文章编号:1004-7220(2018)06-0564-08

# 椎板切除对腰椎融合后邻近节段生物力学的影响

黄云鹏1, 门玉涛2, 刘海英2, 都承斐2

(1. 福建医科大学附属第一医院 骨科,福州 350005;2. 天津理工大学 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 机电工程国家级实验教学示范中心,天津 300384)

**摘要:目的** 从生物力学角度研究后路不同程度椎板切除对腰椎融合手术后邻近节段的影响。方法 在完整腰椎 有限元模型基础上,建立3种椎板切除程度不同的手术模型:双侧小关节切除(Bi-TLIF)、半椎板切除(PLIF)、全椎 板切除(LAM-PLIF)。对不同模型在生理载荷下的生物力学响应进行研究,对比手术模型椎间活动度、椎间盘内压 以及小关节接触力相对于正常模型的变化。生理载荷采用 400 N 随动载荷 +7.5 N·m 力矩的方式施加在 L1节段 上终板上,加载过程中对骶髂关节面上的 6 个自由度保持约束。结果 前屈状态下,手术组 Bi-TLIF、PLIF、LAM-PLIF 相邻节段 L3~4 生物力学变化明显,其椎间活动度比正常组依次增大 1.0%、9.3%和 24.5%,而椎间盘内压依 次增大 1.4%、4.3%、10.0%,在其他姿态下影响不明显。对于小关节接触力,Bi-TLIF、PLIF 在 L3~4 节段有明显增 加,而在 L5~S1 节段则不明显。结论 椎板切除会增加腰椎融合手术后的邻近节段椎间活动度、椎间盘内压以及 小关节接触力,这些生物力学变化可能会增大邻近节段退变的风险。椎板切除范围越大,对邻近节段产生的影响 越大。因此,更多地保留后部结构复合体,对于减少腰椎融合后邻椎病的发生具有积极的意义。 关键词:椎板切除;腰椎椎间融合;邻近节段;有限元模型 中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

中國方突亏: N 516.01 文脈标志码: 4 DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.014

# **Biomechanical Effect of Laminectomy on Adjacent Segment after Lumbar Interbody Fusion**

HUANG Yunpeng<sup>1</sup>, MEN Yutao<sup>2</sup>, LIU Haiying<sup>2</sup>, DU Chengfei<sup>2</sup>

(1. Department of Orthopedics, First Affiliated Hospital of Fujian Medical University, Fuzhou 350005, China; 2. Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China)

Abstract: Objective To study the biomechanical influence of posterior laminectomy with varying extent on adjacent segment after lumbar interbody fusion. Methods Three finite element models of lumbar posterior fusion were developed based on the validated intact lumbar model. These models were: posterior fusion with bi-lateral incision of facet joint (Bi-TLIF), inferior partly incision of laminar (PLIF), total laminectomy (LAM-PLIF). The range of motion (ROM), intradiscal pressure (IDP), facet joint contact force (FJF) of adjacent segment of fusion models under various loading were compared with the intact model. The follower load of 400 N under 7.5 N·m torque was exerted on superior endplate of L1 segment. The 6-DOF (degree of freedom) of sacroiliac

收稿日期:2018-01-23;修回日期:2018-04-15

基金项目:国家自然科学基金项目(11602172,11432016),福建省卫生系统中青年人才培养项目(2013-ZQN-ZD-19),福建省临床重点专科建 设项目(闽卫科教[2012]149号)

joint surface was constrained during loading. **Results** During flexion, obvious biomechanical changes of superior adjacent segment (L3-4) were found in Bi-TLIF, PLIF, LAM-PLIF surgery groups. Compared with the intact model, the ROM in Bi-TLIF, PLIF, LAM-PLIF group increased by 1.0%, 9.3%, 24.5%, respectively, while IDP in the above fusion groups increased by 1.4%, 4.3%, 10.0%, respectively. These changes were not obvious in other postures. For FJF, the Bi-TLIF and PLIF group showed obvious increasing effect on L3-4 segment, while almost had no effect on L5-S1 segment. **Conclusions** Laminectomy increased ROM, IDP and FJF of adjacent segment (especially superior adjacent segment) after posterior lumbar fusion, which might increase the risk of adjacent segment degeneration. This biomechanical effect was more obvious with the increase in incision range of laminar. Therefore, preserving more posterior complex during decompression has a positive effect on preventing adjacent segment degeneration (ASD) following lumbar fusion surgeries.

Key words: laminectomy; lumbar interbody fusion; adjacent segment; finite element model

后路椎板减压植骨融合内固定是手术治疗腰 椎退变性疾病的常用方法,其手术目的是减压、复 位、融合和稳定。目前常用的融合术包括经椎间孔 椎体间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF) 与经后路椎体间融合术(posterior lumbar interbody fusion, PLIF)。PLIF 减压彻底, 但术中需 要切除双侧重要的骨组织和韧带;TLIF 只需对单侧 关节突关节进行切除,而且对脊髓牵张程度较小, 但有可能因为减压不彻底而影响手术疗效。临床 证实,TLIF 具有手术过程短、出血量少以及神经损 伤率低等优点,从融合率来看,与 PLIF 基本一 致<sup>[1-5]</sup>。离体生物力学实验表明, PLIF 相比于 TLIF 在手术节段产生更小的活动度,故具有较高的初期 稳定性<sup>[6]</sup>。而有限元仿真研究则表明,两种手术中 融合器上的最大应力以及手术节段的活动度均没 有明显差别<sup>[7]</sup>。

邻近节段退变(adjacent segment degeneration, ASD)是腰椎融合术后中远期主要并发症之一,使得 部分患者甚至因为无法忍受疼痛而选择再次手 术<sup>[8]</sup>,引起了越来越多临床工作者以及学者的关 注。Park等<sup>[9]</sup>在长期随访中发现,腰椎融合术后邻 近节段影像学退变的发生率为7%~95%;而Harrop 等<sup>[10]</sup>认为,腰椎融合术后 ASD 影像学发生率为 34%,临床症状为14%。针对不同手术的临床研究 发现,保留了更多后部结构的前路腰椎椎间融合 (anterior lumbar interbody fusion, ALIF)手术 ASD 发 生率较低<sup>[11]</sup>,而进行全椎板切除的 PLIF 手术相对 于半椎板切除 ASD 发生率较高<sup>[12]</sup>。另外,生物力 学研究表明,TLIF 相比 PLIF 在相邻节段产生较低 的椎间盘内压和椎间活动度<sup>[13]</sup>,而全椎板切除比后 外侧半椎板切除手术在相邻节段产生更多的应力 集中现象<sup>[14]</sup>。

现阶段针对腰椎融合手术的研究较少关注后 部减压对邻近节段退变的影响,而目前临床以及生 物力学研究表明,椎板切除减压与邻近节段的退变 有千丝万缕的关系。因此,本文提出假设:腰椎融 合后邻近节段生物力学变化会随着椎板切除程度 的增加而增加。考虑到有限元技术已经广泛用于 腰椎生物力学研究中<sup>[15-17]</sup>,为了证实该假设,本文 建立了3种减压程度不同的融合手术有限元模型, 分别为双侧小关节切除(Bi-TLIF)、半椎板切除 (PLIF)、全椎板切除(LAM-PLIF),椎板切除大小依 次增加。通过对比手术后邻近节段椎间活动度 (range of motion, ROM)、椎间盘内压(intradiscal pressure, IDP)以及小关节接触力(facet joint force, FJF)等生物力学参数变化,来试图证明该猜想。

# 1 方法

# 1.1 正常模型

所采用的正常三维腰椎有限元模型为之前研究中所建立并验证过的模型<sup>[18-19]</sup>,建立过程概述如下:获取健康男性腰椎 L1~5 的 CT 断层扫描数据,在图像处理软件 Mimics 10.0 中基于人体不同组织的灰度值进行椎体的几何轮廓图像分割,然后在逆向工程学软件 Geomagic studio 10.0 建立单个椎体的几何模型。在 HyperMesh 11.0 有限元计算前处理软件中导入椎体几何模型进行网格划分,利用椎间上下终板对应的面网格直接建立椎间盘模型。

椎间盘包括髓核、纤维环基质以及胶原纤维,其中 髓核以及纤维所占体积比例、纤维与终板所成夹角 均满足相应的解剖及生物力学观测结果。7条主要 韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上 韧带、横突间韧带以及关节囊韧带)的有限元模型 通过连接皮质骨上相应位置的节点形成。

纤维环基质及髓核采用六面体实体单元、超弹 性材料模拟,骨组织均被当作线弹性材料,其中皮 质骨、终板采用六面体单元;松质骨和后部结构则 为四面体单元。胶原纤维和韧带考虑其非线性材 料特性,利用两节点弹簧单元模拟。

### 1.2 手术固定模型

在正常腰椎的模型基础上去除 L4~5 节段中

全部髓核以及少部分纤维环组织,模拟手术中对严 重椎间盘退变的病人进行髓核摘除,然后在该椎间 隙内斜向45°置入椎间融合器,并在腰椎后部该节 段两侧各植入1组螺钉予以固定。融合器为PEEK 材料,弹性模量和泊松比分别为3.5 GPa和0.3, 螺钉和连接棒为钛合金材料,弹性模量和泊松比 分别为110 GPa和0.3。融合器及螺钉模型均按 照相应尺寸在通用 CAD 软件 SolidWorks 2007 中 完成,其中融合器设计参数为10 mm×10 mm× 22 mm×4°,螺钉长度为55 mm,直径为5.5 mm。 最终建立的正常腰椎模型以及3 种融合手术模型 如图1 所示,模型中所用到的材料参数以及单元 信息如表1 所示。



#### 图1 融合器、正常组以及手术组腰椎有限元模型

Fig. 1 Finite element models of normal/fusion lumbar spine and cage (a) Lateral view of cage, (b) Implantation of cage, (c) Intact and fusion models of lumbar spine

### 1.3 生理载荷模拟

施加在手术固定模型的生理载荷模拟采用随 动载荷+纯力矩的方式进行模拟,随动载荷的大小 为400 N,其设置方法在相关文献中有专门论 述<sup>[20]</sup>。纯力矩通过和L1上终板耦合的节点施加, 大小为7.5 N·m,方向分别在矢状面、冠状面、水平 面3个方向上以模拟人体腰椎屈伸、侧弯及轴向扭 转3种姿态下的生理载荷。整个加载过程中,骶骨 两侧骶髂关节面上所有节点的6个自由度均保持 约束(见图2)。 设定关节突关节面之间的相互作用为无摩擦的接触,融合器和上下终板以及内部填充碎骨之间 均为有摩擦的面面接触,摩擦因数为0.2,螺钉与骨 组织之间不考虑相对滑动,设定为绑定约束<sup>[21]</sup>。分 别计算不同生理载荷下腰椎各节段 ROM、IDP、FJF, 对不同椎间融合手术对腰椎邻近节段生物力学特 性的影响进行研究。其中,侧弯和旋转姿态下的结 果均取左右两个加载方向上的平均值,椎间盘内压 取髓核等效压力最大值。所有计算均在 ABAQUS 6.11 中完成。

#### 表1 模型材料参数以及单元信息

#### Tab. 1 Material properties and element information of the model

材料	弹性模量/MPa	泊松比	单元类型	单元数目	
皮质骨	14 000	0.30	六面体	2 585	
松质骨	100	0. 20	四面体	129 931(正常组),181 340(手术组)	
后部结构	3 500	0. 25	四面体	250 978(正常组),296 954(PLIF 组),	
				265 825(LAM-PLIF 组),275 827(Bi-TLIF 组)	
终板	10 000	0.25	六面体	4 921	
骶骨	5 000	0.2	四面体	200 295	
融合器	3 500	0.3	四面体	29 901	
椎弓根螺钉	110 000	0.3	四面体	39 598	
植骨	50	0.2	四面体	43 663	
关节软骨			) 一十	7 293(正常组),6 591(PLIF组)	
	Neo-nookean, $C_{10} = 2$		六面体	6 593(LAM-PLIF 组),6 004(Bi-TLIF 组)	
纤维环基质	Mooney-Rivlin $C_1 = 0.18$ , $C_2 = 0.045$		六面体	6 000(正常组),5 850(手术组)	
髓核	Mooney-Rivlin $C_1 = 0.12$ , $C_2 = 0.03$		六面体	7 200(正常组),5 760(手术组)	
胶原纤维	配准的应力-应变曲线		弹簧	14 400(正常组), 14 040(手术组)	
韧带	配准的力-位移曲线		124 <i>kt</i> r	234(正常组), 194(PLIF 组)	
			<b>弾</b> 黄	188(LAM-PLIF 组), 183(Bi-TLIF 组)	



图 2 模型组成及载荷边界条件

#### Fig. 2 Components of the model and loading-boundary conditions

(a) Loading-boundary conditions, (b) Intervertebral disc,(c) Vertebrae and posterior elements

# 2 结果

### 2.1 节段间 ROM

不同手术方案中,腰椎各节段在不同姿态下的 ROM 如表 2 所示。显而易见,手术节段 L4~5 在融 合器和椎弓根螺钉的共同约束作用下 ROM 大大降 低,在各种姿态下 ROM 均在 1°以内;但通过对比可 以发现,Bi-TLIF、PLIF、LAM-PLIF 的手术节段 ROM 呈整体增大的趋势,在各种姿态下均有所体现。

#### 表 2 腰椎各节段在术前及术后不同姿态下 ROM

### Tab. 2 Segmental ROM of intact and fusion lumbar spine models in different postures (°)

	•					. ,
	分组	L1 $\sim 2$	$L2 \sim 3$	L3 ~4	$\mathrm{L}4\sim 5$	$\rm L5 \sim S1$
前屈	正常组	4.94	4.88	5.35	6.15	6.65
	Bi-TLIF 组	4.97	4.88	5.40	0.41	6.64
	PLIF 组	4.97	4.89	5.84	0.43	6.63
	LAM-PLIF 组	4.97	4.91	6.66	0.78	6.80
后伸	正常组	3.47	3.42	4.32	5.97	5.08
	Bi-TLIF 组	3.61	3.43	4.23	0.03	4.92
	PLIF 组	3.61	3.43	4.24	0.00	4.91
	LAM-PLIF 组	3.61	3.43	4.48	0.43	5.06
侧弯	正常组	4.69	4.91	4.61	4.91	3.55
	Bi-TLIF 组	4.76	4.90	4.53	0.45	3.48
	PLIF 组	4.76	4.90	4.53	0.51	3.47
	LAM-PLIF 组	4.76	4.90	4.59	0.79	3.55
轴向旋转	正常组	2.04	1.89	2.46	2.79	2.61
	Bi-TLIF 组	2.21	1.89	2.40	0.40	2.57
	PLIF 组	2.21	1.89	2.41	0.41	2.57
	LAM-PLIF 组	2.21	1.90	2.54	0.65	2.61

就相邻节段而言,在前屈姿态下,手术组 Bi-TLIF、PLIF、LAM-PLIF 在相邻节段 L3~4 上 ROM 相比于正常组依次增大 1.0%、9.3% 和 24.5%,而对 下邻近节段 L5~S1 而言,仅 LAM-PLIF 组略有增加 (2.6%)。在后伸、侧弯及轴向旋转姿态下,手术邻 近节段 ROM 相比于正常组仅有微小波动,变化值 均在 0.2°以内。

## 2.2 椎间盘内压

与节段 ROM 相似,在前屈姿态下, Bi-TLIF、

PLIF、LAM-PLIF 组中 L3~4节段 IDP 相比于正常 组均有所增加,增加比例分别为 1.4%、4.3%、 10.0%。而在后伸姿态下,仅 LAM-PLIF 有较明显的 变化,增幅为4.5%。在其他姿态下,手术组相对于 正常组在邻近节段上差异均很小(见图3)。



图 3 腰椎正常及手术模型相邻节段在不同姿态下椎间盘内压

Fig. 3 IDP at adjacent segments of intact and fusion lumbar spine models in different postures

### 2.3 小关节接触力

在后伸姿态下,相对于正常状态,手术组 Bi-TLIF、PLIF 在邻近节段 FJF 均有所增加,在L3~4 节段分别增加13.7%、13.4%,而在L5~S1 节段分别 增加14.5%、15.3%。而对于LAM-PLIF,L3~4节段 FJF 甚至有所减少,减少幅度达到17.2%,在L5~S1 节段则几乎无变化。对于其他姿态,融合手术在邻 近节段对于FJF 几乎无影响(见图4)。





# 3 讨论

腰椎后部韧带复合体以其张力带力学特性成为维持脊柱后柱稳定的重要结构<sup>[22]</sup>。理论上,腰椎后部入路融合手术中更多地保留 L4 椎板,可以通

过其本身结构以及其附着韧带的联合作用对手术 节段以及相邻节段产生更多的约束。本文从生物 力学的角度证实了这一点:对于 Bi-TLIF、PLIF、 LAM-PLIF 3 种手术而言,它们对 L4 的棘突依次切 除增多,对于棘上韧带的破坏程度也依次更为严 重,故在手术节段产生的 ROM 也依次增大。尽管 椎间融合器以及后部螺钉承担了绝大部分手术节 段的约束作用,但该趋势在各种工况下均有所显 现。在前屈姿态下.3种手术在上邻近节段L3~4产 生的 ROM 也依次增加,而更多的节段位移会对椎 间盘产生更多的压力,故在该节段所产生的椎间盘 内压也依次增大。由于手术仅对 L3~4 节段和融 合节段的韧带产生破坏,故对下邻近节段 L5~S1 的影响较小;而且由于棘间韧带在后伸、侧弯以及 旋转姿态下对椎体运动的限制能力较弱,在这种姿 态下手术对邻近节段生物力学的影响远不如前屈 时明显。值得注意的是,由于 L4 椎板的破坏使得 Bi-TLIF 和 PLIF 手术造成 L3~4 节段的小关节接触 力有所增加,而在 LAM-PLIF 组,该节段的关节力却 有所减少,造成此现象可能的原因是:手术节段小 关节的破坏使得相邻节段上的小关节需要更多约 束补偿来保持整体的稳定性,而椎板过度的破坏 (例如左右完全断开)可能会使得融合器或螺钉来 更多承担稳定后部结构的作用,从而使得融合节段 的后部结构对相邻节段的约束减弱,而小关节上的 压力也自然减小。总体来说, 椎板的切除会降低手 术节段以及相邻节段的稳定性,切除范围越大,影 响程度越明显。

以往大部分关于融合手术的研究主要关注于 PLIF 和 TLIF 这两种经典脊柱融合手术的术后效 果、融合方式以及融合器材料<sup>[24,7]</sup>。与这些研究不 同,本文更加关注不同手术中的后部结构破坏对手 术及相邻节段的生物力学影响,按照椎板切除程度 的不同进而设计出手术方式进行对比。早期研究 发现, 椎板切除较多会在邻近节段产生较大的椎间 盘应力[14],与本文椎板切除程度较大的手术方式邻 近节段椎间盘内压更大的结果一致。另外,本文发 现,术后上邻近节段 L3~4 椎间 ROM、椎间盘内压 以及关节力比下邻近节段 L5~S1 增加更为明显, 与临床上邻近节段的退变主要发生在融合节段上 端的观察结果相吻合<sup>[23-24]</sup>。与生物力学实验结 果<sup>[6]</sup>对比表明,本文计算所得的手术节段 ROM 偏 小,可能的原因是实验中进行椎体融合以及螺钉固 定模拟手术后,椎骨与螺钉之间尚存在微滑动,其 约束作用并不能完全达到模型中所设置的完全无 任何相对滑动的效果;不过从手术节段以及相邻节

段生物力学特性变化趋势上看,基本是一致的。

研究表明,单纯在椎间隙置入融合器进行融 合,在屈伸、侧弯姿态下只会产生较小稳定性,在 轴向扭转姿态下甚至会有失稳倾向<sup>[2,25]</sup>;而增加 后部椎弓根螺钉后,无论是椎间 ROM 还是融合器 上所受应力,均大幅度减少。因此,椎弓根螺钉的 使用能明显增加腰椎固定手术的初期稳定性,联 合使用融合器和椎弓根螺钉也成为了临床上脊柱 融合手术及相关生物力学研究的主流方法。融合 器的放置数量并不能对手术节段的稳定性产生明 显影响,单枚和双枚融合器在手术节段应力以及 椎间 ROM 方面没有明显差别<sup>[25-27]</sup>。融合器材料 是影响融合手术成败的重要因素,与传统的钛合 金相比, PEEK 材料融合器具有与人体骨组织更接 近的弹性模量,在减少应力遮挡效应的同时,还能 降低融合器下沉以及移位的风险<sup>[28]</sup>。因此,PEEK 融合器越来越多地进入临床,也构成了本仿真实 验设计初衷。

本研究的局限性如下:① 仅考虑了准静态加 载工况,故在构建模型的材料本构关系时并有没 有考虑椎间盘以及韧带的黏弹性力学特性;② 建 模数据来源于健康青壮年人,并没有考虑手术模 型中已经产生退变的椎间盘材料属性以及形态的 变化;③ 采用一维单元对腰椎主要韧带进行了模 拟,虽然这是脊柱韧带的常用模拟方法,但与具有 三维几何特征的真实韧带相比有所差异,并因此 有可能会影响到不同节段间的相对运动以及韧带 张力的计算。以上都是将来进一步研究中所需要 改进的方面。

## 4 结论

本文所建立的腰椎三维有限元融合模型可以 对椎板切除如何影响术后邻近节段的生物力学特 性进行量化研究。椎板切除会增加腰椎融合手术 后的邻近节段椎间活动度、椎间盘内压以及小关 节接触力,这些生物力学变化可能会增大邻椎病 发生的风险。椎板切除范围越大,对邻近节段产 生的影响越大。因此,更多地保留后部结构复合 体,对于减少腰椎融合后邻椎病的发生具有积极 的意义。

### 参考文献:

- BARBAGALLO GMV, VINCENZO A, RAICH AL, et al. Lumbar lateral interbody fusion (LLIF): Comparative effectiveness and safety versus PLIF/TLIF and predictive factors affecting LLIF outcome [J]. Evid Based Spine Care J, 2014, 5(1): 28-37.
- [2] HARRIS BM, HILIBRAND AS, SAVAS PE, et al. Transforaminal lumbar interbody fusion: The effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine [J]. Spine, 2004, 29(4): 65-70.
- [3] CRAIG HUMPHREYS S, HODGES SD, PATWARDHAN AG, et al. Comparison of posterior and transforaminal approaches to lumbar interbody fusion [J]. Spine, 2001, 26 (5): 567-571.
- YAN DL, PEI FX, LI J, *et al.* Comparative study of PILF and TLIF treatment in adult degenerative spondylolisthesis
   [J]. Euro Spine J, 2008, 17(10): 1311-1316.
- [5] ZHANG Q, YUAN Z, ZHOU M, et al. A comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion: A literature review and meta-analysis
   [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2014, doi: 10.1186/ 1471-2474 – 15-367.
- [6] SIM HB, MUROVIC JA, CHO BY, et al. Biomechanical comparison of single-level posterior versus transforaminal lumbar interbody fusions with bilateral pedicle screw fixation: Segmental stability and the effects on adjacent motion segments [J]. J Neurosurg Spine, 2010, 12(6): 700-708.
- [7] XU H, JU W, XU N, et al. Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion by finite element analysis [J]. Neurosurgery, 2013, 72 (1 Suppl): 21-26.
- [8] SOUKANE DM, SHIRAZIADL A, URBAN JPG. Investigation of solute concentrations in a 3D model of intervertebral disc [J]. Eur Spine J, 2009,18 (2): 254-262.
- [9] PARK P, GARTON HJ, GALA VC, et al. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature [J]. Spine, 2004, 29 (17): 1938-1944.
- [10] HARROP JS, YOUSSEF JA, MALTENFORT M, et al. Lumbar adjacent segment degeneration and disease after arthrodesis and total disc arthroplasty[J]. Spine, 2008, 33 (15): 1701-1707.
- [11] WAI EK, SANTOS ER, MORCOM RA, et al. Magnetic resonance imaging 20 years after anterior lumbar interbody fusion [J]. Spine, 2006,31(17): 1952-1956.
- [12] IMAGAMA S, KAWAKAMI N, KANEMURA T, *et al.* Radiographic adjacent segment degeneration at five years after

L4/5 posterior lumbar interbody fusion with pedicle screw instrumentation: Evaluation by computed tomography and annual screening with magnetic resonance imaging [J]. Clin Spine Surg, 2016, 29(9): 442-451.

- [13] TANG S. Comparison of posterior versus transforaminal lumbar interbody fusion using finite element analysis: Influence on adjacent segmental degeneration [J]. Saudi Med J, 2015, 36(8): 993-996.
- [14] CHEN CS, FENG CK, CHENG CK, et al. Biomechanical analysis of the disc adjacent to posterolateral fusion with laminectomy in lumbar spine [J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18: 58-65.
- [15] 刘延东,毛景松,杨丽萍. 腰椎爆裂骨折椎体松质骨内力学 分布特点的有限元研究[J]. 医用生物力学,2016,31(1): 45-49.
  LIU YD, MAO JS, YANG LP. Character of stress distributions on vertebral cancellous bone in lumbar burst fracture: A finite element study [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1);

45-49. 都承斐,李俊伟,刘海英,等. 随动载荷对腰椎小关节接触

- [16] 都承斐,李俊伟,刘海英,等. 随动载荷对腰椎小关节接触 力的影响[J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 363-368.
  DU CF, LI JW, LIU HY. Effect of follower load on facet joint contact force of lumbar spine [J]. J Med Biomech, 2017, 32(4): 363-368.
- [17] 余伟波,王健,梁德,等. TLIF 术中最优化单侧螺钉植入和融合器放置的有限元分析[J]. 医用生物力学,2017,32 (5):415-421.
  YU WB, WANG J, LIANG D, *et al.* Finite element analysis on the optimal unilateral pedicle screw-implanted angle and cage position for TLIF surgery [J]. J Med Biomech, 2017, 32(5):415-421.
- [18] DU C, MO Z, TIAN S, *et al.* Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach
   [J]. Int J Nume Method Biomed Eng, 2014, 30 (11): 1121-1131.
- [19] DU CF, YANG N, GUO JC, et al. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: A finite element study [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2016, doi: 10.1186/s12891-016 - 0980-4.
- [20] DU CF, GUO JC, HUANG YP, et al. A new method for determining the effect of follower load on the range of motions in the lumbar spine [C]//Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto: [s. n.], 2015; 326-329.
- [21] VADAPALLI S, SAIRYO K, GOEL VK, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study [J].
   Spine, 2006, 31(26): 992-998.

- [22] ASANO S, KANEDA K, UMEHARA S, *et al.* The mechanical properties of the human L4-5 functional spinal unit during cyclic loading. The structural effects of the posterior elements [J]. Spine, 1992, 17 (11): 1343-1352.
- [23] MIN JH, JANG JS, JUNG BJ, et al. The clinical characteristics and risk factors for the adjacent segment degeneration in instrumented lumbar fusion [J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(5): 305-309.
- [24] 管俊杰,石志才后路腰椎椎间融合术对邻近节段退变的影响[J].脊柱外科杂志,2011,9(2):83-87.
- [25] KETTLER A, SCHMOELZ W, KAST E, et al. In vitro stabilizing effect of a transforaminal compared with two posterior lumbar interbody fusion cages [J]. Spine, 2005, 30

(22): E665-E670.

- [26] AMES CP, JR AF, CHI J, *et al.* Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion performed at 1 and 2 levels [J]. Spine, 2005, 30 (19): 562-566.
- [27] XU H, JU W, XU N, et al. Biomechanical comparison of transforaminal lumbar interbody fusion with 1 or 2 cages by finite-element analysis [J]. Neurosurgery, 2013, 73 (2 Suppl): 198-205.
- [28] XIAO Z, WANG L, GONG H, et al. Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis [J]. Biomed Eng Online, 2012, 11(31): 1-11.