

文章编号: 1004-7220(2023)01-0052-07

斜外侧椎间融合结合不同内固定方式治疗退变性腰椎侧凸的有限元分析

杨树龙^{1,2}, 马荣³, 王志强¹, 梁思敏³, 陈振³, 刘晓印³, 张建群³, 戈朝晖³

(1. 宁夏医科大学 临床医学院, 银川 750004; 2. 乌海市人民医院 骨科, 内蒙古 乌海 016000;

3. 宁夏医科大学总医院 骨科, 银川 750004)

摘要:目的 运用三维有限元分析法验证斜外侧椎间融合(oblique lateral interbody fusion, OLIF)辅助不同内固定方式治疗退变性腰椎侧凸(degenerative lumbar scoliosis, DLS)的生物力学稳定性。方法 建立L1~S1三维有限元DLS模型(模型1),模拟L2~5连续三节段OLIF手术及其结合不同内固定方式,分别建立单纯OLIF(stand-alone OLIF)模型(模型2)、椎体钉棒固定模型(模型3)、单边椎弓根螺钉固定模型(模型4)和双边椎弓根螺钉固定模型(模型5)。在直立、前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转工况下,记录并分析各模型融合节段活动度(range of motion, ROM)、融合器及内固定的应力及其分布情况。结果 6种运动工况下,模型2~5融合节段整体ROM均小于模型1;与模型1相比,模型3、4的ROM降幅大于模型2、小于模型5;前屈和后伸工况下,模型4与模型5的ROM降幅相仿;左右侧弯工况下,模型3与模型5的ROM降幅相仿。在所有运动工况下,模型3、4融合器应力峰值大于模型5、小于模型2;其中,模型3的L2~3、L3~4、L4~5融合器应力峰值在左侧弯工况下较模型5增幅分别为5.52%、10.96%、7.99%,而模型4的L2~3、L3~4、L4~5融合器应力峰值在前屈工况下增幅分别为8.70%、7.00%、6.99%。在所有运动工况下,模型5的钉棒应力峰值均小于模型3、4,且在直立状态下模型3~5钉棒应力峰值最小。结论 OLIF附加单边椎弓根钉棒固定以及侧方椎体钉棒固定的两种辅助固定方式均能够提供手术节段的生物力学稳定。研究结果为临床应用OLIF技术治疗DLS提供一定参考。

关键词: 斜外侧椎间融合; 退变性腰椎侧凸; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.007

Biomechanical Evaluation of Oblique Lateral Interbody Fusion Combined with Different Internal Fixation Methods for Treating Degenerative Lumbar Scoliosis: A Finite Element Analysis

YANG Shulong^{1,2}, MA Rong³, WANG Zhiqiang¹, LIANG Simin³, CHEN Zhen³,
LIU Xiaoyin³, ZHANG Jianqun³, GE Zhaohui³

(1. College of Clinical Medicine, Ningxia Medical University, Yinchuan 750004, China; 2. Department of Orthopaedic Surgery, Wuhai People's Hospital, Wuhai 016000, Inner Mongolia, China; 3. Department of Orthopaedic Surgery, General Hospital of Ningxia Medical University, Yinchuan 750004, China)

Abstract: Objective To verify the biomechanical stability of oblique lateral interbody fusion (OLIF) combined

收稿日期: 2022-01-03; 修回日期: 2022-03-06

基金项目: 2020年宁夏重点研发计划项目(2020BEG03034)

通信作者: 戈朝晖, 主任医师, 博士生导师, E-mail: myovid@126.com

with different fixation methods for treating degenerative lumbar scoliosis (DLS) by three-dimensional (3D) finite element analysis. **Methods** The L1-S1 3D finite element DLS model (Model 1) was established, and then the OLIF (L2-5) at 3 contiguous levels of fusion and its combination with different internal fixation methods were simulated, namely, stand-alone OLIF model (Model 2), vertebral screw fixation model (Model 3), unilateral pedicle screw fixation model (Model 4) and bilateral pedicle screw fixation model (Model 5) were established, respectively. Under upright, flexion, extension, lateral bending and axial rotation states, range of motion (ROM) of fusion segments, as well as cage stress, internal fixation stress, and stress distribution were recorded and analyzed. **Results** Under six motion states, the overall ROM of fusion segments in Models 2-5 was smaller than that of Model 1. Compared with Model 1, the overall ROM reduction of Model 3 and Model 4 was larger than that of Model 2 and smaller than that of Model 5. Under flexion and extension, the overall ROM reduction of Model 4 and Model 5 was basically equal. Under left and right lateral bending, the overall ROM reduction of Model 3 and Model 5 was basically equal. Under all motion states, the peak stress of Model 3 and Model 4 fusion cage was larger than that of Model 5 and smaller than that of Model 2. The peak stresses of L2-3, L3-4 and L4-5 fusion cages in Model 3 increased by 5.52%, 10.96% and 7.99% respectively compared with Model 5 under left lateral bending, and the peak stresses of L2-3, L3-4 and L4-5 fusion cages in Model 4 increased by 8.70%, 7.00% and 6.99% respectively under flexion. Under all motion states, the peak stress of screw rod in Model 5 was smaller than that of Model 3 and Model 4, and the peak stresses of screw rod in Models 3-5 were the smallest in upright state. **Conclusions** The OLIF with unilateral pedicle screw fixation or vertebral screw fixation can provide favorable biomechanical stability of the fusion segment. The results provide some references for clinical application of OLIF technology in the treatment of DLS.

Key words: oblique lumbar interbody fusion (OLIF); degenerative lumbar scoliosis (DLS); finite element analysis

退行性腰椎侧凸 (degenerative lumbar scoliosis, DLS) 是较为常见的腰椎退变性疾病, 发病率为 7.5%, 约 90% 患者以腰背部疼痛为首发症状, 且约 86% 患者合并腰椎管狭窄症状, 需要手术干预^[1-3]。由于 DLS 的顶椎多位于 L2~3 或 L3~4 椎间隙且常累及 3~5 个腰椎节段, 故就治疗而言, 应用斜外侧腰椎椎间融合 (oblique lumbar interbody fusion, OLIF) 技术具有相对微创的解剖入路优势, 且治疗 DLS 的临床疗效优良^[4-5]。由于 DLS 多见于中老年患者, 手术节段通常需要两个以上节段的间接减压与融合固定。考虑到固定的稳定性, 目前临床基本上均采用 OLIF 附加双边椎弓根螺钉固定 (bilateral pedicle screw fixation, BPSF) 的手术方式, 而且多数为两期手术完成。尽管 BPSF 是脊柱内固定稳定性的金标准, 但双侧椎旁肌剥离或者双侧经皮操作对椎旁肌的损伤以及双侧置钉所增加的出血、风险及花费等仍不可避免^[6]。无论是生物力学测试还是临床结果, 均显示辅助单边椎弓根螺钉内固定 (unilateral pedicle screw fixation, UPSF) 腰椎退变性疾病的经椎间孔融合术 (transforaminal lumbar

interbody fusion, TLIF) 可达到与 BPSF 相近的结果^[7-8]。由于 OLIF 为侧方间接减压与融合, 保留腰椎后柱结构, 且使用的融合器为横跨双侧骶环, 其终板接触面积及植骨窗均远大于 TLIF 融合器, 故理论上 OLIF 应具有更好的界面固定稳定性。本文认为, 在 OLIF 基础上辅助 UPSF 或侧方椎体钉棒固定的附加固定方式, 有可能会提供较好的力学稳定性, 所带来的微创、手术时间缩短、风险与花费降低等获益考量值得进一步研究。目前, 针对 DLS 的生物力学研究还鲜有报道。本文通过建立 DLS 模型, 应用三维有限元法评估 3 种不同附加固定方式 (OLIF 附加 UPSF、椎体钉棒固定、BPSF) 的力学稳定性, 为临床 DLS 的治疗提供参考。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选择 1 名 63 岁 DLS 女性患者 (身高 162 cm, 体重 62 kg, 骨密度 -2.1 SD, L2~5 侧凸 Cobb 角 30.8°, L4 侧方滑移 3.7 mm), 采用宝石能谱 64 排 CT (GE 公司, 美国) 对脊柱以层厚 0.625 mm

连续扫描,共采集获取 T12~S1 节段 CT 断层图像 348 张,分辨率为 512×512 ,以 DICOM 格式储存。

1.2 DLS 几何模型建立

将原始 CT 图像导入 Mimics 20.0 软件,采用专门的阈值设置工具选取并优化阈值范围,初步提取骨组织蒙版;通过编辑蒙版功能对 T12~S1 椎骨进行蒙版编辑。对提取的骨蒙版分别进行 Calculate Part 操作,得到腰椎计算机辅助设计 (computer-aided design, CAD) 曲面片模型,以 STL 格式保存导出。然后,通过 Geomagic Studio 12 软件对 Mimics 建立的腰椎骨 CAD 曲面片进行三维重构。使用编辑蒙版的删除和绘制功能,逐层画出椎间盘;再通过布尔操作椎间盘蒙版减去相邻的椎体蒙版,利用 3D Calculation 对椎间盘蒙版进行重建,得到椎间盘 CAD 曲面模型。将 Geomagic Studio 软件生成的几何模型,以 IGES 格式文件导入 SolidWorks 2016 软件中,在零件界面使用特征/曲面等模块构建皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、终板、关节软骨的模型,其中皮质骨及终板厚度均为 1 mm ^[9];髓核面积占椎间盘总面积约 40%。最后,将各模型在 SolidWorks 2016 软件中进行装配。

1.3 椎弓根钉棒及融合器几何模型建立

选用两种型号的 Clydesdale 融合器,长、宽、高

分别为 50、18、8 mm 和 50、18、10 mm。采用 3D 扫描仪获取融合器的点云数据,导入 Geomagic Studio 12 中;建立融合器的三维实体模型。椎弓根螺钉系统为 UPASS 多轴向椎弓根螺钉系统,根据其所测的外形尺寸在 SolidWorks 2016 软件中重建椎弓根螺钉模型,螺钉不保留螺纹;后方、侧方椎弓根螺钉长度分别为 45.0、50.0 mm,直径均为 6.5 mm。棒直径为 5.5 mm。在装配模型中完成椎弓根螺钉装配后,使用 3D 曲线画出棒中轴线后,使用扫描命令建立棒模型。

1.4 实验模型建立

选取 L1~S1 完整 DLS 模型(模型 1),使用 SolidWorks 2016 模拟 OLIF 手术操作,将 L2~3、L3~4、L4~5 椎间盘的部分纤维环和髓核去除,按照 OLIF 植入的常规手术方法分别植入高度为 8、8、10 mm 椎间融合器,与腰椎模型组装在一起,重建剩余椎间盘和关节突软骨,建立单纯 OLIF (stand-alone OLIF) 模型(模型 2)。然后植入螺钉,最后重建棒,分别构建 3 个 OLIF 结合常规内固定的手术模型,分别为椎体钉棒固定模型(模型 3)、UPSF 模型(模型 4)和 BPSF 模型(模型 5)。侧方椎弓根螺钉是双皮质固定,应穿透椎体对侧骨皮质,且与终板平行。椎弓根钉固定,按照常规手术法植入螺钉。5 种模型如图 1 所示。

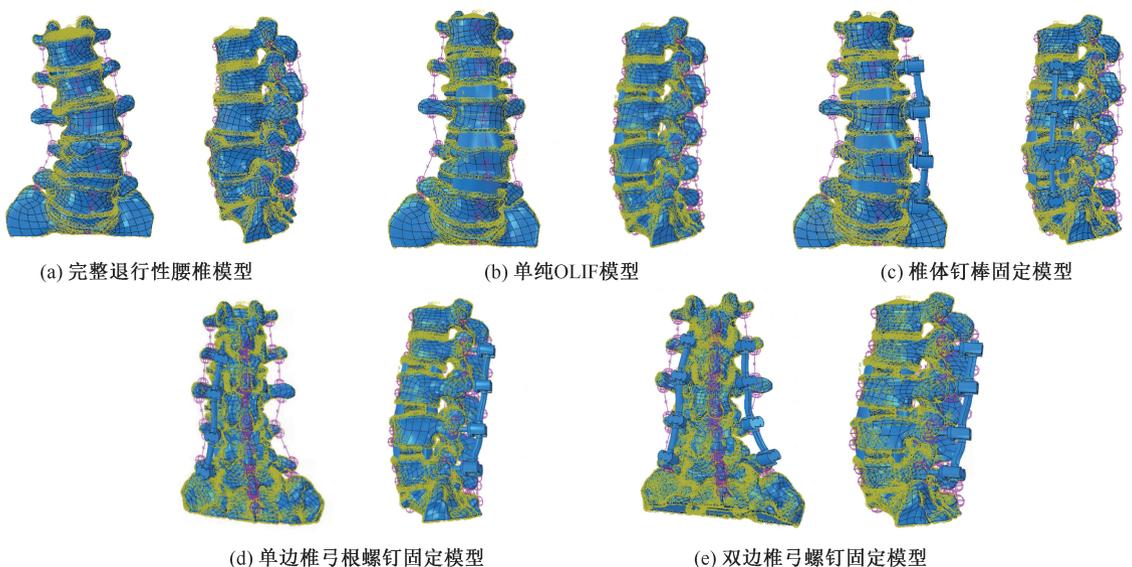


图 1 完整 DLS 模型和 OLIF 及其结合不同内固定模型

Fig. 1 Intact DIS model and OLIF models with different internal fixation (a) Intact DLS model, (b) Stand-alone OLIF model, (c) Vertebral screw fixation model, (d) UPSF model, (e) BPSF model

1.5 材料属性赋值

在 ABAQUS 中进行材料属性赋值,具体退变腰椎及内置物材料属性参数参考文献[10-12]中各组织的材料类型及其弹性模量和泊松比。椎间盘的材料属性根据患者腰椎磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)数据来判别 T12~S1 髓核的退变情况,赋予 L2~3、L3~4、L4~5 椎间盘为退变椎间盘参数^[13],其余椎间盘为正常椎间盘参数^[14]。

1.6 有限元网格划分

椎体皮质骨、关节面和椎间盘采用 2 次四面体单元(C3D10)进行网格划分。椎体松质骨种子点间距放大到 1.8 mm 且采用 C3D4 实体单元;正常髓核部分因其为近似不可压缩材料(泊松比大于 0.475)采用 C3D10H 杂交单元。皮质骨网格密度为 1.2 mm,松质骨网格密度为 2 mm;椎间盘网格密度为 1 mm。各韧带采用两节点非线性弹簧单元。棒为规则体,划分六面体网格,采用 C3D8R 实体单元。融合器和螺钉采用 C3D10 进行网格划分。

1.7 接触对设定、边界条件假定与载荷施加

髓核与纤维环、松质骨与皮质骨、椎间盘与终板、融合器与终板和椎弓螺钉与棒表面使用绑定约束。小关节之间为相互接触,忽略接触摩擦,只考虑相对位置变化时的阻挡。椎弓根螺钉与皮质骨和松质骨接触面为面面接触小滑移,摩擦因数为 0.2。椎骨与上方参考点(选取终板质心上方约 5 mm 处)之间的约束定义为耦合约束。

约束 5 个模型 S1 下表面的所有自由度,施加载荷在 L1 终板上表面。设定轴向压缩预载荷为 400 N(模拟人体上半身重力),施加 10 N·m 扭转力矩,模拟直立以及弯曲、伸展、左右侧弯和左右轴向旋转活动。

1.8 模型有效性验证

提取 L1~S1 节段与文献[10,15]的实验结果进行比较。边界条件和加载方式如下:约束 S1 下表面的所有自由度,在 L1 上表面加载 450 N 垂直压缩力模拟直立;施加 10 N·m 扭矩模拟腰椎屈伸、左右侧弯和左右旋转活动。计算 L1 椎体相对 S1 的活动度(range of motion, ROM),并将实验结果与文献[10,15]的结果进行比较。

1.9 观测指标

记录、分析并比较各模型在直立和 6 种运动工

况下融合节段的整体 ROM、融合器和椎弓根钉棒的应力及其分布状况。为了更直观比较各模型测试结果,以参考模型的结果为基准,结果变化程度表示为:

$$\frac{(\text{其他模型测量结果}-\text{参考模型测量结果})}{\text{参考模型测量结果}} \times 100\%$$

2 结果

2.1 模型有效性验证结果

L1~S1 节段在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转及右旋转 6 种运动工况下 ROM 分别为 38.67°、25.32°、26.13°、28.21°、25.38° 和 27.35°。在前屈工况下,本模型 ROM 小于文献[15],大于文献[10];在后伸和左旋转工况下,本模型 ROM 小于文献[10],大于文献[15];在左侧弯工况下,本模型 ROM 小于文献[10,15];在右侧弯工况下,本模型 ROM 大于文献[10];在右旋转工况下,本模型 ROM 小于文献[10]。

2.2 L2~5 节段 ROM

L2~5 节段 ROM 即融合节段整体 ROM,是 L2~5 节段 3 个椎间隙 ROM 之和。除直立外在 6 种运动工况下,4 种手术模型融合节段整体 ROM 比模型 1 小。与模型 1 相比,模型 2~5 的 ROM 降幅分别为 16.37%~40.84%、53.21%~81.01%、56.42%~85.73%、81.45%~88.23%。在前屈工况下,模型 4、5 的 ROM 降幅基本接近,分别为 85.73%、88.23%;在后伸工况下,模型 4、5 的 ROM 降幅基本接近,分别为 81.86% 和 85.95%;在左侧弯工况下,模型 3、5 的 ROM 降幅基本接近,分别为 81.01% 和 83.78%,在右侧弯工况下,模型 3、5 的 ROM 降幅基本接近,分别为 75.26% 和 81.45%。在左旋转工况下,模型 3、4 的 ROM 降幅分别为 71.51% 和 71.70%;在右旋转工况下,模型 3、4 的 ROM 降幅分别为 71.58% 和 74.77%(见图 2)。

2.3 融合器应力

模型 2 在前屈和右侧弯工况下 L3~4 融合器应力峰值分别为 65.56、70.37 MPa,超过健康成人皮质骨的屈服应力(60 MPa)^[16]。在所有运动工况下,模型 2 融合器应力峰值最大,模型 5 最小;且在直立工况下,4 种手术模型椎间融合器应力峰值最小。模型 4 的 L3~4 融合器应力峰值在直立工况下

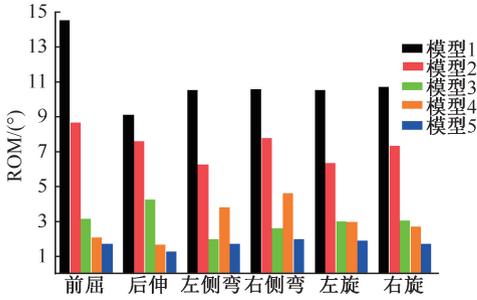


图2 各模型在不同运动工况下L2~5椎间活动度
Fig. 2 ROM of L2-5 for each model under different motions

较模型5增加6.57%。在前屈工况下,模型4的L2~3、L3~4、L4~5融合器应力峰值较模型5分别增加8.70%、7.00%、6.99%。在后伸工况下,模

表1 不同运动工况各模型不同节段融合器 von Mises 应力峰值

Tab. 1 Peak von Mises stress of fusion cages in different segments for each model under different motions

单位:MPa

运动 工况	模型2			模型3			模型4			模型5		
	L2~3	L3~4	L4~5									
直立	37.23	35.23	30.24	28.57	29.35	20.39	24.63	27.41	24.34	19.24	25.72	15.01
前屈	55.38	65.56	50.28	49.26	52.39	40.29	38.47	43.42	33.37	35.39	40.58	31.19
后伸	52.79	57.67	45.26	37.35	44.75	35.99	35.41	39.43	34.12	26.28	30.27	22.97
左侧弯	49.31	54.16	37.85	38.78	30.27	28.25	45.36	50.43	35.34	36.75	27.28	26.16
右侧弯	51.89	70.37	42.29	43.01	54.57	30.95	48.21	63.69	40.49	38.12	45.78	25.37
左旋	40.23	45.04	35.26	36.02	38.01	32.23	34.28	40.23	29.67	27.31	30.58	25.61
右旋	45.56	55.12	35.38	38.02	43.36	28.03	40.99	48.89	26.64	25.34	34.34	17.73

2.4 内固定螺钉应力基本特点

在所有运动工况下,模型3、4、5内固定最大应力基本分布在螺钉根部与皮质骨交界处和钉棒交界处,在直立工况下应力峰值最小,且模型3、4钉棒应力峰值均大于模型5。在直立、右侧弯和右旋转工况下,模型3、4钉棒应力峰值基本接近,相差在10 MPa以内。在所有运动工况下,模型3在左侧弯工况下应力峰值最大,为206.87 MPa;模型4在后伸工况下应力峰值最大,为283.43 MPa;且模型3、4的应力峰值分布在L5螺钉根部与皮质骨交界处;模型5在右侧弯工况下应力峰值最大,为147.44 MPa,分布于L2右侧螺钉与棒交界处(见图3)。

3 讨论

对临床研究而言,有限元方法是人体体外实验时的一种有效方法,尤其在脊柱生物力学中的应用^[17]。本文建模时虽然省略了软组织的作用,但所建立模型通过有效性验证,所得实验结果仍然具有

一定意义。本文比较各模型融合节段ROM、融合器应力、内固定应力及其分布,评价融合节段的稳定性,预测术后不同运动状态下融合器沉入终板和相邻椎骨的风险及内固定松动、退钉等风险。结果表明,在OLIF辅助不同内固定中,BPSF与其他固定方式相比,其融合节段ROM、内固定系统及融合器各部位应力峰值均较小,稳定性最好。UPSF及椎体钉棒固定的力学稳定性在部分运动状态下与

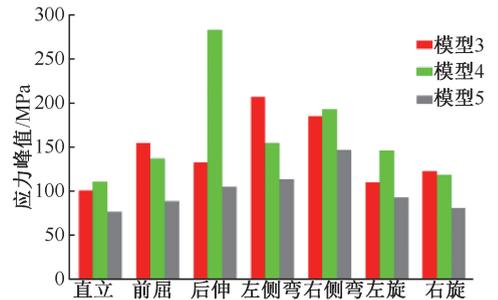


图3 模型3~5在不同运动工况下内固定应力峰值
Fig. 3 Peak stress of internal fixation in Models 3-5 under different motions

一定意义。本文比较各模型融合节段ROM、融合器应力、内固定应力及其分布,评价融合节段的稳定性,预测术后不同运动状态下融合器沉入终板和相邻椎骨的风险及内固定松动、退钉等风险。结果表明,在OLIF辅助不同内固定中,BPSF与其他固定方式相比,其融合节段ROM、内固定系统及融合器各部位应力峰值均较小,稳定性最好。UPSF及椎体钉棒固定的力学稳定性在部分运动状态下与

BPSF 相近,在理论上可以满足腰椎生物力学稳定性的需求,且这两种固定方式可减少手术创伤及手术时间,降低医疗成本,可以作为 BPSF 的替代方案,值得临床尝试。

Stand-Alone 技术仅行前方或侧方手术入路椎间融合,不辅助任何内固定,通过“撑开-压缩张力带”效应使融合节段得到即刻稳定性。本文结果表明,与模型 1 相比,模型 2 整体融合节段 ROM 减小,与 Shasti 等^[18]结果相似。与其他辅助内固定模型 ROM 相比,模型 2 的 ROM 和融合器应力最大;在前屈和右侧弯工况下,L3~4 椎间融合器应力峰值大于健康成人皮质骨的屈服应力(60 MPa)^[16],退变性腰椎患者皮质骨的屈服应力应更低,故在前屈和右侧弯工况下最大应力已超过退变腰椎皮质骨的屈服应力。由此可见,模型 2 不仅稳定性差,而且融合器下沉的潜在风险较高。临床研究表明,应用经侧方入路腰椎融合(lateral lumbar interbody fusion, LLIF)时,融合器下沉发生率可达 30%^[19]。因此,模型 2 需要辅助诸如椎弓根螺钉或椎体钉棒等内固定来维持椎间稳定,进而将载荷有效分配到内固定物上,预防融合器的下沉。Malharm 等^[20]提出一种算法来评估对附加内固定的需求,根据该研究,术前发现如骨质疏松症、腰椎不稳、腰椎滑脱和需要 3 个或 3 个以上节段融合,是 OLIF 手术需结合内固定的独立指标。该临床研究潜在地支持了本文结果。

BPSF 作为一种传统的经典固定方式,已被广泛作为 OLIF 的辅助固定方式^[14]。本文结果表明,模型 5 无论是在融合节段 ROM 还是在内固定和融合器应力上,均表现出明显的优势;Fogel 等^[21]报道了侧方椎间融合结合不同固定方式,所得结果与本文结果相似。

然而,UPSF 和椎体钉棒固定两种固定方式较 BPSF 可减少手术创伤及手术时间,降低医疗成本。本文发现,与完整模型相比,模型 3、4 融合节段 ROM 降幅超过 50%;在屈伸运动工况下,UPSF 的 ROM 降幅与 BPSF 接近;在左右侧弯工况下,椎体钉棒固定 ROM 降幅与 BPSF 接近。由此可见,OLIF 联合 UPSF 和椎体钉棒固定两种手术模型在部分运动工况下的力学稳定性与 BPSF 相近。与模型 2 相比,模型 3、4 椎体钉棒固定和 UPSF 的生物力学性

能,都显著降低融合节段 ROM 和融合器应力峰值。模型 3、4 各椎间融合器应力峰值均小于 60 MPa (PEEK 最大屈服压力为 95 MPa)^[17],故这两种固定方式不仅维持椎间稳定性较模型 2 好,还可以有效分担融合器的载荷,预防融合器下沉,同时在腰椎活动中融合器也不会受到损害。本文结果表明,所有辅助内固定模型在直立工况下的融合器和内固定应力峰值较其他运动工况小;在左侧弯工况下,模型 3 融合器应力峰值与模型 5 基本接近;在前屈工况下,模型 4 融合器应力峰值与模型 5 基本接近;同时,在钉棒内固定应力峰值方面,3 种辅助内固定模型在不同运动工况下钉棒最大应力峰值均小于钛合金的屈服强度(897~1 034 MPa)^[22],可见模型 3、4 植入的内固定具有可行性和安全性。为预防钉棒系统松动,对于 UPSF 和椎体钉棒固定,在术后早期佩戴支具保持腰椎直立显得尤为重要,即使患者在愈后日常生活中也要避免做不恰当的活动,特别是左侧弯、后伸动作。

本研究的局限性如下:① 本文选择的 DLS 模型单一;如果选择其他级别的 DLS 模型,对其他节段融合,或者合并重度骨质疏松,则将会获得不同的实验结果。② 本文在模拟手术过程中无法实现贯穿手术操作,故只能分析比较手术融合固定的终末状态,无法得到完整的动态信息,需在临床上进一步对比研究 OLIF 联合以上 3 种固定方式的临床疗效。③ 在真实的人体中,腰椎受到的载荷多种多样,例如椎旁肌及腰大肌的影响,而本文并未考虑肌肉的影响,在后续的研究中应模拟更加符合真实人体生物力学特性的相关结构。

参考文献:

- [1] PERENNOU D, MARCELLI C, HERISSON C, et al. Adult lumbar scoliosis. Epidemiologic aspects in a low-back pain population [J]. *Spine*, 1994, 19(2): 123-128.
- [2] BIRKNES JK, HARROP JS, WHITE AP, et al. Adult degenerative scoliosis: A review [J]. *Neurosurgery*, 2008, 63(3): A94-103.
- [3] FU KM, RHAGAVAN P, SHAFFREY CI, et al. Prevalence, severity, and impact of foraminal and canal stenosis among adults with degenerative scoliosis [J]. *Neurosurgery*, 2011, 69(6): 1181-1187.
- [4] 邱勇. 退变性与特发性成人脊柱侧凸的影像学鉴别及其意义[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2011, 31(9): 1005-1008.

- [5] 赵兴, 范顺武, 方向前, 等. 斜外侧椎间融合术治疗成人退行性脊柱侧凸的近期疗效[J]. 中华骨科杂志, 2017, 37(16): 989-996.
- [6] 杨舟, 朱青安. 侧方入路腰椎内固定的生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 656-661.
 YANG Z, ZHU QA. Progress in biomechanics of lumbar fixation with lateral approaches [J]. J Med Biomech, 2019, 34(6): 656-661.
- [7] GU G, ZHANG H, FAN G, *et al.* Clinical and radiological outcomes of unilateral versus bilateral instrumentation in two-level degenerative lumbar diseases [J]. Eur SpineJ, 2015, 24(8): 1640-1648.
- [8] SETHI A, MUZUMDAR AM, INGALHALIKAR A, *et al.* Biomechanical analysis of a novel posterior construct in a transforaminal lumbar interbody fusion model an *in vitro* study [J]. Spine J, 2011, 11(9): 863-869.
- [9] 闫家智, 吴志宏, 汪学松, 等. 腰椎三维有限元模型建立和应力分析[J]. 中华医学杂志, 2009, 89(17): 1162-1165.
- [10] ZHENG J, YANG Y, LOU S, *et al.* Construction and validation of a three-dimensional finite element model of degenerative scoliosis [J]. J Orthop Surg Res, 2015, 10(1): 189.
- [11] KIM HJ, CHUN HJ, KANG KT, *et al.* A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis [J]. Med Biol Eng Comput, 2009, 47(6): 599-605.
- [12] JIE L, JIN S, YUE Z, *et al.* Finite element analysis of a new pedicle screwplate system for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion [J]. PLoS One, 2015, 10(12): e0144637.
- [13] VILLARRAGA ML, BELLEZZA AJ, HARRIGAN TP, *et al.* The biomechanical effects of kyphoplasty on treated and adjacent nontreated vertebral bodies [J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18: 84-91.
- [14] GUO HZ, TANG YC, GUO DQ, *et al.* Stability evaluation of oblique lumbar interbody fusion constructs with various fixation options: A finite element analysis based on three-dimensional scanning models [J]. World Neurosurg, 2020, 138: e530-e538.
- [15] CHEN G, YU B, DU J, *et al.* A comparative study of three-dimensional movements of lumbar spine in the old and the young people [J]. J Biomed Eng, 1999, 16(4): 438-440.
- [16] FROST HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians [J]. Angle Orthod, 2004, 74(1): 3-15.
- [17] 叶建东, 程哲, 王剑龙. 腰椎融合术3种内固定方式的生物力学特点[J]. 医用生物力学, 2021, 36(2): 208-215.
 YE JD, CHENG Z, WANG JL. Biomechanical characteristics of lumbar fusion by three internal fixation methods [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 208-215.
- [18] SHASTI M, KOENIG SJ, NASH AB, *et al.* Biomechanical evaluation of lumbar lateral interbody fusion for the treatment of adjacent segment disease [J]. Spine J, 2019, 19(3): 545-551.
- [19] MARCHI L, ABDALA N, OLIVEIRA L, *et al.* Radiographic and clinical evaluation of cage subsidence after stand-alone lateral interbody fusion [J]. J Neurosurg Spine, 2013, 19(1): 110-118.
- [20] MALHAM GM, ELLIS NJ, PARKER RM, *et al.* Maintenance of segmental lordosis and disk height in stand-alone and instrumented extreme lateral interbody fusion (XLIF) [J]. Clin Spine Surg, 2017, 30(2): E90-E98.
- [21] FOGEL GR, PARIKH RD, RYU SI, *et al.* Biomechanics of lateral lumbar interbody fusion constructs with lateral and posterior plate fixation: Laboratory investigation [J]. J Neurosurg Spine, 2014, 20(3): 291-297.
- [22] 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.