

步态分析技术在腰椎间盘突出症临床诊断和功能评估中的应用进展

张琳聆^{1,2}, 王辉昊^{1,2}

【关键词】 步态分析;腰椎间盘突出症;临床诊断;功能评估

【中图分类号】 R49;R681 【DOI】 10.3870/zgkf.2024.02.011

腰椎间盘突出症(lumbar disc herniation, LDH)是成年人腰痛和下肢神经痛最常见的病因之一,具有发病率高、复发率高、病程长的特点^[1-3],若在早期不加以干预治疗,异常步态会引起腰背部和下肢肌肉力学失衡,最终造成残疾^[4-5]。目前临床对于LDH突出节段和神经软组织受累情况的诊断主要依靠传统体格检查和影像学检查来完成。直腿抬高试验对LDH的敏感性较高,但是特异性不足;磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是判断LDH突出位置的金标准,对软组织分辨能力较高,具备安全、灵敏的特点^[6-7],但该检查是在患者处于静息卧位下完成的,无法得知患者在正常站立和行走情况下腰椎的实际功能,故难以判断患者在日常生活中椎间盘和神经、周围软组织等的具体受压状况。传统体格检查和影像学检查的不足呼吁着更优化的评估手段,而步态分析技术的出现恰好迎合了这一需求。运用三维步态分析技术,我们可以获取动态状态下下肢骨关节的时空参数、动力学参数和运动学参数,从而更为客观地评估患者运动功能水平,提示病情的严重程度、评估治疗效果,指导制定干预方案,为临床诊断和康复训练提供依据^[8]。随着信息采集技术的不断完善,三维步态分析技术已被广泛运用于临床,成为临床诊断和疗效评估的重要手段^[9-11]。

1 步态分析技术机制概述

步态分析是运用人体解剖学、生理学、力学原理等知识对人体步行姿态进行运动学观察和动力学分析的一种技术,属于生物力学的分支^[11-12],目前常用的步

态分析系统有主要由动作捕捉系统、表面肌电系统(surface Electromyography, sEMG)和足底压力测量系统组成^[13]。以Vicon动作捕捉系统为例,其机制是利用电磁系统或者光学将人体动作转化为三维数据,建立三维坐标系,再结合时间参数计算出机体各节段的速度和加速度;表面肌电系统是通过动态肌电图拾取运动肌肉的肌电信号并将其放大,进而获得肌肉强度和活动时间等信息,评估神经系统对骨骼肌肉的支配情况和肌肉疲劳状态,从而鉴别异常步态^[14-16];足底压力测量系统则是通过测量足底和在支撑相中对地面的作用力和地面反作用力来观测足底受力中心的变化,进而对肌肉的异常受力进行判断^[3,16]。三维步态模型种类多样,有针对性矢状面进行测量的传统步态模型(conventional gait model, CGM),也有对冠状面、矢状面、水平面进行同步观测的六自由度三维步态模型(calibrated anatomical system technique, CAST)。传统步态模型的特点是插入式、对矢状面进行观测,是步态分析中应用最广泛,也是最具体的模型^[8,17]。CAST模型的特点是能够对肢体冠状面、矢状面、水平面三个维度进行同步分析。常用于步态分析的仿真软件有AnyBody、Opensim、LifeMOD等,临床根据不同的情况选择不同的设备进行评估。

2 步态分析技术的使用共识

步态分析的模型和方法多样,根据研究目的的不同,在模型选择和观测指标上也存在诸多差异。患者的年龄、性别、体重、测量方案、测量时是否穿鞋、采用的对照方式等的不同也可能对研究结果产生影响,但其在使用过程中也遵循一定的共性:①观测面:人体在行走过程中的活动规律在矢状面上较为显著,因此对于运动学参数和动力学参数的观测主要集中在矢状面^[18]。②观测方法:步速是监测下肢步态异常中最为灵敏、最基础的参数,步频可以反映步态的节奏和稳定性;步宽变大会使得步行中身体的稳定性下降,三者步态稳定性中具有特异性,常作为步态分析的重要观测指标;目前研究发现,LDH患者的步态存在步幅加

基金项目:国家自然科学基金项目(81973871);上海申康医院发展中心临床三年行动计划项目(SHDC2020CR1051B);上海市慢性筋骨病临床医学研究中心(20MC1920600)

收稿日期:2023-02-08

作者单位:1. 上海中医药大学附属曙光医院石氏伤科医学中心,上海 201203;2. 上海市中医药研究院骨科研究所,上海 201203

作者简介:张琳聆(1997-),女,硕士研究生,主要从事生物力学方面的研究。

通讯作者:王辉昊, huihaowang@126.com

快和减慢两个截然不同的现象,可能与患者行走习惯有关,其特异性有待进一步研究。其次,考虑到鞋子重量对足底压力的影响,测试中常选择在裸足行走的状态下进行数据采集,裸足可作为LDH患者步态数据采集的基本要求之一^[19-20]。③人体是一个统一的整体,牵一发而动全身,下肢的步态异常常与脊柱的生物力学异常相关,因此,在评估和改善下肢运动功能的同时应注重整体观念,注意观测脊柱和骨盆的生物力学变化。④单一的步态评估方法无法获得满意结果,临床常需要结合传统体格检查和影像学检查共同作出诊断,并纳入数字评分法(numeric rating scale, NRS)、视觉模拟评分法(visual analogue score, VAS)、Oswestry功能障碍指数评分法(Oswestry disability index, ODI)和日本骨科协会评估治疗分数(Japanese orthopaedic association scores, JOA)等手段对患者的肌肉平衡状态和异常步态给出完整的认识^[21-25]。⑤在宋莎莎等^[17]对于髋关节屈伸活动范围的研究中发现,自身对照得出“活动范围无明显变化”的结论,而在和健康组对照中则得出“有明显变化”的结果,说明自身对照在一定程度上会忽略患者健侧代偿性步态失衡而造成的错误参照,对客观参数产生负面影响^[26],因此在研究过程中,采取自身对照与健康组对照相结合的对照方法更为合理,且更具有说服力。

3 LDH 常见的异常步态

研究发现,LDH患者在步态时空参数、运动学参数、动力学参数和肌电参数上与正常人存在明显差异。如Natarajan^[27]、毛晶^[28]、刘慧等^[29]的研究发现,LDH患者在行走过程中普遍存在步速减缓、步长缩短、支撑相时间延长的情况,部分患者还存在足底压力降低且分布不均、步幅加快或者减慢的情况。Huang^[20]、Kuai等^[30]在对下肢步态参数的分析中还发现,LDH患者还存在髋膝关节活动范围减小、运动肌肉收缩频率降低、摇摆持续时间不对称、行走时骨盆和腰椎旋转变大、疼痛与步态不稳之间存在正相关关系等现象;宋莎莎^[17]、郑陈帆等^[26]在采用健康组对照+自身对照方式的情况下发现,LDH患者的步态异常不仅仅存在于患侧下肢,其健侧下肢的步态也显示出异常,其原因可能与健侧长期代偿受力有关。

4 LDH 步态失衡的机制探索

LDH患者步态失衡的机制目前尚未十分明确^[12,32],从运动学角度来看,可能是出于人体的自我保护机制^[26,33-34],Govind等^[35]的研究也认同了这一观点,他们认为,该机制具体表现为疼痛回避:人体的

正常步态是由神经系统、骨骼肌肉系统、髋膝踝以及足部各个小关节的共同配合完成的^[15-16],其中任何一个环节的失调都可能引起步态异常,患者腰椎病变压迫神经和周围软组织,引起患肢疼痛,无力支撑上身重量,因此被迫调节运动方式,例如采用减少患侧触地时间、缩短步长的方式来缓解疼痛,与此同时,健侧代偿受力,长此以往导致患侧下肢肌肉萎废不用,肌力降低,双侧下肢生物力学平衡失调^[20]。研究认为,患者骨盆和腰椎旋转角度随步长增加而呈正相关变化的原因也来自于机体的自我保护机制:患者下肢运动策略的长期改变会加重腰椎退行性病变,在进行大幅迈步时,通过旋转胸部与腿的摆动运动相一致,可以限制脊柱旋转的幅度,从而减轻脊柱的异常受力和旋转,缓解脊柱和骨盆的不适感^[19,31,35]。步态失衡的足底生物力学变化主要来自于骨小梁的病变^[36]:在脊柱和髋膝关节异常受力的环境下,骨小梁易发生不同程度的骨折、囊性改变或者软骨下骨硬化,长此以往导致足部受力异常,足底压力分布不均^[37]。

5 步态分析技术使用中的局限性

5.1 设备普适性不足 步态分析系统在临床运用较为广泛,覆盖了医、工领域的各个方面^[20,38-39],但因LDH患者年龄、病情、设备的可操作性、研究者自身因素等各方面因素的影响,其在医学领域的应用依然存在一些缺陷,比如:CGM是进行下肢步态分析应用最广泛、最具体的模型,但是易受软组织伪影的影响,表面标记点会随着关节位置的变化而出现误差,容易导致采集的动态数据不准确;采用立体投影模式的无标记运动捕捉系统在一定程度上弥补了CGM模型的不足,且具有操作简单、成本低廉的优势,但易受算法、环境因素的影响^[13];可穿戴加速器在临床的应用也较广泛,对脊柱特异性病态损伤具有敏感性,但是其在临床应用中的安全性和普适性仍有待证实^[40];能量消耗和体力活动智能装置系统(intelligent device for energy expenditure and physical activity, IDEEA)在步态分析中较也为常用,具有无创、便携的特点,但是使用过程中存在设备和重症患者难以适配的情况,例如,在吴建贤等^[41]的研究中就出现2例病情严重患者无法完成指示动作的情况,提示该设备在对LDH重症患者能力评估中的可行性不高,临床应用需要因人制宜。除此之外,目前步态分析普遍选择在固定时间点进行数据采集,而采用这种方法获得的数据与患者真实步态参数可能存在偏差,而用可穿戴设备进行数据持续采集的方法更具有客观性和真实性^[29,42-46],但是可穿戴设备的普及还有较长的时间跨度。由此可见,步态

分析系统在临床的应用中也存在一定局限性,在使用过程中应该因人、因时、因地制宜。

5.2 肌电测量技术不成熟 步态分析中肌电测量系统的局限性主要表现在两个方面,一是目前的研究中对于表面肌电图的应用十分有限,表面肌电测量数据运用较少,且由于肌肉冗余问题、肌肉合力等的影响,其数据的参考价值仍存在争议^[23]。二是深层肌电测量技术尚不成熟,众所周知,腰椎和骨盆周围的肌肉和软组织在维持腰椎和髋髂关节正常应力的过程中发挥着重要作用^[47],肌肉软组织的失衡和腰椎、骨盆关节失衡之间可以相互影响,因此腰椎和骨盆周围软组织的生物力学以及深层肌电参数也应该被视为研究的重点。

5.3 正常步态数据库尚未建立 本次研究发现,各项研究中纳入患者的年龄跨度较大,大部分研究都集中于单时间点的横断面评价,且研究中健康组对照和者自身左右对照的方法也存在缺陷:由于没有进行年龄分组,且各年龄阶段的正常步态数据库尚未建立,所谓的“健康组”状态未必健康,因此临床研究缺乏标准化的参考。

5.4 纵向研究缺乏 步态分析中关于 LDH 的临床分型并未十分明确,未对单节段突出和多节段突出的步态作详细比较,如徐欣^[47]、张勤良等^[48]的研究中,纳入的患者包含了 L3/4、L4/5、L5/S1 单节断、双节断等不同突出类型,且研究中未对不同突出节段患者的步态进行分类比较,而是将其笼统地归为“LDH 异常步态”中,这可能导致临床对不同类型 LDH 的治疗缺乏针对性,未来的研究可以对不同节段病变的步态特征进行比较,以便更好地指导个性化治疗。

6 小结与展望

步态分析技术是临床进行 LDH 诊断和疗效评估的重要手段,相较于传统的体格检查,它具有客观、全面、灵敏、准确等特点^[43-44],能够将骨科、康复科常用的定性分析化为客观准确的定量指标,且在结合 NRS 评分、VAS 评分、JOA 评分和 ODI 评分等评估手段的情况下还可以大大提高检查结果的准确性。随着技术的进步,可穿戴设备其凭借着自身便携、穿戴方便、经济实惠等优势逐渐成为康复评估和治疗的主流。而针对步态分析系统存在的诸多问题,未来的研究可以将重点放在以下几个方面:①探索深层肌电图的无创测量技术,完善软件中预测肌肉冗余力技术,提高所获取数据的精确性和客观性;②探索不同观测指标的特异性和精确性,拓展便携式可穿戴设备在临床诊疗中的应用;③开展 LDH 不同突出节段和突出类型的异常

步态的纵向研究,为临床提供更具有个性化的治疗方案。④建立健康人群不同年龄阶段的步态数据库,为 LDH 的诊疗评估提供标准化参考。

【参考文献】

- [1] 冯茹,刘卉,杨辰,等.步态分析在儿童杜氏肌营养不良症评估中的应用:系统综述[J].中国康复医学杂志,2022,37(3):366-371.
- [2] 曹盼举,于海洋,张晓刚,等.腰椎间盘突出症的中医病因病机及其治疗思考[J].中医药临床杂志,2018,30(11):1999-2002.
- [3] 杨滨,马华松,邹德威.腰椎间盘突出症概述[J].中国临床医生,2011,39(1):18-21.
- [4] Xu J, Ding X, Wu J, et al. A randomized controlled study for the treatment of middle-aged and old-aged lumbar disc herniation by Shis spine balance manipulation combined with bone and muscle guidance[J]. Medicine (Baltimore), 2020,99(51):e23812.
- [5] 曹娟娟,夏清,曹晓光.腰椎间盘突出症患者的足底压力分布研究[J].中国康复,2015,30(1):27-30.
- [6] 黄理华.核磁共振(MRI)影像诊断腰椎间盘突出症的临床价值[J].影像研究与医学应用,2018,2(23):150-151.
- [7] 黄伟晨,卞跃峰,刘明媛,等.步态分析在神经病学中的临床应用进展[J].新医学,2022,53(3):157-160.
- [8] 高明明,何泽佳,恽晓萍,等.Gaitboter 与 Noraxon 步态分析系统时空参数的一致性比较[J].中国康复理论与实践,2021,27(2):216-221.
- [9] Hinman RS, Bowles KA, Payne C, et al. Effect of length on laterally-wedged insoles in knee osteoarthritis[J]. Arthritis Rheum, 2008,59(1):144-147.
- [10] Jones RK, Chapman GJ, Findlow AH, et al. A new approach to prevention of knee osteoarthritis: reducing medial load in the contralateral knee[J]. J Rheumatol, 2013,40(3):309-315.
- [11] 王铁强,王晶,张旻,等.三维步态分析对下肢生物力学变化的重测信度研究[J].中国康复,2018,33(6):486-489.
- [12] 何龙文,赵菁.脑卒中异常步态使用肌内效贴布的临床疗效观察[J].中国康复医学杂志,2014,29(1):74-75.
- [13] 曹恒,孟宏伟,凌正阳,等.两足外骨骼机器人足底压力测量系统[J].传感技术学报,2010,23(3):326-330.
- [14] 戴胡明,方诗元.步态分析在脊柱疾病中的研究现状[J].安徽医学,2013,34(4):514-517.
- [15] Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait[J]. Phys Med Rehabil Clin N Am, 2005,16(3):603-621.
- [16] Wakeling JM, Pascual SA, Nigg BM, et al. Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise[J]. Eur J Appl Physiol, 2001,86(1):40-47.
- [17] 宋沙沙,石润琇,林磊同,等.腰椎间盘突出症患者步态特征的研究[J].中国康复医学杂志,2020,35(3):306-312.
- [18] Patel G, Mullerpatan R, Agarwal B, et al. Validation of wearable inertial sensor-based gait analysis system for measurement of spatiotemporal parameters and lower extremity joint kinematics in sagittal plane[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2022,236(5):686-696.
- [19] Caillet F, Mertens P, Rabaséda S, et al. Intérêt de l'analyse tridimensionnelle de la marche, dans la prise en charge du pied spas-

- tique [Three dimensional gait analysis and controlling spastic foot on stroke patients][J]. *Ann Readapt Med Phys*, 2003, 46(3): 119-131.
- [20] Huang YP, Bruijn SM, Lin JH, et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing[J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(3): 491-499.
- [21] Li X, Han Y, Cui J, et al. Efficacy of Warm Needle Moxibustion on Lumbar Disc Herniation: A Meta-Analysis[J]. *J Evid Based Complementary Altern Med*, 2016, 21(4): 311-319.
- [22] Goker B, Aydin S. Endoscopic Surgery for Recurrent Disc Herniation After Microscopic or Endoscopic Lumbar Discectomy[J]. *Turk Neurosurg*, 2020, 30(1): 112-118.
- [23] Teshuva I, Hillel I, Gazit E, et al. Using wearables to assess bradykinesia and rigidity in patients with Parkinson's disease: a focused, narrative review of the literature[J]. *J Neural Transmission*, 2019, 126(6): 699-710.
- [24] Greene BR, McManus K, Redmond SJ, et al. Digital assessment of falls risk, frailty, and mobility impairment using wearable sensors[J]. *NPJ Digit Med*, 2019, 2(1): 125.
- [25] Malone A, Meldrum D, Bolger C. Gait impairment in cervical spondylotic myelopathy: comparison with age- and gender-matched healthy controls[J]. *Eur Spine J*, 2012, 21(12): 2456-2466.
- [26] 郑陈帆, 刘艳成, 闫松华, 等. 坐骨神经痛患者的步态特征[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(1): 73-77.
- [27] Natarajan P, Fonseka RD, Kim S, et al, Mobbs RJ. Analysing gait patterns in degenerative lumbar spine diseases: a literature review[J]. *J Spine Surg*, 2022, 8(1): 139-148.
- [28] 毛晶, 吴建贤. 探讨腰椎间盘突出症患者临床康复评估的研究[J]. *安徽医学*, 2011, 32(4): 413-416.
- [29] 刘慧, 沈国权, 张喜林, 等. 肌肉加载下腰椎间盘突出症的有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(5): 493-499.
- [30] Kuai S, Zhou W, Liao Z, et al. Influences of lumbar disc herniation on the kinematics in multi-segmental spine, pelvis, and lower extremities during five activities of daily living[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2017, 18(1): 216.
- [31] Terti MO, Salminen JJ, Paajanen HE, et al. Low-back pain and disk degeneration in children: a case-control MR imaging study[J]. *Radiology*, 1991, 180(2): 503-507.
- [32] 任绪艳, 杜艳艳, 刘华. 腰椎间盘突出症患者步态特征及相关机制研究进展[J]. *神经损伤与功能重建*, 2019, 14(5): 247-249.
- [33] Bonab M, Colak TK, Toktas ZO, et al. Assessment of Spatio-temporal Gait Parameters in Patients with Lumbar Disc Herniation and Patients with Chronic Mechanical Low Back Pain[J]. *Turk Neurosurg*, 2020, 30(2): 277-284.
- [34] Nadiv Y, Vachbroit R, Gefen A, et al. Evaluation of fatigue of respiratory and lower limb muscles during prolonged aerobic exercise[J]. *J Appl Biomech*, 2012, 28(2): 139-147.
- [35] Govind J. Lumbar radicular pain[J]. *Aust Fam Physician*, 2004, 33(6): 409-412.
- [36] 胡智宏, 叶倩, 孔叶平. 矫形鞋垫的作用机制及临床研究进展[J]. *中国康复*, 2016, 31(3): 229-231.
- [37] McErlain DD, Appleton CT, Litchfield RB, et al. Study of subchondral bone adaptations in a rodent surgical model of OA using in vivo micro-computed tomography[J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2008, 16(4): 458-469.
- [38] 张峻霞, 高昆, 谢兵. 步态分析研究综述[J]. *包装工程*, 2022, 43(10): 41-53.
- [39] 陈足娇, 张睿, 卓雯雯, 等. 可穿戴足底压力监测系统研究进展[J]. *纺织学报*, 2021, 42(9): 31-38.
- [40] Mobbs RJ, Mobbs RR, Choy WJ. Proposed objective scoring algorithm for assessment and intervention recovery following surgery for lumbar spinal stenosis based on relevant gait metrics from wearable devices: the Gait Posture index (GPI)[J]. *J Spine Surgery*, 2019, 5(3): 300-309.
- [41] Mobbs RJ, Phan K, Maharaj M, et al. Physical Activity Measured with Accelerometer and Self-Rated Disability in Lumbar Spine Surgery: A Prospective Study[J]. *Global Spine J*, 2016, 6(5): 459-464.
- [42] Jespersen AB, Gustafsson MEAK. Correlation between the Oswestry Disability Index and objective measurements of walking capacity and performance in patients with lumbar spinal stenosis: a systematic literature review[J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(7): 1604-1613.
- [43] Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM, et al. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy[J]. *Gait Posture*, 2007, 25(1): 18-24.
- [44] 朱晓军, 朱奕, 王盛, 等. 三维运动分析系统用于平衡检测的信度与效度研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2012, 27(4): 315-319.
- [45] van Dieën JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13(4): 333-351.
- [46] 何仿. 人体肩关节三维有限元模型的建立、验证及在肱骨骨折机制研究方面的应用[D]. 上海: 第二军医大学, 2006.
- [47] 徐欣, 吴明霞. 针刀治疗腰椎间盘突出症继发坐骨神经痛 32 例步态分析[J]. *福建中医药*, 2018, 49(4): 80-81.
- [48] 张勤良, 周旭, 倪朝民. 正常人足底压力分布影响因素及研究现状[J]. *中国康复*, 2011, 18(6): 443-445.