

**Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor
Implante**

Maria Goreti Antunes Fernandes

Dissertação apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professora Elza Maria Morais Fonseca
Professor Marcos Pinotti Barbosa

Setembro de 2013

Agradecimentos

Desejo expressar os meus agradecimentos a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização deste trabalho.

Em especial, à minha orientadora, Doutora Elza Morais Fonseca da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança pelo apoio, disponibilidade e conhecimentos transmitidos ao longo deste trabalho e durante todo o meu percurso académico.

Ao meu co-orientador Doutor Marcos Pinotti Barbosa, professor na Universidade Federal de Minas Gerais e coordenador do Laboratório de Bioengenharia, não só pela hospitalidade, mas também pelas condições e meios que colocou ao meu dispor.

Ao Doutor Daniel Rocha, membro do Laboratório de Bioengenharia, agradeço o seu apoio, interesse, conhecimentos e permanente disponibilidade prestada ao longo da realização deste trabalho. Desejo exprimir-lhe a minha gratidão e admiração pela forma amigável como me apoiou.

Ao Doutor Jorge Vicente Lopes da Silva, responsável pela divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer e equipa, pelo apoio prestado e informação fornecida durante a minha estadia.

Ao Hospital Nossa Senhora das Dores, em particular ao médico-cirurgião Marcos de Paula Vale, pela possibilidade de assistir aos processos cirúrgicos e na cedência de imagens para este estudo.

A todos os membros do Lab-Bio, um agradecimento geral pelo acolhimento, simpatia e apoio durante a minha estadia no Brasil.

A todos os meus amigos, um obrigado pelos momentos bem passados, pela compreensão e amizade que fizeram com que esta etapa se tornasse mais fácil.

Finalmente, um agradecimento especial, aos meus pais, irmãos e ao David Sousa pela constante presença, carinho e força prestada durante esta minha importante etapa académica.

Resumo

As fraturas ósseas na região diafisária do fêmur são lesões complexas das quais resultam, habitualmente, períodos extensos de hospitalização e de reabilitação. O recurso a hastes intramedulares bloqueadas, no que diz respeito à fixação intramedular, é um dos tratamentos possíveis deste tipo de fraturas e tem sido objeto de vários trabalhos de investigação desde o seu aparecimento. Neste sentido, o presente trabalho focou-se no desenvolvimento de uma metodologia de análise computacional de diferentes tipos de fraturas diafisárias do fêmur, seguindo o tipo de tratamento utilizado no hospital Nossa Senhora das Dores - Brasil. Foi gerado um biomodelo e um modelo simplificado do conjunto osso-implante-parafusos seguida de uma análise por elementos finitos. Os resultados obtidos indicam que a introdução das hastes intramedulares em aço inoxidável ou em titânio no fêmur diminuem as tensões ao longo do osso, promovendo uma maior estabilidade. O estudo efetuado permitiu identificar a zona medial do fêmur como a zona crítica no que diz respeito às tensões envolvidas. Na análise comparativa das tensões com diferentes materiais, o modelo com a haste em titânio apresentou um desempenho mais homogêneo do que o modelo em aço inoxidável. O modelo simplificado apresentou resultados compatíveis com o biomodelo. Este facto possibilita que o modelo simplificado se torne uma ferramenta vantajosa na análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur, uma vez que não há recurso a imagens médicas.

Palavras-Chave: Fêmur, Fratura, Haste intramedular bloqueada, Elementos finitos, Biomecânica.

Abstract

Bone fractures in the femoral diaphysis are complex lesions that usually result in extended periods of hospitalization and rehabilitation. The use of locked intramedullary nails in intramedullary fixation is one of the possible treatments of this type of fracture and has been the subject of several researches since its appearance. The present work focused on developing a methodology for computational analysis of different types of femoral diaphysis fractures, according the type of treatment at *Nossa Senhora das Dores* – Brazil hospital. It was created a biomodel and a simplified model of the bone-implant screws followed by a finite element analysis. The results indicate that the introduction of intramedullary nails of stainless steel or titanium into the femur reduce the stresses along the bone, providing a greater stability. The study identifies the femur medial zone as the critical region related to the stresses that are involved. The comparative analysis of strains with different materials suggests that the model in titanium was more homogenous than the model in stainless steel. The simplified model showed consistent results with the biomodel. This fact allows that the simplified model becomes an advantageous tool in biomechanical analysis of the femoral diaphysis fractures because the analysis may be unprovided with medical images.

Keywords: Femur, Fracture, Locked interlocking nail, Finite element, Biomechanics.

Índice de Conteúdos

Capítulo 1 - Introdução	2
1.1 Contextualização e Objetivos.....	3
1.2 Organização dos Capítulos.....	3
Capítulo 2 - Tecido e Fraturas Ósseas	5
2.1 Sistema Ósseo	6
2.2 Fraturas Ósseas.....	9
2.2.1 Princípios Biomecânicos do Osso	10
2.2.1.1 Biomecânica da Fratura.....	12
2.2.2 Classificação das Fraturas	14
2.2.3 Consolidação Óssea	16
2.2.4 Tratamento de Fraturas em Ossos Longos	19
Capítulo 3 - Implantes para a Fixação Intramedular	21
3.1 Introdução	22
3.2 Tipos de Hastes Intramedulares	22
3.2.1 Hastes sem Fresagem ou Bloqueio	22
3.2.2 Haste de <i>Küntscher</i> Clássica (encaixe justo, sem bloqueio)	23
3.2.3 Hastes Bloqueadas (com fresagem e sem fresagem)	23
3.3 Parafusos de Bloqueio.....	25
Capítulo 4 - Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur	27
4.1 Introdução	28
4.2 Estudo Clínico de uma Cirurgia	28
4.3 Construção do Biomodelo.....	29
4.3.1 Protótipo da Haste.....	30

4.3.2 O Biomodelo	31
4.4 Análise Numérica do Biomodelo	33
4.4.1 Resultados nos Biomodelos	36
4.5 Modelo Analítico	42
4.6 Modelo Simplificado.....	43
4.6.1 Análise Numérica do Modelo Simplificado.....	44
4.6.2 Resultados nos Modelos Simplificados.....	45
Capítulo 5 - Discussão dos Resultados	48
5.1 Discussão e Análise de Resultados	49
Capítulo 6 - Conclusões e Trabalhos Futuros	52
6.1 Conclusões	53
6.2 Trabalhos Futuros.....	55
Capítulo 7 - Referências Bibliográficas.....	56
Anexos	62
Anexo A: Desenho Técnico da Haste Intramedular Bloqueada.....	63
Anexo B: Desenho Técnico do Conjunto Osso-Haste	64
Anexo C: Biomodelos: Análise Isotrópica - Tensões Equivalentes, MPa	65
Anexo D: Modelos Simplificados: Análise Isotrópica - Tensões Equivalentes, MPa	66
Anexo E: Biomodelos: Análise ortotrópica - Tensões em flexão plana, MPa	67
Anexo F: Modelos Simplificados: Análise ortotrópica - Tensões em flexão plana, MPa.....	68
Anexo G: Biomodelos: Análise ortotrópica - Tensões Equivalentes, MPa.....	69
Anexo H: Modelos Simplificados: Análise ortotrópica - Tensões Equivalentes, MPa.....	70

Lista de Abreviaturas e Símbolos

AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
ASIF	<i>Association for the Study of Internal Fixation</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
TC	Tomografia Computadorizada
IPB	Instituto Politécnico de Bragança
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
3D	Tridimensional
E	Módulo de <i>Young</i> ou Módulo de Elasticidade
F	Vetor de Forças
I	Momento de Inércia
K	Matriz de Rigidez
M	Momento Fletor
d	Diâmetro
A	Área
Ti	Titânio
σ	Tensão
ν	Coeficiente de <i>Poisson</i>

Índice de Figuras

Figura 1: Descrição de um osso longo [3].....	7
Figura 2: Células do tecido ósseo [8].....	8
Figura 3: Curva típica tensão-deformação	11
Figura 4: Curvas de tensão-deformação de compressão do osso cortical e esponjoso [13].....	12
Figura 5: (a) Eixo mecânico; (b) Forças de tração/compressão; (c) Neutralização de forças [10]	12
Figura 6: Forças aplicadas no osso [18].....	13
Figura 7: Principais direções das superfícies fraturadas para os modos básicos de carga [18]...	14
Figura 8: Classificação das fraturas segundo <i>AO</i> [10]	15
Figura 9: Localização anatômica das fraturas em três segmentos ósseos segundo <i>OTA</i> [10].....	16
Figura 10: Fases da consolidação óssea: A - Inflamatória; B - Reparação; C - Remodelação ...	17
Figura 11: Processo de consolidação óssea [22]	19
Figura 12: Diferentes formas de estabilização das fraturas com recurso a cirurgia [13]	20
Figura 13: Fratura diafisária do fêmur, após a fixação com hastes flexíveis [28].....	23
Figura 14: Haste intramedular bloqueada [29].....	24
Figura 15: Parafusos cirúrgicos: (a) para osso cortical; (b) e (c) para osso esponjoso [9].....	26
Figura 16: Parafusos de bloqueio: (a) Ø 3,5 na zona distal; (b) Ø 6,5 na zona proximal [30]....	26
Figura 17: Fratura diafisária e pós-operatório com inserção da haste, hospital de Itabira.	29
Figura 18: Haste intramedular (<i>Hexagon</i>) e modelo <i>CAD</i>	29
Figura 19: Máquina de prototipagem <i>TDP</i> , programa <i>ZPrint</i> e modelo de haste	30
Figura 20: Tratamento e modelo final da haste.....	31
Figura 21: Segmentação da região de interesse no programa <i>InVesalius</i>	31
Figura 22: Modelo <i>CAD</i> : fêmur e fêmur-haste-parafusos.....	32
Figura 23: Modelo <i>CAD</i> do osso-haste-parafusos: (a) fratura simples (A); (b) fratura em cunha (B)	32
Figura 24: Exemplo da malha de elementos finitos utilizada no biomodelo	35
Figura 25: Condições de fronteira no biomodelo.....	35

Figura 26: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo sem haste.....	37
Figura 27: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo com fratura simples.....	38
Figura 28: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo com fratura em cunha.....	39
Figura 29: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo em osteossíntese.....	40
Figura 30: Concentração de tensões na zona proximal da furação	41
Figura 31: Modelo Simplificado com: (a) fratura simples (A); (b) fratura em cunha (B)	44
Figura 32: Malha de elementos finitos e condições fronteira do modelo simplificado.....	44
Figura 33: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado sem haste	45
Figura 34: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado com fratura simples.	45
Figura 35: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado com fratura em cunha.....	46
Figura 36: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado em osteossíntese.	46
Figura 37: Concentração de tensões nas zonas proximal e distal da furação.....	47

Índice de Tabelas

Tabela 1: Principais diferenças entre o osso cortical e o osso trabecular.....	7
Tabela 2: Classificação das fraturas em ossos longos segundo AO [10].....	15
Tabela 3: Características de hastes intramedulares bloqueadas [29].....	24
Tabela 4: Biomodelos em estudo	36
Tabela 5: Propriedades ortotrópicas do osso cortical.	41
Tabela 6: Tensões combinadas no conjunto osso-haste	43
Tabela 7: Tensões em flexão plana nos diferentes modelos de análise.....	49

Capítulo 1 - Introdução

1.1 Contextualização e Objetivos

Na área ortopédica, as fraturas diafisárias do fêmur estão entre as mais comuns. Tratam-se de lesões graves, decorrentes de forças violentas e provêm, na maioria das vezes, de acidentes com veículos automotores, envolvendo geralmente jovens adultos [1]. A recuperação deste tipo de fraturas ósseas tem sido tema de estudo por muitos investigadores, nomeadamente em relação ao tratamento. Com o avanço da tecnologia surgiu uma grande variedade de instrumentos, materiais para implantes, assim como diversas técnicas para a fixação interna das fraturas diafisárias do fêmur. No entanto, na investigação o objetivo é a conceção de um implante que diminua o tempo de reabilitação e ofereça melhores resultados aos pacientes.

O presente trabalho foi desenvolvido em colaboração com a Universidade Federal de Minas Gerais do Brasil, e tem como objetivo avaliar o conjunto biomecânico osso-implante, de forma a verificar o melhor implante intramedular atendendo ao seu desempenho. O estudo complementou-se com o acompanhamento clínico de cirurgias à diáfise do fêmur, num hospital especializado do Brasil, durante um período de 5 meses de mobilidade internacional, da autora deste trabalho.

1.2 Organização dos Capítulos

Com o objetivo de proporcionar um acompanhamento dos diferentes temas envolvidos, estruturou-se a presente dissertação em sete capítulos. Os primeiros três capítulos são referentes à introdução do trabalho, onde são abordados conceitos e revisões dos temas fundamentais relacionados com o assunto. Os restantes capítulos são referentes aos estudos efetuados e às conclusões obtidas.

Inicialmente, no Capítulo 1 é introduzido o tema, bem como os objetivos a cumprir.

No Capítulo 2 são abordados os conceitos associados às fraturas ósseas. Inicialmente é feita uma breve descrição do tecido ósseo, a definição e a classificação das suas fraturas e as diferentes formas de tratamento.

O Capítulo 3 aborda os diferentes tipos de implantes utilizados na fixação intramedular de fraturas diafisárias do fêmur. Neste capítulo ainda são identificadas as características dos diferentes implantes, bem como as vantagens e as desvantagens associadas.

No Capítulo 4 é apresentado detalhadamente todo o procedimento prático. São expostas e descritas todas as análises biomecânicas efetuadas para as diferentes fraturas diafisárias do fêmur.

O Capítulo 5 destina-se à discussão e à comparação dos resultados finais, nos diferentes métodos de análise biomecânica.

Por último, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões e as apreciações finais retiradas ao longo do trabalho. A partir destas conclusões são ainda sugeridos trabalhos futuros de investigação que se consideram pertinentes continuar a desenvolver através do trabalho iniciado com esta dissertação.

Capítulo 2 - Tecido e Fraturas Ósseas

2.1 Sistema Ósseo

O corpo humano é um sistema complexo dotado de vários sistemas que interagem entre si. De entre os diferentes sistemas, salienta-se o sistema esquelético, constituído por um conjunto de ossos e tecidos que se interligam e desempenham várias funções.

O osso, principal componente do sistema esquelético, difere dos restantes tecidos pelas suas características mecânicas, que incluem a rigidez, por apresentar uma deformidade muito baixa em condições de carga; e pela sua resistência com capacidade de suportar cargas axiais altas sem fraturar. Estas características permitem a sustentação, a proteção das partes moles, a locomoção e o funcionamento mecânico dos membros [2].

Os ossos são ainda divididos nos grupos axial e apendicular. O esqueleto axial é constituído por um conjunto de ossos que englobam o crânio, coluna vertebral e as vértebras. O esqueleto apendicular refere-se aos ossos que constituem os membros superiores e inferiores.

Classificando os ossos individuais quanto à sua forma podem ser agrupados em quatro grupos: longos, curtos, chatos e irregulares.

Os ossos longos, de maior interesse neste estudo, compõem a estrutura do esqueleto apendicular e caracterizam-se pela predominância do comprimento em relação à largura e à espessura. Um osso longo de um adulto (figura 1) é formado por um tubo cilíndrico, no qual se distinguem duas extremidades alargadas, denominadas epífises, e uma parte central ao qual se dá o nome de diáfise ou corpo [3]. Existe também uma região chamada metáfise que permite a conexão das epífises à diáfise durante a fase de crescimento e o desenvolvimento ósseo.

Em todos os ossos do esqueleto adulto existem dois tipos de estruturas que correspondem à macroestrutura do tecido ósseo: osso cortical (ou osso compacto) e o osso trabecular (ou osso esponjoso). O osso cortical é uma massa densa e sólida com alguns canais microscópicos e representa cerca de 80% da massa esquelética de um adulto. Forma a superfície externa de todos os ossos e é responsável pelas funções de sustentação e proteção desempenhadas pelo esqueleto [4]. Dos restantes 20% da massa óssea faz parte o osso trabecular, considerado um entrelaçamento de feixes em formato de placas e hastes denominadas trabéculas, que são encontradas na região interna dos ossos.

O osso trabecular possui uma estrutura interna muito complexa, de alta porosidade (30% a 90%) e é composto por cristais de hidroxiapatita embebidos em uma matriz de fibras de colagénio, o que lhe confere rigidez, sendo porém, um material dúctil [5].

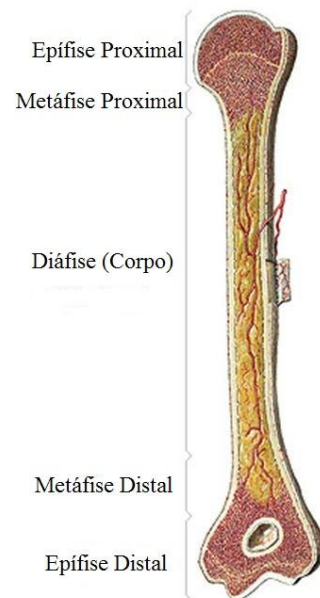


Figura 1: Descrição de um osso longo [3].

Na tabela 1 estão representadas as principais diferenças observadas entre o osso cortical e o osso trabecular, referidas por alguns investigadores [2, 6].

Tabela 1: Principais diferenças entre o osso cortical e o osso trabecular.

Propriedades	Osso Cortical	Osso Trabecular
Massa Esquelética	80%	20%
Superfície Óssea	33%	67%
Porosidade	5 a 30%	30 a 90%
Taxa de Renovação	Lenta	Rápida
Tecido Mole Principal	Víscera	Medula
Função	Biomecânica, Sustentação e Proteção	Homeostase e Sustentação

Nos ossos longos as regiões diafisárias são constituídas por osso compacto, na periferia, e um canal, no centro, denominado canal medular. As regiões epifisárias e metafisárias na sua maioria são constituídas por tecido ósseo trabecular, suportam a cartilagem articular e são submetidas a cargas.

Sendo a estrutura do tecido ósseo, uma forma especializada de tecido conjuntivo, é constituído por células ósseas e uma matriz extracelular. A matriz extracelular ou também designada de matriz óssea apresenta-se fortemente mineralizada, o que proporciona dureza ao tecido ósseo. É formada por uma componente inorgânica (mineral), uma componente orgânica (na sua maioria colagénio) e água. Correspondente a 65% da composição óssea faz parte a matriz inorgânica, da qual fazem parte os minerais ósseos, principalmente hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Aos restantes 35% fazem parte a matriz orgânica, células e água. Da matriz orgânica fazem parte 90% de colagénio e 10% de várias proteínas não colagénicas. As fibras de colagénio são flexíveis e contribuem com a resistência à tração. Assim, pode-se dizer que a componente inorgânica confere ao osso rigidez e dureza, sendo que a componente orgânica oferece ao osso flexibilidade e elasticidade [2, 4].

Quanto às células responsáveis pela remodelação do tecido ósseo considera-se que existem quatro tipos de células, figura 2. Três tipos cobrem a superfície do tecido ósseo (osteoclastos, osteoblastos e células de revestimento) e o quarto tipo encontra-se dentro da matriz mineralizada (osteócitos) [7].

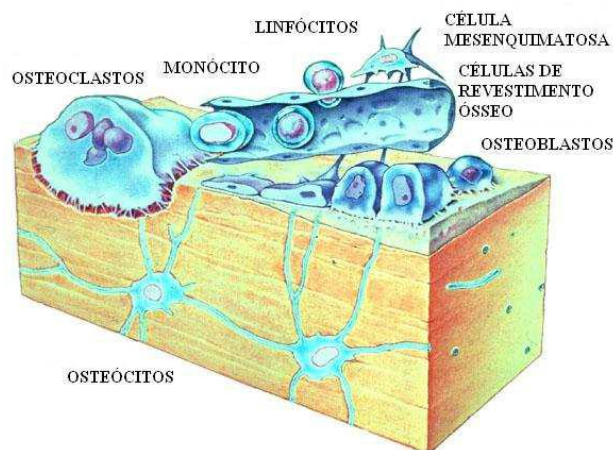


Figura 2: Células do tecido ósseo [8].

De uma forma generalizada definem-se os osteoclastos como células gigantes multinucleadas que tem como função reabsorver e degradar o tecido ósseo. Estas células podem estar ativas ou inativas [8, 9].

Os osteoblastos são células mono-nucleadas, com intensa atividade metabólica, sintetizam a matriz óssea mineralizada (osteóide), participam na calcificação e reabsorção óssea e regulam o fluxo de cálcio e fosfato dentro e fora do osso. Estas células estão presentes na superfície do osso perióstio (membrana fina que reveste o osso). Quando as células osteoblastos não estão em processo de formação óssea, são chamadas de células de revestimento ósseo, ou osteoblastos em repouso, e revestem as superfícies do osso. Por último, os osteócitos (células mais abundantes nos ossos maduros) provêm de osteoblastos, fixados na sua própria matriz, e são consideradas células com melhor posicionamento para entender a magnitude e a distribuição das deformações no tecido ósseo. Estas células têm como principal função realizar a manutenção da matriz óssea, detetando os micro danos na estrutura e respondendo à quantidade e distribuição de deformações no tecido, ou seja, são de grande importância na remodelação óssea [9].

2.2 Fraturas Ósseas

As fraturas ósseas são o resultado de uma sobrecarga que pode ser única ou múltipla, com uma magnitude que excede o limite suportado pelo osso. Ocorrem dentro de uma fração de um milissegundo e originam, através de um processo de rutura, danos visíveis nas partes moles com características de implosão. O efeito mecânico de uma fratura consiste principalmente numa perda da continuidade óssea, levando a uma mobilidade patológica, perda da função de suporte ósseo e ao aparecimento da dor [10].

De entre as fraturas ósseas as mais comuns são as denominadas fraturas traumáticas. Ocorrem nos ossos sem doença prévia ao qual é aplicada uma força superior ao seu coeficiente de resistência e elasticidade. Na maioria das vezes, ocorre nos ossos longos do membro inferior e quando se trata de pacientes com idade inferior a 40 anos, devido a acidentes de alta energia, provenientes de acidentes com veículos automotores.

Consequentemente, este tipo de fraturas provoca uma morbidade grande para os pacientes, uma vez que, resulta em períodos longos de hospitalização e de reabilitação [11]. Desta forma, seria ideal a concepção de um implante que diminuísse o tempo de reabilitação e oferecesse melhores resultados aos pacientes.

Inicialmente é importante entender o tipo e a gravidade do trauma para possibilitar a criação de um ambiente biológico que maximize os processos normais de reparação do osso. Assim, um dos aspectos mais importantes para atingir o sucesso no diagnóstico e no tratamento de fraturas é a compreensão da biomecânica envolvida quando o osso está em condições normais e saudáveis, em condições de fratura e durante o processo de consolidação óssea. Conhecer as forças que causam fraturas, bem como os princípios da mecânica, utilizada para estabilizar fraturas durante a cicatrização óssea, permite escolher o implante adequado para o tratamento e permite ainda uma análise racional e científica de novos sistemas de implantes [12].

2.2.1 Princípios Biomecânicos do Osso

A biomecânica do corpo humano é algo complexo, uma vez que varia de acordo com a região anatômica e é influenciada por diversos fatores: idade, estado físico do paciente, direção da carga aplicada (longitudinal, transversal), velocidade de aplicação da força e o tipo de carregamento (compressão, tração e corte) [13].

No entanto, sabe-se que o osso humano é um material viscoelástico, anisotrópico, heterogêneo e com comportamento mecânico não linear [14]. Trata-se de uma estrutura constantemente sujeita a um conjunto de forças devido à complexidade das suas funções de sustentação e movimentação do corpo. Estas forças variam de acordo com as condições de estática ou dinâmica do corpo. Quando o corpo, em condições normais não se encontra em movimento (condições de estática), os ossos apenas estão sujeitos à força da gravidade, suportando o peso do corpo e toda a concomitante atividade muscular para manter a postura, no entanto, quando o corpo se encontra em movimento (condição dinâmica) as forças anteriormente descritas aumentam em magnitude e atuam em diversas direções [9].

As forças a que o osso está sujeito causam deformação óssea, levando muitas das vezes à fratura (rutura). A relação entre a tensão aplicada ao osso e a consequente deformação está representada graficamente na figura 3. A curva de tensão-deformação pode ser dividida numa região elástica e numa região plástica [15].

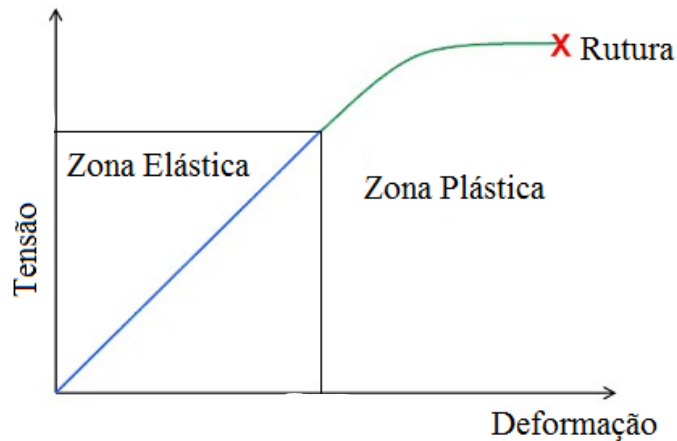


Figura 3: Curva típica tensão-deformação.

Dependendo do tipo de osso, a curva de tensão-deformação pode variar significativamente. No caso dos ossos cortical e esponjoso, as curvas de tensão-deformação são bem distintas, uma vez que na zona linear da curva estes se distinguem pela grande diferença existente no módulo de elasticidade. Na zona de comportamento não linear da curva, ou seja, na zona de comportamento plástico, ambos os tipos de ossos exibem também deformações de rutura bem diferentes [13]. Na figura 4 estão representadas graficamente as curvas de tensão-deformação para o osso cortical e esponjoso, quando estão sujeitos a compressão.

O osso cortical apresenta maior rigidez que o osso esponjoso, suportando maior carga mas uma deformação menor antes da fratura. O osso esponjoso, devido à sua estrutura porosa, suporta uma deformação maior antes de sofrer a fratura [13]. Assim, é importante para determinadas análises de comportamento ter em consideração que tipo de osso está envolvido no problema.

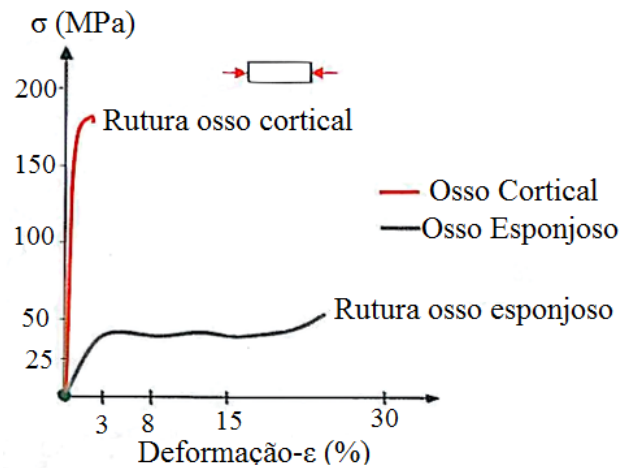


Figura 4: Curvas de tensão-deformação de compressão do osso cortical e esponjoso [13].

2.2.1.1 Biomecânica da Fratura

Frederic Pauwels [16] foi o primeiro autor a desenvolver os conceitos sobre a transferência de carga dentro do osso. O autor observou que uma estrutura curva e tubular sujeita a uma carga axial tem sempre um lado de compressão e um lado de tração. Utilizando o fêmur excêntricamente carregado como um modelo, *Pauwels*, nos clássicos “diagramas de tensão de carga” demonstrou esquematicamente que as forças de compressão e de tração estariam presentes dentro do osso enquanto este estivesse sujeito a uma força axial. A partir destes estudos desenvolveu-se o princípio da banda de tensão que descreve como as forças de tração são convertidas em forças de compressão aplicando-se um dispositivo excêntrico no lado convexo de um tubo curvado ou no osso (figura 5).

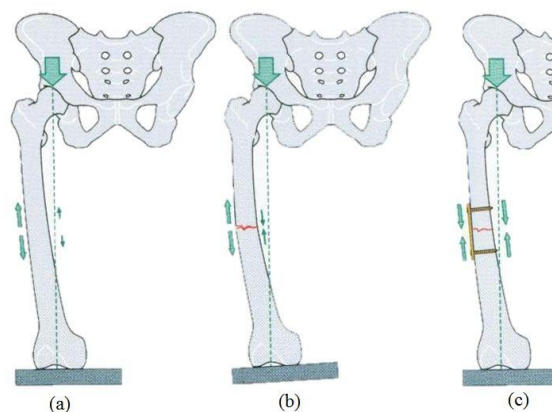


Figura 5: (a) Eixo mecânico; (b) Forças de tração/compressão; (c) Neutralização de forças [10].

Atualmente sabe-se que existem dois tipos de forças que atuam sobre a estrutura óssea: forças internas ou externas. As internas são transmitidas ao osso através das articulações, dos ligamentos e dos tendões musculares. São estas forças que sustentam a reação do solo nas condições de postura e locomoção. As forças externas provêm do ambiente externo e, ao contrário das internas, numa situação de acidente de alto impacto, por exemplo, não possuem limitação de magnitude nem possuem direção de aplicação, sendo consideradas as causadoras da maioria das fraturas ósseas [9, 17]. Assim, são estas as forças que devem ser bem compreendidas para que haja uma avaliação correta da etiologia da fratura.

As deformações ósseas causadas pela aplicação de forças podem variar, uma vez que existem vários fatores que influenciam o grau de deformação, tais como: magnitude da força aplicada, geometria do osso (dimensão, curvatura, forma) e as propriedades dos materiais. As forças aplicadas no osso resultam em modos de carregamento, os quais estão diretamente relacionados com a biomecânica da etiologia das fraturas. Estes carregamentos, quando atuam sobre o osso “*in vivo*”, podem causar tração, compressão, torção, corte, flexão e/ou o efeito causado pela combinação de carregamentos (figura 6).

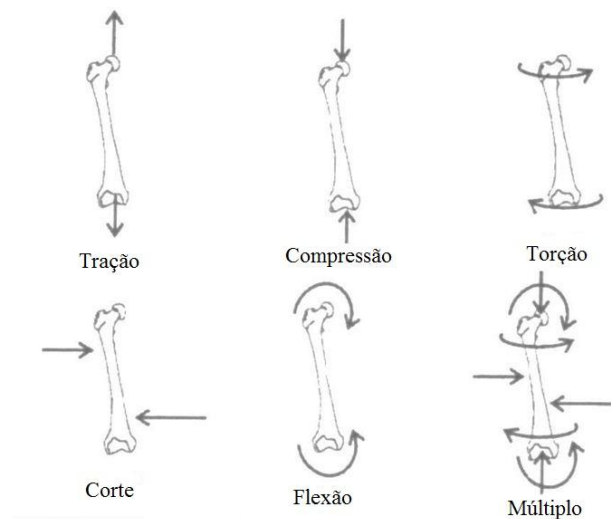


Figura 6: Forças aplicadas no osso [18].

Quando a magnitude da força aplicada no osso excede o limite de resistência do mesmo, ocorre uma fratura e a sua forma está diretamente relacionada com o tipo de carga que atuou no osso. Assim, através da avaliação das características da fratura é possível especular quais as cargas aplicadas no osso, responsáveis pela sua ocorrência [19].

Nos ossos longos, considerados mais fortes, a maioria das fraturas ocorre quando estes são sujeitos a cargas combinadas. Na figura 7 estão representadas algumas das fraturas mais frequentes nos ossos longos, provenientes da aplicação de diferentes cargas.

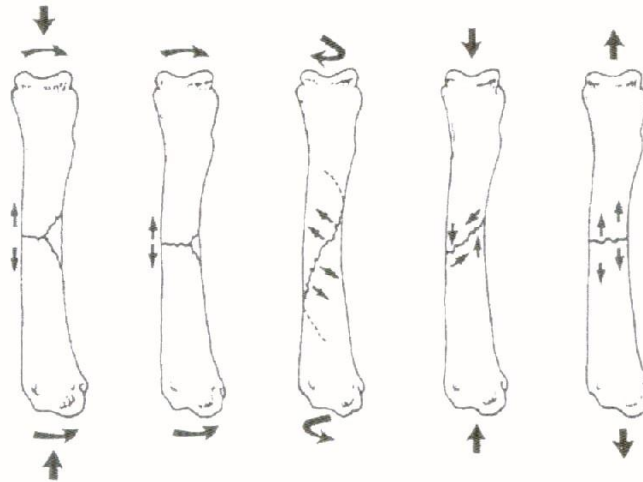


Figura 7: Principais direções das superfícies fraturadas para os modos básicos de carga [18].

A análise dos vários tipos de forças que o osso pode suportar, bem como toda a estrutura complexa envolvida na formação óssea, permite verificar que o osso raramente é sobrecarregado de uma só maneira mas sim pela combinação de várias forças, isto devido à sua estrutura geométrica ser irregular.

2.2.2 Classificação das Fraturas

São inúmeros os sistemas de classificação que tentam descrever e identificar os tipos de fraturas que podem ocorrer numa determinada região anatómica ou numa determinada região específica do osso. Neste trabalho optou-se por seguir o sistema de classificação desenvolvido pelo grupo Suíço *AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen; ASIF- Association for the Study of Internal Fixation)*, que inclui a classificação das fraturas nos ossos longos. Esta classificação desenvolvida pelo autor *Maurice E. Muller* [20] e seus colaboradores organiza as fraturas de cada segmento ósseo (proximal, central e distal) em três tipos diferentes (A, B e C), de acordo com a gravidade da lesão. Quando se está perante uma fratura simples, classifica-se como sendo do tipo A, fraturas em cunha classificam-se do tipo B e fraturas complexas do tipo C (figura 8).

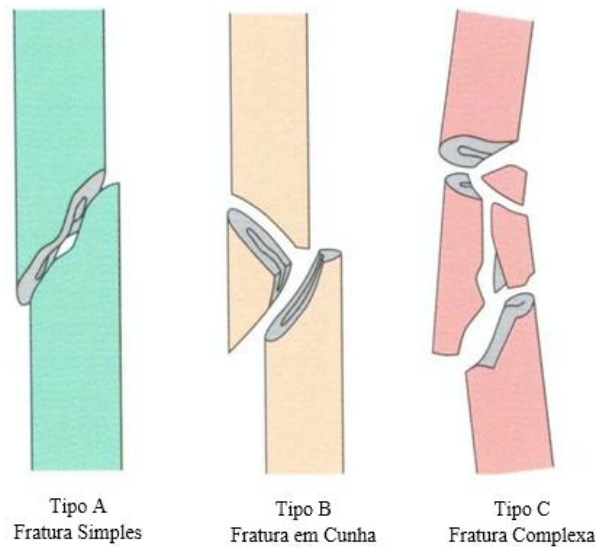


Figura 8: Classificação das fraturas segundo AO [10].

Cada tipo de fratura é ainda subdividida em três grupos (A1, A2, A3; B1, B2, B3; C1, C2, C3) e em subgrupos criando-se assim uma organização das fraturas hierárquica, conforme se apresenta na tabela 2.

Tabela 2: Classificação das fraturas em ossos longos segundo AO [10].

Tipo de Fraturas	Características da Fratura
A1	Simples Espiral
A2	Simples Oblíqua ($\geq 30^\circ$)
A3	Simples Transversa ($< 30^\circ$)
B1	Cunha em Espiral
B2	Cunha em curva
B3	Cunha Fragmentada
C1	Complexa em Espiral
C2	Complexa Segmentada
C3	Complexa Irregular (Cominutiva)

A subdivisão definitiva de cada grupo em subgrupos, em geral só é possível após a cirurgia, quando os detalhes mais exatos da fratura estiverem estabelecidos. Esses grupos e subgrupos são organizados numa ordem ascendente de gravidade, de acordo com as complexidades morfológicas das fraturas, com as dificuldades inerentes no seu tratamento e função do seu prognóstico [10].

O diagnóstico de uma fratura é obtido pela combinação da localização anatômica com as suas características morfológicas. Desta forma, existe um código alfanumérico de cinco elementos para a classificação das fraturas: ■■-□□. Este código é composto por dois números que correspondem à localização anatômica da fratura, figura 9. O primeiro número corresponde ao osso e o segundo número corresponde ao segmento, seguidos pela letra que indica o tipo de fratura e, por último, dois números que expressam as características morfológicas dessa fratura. De notar que os pares rádio e cúbito, tíbia e perônio são considerados como um só osso longo.

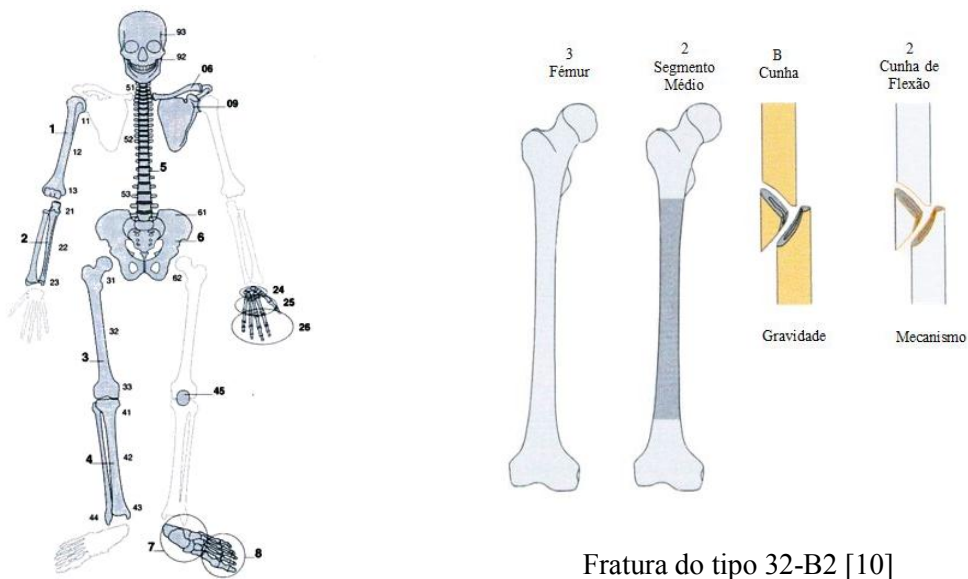


Figura 9: Localização anatômica das fraturas em três segmentos ósseos segundo *OTA* [10].

Como se pode observar na figura 9, cada osso longo tem três segmentos: 1 - segmento proximal, 2 - segmento médio (diafisário), 3 - segmento distal e o 4 - segmento maleolar. O último segmento (maleolar) é uma exceção porque apenas está relacionado com a complexidade das fraturas e é classificado como o quarto segmento da tíbia-perônio. Nessa mesma figura está ilustrado um exemplo da codificação de uma fratura do tipo 32-B2 [10].

2.2.3 Consolidação Óssea

O tecido ósseo dispõe de um conjunto de mecanismos de defesa quando sujeito a lesões. Sempre que o osso é fraturado desencadeia-se um processo de reparação óssea denominado consolidação [13].

Este processo inicia-se imediatamente após a fratura, quando ocorre o rompimento dos vasos sanguíneos, dentro e ao redor do osso. Como resultado deste rompimento são libertados agentes químicos espontaneamente para auxiliar na indução da consolidação óssea.

A consolidação óssea não é mais do que a união mecânica dos fragmentos ósseos permitindo a restauração fisiológica do tecido e a recuperação da função óssea. Este processo é considerado um processo dinâmico que é composto através de uma sequência de eventos divididos em quatro estágios: inflamação, calo mole, calo duro e remodelação [10 e 13].

Ao conjunto dos estágios calo mole e calo duro também se pode dar o nome de reparação. Cada uma destas fases tem uma duração e intensidade diferentes, que pode ser visualizada na figura 10 [9].

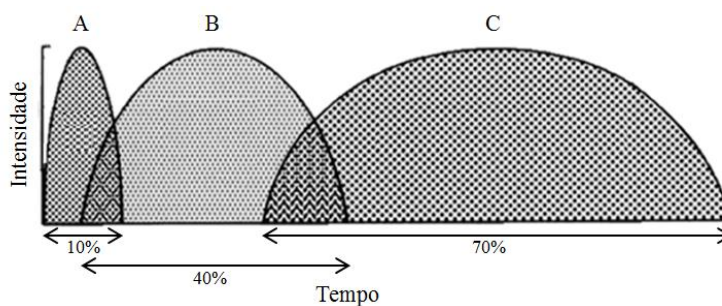


Figura 10: Fases da consolidação óssea: A - Inflamatória; B - Reparação; C - Remodelação.

A ocorrência de uma fratura faz com que o tecido ósseo reaja rapidamente através da atividade de células periostais, dando início aos quatro estágios:

- **Inflamação** - durante este estágio há formação de hematoma e de matéria resultante do processo inflamatório, devido aos vasos sanguíneos rompidos, ocorre necrose óssea perto das extremidades dos fragmentos da fratura e ocorre a vasodilatação e hiperemia nas partes moles circundantes da fratura. Com o neocrescimento de elementos vasoformadores e capilares para dentro do hematoma, ocorre o aumento da proliferação celular. Desta forma o hematoma na fratura é gradualmente substituído por tecido de granulação e os osteoclastos removem o osso necrótico nas extremidades dos fragmentos. Este estágio dura entre duas a três semanas [13, 21].

- **Calo mole** - neste estágio (aproximadamente três semanas após a fratura), inicia-se a formação do calo ósseo, tecido que permite unir e dar consistência à zona fraturada [13]. A dor e o edema diminuem e os fragmentos já não se conseguem mover livremente. Quando termina este estágio, a estabilidade presente é adequada para prevenir o encurtamento, contudo deve-se ter em atenção que a angulação no local da fratura ainda pode ocorrer.
- **Calo duro** - Inicia-se quando as extremidades da fratura estão unidas pelo calo mole e termina quando os fragmentos estão firmemente unidos por neoformação óssea (3 a 4 meses). Neste estágio o calo mole é convertido num tecido calcificado e rígido por meio de ossificação intramembranosa (a partir do periósseo e do endoósseo) e da ossificação endocondral de aparecimento mais tardio, na fase final de formação do calo ósseo a partir de condrócitos que se diferenciam das células indiferenciadas. A formação deste calo ósseo exige uma rígida imobilização, pois o excessivo movimento na zona da fratura torna-se muito prejudicial ao processo biológico descrito [9, 13]. A ação dos osteoblastos, células responsáveis pela produção do tecido ósseo, é muito importante nesta fase, uma vez que produzem uma nova matriz óssea, inicialmente desordenada e irregular, provocando a formação de um calo ósseo calcificado.
- **Remodelação** - este estágio inicia-se a partir da 8ª semana, quando a fratura está solidamente unida, e tem uma duração de alguns meses ou até mesmo anos. O estágio termina quando o osso retoma completamente à sua morfologia original, incluído a restauração do canal medular.

Na figura 11 estão representadas esquematicamente as várias fases de consolidação óssea anteriormente descritas.

Um conceito de consolidação óssea, também presente na literatura, é a chamada consolidação com estabilidade do foco da fratura. Trata-se da consolidação óssea quando se utilizam meios de fixação da fratura. Neste caso, a consolidação pode ser obtida sem a existência de uma fase intermediária, a fase do calo ósseo (consolidação óssea primária).

Foi o grupo Suíço *AO/ASIF*, referido anteriormente, que postulou os princípios da osteossíntese rígida. Sob estabilização, a necrose óssea é diminuta e permite melhorar a recuperação da mesma [13].

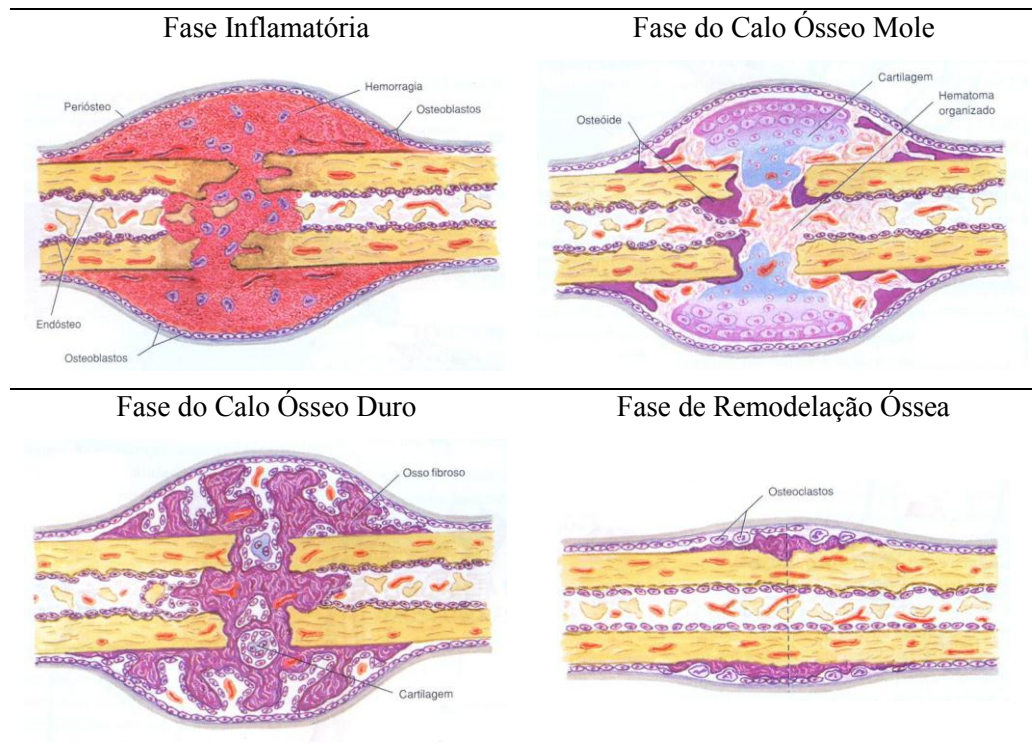


Figura 11: Processo de consolidação óssea [22].

2.2.4 Tratamento de Fraturas em Ossos Longos

De uma forma geral o método de tratamento de fraturas em ossos longos segue sempre os mesmos princípios biomecânicos, focando como objetivos o comprimento correto e o alinhamento axial dos fragmentos ósseos, de forma a permitir a completa e rápida reabilitação do paciente [10].

Para isso, deve-se preceder à fixação da fratura, que consiste no alinhamento correto dos fragmentos ósseos deslocados, designando-se este processo por redução fechada e imobilização gessada ou redução aberta. Na redução fechada e imobilização gessada, os fragmentos ósseos são posicionados sem tratamento cirúrgico mediante aplicação de tração ou compressão. Na redução aberta os fragmentos são reduzidos mediante a visibilidade direta do foco de fratura, com recurso ao tratamento cirúrgico. As fraturas estabilizadas através do tratamento cirúrgico podem recorrer a diferentes técnicas, tais como a redução fechada e fixação externa, ou a redução aberta e fixação interna [13].

O tratamento das fraturas diafisárias do fêmur é eminentemente cirúrgico, uma vez que permite a reabilitação precoce do paciente e diminui o risco de complicações sistêmicas [23, 24].

De entre as técnicas utilizadas para a correção das fraturas diafisárias do fêmur, salienta-se a redução aberta e fixação interna com a utilização de hastes intramedulares bloqueadas ou não, com ou sem fresagem da cavidade medular. O uso de placas de osteossíntese, os parafusos de compressão e os fixadores externos uni ou multiplanares são outro tipo de opções para o tratamento de fraturas diafisárias (figura 12).

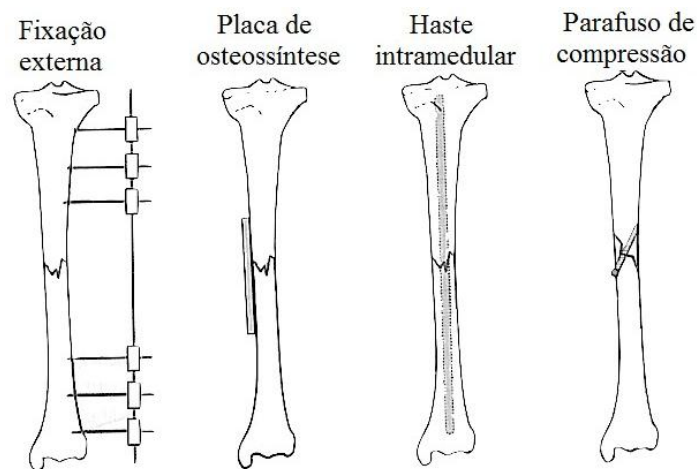


Figura 12: Diferentes formas de estabilização das fraturas com recurso a cirurgia [13].

Contudo, a escolha do melhor implante será sempre influenciada por vários fatores, tais como: localização e configuração da fratura, tamanho do canal medular, presença de outros implantes, condições das partes moles, condições do paciente, experiência e preferência do ortopedista, bem como a disponibilidade de implantes, instrumentos e imagens intraoperatórias [10].

Capítulo 3 - Implantes para a Fixação Intramedular

3.1 Introdução

A fixação intramedular é conhecida como o método de estabilização de fraturas desde que foi introduzida pelo cirurgião alemão *Gerhard Küntscher* [25] na década de 1940, tendo sido amplamente utilizada até aos dias de hoje [26]. Como já foi referido anteriormente, este tipo de fixação é o principal método de tratamento em fraturas ósseas de ossos longos, nomeadamente fraturas diafisárias do fémur.

Ao longo dos anos foram feitas várias inovações no sistema de fixação intramedular, entre as quais, modificações nas secções transversal e longitudinal, no método de inserção, no desenvolvimento de instrumentos, na utilização de parafusos para promover o bloqueio da haste, entre outras técnicas [9]. Tais inovações permitiram um leque variado de hastes intramedulares, o que permite a sua divisão pelas opções de bloqueio, flexibilidade e necessidade ou não de fresagem prévia.

Neste capítulo é feita uma breve descrição de algumas das hastes utilizadas na fixação de fraturas, dando mais ênfase à haste intramedular bloqueada, a qual foi alvo de estudo no presente trabalho.

3.2 Tipos de Hastes Intramedulares

3.2.1 Hastes sem Fresagem ou Bloqueio

As hastes sem fresagem ou bloqueio (haste de *Ender*, haste de *Lottes* e pinos de *Rush*), figura 13, também conhecidas como hastes flexíveis, têm como principais características os seus diâmetros reduzidos e a sua elevada flexibilidade. São utilizadas no tratamento de fraturas diafisárias, com a vantagem de proporcionar um procedimento cirúrgico simples com baixos índices de infeção, uma vez que não necessitam de fresagem ou bloqueio. Em contrapartida, apresentam um encaixe livre e não podem ser bloqueados proximal ou distalmente devido ao seu reduzido diâmetro, resultando numa instabilidade longitudinal e rotacional, sobretudo em fraturas complexas. Estas desvantagens levam muitas vezes à necessidade de utilizar estabilizadores externos que são indesejáveis por outras razões [10, 27].



Figura 13: Fratura diafisária do fêmur, após a fixação com hastes flexíveis [28].

3.2.2 Haste de *Küntscher* Clássica (encaixe justo, sem bloqueio)

As hastes de *Küntscher* são classificadas como hastes não bloqueadas e o seu uso apresenta algumas restrições no que diz respeito a fraturas diafisárias médias relativamente simples, uma vez que a estabilização das fraturas é dependente do contacto entre o implante elástico e o osso rígido [10]. Para atenuar estas restrições pode-se aplicar a fresagem do canal medular, o que permite aumentar a área de contacto entre a haste e o osso. A fresagem também melhora as propriedades mecânicas da interface osso-implante, uma vez que permite o uso de hastes com maior diâmetro. Desta forma, estas hastes estendem a sua utilização a fraturas que sejam mais complexas ou mais proximais e distais na diáfise [10, 27]. Todavia, a fresagem apresenta algumas desvantagens, nomeadamente o aumento da pressão intramedular e da temperatura durante a fresagem, provocando camadas corticais desvitalizadas e necrose óssea [10].

3.2.3 Hastes Bloqueadas (com fresagem e sem fresagem)

A adição de parafusos de bloqueio à haste permitiu o aparecimento da denominada haste intramedular bloqueada, aumentando a possibilidade da sua utilização para casos mais complexos e instáveis.

Estas hastes apresentam um sistema de bloqueio por parte de parafusos cirúrgicos que permitem à haste estar fixada ao osso nas porções proximais e distais [9, 19].

Para além disso, nas fraturas diafisárias do fémur as hastes bloqueadas garantem estabilidade à compressão, flexão, torção e estabilidade rotacional. O comprimento do conjunto osso-implante é ainda eficazmente mantido, porque os parafusos de bloqueio evitam o encurtamento [10]. Geralmente as hastes bloqueadas apresentam um corpo cilíndrico com quatro orifícios para a fixação dos parafusos, dois na zona proximal e dois na zona distal. Na figura 14 está ilustrado um exemplo de uma haste intramedular bloqueada da empresa *Hexagon*.



Figura 14: Haste intramedular bloqueada [29].

As hastes possuem diâmetros e comprimentos variados (tabela 3), sendo rígidas, com uma curvatura de 11 graus equivalente à curvatura do fémur.

Tabela 3: Características de hastes intramedulares bloqueadas [29].

Diâmetro, mm	Comprimento, mm
10	340/360/380
11	300/360/380/400/420/440
12	360/380/400/420/440
13	400/420/440

Para garantir uma maior resistência mecânica da fixação é aconselhável o uso de todos os parafusos, contudo também é possível utilizar apenas um em cada extremidade [19].

As principais complicações que estas hastes podem apresentar estão relacionadas com a má fixação dos parafusos, rutura da haste ou dos parafusos e/ou danos causados aos tecidos moles e articulações adjacentes ao implante.

Por este motivo, deve-se ter em atenção a localização dos furos onde são inseridos os parafusos, uma vez que estes nunca devem ficar próximos do local da fratura.

De entre as hastes intramedulares bloqueadas distinguem-se as hastes com e sem fresagem.

As hastes fresadas são consideradas biomecanicamente mais fortes mas em contrapartida apresentam maiores problemas biológicos. A fenda longitudinal na haste tubular resulta em rigidez rotacional diminuída, que pode levar a uma estabilidade rotacional, especialmente em hastes de menor diâmetro [10], para além de existir maior risco de infeção pós-operatório devido ao elevado espaço vazio que estas hastes apresentam.

Com estas complicações surgiu a necessidade de uma haste sólida que pudesse ser bloqueada, aumentando a estabilidade do sistema de fixação. Porém, a inserção destas hastes é mais complicada e tem uma capacidade reduzida de acomodação dentro do canal medular. Para superar este problema, é possível a utilização de hastes de menor diâmetro (por exemplo, 9mm) mas utilizando materiais com alta resistência à fadiga e baixa rigidez, como por exemplo, a utilização de ligas de titânio, em vez de aço inoxidável [10].

De uma forma geral, as hastes são vantajosas em relação a outros métodos de fixação como por exemplo as placas e parafusos, visto que apresentam menor custo, são mais fáceis de serem aplicadas e permitem ao paciente o imediato apoio do membro fraturado após anestesia [9]. Em termos biomecânicos também apresentam vantagens em relação a outros métodos, por atuar ao longo do eixo mecânico central do osso e preservar os conceitos de padrões biológicos de osteossíntese.

3.3 Parafusos de Bloqueio

Existem vários tipos de parafusos aplicados na ortopedia (figura 15) e são classificados segundo o seu diâmetro, comprimento do parafuso e comprimento da rosca, tipo de rosca e aplicação final. Os parafusos podem também ser agrupados em dois grandes grupos: parafusos corticais e parafusos esponjosos.

Os parafusos corticais apresentam uma espessura de rosca relativamente fina e o comprimento representa todo o corpo do parafuso. Os parafusos esponjosos possuem maior altura de rosca e podem ter ou não um comprimento de rosca equivalente ao comprimento do corpo do parafuso [9].

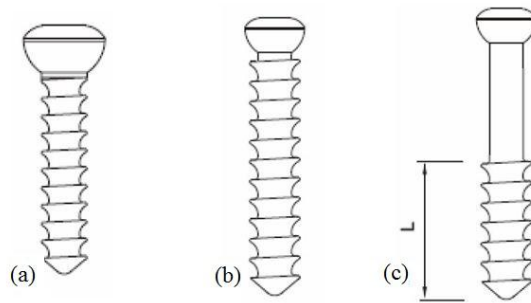


Figura 15: Parafusos cirúrgicos: (a) para osso cortical; (b) e (c) para osso esponjoso [9].

Entre os vários tipos de parafusos desenvolvidos para ortopedia existem os parafusos de bloqueio. Estes parafusos possuem rosca, são auto-fresantes e tem corpo cilíndrico com encaixe para chave no formato hexagonal (figura 16). Os mais utilizados e recomendados são fabricados em aço inoxidável ou titânio e possuem diâmetros de 3,5mm, 4,5mm, 5,5mm e 6,5mm [30].



Figura 16: Parafusos de bloqueio: (a) Ø 3,5 na zona distal; (b) Ø 6,5 na zona proximal [30].

A colocação dos parafusos de bloqueio deve ser feita de acordo com a necessidade imposta pela lesão. Geralmente são utilizados pelo menos dois parafusos (de diâmetro menor) na zona distal do fêmur ou três parafusos, no caso da tíbia, e são colocados em paralelo. Na zona proximal podem ser utilizados dois parafusos, mas apenas um também é suficiente quando de diâmetro maior [10]. Em fraturas diafisárias do fêmur, normalmente, são utilizados dois parafusos na zona distal, colocados paralelamente e apenas um parafuso na zona proximal, colocado numa posição oblíqua.

Capítulo 4 - Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur

4.1 Introdução

Com o intuito de compreender melhor os mecanismos de fraturas diafisárias do fémur e qual o desempenho do melhor implante, a autora do presente trabalho realizou o acompanhamento clínico de cirurgias à diáfise do fémur, num Centro Hospital do Brasil. Desta forma, foi possível efetuar uma posterior análise biomecânica das fraturas do fémur, baseando o estudo numa haste intramedular bloqueada para a fixação de fraturas ósseas. Neste capítulo descreve-se o método utilizado no desenvolvimento de uma metodologia para a análise biomecânica de fraturas diafisárias do fémur.

4.2 Estudo Clínico de uma Cirurgia

O acompanhamento clínico de cirurgias a fraturas diafisárias do fémur foi realizado no Hospital Nossa Senhora das Dores, localizado em Itabira, no estado de Minas Gerais, Brasil. A autora deste trabalho acompanhou a cirurgia realizada a um paciente do género masculino com 23 anos de idade que registava uma fratura exposta e interna na diáfise do fémur, no membro inferior direito, proveniente de um acidente de motociclo.

O tratamento da fratura foi feito com a inserção de uma haste intramedular bloqueada de aço inoxidável, com fresagem do canal medular. O bloqueio foi efetuado com a adição de três parafusos de bloqueio à haste, aumentando a estabilidade da fixação. Na zona distal, o bloqueio foi realizado pela técnica da mão livre, utilizando dois parafusos bloqueados com diâmetro de 3,5mm colocados paralelamente. O bloqueio proximal diagonal foi feito através do guia proximal preso no mandril de inserção com um parafuso de 6,5mm de diâmetro [1]. As imagens apresentadas na figura 17 são relativas às radiografias do paciente, antes e após a colocação da haste intramedular.

Com o acompanhamento clínico deste tipo de cirurgias foi possível recolher toda a informação de como são realizados os tratamentos às fraturas diafisárias do fémur no hospital de Itabira, compreender como é inserida uma haste intramedular bloqueada no fémur, como é feito o travamento distal e o bloqueio proximal diagonal através dos parafusos cirúrgicos, perceber todos os cuidados e as complicações que envolvem este tipo de operações. Numa fase seguinte, foi efetuada uma análise computacional deste tipo de fraturas de forma a obter uma simulação o mais próximo de uma situação real.



Figura 17: Fratura diafisária e pós-operatório com inserção da haste, hospital de Itabira.

4.3 Construção do Biomodelo

Para o estudo em causa e seguindo o método de tratamento utilizado no hospital de Itabira gerou-se um biomodelo do conjunto fêmur-implante-parafusos.

Inicialmente foi gerado um modelo *CAD* no programa *SolidWorks*[®] (Versão 2012 *Education Edition*) de uma haste intramedular bloqueada, com dimensões aproximadas a uma haste de 11mm de diâmetro e 360mm de comprimento (anexo A).

O modelo *CAD* da haste foi desenvolvido através de um processo de medição de uma haste intramedular (*Hexagon*), conforme se observa na figura 18. Os parafusos de bloqueio, sem rosca, dois para a zona distal do fêmur com 3,5mm de diâmetro e um para a região proximal com 6,5mm de diâmetro, foram também desenvolvidos no *SolidWorks*.



Figura 18: Haste intramedular (*Hexagon*) e modelo *CAD*.

4.3.1 Protótipo da Haste

O modelo *CAD* da haste intramedular bloqueada foi posteriormente convertido no formato *STL* (*Standard Triangulation Language*), com o objetivo de produzir uma réplica do modelo utilizando a prototipagem rápida.

Resumidamente, a prototipagem rápida define-se como um conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos tridimensionais (*3D*), com informações obtidas diretamente de modelos geométricos *CAD*, de forma rápida automatizada e totalmente flexível [31]. A prototipagem surgiu durante a década 1980 e inclui vários sistemas tecnológicos. Todos eles seguem o mesmo processo de fabricação, que se baseia na adição de material em forma de camadas planas sucessivas, com uma espessura na ordem da décima de milímetro e assemelham-se a secções bidimensionais que são sobrepostas umas sobre as outras produzindo a forma da peça [32, 33].

A tecnologia escolhida para produzir a haste intramedular foi a impressão tridimensional (*TDP*), por se tratar de um processo mais rápido e de custo competitivo quando comparado com outros sistemas de prototipagem [33]. O equipamento escolhido foi a máquina *Zcorp*, modelo *Zprinter 310 Plus*, disponível no *IPB*, utilizando o programa *ZPrint* para a leitura do modelo *CAD* da haste no formato *STL*, figura 19. Para a impressão *3D* da haste foi utilizado material em pó *zp130* e ligante *zb58*. O modelo da haste obtido apresenta $22,04\text{cm}^3$ de volume e foi fabricado com 2234 camadas de aproximadamente $0,0889\text{mm}$ de espessura, cada uma.

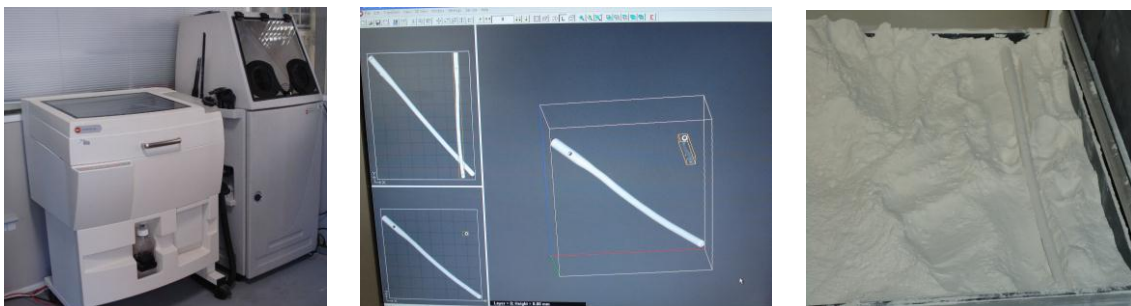


Figura 19: Máquina de prototipagem *TDP*, programa *ZPrint* e modelo de haste.

Depois de retirada a peça da máquina de *TDP*, o material em excesso (pó não aglomerado) é retirado com a aplicação de um jato de ar comprimido. Nesta fase, o modelo apenas tem resistência suficiente para ser manuseado.

Assim, é necessário efetuar um tratamento superficial, tendo sido utilizado o cianoacrilato, o que fortalece a ligação entre as partículas e aumenta a resistência, figura 20. A duração total do processo foi de aproximadamente 90 minutos, incluído a cura do material.



Figura 20: Tratamento e modelo final da haste.

4.3.2 O Biomodelo

O modelo *CAD* da haste foi posteriormente utilizado em conjunto com um biomodelo de um fêmur de um adulto com aproximadamente 440mm de comprimento (anexo B). O modelo do fêmur foi obtido a partir de imagens médicas *DICOM*, através de uma tomografia computadorizada (*TC*), fornecidas pelo Centro de Tecnologia da Informação, Renato Archer, no Brasil. Através do programa *InVesalius* segmentou-se a região de interesse e procedeu-se ao tratamento de imagem. Na figura 21 representa-se a imagem médica tomográfica e a região segmentada do fêmur.

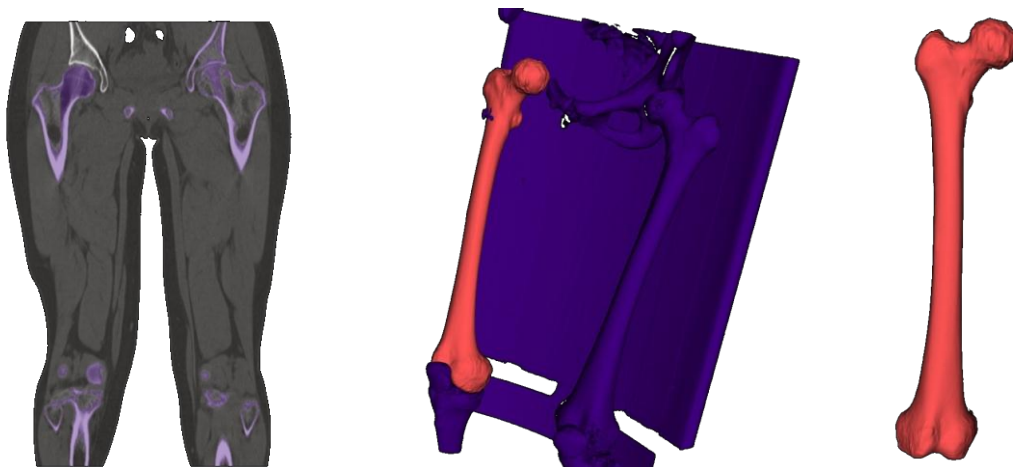


Figura 21: Segmentação da região de interesse no programa *InVesalius*.

Na fase seguinte, e após exportação de um ficheiro no formato *OBJ*, através do programa *InVesalius*, foi possível obter um biomodelo do fêmur. Este formato foi utilizado no programa *SolidWorks* para a inserção da haste intramedular e respetivos parafusos. A figura 22 representa o modelo *CAD* do fêmur e do conjunto final osso-haste-parafusos.

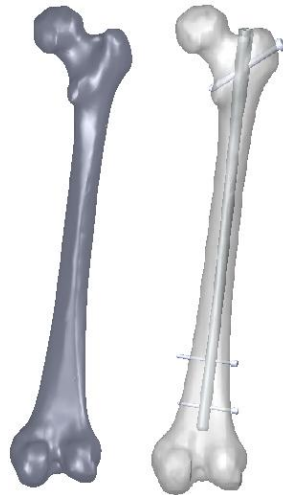


Figura 22: Modelo *CAD*: fêmur e fêmur-haste-parafusos.

Para a simulação do tipo de fratura óssea, foram efetuadas no modelo *CAD* do fêmur fraturas do tipo A (simples) e B (em cunha). Posteriormente foi incorporada a haste intramedular bloqueada e os parafusos de bloqueio para cada situação, figura 23.

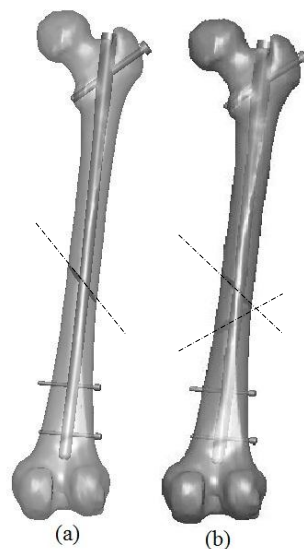


Figura 23: Modelo *CAD* do osso-haste-parafusos: (a) fratura simples (A); (b) fratura em cunha (B).

No total foram gerados quatro modelos distintos, atendendo ao tipo de fratura do fêmur (fratura simples, fratura em cunha e com osteossíntese completa) e com a colocação ou não da haste intramedular. Todos os modelos *CAD* dos conjuntos foram exportados num formato *Parasolid* (*x_t*) para posterior criação de malha de elementos finitos utilizando o programa *Femap*.

4.4 Análise Numérica do Biomodelo

Os métodos computacionais desenvolvidos, originalmente para a análise estrutural em engenharia, têm sido agora utilizados em estudos de biomecânica óssea devido à necessidade de investigar o comportamento dos tecidos biológicos quando submetidos a solicitações mecânicas [9]. De entre estes métodos, o mais utilizado é o método dos elementos finitos (*MEF*), adotado no presente estudo.

O *MEF* é uma técnica numérica computacional desenvolvida originalmente para a obtenção do estado de tensão-deformação em problemas complexos de estruturas diversas. Trata-se de um método de aproximação, onde a estrutura complexa é dividida numa malha de elementos finitos de forma regular. Cada elemento da malha é definido por vários nós, cuja coordenação estabelece a geometria da estrutura a analisar. Os elementos da estrutura são interligados entre si por estes nós, onde cada um deles assume um campo de deslocamentos ou temperaturas. A solução aproximada para um problema originalmente complexo é encontrada por uma soma das respostas elementares de cada um dos elementos que compõem a estrutura [13]. Assim, a rigidez global da estrutura corresponde à soma da rigidez de todos os elementos.

A aplicação de condições fronteira e de cargas no modelo leva a um conjunto de equações de equilíbrio cuja forma generalizada é apresentada através da seguinte equação:

$$[K][u] = [F] \quad (1)$$

onde $[K]$ é a matriz de rigidez da estrutura, $[u]$ o vetor de deslocamentos e $[F]$ o vetor das forças. A solução numérica destas equações permite determinar os deslocamentos, deformações e tensões em cada nó do modelo a analisar [13].

Na área ortopédica, o *MEF* é de grande importância, mais precisamente no que respeita à avaliação do estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fraturas. Possibilita também, testar e otimizar o desempenho, a curto e a longo prazo, de dispositivos ortopédicos, tais como fixadores internos e externos de fraturas [13, 15, 34]. A grande vantagem do método dos elementos finitos é a capacidade de analisar diferentes geometrias, condições de carregamento, condições de fronteira e propriedades dos materiais, sem recurso ao uso da experimentação animal, sempre controversa e dispendiosa [13, 15]. Neste trabalho foi utilizado o programa de elementos finitos *ANSYS*[®] (Versão 14.0), para avaliar as tensões ao longo do conjunto osso-haste-parafusos nos diferentes modelos.

Na análise por elementos finitos é importante ter em atenção qual o comportamento dos materiais que constituem o modelo a analisar, assim como a sua caracterização através de um conjunto de parâmetros. Para uma situação *in vivo*, o comportamento mais realista é o comportamento anisotrópico e viscoelástico, porém para reduzir a complexidade da análise é geralmente assumido um comportamento isotrópico, linear elástico dos materiais [35, 36, 37]. Assim, neste estudo considerou-se tanto para o osso como para os materiais dos implantes um comportamento linear elástico e materiais isotrópicos. No caso de materiais isotrópicos apenas existem duas constantes elásticas independentes (E , ν), e como se considerou um comportamento linear, estas constantes são independentes do estado de deformação da estrutura [13].

Os materiais selecionados para a haste em estudo são o aço inoxidável e o titânio, com um módulo de elasticidade (E) de 210GPa e 124GPa, respetivamente [9, 38]. No fêmur considerou-se um módulo de elasticidade de 21,1GPa, relativo ao osso cortical [39]. Para todos os materiais considerou-se um coeficiente de *Poisson* (ν) de 0,3.

Após definidas as propriedades dos materiais procedeu-se à criação da malha. Apesar do método de elementos finitos ser uma ótimo recurso para a análise de tensões/deformações em estruturas complexas, deve-se ter em conta que a precisão dos resultados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha [40]. Na análise estrutural tridimensional, os elementos utilizados com mais frequência são os tetraédricos e os hexaédricos, com diferentes números de nós [13].

No biomodelo em estudo, optou-se por utilizar o elemento finito 3D, *Solid45*. Este elemento define uma malha sólida com elementos tetraédricos de 8 nós e três graus de liberdade por nó (figura 24).

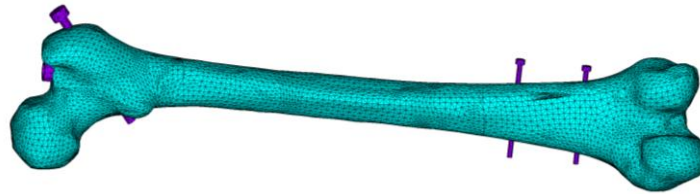


Figura 24: Exemplo da malha de elementos finitos utilizada no biomodelo.

Após a criação da malha, é necessário definir o contacto e as condições de fronteira da estrutura: forças, velocidades, acelerações, deslocamentos ou temperaturas a que a estrutura está submetida.

Neste estudo, as simulações nos diferentes modelos numéricos são realizadas assumindo um contacto perfeito entre os diferentes materiais. Considerando um adulto com massa corporal de 70kg, aplicou-se uma força de compressão de 700N na cabeça do fémur à distância de 40,5mm da haste intramedular (figura 25). Não foram consideradas forças resultantes da ação muscular. Sabe-se ainda que o fémur é mantido em equilíbrio dinâmico pelos tecidos envolventes e pela articulação do joelho [41].

Na análise de elementos finitos e na tentativa de aproximar o mais possível ao que acontece na realidade, procedeu-se à fixação do fémur na parte distal, conforme se representa na figura 25.

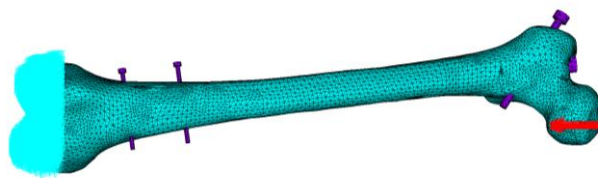


Figura 25: Condições de fronteira no biomodelo.

Foram efetuadas 8 simulações computacionais diferentes, em regime linear estático e utilizando materiais isotrópicos, com base nos diferentes biomodelos descritos na tabela 4.

O objetivo é estudar o efeito biomecânico do material da haste (aço inoxidável ou titânio) e a influência na osteossíntese do osso fraturado, assim como verificar a ação nos diferentes tipos de fraturas (A e B), fratura simples e em cunha, respetivamente.

Tabela 4: Biomodelos em estudo.

Biomodelo	Osso do Fémur	Haste Intramedular e Parafusos	#
Fratura tipo A sem haste	Cortical	_____	(1)
Fratura tipo B sem haste	Cortical	_____	(2)
Fratura tipo A com haste	Cortical	Aço inoxidável/	(3)
		Titânio	(4)
Fratura tipo B com haste	Cortical	Aço inoxidável/	(5)
		Titânio	(6)
Sem Fratura (haste interna e osteossíntese completa)	Cortical	Aço inoxidável/	(7)
		Titânio	(8)

4.4.1 Resultados nos Biomodelos

Inicialmente foram analisadas as tensões no fémur com fratura diafisária do tipo A e do tipo B, antes da colocação da haste intramedular bloqueada. Na zona de fratura o biomodelo apresenta continuidade em apenas alguns pontos nodais, para tornar possível a simulação numérica.

Posteriormente foram também simulados os biomodelos com fraturas diafisárias do tipo A e B, após a colocação da haste. Esta análise foi feita numa fase inicial de osteossíntese, isto significa que a zona de fratura do osso apresenta ser um modelo contínuo em apenas alguns pontos nodais do respetivo modelo.

Por último simulou-se o biomodelo em condições normais, ou seja, sem fratura e com a haste interna, considerando uma osteossíntese completa do osso.

Para todos os biomodelos definiu-se sempre e unicamente a presença de osso cortical. Foram obtidos os resultados relativos à distribuição das tensões normais para cada um dos biomodelos. Ao longo deste capítulo representam-se as tensões normais obtidas por flexão plana e isotrópica e no anexo C estão representadas as tensões equivalentes para estes mesmos biomodelos.

Estes mesmos biomodelos serão analisados utilizando também as propriedades ortotrópicas do osso, sendo os resultados obtidos apresentados em diferentes anexos deste relatório.

O resultado das tensões em flexão plana obtidas no modelo do fêmur com fratura do tipo A e do tipo B, antes da colocação da haste, ou seja, antes de ser realizado o tratamento, apresentam-se na figura 26.

Os resultados são apresentados em uma escala de cores, isto é, diferentes cores representam diferentes níveis de tensão no elemento analisado. Para facilitar a interpretação de resultados, utilizou-se sempre na comparação de modelos com fratura a mesma escala de cores. A distribuição das tensões em flexão plana é obtida segundo o eixo longitudinal do osso.

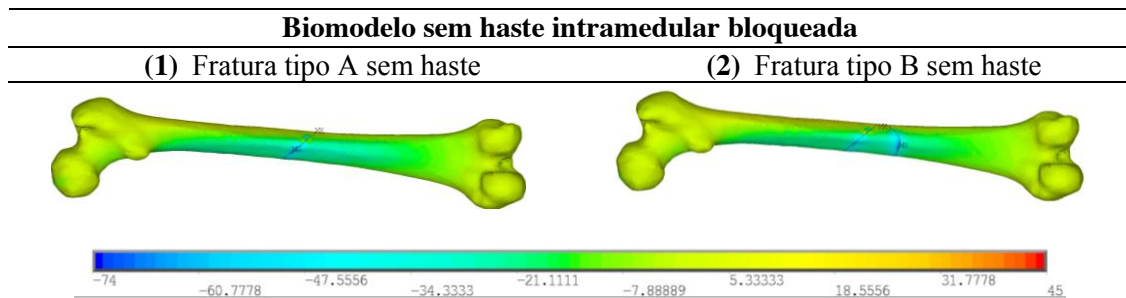


Figura 26: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo sem haste.

Na interpretação da distribuição das tensões em flexão plana, verifica-se que quando o osso sofre uma fratura diafisária, ocorre uma concentração de tensões com valores mais críticos junto à zona da fratura, criando instabilidade ao longo do osso.

A carga aplicada na cabeça do fêmur vai gerar um momento fletor ao longo da diáfise, que origina tensões principais de compressão no lado medial do fêmur (escala de valores negativos), ou seja, encurtamento e tensões principais de tração no lado lateral (escala de valores positivos), ou seja, alongamento.

Este facto vai de encontro com o que *Frederic Pauwels* [16], citado no capítulo 2, descreveu sobre os conceitos de transferência de carga dentro do osso.

A colocação da haste intramedular irá permitir a neutralização destas forças e evitar o encurtamento e alongamento gerado ao longo do fêmur.

Na figura 27 é possível visualizar a distribuição das tensões em flexão plana ao longo do osso com fratura diafisária simples, tipo A, após a colocação da haste intramedular. Os resultados das tensões são apresentados para os dois tipos de materiais da haste.

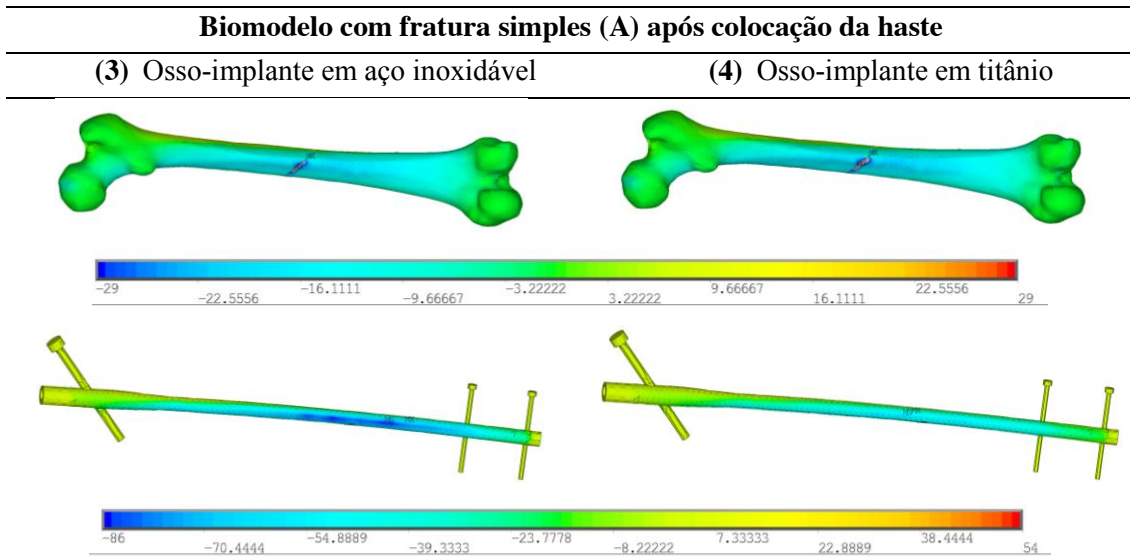


Figura 27: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo com fratura simples.

A introdução da haste intramedular origina uma acentuada diminuição das tensões em flexão plana no fémur, reduzindo a sollicitação mecânica sobre o mesmo. Este facto permite uma maior estabilidade ao longo do osso, favorecendo a sua consolidação óssea.

Com a inserção da haste, as tensões em flexão plana com valores mais críticos, ainda que na zona da fratura do osso, registam apenas, aproximadamente 29MPa, tanto para o biomodelo com a haste em aço inoxidável ou em titânio, sendo que no fémur, antes da colocação da haste, registaram-se 74MPa.

Na zona do osso exterior e adjacente à fratura, verificam-se valores mais baixos comparados com a zona da fratura, na ordem dos 17MPa.

Relativamente às tensões obtidas nas hastes, observa-se com clareza que a distribuição de tensões ao longo do corpo da haste de titânio é menor, quando comparado com a haste em aço inoxidável.

Na figura 28 apresenta-se os resultados das tensões referentes ao biomodelo com a fratura em cunha, tipo B.

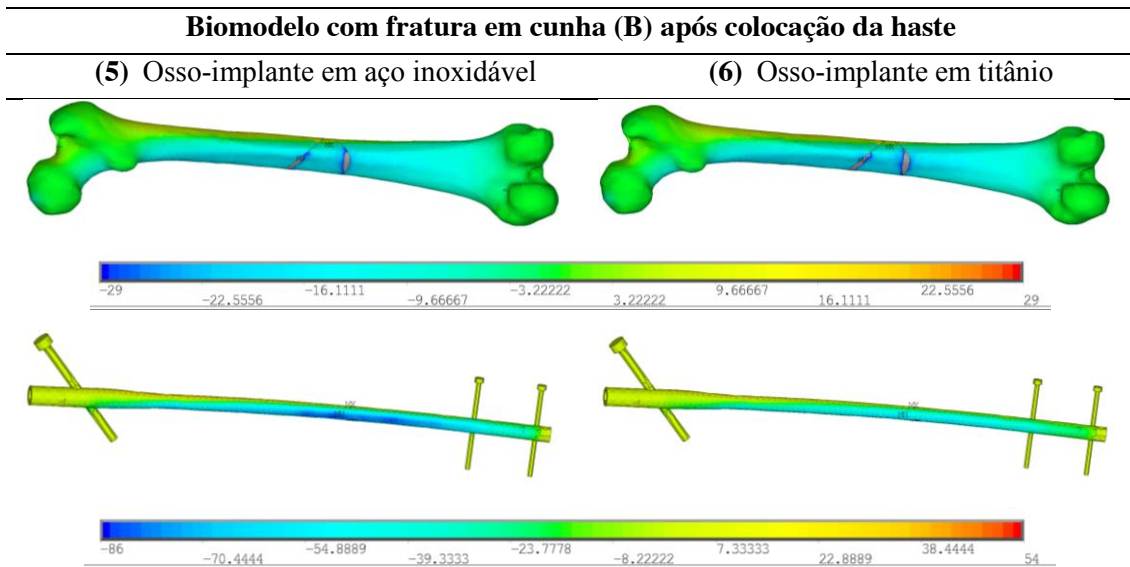


Figura 28: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo com fratura em cunha.

Em relação a este biomodelo verificam-se valores de tensões semelhantes ao biomodelo com fratura do tipo A. Os resultados das tensões em flexão plana mais críticos encontram-se novamente junto às zonas de fratura do osso mas com um ligeiro aumento das tensões nessa zona. Para o biomodelo, com haste em aço inoxidável, verificou-se um aumento de aproximadamente 15% e para o biomodelo, com haste em titânio, verificou-se um aumento de sensivelmente 7%. Este facto era previsto, uma vez que se está perante uma fratura com um grau de gravidade maior.

As hastes intramedulares apresentam aparentemente os mesmos resultados que no biomodelo com fratura do tipo A.

Por último e com o objetivo de comparar as tensões obtidas anteriormente no osso, com o processo de osteossíntese completa, simulou-se o fémur sem fratura com haste interna, conforme resultados na figura 29.

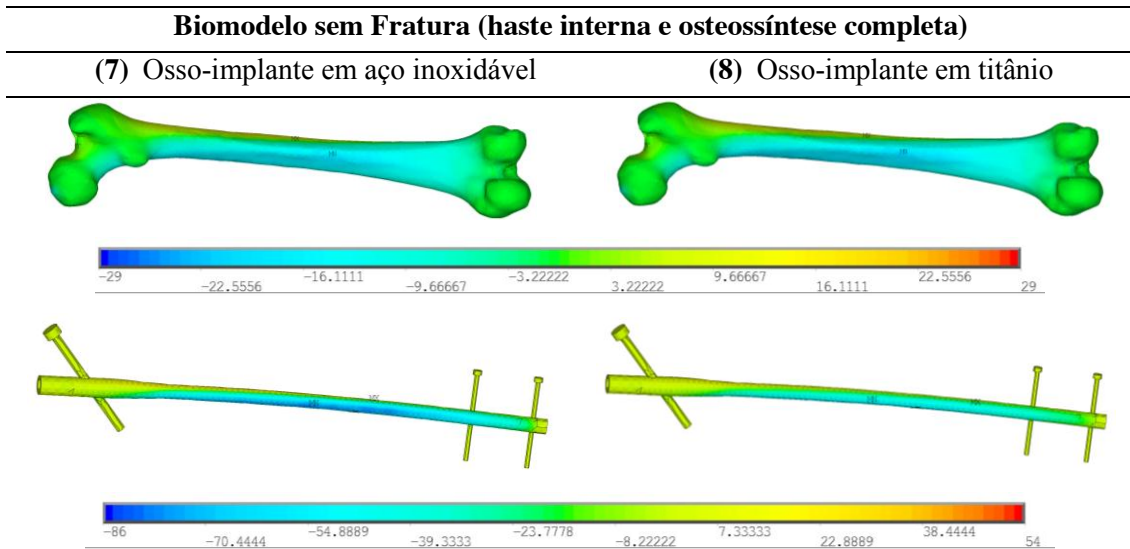


Figura 29: Tensões em flexão plana (MPa) no biomodelo em osteossíntese.

Perante uma osteossíntese completa do osso fraturado, ou seja, quando o osso passa a ter uma estrutura com as características e organização similares ao osso primitivo, verifica-se tal como nos outros biomodelos, que a zona com valores mais críticos de tensões regista-se na zona central do osso. Este acontecimento é explicado pelo facto de ser a zona onde o osso tem a secção reta menor, sendo por isso menos resistente. Contudo é evidente uma diminuição dos valores de tensão neste biomodelo em comparação com os anteriores.

Na zona central do osso, equivalente à zona de fratura dos biomodelos anteriores, registam-se valores que rondam os 16MPa.

Quanto às tensões em flexão plana obtidas nas hastes intramedulares, verificou-se também uma diminuição, principalmente na zona central das hastes. Para a haste em aço inoxidável observou-se uma tensão de aproximadamente 72MPa e para a haste em titânio 50MPa.

Em todas as simulações e nos diferentes casos, também foi perceptível uma concentração de tensões junto à zona proximal da furação. O biomodelo com fratura em cunha registou o valor mais alto nessa zona, com valores iguais a 24MPa (figura 30).

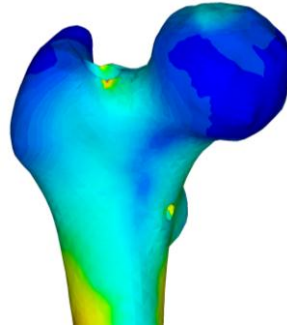


Figura 30: Concentração de tensões na zona proximal da furação.

O registo de tensões mais elevadas no osso e junto à furação, pressupõe que a inserção de parafusos pode causar alguma preocupação neste tipo de situações, tal como verificado por outros autores, [42].

Com o intuito de avaliar e comparar diferentes comportamentos do osso e atendendo às diferentes propriedades mecânicas da zona cortical, efetuou-se também uma análise em regime linear elástico, considerando o osso cortical ortotrópico. Neste caso, existem três planos de simetria, sendo o osso caracterizado por nove constantes elásticas. As propriedades do osso cortical estão enunciadas na tabela 5 [43, 44].

Tabela 5: Propriedades ortotrópicas do osso cortical.

	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de <i>Poisson</i>	Módulo de Rigidez (GPa)
Osso	$E_1=12,0$	$\nu_{12}=0,376$	$G_{12}=4,53$
Cortical	$E_2=13,4$	$\nu_{13}=0,222$	$G_{13}=5,61$
	$E_3=20,0$	$\nu_{23}=0,235$	$G_{23}=6,23$

Os resultados obtidos para os campos de tensões são similares aos obtidos nos modelos isotrópicos e podem ser visualizados nos anexos E e G.

4.5 Modelo Analítico

Para a comparação dos resultados numéricos, considerou-se um modelo analítico em flexão plana para a obtenção do cálculo das tensões em modelos compostos, ou seja, quando uma estrutura está sujeita, simultaneamente, a mais do que um modo de carregamento.

A combinação de tensões normais devido ao efeito axial e a flexão origina estados de tração e compressão ao longo do modelo. Com base em equações lineares consideraram-se as fórmulas (2) e (3) para o cálculo das tensões no osso ou no implante, tanto para o lado esquerdo como para o lado direito do modelo, [13, 45].

$$\sigma_{O \text{ Drt}}^{Esq} = - \frac{E_o \times F}{\sum_{k=1}^{n=o,i} (E_k \times A_k)} \pm \frac{E_o \times M \times (d_o/2)}{\sum_{k=1}^{n=o,i} (E_k \times I_k)} \quad (2)$$

$$\sigma_{i \text{ Drt}}^{Esq} = - \frac{E_i \times F}{\sum_{k=1}^{n=o,i} (E_k \times A_k)} \pm \frac{E_i \times M \times (d_i/2)}{\sum_{k=1}^{n=o,i} (E_k \times I_k)} \quad (3)$$

onde E é o módulo de elasticidade, F a força aplicada, M o momento fletor e d o diâmetro do osso (o) ou do implante (i).

O cálculo da seção reta e do momento de inércia, do osso e do implante, é efetuado de acordo com as expressões (4) e (5).

$$A = \pi(r_{ext}^2 - r_{int}^2) \quad (4)$$

$$I = \frac{\pi}{4}(r_{ext}^4 - r_{int}^4) \quad (5)$$

em que r_{ext} corresponde ao raio externo e r_{int} ao raio interno do conjunto osso-implante.

Para o modelo em estudo, considerou-se a aplicação de uma força à compressão de 700N à distância de 48,5mm do eixo central da haste intramedular. Este processo traduz-se em flexão plana, uma vez que a força aplicada produz um momento fletor. Resolvidas as equações procedeu-se ao cálculo das tensões combinadas para o lado esquerdo e direito do conjunto osso-haste, obtendo os resultados da tabela 6.

Tabela 6: Tensões combinadas no conjunto osso-haste.

Modelo	Tensões Combinadas (MPa)			
	Osso Esq.	Osso Drto.	Haste Esq.	Haste Drto.
Osso-haste (aço)	17,7	-18,4	67,4	-81,4
Osso-haste (Ti)	19,5	-20,5	42,9	-53,9

Os valores obtidos permitem verificar que a haste em titânio possui tensões mais baixas quando comparadas com a haste em aço inoxidável. As tensões obtidas no osso são inferiores às calculadas na haste, sendo que o conjunto osso-titânio provoca um ligeiro aumento de tensões no osso, comparativamente ao modelo da haste aço inoxidável.

4.6 Modelo Simplificado

Em alternativa ao biomodelo mais complexo foi desenvolvido um modelo numérico simplificado, tendo sido considerado um diâmetro médio do osso de 25mm similar às dimensões obtidas no modelo *CAD*, anexo B.

O modelo simplificado foi construído seguindo as mesmas etapas do biomodelo, com a vantagem de não ter sido utilizado o programa *InVesalius*, uma vez que não foi necessário efetuar o tratamento de imagens médicas.

A figura 31 ilustra o modelo simplificado em *CAD* com as fraturas do tipo A e B. A haste inserida nos modelos simplificados é a mesma que foi utilizada nos biomodelos, e que se encontra apresentada no anexo A.

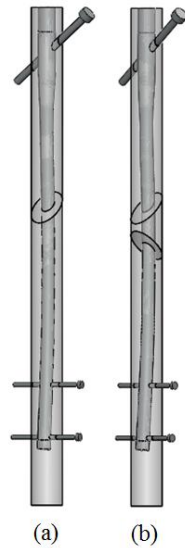


Figura 31: Modelo Simplificado com: (a) fratura simples (A); (b) fratura em cunha (B).

De igual forma foram efetuados 8 modelos diferentes, seguindo o esquema apresentado na tabela 4, para a posterior comparação com os resultados já obtidos para os biomodelos. A análise efetuada é em regime estático linear e considerando isotropia material.

4.6.1 Análise Numérica do Modelo Simplificado

Os materiais constituintes do modelo simplificado mantiveram as mesmas propriedades e o mesmo comportamento que as consideradas nos biomodelos.

A malha foi gerada com o mesmo tipo de elemento finito 3D (*Solid45*). A figura 32 representa a malha de elementos finitos e as condições de fronteira, aplicadas ao modelo simplificado. Foi aplicada uma força de 700N e um conjunto de forças opostas para simulação do momento fletor.

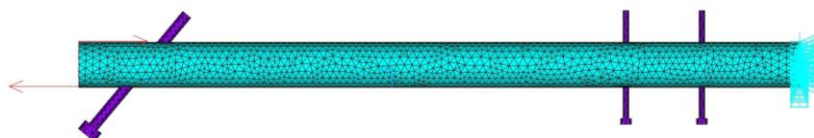


Figura 32: Malha de elementos finitos e condições fronteira do modelo simplificado.

4.6.2 Resultados nos Modelos Simplificados

Neste subcapítulo são apresentados os resultados das tensões normais considerando os modelos com comportamento linear e isotrópico. No anexo D apresentam-se as tensões equivalentes.

O primeiro modelo é referente ao fêmur com fratura simples, tipo A, e em cunha, tipo B, antes da colocação da haste intramedular, figura 33. As distribuições das tensões em flexão plana também são obtidas ao longo do eixo longitudinal no modelo simplificado.

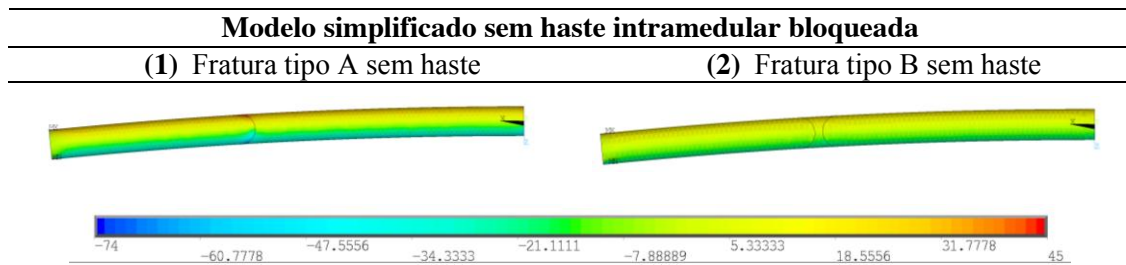


Figura 33: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado sem haste.

Interpretando a distribuição das tensões em flexão plana no modelo simplificado antes da colocação da haste, verifica-se que o campo de tensões ao longo do modelo é semelhante aos resultados obtidos no respectivo biomodelo. Verifica-se que as tensões antes da colocação da haste são relativamente elevadas ao longo de todo o modelo.

A figura 34 ilustra o campo de tensões ao longo do modelo simplificado com fratura simples (A), depois da colocação da haste intramedular.

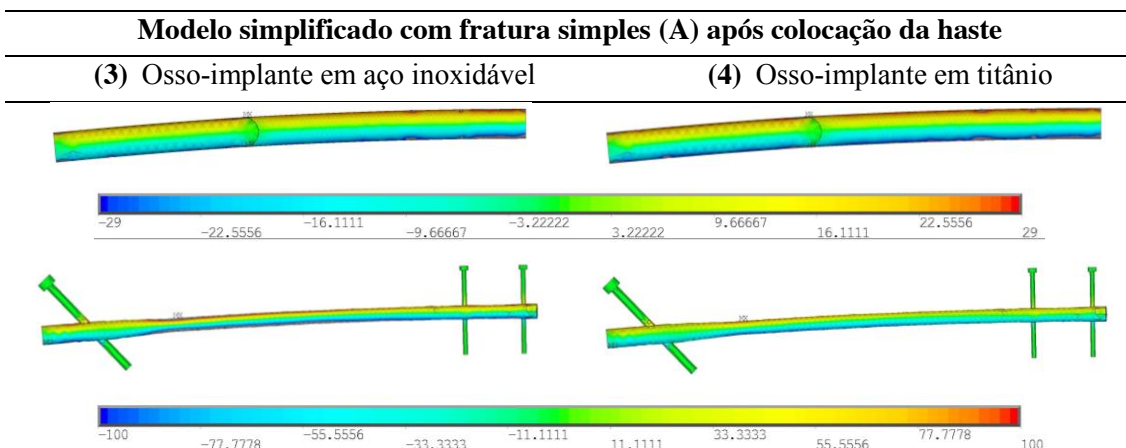


Figura 34: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado com fratura simples.

As tensões em flexão plana no modelo simplificado com fratura simples apresentam a mesma escala de valores que o respetivo biomodelo e apresentam um dos seus lados à compressão e o outro lado à tração. Observam-se tensões ao longo do osso com valores médios de 23MPa. Perante uma fratura simples (A) o metal apresenta tensões máximas de compressão de 80MPa para a haste em aço inoxidável e 56MPa para a haste em titânio.

Na figura 35, são apresentados os resultados obtidos para o modelo simplificado com fratura em cunha (B), onde se verifica um ligeiro aumento das tensões ao longo do osso, registando valores máximos de 27MPa. Nas hastes verificaram-se valores de tensões semelhantes às obtidas no modelo anterior.

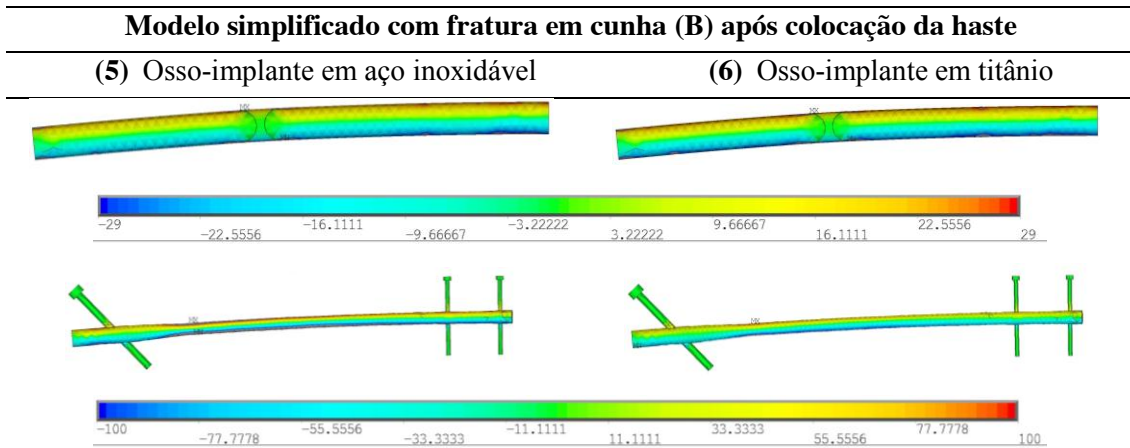


Figura 35: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado com fratura em cunha.

Por último é apresentado o modelo simplificado sem fratura, mas com haste interna, conforme a figura 36.

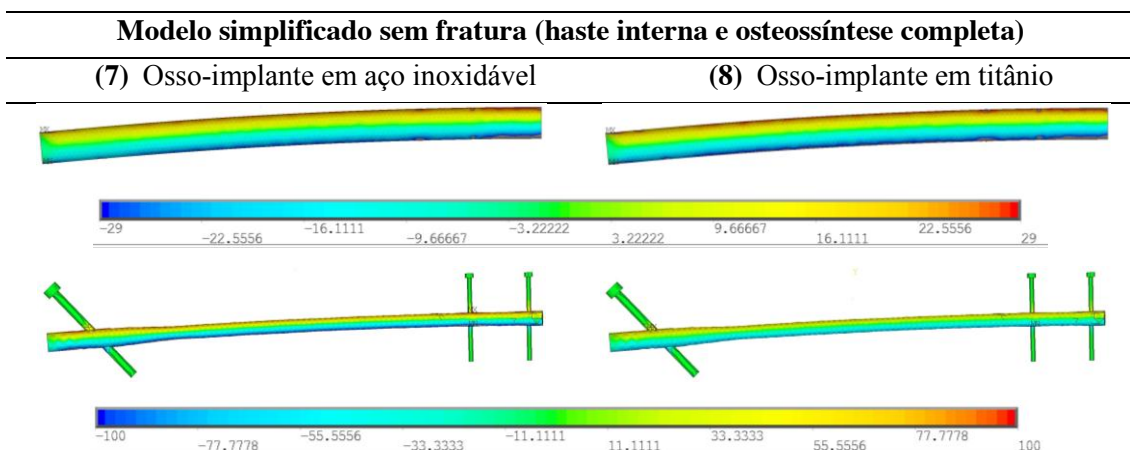


Figura 36: Tensões em flexão plana (MPa) no modelo simplificado em osteossíntese.

Constata-se que ao longo da estrutura óssea, os valores médios de tensões são próximos de 18MPa. Ao longo da haste em aço verificam-se valores máximos de compressão a 77MPa e ao longo da haste em titânio verificam-se valores significativamente mais baixos, que rondam os 48MPa.

Nos modelos simplificados também se verificaram concentrações de tensões, com valores de tensões elevados junto às zonas de furação do osso, figura 37. Tal como no biomodelo, o modelo simplificado com fratura em cunha registou o valor mais elevado e igual a 30,9MPa.

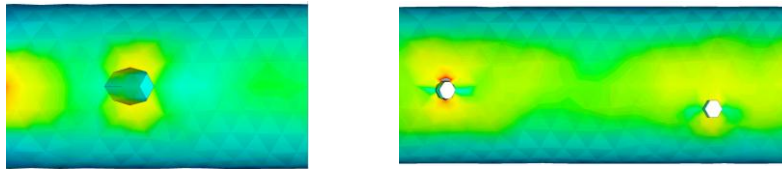


Figura 37: Concentração de tensões nas zonas proximal e distal da furação.

Nos anexos F e H apresentam-se os resultados do campo de tensões, considerando agora as propriedades ortotrópicas do osso, conforme a tabela 5.

Também nas simulações efetuadas aos diferentes modelos simplificados é possível verificar que não há influência dos resultados pela alteração das propriedades isotrópicas ou ortotrópicas.

Capítulo 5 - Discussão dos Resultados

5.1 Discussão e Análise de Resultados

Com a finalidade de facilitar a comparação dos resultados entre os diferentes modelos utilizados na análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur, foram calculados e registados, na zona medial e para todos os modelos, um valor médio das tensões.

Para as tensões em flexão plana, a média dos valores foi retirada em todos os modelos de análise e nas zonas exteriores e adjacentes à fratura, uma vez que, são estas que podem ser comparadas com o modelo analítico.

Na tabela 7 apresenta-se, através da média dos valores das tensões normais, o resumo das diferenças observadas ao nível da zona medial do fêmur e hastes intramedulares em aço inoxidável ou titânio.

Tabela 7: Tensões em flexão plana nos diferentes modelos de análise.

Tensões Combinadas (MPa)													
Modelo	Haste	Biomodelo				Modelo simplificado				Modelo Analítico			
		Osso		Haste		Osso		Haste		Osso		Haste	
		Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.
Fratura A sem haste	—	34,7	-73,2	—	—	33,5	-67,4	—	—	—	—	—	—
Fratura B sem haste	—	39,7	-76,2	—	—	34,7	-68,9	—	—	—	—	—	—
Fratura A com haste	Aço	16,9	-19,6	51,5	-80,6	17,6	-18,9	57,8	-80,5	—	—	—	—
	Ti	18,5	-20,6	31,4	-54,6	19,4	-23,5	35,2	-56,4	—	—	—	—
Fratura B com haste	Aço	21,7	-22,1	52,7	-79,0	24,2	-25,4	54,0	-81,6	—	—	—	—
	Ti	28,0	-29,4	31,1	-54,6	25,5	-27,5	33,5	-57,4	—	—	—	—
Sem Fratura (haste e osteossíntese)	Aço	16,5	-17,9	47,5	-72,5	17,6	-18,7	48,9	-72,5	17,7	-18,4	67,4	-81,4
	Ti	17,3	-17,9	28,1	-49,8	17,9	-18,1	29,4	-47,9	19,5	-20,5	42,9	-53,9

Analisando as tensões em flexão plana obtidas nos diferentes modelos em análise, verifica-se que o uso da haste intramedular bloqueada no tratamento das fraturas diafisárias do fêmur provoca uma diminuição acentuada das tensões ao longo do osso, uma vez que absorve as tensões registadas na zona da fratura.

Após a colocação da haste, verifica-se que, de entre os diferentes modelos, o que regista valores médios de tensão mais elevados são os modelos (biomodelos e simplificado) com fratura do tipo B.

Este evento era previsto, uma vez que se trata de uma fratura com um processo de osteossíntese mais complexo quando comparada com a fratura do tipo A.

As tensões induzidas pela haste no osso cortical têm um efeito preponderante no sucesso do tratamento das fraturas, uma vez que devem transmitir as cargas permitindo um mínimo de micro movimentos entre as estruturas ósseas. Uma das propriedades mecânicas mais relevantes na análise biomecânica é rigidez do material, que depende do módulo de elasticidade. Quanto maior o módulo de elasticidade (E) mais rígido é o material. Neste sentido, analisando as tensões nas hastes em aço e titânio, observa-se que as de titânio provocam no osso, um ligeiro aumento relativamente às obtidas no aço, mas em contrapartida apresentam tensões muito menores devido ao seu baixo módulo de elasticidade, o que faz com que não exista uma diferença tão elevada de tensões entre o osso e a haste. Este facto mostra que materiais mais rígidos induzem maiores tensões que os materiais menos rígidos, ao longo do conjunto osso-implante. Outro aspeto importante é que a haste em titânio, por ser menos rígida do que a haste em aço inoxidável induz micro movimentos desejáveis para a formação óssea.

Em todos os casos, sobretudo no modelo do fémur com fratura diafisária simples, antes da colocação da haste, verifica-se que as tensões na parte lateral (valores positivos) são inferiores às tensões registadas na parte medial (valores negativos). Tal facto deve-se à necessidade de neutralizar as forças através de um dispositivo de fixação, quando o osso se encontra fraturado.

A análise das tensões equivalentes de *von Mises* nos modelos mostra mais uma vez, que o fémur, antes da colocação da haste apresenta tensões superiores quando comparado aos modelos após a colocação da haste. Relativamente às hastes intramedulares, verifica-se que a haste em titânio regista uma distribuição de tensões equivalentes de menor intensidade, em comparação com a de aço. Assim, como nas tensões em flexão plana, também os modelos com fratura em cunha apresentam tensões equivalentes superiores.

Em conclusão, verificou-se que a utilização da haste intramedular bloqueada no tratamento de fraturas diafisárias do fémur induz uma redução das tensões normais e equivalentes. A sua elevada rigidez face à rigidez óssea proporciona a proteção do osso devido à transferência de cargas [13].

Globalmente, os modelos com hastes em titânio apresentam resultados desejáveis numa análise biomecânica, uma vez que a distribuição das tensões efetua-se de forma homogénea.

O modelo simplificado proposto apresenta para todas as simulações valores muito próximos aos do biomodelo, podendo ser uma possível solução para a análise de tensões em diferentes tipos de fraturas, sem ser necessário o uso de imagens médicas para este tipo de análise.

Capítulo 6 - Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

A cirurgia ortopédica é das áreas da medicina com maior avanço tecnológico nos últimos anos [9]. Apesar do aparecimento de novas técnicas de osteossíntese, a sua constante evolução constitui uma necessidade, visando uma crescente eficácia no processo de cicatrização óssea.

O presente trabalho teve como objetivo fundamental o desenvolvimento de uma metodologia de análise computacional, baseada no método dos elementos finitos, destinada à análise linear de fraturas diafisárias do fêmur, fixadas por hastes intramedulares bloqueadas em aço inoxidável e em titânio.

Para o efeito, foram efetuadas análises numéricas e analíticas que demonstraram a eficiência da metodologia desenvolvida na caracterização do comportamento biomecânico do conjunto fêmur-implante.

Foram utilizados diferentes programas (*SolidWorks*, *InVesalius*, *Femap*, *Ansys* e *Zprint*), bem como técnicas de engenharia associadas (tratamento e processamento de imagens médicas, prototipagem, projeto e análise com elementos finitos).

No total foram realizadas 32 simulações numéricas (16 em biomodelos e 16 em modelos simplificados), considerando isotropia e ortotropia elástica dos materiais.

Os resultados numéricos obtidos foram também comparados com uma solução analítica para o cálculo de tensões.

As análises numéricas e analíticas efetuadas ao conjunto fêmur-implante e a comparação feita relativamente às hastes intramedulares de aço inoxidável e de titânio permitiram concluir, que as zonas afetadas mais críticas relativamente aos resultados das tensões equivalentes e de flexão plana, são as zonas adjacentes ao tecido ósseo junto ao local de fratura, bem como na haste nessa mesma zona. Na análise efetuada verificou-se igualmente que nas zonas de furação existem indícios da concentração localizada de tensões.

Com base nas simulações computacionais efetuadas ao fêmur, antes e após a colocação do implante, conclui-se que a reconstrução da diáfise femoral com uma haste intramedular bloqueada altera as tensões no osso.

A adição do implante permite a repartição da carga, resultando sempre na diminuição acentuada das tensões no osso, principalmente na região da fratura, promovendo uma maior estabilidade. A osteossíntese óssea por meio das hastes intramedulares bloqueadas permite que as forças de compressão passem a ser também induzidas pelas hastes que, com uma rigidez maior em comparação à rigidez óssea, permite a proteção do osso. Na região da fratura, devido à carga do próprio peso do corpo, o encurtamento gerado no lado medial e o alongamento no lado lateral do osso é eliminado com a introdução da haste intramedular permitindo manter o comprimento do fémur intacto.

Analisando as tensões equivalentes e em flexão plana nas hastes intramedulares conclui-se que o modelo com haste de titânio apresenta melhor comportamento biomecânico do que o modelo com haste em aço inoxidável. Com base nos resultados, verificou-se uma redução de aproximadamente 35% nas tensões equivalentes, cerca de 40% nas tensões de tração e 31% nas tensões de compressão. Este facto está diretamente relacionado com a rigidez do material, sendo esta dependente do módulo de elasticidade do mesmo. Quanto menor o módulo de elasticidade do material, menor a sua rigidez, traduzindo-se em menores tensões.

Atendendo às diferentes análises efetuadas com base nas propriedades mecânicas do osso, isotrópicas e ortotrópicas, conclui-se que os resultados das tensões se mantem inalterados. Este facto é justificado pelo facto de se ter considerado a maior rigidez ortotrópica na direção axial do modelo, num valor próximo à rigidez isotrópica.

Finalmente, o modelo simplificado, proposto no presente trabalho, apresentou resultados compatíveis com o biomodelo e pode ser uma importante ferramenta de análise biomecânica das fraturas diafisárias do fémur fixadas por hastes intramedulares bloqueadas.

6.2 Trabalhos Futuros

Com base no presente trabalho, que objetivou o desenvolvimento de uma metodologia de análise de fraturas diafisárias do fêmur, propõem-se como trabalhos futuros:

- Verificar a influência da tipologia de fratura óssea, de acordo com outras classificações, com o mesmo biomodelo e modelo simplificado utilizados neste trabalho;
- Perceber a relação que existe entre diferentes diâmetros da furação da haste intramedular com a variação do campo de tensões;
- Obter um modelo considerando os tecidos cortical e trabecular, e verificar as possíveis alterações no comportamento das tensões, uma vez que o tecido trabecular é responsável por reabsorver os carregamentos atuantes na estrutura óssea;
- Obter modelos geométricos e de elementos finitos de outros ossos longos;
- Verificar o efeito de diferentes materiais para as hastes intramedulares com módulos de elasticidade menores;
- Utilizar outros projetos de implantes que aumentem a estabilidade mecânica do conjunto osso-implante.

Capítulo 7 - Referências Bibliográficas

- [1] Fernandes G. M., Rocha N. D., Silva V. L. J., Fonseca M. M. E., Barbosa P. M. (2013). Análise biomecânica das fraturas do fêmur: estudo preliminar de uma haste intramedular bloqueada, Actas do 5º Congresso Nacional de Biomecânica, Espinho, Portugal.
- [2] Jee W.S.S. (2001). *Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology*. In: Cowin S.C. (Ed), *Bone Mechanics Handbook*. Cap1. Boca Raton, FL: CRC Press, 1.1-1.68.
- [3] Avancini & Favaretto (1997). *Biologia - Uma abordagem evolutiva e ecológica*. Vol. 2. São Paulo, Ed. Moderna com adaptações: Disponível em: <http://www.afh.bio.br/sustenta/sustenta1.asp>. Último acesso em: 23/05/2013.
- [4] Nordin M., Frankel V. H., *Biomechanics of Bone*. In: Nordin M. & Frankel V. H. (Eds). (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Cap1. Filadélfia: Lee & Febiger, 3ª Ed., pag.450.
- [5] van Rietbergen B., Huiskes R. (2001). *Elastic constants of cancellous bone*. In: Cowin S.C. (Ed.), *Bone Mechanics Handbook*. Cap 15. Boca Raton, FL: CRC Press, 15.1-15.15.
- [6] Doblaré M., García J. M., Gomez M. J. (2008). *Modelling bone tissue fracture and healing: a review*. *Engineering Fracture Mechanics*, 71, 1809-1804.
- [7] Grosland N.M., Goel V.K., Lakes R.S. (2001). *Techniques and Applications of Adaptive Bone Remodeling Concepts*. In: Leondes C. (Ed), *Biomechanical Systems Techniques and Applications*. Volume III: Musculoskeletal Models and Techniques, Cap 2. Boca Raton, FL: CRC Press.
- [8] Santos F. M. L. (2007). Análise comparativa dos parâmetros quantitativos do osso osteoporótico - modelo computacional de remodelação Óssea vs resultados clínicos de dexta. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Instituto Superior Técnico de Lisboa.
- [9] Rodrigues L.B. (2008). *Análise Computacional e Ex-Vivo dde uma Técnica de Redução de Fraturas para Ossos Longos de Grandes Animais*. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

- [10] Ruedi P. T., Murphy M. W. (2002). *Princípios AO do Tratamento de Fraturas*. ARTMED.
- [11] Kupczik F. (2008). *Influência da Ciprofloxacina na Resistência do Calo Ósseo de Fraturas Padronizadas de Fêmures de Ratos*. Pontifícia Universidade Católica Paraná, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Curitiba, pag.11.
- [12] Radasch R. M. (1999). *Biomechanics of bone and fractures*. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, Vol.29, nº 5, pp. 1045-1082.
- [13] Completo A., Fonseca F., (2011). *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria.
- [14] Vieira F. A. (2004). *Projeto de um componente femoral de uma prótese articular da anca em materiais compósitos*. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade do Porto, Faculdade de Engenharia.
- [15] Nabais R.C. (2006). *Análise Numérica da Interface Osso – Cimento na Artroplastia da Anca*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.
- [16] Pauwels F. (1980). *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- [17] Tencer F.A. (2001). *Biomechanics of fractures and fixation*. In: Rockwood C.A., Bucholz R.W., Heckman J.D., Green D.P., *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. Cap 1, 5ª Ed. Lippincott Williams & Wilkins Publishers.
- [18] Trostle S. S., Markel M. D. (1996). *Fracture biology, biomechanics, and internal fixation*. Veterinary Clinics of North América: Food Animal Practice, 12, (1): pp. 19-46.
- [19] Stiffler K. S. (2004). *Internal fracture fixation. Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 19 (3): pp. 105-113.
- [20] Muller M.E., Allgower M., Schneider R., et al. (1991). *Manual of Internal Fixation*. 3rd ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- [21] Bluemlein H., Cordey J., Schneider U., et al. (1977). *Langzeitmessung der Axialkraft von Knochenschrauben in vivo*. MedOrthop Tech., 97(1):17-19.

- [22] Montillo A. Processo de Consolidação das Fraturas, UVA: Consultado site: <http://montillo.dominiotemporario.com/doc/ProcessodeConsolidacao.pdf>
- [23] Caquíás F.D. (2010). *Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão e um modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados*. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, pag. 31.
- [24] Pozzi I., Reginaldo S., Almeida V.M., Cristante F.A. (2011). *Manual de Trauma Ortopédico*. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia (SBOT), pag.170.
- [25] Küntscher G. (1962). *Praxis der Marknagelung*. Stuttgart: Schattauer.
- [26] Küntscher G. (1958). *The Küntscher method of intramedullary fixation*. J Bone Joint Surg 40A, pp. 17-26.
- [27] Carvalho I.P., Fontenelle R.C. (2003). Arquivos em Ortopedia e Traumatologia (AOT). Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia do Rio de Janeiro, pp. 13-14.
- [28] Santili C., Akkari M., Waisberg G., Camargo A. A., Nogueira P. F., Prado L. C. J. (2002). Haste flexível de titânio na fratura de fêmur na criança. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Vol. 37, Nº5.
- [29] Catálogo Hexagon Brasil – Implantes e Instrumentos Ortopédicos, Roteiro para Instrumentação de Haste Bloqueada Femoral, (Disponível no site: <http://hexagon-brasil.com/>). Último acesso em: 15/02/2013.
- [30] Catálogo Traumédica Instrumentais e Implantes, (Disponível no site: <http://www.traumedica.com.br/sobre-a-empresa>). Último acesso em: 15/02/2013.
- [31] Ahrens H. C., Ferreira V. C., Petrush G., Carvalho J., Santos L. R. J., Silva L. V. J., Volpato N. (2007). *Prototipagem Rápida: Tecnologias e Aplicações*. Edgard Blücher, pp. 3-15.
- [32] Alves L. J. F., Braga S. J. F., Neto L. J. R., Duarte P. G. M. T. (2001). *Prototipagem Rápida*. ProtoClick.

- [33] Relvas M. A. C. (2007). Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção *in situ* da geometria do canal femoral. Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal.
- [34] Huiskes R., Chao EYS. (1983). A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The First Decade. *Journal of Biomechanics*, pp. 16-385.
- [35] Fox J. C. (2003). Biomechanics of the proximal femur: role of distribution and architecture. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical Engineering, University of California, Berkeley.
- [36] Katoozian H. (1993). Three dimensional design optimization of femoral components of total hip endoprostheses. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.
- [37] Nicoletta D.P. (2001). A probabilistic analysis of the cemented femoral component of a total hip replacement. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.
- [38] Vieira P. R., Silva M. R. Ciências dos Materiais II: Titânio e suas Ligas. Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, Universidade Federal Fluminense.
- [39] Currey D. J., Landete-Castillejos T., Estevez A. J., Olguin A., Garcia J. A., Gallego L. (2009). The Young's Modulus and Impact Energy Absorption of Wet and Dry Deer Cortical Bone. *The Open Bone Journal*, pp. 38-45.
- [40] Marks L. (1999). Mesh Density Problems and Aolutions, In *Tips. and Workarounds for CAD Generated Models*, Pag. 27.
- [41] Simões J.A. (1998). Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada. Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.

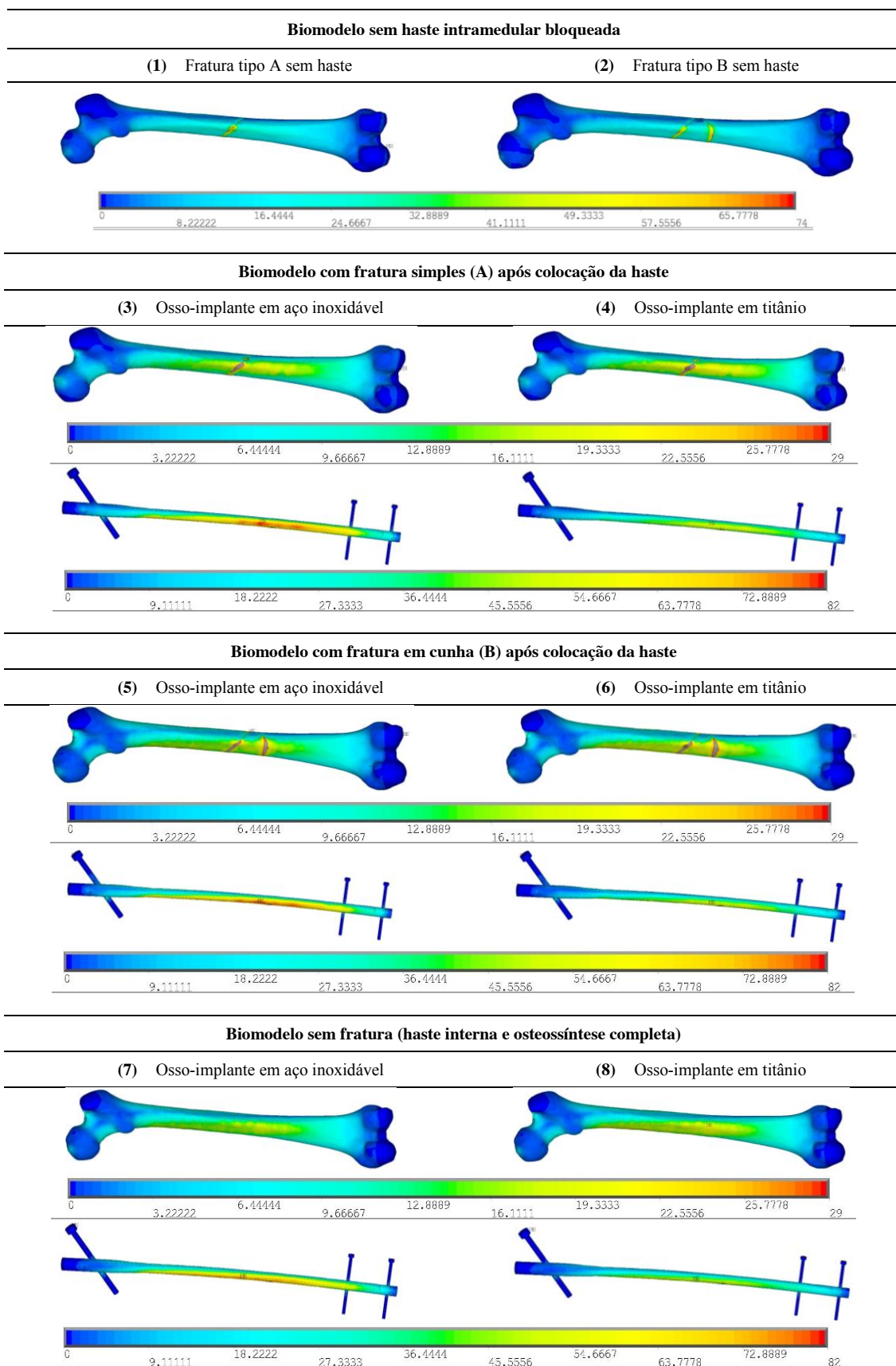
- [42] Rankovic V., Ristic B., Kojic M. (2007). Internal Fixation of Femoral Bone Comminuted Fracture - FE Analysis. Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics, Vol.1, No1, pp.120-128.
- [43] Ashman R. B., Van Burskirk W. C. (1987). The Elastic Properties of a Human Mandible. Advanced Dental Research, Vol. 1, pp.64-67.
- [44] Teixeira C., Fonseca E., Barreira L. (2008). Avaliação da Resistência do Colo do Fémur Utilizando o Modelo de Elementos Finitos. Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões, Vol. 16, pp. 19-24
- [45] Bartel L. D., Davt T. D., Keaveny M. T. (2006). Orthopaedic Biomechanics. Mechanics and Design in Musculoskeletal Systems. Pearson Prentice Hall Bioengineering.

Anexos

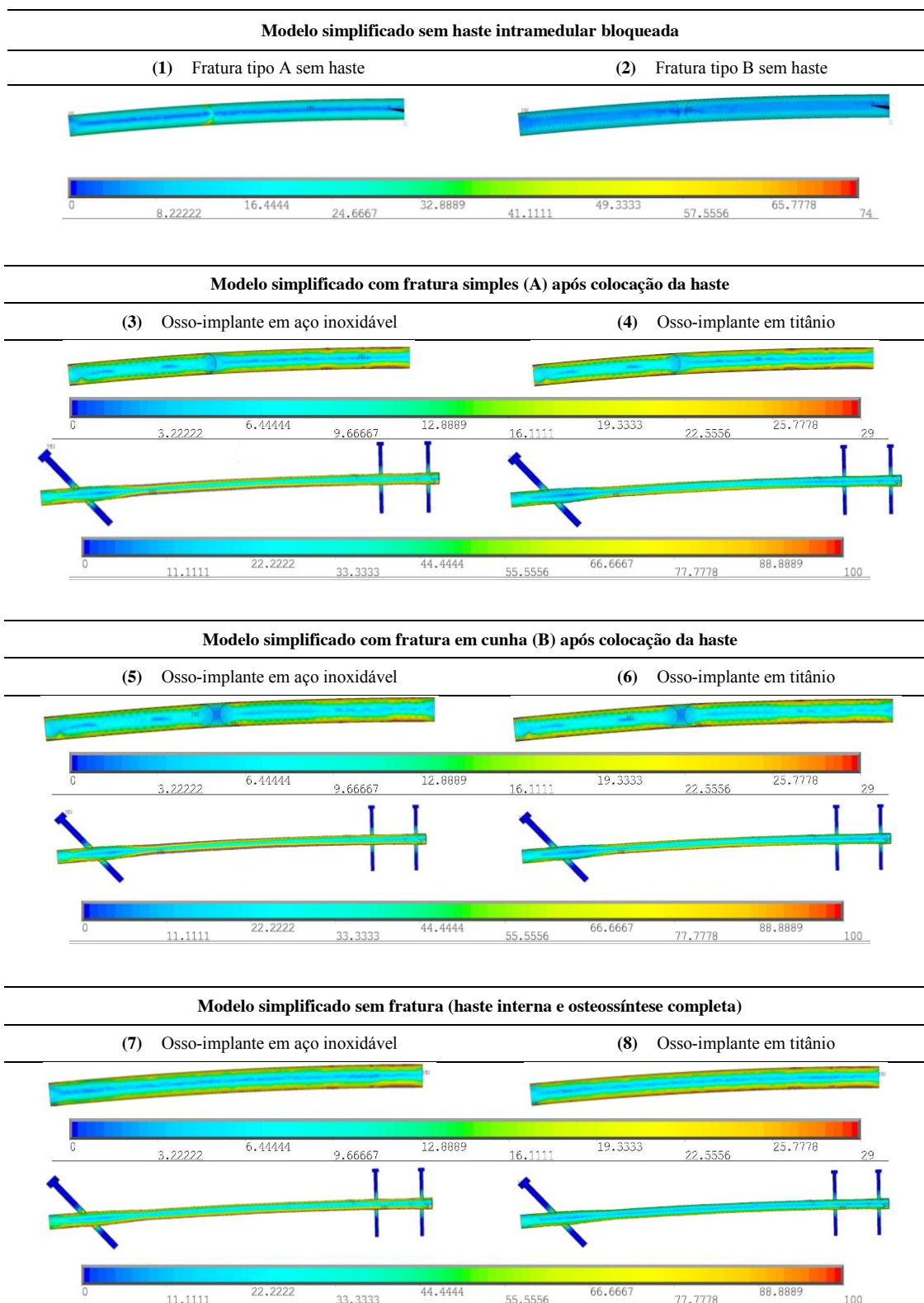
Anexo A: Desenho Técnico da Haste Intramedular Bloqueada

Anexo B: Desenho Técnico do Conjunto Osso-Haste

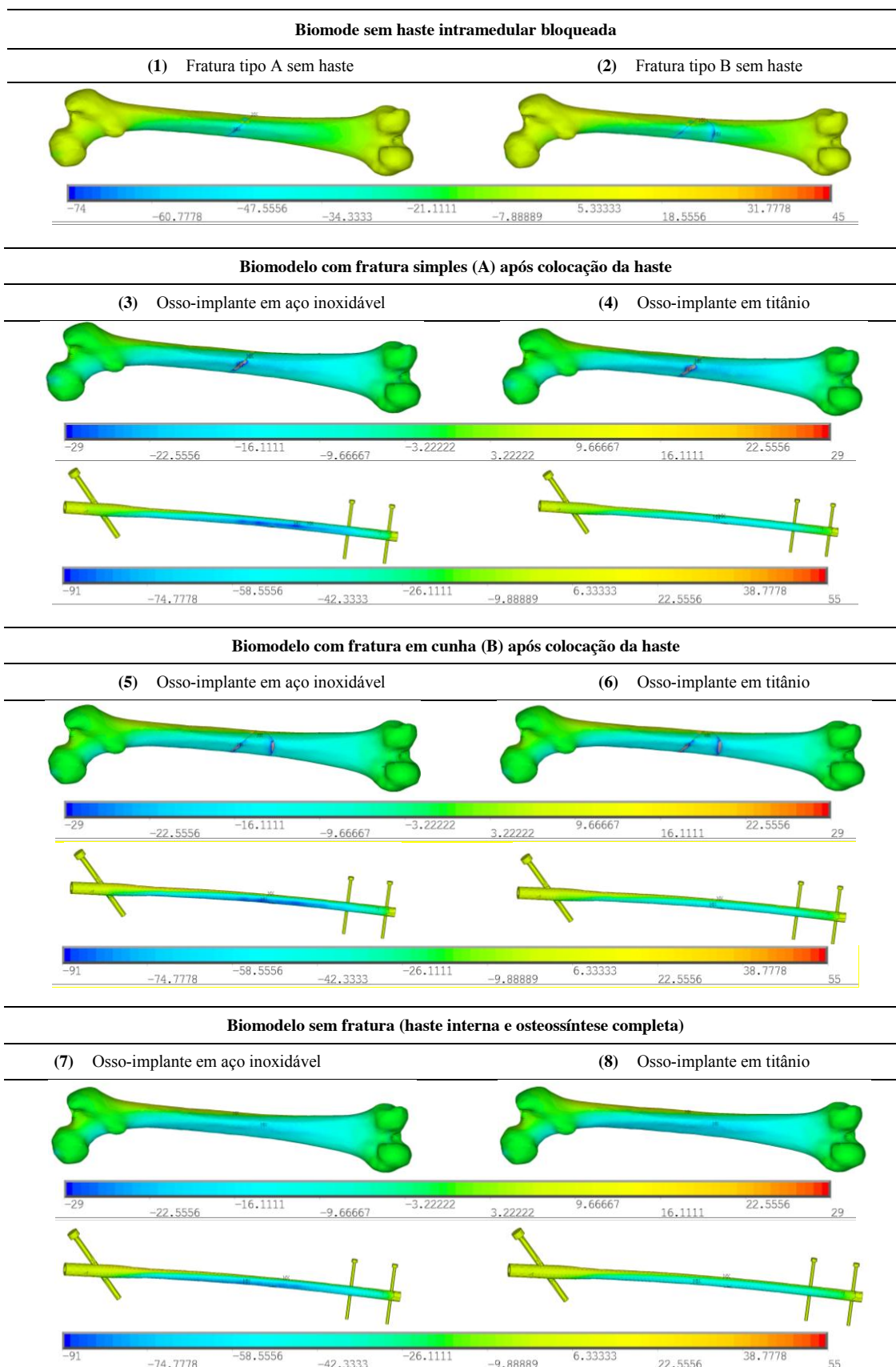
Anexo C: Biomodelos: Análise Isotrópica - Tensões Equivalentes, MPa



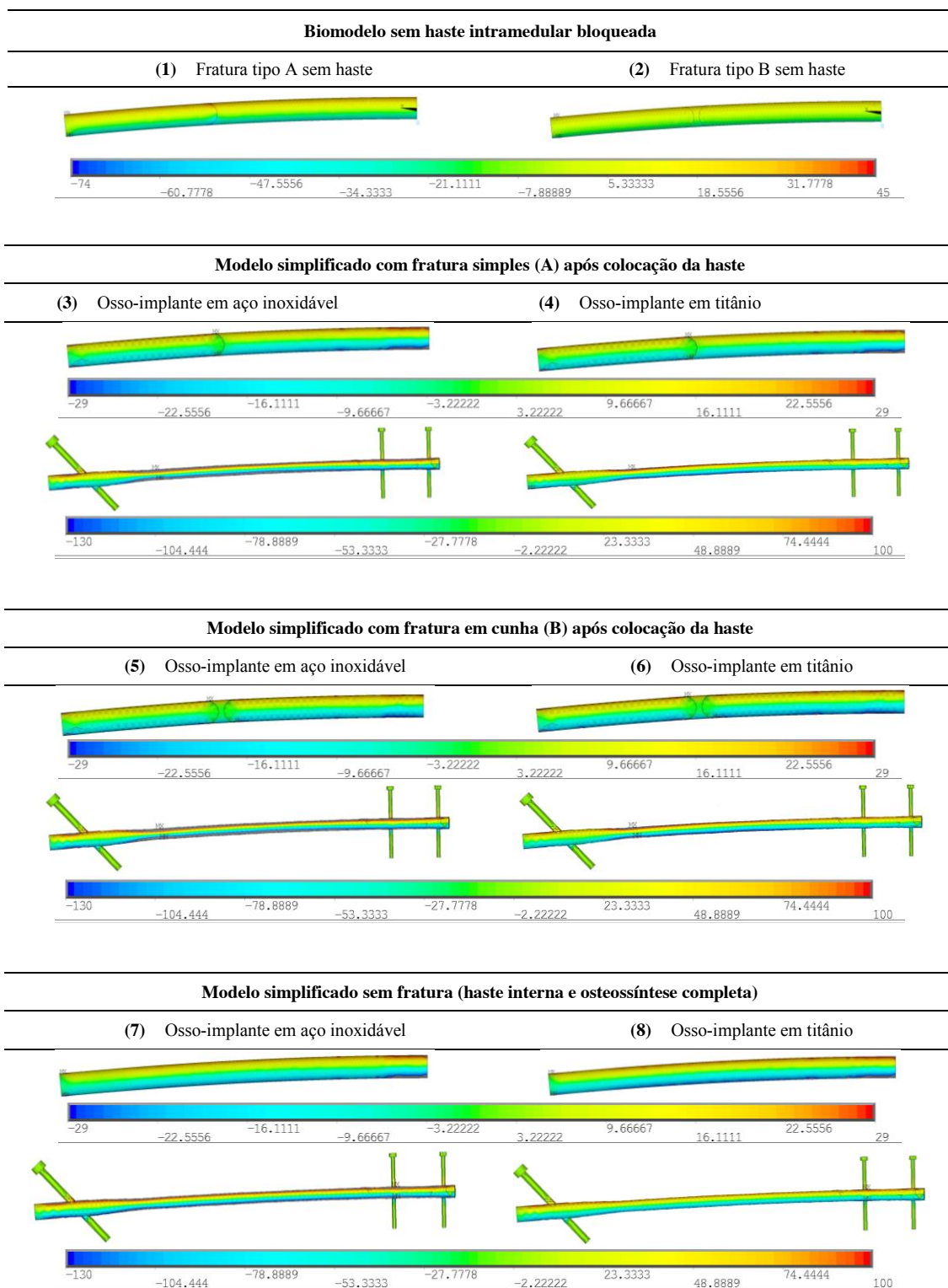
Anexo D: Modelos Simplificados: Análise Isotrópica - Tensões Equivalentes, MPa



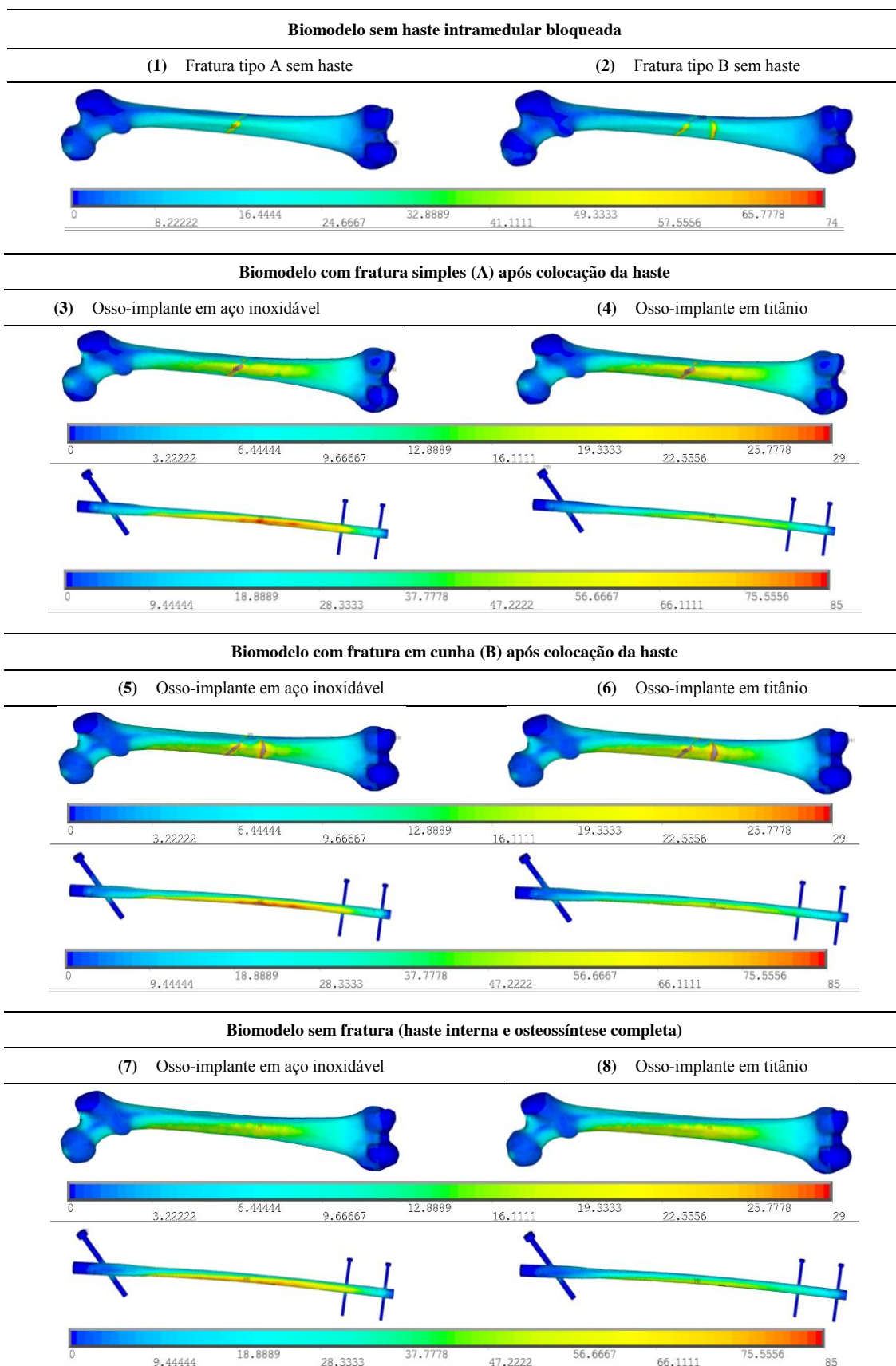
Anexo E: Biomodelos: Análise ortotrópica - Tensões em flexão plana, MPa



Anexo F: Modelos Simplificados: Análise ortotrópica - Tensões em flexão plana, MPa



Anexo G: Biomodelos: Análise ortotrópica - Tensões Equivalentes, MPa



Anexo H: Modelos Simplificados: Análise ortotrópica - Tensões Equivalentes, MPa

