

Análise da distribuição de tensões internas do disco intervertebral L4-L5

ENEBI 2009: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica

Sarah Fagher Fakhouri, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: sarahfakhouri@yahoo.com.br, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Cleudmar Amaral de Araújo, Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC), UFU, e-mail: cleudmar@mecanica.ufu.br, home page: <http://mecanica.ufu.br>

Suraya Gomes Novais-Shimano, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: surayagnovais@gmail.com, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Marcos Massao Shimano, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: mmshimano@gmail.com, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Ezer Timóteo, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: ezertimoteo@yahoo.com.br, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Helton Luis Aparecido Defino, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: hldefin@fmrp.usp.br, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Antônio Carlos Shimano, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP - USP, e-mail: ashimano@fmrp.usp.br, home-page: <http://fmrp.usp.br/bioengenharia>

Introdução

Nas últimas décadas, tem-se observado um fenômeno de envelhecimento da população mundial, refletido por um aumento na expectativa de vida (SZPALSKI et al., 2003). Contudo, o processo de envelhecimento está associado com um aumento na ocorrência de problemas na coluna vertebral tais como as lombalgias. Apesar do grande número de fatores associados ao desenvolvimento das lombalgias e hérnias discais, o disco intervertebral tem sido apontado como uma das principais estruturas envolvidas com a etiologia das dores lombares. Essas patologias afetam principalmente o disco localizado entre as vértebras L4 e L5, devido à sobrecarga que recebe da coluna (KUSLICH, ULSTROM e MICHAEL, 1991; ADAMS et al., 2000; RANNOU et al., 2001).

Os discos intervertebrais são capazes de distribuir e atenuar as sobrecargas compressivas entre as vértebras adjacentes devido as suas propriedades viscoelásticas (ADAMS e DOLAN, 1995; AWAD e MOSKOVISH, 2006; FERGUSON e STEFFEN, 2003; ROSS e WILSON, 1981; WHITE e PANJABI, 1978).

A fotoelasticidade tem se destacado entre as técnicas utilizadas para determinar e avaliar a distribuição das tensões nos sistemas estruturais (Mahler e Peyton, 1955). É uma técnica experimental que permite rápida análise qualitativa e quantitativa do estado de tensão interna dos materiais, por meio da observação dos efeitos óticos. Esta técnica estuda os efeitos físicos sobre a luz, devido à ação de tensões ou deformações nos corpos elásticos transparentes (Doyle e Phillips, 1978; Hirokawa, Yamamoto e Kawada, 1998).

Objetivo

Analisar e comparar as tensões internas geradas no disco intervertebral lombar entre L4 e L5 quando submetidos a esforços de compressão utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana.

Materiais e Métodos

Foi realizado um corte sagital unilateral de 8,0 mm de espessura no centro corpos vertebrais das vértebras L4 e L5 de poliuretano (Nacional®) (Figura 1).

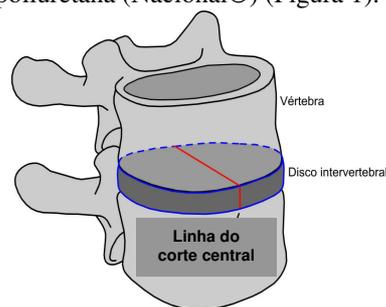


Figura 2: Localização do corte central no corpo vertebral L4 e L5.

Através deste corte foi obtida a geometria do disco intervertebral entre L4 e L5, sendo que a altura da sua porção anterior era de 10,0 mm.

Os corpos vertebrais dos cortes sagitais foram confeccionados em resina acrílica T208 através das vértebras de poliuretano. Estes corpos vertebrais eram posicionados no molde onde era colocada a resina epóxi fotoelástica flexível (Polipox®) entre os corpos vertebrais de L4 e L5.

Foram confeccionados 4 modelos fotoelásticos que possuíam 39,5 mm de largura 60,0 mm de comprimento e 8,0 mm de espessura (Figura 2).

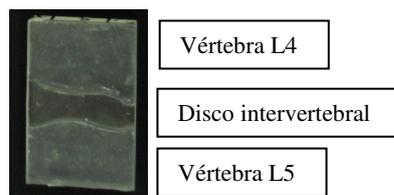


Figura 2: Modelo fotoelástico utilizado para a análise.

A análise fotoelástica foi realizada em um polariscópio de transmissão através da aplicação de uma força de compressão no centro do corpo vertebral da quarta vértebra lombar no modelo fotoelástico. A aplicação da carga foi feita utilizando uma mola de cinco espiras, diâmetro externo e comprimento máximo de 7,0 mm, comprimento de 12,0 mm, deslocamento linear de 4,3 mm e uma constante de 0,5674. As tensões internas produzidas no disco intervertebral foram avaliadas qualitativamente e quantitativamente utilizando uma carga de 2,3 Kgf.

Foram analisados 16 pontos ao longo do disco intervertebral (Figura 3).

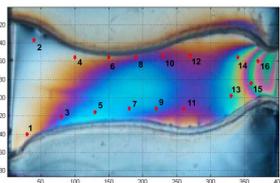


Figura 3: Mapeamento dos 16 pontos analisados.

Para o cálculo da tensão cisalhante (τ) utilizou-se o método de compensação de Tardy.

Resultados

Foi observado que o local de maior concentração de tensão foi na região posterior dos discos, localizada nos pontos 13 a 16 e teve uma média de $(57,74 \pm 17,20)$. Enquanto que, a região com menor concentração foi a região anterior, representada pelos pontos de 1 a 6, que obteve uma média de $(20,30 \pm 11,24)$. A região medial do disco, pontos de 7 a 12, apresentou uma concentração de tensão maior que a anterior e menor que a posterior com média de $(31,91 \pm 3,77)$ (Figura 4).

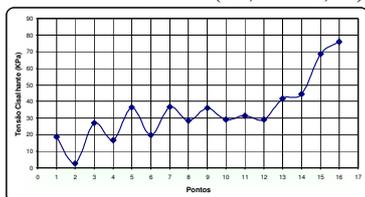


Figura 4: Média dos valores das tensões cisalhantes dos quatro modelos fotoelásticos.

Discussão e Conclusão

De acordo com as condições de contorno as análises fotoelásticas realizadas demonstraram que a região posterior do disco intervertebral possui maior concentração de tensão cisalhante, sendo provavelmente mais suscetível a patologias como

lombalgia, degeneração discal e hérnia de disco. A escassez de referência no âmbito deste tema utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana dificulta a comparação dos resultados, porém, alguns autores relataram essa região do disco como sendo a de maior pressão discal, favorecendo a degeneração do disco, utilizando diferentes técnicas (ADAMS et al., 2000; IATRIDIS et al., 1999).

Referências bibliográficas

Adams, M. A.; Dolan, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance, *Clinical Biomechanics*, v. 10, p. 3-19, 1995

Adams, M. A.; Freeman, B. J.; Morrison, H. P.; Nelson, I. W.; Dolan, P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration, *Spine*, v. 23, p. 1625-1636, 2000

Awad, J. N.; Moskovish, R. Lumbar disc herniations, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 443, p. 183-197, 2006.

Doyle, J. F.; Phillips, J. W. Manual on experimental stress analysis, Society for Experimental Mechanics. 5ª edição, 1978

Ferguson, S. J.; Steffen, T. Biomechanics of the aging spine, *European Spine Journal*, v. 12, p. 97-103, 2003

Hirokawa, S.; Yamamoto, k.; kawada, T. A photoelastic study of ligament strain, *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, v. 6, p. 300-308, 1998

Iatridis, J. C.; Mente, P. L.; Stokes, I. A.; Aronsson, D. D.; Alini, M. Compression-induced changes in intervertebral disc properties in a rat tail model. *Spine*, v. 24, p.996-1002, 1999.

Mahler D. B.; Peyton, F. A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures, *Journal of Dental Research*, v. 34, p. 831-838, 1955

Rannou, F.; Corvol, M.; Revel, M.; Poiraudau, S. Disk degeneration and herniation: the contribution of mechanical stress, *Joint Bone Spine*, v. 68, p. 543-546, 2001

Ross, J. S.; Wilson K. J. W. The skeleton. In_____. *Foundations of Anatomy and physiology*. 5ª ed . New York: Churchill Livingstone, 1981

Szpalski, M.; Gunzburg, R.; Mélot, C.; Aebi, M. The aging of the population: a growing concern for spine care in the twenty-first century, *European Spine Journal*, v. 12, p. S81-S83, 2003

White III, A. A.; Panjabi, M. M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. JB Lippincot Company. Philadelphia, 1978