

· 论 著 ·

# 双节段腰椎斜外侧入路椎体间融合术联合不同内固定方式对邻近节段生物力学的影响分析：一项基于有限元的研究

樊凯彬<sup>1</sup>, 孟宪中<sup>2\*</sup>, 张迪<sup>2</sup>, 袁宇飞<sup>3</sup>

(1.华北医疗健康集团峰峰总医院骨六科,河北邯郸 056299;2.河北医科大学第三医院脊柱外科,河北石家庄 050051;3.河北省邯郸市中心医院骨五科,河北邯郸 056000)

**[摘要]** 目的 阐明骨质疏松条件下双节段斜腰椎椎间融合术联合不同内固定对邻近节段生物力学的影响。方法 基于计算机断层成像(computed tomography,CT)扫描,建立L1~S1骨质疏松症的完整有限元模型。验证有效性,选择L3~L5作为手术节段,构建3种手术模型:①2个单独cage;②双侧椎弓根螺钉内固定;③双侧皮质骨轨迹螺钉内固定。在所有手术模型中研究邻近节段活动度、椎间盘和终板应力变化。结果 各手术模型均增加了邻近节段活动度。在头端及尾端邻近节段中,单独cage模型的活动度增加最小,双侧椎弓根螺钉模型的活动度增加最大,双侧皮质骨轨迹螺钉模型的活动度介于前2种模型之间。所有手术模型尾端邻近节段活动度增加的程度小于头端。各手术模型的邻近节段椎间盘应力均增加。在头端和尾端邻近节段中,双侧椎弓根螺钉模型椎间盘应力增加最多,单独cage模型椎间盘应力增加最少,双侧皮质骨轨迹螺钉模型介于二者之间。所有手术模型邻近节段终板应力变化与椎间盘应力变化具有相同的趋势。结论 双节段斜腰椎椎间融合术联合不同内固定均增加了邻近节段的活动度、椎间盘及终板应力,头端邻近节段增加更明显。单独cage对邻近节段影响最小,双侧椎弓根螺钉固定的影响最大。双侧皮质骨轨迹螺钉对头端邻近节段影响程度更小。

**[关键词]** 脊柱融合术;腰椎邻近节段疾病;有限元分析 doi:10.3969/j.issn.1007-3205.2025.11.013

**[中图分类号]** R681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1007-3205(2025)11-1340-08

## Biomechanical effects of different fixation techniques following bilevel oblique lumbar interbody fusion on adjacent segments: A finite element analysis

FAN Kai-bin<sup>1</sup>, MENG Xian-zhong<sup>2\*</sup>, ZHANG Di<sup>2</sup>, YUAN Yu-fei<sup>3</sup>

(1.The Sixth Department of Orthopedics, Fengfeng General Hospital of North China Medical Health Group, Hebei Province, Fengfeng 056299, China; 2.Department of Spinal Surgery, the Third Hospital of Hebei Medical University, Hebei Province, Shijiazhuang 050051, China; 3.The Fifth Department of Orthopedics, Handan Central Hospital, Hebei Province, Handan 056000, China)

**[Abstract]** **Objective** To clarify the biomechanical effects of different fixation techniques following bilevel oblique lumbar interbody fusion (OLIF) on adjacent segments under osteoporotic conditions. **Methods** Based on computed tomography (CT) scans, a complete finite element model of the osteoporotic lumbar spine (L1-S1) was established. After verifying the model's validity, the L3-L5 segment was selected as the surgical segment, and three surgical models were constructed: ① two standalone cages; ② bilateral pedicle screw fixation; ③ bilateral cortical bone trajectory screw fixation. Changes in the range of motion (ROM) of adjacent segments, as well as the stress on intervertebral discs and endplates, were investigated in all

[收稿日期]2025-07-15

[基金项目]河北省医学科学研究课题计划项目(20251340)

[作者简介]樊凯彬(1985-),男,河北邯郸人,华北医疗健康集团

峰峰总医院医师,医学博士,从事脊柱外科疾病诊治研究。

\* 通信作者。E-mail:m15236609231@163.com

surgical models. **Results** All surgical models increased the ROM of adjacent segments. Among the cephalad and caudal adjacent segments, the model with standalone cages showed the smallest increase in ROM, the model with bilateral pedicle screws showed the largest increase in ROM, and the model with bilateral cortical bone trajectory screws showed an intermediate increase in ROM between the first two models. For all surgical models, the extent of ROM increase in the caudal adjacent segments was smaller than that in the cephalad adjacent segments. The stress on intervertebral disc at adjacent segments increased in all surgical models. Among the cephalad and caudal adjacent segments, the model with bilateral pedicle screws showed the greatest increase in stress on intervertebral discs, the model with standalone cages showed the smallest increase in stress on intervertebral discs, and the model with bilateral cortical bone trajectory screws showed an intermediate increase. The stress changes in the endplates and intervertebral discs at adjacent segments in all surgical models showed the similar trend. **Conclusion** Different fixation techniques following bilevel OLIF all increase the ROM of adjacent segments, as well as the stress on intervertebral discs and endplates, with a more significant increase observed in the cephalad adjacent segments. The use of standalone cages has the least impact on adjacent segments, while bilateral pedicle screw fixation has the greatest impact. In addition, bilateral cortical bone trajectory screws have a smaller impact on the cephalad adjacent segments.

[**Key words**] spinal fusion; lumbar adjacent segment disease; finite element analysis

腰椎斜外侧入路椎体间融合术(oblique lumbar interbody fusion, OLIF)因其侵入性小、出血量少、恢复时间短、术后疼痛少、神经系统并发症发生率低而受到骨科医生的青睐<sup>[1-6]</sup>。随着 OLIF 临床应用数量的逐渐增加,腰椎融合的一个潜在并发症,邻近节段退变或邻近节段疾病,已经变得不可忽视。邻近节段退变被定义为影像学改变,与临床症状没有必然的相关性。邻近节段疾病被定义为临床症状与先前融合节段相邻节段的影像学改变相关。这包括椎间盘退变突出、椎体间不稳定、椎体滑脱、椎管狭窄、局限性脊侧凸等疾病。一种理论认为,邻近节段退变或邻近节段疾病只是腰椎退行性疾病自然进程的反映,而不是腰椎融合手术导致的结果<sup>[7]</sup>。然而许多学者认为腰椎椎体间融合导致邻近节段生物力学改变,从而导致邻近节段退变或邻近节段疾病,这似乎更有说服力<sup>[8]</sup>。一项尸体研究证实,不同入路的腰椎椎体间融合术均可造成邻近节段活动度的增加<sup>[9]</sup>。同时动物实验表明,腰椎融合后会增加邻近节段活动度,且随着固定节段数量的增加而增加<sup>[10]</sup>。最近的一项腰椎生物力学有限元研究报道,腰椎融合手术增加了邻近节段的活动度和椎间盘应力,使得发生邻近节段疾病的风险大大增加<sup>[11]</sup>。目前,大多数 OLIF 生物力学研究仅限于单一节段,且较少报道相邻节段的生物力学变化<sup>[12-15]</sup>。关于双节段 OLIF 及 OLIF 联合不同内固定后相邻节段生物力学变化的研究文献几乎空白。临床中腰椎退行

性疾病多数为老年患者,常伴随骨质疏松且退变节段常为两个或更多。有限元分析是腰椎生物力学变化的有效研究方法,广泛应用于腰椎间盘退变和腰椎椎间融合的研究<sup>[16-20]</sup>。本研究采用有限元分析比较双节段 OLIF 以及 OLIF 结合不同内固定对相邻节段生物力学的影响。

## 1 资料与方法

1.1 一般资料 本研究选择 2022 年 8 月河北医科大学第三医院脊柱外科 1 名年龄 30 岁健康男性志愿者,身高 178 cm,体重 81 kg,计算机断层成像(computed tomography, CT)扫描层厚 0.625 mm,无脊柱畸形和腰椎疾病史。以 DICOM 格式存储 570 张 CT 扫描图像。

### 1.2 方法

1.2.1 模型的属性设置及分析 通过 CT 扫描图像使用商业软件(Mimics 21.0; Materialize, Leuven, Belgium)创建一个 3D 模型。利用逆向工程软件(Geomagic studio 12.0; Geomagic Inc., North Carolina, USA)。随后,利用 Croe8.0 软件建立椎间盘等软组织结构模型。修复后,使用计算机辅助工程软件(ANSA, BETA CAE Systems s. a., Thessaloniki, Greece)构建不同腰椎部件的有限元网格。最后,利用有限元分析软件(Abaqus, Simulia, Providence, RI, USA)进行生物力学模拟和结果分析。

1.2.2 有限元模型的建立 有限元模型的构建包括 L1~S1 椎体、椎体后方结构、终板、椎间盘和韧带系统。皮质骨厚度为 1 mm<sup>[15]</sup>。椎间盘由纤维环、髓核、上下终板组成。根据组织学资料,椎间盘由 44% 髓核和 56% 纤维环组成,终板厚度为 0.5 mm<sup>[16-20]</sup>。韧带包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、关节囊韧带和横突间韧带。然后将它们设置为仅承受拉伸载荷的桁架单元。除韧带外,有限元模型采用四面体和六面体单元进行网格划分。部件的材料属性如表 1 所示。通过减少正常骨弹性模量建立骨质疏松模型<sup>[21]</sup>,皮质骨和松质骨的弹性模量分别下降 33% 和 66%。

根据 cage 和辅助内固定物的实际参数,利用 Creo8.0 的部件界面构建内固定器械的三维几何模型。其中,cage 是基于美国强生公司 (DePuy Synthes) Oracle cage 建模的。它长 40 mm,宽 22 mm,前高 11 mm,后高 8 mm,前凸 8°。椎弓根螺钉直径 6.5 mm,长度 50 mm。皮质骨螺钉直径 5.0 mm,长度 30 mm。连接棒直径 5.5 mm。选择 cage 和辅助固定物进行四面体网格加工。各部件的详细材料属性见表 1。

以 L3~L5 椎间隙为手术节段,左侧取纤维环、

髓核、软骨终板,保留关节突等后柱结构,将两枚 cage 分别置入 L3~L5 节段,构建单独 cage 模型。在此基础上,通过增加 L3~L5 的双侧椎弓根螺钉和双侧皮质骨螺钉,分别构建双侧椎弓根螺钉模型和双侧皮质骨轨迹螺钉模型。有限元模型如图 1 所示。

表 1 有限元各部位及植入物材料属性

Table 1 Material properties of the finite element model components and implants

部位	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	12 000.0	0.30
松质骨	100.0	0.20
软骨终板	4 000.0	0.30
髓核	1.0	0.49
纤维环	4.2	0.45
前纵韧带	20.0	0.30
后纵韧带	20.0	0.30
黄韧带	19.5	0.30
棘间韧带	11.6	0.30
棘上韧带	15.0	0.30
横突间韧带	58.7	0.30
关节囊韧带	32.9	0.30
椎间融合器	3 500.0	0.30
螺钉与连接棒	110 000.0	0.30

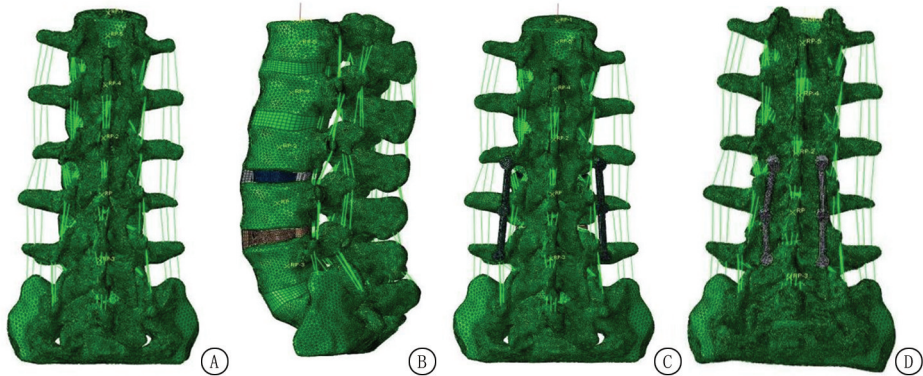


图 1 所有的有限元模型

A.完整骨质疏松模型;B.2个单独 cage;C.2个 cage+ 双侧椎弓根螺钉内固定;D.2个 cage+ 双侧皮质骨轨迹螺钉内固定

Figure 1 All finite element models

1.2.3 边界条件和加载负荷 固定 S1 椎体下表面,约束 S1 椎体下终板所有节点不向任何方向移动。然后,在 L1 上表面施加 400 N 的垂直载荷,模拟生理压缩的轴向载荷(直立状态),施加 10 Nm 的扭转力矩,模拟腰椎前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转和右旋转 6 种不同的生理运动。通过数值计算得到手术邻近节段的活动度、椎间盘和终板应力,并与完整的骨质疏松模型进行比较。另外,比较不同内固定方法的邻近节段活动度、椎间盘和终板应力的差异。

1.2.4 模型验证 将正常完整模型不同运动状态

时 L3~L5 节段活动度与 Yamamoto<sup>[22]</sup> 等的体外实验数据进行了比较。正常完整模型的各节段 ROM 与文献报道吻合较好,验证了完整模型的有效性。

## 2 结 果

2.1 邻近节段活动范围(L2~L3,L5~S1) 与完整骨质疏松模型的活动度相比,各手术模型均增加了邻近节段的活动度。在头端及尾端邻近节段中,单独 cage 模型的活动度增加最小,前屈增加 19.98%~15.20%,后伸增加 12.37%~8.27%,左侧弯增加 11.38%~9.21%,右侧弯增加 11.95%~

9.34%，左旋转增加 8.36%~6.34%，右旋转增加 8.85%~6.60%。双侧椎弓根螺钉内固定模型的活动度增加最大，前屈增加 33.33%~28.99%，后伸增加 26.15%~22.52%，左侧弯增加 19.48%~17.70%，右侧弯增加 19.75%~17.72%，左旋转增加 16.72%~13.21%，右旋转减少 16.92%~13.90%。双侧皮质骨轨迹螺钉内固定模型前屈增加 28.77%~24.91%，后伸增加 20.52%~17.20%，

左侧弯增加 16.43%~14.87%，右侧弯增加 16.78%~15.10%，左旋转增加 12.57%~10.74%，右旋转减少 12.87%~10.98%。双侧皮质骨轨迹螺钉内固定模型的活动度介于前 2 种模型之间，即活动度的增加大于单独 cage 模型小于双侧椎弓根螺钉内固定模型。所有手术模型尾端邻近节段活动度增加的程度小于头端。各模型 L2~L3、L5~S1 节段活动度见表 2、表 3。

表 2 所有模型 L2~L3 的活动度

Table 2 Range of motion at L2-L3 across all models

(n=1,°)

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	5.02	3.45	2.10	2.14	5.14	5.23
单独 cage	6.02	3.88	2.27	2.33	5.72	5.85
双侧椎弓根螺钉	6.70	4.35	2.45	2.50	6.14	6.26
双侧皮质骨轨迹螺钉	6.47	4.16	2.36	2.41	5.98	6.10

表 3 所有模型 L5~S1 的活动度

Table 3 Range of motion at L5-S1 across all models

(n=1,°)

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	11.39	8.73	1.72	1.81	5.36	5.46
单独 cage	13.12	9.45	1.83	1.93	5.86	5.97
双侧椎弓根螺钉	14.69	10.70	1.95	2.06	6.31	6.43
双侧皮质骨轨迹螺钉	14.23	10.23	1.90	2.01	6.16	6.28

## 2.2 邻近节段椎间盘的应力(L2~L3, L5~S1)

各手术模型的邻近节段椎间盘的应力均大于完整的骨质疏松模型。在头端和尾端邻近节段中，双侧椎弓根螺钉内固定模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时的椎间盘应力增加最多，分别增加 42.79%~33.45%、36.84%~31.69%、35.19%~28.66%、35.71%~28.81%、27.71%~21.74%、28.26%~22.67%。单独 cage 模型椎间盘应力增加最少，头端和尾端在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时分别增加 22.08%~20.73%、19.30%~18.58%、19.14%~17.07%、19.64%~17.51%、14.46%~13.04%、15.22%~13.33%。双

侧皮质骨轨迹螺钉内固定模型介于二者之间，头端和尾端在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时分别增加 35.06%~29.45%、29.82%~26.23%、29.01%~25.00%、29.76%~25.42%、21.69%~17.39%、22.83%~18.67%。所有手术模型屈伸状态较其他运动状态增加要大，且头端邻近节段的椎间盘应力增加程度均大于尾端。双侧皮质骨轨迹螺钉内固定模型的头尾端邻近节段之间的椎间盘应力差距小于双侧椎弓根螺钉内固定模型。各模型邻近节段的椎间盘应力大小见表 4、表 5。在所有运动状态中，椎间盘应力增加程度最大的运动状态分布图如图 2 所示。

表 4 所有模型 L2~L3 的椎间盘应力

Table 4 Intervertebral disc stress at L2-L3 across all models

(n=1,MPa)

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	1.54	1.14	0.83	0.92	1.62	1.68
单独 cage	1.88	1.36	0.95	1.06	1.93	2.01
双侧椎弓根螺钉	2.20	1.56	1.06	1.18	2.19	2.28
双侧皮质骨轨迹螺钉	2.08	1.48	1.01	1.13	2.09	2.18

表 5 所有模型 L5~S1 的椎间盘应力

Table 5 Intervertebral disc stress at L5-S1 across all models

( $n = 1, \text{MPa}$ )

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	2.75	1.83	0.69	0.75	1.64	1.77
单独 cage	3.32	2.17	0.78	0.85	1.92	2.08
双侧椎弓根螺钉	3.67	2.41	0.84	0.92	2.11	2.28
双侧皮质骨轨迹螺钉	3.56	2.31	0.81	0.89	2.05	2.22

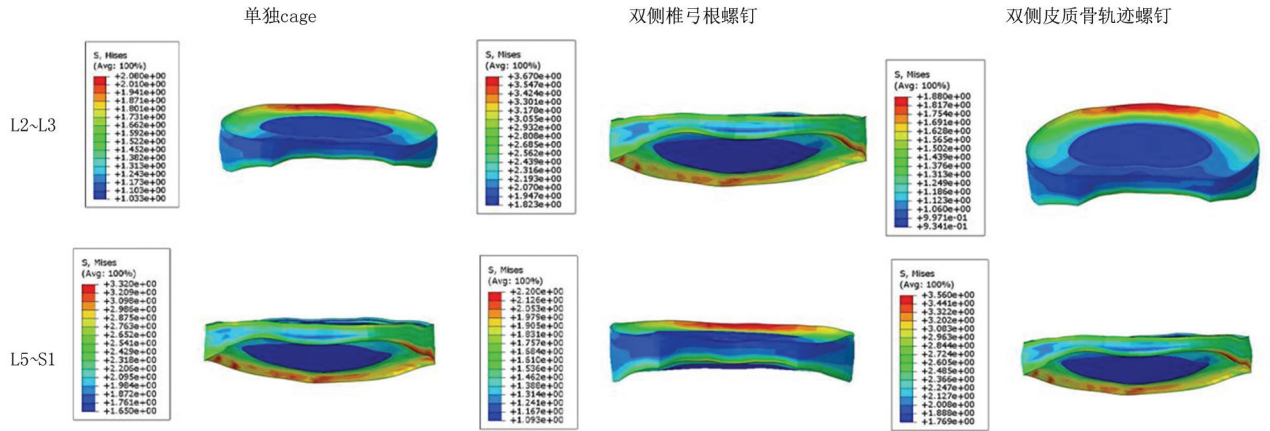


图 2 邻近节段椎间盘应力增加程度最大时的应力分布

Figure 2 Stress distribution in the adjacent segment intervertebral discs under conditions of peak stress increase

2.3 邻近节段终板的应力(L2~L3, L5~S1) 各手术模型的邻近节段终板的应力均大于完整的骨质疏松模型。在头端和尾端邻近节段中, 双侧椎弓根螺钉模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时的椎间盘应力增加最多, 分别增加 52.07%~43.31%、45.22%~35.58%、44.18%~34.03%、44.44%~34.52%、35.37%~27.93%、35.40%~28.01%。单独 cage 模型增加最少, 头端和尾端在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时分别增加 24.56%~19.89%、22.89%~18.75%、22.41%~17.76%、22.54%~17.90%、17.78%~14.08%、17.89%~14.58%。双侧皮质骨轨迹螺钉

模型介于两者之间, 头端和尾端在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时分别增加 42.17%~38.73%、37.36%~30.89%、35.43%~29.76%、35.56%~29.77%、30.21%~25.59%、30.89%~25.93%。所有手术模型终板应力变化与椎间盘应力变化有相同的趋势。即在屈伸时增加大于其他运动状态, 头端邻近节段的椎间盘应力增加程度均大于尾端。双侧皮质骨轨迹螺钉模型的头尾端邻近节段之间的终板应力差距小于双侧椎弓根螺钉模型。各模型邻近节段的终板应力大小见表 6、表 7。在所有运动状态中, 终板应力增加程度最大的运动状态分布图如图 3 所示。

表 6 所有模型 L2~L3 的终板应力

Table 6 The endplate stress at L2-L3 across all models

( $n = 1, \text{MPa}$ )

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	9.09	7.12	5.23	5.31	9.37	9.45
单独 cage	11.32	8.75	6.16	6.26	11.47	11.58
双侧椎弓根螺钉	13.82	10.34	7.08	7.19	13.51	13.65
双侧皮质骨轨迹螺钉	12.92	9.78	6.81	6.95	12.69	12.81

表 7 所有模型 L5~S1 的终板应力

Table 7 The endplate stress at L5-S1 across all models

( $n = 1, \text{MPa}$ )

模型	前屈	后伸	左旋转	右旋转	左侧弯	右侧弯
完整	11.36	8.32	4.26	4.32	10.08	10.11
单独 cage	13.62	9.88	4.86	4.95	11.87	11.92
双侧椎弓根螺钉	16.28	11.28	5.45	5.53	13.51	13.60
双侧皮质骨轨迹螺钉	15.76	10.89	5.35	5.44	13.08	13.12

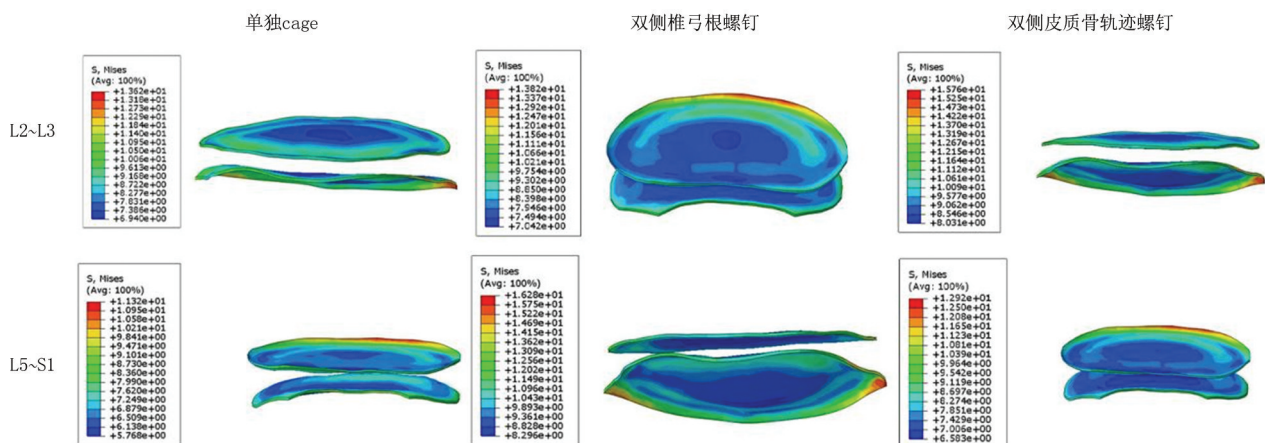


图3 邻近节段终板应力增加程度最大时的应力分布

Figure 3 Stress distribution in the adjacent segment under conditions of peak endplate stress increase

### 3 讨论

邻近节段疾病的危险因素很多,包括年龄、性别、融合方法、融合节段长度、内固定的增加、既往存在退变、骨质疏松、生物力学变化等<sup>[23]</sup>。其中融合后邻近节段生物力学的变化是不可忽视的一个重要因素。因此本研究利用有限元方法对L3~L5双节段融合后头尾邻近节段的生物力学变化进行了分析发现:①各手术模型均增加了邻近节段活动度。单独cage模型的活动度增加最小,所双侧椎弓根螺钉模型的活动度增加最大;②各手术模型的邻近节段椎间盘及终板应力均大于完整的骨质疏松模型。在头端和尾端邻近节段中,双侧椎弓根螺钉模型的椎间盘及终板应力增加最多,单独cage模型增加最少,双侧皮质骨轨迹螺钉模型介于两者之间;③所有手术模型中,头端邻近节段的活动度、椎间盘及终板应力增加的程度均大于尾端,屈伸时更明显。双侧皮质骨轨迹螺钉模型的头尾端邻近节段之间的椎间盘及终板应力差距小于双侧椎弓根螺钉模型。

**3.1 术后邻近节段活动度的变化** 腰椎融合术后,融合节段的活动度降低,导致腰椎节段活动度重新分配,融合节段的活动度会转移至剩余的运动节段,这将导致邻近节段的活动度增加<sup>[24]</sup>。邻近节段活动的增加容易导致脊柱不稳定,从而引起邻近节段疾病。腰椎融合后导致邻近节段活动度增加<sup>[25]</sup>。在有限元研究中证实在L4~L5融合后会导致相邻节段活动度增加<sup>[26]</sup>。一项关于融合后邻近节段活动度变化的体内研究似乎更加能证明融合后邻近节段活动度的增加,该研究利用同步X线动态拍摄了腰椎融合后患者的腰椎活动,结果表明所有患者邻近节段出现屈曲活动或滑动活动增加<sup>[27]</sup>。本研究同样发现术后各模型的邻近节段的活动度均呈现增

大趋势,与既往研究符合,研究结果更加可信。

本研究中结果显示双侧椎弓根螺钉模型及双侧皮质骨轨迹螺钉模型在各种运动状态时邻近节段活动度增加程度均大于单独cage模型。这可能是双侧椎弓根螺钉模型和双侧皮质骨轨迹螺钉模型都增加了内固定,在限制融合节段活动方面更明显,导致邻近节段代偿活动增加所致。Wang等<sup>[28]</sup>通过体外腰椎标本研究了动态固定与模拟融合固定后邻近节段的活动度变化,结果表明动态固定对邻近节段活动度影响较小,而融合固定后邻近节段活动度明显增大,考虑融合后邻近节段代偿活动增加所致。这与我们的有限元研究结果一致。

**3.2 术后邻近节段椎间盘及终板应力的变化** 椎间盘和终板应力增大容易导致纤维环撕裂和软骨终板损伤,引起椎间盘的退变,导致邻近节段疾病的发生。正常椎间盘的血供较少,且较高的应力可能触发软骨终板骨化,甚至损伤终板,影响营养物质传送及破坏局部代谢,从而加速椎间盘退变<sup>[29]</sup>。融合节段刚度增加,导致应力更集中,从而引起邻近节段椎间盘及终板应力的增加<sup>[17]</sup>。Delank等<sup>[30]</sup>通过一项尸体研究也表明与动态固定相比较,刚性固定对邻近节段的生物力学参数影响更大。一项有限元研究<sup>[31]</sup>也表明半刚性内固定材料对邻近节段的旋转活动及椎间盘应力的增加小于刚性固定材料。Cai等<sup>[32]</sup>利用有限元方法分析了3种融合模型后邻近节段生物力学变化,得出的结论是增加内固定引起的手术节段刚度增加和术后软组织损伤会导致患者发生邻近节段疾病的风险升高。本研究中双侧椎弓根螺钉模型和双侧皮质骨轨迹螺钉模型在各种运动状态邻近节段椎间盘及终板应力的增加均大于单独cage模型。这可能是由于增加内固定后导致了刚度的增加。

### 3.3 术后头尾端邻近节段的生物力学参数比较

本研究中显示所有手术模型中,头端邻近节段的活动度、椎间盘及终板应力的增加程度均大于尾端。这表明在 L3~L5 双节段的 OLIF 手术中,更容易出现头端邻近节段的退变甚至疾病。Du 等<sup>[26]</sup>在 L4~L5 水平构建了 3 种不同程度退行性变(轻度、中度、重度)的腰椎退变模型和一个 OLIF 模型。利用有限元分析方法分析得出与健康腰椎模型相比,随着椎间盘退变程度的增加,其邻近节段的活动度及各项力学负荷均随退变程度的增加而增加。在所有的运动方向上,OLIF 模型中 L3~L4 和 L5~S1 节段的活动度及各项力学负荷均高于健康模型和退变模型。与健康模型相比,OLIF 模型中 L3~L4 节段的活动度及各项力学负荷增加最大。OLIF 有增加邻近节段退变的风险,且对头端邻近节段影响更大。Ou 等<sup>[33]</sup>通过对山羊的腰椎进行固定后分析邻近节段的变化,研究发现邻近节段活动度随固定的腰椎节段数量的增加而增加。头端邻近节段的活动度增加大于尾端邻近节段的活动度。本研究中双侧皮质骨轨迹螺钉模型的头尾端之间的椎间盘及终板应力差距小于双侧椎弓根螺钉模型,表明双侧皮质骨轨迹螺钉对头端邻椎的影响程度更小。Sakaura 等<sup>[34]</sup>通过回顾性病例分析表明在后路椎间融合术中,与双侧椎弓根螺钉相比较,双侧皮质骨轨迹螺钉能显著降低早期头端邻近节段疾病的发生率。这与本研究结果一致,尽管所使用的融合方式及融合节段不同。这可能是由于双侧皮质骨轨迹螺钉进针点位于椎弓根狭部且螺钉方向由内下向外上,对上端相邻关节突关节的破坏概率和程度更小。

**3.4 双侧椎弓根螺钉模型与双侧皮质骨轨迹螺钉模型比较分析** 双侧椎弓根螺钉模型邻近节段活动度、椎间盘及终板应力增加程度均大于双侧皮质骨轨迹螺钉模型。因为双侧椎弓根螺钉为三柱固定且螺钉的直径和长度更大,因此对融合节段活动度降低更明显且刚度更大,邻近节段活动度代偿性增加更大,且造成的应力也更集中。Zhang 等<sup>[35]</sup>利用有限元分析方法对 OLIF 联合不同内固定的生物力学进行了分析,研究表明双侧椎弓根螺钉固定后生物力学稳定性最好,刚度更大,优于双侧皮质骨轨迹螺钉固定。

同时,本研究发现所有手术模型中,以上这些参数在屈伸状态时增加程度更大。这可能会使邻近节段疾病发生的潜在风险增大,因为腰椎的主要活动方向是屈伸。

本研究仍有一些局限性。首先,本研究模型与其

他有限元一样均忽略了棘旁肌肉对邻近节段生物力学的影响,无法完美复制人体复杂的生物活性结构。这是有限元研究的普遍缺点,将来的工作中需要开展更多的尸体研究来进一步验证。其次,没有考虑每种手术方式的周围软组织损伤,这可能会影响邻近节段的稳定性。最后,结果可能受到不同程度骨质疏松的影响,本研究未对其进行评估。

### [参考文献]

- [1] Chang MC, Kim GU, Choo YJ, et al. Transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) versus oblique lumbar interbody fusion (OLIF) in interbody fusion technique for degenerative spondylolisthesis: A systematic review and meta-analysis[J]. *Life (Basel)*, 2021, 11(7): 696.
- [2] Chandra VVR, M Prasad BC, Hanu TG, et al. Comparison between Oblique Lumbar Interbody Fusion (OLIF) and Minimally Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion (MISTLIF) for lumbar spondylolisthesis[J]. *Neurol India*, 2022, 70(1): 127-134.
- [3] Deng C, Feng H, Ma X, et al. Comparing oblique lumbar interbody fusion with lateral screw fixation and percutaneous endoscopic transforaminal discectomy (OLIF-PETD) and minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion (MIS-TLIF) for the treatment of lumbar disc herniation complicated with lumbar instability[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2022, 23(1): 1104.
- [4] Cao S, Fan B, Song X, et al. Oblique lateral interbody fusion (OLIF) compared with unilateral biportal endoscopic lumbar interbody fusion (ULIF) for degenerative lumbar spondylolisthesis: A 2-year follow-up study[J]. *J Orthop Surg Res*, 2023, 18(1): 621.
- [5] Zhang X, Guo Y, Li Y. Comparison of the clinical efficacy of two fixation methods combined with OLIF in the treatment of lumbar spondylolisthesis in adult patients[J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17(1): 1-8.
- [6] Tseng SC, Lin YH, Wu YC, et al. Indirect decompression via oblique lumbar interbody fusion is sufficient for treatment of lumbar foraminal stenosis[J]. *Front Surg*, 2022, 9: 911514.
- [7] Chang SY, Chae IS, Mok S, et al. Can indirect decompression reduce adjacent segment degeneration and the associated reoperation rate after lumbar interbody fusion? A systemic review and meta-analysis[J]. *World Neurosurg*, 2021, 153: e435-e445.
- [8] Liu Y, Guan HP, Yu J, et al. How to prevent preoperative adjacent segment degeneration L5/S1 segment occurring postoperative adjacent segment disease? A retrospective study of risk factor analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2025, 20(1): 259.
- [9] Wangsawatwong P, Sawa A, Pereira BA, et al. Does the choice of spinal interbody fusion approach significantly affect adjacent segment mobility? [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2021, 46(21): e1119-e1124.

- [10] Mu X, Li Z, Yin D, et al. Biomechanical effects of fixation of different segments of goat lumbar spine on adjacent segmental motion and intradiscal pressure change[J]. *Med Sci Monit*, 2019, 25: 4885-4891.
- [11] Lu X, Li D, Wang H, et al. Biomechanical effects of interbody cage height on adjacent segments in patients with lumbar degeneration: A 3D finite element study[J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17(1): 325.
- [12] Wang Y, Wang J, Tu S, et al. Biomechanical evaluation of an oblique lateral locking plate system for oblique lumbar interbody fusion: A finite element analysis [J]. *World Neurosurg*, 2022, 160: e126-e141.
- [13] Huang S, Min S, Wang S, et al. Biomechanical effects of an oblique lumbar interbody fusion combined with posterior augmentation: A finite element analysis [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2022, 23(1): 611.
- [14] Zhang S, Liu Z, Lu C, et al. Oblique lateral interbody fusion combined with different internal fixations for the treatment of degenerative lumbar spine disease: A finite element analysis [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2022, 23(1): 206.
- [15] Song C, Chang H, Zhang D, et al. Biomechanical evaluation of oblique lumbar interbody fusion with various fixation options: A finite element analysis[J]. *Orthop Surg*, 2021, 13(2): 517-529.
- [16] Cai XY, Bian HM, Chen C, et al. Biomechanical study of oblique lumbar interbody fusion (OLIF) augmented with different types of instrumentation: A finite element analysis [J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17(1): 269.
- [17] Pei B, Xu Y, Zhao Y, et al. Biomechanical comparative analysis of conventional pedicle screws and cortical bone trajectory fixation in the lumbar spine: An in vitro and finite element study [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2023, 11: 1060059.
- [18] Wang Z, Ma R, Cai Z, et al. Biomechanical evaluation of stand-alone oblique lateral lumbar interbody fusion under 3 different bone mineral density conditions: A finite element analysis[J]. *World Neurosurg*, 2021, 155: e285-e293.
- [19] Cai XY, Sun MS, Huang YP, et al. Biomechanical effect of L(4) -L(5) intervertebral disc degeneration on the lower lumbar spine: A finite element study[J]. *Orthop Surg*, 2020, 12(3): 917-930.
- [20] Tan QC, Liu ZX, Zhao Y, et al. Biomechanical comparison of four types of instrumentation constructs for revision surgery in lumbar adjacent segment disease: A finite element study [J]. *Comput Biol Med*, 2021, 134: 104477.
- [21] Fan K, Zhang D, Xue R, et al. Biomechanical analysis of double-level oblique lumbar fusion with different types of fixation: A finite element-based study[J]. *Orthop Surg*, 2023, 15(5): 1357-1365.
- [22] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [23] Hashimoto K, Aizawa T, Kanno H, et al. Adjacent segment degeneration after fusion spinal surgery—a systematic review [J]. *Int Orthop*, 2019, 43(4): 987-993.
- [24] Hsieh YY, Chen CH, Tsuang FY, et al. Removal of fixation construct could mitigate adjacent segment stress after lumbosacral fusion: A finite element analysis [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2017, 43: 115-120.
- [25] Cannizzaro D, Anania CD, Safa A, et al. Lumbar adjacent segment degeneration after spinal fusion surgery: A systematic review and meta-analysis [J]. *J Neurosurg Sci*, 2023, 67(6): 740-749.
- [26] Du CF, Cai XY, Gui W, et al. Does oblique lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease: A finite element analysis [J]. *Comput Biol Med*, 2021, 128: 104122.
- [27] Wawrose RA, LeVasseur CM, Byrapogu VK, et al. In vivo changes in adjacent segment kinematics after lumbar decompression and fusion[J]. *J Biomech*, 2020, 102: 109515.
- [28] Wang W, Kong C, Pan F, et al. Biomechanical comparative analysis of effects of dynamic and rigid fusion on lumbar motion with different sagittal parameters: An in vitro study [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10: 943092.
- [29] Yang X, Karic DSA, Vleggeert-Lankamp CLA. Association between modic changes, disc degeneration, and neck pain in the cervical spine: A systematic review of literature[J]. *Spine J*, 2020, 20(5): 754-764.
- [30] Delank KS, Gercek E, Kuhn S, et al. How does spinal canal decompression and dorsal stabilization affect segmental mobility? A biomechanical study[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2010, 130(2): 285-292.
- [31] Zhang M, Ren W, Mo Z, et al. Biomechanics of adjacent segment after three-level lumbar fusion, hybrid single-level semi-rigid fixation with two-level lumbar fusion[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2022, 25(4): 455-463.
- [32] Cai P, Xi Z, Deng C, et al. Fixation-induced surgical segment's high stiffness and the damage of posterior structures together trigger a higher risk of adjacent segment disease in patients with lumbar interbody fusion operations[J]. *J Orthop Surg Res*, 2023, 18(1): 371.
- [33] Ou Y, Xiao Z, Wei J, et al. Upper and lower adjacent segment range of motion after fixation of different lumbar spine segments in the goat: An in vitro experiment[J]. *J Int Med Res*, 2021, 49(6): 3000605211020219.
- [34] Sakaura H, Ikegami D, Fujimori T, et al. Early cephalad adjacent segment degeneration after posterior lumbar interbody fusion: A comparative study between cortical bone trajectory screw fixation and traditional trajectory screw fixation[J]. *J Neurosurg Spine*, 2019, 32(2): 155-159.
- [35] Zhang S, Liu Z, Lu C, et al. Oblique lateral interbody fusion combined with different internal fixations for the treatment of degenerative lumbar spine disease: A finite element analysis [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2022, 23(1): 206.