

Avaliação de placas para osteossíntese em fraturas do fêmur através de simulação computacional pelo método dos elementos finitos⁽¹⁾.

Daniela Águida Bento, Dra. Eng.⁽²⁾; Guilherme Vega Da Motta⁽³⁾; Darlan DallaCosta, M. Eng.⁽⁴⁾; Marcelo Lemos dos Reis, M. Med.⁽⁵⁾; Luana Nunes Silva.⁽⁶⁾

Resumo Expandido

⁽¹⁾ Trabalho executado com recursos do Edital 12/2012, da Pró-Reitoria de Pesquisa, Pós-Graduação e Inovação.

⁽²⁾ Professora; Instituto Federal de Santa Catarina; Campus Florianópolis, Santa Catarina; dbento@ifsc.edu.br; ⁽⁴⁾ Pesquisador e Diretor Técnico da SCiTec – Laboratório de Ensaios Mecânicos; ⁽⁵⁾ Pesquisador e Médico ortopedista do Hospital Universitário – Universidade Federal de Santa Catarina; ⁽³⁾ e ⁽⁶⁾ Graduandos do CST de Mecatrônica Industrial – Instituto Federal de Santa Catarina / Campus Florianópolis.

RESUMO: A Fratura é o problema mais comumente associado a indivíduos com osteoporose e uma importante causa de mortalidade na população de maior idade. Apesar dos últimos avanços tanto na área tecnológica quanto médica, este quadro não sofreu uma redução desejada e significativa. Entre as diversas fraturas relacionadas à osteoporose, destacam-se as fraturas características nas regiões proximal e da diáfise do fêmur. Dependendo do tamanho, da complexidade e da estabilidade destas fraturas, é possível fixá-la através de placas e parafusos ósseos. A aplicação prática e as falhas associadas a estes produtos tem demonstrado a necessidade de avaliação da estabilidade e rigidez do sistema osso implante durante o processo de fixação de fraturas como um dos fatores essenciais na determinação do sucesso do tratamento. Outro fator importante é a verificação da intensidade de tensões desenvolvidas na área do tecido ósseo em torno das partes implantadas e nos próprios implantes, durante o carregamento dos membros inferiores. Para realizar estas verificações, realizamos uma série de análises computacionais utilizando Método dos Elementos Finitos.

Palavra Chave: Elementos finitos, osteoporose, fratura de fêmur.

INTRODUÇÃO

A osteoporose, caracterizada pela perda de massa óssea e deterioração na microarquitetura do tecido ósseo, é reconhecida como um dos maiores problemas de saúde pública do mundo, devido à alta taxa de morbimortalidade relacionadas a fraturas. (MITCHELL *et al.*, 1998). No Brasil, a osteoporose é considerada uma prioridade de saúde nacional. De acordo com o relatório anual de 2012 da IOF (International Osteoporosis Foundation) sobre a osteoporose na América Latina, esta previsto que a incidência de fraturas osteoporóticas de quadril no Brasil cresça 32% até 2050. Atualmente, estima-se que ocorram mais de 121 mil fraturas deste tipo por ano no país, (ARAÚJO *et al.*, 2010) com custos totais, diretos do tratamento destas fraturas, em aproximadamente 2,9 bilhões de reais

Embora os tratamentos de fratura possuam alto índice de sucesso (90%–95%) (EINHORN *et al.*, 1995), em pessoas idosas e com osteoporose, estes tratamentos estão frequentemente associados a complicações ortopédicas e recuperação tardia da competência funcional (BARRIOS *et al.*, 1993). Os métodos para tratamento de fraturas, que tem como objetivo restaurar a estrutura, composição e função óssea. Atualmente, as placas bloqueadas tem obtido um bom índice de sucesso no tratamento destas fraturas. A contrário de placas convencionais, as placas bloqueadas não são pressionadas contra o osso, permitindo que a osteossíntese ocorra de forma a minimizar os danos biológicos, diminuindo

as chances de infecção e não-união da fratura (Faruok *et al.*, 1997; Hasenboehler *et al.*, 2007).

Para que os tratamentos com sistemas de fixação de fraturas obtenham sucesso, dois requisitos contraditórios devem ser satisfeitos: proporcionar estabilidade suficiente para suportar parcialmente o peso do paciente e ser flexível o suficiente para promover a osteossíntese (EGOL *et al.*, 2004). Os objetivos da flexibilidade e estabilidade podem ser caracterizados por uma análise puramente mecânica, como a rigidez da construção da placa de osso e o movimento entre os fragmentos de ossos no local da fratura. Além disso, a transferência de carregamento nos locais de ancoragem dos parafusos no osso não devem gerar níveis de intensidade que possam provocar falha de fixação e soltura dos implantes (BOTTLANG *et al.*, 2010).

As investigações numéricas, tais como as simulações pelo método dos elementos finitos (MEF), são ferramentas convenientes para o estudo do comportamento mecânico de ossos, implantes ortopédicos e da interação entre ambos. As simulações pelo MEF apresentam algumas vantagens em relação às análises experimentais, por exemplo, a verificação de distribuições de tensão e deformação tridimensionalmente ao longo de todo o domínio e facilidade de implementação de condições de contorno complexas. Além disso, podem ser realizadas análises de sensibilidade sobre os efeitos da variação de um ou mais parâmetros, tais como forças externas ou parâmetros geométricos, sobre o estado de tensão

e deformação do sistema osso-implante (HÖLZERA, 2013).

Neste trabalho, a simulação computacional pelo MEF foi utilizado para avaliar o impacto que a condição óssea provoca no desempenho mecânico de sistemas de fixação de fraturas nas regiões proximal e diafiseal de fêmures humanos. Após a validação da convergência e da rigidez do modelo de fêmur intacto, foram analisadas a rigidez da montagem do sistema osso fraturado e implantes, as tensões nas áreas de ancoragem dos parafusos ao osso. O objetivo deste estudo é prover informações biomecânicas sobre o comportamento de placas bloqueadas em diferentes configurações de montagem, atuando na estabilização de fraturas de ossos sob condições de densidade consideradas normais e acometidos por osteoporose e osteoporose avançada.

METODOLOGIA

Neste trabalho, foram considerados separadamente, dois casos de fraturas no fêmur: Caso A – fratura peritrocantérica multi-fragmentos no fêmur proximal e Caso B – fratura transversa na diáfise do fêmur (Figura 1). Estas fraturas foram avaliadas em montagens através de placas bloqueadas do tipo anatômica na região proximal e do tipo reta na diáfise do fêmur. Nos modelos do caso B, foram analisadas diferentes arranjos e quantidades de parafusos utilizados na fixação, como apresentado na figura 2a. Em todos os modelos analisados foram simuladas as condições ósseas: normal (N), osteoporose (OP) e osteoporose avançada (OPA).

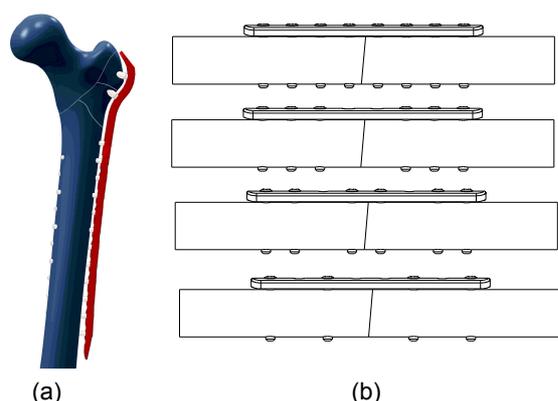


Figura 1 – a) (Caso A: modelo da fixação de fratura peritrocantérica de multi-fragmentos. b) Caso B: Modelos simplificados da fixação de fratura transversa na diáfise: IIII, OIII, IOII e OIOI (de cima para baixo)

Modelos numéricos de elementos finitos

A geometria do osso femoral utilizada nos modelos do caso A corresponde a um osso artificial compósito análogo, fabricado pela Pacific Research Labs (Vashon, Washington, EUA) e validado por Gardner *et al.* (2010) para simular o comportamento mecânico do osso real. A versão Parasolid da geometria do fêmur foi importada para o SolidWorks onde foram realizados os cortes que representam a

fratura peritrocantérica de multi-fragmentos e a montagem das placas e parafusos. A montagem para o caso A é composta pelo fêmur fixado por placa proximal anatômica comercial (comprimento: 320 mm, espessura: 6 mm), 12 parafusos bicorticais (diâmetro: 5 mm, comprimento: 35 mm) e dois parafusos canulados (diâmetro: 7,3 mm, comprimento: 90 mm). Para os modelos do caso B, a diáfise foi representada de forma simplificada através de um tubo cilíndrico com dimensões próximas a forma anatômica (diâmetro externo: 25 mm, espessura: 5 mm, comprimento: 200 mm). A fixação da fratura foi representada por uma placa reta simplificada com oito furos.

O pré e pós processamento das análises foram realizados através do pacote Simulation do próprio SolidWorks. Os modelos de elementos finitos foram gerados com elementos tetraédricos de 10 nós. As análises realizadas foram do tipo estática linear.

Propriedade dos materiais

O osso pode ser considerado composto de dois tipos distintos, o osso cortical (exterior) e o osso trabecular (ou esponjoso). Osso cortical é mais denso e rígido do que o osso esponjoso, que tem uma estrutura celular aberta (trabéculas). Neste estudo, as propriedades materiais para o osso foram atribuídas de acordo com os estudos de Brown *et al.* (2007). O material considerado para os componentes do sistema de fixação das fraturas foi a liga de titânio Ti-6Al-4V, conforme a Norma Técnica ASTM F136. Todos os materiais foram modelados como homogêneos isotrópicos. As propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos de elementos finitos estão listados na tabela 1.

Tabela 1 – Propriedade dos materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Limite de escoamento (MPa)
Ossos:			
Normal			
Cortical	12,5	0,3	-
Trabecular	0,3	0,3	-
Osteoporose			
Cortical	10	0,3	-
Trabecular	0,1	0,3	-
Osteoporose avançada			
Cortical	8,5	0,3	-
Trabecular	0,1	0,3	-
Implantes:			
Ti-6Al-4V (ASTM F136)	104,8	0,31	760

Condições de contorno

Nos modelos do caso A a região distal do fêmur foi fixada e um carregamento distribuído de 2213 N (BERGMANNA *et al.*, 2001) foi aplicado na área referente ao acoplamento da cabeça do fêmur com o acetábulo. Os modelos do caso B foram

fixados em uma das extremidades do fêmur. Na extremidade oposta foi aplicado um carregamento axial de compressão de 800 N e um torque distribuído de 5,6 Nm (SCHNEIDER *et al.*, 2001).

Para todos os modelos, o contato entre as superfícies das fraturas foram consideradas sob contato não linear, com coeficiente de atrito igual a 0,4 (SHOCKEY *et al.*, 1985). As demais condições de contato foram consideradas contato linear, ou seja, faces unidas.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As análises numéricas consideraram as seguintes simplificações e generalizações: a) No contato entre osso e parafusos, as superfícies foram modeladas na condição colada. Esta condição permite a transferência de esforços de tração e compressão nesta região, enquanto que, em aplicações reais, ocorre somente transferência de forças de compressão. Além disso, a interpretação dos resultados deve considerar que: b) as simulações foram realizadas através de estudos estáticos, capazes de descrever somente a resposta do sistema no momento imediatamente após a aplicação de carga. Na realidade, os implantes e os tecidos ósseos são expostos a cargas repetidas, que não possuem uma magnitude constante. Este tipo de carregamento pode provocar o arrancamento gradual dos parafusos.

A figura 2 apresenta a distribuição de tensões de von Mises para o modelo do fêmur proximal. O detalhe desta figura apresenta a deformada em escala ampliada, permitindo a visualização do modo de deslocamento entre os fragmentos do osso. Neste modelo, as tensões atingiram os valores máximos na região do colo do parafuso canular, entre a placa e o osso, próximo a região da fratura. Os micro-movimentos das faces fraturadas provocaram maiores solicitações nos elementos de fixação que estão próximos. Estas condições podem provocar na prática, a falha destes componentes por fratura ou deformação, principalmente sob carregamento dinâmico. No entanto, as tensões resultantes neste parafuso não atingiram o limite de escoamento do material e portanto, este resultado não caracteriza falha do componente por carregamento estático. O gráfico da figura 3 apresenta os valores máximos de tensões de von Mises para os modelos analisados. Os modelos da diáfise apresentaram concentrações de tensão também nos parafusos próximos a fratura. O modelo IIII apresentou melhor distribuição de tensões entre os quatro parafusos em cada lado da fratura e, com isso, atingiu menor valor de tensões de von Mises em relação aos outros modelos. O espaço de dois furos da placa entre a fratura do modelo OIII, permitiu maior flexibilidade a fixação da fratura e por consequência, maiores níveis de tensões. O modelo IOII embora também possua o mesmo número de parafusos do modelo anterior, permite maior estabilidade da montagem e des envolve menores níveis de tensões devido a presença de dois parafusos próximos a fratura. O modelo OIOI é o menos invasivo entre os demais

pois ocupa somente quatro dos oito furos da placa reta. Em contra partida, este leiaute atingiu os maiores valores de concentração de tensões nos parafusos.

A rigidez do sistema osso implante durante o tratamento de fratura, esta diretamente relacionada a capacidade do paciente suportar parcialmente o peso próprio sem afetar o posicionamento dos fragmentos em processo de cura. A figura 3 apresenta os valores de rigidez para os modelos analisados.

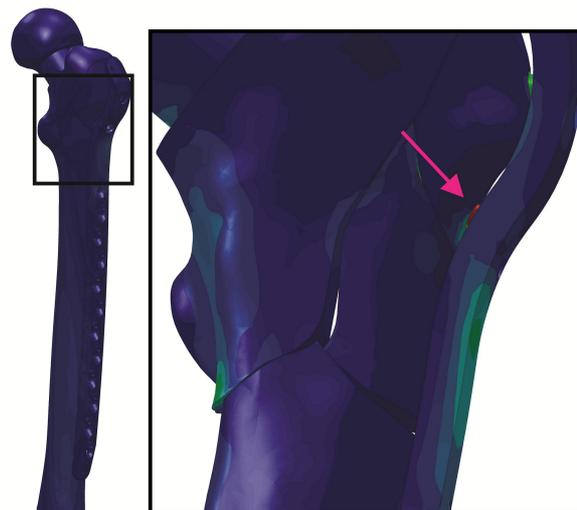


Figura 2 – Detalhe da região proximal do fêmur, analisado no caso A. A deformada do modelo em escala maior demonstra o deslocamento entre os fragmentos do osso durante o carregamento. A seta indica o colo do parafuso canulado, local de máxima intensidade de tensão equivalente de von Mises no modelo.

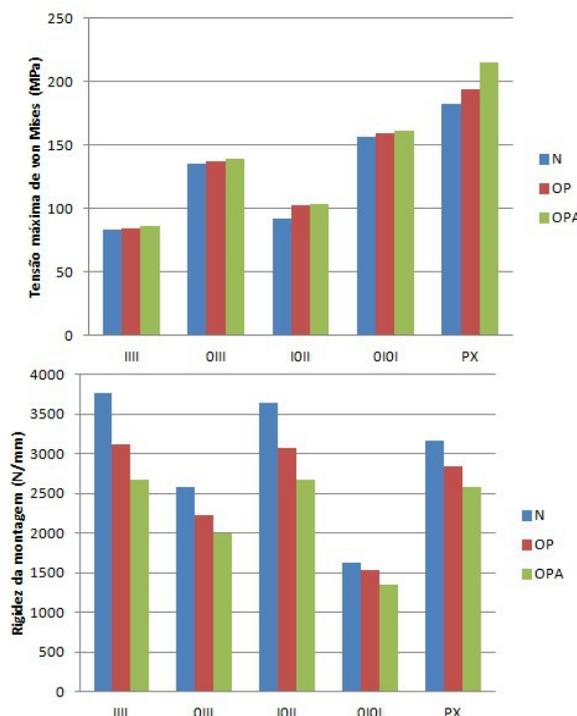


Figura 3 – Gráficos da tensão equivalente de von Mises e da rigidez de montagem dos modelos analisados.

CONCLUSÕES

Do ponto de vista biomecânico, todos os resultados apresentados demonstram que o posicionamento correto dos implantes são fundamentais no processo de de fixação de fraturas. Para os modelos do caso B, o arranjo e a quantidade de parafusos utilizados na fixação afetam diretamente na magnitude das tensões resultantes nos implantes e nas regiões de ancoragem ao osso.

Apesar das simplificações e generalizações já referidas, é possível aceitar os resultados apresentados neste trabalho como representativos. A avaliação pormenorizada dos componentes individuais dos implantes e dos tecidos e fragmentos ósseos não foi o foco deste estudo, ao invés disso, o objetivo foi comparar, em igualdade de condições, a resposta do tecido ósseo ao diferentes arranjos e quantidade de parafusos em placas retas e em placa anatômica comumente usado durante a osteossíntese do fêmur proximal e na região da diáfise.

REFERÊNCIAS

- MITCHELL, S. L.; GRANT, S.; AITCHISON T. Physiological effects of exercise on post-menopausal osteoporotic women. **Physiotherapy**, 84(4): 157-63, 1998.
- BLACK, D.M.; PALERMO, L.; NEVITT, M.C.; CUMMINGS, S., 1999. Defining Incident Vertebral Deformity: A prospective comparison of several approaches. **Journal of Bone and Mineral Research**, 14: 90-101, 1999.
- INTERNATIONAL OSTEOPOROSIS FOUNDATION. **Annual Report 2012**. Disponível em: < <http://www.iofbonehealth.org>>. Acesso em 15 jan. 2013.
- ARAUJO, D. V.; OLIVEIRA J. H.; BRACCO O. L. Custo da fratura osteoporótica de fêmur no Sistema Suplementar de Saúde Brasileiro. **Arq Bras Endocrinol Metabol**. 49: 897, 2005.
- HÖLZERA, A.; SCHRÖDERA, C.; WOICZINSKI, M.; SADOGHIB, P.; SCHARPFA, D.; HEIMKESA, B.; JANSSONA, V. Subject-specific finite element simulation of the human femur considering inhomogeneous material properties: A straightforward method and convergence study. **Computer methods and programs in biomedicine**, 110: 82–88, 2013.
- EINHORN T. A. Enhancement of fracture healing. **J Bone Joint Surg Am**, 77: 940–956, 1995.
- BARRIOS C, BROSTROM LA, STARK A, WALHEIM G (1993) Healing complications after internal fixation of trochanteric hip fractures: the prognostic value of osteoporosis. **J Orthop Trauma** 7:438–442
- ARO HT, WAHNER HT, CHAO EY (1991) Healing patterns of transverse and oblique osteotomies in the canine tibia under external fixation. **J Orthop Trauma** 5:351–364
- AUGAT, P, SIMON, U.; LIEDERT, A.; CLAES, L. Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. **Osteoporos Int** (2005) 16: S36–S43
- EGOL KA, KUBIAK EN, FULKERSON E, KUMMER FJ, KOVAL KJ. Biomechanics of locked plates and screws. **J Orthop Trauma** 2004;18:488–93.
- BOTTLANG M, LESSER M, KOERBER J, DOORNINK J, von RECHENBERG B, AUGAT P, et al. Far cortical locking can improve healing of fracture stabilized with locking plates. **J Bone Joint Surg Am** 2010;92:1652–60.
- FARUOK, O., KRETTEK, C., MICLAU, T., SCHANDELMAIER, P., GUY, P., TSCHERNE, H., 1997. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver infection study. **Injury** 28, S-A7–SA12.
- HASENBOEHLER, E., RIKLI, D., BABST, R., 2007. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fractures: a retrospective study of 32 patients. **Injury** 38 (3), 365–370.
- NIEMEYER, P.; SÜDKAMP, N. P. Principles and Clinical Application of the Locking Compression Plate (LCP). **Acta Chirurgiae Orthopaedicae**, 73: 221–228, 2006.
- GARDNER, MP; CHONG A. C. M, POLLOCK, A. G. WOOLEY, PH. Mechanical Evaluation of Large-Size Fourth-Generation Composite Femur and Tibia Models **Annals of Biomedical Engineering**, Vol. 38, No. 3, March 2010 (2010) pp. 613–620
- HEINER, A. D. Structural properties of fourth-generation composite fêmures and tibias. **Journal of Biomechanics** 41 (2008) 3282–3284
- BROWN TA, KOHAN K, BEN-NISSAN, B. Assessment by finite element analysis of the impact of osteoporosis and osteoarthritis on hip resurfacing. **5th Australasian Congress on Applied Mechanics, ACAM 2007** 10-12 December 2007, Brisbane, Australia
- ASTM F136 – 11. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications**, 2011.
- BERGMANNA,G.; DEURETZBACHERB, G. HELLERC, M.; GRAICHENA, M; ROHLMANNA, A.; STRAUSSB, J; DUDAC, GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities . **Journal of Biomechanics** 34 (2001) 859–871
- SCHNEIDER, E; MICHELA, MC; GENGEA, M; ZUBERA, M; GANZB, R; PERREN, SM. Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human fêmur. **Journal of Biomechanics** 34 (2001) 849–857
- SHOCKEY, JS; VON FRAUNHOFER, JA; SELIGSON, D. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones. **Surface Technology**, 25 (1985) 167 - 173 167