

基于社区性训练的助行康复系统研究与实现

邹任玲¹, 汪航¹, 刘二宁¹, 尹学志², 张书扬¹,
关晨露¹, 胡秀枋¹

(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海贝瑞电子科技有限公司, 上海 201112)

摘要: 为了循序渐进地恢复脊髓损伤患者受损部分神经及下肢运动功能, 在已有早期减重步行训练的基础上, 增加减重模式下空间运动功能。构建可根据患者下肢运动功能损伤程度实现不同模式康复训练、状态监测和助行功能的系统, 进行包括减重、助行装置、移动平台和控制模块的结构设计。集成平地行走和上下楼梯训练步态轨迹模型, 通过对比正常髋、膝关节的运动角度数据, 验证应用该轨迹的可行性与合理性, 并进行了设定行走路线的社区任务导向性训练轨迹规划试验。研究表明, 助行系统支持患者自主设定模拟社区任意行走模式, 有助于帮助患者恢复部分肢体运动功能, 以尽快融入社会。

关键词: 脊髓损伤; 足底驱动式助行器; 步态训练; 社区性行走; 控制系统

中图分类号: R 318 **文献标志码:** A

Research and implementation of a rehabilitation system based on community training

ZOU Renling¹, WANG Hang¹, LIU Erning¹, YIN Xuezh², ZHANG Shuyang¹, GUAN Chenlu¹, HU Xiufang¹

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. Shanghai Berry Electronic Tech Co., Ltd., Shanghai 201112, China)

Abstract: In order to gradually restore the damaged part of the nerves and the motor function of the lower limbs of spinal cord injury patients, on the basis of the existing early weight-loss walking training, The spatial movement function under the weight-loss mode was added, and a system was constructed to realize the different modes of rehabilitation training, status monitoring and walking aid function based on the degree of the lower limb motor function damage of the patients, and carry out the structural design of the system which includes the weight-loss, the walking aid, the mobility platform and the

收稿日期: 2023-02-21

基金项目: 上海市“科技创新行动计划”项目(21S31906000); 国家自然科学基金资助项目(61473193); 上海理工大学医工交叉项目(10-19-308-505)

第一作者: 邹任玲(1971-), 女, 副教授。研究方向: 康复医疗仪器研制、光学生物传感器研究、医疗仪器检测。E-mail: zourenling@163.com

引文格式: 邹任玲, 汪航, 刘二宁, 等. 基于社区性训练的助行康复系统研究与实现[J]. 上海理工大学学报, 2024, 46(3): 331-338. DOI: 10.13255/j.cnki.jusst.20230221005

Citation: ZOU Renling, WANG Hang, LIU Erning, et al. Research and implementation of a rehabilitation system based on community training[J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2024, 46(3): 331-338.

control module. The structural design of the system included weight reduction, walking aid, mobile platform and control module. The gait trajectory model for walking on level ground and walking up and down stairs was integrated, and the feasibility and reasonableness of applying the trajectory was verified by comparing the movement angle data of normal hip and knee joints. A community task-oriented training trajectory planning test for setting walking routes was carried out, and the results showed that patients could set up a simulated community arbitrary walking according to their own wishes, which helped patients to integrate into the society as soon as possible. This had an important significance in term of social and clinical .

Keywords: *spinal cord injury; plantar-driven walker; gait training; community walking; control system*

脊髓损伤是由不同伤病因素造成的脊髓结构及功能损害，常造成损伤平面以下运动、感觉、自主神经功能障碍，致残率高^[1]。世界卫生组织统计结果显示，全球每年有 25~50 万人患脊髓损伤^[2]。根据损伤位置和损伤程度不同^[3]，美国脊髓损伤学会 (ASIA) 将损伤分为 5 个等级：A 级为完全性损伤，损伤平面下无任何运动、感觉功能保留；B~E 级为不完全性脊髓损伤，损伤平面以下的最低位骶段仍有运动或 (和) 感觉功能存留，各级脊髓损伤可导致患者不同程度的运动功能和感知功能障碍^[4-5]，尤其是步行功能^[6]。临床研究表明，通过减重步行康复训练有助于改善患者下肢运动和感觉功能^[7-8]，尤其针对 B 级以下不完全性损伤患者，早期机器辅助步行训练可以显著提升患者的步行质量和效率^[9-10]。步行功能康复由低至高可分为治疗室内固定踏步训练、日常简单步行能力、家庭性步行和社区性步行训练 4 个阶段，第三、四阶段社区性训练能刺激病人中枢神经，提高病人的空间认知和感觉能力。

目前，用于脊髓损伤早期康复训练的产品迅速发展，以 Lokomat^[11] 等为代表的康复设备采用悬吊减重方式实现康复训练，该方式减重程度大，适合脊髓损伤全瘫病人。但悬吊绑带依托于固定支撑架导致设备体积较大，单一的减重方式易给患者带来不适感。运动康复助行采用的驱动方式主要有腿部外骨骼式和足底驱动式：Lokomat、Walkbot^[12] 等外骨骼式步态训练设备利用跑步机搭建步行平台，患者穿戴外骨骼，作用于髌膝踝关节带动下肢完成踏步训练；G-EO system^[13] 等设备采用末端执行器足底踏板驱动方式，该类设备较外骨骼式对患者下肢关节的约束性更小，同时可以满足患者的康复需求。这两类康复训练设备的

特点是支持原地单方向踏步助行训练模式，实现的是室内的日常简单步行运动功能^[14]。因此，在踏步助行的基础上，提高减重舒适度，增加空间运动功能，实现社区行走的足底驱动步行训练，满足脊髓损伤患者临床康复治疗的“知”需求^[15]，对帮助患者重建步行能力、提高其日常生活自理能力具有重要临床意义。

1 脊髓损伤患者助行器系统设计

本文针对不完全性脊髓损伤患者保留部分感觉、运动功能的特点，设计助行器减重助行康复训练系统，系统由支撑减重车、助行装置、主控装置组成，其总体结构如图 1 所示。助行装置采用足底踏板驱动方式带动患者下肢完成功能康复训练，支撑减重车包括集成减重与移动平台模块。在帮助患者增强肌力、进行步行训练、下肢关节协调运动训练时可以结合移动平台扩大活动范围，进行社区性行走，综合改善患者的运动与感知功能。

1.1 “知行合一” 助行装置机械结构设计

图 2 为助行器样机的总体结构，包括机械结构和控制模块。助行器集成悬吊和支撑减重方式，为患者的早期康复提供了有效的被动训练模式。助行装置采用踏板足底驱动方式纠正患者的步态姿势，完成可重复性的下肢运动功能训练，减小康复师的人力负担。移动平台帮助患者在恢复期阶段开展以日常生活活动为主的作业训练，进一步改善患者的下肢运动功能、生活自理能力和心理功能，帮助患者尽快地回归社会。

1.2 集成减重模块

助行器的减重模块由升降扶手以及采用柔性

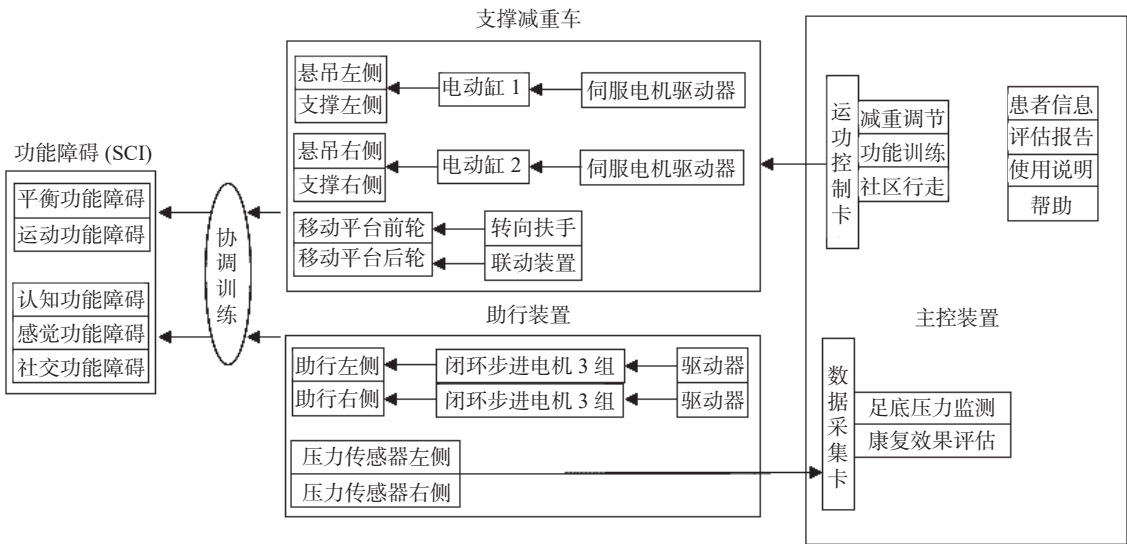


图 1 脊髓损伤患者助行器系统结构

Fig.1 Structure of the walker system for the patients with spinal cord injury

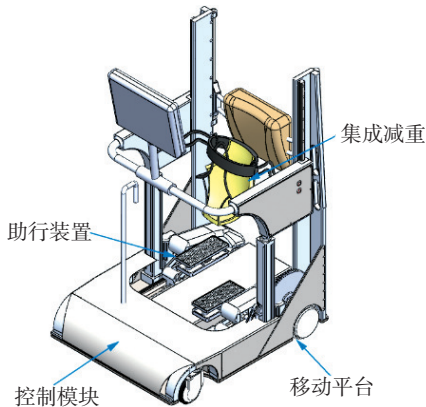


图 2 助行器总体结构

Fig.2 Overall structure of the walker

连接方式固定在扶手处的悬吊短裤构成(见图3),利用左右扶手作为腋下支撑点,实现支撑减重,悬吊短裤作用于患者胯部实现悬吊减重。考虑到患者双臂失力状况,主动支撑减重减少,调节短裤与悬吊带距离,增加悬吊独立减重方式,设计背部靠板防止患者后仰,设计扶手防止前倾,保证患者安全。根据患者不同体型与腋下主动支撑程度控制扶手升降高度,调节减重量,帮助患者保持正常行走站立姿势,集成减重模块设计0~95%减重可调范围。采用3个支撑面减重,在避免因患者单一部位受力过大带来疼痛感的同时,帮助患者保持正常的站立姿势,有效地进行步行功能康复训练,并提供安全性保障。

1.3 助行装置

不完全性脊髓损伤后下肢运动功能康复训练需要在患者的生理关节活动范围之内进行,不正

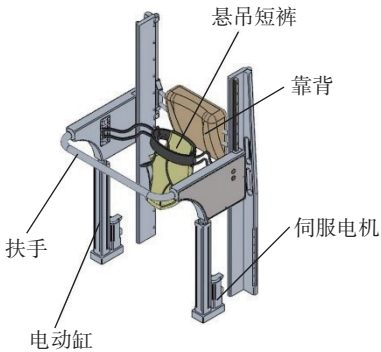


图 3 集成减重

Fig.3 Integrated weight reduction

确的被动运动往往会导致关节损伤发生。移动式下肢康复设备多为外骨骼式可穿戴设备,选取髋膝关节协调驱动方式实现代偿功能,辅助患者行走。这类设备虽然具有体积小、患者步态指导正确性高等优点,但穿戴设备对患者的下肢关节约束性较高,康复治疗过程中容易给患者造成二次损伤,限制了早期康复治疗的适用性。如图4所示,助行器选取踏板足底驱动方式,针对患者下肢肌力情况、关节活动范围和运动协调性的不同,踏板式助行装置可以减少对患者下肢的约束性,便于康复医师设定运动方式,调节训练强度,提高装置的适用性。

早期康复治疗中,患者在助行装置的帮助下可以完成站立、肌力训练和平衡能力训练,恢复期阶段助行器提供平地步行和上下楼梯功能训练模式,并提供单独的踝关节训练功能。图4中单侧踏板处放置3个闭环步进电机作为规划康复训练轨迹的执行机构,由齿轮齿条电机和丝杆电机

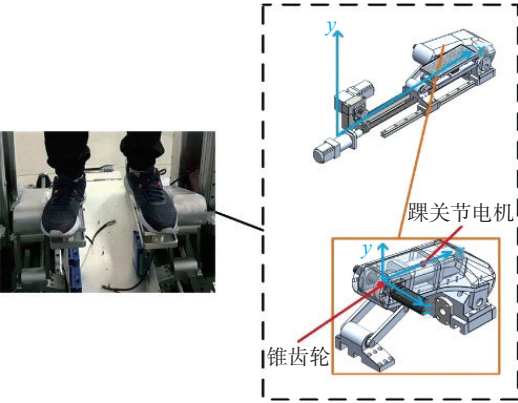


图 4 踏板式助行装置

Fig.4 Pedal-type walking aid

分别控制踏板水平垂直方向运动，踝关节电机控制运动过程中踏板角度变化，帮助患者以贴合日常生活的步行轨迹完成康复训练。训练时利用足部运动带动患者下肢髋、膝关节运动，患者减重后利用下肢残存肌力参与膝关节运动控制，训练过程中通过膝关节角度传感器直观显示患者膝关节运动轨迹。对于下肢残存肌力较弱的患者可由康复医师进行一定干预，保证步态的准确性。

1.4 移动平台

康复治疗过程中患者的参与度非常重要，影

响着功能康复训练的康复效率和效果。脊髓损伤患者的恢复期康复治疗中，为患者提供日常生活活动、家庭性和社区性等实用步行训练，可以在很大程度上调动患者的积极性，将患者个人和家庭、环境、社会连接起来。助行器的移动平台模块，可以扩大患者的康复训练范围，帮助患者有目的、有选择地完成与日常生活有关的作业活动，改善患者的生活自理能力、感知认知能力和对外界环境的适应能力。

为减小助行器体积、重量，移动平台的驱动机构与助行装置采取联动方式，联动机构如图 5(a)所示。联动装置为可脱开装置，平地行走康复训练过程中患者可选择同步使用移动平台，提高助行器对不同场景环境的适应能力。通过手柄控制齿轮在花键轴上的移动，需要使用联动功能时，用手柄带动齿轮夹，将被动齿轮移动到与大齿轮啮合的状态；不需要使用联动功能时，将被动小齿轮移动到与大齿轮脱开的位置。通过图 5(b)中的把手控制前轮实现转向功能。患者操控把手，把手带动连杆转动，连杆下端的前轮拉杆随之移动，限位槽限制前轮拉杆的位置，保证前轮的转动方向一致。

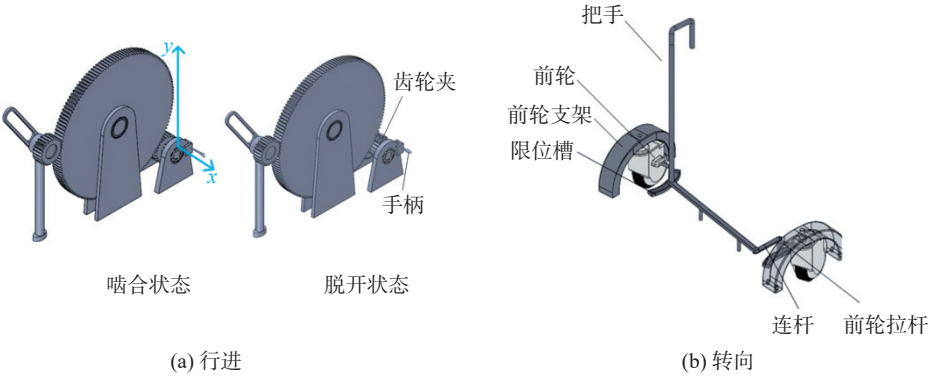


图 5 移动平台

Fig.5 Mobile platform

2 控制模块设计

控制模块包含系统软件和硬件器件，主要实现轨迹规划、减重调节、社区性步行训练等功能。系统软件提供可视化人机交互界面，方便保存患者信息、更改训练参数，并提供多款虚拟游戏实现场景式训练。利用 USB1020 运动控制卡提供的 API 接口实现上下位机通信、运动控制等功能。助行器的集成减重、训练轨迹规划模块由 8 个电机组成，运动控制以 USB1020 运动控制

卡、USB3202 数据采集卡为核心。USB1020 运动控制卡可同时完成 4 个马达驱动轴运动的精准控制，保证系统的运动控制精度，可根据不同使用者的下肢运动功能损伤程度实现训练模式可选、步态参数可调的可重复性康复训练和助行功能。控制器件如图 6 所示。

控制系统软件可实现个性化康复方案的制定（见图 7），包括减重调节、功能训练，通过监测患者状态反馈便于康复医师修改训练参数、调节训练强度。脊髓损伤患者存在个体差异，损伤后下

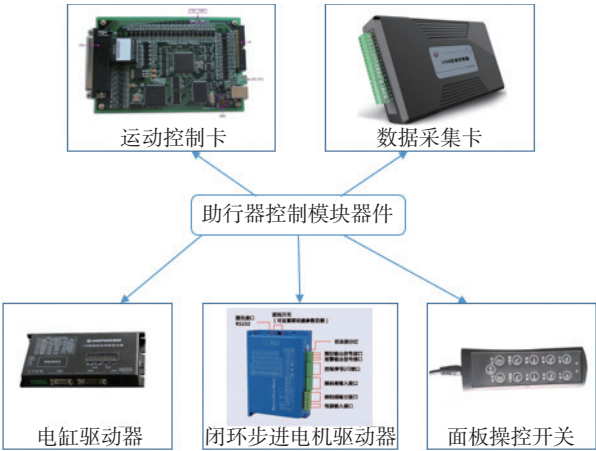


图 6 硬件控制器件

Fig.6 Hardware control device

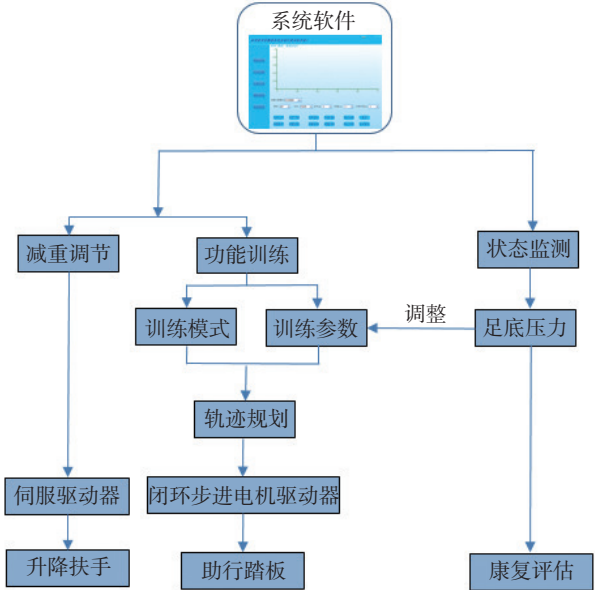


图 7 系统软件功能模块

Fig.7 Function modules of system software

肢运动功能障碍程度不同, 康复治疗过程中需要为患者制定针对性的、渐进化的个性化治疗方案, 以保证康复训练的持续性和稳定性。减重调节由康复医师根据患者的下肢肌力、运动能力等控制患者下肢负荷, 保证可以完成步行功能训练的同时提高患者的参与度。功能训练的关键在于康复训练轨迹规划, 系统软件基于轨迹模型结合训练模式参数, 规划出贴合患者日常行走习惯的

步态轨迹, 实现真实性自然行走训练。

减重模块利用面板控制器调节, 左右扶手的同步运动使用运动控制卡和伺服驱动器实现控制。通过数据采集卡对面板控制器进行多通道电信号数据采集, 实时传输到系统上位机软件处理和分析、获取使用者的操作意图。根据操作意图实现对应的运动控制方法, 利用运动控制卡控制伺服驱动器, 从而完成减重调节功能。在升降扶手上安装行程限位开关, 避免因操作不当带来的相关使用风险, 提高系统安全性。

3 社区性步行训练轨迹实现

实验对比分析平地行走、上楼梯和下楼梯 3 种步态下髌膝踝关节运动角度参数, 发现步态模式对髌膝踝关节的运动协调关系有显著影响^[16]。因此, 设置不同的运动模式, 将下肢各关节运动协调机制应用于控制系统的运动规划可有效改善患者下肢关节的运动协调性。助行器提供平地步行和上下楼梯康复训练模式, 不同模式下的轨迹行程如表 1 所示。在上楼梯和下楼梯模式下, 均可在踏板可活动范围内为不同损伤程度的患者设定不同的台阶高度、宽度参数, 模拟不同的训练场景, 提高环境适应性。

表 1 助行器不同训练模式下轨迹行程

Tab.1 Track stroke of the walker under different training modes

训练模式	运动行程/mm	
	水平方向	竖直方向
平地行走	523.20	143.70
上楼梯	477.40	387.45

助行器的轨迹模型建立基于健康人步行的踝关节轨迹追踪实验，利用电磁位置跟踪器对步行过程中踝关节的运动轨迹进行实时跟踪，并利用 Matlab 工具处理追踪数据。最后，在 SolidWorks 中建立人体下肢模型基于实际数据对助行器进行运动仿真优化，获取不同模式下的康复训练轨迹模型如图 9 所示。

为验证所述轨迹模型的合理性，根据轨迹模型导出平地行走训练模式下的髌、膝关节的运动角度数据，并与 OpenSim 软件中提供的人体模型步行关节角度数据对比，如图 10 所示。图中，红

色为膝关节角度数据，蓝色代表髌关节角度数据。由图可见，助行器平地行走轨迹模型髌、膝关节角度变化趋势与 Opensim 人体模型数据变化基本一致，局部差异来源于助行器轨迹模型的下肢模型与 OpenSim 提供的人体模型下肢基本参数存在的差异性，但角度变化趋势基本一致，证明了足底驱动式康复设备应用该轨迹的可行性与合理性^[17]。以助行器训练轨迹模型为基础，康复训练时可结合患者的损伤程度和下肢运动功能障碍程度，动态规划更贴合患者日常的步行轨迹，提高患者康复效果。

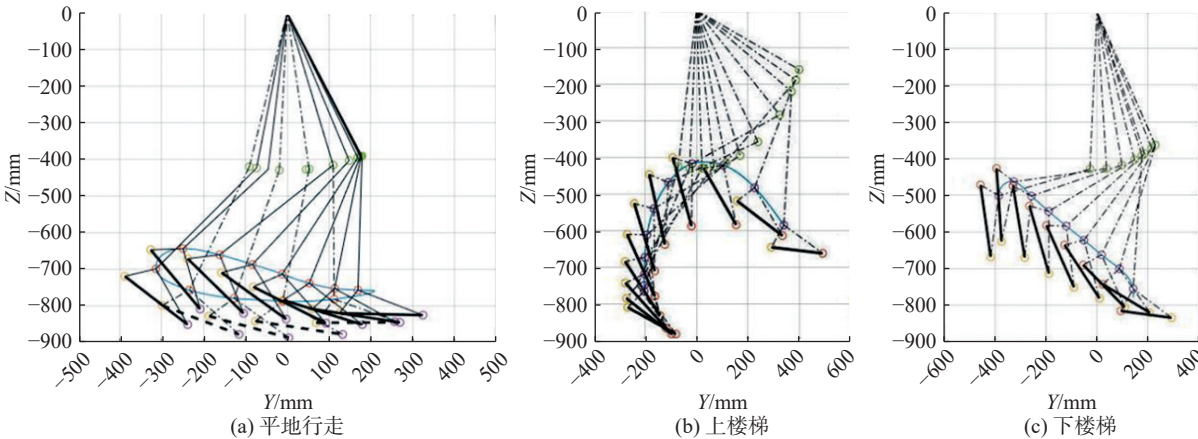


图 9 助行器训练轨迹模型

Fig.9 Training trajectory model of the walker

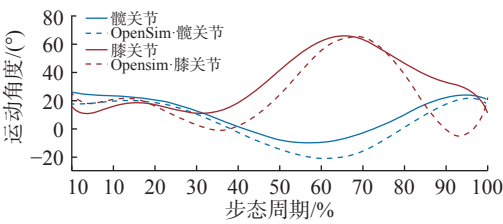


图 10 平地行走髌、膝关节角度数据对比

Fig.10 Comparison of hip and knee Angle data of flat walking

社区任务导向性训练 (task-oreinted training, TOT)强调了患者在下肢功能训练中主动参与的康复运动学习方式^[18]，可以更好地改善患者的生活自理和日常生活能力。目前非移动式下肢康复设备只能提供重复的单方向步行训练，患者参与度不高^[19]。本助行器提供移动平台，康复医师可为患者设定不同行走路线的任务训练，提供不同的步行训练场景。训练过程中可以适当调整难度，设置不同的障碍，辅助患者将治疗室内的步行转化为日常步行，完成家庭性和社区性步行，帮助

患者尽快重新融入社会。图 11 为患者进行单方向行走训练时左右脚运动的轨迹图。图 12 为平地行走训练模式下多方向社区步行训练的单侧踏板运行轨迹，患者操控助行器按照右侧俯视图中预设的椭圆行走路线完成周期性康复训练。

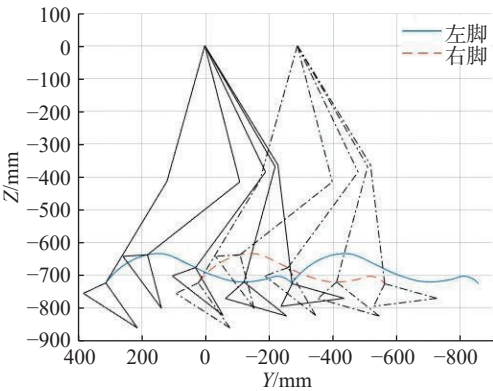


图 11 单方向行走训练

Fig.11 Single-directional walking training

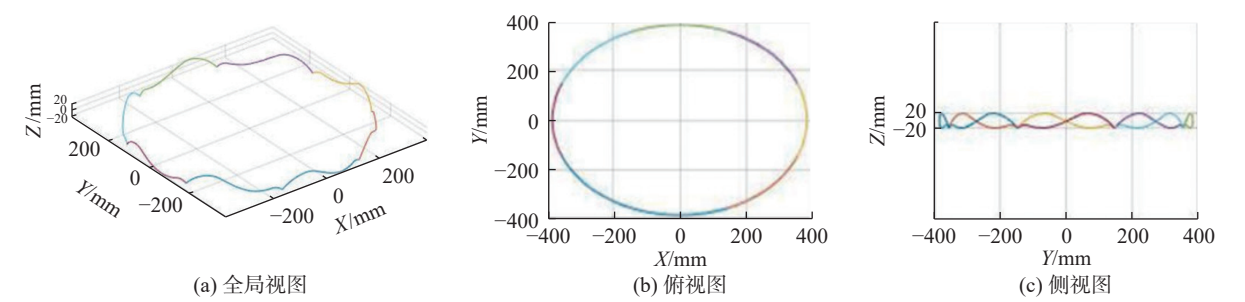


图 12 多方向行走训练

Fig.12 Multi-directional walking training

4 系统测试与实验

图 13 为研制的助行器下肢康复训练系统, 其中, 图(a)为助行器样机, 图(b)为康复训练系统应用软件。为验证助行器减重系统的可靠性, 测试选取 5 位健康受试者参与实验, 表 2 记录了受试者在有无使用减重系统两种情形下的下肢承重量、最大减重后下肢承重量、系统最大减重比等参数。表中: $\bar{x}$ 为平均值; s 为样本标准差; ICC 为组内相关系数。使用 SPSS 软件计算组内相关系



图 13 助行器下肢康复训练系统

Fig.13 Lower limb rehabilitation training system of the walker

表 2 减重系统可靠性测试实验数据

Tab.2 Experimental data on reliability testing of weight reduction system

受试者 编号	未使用减重系统 下肢承重量/kg		使用减重系统最大 减重后下肢承重量/kg		减重比/%	
	第一次	第二次	第一次	第二次	第一次	第二次
1	48.20	48.50	2.30	3.10	95.2	93.6
2	52.60	53.20	5.20	4.90	90.1	90.7
3	60.50	61.30	3.60	4.30	94.0	93.0
4	57.40	55.60	4.50	3.50	92.3	93.7
5	63.80	64.10	6.70	7.90	89.4	87.7
$\bar{x}$	56.5	56.54	4.46	4.74	92.2	91.8
s	6.21	6.25	1.66	1.89	2.45	2.55
ICC	0.993		0.931		0.911	

主要有以下几点：a. 本踏板式驱动型康复设备强调以足端运动带动髌、膝关节运动，而全瘫患者的髌、膝关节运动轨迹的准确性部分依赖康复医师干预，有待进一步研究；b. 基于目前的助行器样机对其机械结构进行改进，精简设备体积；选取更为柔性的材料，使患者使用时更加舒适；减小装置重量，使其更加轻便，提高场景适用性。

参考文献：

[1] MEHDAR K M, MAHJRI A A, AL RASHAH A A, et al. Epidemiology of spinal cord injuries and their outcomes: a retrospective study at the king Khalid hospital[J]. *Cureus*, 2019, 11(12): e6511.

[2] World Health Organization. Spinal cord injury[EB/OL]. [2013-11-19]. <https://www.who.int/zh/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>.

[3] 李雨辰, 邹任玲, 孙元良, 等. 胸腰椎骨内固定手术仿真模型优化研究 [J]. 上海理工大学学报, 2022, 44(2): 172-176,212.

[4] ARANGO-LASPRILLA J C, KETCHUM J M, STARKWEATHER A, et al. Factors predicting depression among persons with spinal cord injury 1 to 5 years post injury[J]. *Neurorehabilitation*, 2011, 29(1): 9-21.

[5] QUADRI S A, FAROOQUI M, IKRAM A, et al. Recent update on basic mechanisms of spinal cord injury[J]. *Neurosurgical Review*, 2020, 43(2): 425-441.

[6] 盛峰. 康复治疗不同程度脊髓损伤的临床疗效分析 [J]. 中国卫生标准管理, 2018, 9(21): 48-50.

[7] BOGUE R. Rehabilitation robots[J]. *Industrial Robot: An International Journal*, 2018, 45(3): 301-306.

[8] 王刚, 刘宏建, 李振伟, 等. 早期康复干预对脊髓损伤患者术后神经功能及运动功能的影响 [J]. 中华实验外科杂志, 2019, 36(2): 349-352.

[9] 李想. 脊髓损伤患者早期康复治疗介入时间与疗效关系分析 [J]. 甘肃医药, 2018, 37(8): 733-734,736.

[10] 孙雷, 方立朝, 张健. 减重步行训练对脊髓不完全性损伤后的疗效 [J]. 中国城乡企业卫生, 2020, 35(6): 121-122.

[11] LIN J H, HU G J, RAN J, et al. Effects of bodyweight support and guidance force on muscle activation during Locomat walking in people with stroke: a cross-sectional study[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2020, 17(1): 5.

[12] ESCALONA M J, BOURBONNAIS D, GOYETTE M, et al. Wearable exoskeleton control modes selected during overground walking affect muscle synergies in adults with a chronic incomplete spinal cord injury[J]. *Spinal Cord Series and Cases*, 2020, 6(1): 26.

[13] ESQUENAZI A, LEE S, WIKOFF A, et al. A comparison of locomotor therapy interventions: partial-body weight-supported treadmill, Lokomat, and G-EO training in people with traumatic brain injury[J]. *PM&R*, 2017, 9(9): 839-846.

[14] HAYES S C, JAMES WILCOX C R, FORBES WHITE H S, et al. The effects of robot assisted gait training on temporal-spatial characteristics of people with spinal cord injuries: a systematic review[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2018, 41(5): 529-543.

[15] 罗泽汝心, 谭波涛, 伍亚民. 脊髓损伤导致认知障碍及其相关机制的研究进展 [J]. 中国康复理论与实践, 2017, 23(4): 390-393.

[16] 马绍兴, 王人成, 沈强. 步态模式对人体髌膝踝关节运动协调关系的影响 [J]. 中国康复医学杂志, 2015, 30(12): 1257-1261.

[17] HUSSEIN S, SCHMIDT H, HESSE S, et al. Effect of different training modes on ground reaction forces during robot assisted floor walking and stair climbing[C]//2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Kyoto, Japan: IEEE, 2009: 845-850.

[18] 刘四维, 关敏, 高强. 任务导向性训练在脑卒中后偏瘫康复中的应用进展 [J]. 中国康复医学杂志, 2020, 35(3): 374-378.

[19] 刘德俊, 郦鸣阳, 沈力行. 正常青年人行走步态的实验研究 [J]. 上海理工大学学报, 2008, 30(1): 67-70,74.

(编辑：丁红艺)