

退变性椎间盘应力分布变化的有限元分析

张先予¹, 李正维¹, 吴立军², 吴凡³

(1 大连医科大学附属第二医院骨一科 116023 辽宁省大连市; 2 温州医学院数字化医学研究所 325035 浙江省温州市; 3 大连理工大学建设工程学部水利工程学院 116024 辽宁省大连市)

【摘要】目的:分析退变性腰椎间盘在不同生理载荷下应力分布的变化情况。**方法:**建立正常人体 L3~S1 三维有限元模型及 L4/5 椎间盘退变模型, 导入 Ansys 软件进行分析, 在 L3 椎体上表面施加 500N 压力模拟轴向压缩, 施加 10Nm 的力矩模拟腰椎前屈、后伸、侧屈和旋转等各种生理载荷, 测量不同载荷下正常与退变椎间盘不同部位的应力, 分析退变椎间盘应力分布变化的情况。**结果:**正常椎间盘垂直载荷时椎间盘应力集中于椎弓根附近, 应力最大的分区中压力为 29.649N; 各种屈曲位时, 屈曲侧应力较高, 分区中压力最高为 59.514N, 向对侧逐渐减少, 拉力最高为 32.686N。相同载荷下, 退变椎间盘应力分布发生了变化, 髓核压力由 45.170~55.308N 降至 5.471~8.046N; 纤维环压力增加, 内层纤维环由 80.379~95.923N 增加至 98.898~120.557N, 中层纤维环由 107.160~140.983N 增加至 118.549~156.827N, 外层纤维环由 160.872~204.867N 增加至 169.302~216.298N。**结论:**椎间盘退变后其髓核和纤维环的应力分布会发生变化, 在总应力变化不大的前提下, 髓核所受应力明显减小, 而纤维环所受应力则相应增加, 尤以内层和中层纤维环为主。这可能是椎间盘突出和椎间盘源性腰痛的原因之一。

【关键词】椎间盘; 退变; 生物力学; 有限元分析

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2013.04.14

中图分类号: R681.5, R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2013)-04-0359-05

Stress distribution in the degenerative lumbar disc, a finite element analysis/ZHANG Xianyu, LI Zhengwei, WU Lijun, et al/Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2013, 23(4): 359-363

【Abstract】 Objectives: To analyze the stress distribution in the degenerative disc under 5 different physiological loadings. **Methods:** A three-dimensional finite element model of the normal human lumbar spine was established. Three spinal segments (L3-S1) were used to investigate and were modified to simulate a mild to moderate degenerative disc at the L4/5 lumbar level. The 3D finite element models were imported into Ansys software and analyzed. 500N pressure was added on the upper surface of L3, a torque of 10Nm moments was loaded to simulate lumbar axial compression, flexion, extension, lateral bending and rotation. The stress distributions in degenerative and normal discs were measured and analyzed. **Results:** Under the axial compression, the stress in healthy disc concentrated near the pedicle, with the maximum compressive force of 29.649N. Under the lateral bending, the stress concentrated in the concave side with the maximum compressive force of 59.514N. The stress gradually transferred to the contralateral side with the tensile force of 32.686N. Under the presence of disc degeneration, the stress distribution changed. The force on the nucleus pulposus decreased from 45.170~55.308N to 5.471~8.046N, and at the same time the force on the fibrous ring increased. The force on the inner layer increased from 80.379~95.923N to 98.898~120.557N, the force in the middle layer increased from 107.160~140.983N to 118.549~156.827N, and the force in outer layer increased from 160.872~204.867N to 169.302~216.298N. **Conclusions:** Under the presence of degeneration, the stress distribution changes. Though the total stress is almost the same, the stress on the nucleus pulposus significantly decreases and the stress on the fibrous ring increases relatively, especially on the inner and the middle fibrous. The fibrous ring is easy to suffer injury due to uneven stress distribution in disc, which remains one

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (编号: 30970702; 81271663)

第一作者简介: 男 (1985-), 硕士研究生在读

电话: (0411) 84671291-5161 E-mail: xianyu17@163.com

通讯作者: 吴立军 E-mail: biomech@163.com

of the mechanism of disc herniation and disc originated pain.

[Key words] Intervertebral disc; Degeneration; Biomechanics; Finite element analysis

[Author's address] Department of Orthopedics, the 2nd Affiliated Hospital to the Dalian Medical University, Dalian, 116023, China

人类椎间盘会随年龄增长而发生变化,主要表现为椎间盘组织水分丢失,髓核、纤维环内部结构断裂,I、II型胶原纤维比例变化等,这便是退行性椎间盘病变(degenerative disc disease, DDD),其中有一部分人会出现临床症状。随着世界老龄人口不断增多,退行性椎间盘病变患者也在逐年增多。对退行性椎间盘病变的研究也越来越受到医务工作者的关注。关于退变椎间盘应力分布改变的研究尚未见报道。本研究通过建立腰椎三维有限元模型,模拟 L4/5 椎间盘轻度及中度退变,观察退变椎间盘在直立、前屈、后伸、左右侧屈及旋转等不同载荷下的应力分布,并与正常椎间盘进行比较,探讨退变椎间盘的应力分布变化情况。

1 材料与方法

1.1 三维有限元模型的建立

选取第二代中国数字化人体“男性 23 号”(健康志愿者,年龄 23 岁,身高 169cm,体重 65kg)的 CT 影像数据集(层距 1.25mm),采用 Mimics 11.0 软件(比利时 Materialise 公司)建立下腰椎及骶骨的三维有限数字模型。应用逆向工程 Geomagic 软件,对 Mimics 生成的模型进行优化,得到几何优化模型。利用通用有限元前处理 HyperMesh 软件,导入优化后的几何模型,根据下腰椎和骶骨的解剖结构,构建下腰椎有限元模型,并导入 Ansys 软件进行分析。

有限元模型各结构的材料参数由以往文献获得^[1-7],具体见表 1。椎骨的骨皮质、骨松质及终板分开独立建模,后部结构中的骨皮质及骨小梁很难分化,使用同一种材料参数。由于 L4/5 水平椎间盘退变发生率较高^[8,9],通过修改纤维环和髓核的材料性质模拟 L4/5 水平椎间盘轻度及中度退变(表 2)^[10]。脊柱韧带具有非线性材料特性,利用三维缆绳单元模拟紧张的韧带。具体模型如图 1。

1.2 椎间盘应力的测量

1.2.1 加载方法 (1)假设正常人体重为 75kg,腰椎承重约为 2/3 体重,即 50kg,转化为载荷为 500N。(2)约束模型骶骨的下表面,正常模型及退

表 1 有限元模型各结构材料参数

Table 1 Material properties used in the finite element model

部位 Part	单元划分 No. of Elements	弹性模量 (MPa) Young Modulus	泊松比 Poisson Ratio
皮质骨 Cortical bone	19242	12000	0.3
松质骨 Cancellous bone	13970	100	0.2
髓核 Nucleus pulposus	3065	1.0	0.49
纤维环(三层) Annulus (3-layer)	7535	450	0.3
后部结构 Posterior elements	9519	3500	0.25
前纵韧带 Anterior longitudinal	18	20	0.3
后纵韧带 Posterior longitudinal	18	70	0.3
棘上韧带 Supraspinous	8	28	0.3
棘间韧带 Interspinous	9	28	0.3
横突间韧带 Intertransverse	12	50	0.3
关节囊基质 Capsule matrix	1019	1.1	0.49
关节囊韧带 Capsular ligament	264	26	0.3

表 2 不同退变程度椎间盘纤维环及髓核的材料参数

Table 2 Material properties for annulus ground substance and nucleus for different grades of degeneration

	椎间盘纤维环 Annulus ground substance		髓核 Nucleus pulposus	
	弹性模量 (MPa) Young Modulus	泊松比 Poisson Ratio	弹性模量 (MPa) Young Modulus	泊松比 Poisson Ratio
正常间盘 Normal disc	450	0.3	1.0	0.49
轻度退化 Mild DDD	360	0.3	1.26	0.45
中度退化 Moderate DDD	270	0.3	1.66	0.4

变模型均在 L3 椎体上表面持续施加 500N 载荷,根据 Denis 提出的脊柱三柱理论^[11],生理载荷下,后柱结构承受 30%左右的负荷,前中柱则共同承担 70%左右的负荷,使此载荷均匀分布于表面各节点。(3)在垂直加载 500N 载荷的同时,于 L3 椎

体上表面施加 10Nm 力矩,分前屈、后伸、左右侧屈及旋转等 5 种情况加载。具体模型如图 2。

1.2.2 应力测量 采用定性和定量两种方法表示,前者用应力分布云图表示;后者用如下方法计算:将 3 层椎间盘纤维环及髓核以髓核的中心和 y 轴的正方向为起始方向,顺时针旋转 22.5°为 1 份,将髓核和纤维环根据角度分为 16 份(图 3),计算各部分在不同载荷下 z 轴方向的合力。最终将 L4/5 节段椎间盘在不同退变程度下的载荷压力值及应力分布进行比较。

2 结果

L4/5 椎间盘在正常与不同退变程度下施以垂直、前屈、后伸、侧屈(左右侧屈类似取右侧屈数值)及旋转等 5 种载荷时,椎间盘不同部位的压力分布见图 4 和表 3。垂直载荷下,正常椎间盘上应

力集中在椎间盘后半部分,椎弓根附近压应力最大,压应力由后向前逐渐减小,椎间盘前侧的应力最小,应力最大的分区中压力为 29.649N;前屈位时,椎间盘前侧压缩区应力较大,且为压应力,椎间盘压力由 30.834N 向后递减至 0.098N;后伸位时,正常椎间盘后侧压缩区应力较大,为压力,最大为 59.514N,向前侧逐渐减小,前侧为拉力,最大为 32.686N;侧屈位时左、右侧屈椎间盘应力分布对称,椎间盘压缩区应力较大,压力为 56.190N,向对侧逐渐减小,另一侧为拉力。退变椎间盘应力变化规律与正常椎间盘类似,但髓核上应力明显低于正常椎间盘,而纤维环上应力较之正常椎间盘有所增加。各工况下不同退变程度的椎间盘各部分所受的压力均发生了显著变化,髓核所承受的压力随着退变的发生而明显降低,纤维环所承受压力却随之增加,尤其以内层和中层

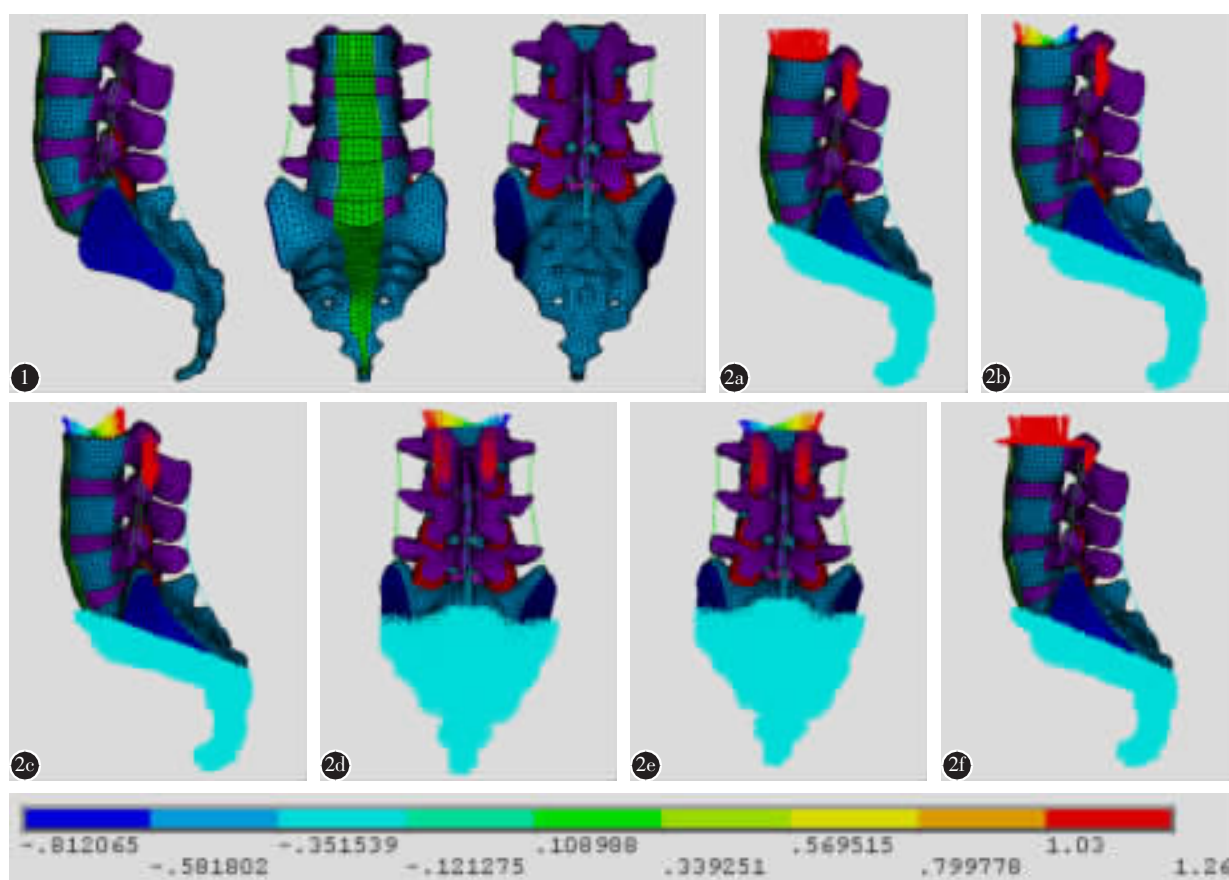


图 1 腰椎骶椎三维有限元模型 图 2 不同载荷下的有限元模型 a 垂直载荷 b 为前屈载荷 c 后伸载荷图 d 左屈载荷 e 右屈载荷 f 扭转载荷

Figure 1 The finite element model of the low lumbar and sacral **Figure 2** Three-dimensional finite element model of the normal human lumbar spine at different loading a Axial compression b Anteflexion c Extension d Left lateral bending e Right lateral bending f Rotation

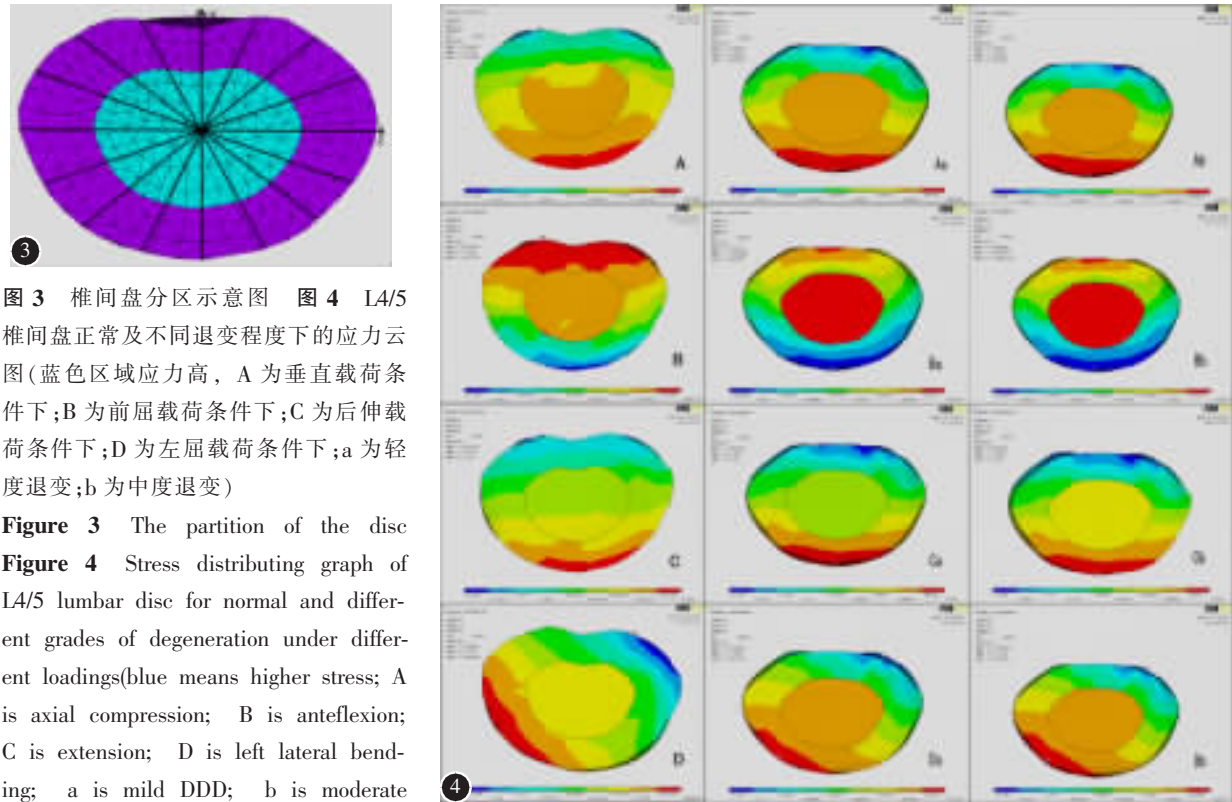


图 3 椎间盘分区示意图 图 4 L4/5 椎间盘正常及不同退变程度下的应力云图(蓝色区域应力高, A 为垂直载荷条件下;B 为前屈载荷条件下;C 为后伸载荷条件下;D 为左屈载荷条件下;a 为轻度退变;b 为中度退变)

Figure 3 The partition of the disc
Figure 4 Stress distributing graph of L4/5 lumbar disc for normal and different grades of degeneration under different loadings(blue means higher stress; A is axial compression; B is anteflexion; C is extension; D is left lateral bending; a is mild DDD; b is moderate DDD)

表 3 正常与不同退变程度下 L4/5 椎间盘各部分压力及总压力 (N)

Table 3 The force distribution of L4/5 lumbar disc for different grades of degeneration						
载荷 Loadings	L4/5 节段 L4/5 segment	总压力 Force	髓核 Nucleus	内层纤维环 Inner layer	中层纤维环 Middle	外层纤维环 Outer layer
轴向压缩 Axial compression	正常 Normal	411.478	45.819	81.007	114.673	169.979
	轻度退变 Mild DDD	410.893	6.756	98.898	125.573	179.666
	中度退变 Moderate DDD	408.099	5.728	100.204	127.189	174.978
前屈 Anteflexion	正常 Normal	496.861	55.308	95.923	140.983	204.647
	轻度退变 Mild DDD	496.386	8.046	117.834	154.208	216.298
	中度退变 Moderate DDD	495.342	7.139	120.557	156.827	210.819
后伸 Extension	正常 Normal	395.817	45.170	82.615	107.160	160.872
	轻度退变 Mild DDD	396.917	6.706	99.907	118.549	171.764
	中度退变 Moderate DDD	397.302	5.471	101.405	121.124	169.302
右侧屈 Right lateral bending	正常 Normal	412.293	48.514	80.379	109.993	173.407
	轻度退变 Mild DDD	421.475	6.764	102.068	132.780	179.863
	中度退变 Moderate DDD	419.133	5.751	103.584	134.269	175.529
旋转 Rotation	正常 Normal	425.292	48.125	83.173	121.764	172.230
	轻度退变 Mild DDD	422.587	6.959	100.717	132.776	182.135
	中度退变 Moderate DDD	420.313	5.934	102.281	134.515	177.583

纤维环明显;各工况下的压力变化规律相同。

3 讨论

本研究建立了 L3~S1 三维有限元模型,并通过改变椎间盘材料性质模拟了 L4/5 椎间盘轻度退变情况下应力分布情况,观察了腰椎间盘退变后其应力分布发生变化的规律。研究发现,正常椎间盘受力主要集中于后侧椎弓根附近,并向前侧逐渐减小,而各种屈曲位时,纤维环上应力则集中于相应侧屈方向,并向对侧逐渐减小。当椎间盘发生退变后椎间盘髓核和纤维环的应力分布发生变化,在总应力变化不大的前提下,髓核所受应力明显减小,纤维环应力分布规律与正常椎间盘一致,但所受应力则相应增加,尤以内层和中层纤维环为主。这种新的应力分布变化与椎间盘退变时生理结构和胶原纤维的改变是一致的。正常椎间盘富含水分与蛋白多糖,髓核不可压缩可形变,使得椎间盘上应力得以均匀分布;椎间盘退变后,由于其各部分尤其是髓核水分的丢失以及胶原纤维的改变,髓核所受应力大大减少,椎间盘所受应力分布不再均匀,相对于正常椎间盘更加集中于纤维环,也使得纤维环在相同载荷下更容易从应力相对集中的后侧发生损伤^[12]。这可能是椎间盘源性腰痛、椎间盘突出症或腰椎不稳等腰椎退行性疾病发生的原因之一。

总之,本研究通过有限元分析提供了各载荷下不同程度退变椎间盘应力分布的定性及定量的变化,反映了椎间盘退变后其力学环境的改变。结果表明,椎间盘的退变增加了其进一步发生损伤的风险。这有助于临床医生更深刻地了解这种疾病的发生和发展,同时对疾病的治疗也有一定的指导作用。但本研究为有限元分析,与在体情况可能存在一定差异,有待进一步研究证实。

4 参考文献

1. Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine[J]. Med Eng

Phys, 2001, 23(7): 483-491.

2. Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, et al. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc: finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads[J]. Spine, 1995, 20(6): 689-698.
3. Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? a viscoelastic finite element model[J]. Spine, 1996, 21(22): 2570-2579.
4. Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, et al. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments [J]. J Biomech, 1992, 25(11): 1351-1356.
5. Wu HC, Yao RF. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus[J]. J Biomech, 1976, 9(1): 1-7.
6. Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, et al. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2003, 12(4): 413-420.
7. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression[J]. Spine, 1986, 11(9): 914-927.
8. Boden SD, Davis DO, Dina T. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects: a prospective investigation[J]. J Bone Joint Surg Am, 1990, 72(3): 403-408.
9. Elliott DM, Setton LA. Anisotropic and inhomogeneous tensile behavior of the human annulus fibrosus: experimental measurements and material model predictions [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(3): 256-263.
10. Ruberté LM, Natarajan RN, Andersson GB. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments: a finite element model study[J]. J Biomech, 2009, 42(3): 341-348.
11. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine, 1983, 8(8): 817-831.
12. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration[J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(Suppl 2): 36-40.

(收稿日期:2012-12-12 末次修回日期:2013-02-24)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 卢庆霞)