

文章编号:1004-7220(2012)01-0096-06

## 腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法

黄菊英<sup>1</sup>, 李海云<sup>1</sup>, 吴浩<sup>2</sup>

(1. 首都医科大学 生物医学工程学院, 计算机仿真和医学影像实验室, 北京 100069;

2. 首都医科大学宣武医院 神经外科, 北京 100053)

**摘要:** 目的 建立腰椎间盘突出症力学特征的数值计算分析模型,为腰椎间盘突出症的力学机理提供一种检测评估方法。**方法** 利用健康成人L4~5腰椎运动节段CT影像,采用Mimics 10.01医学图像处理软件和Geomagic 10.0逆向工程软件分别建立L4~5腰椎运动节段的椎骨和椎间盘,并在Ansys软件中附加腰椎相关韧带及通过改变椎间盘突出后对应的材料属性,建立腰椎L4~5运动节段有限元模型,构建正常模型和腰椎间盘突出模型;运用有限元方法模拟正常椎间盘和突出椎间盘在轴向压力、前弯、侧弯、旋转和后伸5种载荷下的生物力学特征参数。**结果** 椎间盘突出后,椎间盘的应力分布及传递载荷的能力改变,应力集中于纤维环后外侧;在相同的载荷情况下,突出的椎间盘的最大形变量比正常椎间盘的大;椎间盘突出模型的小关节突接触力比正常模型的小关节突接触力大。**结论** 椎间盘突出后,椎间盘的承载功能下降,关节突的应力水平升高,小关节的负荷增加,从而导致腰椎稳度下降。

**关键词:** 腰椎; 椎间盘突出; 力学特性; 有限元分析; 应力分布; 形变; 载荷

中图分类号: R3 文献标志码: A

## Simulation calculation on biomechanical properties of lumbar disc herniation

HUANG Ju-ying<sup>1</sup>, LI Hai-yun<sup>1</sup>, Wu Hao<sup>2</sup> (1. *Computer Simulation and Medical Imaging Laboratory, College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China*; 2. *Department of Neurosurgery, Xuanwu Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100053, China*)

**Abstract: Objective** To establish a numerical calculation and analysis model of lumbar disc herniation so as to provide a method of detecting and assessing the mechanical mechanism of lumbar disc herniation. **Methods** Based on CT of a healthy adult, the vertebra and intervertebral disc of lumbar 4~5 segment were reconstructed by Mimics 10.01 software and Geomagic 10.0 software, respectively. By adding the lumbar attaching ligaments and transforming the corresponding material properties of the extruded disc in Ansys software, the finite element model of L4~5 was established to create the intact disc and extruded disc model. The finite element method was employed to simulate the biomechanical properties of the two models under the loads of axial compression, flexion, lateral bending, extension and rotation. **Results** After the lumbar disc was extruded, the stress distribution on the disc and the ability of load transfer were changed. The stress was concentrated at the posterior lateral of annulus fibrosus. Under the same loads, the maximum deformation of the extruded disc was larger than that of the intact disc. The contact forces of the facet joints in the extruded disc model were larger than that in the intact disc model. **Conclusions** After the lumbar disc was extruded, the load-bearing capacity was decreased and the stress level of the articular process was increased, and the loads on the facet joints were also enhanced, leading to the decline of stability in the lumbar vertebrae.

**Key words:** Lumbar; Disc herniation; Mechanical properties; Finite element analysis; Stress distribution; Deformation; Loads

收稿日期:2011-07-11; 修回日期:2011-09-14

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30670576),北京市教委重点项目(200810025011),首都医科大学基础临床合作课题(10JL24)。

通讯作者:李海云,教授,博士研究生导师,E-mail: haiyunli@ccmu.edu.cn。

腰椎间盘突出症在临床上十分常见,其病理基础是椎间盘退变。由于腰椎在结构形状、生物材料特性和负荷承重等方面比较复杂,以往的体外生物力学研究方法难以获得较全面的信息。三维有限元分析方法相对于传统实验方法,能够模拟多种载荷施加情况,并且可以获得骨骼内部的应力分布,故被广泛用于腰椎生物力学研究<sup>[1-2]</sup>。脊柱节段有前屈、后伸、侧弯和旋转4个自由度上的生理运动,并且上半身的重量对腰椎施加了压力;因此,本研究利用L4~5腰椎运动节段的三维有限元模型,分别模拟正常椎间盘和突出的椎间盘;在压缩、前弯、侧弯、后伸和旋转等载荷条件下分别对两组有限元模型进行力学测试,观察不同载荷下两组模型腰椎间盘的应力分布和形变及关节突接触力等生物力学参数的变化,探讨椎间盘突出后对腰椎活动节段生物力学特性的影响。

## 1 材料和方法

### 1.1 CT数据

选择成人健康志愿者,无椎间盘疾病史,用东芝16层螺旋CT Aquilion16对志愿者做L4~5运动节段CT轴向扫描,获取断层DICOM图像,层厚为0.75 mm。

### 1.2 几何模型

将CT图像导入Mimics 10.01医学图像处理软件,建立L4~5的3D椎骨模型。由于此时3D椎骨模型的表面非常粗糙,故将此图像导入逆向工程软件Geomagic 10.0中进行平滑处理,这样有利于后期有限元网格划分,并能够增强计算的收敛性。为了更好地逼近椎间盘的几何形态特征,依据其CT图像的解剖特征,本文应用逆向工程软件Geomagic 10.0,利用L4椎体下表面和L5椎体上表面建立椎间盘的3D模型。

### 1.3 有限元模型

**1.3.1 L4~5活动节段有限元模型的建立** 将3D椎骨模型和椎间盘模型导入Solidworks软件系统中,生成实体模型。然后将实体模型导入Ansys 12.0有限元软件中,对这两部分实体模型进行有限元的网格划分,最后形成L4~5运动节段的有限元模型。

椎骨的网格划分采用8节点等参6面体单元。L4和L5椎骨网格包含64 211个单元和75 025个

节点。椎间盘网格划分单元设置与椎骨一致,椎间盘主要由髓核、纤维环和软骨终板构成。髓核位于椎间盘中央偏后部位,纤维环由同心环层状纤维组成。L4和L5椎体间有前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、棘上韧带(SL)、棘间韧带(L)、黄韧带(FL)、横突间韧带(TL)和关节囊韧带(CL)。这些韧带根据其功能均采用超弹性索单元来模拟。

L4和L5椎骨后部结构有两个小关节,两关节面除了相互挤压外,还存在小关节囊拉牵作用。为此将关节面定义为673个面-面接触单元<sup>[3]</sup>模拟关节突软骨之间的接触滑动。关节软骨层厚0.4 mm,接触单元的初始间距为0.6 mm,摩擦系数为0。腰椎L4~5活动节段完整有限元模型包括94 794个实体单元、1 196个缆单元、1 170个壳单元、7 64个目标单元、464个接触单元,总计有134 518个结点(见图1)。

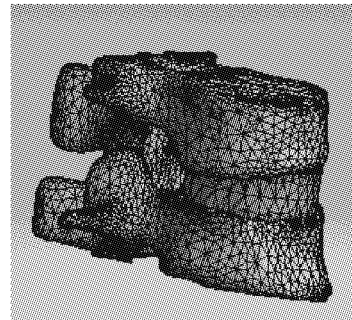


图1 L4~5腰椎节段有限元模型

Fig.1 Finite element model of the lumbar L4~5 segment

椎骨简化为各向同性的弹性材料,用弹性模量和泊松比两个参数描述<sup>[4]</sup>。其中,椎体外表面单位用密质骨描述,内部单元用松质骨描述,小关节接触单元用一种介于密质骨和松质骨的材料描述。椎间盘纤维环基质也简化为各向同性弹性材料,髓核假定是一种不可压缩的固体材料。三维有限元模型的材料特性如表1所示<sup>[5-7]</sup>。

### 1.3.2 椎间盘突出的L4~5有限元模型的建立

椎间盘突出后,组织学上表现为髓核脱水、纤维环破裂,纤维环和髓核的生化成分和渗透性发生改变,含水量减少。Umehara等<sup>[8]</sup>测试了正常及退变椎间盘的弹性模量,发现退变椎间盘弹性模量较正常椎间盘明显增高。本研究通过改变髓核和纤维环的弹性模量和泊松比建立椎间盘突出模型(见图2)。改变

表1 有限元模型的参数

Tab.1 Material parameters of finite element model

材料	弹性模量, E/MPa	泊松比
皮质骨	12 000	0.3
松质骨	100	0.2
关节软骨	25	0.4
髓核	1	0.499 9
纤维环	4.2	0.45
前纵韧带	7.8	0.3
后纵韧带	10	0.3
黄韧带	15	0.3
横突间韧带	10	0.3
关节囊韧带	7.5	0.3
棘间韧带	10	0.3
棘上韧带	8	0.3

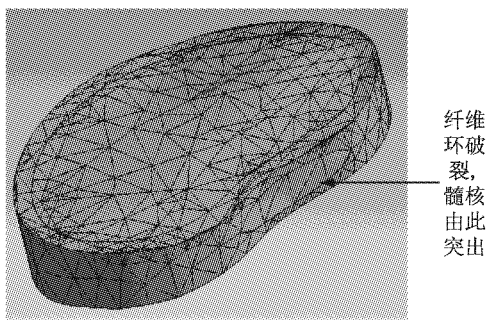


图2 椎间盘突出有限元模型

Fig.2 Finite element model of the lumbar disc herniation

髓核的材料特性模拟髓核脱水,通过改变纤维环纤维含量及纤维环材料特性模拟纤维环破裂。髓核材料的弹性模量设定为 1.66 MPa,泊松比为 0.4;纤维环基质弹性模量设定为 12.29 MPa,泊松比为 0.35。

#### 1.4 边界与加载条件

约束 L5 椎体和棘突底面上所有结点平移和转动共 6 个自由度,并且对 L4 的下表面和椎间盘的上表面, L5 的上表面和椎间盘的下表面做了两个耦合。使 L4 的下表面和椎间盘的上表面上所有的结点具有相同的自由度, L5 的上表面和椎间盘的下表面上所有的结点具有相同的自由度。对 L4 的上

表面施加 1 kN 的轴向正压力和 3 个解剖主平面上 10 N·m 的纯扭矩,模拟脊柱阶段的前弯、侧弯、旋转和后伸 4 个生理运动,以及上半身的重量对腰椎 L4~5 运动节段施加的正压力,研究椎体和椎间盘在这些负载下所发生的力学行为。

## 2 结果

### 2.1 正常 L4~5 活动节段有限元模型的验证

如图 3 所示,轴向压缩载荷条件下, L4~5 节段有限元模型的负载-最大位移曲线位于 Brown 等<sup>[9]</sup>、Markolf<sup>[10]</sup>、Virgin<sup>[11]</sup> 体外实验的研究曲线之间,椎骨的最大轴向位移随着负载的增加而增加。负载和应变的关系几乎为线形,这说明皮质骨在正常受力状态下表现出弹性性质。在 10 N·m 力矩的作用下,前曲活动范围大于后伸,侧弯的运动范围也较大,而轴向旋转范围较小。如表 2 所示, L4~5 节段正常模型在弯曲、后伸、侧弯和旋转 4 种载荷下的旋转角度与 Yamamoto 等<sup>[12]</sup> 和 Chen 等<sup>[13]</sup> 的实验结果相似。

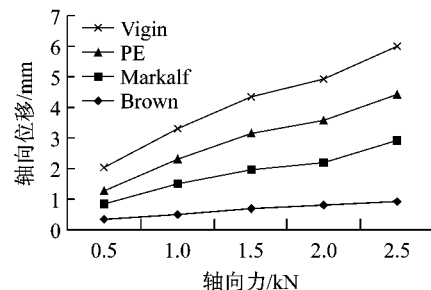


图3 有限元模型与体外实验的比较:不同轴向压力下的椎体最大位移

Fig.3 Comparison between finite element results and results from experimental studies: the maximum displacement of the vertebrae under different axial loads

表2 有限元模型与体外实验的比较:不同负载下椎体的旋转角度

Tab.2 Comparison between FE results with the results from experimental studies: the rotation degree of the vertebrae under different loads

	侧弯/(°)	后伸/(°)	前弯/(°)	旋转/(°)
文献[12]	8.9	5.8	5.9	2.5
文献[13]	4.5	4	2	2
有限元模型	6.7	6	3.7	1.95

## 2.2 L4~5 活动节段椎间盘突出的有限元模型的验证

椎间盘突出的有限元模型的腰椎运动节段在侧弯和旋转时运动范围较小,而在前弯时运动范围最大。如表 3 所示, L4~5 节段椎间盘突出模型在弯曲、后伸、侧弯和旋转 4 种载荷下的旋转角度与 Panjabi 等<sup>[14]</sup> 的实验结果相一致。

表 3 有限元模型与体外实验的比较: 不同负载下椎体的旋转角度  
 Tab.3 Comparison between finite element results and results from experimental studies: the rotation degree of the vertebrae under different loads

	侧弯/(°)	后伸/(°)	前弯/(°)	旋转/(°)
文献[14]	4.4	1.8	1.3	1.2
有限元模型	5.2	2.2	1.6	1.3

## 2.3 不同载荷下椎间盘的应力分布

在 L4~5 节段正常的椎间盘模型中, L4~5 健康椎间盘内的 Von Mises 应力在轴向正压力 1 kN 载荷下最高为 0.712 MPa, 侧弯时最高为 0.28 MPa, 接下来依次是后伸为 0.276 MPa, 旋转为 0.2 MPa, 前弯为 0.12 MPa(见表 4)。椎间盘突出后, 椎间盘的 Von Mises 最高值较健康椎间盘的应力增加。从图 4~8 的应力云图中可以看出, 在不同的载荷情况下, 正常的椎间盘承受着应力, 纤维环的应力集中在后侧, 并向后外侧传递, 髓核产生的压应力最大。椎间盘突出后, 椎间盘纤维环的应力分布范围加大, 整个周边承受着较大的应力。

表 4 五种载荷下两组模型的椎间盘最大应力(单位: MPa)

Tab.4 Maximum stresses on the intervertebral disc under five different loads in two models

	侧弯	后伸	前弯	旋转	正压力
正常模型	0.28	0.276	0.12	0.2	0.712
椎间盘突出模型	0.6	0.78	1.8	1.6	2.98

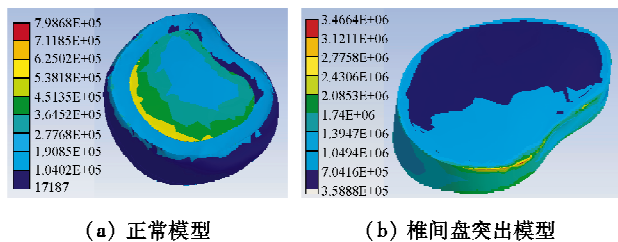


图 4 1 kN 轴向正压力情况下的应力云图  
 Fig.4 Distribution of Von Mises stress under 1 kN axial compression force (a) The intact disc model, (b) The extruded disc model

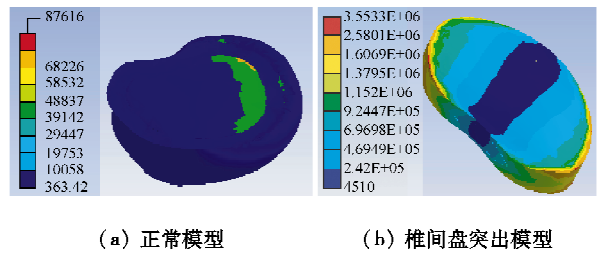


图 5 侧弯情况下的应力云图  
 Fig.5 Distribution of Von Mises stress under lateral bending (a) The intact disc model, (b) The extruded disc model

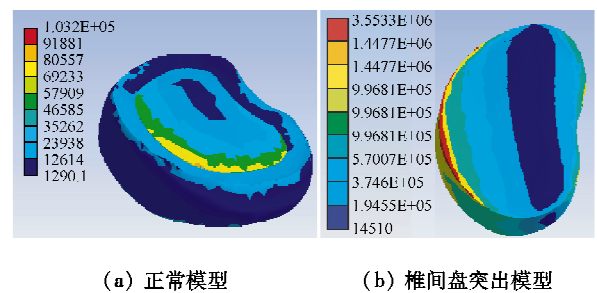


图 6 后伸情况下椎间盘的应力云图  
 Fig.6 Distribution of Von Mises stress under extension (a) The intact disc model, (b) The extruded disc model

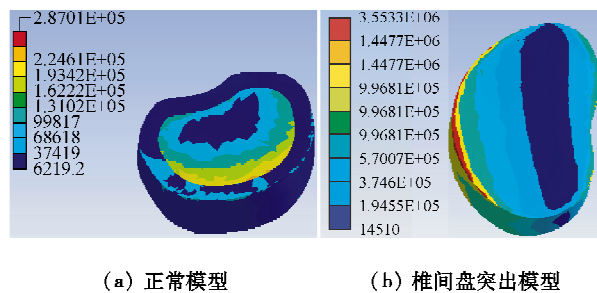


图 7 前弯情况下的应力云图  
 Fig.7 Distribution of Von Mises stress under flexion (a) The intact disc model, (b) The extruded disc model

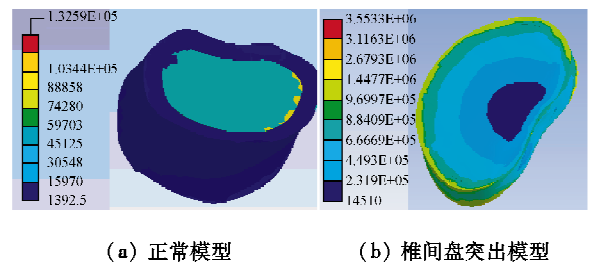


图 8 旋转情况下的应力云图  
 Fig.8 The distribution of Von Mises stress under rotation (a) The intact disc model, (b) The extruded disc model

## 2.4 不同负载下椎间盘的形变

在 L4~5 节段正常的椎间盘模型中, 健康椎间盘的最大形变发生在旋转和前弯的情况下。并且在前弯和旋转的载荷下, 形变最大的位置位于椎间盘

的侧后方。椎间盘突出后,在相同的载荷情况下,椎间盘的最大形变量比正常情况下增加(见表5)。

表5 五种载荷下两组模型的椎间盘最大形变(单位:mm)

Tab.5 Maximum deformation on the intervertebral disc under five different loads in two models

	侧弯	后伸	前弯	旋转	正压力
正常模型	0.061	0.091	0.602	0.353	0.25
椎间盘突出模型	0.698	0.112	0.693	1.25	0.28

## 2.5 关节突接触力

L4下关节突最大 Von Mises 应力和小关节突接触力变化趋势一致。在相同的载荷下,椎间盘突出模型的小关节突接触力比正常模型的大,这种趋势以后伸、旋转及1 kN的轴向压力尤为明显。其中,侧弯载荷下,椎间盘突出模型因小关节突之间没有接触,关节突接触力为0(见表6)。

表6 五种载荷下两组模型的关节突接触力变化(单位:N)

Tab.6 Changes of facet contact forces under five different loads in two models

	侧弯	后伸	前弯	旋转	正压力
正常模型	4.2	52.8	38.2	156.3	112.8
椎间盘突出模型	0	112.3	48.9	185.6	142.9

## 3 讨论

本文利用CT扫描的DICOM格式图像、Mimics 10.01、Geomagic 10.0、Solidworks 12.0及Ansys 12.0软件重建L4~5运动节段正常模型和椎间盘突出模型。由于在Mimics 10.0中利用CT或MRI图像重建的椎间盘不够准确,从而会降低模型的网格划分速度和有限元计算的收敛性。为此本研究模型的设计应用Geomagic 10.0软件,利用CT图像的解剖特征,在L4椎体下表面和L5椎体上表面间准确、快捷地建立了椎间盘的3D模型,大大提高了模型的网格划分速度和计算的收敛性。另外,椎间盘与椎体衔接处、关节面接触处及关节突关节与椎体连接处均采用面面接触单元,使L4~5运动节段正常模型和椎间盘突出模型更加接近解剖特点和临床要求。

由本研究结果可知,在不同的载荷情况下,正常的椎间盘承受着应力,纤维环的应力集中在后侧,并向后外侧传递,髓核产生的压应力最大。椎间盘突出后,椎间盘纤维环的应力分布范围加大,整个周边承受着较大的应力,各种应力均有明显向外层纤维

环集中的趋势。纤维环的应力水平比正常状态下的应力水平明显升高,这和椎间盘突出的生物反应一致。椎间盘的髓核和纤维环中的主要成分是蛋白多糖、胶原和水,正常情况下髓核胶原纤维黏度大,对力的传递具有同向性;在受压时能将应力传递到纤维环各部分,以避免椎间盘因应力不均而破裂。但椎间盘退变后,髓核的主要成分蛋白多糖减少,胶原纤维黏度降低,髓核内力的传递变为各向异性,从而影响了椎间盘均匀分配压力的能力,使作用于纤维环的应力分布不均匀,产生应力集中。这些退行性病变的结果导致椎间盘黏弹性减弱,载荷时椎间盘的变形力、承受应力的能力以及吸收能量缓冲震荡的能力下降,在外力作用下就可以从应力最集中的后外侧破裂,形成椎间盘突出<sup>[15-17]</sup>。椎间盘突出后,改变了椎间盘的应力分布及传递载荷的能力,应力集中于纤维环后外侧、椎体后方及关节突后壁。Dietrich等<sup>[18]</sup>认为正是这种椎间盘内部应力分布的改变引发椎间盘局部压力过高,组织疝造成椎间盘突出。

本研究结果显示,健康椎间盘的最大形变发生在旋转和前弯的情况下,并且最大的位置位于椎间盘的侧后方。在旋转、前弯及侧弯3种相同的载荷情况下,椎间盘突出后椎间盘的形变比正常椎间盘的形变大,这可能与腰椎节段运动承载系统发生改变有关。因此,椎间盘突出后,应尽量减少侧弯、前弯和旋转,否则更容易加重椎间盘的突出。

本研究结果发现,在后部结构中,应力集中的部位在椎弓根和小关节,尤以小关节明显。当腰椎后伸、侧弯及旋转时,后部结构特别是小关节的应力明显升高。侧弯时对侧小关节被拉伸,同侧被压缩,对侧小关节面的前内侧下部和后外侧上部产生较大的接触应力,同侧小关节面的中下部则产生较小的应力。轴向旋转时,同侧小关节面不受力,仅对侧小关节受力,且承受的压力极大,说明小关节对抗旋转的作用是很强的。这一作用对保护椎间盘有重要的意义,因为扭转载荷是导致椎间盘退变、突出的主要原因<sup>[19]</sup>。在椎间盘突出的情况下,随着椎间盘承载功能的下降,关节突的应力水平升高,此时体位变化使关节突的应力集中更加明显。这表明椎间盘正常情况下关节突分担了一部分轴向压缩载荷,在体位变化时发挥着维持腰椎稳定的作用,并且在椎间盘突出后关节突的这种维持腰椎稳定的作用更加明

显。由此可见,纤维环的退变可诱发小关节的增生、退变。椎体的后部结构如果损伤或发育异常,将会导致其生物力学功能下降,必然会引起推体的前部结构及椎间盘所承受的应力增大,最终导致纤维环的退变,并可加重腰椎不稳。故长期、反复后伸或旋转尤其在椎间盘突出后,将增加小关节的负荷,引起小关节损伤或加速小关节的退变进程。小关节的损伤、退变以及随后产生的关节突增生肥大均可能使神经根发生卡压,使临床症状进一步加剧,由此可见腰椎生物力学方面的异常改变是引起腰背疼痛的重要原因。

本研究提供了在轴向压力、前弯、侧弯、后伸及旋转5种载荷下,正常L4~5腰椎运动节段与椎间盘突出L4~5腰椎运动节段两种模型的生物力学特性,从而寻找到椎间盘突出的机理特性。下一步将研究在5种载荷的作用下,髓核摘除的椎体的生物力学参数的变化,探讨髓核摘除后对生物活动节段生物力学特性的影响。L4~5腰椎运动节段模型是基于影像数据建立在较为精确的几何模型上的有限元模型,能够有效地分析腰椎节段的生物力学特性和仿真,为椎间盘突出的病人的个性化治疗提供了理论基础。

#### 参考文献:

- [1] 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 to axial compressive loads [J]. *Spine*, 1995, 20(6): 689-698.
- [2] 胡勇, 谢辉, 杨述华. 三维有限元分析在脊柱生物力学中应用研究[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(3): 246-250.  
Hu Y, Xie H, Yang SH. Utilization of three-dimensional finite element method in spinal biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(3): 246-250.
- [3] 李斌, 赵志文, 陈秉智, 等. 人工椎间盘植入数后颈椎邻近节段生物力学变化的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(2): 94-99.  
Li B, Zhao ZW, Chen BZ, *et al.* Finite element analysis on adjacent segments for its biomechanical changes after artificial cervical disc prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 94-99.
- [4] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 200-205.  
Su J, Zhao WZ, Chen BZ, *et al.* Establishing finite element contact model of human L1~L5 lumbar segments [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 200-205.
- [5] Pitzen T, Geisler F, Matthis D, *et al.* A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine [J]. *Control Eng Practice*, 2002, 10(1): 83-90.
- [6] 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.
- [7] 刘宝胜, 杨庆生. 椎体-椎间盘固液耦合的轴对称表达、建模与分析[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(4): 361-366.  
Liu BS, Yang QS. Axisymmetric formulation, modeling and analysis of solid-fluid coupling in vertebra and intervertebral disc [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 361-366.
- [8] Umehara S, Tadano S, Abumi K, *et al.* Effects of degeneration on the elastic modulus distribution in the lumbar intervertebral disc [J]. *Spine*, 1996, 21(7): 811-819.
- [9] Brown T, Hansten, Yorra AJ. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with Particular reference to intervertebral discs [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1957, 39(5): 1135-1164.
- [10] Markolf KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external load: A biomechanical study using autopsy material [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1972, 54(3): 511-533.
- [11] Virgin WJ. Experimental investigations into the physical properties the intervertebral disc [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1951, 33(4): 607-611.
- [12] Yamamoto L, Panjabi MM, Criseo T, *et al.* Three-dimensional movement of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [13] 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.
- [14] Panjabi MM, Grag MH, Chung TQ. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine [J]. *Spine*, 1984, 9(7): 707-713.
- [15] Natarajan RN, Ke JH. A model to study the disc degeneration process [J]. *Spine*, 1994, 19(3): 259-265.
- [16] 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.
- [17] 吴青坡, 张春霖, 张美超, 等. 两种术式髓核摘除对腰椎生物力学影响的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 298-301.  
Wu QP, Zhang CL, Zhang MC, *et al.* Finite element analysis of biomechanical effects of nucleotomy with two procedures on lumbar spine [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(3): 298-301.
- [18] Dietrich M, Kedzior K. Non-linear finite element analysis of formation and treatment of intervertebral disc herniae [J]. *Proc Inst Mech Eng*, 1992, 206(4): 225-231.
- [19] Haheer TR, O'Brien, Dryer JW, *et al.* The role of the lumbar facet joints in spinal stability. Identification of alternative paths of loading [J]. *Spine*, 1994, 19(23): 2667-2671.