



DOI:10.12404/j.issn.1671-1815.2403617

引用格式:富荣昌,张怀悦,王召耀.特发性脊柱侧凸矫正手术不同置钉体系生物力学对比[J].科学技术与工程,2025,25(5):1840-1849.

Fu Rongchang, Zhang Huaiyue, Wang Zhaoyao. Biomechanical comparison of different nail placement systems in idiopathic scoliosis correction surgery[J]. Science Technology and Engineering, 2025, 25(5): 1840-1849.

医药、卫生

## 特发性脊柱侧凸矫正手术不同置钉体系 生物力学对比

富荣昌,张怀悦,王召耀

(新疆大学智能制造现代产业学院,乌鲁木齐 830017)

**摘要** 为了探究特发性脊柱侧凸畸形时不同内固定系统对术后脊柱的生物力学特性影响,从生物力学的角度为内固定系统的改进提供理论依据。基于逆向工程、拓扑优化及有限元建模技术,以实际病例为例,建立特发性脊柱侧凸脊柱有限元模型;对个性化融合器进行设计;建立全置钉与间隔置钉两种不同的内固定系统。模拟特发性脊柱侧凸手术,对比术后不同置钉系统下,脊柱与内固定系统在各生理工况下的生物力学差异。结果表明:皮质骨与松质骨在全置钉方案下平均应力较间隔置钉分别提高了17.19%、12.37%;纤维环基质与髓核最大等效应力在间隔置钉下较全置钉分别提高了1.78%、1.1%;椎弓根螺钉最大等效应力在全置钉下较间隔置钉提高了11.64%;椎间融合器平均应力在全置钉下较间隔置钉提高了6.15%。可知,相较于间隔置钉方案,全置钉方案在椎骨安全性上较优,但是螺钉滑移与脱落风险较高;相较于全置钉方案,间隔置钉方案椎骨融合效果更好,有效缓解了应力遮挡,但是产生骨质增生几率有所增加。

**关键词** 特发性脊柱侧凸;内固定系统;椎弓根螺钉;融合器;有限元

中图法分类号 R318.01;

文献标志码 A

### Biomechanical Comparison of Different Nail Placement Systems in Idiopathic Scoliosis Correction Surgery

FU Rong-chang, ZHANG Huai-yue, WANG Zhao-yao

(College of Intelligent Manufacturing Modern Industry, Xinjiang University, Urumqi 830017, China)

**[Abstract]** In order to explore the effects of different internal fixation systems on the biomechanical characteristics of the spine after orthopedic idiopathic scoliosis, a theoretical basis for the improvement of the internal fixation system was provided from the perspective of biomechanics. Based on reverse engineering, topology optimization and finite element modeling techniques, the finite element model of idiopathic scoliosis was established by taking actual cases as examples. The personalized fusion device was designed. Two kinds of internal fixation systems were established, namely full fixation and interval fixation. To simulate idiopathic scoliosis surgery and compare the biomechanical differences between spine and internal fixation system under different physiological conditions. The results show that the average stress of cortical bone and cancellous bone is increased by 17.19% and 12.37%, respectively, compared with that of interlocking nails. The maximum equivalent stress of fibrous annulus matrix and nucleus pulposus is increased by 1.78% and 1.1%, respectively, compared with that of full nailing. The maximum equivalent stress of pedicle screws is 11.64% higher than that of interlocking screws. The average stress of interbody fusion is increased by 6.15% compared with that of interbody fusion. In conclusion, compared with the interspaced nailing scheme, the total nailing scheme is better in vertebrae safety, but the risk of screw slip and screw loss is higher. Compared with the total nailing scheme, the interstice nailing scheme has better spinal fusion effect and effectively alleviates stress occlusion, but the incidence of bone hyperplasia is increased.

**[Keywords]** idiopathic scoliosis; internal fixation system; pedicle screw; fusion device; finite element

特发性脊柱侧凸<sup>[1]</sup> (idiopathic scoliosis, IS) 是指冠状面 Cobb 角超过 10°,且排除其他先天性、功

能性、病理性等原因<sup>[2]</sup>所产生的脊柱畸形。对患者外观、发育及心肺功能皆有影响,甚至造成脊髓神

收稿日期:2024-05-16 修订日期:2024-11-21

基金项目:国家自然科学基金(32260235)

第一作者:富荣昌(1965—),男,锡伯族,新疆伊犁人,硕士,副教授。研究方向:骨的生物力学及血流动力学。E-mail:2781642414@qq.com。

投稿网址:www.stae.com.cn

经功能障碍。发病原因尚未完全掌握<sup>[3]</sup>,在青少年中发病率为1%~3%<sup>[4]</sup>。依据侧凸的进展与脊柱的发育程度<sup>[5]</sup>,部分患者还需进行手术治疗。

目前,IS内固定手术治疗方法有:前路固定、后路固定以及前后路联合固定。前路固定手术在置钉时需刺穿椎骨两侧皮质,此举有损伤胸主动脉的风险<sup>[6]</sup>。后路固定手术可规避前路固定手术产生的肺部损伤<sup>[7]</sup>及胸廓破坏<sup>[8]</sup>。此外,后路固定手术较前路固定手术矫形效果好,矫形力量强,且有稳定的三柱固定<sup>[9]</sup>。故IS手术多采用后路固定。后路内固定系统大都由椎弓根螺钉、矫形棒及连接棒组成,部分融合困难椎体还需植入椎间融合器以促进融合。当前,针对内固定系统的研究已经开展。例如,Remco等<sup>[10]</sup>建立了5种不同胸腰椎固定术,探究其对术后并发症的影响;李冠军等<sup>[11]</sup>采用微创经皮椎弓根内固定术治疗胸腰椎骨折,发现该固定术更有利于愈合,值得临床推广;罗辉卿等<sup>[12]</sup>探究了改良皮质骨螺钉技术与传统方法对腰椎L4~L5的影响,发现改良皮质骨螺钉技术的机械稳定性更好,且在临床应用方面具有一定价值;赵宏涛等<sup>[13]</sup>比较传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉固定技术对脊柱力学性能的影响,发现皮质骨轨迹椎弓根螺钉技术更利于术后脊柱生理功能的恢复。以上研究探究了不同后路内固定方式对脊柱椎体的影响,对术后椎体融合具有重要的意义。但是,并未考虑内固定方式中的置钉数量、排列方式对脊柱融合的影响。

因个体差异,患者最佳螺钉植入数量暂无统计学及定性定量的分析,螺钉数量多靠医生凭经验选取。内固定系统中椎弓根螺钉数目、排列的不同势必影响IS术后生物力学特性,不当的内固定系统会影响椎骨安全性,产生骨质增生与应力遮挡等脊柱疾病,严重的会使椎弓根螺钉产生滑移甚至脱落。因此在特发性脊柱侧凸矫正手术时探究不同的置钉数量、排列方式对患者生物力学的影响,对内固定系统的进一步优化具有重要意义。又因有限元分析具有可重复、无创伤、数据准确等特点,运用有限元技术可精确获取IS的几何、力学信息,并可于术前模拟不同手术方案下的矫形结果,辅助医生选取最佳手术方案。

针对当前研究现状,现基于逆向工程、拓扑优化及有限元建模技术,建立IS脊柱有限元模型;设计个性化融合器;建立两种椎弓根螺钉数量不同的IS内固定系统:全置钉和间隔置钉。模拟IS手术,分别以椎骨应力、椎间盘应力、椎弓根螺钉以及融合器应力为椎骨安全、骨质增生、螺钉滑移脱落以及应力遮挡的评价指标;对比术后不同置钉系统

下,脊柱、融合器及钉棒系统在各生理工况下的生物力学性能。以期能够进一步满足临床需要,并为个性化IS内固定系统设计提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 建立畸形胸腰椎T1~L5节段模型

模型原始数据取自新疆医科大学第六附属医院影像科。患者基本信息为:女;23岁;身高140 cm;体重57 kg;术前站立位cobb角上胸弯45°,主胸弯154°,仰卧位上胸弯41°,主胸弯159°,左侧屈位上胸弯36°,主胸弯167°,右侧屈位上胸弯52°,主胸弯144°。经患者本人同意并签署《知情同意书》后,提取其术前脊柱计算机断层扫描三维图像,以DICOM格式保存。患者术前脊柱信息如图1(a)所示:患者凹侧为左侧,属于极重度脊柱畸形,胸T7~T11共5个椎体形成融合椎,几乎无任何柔韧度,该病例是一例重度僵硬性脊柱侧后凸畸形。

将DICOM文件导入Mimics 21.0软件中,提取T1~L5椎体几何轮廓;并导入逆向工程软件中,重建椎体几何模型轮廓,对复杂曲面进行拟合处理;将重建后的椎体曲面导入Hypermesh 14.0软件中,构建出椎体间的纤维环、髓核与关节软骨区域。纤维环与髓核在椎间盘中的体积占比分别为56%与44%<sup>[14]</sup>,研究节段较多,为减小计算量,椎间盘建模时,仅考虑纤维环基质与髓核部分。将模型导入有限元分析软件中,根据解剖学结构,确定前纵、后纵、横突、棘间、棘上、黄、关节囊等7种韧带空间位置,以及各个韧带的截面厚度<sup>[15]</sup>,于相邻椎体处取点相连,将其模拟为多根带有截面厚度的线单元,完成术前患者的IS脊柱有限元模型建立,如图1(b)所示。

### 1.2 内固定系统与个性化融合器的设计与建模

模拟后路固定手术设计内固定系统。临床常用椎弓根螺钉系统、脊柱选择性融合以及椎体去旋转三者联合进行后路手术矫形。

椎弓根螺钉系统由椎弓根螺钉、矫形棒及连接棒组成,三者材料皆为医用钛合金。螺钉直径5.5 mm,钉长35 mm;建模时采用无螺纹模型<sup>[16]</sup>,进钉方向垂直于椎板,且与上终板平行。矫形棒直径为5.5 mm,矫形棒与螺钉连接,向上下端逐级传递三柱固定的去旋力。连接棒与矫形棒相连,起连接与固定作用。

术中植入椎间融合器以保证脊柱选择性融合效率,参照国家标准,使用医用钛合金<sup>[17]</sup>作为个性化融合器材料,结合Closkey<sup>[18]</sup>提出的椎间融合器接触面占比理论,利用拓扑优化技术设计建立个性化融合器模型,获得的融合器如图1(c)所示。

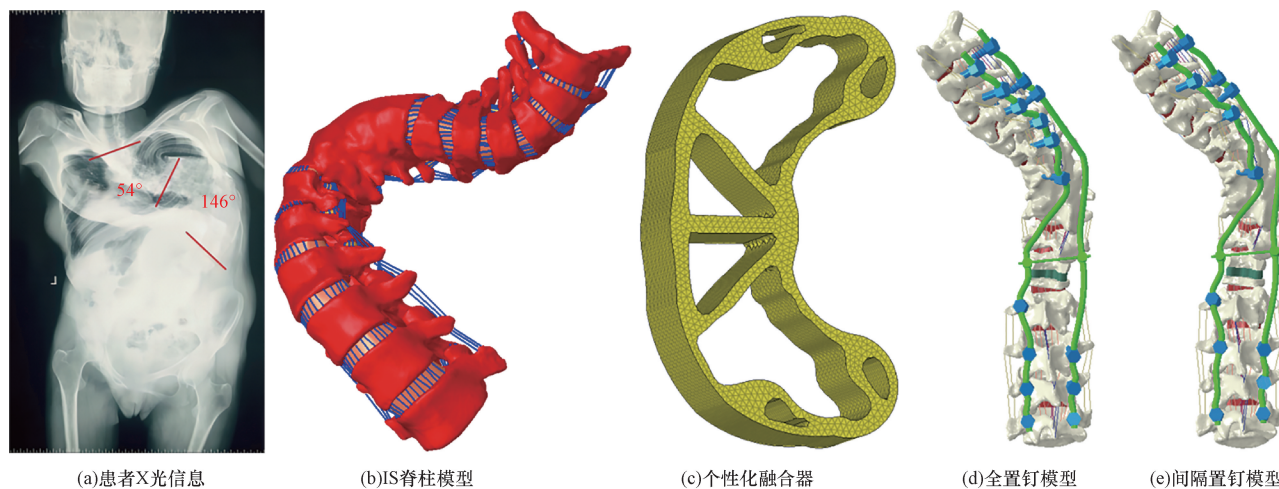


图1 IS手术建模过程

Fig. 1 IS surgery modelling process

### 1.3 建立胸腰椎畸形矫正模型

在符合临床实际的情况下,为了探究置钉数量、排列方式对脊柱各部分与内固定系统的生物力学性能的影响。按照置钉数量、排列方式的不同,与新疆医科大学第六附属医院医生讨论,设计两种置钉方案,其一为全置钉,除后路过薄无法置钉的侧凸椎体外,皆植入椎弓根螺钉,置钉节段为左侧胸 T2 ~ T7 椎体;腰 L2 ~ L5 椎体;右侧胸 T2、T4、T5 椎体;腰 L3 ~ L5 椎体,共 16 节椎弓根螺钉,如图 1(d) 所示。其二为左侧间隔置钉,右侧全置钉;置钉节段为左侧胸 T2、T3、T5、T7 椎体,去除 T4、T6 椎体螺钉;腰 L2、L3、L5 椎体,去除 L4 椎体螺钉。共 13 节椎弓根螺钉,如图 1(e) 所示。

因胸 T7 ~ T11 是融合椎,可看成一个僵硬的整体,且从临床角度对其进行截骨操作风险极高,故未对这一融合体进行截骨操作。选取 L1 椎体进行脊柱选择性融合,对腰 L1 椎体行经椎弓根椎体截骨术,分为上下两部分,分别命名 L1S、L1X;植入个性化椎间融合器,该步骤可以矫正局部脊柱后凸畸形和侧凸畸形。在 L1 椎体处安装凹侧连接棒对相邻螺钉之间进行适当撑开;安装凸侧连接棒,相邻螺钉进行适当闭合操作,以矫正脊柱侧凸畸形。

使用 Solidworks 2022 完成两种置钉方案的设计、装配;模拟手术过程,植入内固定系统并生成实体模型。忽略融合器与腰 L1 之间微小的相对滑动,建立融合器上下端面与 L1 绑定接触对;内固定系统视为一个整体;以简化后的共节点连接代替椎弓根螺钉与椎骨的螺纹固定。建模过程如图 1 所示。

### 1.4 网格划分与载荷约束

皮质骨采用三角形壳单元进行模拟,厚度设为

1 mm<sup>[19]</sup>;松质骨采用四面体与五面体混合单元进行模拟;终板采用矩形单元模拟;纤维环基质、髓核与软骨皆采用八节点六面体单元模拟;韧带仅受拉不受压,使用 1D 杆系桁架单元模拟。融合器采用 4 面体单元进行模拟,各结构的材料属性如表 1 所示<sup>[20-25]</sup>。椎弓根螺钉系统与融合器均为线弹性各向同性材料。

正常活动时,脊柱端面除了受相邻椎体传递的重力法向分量;亦受到相应工况的力矩。以体重 57 kg 的患者为研究对象。根据人体测量方法,对 L5 椎体的下表面施加全约束,限制其 6 个自由度;沿 T1 椎体上端面法向施加 200 N 的均布载荷模拟直立;建立 6 个力矩,分别对应前屈、后伸、左扭、右扭、左屈与右屈;力矩大小为 7 N·m<sup>[26]</sup>。

表 1 腰椎模型各部分单元选择与材料参数  
Table 1 Unit selection and material parameters for each part of the lumbar spine model

模型结构	单元类型	弹性模量/ MPa	泊松比	横截面积/ mm <sup>2</sup>
皮质骨	S4R/S3	12 000	0.3	—
松质骨	C3D8R/C3D4	100	0.2	—
终板	S4R	24	0.4	—
纤维环基质	C3D10	4.2	0.3	—
髓核	C3D10	1	0.49	—
关节软骨	C3D8R	20	0.3	—
前纵韧带(ALL)	T3D2	7.8	0.3	63.7
后纵韧带(PLL)	T3D2	10	0.3	20
黄韧带(LF)	T3D2	15	0.3	40
棘间韧带(ISL)	T3D2	10	0.3	40
棘上韧带(SSL)	T3D2	8	0.3	30
横突韧带(TL)	T3D2	10	0.3	1.8
关节囊韧带(CL)	T3D2	20	0.3	30
钛合金	C3D8R	110 000	0.32	—

## 2 研究结果

### 2.1 模型有效性验证

模型为畸形脊柱,无法对整体进行有效性验证,取相对健康的腰 L5 ~ L4 节段进行模型有效性验证,对 L5 椎体的下表面施加约束,固定其节点的 6 个自由度;在 L4 椎体的上表面分别均匀施加 500、1 000、1 500、2 000 N 的轴向载荷,用以模拟模型的轴向位移<sup>[27]</sup>。将计算结果与实验结果相对比,从而验证模型的有效性。

在 500、1 000、1 500 以及 2 000 N 的均布轴向下,其椎体的轴向位移分别为 0.35、0.54、0.81 与 1.08 mm。如图 2 所示,其轴向压力-轴向位移曲线与 Shahraki 等<sup>[28]</sup>、Markolf 等<sup>[29]</sup>、Brown 等<sup>[30]</sup>,在相同条件下的离体实验与有限元分析中,各个载荷下

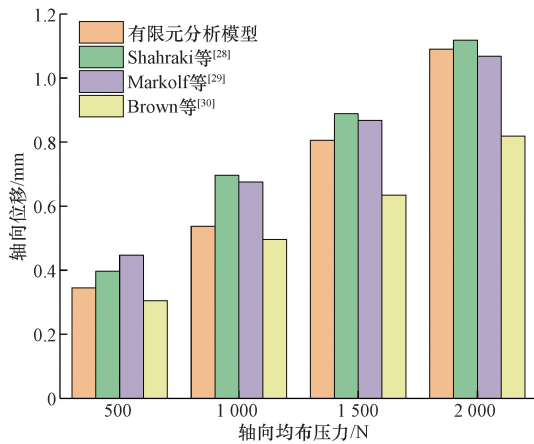


图2 不同均布压力下椎体轴向位移

Fig. 2 Axial displacement curve of vertebral body under different uniform pressure

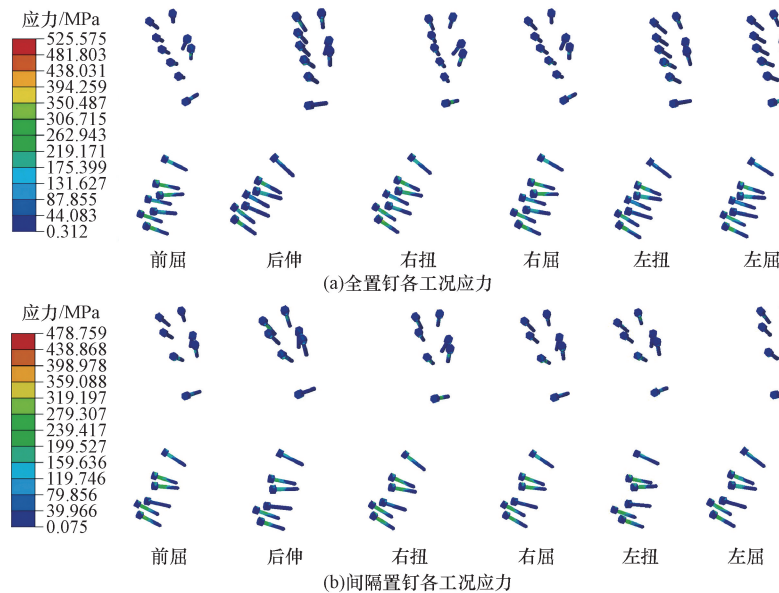


图3 椎弓根螺钉有限元计算结果

Fig. 3 Finite element calculation results for pedicle screws

的轴向位移都在参考文献的综合范围以内,故模型的可靠性与有效性得以验证。

如表 2 所示,通过 3 种网格尺寸的模型的应力对比,0.9 mm 网格的模型与 0.7 mm 网格模型各结构的应力相差全部小于 5%,证明网格模型是收敛的<sup>[31]</sup>。1.3 mm 网格的模型各结构的应力最大相差 7.8%,使用的网格大小为 0.9 mm,能够保证模型对于网格大小的无关性,证明了模型的有效性。

表 2 不同网格尺寸下各结构的应力

Table 2 Stress of each structure under different grid sizes

结构	应力/MPa			0.7 mm 与	0.7 mm
	0.7 mm	0.9 mm	1.3 mm	0.9 mm 相差	与 1.3 mm
				百分比/%	相差百分比/%
皮质骨	82.57	78.59	76.14	4.8	7.8
小关节	111.8	116.6	112.7	4.3	0.81
松质骨	26.97	26.42	26.05	2.03	3.4
基质	7.829	7.987	7.903	2.01	0.95
髓核	0.526	0.529	0.530	0.57	0.76
终板	7.265	7.269	7.271	0.055	0.083

### 2.2 有限元计算结果

IS 在两种矫正置钉方案下螺钉应力如图 3(a) 和图 3(b) 所示,以 Von Mises 最大等效应力为应力指标。全置钉螺钉后伸工况应力最大,为 525.6 MPa,位于 L5 椎体右侧椎弓根螺钉处;间隔置钉应力最大工况亦为后伸,同样位于 L5 椎体右侧螺钉处,其值为 478.8 MPa。全置钉最大应力提高了 11.64%。IS 术后各部分平均应力对比与最大等效应力对比如表 3、表 4 所示。

### 2.3 椎骨应力对比

如图 4(a) 所示,左屈工况间隔置钉方案皮质骨

表3 脊柱各部分平均应力对比

Table 3 Comparison of average stresses in various parts of the spine

项目	全置钉平均应力/MPa	间隔置钉平均应力/MPa	( $\Delta\delta/\delta_{\min}$ )/%
皮质骨	75.93	64.79	17.19
松质骨	6.45	5.74	12.37
纤维环基质	2.30	2.26	1.77
髓核	0.34	0.41	20.59
椎弓根螺钉	255.69	249.33	2.55
融合器	1.90	1.79	6.15

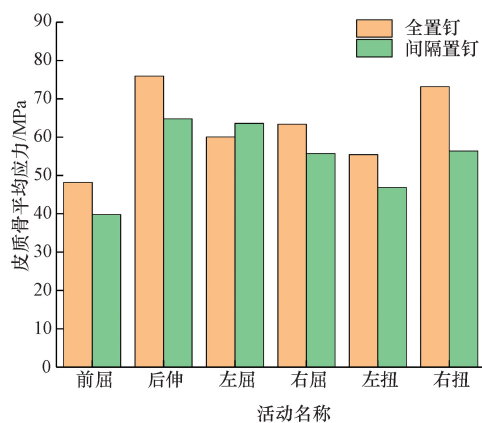
注: $\Delta\delta$ 为脊柱各部分在全置钉和间隔置钉下的应力差值; $\delta_{\min}$ 为脊柱各部分在全置钉和间隔置钉下的应力最小值。

表4 脊柱各部分最大等效应力对比

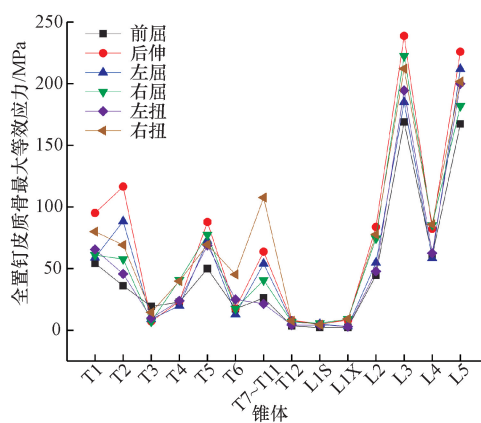
Table 4 Comparison of maximum equivalent stresses in various parts of the spine

项目	全置钉最大应力/MPa	间隔置钉最大应力/MPa	( $\Delta\delta/\delta_{\min}$ )/%
皮质骨	238.70	229.80	3.87
松质骨	20.01	19.38	3.25
纤维环基质	15.44	15.61	1.10
髓核	2.22	2.28	2.70
椎弓根螺钉	525.60	478.80	9.77
融合器	23.04	21.89	5.25

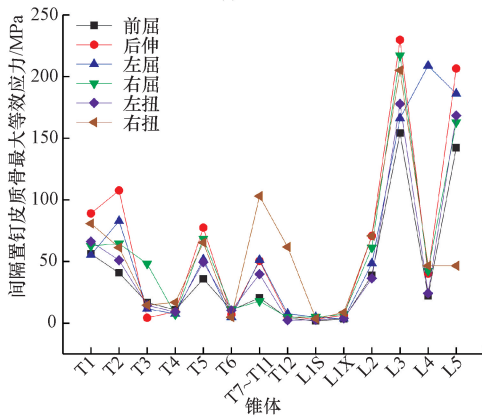
注: $\Delta\delta$ 为脊柱各部分在全置钉和间隔置钉下的应力差值; $\delta_{\min}$ 为脊柱各部分在全置钉和间隔置钉下的应力最小值。



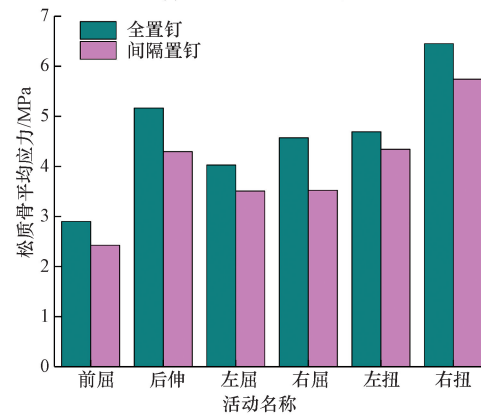
(a)皮质骨平均应力



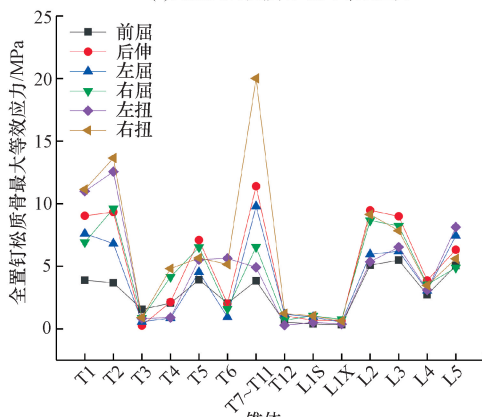
(b)全置钉皮质骨最大等效应力



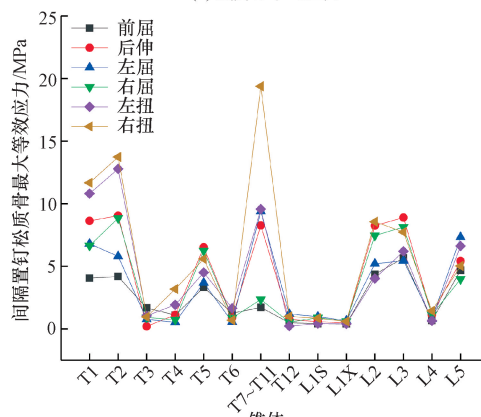
(c)间隔置钉皮质骨最大等效应力



(d)松质骨平均应力



(e)全置钉松质骨最大等效应力



(f)间隔置钉松质骨最大等效应力

图4 椎体应力结果

Fig. 4 Vertebral stress results

平均应力高于全置钉;其余工况,全置钉皮质骨平均应力皆高于间隔置钉。全置钉皮质骨平均应力最大工况为后伸,其值 75.93 MPa;间隔置钉平均应力最大工况亦为后伸,其值 64.79 MPa。全置钉皮质骨最大平均应力提高了 17.19%。

各节段皮质骨 Von Mises 应力如图 4(b) 和图 4(c) 所示,全置钉应力最大椎体为后伸工况 L3,为 238.7 MPa;间隔置钉应力最大椎体、工况与全置钉一致,为 229.8 MPa。全置钉椎体皮质骨最大等效应力提高了 3.87%。

松质骨平均应力如图 4(d) 所示,全置钉松质骨平均应力各工况皆高于间隔置钉。全置钉松质骨平均应力最大工况为右扭,为 6.45 MPa;间隔置钉松质骨平均应力最大工况亦为右扭,为 5.74 MPa。全置钉松质骨最大平均应力提高了 12.37%。

各节段松质骨应力如图 4(e)、图 4(f) 所示,全置钉应力最大椎体为右扭工况融合椎 T7~T11,为 20.01 MPa;间隔置钉应力最大椎体与工况与全置钉一致,为 19.38 MPa。全置钉椎体松质骨最大等效应力提高了 3.25%。

#### 2.4 椎间盘应力对比

由图 5(a) 可知,前屈与左扭工况,间隔置钉纤维环基质平均应力大于全置钉。全置钉纤维环基质平均应力于右扭工况最大,为 2.3 MPa;间隔置钉纤维环基质平均应力最大工况亦为右扭,为 2.26 MPa。全置钉纤维环基质最大平均应力提高了 1.77%。

各椎间纤维环基质应力如图 5(b)、图 5(c) 所示,不论工况与置钉方式,T1、T2 纤维环基质应力皆大于其余椎间纤维环基质。各方案纤维环基质应力最大工况皆为右扭,全置钉应力值 15.44 MPa,间隔置钉应力值 15.61 MPa。间隔置钉纤维环基质应力提高了 1.1%。

前屈与右扭工况,间隔置钉髓核平均应力较全置钉大,如图 5(d) 所示,其余工况,全置钉髓核平均应力较间隔置钉大。全置钉髓核平均应力最大工况为右扭,为 0.34 MPa;间隔置钉髓核平均应力最大为右扭工况下 0.41 MPa。间隔置钉方案下髓核平均应力最大值提高了 20.59%。

如图 5(e)、图 5(f) 所示,与纤维环基质相似,T1、T2 椎间髓核应力在各方案与工况下皆较其余椎间髓核大,全置钉髓核应力最大值为 2.22 MPa;间隔置钉髓核最大应力值为 2.28 MPa,皆为右扭工况。间隔置钉髓核最大应力提高了 2.7%。

#### 2.5 钉棒、融合器应力对比

椎弓根螺钉平均应力如图 6(a) 所示,前屈、右

扭工况,间隔置钉方案椎弓根螺钉平均应力较全置钉大。后伸工况,全置钉椎弓根螺钉平均应力达到最大,为 255.69 MPa;间隔置钉椎弓根螺钉平均应力最大工况为右扭,为 249.33 MPa。全置钉椎弓根螺钉最大平均应力提高了 2.55%。

融合器最大等效应力如图 6(b) 所示,前屈、左屈及左扭工况,间隔置钉融合器应力极值较全置钉大。融合器应力最大工况为右扭,全置钉与间隔置钉融合器最大等效应力分别为 23.04 MPa 和 21.89 MPa。全置钉融合器所受最大等效应力提高了 5.25%。

考虑各节点所得到融合器平均等效应力如图 6(c) 所示,前屈、左屈工况,间隔置钉融合器平均等效应力较全置钉大。两种方案融合器平均等效应力最大工况皆为右扭,全置钉与间隔置钉融合器应力分别为 1.9 MPa 和 1.79 MPa。全置钉融合器平均等效应力提高了 6.15%。

### 3 讨论

主要针对 IS 严重畸形的志愿者进行研究,所提出的手术置钉方案均是针对该志愿者进行的个性化设计,主要通过有限元分析技术探究个性化手术置钉方案对该志愿者术后脊柱生物力学特性的影响。

皮质骨平均应力与最大等效应力,在全置钉方案下分别提高了 17.19% 与 3.87%,即该病例皮质骨应力与椎弓根螺钉数量正相关。这可能是由于全置钉椎弓根螺钉系统对脊柱自由度限制较间隔置钉大,从而导致部分椎间传递的载荷经由椎弓根螺钉作用于椎骨上,使得全置钉方案下椎骨应力大于间隔置钉方案。

全置钉方案下,松质骨平均应力与最大等效应力分别提高了 12.37% 与 3.25%。等效应力在融合椎处取最大值,且应力极值点位于螺钉近椎弓根内侧,这是因为 IS 患者椎弓根凹侧宽度细窄,椎弓根螺钉的植入进一步减小壁厚,导致椎弓根螺钉处松质骨产生较大应力。

根据 Hueter-Volkman 原理<sup>[32]</sup>,在椎骨应力集中处,骨的生长受到抑制,甚至停止发育;应力集中消失,骨的发育恢复正常。置钉节段椎体,其应力较未置钉大,皆在螺钉孔处取最大值。仅从术后安全性看,全置钉对椎骨空间位置及自由度的限制较间隔置钉更大,使得全置钉方案在椎骨安全性上,优于间隔置钉。但无论何种方案,皆会在螺钉孔处使椎体产生应力集中,术后需将内固定系统及时取出,以免抑制骨的生长。

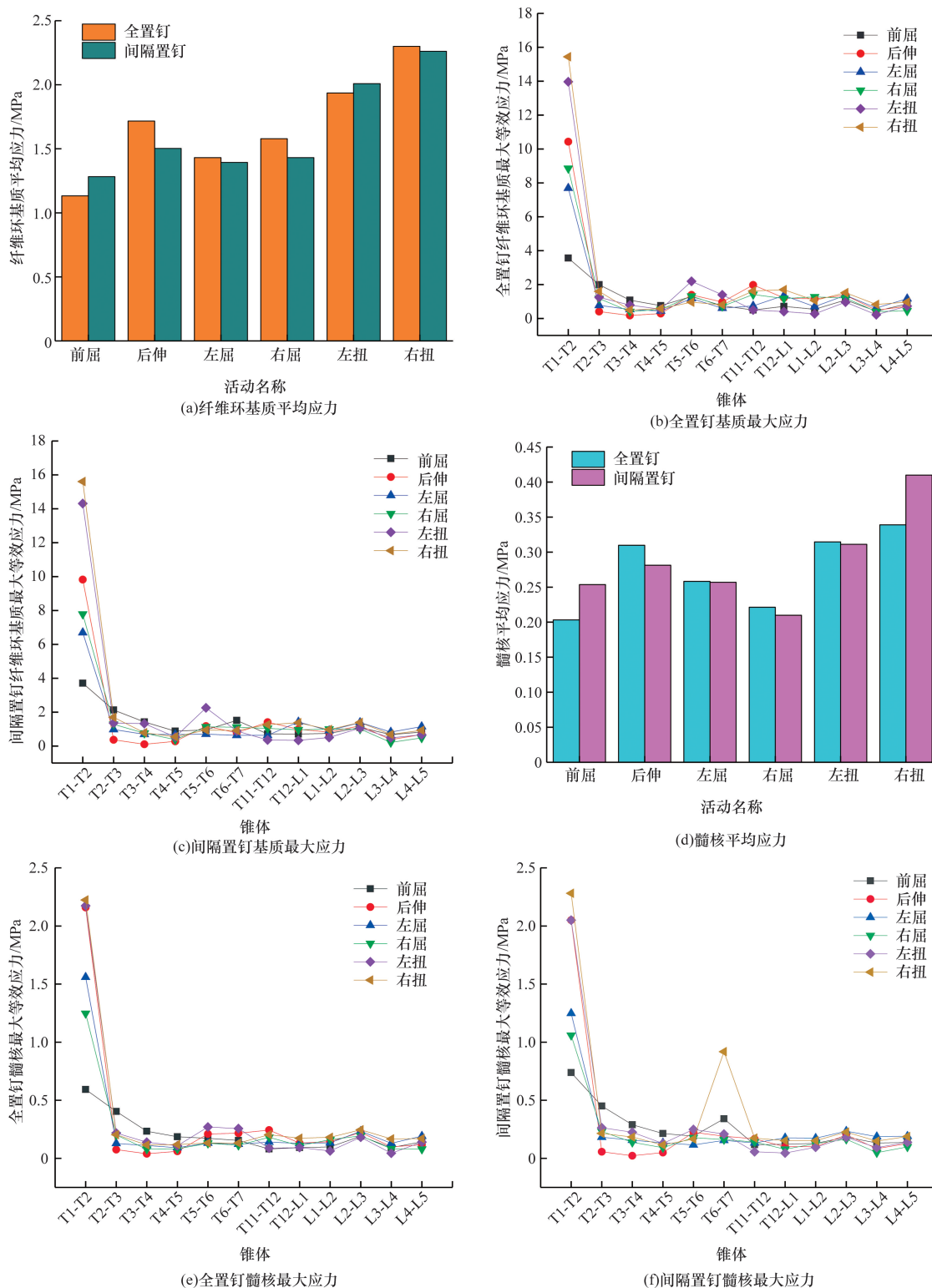


图5 椎间盘应力结果

Fig. 5 Intervertebral disc stress results

纤维环基质在全置钉方案取得平均应力极大值,提高了1.77%。从各椎间纤维环基质最大等效应力看,间隔置钉应力提高了1.1%。髓核间隔置钉平均应力与最大等效应力,较全置钉分别提高了20.59%、2.7%。此病例从T2椎体进行置钉,部分

椎间传递的载荷受椎弓根螺钉系统影响在T1椎体处堆积,提高了T1、T2椎间盘整体应力。椎间盘长期保持高应力状态会产生磨损,导致局部纤维失稳,椎骨产生骨刺进行代偿,以维持椎间稳定,从而分散椎间应力,此现象即为骨质增生。间隔置钉方

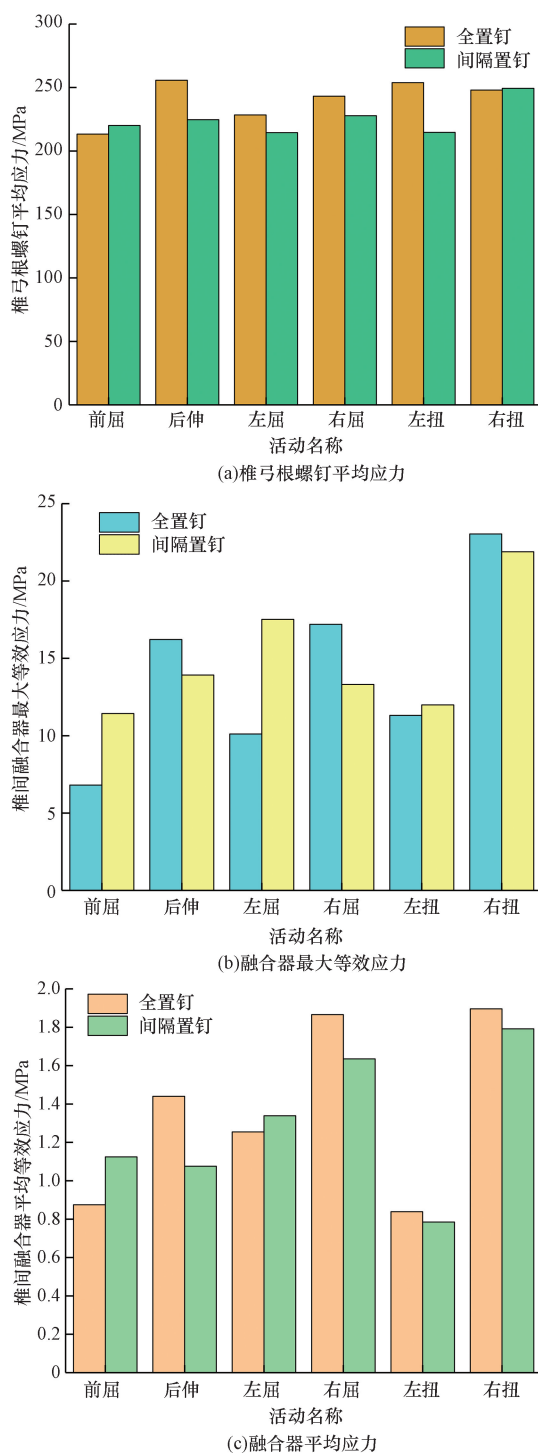


图6 钉棒、融合器应力结果

Fig. 6 Stress results for nail bars and fusion devices

案下, T1、T2 椎间盘应力较全置钉有所增加, 故间隔置钉方案产生骨质增生几率较全置钉有所增加。

两种置钉方案椎弓根螺钉均在根部产生应力集中, 且螺钉根部与矫形棒连接, 去旋力经由螺钉根部向椎体传递, 故根部为螺钉出现滑移与脱落的关键部位。全置钉方案的平均应力与最大等效应力, 较间隔置钉分别提高了 2.55% 与 9.77%。这表

明同样载荷下, 全置钉方案椎弓根螺钉应力峰值更高, 有更大的螺钉滑移与脱落风险。

融合器刚度远远大于骨组织, 共同承担外载荷时, 刚度大的融合器承担更多载荷, 骨组织受载较小。这导致骨组织得不到足够的力学刺激, 影响骨的生长。此为应力遮挡, 是导致植骨不融合的主要原因。据 Wolff 定律知, 合适的应力刺激对骨的生长具有一定的诱导作用<sup>[33]</sup>。全置钉融合器在最大等效应力与平均应力上分别提高了 5.25% 与 6.15%。这表明全置钉方案下融合器承受更多负载, 相应的, 间隔置钉方案下, 骨组织承受应力更大。因此, 间隔置钉方案椎骨融合效果更好, 有效地缓解了应力遮挡。

## 4 结论

通过有限元分析技术, 以 IS 志愿者脊柱模型为例, 对其进行个性化手术置钉方案的设计, 分析该患者在不同手术置钉方案下脊柱生物力学的差异, 可得到结论如下。

(1) 全置钉方案在保证椎骨安全性上, 优于间隔置钉方案。

(2) 间隔置钉方案产生骨质增生几率较全置钉有所增加。

(3) 较间隔置钉, 全置钉方案有更大的螺钉滑移与脱落风险。

(4) 间隔置钉方案椎骨融合效果更好, 较全置钉, 有效地缓解了应力遮挡。

间隔置钉减少了椎弓根螺钉的数目, 减少了 IS 术后螺钉滑移与脱落的风险, 且缓解了应力遮挡; 全置钉在增加螺钉数目的同时, 增加了椎骨的安全性, 且降低了骨质增生的几率。综上, 置钉数量在二者之间, 或能在降低螺钉滑移、脱落与应力遮挡的同时, 增加 IS 内固定系统刚度, 保证椎骨安全性, 且降低骨质增生几率。这为医生在手术方案制定时, 提供一种方法与思路, 运用有限元技术辅助医生制定出针对不同患者的最佳手术方案。

本研究亦有一定的局限性, 有限元生物力学分析的目的是提供一种趋势的对比, 且研究目的主要是为 IS 矫形手术的方案设计提供思路, 因此, 个性化手术方案实际效果还需要进一步的临床评价和深入研究。

## 参考文献

- [1] Barton C B, Weinstein S L. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history[M]. Tokyo: Springer, 2018.
- [2] Takeda K, Kou I, Otomo N, et al. A multiethnic Meta-analysis defined the association of RSI2946942 with severe adolescent idio-

- pathic scoliosis[J]. *Journal of Human Genetics*, 2019, 64(5): 493-498.
- [3] Choudhry M N, Ahmad Z, Verma R. Adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Western Journal of Medicine*, 2016, 10: 143-154.
- [4] Dunn J, Henrikson N B, Morrison C C, et al. Screening for adolescent idiopathic scoliosis evidence report and systematic review for the US preventive services task force[J]. *The Journal of the American Medical Association*, 2018, 319(2): 173-187.
- [5] Direito-Santos B, Queirós C M, Serrano P, et al. Long-term follow-up of anterior spinal fusion for thoracolumbar/lumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Spine*, 2019, 44(16): 1137-1143.
- [6] Jiang J, Qian B P, Qiu Y, et al. The azygos vein is at potential risk of injury from malpositioning of left thoracic pedicle screw in thoracic adolescent idiopathic scoliosis patients [J]. *Spine*, 2017, 42(15): 920-925.
- [7] Mathews C S, Bumpass D B, McCullough F L, et al. Expansion thoracoplasty as a life-saving procedure in an adolescent with severe spinal deformity and sacral agenesis[J]. *Spine Deformity*, 2019, 7(1): 171-175.
- [8] Ruiz-Juretschke C, Pizones J, Delfino R, et al. Long-term pulmonary function after open anterior thoracolumbar surgery in thoracolumbar/lumbar idiopathic adolescent scoliosis [J]. *Spine*, 2017, 42(16): 1241-1247.
- [9] Good C R, Lenke L G, Bridwell K H, et al. Can posterior-only surgery provide similar radiographic and clinical results as combined anterior (thoracotomy/thoracoabdominal)/posterior approaches for adult scoliosis? [J]. *Spine*, 2010, 35(2): 210-218.
- [10] Remco J P D, Alex K R, Jacobus J A, et al. Biomechanical comparison of semirigid junctional fixation techniques to prevent proximal junctional failure after thoracolumbar adult spinal deformity correction[J]. *The Spine Journal*, 2021, 21(5): 855-864.
- [11] 李冠军, 李晓东, 苗洁. 微创经皮椎弓根内固定术对胸腰椎骨折患者功能障碍指数、伤椎高度及疼痛程度的影响[J]. *科学技术与工程*, 2022, 22(22): 9524-9528.
- Li Guanjun, Li Xiaodong, Miao Jie. Influence of minimally invasive percutaneous pedicle screws osteosynthesis on dysfunction index, injury height and pain degree of thoracolumbar fracture patients[J]. *Science Technology and Engineering*, 2022, 22(22): 9524-9528.
- [12] 罗辉卿, 居来提·买提肉孜, 帕尔哈提·热西提, 等. 不同骨密度轨迹内固定系统对腰椎 L4-L5 节段的影响[J]. *科学技术与工程*, 2021, 21(16): 6626-6631.
- Luo Huiqing, Julaiti Maitirouzi, Paerhati Rexiti, et al. Effects of different bone mineral density trajectories internal fixation system on L4-L5 segments of lumbar spine[J]. *Science Technology and Engineering*, 2021, 21(16): 6626-6631.
- [13] 赵宏涛, 杨海胜. 传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉内固定术的生物力学对比[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 30-36.
- Zhao Hongtao, Yang Haisheng. Biomechanical comparison of internal fixation by traditional and cortical bone trajectory pedicle screw[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2023, 38(1): 30-36.
- [14] Erbulut D U, Zafarparandeh I, Lazoglu I, et al. Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2014, 36(7): 915-921.
- [15] Pintar F A, Yoganandan N, Myers T, et al. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments[J]. *Journal of Biomechanics*, 1992, 25(11): 1351-1356.
- [16] Xiao Z, Wang L, Gong H, et al. Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis[J]. *Biomedical Engineering Online*, 2012, 11: 31.
- [17] 余森, 于振涛, 牛金龙, 等. 钛合金植入物与人体组织表面/界面相互作用研究进展[J]. *热加工工艺*, 2017, 46(22): 18-22.
- Yu Sen, Yu Zhentao, Niu Jinlong, et al. Advances in the study of surface/interface interactions between titanium implants and human tissues[J]. *Hot Working Technology*, 2017, 46(22): 18-22.
- [18] Closkey R F, Parsons J R, Lee C K, et al. Mechanics of interbody spinal fusion: analysis of critical bone graft area[J]. *Spine*, 1993, 18(8): 1011-1015.
- [19] 颜文涛, 赵改平, 方新果, 等. 人体腰椎 L<sub>4-5</sub> 节段有限元建模及分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2014, 31(3): 612-618.
- Yan Wentao, Zhao Gaiping, Fang Xinguo, et al. Finite element modeling and analysis of the L<sub>4-5</sub> segment of the human lumbar spine[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2014, 31(3): 612-618.
- [20] Totoribe K, Chosa E, Tajima N. A biomechanical study of lumbar fusion based on a three-dimensional nonlinear finite element method[J]. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2004, 17(2): 147-153.
- [21] Guan T, Zhang Y, Anwar A, et al. Determination of three-dimensional corrective force in adolescent idiopathic scoliosis and biomechanical finite element analysis[J]. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2020, 8: 963.
- [22] Cao F, Fu R C, Wang W Y. Comparison of biomechanical performance of single-level triangular and quadrilateral profile anterior cervical plates[J]. *PLOS One*, 2021, 16(4): e0250270.
- [23] 欧华. 重度僵硬脊柱侧弯三维有限元模型的建立及 PVCR 术生物力学分析[D]. 昆明: 昆明医科大学, 2018.
- Ou Hua. Establishment of a three-dimensional finite element model of severe stiff scoliosis and biomechanical analysis of PVCR procedure[D]. Kunming: Kunming Medical University, 2018.
- [24] 卢昌怀, 刘志军, 晏峻峰, 等. Lenke 1AN 型青少年特发性脊柱侧凸不同置棒顺序矫形的有限元分析[J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(19): 1780-1784.
- Lu Changhuai, Liu Zhijun, Yan Junfeng, et al. Finite element analysis of different bar placement sequences for orthopaedic treatment of adolescent idiopathic scoliosis of Lenke 1AN type[J]. *Orthopedic Journal of China*, 2019, 27(19): 1780-1784.
- [25] 朱海明, 丁亮, 张东, 等. 胸腰椎爆裂性骨折短节段伤椎固定三维有限元模型构建及生物力学比较研究[J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(10): 917-920.
- Zhu Haiming, Ding Liang, Zhang Dong, et al. Construction of a three-dimensional finite element model for short-segment injured spine fixation of thoracolumbar burst fractures and comparative biomechanical study [J]. *Orthopedic Journal of China*, 23(10): 917-920.
- [26] 邹超, 高明杰, 王建忠, 等. 有限元法分析 Lenke 3 型青少年特发性脊柱侧凸胸-腰椎的应力及位移变化[J]. *中国组织工*

- 程研究, 2021, 25(33): 5273-5280.
- Wu Chao, Gao Mingjie, Wang Jianzhong, et al. Stress and displacement changes in the thoracolumbar spine of adolescent idiopathic scoliosis of Lenke type 3 by finite element method [J]. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2021, 25(33): 5273-5280.
- [27] Markolf K. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads; a biomechanical study using autopsy material[J]. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1972, 54(3): 511-533.
- [28] Shahraki N M, Fatemi A, Goel V K, et al. On the use of biaxial properties in modeling annulus as a holzapfel-gasser-ogden material [J]. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2015, 3: 69.
- [29] Markolf K L, Morris J M. The structural components of the intervertebral disc; a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces[J]. *Journal of bone and Joint Surgery-American Volume*, 1974, 56(4): 675-687.
- [30] Brown T, Hansen R J, Yorra A J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: a preliminary report[J]. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1957, 39(5): 1135-1164.
- [31] Jones A C, Wilcox R K. Finite element analysis of the spine; towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2008, 30(10): 1287-1304.
- [32] Stokes I A. Mechanical modulation of spinal growth and progression of adolescent scoliosis[J]. *Studies in Health Technology and Informatics*, 2008, 135: 75-83.
- [33] Ning X, Wen Y, Ye X J, et al. Anterior cervical locking plate-related complications; prevention and treatment recommendations [J]. *International Orthopaedics*, 2008, 32(5): 649-655.