腰椎定点旋转手法操作中拇指推力的有限元分析

苏少亭[1]，周红海[2,3]，侯召猛[1]，陆 延[2,3]，王 伟[4]，陈一鑫[4]，陈龙豪[2,3]，田 聪[5]

https://doi.org/10.12307/2024.022
投稿日期：2022-12-30
采用日期：2023-03-16
修回日期：2023-04-12
在线日期：2023-05-16
中图分类号：
R459.9；R318；R274
文章编号：
2095-4344(2024)12-01823-06
文献标识码：A

文章快速阅读： 拇指不同推力方向下腰椎定点旋转手法治疗腰椎间盘突出的生物力学差异

基于一名正常人的腰椎CT资料，构建L_{3-5}有限元模型，并进行有效性验证。

病理模型的构建： 修改正常模型的几何形态和材料参数，构建$L_{4/5}$中度退变伴左旁中央型突出模型。

模拟腰椎定点旋转手法操作： (1) 分别模拟3种操作模式：M1为拇指向左推；M2为拇指向右推；M3为不施加推力。(2) 观察突出物的位移及椎间盘应力，双侧小关节软骨的应力、应变。

结论： 腰椎定点旋转手法操作中，拇指的推扳力和方向变化均会对病理节段椎间盘及关节软骨产生不同的生物力学影响，但相比较下，M1操作模式更优。

文题释义：

腰椎定点旋转手法： 属于中医脊柱正骨手法的范畴，其具有悠久的历史和丰富的临床实践经验，该手法可通过纠正小关节紊乱和错位、促进椎间盘位移、松解神经根粘连、恢复病理节段动静态力学平衡，从而缓解腰腿痛症状，是保守治疗腰椎椎间盘突症的重要技术手段，临床运用广泛。

三维有限元： 有限元技术是利用数学建模方法，根据模型上已知的节点数目、坐标系和材料特性，从而计算出这个区域的总结，并进行定量分析。在医学研究方面，通过对模型进行网格划分，然后施加不同的载荷、材料属性、边界条件，从而观察局部区域的应力、应变、位移等数值，是中医正骨手法力学研究的重要工具。

摘要

背景： 腰椎定点旋转手法操作过程中需要医生双手协同操作，进而输出旋扳力和拇指推力，通过对椎间盘产生位移和调节应力分布来治疗腰椎间盘突出，但是对于拇指推力的力学作用及其加载方向对手法效应的生物力学影响目前尚不清楚。

目的： 比较拇指不同推力方向下，腰椎定点旋转手法治疗腰椎间盘突出的生物力学差异。

方法： 构建L_{3-5}正常三维有限元模型并进行有效性验证，然后参考椎间盘退变Pfirrmann分级，通过修改$L_{4/5}$椎间隙高度、髓核体积以及纤维环、髓核、韧带材料参数来模拟椎间盘退变，最终构建$L_{4/5}$椎间盘中度退变伴左旁中央型突出病理模型；然后以病理模型为研究对象，模拟手法向右侧旋扳，以改变拇指推力方向为条件，建立3种操作模式(M1：拇指向左推；M2：拇指向右推；M3：不施加推力)，对比3种操作模式下突出物的位移和椎间盘应力，以及小关节软骨的应力、应变。

结果与结论： ①$L_{4/5}$椎间盘突出物最大位移值：M1位移为2.672 3 mm，M2为1.1561 mm，M3为1.826 4 mm，M1>M3>M2；②$L_{4/5}$椎间盘最大Von Mises应力：M1为1.846 7 MPa，M2为0.419 0 MPa，M3为1.257 9 MPa，M1>M3>M2；③$L_{4/5}$双侧小关节软骨均产生了不同程度的接触应力变化：M1为0.485 5 MPa，M2为0.026 7 MPa，M3为0.441 4 MPa，M1>M3>M2；右侧软骨接触力：M1为0.000 5 MPa，M2为0.025 9 MPa，M3为0.001 3 MPa，M2>M3>M1，左侧大于右侧，M1数值最高，软骨的应变与接触应力变化现象一致；④提示不同的手法操作模式均会对病变节段椎间盘及附属结构产生一定的生物力学影响；M1操作模式下突出物位移、椎间盘应力以及左侧关节软骨接触的应力、应变最大，能更好地促进椎间盘位移、平衡应力分布及复位小关节紊乱，故操作更优。

关键词： 腰椎定点旋转手法；拇指推力；椎间盘退变；骨错缝；三维有限元

Finite element analysis of thumb thrust in lumbar fixed-point rotation manipulation

Su Shaoting[1], Zhou Honghai[2,3], Hou Zhaomeng[1], Lu Yan[2,3], Wang Wei[4], Chen Yixin[4], Chen Longhao[2,3], Tian Cong[5]

[1]Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [2]College of Orthopedics and Traumatology, Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [3]Guangxi Key Laboratory of Biomechanics and Injury Repair in Traditional Chinese Medicine Orthopedics, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [4]First Affiliated Hospital of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [5]Traditional Chinese Medicine Hospital of Funan County of Fuyang, Funan 236300, Anhui Province, China

Su Shaoting, Doctoral candidate, Physician, Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China

[1]广西中医药大学，广西壮族自治区南宁市 530000；[2]广西中医药大学骨伤学院，广西壮族自治区南宁市 530000；[3]广西中医骨伤科生物力学与损伤修复重点实验室，广西壮族自治区南宁市 530000；[4]广西中医药大学第一附属医院，广西壮族自治区南宁市 530000；[5]安徽阜阳市阜南县中医院，安徽省阜南县 236300

第一作者： 苏少亭，男，1992年生，陕西省汉中市人，汉族，广西中医药大学在读博士，医师，主要从事针对脊柱退行性疾病中医药治疗研究。

通讯作者： 周红海，博士，教授，主任医师，广西中医药大学骨伤学院，广西壮族自治区南宁市 530000；广西中医骨伤科生物力学与损伤修复重点实验室，广西壮族自治区南宁市 530000

https://orcid.org/0000-0002-6990-2219 (苏少亭)

基金资助： 国家自然科学基金(81660800)，项目负责人：周红海；广西中医药大学研究生教育创新计划项目(YCBXJ2022004)，项目负责人：侯召猛

引用本文： 苏少亭，周红海，侯召猛，陆延，王伟，陈一鑫，陈龙豪，田聪.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.

Corresponding author: Zhou Honghai, MD, Professor, Chief physician, College of Orthopedics and Traumatology, Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; Guangxi Key Laboratory of Biomechanics and Injury Repair in Traditional Chinese Medicine Orthopedics, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China

Abstract

BACKGROUND: Lumbar fixed-point rotation operation needs collaborative operation of the doctor's hands, and outputs rotation and thumb thrust. Lumbar disc herniation can be treated through disc displacement and adjusting stress distribution. However, the mechanical effects of thumb thrust and the biomechanical effects of loading direction on manipulative effects remain unclear.

OBJECTIVE: To compare the biomechanical difference of lumbar fixed-point rotation manipulation for treating lumbar disc herniation under different thrust directions.

METHODS: The L_{3-5} normal three-dimensional finite element model was constructed and validity was verified. According to the intervertebral disc degeneration Pfirrmann grade, intervertebral disc degeneration was simulated by modifying the $L_{4/5}$ intervertebral space height, the volume of the nucleus pulposus, as well as the material parameters of the annulus fibrosus, nucleus pulposus, and ligament. Finally, the pathological model of $L_{4/5}$ moderate disc degeneration with left para-central herniation was constructed, and then the pathological models were used as research objects. Simulation technique: spinning to the right; taking the condition on changing the direction of the thumb thrust to establish three modes of operation (M1: thumb push to the left; M2: thumb push to the right; M3: no thrust push). The protrusion displacement and the disc stress, and the stress and strain of the facet joint cartilage were compared in the three operating modes.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Maximum displacement value of $L_{4/5}$ disc herniation: displacement was 2.672 3 mm for M1, 1.156 1 mm for M2, 1.826 4 mm for M3, M1 > M3 > M2. (2) The maximum Von Mises stress of $L_{4/5}$ discs was 1.846 7 MPa for M1, 0.419 0 MPa for M2, and 1.257 9 MPa for M3, M1 > M3 > M2. (3) $L_{4/5}$ bilateral small cartilage produced different degrees of contact stress changes: It was 0.485 5 MPa for M1, 0.026 7 MPa for M2, and 0.441 4 MPa for M3, M1 > M3 > M2. Right cartilage contact force was 0.000 5 MPa for M1, 0.025 9 MPa for M2, and 0.001 3 MPa for M3, M2 > M3 > M1; the left greater than the right, M1 had the highest value; cartilage strain was consistent with contact stress changes. (4) Different operation modes will have some biomechanical influences on the diseased intervertebral disc and accessory structure. The M1 operation mode can maximize the displacement of protrusion, disc stress and left joint cartilage contact, which can better promote disc displacement, balance stress distribution and reduce facet joint disorder, so the operation is better.

Key words: lumbar fixed-point rotation manipulation; thumb thrust; disc degeneration; bone dislocation; three-dimensional finite element

Funding: *National Natural Science Foundation of China, No. 81660800 (to ZHH); Postgraduate Education Innovation Program of Guangxi University of Chinese Medicine, No. YCBXJ2022004 (to HZM)*

How to cite this article: *SU ST, ZHOU HH, HOU ZM, LU Y, WANG W, CHEN YX, CHEN LH, TIAN C. Finite element analysis of thumb thrust in lumbar fixed-point rotation manipulation. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2024;28(12):1823-1828.*

0 引言 Introduction

腰椎间盘突出症指的是在异常的机械应力下椎间盘首先发生退变，继而出现纤维环破裂、髓核突出，刺激和压迫神经导致腰痛和神经根放射痛，随着科技的发展以及人们工作方式的改变，该病的发病率呈持续高发的趋势，不仅增加了社会负担也严重影响了患者的生活质量[1-2]。中医认为腰椎间盘突出症属于“骨错缝，筋出槽”的范畴，其实质是椎间盘发生病理学改变后导致病变节段发生生物力学紊乱、筋骨平衡失调，从而出现“骨错缝，筋出槽”，这也是中医整脊治疗骨骼肌疾病的理论基础和关键靶点[3]。腰椎定点旋转手法是冯天有教授在传统中医骨伤科学基础之上并结合现代脊柱的生物力学特征，改良而推出的一种脊柱正骨手法，目前是中医治疗腰椎间盘突出症的重要技术手段，其操作简单且安全有效，已在临床上广泛运用[4]。徐海涛等[5]学者最早在2005年对该手法进行有限元研究，结果发现该手法作用力可调整椎间盘的应力分布和椎间盘位移，从而有效减轻神经根机械性压迫；在2013年冯伟等[6]通过3D-MRI技术研究该手法的作用机制，结果发现该手法可通过患椎椎体位移恢复病变节段的动静力学平衡；同年FENG等[7]通过磁共振脊髓造影成像发现该手法可以降低神经根张力，从而缓解腰痛和神经根放射痛症状。

腰椎定点旋转手法是融合腰椎屈伸、侧弯、旋转为一体的复合动作，医生在手法操作时需要左右手协同进行，其中推手的拇指推力和利手的牵引旋转扳动力组成了医生的操作力，然后在杠杆的作用下通过这些组合动作达到病变节段椎间盘以产生瞬时冲击力[8-9]，这是手法操作的关键步骤及重要技巧，更是影响手法疗效的关键因素。在手法的操作层面，医生需要输出对脊柱的旋扳力和对棘突的推扳力，早在2004年，国内李义凯等[10]通过压力传感器检测系统证明操作者利手对拇指的推扳力会有影响，但是复位产生的“咔哒”与拇指推扳力无关，这提示在手法操作过程中不仅要注意左右手的协调发力，而且还要重视该手法“顺势发力”“随发随收”的特征。虽然目前对于腰椎定点旋转手法的研究较多，但是在拇指的推扳方向对于手法效应的影响还较为缺乏，以$L_{4/5}$椎间盘左旁中央型突出为例，手法操作向右侧旋扳，操作者右手做旋扳动作，左手拇指究竟是对L_4棘突进行向左推扳还是向右推扳？这目前还缺乏较为合理的解释，其对腰椎的生物力学影响也尚不清楚，这不利于手法的优化和发展。基于此问题，作者提出假设：腰椎定点旋转手法操作过程中，医生拇指的推力方向会影响手法的作用效应。因而，此次研究将利用三维有限元技术，构建$L_{4/5}$椎间盘左旁中央突出型病理模型，然后模拟腰椎定点旋转手法操作，通过改变拇指的推扳方向，观察病变节段突出物的位移、椎间盘应力分布及小关节接触应力和应变等状态，以尝试分析哪种拇指推扳方向更有利于腰椎定点旋转手法治疗腰椎间盘突出症，旨在为临床治疗及优化手法操作提供相应的参考。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析实验。

1.2 时间及地点 实验于2022年1−10月在广西中医骨伤科生物力学与损伤修复重点实验室完成。

1.3 对象 提取1名健康成年男性(年龄28岁，体质量75 kg，身高171 cm，已排除脊柱退变、创伤、畸形、肿瘤等病变)L_1−S_1段CT薄层扫描数据，以DICOM格式进行储存，作为腰椎几何建模的材料。该研究实施符合《赫尔辛基宣言》和广西中医药大学第一附属医院对研究的相关伦理要求(医院伦

理批件号：2022-034-02，审批时间：2022−05−16)，志愿者知情同意并签字。

1.4 实验设备 惠普 Z8 计算机工作站 (Intel Xeon Gold 6254) 进行仿真计算，Mimics 21.0 三维重建软件 (Materialise Inc，Leuven，Belgium)，Geomagic Studio 2021 逆向工程处理软件 (Raindro，USA)，Solidworks 2017 软件 (SolidWorks Crop，Dassault Systemes，USA)，ANSYS 17.0 软件 (ANSYA Inc，USA)，Origin 2021(OriginLab，USA)，Adobe Photoshop 2022(Adobe Systems Software Ireland Ltd，USA)。

1.5 方法

1.5.1 L_{3-5} 正常几何模型的构建 将已经储存为 DICOM 格式的腰椎 CT 扫面数据导入 Mimics 21.0 中，进行新建蒙版，利用阈值分离出腰椎骨性结构，利用 Split Masks 模块分离出 L_{3-5} 节段模型，并对模型进行内部填充，运用计算 3D (calculate part) 模块对图片进行 3D 计算建模，最终以 STL 格式分别保存 L_3、L_4、L_5 椎体模型。将 STL 格式的 椎体模型导入 Geomagic Studio 2021(3D Systems Corporation，USA) 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的编辑轮廓线、构造曲面片、构造格栅、拟合曲面等处理，最后以皮质骨为 2 mm 依次分割出皮质骨和松质骨，完成后以 STEP 格式保存输出；将 STEP 格式的皮质骨和松质骨在 Solidworks 2017 软件 (SolidWorksCrop，Dassault Systemes，USA) 进行装配，按照基于腰椎的上下表面的形状和椎间隙高度，并结合解剖学参数构建椎间盘和关节软骨，利用弹簧模拟腰椎韧带，进而根据腰椎解剖学及文献中各韧带的横截面面积和刚度值，创建线体几何韧带模型，主要包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、横突间韧带、棘间韧带、棘上韧带，最后对模型进行干涉评估，提示无误后将模型以 STEP 格式保存输出。将建立好的几何模型导入 ANSYS 17.0(ANSYA Inc，USA) 按照韧带起止点和韧带横截面面积对各项材料进行赋值和装配 (各部分的材料属性见**表 1**)；设关节突关节面之间的相关作用为不分离，摩擦系数为 0.01，其余椎体与软骨终板等各组织设置为绑定。

表 1 | 正常 L_{3-5} 模型各部分材料属性 [11]
Table 1 | Material properties of each part of normal L_{3-5} model

材料类型	弹性模量 (MPa)	泊松比	横截面面积 (mm^2)	平均长度 (mm)	刚度 [$kg/(m^2 \cdot s^2)$]
皮质骨	12 000	0.3			
松质骨	100	0.2			
纤维环	4.2	0.45			
软骨终板	1 000	0.4			
髓核	1	0.49			
关节软骨	10	0.4			
前纵韧带	15.6−20.0	0.3	20.0	20.0	8.74
后纵韧带	10.0−20.0	0.3	63.7	12.0	5.83
黄韧带	13.0−19.0	0.3	40.0	15.0	15.38
横突间韧带	12.0−58.7	0.3	1.8	32.0	0.19
关节囊韧带	7.5−33.0	0.3	30.0	5.0	15.75
棘间韧带	9.8−12.0	0.3	40.0	13.0	10.85
棘上韧带	8.8−15.0	0.3	30.0	22.0	2.39

表注：刚度 = 弹性模量 × 横截面面积 / 平均长度

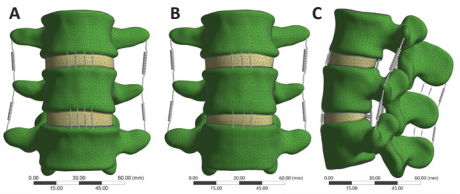
1.5.2 $L_{4/5}$ 病理模型的构建 由于对于椎间盘退变等级的建模方法缺乏统一的标准，此次研究根据 MRI 上椎间盘退变 Pfirrmann 分级系统 [12]，同时参考相关文献 [13]，将根据正常模型 $L_{4/5}$ 节段的椎间隙高度和髓核体积来模拟椎间盘退变，抵消各韧带非线性力偏移曲线，来补偿由于椎间盘退变带来的应力松弛。具体标准：①轻度退变：椎间盘高度降低 15%，髓核体积不变；②中度退变：椎间盘高度降低 33%，髓核体积减少 67%；③重度退变：椎间盘高度降低 70%，髓核体积减少 67%。考虑到椎间盘轻度退变和中度退变可以保守治疗，而重度退变者大多需要手术干预，同时结合此次研究的需求，最终建立 $L_{4/5}$ 椎间盘中度退变伴左旁中央型突出模型作为研究对象。见**表 2**。

表 2 | 退变椎间盘材料属性
Table 2 | Material properties of degenerative discs

退变等级	弹性模量 (MPa)	泊松比
轻度退变 [13]	AF：C_{10}=0.25；D_1=0.78；NF：1.00 MPa	AF：0.40；NP：0.49
中度退变 [13]	AF：C_{10}=0.35；D_1=0.30；NF：1.26 MPa	AF：0.40；NP：0.45
重度退变 [13]	AF：C_{10}=1.13；D_1=0.16；NF：1.66 MPa	AF：0.40；NP：0.40

表注：AF 为纤维环，NP 为髓核，NF 为材料疲劳性能，C_{10} 代表材料强度等级，D_1 代表不可压缩参数

1.5.3 模型的有效性验证 对建立好的生理组模型，通过在模型上施加随动载荷 + 纯力矩的载荷方式以模拟正常生理载荷，按照文献论述 [14]，随动载荷的大小为 400 N，作用在 L_4 椎体上表面，将 L_5 椎体下表面进行约束，通过施加 7.5 Nm 的力矩在矢状位、冠状位、横轴位 3 个方向上模拟人体腰椎前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转 6 个工况下的活动度，并与之前文献报道结果进行对比，对所建立的生理模型和病理模型进行验证和对比 (**图 1**)。

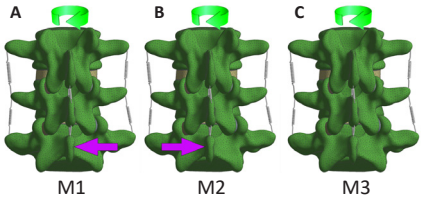


图注：图 A 为 $L_{4/5}$ 正常模型正视图，B 为 $L_{4/5}$ 病理模型正视图，C 为 $L_{4/5}$ 病理模型侧视图

图 1 | 此次所建立的正常模型和病理模型
Figure 1 | Normal model and pathological model established this time

1.5.4 腰椎定点旋转手法的模拟仿真 此次研究按照手法应向右侧 (健侧) 旋扳的一致结论，模拟腰椎定点旋转手法操作，手法力学参数加载参考既往对腰椎定点旋转手法的在体测量和体外标本测量及有限元研究结果 [8, 15]；具体操作：对 L_5 椎体下表面约束其各个方向上的自由度；在 L_4 椎体上表面施加一个向下 300 N 的力 (模拟患者上半身质量)；模型沿着 *X* 轴向前屈 6°，沿着 *Z* 轴向右旋转 6°，沿着 *Y* 轴按顺时针方向旋转 2°，以模拟手法操作前患者腰椎前屈 − 侧弯 − 旋转的预加载动作；在 L_5 棘突上施加 3 Nm 的力矩，方向为左前 30°；在 L_3 的上表面施加 15 Nm 顺时针扭矩；手法作用时间为 0.25 s。基于以上腰椎定点旋转手法操作特征，此次研究设计 3 个操作模式以评价拇指推力的干预机制：①在 L_5 棘突右侧上施加 3 Nm 的力矩，方向为左前 30°(M1)；②在 L_5 棘突左侧上施加

3 Nm 的力矩，方向为右前 30°(M2)；③在 L_4 棘突上不施加任何载荷 (M3)。见图 **2**。



图注：图 A 为拇指向左推 (M1)；B 为拇指向右推 (M2)；C 为不施加推力 (M3)。箭头方向为拇指推力方向

图 2 ｜腰椎定点旋转手法 3 种操作模式

Figure 2 ｜ Three operation modes of lumbar fixed-point rotation manipulation

1.6 主要观察指标 ① $L_{4/5}$ 椎间盘突出物最大位移值；② $L_{4/5}$ 椎间盘最大 Von Mises 应力；③ $L_{4/5}$ 双侧小关节软骨接触应力；④ $L_{4/5}$ 双侧小关节软骨应变。

2 结果 Results

2.1 模型的有效性验证 将此次所构建的正常模型 $L_{3/4}$ 和 $L_{4/5}$ 节段的活动度与之前相关的尸体研究和有限元研究结果进行对比 [16-17]，发现此次研究结果与之前的研究结果相近，因此作者认为此次研究所构建的 L_{3-5} 节段有限元模型是有效的，见图 **3**。

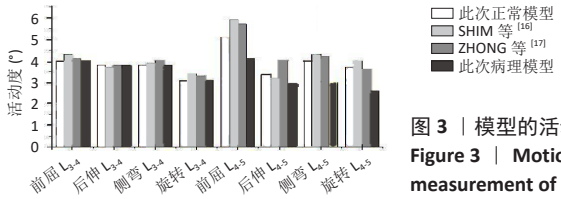
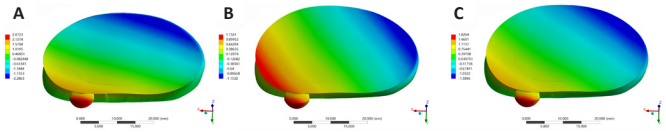


图 3 ｜模型的活动度测算

Figure 3 ｜ Motion range measurement of the model

基于正常模型通过修改几何形态和材料参数构建 $L_{4/5}$ 椎间盘中度退变伴左旁中央型突出病理模型，在外观上看 $L_{4/5}$ 椎间盘高度丢失，椎体的前后缘间隙变窄，髓核的体积缩小，与现实椎间盘退变对比几何相识度高；从功能上看 $L_{4/5}$ 在屈伸、侧弯、旋转 6 个生理自由度上活动范围减小，因此基本符合椎间盘退变的形态和特征，能够满足下一步的研究需求。

2.2 $L_{4/5}$ 椎间盘突出物最大位移值 **图 4** 展示 $L_{4/5}$ 椎间盘在 M1、M2、M3 三种加载模式下，其中 M1 位移为 2.672 3 mm，M2 为 1.156 1 mm，M3 为 1.826 4 mm，M1>M3>M2，进一步说明当手法向右侧旋扳，拇指放在棘突的右侧向左推动，则椎间盘突出区域的位移值就会越大。

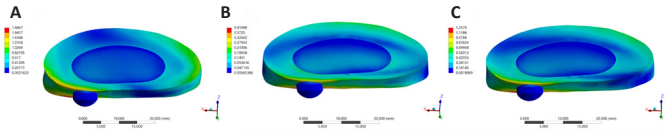


图注：图 A–C 分别为拇指向左推 (M1)、拇指向右推 (M2)、不施加推力 (M3) 模型

图 4 ｜ $L_{4/5}$ 椎间盘突出物位移云图

Figure 4 ｜ $L_{4/5}$ disc herniation displacement cloud atlas

2.3 $L_{4/5}$ 椎间盘最大 Von Mises 应力 **图 5** 展示 $L_{4/5}$ 椎间盘在 M1、M2、M3 三种加载模式下，椎间盘最大 Von Mises 应力分布多集中在椎间盘的外侧区域，其中 M1 为 1.846 7 MPa，M2 为 0.419 0 MPa，M3 为 1.257 9 MPa，M1>M3>M2，与椎间盘位移变化现象一致，进一步说明当手法向右侧旋扳，拇指放在棘突的右侧向左推动，则椎间盘内应力分布最大，且左后外侧区域更集中。



图注：图 A–C 分别为拇指向左推 (M1)，拇指向右推 (M2)，不施加推力 (M3) 模型

图 5 ｜ $L_{4/5}$ 病理模型上椎间盘最大 Von Mises 应力分布

Figure 5 ｜ Distribution of maximum Von Mises stress in the intervertebral disc in the $L_{4/5}$ pathological model

2.4 $L_{4/5}$ 病理模型上双侧小关节软骨接触应力 **图 6** 展示 $L_{4/5}$ 椎间盘在 M1、M2、M3 三种加载模式下，$L_{4/5}$ 双侧小关节软骨的接触应力。左侧软骨接触应力为：M1 为 0.485 5 MPa，M2 为 0.026 7 MPa，M3 为 0.441 4 MPa，M1>M3>M2；右侧软骨接触应力为：M1 为 0.000 5 MPa，M2 为 0.025 9 MPa，M3 为 0.001 3 MPa，M2>M3>M1；总体上看左侧大于右侧，M1 产生的应力值最大。

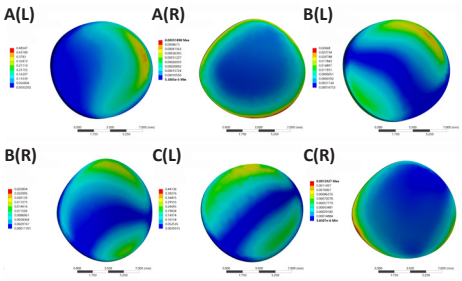
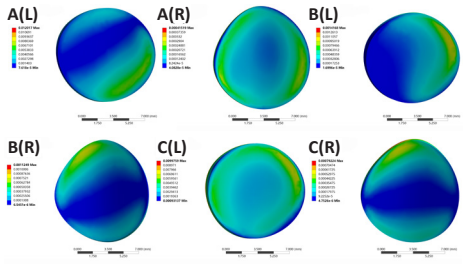


图 注：A–C 分 别 为 拇指向左推 (M1)，拇指向右推 (M2)，不施加推力 (M3) 模型。L 为左侧软骨，R 为右侧软骨

图 6 ｜ $L_{4/5}$ 病理模型上双侧小关节软骨接触应力

Figure 6 ｜ Contact stress of bilateral facet joint cartilage on the $L_{4/5}$ pathological model

2.5 $L_{4/5}$ 病理模型上双侧小关节软骨应变 **图 7** 展示 $L_{4/5}$ 椎间盘在 M1、M2、M3 三种加载模式下双侧小关节软骨的应变，其中左侧软骨应变值为：M1 为 0.012 0，M2 为 0.001 4，M3 为 0.010 0，M1>M3>M2；右侧软骨应变值为：M1 为 0.000 4，M2 为 0.001 1，M3 为 0.000 8，M2>M3>M1，与应力变化现象一致。



图注：A–C 分别为拇指向左推 (M1)、拇指向右推 (M2)、不施加推力 (M3) 模型。L 为左侧软骨，R 为右侧软骨

图 7 ｜ $L_{4/5}$ 病理模型上双侧小关节软骨应变

Figure 7 ｜ Bilateral facet joint cartilage strain on the $L_{4/5}$ pathological model

3 讨论 Discussion

腰椎定点旋转手法是中医治疗椎间盘退变的重要技术，其操作安全、疗效确切，临床运用广泛[18-19]，但是其基础研究相对滞后，其暗含的生物力学机制问题尚缺乏充分的研究，因此加深对该手法的基础研究，对于手法的创新和发展有着重要的意义。有限元技术是利用数字化、数学法建模，根据已知的节点数目、各节点坐标系以及材料特性等条件，对每一单元做出一个近似解，最终推导解决这个区域的总解，使实际复杂的问题定量化，其克服了传统力学研究的缺点，具有精确性、可重复性的优势，现已经成为研究中医正骨手法生物力学机制的重要工具[20]。在对于腰椎旋转手法方面，国内外一些学者借助三维有限元开展了相关研究，陈金凤等[21]学者通过有限元研究发现椎间盘退变会影响腰椎定点旋转手法的作用效应，且退变越严重则影响越大；LI 等[15]通过有限元研究比较了坐位旋转手法和斜扳手法的生物力学差异，结果发现坐位定点旋转手法操作时，轻度和中度退变的椎间盘表产生的等效应力大于斜板手法；ZHANG 等[22]通过有限元评价斜扳手法定点和非定点操作的作用差异，结果发现腰椎定点斜扳手法生物力学效应更优，以上的研究结论对于腰椎旋转手法的安全性和有效性做出了合理的解释。

手法产生的作用力引起椎间盘在空间内产生位移，从而减轻对神经根的机械压迫，这是腰椎定点旋转手法治疗椎间盘突出的重要机制。此次研究也发现在 M1、M2、M3 三种加载模式下 $L_{4/5}$ 退变椎间盘左旁中央区及左关节下区均会出现不同程度的位移，然而，3 种不同操作模式之间具有一定的差异性，其中 M1 位移为 2.672 3 mm，M2 为 1.826 4 mm，M3 为 1.156 1 mm，M1>M3>M2，进一步说明当手法向右侧旋扳，拇指放在棘突的右侧向左推动，则椎间盘突出区域的位移值就会越大，理论上来讲效果也就越好，推测可能是由于拇指推力和利手的旋扳方向相反，从而产生的剪切应力增大了椎间盘位移，其产生的协同作用对利手的旋扳具有“定点”和“助力”作用。

异常的机械应力和炎症反应会改变椎间盘内环境，从而影响椎间盘的力学性能以及营养代谢，最终导致椎间盘发生退行性改变[23]；而相关研究指出腰椎定点旋转手法能够调节椎间盘内的应力分布、恢复退变节段的动静力学平衡[24-25]。此次研究结果发现，$L_{4/5}$ 椎间盘在不同加载模式下的应力 M1 为 1.846 7 MPa，M2 为 0.419 0 MPa，M3 为 1.257 9 MPa，M1>M3>M2，与椎间盘位移出现了一致现象，进一步说明操作手法时拇指放在棘突的右侧向左推动，能显著提高椎间盘内的应力分布；有研究指出纤维环基质的压应力和剪切力随着椎间盘退化程度而增加，其表面的电位绝对值则表现出相反的态势[26]，而研究结果提示手法的作用效应能够改善及平衡椎间盘应力，且应力大多分布纤维环的左后外侧，这对于平衡应力分布有着积极的作用，甚至对于病变椎间盘的应力重塑和应力纤维重新定向都有着重要的临床意义。

椎间盘和双侧的关节突关节构成三关节复合体，是维持脊柱稳定的重要结构[27]，而椎间盘退变时三关节复合体力学平衡被打破，椎体和小关节出现移位和不对称现象，出现“骨错缝，筋出槽”的病理改变，最终诱发椎间盘突出，甚至在一定程度上两者互为因果，并形成恶性循环，因此纠正“骨错缝”、恢复筋和骨的力学平衡关系，是治疗椎间盘退变导致相关退行性疾病的关键靶点[28]。此次研究当手法向右侧旋扳，腰椎小关节软骨均产生了不同程度的应力、应变，且左侧明显大于右侧，M1 最为明显，说明 M1 模式最能够纠正小关节错缝和滑膜嵌顿，从而恢复三关节复合体的力学平衡，提高脊柱稳定性并改善腰椎功能。

综上所述，腰椎定点旋转手法在有无拇指推力状况下，手法对病变椎间盘均会产生一定的作用效应，针对此现象，作者从该手法操作的运动学和力学量化参数观察[10]，该手法操作主要还是以医生输出旋扳力为主导，拇指的推力起到“定点”和“助力”作用。但仍需要注意的是推荐在操作该手法时，拇指的推力应与利手的旋扳方向相反，产生的作用效应相对来说会更优，也就是当向右侧旋扳时，拇指应该放在棘突的右侧向左施加推力，当向左侧旋扳时反之亦然。总之，此次研究利用有限元仿真技术，通过观察椎间盘位移、应力分布以及小关节软骨应力、应变数值，进而探讨 M1、M2、M3 三种手法操作模式的力学差异，初步解释了 M1 操作模式的合理性和科学性，旨在为临床操作提供参考和借鉴。

但是此次研究还存在一些不足之处：①通过有限元技术研究脊柱正骨手法，可以清晰地呈现椎间盘、软骨等在外力载荷下在某一时间节点产生的应力－应变效应，但是不能观察当脊柱回到中立位后的瞬时状态，这也是其局限性所在；②此次研究是基于椎间盘为固体材料特征展开的静力学仿真分析，然而髓核是含水胶冻样组织以及多种胶原蛋白，多具有混合流体特征[29]，下一步可利用流固耦合法来研究手法作用力引起椎间盘应力－应变和流体运动的流固耦合效应关系，进一步揭示手法的作用机制，并指导手法的加载方向[30]；③受研究条件限制，此次模型中缺乏肌肉模型的加载，由于肌肉具有显著非线性的材料特征，而且肌肉的运动和本体感受受大脑控制，用有限元进行仿真模拟具有一定的挑战。

致谢：感谢广西中医药大学提供的资源平台，感谢对此文章提出宝贵意见和修改建议的专家老师们。

作者贡献：周红海、陆延、陈龙豪进行实验设计，实验资料收集为田聪，实验实施为苏少亭、侯召猛，实验评估为王伟、陈一鑫，苏少亭成文，周红海、陆延、陈龙豪审校。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名－非商业性使用－相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让：文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范：该文章撰写遵守了《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次文字和图表查重，文章经小同行外审专家双盲审稿，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

[1] CORNIOLA MV, TESSITORE E, SCHALLER K, et al. Lumbar disc herniation-diagnosis and treatment. Rev Med Suisse. 2014;10(454):2376-2382.

[2] DEMIREL A, YORUBULUT M, ERGUN N. Regression of lumbar disc herniation by physiotherapy. Does non-surgical spinal decompression therapy make a difference? Double-blind randomized controlled trial. J Back Musculoskelet Rehabil. 2017;30(5):1015-1022.

[3] 莫灼锚 , 张人文 , 唐树杰 .“骨错缝筋出槽”、椎间盘退变与脊柱退变性疾病关系探讨 [J]. 时珍国医国药 ,2017,28(12):2970-2972.

[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] 徐海涛 , 张美超 , 李义凯 , 等 . 坐位旋转手法对正常腰椎间盘内在应力和位移的实时监测的实验研究 [J]. 中国康复医学杂志 ,2005,20(8):563-565+641.

[6] 冯伟 , 冯天有 , 毕永民 , 等 . 借助 3D-MRI 扫描探讨脊柱 (定点) 旋转复位法治疗腰椎间盘突出症的临床研究 [J]. 中国骨伤 ,2013,26(6):476-480.

[7] FENG Y, GAO Y, YANG W, et al. Reduction in nerve root compression by the nucleus pulposus after Feng's Spinal Manipulation. Neural Regen Res. 2013;8(12):1139-1145.

[8] WANG F, ZHANG J, FENG W, et al. Comparison of human lumbar disc pressure characteristics during simulated spinal manipulation vs. spinal mobilization. Mol Med Rep. 2018;18(6):5709-5716.

[9] 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.

[10] 李义凯 , 王国林 , 徐海涛 , 等 . 腰椎旋转手法所致咔哒声与拇指最大推扳力的量效关系研究 [J]. 中国临床解剖学杂志 ,2004,22(6):658-660.

[11] ELLINGSON AM, SHAW MN, GIAMBINI H, et al. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2016;19(9):1009-1018.

[12] PFIRRMANN CW, METZDORF A, ZANETTI M, et al. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. Spine (Phila Pa 1976). 2001;26(17):1873-1878.

[13] THOMPSON JP, PEARCE RH, SCHECHTER MT, et al. Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. Spine (Phila Pa 1976). 1990;15(5):411-415.

[14] TANG S, REBHOLZ BJ. Does lumbar microdiscectomy affect adjacent segmental disc degeneration? A finite element study. J Surg Res. 2013;182(1):62-67.

[15] LI L, SHEN T, LI YK. A Finite Element Analysis of Stress Distribution and Disk Displacement in Response to Lumbar Rotation Manipulation in the Sitting and Side-Lying Positions. J Manipulative Physiol Ther. 2017;40(8):580-586.

[16] SHIM CS, PARK SW, LEE SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker. Spine. 2008;33(22):E820-E827.

[17] ZHONG ZC, HUNG C, LIN HM, et al. The influence of different magnitudes and methods of applying preload on fusion and disc replacement constructs in the lumbar spine: a finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2013;16(9):943-953.

[18] M Z, M A, A AJ, et al. Manipulation Effect on Lumbar Kinematics in Patients with Unilateral Innominate Rotation and Comparison with Asymptomatic Subjects. J Biomed Phys Eng. 2019;9(3):295-302.

[19] 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.

[20] 胡华 , 熊昌源 , 韩国武 . 旋转手法对腰椎骨盆和股骨上端结构有限元模型的分析 [J]. 中国骨伤 ,2012,25(7):582-586.

[21] 陈金凤 , 舒新农 , 唐树杰 , 等 . 腰椎退变对坐位腰椎定点旋转手法疗效影响的有限元分析 (英文)[J].J Acupuncture Tuina Sci. 2016,14(4):295-299.

[22] 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 Manipulative Physiol Ther. 2020;43(5):446-456.

[23] YU P, MAO F, CHEN J, et al. Characteristics and mechanisms of resorption in lumbar disc herniation. Arthritis Res Ther. 2022;24(1):205.

[24] 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 Pak Med Assoc. 2020;70(2):324-336.

[25] 肖清明 , 吴昔钧 , 尹恒 , 等 . 基于肌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.

[26] ZHU Q, GAO X, CHEN S, et al. Effect of intervertebral disc degeneration on mechanical and electric signals at the interface between disc and vertebra. J Biomech. 2020;104:109756.

[27] DU CF, YANG N, GUO JC, et al. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study. BMC Musculoskelet Disord. 2016;17:126.

[28] 黄学成 , 叶林强 , 伍子贤 , 等 . 基于 “筋出槽， 骨错缝”理论探讨神经根型颈椎病的 CT 特征 [J]. 中华中医药杂志 ,2019,34(8):3483-3487.

[29] GUO LX, LI R, ZHANG M. Biomechanical and fluid flowing characteristics of intervertebral disc of lumbar spine predicted by poroelastic finite element method. Acta Bioeng Biomech. 2016;18(2):19-29.

[30] 李华忠 , 王博 , 王丹丹 , 等 . 瞬态载荷下 L4/L5 椎间盘内流固耦合效应 [J]. 力学学报 ,2021,53(7):1-11.

(责任编辑：GD，ZN，QY，ZLJ)