

文章编号: 1004-7220(2022)05-0805-07

偏瘫患者以不同步态模式通过障碍物的生物力学特征对比分析

周鲁星^{1a,1b}, 孟庆华^{1a,1b,1c}, 刘文红², 黄旭^{1a,1b}, 刘姣^{1a,1b}, 李猛², 薛艳艳²

(1. 天津体育学院 a 天津市运动损伤与康复虚拟仿真实验教学中心, b 天津市运动生理与运动医学重点实验室, c 体育经济与管理学院, 天津 301617; 2. 中国人民解放军联勤保障部队天津康复疗养中心, 天津 301617)

摘要: **目的** 探讨偏瘫患者使用“健上患下”和“患上健下”步态模式通过障碍物的生物力学特征,为降低患者跌倒发生率提供理论依据。**方法** 采用 Qualisys 动作捕捉系统和三维测力台采集 15 名偏瘫患者正常行走、健上患下、患上健下通过障碍物的运动学和动力学数据,并对数据进行处理与分析。**结果** 与正常行走相比,健上患下和患上健下通过障碍物都不同程度增加了双侧的下肢活动幅度;与正常行走和健上患下相比,患上健下模式下患侧腿垂直地面反作用力出现较大波动,步态稳定性较差,具有较大跌倒风险。**结论** 患者通过障碍物时,对接触障碍物的一侧肢体关节活动幅度要求较高,患侧肢适应能力较差。在触地后单腿支撑期,垂直方向地面反作用力变化较大。当身体重量完全转移到该侧时,容易导致患者跌倒。相比患上健下,患者使用健上患下方式通过障碍物时能容易保持步态稳定性,降低跌倒风险。

关键词: 偏瘫; 障碍物; 关节活动幅度; 步态稳定性; 跌倒

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.006

Comparative Analysis of Biomechanical Characteristics in Hemiplegic Patients Passing Through Obstacles

ZHOU Luxing^{1a,1b}, MENG Qinghua^{1a,1b,1c}, LIU Wenhong², HUANG Xu^{1a,1b}, LIU Jiao^{1a,1b}, LI Meng², XUE Yanyan²

(1a. Tianjin Teaching Center of Sports Injury and Rehabilitation Virtual Simulation Experiment, 1b. Tianjin key Laboratory of Sports Physiology and Sports Medicine, 1c. School of Sports Economics and Management, Tianjin University of Sport, Tianjin 301617, China; 2. Tianjin Rehabilitation and Convalescent Center of the People's Liberation Army Joint Service Support Force, Tianjin 300110, China)

Abstract: **Objective** To explore biomechanical characteristics of hemiplegic patients using UOHL (up obstacles with healthy leg, down obstacles with affected leg) and UOAL (up obstacles with affected leg, down obstacles with healthy leg) to pass through obstacles, and to provide theoretical basis for reducing the incidence of falls in patients. **Methods** The Qualisys motion capture system and three-dimensional (3D) force plate were used to collect the kinematics and dynamics data of 15 hemiplegic patients passing through obstacles with normal walking mode (NWM), UOHL and UOAL, and the data were processed and analyzed. **Results** Compared with NWM,

收稿日期: 2021-12-20; 修回日期: 2022-01-29

基金项目: 天津市自然科学基金项目 (18JCYDJC35900, 17JCYDJC36000), 天津市研究生创新项目 (2020YJSB104)

通信作者: 孟庆华, 教授, E-mail: 745112962@qq.com

both UOHL and UOAL increased bilateral lower extremity range of motion (ROM) to some extent. Compared with NWM and UOHL, vertical ground reaction force (GRF) of affected leg side under UOAL fluctuated more, and gait stability was worse, indicating a greater risk of falling. **Conclusions** When patients pass through the obstacle, the requirements for joint ROM on the side of the obstacle are relatively high, the adaptability of the affected leg side is poor. The GRF in vertical direction changes greatly during single-leg support period after touching the ground. When the body weight is completely transferred to this side, it is easy for the patient to fall. Compared with UOAL, patients can easily maintain gait stability when using UOHL to pass through obstacles, and the risk of falling will be reduced.

Key words: hemiplegia; obstacles; joint range of motion; gait stability; fall

每年全世界有 1 500 万人中风,中风是导致死亡和致残的主要原因^[1-2]。偏瘫在中风患者中很常见,它通过限制运动而严重影响上下肢身体协调^[3]。偏瘫患者肌肉力量下降差往往导致步态发生变化^[4]。研究表明,60%的偏瘫患者在 3 个月后恢复步行独立,但许多人存在行动不便的问题,85%的患者在发病后 3 个月后仍未达到特定年龄的步速标准^[5]。

大部分中风患者都存在行走障碍,在步行时多表现为健侧(health side, HS)和患侧(affected side, AS)不对称的异常步态模式,主要表现为患侧踝关节背伸不足、足内翻,患者被动屈髋屈膝将下肢抬高,出现不协调动作,行走过程中动态平衡被严重打破,步态稳定性降低^[6-8]。中风后的所有阶段都存在跌倒的高风险,中风患者跌倒是最常见的事件^[9]。此外,改善行走的速度和安全性是中风患者康复的主要目标。

偏瘫患者在日常生活中不仅需要平坦的地面行走,还需要通过各种障碍物。患者通过障碍物时,因患侧腿主动肌肌力下降,伸膝肌肉紧张,无法提供更多的肌肉力量,使用健侧腿先越过/踏上障碍物,随即患侧腿通过/踏上障碍物,即健上患下(up obstacles with healthy leg, down obstacles with affected leg, UOHL)^[10]。研究发现,患者使用患侧腿先通过障碍物,即患上健下(up obstacles with affected leg, down obstacles with healthy leg, UOAL)时,其动作技术掌握较为困难^[11]。本文重点关注偏瘫患者 UOHL 和 UOAL 通过障碍物的运动学和动力学特征,研究结果有利于了解患者下肢肌肉力量和步态特征的关系,为偏瘫患者提供安全有效的康复训练方法,降低跌倒风险。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

实验组选取 2020 年 10~12 月在天津市康复疗养中心卒中后病人 15 例,进行观察,保证其患病前均为右利手,发病原因为脑出血/脑梗塞;纳入患者均符合《各类脑血管疾病诊断要点》^[12]。纳入标准:① 年龄 40~65 岁;② 病程超过 3 个月;③ 生命特征平稳;④ 患侧下肢 Brunnstrom 分期为 III~IV 级;⑤ 能够独立完成行走和通过障碍物测试。排除标准:① 患有严重高血压等并发症;② 心肌功能缺陷者/曾做过心脏支架手术患者;③ 3 个月内曾服用精神致幻类药物;④ 视觉、听觉、认知功能存在严重障碍,影响实验评估效果。

1.2 测试指标与方法

1.2.1 运动学指标测试 采用 Qualisys 光学动作捕捉系统(Qualisys 公司,瑞典)分别对受试者步态周期中下肢各关节活动幅度数据进行测定。

1.2.2 动力学指标测试 采用 Kistler 三维测力系统(Kistler 公司,瑞士)测定受试者下肢触地瞬间地面反作用力(ground reaction force, GRF)数据。

1.2.3 测试方法 每位受试者在指导下进行 3 种模式的行走测试:① 指导受试者在测试通道内正常行走,确保健侧、患侧脚分别踏在测力台中间且数据正常,测试受试者正常行走模式(normal walking mode, NWM)下步态数据;② 将障碍物铺在测力台上,指导受试者使用健侧脚踏在测力台中间且数据正常,测试受试者 UOHL 通过障碍物的步态数据;③ 将障碍物铺在测力台上,指导受试者使用患侧踏在测力台中间且数据正常,测试受试者 UOAL 通过障碍物的步态数据。障碍物选用 4 cm 厚度瑜伽软

垫。在受试者测试期间,其主治医师全程陪同,并有1名测试人员全程保护。

1.3 数理统计法

使用 QTM 2020 和 Visual 3D 2020 软件对原始数据进行处理,获得下肢运动学数据和动力学数据,然后对数据进行平滑处理和归一化处理:

$$x' = \frac{x - \min(x)}{\max(x) - \min(x)}$$

运用 SPSS 22.0 统计软件对处理后的数据进行数据分析,并计算平均值和标准差;运用 Origin 2019b 软件进行绘图。

2 研究结果

2.1 受试者基本情况

共纳入 15 名受试者,其中男性 11 名,女性 4 名,左侧患病 9 例,右侧患病 6 例,在研究期间无受试者脱落,受试者平均年龄(51.73±7.84)岁,体重(71.53±25.10) kg,身高(170.73±8.35) cm,病程(21.80±10.41)月。

2.2 不同方式通过障碍物运动学参数分析

2.2.1 踝关节运动学参数分析 在测试过程中分

健侧和患侧测试受试者踝关节屈伸、内外翻和内外旋角度;选取一侧脚尖离地至该侧脚尖再次离地为1个完整步态周期。通过配对样本 *t* 检验得知,与 UOHL 健侧踝关节屈伸活动幅度(36.17°±2.36°)相比,患侧(28.49°±5.42°)有显著性差异($P<0.05$);与 UOAL 健侧踝关节屈伸活动幅度(39.27°±9.13°)相比,患侧(27.16°±2.89°)有非常显著性差异($P<0.01$)。与 NWM 健侧踝关节内外旋活动幅度(16.11°±5.48°)相比,患侧(10.56°±2.69°)有显著性差异($P<0.05$)。通过单因素方差分析得知,与 NWM 健侧踝关节屈伸活动幅度(28.99°±9.61°)相比,UOAL 健侧(39.27°±9.13°)具有显著性差异($P<0.05$);与 NWM 患侧踝关节内外翻活动幅度(13.58°±3.04°)相比,UOHL 患侧(19.23°±4.96°)具有显著性差异($P<0.05$);与 NWM 患侧踝关节内外旋活动幅度(10.56°±2.69°)相比,UOHL 患侧(14.65°±3.36°)具有显著性差异($P<0.05$)。NWM 患者踝关节角度变化相对于其他两种模式最小,说明患者在 NWM 下行走相对轻松,跖背屈肌群收缩力量较小(见图1)。

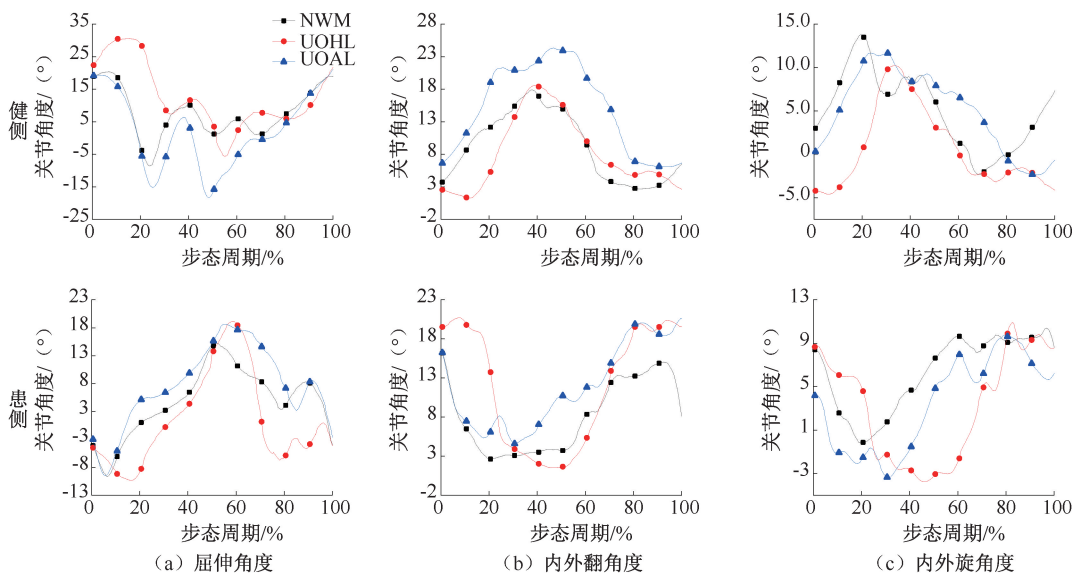


图1 踝关节角度随步态周期变化

Fig.1 Changes of ankle angle with gait cycle (a) Flexion and extension angle, (b) Varus and valgus angle, (c) Internal and external rotation angle

受试者使用 UOHL 通过障碍物时,由于前馈机制,步态初期健侧踝关节使用较大背伸幅度接触障碍物,患侧踝关节在 16.25% 步态周期出现跖屈峰

值,出现较晚;在步态后期,因为身体重心抬高,患侧脚落地时由于较大的冲击力跖屈角度较大。患侧踝关节在离地前有明显持续外旋动作,主要为了

增加身体支撑面,增加步态稳定性。

受试者使用 UOAL 通过障碍物时,步态初期健侧踝关节屈伸活动幅度较正常行走变化较小,患肢触地前,障碍物较地面高,健侧小腿后群肌肉收缩,增加跖屈角度将患肢抬高患侧触地后,健侧摆动越过障碍物,此时患侧踝关节因为障碍物较地面高,增加了背伸角度,由于肌肉痉挛,步态中期踝关节外翻不足。

2.2.2 膝关节运动学参数分析 通过配对样本

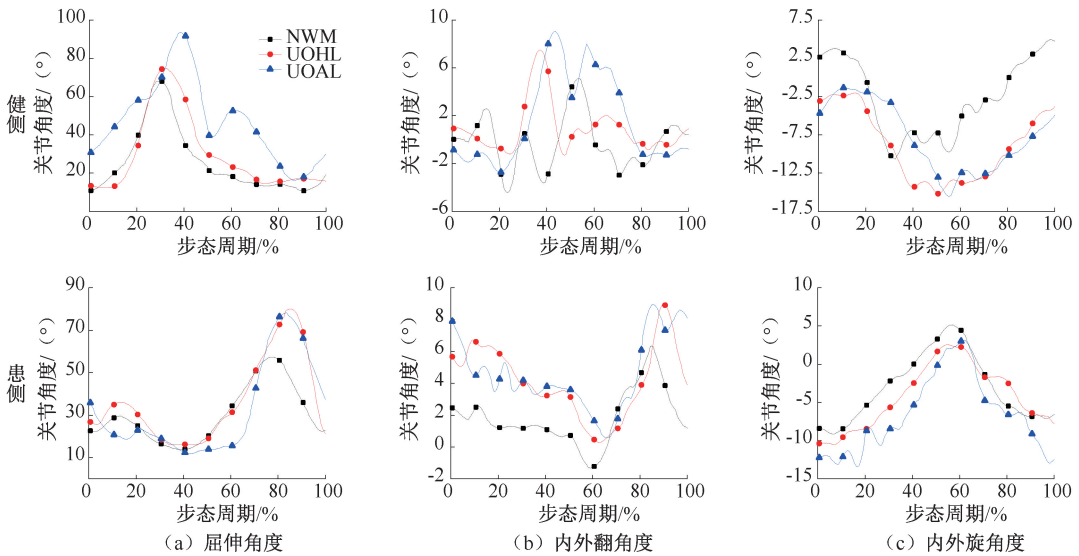


图2 膝关节角度随步态周期变化

Fig. 2 Changes of knee angle with gait cycle (a) Flexion and extension angle, (b) Varus and valgus angle, (c) Internal and external rotation angle

膝关节是人体最复杂的关节,灵活性较差,动作模式以屈伸为主,内外翻和内外旋幅度较小。与其他两种行走模式相比,受试者 UOAL 通过障碍物时,健侧和患侧膝关节屈伸活动幅度达到最大,且健侧在整个周期中都保持屈曲角度维持身体稳定,因为障碍物有一定高度,患者在步行过程中需要抬高患侧踏上障碍物,增加了患侧膝关节的屈曲角度,对大腿前侧肌肉群力量要求较高,患者易疲劳,这种模式下患者步态稳定性最差,具有较高跌倒风险。受试者使用 UOHL 时,健侧较正常行走变化较小,由于障碍物有一定高度和弹性,健侧膝关节受力不均匀,在患侧摆动期增加了屈曲角度,保持步态稳定性。

与 NWM 相比,通过障碍物的两种行走模式对于患侧膝关节活动幅度均有显著性增加,这说明当

t 检验得知,与 NWM 健侧膝关节屈伸活动幅度 ($57.33^{\circ} \pm 15.03^{\circ}$) 相比,患侧 ($41.36^{\circ} \pm 17.86^{\circ}$) 有显著性差异 ($P < 0.05$);通过单因素方差分析得知,与 NWM 健侧膝关节屈伸活动幅度 ($57.33^{\circ} \pm 15.03^{\circ}$) 相比,UOAL 健侧 ($77.36^{\circ} \pm 7.16^{\circ}$) 具有非常显著性差异 ($P < 0.01$);与 NWM 患侧膝关节屈伸活动幅度 ($41.36^{\circ} \pm 17.86^{\circ}$) 相比,UOHL 患侧 ($63.96^{\circ} \pm 16.34^{\circ}$) 和 UOAL 患侧 ($66.39^{\circ} \pm 17.06^{\circ}$) 均具有显著性差异 ($P < 0.05$),见图 2。

患者面对复杂的地形环境时,均需要增加患侧膝关节屈伸幅度增加步态稳定性防止跌倒。相比 NWM,UOAL 健侧肢在步态中期有较大屈曲角度,主要因为障碍物较软,患侧力量差,在患侧支撑期步态不稳,增加健侧屈曲角度快速完成支撑转换,保持步态稳定性,防止膝关节僵直而跌倒。

由此可知,UOAL 通过障碍物不仅增加了患侧膝关节活动幅度,而且对健侧膝关节要求更高,患者使用 UOAL 更容易导致疲劳而降低步态稳定性。

2.2.3 髌关节运动学参数分析 通过配对样本 t 检验得知,与 NWM 健侧髌关节屈伸活动幅度 ($41.54^{\circ} \pm 3.80^{\circ}$) 相比,患侧 ($33.66^{\circ} \pm 4.72^{\circ}$) 有非常显著性差异 ($P < 0.01$);与 UOHL 健侧髌关节屈伸活动幅度 ($54.04^{\circ} \pm 2.82^{\circ}$) 相比,患侧 ($36.76 \pm 7.91^{\circ}$) 有非常显著性差异 ($P < 0.01$);通过单因素

方差分析得知,与 NWM 健侧髋关节屈伸活动幅度 ($41.54^{\circ} \pm 3.80^{\circ}$) 相比, UOHL 健侧 ($54.04^{\circ} \pm 2.82^{\circ}$) 有非常显著性差异 ($P < 0.01$); 与 NWM 患侧髋关节屈伸活动幅度 ($33.66^{\circ} \pm 4.72^{\circ}$) 相比, UOAL 患侧 ($44.85^{\circ} \pm 7.58^{\circ}$) 具有显著性差异 ($P < 0.05$); 与

UNHL 健侧髋关节屈伸活动幅度 ($54.04^{\circ} \pm 2.82^{\circ}$) 相比, UOAL 健侧 ($44.87^{\circ} \pm 5.17^{\circ}$) 有非常显著性差异 ($P < 0.01$)。与 NWM 健侧髋关节内收、外展活动幅度 ($8.41^{\circ} \pm 1.85^{\circ}$) 相比, UOHL 健侧 ($12.82^{\circ} \pm 4.93^{\circ}$) 有显著性差异 ($P < 0.05$), 见图 3。

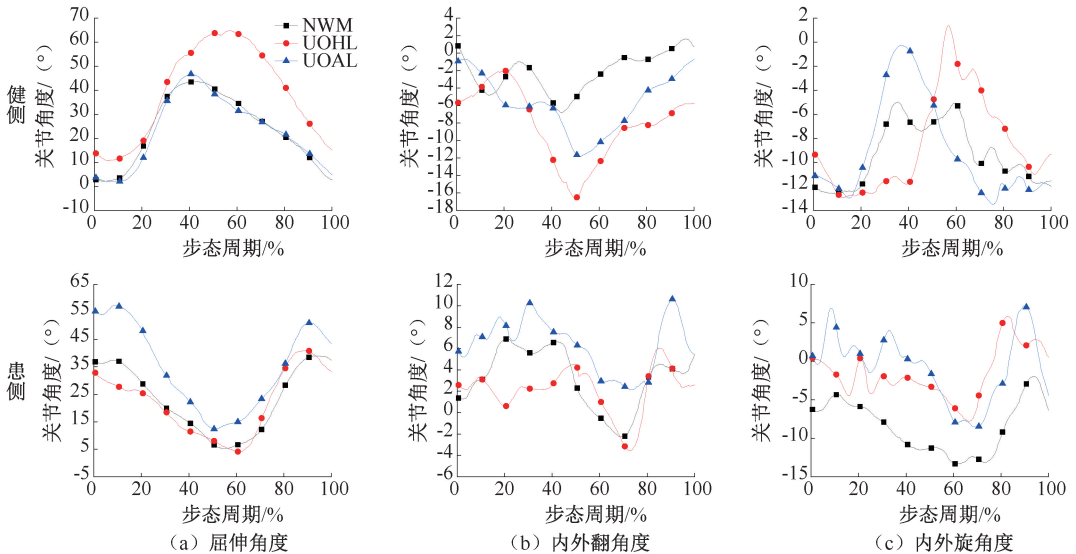


图3 髋关节角度随步态周期变化

Fig. 3 Changes of hip angle with gait cycle (a) Flexion and extension angle, (b) Varus and valgus angle, (c) Internal and external rotation angle

髋关节作为下肢最大的关节在运动中起着至关重要的作用。NWM 和 UOHL 模式下健侧髋关节活动幅度均大于患侧,且两种模式相比,患侧髋关节活动幅度未有显著性变化,说明患者在这两种模式下对于健侧髋关节利用较大,健侧肌肉力量大,在行走过程中依赖健侧能够增加步态稳定性,但是对于患侧的恢复有不利影响^[13]。

UOHL 主要增加了健侧髋关节屈伸活动幅度和外展幅度,说明受试者在面对复杂的地面活动时,需要增加肌肉活动来保持身体稳定;相比其他两种步态模式,健侧髋关节在整个步态周期都处于较高的屈曲角度,主要是为了保持步态稳定性,患侧髋关节相对变化较小。UOAL 主要增加了患侧髋关节屈伸活动幅度,且在整个步态周期患侧髋关节都处于较高的屈伸角度,对于患侧屈髋肌肉力量有较高的要求,患侧屈髋肌群易疲劳。

患者通过障碍物时运动学特征发生变化,步态稳定性降低,易发生跌倒事件^[14]。患者正常行走时,患侧髋膝踝活动幅度均小于健侧,表现出拖曳

步态或划圈步态,行走过程中动态平衡被严重打破^[15-16]。患者在行走过程中跌倒风险增大,且外界环境变化较大,患者对于环境的适应能力下降,需要通过改变行走策略来保持步态稳定性。患者使用 UOAL 的方式通过障碍物时,主要增加了患侧髋膝踝屈曲幅度,各关节承受的力量较大,虽然患侧肢体得到了锻炼,但是增加通过障碍物的难度,增加了下肢不稳定,导致患者行走时产生惧怕心理,增加了跌倒风险^[17]。

2.3 不同方式通过障碍物 GRF 分析

正常行走时,人体髋、膝、踝关节不断协调变化,左右脚交替摆动^[15]。人体重心在双脚之间交替,足底受到各方向反作用力的反馈。垂直方向的力最能体现重心与着力点变化的关系。从脚落地开始到 35% 阶段人体重心逐渐由后脚转移到前脚,在此阶段前脚受力变化对于步态稳定性有重要作用。脚落地 8%~9% 阶段垂直方向受力出现小的波动,此时踝关节跖屈转变为背屈,受力出现较小缓冲, NWM 健侧肢在此阶段垂直受力相比于其他

3 种测试模式高 20% 左右,说明健侧肢在正常落地模式下承重较大,为后续缓冲体重做好了铺垫。UOAL 在此阶段缓冲力度最小,这可能是患侧胫前肌群肌力差,为防止硬着陆,落地速度最慢导致。人体重心在 35% 阶段全部转移到前脚,同时步态由双腿支撑期转变为单腿(前脚)支撑期,UOAL 模式下患侧垂直 GRF 出现较大波动,因为患侧臀部肌力弱,减少了患侧支撑时间,增加了步态不对称性,说明在此模式下身体控制能力差,具有较高跌倒风险。

本文分别测试不同模式下支撑脚触地期间

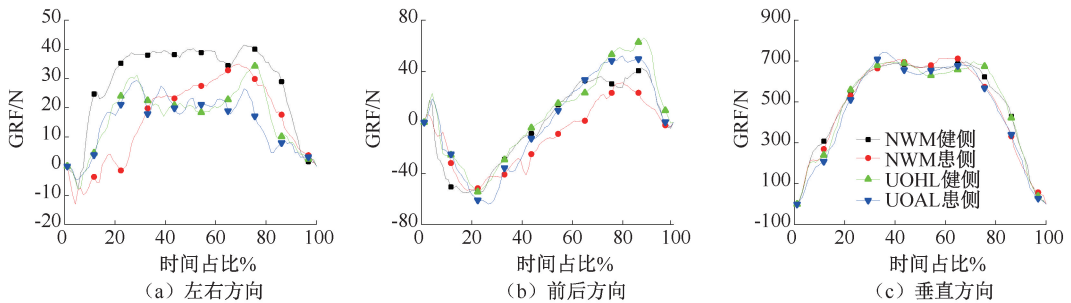


图 4 足落地至抬起阶段 GRF 周期变化

Fig. 4 Changes of GRF cycle from foot landing to foot lifting (a) In left and right direction, (b) In anteroposterior direction, (c) In vertical direction

患者在平坦路面行走时外界环境变化较小,由于患侧痉挛和疼痛,支撑时间短促,患侧落地时左右和前后方向的受力变化较小,健侧支撑时左右方向和前后方向的受力较为均匀^[14]。UOHL 和 UOAL 左右方向受力差别较小,主要和障碍物弹性有关。

使用 UOHL 通过障碍物时,健侧减少了左右方向发力,主要在支撑后期加强了臀大肌、股四头肌和小腿三头肌的力量,降低了患侧落地的冲量。在这种情况下,有效降低了跌倒风险。使用 UOAL 通过障碍物时,由于障碍物影响,患者采用更慢的速度通过,减少了左右方向 GRF,但是因为障碍物有一定高度,前后方向 GRF 增加。患侧垂直方向 GRF 在 35% 阶段出现波动,患者患侧臀部肌群和大腿前侧肌群力量不足,患侧单支撑期膝关节僵硬,身体缓冲能力差,对步态稳定性产生较大影响,具有较大跌倒风险。

3 讨论

本文通过对比 15 名偏瘫患者正常行走、使用

3 个方向 GRF 数据,作为动力学支撑(见图 4)。人体在步行过程中,重心相对于前脚的位置变化为由后向前,故足底前后 GRF 呈现波浪形。通过对比发现,NWM 健侧缓冲效果最好,患侧踏板通过障碍物的缓冲时间较长、力度控制较差,对于步行速度影响较大。NWM 健侧和 UOHL 向前方向的力量峰值出现在 87%~89% 阶段,在力量峰值出现前有明显的下降阶段。本文认为,下降段主要因为患侧脚支撑导致,力量峰值在双脚支撑期后出现和踝关节离地瞬间跖屈蹬地有关,NWM 患侧和 UOAL 此效应较小,可能与踝关节屈肌群痉挛和肌力不足有关。

“健上患下”和“患上健下”通过障碍物的步态特征发现,正常行走模式下,患侧除髋关节内收外展活动幅度大于健侧外(与画圈步态有关),其他活动幅度均小于健侧;相较于正常行走,偏瘫患者使用健上患下通过障碍物时,主要增加了健侧关节屈伸活动幅度保持步态稳定性;偏瘫患者使用患上健下通过障碍物时,健/患侧关节屈伸活动幅度均有增加以保持步态稳定性,这对于患侧肌肉提出了更高要求。偏瘫患者通过障碍物时,患侧肢体在触地后单腿支撑期垂直方向 GRF 变化较大,当身体重量完全转移到该侧时,容易导致跌倒。因此,偏瘫患者通过障碍物时往往使用健上患下的模式保持步态稳定性,降低跌倒风险。

本文选取的 15 名受试者均为右利手,但是病龄的标准差较大。病龄是影响步态的重要因素,病龄较小的个体步态变化的可能性较大,与病龄较大的个体可能存在步态差异。因此,在后续研究中,本课题组将继续跟踪病龄差异较小的个体,排除其他干扰因素对步态的影响。

参考文献:

- [1] LINDSAY M, NORRVING B, SACCO R, *et al.* World Stroke Organization (WSO): Global stroke fact sheet 2019 [J]. *Inter J Stroke*, 2019, 14(8): 806-817.
- [2] 黄旭, 孟庆华, 鲍春雨, 等. 中风偏瘫患者坐-站转移过程中的生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 479-484. HUANG X, MENG QH, BAO CY, *et al.* Biomechanical analysis of stroke hemiplegic patients during sit-to-stand transfer [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 479-484.
- [3] WEIMAR C, MIECK T, BUCHTHAL J, *et al.* Neurologic worsening during the acute phase of ischemic stroke [J]. *Arch Neurol*, 2005, 62(3): 393-397.
- [4] HANDELZALTS S, MELZER I, SOROKER N. Analysis of brain lesion impact on balance and gait following stroke [J]. *Front Hum Neuro Sci*, 2019, 13: 149.
- [5] JAFFE DL, BROWN DA, PIERSON-CAREY CD, *et al.* Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2004, 41(3A): 283-285.
- [6] JRGENSEN HS, NAKAYAMA H, RAASCHOU HO, *et al.* Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen stroke study [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76(1): 27-32.
- [7] 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*, 32(6): 535-540.
- [8] 龙建军, 王玉龙, 王同, 等. 下肢外骨骼康复机器人对偏瘫患者步态参数的影响 [J]. *中国康复医学杂志*, 2021, 36(9): 1107-1110.
- [9] HYNDMAN D, ASHBURN A, STACK E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002, 83(2): 165-170.
- [10] 王小伟. 脑卒中患者双侧肢体训练的运动功能康复效果 [D]. 唐山: 华北理工大学, 2017.
- [11] 皮绍文, 尹萍. 偏瘫患者上下楼梯训练方法比较 [J]. *中国康复理论与实践*, 2004, 10(4): 231-232.
- [12] 中华神经学会, 中华神经外科学会. 各类脑血管疾病诊断要点(1995) [J]. *临床和实验医学杂志*, 2013, 143(7): 559.
- [13] 俞长君, 林强, 周俊, 等. 脑卒中后遗症期肢体瘫痪对偏瘫侧和健侧肢体骨密度的影响 [J]. *中华临床医师杂志: 电子版*, 2013, 7(11): 5099-5100.
- [14] 彭哲勋, 钟运健, 刘昌昊, 等. 偏瘫患者上下楼梯时下肢关节力矩及做功的动力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 384.
- [15] 张晶晶, 李艳. 脑卒中偏瘫步态特点及康复策略 [J]. *中国老年学杂志*, 2019, 39(5): 1044-1047.
- [16] 齐文亮, 李段周. 步行和平衡功能训练对脑卒中后遗症期患者步行能力的影响 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2016, 38(9): 679-681.
- [17] 黄瑞玉, 洪香君, 陈伙妹, 等. 基于现实环境的功能性步态训练对卒中偏瘫患者康复期步态特征及害怕跌倒的影响 [J]. *解放军预防医学杂志*, 2019, 37(12): 70-72.