)).	63
Figura 4.26. Porta-pinos no instante da aplicação da pré-carga no parafuso do porta-pinos.	64
Figura 4.27. Distribuição de tensões no pino intramedular de 5 mm, no instante da aplicação de pré-carga de 500 N (a)) e 2000 N (b)) e no pino intramedular de 4,2 mm, com uma pré-carga de 4000 N (c)).	65
Figura 4.28. Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para pré-cargas de: a) 500 N; b) 2000 N.	65
Figura 4.29. a) Geometria alternativa dos porta-pinos; b) geometria original dos porta-pinos.	67
Figura 4.30. Modelo geométrico do bloco com o porta-pinos alternativo.	68
Figura 4.31. Porta-pinos: a) antes da aplicação de pré-carga; b) depois da aplicação da pré-carga.	68
Figura 4.32. Distribuição de tensões no porta-pinos interior com: a) geometria alternativa; b) geometria original.	69
Figura 4.33. Distribuição de tensões no parafuso para: a) geometria alternativa; b) geometria original.	69
Figura 4.34. Distribuição de tensões no pino intramedular no instante de aplicação de pré-carga para: a) geometria alternativa; b) geometria original.	69
Figura 4.35. Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para: a) geometria alternativa; b) geometria original.	70



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1. Propriedades mecânicas da tíbia (Roseiro et al., 2014).....	36
Tabela 3.2. Propriedades mecânicas dos fixadores e pinos intramedulares, obtidos na base de dados do <i>software Solidworks</i> ®. ....	36
Tabela 3.3. Casos de carga. ....	38



## **SIMBOLOGIA E SIGLAS**

### **Simbologia**

$\delta$  – Deslocamento;

F – Força;

K – Rigidez.

### **Siglas**

3D – Três dimensões

AISI – American Iron and Steel Institute

CAD – *Computer Aided Design*

CAE – *Computer Aided Engineering*



## 1. INTRODUÇÃO

A fixação externa é uma técnica de estabilização óssea que começou a ser utilizada há cerca de um século. No entanto, devido às complicações que lhe eram associadas, esta técnica foi muito questionada e quase caiu em desuso. Por volta dos anos 80, começaram a surgir modelos melhorados que apresentavam resultados cada vez mais satisfatórios e, hoje em dia, devido aos avanços tecnológicos dos fixadores e ao melhor conhecimento de técnicas de fixação óssea, esta técnica tornou-se uma alternativa segura para intervenções de vários géneros e graus de complexidade.

De uma maneira geral, a fixação externa caracteriza-se pela utilização de pinos intramedulares ou cabos fixos no osso, que atravessam os tecidos moles e são conectados a uma armação na parte exterior do membro intervencionado. Podem ser utilizados para vários tipos de intervenções, nomeadamente: estabilização de fraturas e osteotomias, alongamentos ósseos, correção de más uniões ou de não uniões e em procedimentos de fusão de articulações (artrodese).

A rigidez é uma das principais propriedades dos fixadores e o sucesso da sua aplicação está diretamente relacionado com esta característica. Sabe-se que os fixadores devem ser suficientemente rígidos para estabilizarem o membro em que estão aplicados mas devem, no entanto, permitir uma certa gama de micro movimentos no foco de fratura, de forma a acelerar a regeneração óssea.

Assim, é objetivo do presente trabalho caracterizar numericamente um fixador externo Simple Fix, com uma configuração unilateral. Para isso, serão criados modelos geométricos do fixador Simple Fix aplicados a um modelo 3D de uma tíbia humana, recorrendo ao *software* de CAD *Solidworks*<sup>®</sup>. A avaliação numérica do modelo será feita através da importação do modelo geométrico para o *software* de CAE *ADINA*<sup>®</sup>, onde serão definidas as propriedades mecânicas dos materiais, condições de fronteira e carregamento.

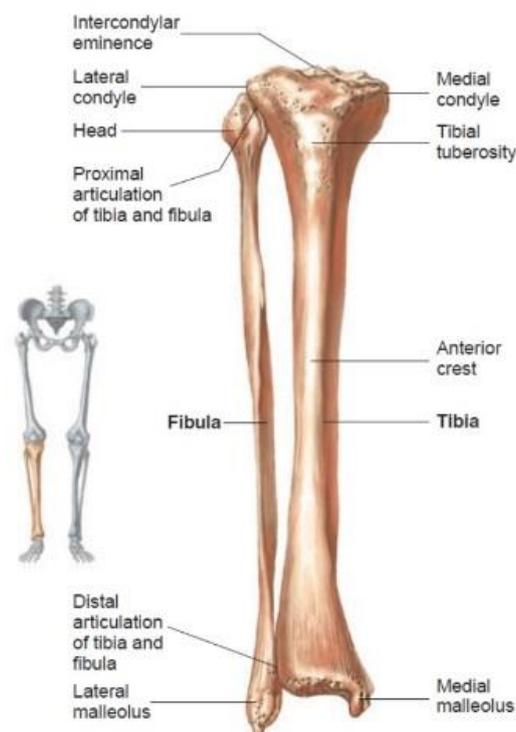
Para validar e comparar o fixador Simple Fix, será feito o estudo numérico, paralelamente e nas mesmas condições, de um modelo do fixador externo AO Tubular, que é um fixador externo bastante utilizado e acessível. Este servirá de referência para os resultados obtidos.

Neste trabalho, também será feito um estudo numérico da influência da pré-carga dos parafusos do modelo Simple Fix no seu desempenho. Este estudo será feito através de um modelo simplificado do fixador Simple Fix, que será constituído pelo conjunto bloco/porta-pinos sujeito ao maior carregamento.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

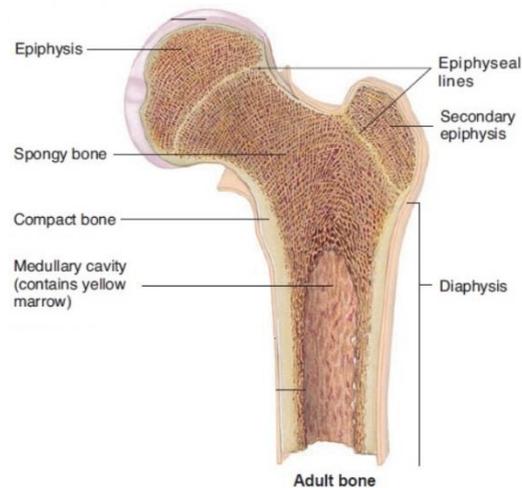
### 2.1. Anatomia da Tíbia

O corpo humano está dividido em três partes: cabeça, tronco e membros (superiores e inferiores). A tíbia é um osso longo que constitui o segmento perna, juntamente com a fíbula, do membro inferior. À semelhança de todos os ossos longos existentes no esqueleto humano, é composta por três partes: epífise proximal, diáfise e epífise distal (Figura 2.1) (Tate, 2012).



**Figura 2.1.** Anatomia da tíbia (Philip Tate, 2012).

As epífises são constituídas essencialmente por osso trabecular que se caracteriza por um tecido esponjoso (Figura 2.2). O osso trabecular permite uma maior adaptação às cargas a que estão sujeitas, suportando o peso e resistindo à flexão e alongamento, devido ao ar existente entre os poros do tecido que permitem o seu reajuste. Estas possuem ainda uma camada externa de osso cortical (Tate, 2012).

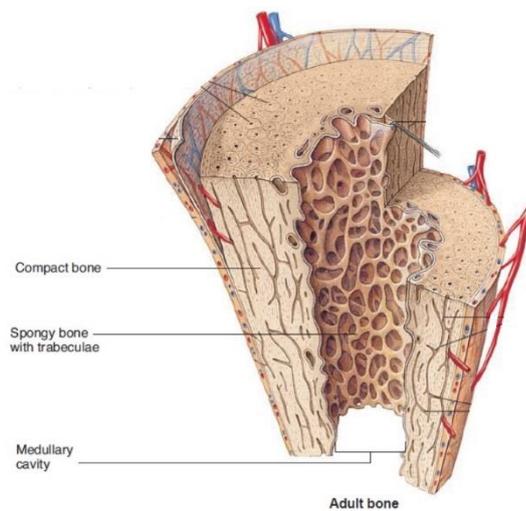


**Figura 2.2.** Composição da epífise proximal de um fêmur (Philip Tate, 2012).

A epífise proximal é constituída por dois côndilos (lateral e medial), em que a sua extremidade superior está dividida em duas superfícies planas: os pratos tibiais (lateral e medial), que permitem a articulação com os côndilos femurais (lateral e medial respetivamente) e são divididos por uma eminência intercondilar. Na face anterior desta epífise encontra-se uma proeminência, a tuberosidade anterior da tíbia, local onde se insere o ligamento patelar. Numa face ântero-lateral observa-se a fóvea fibular, local de articulação superior de ambos os ossos constituintes da perna (Tate, 2012).

A epífise distal apenas possui um côndilo na região medial, sendo este mais alongado e formando o maléolo interno. A sua face posterior é mais lisa permitindo a articulação com o tálus. Na face ântero-lateral possui uma incisura que permite a articulação inferior com a fíbula (Tate, 2012).

A diáfise é composta apenas por osso cortical (Figura 2.3), este com características de tecidos mais densos e com menos ar na sua constituição o que permite uma maior capacidade de dispersão de forças aplicadas ao longo da sua extensão. Mantém no seu interior a cavidade medular (Tate, 2012).



**Figura 2.3.** Composição interna da diáfise (Philip Tate, 2012).

A tíbia tem como principal função a dispersão de cargas transmitidas desde o fémur até à articulação do tornozelo e pé, durante a marcha ou a posição de pé.

## 2.2. Tipos de Fixadores Externos

De uma forma geral, a fixação externa pode ser entendida como um método de estabilização óssea através de implantes no osso, que atravessam os tecidos moles e são fixos exteriormente através de uma armação que pode ter várias configurações (Colton, 2007).

Esta técnica pode ser utilizada em estabilização de fraturas e osteotomias, alongamentos ósseos, correção de más uniões ou de não uniões e em procedimentos de fusão de articulações (artrodese) (Colton, 2007).

Os fixadores externos são classificados como lineares, circulares ou híbridos e podem ter várias configurações. Existem fixadores externos unilaterais monoplanares, bilaterais monoplanares, biplanares ou ainda multiplanares ((Caja, Kim, Larsson, & Chao, 1995) & (Roseiro et al., 2014)).

Os fixadores externos unilaterais são compostos por uma barra ou tubo onde são ligados os pinos intramedulares fixos no osso e será esta a configuração abordada ao longo deste trabalho. Dentro dos fixadores lineares, existem também os bilaterais monoplanares, que são constituídos por duas barras, uma de cada lado do osso, que fixam os pinos intramedulares que atravessam o osso de uma barra à outra. Estes fixadores

podem ainda ser montados com uma configuração biplanar, onde os pinos intramedulares são montados em mais do que um plano (Pontarelli, 1982).

Desenvolvidos e popularizados por Ilizarov, da Rússia, os fixadores circulares são compostos por anéis, que são colocados em torno do membro sujeito a intervenção e servem de armação para a ligação de cabos ou pinos fixos no osso (Pontarelli, 1982).

Por fim, existem fixadores externos híbridos que são caracterizados por terem componentes de fixadores lineares e componentes de fixadores circulares (Caja et al., 1995).

### 2.3. Descrição do Fixador Simple Fix

O modelo Simple Fix pode ser montado com várias configurações de acordo com os objetivos da intervenção e o membro submetido à mesma. Todas as configurações deste modelo têm em comum o uso de uma barra roscada e montagens de blocos porta-pinos. Dependendo da situação clínica, o fixador pode ser montado de forma monoplanar unilateral, monoplanar bilateral ou ainda biplanar unilateral.

No caso deste trabalho, o fixador será estudado numa configuração monoplanar e unilateral, aplicado à superfície antero-medial da tíbia. Assim, o fixador é composto por uma barra roscada e 4 montagens de blocos porta-pinos (Figura 2.4). A barra roscada deverá suportar as cargas mecânicas enquanto os blocos porta-pinos deverão ser responsáveis pela ligação entre os pinos fixadores e a barra.

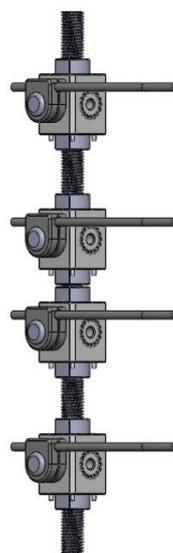
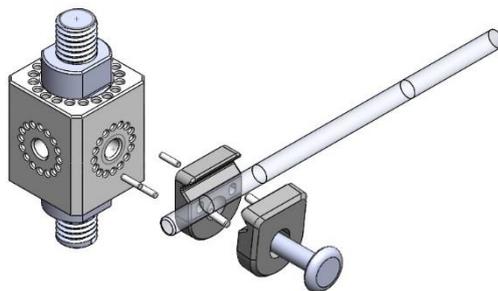


Figura 2.4. Fixador Simple Fix.

De forma a garantir uma boa versatilidade de aplicação deste modelo, a barra roscada pode ser construída utilizando uma série de materiais (aço, titânio, ligas de alumínio, etc.) e ser fabricada em vários diâmetros e comprimentos.

Os blocos porta-pinos (Figura 2.5) são constituídos por um bloco e dois porta-pinos (interior e exterior), montados com recurso a um parafuso que os aperta contra a superfície lateral do bloco.



**Figura 2.5.** Vista explodida do conjunto bloco/porta-pinos do fixador Simple Fix.

O bloco possui um furo vertical com um diâmetro que permite a passagem da barra roscada no seu interior, o que possibilita o deslizamento do bloco ou até de vários blocos para ajustes durante ou após cirurgia. O bloco é fixo na barra roscada por intermédio do aperto de duas porcas contra o corpo do mesmo.

No topo do bloco estão dispostos, em torno do furo, uma série de pequenos furos e na parte inferior do mesmo podem encontrar-se 4 pequenos pinos que servem para encaixar e estabilizar uma sequência de blocos, se o tratamento em causa assim o exigir. No centro das 4 faces laterais do bloco, podem-se encontrar 4 furos roscados, onde o aperto dos porta-pinos deve ser feito e, em torno destes furos centrais e à semelhança do que acontece na extremidade superior da peça, encontram-se uma série de furos que permitem fazer o ajuste da angulação da montagem dos porta-pinos, encaixando os pinos que se encontram na superfície interior daquele em contacto com o bloco.

Os porta-pinos possuem uma superfície destinada a acomodar pinos fixadores Schanz, Steinmann e Denhman. Os porta-pinos são fixos na superfície lateral do bloco por intermédio do aperto do parafuso, garantindo assim a ligação dos pinos fixadores entre o osso e o bloco.

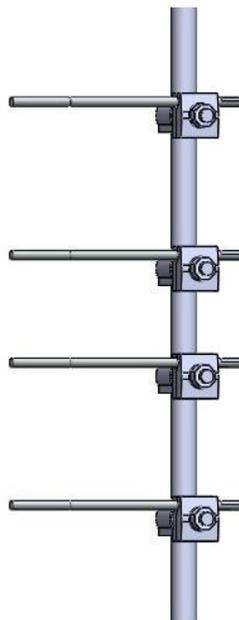
No corpo dos dois porta-pinos, nas superfícies em que estes se contactam, existem dois furos onde são acomodados dois pinos de forma a evitar rotações.

## 2.4. Descrição do Fixador AO Tubular

O fixador externo AO tubular é constituído por pinos roscados e parafusos Schanz que são inseridos no osso. A armação é constituída pela ligação dos pinos a um tubo de aço inoxidável ou haste de fibra de carbono através de porta-pinos.

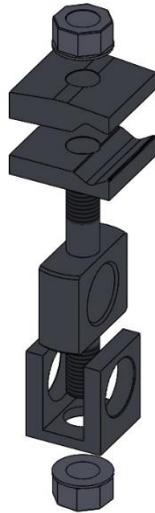
Existem algumas geometrias de porta-pinos diferentes. Existem ainda outros componentes que permitem a ligação de tubos com tubos. É um sistema simples e versátil que pode ser facilmente adaptável a várias situações clínicas.

No caso do presente trabalho, estudou-se uma configuração unilateral monoplanar do modelo. Assim, o porta-pinos utilizado é composto por um bloco com um furo por onde se desliza o tubo ou haste (Figura 2.6).



**Figura 2.6.** Fixador AO Tubular.

No topo e na base deste componente existem dois cilindros roscados: num deles é inserido um componente para fazer o aperto do bloco ao tubo ou haste e no outro inserem-se os porta-pinos.



**Figura 2.7.** Vista explodida do bloco porta-pinos do fixador AO Tubular.

O componente utilizado para fazer o aperto do bloco consiste numa peça que encaixa nas duas faces do bloco e possui um furo central com um diâmetro igual ao do bloco. No entanto, quando é feito o pré-aperto deste componente, os furos deixam de ser concêntricos com o furo do bloco, promovendo a fixação deste último na barra.

Os porta-pinos são introduzidos no outro cilindro roscado e são fixos por intermédio de uma porca.

## 2.5. Rigidez de um Fixador Externo

A rigidez de um fixador externo é uma característica chave para que este possa ser aplicado com sucesso e quantifica a capacidade do sistema resistir à deformação no foco de fratura (Checketts & Young, 2003).

Se considerarmos fixadores externos unilaterais, os fatores que contribuem para a estabilidade do sistema são a interface pino intramedular com o osso, os componentes que constituem o fixador e a configuração do mesmo (Giotakis & Narayan, 2007).

Apesar da interface pino intramedular com o osso ser extremamente importante para uma boa aplicação de um fixador externo, não será abordada no decorrer do presente trabalho, uma vez que este incide sobre as capacidades de um modelo específico de um fixador externo. Neste caso, o que o diferenciara de outros modelos, serão os componentes

que o constituem, uma vez que o fixador Simple Fix será analisado nas mesmas condições de carga e configuração que o modelo AO Tubular.

Como foi dito anteriormente, a configuração de um fixador externo influencia a rigidez do mesmo e esta depende de vários fatores. O diâmetro do pino intramedular é um desses fatores e a rigidez do sistema aumenta com o seu diâmetro. No caso de aplicação na tíbia, o diâmetro do pino intramedular deve encontrar-se entre os 5 e os 6 mm (Giotakis & Narayan, 2007).

O aumento do número de pinos intramedulares por segmento aumenta a rigidez do sistema. Verifica-se que o aumento de 2 para 3 pinos intramedulares se traduz num aumento significativo da rigidez. No entanto, a utilização de 4 pinos intramedulares por segmento não representa uma melhoria significativa quando comparado com a utilização de apenas 3 (Giotakis & Narayan, 2007).

A distância entre pinos intramedulares representa outro fator a ter em consideração. Para que a rigidez do sistema aumente, os pinos intramedulares devem ser colocados ao longo do segmento do osso, e não próximos uns dos outros ((Giotakis & Narayan, 2007) & (Checketts & Young, 2003)). No entanto, a colocação do pino intramedular mais distante do foco de fratura num segmento ósseo deve ser colocado tendo em consideração as forças a que o membro estará sujeito. Assim, para o caso de cargas axiais e de torsão, este deve ser colocado a  $1/6$  do comprimento disponível enquanto, no caso de cargas axiais e de flexão, este deve ser colocado a cerca de  $1/4$  do comprimento disponível (Roseiro et al., 2014).

Por fim, o número de barras e a posição em que estas são colocadas influenciam, também, a estabilidade do sistema. Utilizar duas barras em vez de uma, torna o sistema mais rígido. Aproximar a barra do osso aumenta a rigidez do fixador, embora se deva deixar espaço suficiente para que o acesso aos tecidos moles seja fácil ((Giotakis & Narayan, 2007) & (Checketts & Young, 2003)).

## **2.6. Estado de Arte**

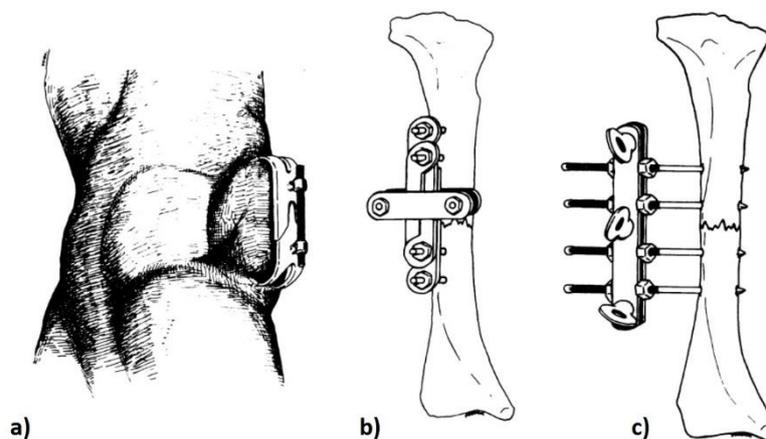
Há cerca de 2400 anos, Hipócrates descreveu um instrumento para o tratamento de fraturas da tíbia. Este instrumento consistia em duas mangas de couro que aproximavam a parte proximal da parte distal da perna através de compressão aplicada por

intermédio de uma ligação a 4 barras de madeira ((Nelson, 2001) & (Checketts & Young, 2003)).

O primeiro fixador externo surge em 1849, em França, por Malgaigne, através da criação de um instrumento para o tratamento de fraturas transversais da patela (Figura 2.8 a)). Este era constituído por duas garras opostas que encaixavam nas extremidades superior e inferior da patela, conectadas através de um sistema roscado, que exercendo tensão, as aproximava.

No entanto, o primeiro fixador externo fixo no osso através de pinos percutâneos surge alguns anos mais tarde, em 1897, criado pelo Dr. Clayton Parkhill (Figura 2.8 b)). Ligando os pinos no osso através de duas placas, Parkhill utilizou este equipamento com algum sucesso em fraturas, não-uniões e osteotomias (Colton, 2007).

Mais tarde, em 1902, Lambotte aplicou pela primeira vez o seu fixador externo numa fratura do fémur. Este era composto por pinos fixos nos fragmentos principais do osso, dois acima da fratura e dois abaixo, que eram posteriormente ligados com recurso a duas chapas metálicas (Figura 2.8 c)). Mais tarde, acabou por apresentar um sistema melhorado em que os pinos eram fixos em porta-pinos ajustáveis e ligados a uma barra (Browner, B., Krettek, & Jupiter, 2014).



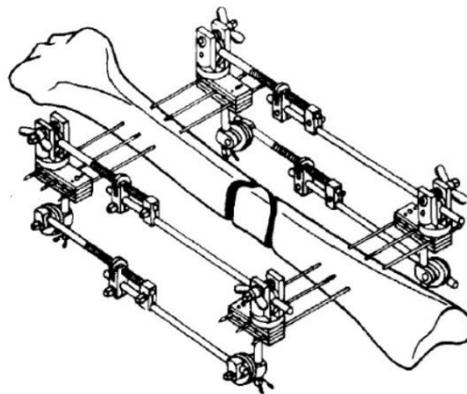
**Figura 2.8.** a) Sistema de fixação criado por Malgaigne para fraturas da patela; b) Primeiro fixador externo, criado por Parkhill; c) Fixador externo criado por Lambotte (Pontarelli, 1982).

Como modificação ao sistema de Lambotte surgiu Hoffman (1938), com o desenvolvimento de um sistema de porta-pinos ajustáveis que permitiam a manipulação da fratura nos três planos (Moss & Tejwani, 2007).

Hoffman estudou ainda a biomecânica dos fixadores externos e elucidou os princípios nos quais se baseiam os fixadores da atualidade. No entanto, verificaram-se

algumas complicações no sistema, desde infecções em torno dos pinos fixadores a atrasos ou não-união das fraturas, o que deu origem a uma má reputação do mesmo. Estes problemas derivaram da baixa rigidez do modelo proposto (Benum & Svenningsen, 1982) & (Moss & Tejwani, 2007)).

Com vista na melhoria deste problema surgem Vidal e Burny que, mesmo seguindo ideias divergentes, tinham como objetivo aumentar a rigidez ao sistema já desenvolvido. Assim, os sistemas de fixação externa voltaram a ser mais utilizados depois das melhorias introduzidas por Vidal no modelo de Hoffman (Bastiani, Aldegheri, & Brivio, 1984). Esta melhoria foi conseguida através da introdução de um fixador bilateral, uniplanar, com dupla armação, em 1968, apresentado na Figura 2.9 (Benum & Svenningsen, 1982).



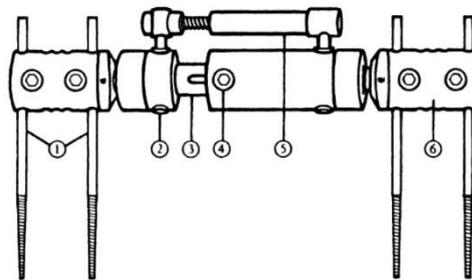
**Figura 2.9.** Fixador externo bilateral uniplanar, criado por Vidal (Benum e Svenningsen, 1982).

Burny, por outro lado, e à semelhança de outros autores (Edge e Denham), acreditava na utilização de fixadores externos unilaterais uma vez que a rigidez mais baixa, comparativamente a sistemas bilaterais, favorecia o crescimento de calo ósseo. O modelo proposto por Burny representava uma opção válida para a estabilização de fraturas, com a vantagem de poder ser aplicado a fraturas simples fechadas, bem como a fraturas mais complexas (Behrens & Searls, 1986).

Em Verona, depois de 7 anos de experiência com a aplicação de fixadores externos de Vidal e Burny, a observação de uma série de problemas técnicos e clínicos despoletou uma revisão dos princípios biomecânicos e biológicos da fixação externa. Assim, depois de muitos testes realizados nos laboratórios das Universidades de Montpellier e Pádua, o professor De Bastiani e a sua equipa apresentam, em 1977, um equipamento composto por uma única barra com as extremidades articuladas onde seriam

fixos os pinos intramedulares. As extremidades poderiam ser fixas a um ângulo apropriado para o alinhamento ósseo (Bastiani et al., 1984).

Este sistema apresentado por De Bastiani seria a primeira iteração do fixador externo Orthofix utilizado atualmente (Figura 2.10). O fixador possuía um dispositivo telescópico no corpo da barra que permitia que existisse uma dinamização do fixador, ou seja, permitia que existisse determinada quantidade de movimento axial, sem rotação, o que, utilizado na altura certa, promovia um estímulo extra na formação de calo ósseo (Bastiani et al., 1984).



**Figura 2.10.** Fixador externo Orthofix, criado por De Bastiani (De Bastiani et al., 1984).

Os primeiros fixadores externos AO surgem na década de 70 e eram constituídos por barras roscadas ligadas aos pinos. No entanto, a experiência clínica revelou que estes não possuíam versatilidade e rigidez suficientes para algumas fraturas. Mais tarde, foi introduzido o sistema AO tubular, que permitia montagens mais rígidas e, conseqüentemente, uma maior aplicabilidade (Hierholzer, Rüedi, Allgöwer, & Schatzker, 1986).



### 3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

O estudo do fixador externo Simple Fix e a sua caracterização foram feitos numericamente. Para isso, foi criado um modelo de elementos finitos do fixador em questão e de um fixador externo AO Tubular. Os dois fixadores foram aplicados a um modelo de uma tíbia e sujeitos a várias situações de carregamento. Desta forma, através da comparação dos dois fixadores, é possível perceber qual o desempenho do fixador Simple Fix. Posteriormente, foi feito um estudo da influência das roscas do bloco porta-pinos mais carregado num modelo reduzido do fixador externo Simple Fix.

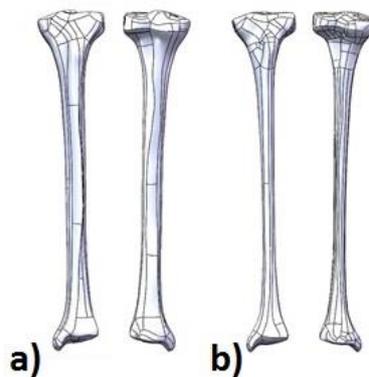
Ao longo deste capítulo serão apresentadas as considerações e metodologias adotadas para a elaboração destes modelos.

#### 3.1. Modelo Geométrico

Os vários modelos geométricos utilizados ao longo deste estudo foram assemblados recorrendo ao *software* de CAD *Solidworks*<sup>®</sup>.

##### 3.1.1. Modelo Geométrico da Tíbia

O modelo 3D da tíbia é da marca *Sawbones*<sup>®</sup>, com referência#3401, é composto pelas componentes cortical e trabecular (Figura 3.1).



**Figura 3.1.** Modelo geométrico da tíbia: a) parte cortical; b) parte trabecular.

### 3.1.2. Modelo geométrico do fixador externo Simple Fix

O modelo geométrico do fixador externo Simple Fix foi montado com pinos intramedulares de 4,2 mm de diâmetro (Figura 3.2) e com pinos intramedulares de 5 mm, ambos fabricados com aço AISI 316. O fixador é composto por uma barra roscada e quatro blocos porta-pinos e o estudo foi feito com uma configuração unilateral monoplanar. As características de montagem poderão ser consultadas na secção 3.5.

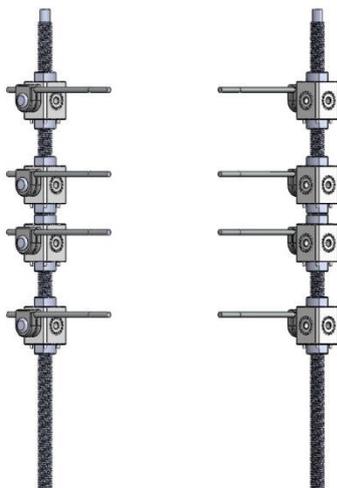


Figura 3.2. Modelo geométrico do fixador Simple Fix.

### 3.1.3. Modelo geométrico do fixador externo AO Tubular

Na montagem do fixador externo AO Tubular apenas foram utilizados pinos intramedulares com 4,2 mm de diâmetro (Figura 3.3). O fixador é composto por um tubo e quatro porta-pinos. A configuração do fixador e as características da montagem são iguais às do modelo Simple Fix.

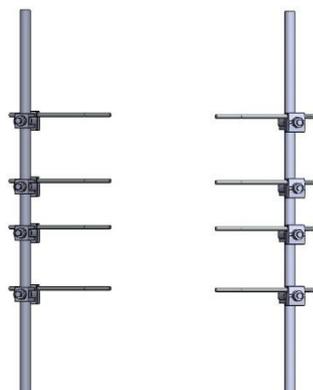


Figura 3.3. Modelo geométrico do fixador AO Tubular.

### 3.1.4. Modelo geométrico do fixador Simple Fix reduzido

Foi criado um modelo reduzido do fixador externo Simple Fix para efetuar o estudo da influência da pré-carga dos parafusos do modelo (Figura 3.4). Este estudo foi feito utilizando um modelo reduzido com o objetivo de simplificar a análise numérica, uma vez que esta análise no modelo completo do fixador ultrapassaria as capacidades do computador.

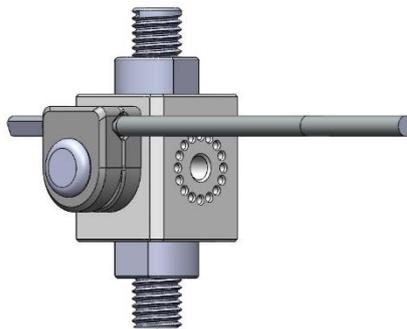


Figura 3.4. Modelo geométrico do fixador Simple Fix reduzido.

## 3.2. Modelo Numérico

Os modelos geométricos foram importados para o *software ADINA*<sup>®</sup>, onde foram efetuadas as simulações numéricas, através da aplicação do método dos elementos finitos.

Foi definida uma malha com elementos lineares, tridimensionais sólidos tetraédricos com quatro nós e três graus de liberdade por nó. Nas zonas onde existe contacto entre corpos, a dimensão média de cada elemento foi de 0,5 mm. Noutras zonas, a dimensão média dos elementos foi definida com 2 mm.

Todos os materiais foram considerados isotrópicos. Na Tabelas 3.1 podem ser consultadas as propriedades mecânicas da tíbia, de acordo com (Roseiro et al., 2014). As propriedades mecânicas dos componentes dos fixadores foram obtidas no inventário de materiais do *software Solidworks*<sup>®</sup> e podem ser consultadas na Tabela 3.2.

**Tabela 3.1.** Propriedades mecânicas da tíbia (Roseiro et al., 2014)

	<b>Módulo de Young [GPa]</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>Cortical</b>	17	0,3
<b>Trabecular</b>	7	0,2

**Tabela 3.2.** Propriedades mecânicas dos fixadores e pinos intramedulares, obtidos na base de dados do software *Solidworks*®.

	<b>Módulo de Young [GPa]</b>	<b>Massa Específica [kg/m<sup>3</sup>]</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>AISI 316</b>	216	8000	0,3
<b>6061-T6</b>	70	2700	0,33

O módulo de Young utilizado para o osso trabecular não é o mais adequado. O valor a utilizar deveria ser de 0,7 GPa e não de 7 GPa. No entanto, como este valor é apresentado no trabalho de Roseiro et al. (2014), não foi feita uma verificação inicial e o erro foi detetado tardiamente. Contudo, atendendo a que este estudo é essencialmente qualitativo e não quantitativo e que os pinos intramedulares são aplicados na diáfise da tíbia, que é composta essencialmente por osso cortical, o erro não foi corrigido.

### 3.3. Condições de Apoio

#### 3.3.1. Comparação de fixadores

No que diz respeito a condições de fronteira, para o caso de comparação dos modelos Simple Fix com o AO, a tíbia considerou-se encastrada nos pratos tibiais (superfície articular da tíbia com o fémur), representada a verde na Figura 3.5.

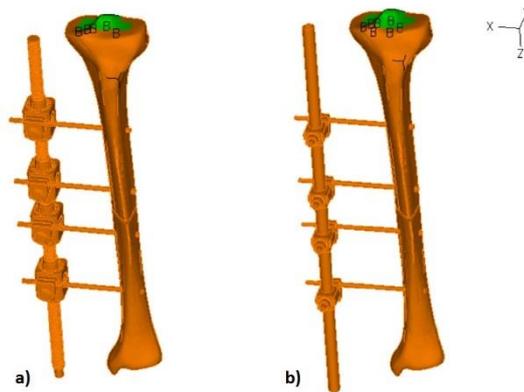


Figura 3.5. Encastramento da tíbia: a) fixador Simple Fix; b) fixador AO Tubular.

### 3.3.2. Modelo Simple Fix reduzido

No modelo reduzido do fixador Simple Fix, de forma a obter a melhor aproximação ao modelo completo, foram encastradas as superfícies superior e inferior da barra, como se pode ver, nas superfícies representadas a verde, na Figura 3.6.

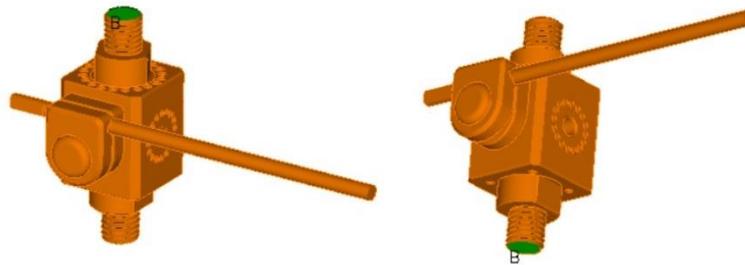


Figura 3.6. Encastramento do fixador Simple Fix reduzido.

## 3.4. Casos de Carga

### 3.4.1. Comparação de fixadores

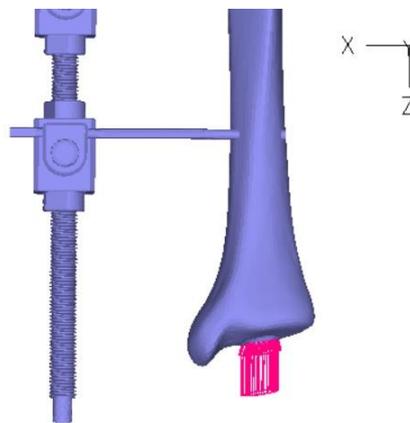
Para o estudo comparativo entre os dois fixadores, de forma a simular várias condições de carregamento e a possibilitar a caracterização do fixador externo Simple Fix, foram analisados 4 casos de carga distintos. Contudo, todas as cargas foram aplicadas na extremidade inferior da tíbia e apresentam-se na Tabela 3.3.

**Tabela 3.3.** Casos de carga.

	I	II	III	IV
Axial [N]	100	-	-	100
Transversal [N]	-	100	-	100
Torsão [N.m]	-	-	100	100

**3.4.1.1. Caso de carga I**

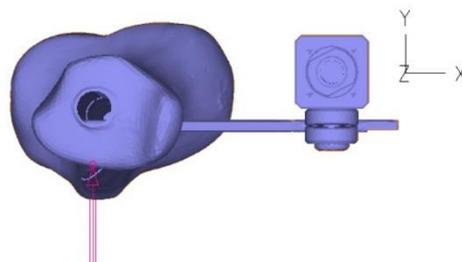
Na Figura 3.7 apresenta-se a aplicação de uma carga distribuída equivalente a 100 N numa superfície plana da face articular inferior do modelo 3D da tíbia, segundo a direção Z, portanto, segundo a direção do eixo anatómico da tíbia.



**Figura 3.7.** Aplicação do carregamento axial na parte inferior da tíbia.

**3.4.1.2. Caso de carga II**

Neste caso de carga, foi aplicada uma carga pontual de 100 N, num ponto da superfície inferior do modelo 3D da tíbia, perpendicular ao plano de aplicação do fixador externo e na direção do eixo Y, como se pode ver na Figura 3.8.



**Figura 3.8.** Aplicação do carregamento transversal na tíbia.

### 3.4.1.3. Caso de carga III

O caso de carga III correspondeu à aplicação de um momento torsor na face articular inferior do modelo 3D da tíbia, como se pode ver na Figura 3.9. Foram aplicadas duas forças pontuais, com sentidos opostos e direção perpendicular ao plano de aplicação do fixador, portanto, segundo a direção do eixo Y, afastadas uma da outra a uma distância cuja equivalente correspondesse a um momento torsor de 100 N.m.

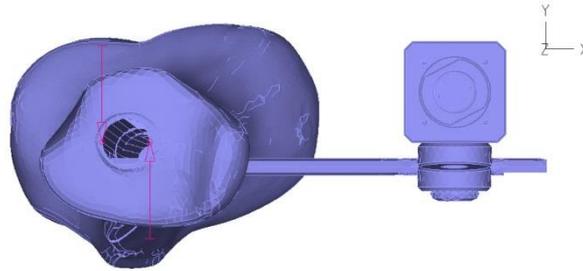


Figura 3.9. Aplicação do momento torsor na tíbia.

### 3.4.1.4. Caso de carga IV

Este caso de carga representa a aplicação dos três casos de carga descritos anteriormente. Na Figura 3.10 apresenta-se a aplicação a aplicação de todas as cargas que constituem este caso de carga.

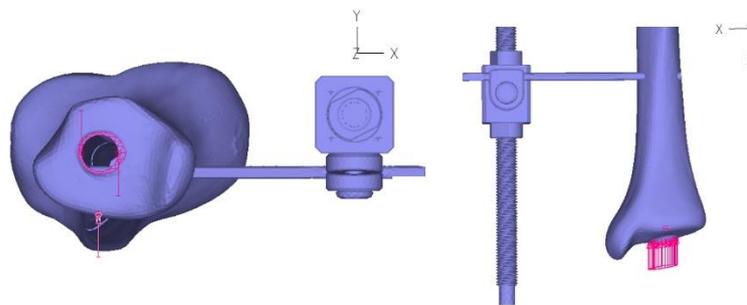
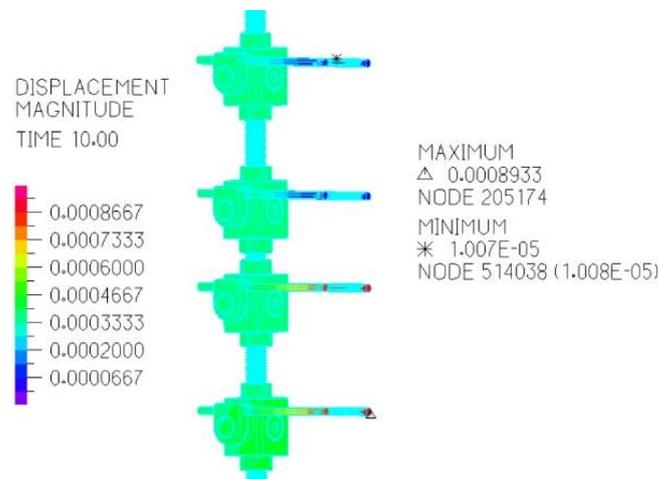


Figura 3.10. Aplicação dos três casos de carga na tíbia em simultâneo.

## 3.4.2. Modelo Simple Fix reduzido

Para que fosse possível fazer um estudo do modelo Simple Fix reduzido válido, foi importante transpor para este modelo as cargas resultantes da avaliação numérica do modelo Simple Fix completo. Este estudo foi realizado para o caso de carga I uma vez que representa a situação que melhor aproxima os esforços a suportar por um sistema deste género, aquando da sua aplicação. De acordo com a Figura 3.11, o conjunto bloco/porta-

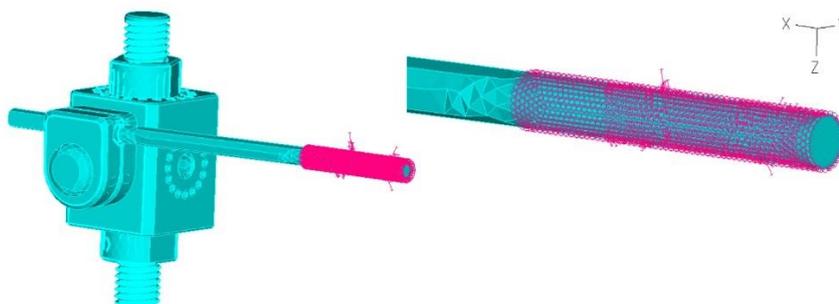
pinos onde surgem os maiores deslocamentos resultantes é o bloco/porta-pinos inferior, portanto, será esse o conjunto estudado.



**Figura 3.11.** Deslocamentos resultantes no fixador Simple Fix para o caso de carga I.

Para conseguir transpor para o modelo reduzido as forças de contacto que atuam na superfície do pino intramedular, causadas pelo contacto com o osso foi importante utilizar sempre a mesma discretização do pino intramedular. Assim, tornou-se possível importar as forças nodais de um modelo para o outro, garantindo a igualdade das condições de carregamento nos dois modelos.

As cargas nodais foram aplicadas como é ilustrado na Figura 3.12.



**Figura 3.12.** Aplicação das cargas nodais no pino intramedular.

### 3.5. Posicionamento dos Fixadores

Procedeu-se à aplicação de um corte transversal de 4 mm na diáfise da tíbia, de forma a simular uma fratura. Os dois fixadores foram aplicados na superfície antero-medial da tíbia que, embora não seja o plano de aplicação ideal para este tipo de fratura, é o plano onde mais frequentemente são aplicados os fixadores (Giotakis & Narayan, 2007).

As barras laterais foram montadas a sensivelmente 50 mm de distância do osso, que representa um bom compromisso entre acesso aos tecidos moles e rigidez do sistema. Dois dos pinos intramedulares foram aplicados a 20 mm do foco de fratura, pois estes devem ser aplicados o mais próximo possível do foco de fratura, ainda que a uma distância que não represente perigo de infeção, e os outros dois a cerca de  $\frac{1}{4}$  do comprimento total de cada uma das partes ((Giotakis & Narayan, 2007) & (Roseiro et al., 2014)).

### **3.6. Diâmetro do Pino Intramedular**

O diâmetro do pino intramedular influencia a rigidez de um fixador externo. Como já foi dito neste trabalho, quanto maior for o diâmetro do pino, maior será a rigidez do sistema. Este trabalho foi desenvolvido com a aplicação de pinos intramedulares de 4,2 mm.

No entanto, como também já foi referido, um fixador externo aplicado numa tibia de um adulto deve ter pinos intramedulares de, no mínimo, 5 mm.

Desta forma, foi criado um modelo do fixador Simple Fix com pinos intramedulares de 5 mm e foi aplicado o caso de carga I. Assim, foi possível perceber de que forma o aumento do diâmetro do pino intramedular influencia a rigidez do sistema, bem como analisar a distribuição de tensões nos componentes que o constituem com, criando assim um modelo reduzido.

### **3.7. Pré-aperto dos Parafusos no Modelo Simple Fix Reduzido**

Foram comparados os dois fixadores considerando continuidade em todos os seus contactos. De facto, estas condições não se verificam na realidade e foram adotadas apenas para facilitar a análise numérica dos dois modelos. Contudo, para o modelo Simple Fix é importante conhecer o efeito do aperto do parafuso do bloco e do parafuso do porta-pinos, numa situação de solicitação axial idêntica à estudada anteriormente e de que maneira afetam os deslocamentos.

Para simular o efeito dos parafusos, foi utilizada a opção *Bolt* do *software ADINA*<sup>®</sup>. Esta opção permite aplicar uma pré-carga sobre a geometria do parafuso. Desta

forma, procurou-se perceber a influência da pré-carga dos diferentes parafusos na performance do fixador.

Assim, variaram-se os apertos do parafuso bloco e do parafuso porta-pinos para tentar perceber qual o efeito sobre os deslocamentos do conjunto.

## **4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS**

Neste capítulo apresentam-se e analisam-se os resultados dos estudos numéricos realizados. Assim, serão comparados os fixadores externos Simple Fix e AO Tubular nos quatro casos de carga descritos anteriormente, através de uma análise de deslocamentos.

Será também estudada a influência da pré-carga dos parafusos do modelo reduzido para o caso de carga I, através de uma análise de deslocamentos do pino intramedular e de tensões dos componentes que constituem o modelo.

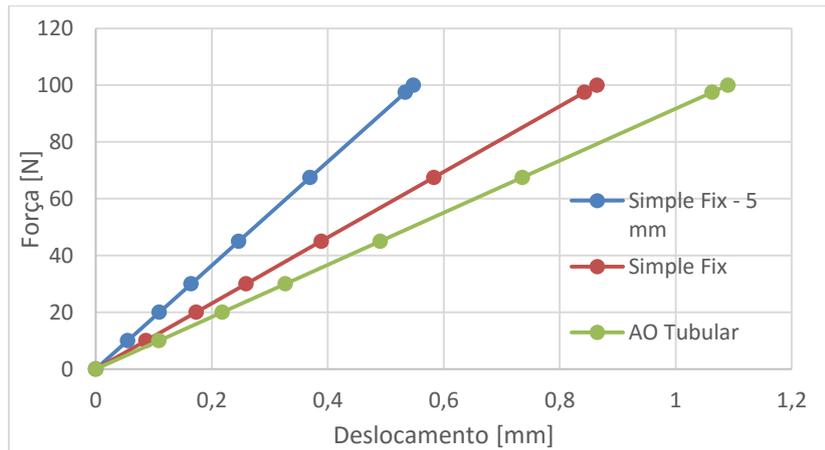
### **4.1. Comparação de Fixadores**

A comparação dos dois fixadores externos será feita através da avaliação dos deslocamentos na superfície de fratura da parte inferior da tíbia para os diferentes casos de carga estudados. Os deslocamentos na superfície de fratura da parte superior da tíbia não serão considerados uma vez que são muito pequenos, comparativamente aos deslocamentos na superfície de fratura da tíbia inferior. Para os casos de carga I e II, será calculada a rigidez de ambos os sistemas.

#### **4.1.1. Caso de carga I**

Neste caso de carga, avaliam-se os deslocamentos dos fixadores externos Simple Fix e AO Tubular com pinos intramedulares de 4,2 mm e, excepcionalmente, do fixador Simple Fix com pinos intramedulares de 5 mm.

Na Figura 4.1 apresenta-se a variação dos deslocamentos máximos segundo o eixo Z na superfície de fratura da parte inferior da tíbia para os três fixadores, quando submetidos ao caso de carga I. Os valores foram obtidos considerando uma aplicação quase-estática da força. Neste contexto, foi possível avaliar os deslocamentos para valores de força inferiores ao valor máximo.



**Figura 4.1.** Variação de deslocamentos, segundo o eixo Z, no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga I.

Na Figura 4.1 é possível verificar que, quando submetidos a uma carga axial, o fixador externo Simple Fix com pinos intramedulares de 4,2 mm apresenta um comportamento mais rígido do que o fixador AO Tubular.

Para 100 N, podemos ver que o deslocamento para o modelo Simple Fix é igual a 0,86 mm enquanto no modelo AO Tubular este sobe para 1,09 mm. Assim, verifica-se que o modelo AO apresenta um deslocamento 26% superior ao modelo Simple Fix.

Como seria de esperar, o fixador Simple Fix com pinos intramedulares de 5 mm apresenta o comportamento mais rígido, com um deslocamento máximo igual a 0,55 mm.

A rigidez dos fixadores será calculada tendo em conta o deslocamento no foco de fratura e a equação seguinte:

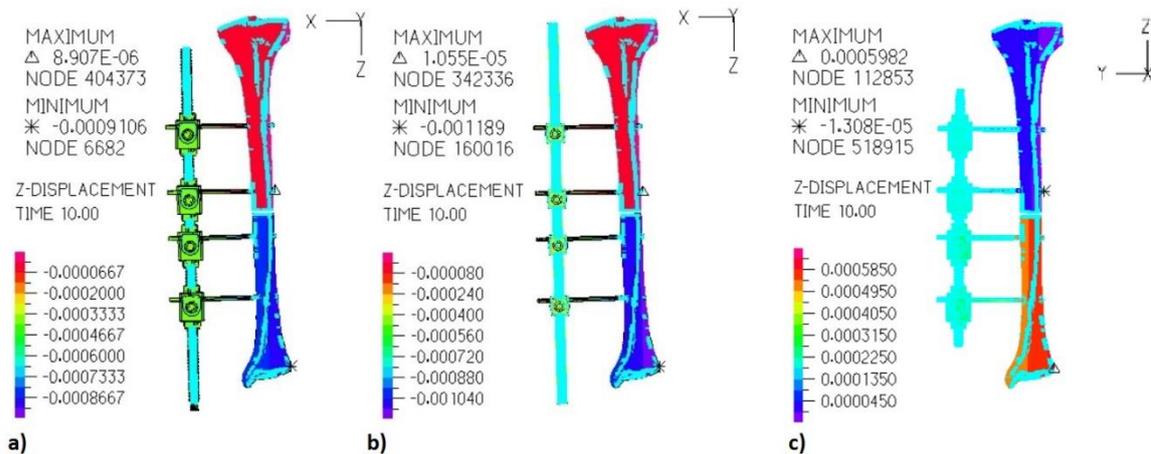
$$K = \frac{F}{\delta}, \quad (4.1)$$

Na equação (4.1),  $F$  representa a força aplicada, em Newtons, e  $\delta$  representa o deslocamento, em milímetros.

Assim, o fixador Simple Fix com pinos intramedulares de 4,2 mm tem uma rigidez de 115,7 N/mm enquanto o fixador AO Tubular tem uma rigidez de 91,7 N/mm, o que representa uma variação de rigidez de 24 N/mm. O modelo Simple Fix com pinos intramedulares de 5 mm tem uma rigidez igual a 182,6 N/mm.

Na Figura 4.2 a), b) e c) apresentam-se as distribuições de deslocamentos no modelo Simple Fix e AO Tubular, com pinos intramedulares de 4,2 mm, e Simple Fix com pinos intramedulares de 5 mm, respetivamente. Apesar da diferença de rigidez entre os

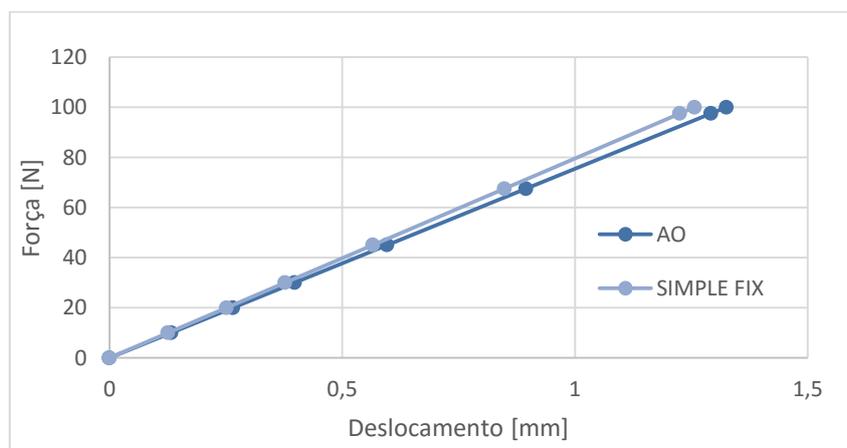
modelos, é possível verificar que as distribuições de deslocamentos são muito idênticas, e que estas são máximas e mínimas nas mesmas zonas. É possível constatar também que a parte inferior da tíbia apresenta deslocamentos muito superiores à parte superior da mesma. Note-se que no modelo representado na Figura 4.2 c) o sentido positivo do eixo do Z é oposto ao dos outros dois modelos representados nas Figura 4.2 a) e 4.2 b).



**Figura 4.2.** Distribuição de deslocamentos, segundo o eixo Z, para o caso de carga I nos fixadores: a) Simple Fix com pino intramedular de 4,2 mm; b) AO Tubular com pino intramedular de 4,2 mm; c) Simple Fix com pino intramedular de 5 mm.

#### 4.1.2. Caso de carga II

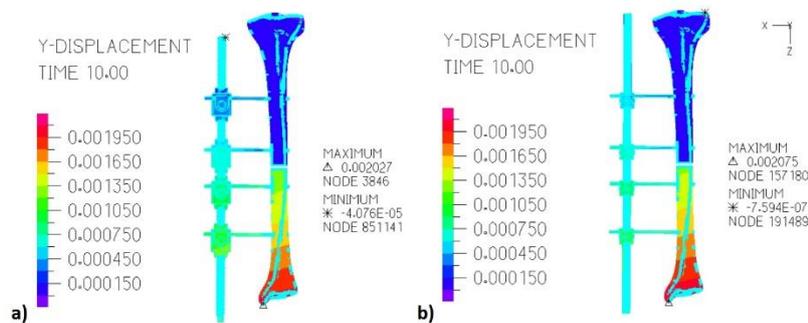
Os resultados para este caso de carga são apresentados na Figura 4.3. Estes resultados mostram que os modelos apresentam deslocamentos máximos semelhantes, com valores de 1,26 mm e 1,33 mm para o fixador Simple Fix e o AO Tubular, respetivamente.



**Figura 4.3.** Variação de deslocamentos, segundo o eixo Y, no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga II.

A rigidez dos modelos, calculada de forma idêntica ao caso de carga anterior, i.e. utilizando a equação (4.1), assume valores de 79,56 N/mm para o fixador Simple Fix e 75,46 N/mm para o AO Tubular, isto é, a rigidez transversal é muito semelhante. No entanto, comparando os valores apresentados na Figura 4.1 e Figura 4.3, verifica-se que ambos os fixadores mostram ser menos rígidos quando a carga é aplicada fora do plano de aplicação do fixador.

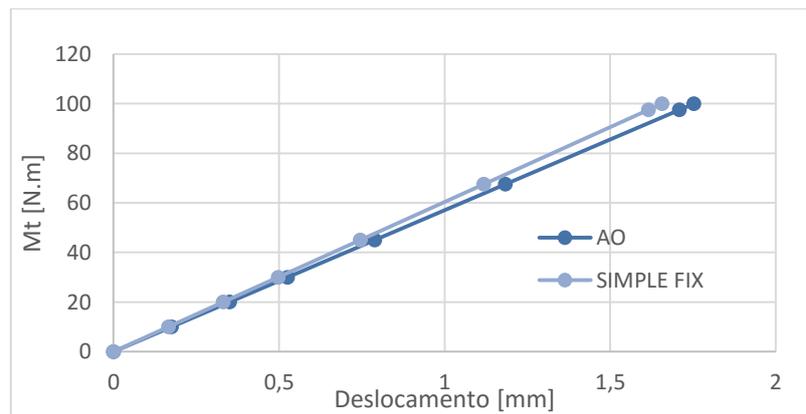
A distribuição dos deslocamentos segundo a direção do eixo Y, para os dois modelos, é apresentada na Figura 4.4. Os deslocamentos são idênticos nos dois modelos, apresentando uma distribuição muito semelhante. Verifica-se, no entanto, que no modelo Simple Fix (Figura 4.4 a)), os deslocamentos junto ao foco de fratura, na parte inferior da tíbia, são ligeiramente inferiores que no modelo AO Tubular (Figura 4.4 b)).



**Figura 4.4.** Distribuição de deslocamentos segundo o eixo Y, para o caso de carga II, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.

#### 4.1.3. Caso de carga III

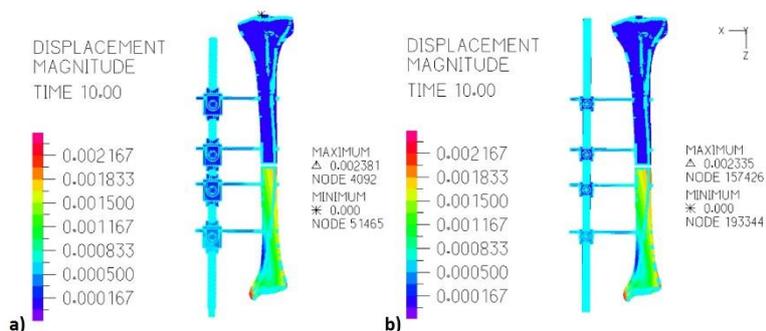
No que respeita à aplicação de um momento torsor, o cálculo de rigidez não foi possível devido ao facto de esta se traduzir num momento por unidade de rotação e o *software* não possuir ferramentas para quantificar a rotação. Por esse motivo, a comparação foi feita utilizando os deslocamentos resultantes máximos na superfície de fratura da parte inferior da tíbia. A Figura 4.5 mostra a variação desses deslocamentos.



**Figura 4.5.** Variação de deslocamentos resultantes no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga III.

Os resultados apresentados na Figura 4.5 evidenciam que os deslocamentos são semelhantes nos dois fixadores, com valores máximos de 1,67 mm para o modelo Simple Fix e 1,75 mm para o modelo AO Tubular. Contudo, ainda que só tenham sido representados os valores do deslocamento resultante, importa referir que a grande contribuição para estes valores surge na direção do eixo Y. De facto os deslocamentos nessa direção são cerca de 100 vezes superiores aos observados na direção do eixo X.

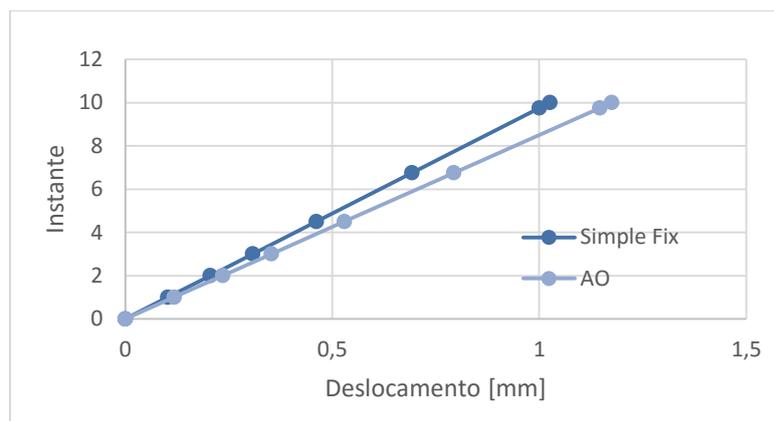
Na Figura 4.6 apresentam-se os deslocamentos resultantes para os dois modelos. A distribuição de deslocamentos é idêntica nos dois modelos. Como vimos, para este caso de carga, os deslocamentos no foco de fratura são muito próximos. Verifica-se que é no modelo Simple Fix (Figura 4.6 a)) que se regista o deslocamento máximo, ainda que seja apenas 0,041 mm superior ao modelo AO Tubular (Figura 4.6 b)). Não obstante, o modelo Simple Fix tem deslocamentos inferiores ao modelo AO Tubular na superfície de fratura da tíbia, para este caso de carga.



**Figura 4.6.** Distribuição de deslocamentos resultantes, para o caso de carga III, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.

#### 4.1.4. Caso de carga IV

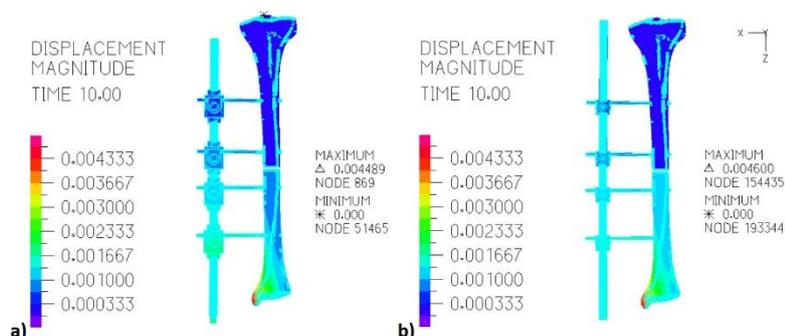
Como seria de esperar, o fixador externo Simple Fix apresenta melhor resistência à deformação neste caso de carga que o fixador AO Tubular, como se pode ver na Figura 4.7. No entanto, não foi calculada a rigidez para este caso de carga uma vez que este caso resulta da combinação de três casos distintos. Desta forma, os deslocamentos resultantes têm componentes segundo as três direções do sistema de eixos e resultam da combinação de solicitações com diferentes direções.



**Figura 4.7.** Variação de deslocamentos resultantes no foco de fratura da tíbia com a aplicação do caso de carga IV.

Na Figura 4.7, podemos constatar que no instante em que são consideradas todas as cargas, o deslocamento resultante do fixador Simple Fix atinge o valor de 1,03 mm enquanto o do fixador AO é igual a 1,18 mm, que representa um aumento de 15%.

A distribuição de deslocamentos resultantes para os dois modelos apresenta-se na Figura 4.8. Verifica-se que junto ao foco de fratura, na parte inferior da tíbia, os deslocamentos no modelo Simple Fix (Figura 4.8 a)) são ligeiramente inferiores do que no modelo AO Tubular (Figura 4.8 b)). De resto, e como tem acontecido com os casos de carga anteriores, a distribuição de tensões é idêntica entre os dois modelos.



**Figura 4.8.** Distribuição de deslocamentos resultantes, para o caso de carga IV, nos fixadores: a) simple Fix; b) AO Tubular.

#### **4.1.5. Discussão**

O fixador Simple Fix demonstra ser mais rígido, relativamente ao modelo AO Tubular, em todas as situações de carga avaliadas. Essa superioridade torna-se mais evidente no caso de carga I, portanto, quando é aplicada uma carga axial na tibia. Verifica-se que é quando são submetidos a este caso de carga que os fixadores apresentam maior rigidez.

A rigidez de ambos os fixadores poderia ser melhorada quando sujeitos ao caso de carga II, caso estes fossem aplicados no plano sagital, que corresponde ao plano onde ocorrem as forças de flexão provenientes da marcha. Isto porque se trata de uma simulação de uma fratura transversal, e sabe-se que um fixador externo unilateral é mais rígido se for aplicado no mesmo plano das forças de flexão (Giotakis & Narayan, 2007).

O caso de carga III é aquele em que se verificam deslocamentos maiores. No entanto, a aplicação de um momento torsor de 100 N.m representa um tipo de carregamento e intensidade que dificilmente serão encontrados numa situação real. Sem que se tenha conseguido calcular a rigidez dos fixadores para este caso de carga, torna-se difícil perceber de que forma suportam este tipo de carregamento. No entanto, verifica-se que o fixador Simple Fix apresenta uma rigidez ligeiramente superior ao fixador AO Tubular para este tipo de carregamento.

### **4.2. Modelo Simple Fix Reduzido**

O objetivo de realizar o estudo do modelo Simple Fix reduzido passa por perceber qual o efeito que as pré-cargas dos dois parafusos têm no desempenho do sistema, bem como caracterizar mecanicamente os componentes que constituem este modelo. Para tal, variaram-se as pré-cargas de ambos os parafusos, alternadamente, e analisaram-se os deslocamentos máximos e as tensões a que os componentes estão sujeitos.

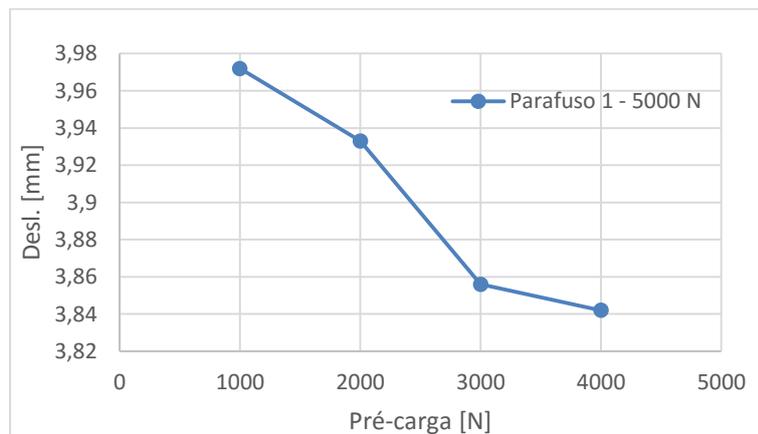
#### **4.2.1. Análise da pré-carga do parafuso porta pinos**

Neste ponto, fixou-se uma pré-carga no parafuso do bloco e variaram-se as pré-cargas no parafuso do porta-pino. Efetuou-se uma análise de deslocamentos na extremidade do pino intramedular e uma análise de tensões dos componentes do modelo

reduzido para perceber que influência têm os valores de pré-carga no parafuso do porta-pinos.

#### 4.2.1.1. Análise de deslocamentos

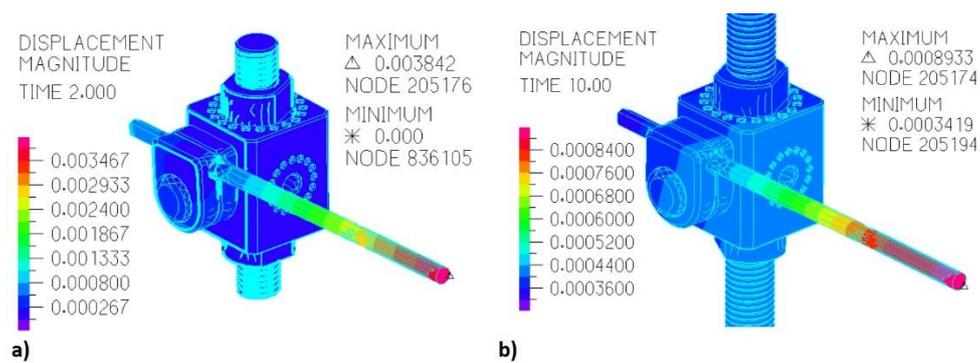
Foi aplicada uma pré-carga no parafuso bloco de 5000 N e variou-se a pré-carga do parafuso porta-pinos. Na Figura 4.9 apresenta-se a variação de deslocamento resultante na extremidade do pino intramedular com o aumento da pré-carga do parafuso porta-pinos.



**Figura 4.9.** Variação de deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular com a variação de pré-carga do parafuso do porta-pinos.

Como se pode ver na Figura 4.9, o menor deslocamento é assegurado quando o pré-aperto do parafuso é 4000 N, correspondendo um deslocamento resultante na extremidade do pino intramedular de 3,84 mm. Importa referir que a maior contribuição para os deslocamentos resultantes analisados corresponde aos deslocamentos segundo a direção do eixo Z, portanto, coincidente com a direção do eixo anatómico da tíbia e com o valor de 3,78 mm para a situação mais favorável. O deslocamento na extremidade do pino intramedular apresenta uma variação de 0,13 mm entre os apertos mínimo e máximo.

No entanto, o deslocamento mínimo do modelo reduzido quando sujeito ao carregamento correspondente ao caso de carga I é muito elevado. Comparando os deslocamentos do pino intramedular do modelo reduzido com o modelo completo, verifica-se que estes possuem uma distribuição idêntica, mas com valores muito diferentes. Na Figura 4.10 a) e b) apresentam-se, respetivamente, as duas distribuições.



**Figura 4.10.** Distribuição de deslocamento no fixador Simple Fix: a) reduzido; b) completo.

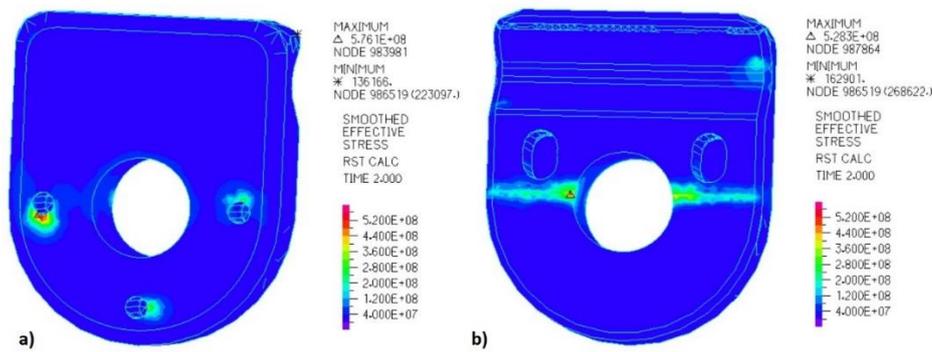
Os deslocamentos máximos, como já foi referido, acontecem na extremidade do pino intramedular nos dois casos. No modelo completo, o deslocamento máximo é igual a aproximadamente 0,9 mm, portanto, verifica-se um aumento de 2,94 mm no modelo reduzido do fixador Simple Fix.

#### 4.2.1.2. Análise de tensões

As tensões de von Mises foram analisadas para os vários componentes. Contudo, nesta secção são apenas apresentadas as tensões dos componentes que são mais afetados com a variação da pré-carga no parafuso porta-pinos. Desta forma, a barra roscada só foi analisada no caso em que se varia a pré-carga do parafuso do bloco, enquanto o bloco foi analisado nos dois casos. A análise realizada neste ponto será qualitativa e não quantitativa.

##### 4.2.1.2.1. Porta-pino interior

O porta-pinos interior revelou ser dos componentes com tensões mais altas para todos os casos de pré-aperto. Na Figura 4.11 apresenta-se a distribuição de tensões no porta-pinos interior para diferentes valores de pré-carga e é possível ver que a tensão máxima não ocorre sempre no mesmo local.



**Figura 4.11.** Distribuição de tensões no porta-pinos interior: a) face interior, com uma pré-carga de 2000 N; b) face exterior, com uma pré-carga de 3000 N.

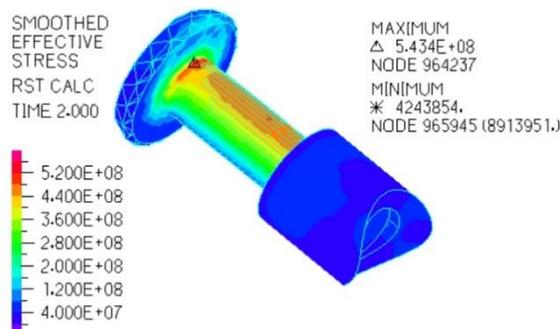
Os resultados da Figura 4.11 a) correspondem a uma pré-carga de 2000 N e pode ver-se que as tensões mais altas surgem nos furos onde se inserem os pinos que restringem a rotação entre o porta-pino e o bloco. A distribuição de tensões para a pré-carga de 1000 N é idêntica à apresentada na Figura 4.11 a).

No entanto, a partir de valores de pré-carga de 3000 N, existe um aumento evidente das tensões na face oposta do porta-pino, como se pode ver na Figura 4.11 b).

Este comportamento sugere que, até uma pré-carga de 2000 N, são os pinos os principais responsáveis pela estabilização dos porta-pinos e que, a partir de 3000 N de pré-carga, passa a ser o parafuso a estabilizar os porta-pinos.

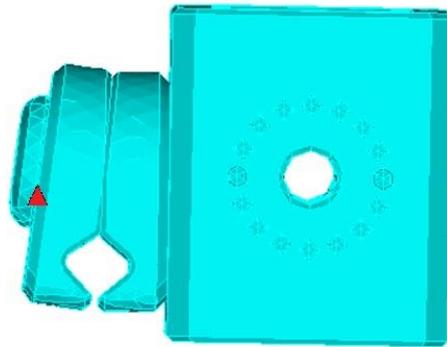
#### 4.2.1.2.2. Parafuso porta-pinos

As tensões no parafuso do porta-pinos aumentam com o aumento da pré-carga do mesmo. Na Figura 4.12, apresenta-se a distribuição de tensões ao longo da geometria do parafuso e verifica-se que a tensão máxima acontece na transição entre o corpo para a cabeça do parafuso.



**Figura 4.12.** Distribuição de tensões no parafuso do porta-pinos.

Pode-se observar também que a distribuição de tensões ao longo do corpo do parafuso não é uniforme e esta variação deve-se ao efeito de cunha que existe na geometria dos porta-pinos. Este efeito pode ser observado na Figura 4.13, que representa a forma como os porta-pinos se comportam quando é aplicada a pré-carga no parafuso.



**Figura 4.13.** Demonstração do efeito de cunha dos porta-pinos depois da aplicação da pré-carga, com pino intramedular de 4,2 mm.

Na Figura 4.13, o triângulo vermelho corresponde ao ponto onde a tensão é máxima no parafuso porta-pinos. Assim, foi possível verificar que a geometria dos porta-pinos influencia a distribuição de tensões no parafuso. Pode também constatar-se que, na zona em que é fixo o pino intramedular, há um afastamento das superfícies dos porta-pinos em vez de suceder o contrário.

#### **4.2.1.2.3. Pino intramedular**

A distribuição de tensões no pino intramedular depende da pré-carga do parafuso porta-pinos e seria espectável que esta aumenta-se com o aumento da pré-carga do parafuso, no entanto, constatou-se que, independentemente dos valores de pré-carga no parafuso porta-pinos, a tensão máxima manteve-se sempre constante e a distribuição de tensões igual.

Na Figura 4.14, pode ver-se a distribuição de tensões de von Mises no pino intramedular para todas as condições de pré-aperto e carregamento do mesmo.



Figura 4.14. Distribuição de tensões no pino intramedular.

A tensão máxima surge na zona de contacto com os porta-pinos, na parte inferior do pino intramedular, como se pode observar na Figura 4.15, na zona assinalada com o triângulo vermelho.



Figura 4.15. Esquematização da zona onde surge a tensão máxima no pino intramedular.

O facto de as tensões não variarem à medida que se aumenta o pré-aperto do parafuso sugere que o aperto do pino intramedular não está a ser bem feito. Por esse motivo, analisaram-se as tensões no pino intramedular no instante que as pré-cargas foram aplicadas no parafuso.

Assim, na Figura 4.16 a) e b), podemos ver as tensões máximas no pino intramedular no instante de aplicação de pré-carga de 1000 N e 4000 N, respetivamente, sem nenhuma outra força aplicada. Como se constata, as tensões são, em ambos os casos, muito pequenas, sendo o valor máximo igual a 8,9 kPa.

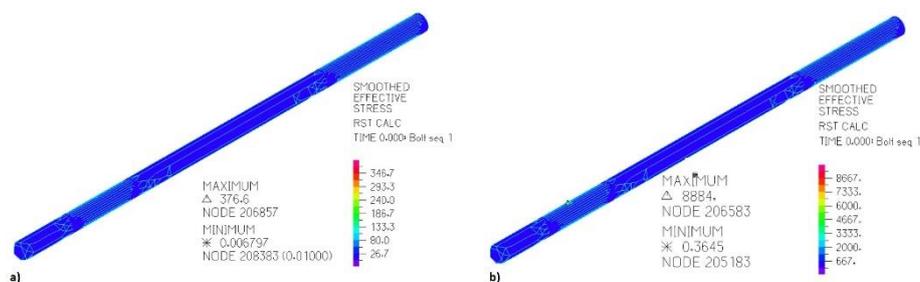


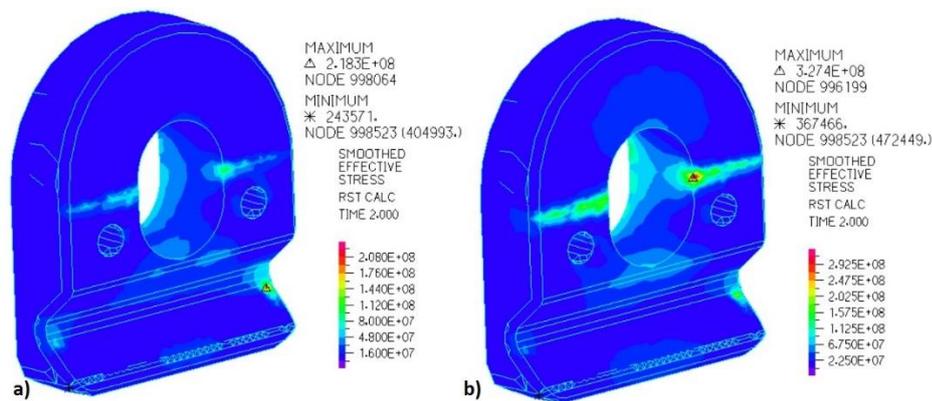
Figura 4.16. Distribuição de tensões no pino intramedular no instante de aplicação de pré-carga de: a) 1000 N; b) 4000 N.

De forma a melhor compreender este comportamento, a fixação dos pinos intramedulares foi testada para um diâmetro do pino superior ao utilizado neste caso, bem como para outra geometria de porta-pinos, como se poderá ver mais à frente.

#### 4.2.1.2.4. Porta-pinos exterior

As tensões no porta-pino exterior aumentam com o aumento da pré-carga do parafuso. No entanto, e como foi visto anteriormente, o aumento de tensão provocado pelo aumento de pré-carga no parafuso não se traduz num aumento significativo das tensões no pino intramedular.

Através da análise da Figura 4.17 a) e b), que representa, a distribuição de tensões no porta-pinos com uma pré-carga no parafuso de 1000 N e a distribuição de tensões no porta-pinos com uma pré-carga de 2000 N no parafuso, respetivamente, entende-se que, em nenhum momento, as tensões aumentam significativamente na zona de fixação do pino intramedular.



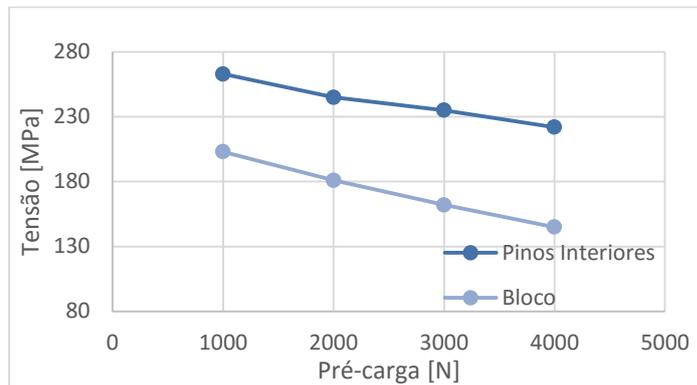
**Figura 4.17.** Distribuição de tensões no porta-pino exterior para pré-cargas de: a) 1000 N; b) 2000 N.

À semelhança do que acontecia com o porta-pinos interior, também se observa uma alteração na zona onde aparecem as tensões mais elevadas neste componente. Verificou-se que, para valores de pré-carga superiores ou iguais a 2000 N, as tensões mais elevadas surgiam na zona de contacto entre os dois porta-pinos, como se pode ver na Figura 4.17 b). Quando a pré-carga é igual a 1000 N, verifica-se que as tensões mais altas acontecem entre as superfícies de contacto com o pino intramedular, como aliás se pode ver na Figura 4.17 a).

#### 4.2.1.2.5. Bloco, pinos interiores e exteriores

As tensões nos pinos exteriores são insignificantes para toda a gama de pré-apertos aplicada durante este estudo e, por isso, não se representam.

Para o caso em que se varia o pré-aperto do parafuso porta-pinos, verifica-se que as tensões máximas no bloco e nos pinos interiores diminuem com o aumento da pré-carga do mesmo, como se pode ver na Figura 4.18:



**Figura 4.18.** Variação de tensões máximas no bloco e nos pinos interiores com o aumento de pré-carga.

A tensão máxima no bloco ocorre num dos furos onde se inserem os pinos interiores e coincide com a tensão máxima nesse pino. Assim, a forma como as tensões evoluem nestes componentes sugere que, como seria de esperar, quando mais se apertar o parafuso do porta-pinos, menor será a contribuição dos pinos na estabilização dos porta-pinos.

#### 4.2.1.3. Discussão

A análise de deslocamentos e da distribuição de tensões nos componentes do modelo reduzido leva a crer que a geometria dos porta-pinos não seja adequada para fixação de pinos intramedulares de 4,2 mm de diâmetro. Esta conclusão é sustentada por uma série de fatores, nomeadamente: a distribuição de tensões na superfície de contacto entre o pino intramedular e os porta-pinos; a distribuição de tensões na superfície de contacto entre os porta-pinos; o comportamento dos porta-pinos após a aplicação de pré-carga.

Estes três fatores são consequência uns dos outros. Se analisarmos o comportamento dos porta-pinos quando é feito o aperto do parafuso (como se pode ver na Figura 4.13), verifica-se que os porta-pinos encostam um no outro e promovem o afastamento da superfície de contacto entre estes e o pino intramedular. Desta forma, entende-se porque é que as tensões na superfície de contacto entre o pino intramedular e os

porta-pinos são desprezáveis enquanto as tensões no corpo dos porta-pinos aumentam com o aumento da pré-carga.

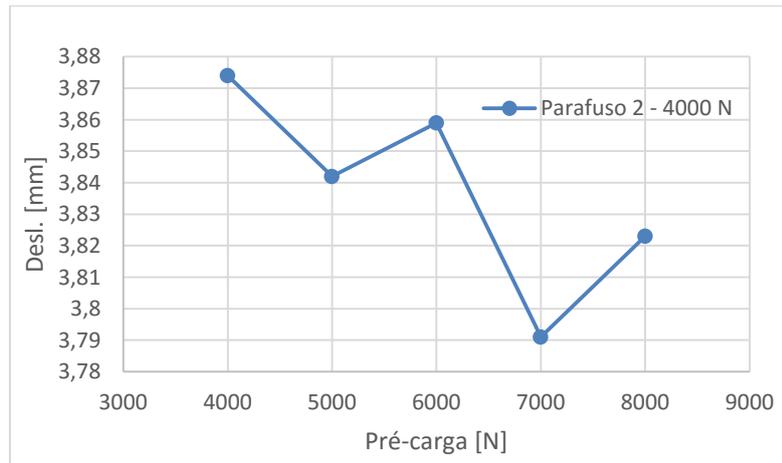
Os deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular diminuem com o aperto do parafuso, embora sejam sempre bastante elevados. Seria espectável que os deslocamentos fossem superiores no modelo reduzido, em que não é considerada continuidade entre os contactos, do que no modelo completo. Este fator aliado ao facto de existir uma diferença de apenas 0,13 mm no deslocamento resultante entre os valores de pré-carga mínima e máxima pode indicar que a fixação do pino intramedular não está a ser feita convenientemente.

#### **4.2.2. Análise de pré-carga no parafuso bloco**

Nesta secção, aplicou-se uma pré-carga no parafuso do porta-pinos e variaram-se as pré-cargas no parafuso do bloco. Através da análise de deslocamentos na extremidade do pino intramedular e da análise de tensões dos componentes que constituem este modelo, procurou estabelecer-se a influência da pré-carga do parafuso do bloco no desempenho do sistema.

##### **4.2.2.1. Análise de deslocamentos**

Neste caso, foi aplicada uma pré-carga igual a 4000 N no parafuso do porta-pinos, que corresponde ao valor aplicado para o menor valor de deslocamento resultante no caso anterior, e variou-se o aperto do parafuso do bloco. Na Figura 4.19 apresenta-se a variação do deslocamento resultante na extremidade do pino intramedular com o aperto do parafuso.



**Figura 4.19.** Variação de deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular com a variação de pré-carga do parafuso do bloco.

Como se pode ver pela Figura 4.19, a forma como os deslocamentos evoluem com o aumento da pré-carga no bloco é algo inesperada. De facto, embora se varie apenas a pré-carga aplicada no parafuso do bloco, verifica-se que é quando esta é igual a 7000 N que o deslocamento máximo é mais baixo. A Figura 4.19 mostra também que o deslocamento máximo é mais baixo com uma pré-carga de 5000 N do que com 6000 N. No entanto, verifica-se que a diferença entre deslocamentos máximo e mínimo é inferior a 0,1 mm para a gama de pré-cargas testada.

#### 4.2.2.2. Análise de Tensões

Da mesma forma que só foram avaliadas as tensões no parafuso porta-pinos resultantes da sua pré-carga, neste caso só se avaliam as tensões resultantes da variação de pré-carga do parafuso bloco. Isto porque a pré-carga de um parafuso influencia muito pouco as tensões no outro parafuso.

##### 4.2.2.2.1. Parafuso do bloco

As tensões no parafuso do bloco aumentam com o aumento da sua pré-carga. A distribuição de tensões de von Mises no parafuso, para uma pré-carga de 8000 N, pode ser vista na Figura 4.20.

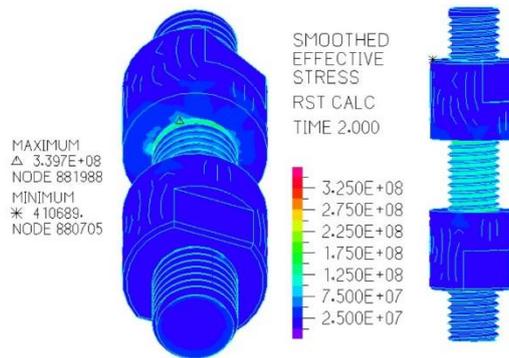


Figura 4.20. Distribuição de tensões no parafuso do bloco para uma pré-carga de 8000 N.

Como seria de esperar, as tensões distribuem-se uniformemente ao longo do corpo do parafuso. A tensão máxima verifica-se no início de contacto entre a rosca do parafuso e a porca.

#### 4.2.2.2.2. Bloco

Como vimos anteriormente, a pré-carga aplicada no parafuso do porta-pinos influencia as tensões no bloco. As tensões verificaram-se essencialmente nos furos onde são inseridos os pinos interiores e estas diminuíam com o aumento da pré-carga do parafuso porta-pinos. Neste caso, a pré-carga do parafuso porta-pinos foi mantida constante em 4000 N e, por isso, a distribuição de tensões é sempre semelhante em torno dos furos onde se inserem os pinos interiores.

Na Figura 4.21 apresenta-se a distribuição de tensões de von Mises no bloco, no caso em que a pré-carga do parafuso do bloco é máxima, portanto, igual a 8000 N.

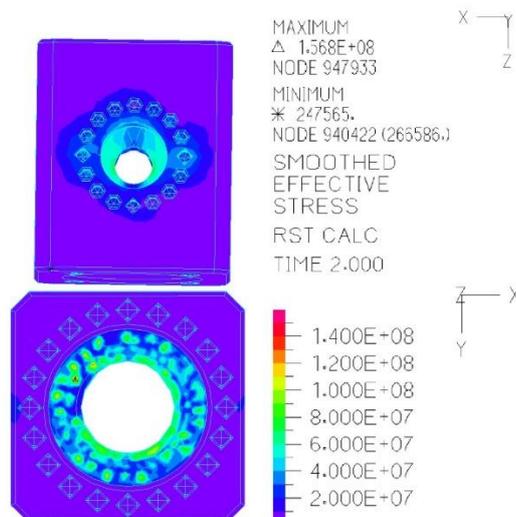


Figura 4.21. Distribuição de tensões no bloco para uma pré-carga de 8000 N.

Assim, como seria de esperar, as tensões aumentam na superfície de contacto do bloco com as porcas, à medida que é aumentada a pré-carga no parafuso do bloco.

#### **4.2.2.3. Discussão**

Analisando os deslocamentos resultantes na extremidade do pino intramedular, conclui-se que a gama de pré-cargas aplicadas ao parafuso do bloco pouco influencia os deslocamentos do modelo para o caso das cargas estudadas. A variação de deslocamentos entre os valores de pré-carga máximo e mínimo é inferior a 0,1 mm, o que representa uma variação insignificante quando comparada com o deslocamento mínimo obtido, que é igual a 3,79 mm.

As tensões mais altas surgem nas superfícies de contacto entre o bloco e as porcas, ao longo do corpo do parafuso e nos furos onde se inserem os pinos interiores entre o bloco e o porta-pinos interior, como seria de esperar. Para nenhum valor de pré-carga se verificou uma distribuição de tensões inesperada ou que represente um problema para o bom desempenho do conjunto parafuso do bloco e bloco.

#### **4.2.3. Pino intramedular de 5 mm de diâmetro**

Como vimos anteriormente, com um pino intramedular de 4,2 mm, a fixação do mesmo parece não ser feita da melhor forma. Foi criado um modelo reduzido idêntico ao analisado, mas com um pino intramedular de 5 mm de diâmetro.

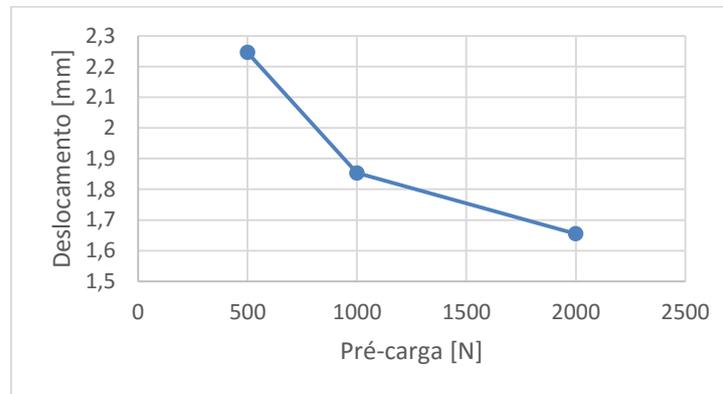
Este modelo foi criado a partir de um modelo completo do fixador externo Simple Fix submetido ao caso de carga I. Desta forma, para além de se tornar possível analisar o desempenho da geometria dos porta-pinos durante a pré-carga do parafuso, podem também ser analisados os deslocamentos na extremidade do pino intramedular para o mesmo caso de carga estudado anteriormente. Neste modelo, serão estudados apenas os efeitos do aperto do parafuso do porta-pinos.

##### **4.2.3.1. Análise de deslocamentos**

Variou-se a pré-carga do parafuso do porta-pinos e os deslocamentos na extremidade do pino intramedular representam-se na Figura 4.22.

Como anteriormente se constatou que o aperto do parafuso do bloco influencia muito pouco os deslocamentos e como neste ponto interessa perceber qual o comportamento dos porta-pinos quando é utilizado um pino intramedular de 5 mm de

diâmetro, os deslocamentos são representados segundo a direção de aplicação da carga, portanto, segundo o eixo Z.

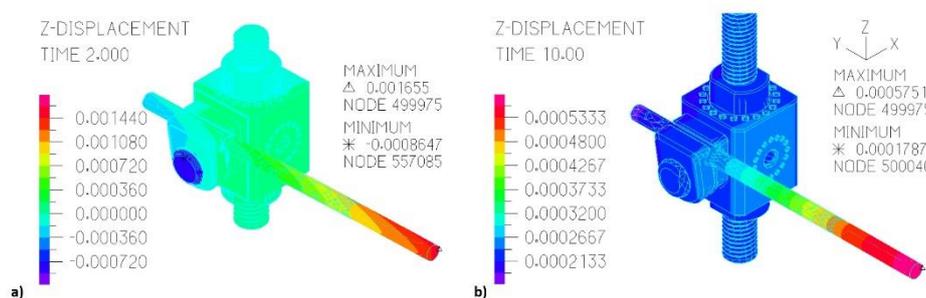


**Figura 4.22.** Variação de deslocamentos segundo o eixo Z na extremidade do pino intramedular, para várias gamas de pré-carga.

Desta forma, podemos ver na Figura 4.22, que os deslocamentos na extremidade do pino intramedular decrescem com o aumento da pré-carga, e o seu valor mínimo é igual a 1,65 mm para uma pré-carga de 2000 N.

A variação de deslocamentos entre as pré-cargas máxima e mínima é igual a 0,59 mm e é mais evidente do que no modelo com o pino intramedular de 4,2 mm de diâmetro. Importa referir que foram aplicadas pré-cargas inferiores às utilizadas no modelo com o pino intramedular de 4,2 mm.

Na Figura 4.23 a) e b) apresenta-se a distribuição de deslocamentos segundo o eixo Z para os modelos reduzido e completo do fixador Simple Fix, respetivamente. O modelo completo tem um deslocamento máximo igual a 0,57 mm, ou seja, 1,09 mm menos que no modelo reduzido.



**Figura 4.23.** Distribuição de deslocamentos segundo o eixo Z para o fixador Simple Fix: a) reduzido; b) completo.

Pode observar-se que os dois modelos apresentam deslocamentos idênticos na zona do bloco, com valores entre os 0,2 e 0,3 mm. No entanto, na Figura 4.23 a) é possível

observar uma ligeira rotação em torno do parafuso do porta-pinos, uma vez que o pino intramedular apresenta deslocamentos negativos numa das extremidades e positivos na outra. Este efeito não se observa no modelo completo, uma vez que foi considerada continuidade entre os contactos. Desta forma, verifica-se apenas flexão do pino intramedular a partir do porta-pinos.

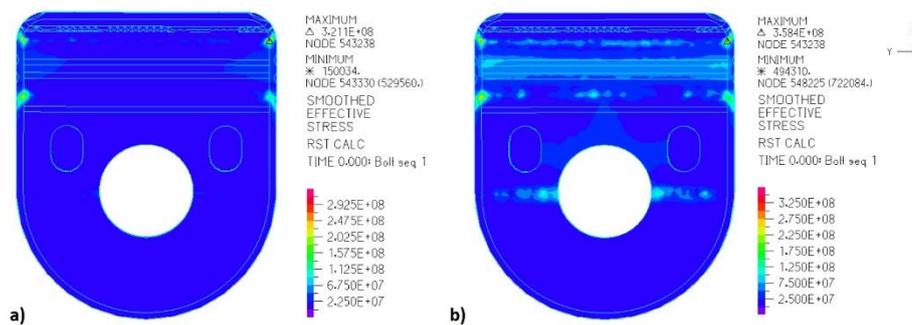
Na Figura 4.23 a) pode-se observar, também, que a cabeça do parafuso porta-pinos apresenta valores negativos de deslocamento segundo o eixo Z, que não corresponde à direção em que é efetuado o aperto do mesmo, o que evidencia que o parafuso se encontra sujeito a flexão.

#### 4.2.3.2. Análise de tensões

Em seguida, apresenta-se a análise de tensões feita no modelo reduzido do fixador Simple Fix com um pino intramedular de 5 mm. Pretende-se perceber de que forma a alteração de diâmetro do pino intramedular influencia a sua fixação e de que forma afeta os componentes que constituem o modelo.

##### 4.2.3.2.1. Porta-pinos interior

A distribuição de tensões no porta-pinos interior com um pino intramedular de 5 mm é diferente da que foi observada anteriormente. Na Figura 4.24 a) e b) apresentam-se as tensões no porta-pinos interior quando o parafuso é sujeito a uma pré-carga de 500 N e 2000 N, respetivamente.



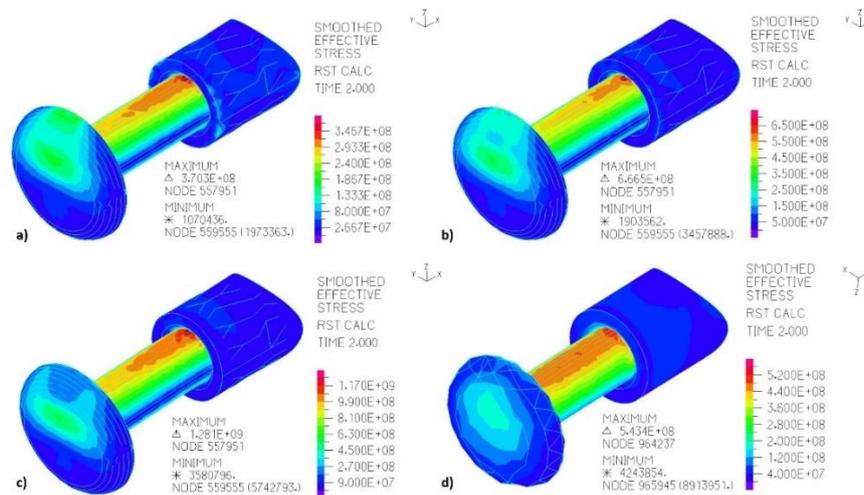
**Figura 4.24.** Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para pré-cargas de: a) 500 N; b) 2000 N.

Através da análise da Figura 4.24, verifica-se que, com o aumento da pré-carga do parafuso, as tensões aumentam na superfície de contacto entre o pino intramedular e o porta-pinos bem como na zona de contacto, como seria de esperar.

Quando é aplicada a carga no pino intramedular, surgem tensões em torno dos furos onde são inseridos os pinos interiores, à semelhança do que foi exposto na análise do modelo com o pino intramedular de 4,2 mm.

#### 4.2.3.2.2. Parafuso porta-pinos

As tensões no parafuso do porta-pinos aumentam com o aumento da pré-carga. A Figura 4.25 a), b) e c) ilustra a distribuição de tensões de von Mises no parafuso porta-pinos com pré-cargas de 500 N, 1000 N e 2000 N, respetivamente. Na Figura 4.25 d) apresenta-se a distribuição de tensões ao longo do parafuso porta-pino do modelo reduzido com o pino intramedular com 4,2 mm de diâmetro sujeito a uma pré-carga de 4000 N.

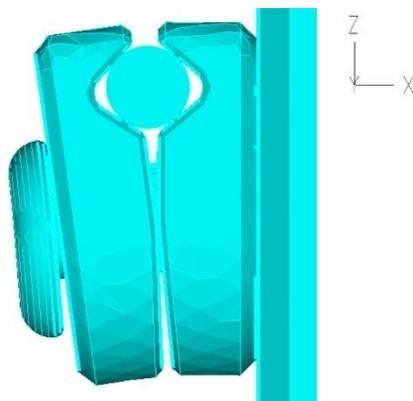


**Figura 4.25.** Distribuição de tensões no parafuso do bloco, com pino intramedular de 5 mm e para uma pré-carga de 500 N (a)), 1000 N (b)) e 2000 N (c)) e com pino intramedular de 4,2 mm e uma pré-carga de 4000 N (d)).

Através da análise da Figura 4.25, verifica-se que a distribuição de tensões é idêntica para todas as pré-cargas aplicadas, embora os valores destas sejam diferentes. É possível constatar que, apesar de ser aplicada uma pré-carga de 4000 N no parafuso do modelo com pino intramedular de 4,2 mm (Figura 4.25 d)), as tensões são mais baixas do que no modelo com o pino intramedular de 5 mm, mesmo com uma pré-carga de metade do valor. Este facto deve-se à geometria dos porta-pinos e à forma como estes fixam o pino-intramedular.

A Figura 4.26 mostra como é feita a fixação do pino intramedular quando é aplicada a pré-carga no parafuso. Como se pode ver, há uma parte da cabeça do parafuso que não está em contacto com o porta-pinos exterior. Assim, o efeito de cunha que tinha

vido evidenciado antes, torna-se mais acentuado com o aumento do diâmetro do pino intramedular e faz com que o parafuso esteja sujeito a flexão.

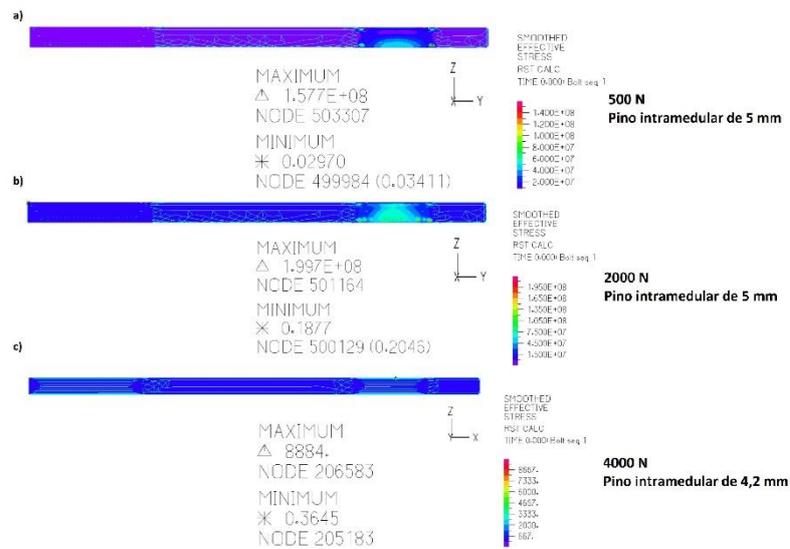


**Figura 4.26.** Porta-pinos no instante da aplicação da pré-carga no parafuso do porta-pinos.

#### **4.2.3.2.3. Pino intramedular**

As tensões no pino intramedular aumentam com o aumento da pré-carga do parafuso dos porta-pinos. Nesta secção, analisaram-se as tensões no pino intramedular apenas durante a aplicação da pré-carga do parafuso, uma vez que se pretende perceber de que forma é feita a sua fixação nos porta-pinos e que a distribuição de tensões depois de aplicada a carga no pino intramedular é em tudo idêntica ao que foi analisado anteriormente.

Na Figura 4.27 a) e b) ilustra-se a distribuição de tensões de von Mises no pino intramedular de 5 mm de diâmetro sujeito a uma pré-carga de 500 N e 2000 N, respetivamente, e na Figura 4.27 c) apresenta-se a distribuição de tensões no pino intramedular de 4,2 mm sujeito a uma pré-carga de 4000 N.

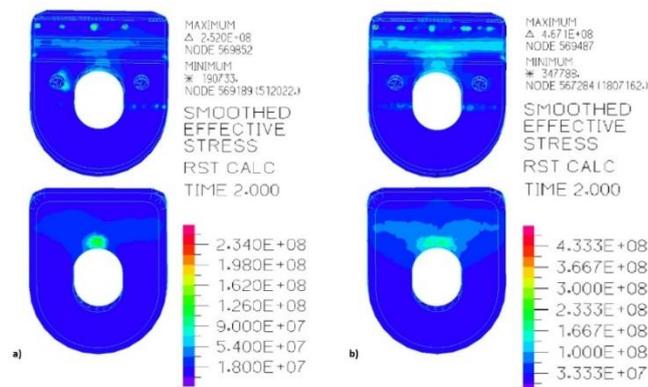


**Figura 4.27.** Distribuição de tensões no pino intramedular de 5 mm, no instante da aplicação de pré-carga de 500 N (a) e 2000 N (b) e no pino intramedular de 4,2 mm, com uma pré-carga de 4000 N (c).

Como é possível verificar na Figura 4.27, a distribuição de tensões é idêntica no pino intramedular de 5 mm, verificando-se um aumento do seu valor quando a pré-carga passa de 500 N para 2000 N. No entanto, verifica-se também que, no pino intramedular de 4,2 mm, apesar da pré-carga do parafuso ser igual a 4000 N, as tensões são insignificantes ao longo do componente.

#### 4.2.3.2.4. Porta-pinos exterior

À semelhança do que se verifica no porta-pinos interior, existe um aumento de tensões no porta-pinos exterior quando se aumenta a pré-carga do parafuso porta-pinos. Na Figura 4.28 a) e b) apresentam-se, respetivamente, a distribuição de tensões de von Mises no porta-pinos exterior para pré-cargas de 500 N e 2000N.



**Figura 4.28.** Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para pré-cargas de: a) 500 N; b) 2000 N.

Como se pode observar na Figura 4.28, com o aumento da pré-carga, verifica-se um aumento das tensões na superfície de contacto entre o porta-pinos e o pino intramedular. É possível observar também um aumento de tensões na zona de contacto entre o parafuso e o porta-pinos.

#### **4.2.3.3. Discussão**

Através da análise de deslocamentos realizada para o modelo reduzido do fixador Simple Fix com um pino intramedular de 5 mm de diâmetro, percebe-se que o sistema é consideravelmente mais rígido do que com um pino intramedular de 4,2 mm. A diferença de deslocamentos na extremidade do pino intramedular é, também, mais evidente quando se varia o valor de pré-carga. Assim, entre o valor máximo e mínimo de pré-carga aplicado no parafuso do porta-pinos, a variação de deslocamentos é igual a 0,59 mm.

A gama de pré-cargas utilizada neste caso foi inferior à que foi utilizada no modelo com o pino intramedular de 4,2 mm de diâmetro porque se verificou que as tensões no parafuso se tornaram muito altas. Ainda assim, o pior valor de deslocamento obtido neste caso foi inferior ao melhor valor de deslocamento obtido com o modelo com o pino intramedular de 4,2 mm.

A análise da distribuição de tensões evidenciou que a fixação do pino intramedular é feita de forma mais eficaz do que no caso anterior, uma vez que o aumento da pré-carga no parafuso dos porta-pinos provoca um aumento das tensões nos porta-pinos e no pino intramedular, na zona onde estes componentes estão em contacto.

No entanto, verifica-se que existe um grande aumento de tensões no corpo do parafuso com o aumento da sua pré-carga. Este efeito verifica-se porque a face do porta-pinos exterior não é paralela à superfície da cabeça do parafuso. Assim, quando é aplicada a pré-carga no parafuso, o contacto com o porta-pinos exterior faz com que este passe a estar à flexão, originando tensões muito altas.

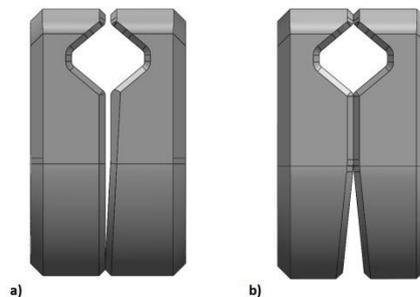
Anteriormente, já tinha sido realçado o efeito de cunha que resulta da geometria dos porta-pinos com a utilização de um pino intramedular de 4,2 mm. Neste ponto, tornou-se evidente o aumento deste efeito com o aumento do diâmetro do pino intramedular. Sabendo que, quando aplicado numa tíbia, um fixador externo deve ser equipado com pinos intramedulares até 6 mm de diâmetro, o efeito de cunha que tem vindo a ser discutido aumentará ainda mais, o que resultará em tensões mais elevadas no corpo do parafuso.

#### 4.2.4. Modelo com porta-pinos alternativos

Anteriormente, constatou-se que, da geometria original dos porta-pinos, advém alguns problemas, nomeadamente, uma deficiente fixação de pinos intramedulares de 4,2 mm de diâmetro e o aparecimento de tensões muito elevadas no corpo do parafuso quando se utilizam pinos intramedulares de 5 mm.

Desta forma, foi criado um modelo com uma geometria de porta-pinos alternativa, criada rapidamente e de forma grosseira, apenas para que se pudesse perceber qual o efeito desta no aperto do pino intramedular e nas tensões ao longo do corpo do parafuso.

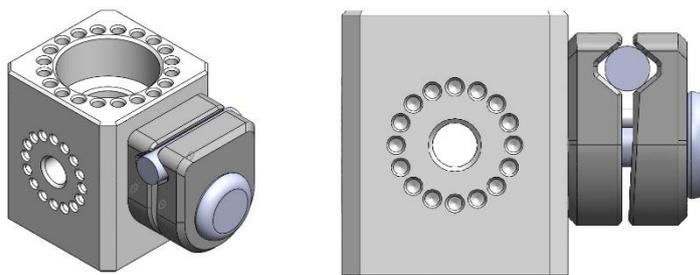
Na Figura 4.29 a) e b) apresenta-se a geometria alternativa e a geometria original dos porta-pinos, respetivamente.



**Figura 4.29.** a) Geometria alternativa dos porta-pinos; b) geometria original dos porta-pinos.

A geometria criada procura inverter o efeito de cunha que se verificou na geometria original, eliminando o “V” invertido que é possível observar na Figura 4.29 b), e faz com que se aumente o contacto entre a superfície do parafuso e o porta-pinos exterior, diminuindo as tensões provocadas pelos esforços de flexão no parafuso.

No modelo criado com a geometria alternativa dos porta-pinos, foi aplicado um cilindro com 5 mm de diâmetro, de forma a simular a fixação de um pino intramedular desse diâmetro. O modelo geométrico representa-se na Figura 4.30.



**Figura 4.30.** Modelo geométrico do bloco com o porta-pinos alternativo.

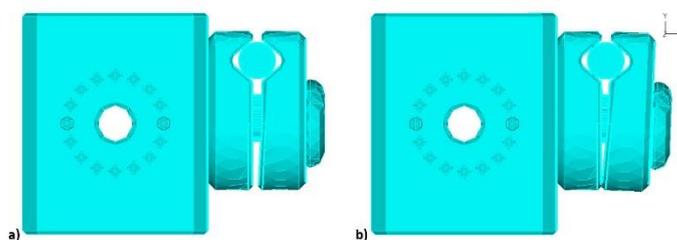
Como se pode ver na Figura 4.30, o modelo foi criado sem o parafuso do bloco. Assim, foram encastradas as superfícies de contacto do bloco com as porcas.

#### 4.2.4.1. Análise de tensões

No estudo feito à geometria alternativa dos porta-pinos, apenas se analisaram as tensões resultantes da aplicação de pré-carga no parafuso do porta-pinos. Portanto, não foi feita nenhuma análise de deslocamentos.

Foi aplicada uma pré-carga no parafuso do porta-pinos com o valor de 1000 N, em dois modelos reduzidos distintos do fixador Simple Fix: um com a geometria alternativa dos porta-pinos, com um cilindro de 5 mm de diâmetro (para simular a fixação do pino intramedular com diâmetro igual) e outro com a geometria original e com um pino intramedular de 5 mm.

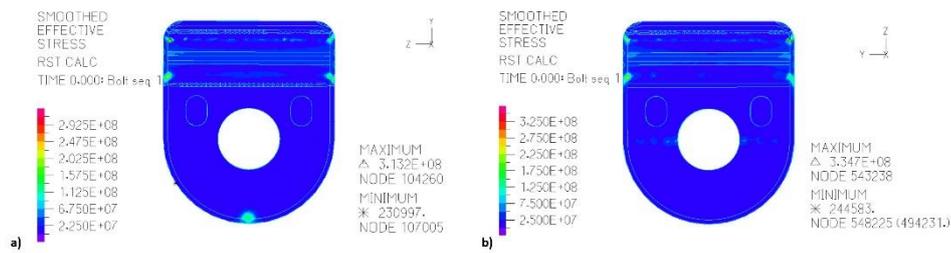
Na Figura 4.31 a) e b) pode ver-se o porta-pinos antes e depois da aplicação da pré-carga no parafuso, respetivamente.



**Figura 4.31.** Porta-pinos: a) antes da aplicação de pré-carga; b) depois da aplicação da pré-carga.

##### 4.2.4.1.1. Porta-pinos interior

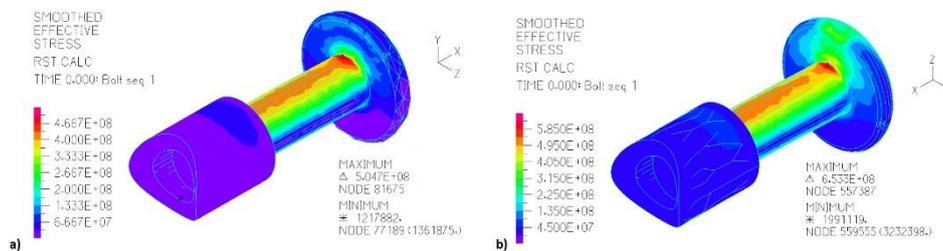
A distribuição de tensões no porta-pinos exterior provocado pela aplicação de pré-carga no parafuso apresenta-se na Figura 4.32. Pode ver-se que estas são idênticas nos dois modelos. A principal diferença encontra-se na zona onde é feito o contacto entre os porta-pinos, que no caso da geometria alternativa (Figura 4.32 a)), é na zona inferior do componente e, na geometria original (Figura 4.32 b)), é junto ao furo.



**Figura 4.32.** Distribuição de tensões no porta-pinos interior com: a) geometria alternativa; b) geometria original.

**4.2.4.1.2. Parafuso do porta-pinos**

Na Figura 4.33 a) e b), apresenta-se, respetivamente, a distribuição de tensões no parafuso do porta-pinos com a geometria de porta-pinos alternativa e original.



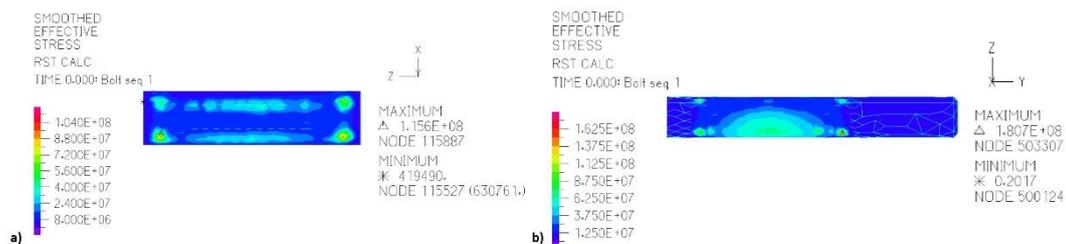
**Figura 4.33.** Distribuição de tensões no parafuso para: a) geometria alternativa; b) geometria original.

A distribuição de tensões é idêntica nos dois casos. No entanto, verifica-se que as tensões são, no geral, mais baixas no modelo com a geometria dos porta-pinos alternativa do que com a geometria original.

Verifica-se que o parafuso continua a estar sujeito a esforços de flexão devido à geometria dos porta-pinos, embora este efeito tenha sido reduzido.

**4.2.4.1.3. Pino intramedular**

Na Figura 4.34, pode observar-se a distribuição de tensões no pino intramedular resultantes da aplicação da pré-carga no parafuso para o caso da geometria de porta-pinos alternativa e para a original, respetivamente.



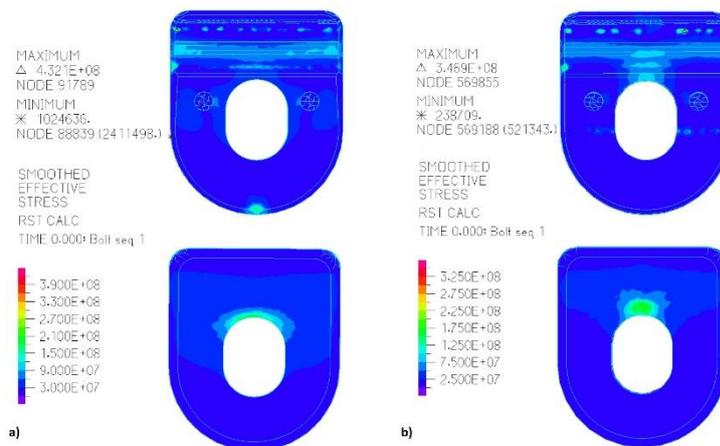
**Figura 4.34.** Distribuição de tensões no pino intramedular no instante de aplicação de pré-carga para: a) geometria alternativa; b) geometria original.

Através da análise da Figura 4.34, é possível verificar que as tensões na zona em que é feito o aperto do pino intramedular rondam os mesmos valores nos dois casos, que oscilam entre os 40 e os 80 MPa na zona central.

No entanto, a distribuição de tensões difere nos dois casos. No caso em que foi utilizada a geometria dos porta-pinos alternativa (Figura 4.34 a)), a distribuição de tensões sugere que estas estão distribuídas uniformemente na superfície de contacto superior e inferior do porta-pinos. No modelo com a geometria dos porta-pinos original (Figura 4.34 b)), verifica-se que as tensões são mais altas na superfície de contacto inferior dos porta-pinos com o pino intramedular.

#### 4.2.4.1.4. Porta-pinos exterior

As tensões no porta-pinos exterior são idênticas nos dois modelos. A Figura 4.35 a) corresponde à distribuição de tensões no porta-pinos exterior com a geometria alternativa e a Figura 4.35 b) corresponde à distribuição de tensões no porta-pinos original na altura em que é aplicada a pré-carga no parafuso.



**Figura 4.35.** Distribuição de tensões no porta-pinos exterior para: a) geometria alternativa; b) geometria original.

A distribuição de tensões e os seus valores são muito idênticos na superfície de fixação do pino intramedular nos dois modelos de porta-pinos. A principal diferença entre as duas geometrias surge na zona de contacto do parafuso com o porta-pinos exterior. No modelo com geometria alternativa (Figura 4.35 a)) é possível ver que existe uma maior área de contacto com o parafuso, uma vez que as tensões têm valores inferiores e existe uma maior distribuição destas em torno do furo onde se insere o parafuso.

Por fim, restam as tensões resultantes do contacto entre porta-pinos que ocorrem de forma idêntica ao que foi constatado para os porta-pinos interiores.

#### 4.2.4.2. Discussão

A criação de uma geometria de porta-pinos alternativa surgiu de forma a tentar melhorar o contacto entre o porta-pinos exterior e o parafuso do porta-pinos, tentando diminuir os esforços de flexão a que este estava sujeito.

Não foi feito nenhum estudo de deslocamentos na extremidade do pino intramedular, pelo que não é possível saber de que forma a geometria proposta os influenciaria.

Analisaram-se apenas as tensões nos principais componentes que são influenciados pela pré-carga do parafuso do porta-pinos. Verificou-se que a distribuição de tensões na superfície de contacto do pino intramedular com os porta-pinos é idêntica nos dois casos. Contudo, as tensões na superfície de contacto do pino intramedular parecem distribuir-se de forma mais uniforme com a geometria alternativa do que com a geometria original, embora os seus valores sejam idênticos.

A principal diferença entre as duas geometrias surge nas tensões provocadas no corpo do parafuso e na zona de contacto entre este e o porta-pinos exterior. De facto, é evidente a diminuição do valor médio das tensões no corpo do parafuso no caso da geometria de porta-pinos alternativa, ainda que se continuem a verificar tensões devidas à flexão. As tensões na superfície de contacto do porta-pinos exterior sugerem que o contacto entre este e o parafuso é superior no caso da geometria alternativa do que no caso da geometria original.

A geometria dos porta-pinos alternativa, embora não tenha eliminado completamente os problemas verificados na geometria original, sugere que a alteração da geometria dos porta-pinos pode melhorar o desempenho global do sistema, pelo menos, no que toca à distribuição de tensões nos componentes que constituem o fixador.



## 5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS DE FUTUROS TRABALHOS

O objetivo deste trabalho, passava por caracterizar numericamente o fixador externo Simple Fix, através da comparação com o modelo AO Tubular e fazer um estudo de influência da pré-carga dos parafusos no desempenho do sistema.

Foram criados vários modelos numéricos dos dois modelos de fixadores externos, com geometrias, propriedades mecânicas e condições de fronteira tão próximas da realidade quanto possível. Estes modelos, com configurações idênticas, foram sujeitos a 4 casos de carga, para que se pudesse determinar qual o mais rígido para cada caso de carga.

Concluiu-se que o modelo Simple Fix é mais rígido que o modelo AO Tubular para todos os casos de carga. Esta superioridade é mais evidente para o caso de carga I (solicitação axial da tibia).

Constatou-se ainda que, para o caso de carga I, aumentar o diâmetro do pino intramedular de 4,2 mm para 5 mm, se traduziu num aumento de rigidez de aproximadamente 58 %.

Para fazer o estudo de influência da pré-carga nos parafusos do modelo Simple Fix, foi criado um modelo reduzido do mesmo. Este modelo consistiu no conjunto bloco/porta-pinos mais solicitado para o caso de carga I e foi efetuado o estudo para pinos intramedulares de diâmetro iguais a 4,2 mm e 5 mm.

Da análise de deslocamentos na extremidade do pino intramedular e da análise de tensões dos componentes, conclui-se que:

- A geometria do porta-pinos revelou ser desadequada, uma vez que não promove um aperto eficiente de pinos intramedulares de 4,2 mm e, com pinos intramedulares de 5 mm, o contacto entre o parafuso e o porta-pinos exterior não é bem feito, resultando em tensões muito altas ao longo do corpo do parafuso;

- A influência da pré-carga no parafuso do bloco, para o caso de carga I, nos deslocamentos do pino intramedular é desprezável.

- A variação da pré-carga no parafuso do porta-pinos traduz-se numa variação de deslocamentos mais evidente no pino intramedular de 5 mm do que no de 4,2 mm.

Assim, devem conhecer-se os valores de pré-carga aplicados quando se utilizam pinos intramedulares de 5 mm de diâmetro.

-A rigidez do sistema com pinos intramedulares de 5 mm de diâmetro é consideravelmente superior que com pinos intramedulares de 4,2 mm, mesmo para valores de pré-carga mais baixos.

-O estudo de uma geometria alternativa de porta-pinos mostrou que a otimização da mesma pode melhorar o desempenho do sistema.

O trabalho desenvolvido pode continuar a ser explorado de várias formas diferentes. Sugerem-se algumas em seguida:

- Pode ser realizado um ensaio experimental do fixador Simple Fix para comparar com os resultados com o modelo numérico. Nesse estudo, pode verificar-se se o problema da geometria dos porta-pinos persiste;
- Otimizar a geometria dos porta-pinos para fixação de pinos intramedulares de vários diâmetros;
- Otimizar a interface de contacto entre o parafuso do porta-pinos e o porta-pinos exterior.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bastiani, G. De, Aldegheri, R., & Brivio, L. R. (1984). The Treatment of Fractures with a Dynamic Axial Fixator, *66*(4), 538–545.
- Behrens, F., & Searls, K. (1986). External Fixation of the Tibia. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, *66*(2), 246–54.
- Benum, P., & Svenningsen, S. (1982). Tibial Fractures Treated with Hoffmann ' s External Fixation : A Comparative Analysis of Hoffmann Bilateral Frames and the Vidal-Adrey Double Frame Modification, *53*(3), 471–6.
- Browner, B. D., B., J., Krettek, C., & Jupiter, J. B. (2014). *Skeletal Trauma: Basic Science, Management and Reconstruction*.
- Caja, V. L., Kim, W., Larsson, S., & Chao, E. Y. S. (1995). Comparison of the Mechanical Performance of Three Types of External Fixators: Linear, Circular and Hybrid, *10*(8), 401–406.
- Checketts, R. G., & Young, C. F. (2003). External Fixation of Diaphyseal Fractures of the Tibia, *17*(3), 176–189.
- Colton, C. L. (2007). External Fixation. Retrieved August 1, 2016, from [https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Tibia&segment=Proximal&classification=41-A3&treatment=&method=External fixation&implantstype=Standard external fixator \(definitive\)&approach=&redfix\\_url=1293116154424&Language=en](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Tibia&segment=Proximal&classification=41-A3&treatment=&method=External fixation&implantstype=Standard external fixator (definitive)&approach=&redfix_url=1293116154424&Language=en)
- Giotakis, N., & Narayan, B. (2007). Stability with Unilateral External Fixation in the Tibia. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, *2*(1), 13–20.
- Hierholzer, G., Rüedi, T., Allgöver, M., & Schatzker, J. (1986). *Manual on the AO/ASIF Tubular External Fixator*.
- Moss, D. P., & Tejwani, N. C. (2007). Biomechanics of External Fixation, *65*(4), 294–299.
- Nelson, D. L. (American S. for S. of the H. course H. and U. E. I. (2001). External Fixation for Distal Radius Fractures. Retrieved August 1, 2016, from <http://www.eradius.com/External Fixation Talk ASSH November 2-3, 2001.htm>
- Pontarelli, W. R. (1982). External Fixation of Tibial Fractures. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 80–88.
- Roseiro, L., Neto, M. A., Amaro, A., Rogerio, P., Samarra, M. C., Pedro, R., & Quinta, N.-. (2014). Fixator Configurations in Tibia Fractures : 1D Optimization and 3D Analysis Comparison, *113*(1), 360–370.
- Tate, P. (2012). *Seeley's Principles of Anatomy & Physiology* (2nd ed.).

