

文章编号: 1004-7220(2024)03-0407-06

双头螺钉对三柱截骨术后多棒结构稳定性的影响

廖运钱¹, 周宇¹, 王政伦¹, 刘永胜^{2,3}, 李炜¹

(1. 西南交通大学 摩擦学研究所, 成都 610031; 2. 钒钛资源综合利用国家重点实验室, 四川 攀枝花 617000;

3. 成都先进金属材料产业技术研究院股份有限公司, 成都 610300)

摘要:目的 通过有限元分析比较双头螺钉与传统连接器多棒结构在脊柱后路三柱截骨术后矫形固定的稳定特性。方法 基于重度脊柱角状后凸患者术后 CT 数据建立 T3~L4 胸腰椎有限元模型。在患者标准双棒模型(2R)基础上,分别建立双头螺钉多棒结构模型(double-head screws, 4R-DHS)和传统连接器多棒结构模型(traditional connectors, 4R-TC)。在 300 N 随动载荷和 7.5 N·m 力矩载荷下对模型进行评估,分析两种多棒结构的稳定性、主棒上最大 von Mises 应力及应力分布。结果 两种多棒结构的稳定性差异不大。相比于 4R-TC, 4R-DHS 除了后伸时主棒上最大 von Mises 应力略有增加外,其余运动中主棒上最大 von Mises 应力均有所下降(屈曲、左侧弯、右侧弯、右轴旋转、左轴旋转应力分别下降 7.2%、8.8%、8.7%、18.5%、16.9%),并且应力分布更加均匀。结论 双头螺钉多棒结构相比于传统连接器多棒结构可以降低主棒上的最大应力,且不存在连接器附近主棒应力集中的问题,可以更有效降低内固定失效风险。

关键词: 三柱截骨术; 双头螺钉; 连接器; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.005

The Influence of Double-Headed Screws on Stability of Multi-Rod Structures in Posterior Three-Column Spinal Osteotomy

LIAO Yunqian¹, ZHOU Yu¹, WANG Zhenglun¹, LIU Yongsheng^{2,3}, LI Wei¹

(1. Tribology Research Institute, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China; 2. State Key Laboratory of Vanadium and Titanium Resources Comprehensive Utilization, Panzhihua 617000, Sichuan, China; 3. Chengdu Advanced Metal Materials Industry Technology Research Institute Co., Ltd., Chengdu 610300, China)

Abstract: Objective To compare the stability of multi-rod structures with double-headed screws and traditional connectors in posterior three-column osteotomy of the spine using finite element analysis. **Methods** A finite element model of the T3-L4 thoracolumbar spine was constructed based on postoperative computed tomography (CT) data of patients with severe kyphosis. Based on the patient's standard two-rod model (2R), a double-headed screw multi-rod structure model (4R-DHS) and a traditional connector multi-rod structure model (4R-TC) were constructed. The two models were evaluated under 300 N follower load and 7.5 N·m moment load, and the stability, maximum von Mises stresses on the main rods, and stress distributions of the two multi-rod structures were analyzed. **Results** There was little difference in the stability between the two multi-rod structures. Compared with 4R-TC, 4R-DHS showed a decrease in the maximum von Mises stresses on the main rods during all motions (the stress decreased by 7.2%, 8.8%, 8.7%, 18.5%, and 16.9% during flexion, left lateral bending, right lateral bending, left axial rotation, and right axial rotation, respectively) and more uniform stress distribution, except for a slight increase in the maximum von Mises stresses on the main rods during post-extension. **Conclusions** The double-headed screw multi-rod structure can reduce the maximum stress on the main

收稿日期: 2023-10-07; 修回日期: 2023-11-13

通信作者: 李炜, 研究员, E-mail: liweijiani@home.swjtu.edu.cn

rod compared with the traditional connector multi-rod structure, and there is no problem with stress concentration on the main rod near the connector, which can more effectively reduce the risk of internal fixation failure.

Key words: three-column osteotomy; double-headed screw; connector; finite element analysis

脊柱后路三柱截骨术,包括全椎体截骨术(vertebral column resection, VCR)和经椎弓根截骨术(pedicle subtraction osteotomy, PSO),是目前最有效的矫正严重成人脊柱畸形的手术方式,术后畸形矫正和冠状面及矢状面平衡恢复满意^[1-3]。然而,整个椎体及周围韧带的全部切除会导致脊柱的严重不稳定。三柱截骨后一般使用双棒矫形固定,由于前柱支撑的缺失,会导致截骨区应力较高,增加了矫形棒断裂风险,故需要采用牢固的椎体置换和长节段后路固定,以实现稳定的脊柱重建并保留脊柱功能^[4-5]。研究表明,成人脊柱畸形三柱截骨术后断棒发生率高达7.1%~15.8%^[2,6]。临床和生物力学研究表明,使用卫星棒技术可显著降低严重脊柱畸形三柱截骨后的断棒发生率。

然而,传统的卫星棒技术一般使用连接器连接,可能导致内固定棒发生断裂^[7-8]。双头螺钉作为一种新的内固定系统组件,可替代体积较大且容易滑动的传统连接器,为脊柱后路三柱截骨术提供了一种新的多棒结构连接方式^[9]。

本文采用有限元方法评估一种双头螺钉多棒结构连接方式,并将其与传统连接器连接方式进行比较,探讨两种多棒结构对脊柱后路三柱截骨术内固定系统的稳定性、内固定棒的应力以及应力分布的影响,为双头螺钉多棒结构连接方式在临床上的应用提供理论依据。

1 材料和方法

1.1 有限元模型构建

本模型数据来自1名25岁胸腰椎严重角状后凸畸形女性患者,身高148 cm,体质量47 kg。该患者接受脊柱后路三柱截骨矫形手术,完全切除L1椎体,用椎弓根钉棒系统固定T3~L4。采用螺旋CT对患者术后胸腰椎进行扫描,扫描层厚为1.5 mm。将扫描获得的原始数据导入Mimics 21.0,提取出T3~L4椎体以及椎弓根钉棒系统的三维模型,导出STL格式。将椎体模型导入Geomagic Studio 2015中,对模型进行网格医生、去

除特征、松弛、删除钉状物、精确曲面等操作,生成STP格式的实体模型。此外,将扫描得到的钉棒三维模型导入Creo 8.0,根据相互位置关系绘制规则的椎弓根螺钉(4×30 mm,5×30 mm,5×35 mm,6.5×30 mm,6.5×45 mm)以及矫形棒(5.5 mm),并做不考虑螺纹结构的简化处理,便于后续网格划分。模型中每节椎体由皮质骨和松质骨组成,皮质骨的平均厚度为1 mm,椎体上、下表面构建厚度为0.5 mm软骨终板。椎间盘由髓核和纤维环组成,髓核体积约为椎间盘体积的43%,纤维环呈环形包裹髓核。髓核、纤维环和终板均在3-matic 13.0中构建。最后将所有模型导入HyperWorks 2021中划分网格,其中皮质骨、松质骨;髓核、纤维环、终板共节点连接。将各个部分的网格模型导入ABAQUS 2020中赋予材料属性,设置相互作用关系以及创建韧带。韧带采用仅承受拉力的2节点非线性弹簧单元模拟,包括前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带(flaval ligament, FL)、小关节囊韧带(facet capsular ligament, CL)、横突间韧带(intertransverse ligament, ITL)。各组织的具体材料参数及单元类型列于表1。上、下关节突关节面的接触属性设置为切向作用无摩擦的硬接触,椎体与

表1 有限元模型的材料属性和单元类型^[10-16]

Tab. 1 Material properties and element types of the finite element modeling^[10-16]

组织	E/MPa	ν	单元类型
皮质骨	12 000	0.3	实体
松质骨	100	0.3	实体
髓核	—	0.495	实体
纤维环	—	0.45	实体
软骨终板	500	0.4	实体
小关节软骨	10.4	0.4	壳
钛棒	110 000	0.3	实体
椎弓根螺钉	110 000	0.3	实体
韧带	力-位移曲线		弹簧

注: E 为弹性模量, ν 为泊松比。钛棒、椎弓根螺钉材料均为Ti-6Al-4V;髓核、纤维环为超弹性。其中,髓核 $c_1 = 0.12$, $c_2 = 0.03$;纤维环 $c_1 = 0.56$, $c_2 = 0.14$ 。

椎间盘、椎体与椎弓根螺钉、椎弓根螺钉与钛棒之间采用绑定约束,所建立的完整有限元模型如图 1 所示。

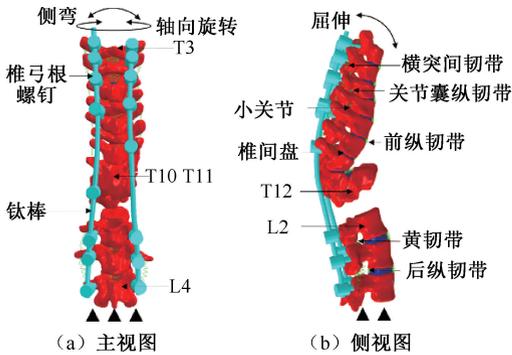


图 1 双棒结构有限元模型

Fig. 1 Finite element model of double-rod structures

(a) Front view, (b) Side view

1.2 不同内固定方案模型的建立

在 Creo 8.0 中构建双头椎弓根螺钉以及连接器三维模型,并对其有限元模型进行不考虑螺纹结构的简化。在患者标准双棒结构模型(2R)基础上,建立双头螺钉多棒结构模型(double-head screws, 4R-DHS)和传统连接器多棒结构模型(traditional connectors, 4R-TC)。4R-TC 模型结构为:在 T7~T8、L2~L3 之间放置 4 个连接器,并在主矫形棒内侧添加辅助矫形棒;4R-DHS 模型结构为:用双头椎弓根螺钉替换 T7 和 L2 椎体上的椎弓根螺钉,并在主矫形棒内侧添加辅助矫形棒(见图 2)。

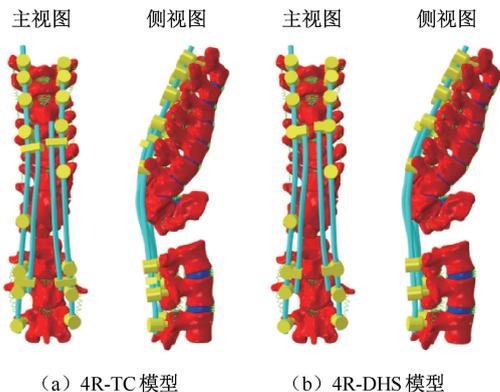


图 2 不同多棒结构有限元模型

Fig. 2 Finite element model with different multi-rod structures

(a) 4R-TC model, (b) 4R-DHS model

1.3 模型验证

首先,对模型进行收敛性验证。将模型分别以

3 种单元尺寸(1.0、1.5、2.0 mm)划分网格,约束 L4 下表面的所有自由度,在 T3 上表面施加 50 N 力进行测试,计算整个模型的最大 von Mises 应力。通常认为,当增大单元尺寸而结果变化小于 5% 时,此时网格足够精细^[17]。

然后,对模型的腰椎部分进行验证。提取模型中 L2~4 节段的椎体,约束 L4 椎体下表面的所有自由度,在 L2 椎体上表面施加不同纯力矩载荷(前屈:8 N·m;后伸:6 N·m;侧弯:6 N·m;轴向旋转:4 N·m),计算椎体间的运动范围(range of motion, ROM),将得到的数据与 Renner 等^[18]仿真和实验数据进行对比。

1.4 边界与负载条件

模型的加载分两步:① 施加 300 N 随动载荷模拟胸腰椎的压缩状态。随动载荷的施加方法为在两个相邻椎体之间插入轴向压缩弹簧,沿脊柱施加恒定的随动载荷^[19-20]。② 在 T3 椎体质心处施加 10 N·m 力矩^[21],模拟人体屈伸、侧弯和轴向旋转运动,约束 L4 椎体下表面的所有自由度。

2 结果

2.1 有效性验证结果

1.0、1.5、2.0 mm 网格尺寸模型(方案 1、2、3)的网格收敛性测试结果见表 2。结果表明,方案 1、2 之间最大 von Mises 应力差异小于 5%。因此,方案 1、2 被认为是网格收敛的。方案 1 的网格尺寸与皮质骨厚度一致,可以使皮质骨网格质量更好;且该模型来自脊柱畸形患者,很多椎体结构特别不规则,其网格尺寸能更好拟合这些椎体结构。因此,选择方案 1 更能保证分析精度。

表 2 网格收敛性测试结果

Tab. 2 Results of grid convergence test

参数	方案 1	方案 2	方案 3
t/\min	71	22	8
单元数量	2 107 763	749 618	383 301
σ_{\max}/MPa	104.2	107.2	119.3
σ_{\max} 差异/%	—	2.88	14.49

注: σ_{\max} 为最大 von Mises 应力; σ_{\max} 差异为相对于方案 1 的差异百分比;方案 1~3 网格尺寸分别为 1.0、1.5、2.0 mm。

将 L2~3、L3~4 节段在屈伸、侧弯和轴向旋转工况下 ROM 与 Renner 等^[18]体外实验结果进行比较,结果表明,除 L2~3 轴向旋转运动 ROM 大于文

献[18]数据外,验证模型其余节段屈伸、侧弯与轴向旋转运动 ROM 均在参考文献数据以内(见图3)。本文模型来自患者术后的 CT 数据,患者在手术时切除了棘突、关节突的部分骨组织,导致对应的韧带缺失。L2~3 节段在轴向旋转时缺少关节突和部分韧带的限制作用,导致其 ROM 高于文献数据。本研究中不同内固定系统模型之间的差异仅体现在钉棒系统上,L2~3 节段 ROM 大于其他研究,对本文结果不存在质的影响。因此,本文所建模型有效。

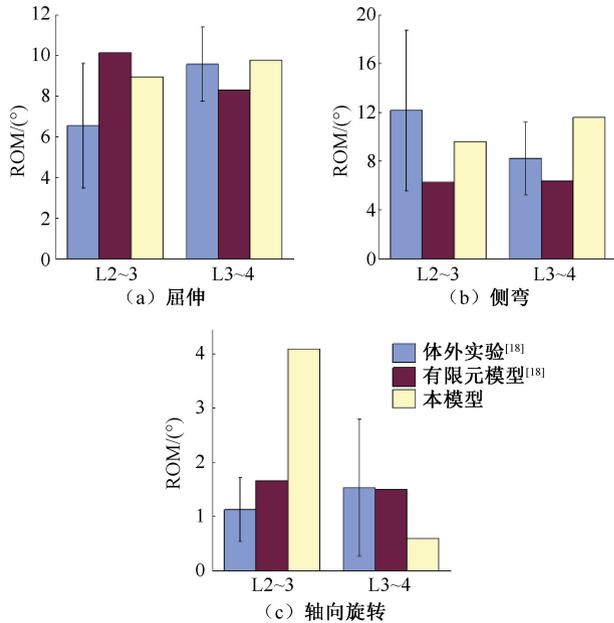


图3 验证模型各节段 ROM 与文献数据对比

Fig. 3 Comparison of ROM for each segment of the validated model with the literature data (a) Flexion and extension, (b) Lateral bending, (c) Axial rotation

2.2 模型最大位移

对比3种结构模型的最大位移发现,相较于标准双棒模型(2R),两种多棒结构模型的最大位移均明显降低,在后伸时位移最小且相等(0.78 mm)。在其他所有类型的运动中,4R-DHS 的位移都要比4R-TC 小。在屈曲时,4R-DHS 的位移比4R-TC 小5.9%(4R-DHS 为21.23 mm,4R-TC 为22.55 mm);在左侧弯和右侧弯时,4R-DHS 的位移比4R-TC 小5.4%和5.6%(4R-DHS 分别为10.46和12.18 mm,4R-TC 分别为11.06和12.91 mm);在左旋和右旋时,4R-DHS 的位移比4R-TC 小4.6%和3.4%(4R-DHS 分别为15.33和14.04 mm,4R-TC 分别为16.07和14.54 mm),见图4。

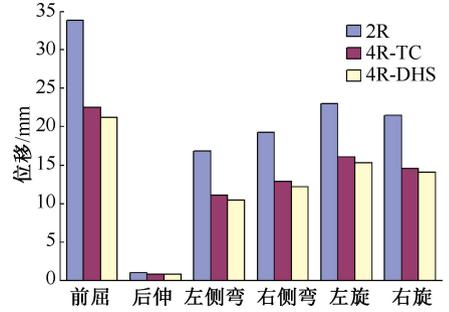


图4 模型最大位移对比

Fig. 4 Comparison of the model's maximum displacement

2.3 主棒上最大 von Mises 应力

对比3种结构模型主棒上最大 von Mises 应力发现,除在后伸时差异不明显以外,两种多棒结构相较于标准双棒结构在前屈、侧弯以及轴向旋转运动中均显著降低了主棒上最大 von Mises 应力。相比于4R-TC,4R-DHS 除了后伸时主棒上最大 von Mises 应力略有增加外,其余运动中主棒上最大 von Mises 应力均有所下降。此外,4R-DHS 明显降低了旋转运动时主棒上的最大 von Mises 应力(左旋降低18.5%,右旋降低16.9%)。在侧弯运动中,4R-DHS 主棒上最大 von Mises 应力也低于4R-TC(左侧弯低于8.8%,右侧弯低于8.7%)。在屈曲运动中,4R-DHS 主棒上最大 von Mises 应力比4R-TC 减少了7.2%(见图5)。

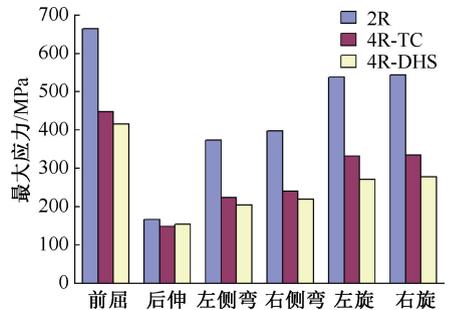


图5 主棒上最大 von Mises 应力对比

Fig. 5 Comparison of maximum von Mises stress on the main rod

2.4 主棒上应力分布

在两种多棒结构中,主棒上最大 von Mises 应力均出现在截骨区域。在左轴向旋转时,4R-TC 主棒上除了在截骨区域出现应力集中外,在连接器附近也出现了应力集中的区域。然而在相同的位置处,4R-DHS 主棒上的应力分布更加均匀(见图6)。在其余运动状态下,也观察到了同样的趋势。

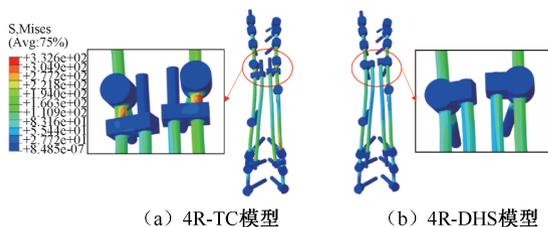


图6 左轴向旋转时主棒上的应力分布

Fig. 6 Stress distributions on the main bar during left axial rotation (a) 4R-TC model, (b) 4R-DHS model

3 讨论

三柱截骨术后由于残留后凸畸形、前柱缺损、单棒内固定、外伤、摇摆步态、钛网移位等原因会导致严重的脊柱不稳以及内固定棒断裂^[22],截骨区域的稳定重建是一项临床挑战。在这种复杂的重建手术中,多棒结构已经被证明可改善生物力学稳定性并降低主棒应力^[23]。Zhu等^[24]对比了采用双头螺钉多棒结构治疗 Scheuermann kyphosis 脊柱后凸患者与传统双棒结构的手术效果,结果显示,双头螺钉多棒结构的矫正率更高,随访期间患者矫正损失较少,腰痛改善也更高,更少出现近端结节性脊柱侧弯。Godzik等^[25]通过尸体试验研究了双头螺钉连接的多棒结构在腰骶交界处的生物力学影响,结果表明,使用双头螺钉添加辅棒可以有效降低腰骶交界处主棒应变。Januszewski等^[26]利用 T12~S1 脊柱有限元模型,使用 PSO 研究不同的器械,发现增加辅助矫形棒可将主棒的应力降低 29%~50%。本文发现,与标准双棒结构相比,两种多棒结构在所有运动方向上主棒上的应力都明显降低(8%~50%),而双头螺钉多棒结构在传统连接器多棒结构的基础上进一步降低了 7%~19%,后伸时略微增加 3%。此外,本文通过模型最大位移来反映结构的稳定性。很明显,两种多棒结构比标准双棒结构更加稳定。比较两种不同的多棒结构,除后伸外,4R-DHS 在各种运动状态下的稳定性均略高于 4R-TC。因此,双头螺钉多棒结构更有利于提高结构的稳定性。

研究表明,PSO 部位添加横向连接器会进一步增加断棒的风险^[27]。Jager等^[28]评估了三柱截骨不同棒状构型的疲劳强度,其中包括连接器添加辅棒,在测试中出现了连接器附近主棒发生断裂的情况。本文研究表明,4R-TC 的连接器与横向连接器有着类似

作用,其附近产生了应力集中区域,这可能是发生断棒的一个危险因素。然而,在相同的位置处,4R-DHS 应力分布更加均匀,可有效降低断棒的风险。

此外,双头螺钉不仅可以实现多棒结构的连接,而且还有一些连接器不具备的临床应用优势。在一些脊柱矫形手术中,由于复杂畸形的多平面性,有时会出现上棒困难的问题。此时,可以利用双头螺钉添加短棒进行局部矫形,再使用长棒进行整体矫形,这样可以解决单根长棒上棒困难和椎弓根切割的问题,同时提高截骨区域的固定强度^[9]。

本研究的局限性如下:①对有限元模型及不同组件之间的接触进行了一定简化;②无法模拟实际生物力学环境,即使添加了随动载荷,也不能完全模拟人体肌肉的力学效应;③模型建立基于 1 名患者的 CT 数据。尽管如此,本文主要研究了不同连接模式之间生物力学差异,各模型简化处理方式相同,对模型之间的比较影响较小。

4 结论

双头螺钉在三柱截骨术中可以明显降低主棒上的应力,同时克服了传统连接器的缺点,并展现出一些连接器所不具备的优势。本文仿真模拟结果为双头螺钉多棒连接结构在三柱截骨术中的临床应用提供了理论依据。

利益冲突声明:无。

作者贡献说明:廖运钱负责研究设计、数据分析及论文撰写;周宇协助研究实施及数据采集;王政伦、刘永胜负责研究指导和数据处理;李炜负责论文写作指导及修改。

参考文献:

- [1] BOACHIE-ADJEI O, PAPAPOPOULOS EC, PELLISE F, et al. Late treatment of tuberculosis-associated kyphosis: Literature review and experience from a SRS-GOP site [J]. *Eur Spine J*, 2013, 22(Suppl 4): 641-646.
- [2] 朱锋,邱勇,乔军,等. 不对称截骨对退变性腰椎侧后凸畸形躯干失衡的矫形疗效分析[J]. *中国骨与关节杂志*, 2013(10): 551-555.
- [3] 邹德威,谭荣. 三柱截骨治疗重度僵硬性脊柱侧凸的手术决策与风险规避[J]. *中华外科杂志*, 2010, 48(22): 1691-1693.
- [4] KATO S, MURAKAMI H, DEMURA S, et al. Patient-reported outcome and quality of life after total en bloc spondylectomy for a primary spinal tumour [J]. *Bone Joint*

- J, 2014, 96B(12): 1693-1698.
- [5] DISCH AC, LUZZATI A, MELCHER I, *et al.* Three-dimensional stiffness in a thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: A biomechanical *in vitro* study [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(9): 957-964.
- [6] IYER S, NEMANI VM, KIM HJ. A review of complications and outcomes following vertebral column resection in adults [J]. *Asian Spine J*, 2016, 10(3): 601-609.
- [7] BARTON C, NOSHCHENKO A, PATEL V, *et al.* Risk factors for rod fracture after posterior correction of adult spinal deformity with osteotomy: A retrospective case-series [J]. *Scoliosis*, 2015(10): 30.
- [8] 史本龙, 夏三强, 李洋, 等. 严重脊柱畸形卫星棒技术脊柱矫形术后断棒的原因分析 [J]. *中华骨科杂志*, 2019, 39(4): 209-215.
- [9] 朱泽章, 鲍虹达, 刘臻, 等. 序贯矫形: 一项简单可靠的脊柱矫形新技术 [J]. *中华骨科杂志*, 2019, 39(20): 1264-1267.
- [10] 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.
- [11] HUANG X, YE L, WU Z, *et al.* Biomechanical effects of lateral bending position on performing cervical spinal manipulation for cervical disc herniation: A three-dimensional finite element analysis [J/OL]. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2018, DOI: 10.1155/2018/2798396.
- [12] MENGONI M. Biomechanical modelling of the facet joints: A review of methods and validation processes in finite element analysis [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2021, 20(2): 389-401.
- [13] ZHANG Q, CHON T, ZHANG Y, *et al.* Finite element analysis of the lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis subjected to different loads [J]. *Comput Biol Med*, 2021(136): 104745.
- [14] XU M, YANG J, LIEBERMAN I, *et al.* Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw-bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: A finite element study [J]. *Med Eng Phys*, 2019(63): 26-32.
- [15] FANG G, LIN Y, WU J, *et al.* Biomechanical comparison of stand-alone and bilateral pedicle screw fixation for oblique lumbar interbody fusion surgery—A finite element analysis [J]. *World Neurosurg*, 2020(141): e204-e212.
- [16] 徐玉玲, 严荣国, 郭田雨, 等. 基于脊柱矢状面曲线建立腰椎 L4~5 力学简化模型及其有效性验证 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 1083-1087.
- XU YL, YAN RG, GUO TY, *et al.* Construction and validation of simplified mechanical model of L4-5 lumbar based on sagittal spinal curve [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1083-1087.
- [17] JONES AC, WILCOX RK. Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2008, 30(10): 1287-1304.
- [18] RENNER SM, NATARAJAN RN, PATWARDHAN AG, *et al.* Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine [J]. *J Biomech*, 2007, 40(6): 1326-1332.
- [19] NASERKHAKI S, EL-RICH M. Sensitivity of lumbar spine response to follower load and flexion moment: Finite element study [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(5): 550-557.
- [20] DU CF, GUO JC, HUANG YP, *et al.* A new method for determining the effect of follower load on the range of motions in the lumbar spine [C]//*Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Toronto: [s. n.], 2015: 326-329.
- [21] WANG T, CAI Z, ZHAO Y, *et al.* The influence of cross-links on long-segment instrumentation following spinal osteotomy: A finite element analysis [J]. *World Neurosurg*, 2019(123): e294-e302.
- [22] 汪飞, 邱勇, 钱邦平, 等. 后路全脊椎截骨治疗严重脊柱畸形内固定棒断裂危险因素分析 [J]. *中华骨科杂志*, 2012, 32(10): 946-950.
- [23] LA BARBERA L, BRAYDA-BRUNO M, LIEBSCH C, *et al.* Biomechanical advantages of supplemental accessory and satellite rods with and without interbody cages implantation for the stabilization of pedicle subtraction osteotomy [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(9): 2357-2366.
- [24] ZHU ZZ, CHEN X, QIU Y, *et al.* Adding satellite rods to standard two-rod construct with the use of duet screws: An effective technique to improve surgical outcomes and preventing proximal junctional kyphosis in posterior-only correction of Scheuermann kyphosis [J]. *Spine*, 2018, 43(13): E758-E765.
- [25] GODZIK J, DE ANDRADA PEREIRA B, SAWA AGU, *et al.* Impact of dual-headed pedicle screws on the biomechanics of lumbosacral junction multirod constructs [J]. *J Neurosurg Spine*, 2021, 34(5): 691-699.
- [26] JANUSZEWSKI J, BECKMAN JM, HARRIS JE, *et al.* Biomechanical study of rod stress after pedicle subtraction osteotomy versus anterior column reconstruction: A finite element study [J]. *Surg Neurol Int*, 2017(8): 207.
- [27] PARK TH, WOO SH, LEE SJ, *et al.* Cross-link is a risk factor for rod fracture at pedicle subtraction osteotomy site: A finite element study [J]. *J Clin Neurosci*, 2019(66): 246-250.
- [28] JAGER ZS, INCEOGLU S, PALMER D, *et al.* Preventing instrumentation failure in three-column spinal osteotomy: Biomechanical analysis of rod configuration [J]. *Spine Deform*, 2016, 4(1): 3-9.