

一种新型腰椎峡部裂修复装置生物力学性能的三维有限元分析

周月勇¹, 马 荣², 蔡则成², 詹学华², 王志强¹, 刘 威¹, 戈朝晖²

(1 宁夏医科大学 750004 银川市; 2 宁夏医科大学总医院骨科 750001 银川市)

【摘要】目的:应用有限元分析的方法,研究一种新型腰椎峡部裂修复装置的生物力学性能。**方法:**采集一例健康志愿者腰椎 CT 数据进行三维重建,构建并验证 L3~S1 脊柱节段的非线性有限元模型(A),在此基础上,分别建立 L5 峡部裂模型(B)、椎弓根螺钉 U 形棒固定模型(C)、新型腰椎峡部裂修复装置固定模型(D)。将 4 种模型的 S1 椎体下表面的自由度进行约束,在 L3 椎体上表面分别施加 500N 的轴向压缩力和 10N·m 的力矩载荷来模拟腰椎前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转 6 种运动状态,比较各有限元模型在不同运动状态下的腰椎活动度(range of motion,ROM)、L5 棘突根部应力和峡部的轴向压力。**结果:**与相关文献数据比较,模型 A 在 L4~L5, L5~S1 节段的 ROM 与既往研究结果相近,证明本模型有效。在六种运动状态下,模型 C 和模型 D 的 ROM 比模型 B 分别下降了 16.46%~55.98%、17.48%~40.65%;模型 D 的 ROM 比模型 C 平均大 0.44°。相较于模型 C,模型 D 在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转时,L5 棘突的最大应力分别减少了 12.71%、54.95%、58.46%、53.97%、46.91%及 72.34%,有效降低棘突骨折的风险;腰椎峡部的轴向压力分别增加了 236.51%、282.51%、216.98%、231.47%、294.03%及 138.91%,可以更高效地促进骨折愈合。**结论:**新型腰椎峡部裂修复装置在保留腰椎活动度的同时,可以较好地重建腰椎峡部裂的即刻稳定性;相较于椎弓根螺钉 U 形棒固定装置,可以提供足够的力学稳定性,且降低棘突骨折的风险。

【关键词】腰椎峡部裂;内固定系统;有限元分析;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2023.02.08

中图分类号:R681.5,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2023)-02-0155-08

A three-dimensional finite element analysis of the biomechanical properties of a new lumbar spondylolysis repair device//ZHOU Yueyong, MA Rong, CAI Zecheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2023, 33(2): 155-162

【Abstract】Objectives: To evaluate the biomechanical properties of a new lumbar spondylolysis repair device by three-dimensional finite element analysis. **Methods:** A nonlinear finite element model of L3-S1 segment(A) was constructed on the 3D reconstruction of the lumbar CT data extracted from a healthy volunteer and was verified. Based on this, L5 spondylolysis model(B), pedicle screw-U-shaped rod fixation model(C), and the new lumbar spondylolysis repair device model (D) were established. The freedom of the lower surface of S1 vertebral body of the four models were constrained. The axial compression forces of 500N and moment loads of 10N·m were applied to the upper surface of L3 vertebral body to simulate six motion states of lumbar flexion, extension, left and right bending and rotation. The range of motion(ROM) of lumbar spine, the stress of L5 spinous process root, and axial pressure of isthmus were compared between models under different motion states. **Results:** The ROM of model A at L4-L5 and L5-S1 segments were similar to those reported previously, demonstrating the effectiveness of this model. At all motion states, the ROMs of models C and D decreased by 16.46%-55.98% and 17.48%-40.65% than model B, respectively; the average ROM of model D

基金项目:2020 宁夏重点研发计划项目(编号:2020BEG03034)

第一作者简介:男(1992-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(0951)6746129 E-mail:632663022@qq.com

共同第一作者:马荣 E-mail:marongtx228@163.com

通讯作者:戈朝晖 E-mail:myovid@126.com

was 0.44° larger than that of model C. Comparing with model C, the maximum stresses of the L5 spinous process of the model D decreased by 12.71%, 54.95%, 58.46%, 53.97%, 46.91%, and 72.34%, respectively, which can reduce the risks of L5 spinous process fracture; and the axial pressures of lumbar isthmus increased by 236.51%, 282.51%, 216.98%, 231.47%, 294.03%, and 138.91%, respectively, which may accelerate bone healing more effectively. **Conclusions:** The new lumbar spondylolysis repair device could better stabilize lumbar spondylolysis while preserving the ROM of lumbar spine. As compared with pedicle screw-U-shaped rod, the new lumbar spondylolysis repair device might provide sufficient mechanical stability and reduce the risk of spinous process fracture.

[Key words] Lumbar spondylolysis; Internal fixation system; Finite element analysis; Biomechanics

[Author's address] Ningxia Medical University, Yinchuan, 750004, China

腰椎峡部裂是指腰椎上下关节突之间峡部骨质的不连续,多见于青少年,是造成下腰痛的常见原因之一^[1],尤其在从事体育运动或者长期体力劳动者中多发,可见于单侧或双侧,一般与腰椎的反复屈伸和旋转有关^[2],且腰痛患者中青少年发病率可高达 47%^[3]。临床上常见的峡部裂通常发生在 L4~L5,约 90%发生在 L5,其次是 L4^[4],常伴有不同程度的椎体滑脱和临床症状。腰椎峡部裂常规保守治疗 6 个月效果不佳时,则考虑行手术治疗^[5-6]。也有学者指出,腰椎峡部裂患者中仅有少数在保守治疗中获得峡部骨性融合,所以主张早期行手术治疗^[7-8]。

峡部植骨融合联合节段内固定术是当前治疗腰椎峡部裂的主流术式^[9],其优点在于原位重建,保留峡部裂节段的脊柱运动功能。经典的手术方法有 Buck 峡部螺钉固定法 (Buck 法)^[10]、Scott 横突棘突间钢丝捆绑法 (Scott 法)^[11]、Morscher 螺钉-钩系统固定法^[12],上述术式均在临床应用中取得了满意的疗效。然而,这几种手术方式所存在的并发症不容小觑,包括峡部植骨不足、横突二次损伤、骨性愈合困难等^[13]。2011 年 Altaf 等^[6]提出椎弓根螺钉 U 形棒内固定理念,其方式为 U 形棒穿过病椎棘突下方连接到两边的椎弓根螺钉,起到刚性静力固定的作用,可以较好地弥补上述几种手术方式的不足,但刚性固定的局限性为在棘突根部受力过大时易出现棘突骨折^[14],若受力过小则容易出现脱棒的风险。

近年来的研究显示,以 Bioflex^[15]、PEEK 棒^[16]、Dynesys^[17]为代表的弹性固定系统在腰椎退行性疾病中的应用取得了良好的效果,其特有的固定节段促融合效应基于半刚性融合的微动环境。根据 Wolff 定律,骨折部位的力学环境可以控制骨的生长,适当的应力刺激可以促进骨折愈合。基于

此,针对腰椎峡部裂的修复与重建,我们设计了动静结合的双头椎弓根螺钉-绳固定系统(图 1)(专利号:ZL 202120152603.9),其固定方式为外侧头连接绳索,绳索跨过峡部裂节段棘突根部与上方的横棒连接,以此达到动态稳定固定效果。本研究旨在应用有限元分析的方法,通过比较该新型腰椎峡部裂修复装置与椎弓根螺钉 U 形棒内固定装置的优缺点,探讨该装置的生物力学性能,为腰椎峡部裂患者固定方式选择提供一定的力学参考。

1 资料和方法

1.1 L3~S1 正常腰骶模型的建立

选取 1 名健康志愿者(女,22 岁,身高 165.0cm,体重 56kg),既往体健,无腰椎病史及手术史。将获得的原始 DICOM 格式腰骶 CT 数据导入 Mimics 21.0 软件中,生成 L3~S1 的 3D 模型。将生成的 3D 模型导入逆向工程软件 Geomagic Wrap 17.0 中进行优化和修补,并创建皮质骨和松质骨,将模型构建成完整的曲面模型。在 SolidWorks 2018 软件中分别创建关节软骨、纤维环、髓核、终板、后部结构等实体,髓核约占椎间盘体积的 50%,皮质骨和终板厚度均为 1.0mm^[18]。

1.2 腰椎峡部裂及手术模型的建立

在 SolidWorks 2018 软件中构建内固定系统零件:椎弓根螺钉(直径 6.5mm,长度 45mm),U 形钛棒(直径 5.5mm),绳索(直径 5.0mm),横棒(直径 5.5mm),具体参数参照实物。通过在 L5 双侧峡部制造 1.0mm 的缺损间隙,模拟 L5 椎体峡部裂模型的创建^[19];我们模拟临床上峡部裂病损处为骨移植物填充,在运动的时候传递应力。在腰椎峡部裂的基础上,将内固定系统零件与腰椎峡部裂模型进行装配。为此我们建立了 4 种有限元

模型, A: L3~S1 完整模型; B: L5 椎体峡部裂模型; C: 椎弓根螺钉 U 形棒固定模型; D: 新型腰椎峡部裂修复装置固定模型(图 2)。将 4 种模型分别导入 ANSYS 17.0 软件。

1.3 材料属性、边界条件及载荷

参考国内外相关文献^[20-22]在 ANSYS 17.0 软件中分别设置 4 种模型各实体材料的属性, 见表 1。根据韧带附着位置, 建立腰椎韧带, 将其定义为非线性材料, 只允许拉伸变形而没有压缩变形的特征。为了保证模型的网格质量, 提高结果的收敛性及准确性, 将网格类型设置为四面体网格, 将关节软骨网格的尺寸划分为 0.5mm, 终板 1.5mm, 剩余的其他实体均为 2.0mm。接触关系设置为: 小关节之间为摩擦, 摩擦系数为 0.2^[23], 内固定系统和椎体之间设置为“绑定”模式。最后对模型设置边界条件与载荷: S1 椎体的下表面受到约束, 在 L3 椎体上表面施加一个 500N 的轴向预载荷, 然后用 10N·m 的弯矩来模拟身体不同生理运动状态, 预载荷和弯矩载荷的数值与之前的研究^[23]一致。

1.4 评价指标

4 种模型在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转

六种运动状态下的腰椎活动度(range of motion, ROM)、L5 棘突根部应力、腰椎峡部的轴向压力, 比较不同内固定系统各自的生物力学稳定性。

2 结果

2.1 完整模型的有效性验证

最终完整模型包含 547242 个节点以及 344823 个四面体单元, 我们得到本实验组模型 A 在节段 L4~L5、L5~S1 的 ROM 实验结果见表 2, 与前期研究的实验数据^[24-26]比较无明显的差异, 证明了本模型的有效性。

2.2 腰椎活动度

4 种模型在六种运动状态下的 ROM 见表 3, 在所有运动模式下, 模型 B、C、D 在 L4~L5 节段之间的 ROM 无显著差异; 在 L5~S1 节段中, 与模型 A 相比, 模型 B 在 6 种运动状态下的 ROM 都显著增加, 增加范围 18.64%~169.13%, 其中, 右旋转增加最显著(5.04°), 后伸增加最小(0.63°)。与模型 B 相比, 模型 C、D 的 ROM 在所有运动状态下均显著下降, 模型 C 下降 16.46%~55.98%, 模型 D 下降 17.48%~40.65%。模型 D 在六种运动状

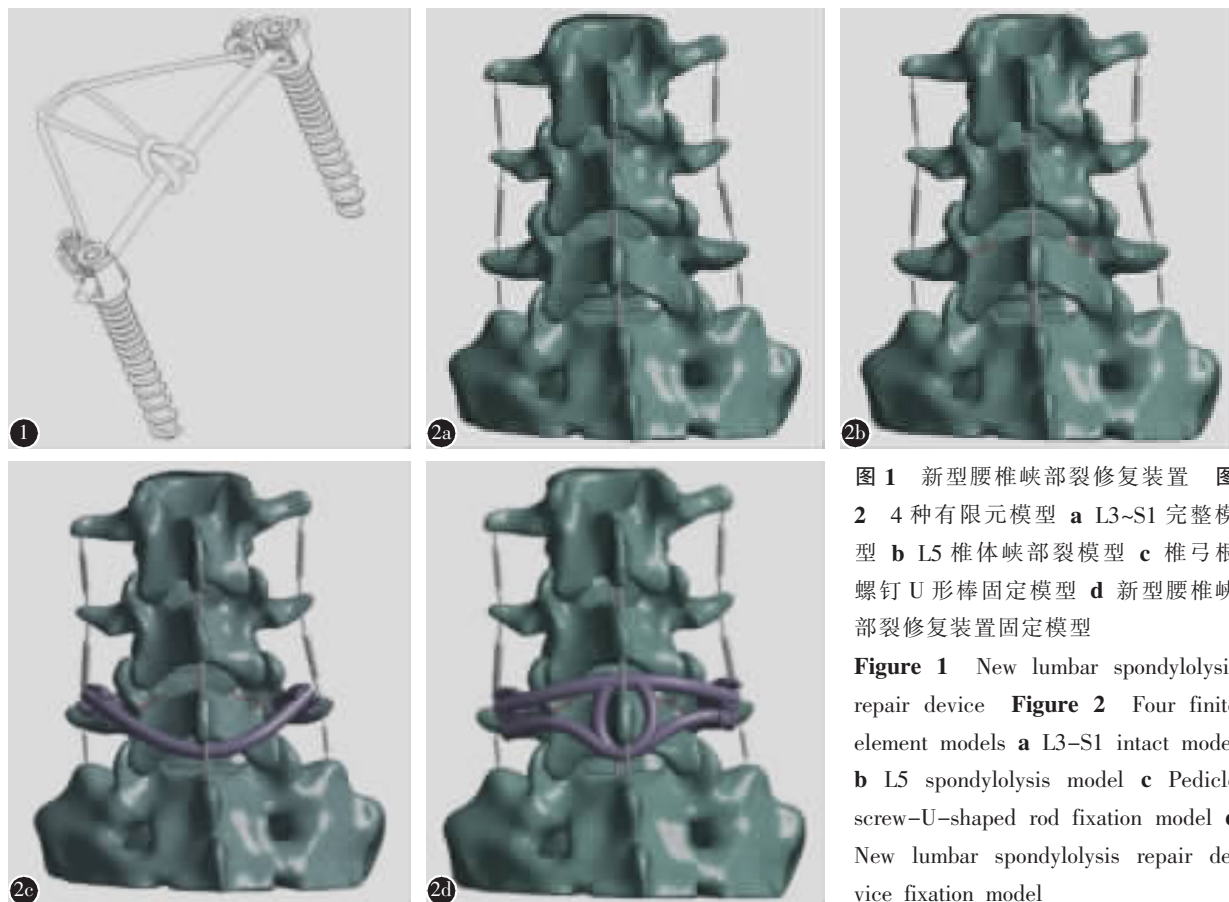


图 1 新型腰椎峡部裂修复装置 图 2 4 种有限元模型 a L3~S1 完整模型 b L5 椎体峡部裂模型 c 椎弓根螺钉 U 形棒固定模型 d 新型腰椎峡部裂修复装置固定模型

Figure 1 New lumbar spondylolysis repair device Figure 2 Four finite element models a L3-S1 intact model b L5 spondylolysis model c Pedicle screw-U-shaped rod fixation model d New lumbar spondylolysis repair device fixation model

态下的 ROM 比模型 C 平均大 0.44°。

2.3 L5 棘突根部应力

模型 C、模型 D 内固定装置固定腰椎峡部裂后整体应力云图及 L5 棘突根部的应力云图见图 3;在所有运动状态下,模型 C 在 L5 棘突处的应

力均大于模型 D,模型 C 与模型 D 的最大应力基本集中在棘突根部、内固定装置相连接处。相较于模型 C,模型 D 在屈伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转最大应力峰值分别减少了 12.71%、54.95%、58.46%、53.97%、46.91%及 72.34%,表明 L5 棘突骨折风险降低。模型 C 与模型 D 中的最

表 1 有限元模型的材料属性
Table 1 Material properties used in the finite element model

材料 Materials	弹性模量 (Mpa) Young's modulus	泊松比 Poisson ratio	刚度 (N/mm) Stiffness
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3	—
松质骨 Cancellous bone	100	0.2	—
后部结构 Posterior element	3500	0.25	—
终板 Endplate	2000	0.2	—
关节软骨 Cartilage	50	0.3	—
纤维环 Annulus fibrosus	4.2	0.45	—
髓核 Nucleus pulposus	1	0.499	—
骨移植 Bone graft	100	0.2	—
PET绳 PET rope	1500	0.4	—
钛金属 Titanium	11000	0.3	—
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	—	—	8.74
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	—	—	5.83
棘间韧带 Interspinous ligament	—	—	0.19
黄韧带 Ligamentum flavum	—	—	15.75
横突间韧带 Intertransverse ligament	—	—	2.39
棘上韧带 Supraspinous ligament	—	—	15.38

表 2 完整模型在 L4~L5、L5~S1 节段的 ROM 与前期研究数据的比较 (°)

Table 2 Comparison of the ROMs of the intact model at L4~L5 and L5~S1 segments with previous studies

	Yamamoto等 ^[24] Yamamoto, et al	Shim等 ^[25] Shim, et al	Huang等 ^[26] Huang, et al	本研究 Current study
L4~L5				
前屈 Flexion	8.9±0.7	5.48±0.88	6.15	5.2
后伸 Extension	5.8±0.4	2.79±0.42	5.88	3.52
左侧弯 Left bending	5.5±0.5	4.45±1.01	4.91	3.51
右侧弯 Right bending	5.9±0.5	4.45±1.01	4.91	3.49
左旋转 Left rotation	1.7±0.3	3.80±0.99	2.78	1.61
右旋转 Right rotation	2.7±0.5	3.80±0.99	2.78	1.69
L5~S1				
前屈 Flexion	10.0±1.0	—	6.81	6.88
后伸 Extension	7.8±0.7	—	5.04	3.38
左侧弯 Left bending	5.3±0.4	—	3.55	4.04
右侧弯 Right bending	5.7±0.4	—	3.55	4.11
左旋转 Left rotation	1.5±0.2	—	2.64	3.02
右旋转 Right rotation	1.3±0.2	—	2.64	2.98

表 3 4 种模型在 L4~L5、L5~S1 节段不同运动状态下的 ROM (°)
Table 3 ROMs of the four models at L4~L5 and L5~S1 segments in different motions

	L4~L5 活动度 L4~L5 ROM				L5~S1 活动度 L5~S1 ROM			
	模型 A Model A	模型 B Model B	模型 C Model C	模型 D Model D	模型 A Model A	模型 B Model B	模型 C Model C	模型 D Model D
前屈 Flexion	5.20	5.66	5.22	5.12	6.88	8.58	6.88	7.08
后伸 Extension	3.52	3.71	3.50	3.57	3.38	4.01	3.35	3.18
左侧弯 Left bending	3.51	3.16	3.55	3.48	4.04	6.55	4.22	4.46
右侧弯 Right bending	3.49	3.08	3.52	3.50	4.11	6.57	4.23	4.47
左旋转 Left rotation	1.61	1.70	1.74	1.80	3.02	7.02	3.59	4.50
右旋转 Right rotation	1.69	1.91	1.92	1.89	2.98	8.02	3.53	4.76

大应力均发生在旋转过程中,模型 C 左旋转为 331.68Mpa,右旋转为 336.63Mpa,模型 D 左旋转为 176.08Mpa,右旋转为 93.12Mpa(表 4)。

2.4 L5 峡部轴向压力

模型 C 与模型 D 在 L5 峡部的轴向压力见表 5。模型 C 与模型 D 的最大轴向压力均发生在右旋状态,分别为:5.14N、12.28N。与模型 C 相比,模型 D 的最大轴向压力是模型 C 的 2.39~3.94 倍,在左旋转时模型 D 的压力峰值是模型 C 的 3.94 倍,右旋转时是模型 C 的 2.39 倍。相较于模型 C,模型 D 峡部的轴向压力峰值在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转和右旋转时分别增加 236.51%、282.51%、216.98%、231.47%、294.03%及 138.91%,可以更高效地促进骨折愈合。

3 讨论

腰椎峡部裂的手术治疗方案在临床中已有较多报道。目前,峡部植骨融合联合节段内固定治疗

腰椎峡部裂的手术方式^[27]得到了多数学者的认可,生物力学及临床应用证实,该术式可为腰椎峡部提供足够的稳定性,且具有创伤小,恢复快、不影响病椎活动度等优点。Altat^[6]、Barakat 等^[28]使用 U 形棒内固定技术治疗腰椎峡部裂,证实了 U 形棒内固定技术可以直接修复腰椎峡部裂,缓解患者腰部疼痛不适,防止其进一步发展为滑脱等。Mohammed 等^[29]的一项荟萃分析表明,Buck 法^[10]、Scott 法^[11]、Morscher 法^[12]、U 形棒内固定法^[6]中,U 形棒内固定技术具有最高的融合率和最低的并发症。然而,U 形棒内固定装置本质上属于刚性静力内固定装置,当腰椎活动时,较强的静力固定在棘突根部施加了静态压力,然后转接于峡部,棘突根部直接承载了较强的静力,应力集中于此,增加了棘突根部骨折的风险。根据 Wolff 定律,骨组织有适应机械环境应力的特点,适当的应力刺激可以促进骨折部位的愈合。为此我们设计了一款椎弓根-绳内固定装置用于腰椎峡部裂的修复,其固

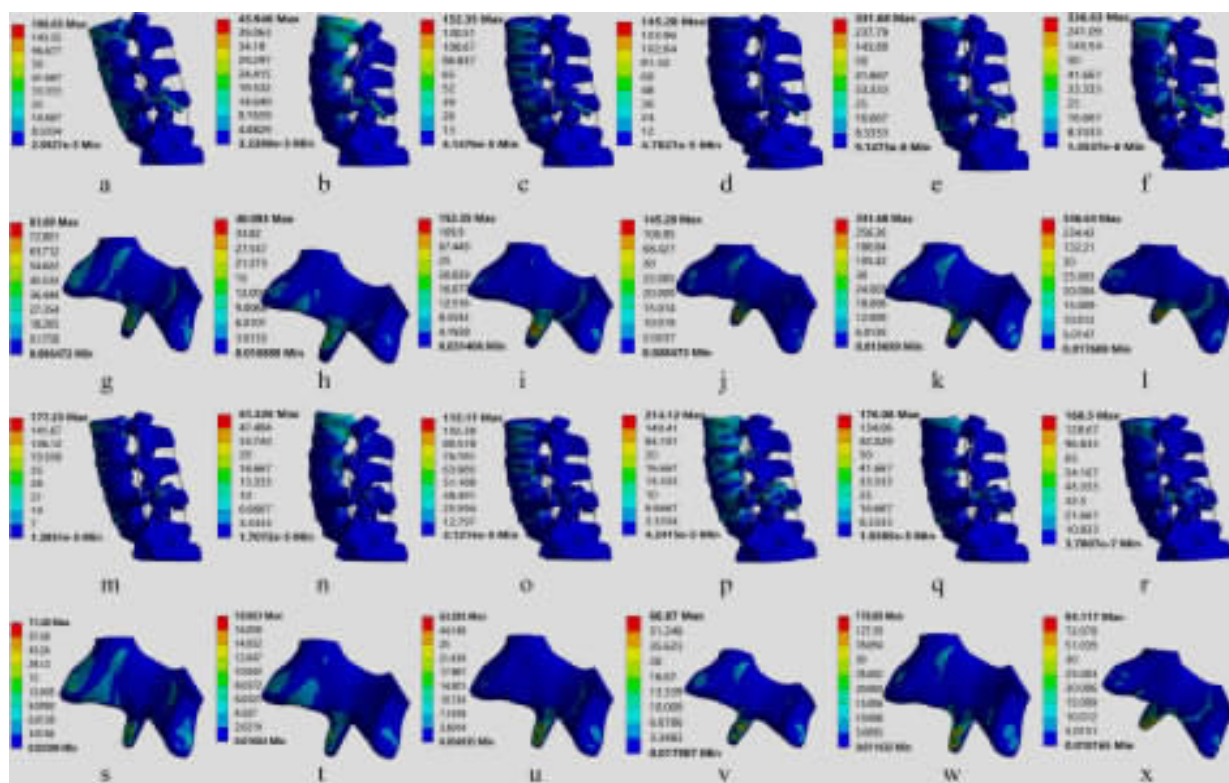


图 3 模型 C 和模型 D 在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转状态下的应力云图 a~f 模型 C 整体应力云图 g~l 模型 C 在 L5 棘突根部应力 m~r 模型 D 整体应力云图 s~x 模型 D 在 L5 棘突根部应力

Figure 3 Stress nephogram of model C and model D in flexion, extension, left bending, right bending, left rotation, and right rotation a~f Stress nephogram of model C g~l Stresses of model C at the root of spinous process of L5 m~r Stress nephogram of model D s~x Stresses of model D at the root of spinous process of L5

定方式为椎弓根螺钉外侧头连接绳索,绳索跨过峡部裂节段棘突根部与上方的横棒连接。所用的绳索材料为聚酯纤维,为非刚性结构,弹性模量低,在静态下保持骨折的对位,动态下可对峡部起到微动效果,理论上可以更好地促进腰椎峡部骨折愈合。为评估该新型峡部裂修复装置的有效性,本研究通过有限元分析方法,对比了新型腰椎峡部裂修复装置与椎弓根螺钉 U 形棒内固定装置的生物力学性能。

本研究中,两组内固定术后模型在各运动状态下的稳定性均较腰椎峡部裂模型有所提高。与模型 A 相比,模型 B 的 ROM 在 L4~L5 节段未见明显变化,因为 L4 椎体 ROM 在所有运动方向上都无明显的变化,而在 L5~S1 节段的 ROM 变化显著,其中以右旋转时最为显著,增加了 5.04°,证实脊柱的稳定性下降。在内固定置入后,模型 C 与模型 D 在 L5~S1 节段各个运动状态下的 ROM 相似,基本恢复至与模型 A 相同的 ROM,说明两种内固定系统均能为腰椎峡部裂提供足够的腰椎稳定性,且模型 D 动态内固定装置能起到与模型 C 刚性固定装置相似的效果,间接证实内固定装置完整地修复了峡部的连续性,恢复了整个脊柱的生物力学性能^[22]。本研究还发现模型 D 比模型 C 的平均腰椎 ROM 大 0.44°,这也证明新型腰椎峡部裂修复装置在有效固定腰椎峡部裂的同时也为该节段提供更好的动态效果,对腰椎稳定性和腰椎活动度恢复有更好的作用。

两种内固定装置置入后,L5 棘突根部可能存在应力集中现象。本研究显示,模型 C 在所有运动状态下 L5 棘突根部最大应力均大于模型 D。相较于模型 C,模型 D 在屈伸、左右侧弯、左右旋转

中 L5 棘突根部应力分别减少 12.71%、54.95%、58.46%、53.97%、46.91%、72.34%,考虑为模型 D 内固定装置与棘突接触面积大于模型 C,应力分布比较均匀,且绳索本身的弹性模量较低,刚度小,柔韧性好,避免了术中及术后刚性固定直接与棘突发生刚性冲突所致的应力集中。应力集中所致的骨破坏是应力性骨折的病理基础,应力集中部位受力越大,越容易发生骨折。而蒲小兵等^[14]指出,棘突间固定技术治疗峡部裂的并发症中可能存在潜在棘突骨折风险。Li 等^[22]进行了一项关于 U 形棒内固定与椎弓根螺钉-椎板钩内固定治疗腰椎峡部裂的有限元研究,发现应力也均集中在内固定装置与椎体交界处,且 U 形棒固定系统与椎体交界处的椎体应力大于椎弓根螺钉-椎板钩系统与椎体交界处应力,其原因是 U 形棒与椎体接触面积小,受到的应力较大。而内固定装置的设计问题是导致应力集中的根本原因^[30]。因此,新型腰椎峡部裂修复装置在 L5 棘突处分布更均匀、更小的应力能有效降低棘突骨折的风险。

根据 Wolff 定律,骨折端的应力刺激在与组织分化水平相协调时可促进骨折断端的愈合。一般认为,轴向应力越大,骨折愈合效率就越高^[31]。Lu^[32]与 Cole^[33]等研究发现,轴向应力的加载使得骨折断端的距离缩短,骨折部位接触面积增大,应力在骨折断端的传递更好,能更有效地刺激成纤维细胞演化为骨细胞,促进骨折的愈合。Kim 等^[34]研究发现,在间歇性给予骨折部位轴向压力后,会增加骨折局部的微循环,从而加速更多新生毛细血管的重建,以更好地适应压力的变化。Takeda 等^[35]对大鼠骨折的胫骨进行了一项机械刺激实验研究,通过放射学、组织学等分析显示,骨折断端

表 4 模型 C 和模型 D 在 L5 棘突根部不同运动状态下最大应力 (Mpa)

Table 4 Maximum stresses of model C and model D under different motion states at the root of the L5 spinous process

运动状态 Motion states	模型 C Model C	模型 D Model D
前屈 Flexion	81.89	71.48
后伸 Extension	40.09	18.06
左侧弯 Left bending	152.35	63.29
右侧弯 Right bending	145.28	66.87
左旋转 Left rotation	331.68	176.08
右旋转 Right rotation	336.63	93.12

表 5 模型 C 和模型 D 在 L5 峡部不同运动状态下的最大轴向压力 (N)

Table 5 Maximum axial pressures of model C and model D under different motion states of L5 isthmus

运动状态 Motion states	模型 C Model C	模型 D Model D
前屈 Flexion	1.89	6.36
后伸 Extension	2.63	10.06
左侧弯 Left bending	3.12	9.89
右侧弯 Right bending	1.97	6.53
左旋转 Left rotation	2.01	7.92
右旋转 Right rotation	5.14	12.28

的轴向压缩力有利于外周骨痂的形成,而轴向撑开则有利于中心骨痂的形成,与此同时,当轴向压缩与撑开交替(动态化)时,对中心及外周区域的骨折愈合都有明显促进作用;而腰椎峡部裂通常是在先天发育异常或骨质薄弱的基础上,腰椎峡部受到反复应力作用致使峡部疲劳骨折^[36];因此,动态化的应力刺激在腰椎峡部骨折愈合早期起到重要作用。本研究显示,在峡部轴向压力方面,模型 D 在各运动状态下应力都是模型 C 的 3 倍左右,相较于模型 C,模型 D 在屈伸、左右侧弯、左右旋转中分别增加 236.51%、282.51%、216.98%、231.47%、294.03%及 138.91%,因为绳索特有的弹性特征使腰椎在活动时对峡部起到微动效果,且变张力为相互压力,使得骨折断端紧密接触。因此,我们认为新型腰椎峡部裂修复装置可为腰椎峡部的骨性愈合提供较好的修复环境,能更好地促进腰椎峡部骨折的愈合。

本研究是基于计算机的有限元分析,所以存在一些局限性:首先,本研究是基于单个腰椎建立的,无法避免个体间差异所产生的不同结果,并且是对单个病例的分析,缺少统计学分析。其次,本研究没有将浅表组织及肌肉等加入模型中,在一定程度上影响腰椎活动和应力变化。最后,新型腰椎峡部裂修复装置固定后的长期稳定性、绳索的抗疲劳特性等还需要更多的体外生物力学实验进一步验证分析。

综上所述,通过对这 4 种模型的三维有限元分析,发现新型腰椎峡部裂修复装置内固定系统比椎弓根螺钉 U 形棒内固定系统有着更好的生物力学性能。与椎弓根螺钉 U 形棒内固定装置相比,新型腰椎峡部裂修复装置在腰椎活动中有着更好的动态固定作用,可达到与椎弓根螺钉 U 形棒内固定装置相近的固定效果,同时在 L5 棘突上的应力更小且分布更均匀,为腰椎峡部裂的骨性愈合提供良好的环境,可以作为椎弓根螺钉 U 形棒治疗腰椎峡部裂的替代手术方案。

4 参考文献

- Hsu WK, Jenkins TJ. Management of lumbar conditions in the elite athlete[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2017, 25(7): 489-498.
- Mora-de Sambricio A, Garrido-Stratenwerth E. Spondylolysis and spondylolisthesis in children and adolescents[J]. Rev Esp Cir Ortop Traumatol(English Edition), 2014, 58(6): 395-406.
- Elliott BC. Back injuries and the fast bowler in cricket[J]. J Sports Sci, 2000, 18(12): 983-991.
- Kim HJ, Green DW. Spondylolysis in the adolescent athlete [J]. Curr Opin Pediatr, 2011, 23(1): 68-72.
- Wright J, Balaji V, Montgomery AS. Spondylolysis & spondylolisthesis[J]. Orthopaedics and Trauma, 2013, 27(4): 195-200.
- Altat F, Osei NA, Garrido E, et al. Repair of spondylolysis using compression with a modular link and screws[J]. J Bone Joint Surg Br, 2011, 93(1): 73-77.
- Fujii K, Katoh S, Sairyo K, et al. Union of defects in the pars interarticularis of the lumbar spine in children and adolescents: the radiological outcome after conservative treatment [J]. J Bone Joint Surg Br, 2004, 86(2): 225-231.
- Lee GW, Lee SM, Ahn MW, et al. Comparison of surgical treatment with direct repair versus conservative treatment in young patients with spondylolysis: a prospective, comparative, clinical trial[J]. Spine J, 2015, 15(7): 1545-1553.
- Yabuno S, Yunoki M, Kanda T, et al. A case of nonconsecutive multiple-level lumbar spondylolysis successfully treated with single-level repair of the pars interarticularis [J]. NMC Case Rep J, 2019, 6(1): 29-34.
- Buck J. Direct repair of the defect in spondylolisthesis: preliminary report[J]. J Bone Joint Surg, 1970, 52-B: 432-437.
- Nicol RO, Scott JH. Lytic spondylolysis: repair by wiring[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1986, 11(10): 1027-1030.
- Morscher E, Gerber B, Fasel J. Surgical treatment of spondylolisthesis by bone grafting and direct stabilization of spondylolysis by means of a hook screw [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 1984, 103(3): 175-178.
- 杨雪飞, 康友伟, 陈俊鑫, 等. Smiley face rod 固定技术治疗青少年腰椎峡部裂研究进展 [J]. 脊柱外科杂志, 2021, 19(1): 58-61.
- 蒲小兵, 杨双石, 曹海泉, 等. 采用 U 形钛棒固定系统的节段内固定与峡部植骨治疗青壮年腰椎峡部裂[J]. 中国修复重建外科杂志, 2014, 28(3): 354-357.
- Park H, Zhang HY, Cho BY, et al. Change of lumbar motion after multi-level posterior dynamic stabilization with Bioflex system : 1 year follow up[J]. J Korean Neurosurg Soc, 2009, 46(4): 285-291.
- Benezec J, Garlenq B, Larroque G. Flexible stabilisation of the degenerative lumbar spine using PEEK rods[J]. Adv Orthop, 2016, 2016: 1-7.
- Lee SE, Park SB, Jahng TA, et al. Clinical experience of the dynamic stabilization system for the degenerative spine disease[J]. J Korean Neurosurg Soc, 2008, 43(5): 221-226.
- Lu T, Lu Y. Comparison of biomechanical performance among posterolateral fusion and transforaminal, extreme, and oblique lumbar interbody fusion: a finite element analysis[J]. World Neurosurg, 2019, 129: e890-e899.
- Sairyo K, Goel VK, Faizan A, et al. Buck's direct repair of lumbar spondylolysis restores disc stresses at the involved

- and adjacent levels[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2006, 21 (10): 1020-1026.
20. Shih SL, Liu CL, Huang LY, et al. Effects of cord preten- sion and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression—a finite element study [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2013, 14: 191.
 21. 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.
 22. Li L, Jiang S, Zhao J, et al. Comparison of two internal fixation systems in lumbar spondylolysis by finite element methods[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 218: 106713.
 23. 殷飞, 马荣, 蔡则成, 等. 斜外侧椎间融合联合单侧椎弓根 钉棒固定术的三维有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(8): 732-740.
 24. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimen- sional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1989, 14(11): 1256-1260.
 25. Shim CS, Park SW, Lee SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2008, 33(22): E820-E827.
 26. Huang YP, Du CF, Cheng CK, et al. Preserving posterior complex can prevent adjacent segment disease following posterior lumbar interbody fusion surgeries: a finite element analysis[J]. PLoS One, 2016, 11(11): e0166452.
 27. Roca J, Iborra M, Cavanilles-Walker JM, et al. Direct repair of spondylolysis using a new pedicle screw hook fixation: clinical and CT-assessed study: an analysis of 19 patients[J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18 Suppl: S82-89.
 28. Barakat AS, Soliman WS, Elgharabawy AF, et al. Repair of spondylolysis using a pedicle screw U-shaped rod construct: a preliminary study of 25 young patients with a mean follow-up of 24 months [J]. J Craniovertebr Junction Spine, 2021, 12(2): 170-177.
 29. Mohammed N, Patra DP, Narayan V, et al. A comparison of the techniques of direct pars interarticularis repairs for spondylolysis and low-grade spondylolisthesis: a meta-analysis[J]. Neurosurg Focus, 2018, 44(1): E10.
 30. Wilke HJ, Drumm J, Haussler K, et al. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure[J]. Eur Spine J, 2008, 17(8): 1049-1056.
 31. Beil FT, Barvencik F, Gebauer M, et al. Effects of increased bone formation on fracture healing in mic [J]. J Trauma, 2011, 70(4): 857-862.
 32. Lu C, Saleh N, Hu D, et al. Mechanical stability affects angiogenesis during early fracture healing [J]. J Orthop Trauma, 2011, 25(8): 494-499.
 33. Cole JH, van der Meulen MC. Whole bone mechanics and bone quality[J]. Clin Orthop Relat Res, 2011, 469(8): 2139-2149.
 34. Kim IS, Song YM, Hwang SJ. Osteogenic responses of hu- man mesenchymal stromal cells to static stretch [J]. J Dent Res, 2010, 89(10): 1129-1134.
 35. Takeda T, Narita T, Ito H. Experimental study on the effect of mechanical stimulation on the early stage of fracture healing[J]. J Nippon Med Sch, 2004, 71(4): 252-262.
 36. Lawrence KJ, Elser T, Stromberg R. Lumbar spondylolysis in the adolescent athlete[J]. Phys Ther Sport, 2016, 20: 56-60.
- (收稿日期:2022-10-09 末次修回日期:2023-02-03)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 谭 啸)
-
- (上接第 154 页)
- (Phila Pa 1976), 2014, 39(13): 1084-1090.
20. Wu TK, Meng Y, Wang BY, et al. Biomechanics following skip-level cervical disc arthroplasty versus skip-level cervi- cal discectomy and fusion: a finite element-based study [J]. BMC MusculoskeletDisord, 2019, 20(1): 49.
 21. 潘爱星, 杨晋才, 海涌, 等. 颈椎前路融合术后邻近节段退 变的临床研究[J]. 中国骨与关节杂志, 2016, 5(11): 803-807.
 22. van Eck CF, Regan C, Donaldson WF, et al. The revision rate and occurrence of adjacent segment disease after anterior cervical discectomy and fusion: a study of 672 consecutive patients[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2014, 39(26): 2143-2147.
 23. Gao Y, Liu M, Li T, et al. A meta-analysis comparing the results of cervical disc arthroplasty with anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) for the treatment of symptomatic cervical disc disease[J]. J Bone Joint Surg Am, 2013, 95(6): 555-561.
 24. 陈扬扬. 两种不同融合术式治疗颈前路融合术后邻椎病的疗 效分析[D]. 郑州大学, 2021.
- (收稿日期:2022-09-01 末次修回日期:2022-12-15)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 谭 啸)