

· 基础研究 ·

颈椎单节椎体平移错缝对颈椎主要结构应力影响的有限元分析

张明才¹, 陈博², 石印玉¹, 石瑛¹, 王翔¹, 陈东煜¹, 熊轶喆¹, 元唯安¹, 王辉昊¹, 詹红生¹

(1. 上海中医药大学附属曙光医院, 上海 201203;

2. 上海交通大学医学院附属瑞金医院伤骨科研究所, 上海 200020)

摘要 目的:探讨颈椎单节椎体平移错缝对颈椎主要结构应力的影响。**方法:**选取 1 名无颈部病变的健康志愿者, 采用 GE 64 层螺旋 CT 机对该志愿者进行层厚 0.625 mm 的螺旋扫描及断层图像处理, 扫描范围为颅底至 C₇ 椎体下缘。基于 CT 扫描数据, 应用三维有限元建模处理软件建立正常颈椎三维有限元模型, 并对模型进行有效性验证。基于建立的正常颈椎三维有限元模型, 通过对各特定节段椎体分别进行平移运动(位移 1.5 mm, 不超过椎间盘 1/4), 模拟颈椎单节椎体平移错缝, 获得颈椎单节椎体平移错缝三维有限元模型。基于 Abaqus6.10 有限元分析软件观察颈椎单节椎体平移错缝对椎动脉、脊髓、关节突关节、椎间盘等颈椎主要结构应力的影响。**结果:**①正常颈椎三维有限元模型验证结果。本研究所建立的正常颈椎三维有限元模型涉及 744 628 个单元、248 212 个节点; 模型外观逼真, 包含了颈椎椎体、椎板、棘突、横突、关节突、椎间盘、椎动脉、脊髓、韧带等重要解剖结构。模型具有良好的活动度, 其前屈、后伸、侧屈、旋转活动度与经典文献报道的数据基本一致。②颈椎单节椎体平移错缝对颈椎主要结构应力的影响。颈椎单节椎体平移错缝会对椎动脉、脊髓、关节突关节及椎间盘的应力产生影响。C₂ 平移错缝时椎动脉增加的应力最大(42.81 Pa), C₆ 次之(30.62 Pa), C₅ 最小(21.19 Pa)。C₆ 平移错缝时脊髓增加的应力最大(32.12 Pa), C₅ 次之(30.46 Pa), C₁ 最小(5.59 Pa)。颈椎单节椎体平移错缝会对其上、下位关节突关节及椎间盘的应力产生影响, 其下位关节突关节和椎间盘的应力大于上位关节突关节和椎间盘的应力。**结论:**颈椎单节椎体平移错缝后, 椎动脉、脊髓、关节突关节及椎间盘等颈椎主要结构的应力均会受到影响。

关键词 颈椎; 颈椎病; 骨错缝; 应力, 物理; 有限元分析; 生物力学

Influence of translational dislocation of single-segment cervical vertebral body on the stresses of main structures of cervical vertebra: a finite element analysis

ZHANG Mingcai¹, CHEN Bo², SHI Yinyu¹, SHI Ying¹, WANG Xiang¹, CHEN Dongyu¹, XIONG Yizhe¹, YUAN Weian¹, WANG Huihao¹, ZHAN Hongsheng¹

1. Shuguang Hospital Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China

2. Institute of Traumatology and Orthopedics of Ruijin Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200020, China

ABSTRACT Objective: To explore the influence of translational dislocation of single-segment cervical vertebral body on the stresses of main structures of cervical vertebra. **Methods:** A healthy volunteer without cervical lesions was selected. The spiral scanning was performed on the volunteer by using GE 64 - MSCT with 0.625 - mm slice thickness from skull base to inferior border of C₇ vertebral body, and the tomographic image processing was carried out. Based on CT scanning data, a three-dimensional (3D) finite element model of normal cervical vertebra was built by using 3D finite element modeling and processing software, and its validity was verified. The translational dislocation of single-segment cervical vertebral body was simulated in the 3D finite element model of normal cervical vertebra, and a 3D finite element model of translational dislocation of single-segment cervical vertebral body was obtained. The influence of translational dislocation of single-

基金项目: 国家自然科学基金项目(81473702, 81503596, 81001528); 中医骨伤科学国家重点学科项目(100508); 上海市重中之重临床医学中心和重点学科建设项目(2017ZZ02024); 海派中医流派传承研究基地建设项目(ZY3 - CCCX - 1 - 1003); 上海市科学技术委员会科研计划项目(15401934100, 16401970100); 上海市中医药新兴交叉学科资助计划项目(沪卫计中发[2017]024号); 上海市中西医临床协作试点项目(ZXYXZ - 201703); 上海市卫生和计划生育委员会中医药科技创新项目(ZYKC201602006)

通讯作者: 詹红生 E-mail: zhanhongsheng2010@163.com

segment cervical vertebral body on stresses of main cervical structures including vertebral artery, spinal cord, zygapophyseal joint and intervertebral disc was observed by using Abaqus6. 10 finite element analysis software. **Results:** The 3D finite element model of normal cervical vertebra involved 744,628 units and 248,212 nodes and included important anatomical structures such as cervical vertebral body, vertebral plate, spinous process, transverse process, articular process, intervertebral disc, vertebral artery, spinal cord and ligament, moreover, the model had very realistic appearance and good range of motion including anteflexion, backward extension, rotation and lateral flexion, which were basically consistent with the literature data. The stresses of vertebral artery, spinal cord, zygapophyseal joint and intervertebral disc can be affected by translational dislocation of single-segment cervical vertebral body. The vertebral artery had high-to-low increased stress when translational dislocation was performed on C₂ (42.81 Pa), C₆ (30.62 Pa) and C₅ (21.19 Pa) in turn. The spinal cord had high-to-low increased stress when translational dislocation was performed on C₆ (32.12 Pa), C₅ (30.46 Pa) and C₁ (5.59 Pa) in turn. The stresses of superior and inferior zygapophyseal joints and intervertebral discs can be affected by translational dislocation of single-segment cervical vertebral body, and the stresses of inferior zygapophyseal joint and intervertebral disc were greater than that of superior zygapophyseal joint and intervertebral disc. **Conclusion:** The stresses of main structure of cervical vertebra, including vertebral artery, spinal cord, zygapophyseal joint and intervertebral disc, can be affected by translational dislocation of single-segment cervical vertebral body.

Keywords cervical vertebrae; cervical spondylosis; mild malposition of bone and joint; stress, mechanical; finite element analysis; biomechanics

“骨错缝、筋出槽”理论是中医骨伤科学和推拿学存在和发展的理论基础,同时也是中医手法治疗骨伤科常见疾患的靶点^[1-3]。以往文献研究^[4-7]和临床实践^[8-11]表明,颈椎“椎体错缝”是中医手法诊疗颈椎病的核心要素,颈椎病患者发生椎体错缝的程度与正常人有所差别,矫正手法可对颈椎病患者错缝的椎骨关节进行不同程度的矫正。但在临床实践中,部分颈椎病患者经椎骨错缝矫正手法治疗后临床症状已消失,X线检查却显示骨错缝未得到矫正。这涉及椎体错缝致病的生物力学机制以及椎体错缝矫正手法治疗颈椎病的生物力学机理。为解答这一问题,本研究基于颈椎三维有限元模型,应用有限元分析技术探讨了颈椎单节椎体平移错缝对椎动脉、脊髓、关节突关节、椎间盘等颈椎关键结构的应力影响,现总结报告如下。

1 材料与设备

1.1 数据来源 选取1名健康志愿者进行数据采集。男,32岁,身高176 cm,体质量75 kg。通过详细问诊证实该志愿者平素颈椎无明显不适,并经颈椎动静态触诊和X线检查排除颈椎明显退行性改变及颈椎创伤、骨折、结核、肿瘤、侧弯畸形、强直性脊柱炎、颅底凹陷症、Paget病等异常情况。自愿加入本研究并签署知情同意书。中国注册临床试验伦理审查委员会批号:ChiECRCT-2013009。

1.2 试验设备 GE Light Speed VCT 64层螺旋CT机及断层图像灰度处理工作站,由上海中医药大学附属曙光医院放射科提供。HP Z800高级计算工作站,

由上海交通大学医学院附属瑞金医院伤骨科研究所提供,工作站配置:双4核Intel Xeon W5580 3.20 G/8M CPU、64 G 1333 ECC 物理内存、900 G raid1 15 000转 SAS 硬盘、NVIDIA Quadro FX580 1 G 专业图形卡、64位Windows XP 计算环境;预装Mimics10.0医学有限元建模软件、Geomagic9.0逆向工程软件、Hypermesh11.0有限元前处理软件、NX7.5软件、Abaqus6.10有限元分析软件。

2 方法

2.1 数据采集 采用GE 64层螺旋CT机对志愿者进行螺旋扫描及断层图像处理。扫描时志愿者取仰卧位,尽量保持扫描断面与身体长轴垂直。扫描范围为颅底至C₇椎体下缘,层厚0.625 mm,球管电流200 mA、球管电压140 kV,分辨率512×512像素。为获得高清图像,并准确反映关节组织间的位置关系,在CT工作站中通过调整图像灰度、增加对比度等方式对图像细节进行调整,以DICOM格式刻录光盘保存。

2.2 正常颈椎有限元模型建立 先将CT扫描获得的DICOM格式数据导入Mimics10.0软件进行全颈椎骨性结构三维几何重建,再将Mimics重建的STL模型导入Geomagic软件进行曲面重建,构建实体。构建好的骨骼模型在有限元前处理软件Hypermesh中重新装配,参照文献[9,12]并结合解剖特征构建终板、椎间盘、韧带等软组织结构,其中皮质骨以1 mm层厚偏置表面网格获得,松质骨在其内部填充,韧带

采用非线性弹簧模拟,胶原纤维用纤维增强的膜单元模拟,关节软骨用关节面网格偏置 0.5 mm 获得。将骨表面网格导出为 STL 文件,并导入 NX7.5 软件。参考断层解剖图谱,在 NX7.5 中构建颈动脉和脊髓三维模型。将构建好的颈动脉和脊髓模型导入 Hypermesh 与骨装配。

在 Hypermesh11.0 中完成有限元分析前处理,相关操作如下:①相互作用。采用 2 节点非线性弹簧单元建立 12 种关键韧带,包括寰枕前膜、寰枕后膜、十字韧带垂直部、齿突尖韧带、翼状韧带、覆膜、横韧带、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘间韧带、棘上韧带,采用非线性面面通用接触关系模拟关节间的相互作用。②网格划分。利用 Hypermesh11.0 软件的拓扑分区及网格划分功能进行网格划分,网格质量 Jacobian 比 ≥ 0.6 。皮质骨采用平均厚度为 1 mm 的 C3D6 单元,松质骨采用 C3D4 单元,TL 采用三维减缩积分壳单元 S4R 单元,其余韧带采用只有轴向平移自由度的、双节点 SPRING4 弹簧单元进行划分。椎间盘(含髓核和纤维环)以及终板采用增强沙漏控制的三维六面体减缩积分 C3D8R 单元。③材料属性。参照文献[12-17],颈椎皮质骨和松质骨均采用正交各向异性材料属性、颈椎间盘髓核采用不可压缩的超弹材料属性、颈椎间盘纤维环采用胶原纤维增强的膜单元进行模拟、横韧带采用正交各向异性材料属性,具体参数见表 1。其余韧带基于弹塑性材料属性进行定义,韧带材料的载荷-变形曲线见图 1,分为中性区、弹性区、塑性区和失效区(本研究不涉及破坏,因而忽略材料失效区);载荷变形换算公式为

$d_n/d_f = 1/3$ 和 $f_n/f_f = 1/10$,对于中性区采用抛物线进行拟合,直线段采用线性拟合,拟合后的各条韧带数据见表 2。④载荷与边界条件。参照文献[14,18]的方法对 C_7 下方终板节点进行固定,在颅底上方构建参考点并与颅底耦合,并施加各个方向 1.5 Nm 扭矩驱动全颈椎进行六自由度活动。为了同文献报道相匹配,监测 0.3 Nm 时全颈椎各个节段的活动度,并同文献[14,18]中的试验数据进行比较。

表 1 颈椎三维有限元模型各组织结构材料属性赋值

组织结构	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	15 000.00	0.200
松质骨	500.00	0.200
关节突关节软骨	10.00	0.300
终板	500.00	0.300
横韧带	20.00	0.018
纤维环	0.45	0.450
髓核	0.50	0.490

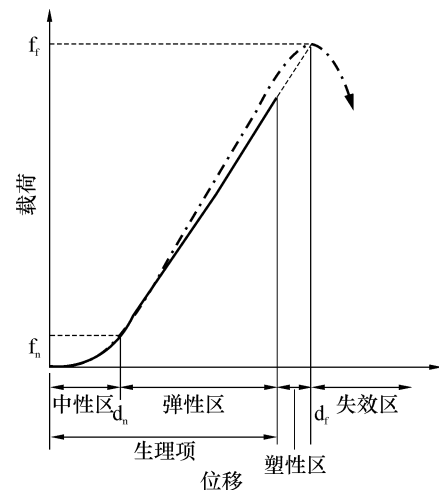


图 1 韧带材料的载荷-变形曲线示意图

表 2 拟合后的颈椎韧带数据

韧带	d_f (mm)	f_f (N)	d_n (mm)	f_n (N)	抛物线系数
寰枕前膜	18.9	232.0	3.8	23.2	1.6
寰枕后膜	18.1	83.0	6.0	8.3	0.2
关节囊韧带(寰枕关节)	9.9	320.0	3.3	32.0	2.9
关节囊韧带(C_{1-2})	9.3	314.0	4.6	31.4	1.4
关节囊韧带($C_2 \sim C_7$)	9.0	210.0	3.0	21.0	2.3
关节囊韧带	10.0	300.0	2.0	30.0	7.5
黄韧带	9.6	111.0	3.2	11.1	1.1
横韧带	6.0	90.0	2.0	9.0	2.3
齿突尖韧带	8.0	214.0	1.6	21.4	8.4
翼状韧带	14.1	357.0	2.8	35.7	4.5
十字韧带垂直部	12.5	436.0	2.5	43.6	6.9
覆膜	11.9	76.0	3.9	7.6	0.5
后纵韧带	10.0	80.0	3.3	8.0	0.7
棘间韧带	7.0	37.0	2.3	3.7	0.6

2.3 颈椎单节椎体平移错缝三维有限元模型建立

根据本课题组既往研究结果,颈椎单节段椎骨错缝主要以“平移错缝”和“旋转和平移错缝”为主^[11,19]。本研究通过在正常颈椎三维有限元模型基础上对特定节段椎体分别进行平移运动来模拟颈椎单节椎体平移错缝,平移错缝位移为 1.5 mm,不超过椎间盘的 1/4。

2.4 试验指标观察 对建立的正常颈椎三维有限元模型进行前屈、后伸、侧屈、旋转活动度观测,并与文献报道的结果进行比对,验证模型的有效性。利用 Abaqus 6.10 软件,分析建立的颈椎单节椎体平移错缝三维有限元模型在颈椎前屈、后伸、侧屈、旋转活动状态下,椎动脉、脊髓、关节突关节、椎间盘等颈椎主要结构应力的变化情况。

3 结果

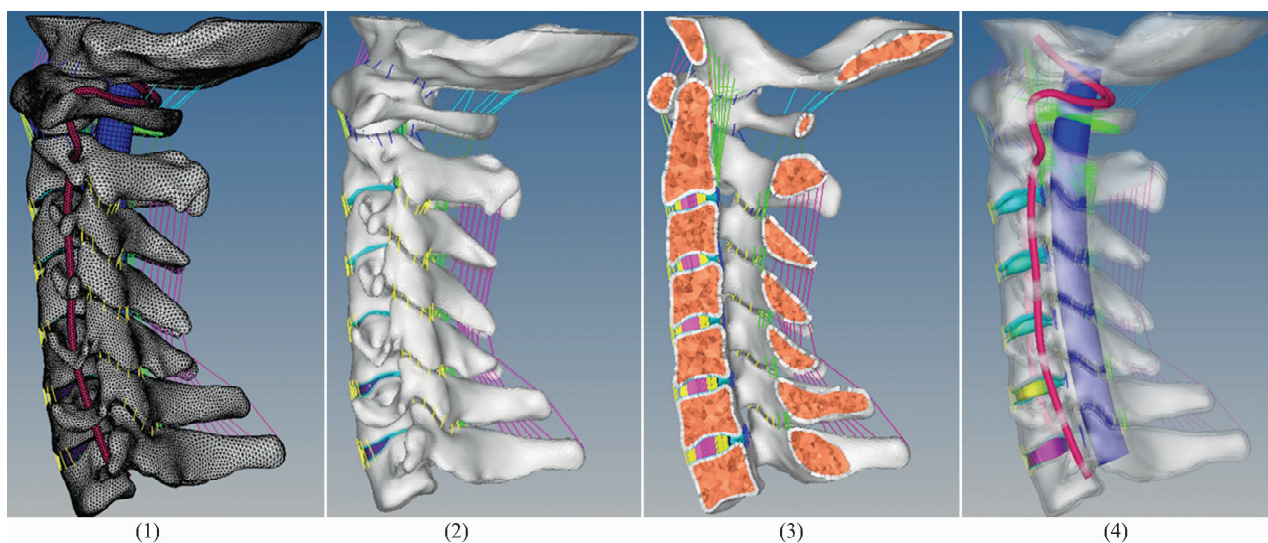
3.1 正常颈椎有限元模型验证结果 本研究所建立的正常颈椎三维有限元模型涉及 744 628 个单元、248 212 个节点;模型外观逼真,包含了颈椎椎体、椎

板、棘突、横突、关节突、椎间盘、椎动脉、脊髓、韧带等重要解剖结构(图 2)。模型具有良好的活动度,其前屈、后伸、侧屈、旋转活动度与经典文献^[18-20]报道的数据基本一致(表 3),可用于颈椎生物力学研究。

3.2 颈椎单节椎体平移错缝对颈椎主要结构应力的影响

3.2.1 对椎动脉应力的影响 颈椎单节椎体平移错缝会对椎动脉应力产生影响,其中 C₂ 平移错缝时椎动脉增加的应力最大(42.81 Pa),C₆ 次之(30.62 Pa),C₅ 最小(21.19 Pa),见表 4。在颈椎前屈、后伸、侧屈、旋转活动状态下,无论是颈椎正常模型还是颈椎单节椎体平移错缝模型,颈椎侧屈活动时椎动脉的应力均最大,而且 C₁ 平移错缝后颈椎各方向活动时椎动脉的应力均明显高于其他椎体平移错缝时及正常模型活动时椎动脉的应力(图 3、图 4)。

3.2.2 对脊髓应力的影响 颈椎单节椎体平移错缝



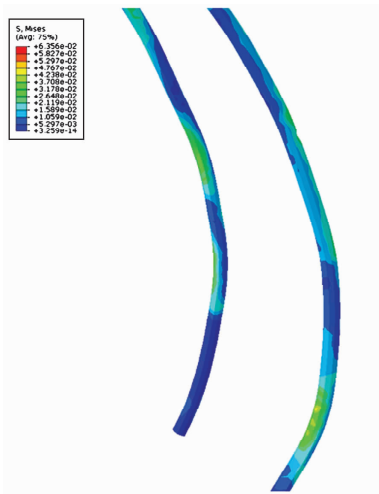
(1)全颈椎三维有限元模型图;(2)全颈椎椎体、椎间盘及韧带模型图;(3)全颈椎椎体、椎间盘及韧带模型剖面图;(4)全颈椎三维有限元模型透视图

图 2 试验建立的正常颈椎三维有限元模型图

表 3 试验建立的颈椎三维有限元模型活动度与经典文献报道的数据对比

颈椎节段	前屈活动度(°)		后伸活动度(°)		侧屈活动度(°)		旋转活动度(°)	
	模型	文献	模型	文献	模型	文献	模型	文献
寰枕关节	7.3	7.2 ± 2.5	17.0	20.2 ± 4.6	8.9	9.1 ± 1.5	3.5	9.9 ± 3.0
C ₁₋₂	11.2	12.3 ± 2.0	11.6	12.1 ± 6.5	6.1	6.5 ± 2.3	50.8	56.7 ± 4.8
C ₂₋₃	3.0	3.5 ± 1.3	2.7	2.7 ± 1.0	8.9	9.6 ± 1.8	2.9	3.3 ± 0.8
C ₃₋₄	4.6	4.3 ± 2.9	3.1	3.4 ± 2.1	9.2	9.0 ± 1.9	5.2	5.1 ± 1.2
C ₄₋₅	5.8	5.3 ± 3.0	4.6	4.8 ± 1.9	9.0	9.3 ± 1.7	5.9	6.8 ± 1.3
C ₅₋₆	5.0	5.5 ± 2.6	4.4	4.4 ± 2.8	6.0	6.5 ± 1.5	5.1	5.0 ± 1.0
C ₆₋₇	3.3	3.7 ± 2.1	3.3	3.4 ± 1.9	4.8	5.4 ± 1.5	2.3	2.9 ± 0.8

会对脊髓应力产生影响,其中 C_6 平移错缝时脊髓增加的应力最大(32.12 Pa), C_5 次之(30.46 Pa), C_1 最小(5.59 Pa),见表 4。在颈椎前屈、后伸、侧屈、旋转活动状态下,无论是正常颈椎模型还是颈椎单节椎体平移错缝模型,颈椎后伸活动时脊髓的应力均最大。在颈椎单节椎体平移模型中,颈椎后伸活动状态下, C_3 平移错缝时脊髓应力最大;颈椎前屈活动状态下, C_6 平移错缝时脊髓应力最大;颈椎侧屈活动状态下, C_5 平移错缝时颈髓应力最大;颈椎旋转活动状态下, C_3 平移错缝时脊髓应力最大(图 5、图 6)。



由蓝色到红色应力逐渐变大

图 3 C_5 平移错缝后颈椎后伸活动时椎动脉应力分布情况

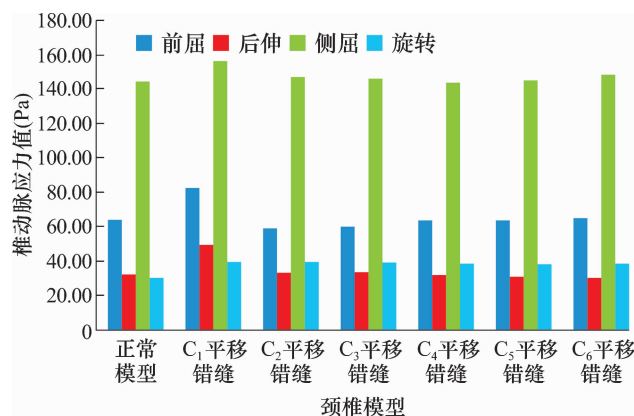
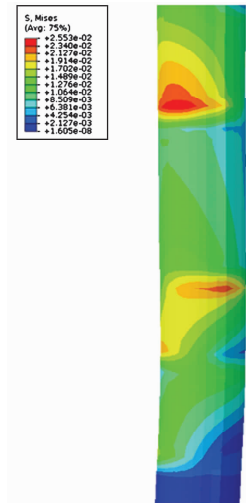


图 4 颈椎各方向活动时颈椎正常模型和单节椎体平移错缝模型的椎动脉应力值

表 4 不同椎体平移错缝后椎动脉及脊髓应力增加值 Pa

平移错缝椎体	椎动脉应力增加值	脊髓应力增加值
C_1	23.68	5.59
C_2	42.81	21.53
C_3	28.54	28.66
C_4	23.77	25.19
C_5	21.19	30.46
C_6	30.62	32.12



由蓝色到红色应力逐渐变大

图 5 C_5 平移错缝后颈椎后伸活动时脊髓应力分布情况

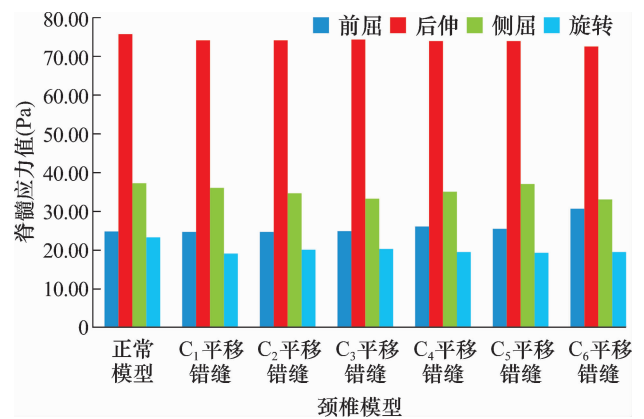


图 6 颈椎各方向活动时颈椎正常模型和单节椎体平移错缝模型的脊髓应力值

3.2.3 对关节突关节应力的影响 颈椎前屈活动时,在颈椎正常模型中 C_{1-2} 关节突关节应力最大,其次是寰枕关节;在颈椎单节椎体平移错缝模型中, C_{1-2} 关节突关节应力最大,其中 C_1 平移错缝时的 C_{1-2} 关节突关节应力最大。颈椎后伸活动时,在颈椎正常模型中 C_{3-4} 关节突关节应力最大,其次是 C_{2-3} 关节突关节;在颈椎单节椎体平移错缝模型中, C_{5-6} 关节突关节应力最大,其中 C_5 平移错缝时的 C_{5-6} 关节突关节应力最大。颈椎侧屈活动时,在颈椎正常模型中 C_{6-7} 关节突关节应力最大,其次是 C_{3-4} 关节突关节;在颈椎单节椎体平移错缝模型中, C_{6-7} 关节突关节应力最大,其中 C_6 平移错缝时的 C_{6-7} 关节突关节应力最大。颈椎旋转活动时,在颈椎正常模型中 C_{2-3} 关节突关节应力最大,其次是 C_{3-4} 关节突关节;在颈椎单节椎体平移错缝模型中, C_{2-3} 和 C_{3-4} 关节突关节应力较大,其中 C_3 平移错缝时的 C_{2-3} 和 C_{3-4} 关节突关节应力较大。见图 7、图 8。

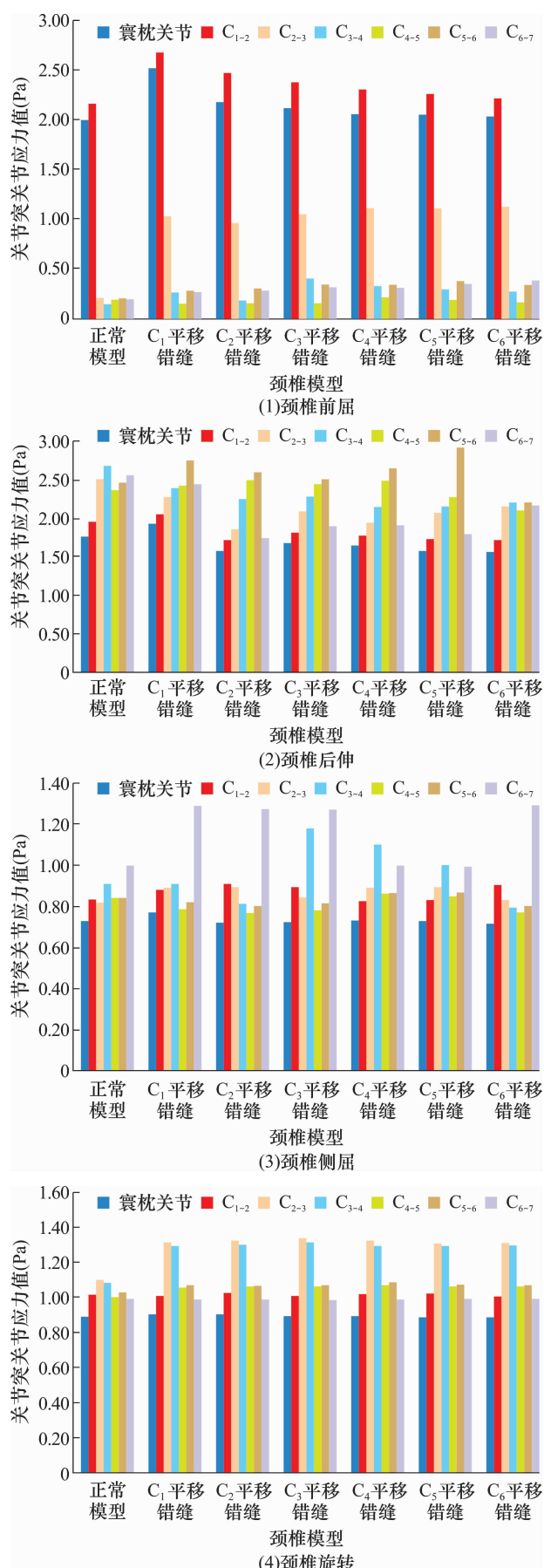
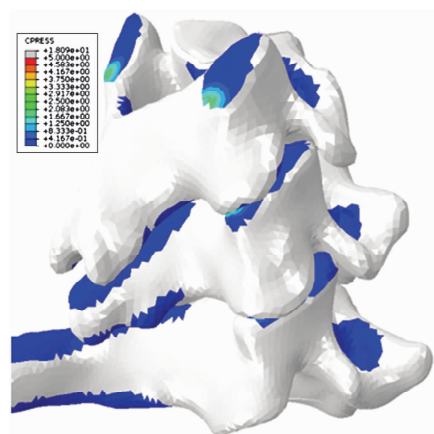


图7 颈椎各方向活动时颈椎正常模型和单节椎体平移错缝模型的关节突关节应力值



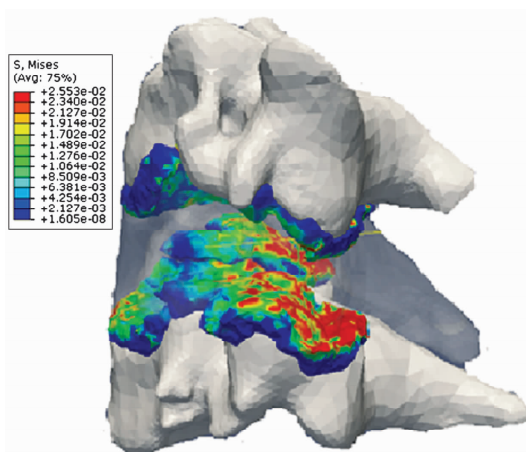
由蓝色到红色应力逐渐变大

图8 C₅ 平移错缝后颈椎后伸活动时关节突关节应力分布情况

3.2.4 对椎间盘应力的影响 颈椎单节椎体平移错缝时, 平移错缝椎体上下位椎间盘应力均会增加, 其中以下位椎间盘应力增加更明显(表5)。在正常颈椎模型和颈椎单节椎体平移错缝模型中, 颈椎前屈、后伸、侧屈活动时 C₂₋₃ 椎间盘应力最大, C₃₋₄ 椎间盘次之; 颈椎旋转活动时 C₄₋₅ 椎间盘应力最大, C₂₋₃ 椎间盘次之(图9、图10)。

表5 不同椎体平移错缝后椎间盘应力增加值 Pa

平移错缝椎体	椎间盘应力增加值				
	C ₂₋₃	C ₃₋₄	C ₄₋₅	C ₅₋₆	C ₆₋₇
C ₂	3.59	0.11	0.10	0.11	0.13
C ₃	3.09	3.27	0.16	0.07	0.11
C ₄	0.22	3.06	3.13	0.10	0.05
C ₅	0.02	0.11	2.51	2.70	0.04
C ₆	0.03	0.10	0.20	1.83	1.91



由蓝色到红色应力逐渐变大

图9 C₅ 平移错缝后颈椎后伸活动时椎间盘应力分布情况

4 讨论

骨错缝作为中医学术语, 早在《仙授理伤续断秘方》《伤科补要》《御纂医宗金鉴·正骨心法要旨》《伤

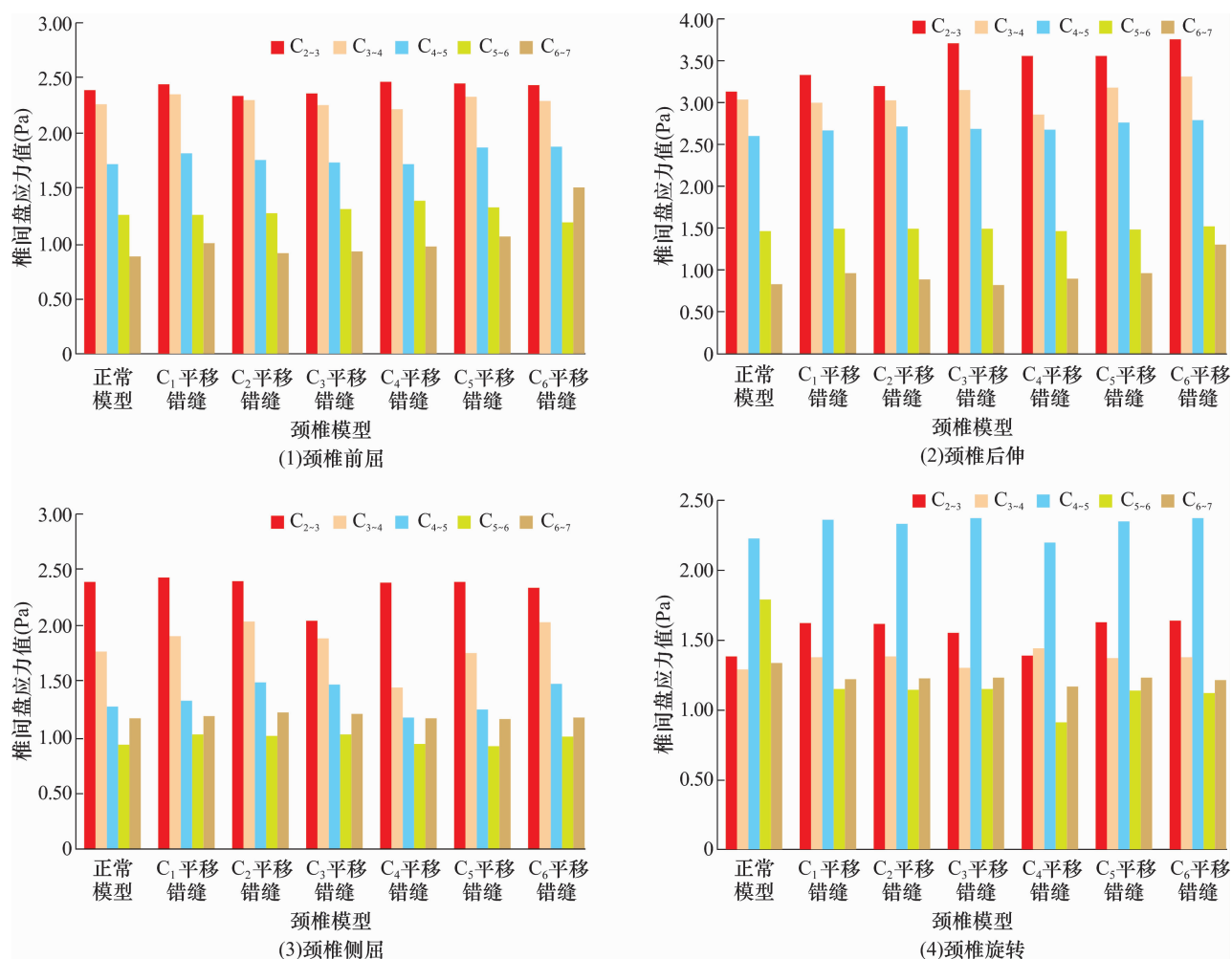


图 10 颈椎各方向活动时颈椎正常模型和单节椎体平移错缝模型的椎间盘应力值

科大成》等中医古典文献就有所记载,可以发生于人体任何关节,以脊柱骨错缝最为多见,尤其好发于颈段脊柱^[4-5]。早在《中国接骨图说》中就详细记载了颈椎骨错缝的诊疗方法,“旋台骨,又名玉柱骨,即头后颈骨三节也。一名天柱骨。此骨被伤共分五证……四曰仆伤面仰头不能乘,或筋长骨错,或筋聚,或筋强者,用熊顾子法第二端之……”

经过本课题组大量科研^[4-7]与临床实践^[8-11]发现,颈椎“骨错缝”的临床特征应包括颈椎关节解剖位置关系异常(结构异常)和(或)颈椎关节生理活动功能异常(功能异常)2方面内容。颈椎“骨错缝”产生临床症状的病理改变除了颈椎运动单元“结构异常”外,还包括颈椎运动单元“功能异常”,而颈椎运动单元“结构异常”往往会导致颈椎运动单元“功能异常”。

人体生物力学研究已经证实,脊柱的运动是借助脊柱若干“运动单元”组成的耦合运动来完成的,每2节脊柱椎体及他们之间的连接体共同组成一个“运动单元”^[21-23]。颈椎“运动单元”由相邻颈椎椎体、关节突关节、椎间盘、椎间韧带、脊髓、椎动脉等组件

构成,其中任何一个组件发生解剖位置上的细微改变,最终都将导致关节复合体载荷分配的变化,从而改变其生物力学运动^[9,24-25]。

本研究以颈椎骨错缝中较为常见的平移错缝为例,进行了三维有限元建模与应力分析,并与正常颈椎三维有限元模型进行了对比分析。研究表明,颈椎发生单节椎体平移错缝后,会对颈部椎间盘、椎动脉、颈髓、关节突关节等主要解剖结构的应力产生影响。C₂ 错缝时椎动脉增加应力最大(42.81 Pa), C₆ 次之(30.62 Pa),这进一步证实颈性眩晕患者的眩晕症状与寰枢关节错缝刺激椎动脉而引起基底动脉供血不足有关,因而临床治疗椎动脉型颈椎病时要重视对寰枢关节骨错缝的诊治,这与既往临床研究结论具有一致性^[11,26-27]。C₆ 平移错缝时脊髓增加应力最大(32.12 Pa), C₅ 次之(30.46 Pa);在颈椎前屈、后伸、侧屈、旋转活动状态下,无论是正常颈椎模型还是颈椎单节椎体平移错缝模型中,均是颈椎发生后伸活动时脊髓的应力最大,这一研究结论进一步证实颈椎挥鞭性损伤的患者容易出现手脚麻木与颈椎受到过

度后伸导致脊髓受到牵拉损伤刺激有关,这与既往研究结论一致^[13,20]。颈椎单节椎体平移错缝会对其上、下位关节突关节及椎间盘的应力产生影响,其下位关节突关节和椎间盘的应力大于上位关节突关节和椎间盘的应力,这一研究结果与本课题组既往研究结论一致^[9,28]。由此可见,颈椎单节椎体平移错缝会引起颈椎节段稳定性改变。

本研究的结果提示,颈椎单节椎体平移错缝后,椎动脉、脊髓、关节突关节及椎间盘等颈椎主要结构的应力均会受到影响。这有助于我们理解“颈椎病患者经矫正椎骨错缝手法治疗后临床症状消失,但骨错缝却未得到矫正”这一难题,也初步揭示了椎体错缝矫正手法治疗颈椎病的生物力学机制:一方面,通过矫正椎骨错缝,解除机械性压迫刺激;另一方面,通过矫正错缝椎骨关节来重新调整椎动脉、脊髓、关节突关节、椎间盘等解剖结构的应力分布,重建其力学平衡。但本研究仍属于初级阶段的研究,这一方面与三维有限元模型不能完全等同于,只能无限接近临床受试者实体特性有关;另一方面本研究没有考虑椎体平移错缝对颈部斜方肌、斜角肌、颈半棘肌、头最长肌、肩胛提肌、多裂肌、回旋肌等肌群的影响,而颈部肌群对颈椎病临床发病也起着很重要的作用^[29-30]。本课题组今后将针对这些不足之处进行重点研究。

参考文献

- [1] 冯天有. 中西医结合治疗软组织损伤[M]. 北京:人民卫生出版社,1977:71-73.
- [2] 田纪钧. 错骨缝与筋出槽治疗术[M]. 北京:解放军卫生音像出版社,2011:179-181.
- [3] 詹红生. 颈椎相关疾病手法诊疗及研究中的若干问题探讨[J]. 中医正骨,2018,30(3):1-3.
- [4] 张明才,詹红生,石印玉,等. “骨错缝、筋出槽”理论梳理[J]. 上海中医药杂志,2009,43(11):59-62.
- [5] 张明才,石印玉,王翔,等. 颈椎“骨错缝筋出槽”临床评价方法[J]. 上海中医药杂志,2010,44(7):29-32.
- [6] 张明才,詹红生,石印玉,等. 试论颈椎病“骨错缝”的影像学测量[J]. 上海中医药大学学报,2009,23(3):20-23.
- [7] 张明才,詹红生,石印玉,等. 基于“骨错缝、筋出槽”诊治椎间盘病症[J]. 中国骨伤,2008,21(6):441-443.
- [8] 张明才,石印玉,陈东煜,等. 矫正关节突关节“骨错缝”手法治疗神经根型颈椎病的有效性研究[J]. 上海中医药杂志,2011,45(12):42-45.
- [9] 张明才,吕思哲,程英武,等. 基于有限元模型研究椎骨错缝对颈椎病患者关节应力的影响[J]. 中国骨伤,2011,24(2):128-131.
- [10] 张明才,石印玉,王翔,等. 颈椎生理曲度异常对颈椎病发病作用的病例对照研究[J]. 中国骨伤,2010,23(10):746-749.
- [11] 张明才,石印玉,陈东煜,等. 颈椎病患者寰枢关节骨错缝的临床诊治价值的研究[J]. 中国骨伤,2016,29(10):898-902.
- [12] CARTER D R, HAYES W C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure[J]. J Bone Joint Surg Am, 1977, 59(7):954-962.
- [13] HALLDIN P. Prevention and prediction of head and neck injury in traffic accidents - using experimental and numerical methods[D]. Stockholm:KTH, 2001.
- [14] ZHANG Q H, TEO E C, NG H W. Development and validation of a C0-C7 FE complex for biomechanical study[J]. J Biomech Eng, 2005, 127(5):729-735.
- [15] DVORAK J, SCHNEIDER E, SALDINGER P, et al. Biomechanics of the craniocervical region: the alar and transverse ligaments[J]. J Orthop Res, 1988, 6(3):452-461.
- [16] LEE C K, KIM Y E, LEE C S, et al. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2000, 25(19):2431-2439.
- [17] SCHMIDT H, KETTLER A, HEUER F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32(7):748-755.
- [18] PANJABI M M, CRISCO J J, VASAVADA A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2001, 26(24):2692-2700.
- [19] 张明才,石印玉,陈东煜,等. “石氏伤科”颈椎“骨错缝筋出槽”矫正手法技术规范[J]. 上海中医药杂志, 2015, 49(5):4-7.
- [20] PANJABI M M, NIBU K, CHOLEWICKI J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability[J]. Eur Spine J, 1998, 7(6):484-492.
- [21] PEARCY M J, HINDLE R J. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement[J]. Clinical Biomechanics, 1989, 4(1):73-79.
- [22] GROSS A R, LANGEVIN P, BURNIE S J, et al. Manipulation and mobilization for neck pain contrasted against an inactive control or another active treatment[J]. Cochrane Database Syst Rev, 2015, 9(9):CD004249.
- [23] ANDERST W J, DONALDSON W F 3rd, LEE J Y, et al. Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading[J]. J Biomech, 2015, 48(7):1286-1293.