

腰椎斜外侧椎间融合后融合器侧方移位的生物力学有限元分析

<https://doi.org/10.12307/2021.317>吕杰¹, 王永峰², 原杰², 徐朝健², 秦一川¹, 郝家齐¹

投稿日期: 2020-12-03

送审日期: 2020-12-12

采用日期: 2021-01-16

在线日期: 2021-03-16

中图分类号:

R459.9; R318; R681.5

文章编号:

2095-4344(2021)33-05301-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点一

△以成年健康男性志愿者 CT 数据为基础, 建立斜外侧椎间融合后融合器不同程度侧方移位的腰椎有限元模型, 分析手术节段融合器不同程度侧移对腰椎生物力学的影响。

△比较正常对照组、斜外侧椎间融合独立融合固定组、斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定组的腰椎活动度以及椎间融合器和钉棒系统的应力峰值, 可为斜外侧椎间融合后融合器不同程度侧方移位的处理提供参考和生物力学依据。

材料:
1 名成年健康男性志愿者腰椎 CT 扫描数据

实验方法:

(1) 导入 CT 数据建立 L_{3/5} 正常对照组有限元模型;
(2) 在此基础上建立斜外侧椎间融合独立融合固定组模型和斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定组模型。

观察指标:

(1) 比较各模型腰椎活动度以及椎间融合器和钉棒系统的应力峰值;
(2) 分析斜外侧椎间融合后融合器不同程度侧移对腰椎生物力学的影响。

结论:

(1) 当斜外侧椎间融合独立融合固定后发生融合器左侧移位时, 随移位距离增加, 各种状态下腰椎活动度和融合器的应力峰值在整体上都逐渐增加, 存在脊柱失稳趋势;
(2) 在此基础上联合双侧椎弓根钉固定, 可以获得较好的腰椎生物力学稳定性。

文题释义:

斜外侧椎间融合: 是近年来脊柱外科开展的一项微创椎间融合技术。该技术从腹膜后的腹部血管鞘和腰大肌前缘之间的生理间隙进入, 置入器械通道来处理手术节段椎间盘, 通过置入更大的融合器撑开椎间隙达到椎管和椎间孔的间接减压。

融合器移位: 术后第一次复查影像与术前相比位移超过 3 mm 即为融合器移位, 而腰椎融合后融合器移位多发生于术后 3 个月内。

摘要

背景: 斜外侧椎间融合是当前临床治疗腰椎退行性疾病的有效手段, 而术后发生融合器侧移的处理方式尚无定论, 利用有限元法进行斜外侧椎间融合后不同情况的生物力学分析成为越来越多研究者的一种选择。

目的: 运用有限元分析法评估斜外侧椎间融合后椎间融合器(cage)侧方移位对腰椎生物力学的影响, 为术后该情况的处理提供生物力学依据。

方法: 选择 1 名健康男性行腰椎 CT 扫描, 获得其扫描数据。利用 Mimics、Geomagic、Solidworks 和 Ansys workbench 软件建立 L₃-L₅ 三维有限元模型, 设定为正常对照组, 同时建立斜外侧椎间融合独立融合固定组(SA组)和斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定组(BPS组)模型。根据 cage 移位程度将 SA 组具体分为: cage 无移位模型(SA₀)、cage 右缘中点移位至 L₅ 上终板横径右 1/8 点(SA₁)、2/8 点(SA₂)、3/8 点(SA₃)、4/8 点(SA₄)。在 SA 分组基础上, 联合钉棒固定的模型分别是 BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃、BPS₄。对不同模型施加相同的加载条件, 模拟脊椎前屈、后伸、侧屈及旋转运动状态, 观察各模型不同工况下腰椎活动度以及椎间融合器和钉棒系统的应力峰值。

结果与结论: ① SA₀、SA₁、SA₂ 在不同运动状态的活动度均小于正常对照组, 而 SA₃ 在后伸以及 SA₄ 在后伸、右侧屈状态的活动度大于正常对照组; ② 在不同状态下, SA 组和 BPS 组的活动度和融合器应力峰值在整体上都随融合器侧移距离的增加而呈现上升趋势; ③ 当 cage 处于同一位置时, BPS 组在所有状态下的活动度和融合器应力峰值均小于 SA 组; ④ 在各个状态下, BPS 组的钉棒系统应力峰值为: BPS₀<BPS₁<BPS₂<BPS₃<BPS₄; ⑤ 提示当斜外侧椎间融合独立融合固定后发生融合器左侧移位时, 随移位距离增加, 各种状态下腰椎活动度和融合器的应力峰值在整体上都逐渐增加, 存在脊柱失稳趋势。在此基础上联合双侧椎弓根钉固定, 可以获得较好的腰椎生物力学稳定性。

关键词: 斜外侧椎间融合; 融合器移位; 活动度; 有限元分析; 生物力学

缩略语: 斜外侧椎间融合: oblique lateral interbody fusion, OLIF; 独立斜外侧椎间融合: OLIF Stand-alone

Biomechanical finite element analysis of lateral displacement of the cage after oblique lumbar interbody fusion

Lü Jie¹, Wang Yongfeng², Yuan Jie², Xu Zhaojian², Qin Yichuan¹, Hao Jiaqi¹

¹Second Clinical Medical College of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China; ²Department of Orthopedics, Second Hospital of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China

Lü Jie, Master candidate, Second Clinical Medical College of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China

Corresponding author: Wang Yongfeng, MD, Chief physician, Master's supervisor, Department of Orthopedics, Second Hospital of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China

Abstract

BACKGROUND: Oblique lateral interbody fusion is an effective method for the current clinical treatment of lumbar degenerative diseases. However, the treatment for postoperative lateral displacement of the cage has not been determined yet. Therefore, using finite element analysis to analyze the biomechanics

¹山西医科大学第二临床医学院, 山西省太原市 030001; ²山西医科大学第二医院骨科, 山西省太原市 030001

第一作者: 吕杰, 男, 1995 年生, 山西省天镇县人, 汉族, 山西医科大学在读硕士, 主要从事脊柱外科方向的研究。

通讯作者: 王永峰, 博士, 主任医师, 硕士生导师, 山西医科大学第二医院骨科, 山西省太原市 030001

<https://orcid.org/0000-0001-8733-3382> (吕杰)

基金资助: 山西省自然科学基金资助项目(201801D121220), 项目负责人: 王永峰

引用本文: 吕杰, 王永峰, 原杰, 徐朝健, 秦一川, 郝家齐. 腰椎斜外侧椎间融合后融合器侧方移位的生物力学有限元分析 [J].

中国组织工程研究, 2021, 25(33):5301-5306.



of different conditions after oblique lateral interbody fusion has become a choice for more and more researchers.

OBJECTIVE: To evaluate the effect of lateral displacement of cage on the lumbar biomechanics after oblique lateral interbody fusion with finite element analysis, and to provide biomechanical basis for the treatment of this condition.

METHODS: A healthy male was selected to undergo lumbar CT scanning, and the scanning data were obtained. The three-dimensional finite element model of L₃-L₅ was established by Mimics, Geomagic, SolidWorks and ANSYS Workbench software, and was set as normal control group. Oblique lateral interbody fusion Stand alone fixation group (SA) and oblique lateral interbody fusion with bilateral pedicle screws fixation group (BPS) were established. According to the degree of Cage displacement, the SA group was divided into five groups: the cage non-displaced model (SA₀), the midpoint of the right edge of the cage shifted to the right 1/8 point (SA₁), 2/8 point (SA₂), 3/8 point (SA₃), and 4/8 point (SA₄) of the transverse diameter of the upper endplate of L₅. On the basis of SA grouping, the models with bilateral pedicle screws were BPS₀, BPS₁, BPS₂, BPS₃ and BPS₄, respectively. The same loading conditions were applied to different models to simulate the flexion, extension, lateral flexion and rotation of the spine. The range of motion of the lumbar spine and the stress peak of the cage and screw-rod system were observed under different working conditions.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The range of motion of SA₀, SA₁ and SA₂ was lower than that of normal control group in different motion states, while the range of motion of SA₃ and SA₄ was greater than that of normal control group in extension and right flexion states. (2) Under different conditions, the range of motion and the peak stress of the cage in the SA group and the BPS group were increased with the increase of the lateral distance of the cage. (3) When the cage was in the same position, the activity and the peak stress of the cage in all states in the BPS group were lower than that in the SA group. (4) In each state, the peak stress of the screw and rod system in the BPS group was BPS₀ < BPS₁ < BPS₂ < BPS₃ < BPS₄. (5) It is concluded that when the left side of the cage was displaced after oblique lateral interbody fusion stand alone, the range of motion of the lumbar spine and the stress peak of the cage in various states were gradually increased with the increase of the displacement distance, showing a tendency of spinal instability. On this basis, combined with bilateral pedicle screw fixation, better biomechanical stability of the lumbar spine can be obtained.

Key words: oblique lateral interbody fusion; cage displacement; range of motion; finite element analysis; biomechanics

Funding: the Natural Science Foundation of Shanxi Province, No. 201801D121220 (to WYF)

How to cite this article: LÜ J, WANG YF, YUAN J, XU ZJ, QIN YC, HAO JQ. Biomechanical finite element analysis of lateral displacement of the cage after oblique lumbar interbody fusion. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2021;25(33):5301-5306.

0 引言 Introduction

斜外侧椎间融合 (oblique lateral interbody fusion, OLIF) 是近年来脊柱外科兴起的一种手术方式。相较于传统开放手术, OLIF 技术因其手术及住院时间短、术中失血少、术后恢复快、并发症发生率低等优点, 被广泛应用于腰椎退变性疾病中^[1-3]。特殊的入路使得 OLIF 可以放置更大的椎间融合器, 它增加了与椎体的接触面积和植骨空间, 横跨双侧椎体的骺环, 使手术节段的稳定性明显增强^[4-5]。独立斜外侧椎间融合术 (OLIF Stand-alone) 不损伤前纵韧带及脊柱后方复合体结构, 凭借椎间融合器产生的撑开-压缩原理获得术后即刻稳定性^[6]。近些年来, 一些研究者认为在适应证选择恰当的前提下, OLIF Stand-alone 技术可以获得较好的临床疗效^[6-7]。然而 OLIF Stand-alone 因缺少辅助内固定来分散应力, 使得骨性终板应力显著增高, 术后发生 cage 移位可能性增大^[8-9]。而关于 OLIF Stand-alone 术后发生 cage 不同程度侧移对腰椎生物力学的影响以及二期补充双侧椎弓根钉棒固定的效果鲜有报道。

此次研究使用有限元分析方法, 建立 L₃-L₅ 正常脊柱模型及 cage 向左侧不同程度移位的 OLIF Stand alone 模型和 OLIF 联合双侧椎弓根钉棒模型, 比较脊柱前屈、后伸、侧屈和旋转情况下各组模型的腰椎活动度及融合器和钉棒系统的应力峰值变化, 分析 cage 不同程度侧移对腰椎生物力学的影响, 为临床处理 OLIF 术后 cage 移位提供一定的生物力学参考。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 有限元分析实验。

1.2 时间及地点 于 2020 年 8 至 10 月在山西医科大学第二医院完成。

1.3 材料 选择 1 名健康成年男性志愿者, 身高 176 cm, 体质量 63 kg, 既往无脊柱疾病史及外伤史。采用山西医科大学第二医院 64 排螺旋 CT (西门子公司, 德国) 对志愿者腰椎进行连续扫描, 层厚均为 0.625 mm。

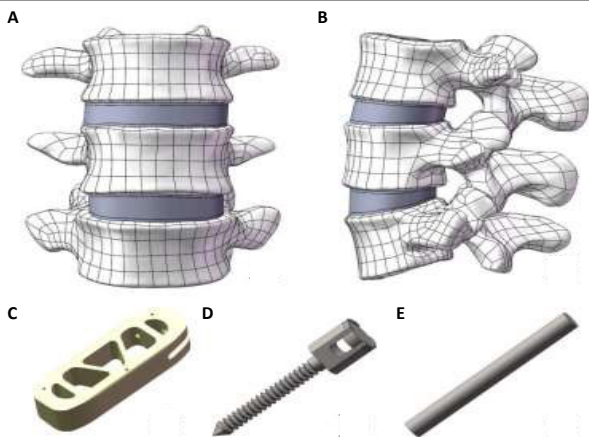
1.4 方法

1.4.1 L₃-L₅ 三维几何模型建立 将志愿者腰椎 CT 数据以

DICOM 格式导入医学图像处理软件 Mimics 17.0 (Materialise 公司, 比利时), 通过阈值分割、区域增长、手工切割的方法将 L₃-L₅ 节段椎体独立分割出来, 建立 L₃-L₅ 节段三维模型。将模型以 STL 格式导入逆向工程软件 Geomagic Wrap 2017 (Geomagic 公司, 美国) 中进行修补、光滑、打磨、降噪、构造曲面片等处理等修饰处理。以 Step 格式文件导入三维建模软件 Solidworks 2016 (达索公司, 美国) 中, 参考腰椎解剖结构重建皮质骨、松质骨、椎间盘、软骨终板和关节突软骨, 完成 L₃-L₅ 三维几何模型建立。其中皮质骨和软骨终板厚度均为 1 mm, 髓核约占椎间盘体积的 50%^[10-11], 关节突软骨与其关节面紧密贴合, 厚度根据上下关节突间距而定。将上述部分组装成完整的腰椎实体模型。

1.4.2 融合器及椎弓根钉棒几何模型的建立 此次研究 OLIF 所用 cage 为上海三友医疗器械有限公司提供, 根据其模型参数在 Solidworks 2016 软件中建立 cage 的三维几何模型, 见图 1A, B, 椎间融合器为插入式, 其长、宽、高分别为 50, 17, 12 mm, 前后不等高, 上下面成 8° 夹角, 在建模时用矩形面代替锯齿面。同样建立椎弓根钉棒模型, 其中螺钉长 50 mm, 直径 6.5 mm; 连接棒长 53 mm, 直径 5.5 mm, 见图 1C-E。

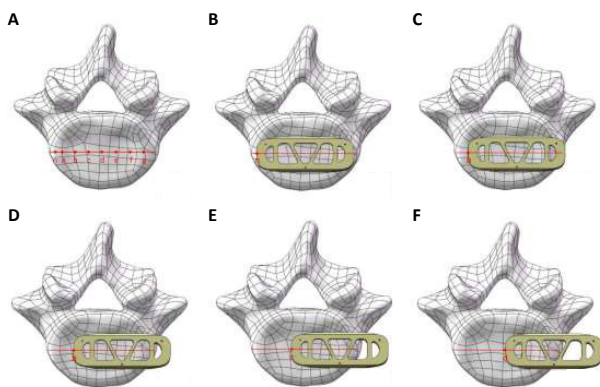
1.4.3 实验模型的建立 参照临床的 OLIF 术式建立相应手术模型, 在 Solidworks 软件中选择 L₄-L₅ 为手术节段, 去除手术区域的椎间盘和上下软骨终板, 从左侧置入融合器, 将 L₃-L₅ 三维几何模型与融合器进行装配, 当融合器处于手术理想位置时, 其右缘中点与 L₅ 上终板接触位置记为点 n, 将 L₅ 上终板横径平均分为 8 部分, 分界点由右到左分别记为 a、b、c、d、e、f、g; 融合器右缘中点记为 A, 将融合器按其长轴平行于 L₅ 上终板横径放置, 使 A 分别与 n、a、b、c、d 重叠, 得到 Stand alone 组模型, 分别为 SA₀、SA₁、SA₂、SA₃、SA₄, 见图 2。在 SA 模型基础上装配双钉棒, 建立 OLIF 联合双侧椎弓根钉棒组模型 BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃、BPS₄, 见图 3。以正常脊柱模型作为正常对照组 (M₀), 不做任何处理。



图注：图中 A、B 分别为 L₃-L₅ 三维几何模型的正视图、侧视图；C-E 为融合器及椎弓根钉棒几何模型

图 1 | 各部分的三维几何模型

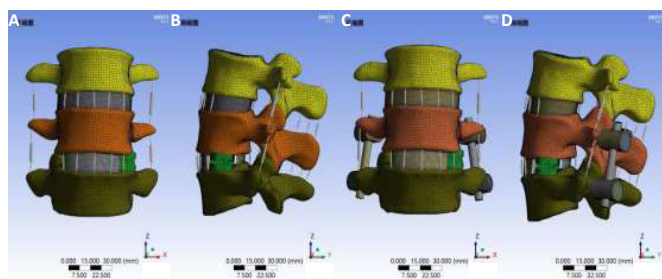
Figure 1 | Three-dimensional geometric model of each part



图注：图中 A 为 L₅ 上终板融合器移位程度示意图，B、C、D、E、F 分别为融合器右缘中点在 L₅ 上终板 n、a、b、c、d 的示意图

图 2 | 融合器移位的不同程度

Figure 2 | Different degrees of cage displacement



图注：SA 为斜外侧椎间融合独立融合固定模型，BPS 为斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定模型。根据 cage 移位程度，cage 右缘中点移位至 L₅ 上终板横径 1/8 点记为 SA₁，在 SA₁ 基础上，联合钉棒固定的模型即为 BPS₁。图中 A、B 分别为 SA₁ 的正视和侧视图，图中 C、D 分别为 BPS₁ 的正视和侧视图

图 3 | SA₁ 和 BPS₁ 的有限元模型

Figure 3 | Finite element models of SA₁ and BPS₁

1.4.4 有限元模型的建立 将创建好的 11 个实验模型导入有限元分析软件 Ansys 19.0(ANSYS 软件公司, 美国), 通过添加韧带、赋予相应的材料值、划分网格等前处理, 完成各组有限元模型的建立。11 组模型进行腰椎韧带重建, 包括前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带

和关节囊韧带, 使用仅承受拉力的 Spring 单元代替。此次实验研究的各组织结构以及置入器材的材料属性见表 1, 材料参数参考相关文献^[12-15]。

表 1 | 有限元模型材料属性

Table 1 | Material properties of the finite element model

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	12 000	0.3
松质骨	100	0.2
终板	1 000	0.2
关节软骨	24	0.4
纤维环	4.2	0.45
髓核	1	0.499
前纵韧带	7.8	0.3
后纵韧带	10	0.3
横突间韧带	10	0.3
黄韧带	15	0.3
棘间韧带	10	0.3
棘上韧带	8	0.3
关节囊韧带	7.5	0.3
钉棒	110 000	0.3
聚酯醚酮融合器	3 600	0.3

1.4.5 接触对关系、模型边界及载荷条件的设置 将所有模型中融合器和上下椎体接触面的关系定义为“bonded”，关节突关节的接触关系定义为“frictional”，摩擦系数设为 0.2。同样把螺钉与钉道、连接棒的接触关系定义为“bonded”。固定 L₅ 椎体下表面, 在 L₃ 上表面施加轴向向下 400 N 载荷 (模拟自身重力对脊柱的轴向载荷), 并不同方向施加 10 N•m 扭矩, 模拟腰椎前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转运动。

1.5 主要观察指标 根据前面描述的载荷及约束条件, 在正常对照组脊柱模型上测量腰椎的相对活动度, 所得结果与既往文献进行比较^[16-17], 对所建模型的有效性进行验证。同时观察各组有限元模型不同工况下腰椎活动度及融合器和钉棒系统的 Von Mises 峰值变化。

2 结果 Results

2.1 模型有效性验证结果 在创建的正常 L₃-L₅ 有限元模型施加上述边界条件及载荷, 进行力学计算获得模型的位移云图。应用 CAD 2014 软件 (Autodesk 公司, 美国) 测量 L_{3/4}、L_{4/5} 各个运动状态的活动度, 将测量结果与 YAMAMOTO 等^[16]、SHIM 等^[17] 报道的腰椎活动度进行对比, 见图 4, 两者趋势一致, 证明此次研究所得的 L₃-L₅ 正常腰椎有限元模型是有效可靠的。

2.2 腰椎活动度 各模型在不同运动状态下 L₄₋₅ 节段的活动度见图 5, SA₀、SA₁、SA₂ 在不同运动状态下活动度均小于正常对照组, 而 SA₃ 在后伸运动状态以及 SA₄ 在后伸和右侧屈状态下活动度大于正常对照组。在 6 种运动状态下, SA 组和 BPS 组合器左侧移位距离的增加而呈现上升趋势, 尤以前屈和右侧屈变化明显; 其中 SA₁ 与 SA₀ 相比, 在前屈运动状态下活动度的变化幅度最大, 变化为 18.2%; BPS₀ 与 BPS₁ 模型在各个运动状态下的活动度均显著小于 SA₀; 当 cage 处于同一位置时, BPS 组在 6 种运动状态下活动度均小于 SA

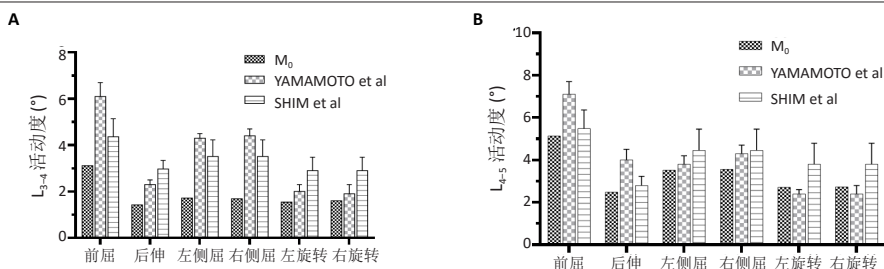
组。BPS₁与SA₁相比，活动度降幅超过49.1%；同样BPS₂与SA₂相比，活动度降低54.4%以上。

2.3 融合器应力峰值 SA组和BPS组模型在不同运动状态下融合器应力峰值见图6，SA₀、BPS₀、BPS₁在6种运动状态下以前屈时融合器应力最大，而其余手术模型在6种运动状态下以右侧屈时融合器应力最大。在前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转运动状态下，SA组和BPS组整体变化趋势一致，其融合器应力峰值均随着融合器移位距离的增加而呈现上升趋势。而SA₁与SA₀相比，在右侧屈运动状态下融合器应力峰值的变化幅度最大，变化为86.2%；BPS₁与BPS₀相比，同样以右侧屈运动状态下的变化幅度最大，该值为82.1%；在所有运动状态下，当融合器处于同一位置时，BPS组与SA组相比，融合器应力峰值均减小；其中BPS₁与SA₁相比，在右侧屈状态下下降的幅度最大，为32.7%；BPS₂与SA₂相比，在前屈状态下下降的幅度最大，为28.2%。

2.4 钉棒系统应力峰值 BPS组模型在不同运动状态下的钉棒系统应力峰值见图7，在各个运动状态下，BPS组的钉棒系统应力峰值：BPS₀<BPS₁<BPS₂<BPS₃<BPS₄。另外，BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃在前屈时的钉棒系统应力峰值最大，而BPS₄在右侧屈时的钉棒系统应力峰值最大，为398.85 MPa。BPS₁与BPS₀相比，以左旋转运动状态下的变化幅度最大，该值为12.6%。

3 讨论 Discussion

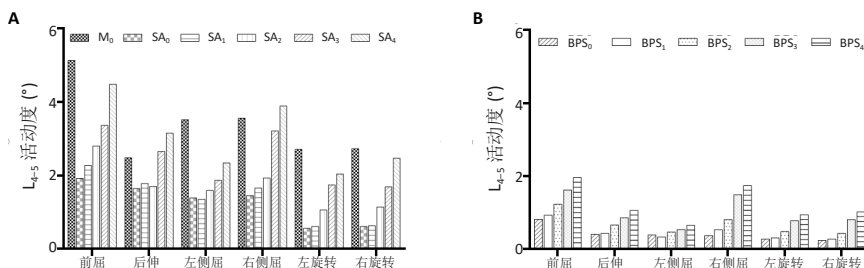
众所周知，腰椎椎间融合术是治疗腰椎退行性疾病的有效手段，由于传统后路融合术存在创伤大、干扰脊髓及神经根、医源性肌肉损伤等难以避免的并发症^[18-20]，微创脊柱手术逐渐发展应用，其中斜外侧椎间融合术引起脊柱外科的广泛关注，其主要是通过宽大的椎间融合器改善腰椎矢状面及冠状面失衡^[21]，扩大椎间孔及椎管的面积来获得间接减压，在治疗腰椎退变性疾病中取得了一定的临床疗效。OLIF stand alone 术式创伤小，可提供足够的脊椎结构完整性，



图注：图中A、B分别为正常脊柱模型(M₀)L_{4/5}、L_{4/5}的活动度与YAMAMOTO等^[16]、SHIM等^[17]研究数据的比较

图4 | 完整模型与其他实验的腰椎活动度比较

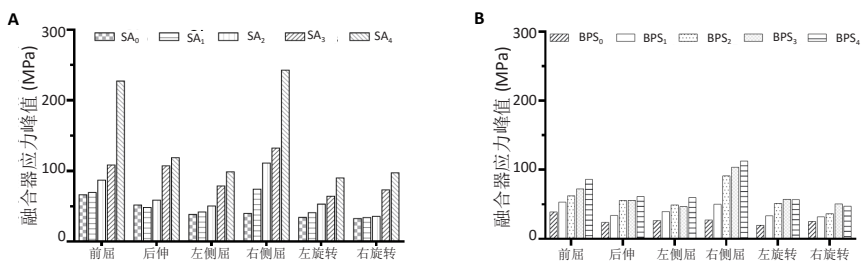
Figure 4 | Comparison of range of motion between the complete model and other experiments



图注：SA为斜外侧椎间融合独立融合固定模型，BPS为斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定模型。根据cage移位程度将SA组具体分为：cage无移位模型(SA₀)、cage右缘中点移位至L₅上终板横径右1/8点(SA₁)、2/8点(SA₂)、3/8点(SA₃)、4/8点(SA₄)；在SA分组基础上，联合钉棒固定的模型分别是BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃、BPS₄。图中A为正常对照组(M₀)和SA组模型在不同运动状态下的L₄₋₅活动度；图中B为BPS组模型在不同运动状态下的L₄₋₅活动度

图5 | 各组模型的腰椎活动度

Figure 5 | Lumbar range of motion in each group



图注：SA为斜外侧椎间融合独立融合固定模型，BPS为斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定模型。根据cage移位程度将SA组具体分为：cage无移位模型(SA₀)、cage右缘中点移位至L₅上终板横径右1/8点(SA₁)、2/8点(SA₂)、3/8点(SA₃)、4/8点(SA₄)；在SA分组基础上，联合钉棒固定的模型分别是BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃、BPS₄。图中A、B分别为SA组和BPS组模型在不同运动状态下融合器应力峰值

图6 | 各组模型的融合器应力峰值

Figure 6 | Stress peak of the cage in each group of models

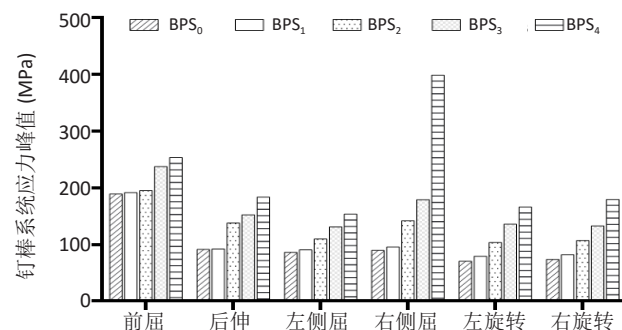


图7 | 斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定组钉棒系统应力峰值

Figure 7 | Stress peak of the screw and rod system in oblique lateral interbody fusion with bilateral pedicle screws fixation group

图注：图中为斜外侧椎间融合联合双侧椎弓根钉棒固定(BPS)组模型在不同运动状态下的钉棒系统应力峰值。BPS₀为cage无移位；BPS₁、BPS₂、BPS₃、BPS₄分别为cage右缘中点移位至L₅上终板横径右1/8点、2/8点、3/8点及4/8点

避免钉棒固定导致的椎旁肌肉受损、手术部位疼痛以及邻近节段退变^[22-23]。然而对于骨质质量差、手术节段不稳或术中不慎损伤终板的患者, OLIF Stand alone 术后可能会出现融合器移位等并发症^[9, 20]。尽管 FUJIBAYASHI 等^[24]报道斜外侧椎间融合术发生融合器移位的概率为 0.3%, 然而这一问题仍不能被忽视。因此, 此次研究采用 L₄-L₅ 节段作为手术节段, 分析 OLIF Stand alone 术后 cage 不同程度侧移对腰椎生物力学的影响以及联合双侧椎弓根钉棒固定的效果。

从有限元分析结果可以得知, OLIF Stand alone(SA₀) 在前屈后伸及侧屈状态下, 活动度均小于正常对照组, 这与人研究结论一致^[25-27]; 同样在旋转状态下, SA₀ 的活动度小于正常对照组, 这与 REIS 等^[12]报道的数据类似。说明该术式保留关节突关节在内的脊柱后方结构, 其可以提供足够的刚度, 在各运动状态下限制手术节段的活动度, 从而维持脊柱整体稳定性; 同样 SA₁ 和 SA₂ 在 6 种运动状态下的活动度均小于正常对照组。故作者认为 OLIF Stand alone 融合器右缘中点移位至 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 手术模型的稳定性尚可, 从而可以进一步推断在 OLIF Stand alone 术后临床随访过程中, 发现类似病例可考虑继续定期复查, 无需立即进行手术干预。这与 TOWERS 等^[28]报道的病例结果类似, 其患者行 L_{2/3} 和 L_{3/4} 双节段独立 LLIF, 术后 3 个月复查发现 L_{2/3} 处的融合器侧移约 25%, 鉴于无临床症状, 建议观察保守治疗, 1 年后的随访影像结果显示完全融合, 因此 TOWERS 等^[28]提出对于无症状的融合器侧移患者可以保守治疗, 无需进行翻修手术。而此次研究中 SA₃ 在后伸以及 SA₄ 在后伸和右侧屈状态的活动度均大于正常对照组, 这一现象表明, 该术式融合器右缘中点移位超过 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 脊椎存在失稳趋势, 作者认为及时手术干预是必要的。在 6 种运动状态下, SA 组和 BPS 组的活动度整体上均随融合器向左侧移位距离的增加而呈现上升趋势, 尤以前屈和右侧屈变化明显, 这可能与融合器侧移距离增加, 导致融合器和终板的接触面积减小, 椎间整体力学特性改变、椎间隙不平衡相关; 当融合器处于同一位置时, BPS 组在 6 种运动状态下活动度均小于 SA 组, 这一结果体现了 OLIF 联合双侧椎弓钉棒系统的重要性, 即可以为腰椎活动提供足够的刚度, 维持整体稳定。

此次研究中, 在前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转运动状态下, SA 组和 BPS 组融合器应力峰值整体变化趋势一致, 均随着融合器移位距离的增加而呈现上升趋势。同时从既往文献中获知, 聚醚醚酮融合器的压缩屈服强度为 118 MPa, 拉伸屈服强度为 96.9 MPa^[29], 因此 SA₀、SA₁、BPS₀、BPS₁ 和 BPS₂ 在不同运动状态下融合器的应力峰值均小于其屈服强度。当术后融合器右缘中点移位至 L₅ 上终板横径右 1/8 点时, 融合器没有出现明显应力集中, 提示在 OLIF Stand alone 术后轻度的融合器侧移是可以被接受的。而 SA₂ 融合器应力峰值 > 聚醚醚酮融合器屈服强度 > BPS₂ 融合器应力峰值, 这一情况表明该术式融合器移位至 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 不

干预融合器的同时使用后路双侧椎弓根钉棒固定是可行的, 钉棒内固定可以分担融合器应力并避免应力集中。SA₃、SA₄、BPS₃ 和 BPS₄ 在一定运动状态下融合器应力峰值大于其屈服强度, 这表明当融合器右缘中点移位超过 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 应力过于集中, 可能导致融合器形变和终板塌陷的发生。因此作者建议视情况敲入或更换合适融合器, 并联合后路双侧椎弓钉棒固定, 可作为上述情况的一种治疗手段, 正如 DAFFNER 等^[30]报道的病例, 患者在 L₃₋₄ 节段行极外侧椎间融合辅以后路椎弓根固定术后 1 个月出现腿痛症状, 其影像学检查示融合器侧移 50%, 更换更大的融合器并联合侧板固定之后症状缓解。

由此次研究可知, BPS₀、BPS₁、BPS₂、BPS₃ 在前屈时钉棒系统应力峰值最大, 而 BPS₄ 在 6 种运动状态下以右侧屈的钉棒系统应力峰值为最大, 这一现象表明当斜外侧椎间融合术发生融合器侧方移位时, 早期钉棒系统的应力峰值在前屈状态下增加的幅度最大; 随着位移程度的增大, 后期在右侧屈状态下增加的幅度最大, 提示患者术后早期应减少前屈和侧弯的活动量, 避免发生融合器侧移和断钉。

有限元分析法应用于脊柱生物力学研究具有诸多优势, 但该模型目前无法建立包括椎旁肌肉在内的全腰椎模型, 肌肉及周围软组织对脊柱生物力学的作用没有被评估。其次, 不同的骨密度程度可能会有不同的结果, 此次研究没有评估骨质疏松和骨量减少时所产生的影响。并且, 腰椎的模型因人而异, 该模型不能反映退变程度等生物变异性。

总体来说, 当 OLIF Stand alone 融合器右缘中点侧移至 L₅ 上终板横径右 1/8 点时, 模型的腰椎活动度小于正常对照组, 同时其腰椎活动度和融合器应力峰值与 SA₀ 相近, 该模型相对稳定, 可考虑不进行手术干预。而当融合器右缘中点侧移至 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 腰椎活动度小于正常对照组, BPS₂ 融合器应力峰值小于聚醚醚酮融合器屈服强度, 考虑在不处理融合器的同时使用后路双侧椎弓根钉棒固定, 即可避免应力集中。当融合器右缘中点侧移超过 L₅ 上终板横径右 1/4 点时, 模型出现一定程度腰椎失稳和融合器应力集中, 此时考虑对融合器进行干预, 并联合后路双侧椎弓钉棒固定。值得注意的是, 此次研究与其他有限元分析方法一样, 需要结合体外生物力学实验和动物实验结果综合分析, 故计算结果仅能作为该手术模型的生物力学参考, 在今后的临床应用中仍需结合其他相关影响因素综合考量。

综上所述, 当 OLIF Stand alone 术后发生融合器左侧移位时, 在不同运动状态下, 腰椎活动度和融合器的应力峰值整体上均随着移位距离的增加而逐渐增大, 以前屈和右侧屈变化最为显著, 存在脊柱失稳的趋势。在此基础上联合双侧椎弓根钉固定, 可以获得较好的腰椎生物力学稳定性。

致谢: 感谢苏雅婷同学在成文过程中给予的鼓励与支持; 感谢参与实验设计, 数据收集、分析过程中各位老师、同学们的帮助。

作者贡献: 吕杰负责实验的构思、仿真评估以及论文撰写, 原杰、秦一川、郝家齐负责有限元模型的构建, 徐朝健、王永峰负责审核论文。

经费支持: 该文章接受了“山西省自然科学基金资助项目(201801D121220)”的基金资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程, 不存在利益冲突。

机构伦理问题: 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和山西医科大学第二医院对研究的相关伦理要求(医院伦理批件号: 2020YX 第128号, 审批时间: 2020-11-24)。

知情同意问题: 志愿者自愿参加实验, 对实验过程完全知情同意, 并签署了“知情同意书”。

写作指南: 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] SILVESTRE C, MAC-THIONG JM, HILMI R, et al. Complications and Morbidities of Mini-open Anterior Retroperitoneal Lumbar Interbody Fusion: Oblique Lumbar Interbody Fusion in 179 Patients. *Asian Spine J.* 2012;6(2):89-97.
- [2] MEHREN C, MAYER HM, ZANDANELL C, et al. The Oblique Anterolateral Approach to the Lumbar Spine Provides Access to the Lumbar Spine With Few Early Complications. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(9):2020-2027.
- [3] ABBASI A, KHAGHANY K, ORANDI V, et al. Clinical and Radiological Outcomes of Oblique Lateral Lumbar Interbody Fusion. *Cureus.* 2019; 11(2):e4029.
- [4] KRAIWATTANAPONG C, ARNUNTASUPAKUL V, KANTAWAN R, et al. Malposition of Cage in Minimally Invasive Oblique Lumbar Interbody Fusion. *Case Rep Orthop.* 2018;2018:9142074.
- [5] CHUNG NS, LEE HD, JEON CH. Accuracy of the lateral cage placement under intraoperative C-arm fluoroscopy in oblique lateral interbody fusion. *J Orthop Sci.* 2018;23(6):918-922.
- [6] 郑召民, 王建儒. 开展侧方入路腰椎间融合术应思考的几个问题[J]. *中国脊柱脊髓杂志.* 2018,28(5):385-388.
- [7] LIU J, DING W, YANG D, et al. Modic Changes (MCs) Associated with Endplate Sclerosis Can Prevent Cage Subsidence in Oblique Lumbar Interbody Fusion (OLIF) Stand-Alone. *World Neurosurg.* 2020;138: e160-e168.
- [8] LIU X, MA J, PARK P, et al. Biomechanical comparison of multilevel lateral interbody fusion with and without supplementary instrumentation: a three-dimensional finite element study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18(1):63.
- [9] ZENG ZY, XU ZW, HE DW, et al. Complications and Prevention Strategies of Oblique Lateral Interbody Fusion Technique. *Orthop Surg.* 2018; 10(2):98-106.
- [10] LU T, LU Y. Comparison of Biomechanical Performance Among Posterolateral Fusion and Transforaminal, Extreme, and Oblique Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg.* 2019;129:e890-e899.
- [11] XU H, JU W, XU N, et al. Biomechanical comparison of transforaminal lumbar interbody fusion with 1 or 2 cages by finite-element analysis. *Neurosurgery.* 2013;73(2 Suppl Operative):s198-s205,s205.
- [12] REIS MT, REYES PM, ALTUN I, et al. Biomechanical evaluation of lateral lumbar interbody fusion with secondary augmentation. *J Neurosurg Spine.* 2016;25(6):720-726.
- [13] LV QB, GAO X, PAN XX, et al. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: A finite element study. *J Orthop Translat.* 2018;15:50-58.
- [14] NATARAJAN RN, WATANABE K, HASEGAWA K. Biomechanical Analysis of a Long-Segment Fusion in a Lumbar Spine-A Finite Element Model Study. *J Biomech Eng.* 2018;140(9).doi:10.1115/1.4039989.
- [15] LI QY, KIM HJ, SON J, et al. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine- Validated finite element analysis. *Comput Biol Med.* 2017;89:512-519.
- [16] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila Pa 1976).* 1989;14(11):1256-1260.
- [17] SHIM CS, PARK SW, LEE SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008; 33(22):E820-E827.
- [18] WANG HW, HU YC, WU ZY, et al. Minimally Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion and Unilateral Fixation for Degenerative Lumbar Disease. *Orthop Surg.* 2017;9(3):277-283.
- [19] JIN C, JAISWAL MS, JEUN SS, et al. Outcomes of oblique lateral interbody fusion for degenerative lumbar disease in patients under or over 65 years of age. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):38.
- [20] OHTORI S, ORITA S, YAMAUCHI K, et al. Mini-Open Anterior Retroperitoneal Lumbar Interbody Fusion: Oblique Lateral Interbody Fusion for Lumbar Spinal Degeneration Disease. *Yonsei Med J.* 2015; 56(4):1051-1059.
- [21] OHTORI S, MANNOJI C, ORITA S, et al. Mini-Open Anterior Retroperitoneal Lumbar Interbody Fusion: Oblique Lateral Interbody Fusion for Degenerated Lumbar Spinal Kyphoscoliosis. *Asian Spine J.* 2015;9(4):565-572.
- [22] HE W, HE D, SUN Y, et al. Quantitative analysis of paraspinous muscle atrophy after oblique lateral interbody fusion alone vs. combined with percutaneous pedicle screw fixation in patients with spondylolisthesis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020;21(1):30.
- [23] KRETZER RM, MOLINA C, HU N, et al. A Comparative Biomechanical Analysis of Stand Alone Versus Facet Screw and Pedicle Screw Augmented Lateral Interbody Arthrodesis: An In Vitro Human Cadaveric Model. *Clin Spine Surg.* 2016;29(7):E336-E343.
- [24] FUJIBAYASHI S, KAWAKAMI N, ASAZUMA T, et al. Complications Associated With Lateral Interbody Fusion: Nationwide Survey of 2998 Cases During the First 2 Years of Its Use in Japan. *Spine (Phila Pa 1976).* 2017;42(19):1478-1484.
- [25] GODZIK J, MARTINEZ-DEL-CAMPO E, NEWCOMB A, et al. Biomechanical Stability Afforded by Unilateral Versus Bilateral Pedicle Screw Fixation with and without Interbody Support Using Lateral Lumbar Interbody Fusion. *World Neurosurg.* 2018;113:e439-e445.
- [26] DOULGERIS JJ, AGHAYEV K, GONZALEZ-BLOHM SA, et al. Biomechanical comparison of an interspinous fusion device and bilateral pedicle screw system as additional fixation for lateral lumbar interbody fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(2):205-210.
- [27] FOGEL GR, PARIKH RD, RYU SI, et al. Biomechanics of lateral lumbar interbody fusion constructs with lateral and posterior plate fixation: laboratory investigation. *J Neurosurg Spine.* 2014;20(3):291-297.
- [28] TOWERS WS, KURTOM KH. Stand-alone LLIF Lateral Cage Migration: A Case Report. *Cureus.* 2015;7(10):e347.
- [29] CHEN JF, LEE ST. The polymethyl methacrylate cervical cage for treatment of cervical disk disease Part III. Biomechanical properties. *Surg Neurol.* 2006;66(4):367-370,370.
- [30] DAFFNER SD, WANG JC. Migrated XLIF cage: case report and discussion of surgical technique. *Orthopedics.* 2010;33(7):518.

(责任编辑: GD, ZN, ZH)