

· 基础研究 ·

腰椎定点旋转手法治疗 $L_4 \sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出症力学效应的三维有限元分析

吴周统, 周红海, 苏少亭, 陆延, 刘粮酺

(广西中医药大学骨伤学院, 广西 南宁 530001)

摘要 目的:分析腰椎定点旋转手法治疗 $L_4 \sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)的力学效应。**方法:**提取 1 名健康成年男性志愿者脊柱 $L_4 \sim S_1$ 段的 CT 薄层扫描数据, 建立正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型, 并进行有效性验证。基于建立的正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型, 通过调整椎间盘高度和髓核体积及修改髓核和纤维环的材料属性模拟椎间盘退变, 建立 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH(左旁中央型)三维有限元模型。在建立的 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 三维有限元模型上, 模拟腰椎定点旋转手法操作, 并以拇指推顶位置为条件, 建立 2 种操作模式(拇指推顶于 L_4 棘突上为 M1, 拇指推顶于 L_5 棘突上为 M2)。分析腰椎定点旋转手法 2 种操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 三维有限元模型整体应力变化情况, L_{4-5} 和 L_5S_1 椎间盘纤维环与髓核的应力和位移情况, 以及 L_{4-5} 和 L_5S_1 关节突关节软骨接触力与应变情况。**结果:**①正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型的建立与验证结果。建立的正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型共有 508 705 个节点、318 640 个单元, 经验证可用于进一步研究。② $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 三维有限元模型整体应力测定结果。M1 操作模式下, 模型整体应力最大为 16.85 MPa, 主要集中于 L_{4-5} 、 L_5S_1 的上下软骨终板和 L_5 椎体, 以及 L_{4-5} 、 L_5S_1 关节突关节; M2 操作模式下, 模型整体应力最大为 15.02 MPa, 主要集中于 L_{4-5} 、 L_5S_1 关节突关节和 L_4 椎弓根, 以及 L_5 双侧椎板。③椎间盘纤维环应力与位移测定结果。M1 操作模式下, L_{4-5} 和 L_5S_1 纤维环的最大等效应力分别为 4.3 MPa、3.8 MPa, L_{4-5} 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.31 mm、0.24 mm、1.20 mm, L_5S_1 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.20 mm、0.23 mm、1.10 mm; M2 操作模式下, L_{4-5} 和 L_5S_1 纤维环的最大等效应力分别为 4.2 MPa、3.7 MPa, L_{4-5} 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.35 mm、0.24 mm、1.10 mm, L_5S_1 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.32 mm、0.22 mm、1.00 mm。④椎间盘髓核应力与位移测定结果。M1 操作模式下, L_{4-5} 和 L_5S_1 髓核的最大等效应力分别为 0.35 MPa、0.32 MPa, L_{4-5} 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.10 mm、0.46 mm、0.41 mm, L_5S_1 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.08 mm、0.40 mm、0.40 mm; M2 操作模式下, L_{4-5} 和 L_5S_1 髓核的最大等效应力分别为 0.34 MPa、0.31 MPa, L_{4-5} 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.23 mm、0.46 mm、0.41 mm, L_5S_1 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.09 mm、0.45 mm、0.40 mm。⑤关节突关节软骨接触力与应变测定结果。M1 操作模式下, L_{4-5} 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 17.0 MPa、15.8 MPa, 最大应变值分别为 0.34%、0.32%; L_5S_1 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 9.7 MPa、9.4 MPa, 最大应变值分别为 0.33%、0.27%。M2 操作模式下, L_{4-5} 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 15.0 MPa、13.0 MPa, 最大应变值分别为 0.31%、0.27%; L_5S_1 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 10.0 MPa、8.4 MPa, 最大应变值分别为 0.29%、0.24%。**结论:**腰椎定点旋转手法治疗 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH, 可使 L_{4-5} 和 L_5S_1 椎间盘产生一定的应力变化和位移, 促进关节突关节滑动; 且手法操作时拇指推顶于 L_4 棘突, 力学效应更明显。

关键词 椎间盘移位; 腰椎; 限定因素分析; 正骨推拿疗法; 生物力学现象

Biomechanical effects of lumbar fixed-point rotation manipulation in treatment of lumbar disc herniation at $L_4 - S_1$ segments: a three-dimensional finite element analysis-based biomechanical study

WU Zhoutong, ZHOU Honghai, SU Shaoting, LU Yan, LIU Liangpu

College of Orthopaedics and Traumatology of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530001, Guangxi, China

ABSTRACT Objective: To analyze the biomechanical effects of lumbar fixed-point rotation manipulation in treating lumbar disc herniation(LDH) at $L_4 - S_1$ segments. **Methods:** The CT thin-slice scan data of the $L_4 - S_1$ segments of the spine in a healthy adult male volunteer was extracted. Based on the CT scanning data, a three-dimensional(3D) finite element model of the $L_4 - S_1$ segments of normal spine

基金项目: 国家自然科学基金项目(81660800); 广西高校中青年学科带头人项目(RC20061005009); 广西中医药大学国医大师韦贵康学术思想与临床诊疗传承发展研究中心建设项目(2022V001)

通讯作者: 周红海 E-mail: 1310803699@qq.com

was established, and the validity of the model was verified. Based on the established 3D finite element model of the L_4-S_1 segment of normal spine, a 3D finite element model of LDH at L_4-S_1 segments (left paracentral type) was established by adjusting the height of the intervertebral disc and the volume of the nucleus pulposus, as well as modifying the material properties of the nucleus pulposus and annulus fibrosus to simulate intervertebral disc degeneration, then the lumbar fixed-point rotation manipulation was simulated on the established 3D finite element model of LDH at L_4-S_1 segments in two modes that built based on the thumb tip-pushing position (M1: the thumb tip-pushing on the L_4 spinous process; M2: the thumb tip-pushing on the L_5 spinous process). Furthermore, the biomechanical changes, including the overall stress changes of the 3D finite element model of LDH at L_4-S_1 segments, the stress and displacement of the annulus fibrosus and nucleus pulposus of L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral discs, as well as the contact force and strain of the articular cartilages of L_{4-5} and L_5S_1 zygapophyses, under the two modes of lumbar fixed-point rotation manipulation were analyzed. **Results:** ①The establishment and verification of the 3D finite element model of the L_4-S_1 segments of the normal spine. The established 3D finite element model of the L_4-S_1 segments of the normal spine consisted of 508 705 nodes and 318 640 elements, and could be used for further research. ②The overall stress of the 3D finite element model of LDH at L_4-S_1 segments. In the M1 mode, the maximum overall stress of the model was 16.85 MPa, and mainly concentrated on the upper and lower cartilage endplates of L_{4-5} and L_5S_1 , the vertebral body of L_5 , and the zygapophyseal joints of L_{4-5} and L_5S_1 . In the M2 mode, the maximum overall stress of the model was 15.02 MPa, and mainly concentrated on the zygapophyseal joints of L_{4-5} and L_5S_1 , the pedicle of L_4 , and the bilateral laminae of L_5 . ③Stress and displacement of intervertebral disc annulus fibrosus. In the M1 mode, the maximum equivalent stress of L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral disc annulus fibrosus was 4.3 and 3.8 MPa, respectively; the maximum leftward, forward, and upward displacement of the L_{4-5} intervertebral disc annulus fibrosus was 0.31, 0.24, and 1.20 mm, respectively, and that of the L_5S_1 was 0.20, 0.23, and 1.10 mm, respectively. In the M2 mode, the maximum equivalent stress of L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral disc annulus fibrosus was 4.2 and 3.7 MPa, respectively; the maximum leftward, forward, and upward displacement of the L_{4-5} intervertebral disc annulus fibrosus was 0.35, 0.24, and 1.10 mm, respectively, and that of the L_5S_1 was 0.32, 0.22, and 1.00 mm, respectively. ④Stress and displacement of intervertebral disc nucleus pulposus. In the M1 mode, the maximum equivalent stress of L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral disc nucleus pulposus was 0.35 and 0.32 MPa, respectively; the maximum leftward, forward, and upward displacement of the L_{4-5} intervertebral disc nucleus pulposus was 0.10, 0.46, and 0.41 mm, respectively, and that of the L_5S_1 was 0.08, 0.40, and 0.40 mm, respectively. In the M2 mode, the maximum equivalent stress of L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral disc nucleus pulposus was 0.34 and 0.31 MPa, respectively; the maximum leftward, forward, and upward displacement of the L_{4-5} intervertebral disc nucleus pulposus was 0.23, 0.46, and 0.41 mm, respectively, and that of the L_5S_1 was 0.09, 0.45, and 0.40 mm, respectively. ⑤Contact force and strain of the zygapophysial articular cartilages. In the M1 mode, the articular cartilages of the left and right zygapophyses at L_{4-5} segment showed the maximum contact force of 17.0 and 15.8 MPa, and the maximum strain values of 0.34% and 0.32%, respectively, and that of L_5S_1 showed the maximum contact force of 9.7 and 9.4 MPa, and the maximum strain values of 0.33% and 0.27%, respectively. In the M2 mode, the articular cartilages of the left and right zygapophyses at L_{4-5} segment showed the maximum contact force of 15.0 and 13.0 MPa, and the maximum strain value of 0.31% and 0.27%, respectively, and that of L_5S_1 showed the maximum contact force of 10.0 and 8.4 MPa, and the maximum strain value of 0.29% and 0.24%, respectively. **Conclusion:** The lumbar fixed-point rotation manipulation in treating LDH at L_4-S_1 segments can induce certain stress changes and displacement in the L_{4-5} and L_5S_1 intervertebral discs, which promote the sliding of zygapophyseal joints. The biomechanical effects are stronger if the thumb pushes on the L_4 spinous process in the process of manipulation.

Keywords intervertebral disc displacement; lumbar vertebrae; finite element analysis; bone setting tui na therapy; biomechanical phenomena

腰椎间盘突出症 (lumbar disc herniation, LDH) 是骨科常见病^[1], 双节段 LDH 临床并不少见^[2-3]。相较于单节段 LDH, 双节段 LDH 的病情更为复杂, 常合并腰椎管狭窄和脊柱不稳定, 在治疗上需要考虑的因素更多。腰椎定点旋转手法是临床常用的中医正骨手法, 具有操作简便、安全性高和疗效显著的优点, 被广泛用于 LDH 的治疗^[4-6]。以往对腰椎定点旋转手法治疗 LDH 的研究多聚焦于该疗法的安全性、适应

证、禁忌证及疗效。近年来, 从生物力学角度分析手法力学作用机制的研究越来越多^[7-9]。三维有限元技术通过数字化建模, 可模拟脊柱在不同动态负荷下的运动变化特点, 相较于传统的力学研究方法, 数据更精确、获取更直接, 且可重复强, 已成为脊柱生物力学研究的重要方法^[10-11]。但现有的关于手法治疗 LDH 的生物力学研究多集中于单节段 LDH, 对于双节段 LDH 的研究较少。为给腰椎定点旋转手法治疗

$L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 的临床应用提供参考,我们采用三维有限元分析技术构建 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 三维有限元模型,对腰椎定点旋转手法治疗 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 的力学效应进行了测定,现报告如下。

1 资料与设备

1.1 数据来源

数据来自于 1 名健康成年男性志愿者,年龄 28 岁,身高 175 cm,体质量 60 kg,无脊柱外伤和手术史,无脊柱肿瘤、脊柱侧弯等病史,对本研究方案知情同意并签署知情同意书。本研究方案经广西中医药大学第一附属医院医学伦理委员会审查通过,伦理批件号:伦审 2023-031-01。

1.2 试验设备

64 排螺旋 CT 扫描机(荷兰飞利浦公司),装配有 Mimics21.0 三维重建软件、Geomagic Studio2021 逆向工程处理软件、Solidworks2017 软件、ANSYS17.0 软件、Origin2021 软件、Image J 图像处理软件的计算机工作站(美国惠普公司)。

2 方法

2.1 正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型的建立与验证

2.1.1 模型建立 提取志愿者脊柱 $L_4 \sim S_1$ 段 CT 薄层扫描数据,以 DICOM 格式导入 Mimics21.0 软件中,进行新建蒙版,利用阈值分离出腰椎骨性结构,利用 SplitMasks 模块分离出 $L_4 \sim S_1$ 节段模型,并对模型进行内部填充。运用 3D 模块对图片进行 3D 计算建模,以 STL 格式保存模型。将 STL 格式椎体模型导入 Geomagic Studio2021 中,依次对模型进行去除特征、

删除丁状物、光滑表面等处理,“网格医生”检查无误后进行下一步编辑轮廓线、构造曲面片、构造格栅、拟合曲面等处理。设置皮质骨厚度为 2 mm,依次分割出皮质骨和松质骨,以 STEP 格式保存。将 STEP 格式的皮质骨和松质骨用 Solidworks2017 软件进行装配,基于腰椎上下表面的形状和椎间隙高度,结合解剖学参数构建椎间盘和关节软骨。假设各韧带几何条件为等直杆,根据各韧带的解剖位置及参数,采用弹簧单位创建韧带模型(创建的韧带包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、横突间韧带、棘间韧带、棘上韧带)。对模型进行干涉评估,提示无误后以 STEP 格式保存。将建立好的几何模型导入 ANSYS17.0,对各组织结构进行材料属性赋值和装配;设置关节突关节面之间的相关作用为不分离,摩擦系数为 0.01;椎体与软骨终板等设置为绑定。模型各组织结构材料属性赋值见表 1。

2.1.2 模型验证 参照文献[12]中的方法,于 L_4 椎体上表面施加 400 N 的随动载荷,约束 S_1 下表面,在矢状位、冠状位、横轴位 3 个方向上施加力矩为 $7.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 的载荷,模拟腰椎的基本活动(前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转),获取活动范围。将测试的结果与文献的结果进行对比,对所建立的正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型进行有效性验证。

2.2 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH 三维有限元模型的建立

基于正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段三维有限元模型建立 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH(左旁中央型)三维有限元模型。按照椎间盘中度退变(Pfirrmann 椎间盘退变 MRI 分级 III 级^[13])椎间盘高度降低 33%、髓核体积减少

表 1 正常脊柱 $L_4 \sim S_1$ 节段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	横截面面积/mm ²	平均长度/mm	刚度/ $\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$
皮质骨	12 000.0	0.30			
松质骨	100.0	0.20			
纤维环	4.2	0.45			
软骨终板	1 000.0	0.40			
髓核	1.0	0.49			
关节软骨	10.0	0.40			
前纵韧带	15.6~20.0	0.30	20.0	20.0	8.74
后纵韧带	10.0~20.0	0.30	63.7	12.0	5.83
黄韧带	13.0~19.0	0.30	40.0	15.0	15.38
横突间韧带	12.0~58.7	0.30	1.8	32.0	0.19
关节囊韧带	7.5~33.0	0.30	30.0	5.0	15.75
棘间韧带	9.8~12.0	0.30	40.0	13.0	10.85
棘上韧带	8.8~15.0	0.30	30.0	22.0	2.39

67%^[12]调整椎间盘高度和髓核体积,修改髓核和纤维环的材料属性(表 2)。通过布尔运算使椎间盘与椎体上下终板精密贴合;修改 L_{4~5}椎体前缘形态及缩小双侧关节突关节间隙,以模拟椎体前缘骨赘和关节突关节退变;抵消各韧带非线性力偏移曲线,补偿由于椎间盘退变带来的应力松弛。

表 2 退变椎间盘组织结构材料属性赋值

组织结构	弹性模量/MPa	泊松比
纤维环	2	0.40
髓核	1	0.45

注:纤维环弹性模量修改参数为材料强度等级 0.348、不可压缩参数 0.3、材料疲劳性能 2 MPa。

2.3 腰椎定点旋转手法模拟和试验指标测定

参照文献[14-15]中腰椎定点旋转手法的在体测量、体外标本测量及有限元研究结果,在建立的 L_{4~S₁}双节段 LDH 三维有限元模型上模拟腰椎定点旋转手法操作:①约束 S₁椎体下表面各个方向上的自由度。②在 L₄椎体上表面施加一个 300 N 向下的力,模拟患者上半身重量。③模型沿 X 轴向前屈 6°,沿 Z 轴向右旋转 6°,沿 Y 轴按顺时针方向旋转 2°,模拟手法操作前患者腰椎前屈-侧弯-旋转的预加载动作。④在棘突上施加 3 N·m 的力矩,方向为左前

30°;力矩施加于 L₄棘突上(M1 操作模式),模拟手法操作时拇指推顶于 L₄节段;力矩施加于 L₅棘突上(M2 操作模式),模拟手法操作时拇指推顶于 L₅节段。⑤在 L₄椎体上表面施加 15 N·m 顺时针扭矩,模拟手法操作时的扳动动作。手法作用时间为 0.25 s。

分析腰椎定点旋转手法 2 种操作模式下,L_{4~S₁}双节段 LDH 三维有限元模型整体应力变化情况,L_{4~5}和 L₅S₁椎间盘纤维环与髓核的应力和位移情况,以及 L_{4~5}和 L₅S₁关节突关节软骨接触力与应变情况。

3 结 果

3.1 正常脊柱 L_{4~S₁}节段三维有限元模型建立和验证结果

建立的正常脊柱 L_{4~S₁}节段三维有限元模型共有 508 705 个节点,318 640 个单元,高度模拟了脊柱 L_{4~S₁}节段的结构和材料特性(图 1)。在模拟加载条件下,建立的正常脊柱 L_{4~S₁}节段三维有限元模型屈伸、侧屈和轴向旋转的活动范围与既往研究^[16-17]的结果接近(表 3),可用于进一步研究。

3.2 L_{4~S₁}双节段 LDH 三维有限元模型上模拟腰椎定点旋转手法的试验指标测定结果

3.2.1 模型整体应力 在 L_{4~S₁}双节段 LDH 三维有限元模型(图 2)上模拟腰椎定点旋转手法。M1 操

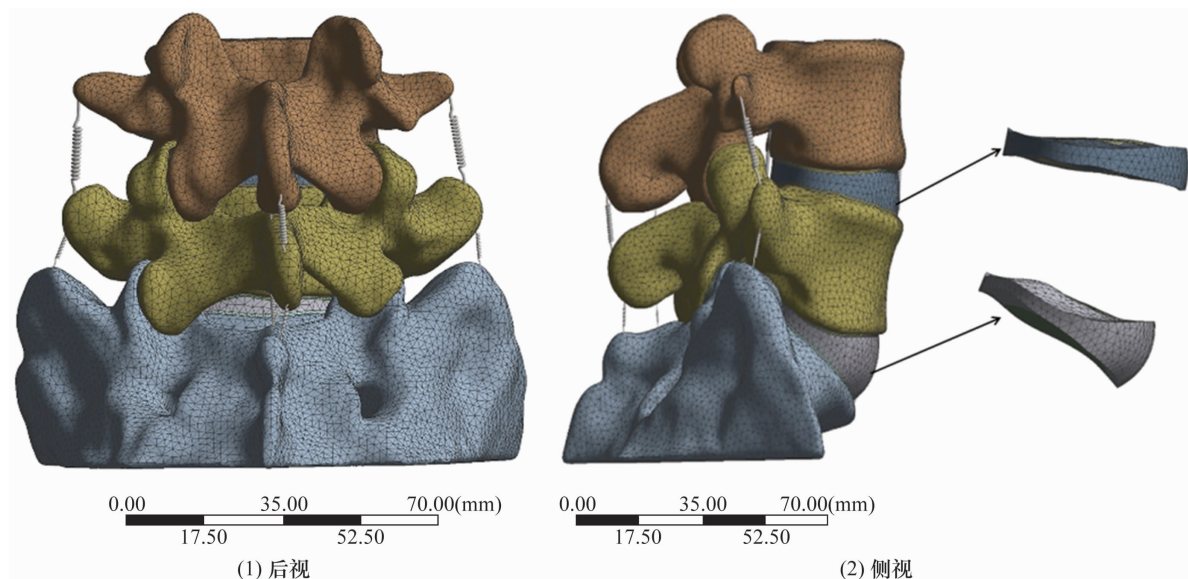


图 1 正常脊柱 L_{4~S₁}节段三维有限元模型图

表 3 正常脊柱 L_{4~S₁}节段三维有限元模型活动范围

研究	L _{4~L₅} 活动范围/°			L _{5~S₁} 活动范围/°		
	屈伸	侧屈	轴向旋转	屈伸	侧屈	轴向旋转
Yamamoto ^[16]	14.3	12.0	5.3	16.5	11.5	3.2
Xiao ^[17]	14.0	13.5	6.0	14.5	13.0	4.0
本次研究	13.8	13.0	5.5	14.0	13.2	4.3

作模式下,模型整体应力最大为 16.85 MPa,主要集中于 $L_4\sim_5$ 、 L_5S_1 的上下软骨终板和 L_5 椎体,以及 $L_4\sim_5$ 、 L_5S_1 关节突关节;M2 操作模式下,模型整体应力最大为 15.02 MPa,主要集中于 $L_4\sim_5$ 、 L_5S_1 关节突关节和 L_4 椎弓根,以及 L_5 双侧椎板。见图 3。

3.2.2 椎间盘纤维环应力与位移 M1 操作模式下, $L_4\sim_5$ 和 L_5S_1 纤维环的最大等效应力分别为 4.3 MPa、3.8 MPa, $L_4\sim_5$ 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.31 mm、0.24 mm、1.20 mm, L_5S_1 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.20 mm、0.23 mm、1.10 mm;M2 操作模式下, $L_4\sim_5$ 和 L_5S_1 纤维环的最大等效应力分别为 4.2 MPa、3.7 MPa, $L_4\sim_5$ 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.35 mm、0.24 mm、

1.10 mm, L_5S_1 纤维环向左、向前、向上的最大位移分别为 0.32 mm、0.22 mm、1.00 mm。见图 4。

3.2.3 椎间盘髓核应力与位移 M1 操作模式下, $L_4\sim_5$ 和 L_5S_1 髓核的最大等效应力分别为 0.35 MPa、0.32 MPa, $L_4\sim_5$ 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.10 mm、0.46 mm、0.41 mm, L_5S_1 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.08 mm、0.40 mm、0.40 mm;M2 操作模式下, $L_4\sim_5$ 和 L_5S_1 髓核的最大等效应力分别为 0.34 MPa、0.31 MPa, $L_4\sim_5$ 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.23 mm、0.46 mm、0.41 mm, L_5S_1 髓核向左、向前、向上的最大位移分别为 0.09 mm、0.45 mm、0.40 mm。见图 5。

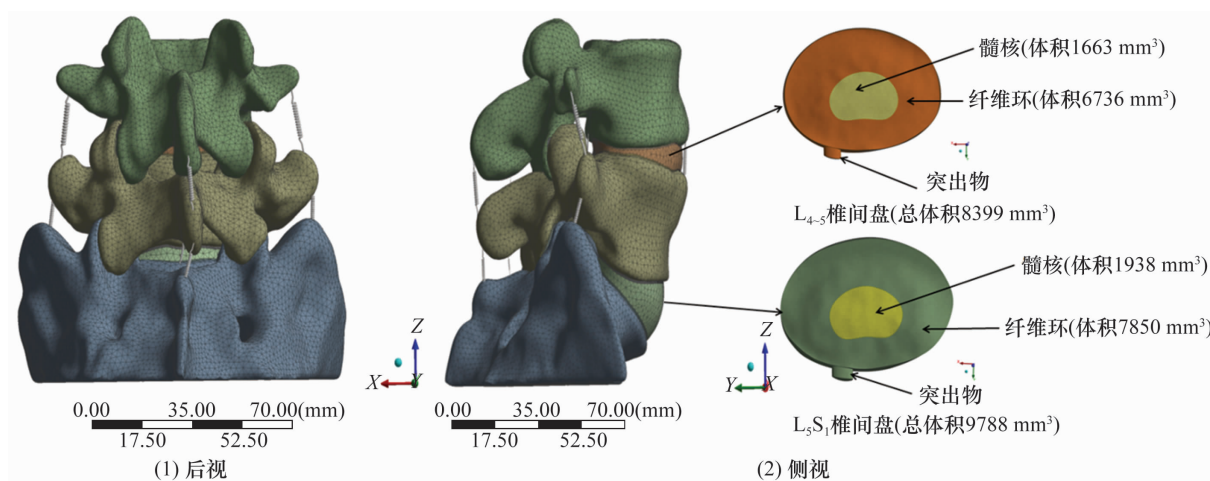


图 2 $L_4\sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出三维有限元模型图

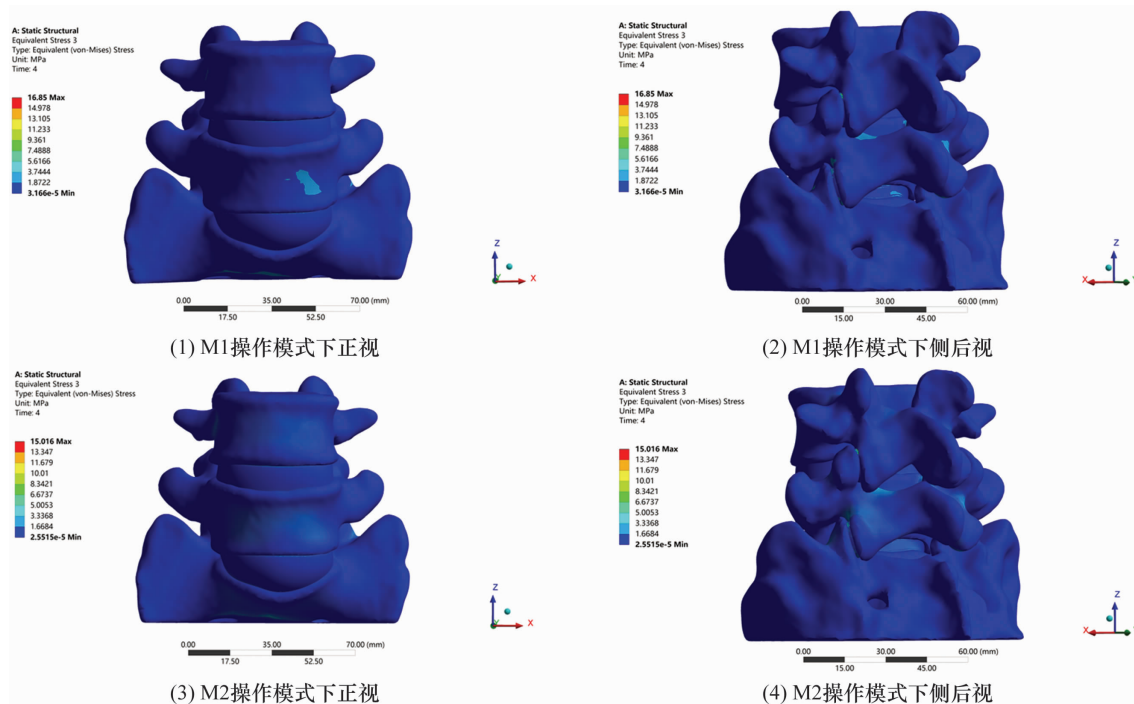


图 3 腰椎定点旋转手法 2 种操作模式下 $L_4\sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出三维有限元模型整体应力云图

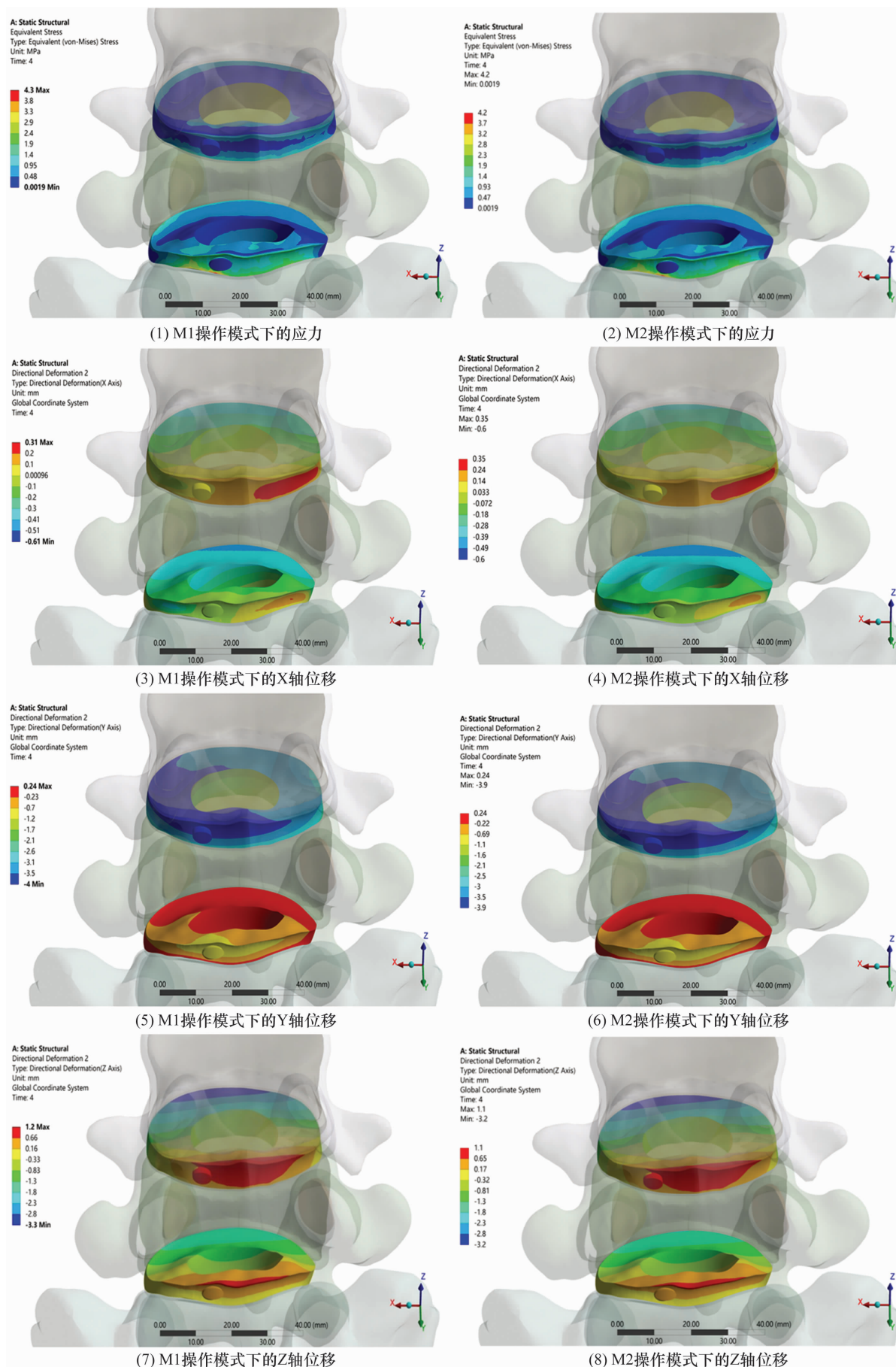


图4 腰椎定点旋转手法2种操作模式下 $L_4 \sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出三维有限元模型椎间盘纤维环应力与位移云图

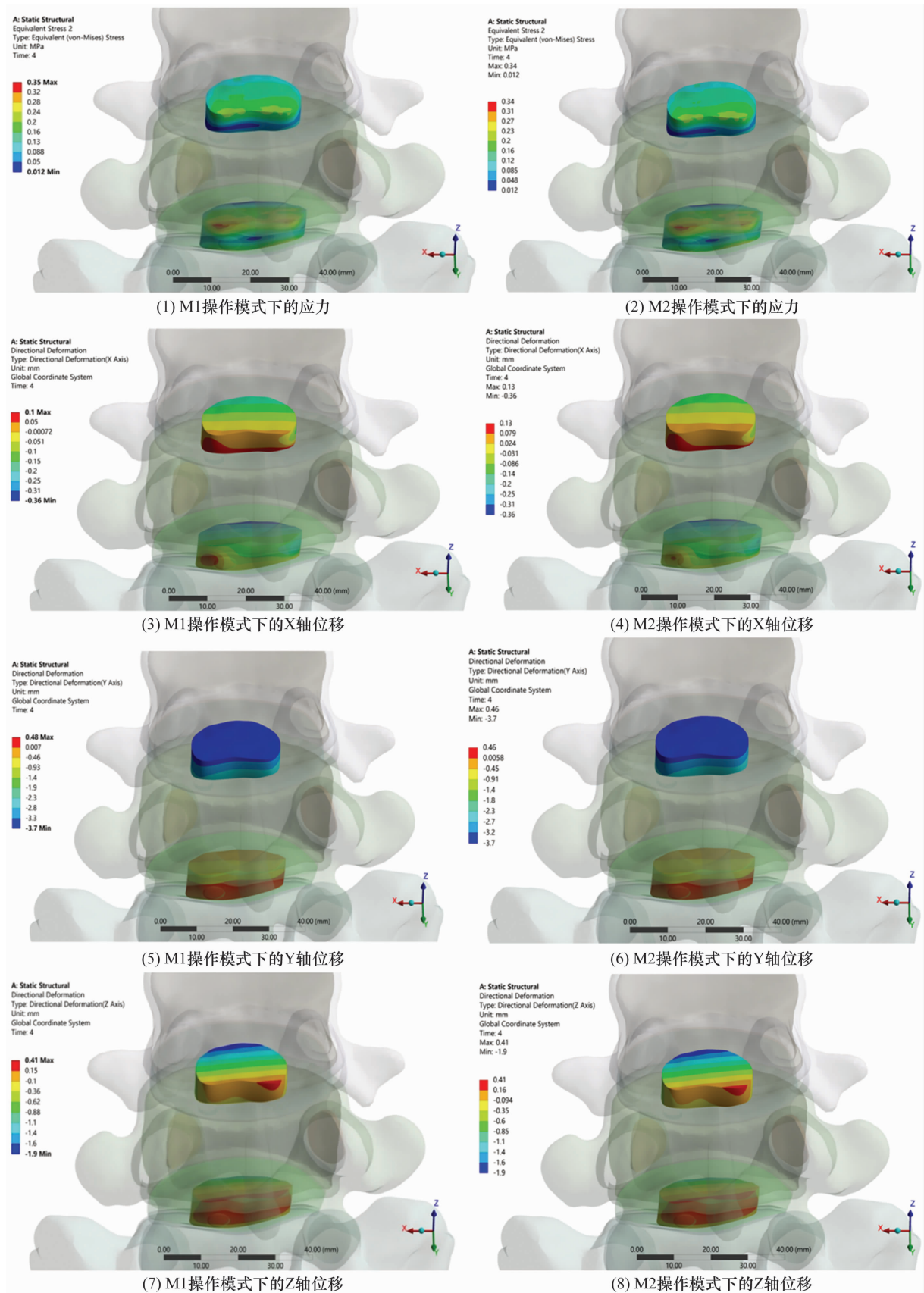


图5 腰椎定点旋转手法2种操作模式下 $L_4 \sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出三维有限元模型椎间盘髓核应力与位移云图

3.2.4 关节突关节软骨接触力与应变 M1 操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 17.0 MPa、15.8 MPa,最大应变值分别为 0.34%、0.32%; $L_5 \sim S_1$ 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别

为 9.7 MPa、9.4 MPa, 最大应变值分别为 0.33%、0.27%。M2 操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 15.0 MPa、13.0 MPa, 最大应变值分别为 0.31%、0.27%; L_5S_1 左右侧关节突关节软骨最大接触力分别为 10.0 MPa、8.4 MPa, 最大应变值分别为 0.29%、0.24%。见图 6。

4 讨 论

腰椎定点旋转手法治疗 LDH 的作用机制是: 通过术者对腰椎病变节段的旋转和推顶, 使突出的腰椎间盘突出, 以减轻神经根所受的压迫, 从而达到缓解疼痛的目的^[18-20]。本研究模拟腰椎定点旋转手法的操作中, 无论推力加载于 L_4 和 L_5 的哪一节段, 即在 M1 和 M2 两种操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 椎间盘的纤维环与髓核均出现了一定程度的位移。但 M1 操作模式下 $L_4 \sim S_1$ 椎间盘纤维环与髓核的位移均大于 M2 操作模式。这可能与 M1 操作模式下模型整体的应力大, 应力分布也更靠前有关。另外一个原因可能是生理状态下 $L_5 \sim S_1$ 节段较 $L_4 \sim L_5$ 节段的活动度小, 推顶 L_5 棘突与推顶 L_4 棘突相比, 腰椎整体的位移更小, 椎间盘的位移也 smaller。由此可见, 当进行腰椎定点旋转手法的操作时, 拇指推顶于 L_4 节段时, 椎间盘发生的位移更大, 理论上的疗效也更好。

有研究^[21]表明, 腰椎间盘内部环境的改变通常

与其内部应力的异常有关。由于椎间盘的退变, 髓核内水分大量流失, 其结构也发生改变, 使得纤维环更容易受外力影响而发生破裂^[22]。因此, 椎间盘内部应力异常是除了椎间盘本身病变之外, 另一个导致椎间盘无法发挥正常力学功能、代谢紊乱并最终导致腰椎失稳的重要原因。腰椎定点旋转手法通过旋转、推扳目标节段, 可以在剪切力的作用下, 改变椎间盘内部应力的分布情况, 最终达到恢复椎间盘内部应力平衡的目的^[23-24]。本研究发现, 在 M1 操作模式下, 椎间盘产生的应力变化比 M2 操作模式更大, 与椎间盘位移的趋势一致; 应力变化主要分布在椎间盘纤维环左前方与右后方, 更靠近突出位置。因此, 腰椎定点旋转手法治疗 $L_4 \sim S_1$ 双节段 LDH, 手法操作时拇指推顶于上位节段, 理论上更有利于恢复椎间盘内应力的平衡。

与椎间盘一样, 腰椎关节突关节在维持腰椎平衡中承担着重要作用^[25]。关节突关节紊乱所导致的腰椎失衡被认为是腰部疼痛的重要病因之一^[26]。因此, 在手法治疗 LDH 的研究中, 腰椎关节突关节的受力变化情况亦是重要观察指标。本研究发现, 在 M1 操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 左右侧关节突关节软骨最大接触力、应变值均大于 M2 操作模式。在 2 种操作模式下, $L_4 \sim S_1$ 关节突关节软骨的接触力和应变值

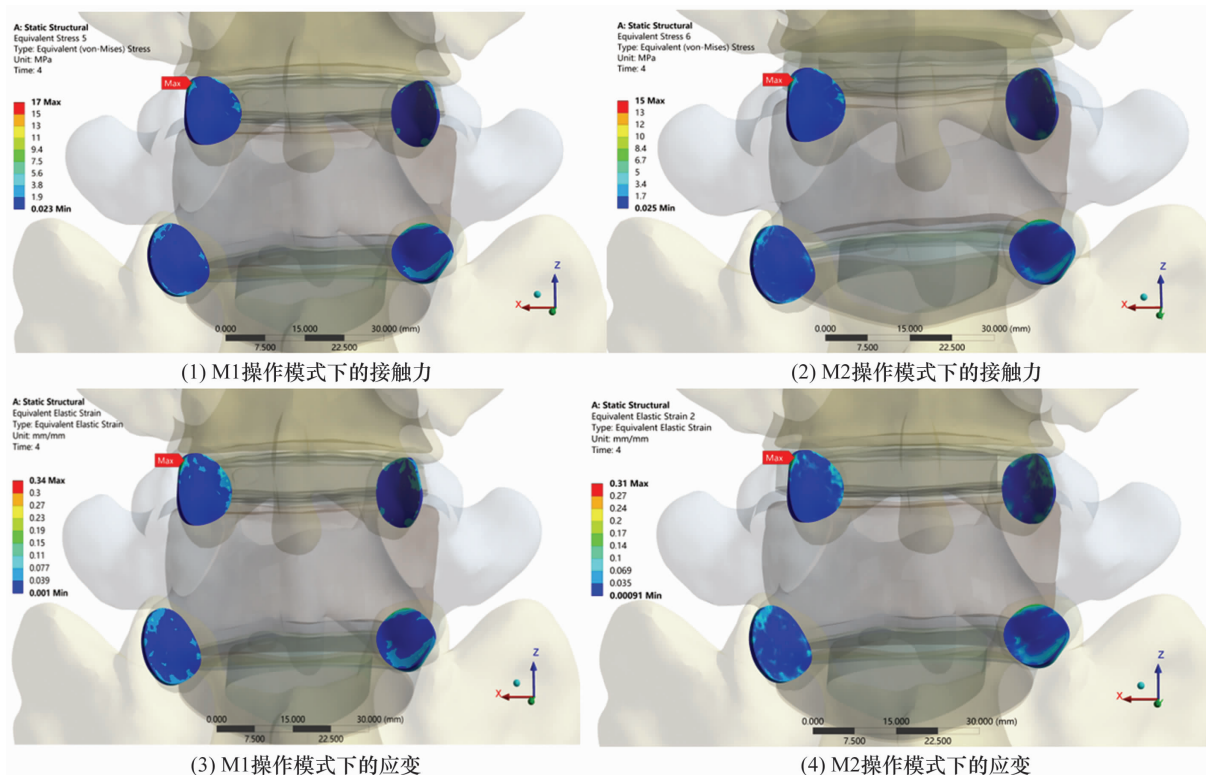


图6 腰椎定点旋转手法2种操作模式下 $L_4 \sim S_1$ 双节段腰椎间盘突出三维有限元模型关节突关节软骨接触力与应变云图

均呈现左侧大于右侧的情况,这一现象可能与本次试验所模拟的手法方向有关。由于腰椎间盘突出纤维环后方较薄弱及后纵韧带中间厚两侧较薄的特性,临床上 LDH 以旁中央型最为常见^[27]。本次试验设定的是左旁中央型 LDH,手法向右侧旋扳,拇指推力为左前方,故左侧关节突关节所受的外力更大。目前学界对于纠正腰椎关节突关节的紊乱可缓解 LDH 的腰痛症状大多持肯定观点^[28]。本研究发现,腰椎旋转手法可促进关节突关节的滑动,纠正关节紊乱,且 M1 操作模式的力学效应更优。

本研究结果表明,腰椎定点旋转手法治疗 L₄~S₁ 双节段 LDH,可使 L₄~₅ 和 L₅S₁ 椎间盘产生一定的应力变化和位移,促进关节突关节滑动;且手法操作时拇指推顶于 L₄ 棘突,力学效应更明显。但本研究也存在一定的局限性:①建立的模型未加载肌肉模型;②未考虑不同退变程度的腰椎间盘突出对手法治疗反应的差异。

参考文献

- [1] 田将妮,郭建军. 腰椎定点扳法联合磁圆针治疗腰椎间盘突出症的临床观察[J]. 广州中医药大学学报, 2024, 41(6): 1543-1549.
- [2] 彭耀庆,杨楠,江皓. 显微内窥镜下治疗多节段腰椎间盘突出症的手术策略[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2003, 13(2): 16-18.
- [3] 陶冶,蒋萍. 腰椎间盘镜下髓核摘除术联合臭氧消融术治疗多节段腰椎间盘突出症效果观察[J]. 临床合理用药杂志, 2011, 4(23): 35-36.
- [4] 杜红根,魏晖,蒋忠,等. 三种不同脊柱旋转手法治疗腰椎间盘突出症的病例对照研究[J]. 中国骨伤, 2016, 29(5): 444-448.
- [5] 王红东,赵宝力,宋天文,等. 电脑控制间歇牵引配合腰椎定点旋转手法治疗腰椎间盘突出症的研究[J]. 现代中西医结合杂志, 2017, 26(1): 21-23.
- [6] 龚成,谢瑛,郭伟,等. 脊柱定点旋转复位手法治疗对 613 例腰椎间盘突出症患者腰椎活动度及活动度对称性的影响[J]. 中华中医药杂志, 2021, 36(1): 599-601.
- [7] 丘明旺,孙玫瑶,吴耿佳,等. 腰椎立体定位斜扳法与传统腰推斜扳法对椎间盘及关节突关节软骨影响的有限元分析[J]. 中医正骨, 2024, 36(1): 14-22.
- [8] 卢钰,向俊宜,尹本敬,等. 斜扳手法治疗腰椎小关节滑膜嵌顿的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(27): 4271-4276.
- [9] 曾雪玲,张帆,王芳莉. 有限元分析技术在腰椎推拿手法生物力学中的应用现状[J]. 西部中医药, 2022, 35(5): 157-161.
- [10] 樊光亚,苏文硕,钟木森,等. 有限元分析在腰椎生物力学方面的应用[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(30): 4896-4901.
- [11] 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.
- [12] ELLINGSON A M, SHAW M N, GIAMBINI H, et al. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 19(9): 1009-1018.
- [13] TANG S, REBHOLZ B J. Does lumbar microdiscectomy affect adjacent segmental disc degeneration? A finite element study[J]. J Surg Res, 2013, 182(1): 62-67.
- [14] 毕胜,李义凯,赵卫东,等. 腰部推拿手法生物力学和有限元比较研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(9): 525-528.
- [15] LI L, SHEN T, LI Y K. A finite element analysis of stress distribution and disk displacement in response to lumbar rotation manipulation in the sitting and side-lying positions[J]. J Manipulative Physiol Ther, 2017, 40(8): 580-586.
- [16] YAMAMOTO I, PANJABI M M, CRISCO T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1989, 14(11): 1256-1260.
- [17] XIAO Z, WANG L, GONG H, et al. Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis[J]. Biomed Eng Online, 2012, 11: 31.
- [18] 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.
- [19] 赵文龙,温聪聪,韩昶晓,等. 专家与初学者坐位腰椎旋转手法操作的生物力学特征分析[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2023, 31(12): 15-18.
- [20] 孙宁. 通络补肾汤联合定点旋转手法治疗腰椎间盘突出症(肝肾亏虚型)临床观察[D]. 长春: 长春中医药大学, 2024.
- [21] YU P, MAO F, CHEN J, et al. Characteristics and mechanisms of resorption in lumbar disc herniation[J]. Arthritis Res Ther, 2022, 24(1): 205.
- [22] NATARAJAN R N, WILLIAMS J R, ANDERSSON G B. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration[J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(Suppl 2): 36-40.

(下转第 38 页)

- 310.
- [16] 陈新春,李泌,李文忠,等. 黔南地区农村少数民族居民颈椎病患病现状及其危险因素[J]. 中国公共卫生, 2014,30(12):1508-1511.
- [17] 朱小棠,徐凌娇,李高峰,等. 北京市某高职院校大学生颈型颈椎病影响因素调查研究[J]. 实用预防医学, 2021,28(4):470-472.
- [18] 陈莎莎,宋晓峰,孙年怡,等. 西南战区部队官兵颈椎病患病率及危险因素调查分析[J]. 西南国防医药,2016, 26(5):581-582.
- [19] 王仑,彭磊. 某部通信分队颈椎病的流行病学调查[J]. 湖北民族学院学报(医学版),2016,33(3):73-74.
- [20] 赵早云. 颈椎病危险因素的病例对照研究[J]. 中国保健营养(临床医学学刊),2009,18(12):18-20.
- [21] 王拥军,施杞,彭宝淦. 颈椎病危险因素的病例对照研究[J]. 中国中医骨伤科,1997,5(6):14-18.
- [22] LV Y, TIAN W, CHEN D, et al. The prevalence and associated factors of symptomatic cervical spondylosis in Chinese adults: a community-based cross-sectional study [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2018, 19(1):325.
- [23] 柴必栋,袁俊琪,王帝元,等. 张家口地区成年颈椎病患病影响因素研究[J]. 华南预防医学,2023,49(6):770-773.
- [24] 胡茜莹,马颖,李海燕,等. 循经针刺对颈椎病症状、血液流变学及血流动力学的影响[J]. 中华中医药学刊, 2023,41(7):94-97.
- [25] HOY D G, PROTANI M, DE R, et al. The epidemiology of neck pain[J]. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2010, 24(6): 783-792.
- [26] 岳寿伟,魏慧,邵山. 颈椎病评估与康复治疗进展[J]. 中国康复医学杂志,2019,34(11):1273-1277.
- [27] 孙震,雷立健,刘鹏,等. 大学生群体颈椎健康状况及影响因素分析[J]. 中国学校卫生,2019,40(4):631-633.
- [28] 覃永平. 青少年颈椎病研究现状简述[J]. 中国医药导报,2011,8(11):11-12.
- [29] 张鸿悦,章耀华,李强,等. 颈椎退行性变的危险因素分析[J]. 中国矫形外科杂志,2021,29(1):28-32.
- [30] 阿日亚,王乌日娜,玉凤. 青少年颈椎病的病因分析、预防措施及蒙医康复治疗[J]. 中国民族医药杂志,2017, 23(9):62-63.
- [31] 唐万珍,苏婷,江瑶. 重庆地区青少年颈肩健康现状调查及影响因素分析[J]. 现代医药卫生,2023,39(22): 3889-3893.
- [32] AL-HADIDI F, BSISU I, ALRYALAT S A, et al. Association between mobile phone use and neck pain in university students: a cross-sectional study using numeric rating scale for evaluation of neck pain [J]. PLoS One, 2019, 14(5): e0217231.
- [33] XIE Y, SZETO G, DAI J. Prevalence and risk factors associated with musculoskeletal complaints among users of mobile handheld devices: a systematic review [J]. Appl Ergon, 2017, 59(Pt A):132-142.
- [34] 李永乐,张锐,李鸿涛,等. 朱宗元从“痹”论治颈椎病[J]. 中医杂志,2014,55(5):376-378.
- [35] 罗翔翔,林定坤,由天辉,等. 枕头高度对中老年颈椎病患者影响[J]. 广东医学,2014,35(3):474-476.
- [36] 李浩曦,陈兆雄,黄宇峰,等. 颈椎间盘退变与吸烟的关系研究[J]. 中国全科医学,2017,20(34):4259-4264.
- [37] 吴佳倩,陆一涵,张成钢. 颈椎病的研究进展[J]. 健康教育与健康促进,2018,13(1):58-61.
- [38] 祝玲. 按摩式中药奄包法在颈型颈椎病中的应用研究[D]. 遵义:遵义医学院,2017.
- [39] 武煜明,王拥军,严振国,等. 咽喉炎和颈椎病发病关系的解剖学研究[J]. 中国中医骨伤科杂志,2000,8(2): 12-14.
- [40] 温博阳,张家立,张明韬,等. 颈肌退变与颈椎病关系的研究进展[J]. 大众科技,2022,24(7):57-60.

(收稿日期:2024-06-22 本文编辑:时红磊)

(上接第9页)

- [23] ZHOU Z, ZHANG Y, CHEN W, et al. Massage manipulation vs. low back muscle exercise for lumbar intervertebral instability: a preliminary randomized clinical trial [J]. J Pak Med Assoc, 2020, 70(2):324-336.
- [24] 肖清明,吴昔钧,尹恒,等. 基于筋膜链理论手法治疗退变性腰椎失稳的疗效观察[J]. 中国骨伤, 2020, 33(10):928-932.
- [25] 徐洲,郑洁皎,丁建伟,等. 脊柱微调手法基础上核心肌群训练对腰椎小关节紊乱患者腰椎功能和生活质量的影响[J]. 中国康复理论与实践,2024,30(2):238-242.
- [26] 贺志亮,王德成,张慧. 脊柱定点旋转复位法结合小针刀松解治疗腰椎小关节紊乱症的临床疗效分析[J]. 中国中西医结合外科杂志,2019,25(6):991-997.
- [27] 王亦平. 针刀联合腰腹肌锻炼治疗腰4/5旁中央型腰椎间盘突出症的临床疗效观察[D]. 福州:福建中医药大学,2021.
- [28] 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.

(收稿日期:2024-06-02 本文编辑:杨雅)