

基础研究

斜外侧椎间融合联合单侧椎弓根
钉棒固定术的三维有限元分析殷 飞¹, 马 荣², 蔡则成¹, 于 洋¹, 杨树龙¹, 张彦龙¹, 陈 振², 戈朝晖²

(1 宁夏医科大学 750004 银川市; 2 宁夏医科大学总医院骨科 50004 银川市)

【摘要】目的:运用三维有限元分析法验证斜外侧椎间融合术(oblique lateral interbody fusion, OLIF)辅助单侧椎弓根钉棒固定能否为相应单一融合固定节段提供足够的椎间稳定性。**方法:**在健康人 L3~S1 节段 CT 扫描数据的基础上,利用 Mimics、Geomagic、3-Matic 软件建立 L3~S1 三维有限元模型,设定为正常对照组(M0),以此为基础联合使用 Freeform 等软件分别建立 L4/5 节段 OLIF 单纯融合固定(Stand alone)模型(M1)、OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定(Wiltse 入路)模型(M2)、OLIF 辅助双侧椎弓根钉棒固定(Wiltse 入路)模型(M3)。设定 500N 预载荷作用于 L3 顶端,再施加 10N·m 的力矩模拟脊椎直立、前屈、后伸、侧屈及旋转等生理活动,按上述加载条件作用于 M0,对模型有效性进行验证,同时按相同加载条件作用于各有限元模型,观察各有限元模型不同工况下 L4/5 节段相对活动度(ROM)、椎间融合器和椎弓根钉棒应力分布状况,记录最大应力值。**结果:**通过与文献数据比较,本有限元模型 L4/5 节段 ROM 在不同运动状态下与前人研究结果相近,证明本模型具备有效性。4 组有限元模型前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转运动状态下 ROM 值由小到大排序为 M3、M2、M1、M0。M2 相比 M0、M1 能较好地控制前屈和后伸,M2 的 ROM 相比 M0 前屈后伸时变化幅度分别为 75.43%、85.20%,相比 M1 变化幅度分别为 58.88%、70.39%。M3 相比 M2 前屈和后伸时稳定性亦较好,M3 的 ROM 相比 M2 前屈后伸时变化幅度分别为 25.55%、25.33%。除外变化幅度差异较小的右侧弯和右旋转状态,M2 较 M0 的 ROM 变化幅度远大于 M2 与 M3 之间 ROM 的变化幅度。M2 相较 M0 各工况下 ROM 变化幅度为 14.08%~85.20%,M2 相较 M3 各工况下 ROM 变化幅度为 16.44%~25.55%。椎间融合器应力值方面,除直立时 M2 应力峰值略高于 M1,其余运动状态下 OLIF 各手术组融合器应力峰值随着附加椎弓根钉棒数量的增加而表现出一定的下降趋势,这种趋势以后伸时表现最明显,幅度变化为 109.14%。钉棒应力峰值方面,M2 钉棒应力峰值除右侧弯时明显低于 M3,左侧弯时略低于 M3,其余运动状态下其钉棒应力峰值均高于 M3,二者应力差异以右侧弯和后伸时较大,M2 较 M3 分别变化-33.09%和 76.79%。三组模型钉棒及椎间融合器应力峰值均远未达到其屈服强度。**结论:**OLIF 联合单侧椎弓根钉棒固定模型可以为相应融合固定节段提供足够的椎间稳定性。

【关键词】有限元分析;腰椎融合术;斜外侧椎间融合术;单侧椎弓根钉棒内固定

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.08.09

中图分类号:R687.3, R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2019)-08-0732-09

Three-dimensional finite element analysis of oblique lateral lumbar interbody fusion combined with unilateral pedicle screw fixation/YIN Fei, MA Rong, CAI Zecheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(8): 732-740

【Abstract】 Objectives: To validate whether oblique lateral interbody fusion(OLIF) combined with unilateral pedicle screw-rod fixation can provide sufficient interbody stability for corresponding fusion and fixation segment through three-dimensional finite element analysis. **Methods:** To establish a three-dimensional finite element model of L3-S1 segments by Mimics, Geomagic, and 3-Matic software based on CT scan data of L3-S1 of healthy people, and it was set as normal control group(M0). On such basis, combined with Freeform and other software, OLIF stand alone model (M1) of L4/5, OLIF with unilateral pedicle screw-rod fixation

基金项目:国家自然科学基金(81460335);宁夏自然科学基金(2018AAC03138)

第一作者简介:男(1991-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(0951)6746129 E-mail:2533266437@qq.com

并列第一作者:马荣 E-mail:marongtx228@163.com

通讯作者:戈朝晖 E-mail:myovid@126.com

(Wiltse approach) model(M2), and OLIF with bilateral pedicle screw-rod fixation(Wiltse approach) model(M3) were set up. 500N preload was applied on the upper surface of L3 and 10N·m moment was applied to simulate the physiological activities of lumbar spine in standing position, flexion, extension, lateral flexion and rotation. The above loading conditions were applied on both the M0, to validate the effectiveness of the model, and all finite element models, to observe the L4/5 segment range of motion(ROM), stress distribution of cage and pedicle screw-rod under different working conditions. The maximum stress of cage and pedicle screw-rod should be recorded. **Results:** It was validated that the finite element model was effective compared with the literature data. The ROM values of 4 groups in each movement state(flexion, extension, left and right lateral flexion, left and right rotation) were ranked from small to large: M3, M2, M1, and M0. M2 showed better stability in flexion and extension than M0 and M1. To be specific, the variation ranges under flexion and extension condition of M2 ROM were 75.43% and 85.20% respectively comparing to M0, and 58.88% and 70.39% respectively comparing to M1. M3 showed better stability in flexion and extension than M2, and the variation ranges of M3 ROM were 25.55% and 25.33% under flexion and extension respectively comparing to M2. Except smaller difference of variation range under right bending and right rotation conditions, the variation range of ROM of M2 comparing with M0 was much larger than that comparing with M3. Under all working conditions, the variation ranges of ROM of M2 when compared with M0 were 14.08%–85.20%, and that were 16.44%–25.55% when compared with M3. In terms of the peak stress of the cage, except that it was slightly higher in M2 than in M1 under condition of standing, in other motion states, it showed a decreasing trend with the increase of the number of additional pedicle screw-rod, which was most obvious in extension with a decreasing range of 109.14%. In terms of the peak stress of the screw-rod system, it was higher in M2 than in M3 under other states, except that peak stress value of M2 significantly lower than that of M3 in right lateral flexion and slightly lower than that of the M3 in left lateral bending. The differences of peak stress of screw-rod system between M2 and M3 were larger in right lateral bending and retroextension which were -33.09% and 76.79%. The peak stress of the screw-rod and cage in each of the three surgery groups was far from their yield strength respectively. **Conclusions:** The model of OLIF with unilateral pedicle screw-rod fixation can provide sufficient intervertebral stability for the corresponding fusion fixation segment.

【Key words】 Finite element analysis; Lumbar fusion; Oblique lateral interbody fusion; Unilateral pedicle screw-rod fixation

【Author's address】 Ningxia Medical University, 750004, Yinchuan, China

斜外侧椎间融合术(oblique lateral interbody fusion, OLIF)因其创伤小、出血少、神经并发症发生率低等优势,近年来被广泛应用于退变性腰椎疾患的前方间接减压及椎间融合^[1-3]。由于 OLIF 技术所采用的椎间融合器(cage)无论是自身体积还是植骨空间与面积,均远大于后路传统的融合器、并且融合器置入时横跨双侧椎体骺环,其界面固定的稳定性也明显增强^[4,5],使得应用单纯前方融合固定(即 OLIF Stand alone)成为可能。然而,腰椎退变性疾病多为老年患者,受患者年龄、骨质条件、椎间隙处理技术等诸多因素影响,融合器的下沉、移位等并发症不容忽视^[6],多数情况下需要辅助后路的固定^[7]。采用双侧椎弓根钉棒系统进行固定可以达到良好的固定稳定性、能够有效防止融合器下沉及松动移位,已成为辅助固定的经

典方式。对于 OLIF 而言,相对创伤小、花费低的单侧椎弓根钉棒辅助固定能否达到有效的固定稳定性,是否影响融合器下沉及椎间融合,尚待进一步研究。本研究拟使用有限元分析方法,建立 L3-S1 正常脊柱模型及 OLIF Stand alone、OLIF 联合后路单侧椎弓根钉棒固定、OLIF 联合后路双侧椎弓根钉棒固定三种手术模型,对比脊柱直立、前屈、后伸、旋转和侧弯状态下 OLIF 联合后路单侧椎弓根钉棒固定与 OLIF 其他融合固定方式的手术节段椎间稳定性及置入器材应力差异,为 OLIF 技术应用于腰椎退变性疾病的治疗提供一定的力学参考。

1 材料和方法

1.1 L3-S1 三维几何模型建立

健康志愿者 1 名(男性, 37 岁, 身高 176cm, 体重 75kg)(经宁夏医科大学总医院伦理审核批准), 既往无腰椎创伤、疾病史。采用宁夏医科大学总医院宝石能谱 CT(64 排)对志愿者全脊柱进行连续扫描(矩阵 512×512, 层距、层厚均为 0.625mm)。将数据以 DICOM 格式读入医学有限元建模软件 Mimics 20.0 中, 使用 CT Bone Segmentation 功能键截取 L3~S1 椎体, 通过阈值分割去除 L3~S1 椎体外其他结构, 同时在 CT 每层数据的相应区域绘制椎间盘二维图像, 联合 3-matic 软件, 在实体模型的基础上, 对椎间盘形态和光滑度进行调整。然后将三维重建后的初步脊柱模型以 STL 格式导入 Geomagic 12.0 中处理, 添加关节突软骨(用结构体替代), 生成逆向脊柱几何实体模型。再导入 3-matic 软件, 结合布尔运算加减法, 对椎间盘、椎体进行区域划分, 处理完毕后, 上下软骨终板与椎体上下表面无缝对接, 各终板厚度均为 1mm, 髓核占整个椎间盘面积的 44%, 位置处于椎间盘的中心偏后 3.5mm, 其余部分为纤维环; 皮质骨为厚度 1mm 的壳状物, 松质骨与皮质骨紧密贴合。

1.2 椎弓根钉棒及 cage 几何模型的建立

本课题椎弓根钉棒系统为山东威高公司的 UPASS2, OLIF 所用 cage 为美敦力的 Clydesdale, 根据钉棒、cage 的形状参数在 Freeform2017 建模软件中建立单节段长钉固定钉棒系统、Clydesdale 椎间融合器的三维实体模型。其中螺钉直径为 6.5mm, 长度为 40.0mm, 螺钉形状参照实物(不保留螺纹), 连接棒直径为 5.5mm, 长度为 53.0mm, Clydesdale 椎间融合器为插入式, 长宽高为 50mm, 18mm, 12mm, 外形为头尖尾宽的弧形设计, 前后墙不等高, 上下面成 6° 夹角, cage 的上下面均设有一定弧度以便与上下终板紧密贴合, 上下表面均设计为倒齿状多面体结构。之后将手术置入器材文件导入 Geomagic 软件进行逆向工程处理。

1.3 实验模型的建立

用 Freeform 软件将脊柱、内固定系统、cage 装配在一起, 建立 OLIF Stand alone 模型(M1)、OLIF+左侧椎弓根钉棒固定模型(M2)、OLIF+双侧椎弓根钉棒固定模型(M3)、正常对照组(M0)。模型设计参照临床手术方法, 以 L4/5 节段为责任手术节段, 融合器均为单枚、左侧置入, 单边固定

为左侧钉棒固定。M1: 以椎间盘前后缘为界将其由前向后等分为 4 区, 去除 2 区和 3 区的纤维环、髓核及软骨终板, 将 Clydesdale 椎间融合器由左向右置入 L4/5 间隙完成界面固定。M2: 融合器置入同 M1, 辅助 L4/5 节段后路单边椎弓根钉棒固定, 模拟 Wiltse 入路进钉入点及方向。M3: 融合器植入同 M1, 辅助 L4/5 节段后路双边椎弓根钉棒固定, 余同 M2。M0: 以健康脊柱模型作为对照组, 不做任何处理。

1.4 有限元模型的建立

将四种模型 STEP 文件导入 Hypermesh13.0 软件中进行网格划分, 导出 BDF 格式文件, 使用 MSC.Patran/Nastran 2012 软件对四种模型进行韧带重建(后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带、横突间韧带、关节囊韧带、黄韧带、前纵韧带)。根据手术方式不同保留或切断相关韧带, 随后对模型进行有限元材料参数定义。网格划分: M0 共计 135602 个节点, 685957 个四面体单元(图 1); M1 共计 134876 个节点, 673565 个四面体单元(图 2); M2 共计 139263 个节点, 694474 个四面体单元(图 3); M3 共计 145047 个节点, 722619 个四面体单元(图 4); 脊柱各椎体、椎间盘、椎间关节皆采用实体单元网格; 各韧带采用 1D 两节点非线性弹簧单元。参照国内外前人研究数据^[8-11], 本实验研究的 L3~S1 脊椎节段各组织结构及手术植入器材的材料属性如表 1 所示。

1.5 接触对设置、边界条件的假定与载荷施加

所有术式均假设 cage 和上下椎体接触面间无滑动, 关节突与结构体、螺钉与螺钉孔之间设为摩擦接触, 摩擦系数定义为 0.2。固定限制 S1 椎体下表面。在 L3 上表面添加垂直载荷 500N 以模拟人体自身重力对脊柱的轴压载荷(直立状态), 并将 L3 上表面点全体耦合在脊柱旋转中心上方某一参考点上, 径直施加运动附加力 10N·m 纯力矩, 模拟人体前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转运动。

1.6 模型有效性验证

根据前述荷载及约束条件, 在正常对照组脊柱模型基础上, 计算 L4/5 ROM, 所得结果与 Yamamoto、Xiao 等^[9-11]的研究进行比较, 对模型有效性进行验证。

1.7 重点观测指标

腰椎相对活动度(range of motion, ROM)用

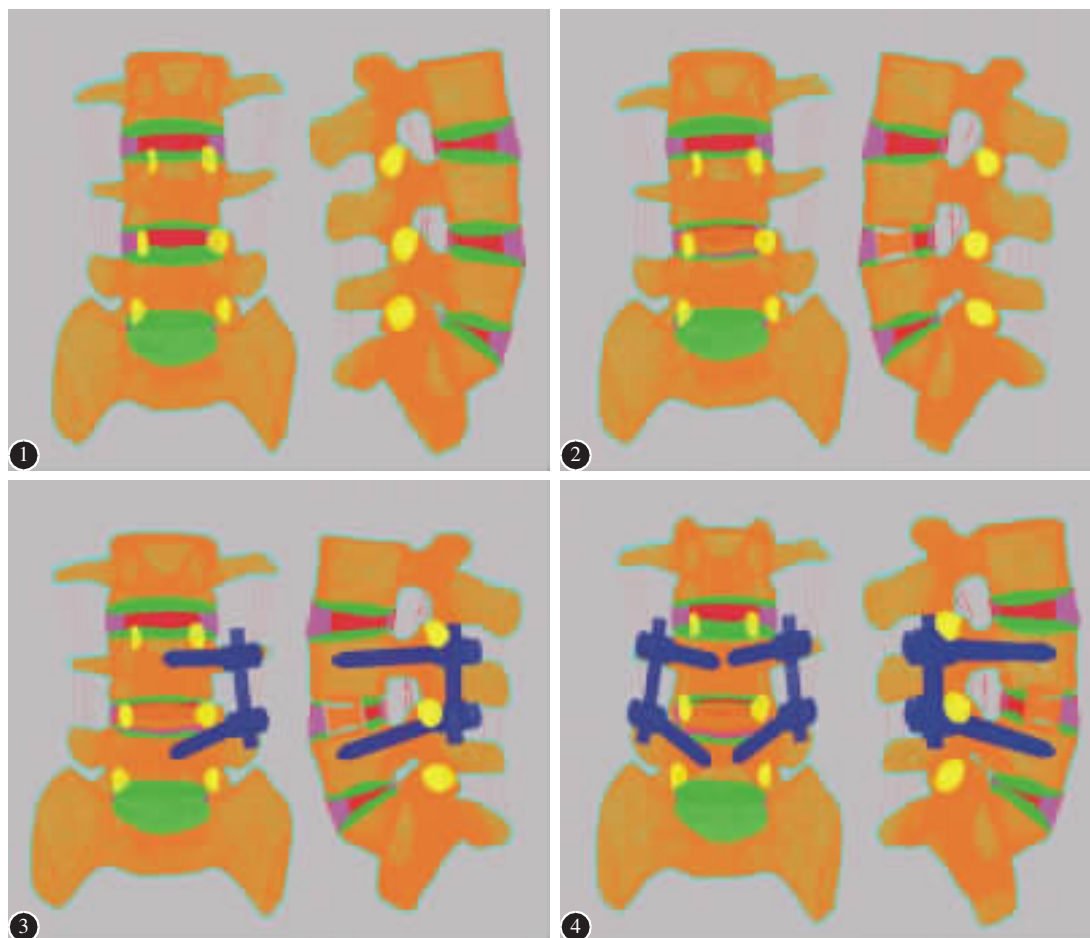


图 1 人正常 L3~S1 有限元模型(M0,正侧面观) 图 2 OLIF Stand alone 模型(M1,正侧面观) 图 3 OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定模型(M2,正侧面观) 图 4 OLIF 辅助双侧椎弓根钉棒固定模型(M3,正侧面观)

Figure 1 L3-S1 finite element model of normal human(M0, the frontal and lateral position) **Figure 2** Model of OLIF Stand alone(M1, the frontal and lateral position) **Figure 3** Model of OLIF with unilateral pedicle screw fixation(M2, the frontal and lateral position) **Figure 4** Model of OLIF with bilateral pedicle screw fixation(M3, the frontal and lateral position)

L4/5 节段角位移表示; 椎弓根钉棒与 cage 应力, 观察应力云图录入各运动状态下的最大应力值。

2 结果

2.1 模型有效性验证结果

结果表明, 本实验正常对照组脊柱有限元模型在不同运动状态下 L4/5 节段 ROM, 与文献中数据比较差距较小(表 2), 证明本研所得有限元模型在一定条件下具备有效性。

2.2 腰椎相对活动度

各模型在不同工况下 L4/5 节段的 ROM 见表 3, 各有限元模型所有运动状态下 ROM 值由小到大排序为 M3、M2、M1、M0。其中, M1 ROM 与 M0 最接近, M3 ROM 在三组手术模型中最小。各运

动状态下 M2 相较 M0、M1 能较好的控制前屈和后伸, 各运动状态下 M3 相比 M2 前屈和后伸时稳定性亦较好。除右外侧弯和右旋转状态, M2 较 M0 ROM 变化幅度远大于 M2 与 M3 之间 ROM 的变化幅度。M0ROM 相较 M2 在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时分别变化 75.43%、85.20%、31.63%、14.08%、21.46%、15.02%。M1 ROM 相较 M2 在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时分别变化 58.88%、70.39%、29.62%、13.48%、11.87%、8.45%。M3 ROM 相较 M2 在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时分别变化 -25.55%、-25.33%、-20.94%、-23.34%、-16.44%、-16.90%。

2.3 cage 应力峰值

OLIF 各有限元模型 cage 应力峰值见表 4,

表 1 脊柱及置入器材模型力学参数表
Table 1 Mechanical parameters of spinal model and implants

材料 Materials	弹性模量(MPa) Young's modulus	泊松比 Poisson ratio
椎体皮质骨 Vertebral cortical bone	12000	0.30
椎体松质骨 Vertebral cancellous bone	100	0.20
椎体终板 Vertebral endplate	2000	0.20
后端结构 Posterior structure	3500	0.30
纤维环纤维 Fiber of annulus fibrosus	92	0.45
纤维环基质 Matrix of annulus fibrosus	4.2	0.45
髓核 Nucleus pulposus	1.0	0.499
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	7.8	0.30
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	10	0.30
棘上棘间韧带 Supraspinal ligament and interspinous ligament	8	0.30
囊间韧带 Intercapsular ligament	15	0.30
黄韧带 Ligamentum flavum	10	0.30
横突间韧带 Intertransverse ligament	10	0.30
椎体间关节 Facet joint cartilag	10	0.30
cage PEEK	3500	0.30
钉棒(Ti-6Al-4V) Screw and rod	113000	0.30

表 2 正常脊柱模型中 L4/5 节段腰椎活动范围与 Yamamoto、Xiao 等研究数据的比较

Table 2 The comparison of L4/5 segment activity ranges among the normal spine model and Yamamoto's and Xiao's data

运动状态 Motion state	正常脊柱模型 Normal spine model	Yamamoto等 Yamamoto, et al	Xiao等 Xiao, et al
前屈+后伸(°) Flexion and extension	12.84	14.8±2.10	14.20
左+右侧弯(°) Left and right lateral flexion	11.58	12.2±2.25	13.23
左+右旋转(°) Left and right rotation	5.11	3.7±1.50	4.23

M2 cage 应力云图见图 5, M1 cage 应力值相较 M2 在直立、前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时的变化分别为-1.88%、9.66%、40.49%、25.44%、

表 3 不同运动状态下各有限元模型 L4/5 椎间活动度对比 (°)

Table 3 Comparison of intervertebral motion degrees of L4/5 in each finite element model under different motion states

	M0	M1	M2	M3
前屈 Flexion	7.21	6.53	4.11	3.06
后伸 Extension	5.63	5.18	3.04	2.27
左侧弯 Left lateral flexion	5.91	5.82	4.49	3.55
右侧弯 Right lateral flexion	5.67	5.64	4.97	3.81
左旋转 Left rotation	2.66	2.45	2.19	1.83
右旋转 Right rotation	2.45	2.31	2.13	1.77

表 4 各手术模型 cage 应力最大值对比 (MPa)

Table 4 Comparison of the maximum stress value of cage in each surgical model

	M1	M2	M3
直立 Upright	4.18	4.26	3.67
前屈 Flexion	8.97	8.18	6.18
后伸 Extension	9.23	6.57	2.06
左侧弯 Left lateral flexion	7.15	5.70	5.38
右侧弯 Right lateral flexion	7.78	6.44	4.66
左旋转 Left rotation	12.7	9.47	7.42
右旋转 Right rotation	11.3	8.43	8.09

20.81%、34.11%、34.05%。M3 cage 应力值相较 M2 在直立、前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时变化分别为-13.85%、-24.45%、-68.65%、-5.61%、-27.64%、-21.65%、-4.03%。除直立状态外,余各运动状态下 M1 cage 应力最大,尤以后伸、左右旋转时应力较大,除直立时 M2 应力峰值略高于 M1,其余运动状态下 OLIF 各手术组 cage 应力峰值随着附加椎弓根钉棒数量的增加而表现出一定的减少趋势,这种趋势以后伸时表现最明显。

2.4 椎弓根钉棒应力峰值

各模型钉棒应力峰值见表 5, M2 钉棒应力云图见图 6, M3 椎弓根钉棒应力值相较 M2 在直

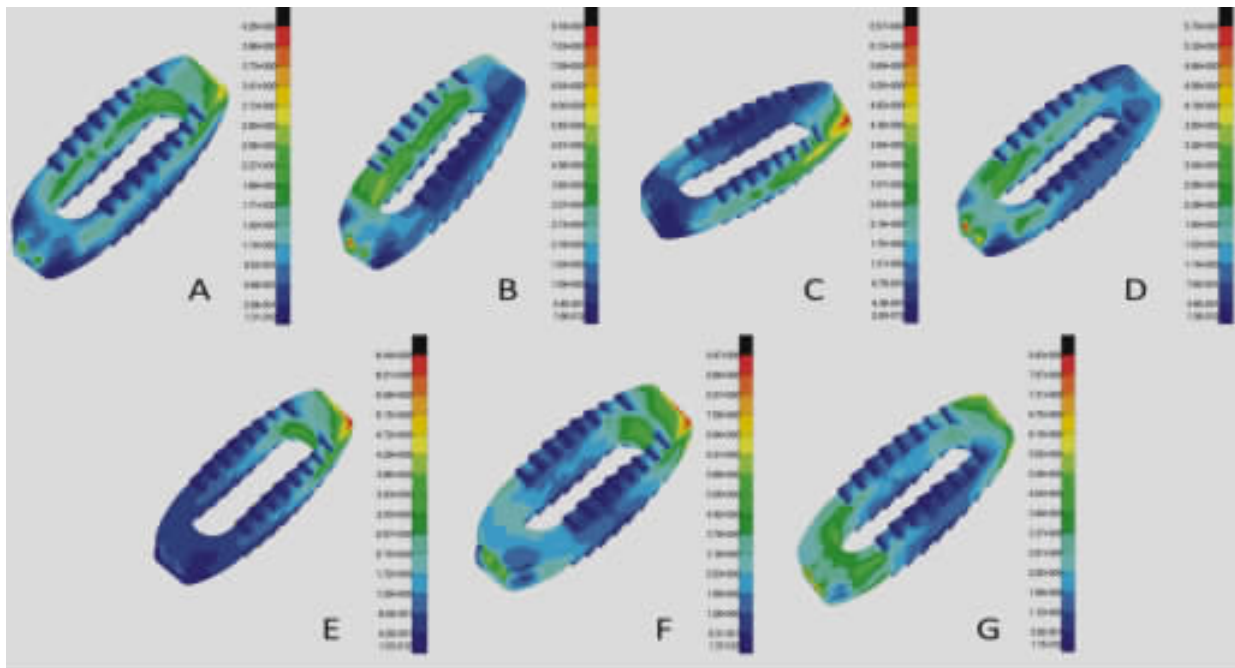


图 5 图中 A、B、C、D、E、F、G 分别为 M2 组(OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定)在直立、前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转状态下椎间融合器应力云图

Figure 5 The mises stress cloud of cage of M2(OLIF with unilateral pedicle screw fixation) under 7 motion states, as indicated as A, standing; B, flexion; C, extension; D, left lateral flexion; E, right lateral flexion; F, left rotation; G, right rotation

立、前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时分别变化 -18.05% 、 -20.68% 、 -33.09% 、 2.99% 、 76.79% 、 -4.64% 、 -14.50% 。M2 钉棒应力峰值除右侧弯时明显低于 M3, 左侧弯时略低于 M3, 其余运动状态下其钉棒应力峰值均高于 M3, M2 与 M3 钉棒应力差异以右侧弯和后伸时较大。

表 5 各手术模型椎弓根钉棒应力最值对比(MPa)

Table 5 Comparison of the maximum stress value of pedicle screw and rod in each surgical model

	M0	M1	M2	M3
直立 Upright	/	/	20.5	16.8
前屈 Flexion	/	/	32.4	25.7
后伸 Extension	/	/	69.8	46.7
左侧弯 Left lateral flexion	/	/	26.8	27.6
右侧弯 Right lateral flexion	/	/	16.8	29.7
左旋转 Left rotation	/	/	23.7	22.6
右旋转 Right rotation	/	/	26.2	22.4

3 讨论

目前, 临床应用最广泛的依然是以后路腰椎椎间融合术 (posterior lumbar interbody fusion, PLIF) 或经椎间孔入路腰椎椎间融合术 (transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF) 为代表的后路腰椎间盘融合术。然其不可避免地需要切除脊柱后柱结构, 对后柱复合体及椎旁肌尤其是多裂肌造成干扰, 相对于 OLIF、侧方入路腰椎椎间融合术 (lateral lumbar interbody fusion, LLIF) 等微创间接减压融合固定的术式而言, 创伤大、出血多, 对脊髓及神经根产生牵拉与干扰、术后腰痛等并发症多等为其不足之处^[12,13]。同时鉴于骨性结构和脊髓等结构的阻挡, 采用后路腰椎融合术无法置入较大的椎间融合器, 而 OLIF 由于其创新的手术通路 (腹外斜肌和腹部大血管之间), 给使用较大椎间融合器从而有效地恢复椎间高度及脊柱矢状位序列提供了可能性^[14], 单独使用 OLIF 椎间融合器虽然对一部分患者足以提供足够的椎间稳定性, 然而对于骨质条件差, 合并骨量丢失及骨质疏松的患者, OLIF Stand alone 的应用有一定的限制, 其为术后容易出现椎间融合

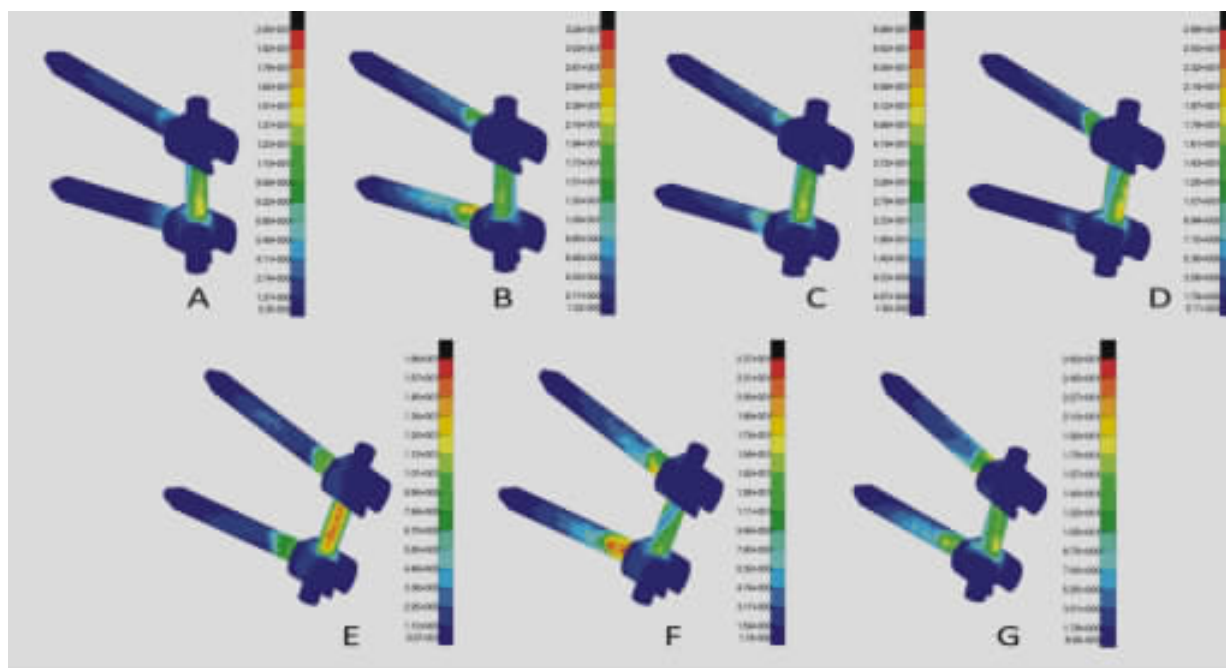


图 6 图中 A、B、C、D、E、F、G 分别为 M2 组(OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定)在直立、前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转状态下椎弓根钉棒应力云图

Figure 6 The mises stress cloud of pedicle screw-rod of M2 (OLIF with unilateral pedicle screw fixation) under 7 motion states, as indicated as A, standing; B, flexion; C, extension; D, left lateral flexion; E, right lateral flexion; F, left rotation; G, right rotation

器塌陷、沉降和移位,往往需要附加前路或后路的内固定^[15]。由于经典的后正中入路手术会给椎旁肌(尤其是多裂肌)造成破坏,而 Wiltse 入路从多裂肌和最长肌间隙进入,避免了因上述破坏造成的肌肉坏死和失神经营养改变,是一种兼顾维护椎旁肌肉原位附着和有效安全地处置责任病变节段的微创固定手术^[16],将 OLIF 手术与单侧椎弓根钉固定(Wiltse 入路)结合起来,既减少了双侧椎弓根螺钉固定的应力遮挡、手术创伤、手术花费等问题,也保留了 Wiltse 入路的上述优点。

从有限元分析结果可以得知,各运动状态下三组术后模型稳定性均较正常组有所提高,我们可将其归因于 OLIF 使用的特殊 cage。Clydesdale 椎间融合器较为宽大的设计增加了 cage 上下面与终板的接触面积,前后墙不等高,上下面成 6° 夹角的坡度设计,使得 OLIF 手术病人在术后能够恢复腰椎的生理前凸,有效提高椎间隙高度,改善腰椎序列,同时拉伸后纵韧带和黄韧带^[17],放大牵张-压缩功能^[18]。其中 OLIF 辅助双侧螺钉固定模型组在不同运动状态下的 L4/5 椎间稳定性相较于其余三组模型最佳,OLIF Stand alone 模型组

手术节段稳定性相较于其余 2 组术后模型更加贴近于正常组。由于 OLIF 术式最大限度地减少了对人体正常解剖结构的干扰,Stand alone 术式减少了额外螺钉固定引起的手术节段刚度增加,这和我们临床观察到的现象是相符的。然而本研究假设模型为融合器与终板发生骨性融合后的状态,而非术后即刻状态。由于融合前后,手术节段的稳定性仍会表现出巨大差异^[19],故对于存在骨质质量差、手术节段不稳或术中不慎损伤终板者,单纯置入融合器易造成手术失败,应额外增加后路固定增加手术节段稳定性,为早期的植骨融合提供稳定的力学环境^[20]。OLIF 增加了单侧椎弓根钉棒固定从而增加了操作节段刚度后,各运动状态下 L4/5 椎间稳定性相较于正常模型进一步提升,尤以前屈、后伸时稳定性增强较明显。各运动状态下 OLIF 辅以双侧椎弓根钉棒固定稳定性强于 OLIF 单侧椎弓根钉棒固定,仍以前屈和后伸时稳定性增强明显。由于双侧螺钉固定较单侧螺钉固定进一步增加了手术节段的刚度,减少了单侧螺钉固定引起的耦合运动效应^[21],故各工况下 OLIF 双侧椎弓根钉棒固定组稳定性优于单侧椎弓根钉棒固

定组。但除外变化幅度差异较小的右侧弯和右旋转状态,OLIF 单侧椎弓根钉棒固定模型手术节段较正常脊柱模型相应节段稳定性提升幅度远大于 OLIF 辅助双侧椎弓根钉棒固定模型稳定性较单侧椎弓根钉棒固定模型增加的幅度。

各运动状态下 OLIF Stand alone 融合器应力超过其余手术模型,尤以后伸、左右旋转时应力较大,考虑该现象与 Clydesdale 椎间融合器前后侧墙不等高的坡度设计导致 cage 邻近椎间盘四区部分分担的应力较小有关。所以 OLIF Stand alone 手术后,患者应尽量避免做腰部后伸和左右旋转动作。OLIF 增加了单侧椎弓根钉棒固定后,除外与 Stand alone 模型应力差异较小的直立状态外,其余运动状态下融合器应力均出现一定幅度下调,尤以后伸状态降幅较大,较好地解决了 OLIF 融合器在后伸状态下应力偏大的问题。OLIF 增加了双侧椎弓根钉棒固定后,各运动状态下 cage 应力在三组手术模型中均最低,降幅亦以后伸时较大,上述现象可通过 cage 形状关联运动状态进行合理解释。各运动状态下 OLIF 辅以双侧椎弓根钉棒固定与单侧钉棒固定模型相比,除左右侧弯状态,其椎弓根钉棒应力峰值均出现下调,尤以后伸时降幅较大,左侧弯时前者钉棒应力峰值略大于后者,但差距较小,右侧弯时前者最大应力值较后者提升较大,其原因或与单侧椎弓根钉棒固定组腰椎固定节段系统内在的不平衡导致的应力重新分布有关。椎间融合器应力越低,其发生沉降的可能性将减低^[22],且因减少了应力遮挡效应,融合器周围骨组织能够得到充分的应力刺激,植骨融合率可提升^[23]。同时椎弓根钉棒应力下降后,其远期发生疲劳断裂的可能性也将减少。但从前人研究结果中我们可以获知,钛合金螺钉的屈服强度为 897~1034MPa^[24],PEEK 椎间融合器的拉伸屈服强度为 96.9MPa,压缩屈服强度为 118MPa^[25],各有限元手术模型不同运动状态下融合器与钉棒的应力峰值均较其屈服强度小。我们将其归因于本实验建立的三种手术模型皆为实现植骨融合后的模型,且增加椎弓根钉棒固定后,钉棒和 cage 各自分担了一部分应力,故各手术模型钉棒和融合器难以达到其屈服强度。

虽然在脊柱生物力学研究中有有限元分析法相较体外实验具有诸多优点,但该研究模型还无法与人体结构达成完美的一致,比如模型本身具备

个体差异性,建模时未将肌肉纳入考虑,受力分析与形态学之间的结构取舍有待进一步检验;人体组织是由复杂的生物活性结构组成的,其材料属性赋值我们参考了国内外文献参数,和实际的数值相比可能存在出入。椎间盘是典型的非线性结构,其形态变化不固定,使用线性结构实现椎间盘的模型化,其力学特性与人体实际情况有差别。本模型使用结构体代替小关节软骨,使用线弹簧结构替代韧带,这种舍弃原有形态学基础的人体结构替代品是否具备良好的力学传导,还需不同的模型加以验证。有限元模型计算的结果仅仅体现患者术后某一瞬时的状态,而人体脊柱结构发生变化的过程还夹杂着自然退变等因素的干扰,故计算结果仅能作为一种趋势的反映,要想作为数据成为临床研究与治疗的准确参考,还需结合体外实验结果进行综合分析,这也是理论研究的不足之处。

综上所述,OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定模型能以较少的螺钉置入,较低的钉棒及 cage 应力峰值取得优于 OLIF Stand alone、正常脊柱模型相同节段的稳定性,虽然 OLIF 辅助双侧椎弓根钉棒固定模型在某些生物力学指标的表现上强于 OLIF 附加单侧椎弓根钉棒固定模型,但结合生物力学与临床角度进行综合考量,可以将 OLIF 辅助单侧椎弓根钉棒固定作为 OLIF 辅助双侧椎弓根钉棒固定的替代方案。

4 参考文献

1. Li JX, Phan K, Mobbs R. Oblique lumbar interbody fusion: technical aspects, operative outcomes, and complications [J]. World Neurosurg, 2017, 98(2): 113-123.
2. Abe K, Orita S, Mannoji C, et al. Perioperative complications in 155 patients who underwent oblique lateral interbody fusion surgery: perspectives and indications from a retrospective, multicenter survey [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2017, 42(1): 55-62.
3. Woods KR, Billys JB, Hynes RA. Technical description of oblique lateral interbody fusion at L1-L5 (OLIF25) and at L5-S1 (OLIF51) and evaluation of complication and fusion rates [J]. Spine J, 2017, 17(4): 545-553.
4. Chaiwat K, Vanlapa A, Runghthiwa K, et al. Malposition of cage in minimally invasive oblique lumbar interbody fusion [J]. Case Rep Orthop, 2018, 2018: 1-6.
5. Nam SC, Han DL, Chang HJ. Accuracy of the lateral cage placement under intraoperative C-arm fluoroscopy in oblique lateral interbody fusion [J]. J Orthop Sci, 2018, 23(6):

- 918-922.
6. Malham GM, Parker RM, Blecher CM, et al. Assessment and classification of subsidence after lateral interbody fusion using serial computed tomography[J]. J Neurosurg Spine, 2015, 23(5): 589-597.
 7. 王燕燕, 刘军辉, 范顺武, 等. 腰椎斜外侧融合联合后路椎弓根螺钉内固定术中神经电生理监护模式的探讨及应用[J]. 中华骨科杂志, 2016, 36(24): 1568-1573.
 8. Lo CC, Tsai KJ, Zhong ZC, et al. Biomechanical differences of Coflex-F and pedicle screw fixation combined with TLIF or ALIF: a finite element study[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(11): 947-956.
 9. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco JJ, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. Spine, 1989, 14(11): 1256-1260.
 10. Panjabi M. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J]. J Bone Joint Surg Am, 1994, 76(3): 413-424.
 11. Xiao Z, Wang L, Gong H, et al. Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis[J]. Biomed Eng Online, 2012, 11(1): 1-11.
 12. Djurasovic M, Glassman SD, Carreon LY, et al. Contemporary management of symptomatic lumbar spinal stenosis [J]. Orthop Clin North Am, 2010, 41(2): 183-191.
 13. 陈博来, 林定坤, 孔畅, 等. 腰椎后路微创 TLIF 和开放 PLIF 两种术式临床短期效果报告[J]. 脊柱外科杂志, 2009, 7(4): 226-229.
 14. Alimi M, Hofstetter CP, Cong GT, et al. Radiological and clinical outcomes following extreme lateral interbody fusion [J]. J Neurosurg Spine, 2014, 20(6): 623-635.
 15. Ohtori S, Orita S, Yamauchi K, et al. Mini-open anterior retroperitoneal lumbar interbody fusion: oblique lateral interbody fusion for lumbar spinal degeneration disease[J]. Yonsei Med J, 2015, 56(4): 1051-1059.
 16. 何秦, 曹凡伟, 李俊, 等. 经 Wiltse 入路与后正中入路治疗腰椎间盘突出症的疗效比较[J]. 脊柱外科杂志, 2017, 15(5): 274-278.
 17. 王凯, 孙澎, 菅凤增, 等. 斜外侧腰椎椎间融合治疗腰椎退行性疾病疗效分析[J]. 中华神经外科疾病研究杂志, 2017, 16(6): 520-524.
 18. Hasegawa K, Ikeda M, Washio T, et al. An experimental study of porcine lumbar segmental stiffness by the distraction-compression principle using a threaded interbody cage [J]. J Spinal Disord, 2000, 13(3): 247-252.
 19. 刘玉武, 李杰, 周跃. TLIF 单双侧椎弓根螺钉固定融合前后的有限元分析[J]. 重庆医学, 2015, 44(12): 1599-1602.
 20. 阮狄克. 脊柱内固定后植骨融合的重要性[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2002, 12(5): 326.
 21. Goel VK, Lim TH, Gwon J, et al. Effects of rigidity of an internal fixation device: a comprehensive biomechanical investigation[J]. Spine, 1991, 16(Suppl): S155-S161.
 22. Kim MC, Chung HT, Cho JL, et al. Subsidence of polyetheretherketone cage after minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion[J]. J Spinal Disord Tech, 2013, 26(2): 87-92.
 23. Postigo S, Schmidt H, Rohlmann A, et al. Investigation of different cage designs and mechano-regulation algorithms in the lumbar interbody fusion process—a finite element analysis[J]. J Biomech, 2014, 47(6): 1514-1519.
 24. 陈志明, 马华松, 赵杰, 等. 腰椎单侧椎弓根螺钉固定的三维有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2010, 20(8): 684-688.
 25. Chen JF, Lee ST. The polymethyl methacrylate cervical cage for treatment of cervical disk disease Part III. Biomechanical properties[J]. Surg Neurol, 2006, 66(4): 367-370.

(收稿日期:2019-04-16 修回日期:2019-07-10)

(英文编审 唐翔宇/谭 啸)

(本文编辑 彭向峰)