

## · 基础研究 ·

# 腰椎椎间孔成形幅度对关节突关节应力变化的有限元分析

阮朝阳<sup>1</sup>, 何永清<sup>1</sup>, 曾强华<sup>1</sup>, 朱群威<sup>1</sup>, 付 强<sup>2</sup>

1. 浙江省海宁市人民医院骨二科, 浙江 314400

2. 第二军医大学附属长海医院骨科, 上海 200433

**【摘要】目的** 建立L<sub>3-5</sub>三维有限元模型, 分析椎间盘摘除并不同幅度椎间孔成形前后对L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力分布的影响。**方法** 选取1名既往无腰椎疾病史的20岁男性志愿者, 获取其腰椎CT数据构建有限元模型并验证其有效性。在L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>椎间盘中度退变模型(M1)的基础上, 模拟经椎间孔入路经皮内窥镜技术, 去除椎间盘左后侧约1/4纤维环中部及1/4髓核, 模拟腰椎椎间盘摘除术, 构建模型M2; 以圆柱体代替环锯模拟切除L<sub>5</sub>上关节突部分骨质行椎间孔扩大成形, 构建一级椎间孔成形模型M3(环锯直径5.0 mm)、二级椎间孔成形模型M4(环锯直径6.5 mm)和三级椎间孔成形模型M5(环锯直径7.5 mm)。给予特定加载条件, 比较模型在前屈、后伸、左右侧曲、左右旋转6种工况下L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力变化。**结果** 建立的L<sub>3-5</sub>三维有限元模型有效。M1模型在各种工况下L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节的应力左侧较右侧大。M2模型在前屈工况下左侧L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力下降, 右侧应力上升; 在后伸工况下左侧应力上升, 右侧应力下降; 在右旋工况下, 左侧应力变化不明显, 右侧应力稍下降; 在左侧屈及左旋工况下两侧应力均上升; 在右侧屈工况下左侧应力稍下降, 右侧应力变化不明显。除M5模型左旋工况下右侧应力增加明显外, 其他各种工况下M3、M4、M5模型应力变化不明显。**结论** 椎间盘摘除后引起病变节段关节突关节面所承载的负荷不对称; 在精确穿刺的指引下, 环锯直径5.0、6.5、7.5 mm行椎间孔成形对病变节段关节突关节应力变化无显著影响。

**【关键词】** 腰椎; 椎关节突关节; 生物力学

**【中图分类号】** R 318.01    **【文献标志码】** A    **【文章编号】** 1672-2957(2017)06-0357-04

**【DOI】** 10.3969/j.issn.1672-2957.2017.06.009

## Lumbar facet joint characteristics after foraminoplasty in different amplitudes: finite element analysis

RUAN Zhao-yang<sup>1</sup>, HE Yong-qing<sup>1</sup>, ZENG Qiang-hua<sup>1</sup>, ZHU Qun-wei<sup>1</sup>, FU Qiang<sup>2</sup>

1. Second Department of Orthopaedics, Haining People's Hospital, Haining 314400, Zhejiang, China

2. Department of Orthopaedics, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China

**【Abstract】 Objective** To analyze the stress distribution of the L<sub>4/L<sub>5</sub></sub> facet joint after foraminoplasty in different amplitudes based on a three-dimensional finite element model of L<sub>3-5</sub> segments of the lumbar spine. **Methods** To select a 20-year-old Chinese male volunteer who has no history of lumbar disease, obtain CT data to build the finite element model and verify its validity. On the L<sub>4/L<sub>5</sub></sub> intervertebral disc moderate degeneration model (model 1, M1), the lumbar discectomy simulated percutaneous transforaminal endoscopic technique to establish a channel between the midpoint of the tip of the protruding points and the top of the L<sub>5</sub> vertebral body, and about 1/4 middle of the fiber ring at the left posterior side of the intervertebral disc and a quarter of the nucleus pulposus were removed (M2). The model of the first-stage foraminoplasty (M3, diameter 5.0 mm), the second-stage foraminoplasty (M4, diameter 6.5 mm) and three-stage foraminoplasty (M5, diameter 7.5 mm) were established by using the cylinder instead of the trepan to simulacrum removing the superior facet bone for foraminoplasty. Under specific loading conditions, the stress distribution of the L<sub>4/L<sub>5</sub></sub> facet joint of 6 kinds of loads (flexion, extension, left and right lateral bending, left and right rotation) were compared. **Results** An effective L<sub>3-5</sub> three-dimensional finite element model was established. In the M1 model, the stress on the L<sub>4/L<sub>5</sub></sub> left facet joints was larger than the right side under various conditions. In the M2 model, under flexion status, the stress decreased on left side, and the stress increased on right side; under extension under, the stress increased on left side, but decreased on right side; under right rotation status, the stress had no obvious change on left side, and the stress decreased slightly on right side; under left lateral bending and left rotation status, the stress increased on both sides; under right lateral bending status, the stress decreased slightly on left side, and the stress had no obvious change on

基金项目: 浙江省医药卫生科技计划项目(2015KYB395)

作者简介: 阮朝阳(1975—), 硕士, 副主任医师;

zhyangr3061@126.com

right side. In addition to the stress on right side increased obviously under left rotation status, the stress changes of M3, M4 and M5 were not obvious under other working conditions. **Conclusion** After the removal of the intervertebral disc, the stress distribution of the joints is asymmetric; under the guidance of the precise puncture, foraminoplasty in different amplitudes has no obvious effect on the stress distribution of the joints.

**【Key Words】** Lumbar vertebrae; Zygopophyseal joint; Biomechanics

J Spinal Surg, 2017, 15(6): 357-360

近年来, 经皮内窥镜下腰椎椎间盘切除术(PELD)获得迅猛发展和普及, 目前临幊上常用的有采用Yeung脊柱内窥镜系统(YESS)经Kambin安全三角区进入椎间盘内行椎间盘内减压和采用经椎间孔脊柱内窥镜系统(TESSYS)进入椎管内直接行神经根松解和减压2种技术。TESSYS技术因与传统手术的疗效相当, 而创伤小、出血量少并能快速康复, 受到越来越多的关注<sup>[1]</sup>。在TESSYS工作套管从侧后方进入椎管内硬膜囊前方间隙的过程中, 关节突是主要障碍, 因此, 对椎间孔扩大成形, 去除部分上关节突骨质有时是必需的举措。关节突关节是由相邻上、下椎体关节突所组成的滑膜关节, 是有着复杂生物力学功能的结构, 在临幊手术的实施细节中, 关节突关节日益受到临幊医师的重视<sup>[2-3]</sup>。李振宙等<sup>[4]</sup>采用新鲜尸体标本测试了椎间孔成形术对腰椎生物力学的影响, 认为椎间孔扩大成形幅度过大, 可降低脊柱功能单位的侧曲稳定性。但腰椎椎间孔扩大成形后对关节突关节的应力分布有何影响目前尚未见报道。笔者拟通过建立三维有限元模型来分析不同幅度腰椎椎间孔成形后病变节段关节突关节的应力变化。

## 1 材料与方法

### 1.1 三维有限元模型的建立

选取1名既往无腰椎疾病史的中国20岁男性志愿者, 采用64排螺旋CT机(西门子公司, 德国)对其L<sub>1</sub>~S<sub>1</sub>节段连续扫描, 获得层厚为0.625 mm的连续断面图像, 以dicom格式保存。将dicom数据导入Mimics 15.0软件(Materialise公司, 比利时), 建立L<sub>3</sub>~S<sub>1</sub>节段三维模型, 导出stl格式文件; 在Geomagic 12.0软件(Geomagic公司, 美国)中修补、降噪及曲面化, 导出stp格式文件; 依据椎间盘解剖学形态, 在Pro/E5.0软件(参数技术公司, 美国)中行椎间盘的曲面建模, 最后整体导出iges格式文件, 在Hypermesh 12.0软件(Altair公司, 美国)中进行有限元网格处理, 并导入ABAQUS软件(ABAQUS软件公司, 美国)进行分析。有限元模型各结构的材

料参数参考相关文献<sup>[5-9]</sup>。骨皮质、骨松质及终板单独建模, 修改髓核和纤维环的材料参数模拟L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>椎间盘中度退变<sup>[10]</sup>。韧带(棘上韧带、棘间韧带、横突间韧带、黄韧带、后纵韧带和前纵韧带)采用Truss单元, 具体模型如图1。

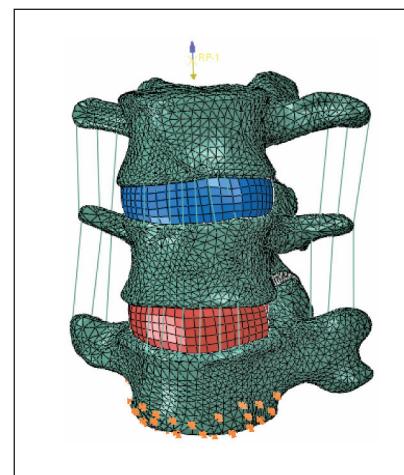


图1 L<sub>3</sub>-<sub>5</sub>有限元模型

Fig. 1 Finite element model of L<sub>3</sub>-<sub>5</sub>

### 1.2 椎间孔成形模型的构建

在L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>椎间盘中度退变模型(model 1, M1)的基础上, 模拟PELD, 以上关节突尖部到下位椎体后上缘中点为穿刺基线建立通道, 去除椎间盘左后侧约1/4的纤维环中部及1/4的髓核, 构建模型M2; 以圆柱体代替环锯模拟切除上关节突部分骨质行椎间孔扩大成形, 构建一级椎间孔成形模型M3(环锯直径5.0 mm)、二级椎间孔成形模型M4(环锯直径6.5 mm)和三级椎间孔成形模型M5(环锯直径7.5 mm)。

### 1.3 边界和载荷条件

约束模型L<sub>5</sub>的下表面, 在L<sub>3</sub>椎体上表面向终板轴施加负荷为500 N的正压力, 在矢状面、冠状面和横断面上分别施加10 N·m的纯扭矩。分左右旋转、左右侧曲、前屈和后伸等6种情况加载。

### 1.4 主要观察指标

取L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>关节突关节面凸面中心的节点, 给予

上述加载条件, 在ANSYS中求解每个部分的平均应力值。

## 2 结 果

### 2.1 有限元模型验证

将正常有限元模型经过上述加载条件和边界条件后, 进行力学计算, 提取其中部分结果与Shim<sup>[11]</sup>结果作对比, 如表1所示。将各节段的活动度(ROM)与Shim等<sup>[11]</sup>的标本生物力学测试结果作对比分析, 结果表明, 本研究的正常腰椎L<sub>3~5</sub>三维有限元模型在载荷工况下, 其ROM均处在合理结果范围内, 证明了本模型的有效性。

### 2.2 椎间盘摘除对L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力分布的影响

M1模型在各种工况下L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节的应力左侧较右侧大。M2模型在前屈工况下左侧应力下降, 而右侧的应力上升; 在后伸工况下左侧应力上升, 而右侧的应力下降; 在右旋工况下左侧应力变化不明显, 右侧应力稍下降; 在左侧曲及左旋工况下两侧应力均上升; 在右侧曲工况下左侧应力稍下降, 右侧应力变化不明显(图2)。

### 2.3 不同幅度椎间孔成形对L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力分布的影响

模拟手术使用外直径5.0 mm、6.5 mm的环锯对腰椎椎间孔进行扩大成形(M3、M4)时, 仅切除L<sub>5</sub>上关节突腹外侧部分骨性结构, 对关节突关节的关

节面及关节囊无任何破坏; 使用外直径7.5 mm的环锯对椎间孔进行扩大成形(M5)后L<sub>5</sub>上关节突腹外侧骨质及腹侧关节囊被部分切除, 上关节突关节面未被破坏。与M2相比, 除M5模型在腰椎左旋工况下右侧应力增加明显外, M3、M4、M5模型在其他各种工况下应力曲线无明显变化, 表明环锯直径5.0 mm、6.5 mm、7.5 mm的椎间孔成形后L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力几乎无明显变化(图2)。

表1 各工况下ROM  
Tab. 1 ROM under different working conditions

工况 Working condition	L <sub>3/L<sub>4</sub></sub>		L <sub>4/L<sub>5</sub></sub>	
	本研究 Present study	文献[11] Reference[11]	本研究 Present study	文献[11] Reference[11]
前屈 Flexion	3.592	4.2±0.8	5.907	5.4±0.9
后伸 Extension	2.492	2.9±0.5	3.134	2.9±0.5
左旋 Left rotation	2.796	2.8±0.6	3.712	3.8±1.0
右旋 Right rotation	2.710	2.8±0.6	3.930	3.8±1.0
左侧曲 Left lateral bending	4.034	3.5±1.0	3.804	4.4±1.1
右侧曲 Right lateral bending	4.297	3.5±1.0	3.437	4.4±1.1

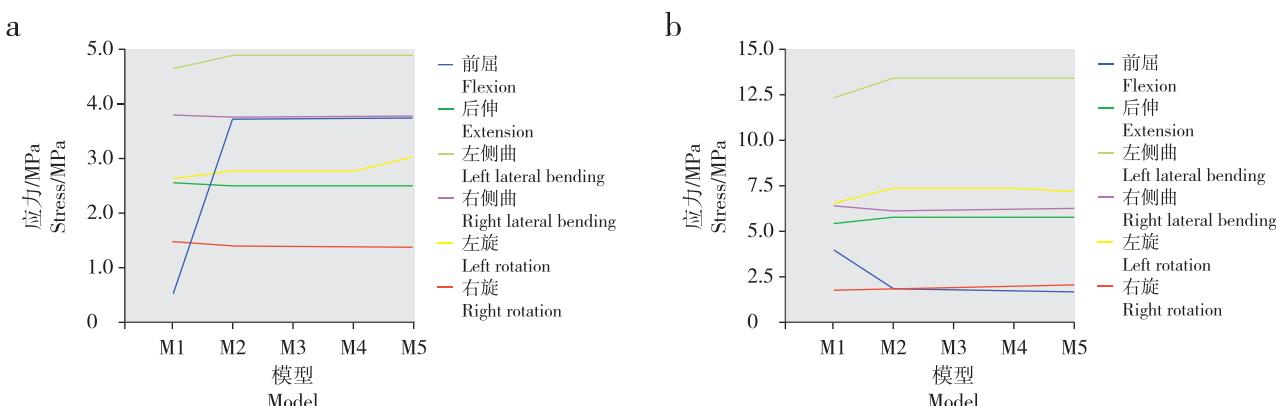


图2 L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>关节突关节应力  
Fig. 2 Stress on L<sub>4/L<sub>5</sub></sub> facet joint

## 3 讨 论

有限元分析法是理论生物力学最有效的应力分析方法, 是实验生物力学的必要补充和有效替代工具, 越来越多的学者运用有限元法研究脊柱生物

力学, 并取得了满意结果<sup>[12-13]</sup>。本研究建立了有效的L<sub>3~5</sub>三维有限元模型, 通过改变椎间盘材料性质建立了L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>椎间盘中度退变模型, 并在此基础上模拟手术建立了椎间盘摘除、椎间孔一至三级成形模型, 观察了6种工况下L<sub>4/L<sub>5</sub></sub>节段关节突关节的应

力分布。

腰椎关节突关节与椎间盘共同构成三关节复合体, 控制腰椎运动节段的活动, 参与维持腰椎的稳定性, 任一关节的破坏都将引起另一关节力学性能的变化。刘湘等<sup>[14]</sup>的研究显示: 除前屈方向外, 腰椎椎间盘不对称切除导致腰椎关节突关节压力不对称性增大。在不同的运动状态下, 两侧关节突关节面的接触情况是不同的, 应力大小和分布也随之变化。本研究也发现, PELD术后(M2), L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>关节突关节左右两侧应力变化是非对称的。Panjabi等<sup>[15]</sup>对尸体标本进行研究, 表明纤维环损伤以及髓核切除均导致脊柱功能单位的力学特性发生改变, 腰椎节段矢状面的对称性被破坏, 导致关节突关节活动不对称。承受较大负荷的关节突关节, 其后部关节囊更容易发生纤维软骨化, 而导致骨赘等退行性变的发生<sup>[16]</sup>。关节突关节退变后出现关节增生变厚、走行方向改变、咬合关系失常, 解剖结构异常及功能减弱可诱发和/或加速椎间盘退变进程<sup>[17]</sup>。

椎间孔前方为椎间盘及相邻椎体上下缘, 后方为关节突关节和黄韧带, 椎间关节和椎体后外侧分别参与构成椎间孔后外侧壁和前内侧壁。腰椎的关节囊包绕关节突关节, 限制了脊柱活动及上、下关节突关节的分离, 在前屈、侧曲和旋转过程中尤为显著。本研究在相关软件的精确建模、模拟手术使用直径5.0 mm、6.5 mm的环锯对腰椎椎间孔进行扩大成形(M3、M4)时, 对关节突关节的关节面及关节囊无任何破坏, 所以L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>关节突关节两侧应力无明显变化。李振宙等<sup>[4]</sup>对尸体标本的研究结果显示7.5 mm的环锯行椎间孔成形时对关节突关节的关节面和关节囊无破坏, 不影响腰椎稳定性。本研究中M5模型在左旋位工况下L<sub>4</sub>/L<sub>5</sub>右侧关节突关节应力增加, 可能与L<sub>5</sub>上关节突腹侧关节囊被部分切除有关。一般认为, 腰椎轴向旋转时对侧关节突关节面受压, 而同侧关节突关节面分离, 关节囊韧带被拉紧, 这意味着对侧关节突关节骨性结构和同侧关节突关节韧带结构参与扭转载荷的抵抗<sup>[18]</sup>。

本研究通过有限元分析发现, 椎间盘摘除后引起病变节段的关节突关节面所承载的负荷不对称; 在精确穿刺的指引下, 环锯直径5.0 mm、6.5 mm、7.5 mm行椎间孔成形对病变节段关节突关节应力变化无显著影响。但本研究仅模拟单纯腰椎椎间盘突出症, 只需切除突出椎间盘组织, 不需对椎间孔或侧隐窝减压; 此外, 本研究为一次性载荷分析, 没有充分考虑疲劳载荷的影响。临床实践中遇到的

情况更加复杂, 髓核摘除并椎间孔成形术后腰椎反复活动的累积效应可能引发应力增加区域的退变, 因此未来仍需进一步细化研究方案, 以获得更符合临床的研究结果。

## 参 考 文 献

- [1] Pan Z, Ha Y, Yi S, et al. Efficacy of transforaminal endoscopic spine system (TESSYS) technique in treating lumbar disc herniation [J]. Med Sci Monit, 2016, 22: 530-539.
- [2] 赵凡, 刘正, 王炳强, 等.有限元模拟单节段腰椎小关节分级切除对腰椎稳定性的影响[J].中华医学杂志, 2015, 95(13): 973-977.
- [3] 任东林, 陈德玉, 谢宁, 等.小关节分级切除在经椎间孔入路椎间融合术的临床应用[J].脊柱外科杂志, 2013, 11(6): 344-347.
- [4] 李振宙, 侯树勋, 吴闻文, 等.经皮侧后路腰椎间孔成形术对腰椎解剖及生物力学影响的实验研究[J].中国骨与关节杂志, 2010, 9(6): 503-508.
- [5] 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.
- [6] Pitzen T, Geisler F, Matthis D, et al. A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine [J]. Contr Eng Pract, 2002, 10(1): 83-90.
- [7] Bresnahan L, Ogden AT, Natarajan RN, et al. A biomechanical evaluation of graded posterior element removal for treatment of lumbar stenosis: comparison of a minimally invasive approach with two standard laminectomy techniques [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009, 34(1): 17-23.
- [8] Serhan H, Mhatre D, Defossez H, et al. Motion-preserving technologies for degenerative lumbar spine: the past, present, and future horizons [J]. SAS J, 2011, 5(3): 75-89.
- [9] 黄菊英, 李海云, 吴浩.腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法[J].医用生物力学, 2012, 27(1): 96-101.
- [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] Shim CS, Park SW, Lee SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(22): E820-827.

(下转第365页)

骨水泥的注入量是不可忽视的重要因素之一。笔者认为应根据患者治疗需要及具体病情合理控制骨水泥的用量，在止痛及充实强化伤椎的同时，应考虑强化椎对邻近椎体力学方面的影响，在保证临床手术效果的同时，尽量减少骨水泥用量，从而降低邻近椎体骨折的发生率。本研究发现，骨水泥用量应控制在椎体体积的15%~25%，由于椎体体积测量结果的平均数为19.57 mL，故换算成骨水泥的具体用量为2.93~4.89 mL；这样既能充分提高脊柱单元的刚度及极限抗压强度，又可以降低脊柱单元再发骨折的概率。

### 参考文献

- [1] 王清泽, 王相利, 张金锋, 等. 椎体成形术与非手术治疗骨质疏松性椎体压缩性骨折安全性的Meta分析[J]. 脊柱外科杂志, 2016, 14(5): 306-311.
- [2] 何飞平, 盖景颖, 李如求. 经皮椎体后凸成形术治疗老年重度骨质疏松性椎体压缩骨折[J]. 脊柱外科杂志, 2015, 13(6): 360-363.
- [3] 张伟, 刘峰, 范新成. 椎体压缩骨折经皮椎体成形术后邻近节段再骨折的研究现状[J]. 中国矫形外科杂志, 2014, 22(6): 516-519.
- [4] Zhan Y, Jiang J, Liao H, et al. Risk factors for cement leakage after vertebroplasty or kyphoplasty: a meta-analysis of published evidence[J]. World Neurosurg,
- [5] 包拥政, 祝周兴, 冯云升, 等. 骨水泥注射体积与骨质疏松压缩性骨折椎体及邻近椎体应力的关系[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(52): 8365-8372.
- [6] 张中兴, 许峰, 陈焕诗, 等. PVP术后相邻椎体骨折的因素研究进展[J]. 颈腰痛杂志, 2014, 35(1): 53-55.
- [7] 张兴州, 张曦. 椎体成形术后相邻椎体骨折病因与预防策略的研究进展[J]. 中国骨伤, 2010, 23(10): 792-795.
- [8] 赵勇, 竺湘江, 范湧, 等. 体位过伸复位联合经皮椎体后凸成形术治疗老年骨质疏松性椎体压缩骨折[J]. 中国微创外科杂志, 2013, 13(4): 336-338, 342.
- [9] Nieuwenhuijse MJ, Bollen L, van Erkel AR, et al. Optimal intravertebral cement volume in percutaneous vertebroplasty for painful osteoporotic vertebral compression fractures[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2012, 37(20): 1747-1755.
- [10] Simpson AH, Murray IR. Main differences in osteoporotic fracture models: which should I use? [J]. Injury, 2016, 47(Suppl 1): S15-20.
- [11] Engelke EC, Post C, Pfarrer CD, et al. Radiographic morphometry of the lumbar spine in Munich miniature pigs[J]. J Am Assoc Lab Anim Sci, 2016, 55(3): 336-345.

(收稿日期: 2017-03-20)

(本文编辑: 于倩)

(上接第360页)

- [12] 范建平, 王传锋, 魏显招, 等. 新型个体化三维矫形胸腰骶气囊支具的有限元研究[J]. 脊柱外科杂志, 2013, 11(6): 348-353.
- [13] 黄宇峰, 潘福敏, 赵卫东, 等. 腰椎后外侧融合椎弓根钉对相邻节段椎间盘影响的三维有限元分析[J]. 脊柱外科杂志, 2016, 14(6): 362-366.
- [14] 刘湘, 黄志平, 朱青安, 等. 椎间盘不对称切除对小关节压力及腰椎稳定性的影响[J]. 医用生物力学, 2016, 31(3): 261-265.
- [15] Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1984, 9(7): 707-713.
- [16] Boszczyk BM, Boszczyk AA, Korge A, et al.

Immunohistochemical analysis of the extracellular matrix in the posterior capsule of the zygapophysial joints in patients with degenerative L<sub>4-5</sub> motion segment instability [J]. J Neurosurg, 2003, 99(1 Suppl): 27-33.

- [17] Serhan HA, Varnavas G, Dooris AP, et al. Biomechanics of the posterior lumbar articulating elements[J]. Neurosurg Focus, 2007, 22(1): E1.
- [18] Abumi K, Panjabi MM, Kramer KM, et al. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1990, 15(11): 1142-1147.

(收稿日期: 2017-04-17)

(本文编辑: 于倩)