

# ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE UM MODELO DE VÉRTEBRA HUMANA COM PARAFUSO PEDICULAR

## PHOTOELASTIC ANALYSIS OF A HUMAN VERTEBRA MODEL WITH PEDICULAR SCREW

DAYANA POUSA PAIVA DE SIQUEIRA<sup>1</sup>, SARAH FAKHER FAKHOURI<sup>1</sup>, CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO<sup>2</sup>,  
HELTON LUIZ APARECIDO DEFINO<sup>1</sup>, ANTÔNIO CARLOS SHIMANO<sup>1</sup>

### RESUMO

**Introdução:** O sistema de fixação vertebral utilizando o parafuso pedicular é um dos métodos mais eficientes no tratamento de patologias da coluna vertebral. Quando o parafuso estiver submetido à força de arrancamento, este gera tensões ao seu redor, principalmente próximas do canal medular, situação esta que pode ser analisada pela técnica da fotoelasticidade. **Objetivo:** Foram analisadas as tensões internas geradas próximas ao canal medular de modelos fotoelásticos de vértebras utilizando diferentes medidas de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos à força de arrancamento. **Método:** Foi utilizado um modelo de vértebra lombar em material fotoelástico utilizando três medidas de parafusos pediculares (5, 6 e 7mm) do tipo USS1. As tensões internas ao redor do parafuso foram avaliadas em 12 pontos pré-determinados utilizando um polariscópio de transmissão plana. **Resultados:** As regiões de maiores concentrações de tensões foram observadas entre o canal medular e as curvas do processo transversos. Nas comparações das médias das tensões cisalhantes máximas entre os parafusos 5 e 7, e 6 e 7 foram observadas diferenças estatísticas significativas e entre 5 e 6 não. **Conclusão:** Foi observada que as tensões internas são mais elevadas em áreas irregulares próxima ao canal medular, mostrando ser uma região crítica.

**Descritores:** Coluna vertebral. Vértebras lombares. Biomecânica.

**Citação:** Siqueira DPP, Fakhouri SF, Araújo CA, Defino HLA, Shimano AC. Análise fotoelástica de um modelo de vértebra humana com parafuso pedicular. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2009; 17(3):149-151. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>

### INTRODUÇÃO

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações, especialmente útil para peças e estruturas que apresentam geometrias complexas. Nessas situações a utilização de análise experimental apresenta vantagens, pois as metodologias de caráter analíticas, estritamente matemáticas, se mostram trabalhosos e pouco viáveis.<sup>1</sup> A análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominadas franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão.<sup>2</sup> Essas tensões podem ser similares àqueles existentes na estrutura real, desde que o material do modelo fotoelástico seja homogêneo e isotrópico, e as solicitações no modelo sejam semelhantes aos observados na prática, não ultrapassando o limite de elasticidade do mesmo.<sup>1</sup>

Para realizar uma análise de tensões empregando a técnica fotoelástica são necessários: Modelos preparados em material fotoelástico e um polariscópio de transmissão. Este polariscópio tem como

### ABSTRACT

**Introduction:** The vertebrae fixation system using pedicular screws is one of the most efficient methods to treat vertebral spine pathologies. When the screw is submitted to pullout strength, it causes internal tension near the medullar canal and this situation can be analyzed by using the photoelasticity technique. **Objective:** Were analyzed those internal tensions near the medullar canal of photoelastic vertebra models using different sizes of screws of the vertebral fixation system submitted to pullout strength. **Methods:** A lumbar vertebral model made of photoelastic material with three different USS1-type pedicular screw sizes (5, 6, and 7mm) was used. The internal tensions around the screw were tested in 12 predetermined points by a plain transmission polaroscope. **Results:** The areas of greater tension concentration were between the medullar canal and the curves of the transverse process. Comparing the maximum average pulling tension, statistical differences were observed between screws 5 and 7, and 6 and 7. On the other hand, for screws 5 and 6, there were no significant differences. **Conclusion:** The study evidenced that the internal tensions are greater in irregular areas, next to the medullar canal, showing that this is a critical region.

**Keywords:** Spine. Lumbar vertebrae. Biomechanics.

**Citation:** Siqueira DPP, Fakhouri SF, Araújo CA, Defino HLA, Shimano AC. Photoelastic analysis of a human vertebra model with pedicular screw. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2009; 17(3):149-151. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>

função polarizar a luz que incide sobre o modelo fotoelástico, assim como analisar a luz transmitida através deste modelo.<sup>3</sup>

A introdução da fixação intrapedicular por Roy-Camille et al.<sup>4</sup> em 1963 trouxeram grande impulso ao uso da instrumentação por via posterior com parafuso pedicular, e tem sido um dos mais eficientes métodos de fixação interna vertebral no tratamento de diversas patologias da coluna como fraturas vertebrais, deformidades escolióticas, metástases e desordens degenerativas.<sup>5</sup> Uma das vantagens é que a técnica não invade o canal neural, como ocorre com outros tipos de implantes (ganchos e fios de aramagem sub-laminares)<sup>6</sup>, mas em casos onde o parafuso estiver submetido à força de arrancamento, este gera tensões ao seu redor, podendo criar uma situação crítica, principalmente próximo do canal medular. Neste caso, esta situação pode ser estudada e analisada pela técnica da fotoelasticidade.

Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar as tensões internas geradas próximas ao canal medular de modelos fotoelásticos de vértebras utilizando diferentes medidas de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos a força de arrancamento.

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

1 - Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, SP, Brasil.  
2 - Departamento de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil.

Endereço para Correspondência: Av. Bandeirantes, 3.900, Laboratório de Bioengenharia- CEP: 14049-900 - Campus Universitário, Monte Alegre, Ribeirão Preto, SP, Brasil - Email: [dayana\\_pps@yahoo.com.br](mailto:dayana_pps@yahoo.com.br) / [ashimano@fmrp.usp.br](mailto:ashimano@fmrp.usp.br)

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados no estudo modelos fotoelásticos simulando a quinta vértebra lombar (L5) e parafusos pediculares de 5mm, 6mm e 7mm de diâmetro externo do sistema de fixação vertebral com 50 mm de comprimento do tipo USS1. (Figura 1)

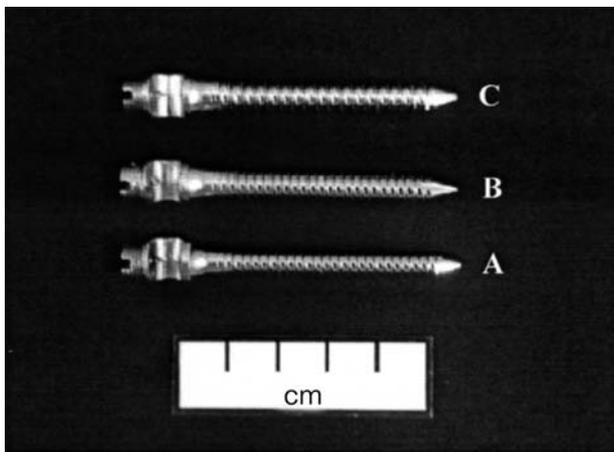


Figura 1 - Imagem dos parafusos pediculares tipo USS1 com diâmetros externos de 5mm (A), 6mm (B) e 7mm (C).

Os modelos fotoelásticos foram confeccionados utilizando resina epóxi fotoelástico flexível (Polipox®) com catalisador na proporção de 2:1. A constante ótica da resina utilizada foi de 0,21 N/mm. Os modelos foram obtidos a partir de moldes em silicone, que reproduzia a característica geométrica da quinta vértebra lombar no plano transversal de humano, com espessura de 120 mm. Os parafusos foram posicionados nos moldes na direção do pedículo com toda parte rosqueada inserida no interior do modelo fotoelástico. A orientação do parafuso no interior do pedículo foi convergente para o plano médio-sagital. (Figura 2)

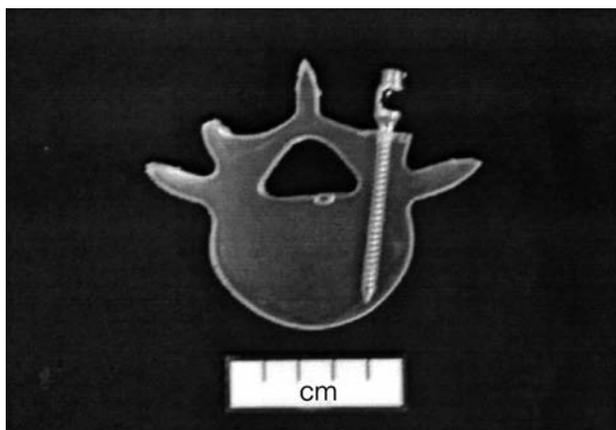


Figura 2 - Posicionamento do parafuso no interior da vértebra.

Foram formados três grupos experimentais de acordo com a medida de parafuso utilizado. Em cada grupo experimental foram utilizados 4 modelos fotoelásticos, perfazendo um total de 12 modelos em todo estudo. Foi aplicada força de arrancamento de 8N sobre a cabeça dos parafusos, para isto foi utilizada uma célula de carga de 50 Kgf da Kratos®. A análise fotoelástica foi realizada em um polariscópio de transmissão. A força aplicada gerava franjas de ordem até 3.

As análises nesse trabalho foram realizadas de maneira qualitativa e quantitativa.

A análise qualitativa foi realizada através da observação das tensões geradas pelo parafuso no modelo fotoelástico na região próxima ao canal medular por meio do comportamento da imagem das franjas geradas no modelo fotoelástico.

A análise quantitativa foi realizada através dos cálculos das tensões cisalhantes ao redor do parafuso em 12 pontos selecionados. Esses pontos tiveram a mesma localização em todos tamanhos de parafuso, sendo estes marcados a 1 mm do diâmetro externo de cada um deles. A Figura 3 apresenta o mapa da distribuição de pontos do parafuso de 6 mm.

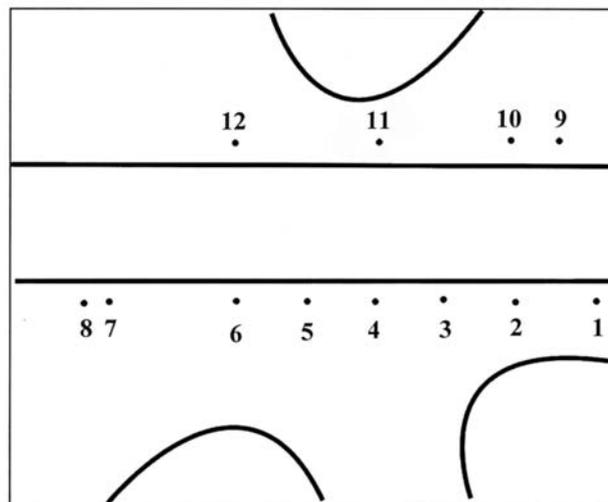


Figura 3 - Esquema dos pontos analisados ao redor do parafuso na região do pedículo.

A ordem de franja e a tensão cisalhante foram calculadas nos pontos selecionados utilizando o método de compensação de Tardy.<sup>7</sup>

A comparação dos valores das tensões geradas pelos diferentes parafusos utilizados nos modelos foi realizada por meio da análise de variância (ANOVA) multifatorial. Nas comparações pos hoc foi utilizado o Método de Bonferroni. Em todas análises foi considerado o nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS

### Resultados qualitativos

As regiões de maiores concentrações de tensões foram observadas entre o canal medular e as curvas do processo transversal, e na face medial da porção distal do parafuso. A Figura 4 ilustra as distribuições geradas pelo parafuso no modelo da vértebra. A distribuição das tensões nos três tipos de parafusos apresentou características semelhantes.

### Resultados quantitativos

Os valores das tensões geradas em cada ponto selecionado foram comparados entre si. A comparação de cada ponto entre os parafusos não apresentou diferença estatisticamente significativa.

A média geral das tensões cisalhantes máximas do parafuso de 5, 6 e 7mm foram respectivamente,  $12,45 \pm 2,02$  KPa,  $12,48 \pm 3,10$  KPa e  $14,31 \pm 1,85$  KPa. Na comparação realizada das tensões cisalhantes máximas entre os parafusos 5 e 6, não foi observada diferença estatística significativa ( $p = 1,000$ ). Mas, nas comparações entre os parafusos 5 e 7 ( $p = 0,002$ ), e 6 e 7 ( $p = 0,002$ ) foram observadas diferenças estatísticas significativas. (Figura 5)

A figura 6 mostra os valores médios das tensões cisalhantes dos 12 pontos analisados de cada parafuso.

Fazendo a comparação entre os pontos, podemos observar que o ponto 11 (localizado entre o canal medular e a face interna do parafuso), foi o de maior tensão em todos os parafusos analisados.

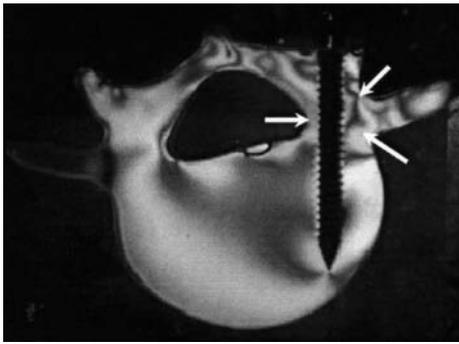


Figura 4 - Imagem da distribuição das tensões internas ao longo do parafuso pedicular em um modelo de vértebra. Setas: maiores concentrações de tensões

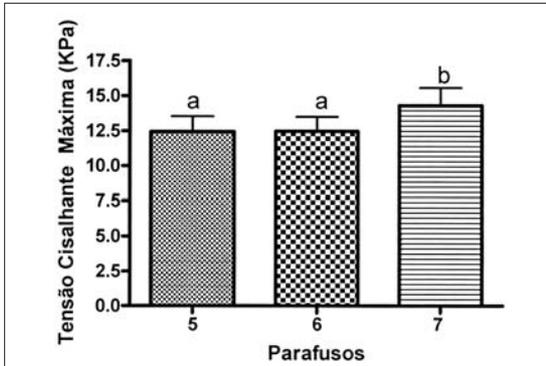


Figura 5 - Gráfico da média das tensões cisalhantes dos parafusos de 5, 6 e 7 mm.

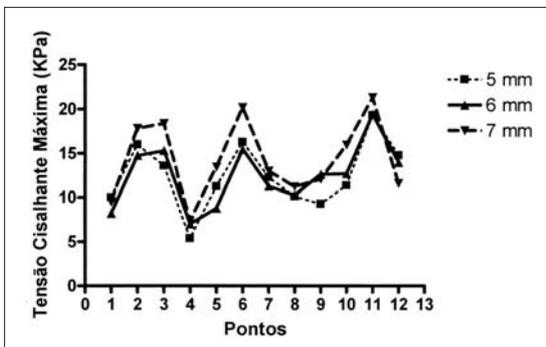


Figura 6 - Média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

## DISCUSSÃO

A técnica da fotoelasticidade foi capaz de identificar os locais de maiores concentrações de tensões internas no modelo fotoelástico de vértebra proposto. Os locais encontrados foram próximos ao canal medular, na parte medial do pedículo. Estes locais foram os mesmos identificados por Gayet et al.<sup>8</sup> que realizaram um estudo utilizando o método de elementos finitos em modelos de vértebras, simulando a força de arrancamento. Os autores realizaram ensaios mecânicos de arrancamento para validação do modelo utilizado

## REFERÊNCIAS

- Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955;34:831-8.
- Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. *Amer J Orthodont.* 1975;67:1-10.
- Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões RFAI. 1998;13:86-91.
- Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Rel Res.* 1986; (203): 7-17.
- Olsewski JM, Simmons EH, Kallen FC, Mendel FC, Severin CM, Berens DL. Morphometry of the lumbar spine: anatomical perspectives related to transpedicular fixations. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:541-9.
- Krag MH, Beynonn BD, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD, Weaver DL. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. Design and testing. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(203):75-98.
- Oliveira SAG, Gomide HA. Fotoelasticidade plana - material e técnica. In: *Anais CBECIMAT,*

no elemento finito, nestes ensaios observaram que as faturas dos pedículos ocorriam nos locais onde as concentrações de tensões eram maiores.

Os modelos fotoelásticos confeccionados com resina epóxi, com parafusos fixados sugerem que estamos simulando uma situação crônica conforme encontrado na prática clínica.

Analisando o modelo como um todo, observamos que as maiores concentrações de tensões ocorreram nas regiões onde havia contornos mais torneados ao redor do parafuso, como próximo ao canal medular e nas curvas dos processos transversos. Essas concentrações de tensões provavelmente ocorreram devido à geometria da vértebra.

Os resultados encontrados mostraram que houve uma tendência dos parafusos com diâmetro de 5 e 6 mm se comportarem de maneira semelhante, quando avaliamos as médias das tensões cisalhantes máximas. O parafuso de 7 mm apresentou valores de tensões cisalhantes maiores que os demais parafusos com menor diâmetro externo. Este resultado mostrou que o diâmetro externo de um parafuso pedicular pode ter influência na colocação e na estabilidade do sistema de fixação vertebral. Nesse caso, para um mesmo tamanho de vértebra adotado no modelo fotoelástico, um parafuso com diâmetro externo maior ocupará também um espaço maior principalmente na região do pedículo, ficando mais próximo do canal medular, gerando assim tensões internas, tornando crítica o local. Portanto, a escolha de um parafuso para fixação interna no osso deve ser realizada tomando como referência as variedades de parafusos disponíveis ao qual não diferem somente no material, geometria e dimensão, mas, também na técnica de inserção.<sup>9,10</sup> É necessário escolher o diâmetro externo do parafuso em relação ao tamanho de cada pedículo. Desta forma a transmissão das tensões ocorrerá de uma forma mais adequada do parafuso ao pedículo.<sup>8</sup> Qualitativamente, observamos que além da região próxima ao canal medular, na extremidade do parafuso em sua face medial comparado a lateral, foi observada uma maior concentração de tensões. Provavelmente, isso se deve ao fato de que quando aplicamos a força de arrancamento no parafuso, o modelo fotoelástico tende a girar em seu próprio eixo, no sentido anti-horário, devido o parafuso não estar centralizado no modelo.

Vários fatores podem afetar na resistência ao arrancamento do parafuso, como: a densidade mineral e a composição do osso, a técnica de inserção e modelo do parafuso. Todos estes fatores contribuem para uma tomada de decisão clínica na escolha do implante a ser utilizado<sup>11-13</sup>, mas uma análise para verificar a influência de determinado implante na fixação vertebral pode trazer benefícios importantes, a fim de aprimorar seu uso, principalmente sugerindo qual melhor tamanho de parafuso a ser utilizado sem prejudicar o canal medular.

## CONCLUSÃO

As maiores tensões internas foram verificadas na região próxima ao canal medular, mostrando ser uma região crítica quando utilizados parafusos maiores. A distribuição da tensão no modelo comportou-se de forma semelhante entre os diferentes tamanhos de parafusos, aumentando progressivamente de acordo com os diâmetros externos.

## AGRADECIMENTOS

Trabalho realizado com apoio da FAPESP e CAPES.

- 1990, Águas de São Pedro, São Paulo; 1990. p.608-14.
- Gayet LE, Pries P, Hamcha H, Clarac JP, Texereau J. Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic implants. *Spine.* 2002; 17:707-14.
- Ansell RH, Scales JT. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomechanics.* 1968;1:279-302.
- Cohen J. Tissue reactions to metals, the influence of surface finish. *J Bone Joint Surg Am.* 1961;43:687-99.
- Öktenoglu T, Ferrara L, Andalkan N, Özer F, Sarioglu AÇ, Benzel EC. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. *J Neurosurg.* 2001;94(1Suppl):91-6.
- Brantley AG, Mayfield JK, Koenean JB. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine.* 1994;19:1752-8.