



ANÁLISE BIOMECÂNICA DAS FRATURAS DIAFISÁRIAS DO FÊMUR (TIPO B) UTILIZANDO UMA HASTE INTRAMEDULAR

MARIA G. A. FERNANDES, ELZA M. M. FONSECA, MARCOS P. BARBOSA,
RENATO M. NATAL

Escola Superior de Tecnologia e de Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
Campus de Sta. Apolónia Apart. 134
5301-857 Bragança, Portugal

(Recibido 7 de octubre de 2013, para publicación 7 de abril de 2014)

Resumo – As fraturas ósseas na região diafisária do fêmur são lesões complexas das quais resultam, habitualmente, períodos extensos de hospitalização e de reabilitação. O sistema de classificação desenvolvido pelo grupo Suíço AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen; ASIF- Association for the Study of Internal Fixation) inclui a classificação das fraturas nos ossos longos no tipo A, B, ou C. O estudo irá incidir sobre a fratura diafisária do fêmur do tipo B. 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 fêmur (tipo B), seguindo o tratamento utilizado no hospital Nossa Senhora das Dores - Brasil. Foi gerado um biomodelo e um modelo simplificado do conjunto osso-implante-parafusos utilizando o método de 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 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 (tipo B), uma vez que não há recurso a imagens médicas.

Palavras-chave – Fémur, fratura, haste intramedular, elementos finitos.

1. INTRODUÇÃO

O sistema esquelético é um dos sistemas mais complexos do corpo humano e é constituído por um conjunto de ossos e tecidos que se interligam e desempenham várias funções. Deste sistema fazem parte os ossos longos com características que permitem a sustentação, a protecção das partes moles, a locomoção e o funcionamento mecânico dos membros. Um osso longo de um adulto tem a aparência de um tubo cilíndrico, no qual se distinguem duas extremidades alargadas, denominadas epífises, uma parte central ao qual se dá o nome de diáfise ou corpo e uma região chamada metáfise que permite a conexão das epífises à diáfise durante a fase de crescimento e o desenvolvimento ósseo [1]. Do ponto de vista macroestrutural, o osso pode ser diferenciado em cortical e trabecular. O osso cortical apresenta uma massa densa e sólida com alguns canais microscópicos e forma a superfície externa de todos os ossos, representando cerca de 80% da massa esquelética de um adulto. Dos restantes 20% da massa óssea faz parte o osso trabecular que consiste numa estrutura porosa encontrada na região interna, sendo metabolicamente mais ativa do que o cortical, [2, 3]. As características do osso permitem a protecção, sustentação e transmissão da força de contração muscular de uma parte do corpo, para a outra durante o movimento humano, [4]. Assim, pode ser visto no sistema musculoesquelético como o material que apresenta elevados valores para as propriedades mecânicas de rigidez e resistência. Estas propriedades podem ser determinadas durante a aplicação de cargas e determinam de alguma maneira a suscetibilidade que o osso tem em fraturar [5]. As fraturas ósseas são o resultado de uma sobrecarga única ou múltipla, com uma magnitude que excede o limite suportado pelo osso. O efeito mecânico de uma fratura consiste primariamente numa perda da continuidade óssea, levando a uma mobilidade patológica, perda da função de suporte ósseo e o aparecimento

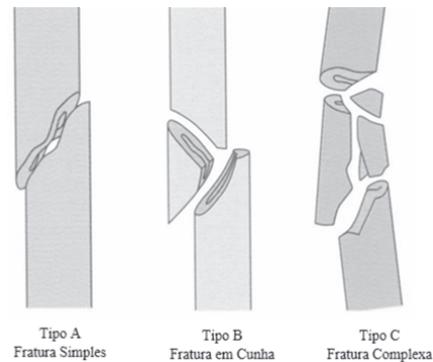


Fig. 1. Classificação das fraturas segundo AO [8].

de dor [6]. Na área ortopédica, as fraturas diafisárias do fêmur estão entre as mais comuns. Estas fraturas são lesões graves, decorrentes de forças violentas e provêm, na maioria das vezes, de acidentes com veículos automotores, envolvendo geralmente jovens adultos [7]. Existem vários sistemas de classificação que tentam descrever e identificar os tipos de fraturas que podem ocorrer numa determinada região específica do osso. No presente estudo seguiu-se o sistema de classificação desenvolvido pela AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) que inclui a classificação das fraturas nos ossos longos [8]. Esta classificação organiza as fraturas de cada segmento ósseo 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, conforme a Fig. 1.

O tratamento de fraturas em ossos longos tem como objetivo o alinhamento axial dos fragmentos ósseos, de forma a permitir a completa e rápida reabilitação do paciente [9]. A fixação intramedular com recurso a hastes intramedulares bloqueadas é um dos possíveis tratamentos para este tipo de fraturas. Estas hastes apresentam um sistema de bloqueio através de parafusos cirúrgicos que permitem à haste estar fixada ao osso nas porções proximais e distais [10, 11]. Para além disso, nas fraturas diafisárias do fêmur 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 [9]. As hastes bloqueadas apresentam diâmetros e comprimentos variados e um corpo cilíndrico com quatro orifícios para a fixação dos parafusos, dois na zona proximal e dois na zona distal. Com base nas fraturas diafisárias do fêmur do tipo B, foi objetivo avaliar neste trabalho o conjunto biomecânico osso-implante-parafusos, de forma a verificar o melhor implante intramedular atendendo ao seu desempenho e compreender o processo de estabilização deste tipo de fraturas. O estudo foi efetuado com recurso a uma análise por elementos finitos utilizando um biomodelo obtido por imagens médicas, tendo sido ainda posteriormente proposto um modelo simplificado para o mesmo tipo de análise.

2. MÉTODOS E INSTRUMENTOS DE ANÁLISE

2.1. Estudo clínico de uma cirurgia

Para compreender melhor os mecanismos de fraturas diafisárias do fêmur e qual o desempenho do melhor implante, foi realizado o acompanhamento cirúrgico a fraturas diafisárias do fêmur. O acompanhamento clínico foi efetuado no Hospital Nossa Senhora das Dores, localizado em Itabira, no estado de Minas Gerais, Brasil. Acompanhou-se 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 3,5

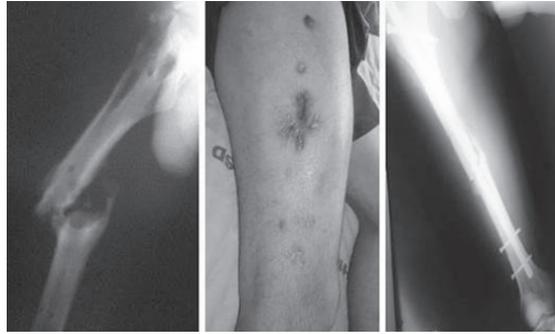


Fig. 2. Fratura diafisária e pós-operatório, Hospital de Itabira.

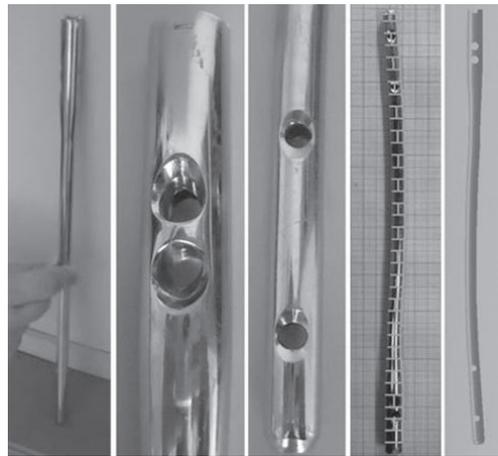


Fig. 3. Haste intramedular (*Hexagon*) e modelo *CAD*.

mm colocados paralelamente. O bloqueio proximal diagonal foi feito através do guia proximal preso no mandril de inserção com um parafuso de 6,5 mm de diâmetro [7]. As imagens apresentadas na Fig. 2 são relativas às radiografias do paciente, antes e após a colocação da haste. Com base neste tipo de tratamento procedeu-se à criação de um biomodelo e do modelo simplificado de forma a obter uma simulação mais próxima de uma situação real.

2.2. Construção dos Modelos

Seguindo o método de tratamento utilizado no hospital de Itabira gerou-se um biomodelo do conjunto fêmur-implante-parafusos.

Com base nas dimensões de uma haste intramedular real utilizada (*Hexagon*), foi construído um modelo *CAD* no programa *SolidWorks*[®], cujas dimensões aproximadas são 11 mm de diâmetro e 360mm de comprimento, conforme se verifica na Fig. 3. Os parafusos de bloqueio, sem rosca, dois para a zona distal do fêmur com 3,5 mm de diâmetro e um para a região proximal com 6,5 mm de diâmetro, foram também desenvolvidos no *SolidWorks*.

O modelo *CAD* da haste foi posteriormente utilizado em conjunto com um biomodelo de um fêmur de um adulto de aproximadamente 440 mm de comprimento. O modelo do fêmur foi obtido a partir de imagens médicas *DICOM*, 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 obtendo o biomodelo do fêmur, Fig. 4. O biomodelo foi utilizado no programa *SolidWorks*, onde se procedeu à criação da fratura tipo B (em cunha) e se incorporou a haste intramedular bloqueada e parafusos de bloqueio. Paralelamente foi desenvolvido um modelo



Fig. 4. Biomodelo do fêmur, Biomodelo e Modelo Simplificado (osso-haste-parafusos).



Fig. 5. Malhas e condições fronteira do biomodelo e modelo simplificado.

simplificado tubular de seção constante e aproximada à dimensão da seção com o mesmo tipo de fratura e inserção da mesma haste e parafusos.

Atendendo ao biomodelo e modelo simplificado osso-haste-parafusos, foram efetuadas 5 análises diferentes para cada um deles: com ocorrência de fratura tipo B mas sem haste; com ocorrência de fratura tipo B 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*.

3. ANÁLISE NUMÉRICA DO BIOMODELO E MODELO SIMPLIFICADO

Na análise por elementos finitos selecionou-se para a haste intramedular os materiais em aço inoxidável e em titânio, com um módulo de elasticidade de 210 GPa e 124 GPa, respetivamente [10, 12]. No fêmur considerou-se um módulo de elasticidade de 21,1 GPa, relativo ao osso cortical [13]. Para todos os materiais considerou-se um coeficiente de *Poisson* de 0,3 e assumiu-se um contacto perfeito entre os diferentes materiais. Considerando que o paciente acompanhado no hospital Nossa Senhora das Dores tem uma massa corporal de 70 kg, aplicou-se uma força de compressão de 700 N na cabeça do fêmur do biomodelo à distância de 40,5 mm da haste intramedular. No modelo simplificado foi aplicada a mesma força e um conjunto de forças opostas para simular o momento fletor, conforme se representa na Fig. 5.



Fig. 6. Tensões normais em flexão plana nos modelos sem haste, MPa.

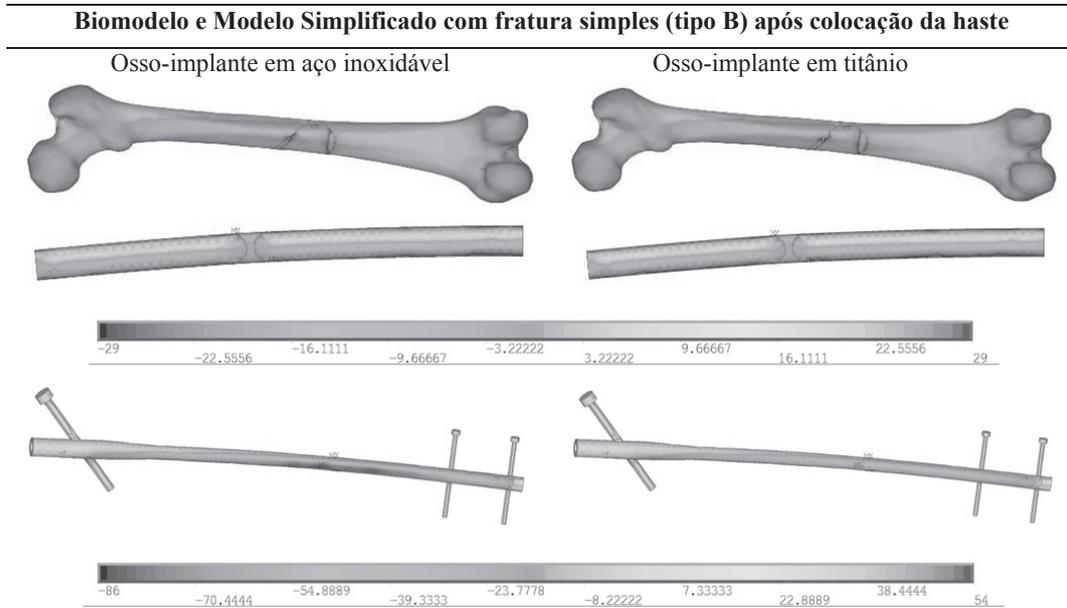


Fig. 7. Tensões normais em flexão plana nos modelos com fratura em cunha, MPa.

Na tentativa de aproximar o mais possível ao que acontece na realidade, procedeu-se à fixação do fêmur na parte distal. De notar que não foram consideradas forças resultantes da ação muscular. No total foram efetuadas 10 simulações computacionais diferentes, em regime linear estático e utilizando materiais isotrópicos. O objetivo é estudar o efeito biomecânico do material da haste (aço inoxidável ou titânio) e a influência na osteossíntese do osso fraturado, com fratura do tipo B.

3.1. Resultados Numéricos

Inicialmente foram analisadas as tensões no fêmur com fratura diafisária do tipo B, antes da colocação da haste intramedular bloqueada, Fig. 6. Na zona de fratura os modelos em estudo apresentam continuidade em apenas alguns pontos nodais, para tornar possível a simulação numérica. Posteriormente, foram simulados os modelos com fratura diafisária do tipo B, após a colocação da haste em aço inoxidável e titânio, Fig. 7. Esta análise foi feita numa fase inicial de osteossíntese, o que 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 os modelos em condições normais, ou seja, sem fratura e com a haste interna, considerando uma osteossíntese completa do osso, Fig. 8. Para todos os modelos definiu-se sempre e unicamente a presença de osso cortical. Foram alcançados os resultados relativos à distribuição das tensões normais obtidas por flexão plana para cada um dos biomodelos e modelos simplificados.

Com base nos resultados obtidos nas diferentes simulações verifica-se que quando o osso sofre uma fratura diafisária, ocorre uma concentração de tensões com valores mais críticos junto à zona da fratura,

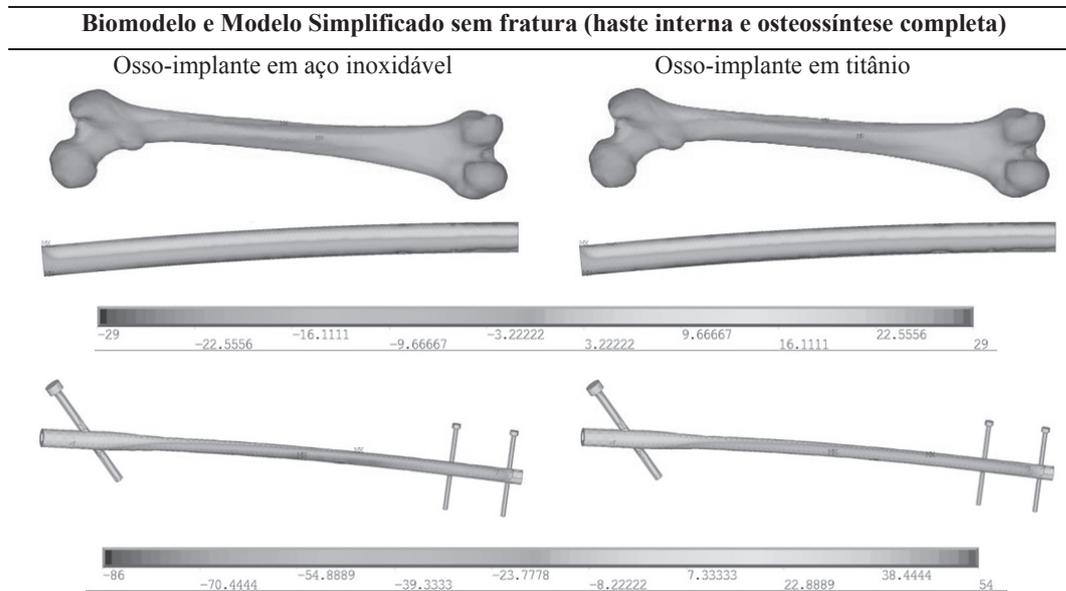


Fig. 8. Tensões normais em flexão plana nos modelos em osteossíntese, MPa.

criando instabilidade ao longo do osso. A carga aplicada na cabeça do fémur gera um momento fletor ao longo da diáfise, que origina tensões principais de compressão no lado medial do fémur e tensões principais de tração no lado lateral. A colocação da haste intramedular irá permitir a neutralização destas forças e evitar o encurtamento e alongamento gerado ao longo do fémur.

Na Fig. 7 verifica-se que a introdução da haste intramedular provocou uma acentuada diminuição das tensões em flexão plana no osso, reduzindo a sollicitação mecânica sobre o mesmo. Este facto permite uma maior estabilidade ao longo do osso, favorecendo a sua consolidação óssea. As tensões em flexão plana com valores mais críticos, encontram-se novamente junto às zonas de fratura do osso, mas com aproximadamente 32 MPa, tanto para os modelos em aço inoxidável ou em titânio, sendo que no fémur, antes da colocação da haste, registaram-se cerca de 76 MPa. 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.

Perante uma osteossíntese completa do osso fraturado, Fig. 8, 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 modelos, que a zona com valores mais críticos de tensões se regista na zona central do osso. Esta constatação 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 neste biomodelo em comparação com os anteriores. Na zona central do osso, equivalente à zona de fratura dos modelos anteriores, registam-se valores que rondam os 16 MPa.

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 72 MPa e para a haste em titânio 50 MPa.

4. CONCLUSÃO

As análises numéricas efetuadas ao conjunto fémur-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 em flexão plana, são as zonas adjacentes ao tecido ósseo junto ao local de fratura, bem como na haste nessa mesma zona. Com base nas simulações computacionais efetuadas ao fémur, 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 hastas intramedulares bloqueadas permite que as forças de compressão passem a ser também induzidas pelas hastas 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 fêmur intacto. Em conclusão, verificou-se que a utilização da haste intramedular bloqueada no tratamento de fraturas diafisárias do fêmur induz uma redução das tensões normais. A sua elevada rigidez face à rigidez óssea proporciona a proteção do osso devido à transferência de cargas. Globalmente, os modelos com hastas em titânio apresentam resultados desejáveis numa análise biomecânica, uma vez que a distribuição das tensões se efetua de forma homogénea. O modelo simplificado proposto apresenta para todas as simulações valores muito próximos aos do biomodelo, podendo ser uma solução alternativa para a análise de tensões em diferentes tipos de fraturas, sem ser necessário o uso de imagens médicas.

REFERÊNCIAS

- [1] Avancini, E., Favaretto, J.A., *Biologia - Uma abordagem evolutiva e ecológica*, Vol. 2. São Paulo, Ed. Moderna (1997)
- [2] Nordin, M., Frankel, V.H., *Biomechanics of Bone*. In: Nordin, M. & Frakes, V.H. (Eds). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Cap1. Filadélfia: Lee & Febiger, 3ª Ed. (2001)
- [3] van Rietbergen, B., Huiskes, R., Elastic constants of cancellous bone, In: Cowin S.C. (Ed.), *Bone Mechanics Handbook*. Cap 15. Boca Raton, FL: CRC Press, 15.1-15.15 (2001)
- [4] Doblaré, M., García, J.M., Gómez, M.J., “Modelling bone tissue fracture and healing: a review”, *Engineering Fracture Mechanics*, **71**, 1809-1804 (2008)
- [5] Grosland, N.M., Goel, V.K., Lakes, R.S., *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 (2001)
- [6] Jee, W.S.S., *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 (2001)
- [7] Fernandes, G.M., Rocha, N.D., Silva, V.L.J., Fonseca, M.M.E., Barbosa, P.M., Análise biomecânica das fraturas do fêmur: estudo preliminar de uma haste intramedular bloqueada, *Actas do 5º Congresso Nacional de Biomecânica*, Espinho, Portugal (2013)
- [8] Muller, M.E., Allgower, M., Schneider, R. *et al.*, *Manual of Internal Fixation*, 3rd ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag (1991)
- [9] Ruedi, P.T., Murphy, M.W., *Princípios AO do Tratamento de Fraturas*, ARTMED (2002)
- [10] Rodrigues, L.B., 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 (2008)
- [11] Stiffler, K.S., “Internal fracture fixation”, *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, **19**(3), 105-113 (2004)
- [12] 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 (2008)
- [13] Currey, D.J., Landete-Castillejos, T., Estevez, A.J., Olguin, A., Garcia, J.A., Gallego, L., “The Young’s Modulus and Impact Energy Absorption of Wet and Dry Deer Cortical Bone”, *The Open Bone Journal*, 38-45 (2009)
- [14] Completo, A., Fonseca, F., *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*, Publindústria (2011)

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE DIAPHYSEAL FEMUR FRACTURES (TYPE B) USING AN INTERLOCKING NAIL

Abstract – Bone fractures in the femoral diaphysis are complex lesions that usually result in extended periods of hospitalization and rehabilitation. The classification system developed by the Swiss AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen; ASIF- Association for the Study of Internal Fixation*) includes the classification of long bone fractures in type A, B or C. This study will focus the diaphyseal femur fracture from type B. 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 B), 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 using the finite element method. 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 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 B) because the analysis may be unprovided with medical images.

Keywords – Femur, Fracture, Interlocking nail, Finite elements.