

二步加载分步求解在手法治疗腰椎间盘突出症有限元分析中的应用

张人文¹ 莫灼锚¹ 李冬¹ 常敏敏¹ 杨彬彬¹ 唐树杰^{1△}

[摘要] 目的:应用有限元技术模拟直腰旋转手法治疗腰椎间盘突出症,分析两种不同加载求解方式下腰椎间盘突出位移与应力结果。方法:利用正常青年志愿者腰骶部 CT 数据,使用 Mimics,Geomagic Studio,Ansys 等软件建立 L_{4~5} 正常三维有限元模型,假定腰椎间盘突出症发生于椎间盘左后方,模拟右向直腰旋转手法,分别应用传统一步加载求解与笔者提出的二步加载分步求解方式计算 L_{4~5} 椎间盘左后方节点的应力与位移,对两种求解方式所得结果进行统计学比较。结果:一步加载求解 L_{4~5} 椎间盘左后方位移为 $(-1.264\ 0\pm0.171\ 5)\text{mm}$,应力为 $(0.032\ 5\pm0.032\ 4)\text{MPa}$;二步加载分步求解所得位移为 $(-1.566\ 0\pm0.169\ 5)\text{mm}$,应力为 $(-0.004\ 5\pm0.030\ 4)\text{MPa}$ 。两种加载求解所得 L_{4~5} 左后方节点位移与应力比较,差异均有统计学意义($P<0.05$)。结论:二步加载分步求解方式用于手法治疗腰椎间盘突出症有限元研究,其计算结果更准确地反映了手法作用对腰椎间盘的力学影响。

[关键词] 腰椎间盘突出症;有限元技术;二步加载分步求解;直腰旋转手法

[中图分类号] R681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2019)01-0001-05

Application of Two-step Loading and Solving Method in Finite Element Analysis of Lumbar Disc Herniation Treated Using Chinese Manipulation

ZHANG Renwen¹ MO Zhuomao¹ LI Dong¹
CHANG Minmin¹ YANG Binbin¹ TANG Shujie^{1△}

¹School of Chinese Medicine, Jinan University, Guangzhou 510632, China.

Abstract Objective: To simulate lumbar erection-rotation manipulation for treating lumbar disc herniation using finite element technique and analyze the displacement and stress in lumbar intervertebral disc under two different loading and solving methods. **Methods:** A normal three-dimensional finite element model of L_{4~5} was established using software's of Mimics, Geomagic Studio, and Ansys based on the lumbosacral CT data of a normal young volunteer. Lumbar disc herniation was assumed to occur in the left rear of the intervertebral disc, and then lumbar erection-rotation manipulation was simulated rightward, and traditional one-step loading and solving method and two-step loading and solving method were used to calculate the stress and displacement of the nodes in the left rear of L_{4~5} intervertebral disc, respectively. A statistical comparison was carried out to evaluate the results of two methods. **Results:** Based on the one-step loading and solving method, the displacement in the left rear of L_{4~5} intervertebral disc was $(-1.264\ 0\pm0.171\ 5)\text{mm}$, the stress value was $(0.032\ 5\pm0.032\ 4)\text{MPa}$, and based on the two-step loading and solving method, the displacement was $(-1.566\ 0\pm0.169\ 5)\text{mm}$, the stress value was $(-0.004\ 5\pm0.030\ 4)\text{MPa}$. There were significant differences in displacement ($P<0.05$) and stress ($P<0.05$) between the two loading and solving methods. **Conclusion:** In finite element study on lumbar disc herniation treated using Chinese manipulation, the calculation results of two-step loading and solving method were more accurate in revealing the mechanical effect of manipulation on lumbar intervertebral disc.

Keywords: lumbar intervertebral disc; finite element technique; two-step loading and solving method; lumbar erection-rotation manipulation

基金项目:广东省自然科学基金项目(2016A030313076)

广州市科技计划项目(201607010252)

¹暨南大学中医学院(广州,510632)

[△]通信作者 E-mail:tsj697@163.com

腰椎间盘突出症是临床常见病^[1],旋转类手法是中医保守治疗该病的常用方法,疗效确切^[2-4],有限元技术是对手法进行基础研究的重要方法^[5]。目前腰椎旋转类手法有限元研究,均采用一步加载求解方式,即

将人体重力或脊柱纵向压力与手法作用力或力矩同时施加于模型进行加载计算^[6,7]。笔者在前期腰椎手法有限元研究中,发现二步加载、分布求解方式更符合临床实际,更能阐明手法力学效果与解释临床问题^[8]。直腰旋转手法是治疗腰椎间盘突出症常用旋转类手法,其加载方式简单。为便于研究,本文以直腰旋转手法为例,并应用 L_{4~5} 单节段有限元模型,分析两种不同加载求解方式下腰椎间盘突出位移与应力结果,对此问题进行阐述。

1 材料与方法

1.1 模型建立

选择 1 名 23 岁青年男性志愿者,通过影像学检查排除腰部骨骼畸形、损伤等病变。电脑配置:至强 E5 2660 V2 处理器,AMD Radeon Pro WX3100 显卡,32 GB DDR3 内存。用 CT 扫描 L_{4~5} 运动节段生成 DICOM 格式图像,导入医学建模软件 Mimics17.0 (Materialise,比利时);用 Mimics 中密度阈值设定功能,选取所需三维建模范围;使用蒙面编辑功能,对已

选取蒙面行细节精细化;使用区域增长工具将编辑好的蒙面划分成各节椎体,去除漂浮像素;使用三维计算功能提取 L_{4~5} 椎体三维图像,以 STL 格式保存并导入逆向工程软件 Geomagic Studio 12(Geomagic,美国),对三维图像进行精细打磨,生成实体模型,以 IGES 格式保存并导入有限元分析软件 Ansys Workbench 18.0(ANSYS,美国)。

用 Ansys 软件建立终板、髓核、纤维环、上下关节突关节面、前纵韧带、后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、关节囊韧带、横突间韧带等结构(见图 1A 和图 1B)。椎体和椎间盘网格划分使用 8 节点 Solid186 单元;韧带模拟使用非线性弹簧单元 COMBIN39,只承受拉力不承受压力;髓核占椎间盘总体积 43%,位于椎间盘中心偏后位置;纤维环为交叉胶原纤维增强(见图 1D);终板厚度设为 1 mm;上下关节突关节面模拟为软骨面,关节间隙设为 0.5 mm,接触设为无摩擦面接触,只传导压缩力。模型材料属性和单元类型参照文献(见表 1)^[9-12]。

表 1 L_{4~5} 运动节段有限元模型材料属性

材料组成	弹性模量(MPa)	泊松比(ν)	单元类型	网格类型
皮质骨	12 000	0.300	Solid 186	四面体
松质骨	100	0.200	Solid 186	四面体
基质	4.2	0.450	Solid 186	六面体
胶原纤维 1,2 层(最外层)	550	0.300	LINK180	
胶原纤维 3,4 层	485	0.300	LINK180	
胶原纤维 5,6 层	420	0.300	LINK180	
胶原纤维 7,8 层	360	0.300	LINK180	
髓核	0.1	0.499	Solid 186	六面体
终板	500	0.250	Solid 186	六面体
后部结构	3 500	0.300	Solid 186	四面体
关节突关节	32	0.400	Solid 186	六面体

1.2 模型验证

将 L₅ 椎体下表面全自由度固定约束,对 L₄ 椎体上表面分别施加 1.0,2.5,5.0,7.5,10.0 N·m 力矩,模拟腰椎前屈、后伸、左右侧弯和左右轴向旋转六种工况的运动(见图 1C),计算 L_{4~5} 运动范围并与 Heuer 体外实验及 Schmidt 有限元研究进行比较^[13,14]。

1.3 边界条件与加载计算

本研究假定腰椎间盘突出发生于 L_{4~5} 椎间盘左后方,模拟向右侧方向施加直腰旋转手法。选取 L_{4~5} 椎间盘左后方 20 个节点(图 1E),分别计算传统一步加载求解与二步加载分步求解方式下各节点的应力和位移(以向椎体后方为正方向)。

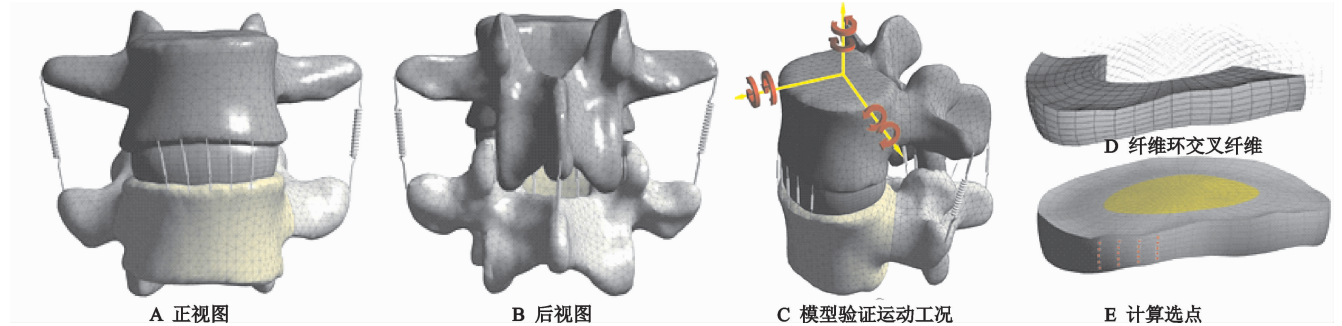


图 1 L_{4~5} 运动节段有限元模型

1.3.1 传统一步加载求解方式 将 L₅ 椎体下表面全自由度固定,对 L₄ 椎体上表面施加 300 N 垂直压缩载荷以模拟人体上半身重力,同时施加 15 N·m 右向旋转力矩^[6],计算 L_{4~5} 椎间盘左后方节点应力与位移。

1.3.2 二步加载分步求解方式 将 L₅ 椎体下表面全自由度固定,加载分两步进行:第一步施加垂直压缩载荷,对 L₄ 椎体上表面施加 300 N 垂直压缩载荷,模拟手法操作前患者坐位时腰椎受力状态;第二步加载方式同传统一步加载求解方式。第二步计算结果减去第一步计算结果即为 L_{4~5} 椎间盘左后方节点的实际应力与位移。

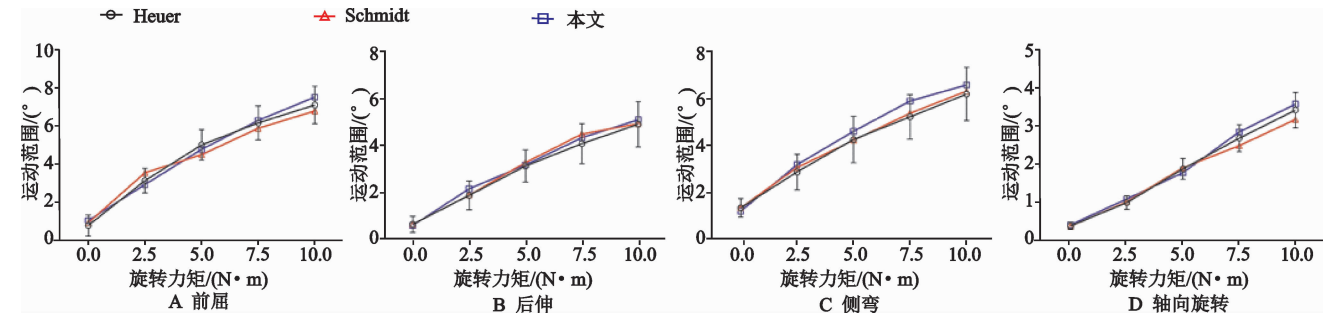


图2 本研究模型与 Heuer 体外实验及 Schmidt 有限元模型运动范围比较

2.2 L₄ 椎间盘左后方节点位移和应力结果

2.2.1 二步加载分步求解方式计算结果 1)L_{4~5} 椎间盘左后方位移:第一步加载后 L_{4~5} 左后方位移云图见图 3A,所选节点位移结果见表 2。椎间盘左后方产生向后位移,位移均值为(0.301 9±0.013 6)mm;第二步加载后椎间盘左后方位移云图见图 3B,所选节点位移结果见表 2,椎间盘左后方产生向前位移,位移均值为(-1.264 0±0.171 5)mm;两步计算位移差值为(-1.566 0±0.169 5)mm,此即手法过程中 L_{4~5} 椎间盘左后方节点的位移(见图 4)。2)L_{4~5} 椎间盘左后方应力:第一步加载后 L_{4~5} 左后方应力云图(见图 3C),各节点应力结果见表 2,应力均值为(0.037±0.081)MPa;第

1.4 统计学方法

使用统计学软件 SPSS 21.0 进行数据分析。节点应力与位移值以 $\bar{x} \pm s$ 表示,组间比较采用 *t* 检验(Student's *t* test),*P*<0.05 差异有统计学意义。

2 结果

2.1 有限元模型验证

本实验模型在前屈、后伸、左右侧弯和左右轴向旋转工况下,L_{4~5} 节段运动范围与 Heuer 体外实验和 Schmidt 有限元模型的运动范围接近^[13,14](见图 2),证明了本模型的有效性,可用于目前手法研究。

二步计算椎间盘左后方应力云图(见图 3D),各节点应力见表 2,应力均值为(0.032 5±0.032 4)MPa;两步计算应力差值为(-0.004 5±0.030 3)MPa,此即手法过程中 L_{4~5} 椎间盘左后方节点的应力(见图 5)。

2.2.2 一步加载求解方式 一步加载求解方式下 L_{4~5} 椎间盘左后方位移与应力等同于二步加载分步求解方式下第二步计算的位移与应力(见图 3B,D;图 4-5 及表 2),即其位移均值为(-1.264 0±0.171 5)mm,应力均值为(0.032 5±0.032 4)MPa。

2.2.3 两种加载求解方式 两种加载求解方式下 L_{4~5} 左后方节点位移与应力比较,差异均有统计学意义(*P*<0.05),(见图 4-5)。

表 2 各节点位移、应力计算结果

节点编号	第一步加载		第二步加载		两步差值	
	位移/mm	应力/MPa	位移/mm	应力/MPa	位移/mm	应力/MPa
1	0.211 55	0.028 407	-2.970 90	0.283 230	-3.182 45	0.254 823
2	0.261 60	0.063 235	-2.459 80	0.009 842	-2.721 40	-0.053 393
3	0.299 83	0.112 630	-1.837 00	0.417 510	-2.136 83	0.304 880
4	0.300 69	0.094 045	-1.397 10	0.299 360	-1.697 79	0.205 315
5	0.267 63	0.017 966	-2.350 10	0.000 999	-2.617 73	-0.016 967
6	0.334 63	0.006 476	-1.951 70	-0.035 556	-2.286 33	-0.042 032
7	0.376 14	-0.001 995	-1.384 30	-0.030 406	-1.760 44	-0.028 411
8	0.379 36	0.004 000	-1.001 70	-0.038 209	-1.381 06	-0.042 209
9	0.276 31	0.056 463	-1.767 10	0.035 711	-2.043 41	-0.020 752
10	0.351 70	0.031 175	-1.471 00	0.014 441	-1.822 70	-0.016 734
11	0.389 61	0.031 286	-0.994 17	0.036 101	-1.383 78	0.004 815
12	0.393 96	0.018 972	-0.674 10	0.035 061	-1.068 06	0.016 089
13	0.243 13	0.026 933	-1.208 80	0.017 402	-1.451 93	-0.009 531

(续表 2)

节点编号	第一步加载		第二步加载		两步差值	
	位移/mm	应力/MPa	位移/mm	应力/MPa	位移/mm	应力/MPa
14	0.317 30	-0.004 283	-1.008 50	-0.014 465	-1.325 80	-0.010 183
15	0.347 04	-0.009 216	-0.647 41	0.041 685	-0.994 45	0.050 901
16	0.352 10	-0.001 083	-0.402 78	0.024 733	-0.754 88	0.025 816
17	0.225 50	0.031 706	-0.661 54	-0.144 050	-0.887 04	-0.175 756
18	0.225 50	0.066 237	-0.563 24	-0.186 030	-0.788 74	-0.252 267
19	0.242 01	0.081 587	-0.342 43	-0.018 220	-0.584 44	-0.099 807
20	0.242 53	0.086 156	-0.193 87	-0.098 700	-0.436 40	-0.184 856

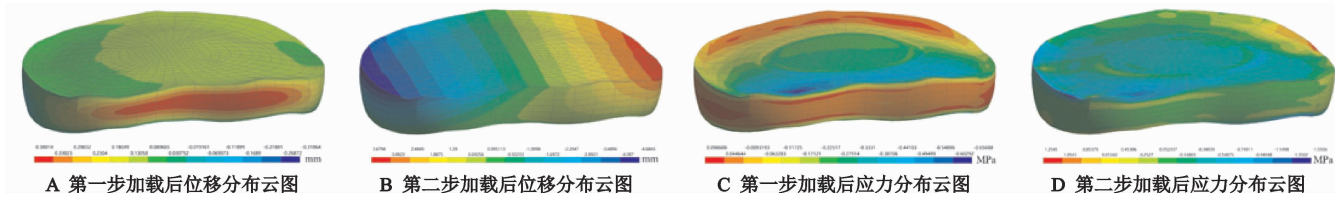


图 3 L_{4~5} 二步加载分步求解方式计算椎间盘左后方位移与应力分布

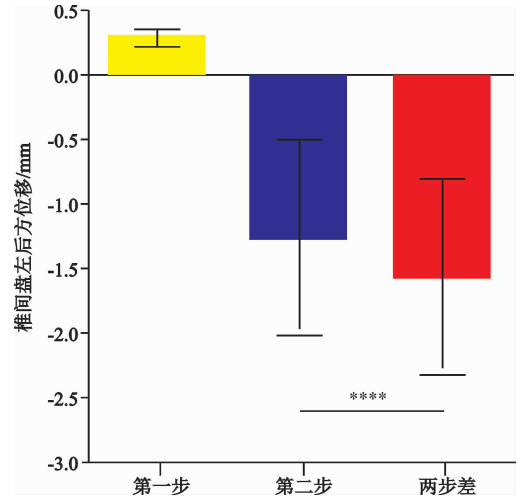


图 4 二步计算所得 L_{4~5} 椎间盘左后方位移分布
(* * * * P<0.000 1)

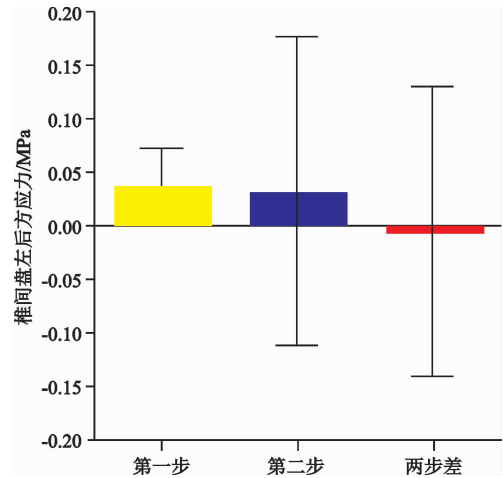


图 5 二步计算所得 L_{4~5} 椎间盘左后方应力分布
(* * * * P<0.000 1)

3 讨论

有限元技术是腰椎手法研究的重要方法,广泛用于手法治疗腰椎间盘突出症的力学分析,极大促进了手法基础研究的发展。手法作用下腰椎间盘的应力与位移,是手法有限元研究必须计算的力学指标。目前这一指标的计算普遍采用一步加载求解模式,如模拟直腰旋转手法治疗腰椎间盘突出症,即将力学参数如上半身体质量与旋转力矩同时加载于模型,求解所得椎间盘左后方应力或位移,即为手法作用结果。但是,一个长期被忽视的事实是,这些位移或应力并非手法单独作用的结果,而是包含患者上半身体质量作用于椎间盘所产生的位移与应力,因为手法操作之前,患者取坐位,其上半身重力作用于腰椎间盘,已经导致椎间盘产生应力与位移。因此本研究将力的加载分成两步,第一步只加载垂直压力,以模拟手法操作前的椎间盘受力状态;第二步同时施加垂直压缩载荷和旋转力矩,模拟手法作用后椎间盘的力学状态。两步求解所

得位移或应力差值,即为手法操作前后椎间盘的力学变化,才是手法作用的真实力学效应,这是本研究采用二步加载分步求解方式的目的。为便于分析,本项研究以直腰旋转手法与单节段腰椎为例,对于其他坐位手法或侧卧位旋转手法以及多节段模型,同样涉及二步加载的问题;卧位手法如斜扳手法,在操作之前椎间盘同样受到轴向压力,只是这种压力源于腰椎肌肉而非上半身体质量。

二步加载分步求解计算方式下,第一步施加垂直压缩载荷后 L_{4~5} 椎间盘左后方产生向后方向的应力与位移,但是这一应力与位移并不能对症状改善发挥治疗作用;第二步计算同时施加垂直压缩载荷与旋转力矩后, L_{4~5} 椎间盘左后方的应力与位移方向发生改变,由手法作用前的方向向后转变为产生向前的位移与应力,两步位移与应力差值分别为 (-1.566 ± 0.169 5) mm 与 (-0.004 5 ± 0.030 3) MPa,表明手法作用下 L_{4~5} 椎间盘左后方产生 1.5 mm 左右的前向位移。

毕胜等^[15]最早应用有限元技术对腰椎手法进行分析, 本研究的位移结果同其应用人体标本研究所得位移 (1.411 ± 0.769) mm 接近。毕胜等同时应用有限元技术研究腰椎旋转手法, 但其有限元计算结果显示 L_{4-5} 椎间盘后外侧位移为 0.948 mm, 明显小于人体标本研究结果。笔者认为这一点可能归因于其有限元计算采用了一步求解方式。

同时, 笔者发现两种求解方式所得椎间盘左后方位移与应力结果比较, 二步加载分步求解所得位移与应力明显高于一步加载求解方式, 二者差异有统计学意义, 表明体质量对椎间盘初始位移与应力以及对手法效应力的影响不容忽视。但是, 目前国内手法有限元研究均未考虑体质量或脊柱纵向压力对椎间盘初始位移与应力的影响, 这会影响此类研究结果的准确性。为此, 笔者认为今后脊柱手法有限元研究, 应采用二步加载分步求解方式。

参考文献

- [1] 李宏涛. 腰椎定点旋转复位法联合胸椎压冲复位法治疗腰椎间盘突出症临床探讨[J]. 颈腰痛杂志, 2017, 38(5): 451-454.
- [2] 杜红根, 魏晖, 蒋忠, 等. 三种不同脊柱旋转手法治疗腰椎间盘突出症的病例对照研究[J]. 中国骨伤, 2016, 29(5): 444-448.
- [3] 徐帮杰, 杨楠, 白伟杰, 等. 坐位定点旋转整复法治疗腰椎间盘突出症的疗效观察[J]. 中医正骨, 2015, 27(11): 17-19.
- [4] 赵犹太, 朱先龙, 李伟. 中医骨伤手法结合独活寄生汤加减治疗腰椎间盘突出症疗效观察[J]. 现代中西医结合杂志, 2017, 26(1): 57-59.
- [5] 王志鹏, 张晓刚, 赵文韬, 等. 有限元分析在腰椎手法治疗中的生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2017, 32(3): 293-298.
- [6] 吴山, 张美超, 李义凯, 等. 两种坐位旋转手法腰椎应力及位移的有限元分析[J]. 广东医学, 2010, 31(8): 992-994.
- [7] 徐海涛, 李松, 刘澜, 等. 腰椎斜扳手法时椎间盘的有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(13): 2335-2338.

- [8] SHU X N, MU W Z, CHEN J F, et al. Comparison of biomechanical effect between oblique Ban-pulling manipulation and lumbar erection-rotation manipulation in sitting position for lumbar intervertebral disc herniation[J]. Journal of Acupuncture and Tuina Science, 2017, 15(5): 317-321.
- [9] MASNIAZIAN, TANAKA M. Biomechanical investigation on the influence of the regional material degeneration of an intervertebral disc in a lower lumbar spinal unit: a finite element study[J]. Computers in Biology & Medicine, 2018, 98: 26-38.
- [10] SU X, SHEN H, SHI W, et al. Dynamic characteristics of osteoporotic lumbar spine under vertical vibration after cement augmentation[J]. American Journal of Translational Research, 2017, 9(9): 4036-4045.
- [11] DENOZIERE G, KU D N. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(4): 766-775.
- [12] ELMASRY S, ASFOUR S, TRAVASCIO F. Effectiveness of pedicle screw inclusion at the fracture level in short-segment fixation constructs for the treatment of thoracolumbar burst fractures: a computational biomechanics analysis[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2017, 20(13): 1412-1420.
- [13] HEUER F, SCHMIDT H, KLEZL Z, et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(2): 271-280.
- [14] SCHMIDT H, KETTLER A, HEUER F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading[J]. Spine, 2007, 32(7): 748-755.
- [15] 毕胜, 李义凯, 赵卫东, 等. 腰部推拿手法生物力学和有限元比较研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(9): 525-528.

(收稿日期: 2018-09-13)