

· 综述 ·

下肢外骨骼机器人在脑卒中恢复期患者步态康复中的应用研究进展

郭文静^{1,3} 张勇² 邱纪方^{1,3}

¹浙江中医药大学附属康复医院(浙江康复医疗中心), 杭州 310052; ²浙江科技学院, 杭州

310023; ³浙江中医药大学第三临床医学院、康复医学院, 杭州 310053

通信作者: 邱纪方, Email: 2401473907@qq.com

【摘要】 脑卒中恢复期患者存在患侧运动功能障碍, 影响其站立步行, 在步行时多表现为不对称的异常步态模式, 严重影响患者的生活质量。近年来, 下肢外骨骼机器人的研究发展较快, 其不仅具有精确化、高强度、高效率等特点, 还可显著提高康复疗效, 甚至可以在适当减轻负荷的情况下, 帮助患者模拟正确的步行方式。本文旨在综述下肢外骨骼机器人在脑卒中恢复期患者步态康复中的应用研究进展, 以期为脑卒中患者步态康复的研究提供参考和借鉴。

【关键词】 下肢外骨骼机器人; 脑卒中恢复期; 步态康复

基金项目: 浙江省公益技术应用研究资助项目 (LGF22F030005); 浙江康复医疗中心院级临床应用基础课题 (ZKJC2204)

Funding: Public Welfare Technology Application Research Funding Project of Zhejiang Province (LGF22F030005); Clinical Applied Basic Research Project of Zhejiang Rehabilitation Medical Center (ZKJC2204)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.11.019

脑卒中是由于脑部血管突然破裂或因血管阻塞导致血液不能流入大脑而引起脑组织损伤的一组疾病, 高达 85% 的脑卒中患者会遗留不同程度的功能障碍, 其中最常见为运动系统功能障碍, 表现为一侧肢体无力或僵硬、肌肉运动异常以及本体感觉的丧失, 干扰其正常步态, 从而影响患者的步行能力^[1]。近年来, 下肢外骨骼机器人的研究发展较快, 其不仅具有精确化、高强度、高效率等特点, 还可显著提高康复疗效, 甚至可以在适当减轻负荷的情况下, 帮助患者模拟正确的步行方式^[2], 对于促进偏瘫患者的步态康复具有重要意义。本文旨在综述下肢外骨骼机器人在脑卒中恢复期患者步态康复中的应用研究进展, 以期为脑卒中患者步态康复的研究提供参考和借鉴。

下肢外骨骼机器人发展史和研究现状

康复医疗机器人最早出现在 1890 年, 由俄罗斯人 Yagn 设计, 是世界第一个可用于改善步行、跑跳能力的下肢外骨骼机械装置^[3]。下肢康复外骨骼机器人的研究始于 1960 年, 这也是外骨骼机器人发展的转折点^[4]。有研究系统性地提出了下肢外骨骼机器人设计理论和方法, 使之后构建的下肢外骨骼机器人更注重其智能化、机械化和自动化^[3]。21 世纪, 随着建模和仿真软件等新技术的普及, 许多研究开始设计更具个性化的外骨骼机器人。2000 年, 美国国防高级研究计划局启动了增强人体功能的外骨骼机器人项目研究^[5], 提出了借助于外骨骼机器人增强人类功能的新概念, 对外骨骼机器人的发展起到了推动作用。最近几十年, 现代人工智能和控制技术的发展为下肢外骨骼机器人提供了更大的发展空间^[6], 无论是从外骨骼的驱动系统、感知系统, 还是控制系统、人机匹配技术、人机交互技术等方面都取得了一些突破和进展。由于医疗市场的广泛需

求和机器人技术的快速发展, 下肢外骨骼机器人已成为重要的开发研究领域, 现已经开始逐渐走向临床应用。

目前, 用于康复训练的下肢外骨骼机器人针对脑卒中患者的步态康复, 是通过其步态规划与控制策略实现的^[7], 主要包括以下几种方式: 基于预设步态轨迹的控制^[8]、基于机器人动力学模型的控制^[9]、基于生物电信号的意图感知和控制^[10]以及基于其他生物启发型轨迹规划和控制^[11-13]。临床上, 基于预设步态轨迹控制节律行走的下肢外骨骼机器人应用较为广泛, 但由于脑卒中患者的偏瘫步态具有一定的差异性, 部分患者不能适应基于预设步态轨迹控制节律行走, 因此许多研究开始致力于基于其他生物启发型轨迹规划和控制, 研究出能够调整步行节律的下肢外骨骼机器人, 从而满足步态康复训练的需求^[11-13]。

有研究表明, 在脊椎动物腰段脊髓存在一个独立于高级中枢控制的步行中枢, 是一种能够产生节律运动活动的神经环路, 被称为中枢模式发生器 (central pattern generator, CPG)^[14]。CPG 参与产生行走节律, 它的关键点是协调各关节在不同的条件下的运动, 可以使控制变得非常方便, 而且它具有很好的稳定性和适应性^[15]。在机器人节律运动控制和人机交互等领域, 人们对基于 CPG 神经电路模型的生物控制方法进行了广泛的探索性和应用性的研究^[16], 发现其在提高机器人亲和力、灵活性、环境适应性等方面具有优势, 并且与传统的控制方法比较, CPG 控制方法具有快速运动、自组织、自适应的行为特点, 这与人类节律运动的行为特征相对应, 是一种更加简洁、自然、直接、快速的运动控制方法。由于目前下肢外骨骼机器人根据患者的运动意图和实际表现实时调整辅助力或行走节律方面的研究并不多, 因此, 在新兴的外骨骼机器人中鲜有 CPG 控制的

相关应用研究,对于该个性化方案能否增强康复训练的效果仍需进一步探讨。然而,随着外骨骼机器人技术的不断成熟,结构模块化、高度智能化、控制个性化以及设备便携化等将是下肢外骨骼机器人未来的发展趋势。

下肢外骨骼机器人在脑卒中恢复期患者步态康复中的应用

有研究提出,下肢外骨骼机器人辅助步态康复训练是过去几十年来康复领域中取得最大进步的技术之一,这是基于下肢外骨骼机器人智能化的不断提高,其在临床康复训练过程中的智能控制和康复效果评价功能对康复训练具有很好的辅助和促进作用,不仅可以帮助康复医师理解患者的康复需求,使康复训练更适应患者的残损程度,还可为康复医师提供更客观的数据^[17]。根据现有的随机对照试验研究数据,下肢外骨骼机器人辅助的步行训练结合传统的步态训练对恢复独立行走是相当有效的,特别是对亚急性和严重的脑卒中患者^[18-19],而在后遗症期,其有效性仍存在争议。因此以下主要通过运动学、动力学、肌肉电生理学、能量消耗等方面对脑卒中恢复期患者下肢外骨骼机器人步态康复进行综述。

一、基于运动学参数的步态康复研究

步态的运动学参数包括时间参数、距离参数等时间-空间参数,还包括步态周期中不同时相的关节角度参数、关节角度曲线等,是临床常用的客观指标,能够检测患者行走功能的一些基本变化。脑卒中偏瘫患者的异常步态特点是步速降低、步长缩短、步幅减少、步宽增大和步态周期延长等^[20]。临床研究者通常将步速和步长的改善作为临床中脑卒中偏瘫患者的主要或次要结局指标^[21]。

Calabrò 等^[22]的研究纳入脑卒中恢复期患者 40 例,将其随机分为穿戴 EksoTM 下肢外骨骼机器人(美国 Ekso Bionics 公司)的步行训练组和普通步行训练组,实验表明,步行训练的步速、步行周期、患侧腿支撑相与摆动相时间的比值、平衡功能、协调性和总体步态质量等较组内治疗前和普通步行训练组治疗后均显著改善。该研究结果与 Molteni 等^[23]的研究结果相近,2 项研究都证实了 EksoTM 下肢外骨骼机器人结合常规步态训练可显著改善脑卒中恢复期患者的行走功能。Buesing 等^[24]和 Jayaraman 等^[25]针对脑卒中恢复期患者,分别给予下肢外骨骼机器人步幅管理辅助训练(stride management assist, SMA)和功能性任务导向训练(functional task-specific training, FTST),结果显示,虽然 2 组患者的步速、步长、步行耐力和平衡性等较组内治疗前均显著改善,但是 SMA 组患者的步长、步行耐力和平衡性均显著优于 FTST 组,其作用机制可能是, SMA 可以检测到髋关节角度的不对称,并提供扭矩辅助,与其步态周期同步,相较于 FTST, SMA 更有助于髋关节的屈曲和伸展,并改善股直肌处兴奋性。

Federici 等^[26]的研究则取得了与以上研究不同的结果,该研究发现,下肢外骨骼辅助步行训练对脑卒中恢复期患者的疗效与传统的康复治疗相当。还有研究发现,下肢外骨骼辅助的步行训练对脑卒中亚急性患者效果更好^[27]。在比较 HAL(hybrid assistive limb, HAL) 外骨骼机器人步行训练与传统步行训练对脑卒中恢复期患者步态康复效果时, Watanabe 等^[28]的研究发现,接受 HAL 外骨骼机器人步行训练的患者的功能性步行量表(functional ambulation category scale, FAC)评分较组内治疗

前和传统步行训练治疗后均显著改善,但其步速和步幅较组内治疗前并无明显改善,其原因可能是部分下肢外骨骼机器人仅可辅助下肢矢状面的活动,限制了髋关节、膝关节和踝关节在其它方向的活动,影响部分参与姿势及平衡控制的肌肉活动。

二、基于动力学参数的步态康复研究

步态的动力学参数包括地面反作用力、关节力矩、人体重心、肌肉活动等^[1],目前的临床研究多以地面反作用力和关节力矩等作为下肢外骨骼机器人辅助脑卒中恢复期患者步行训练的临床研究的动力学参数。

地面反作用力是除重力外唯一作用在人身上的外力,通过控制下肢外骨骼机器人和穿戴者的地面反作用力,可以精确地建立人机间的动态模型,使得外骨骼机器人与穿戴者同步行走。日本研制的 Walking Helper 外骨骼机器人在控制系统上是采用基于人体模型地面反作用力的控制策略,通过减少抗重力肌肉的负荷,为下肢肌力减退的人提供步行支持^[29]。在某些情况下,脑卒中患者会出现下肢不自主的运动,导致外骨骼机器人和患者之间的交互力矩,这种不良的扭矩会使患者疼痛,甚至严重受伤。为了防止由于这些相互作用力矩而发生的任何潜在的伤害,在康复过程中应该测量和处理这些力矩。Almaghout 等^[30]设计了一种新型的固定式膝关节和踝关节康复机器人(knee and ankle rehabilitation robot, KARR),在训练过程中,该机器人可适当和平稳地改变预定的轨迹,利用控制策略来修改相互作用力矩,从而减少这些相互作用力矩的影响。这一设计保证了患者肢体的安全,可以防止可能的疼痛或伤害。

本课题组认为,由于目前对于下肢外骨骼机器人动力学的研究多应用于其样机试制,旨在验证其总体结构设计方案的可行性,临床应用研究甚少,为了更进一步对生物力学的参数变化和控制精度进行深入探讨,需要将其应用于临床,并进行规范化的测试,从而为临床上脑卒中恢复期患者的步态康复提供更好的训练方案。

三、基于肌肉电生理学的步态康复研究

步态肌电活动参数主要为步行过程中下肢各肌肉的电活动,揭示肌肉活动与步态关系的肌肉电生理活动,是临床步态分析必不可少的环节,目前多采用表面电极记录步行时有关肌肉的电活动。表面肌电信号主要是从肌肉的表面通过电极引导的方式,对神经肌肉系统活动时所产生的生物电信号进行记录,在肌肉功能活动的定量记录中发挥出了确切的作用^[31-34],对于步态训练的评估具有重要的意义。

van Kammen 等^[35]的研究使用肌电图记录了脑卒中恢复期患者和健康受试者在普通跑步机上和 Lokomat 外骨骼机器人辅助下行走时双侧臀中肌、股二头肌、股外侧肌、腓肠肌内侧头和胫骨前肌的活动,结果表明,与跑步机行走相比,脑卒中恢复期患者和健康受试者在 Lokomat 引导下行走时,其肌肉活动普遍降低。该结果与一些较早的研究结果相近^[36-38]。上述研究提出,脑卒中患者存在运动功能障碍,其通过神经肌肉控制来适应运动任务的能力也显著降低,下肢外骨骼机器人可通过协助腿部运动,为受试者提供一定的驱动力和支持力,有助于成功地产生步态,也使得受试者的肌肉活动普遍降低^[36]。以上研究还发现,当跑步机行走时肌肉过度活跃(如脑卒中患者未受累侧的股二头肌和臀中肌,受累侧的股二头肌和腹外斜肌),则患者肌肉活动的降低幅度较大;而当一些肌肉活动已经较低时

(如脑卒中患者受累侧的腓肠肌内侧头),则降低幅度较小^[37]。还有研究发现,脑卒中恢复期患者在采用 Lokomat 外骨骼机器人辅助下行走的过程中,会增加其受累侧肢体的单支撑相持续时间,从而明显降低双侧肢体行走的时间不对称性,使患者可以更对称地行走。

尽管多数研究支持 Lokomat 外骨骼机器人引导步行可降低大多数肌肉的平均活动水平,但近年来也有研究显示,当选择正常的行走速度时(1.2 m/s),Locomat 对降低脑卒中患者肌肉活动的影响最小^[39]。该项研究还表明,在采用 Lokomat 外骨骼机器人辅助步行的过程中,减少体重支持和引导力可增加特定肌肉群的活动幅度(如股内侧肌和股直肌),且步行速度的提高还可能消除 Lokomat 外骨骼机器人辅助训练对脑卒中患者肌肉活动减少的影响。目前,有足够的证据表明,较高的步行速度与较大的肌肉活动有关,以满足较高的能量输出需求^[40-41]。

与普通的步行训练相比,Lokomat 外骨骼机器人引导行走通常会减少肌肉活动,这在临床上被视为负面效应,因为肌肉的主动收缩在运动再学习中起着关键作用^[42]。然而,本课题组认为,下肢外骨骼机器人可以帮助临床医生通过调节脑卒中患者的支持力和驱动力来调节特定肌肉的活动。更具体地说,即如果任务目标是减少行走时的肌肉的异常活动,则应选择更高的支持力和驱动力;如果需要增加肌群的活动,则应采用更低的支持力和驱动力。综上,在为脑卒中患者提供个性化运动训练方案时,应考虑下肢外骨骼机器人的支持力、引导力和步行速度对肌肉活动的影响。

四、基于能量消耗的步态康复研究

能量参数包括能量代谢参数和机械能参数,能量代谢参数是指步行中的能量代谢,用于衡量步行效率;机械能参数可以应用动能、势能及其转换技术来计算,即一个步态周期中身体不同部位的能量消耗,有助于研究步态异常机理。脑卒中恢复期患者步行时的能量需求会发生改变,部分患者每单位距离消耗的能量是体格健全者的 3 倍,这样的能量需求可能会限制患者的身体活动能力和日常生活活动的能力^[43-44]。因此本课题组认为,后续的研究需要探讨脑卒中恢复期患者在地面行走时,不同下肢外骨骼机器人辅助步行所消耗的能量,且哪种外骨骼机器人辅助方式的能量效率最高。

Lefeber 等^[45]对脑卒中后不同步行辅助方式的能量消耗进行了系统的回顾,结果表明,脑卒中患者在地面步行时消耗的能量更高,反之其在使用下肢矫形器或下肢外骨骼机器人行走过程中所消耗的能量则更低。这项系统是回顾根据美国运动医学会(American College of Sports Medicine, ACSM)的指南建议,对于脑卒中恢复期患者,无辅助或使用辅助设备和下肢矫形器的情况下行走,能够提供低至中等强度的锻炼;对于脑卒中急性期患者,使用减重外骨骼机器人、刚性外骨骼或末端执行式的外骨骼机器人辅助,可提供低强度运动,这种运动强度在充分考虑患者心肺功能耐受能力的情况下,所消耗的能量较低。Delussu 等^[46]的研究比较了基于末端执行式外骨骼机器人的机器人辅助步行训练与普通地面行走的能量消耗,对于脑卒中患者,支持力增加至 30%,在基于下肢外骨骼机器人行走时,其呼吸交换率、耗氧量和心率较普通地面行走降低,表明其心肺耗能和能量代谢减少;当没有提供重力支持时,末端执行式外骨骼机器人辅助步行的能量消耗并不低于地面行走,随着支

持力的增加,下肢外骨骼机器人辅助组的能量消耗减少得更多。因此,在体重支持下进行的下肢外骨骼机器人步态训练是脑卒中恢复期患者进行强化步行训练的安全方法,其能量消耗以及心肺耗能均降低。

目前,许多研究总结了在不同辅助模式(即下肢矫形器、下肢减重机器人、末端执行式机器人和下肢外骨骼机器人)的地面行走过程中能量消耗,均低于普通地面行走所消耗的能量,但不同辅助方式之间总能耗存在很大差异^[47],因此,本课题组认为,未来的研究仍应更进一步地探索在脑卒中恢复期患者的步态康复中,哪种下肢辅助方式的能量效率最佳。

小结

下肢外骨骼机器人作为一种智能仿生辅助康复设备,是一种复杂的人机耦合一体化系统,目前已取得了关键技术上的突破并逐渐向标准化的方向发展,其可以改善脑卒中偏瘫患者下肢运动功能、平衡功能及步行能力,进一步提高功能独立性,并且利用其步态规划与控制策略,可以促进脑卒中患者的步态康复。目前,下肢外骨骼机器人在脑卒中恢复期患者步态康复的研究仍存在诸多技术瓶颈:①多数下肢外骨骼机器人没有充分说明如何根据患者的特征进行机器人设置,导致佩戴不理想,可能增加受试者的能量代谢成本和不快感,甚至产生疼痛和损伤,增加骨折的风险^[48];②缺乏根据患者的运动意图和实际表现实时调整步态参数、训练强度以及行走节律方面的研究^[49];③目前临床评估下肢外骨骼机器人疗效的指标较为单一,大多集中在各项临床量表的主观评定,可以借助于精密仪器如三维步态分析、肌电图^[50]、脑电图^[51]、功能性核磁共振技术^[52]、功能性近红外光谱技术^[53]等科学客观地评价患者基于下肢外骨骼机器人步行训练的步行功能与神经可塑性,可能是未来下肢外骨骼机器人研究的重点。

参考文献

- [1] An B, Woo Y, Park K, et al. Effects of insole on the less affected side during execution of treadmill walking training on gait ability in chronic stroke patients; a preliminary study[J]. Restor Neurol Neuros, 2020, 38(5): 375-384. DOI: 10.3233/RNN-201040.
- [2] Tucker MR, Olivier J, Pagel A, et al. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review[J]. J Neuroeng Rehabil, 2015, 12(1): 1. DOI: 10.1186/1743-0003-12-1.
- [3] 李龙飞, 朱凌云, 苟向锋. 可穿戴下肢外骨骼康复机器人研究现状与发展趋势[J]. 医疗卫生装备, 2019, 40(12): 89-97. DOI: 10.19745/j.1003-8868.2019308.
- [4] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2012, 91(11): 911-921. DOI: 10.1097/PHM.0b013e318269d9a3.
- [5] Garcia E, Sater JM, Main J. Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): a program summary[J]. J Ceram Soc Jpn, 2002, 20(8): 822-826. DOI: 10.7210/jrsj.20.822.
- [6] Fritz H, Patzer D, Galen SS. Robotic exoskeletons for reengaging in everyday activities: Promises, pitfalls and opportunities[J]. Disabil Rehabil, 2019, 41(5): 560-563. DOI: 10.1080/09638288.2017.1398786.

- [7] 周智雍,钱伟,丁加涛,等.基于核化运动基元的外骨骼膝关节步态轨迹在线规划[J]. 机器人, 2021, 43(05): 557-566. DOI: 10.13973/j.cnki.robot.200528.
- [8] Banala SK, Kim SH, Agrawal SK, et al. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton(ALEX)[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2009, 17(1): 2-8. DOI: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- [9] 贾山,韩亚丽,路新亮,等.基于人体特殊步态分析的下肢外骨骼机构设计[J]. 机器人, 2014, 36(4): 392-401, 410. DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2014.0392.
- [10] Li ZJ, Huang ZC, He W, et al. Adaptive impedance control for an upper limb robotic exoskeleton using biological signals[J]. IEEE Trans Ind Electron, 2017, 64(2): 1664-1674. DOI: 10.1109/TIE.2016.2538741.
- [11] 罗林聪,侯增广,王卫群,等.一种基于非线性振荡器的步态轨迹自适应算法[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1951-1959. DOI: 10.16383/j.aas.2016.c160205.
- [12] Chen G, Qi P, Guo Z, et al. Gait-event-based synchronization method for gait rehabilitation robots via a bioinspired adaptive oscillator[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2017, 64(6): 1345-1356. DOI: 10.1109/TBME.2016.2604340.
- [13] Ruiz Garate V, Parri A, Yan T, et al. Experimental validation of motor primitive-based control for leg exoskeletons during continuous multi-locomotion tasks[J]. Front Neurorobot, 2017, 11: 15. DOI: 10.3389/fnbot.2017.00015.
- [14] Brown TG. On the nature of the fundamental activity of the nervous centres; together with an analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of the evolution of function in the nervous system[J]. J Physiol, 1914, 48(1): 18-46. DOI: 10.1113/jphysiol.1914.sp001646.
- [15] 穆希辉,陈建华,杜峰坡,等.下肢外骨骼机器人关节驱动及优化研究[J]. 机械设计与制造, 2017, 07: 263-265. DOI: 10.19356/j.cnki.1001-3997.2017.07.068.
- [16] Ijspeert AJ. Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: a review[J]. Neural Netw, 2008, 21(4): 642-653. DOI: 10.1016/j.neunet.2008.03.014.
- [17] Calabrò RS, Cacciola A, Bertè F, et al. Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: where are we now? [J]. Neurol Sci, 2016, 37(4): 503-514. DOI: 10.1007/s10072-016-2474-4.
- [18] Bruni Mf, Melegari C, De Cola MC, et al. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: a systematic review and meta-analysis[J]. J Clin Neurosci, 2018, 48: 11-17. DOI: 10.1016/j.jocn.2017.10.048.
- [19] Schwartz I, Meiner Z. Robotic-assisted gait training in neurological patients: who may benefit? [J]. Ann Biomed Eng, 2015, 43(5): 1260-1269. DOI: 10.1007/s10439-015-1283-x.
- [20] 励建安,孟殿怀.步态分析的临床应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(7): 500-503. DOI: 10.3760/j.issn:0254-1424.2006.07.022.
- [21] Lee SM, Cynn HS, Yi CH, et al. Wearable tubing assistive walking device immediately enhances gait parameters in subjects with stroke: a randomized controlled study[J]. NeuroRehabilitation, 2017, 40(1): 99-107. DOI: 10.3233/NRE-161394.
- [22] Calabrò RS, Naro A, Russo M, et al. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial[J]. J Neuroeng Rehabil, 2018, 15(1): 35-50. DOI: 10.1186/s12984-018-0377-8.
- [23] Molteni F, Gasperini G, Gaffuri M, et al. Wearable robotic exoskeleton for overground gait training in sub-acute and chronic hemiparetic stroke patients: preliminary results[J]. Eur J Phys Rehabil Med, 2017, 53(5): 676-684. DOI: 10.23736/S1973-9087.17.04591-9.
- [24] Buesing C, Fisch G, O'Donnell M, et al. Effects of a wearable exoskeleton stride management assist system (SMA®) on spatiotemporal gait characteristics in individuals after stroke: a randomized controlled trial[J]. J Neuroeng Rehabil, 2015, 12(1): 69-83. DOI: 10.1186/s12984-015-0062-0.
- [25] Jayaraman A, O'Brien MK, Madhavan S, et al. Stride management assist exoskeleton vs functional gait training in stroke: a randomized trial[J]. Neurology, 2019, 92(3): e263-e273. DOI: 10.1212/WNL.0000000000006782.
- [26] Federici S, Meloni F, Bracalenti M, et al. The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: a systematic review[J]. NeuroRehabilitation, 2015, 37(3): 321-340. DOI: 10.3233/NRE-151265.
- [27] Louie DR, Eng JJ. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review[J]. J Neuroeng Rehabil, 2016, 13(1): 53-63. DOI: 10.1186/s12984-016-0162-5.
- [28] Watanabe H, Goto R, Tanaka N, et al. Effects of gait training using the Hybrid Assistive Limb® in recovery-phase stroke patients: a 2-month follow-up, randomized, controlled study[J]. NeuroRehabilitation, 2017, 40(3): 363-367. DOI: 10.3233/NRE-161424.
- [29] Nakamura T, Saito K, Wang ZD, et al. Proceedings of the 2005 IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics; control of model-based wearable anti-gravity muscles support system for standing up motion, July 24-28, 2005 [C]. Monterey: America, 2005. DOI: 10.1109/aim.2005.1511042.
- [30] Almaghout K, Tarvirdizadeh B, Alipour K, et al. Design and control of a lower limb rehabilitation robot considering undesirable torques of the patient's limb[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2020, 234(12): 1457-1471. DOI: 10.1177/0954411920947849.
- [31] Martinez-Valdes E, Laine CM, Falla D, et al. High-density surface electromyography provides reliable estimates of motor unit behavior[J]. Clin Neurophysiol, 2016, 127(6): 2534-2541. DOI: 10.1016/j.clinph.2015.10.065.
- [32] Raj R, Ramakrishnan R, Sivanandan KS. Erratum to: a real time surface electromyography signal driven prosthetic hand model using PID controlled DC motor[J]. Biomed Eng Lett, 2017, 7(1): 276-286. DOI: 10.1007/s13534-017-0011-x.
- [33] 王小伟,吴庆文,郭瑞玉等.表面肌电在脑卒中患者双侧肢体训练中的应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2017, 39(09): 664-667. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2017.09.006.
- [34] Naik GR, Selvan SE, Gobbo M, et al. Principal component analysis applied to surface electromyography: a comprehensive review[J]. IEEE Access, 2016, 4: 4025-4037. DOI: 10.1109/ACCESS.2016.2593013.
- [35] van Kammen K, Boonstra AM, van der Woude LHV, et al. Differences in muscle activity and temporal step parameters between lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers[J]. J Neuroeng Rehabil, 2017, 14(1): 32-43. DOI: 10.1186/s12984-017-0244-z.

- [36] Hidler JM, Wall AE. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking[J]. Clin Biomech, 2005, 20(2): 184-193. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.09.016.
- [37] Coenen P, van Werven G, van Nunen MP, et al. Robot-assisted walking vs overground walking in stroke patients: an evaluation of muscle activity[J]. J Rehabil Med, 2012, 44(4): 331-337. DOI: 10.2340/16501977-0954.
- [38] Israel JF, Campbell DD, Kahn JH, et al. Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic-and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury[J]. Phys Ther, 2006, 86(11): 1466-1478. DOI:10.2522/ptj.20050266.
- [39] Lin J, Hu G, 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]. J Neuroeng Rehabil, 2020, 17(1): 5. DOI:10.1186/s12984-020-0641-6.
- [40] van Kammen K, Boonstra AM, van der Woude LHV, et al. Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry[J]. Disabil Rehabil, 2020, 42(21): 2977-2985. DOI: 10.1080/09638288.2019.1579259.
- [41] Burnfield JM, Buster TW, Goldman AJ, et al. Partial body weight support treadmill training speed influences paretic and non-paretic leg muscle activation, stride characteristics, and ratings of perceived exertion during acute stroke rehabilitation[J]. Hum Mov Sci, 2016, 47: 16-28. DOI:10.1016/j.humov.2016.01.012.
- [42] Kaelin-Lang A, Sawaki L, Cohen LG. Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory[J]. J Neurophysiol, 2005, 93(2): 1099-1103. DOI:10.1152/jn.00143.2004.
- [43] Platts MM, Rafferty D, Paul L. Metabolic cost of over ground gait in younger stroke patients and healthy controls[J]. Med Sci Sports Exerc, 2006, 38(6): 1041-1046. DOI: 10.1249/01.mss.0000222829.34111.9c.
- [44] Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, et al. Energy expenditure and cost during walking after stroke: a systematic review[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2016, 97(4): 619-632. DOI:10.1016/j.apmr.2015.11.007.
- [45] Lefeber N, De Buyser S, Dassen N, et al. Energy consumption and cost during walking with different modalities of assistance after stroke: a systematic review and meta-analysis[J]. Disabil Rehabil, 2020, 42(12): 1650-1666. DOI:10.1080/09638288.2018.1531943.
- [46] Delussu AS, Morone G, Iosa M, et al. Physiological responses and energy cost of walking on the Gait Trainer with and without body weight support in subacute stroke patients[J]. J Neuroeng Rehabil, 2014, 11: 54. DOI:10.1186/1743-0003-11-54.
- [47] Näf MB, Junius K, Rossini M, et al. Misalignment compensation for full human-exoskeleton kinematic compatibility: State of the art and evaluation[J]. Appl Mech Rev, 2018, 70: 5. DOI: 10.1115/1.4042523.
- [48] van Herpen FHM, van Dijksseldonk RB, Rijken H, et al. Case report: description of two fractures during the use of a powered exoskeleton[J]. Spinal Cord Series Cases, 2019, 5(1): 99. DOI: 10.1038/s41394-019-0244-2.
- [49] Goffredo M, Iacovelli C, Russo E, et al. Stroke gait rehabilitation: a comparison of end-effector, overground exoskeleton, and conventional gait training[J]. Appl Sci, 2019, 9: 13. DOI:10.3390/app9132627.
- [50] Zhu F, Kern M, Fowkes E, et al. Effects of an exoskeleton-assisted gait training on post-stroke lower-limb muscle coordination[J]. J Neural Eng, 2021, 18(4): 046039. DOI:10.1088/1741-2552/abf0d5.
- [51] Shi K, Mu F, Huang R, et al. Multimodal human-exoskeleton interface for lower limb movement prediction through a dense co-attention symmetric mechanism[J]. Front Neurosci, 2022, 16: 796290. DOI:10.3389/fnins.2022.796290.
- [52] Romanato M, Spolaor F, Beretta C, et al. Quantitative assessment of training effects using EksoGT® exoskeleton in Parkinson's disease patients: a randomized single blind clinical trial[J]. Contemp Clin Trials Commun, 2022, 28: 100926. DOI:10.1016/j.conctc.2022.100926.
- [53] Caliendo P, Molteni F, Simbolotti C, et al. Exoskeleton-assisted gait in chronic stroke: An EMG and functional near-infrared spectroscopy study of muscle activation patterns and prefrontal cortex activity[J]. Clin Neurophysiol, 2020, 131(8): 1775-1781. DOI:10.1016/j.clinph.2020.04.158.

(修回日期:2023-09-20)

(本文编辑:阮仕衡)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

《中华物理医学与康复杂志》有关文稿中法定计量单位的书写要求

本刊发表的学术论文执行 GB 3200~3102-1993《量和单位》中有量量、单位和符号的规定及其书写规则,具体使用参照中华医学杂志社编辑的《法定计量单位在医学上的应用》第三版(人民军医出版社 2001 版)一书。

注意单位名称与单位符号不可混合使用,如 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$,应改为 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$;组合单位符号中表示相除的斜线多于 1 条时,应采用负数幂的形式表示,如 ng/kg/min 应采用 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式;组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用 $\text{ng/kg} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式。在首次出现不常用的法定计量单位处用括号加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物内的压力单位使用 mmHg 或 cmH_2O ,但文中首次出现时用括号加注 ($\text{mmHg}=0.133 \text{ kPa}$ 或 $1 \text{ cmH}_2\text{O}=0.098 \text{ kPa}$)。正文中时间的表达,凡前面带有具体数据者应用 d、h、min、s,而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字母,如吸光度(旧称光密度)的符号为 A,“A”为斜体字。