







Estabilidade de osteotomias proximais em modelos do fêmur pediátrico fixadas por hastes intramedulares flexíveis e avaliadas pelo método dos elementos finitos

Stability of Proximal Femoral Osteotomies in Pediatric Bone Models Fixed with Flexible Intramedullary Nails and Evaluated by the Finite Element Method

Mário Augusto Ferreira Cruz¹  José Vinícius Lima Santana¹  Leonardo Rigobello Battaglion² 
José Batista Volpon³ 

¹ Universidade Tiradentes, Aracaju, Sergipe, Brasil

² Laboratório de Bioengenharia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil

³ Departamento de Ortopedia e Anestesiologia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil

Endereço para correspondência Mário Augusto Ferreira Cruz, MSc., Universidade Tiradentes – Avenida Murilo Dantas, 300, bairro Farolândia, 49032-490. Aracaju, Sergipe, Brasil (e-mail: m.gutocruz@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2024;59(2):e278–e283.

Resumo

Objetivo Avaliar a estabilidade de osteotomias criadas nas regiões subtrocantérica e trocantérica em modelo de fêmur pediátrico, fixadas por hastes intramedulares flexíveis.

Método A partir de um modelo de fêmur pediátrico com duas hastes elásticas de titânio, foram obtidos cortes tomográficos que foram convertidos para um modelo tridimensional. Neste modelo foi criada uma malha com elementos tetraédricos, de acordo com o método dos elementos finitos. Foram obtidos três modelos virtuais, e realizadas osteotomias em regiões diferentes: mediodiafisária, subtrocantérica e trocantérica. Foi aplicado um carregamento vertical de 85N no topo da cabeça do fêmur, obtidos os deslocamentos, a tensão máxima e mínima principal e tensão equivalente de Von Mises no implante.

Palavras-chave

- ▶ fraturas do fêmur
- ▶ análise de elementos finitos
- ▶ fixação intramedular de fraturas

Resultados Com o carregamento aplicado foram observados deslocamentos no local da osteotomia de 0,04mm no grupo diafisário, 0,5mm no subtrocantérico e 0,06mm no trocantérico. A tensão máxima principal foi 10,4Pa, 7,52Pa e 26,4Pa nos grupos diafisário, subtrocantérico e trocantérico, respectivamente. Ou seja, a tensão máxima foi em torno de 40% maior no grupo trocantérico, em relação ao diafisário (controle). A

Trabalho desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

recebido

29 de agosto de 2023

aceito

06 de novembro de 2023

DOI <https://doi.org/>

10.1055/s-0044-1785467.

ISSN 0102-3616.

© 2024. The Author(s).

This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua do Matoso 170, Rio de Janeiro, RJ, CEP 20270-135, Brazil

face de tensão mínima do osso localizou-se na cortical interna do fêmur. A tensão equivalente de Von Mises nos implantes ocorreu na osteotomia, com valor máximo de 27,6Pa no grupo trocantérico.

Conclusão Tanto nas osteotomias no nível trocantérico, quanto subtrocantérico, a estabilidade da fixação foi muitas vezes menor que no modelo diafisário, sugerindo que as hastes intramedulares flexíveis não são implantes adequados para as fixações proximais do fêmur.

Abstract

Objective To evaluate the stability of osteotomies created in the subtrocanteric and trochanteric regions in a pediatric femur model fixed by flexible intramedullary rods.

Method Tomographic sections were obtained from a pediatric femur model with two elastic titanium rods and converted to a three-dimensional model. This model created a mesh with tetrahedral elements according to the finite element method. Three virtual models were obtained, and osteotomies were performed in different regions: medi-diaphyseal, subtrocanteric, and trochanteric. A vertical load of 85N was applied to the top of the femoral head, obtaining the displacements, the maximum and minimum main stress, and the equivalent Von Mises stress on the implant.

Results With the applied load, displacements were observed at the osteotomy site of 0.04 mm in the diaphyseal group, 0.5 mm in the subtrocanteric group, and 0.06 mm in the trochanteric group. The maximum stress in the diaphyseal, subtrocanteric, and trochanteric groups was 10.4 Pa, 7.52 Pa, and 26.4 Pa, respectively. That is around 40% higher in the trochanteric group in regards to the diaphyseal (control). The minimum stress of the bone was located in the inner cortical of the femur. The equivalent Von Mises stress on the implants occurred at osteotomy, with a maximum value of 27.6 Pa in the trochanteric group.

Conclusion In both trochanteric and subtrocanteric osteotomies, fixation stability was often lower than in the diaphyseal model, suggesting that flexible intramedullary nails are not suitable implants for proximal femoral fixations.

Keywords

- ▶ femoral fractures
- ▶ finite element analysis
- ▶ fracture fixation, intramedullary

Introdução

A fixação elástica intramedular é uma opção confiável e eficaz para o tratamento das fraturas situadas na diáfise do fêmur pediátrico.^{1,2} No entanto, quando ocorre uma fratura nas regiões trocantérica ou subtrocantérica, o uso de hastes flexíveis é questionado devido a possível insuficiência da estabilidade mecânica para manter a redução e propiciar a consolidação.³⁻⁶ Nestas condições é interessante simular o comportamento mecânico de um implante a fim de antecipar sua dependência ou não em condições clínicas.

Habitualmente, existem dois métodos de avaliar o comportamento mecânico do osso e implantes: técnicas experimentais diretas (ou métodos mecânicos) e modelos matemáticos. No entanto, as técnicas experimentais diretas apresentam desvantagens, sendo propensas a erros e imprecisões.⁷

O método dos elementos finitos (MEF) é uma ferramenta poderosa desenvolvida inicialmente na década de 1950 e amplamente aceita após investimentos em tecnologia pela National Aeronautics and Space Administration (NASA).⁸ No campo da engenharia, esse método é usado para resolver condições tão variadas quanto análise de tensões, fluxo de

fluidos, eletromagnetismo e transferência de calor por modelos computacionais.⁸

Na área médica, especialmente na ortopedia e biomecânica, os primeiros registros de aplicação do MEF remontam à década de 1970, quando foram realizadas estimativas da capacidade de diferentes tipos de ensaio na previsão do comportamento mecânico dos ossos.^{7,9} Por meio do MEF, é possível obter uma representação precisa de geometrias complexas e incorporar as diferentes propriedades dos materiais, permitindo a aplicação de cargas em pontos específicos da estrutura. Dessa forma, é possível obter informações sobre as tensões máximas, mínimas e deformações.⁷ Portanto, o MEF é utilizado para prever com precisão a resposta de um implante quando submetido a uma variedade de cargas, além de incorporar o efeito das interfaces entre o implante e o osso.^{7,10,11}

O objetivo do presente estudo foi avaliar a estabilidade fornecida por duas hastes intramedulares flexíveis em simulações de fraturas localizadas nas regiões subtrocantérica, trocantérica e diafisária criadas em um modelo de fêmur pediátrico, e utilizando o Método dos Elementos Finitos.

Material e Métodos

Trata-se de um estudo realizado em laboratório utilizando modelos ósseos artificiais sendo, portanto, dispensada a aprovação do projeto pelo Comitê de Pesquisa Institucional.

Foi usado um modelo de fêmur infantil com dimensões correspondentes a uma criança de 9 anos de idade (Sawbone Inc., Pacific Research Laboratories Inc., WA, Estados Unidos). Esse osso sintético tem propriedades mecânicas semelhantes às do osso humano.^{12,13}

O preparo do espécime foi descrito anteriormente.⁶ Em resumo, duas hastes flexíveis de titânio (*Titanium Elastic Nail* - TEN®, Ti6Al4V, DePuy Synthes®, Oberdorf, Suíça) com diâmetro de 3,5 mm foram inseridas retrogradamente no canal medular. Radiografias foram realizadas para confirmar o posicionamento adequado, seguidas por tomografia computadorizada de todo o modelo ósseo, que foram arquivadas no protocolo de comunicação DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). A tomografia computadorizada foi realizada utilizando um tomógrafo Siemens® de 16 canais, modelo Emotion (Erlangen, Alemanha), com resolução de 512×512 e distância de corte de 1,0 mm. O DICOM foi importado para o programa InVesalius® (software livre do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, São Paulo, Brasil) no qual possibilitou a geração de modelos segmentados do sistema anatômico importado, para a construção tridimensional (3D) da estrutura anatômica. Uma vez obtido o objeto volumétrico reconstruído em três dimensões, o software permitiu a exportação do arquivo no formato Standard Triangle Language (STL).

A geração dos modelos virtuais 3D de cada conjunto osso-hastes foi realizada utilizando o programa Rhinoceros® 6 (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, Estados Unidos), versão 6. Para obter um contorno mais preciso e fiel, realizamos remodelações nas linhas de intersecção resultantes. Essas linhas foram traçadas com consideração à região em estudo, podendo conter variações na quantidade de pontos, conforme a necessidade de detalhes da área em questão. Em seguida, essas linhas foram interseccionadas e cortadas entre si, formando um conjunto de três ou quatro linhas. Esse conjunto permitiu a geração de uma superfície tridimensional.

A análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) foi conduzida pelo programa SimLab® (HyperWorks, Troy, MI, USA), utilizando o solver Optistruct.

Para simular as fraturas, foram realizadas osteotomias nos modelos virtuais em três níveis: corte ao nível do trocanter menor (grupo trocântérico), corte localizado 3,5 cm distalmente ao trocanter menor (grupo subtrocântérico) e corte na região central da diáfise (grupo mediodiafisário, ou controle). Para a confecção das malhas, foram utilizados elementos tetraédricos, e definida a quantidade de nós. No ambiente virtual, um carregamento de 85,0 N foi aplicado no topo da cabeça do fêmur, na direção vertical, e obtidas as deformações e as tensões correspondentes.

Para as simulações foi necessário conhecer e definir as propriedades dos materiais de cada uma das partes dos modelos digitais, sendo eles: osso cortical, osso esponjoso e liga de titânio (Ti6Al4V). As propriedades dos materiais utilizados para as simulações estão apresentadas no **Quadro 1**.

Quadro 1 Propriedades dos materiais nas simulações

Material	Propriedades	
	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Osso cortical	137	0,3
Osso esponjoso	13,7	0,3
Haste de titânio	114	0,33

Resultados

Com um carregamento de 85,0 N foram obtidos os seguintes deslocamentos no local da simulação da osteotomia: 0,04 mm no grupo controle, 0,5 mm no grupo subtrocântérico e 0,06 mm no grupo trocântérico.

As maiores áreas de tensão foram identificadas na cortical lateral do fêmur e na região superior do colo. A tensão máxima principal atingiu valores de 10,4 Pa, 7,52 Pa e 26,4 Pa nos grupos controle, subtrocântérico e trocântérico, respectivamente (**Fig. 1**).

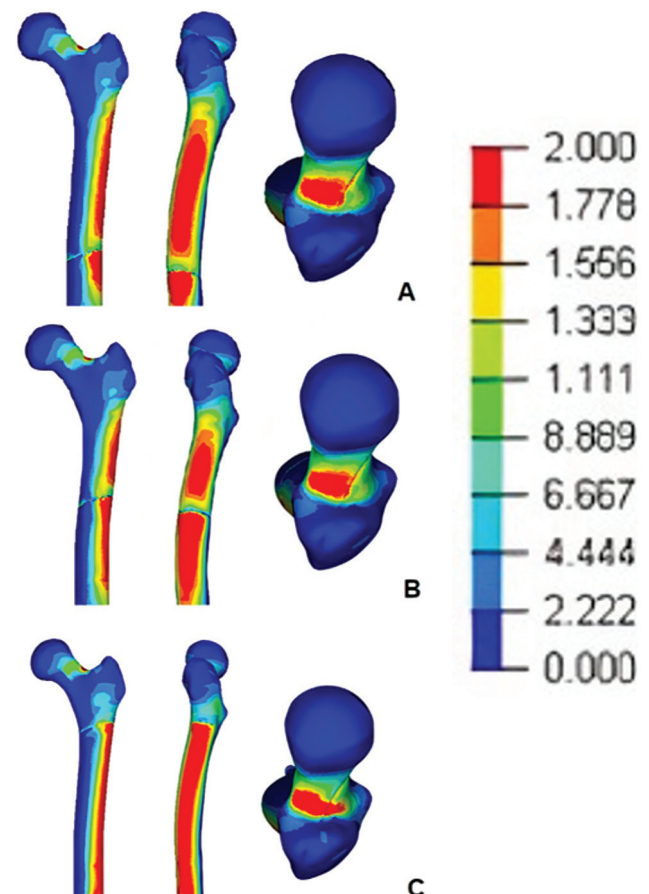


Fig. 1 Distribuição das áreas de tensão máxima principal nas regiões proximais do fêmur nas simulações dos três tipos de osteotomias. A - Osteotomia diafisária, B - Osteotomia subtrocântérica, C - Osteotomia trocântérica. As cores vermelhas representam as áreas de maiores tensões.

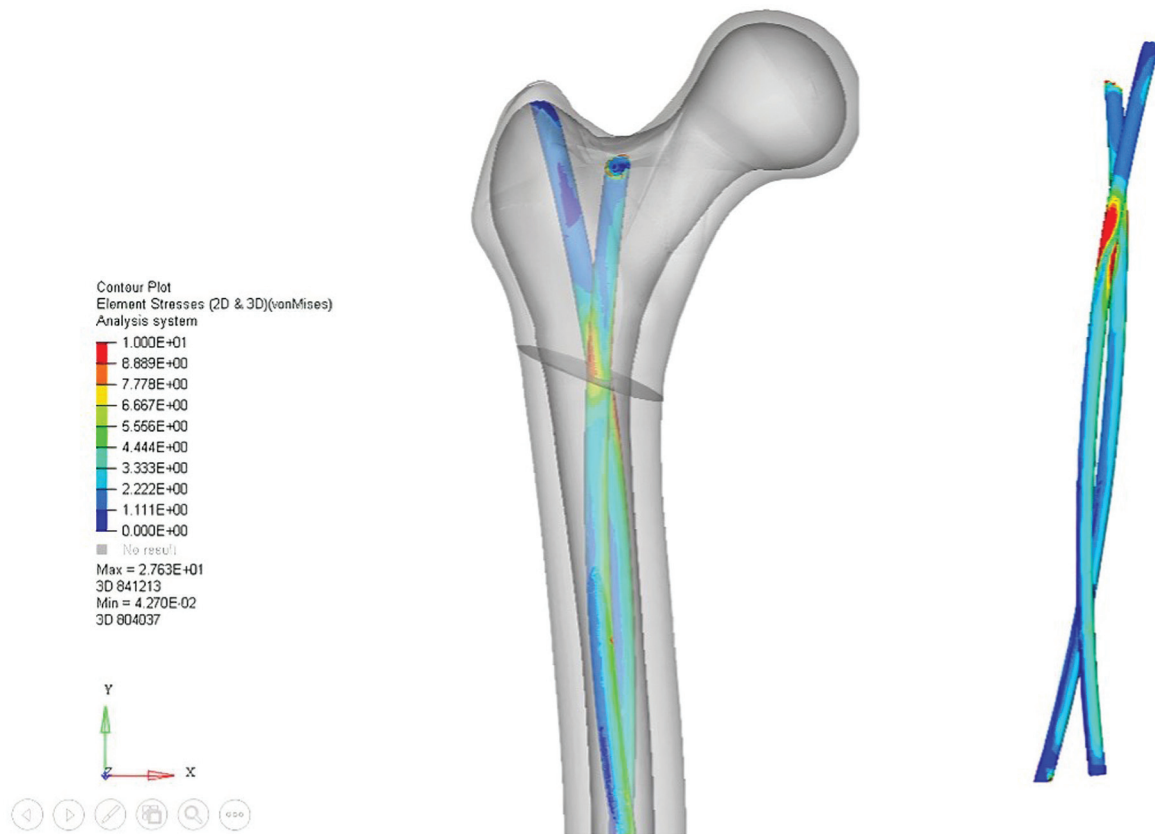


Fig. 2 A figura representa a reconstrução da região proximal do fêmur, o corte da osteotomia e as hastes flexíveis. No detalhe ao lado estão apresentadas as hastes sem o contorno ósseo, ilustrando a concentração das tensões equivalentes de Von Mises que são maiores na região da osteotomia (áreas em vermelho; região crítica). Se houver falência do implante ele vai ocorrer nesse nível, levando à perda da redução.

A face de tensão mínima principal no osso foi identificada na cortical medial do fêmur, apresentando valores de $-11,6\text{ Pa}$ no grupo controle, $-9,95\text{ Pa}$ no grupo subtrocantérico e $-25,9\text{ Pa}$ na osteotomia trocantérica. A tensão equivalente de Von Mises nos implantes foi observada na região da osteotomia, alcançando um valor máximo de $27,6\text{ Pa}$ no grupo trocantérico (► Fig. 2).

Discussão

As fraturas que ocorrem na região subtrocantérica do fêmur apresentam forte tendência para o desvio do fragmento proximal em flexão, varo e rotação externa, associado ao encurtamento.¹⁴⁻¹⁶ Isso resulta em aumento dos esforços entre os fragmentos, que se tornam mais dependentes do efeito estabilizador do implante.

Portanto, a fixação a ser utilizada deve ser capaz de neutralizar os momentos mecânicos gerados pelas forças locais, proporcionando estabilidade adequada para manter a redução e permitir a consolidação. Assim, as hastes elásticas podem não atender a esses critérios, como já mostram relatos clínicos³ e ensaios mecânicos,⁶ não sendo indicadas para fraturas nas regiões mais proximais.

Para estudar a estabilidade do conjunto modelo ósseo-implante, utilizamos o MEF, usado para simular e verificar a distribuição de tensão e deslocamentos a partir da solução de

equações de equilíbrio sob cargas.¹⁷ Para o uso da metodologia houve necessidade de usar um modelo de uma fratura, representado por uma osteotomia oblíqua. O MEF fornece os substratos teóricos e matemáticos, entretanto, em caso de fraturas, é aplicado a um modelo idealizado. Portanto, tem o inconveniente de não levar em consideração muitas características da fratura como irregularidades e diferentes inclinações do traço, além da possibilidade de apresentar mais de um fragmento. Além disso, não leva em consideração a ação das partes moles na estabilização/desestabilização da fratura. Essa limitação é inerente ao método, porém, mesmo com toda a simplificação, é muito útil nas avaliações pré-clínicas do desenvolvimento de um implante, por exemplo, o que é útil do ponto de vista de custo, tempo e de ética em pesquisa com seres humanos. Simplificações e restrições também ocorrem em estudos na área da engenharia e outras ciências exatas.

Há vários estudos envolvendo o MEF na ortopedia na literatura, sendo que os temas que envolvem fixação de fraturas e tratamento de lesões tumorais ósseas são os mais abordados.^{11,18-22} O MEF, por não ser invasivo, fornece importantes informações biomecânicas, bem como auxilia no desenvolvimento de dispositivos ortopédicos e tem sido mais utilizado em modelos de estruturas anatômicas de adultos, inclusive para simulações de fixação de fraturas subtrocantéricas instáveis.^{20,23,24} Wang et al.²⁰ avaliaram o

desempenho biomecânico de três implantes para tratar fraturas subtrocantéricas instáveis em adultos usando o MEF, e observaram que a haste femoral proximal era mais estável que a haste bloqueada e o sistema LISS (*Less Invasive Reverse System*).

Nossos resultados mostraram que a osteotomia mais proximal (trocantérica) apresentou a maior tensão máxima e maior tensão equivalente de von Mises, o que indica que a demanda mecânica do implante é maior neste local do que nos outros dois grupos. Além disso, como a maior tensão equivalente a Von Mises ocorre nos locais das osteotomias, percebe-se que os implantes servem como “tutores” e protegem a fratura. Isso também foi observado no estudo de Soni et al.²⁵ que realizou uma simulação bidimensional em fraturas de fêmur em crianças com o MEF para avaliar a eficácia do uso de hastes flexíveis construídas em aço ou titânio.

Neste estudo, com a aplicação do carregamento, as regiões de maior tensão foram na cortical lateral do fêmur e na região superior do colo. Esses resultados mostram que, com a carga, o corte trocantérico apresentou solicitação de tensão 153% maior em comparação com o controle (corte mediodiafisário).

No entanto, o deslocamento dos fragmentos no local da osteotomia foi muito pequeno em todos os grupos, e isso pode ser atribuído ao baixo carregamento (85,0N) aplicado aos sistemas. Este valor foi selecionado após levar em consideração a massa do membro inferior sem carga de uma criança de 10 anos (~8,5 kg)²⁶ pois, clinicamente na fase pós-operatória precoce não se recomenda a aplicação de carga intencional. Adicionalmente, este carregamento permitiu que a deformação ficasse restrita à fase elástica dos implantes, ou seja, que não houvesse deformação irreversível, o que ocorre na clínica. Se esse limite for ultrapassado haverá deformação permanente do implante e perda da redução da fratura.

Conclusão

Para as osteotomias nas regiões trocantérica e subtrocantérica, há solicitação mecânica maior do implante, que pode ultrapassar os limites de estabilização das hastes intramedulares flexíveis. Assim, clinicamente, esse tipo de implante deve ser indicado nas situações clássicas para que foi concebido, isto é, nas fraturas da região diafisária do fêmur.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam apoio financeiro de fontes públicas, comerciais, ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

Referências

- Métaizeau JP. Les fractures du fémur. In: *Ostéosynthèse chez l'enfant: Embrochage centro-médullaire élastique stable*. Montpellier: Sauramps Médical; 1988:77–84
- Volpon J. Osteossíntese das fraturas diafisárias da criança com hastes intramedulares flexíveis. *Rev Bras Ortop* 2008;43(07):261–270
- Li Y, Heyworth BE, Glotzbecker M, et al. Comparison of titanium elastic nail and plate fixation of pediatric subtrocanteric femur fractures. *J Pediatr Orthop* 2013;33(03):232–238
- Parikh SN, Nathan ST, Priola MJ, Eismann EA. Elastic nailing for pediatric subtrocanteric and supracondylar femur fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2014;472(09):2735–2744
- Xu Y, Bian J, Shen K, Xue B. Titanium elastic nailing versus locking compression plating in school-aged pediatric subtrocanteric femur fractures. *Medicine (Baltimore)* 2018;97(29):e11568
- Cruz MAF, Battaglion LR, Volpon JB. Flexible intramedullary nails in pediatric subtrocanteric femur fracture: biomechanical study. *Acta Ortop Bras* 2023;31(spe2):e260008
- Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972;43(05):301–317
- Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What Is Finite Element Analysis? *Clin Spine Surg* 2020;33(08):323–324
- Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983;16(06):385–409
- Ye Y, You W, Zhu W, Cui J, Chen K, Wang D. The Applications of Finite Element Analysis in Proximal Humeral Fractures. *Comput Math Methods Med* 2017;2017:4879836
- Freitas A, Demeneghi NC, Barin FR, Battaglion LR, Pires RE, Giordano V. Fratura da cabeça femoral de tipo II de Pipkin: Avaliação biomecânica pelo método de elementos finitos. *Rev Bras Ortop* 2023;58(03):507–513
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996;29(04):525–535
- Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* 2001;34(06):773–781
- Flynn JM, Hresko T, Reynolds RA, Blasier RD, Davidson R, Kasser J. Titanium elastic nails for pediatric femur fractures: a multicenter study of early results with analysis of complications. *J Pediatr Orthop* 2001;21(01):4–8
- Narayanan UG, Hyman JE, Wainwright AM, Rang M, Alman BA. Complications of elastic stable intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures, and how to avoid them. *J Pediatr Orthop* 2004;24(04):363–369
- Sink EL, Gralla J, Repine M. Complications of pediatric femur fractures treated with titanium elastic nails: a comparison of fracture types. *J Pediatr Orthop* 2005;25(05):577–580
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;26(02):77–81
- Dou B, Zhang FF, Ni M, et al. Biomechanical and finite element study of drilling sites for benign lesions in femoral head and neck with curettage, bone-grafting and internal fixation. *Math Biosci Eng* 2019;16(06):7808–7828
- Tucker SM, Wee H, Fox E, Reid JS, Lewis GS. Parametric Finite Element Analysis of Intramedullary Nail Fixation of Proximal Femur Fractures. *J Orthop Res* 2019;37(11):2358–2366
- Wang J, Ma JX, Lu B, Bai HH, Wang Y, Ma XL. Comparative finite element analysis of three implants fixing stable and unstable subtrocanteric femoral fractures: Proximal Femoral Nail Antirotation (PFNA), Proximal Femoral Locking Plate (PFLP), and Reverse Less Invasive Stabilization System (LISS). *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106(01):95–101
- Ahirwar H, Gupta VK, Nanda HS. Finite element analysis of fixed bone plates over fractured femur model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2021;24(15):1742–1751
- Lewis GS, Mischler D, Wee H, Reid JS, Varga P. Finite element analysis of fracture fixation. *Curr Osteoporos Rep* 2021;19(04):403–416

- 23 Altai Z, Viceconti M, Offiah AC, Li X. Investigating the mechanical response of paediatric bone under bending and torsion using finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol* 2018;17(04):1001–1009
- 24 Faria FF, Gruhl CEM, Ferro RR, Rached RN, Soni JF, Trevilatto P. Análise de elementos finitos de um dispositivo de dinamização controlada para fixação circular externa. *Rev Bras Ortop* 2021;56(01):36–41
- 25 Soni JF, Santili C, Lancellotti CLP, Hecke MB, Almeida FR, Karam LZ. Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com simulação do emprego de hastes flexíveis de aço e titânio, na fratura do fêmur da criança, utilizando o método dos elementos finitos. *Rev Bras Ortop* 2008;43(05):183–192
- 26 Volpon JB, Perina MM, Okubo R, Maranhão DAC. Biomechanical performance of flexible intramedullary nails with end caps tested in distal segmental defects of pediatric femur models. *J Pediatr Orthop* 2012;32(05):461–466