

康复机器人与智能辅助系统的研究进展

侯增广^{1,2,3} 赵新刚⁴ 程 龙^{1,3} 王启宁⁵ 王卫群¹

摘 要 我国正面临日益严重的老龄化问题和数量庞大的残疾人群, 康复机器人与智能辅助系统的研究开发和应用有望为解决养老、失能辅助和康复问题提供部分技术手段. 康复机器人与智能辅助系统涉及医学、信息、机械、电子、材料、力学等多个学科领域, 其研究与开发也面临诸多挑战和困难, 本文从“康复机器人及多种康复训练模式”、“智能辅助系统与生机电技术”、“康复与辅助相关的多模态传感与控制方法”、“外骨骼和可穿戴系统、智能假肢与人机安全性”等方面介绍和讨论康复机器人和智能辅助系统的问题和研究进展, 以期对未来康复机器人和智能辅助系统的研究与开发提供些许借鉴.

关键词 康复机器人, 智能辅助系统, 外骨骼, 可穿戴系统, 智能假肢, 康复训练, 多模态传感, 人机交互, 生机电技术, 人机安全性

引用格式 侯增广, 赵新刚, 程龙, 王启宁, 王卫群. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展. 自动化学报, 2016, 42(12): 1765–1779

DOI 10.16383/j.aas.2016.y000006

Recent Advances in Rehabilitation Robots and Intelligent Assistance Systems

HOU Zeng-Guang^{1,2,3} ZHAO Xin-Gang⁴ CHENG Long^{1,3} WANG Qi-Ning⁵ WANG Wei-Qun¹

Abstract We are facing serious issues of an increasingly aging population and a huge number of disabled people. The research and applications of rehabilitation robots and intelligent assistance systems would provide potential solutions to the elderly and disabled people with efficient care, assistance and rehabilitation methods and tools. The design and implementation of rehabilitation robots and intelligent assistance systems require the multidisciplinary knowledge, such as medical science, information technology, mechanical engineering, material science and mechatronics, and face many challenges and difficulties. To help the interested researchers have an overview of this promising area, this paper reviews the recent advances in rehabilitation robots and intelligent assistance systems in the following aspects: rehabilitation robots and multi-mode rehabilitation training methods; intelligent assistance systems and bio-electro-mechanical systems; multi-mode sensing and control methods in the rehabilitation robots and assistance systems, and exoskeleton and wearable systems, intelligent prosthesis and human-machine safety.

Key words Rehabilitation robot, intelligent assistance system, exoskeleton, wearable system, intelligent prosthesis, rehabilitation training, multi-mode sensing, human-machine interaction, bio-electro-mechanical system, human-machine safety

Citation Hou Zeng-Guang, Zhao Xin-Gang, Cheng Long, Wang Qi-Ning, Wang Wei-Qun. Recent advances in rehabilitation robots and intelligent assistance systems. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 1765–1779

截止到 2014 年底, 我国 60 岁以上老龄人口已达 2.12 亿. 随着社会老龄化的加剧和人民生活水平的提高, 由脑卒中、脊髓损伤、脑外伤等原因造成的

残障人口迅速增长. 我国每年新增约 200 万脑卒中患者, 至 2030 年, 我国将有超过 3 000 万脑卒中患者. 另外, 我国各类残疾人总数超过 8 000 万, 其中肢体残疾人口逾 2 400 万. 大量的患者、失能者和老年人需要康复和辅助器具, 然而, 我国现有康复医疗资源非常紧缺, 国内普遍采用的康复治疗方法存在人员消耗大、康复周期长、效果有限等问题. 康复机器人与智能辅助系统的研究和推广应用有望有效缓解康复医疗资源供需矛盾, 提高失能患者和老龄人群的生活质量, 并带动相关产业发展, 增加就业, 促进社会和谐, 因而具有重要的社会意义.

目前, 康复机器人与智能辅助系统已成为国内外机器人领域的研究热点. 机器人领域最具影响力的国际学术会议包括 ICRA (IEEE International Conference on Robotics and Automation)、IROS

收稿日期 2016-11-17 Manuscript received November 17, 2016

1. 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室 北京 100190 2. 中国科学院脑科学与智能技术卓越创新中心 北京 100190 3. 中国科学院大学 北京 100049 4. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室 沈阳 110016 5. 北京大学工学院北京大学工程科学与新兴技术高精尖创新中心 北京 100871

1. State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190 2. CAS Center for Excellence in Brain Science and Intelligence Technology, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190 3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049 4. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016 5. College of Engineering, Beijing Innovation Center for Engineering Science and Advanced Technology (BIC-ESAT), Peking University, Beijing 100871

(IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems) 等都设置专题对康复机器人与智能辅助系统进行研讨; 另外, IEEE 机器人与自动化学会 (IEEE Robotics and Automation Society, RAS) 和医学与生物工程学会 (IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS) 每两年共同举办一次康复机器人国际会议 (IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR), 康复机器人与智能辅助系统是其核心议题。

在康复机器人和智能辅助系统领域, 近年来, 国内外学者和工程开发人员有许多新的研究成果, 为了便于读者了解本领域的研究现状, 下面分别从“康复机器人及多种康复训练模式”、“智能辅助系统与生机电技术”、“康复与辅助相关的多模态传感与控制方法”、“外骨骼和可穿戴系统、智能假肢与人机安全性”等 4 个方面对康复机器人和智能辅助系统的研究进展进行简要回顾和讨论。

1 康复机器人及多种康复训练模式

目前, 康复机器人的研究与应用较多面向脑卒中、脊髓损伤等造成的神经损伤患者, 其典型症状是偏瘫、截瘫, 患者在患病急性期一般先针对不同的病症进行手术和药物治疗。现代康复医学认为, 在患者病情稳定之后应尽早开展康复治疗。例如, 对于由脑卒中造成的偏瘫患者, 其康复治疗应在患者病情稳定后 1~7 周开始为宜; 一般认为, 神经系统功能的康复效果在发生功能障碍后 3 个月内较显著, 约在 6 个月内结束, 此后神经系统功能恢复的可能性相对较小^[1]。经过实践检验和发展, 康复治疗手段日益丰富, 运动治疗和作业治疗是其中较为典型并在临床广泛应用的康复治疗方法。通常认为, 康复训练主要对应于运动治疗和作业治疗。

传统的康复训练方法主要是由人工或者借助简单器械带动患肢进行, 这类训练方法一般需要多名医护人员辅助, 而且医护人员的体力消耗很大, 因此, 很难保证康复训练的强度和持久性; 同时, 人工康复训练方法容易受治疗师主观因素影响, 难以保证训练的客观性、精确性和一致性, 限制了康复训练方法的进一步优化和康复效果的提升。尤其是近年来人员成本不断攀升, 使得传统训练方法的康复费用不断增加, 给患者家庭及社会都带来很大压力。

康复机器人正是为了应对传统康复训练方法的不足而产生并发展起来的, 它是将先进的机器人技术和临床康复医学相结合的一种自动化康复训练设备, 能够发挥机器人擅长执行重复性繁重劳动的优势, 并可实现精确化、自动化、智能化的康复训练, 进一步提升康复医学水平, 增加患者接受康复治疗

的机会, 提高患者的生活质量, 促进社会和谐。

康复机器人技术相关的研究兴起于上世纪 90 年代。上肢康复机器人的研究历史相对较长, 研究成果也较为丰富。美国麻省理工学院 Hogan 教授带领的团队较早开展了相关研究, 该研究团队研制的 MIT-MANUS 是末端式上肢康复机器人的典型代表。MIT-MANUS 采用并联机构实现二自由度的水平桌面运动, 为患者提供肩肘关节的运动训练; 采用直驱电机作为关节机构的动力来源, 因而具备良好的反向驱动性能; 同时基于阻抗控制策略, 实现了较好的柔顺性^[2]。针对 MIT-MANUS 的大量临床实验表明: 该平台对改善患者上肢功能具有积极作用^[3]。该平台的不足在于, 其末端运动为二维的平面运动、轨迹相对简单, 与日常活动中人体上肢的复杂运动有较大差距。为此, 相关学者提出了能完成空间运动的末端式上肢康复机器人, 典型平台包括: 英国雷丁大学研发的 GENTLE/s^[4]、美国加州 Palo Alto 市康复研究与开发中心研制的 MIME 系统^[5]等。同时为了进一步弥补末端式上肢康复机器人难以对人体上肢关节进行精确控制的不足, 相关学者提出了外骨骼式的上肢康复机器人。目前, 最为典型的外骨骼式上肢康复机器人是瑞士苏黎世联邦理工学院的 Riener 教授主持研制的 ARMin 上肢康复机器人^[6]。国内清华大学、中国科学院自动化研究所等对末端式上肢康复机器人开展了初步研究。哈尔滨工业大学、华中科技大学、中国科学院沈阳自动化研究所等研制了外骨骼式的上肢康复机器人。

在下肢康复机器人的研究方面, 最为典型的外骨骼式下肢康复机器人是瑞士苏黎世联邦理工学院研制的 Lokomat, 其早期版本的下肢机构包含两个自由度, 对应于人体下肢的髌膝关节, 同时结合跑台、减重系统等实现了辅助人体行走的仿生学步态^[7]。其新的下肢机构增加了骨盆的侧向运动和髌关节的内收/外展运动, 以实现更加接近人体行走的自然步态。目前 Lokomat 下肢康复机器人已经获得较为广泛的临床应用。美国特拉华大学研制的 ALEX 下肢康复机器人包含 12 个自由度, 是采用较多自由度实现自然人体步态的典型平台^[8]。相对而言, 末端式下肢康复机器人实现较为简单, 使用也相对方便。典型的末端式下肢康复机器人包括: LokoHelp^[9]、HapticWalker^[10]、MIT Skywalker^[11]等。国内中国科学院自动化研究所、上海交通大学、浙江大学等对外骨骼式的双下肢康复机器人做了初步研究。哈尔滨工程大学等对末端式的双下肢康复机器人进行了初步研究。

经过 20 多年的发展, 国内外研究机构在上肢康复机器人的技术研究方面取得了很多成果, 包括主动训练、柔顺性控制、处方设计、康复评价等在

内的多项技术已经得到较深入研究并开始应用于临床^[12]。然而, 现有的上肢康复机器人还存在制作成本高、应用普及受限以及康复效果有限等问题。而下肢康复机器人的研究和临床应用还非常不足, 仍然存在许多问题有待进一步研究^[13]。

现有康复机器人平台在机构设计、人机交互、实验与评价等多个方面还存在不足。康复机器人的机构设计与特定的康复需求紧密相关。例如, 针对踝关节功能障碍患者的训练需求设计踝关节康复机器人, 针对患者平衡能力不足设计平衡训练系统等。踝关节是人体下肢较容易受损的关节, 现有踝关节康复机构存在机构复杂、机构与人体踝关节转动中心一致性难以保证、可靠性不足等问题。在本专刊中, 李剑锋等提出基于 3-UPS/RRR 的并联踝关节康复机构, 可弥补现有踝关节康复机器人的不足。该机构以踝关节的生理解剖结构和运动特性为基础, 基于三个主动支链实现三自由度的转动, 并采用约束支链和动平台相结合的设计方法实现人体踝关节与机构转动中心的一致匹配。姜礼杰等提出了一种适用于偏瘫训练的上下肢协调运动康复机器人, 以肩、膝关节角度协调变化规律为设计目标, 基于五杆变胞机构设计了康复训练机构及主/辅传动链, 通过样机实验验证了系统的可行性。

针对下肢功能障碍患者腿部力量较弱、平衡能力差等常见问题, 在下肢康复系统中设计主动减重功能有望改善系统整体性能、提高康复效果。现有减重系统多存在运动空间小、减重力变化大、易产生侧向和前后拉力等问题。本专刊中, 于宁波等设计的单绳悬吊主动减重系统有望解决上述问题。该系统在水平方向采用桥式吊架结构和伺服系统控制吊绳保持竖直; 在竖直方向采用绳牵引弹性执行器并结合滑模控制器, 实现对吊绳偏角和拉力的精确控制。现有康复机器人大多采用电机驱动, 其重量、刚性及惯性往往较大, 因而物理系统的柔顺性相对较差。采用气动肌肉、绳驱动等柔性驱动方式有望解决这方面的问题。

康复训练方法是康复机器人系统设计的重要内容。早期设计的康复机器人一般只提供被动式的训练方法。训练时, 由机器人带动患肢执行定轨迹的运动训练, 患者只是被动接收训练, 而没有运动意图的主动参与。这种训练方法主要是为了减轻治疗师的繁重体力劳动, 增加患者获得康复训练、恢复肢体功能的机会。例如, Lokomat 的早期版本只提供被动的步态训练; 临床上大量应用的 CPM 机、简易康复踏车等一般也只提供被动的训练模式。而现代康复医学认为, 运动康复训练主要基于神经系统的可塑性原理, 其根本目的是激发患者中枢神经系统的重组和代偿, 实现患者神经系统功能的恢复, 进而恢复

患肢的运动功能。

康复医学的临床研究表明, 有患者运动意图主动参与的康复训练对于患者神经系统重建和运动功能恢复更加有效^[14]。由此产生两个方面的问题, 一方面需要精确识别患者的运动意图, 以便有效驱动机器人按照患者意愿运动; 另一方面, 则需要根据患者病情设计力或者运动的辅助方式。目前, 基于肌电、脑电、力位等信息识别患者运动意图的方法已经获得广泛研究, 但在识别准确率、识别模型的鲁棒性方面还需进一步提高; 多模态信息融合技术有望成为解决该问题的有效途径^[15]。同时, 在主动康复训练中, 机器人的辅助模式必须根据患者病情的不同进行相应的调整, 实现个性化的训练。例如, 针对康复初期患者, 其肌力较弱, 一般需要机器人提供较大的驱动力辅助患者完成运动训练; 而随着患者肌力的逐渐恢复, 机器人可以逐步减小辅助力, 并逐渐由助力转化为阻力, 以加大患者的训练强度, 改善康复效果。这种“按需辅助”(Assist as needed) 的训练方式在上肢康复机器人(如 MIT-MANUS) 的临床应用中获得了较好的效果^[3]。在下肢康复方面, 主动康复训练模式还需要进一步研究, 包括进一步改善意图识别精度、改善操作柔顺性等^[16]。文献 [12] 把康复训练方法作为上层控制策略 (“High-level” control strategies) 来考虑, 并对多种机器人训练方法进行综述。近年来, 学者又提出了镜面对称^[5]、误差放大^[17]、虚拟隧道^[18]、虚拟力场等训练方法, 进一步丰富了机器人辅助的康复训练模式。

此外, 采用功能性电刺激 (Functional electrical stimulation, FES) 等先进技术手段有望进一步增强对患者神经的刺激、提高患者神经的参与程度。但是, FES 容易受外部干扰、肌肉疲劳等因素影响, 采用 FES 技术实现有意义的肢体关节运动是目前难点之一^[19]。在本专刊中, 吴强等人研究了基于 FES 闭环控制技术辅助下肢膝关节进行运动训练方法。该论文基于膝关节的动力学模型建立基本的滑模控制器, 采用径向基 (Radial basis function, RBF) 神经网络对膝关节动力学模型误差进行补偿, 并基于膝关节角度和角速度误差建立自适应律对 RBF 神经网络权值进行自适应调整, 建立了运动反馈的 FES 闭环控制策略; 同时, 该论文给出了较丰富的仿真和人体实验, 对控制策略的稳态响应性能、抗扰动性能、抗肌肉疲劳性能等进行验证; 为 FES 控制技术的临床实用化提供参考。

康复机器人研究和开发的最终目的是实现临床应用, 科学、严格的临床实验和康复评价是检验康复机器人系统性能的重要手段。临床上常采用的康复评价指标包括关节活动度 (Range of motion, ROM)、肌力 (Muscle strength)、本体感觉

(Proprioception)^[20]、异常的关节扭矩耦合与协同 (Abnormal joint torque coupling and synergies, AJTCS)^[21]、关节阻抗 (Joint impedance)^[22]、下肢行走功能 (Walk function)^[23] 等. 针对每一类型指标还有对应的细分类型, 例如 ROM 包括被动 ROM (pROM)、主动 ROM (aROM)、终端感觉 (End-feel, 神经损伤患者在患肢关节运动到 ROM 极限角度时往往表现出一种病态的行为特征, 临床上可以用 End-feel 来评价^[24]) 等. 目前, 评价康复机器人的有效性一般也采用临床康复评价的相关指标.

在本专刊中, 林海丹等通过临床实验研究了康复机器人辅助步行训练对不完全性脊髓损伤患者步行能力的影响. 该文以 16 名不完全性脊髓损伤患者为实验对象, 将患者随机分成数量相等的试验组和对照组, 并分别在常规康复治疗基础上施加机器人辅助步行训练和地面步行训练; 在治疗前及治疗 4、8、12 周时采用 LEMS (下肢运动功能评分) 和 WISCI II (脊髓损伤步行指数 II) 两种指标进行评价; 基于该论文所述下肢康复机器人的实验表明, 采用机器人辅助患者进行康复训练, 在提高肌力方面并不优于常规的地面步行训练, 但在提高步行能力上则具有明显优势.

传统的评价方法主要由相关医生手动进行操作, 例如评价 ROM 指标时, 由医生带动患肢并采用角度仪等测量患肢关节的最大活动角度. 该方法很大程度上受医生经验、操作手法等的影响, 因此, 临床上同一名患者整个康复阶段的评价工作往往都由同一名医生完成. 而基于康复机器人的康复评价方法则有望弥补传统方法的不足. 目前, 在康复机器人上实现对患者肢体功能的评价研究已取得初步进展, 例如, Lokomat 康复机器人初步实现了对患者下肢 pROM 指标的评价^[25], Lokomat^[25]、ALEX^[26]、LOPES^[27] 初步实现了对患者肌力的评价等. 但是, 现有机器人辅助评价的方法在有效性和全面性方面还非常不足. 例如, 康复机器人上还未实现针对下肢 End-feel 指标的评价; 针对患者下肢 ROM 指标的评价方面, 目前只有 Lokomat 初步实现了该功能; 针对下肢动态过程中的 AJTCS 评价研究非常缺乏^[21] 等. 上述不足还有待相关学者进一步研究解决.

2 智能辅助系统与生机电技术

面向老年人和运动功能障碍群体的智能辅助系统, 集仿生结构、无线传感、智能控制等技术于一体, 因市场潜力巨大, 受到众多研究者及制造商的青睐.

针对老年人和残障人群的代步问题, 1986 年英国首先在电动轮椅的基础上研制了智能轮椅. 此后许多国家的科研机构开展了这方面的研究^[28]. 智能

轮椅是在电动轮椅的基础上, 同时融合了移动机器人、智能控制、模式识别、人机交互等技术, 它具有路径规划、主动避障和自主导航等能力, 在室内环境可基于信标、地图等环境模型自主运动, 在室外环境可通过卫星导航实现大范围运动, 另外还可以通过人机接口按照操作者的指令和意图运动.

美国麻省理工学院人工智能实验室开发了半自主轮椅机器人 Wheelchey, 该系统使用编码器、红外和超声波传感器来构建环境感知系统, 在不需要全局地图信息的情况下实现室内的自主导航. 基于机器视觉设计的“鹰眼”控制系统, 通过检测人眼部运动代替鼠标在人机界面的操作, 实现轮椅的控制^[29]. 西班牙 SIAMO 项目研发的多功能智能轮椅系统采用模块化设计原则, 针对用户残障程度的差异性, 设计了智能操作杆、语音及头部运动识别、呼吸控制及眼电信号控制等多种人机交互接口^[30]. 日本 AISIN 精机和富士通公司共同研制的 TAO Aicle 智能轮椅在室内环境下通过 GPS、WLAN 和 RFID 信标等进行数据收集与通信, 监控轮椅移动状态, 为用户提供交通信息, 能够自动避开障碍物、移动至目的地, 通过搭建的小型 PDA 设备提供移动路径与目的地的管理^[31].

国内近年来在智能轮椅上取得了一定的研究成果, 中国科学院自动化研究所研制了一款基于嵌入式系统的 RoboChair 智能轮椅, 具有“多模态人机交互”和“非结构场景下的融合导航”两大主要功能^[32-34]. 在多模态交互中, 轮椅提供手势识别、头部状态识别、面部表情识别等控制接口. 在导航避障方面, RoboChair 使用基于视觉的自定位算法和平滑的轨迹规划避障算法, 实现在室内环境中的精确定位和导航, 并成功应用于医院室内导航和 U 型病床的自动停泊. 上海交通大学研制的“交龙”智能轮椅通过触摸屏、摄像头、麦克风与用户交互, 能够对运动路线上的行人等动态障碍进行躲避, 自主地运动到目的地^[35-36]. 重庆邮电大学的国家信息无障碍工程研发中心致力于研发轮椅的多模态控制方式, 包括肌电识别、脑电识别、视觉跟踪等控制交互接口^[37-39].

针对下肢功能开始衰退的老年人和残疾人群, 利用智能辅助系统正确地进行站立和步行训练对其下肢运动功能恢复以及促进身体健康水平具有重要意义. 美国麻省理工学院研制了著名的 PAMM 系统, 包括智能型步行机和智能手杖装置, 该系统利用力觉传感器作为主要的输入接口, 驱动系统底部的主动轮, 从而实现帮助用户行走的功能^[40]. 为了解决穿戴不方便问题, 日本本田公司设计智能下肢助力系统, 这种佩戴在臀部的机械装置可以帮助肌肉力量不足的老年人提高行走速度、延长行走距离、

改善步伐整齐性, 同时还可以监测用户的心跳自动调整步行速度^[41]。

在本专刊中, 徐文霞等针对助行机器人, 提出了一种基于多传感器融合的助行机器人运动控制方法, 机器人既可以顺应用户的行走意图也能预测用户在使用过程中可能发生的跌倒, 使用基于 KF 的 SPRT 方法和决策函数来判断用户是否跌倒及跌倒模式, 并采取有效的跌倒防护策略。助行机器人实验验证了提出方法的有效性。

智能辅助系统需要与使用者直接接触, 因此要求系统在人机交互过程中, 不仅能够被动接受指令, 更要主动理解使用者的行为意图, 以便自主为使用者提供必需辅助^[15]。人体生理电信号是载有人行为信息的神经脉冲传输到相关组织/器官时所激发的电位和, 直接反应人的意图。通过解码人体生理电信号以识别人的行为, 进而赋予智能辅助设备能够理解人的意图的能力, 已成为研发新型生机电辅助设备的重要技术。常用的生理电包括肌电 (Electromyography, EMG)、脑电 (Electroencephalography, EEG)、眼电 (Electrooculography, EOG)、舌电等^[42]。与传统机电一体化系统相比, 融合生机电技术的系统具有以下优点: 1) 可针对辅助系统进行自然控制, 实现拟人人机交互; 2) 适用于包括肢体残缺、损伤患者在内的各种用户; 3) 生理电信号一般超前于实际运动, 可以提供运动预判; 4) 生理电蕴涵着力、运动、生理状态等多种信息, 可以实现多模式交互控制; 5) 应用生机电技术更容易开发便携式或穿戴式设备。

生机电技术的核心之一是通过生理电信号精确识别出人体的行为意图, 通常包括信号去噪、特征提取、离线运动建模、在线运动估计等步骤。针对基于肌电的运动识别问题, Phinyomark 等评估不同肌电特征对动作识别的影响^[43]; Chan 等设计并优化识别上臂 6 种动作模式的隐马尔科夫模型^[44]; Chu 等提出基于线性判别的肌电时频特征投影变换算法, 识别 9 种手部/腕部动作, 并实现肌电假手的在线控制^[45]; Cavallaro 等改进了基于肌电的 Hill 肌肉力模型, 构建肌电控制的上肢康复系统^[46]; Artemiadis 等建立映射肌肉活跃度到关节连续运动量的状态空间方程, 并引入补偿疲劳干扰的模型自适应机制^[47-48]; Ajoudani 等提出了基于肌电的遥阻抗控制策略, 通过肌电空间正交分解, 估计出位置环境中手臂末端三维刚度, 并利用估计结果实现辅助设备的阻抗控制^[49]; Karavas 等建立了由肌电估计关节力矩及刚度的模型, 并实现下肢膝关节辅助装置的刚度在线控制, 模拟人体运动的自然柔性^[50]。

针对一些运动功能严重损伤患者, 当其肌肉无法激发主动 EMG 时, 采用与实际运动共享相同神

经机制的运动想象激发的 EEG 进行辅助设备控制, 便是一种替代选择。布朗大学研究者在一组脑卒中瘫痪患者的脑内运动皮层区植入一个微电极阵列, 采集神经元活动尖峰信号, 解码受试者手臂运动意图, 控制机械臂辅助患者完成了喝咖啡任务^[51]; Sadeghian 等采用共同空间模式提取 EEG 特征, 然后结合支持向量机对 4 种想象运动进行预测^[52]; Iturrate 等设计一种非侵入式脑控轮椅, 把脑电 P300 视觉刺激信号与虚拟现实场景相结合, 使得测试者可以利用图形用户接口, 通过想象控制轮椅^[53]。为进一步提高运动想象控制效果, 已有研究者利用 EOG 增强运动想象脑机接口的性能。Witkowski 等在脑控外骨骼手部康复系统中, 增加了 EOG 辅助控制系统, 通过识别使用者向左/右看的眼部动作, 获知其希望紧急打开或关闭外骨骼装置的意图^[54]; 在另一项基于运动想象控制轮椅的研究中, 借助增加的 EOG 系统, 识别使用者连续三次快速眨眼的动作表达, 实现对轮椅的停止控制^[55]。与运动想象 EEG 相比, 采用视觉刺激诱发稳态电位或事件相关电位能获得更高运动识别率, 许多研究者也在尝试将 EOG 与视觉诱发电位或事件相关电位相融合, 以设计能实现更多运动模式的混合脑机接口^[56-57]。

生机电技术近年来备受关注, 尽管应用该技术已开发了多种智能辅助设备与系统, 但大多仍处于实验探索阶段, 一些有待解决的关键技术问题制约了其进一步推广。首先, 生机电技术的应用很大程度上受约束于生理电自身特性及其获取与处理方法。生理电信号通常是非线性、非平稳性、时变的弱电信号, 且具有个体差异性, 容易受到使用者的体征、生理状态、外界干扰等因素影响, 设计抗干扰生理电传感器, 优化信号处理方法, 建立适用于不同个体的自适应运动模型, 是构建稳定生机电系统要解决的关键问题; 其次单一生理电信号往往有无法回避的缺陷, 比如肌电完全依赖于其激发肌肉、脑电空间分辨率低、特定眼动模式激发的眼电让使用者不自然等, 融合多种生理电或增加辅助的力、惯性测量等传感器, 可以提升生机电智能辅助系统的自然控制与环境感知能力。应用多类传感信号, 需要考虑多源信息同步融合及系统实时性问题, 以防出现操作延时。生机电技术仍是今后很长一段时间内的研究热点, 新成果的不断涌现将促进基于生理电信号的智能辅助系统的推广应用, 为改善/恢复运动功能障碍患者的运动提供支持。

在本专刊中, 陈灵等针对智能轮椅控制问题开展研究, 提出基于路径曲率优化的室内环境下智能轮椅通过狭窄过道的控制方法。算法以贝塞尔曲线的曲率及其变化率最小为优化目标, 以轮椅过通道

时的方向及贝塞尔多边形应为凸多边形作为约束, 规划出一条平滑的最优路径, 然后控制轮椅实时跟踪这条路径. 仿真及实验结果验证了算法的有效性.

在本专刊中, 左国玉等提出了一种遥操作护理机器人系统, 研究了同构式遥操作护理机器人系统的操作者人体姿态解算方法, 实现人体姿态到机器人动作的同构性映射, 所提方法能够满足机器人进行一般护理作业时对人体姿态数据处理的快速性和准确性要求.

李向攀等采用气压驱动器实现轻量、柔性助力、穿戴舒适的可穿戴式腰部助力机器人, 可以给护理人员在提升重物和静态保持作业时输出腰部所需助力, 降低下腰痛致病风险. 通过对重物搬运作业中穿戴者竖脊肌表面肌电信号评估、基于测力平台最大搬举重量测试、静态弯腰负重作业下人体重心移动轨迹等相关实验, 验证了助力有效性.

3 智能康复与辅助相关的多模态传感交互与控制方法

一个好的康复与辅助系统需要智能的感知和控制系统作支撑. 为了给患者创造一个安全、舒适、自然的康复训练或者辅助环境, 机器人和患者之间的交互与控制不可或缺^[58]. 感知系统不仅能够识别患者和机器人当前的状态, 还能够帮助实现患者和机器人的交互. 既可以构成闭环控制系统, 加强系统的控制精度; 又能够利用力、位置等信息实现机器人的柔顺控制, 还能作为评估信号参与康复机器人性能的评估标定. 一个优良的控制方法能够为患者创造安全舒适的训练环境, 鼓励患者积极参与到康复训练中来, 极大地提高了康复效果. 康复机器人的信息感知及其控制大体上可以分为基于运动信号的感知控制以及基于生理信号的感知控制.

3.1 基于运动信号的感知及其控制

基于运动信号的感知及其控制主要是利用传感器采集当前患者肢体关节的运动状态, 反馈给控制单元, 形成相应的闭环控制系统, 能够实现柔顺控制, 极大地加强了控制精度及准确性, 有效地防止二次损伤.

3.1.1 基于运动信号的感知

目前国内外常见的可检测的运动信号主要是位置角度类信号以及触力觉信号.

用来检测位置角度类信号的传感器主要有: 位移传感器、弯曲度传感器、光学编码器、磁增量编码器、霍尔传感器、角度型数据手套、Leap motion、三轴陀螺仪、加速度计等. 其中位移传感器、弯曲度传感器、三轴陀螺仪及加速度计主要是安装在外骨骼机器人上, 随着患者肢体的运动变化, 传感器的内

部参数也发生相应的变化, 从而得出患者当前的运动状态. 位移传感器及弯曲度传感器在患者肢体发生相应弯曲时, 传感器也发生相应的物理量变化, 通过变化识别患者肢体的弯曲角度, 具有测量简单、超薄封装、方便信息的采集与处理等优点. 三轴加速度计及陀螺仪一般两者综合使用. 加速度计传感器对物体姿态的识别是基于传感器的敏感轴对重力的感应实现的. 将加速度传感器置于待测物体水平面上, 当物体发生转动, 加速度传感器的敏感轴也发生转动, 加速度也会发生改变, 因此能够表征物体姿态的变化. 陀螺仪用来测量当前动态载体的角速率, 再利用高精度积分函数对角速率进行积分从而得到姿态角. 但是由于三轴加速度计和陀螺仪在测量的过程中存在误差, 通过传感器数据融合之后进行姿态解算得到的数据会有漂移现象并受噪声干扰, 可以结合卡尔曼滤波对姿态解算数据中出现的噪声和漂移进行处理和校正, 提高测量精度. 光学编码器、磁增量编码器主要是安装在电机内部或者连接在电机的旋转轴上, 通过几何关系产生的传动比以及自身的转角, 便能够计算出关节转角. 但是由于设备的机械性质, 有些远端关节的传动绳需要经过近端关节, 因此绳的长度会受其所穿过的近端关节的影响, 造成较大的测量误差, 不利于产生精确的反馈及控制^[59]. 因此, 在实际的处理过程中, 可以通过改进设备的机械性质, 通过几何关系以及实验来确定关节转角和传动绳长度之间的映射关系, 并且通过电机转角以及转速的闭环控制对摩擦力进行补偿的方法来实现更加精确的角度测量. 霍尔传感器沿着转轴安装用来做限位开关, 限制外骨骼的转角范围, 也可以用来测量肢体的角位移^[60].

用来检测触力觉信号的传感器主要有电阻应变式传感器、硅压阻式力传感器、六轴 F/T 传感器、张力传感器、应变仪、电子皮肤、触觉传感器等. 电阻应变式传感器、张力传感器、应变仪等力传感器主要是用来检测患者与外骨骼机器人之间的交互力, 用以评估了解患者当前的康复状态, 如 Ali 等的智能医疗评估手套使用的就是力敏电阻^[61]. 在患者康复初期, 添加有效的人机交互力控制, 能够有效地避免患者在运动过程中出现肌肉痉挛现象. 六轴 F/T 传感器、触觉传感器、电子皮肤等传感器主要是用来检测患者与外界环境之间的接触情况, 用以实现康复过程中对患者的辅助以及在用于智能假肢时感知外界环境等信息. 如 Jeong 等采用肌腱张力传感器测量肌腱的张力, 这样在仅使用一个传感器的情况下能够涵盖所有的手指抓取情形^[62]. 六轴 F/T 传感器能够测量多个方向上力的变化, 但是受体积等因素的影响, 还较难实现. 还有一种电子皮肤式的触觉传感器, 目前仅处于实验室阶段.

3.1.2 基于运动信号的控制

基于运动信号的控制是指将位置角度、力传感器采集得到的运动信号引入控制系统中, 构成一个闭环控制系统, 从而更好地实现轨迹控制、柔顺控制, 提高康复训练效果. 基于运动信号的控制主要可以分为位置型控制、力信号型控制、力位混合控制等.

位置型控制是指依据训练需求, 制定好肢体末端或操作空间上的运动轨迹, 以运动轨迹误差或者运动速度误差为操作对象, 肢体控制方法使运动轨迹不断地偏向预设轨迹, 从而使机器人按照预定的轨迹进行运动, 如 Cempini 等研制的康复机器人便采用 4 个独立的位置闭环对机械手进行运动控制^[63]. 力控制是指对机器人的末端作用力或者关节的力矩所做的控制, 如意大利的 Iqbal 等研制的外骨骼机器人就采用了力反馈控制系统^[64-65]. 力信号型控制以人机之间的交互力作为控制对象, 使康复机器人能够按照意愿进行相应的运动, 从而达到训练的目的. 如 Zanotto 等研制的自适应下肢机器人就利用力、力矩信号构成含有重力和摩擦力补偿项的反馈闭环控制系统以减少人机之间的交互偏差^[66]. 还可以利用力、力矩信号构成前馈控制, 利用应变片等测量的接触力计算关节的转矩, 能够在不引起振荡的情况下减少延时以及实现转矩的迅速产生. 如 Agarwal 等的外骨骼康复机器人便加入了前馈 PID 控制系统, 能够较好地跟随外骨骼的期望转矩轨迹^[67]. 力位混合控制是指依赖于位置的偏差以及力的偏差对康复进行控制, 从而达到更加精确与安全的控制, 如 Jones 等提出的外骨骼康复机器人就采用了力和位置两个控制信号对外骨骼机器人做实时控制, 保证了康复过程中的控制精度及安全性^[59]. 在力位混合控制中, 将任务空间化为力空间和位置空间两个子空间, 并在相应的位置完成相应的跟踪控制. 将人机交互力以及机器人与环境之间的环境力引入位置控制系统中, 在位置与外力的作用下, 加强康复机器人的柔顺控制. 此外, 还可以通过数据手套、Leap motion 等传感器采集肢体的角度等运动信息实现对康复机器人和智能假肢的运动控制. 如日本东京早稻田大学 Tang 等研制的手指机器人便采用了 5DT 数据手套采集正常手的运动信息^[68], 从而驱动待康复手进行相同的运动. 马耳他大学的 Dalli 等利用 Leap motion 检测人手的运动状态, 进而控制智能假肢实现同步运动^[69].

在本专刊中, 杜惠斌等介绍了基于 Kinect 的深度图像传感器在肢体康复系统中的应用, 他们利用两台 Kinect 采集患者健康侧手臂运动数据, 然后基于“镜像运动”原理计算出患侧手臂的运动指令, 用于控制可穿戴式镜像康复外骨骼带动患者患侧手臂

完成三维动画提示的康复动作.

王晓峰等在机器人与人体上肢接触面安装力传感器采集人机交互力矩信息作为量化的主动运动意图, 设计了一种无模型自适应滤波算法使交互力矩变得平滑而连贯; 同时设计了人机交互阻抗控制器, 用于调节各关节的给定目标速度; 最后利用无模型自适应与离散滑模趋近律相结合的速度控制器, 实现机器人各关节对目标速度的跟踪.

3.2 基于生理电信号的感知及其控制

基于生理电信号的感知及其控制, 是指康复机器人从患者身上获取相应的生理电信号, 通过对信号的识别, 判断出患者的运动意图, 以运动意图为依据设计控制器带动患者肢体进行康复训练.

3.2.1 基于生理电信号的感知

本文第 2 节已经提及主要的生理电信号类别, 其中, 肌电信号主要是利用表面肌电信号 (Surface electromyogram, sEMG), 其一直被视为最适合作为康复机器人控制系统的生理反馈信号, 在运动意图识别上具有良好的精度及鲁棒性^[70]. 如 Bao 等的气动康复机器人便是利用 sEMG 实现对患者运动意图的识别, 从而实现康复训练控制^[71]. 脑电信号主要利用脑皮层的相关电位信息, 分析出脑电信号与运动之间具有相关性. 脑电信号的提取具有植入式和非植入式两种, 植入式脑电信号特异性强、信噪比高、后期处理简单, 但是技术困难, 并且存在伦理问题. 非植入式主要是将电极置于头皮上来提取脑电, 由于其无创性, 更受研究者的青睐. 但是基于 EEG 信号的运动预测和运动控制还处于起步阶段, 并且 EEG 信号的信噪比很低, 目前在康复机器人上实际应用并不多见.

由于 sEMG 信号具有很强的模糊性, 有时对于同一个人同一个动作所采集到的 sEMG 信号都有所不同, 因此, 肌电信号的特征提取尤为重要. 目前, 常见的 sEMG 信号特征提取方法有时域法、频域法、时频域法等. 时域法主要有绝对值积分、过零点率、均方根、均值、平方和等方法, 通过时域分析方法, 可以得出 sEMG 信号的强度等特征. 频域法主要包括功率谱估计、倒频谱分析等特征计算方法, 其中平均频率和中值频率的使用较为常见, 可以用来判断肌肉的疲劳程度. 时频域法便于研究 sEMG 这类非平稳信号, 目前较为常见的有维格纳分布和小波变换法, 维格纳分布为信号提供了高分辨率时的时频特征, 具有良好的抗噪能力, 反映了信号的能量分布; 小波变换法是傅里叶变换的延伸, 能够显示信号的局部特性, 可以看成是一种频率可调的带通滤波器. 目前常见的用于 sEMG 信号的分类方法有 K 近邻、支持向量机 (Support

vector machine, SVM)、高斯混合模型 (Gaussian mixture model, GMM)、人工神经网络等. 在基于 sEMG 的模式识别问题中, 会遇到数据缺失的问题, 对于此类数据缺失问题, 可以采用期望最大化 (Expectation maximization, EM) 等方法扩展为全维的 GMM 模型, 然后利用贝叶斯分类或者条件平均算法进行分类. 对于数据维数太高的样本向量, 为了提高识别速率, 降低计算成本, 常常需要进行降维处理. 可以采用 PCA 方法进行降维, 再使用多层感知器 (Multi-layer perceptron, MLP) 进行分类. 也可以采用 LDA 算法进行降维, 再采用隐马尔科夫模型 (Hidden Markov model, HMM) 进行分类^[72].

在本专刊中, 孟明等通过引入堆叠降噪自动编码器, 提出了一种多类运动想象脑电信号的两级特征提取方法. 该方法将脑电信号变换到使信号方差区别最大的低维空间, 然后提取更好表达类别属性的高层抽象特征, 最后使用 Softmax 分类器进行分类. 通过 BCI 竞赛中的实验数据, 验证了该方法的有效性和鲁棒性.

3.2.2 基于生理电信号的控制

基于肌电信号的控制方法有诸多优点: 类似于脑电控制, 它也是基于人体运动意图的一种控制方式; 肌电在肌肉收缩运动之前产生, 采集肌电可以预判运动意图; 能够开发相应的携带和穿戴式设备; 无创性以及高效率. 如 Adewuyi 等实验证实使用 EMG 信号数据对于 19 种手指抓取以及手指动作的识别精度能够达到 96%^[73]. Lee 等利用 sEMG 信号辅助多自由度机器人实现在未知外部信号下的鲁棒控制^[74]. 对基于脑电信号 (EEG) 的控制方法, 不需要经过神经肌肉的控制, 同时肌肉电刺激也不会影响脑电信号的记录. 如 Guo 等研制的外骨骼手指康复机器人就采用脑电信号作为控制信号^[75]. 基于脑电信号的控制可以应用于肌无力、脊髓损伤乃至完全丧失运动能力的患者, 但是这类方法的局限在于其只能应用于大脑运动控制功能正常的瘫痪患者, 不适用于脑区运动神经损伤患者, 因为该类患者的大脑运动功能区域已经受到损伤, 不能产生正常的肢体运动控制的 EEG 信号^[66]. 并且 EEG 信号具有低信噪比的特点, 直接采用 EEG 信号控制外骨骼具有很大的挑战性.

利用运动信号的控制由于采集处理数据的时间滞后, 导致控制的实时性偏差, 而 sEMG 信号超前于运动产生能有效地拟补运动信号的滞后性, 另一方面, 关节角度等运动信号能够帮助解决 sEMG 信号强模糊性及环境强耦合性等问题. 因此, 建立关节角度、人机交互力以及 sEMG 信号的多源信号融合

的识别算法, 能够更准确、实时地识别患者的运动意图, 从而达到更加良好的康复效果.

4 外骨骼和可穿戴系统、智能假肢与人机安全性

融入机器人技术的外骨骼机器人、可穿戴系统和智能假肢是近年来国内外的研究热点^[76].

外骨骼机器人和可穿戴系统研究重点为动力外骨骼系统. 按照应用场合分类, 外骨骼分为负重型外骨骼 (助力外骨骼) 和动力矫形器. 外骨骼按照结构又可以分为单关节外骨骼和多关节外骨骼.

负重型外骨骼用于增加穿戴者的负重能力, 其一般通过机械结构支撑或者分担加载到人身上的负重. 美国加州大学伯克利分校的研究人员研发的伯克利全下肢外骨骼 “BLEEX”^[77-79] 是第一套具有主动控制的下肢负重型外骨骼. BLEEX 的主体结构包括双侧的仿生机械腿和背部固定负载的机械装置, 每侧机械腿根据人体下肢的生理构造分为大腿、小腿和脚板, 髋关节、膝关节和踝关节分别采用液压驱动. 在运动过程中, 背部负载的重量通过两侧的机械腿转移至地面, 从而减轻穿戴者的自身负重. 日本筑波大学 Sankai 团队研制了用于增强健康人负重能力和下肢康复的外骨骼 “HAL” 系列^[80-83]. HAL-5^[83] 为该系列外骨骼有代表性的原理样机, 它包括上肢、下肢和躯干部分, 其通过位于髋关节和膝关节处的直流电机为穿戴者的下肢运动提供助力. 日本神奈川工科大学的研究人员研发了辅助医护人员转移病人的全身外骨骼 Power assisting suit^[84-85]. 该外骨骼通过气压传动驱动器为穿戴者的肘关节、腰部和膝关节提供助力. Power assisting suit 在设计过程中不仅考虑了助力效果, 而且该外骨骼的机械结构完全在穿戴者的背面, 因此穿戴者在对病人进行护理过程中保持着直接的物理交互, 保证了病人的舒适性. 哈佛大学研究人员研发的柔性外骨骼服, “exosuit” 系列^[86-89]. Exosuit 没有刚性的机械结构来提供支撑, 该机器人通过绳索驱动的方式在人行走的过程中提供助力, 减小相应的肌肉收缩强度, 从而降低人体能量消耗. 其实验结果表明, exosuit 的驱动方式能够在行走过程中提供有效的助力, 尽管它提供的助力并不能抵消系统自重带来的能耗增加, 但是该研究团队提出的 exosuit 概念为未来柔性穿戴式机器人的发展提供了全新的思路 and 参考.

动力矫形器类的外骨骼机器人用于为有运动障碍的病人或老年人提供支撑、辅助或者矫正, 帮助他/她们恢复运动能力. 国际上比较有代表性的研究成果和产品, 比如美国的 ReWalk 系列^[90] 和 eLEGS^[91] 等. 其中, ReWalk 外骨骼已经在世界多

个国家和地区的康复医院进行临床应用,也有很多针对截瘫病人康复的临床研究也应用到了 ReWalk 外骨骼^[90]。非全下肢动力外骨骼包括单关节和多关节两类。机械结构和驱动方式根据康复的目的各有不同,世界上很多研究机构和公司也都从事此类外骨骼的研究。比如,瑞士 Hocoma 公司研发的产品 Lokomat^[92-93],是目前应用最广泛的用于脑卒中病人和脊髓损伤康复的穿戴式下肢康复机器人, Lokomat 通过电机为病人的髋关节和膝关节提供助力,同时背部连接到可以跟随重心上下移动的平台,训练过程在跑步机上完成。美国德拉华大学研发了用于脑卒中病人康复的下肢动力外骨骼 ALEX^[94]。ALEX 通过电机和直线驱动器为髋关节和膝关节提供助力,其背部连接到一个机械支撑装置上,用于支撑外骨骼和穿戴者的重量。除此之外,还包括单关节动力外骨骼,单关节动力外骨骼包括髋关节、膝关节和踝关节外骨骼等 3 种。单关节动力外骨骼的作用是在行走过程中特定的步态阶段为穿戴者提供干预、调节相应关节的动力学系数,改善行走的质量。几款有代表性的单关节动力外骨骼比如,意大利圣安娜高等研究院仿生机器人研究所研发了用于为老年人和下肢运动障碍的病人提供助力的髋关节外骨骼 APO^[95],该外骨骼通过电机串联柔性驱动器为髋关节屈伸方向提供连续的助力。相对于髋关节和膝关节动力外骨骼,踝关节动力外骨骼研究较多,一个原因是因为在人类行走过程中,踝关节肌肉(比目鱼和腓肠肌)为身体支撑和前进提供主要的力^[96]。几款有代表性的踝关节动力矫形器类外骨骼比如,美国麻省理工学院 Herr 研究组研发了用于康复足下垂的踝关节动力矫形器外骨骼 AAF0^[97],该矫形器外骨骼由电机串联柔性驱动器为踝关节背屈和跖屈方向提供助力。在临床实验中,经过一段时间的康复训练,该动力外骨骼能够提高足下垂病人的行走速度和步态对称性,同时减少了脚掌拍击地面的步态。哈佛大学的研究人员研发了柔性踝关节动力外骨骼可穿戴系统^[98],该外骨骼依靠人工肌肉进行驱动,并能够提供跖屈背屈方向和内翻外翻方向的助力,柔性的外骨骼使设备穿戴更符合人体工程学。初步实验结果验证了该柔性动力矫形器的控制性能和助力性能,柔性外骨骼也为未来动力外骨骼的发展提供了新思路。在卡内基梅隆大学和北卡罗来纳州立大学合作的研究^[99]中,研究人员设计了一款纯被动的踝关节外骨骼,该外骨骼通过机械离合器控制并联在小腿后侧的弹簧拉伸和释放,在行走过程中分担小腿肌肉的力量,从而降低人体能耗。

在外骨骼机器人领域,国内的电子科技大学、北京航空航天大学、哈尔滨工业大学、浙江大学、中

国科学院深圳先进技术研究院、中国科学院合肥智能机械研究所等多家单位开展了研究工作并取得进展。

目前,智能假肢研究重点主要包括两个方面:智能肢体的设计与控制^[100-104],以及基于多传感器融合的人体运动意图识别研究^[105-108]。前者主要关注如何利用智能仿生技术设计假肢的机械结构和控制方法,使假肢关节在行走过程中具有更接近于人体关节的力学特性;而后者则关注如何根据采集的人体生理信号和假肢传感器信号识别出人的运动意图,并根据识别结果调整假肢的控制参数,以实现自然、流畅、稳定的行走。

人体运动意图识别的主要方法包括:基于人体生理电信号和基于机械传感器信号两类。本文前面已经提过,人体生理电信号主要包括应用脑电信号和肌电信号等。脑电信号作为运动意图的直接反映,具有很强的实时性,对运动意图的识别也相应更为迅速。早在上世纪 90 年代末,纽约州立大学的 Chapin 等第一次通过实验证实了利用脑皮层神经元集合信号可以控制机械手臂运动^[109]。目前,脑机接口的主要手段包含植入式和非植入式两类。植入式脑机接口优点是信号采集效果更好,主要表现在空间分辨率高、信噪比高,包含的信息更加丰富,利于提取精确可靠的控制信号;缺点是植入手术风险大、易造成伤害,无法被大多数残疾人患者所接受。非植入式脑机接口目前较多采用的是头部表皮脑电图信号(EEG),实现脑和外部世界的简单通讯,缺点是信号带宽有限且抗干扰能力差。

针对脑电信号的诸多问题,肌电信号作为替代,正在越来越多地应用于人体运动识别中。虽然肌电信号不是直接来自于中枢神经,只是肌肉运动产生的效应,但其与中枢神经信号的时延十分有限,而且肌电信号的产生会先于肌肉力的实际输出约几十毫秒^[110-112],因此可满足对运动意图识别和假肢控制的实时性需求。目前基于肌电信号(表面肌电/植入电极)的人体运动意图识别已开始应用于智能假肢领域。针对上肢假肢,Englehart 等提出了一种基于小波的连续运动模式识别策略,利用从前臂采集的 4 通道表面肌电信号实现了对 6 种运动模式的识别^[113]。在之后的研究中,Englehart 等还分析了分析窗大小、可接受延时等参数对识别准确率的影响^[114]。Kuiken 等提出了一种目标肌肉神经移植术的方法,通过手术将原本控制被截肢肢体运动的肌肉的残余神经移植到胸部、并与胸部肌肉连接,经过一段时间的恢复,便可以通过测量胸部肌肉的肌电信号来提取控制被截肢肢体的运动控制意图^[115]。采用这种方法,可以通过肌电信号采集提取更多的运动意图信息,以实现更加复杂的假肢控制功能。

一位左臂高位截肢的女性病患的实验结果表明,接受这种手术后,假肢的控制效果得到了非常明显的提高^[116]。针对下肢假肢, Huang 等通过采集两个大腿截肢残疾人残肢和臀部的 11 条肌肉的表面肌电信号^[117],使用线性判别分析分类器实现对 7 种运动模式的离线识别,平均识别准确率为 91.6%。Hargrove 等通过目标肌肉神经移植手术将一位男性大腿截肢患者患侧的小腿肌肉神经移植到大腿上^[107],从而提取更多的人体运动意图信息。通过采集 10 个通道的表面肌电信号,实现对踝关节和膝关节的运动意图的实时识别,如果只考虑踝关节的跖屈/背屈以及膝关节的伸展/屈曲运动,识别率可以达到 96%,如果额外考虑胫骨和股骨的内旋/外旋,识别率会降低到 92%。然而,肌电信号本身较微弱,容易受肌肉状态、穿戴时间、汗液、个体差异、环境干扰等因素影响^[118],单纯利用肌肉电信号来识别人体运动意图的准确率还达不到假肢实际控制的需求^[117]。此外,肌电信号采集必须直接接触皮肤,影响了技术的实用性。

基于机械传感器的方法主要是使用角度传感器、惯性器件和力传感器采集人体运动过程中肢体摆动的角度、速度、加速度和地面反作用力等运动信息,从而判断当前运动状态。Varol 等通过采集假肢自身的传感器信息^[105],采用高斯混合模型和多数投票 (Majority voting) 相结合的方法实现对坐、站、行走三种运动模式以及它们之间所有可能的运动转换的识别,准确率可以达到 100%,但也会产生 500 ms 的延时。Young 等同样利用假肢自身的传感器信息,研究了包括平地行走、上下楼梯和上下斜坡在内的 5 种运动模式及运动转换的识别问题,他们采用线性判别分析分类器,达到了 93.9% 的识别准确率^[119]。相比于神经信号传感器,机械传感器更易于和假肢集成到一起,对穿戴者的影响也较小。然而实际人类运动环境复杂,环境干扰及惯性器件固有的信号漂移和累积误差等问题限制了这类传感器系统应用于人体运动识别。为了实现准确的识别就需要增加更多的传感器,从而增加了系统复杂度,限制了技术的实用化。此外,这类传感器获得的角度、速度和加速度信息是运动完成的结果,和中枢神经信号存在较大时延,影响了识别结果的实时性。鉴于神经信号传感器和机械传感器都存在一定的不足,目前一种较多采用的解决方案是把神经信号和机械传感器信号在特征层面融合起来。Huang 等通过采集 7~9 通道的表面肌电信号和 6 通道的力传感器信号^[106],使用支持向量机算法实现对 6 种运动模式和 5 种运动转换类型的连续识别,相比于单独采用神经信号或机械传感器信号,采用这种信号融合的方法可以显著提高运动识别的准确率并减少预判时间。

此外,一种新的方法是基于人体电容传感实现下肢运动意图识别,通过采集穿戴在残疾人大腿上的电容信号,实现了对 6 种运动模式的识别^[120],平均识别准确率为 93.4%。在该系统的基础上,Zheng 等针对穿戴舒适性和信号稳定性作了进一步改进,提出了一款非接触式电容传感系统 C-Sens^[108]。测量电极放置在假肢接受腔和内衬套之间,避免与皮肤之间接触以减少汗液等对信号的干扰。基于该系统采集的 6 通道电容信号,采用二次判别分析分类器实现对 6 种运动模式的识别,平均识别率达到 95.6%。

在智能假肢领域,国内的北京大学、清华大学、上海交通大学、华中科技大学、河北工业大学、国家康复辅具研究中心等多家单位开展了研究工作并取得进展。

人机交互与安全也是康复机器人和智能辅助系统的重要研究内容^[121]。康复机器人的人机交互既包括康复治疗或训练时的交互界面,又包括如何分析运动状态并提出有效的运动控制策略,从而实现机器人与人的协调运动。肢体运动康复机器人往往直接附着或穿戴在人体上,安全性是一个十分关键的问题。融合轻质材料、仿生的驱动方式、软体机器人结构和自适应控制策略是可能的解决途径^[122]。与传统工业机器人隔离人与机器人来保证安全性不同,肢体运动康复机器人必须与人紧密接触,这就对安全性提出了更高的要求。一般来说,机器人安全性涉及的内容十分广泛^[123],包括机械结构设计、软件可靠性、柔性接触、元器件可靠性、系统整体可靠性等。然而至今仍缺少严格的安全性定义。现有研究多数采用基于理想轨迹的自适应控制策略和机械限位来实现康复机器人关节运动的安全性。例如 Kikuuwe 等提出了基于接近度的滑模控制,尝试提高机器人安全性^[124]。这类方法在柔性机械臂^[125]、下肢康复外骨骼^[126]、关节痉挛康复机器人^[127]等方面开展了应用。

本专刊收录了涉及外骨骼、假肢控制、人机交互与安全的研究论文。王启宁等的论文介绍了面向人机融合的智能动力下肢假肢研究现状和挑战。

黄高等提出一种康复与代步外骨骼机器人,通过下肢外骨骼与轮椅的有机结合,有效保持或恢复老年人、脑卒中患者下肢运动能力,同时为患者提供一种方便的代步工具。

韩亚丽等针对膝关节外骨骼运动跟随问题,提出了一种基于导纳原理的等效惯量补偿控制方法,将外骨骼与操作者间的交互力矩转化为期望的运动轨迹,通过低通滤波加速度与惯量增益的乘积形成的闭环反馈实现等效惯量补偿,结合腿部肌肉表面肌电信号进行人体摆腿运动换向的预判,实施膝关节外骨骼机械腿的摆动控制,降低受试者的负担。

罗林聪等在高斯核函数非线性振荡器的基础上提出了一种下肢康复机器人步态轨迹自适应算法, 仿真实验表明所提出的自适应算法可实现通过调整轨迹偏差实现对参考轨迹调节, 并用相位偏差曲线面积实现参考轨迹周期的自适应。

5 小结

康复机器人和智能辅助系统的研究刚刚开始, 存在大量的科学技术问题有待科研工作者研究解决, 可以预见康复机器人和智能辅助系统的应用空间巨大. 本专刊旨在介绍康复机器人和智能辅助系统的科研现状与进展, 提高我国康复机器人与智能辅助系统领域的技术水平, 推动其实际应用, 造福和谐社会。

感谢为本专刊撰稿的所有作者和提出宝贵意见和建议的论文审稿人以及关注本刊的读者. 专刊共收稿 100 余篇, 通过多轮通讯评审和修改, 限于版面, 最终收录论文 16 篇. 康复机器人和智能辅助系统涉及多个学科领域, 并且在不断发展, 本专刊收录的论文很难完全覆盖康复机器人和智能辅助系统及相关的方法和技术, 仅仅揭示了其中的很小一部分问题. 希望本专刊对相关领域的科研人员有所启发、有所裨益。

References

- Pan Chang, Xu Lin. *Diagram of Practical Rehabilitation for Stroke Patients with Hemiplegia*. Beijing: China Press of Traditional Chinese Medicine, 1999. (潘畅, 徐麟. 中风偏瘫实用康复术图解. 北京: 中国中医药出版社, 1999.)
- Krebs H I, Volpe B T, Williams D, Celestino J, Charles S K, Lynch D, Hogan N. Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, **15**(3): 327–335
- Krebs H I, Hogan N, Volpe B T, Aisen M L, Edelstein L, Diels C. Overview of clinical trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility. *Technology and Health Care*, 1999, **7**(6): 419–423
- Loureiro R, Amirabdollahian F, Topping M, Driessen B, Harwin W. Upper limb robot mediated stroke therapy-GENTLE/s approach. *Autonomous Robots*, 2003, **15**(1): 35–51
- Burgar C G, Lum P S, Shor P C, Van der Loos H F M. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, **37**(6): 663–673
- Nef T, Guidalic M, Riener R. ARMin III — arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, **6**(2): 127–142
- Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, **37**(6): 693–700
- Zanotto D, Stegall P, Agrawal S K. ALEX III: a novel robotic platform with 12 DOFs for human gait training. In: Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013. 3914–3919
- Freivogel S, Schmalohr D, Mehrholz J. Improved walking ability and reduced therapeutic stress with an electromechanical gait device. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2009, **41**(9): 734–739
- Schmidt H, Krüger J, Hesse S. HapticWalker — haptic foot device for gait rehabilitation. *Human Haptic Perception: Basics and Applications*. Basel: Springer, 2008. 501–511
- Susko T G. MIT Skywalker: A Novel Robot for Gait Rehabilitation of Stroke and Cerebral Palsy Patients [Ph.D. dissertation], Massachusetts Institute of Technology, USA, 2015.
- Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, **11**(1): Article No. 3
- Krebs H I. Rehabilitation robotics: an academic engineer perspective. In: Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). Boston, Massachusetts, USA: IEEE, 2011. 6709–6712
- Lotze M, Braun C, Birbaumer N, Anders S, Cohen L G. Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*, 2003, **126**(4): 866–872
- Ding Qi-Chuan, Xiong An-Bin, Zhao Xin-Gang, Han Jian-Da. A review on researches and applications of sEMG-based motion intent recognition methods. *Acta Automatica Sinica*, 2016, **42**(1): 13–25 (丁其川, 熊安斌, 赵新刚, 韩建达. 基于表面肌电的运动意图识别方法研究及应用综述. 自动化学报, 2016, **42**(1): 13–25)
- Van Dijk W, Van der Kooij H, Koopman B, and Van Asseldonk E H. Improving the transparency of a rehabilitation robot by exploiting the cyclic behaviour of walking. In: Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Seattle, Washington, USA: IEEE, 2013. 1–6
- Shirzad N and Van der Loos H. Error amplification to promote motor learning and motivation in therapy robotics. In: Proceedings of the 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2012. 3907–3910
- Duschau-Wicke A, Von Zitzewitz J, Caprez A, Luenenburger L, Riener R. Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, **18**(1): 38–48
- del-Ama A J, Gil-Agudo Á, Pons J L, Moreno J C. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, **11**(1): Article No. 27
- Hillier S, Immink M, Thewlis D. Assessing proprioception: a systematic review of possibilities. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2015, **29**(10): 933–949
- Neckel N D, Blonien N, Nichols D, Hidler J. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2008, **5**(3): Article No. 19
- Latash M, Zatsiorsky V M. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Cambridge: Academic Press, 2015.
- Awai L, Curt A. Intralimb coordination as a sensitive indicator of motor-control impairment after spinal cord injury. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2014, **8**(6): Article No. 148

- 24 Clarkson H M. *Joint Motion and Function Assessment: A Research-Based Practical Guide*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
- 25 Riener R, Lünenburger L, Maier I C, Colombo G, Dietz V. Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: an overview of the robotic gait orthosis lokomat. *Journal of Healthcare Engineering*, 2010, **1**(2): 197–216
- 26 Banala S K, Kim S H, Agrawal S K, Scholz J P. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, **17**(1): 2–8
- 27 Veneman J F, Kruidhof R, Hekman E E G, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk E H F, Van Der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, **15**(3): 379–386
- 28 He Qing-Hua, Huang Su-Ping, Huang Zhi-Xiong. The research status and development trend of intelligent wheelchair. *Robot Technology and Application*, 2003, (2): 12–16
(何清华, 黄素平, 黄志雄. 智能轮椅的研究现状和发展趋势. 机器人技术与应用, 2003, (2): 12–16)
- 29 Yanco H A. *Wheelesley: a robotic wheelchair system: indoor navigation and user interface. Assistive technology and artificial intelligence*. Berlin Heidelberg: Springer, 1998. 256–268
- 30 Christensen H V, Garcia J C. Infrared non-contact head sensor for control of wheelchair movements. In: Proceedings of the 8th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe. Lille, France, 2005. 336–340
- 31 Matsumoto O, Komoriya K, Hatase T, Nishimura H. Autonomous traveling control of the “TAO Aicle” intelligent wheelchair. In: Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Beijing, China: IEEE, 2006. 4322–4327
- 32 Lu T, Yuan K, Zou W, Hu H S. Study on navigation strategy of intelligent wheelchair in narrow spaces. In: Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation. Dalian, China: IEEE, 2006. 9252–9256
- 33 Jia P, Hu H H, Lu T, Yuan K. Head gesture recognition for hands-free control of an intelligent wheelchair. *Industrial Robot: An International Journal*, 2007, **34**(1): 60–68
- 34 Zou W, Ye A X, Lu T, Ren Y N, Xu Z D, Yuan K. Contour detection and localization of intelligent wheelchair for parking into and docking with U-shape bed. In: Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Karon Beach, Phuket: IEEE, 2011. 378–383
- 35 Zeng Xiang. *Developing Smart Wheelchair for the Handicapped and the Elderly* [Master dissertation], Shanghai Jiao Tong University, China, 2007
(曾翔. 面向助老助残的智能轮椅开发 [硕士学位论文], 上海交通大学, 中国, 2007)
- 36 Wang Li-Jun, Wang Jing-Chun, Chen Wei-Dong. Path planning and navigation for intelligent wheelchair in dynamic environments. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2010, **44**(11): 1524–1528
(王丽军, 王景川, 陈卫东. 动态环境下智能轮椅的路径规划与导航. 上海交通大学学报, 2010, **44** (11): 1524–1528)
- 37 Zhang Yi, Zhang Hui, Luo Yuan, Hu Huo-Sheng. Motion control for intelligent wheelchair using Emotiv perception. *Journal of Chongqing University of Posts and Telecommunications (Natural Science Edition)*, 2012, **24**(3): 358–362
(张毅, 张辉, 罗元, 胡豁生. 采用 Emotiv 感知的智能轮椅运动控制的研究. 重庆邮电大学学报 (自然科学版), 2012, **24**(3): 358–362)
- 38 Zhang Yi, Zhang Jiao, Luo Yuan. Intelligent wheelchair control system based on hand tracking. *Journal of Chongqing University of Posts and Telecommunications (Natural Science Edition)*, 2011, **23**(6): 741–745
(张毅, 张皎, 罗元. 基于手势跟踪的智能轮椅控制系统. 重庆邮电大学学报 (自然科学版), 2011, **23**(6): 741–745)
- 39 Luo Yuan, Xie Yu, Zhang Yi. Design and implementation of a gesture-driven system for intelligent wheelchairs based on the Kinect sensor. *Robot*, 2012, **34**(1): 110–113, 119
(罗元, 谢戛, 张毅. 基于 Kinect 传感器的智能轮椅手势控制系统的设计与实现. 机器人, 2012, **34**(1): 110–113, 119)
- 40 Dubowsky S, Genot F, Godding S, Kozono H, Skwersky A, Yu H Y, Yu L S. PAMM — a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring: a “helping-hand” for the elderly. In: Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation. San Francisco, CA: IEEE, 2000, **1**: 570–576
- 41 Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal*, 2009, **36**(5): 421–427
- 42 Nam Y, Koo B, Cichocki A, Choi S. GOM-face: GKP, EOG, and EMG-based multimodal interface with application to humanoid robot control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, **61**(2): 453–462
- 43 Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*, 2012, **39**(8): 7420–7431
- 44 Chan A D C, Englehart K B. Continuous myoelectric control for powered prostheses using hidden Markov models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, **52**(1): 121–124
- 45 Chu J U, Moon I, Lee Y J, Kim S K, Mun M S. A supervised feature-projection-based real-time EMG pattern recognition for multifunction myoelectric hand control. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2007, **12**(3): 282–290
- 46 Cavallaro E E, Rosen J, Perry J C, Burns S. Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006, **53**(11): 2387–2396
- 47 Artemiadis P K, Kyriakopoulos K J. EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embeddings. *IEEE Transactions on Robotics*, 2010, **26**(2): 393–398
- 48 Artemiadis P K, Kyriakopoulos K J. An EMG-based robot control scheme robust to time-varying EMG signal features. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, **14**(3): 582–588
- 49 Ajoudani A, Tsagarakis N, Bicchi A. Tele-impedance: teleoperation with impedance regulation using a body-machine interface. *The International Journal of Robotics Research*, 2012, **31**(13): 1642–1656
- 50 Karavas N, Ajoudani A, Tsagarakis N, Saglia J, Bicchi A, Caldwell D. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, **73**: 78–90
- 51 Hochberg L R, Bacher D, Jarosiewicz B, Masse N Y, Simeral J D, Vogel J, Haddadin S, Liu J, Cash S S, Van Der Smagt P, Donoghue J P. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature*, 2012, **485**(7398): 372–375
- 52 Sadeghian E B, Moradi M H. Continuous detection of motor imagery in a four-class asynchronous BCI. In: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). Lyon, France: IEEE, 2007. 3241–3244

- 53 Iturrate I, Antelis J M, Kubler A, Minguez J. A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, **25**(3): 614–627
- 54 Witkowski M, Cortese M, Cempini M, Mellinger J, Vitiello N, Soekadar S R. Enhancing brain-machine interface (BMI) control of a hand exoskeleton using electrooculography (EOG). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, **11**: 165
- 55 Wang H T, Li Y Q, Long J Y, Yu T Y, Gu Z H. An asynchronous wheelchair control by hybrid EEG-EOG brain-computer interface. *Cognitive Neurodynamics*, 2014, **8**(5): 399–409
- 56 Tello R J, Bissoli A L C, Ferrara F, Müller S, Ferreira A, Bastos-Filho T F. Development of a human machine interface for control of robotic wheelchair and smart environment. In: Preprints of the 11th IFAC Symposium on Robot Control (SYROCO). Salvador, BA, Brazil: IFAC, 2015.
- 57 Ma J X, Zhang Y, Cichocki A, Matsuno F. A novel EOG/EEG hybrid human-machine interface adopting eye movements and ERPs: application to robot control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, **62**(3): 876–889
- 58 Hu Jin, Hou Zeng-Guang, Chen Yi-Xiong, Zhang Feng, Wang Wei-Qun. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(11): 2377–2390
(胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法. *自动化学报*, 2014, **40**(11): 2377–2390)
- 59 Jones C L, Wang F R, Morrison R, Sarkar N, Kamper D G. Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014, **19**(1): 131–140
- 60 Chiri A, Vitiello N, Giovacchini F, Roccella S, Vecchi F, Carrozza M C. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2012, **17**(5): 884–893
- 61 Ali A M M, Yusof Z M, Kushairy A K, Zaharah F, Ismail A. Development of smart glove system for therapy treatment. In: Proceedings of the 2015 International Conference on BioSignal Analysis, Processing and Systems. Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE, 2015. 67–71
- 62 Jeong S K, Kim K S, Kim S. Development of a robotic finger with an active dual-mode twisting actuation and a miniature tendon tension sensor. In: Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Banff, AB, Canada: IEEE, 2016. 1–6
- 63 Cempini M, Cortese M, Vitiello N. A powered finger-thumb wearable hand exoskeleton with self-aligning joint axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2015, **20**(2): 705–716
- 64 Iqbal J, Tsagarakis N G, Caldwell D G. Human hand compatible underactuated exoskeleton robotic system. *Electronics Letters*, 2014, **50**(7): 494–496
- 65 Iqbal J, Tsagarakis N G, Caldwell D G. Four-fingered lightweight exoskeleton robotic device accommodating different hand sizes. *Electronics Letters*, 2015, **51**(12): 888–890
- 66 Zanotto D, Stegall P, Agrawal S K. Adaptive assist-as-needed controller to improve gait symmetry in robot-assisted gait training. In: Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Hong Kong, China: IEEE, 2014. 724–729
- 67 Agarwal P, Deshpande A D. Impedance and force-field control of the index finger module of a hand exoskeleton for rehabilitation. In: Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore: IEEE, 2015. 85–90
- 68 Tang Z J, Sugano S, Iwata H. A finger exoskeleton for rehabilitation and brain image study. In: Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Seattle, USA: IEEE, 2013. 1–6
- 69 Dalli D, Saliba M A. The university of malta minimal anthropomorphic robot (UM-MAR) hand II. In: Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Banff, Canada: IEEE, 2016. 371–276
- 70 Li Q L, Song Y, Hou Z G. Estimation of lower limb periodic motions from sEMG using least squares support vector regression. *Neural Processing Letters*, 2015, **41**(3): 371–388
- 71 Bao G J, Li K, Xu S, Huang P X, Wu L, Yang Q H. Motion identification based on sEMG for flexible pneumatic hand rehabilitator. *Industrial Robot: An international Journal*, 2015, **42**(1): 25–35
- 72 Ding Q C, Han J D, Zhao X G, Chen Y. Missing-data classification with the extended full-dimensional Gaussian mixture model: applications to EMG-based motion recognition. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2015, **62**(8): 4994–5005
- 73 Adewuyi A A, Hargrove L J, Kuiken T A. An analysis of intrinsic and extrinsic hand muscle EMG for improved pattern recognition control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, **24**(4): 485–494
- 74 Lee J, Kim M, Kim K. A robust control method of multi-DOF power-assistant robots for unknown external perturbation using sEMG signals. In: Proceedings of the 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Hamburg, Germany: IEEE, 2015. 1045–1051
- 75 Guo S X, Zhang F, Wei W, Zhao F, Wang Y L. Kinematic analysis of a novel exoskeleton finger rehabilitation robot for stroke patients. In: Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Tianjin, China: IEEE, 2014. 924–929
- 76 Goldfarb M, Lawson B E, Shultz A H. Realizing the promise of robotic leg prostheses. *Science Translational Medicine*, 2013, **5**(210): 5302–5314
- 77 Kazerooni H, Racine J L, Huang L H, Steger R. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). In: Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Seattle, WA, USA: IEEE, 2005. 4353–4360
- 78 Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2006, **11**(2): 128–138
- 79 Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 2006, **128**(1): 14–25
- 80 Sankai Y. HAL: hybrid assistive limb based on cybernetics. *Robotics Research*. Berlin Heidelberg: Springer, 2011. 25–34
- 81 Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, Sankai Y. Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL. *Advanced Robotics*, 2007, **21**(12): 1441–1469
- 82 Tsukahara A, Kawanishi R, Hasegawa Y, Sankai Y. Sit-to-stand and stand-to-sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL. *Advanced Robotics*, 2010, **24**(11): 1615–1638

- 83 <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html>
- 84 Yamamoto K, Hyodo K, Ishii M, Matsuo T. Development of power assisting suit for assisting nurse labor. *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 2002, **45**(3): 703–711
- 85 Yamamoto K, Ishii M, Hyodo K, Yoshimitsu T, Matsuo T. Development of power assisting suit (miniaturization of supply system to realize wearable suit). *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 2003, **46**(3): 923–930
- 86 Wehner M, Quinlivan B, Aubin P M, Martinez-Villalpando E, Baumann M, Stirling L, Holt K, Wood R, Walsh C. A lightweight soft exosuit for gait assistance. In: Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013. 3362–3369
- 87 Asbeck A T, Dyer R J, Larusson A F, Walsh C J. Biologically-inspired soft exosuit. In: Proceedings of the 2013 IEEE international conference on Rehabilitation robotics (ICORR). Seattle, WA: IEEE, 2013. 1–8
- 88 Asbeck A T, De Rossi S M M, Galiana I, Ding Y, Walsh C J. Stronger, smarter, softer: next-generation wearable robots. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2014, **21**(4): 22–33
- 89 Asbeck A T, De Rossi S M M, Holt K G, Walsh C J. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research*, 2015, **34**(6): 744–762
- 90 <http://rewalk.com/about-products-2/>
- 91 <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/bleex/>
- 92 <https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/>
- 93 Jezernik S, Colombo G, Keller T, Frueh H, Morari M. Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 2003, **6**(2): 108–115
- 94 Banala S K, Agrawal S K, Kim S H, Scholz J P. Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, **15**(2): 216–225
- 95 Giovacchini F, Vannetti F, Fantozzi M, Cempini M, Cortese M, Parri A, Yan T F, Lefeber D, Vitiello N. A light-weight active orthosis for hip movement assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 2014, **73**: 123–134
- 96 Zajac F E, Neptune R R, Kautz S A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture*, 2003, **17**(1): 1–17
- 97 Blaya J A, Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004, **12**(1): 24–31
- 98 Park Y L, Chen B R, Young D, Stirling L, Wood R J, Goldeld E, Nagpal R. Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies. In: Proceedings of the 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). San Francisco, CA: IEEE, 2011. 4488–4495
- 99 Collins S H, Wiggin M B, Sawicki G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature*, 2015, **522**(7555): 212–215
- 100 Au S K, Weber J, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, **25**(1): 51–66
- 101 Sup F, Varol H, Mitchell J, Withrow T J, Goldfarb M. Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2009, **14**(6): 667–676
- 102 Hitt J, Sugar T, Holgate M, Bellmann R, Hollander K. Robotic transtibial prosthesis with biomechanical energy regeneration. *Industrial Robot: An International Journal*, 2009, **36**(5): 441–447
- 103 Cherelle P, Grosu V, Matthys A, Vanderborcht B, Lefeber D. Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP-) foot 2.0. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, **22**(1): 138–148
- 104 Wang Q N, Yuan K B, Zhu J Y, Wang L. Walk the walk: a lightweight active transtibial prosthesis. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2015, **22**(4): 80–89
- 105 Varol H A, Sup F, Goldfarb M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010, **57**(3): 542–551
- 106 Huang H, Zhang F, Hargrove L J, Dou Z, Rogers D R, Englehart K B. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, **58**(10): 2867–2875
- 107 Hargrove L J, Simon A M, Young A J, Lipschutz R D, Finucane S B, Smith D G, Kuiken T A. Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers. *New England Journal of Medicine*, 2013, **369**(13): 1237–1242
- 108 Zheng E H, Wang L, Wei K L, Wang Q N. A noncontact capacitive sensing system for recognizing locomotion modes of transtibial amputees. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, **61**(12): 2911–2920
- 109 Chapin J K, Moxon K A, Markowitz R S, Nicolelis M A. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nature Neuroscience*, 1999, **2**(7): 664–670
- 110 Cavanagh P R, Komi P V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1979, **42**(3): 159–163
- 111 Li L, Baum B S. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, **14**(6): 647–652
- 112 Norman R W, Komi P V. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1979, **106**(3): 241–248
- 113 Englehart K, Hudgin B, Parker P. A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2001, **48**(3): 302–311
- 114 Englehart K, Hudgins B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, **50**(7): 848–854
- 115 Kuiken T A, Dumanian G A, Lipschutz R D, Miller L A, Stubblefield K A. The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, 2004, **28**(3): 245–253
- 116 Kuiken T A, Miller L A, Lipschutz R D, Lock B A, Stubblefield K, Marasco P D, Zhou P, Dumanian G A. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *The Lancet*, 2007, **369**(9559): 371–380
- 117 Huang H, Kuiken T A, Lipschutz R D. A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, **56**(1): 65–72

- 118 Sensinger J W, Lock B A, Kuiken T A. Adaptive pattern recognition of myoelectric signals: Exploration of conceptual framework and practical algorithms. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, **17**(3): 270–278
- 119 Young A J, Simon A M, Hargrove L J. A training method for locomotion mode prediction using powered lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, **22**(3): 671–677
- 120 Chen B J, Zheng E H, Fan X D, Liang T, Wang Q N, Wei K L, Wang L. Locomotion mode classification using a wearable capacitive sensing system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, **21**(5): 744–755
- 121 Yan T F, Cempini M, Oddo C M, Vitiello N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, **64**: 120–136
- 122 Van Damme M, Beyl P, Vanderborcht B, Versluys R, Van Ham R, Vanderniepen I, Daerden F, Lefeber D. The safety of a robot actuated by pneumatic muscles — a case study. *International Journal of Social Robotics*, 2010, **2**(3): 289–303
- 123 De Santis A, Siciliano B, De Luca A, Bicchi A. An atlas of physical human-robot interaction. *Mechanism and Machine Theory*, 2008, **43**(3): 253–270
- 124 Kikuuwe R, Yasukouchi S, Fujimoto H, Yamamoto M. Proxy-based sliding mode control: a safer extension of PID position control. *IEEE Transactions on Robotics*, 2010, **26**(4): 670–683
- 125 Van Damme M, Vanderborcht B, Verrelst B, Van Ham R, Daerden F, Lefeber D. Proxy-based sliding mode control of a planar pneumatic manipulator. *The International Journal of Robotics Research*, 2009, **28**(2): 266–284
- 126 Beyl P, Van Damme M, Van Ham R, Vanderborcht B, Lefeber D. Pleated pneumatic artificial muscle-based actuator system as a torque source for compliant lower limb exoskeletons. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014, **19**(3): 1046–1056
- 127 Chen G, Zhou Z H, Vanderborcht B, Wang N H, Wang Q N. Proxy-based sliding mode control of a robotic ankle-foot system for post-stroke rehabilitation. *Advanced Robotics*, 2016, **30**(15): 992–1003

客座编委



侯增广 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室研究员。主要研究方向为机器人与智能系统, 康复机器人与微创介入手术机器人。本文通信作者。

E-mail: zengguang.hou@ia.ac.cn

(**HOU Zeng-Guang** Professor at the State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers intelligent robotic systems, rehabilitation and surgery robots. Corresponding author of this paper.)

ment and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers intelligent robotic systems, rehabilitation and surgery robots. Corresponding author of this paper.)



赵新刚 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室研究员。主要研究方向为机器人控制, 智能系统与康复机器人。

E-mail: zhaoxingang@sia.cn

(**ZHAO Xin-Gang** Professor at State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers robot control, intelligent systems and rehabilitation robots.)

Chinese Academy of Sciences. His research interest covers robot control, intelligent systems and rehabilitation robots.)



程龙 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室研究员。主要研究方向为机器人系统的智能控制。

E-mail: long.cheng@ia.ac.cn

(**CHENG Long** Professor at the State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His main research interest is intelligent robotic control.)

Academy of Sciences. His main research interest is intelligent robotic control.)



王启宁 北京大学工学院研究员。2009年获得北京大学力学系博士学位。主要研究方向为智能机器人, 康复工程。

E-mail: qiningwang@pku.edu.cn

(**WANG Qi-Ning** Professor at the College of Engineering, Peking University. He received his Ph. D. degree from Peking University in 2009. His research interest covers robotics and rehabilitation engineering.)

interest covers robotics and rehabilitation engineering.)



王卫群 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室副研究员。主要研究方向为康复机器人, 人机动力学, 人机交互控制, 生理电信号处理。

E-mail: weiqun.wang@ia.ac.cn

(**WANG Wei-Qun** Associate professor at the State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers rehabilitation robot, dynamics of human-robot system, human-robot interaction control, and biomedical signal processing.)

Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers rehabilitation robot, dynamics of human-robot system, human-robot interaction control, and biomedical signal processing.)