

文章编号:1004-7220(2010)02-0094-06

人工椎间盘植入术后颈椎邻近节段生物力学变化的有限元分析

李 斌¹, 赵文志¹, 陈秉智², 苏 晋¹, 何盛为¹, 方 旭¹

(1. 大连医科大学附属第二医院 骨科, 大连 116027; 2. 大连交通大学 交通运输工程学院, 大连 116028)

摘要: 目的 研究人工椎间盘植入术后邻近节段的运动范围及椎间盘应力改变。方法 将接触问题引入生物建模, 建立正常全颈椎有限元模型, 模拟 C5/6 椎间植骨融合和 C5/6 人工间盘植入, 分析两种状态下其相邻节段的运动范围及椎间盘的应力改变。结果 (1) 所建立模型包含了韧带、关节囊及其他软组织结构, 而且真实细腻, 准确度高; (2) 椎间植骨融合术后邻近椎间隙运动范围增加, 相应椎间盘应力明显增大, 上位节段髓核与纤维环的应力约增加 70%, 而下位节段髓核与纤维环应力约增加 40%; (3) 人工间盘植入后颈椎运动范围除仅后伸受限 ($P > 0.05$) 外, 邻近节段椎间盘应力增加不超过 10%。结论 植入的颈椎人工间盘可在一定程度上降低相邻椎体节段的应力, 且有利于改善颈椎的活动度。

关键词: 颈椎; 生物力学; 有限元; 植骨融合; 人工间盘

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Finite element analysis on adjacent segments for its biomechanical changes after artificial cervical disc prosthesis

LI Bin¹, ZHAO Wen-zhi¹, CHEN Bing-zhi², SU Jin¹, HE Sheng-wei¹, FANG Xu¹ (1. Department of Orthopedics, The Second Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116027, China; 2. Institute of Traffic and Transportation Engineering Dalian University of Technology, Dalian 116028, China)

Abstract: Objective To study the range of movement (ROM) in adjacent vertebral segments and the changes in intervertebral disc stress after implanting artificial cervical disc. **Method** A 3D finite element model for normal cervical spine was established using CT images scanned from a cadaver cervical spine. Simulation of bone graft and fusion of vertebral bodies as well as implantation of intervertebral disc prosthesis were performed between C5 and C6. Then the ROM of adjacent functional spinal units (FSU, C4/5, C6/7) and the stress in C4/5 and C6/7 intervertebral disc were analyzed. **Results** (1) The model including the structures of ligaments, joint capsule and other soft tissue is built with high reality and accuracy; (2) Vertebral fusion increased movement range in adjacent FSU, and the stress in corresponding discs is significantly raised as well. The stress in nucleus pulposus and annulus fibrosus is increased about 70% at upper segment and 40% at lower segment; (3) After implantation of artificial disc, only the extension of cervicle spine is limited ($P < 0.05$); the stress in adjacent intervertebral disks is increased less than 10%. **Conclusions** The implanted artificial cervical disc can appropriately reduce the stress in adjacent vertebral segments, which is beneficial to improve the movement of the cervical spine.

Key words: Cervical vertebrae; Biomechanics; Finite element model; Bone graft fusion; Artificial intervertebral disc

收稿日期:2009-12-09; 修回日期:2010-02-20

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30970708)

作者简介:李斌(1981-),男,研究方向:骨科学,生物医学工程,生物力学。

通讯作者:赵文志(1965-),教授,博士,主任医师,硕士生导师, E-mail: drzww@163.com。

颈前路减压植骨融合技术,自 20 世纪 50 年代开始,经过多年发展以及临床验证,在治疗椎间盘突出及颈椎间盘退行性病变方面有非常好的疗效,已广泛应用于颈椎病、颈椎间盘突出症患者的手术治疗。但融合技术有其局限性,易引起颈椎节段活动范围减少以及相邻节段生物应力的改变,从而加速相邻节段椎间盘的退变^[1,2]。融合早期的临床观察优良率为 70~90%,近年来,由于颈椎融合导致邻近融合节段椎间盘过早退行性变并出现临床症状的病例逐渐增多^[3],为解决异常应力作用于融合邻近节段的问题,20 世纪后期人工椎间盘置换技术应运而生,尽管早期的临床观察表明,人工椎间盘置换术维持了椎体正常的活动范围,维持椎间隙高度并模拟正常颈椎间盘的功能,但由于研究方法的限制,对于人工颈椎间盘置换后邻近椎间隙间盘组织内部的应力改变却无从考察。

Galbusera 等^[4]和 HaSK^[5]分别建立了 C4、C5 和 C5、C6 有限元模型,计算和分析在植入人工颈椎间盘后,局部颈椎的生物力学行为。然而这些模型都仅仅是针对单节段或两节段进行研究,没有体现全部颈椎的力学行为改变。

本文建立全颈椎有限元模型,模拟颈前路椎间植骨融合模型、人工椎间盘植入两种状态,分析相邻运动节段的生物力学变化,以及邻近椎间隙间盘组织内部的应力改变。

1 对象与方法

1.1 样本

对一健康志愿者,男性,29 岁(无既往颈椎病病史)的颈椎进行 CT 断层成像,扫描范围从 C1~C7,扫描层距 0.75 mm,共 196 张 CT 图片。

1.2 数据获取与处理

采用基于数字图像处理技术的自编软件对 CT 图像进行预处理,图像分割,边缘检测和跟踪等操作,获得了轮廓数据。采用通用的 CAD 造型软件 Solid-Works 2003 作为实体建模平台。将自编软件提取的轮廓数据导入其中,利用放样特征得到椎体的三维实体模型。在 Hypermesh 软件中对模型进行网格剖分,整个颈椎模型总共有 97 705 个节点和 372 896 个单元。

1.3 单元属性与材料属性的设定

不同的结构需要采用不同的单元类型进行模拟^[6-8]。其中皮质骨用实体单元 Solid 45 模拟,平均厚度设置为 1 mm,松质骨及后部结构采用实体单元 Solid 45 模拟。椎间盘是由终板、髓核和纤维环组成,用实体单元 Solid 45 模拟。由于韧带是纤维组织,在载荷条件下只能承受张力载荷。因此,对颈椎的韧带均采用只具有张力而无压力性质的 link10 单元模拟。由于椎体不同部位的材料属性互不相同,差异性较大,根据颈椎的解剖结构特点,分别设定不同的材料属性^[9-11](见表 1,图 1、2)。

表 1 有限元模型的材料参数

Tab. 1 Finite element model of the material parameters

组织结构	弹性模量/MPa	泊松比	截面积/mm ²
皮质骨	10 000	0.3	—
松质骨	450	0.25	—
后部结构	3 500	0.25	—
软骨终板	2 000	0.2	—
髓核	3.4	0.4	—
纤维环	3.4	0.36	—
前纵韧带	30	0.3	6.1
后纵韧带	20	0.3	5.4
关节囊韧带	7	0.3	46.6
黄韧带	8	0.3	50.1
棘间/棘上韧带	8	0.3	13.1
移植骨	10 000	0.36	—

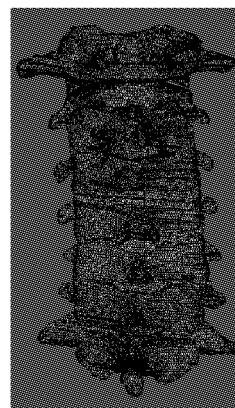


图 1 全颈椎有限元模型 (正面观)

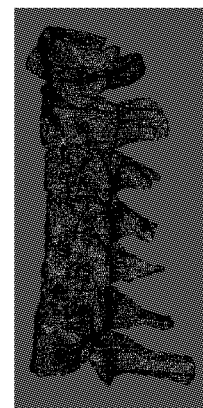


图 2 全颈椎有限元模型 (侧面观)

Fig. 1 Finite element model of the cervical spine (front view)

Fig. 2 Finite element model of the whole whole cervical spine (lateral view)

1.4 接触

小关节面之间运动较为复杂,当间隙小于一定的数值时会发生相互作用,并且是多个方向的相对滚动或磨擦,为此将关节面定义为接触单元,而本文则采用 ANSYS 3 类接触单元中的面-面接触单元模拟上下关节突软骨之间的接触滑动。关节突软骨弹性模量为 2 GPa,泊松比 0.2,厚度 0.2 mm,接触面之间的距离为 0.3 mm,摩擦系数为 0.1 进行约束(见图 3)。

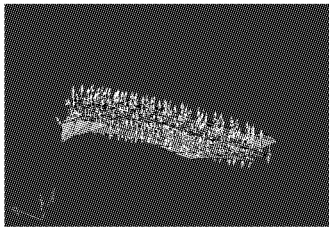


图3 关节突关节之间的接触示意图

Fig.3 The contact between the facet joints

1.5 颈前路椎间盘植骨融合三维有限元模型的建立

模拟 C5/6 椎间盘切除植骨融合术,切除椎间盘组织,C5 下位终板和 C6 的上位终板,植入骨与终板的接触面积等于终板面积,模拟椎间盘切除植骨并完全融合^[12,13]。

1.6 人工椎间盘置换有限元模型的建立

本实验参考 Bryan 人工颈椎间盘 (Medtronic Ltd., Memphis, TN, USA), 设计一个简易理论颈椎人工椎间盘(注:此假体仅为应用本试验的简化理论人工椎间盘,没有实物,不能用于他试验),椎间盘假体由两部分组成,假体由上下两片钛金属合金盖板和中间是耐磨的椭圆形聚丙烯酯多聚体的核组成(因聚丙烯酯膜不参与力学分析故予以简化),根据实际尺寸测量的数据绘制成三维图形,为了方便受力与计算假体上下面均设定为平面,并采用面-面接触单元与椎体连接,其整体为直径 1.5 mm,高 6.0 mm 的圆柱,导入 ANSYS 中建立有限元模型。然后模仿前路人工颈椎间盘置换术,切除 C5/C6 椎间盘及终板、前纵韧带、后纵韧带,并对 C5 椎体的下面、C6 椎体的上面做了部分修改使之与假体相匹配,如图 4 所示,材料属性如表 2 所示。

1.6 边界条件与载荷

以全颈椎有限元模型为研究对象,固定 C7 椎

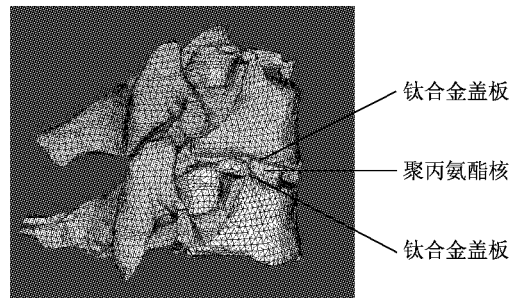


图4 Bryan 人工椎间盘植入节段的有限元模型

Fig.4 Bryan artificial disc implantation segments of the finite element model

表2 人工椎间盘的材料属性

Tab.2 The material properties of artificial disc

组织结构	弹性模量/MPa	泊松比
钛	110 000	0.3
聚丙烯酯	25	0.45

体下表面,于 C1 椎体上表面先施加 45 N 的预载荷后,再加以前屈/后伸、左/右侧弯、左右旋转 6 种 2.0 N·m 纯力矩,模拟颈椎 6 个方向的生理活动。

2 结果

2.1 模型验证

C 4/5 运动范围 (ROM) 变化与已有的文献数据对比见表 3~6。由表中可见,所建立模型在前屈/后伸、左/右侧弯、左/右旋转 6 个方向的 ROM,与已有文献比较,在统计学上无显著差异。所以本文建立的颈椎三维有限元模型能够模拟颈椎的生理运动,达到了预期目的。

表3 C 4/5 运动范围 ROM 变化与已有的文献数据对比 [单位: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

Tab.3 C 4/5 range of motion ROM changes in comparison with the existing literat. data [unit: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

运动方向	节点数	本实验数据	已有文献数据 ^[10]	P
前屈	20	6.487 ± 0.207	6.657 ± 0.172	0.05
后伸	20	4.562 ± 0.116	4.435 ± 0.614	0.05
左侧屈	20	5.513 ± 0.406	5.778 ± 0.534	0.05
右侧屈	20	5.833 ± 0.398	5.913 ± 0.229	0.05
左旋转	20	6.221 ± 0.281	6.628 ± 0.347	0.05
右旋转	20	6.674 ± 0.182	6.681 ± 0.496	0.05

表 4 三组模型 C4-5 运动范围 (ROM) 的比较与统计学分析 [单位: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

Tab.4 Three-group model C4-5 range of motion (ROM) of the comparison and statistical analysis [unit: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

运动方向	节点数	正常组角位移	融合组角位移	人工间盘组角位移
前 屈	20	4.153 ± 0.186	5.953 ± 0.562	4.498 ± 0.386
后 伸	20	2.879 ± 0.105	3.897 ± 0.196	4.052 ± 0.296
左侧屈	20	3.699 ± 0.068	5.366 ± 0.691	3.896 ± 0.646
右侧屈	20	3.756 ± 0.217	5.525 ± 0.368	3.727 ± 0.233
左旋转	20	4.436 ± 0.256	6.455 ± 0.122	4.688 ± 0.652
右旋转	20	4.656 ± 0.174	6.602 ± 0.247	4.992 ± 0.716

表 5 三组模型 C6-7 运动范围 (ROM) 的比较与统计学分析 [单位: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

Tab.5 Three-group model C6-7 range of motion (ROM) of the comparison and statistical analysis [unit: $(\bar{x} \pm sd)^\circ$]

运动方向	节点数	正常组角位移	融合组角位移	人工间盘组角位移
前 屈	20	2.653 ± 0.207	3.078 ± 0.172	2.847 ± 0.398
后 伸	20	1.879 ± 0.116	2.179 ± 0.614	2.645 ± 0.193
左侧屈	20	2.082 ± 0.406	2.394 ± 0.534	2.193 ± 0.328
右侧屈	20	2.136 ± 0.398	2.456 ± 0.229	2.052 ± 0.289
左旋转	20	2.763 ± 0.281	4.022 ± 0.347	2.606 ± 0.201
右旋转	20	2.945 ± 0.183	4.176 ± 0.496	3.158 ± 0.186

表 6 前屈后伸时 C4/5 椎间盘表面平均压应力的比较 [单位: $(\bar{x} \pm sd)$ kPa]

Tab.6 Flexion of extension when the C4/5 disc comparison of average surface compressive stress [unit: $(\bar{x} \pm sd)$ kPa]

		组织结构	正常组	融合后模型	人工间盘组
C4/5	前屈	髓核	4.248 ± 0.177	7.268 ± 0.342	4.673 ± 0.114
		纤维环	4.378 ± 0.149	7.972 ± 0.212	4.806 ± 0.681
	后伸	髓核	3.437 ± 0.238	5.809 ± 0.184	3.712 ± 0.523
		纤维环	3.971 ± 0.417	6.665 ± 0.293	4.273 ± 0.192
C6/7	前屈	髓核	5.685 ± 0.375	7.959 ± 0.183	5.982 ± 0.416
		纤维环	5.948 ± 0.162	8.164 ± 0.322	6.351 ± 0.293
	后伸	髓核	4.592 ± 0.401	6.303 ± 0.216	5.089 ± 0.161
		纤维环	4.937 ± 0.374	6.751 ± 0.415	5.396 ± 0.308

2.2 实验结果

结合椎体高度,计算出角位移,然后再以 C4/5、C6/7 椎间盘作为单独研究对象,测定纤维环和髓核在前屈、后伸时 3 组模型中的表面平均压应力。

2.3 椎间盘的应力变化示意图

由表 3~6 可以看出,C5/6 椎间融合前后,将融合前后的数据经 SPSS 统计软件进行 t 检验, $P < 0.05$,即融合前后在相同的模拟生理条件下其相邻节段的 ROM 在统计学上有差异。上位节段髓核与纤维环受力明显增大约 70%,下位节段髓核与纤维环应力增大约 40%,椎间盘受力增加,相邻节段位

移增加、运动模式改变,来代偿融合节段的活动范围,这些都是不稳和加速退变不稳的表现;根据椎间盘应力云图(见图 5~8)可以发现,应力主要集中在运动方向的椎间盘边缘而且前屈时应力明显,从而加速此处的椎间盘退变,这于现有的研究结果一致^[15]。

人工椎间盘植入前后运动节段在前屈、左/右侧弯、左右旋转五个运动方向的运动范围比较,均 $P > 0.05$,在统计学上无显著性差异,而在后伸方向 $P < 0.05$,在统计学上有差异;人工间盘植入后相邻节段椎间盘受力与融合后一致,但变化则不很明显,保

留运动节段的功能,从理论上讲可以延缓或消除临近节段退变的加速^[16]。良好的颈推人工椎间盘,可

以正常替代颈椎的绝大部分生理运动功能,可以恢复颈椎的稳定性。

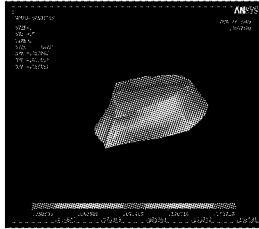


图5 融合后髓核在前屈时的应力图
Fig.5 Fusion nucleus in the flexion when the stress diagram

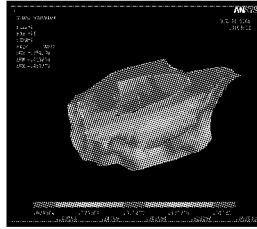


图6 融合后纤维环在前屈时的应力图
Fig.6 Fusion when the annulus fibrosus in flexion stress diagram

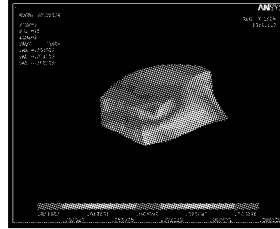


图7 人工间盘植入后髓核在前屈时的应力图
Fig.7 After implantation of artificial disc nucleus in flexion when the stress diagram

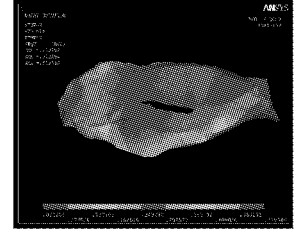


图8 人工间盘植入后纤维环在前屈时的应力图
Fig.8 After implantation of artificial disc annulus fibrosus in flexion when the stress diagram

3 讨论

在本研究中,将颈椎的有限元模型应用于颈椎人工椎间盘的设计和研制,并建立的3组模型进行对比研究,本文利用CT扫描成像、CAD造型软件Solid-Works2003、HyperMesh软件、ANSYS11.0软件重建出正常的全颈椎三维有限元模型。模型包括皮质骨、松质骨、后部结构、终板等骨性结构,髓核,纤维环,韧带、关节囊等软组织结构(前纵韧带,后纵韧带,棘上韧带,棘间韧带,横突间韧带,黄韧带,囊韧带),并在关节突关节、移植骨与椎体连接处、人工间盘与椎体衔接处均采用面面接触单元,相比其他的模型更加接近真实,总共有97 705个节点和372 896个单元,远远超过了以前所建立的模型的单元数与节点数,结构完整,空间结构的测量准确度高,使模型更加接近解剖特点和临床要求,而且对颈椎的各个组件的单元属性和材料属性予以明确的定义。同时模拟临床颈前路椎间植骨融合术与人工间盘植入术建立两组有限元模型,并且两组模型施加的载荷完全一致,将生理载荷施加在C1椎体的上表面,边界定在C7椎体的下表面。对邻近节段的运动范围与椎间盘受力进行对比分析,并将本实验正常组结果与其他文献数据对比,进行模型验证,并将其他3组实验结果用SPSS16.0进行统计学分析。

人工椎间盘植入与正常颈椎相比较,在前屈、左右侧屈、左右旋转功能无差异($P < 0.05$),后伸活动度降低($P < 0.05$);融合后颈椎各方向活动均降低

($P < 0.05$)。在邻近节段椎间盘受力方面,融合组的上位节段髓核与纤维环受力增大约70%,下位节段髓核与纤维环应力增大约40%,而人工间盘组的髓核与纤维环应力变化趋势与融合组一致,但变化幅度不超过10%。Dmitriev^[17]等进行了人工间盘与颈椎融合术的对比实验,他发现使用颈椎人工间盘组与固定相比,相邻节段的应力明显下降。Chang^[18]等使用了Prodisc-C和Prestige人工间盘对比了颈椎融合与椎间盘置换的效果,他发现融合后,在上一相邻节段,屈曲时颈椎纤维环前方压力增大明显,而后伸时后纤维环压力较对照组有明显改变,间盘置换组则与对照组类似。本研究结果也表明,椎间融合后相邻节段的应力明显增加,颈椎人工间盘植入后虽然相邻节段的应力同样增加但幅度不大,故可以认为人工间盘在一定范围内缓解了相邻节段的应力,可减少颈椎相邻节段的负荷。

应该看到,本研究所建模型是基于正常颈椎(椎体的骨量、椎间隙高度以及椎体间的稳定性均正常),对人工间盘与椎体的接触也进行了简化处理,因此研究数据与真实情况难免有些差距,但是本研究所测得的数据的变化趋势是真实可靠的,对临床实际有着重要的参考意义。

4 结论

整个全颈椎三位有限元模型共由97 705个节点和372 896个单元组成,模型细腻有效,具有良好的生物逼真度,可应用于椎间融合模型及人工间盘

植入模型的建立。通过对三组模型运动范围及椎间盘应力变化的研究表明,椎间融合后相邻节段的应力明显增加,颈椎人工间盘植入后虽然相邻节段的应力同样增加但幅度不大,并且颈椎运动范围除后伸受限外,其他活动度无差异,因此我们可以认为人工间盘在一定范围内缓解了相邻节段的应力,减少颈椎相邻节段的负荷,且能够恢复颈椎的活动度。

参考文献:

- [1] Matsunaga S, Kabayama S, Yamamoto T, et al. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion[J]. Spine, 1999, 24: 670-675.
- [2] Mummaneni PV, Haid RW. The fut. in the care of the cervical spine : interbody fusion and arthroplasty [J]. J Neuro surg Spine, 2004(2) : 155-159.
- [3] Hirokazu Ishihara, Masahiko Kanamori, Yoshiharu Kawaguchi, et al. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion[J]. The spine Journal, 2004(4) : 624-628.
- [4] Galbusera F, Fantigrossi A, Raimondi MT, et al. Biomechanics of the C5-C6 spinal unit before and after placement of a disc prosthesis [J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2006, 5(4) : 253-61.
- [5] Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments(C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc [J]. Medical Engineering & Physics, 2006, 28: 534-541.
- [6] Sairyo K, Geol VK, Masuda A, et al. Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fract [J]. Eur Spine Journal, 2006, 15(6) : 923-929.
- [7] SHEN Xiao-wen, YU Hang-ping, ZOU Wei. The Establishment and Development of Finite Element Model of Human Cervical Vertebra and Its Application Example Chinese [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2008, 17(2) : 86-92.
- [8] Sairyo K, Geol VK, Vadapalli S, et al. Biomechanical comparison of lumbar spine with or without spine bifida oeculta. A finite element analysis [J]. Spinal Cord, 2006, 44(7) : 440-444.
- [9] Galbusera F, Fantigrossi A, Raimondi MT, et al. Biomechanics of the C5-C6 spinal unit before and after placement of a disc prosthesis [J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2006, 5(4) : 253-261.
- [10] 卢畅, 韩珂, 李晶, 等. 全颈椎三维有限元模型建立及验证方法探讨 [J]. 医学临床研究, 2008, 25(3) : 389-392.
- [11] Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using FA method [J]. Med Eng Phys, 2001, 23(3) : 155-164.
- [12] Carlos G Lopez-Espina, MS Farid Amirouche, Vinod Havalad. Multilevel Cervical Fusion and Its Effect on Disc Degeneration and Osteophyte Formation [J]. Spine, 2006, 31(9) : 972-978.
- [13] 俞杭平, 唐天驷, 王进, 等. 颈前路单椎间盘减压植骨融合与加用钛板内固定的比较研究 [J]. 中华骨科杂志, 2003, 23(9) : 549-553.
- [14] Rahm MD, Hall BB. Adjacent segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation; a retrospective study [J]. J Spinal Disord, 1996, 10(9) : 92 - 400.
- [15] Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to inter-body fusion in lumbar spine [J]. Med Eng Phys, 2001, 8(23) : 483-91.
- [16] Anderson PA, Rouleau JP. Intervertebral disc arthroplasty [J]. Spine, 2004, 29: 2779-2786.
- [17] Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, et al. Adjacent level intradiscal press. and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty : an invitro human cadaveric model [J]. Spine, 2005, 30(10) : 1165-1172.
- [18] Chang UK, Kim DH, Lee MC, et al. Changes in adjacent-level disc press. and facet joint force after cervical arthroplasty compared with cervical disc ectomy and fusion [J]. J Neurosurg Spine, 2007, 7(1) : 33-39.