

文章编号: 1004-7220(2021)02-0208-08

腰椎融合术 3 种内固定方式的生物力学特点

叶建东, 程 哲, 王剑龙
(中南大学湘雅三医院 骨科, 长沙 410013)

摘要:目的 利用三维有限元方法分析腰椎融合术中 3 种不同内固定方式的生物力学特点。方法 建立 L4~5 关节突全切及半切除 L4~5 三维有限元腰椎融合模型, 在 L4~5 未固定模型(unfixed model, UM)上分别加载椎板关节突螺钉(translaminar facet screw, TLFS)、椎板关节突螺钉并椎弓根螺钉(lumbar pedical screw+translaminar facet screw, LPS+TLFS)、双侧椎弓根螺钉(bilateral pedical screw, BPS)。比较未固定模型及 3 种内固定模型在脊柱屈曲、后伸、左/右侧弯、左/右旋转 6 种运动状态下 L4 椎体及内植物的生物力学特点。结果 未固定、TLFS、LPS+TLFS、BPS 模型 L4 椎体 6 种运动状态下的平均最大位移分别为 1.4108、0.629 8、0.336 9、0.252 8 mm(关节突关节全切模型)和 1.296 7、0.844 9、0.340 9、0.273 8 mm(关节突关节半切模型);融合器平均最大位移分别为 0.479 9、0.319 5、0.167 6、0.126 4 mm(关节突关节全切模型)和 0.378 7、0.348 4、0.183 5、0.137 2 mm(关节突关节半切模型);TLFS、LPS+TLFS、BPS 模型 6 种运动状态下钉、棒的平均最大等效应力分别为 178.34、79.55、56.33 MPa(关节突关节全切模型)和 142.29、103.02、59.69 MPa(关节突关节半切模型)。结论 在经皮椎间孔镜下腰椎融合术中, BPS 模型与 LPS+TLFS 模型固定效果相当, BPS 模型可以取得最好的脊柱稳定性, 而 LPS+TLFS 模型也为一个效果优良的固定方式选择。单独 TLFS 模型稳定性相对较差, 但仍优于融合器植骨而不行内固定的脊柱模型。在不进行内固定时, 关节突的保留显著增加脊柱稳定性。

关键词:腰椎间盘突出症; 椎板关节突螺钉; 经皮经椎间孔腰椎椎体间融合术; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.007

Biomechanical Characteristics of Lumbar Fusion by Three Internal Fixation Methods

YE Jiandong, CHENG Zhe, WANG Jianlong

(Department of Orthopedics, the Third Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410013, China)

Abstract: Objective To analyze the biomechanical characteristics of lumbar fusion by 3 internal fixation methods using three-dimensional (3D) finite element (FE) method. **Methods** The FE fixation models of physiological L4-5, unfixed fusion L4-5, translaminar facet screw (TLFS), lumbar pedical screw+translaminar facet screw (LPS+TLFS), bilateral pedical screw (BPS) with complete osteotomy or partial osteotomy of facet joint were established, respectively. The biomechanical characteristics of L4 centrum and implants under six motion states (spinal flexion, extension, lateral bending and axial rotation) in L4-5 fusion model and three fixation models were compared by FE analysis. **Results** The average maximal displacements of L4 centrum in L4-5 unfixed fusion model, TLFS model, TLFS+LPS model, BPS model were 1.410 8, 0.629 8, 0.336 9, 0.252 8 mm (complete osteotomy of facet joint) and 1.296 7, 0.844 9, 0.340 9, 0.273 8 mm (partial osteotomy of facet joint); the

收稿日期: 2019-09-27; 修回日期: 2019-11-22

通信作者: 王剑龙, 副教授, E-mail: 13787073787@139.com

average maximal displacements of cage were 0.479 9, 0.319 5, 0.167 6, 0.126 4 mm (complete osteotomy of facet joint) and 0.378 7, 0.348 4, 0.183 5, 0.137 2 mm (partial osteotomy of facet joint); the average maximum stresses of screws and rods during 6 motions in TLFS model, TLFS+LPS model, BPS model were 178.34, 79.55, 56.33 MPa (complete osteotomy of facet joint) and 142.29, 103.02, 59.69 MPa (partial osteotomy of facet joint). **Conclusions** In percutaneous transforaminal lumbar interbody fusion, the fixation effect of BPS model was similar to that of LPS+TLFS model. BPS model could achieve the best spinal stability, and LPS+TLFS model was also a good fixation method. The stability of TLFS model alone was relatively poor, but it was still better than that of cage bone graft without internal fixation. In the absence of internal fixation, preservation of the articular process significantly increased stability of the spine.

Key words: lumbar disc herniation; translaminar facet screw; percutaneous transforaminal lumbar interbody fusion; biomechanics; finite element analysis

在腰椎退行性病变腰椎不稳的微创治疗中,经皮椎间孔镜下腰椎椎间融合术是目前较为安全有效、创伤小的手术方式^[1-2]。作为一种新兴的微创腰椎融合方式,椎间孔镜下腰椎椎间融合搭配何种内固定方式可取得较强的稳定性,从而提高椎间融合率,是一个实际且重要的临床问题。目前鲜有关于椎间孔镜下腰椎椎体间融合技术中各内固定方式下生物力学特性的系统研究报道,以及系统的病例回顾性研究。因此,研究椎间孔镜下腰椎椎体间融合不同内固定方式的生物力学特点,具有重要的临床意义。

有限元法在腰椎的融合术中可以完成对手术方案的优化选择、植入器械的性能评价和临床手术的效果预测^[3]。在临床上为了显露椎间盘,术中常常需要视情况对关节突关节进行部分或全部切除。本文利用三维有限元方法进行两组建模,一组对右侧关节突关节进行全切,一组对右侧关节突关节进行半切,即保留 50% 关节突关节面。每组分别采用对侧经椎板关节突螺钉 (translaminar facet screw, TLFS)、椎板关节突螺钉并椎弓根螺钉 (lumbar pedical screw + translaminar facet screw, LPS + TLFS)、双侧椎弓根螺钉 (bilateral pedicle screw, BPS) 固定装置建模。本文初步探讨不同内固定方式下关节突全切与半切对脊柱稳定性的影响,以期临床应用提供参考。

1 材料与方法

1.1 获取脊柱胸腰椎 CT 数据

选取 1 名 45 岁成年健康男性志愿者为测试

对象,身高 175 cm,体质量 72 kg。通过采集病史、查体及影像学评估,确定其无脊柱相关疾病。志愿者签订知情同意书,研究通过医学伦理学审核。采用飞利浦 64 排螺旋 CT 对实验对象腰椎进行连续扫描。扫描参数为:球管电压 140 kV,球管电流 300 mA,图像矩阵 512×512。采用各向同性分辨率的薄层扫描技术,层厚 0.45 mm,窗位 50 HU,窗宽 260 HU。共计获得 350 张 CT 原始图像。

1.2 建立脊柱腰椎三维有限元模型

1.2.1 生成骨骼三维几何模型 将 CT 扫描所得的 DICOM 格式文件图像导入 Mimics 20.0 软件中,得到腰椎三维 CT 影像。以冠状位、矢状位及横断面 3 个平面显示扫描得到的断面图。调整图像灰度、对比度,去除软组织阴影,对目标图像的阈值进行界定。调整图像并运行三维计算 (Calculate 3D) 功能,分别生成 L4、L5 腰椎三维几何模型。依次进行网格分化、光滑操作,并导出 stl 格式三维模型文件。对三维几何模型进行优化处理,逆向建模为 stp 文件。在建模中,为真实模拟人体骨质,设置皮质骨厚度为 1 mm^[4]。分别将 L4、L5 表面向内偏移 1 mm,骨皮质和骨松质模型基本制备完毕,逆向建模为 stp 文件。

1.2.2 装配并初步建模生成模型 骨性模型生成后,分别转换为 SolidWorks 通用文件。同时,应用 SolidWorks 2017 绘制 LPS、连接棒及 TLFS 模型。LPS 采用简化了螺纹等细节的临床常用 LPS 形状与尺寸,直径 6.5 mm,长度 55 mm;连接棒直径 6.5 mm,长度 50 mm。TLFS 根直径 4 mm,长度

45 mm^[5]。聚醚醚酮 (poly-ether-ether-ketone, PEEK) 椎间融合器依据临床上常用的材料参数设置建模^[6]。在建模中,为切实贴近临床,建立如下模型:

(1) 生理模型 (physiological model, PM)。包括 L4、L5 皮质骨 (厚度 1 mm)^[4]、松质骨、椎间盘、纤维环、髓核、软骨终板、完整关节突关节及关节软骨。其中,髓核占终板面积约 60%, 软骨终板厚度为 0.8 mm^[4], 关节软骨同上下关节突紧密接触。

(2) 椎间融合未固定模型 (unfixed model, UM)。将髓核剔除, 并置入椎间融合器, 纤维环内剩余空间由骨移植材料填充, 对右侧关节突关节进行环形切除模拟术中椎间孔镜下环锯操作。另一组模型则对右侧关节突关节进行环形截骨, 但保留内侧 1/2 关节面接触, 余建模过程同前。

(3) TLFS 内固定模型 (TLFS 模型)。按照文献 [2] 及临床椎间孔镜入路及角度进行椎体间减压融合, 置入左侧 TLFS, 固定左侧关节突关节, 螺钉由右侧棘突基底部经过左侧椎板及下位关节突关节和横突基底进行固定^[7]。

(4) LPS 联合 TLFS 内固定模型 (LPS+TLFS 模

型)。于右侧置入 LPS, 左侧置入 TLFS。

(5) BPS 内固定模型 (BPS 模型)。按照临床常规手术方法置入 BPS, 螺钉固定于椎弓根内部。其中, 椎间融合器高度为椎间隙高度。

1.2.3 有限元模型建立 将以上模型导入 ANSYS Workbench 19.1 后, 应用静态结构 (Static Structural) 模块, 将导入模型在通用结构力学仿真分析系统 Mechanical 程序中进行处理。在一定限度内, 韧带的物理性质同弹簧类似, 故将韧带设置为线性拉伸弹簧元件, 进行前、后纵韧带和棘间韧带等主要韧带的结构刚度赋值^[6,8-10]。定义各个接触的性质, 同时依据 PEEK 椎间融合器的物理性质, 定义其摩擦因数为 0.34^[11]。植入的骨移植材料定义为骨松质密度, 椎体由四面体模拟, 椎间盘与终板之间定义为面面接触, 椎间融合器与终板之间的接触定义为有摩擦, 骨质与螺钉之间为紧密连接。在生理情况下, 关节面之间的运动受到关节囊、软组织等限制, 不会有大的分离, 故将关节面定义为不分离接触类型。以生理模型为例, 共计 56 468 个四面体单元, 108 619 个节点。完整的有限元模型如图 1 所示。

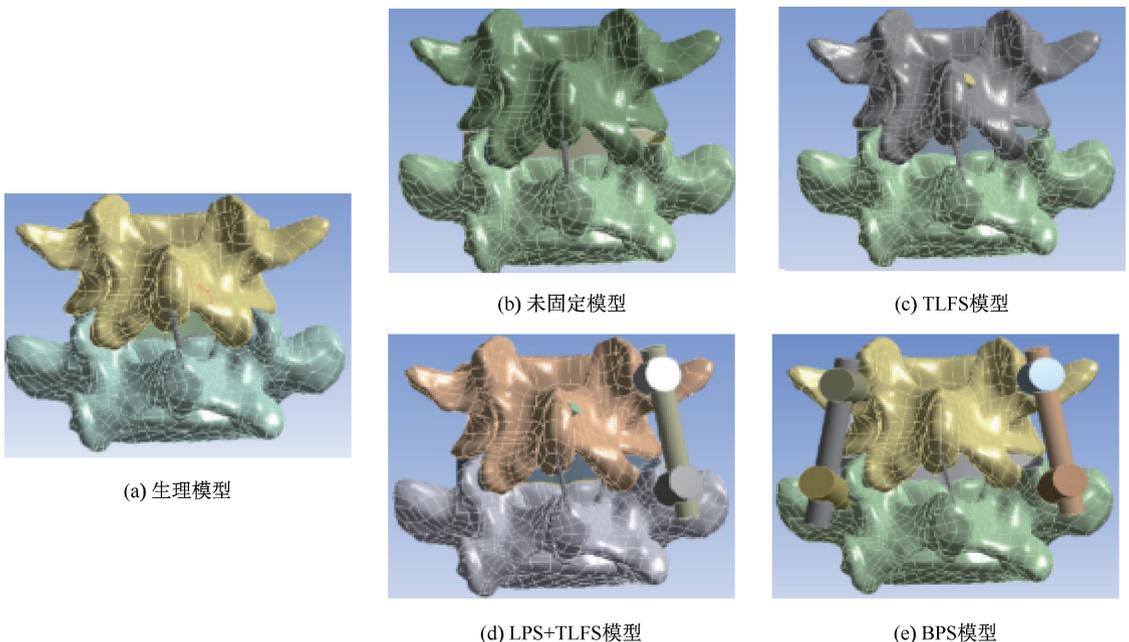


图1 有限元模型

Fig.1 Finite element analysis model (a) Physiological model, (b) Unfixed model, (c) TLFS model, (d) TLFS+LPS model, (e) BPS model

1.2.4 建立材料属性并赋值 参考体外试验及文献[6, 8-10]中各组织的材料类型及密度、弹性模量、泊松比、摩擦因数,对各个有限元模型分别赋予材料类型及参数。

1.2.5 加载和分析 设置边界条件为约束 L5 椎体下缘,固定 L5 椎体下端所有方向上的活动。于 L4 椎体上表面施加 400 N 轴向压力及 10 N·m 力矩,模拟腰椎承重以及腰椎前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋和右旋6种运动状态。观察各模型在6种运动状态下 L4 椎体的最大位移、L4~5 间隙椎间融合器最大位移、内固定物的最大等效应力。

2 结果

2.1 模型有效性验证

对生理腰椎模型进行 L4 椎体位移的求解,测量位移前后 L4、L5 节段活动角度,获得 L4~5 节段活动度 (range of motion, ROM),并与 Yamamoto 等^[12]体外实验结果进行对比,以验证模型的有效性。结果表明,本模型 ROM 与 Yamamoto 等^[12]体外实验结果一致,可以认为本模型参数符合正常人体参数,能够模拟腰椎的生理运动,用于下一步试验

研究(见表1)。

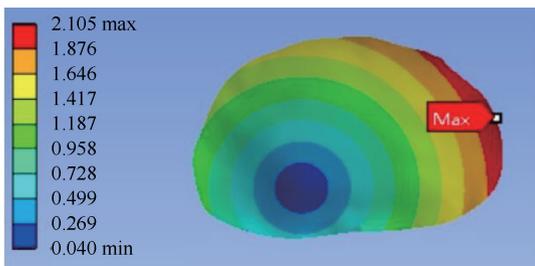
表1 本文腰椎有限元模型与体外实验^[12]ROM比较

Tab.1 Comparison of ROM for lumbar FE model in this study and experiment *in vitro* reported in literature [12] 单位:(°)

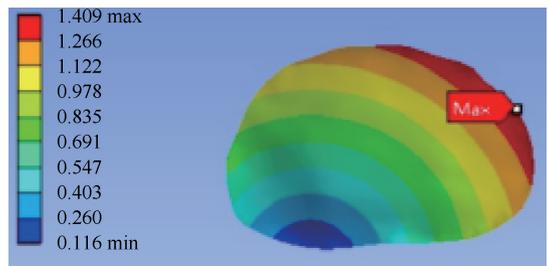
模型	屈曲	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋
本文	8.3	6.2	5.4	5.6	2.6	2.8
文献 [12]	8.9±0.6	5.8±0.5	5.7±0.4	5.7±0.4	2.2±0.5	2.2±0.6

2.2 L4 椎体最大位移分析

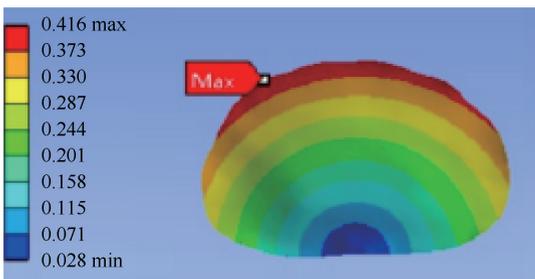
比较关节突关节全切组生理模型、未固定模型与3种内固定模型在6种运动状态下 L4 椎体的最大位移分布。以 L4 椎体下终板为数据采集点,得到各模型左旋运动时 L4 椎体最大位移云图(见图2)。生理模型、未固定模型以及 TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型在6种运动状态下 L4 椎体平均最大位移分别为 4.452 4、1.410 8、0.629 8、0.336 9、0.252 8 mm。3种内固定模型 L4 椎体最大位移均小于未固定模型,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型 L4 椎体最大位移较未固定模型分别减少 55.36%、76.12%、82.08%。



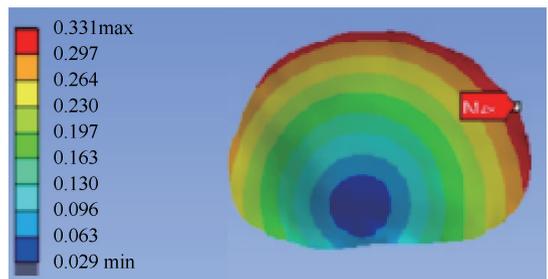
(a) 未固定模型



(b) TLFS模型



(c) TLFS+LPS模型



(d) BPS模型

图2 关节突关节全切模型左旋运动时 L4 椎体最大位移

Fig.2 The maximum displacement of L4 vertebral body during left rotation motion for models with complete osteotomy of facet joint (a) Unfixed model, (b) TLFS model, (c) TLFS+LPS model, (d) BPS model

比较关节突关节半切组 6 种运动状态下 L4 椎体最大位移,以 L4 椎体下终板为数据采集点,生理模型、未固定模型以及 TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型在 6 种运动状态下 L4 椎体平均最大位移分别为 4.452 4、1.296 7、0.844 9、0.340 9、0.273 8 mm (见表 2)。3 种内固定模型 L4 椎体的最大位移均小于未固定模型,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型 L4 椎体最大位移较未固定模型分别减少 34.84%、73.71%、78.88%。

表 2 关节突关节半切模型 6 种运动状态下 L4 椎体最大位移

Tab.2 The maximum displacement of L4 vertebral body under six motion states for models with partial osteotomy of facet joint 单位:mm

模型	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋
生理	2.931 2	1.610 0	5.532 5	4.730 8	5.869 2	6.040 8
未固定	0.806 1	1.071 4	1.410 5	1.493 0	1.515 2	1.484 0
TLFS	0.525 0	0.720 1	1.129 2	0.522 4	1.051 8	1.120 7
TLFS+LPS	0.347 2	0.355 0	0.329 1	0.314 5	0.452 5	0.547 0
BPS	0.305 4	0.206 1	0.267 4	0.234 2	0.324 4	0.305 4

2.3 融合器最大位移分析

关节突关节全切组,未固定模型以及 TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型在 6 种运动状态下融合器平均最大位移分别为 0.479 9、0.319 5、0.167 6、0.126 4 mm。3 种内固定模型融合器的最大位移均小于未固定模型,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型融合器的最大位移较未固定模型分别减少 33.42%、65.08%、73.66%。

关节突关节半切组,未固定模型以及 TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型在 6 种运动状态下融合器平均最大位移分别为 0.378 7、0.348 4、0.183 5、0.137 2 mm。3 种内固定模型融合器的最大位移均小于未固定模型,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型融合器的最大位移较未固定模型分别减少 8.00%、51.54%、63.77%。

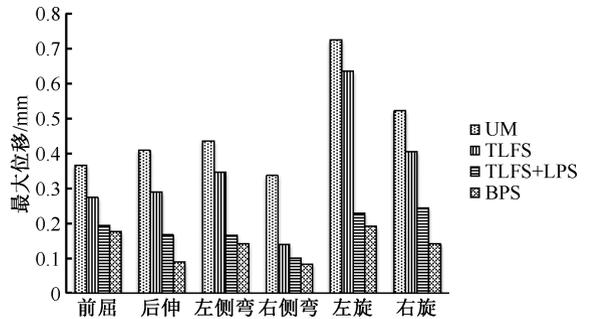


图 3 关节突关节半切模型 6 种运动状态下融合器最大位移
Fig.3 The maximum displacement of cage under six motion states for models with partial osteotomy of facet joint

2.4 内植物等效力分析

关节突关节全切组,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型 6 种运动状态下融合器最大应力发生在前部区域。融合器最大应力均小于 95 MPa(屈服 PEEK 的压力)。钉、棒平均最大等效力分别为 178.3、79.55、56.33 MPa。左旋运动时,固定物的最大等效力分别集中在左侧 L4~5 关节突关节、左侧 L4~5 关节突关节、右侧 L4~5 关节突关节附近的 L5 椎弓根骨皮质处(见图 4)。

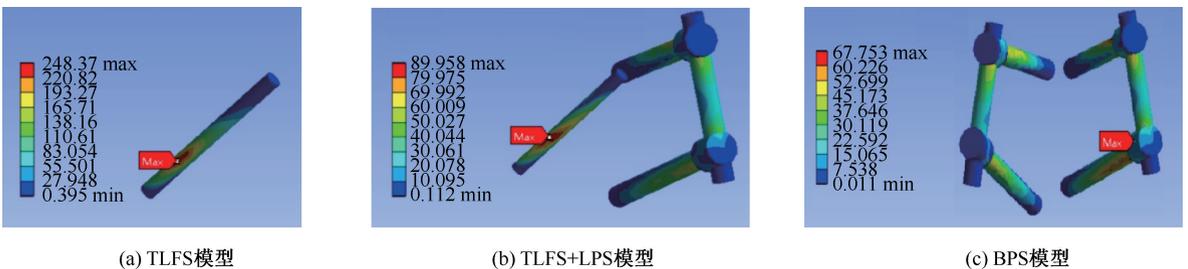


图 4 关节突关节全切模型左旋运动时内固定模型内置物最大等效力
Fig.4 The maximum equivalent stress of internal fixation model during left rotation motion for models with complete osteotomy of facet joint (a) TLFS model, (b)TLFS+LPS model, (c) BPS model

关节突关节半切组,TLFS、TLFS+LPS、BPS 固定模型 6 种运动状态下融合器最大应力发生在前部区域。融合器最大应力均小于 95 MPa

(屈服 PEEK 的压力)。钉、棒的平均最大等效力分别为 142.29、103.02、59.69 MPa(见表 3)。

表 3 关节突关节半切模型内置物最大等效应力

Tab.3 The maximum equivalent stress of implants for models with partial osteotomy of facet joint

模型	单位:MPa					
	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋
TLFS	111.13	110.65	180.41	180.51	140.200	130.840
TLFS+LPS	79.185	129.3	130.06	124.31	85.844	69.443
BPS	65.427	56.145	58.271	42.587	72.532	63.129

3 讨论与结论

对临床研究而言,有限元是人体体外试验时一种很有价值的方法,尤其在脊柱生物力学中的应用,对于脊柱疾病、手术治疗疗效分析等研究具有重要意义^[13]。本文结果表明,作为传统经典的固定方式,BPS 固定表现出最为稳定的生物力学特点,同临床经验及既往研究结论一致^[14]。对于一侧关节突关节破坏的腰椎退行性病变手术,LPS+TLFS 固定可达到较好的固定强度与脊柱稳定性,其固定效果接近 BPS 固定。徐教等^[15]研究经椎间孔腰椎椎间融合手术,应用 LPS+TLFS 以及传统 BPS 固定系统评估术中时间、手术出血量、术后视觉模拟评分法(visual analogue score, VAS)、Oswestry 功能障碍指数(Oswestry disability index, ODI)评分及椎间融合率,发现两种固定方式的融合率与有效率相当,而 LPS+TLFS 固定更为微创。Cao 等^[16]对 40 例应用了 LPS+TLFS 或 BPS 固定的患者进行回顾研究,发现 LPS+TLFS 固定组的平均手术时间、术中失血量均少于 BPS 固定组,而两组各个时间段的 ODI、日本骨科协会(Japanese Orthopaedic Association, JOA)评分则无明显差异,且 LPS+TLFS 固定后创伤相对较小,费用也相对较低。且临床上,在术中 X 线监测下,经皮置入单侧 LPS 与经皮置入 TLFS 均为较成熟的技术,而两者相比较,TLFS 的置入具有手术时间短、对肌肉等软组织创伤小、出血量少等优点。因此,LPS+TLFS 固定在经皮椎间孔镜下腰椎融合术中是一个效果优良的选择。

相比于单纯融合不固定模型,TLFS 模型各运动状态下的稳定性有所增加,固定后脊柱稳定性尚可。TLFS 模型左侧弯及左旋的位移分别为 0.989 3、1.4 099 mm,较未固定模型小,但较其他固定模型大,而右侧弯、右旋时的位移则较小。考虑

在右侧关节突关节破坏的情况下,同未固定模型相比,单纯左侧 TLFS 可减少 L4 椎体的位移,但不如 TLFS+LPS、BPS 固定稳定。Harris 等^[17]在 5 具尸体标本上进行实验,建立 L4~5 单节段的 LPS 模型。结果表明,单侧 LPS 固定的脊柱旋转性较 TLFS+LPS 及 BPS 内固定方式大,在 L4~5 节段的稳定性较差。因此,临床上对于行单侧 LPS 固定患者,建议其在治疗和康复过程中避免过度的侧弯和旋转运动。研究发现,单侧 LPS 内固定方式的稳定性差。Slucky 等^[18]的尸体研究发现,对于经椎间孔腰椎椎间融合术式,LPS 固定强度是 LPS+TLFS 固定与 BPS 固定方式的 50%,旋转的稳定性更加不良,明显不符合临床要求,不利于椎间融合。因而,本文未建立单侧 LPS 模型,因为其临床意义不大。

融合器移位的影响因素已被很多学者研究和报道,但尚缺乏这方面的系统分析^[19]。PEEK 材质融合器弹性模量与骨更接近,故其融合率相对较高^[20-21]。本文结果显示,融合器位移同 L4 椎体下终板位移之间存在较明显的相关性。同时,TLFS 模型各运动状态下融合器平均位移在各个固定模型中最大,为 319.5 μm ;BPS 模型在各运动状态下的平均位移最小,仅为 126.4 μm ;而 LPS+TLFS 固定模型融合器位移则介于两者之间,提示 TLFS 固定模型可能造成融合器移位、下沉等风险。骨终板(类似于皮质骨)中的最大应力不超过 105 MPa,而皮质骨的屈服应力为 138 MPa。该结果表明,使用融合器一般不会发生沉降。6 种运动状态下,融合器的最大应力发生在前部区域,融合器最大应力均小于 95 MPa(PEEK 的屈服压力),表明融合器在腰椎活动中不会受到损害。

分析各个模型中内固定物的最大应力发现,TLFS 固定模型的最大应力出现在左侧弯时,位于左侧 L4~5 关节突关节处;LPS+TLFS 固定模型的最大应力也出现在左侧弯时,位于左侧 L4~5 关节突关节;而 BPS 固定模型的最大应力出现在右旋时,位于左侧 L5 椎弓根骨皮质处。从内固定应力分布可知,在相同扭力载荷下,TLFS 较 LPS+TLFS、BPS 固定在旋转时钉棒系统的应力更加集中,这可能与 BPS 固定时载荷较均匀分布在双侧螺钉上,更能承担轴向载荷有关^[22]。余伟波等^[23]研究发现,腰椎融合术后左侧屈时内植物最大应力主要集中于对

侧关节突关节面关节突螺钉上。本研究中,建模模型因去除了右侧关节突,脊柱后方的轴向承载全部分布于左侧关节突关节,考虑关节突关节处内植物应力最大与其独特的解剖结构与解剖位置有关。TLFS的应力较大并且集中,长期放置可能发生螺钉断裂等并发症。Liu等^[24]通过平均随访时间46月的研究发现,在28例LPS+TLFS固定模型中,有3例发生TLFS断裂的情况。相比于TLFS及LPS+TLFS模型,BPS模型中内固定物的最大应力最小,其长时间留置的断钉短棒风险相对最小。

对比实验结果可知,在保留50%关节突关节的关节面情况下,3种内固定方式后椎体稳定性较关节突关节全切模型均有所增高。在不行内固定时,关节突的保留对脊柱稳定性影响最大;但在LPS+TLFS、BPS固定后,关节突的半切与全切对脊柱稳定性的影响较小,可能与行腰椎内固定后椎体稳定性增加有关。在两类模型中,BPS模型均最为稳定,而TLFS+LPS模型具有相近的稳定性,提示关节突切除对内固定方式的选择无明显影响。余洋等^[25]利用三维有限元方法证明腰椎经皮内镜技术下,L5上关节突尖部成形较关节突基底部成形对L4~5节段椎体活动度影响较大。该结果提示,临床上若单纯行椎间融合而不行坚强内固定时,对关节突的适当保留很有意义。

本研究的局限性如下:①仅依据有限元方法通过单一的个体数据建模,不能够完全模拟体内真实的力学改变情况。②肌肉对脊柱稳定及运动具有重要作用,因简化模型的需要,建模时未考虑肌肉,使得研究结果同体内生物力学存在差异。③只建立L4~5脊柱模型,未对腰椎的更多节段进行建模分析。但本文通过三维有限元方法模拟手术过程,为临床腰椎融合术的内固定方式选择提供参考。

参考文献:

[1] SCHEUFLER K, DOHMEN-SCHEUFLER H, VOUGIOUKAS V. Percutaneous transforaminal lumbar interbody fusion for the treatment of degenerative lumbar instability [J]. *Neurosurgery*, 2007, 60(4 Suppl 2): 203-212.

[2] 张文,王兰,施勤,等.腰椎行椎间孔入路椎间融合术固定的有限元分析[J].*医用生物力学*, 2014, 29(5): 405-410.

ZHANG W, WANG L, SHI Q, *et al.* Finite element analysis on transforaminal lumbar interbody fusion

treatment [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 405-410.

[3] 张振军,孙艺菊,廖振华,等.有限元法在腰椎融合术与置换术生物力学研究中应用进展[J].*医用生物力学*, 2018, 33(1): 82-88.

ZHANG ZJ, SUN YT, LIAO ZH, *et al.* Progress of finite element method applied in biomechanical researches on lumbar fusion and replacement [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(1): 82-88.

[4] LING QJ, HE EX, ZHANG HL, *et al.* A novel narrow surface cage for full endoscopic oblique lateral lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *J Orthop Sci*, 2019, doi: 10.1016/j.jos.2019.08.013.

[5] 殷渠东,郑祖根,夏存林.置入经椎板关节突关节螺钉的应用解剖[J].*中国临床解剖学杂志*, 2004, 22(3): 277-277.

[6] SHIRAZI-ADL A, SHRIVASTAVA C, AHMED M. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study [J]. *Spine*, 1984, 9(2): 120-134.

[7] 谭家昌,郑立,赵劲民.腰椎经椎板关节突螺钉内固定术的应用进展[J].*微创医学*, 2018, 13(2): 69-72.

[8] SHARMA M, LANGRANA NA, RODRIGUEZ J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20(8): 887-900.

[9] GOEL VK, MONROE BT, GILBERTSON LG, *et al.* Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads [J]. *Spine*, 1995, 20(6): 689-698.

[10] SMIT TH, ODGAARD A, SCHNEIDER E. Structure and function of vertebral trabecular bone [J]. *Spine*, 1997, 22(24): 2823-2833.

[11] 林有希,高诚辉,李志方.晶须CaCO₃和PTFE填充聚醚醚酮复合材料的摩擦学性能[J].*材料热处理学报*, 2006, 27(4): 20-23.

[12] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, *et al.* Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.

[13] 陶勇,吴云乐,宗少晖,等.基于有限元分析腰椎内固定的生物力学特征[J].*中国组织工程研究*, 2016, 20(13): 1932-1938.

[14] AMBATI DV, WRIGHT EK, LEHMAN RA, *et al.* Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine J*, 2015, 15(8): 1812-1822.

[15] 徐教,毛克亚,王岩,等.微创经椎间孔腰椎椎体间融合术采用两种不同内固定方式的临床对照研究[J].*中国脊柱脊髓杂志*, 2013, 23(9): 798-803.

[16] CAO YW, CHEN ZX, JIANG C, *et al.* The combined use of unilateral pedicle screw and contralateral facet joint

- screw fixation in transforaminal lumbar interbody fusion [J]. *Eur Spine J*, 2015, 24(11): 2607-2613.
- [17] HARRIS BM, HILIBRAND AS, SAVAS PE, *et al.* Transforaminal lumbar interbody fusion: The effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2004, 29(4): E65-70.
- [18] SLUCKY AV, BRODKE DS, BACHUS KN, *et al.* Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: A biomechanical analysis [J]. *Spine J*, 2006, 6(1): 78-85.
- [19] 陈晓涛, 谢守宁, 王凯. 微创经椎间孔植入物置入腰椎体间融合: 螺钉位置不良及 cage 移位特点[J]. *中国组织工程研究*, 2015, 19(13): 2057-2062.
- [20] 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): 31.
- [21] YOUNG K. Finite element analysis of anterior lumbar interbody fusion: Threaded cylindrical cage and pedicle screw fixation [J]. *Spine*, 2007, 32(23): 2558-2568.
- [22] 郑阳明, 王清. 前路钉板与钉棒系统固定治疗胸腰椎骨折的生物力学比较[C]//四川省医学会第十四次骨科学术会议论文集. 成都: [s.n.], 2010: 36.
- [23] 余伟波, 梁德, 叶林强, 等. TLIF 后路不同的内固定方式生物力学特性的比较分析[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2016, 34(5): 551-556.
- [24] LIU FB, CAO YW, FENG ZZ, *et al.* Comparison of three different posterior fixation techniques in transforaminal lumbar interbody fusion for two-level lumbar degenerative diseases: At a mean follow up time of 46 months [J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2016, 141: 1-6.
- [25] 余洋, 樊效鸿, 顾党伟, 等. 腰椎经皮内镜下不同部位关节突成形对相关节段活动度的影响[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(1): 38-42.
- YU Y, FAN XH, GU DW, *et al.* Effects of facet joint arthroplasty at different positions under lumbar percutaneous endoscopy on range of motion of vertebral bodies [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(1): 38-42.