



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Pousa Paiva de Siqueira, Dayana; Fakher Fakhouri, Sarah; Araújo, Cleudmar Amaral de; Aparecido
Defino, Helton Luiz; Shimano, Antônio Carlos

Análise fotoelástica de um modelo de vértebra humana com parafuso pedicular

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 17, núm. 3, 2009, pp. 149-151

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713430004>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto



ARTIGO ORIGINAL

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 SIQUEIRA¹, SARAH FAKHER FAKHOURI¹, CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO²,
HELTON LUIZ APARECIDO DEFINO¹, ANTÔNIO CARLOS SHIMANO¹

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 transverso. 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 próximas ao canal medular, mostrando ser uma região crítica.

Descritores: Coluna vertebral. Vértebras lombares. Biomecânica.

ABSTRACT

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

Keywords: Spine. Lumbar vertebrae. Biomechanics.

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

Citation: Siqueira DPP, Fakhouri SF, Araújo CA, Defino HLA, Shimano AC. Analysis of a human vertebra model with pedicular screw. *Acta Orthop Bras.* [periodic on the Internet]. 2009; 17(3):149-151. Available from 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 trabalhosas e pouco viáveis.¹ 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.² 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.¹

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

função polarizar a luz que incide sobre o modelo fotoelástico para, assim, como analisar a luz transmitida através deste modelo. A introdução da fixação intrapedicular por Roy-Callender e Roy-Callender em 1963 trouxeram grande impulso ao uso da instrumentação posterior com parafuso pedicular, e tem sido um dos métodos de fixação interna vertebral no tratamento de patologias da coluna como fraturas vertebrais, escolióticas, metástases e desordens degenerativas. Uma das vantagens é que a técnica não invade o canal neural, diferentemente de outros tipos de implantes (ganchos e fios de araldia laminar)⁶, mas em casos onde o parafuso estiver próximo ao canal medular, a força de arrancamento, este gera tensões ao seu redor, criando uma situação crítica, principalmente próximo ao 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 pediculares de fixação vertebral submetidos a força de arrancamento.

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



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)

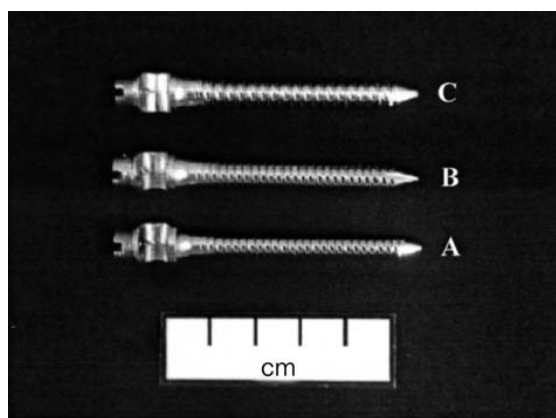


Figura 1 - Imagem dos parafusos pediculares tipo USS1 com diâmetros externos de 5mm (A), 6mm (B) e 7mm (C).

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)

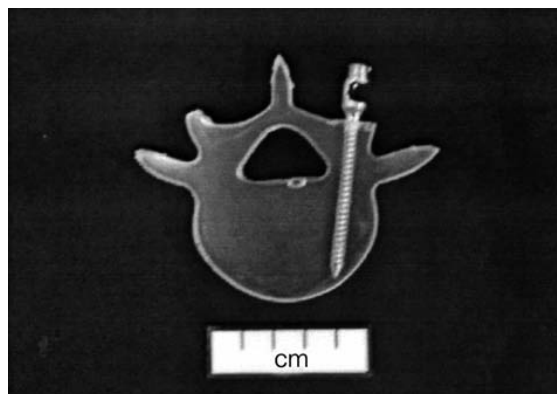


Figura 2 - Posicionamento do parafuso no interior da vértebra.

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 quantitativa foi realizada através dos cálculos de cisalhantes ao redor do parafuso em 12 pontos. Esses pontos tiveram a mesma localização em todos os tipos de parafuso, sendo estes marcados a 1 mm do diâmetro de cada um deles. A Figura 3 apresenta o mapa de pontos do parafuso de 6 mm.

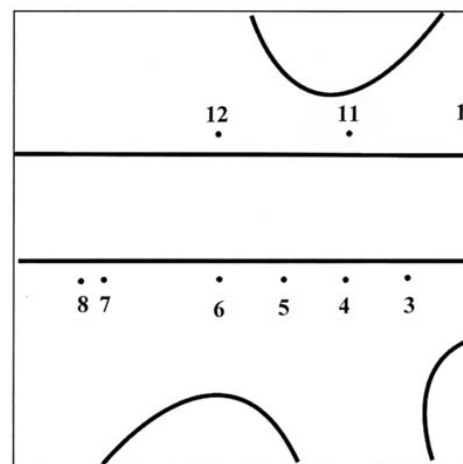


Figura 3 - Esquema dos pontos analisados ao redor do pedículo.

A ordem de franja e a tensão cisalhante foram determinadas nos pontos selecionados utilizando o método de Cornhill e Tardy.⁷

A comparação dos valores das tensões geradas pelos parafusos utilizados nos modelos foi realizada por meio de teste de variância (ANOVA) multifatorial. Nas comparações foi utilizado o Método de Bonferroni. Em todas as análises 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 e na face medial da porção distal do parafuso. As distribuições geradas pelo parafuso no modelo fotoelástico apresentaram características semelhantes.

Resultados quantitativos

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

A média geral das tensões cisalhantes máximas dos parafusos de 5 e 6 mm foram respectivamente, $12,45 \pm 2,02$ KPa e $14,31 \pm 1,85$ KPa. Na comparação realizada entre os cisalhantes máximas entre os parafusos 5 e 6, não houve diferença estatística significativa ($p=1,000$). Mas houve diferenças entre os parafusos 5 e 7 ($p=0,002$), e 6 e 7 ($p=0,002$), observadas diferenças estatísticas significativas. A figura 6 mostra os valores médios das tensões em cada um dos 12 pontos analisados de cada parafuso.

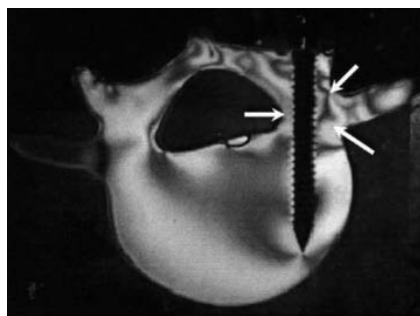


Figura 4 - Imagem da distribuição das tensões internas ao longo do parafuso pedicular em um modelo de vértebra. Setas: maiores concentrações de tensões

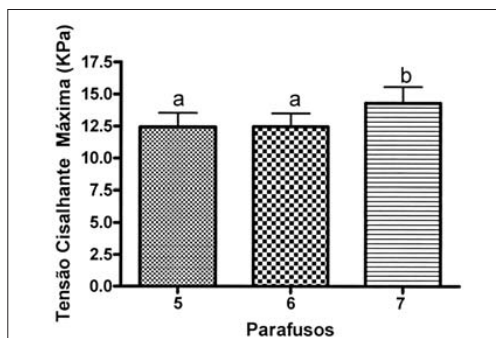


Figura 5 - Gráfico da média das tensões cisalhantes dos parafusos de 5, 6 e 7 mm.

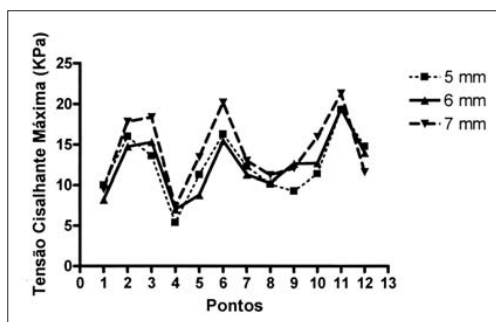


Figura 6 - Média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

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.⁸ 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

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

Os modelos fotoelásticos confeccionados com resina e parafusos fixados sugerem que estamos simulando a distribuição crônica conforme encontrado na prática clínica. Analisando o modelo como um todo, observamos que as maiores concentrações de tensões ocorreram nas regiões do canal medular e nas curvas dos processos transversários. As concentrações de tensões provavelmente ocorreram devido à geometria da vértebra.

Os resultados encontrados mostraram que houve diferença entre os parafusos com diâmetro de 5 e 6 mm se comparados de maneira semelhante, quando avaliamos as médias das tensões cisalhantes máximas. O parafuso de 7 mm apresentou tensões cisalhantes maiores que os demais parafusos de 5 e 6 mm de diâmetro externo. Este resultado mostrou que o diâmetro de um parafuso pedicular pode ter influência na estabilidade do sistema de fixação vertebral. Nesse mesmo tamanho de vértebra adotado no modelo foi observado que o parafuso com diâmetro externo maior ocupará também o canal medular, gerando assim tensões internas, principalmente na região do pedículo, ficando o canal medular, gerando assim tensões internas, principalmente no local. Portanto, a escolha de um parafuso para fixação de osso deve ser realizada tomando como referência a geometria e dimensão, mas, também na técnica de inserção de parafusos disponíveis ao qual não diferem somente a geometria e dimensão, mas, também na técnica de inserção necessário escolher o diâmetro externo do parafuso de acordo com o tamanho de cada pedículo. Desta forma a transmissão da carga ocorrerá de uma forma mais adequada do parafuso para o osso. Qualitativamente, observamos que além da região do canal medular, na extremidade do parafuso em sua face lateral, foi observada uma maior concentração de tensões. Provavelmente, isso se deve ao fato de que quando se aplica a força de arrancamento no parafuso, o modelo fotoelástico gira em seu próprio eixo, no sentido anti-horário, devido 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 sobre qual implante a ser utilizado¹¹⁻¹³, mas uma análise parâmetros de determinação de implante na fixação vertebral pode trazer benefícios importantes, a fim de aprimorar seu uso, sugerindo qual melhor tamanho de parafuso a ser utilizado sem prejudicar o canal medular.

CONCLUSÃO

As maiores tensões internas foram verificadas na região do canal medular, mostrando ser uma região crítica para os parafusos maiores. A distribuição das tensões 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 CAPE

REFERÊNCIAS

1. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. J Dent Res. 1955;34:831-8.
2. Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. Amer J Orthodont. 1975;67:1-10.
3. Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões RFAI. 1998;13:86-91.
4. 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.
5. Gayet LE, Pries P, Hamcha H, Clarac JP, Texereau J. Biomechanical analysis of traction resistance in posterior thoracic implants. Spine. 2002;27:2583-2588.
6. Ansell RH, Scales JT. A study of some factors with affect the strength of fixation and holding power in bone. J Biomechanics. 1968;1:279-302.
7. Cohen J. Tissue reactions to metals, the influence of surface finish. J Biomed Mater Res. 1961;1:3:687-99.
8. 1990, Águas de São Pedro, São Paulo; 1990. p.608-14.

9. Gayet LE, Pries P, Hamcha H, Clarac JP, Texereau J. Biomechanical analysis of traction resistance in posterior thoracic implants. Spine. 2002;27:2583-2588.
10. Ansell RH, Scales JT. A study of some factors with affect the strength of fixation and holding power in bone. J Biomechanics. 1968;1:279-302.
11. Cohen J. Tissue reactions to metals, the influence of surface finish. J Biomed Mater Res. 1961;1:3:687-99.