

文章编号:1004-7220(2019)05-0493-07

肌肉加载下腰椎间盘突出有限元研究

刘慧¹, 沈国权², 张喜林², 周楠², 杨晓伟², 黄文杰³, 周思涵²

(1. 青岛大学附属医院 中医内科, 山东 青岛 266555; 2. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院 推拿科, 上海 200437; 3. 上海硅步科学仪器有限公司, 上海 201101)

摘要:目的 通过观察腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)患者肌肉加载下腰椎有限元模型的应力变化, 探讨 LDH 患者肌肉功能对结构应力的影响。**方法** 选取正常志愿者、LDH 患者各 1 名, 采集 CT 数据建立相应的正常、LDH 腰椎-骨盆三维有限元模型, 同时采集其步态数据驱动 AnyBody 仿真肌骨模型, 得到附着在腰椎骨盆周围肌肉的肌力及髋关节力作为加载条件, 分别进行自身加载和正常模型加载 LDH 肌肉力, 比较两种加载情况下 L4、L5 椎间盘及骶髂关节两侧应力变化。**结果** 正常模型加载 LDH 肌肉力后, 自身加载时的双峰曲线消失, 代之以异常的单峰曲线, 与 LDH 模型自身加载后的时间-应力曲线变化趋势一致。LDH 患者肌肉力加载于正常模型后, L4、L5 椎间盘及骶髂关节两侧应力差值较 LDH 模型自身加载后的应力差值减小。**结论** LDH 患者腰椎骨盆肌肉功能异常会引起腰椎及骶髂关节应力异常, 结构失衡本身可导致应力失衡, 而肌肉作为动力因素是导致结构动态应力异常的重要原因, 由此可导致关节运动模式的异常。临床治疗 LDH 要重视对周围肌肉功能失衡的评估。

关键词: 腰椎间盘突出症; 肌肉; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.007

Finite Element Study of Lumbar Disc Herniation Loaded with Muscle Force

LIU Hui¹, SHEN Guoquan², ZHANG Xilin², ZHOU Nan², YANG Xiaowei², HUANG Wenjie³, ZHOU Sihan²

(1. Department of Traditional Chinese Medicine, Affiliated Hospital of Qingdao University, Qingdao 266555, Shandong, China; 2. Department of Tuina, Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China; 3. Shanghai Gaitech Scientific Instruments Co., Ltd., Shanghai 201101, China)

Abstract: Objective To investigate the effect of muscle function on structural stress in patient with lumbar disc herniation (LDH), by observing the stress changes in LDH lumbar-pelvis finite element model loaded with muscle force. **Methods** One normal healthy volunteer and one LDH patient were selected. Their CT data were collected to establish two corresponding normal and LDH lumbar-pelvis finite element models, and their gait data were also simultaneously collected to drive the AnyBody musculoskeletal model. The muscle force around the lumbar and pelvis as well as the hip-joint force were obtained as the loading condition. Self-loading of the normal and LDH model as well as the normal model loaded with LDH muscle forces were conducted separately. Then the stress changes in L4 and L5 intervertebral discs and sacroiliac joints under two above loading conditions were compared.

收稿日期:2018-08-12; 修回日期:2018-11-11

基金项目:国家自然科学基金项目(81173358), 上海市科委自然科学基金项目(13ZR1442900), 上海市科委创新课题(14YZ060)

通信作者:沈国权, 主任医师, E-mail: dr_shengq@126.com

Results The stress curve of normal model loaded with LDH muscle force showed a unimodal stress curve, instead of a bimodal curve, and such trend of stress-time curve was as same as the trend of the LDH model during self-loading. But the stress difference in L4 and L5 intervertebral discs and sacroiliac joint of the normal model loaded with LDH muscle force was smaller than that in the LDH model during self-loading. **Conclusions** Abnormal muscle function of LDH could lead to abnormal joint stress of the intervertebral discs and sacroiliac joint. Structural imbalance itself could lead to stress imbalance, and muscle as a driving factor was an important cause of anomaly structural dynamic stress, thus leading to abnormal joint motion patterns. Therefore, attention should be paid to assessment of the imbalance of peripheral muscle function in clinical treatment of LDH.

Key words: lumbar disc herniation (LDH); muscle; finite element analysis

腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)被认为是临床常见病腰腿痛的主要病理因素^[1],椎间盘源性可占到42%^[2-3]。流行病学调查显示,过度劳作、工作负荷大人群的LDH发病率较高^[4]。研究发现,力学因素是影响椎间盘退变的重要原因^[5-6],故腰椎生物力学改变是LDH发生过程中的重要影响因素。

腰椎稳定性由椎体、椎间盘、关节囊、韧带等组成的静力稳定系统与腰椎周围肌肉等软组织组成的动力稳定系统所维持^[7-9]。现代生物力学研究认为,LDH是脊柱“动力系统”与“静力系统”失衡相互影响的结果^[10]。中医学将动力学和静力学失衡状态称为“筋出槽”和“骨错缝”^[11],近年来又发展为“筋骨失衡”理论,认为是LDH的基本发病机制。腰椎稳定性是维持力平衡、生理运动及避免损伤的基础,突出前软组织损伤与退变、腰椎结构不稳定等力学平衡紊乱是导致椎间盘突出发生的基础^[12],突出后腰椎内外力学平衡紊乱进一步发展,静力系统失去平衡会导致椎管内“压应力”变化,刺激压迫神经,表现为腰腿痛的症状。因此,研究LDH生物力学特性时坚持筋骨整体观,具有重要的临床意义。

近年来,有限元方法被广泛用于生物力学研究,但三维有限元研究在肌肉软组织分析方面存在局限性,离体标本又无法完全模仿肌肉的作用,肌肉收缩力常常被忽略,多数三维有限元力学模型的加载条件无确切依据^[13]。随着研究的不断完善,目前已经建立了包含人体肌肉、韧带和骨骼的有限元模型^[14],但肌肉作用多是以直接的载荷施加于模型中^[15]。肌肉主动收缩的能力被忽略,仅保留了被动响应的作用^[16-17]。人体运动系统建模与仿真是目

前生物力学研究的热点,动力学仿真研究已日趋成熟^[18]。AnyBody仿真软件可逆向分析人体肌肉关节运动规律,其与有限元分析软件的有效结合能够解决体内实验获取肌肉力局限性的问题,为有限元分析提供主动肌肉力数据。AnyBody输出文件与三维有限元软件匹配是AnyBody的功能之一^[19],可以将其输出的肌肉力直接加载于有限元模型进行分析^[20-21]。本课题组前期基于“筋骨失衡”的整体理念,采集CT数据建立正常和异常腰椎骨盆模型,同时采集步态数据进行AnyBody仿真逆向动力学分析,得到腰椎骨盆周围肌肉力,并分别作为各自有限元模型加载条件进行有限元分析。结果发现,LDH患者存在静力系统的失衡,即人体承重力线的偏移。由于每个模型加载动力数据不同,动力系统失衡对静力失衡会产生必然影响。为了探讨结构与肌肉力的相互影响,本文在上述研究基础上,开展进一步研究。

1 研究对象

LDH患者1名(A),源于2015年7月~2016年10月上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院推拿科病房。LDH参照《中医病证诊断疗效标准》中LDH的诊断标准^[22]。患者A腰椎MRI显示L4~5椎间盘左后方突出,临床表现为腰痛伴左下肢疼痛,即左侧为患侧,且存在左侧骶髂关节紊乱。正常健康志愿者(N)1名,源于上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院职工。2名受试者(A、N)均为女性,普通X线和临床查体排除腰椎骨盆肿瘤、感染、畸形及先天性和外伤性等异常情况,年龄30~40岁,身体质量指数(body mass index, BMI)分别为21.09、21.94 kg/m²,体型差异不大。

2 研究方法

2.1 采集步态数据

测试前,两名受试者预先换上贴身背心和短裤,尽量暴露四肢和躯干,由同一工作人员在受试者身上取点,放置标志球,标志点位置参照美国 Vicon公司 Plug-in-Gait Model 选取。根据研究课题目的,减少胸骨剑突下标志点,增加腰椎骶骨周围 3 个标志点(L3 棘突左右各 5 cm, 骶中棘中点),共计 41 个标志点。

受试者在三维测力台 (AMTI 公司,美国) 上自然来回行走,记录受试者每侧脚从着地至离地时的地反力,直至获取采集每侧足地反力 3 次不同数据;同时,三维红外步态测试系统 (Motion Analysis 公司,美国) 根据标志点采集受试者步态动作。数据存储为 C3D 格式。

2.2 AnyBody 骨骼肌肉模型获取肌肉、关节力

参照受试者身高、体质量,调整 AnyBody 6.0.5 人体建模仿真系统中的人体模型参数,将上述步态 C3D 数据作为驱动程序,导入 AnyBody 中进行运算。图 1 所示为模拟步态过程的模型截图。AnyBody 求解肌肉力,利用系统提供的最优化方案解决肌肉募集冗余问题^[13]。

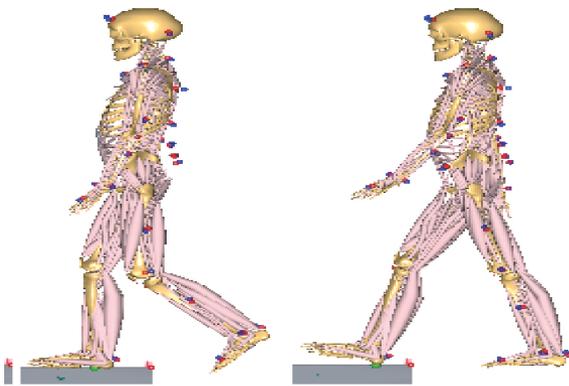


图 1 步态分析采集数据驱动 Anybody 肌骨模型后截图

Fig.1 Screenshot after driving Anybody musculoskeletal model from gait analysis

AnyBody 软件运用逆运动学原理,分别输出腰椎骨盆周围肌肉力(股二头肌、臀中肌、臀小肌、梨状肌、股直肌、缝匠肌、半膜肌、半腱肌、腹内斜肌、腰方肌、大收肌、股薄肌、闭孔外肌、阔筋膜张肌、长收肌、腹外斜肌、腹内斜肌、腰大肌、髂腰肌、竖脊

肌)及髋关节力在步态周期支撑相内的变化数据。将上述力学数据输出为 output 文件,剔除其中肌肉力较小肌肉,作为有限元计算的加载条件。

2.3 腰椎骨盆有限元分析

利用 64 排螺旋 CT (Piliphs 公司,荷兰) 采集两名受试者 L1 至骨盆出口平面(坐骨结节下缘)CT 数据,重建层厚约为 0.625 mm。存储为 DICOM 标准格式。

将上述数据导入数字医学图像处理软件 Simpleware 6.0,对图像进行处理、采样、切割、过滤等,最终建立腰椎骨盆三维模型(见图 2),并划分四面体网格。模型包含 5 节段腰椎 L1~5、2 块髋骨、1 块骶骨,共计 8 块。

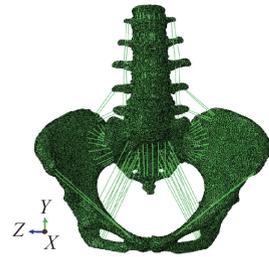


图 2 正常腰椎骨盆三维有限元模型(含韧带)

Fig.2 Three-dimensional finite element models of normal lumbar pelvis (with ligaments)

将上述网格模型导入 ABAQUS 6.5 有限元软件中,添加韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、髂腰韧带、骶结节韧带、骶棘韧带、骶髂前韧带、骶髂后韧带、腹股沟韧带)。赋予腰椎及骨盆三维有限元模型的单元属性及材料特性见表 1^[23]。最终建立正常、LDH 两个腰椎骨盆有限元模型。本文主要是对正常及 LDH 患者腰椎骨盆骨性结构在模拟步态过程中的应力情况进行分析,故对模型的骶髂关节予以融合处理。

2.4 约束及加载条件

约束 L1 椎体上表面的所有节点,骨盆下缘不予约束,将上述两个 AnyBody 肌骨模型输出的包含肌肉力及髋关节力的 output 文件作为三维有限元模型的加载条件,导入 ABAQUS 中进行分析。由于腰椎各椎体间相对活动范围极小,故各椎体与椎间盘之间设定为无滑动,而骶髂关节接触面设定为小滑动。

表1 有限元模型骨骼及韧带材料属性 (N: 正常模型, A: LDH 模型)

Tab.1 Material properties for bone and ligaments of the finite element model

材料	弹性模量/ MPa	泊松比	截面积/ mm ²	单元数量 (N/A)
皮质骨	12 000.0	0.300	—	491 669/495 059
松质骨	100.0	0.200	—	104 172/161 679
纤维环	450.0	0.300	—	55 917/74 691
髓核	1.0	0.499	—	28 504/21 814
软骨	23.8	0.400	—	2 622/2 388
前纵韧带	7.8	0.300	24.0	30
后纵韧带	10.0	0.300	14.4	30
黄韧带	15.0	0.300	40.0	24
棘上韧带	8.0	0.300	23.0	5
棘间韧带	10.0	0.300	26.0	20
横突间韧带	10.0	0.300	3.6	20
髂腰韧带	75.0	0.300	25.0	8
骶棘韧带	12.6	0.200	25.0	10
骶结节韧带	33.0	0.300	539.0	10
腹股沟韧带	2.6	0.300	45.0	4
骶髂前韧带	208.0	0.200	25.0	24
骶髂后韧带	133.0	0.200	25.0	20

加载方式如下:①自身加载。将受试者(LDH患者或正常受试者)经AnyBody逆向分析得到的肌肉力加载到此名受试者所建立的腰椎骨盆三维有限元模型,作为加载条件(LDH肌肉力-LDH模型,正常肌肉力-正常模型)。②正常模型加载LDH肌肉力。将LDH患者经AnyBody逆向分析得到的肌肉力加载于正常受试者所建立的腰椎三维有限元模型,作为加载条件(LDH肌肉力-正常模型)。因为本文重点考察LDH患者肌力对腰椎骨盆结构应力的变化,故考虑正常受试者肌肉力加载于LDH腰椎骨盆有限元模型的情况。

2.5 有限元模型验证

有关椎骨盆周围肌肉加载实验及相关实验数据鲜有报道,故无法直接对整个肌肉加载下腰椎骨盆有限元模型进行验证。姬涛等^[24]在骨盆模型骶骨面上垂直加载600 N载荷,骶髂关节面最大应力为9.5 MPa;张宁华等^[13]在腰椎骨盆模型上垂直加载500 N载荷,骶髂关节融合面骶骨左右应力分别为16.1、25.6 MPa;本研究显示,正常及LDH模型骶髂关节面平均应力峰值分别为3.6、5.9 MPa。由于本文加载条件为腰椎骨盆周围肌力,非垂直载荷,且肌力方向各异,对骶髂关节产生压力与拉力,

可能导致骶髂关节应力较之前研究的数值小,但结果的数量级相同。

3 结果

加载步态周期支撑相肌肉力后,有限元模型应力云图随之表现为相应的动态变化。图3所示为LDH模型自身加载时左腿支撑相的应力分布情况。

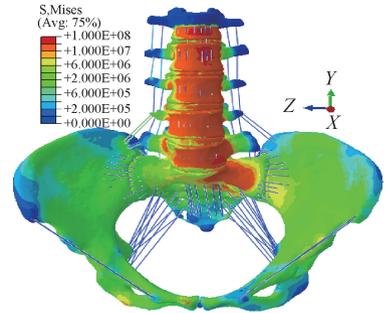


图3 自身加载时左腿支撑相LDH模型应力云图

Fig.3 Stress nephogram of the LDH model at left leg support phase during self-loading

为量化椎间盘及骶髂关节应力步态周期支撑相内的变化,分别取关节面左右对称位置上均匀分布的20个点,取其步态周期中某时间点的应力平均值代表该关节面此时间点上的应力,以此来表示应力-时间变化。观察时间选取步态周期的支撑相,横轴代表1个步态周期的支撑相(0%~100%),即从一侧脚着地到脚完全离地的过程。

自身加载,即将两名受试者自身的动力学数据加载与自身有限元模型上进行分析,得到L4、L5左右应力及两侧骶髂关节面时间-应力曲线变化。正常模型时间-应力曲线呈双峰变化,且两侧峰值差异很小;而LDH模型中以下肢疼痛的一侧为患侧,另一侧为健侧,两侧时间-应力曲线呈单峰变化,且两侧应力峰值差存在明显差异(见图4)。

正常模型异加载,即将LDH患者的腰椎骨盆相关肌肉力载荷加载于正常者腰椎骨盆有限元模型,获得L4、L5左右应力及两侧骶髂关节面时间-应力曲线变化(见图5)。正常模型加载患者肌肉力后,自身加载时的双峰曲线消失,代之以异常的单峰曲线,且与LDH模型自身加载后的时间-应力曲线变化趋势一致。LDH模型自身加载与正常模型加载LDH肌肉力后差值比较,L4左右两侧应力峰值差

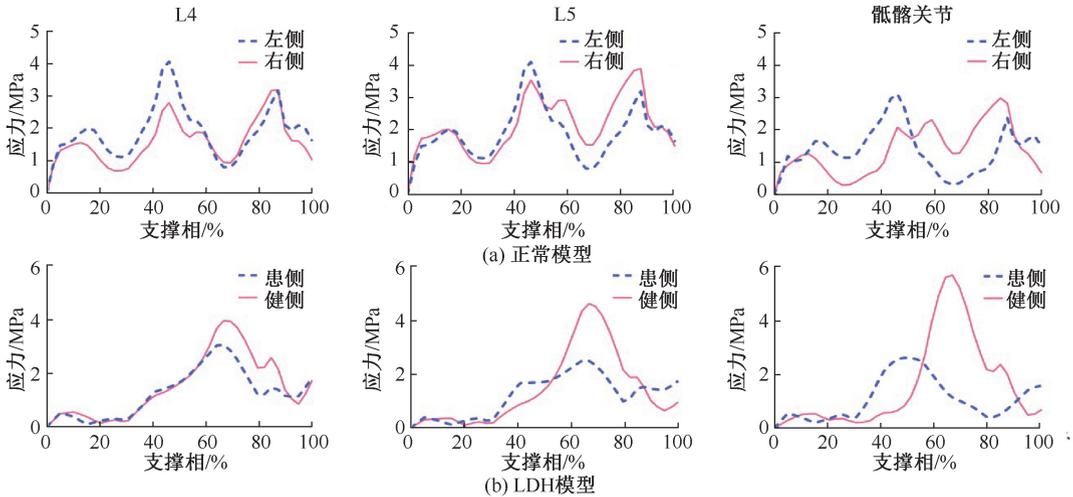


图4 自身加载时不同模型 L4、L5 及骶髂关节左右应力-时间变化

Fig.4 Stress-time curve for two different models at two sides of L4, L5 segment and sacroiliac joints during self-loading (a) Normal model, (b) LDH model

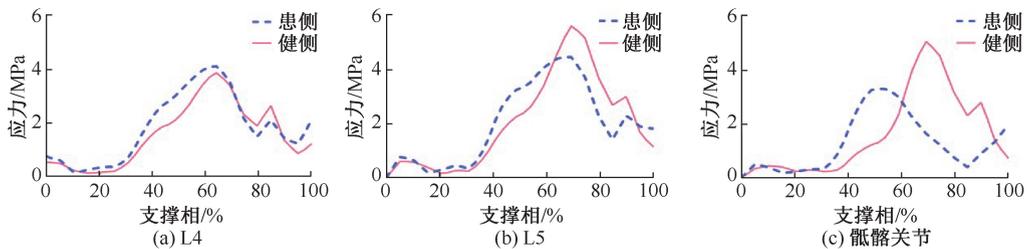


图5 正常模型加载 LDH 肌肉力情况下 L4、L5 及骶髂关节左右应力-时间变化

Fig.5 Stress-time curve for the normal model at two sides of L4, L5 segment and sacroiliac joints loaded with LDH muscle forces (a) Lumbar disc 4, (b) Lumbar disc 5, (c) Sacroiliac joints

分别为 0.90、-0.25 MPa, L5 左右两侧应力峰值差分别为 2.11、1.14 MPa, 两侧骶髂关节应力峰值差分别为 3.05、1.74 MPa, 差异较大。由此可见, LDH 患者肌肉力加载于正常腰椎骨盆模型后, L4~5 椎间盘及骶髂关节两侧应力差值较加载于 LDH 模型后的应力差值减小。

正常模型加载自身和 LDH 患者肌肉力, 结构整体应力趋势一致; 正常模型和 LDH 模型加载 LDH 患者肌肉力, 正常模型两侧应力差异较 LDH 模型小。

4 讨论

目前关于肌肉力对腰椎骨盆生物力学影响的研究较少, 离体标本又无法完全模仿肌肉的作用, 故先前多数关于腰椎骨盆的有限元研究中, 肌肉力

常常被忽略^[25-26]。建立包含肌肉主动力的有限元模型可提高生物逼真度, 满足肌肉骨骼建模的需求, 增加结果可靠性与准确性, 是有限元建模分析研究的方向^[27]。AnyBody 仿真软件为有限元建模分析中肌肉加载的问题提供了方法。Seo 等^[28]应用肌骨模型逆向分析步态过程中肌肉力, 作为有限元的输入条件, 提高了输入值的准确性。该研究同时验证了步态过程中股二头肌、腓肠肌内侧肌电与 AnyBody 输出肌肉力的一致性, 说明此方法的可行性及有效性。

肌肉功能异常会引起关节应力失衡, 导致关节运动模式的紊乱。本研究显示, LDH 患者两侧关节应力峰值存在差异, 说明 LDH 患者肌肉失衡导致两侧关节应力失衡; LDH 患者腰椎骨盆模型两侧时间-应力曲线变化趋势较正常者存在明显差异, 提示

LDH 患者存在关节运动模式的紊乱。正常模型加载 LDH 肌肉力后,正常模型应力曲线出现异常,且与 LDH 患者模型自身加载异常应力曲线趋势一致,说明动作的动力来源于肌肉的收缩,腰椎、骨盆两侧应力差异的产生与肌肉失衡存在直接关系。腰椎骨盆周围肌肉,如腹内斜肌、梨状肌、髂腰肌、腰大肌、股二头肌等,均可维持骶髂关节“自锁系统”的稳定性^[29]。这些肌肉跨越腰椎及骶髂关节,可同时维持腰椎和骶髂关节的稳定。腰椎骨盆周围软组织在腰椎退变及骶髂关节紊乱的形成过程中发挥重要作用,是临床研究腰椎骨盆生物力学因素中不可忽视的部分。

正常者加载 LDH 患者肌肉力后,正常模型两侧差异较 LDH 模型小,这可能与该 LDH 患者本身存在腰椎侧弯及骶髂关节紊乱所致,故结构的失衡有可能会加重应力的失衡。由于疼痛的保护性反应,LDH 患者常存在保护性侧弯^[30]。研究发现,LDH 还多合并骶髂关节紊乱^[31],而结构的被动性又决定了其既可能是 LDH 椎间盘和骶髂关节负荷失衡、增高的原因,又可能是 LDH 病理刺激导致肌肉失衡的结果,故临床上需辩证看待结构失衡与肌肉失衡之间的关系。

本研究发现,肌肉功能失衡是导致 LDH 结构应力失衡的重要原因,同时又可能存在结构失衡。基于《黄帝内经》“筋骨”理论,结合中医推拿特点及治疗原则,有研究者提出“筋骨并重,以筋为先”的中医推拿理论^[32]。因此,推拿治疗时要“筋骨并重,以筋为先”,并且通过脊柱微调手法纠正关节错位,配合腰椎骨盆周围肌肉功能锻炼,可以提高 LDH 的临床治愈率^[33]。

5 结论

LDH 患者腰椎骨盆肌肉功能异常会引起腰椎及骶髂关节应力的异常,结构失衡本身可导致应力失衡,而肌肉作为动力因素是导致结构动态应力异常的重要原因,由此可导致关节运动模式的异常。因此,临床治疗 LDH 应重视对周围肌肉功能失衡的评估。

LDH 导致腰椎间盘退变异常生物力学特征的形成,部分由于腰椎及骨盆关节关节面异常对位造成的静力性失衡,还包括周围肌肉等软组织的生物

力学失衡。腰椎骨盆周围软组织在腰椎退变及骶髂关节紊乱的形成过程中发挥重要作用,故在运用三维有限元分析“腰椎-骨盆”复合体生物力学特性时,不能忽略肌肉软组织对腰椎间盘及骶髂关节的影响。

推拿手法包括正骨手法和理筋手法,是临床非手术治疗 LDH 的重要手段。推拿手法目前腰椎及骨盆生物力学研究为正骨手法提供了大量的理论依据,但是由软组织研究的不足和局限性,在一定程度上限制了 LDH 理筋手法的辩证和发展。本文将逆向动力学分析得到的肌肉关节力学数据作为有限元分析的加载条件,缺少对软组织的量化分析,尚有待进一步研究。

参考文献:

- [1] 严鹏飞,刘旭,车路,等.下腰痛的病理机制[J].中华临床医师杂志,2013,7(23):11007-11009.
- [2] TANG S, REBHOLZ BJ. Does lumbar microdiscectomy affect adjacent segmental disc degeneration? A finite element study [J]. J Surg Res, 2013, 182(1): 62-67.
- [3] ALLEVA J, HUDGINS T, BELOUS J, et al. Chronic low back pain [J]. Dis Mon, 2016, 62(9): 330-333.
- [4] 王国基,王国军,彭健民,等.腰椎间盘突出症致病因素的流行病学研究[J].现代预防医学,2009,36(13):2401-2403.
- [5] CHAN SC, WALSER J, KAPPELI P, et al. Region specific response of intervertebral disc cells to complex dynamic loading: An organ culture study using a dynamic torsion-compression bioreactor [J]. PLoS One, 2013, 8(8): e72489.
- [6] CHAN SC, WALSER J, FERGUSON SJ, et al. Duration-dependent influence of dynamic torsion on the intervertebral disc: An intact disc organ culture study [J]. Eur Spine J, 2015, 24(11): 2402-2410.
- [7] STOKES IA, GARDNER-MORSE MG, HENRY SM. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: Analysis of contributions of different muscle groups [J]. Clin Biomech, 2011, 26(8): 797-803.
- [8] YU X, ZHU L, SU Q. Lumbar spine stability after combined application of interspinous fastener and modified posterior lumbar interbody fusion: A biomechanical study [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2014, 134(5): 623-629.
- [9] STOKES IA, GARDNER-MORSE M. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups: A biomechanical *in vitro* study [J]. Spine, 1995, 20(19): 2168-2169.

- [10] 程艳彬, 房敏, 王广东, 等. 以“筋骨失衡, 以筋为先”探讨脊柱退化性疾病的推拿治疗[J]. 中华中医药杂志, 2015, 30(10): 3470-3473.
- [11] 詹红生, 石印玉, 张明才, 等. 基于“骨错缝, 筋出槽”病机认识的椎间盘突出症诊治新观点[J]. 上海中医药杂志, 2007, 41(9): 4-6.
- [12] 赵平, 冯天有. 腰椎力学结构失衡与椎间盘突出的发病[J]. 中医正骨, 1993, 5(3): 37-39.
- [13] 张宇华, 汪方, 石杜芳, 等. 骶髂融合治疗下腰痛的生物力学效应[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 425-431.
ZHANG NH, WANG F, SHI DF, et al. Biomechanical effects on sacroiliac fusion for treating low back pain [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 425-431.
- [14] 彭春政, 张胜年, 陆爱云. 人体躯干骨骼-肌肉-韧带结构三维有限元模型的建立和验证[J]. 中国运动医学杂志, 2010, 29(6): 702-705.
- [15] 苏再发, 张爱平, 陈日齐. 应用三维有限元法分析腰椎小关节的力学分布[J]. 中国组织工程研究, 2007, 11(9): 1671-1674.
- [16] KIM YE, CHOI HW. Paraspinal muscle activation in accordance with mechanoreceptors in the intervertebral discs [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2013, 227(2): 138-147.
- [17] 关海山, 杨惠林, 冯皓宇. 有限元分析肌肉力对胸腰椎运动节段椎间盘压力的影响[J]. 苏州大学学报(医学版), 2007, 27(2): 209-213.
- [18] 李凡, 栗思橙, 胡伟, 等. 基于本构模型参数的肌肉主动动力响应有限元分析[J]. 湖南大学学报, 2014, 41(10): 49-54.
- [19] 刘书朋, 司文, 严壮志, 等. 基于 AnyBody™ 技术的人体运动建模方法[J]. 生物医学工程学进展, 2010, 31(3): 131-134.
- [20] ZHU R, ZANDER T, DREISCHARF M, et al. Considerations when loading spinal finite element models with predicted muscle forces from inverse static analyses [J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1376-1378.
- [21] 束一铭, 钱竞光, 戎科, 等. 偏瘫患者步态特征的动力学仿真分析[J]. 医用生物力学, 2017, 32(6): 535-540.
SU YM, QIAN JG, RONG K, et al. Dynamic simulation analysis on gait features of hemiplegic patients [J]. J Med Biomech, 2017, 32(6): 535-540.
- [22] 国家中医药管理局. 中医病证诊断疗效标准[S]. 南京: 南京大学出版社, 1994: 201.
- [23] 刘慧, 张喜林, 周楠, 等. 步态仿真下腰椎间盘退变合并骶髂关节紊乱的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2017, 32(1): 46-53.
- LIU H, ZHANG XL, ZHOU N, et al. Finite element analysis of lumbar disc degeneration with sacroiliac joint disorder by gait simulation [J]. J Med Biomech, 2017, 32(1): 46-53.
- [24] 姬涛, 高相飞, 郭卫, 等. 骨盆环三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(9): 1625-1628.
- [25] IBARZ E, HERRERA A, MÁS Y, et al. Development and kinematic verification of a finite element model for the lumbar spine: Application to disc degeneration [J]. Biomed Res Int, 2013(4): 705185.
- [26] DOU H, TANG S. Analysis of the influence of nucleotomy on lumbar degeneration of the operated level using the finite element method [J]. Turk Neurosurg, 2014, 24(2): 184-189.
- [27] MAO N, SHI J, HE D, et al. Effect of lordosis angle change after lumbar/lumbosacral fusion on sacrum angular displacement: A finite element study [J]. Eur Spine J, 2014, 23(11): 2369-2374.
- [28] SEO JW, KANG DW, KIM JY, et al. Finite element analysis of the femur during stance phase of gait based on musculoskeletal model simulation [J]. Biomed Mater Eng, 2014, 24(6): 2485-2493.
- [29] SNIJDERS CJ, RIBBERS MTLM, DE BHV, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability [J]. J Electromyogr Kinesiol, 1998, 8(4): 205-214.
- [30] DING WY, YANG DL, CAO LZ, et al. Intervertebral disc degeneration and bone density in degenerative lumbar scoliosis: A comparative study between patients with degenerative lumbar scoliosis and patients with lumbar stenosis [J]. Chin Med J, 2011, 124(23): 3875-3878.
- [31] 师宁宁, 沈国权, 何水勇, 等. 骶髂关节紊乱与腰椎间盘突出之间相关性的流行病学研究与生物力学分析[J]. 中国骨伤, 2014, 27(7): 560-564.
- [32] 林志刚, 蒋诗超, 程艳彬, 等. 探讨《黄帝内经》“筋骨”理论对中医推拿的指导意义[J]. 中华中医药杂志, 2016, 31(7): 2491-2493.
- [33] 张喜林, 沈国权, 金喜宏, 等. 脊柱微调手法配合功能训练治疗骶髂关节紊乱临床总结[J]. 中华中医药学刊, 2015, 33(11): 2580-2582.