

## · 基础研究 ·

腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法  
对椎间盘及关节突关节软骨影响的有限元分析丘明旺<sup>1</sup>, 孙玫瑶<sup>2</sup>, 吴耿佳<sup>2</sup>, 黄帆<sup>3</sup>, 刘嘉俊<sup>2</sup>, 卢曼琪<sup>2</sup>, 刘岷<sup>4</sup>, 严兆贤<sup>4</sup>,  
赵思怡<sup>5</sup>, 田强<sup>4</sup>, 吴山<sup>4</sup>, 范志勇<sup>4</sup>

(1. 广州中医药大学第二临床医学院, 广东 广州 510405;

2. 广州中医药大学针灸康复临床医学院, 广东 广州 510405;

3. 香港理工大学康复科学系, 香港 999077;

4. 广东省中医院, 广东 广州 510120;

5. 深圳市龙岗区第五人民医院, 广东 深圳 518111)

**摘要** 目的: 分析腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法对椎间盘及关节突关节软骨的影响。方法: 选取 1 例成年男性 L<sub>4-5</sub> 椎间盘突出症患者(椎间盘向左后方突出), 采用西门子 Light Speed 64 排螺旋 CT 进行腰椎和骨盆扫描, 层厚 0.5 mm。基于 CT 扫描数据, 应用三维有限元建模软件建立腰椎-骨盆三维有限元模型, 通过与文献数据比较验证模型有效性后, 分析腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法作用下腰椎-骨盆整体应力、L<sub>4-5</sub> 椎间盘应力和位移、L<sub>4-5</sub> 关节突关节软骨应力和位移、L<sub>4-5</sub> 上下关节突表面中心点相对空间距离。结果: ①腰椎-骨盆三维有限元模型建立及验证结果。建立的腰椎-骨盆三维有限元模型共有 550 215 个节点、344 359 个单元, 高度模拟了腰椎-骨盆的结构与材料特性。在模拟加载条件下, L<sub>4-5</sub> 节段屈伸、侧屈、轴向旋转活动范围与文献中的既往研究结果基本相同。②模型整体应力。实施传统腰椎斜扳法时, 腰椎-骨盆三维有限元模型最大应力为 5.31 MPa, 主要集中于 L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub>、L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 椎体; 实施腰椎立体定位斜扳法时, 腰椎-骨盆三维有限元模型最大应力为 29.30 MPa, 主要集中于 L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub> 椎体及 L<sub>3</sub>、L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 椎弓根。③L<sub>4-5</sub> 椎间盘应力及位移。实施传统腰椎斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 椎间盘纤维环平均等效应力为 1.12 MPa, 纤维环整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.36 mm、0.20 mm、0.05 mm; 髓核平均等效应力为 0.02 MPa, 髓核整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.35 mm、0.24 mm、0.06 mm。实施腰椎立体定位斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 椎间盘纤维环平均等效应力为 1.14 MPa, 纤维环整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.39 mm、1.30 mm、0.05 mm; 髓核平均等效应力为 0.02 MPa, 髓核整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.38 mm、1.30 mm、0.07 mm。④L<sub>4-5</sub> 关节突关节软骨应力及位移。实施传统腰椎斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 左侧和右侧关节突关节软骨平均等效应力分别为 2.46 MPa、3.18 MPa, 平均位移分别为 1.10 mm、0.21 mm; 实施腰椎立体定位斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 左侧和右侧关节突关节软骨平均等效应力分别为 2.70 MPa、3.22 MPa, 平均位移分别为 1.46 mm、0.65 mm。⑤L<sub>4-5</sub> 上下关节突表面中心点相对空间距离。实施传统腰椎斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 左、右侧上下关节突表面中心点相对空间距离分别为 0.75 mm、0.34 mm; 实施腰椎立体定位斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 左、右侧上下关节突表面中心点相对空间距离分别为 0.81 mm、0.23 mm。结论: 腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法均能使腰椎间盘突出症患者病变节段椎间盘及关节突关节软骨产生一定的应力和位移; 相较于传统腰椎斜扳法, 腰椎立体定位斜扳法能使病变节段椎间盘和关节突关节软骨产生更大的应力和位移, 这也可能是腰椎立体定位斜扳法比传统腰椎斜扳法治疗腰椎间盘突出症疗效更佳的原因。

**关键词** 推拿疗法; 有限元分析; 椎间盘移位; 腰椎; 生物力学

**Effects of lumbar stereotaxic oblique-pulling manipulation versus traditional oblique-pulling manipulation on lumbar intervertebral discs and articular cartilage of lumbar zygapophysial joints: a finite element analysis-based biomechanical study**

QIU Mingwang<sup>1</sup>, SUN Meiyao<sup>2</sup>, WU Gengjia<sup>2</sup>, HUANG Fan<sup>3</sup>, LIU Jiajun<sup>2</sup>, LU Manqi<sup>2</sup>, LIU Xian<sup>4</sup>, YAN Zhaoxian<sup>4</sup>, ZHAO Siyi<sup>5</sup>, TIAN Qiang<sup>4</sup>, WU Shan<sup>4</sup>, FAN Zhiyong<sup>4</sup>

1. The Second Clinical Medical College of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong, China

基金项目: 广东省中医药局科研项目(20212093); 广东省中医院林氏正骨推拿流派传承工作室建设项目

通讯作者: 范志勇 E-mail: fzystrong@126.com

2. Clinical Medical College of Acupuncture Moxibustion and Rehabilitation, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong, China

3. Department of Rehabilitation Sciences, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong 999077, China

4. Guangdong Provincial Hospital of Chinese Medicine, Guangzhou 510120, Guangdong, China

5. The Fifth People's Hospital of Longgang District, Shenzhen 518111, Guangdong, China

**ABSTRACT Objective:** To compare and analyze the effects of lumbar stereotaxic oblique-pulling manipulation versus traditional lumbar oblique-pulling manipulation on lumbar intervertebral discs and articular cartilage of lumbar zygapophysial joints. **Methods:** One male adult with L<sub>4-5</sub> intervertebral disc herniation (herniated to left rear) was selected for lumbar spine and pelvis scanning by using a Siemens Light Speed 64-slice spiral CT, with a slice thickness of 0.5 mm. Based on the CT scanning data, a three-dimensional (3D) finite element model of lumbar spine-pelvis was established by using a 3D finite element modeling software. After verifying the validity of the model by comparing with the article data, the overall stress of the lumbar spine-pelvis model, the stresses and displacements of the L<sub>4-5</sub> intervertebral disc and articular cartilage of L<sub>4-5</sub> zygapophysial joint, and the relative spatial distance between the central points of upper and lower articular process surfaces at L<sub>4-5</sub> segment under the action of stereotaxic oblique-pulling manipulation and traditional oblique-pulling manipulation were recorded and analyzed. **Results:** ① The established lumbar spine-pelvis 3D finite element model consisted of 550 215 nodes and 344 359 elements, which highly simulated the structure and material properties of the lumbar spine-pelvis. Under the simulated loading conditions, the range of motion (ROM), including flexion-extension, lateroflexion, and axial rotation, of the L<sub>4-5</sub> segment were basically the same as the results previously reported. ② When the traditional oblique-pulling manipulation was performed on the lumbar spine-pelvis 3D finite element model, the maximum stress of the model was 5.31 MPa, and mainly concentrated on the L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>, L<sub>4</sub>, and L<sub>5</sub> vertebrae; while when the stereotaxic oblique-pulling manipulation was implemented, the maximum stress of the model was 29.30 MPa, and mainly on L<sub>1</sub> and L<sub>2</sub> vertebrae as well as the L<sub>3</sub>, L<sub>4</sub>, and L<sub>5</sub> vertebral pedicles. ③ Under the action of traditional lumbar oblique-pulling manipulation, the annulus fibrosus of L<sub>4-5</sub> intervertebral disc showed the average equivalent stress as 1.12 MPa, and the whole annulus fibrosus displaced leftward, forward, and downward, with an average displacement of 0.36, 0.20, and 0.05 mm, respectively; the nucleus pulposus showed the average equivalent stress as 0.02 MPa, and the whole nucleus pulposus displaced leftward, forward, and downward, with an average displacement of 0.35, 0.24, and 0.06 mm, respectively. While, under the stereotaxic oblique-pulling manipulation, the annulus fibrosus of L<sub>4-5</sub> intervertebral disc exhibited the average equivalent stress as 1.14 MPa, and the whole annulus fibrosus displaced leftward, forward, and downward, with an average displacement of 0.39, 1.30, and 0.05 mm, respectively; the nucleus pulposus exhibited the average equivalent stress as 0.02 MPa, and the whole nucleus pulposus displaced leftward, forward, and downward, with an average displacement of 0.38, 1.30, and 0.07 mm, respectively. ④ In the case of the traditional oblique-pulling manipulation, the articular cartilage of zygapophysial joint at L<sub>4-5</sub> showed the average equivalent stresses as 2.46 and 3.18 MPa and the average displacements as 1.10 and 0.21 mm on the left side and right side, respectively. While, in the case of the stereotaxic oblique-pulling manipulation, the average equivalent stresses were 2.70 and 3.22 MPa and the average displacements were 1.46 and 0.65 mm on the left side and right side, respectively. ⑤ The relative spatial distances between the central points of the upper and lower articular process surfaces on the left side and right side at L<sub>4-5</sub> were 0.75 and 0.34 mm in the case of traditional oblique-pulling manipulation, and 0.81 and 0.23 mm in the case of stereotaxic oblique-pulling manipulation. **Conclusion:** Both lumbar stereotaxic oblique-pulling manipulation and traditional lumbar oblique-pulling manipulation can cause stress and displacement in intervertebral discs and articular cartilage of zygapophysial joints of the affected segment in patients with lumbar disc herniation. Compared with the latter, the former can cause greater stress and displacement, which may be the reason why the former behaves better than the latter in the outcome in treating lumbar disc herniation.

**Keywords** tui na therapy; finite element analysis; intervertebral disc displacement; lumbar vertebrae; biomechanics

推拿手法作为一种中医药特色疗法,因其确切的治疗效果而被广泛应用于腰椎间盘突出症的治疗<sup>[1]</sup>。岭南林氏正骨推拿手法是全国名老中医药专家学术经验继承工作指导老师、广东省名中医林应强教授首创的以爆发力为特色的正骨推拿手法<sup>[2]</sup>。其中,腰椎立体定位斜扳法是岭南林氏正骨推拿流派治疗腰椎间盘突出症的常用手法。吴山教授在继承岭南林氏

正骨学术思想的基础上,根据“筋骨平衡”理论进一步提出了关节扳动类手法的快速扳动技术和缓慢扳动技术<sup>[3]</sup>。有限元分析技术能有效模拟脊柱在不同动态负荷下的运动变化特征<sup>[4]</sup>,具有数据获取便捷、研究费用低等特点<sup>[5]</sup>,已被众多国内外学者用于各种手法治疗腰椎间盘突出症的生物力学机制研究<sup>[6-9]</sup>。为探索腰椎立体定位斜扳法治疗腰椎间盘突出症的

生物力学机制,我们利用有限元分析探讨了腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法对椎间盘及关节软骨的影响,现总结报告如下。

## 1 临床资料

2022 年 7 月,在广东省中医院大德路总院推拿科门诊患者中招募 1 例成年男性腰椎间盘突出症患者,年龄 27 岁,体质量 60 kg;腰椎 CT 显示 L<sub>4-5</sub>椎间盘向左后方突出;符合《腰椎间盘突出症诊疗中国疼痛专家共识》中腰椎间盘突出症的诊断标准<sup>[10]</sup>;无脊髓手术史,不合并骨质疏松症、脊柱骨折。试验方案经广东省中医院伦理委员会审查通过,伦理批件号:YF2022-115-01。

## 2 方法

### 2.1 数据采集

采用西门子 Light Speed 64 排螺旋 CT 机,扫描范围包括腰椎和骨盆,层厚 0.5 mm,图像以 DICOM 格式保存。

### 2.2 腰椎-骨盆三维有限元模型建立

将 DICOM 格式的 CT 数据导入 Mimics21.0 软件,提取和转化原始 3D 模型后,采用 Geomagic Warp2017 软件进行表面模型网格化,然后将 STP 格式优化修饰后的曲面实体导入 Solidworks2017 软件进行模型组装,最后在模型中添加材料属性、边界条件、坐标和负载设置。设置终板厚度为 0.1 mm,皮质骨厚度为 0.4 mm<sup>[11]</sup>,髓核占椎间盘总体积的 41%<sup>[12]</sup>;腰椎韧带(包括关节囊、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、横突间韧带、棘上韧带)和骨盆韧带(包括耻骨韧带、骶髂前韧带、骶髂后韧带、髂腰韧带、骶棘韧带和骶结节韧带)均建模为仅使用张力的三维桁架组件,根据实际解剖位置确定附着点,根据文献确定横截面积<sup>[7]</sup>;关节突关节面设置为非线性三维接触,使用表面对表面的接触元素;上下关节突和关节软骨被定义为摩擦接触,摩擦系数为 0.1<sup>[13]</sup>。模型各组织结构材料属性赋值见表 1。

### 2.3 腰椎-骨盆三维有限元模型有效性验证

根据文献[14-15]中的方法,利用 Ansys Workbench2021 软件进行模型有效性验证:固定坐骨,将关节软骨和椎体间的摩擦系数增加到 0.1,在 L<sub>1</sub> 椎体上缘施加竖直向下的 500 N 集中载荷,并通过在不同方向施加 10 Nm 的扭矩模拟腰椎-骨盆模型在 6 个方向上的基本运动(包括屈伸、侧弯及轴向旋转),获取腰

椎-骨盆有限元模型 L<sub>4-5</sub> 节段的活动范围,并与上述文献数据进行比较。

表 1 腰椎-骨盆三维有限元模型组织结构材料属性赋值

组织结构	弹性模量/ MPa	泊松比	横截面积/ mm <sup>2</sup>
皮质骨	12 000.0	0.300	
松质骨	100.0	0.200	
终板	32.0	0.250	
纤维环	450.0	0.300	
髓核	1.0	0.499	
关节突关节软骨	23.8	0.400	
前纵韧带	7.8	0.300	24.0
后纵韧带	10.0	0.300	14.4
黄韧带	15.0	0.300	40.0
棘间韧带	10.0	0.300	26.0
棘上韧带	8.0	0.300	23.0
横突间韧带	10.0	0.300	3.6
耻骨韧带	10.0	0.300	30.0
骶髂前韧带	208.0	0.200	25.0
骶髂后韧带	133.0	0.200	25.0
髂腰韧带	75.0	0.300	25.0
骶结节韧带	33.0	0.300	50.0
骶棘韧带	12.6	0.200	25.0

### 2.4 试验指标测定

参照 Zhang 等<sup>[6]</sup>的方法,采用 Ansys Workbench2021 软件分析腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法作用下腰椎-骨盆整体应力、L<sub>4-5</sub>椎间盘应力和位移、L<sub>4-5</sub>关节软骨应力和位移、L<sub>4-5</sub>上下关节突表面中心点相对空间距离。

**2.4.1 传统腰椎斜扳法** 在 L<sub>1</sub> 椎体上缘施加竖直向下的 150 N 载荷(模拟侧卧位时腰部韧带的力量),并在 L<sub>1</sub> 椎体上表面施加 15 Nm 的扭矩,模拟传统腰椎斜扳法,作用投影面积约 10 cm<sup>2</sup>[图 1(1)]。

**2.4.2 腰椎立体定位斜扳法** 在 L<sub>1</sub> 椎体上缘施加竖直向下的 150 N 载荷(模拟侧卧位时腰部韧带的力量),并在 L<sub>1</sub> 椎体上表面施加 15 Nm 的扭矩,模拟腰椎立体定位斜扳法的极限拉伸状态,最后在髂骨翼设置方向平行于系统坐标系中 Y 轴(正前方)的按压力以模拟腰椎立体定位斜扳法。快扳法:按压力设置为 580 N,从 0 N 加载至 580 N 的时间为 0.15 s,0.15 s 至 2 s 按压力从 580 N 逐渐减小为 0 N,因快扳法为 1 次操作,故仅模拟 1 次力学加载。缓扳法:按压力设置为 220 N,从 0 N 加载至 220 N 的时间为 0.5 s,0.5 s 至 1.5 s 按压力从 220 N 逐渐减小为 0 N,因缓扳法为重复 3 次操作,故在软件加载上为重复 3 次的

力,作用投影面积约 10 cm<sup>2</sup>[图 1(2)]。

3 结果

3.1 腰椎-骨盆三维有限元模型建立及验证结果

建立的腰椎-骨盆三维有限元模型共有 550 215 个

节点、344 359 个单元,高度模拟了腰椎-骨盆的结构与材料特性(图 2)。在模拟加载条件下,L<sub>4~5</sub> 节段屈伸、侧屈、轴向旋转活动范围与既往研究结果基本相同(表 2),可用于进一步分析。

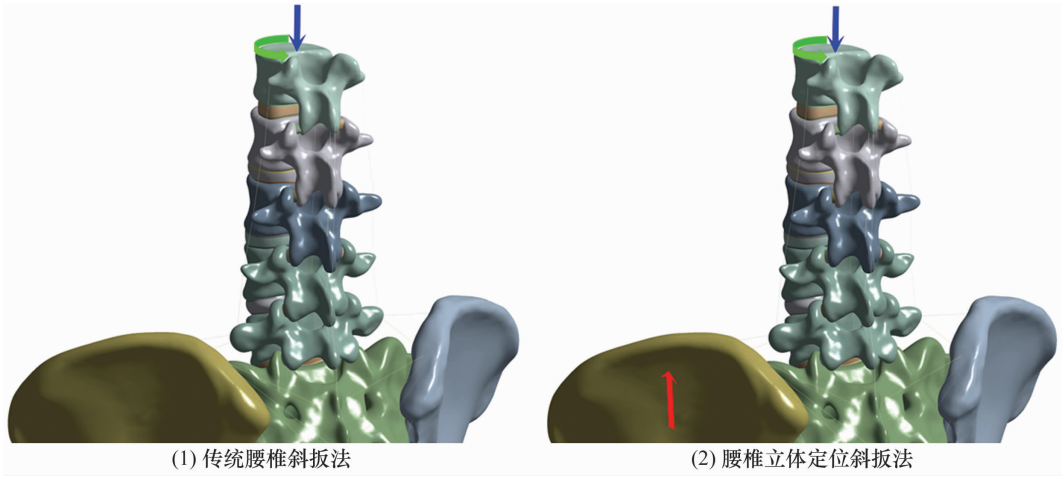


图 1 2 种手法力学加载示意图

注:蓝色箭头表示 150 N 的竖直向下的压力载荷(侧卧位时腰部韧带的力量),绿色箭头表示 15 Nm 的左后方轴向旋转力矩,红色箭头表示腰椎立体定位斜扳法快扳法或缓扳法垂直向前的压力载荷。

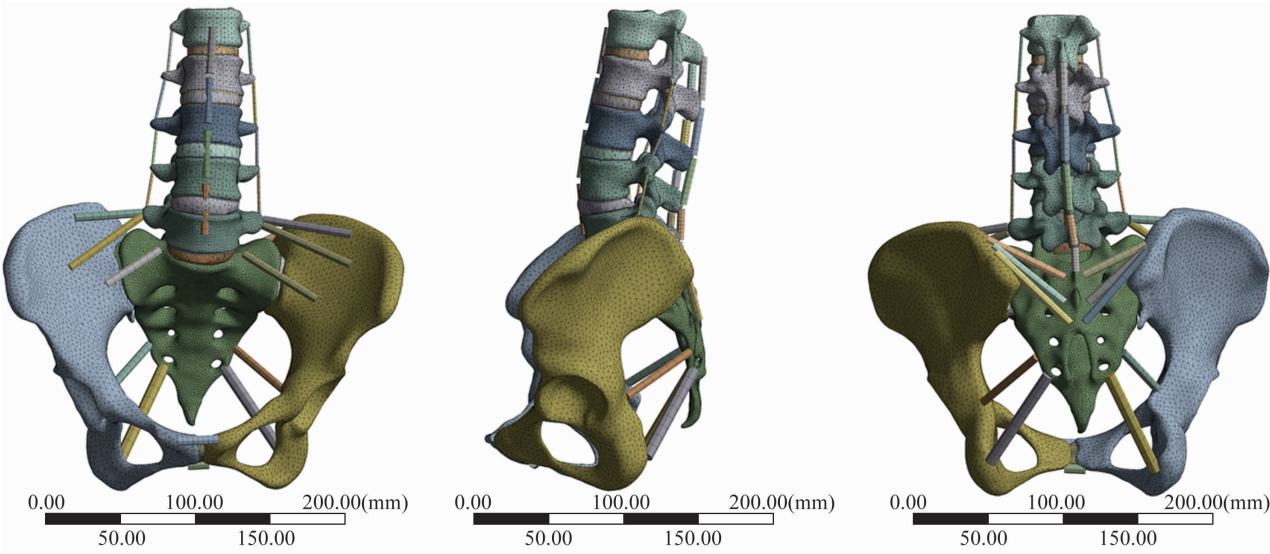


图 2 腰椎-骨盆三维有限元模型图

表 2 腰椎-骨盆三维有限元模型 L<sub>4~5</sub> 节段活动范围与既往研究结果比较

研究	屈伸 活动范围/°	侧屈 活动范围/°	轴向旋转 活动范围/°
Song 等 <sup>[14]</sup>	10.50	11.00	4.75
文鹏飞等 <sup>[15]</sup>	7.25	7.25	3.88
本研究	9.83	9.84	5.19

3.2 试验指标测定结果

3.2.1 模型整体应力 实施传统腰椎斜扳法时,腰椎-骨盆三维有限元模型最大应力为 5.31 MPa,主要集中于 L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub>、L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 椎体[图 3(1)];实施腰椎立体

定位斜扳法时,腰椎-骨盆三维有限元模型最大应力为 29.30 MPa,主要集中于 L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub> 椎体及 L<sub>3</sub>、L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 椎弓根[图 3(2)]。

3.2.2 L<sub>4~5</sub> 椎间盘应力及位移 实施传统腰椎斜扳法时,L<sub>4~5</sub> 椎间盘纤维环平均等效应力为 1.12 MPa,纤维环整体向左、向前、向下发生位移,平均位移分别为 0.36 mm、0.20 mm、0.05 mm;髓核平均等效应力为 0.02 MPa,髓核整体向左、向前、向下发生位移,平均位移分别为 0.35 mm、0.24 mm、0.06 mm。实施腰椎立体定位斜扳法时,L<sub>4~5</sub> 椎间盘纤维环平均等效应

力为 1.14 MPa, 纤维环整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.39 mm、1.30 mm、0.05 mm; 髓核平均等效应力为 0.02 MPa, 髓核整体向左、向前、向下发生位移, 平均位移分别为 0.38 mm、1.30 mm、0.07 mm。见图 4、图 5。

**3.2.3  $L_{4-5}$  关节突关节软骨应力及位移** 实施传统腰椎斜扳法时,  $L_{4-5}$  左侧和右侧关节突关节软骨平均等效应力分别为 2.46 MPa、3.18 MPa, 平均位移分别为 1.10 mm、0.21 mm; 实施腰椎立体定位斜扳法时,

$L_{4-5}$  左侧和右侧关节突关节软骨平均等效应力分别为 2.70 MPa、3.22 MPa, 平均位移分别为 1.46 mm、0.65 mm(图 6)。

**3.2.4  $L_{4-5}$  上下关节突表面中心点相对空间距离** 实施传统腰椎斜扳法时,  $L_{4-5}$  左、右侧上下关节突表面中心点相对空间距离分别为 0.75 mm、0.34 mm; 实施腰椎立体定位斜扳法时,  $L_{4-5}$  左、右侧上下关节突表面中心点相对空间距离分别为 0.81 mm、0.23 mm。

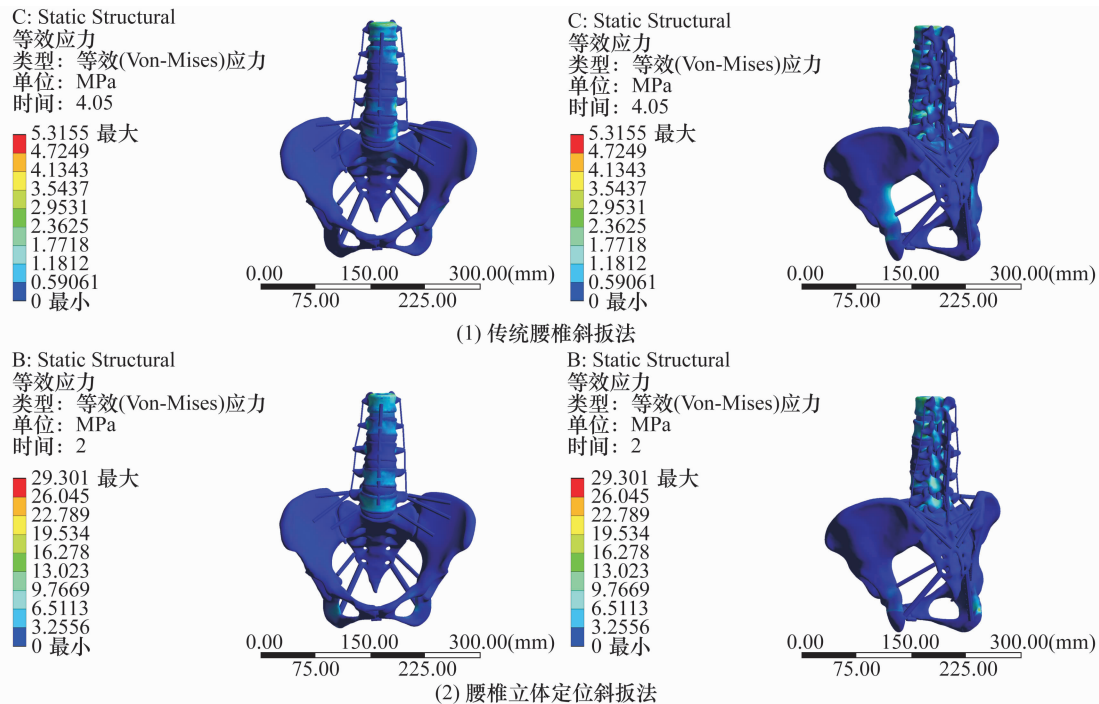
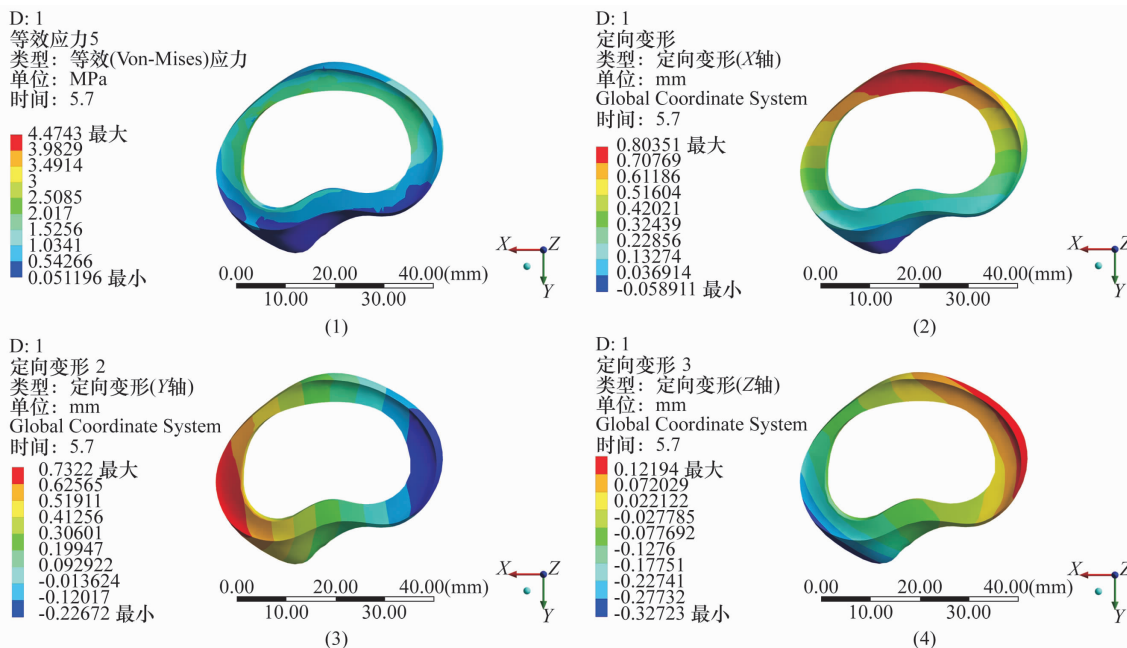


图 3 2 种手法作用下腰椎-骨盆三维有限元模型应力正视和侧后视图





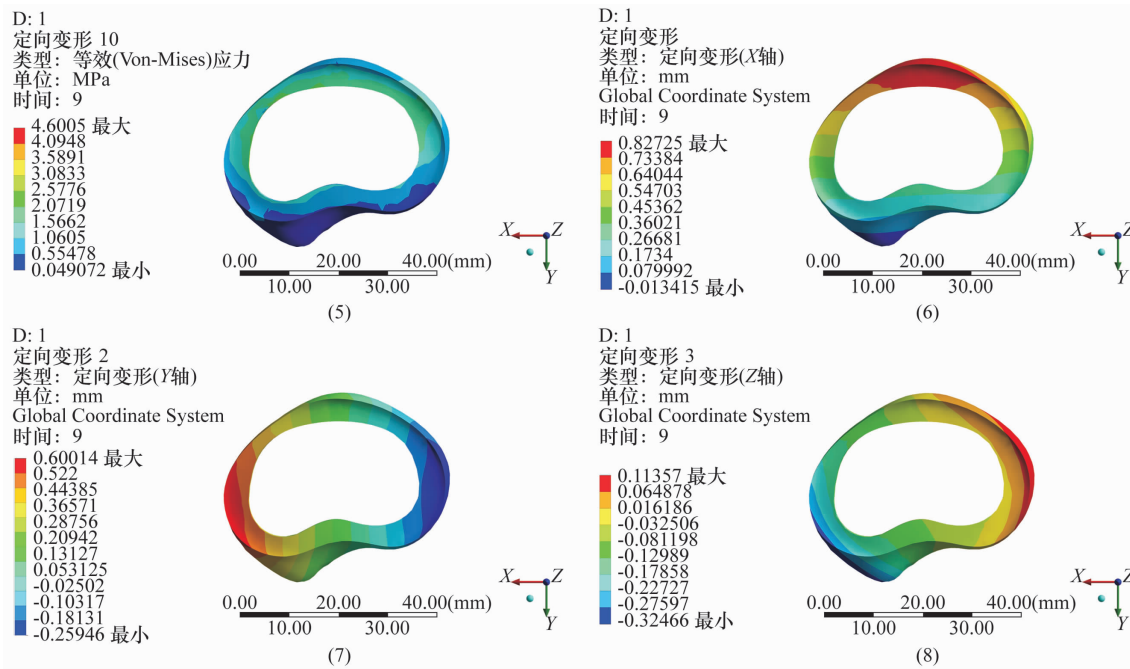
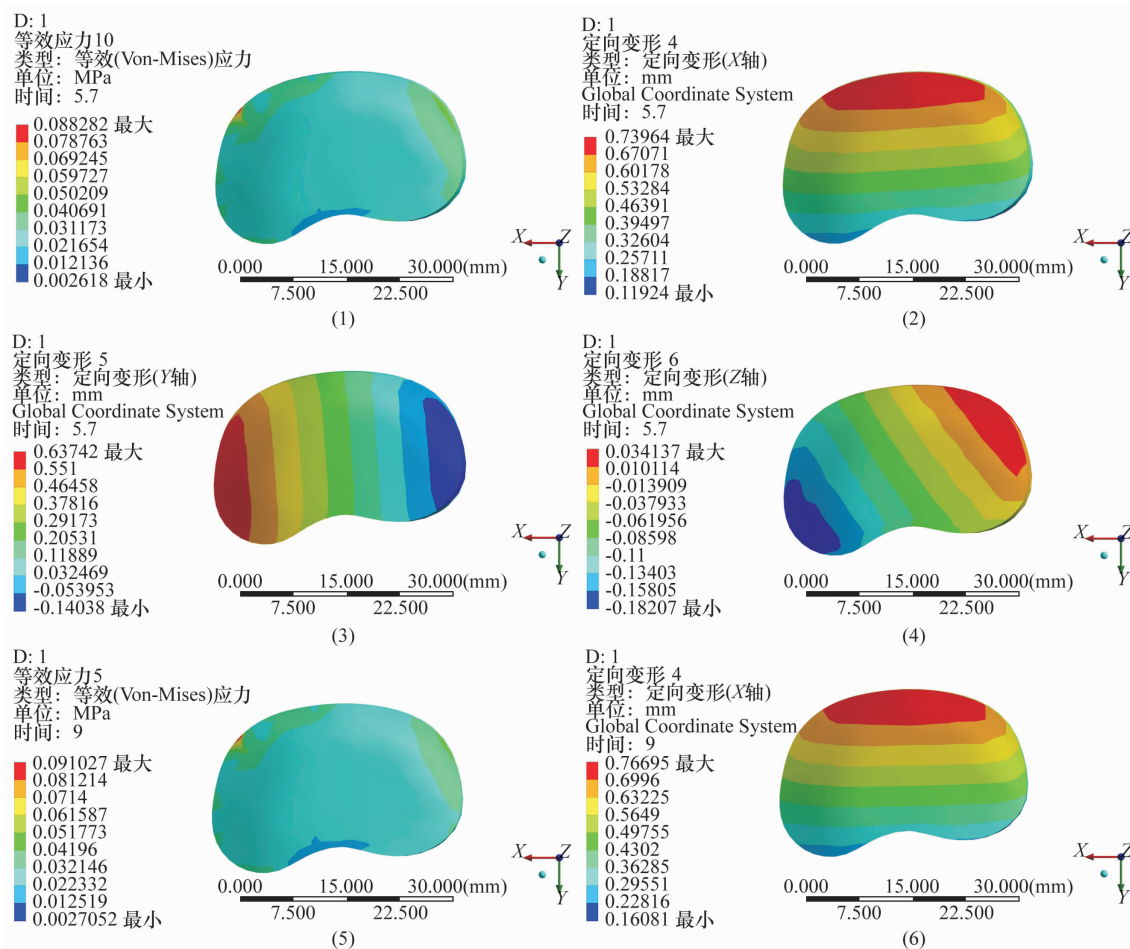
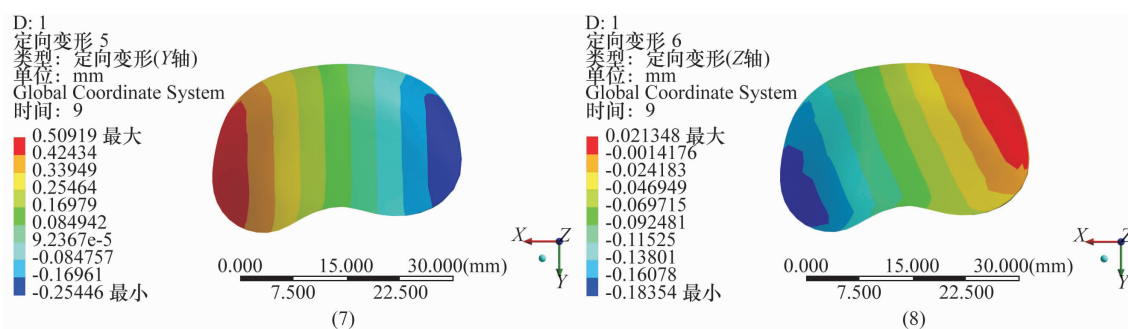


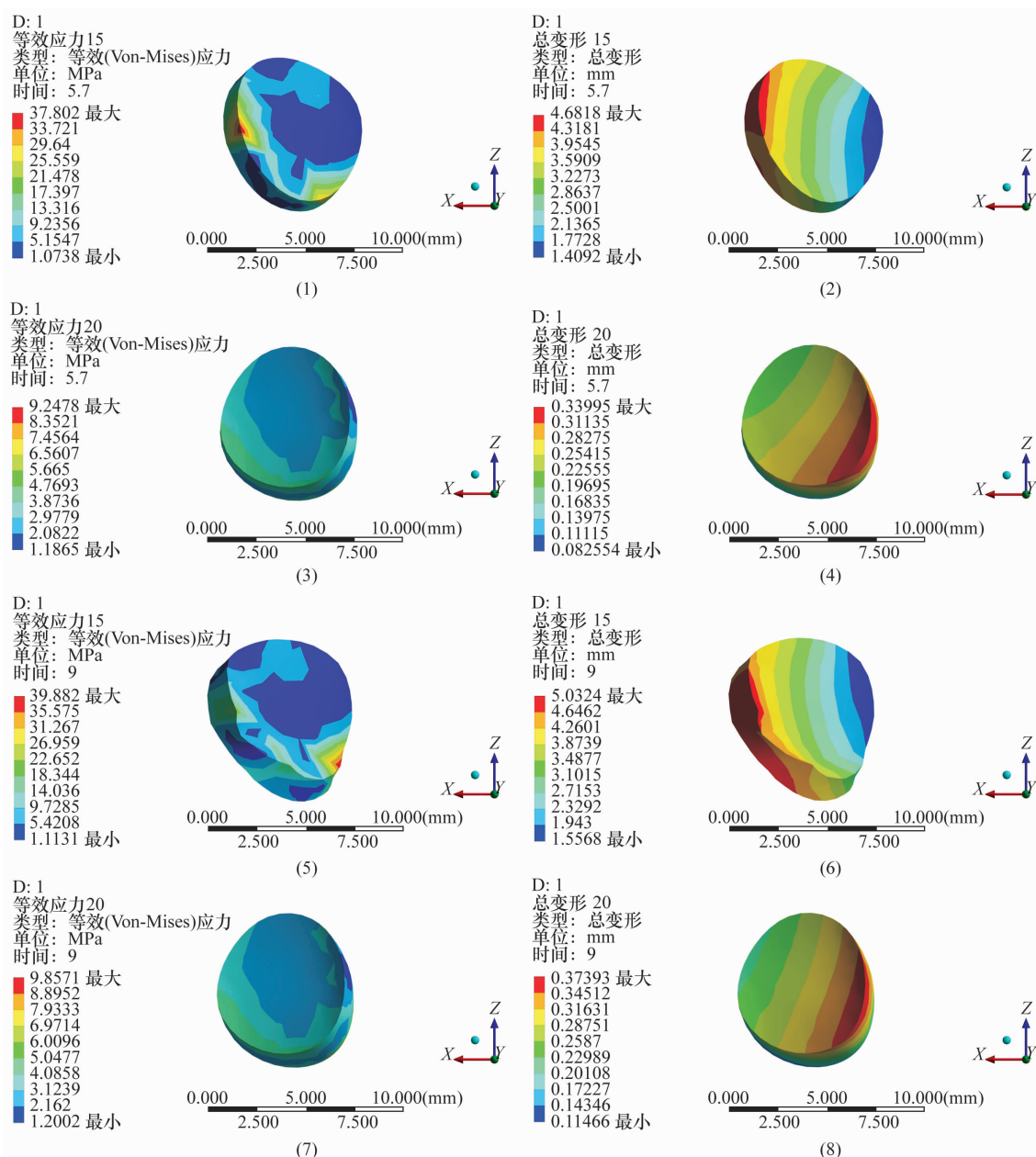
图 4 2 种手法作用下腰椎-骨盆三维有限元模型  $L_{4-5}$  纤维环的应力及位移云图

注:(1)(2)(3)(4)分别为传统腰椎斜扳法作用下  $L_{4-5}$  纤维环应力、X 轴位移、Y 轴位移、Z 轴位移云图,(5)(6)(7)(8)分别为腰椎立体定位斜扳法作用下  $L_{4-5}$  纤维环应力、X 轴位移、Y 轴位移、Z 轴位移云图。



图5 2种手法作用下腰椎-骨盆三维有限元模型  $L_4-L_5$  髓核的应力及位移云图

注:(1)(2)(3)(4)分别为传统腰椎斜扳法作用下  $L_4-L_5$  髓核应力、X轴位移、Y轴位移、Z轴位移云图,(5)(6)(7)(8)分别为腰椎立体定位斜扳法作用下  $L_4-L_5$  髓核应力、X轴位移、Y轴位移、Z轴位移云图。

图6 2种手法作用下腰椎-骨盆三维有限元模型  $L_4-L_5$  关节突关节软骨应力及位移云图

注:(1)(2)分别为传统腰椎斜扳法作用下  $L_4-L_5$  左侧关节突关节软骨应力和位移云图,(3)(4)分别为传统腰椎斜扳法作用下  $L_4-L_5$  右侧关节突关节软骨应力和位移云图,(5)(6)分别为腰椎立体定位斜扳法作用下  $L_4-L_5$  左侧关节突关节软骨应力和位移云图,(7)(8)分别为腰椎立体定位斜扳法作用下  $L_4-L_5$  右侧关节突关节软骨应力和位移云图。

## 4 讨 论

传统腰椎斜扳法通常只做 1 次快速扳动,且爆发力不足,而腰椎立体定位斜扳法不仅爆发力强,而且注重筋骨平衡,通常在 1 次快速扳动后,继续实施数次缓慢扳动,以拉伸局部紧张的腰部软组织。此外,该手法从三维角度出发,可以使治疗部位位于旋转和剪力中心,最大限度地减少非治疗部位对腰椎旋转作用力的缓冲作用,比传统腰椎斜扳法针对性更强,能使旋转作用力更加集中于患处<sup>[16]</sup>。

目前关于腰椎斜扳类手法治疗腰椎间盘突出症的作用机制主要有以下 2 种学说:一是利用椎间盘周围的韧带及软组织的张力与负压所形成的合力迫使突出物回纳;二是使突出的椎间盘发生形变或位移,改善突出髓核与神经根之间的空间关系<sup>[17-18]</sup>。本研究中,2 种手法作用下髓核及纤维环应力比分别达 1:57 及 1:56。结合吕立江等<sup>[19]</sup>的研究结果,提示 2 种腰部斜扳手法均可使髓核及纤维环应力差值增大,椎间盘内负压增加,促使突出的髓核向前移位(回纳)。在腰椎立体定位斜扳法作用下,椎间盘向前位移量(1.30 mm)大于传统腰椎斜扳法(0.20 mm)。这与苏少亭等<sup>[20]</sup>的研究结果相似。上述应力与位移量的差异揭示了腰椎立体定位斜扳法治疗腰椎间盘突出症较传统腰椎斜扳法疗效更佳的可能机制。韩玺铭等<sup>[21]</sup>运用 CT 测量的成人腰椎间盘的轴位前后径为 37~39 mm。实施腰椎立体定位斜扳法时,椎间盘向前位移量约为其前后径的 3%,提示该手法安全性较高。

关节突关节是滑膜关节,两侧关节突关节与椎间盘共同组成腰椎三关节复合体,传递载荷,并通过限制腰椎的活动幅度来维持脊柱的稳定性<sup>[22]</sup>。关节突关节承受来自腰椎大约 33% 的动态压缩负荷及 35% 的静态负荷。有研究表明,腰椎斜扳类手法可促使关节突关节滑动,纠正腰椎关节突关节紊乱,从而改善腰椎间盘突出症所致的腰痛等症状<sup>[23]</sup>。从本研究中 L<sub>4-5</sub> 关节突关节软骨左、右侧应力及位移差异可知,在 2 种手法作用下,左侧关节突关节软骨(患侧)的应力均小于右侧,但位移量均大于右侧,与田聪<sup>[24]</sup>的研究结果一致。其原因是实施腰椎斜扳类手法时,患者处于侧卧位,术者位于患者一侧操作,施力侧关节突关节受反向拉力作用,局部关节囊内负压增大,关节突关节面呈分离趋势,此时施力侧关节突关节软

骨受力以关节囊内负压力及关节囊回缩而产生的牵拉应力为主,而对侧关节囊松弛、负压减小、牵拉应力消失,关节突关节软骨受关节突关节的挤压应力为主。此外,本研究中实施腰椎立体定位斜扳法时, L<sub>4-5</sub> 左侧(患侧)上下关节突表面中心点相对空间距离为 0.81 mm,略大于 Cramer 等<sup>[25]</sup> 研究中实施侧卧位腰椎斜扳法后的关节间隙(0.70 mm),与本研究中传统腰椎斜扳法的数值接近(0.75 mm)。但值得注意的是,2 种手法作用下左右侧 L<sub>4-5</sub> 上下关节突表面中心点相对空间距离差值均较小,分别为 0.06 mm、0.09 mm。上述差值是否足以造成 2 种手法的疗效差异,还需要进一步研究。

本研究的局限性包括:①受目前有限元技术限制,该模型中缺少肌肉和神经根等模型的精细加载,无法完整展现肌肉及神经根的动态变化<sup>[26]</sup>。②由于尸体标本获取困难,本研究中脊柱结构的材料特性是基于文献中既往研究确定的。③本研究未使用 Pfirrmann 分级系统确定患者腰椎间盘突出退变的程度,而不同退变程度的椎间盘对机械作用的反应可能不同<sup>[27]</sup>。Ding 等<sup>[28]</sup> 的研究显示,对于严重退变的椎间盘,脊椎手法只能导致椎间盘发生微小位移。未来需要针对不同退变程度的椎间盘突出症模型进一步研究。

本研究的结果提示,腰椎立体定位斜扳法与传统腰椎斜扳法均能使腰椎间盘突出症患者病变节段椎间盘及关节突关节软骨产生一定的应力和位移;相较于传统腰椎斜扳法,腰椎立体定位斜扳法能使病变节段椎间盘和关节突关节软骨产生更大的应力和位移,这也可能是腰椎立体定位斜扳法比传统腰椎斜扳法治疗腰椎间盘突出症疗效更佳的原因。

## 参考文献

- [1] MO Z, ZHANG R, CHEN J, et al. Comparison between oblique pulling spinal manipulation and other treatments for lumbar disc herniation: a systematic review and meta-analysis[J]. J Manipulative Physiol Ther, 2018, 41(9): 771-779.
- [2] 吴山. 林应强筋伤学术经验撷英[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2015: 4-6.
- [3] 范志勇, 蔡敏. 吴山诊治筋伤学术思想及临证经验[M]. 北京: 科学出版社, 2019: 12-13.
- [4] KUMARESAN S, YOGANANDAN N, PINTAR F A, et al. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a fi-



- nite element approach[J]. J Biomech Eng, 2000, 122(1): 60–71.
- [5] ZHANG Y, AWREJCWICZ J, BAKER J S, et al. Cartilage stiffness effect on foot biomechanics of Chinese bound foot: a finite element analysis[J]. Front Physiol, 2018, 9:1434.
- [6] ZHANG R, MO Z, LI D, et al. Biomechanical comparison of lumbar fixed-point oblique pulling manipulation and traditional oblique pulling manipulation in treating lumbar intervertebral disk protrusion[J]. J Manipulative Physiol Ther, 2020, 43(5): 446–456.
- [7] DU H G, LIAO S H, JIANG Z, et al. Biomechanical analysis of press-extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint[J]. Saudi Pharm J, 2016, 24(3): 305–311.
- [8] 田强, 钟侨霖, 赵家友, 等. 提拉旋转斜扳法操作时腰椎间盘应力及应变的有限元研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2019, 37(1): 83–86.
- [9] 卢钰, 向俊宜, 尹本敬, 等. 斜扳手法和拔伸按压斜扳复合手法治疗腰椎间盘突出症的有限元对比分析[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(13): 2011–2015.
- [10] 中华医学会疼痛学会脊柱源性疼痛学组. 腰椎间盘突出症诊疗中国疼痛专家共识[J]. 中国疼痛医学杂志, 2020, 26(1): 2–6.
- [11] ZHONG Z C, WEI S H, WANG J P, et al. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method[J]. Med Eng Phys, 2006, 28(1): 90–98.
- [12] MO Z J, ZHAO Y B, WANG L Z, et al. Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue[J]. Eur Spine J, 2014, 23(3): 613–621.
- [13] FAN W, ZHAO D, GUO L X. A finite element model of the human lower thorax to pelvis spinal segment: validation and modal analysis[J]. Biomed Mater Eng, 2021, 32(5): 267–279.
- [14] SONG M, SUN K, LI Z, et al. Stress distribution of different lumbar posterior pedicle screw insertion techniques: a combination study of finite element analysis and biomechanical test[J]. Sci Rep, 2021, 11(1): 12968.
- [15] 文鹏飞, 李亚宁, 路玉峰, 等. 腰椎-骨盆-髋关节有限元模型建立及生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(36): 5741–5746.
- [16] 郭汝松, 林伟锋, 田强, 等. 立体定位斜扳法治疗腰椎间盘突出症的临床研究[J]. 颈腰痛杂志, 2009, 30(1): 84–85.
- [17] 彭思琪, 何添艺, 曾雯慧, 等. 腰椎斜扳手法治疗腰椎间盘突出症的研究进展[J]. 中医正骨, 2022, 34(4): 38–41.
- [18] 李俊毅, 孔赏, 马虎升, 等. 手法治疗腰椎间盘突出症的作用机制研究进展[J]. 中医正骨, 2019, 31(4): 40–42.
- [19] 吕立江, 包家立, 范炳华, 等. 杠杆定位手法作用下正常腰椎间盘的应力-应变特性初探[J]. 浙江中医药大学学报, 2013(10): 1156–1159.
- [20] 苏少亭, 周红海, 侯召猛, 等. 腰椎定点旋转手法操作中拇指推力的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(12): 1823–1828.
- [21] 韩玺铭, 牛立盼, 刘凤霞, 等. 基于 CT 技术的成年人腰椎间盘突出及终板解剖参数研究[J]. 中国骨伤, 2023, 36(1): 72–78.
- [22] O'LEARY S A, PASCHOS N K, LINK J M, et al. Facet joints of the spine: structure-function relationships, problems and treatments, and the potential for regeneration[J]. Annu Rev Biomed Eng, 2018, 20: 145–170.
- [23] ZHENG J, DUAN C, MA C. Spinal fixed-point rotating reduction for treatment of facet joint disorders[J]. Altern Ther Health Med, 2023, 29(7): 316–321.
- [24] 田聪. 斜扳、旋转复位法对常用 LDH 后路手术后腰椎应力影响的有限元分析[D]. 南宁: 广西中医药大学, 2018.
- [25] CRAMER G D, ROSS K, RAJU P K, et al. Quantification of cavitation and gapping of lumbar zygapophyseal joints during spinal manipulative therapy[J]. J Manipulative Physiol Ther, 2012, 35(8): 614–621.
- [26] GHEZELBASH F, SCHMIDT H, SHIRAZI-ADL A, et al. Internal load-sharing in the human passive lumbar spine: review of in vitro and finite element model studies[J]. J Biomech, 2020, 102: 109441.
- [27] GRIFFITH J F, WANG Y X, ANTONIO G E, et al. Modified Pfirrmann grading system for lumbar intervertebral disc degeneration[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32(24): E708–E712.
- [28] DING H, LIAO L, YAN P, et al. Three-dimensional finite element analysis of L4–5 degenerative lumbar disc traction under different pushing heights[J/OL]. J Healthc Eng, 2021[2023–09–01]. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34336148>.

(收稿日期: 2023–10–23 本文编辑: 李晓乐)