

基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练对帕金森病冻结步态患者步行能力的影响*

韩允¹ 史媛媛¹ 宋文静¹ 崔桂云² 高修明² 项洁^{2,3}

摘要

目的:探讨基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练对帕金森病冻结步态患者步行能力的影响。

方法:选取23例帕金森病冻结步态患者为试验组,同时选取20例性别、年龄等匹配的健康者为对照组。试验组给予利用可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练,20min/次,2次/日,训练1周。利用Vicon三维步态分析系统收集试验组训练前后和对照组时空参数、非优势侧及优势侧运动学参数、非优势侧及优势侧地面反作用力参数(包括前-后侧峰值、内-外侧峰值及纵向第一峰值)。

结果:①训练后,试验组患者步速及双侧步长均明显增加,步频、双支撑期明显减小,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者优势侧步长、步频及双支撑期与对照组比较,差异均无显著性意义($P>0.05$)。②训练后,试验组患者双侧髋关节着地角度、踝背屈及跖屈最大角度及下肢关节活动范围均明显增加,膝关节着地角度减小,踝关节第一峰值出现的阶段延迟,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者双侧(膝关节着地角度、踝背屈最大角度、踝关节第一峰值出现阶段、下肢关节活动范围)和优势侧(髋关节着地角度、踝跖屈最大角度)与对照组比较,差异均无显著性意义($P>0.05$)。③干预后,试验组患者双侧地面反作用力前-后侧峰值及纵向第一峰值明显提高,地面反作用力内-外侧峰值明显下降,差异均有显著性意义($P<0.05$)。与对照组相比,非优势侧后侧峰值、内侧峰值及优势侧各项参数均无显著性差异($P>0.05$)。

结论:基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练可有效提高帕金森病冻结步态患者步行平衡稳定性及步伐连贯性。

关键词 帕金森病;冻结步态;可穿戴式步行引导仪;三维步态分析;地面反作用力

中图分类号:R493,R742.5 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2024)-01-0045-08

The effect of a visual walking training based on wearable walking guide devices on the walking ability of Parkinson's disease patients with freezing of gait/HAN Yun, SHI Yuanyuan, SONG Wenjing, et al// Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2024, 39(1): 45—52

Abstract

Objective: To investigate the effect of a visual walking training based on wearable cueing devices on ground reaction force of Parkinson's disease patients with freezing of gait.

Method: Twenty-three PD with FOG(PD+FOG) were selected and twenty healthy controls(HC) were tested in gait laboratory. The experimental group was trained with wearable walking guide devices for 20 minutes, twice a day for one week. The Vicon 3D gait analysis system was used to collect the spatiotemporal parameters and the ground reaction force parameters of the non-dominant side and the dominant side including front-back peak, medial-lateral peak and the first vertical peak) of the experimental group and the control group before and after training.

Result: ①After the intervention, the bilateral step length and velocity of patients in the experimental group increased significantly($P<0.05$), while cadence, double stance phase decreased significantly($P<0.05$). After train-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2024.01.007

*基金项目:国家重点研发计划项目(2020YFC2006604)

1 徐州医科大学第二临床医学院,江苏省徐州市,221004; 2 徐州医科大学附属医院康复科; 3 通讯作者

第一作者简介:韩允,女,主治医师; 收稿日期:2021-08-11

ing, there was no significant difference in the dominant step length, cadence and double stance phase between experimental group and control group ($P>0.05$). ②After the training, bilateral parameters (landing angles of hip joints, the maximum angles of ankle dorsiflexion and plantar flexion, and the ranges of motion of lower limb joints) in the experimental group increased significantly, while the landing angles of knee joints decreased, and the stage of the first peak of ankle joints was delayed, with statistical significance ($P<0.05$). After the training, knee joint landing angle, maximum ankle dorsiflexion angle, the first peak stage of ankle joint, lower limb joint range of motion had no significant difference between the experimental group and the control group in both sides($P>0.05$). ③After the intervention, the front-back peak value and the first vertical peak of the bilateral ground reaction force in the experimental group were significantly increased($P<0.05$), while the medial-lateral peak value of the ground reaction force was significantly decreased($P<0.05$). Compared with the control group, there was no significant difference in the backward peak, medial peak of non-dominant side and parameters of the dominant side ($P>0.05$).

Conclusion: The visual walking training based on wearable walking guide devices improve the stability and consistency of gait of PD+FOG.

Author's address Xuzhou Medical University, Xuzhou, 221004

Key word Parkinson's disease;freezing of gait;wearable walking guide devices;gait analysis;ground reaction force

帕金森病(Parkinson's disease, PD),又名震颤麻痹,是一种常见于中老年的神经系统变性疾病,临床以静止性震颤、肌强直及运动迟缓等运动症状为主^[1],其中约44%—53%患者出现冻结步态,疾病的中晚期,这一比例高达80%^[2]。冻结步态(freezing of gait, FOG)表现为起步或行走时突然的、不可预期的步态中止,在转弯或过窄道时明显^[3],导致患者跌倒风险显著增加,是一种常见的致残原因。既往研究显示,药物治疗、脑深部电刺激(deep brain stimulation, DBS)仅对部分患者有效,对晚期患者效果欠佳^[4],临床治疗较为棘手。目前“外部提示”已被证明可改善PD患者步态的时空参数,并减少FOG发作次数,近年来已经成为研究的热点,其中视觉提示是最常见方式^[5],但目前仍处在临床研究阶段,临床实用仍存在各种技术挑战。本研究通过自研可穿戴式引导仪(wearable walking guide devices, WWGD)(专利号:ZL201910052596.2)为患者提供视觉提示(laser cue, LC),探讨对帕金森病冻结步态患者(PD with FOG, PD+FOG)步行能力的影响,以期为临床FOG治疗提供新的技术手段。现将结果报告如下:

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取2020年12月—2021年4月徐州医科大学

附属医院门诊或住院治疗的FOG患者24例,最终完成该项试验为23例。入选标准:①依据2015年国际运动障碍协会帕金森病诊断标准确诊为帕金森病者;②修订的帕金森病Hoehn & Yahr分级为 ≤ 3 级者;③FOG-Q第三项评分 ≥ 2 分者;④不借助辅助器械可独立行走者;⑤简易精神状态评价量表(mini-mental state examination, MMSE) ≥ 22 分者。

排除标准:①脑血管病、脑炎、外伤、药物等所致的帕金森综合征和帕金森叠加综合征者;②拒绝接受入组者;③存在严重肢体活动障碍,不能配合训练者;④存在其他严重心、肝、肾功能不全,不能耐受训练者;⑤存在严重认知、精神疾病患者。对照组为20例健康者,两组在性别、年龄、身高、体重等方面比较,差异无显著性意义($P>0.05$)。本研究通过了徐州医科大学附属医院伦理委员会审核批准(批号:XYFY2020-KL105-01)。所有受试者对研究的目的及意义充分知情,并签署知情同意书。

收集所有受试者的性别、年龄、身高、体重等人口学数据,两组性别、年龄、身高、体重、BMI、教育程度及吸烟饮酒基线数据无显著性差异($P>0.05$),具有可比性(表1)。统计试验组患者:病程平均(8.65 ± 2.08)年,帕金森综合评分量表(unified Parkinson's disease rating scale-III, UPDRS-III)平均(31.09 ± 11.31)分, Hoehn-Yahr分级平均(2.522 ± 0.464)级,跌倒风险评估量表(Morse fall scale)平均($26.74\pm$

19.86)分,另外,收集患者用药情况并换算为左旋多巴药物每日等效剂量(levodopa equivalent daily dose, LEDD)。LEDD计算公式:左旋多巴 100mg=缓释型左旋多巴 133mg=普拉克索 1mg=罗替西汀 3.3mg=吡贝地尔 100mg=金刚烷胺 100mg=司来吉兰 10mg^[6]。本研究中 LEDD 平均(740.98±263.54)mg。

表1 一般资料比较

指标	PD+FOG ^①	HC ^②	t/Z/χ ² 值	P值
性别(男/女,例)	16/7	10/10		0.191
年龄(岁)	63.65±7.895	65.70±5.805	-0.956	0.345
身高(m)	1.63±0.077	1.589±0.086	1.808	0.078
体重(kg)	69.696±10.974	64.405±13.076	1.443	0.157
BMI	26.25±3.49	24.90±4.02	0.757	0.460
体力活动(METs)	4.18±1.244	7.58±1.995	-6.774	0.000
教育程度(例,%)			-1.079	0.281
小学及以下	9(39.1)	11(55.0)		
初中或高中	10(43.5)	7(35.0)		
大专及以上	4(17.4)	2(10.0)		
饮酒(例,%)			2.039	0.353
不饮酒	6(26.1)	4(20.0)		
既往饮酒	15(65.2)	11(55.0)		
现在饮酒	2(8.7)	5(25.0)		
吸烟指数 (支数/天×年数)	456.52±251.08	531.00±367.88	-0.784	0.438

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

1.2 干预方法

可穿戴式步行引导仪由红外光发射单元、万向支架、锂电池及开关组成(图1)。首先给予患者可穿戴式步行引导仪可视化步行训练的康复宣教,了解其意义与重要性,然后将步行引导仪固定在患者胸骨体靠近胸骨柄相对稳定的部位。打开指引光线,红外光发射单元会在患者身前一定距离投射出一字型光线,一字型光线与患者之间的距离可以通过万向支架来调整到理想位置。本研究光线距离患者脚尖距离约大于实测步长20%^[6],患者每次跨步时尽量脚尖触碰到光线,从而调节患者步长。所有患者接受康复治疗师仪器佩带和训练指导,20min/次,2次/日,训练1周。

1.3 疗效观察

1.3.1 步态测试设备:本实验主要采用英国OML公司生产的Vicon光学动作捕捉系统,配套2块测力台(BP400600, AMTI公司,美国)及28颗14mm的红外标记反光球,捕捉受试者的三维运动轨迹。

图1 可穿戴式步行引导仪



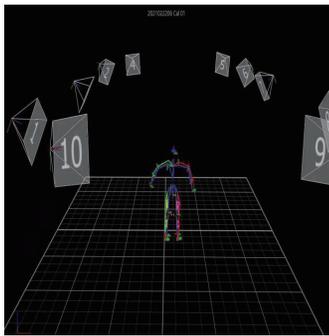
1.3.2 步态测试流程:干预前后分别进行裸足状态下的步态测试。根据Vicon运动捕捉系统操作手册提供的全身标记点方案要求,在患者下半身粘贴28个标记点,采样频率100Hz,由三维测力板采集步行时空参数、运动学参数及各方向地面反作用力(ground reaction force, GRF):①静态图像拍摄:首先受试者自然站立在测力板上2s,拍摄静态图像,建立人体特征模型(图2—3);②步行测试:受试者以自己感觉舒适的速度在10m步道上直线赤足行走,采集穿过测力板时的步态数据。在测力板上行走,双脚各完整地踩在2块测力板上记为一次成功测试,每例受试者需采集5次成功的数据。注意该项试验在帕金森病患者停用抗帕金森药物12h之后(默认为关期)开始各项评估及试验,试验结束后即刻服药^[7]。

1.3.3 步态测试数据处理:利用三维运动捕捉系统收集入组者的步态数据后,导致仿真建模分析软件visual 3D,对测得的数据进行处理并计算出受试者的各项参数。将试验组患者首次起病运动障碍较严重的一侧下肢归为非优势侧,另一侧为优势侧^[8]。运用Vicon运动捕捉系统,测试健康受试者单腿前跳距离(跳跃肢体脚尖在水平方向上前进的最大位移),根据距离大小划分优势侧及非优势侧腿^[9-10],并分别与试验组的优势侧、非优势侧对比。本研究主要收集受试者GRF,即人在站立、行走及奔跑中足底触及地面产生作用于地面的力量时,地面因此而产生一个大小相等、方向相反的力。为消除体重对数据的影响,GRF标准化为受试者体重的倍数(单位为BW)^[11]。GRF步态参数:①纵向力:垂直指向支撑面的力,在垂直方向上,地面反作用力在一个固定步

图2 受试者自然站立



图3 建立人体特征模型



态周期中2次达到峰值,反映行走过程中支撑下肢的负重和离地能力^[12],因第一峰值产生于承重反应期,更能体现帕金森病冻结步态障碍特点,所以本研究选取纵向力第一峰值;②前-后侧力:在前-后侧方向上,剪切力平行作用于支撑面,在一个固定步态周期中其指向前或后,反映支撑腿的驱动与制动能力^[13];③内-外侧力:在内-外侧方向上的地面反作用力大小相对较小(少于体重的5%),大小和方向大部分取决于身体质心位置与足位置之间的关系,反映侧方负重能力与稳定性^[14]。

1.4 统计学分析

采用SPSS 26.0对数据进行统计分析。计量资料经正态性检验,符合正态分布的计量资料采用均数±标准差表示,组内比较采用配对样本 t 检验,组间比较采用独立样本 t 检验;不符合正态分布的计量资料采用中位数(四分位数)M(P25, P75)表示,组内比较采用Wilcoxon检验,组间比较采用Mann-Whitney U 检验, $P<0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 基本步态参数比较

训练前,试验组患者与健康对照组比较,双侧步

长及步速减小、步频及双支撑期(%)增大,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者双侧步长及步速均明显增加,步频、双支撑期明显减小,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者优势侧步长、步频及双支撑期与健康对照组比较,差异均无显著性意义($P>0.05$),非优势侧步长及步速组间比较,差异均有显著性意义($P<0.05$)(表2)。

2.2 非优势侧关节运动学参数

训练前,试验组患者与健康对照组比较:非优势侧髌关节着地角度、踝背屈及跖屈最大角度、下肢关节活动范围(range of motion, ROM)均减小;膝关节着地角度增大,且踝关节第一峰值提前出现,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者髌关节着地角度、踝背屈及跖屈最大角度、下肢主要关节ROM均明显增加,且膝关节着地角度减小、踝关节第一峰值出现延迟,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者非优势侧膝关节着地角度、踝背屈最大角度、踝关节第一峰值出现阶段及ROM与健康对照组比较,差异均无显著性意义($P>0.05$)(表3)。

2.3 优势侧关节运动学参数

训练前,试验组患者与健康对照组比较:优势侧髌关节着地角度、踝背屈及跖屈最大角度、下肢关节ROM减小;膝关节着地角度增大且踝关节第一峰值提前出现,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者髌关节着地角度、踝背屈及跖屈最大角度、下肢主要关节ROM均明显增加,且膝关节着地角度减小、踝关节第一峰值出现延迟,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,优势侧髌膝关节着地角度、踝关节背屈最大角度、踝关节跖屈最大角度、踝关节第一峰值出现的阶段及膝踝关节ROM组间比较,差异均无显著性意义($P>0.05$)(表4)。

2.4 非优势侧各方向GRF比较

训练前,试验组患者与健康对照组比较,非优势侧各方向GRF差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者前侧峰值、后侧峰值、纵向第一峰值均明显增加,内侧峰值、外侧峰值明显减少,与训练前相比,差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者后侧峰值、内侧峰值与健康对照组比较,差

异均无显著性意义($P>0.05$);前侧峰值、外侧峰值及纵向第一峰值组间比较,差异均有显著性意义($P<0.05$)(表5)。

2.5 优势侧各方向GRF比较

训练前,试验组与健康对照组比较,优势侧各方向GRF差异均有显著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者前侧峰值、后侧峰值、纵向第一峰值明显增加,内侧峰值、外侧峰值减少,与治疗前比较,差异均有显

著性意义($P<0.05$);训练后,试验组患者前侧峰值、后侧峰值、纵向第一峰值、内侧峰值及外侧峰值与健康对照组比较,差异均无显著性意义($P>0.05$)(表6)。

3 讨论

冻结步态是帕金森病尤其是中晚期帕金森病患者常见的临床症状,更是导致帕金森病患者跌倒以及致残的重要原因^[15]。既往研究显示,冻结步态患

表2 PD+FOG治疗前后步态时空参数比较

时空参数	PD+FOG(n=23) ^①		HC(n=20) ^②	P值		
	训练前	训练后		训练前 vs 训练后	训练前 vs HC	训练后 vs HC
优势侧步长(cm)	51.10±6.50	56.04±7.01	60.01±6.64	0.001	0.000	0.065
非优势侧步长(cm)	50.69±7.05	55.10±7.02	60.73±5.20	0.001	0.000	0.005
步速(km/h)	3.46±0.50	3.67±0.49	4.28±0.57	0.034	0.000	0.001
步频(步/min)	125.14±8.51	113.03±8.35	118.16±9.67	0.000	0.016	0.069
双支撑期(%)	27.80±3.39	26.42±2.44	25.96±1.80	0.011	0.029	0.485

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

表3 PD+FOG治疗前后非优势侧关节运动学参数比较

运动学参数	PD+FOG(n=23) ^①		HC(n=20) ^②	P值		
	训练前	训练后		训练前 vs 训练后	训练前 vs HC	训练后 vs HC
髌关节着地角度(°)	19.37±4.33	22.42±6.51	25.94±4.31	0.020	0.000	0.046
膝关节着地角度(°)	8.76±5.65	4.28±5.11	5.33±5.41	0.000	0.049	0.519
踝背屈最大角度(°)	10.38±4.91	14.66±6.10	13.36±4.45	0.000	0.044	0.438
踝跖屈最大角度(°)	- 8.03±6.81	- 10.06±6.25	- 13.50±4.04	0.018	0.003	0.036
踝关节第一峰值出现阶段(%)	38.18±6.96	45.91±7.45	43.50±3.37	0.000	0.003	0.190
髌关节活动范围(°)	39.85±5.91	42.58±4.96	44.19±3.65	0.003	0.006	0.238
膝关节活动范围(°)	52.78±8.20	55.61±5.90	58.27±3.90	0.037	0.009	0.094
踝关节活动范围(°)	18.42±3.88	24.72±4.37	26.86±5.93	0.000	0.000	0.181

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

表4 PD+FOG治疗前后优势侧关节运动学参数比较

运动学参数	PD+FOG(n=23) ^①		HC(n=20) ^②	P值		
	训练前	训练后		训练前 vs 训练后	训练前 vs HC	训练后 vs HC
髌关节着地角度(°)	20.02±5.77	23.33±8.24	25.12±9.18	0.002	0.033	0.503
膝关节着地角度(°)	10.31±6.49	3.73±6.73	6.25±5.30	0.000	0.031	0.229
踝背屈最大角度(°)	10.47±5.74	15.13±7.32	14.14±4.92	0.000	0.031	0.610
踝跖屈最大角度(°)	- 8.66±8.26	- 10.87±7.98	- 13.85±6.68	0.000	0.030	0.195
踝关节第一峰值出现阶段(%)	40.63±5.45	45.46±6.22	44.38±3.97	0.000	0.015	0.510
髌关节活动范围(°)	38.19±3.93	41.39±5.28	44.55±3.90	0.005	0.000	0.034
膝关节活动范围(°)	51.44±5.57	55.05±8.25	54.91±4.84	0.009	0.036	0.951
踝关节活动范围(°)	19.13±6.51	26.00±6.77	27.98±5.19	0.000	0.000	0.292

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

表5 PD+FOG治疗前后非优势侧各方向地面反作用力(GRF)及与对照组比较

指标	PD+FOG(n=23)($\bar{x}\pm s$) ^①		HC(n=20)($\bar{x}\pm s$) ^②	P值		
	训练前	训练后		训练前 vs 训练后	训练前 vs HC	训练后 vs HC
前侧峰值	0.151(0.131—0.164)	0.160±0.028	0.189±0.022	0.032	<0.001	0.001
后侧峰值	0.139(0.112—0.155)	0.169±0.033	0.184±0.019	<0.001	<0.001	0.082
内侧峰值	0.072±0.011	0.062±0.010	0.059(0.056—0.062)	<0.001	<0.001	0.214
外侧峰值	0.051(0.040—0.070)	0.04(0.040—0.058)	0.043±0.016	0.003	0.009	0.036
纵向第一峰值	1.109(1.069—1.167)	1.128±0.062	1.163±0.037	0.048	0.003	0.030

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

表6 PD+FOG治疗前后优势侧各方向地面反作用力(GRF)及与对照组比较

指标	PD+FOG(n=23)($\bar{x}\pm s$) ^①		HC(n=20)($\bar{x}\pm s$) ^②	P值		
	训练前	训练后		训练前 vs 训练后	训练前 vs HC	训练后 vs HC
前侧峰值	0.158±0.032	0.169±0.033	0.183±0.023	0.013	0.005	0.119
后侧峰值	0.143±0.035	0.159±0.043	0.170±0.025	0.003	0.007	0.328
内侧峰值	0.068±0.012	0.063±0.011	0.058±0.013	0.014	0.013	0.139
外侧峰值	0.058±0.028	0.051±0.025	0.043±0.016	0.008	0.031	0.216
纵向第一峰值	1.107(1.047—1.124)	1.130±0.078	1.148(1.117—1.174)	0.023	0.022	0.527

①帕金森病冻结步态患者;②健康对照组

者步伐连贯性中断,稳定性下降,行走时速度减慢,步态变异度高^[16],并且冻结步态必然伴随慌张步态^[17]。因此,探讨改善帕金森病冻结步态患者的步行能力是有重要意义的。

3.1 基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练可提高PD+FOG患者步行的平衡稳定性

在内-外侧方向上的地面反作用力大小相对较小(少于体重的5%),在步态周期初始大约5%时,指向外侧的较小GRF被产生,以阻止通常出现在足跟着地时的足内侧到外侧的较小速度。在支撑时相的其余部分,身体重心位于足内侧,由足产生一个作用于地面的指向外侧的力,并因此产生一个指向内侧的GRF。遍及支撑相的这些指向内侧的GRF最初减速质心的外侧运动,所以内-外侧地反力主要反映个体侧方负重及平衡稳定性^[18]。本课题研究显示,训练前试验组与健康对照组比较,双侧内-外侧GRF增加,促使患者平衡稳定性下降。时空参数数据提示,训练前组间比较试验组患者双侧步长减小,步长减小往往意味着平衡稳定性下降,侧面反映PD+FOG患者具有较高的跌倒风险^[19]。既往研究也显示,FOG患者步行时重心不稳,两侧漂移范围大,内外侧地反力峰值较高,并与跌倒等显著相关^[20]。可穿戴式步行引导仪训练后,FOG患者非优势侧与优势侧的内外侧GRF峰值均减小、双侧步长增大,其中优势侧的内外侧GRF峰值及步长与健康人无显著性差异,更接近于正常的步行模式,反映了干预后患者左右摇摆幅度减小,平衡稳定性提高。本研究将患者双下肢区分为优势侧与非优势侧,下肢对称性可以反映个体对行走的控制能力。既往研究表明,帕金森病患者,尤其是合并冻结步态时,与健康成年人相比表现出相对明显的步态不对称性^[21]。本研究通过引导仪降低步长的可变性和不对称性,提高机体对行走的控制能力,可能会降低跌倒风险,提高患者的

平衡稳定性^[22]。

3.2 基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练可改善FOG患者步伐连贯性

本研究结果显示,可穿戴式步行引导仪训练后患者双侧前-后侧峰值GRF均增大,后侧峰值趋于正常。指向后侧的GRF在足跟着地时瞬间减慢身体的前进,相反指向前侧的GRF在足尖离地时促进身体瞬间向前加速,是患者步行的驱动力。在双支撑相时期,单侧肢体的推动力是同时作用于对侧肢体的制动力^[23]。本研究显示,训练前FOG患者双侧前后侧峰值较正常明显下降,提示FOG患者步行时驱动力不足,导致步速较慢,是引起冻结步态的主要原因。既往多项研究证实,予FOG患者视觉提示后,可有效提高其步长、步速^[24],本研究结果与其相符(表2)。另一项研究也显示,在一定范围内增加步速,前侧峰值增加至趋于稳定,后侧峰值持续增加^[25]。提供视觉提示后,患者为达到目标,步长增加,步速加快,是促进前-后侧峰值GRF增加的主要因素。本研究中GRF前-后侧峰值的增大,提示可穿戴式步行引导仪步行训练可能通过提高步行时指向前侧的驱动力及指向后侧的制动力,增强运动控制能力,从而改善FOG患者的步伐连贯性,减少FOG的发生。本研究中干预后,随着患者步行速度的增加,双支撑时相的步态周期百分比变得更短,也表明了基于可穿戴式步行引导仪的步行训练可改善FOG患者步伐连贯性。

3.3 基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练可改善FOG患者的异常步态模式

正常人步态周期的40%—50%即支撑末期时,踝关节背屈达最大角度。PD+FOG患者前脚掌甚至全脚掌着地,后跟着地时间明显减少甚至缺如^[26],导致踝背屈峰值提前。本研究结果显示,干预前患者踝背屈角度减小,踝关节第一峰值提前出现证明了

上述观点。在支撑期间缺乏充分的踝背屈活动,促使足跟提前离地,可能会加重患者的异常步态模式。踝关节背屈受限也导致足廓清能力下降。目前普遍认可的代偿机制是增大足前倾,而过度的足前倾可能会增加支撑软组织的应力^[27],这使PD+FOG患者维持平衡稳定性的难度增加。应用WWGD后,患者踝背屈最大角度增大、第一峰值延迟,且优势侧与健康对照组比较无显著性差异($P>0.05$),说明WWGD可改善PD+FOG患者的异常步态模式,提高患者步行时的安全稳定性。另外,WWGD可增大PD+FOG患者髌膝关节的ROM。PD+FOG患者由于肌强直、静止性震颤,下肢ROM明显减小,使患者在进行转移、行走等日常生活行为时难度明显增加,导致患者的生活质量严重下降^[28]。本研究结果显示,患者在应用WWGD后,下肢髌膝踝ROM增大。考虑可能为WWGD线索提示后,PD+FOG患者为了达到设置目标,主动牵伸了缩短、紧张的肌群,维持或改善了ROM,同时也减轻或避免了挛缩的发生。

另外,本研究结果显示,可穿戴式步行引导仪训练后FOG患者双侧的纵向力第一峰值增大,且优势侧趋于正常。提供视觉提示后,患者为达到目标,步长增加,步速加快,进而引起重心在行进中垂直加速度增加,促进纵向力增加^[29]。干预后FOG患者纵向力峰值增加,提示FOG患者下肢承受负荷增大,这对患者下肢关键肌肉收缩能力提出了更高要求。因此,在进行可穿戴式步行引导仪训练的同时,应加强下肢主要肌群的训练,以提高重心控制能力,减少步态的变异性^[30]。

3.4 基于可穿戴式步行引导仪的步行训练改善FOG患者步行功能的生理机制

认知控制和运动反应之间的转换主要由纹状体调节,而纹状体节律异常是患者产生冻结步态的主要原因^[31]。既往研究显示,线索提示可补偿基底节内部节律发生的缺陷,促使提示信息与运动相耦合,从而促进运动的执行和协调^[32]。另外,FOG患者可以利用视觉线索为运动提供空间信息引导,从而可能使FOG患者利用未被该病影响的神经通路或激发不需意识参与也可自觉完成的反馈动作,从而提高患者的运动性能^[33]。反馈对运动控制极为重要。除了外部反馈(眼、皮肤等)、内部反馈(本体感受器和

迷路等)外,反馈还包括脑本身信息的产生。中枢神经系统在运动技能的获得与维持中有相当大的自主性与独立性。动机、意志等在动作技巧的形成和改善中起主导作用,并通过意向性输出与运动方案的比较,对运动进行监测。通过明确目标,视觉反馈和指导,患者将学到有效的运动。也有研究表明,强化本体感觉信息的处理可能是视觉线索提示改善FOG的机制。FOG患者可以利用可视化的躯体感觉刺激作为本体感觉输入,增强步态运动中肢体位置觉和运动的信息^[34]。此外PD患者,尤其是合并FOG时,表现出更大的步态变异性和不对称性,这也是诱发FOG的重要因素。视觉线索可能会改善FOG患者在行走任务时的注意力,让大脑集中优化步行的时序和节律,降低步态的变异性,进而改善FOG患者的步态^[35]。

综上所述,基于可穿戴式步行引导仪的可视化步行训练可有效提高PD+FOG患者步行的平衡稳定性及连贯性等。与传统地面划线相比,可穿戴式步行引导仪:①不易受场地限制;②根据患者的病情变化,可个性化调整步长距离;③操作简单,有利于居家步行训练,可作为步行辅助设备。

在临床康复治疗方案的制定和临床研究中,应延长干预时间,重视运动模式的强化训练,并增加帕金森病冻结步态对照组。另外,本研究仍需进一步结合听觉、本体觉等节律性提示做进一步探讨。

参考文献

- [1] Lees AJ, Hardy J, Revesz T. Parkinson's disease[J]. Lancet, 2009,373(9680):2055—2066.
- [2] 何安琪,张煜,刘振国.帕金森病步态障碍临床特点及研究进展[J].中华神经科杂志,2016,49(4):324—327.
- [3] Ascherio A, Schwarzschild MA. The epidemiology of Parkinson's disease: risk factors and prevention[J]. Lancet Neurol, 2016,15(12):1257—1272.
- [4] Spildooren J, Vinken C, Van Baekel L, et al. Turning problems and freezing of gait in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis[J]. Disabil Rehabil, 2019,41(25):2994—3004.
- [5] Ni M, Hazzard JB, Signorile JF, et al. Exercise guidelines for gait function in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2018,32(10):872—886.
- [6] Tomlinson CL, Stowe R, Patel S, et al. Systematic review

- of levodopa dose equivalency reporting in Parkinson's disease[J]. *Mov Disord*,2010,25(15):2649—2653.
- [7] Tang L, Xu W, Li Z, et al. Quantitative gait analysis for laser cue in Parkinson's disease patients with freezing of gait[J]. *Ann Transl Med*,2019,7(14):324.
- [8] Egerton CJ, McCandless P, Evans B, et al. Laserlight visual cueing device for freezing of gait in Parkinson's disease: a case study of the biomechanics involved[J]. *Physiother Theory Pract*,2015,31(7):518—526.
- [9] Hewit JK, Cronin JB, Hume PA. Asymmetry in multi-directional jumping tasks[J]. *Phys Ther Sport*,2012,13(4):238—242.
- [10] 张英媛,王国栋,陆阿明. 下肢优势侧评定方法的比较研究[J]. *北京体育大学学报*,2014,37(10):83—88.
- [11] 赵秦,魏慧,王威,等. 全身振动训练对脑卒中患者步态的影响[J]. *中国康复医学杂志*2020,35(6):676—681.
- [12] 时会娟,黄红拾,于媛媛,等. 单纯前交叉韧带断裂与合并半月板损伤患者的步态分析[J]. *中国运动医学杂志*,2017,36(10):858—864.
- [13] 陈晓蓝,王琳,梁孝天,等. 青年慢性非特异性腰痛患者步态:时空和动力学参数特征[J]. *中国组织工程研究*,2019,23(4):556—561.
- [14] 张洋,岳新坡,肖丹丹. 肥胖儿童与正常儿童行走步态特征地面支撑反作用力的对比分析[J]. *沈阳体育学院学报*,2014,33(4):81—85.
- [15] Jankovic J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis[J]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*,2008,79(4):368—376.
- [16] Pinto, Camila, Pagnussat, et al. Automated mechanical peripheral stimulation improves gait parameters in subjects with parkinson disease and freezing of gait: a randomized clinical trial[J]. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*,2018,97(6):383—389.
- [17] Frasca Polara G, Fleury V, Stone J, et al. Prevalence of functional (psychogenic) Parkinsonism in two Swiss movement disorders clinics and review of the literature[J]. *J Neurol Sci*,2018(387)37—45.
- [18] 纪仲秋,李嘉慧,赵盼超,等. 不同体质量幼儿纵跳过程中的生物力学特征[J]. *中国组织工程研究*,2021,25(33):5281—5287.
- [19] Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, et al. Gait impairments in Parkinson's disease[J]. *Lancet Neurol*,2019,18(7):697—708.
- [20] Pistacchi M, Gioulis M, Sanson F, et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease[J]. *Funct Neurol*,2017,32(1):28—34.
- [21] 吴壮,朱砂,顾茹辛,等. 帕金森病伴冻结步态患者的步态数据分析[J]. *中华神经医学杂志*,2021,20(7):668—673.
- [22] 徐智勤,栾烁,朱小霞,等. 视听觉综合提示训练对改善帕金森病患者运动功能的作用[J]. *中国康复医学杂志*,2016(31)1078—1083.
- [23] Firminger CR, Vernillo G, Savoldelli A, et al. Joint kinematics and ground reaction forces in overground versus treadmill graded running[J]. *Gait Posture*,2018(63)109—113.
- [24] Zhao Y, Nonnekes J, Storcken EJ, et al. Feasibility of external rhythmic cueing with the google glass for improving gait in people with Parkinson's disease[J]. *J Neurol*,2016,263(6):1156—1165.
- [25] Hutchinson LA, De Asha AR, Rainbow MJ, et al. A comparison of centre of pressure behaviour and ground reaction force magnitudes when individuals walk overground and on an instrumented treadmill[J]. *Gait Posture*,2021(83)174—176.
- [26] 栾烁,高宏宇,朱晓霞,等. 综合视听觉训练改善帕金森病患者足底压力分布[J]. *中山大学学报:医学科学版*,2014,35(6):950—955.
- [27] 唐纳德·A. 诺依曼,等. 骨骼肌肉功能解剖学[M]. 北京:人民军医出版社,2014.
- [28] Cano-de-la-Cuerda R, Vela-Desojo L, Moreno-Verdú M, et al. Trunk range of motion is related to axial rigidity, functional mobility and quality of life in Parkinson's disease: an exploratory study[J]. *Sensors (Basel)*,2020,20(9):2482.
- [29] Tirosh O, Sangeux M, Wong M, et al. Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7—16 years[J]. *J Electromyogr Kinesiol*,2013,23(6):1451—1459.
- [30] Pinto C, Pagnussat AS, Rozin Kleiner AF, et al. Automated mechanical peripheral stimulation improves gait parameters in subjects with Parkinson disease and freezing of gait: a randomized clinical trial[J]. *Am J Phys Med Rehabil*,2018,97(6):383—389.
- [31] Santos L, Fernandez-Rio J, Winge K, et al. Effects of supervised slackline training on postural instability, freezing of gait, and falls efficacy in people with Parkinson's disease[J]. *Disabil Rehabil*,2017,39(16):1573—1580.
- [32] 秦灵芝,李玮,王晓娟,等. 虚拟现实技术在帕金森病冻结步态康复中的应用[J]. *中华物理医学与康复杂志*,2019,41(3):206—209.
- [33] Chang A, Fox SH. Psychosis in Parkinson's disease: epidemiology, pathophysiology, and management[J]. *Drugs*,2016,76(11):1093—1118.
- [34] Lefaiivre SC, Almeida QJ. Can sensory attention focused exercise facilitate the utilization of proprioception for improved balance control in PD?[J]. *Gait Posture*,2015,41(2):630—633.
- [35] Sweeney D, Quinlan LR, Browne P, et al. A technological review of wearable cueing devices addressing freezing of gait in Parkinson's disease[J]. *Sensors (Basel)*,2019,19(6):1277.