

## 颈椎旋扳法对“骨错缝”颈椎应力作用的有限元分析

邓真<sup>1,2</sup> 詹红生<sup>2,3</sup> 李国中<sup>1</sup> 廉由之<sup>1,2</sup> 商海滨<sup>1</sup> 王玉鹏<sup>3</sup> 王辉昊<sup>2,3△</sup>

**[摘要]** 目的:观察颈椎旋扳法对“骨错缝”颈椎有限元模型应力作用的影响。方法:基于已经验证的,可靠、有效的正常人全颈椎有限元模型研究平台,结合 1 例颈椎棘突偏歪的“骨错缝”颈椎病患者全颈椎 CT 扫描数据,构建“骨错缝”颈椎有限元模型。在正常人模型和“骨错缝”模型上加载相同的头颅质量载荷,观察对比两种模型颈椎应力的区别和差异;在“骨错缝”模型上加载采集的颈椎旋扳手法力学参数,模拟单侧颈椎旋扳法,观察模型骨性结构、小关节软骨和椎间盘等主要结构的应力特征和改变。结果:与正常模型比较,“骨错缝”模型增加了病理部位以下颈椎在椎体、椎弓根、小关节和椎间盘的应力;病理颈椎的活动度改变明显,只在右侧弯时,颈椎各椎体之间活动度增大,在前屈、后伸、左侧弯、左旋转和右旋转时,颈椎各椎体之间活动度均明显减小;旋扳法加载瞬时,目标椎体及相邻上下棘突应力显著增大,颈椎左侧小关节应力下降,右侧小关节应力上升,目标椎体上位椎间盘的纤维环前部应力减小,后部应力略增大,但髓核应力减小,其下位椎间盘纤维环和髓核后部应力均明显增大。结论:颈椎旋扳法可以调整“骨错缝”模型骨性结构、小关节软骨和椎间盘的异常应力状态,降低目标椎体上位颈椎结构应力,但会增加目标椎体下位颈椎结构应力。

**[关键词]** 颈椎;旋扳法;骨错缝;整骨;应力;有限元分析

**[中图分类号]** R681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2021)10-0037-06

## A Finite Element Analysis of Cervical Rotation Manipulation on the Pathological Cervical with Joint Subluxation

DENG Zhen<sup>1,2</sup> ZHAN Hongsheng<sup>2,3</sup> LI Guozhong<sup>1</sup> LIAN Youzhi<sup>1,2</sup>  
SHANG Haibin<sup>1</sup> WANG Yupeng<sup>3</sup> WANG Huihao<sup>2,3△</sup>

<sup>1</sup>Shanghai Baoshan Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai 201999, China;

<sup>2</sup>Zhan Hongsheng Studio of Academic Experience of Shanghai Famous Doctors in TCM, Shanghai 201203, China;

<sup>3</sup>Shuguang Hospital Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China.

**Abstract Objective:** To observe the efficacy of cervical rotation manipulation on the stress of pathological cervical finite element model with joint subluxation. **Methods:** Based on the verified, reliable and effective finite element model research platform of the whole cervical spine of normal people, we constructed the pathological cervical spine finite element model

by the whole cervical CT data of a patient with cervical spondylosis of joint subluxation. The same head weight load was loaded on the normal human model and pathological model to observe and compare the difference of cervical stress between two models. The mechanical parameters of cervical wrench method were loaded on the pathological model to simulate unilateral cervical wrench method, and the stress characteristics and changes of main structures such as bone structure, facet cartilage and intervertebral disc of pathological model were observed. **Results:** Compared with the normal model, the pathological model increased the stress of cervical spine below the pathological site in vertebral body, pedicle, facet joint and intervertebral disc. The ROM of pathological cervical vertebrae changed obviously. The range of

基金项目:国家自然科学基金项目(81804114,81973871)

上海市卫计委临床行业面上项目(201840004)

上海市人才发展资金资助项目(2019101)

上海市卫计委詹红生上海市名老中医学术经验研究  
工作室建设项目(SHGS-2017025, SZYMYGZS4013)

上海市中医诊疗模式创新试点建设项目  
(ZY2018-2002-FWTX-6003)

<sup>1</sup>上海市宝山区中西医结合医院/上海中医药大学附属曙光医院宝山分院(上海, 201999)

<sup>2</sup>詹红生上海市名老中医学术经验研究工作室

<sup>3</sup>上海中医药大学附属曙光医院

△通信作者 E-mail: wanghuihao@126.com

motion between cervical vertebrae increased only when bending on the right side, but decreased obviously when bending on the left side, bending on the left side, rotating on the left side and rotating on the right side. At the moment of rotation manipulation loading, the stress of the target vertebral body and its adjacent upper and lower spinous processes increased significantly. Besides, the stress of the left facet joint of cervical spine decreased, while that of the right facet joint increased. Moreover, the stress in the anterior annulus fibrosus of the upper disc of the target vertebral body decreased, and the stress in the posterior disc increased slightly, but the stress in the nucleus pulposus decreased. Furthermore, the stress of annulus fibrosus and posterior nucleus pulposus in the target vertebral body was significantly increased. **Conclusion:** Cervical rotation manipulation can adjust the abnormal stress state of bone structure, facet cartilage and intervertebral disc in the pathological model of joint subluxation and reduce the stress of the upper cervical structure of the target vertebral body, but increase the stress of the lower cervical structure of the target vertebral body.

**Keywords:** cervical spine; cervical rotation manipulation; joint subluxation; osteopathic; stress; finite element analysis

“骨错缝”是颈椎病的核心病机之一<sup>[1-3]</sup>,其直观表现为X线或CT等影像学上棘突偏歪、不共线等异常状态<sup>[4-5]</sup>。颈椎旋扳法是治疗“骨错缝”运用最广泛、最具特色的方法之一,其疗效显著,但操作的安全性一直受到广大医生、研究者和患者的关注和讨论<sup>[6]</sup>。

传统颈椎旋扳法的基础研究不能获得手法操作实时颈椎内部结构变化的直接数据参数,对该手法安全性的质疑亦没有直接证据。而交叉运用有限元分析、动作捕捉和力学测量技术,可以实现手法治疗过程的数字化仿真模拟,弥补传统研究的不足。本研究以颈椎有限元模型平台为基础,仿真模拟颈椎旋扳法对“骨错缝”颈椎内部不同结构应力作用的影响,为该手法在临床的运用及操作安全性提供参考。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

选取1例颈椎病患者(男,35岁,身高167 cm,体质量72 kg),临床症状为颈部酸痛,经颈部触诊检查,发现患者C<sub>5</sub>棘突左偏,结合患者CT扫描数据,判定其为C<sub>5</sub>椎体“骨错缝”,经影像学测量,患者C<sub>5</sub>棘突偏离正中棘突连线11.32 mm。本实验方案经过上海市宝山区中西医结合医院伦理委员会审查批准。

### 1.2 有限元模型数据来源

本研究所运用的正常人颈椎有限元模型为本团队前期经过验证、有效的颈椎有限元研究平台,详见文献<sup>[7]</sup>。数据采集自1位男健康志愿者(年龄30岁,身高170 cm,体质量68 kg)。模型包括C<sub>1</sub>至T<sub>1</sub>椎体,包含椎体、椎间盘、韧带、关节软骨等结构。构建颈椎“骨错缝”有限元模型的数据来自上述临床确诊患者的颈部CT图像。

### 1.3 实验设备及软件

GE Light Speed VCT 64层螺旋CT(GE公司),Mimics18.0交互式医学影像控制软件(Materialise公司);Geomagic12.0逆向工程软件(Geomagic公司);Abaqus6.13有限元分析软件(Abaqus公司)。

## 1.4 方法

**1.4.1 旋扳法动力学数据来源** 本研究颈椎旋扳法标准操作规程为:以左侧操作为例:受试者端坐,颈椎前屈15°左右,施术者立于其左后方,嘱受试者左旋颈椎,施术者左前臂托其下颏右侧,施术者右手拇指定点固定受试者C<sub>5</sub>棘突左侧,缓慢转动受试者颈椎至生理活动极限(扳机点)后锁定,随后嘱受试者放松肌肉并同时做小幅度短促旋转动作,使受试者头颅轨迹沿着颈椎纵轴旋转运动,听到“咔嗒”声响,术毕。

本团队早期对该手法动力学参数进行了客观化研究,详见文献<sup>[8]</sup>,经过对该手法参数的数据转化和处理,最终获得的颈椎旋扳法有效数据为:颈结节扳动力为32 N,扳动时间为180 ms;C<sub>5</sub>棘突扳动力为63 N,扳动时间为150 ms。

**1.4.2 “骨错缝”颈椎模型的建立** 使用CT对受试者进行枕骨底上2 mm至T<sub>1</sub>下2 mm部位扫描。获取的CT数据以DICM格式导入Mimics软件中,获取全颈椎几何图形及空间位置坐标,利用已有颈椎有限元模型平台,根据受试者颈椎空间坐标,调整已验证模型椎体和椎间盘在三维空间位置关系,从而构建“骨错缝”模型的三维空间坐标(见图1),使用Geomagic 12.0软件构成实体模型后,导入Abaqus6.13软件中,进行有限元分析。

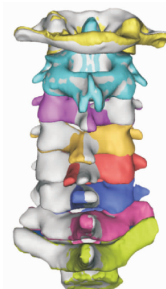
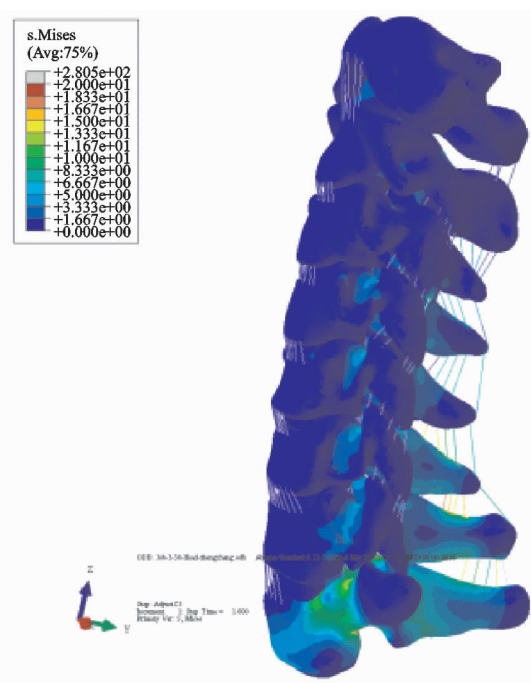


图1 正常人颈椎模型和“骨错缝”模型三维坐标重叠图(白色为正常人模型,彩色为“骨错缝”模型)

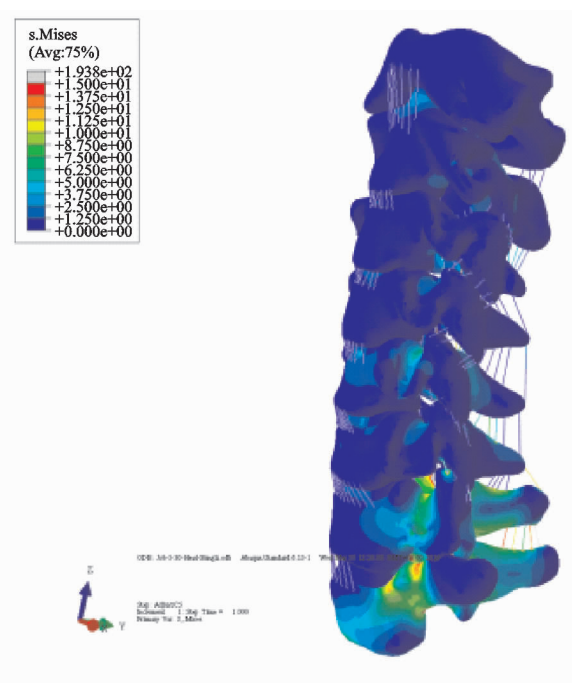
**1.4.3 正常头颅重力和颈椎活动载荷的加载** 颈椎有限元模型的边界条件设置为T<sub>1</sub>椎体下表面固定,

自  $C_1$  椎体几何中心加载 100 N 头颅重力载荷,随后,重力载荷通过每个椎体几何中心点连线自上向下传递。在头颅载荷加载完成后,在  $C_1$  颈椎几何中心点,施加 1 N·m 的扭矩,使颈椎完成前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转共计六个活动度的模拟,正常颈椎模型和“骨错缝”模型所有加载条件和边界条件设置均保持一致。分析、计算和对比正常颈椎模型和“骨错缝”模型的应力云图和相邻两节椎体的活动度(Range of Motion,ROM)。

**1.4.4 颈椎旋扳法在“骨错缝”模型上的加载** 在有限元分析软件 Abaqus6.13 中根据受试者左侧颞结节和  $C_5$  棘突空间定位,分别建立 2 个参考点(RP1 和 RP2),其中 RP1 与  $C_1$  椎体上表面所有节点耦合,RP2 与  $C_5$  棘突左侧表面所有节点进行耦合,使得加载在参



(a) 正常人模型



(b) “骨错缝”模型

图 2 正常人模型与“骨错缝”模型在头部重力载荷下的应力云图对比

由于  $T_1$  下终板被设置为固定不动的边界条件,在正常模型中,通过颈椎的正常力学传递, $T_1$  椎体承载了最大的应力。而在模型中,由于“骨错缝”的存在,正常的力学传递受到了影响, $C_5$  的椎体、椎弓、关节突部位应力较正常模型明显增大, $C_6$  和  $C_7$  椎体、椎弓根、关节突关节等部位应力也明显增大,并集中在解剖位置左侧,且  $T_1$  椎体应力增大异常,模型反映的主要应力承受椎体由  $T_1$  扩大为  $C_7$  和  $T_1$ 。而  $C_5$  椎体的上位椎体应力相较于正常模型改变不大。 $C_5\sim 6$  和  $C_6\sim 7$  椎间盘的左后方应力明显大于右后方应力,且均比正常模型高。结果提示,颈椎的“骨错缝”状态会导致病理部位的下位椎体应力异常改变,加剧原本受力较大部位的应力负担,这种状态如果长期保持,将会引起颈部的更多病理改变,应力的异常承受和分布将加速颈椎退变过程。

考点上的载荷均匀分布在被耦合面的所有节点上,约束  $T_1$  下终板所有节点的 6 个自由度作为边界条件。

在头颅载荷加载的前提下,根据手法参数,以有限元软件 X-Y-Z 坐标系统为参照,在 RP1 上施加 X 轴-32 N 载荷,负号代表方向,在 RP2 上施加 X 轴 63 N 载荷,加载时长分别为 180 ms 和 150 ms。选择“骨错缝”模型不同结构的单元,计算其手法加载前、瞬时的应力值,研究手法加载下“骨错缝”模型所发生的应力改变。

## 2 结果

### 2.1 正常人模型与“骨错缝”模型在头部重力载荷下应力比较

按照 1.4.3 节中所述,对正常人模型和“骨错缝”模型加载 100 N 头部重力,观察在头颅载荷下两种模型的应力特点,见图 2。

### 2.2 正常人模型与“骨错缝”模型 ROM 对比

通过对正常人模型和“骨错缝”模型施加 1 N·m 的生理载荷,使有限元模型完成前屈、后伸、左旋转、右旋转、左侧弯、右侧弯六种方向活动的模拟,计算两节相邻椎体的 ROM,并对其进行比较,见图 3。

结果显示:前屈时模型  $C_2\sim C_3$  节段 ROM 略大于正常人模型,而其他各节段 ROM 均明显小于正常人模型;后伸时  $C_1\sim C_2$  节段 ROM 略大于正常人模型,其余节段 ROM 均小于正常人模型,其中  $C_3\sim C_6$  节段 ROM 减小最为明显;左侧弯时  $C_6\sim C_7$ ,  $C_7\sim T_1$  节段 ROM 大于正常人模型,但其余节段 ROM 均小于正常人模型,且以  $C_3\sim C_6$  节段 ROM 减小最为明显;右侧弯时只有  $C_7\sim T_1$  节段 ROM 略小于正常人模型,其余节段 ROM 均明显大于正常人模型;左旋转时  $C_4\sim C_6$

节段 ROM 明显小于正常人模型;右旋转时  $C_4 \sim C_6$  节段 ROM 明显小于正常模型。总结比较可以发现“骨错缝”状态明显改变了与之相邻椎体的活动度,整个颈椎的活动也受到了不同程度的影响,除右侧弯时 ROM 增大以外,其余五种活动下,颈椎相邻椎体之间 ROM 均明显小于正常人模型,且以  $C_4 \sim C_5$  和  $C_5 \sim C_6$

节段 ROM 的改变最为明显。这也反映了“骨错缝”状态导致颈椎活动度减小的这一病理结果。

2.3 “骨错缝”模型在手法载荷下的应力结果

2.3.1 骨性结构应力分布 “骨错缝”模型在进行手法仿真模拟时,各个节段颈椎棘突在手法加载前和加载瞬时,应力分布见表 1。

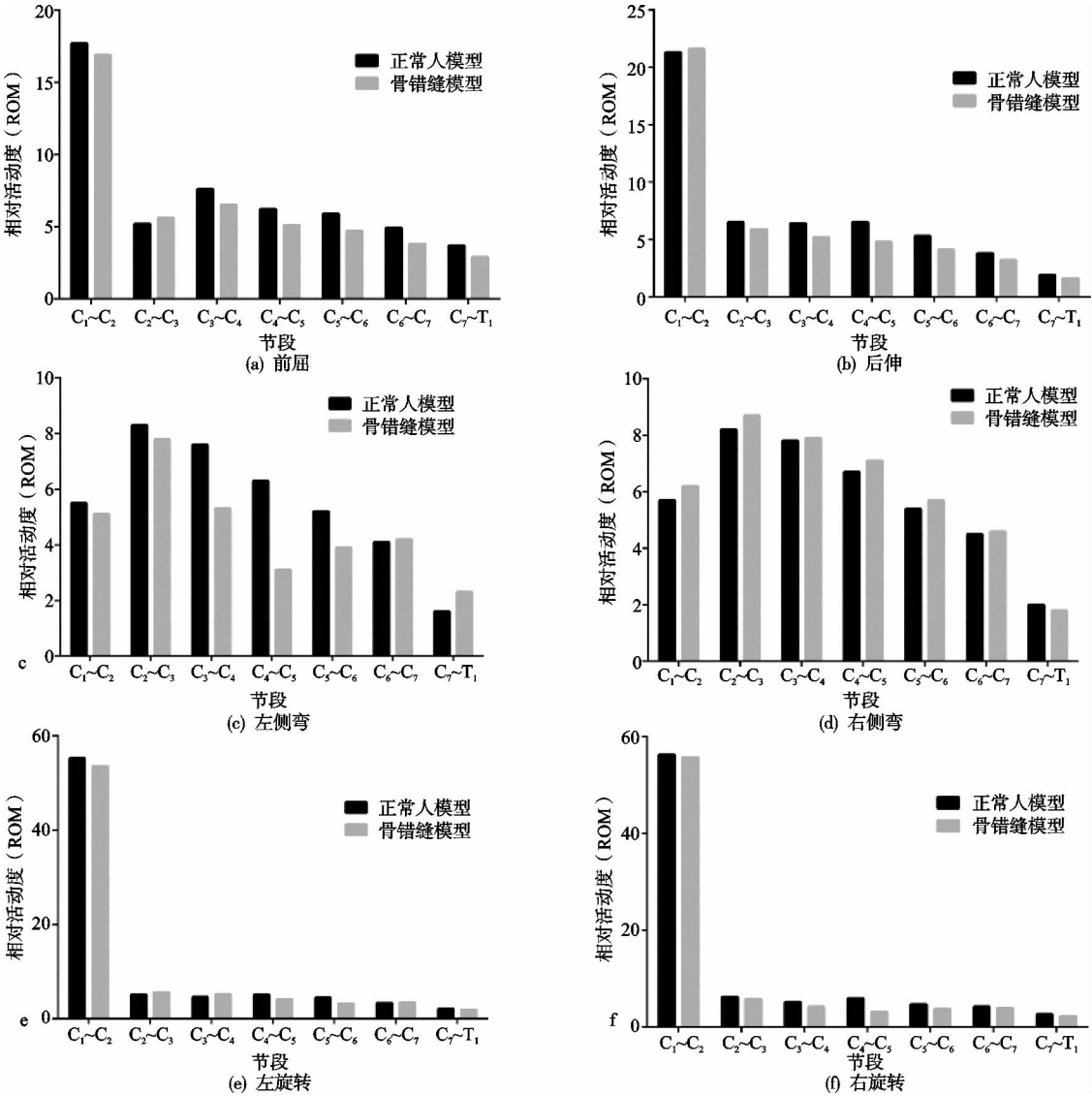


图 3 正常人模型与骨错缝模型六种工况下 ROM 对比

表 1 各节段手法加载前及瞬时椎体应力变化 (MPa)

部位	手法前	手法瞬时
$C_2$	32.22	34.66
$C_3$	48.14	42.65
$C_4$	23.63	52.92
$C_5$	30.74	178.62
$C_6$	26.82	86.31
$C_7$	15.11	14.35
$T_1$	18.35	20.52

结果显示:手法瞬时“骨错缝”模型各颈椎椎体棘突应力均有一定改变,改变最为明显的是  $C_4 \sim C_6$  棘突,其中  $C_5$  棘突作为手法的目标棘突,承受了最大的

应力,手法作用瞬时较手法前增幅达到 4.8 倍;与之相邻的椎体  $C_4$  棘突应力增幅为 1.2 倍,  $C_6$  棘突应力增幅为 2.2 倍;其余椎体棘突的应力改变幅度不明显。可以看出:除作为手法操作的目标棘突承受最大应力外,相邻的椎体棘突应力同样也有较大的改变,但这一改变并未跨越椎体。

2.3.2 小关节应力分布 “骨错缝”模型在进行手法仿真模拟时,各个节段颈椎两侧小关节在手法加载前和加载瞬时应力分布见表 2。

结果显示:在手法前,模型颈椎各椎体小关节之间应力集中在左侧  $C_4 \sim C_5$ 、 $C_5 \sim C_6$ 、 $C_6 \sim C_7$  和  $C_7 \sim T_1$  节段,其

表 2 手法加载前和瞬时各节段颈椎小关节应力变化 (MPa)

部位	左侧小关节		右侧小关节	
	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时
C <sub>1~2</sub>	25.12	15.32	17.13	33.28
C <sub>2~3</sub>	10.34	6.31	12.33	48.72
C <sub>3~4</sub>	18.91	6.78	20.24	37.67
C <sub>4~5</sub>	70.27	43.81	34.13	68.96
C <sub>5~6</sub>	68.32	50.72	40.42	78.37
C <sub>6~7</sub>	28.69	17.54	11.24	18.67
C <sub>7</sub> ~T <sub>1</sub>	40.31	20.63	16.82	21.36

中最大的是左侧 C<sub>4~5</sub> 和 C<sub>5~6</sub> 小关节,即在发生“骨错缝”状态改变的 C<sub>5</sub> 椎体偏歪侧上、下关节均有异常应

力集中现象。在手法瞬时,颈椎左侧小关节的应力均有明显下降,右侧小关节应力有所上升,而且从下降程度而言,降幅最大发生在 C<sub>4~5</sub> 左侧小关节,下降了 37.7%;右侧小关节瞬时的应力增大则是因为手法模拟由左向右调整,属于正常的生理功能应力增大,增幅最大发生在 C<sub>4~5</sub> 右侧小关节,上升了 101%。

**2.3.3 椎间盘应力分布** 以椎间盘几何中心点为原点,建立水平 X-Y 轴,参照坐标系象限分布将椎间盘划分为四个纤维环区域(A1,A2,A3,A4)和 4 个髓核区域(N1,N2,N3,N4)共 8 个区域。“骨错缝”模型在进行手法仿真模拟时,不同节段椎间盘在手法加载前和加载瞬时应力分布见表 3。

表 3 手法加载前和瞬时各椎间盘不同部位应力变化 (MPa)

部位	A1		A2		A3		A4	
	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时
C <sub>2~3</sub>	1.27	0.32	1.24	0.67	1.62	0.71	1.64	0.82
C <sub>3~4</sub>	2.80	1.59	2.71	1.88	3.97	5.48	3.93	5.25
C <sub>4~5</sub>	3.59	2.59	3.29	1.94	4.88	7.59	4.71	6.28
C <sub>5~6</sub>	3.73	7.67	3.78	6.89	6.69	18.36	4.98	33.48
C <sub>6~7</sub>	2.38	4.69	2.14	6.46	3.91	9.48	2.70	10.05
C <sub>7</sub> ~T <sub>1</sub>	1.92	1.95	1.85	2.72	2.40	3.12	2.58	5.36

部位	N1		N2		N3		N4	
	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时	手法前	手法瞬时
C <sub>2~3</sub>	0.47	0.12	0.47	0.19	0.49	0.29	0.50	0.27
C <sub>3~4</sub>	1.11	1.08	1.13	0.98	1.14	1.65	1.20	1.78
C <sub>4~5</sub>	1.56	0.94	1.44	0.92	1.60	1.02	1.56	1.06
C <sub>5~6</sub>	1.22	2.49	1.25	2.35	2.12	3.64	1.21	5.71
C <sub>6~7</sub>	1.07	1.37	1.03	1.38	1.31	1.87	0.92	1.95
C <sub>7</sub> ~T <sub>1</sub>	0.58	0.78	0.53	0.82	0.62	1.35	0.53	1.46

结果显示:在手法加载前,“骨错缝”模型椎间盘纤维环和髓核应力最大的部位在 C<sub>4~5</sub> 和 C<sub>5~6</sub> 两个节段,自上而下呈现中段椎间盘应力大,两端椎间盘应力小的趋势。在手法加载瞬时,椎间盘纤维环和髓核的应力改变非常明显:C<sub>2~3</sub> 节段纤维环和髓核应力均减小;C<sub>3~4</sub> 节段,纤维环 A1 和 A2 应力减小,A3 和 A4 应力增大,髓核 N1 和 N2 应力减小,N3 和 N4 应力增大;C<sub>4~5</sub> 节段,纤维环 A1 和 A2 减小,A3 和 A4 应力增大,髓核 N1~N4 应力均减小;C<sub>5~6</sub> 节段,纤维环 A1 和 A2 应力增大,而 A3 和 A4 应力显著增大,其中 A4 增大最为明显,增大 572%,髓核 N1 和 N2 应力增大,N3 和 N4 应力显著增大,且 N4 增大最明显,增大 391%;C<sub>6~7</sub> 节段,纤维环 A1~A4 应力增大,其中 A3 和 A4 增大更明显,髓核 N1~N4 应力也明显增大;C<sub>7</sub>~T<sub>1</sub> 节段,纤维环 A1~A4 应力均增大,A3 和 A4 更明显,髓核 N1~N4 应力均增大,且 N3 和 N4 更明显。

3 讨论

2020 年 11 月中国卫生健康委员会、中国中医药

管理局在修订的新版《中医病证分类与代码》中新增了“骨错缝”这一中医学术语,使其成为国际通用的诊疗术语。事实上,“骨错缝”一直是中医骨伤手法治疗慢性脊柱疾病的核心理论和治疗关键指征<sup>[6]</sup>。“骨错缝”可以发生于任何骨关节部位,但脊柱是其易发部位之一,尤其易发于颈段脊柱<sup>[4-5,9]</sup>。而有效矫正“骨错缝”这一病理状态,是临床疗效和转归的关键指标<sup>[10-12]</sup>,诚如《医宗金鉴·正骨心法要旨》中所云:“夫手法者,谓以两手安置所伤之筋骨,使仍复于旧也。”手法治疗的目的是要使“骨入缝”或“骨合缝”。

颈椎旋扳法是中医骨伤科临床治疗颈椎病运用最为广泛,也是最具特色的技术之一,其临床有效性已得到普遍认同,但其安全性一直在中医和西医等不同学科之间饱受争议,支持者认为可以通过颈椎旋扳法针对性纠正“骨错缝”的病理结构,改善异常应力状态,并且能够降低椎间盘内压力,甚至在一定程度上缩小突出的髓核,从而改善或解决临床症状<sup>[13-17]</sup>;反对者认为该手法会造成原有退变、损伤部位的进一步恶化和加



重,同时会导致颈椎椎间盘突出的加剧,甚至发生严重的不良事件<sup>[18-21]</sup>。因此,通过有限元分析技术克服传统临床实验和离体实验的缺陷,在接近真实反映临床治疗过程的同时,获得人体颈椎各个组织结构的实时应力数据,尝试揭示颈椎旋扳法对病理颈椎的生物力学作用效应,进而探讨该手法的安全性和有效性,对该手法的临床应用具有重要意义。

本研究所构建的“骨错缝”模型在与正常人模型进行头部载荷和颈椎活动对比显示,“骨错缝”状态会导致病理部位的下位颈椎在椎体、小关节、椎间盘部位的应力异常增大,且明显减小了病理节段相邻椎体之间的活动度,这一结果与其他研究结果一致<sup>[22-25]</sup>。说明“骨错缝”状态不仅导致了颈椎的结构异常,也导致了颈椎的功能异常,由此导致整体颈椎生物力学环境发生变化,加速颈椎组织结构的退变,进而引发相关临床症状。

而颈椎旋扳手法仿真研究结果显示:在手法的目标棘突及上下相邻棘突,受到的瞬时应力增加明显,但并不跨越椎体,通过手法调整,使“骨错缝”状态下小关节之间的高应力状态得以降低,从数值上看,调整后左侧各节段小关节应力状态与未调整前右侧各节段小关节应力大小接近,这证实了手法可以有效调节颈椎应力状态,促使颈椎两侧小关节应力趋于平衡。

在椎间盘的应力改变上,在手法作用瞬时,目标椎体上位椎间盘的前部应力减小,后部应力稍有增大,但髓核应力均减小,而目标椎体下位椎间盘应力不同程度增大,其规律在于椎间盘的后部应力(A3, A4, N3, N4)增大更为明显,尤其是C<sub>5-6</sub>椎间盘的A4和N4部位,在手法作用瞬时,短时间内应力剧增,该结果与李义凯教授尸体实验测试的结果一致<sup>[17]</sup>。所以,在旋扳法操作瞬时,会明显增加目标椎体下位椎间盘后部的应力,由此推测,如该部位结构存在明显的髓核突出、纤维环破裂现象,反复地进行与突出或损伤方向一致的旋扳法,可能导致这一损伤加重。然而,该手法在操作瞬时,可以明显降低目标椎体上位椎间盘的应力,尤其是髓核组织的应力。

本研究提示颈椎旋扳法确实能改善“骨错缝”状态的结构应力异常状态,能降低手法目标椎体上位颈椎间盘应力,但却会增加目标椎体下位颈椎间盘应力。同时,经过对椎间盘髓核单元手法前后计算,并没有发现髓核单元发生形变、体积变小的情况,因而本实验不能证实该手法可以缩小突出的髓核。但是,该手法导致目标椎体下位椎间盘应力的增加,证实该手法确实存在一定的风险,这提示在手法操作时,要完善影像学检查,明确诊断,手法操作精准定位,合理操作,避免造成医源性损害。有限元分析技术虽然有着无法替代的优势,但仍然不能完全等同于真实情况,本研究以“骨

错缝”为切入点,但没有将“骨错缝”导致的“筋出槽”添加到模型的构建和仿真计算中,本研究还忽略了肌肉的影响,今后将尝试构建包含颈部主要肌群的有限元模型,在验证后针对“骨错缝筋出槽”这一整体病机进行更深入的研究。

## 参考文献

- [1] 元唯安,詹红生,杜国庆.论“筋主骨从”观念在慢性筋骨病损诊疗中的临床意义[J].上海中医药杂志,2019,53(9):12-15.
- [2] 陈博,詹红生,石印玉,等.“骨错缝、筋出槽”病机学说及其动物模型的建立[J].上海中医药大学学报,2010,4(5):68-72.
- [3] 张明才,石印玉,黄仕荣,等.“骨错缝筋出槽”与颈椎病发病关系的临床研究[J].中国骨伤,2013,26(7):557-560.
- [4] 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.
- [5] 张开勇,庄园,詹红生,等.棘突不共线在颈椎“骨错缝,筋出槽”诊断中的临床应用[J].中国骨伤,2013,26(1):47-49.
- [6] 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.
- [7] DENG Z, WANG K, WANG H H, et al. A finite element study of traditional Chinese cervical manipulation[J]. European Spine Journal, 2017, 26(9):2308-2317.
- [8] 邓真,王辉昊,王宽,等.石氏伤科颈椎定位旋转扳法的动力学参数在体测量[J].中医正骨,2018,30(3):17-21.
- [9] 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.
- [10] 王辉昊,詹红生,吕桦,等.矫正颈椎“筋出槽骨错缝”手法治疗颈性眩晕的远期疗效观察[J].上海中医药杂志,2014,48(2):51-55.
- [11] 邓真,牛文鑫,王辉昊,等.生物力学在中医骨伤手法治疗颈椎病中的应用[J].医用生物力学,2015,30(6):569-573.
- [12] 刘建航,陈道云,黄勇,等.手法治疗颈源性头痛临床疗效的Meta分析[J].中医正骨,2016,28(1):28-30.
- [13] DEMOULIN C, BAERI D, TOUSSAINT G, et al. Beliefs in the population about cracking sounds produced during spinal manipulation[J]. Joint Bone Spine Revue Du Rhumatisme, 2017, 85(2):239-242.
- [14] MAIGNE J Y, VAUTRAVERS P. Mechanism of action of spinal manipulative therapy[J]. Joint Bone Spine, 2003, 70(5):336-341.
- [15] 邓真,沈知彼,詹红生,等.石氏定位旋扳法治疗神经根型颈椎病的疗效观察[J].中国中医骨伤科杂志,2020,28(5):5-9.
- [16] 包新华,王军,沈亚.旋转手法治疗颈椎间盘突出症23例报告[J].中国中医骨伤科杂志,2003,11(5):34-35.