

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA REGIÃO INFERIOR DO CORPO VERTEBRAL L4

PHOTOELASTIC ANALYSIS IN THE LOWER REGION OF VERTEBRAL BODY L4

SARAH FAKHER FAKHOURI¹, ARIANE ZAMARIOLI¹, MARCOS MASSAO SHIMANO², HELTON LUIZ APARECIDO DEFINO¹, CLEUDMAR AMARAL ARAUJO³, ANTONIO CARLOS SHIMANO¹

RESUMO

Objetivo: Analisar as tensões geradas no corpo vertebral L4 quando submetida à força de compressão, utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão. **Métodos:** Doze modelos fotoelásticos foram utilizados e divididos em três grupos, sendo cada grupo formado por quatro modelos, de acordo com a localização do corte sagital nas vértebras L4-L5 (cortes A, B e C). A simulação foi realizada utilizando uma força compressão de 15 N e as ordens de franjas foram avaliadas no corpo vertebral L4 utilizando o método de compensação de Tardy. **Resultados:** A análise fotoelástica mostrou que em geral, as tensões se distribuíram de forma homogênea nos corpos vertebrais. As tensões no corte C foram maiores que no B, que por sua vez foram maiores que no corte A. **Conclusão:** A região posterior do corpo vertebral L4, principalmente no corte C, apresentou maiores concentrações de tensões, sendo assim, é a área mais susceptível à fratura vertebral e à espondilolistese. Análises econômicas e de decisão. Desenvolvimento de modelo econômico ou de decisão, *Nível de evidência I*.

Descritores: Coluna vertebral. Tensão. Biomecânica.

ABSTRACT

Objective: To analyze the shear forces on the vertebral body L4 when submitted to a compression force by means of transmission photoelasticity. **Methods:** Twelve photoelastic models were divided into three groups, with four models per group, according to the positioning of the sagittal section vertebrae L4-L5 (sections A, B and C). The simulation was performed using a 15N compression force, and the fringe orders were evaluated in the vertebral body L4 by the Tardy compensation method. **Results:** Photoelastic analysis showed, in general, a homogeneous distribution in the vertebral bodies. The shear forces were higher in section C than B, and higher in B than A. **Conclusion:** The posterior area of L4, mainly in section C, showed higher shear concentrations, corresponding to a more susceptible area for bone fracture and spondylolisthesis. *Economic and Decision Analyses – Development of an Economic or Decision Model. Level I*

Keywords: Spine, Biomechanics, Tension.

Citação: Fakhouri SF, Zamarioli A, Shimano MM, Defino HLA, Cleudmar CA, Shimano AC. Análise fotoelástica da região inferior do corpo vertebral L4. *Acta Ortop Bras.* 2012;20(1):17-20. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

Citation: Fakhouri SF, Zamarioli A, Shimano MM, Defino HLA, Cleudmar CA, Shimano AC. Photoelastic analysis in the inferior area of vertebral body L4. *Acta Ortop Bras.* 2012;20(1):17-20. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

O corpo vertebral é o maior e mais importante componente da coluna vertebral. A região lombar é o foco deste trabalho, pois suporta maior carga e peso corporal contra a gravidade. A integridade do corpo vertebral refere-se ao não acometimento de sua estrutura e função. Por outro lado, a perda de integridade vertebral resulta em comprometimento da resistência óssea, predispondo ao aumento do risco de fratura. Esta etiologia pode ser fisiológica e dependente do envelhecimento e alterações hormonais, como na menopausa, ou pode ter origem traumática com aumento da tensão e estresse físico na estrutura vertebral.¹

As vértebras são estruturas ósseas submetidas à grande sobre-

carga biomecânica e acredita-se que este estresse seja o fator determinante para definir sua microestrutura óssea. As mudanças na microestrutura vertebral em resposta às sobrecargas externas são adaptativas, sendo que em regiões onde o estresse é maior, o tecido ósseo torna-se rígido e forte. No entanto, há condições médicas em que estas adaptações falham, resultando em fraturas vertebrais espontâneas.² Corroborando com o exposto acima, Yeni et al.³, sugerem que a aplicação de estresse nas estruturas ósseas das vértebras desempenha um papel fundamental na determinação das propriedades biomecânicas, nas características de remodelamento ósseo e no padrão de fratura óssea do tecido trabecular.

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 – Ribeirão Preto, SP, Brasil.

2. Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Triângulo Mineiro MG, Brasil.

3. Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Henner Alberto Gomide da Escola de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil.

Trabalho realizado na Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e na Universidade Federal de Uberlândia.

Correspondência: Rua Tristão de Castro, 326 - Bairro São Benedito - Uberaba. MG. Brasil. CEP: 38010250. E-mail: sarahfakhouri@yahoo.com.br

A osteoporose é uma doença que afeta grande parte da população mundial e provoca fraturas ósseas, principalmente no quadril, vértebras e punho. Com relação às vértebras, estima-se que 50% das mulheres idosas sofrerão fratura de pelo menos uma vértebra durante o envelhecimento.⁴ Lochmüller et al.⁵ acrescentaram que fraturas vertebrais reduzem consideravelmente a qualidade de vida dos indivíduos, devido a dor, deformidade física e déficit funcional, além de aumentar a mortalidade. Sendo assim, o conhecimento das tensões exercidas nas vértebras apresenta importância clínica e, portanto, estudos nesta área devem ser realizados.

Algumas técnicas experimentais são utilizadas no estudo das tensões exercidas em estruturas ósseas. A fotoelasticidade é uma técnica experimental que estuda os efeitos físicos, sobre a luz, devido à ação de tensões ou deformações em corpos elásticos transparentes, sendo utilizada em estudos de estruturas com formas complicadas, distribuição de cargas complexa ou em ambas.^{6,7} Essa técnica tem sido frequentemente utilizada em análises de tensões qualitativas e quantitativas na área médica e da engenharia.⁸ Yeni et al.⁴ realizaram estudo da microestrutura e da distribuição de estresse em vértebras e constataram que T12-L1 apresentaram os maiores níveis de tensão, justificando, portanto, a maior incidência de fratura nesta região da coluna vertebral. Os autores analisaram e compararam vértebras torácicas e lombares, no entanto não enfatizaram a comparação entre diferentes regiões de uma mesma vértebra e não verificaram a influência do disco intervertebral nestas tensões. Desta forma, o objetivo desta pesquisa foi analisar por meio do método de análise fotoelástica, a distribuição de tensão na região inferior da vértebra L4 levando em consideração as diferentes regiões da vértebra e verificando a influência da geometria do disco intervertebral nesta análise.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram obtidos imagens de três cortes sagitais unilaterais no corpo vertebral L4, sendo que a distância entre os cortes foi de 16,0 mm. Por meio destes cortes foi obtida a geometria do disco intervertebral localizado na região inferior da vértebra. A partir dessa geometria foram confeccionados modelos de resina fotoelástica para estudar a influência da geometria do disco intervertebral L4-L5 sobre o corpo vertebral de L4. (Figura 1)

Modelo fotoelástico

Foram confeccionados moldes de politetrafluoretileno (Teflon) para os três cortes (corte A, corte B e corte C). Esses moldes foram compostos por um quadro de teflon e no centro foi posicionado o perfil da região superior do disco intervertebral L4-L5, confeccionado de resina poliéster ortoftálica T-208 (VI Fiberglass – Brazil), dissolvido em monômero de estireno e como catalisador foi usado o peróxido de metil-etil-cetona. (Figura 2)

Após a preparação, o quadro de teflon foi preenchido com resina epóxi fotoelástica flexível (Polipox), cujo módulo de elasticidade é de 4,51 MPa e coeficiente de Poisson de 0,4.

Para cada corte foram confeccionados quatro modelos fotoelásticos idênticos (total de 12 modelos). A largura do modelo foi diferente para cada corte, sendo que o corte A foi de 40,0 mm, o corte B de 35,0 mm e o corte C de 27,0 mm. E, para todos os modelos a altura foi de 60,0 mm e a espessura de 8,0 mm.

Estes modelos foram previamente avaliados quanto à presença de tensão residual, denominada “efeito de borda”, antes da aplicação da força de compressão sobre o corpo vertebral. A resina fotoelástica utilizada foi calibrada e apresentou uma constante óptica de 0,375 N/mm franja.

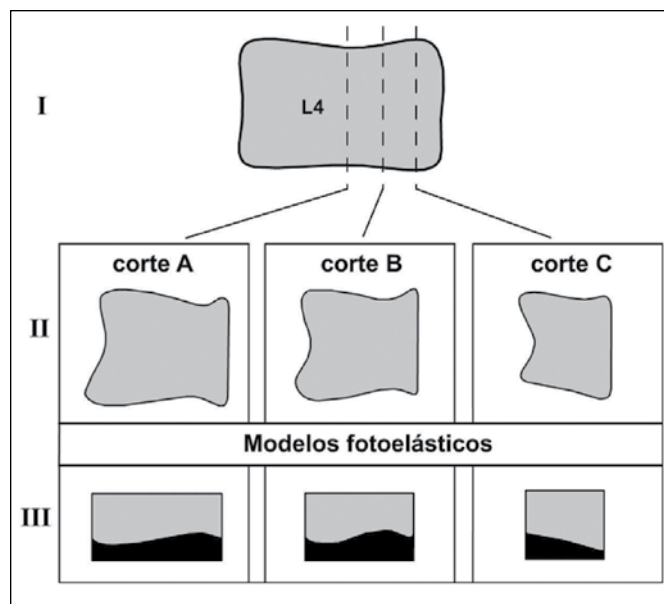


Figura 1. Desenho esquemático dos três cortes sagitais unilaterais (A, B e C) realizados no corpo vertebral L4 para obtenção das geometrias dos modelos fotoelásticos. I- Localização dos cortes sagitais (A, B e C) no corpo vertebral L4. II- Geometria dos cortes A, B e C. III- Modelos fotoelásticos dos cortes A, B e C.

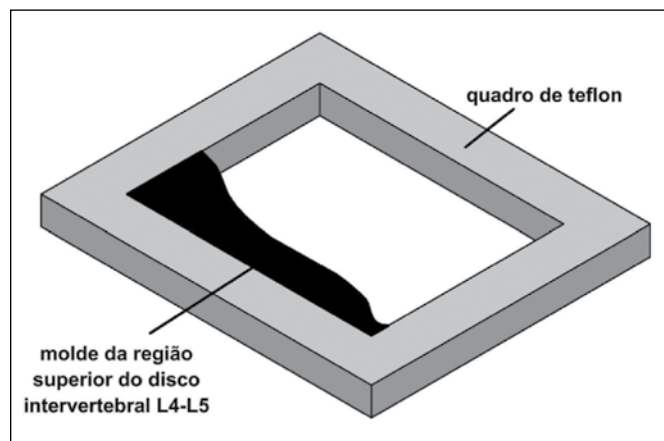


Figura 2. Desenho esquemático de um molde de politetrafluoretileno (Teflon®) com o disco confeccionado em resina T-208, posicionado no centro do molde.

A análise fotoelástica foi feita utilizando um Polariscópio de Transmissão através da aplicação de uma força de compressão no centro do corpo vertebral do modelo fotoelástico.

As tensões internas produzidas no corpo vertebral nos três cortes sagitais foram avaliadas de forma qualitativa e quantitativa. Por meio da análise qualitativa foi observado a distribuição das ordens de franja e o ponto de maior concentração das tensões em cada corte. Na análise quantitativa foi aplicada uma carga de 15 N, registrada em uma célula de carga da marca Kratos, com capacidade de 100 N. As tensões cisalhantes foram calculadas de modo padronizado, de acordo com a geometria de cada corte. Foram selecionados 23 pontos para o corte A, 27 pontos para o corte B e 22 pontos para o corte C. (Figura 3)

Para o cálculo da tensão cisalhante (τ) foi utilizado o método de compensação de Tardy.⁹

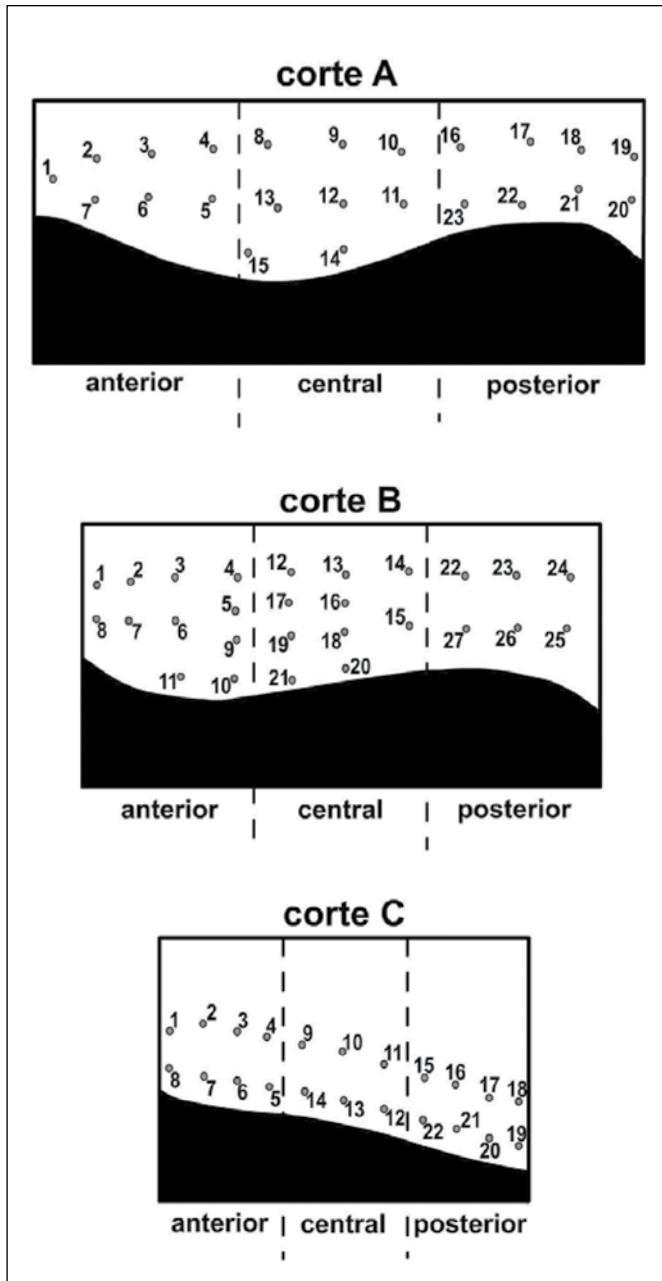


Figura 3. Desenho esquemático dos pontos selecionados para análise das tensões cisalhantes nos três cortes vertebrais.

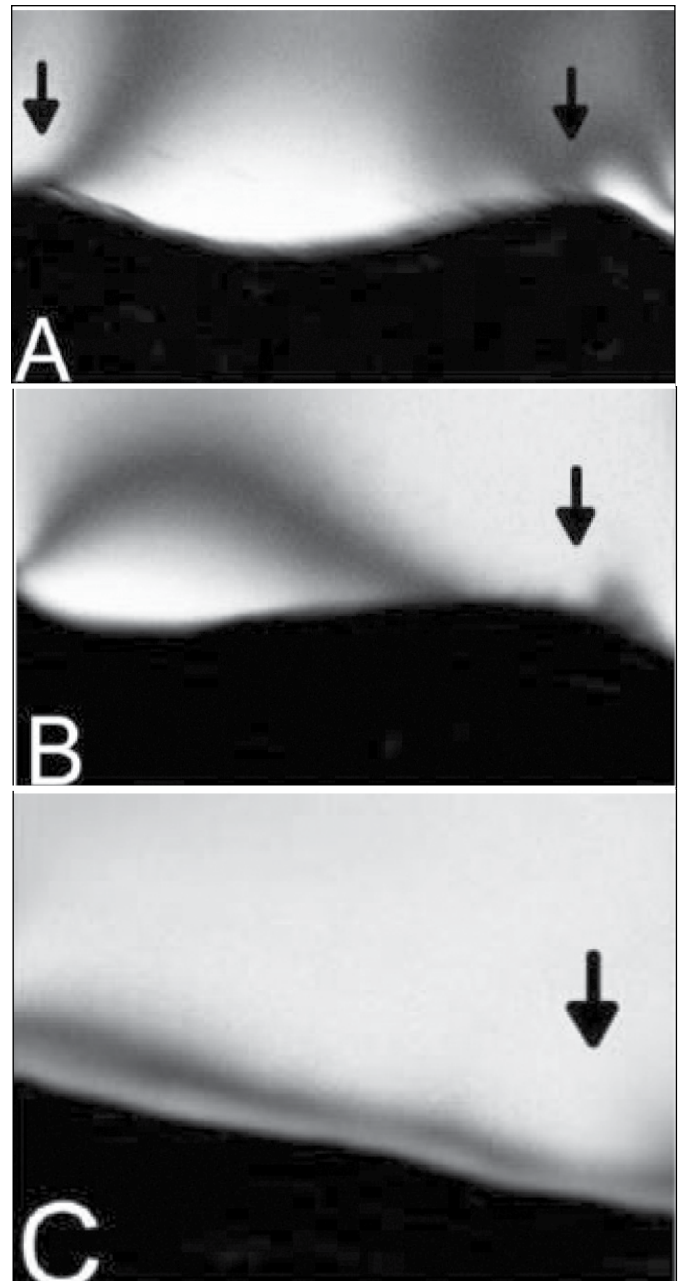


Figura 4. Distribuição das tensões nos cortes A, B e C. No corte A, a concentração de tensão foi maior nas regiões anterior e posterior da vértebra (setas). Nos cortes B e C, a concentração de tensão foi maior na região posterior (setas).

RESULTADOS

Análise qualitativa

Na análise qualitativa foi observado que os cortes B e C tiveram uma distribuição de tensão mais homogênea que no corte A. Este mesmo corte (A) apresentou baixa concentração de tensão na região central e maiores concentrações nas regiões anterior e posterior. O corte B apresentou uma região de baixa concentração de tensão localizada na região anterior e central, próxima ao disco intervertebral L4-L5. Enquanto que, o corte C apresentou menores tensões na região anterior, central e posterior localizados próximo ao disco intervertebral L4-L5. Foi observado também, que a região posterior do corpo vertebral L4 possui maior tensão, independente do corte analisado. (Figura 4).

Análise quantitativa

Nesta análise, foram calculadas as tensões cisalhantes nos pontos correspondentes aos três cortes vertebrais, em todos os modelos fotoelásticos. Os valores das médias das tensões cisalhantes nos cortes A, B e C estão apresentados na Tabela 1.

No corte A, a vértebra L4 apresentou uma média geral de 21,26 KPa, enquanto que o corte B, 25,06 KPa e o corte C, 35,15 KPa. (Tabela 1) Pode-se observar que o corte C apresentou uma média geral de tensão cisalhante maior que o corte B, que apresentou uma média geral maior que o corte A. A região posterior foi a região mais crítica, pois apresentou maiores concentrações de tensões, principalmente no corte C.

Tabela 1. Valores das médias e desvio padrão das tensões cisalhantes (KPa).

	Corte A	Corte B	Corte C
Anterior	23,50±6,56	20,96±7,47	32,78±2,44
Central	13,74±2,83	24,77±5,40	34,22±1,07
Posterior	26,83±2,84	33,04±0,68	38,23±4,13
Média geral	21,26	25,06	35,15

DISCUSSÃO

Devido à sobrecarga mecânica a que são submetidas, as vértebras são susceptíveis às fraturas ósseas. A maioria das fraturas vertebrais ocorre na coluna torácica,⁴ no entanto as deformidades nas vértebras lombares provocam maior intensidade de dor que deformidades nas vértebras torácicas.⁵ Assim, surgiu a idéia de realizar a análise fotoelástica do corpo vertebral L4 para entender a transmissão de tensões para as vértebras.

A fotoelasticidade é utilizada na área de Ortopedia e Traumatologia, com diversos artigos publicados, porém não foi encontrado relatos científicos utilizando esta técnica em análises da influência da geometria do disco intervertebral L4-L5 no corpo vertebral L4. A técnica da fotoelasticidade utilizada neste trabalho foi capaz de avaliar de maneira qualitativa e quantitativa,¹⁰ as tensões internas geradas pela geometria do disco intervertebral. O objetivo da análise quantitativa das ordens de franjas foi determinar os valores numéricos das tensões cisalhantes máximas, principalmente nos pontos mais críticos do modelo.^{6,11,12}

Os moldes fotoelásticos foram confeccionados em teflon por ser um material de fácil usinagem, não aderir às resinas utilizadas (T-208 e epóxi fotoelástica flexível) e apresentar uma boa resistência dimensional. A resina T-208 foi escolhida, por ser de fácil manuseio, baixo custo e não possuir características fotoelásticas. Além disso, essa resina tem um módulo de elasticidade muito maior que a resina epóxi fotoelástica flexível, está característica foi importante porque com a carga aplicada (15N), ela não sofreu deformações significativas.

Neste estudo, o disco intervertebral foi considerado rígido, pois o objetivo foi observar a influência da geometria do disco intervertebral L4-L5 no corpo vertebral de L4.

A análise foi realizada somente no corpo vertebral L4 para detalhar

melhor as tensões em cada região e, pelo fato das vértebras possuírem uma simetria bilateral,¹³ os cortes nos corpos vertebrais foram realizados unilateralmente.

Através da análise quantitativa foi possível observar que em todos os cortes (A, B, e C) as tensões foram maiores na região posterior do corpo vertebral. O corte C (região mais periférica da vértebra) apresentou as maiores concentrações de tensões cisalhantes que o corte B, que por sua vez apresentou maiores valores que o corte A. Esses resultados estão de acordo com a análise qualitativa. Assim, foi observado que a região póstero-lateral foi o local mais crítico quando se aplica uma força de compressão perpendicular na vértebra. Provavelmente estas são regiões mais susceptíveis a fraturas ósseas e espondilolistese, estes resultados corroboram com o trabalho de Etsuo et al.¹⁴

A área de menor tensão foi a região que corresponde a parte central do corpo vertebral do corte A. Coincidentemente é o local onde existe a presença do núcleo pulposo, que fica localizado no centro do disco intervertebral.

Com a técnica utilizada neste trabalho foi possível obter resultados significativos, podendo ser realizada para analisar o comportamento da distribuição das tensões em outras situações como em diferentes vértebras e, aplicar forças compressivas não perpendiculares para simular as flexões da coluna vertebral.

Com os resultados obtidos da análise fotoelástica da região inferior da vértebra L4, foi possível concluir que a região posterior da vértebra tem as maiores concentrações de tensões quando se aplica uma força de compressão perpendicular na vértebra e, a geometria do disco vertebral tem influência significativa na distribuição das tensões nas vértebras.

CONCLUSÕES

Foi observado em todos os modelos fotoelásticos, que o ponto de maior concentração de tensão estava localizado na região posterior do corpo vertebral L4. Porém, o corte C (região mais periférica da vértebra) apresentou os maiores valores de tensões cisalhantes. Dessa forma, a região póstero-lateral foi o local mais crítico, mediante a aplicação de uma força de compressão perpendicular na vértebra. Provavelmente estas são regiões mais susceptíveis a fraturas ósseas e espondilolistese.

AGRADECIMENTOS

Trabalho realizado com apoio da FAPESP e CAPES.

REFERÊNCIAS

1. Prakash, Prabhu LV, Saralaya VV, Pai MM, Ranade AV, Singh G, et al. Vertebral body integrity: a review of various anatomical factors involved in the lumbar region. *Osteoporos Int.* 2007;18:891-903.
2. Fyhrie DP, Hoshaw SJ, Hamid MS, Hou FJ. Shear stress distribution in the trabeculae of human vertebral bone. *Ann Biomed Eng.* 2000;28:1194-9.
3. Yeni YN, Hou FJ, Vashishth D, Fyhrie DP. Trabecular shear stress in human vertebral cancellous bone: intra- and inter-individual variations. *J Biomech.* 2001;34:1341-6.
4. Yeni YN, Kim DG, Divine GW, Johnson EM, Cody DD. Human cancellous bone from T12-L1 vertebrae has unique microstructural and trabecular shear stress properties. *Bone.* 2009;44:130-6.
5. Lochmüller EM, Pöschl K, Würstlin L, Matsuura M, Müller R, Link TM, et al. Does thoracic or lumbar spine bone architecture predict vertebral failure strength more accurately than density? *Osteoporos Int.* 2008;19:537-45.
6. Doyle JF, Phillips JW editors. *Manual on experimental stress analysis.* 5th ed. New York: McGraw-Hill; 1978.
7. Wang W, Tsai Y. Digital dynamic photoelastic and numerical stress analyses of a strip. *J Vibrot Control.* 2006;12:927-38.
8. Hirokawa S, Yamamoto K, Kawada T. A photoelastic study of ligament strain. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1998;6:300-8.
9. Dally JW, Riley WF editors. *Experimental stress analysis.* 3rd ed. Nova York: McGraw-Hill; 1991. 672p.
10. Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent.* 1998;26:165-71.
11. Araújo CA, Neves FD, Bernardes SR. Stress analysis in dental implants using the photoelasticity technique [CD ROM; 2004]. In: *Proceedings of the 3th National Congress of Mechanical Engineering, Belém, 2004.*
12. Oliveira LCA. *Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares [dissertação].* Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista; 2002.
13. Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, et al. Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976).* 1992;17:299-306.
14. Chosa E, Totoribe K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. *J Orthop Res.* 2004;22:158-63.