

## ESTUDO BIOMECÂNICO DA REABILITAÇÃO DO FÉMUR CONTENDO FRATURAS DIAFISÁRIAS (TIPO A)

M. G. A. Fernandes<sup>1</sup>, E. M. M. Fonseca<sup>1</sup>, M. P. Barbosa<sup>2</sup>, R. M. J. Natal<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal

<sup>2</sup> Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

<sup>3</sup> Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal



### RESUMO

*As fraturas na região diafisária do fémur são lesões complexas das quais resultam, 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. No presente trabalho é apresentado o desenvolvimento de uma metodologia para análise biomecânica de fraturas diafisárias do fémur (tipo A), seguindo o tratamento utilizado no hospital Nossa Senhora das Dores - Brasil. Foi gerado um biomodelo e um modelo simplificado do conjunto osso-implante-parafusos. Os resultados obtidos indicam que a introdução das hastes intramedulares em aço inoxidável ou em titânio no fémur diminuem as tensões ao longo do osso, promovendo uma maior estabilidade. 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 fémur (tipo A), uma vez que não há recurso a imagens médicas.*

### ABSTRACT

*Fractures in the femoral diaphysis are complex lesions that usually result in 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. The present work focused on developing a methodology for computational analysis of diaphyseal femur fractures (type A), 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. The results indicate that the introduction of intramedullary nails of stainless steel or titanium into the femur reduces the stress levels along the bone, providing greater stability. 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 diaphyseal femur fractures (type A) because the analysis may be established without medical images.*

### 1 - INTRODUÇÃO

Os ossos longos compõem a estrutura do esqueleto apendicular e caracterizam-se pela predominância do comprimento em relação à largura e espessura. Um osso longo de um adulto (figura 1) é formado

por uma estrutura tubular cilíndrica, no qual se distinguem duas extremidades alargadas, denominadas epífises, e uma parte central ao qual se dá o nome de diáfise ou corpo (Avancini and Favaretto, 1997). Existe também uma região chamada metáfise que permite a conexão das epífises à diáfise

durante a fase de crescimento e o desenvolvimento ósseo.

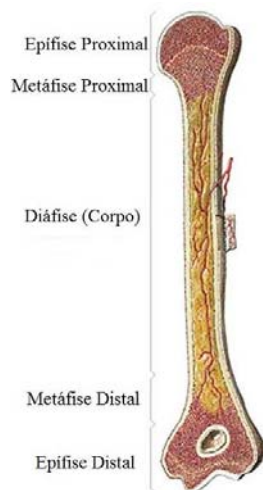


Fig. 1- Osso longo (Avancini and Favaretto, 1997).

Em todos os ossos do esqueleto adulto existem dois tipos de estruturas que correspondem à macroestrutura do tecido ósseo: osso cortical (ou compacto) e o osso trabecular (ou 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 (Nordin and Frankel, 2001). Os restantes 20% da massa óssea é osso trabecular, considerado como 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 numa matriz de fibras de colagénio, o que lhe confere rigidez, sendo porém, um material dúctil (van Rietbergen and Huiskes, 2001). 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. De entre as fraturas ósseas, as mais comuns são as fraturas traumáticas que ocorrem nos ossos longos do membro inferior devendo-se maioritariamente a acidentes rodoviários. Há sistemas de classificação que identificam os tipos de fraturas que podem

ocorrer numa determinada região anatómica ou 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, (Muller et al, 1991). A classificação AO desenvolvida por (Muller et al, 1991) 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 2.

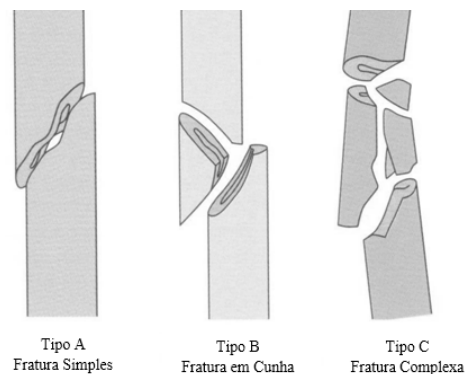


Fig. 2 - Fraturas (Adaptado de Muller et al, 1991).

Atendendo ao tipo de trauma é importante entender a sua gravidade para possibilitar a criação de um ambiente biológico que maximize os processos normais de reparação do osso. A fixação intramedular é conhecida como o método de estabilização de fraturas desde que foi introduzida pelo cirurgião alemão (Küntscher, 1962), tendo sido amplamente utilizada até aos dias de hoje (Küntscher, 1958). Este tipo de fixação é o principal método de tratamento em fraturas ósseas de ossos longos, nomeadamente fraturas diafisárias do fémur. 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 (Rodrigues, 2008), (Stiffler, 2004). 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 (Rodrigues, 2008). 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. 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 (Ruedi and Murphy, 2002). Em fraturas diafisárias do fêmur, normalmente, são utilizados dois parafusos na zona distal, colocados paralelamente e um parafuso na zona proximal, colocado numa posição oblíqua. Um dos aspetos 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, quando se encontra em condições de fratura e durante o processo de consolidação óssea.

O objetivo deste trabalho é utilizar os princípios da biomecânica, para compreender o processo de estabilização no tipo A de uma fratura óssea, escolhendo um implante adequado ao tratamento. No presente trabalho foi efetuada uma análise por elementos utilizando num biomodelo obtido por imagens médicas e posteriormente foi proposto um modelo simplificado, para o mesmo tipo de estudo.

## 2 - METODOLOGIA DO ESTUDO

### 2.1 - Estudo clínico de uma cirurgia

O acompanhamento clínico de cirurgias a fraturas diafisárias do fêmur foi realizado no Hospital Nossa Senhora das Dores,

localizado em Itabira, no estado de Minas Gerais, Brasil. A primeira 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 fêmur, 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 (Fernandes et al, 2013). As imagens da figura 3 são relativas às radiografias do paciente, antes e após a colocação da haste intramedular. Seguidamente, foi efetuada uma análise computacional deste tipo de fraturas de forma a obter uma simulação mais próxima à situação real.



Fig. 3 - Fratura diafisária e pós-operatório, H. Itabira.

### 2.2 - Modelos osso-haste-parafusos

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

Inicialmente foi gerado um modelo CAD no programa *SolidWorks*® de uma haste intramedular bloqueada, com dimensões aproximadas a uma haste de 11mm de diâmetro e 360mm de comprimento. O modelo CAD da haste foi desenvolvido

através de um processo de medição a uma haste intramedular (*Hexagon*), conforme se observa na figura 4. 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*.



Fig. 4 - Haste intramedular (*Hexagon*), modelo CAD.

O modelo CAD da haste foi posteriormente utilizado em conjunto com um biomodelo de um fêmur adulto com aproximadamente 440mm de comprimento. O modelo do fêmur foi obtido a partir de imagens médicas, através de uma tomografia computadorizada, 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 para a posterior exportação do modelo.

Na figura 5 representa-se a imagem médica tomográfica e a região segmentada do fêmur.

Na fase seguinte, e no programa *SolidWorks*, efetuou-se a inserção da haste intramedular e respetivos parafusos no biomodelo femoral com uma fratura simples tipo A, conforme se apresenta na figura 6. Paralelamente foi desenvolvido um modelo simplificado tubular de secção constante e aproximada à dimensão da secção com fratura e inserção da haste.

Atendendo ao biomodelo e ao modelo simplificado osso-haste-parafusos em estu-



Fig. 5 - Segmentação da região de interesse no biomodelo, programa *InVesalius*.

do, foram efetuadas 5 análises distintas para cada um deles: com ocorrência de fratura e sem haste; com fratura no fêmur tipo A e inclusão da haste, admitindo-se dois materiais distintos; e em processo de osteossíntese completa, com inclusão da haste e materiais diferentes.

Todos os modelos CAD dos conjuntos foram exportados num formato próprio para a posterior criação de malha de elementos finitos, utilizando-se o elemento finito 3D, *Solid45* do programa *Ansys*.

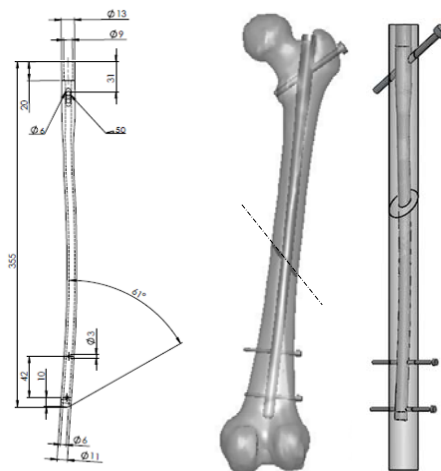


Fig. 6 - Haste, biomodelo e modelo simplificado.

### 2.3 - Prototipagem da haste

O modelo CAD da haste intramedular bloqueada foi convertido no formato *STL* com o objetivo de se produzir uma réplica do modelo utilizando a prototipagem rápida. A tecnologia escolhida para produzir a haste intramedular foi a impressão tridimensional, por se tratar de

um processo rápido e de custo competitivo quando comparado com outros sistemas de prototipagem. O equipamento utilizado foi uma máquina Zcorp, modelo Zprinter 310 Plus, utilizando o programa ZPrint para a leitura do modelo da haste no formato STL, figura 7. Para a impressão 3D da haste foi utilizado material em pó *zp130* e ligante *zb58*. O modelo da haste obtido apresenta 22,04cm<sup>3</sup> de volume e foi fabricado com 2234 camadas de aproximadamente 0,0889mm de espessura, cada uma.

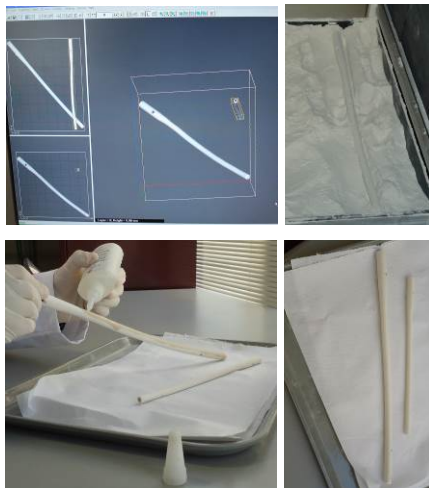


Fig. 7 - Prototipagem da haste intramedular.

## 2.4 - Modelo de elementos finitos

Os materiais seleccionados para a haste em estudo são o aço inoxidável e o titânio, com um módulo de elasticidade de 210GPa e 124GPa, respetivamente (Rodrigues, 2008). No fémur considerou-se um módulo de elasticidade de 21,1GPa, relativo ao osso cortical (Currey et al, 2009). Para todos os materiais considerou-se um coeficiente de *Poisson* de 0,3. Neste estudo, as simulações nos diferentes modelos numéricos são realizadas assumindo um contacto perfeito entre os diferentes materiais.

Considerando o paciente 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. Não foram consideradas forças resultantes da ação muscular e procedeu-se à fixação do fémur na parte distal, figura 8.

Foram efetuadas 10 simulações computacionais diferentes, em regime linear estático e utilizando materiais isotró-

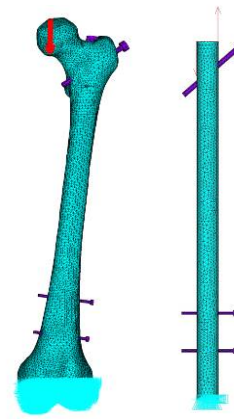


Fig. 8- Malhas do biomodelo e modelo simplificado.

picos. 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 na fratura tipo A.

## 2.5 - Resultados de elementos finitos

Foram analisadas as tensões no fémur com fratura diafisária do tipo A, antes da colocação da haste intramedular bloqueada, figura 9. Na zona de fratura os modelos apresentam continuidade em apenas alguns pontos nodais, para tornar possível a simulação numérica. Para todos os modelos definiu-se sempre e unicamente a presença de osso cortical, tendo sido obtidos os resultados relativos à distribuição das tensões normais por flexão plana. Os resultados são apresentados numa escala de cores, representando diferentes níveis de tensão no elemento analisado. A distribuição das tensões em flexão plana é obtida segundo o eixo longitudinal do osso.

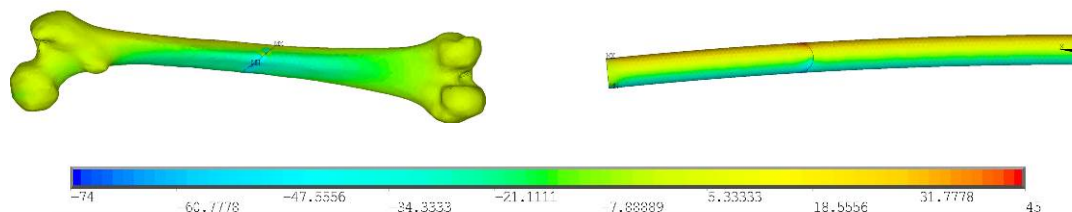
Posteriormente foram simulados os modelos com fraturas diafisárias do tipo A, após a colocação da haste, figura 10. Esta análise foi feita numa fase inicial de osteossíntese, significando que a zona de fratura do osso é representada por um modelo contínuo em apenas alguns pontos nodais do respetivo modelo. É possível visualizar a distribuição das tensões em flexão plana ao logo do osso com fratura diafisária simples após a colocação da haste intramedular. Os resultados das tensões são apresentados para os dois tipos de materiais da haste. 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 um valor de 29MPa, tanto para os modelos com a haste em aço inoxidável ou em titânio, sendo que no fémur, antes da colocação da haste, se registaram 74MPa. Na zona externa ao osso 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 que a distribuição de tensões ao longo do corpo da haste de titânio é menor, quando comparado com a haste em aço inoxidável.

Por último simularam-se os modelos em condições normais, ou seja, sem fratura e

com a haste interna, considerando uma osteossíntese completa do osso, figura 11. 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 que a zona com valores mais críticos de tensões continua a ser a zona central do osso. Esta situação é explicada 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 nos modelos em comparação com os anteriores. Na zona central do osso 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 72MPa e para a haste em titânio 50MPa.

**Biomodelo e modelo simplificado sem haste intramedular bloqueada**

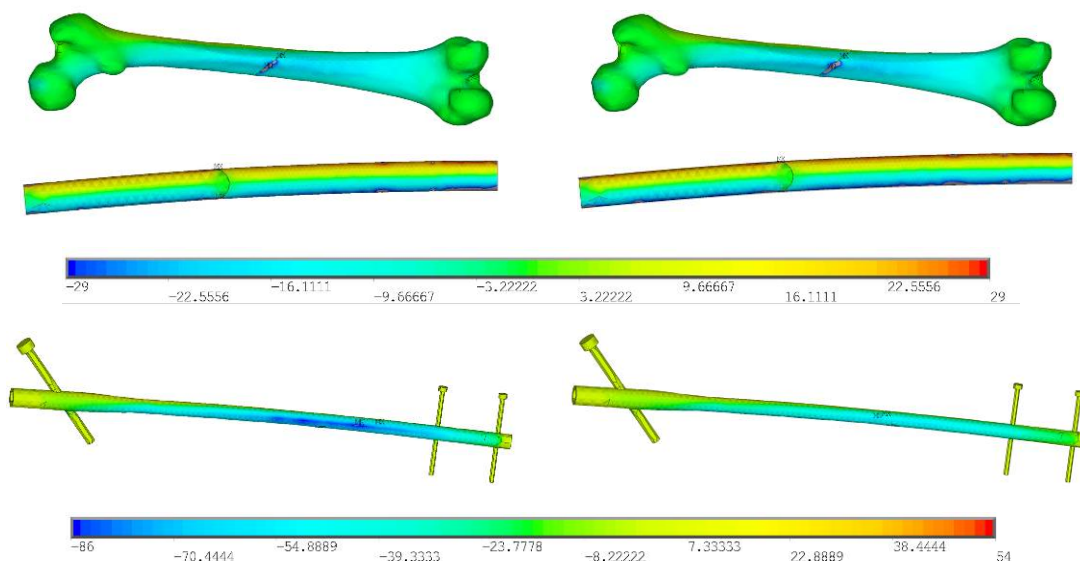


**Fig. 9 - Tensões normais em flexão plana nos modelos sem haste, MPa.**

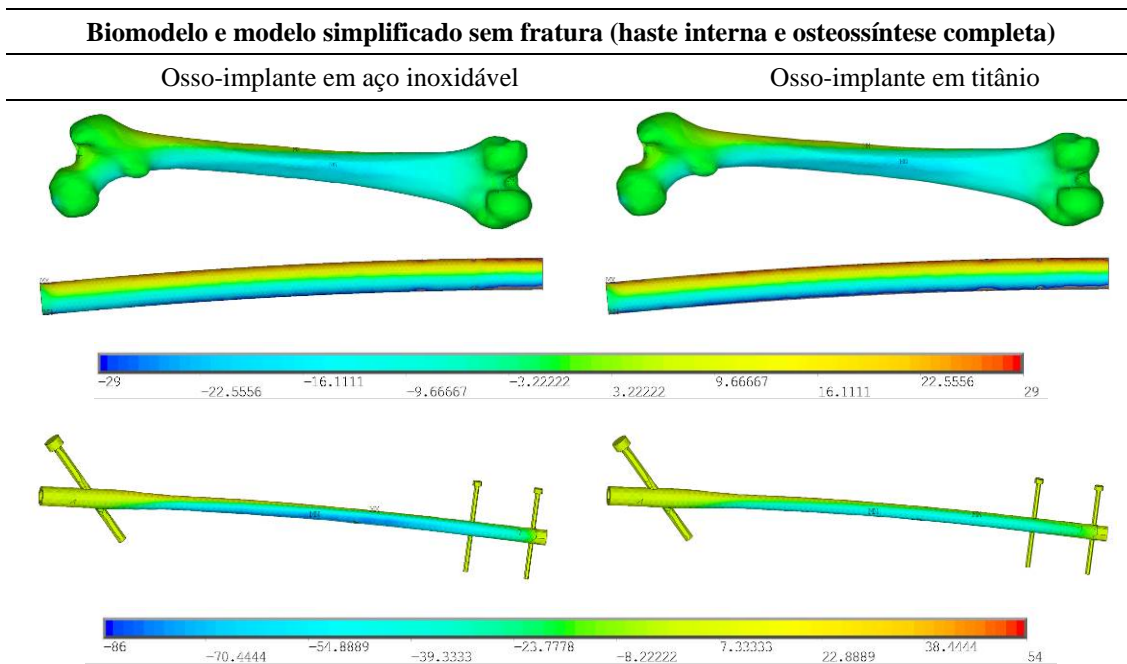
**Biomodelo e modelo simplificado com fratura simples (tipo A) após colocação da haste**

Osso-implante em aço inoxidável

Osso-implante em titânio



**Fig. 10 - Tensões normais em flexão plana nos modelos com fratura simples, MPa.**



**Fig. 11** - Tensões normais em flexão plana nos modelos em osteossíntese, MPa.

**Tabela. 1** - Tensões combinadas em flexão plana, MPa.

Modelo	Haste	Biomodelo				Modelo simplificado			
		Osso		Haste		Osso		Haste	
		Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.	Esq.	Drto.
<b>Fratura A sem haste</b>	—	34,7	-73,2	—	—	33,5	-67,4	—	—
<b>Fratura A com haste</b>	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
<b>Sem Fratura (haste e osteossíntese)</b>	Aço	16,5	-17,9	47,5	-72,5	17,6	-18,7	48,9	-72,5
	Ti	17,3	-17,9	28,1	-49,8	17,9	-18,1	29,4	-47,9

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 o investigador (Pauwels, 1980) 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 o alongamento gerado ao longo do fêmur.

Com a finalidade de facilitar a comparação dos resultados entre os modelos utilizados para análise das fraturas diafisárias do fêmur, foram calculados e registados, na zona medial e para todos os modelos, o valor médio obtido das tensões. Na tabela 1 apresenta-se um resumo do valor das tensões observadas ao nível da zona medial do fêmur e hastes intramedulares em aço inoxidável ou titânio.

Analisando as tensões obtidas nos diferentes modelos, verifica-se que antes da colocação da haste 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. Por outro lado o uso da haste intramedular bloqueada no tratamento das fraturas diafisárias do fémur provoca uma diminuição acentuada das tensões ao longo do osso, uma vez que absorve as tensões registadas na zona da fratura.

### 3 - CONCLUSÕES

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 movimentos entre as estruturas ósseas.

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.

Uma das propriedades mecânicas mais relevantes na análise biomecânica é a rigidez do material, que depende do módulo de elasticidade. Analisando as tensões 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 cerca de 40% nas tensões de tração e 31% nas tensões de compressão, o que está diretamente relacionado com a rigidez do material.

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 (Completo and Fonseca, 2011). Globalmente, os modelos com hastes em titânio apresentam resultados desejáveis numa análise biomecânica, uma vez que a distribuição das tensões se efetua de forma homogénea.

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.

### AGRADECIMENTOS

A autora deste estudo agradece ao hospital de Itabira a possibilidade de ter assistido ao processo cirúrgico e a cedência de imagens para este estudo.

### 4 - REFERÊNCIAS

- Fernandes G.M.; Rocha N.D.; Silva V.L.J.; Fonseca M.M.E.; Barbosa P.M.; 2013. Análise biomecânica das fraturas do fémur: estudo preliminar de uma haste intramedular bloqueada, Actas do 5º Congresso Nacional de Biomecânica, Espinho, Portugal.
- Avancini & Favaretto; 1997. *Biologia - Uma abordagem evolutiva e ecológica*, Vol.2. São Paulo, Ed. Moderna.
- Nordin M.; Frankel V.H.; 2001. *Biomechanics of Bone*, In: Nordin M. & Frankel V. H. (Eds). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Cap1. Filadélfia: Lee & Febiger, 3ªEd., p.450.
- van Rietbergen B.; Huiskes R.; 2001. *Elastic constants of cancellous bone*, In: Cowin S.C. (Ed.), *Bone Mechanics Handbook*. Cap15. Boca Raton, FL: CRC Press, p.15.1-15.15.
- Rodrigues L.B.; 2008. *Análise Computacional e Ex-Vivo de uma Técnica de Redução de Fraturas para Ossos Longos de Grandes Animais*, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- Ruedi P.T.; Murphy M.W.; 2002. *Princípios AO do Tratamento de Fraturas*, ARTMED.



- Completo A.; Fonseca F.; 2011. Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica, Publindústria.
- Pauwels F.; 1980. Biomechanics of the Locomotor Apparatus, Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- Stiffler K.S.; 2004. Internal fracture fixation. Clinical Techniques in Small Animal Practice, 19(3): p.105-113.
- Muller M.E.; Allgower M.; Schneider R.; 1991. Manual of Internal Fixation, 3rd ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- Küntscher G.; 1962. Praxis der Marknagelung, Stuttgart: Schattauer.
- Küntscher G.; 1958. The Küntscher method of intramedullary fixation, J Bone Joint Surg 40A, p.17-26.
- 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, p.38-43

