

文章编号: 1004-7220(2024)02-0258-07

腰椎间盘突出症患者坐立过程的动力学特征

周鑫^{1,2}, 赵雄³, 曹奔⁴, 孔令军⁴, 吴志伟^{1,2}, 朱清广^{1,2}, 房敏^{2,4}

(1. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院 推拿科, 上海 200437; 2. 上海市中医药研究院 中医推拿研究所, 上海 200437; 3. 加拿大渥太华大学, 安大略 K1N6N5; 4. 上海中医药大学附属曙光医院 推拿科, 上海 201203)

摘要:目的 研究腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)患者在坐立过程中疼痛对腰椎和髋关节力矩的影响。方法 应用AMTI测力台采集20例健康对照与20例LDH受试者的动力学数据,通过统计参数映射(statistical parametric mapping, SPM)分析两组受试者坐立任务中腰椎与髋关节在矢状面和冠状面的力矩差异。结果 与健康对照组相比,LDH受试者从站立回到坐位过程中腰椎最大屈曲力矩与髋关节最大内收力矩明显增高($P < 0.05$)。SPM分析显示,在站立初期阶段(37%~42%),LDH组髋关节外展力矩大于健康对照组,存在统计学差异($P = 0.007$)。结论 LDH受试者在坐立过程中腰椎骨盆不够稳定,尤其站立静止阶段,难以使身体达到平衡状态,需增加髋关节外展力矩来维持骨盆稳定。在临床评估治疗中应重点关注脊柱与骨盆的稳定功能。

关键词: 腰椎间盘突出症; 腰椎; 髋关节; 统计参数映射; 力矩

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.010

Dynamic Characteristics of Patients with Lumbar Disc Herniation in Sitting and Standing Process

ZHOU Xin^{1,2}, ZHAO Xiong³, CAO Ben⁴, KONG Lingjun⁴, WU Zhiwei^{1,2}, ZHU Qingguang^{1,2}, FANG Min^{2,4}

(1. Tuina Department, Yueyang Integrated Traditional Chinese and Western Medicine Hospital Affiliated with Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China; 2. Institute of Traditional Chinese Medicine Tuina, Shanghai Academy of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China; 3. University of Ottawa, Ontario K1N6N5, Canada; 4. Tuina Department, Shuguang Hospital Affiliated with Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China)

Abstract: Objective To study the effect of pain on the lumbar and hip joint moments in patients with lumbar disc herniation (LDH) while sitting and standing. **Methods** Dynamic data from 20 healthy controls and 20 patients with LDH were collected using an AMTI dynamometer. The differences in moments between the lumbar spine and hip joints in the sagittal and coronal planes for the two groups of subjects performing sitting-standing tasks were analyzed using statistical parameter mapping (SPM). **Results** Compared to the healthy control group, the LDH group showed a significant increase in the maximum lumbar flexion moment and the maximum hip adduction moment from standing to sitting ($P < 0.05$). SPM analysis showed that during the initial phase of standing (37% –

收稿日期: 2023-09-15; 修回日期: 2023-10-11

基金项目: 国家自然科学基金项目(82205304, 82030121), 上海市“科技创新行动计划”启明星培育扬帆专项(22YF1449900), 上海市“科技创新行动计划”医学创新研究专项项目(21Y21920300)

通信作者: 房敏, 教授, 主任医师, E-mail: fm-tn0510@shutcm.edu.cn

42%), the hip abduction moment of the LDH group was significantly greater than that of the healthy control group ($P = 0.007$). **Conclusions** Subjects with LDH have an unstable lumbar spine and pelvis during sitting and standing, especially at the stationary stage, which makes it difficult to achieve balance in their body. Therefore, increasing the hip abduction moment is necessary to maintain pelvic stability. During clinical evaluation and treatment, emphasis should be placed on the stable function of the spine and pelvis.

Key words: lumbar disc herniation (LDH); lumbar spine; hip joint; statistical parameter mapping (SPM); moment

腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)是指腰椎间盘发生退行性病变后,纤维环部分或全部破裂,髓核单独或者连同纤维环、软骨终板向外突出,刺激或压迫窦椎神经和神经根引起的以腰腿痛为主要症状的一种综合征^[1]。作为临床常见慢性病,至少95%的LDH发生于L4~5、L5~S1椎间隙^[2]。相关研究显示,LDH发病率为2%~3%,而35岁以上的男性发病率为4.8%,女性为2.5%^[3]。LDH涉及的年龄、职业人群范围极广,社会负担重大,已成为世界范围内一项重要公共健康问题^[4]。LDH引起的疼痛不仅会使患者的静态姿势改变,更会影响动态任务(例如坐立)的表现,这通常与腰椎和髋关节活动能力的降低有关^[5-7]。

有研究根据净力矩或椎间压缩试验估计腰痛患者的下背部负荷,结果表明,腰痛患者在举重时限制了躯干的运动,从而使作用在腰椎上的力矩最小化^[8-9]。还有研究显示,与健康受试者相比,腰痛患者会以不同的方式募集肌肉,并改变屈曲松弛反应^[10-11]。由此可见,腰痛患者可能使用非常不同的肌肉激活模式,从而对腰椎施加不同的负荷。坐立任务是日常必要且功能重要的活动。本课题组前期针对LDH患者坐立过程中的运动学分析发现,LDH受试者在坐立起始阶段腰椎屈曲及髋关节外展功能受限,需代偿以髋关节屈曲活动增加来完成功能任务^[6]。从站立回到坐位启动阶段又表现为髋关节外展角度明显增加,这可能是自我保护脊柱组织免受引起疼痛的一种方法。然而,上述研究仅对坐立任务进行运动学分析,并没有充分探索运动策略变化的生物力学机制以及腰椎和髋关节负荷模式的本质。并且以往的动力学研究局限在比较离散参数,没有考虑整个测量域,忽略了任务沿着时间维度的差异。

本文对比了LDH患者和无腰腿痛的健康受试

者在坐立过程中不同的关节动力学特征;并且将分析扩展到给定运动任务的整个时间序列,以提高对姿势控制策略的理解,以及不同人群(例如健康者和LDH患者)是如何调整关节力矩来实现相同的功能任务,从而为临床精准评估和治疗提供生物力学基础的理论依据。

1 研究对象

于上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院筛选出符合临床试验标准的20例腰椎间盘突出症患者和20例健康对照受试者,所有受试者入组前签署知情同意书,上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院伦理委员会批准了本研究(批件号2020-017)。

1.1 健康对照受试者纳入标准

① 年龄18~55岁,性别不限;② 半年内无腰腿痛、无神经肌肉病变;③ 腰椎影像无突出、无椎间隙狭窄、无许莫氏结节及腰椎旋转侧弯;④ 腰椎无峡部裂、隐裂;⑤ 测试前24h无剧烈运动;⑥ 自愿参加本研究并签署知情同意书。

1.2 腰椎间盘突出症患者纳入标准

① 年龄18~55岁,性别不限;② 反复的腰腿部疼痛病史,病程超过3个月;③ 出现4种神经体征(肌肉萎缩、运动无力、感觉减退和反射减弱)中的两种征象;④ MRI示L4~5、L5~S1突出;⑤ 自愿参加本研究并签署知情同意书。

1.3 排除标准

具有下列情况之一者,不能纳入本试验:① 既往严重脊柱创伤史;② 影像学所见有脊柱骨质肿瘤、结核、骨质疏松等患者;③ 合并心血管、脑血管、造血、消化系统等严重疾病或精神病患者;④ 有其他自身免疫性疾病、变态反应性疾病和急、慢性感染者;⑤ 妊娠期妇女;⑥ 不宜进行核磁共振检查者,如带有心脏起搏器、神经刺激器者、体内有金属

异物(金属植入物、避孕环)、胰岛素泵等;⑦近3个月内参加其他临床试验。

1.4 受试者基本情况

选取符合临床试验标准的40例受试者,健康对照组与LDH组各20例,两组在人口学特征上基线可比($P>0.05$),具体信息见表1。

表1 受试者一般情况

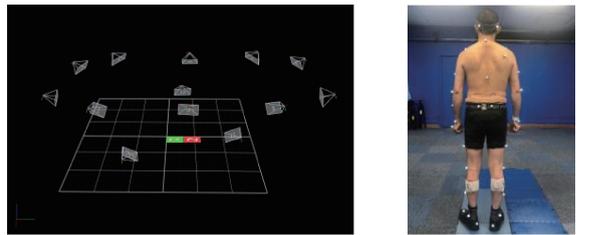
Tab. 1 General conditions of the subjects

参数	健康对照组 ($n=20$)	腰突症组 ($n=20$)	P
年龄/岁	31.33±7.21	33.40±5.93	0.233
性别(男/女)	14/6	13/7	0.736
身高/m	1.69±0.85	1.70±0.10	0.669
体质量/kg	67.07±11.68	72.20±13.29	0.271
BMI/($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	23.38±2.31	24.42±2.97	0.284

2 实验方法

2.1 仪器设备

应用美国AMTI公司生产的三维测力台2块(BMS400600),尺寸为400 mm(宽)×600 mm(长)×82.55 mm(高),重量为31.82 kg,串扰值通常为施加负载的±0.2%,测量精度为负载的±0.5%。测力台内置信号放大器,最大的侧向力和垂直力分别为2 224、4 448 N,本研究使用的采样频率为1 kHz。实验于国家中医药管理局推拿生物力学三级实验室进行,实验场地空间设置见图1(a)。



(a) 实验室空间架设

(b) Plug-in Gait模型标记位置

图1 实验空间及模型

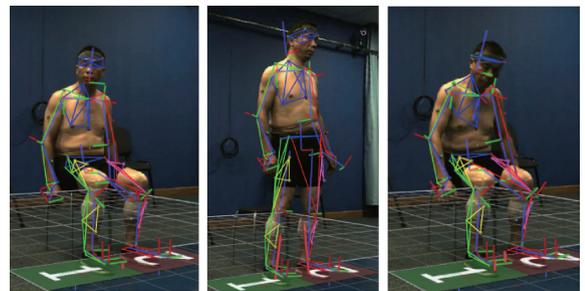
Fig. 1 Experimental space and model (a) Laboratory space installation, (b) Plug-in Gait model marker position

2.2 模型选择

选择Vicon Nexus运动捕捉系统的Plug-in Gait模型进行相应体表位置的贴点,主要包括胸骨柄的颈静脉切迹、剑突、第7颈椎(C7)棘突、第10胸椎(T10)棘突、双侧髂前、髂后上棘、股骨大转子与股骨外上髁连线中点、股骨外上髁等[见图1(b)]。

2.3 实验流程

在系统校准以及受试者基本参数(身高、体质量、腿长等)采集和标志点贴点完成后,首先进行静态站立位的数据采集,以完成坐标标定与模型创建。然后,在动态任务测试前,让受试者热身并熟悉测试环境。为了确保活动尽可能自然,对坐着站起和站着坐下的过程几乎没有设置限制,唯一的限制是不允许受试者用双手向上推并且脚必须待在地板上。研究发现,使用上肢和初始脚摆放位置的不同都会显著影响运动学和动力学变量以及运动策略^[7-8]。因此,本研究中,受试者需要坐在既没有扶手也没有靠背的凳子上,双腿处于垂直位置,以直立的姿势向前看,两臂自然垂于身旁。测试过程中受试者被要求以自己舒适的速度从坐姿到站立位,达到站立位后需要保持一个舒适的直立姿势3 s,再以自己舒适的速度坐回凳子上,重复3次。在测试过程中,全由受试者自主完成,不纠正任何偏差或身体动作(见图2)。



(a) 坐

(b) 立

(c) 坐

图2 坐-立-坐动作采集

Fig. 2 Collection of sitting-standing-sitting movement

(a) Sitting, (b) Standing, (c) Sitting

3 数据处理

使用Nexus软件进行数据预处理,首先执行静态建模,将计算出的对象测量结果输出到模型文件中,即在内部计算了数值以使模型能够运行。然后对动态采集的数据进行处理,包括重建、标记、间隙填充和标记轨迹过滤。其中标记轨迹的过滤由Woltring通用交叉验证5次平滑样条(预测均方差为15 mm)实现^[12]。再进行Plug-in Gait模型分析计算得出相应的关节力矩等信息,并使用定制的Matlab例程对数据进一步处理。使用样条插值法,将所有的动力学数据归一化为1个由100个数据点组成的完

整任务周期。坐立任务的起止则基于 C7 标记物的垂直轴位移^[13]进行定义,可分为从坐到站再从站到坐到坐两个阶段,约占整个周期的前 50% 与后 50%。

4 统计分析

4.1 统计参数映射

本文采用统计参数映射 (statistical parametric mapping, SPM) 方法比较健康对照组和 LDH 组组间的整个时间序列,髌关节为腰突症受试者的患侧与健康对照受试者的优势侧对比。

使用自定义 Matlab 代码 (MathWorks 公司, 美国) 进行 SPM 分析, 以实现来自开源 spm1d 软件包 (www.spm1d.org) 的功能。在进行推理过程之前, 使用内置函数 “spm1d.stats.normality.ttest” 进行数据正态性评估。根据数据正态性, 采用参数或非参数的 Hotelling's T2 检验比较脊柱、髌关节的时变关节动力学矢量 ($\alpha = 0.05$)。SPM Hotelling's T2 的检验属于矢量场, 等效于两样本的 t 检验^[14], 即在每个单独的时间点分别计算标量输出的统计信息 SPM{T2} 或 SnPM{T2} (非参数版本)。为检验组间无差异的原假设, 只有计算出的平滑随机曲线超过设置的 $\alpha\%$ (5%) 临界阈值才能拒绝假设。如果观察到显著差异, 则将三维时变联合的关节动力学矢量分解为它们的矢量分量 (如矢状面、冠状面的力矩), 进行后续分析。具体而言, 分别对矢状面、冠状面的力矩进行参数或非参数的双侧独立样本 t 检验 (SPM{t} 或 SnPM{t}), 当 SPM 曲线 (SPM

{T2} 或 SnPM{T2}; SPM{t} 或 SnPM{t}) 在任意时间节点上跨越临界阈值, 就会发生统计显著性。由于相邻点的相互依赖性, 曲线上的多个相邻点也往往超过临界阈值, 这被称为“超阈值聚类”。沿着 SPM 曲线确定超阈值簇, 并使用随机场理论计算相关的 P 值。对于所有非参数 SPM 检验, 迭代次数设置为 10 000 次^[15]。

4.2 常规统计

酌情采用独立样本 t 检验或 Mann-Whitney U 检验 ($\alpha = 0.05$) 比较受试者的计量资料, 包括人口学特征 (年龄、BMI) 和关节力矩等, 使用 $Q-Q$ 图和 Shapiro-Wilk 检验验证数据的正态性。采用卡方检验、Fisher 精确检验比较计数资料 (男女比例)。所有的统计分析均使用 SPSS 21.0 进行, 双侧 $P < 0.05$ 被视作差异有统计学意义。

5 研究结果

5.1 腰椎关节力矩变化

从坐姿到站立阶段, LDH 组与健康对照组脊柱屈曲/伸展及侧屈的最大力矩比较不存在统计学差异, SPM 分析也未显示统计学差异。但与健康对照组相比, LDH 组在运动周期中的脊柱最大伸展力矩有下降趋势, 且站立时的屈曲力矩增高。显著减少的伸肌力矩将施加更低的负荷作用于腰椎。

从站立到坐姿阶段, LDH 组与健康对照组脊柱屈曲最大力矩比较存在统计学差异 ($P = 0.048$), 伸展、侧屈力矩及 SPM 分析未显示统计差异 (见表 2、图 3)。

表 2 不同阶段两组腰椎力矩对比

Tab. 2 Comparison of lumbar spine moment between the two groups at different phases

单位: N·mm

组别	从坐到立阶段				从立到坐阶段			
	矢状面 (伸展-屈曲)		冠状面 (左右侧屈)		矢状面 (伸展-屈曲)		冠状面 (左右侧屈)	
	最大值	最小值	最大值	最小值	最大值	最小值	最大值	最小值
LDH 组	656.45±344.15	-544.91±60.08	13.60±22.19	-85.96±39.96	635.58±333.90	-539.02±79.25	49.81±43.05	-79.31±43.63
对照组	961.59±266.72	-467.65±115.39	49.97±64.08	-96.17±62.97	804.93±210.49	-443.34±108.10	32.98±50.87	-95.17±64.03
P	0.052	0.094	0.340	0.687	0.216	0.048*	0.340	0.548

注: * $P < 0.05$ 为组间比较差异。正值表示脊柱的伸展或左侧屈力矩, 负值表示屈曲或右侧屈力矩。

5.2 髌关节力矩对比

从坐姿到站立阶段, LDH 组与健康对照组髌关节屈伸、内收外展的最大力矩比较没有统计学差异。但 SPM 分析显示, 在站立初期阶段 (37% ~ 42%), LDH 组髌关节外展力矩大于健康对照组, 差

异有统计学意义 ($P = 0.007$)。

从站立到坐姿阶段, LDH 组与健康对照组相比, 髌关节最大内收力矩存在统计学差异 ($P = 0.009$), 屈伸、外展力矩及 SPM 分析未显示统计学差异 (见图 4、表 3)。

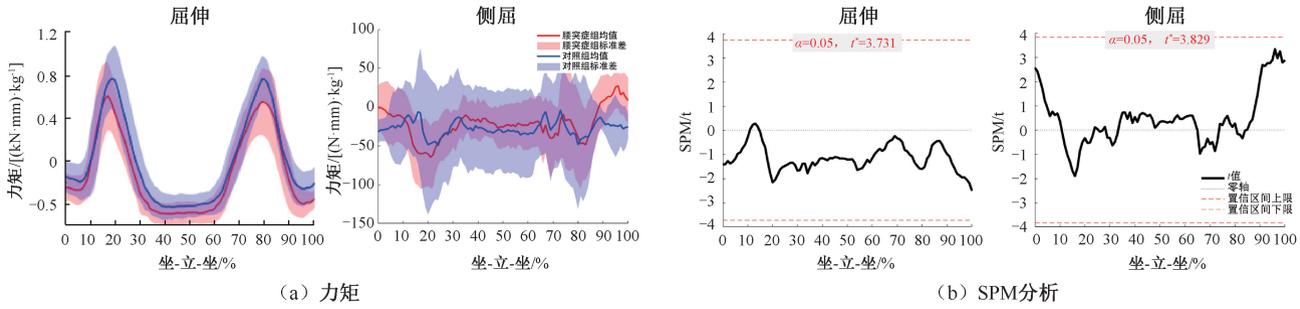


图3 坐立过程中腰椎力矩变化以及相应 SPM 分析结果

Fig.3 Changes in lumbar spine moment during sitting-standing-sitting and corresponding SPM analysis results (a) Moment, (b) SPM analysis

注:0%~50%为从坐到立阶段,51%~100%为从立到坐阶段。下同。

表3 不同阶段两组髋关节力矩对比

Tab.3 Comparison of hip joint moment between two groups during different phases

单位: N·mm/kg

组别	从坐到立阶段				从立到坐阶段			
	矢状面(伸展-屈曲)		冠状面(外展-内收)		矢状面(伸展-屈曲)		冠状面(外展-内收)	
	最大值	最小值	最大值	最小值	最大值	最小值	最大值	最小值
LDH 组	618.21±170.79	-179.80±80.95	157.67±40.15	-175.97±92.86	629.23±196.94	-174.84±62.89	127.98±45.31	-180.05±107.96
对照组	673.14±113.16	-191.29±67.17	185.82±100.96	-105.16±88.17	609.52±77.16	-180.24±52.96	119.57±61.46	-61.59±51.94
P	0.433	0.747	0.454	0.117	0.783	0.846	0.745	0.009*

注: *P<0.05 为组间比较差异。正值表示髋关节的伸展或外展力矩,负值表示屈曲或内收力矩。

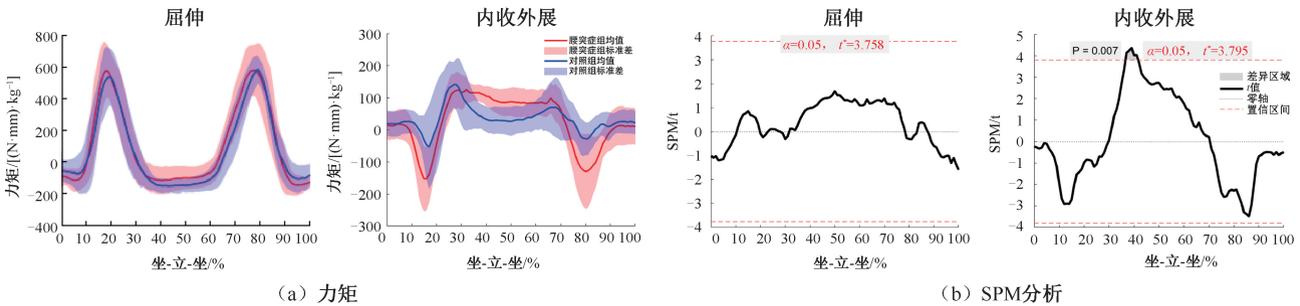


图4 坐立过程中髋关节力矩变化以及相应的 SPM 分析结果

Fig.4 Changes in hip joint moment during sitting-standing-sitting and corresponding SPM analysis results (a) Moment, (b) SPM analysis

6 讨论

本文结果显示,LDH 受试者的腰椎伸展力矩有下降趋势,站立时的屈曲力矩明显增加;髋关节则表现为最大内收力矩增加,尤其在回到坐位的过程中差异显著。并且 LDH 受试者在站立静止阶段不能使身体达到平衡状态,需增加髋关节外展力矩来维持骨盆稳定。通过对 LDH 受试者在坐立过程中的动力学分析发现,LDH 受试者坐立运动时腰椎骨盆不够稳定,尤其在站立静止阶段,难以使身体达到平衡状态,需增加髋关节外展力矩来维持骨盆稳

定。因此,在临床评估治疗中应重点关注脊柱与骨盆的稳定功能。

本课题组前期对 LDH 受试者在坐立过程中的运动学分析也表明,LDH 受试者腰椎屈曲功能受限,髋关节屈曲角度增加,尤其是在从坐到站的初始阶段与健康对照组相比差异明显,而且在从站到坐的启动阶段需要通过增加髋关节外展角度来完成[6]。该结果与动力学分析结果一致,LDH 受试者腰椎屈曲和髋关节内收力矩也有相应增加表现,不同的是髋关节屈伸运动学表现出显著差异,但动力学结果并没有差异,推测腰痛对髋关节屈伸

肌群的功能影响不大。结合运动学与动力学分析, 本文认为 LDH 受试者在坐立过程中腰椎屈曲及髋关节外展功能受限, 需要通过降低腰椎屈曲角度及伸展力矩来减少腰椎负荷, 并且代偿以髋关节屈曲活动及内收力矩的增加来完成功能任务。而在站立阶段, LDH 受试者髋关节力矩无法趋近于零, 达不到骨盆的平衡状态, 需要增加髋关节外展力矩(髋内收肌持续激活)来提供更多的稳定功能。因此, 可推断 LDH 受试者髋关节外展肌群相对薄弱, 髋内收肌群易发生代偿持续紧张, 临床评估过程中需要重点关注, 治疗方案也提示锻炼髋外展肌为主的骨盆稳定肌群的重要性, 同时注意松懈易紧张的髋内收肌群。

以往研究也表明, 伸肌力矩和力量的显著降低会对腰椎施加较低的负荷^[16-17], 这可能是一种代偿反应, 以保护“疼痛”组织, 并在坐立和站坐过程中增强脊柱的稳定性。并且臀部必须比腰椎产生更多的能量, 才能使身体从坐到站再从站到坐, 腰痛不仅影响腰椎产生的力量, 也影响髋部。具体而言, 作用于腰椎和髋关节的净力矩在主运动平面(矢状面)明显减少, 但在冠状面和横截面增加, 这与本研究结果相似。研究表明, 腰痛患者更容易表现出髋关节外展肌力量的下降, 髋关节外展力输出的减少和肌肉募集的改变^[18-20]。刘慧等^[21]通过有限元模型分析也发现, LDH 患者腰椎骨盆肌肉功能异常会引起腰椎及髋髂关节应力异常, 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。本文同样发现, LDH 患者在坐-立-坐过程中与健康对照受试者表现出不同的负荷模式, 相应的肌肉活动模式也会发生改变, 这种改变可能与腰椎间盘突出引起的疼痛与功能障碍有关。

综上所述, LDH 受试者在站立过程中腰椎-骨盆-髋关节的稳定功能受到影响, 筋骨平衡能力明显下降。因此, 坐立运动作为日常生活中必不可少的功能活动, 临床上对 LDH 患者的治疗需要恢复腰椎-骨盆-髋关节复合体的肌肉激活模式和制定拉伸紧绷组织的锻炼计划等。希望本研究能够帮助临床医生评估 LDH 患者的功能障碍, 并设计个性化的诊疗方案来改善患者的功能异常。本文仅从坐立

运动进行分析, 进一步研究还可扩大样本量, 并涉及其他的日常活动中。

7 结论

本文通过对 LDH 患者坐立测试的动力学分析发现, LDH 受试者在坐立过程中腰椎骨盆不够稳定, 尤其站立静止阶段, 难以使身体达到平衡状态, 需增加髋关节外展力矩来维持骨盆稳定。本文结果提示, 临床针对 LDH 患者的评估诊疗中除腰部功能外, 还需重点关注骨盆-髋关节复合体的稳定功能变化, 尤其是对髋外展肌群的功能恢复。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 周鑫负责研究实施与论文撰写; 赵雄负责数据分析; 曹奔、孔令军、吴志伟、朱清广负责数据采集; 房敏负责研究设计与指导。

参考文献:

- [1] 王祥瑞, 冯智英, 张小梅, 等. 腰椎间盘突出症诊疗中国疼痛专家共识[J]. 中国疼痛医学杂志, 2020, 26(1): 2-6.
- [2] DEYO RA, MIRZA SK. Clinical practice. Herniated lumbar intervertebral disk [J]. N Engl J Med, 2016, 374(18): 1763-1772.
- [3] VIALLE LR, VIALLE EN, SUÁREZ HENAO JE, et al. Lumbar disc herniation [J]. Rev Bras Ortop, 2015, 45(1): 17-22.
- [4] KNEZEVIC NN, CANDIDO KD, VLAEYEN JWS, et al. Low back pain [J]. Lancet, 2021, 398(10294): 78-92.
- [5] CLAEYS K, DANKAERTS W, JANSSENS L, et al. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2012, 22(6): 821-828.
- [6] 周鑫, 房敏, 朱清广, 等. 腰椎间盘突出症患者坐立时的运动学特征分析[J]. 医用生物力学, 2022, 37(4): 713-719. ZHOU X, FANG M, ZHU QG, et al. Analysis on kinematic characteristics of patients with lumbar disc herniation during sitting and standing [J]. J Med Biomech, 2022, 37(4): 713-719.
- [7] WONG TK, LEE RY. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip [J]. Hum Mov Sci, 2004, 23(1): 21-34.
- [8] KINGMA I, BATEN CT, DOLAN P, et al. Lumbar loading during lifting: A comparative study of three measurement techniques [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2001, 11(5): 337-345.

- [9] GALLAGHER S, MARRAS WS, LITSKY AS, *et al.* Torso flexion loads and the fatigue failure of human lumbosacral motion segments [J]. *Spine*, 2005, 30(20): 2265-2273.
- [10] NEBLETT R, MAYER TG, BREDE E, *et al.* Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: Responsiveness to a new biofeedback training protocol [J]. *Clin J Pain*, 2010(26): 403-409.
- [11] MARSHALL P, MURPHY B. Changes in the flexion relaxation response following an exercise intervention [J]. *Spine*, 2006(31): 877-883.
- [12] WOLTRING HERMAN J. A Fortran package for generalized, cross-validatorspline smoothing and differentiation [J]. *Adv Eng Softw*, 1986, 8(2): 104-113.
- [13] PAPI E, BULL A, MCGREGOR AH, *et al.* Spinal segments do not move together predictably during daily activities [J]. *Gait Posture*, 2019(67): 277-283.
- [14] CAO J, WORSLEY KJ. The detection of local shape changes via the geometry of Hotelling's T₂ fields [J]. *Ann Stat*, 1999, 27(3): 925-942.
- [15] PATAKY TC, VANRENTERGHEM J, ROBINSON MA. Zero-vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis [J]. *J Biomech*, 2015, 48(7): 1277-1285.
- [16] SHUM G, CROSBIE J, LEE R. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit [J]. *Spine*, 2007, 32(7): 211-219.
- [17] PEYDRO MF, LÓPEZ J, CORTÉS A, *et al.* Kinetic and kinematic analysis of the 'getting up from a chair' movement in patients with low back pain [J]. *Rehabilitación*, 2011, 45(2): 99-105.
- [18] ARAB AM, NOURBAKHSH MR. The relationship between hip abductor muscle strength and iliotibial band tightness in individuals with low back pain [J]. *Chiropr Osteopat*, 2010(18): 1-5.
- [19] KENDALL K, SCHMIDT C, FERBER R. The relationship between hip-abductor strength and the magnitude of pelvic drop in patients with low back pain [J]. *J Sport Rehabil*, 2010, 19(4): 422-435.
- [20] NELSON-WONG E, POUPORE K, INGVALSON S, *et al.* Neuromuscular strategies for lumbopelvic control during frontal and sagittal plane movement challenges differ between people with and without low back pain [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2013, 23(6): 1317-1324.
- [21] 刘慧, 沈国权, 张喜林, 等. 肌肉加载下腰椎间盘突出有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(5): 493-499.
- LIU H, SHEN GQ, ZHANG XL, *et al.* Finite element study of lumbar disc herniation loaded with muscle force [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(5): 493-499.