

基于多维度力学分析坐位腰椎旋扳法生物力学特征及其对椎间盘纵向位移的影响

符碧峰^{1,2,3} 张威^{1,2,3} 张超^{1,2,3} 李远栋^{1,2,3} 刘爱峰^{1,2,3}
陈立江⁴ 左涌丽⁵ 王平^{1,2,3} 黄朋涛^{1,2,3,△}

[摘要] 目的:运用力学同步模块和运动捕捉系统对坐位旋扳法进行量化研究,并利用有限元模拟手法工况解析其对椎间盘及脊柱结构的生物力学作用。方法:结合力学同步模块与运动捕捉技术,量化10名健康受试者的手法操作动力学与运动学参数,并基于有限元模型模拟三种加载工况下的腰椎生物力学响应。结果:动力学分析表明,垂直力是手法三维空间作用的核心(最大作用力为 (36.02 ± 13.77) N),整体椎间盘的位移方向由向下位移改为向上位移趋势,下切力可能通过降低椎间盘应力(最大位移 $0.222 \mu\text{m}$)及提升椎间孔高度(位移变化 $0.0182 \mu\text{m}$)实现神经根松解;预加载力与瞬时旋扳力的比值(1.55:1)反映了手法的“巧力寸劲”特征,符合中医“形神兼备”的操作原则。运动学参数显示,旋转角度($69.69^\circ \pm 13.52^\circ$)显著主导,而侧屈角度变化($20.40^\circ \pm 10.00^\circ$)与脊柱动态耦合运动相关。结论:垂直力是坐位旋扳法从二维空间拓展至三维空间的关键因素,下切力可能是旋扳力及最大作用力产生的重要原因;其作用机制可能通过减轻椎间盘应力、提升椎间孔高度、松解神经根压力,同时避免椎体旋转侧弯耦合运动对腰椎间盘的剪切力损伤,为中医骨伤科手法治疗提供了生物力学依据。

[关键词] 腰椎坐位旋扳法;力学同步模块;有限元分析;生物力学机制;标准化

[中图分类号] R681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2025)07-0078-07

DOI: 10.20085/j.cnki.issn1005-0205.250714

Biomechanical Characteristics of Sitting Lumbar Rotational Manipulation Based on Multi-Dimensional Mechanical Analysis and Its Impact on Longitudinal Displacement of Intervertebral Discs

FU Bifeng^{1,2,3} ZHANG Wei^{1,2,3} ZHANG Chao^{1,2,3} LI Yuandong^{1,2,3}

LIU Aifeng^{1,2,3} CHEN Lijiang⁴ ZUO Yongli⁵ WANG Ping^{1,2,3} HUANG Pengtao^{1,2,3,△}

¹ First Affiliated Hospital of Tianjin University of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 300381, China;

² National Clinical Research Center for Chinese Medicine Acupuncture and Moxibustion, Tianjin 300381, China;

³ Regional TCM Orthopedics Diagnosis and Treatment Center, National Administration of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 300381, China;

基金项目:中医药循证能力建设项目(2019XZZX-GK005)

国家重点研发计划中医药现代化研究项目
(2021YFC1712800)

天津市教委课题(2023KJ156, 2024KJO41)

天津中医药大学骨伤科研究所项目(2024GSQ02)

天津中医药大学第一附属医院“拓新工程”项目
(院 ZZ2024010)

¹ 天津中医药大学第一附属医院(天津, 300381)

² 国家中医针灸临床医学研究中心

³ 国家中医药管理局区域中医骨伤科诊疗中心

⁴ 青县中医医院

⁵ 北京中医医院

[△]通信作者 E-mail: 602595424@qq.com

⁴ Qingxian Hospital of Traditional Chinese Medicine, Qingxian 062650, Hebei China;

⁵ Beijing Hospital of Traditional Chinese Medicine, Beijing 100010, China.

Abstract Objective: This study utilized a mechanical synchronization module and motion capture system to quantify the lumbar sitting rotational manipulation and employed finite element simulation to analyze its biomechanical effects on intervertebral discs and spinal structures. **Methods:** Kinematic and dynamic parameters of the manipulation were quantified in 10 healthy subjects using the mechanical synchronization module and motion capture technology. A finite element model was established to simulate lumbar biome-

chanical responses under three loading conditions. **Results:** Dynamic analysis revealed that vertical force was the core three-dimensional spatial effector (maximum force (36.02 ± 13.77) N). The displacement direction of the intervertebral disc shifted from downward to upward, and the inferior shear force may achieve nerve root decompression by reducing disc stress (maximum displacement $0.222 \mu\text{m}$) and increasing intervertebral foramen height (displacement change $0.0182 \mu\text{m}$). The ratio of preload force to instantaneous rotational force ($1.55:1$) reflected the “skillful force with sudden impulse” characteristic of the manipulation, aligning with the traditional Chinese medicine (TCM) principle of “integration of form and spirit”. Kinematic parameters indicated that rotational angle ($69.69^\circ \pm 13.52^\circ$) was dominant, while lateral bending angle variation ($20.40^\circ \pm 10.00^\circ$) correlated with spinal dynamic coupling motion. **Conclusion:** Vertical force is key to extending the lumbar sitting rotational manipulation from two-dimensional to three-dimensional space, and inferior shear force may contribute to generating rotational force and maximum efficacy. The mechanism likely involves reducing disc stress, increasing intervertebral foramen height, and decompressing nerve roots while avoiding shear damage to lumbar discs caused by coupled vertebral rotation and lateral bending. This study provides biomechanical evidence for TCM orthopedic manual therapies.

Keywords: lumbar sitting rotational manipulation; mechanical synchronization module; finite element analysis; biomechanical mechanism; standardization

坐位腰椎旋扳手法是临床常用的腰椎正骨手法,具有疗效确切、操作简便、患者接受度高等优点^[1-2]。然而该手法的传承和发展面临挑战,因其操作性和专业性强,传统“口传心授”的教学方式缺乏客观标准,导致学习周期长、效率低、规范性和安全性不足。随着现代数字科技和人工智能模拟技术的发展,中医手法量化研究成为可能。本研究团队前期已利用运动捕捉技术开展了一系列正骨手法的运动学研究^[3-4],并研发了手法教学机器人系统^[5-7]。通过力学同步模块和运动捕捉系统,本研究将采集手法操作的动力学和运动学参数,为后续分析提供基础。同时,本研究还将探讨坐位旋扳手法对腰椎生物力学的影响,利用 CT 图像和有限元模型模拟不同加载工况下腰椎的位移变化,以进一步探究其对腰椎病患者神经根挤压后的松解作用。通过现代科技手段,科学、客观、量化地分析坐位腰椎旋扳手法的运动学和动力学特征,可为中医骨伤手法的传承和发展提供新思路和方法,推动中医骨伤领域的研究和临床应用迈向新高度,同时提高手法的规范性和安全性,缩短学习周期,提升教学效率,现报告如下。

1 研究对象和方法

1.1 研究对象

选取年龄为 23~30 岁的天津中医药大学第一附属医院在读研究生志愿者共 10 名,体重指数 (Body Mass Index, BMI) 在 $20 \sim 23.9 \text{ kg/m}^2$ 之间,所有受试者既往均无腰椎病史,无神经、肌肉和骨骼系统疾病,无手法禁忌证。操作者为天津中医药大学第一附属医院骨伤科一名高年资临床医师,具有丰富的坐位旋扳手法临床操作经验。试验前向受试者告知操作流程及要求,均征得受试者同意并签署知情同意书(伦理号为 TYLL2020[K]字 030)。

1.2 方法

1.2.1 实验设备与软件 在中国中医科学院望京医院中医正骨技术生物力学实验室内,本研究采用力学同步模块进行动力学测量,包括智能力学采集手套和足底压力测力板。智能力学采集手套^[5-7]通过薄膜压力传感器实时传输力学信号至计算机(见图 1),足底压力测力板则实时记录并转换正压力数据为图形(见图 2)。同时,用三维光学动作捕捉系统记录运动学特征,受试者身着标记 36 个固定点的紧身衣。

硬件设备包括:64 排螺旋 CT 扫描机 (SIEMENS, 德国)、高性能计算机 (Intel i5-8265U CPU, 16 GB 内存, 8 GB 显存) 和 120 型光盘。软件涵盖:医学 3D 图像处理 (Mimics 20.0)、逆向工程处理 (Geomagic Studio 2017)、机械组装建模 (Solidworks 2017) 和有限元分析 (Ansys Workbench 17.0)。



图 1 智能力学采集手套和数据传输设备



图 2 Optitrack 运动捕捉系统和数字镜头

1.2.2 力学参数采集方案 启动 Optitrack Motive 软件,激活动作捕捉数字镜头,进行静态校准后,测试

人员持 T 形标定器动态校准。将木凳置于足底压力测力板上,圆凳放于木凳后方,两名测试人员分别操作数据采集软件和动作捕捉系统。受试者脱鞋袜测量身高体重后,穿运动捕捉紧身衣,贴 36 个 Marker 点于特定部位(见图 3)。操作者戴智能力学采集手套,将传感器置于受试者腰椎和手指处备用。试验中,受试者站立系统标定后骑跨木凳,操作者戴手套进行坐位旋扳法(见图 4),受试者被安置在特制的治疗椅上,双下肢固定,双手抱头。施术者坐在受试者的后侧,用一手的拇指指腹抵住 L₅ 棘突,另一手则从受试者的一侧腋下穿过,手掌放置于对侧的颈肩部。随后,指示受试者缓慢地前屈身体,当前屈至拇指感觉到棘突间隙张开时停止,接着让受试者向该侧做最大幅度的侧屈。

同时,施术者按住受试者颈肩部的手同向发力,另一手的拇指则推顶棘突以进行扳动。通常,此时可以感受到棘突的跳动,并听到“咔嚓”声。之后,对另一侧采用相同的手法进行操作,记录动作捕捉和力学数据,每位受试者左右各 3 次操作,每次间隔 >30 min。



图 3 受试者动作捕捉紧身衣 Marker 点位置



图 4 坐位旋扳法操作动作图

1.2.3 坐位旋扳法的腰椎生物力学研究方法 1)CT 图像采集:采用 SIEMENS CT 扫描机,志愿者仰卧放松,扫描范围胸 12 至骶 1 椎体,层厚 0.30 mm,得到 376 张 DICOM 格式图像存于光盘。2)腰椎有限元模型建立:基于 DICOM 图像,用 Mimics20.0 构建骨性结构,Geomagic Studio2017 曲面优化, Solidworks 2017 构建装配体,Ansys Workbench17.0 网格划分及韧带创建。骨性结构和韧带单元用 C3D8R 和 T3D2 单元划分。3)材料属性与边界约束:材料属性参照前期文献研究确定^[9-11]。L₅ 椎体下表面固定,定义接触关系:纤维环和髓核、皮质骨和松质骨、椎间盘和终板间接接触设置为黏合(Bond),椎体和终板间设置为相互接触,考虑相对位置变化,关节面之间条件设置为不分离。骨骼为刚性,软骨和椎间盘为各向同性弹性,韧带为非线性弹性(Combine39)。具体参数见表 1。4)模型验证:腰椎承受约 400 N 体重负荷^[12](60 kg 受试者),L₁ 椎体加载 400 N,施加 10 N·m 扭矩模拟 6 种工况。比较各运动状态下腰椎活动度,与文献数据对比^[13-14](见图 5),模型结果与文献结果一致,证明模型可靠。

表 1 腰椎有限元材料属性定义

材料	弹性模量/MPa	泊松比	刚度/(N·mm ⁻¹)
皮质骨	12 000	0.300	
松质骨	100	0.300	
终板	1 000	0.250	
纤维环	4.2	0.453	
髓核	1	0.499	
关节软骨	50	0.300	
前纵韧带			8.74
后纵韧带			5.83
黄韧带			15.38
棘间韧带			10.85
棘上韧带			2.39
横突间韧带			0.19

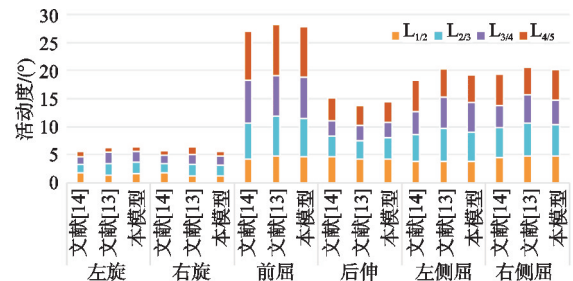


图 5 三维有限元腰椎各节段活动度模型验证

1.2.4 观察指标 受试者一般项目:性别、年龄、身高、体重、体重指数。手法力学量化指标:操作者肩部和固定手拇指预加载力、旋扳力、旋扳最大作用力,受试者足底预受力、二次受力、最大受力;受试者腰椎三

维活动角度。依据上一步动力学参数进行统计分析,归纳手法动力学操作特征,将坐位旋扳手法不同工况加载应用到有限元模型中,观察各椎间盘、椎间孔位移变化。

1.3 统计学方法

将所有数据保存为 Excel 表格,用 SPSS 23.0 进

行分析。正态分布且方差齐的计量资料用 $\bar{x} \pm s$ 形式描述,左、右手操作对比用配对样本 t 检验。不符合正态分布的计量资料用四分位数间距 $[M(Q_L, Q_U)]$ 描述,采用非参数检验。计数资料用卡方检验。 $P < 0.05$ 差异有统计学意义。

2 结果

2.1 受试者一般资料

10 例健康受试者全部纳入结果,试验过程中无脱落。其中男 8 例,女 2 例,平均年龄为 (26.20 ± 2.57) 岁,身高为 (173.90 ± 6.03) cm,体重为 (65.00 ± 6.65) kg,体重指数为 (21.45 ± 1.19) kg/m²。

表 2 坐位旋扳法固定大拇指、操作者肩部及受试者足底力学参数比较($\bar{x} \pm s, N$)

组别	固定大拇指			操作者肩部		
	预加载力	推扳力	推扳最大作用力	预加载力	旋扳力	旋扳最大作用力
左侧	32.88±5.63	26.94±7.85	51.30±7.22	25.14±12.14	15.75±7.12	33.02±13.67
右侧	32.45±12.71	27.00±12.86	50.90±18.02	26.12±12.47	17.22±8.67	38.88±13.58
总均值	32.64±10.11	26.98±10.81	51.07±14.17	25.64±12.16	16.51±7.88	36.02±13.77
P	0.124	0.418	0.139	0.804	0.649	0.188

组别	受试者足底		
	预受力	二次受力	最大受力
左侧	144.93±32.54	211.69±18.94	285.22±32.51
右侧	135.82±52.42	235.95±34.86	275.84±49.17
总均值	140.38±42.41	223.82±29.86	280.53±40.56
P	0.665	0.165	0.660

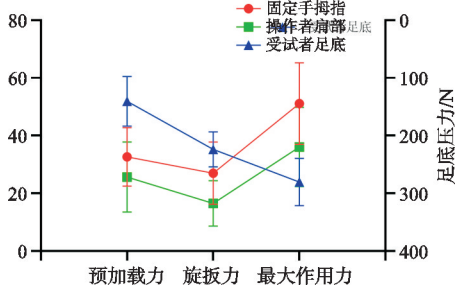


图 6 手法动力学-关键点操作曲线图

坐位旋扳法操作中受试者为运动的主体,运用光学运动捕捉系统采集手法过程中受试者的腰椎三维运动角度变化,以实现坐位旋扳法生物力学运动学方向的

表 3 左右侧坐位旋扳法各角度运动学参数比较($\bar{x} \pm s, ^\circ$)

组别	侧屈角度			旋转角度		
	预侧屈角度	瞬时侧屈角度	侧屈最大角度	预旋转角度	瞬时旋转角度	旋转最大角度
左侧	14.42±7.21	7.87±4.49	17.79±10.31	45.27±8.08	42.01±11.75	68.88±14.99
右侧	13.13±5.45	13.98±5.61	23.00±9.60	49.55±11.98	35.19±7.98	70.51±12.87
总均值	13.78±6.21	10.93±5.83	20.40±10.00	47.41±10.12	38.60±10.32	69.69±13.52
P	0.291	0.022	0.148	0.495	0.094	0.827

2.4 不同加载工况下椎间盘及脊柱结构的位移改变

为尽可能模拟手法的操作路径,达到模型的仿真度,将坐位旋扳法操作步骤拆分为以下三步:坐位中立位→预旋转到固定体位→最大旋扳位,结合上一部分基础研究中量化得出的各体位下坐位旋扳法动力学和运动学参数变化规律,分别设置三种不同力学加载工况以模拟坐位旋扳法。以对 L₄ 椎体向右行坐位旋扳

2.2 坐位旋扳法动力学量化参数

通过采集 10 位受试者坐位旋扳法操作的 60 项数据,分别提取图中操作者肩部、固定大拇指及受试者足底测力板上关键节点的动力学参数进行统计分析,绘制手法动力学-时间曲线图(见图 6),以探索归纳手法动力学操作特征,为后续的有限元分析奠定基础。表 2 显示,左右侧操作的力学参数差异无统计学意义 ($P > 0.05$),表明手法具有对称性与可重复性;图 6 中动力学曲线呈现“预加载-瞬时扳动”双峰波形,与传统“巧力寸劲”理论相符。

2.3 坐位旋扳法运动学量化特征

量化研究。见图 7 为受试者行坐位旋扳法腰椎在 X、Y、Z 三个维度上随时间变化的运动图,横坐标为光学运动捕捉描记的手法操作时间,纵坐标为受试者腰椎分别在屈伸、侧屈、旋转方向上的角度参数变化值。结合坐位旋扳法受试者腰椎运动学-时间曲线图和实际手法操作情况,受试者在屈伸角度的运动变化不明显,暂忽略不计。提取手法不同阶段受试者腰椎在侧屈和旋转方向,即 Y 轴和 Z 轴上的角度参数量化值进行统计分析。左右侧坐位旋扳过程中瞬时侧屈角度左右侧差异有统计学意义 ($P < 0.05$),其余产生的侧屈、旋转角度之间差异均无统计学意义 ($P > 0.05$),见表 3。

法为例:为模拟坐位旋扳法的实际操作路径,将其分为坐位中立位、预旋转到固定体位、最大旋扳位三步,并以 L₄ 椎体向右旋扳为例设置了三种力学加载工况。工况一模拟坐位中立位, L₁ 椎体上缘轴向压缩载荷为 400 N;工况二模拟预旋转到固定体位,水平方向上肩部右侧预加载力 26.12 N 产生 L₁ 向右旋转力矩 5.224 N·m,拇指预加载力 32.45 N 产生 L₄ 向左旋

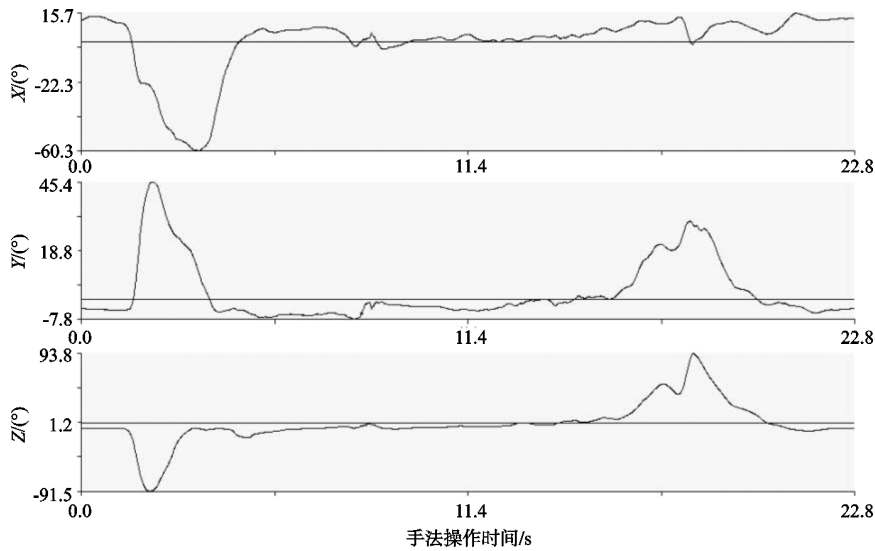
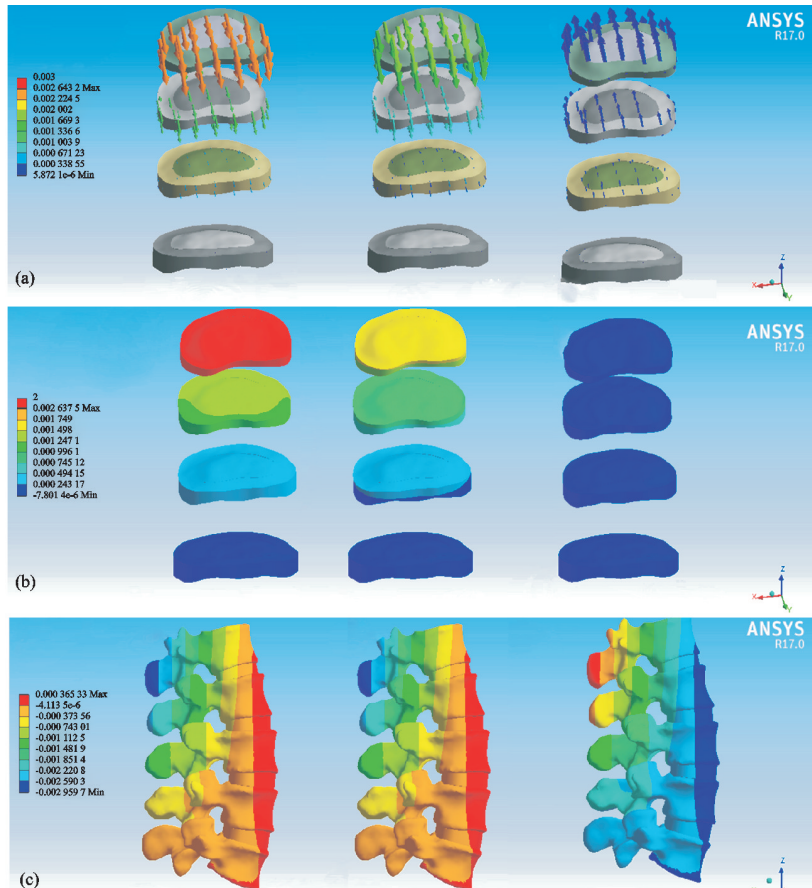


图7 坐位旋扳法受试者腰椎三维角度-时间关系图

转力矩 $1.947 \text{ N} \cdot \text{m}$, 垂直方向上 L_1 椎体上缘轴向压缩载荷 400 N , 右侧受试者垂直向上预受力 135.82 N ; 工况三模拟最大旋扳位, 水平方向上肩部右侧预加载力 38.88 N 产生 L_1 向右旋转力矩 $7.776 \text{ N} \cdot \text{m}$, 拇指预加载力 50.90 N 产生 L_1 向左旋转力矩 $3.054 \text{ N} \cdot \text{m}$, 垂直方向上 L_1 椎体上缘轴向压缩载荷 400 N , 右侧受试者垂直向上最大受力 275.84 N 。

不同工况载荷下各椎间盘总体位移变化(见图8a)。整体椎间盘的位移方向由向下位移改为向上位移趋势, 其最大位移为 $0.222 \mu\text{m}$ 。进一步探索椎间盘

在前后方向上的位移变化规律(见图8b), 由向椎间盘后方最大位移为 $2.637 \mu\text{m}$ 位移逐步减小, 在最大旋扳作用时位移最小($0.0182 \mu\text{m}$)。椎间孔的垂直位移分布(见图8c), 在坐位中立位和预旋转体位时, 腰椎模型各椎间孔由上向下轴向压缩位移呈现不断增大趋势, 在最大旋扳体位时, 腰椎模型各椎间孔由上向下转变为轴向拉伸位移, 且呈现不断递减趋势。总体而言手法操作过程中由坐位中立位→预旋转体位→最大旋扳体位, 腰椎各节段椎间孔整体位移方向由垂直向下变为垂直向上, 但变化量相对较小。



(a) 手法操作过程中椎间盘位移方向变化; (b) 手法操作过程中椎间盘位移变化; (c) 脊柱结构的位移改变

图8 不同加载工况下椎间盘及脊柱结构的位移改变

3 讨论

中医骨伤科学的发展起源于中国传统哲学理念,其中形与神是中国传统哲学中与人体息息相关的两个重要命题。而正骨手法又是独具特色的中国传统医学治疗手段,同样讲求形神兼备^[15-17]。一个好的正骨手法,不仅要在动作规范上做到形似,更要把握其内涵,即操作时所施“巧力寸劲”的变化特征,做到“神”似。手法的本质无外乎医者对受试者在三维空间内所施行的一种动态力学作用过程。在坐位旋扳法操作过程中,医者通过接触受试者体表特定部位并主动发力,使受试者发生空间结构的改变。因此“神”对应坐位旋扳法的动力学特征,形则对应坐位旋扳法的运动学特征。

现阶段手法的动力学参数的获取大体分为直接测量法和间接测量法。直接测量法大多将压力传感器置于医者和受试者接触面之间进行力学信号捕获。Marcotte 等^[18]将柔性超细薄膜压力传感器固定在施术者手上,测量颈椎运动旋转过程中的压力,当然获得的力学数据与传感器的材质、精度、灵敏度以及力的接触面积等相关^[8]。间接测量法则将传感器置于医者或受试者其中一方接触面,运用逆动力学原理反向推算出手法的作用力。本试验动力学参数采集来源一部分采用北京理工大学研制的第二代智能力学采集手套,将美国 Tekscan 生产的 Flexiforce 薄膜压力传感器嵌入其中,以便于获取医者在坐位旋扳法操作过程中实施的旋(推)扳力;另一部分采用三维测力台捕获受试者足底压力参数,以反推医者在手法操作过程中给予受试者垂直方向上的作用力。

3.1 通过数字化提取和分析,探究坐位旋扳法的内在特征规律

本试验所获取的动力学量化特征主要来源于三个部分,即操作者肩部、固定手拇指和受试者足底测力板的动力学特征改变。综合分析三者所获得的坐位旋扳法同步动力学-时间曲线图,其基本走势大致相同,总体均可分为手法的预加载和瞬时旋扳两个阶段,呈现先平缓后陡直的双峰(谷)波形,将传统骨伤手法“巧生于内”中的“巧”以数图结合的形式展现出来。这与 Gerrit 等^[19]测量的腰骶关节整脊手法接触力波形变化相近,在手法的不同阶段遵循力的特定传导趋势,即预加载力之后均显示为一个陡峭的上升波峰,而两者之间存有一个下降波谷。虽然在实际手法操作中医者在瞬时旋扳前均给予受试者特定作用力以保持脊柱的恒定张力,同样的现象也存在于肌肉生理学中,即在向心性收缩时通常通过收缩前做反向运动来提高最大做功^[20-21]。高春雨等^[1,22-23]在研究整脊手法力的负荷传递时则更多关注单峰曲线,即瞬时高速低幅的峰值载

荷,对预加载阶段初始力的变化则相对简化。总体而言,各类整脊手法研究中观察到的作用力分布差异和相似之处在一定程度上也反映了此类干预措施中作用力的传递规律,即先在相对平缓的时间内给予一定的初始力,紧接着在最短时间内快速发力以达到治疗目的。

3.2 对手法动作进行分解量化,建立操作标准

本试验通过对坐位旋扳法进行动力学和运动学参数量化采集,初步较全面地得出该手法操作全程的多组参数(见表 2 和表 3),该手法操作手和固定手拇指瞬时的旋(推)扳力均小于预加载力,即在横断面上仅需给予受试者较小扭转力以达到治疗目的。除此之外,坐位旋扳法在操作时同时给予受试者一个垂直向上的作用力,即本试验采集的受试者足底受力的反作用力。由试验结果可知,该组力学参数相对较大,是构成坐位旋扳法不可或缺的一个重要变量,同时也是手法从二维空间拓展到三维空间的一个关键因素。在 Gerrit 等^[19]针对高速低幅(HVLA)脊柱手法力学研究中,同样发现垂直力远大于剪切力,是手法力的主要成分。坐位旋扳法所产生的腰椎角度变化均保持在人体正常的生理活动范围内,且在手法操作过程中,第二阶段的角度变化在不同运动方向上均稍小于第一阶段,这与动力学量化结果中医者所施的瞬时旋(推)扳力均小于预加载力相吻合;且受试者最终侧屈和旋转最大角度改变均不超过人体生理结构的完整活动限制,从侧面证实了坐位旋扳手法的操作安全性。

此外,通过参数结果分析发现坐位旋扳法以 Z 轴方向上的旋转角度变化较为明显,而 Y 轴侧屈角度变化不大。结合坐位旋扳法实际操作时主要以指导受试者轴向旋转为主,那么手法在操作中产生的明显椎体侧屈角度变化,可能与该过程伴随产生脊柱的动态耦合运动有关。研究表明^[24]在机体动态轴向旋转的过程中,耦合侧弯有助于维持整体躯干平衡,这种耦合模式会在冠状面上造成脊柱暂时性弯曲,类似于所谓的“代偿性脊柱侧凸”。脊柱通过该种生理协调以维持全身姿势的整体平衡。

3.3 手法量化参数应用于三维椎体仿真模型,解析对椎间盘的生物力学作用

在坐位旋扳法从坐位中立位经预旋转体位至最大旋扳体位的过程中,腰椎经历了侧屈和旋转的复合运动,同时伴随操作者肩部施加的上抬力,这种多维运动模式导致椎间盘的应力和位移发生多角度复合变化^[25]。在手法作用前,应力主要集中在腰椎各椎间盘的后缘,且沿后侧纤维环由内向外逐渐增大。手法作用后,椎间盘后侧纤维环的应力逐渐减小,整体间盘的

位移趋势由向下转为向上,并逐渐由后向前、向内回缩。尽管本研究中模拟加载产生的位移变化量较小,但这种运动趋势表明坐位旋扳法有助于扩大椎管容积,可能促进突出椎间盘与神经根之间的相对位移,从而缓解神经根所受的压力。此外,在预旋转过程中,不同的侧弯耦合会导致椎间盘受到不同程度的剪切力变形,而上抬力(即纵向拉伸力)在一定程度上减轻了剪切力对椎间盘的损伤。

在手法作用过程中,除了腰椎三关节复合体的稳定作用外,椎体后部结构中椎间孔的位移变化对于探究手法机制也具有重要意义。随着力学矢量的变化,椎间孔的位移呈现出不同的状态。初始时重力压缩占据主导,椎间孔位移为负值,即处于向下的压缩状态。在预旋转体位中,随着操作者施加力的大小和方向改变,力学矢量发生变化,椎间孔负向位移值减小,向下的压缩量逐渐减小。当加载最大旋扳作用力时,力的方向由压缩转为向上牵引,椎间孔的形态从中立位的压缩状态转变为预置体位的牵张状态,最终达到最大旋扳时的扩大状态。这一过程中,椎间孔的横切面积和立体体积增加,减少了突出椎间盘对硬膜囊的应力,缓解了脊髓受压状态。同时,椎间孔高度的改变使得孔内的神经根发生相对位移,为神经根的微环境提供了低压力状态,改善了局部微循环,从而使脊神经在形态学、生理学和微循环等多个方面得到改善。

本研究存在若干局限性:首先,受试者人数和样本量较少,需扩大样本量对试验结果进行验证;其次,研究对象均为年轻健康个体,未考虑疼痛程度、脊柱形态等多种临床因素,未来需深入探讨椎间盘突出(LDH)与坐位旋扳法间的影响因素和变化规律;力学测量设备虽精准,但力是矢量,需采用更先进仪器测量三维分布;运动学参数采集需参考术中创测量和影像成像系统提高精准度;应关注速度、位移、加速度等指标,增强手法研究的全面性。此外,腰椎旁肌肉组织对手法力传导有影响,但有限元分析中的肌肉模型尚不成熟,本研究简化了材料属性,未来应建立详细脊柱有限元模型结合肌肉骨骼模型分析;本研究基于正常腰椎模型加载,未模拟坐位旋扳法对退变、突出椎间盘的影响,后期应构建椎间盘突出症模型深入探究。

参考文献

- [1] 高春雨,王宝剑,冯敏山,等.运动捕捉坐位腰椎旋转手法运动力学参数及相关影响因素[J].中国骨伤,2019,32(9):802-806.
- [2] 陈忻,于杰,朱立国,等.坐位腰椎旋转手法治疗退行性腰椎滑脱症的临床观察[J].北京中医药,2013,32(12):889-892.
- [3] 冯敏山,韩昶晓,梁栋柱,等.旋提手法对下颈椎椎体位移影响的体外生物力学特征[J].中国组织工程研究,2023,27(18):2820-2823.
- [4] 李建国,高春雨,冯敏山,等.运动捕捉摇拔截手法治疗踝扭伤运动轨迹相关问题研究[J].中国中医骨伤科杂志,2018,26(9):19-22.
- [5] 霍路遥,符碧峰,冯天笑,等.颈椎旋提手法教学机器人用于旋提手法规范化培训的自身对照研究[J].中国中医骨伤科杂志,2021,29(5):6-11.
- [6] 王槐旌,王平,符碧峰,等.旋提手法智能模拟系统培训前后的左右侧提扳力差异分布研究[J].中国中医骨伤科杂志,2023,31(2):48-51.
- [7] 朱立国,韩涛,于杰,等.中医骨伤科旋提手法规范化操作传承模式初探[J].中医杂志,2018,59(11):927-931.
- [8] 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.
- [9] LITTLE J P, IZATT M T, LABROM R D, et al. An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity[J]. Scoliosis, 2013, 8(1):9.
- [10] ELMASRY S S, ASFOUR S S, TRAVASCIO F. Finite Element Study to Evaluate the Biomechanical Performance of the Spine After Augmenting Percutaneous Pedicle Screw Fixation With Kyphoplasty in the Treatment of Burst Fractures[J]. J Biomech Eng, 2018, 140(6). DOI: 10.1115/1.4039174
- [11] LI L, JIANG S, ZHAO J, et al. Comparison of two internal fixation systems in lumbar spondylolysis by finite element methods[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 218:106713.
- [12] PATWARDHAN A G, SIELATYCKI J A, HAVEY R M, et al. Loading of the lumbar spine during transition from standing to sitting; effect of fusion versus motion preservation at L4-L5 and L5-S1[J]. Spine J, 2021, 21(4):708-719.
- [13] PANJABI M M, OXLAND T R, YAMAMOTO I, et al. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J]. J Bone Joint Surg Am, 1994, 76(3):413-424.
- [14] XU M, YANG J, LIEBERMAN I H, et al. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2017, 20(1):1-15.
- [15] 吴山,范志勇,吴震南.从形神兼备探讨岭南林氏正骨推拿手法质量控制[J].辽宁中医药大学学报,2022,24(6):1-4.
- [16] 周晨烁,魏德健,曹慧,等.中医正骨仿真系统中正骨手法的评价[J].中华中医药学刊,2018,36(8):1826-1828.

- 察[J]. 西部医学, 2024, 36(8): 1180-1184.
- [13] PANAGOPOULOS A, SOLOU K, TATANI I, et al. What is the optimal surgical treatment for Neer type II B (II C) distal clavicle fractures? A systematic review and meta-analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17(1): 215.
- [14] 薛焱, 蒋晓伟, 路通, 等. 喙锁韧带增强对恢复 Neer II b 型锁骨远端骨折喙锁间隙的作用研究[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2022, 19(6): 38-41.
- [15] 马智强, 黄继锋, 李奕博, 等. 喙锁韧带重建联合解剖锁定钢板内固定治疗陈旧性 Neer II b 型锁骨远端骨折的近期疗效[J]. *创伤外科杂志*, 2024, 26(6): 424-428.
- [16] 沈一凡, 金翔赞, 高洪. 锁骨远端骨折治疗进展[J]. *国际骨科学杂志*, 2019, 40(2): 88-91.
- [17] 吴勇刚, 鲜成树, 付锦江, 等. 关节镜下双 Endobutton 钢板结合经皮克氏针髓内固定治疗 Neer II 型锁骨远端骨折的疗效分析[J]. *骨科*, 2022, 13(6): 502-506.
- [18] 吴超, 王争刚, 任锴. 关节镜下双带袢钢板和锁骨钩钢板治疗锁骨远端骨折疗效比较[J]. *海南医学*, 2022, 33(13): 1694-1698.
- [19] 甘志勇, 黄长明, 范华强, 等. 肩锁关节脱位悬吊袢钢板固定术后再脱位[J]. *中国矫形外科杂志*, 2023, 31(3): 269-271.
- [20] 成勇峰, 周伟强, 李巍, 等. 胸小肌与联合腱间隙入路双针定位带袢钛板内固定治疗肩锁关节脱位疗效观察[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2023, 38(11): 1195-1198.

(收稿日期: 2025-01-10)

(上接第 84 页)

- [17] 齐伟, 张艳美, 谢海亮, 等. 基于运动学与动力学的擦法机制研究进展[J]. *中国老年学杂志*, 2017, 37(21): 5472-5473.
- [18] MARCOTTE J, NORMAND M C, BLACK P. Measurement of the pressure applied during motion palpation and reliability for cervical spine rotation[J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2005, 28(8): 591-596.
- [19] VAN ZOEST G G, GOSSELIN G. Three-dimensionality of direct contact forces in chiropractic spinal manipulative therapy[J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2003, 26(9): 549-556.
- [20] DA S L, GONCALVES L, ALVES C P, et al. Comparison between eccentric vs. concentric muscle actions on hypertrophy: a systematic review and meta-analysis[J]. *J Strength Cond Res*, 2025, 39(1): 115-134.
- [21] NUZZO J L, NOSAKA K. Eccentric muscle actions add complexity to an already inconsistent resistance exercise nomenclature[J]. *Sports Med Open*, 2023, 9(1): 118.
- [22] 高春雨, 冯敏山, 朱立国, 等. 坐位腰椎旋转手法的在体力学参数及相关影响因素研究[J]. *中国中医骨伤科杂志*, 2018, 26(8): 21-25.
- [23] 梁龙, 银河, 杨克新, 等. 腰椎旋转复位法治疗不同体重指数退行性腰椎滑脱症的疗效观察[J]. *中医药导报*, 2018, 24(22): 77-79.
- [24] PENG Y, WANG S R, QIU G X, et al. Research progress on the etiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Chin Med J (Engl)*, 2020, 133(4): 483-493.
- [25] 符碧峰, 苏瑾, 张超, 等. 旋提手法预置体位中颈椎耦合运动研究[J]. *中国中医骨伤科杂志*, 2023, 31(4): 20-24.

(收稿日期: 2025-02-05)