

·病例报告·

柔性外骨骼机器人联合常规康复治疗改善脑卒中偏瘫步态的1例报告*

薛 淇¹ 徐瑞泽² 刘 畅² 衡景景² 吴建霞³ 谢小丹⁴ 葛瑞东^{2,5}

2022年发布的《中国卒中报告2020》(中文版)显示,我国卒中患病率为2022.0/10万,年发病率为276.7/10万^[1],其中临床约80%的脑卒中患者遗留有偏瘫步态^[2],主要表现为划圈和提髋步态,踝关节内翻的同时缺乏明显背屈,行走时足底不能有效接触地面,重心不能有效前移,从而导致步行功能障碍^[3]。如何在实际步行中给予辅助,避免形成偏瘫步态是神经康复领域的研究重点。

目前临床对于偏瘫步态主要应用常规康复训练联合电刺激、矫形器和针灸、推拿等治疗手段,通过局部治疗及分解训练纠正踝、足状态,但很少关注患者实际步行过程中与地面的有效接触。针对这个问题,国内已初步应用下肢可穿戴机器人作为辅助步态训练手段^[4],它们由刚性结构组成,提供助力,但因材质特性而存在的高重量惯性和额外扭矩等问题,使其临床推广困难。与之相比,柔性外骨骼机器人的结构在一定程度上可弥补上述不足,因此,本研究选择应用柔性外骨骼机器人联合常规康复治疗改善脑卒中偏瘫步态,并进行首次报道。

1 病例资料

1.1 患者信息

患者,男性,73岁,右利手,因“左侧肢体无力7个月”,于2022年9月15日就诊于中日友好医院康复医学科。患者7个月前无明显诱因出现左侧肢体无力,立即就诊于当地医院,诊断为“急性脑梗死”。患者饮酒40年,每日2—3两白酒,发病后戒酒。既往有2级高血压病史,否认糖尿病、高脂血症及心血管病史,否认家族遗传病史。入当地医院时体格检查:左侧肢体肌力3级(徒手肌力检查),右侧肢体肌力5级,肌张力正常。左侧跟-膝-胫试验不能完成,左侧Babinski征(+).完善相关检查提示脑内多发缺血、梗死、软化灶及动脉硬化。

诊断:脑梗死。柔性外骨骼机器人联合常规康复治疗干预前主要康复评定:认知功能正常;言语语言功能正常;Brunnstrom分期:手IV期、上肢V期、下肢V期;被动活动范围:上下肢各关节被动活动范围无明显受限;肌张力:左侧上下肢主要肌群肌张力无明显增高;深、浅感觉:无明显障碍;腱反射:正

常;平衡:立位平衡3级;步态评定(观察法):呈划圈步态。左侧支撑期缩短,膝反张,足跟触地期外侧脚掌拍地;摆动期足廓清不充分,屈膝不充分;步行过程中,躯干旋转不对称(偏向右侧),左侧肩胛带、左侧上肢无明显摆动,头部位置可。

1.2 康复治疗方案

1.2.1 常规康复治疗(简要):肌力训练:躯干、肩胛带、骨盆带、上下肢主要肌群抗阻训练;日常生活动作训练:翻身、起坐、爬行、行走、上下台阶、跨越障碍等;运动控制训练:在肌力训练的基础上着重训练随意运动的质量,如肩、肘、腕、手指运动的时序;步行周期中各时期的动作细节,如重心转移、足跟触地、膝反张控制、躯干旋转及摆臂练习等。

1.2.2 机器人训练:本次使用Relink-ANK-IBM型柔性外骨骼机器人[远也科技(苏州)有限公司产]进行治疗,该设备主要由驱动装置(内含主机、电池、驱动鲍登线、插头和连接件)、仿生碳纤维腿部支架(平行于小腿和足部,内置分布式处理器和传感器)、腿部护垫和柔性织物结构组成(图1)。鲍登线保护套索及内线的上端与主机相连,沿人体下肢向下延伸,保护套索与碳纤维支架在踝关节上连接,内线继续延伸至踝关节下与足跟处相连(图2)。

在实际步行训练中,传感器向各级处理器传递信号,经处理器处理与人工智能算法识别。在摆动前期蹬离阶段(push-off)内,控制驱动电机运动,移动鲍登线缆,拉动平行足部的支架绕踝关节旋转,从而向上推动足跟围绕踝关节运动,前脚掌产生蹬地动作获得向前推动力。同时辅助力沿着下肢骨骼结构向上传递至膝、髌关节产生屈膝、屈髌协同辅助力。在足尖离地后,程序自动控制电机驱动力的卸载过程,允许踝关节处弹簧结构释放跖屈时储存的能量,辅助踝背屈及足廓清运动。碳纤维支架结合其内部护垫通过调节可适用于不同身高及不同小腿围度的患者,支架还可在一定程度上限制患侧足内、外翻。

训练开始前,治疗师需要在移动系统内输入患者姓名、性别、年龄、身高、体重等个人信息,然后由治疗师或家属辅助患者进行设备穿戴,调整为合适尺寸并固定,其柔性部分可与患者小腿贴合,避免产生额外扭矩造成损伤。治疗师提示患者

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2024.03.021

*基金项目:中央高水平医院临床科研业务费资助(2022-NHLHCRF-PY-10)

1 北京中医药大学,北京市,100029; 2 中日友好医院康复医学科; 3 北京华信医院(清华大学第一附属医院)骨科; 4 北京中医药大学针灸推拿学院; 5 通讯作者

第一作者简介:薛淇,女,本科; 收稿日期:2023-03-24

图1 柔性外骨骼机器人主要构成

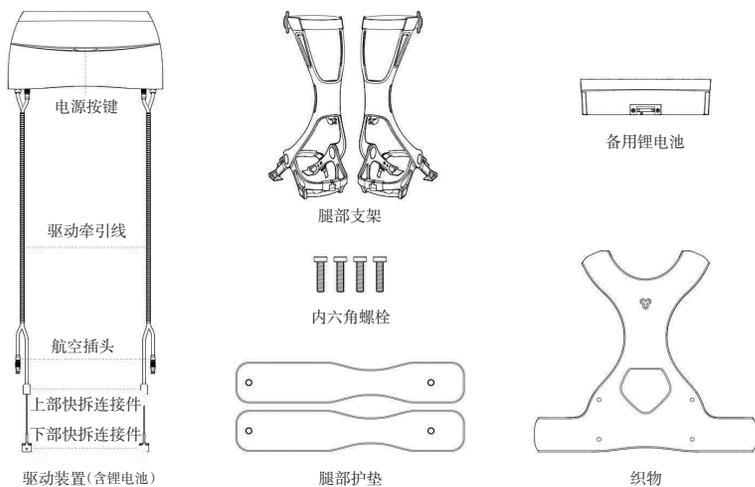
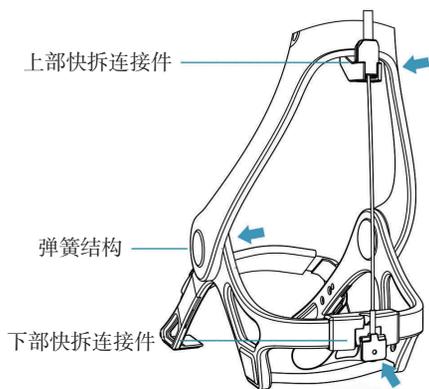


图2 仿生碳纤维腿部支架结构



做好准备,在系统上根据实际情况设置双侧助力值后辅助患者站立并嘱尝试自主行走,确保完整步态控制由患者主导。双侧助力大小可以分别进行实时调整,同时设备监测系统同步采集

并反馈患者运动信息,划分步态周期,记录步幅、步频、步速及双侧踝关节角度,便于治疗师监测患者运动表现,及时调整参数。

2 干预后康复评定

经过4次柔性外骨骼机器人联合常规康复治疗,患者在步态方面有了明显改善。步态评定(观察法):较前改善,左侧支撑期较前延长,膝反张改善,足跟触地期足跟触地;摆动期足廓清较前充分,屈膝改善;步行过程中,躯干旋转不对称(偏向前方),左侧肩胛带、左侧上肢行走中随躯干摆动,头部位置可。余干预后康复评定无明显变化。步态时空参数具体表现为:患侧背屈角度增大约18%,跖屈角度增大约16%(图3—4)。

本例患者治疗数据首次对比可见患侧支撑相和健侧摆动相延长,而4次训练步态摆动相占比无明显变化趋势(图5)。

此外,相比首次训练,患者末次训练步幅提升约18%,步频提升约15%、步速提升约35%(图6—8)。

3 讨论

偏瘫是脑卒中患者最常见的肢体运动功能障碍,70%—80%的卒中患者会遗留不同程度功能障碍^[5]。

偏瘫步态主要有步速下降,步长缩短,患侧肢体支撑相缩短、摆动相延长及不对称性增加等表现^[6]。部分患者早期忽视正常体位,同时缺乏康复训练,常有患侧髋、膝关节屈曲减少,踝跖屈增大、背屈减少,导致患侧下肢廓清功能障碍^[7]。患者通过使患侧骨盆上提、后撤,髋关节外展、外旋以完成摆动相到支撑相的转变,即“划圈步态”。由于踝背屈受限,患者代偿性地向健侧倾斜、提髋,以帮助下肢摆动,形成“提髋步态”^[8]。踝关节跖屈时蹬地以获得向前推动的地面反

图3 干预前后踝关节角度变化趋势

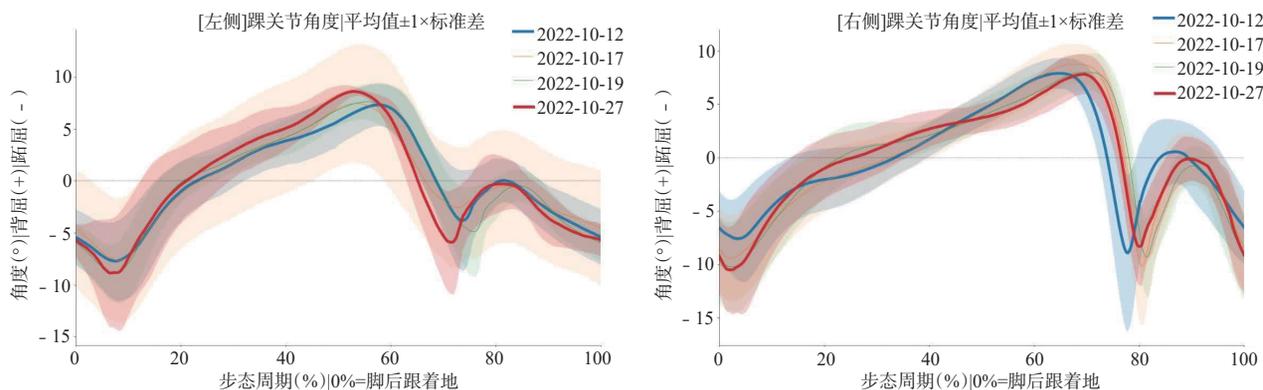
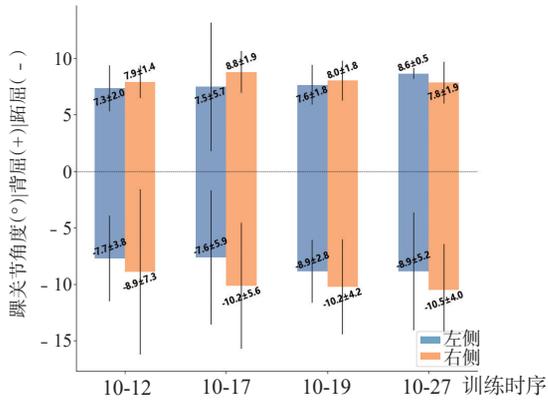
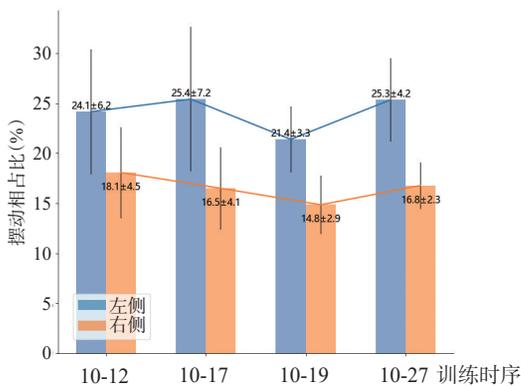


图4 干预前后踝关节活动度变化趋势



注:蓝色为左侧活动度,橙色为右侧活动度,正值为背屈,负值为跖屈。穿戴者左侧踝关节活动度呈上升趋势,相比于首次训练,末次训练中背屈角度增大约18%,跖屈角度增大约16%。

图5 干预前后步态时相变化趋势



注:蓝色为左侧摆动相占比,橙色为右侧摆动相占比。穿戴者双侧的摆动相无明显变化。

图6 干预前后步幅变化趋势

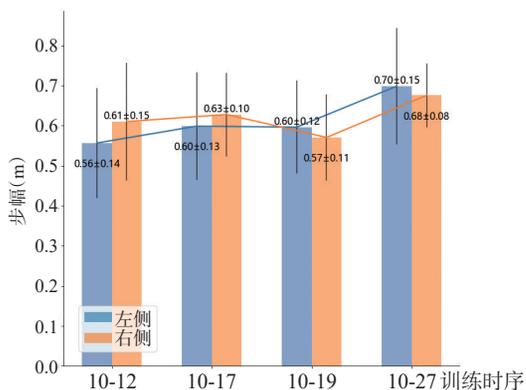


图7 干预前后步频变化趋势

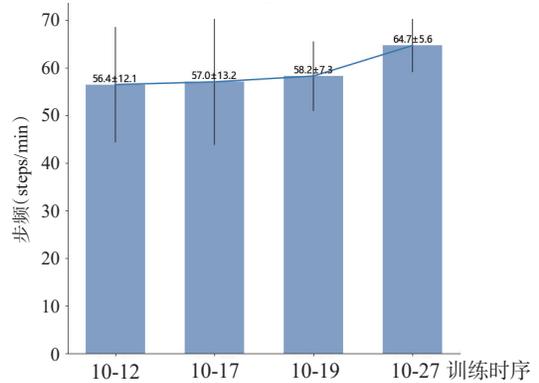
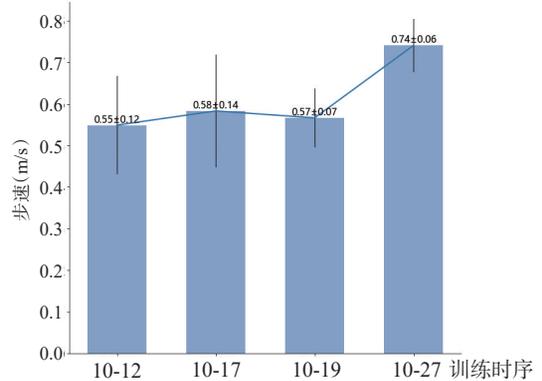


图8 干预前后步速变化趋势



作用力,是正常人步行前进的重要动力。步态动力学研究指出,偏瘫患者行走时地面向前推动力及患侧下肢承重能力减弱,说明踝关节跖屈不足,影响行走时的身体稳定性^[9-10]。因此,在实际步行过程中适时给予踝关节背屈辅助纠正足下垂,同时适时给予踝关节跖屈辅助纠正蹬地,进而避免形成提髌步态和划圈步态是矫正偏瘫步态的重要策略。

目前常采用功能性电刺激、矫形器、弹力带、针灸推拿、肉毒素等疗法联合常规康复训练治疗足下垂、内翻。研究表明,这些方法有利于改善患者运动功能及日常生活活动能力^[11-12]。功能性电刺激可刺激失去中枢神经控制的肌肉以矫正其功能,其对患者足下垂、内翻的即刻改善也能提升患者的康复信心和积极性,但不适用于对低频电刺激过敏、不耐受及局部皮肤破溃、湿疹的患者。针灸可以改善局部血液循环,提高大脑代谢状态,结合推拿按摩可缓解肌肉痉挛^[13-14]。矫形器和弹力带可矫正足下垂、内翻畸形,改善步行能力,同时弹力带成本低,穿戴方便,可减轻患者经济负担,以上方式可能是形成新运动传导通路的手段,但不意味着患者已获得正常的运动模式。

临床已出现具有高度学科交叉的刚性外骨骼机器人用于偏瘫患者的下肢训练,通过与身体平行的连杆实现关节扭矩

的传递,用于支撑体重并提供较高助力,实际在实际步行过程中的步态矫正,提高运动障碍患者的运动功能。传统康复训练以一对一为主,治疗师能投入的时间有限,难以完全保证训练量及动作的精准度,而外骨骼机器人可以在一定程度上代替治疗师执行重复的步态运动训练,提高训练质量和效率,节省人力成本^[15]。实验表明,与使用矫形器相比,刚性外骨骼机器人能帮助患者走得更快更远,跌倒风险小,训练后骨密度也有一定增加^[16]。但其刚性材质会使整体质量偏重,惯性大,从而增加代谢成本^[17]。同时,机械关节和人体生物关节的错位可能改变穿戴者的自然运动模式,产生额外扭矩,带来伤害^[18]。

本研究中使用的柔性外骨骼机器人是一种与刚性外骨骼相似,能够通过纺织品和身体交互,并通过与肌肉平行的拉伸力对身体提供辅助扭矩,从而帮助患者进行步态训练的设备^[19]。其最早发展于军事领域,目标为增强穿戴者力量和耐力^[20],近年来逐渐向医学领域发展,贯穿康复医学、生物力学、机械学及机器人等众多领域^[21],旨在帮助患者恢复正常行走能力^[22]。与刚性外骨骼机器人相比,柔性外骨骼机器人具有设备轻便、惯性小、关节对齐机制简单、可有效避免额外伤害等优势^[23]。研究显示,柔性外骨骼机器人对穿戴者自然步态的改变非常小^[24]。此外,与传统训练方式相比,在真实路面上行走可以提高患者自信和兴趣,也能更好地促进大脑皮质重塑^[25]。目前临床判断脑卒中患者有无足内翻主要靠目测患者行走过程,只能定性但无法定量评定内翻程度,易受主观性影响,结果差异较大。而设备的传感器可以反馈多项数据,帮助治疗师清晰直观地评估患者状态,便于制定下一步训练方案。

虽然本例患者治疗数据首次对比可见患侧支撑相和健侧摆动相延长,但4次训练步态摆动相占比却无明显变化趋势。考虑可能受患者平衡控制尚不充分、训练次数不足、患者样本少等因素影响。从临床使用效果来看,柔性外骨骼机器人可在一定程度上改善踝关节运动状态,它可以在患者踝关节屈伸时辅助蹬地以获得向前动力,同时可以借助数据保证训练精确度。未来可通过设置与单独传统步态训练及刚性外骨骼机器人的对照研究,还可进行其与其他手段的联合应用研究,以期找到更有效的偏瘫步态综合干预策略。

参考文献

- [1] 王拥军,李子孝,谷鸿秋,等. 中国卒中报告 2020(中文版)(1)[J]. 中国卒中杂志,2022,17(5):433—447.
- [2] Mun BM, Kim TH, Lee JH, et al. Comparison of gait aspects according to FES stimulation position applied to stroke patients[J]. J Phys Ther Sci,2014,26(4):563—566.
- [3] 刘刚,吕长生,袁立霞. 脑卒中足下垂及足内翻的足底生物力学特征研究[J]. 中华中医药学刊,2010,28(7):1444—1446.
- [4] 程雪,白定群,彭晓华. 下肢外骨骼康复机器人在脑卒中康复中的应用和研究进展[J]. 中国康复医学杂志,2021,36(10):1327—1332.
- [5] 李元进,李金东,周雪莉,等. 天轨步行结合虚拟现实康复训练改善脑卒中患者下肢运动功能及平衡能力的疗效观察[J]. 中

- 国康复,2016,31(5):370—371.
- [6] 万青,吴伟,刘慧华,等. 脑卒中患者偏瘫步态的时空及关节运动学参数分析[J]. 中国康复医学杂志,2014,29(11):1026—1030.
- [7] Nikamp CDM, van der Palen J, Hermens HJ, et al. The influence of early or delayed provision of ankle-foot orthoses on pelvis, hip and knee kinematics in patients with sub-acute stroke: A randomized controlled trial[J]. Gait Posture, 2018, 63:260—267.
- [8] 魏露,夏清,张洪宇,等. 脑卒中足下垂患者摆动相骨盆运动特征分析[J]. 中国康复医学杂志,2022,37(1):61—67.
- [9] Gorst T, Rogers A, Morrison SC, et al. The prevalence, distribution, and functional importance of lower limb somatosensory impairments in chronic stroke survivors: Across sectional observational study [J]. Disabil Rehabil, 2019, 41(20):2443—2450.
- [10] 李晓亚,张芝梅,王山岭,等. 脑卒中偏瘫痉挛期患者足底压力与平衡功能的相关性分析[J]. 中国康复,2022,37(9):532—536.
- [11] 李岩,陈迎春,顾旭东,等. 功能性电刺激结合减重平板训练对脑卒中患者步行及步态的影响[J]. 中国康复医学杂志,2016,31(1):83—85.
- [12] 任文涛,房冬梅. 脑卒中偏瘫病人足内翻的治疗进展[J]. 当代体育科技,2018,8(11):9—11.
- [13] 金丽华,盛博. 针刺、推拿和康复训练对脑卒中偏瘫下肢功能恢复的影响[J]. 光明中医,2021,36(23):4043—4045.
- [14] 郭晓琳. 头针结合康复训练对脑卒中后患者偏瘫步态的影响[D]. 福州:福建中医学院,2006.
- [15] Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, et al. The features of gait exercise assist robot; Precise assist control and enriched feedback[J]. NeuroRehabilitation, 2017, 41(1):77—84.
- [16] Wu CH, Mao HF, Hu JS, et al. The effects of gait training using powered lower limb exoskeleton robot on individuals with complete spinal cord injury[J]. J Neuroeng Rehabil, 2018, 15(1):14.
- [17] Browning RC, Modica JR, Kram R, et al. The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking[J]. Med Sci Sports Exerc, 2007, 39(3):515—525.
- [18] Schiele A. An explicit model to predict and interpret constraint force creation in pHRI with exoskeletons[J]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008, 1324—1330.
- [19] Ding Y, Galiana I, Asbeck AT, et al. Biomechanical and physiological evaluation of multi-joint assistance with soft exosuits[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(2):119—130.
- [20] Tang X, Wang X, Ji X, et al. A wearable lower limb exoskeleton; Reducing the energy cost of human movement[J]. Micromachines, 2022, 13(6):900.
- [21] 孙琴,刘振宇,刘瑾,等. 外骨骼式康复机器人创新人才及其技术[J]. 中国科技信息,2018,582(10):34—36+39.
- [22] Mankala KK, Banala SK, Agrawal SK. Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training[J]. J Neuroeng Rehabil, 2009, 6:24.
- [23] Asbeck AT, De Rossi SMM, Galiana I, et al. Stronger, smarter, softer: next-generation wearable robots[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2014, 21(4):22—33.
- [24] Ye D, Galiana I, Asbeck AT, et al. Biomechanical and physiological evaluation of multi-joint assistance with soft exosuits[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2017, 25(2):119—130.
- [25] Kim HY, Yang SP, Park GL, et al. Best facilitated cortical activation during different stepping, treadmill, and robot-assisted walking training paradigms and speeds: A functional near-infrared spectroscopy neuroimaging study[J]. Neurorehabilitation, 2016, 38(2):171.