

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.220256

可穿戴式下肢外骨骼康复机器人研究进展

丁逸苇, 涂利娟, 刘怡希, 张冀聪, 帅梅

(北京航空航天大学, 北京 100191)

摘要: 对于脊髓损伤、脑损伤等因素导致下肢运动障碍的患者, 利用下肢外骨骼康复机器人可在患者损伤早期进行精准康复, 并在康复过程中优化康复策略。本文详细对比了下肢外骨骼康复机器人相比于传统康复方法的优势, 并结合国内外研究现状阐述了不同外骨骼机器人的设备特点及应用场景, 详细分析了机器人的驱动方式、控制系统以及训练模式等关键技术。最后, 着重探讨了下肢外骨骼康复机器人未来发展所面临的挑战, 并针对机械结构优化、驱动算法优化、康复流程智能化、基于虚拟现实技术的应用场景优化及康复效果评估等 5 方面提出了可行的探讨, 对下肢外骨骼康复机器人未来的技术发展趋势作出可行分析。

关键词: 下肢外骨骼康复机器人; 智能仿生机械设备; 康复医学; 脊髓损伤康复

中图分类号: TP242.3

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2022)-05-0522-11

Progress of Wearable Lower-limb Exoskeleton Rehabilitation Robots

DING Yiwei, TU Lijuan, LIU Yixi, ZHANG Jicong, SHUAI Mei

(Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: For patients with lower-limb movement disorders caused by spinal cord injury, brain injury, and other factors, the lower-limb exoskeleton rehabilitation robot can be applied to performing precise rehabilitation in the early stage of the patient injury, and optimizing the rehabilitation strategy during the rehabilitation process. This paper compares the advantages of lower-limb exoskeleton rehabilitation robots over the traditional rehabilitation methods, and expounds the equipment characteristics and application scenarios of different exoskeleton robots based on the research status at home and abroad. The key technologies for exoskeleton rehabilitation robots are analyzed in detail, including driving methods, control systems, and training modes. Finally, the challenges to lower-limb exoskeleton rehabilitation robots in future development are emphatically discussed, and feasible discussions are put forward from five aspects, such as mechanical structure optimization, driving algorithm optimization, intelligent rehabilitation process, application scenario optimization based on virtual reality technology, and evaluation of rehabilitation effect. The future technology trends of the lower-limb exoskeleton rehabilitation robot are analyzed feasibly.

Keywords: lower-limb exoskeleton rehabilitation robot; intelligent bionic mechanical equipment; rehabilitation medicine; spinal cord injury rehabilitation

1 引言 (Introduction)

随着现代医学技术的进步, 手术成功率不断提高, 患者术后康复成为新的关注焦点。以患者需求为本, 最大可能地恢复其身体状态和运动机能是康复的首要目的, 康复效率是影响患者术后生活质量的重要因素。然而我国康复医疗技术仍处于发展初期, 脑损伤、脊髓损伤等因素导致行动能力受到影响的患者的康复需求大, 但康复机构较少、规模小、康复设备研发落后, 这种状况也是康复尖端技术研发的动力。步态恢复是下肢运动障碍患者的康

复核心内容, 传统康复手段需要多个专业康复治疗师辅助完成, 对人力消耗大。因此, 采用下肢辅助机器人进行康复训练是一个必然趋势。

2 下肢外骨骼康复机器人简介 (Introduction to lower-limb exoskeleton rehabilitation robot)

骨骼作为生物体重要的组成部分, 通常分为内骨骼和外骨骼两类, 起到保护和支撑生物的作用。内、外骨骼的区别在于骨骼生长位置与肌肉、脏器组织的相对位置关系^[1]。外骨骼机器人是仿生学和

人体工程学相结合的产物, 其通过类人的机械结构与患者进行绑定, 形成一体化可穿戴移动设备, 成为除患者自身之外, 由外部动力源驱动、为患者提供保护支撑的第二副“骨骼”^[2]。

下肢外骨骼康复机器人的研究采用工程学与医学理论相结合的方法, 为不同损伤情况、不同康复时期的下肢运动功能障碍患者在康复训练或步行过程中提供全关节支撑、多向限位保护、正确步态引导、合理发力辅助等方面的类人行走驱动控制^[3-4]。脑损伤、脊髓损伤是造成下肢运动功能障碍的主要原因之一; 其中因脑损伤导致的双下肢运动障碍多数来源于脑部外力刺激和相关神经系统性疾病, 如大部分的脑卒中患者会出现单侧肢体运动功能障碍; 此外, 脊髓损伤也会严重影响损伤者的下肢运动功能。

传统下肢功能障碍康复训练主要依靠专业康复人员帮助患者恢复下肢运动功能, 下肢运动障碍患者的康复治疗包括卧位运动、四肢关节康复运动和平衡运动, 核心训练逻辑是针对局部或单一的功能指标开展训练, 如力量、核心稳定性和关节灵活性^[1]。但人能正确完成动作或行走是依靠相关肌群的正确协调控制实现的, 因此, 相对于局部或单项指标的改善, 肌群的正确协调控制能力训练才是提升肢体残障患者运动能力的有效手段; 并且传统康复手段受专业康复人员数量、康复治疗时间等限制, 导致传统康复手段康复效率低、康复效果不明显。基于外骨骼机器人的下肢康复训练可以精确控制康复动作, 降低个体差异对康复训练的影响, 大幅改善穿戴者的力量、耐力和速度等多项运动功能指标, 提高康复效果。此外, 下肢外骨骼机器人还可以集成功能性电刺激和肌电信号控制功能^[5], 通过增强大脑和脊髓对人体肌肉和骨骼的整体控制, 减轻运动障碍, 从而达到运动康复和身体机能恢复的目的。因此, 基于下肢外骨骼机器人的康复研究成为国内外热点。

3 国内外研究现状 (Research status at home and abroad)

3.1 国外研究现状

早期的移动行走式外骨骼机器人起源于军事领域, 1890 年俄罗斯 Yagn^[6] 率先研发了第一款可增强下肢运动能力^[7] 的外骨骼装置, 开启了全世界各国对下肢外骨骼装置的研究。1935 年美国研制出可辅助下肢运动障碍患者行走的设备 Wind-up^[8]。1970 年南斯拉夫研制出以气压驱动的下肢外骨骼机

器人^[9]。1999 年, 美国启动了基于外骨骼机器人的人体机能增强计划 (Exo-skeletons for Human Performance Augmentation), 该计划极大地促进了外骨骼机器人的发展^[10], 并推动了外骨骼机器人在医学康复领域的应用。



图 1 国外主流下肢外骨骼康复机器人

Fig.1 Mainstream lower-limb exoskeleton rehabilitation robots at abroad

瑞士 Hocoma 医疗器械公司与苏黎世 Balgrist 医学院康复中心在 1999 年合作研发出第一台搭载全自动步态评估训练系统的悬吊式下肢外骨骼康复系统 Lokomat^[11], 其外观如图 1 所示。该系统主要包括减重系统、机械腿、跑台等几个部分。每条机械腿只包含 2 个主动驱动自由度, 完成髋关节和膝关节在矢状面上的运动^[12]。康复训练时, 减重机构承担一部分人体重量, 将患者大小腿绑带连接至外骨骼机械腿, 从而保持穿戴者的直立姿态, 电机与滚珠丝杠机构组合驱动带动患者的髋、膝关节运动, 足踝运动则通过跑台移动和抬脚器来辅助完成。Lokomat 系统可根据患者个体差异调节结构参数, 通过智能动态低惯性减重单元为不同体重的患者提供减重训练方案, 与机械腿相衔接的平行四边形机构在训练时可带动患者身体重心随运动上下浮动, 使训练动作更加接近正常步态。此外, Lokomat 下肢机器人具备主、被动训练等多种模式。Bernhardt 等提出了比例-微分 (PD) 控制、阻抗控制等算法, 来满足 Lokomat 系统的控制要求, 并通过分组实验研究证实控制算法是否有效。Lokomat 系统通过位置控制算法实现被动训练模式, 通过机器人髋、膝关节处设置的角度传感器、力传

感器以及力矩传感器实时采集患者训练数据, 并采用 PD 或 PID (比例-积分-微分) 反馈算法控制髋关节和膝关节的运动。然而, Lokomat 机器人不同于 ReWalk 等在实际地面移动的行走式外骨骼康复机器人, 在训练时, 地面反作用力对患者下肢的行走相关肌群和关节的刺激不够大, 导致其康复效果有限, 且设备费用昂贵, 康复效益较低。

如图 1 所示, 2001 年由日本筑波大学研制的可穿戴下肢外骨骼康复机器人 HAL (hybrid assistive limb) 首次亮相, 并由日本公司 Cyberdyne 实现产品化。2013 年 HAL 成为世界上首个获得全球安全认证的外骨骼机器人。该机器人主要由无线局域网系统、驱动系统、足底压力传感系统、肌电传感系统、角度/加速度传感系统以及电池控制系统 6 部分构成。全机共 26 个自由度, 主动运动关节均采用电机驱动, 凭借髋、膝、踝 3 个关节的联合驱动单元实现独立支撑效果。HAL 机器人采用独有的生物意识控制算法和自主控制算法, 利用贴附于人体皮肤表面的传感器实时采集人体运动时的肌电信号, 并配合下肢关节力矩计算穿戴者的运动意图, 以此输出驱动指令控制外骨骼机器人的运动; 通过不断地将驱动指令送回中枢神经系统, 刺激神经回路, 重建神经-肌肉关联, 使患者的运动能力得到提高^[13]。人的腿部肌肉具有黏性和弹性, 为此还为 HAL 机器人开发了基于阻抗控制的算法, 该算法可分析肌肉的黏性及弹性, 提高患者的穿戴舒适度^[14]。经研究发现, 利用 HAL 机器人对脊髓损伤、脑瘫等患者进行康复训练, 均可使其步态得到明显改善。

2006 年, 德国 Woodway 公司基于 LokoStation 装置研发了由跑步机、Pedago 学步机和悬挂减重装置组成的 LokoHelp 系统。Pedago 学步机作为核心康复单元, 通过规范化固定使用者姿态完成对步频、步速、运动范围等康复指标的约束, 规范运动康复轨迹, 通过刺激股四头肌本体感觉器促进使用者自主运动, 并通过周期性地训练使用者的肌肉记忆, 刺激大脑皮质, 完成对大脑运动功能区的重建, 最终恢复使用者的运动能力^[15]。此外, LokoHelp 系统在训练模式上创新性地加入了主、被动模式下的可调节上下坡训练、侧步训练等, 为患者提供了更具针对性的训练模式。但 LokoHelp 和 Lokomat 系统均存在适配不同身形用户的匹配调节时间过长, 康复师工作量大, 悬吊捆绑对胸部压迫严重、影响患者呼吸的穿戴问题。

ReWalk 是由以色列 ReWalk Robotics 公司研发

的可穿戴式下肢外骨骼康复机器人^[16]。2014 年, 该产品获得美国食品药品监督管理局 (FDA) 认证, 成为美国第一批医用外骨骼机器人。在设计上 ReWalk 机器人在髋关节和膝关节采用独立电机控制, 踝关节采用弹簧辅助被动控制。在训练过程中, 机器通过腕部传感器和体感技术实时分析下肢的运动状态, 对步速进行实时优化, 调整运动姿态。下肢瘫痪的脊髓损伤患者在使用 ReWalk 机器人进行助力行走的过程中需借助平衡拐杖维持身体平衡。ReWalk 机器人可辅助完成站立、行走以及上下楼梯等任务。ReWalk 机器人仅提供被动训练模式, 依靠外骨骼机器人提供驱动力带动人体运动。

近些年, 医用外骨骼机器人发展迅速, 出现了一大批性能优秀的可穿戴式下肢外骨骼机器人。美国范德堡大学与 Parker Hannifin 公司联合研发了轻量化外骨骼机器人 Indego^[17]。该机器人主要应用于对因脊髓损伤、中风而丧失行走能力的患者进行康复训练, 可评估截瘫、偏瘫患者的运动能力, 并提供辅助行走功能。美国 Ekso Bionics 公司研发的 Ekso GT 机器人^[18] 相比于传统的下肢外骨骼机器人配备有处理速度更快的处理器和强大的软件系统。2019 年由西班牙 Technaid 公司和西班牙国家研究委员会生物工程组联合研制的可穿戴式外骨骼机器人 Exo-H3 亮相^[18], 该机器人结构框架灵活、自重轻, 且采用开放式程序架构, 允许针对患者个体差异更改算法以及采用不同的控制策略^[19]。此外, 由哈佛大学研制的柔性气动可穿戴式外骨骼机器人 Soft Exosuit 以及日本藤田保健卫生大学研制的外骨骼机器人 Wearable Power Assist Locomotor 等均在外骨骼机器人领域具有一定影响力。

3.2 国内研究现状

我国外骨骼机器人的研究起步相对较晚, 但经过科研院所与企业的不断创新, 也涌现了一大批性能优秀的外骨骼机器人并取得了较好的应用效果。2004 年, 中国科学院合肥智能机械研究所研制出我国第一款电机驱动的外骨骼机器人实体样机 WPAL, 并对其人体动力学模型进行修正, 对速度-力控制模型进行改进以减轻肌肉疲劳^[20], 至此开创了我国外骨骼机器人研究的进程。但该外骨骼机器人仅在实验室进行了试验, 并未实现真人穿戴行走的实际应用。

2014 年, 北京航空航天大学成功研发了国内第一款实现了截瘫、偏瘫患者穿戴行走和康复的外骨骼机器人 AiLegs 艾动 (如图 2 所示), 其主要应用

为针对脊髓损伤、脊髓炎、由脑损伤导致的脑瘫、由中风导致的偏瘫、骨关节术后运动恢复以及肌无力等患者的康复训练^[21]。该款机器人能实现主、被动行走训练, 由专业康复人员控制或由使用者自身控制, 以基于不同病症病理特征的仿生步态进行行走。通过全身协同运动的方式达到对运动能力的协调, 全面提升患者运动康复效率; 并通过特殊设计实现精细化控制, 提供适应不同病程病种的步态训练, 满足患者个性化需求^[22]。北京 2022 年冬残奥会火炬传递上, AiLegs 艾动成功助力胸 7-8 高位截瘫 11 年患者传递火炬。此外, 该团队还研制了一种全新形式的外骨骼机器人 AiWalker 艾康, 通过将 AiLegs 艾动固定在一套四轮式安全平衡移动台架上, 采用创新性设计对患者腰部进行固定, 以实现运动过程中的平衡控制并满足训练过程中的支撑减重需求。此设计可充分保障患者训练安全, 为患者提供基于真实地面的行走康复训练; 适用范围广、覆盖康复周期长, 适用于脊髓损伤、脑损伤导致的偏瘫、四肢瘫, 进而引发的下肢运动功能障碍患者, 并可为早期主动运动功能薄弱的患者提供有效康复^[1]。AiLegs 艾动和 AiWalker 艾康于 2016 年通过北京大艾机器人科技有限公司实现了成果转化。

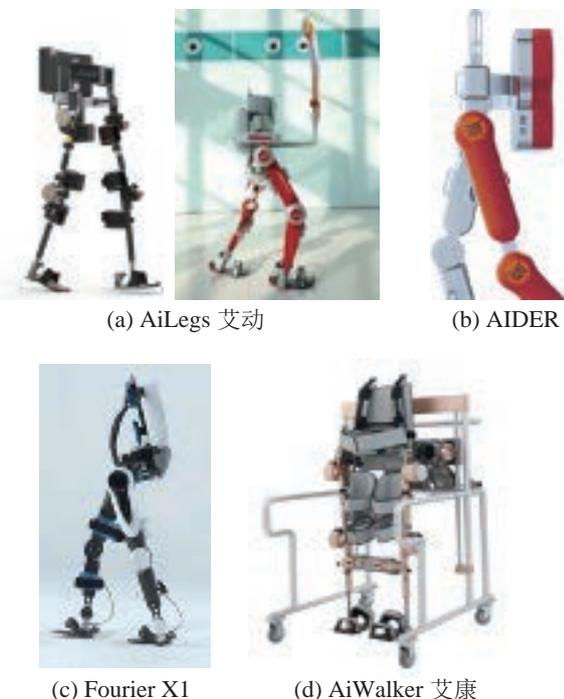


图 2 我国主流下肢外骨骼康复机器人

Fig.2 Mainstream lower-limb exoskeleton rehabilitation robots at home

2015 年, 上海交通大学研发了一种新型可穿戴式外骨骼机器人^[23]。该款外骨骼机器人采用人体下

肢仿生设计, 对踝、髌关节进行液压/电机混合式驱动; 并且在结构设计上着重体现承载性能, 无需平衡拐杖以维持身体平衡, 能自调节不同身高使用者个体差异带来的影响。与此同时, 上海交通大学还针对该款外骨骼机器人研发了一套自适应 PID 控制系统, 实现了对仿生下肢外骨骼机器人运动步态的智能控制。2016 与 2017 年, 哈尔滨工业大学和浙江大学也分别研制出各自的外骨骼机器人^[24-25], 着重研究了外骨骼机器人的人机交互传感系统, 以髌关节和膝关节为主动驱动关节, 踝关节为被动关节, 且均不需要辅助支撑; 并且加强外骨骼机器人应用算法上的突破, 提高机器人系统操控性能和控制精度。2018 年, 上海司羿智能科技有限公司推出国内首款下肢软体外骨骼康复机器人 Easy Walk X1, 其质量不足 3 kg, 无刚性骨架, 采用“电机 + 线驱”的驱动方式, 仿人的肌肉收缩式助力, 主要为脑卒中中等偏瘫患者的踝关节提供助力。此外, 该机器人通过人工智能算法识别出步行中需要助力的时间点, 同时能自适应平地行走、上下坡、上楼等行走模式^[26]。2019 年, 深圳肯紫科技有限公司推出一款双侧助力下肢外骨骼“骑士 Knight”, 该系统采用刚性结构, 柔性驱动, 不含电池时的质量为 5 kg, 可对髌、膝提供主动助力。2020 年, 武汉理工大学和中国科学院共同研制了一种轻量型柔性下肢助力外骨骼, 该外骨骼采用鲍登绳和弹簧装置实现对踝关节的助力, 利用腰部的单个电机实现对双腿的驱动, 可有效降低人体新陈代谢^[27]。

近年来, 随着外骨骼机器人领域的研究逐渐深入, 技术逐渐成熟, 我国又涌现了一批可穿戴式外骨骼康复机器人, 如成都布法罗机器人科技有限公司研制的个人助行可穿戴式下肢外骨骼机器人 AIDER^[28]、上海傅里叶智能科技有限公司研发的可穿戴式下肢外骨骼机器人 Fourier X1^[29] (如图 2 所示)、迈步科技有限公司研发的外骨骼机器人 Bear-H1^[30] 等。

4 下肢外骨骼机器人的临床应用 (Clinical application of lower-limb exoskeleton robots)

下肢外骨骼康复机器人广泛适用于脊髓损伤、脑损伤等下肢运动障碍患者。大量的研究已证明外骨骼机器人应用于临床具有很高的可行性和应用价值。其作为机器人机械结构设计、自动控制算法、人工智能技术、康复医学等多领域的综合产物, 可有效助行下肢运动障碍患者恢复行走功能, 提高

康复效率, 并可通过针对性的康复训练改善患者的神经功能。在已有的相关临床研究中观察到外骨骼设备除提高患者的步行能力外, 还能改善患者的心肺功能、步态、肌张力、骨质疏松症状以及排便功能。此外, 不同品牌的外骨骼机器人的机械结构设计和控制算法不尽相同, 导致其临床应用效果和适用场景也存在差异。

4.1 辅助步行的临床研究

国内外下肢外骨骼机器人用于脑损伤或脊髓损伤患者的主要目的是辅助步行或康复治疗训练, 其

临床疗效评价指标主要有: 脊髓损伤步行指数 II (WISCI II) 量表、10 m 步行用时 (10MWT)、6 min 步行测试 (6MWT) 等, 具有代表性的一些临床试验见表 1。从表 1 可见, 前 3 款下肢外骨骼机器人对截瘫或偏瘫患者的康复治疗效果不劣于传统康复治疗效果; 大艾机器人的行走效率远优于常规康复训练器具^[31]; Lokomat 机器人未能使截瘫患者恢复预期的行走能力, 且 10 m 步行速度指标方面, 实验组无变化, 反而对照组稍有提升, 但不具备统计学差异, 康复效果有限。

表 1 典型下肢外骨骼机器人的临床试验情况
Tab.1 Clinical trial of typical lower-limb exoskeleton robots

设备名称	Ekso ^[32] (FDA)	HAL ^[33]	Bear-H1 ^[34] (CFDA)	AiWalker 与 AiLegs ^[1,31] (CFDA)	Lokomat ^[35]
受试者特征	56 例 (截瘫, 35 例 AIS (简明创伤评分) A-B 级, C7-L2; 21 例 AIS C-D 级, C1-L2)	22 例 (偏瘫, 病程 < 6 个月, FAC (功能性步行量表) < 4)	114 例 (偏瘫, 病程 2 周 ~ 6 个月, 18 ~ 75 岁, 体重不超过 85 kg)	40 例 (AIS A-C 级截瘫, T6-L2)	24 例 (年龄 18 ~ 70 岁, AIS C-D 级瘫痪, 受伤 2 年以上, 体重指数 BMI < 30, 认知无障碍)
试验类型	多中心、开放式、非对照、非随机临床试验	单中心、随机对照临床试验	多中心、非劣效、随机对照临床试验	多中心、自身对照 (对照产品: 髌膝踝足矫形器 HKAFO)	单中心、随机对照临床试验
评价指标	10MWT、平均心率与平均血压	FAC 量表、TUG (起立行走测试)、6MWT、SPPB (简易体能测试)、FMA (Fugl-Meye 运动功能评估)	6MWT、FAC 量表、FMA、VICON 步态分析	6MWT、平均心率增加率	恢复行走能力、10MWT、6MWT、LEMS (下肢运动量表)、BBS (Berg 平衡量表)、MFR (改良坐姿功能性伸手向前测试)
训练方案	训练 12 ~ 13 周, 共 27 次	HAL 组使用机器人训练, 每周 3 次, 每次 20 min, 共训练 4 周; 对照组进行每周 3 次、共 4 周的传统康复训练	实验组使用 Bear-H1 训练, 对照组进行常规步态训练, 训练 4 周, 每周 10 次, 每次 30 min	实验组使用 AiWalker 与 AiLeg 训练, 对照组使用 HKAFO 训练, 不超过 4 周, 共计 40 ~ 60 次训练, 每种设备每次分别训练 40 min	实验组使用 Lokomat 训练, 每周 3 次, 共训练 60 天, 实验总用时不超过 6 个月; 对照组每周 1 ~ 5 次低强度传统康复
试验结果	训练前后, 10MWT 的平均值由 66 s 下降到 40 s; 平均心率有所上升, 而平均血压保持稳定	FAC 评分: HAL 组由最初的 2.0 提高到 3.1, 对照组由 2.0 提高到 2.6; 6MWT: HAL 组由 97.7 m 提升至 156.7 m, 对照组由 111.3 m 提升至 134.5 m。TUG 测试: HAL 组由 27.8 s 降到 16.8 s, 对照组由 45.8 s 下降到 29.9 s; SPPB: HAL 组由 1.54 提高到 2.0, 对照组由 1.72 提高到 2.0; FMA: HAL 组由 19.0 提高到 20.6, 对照组由 20.8 提高到 22.6; HAL 组可以更有效地改善行走	2 组 6MWT、FMA、FAC、步态周期均有明显改善 ($P < 0.05$), 但组间不存在统计学差异 ($P > 0.05$); 2 组的站立相与摆动相之比、摆动相对称性比、步长对称性比均无明显改善	6MWT 的平均值: 134 m (AiWalker)、79.30 m (AiLegs)、48.74 m (HKAFO), 6 min 步行的平均心率增加率: 4.32% (AiWalker) 40.80% (AiLegs) 63% (HKAFO), 穿戴外骨骼后步行距离显著远于 HKAFO 且体能消耗更低 (平均 $P < 0.001$)	2 组均未恢复预期行走能力; 实验组 10MWT 无变化, 对照组稍有提升, 但不具备统计学差异; 6MWT 方面对照组优于实验组, 但无统计学差异; LEMS 实验组 (提升 5.4 分) 提升优于对照组 (提升 0.2 分); BBS 量表变化较小, MFR 测试, 实验组相比于基线数据下降 11 cm, 对照组相比于基线数据下降 2.4 cm, 结果存在统计学差异 ($P = 0.03$)

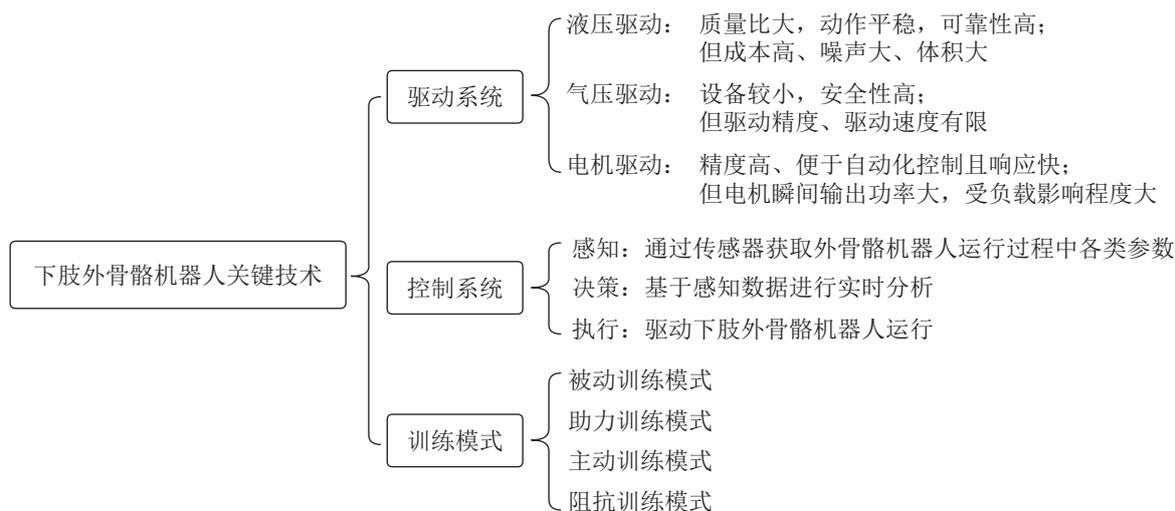


图 3 下肢外骨骼机器人关键技术

Fig.3 Key technologies of lower-limb exoskeleton robot

4.2 改善其他功能的临床研究

下肢外骨骼机器人在改善患者的步态、心肺功能、肢体痉挛症状、骨质疏松症状方面也具有积极作用。Calabrò 等^[36] 在一项随机对照临床试验（由 40 例首次患缺血性脑卒中的偏瘫患者参与）中发现，与使用传统康复疗法的对照组相比，使用机器人的试验组患者在治疗后患侧步态周期持续时间明显缩短、支撑/摆动比大幅增加，健侧支撑/摆动比显著降低，总体步态指数提高。Watanabe 等^[32] 在 22 例亚急性脑卒中患者的随机对照开放试验中，证明了使用 HAL 机器人治疗的患者在双腿对称性、下肢运动节律方面比对照组有显著改善。大艾机器人 AiWalker 在改善偏瘫患者的下肢运动节律、步态对称性、足下垂方面也具有显著效果，另外在大艾机器人 CFDA（国家食品药品监督管理总局）临床注册试验中，AiWalker 机器人对多例患者的肌肉痉挛症状有显著改善作用，同时具备改善排便的作用^[1]。Miller 等^[37] 提到患者经过 HAL、Ekso 或 Indego 等外骨骼机器人的康复训练之后，痉挛症状减轻，排便规律性更强，骨密度降低速率更慢。

5 关键技术分析 (Analysis of the key technologies)

下肢外骨骼康复机器人是交叉学科研究的产物，随着现代人工智能和康复技术的进步，下肢外骨骼康复机器人取得了进一步的发展。如图 3 所示，外骨骼机器人关键技术包括驱动系统、控制系统、训练模式等。

5.1 驱动系统

下肢外骨骼机器人机械结构及控制模型的设计

前提是选择恰当的驱动系统。下肢外骨骼机器人作为可穿戴设备在保障功能的前提下需重点考虑设备在应用场景下的可行性及便利性。机器人驱动系统应做到体积小、传动效率高、质量轻、能耗小以及运行响应快等^[38]。传统的机器人驱动方式包括液压驱动、电机驱动以及气压驱动。液压驱动和气压驱动的基本原理相似，通过压缩液体或气体产生压力推动机器人运动推杆完成驱动；电机驱动依靠电源供电驱动电机旋转完成机器人驱动。液压驱动所产生的驱动功率大、结构可靠性高，但其运行噪音大、体积大，且维护较复杂；气压驱动安全性高，相比液压驱动维护难度小，但其整体设备对气体密封要求高、驱动速度存在限制，因此在外骨骼机器人中应用较少；电机具有驱动精度高、便于自动化控制、运行响应快等优点，使其成为目前主流的下肢外骨骼机器人驱动方式，但由于电机驱动的瞬间输出功率大^[7]，所以在设计中需要重点设计软件控制程序加以匹配。

5.2 控制系统

控制算法作为外骨骼机器人运行的关键，决定了机器人的功能和主要性能。控制系统分为感知、决策、执行 3 个层次^[39]。感知过程是指通过外骨骼机器人所匹配的传感器，获取外骨骼机器人在运动过程中的步态、患者身体生理特征及外部环境信息。由于在康复训练过程中，传感器采集到的数据量较大，且包含大量噪声，产生不确定性，因此控制系统算法需要具备快速、准确处理数据的能力，以便控制系统可以有针对性地根据不同康复训练模式采取不同的控制策略。如表 2 所示，大多外骨骼机器人控制策略都基于实时步态数据进行分析。人

表2 典型下肢外骨骼机器人参数对照
Tab.2 The parameter comparison of typical lower limb exoskeleton robots

设备名称	主体材料	驱动方式	控制系统组成	主动助力关节
Lokomat ^[11]	金属	直流电机驱动	角度力矩传感器, 姿态控制, 轨迹跟踪控制	髋、膝
HAL ^[13]	金属、塑料	直流电机驱动	EMG 传感器, 足底压力传感器, 姿态控制, 阻抗控制	髋、膝、踝
ReWalk ^[16]	金属	配备电池单元的电驱动	角度传感器, 姿态控制, 智能拐杖	髋、膝
Indego ^[17]	金属、碳纤维	无刷直流电机驱动	角度传感器, 姿态控制, 智能拐杖	髋、膝
Ekso ^[18]	金属	液压驱动	大数据分析, 足底压力传感器, 姿态控制	髋、膝
WPAL ^[40]	金属	电机驱动	角度传感器, 姿态控制	髋、膝、踝
AiLegs ^[22]	金属、塑料	配备电池单元的电驱动	足底压力传感器, 姿态控制, 角度力矩传感器, 智能拐杖	髋、膝

类的行走过程是周期性的运动过程, 主要通过髋、膝、踝、足趾以及肌肉协同配合完成行走。行走过程的稳定性、周期性以及协调性是评判步态是否正常的重要指标, 因此在各类临床及非临床应用场景中, 步态分析都作为重要分析内容被广泛应用。在临床应用中, 步态分析被用于康复评估^[41]以及病理诊断^[42]。在非临床应用中, 步态分析被用于运动、受伤后的恢复监测^[43]和运动性能评估^[44]等。步态分析的过程包含大量参数, 其中包括行走或其他运动过程中的时间参数、肌电活动数据、运动学和动力学参数^[45]等。为了进行实时步态分析, 在外骨骼机器人的设计中使用了一系列可穿戴式和非穿戴式的传感器进行检测。可穿戴式传感器包括加速度传感器、陀螺仪、角度传感器、EMG (肌电信号) 传感器、EEG (脑电信号) 传感器以及足底压力传感器等。非穿戴式传感器包括地面压力板 (GRF) 和运动捕捉系统等^[45-46]。再对传感器获取的数据进行处理, 得出步态参数。相关的技术有基于角速度检测步态相位的经典阈值算法^[47], 基于肌电数据预测运动意图的肌肉骨骼模型^[48]以及机器学习、深度学习技术等。

基于以上陈述, 下肢外骨骼机器人的控制算法不只要满足驱动设备的需求, 还要实现机器人与患者之间的交互控制。其中原理较为简单的是基于力传感器的交互控制算法, 如融合模糊逻辑的力/位混合控制算法^[49]、阻抗控制算法^[50]等。相比于患者在使用过程中所监测的肌电信号等生理信号, 力信号是通过对应传感器或预先建模的动力学模型直接测量计算得出, 具有较好的确定性, 可直观反映患者训练过程的运动参数, 实现机器人控制。其中阻抗控制算法又与传统力/位混合控制算法不同, 不依赖于预先建模所需的先验运动约束知识^[51]。阻抗控制算法最早由 Hogan 提出^[50], 是基

于机械阻抗方程演变而来。但其较多依赖于机械结构上的固定设计, 而非生理信号的灵活采集模式, 限制了力交互控制算法的使用场景。在基于生理信号的机器人交互控制算法中, 最常用的是上文提及的 EMG 和 EEG 信号 2 种非侵入式生理采集信号。目前 EMG 信号主要通过 sEMG (表面肌电) 获取, 依靠贴在皮肤表面的柔性电极片实现。相比于基于力传感器的控制算法, sEMG 信号采集方便, 无需依赖机械结构, 可采集指定肌肉群的运动信号, 对指定肌肉进行精准采集。但 sEMG 信号存在几个技术难点: 1) 由于依靠贴在目标肌群皮肤表面的柔性电极片实现数据采集, 采集信号数据受到干扰大、随机性高, 需依靠滤波算法去除心电、工频干扰等伪迹; 2) 每个电极片只能有限采集固定集群的数据, 患者的运动是多肌群协同运动的结果, 需依靠多个电极片实时同步采集才能获取患者的运动情况。EEG 信号通过佩戴在头部的干式或湿式电极获取, 其最大优势是数据来自于患者脑部神经元间的活动状态, 适用于下肢运动功能丧失等重度运动障碍患者, 包括完全脊髓损伤患者^[52]。但对于脑卒中等脑部功能受损的运动功能障碍患者而言, 受损脑区无法正常产生控制下肢运动的 EEG 信号, 且检测到的 EEG 数据是多模态脑活动数据的融合, 受环境影响大, 因此完全基于 EEG 信号的交互控制算法实现起来存在很大挑战。综上所述, 基于单一数据来源的控制算法虽能达到交互控制目的, 但也存在一些缺陷: 相比于力传感器采集的力信号, 生理信号采集灵活性高, 且对于下肢运动功能障碍患者而言应用前景好, 但也存在数据干扰大、随机性高等缺点, 因此可同时采集训练过程的运动指标和生理指标, 并利用融合算法对数据进行融合, 基于深度学习算法匹配动力学模型, 动态预测模型参数, 如机器人运行角度等, 简化控制策略, 降低系

统的复杂度和应用成本。

5.3 下肢外骨骼机器人训练模式

外骨骼康复机器人的康复方式可以分为被动康复、半被动康复以及主动康复3种,其训练模式主要分为被动训练、助力训练、主动训练和阻抗训练^[30]。被动训练是完全依靠外骨骼机器人提供驱动力带动人体运动,一般应用于患者康复初期。在患者下肢主动力量不足时,外骨骼机器人为患者提供助力,辅助其训练。在康复中后期,患者多采用主动训练模式,此时患者恢复一定的肌肉力量,由患者主导康复过程,外骨骼机器人仅作为辅助设备帮助患者进行复杂步态的康复训练。阻抗训练模式应用于康复后期,此时患者康复的主要目的是增强肌肉力量,机器人提供反向阻力进行康复训练。由于不同患者之间存在个体差异性,所以在不同康复阶段需要有针对性地选择训练模式,逐步恢复身体功能。

6 下肢外骨骼机器人研发的挑战 (Challenges in the development of lower-limb exoskeleton robots)

近些年来,下肢外骨骼机器人在康复领域已逐步验证其有效性,并作为先进的康复设备发挥了重大作用,大大缓解了以往重大疾病导致的双下肢运动障碍患者运动生活质量低下、康复效果不好的困境。随着下肢外骨骼机器人相关技术的发展,在适体化、高效化的康复理念引导下,从针对机器人机械结构、驱动控制算法的自体技术优化,再到将新型智能辅助技术与外骨骼机器人技术相融合的创新功能优化,都将是未来研发的重要挑战。

6.1 机械结构优化

如今大多数可穿戴式外骨骼机器人为刚性结构设计,采用多连杆结构。多连杆结构刚性强、支撑性好,可有效保证穿戴者的使用安全性,但其可能限制下肢活动自由度,无法模拟正常行走状态下的下肢多维自由运动。且现阶段外骨骼机器人在结构上并未过多考虑穿戴者在不同康复阶段的康复需求,如脊髓损伤患者或脑损伤患者在不同康复阶段下肢运动存在明显差异。早期损伤患者下肢肌肉力量弱、运动能力弱,康复方式以被动训练为主,在机器人机械结构上应采用支撑性强、自由度稍低的结构规范辅助患者康复;在患者康复中后期下肢肌肉力量恢复,采用主、被动训练相结合的康复模式,此时在保证患者安全的前提下可适当增加运动关节自由度,促进患者自主运动,提高康复效果。

因此,需结合不同康复阶段的特点设计多体位机器人,以满足患者的不同需求^[53]。并且,在机器人设计上应考虑模块化、可调节的机械结构设计,采用多项可调节关节支撑设计,提高产品舒适度;采用新型轻量化材料及紧凑型驱动模块,增强产品的耐久性、轻便性。

6.2 驱动控制算法优化

目前,外骨骼机器人驱动控制的核心算法是实现人机实时交互以及预测人体运动。外骨骼机器人采用了不同的控制算法,如反馈控制算法^[54-56]、前馈控制算法^[57]以及基于实时肌电控制的步态自适应算法^[58]等。这些算法表现出一定的优势,同时也存在应用限制。例如,基于肌电控制的步态自适应算法能有效地根据实时EMG信号调整机器人运动状态,但存在一些局限:1)个体差异限制了基于肌电信号建立泛化肌肉模型的可能性;2)肌电信号不适用于某些特殊患者;3)在康复训练过程中,快速变化的肌肉伸展方向会影响所采集的肌电信号的准确性。可行的优化方案是基于混合控制策略编写外骨骼机器人控制算法,在机器人使用过程中同时采集穿戴者的其他生理运动信号,包括但不限于心率以及脑电信号等,在算法上实时监控穿戴者的身体运动状态及心理状态,结合深度学习、机器学习等算法实时调整外骨骼机器人的运动参数,如步频、步幅及反馈力度等,在确保穿戴者使用安全性的前提下提高康复效率,进而在复杂环境中更好地完成对人体实时意图的感知。

6.3 康复流程智能化

对于下肢运动障碍患者,由于受损伤部位、受损伤阶段、康复阶段的不同,患者运动功能及康复需求存在差异。传统康复手段人为因素多,康复手段较单一,个性化程度低,无法针对患者个体情况实时调整康复策略。现有外骨骼机器人技术虽可通过传感器实时反馈患者的生理及运动信息,实时调整康复策略,但受限于多源数据融合算法、多源传感器采集精度及数据处理速度的限制,实时反馈效果不佳。随着5G技术的应用普及,基于5G技术的高传输速度优势搭建实时反馈数据整合平台,结合个体实时监测数据及康复过程中的智能处方实时调整机器人康复策略,使得外骨骼机器人系统能根据患者的功能保留情况自适应调整康复策略,为外骨骼机器人康复流程智能化带来更多可能。

6.4 基于虚拟现实技术的应用场景优化

目前一个新的研究方向是将基于虚拟现实场景的生物反馈引入外骨骼机器人辅助康复系统。相关

研究表明基于虚拟现实技术的机器人康复和传统康复结合可增强康复疗效, 相比于传统的单一康复手段, 联合治疗可更好地促进患者的功能恢复^[59]。虚拟现实技术允许在虚拟环境中进行多任务康复, 在训练环境中重建真实环境, 相比于传统手段有以下优势: 1) 虚拟环境的易变性, 可改进虚拟环境设计和调整最佳个性化治疗; 2) 虚拟环境相比于真实环境更加有趣, 比传统训练环境更具激励性, 这一特征会增加受试者在康复过程中的积极性; 3) 将外部环境(如超市、房屋或街道)展现在所构建的虚拟环境中, 减少应用场景的单调性; 4) 收集和分析数据以监测和评估康复进展。更重要的是, 基于虚拟现实技术构建的虚拟场景允许受试者在完全控制下设计任务, 帮助患者更好地完成康复计划。

同时, 虚拟现实场景还提供了一个交互和个性化的环境, 除了增加运动动机外, 还能通过多模态感官信息促进身体运动康复。存在感和控制感在康复过程中是一种必要的媒介, 它使得真实情绪被虚拟环境所激活, 并在提升康复计划的有效性中发挥重要作用, 因此通过沉浸式虚拟现实场景与传统外骨骼机器人相结合, 能更好地激发受试者的场地感; 并且还能利用虚拟现实技术的优势, 即虚拟身体及其动作, 带给受试者的错觉, 来执行一些患者可能感知的行为, 从而在大脑中激活一系列运动感觉机制, 这可能会改善患者的康复效果。

将外骨骼康复机器人与虚拟现实技术结合, 具有较好的应用前景, 但也存在挑战。首先, 虚拟现实设备的造价较高, 会增加设备应用成本。第二, 虽然虚拟现实场景的编程已经模块化, 但在制作3D模型、测试软件和执行验证测试方面需要花费大量时间。第三, 虚拟现实不是现实。有一些结果表明, 当大脑必须与虚拟环境交互时, 其反应方式与真实环境不同^[60]。有证据表明, 只有“真实”的虚拟环境(包括高水平的图形表现以及与虚拟环境连接的患者运动感觉通路)才能使人对真实环境中观察到的外部刺激产生相同的反应。但是基于虚拟现实技术构建的虚拟环境与现实生活中的真实环境依旧存在偏差。因此, 为了尽可能提升虚拟场景的真实性, 需要实现外骨骼机器人运行姿态和实时虚拟环境的同步, 而这也是一个技术难题。

6.5 康复效果评估

目前, 国内外知名的外骨骼康复机器人都进行了临床试验, 验证了其安全性和有效性。并且, 除提高患者的运动功能外, 这些机器人在认知功能康复、语言功能康复等方面也取得了良好的效果。相

比于传统的康复手段, 机器人康复手段针对损伤发生年限较长的神经损伤患者也能取得较好的康复效果。但设计外骨骼康复机器人时需考量的因素较多, 并非所有机器人都有明显的康复优势, 且各外骨骼机器人特定的临床研究都具有专门性, 缺乏统一的康复训练进程和效果评估。而且, 研究时间相对较短、研究对象较少、实验组不充分也可能影响最终的评价结果。因此, 建立统一的外骨骼机器人康复评价体系有利于更全面地完善机器人功能, 建立更科学、高效的康复训练模式。

7 结论 (Conclusion)

通过以上的研究和分析, 明确了外骨骼机器人应用在康复领域的重大意义。随着科技的不断进步, 我国下肢外骨骼康复机器人取得了一定的研究成果, 并且通过产业化取得了较好的市场反馈, 帮助失去站立或行走功能的患者逐步恢复下肢行走能力, 提高生活质量, 为康复治疗增加了新的手段, 但现有下肢外骨骼康复机器人技术仍面临新的挑战。随着机器人功能的不断完善, 综合性能的不断提高, 以及外骨骼康复相关评估体系的建立, 下肢外骨骼康复机器人未来有望在康复医疗领域取得重大进展。

参考文献 (References)

- [1] 王战斌, 陈思婧, 杨青, 等. 下肢外骨骼机器人临床康复应用进展[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(6): 761-765. Wang Z B, Chen S J, Yang Q, et al. Progress in clinical rehabilitation of lower extremity exoskeleton robot[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2021, 36(6): 761-765.
- [2] 王子彬, 王惠芳. 运动损伤康复治疗学[M]. 2版. 北京: 科学出版社, 2019: 39-48. Wang Y B, Wang H F. Athletic injury rehabilitation therapy[M]. 2nd ed. Beijing: Science Press, 2019: 39-48.
- [3] Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: A review of recent developments[J]. Industrial Robot, 2009, 36(5): 421-427.
- [4] Hartigan C, Kandilakis C, Dalley S, et al. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton[J]. Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation, 2015, 21(2): 93-99.
- [5] Zhang D G, Ren Y, Gui K, et al. Cooperative control for a hybrid rehabilitation system combining functional electrical stimulation and robotic exoskeleton[J]. Frontiers in Neuroscience, 2017, 11. DOI: 10.3389/fnins.2017.00725.
- [6] Yagn N. Apparatus to facilitate walking and running[EB/OL]. [2022-03-28]. <https://www.mendeley.com/research-papers/apparatus-facilitate-walking-running>.
- [7] 李龙飞, 朱凌云, 荀向锋. 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): 9. Li L F, Zhu L Y, Gou X F. Current status and development trend of wearable lower-limb exoskeleton rehabilitation robot[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2019, 40(12): 9.

- [8] Formalskii A, Shneider A. Book reviews: Biped locomotion (dynamics, stability, control and application)[J]. *International Journal of Robotics Research*, 1992, 11(4): 396.
- [9] Garcia E, Sater J M, Main J. Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): A program summary[J]. *Journal of the Robotics Society of Japan*, 2002, 20(8): 822-826.
- [10] Hidler J, Wisman W, Neckel N. Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis[J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(10): 1251-1259.
- [11] 徐飞, 倡国宁, 程云章, 等. 下肢康复机器人结构设计的研究进展[J]. *北京生物医学工程*, 2018, 37(1): 96-102.
Xu F, Si G N, Cheng Y Z, et al. Research advances in structural design of lower limb rehabilitation robot[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2018, 37(1): 96-102.
- [12] Nilsson A, Vreede K S, Häglund V, et al. Gait training early after stroke with a new exoskeleton – The hybrid assistive limb: A study of safety and feasibility[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, 11. DOI: 10.1186/1743-0003-11-92.
- [13] Lee S, Sankai Y. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint [C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2002: 1499-1504.
- [14] Cho D Y, Park S-W, Lee M J, et al. Effects of robot-assisted gait training on the balance and gait of chronic stroke patients: Focus on dependent ambulators[J]. *Journal of Physical Therapy Science*, 2015, 27(10): 3053-3057.
- [15] Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, et al. Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2012, 35(2): 96-101.
- [16] Farris R J, Quintero H A, Goldfarb M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, 19(6): 652-659.
- [17] Milia P, de Salvo F, Caserio M, et al. Neurorehabilitation in paraplegic patients with an active powered exoskeleton (Ekso) [J]. *Digital Medicine*, 2016, 2(4): 163-168.
- [18] Technaid. Technaid at Global Robot Expo 2019[EB/OL]. (2018-05-11) [2022-03-28]. <https://www.technaid.com/technaid-at-global-robot-expo-2019>.
- [19] de la Soledad Rodriguez-Ugarte M, Iáñez E, Ortiz-Garcia M, et al. Effects of tDCS on real-time BCI detection of pedaling motor imagery[J]. *Sensors*, 2018, 18(4). DOI: 10.3390/s18041136.
- [20] 方郁. 可穿戴下肢助力机器人动力学建模及其控制研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2009.
Fang Y. Research on dynamic analysis and control of the wearable power assist robot[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2009.
- [21] 帅梅. 双足型下肢外骨骼康复训练机器人: CN30482249 85[P]. 2018-09-18.
Shuai M. A biped lower-limb exoskeleton rehabilitation robot: CN3048224985[P]. 2018-09-18.
- [22] 北京大艾机器人科技有限公司. AiLegs 艾动产品介绍[EB/OL]. [2022-03-28]. <https://www.ai-robotics.cn/products/ailegs>. Beijing AI-robotics Technology Co., Ltd. Introduction to AiLegs products[EB/OL]. [2022-03-28]. <https://www.ai-robotics.cn/products/ailegs>.
- [23] 缪云洁. 新型下肢外骨骼的机构性能设计方法研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2015.
Miao Y J. Research on the mechanical performance design of an innovative lower extremity exoskeleton[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2015.
- [24] 张超. 下肢助力外骨骼机器人研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2016.
Zhang C. Research on lower limbs powered exoskeleton robot [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016.
- [25] 靳新兴. 液压驱动下肢外骨骼机器人摆动相控制系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2017.
Jin X L. Control system research of hydraulic driven lower limb exoskeleton in swing phase[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2017.
- [26] 赵新刚, 谈晓伟, 张弼. 柔性下肢外骨骼机器人研究进展及关键技术分析[J]. *机器人*, 2020, 42(3): 365-384.
Zhao X G, Tan X W, Zhang B. Development of soft lower extremity exoskeleton and its key technologies: A survey[J]. *Robot*, 2020, 42(3): 365-384.
- [27] 刘王智懿, 郑银环, 孙健铨, 等. 轻量型柔性下肢助力外骨骼的设计及性能实验[J]. *机器人*, 2021, 43(4): 433-442.
Liuwang Z Y, Zheng Y H, Sun J Q, et al. Design and performance experiment of a lightweight flexible lower-limb exoskeleton[J]. *Robot*, 2021, 43(4): 433-442.
- [28] 布法罗机器人科技(成都)有限公司. 布法罗康复机器人产品介绍[EB/OL]. [2019-07-21]. <http://www.buffalo-robot.com/show-25-35-1.html>.
- [29] 上海傅利叶智能科技有限公司. Fourier X2 产品介绍[EB/OL]. [2019-07-21]. <http://www.fftai.com/product/X2.php>.
- [30] 李静, 朱凌云, 苟向锋. 下肢外骨骼康复机器人及其关键技术研究[J]. *医疗卫生装备*, 2018, 39(8): 95-100.
Li J, Zhu L Y, Gou X F. Survey on exoskeleton lower limbs rehabilitation robot and key technologies[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2018, 39(8): 95-100.
- [31] Chen S J, Wang Z B, Li Y Q, et al. Safety and feasibility of a novel exoskeleton for locomotor rehabilitation of subjects with spinal cord injury: A prospective, multi-center, and cross-over clinical trial[J]. *Frontiers in Neurobotics*, 2022, 16. DOI: 10.3389/fnbot.2022.848443.
- [32] Ekso Bionics, Inc.. Ekso (version 1.1) and Ekso GT (version 1.2)[S]. Silver Spring, USA: U.S. Food and Drug Administration, 2016.
- [33] Watanabe H, Tanaka N, Inuta T, et al. Locomotion improvement using a hybrid assistive limb in recovery phase stroke patients: A randomized controlled pilot study[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2014, 95(11): 2006-2012.
- [34] Li Y Q, Fan T, Qi Q, et al. Efficacy of a novel exoskeletal robot for locomotor rehabilitation in stroke patients: A multi-center, non-inferiority, randomized controlled trial[J]. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2021, 13. DOI: 10.3389/fnagi.2021.706569.
- [35] Piira A, Lannem A M, Sørensen M, et al. Robot-assisted locomotor training did not improve walking function in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A randomized clinical trial[J]. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2019, 51(5): 385-389.
- [36] Calabrò R S, Naro A, Russo M, et al. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: A randomized clinical trial[J]. *Journal of NeuroEngineering and Re-*

- habilitation, 2018, 15(1). DOI: 10.1186/s12984-018-0377-8.
- [37] Miller L E, Zimmermann A K, Herbert W G. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: Systematic review with meta-analysis[J]. *Medical Devices*, 2016, 9: 455-466.
- [38] Jansen O, Grasmuecke D, Meindl R C, et al. Hybrid assistive limb exoskeleton HAL in the rehabilitation of chronic spinal cord injury: Proof of concept: The results in 21 patients[J]. *World Neurosurgery*, 2018, 110: 73-78.
- [39] 邢凯, 赵新华, 陈炜, 等. 外骨骼机器人的研究现状及发展趋势[J]. *医疗卫生装备*, 2015, 36(1): 104-107.
Xing K, Zhao X H, Chen W, et al. Research situation and development trend of robot exoskeleton[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2015, 36(1): 104-107.
- [40] Chillura A, Bramanti A, Tartamella F, et al. Advances in the rehabilitation of intensive care unit acquired weakness: A case report on the promising use of robotics and virtual reality coupled to physiotherapy[J]. *Medicine*, 2020, 99(28). DOI: 10.1097/md.00000000000020939.
- [41] Zhao H Y, Wang Z L, Qiu S, et al. IMU-based gait analysis for rehabilitation assessment of patients with gait disorders[C]//4th International Conference on Systems and Informatics. Piscataway, USA: IEEE, 2017: 622-626.
- [42] Zeng W, Yuan C Z, Wang Q H, et al. Classification of gait patterns between patients with Parkinson's disease and healthy controls using phase space reconstruction (PSR), empirical mode decomposition (EMD) and neural networks[J]. *Neural Networks*, 2019, 111: 64-76.
- [43] Hadizadeh M, Amri S, Mohafez H, et al. Gait analysis of national athletes after anterior cruciate ligament reconstruction following three stages of rehabilitation program: Symmetrical perspective[J]. *Gait & Posture*, 2016, 48: 152-158.
- [44] Wahab Y, Bakar N A. Gait analysis measurement for sport application based on ultrasonic system[C]//IEEE 15th International Symposium on Consumer Electronics. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 20-24.
- [45] Prakash C, Kumar R, Mittal N. Recent developments in human gait research: Parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges[J]. *Artificial Intelligence Review*, 2016, 49(1): 1-40.
- [46] Alharthi A S, Yunas S U, Ozanyan K B. Deep learning for monitoring of human gait: A review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(21): 9575-9591.
- [47] Behboodi A, Zahradka N, Wright H, et al. Real-time detection of seven phases of gait in children with cerebral palsy using two gyroscopes[J]. *Sensors*, 2019, 19(11). DOI: 10.3390/s19112517.
- [48] Hassani W, Mohammed S, Rifai H, et al. EMG based approach for wearer-centered control of a knee joint actuated orthosis[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 990-995.
- [49] Jiang X Z, Xiong C H, Sun R L, et al. Fuzzy hybrid force-position control for the robotic arm of an upper limb rehabilitation robot powered by pneumatic muscles[C]//International Conference on E-Product E-Service and E-Entertainment. Piscataway, USA: IEEE, 2010. DOI: 10.1109/ICEEE.2010.5661226.
- [50] Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation: Part I – Theory[J]. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985, 107(1): 1-7.
- [51] Tsoi Y H, Xie S Q. Impedance control of ankle rehabilitation robot[C]//2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 840-845.
- [52] 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 等. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. *自动化学报*, 2014, 40(11): 2377-2390.
Hu J, Hou Z G, Chen Y X, et al. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2014, 40(11): 2377-2390.
- [53] 石男强, 刘刚峰, 郑天骄, 等. 下肢康复机器人的研究进展与临床应用[J]. *信息与控制*, 2021, 50(1): 43-53.
Shi N Q, Liu G F, Zheng T J, et al. Research progress and clinical application of lower limb rehabilitation robot[J]. *Information and Control*, 2021, 50(1): 43-53.
- [54] Luo Y H, Wang C, Wang Z, et al. Comparison of different control algorithms for a knee exoskeleton[C]//15th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 585-590.
- [55] Sherwani K I K, Kumar N, Chemori A, et al. RISE-based adaptive control for EICoSI exoskeleton to assist knee joint mobility[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2020, 124. DOI: 10.1016/j.robot.2019.103354.
- [56] 谢峥, 王明江, 黄武龙, 等. 一种行走辅助型下肢外骨骼的设计与实现[J]. *北京大学学报(自然科学版)*, 2017, 53(6): 989-996.
Xie Z, Wang M J, Huang W L, et al. Design and implementation of a lower extremity exoskeleton for walking assist[J]. *Acta Scientiarum Naturalium Universitatis Pekinensis*, 2017, 53(6): 989-996.
- [57] Kim K, Kim J J, Kang S R, et al. Analysis of the assistance characteristics for the plantarflexion torque in elderly adults wearing the powered ankle exoskeleton[C]//International Conference on Control, Automation and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 576-579.
- [58] McCain E M, Dick T J M, Giest T N, et al. Mechanics and energetics of post-stroke walking aided by a powered ankle exoskeleton with speed-adaptive myoelectric control[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2019, 16(1). DOI: 10.1186/s12984-019-0523-y.
- [59] Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, et al. Comparison between gait-assisting robot (WPAL) and bilateral knee-ankle-foot orthoses with a medial single hip joint in gait reconstruction for patients with paraplegia[J]. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 2015, 6: 21-26.
- [60] Pillai M, Yang Y, Ditmars C, et al. Artificial intelligence-based interactive virtual reality-assisted gaming system for hand rehabilitation[C]//Proceedings of the SPIE, Vol.11318. Bellingham, USA: SPIE, 2020. DOI: 10.1117/12.2549372.

作者简介:

丁逸苇 (1997-), 男, 博士生。研究领域: 外骨骼机器人康复机制, 医学信号处理, 医学图像处理。

涂利娟 (1999-), 女, 硕士生。研究领域: 康复工程。