

非限制性人工椎间盘假体植入三维有限元模型的建立

郑圣鼎¹, 韩廷成², 姚庆强^{1*}, 王黎明¹, 金成哲¹, 唐 城¹, 胡文浩¹, 魏 波¹, 杜小涛¹

(¹南京医科大学附属南京医院骨科, 江苏 南京 210006; ²盐城市中医院骨科, 江苏 盐城 223210)

[摘要] 目的:建立非限制性人工椎间盘假体(NAD)及腰椎 L4~L5 活动节段高精度三维有限元(FE)模型,拟为生物力学实验研究提供标准数学模型。方法:在 Auto CAD 中设计 NAD 假体,基于 CT 数据通过 Mimics 建立腰椎 L4~L5 节段三维模型,将 NAD 模型放置于 L4~L5 椎间盘,数据导入 Abaqus 采用有限元装配技术转换成有限元模型。观察 NAD 置换后 FE 模型的模拟单元、节点及构成组件。采用轴向负荷 400 N 以模拟 L4~L5 节段正常的中立位负荷,采用轴向负荷 400 N 及 10 N·m 模拟后伸负荷,验证所建立模型的科学性。结果:建立了非限制性人工椎间盘假体放置于腰椎 L4~L5 活动节段高精度三维有限元模型,包括:腰椎 L4~L5 活动节段 FE 模型 34 123 个节点及 162 858 个单元,其中椎体 161 679 个四面体单元,椎间盘、终板共 1 053 个六面体单元,韧带、关节囊、纤维共 126 个 Link 单元;NAD 的 FE 模型 1 583 个节点及 4 927 个单元,其中终板共 1 053 个六面体单元,髓核 3 724 个六面体单元。力学测试显示中立位负荷及后伸负荷时所建立 FE 模型力学分布与现有结果一致。结论:通过计算机辅助设计可以自动化程度较高的方法建立高精度 NAD 假体有限元模型, Mimics 通过基于阈值算法及参数化建模提供精确腰椎活动节段模型,两者可以基于有限元装配技术转换成有限元模型,该模型可用于脊柱生物力学的进一步研究。

[关键词] 有限元;腰椎;人工椎间盘;非限制性人工椎间盘;生物力学

[中图分类号] R687.3

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2013)08-1155-06

doi:10.7655/NYDXBNS20130827

Constructing a three-dimensional finite element model of non-constrained artificial disc replacement

Zheng Shengnai¹, Han Tingcheng², Yao Qingqiang^{1*}, Wang Liming¹, Jin Chengzhe¹, Tang Cheng¹, Hu Wenhao¹, Wei Bo¹, Du Xiaotao¹

(¹Department of Orthopaedic Surgery, Nanjing Hospital Affiliated to NJMU, Nanjing 210006; ²Department of Orthopaedic Surgery, Traditional Chinese Hospital of Yancheng, Yancheng 223210, China)

[Abstract] **Objective:**To construct a three-dimensional finite element (FE) model of non-constrained artificial disc (NAD) replacement and lumbar vertebrae L4~L5 segment as the standard digital model for further biomechanical research. **Methods:**The NAD FE model was designed by using Auto CAD and it was combined with lumbar segment FE model in aforementioned part one by Abaqus software. The L4~L5 model was validated by Force 1, a 400 N axial load which was made up of four 100 N stress force, then Force 2 which was composed of 400 N axial load and 10 N·m extension bending moment. **Results:**L4~L5 segment model was consisted of 33,976 nodes and 162,858 elements. Centrum was consisted of 161,679 tetrahedron elements. Endplate was consisted of 1,053 hexahedral elements. Ligament, articular capsule and fiber were consisted of 126 Link elements. The NAD model was consisted of 11,583 nodes and 44,927 elements. Endplate and nucleus pulposus was consisted of 1,053 and 3,724 hexahedral elements, respectively. The results of load test showed that the model of NAD and L4~L5 segment had good effect of visual and mathematics. **Conclusion:**Based on mimics software and CAD methods, the 3D FE model of lumbar motion segment and artificial disc can be constructed automatically with excellent simulation results. Mimics can provide precise model through calculation based on threshold and parameterization modeling. The implanted L4~L5 segment can be used for further biomechanical research of lumbar spine.

[基金项目] 南京医科大学科技发展基金面上项目(2010NJMU059);南京市医学科技发展项目(QYK11174);南京市卫生青年人才培养工程

*通信作者(Corresponding author), E-mail:superyqq@yahoo.com.cn

[Key words] finite element;lumbar vertebrae;artificial disc;non-constrained artificial disc;biomechanics

[Acta Univ Med Nanjing, 2013, 33(8): 1155-1160]

慢性腰部疼痛主要由于腰椎退变引起,一般认为其源于腰椎间盘突出带来的盘源性腰痛,随着腰椎不稳、关节突关节退变等出现机械性腰部疼痛(mechanical back pain)^[1-2]。对严重的椎间盘退变保守治疗往往无效,目前主要是手术治疗。传统的椎间盘髓核摘除和(或)椎板切除减压加植骨融合内固定手术方式被认为破坏了腰椎的生物力学环境,以致远期效果欠佳,故腰椎非融合性固定的研究得到重视,在众多的非融合性固定中,人工椎间盘置换被认为去除了盘源性腰痛的致痛来源,允许植入节段运动,恢复椎间高度,康复时间较融合手术短。

但随着临床应用的日益广泛,人工椎间盘置换的临床效果不能达到理论所示。本研究拟建立非限制性人工椎间盘置换的有限元(finite element, FE)模型,以开展进一步的生物力学性能评估,为人工椎间盘假体(non-constrained artificial disc, NAD)架构设计的改进提供理论依据。

1 对象与方法

1.1 对象

经患者知情同意,选取1名身高为175 cm的21岁中国男性志愿者作为研究对象。

1.2 方法

1.2.1 腰椎活动节段 FE 模型的建立

1.2.1.1 采集 CT 图像

用西门子公司 Sensation 64 层多排螺旋 CT 扫描机对 L4~L5 腰椎节段进行连续的平行扫描,扫描层厚 0.75 mm,螺距 1.5;共有断层图像 138 幅,生成的横断面文件保存为 Dicom 格式。

1.2.1.2 Mimics 的后处理

使用比利时 Materlise 公司 Mimics10.0 软件,将所得的 CT 图像导入后进行域值的选取,选取 Threshold 300~2 100,将其选取后执行 Region Growing;经过对选定区域的精细加工,去除不合理的部分后,再进行导入 FEA 前的 Remesh,主要是进行面网格的简化和去除不合理的三角网格,处理结束后将所得的区域进行 Area Meshing 重建,将简化后的模型进行三维重建。

1.2.1.3 FE 建模

在 Mimics 中对模型轮廓进行选取后进行重建,

导入 CAD 软件 CATIA(Dassault,美国 IBM 公司)根据轮廓的形状将轮廓封闭成体,根据椎体形态构建椎间盘,包括髓核和纤维环结构。在 MSC.Patran 中,导入已生成的 L4~L5 节段的模型文件,调整构建物体轮廓的关键点(key point)。将模型进行网格化后使用 Link 单元增加各韧带结构(前、后纵韧带,黄韧带,棘上、棘间韧带等)导入 Abaqus 生成三维 FE 模型。

1.2.1.4 建模条件

骨性结构的 FE 模型中,椎体由外面的皮质骨及内部的松质骨组成,皮质骨设定为 1 mm,其内为松质骨的结构,再将各部份连接在一起,以 Solid 单元模拟,简化为连续、均匀、各向同性的骨性结构。终板厚度设为 1.0 mm,关节突关节间隙设为 1.0 mm。

关节软骨面用 Area 单元来模拟,厚度为 0.2 mm,用 Link 非线性单元模拟无磨擦力、距离为 0.6 mm 的相对运动的两个接触面。椎间盘由纤维环和髓核组成,纤维环模拟为基质包埋胶原纤维的环形结构,其中胶原纤维以“十”字交叉的形状排列为 3 层,它们与椎间盘水平面呈平均 $\pm 30^\circ$ 的夹角,用只受拉应力的线弹性材料,以 Link 线性单元模拟;椎间盘终板与上下椎板的面与面之间设定为无任何位移;纤维环基质用 Solid 单元模拟,其弹性模量值设为 4.2。

脊柱的韧带(前纵韧带、后纵韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带、黄韧带和关节突关节间韧带)、纤维、关节囊等韧带结构采用只受拉应力的线弹性材料,以 Link 单元模拟,各韧带的位置、单元数根据文献公认所示^[3-5]。笔者建立该模型的各部位弹性模量及泊松比选择文献公认的资料(表 1)。

1.2.2 NAD 椎间盘 FE 模型的建立

NAD 假体设计为:钛质终板的弹性模量设为 77 000;髓核为 PEEK 材料组成,由水平面分为对称的上下两部分,其弹性模量设为 3 600,各部分和与之接触的钛终板固定,NAD 椎间盘终板与上下椎板的面与面之间设定为无任何位移;两部分之间设为无磨擦力、距离为 0.6 mm 的相对运动的两个接触面。

1.2.3 模型验证

中立位负荷模拟人体下腰椎的正常中立位负荷,将人体质量 60 kg 的 2/3 即 40 kg(400 N)施加于 FE 模型;后伸负荷采用前述 400 N 轴向应力加

表 1 各材料赋值

Table 1 The assignment of each material			
结 构	弹性模量(MPa)	泊松比	截面积(mm ²)
钛板	77 000	0.30	
PEEK	3 600	0.30	
皮质骨	12 000	0.30	
松质骨	100	0.20	
关节软骨	10	0.40	
椎体后部	3 500	0.25	
终板	1 000	0.40	
椎间盘纤维环基质	4.2	0.45	
椎间盘髓核	0.2	0.50	
纤维环纤维	450	0.30	0.15
前纵韧带	20	0.30	38.00
后纵韧带	70	0.30	20.00
黄韧带	50	0.30	60.00
棘间韧带	28	0.30	35.50
棘上韧带	28	0.30	35.50
横突间韧带	50	0.30	10.00
关节囊	100	0.30	40.00

上 10 N·m 后伸力矩(图 1)。将模型结果与 Goto^[6]及 Yamamoto^[7]腰椎 FE 模型结果比较。



图 1 固定 L5 腰椎底面所有结点平移自由度后的应力施加形式

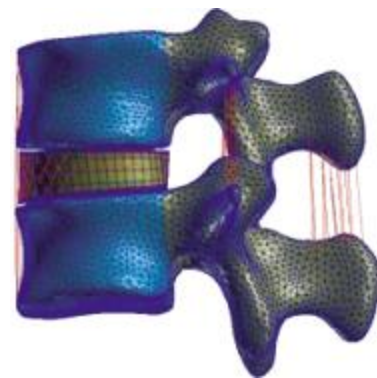
Figure 1 Stress type with the fixation of L5 lumbar endplate nodes

2 结 果

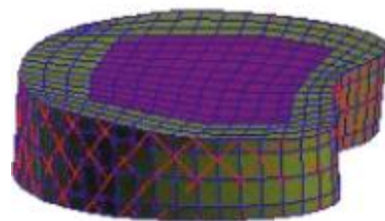
2.1 L4~L5 活动节段 FE 模型

建立的 L4~L5 活动节段 FE 模型包括 34 123 个节点及 162 858 个单元,其中椎体 161 679 个四面体单元,椎间盘、终板共 1 053 个六面体单元,韧带、关节囊、纤维共 126 个 Link 单元(图 2)。

2.2 NAD 模型



L4~L5 活动节段有限元模型



生理间盘

图 2 L4~L5 活动节段 FE 模型建立

Figure 2 The construction of L4~L5 segmental FE model

建立的 NAD 模型包括 1 583 个节点及 4 927 个单元,其中终板共 1 053 个六面体单元,髓核 724 个六面体单元(图 3)。

2.3 模型验证

中立位轴向负荷 400 N,分为 4 个 100 N 的 Von Mises 应力,以结点负荷形式,分为 19 步逐步施加,分别施加于 L4 椎体旋转轴等距离的内前外后部椎体结点;Von Mises 应力是基于剪切应变能的一种等效应力,其值为 $\sqrt{\frac{1}{2}[(a_1-a_2)^2+(a_2-a_3)^2+(a_3-a_1)^2]}$,其中 a_1, a_2, a_3 分别指第一、二、三主应力, $\sqrt{\quad}$ 表示平方, $\sqrt{\quad}$ 表示开方。同时将 L5 椎体下表面所有结构的自由度设为 0,认为其处于静止状态。后伸负荷采用前述 4 个 100 N 的 Von Mises 轴向应力上再施加 10 N·m 后伸力矩。

图 4 可以看到中立位负荷时,L4~L5 节段的各结构受力情况,椎间盘纤维环受力均匀,NAD 植入后中立位各结构无显著变化,具体应力分布见表 2。而在后伸负荷时,纤维环后部及关节突关节应力增加,NAD 植入后增加更加明显(图 5),具体应力分布值见表 3,证明本研究建立的 FE 模型符合非限制性 NAD 植入后的生物力学改变。

3 讨 论

以腰椎间盘突出症为主的腰椎退变性疾病

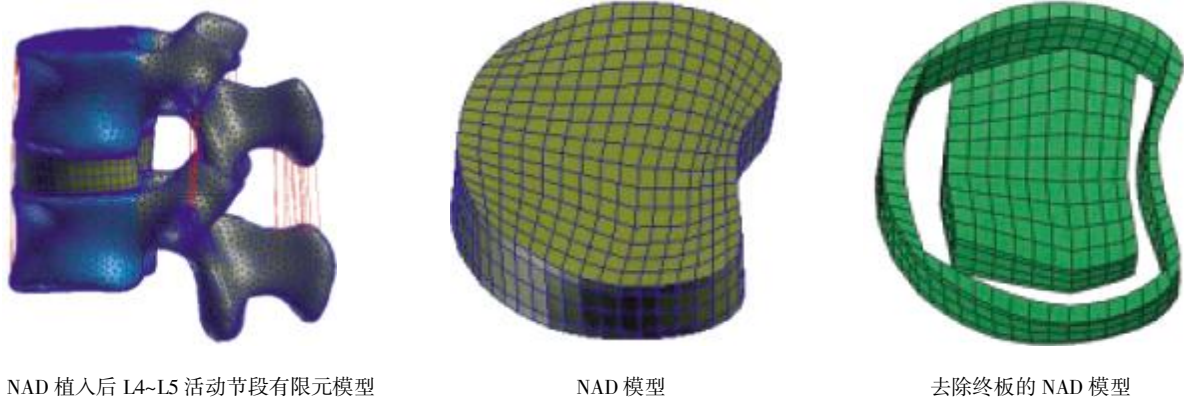


图3 NAD 椎间盘 FE 模型建立

Figure 3 The construction of NAD FE model

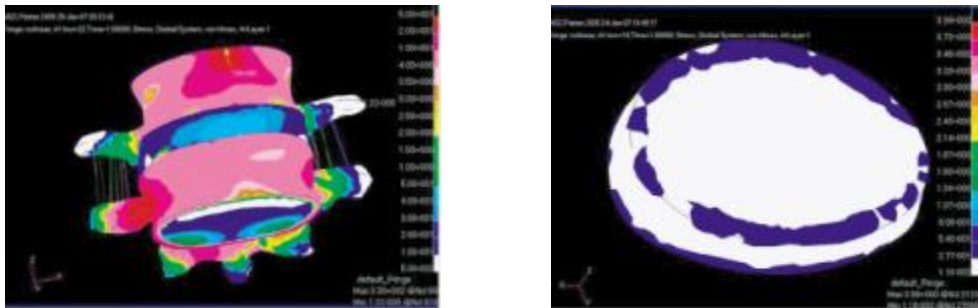


图4 中立位负荷模型验证

Figure 4 Validation of the model in neutral position

表2 400 N 轴向应力中立位时的应力分析

Table 2 400 N axial stress in neutral position (MPa)				
	椎间盘后环应力	髓核应力	椎间盘侧纤维环应力	关节突关节应力
生理间盘	42.7	151.2	20.9	114.5
NAD 植入	59.9	178.8	19.8	113.4

(lumbar degenerative disease, LDD)一直是脊柱外科最多见的疾病之一, Hult 统计 80% 的人在生命中会

受到LDD 困扰。美国国家健康统计中心报道 45 岁以下的活动限制最常见的因素是 LDD 所致腰腿痛, 每年用于治疗 LDD 的费用达亿万美元, 还不包括旷工造成的损失^[8]。

对于慢性椎间盘源性下腰痛的治疗, 相较于传统的融合手术, 人工椎间盘置换手术可以维持腰椎活动节段的运动, 故日益得到重视。对于椎间盘的有限元研究及临床应用报道日益增多, 其理论上被认

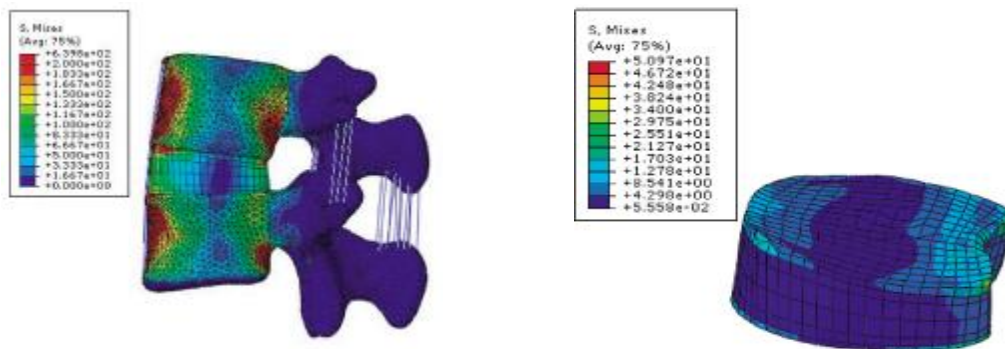


图5 400 N 轴向应力+10 N·m 后伸力矩下 NAD 植入后节段与椎间盘应力分布

Figure 5 The stress distribution of L4-L5 NAD implanted segment in 400 N axial stress and 10 N·m extension torque

表 3 400 N 轴向应力和 10 N·m 后伸位时的应力分析

Table 3 400 N axial stress and 10 N·m extension stress

	(MPa)			
	椎间盘后 环应力	髓核 应力	椎间盘侧纤 维环应力	关节突 关节应力
生理间盘	30.4	27.4	18.7	141.4
NAD 植入	41.6	28.7	17.2	193.9

为是治疗腰椎退变的重要发展方向之一:①完全切除了病变的椎间盘组织,消除了椎间盘病变本身导致的机械性腰背痛;②解除了退变椎间盘对脊神经及神经根的压迫刺激,可有效解除神经压迫症状;③允许手术节段的活动,减少术后的腰椎活动度丢失;④植入后对腰椎生物力学环境影响小,邻近节段退变的发生率低于传统的融合手术,故可多节段置换^[9-11]。

人工 NAD 在国外已经有多种设计^[12-14],目前在美国投入使用的主要有 4 种人工椎间盘假体,其中 Charité (DePuy Spine Inc, Raynham, MA)^[14] 和 ProDisc^[15] (Synthes Spine, Paoli, PA) 均为金属-聚乙烯假体,目前已完成了在美国的临床试验及注册。Maverick (Medtronic Sofamor Danek Inc., Memphis, TN) 和 FlexiCore^[16] (Stryker Spine, AlleNADle, NJ) 为金属-金属 (Co-Cr) 界面假体。虽然架构设计众多,但人工椎间盘置换临床效果的改善却不甚理想。目前认为主要的原因是植入节段的生物力学变化,尤其是术后关节突关节退变加速所带来的植入节段再退变及继发性椎管狭窄,是临床效果欠佳的主要原因。Rohlmann 等^[17]认为人工椎间盘置换术后下腰痛的发生与关节突关节的应力增加有关;Kim 等^[18]发现人工椎间盘置换术后,在后伸时,节段后伸活动度明显增加,导致继发椎管狭窄。故进一步的生物力学研究对于 NDA 的改进尤为重要。通常的力学研究方法包括动物实验、物理实验、体外(尸体)实验、计算机模拟实验;其中,动物实验非直立,结构、功能与人类区别大;物理实验缺乏体内结构特性故作用有限;体外(尸体)实验费用高,尸源难,离体在体差异大。而自从 1973 年 Thresher 和 Farah 几乎同时将有限元法应用于医学领域,FE 已成为研究人体生物力学的有效数学工具^[19-21]。故本文尝试建立早期退变腰椎活动节段的 FE 模型以模拟研究生物力学改变,为 NAD 在临床的应用推广提供理论指导,为 NAD 置换手术适应证选择和操作规范制订提供生物力学依据。经过与 Goto 及 Yamamoto 的标准腰椎模型进行校准,证明了本文腰椎 L4~L5 节段有限元

模型构建的合理性。

NAD 的 FE 模型特点在于:①基于 CT 数据的高精度重建技术:利用 64 层螺旋 CT 薄层扫描技术 (0.75 mm 各向同性分辨率),直接应用 Dicom 格式原始图像,接驳 Mimics,并通过阈值的选取建立 FE 模型,保证了模型的精度。最终,建立的 L4~L5 活动节段 FE 模型包括 34~123 个节点及 162 858 个单元,其中椎体 161 679 个四面体单元,椎间盘、终板共 1 053 个六面体单元,韧带、关节囊、纤维共 126 个 Link 单元,提示该模型具备较高的精度;②基于 CAD 进行 NAD 椎间盘的三维模型构建,再对三维模型导入 Abaqus 进行有限元划分,保证了 NAD 椎间盘的精度;③基于有限元装配技术成功将所建立的腰椎活动节段 FE 模型及 NAD 椎间盘模型转换成有限元模型,经力学加载测试,该方法建立的 NAD 植入模型具有高精度、建模方便、力学加载准确的特点。

本研究的意义在于建立了 NAD 植入的三维 FE 模型,探究了基于 CT 及 CAD 数据,采用 FE 装配技术,使用计算机进行自动化程度较高的 FE 模型建立的可能性,可为未来 NAD 的进一步改进,以及采用 CAD/CAM 进行假体和植入器械的设计制造提供帮助。

[参考文献]

- [1] Swanson KE, Lindsey DP, Hsu KY, et al. The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures [J]. Spine, 2003, 28(1): 26-32
- [2] Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain [J]. Neurol India, 2005, 53(4): 466-474
- [3] 姚庆强, 王黎明, 桂鉴超, 等. 基于 CT 建立早期退变腰椎活动节段的三维有限元模型 [J]. 南京医科大学学报:自然科学版, 2007, 27(10): 1084-1087
- [4] Totoribe K, Chosa E, Tajima N. A biomechanical study of lumbar fusion based on a three-dimensional nonlinear finite element method [J]. J Spinal Disord Tech, 2004, 17(2): 147-153
- [5] 姚庆强, 王黎明, 桂鉴超, 等. 非融合性棘突间固定器治疗腰椎退变的三维有限元分析 [J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2008, 23(4): 292-295
- [6] Goto K, Tajima N, Chosa E, et al. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis) [J]. J Orthop Sci, 2003, 8(10): 577-584
- [7] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lum-

- bosacral joint[J]. *Spine*, 1989, 14(5):1256-1260
- [8] Saxler G, Wedemeyer C, von Knoch M, et al. Follow-up study after dynamic and static stabilisation of the lumbar spine[J]. *J Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2005, 143(1):92-99
- [9] Aghayev E, Röder C, Zweig T, et al. Benchmarking in the SWISS spine registry: results of 52 Dynardi lumbar total disc replacements compared with the data pool of 431 other lumbar disc prostheses[J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(12):2190-2199
- [10] Van den Eerenbeemt KD, Ostelo RW, Van Royen BJ, et al. Total disc replacement surgery for symptomatic degenerative lumbar disc disease: a systematic review of the literature[J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(8):1262-1280
- [11] Schmidt R, Obertacke U, Nothwang J, et al. The impact of implantation technique on frontal and sagittal alignment in total lumbar disc replacement: a comparison of anterior versus oblique implantation[J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(9):1534-1539
- [12] Katsimihias M, Bailey CS, Issa K, et al. Prospective clinical and radiographic results of CHARITÉ III artificial total disc arthroplasty at 2- to 7-year follow-up: a Canadian experience[J]. *Can J Surg*, 2010, 53(6):408-415
- [13] Vicars R, Hyde PJ, Brown TD, et al. The effect of anterior-posterior shear load on the wear of ProDisc-L TDR[J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(8):1356-1362
- [14] Schmidt H, Midderhoff S, Adkins K, et al. The effect of different design concepts in lumbar total disc arthroplasty on the range of motion, facet joint forces and instantaneous center of rotation of a L4-5 segment[J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(11):1695-1705
- [15] Meyers KN, Campbell DA, Lipman JD, et al. Dynamics of an intervertebral disc prosthesis in human cadaveric spines[J]. *HSS J*, 2007, 3(2):164-168
- [16] Sasso RC, Foulk DM, Hahn M. Prospective, randomized trial of metal-on-metal artificial lumbar disc replacement: initial results for treatment of discogenic pain[J]. *Spine*, 2008, 33(2):123-131
- [17] Rohlmann A, Mann A, Zander T, et al. Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study[J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(6):89-97
- [18] Kim KT, Lee SH, Suk KS, et al. Biomechanical changes of the lumbar segment after total disc replacement: Charite®, Prodisc® and Maverick® Using Finite Element Model Study [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2010, 47(9):446-453
- [19] Cooper R, Cardan C, Allen R. Computer visualisation of the moving human lumbar spine[J]. *Comp Biol Med*, 2001, 31(6):451-469
- [20] Robinson Y, Sandén B. Spine imaging after lumbar disc replacement: pitfalls and current recommendations [J]. *Patient Saf Surg*, 2009, 3(1):15
- [21] Moumene M, Geisler FH. Comparison of biomechanical function at ideal and varied surgical placement for two lumbar artificial disc implant designs: mobile-core versus fixed-core[J]. *Spine*, 2007, 32(17):1840-1851

[收稿日期] 2012-06-02