

基础研究

不同椎板减压范围对 BioFlex 系统生物力学的影响

李长树¹, 谢景开², 白宇哲¹, 陈 兰¹, 宋 颖¹, 徐 楚¹, 唐 雷¹

(1 南方医科大学基础医学院人体解剖教研室 510515 广州市; 2 佛山市第二人民医院骨科 528000)

【摘要】目的:利用有限元方法分析比较不同椎板减压范围对脊柱动态内固定 BioFlex 系统生物力学的影响。**方法:**利用 Mimics 10.01 三维重建软件建立正常 L3~L5 几何模型并利用 ProE 逆向工程软件建立 BioFlex 系统几何模型,按临床术式进行组装并导入 ANSYS Workbench 14.0 有限元分析软件进行前处理建立四种 L3~L5 三维有限元模型:完整状态 L3~L5 模型(INT 组),L4~L5 椎板减压+1/2 关节突切除+Bioflex 模型(MF-BF 组),L4~L5 椎板减压+全关节突切除+Bioflex 模型(TF-BF 组),L4~L5 椎板减压+髓核摘除+Bioflex 模型(D-BF 组);在各模型 L3 椎体的上表面以及上关节突的关节面向予 1200N 载荷和 8Nm、8Nm、6Nm、4Nm 力矩下模拟人体腰椎正常生理轴向载荷、前屈、后伸、侧弯和扭转,L5 椎体的下表面及下关节突表面各节点六个方向自由度完全固定。测量各模型固定节段和邻近节段的活动度以及邻近节段的髓核间应力与关节突应力,并进行分析比较。**结果:**椎板减压并置入动态内固定 Bioflex 系统后,脊柱固定节段的活动度各减压组较 INT 组明显减小($P<0.05$),其中 TF-BF 组前屈活动度减小幅度最大达 77.2%,MF-BF 组后伸、侧弯、旋转活动度减小幅度最大分别达 37.4%、67.2%、83.1%;邻近节段的活动度各减压组较 INT 组增大($P<0.05$),其中 MF-BF 组前屈活动度增大幅度最大达 22.9%,TF-BF 组后伸、侧弯活动度增大幅度最大分别达 18.2%、32.1%,DF-BF 组旋转活动度增大幅度最大达 13.8%。不同状态下固定节段及邻近节段活动度 MF-BF 组、TF-BF 组及 D-BF 组间波动幅度不大,两两比较差异无统计学意义($P>0.05$)。邻近节段关节突应力及髓核间应力各减压组较 INT 组明显增大($P<0.05$),其中 TF-BF 组关节突应力在后伸、旋转活动时增大幅度最大分别达 81.6%、77.3%,DF-BF 组关节突应力在侧弯活动时增大幅度最大达 60.5%,DF-BF 组髓核间应力在前屈活动时增大幅度最大达 46.6%,MF-BF 组髓核间应力在后伸、侧弯、旋转活动时增大幅度最大分别达 11.8%、63.5%、51.3%;邻近节段的关节突应力与髓核间应力在不同状态下各减压组间波动幅度不大,两两比较差异无统计学意义($P>0.05$)。**结论:**置入 BioFlex 系统后脊柱固定节段的活动度明显减小,邻近节段的活动度增大,固定与邻近节段活动度不随椎板减压范围的改变而明显改变;邻近节段关节突应力及髓核间应力明显增大,其大小不随椎板减压节段范围的改变而明显改变。

【关键词】有限元分析;BioFlex 系统;椎板减压;活动度;关节突应力

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2014.04.15

中图分类号:R681.5,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2014)-04-0372-07

The effect of different types of laminectomy on biomechanical characteristics of BioFlex system/LI Changshu, XIE Jingkai, BAI Yuzhe, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2014, 24(4): 372-378

【Abstract】 Objectives: To investigate the effect of different type of laminectomy on the biomechanical characteristics of BioFlex system by using finite element method. **Methods:** The normal L3-L5 geometry model was established by three-dimensional reconstruction software Mimics 10.01 and the BioFlex system geometry model was established by reverse engineering software ProE, and were assembled according to surgery and imported into ANSYS Workbench 14.0 finite element analysis software to establish four different types of laminectomy in finite element models, which included Intact(INT), L4-L5 laminectomy + 1/2 facet joint removal + Bioflex(MF-BF), L4-L5 laminectomy + total facet joint removal + Bioflex(TF-BF), L4-L5 laminectomy + discectomy + Bioflex(D-BF). All models were loaded under 1200N to simulate different spinal motions

基金项目:国家自然科学基金重大项目(61190120 61190122 61190123)

第一作者简介:男(1987-),在读硕士,研究方向:医用生物力学

电话:(020)61648198 E-mail:lichangshu2006@163.com

通讯作者:唐雷 E-mail:cdheg@126.com

(flexion, extension, lateral bending and rotation) with torque 8, 8, 6, and 4Nm, respectively. The range of motion (ROM) at fixed and adjacent segment, the annulus stress and facet contact force (FCF) at adjacent segment were measured and analyzed. **Results:** The ROM at fixed segment decreased dramatically after laminectomy and placing of BioFlex system compared with INT group ($P < 0.05$), and the ROM of TF-BF group decreased up to 77.2% in flexion and the ROM of MF-BF group decreased up to 37.4%, 67.2%, 83.1% in extension, lateral bend, and rotation respectively; while the ROM at adjacent segment increased obviously compared with INT group ($P < 0.05$), the ROM of MF-BF group increased up to 22.9% in flexion, and the ROM of TF-BF group increased up to 18.2%, 32.1% in extension, lateral bend respectively and the ROM of DF-BF group increased up to 13.8% in rotation. The change of ROM at fixed and adjacent segment were little under different type of laminectomy, there was no significant differences between groups of MF-BF, TF-BF and DF-BF ($P > 0.05$). The annulus stress and FCF at adjacent segment dramatically increased after laminectomy and placing of BioFlex system, which had significant difference compared with INT group ($P < 0.05$). The FCF of TF-BF group increased up to 81.6%, 77.3% in extension, rotation respectively, and the FCF of DF-BF group increased up to 60.5% in lateral bend. The annulus stress of DF-BF group increased up to 46.6% in flexion and the annulus stress of MF-BF group increased up to 11.8%, 63.5%, 51.3% in extension, lateral bend and rotation. The change of FCF and annulus stress at adjacent segment was little under different type of laminectomy, there was no significant differences between groups of MF-BF, TF-BF and DF-BF ($P > 0.05$). **Conclusions:** The ROM at fixed segment significantly decreases after placing of Bioflex system, while the ROM at adjacent segment increases obviously. The different type of laminectomy has insignificant influence on the ROM at fixed segment and adjacent segment after placing of Bioflex system. The annulus stress and FCF at adjacent segment significantly increases after placing of Bioflex system, there is no significant influence on the annulus stress and FCF at adjacent segment with different type of laminectomy.

[Key words] Finite element analysis; BioFlex system; Laminectomy; Range of motion; Facet contact force

[Author's address] Department of Anatomy, Southern Medical University, Guangzhou, China

脊柱坚强内固定融合术存在融合节段活动功能丧失、植骨不融合、假关节形成、邻近节段退变、应力集中等问题^[1],动态内固定系统的出现很好的解决了上述问题^[2]。BioFlex 系统是一种已应用于临床并取得了良好临床疗效的动态内固定系统,其弹性棒在后柱中具有可屈曲和后路支撑的作用,可以起到类似后方韧带结构的功能;同时可避免过度后伸造成腰椎前凸,维持非融合节段正常活动度;通过椎弓根钉的撑开加压机制可调节中立位角度及椎间高度,并优化力学传递途径,减低病变椎间盘负荷^[3-5]。然而,BioFlex 系统作为一种新型经椎弓根固定的脊柱动态内固定装置,目前国内外关于其生物力学尤其是此系统置入于不同椎板减压范围脊柱中生物力学的研究还较少。本实验通过三维有限元分析的方法对下腰椎不同椎板减压范围置入 BioFlex 系统的生物力学影响变化进行相关研究,以便优化手术的设计。

1 实验对象与方法

1.1 实验对象

选取一名 25 岁正常男性志愿者,身高 170cm,体重 65kg,否认有慢性腰背痛病史或腰骶椎疾病、外伤史,实验前摄腰椎 X 线片(腰椎正侧位片、左右斜位片、动力性侧位片以及骨盆正位片)以排除腰椎病变,已与志愿者本人签署知情同意书。

1.2 实验方法

采用东芝 Aquilion 64 螺旋 CT 机对志愿者腰椎进行扫描(范围不小于 L3~L5 节段),扫描层厚 0.6mm,以国际标准 DICOM 格式存储,利用三维重建软件 Mimics10.01 进行重建得到 L3~L5 节段各椎体骨性结构的三维几何模型。据腰椎解剖结构在几何模型上增加 L3~L5 椎间盘和前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带、棘间韧带、横突间韧带、关节囊韧带等结构,形成完整的腰椎三维几何模型。同时利用逆向工程 ProE5.0 软件上建立 Bioflex 系统几何模型,分别将腰椎三维几何模型与 Bioflex 系统几何模型按临床术式进行组装并导入 ANSYS Workbench 14.0 软件建立三维几何实体模型建立完整状态 L3~L5 模型(INT

组),在 ANSYS Workbench 14.0 软件中进行前处理切除 L4-L5 椎板下侧 1/2 及 L4 下关节突下段 1/2 建立 L4-L5 椎板减压+1/2 关节突切除+Bioflex 模型(MF-BF 组),切除全部的 L4-L5 椎板及 L4 下关节突建立 L4-L5 椎板减压+全关节突切除+Bioflex 模型(TF-BF 组),切除全部的 L4-L5 椎板及 L4 下关节突并摘除 L4-L5 椎间的髓核建立 L4-L5 椎板减压+髓核摘除+Bioflex 模型(D-BF 组)(图 1)。采用智能网格划分和人工网格划分相结合的方法进行各模型的网格划分,对实体结构采取十节点四面体单元,对韧带结构采取两节点缆索单元。完成模型网格划分以后,对模型各个部位材料进行赋值,材料常数及特征值的具体数值各家报道不一,与所选取的尸体标本及测试方法的不同有关。本实验由于条件所限,未能作材料常数及特征值的测量,只能参考大多数学者所认同的材料常数^[6](表 1)。在 L3 椎体的上表面以及上关节突的关节面轴向予 1200N 载荷和 8Nm、8Nm、6Nm、4Nm 力矩下模拟人体腰椎正常生理轴向载荷、前屈、后伸、侧弯和扭转,L5 椎体的下表面及下关节突表面各节点六个方向自由度完全固定。测量并记录各种模型固定节段和邻近节段的活动度以及固定节段和邻近节段的髓核间应力、关节突应力,并进行分析比较。

1.3 测量方法

本实验采用测量活动度的方法是 Panjabi^[7]所创立的双平面立体测量方法,即选择每一椎体的

三个不在同一直线的标志点以确定每一椎体的标志平面,在不同相对位置下比较标志平面的位置变化从而确定各椎体之间的三维运动范围。本实验所致的应力均指的是 Von Mises 应力又称为有效应力,是三维有限元分析中表达应力大小的最常用形式,由 X、Y、Z 方向上的主应力值经过计算得到,应力分布图由 ANSYS Workbench 14.0 软件将不同工况下模型各部分应力分布以云图形式显示出来,不同颜色代表不同大小的应力,色区的大小代表应力分布区域的大小,其中红色表示应力最大,蓝色表示应力最小(图 2)。

1.4 统计学方法

本实验运用 SPSS 13.0 软件进行统计分析,计量资料用均数±标准误($\bar{x} \pm s$)或百分率(%)表示,两样本均数比较采用 *t* 检验,多组间比较采用单因素方差分析, $P < 0.05$ 为有统计学意义。

2 结果

椎板减压并置入动态内固定 Bioflex 系统后,不同状态下脊柱固定节段的活动度各减压组较 INT 组明显减小,差异有显著性($P < 0.05$);其中 TF-BF 组前屈活动度减小幅度最大达 77.2%,MF-BF 组后伸、侧弯、旋转活动度减小幅度最大分别达 37.4%、67.2%、83.1%。邻近节段的活动度则各减压组较 INT 组增大,差异有显著性($P < 0.05$);其中 MF-BF 组前屈活动度增大幅度最大达 22.9%,TF-BF 组后伸、侧弯活动度增大幅度最

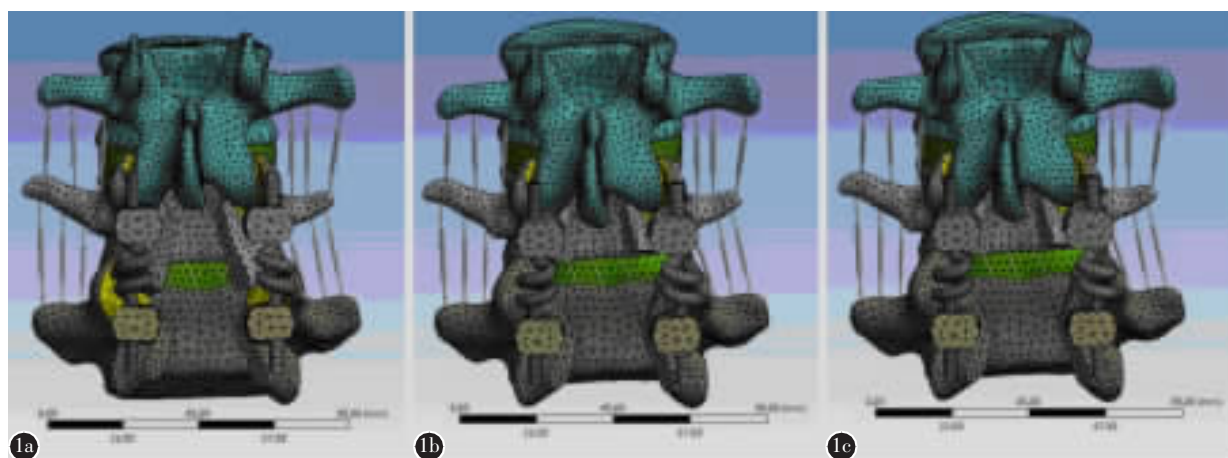


图 1 L4-L5 不同范围后路椎板减压并置入 BioFlex 系统有限元模型(a 为 MF-BF 组模型,b 为 TF-BF 组模型,c 为 D-BF 组模型)

Figure 1 The finite models of L4-L5 different type of laminectomy after implanting BioFlex system(a MF-BF model, b TF-BF model, c D-BF model)

大分别达 18.2%、32.1%, DF-BF 组旋转活动度增大幅度最大达 13.8%(表 2)。不同状态下固定节段及邻近节段活动度 MF-BF 组、TF-BF 组及 D-BF 组间波动幅度不大, 两两比较差异无统计学意义($P>0.05$, 表 2)。邻近节段关节突应力及髓核间应力各减压组较 INT 组明显增大, 差异有显著性($P<0.05$), 其中 TF-BF 组关节突应力在后伸、旋转活动时增大幅度最大分别达 81.6%、77.3%, DF-BF 组关节突应力在侧弯活动时增大幅度最大达 60.5%, DF-BF 组髓核间应力在前屈活动时增大幅度最大达 46.6%, MF-BF 组髓核间应力在后伸、侧弯、旋转活动时增大幅度最大分别达 11.8%、63.5%、51.3%(表 3)。邻近节段的关节突应力与髓核间应力在不同状态下各减压组间波动幅

度不大, 两两比较差异无统计学意义($P>0.05$, 表 3)。

3 讨论

由于有限元模型在建立过程中做了许多简化和假设, 故为了保证实验研究的有效性, 有限元模型在应用前必须进行验证。本实验模型采用 CT 扫描的方法获得脊柱 L3~L5 节段准确的几何外形, 同时据解剖结构提供了椎间盘、韧带、小关节的几何外形数据, 使得所建几何模型精度高接近实体脊柱模型。本实验采用的材料参数均为研究者所公认的数据, 所赋材料参数具有可靠性。不同实验者所加载的力或力矩大小不同, 导致实验所得位移值或角度值不一样, 故其结果可比性差。平

表 1 有限元模型各结构材料常数
Table 1 Material properties of finite models

结构部位 Structural parts	组织成分 Tissue component	成分类型 Component type	杨氏模量 Young's modulus(Mpa)	泊松比 Poisson ratio
椎体 Vertebral	皮质骨 Cortical bone	solid187(Isotropic)	12,000	0.29
	松质骨 Cancellous bone	solid187(Isotropic)	450	0.29
	小关节面软骨 Facet joint cartilage	solid186(Isotropic)	10.4	0.4
腰椎间盘 Lumbar disc	软骨终板 Cartilage endplate	solid187(Isotropic)	1	0.499
	髓核 Nucleus pulposus	solid187(Isotropic)	4.2	0.45
	纤维环 Annulus fibrosus	two-node truss	110	0.3
韧带 Ligaments	软组织 Soft tissue	combin39(nonlinear)	1.0	0.499
固定系统	Bioflex spring	solid186(Isotropic)	75000	0.3
Fixed Systems	Bioflex screw	solid187(Isotropic)	110000	0.3

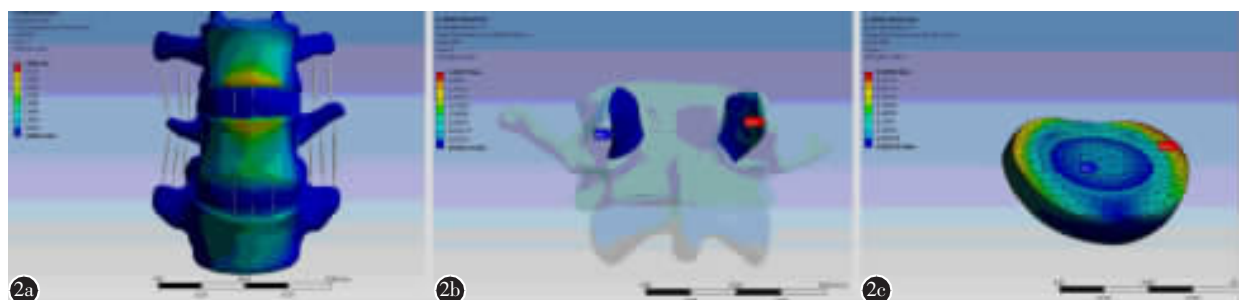


图 2 有限元模型不同部位应力分布云图(a 椎体应力分布云图, b 关节突应力分布云图, c 椎间盘髓核应力分布云图)

Figure 2 The stress distribution nephogram in different finite model (a the stress distribution nephogram at vertebral body, b the stress distribution nephogram at facet joint, c the stress distribution nephogram at nucleus pulposus)

表 2 不同椎板减压模型的固定节段(L4/5)及相邻节段(L3/4)椎间活动度比较结果

Table 2 The comparison results of the ROM at the L4/5 and L3/4 segment in vertebral models under different type of laminectomy

运动状态 State of motion	模型 Model	L3/4 ROM (deg)	变化百分比 Percentage change (%)	L4/5 ROM (deg)	变化百分比 Percentage change (%)	总活动度 (deg)
前屈 Flexion	INT	4.8±0.022	100%	5.7±0.017	100%	10.81
	MF-BF	5.9±0.031 ^①	+22.9%	1.50±0.011 ^①	-73.7%	7.41
	TF-BF	5.8±0.024 ^①	+20.8%	1.30±0.037 ^①	-77.2%	7.07
	D-BF	5.5±0.017 ^①	+14.6%	1.60±0.009 ^①	-71.9%	7.09
后伸 Extension	INT	4.4±0.031	100%	3.9±0.023	100%	8.26
	MF-BF	5.0±0.021 ^①	+13.7%	1.46±0.013 ^①	-37.4%	6.38
	TF-BF	5.2±0.019 ^①	+18.2%	1.23±0.029 ^①	-31.5%	6.4
	D-BF	4.9±0.037 ^①	+11.4%	1.30±0.017 ^①	-36.7%	6.22
侧弯 Lateral Bending	INT	4.05±0.019	100%	3.35±0.034	100%	7.71
	MF-BF	5.15±0.018 ^①	+27.2%	1.1±0.038 ^①	-67.2%	6.27
	TF-BF	5.35±0.032 ^①	+32.1%	1.25±0.022 ^①	-62.7%	6.53
	D-BF	5.32±0.015 ^①	+31.4%	1.4±0.012 ^①	-59.2%	6.78
旋转 Rotation	INT	2.02±0.27	100%	2.42±0.031	100%	4.63
	MF-BF	2.13±0.023 ^①	+5.4%	0.41±0.053 ^①	-83.1%	2.54
	TF-BF	2.28±0.016 ^①	+12.8%	0.44±0.046 ^①	-82%	2.72
	D-BF	2.30±0.011 ^①	+13.8%	0.62±0.007 ^①	-74.4%	2.92

注:①与 INT 组比较 $P<0.05$

Note: ①Compared with INT group, $P<0.05$

表 3 不同椎板减压模型的邻近节段(L3/4)关节突应力和髓核间应力比较结果

Table 3 The comparison of the facet joint force and intradiscal pressure at the adjacent segment(L3/4) under different type of laminectomy

运动状态 State of motion	模型 Model	L3/4 关节突应力 L3/4 Facet joint force (Mpa)	变化百分比 Percentage change (%)	L3/4 髓核间应力 L3/4 Intradiscal pressure (Mpa)	变化百分比 Percentage change (%)
前屈 Flexion	INT	0	100%	1.46±0.033	100%
	MF-BF	0	+0%	1.99±0.013 ^①	+36.3%
	TF-BF	0	+0%	1.97±0.017 ^①	+34.9%
	D-BF	0	+0%	2.14±0.005 ^①	+46.6%
后伸 Extension	INT	0.76±0.013	100%	1.7±0.029	100%
	MF-BF	2.01±0.021 ^①	+64.5%	1.9±0.019 ^①	+11.8%
	TF-BF	2.14±0.027 ^①	+81.6%	1.8±0.023 ^①	+5.9%
	D-BF	2.11±0.017 ^①	+77.6%	1.9±0.019 ^①	+11.8%
侧弯 Lateral Bending	INT	0.43±0.009	100%	0.515±0.011	100%
	MF-BF	0.543±0.025 ^①	+0%	0.842±0.008 ^①	+63.5%
	TF-BF	0.595±0.033 ^①	+38.4%	0.763±0.016 ^①	+48.1%
	D-BF	0.69±0.012 ^①	+60.5%	0.763±0.016 ^①	+48.1%
旋转 Rotation	INT	1.145±0.025	100%	0.39±0.007	100%
	MF-BF	1.545±0.031 ^①	+34.9%	0.59±0.013 ^①	+51.3%
	TF-BF	2.03±0.022 ^①	+77.3%	0.57±0.016 ^①	+46.2%
	D-BF	2.025±0.017 ^①	+76.9%	0.52±0.027 ^①	+33.3%

注:①与 INT 组比较 $P<0.05$

Note: ①Compared with INT group, $P<0.05$

均刚度值是力和此力产生的位移或力矩和此力矩产生的角度的比值,平均刚度值可比性更强,用平均刚度值来验证有限元模型的有效性更科学,本实验正常模型所得平均刚度值和实测法所得结果相符合。同时仅平均刚度值仍不能充分地验证模型的有效性,本实验还用力矩-角度关系曲线来进一步验证,所得力矩-角度曲线运动趋势和大小与实测法结果相一致。因此,本实验模型可以应用于腰椎生物力学的可行性理论研究、腰椎段椎体生物力学实验仿真研究及脊柱内固定器械生物力学性能研究。

Kiapour等^[6]通过有限元方法分析研究了逐步切除关节突关节后椎弓根动态稳定系统 Dynesys 对脊柱活动度的影响,结果发现逐步切除关节突关节后固定节段在前屈、侧弯状态下的活动度分别由 5° 增至 6.2° 、 4.5° 增至 5.4° ,无统计学意义,认为双侧关节突关节切除对前屈及侧弯活动度影响较小;在后伸、旋转状态下的活动度分别由 2.7° 增至 8.7° 、 2.4° 增至 8.4° ,具有统计学意义,认为双侧关节突关节切除对背伸、旋转活动度影响较大。但 Fuchs 等^[7]通过体外尸体实验,比较了三种不同减压范围(单侧半关节切除、单侧全关节切除、双侧全关节切除)并置入 X-STOP 系统后固定节段活动度的变化,结果发现在前屈、侧弯状态下,固定节段的活动度分别由 $(2.54^\circ \pm 2.14^\circ)$ 增至 $(4.48^\circ \pm 1.94^\circ)$ 、 $(8.82^\circ \pm 4.04^\circ)$ 增至 $(9.70^\circ \pm 4.95^\circ)$,具有统计学意义,认为随着后部关节突切除增大固定节段前屈、侧弯活动度会随之明显增加;在后伸、旋转状态下,固定节段的活动度分别由 $(0.53^\circ \pm 0.34^\circ)$ 增至 $(1.44^\circ \pm 0.80^\circ)$ 、 $(1.66^\circ \pm 1.27^\circ)$ 增至 $(1.68^\circ \pm 1.66^\circ)$,无统计学意义,认为不同减压范围对固定节段活动度的影响不大。本实验比较了不同椎板减压范围置入 Bioflex 系统后固定节段活动度的变化,固定节段在前屈、后伸、侧弯及旋转状态下的活动度波动范围分别为 0.3° 、 0.23° 、 0.3° 、 0.21° ,无统计学意义,故认为在置入脊柱动态内固定系统 Bioflex 后,不同椎板减压范围对固定节段的活动度没有明显影响,这与国内外学者所获得的结论相似^[9,10]。

Cheng 等^[11]利用新鲜尸体标本进行生物力学实验比较了完整脊柱模型和双侧 1/2 关节突切除置入动态内固定 Dynesys 系统模型邻近节段活动度的变化情况,结果显示邻近节段在前屈后伸、左

右侧弯、轴向旋转的活动度分别由完整脊柱模型的 $4.60^\circ \pm 2.93^\circ$ 、 $5.75^\circ \pm 3.60^\circ$ 、 $3.55^\circ \pm 1.73^\circ$ 增至 $4.91^\circ \pm 2.98^\circ$ 、 $5.81^\circ \pm 3.65^\circ$ 、 $3.56^\circ \pm 1.72^\circ$,无统计学意义,认为双侧 1/2 关节突切除并置入 Dynesys 系统对邻近节段的活动度没有明显影响。然而,Oda 等^[12]利用牛的脊柱标本研究不同椎板减压范围并置入后路坚强椎弓根螺钉固定系统脊柱生物力学的影响,其结果表明椎板减压置入坚强内固定系统将增加邻近节段活动度;Liu 等^[13]利用有限元方法研究分析了 Dynesys 系统螺钉置入深度对邻近节段活动度的影响,结果显示在前屈时和背伸时邻近节段活动度分别增加了 21.9%和 10%;同时该作者利用有限元方法比较了 Dynesys 系统在不同绳索拉力下对其邻近节段活动度及应力的影响,结果邻近节段的活动度在前屈、背伸、侧弯、旋转时分别增加 30.2%、7.2%、16.2%、6.7%^[14]。本实验比较了在不同椎板减压范围置入 Bioflex 系统后邻近节段活动度的变化,结果发现邻近节段的活动度较正常状态脊柱模型有不同程度的增加,邻近节段在前屈、后伸、侧弯、旋转状态下的活动度波动范围分别为 0.4° 、 0.3° 、 0.2° 、 0.17° ,无统计学意义,故认为在置入脊柱动态内固定系统 Bioflex 固定后,不同椎板减压范围对邻近节段的活动度没有明显影响。

Thomas 等^[15]通过有限元方法比较了动态稳定系统 Graf 与坚强内固定系统术后对脊柱活动度、髓核间、关节突关节应力影响,其结果表明该动态内固定系统术后不能减小髓核间应力,与坚强内固定效果无明显区别,不同椎板减压范围对邻近节段髓核间、关节突关节应力的影响不大。然而,Liu 等^[13]通过非线性有限元方法分析了 Dynesys 系统螺钉置入深度对脊柱活动度及邻近节段应力影响,结果显示邻近节段椎间盘的纤维环在前屈、侧弯时分别增加了 14.4%和 26.9%的应力,邻近节段关节突应力在背伸时增加了 32.5%。同时该作者利用同一模型比较了在不同绳索拉力下对其邻近节段活动度及应力的影响,邻近节段椎间盘纤维环应力在前屈、背伸、侧弯、旋转分别增加 35%、5.8%、17.4%、10.7%;邻近节段关节突的应力在背伸、旋转时分别增加 17.5%、11.5%,认为置入 Dynesys 系统将增加邻近节段关节突关节与髓核间的应力^[14]。本实验比较了在不同椎板减压范围置入 Bioflex 系统后邻近节段关

节突关节及髓核间应力的变化, 结果发现邻近节段的关节突及髓核间应力较正常状态脊柱模型有明显的增加, 其中关节突应力在后伸、侧弯、旋转时分别增加了 1.38Mpa、0.26Mpa、0.885Mpa, 髓核间应力在前屈、后伸、侧弯、旋转时分别增加了 0.68Mpa、0.2Mpa、0.327Mpa、0.2Mpa。同时, 本实验发现不同的椎板减压范围对脊柱邻近节段关节突应力有明显影响, 其中 MF-BF 组与 TF-BF 组在后伸、侧弯、旋转状态下, 邻近节段关节突应力分别为 2.01Mpa、0.43Mpa、1.545Mpa 与 2.14Mpa、0.595Mpa、2.03Mpa, 两者比较具有统计学意义, 故认为邻近节段关节突应力随椎板减压范围增大而增大; 邻近节段髓核间应力的在不同椎板减压范围模型中波动范围为 5.9%–18%, 其中以在侧弯、旋转活动时波动幅度较大, 故认为不同椎板减压范围在侧弯、旋转活动时对邻近节段髓核间应力的影响明显。

4 结论

通过建立正常人体腰椎 L3~L5 三维有限元模型, 分析比较了不同椎板减压范围在置入 BioFlex 系统后脊柱生物力学的影响变化。与完整状态脊柱模型相比较, 置入 BioFlex 系统后脊柱固定节段的活动度明显减小, 邻近节段的活动度增大, 不同的椎板减压范围对固定与邻近节段活动度的影响不大, 固定与邻近节段活动不随椎板减压范围的改变而明显改变; 邻近节段关节突应力及髓核间应力明显增大, 不同的椎板减压范围对邻近节段关节突应力及髓核间应力影响明显, 邻近节段关节突应力及髓核间应力有随椎板减压范围增大而增大的趋势。

5 参考文献

1. Huang RC, Girardi FP, Lim MR, et al. Advantages and disadvantages of nonfusion technology in spine surgery[J]. Orthopedic Clinics of North America, 2005, 36(3): 263–269.
2. Mulholland RC, Sengupta DK. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization [J]. European Spine Journal, 2002, 11(2): S198–S205.
3. Cho BY, Murovic J, Park KW, et al. Lumbar disc rehydration

postimplantation of a posterior dynamic stabilization system: case report[J]. Journal of Neurosurgery: Spine, 2010, 13(5): 576–580.

4. 李大伟, 马远征, 朴庆佑, 等. Bioflex 系统治疗腰椎椎间盘退行性疾病[J]. 脊柱外科杂志, 2010, 5: 261–264.
5. Dickman CA, Mamourian A, Sonntag VKH, et al. Magnetic resonance imaging of the transverse atlantal ligament for the evaluation of atlantoaxial instability[J]. J Neurosurg, 1991, 75(2): 221–227.
6. Kiapour A, Ambati D, Hoy RW, et al. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesys dynamic stabilization system[J]. Spine, 2012, 37(10): E581–E589.
7. Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al. Three-dimensional movements of the upper cervical spine[J]. Spine, 1988, 13(7): 726–730.
8. Fuchs PD, Lindsey DP, Hsu KY, et al. The use of an interspinous implant in conjunction with a graded facetectomy procedure[J]. Spine, 2005, 30(11): 1266–1272.
9. 周跃, 罗刚, 初同伟, 等. 腰椎单侧小关节突分级切除的生物力学影响及微创外科的修复与重建影响 [J]. 中华医学杂志, 2007, 87(19): 1334–1337.
10. 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, 2009, 34(1): 17–23.
11. Cheng BC, Gordon J, Cheng J, et al. Immediate biomechanical effects of lumbar posterior dynamic stabilization above a circumferential fusion[J]. Spine, 2007, 32(23): 2551–2557.
12. Oda I, Abumi K, Yu BS, et al. Types of spinal instability that require interbody support in posterior lumbar reconstruction: an in vitro biomechanical investigation[J]. Spine, 2003, 28(14): 1573–1580.
13. Liu CL, Zhong ZC, Shih SL, et al. Influence of Dynesys system screw profile on adjacent segment and screw [J]. J Spinal Disorders & Techniques, 2010, 23(6): 410–417.
14. Liu CL, Zhong ZC, Hsu HW, et al. Effect of the cord pre-tension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis [J]. European Spine Journal, 2011, 20(11): 1850–1858.
15. Zander T, Rohlmann A, Burra NK, et al. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator [J]. Clinical Biomechanics, 2006, 21(8): 767–774.

(收稿日期: 2013-11-25 末次修回日期: 2014-03-06)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 彭向峰)