

DOI:10.3724/SP.J.1008.2011.00645

## 有限元模型分析髓核摘除术后腰椎生物力学特性变化

李海波, 方杰, 陈其昕\*, 李方财, 唐小君

浙江大学医学院附属第二医院骨科, 杭州 310009

**[摘要]** **目的** 采用三维有限元模型分析方法, 探讨腰椎间盘突出症髓核摘除术对腰椎生物力学特性的影响。**方法** 采用新型 CAD 方法精确建立腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 活动节段有限元模型, 构建正常模型、退变模型、髓核摘除即刻模型和瘢痕长入模型, 分别模拟正常椎间盘、退变椎间盘、髓核摘除术后即刻和术后中长期随访时的椎间盘, 并在压缩、屈曲、伸展、前剪及后剪 5 种载荷条件下对 4 组模型进行生物力学测试。**结果** (1) 各种载荷下退变模型的腰椎节段刚度较正常模型提高; (2) 髓核摘除即刻模型的刚度较退变模型减小, 但较正常模型提高; (3) 瘢痕长入模型腰椎节段刚度大幅回升并超过退变模型; (4) 髓核摘除即刻模型在屈曲、后伸和后剪载荷下关节突接触力减小, 瘢痕长入模型则表现为在后伸、前剪和后剪载荷下关节突接触力增加; (5) 各种载荷下退变模型后向膨出度较正常模型明显减小, 髓核摘除即刻模型后向膨出度一定程度回升, 但其纤维环内环会发生“内向膨出”。**结论** 腰椎间盘突出髓核摘除术可在术后不同时段对腰椎运动节段生物力学特性产生不同影响, 髓核摘除术后即刻对腰椎稳定性和后部结构应力影响较小, 而髓核摘除中长期后则可有腰椎运动节段变硬和关节突的应力增加。

**[关键词]** 髓核摘除术; 腰椎; 生物力学; 有限元分析

**[中图分类号]** R 681.533.1 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2011)06-0645-05

### Finite element model analysis of lumbar biomechanical characteristics after nucleus discectomy

LI Hai-bo, FANG Jie, CHEN Qi-xin\*, LI Fang-cai, TANG Xiao-jun

Department of Orthopaedics, the Second Affiliated Hospital, Medical College of Zhejiang University, Hangzhou 310009, Zhejiang, China

**[Abstract]** **Objective** To use three-dimensional finite element model analysis for studying the lumbar biomechanical characteristics following nucleus discectomy in a patient with lumbar intervertebral disc protrusion. **Methods** A novel CAD method was adopted to accurately create the finite element models of L<sub>4/5</sub> segment, including the models for normal disc, degenerated disc, denucleated disc immediately after operation (denucleated model), and denucleated disc after a longer time period (scar growth model). Furthermore, the biomechanical parameters of the four models were examined under five different loads, namely, compression, flexion, extension, forward and backward shear loads. **Results** (1) Under the five loads, the stiffness of degenerated model was increased compared with that of the normal disc under all 5 different loads. (2) The stiffness of denucleated model was decreased than that of degenerated disc and increased than that of the normal disc. (3) The stiffness of scar growth model was enhanced and even surpassed that of the degenerated model due to the fact that the scar tissue filled the intradisc cavity. (4) The facet contact force was decreased under flexion, extension, and backward shear loads in denucleated model, and were increased under extension, forward and backward shear loads in scar growth model. (5) The backward bulge in the degenerated model was obviously slighter than that in the normal model. The backward bulge of denucleated model increased to some extent, and its inner annulus fibrosus had inward bulging. **Conclusion** Nucleus discectomy has different effects on the biomechanics of lumbar motion segment in patients at different time points after operation. The impacts on lumbar stability and posterior structure are small immediately after nucleus discectomy, and the lumbar motion segment may stiffen and the stress of articular process may increase after a longer time period following nucleus discectomy.

**[Key words]** nucleus discectomy; lumbar vertebrae; biomechanics; finite element analysis

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2011, 32(6): 645-649]

**[收稿日期]** 2010-12-08 **[接受日期]** 2011-02-04

**[基金项目]** 卫生部科学研究基金重点项目(WKJ 2005-Z-046). Supported by the Key Program of Science Research of the Ministry of Health (WKJ 2005-Z-046).

**[作者简介]** 李海波, 硕士. E-mail: 270810472@qq.com

\* 通信作者(Corresponding author). Tel: 0571-87783543, E-mail: zrcqx@zju.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。既往的研究已表明椎间盘退变可导致腰椎活动节段的刚度和椎间盘的承载模式发生改变<sup>[1]</sup>。髓核摘除是治疗该病的常用外科手术,但对术后的腰椎活动节段生物力学特点尚缺乏了解。本研究在建立 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 运动节段非线性三维有限元模型的基础上<sup>[2]</sup>,分别模拟正常椎间盘、退变椎间盘、髓核摘除即刻椎间盘、术后中长期随访时的椎间盘,在压缩、屈曲、伸展、前剪及后剪裁荷条件下分别对各组有限元模型进行力学测试,观察不同载荷下 4 组模型腰椎活动节段刚度、关节突接触力和纤维环最大后外侧膨出等生物力学参数的变化,探讨髓核摘除术对腰椎活动节段生物力学特性的影响。

### 1 材料和方法

1.1 建立表面模型及正常 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 活动节段有限元模型 选取 1 例 32 岁健康中国男性志愿者为建模素材,将腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 节段 CT 的平扫图像数据导入医学图像可视化研究平台。采用一种包含“非种子区域分割方法”、“最佳切割平面”、“分段线性子空间”、“规则子空间”等算法的新型 CAD 方法精确构建腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 活动节段右半边三维表面模型<sup>[2]</sup>。

将 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 节段表面模型的结点坐标及三角面片信息导入 ANSYS 9.0(Inc. Pennsylvania, USA)有限元软件。椎间盘内髓核被模拟为不可压缩的黏弹性液体<sup>[3]</sup>。椎间盘纤维环由基质与埋在基质中的胶原纤维所构成的混合体表示。关节突软骨层表面接触采用无摩擦的滑动表面接触单元模拟<sup>[4-5]</sup>。有限元模型包含的前纵、后纵、棘上、棘间、横突间韧带以及黄韧带和关节囊韧带均采用超弹性缆单元模拟<sup>[6]</sup>。

#### 1.2 有限元模型的建立

1.2.1 退变椎间盘模型及髓核摘除即刻有限元模型的建立 退变椎间盘模型是通过改变髓核的材料特性模拟髓核脱水,从而改变纤维环的纤维含量及纤维环的材料特性模拟纤维环破裂来获得的。髓核材料是由正常不可压缩的液体单元(fluid element)被各向同构型的实体单元(solid element)所代替,其弹性模量设定为正常纤维环基质的弹性模量的 2 倍(8.4 MPa);纤维环基质弹性模量也设定为正常纤维环基质的弹性模量的 2 倍,纤维环中纤维的体积减少到原正常纤维环中纤维体积的 25% (可通过改变纤维环的纤维直径来获得,纤维直径设定为原始直

径的 1/4)<sup>[7]</sup>。

髓核摘除即刻有限元模型是通过 ANSYS 9.0 有限元分析操作平台的单元删除功能去除代表退变髓核的各向同构型实体单元,其余各组分材料属性与退变椎间盘模型保持一致而获得(图 1)。

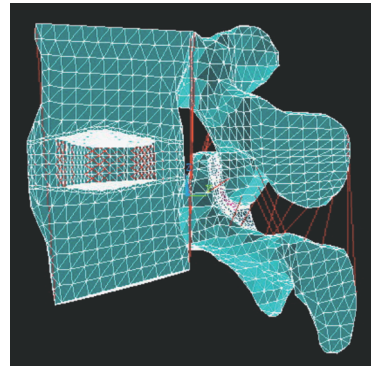


图 1 腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 活动节段去除髓核的有限元模型

Fig 1 An denucleated finite element model of L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> motion segment

1.2.2 术后中长期随访时椎间盘模型(瘢痕长入模型)的建立 术后中长期随访时椎间盘模型要考虑到术后一定时期内椎间盘高度的丢失和髓核摘除后瘢痕组织的长入是在正常模型的基础上将椎间盘高度降低为原来的 1/2,在瘢痕组织有限元材料特性的选择中,考虑到瘢痕组织的纤维组织学基础以及侵入生长的方式,选用了与瘢痕组织来源相近的纤维组织,即髓核周围的纤维环纤维的材料特性进行模拟。

1.3 负载及边界条件 约束 L<sub>5</sub> 椎体与棘突底面上所有节点 3 个方向的自由度以及 L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 椎体和棘突正中矢状面左右方向的自由度。分别在 4 组有限元模型的 L<sub>4</sub> 椎体上表面分 14 步施加 3 000 N 的垂直压缩载荷,分 16 步施加 24 N·m 的屈曲力矩,分 16 步施加 16 N·m 的伸展力矩;在 L<sub>4</sub> 半椎体矢状面正中点分 12 步施加 75 N 的向前剪力负荷,分 12 步施加 75 N 的向后剪力负荷。

### 2 结果

2.1 正常腰椎活动节段有限元模型的验证 有限元模型的具体验证过程详见文献<sup>[2]</sup>,在轴向压缩载荷条件下,正常 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 节段有限元模型的预测结果与体外实验生物力学研究结果相似<sup>[8]</sup>。正常 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 有限元模型的压缩-轴向位移曲线位于 Brown 等<sup>[9]</sup>、Markolf<sup>[10]</sup>、Virgin<sup>[11]</sup> 的实验研究曲线之间(图 2A),压缩载荷增加,L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 节段椎间盘刚度亦轻度增加;

压缩-椎间盘内压力曲线位于 Nachemson<sup>[12]</sup> 与 Rolander<sup>[13]</sup> 的研究曲线之间, 且呈线性走行(图 2B)。同时, 终板的轴向膨出亦随压缩载荷的增加而增加,

正常 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 节段有限元模型的压缩-终板膨出曲线同样处于实验研究<sup>[14]</sup> 结果范围之内(图 2C)。

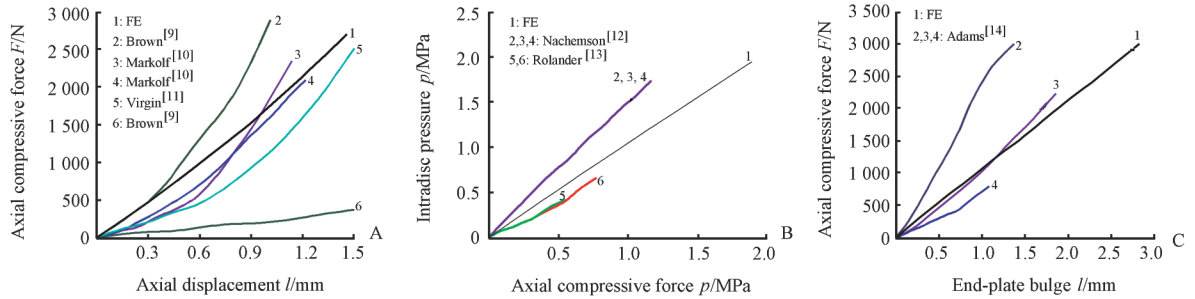


图 2 有限元模型的验证

Fig 2 Experimental studies *in vitro* of finite element model

A: The axial compressive force versus axial displacement; B: The intradisc pressure versus axial compressive force; C: The axial compressive force versus end-plate bulge

## 2.2 不同载荷下 4 组有限元模型生物力学特性的比较

### 2.2.1 刚度

刚度是指物体在载荷负载下抵抗形变的能力, 刚度越大, 物体抵抗形变的能力越强, 即物体越“硬”, 韧性越差。归纳本研究结果(图 3A)发现, 腰椎运动节段刚度变化有以下的特点: (1) 中度退变椎间盘、髓核摘除即刻及瘢痕长入后的椎间盘在各种载荷下与正常椎间盘相比, 除髓核摘除即刻压缩刚度有所减少外, 均呈现出不同程度的刚度增加。(2) 根据运动节段刚度绝对值的变化, 则由大到小依次为压缩刚度、后伸刚度、屈曲刚度、前剪刚度及后剪刚度; 然而若以正常模型为基础, 计算各种病理状态时的刚度变化率[刚度变化率(%) = 病理模型刚度/正常模型刚度 × 100%], 并用其作比较, 则受影响由大到小依次为前剪刚度、屈曲刚度、后剪刚度、后伸刚度和压缩刚度。(3) 不同椎间盘病理状态的刚度变化比较: 各种载荷下瘢痕长入对刚度的影响最大, 且表现为所有载荷类型下的刚度均有较大幅度的增加; 髓核摘除即刻对刚度的影响最小, 尤其在压缩载荷时, 甚至表现为刚度没有下降。

### 2.2.2 后部结构力

L<sub>4</sub> 下关节突最大 von Mises 应力和关节突接触力具有一定的相关性, 变化趋势一致。髓核摘除即刻模型在压缩和前剪载荷下关节突接触力显著增加, 而屈曲、后伸和后剪载荷下关节突接触力减小; 瘢痕长入模型则表现为压缩载荷下关节突接触力减小, 后伸、前剪和后剪载荷下关节突接触力增加。在屈曲载荷下中度退变和瘢痕长入模型因小关节之间没有接触, 关节突接触力为零(图 3B)。

### 2.2.3 椎间盘最大后向膨出的改变

5 种载荷测

试下各组模型的该项生物力学指标的变化均存在明显一致的“高低起伏”趋势, 即退变椎间盘模型的最大后向膨出较正常椎间盘模型明显减小, 髓核摘除即刻模型膨出度较退变椎间盘模型又有一定程度的回升, 但仍在正常椎间盘模型以下(图 3C); 各种载荷下的髓核摘除即刻模型又出现不同程度的“内向膨出”, 而在压缩载荷下表现得最为明显; L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 椎间盘后部纤维环内环上位点的垂直位移值为 0.677 28 mm, 中位点的垂直位移值为 0.771 85 mm, 下位点的垂直位移值为 0.677 62 mm。而 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 椎间盘上表面与 L<sub>4</sub> 下终板连接处前位点水平位移值为 0.033 646 mm, 中位点水平位移值为 0.021 902 mm, 后位点水平位移值为 0.006 855 mm。

## 3 讨论

腰椎间盘是椎体间的韧性连接单元, 它使脊柱具有一定的灵活性和柔韧性, 起到了传递和分布载荷的作用<sup>[15]</sup>。由于腰椎间盘是集载荷承担、分配和传递功能于一体的多功能体, 使得其较易发生退变, 即椎间盘组织性质的改变或由其他性质的组织代替正常组织<sup>[15]</sup>, 表现为髓核涵水能力下降, 纤维环纤维减少, 进而易导致纤维环松弛, 甚至破裂, 引起椎间盘内髓核从纤维环薄弱处脱出<sup>[16]</sup>, 目前临床上仍以经典的椎板开窗髓核摘除手术为主<sup>[17]</sup>。

既往有 2 种方式建立模型: (1) 对髓核切除模型的模拟有通过改变髓核单元的材料属性的方法; (2) 通过设置椎间盘内压的方法<sup>[18]</sup>。前者在模型计算过程中髓核单元仍作为物质、体积而存在, 难以确定这种存在是否会给计算带来难以预料的误差; 后者

的实现需要建立一种以设置椎间盘内压来模拟髓核单元模型,并假定髓核切除后椎间盘内压为零,这是一种间接的模拟方法,在结构上和实际切除情况有一定距离,并且不能预料恒定的零内压对髓核周围结构的影响。本研究在髓核切除即刻模型的建立过程中采用了单元删除的办法,在退变椎间盘模型基础上去除了代表退变髓核的各向同构型实体单元。该方法无论从操作过程还是模型结构上均是一种直接模拟的方法,可以最大程度地降低因建模造成的误差,更为贴近实际髓核摘除术后即刻椎间盘结构。

间盘退变可使腰椎活动节段的活动度受到一定程度的限制,提示中等程度的椎间盘退变可能已进入了椎间盘退变的重稳定期。

理论上讲,腰椎间盘髓核摘除术后由于髓核组织丢失、椎间盘高度丢失以及术后瘢痕组织的长入使腰椎原有的解剖结构发生改变,这些改变将会引起腰椎活动节段对力学载荷反应性的改变<sup>[20]</sup>,从而影响腰椎活动节段的稳定性。本研究结果尽管与退变椎间盘比较髓核摘除即刻模型在各载荷下的刚度有所下降;但与正常椎间盘比较,除压缩载荷下的刚度有轻度下降外,其他形式载荷下的刚度不但无明显下降反而有轻度增加。出现这一结果的原因是本研究髓核摘除即刻模型建立在椎间盘退变基础上,同时这与腰椎间盘突出症的临床基础相符合。由于本研究中的髓核摘除即刻模型中未模拟椎板开窗,也未模拟髓核突出或手术切开导致的椎间盘纤维环的损伤,这就提示单纯髓核摘除若不行椎板开窗及未加大纤维环手术时的损伤就不会影响腰椎运动节段的稳定性。

本研究中我们还建立了髓核摘除术后中长期随访时的椎间盘模型即瘢痕长入模型。通过各种载荷的测试,我们发现椎间盘高度降低以及瘢痕组织的长入使得该模型在各种载荷下的刚度较其他模型大幅增加。我们既往的研究结果已表明,在不同程度椎间盘退变模型中,各种载荷下运动节段刚度增加均同时伴有关节突接触力的减小<sup>[1]</sup>。然而,值得注意的是,本研究的瘢痕长入模型中的刚度大幅增加并不伴有关节突接触力的相应减小;相反,在后伸、前剪和后剪载荷下刚度增加的同时关节突接触力也相应增加,产生这种差异的原因尚不清楚,可能与瘢痕长入模型中采用了与纤维环特性相一致的材料模拟瘢痕组织,使髓核失去了应有的流动性,且同时模拟椎间盘高度降低,导致腰椎间盘小关节的三关节结构的应力分布模式发生改变有关。该结果提示在腰椎间盘髓核摘除中后期腰椎小关节突的应力在后伸、前剪和后剪等活动中有所增加,可能与髓核摘除术后中长期后发生小关节的进一步退变有关。

一般认为,当椎间盘承载时,随着椎间盘高度的下降,纤维环可向外膨出;而髓核摘除后由于椎间盘内部空虚,椎间盘结构和功能被破坏,失去髓核支撑的椎间盘高度会进一步下降并有更为明显的纤维环向外膨出。然而,本研究发现髓核摘除即刻模型的椎间盘纤维环向外膨出虽较退变椎间盘模型增大,但仍较正常椎间盘模型小。这一现象可能与椎间盘退变后腰椎运动节段承载系统发生了改变有关;而另一个可能的原因是由于髓核摘除后造成椎间盘纤

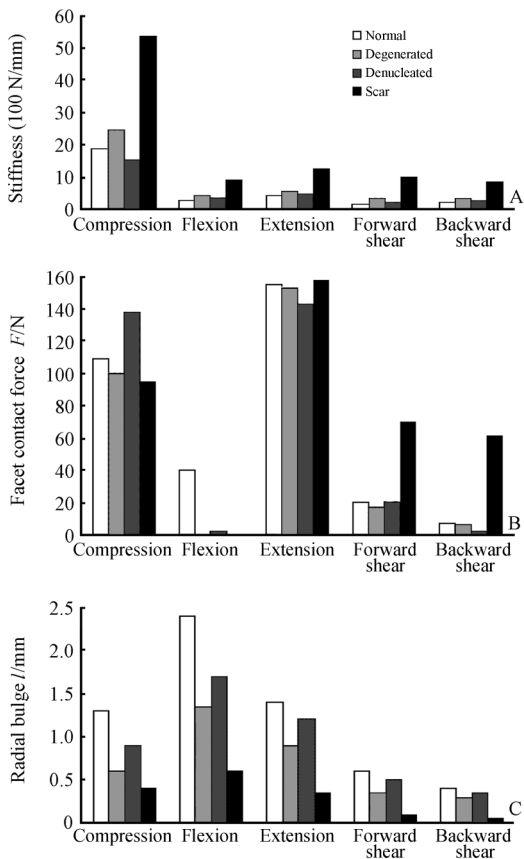


图3 5种载荷下4组有限元模型的生物力学特性  
Fig 3 Biomechanical characteristics of four finite element models under five different loads

A: Stiffness; B: Facet contact force; C: Maximum disc posterior radial bulge

腰椎活动节段刚度反映了腰椎节段抵抗变形的能力,如刚度小,则在较小的力学载荷下即可发生形变,也就是在同样载荷下可以发生相对较大的形变,引起腰椎的过度活动,即腰椎的稳定性下降。Kirkaldy-Willis等<sup>[19]</sup>认为腰椎间盘的退变过程是一个稳定性变化的过程,将其分为退变早期、失稳定期和重稳定期3个时期。本研究结果显示退变椎间盘在5种载荷下的刚度均较正常椎间盘增加,表明椎

纤维环后部内层的运动方向发生改变<sup>[22]</sup>,表现为纤维环内环的内向膨出(inward bulging),由此一定程度上抵消了纤维环向外膨出。这种继发于髓核摘除的纤维环内向膨出虽可以减小外向膨出的程度,但也是椎间盘发生进一步退变的潜在原因<sup>[23]</sup>。因为内向膨出会增加纤维环和终板间的剪应力<sup>[24]</sup>,这将可能导致纤维环的环型破裂,椎间盘发生进一步退变<sup>[21]</sup>。

髓核摘除术是腰椎间盘突出症治疗中不可或缺的重要方法。医生施术节段可在术后不同时段发生相应的力学特性改变,从而影响腰椎的稳定性,并由此导致椎间盘和小关节的进一步退变。临床上在进行髓核摘除术时应充分重视这些生物力学改变,而髓核摘除术后如何防止这些生物力学变化导致的椎间盘退变进展是今后值得进一步研究的课题。

### [参考文献]

[1] 唐小君,陈其昕,刘耀升,李方财. 非线性三维有限元法分析腰椎间盘退变[J]. 中华医学杂志,2008,88:1634-1638.

[2] 刘耀升,陈其昕,廖胜辉,唐小君,李方财,吴浩波,等. 腰椎L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub>活动节段有限元模型的建立和验证[J]. 第二军医大学学报,2006,27:665-669.

Liu Y S,Chen Q X,Liao S H,Tang X J,Li F C,Wu H B,et al. Development and validation of a finite element model for lumbar motion segment (L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub>) [J]. Acad J Sec Mil Med Univ, 2006,27:665-669.

[3] Shirazi-Adl S A,Ahmed A M,Shrivastava S C. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments[J]. J Biomech,1986,19:331-350.

[4] 陈之青,陈其昕,李方财,楼才俊. 椎体终板的凹陷角与腰椎间盘退变的相关性[J]. 中国骨伤,2004,17:396-398.

[5] Teo E C,Lee K K,Ng H W,Qiu T X,Yang K. Determination of load transmission and contact force at facet joints of L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub> segment using FE method[J]. J Musculoskel Res,2003,7:97-109.

[6] Goel V K,Kim Y E,Lim T H,Weinstein J N. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation [J]. Spine,1988,13:1003-1111.

[7] Kumaresan S,Yoganandan N,Pintar F A,Maiman D J,Goel V K. Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation[J]. J Orthop Res,2001,19:977-984.

[8] Qiu T X,Teo E C,Lee K K,Ng H W,Yang K. Validation of T<sub>10</sub>-T<sub>11</sub> finite element model and determination of instantaneous axes of rotations in three anatomical planes [J]. Spine,2003,28:2694-2699.

[9] Brown T,Hansen R J,Yorra A J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to intervertebral discs[J]. J Bone Joint Surg Am,1975,39-A:1135-1164.

[10] Markolf K L. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external load; a biomechanical study using autopsy material[J]. J Bone Joint Surg Am,1972,54:511-533.

[11] Virgin W J. Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc[J]. J Bone Joint Surg Br,1951,33-B:607-611.

[12] Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure experimental studies on post-mortem material [J]. Acta Orthop Scand, 1960, (Suppl 43):1-104.

[13] Rolander S D. Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. An experimental study on autopsy specimens [J]. Acta Orthop Scand, 1966, (Suppl 90):1-144.

[14] Adams M A,Hutton W C. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral pressive forces [J]. J Bone Joint Surg Br,1980,62:358-362.

[15] Miller J,Schmatz C,Schultz A. Lumbar disc degeneration: correlation with age,sex,and spine level in 600 autopsy specimens [J]. Spine,1988,13:173-178.

[16] Gunzburg R,Parkinson R,Moore R,Mapp S,Cantraine F,Hutton W,et al. A cadaveric study comparing discography,magnetic resonance imaging,histology,and mechanical behavior of the human lumbar disc[J]. Spine,1992,17:417-426.

[17] Gibson J N,Grant I C,Waddell G. The Cochrane review of surgery for lumbar disc prolapse and degenerative lumbar spondylosis[J]. Spine,1999,24:1820.

[18] Rohlmann A,Zander T,Schmidt H,Wilke H J,Bergmann G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method[J]. J Biomech,2006,39:2484-2490.

[19] Kirkaldy-Willis W H,Farfan H F. Instability of the lumbar spine[J]. Clin Orthop,1982,165:110-125.

[20] Shea M,Takeuchi T Y,Wittenberg R H,White A A III, Hayes W C. A comparison of the effects of automated percutaneous discectomy and conventional discectomy on intradiscal pressure,disk geometry,and stiffness[J]. J Spinal Disord,1994,7:317-325.

[21] Lu Y M,Hutton W C,Gharpuray V M. The effect of fluid loss on the viscoelastic behavior of the lumbar intervertebral disc in compression[J]. J Biomech Eng,1998,120:48-54.

[22] Meakin J R,Redpath T W,Hukins D W. The effect of partial removal of the nucleus pulposus from the intervertebral disc on the response of the human annulus fibrosus to compression[J]. Clin Biomech,2001,16:12-18.

[23] Meakin J R,Reid J E,Hukins D W. Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disc[J]. Clin Biomech,2001,16:560-565.

[24] Goel V K,Monroe B T,Gilbertson L G,Brinckmann P. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc finite element analysis of the L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> motion segment subjected to axial compressive loads[J]. Spine,1995,20:689-698.