

主动康复训练机器人的感知交互与控制策略

梁文渊¹, 毕胜^{2*}

1. 国家康复辅具研究中心, 北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室, 北京 100176

2. 国家康复辅具研究中心附属康复医院, 北京 100176

摘要 目前中国面临巨大的康复压力和需求, 康复训练是目前实现患者功能恢复的主要方式。主动型康复机器人能够引导和鼓励患者积极参与到康复训练过程中, 达到更优的长期训练效果。从主动康复训练辅助技术、主动康复训练感知与神经交互技术、主动康复训练交互控制策略、主动康复训练技术发展等方面分析了主动型康复训练的问题, 表明以人为核心的结构设计可以促进系统的舒适性、个性化建模和运动意图获取, 可以提高人机交互准确性、诱发患者主动参与提高训练过程中神经交互的有效性。

关键词 康复机器人; 主动康复; 运动意图; 人机交互; 神经反馈刺激

《“健康中国 2030”规划纲要》^[1]指出, 健康是促进人的全面发展的必然要求, 是经济社会发展的基础条件, 同时根据人群及生命周期的特点, 要求突出解决好老年人、残疾人、儿童等重点人群的健康问题。

截至 2017 年底, 中国 60 岁以上老年人达到 2.409 亿(占人口总数的 17.3%), 65 岁以上老年人达 1.58 亿(占人口总数的 11.4%), 预计 2030 年中国老年人口达到 3.7 亿^[2]。随着社会老龄化的提高, 相

关疾病如脑卒中、脊髓损伤等原因造成的残障人口迅速增长, 据统计, 全球每年脑卒中新发病人有 1500 万^[3], 中国每年发病人数达 200 万^[4]。脑瘫是儿童时期常见的一种神经系统伤残综合征, 目前中国的脑瘫的发病率为 2.48‰, 患病率为 2.45‰, 据此估算中国 14 岁以下儿童中, 脑瘫患儿约有 500 万, 并且每年新增脑瘫患儿 4 万~5 万名^[5]。此外, 据第二次全国残疾人抽样调查统计, 中国各类残疾人群数目超过 8200 万, 目前持有残疾证的人数达 3404

收稿日期: 2019-07-02; 修回日期: 2019-09-27

基金项目: 国家重点研发计划项目(2017YFA0701105)

作者简介: 梁文渊, 助理研究员, 研究方向为康复医疗机器人, 电子信箱: liangwy@nrcrta.cn; 毕胜(通信作者), 主任医师, 研究方向为康复医学, 电子信箱: 13661102947@163.com

引用格式: 梁文渊, 毕胜. 主动康复训练机器人的感知交互与控制策略[J]. 科技导报, 2019, 37(22): 26-36; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2019.22.004

万^[6]。上述人群为中国的康复医疗提出了巨大的康复需求和压力,例如人口老龄化就对医疗费用开支带来了巨大的影响^[7],此外中国现有的医疗资源紧缺,如专业医疗护理人员缺口就达到数百万^[8],同时目前采用的康复治疗方法存在训练不足、康复效果有限等问题^[9]。

康复机器人是缓解目前医疗困境、提高训练水平的一个重要技术路径,具有重要的社会应用价值。康复机器人主要有两种训练模式:被动训练和主动训练^[10]。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^[11-12]。同时,为实现有效的康复训练效果,康复机器人的设计要依据神经康复原则^[13],即通过康复基础理论和原则对康复机器人的设计实践进行指导。

针对具有主动训练模式的康复机器人(亦称为主动康复机器人),本文从“主动康复训练辅助技术”“主动康复训练感知及神经交互技术”“主动康复训练交互控制策略”“主动康复训练技术发展展望”4个方面作一讨论。

1 主动康复训练辅助技术

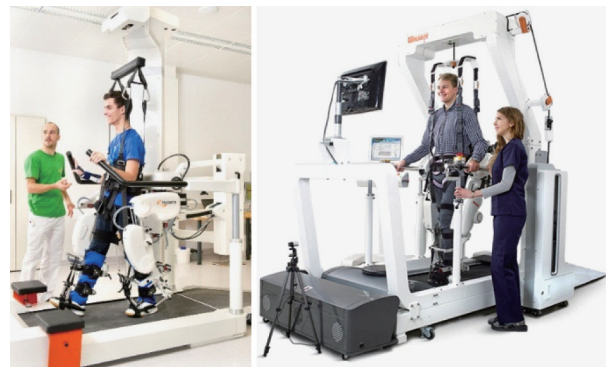
在主动康复训练系统中,除了感知交互技术、训练控制策略等普遍要素外,其他相关的如系统机械设计、患者个性化惯性参数建模也具有重要的技术地位。由于康复训练针对的肢体部位、患者特征等存在不同,康复训练机器人的机械设计在结构上也往往不同,但其核心仍需围绕患者的功能训练进行有效的设计;此外,患者作为康复机器人直接交互的对象,“患者在环”(patient-in-loop)是控制系统设计应该考虑的要素,因此构建个性化的人体惯性参数建模也具有重要的实用价值。

1.1 以人为核心的机械设计

机械系统作为康复训练机器人的执行载体,承担了与患者直接交互并执行康复物理刺激的功能,因此其机械设计需要以患者为中心,通过仿生结构及人体工效学设计实现康复训练的功能。

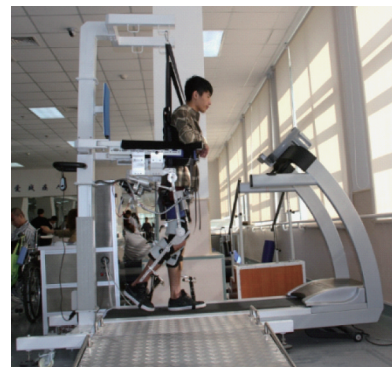
针对患者无法自主站立训练的问题,诸多科研

机构及相关商业机构研制了各种类型的悬吊系统,以辅助患者进行站立步行主动训练。目前最著名的悬吊训练系统是 Lokomat 系统(图 1(a)),该系统具有一套动态免重机械装置,确保患者完成站立动作,同时该系统可以根据患者的解剖学结构,自动调节系统与患者的连接位置,以确保训练患者的关节能够达到正确的对位及舒适度,此外通过结构设计可以实现患者骨盆侧向活动和横向旋转,最终达到一个自然行走辅助的目的^[14]。韩国的研究团队研制的悬吊系统 Walkbot^[15](图 1(b))优化了步态规划,实现更加自然和高效节能的行走步态模式;另外,系统可以根据患者的持续运动表现提供智能互动训练,例如可自动调整适应痉挛或僵硬、辅助力和阻力、步速、髋/膝/踝关节的动力学和运动学,实现自主学习的功能。中国也开发了功能类似的悬吊训练系统^[16-18],其中由国家康复辅具研究中心研制的减重悬吊系统(图 1(c))包含了减重支撑



(a) Hocoma 研制

(b) P&S Mechanics 研制



(c) 国家康复辅具研究中心研制的减重悬吊系统

图 1 减重悬吊训练系统

Fig. 1 Body weight support training system

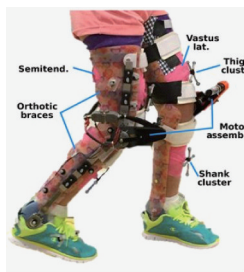
架、悬吊系统以及下肢外骨骼辅助支持系统3部分,可以适应偏瘫等运动障碍患者进行康复训练。

针对患者肢体功能减弱的问题,外骨骼机械系统可以增强和引导患者进行肢体主动训练。外骨骼机器人已经从实验研究走向了临床应用,其中较著名的品牌有 ReWalk^[19](图2(a))和 HAL^[20](图2(b)),均采用了电机驱动的方式,同时在机械结构上可以较好的拟合关节的实际运动曲线。在康复机械结构上,为了进一步适应多自由度人体关节的解剖特征,采用并联机器人可以保证机械系统的运动中心与人体运动中心时刻重合^[21];在患者特征上,针对小儿人群,美国国立卫生研究院(NIH)研究人员设计了一种膝关节外骨骼康复机器人(图2(c))可以适应偏瘫蹲伏步态患者儿童膝关节的生理变化^[22]。



(a) ReWalk

(b) HAL



(c) Exoskeleton for Crouch Gait

图2 外骨骼康复机器人

Fig. 2 Exoskeleton robot in rehabilitation

1.2 个性化人体建模技术

在康复训练过程中,康复机器人与患者之间发生人机交互。由于患者个体差异,该人机交互过程是一个个性化的交互过程,每个个体的康复训练也

是一个个性化的康复训练。因此,采用统一的患者人体交互模型并不能达到最优的训练效果。目前的康复训练机器人主要是通过改变控制系统相关参数、采取自适应的控制策略来适应个体差异的变化。尽管如此,个性化人体建模仍被认为是适应个性化康复训练的主要技术路径,其主要是建立患者的惯性模型,包括了各肢体躯段的质量、质心和惯性张量等参数,以提供给康复训练机器人建立优化的个性化训练方案。

通过结合机器人技术及运动信息捕捉技术(包括了三维运动捕捉及地面反力检测),目前的个性化人体惯性参数建模技术有了明显的发展。日本研究人员基于多刚体动力学方程,构建了类似于传统机器人理论的线性回归方程,然而受制于人体关节力矩的不易测量性,研究人员通过简化动力学方程、多层次优化策略,构建了人体惯性参数辨识方法^[23]。中国研究人员则在此基础上,提出了增强物理约束和动力学约束的策略,进一步发展了基于动力学方程的惯性参数辨识方法^[24]。美国研究人员通过优化惯性参数组合,构建了基于冲量原理的回归辨识方程,结合采样数据并通过最小二乘法得到了人体惯性参数求解的新方法^[25]。

2 主动康复训练感知与神经交互技术

2.1 感知技术

良好的感知技术是建立康复训练机器人与患者有效交互通道的重要技术保障。基于感知系统,康复机器人可以获取患者的主动运动意图;同时,也可以结合机器人自身的状态及控制策略,基于感知信息自适应地与患者进行有效交互训练。目前比较成熟的感知技术包含了运动学信息感知、动力学信息感知及生理电信息感知等。

2.1.1 运动学信息感知

在主动康复训练过程中,人机交互所感知的运动信息主要是位置/速度/加速度信息及交互力信息。

目前,测量位置/速度/加速度信息的传感器设备种类较多,例如光电编码器、磁编码器、霍尔传感

器、电位计、磁式位置检测、加速度计、陀螺仪、数据手套、弯曲度检测光纤传感器等。其中,光电编码器、磁编码器在康复机器人及人体肢体的关节处安装用于检测关节运动情况,在外骨骼机器人上有广泛的应用,例如康复训练机器人 Lokomat 的下肢外骨骼系统在髋关节和膝关节处就采用了位置编码器^[26];加速度计、陀螺仪、数据手套等则是检测患者躯干肢体姿态的重要检测手段,例如在辅助行走机器人 ReWalk 中,技术人员采用了陀螺仪检测患者的姿态,并以此计算患者的质心变化及步态特征,从而辅助患者进行行走^[27]。

交互力信息也被认为是重要的人机交互特征信息,而且相比交互过程中的生理电信息,其鲁棒性更好。常用的交互力信息检测传感器有应变式力传感器、压阻式力传感器、电容式力传感器、六维力传感器、触觉传感器、电子皮肤等。由于康复机器人为达到康复训练的目的,与患者必然发生物理接触,而物理接触所产生的交互力信息包含了患者的主动运动意图。例如,由华中科技大学与国家康复辅具研究中心共同研制的助行机器人(图3),在患者紧握的把手处,通过将把手底部设计成具有微小变形的弹性体、并辅以薄膜压力传感器(FSR)触觉传感器,得到了患者的主动移动运动意图^[28]。



图3 助行机器人

Fig. 3 Intelligent walking-aid robot

2.1.2 动力学信息感知

动力学信息反映了人体整体的力学特征,其中最受人关注的是人体步态信息。步态是指人体行走过程中的姿态及动作,步态信息不仅能反映人体患病所导致的外显步态特征,同时也包含了患者的主动运动意图、病理发展、训练效果等。基于人体步态信息的动力学信息感知,可以作为患者康复训练的重要参考依据。步态信息的感知包含了如下两个方面,一方面是通过三维动作捕捉系统和地面反力检测系统直接获取患者的肢体运动信息;另一方面是通过肌电、脑电、呼吸等感知信息,建立患者的生理特征信息,例如通过肌电可以分析相应肢体肌肉的肌肉协同^[29]、通过近红外分析患者行走过程中脑部活动变化^[30]、通过呼吸分析仪分析行走过程中能量消耗变化等。

在近期的研究中,日本外骨骼机器人 HAL 结合患者步态信息,为患者提供行走运动辅助支持,该应用策略已经在临床进行了应用,并于2018年拿到了美国食品药品监督管理局(FDA)的临床治疗授权^[31]。步态信息对患者下肢的康复训练及矫正有着更直接和重要的联系,例如NIH研究人员结合下肢外骨骼机器人,通过对脑瘫儿童步态的检测及干预,实现了更优的下肢肌肉协同干预治疗的目的^[22];此外,哈佛大学研究人员通过陀螺仪获取人体步态信息作为主动运动意图,并通过可穿戴柔性外骨骼机器人为患者提供运动辅助^[32]。

2.1.3 生理电信息感知

生理电信息感知也称为神经信息感知,其感知对象包括了肌电信息、脑电信息、脑氧信息、眼电、舌电等信息。由于生理电信息是人体运动行为的神经脉冲和电位信息的人体生理电信号,直接反映人的运动意图,通过解码人体生理电信号,进而赋予康复训练系统能够智能地理解人的运动意图^[33]。生理电信号具有响应时间快、精度高等特征,但同时也由于这些信号较微弱,在检测过程中容易受到噪声等因素的干扰^[34]。

针对肢体还具有或残留部分运动能力的患者,肌电能够反映肢体肌肉的活动情况^[35],同时其信息采集方式简便,因此肌电信号作为肢体运动意图信

号是目前康复机器人应用最为广泛的策略。例如前所述的 HAL 康复训练机器人,其针对脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)患者,通过在患者的左右腿各安装 9 路电极采集患者运动信号,该肌电信号经过分析后控制外骨骼机器人辅助患者进行主动康复训练^[31]。

针对截瘫患者或肢体不能主动产生肌电信号的患者,脑电等信号是一种有效的反映患者主动运动意图的生理电信号^[36-37]。利用脑电信号进行康复运动主要依赖于运动想象,通过外部刺激诱导患者大脑产生“主动”意识。例如,布朗大学研究者在一位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^[38];巴西研究人员通过采集脑电信号,控制软体机器人辅助中风病人手指活动的康复^[39];德国研究人员通过脑电控制一个 7 自由度上肢外骨骼机器人,辅助中风病人完成上肢任务操作^[40]。

2.2 神经交互技术

感知技术主要目的是通过技术手段从患者得到其运动意图,而为了实现有效的康复训练,必须针对患者进行有效的神经刺激或神经交互。神经刺激的基础是神经可塑性,神经可塑性诱导对康复具有明显的促进效果^[41-42]。神经刺激也称为神经交互技术,是指在康复训练过程中对患者的主动运动意图及主动训练进行反馈神经输入,从而构成“主动运动意图输出-主动康复训练-反馈神经输入”闭环训练模式,以求实现对神经系统的最大化有效刺激^[43]。目前常用的神经交互技术包括了生物反馈刺激、电刺激等。

生物反馈刺激是指采用仪器将人体内部无法感知的生理过程转化为可以感知的信号,如视觉、听觉、触觉等信号,并诱发患者出现对应的康复训练效果。生物反馈刺激方法主要包含了肌电生物反馈、关节角度生物反馈、压力生物反馈及其他生物反馈方法等^[44]。针对肌力的调节,例如抑制过度活跃的肌肉或增强肌力较弱的肌肉,基于肌电图的肌电生物反馈是最常用的训练方式^[45]。针对关节调节,例如矫正关节过伸,通过关节角度生物反馈

可以促进患者对运动时间及协调性的控制^[46]。基于压力生物反馈则常用于脑卒中等患者的平衡训练^[47]。

电刺激作为一种神经假体技术,可以把主动运动意图直接转化为对应肢体或肌肉的神经输入信号,促进期望运动反馈信号上传到脑功能区,并通过反复的循环刺激,达到相应脑功能区域可塑性强化的目的^[47]。中国人民解放军总医院、清华大学等单位共同开展了脑机接口结合功能性电刺激(BCI-FES)在中枢神经康复的研究,验证了脑机交互技术可以促进脑卒中患者的中枢神经重塑^[48]。天津大学研究人员把脑电和电刺激结合在一起,通过大脑形成运动意图,并驱动电刺激设备从而刺激目标肌肉收缩运动,驱动肢体进行主动康复训练^[49]。日本鹿儿岛大学研究人员针对脑卒中患者,在康复训练过程中鼓励患者进行主动肢体运动,并同时根据患者运动肢体运动辅电刺激促进肢体关节运动,最终达到了促进患者肩关节、肘关节、腕关节的伸展及屈曲动作的目的^[50]。

3 主动康复训练交互控制策略

在具备良好的康复训练机械系统及感知系统的基础上,控制策略在一定程度上决定了交互训练的效果。主动康复训练控制策略的目的是促使机器人实现拟人效果的康复治疗手段,在交互过程中鼓励患者积极参与到康复训练过程中,促进并提高康复训练效果。根据康复训练对象的不同,控制策略也存在一定的差异。例如,针对具有或部分具有自主运动能力的患者,可以采取自主控制康复训练策略,反之则需要通过技术手段诱发患者“主动意识”积极参与到康复训练过程中。

3.1 自主控制康复训练

根据患者的康复阶段的不同,其主动控制策略也存在一定的差异。例如在康复的早期,由于患者肌力较弱、肢体控制能力较弱等原因,可以采用助力型的主动康复训练策略;而到了康复后期,患者的自主能力得到了一定的恢复,此时通过阻抗型康复策略,可以进一步增强患者的肌力训练和协调性

训练^[51]。

3.1.1 助力型主动康复训练

基于康复训练机器人,助力型主动康复训练具有如下特点:能够辅助患者进行安全地训练并完成任务、能够提高康复训练的成功率并激励患者、能够通过康复训练运动增强与之对应的身体感觉(或神经刺激)输入等。常用的助力型主动康复训练控制策略主要有模型主动补偿策略、柔顺控制补偿策略等。

在实际康复训练过程中,一部分的患者肢体具有一定的肌力,然而这部分肌力不足以克服自身肢体重力效应完成训练动作。此时,康复机器人可以采用模型主动补偿控制策略,即通过估计或辨识人体肢体的惯性质量、并通过康复机器人施加辅助力以克服患者自身肢体的重力影响,从而患者可以用自身残留的肌力完成康复任务。实际上,采用设备来部分平衡患者肢体的应用有着悠久的历史,目前可以在康复训练大厅看到外骨骼机械臂、悬吊系统等相关设备。美国加利福尼亚大学研究人员设计了一套上肢外骨骼系统,该系统使用了两个四连杆机构和弹性元件,可以平衡上肢手臂的重量,从而辅助患者完成上臂的伸展、拉伸等训练动作^[52]。日本的研究人员研制了一套绳索悬吊系统以辅助脑卒中患者进行上肢训练,受试患者的特征是因运动功能受损不能自身完成自由空间的抬臂运动,该系统可以通过绳索末端的力传感器自适应地感知患者上肢重量的变化,并相应地驱动绳索系统抵消掉肢体承担的这一部分重力,进而指导患者依靠该系统进行上肢反复移动训练,最终患者的上肢运动能力(关节运动范围和肌力)得到了提升^[53]。

若患者在主动补偿肢体惯性重量的情况下仍无法完成康复训练任务,则需要进一步通过机器人主动为患者提供额外的运动助力支持,该助力支持需要满足人机交互过程中的柔顺特性要求,此时康复机器人需要采用柔顺控制补偿策略。柔顺控制需要以患者的主动运动意图为输入,该主动运动意图可以通过力传感器、肌电传感器等方式获得。MIT-MANUS是麻省理工学院研制的国际上第一款康复机器人,在康复训练过程中,肌电信号从患

者的肩部和肘部等运动肌群采集并经过信号处理,当肌电信号达到一定的阈值后会触发该康复训练机器人对患者的上肢运动进行助力支持^[54]。在外骨骼系统中,柔顺控制是最主要的人机交互控制策略。研究人员采用力传感器检测使用者与外骨骼机器人之间的交互力,并对导纳控制中相关的动力学参数进行实验估计,使得外骨骼机器人能够快速响应使用者的运动意图,并提供合适的助力支持^[55-57]。

3.1.2 阻抗型主动康复训练

阻抗型主动康复训练策略是针对运动能力较强或者恢复较好的患者,此时上述的模型补偿控制策略、柔顺控制补偿策略等已经不能对患者的康复训练具有明显的促进的作用。阻抗型主动康复训练能够达到:通过增加激活及训练强度提高神经和肌肉的可塑性;抑制和矫正肢体的异常运动;促进肢体运动学习等。

阻抗康复训练在物理治疗中是一种常用的训练策略,它是指对患者施加外力、促使患者抵抗外力完成训练任务,例如在本体感觉神经肌肉促进疗法(PNF)^[58]就强调对患者的外力阻抗的施加,该阻力型康复训练手法可以帮助脑中风后的患者改善运动功能^[59-60]。基于临床结果及经验,阻抗型主动康复训练主要以阻抗控制为主。针对脑卒中患者,研究人员设计了一套踝关节训练机器人,并通过自适应阻抗训练,促进了患者踝关节运动控制能力及神经可塑性的发展^[61-63]。针对脑瘫患儿,研究人员通过绳索系统在其骨盆处施加下拉力,加强膝关节伸肌对抗下拉力的行为,改善了行走过程中的肌肉协同、促进了患儿下肢步态的矫正^[64]。在阻抗控制训练过程中,可以以位置、速度或加速度的误差进行反馈。研究人员开发了一套震颤抑制训练系统,以预定轨迹和实际轨迹的误差为反馈,通过阻抗控制实现了病理性震颤能量的降低和震颤的抑制,患者通过该康复机器人训练后对手臂的运动控制得到了改善^[65]。

3.2 诱发主动康复训练

诱发主动康复训练策略适用于难于或者无法通过自我主动意识驱动肢体进行康复训练的患者,

这部分患者包括了肌无力、脊髓损伤或者完全无法运动等症状的患者。目前的研究中,这一类型的康复训练的患者的主动运动意图的诱发主要是通过外部刺激诱发,外部刺激的类型包括了运动想象、物理刺激等。

脑电信号可以通过运动想象、虚拟环境、事件刺激等方式诱发,进而以脑电信号驱动康复机器人进行康复训练。例如,研究人员采用虚拟肢体和功能性电刺激(FES)作为反馈,为患者提供一种用于运动康复的闭环感觉运动整合,如果用户想象被指示侧的手的移动,FES系统就会激活;通过研究10例脑中风患者,患者在经过训练后,Fugl-Meyer评分得到了提高,上肢运动功能得到了恢复,而且实验结果表明部分患者的运动模式在大脑感觉运动区和运动前区得到了重塑,这表明该诱发主动的训练模式可以为患者提供闭环感觉运动整合和刺激^[66]。此外,利用康复手法等物理刺激方式也可以诱发患者主动参与到康复训练过程中。例如,研究人员结合临床反复促通康复训练手法,诱发患者肢体发生运动,然后通过声、光、电等反馈形式引导患者对诱发运动进行主动控制训练,并相继开发了手指、前臂等主动康复训练机器人,对患者运动功能促进有明显的效果^[67-68]。

在上述诱发主动康复训练过程中,虽然患者的主动运动意图不能直接通过自身自然神经通路驱动患侧肢体,然而通过患者的主动参与,在交互康复训练过程中由肢体运动所形成的有效自然神经刺激可以上传到脑功能区,进而促进神经可塑性的发展,有利于患者的康复^[69]。

4 主动康复训练技术发展展望

4.1 更加舒适的康复机器人系统

康复机器人的机械系统是康复训练的硬件基础,与患者的身体直接发生物理接触,其带给患者的舒适性和功能性也对康复训练结果有显著影响。目前的康复机器人在功能上能够满足患者的解剖和病理特征,实现如关节辅助运动、辅助行走等功能。然而,由于人体关节的复杂性,多数关节

不能理想的等效为单轴旋转关节或球形关节等,因此现有的康复机器人很难在运动中心保持与人体运动中心一致性的要求,而运动中心吻合的一致性直接带来的是患者使用的舒适性体验效果。因此,研制更加舒适的康复机器人机械系统,如采用柔性软体材料^[70]、多自由度系统^[71]等组成机械训练系统,是提升康复机器人舒适性性能的一个发展方向。

4.2 更加准确的运动意图检测识别

在康复训练过程中,患者的运动意图检测是人机交互首要环节之一,该检测不仅对当前的康复机器人与患者人机交互的控制效果,而且对最终的康复训练效果也会产生影响。目前相关技术都存在一定的不足,例如,脑电存在信号微弱、要求患者集中所有注意力等不足,肌电信号存在鲁棒性不足。因此,最近研究人员基于柔性可拉伸电极材料,研发高分辨率的肌电神经信号测量系统,实现人体肌电信号的实时精准获取,并有望通过动作电位提取、运动单元分解等方法实现更加准确的运动意图解码^[72]。此外,研究人员通过对灵长类动物的大脑皮层运动信号的研究,同时记录其肢体运动参数,通过人工智能算法,为将来脑电信号与运动关系的解码提供了新的技术路径^[73]。

4.3 更加有效的神经反馈刺激

通过有效的神经反馈刺激进行康复训练,包括基于传统的徒手训练,以及目前各种类型的康复训练机器人。探索更加有效的神经反馈刺激,其关键是实现反馈刺激的精准性。近年来,脑调控成为研究精准神经反馈刺激的热门方向。例如,针对脑中风患者,研究人员利用经颅磁刺激(TMS)进行脑功能康复调控,研究上肢运动皮质区在正常运动中的作用以及中风如何改变,揭示了大脑半球运动皮质控制在健康和中风后腿部运动中的作用、相反半球的神经重塑如何影响中风后的步行恢复、步行行为康复训练对双侧运动皮质区神经重构的影响^[74]。

5 结论

目前,由于人口老龄化日益严重以及残障人士的快速增加,国内外都面临着巨大的康复压力。在

其康复训练过程中,康复效果不显著是目前的主要难题。主动康复训练为解决上述难题提供了突破口。近年来,越来越多的医学证据表明主动康复训练对康复的显著促进作用。相对于被动康复训练,主动康复训练更容易促进患者学习新的运动机能,掌握新的运动模式,并且通过主动运动证明和强化某一项受损运动机能在中枢神经系统形成了回路。主动康复训练对患者改善自我生活能力、促进早日回归社会方面的意义更大。

主动康复训练机器人的出发点是以患者自主运动/意愿为主,康复机器人为辅,基于患者的运动功能和运动能力为导向,促进患者达到随意运动的目的。为进一步促进主动康复训练机器人的应用效果,可以从提高人机交互的精准性、强化患者自主运动意愿、探索反馈刺激机理等方面入手。在人机交互方面,考虑到单一传感器获取人体运动意图存在不稳定性、精确度不高、迟滞等不利因素,可以考虑采用多传感器融合的形式,并通过机器学习策略增强运动意图的辨识^[75]。在运动意愿方面,由于患者存在肢体运动功能受损/废用导致神经通路难于形成闭环,需要设计更加灵活的训练方式,例如虚拟环境、任务游戏性、物理刺激诱发鼓励患者参与等角度强化患者自主参与康复训练的意愿。在反馈刺激机理方面,由于主动康复训练的意义在于促进运动知觉,即恢复对运动形态、运动幅度、本体感觉等方面的知觉,探索通过运动协同和感觉协同进一步促进主动康复训练对患者的有效反馈刺激。

随着各方面技术的快速发展以及各国对康复领域的研发投入的加大,未来更加有效的主动康复训练机器人将能够走进医院、走进社区、走进家庭,造福更广大的患者。

参考文献(References)

- [1] 中共中央国务院印发《“健康中国2030”规划纲要》[A/OL]. (2016-10-25) [2019-03-31]. http://www.gov.cn/zhengce/2016-10/25/content_5124174.htm.
- [2] 2017年经济运行稳中向好、好于预期[EB/OL]. (2018-01-18) [2019-03-31]. http://www.stats.gov.cn/tjsj/zxfb/201801/20180118_1574917.html.
- [3] Balossier A, Etard O, Descat C, et al. Epidural cortical stimulation as a treatment for poststroke aphasia: A systematic review of the literature and underlying neurophysiological mechanisms[J]. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 2015, 30(2): 17-27.
- [4] 黄毅, 佟晓光. 中国人口老龄化现状分析[J]. *中国老年学*, 2012, 32(21): 4853-4855.
- [5] 李晓捷. 中国脑性瘫痪康复的现状、调整及发展战略[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(1): 6-8.
- [6] 2017年中国残疾人事业发展统计公报[残联发(2018)24号][EB/OL]. [2019-03-31]. http://www.cdpcf.org.cn/zcwj/zx-wj/201804/t20180426_625574.shtml.
- [7] 邱杨. 我国人口老龄化对医疗支出的影响研究[J]. *人口与社会*, 2015(2): 95-102.
- [8] 中国护士数量缺口达几百万. 薪酬低导致留不住人[N]. *人民日报*, 2016-05-20.
- [9] 侯增广, 赵新刚, 程龙, 等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. *自动化学报*, 2016, 42(12): 1765-1779.
- [10] Hu J, Hou Z, Zhang F, et al. Training strategies for a lower limb rehabilitation robot based on impedance control[C]//2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway NJ: IEEE, 2012: 6032-6035.
- [11] Wilson R D, Page S J, Delahanty M, et al. Upper-limb recovery after stroke: A randomized controlled trial comparing EMG-triggered, cyclic, and sensory electrical stimulation[J]. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 2016, 30(10): 978-987.
- [12] 明东, 蒋晟龙, 王忠鹏, 等. 基于人机信息交互的助行外骨骼机器人技术进展[J]. *自动化学报*, 2017, 43(7): 1089-1100.
- [13] 毕胜, 季林红, 纪树荣, 等. 依据神经康复原则应用机器人对脑卒中和脑外伤患者上肢运动功能障碍的康复训练[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2006, 28(8): 523-527.
- [14] Riener R, Lunenburger L, Maier I C, et al. Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: An overview of the robotic gait orthosis lokomat[J]. *Journal of Healthcare Engineering*, 2010, 1(2): 197-216.
- [15] Hwang J, Shin Y, Park J H, et al. Effects of Walkbot gait training on kinematics, kinetics, and clinical gait function in paraplegia and quadriplegia[J]. *NeuroRehabilitation*, 2018, 42(4): 481-489.
- [16] Ji J C, Guo S, Xi F F. Force analysis and evaluation of a pelvic support walking robot with joint compliance[J]. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018, doi: 10.1155/2018/9235023.
- [17] 李剑, 张秀峰, 潘国新. 减重步行康复训练机器人的设

- 计及其临床应用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 681-686.
- [18] 潘国新, 张秀峰, 李剑. 偏瘫步行康复训练机器人减重支撑系统的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2013, 28(11): 1041-1045.
- [19] ReWalk[EB/OL]. [2019-03-31]. <https://rewalk.com>.
- [20] HAL[EB/OL]. [2019-03-31]. <https://www.cyberdyne.jp>.
- [21] Yu Y, Liang W Y. Design optimization for parallel mechanism using on human hip joint power assisting based on manipulability inclusive principle[C]//2012 IEEE International Conference on Robotics & Automation. Piscataway, NJ: IEEE, 2012: 2306-2312.
- [22] Lerner Z F, Damiano D L, Bulea T C. The effects of exoskeleton assisted knee extension on lower-extremity gait kinematics, kinetics, and muscle activity in children with cerebral palsy[J]. Scientific Reports, 2017, 7(1): 13512.
- [23] Jovic J, Escande A, Ayusawa K, et al. Humanoid and human inertia parameter identification using hierarchical optimization[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2016, 32(3): 726-735.
- [24] Liang W Y. Inertia parameters of human body identification by using the inequality constraints derived from the dynamic equations[C]//2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems. Piscataway NJ: IEEE, 2018: 549-553.
- [25] Lu Q, Ma O. Identification of Human Inertia Properties Using a Momentum-Based Approach[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2012, 134(10): 101006.
- [26] Bernhardt M, Frey M, Colombo G, et al. Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot LOKOMAT[C]//2005 International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE. Piscataway, NJ: IEEE, 2005: 536-539.
- [27] 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]. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2012, 91(11): 911-921.
- [28] Han R, Tao C, Huang J, et al. Design and control of an intelligent walking-aid robot[C]//2014 International Conference on Modelling, Identification & Control. IEEE. Piscataway NJ: IEEE, 2014, doi: 10.1109/icmic.2014.7020727.
- [29] Wen T, Xu Z, Xiang C, et al. Multi-scale complexity analysis of muscle co-activation during gait in children with cerebral palsy[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2015, 9: 367.
- [30] Huo C, Zhang M, Bu L, et al. Effective connectivity in response to posture changes in elderly subjects as assessed using functional near-infrared spectroscopy[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2018, 12: 98.
- [31] HAL[EB/OL]. [2019-03-31]. <https://robots.ieee.org/robots/hal>.
- [32] Awad L N, Bae J, et al. A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke[J]. Science Translational Medicine, 2017, 9(400): eaai9084.
- [33] Li Z, Wang B, Sun F, et al. sEMG-based joint force control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. [J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2014, 18(3): 1043-1050.
- [34] 丁其川, 赵新刚, 李自由, 等. 基于自更新混合分类模型的肌电运动识别方法[J]. 自动化学报, 2018, 45(8): 1464-1474.
- [35] 赵晨钰, 毕胜, 卢茜, 等. 脑卒中恢复期患者肘关节最大等长性屈伸运动时肩肘肌群表面肌电信号特征性研究[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(9): 1036-1042.
- [36] 毕胜, 刘小变. 脑机接口在康复医学中的应用[C]//中国康复医学会第十二届全国运动疗法学术大会汇编资料. 北京: 中国康复医学会, 2014: 116-119.
- [37] 刘小变, 毕胜. 脑机接口技术的康复应用及研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(10): 982-986.
- [38] Hochberg L R, Bacher D, Jarosiewicz B, et al. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm[J]. Nature, 2012, 485(7398): 372-5.
- [39] Vargas P A, Brasil F L, McConnell A C, et al. Combining soft robotics and brain-machine interfaces for stroke rehabilitation[M]//Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. Berlin: Springer International Publishing, 2017.
- [40] Sarasola-Sanz A, López-Larraz E, Irastorza-Landa N, et al. An EEG-based brain-machine interface to control a 7-degrees of freedom exoskeleton for stroke rehabilitation[M]//Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. Berlin: Springer International Publishing, 2017.
- [41] Rossignol S. Locomotion and its recovery after spinal injury[J]. Current Opinion in Neurobiology, 2000, 10(6): 708-716.
- [42] Poon C S. Sensorimotor learning and information processing by Bayesian internal models[C]//The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway NJ: IEEE, 2005: 4481-4482.
- [43] Oblak E, Scharnowski F, Sulzer J, et al. Closed-loop

- brain training the science of neurofeedback[J]. *Nature Review Neuroscience*, 2017, 18: 86–100
- [44] 励建安, 毕胜, 黄晓林. DeLisa 物理医学与康复医学理论与实践[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2013.
- [45] Dursun E, Dursun N, Alican D. Effects of biofeedback treatment on gait in children with cerebral palsy[J]. *Disability & Rehabilitation*, 2004, 26(2): 116–120.
- [46] Morris M E, Matyas T A, Bach T M, et al. Electrogoniometric feedback: Its effect on genu recurvatum in stroke. [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992, 73(12): 1147–1154.
- [47] Walker C, Brouwer B J. Use of visual feedback in re-training balance following acute stroke[J]. *Physical Therapy*, 2000, 80(9): 886–895.
- [48] 刘小曼, 毕胜, 高小榕, 等. 基于运动想象的脑机交互康复训练新技术对脑卒中大脑可塑性影响[J]. *中国康复医学杂志*, 2013, 28(2): 97–102.
- [49] Qiu S, Yi W B, Xu J P, et al. Event-related beta EEG changes during active, passive movement and functional electrical stimulation of the lower limb[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 2016, 24(2): 283–290.
- [50] Noma T, Matsumoto S, Shimodozono M, et al. Novel neuromuscular electrical stimulation system for the upper limbs in chronic stroke patients: A feasibility study[J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2014, 93(6): 503.
- [51] Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer D J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury[J]. *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation*, 2009, 6(1): 20.
- [52] Sanchez R J, Liu J, Rao S, et al. Automating arm movement training following severe stroke: Functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment[J]. *IEEE Transactions on Neural and Rehabilitation Engineering*, 2006, 14(3): 378–389.
- [53] Yu Y, Nagai M, Iwashita H, et al. Development of an active arm weight bearing unit and its application to hemiplegic arm rehabilitation[C]//2014 Proceedings of the SICE Annual Conference. Piscataway NJ: IEEE, 2014: 2082–2087.
- [54] Krebs H I, Palazzolo J J, Dipietro L, et al. Rehabilitation robotics: Performance based progressive robot-assisted therapy[J]. *Autonomous Robots*, 2003, 15: 7–20.
- [55] Chen F, Yu Y, Ge Y, et al. A PAWL for enhancing strength and endurance during walking using interaction force and dynamical information[M]//Climbing and Walking Robots: Towards New Applications. InTech, 2007.
- [56] Aguirre-Ollinger G, Nagarajan U, Goswami A. An admittance shaping controller for exoskeleton assistance of the lower extremities[M]. Kluwer Academic Publishers, 2016.
- [57] Ahmed A I A, Cheng H, Abdalla A R, et al. Modified admittance control for maneuverable human-powered augmentation lower exoskeleton systems[C]//2018 International Conference on Advanced Robotics & Mechatronics. Piscataway NJ: IEEE, 2018: 7–12.
- [58] Adler S S, Beckers D, Buck M. PNF in Practice[M]. Berlin Heidelberg: Springer, 2014.
- [59] Morris S L, Dodd K J, Morris M E. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: A systematic review[J]. *Clinical Rehabilitation*, 2004, 18: 27–39.
- [60] Dozono J, Schmidt S, Jue M, Lum P. Combined functional task practice and dynamic high intensity resistance training promotes recovery of upper-extremity motor function in post-stroke hemiparesis: A case study[J]. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 2006, 30(3): 99–115.
- [61] Ren Y, Wu Y N, Yang C Y, et al. Developing a wearable ankle rehabilitation robotic device for in-bed acute stroke rehabilitation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(6): 589–596.
- [62] Zhou Z, Sun Y, Wang N, et al. Robot-assisted rehabilitation of ankle plantar flexors spasticity: A 3-month study with proprioceptive neuromuscular facilitation[J]. *Frontiers in Neurobotics*, 2016, 10: 16.
- [63] Jutinico A L, Jaimes J C, Escalante F M, et al. Impedance control for robotic rehabilitation: A robust markovian approach[J]. *Frontiers in Neurobotics*, 2017, 11: 43.
- [64] Kang J, Martelli D, Vashita V, et al. Robot-driven downward pelvic pull to improve crouch gait in children with cerebral palsy[J]. *Nature Science Robotics*, 2017, 2(8): ean2634.
- [65] Pledgie S, Barner K E, Agrawal S K, et al. Tremor suppression through impedance control[J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering A Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 2000, 8(1): 53–59.
- [66] Qiu Z, Chen S, Daly I, et al. BCI-based strategies on stroke rehabilitation with avatar and fcs feedback[J]. *arXiv*, 2018, 1805.04986.
- [67] Yu Y, Nakanishi Y, Kawahira K, et al. Production of effective stretch reflex by a pronation and supination func-

- tion recovery training device for hemiplegic forearms[C]// IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2015. Piscataway NJ: IEEE, 2015: 150–157.
- [68] Yu Y, Iwashita H, Kawahira K, et al. Development of rehabilitation device for hemiplegic fingers by finger-expansion facilitation exercise with stretch reflex[C]//2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway NJ: IEEE, 2014: 1317–1323.
- [69] Cheung C K, Niu C M, Li S, et al. A novel FES strategy for post-stroke rehabilitation based on the natural organization of neuromuscular control[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2018, 12: 154–167.
- [70] Kai S, Duarte J E, Martin G, et al. The Myosuit: Bi-articular anti-gravity exosuit that reduces hip extensor activity in sitting transfers[J]. Frontiers in Neurorobotics, 2017, 11: 57.
- [71] Yu Y, Liang W Y. Manipulability inclusive principle for hip joint assistive mechanism design optimization[J]. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2014, 70(5–8): 929–945.
- [72] Zhang S, Zhang X, Cao S, et al. Myoelectric pattern recognition based on muscle synergies for simultaneous control of dexterous finger movements[J]. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, 2017: 47(4): 576–582.
- [73] He C. Forward prediction in the posterior parietal cortex and dynamic brain-machine interface[J]. Frontiers in Integrative Neuroscience, 2016, 10: 35.
- [74] Charalambous C C, Bowden M G, Adkins D L. Motor cortex and motor cortical interhemispheric communication in walking after stroke: The roles of transcranial magnetic stimulation and animal models in our current and future understanding[J]. Neurorehabilitation and Neural Repair, 2016, 30(1): 94–102.
- [75] Zhuang K Z, Sommer N, Mendez V, et al. Shared human-robot proportional control of a dexterous myoelectric prosthesis[J]. Nature Machine Intelligence, 2019, 1: 400–411.

Sensory interaction and control strategy in rehabilitation robot with active training

LIANG Wenyuan¹, BI Sheng^{2*}

1. Beijing Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids for Old-Age Disability, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China
2. Rehabilitation Hospital, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China

Abstract At present, there is a great demand for the rehabilitation training in China. For the patients of disability, the rehabilitation training is the main way for the functional recovery. Compared to the passive training, the rehabilitation robot with active training can induce and encourage the patients to actively participate in the rehabilitation training process, and then achieve a better long-term training effect. In this paper, the rehabilitation robot with active training is presented in the following four parts: the assistive technology, the sensory interaction, the control strategy, and the development tendency. In order to make the training system comfortable for the user, the system should be designed based on the human-centered perspective. The personalized modeling with a movement intention, could improve the control accuracy in the human-machine interaction. Finally, the most important key is to induce the patients to participate in the training actively in order to improve the neural stimulation training effect.

Keywords rehabilitation robot; active training; movement intention; human-machine interaction; neural feedback stimulation ●



(责任编辑 刘志远)