



## Nota Técnica

# Análise de elementos finitos da distribuição de tensões equivalentes nos pinos de Schanz durante o uso do distrator femoral de fraturas<sup>☆</sup>



Vincenzo Giordano<sup>a,\*</sup>, Alexandre Leme Godoy-Santos<sup>b</sup>, William Dias Belangero<sup>c</sup>,  
Robinson Esteves Santos Pires<sup>d</sup>, Pedro José Labronici<sup>e</sup> e Hilton Augusto Koch<sup>f</sup>

<sup>a</sup> Hospital Municipal Miguel Couto, Serviço de Ortopedia e Traumatologia Prof. Nova Monteiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

<sup>b</sup> Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Hospital das Clínicas, São Paulo, SP, Brasil

<sup>c</sup> Universidade Estadual de Campinas, Disciplina de Ortopedia e Traumatologia, Campinas, SP, Brasil

<sup>d</sup> Universidade Federal de Minas Gerais, Departamento do Aparelho Locomotor, Belo Horizonte, MG, Brasil

<sup>e</sup> Universidade Federal Fluminense, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Niterói, RJ, Brasil

<sup>f</sup> Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Medicina, Departamento de Radiologia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

## INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

### Histórico do artigo:

Recebido em 16 de junho de 2016

Aceito em 20 de junho de 2016

On-line em 23 de janeiro de 2017

### Palavras-chave:

Análise de elementos finitos

Pinos ortopédicos

Fraturas do fêmur

Fixadores externos

Resultado do tratamento

## R E S U M O

Avaliar o comportamento do estresse mecânico e da deformação elástica exercida na transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz do distrator femoral de fraturas em montagens com diferentes distâncias de ancoragem dos pinos na cortical óssea de entrada através de estudo da distribuição e da localização de tensões no corpo de prova.

Feita análise de elementos finitos 3D para a avaliação da distribuição das tensões equivalentes em um pino de Schanz fixado de modo bicortical e ortogonal a um osso tubular, em dois padrões de montagem: (1) transição rosca-talo liso distante 20 mm da ancoragem dos pinos de Schanz na cortical de entrada e (2) transição rosca-talo liso distante 3 mm da ancoragem dos pinos de Schanz na cortical de entrada. Foram feitas simulações e manteve-se a mesma direção da carga e a mesma distância do vetor força em relação ao centro do osso hipotético. A carga aplicada, sua direção e a distância ao centro do osso foram constantes durante as simulações para manter o momento fletor igualmente constante. Os cálculos apresentados demonstraram comportamento linear durante todo o experimento. Verificou-se que o modelo com uma distância de 20 mm entre a ancoragem dos pinos de Schanz na cortical óssea de entrada e a transição rosca-talo liso reduziu o risco de ruptura ou fadiga do material durante a aplicação de cargas estáticas constantes. Nesse modelo, as forças máximas observadas foram superiores (350 Mpa). A análise do comportamento do estresse mecânico e da deformação elástica exercida na transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz do distrator femoral de fraturas mostrou que distâncias maiores entre a ancoragem dos pinos na cortical óssea de entrada e a transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz

<sup>☆</sup> Trabalho desenvolvido no Hospital Miguel Couto, Departamento de Ortopedia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil; e na Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

\* Autor para correspondência.

E-mail: [v\\_giordano@me.com](mailto:v_giordano@me.com) (V. Giordano).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2016.06.009>

0102-3616/© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

permitem menor estresse mecânico na transição rosca-talo liso e maior grau de deformação elástica do material e minimizam quebra ou fadiga. A distância sugerida é de 20 mm.

© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

## Finite element analysis of the equivalent stress distribution in Schanz screws during the use of a femoral fracture distractor

### A B S T R A C T

#### Keywords:

Finite element analysis

Bone nails

Femoral fractures

External fixators

Treatment outcome

To evaluate the mechanical stress and elastic deformation exercised in the thread/shaft transition of Schanz screws in assemblies with different screw anchorage distances in the entrance to the bone cortex, through the distribution and location of tension in the samples.

An analysis of 3D finite elements was performed to evaluate the distribution of the equivalent stress (triple stress state) in a Schanz screw fixed bicortically and orthogonally to a tubular bone, using two mounting patterns: (1) thread/shaft transition located 20 mm from the anchorage of the Schanz screws in the entrance to the bone cortex and (2) thread/shaft transition located 3 mm from the anchorage of the Schanz screws in entrance to the bone cortex. The simulations were performed maintaining the same direction of loading and the same distance from the force vector in relation to the center of the hypothetical bone. The load applied, its direction, and the distance to the center of the bone were constant during the simulations in order to maintain the moment of flexion equally constant. The present calculations demonstrated linear behavior during the experiment. It was found that the model with a distance of 20 mm between the Schanz screws anchorage in the entrance to the bone cortex and the thread/shaft transition reduces the risk of breakage or fatigue of the material during the application of constant static loads; in this model, the maximum forces observed were higher (350 Mpa). The distance between the Schanz screws anchorage at the entrance to the bone cortex and the smooth thread/shaft transition of the screws used in a femoral distractor during acute distraction of a fracture must be farther from the entrance to the bone cortex, allowing greater degree of elastic deformation of the material, lower mechanical stress in the thread/shaft transition, and minimized breakage or fatigue. The suggested distance is 20 mm.

© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

## Introdução

No manejo de diversas situações ortopédicas relacionadas ao trauma, como as fraturas diafisárias dos ossos longos dos membros inferiores e os distúrbios de consolidação, o uso de instrumentos de redução indireta, como o distrator femoral de fraturas, desenvolvido pelo Grupo AO,<sup>1</sup> aplicado como medida adjuvante ao alinhamento da fratura, representa importante vantagem durante o procedimento cirúrgico. Sua aplicabilidade vai além do ganho de comprimento durante a cirurgia, existe a possibilidade de fazer simultânea ou isoladamente correções angulares e rotacionais. Após a obtenção dos ajustes pretendidos, serve para manter os fragmentos ósseos em posição até que seja terminada a osteossíntese definitiva. Diversos estudos mostram sua aplicação nas mais variadas situações do trauma ortopédico.<sup>2,3</sup>

De acordo com a técnica de uso, a introdução dos pinos de Schanz, um no fragmento principal proximal e outro no principal distal, colocados de forma perpendicular ao eixo longo do osso operado, permite posição paralela do corpo

rosqueado do distrator ao osso. São deslizadas as mangas de proteção sobre os pinos, com o objetivo tanto de uma proteção biológica quanto mecânica na interface partes moles-pino-osso. Durante a distração do foco da fratura, pseudoartrose ou osteotomia, a maior concentração de estresse é observada na cortical adjacente ao local de entrada dos pinos, coincide com a área de maior frequência de falhas e afrouxamentos desse material.<sup>4</sup>

Inúmeros fatores são estudados com vistas a entender a melhor maneira de aprimorar a ancoragem óssea dos pinos de Schanz, para reduzir as taxas de complicações na interface pino-osso.<sup>5-7</sup> Entretanto, não identificamos estudos que avaliem o estresse mecânico sofrido pela transição rosca-talo liso do pino de Schanz em diferentes distâncias entre a ancoragem dos pinos de Schanz na cortical óssea de entrada e a transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz. Sabe-se que a maior concentração de forças ocorre exatamente nessa transição, principalmente produzidas por cargas de compressão e de cisalhamento.<sup>1,8</sup> Nas descrições de técnica mais clássicas encontradas em estudos clínicos ou em ensaios experimentais, os pinos são inseridos manualmente até que a rosca fique

fixada nas corticais cis (de entrada) e *trans* (oposta) do osso e o talo liso esteja totalmente apoiado na cortical cis.<sup>9</sup>

Nossa hipótese é quanto menor a distância da transição rosca-talo liso e o ponto de ancoragem do Schanz na cortical de entrada, maior é o estresse mecânico gerado na transição e, portanto, maior o risco de quebra ou fadiga.

O presente estudo foi idealizado para avaliar a distribuição do estresse mecânico e a deformação elástica do material nos pinos de Schanz durante uma distração gradual em montagens com diferentes distâncias de ancoragem dos pinos de Schanz na cortical óssea de entrada por meio de estudo da distribuição e da localização de tensões no corpo de prova.

## Métodos

### Modelo experimental

Após aprovação do projeto pela Comissão Científica da instituição sob o número 0347-2015, foi feita a análise de elementos finitos 3D moncorpo para a avaliação hipotética da distribuição das tensões equivalentes (estado triplo de tensões) em um pino de Schanz fixado a um osso tubular hipotético. O modelo ósseo usado foi virtualmente mapeado de um osso longo, em sua porção diafisária, por meio de estudo de elemento finito computacional.

Na situação estudada, o pino de Schanz foi fixado de modo bicortical e ortogonal ao osso hipotético e apresentou dois padrões de montagem.

**Montagem 1 (M1):** a transição rosca-talo liso distanciou-se 20 mm da cortical de entrada (fig. 1).

**Montagem 2 (M2):** a transição rosca-talo liso distanciou-se 3 mm da cortical de entrada essa distância foi de 3 mm (fig. 1).

No software de análise, o modelo do pino de Schanz foi simplificado com a eliminação gráfica de sua parte rosqueada, essa representada por seu diâmetro interno. Com isso, objetivou-se facilitar a compreensão da apresentação gráfica da simulação.

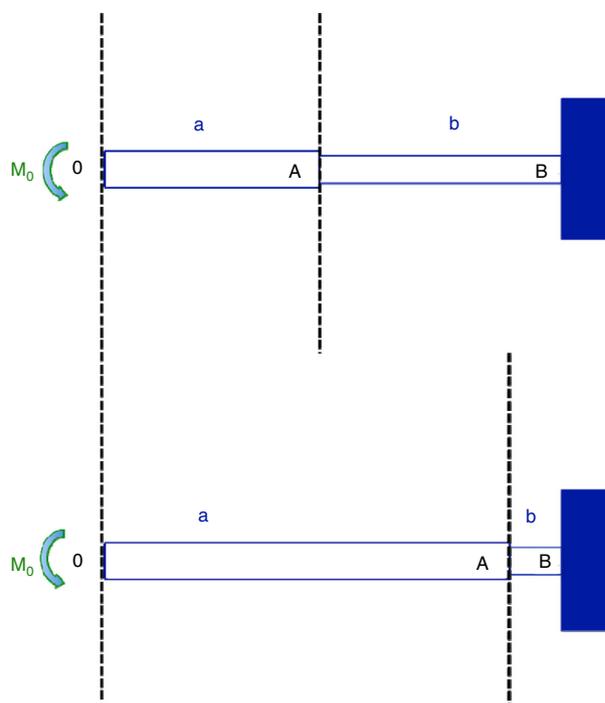
### Ensaio

Foram feitas duas simulações com a variação de posição do pino de Schanz, mantiveram-se a mesma direção da carga e a mesma distância do vetor força em relação ao centro do osso hipotético. A carga aplicada, sua direção e a distância do centro do osso foram constantes durante ambas as simulações, com o intuito de manter o momento fletor igualmente constante. A construção do diagrama do momento fletor é mostrada na figura 2.<sup>10</sup>

A distribuição das tensões equivalentes no pino de Schanz durante o momento fletor nas duas montagens estudadas foi calculada em MPa. A representação gráfica das zonas de concentração de estresse foi construída no computador e usada para ilustrar esse estudo.

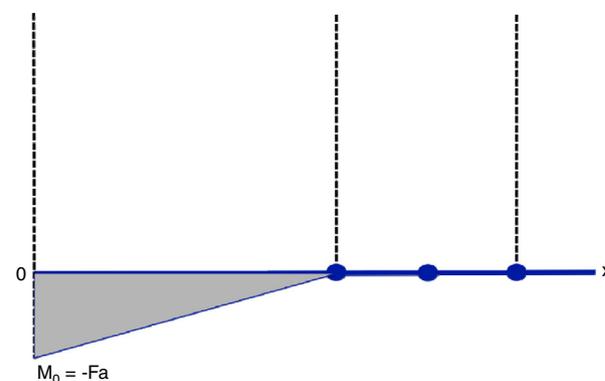
## Resultados

Nas duas situações estudadas, observou-se que a região de transição rosca-talo liso do pino de Schanz foi a de maior sensibilidade à fadiga durante toda a análise. Todos os cálculos



**Figura 1 – Construção dos diagramas usados para a análise de elementos finitos da distribuição das tensões equivalentes.**

**A**, talo liso; **b**, rosca,  $M_0$ , momento fletor inicial; **1A-M1**, a transição rosca-talo liso distanciou-se 20 mm da cortical de entrada; **1B-M2**, a transição rosca-talo liso distanciou-se 3 mm da cortical de entrada.

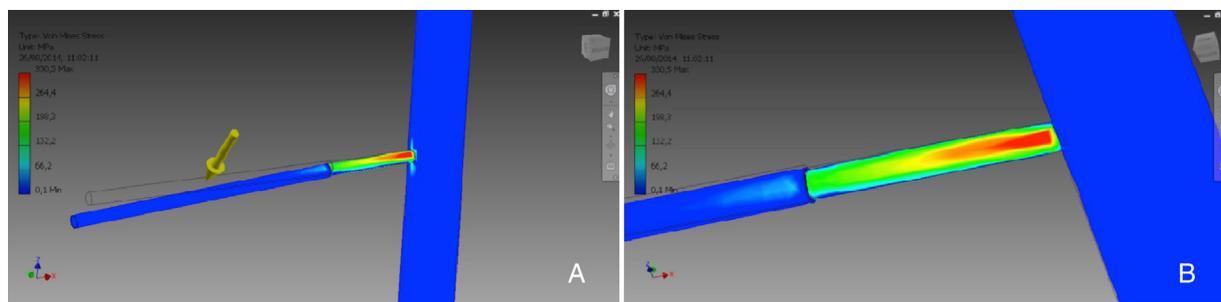


**Figura 2 – Construção do diagrama do momento fletor. Durante todo o estudo, a carga de flexão foi mantida constante.**

apresentados demonstraram comportamento linear durante todo o experimento.

### Montagem 1

Dos gráficos apresentados da condição de montagem inicial – distância de 20 mm entre a transição rosca-talo liso e a cortical de entrada, observou-se que a concentração de tensão ocorreu na zona mais próxima ao osso, no lado da tração. A tensão máxima observada foi de 330,5 MPa. Devido à maior



**Figura 3 – Representação gráfica das zonas de concentração de estresse (A) e ilustração da deformação sofrida (B) pelo pino de Schanz M1. Observar que a dissipação do estresse ocorreu ao longo da rosca, não houve maior risco de fadiga na transição rosca-talo liso.**

área exposta da rosca do pino de Schanz, notou-se maior dissipação do estresse até a região de transição com o talo liso. A representação gráfica das zonas de concentração de estresse e a ilustração desse ensaio encontram-se na [figura 3](#).

#### Montagem 2

Dos gráficos apresentados da condição de montagem inicial – distância de 3 mm entre a transição rosca-talo liso e a cortical de entrada – observou-se que a concentração de tensão ocorreu na zona mais próxima ao osso, no lado da tração. A tensão máxima observada foi de 244 MPa. Devido à pequena área exposta da rosca do pino de Schanz, praticamente não ocorreu dissipação do estresse, houve grande deformação na região de transição com o talo liso. A representação gráfica das zonas de concentração de estresse e a ilustração desse ensaio encontram-se na [figura 4](#).

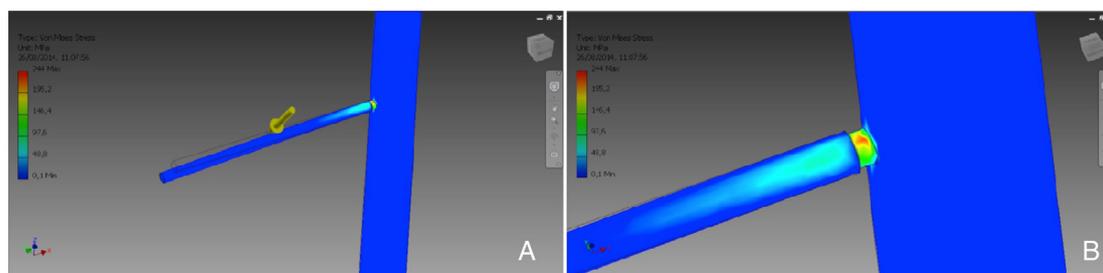
#### Discussão

O distrator femoral é atualmente uma das ferramentas mais úteis na obtenção da redução indireta da fratura em diversas situações do trauma esquelético.<sup>2,3</sup> Sua versatilidade e facilidade de aplicação o tornaram uma medida cirúrgica adjuvante importante, com baixa taxa de complicações. Um dos fatores que podem complicar durante seu uso, especificamente no momento da distração do foco de fratura, é a soltura ou a quebra dos pinos de Schanz, acarreta algumas vezes o

alargamento do tempo cirúrgico, o aumento da via de acesso e, eventualmente, até a mudança na tática operatória. Nesse sentido, a colocação dos pinos é um dos pontos críticos do procedimento e deve ser perfeitamente executada, uma vez que foi demonstrada que a maior concentração de estresse ocorre na cortical de entrada deles.<sup>4-6</sup>

Embora as implicações biológica e mecânica da falha dos pinos sejam discutíveis, sabe-se hoje que a adequada resposta do hospedeiro quanto à osteointegração com o material metálico e a existência de estabilidade no meio ambiente do foco de fratura são fatores de grande importância na sobrevida dos pinos de Schanz. Diferentemente dos fixadores externos, no entanto, principalmente quando usados por períodos prolongados, como durante alongamentos e transportes ósseos, a relação entre os pinos metálicos e a resposta histológica do osso não ocorre ao usar-se o distrator de fraturas. A ausência de mecanismo biológico de integração óssea acentua a necessidade de obtenção de máxima resistência mecânica na interface pino-osso durante condições de carga estática, presentes quando distração é aplicada para a correção de encurtamentos, por exemplo.<sup>5</sup>

O conceito básico de que a unidade coaxial possa manter as cargas exercidas na direção do eixo longo de deformação extrapola, na visão dos autores, a interface osso (em sua cortical cis) e pino metálico.<sup>7,11</sup> Uma vez que clinicamente observam-se falhas relacionadas à quebra dos pinos durante o uso do distrator de fraturas, a relação rosca-talo liso do pino de Schanz aparenta ter algum grau de contribuição na resistência mecânica da montagem.



**Figura 4 – Representação gráfica das zonas de concentração de estresse (A) e ilustração da deformação sofrida (B) pelo pino de Schanz na Montagem 2. Notar a grande concentração de força.**

Estudos feitos com fixadores externos mostraram que os pinos suportam grande quantidade de força em flexão e que a transição rosca-talo liso é o ponto de menor resistência do implante.<sup>9,12,13</sup>

No presente estudo, com a análise de elementos finitos, foi avaliada a distância ideal de ancoragem na cortical de entrada da transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz sob cargas constantes. Ao contrário do esperado, observou-se que quanto maior a área exposta da rosca do pino de Schanz, maior a dissipação do estresse até a região de transição com o talo liso, hipoteticamente se reduz o risco de quebra ou fadiga do material durante cargas estáticas constantes, embora as forças máximas observadas tenham sido maiores nesse modelo – 350 MPa. Quando a área exposta da rosca do pino de Schanz foi pequena (3 mm), notou-se grande concentração de estresse na região de transição da rosca com o talo liso e com o monocoço de teste. Na prática, uma vez que a maior concentração de cargas de compressão e de cisalhamento ocorre exatamente nas regiões de transição dos pinos de Schanz (rosca-talo liso e rosca-cortical de entrada), pode-se inferir que exista maior risco de fadiga do material durante o momento fletor, que se dá ao distrair agudamente o foco de fratura.<sup>1,8</sup>

Em paralelo ao conceito de área de trabalho numa construção de osteossíntese de acordo com o princípio de estabilidade relativa, quanto maior a capacidade elástica de deformação do pino de Schanz usado no distrator de fraturas, menor seu risco de quebra ou fadiga.<sup>14</sup> Por ser uma propriedade extrínseca, o limite elástico ao qual os pinos de Schanz podem ser submetidos durante a distração aguda de um foco de fratura, por exemplo, depende basicamente dos seus diâmetro e formato e das propriedades do material de que foram feitos.<sup>14</sup> Oni *et al.*<sup>4</sup> sugeriram que o uso de pinos de Schanz feitos de titânio e com rosca curta gera menor estresse e, portanto, menor risco de falha. Mercadante *et al.*<sup>9</sup> observaram maior resistência às forças de flexão quando o tamanho da rosca do pino é menor (15 mm).

Um potencial ponto de crítica do atual estudo é não termos estudado exatamente as propriedades do material dos pinos de Schanz. Embora esse aspecto seja de extrema relevância na avaliação da resistência mecânica desses implantes, a análise iria requerer mais elementos e os resultados seriam mais complicados de serem compreendidos. Estabelecemos um objetivo bastante específico, que foi determinar por meio de estudo da distribuição e da localização de tensões no corpo de prova a melhor distância de ancoragem da cortical de entrada da transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz. Ao mantermos força constante e razão de deformação regular, acreditamos ter controlado totalmente qualquer variável, independentemente das propriedades extrínsecas do material. Outro ponto de crítica é que não foi determinada qual a distância ideal da transição rosca-talo liso à cortical cis. Com base nos modelos estudados, sugerimos que seja de no mínimo de 20 mm. Abre-se, entretanto, a possibilidade de que novos experimentos sejam feitos para a precisa determinação dessa distância.

Acreditamos que os dados obtidos nesse experimento tenham aplicabilidade clínica no tocante à colocação dos pinos de Schanz para uso durante a distração aguda de fraturas com o distrator femoral. Com a aproximação do ponto

de final da rosca à cortical de entrada do pino, observou-se que a concentração de tensão na zona mais frágil desse implante ao fenômeno de fadiga de alto ciclo dos materiais metálicos é maior. Isso demonstra que a introdução do pino até que sua rosca esteja dentro do osso ou muito próximo a ele gera uma condição de maior fragilidade à fadiga.

## Conclusão

A análise do comportamento do estresse mecânico e da deformação elástica exercida na transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz do distrator femoral de fraturas mostrou que distâncias maiores entre a ancoragem dos pinos de Schanz na cortical óssea de entrada e a transição rosca-talo liso dos pinos de Schanz permitem menor estresse mecânico na transição rosca-talo liso, maior grau de deformação elástica do material, o que minimiza quebra ou fadiga. A distância sugerida é de 20 mm.

## Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

## REFERÊNCIAS

1. The AO ASIF Large Distractor–Femur. Technique guide. Fracture reduction and provisional stabilization. West Chester, PA: Synthes; 2006. Disponível em: [http://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/ortho/Large-Distractor\\_-\\_Femur.pdf](http://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/ortho/Large-Distractor_-_Femur.pdf).
2. Baumgaertel F, Dahlen C, Stiletto R, Gotzen L. Technique of using the AO-femoral distractor for femoral intramedullary nailing. *J Orthop Trauma*. 1994;8(4):315–21.
3. Rosenkranz J, Babst R. A special instrument: the LISS tractor. *Oper Orthop Traumatol*. 2006;18(1):88–99.
4. Oni OO, Capper M, Soutis C. Factors which may increase stresses at the pin-bone interface in external fixation: a finite element analysis study. *Afr J Med Med Sci*. 1999;28(1–2):13–5.
5. Karnezis IA, Miles AW, Cunningham JL, Learmonth ID. Axial preload in external fixator half-pins: a preliminary mechanical study of an experimental bone anchorage system. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(1):69–73.
6. Pettine KA, Chao EY, Kelly PJ. Analysis of the external fixator pin-bone interface. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;(293):18–27.
7. Schell H, Reuter T, Duda GN, Lienau J. The pin-bone interface in external fixator: a standardized analysis in a sheep osteotomy model. *J Orthop Trauma*. 2011;25(7):438–45.
8. Ruiskes R, Chao EY. Guidelines for external fixation from rigidity and stress. *J Orthop Res*. 1986;4(1):68–75.
9. Mercadante MT, Christian RW, Kojima KE, Hungria JOS, Francisco LNFL, Yamaguti DO, et al. Resistência mecânica às forças de tração e flexão: proposta de novo desenho para os pinos de Schanz dos fixadores externos monolaterais. *Rev Bras Ortop*. 2008;43(6):248–55.
10. Kreith F. *Frontmatter – Mechanical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC; 1999.
11. Hyldahl C, Pearson S, Tepic S, Perren SM. Induction and prevention of pin loosening in external fixation: an in vivo

- 
- study in sheep tibiae. *J Orthop Trauma*. 1991;5(4):485-92.
12. Evans M, Spencer M, Wang Q, White SH, Cunningham JL. Design and testing of external fixator bone screws. *J Biomed Eng*. 1990;12(6):457-62.
  13. Halsey D, Fleming B, Pope MH, Krag M, Kristiansen T. External fixator pin design. *Clin Orthop Rel Res*. 1992;(278):305-12.
  14. Black J. *Orthopaedic biomaterials in research and practice*. New York: Cuhrchill Livingstone; 1988.