

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE PARAFUSO DE SISTEMA DE FIXAÇÃO VERTEBRAL

THE PHOTOELASTIC ANALYSIS OF VERTEBRAL FIXATION SYSTEM SCREWS

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

RESUMO

Introdução: A fotoelasticidade é utilizada para avaliar as tensões/deformações produzidas nos materiais fotoelásticos, quando submetidos a determinado carregamento, através da observação de efeitos óticos. O desempenho do parafuso e as funções mecânicas estão diretamente relacionados com a qualidade da fixação dos parafusos nas vértebras. A fotoelasticidade é uma ferramenta importante para realizar estudos comparativos desta natureza. Objetivo: O objetivo deste estudo foi comparar por meio da fotoelasticidade, as tensões internas produzidas pelo parafuso com 6 mm de diâmetro externo, quando submetido a duas diferentes forças de arrancamento. Materiais e Métodos: Para isso, foram confeccionados quatro modelos fotoelásticos. A simulação foi realizada utilizando duas forças de arrancamento 0,75 e 1,50 kgf. As tensões cisalhantes foram calculadas nos 19 pontos em torno dos parafusos, utilizando o método de compensação de Tardy. Resultados: Os valores das tensões cisalhantes foram maiores quando utilizada a força de arrancamento de 1,50 kgf. Conclusão: Assim sendo, o parafuso estará mais suscetível ao arrancamento com a aplicação de força de maior intensidade. De acordo com as análises realizadas verificamos também que o local de maior tensão cisalhante foi observado no pico das cristas, principalmente próxima às pontas dos parafusos, independente da força utilizada.

Descritores: *Biomecânica. Parafuso. Resina*

Citação: Fakhouri SF, Siqueira DPP, Araújo CA, Defino HLA, Shimano AC. Análise fotoelástica de parafuso de sistema de fixação vertebral. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2009; 17(4):207-10. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

A fotoelasticidade é uma técnica experimental utilizada para avaliar as tensões e a sua distribuição nos sistemas estruturais.¹ Esta técnica permite uma rápida análise qualitativa e quantitativa do estado de tensões internas dos materiais, por meio da observação dos efeitos óticos da luz polarizada sob ação de tensões e deformações em modelos fotoelásticos, elásticos e transparentes. A quantidade de deformação resultante de uma força pode ser avaliada comparando as tensões observadas com a área livre de tensão.^{2,3} Com esta técnica é possível realizar estudos utilizando

ABSTRACT

Introduction: The photoelasticity is used for assessing the tensions/deformations involved in photoelastic materials when submitted to a given load by the observation of optical effects. The screw performance and mechanical functions are directly associated to the quality of the screws fixation in the vertebrae. Photoelasticity is an important tool to perform comparative studies of this nature. Objective: The aim of this study was to compare, by using photoelasticity, internal stresses produced by the screw with an external diameter of 6 mm, when submitted to two different pullout strengths. Materials and Methods: For this, four photoelastic models were produced. The simulation was conducted by using two pullout strengths: 0.75 and 1.50 kgf. The maximum shear stresses were calculated on 19 points around the screws, using the Tardy compensation method. Results: The values of maximum shear stress were higher with the load of 1.50 kgf. Conclusion: Thus, the screw will be more susceptible to pullout when heavier loads are applied. According to our analysis, we also found that the site with the highest maximum shear stress was found to be at the peak of creast, particularly near the tips of the screws, regardless of the load employed.

Keywords: *Biomechanics. Screw. Resin*

Citation: Fakhouri SF, Siqueira DPP, Araújo CA, Defino HLA, Shimano AC. The photoelastic analysis of vertebral fixation system screws. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2009; 17(4):207-10. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

modelos com formas geométricas e distribuição complexas de forças ou ambas.⁴⁻⁶

Os sistemas de fixação vertebral têm sido amplamente utilizados no tratamento das doenças traumáticas, degenerativas, tumorais e nas deformidades da coluna vertebral.⁷⁻⁹ O parafuso é um dos elementos de ancoragem dos sistemas de fixação vertebral, onde o desempenho e, as propriedades das funções mecânicas desses sistemas estão diretamente relacionadas com a qualidade da fixação dos parafusos nas vértebras.¹⁰⁻¹²

Os parafusos do sistema de fixação vertebral estão submetidos

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 - (USP) Universidade de São Paulo
2 - Departamento de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica - (UFU) Universidade Federal de Uberlândia

Endereço de Correspondência: Av. Bandeirantes, 3.800, Laboratório de Bioengenharia - Campus universitário, Monte Alegre, Ribeirão Preto, SP, Brasil. CEP: 14.049-900.
Email: sarahfakhouri@yahoo.com.br; ashimano@fmp.usp.br

Trabalho recebido em 05/11/07 aprovado em 09/01/08

de modo geral a momento de forças de flexão, cisalhamento e arrancamento. A aplicação das forças de arrancamento sobre os parafusos produz tensão ao redor dos implantes.^{13,14}

A falha na estabilidade do sistema de fixação vertebral pode estar relacionada com a falha mecânica do implante ou falha na interface entre o tecido ósseo e o implante com aplicação da força de arrancamento que envolve os parafusos, causando a instabilidade do sistema.¹¹ Nesse caso, a técnica da fotoelasticidade é uma ferramenta importante para realizar estudos comparativos desta natureza.

Portanto, o objetivo deste estudo foi observar, analisar e comparar por meio da técnica da fotoelasticidade, as tensões internas produzidas pelo parafuso com 6 mm de diâmetro externo utilizado no sistema de fixação vertebral, quando submetido a duas diferentes intensidades forças de arrancamento.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 4 parafusos de aço inoxidável com 6 mm de diâmetro externo e 50 mm de comprimento, utilizado no sistema de fixação vertebral USS (Synthes®). (Figura 1)



Figura 1 - Parafuso de 6 mm utilizado no estudo.

Os modelos fotoelásticos foram confeccionados com resina epóxi fotoelástica flexível (Polipox®), utilizando a proporção de 2,2 ml de resina e 1,0 ml de catalisador (base de amina). O modelo finalizado tinha a forma de tetraedro que possuía 12 mm de espessura, 58 mm de largura e 50 mm de comprimento. (Figura 2) Foram confeccionados 4 modelos fotoelásticos para o estudo.

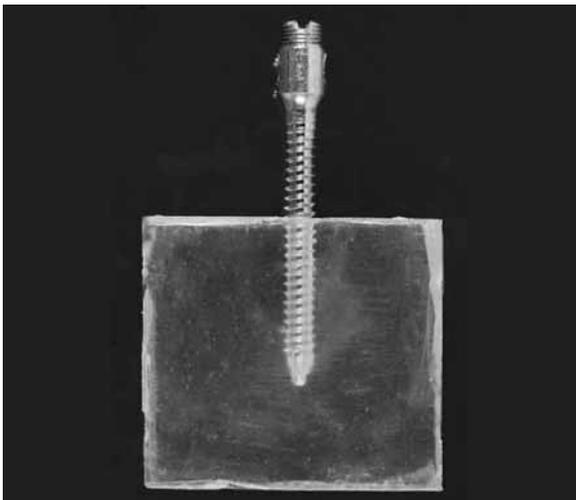


Figura 2 - Vista frontal do modelo fotoelástico com parafuso de 6 mm.

Os parafusos foram inseridos nos modelos fotoelásticos durante a colocação da resina no molde, tendo sido padronizado a profundidade de inserção de 30 mm. Para a confecção dos modelos foi utilizado um molde padrão de acrílico, que permitia a reprodutibilidade das dimensões.

Todos os modelos fotoelásticos utilizados no estudo foram submetidos a avaliação da presença de tensão residual, denominada efeito de borda, antes da aplicação da força de arrancamento sobre o parafuso. Foram utilizados no estudo apenas os modelos fotoelásticos que não apresentaram tensões residuais.

A calibração da resina fotoelástica foi realizada por meio de um disco circular sob a carga compressiva onde a constante óptica obtida foi de 0,21 N/mm franja. Este valor da constante óptica foi utilizado para calcular as tensões cisalhantes.

Análise Fotoelástica

A análise fotoelástica foi realizada em um polariscópio de transmissão (Figura 3) por meio da aplicação de uma força de arrancamento, na cabeça dos parafusos, inseridos nos modelos fotoelásticos. As tensões produzidas pelos parafusos foram avaliadas de modo qualitativo e quantitativo.

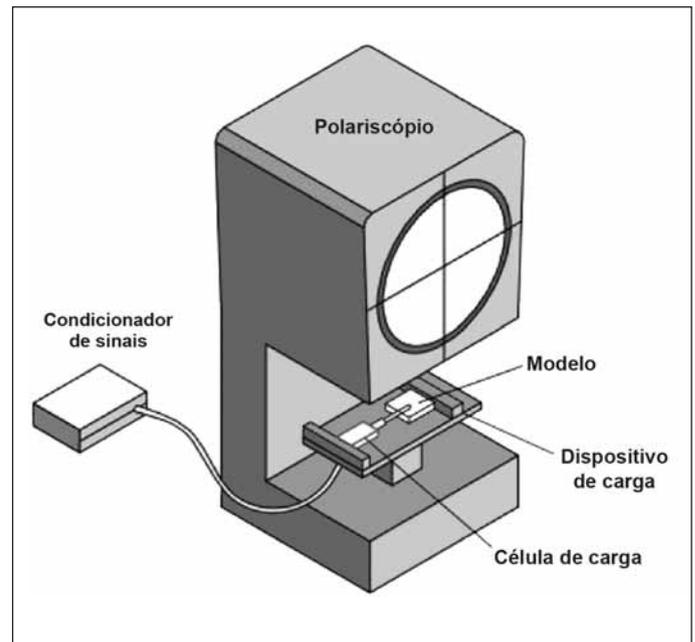


Figura 3 - Desenho esquemático do polariscópio de transmissão.

Análise Qualitativa

Para a análise qualitativa das tensões foi observada a distribuição das tensões ao redor dos parafusos (local de início, tipo de crescimento e ponto de maior concentração).

Análise Quantitativa

Para a análise quantitativa das tensões cisalhantes foi utilizada uma força de 0,75 e 1,50 kgf, registrada por meio da utilização de célula de carga da marca Kratos®, com capacidade de 50 kgf. Nessa análise foram observadas as tensões internas, através das ordens de franja de cada modelo fotoelástico, nos quais foram avaliadas as tensões cisalhantes de modo padronizado, ao longo do corpo do parafuso. Foram selecionados 19 pontos sendo sua distribuição ilustrada na Figura 4.

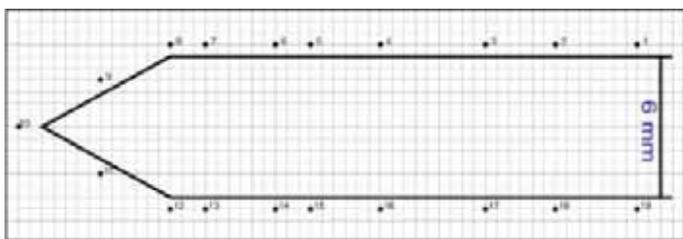


Figura 4 – Ilustração dos 19 pontos selecionados ao longo do corpo do parafuso.

O cálculo da tensão cisalhante máxima (τ_{\max}) ao redor do parafuso foi realizado, utilizando o método de compensação de Tardy¹⁵, apresentada pela fórmula:

$$\tau_{\max} = \frac{f \cdot N}{2 \cdot h}$$

Na qual: (f) corresponde a constante ótica do modelo, (N) ordem de franja e (h) espessura do modelo.

Para análise dos resultados foi utilizado o método da Análise de Variância (ANOVA) Multifatorial, sendo as variáveis: o Parafuso (com 2 níveis) e os Pontos analisados (com 19 níveis) a fim de verificar o comportamento dos dados. Para a análise comparativa entre os grupos experimentais foi utilizado o método *post hoc* de Bonferroni. Em todas as análises foi adotado o nível de significância de 5 % ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Análise Qualitativa

Na análise qualitativa foram observadas as ordens de franjas ao longo das cristas dos parafusos de todos os modelos fotoelásticos. Foi observado que em todos os modelos, o local de início das ordens de franja e o ponto de maior concentração estavam localizados na ponta dos parafusos, crescendo de forma helicoidal.

Análise Quantitativa

Nesta análise, foram calculadas as tensões cisalhantes nos 19 pontos de todos os modelos fotoelásticos. Os valores das médias das tensões cisalhantes dos parafusos estão apresentados na Tabela 1. Para força de arrancamento de 0,75 kgf, a média geral e o desvio padrão da tensão cisalhante foram de ($9,20 \pm 3,12$) KPa e para a força de arrancamento de 1,50 kgf a média e o desvio padrão da tensão cisalhante do parafuso foram de ($15,67 \pm 4,52$) KPa. (Figura 5) Na comparação entre as médias das tensões cisalhantes para as duas cargas foi verificado que houve diferença estatística significativa ($p < 0,001$).

DISCUSSÃO

A fotoelasticidade é utilizada na área de Ortopedia e Traumatologia, com diversos artigos publicados, porém não encontramos relatos científicos utilizando esta técnica em análises de componentes dos sistemas de fixação vertebral.

A técnica da fotoelasticidade utilizada neste trabalho foi capaz de avaliar de maneira qualitativa e quantitativa¹⁶ as tensões internas promovidas pelo parafuso. O objetivo da análise quantitativa das ordens de franjas foi determinar os valores numéricos das tensões cisalhantes, principalmente nos pontos mais críticos do modelo.^{5,17,18}

Os parafusos fundidos diretamente nos modelos fotoelásticos sugerem uma simulação de um parafuso submetido por um período pós-cirúrgico crônico como utilizado na prática clínica.

Tabela 1 – Médias das tensões cisalhantes dos 19 pontos

Pontos	Forças de Arrancamento	
	0,75 kgf	1,50 kgf
1	5,46 ± 0,81	10,10 ± 0,17
2	6,54 ± 1,00	11,07 ± 0,13
3	6,96 ± 1,23	12,19 ± 0,69
4	7,68 ± 1,08	14,46 ± 0,73
5	10,18 ± 2,81	16,27 ± 1,07
6	10,06 ± 1,54	20,39 ± 3,29
7	11,78 ± 1,40	20,21 ± 0,78
8	11,30 ± 1,27	19,83 ± 1,97
9	13,12 ± 1,34	22,99 ± 1,07
10	14,43 ± 2,34	20,88 ± 2,30
11	12,54 ± 1,90	21,15 ± 2,23
12	10,56 ± 1,58	17,51 ± 0,44
13	10,19 ± 1,25	17,85 ± 1,00
14	11,46 ± 3,18	16,37 ± 0,12
15	8,60 ± 1,59	13,78 ± 2,56
16	7,33 ± 1,02	12,54 ± 0,64
17	5,95 ± 0,84	10,94 ± 0,57
18	5,66 ± 0,31	10,04 ± 0,69
19	5,07 ± 0,74	9,18 ± 0,58
Média	9,20 ± 3,12	15,67 ± 4,52

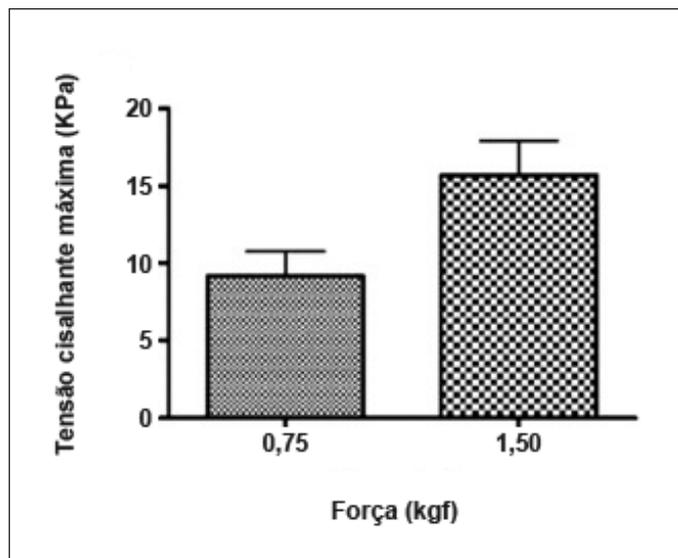


Figura 5 – Comparação das médias das tensões cisalhantes para as forças de 0,75 e 1,50 kgf.

A inserção do parafuso no modelo foi limitada em 30 mm, e isso foi realizado para que não houvesse a influência da cabeça do parafuso tornando os modelos mais padronizados para a realização das análises fotoelásticas. Esta limitação na inserção do parafuso no modelo ocorreu também para simular igualmente os modelos utilizados por Defino et al.¹⁹, nos quais realizaram ensaios mecânicos de arrancamento de parafuso fixados na face lateral de corpos vertebrais lombares de suínos. Para estes modelos os autores limitaram em 30 mm a inserção do parafuso a fim de não ultrapassar a cortical oposta do corpo vertebral.

A análise qualitativa, na técnica da fotoelasticidade, é uma rápida análise do estado de tensão, através da observação dos efeitos óticos nos modelos fotoelásticos^{5,18}. Neste trabalho conseguimos visualizar também, de maneira rápida e eficiente os locais de maiores tensões cisalhantes em torno dos parafusos. Em uma análise geral observamos que as ordens de franjas começavam a crescer nas pontas dos parafusos e a distribuição das franjas acompanhava as formas helicoidais das roscas dos parafusos, principalmente nas cristas das roscas. O local de maior ordem de franja foi sempre observado nos primeiros filetes de rosca a partir da ponta do parafuso.

Na análise quantitativa quando na utilização de duas diferentes forças de arrancamento, verificamos que no corpo do parafuso, independente da força aplicada, os maiores valores de tensões cisalhantes foram observados na região próxima as pontas e nos picos das cristas das roscas dos parafusos. Observamos também que com o aumento da força de arrancamento conseqüentemente, houve um aumento das ordens de franja, com isto a tensão cisalhante também aumentou. Este aumento da tensão cisalhante máxima provavelmente torna a região em torno do parafuso mais crítica, sendo mais propenso à soltura.

Os resultados observados em nosso estudo mostraram que a maior concentração das tensões geradas nos parafusos com a aplicação de forças de arrancamento ocorreram na sua extremidade. No entanto, em estudos de ensaios de arrancamento,

que representam outra modalidade de estudo, mas que também estudam esse fenômeno, foi observado que o diâmetro do orifício piloto próximo à cabeça do parafuso representava o ponto de maior importância na sua ancoragem²⁰. Com esses estudos os autores sugerem que o ponto de entrada do parafuso deve ser o mais preciso e justo possível. A comparação e a análise dos nossos resultados com o relato de Daftari et al.²⁰ contribuem para a elaboração de novos estudos para elucidar se a ponta do parafuso é a sua parte que apenas gera as tensões iniciais de maior intensidade ou seria também a parte que mais resistiria à aplicação das tensões, desde que o diâmetro do orifício piloto fosse homogêneo em toda a sua extensão.

CONCLUSÕES

Foi observado em todos os modelos, que o local de início das ordens de franja e o ponto de maior concentração de tensão estavam localizados na ponta dos parafusos, crescendo de forma helicoidal, de acordo com o formato do parafuso.

Com o aumento da força de arrancamento, as tensões cisalhantes se tornaram mais críticas, com isto há um aumento da tendência à soltura do parafuso.

AGRADECIMENTOS

Trabalho realizado com apoio da FAPESP e CAPES.

REFERÊNCIAS

1. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dental Res.* 1955;34:831-8.
2. Hirokawa S, Yamamoto K, Kawada T. A photoelastic study of ligament strain. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1998;6:300-8.
3. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev FOB.* 2001;9:97-103.
4. Abdu AT. Estudo da distribuição de tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional [dissertação]. Uberlândia: Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia; 1994.
5. Doyle JF, Phillips JW. Manual on experimental stress analysis. 5th ed. Bethel: Society for Experimental Mechanics; 1978.
6. Wang W, Tsai Y. Digital dynamic photoelastic and numerical stress analyses of a strip. *J Vibrot Control.* 2006;12:927-38.
7. Boos N, Webb JK. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view. *Eur Spine J.* 1997;6:2-18.
8. Hailong Y, Wie L, Zhensheng M, Hongxun M. Computer analysis of the safety of using three different pedicular screw insertion points in the lumbar spine in the Chinese population. *Eur Spine J.* 2007;16:619-23.
9. Vaccaro AR, Rizzolo SJ, Allardyce TJ, Ramsey M, Salvo J, Balderston RA et al. Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part 1: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:1200-6.
10. Benzel EC. Biomechanics of spine stabilization. In: *Implant-Bone Interfaces.* Nova York: Thieme; 2001. p.55-170.
11. Lastra J, Benzel CE. Biomechanics of internal fixation. In: Vaccaro AR, Betz RR, Zeidman SM, editors. *Principles and practice of spine surgery.* 1st.ed. Mosby: St. Louis; 2003. p.43-65.
12. Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screw: mechanisms of loosening and methods of augmentation. *Spine.* 1993;18:2438-43.
13. Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG. *Skeletal trauma.* 2a ed. Philadelphia: Saunders; 1998.
14. Coe JD. Influence of bone material density on the fixation of thoracolumbar implants: a comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. *Spine.* 1990;15:85-90.
15. Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis.* 2ª ed. Nova York: McGraw-Hill; 1978.
16. Kinomoto Y, Torri M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent.* 1998;26:165-71.
17. Araujo CA, Neves FD, Bernardes SR. Stress analysis in dental implants using the photoelasticity technique. *Proceedings of the 3th National Congress of Mechanical Engineering, Belém.* CD ROM; 2004.
18. Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares. [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista; 2002.
19. Defino HLA, Wichr CRG, Shimano AC, Kandziora F. Influência do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento dos parafusos do corpo vertebral. *Acta Ortop Bras.* 2007;15:76-9.
20. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlation between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Dis.* 1994; 7:139-45.