

基础研究

Lenke-Silva VI 型退行性脊柱侧凸不同内固定方式的生物力学分析及活动度研究

高希雪¹, 沈精虎¹, 西永明², 赵 峥², 胡惠强², 王超颖³, 戴 昆³

(1 青岛大学机电工程学院 266071 青岛市; 2 青岛大学医学院 266071 青岛市;

3 青岛赛普克有限元科技发展有限公司 266000 青岛市)

【摘要】目的:建立退行性脊柱侧凸矫正术后三维有限元模型并对其进行仿真分析,得出钉-棒系统的应力分布情况,根据钛合金钉棒的屈服强度确定患者术后活动度。**方法:**选取 4 例已完成畸形手术但钉棒并未取出的患者,分别采取了不同内固定方案(A 方案,T10~S1 共 17 枚螺钉固定,横向连接位于矫形区上方;B 方案,L2~S1 共 12 枚螺钉固定;C 方案,T10~S1 共 14 枚螺钉固定,横向连接位于矫形区下方;D 方案,T10~S1 共 19 枚螺钉固定,卫星棒跨 L1~S1 固定加强,横向连接位于矫形区上方)。分别对 4 例患者的脊柱进行 CT 扫描,通过 CT 图像建立完整的三维有限元模型,对三维模型进行加载,模拟人体前屈后仰、左右弯曲、左右旋转六种工况,分析各个工况下钉-棒系统应力分布。对钉棒进行敏感度分析,并根据钛合金钉棒的屈服强度及敏感度曲线确定患者术后的活动度。**结果:**成功建立了退行性脊柱侧凸矫正术后三维有限元模型,钉棒所受应力集中于钉尾与钉身交界处以及钉尾与矫形棒连接处。A、B、C、D 四种内固定方案前屈后仰的活动度分别约为 22°、30°、45°、30°;左右弯曲分别约为 19°、28°、34°、32°;左右旋转分别约为 21°、20°、42°、24°。**结论:**退行性脊柱侧凸矫正术后有限元模型的建立及应力分析能为退行性脊柱侧凸生物力学研究提供借鉴意义,并为手术方案的制定及患者术后活动度预测提供一定的理论基础。

【关键词】脊柱侧凸;矫形;生物力学;有限元分析

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2019.11.09

中图分类号:R682.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2019)-11-1016-07

Biomechanical analysis and activity study of Lenke-Silva type VI degenerative scoliosis with different internal fixation methods/GAO Xixue, SHEN Jinghu, XI Yongming, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(11): 1016-1022

【Abstract】 Objectives: A three-dimensional finite element model after degenerative scoliosis correction was established and simulated analysis was performed to obtain the stress distribution of the nail-rod system. The patient's postoperative activity was determined based on the yield strength of the titanium alloy nail rod. **Methods:** Four patients who had undergone orthopedic surgery but the nail rods were not removed were selected. Four patients underwent A, B, C and D internal fixation schemes. Innovative solution of satellite rod technology, A, T10-S1 17 screws were fixed, the horizontal connection was located above the orthopedic area; B, L2-S1 12 screws were fixed; C, T10-S1 14 screws were fixed, the horizontal connection was located below the orthopedic area; D, T10-S1 19 screws were fixed, the satellite rod was fixed and strengthened across L1-S1, and the horizontal connection was located above the orthopedic area. CT scans were performed on the spine of 4 patients, and a complete three-dimensional finite element model was established based on the CT images. The three-dimensional model was loaded to simulate six conditions: forward-backward bending, left-right bending and left-right rotation. Stress distribution of the nail-rod system. The sensitivity analysis was performed on the nail rod, and the postoperative mobility of the patient was determined according to the yield strength and sensitivity curve of the titanium alloy nail rod. **Results:** A three-dimensional finite element model after degenerative scoliosis correction was successfully established, the stress on the nail rod was

第一作者简介:女(1994-),硕士在读,研究方向:机械 CAD/CAM

电话:15726204318 E-mail:1034506097@qq.com

通讯作者:沈精虎 E-mail:15493899@qq.com;西永明 E-mail:xym700118@163.com

concentrated at the junction of the nail tail and the nail body and the junction of the nail tail and the orthopedic rod. The activities of the four schemes(A, B, C and D) under the six operating conditions were as follows, forward-backward bending was 22°, 30°, 45°, 30°; left-right bending was 19°, 28°, 34°, 32°; left-right rotation was 21°, 20°, 42°, 24°, respectively. **Conclusions:** The establishment of finite element model and stress analysis after degenerative scoliosis correction can provide reference for the biomechanical research of degenerative scoliosis, and provide a certain theoretical basis for the formulation of surgical plans and postoperative mobility of patients.

[Key words] Scoliosis; Orthopedic; Biomechanics; Finite element analysis

[Author's address] Mechanical and Electrical Engineering School of Qingdao University, Qingdao, 266071, China

退行性脊柱侧凸是一种特殊类型的脊柱侧凸,指骨骼发育成熟的患者由于脊柱退行性变而引起的侧凸畸形^[1]。文献报道大多于 45~50 岁以上出现并伴随进展性背痛,而因退行性脊柱侧凸来就诊治疗的患者平均年龄约为 60 岁^[2],症状严重时影响正常生活。目前,矫形内固定术已成为治疗该疾病的主要方法之一,主要在脊柱的椎弓根处置入钉棒作为内固定进行矫形。

钛合金钉棒有一定的屈服强度,如果脊柱活动度过大,超出钉棒强度范围,则会导致钉棒变形或断裂,Smith 等^[3]研究成人脊柱侧凸患者行后路内固定融合术后的断棒的发生率,指出 PSO 术后断棒发生率约为 15.8%。不同钉棒安装方式下的钉棒受力情况不同,钉棒受力越小的安装方式越安全。本研究选取了 4 例退变性侧凸患者,分别采用了不同的钉棒安装方式进行矫形手术,使用卫星棒技术的方案四为创新方案,另外三种没有使用卫星棒,是比较成熟的手术方案,与创新方案进行对比,安装方式不同,来比较手术效果。研究旨在建立退行性脊柱侧凸矫形术后有限元模型的基础上,明确脊柱侧凸患者术后活动度及找出钉棒受力最小的安装方式,从而可以有效避免钉棒因所受应力过大发生变形或断裂的情况,不仅为患者提供了安全保障,而且为以后的手术方案的合理化提供了理论支持。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取 4 例已完成矫形手术但钉棒并未取出的患者,4 例患者术前具体资料如下:患者 1,女,69 岁,腰背痛伴双下肢麻木 8 年。冠状位:L1 为顶椎,Cobb 角(T12~L2)15°,Cobb 角(L2~L5)30.2°。患者 2,女,54 岁,腰痛伴右下肢疼痛 1 年,Cobb

角(L1~L4)24.5°。患者 3,女,60 岁,脊柱侧凸 10 余年,伴双下肢痛麻 5 个月。腰椎退变性侧凸,冠状位 Cobb 角(L1~S1)32°。患者 4,女,51 岁,腰痛 30 余年,胸腰椎侧后凸畸形。L1 为顶椎,Cobb 角(端椎 T11~L3)70°,后凸(T11~L3)64°,L1 侧方滑移 4mm,L2 侧方滑移 17mm,L3 侧方滑移 22mm。

完成矫形手术后,对 4 例患者脊柱 CT 图像数据进行采集,并以标准 DICOM 格式进行刻盘保存。

1.2 研究方法

1.2.1 四种不同内固定方案的设计 按照“缓解症状、稳定脊柱、不以矫形为目的”的治疗原则来设计内固定方案,根据 Lenke-Silva 分型,4 例退侧患者均属于 VI 型,所以矫形手术均采用截骨矫形的手术方式,畸形区顶椎区采用多节段 SPO 截骨或对称或不对称 PSO 截骨松解,手术选择后路入路,双侧置钉,针对超过 4 个节段的融合,下方固定至 S1,同时结合临床手术经验,根据患者的影像学特点,设计了四种方案:A 方案,长节段固定融合,T10~S1 17 枚螺钉固定,横向连接位于矫形区上方(图 1a);B 方案,长节段固定融合,L2~S1 12 枚螺钉固定(图 1b);C 方案,长节段固定融合,T10~S1 14 枚螺钉固定,横向连接位于矫形区下方(图 1c);D 方案,长节段固定融合,T10~S1 19 枚螺钉固定,卫星棒跨 L1~S1 固定加强,横向连接位于矫形区上方,卫星棒与右侧矫形棒通过横向连接固定加强(图 1d)。

1.2.2 建立三维有限元模型 将 CT 扫描所获得的 DICOM 数据格式文件导入 Mimics 当中,根据灰度将骨组织提取出来,重建三维模型,并对模型进行划分网格、光滑处理等操作。由于得到的三维有限元模型网格过多,通过逆向工程软件 Geomagic Studio 对网格数量和质量重新调整,达

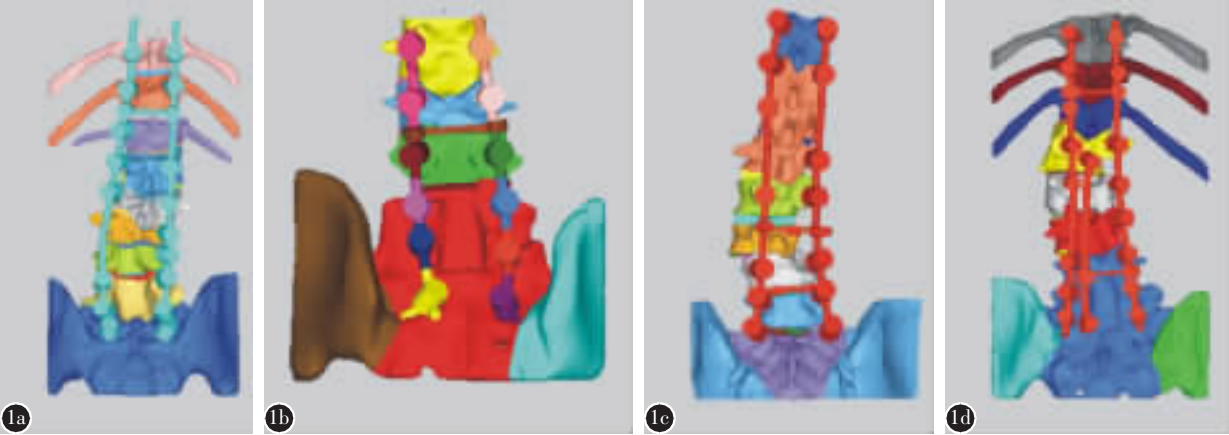


图 1 a 方案 A,长节段固定融合,横向连接位于矫形区上方 b 方案 B,长节段固定融合 c 方案 C,长节段固定融合,横向连接位于矫形区下方 d 方案 D,长节段固定融合,横向连接位于矫形区上方,卫星棒固定加强

Figure 1 a Scheme A, long fixed segmental fusion with transverse connection above the orthopaedic region b Scheme B, long fixed segmental fusion c Scheme C, long fixed segmental fusion with transverse connection below the orthopaedic region d Scheme D, long fixed segmental fusion with transverse connection above the orthopaedic region, fixed reinforcement with satellite rod

到满意效果。

经 Geomagic Studio 软件处理过的三维有限元模型导入 Hypermesh 软件,进一步优化三维有限元模型。首先经 CT 扫描的钉棒系统失去原本的结构形态,所以需要根据安装位置及标准尺寸重新建模。椎体与椎弓根螺钉重新连续划分网格,以实现螺钉与椎体之间的完全约束,矫形棒与椎弓根螺钉同样连续划分网格,实现两者之间的完全约束。由于脊柱和钉棒都是实体结构,所以需要将 2D 网格生成 3D 网格,使几何结构符合实际情况。

由于不同节段椎骨之间存在椎间盘,椎间盘像弹簧一样,起缓冲压力和帮助脊柱自由弯曲的作用,与椎骨有所区别,所以需要单独考虑。结合该部位组织特性,在进行有限元分析时,椎间盘位置采用弹簧模拟,使得模型几何相似性较高。在最后一节椎骨底部约束 X、Y、Z 三个方向的平动自由度。

1.2.3 有限元模型参数设定 根据模型各部分结构特性选择单元类型。椎骨和钉棒部分采用 solid 185 四面体单元,椎骨上下表面采用 shell 181 壳单元,中间椎间盘采用 combin 14 弹簧单元。骨性结构和椎间盘均模拟为各向同性的弹性材料,根据文献^[4-7]并结合实际情况,确定模型材料参数,松质骨和皮质骨没有进行区分,而把椎体

当作一个整体赋予材料参数,避免出现应力集中现象。模型各部分材料参数见表 1。以 B 方案为例,模型各部分单元类型及约束见图 2。

1.2.4 加载求解 为模仿人体实现前屈、后仰、左右弯曲、左右旋转六种运动状态,需要在第一节椎骨顶部创建耦合点,并对所创建的耦合点进行加载,耦合点绕 X 轴转动实现前屈、后仰,绕 Y 轴转动实现左右弯曲,绕 Z 轴转动实现左右旋转。根据人体脊柱正常活动范围,六种工况对应不同加载范围,前屈 0°~90°,后仰和左右弯曲 0°~35°,左右旋转 0°~45°。加载过程在 Ansys 软件中通过自编命令流的方式实现。

由于四种方案采取内固定的脊柱长度不同,为了横向比较四种方案的应力分布情况,各工况加载角度的选取是保证各模型椎骨单位长度上的转角一致。

表 1 脊柱矫正模型材料参数

Table 1 The material parameters of spinal correction model

结构 Structure	弹性模量(MPa) Elastic modulus	泊松比 Poisson's ratio	密度(t/mm ³) Density
椎骨 Bone	200	0.25	1.2e-9
椎间盘 Intervertebral disc	13.3	0.45	1.0e-9
钉棒 Screw-rod	110000	0.3	4.5e-9

脊柱转动角度 θ 为: $\theta = X/180 \times \pi \times A/B(1)$ 。式中: X 为最长脊柱转动角度; A 为当前模型脊柱长度; B 为最长脊柱长度。

2 结果

2.1 椎弓根螺钉及矫形棒应力分布

四种方案钉棒的应力分布有相同的特点, 只是应力大小有所不同, 以方案 A 和方案 D 为例, 来说明钉棒的总体应力分布情况。应力主要集中在钉尾与钉身交界处及钉尾与矫形棒连接处; 上半部分螺钉所受作用力相对较大, 下半部分相对较小; 矫形棒总体受力较大, 横向连接装置在左右旋转工况下受力较大, 在其他工况受力较小 (图

3); 卫星棒所受应力与椎弓根钉及矫形棒最大应力相比较小, 约为最大应力的三分之一到四分之一之间 (图 4)。

2.2 敏感度分析

以方案 A 的左转为例如, 改变脊柱的转动角度, 钉棒所受应力也会随之改变, 角度与所受应力基本呈线性关系 (图 5)。根据该线性关系及钛合金的屈服强度找出各个工况所对应的最大活动角度 (表 2)。A、B、C、D 四种内固定方案前屈后仰的活动度分别约为 22° 、 30° 、 45° 、 30° ; 左右弯曲分别约为 19° 、 28° 、 34° 、 32° ; 左右旋转分别约为 21° 、 20° 、 42° 、 24° 。

2.3 不同安装方式钉棒所受应力比较

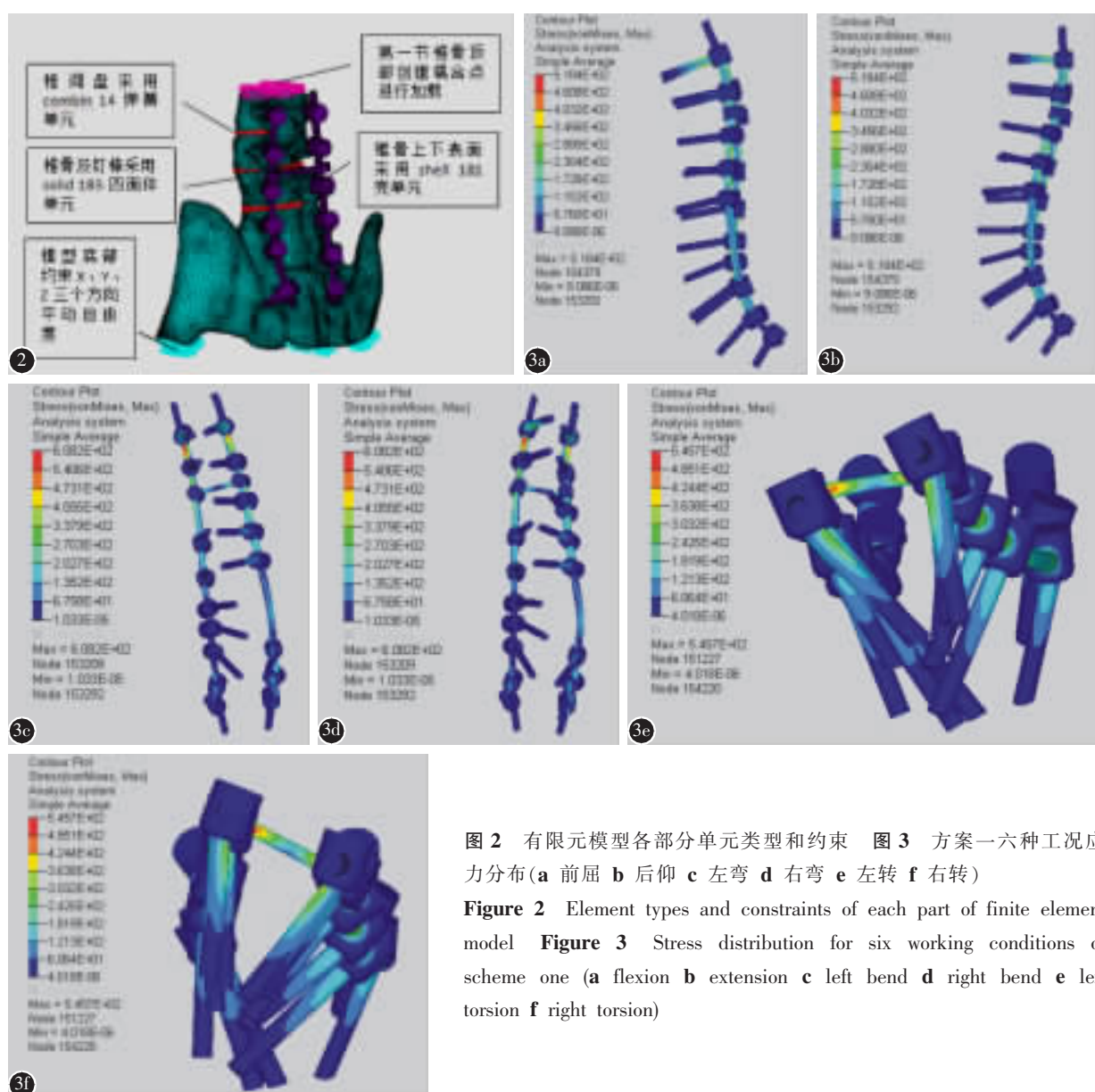


图 2 有限元模型各部分单元类型和约束 图 3 方案一六种工况应力分布(a 前屈 b 后仰 c 左弯 d 右弯 e 左转 f 右转)

Figure 2 Element types and constraints of each part of finite element model Figure 3 Stress distribution for six working conditions of scheme one (a flexion b extension c left bend d right bend e left torsion f right torsion)

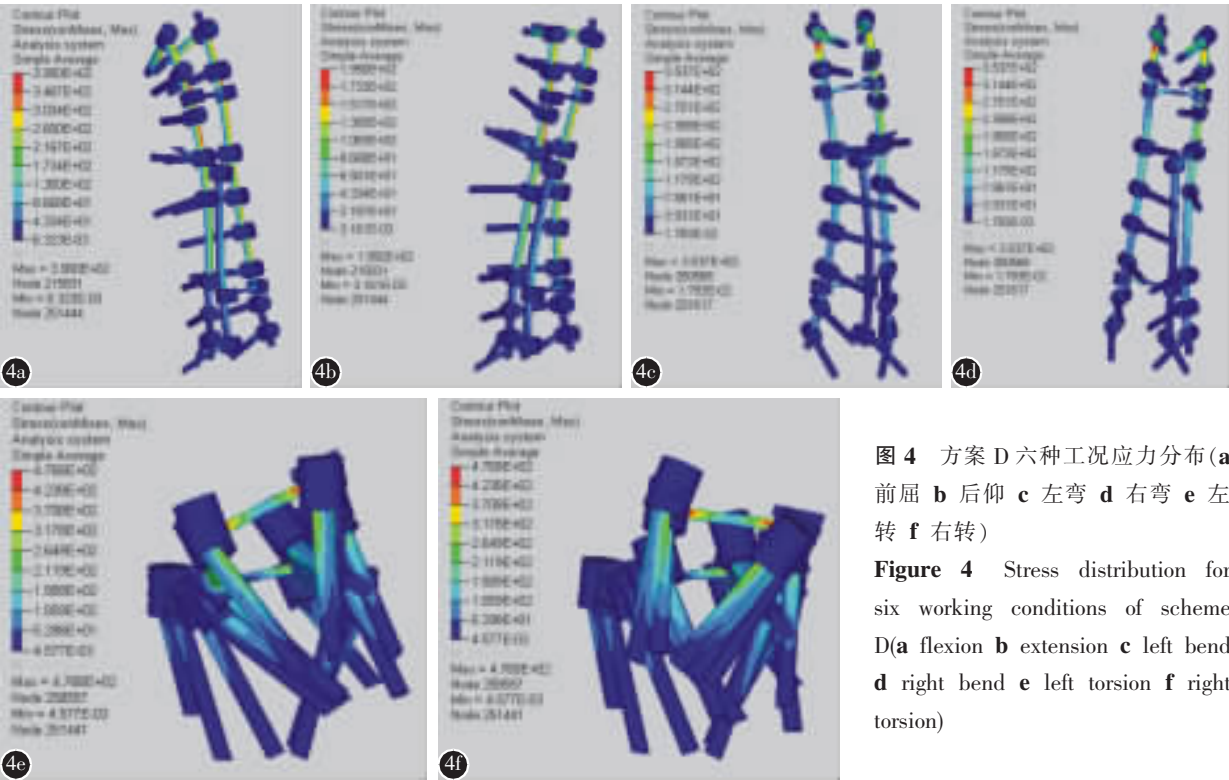


图 4 方案 D 六种工况应力分布(a 前屈 b 后仰 c 左弯 d 右弯 e 左转 f 右转)
Figure 4 Stress distribution for six working conditions of scheme D(a flexion b extension c left bend d right bend e left torsion f right torsion)

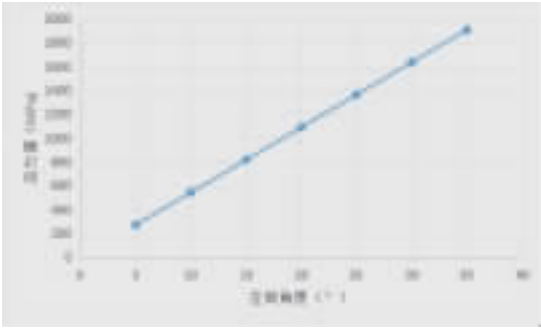


图 5 转动角度所对应应力极值
Figure 5 Stress extremum of rotating angle

表 2 方案 A 六种工况活动度比较

Table 2 Comparison of activity degree of six working conditions of scheme one

工况 Working conditions	角度范围(°) Angle range	屈服强度 (MPa) Yield strength	最大活动度(°) Maximum activity degree
前屈 Flexion	0~90	1120	21.62
后仰 Extension	0~35	1120	21.62
左弯 Left bend	0~35	1120	18.42
右弯 Right bend	0~35	1120	18.42
左转 Left torsion	0~45	1120	20.54
右转 Right torsion	0~45	1120	20.54

表 3 四种安装方式等效应力极值统计表 (MPa)

Table 3 Statistical table of equivalent stress extremum for four installation ways

	A	B	C	D
前屈 Flexion	518.4	366.1	248.1	390
后仰 Extension	518.4	366.1	248.1	390
左弯 Left bend	608.2	398.4	327.3	353.7
右弯 Right bend	608.2	398.4	327.3	353.7
左转 Left torsion	545.7	573.6	269.3	476.8
右转 Right torsion	545.7	573.6	269.3	476.8

规定方案 A 前屈、后仰、左右弯曲、左右旋转 10°, 其他方案根据不同脊柱的角度换算关系(1) 计算得出。四种方案中,前屈工况方案 C 等效应力极值最小,为 248.1MPa;后仰工况方案 C 等效应力极值最小,为 124.0MPa;左、右弯工况方案 C 等效应力极值最小,为 327.3MPa;左、右旋转工况方案 C 等效应力极值最小,为 269.3MPa(表 3)。四种方案各个工况下的最大应力值变化趋势如图 6 所示,可明显看出方案 C 在各个工况下均受力最小。总体来看,方案 C 的安装方式更有优势。

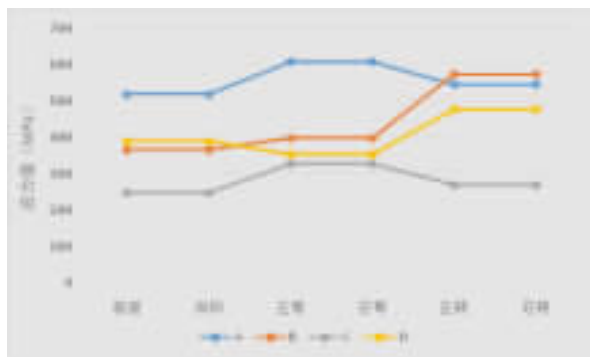


图 6 四种方案各个工况下的最大应力值折线图

Figure 6 Line chart of maximum stress value under different working conditions of four schemes

3 讨论

国外对于脊柱侧凸矫形的有限元研究一直领先国内, Clin 等^[8]通过建模研究矫形支具在脊柱侧凸中的作用, 并获得了良好的实验结果。2012 年 Salmingo 等^[9]运用了有限分析法重建了脊柱侧凸有限元模型, 并模拟了在该模型上置入钉棒矫形的手术。近年来, 国内对于脊柱侧凸矫形的有限元研究也有了很大的进步, 起初, 人们利用有限元分析建立脊柱侧凸有限元模型^[10-12], 随着科技的发展, 人们逐渐利用软件将矫形手术模拟和有限元分析结合^[13-17], 郑杰等^[18]分析了矫形时固定融合节段的数量对矫形的影响, 另外魏建新等^[19]对用于矫形的横向连接装置进行了可行性研究。基于先前的研究, 本实验通过计算机工程软件, 成功建立了脊柱侧凸椎弓根钉内固定术后三维有限元模型。所建立的脊柱侧凸矫正术后三维有限元模型可以再任意附加所设定的各种载荷, 并进行应力、位移变化分析, 为退行性脊柱侧凸矫正患者术后活动范围提供参考, 同时对矫形手术的钉棒安装位置以及矫形力的施加具有借鉴意义。

3.1 对有限元仿真结果的分析

钉-棒应力分布结果显示, 应力主要集中在钉尾与钉身交界处及钉尾与矫形棒连接处, 并且在顶椎区各椎体(T10~T12)附近的钉棒应力值较高。通过敏感度分析, 求得 A、B、C、D 四种方案分别在六种工况下的活动度, 所以只要在允许的活动范围内运动, 基本不会发生钉棒变形或断裂等问题。患者术后活动度为: 前屈、后仰约 22°, 左、右弯曲约 20°, 左、右旋转约 20°。所以只要在允许的活动范围内运动, 基本不会发生钉棒变形或断

裂等问题。

通过应力分布情况的数据分析可了解退行性脊柱侧凸患者术后应力分布情况, 这不仅可以得到脊柱各个节段螺钉的应力分布规律, 还能判断螺钉与骨质之间以及螺钉与矫形棒之间的应力变化。此外, 钉-棒系统的应力分布主要集中在钉身与钉尾交界处及矫形棒与钉尾连接处, 有限元模拟研究能进一步发现应力过于集中部位的分布规律, 以提示及时调整和更换内固定物, 防止钉棒出现严重的变形或断裂。

3.2 对不同安装方式比较的分析

不同的安装方式受力情况存在差别, 钉棒的安装位置一般和脊柱结构有关, 椎弓根螺钉的走向和螺钉的位置都会影响应力的分布。结合四种置钉方案, A、C、D 三种方案的脊柱固定节段长相同的情况下, 方案 C 螺钉数目相对较少; 方案 B 与方案 C 相比, 方案 B 平均在每节段椎骨上的螺钉数目较多, 分布比较密集, 因此在保证不影响矫形效果的前提下, 可以尽量减少螺钉的数目, 有利于减少钉棒受力。方案 D 中跨截骨区和腰骶段固定的卫星棒也承受了一定大小的矫形力, 所受应力与矫形棒最大应力相比较小, 约为最大应力的三分之一到四分之一之间, 由此可见, 引入卫星棒技术既满足坚强固定需要又起到分散应力作用, 与前人关于卫星棒的研究^[20]结果一致。在制定脊柱侧凸矫正手术方案时, 应保证受力较大的椎体节段椎弓根螺钉的数量, 使螺钉平均分担所受的等效力, 并根据椎体尺寸尽可能地选用规格合适的椎弓根螺钉。总体上看, 方案 C 的固定方式受力更小, 更有优势。

利用有限元法对退行性脊柱侧凸患者术后生物力进行分析研究, 了解患者术后允许活动范围, 可以有效避免钉棒变形和断裂, 为患者提供了安全保障, 通过钉棒不同安装方案的比较, 有助于找出更加合理的置钉方案, 减少术前术后的风险。通过对患者矫形时不同固定方案的应力分布进行分析, 可以用具体的数据指明特定患者术后活动度, 也为退侧人群的活动度提供科学的测量方法。

4 参考文献

1. de Vries AA, Mullender MG, Pluymakers WJ, et al. Spinal decompensation in degenerative lumbar scoliosis[J]. Eur Spine J. 2010, 19(9): 1540-1544.
2. 魏梅洋, 贾连顺, 李家顺, 等. 退行性脊柱侧弯研究进展[J].

- 中国矫形外科杂志, 2002, 10(13): 1331-1333.
3. Smith JS, Shaffrey, Ames CP, et al. Assessment of symptomatic rod fracture after posterior instrumented fusion for adult spinal deformity[J]. Neurosurgery, 2012, 71(4): 862-867.
 4. Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, et al. Inter-laminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1995, 20(6): 689-698.
 5. Nie WZ, Ye M, Liu ZD, et al. The patient-specific brace design and biomechanical analysis of adolescent idiopathic scoliosis[J]. J Biomech Eng, 2009, 131(4): 041007.
 6. 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.
 7. Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine[J]. Med Eng Phys, 2001, 23(7): 483-491.
 8. Clin J, Aubin CE, Parent S, et al. Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads [J]. Med Biol Eng Comput, 2011, 49(7): 743-753.
 9. Salmingo R, Tadano S, Fujisaki K, et al. Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation [J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2012, 27(6): 545-550.
 10. 余慧琴, 顾苏熙, 李明, 等. 脊柱侧凸三维有限元模型的建立及其意义[J]. 医用生物力学, 2008, 23(2): 136-139.
 11. 辛大奇, 霍洪军, 胡侦明, 等. Lenke3 型成人特发性脊柱侧凸有限元模型及胸椎钉道导靶模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(53): 8597-8602.
 12. 范宁, 藏磊, 海涌, 等. 脊柱侧凸有限元建模方法的应用进展[J]. 中国骨伤, 2018, 31(4): 391-394.
 13. 张宏其, 赵迪, 邓盎, 等. 成人退变性脊柱侧凸后路三维矫形生物力学的有限元分析[J]. 脊柱外科杂志, 2011, 9(5): 312-316.
 14. 刘少华, 张宏其, 郭超峰, 等. 半脊椎所致先天性脊柱侧凸三维矫形有限元模拟分析 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(26): 4763-4767.
 15. 张宏其, 王永福, 唐明星, 等. Lenke5 型青少年特发性脊柱侧凸手术矫形的有限元研究[J]. 脊柱外科杂志, 2011, 9(2): 112-116.
 16. 黄盛佳, 霍洪军, 杨学军, 等. PUMC II d1 型青少年特发性脊柱侧凸后路三维矫形手术有限元研究 [J]. 国际骨科学杂志, 2016, 37(1): 46-51.
 17. 辛大奇, 杨学军, 王国强, 等. Lenke3 型成人特发性脊柱侧凸三维矫形手术模拟[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(16): 2529-2537.
 18. 郑杰, 杨永宏, 张冬生, 等. 退变性脊柱侧凸不同方式长节段固定融合术后邻近节段生物力学变化的有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2011, 21(9): 769-773.
 19. 魏建新, 赵长义, 任国山, 等. 半椎体脊柱侧弯后路矫形中横向连接装置作用的有限元分析[J]. 河北医药, 2013, 35(21): 3212-3214.
 20. 刘臻, 邱勇, 史本龙, 等. 围截骨区卫星棒技术在严重脊柱畸形三柱截骨术中的应用[J]. 中华骨科杂志, 2015, 35(4): 349-356.
- (收稿日期:2019-06-23 末次修回日期:2019-10-31)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 彭向峰)