

# 椎管重建内固定术有限元模型的构建及稳定性分析

陈建民<sup>1</sup>, 刘国印<sup>1</sup>, 黄伟谦<sup>1</sup>, 练仲华<sup>2</sup>, 张二来<sup>2</sup>, 赵建宁<sup>1</sup>

(1. 南京医科大学金陵临床医学院骨科, 江苏 南京 210002; 2. 厦门医疗器械研发检测中心有限公司, 福建 厦门 361027)

**【摘要】** 目的: 构建椎管重建内固定术的有限元模型, 并分析椎管重建内固定术对脊柱稳定性的影响, 验证椎管重建内固定术在椎管内手术中的有效性和可靠性。方法: 筛选 1 名 30 岁男性, 身高 172 cm, 体重 75 kg 的健康志愿者并采集其腰椎 CT 资料, 建立正常腰椎 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 的有限元模型, 并与体外实体结果和已发表的有限元分析结果进行比较, 以验证该模型的有效性。根据处理方式不同分为正常组、椎板切除组和椎管重建组。在相同边界固定和生理载荷条件下, 实施前屈、后伸、左弯、右弯、左旋和右旋 6 种工况活动, 分析 6 种工况活动下 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 和 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 观察节段的活动度 (range of motion, ROM) 和 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 整体最大 ROM 的变化情况。结果: 构建的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 有限元模型各节段 ROM 位移与体外实体结果和既往文献数据结果吻合, 确认了该模型的有效性。在 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 中, 椎管重建组仅在后伸时较正常组增加, ROM 变化百分比 >5%; 其他工况下的 ROM 与正常组相近, 变化百分比 <5%; 而椎板切除组在前屈、后伸、左旋和右旋时的 ROM 较正常组和椎管重建组增加, 变化百分比 >5%。在 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 中, 椎管重建组, 在各工况下的 ROM 与正常组相近, 变化百分比 <5%, 而椎板切除组在 6 种工况下的 ROM 均大于正常组和椎管重建组, 变化百分比 >5%。在 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 的整体最大 ROM 中, 椎管重建组仅在后伸时超过正常组, 变化百分比 >5%; 而椎板切除在前屈、后伸、左旋和右旋时大于正常组和椎管重建组, 变化百分比 >5%。L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 各节段 ROM 及总体 ROM 的变化趋势为: 椎板切除组 > 椎管重建组 > 正常组。结论: 椎板切除会严重影响脊柱生物力学的稳定性, 而应用椎管重建内固定的方式可有效减少脊柱责任节段的 ROM 位移并维持其生物力学稳定性。

**【关键词】** 椎板切除; 椎管重建; 钢板内固定; 有限元分析; 稳定性; 活动度

中图分类号: R687

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.20230091

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



## Construction and stability analysis of finite element model for spinal canal reconstruction with miniplates fixation

CHEN Jian-min<sup>1</sup>, LIU Guo-yin<sup>1</sup>, HUANG Wei-qian<sup>1</sup>, LIAN Zhong-hua<sup>2</sup>, ZHANG Er-lai<sup>2</sup>, ZHAO Jian-ning<sup>1</sup> (1. Department of Orthopaedics, Jinling Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210002, Jiangsu, China; 2. Xiamen Medical Device Testing and Research Co., Ltd, Xiamen 361022, Fujian, China)

**ABSTRACT Objective** To establish the finite element model of spinal canal reconstruction and internal fixation, analysis influence of spinal canal reconstruction and internal fixation on spinal stability, and verify the effectiveness and reliability of spinal canal reconstruction and internal fixation in spinal canal surgery. **Methods** A 30-year-old male healthy volunteer with a height of 172 cm and weight of 75 kg was selected and his lumbar CT data were collected to establish a finite element model of normal lumbar L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub>, and the results were compared with in vitro solid results and published finite element analysis results to verify the validity of the model. They were divided into normal group, laminectomy group and spinal canal reconstruction group according to different treatment methods. Under the same boundary fixation and physiological load conditions, six kinds of activities were performed, including forward bending, backward extension, left bending, right bending, left rotation and right rotation, and the changes of range of motion (ROM) of L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub>, L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> segments and overall maximum ROM of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> were analyzed under the six conditions. **Results** The ROM displacement range of each segment of the constructed L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> finite element model was consistent with the in vitro solid results and previous literature data, which confirms the validity of the model. In L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub>, ROM of spinal canal reconstruction group was slightly increased than that of normal group during posterior extension (>5% difference), and ROM of other conditions was similar to that of normal group (<5% difference). ROM in laminectomy group was

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金项目(编号: 82102547); 南京军区重点项目(编号: 15ZD020)

Fund program: National Natural Science Foundation of China (No. 82102547)

通讯作者: 赵建宁 E-mail: zhaojianning.0207@163.com

Corresponding author: ZHAO Jian-ning E-mail: zhaojianning.0207@163.com

significantly increase than that in normal group and spinal canal reconstruction group under the condition of flexion, extension, left and right rotation. In L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub>, ROM in spinal canal reconstruction group was similar to that in normal group (<5% difference), while ROM in laminectomy group was significantly higher than that in normal group and spinal canal reconstruction group (>5% difference). In the overall maximum ROM of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub>, spinal canal reconstruction group was only slightly higher than normal group under the condition of posterior extension (>5% difference), while laminectomy was significantly higher than normal group and spinal canal reconstruction group under the condition of anterior flexion, posterior extension, left and right rotation (>5% difference). The changes of each segment ROM and overall ROM of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> showed laminectomy group>spinal canal reconstruction group>normal group. **Conclusion** Laminectomy could seriously affect biomechanical stability of the spine, but application of spinal canal reconstruction and internal fixation could effectively reduce ROM displacement of the responsible segment of spine and maintain its biomechanical stability.

**KEYWORDS** Laminectomy; Spinal canal reconstruction; Miniplates fixation; Finite element simulation; Stability; Range of motion

完整切除病变并解除神经根或脊髓压迫是治疗椎管内占位性病变的有效方法<sup>[1-2]</sup>。传统的全椎板切除曾被广泛应用于临床,但随着临床应用增加、应用范围扩大及随访时间延长,其不足之处逐渐在临床中显露出来<sup>[3-4]</sup>。该术式严重破坏脊柱中柱和后柱的解剖结构,病变节段骨性结构支撑和椎旁肌肉附着点缺失容易引起医源性脊柱不稳和脊柱畸形等各种不同程度的并发症;同时术后血肿也容易压迫椎管,瘢痕形成及粘连引起的医源性椎管狭窄和神经根粘连也较为常见,可能需再次手术介入干预<sup>[5-6]</sup>。椎管重建术作为椎板切除技术的改良和替代,既能实现术中完全暴露和彻底减压,又能防止脊柱术后不稳和失衡的发生,符合减压与稳定相互统一的基本原则<sup>[7]</sup>。虽然将移除的椎板复合体重新回植定位而不是丢弃的方法已经在临床应用较长时间,但至今一直尚未被广泛采用。究其原因,主要是缺乏与该技术相匹配的合适的钢板内固定系统<sup>[7-8]</sup>。以往研究多采用的是经折弯塑形后的颅骨钢板或掌指骨钢板对移除的椎板复合体进行回植固定,其稳定性、安全性和预后尚未有明确的结论<sup>[9-13]</sup>。为更好地解决此问题,笔者研发了一款与椎管重建技术相匹配的微 H 钢板(专利号:ZL 201420491485.4)。然而,目前关于椎管重建内固定术有限元模型的构建及其稳定性分析国内外尚未见相关报道,本研究对全椎板切除和椎管重建内固定术后腰椎的稳定性进行有限元分析,从而为椎管重建的临床应用提供参考。

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象

选取 1 名 30 岁健康成年男性志愿者,75 kg,身高 172 cm。排除慢性腰痛病史或腰骶椎疾病史及腰部外伤史。检查前已告知志愿者该研究有增加辐射的风险。拍摄腰椎正侧位、左右斜位、过伸过屈位、骨盆正位等 X 线片,以排除脊柱是否发生病变或损伤。志愿者仰卧位,受检区校正体模,并采用 CT 机自上而下对腰椎进行螺旋轴位扫描。本研究获得医

院伦理委员会审批(批号:81YY-KYLL-13-03)。

### 1.2 内固定材料

微 H 钢板(专利号 ZL 2014 2 0491485.4)和金属接骨螺钉均为大博医疗科技股份有限公司提供。微 H 钢板厚度为 0.6 mm,金属接骨螺钉为直径为 2.0 mm,长度为 8 mm。

### 1.3 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的构建

将 CT 断层影像数据导入 Mimics 17.0 软件中除噪,界定软组织和骨的边界阈值,去除骨骼周围软组织;遵循解剖学结构将图像结果进行选择性的分割、区域增长、光滑及填充,使椎体外部轮廓线条保持光滑连续,建立腰椎几何模型;所构建的数据结果保存为 STL 格式,并将其通过 Geomagic Studio 软件进行修补及优化后生成连续的实体模型(图 1a-1d);然后分割选择 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 节段,重建后获得 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 骨性结构的三维模型(图 1e);得到的数据结果以 IGES 格式导入 Solidworks 2016 软件,遵循解剖学结构增加 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 的椎间盘和 7 条韧带(前纵、后纵、棘上、棘间、横突间和黄韧带韧带以及关节囊韧带)等结构,形成完整的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 腰椎三维几何实体模型(图 1f)。

### 1.4 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的材料属性

对构建成功的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型进行赋值,见表 1。本研究的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型将各部分视为各向同性和线性材料,但本研究未将骨质疏松等原因导致的椎体骨强度下降因素考虑在内。腰椎椎体被处理为松质骨核心外被 1 mm 厚的皮质骨所包裹;由于后柱结构复杂,无法区分皮质骨和松质骨,故将后柱结构模拟为与前方结构不同材料特性的独立后部结构。髓核被处理为不可压缩流体,纤维环由基质和理在其中的胶原纤维构成的混合体表示,纤维在环状体中呈剪刀状方式走行,并与椎间盘平面成±30°的夹角。椎间盘前缘高度为 9 mm,后缘为 7 mm。纤维的体积占纤维环总体积的 19%,各层纤维的横截面积自外向内逐渐减小。椎间盘上下表面由厚度 1 mm 的软骨终板构成,髓核与椎间盘的面积之比为 40%,

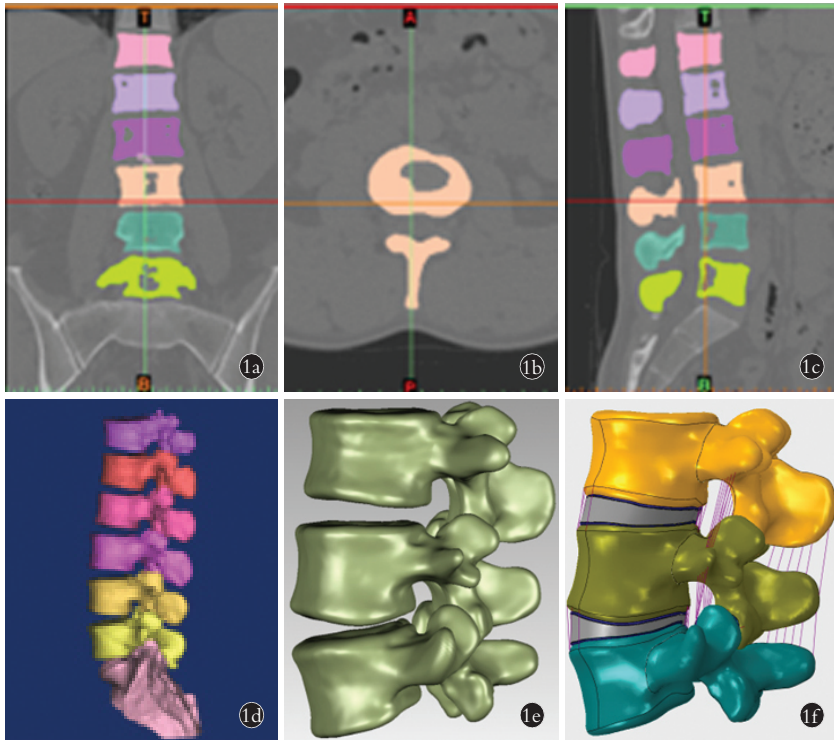


图 1 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的构建 1a. 腰椎冠状面重建 1b. 腰椎横断面重建 1c. 腰椎矢状面重建 1d. 腰椎三维模型 1e. 重建 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 节段三维模型 1f. 完整 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的侧面观

Fig.1 Construction of three-dimensional model of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 1a. Coronal reconstruction of lumbar vertebra 1b. Cross-sectional reconstruction of lumbar vertebra 1c. Sagittal reconstruction of lumbar vertebra 1d. Three-dimensional model of lumbar vertebra 1e. Reconstruct three-dimensional model of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> segments 1f. Side view of complete L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> three-dimensional model

表 1 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的材料参数

Tab.1 Material parameter of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> finite element model

材料名称	弹性模量(MPa)	泊松比
腰椎皮质骨	12 000	0.30
腰椎松质骨	100	0.20
腰椎后部结构	3 500	0.25
软骨终板	25	0.25
纤维环基质	4.2	0.45
纤维环纤维(外层)	550	0.30
纤维环纤维(中间层)	454	0.30
纤维环纤维(内层)	357	0.30
髓核	1.0	0.49
前纵韧带	20	0.30
后纵韧带	70	0.30
黄韧带	50	0.30
棘间韧带	28	0.30
棘上韧带	28	0.30
横突间韧带	50	0.30
关节囊韧带	20	0.30
内固定	104 800	0.31

小关节软骨的厚度为 0.2 mm, 小关节间隙为 0.6 mm, 软骨层表面接触通过面-面接触单元模拟。

### 1.5 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 椎管重建内固定术有限元模型的构建

在已验证 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型有效性的基础上, 模拟全椎板切除并应用微 H 钢板重建椎管, 分为正常组、椎板切除组和椎管重建组(图 2a-2c)。椎板切除组切断 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 棘上、棘间和椎板间韧带, 在两侧关节突内切开椎板, 构建全椎板切除模型(图 2b)。椎管重建组将椎板复合体原位回植并应用微 H 钢板重建椎管, 同时修复棘上、棘间和椎板间韧带, 保留回植椎板复合体韧带的完整性(图 2c)。

### 1.6 边界和载荷

通过对所构建的有限元模型施加相同的约束和载荷条件。约束 L<sub>5</sub> 的椎体运动, 在 L<sub>3</sub> 椎体上施加 10 Nm 纯力矩, 模拟腰椎活动的 6 种工况(前屈、后伸、左弯、右弯、左旋和右旋)。被施加的约束和载荷条件已被证实可以发生生

理范围的运动, 但又不会造成脊柱不稳<sup>[14]</sup>。

### 1.7 检测项目与方法

**1.7.1 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型有效性验证** 将所构建的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型与 SHIM 等<sup>[14]</sup>、DEMIR 等<sup>[15]</sup>的研究施加同样的约束及载荷, 比较 6 种工况下各观察节段的活动度(range of motion, ROM), 反复修正使该三维模型在 6 种工况下的 ROM 均在 SHIM 等<sup>[14]</sup>实体标本结果和 DEMIR 等<sup>[15]</sup>有限元模型结果的分布范围内, 从而完成其有效性地验证。

**1.7.2 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 有限元模型的稳定性分析** 采用双平面立体测量方法测量 6 种工况下的各观察节段的 ROM。在 3 组有限元模型中施加相同的边界固定和生理载荷, 分析 6 种工况下 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 和 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 位移范围, 同时分析 6 种工况下 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 的整体最大 ROM 变化情况。

## 2 结果

### 2.1 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型的有效性验证

由于个体化存在差异及 CT 扫描时体位不同, 研究结果与既往研究会存在一定差异。本研究通过与既往 SHIM 等<sup>[14]</sup>的实体结果和 DEMIR 等<sup>[15]</sup>的有限元模型结果进行比较, 发现本试验所构建的模型(正

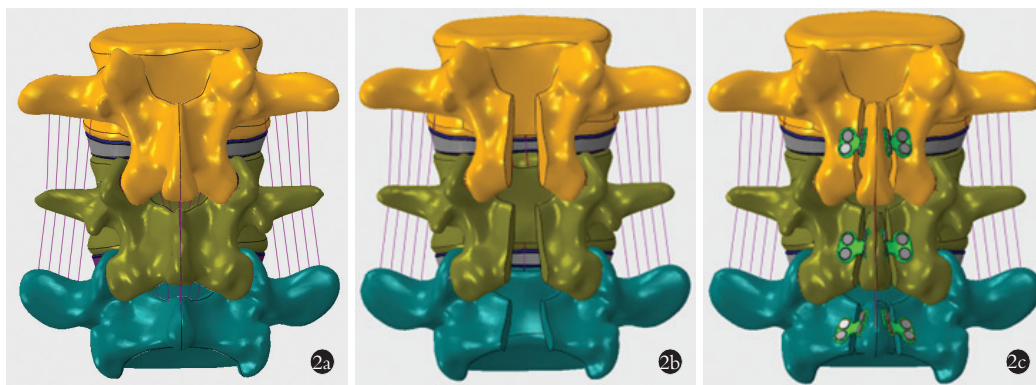


图 2 椎管重建内固定术三维模型建立 2a. 完整的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型 2b. L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 椎板切除的三维模型 2c. L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 椎板回植微 H 钢板固定重建椎管的三维模型

Fig.2 Establishment of 3D model of spinal canal reconstruction and internal fixation 2a. Complete L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 3D model 2b. Three-dimensional model of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> laminectomy 2c. Three-dimensional model of spinal canal reconstruction with micro H plates implanted on L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> laminae

常组)在 6 种工况下所得到的 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 和 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 位移范围与上述参考文献的数值及趋势相吻合,数据分布差异较小(表 2、表 3)。因此,可以认为本研究所构建的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 有限元分析模型有效,可较好地模拟腰椎的真实活动情况,能够开展椎管重建内固定技术的相关研究,并进一步用于后续临床和试验模拟研究及生物力学分析。

表 2 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 活动度范围验证

Tab.2 Verification of range of motion of L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub>

组别	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
SHIM 等 <sup>[14]</sup>	4.36	2.97	3.51	3.51	2.58	2.90
DEMIP 等 <sup>[15]</sup>	4.70	3.70	4.50	4.50	1.40	1.40
正常组	4.37	2.58	3.08	3.11	2.58	2.62

表 3 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 活动度范围验证

Tab.3 Verification of range of motion of L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub>

组别	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
SHIM 等 <sup>[14]</sup>	5.48	2.97	4.45	4.45	3.80	3.80
DEMIP 等 <sup>[15]</sup>	5.20	4.70	4.00	4.00	1.60	1.60
正常组	5.10	2.38	4.06	4.10	3.58	3.63

## 2.2 各种工况下 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 和 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 比较

由表 4 和表 5 可见,在前屈、后伸、左弯、右弯、左旋、右旋工况下,椎板切除组较正常组 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 的 ROM 分别增加 27.23%、41.86%、3.90%、4.18%、20.54%和 22.13%,椎板切除组 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 范围分别增加 14.51%、13.87%、6.65%、6.10%、20.95%和 20.11%,椎管重建组 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 的 ROM 范围分别增加 3.66%、5.43%、3.25%、3.22%、1.94%和 2.67%,椎管重建组 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 范围分别增加 1.76%、2.10%、

1.23%、0.73%、0.56%和 1.10%;与椎管重建组相比,椎板切除组 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 的 ROM 范围分别增加 22.73%、34.56%、3.56%、3.85%、18.25%和 18.96%,椎板切除组 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的 ROM 范围分别增加 12.52%、11.52%、5.35%、5.32%、20.28%和 18.80%。

表 4 各种工况下 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 活动度范围

Tab.4 Range of motion of L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> at different conditions

单位:°

组别	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
正常组	4.37	2.58	3.08	3.11	2.58	2.62
椎板切除组	5.56	3.66	3.20	3.24	3.11	3.20
椎管重建组	4.53	2.72	3.09	3.12	2.63	2.69

表 5 各种工况下 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 活动度范围

Tab.5 Range of motion of L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> at different conditions

单位:°

组别	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
正常组	5.10	2.38	4.06	4.10	3.58	3.63
椎板切除组	5.84	2.71	4.33	4.35	4.33	4.36
椎管重建组	5.19	2.43	4.11	4.13	3.60	3.67

## 2.3 各种工况下 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 整体最大 ROM 比较

由图 3 可见,在前屈、后伸、左弯、右弯、左旋、右旋工况下,椎板切除组整体最大 ROM 较正常组分别增加 27.21%、41.94%、3.88%、4.27%、20.41 和 22.25%,椎管重建组整体最大 ROM 分别增加 3.74%、5.58%、0.41%、0.20%、1.83 和 2.75%;与椎管重建组相比,椎板切除组整体最大 ROM 分别增加 22.62%、34.44%、3.46%、4.07%、18.24%和 18.97%。

## 3 讨论

### 3.1 椎管重建在椎管内手术中的应用

椎管减压通过扩大椎管容积实现减压目的,但

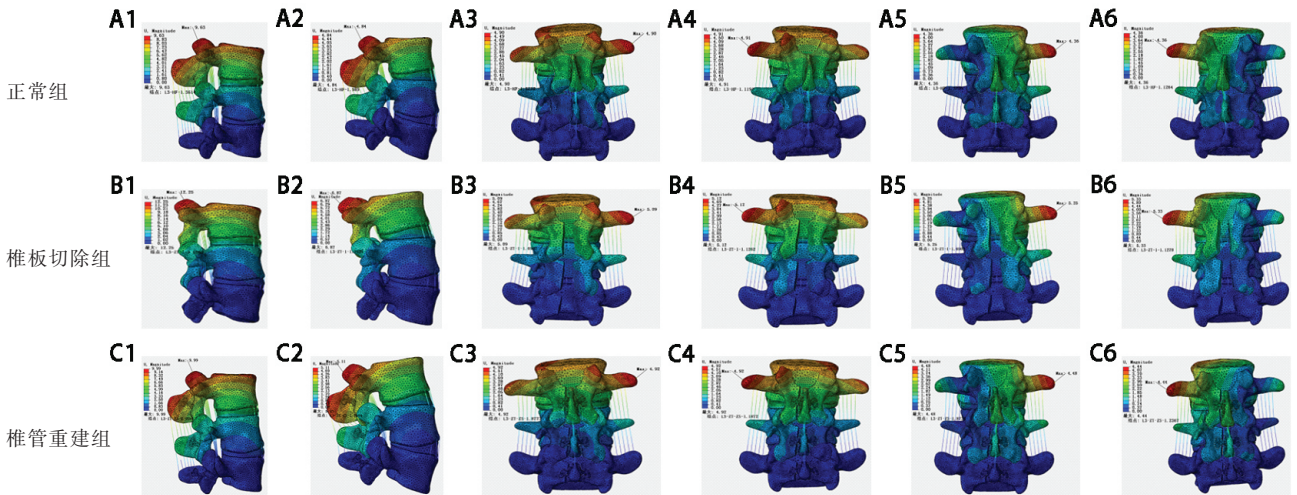


图3 各组 L<sub>5</sub>-L<sub>5</sub> 整体最大活动度比较

Fig.3 Maximum range of motion of L<sub>5</sub>-L<sub>5</sub> on the whole

骨性结构过多切除会对脊柱的稳定性造成损害。保留椎板棘突韧带复合体的椎管重建技术在实现充分减压的同时减少了对腰椎稳定性的不良影响,能够满足不同长度椎管内占位的切除,椎板重建的节段范围也无明显限制<sup>[16-17]</sup>。既往椎管重建多采用丝线、生物胶和钢丝等,丝线和生物胶很难满足脊柱生物力学的要求,术后松动发生率高<sup>[18]</sup>;钢丝容易发生断裂,有脱落至椎管内的严重并发症,同时钢丝还限制MRI的使用<sup>[18]</sup>。因此,寻找一种既牢固可靠,又方便塑形,操作简单,术后检查不受影响的内固定是当前研究的热点<sup>[19-20]</sup>。

目前,椎管重建常用的内固定有可吸收内固定材料、椎弓根螺钉、椎板螺钉和微型钢板。可吸收材料固定效果不牢固,无法满足脊柱(尤其是腰椎或胸椎)的生物力学要求,同时,还存在较高的术后螺钉松动和移位的概率。椎弓根螺钉的机械强度足以承受脊柱运动的应力,虽然具有很好的刚性固定效果,但对脊柱活动影响较大,可加重相邻节段的退变,且长期随访有断钉断棒的风险。椎板螺钉的强度高,但操作复杂且骨性融合率不高;由于颈椎下椎板的角度,椎板螺钉很难在颈椎上得到很好地操作,从而限制了其在颈椎中的应用;此外,椎板螺钉固定还存在小关节突骨折的风险,而且椎板螺钉不适用于椎板侵蚀或扩张椎板成形术等某些情况。研究表明<sup>[10]</sup>,在胸腰椎的手术中,微型钢板内固定系统的固定强度与椎弓根螺钉内固定系统和椎板螺钉相当,已在临床证明是一种较为良好的内固定技术。从理论上讲,一个稳定脊柱节段的坚强内固定技术应该足以固定椎板且达到维持椎管形态,直至其获得骨性融合。除了理论上的机械稳定性之外,微型钢板内固定系统的椎管重建技术还不受年龄、手术部位或

受损节段数量的限制;此外,微型钢板的优点还包括使用操作便捷,在回植椎板获得坚实的骨性融合或强大的纤维结合之前,几乎可以将椎板维持固定在原来的位置上。然而,目前尚未有与椎管重建技术相匹配的合适的相关内固定系统,微型钢板在椎管重建技术中的临床应用有限。

以往研究多采用颅骨钢板或掌指骨钢板经塑形后行椎板回植固定,但尚未有足够证据表明其远期的安全性和稳定性<sup>[21-22]</sup>。由于椎板的宽度、大小和弧度因人而异,解剖结构变异较明显,其所需要的内固定规格也会有所差别。同时,颅骨钢板或掌指骨钢板在手术使用过程中需要大范围的反复塑形和折弯,塑形处容易发生过度疲劳甚至断裂。研究表明<sup>[23]</sup>,腰椎椎板倾斜角为 111.7°~120.0°,本研究的微 H 钢板采用 115°和 125°的弧形设计,可以直接适用于多数的患者,一般无须人工折弯即可直接固定在椎板上,个别情况下碰到个体差异过大的患者,可采用专用的钢板折弯器对其行小度数的折弯。笔者前期对椎管重建不同内固定的生物力学进行了研究并发现<sup>[24]</sup>,微 H 钢板的极限载荷和疲劳稳定性及其在腰椎的轴向稳定和压缩刚度及维持椎管扩大方面明显优于颅骨钢板(微两孔钢板)和掌指骨钢板(微 L 钢板)。此外,笔者在 30 例椎管内占位性疾病的患者中采用微 H 钢板进行椎管重建,取得了良好的临床疗效和预后<sup>[25]</sup>。

### 3.2 椎管重建内固定术有限元模型的构建及其稳定性分析

近年来,应用有限元分析脊柱生物力学特性已成为一种科学高效的研究方法,广泛应用于临床和基础研究中<sup>[26]</sup>。有限元分析模型可精确逼真地模拟椎体和椎间盘,还能将周围的肌肉和韧带直接或间

接的加入到模型中,使模型更加符合人体真实生理状态;有限元分析方法可赋予各种组织材料不同的属性,模拟腰椎力学环境,准确获得各组织内部受力,仿真脊柱各部分活动情况,并对不同自由度下腰椎各结构的生物力学变化进行分析,具有可重复、易调整等优点。相比传统动物模型和尸体模型生物力学实验,有限元分析方法具有成本低、可重复、易调整、取材容易、周期短等优点,且其能提供有效的内部应力及应变等生物力学反应;此外,有限元模拟分析与传统体外生物力学方法相互验证和补充的作用越来越受到重视,因此,其科学性和实用性已逐渐被临床研究人员所认同。

然而,椎管重建内固定有限元模型的构建及其稳定性分析的有限元研究目前国内外相关报道较少,同时,临床尚未发现与椎管重建内固定技术相匹配的合适的钢板内固定系统。笔者通过影像学研究椎板生理解剖特点并结合相关文献,研发了一款与椎管重建技术相匹配的微 H 钢板(专利号为 ZL 201420491485.4)。为了验证该微 H 钢板的安全性和有效性,本研究通过正常腰椎 CT 资料构建 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 三维模型,在验证该模型有效性的前提下模拟全椎板切除和椎管重建内固定术。本模型建立在腰椎 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 节段生物力学模型的基础上,进行全椎板切除手术模拟,以有限元分析方法为研究工具,以模拟椎管重建为研究因素,对椎管重建内固定后各观察节段的稳定性进行分析,进而为椎管重建的临床应用提供有效指导和理论支持。结果发现,椎板切除组 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 在前屈、后伸、左旋和右旋工况下增加的 ROM 均超过正常组和椎管重建组的 5%,椎板切除组 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 在 6 种工况下增加的 ROM 均超过正常组和椎管重建组的 5%;而椎管重建组仅在 L<sub>3,4</sub> 节段的后伸工况时超过正常组的 5%,且椎板切除组和椎管重建组的 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub>、L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 节段均未达到腰椎失稳状态。同时,椎板切除组 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 在前屈、后伸、左旋和右旋工况下增加的整体最大 ROM 均超过正常组和椎管重建组的 5%,而椎管重建组仅在后伸工况时超过正常组的 5%;椎板切除组和椎管重建组 6 种工况下的整体最大 ROM 均增加,且 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 最大 ROM 的整体趋势为椎板切除组>椎管重建组>正常组,但椎板切除组和椎管重建组 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 节段未达到腰椎失稳状态。提示单纯椎板切除会破坏脊柱的后柱结构,严重影响脊柱的生物力学稳定性,而采用椎管重建内固定的方式可有效减少手术对脊柱后柱解剖结构的破坏并维持脊柱的生物力学稳定性。

### 3.3 展望

本研究通过建立正常腰椎有限元模型,比较椎

管重建内固定后各观察节段脊柱稳定性的变化,结果发现单纯椎板切除会破坏脊柱的后柱解剖结构,各节段的活动位移范围明显增加;而应用椎管重建内固定的方式可有效减少脊柱各节段的活动位移范围并维持脊柱稳定性。有限元分析最终是为临床研究提供基础和理论依据。因此,有限元分析的结果需与体内或体外研究进行比较,必要时还需结合动物实验和临床应用来进行对比分析和综合核实,从而达到相辅相成的作用。

鉴于本研究存在一些潜在的局限性,所纳入的脊柱节段较少,缺乏胸腰段的数据资料,且缺少各种皮肤、脂肪、韧带、肌肉和肌腱等软组织的生物力学数据资料,不能完全模拟椎管重建的软组织环境,不可避免的会对计算结果产生影响;同时,本研究采取内固定的理想状态,即设定内固定与椎板之间为绑定接触,无相互错动,钉道与螺纹的接触性摩擦被忽略不计,而体内情况却并非如此,两者的生物力学作用是非常复杂多变的;此外,本研究没有进行同期、同节段及同加载负荷的尸体标本生物力学作为有效性验证,与体外实验结果可能会存在一定偏差。因此,后期将针对这些不足和缺陷之处进行相关系列研究,以确定椎管重建对脊柱稳定性的影响,对其远期安全性和有效性进行评估。

### 参考文献

- [1] YU H, LI X, CHEN S, et al. Comparative effectiveness and safety of anterior cervical corpectomy with fusion, laminoplasty, and laminectomy and instrumented fusion for ossification of the posterior longitudinal ligament: a systematic review and network meta-analysis[J]. *J Invest Surg*, 2022, 35(3): 667-676.
- [2] ZHANG Y K, YANG G L, ZHOU T Y, et al. Efficacy and safety of anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) through mini-incision and posterior laminoplasty (LAMP) for treatment of long-level cervical spondylosis: a retrospective cohort study[J]. *BMC Surg*, 2022, 22(1): 115.
- [3] MICHAEL K W, NEUSTEIN T M, RHEE J M. Where should a laminoplasty start? The effect of the proximal level on post-laminoplasty loss of lordosis[J]. *Spine J*, 2016, 16(6): 737-741.
- [4] MESFIN A, PARK M S, PIYASKULKAEW C, et al. Neck Pain following Laminoplasty[J]. *Global Spine J*, 2015, 5(1): 17-22.
- [5] JANICH K W, WANG M C. Editorial. Cervical laminoplasty for degenerative cervical myelopathy: still much more to learn[J]. *J Neurosurg Spine*, 2022, 38(1): 1-3.
- [6] MCDONALD C L, HERSHMAN S H, HOGAN W, et al. Cervical laminoplasty versus posterior laminectomy and fusion: trends in utilization and evaluation of complication and revision surgery rates[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2022, 30(17): 858-866.
- [7] NISHIDA N, MUMTAZ M, TRIPATHI S, et al. Biomechanical analysis of laminectomy, laminoplasty, posterior decompression with instrumented fusion, and anterior decompression with fusion for the kyphotic cervical spine[J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2022, 17(9): 1531-1541.

- [8] WADDELL W H, WEISENTHAL B M, GOLINVAUX N, et al. Comparative utilization of laminoplasty in the United States and Japan[J]. *Spine Surg Relat Res*, 2022, 6(5):460-463.
- [9] ÖNEN M R, NADERI S. Bone-to-bone ligament preserving laminoplasty technique for reconstruction of laminae[J]. *J Craniovertebr Junction Spine*, 2021, 12(1):61-64.
- [10] SHAMIE A N, YAZDANSHENAS H. Effectiveness of titanium plate usage in laminoplasty[J]. *J Craniovertebr Junction Spine*, 2019, 10(1):14-18.
- [11] 李涛, 裴航, 吕强, 等. 微钛板内固定椎管重建技术在儿童椎管内先天性肿瘤切除术中的应用[J]. *中华神经外科杂志*, 2022, 38(5):482-486.  
LI T, PEI H, LYU Q, et al. Application of micro-titanium plate internal fixation technique for spinal canal reconstruction in children undergoing congenital spinal tumor resection[J]. *Chin J Neurosurg*, 2022, 38(5):482-486. Chinese.
- [12] 伦智法, 马超, 刘光旺, 等. 椎板回植微型钛板内固定在胸腰椎椎管内肿瘤切除术中的应用[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2022, 37(7):682-685.  
LUN Z F, MA C, LIU G W, et al. Application of lamina replantation and mini titanium-plate internal fixation in thoracolumbar spinal canal tumor resection[J]. *Chin J Bone Jt Inj*, 2022, 37(7):682-685. Chinese.
- [13] 孙宜保, 祝孟坤, 常晓盼, 等. 带蒂棘突椎板韧带复合体回植在椎管内良性肿瘤切除术中的应用[J]. *中国实用神经疾病杂志*, 2021, 24(7):585-589.  
SUN Y B, ZHU M K, CHANG X P, et al. Clinical application of the modified replantation of pedicle spinous process and lamina complex in resection of benign tumors in the thoracic and lumbar spinal canal[J]. *Chin J Pract Nerv Dis*, 2021, 24(7):585-589. Chinese.
- [14] SHIM C S, PARK S W, LEE S H, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, locker[J]. *Spine*, 2008, 33(22):E820-E827.
- [15] DEMIR E, ELTES P, CASTRO A P, et al. Finite element modelling of hybrid stabilization systems for the human lumbar spine[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2020, 234(12):1409-1420.
- [16] MA L, LIU F Y, HUO L S, et al. Comparison of laminoplasty versus laminectomy and fusion in the treatment of multilevel cervical ossification of the posterior longitudinal ligament: a systematic review and meta-analysis[J]. *Medicine*, 2018, 97(29):e11542.
- [17] HERSH D S, IYER R R, GARZON-MUVDI T, et al. Instrumented fusion for spinal deformity after laminectomy or laminoplasty for resection of intramedullary spinal cord tumors in pediatric patients[J]. *Neurosurg Focus*, 2017, 43(4):E12.
- [18] ADACHI K, FUTAMI T, EBIHARA A, et al. Spinal canal enlargement procedure by restorative laminoplasty for the treatment of lumbar canal stenosis[J]. *Spine J*, 2003, 3(6):471-478.
- [19] YOO S, RYU D, CHOI H J, et al. Ossification foci act as stabilizers in continuous-type ossification of the posterior longitudinal ligament: a comparative study between laminectomy and laminoplasty[J]. *Acta Neurochir*, 2017, 159(9):1783-1790.
- [20] ŠKORO I, STANCIC M, KOVACEVIC M, et al. Long-term results and efficacy of laminectomy with fusion versus young laminoplasty for the treatment of degenerative spinal stenosis[J]. *World Neurosurg*, 2016, 89:387-392.
- [21] 陈建民, 徐院生, 郭兴锋, 等. 椎管重建对腰椎活动度影响的有限元分析[J]. *中国矫形外科杂志*, 2022, 30(14):1287-1292.  
CHEN J M, XU Y S, GUO X F, et al. Impact of internal fixations for lumbar canal reconstruction on segmental range of motion: a finite element analysis[J]. *Orthop J China*, 2022, 30(14):1287-1292. Chinese.
- [22] 李秋伟, 王林, 王弘. 全椎板减压侧块螺钉固定与单开门椎管成形治疗无骨折脱位型颈髓损伤的病例对照研究[J]. *中国骨伤*, 2022, 35(2):136-141.  
LI Q W, WANG L, WANG H. A case-control study: the clinical efficacy of total laminectomy with lateral mass screw fixation and single open-door laminoplasty for cervical spinal cord injury without fracture and dislocation[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2022, 35(2):136-141. Chinese.
- [23] ONODA Y, SCHIEVING F, ANTEN N P. A novel method of measuring leaf epidermis and mesophyll stiffness shows the ubiquitous nature of the sandwich structure of leaf laminae in broad-leaved angiosperm species[J]. *J Exp Bot*, 2015, 66(9):2487-2499.
- [24] 陈建民, 刘国印, 贾小宝, 等. 椎板回植椎管重建内固定术的生物力学研究[J]. *中国矫形外科杂志*, 2017, 25(24):2262-2268.  
CHEN J M, LIU G Y, JIA X B, et al. A biomechanical study on lamina reimplantation fastened by different plates for canal reconstruction[J]. *Orthop J China*, 2017, 25(24):2262-2268. Chinese.
- [25] 张勇, 刘国印, 陈建民, 等. 椎板回植椎管成形术在椎管内占位中的临床应用[J]. *颈腰痛杂志*, 2020, 41(5):513-517.  
ZHANG Y, LIU G Y, CHEN J M, et al. Clinical application of lamellar recanalization and spinal canal shaping in the space occupied by spinal canal[J]. *J Cervicodynia Lumbodynia*, 2020, 41(5):513-517. Chinese.
- [26] 李杰, 赵刘军, 于开丰, 等. 下颈椎两节段椎体次全切后前路椎弓根螺钉固定系统重建稳定性有限元模型的建立[J]. *中国骨伤*, 2022, 35(2):178-185.  
LI J, ZHAO L J, GAN K F, et al. Establishment of finite element model of anterior cervical transpedicular system for reconstruction of cervical stability after subtotal resection of two segments of lower cervical spine[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2022, 35(2):178-185. Chinese.

(收稿日期:2023-06-12 本文编辑:李宜)