

L4/5 关节突关节融合后椎间盘应力变化的三维有限元分析

姜 伟¹, 李 威¹, 袁 峰², 平 杰², 王振华³, 陈鹏宇¹, 朱 俊¹

(1 徐州医科大学研究生学院 221000 江苏省徐州市; 2 徐州医科大学附属医院骨科 221006 江苏省徐州市;
3 新疆伊犁州奎屯医院骨科 835000 新疆维吾尔自治区奎屯市)

【摘要】目的:建立正常人 L3~L5 三维非线性有限元模型,运用有限元分析方法模拟分析 L4/5 双侧关节突关节未融合与融合后 L4/5 椎间盘的应力分布情况和 L4/5 节段活动度。**方法:**选取 1 例健康成年男性志愿者,年龄 27 岁,身高 175cm,体重 70kg,既往无腰痛病史。采用 64 排螺旋 CT 对 T12~S1 行薄层平扫,得到 Dicom 格式数据,经 Mimics 软件选取 L3~L5 椎体二维图像数据,再经 Geomagic 软件简化、光滑处理,3-matic 软件划分面网格和体网格,Mimics 软件赋值,最终导入 Ansys 软件中重建腰椎关节突关节未融合和融合(融合 L4/5 双侧关节突关节)的三维有限元模型。利用 Ansys 软件约束 L5 椎体下表面各向活动度,给予 L3 椎体上表面垂直向下的面载荷 500N,并给予 7.5N·m 的力矩模拟正常人体垂直压缩、前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 7 种运动状态,对 L4/5 双侧关节突未融合与融合后 L4/5 椎间盘的应力分布情况和 L4/5 节段活动度进行分析。**结果:**成功建立了正常人 L3~L5 关节突关节未融合和融合的三维有限元模型,未融合模型 L3/4、L4/5 节段活动度与既往文献中腰椎活动度趋势一致。与未融合模型比较,关节突关节融合模型在各运动状态下 L4/5 椎间盘后方应力明显减小,差异有统计学意义($P<0.05$);前方应力未见明显改变。关节突关节融合模型 L4/5 节段活动度明显减小。**结论:**腰椎关节突关节融合可以降低融合节段椎间盘后方应力,减少融合节段的活动度,有利于维持节段的稳定性。

【关键词】腰椎;三维有限元分析;椎间盘;关节突关节融合;活动度

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2017.05.10

中图分类号:R318.01,R687.4 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2017)-05-0441-08

Stress changes of intervertebral disc after fusion of L4/5 facet joints: a finite element analysis/JIANG Wei, LI Wei, YUAN Feng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2017, 27(5): 441-448

【Abstract】Objectives: A three-dimensional nonlinear finite element model of L3-L5 based on biomechanical characteristics was established, and to simulate the stress distribution of L4/5 intervertebral disc after the non-fusion and fusion of the bilateral lumbar facet joint of L4/5, also to analyze the L4/5 segment activity. **Methods:** A 27-year-old healthy adult male volunteer with 175cm height, 70kg weight and no previous history of low back pain was selected. The L3-L5 vertebral two-dimensional image data were obtained by scanning the T12-S1 vertebral body with 64 slice spiral CT. After simplification and smooth processing by Geomagic software, dividing surface and volume meshes by 3-matic software, and assignment by Mimics, the three-dimensional finite element model of lumbar facet joint with non-fusion or fusion was reconstructed finally after importing Ansys software. While the surface anisotropy activity of L5 vertebra constrained, a 500N surface load was given to the top surface of L3 vertebra and a moment of 7.5Nm was exerted to simulate the normal human 7 motion state, including vertical compression, flexion, extension, left and right flexion, left and right rotation. The stress distribution of L4/5 intervertebral disc after non-fusion and fusion, and the L4/5 segment activity was analyzed after operation. **Results:** The model was established, and the ranges of motion of L3/4 and L4/5 segments were corresponding to previous literatures on lumbar mobility. When compared to

基金项目:江苏省卫生厅课题(编号:H201630);江苏省“科教兴卫”医学重点建设人才项目

第一作者简介:男(1991-),住院医师,医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0516)85805362 E-mail:1120327017@qq.com

通讯作者:袁峰 E-mail:cnyuanfeng@hotmail.com

the facet non-fusion model, the posterior stress of facet fusion model decreased sharply and the activity of L4/5 segment was significantly reduced in each different motion state, and the difference was statistically significant($P<0.05$). **Conclusions:** Lumbar facet joint fusion can be a good way to reduce the posterior stress of intervertebral disc, to maintain the stability of segment, to avoid the damage of the posterior intervertebral disc and the tear of annulus fibrosus.

【Key words】 Lumbar; Three-dimensional finite element; Intervertebral disc; Facet fusion; Range of motion

【Author's address】 Xuzhou Medical University, Xuzhou, 221000, China

腰椎关节突关节是腰椎后部结构的重要组成部分,其承受的轴向载荷较小,仅为总量的 1/10~1/5^[1],大部分轴向载荷均由椎间盘承担,但关节突关节在维持脊柱的稳定性、抗剪切力、抗旋转等方面具有重要作用。腰椎椎间融合术是治疗腰椎退行性疾病的常用手术方式^[2,3],可有效维持腰椎前柱的稳定性,常常和后路钉棒系统联合应用共同促进腰椎融合,但其所造成的广泛软组织损伤、腰椎功能的丢失以及所产生的邻近节段退变^[4,5]均对临床医师提出了新的挑战。近年来,腰椎关节突关节融合术作为治疗腰椎关节突功能紊乱、关节突囊肿^[6]等所导致的顽固性腰部疼痛得到了广泛的关注。目前尚未见有关关节突关节融合后腰椎融合节段椎间盘应力分布情况、融合节段活动度的报道。本研究应用有限元分析方法模拟分析 L4/5 关节突关节融合后 L4/5 椎间盘应力分布情况和 L4/5 节段活动度。

1 材料和方法

1.1 研究对象

选取 1 例健康成年男性志愿者,年龄 27 岁,身高 175cm,体重 70kg,既往无腰痛病史,查体正常,X 线及 CT 排除腰椎相关病变及畸形,对研究方案知情同意。

1.2 CT 数据采集及扫描参数

采用德国 Siemens 的 64 排螺旋 CT 对腰椎目标节段进行连续扫描,扫描球管电压 130kV,电流 115mAs,扫描架倾斜角 0°,视界 146mm,层厚和层间距均为 0.5mm,图像矩阵为 512×512。扫描范围从 T12 椎体到 S1 椎体,共计 330 层,扫描结果以标准 Dicom 格式保存。

1.3 生物力学处理软件及计算机工作站

软件:Mimics 15.0 软件(比利时 Materialise 公司),3-matic 7.0 软件(比利时 Materialise 公司),Geomagic Studio 2013(美国 Raindrop 公司),Ansys 12(美国 Ansys 公司)。

计算机工作站: Intel Core i7-4712MQ 四核 3.3 GHz, 8G DDR3 内存, 2G 独立显存, 500G 硬盘, 操作系统 Windows 8 Home Premium(64bit)。

1.4 有限元模型的建立、处理和分析方法

1.4.1 腰椎三维几何模型的建立 应用 Mimics 软件读取已保存的腰椎 Dicom 格式 CT 数据,通过阈值(Thresholding)调整灰度值选中腰椎节段,去除周围组织结构,运用切割蒙板(crop mask)功能删除 L3 以上、L5 以下图像,保留目标节段,通过区域增长(region growing)和编辑蒙板(edit mask)功能对生成的 L3~L5 蒙板进行空洞填补和边缘修整,保留 L3 上关节突及 L5 下关节突,点击三维重建(calculate 3D from mask)初步建成 L3~L5 的三维几何模型,将其以 STL 格式保存。

1.4.2 腰椎三维几何模型的简化处理 将 Mimics 生成的 STL 格式文件导入 Geomagic 软件中,通过删除钉状物、光滑、去噪、简化等处理,最后建成保留腰椎特征的三维几何简化模型,并将其以 STL 格式保存。

1.4.3 腰椎椎间盘及关节突软骨的建立 将建成的 STL 格式 L3~L5 简化模型导入 3-matic 软件中,选取 L3 下表面及 L4 上表面,通过上下表面重建与椎体完美贴合的 L3/4 椎间盘,通过 Hollow 和 Wrap 功能使椎间盘边缘光滑,同理建立 L4/5 椎间盘,通过布尔操作将 L3/4 和 L4/5 椎间盘分成髓核和纤维环,根据 CT 图像设定髓核占椎间盘面积的 43%。选取关节突关节面,通过 Hollow、Wrap、Boolean(布尔操作)等操作过程生成与上下关节面完美贴合的关节突软骨共 4 对。

1.4.4 腰椎关节突关节未融合及融合几何模型的建立 将建成的 L3~L5 椎体、L3/4 椎间盘、L4/5 椎间盘、4 对关节软骨在 3-matic 软件坐标系中匹配得到腰椎关节突未融合几何模型;将未融合模型的双侧 L4 下关节突软骨和 L5 上关节突软骨移除,中间以骨性成分通过布尔操作连接得到腰椎关节突融合几何模型(图 1)。

1.4.5 腰椎关节突关节未融合和融合几何模型的网格划分 在 3-matic 软件中, 通过重新网格划分 (Remesh) 功能分别对 L3~L5 椎体、2 个椎间盘、4 个关节软骨进行面网格划分, 控制 shape quality threshold 为 0.3、最大边长为 3mm, 对模型各个部位行非流行装配, 使其拥有共同的边界, 最后通过创建体网格 (Create Volume Mesh) 生成 L3~L5 关节突未融合模型的体网格模型, 同理生成 L3~L5 关节突融合模型 (L4/5 双侧关节突关节融合) 的体网格模型。

1.4.6 体网格模型的赋值 将 3-matic 中生成的 2 组体网格模型导入 Mimics 软件中, 分别对椎体、椎间盘、关节软骨进行赋值。椎体的赋值是在 Materials 中根据腰椎 CT 的灰度值应用公式自动定义腰椎椎体的密度^[7]、弹性模量和泊松比^[8], 定义为 10 级, 最大弹性模量为 12000MPa 以表示皮质骨^[9], 单元类型为 10 节点 solid92, 具体见表 1; 椎间盘 (包括髓核和纤维环)、关节软骨^[10]和腰椎韧带的赋值见表 2, 其中韧带的赋值在 Ansys 中完成, 其材料属性引用自文献^[11]。

1.4.7 腰椎关节突关节未融合和融合三维有限元模型的建立 将 Mimics 软件中已赋值的 2 组模

型以 CDB 格式保存并分别导入 Ansys 软件中, 在 Ansys 软件中添加前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带、关节囊韧带共 7 组韧带, 韧带走行方向和起止点根据解剖学位置添加, 从而建立腰椎关节突未融合和融合的三维有限元模型, 其中椎体与椎间盘之间的接触关系定义为 Bonded (always), 上下关节软骨之间的接触关系定义为 standard, 摩擦系数 0.1。

1.4.8 约束条件的设置及载荷的施加 约束 L5 椎体下表面所有节点的各向活动, 于 L3 椎体上

表 1 腰椎椎体的材料属性

Table 1 Material properties of lumbar vertebral			
分级 Grade	密度 Density (mg/cm ³)	弹性模量 (MPa) Young's modulus	泊松比 Poisson ratio
Mat 1	105.52	127.65	0.29
Mat 2	255.70	447.54	0.29
Mat 3	405.88	767.43	0.29
Mat 4	556.06	1087.31	0.29
Mat 5	706.25	1407.20	0.29
Mat 6	856.43	1727.09	0.29
Mat 7	1006.61	2046.98	0.29
Mat 8	1156.79	2366.87	0.29
Mat 9	1306.98	2686.76	0.29
Mat 10	1457.16	12000.00	0.29

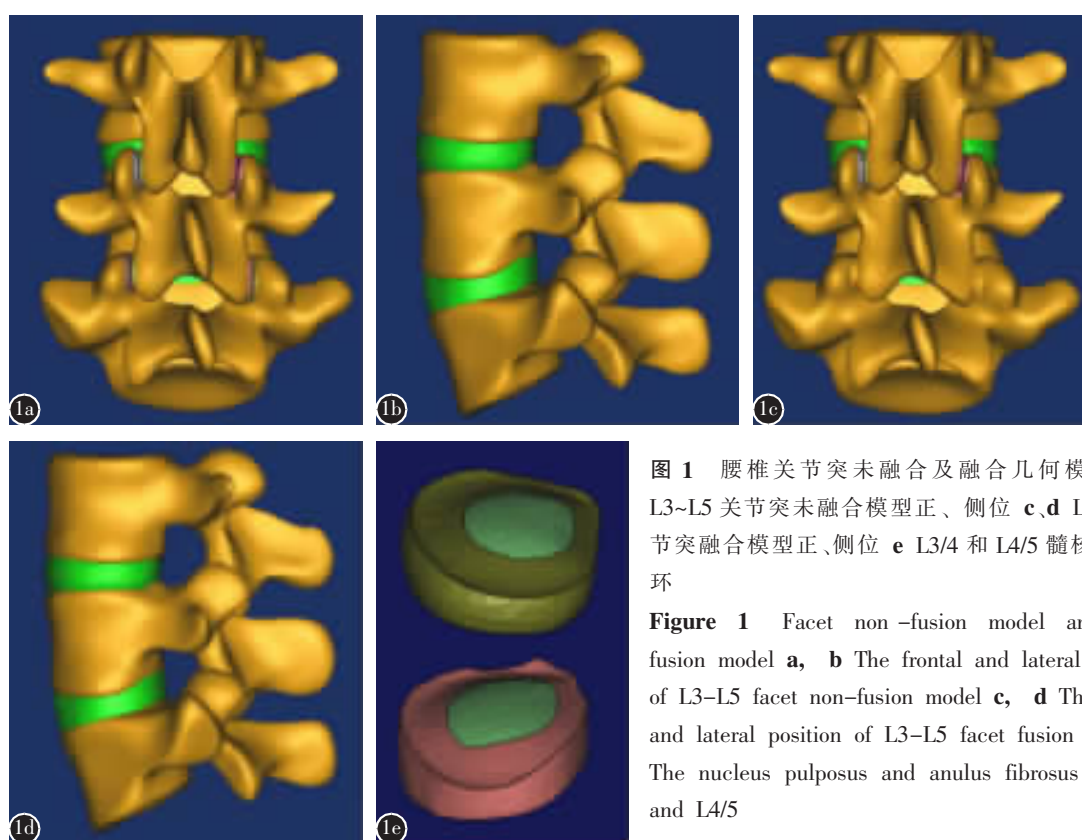


图 1 腰椎关节突未融合及融合几何模型 a、b L3~L5 关节突未融合模型正、侧位 c、d L3~L5 关节突融合模型正、侧位 e L3/4 和 L4/5 髓核和纤维环

Figure 1 Facet non-fusion model and facet fusion model a, b The frontal and lateral position of L3-L5 facet non-fusion model c, d The frontal and lateral position of L3-L5 facet fusion model e The nucleus pulposus and annulus fibrosus of L3/4 and L4/5

表面施加均匀分布的 500N 面载荷, 压力方向垂直向下, 模拟正常人体腰椎轴向压缩状态, 在施加 500N 面载荷力的同时, 于 L3 椎体上表面施加 7.5N·m 的力矩, 模拟正常人体前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转 6 种运动状态。

表 2 腰椎有限元模型材料力学参数及单元类型
Table 2 Mechanical parameters and element types of finite element models of lumbar spine

材料 Materials	弹性模量 Young's modulus (MPa)	泊松比 Poisson ratio	横截面积 Cross- sectional area(mm ²)	单元 类型 Element types
髓核 Nucleus pulposus	1	0.49	—	10 节点 solid92
纤维环 Annulus fibrosus	4.2	0.45	—	10 节点 solid92
关节突软骨 Facet joint cartilage	10	0.3	—	10 节点 solid92
韧带 Ligaments				
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	7.8	—	63.7	2 节点 link10
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	10	—	20	2 节点 link10
黄韧带 Ligamentum flavum	15	—	40	2 节点 link10
棘间韧带 Interspinous ligament	10	—	40	2 节点 link10
棘上韧带 Supraspinal ligament	8	—	30	2 节点 link10
横突间韧带 intertransverse ligament	10	—	1.8	2 节点 link10
关节囊韧带 Capsular ligament	7.5	—	30	2 节点 link10

1.5 主要观察指标

采用 Cobb 法测量腰椎关节突关节未融合模型 L3/4、L4/5 节段的活动度, 并与既往文献结果进行比较; 观察上述 7 种生理活动状态下腰椎关节突未融合与融合时 L4/5 椎间盘应力分布情况, 其中以椎间盘中心为基准点将椎间盘均匀分成左前、右前、左后、右后 4 个区域, 每个区域均匀选取 12 个节点, 统计其节点 Von mises 值并取其平均值作为该区域椎间盘的应力; 分析比较腰椎关节突关节未融合与融合时 L4/5 节段活动度。

1.6 统计学分析

采用 SPSS 17.0 软件对 L4/5 双侧关节突未融合和融合的受力情况进行统计学分析, 腰椎关节突未融合和融合有限元模型的 L4/5 椎间盘受力情况比较采用配对资料 *t* 检验, 检验水准为 $\alpha=0.05$; L4/5 节段活动度进行直接比较。

2 结果

2.1 三维非线性有限元模型的建立

建成的腰椎关节突关节未融合和融合的三维有限元模型包括椎体、关节突软骨、椎间盘和 7 种韧带等结构。其中未融合模型包括 198854 个节点、164650 个单元; 融合模型包括 198476 个节点、164232 个单元。两组模型的有限元网格图见图 2。未融合模型(即正常人腰椎有限元模型)中 L3/4、L4/5 节段在各运动状态下的活动度与 Shim 等^[12]报道的节段活动度趋势一致(表 3), 说明该三维非线性有限元模型的有效性, 可以用于实验

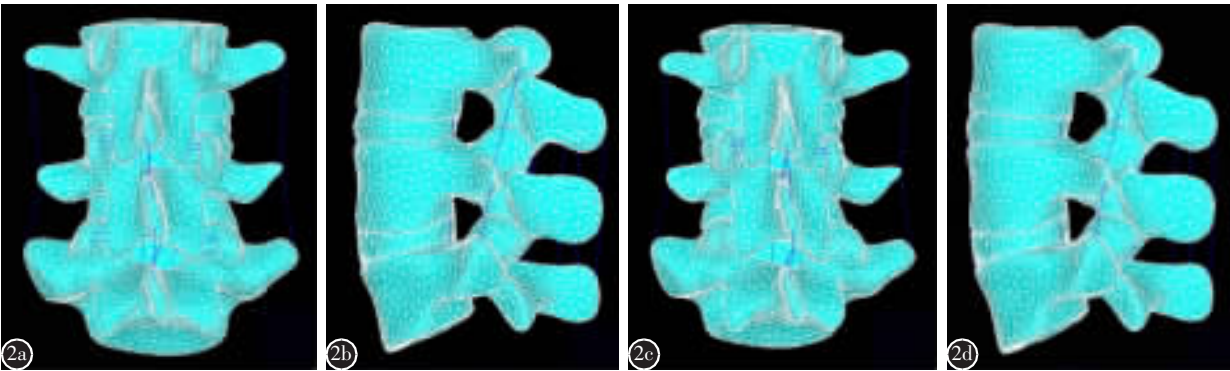


图 2 建成的三维有限元模型图 a、b L3~L5 关节突未融合三维有限元模型正、侧位 c、d L3~L5 关节突融合三维有限元模型正、侧位, 其中 L4/5 双侧关节突融合、关节囊韧带已去除

Figure 2 Three dimensional finite element models a, b The three-dimensional finite element model of L3-5 facet non-fusion model c, d The three-dimensional finite element model of L3-L5 facet fusion model, of which L4/5 bilateral facet fusion, joint capsule ligament has been removed

研究。

2.2 腰椎各运动状态下关节突关节未融合模型和融合模型 L4/5 椎间盘的受力情况

见表 4 和图 3。关节突关节融合模型与未融合模型比较,各运动状态下的 L4/5 椎间盘后方应

力明显减小,前方应力未见明显改变。关节突关节融合后的 L4/5 椎间盘的应力发生明显的变化,椎间盘的受力部位由后外侧转向前外侧,后方椎间盘的应力明显减小。

2.3 关节突关节未融合和融合模型 L4/5 节段的活动度

见表 5。关节突关节融合模型较未融合模型 L4/5 节段的活动度在各活动方向均显著减小,以前屈和后伸方向减小最为明显。

表 3 关节突关节未融合三维有限元模型中 L3/4、L4/5 节段活动范围与 Shim 等研究的比较

Table 3 The comparison of L3/4 and L4/5 segment activity ranges between the facet non-fusion model and Shim et al

运动状态 Motion state	L3/4		L4/5	
	未融合模型 Facet non-fusion model	Shim 等 Shim, et al	未融合模型 Facet non-fusion model	Shim 等 Shim, et al
前屈(°) Flexion	3.90	4.36±0.78	6.60	5.48±0.88
后伸(°) Extension	2.80	2.97±0.37	4.40	2.79±0.42
左侧屈(°) Left lateral flexion	1.80	1.76±0.72	2.80	2.23±1.01
右侧屈(°) Right lateral flexion	2.00	1.76±0.72	2.90	2.23±1.01
左旋转(°) Left rotation	1.60	1.45±0.58	2.70	1.90±0.99
右旋转(°) Right rotation	1.60	1.45±0.58	2.20	1.90±0.99

3 讨论

随着微创理念的不断发展,单纯下腰椎关节突关节融合因其创伤小、对腰后部后方韧带复合体破坏少、操作简便等优势,逐渐被应用于治疗腰椎小关节突功能紊乱、关节突囊肿等所导致的腰部疼痛。目前单纯下腰椎关节突融合在临床上尚未得到广泛应用,主要通过关节突螺钉或关节突关节间置入骨性、关节突关节融合器^[13]促进腰椎关节突最终达到骨性融合。Goel 等^[14]的一项临床研究提示通过腰椎正中小切口暴露双侧关节突关节,直视下剥离松弛的关节囊韧带,通过不同型号的骨凿插入上下关节突之间旋转 90°使关节界面分离,最终在关节突间置入含有骨条的关节内衬垫来使腰椎上下关节突达到骨性融合,该方法被

表 4 7 种运动状态下关节突关节未融合和融合模型 L4/5 椎间盘的应力比较 ($\bar{x} \pm s$, MPa)

Table 4 Comparison of L4/5 intervertebral disc stress in the facet non-fusion model and fusion model under 7 motion states

运动状态 Motion state	关节突未融合模型 Facet non-fusion model				关节突融合模型 Facet fusion model			
	左前 Left anterior	右前 Right anterior	左后 Left posterior	右后 Right posterior	左前 Left anterior	右前 Right anterior	左后 Left posterior	右后 Right posterior
垂直 Vertical	2.07±0.63	2.11±1.78	2.24±1.63	2.50±1.85	2.04±0.57	2.11±1.61	0.92±0.57 ^①	0.96±0.76 ^①
前屈 Flexion	2.24±0.86	2.43±1.86	1.87±1.42	2.09±1.56	2.51±0.97	2.26±1.73	0.97±0.61 ^①	1.01±0.80 ^①
后伸 Extension	1.81±0.48	1.74±0.73	2.41±1.83	2.68±2.05	2.13±0.84	2.06±1.58	0.90±0.56 ^①	0.94±0.75 ^①
左侧屈 Left lateral flexion	2.46±0.62	2.33±2.06	2.03±1.57	2.57±2.03	2.21±0.79	2.19±1.67	0.93±0.57 ^①	1.00±0.81 ^①
右侧屈 Right lateral flexion	1.97±1.14	2.03±1.47	2.24±1.69	2.21±1.57	2.14±1.03	2.13±1.63	0.95±0.59 ^①	0.95±0.74 ^①
左旋转 Left rotation	2.33±0.81	2.07±1.76	2.14±1.63	2.41±1.82	2.51±1.09	2.26±1.39	0.94±0.59 ^①	0.98±0.78 ^①
右旋转 Right rotation	1.99±0.93	2.09±1.77	2.14±1.61	2.37±1.77	2.24±0.82	2.16±1.65	0.93±0.57 ^①	0.97±0.77 ^①

注:①与关节突未融合模型同种运动状态下比较 $P < 0.05$

Note: ①Compared with the facet non-fusion model under the same motion states, $P < 0.05$

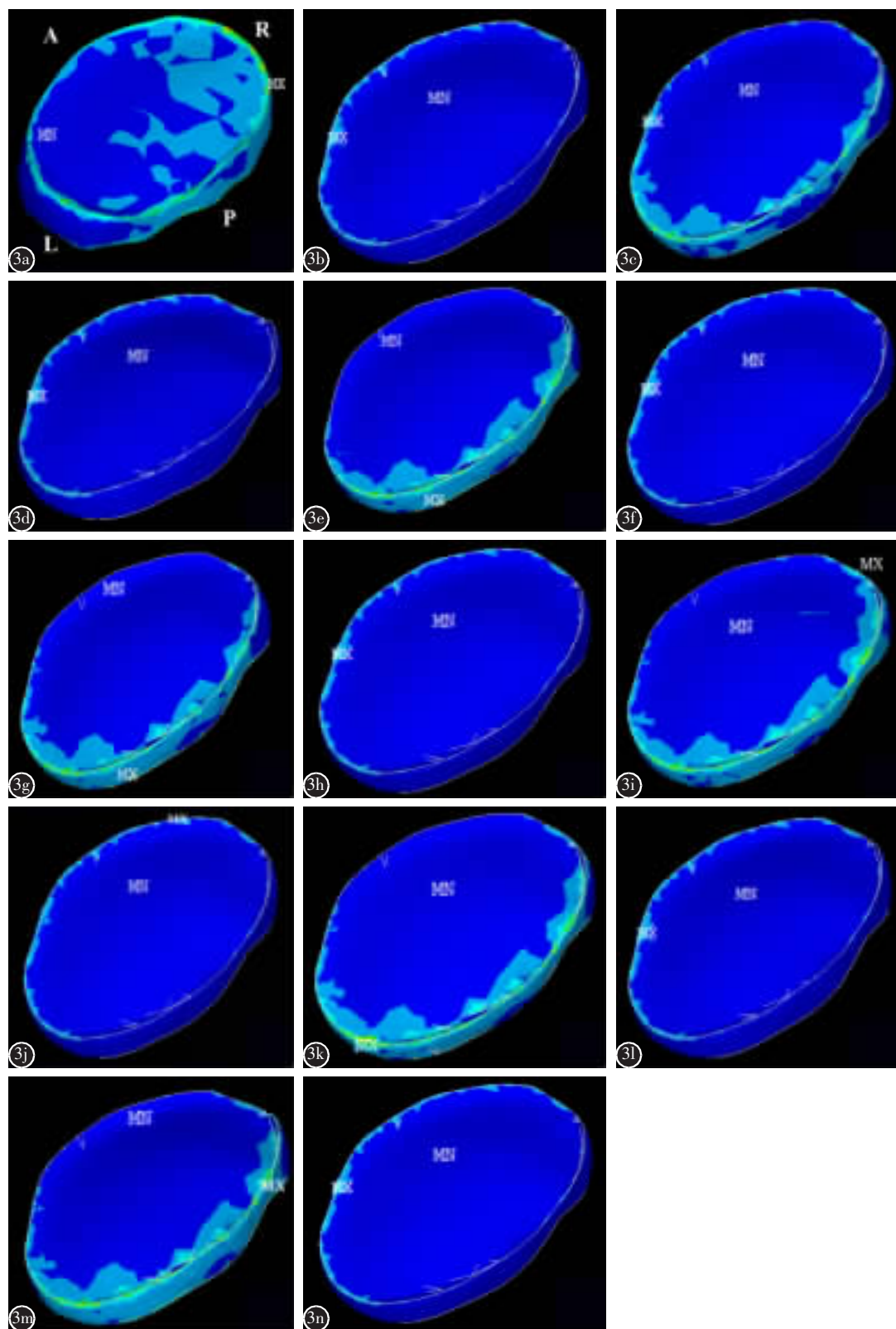


图 3 未融合和融合模型在 7 种运动状态下 L4/5 椎间盘应力分布云图(方向为左后至右前),可见融合模型的椎间盘受力部位由未融合模型的后外侧转向了前外侧,后方椎间盘的应力明显减小

Figure 3 The mises stress cloud of L4/5 intervertebral disc under 7 motion state of the facet non-fusion model and fusion model, stress areas changing from the posterolateral side of the facet non-fusion model to the anterolateral side of the facet fusion model, the stress of posterior intervertebral disc was significantly reduced

表 5 关节突关节未融合和融合有限元模型 L4/5 节段活动度 (°)

Table 5 The L4/5 range of motion of the facet non-fusion and fusion finite element model

	未融合模型 Non-fusion model	融合模型 Fusion model
前屈 Flexion	6.6	1.0
后伸 Extension	4.4	0.3
左侧屈 Left lateral flexion	2.8	1.0
右侧屈 Right lateral flexion	2.9	1.8
左旋转 Left rotation	2.7	0.7
右旋转 Right rotation	2.2	1.5

用来治疗腰椎管狭窄引起的腰部疼痛获得了满意疗效,术后至少 6 个月的随访提示骨性融合良好。崔志明等^[13]介绍了一种用于腰椎关节突关节融合的融合器及置入的配套工具,根据术前 CT 测量的关节突关节角度通过工作通道可采用微创经皮置入关节突关节融合器;生物力学研究结果表明其可很好地维持脊柱功能单元的动态稳定性^[15]。值得注意的是,单纯下腰椎小关节突融合较之钉棒系统固定初始稳定性较差。Goel 等^[14]指出术后制动至少 8 周时间,其适应证相较于传统手术方式也更加严格,远期骨性融合及稳定性尚需临床进一步研究。

本研究从 L4/5 双侧关节突关节非融合与融合后 L4/5 椎间盘应力分布情况对这项技术进行了分析研究,结果显示与未融合模型比较,关节突关节融合模型 L4/5 椎间盘左前应力有所增加、后方应力明显减小;据既往的临床经验,L4 下关节突和 L5 上关节突融合后,L4/5 椎间盘后方活动度应该相对减小,L4/5 椎间盘后方应力较未融合前应减小,这与本文的研究也是一致的。而且关节突关节融合后的 L4/5 椎间盘的应力位置较非融合发生了明显的变化,椎间盘的受力部位由后外侧转向前外侧,后方应力在垂直、左右侧屈和左右旋转状态下均减少为原来应力的 40%左右,在前屈状态下减少为原来应力的 50%左右,在后伸状态下减小为原来应力的 36%,可见在各种运动状态下椎间盘后方的应力均明显减小;而从 L4/5 节段活动度分析,可以看出融合后 L4/5 节段活动度

在各活动方向均显著减小,以前屈和后伸方向减小最为明显。Schmidt 等^[16]的研究提示,在腰椎承载负荷时,关节突关节不对称易于引起小关节倾向冠状面一侧的部位受到的剪切应力增大,从而可以引起这一侧椎间盘应力增加,最终导致纤维环撕裂。本研究结果提示,L4/5 双侧关节突关节融合使得融合节段活动度减小,椎间盘后方应力显著减小,有利于保护椎间盘,阻止椎间盘的变性和后方纤维环的撕裂,可以用来微创治疗临床上关节突关节不对称引起的顽固性腰痛。

既往文献比较有限元模拟实验的受力情况均采用 Von Mises 值的最大值进行比较,这就有可能选取了有限元建模过程中因网格划分问题所导致的局部应力集中产生的较大应力值,它并不是腰椎模型实际上的受力最大值。我们将椎间盘均匀分为 4 个区域,取其平均值,可以有效避免模型问题所产生的统计误差,具有更高的可信度。L4/5 椎间盘上 4 个区域均匀选取的各节点在腰椎关节突未融合模型和融合模型上均为一一对应,可以尽量减少因为节点选择差异所造成的人为误差,提高结果的可信度。本研究结果是基于三维有限元分析,建立了符合生物力学特性的 L3~L5 三维非线性有限元模型,该模型 L3/4、L4/5 节段活动度与既往文献中腰椎活动度趋势一致,证实了该模型有效。本研究也为研究单纯固定 L4/5 双侧关节突关节后邻近上位节段(L3/4 椎间盘受力情况和 L3/4 节段活动度)提供了研究基础,从而为研究该方法是否引起邻近上位节段退变提供了实验基础。因为当前模拟腰椎各部位材料属性及模型的简化特点,以及缺少对椎旁肌肉的构建模拟,不可避免地实验结果产生了一定影响。另外本研究未对腰椎整体受力情况进行分析,未对融合节段邻近上、下位椎间盘应力变化情况进行分析。下一步拟对腰椎整体进行分析,主要集中分析小关节突融合后邻近上、下椎间盘、关节突等部位受力变化情况,以及随着垂直面载荷受力增加(模拟负重)椎间盘应力分布变化情况。

本研究结果显示,腰椎关节突关节融合可以很好地降低融合节段椎间盘后方应力,有利于维持节段的稳定性,避免后方椎间盘的损伤和纤维环的撕裂,其对于融合后邻近节段活动度及受力情况的影响有待进一步研究。

4 参考文献

1. Reich SM, Kufflik P, Neuwirth M. Translaminar facet screw fixation in lumbar spine fusion [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1993, 18(4): 444-449.
2. Chen SH, Chiang MC, Lin JF, et al. Biomechanical comparison of three stand-alone lumbar cages: a three-dimensional finite element analysis[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2012, 14(19): 1-13.
3. Kerolus M, Turel MK, Tan L, et al. Stand-alone anterior lumbar interbody fusion: indications, techniques, surgical outcomes and complications[J]. *Expert Rev Med Devices*, 2016, 13(12): 1127-1136.
4. Imagama S, Kawakami N, Matsubara Y, et al. Radiographic adjacent segment degeneration at 5 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.
5. Moreau PE, Ferrero E, Riouallon G, et al. Radiologic adjacent segment degeneration 2 years after lumbar fusion for degenerative spondylolisthesis [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2016, 102(6): 759-763.
6. Boody BS, Savage JW. Evaluation and treatment of lumbar facet cysts[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2016, 24(12): 829-842.
7. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17(5): 347-355.
8. Kopperdahl DL, Morgan EF, Keaveny TM. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone[J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(4): 801-805.
9. Goel VK, Kong W, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 1993, 18(11): 1531-1541.
10. Sylvestre PL, Villemure I, Aubin CE. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2007, 45(10): 977-988.
11. Cheng CK, Chen CS, Liu CL. Biomechanical analysis of the lumbar spine with anterior interbody fusion on the different locations of the bone grafts[J]. *Biomed Mater Eng*, 2002, 12(4): 367-374.
12. Shim CS, Park SW, Lee SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2008, 33(22): 820-827.
13. 崔志明, 张金波, 保国锋, 等. 腰椎关节突关节融合器的研究与设计[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2009, 6(1): 53-55.
14. Goel A, Shah A, Jadhav M, et al. Distraction of facets with intraarticular spacers as treatment for lumbar canal stenosis: report on a preliminary experience with 21 cases[J]. *J Neurosurg Spine*, 2013, 19(6): 672-677.
15. 保国锋, 崔志明, 李卫东, 等. 腰椎关节突关节融合器的生物力学研究[J]. *中华实验外科杂志*, 2013, 30(4): 790-792.
16. Schmidt H, Heuer F, Claes L, et al. The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces: a finite element analysis[J]. *Clin Biomech(Bristol, Avon)*, 2008, 23(3): 270-278.

(收稿日期:2016-12-30 末次修回日期:2017-03-19)

(英文编审 唐翔宇/贾丹彤)

(本文编辑 卢庆霞)