

康复训练辅助技术研究进展

李增勇^{1,2}, 谢晖^{2,3}, 徐功铖^{2,3}, 霍聪聪^{2,3}, 马俐芳^{1,2}, 樊瑜波^{1,2,3*}

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, 民政部康复辅具技术与系统重点实验室, 北京 100176

3. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100083

摘要 康复训练是脑卒中或其他神经肌肉损伤疾病患者的必要治疗手段。基于国内外对康复训练辅具和相关辅助技术的研究, 从康复功能评定技术、可穿戴技术、脑神经科学技术、虚拟现实和多模态调控技术等方面综述了康复训练辅助技术在检测、康复训练和治疗上的研究进展。

关键词 康复训练; 康复评定; 康复训练辅助技术

2017年末, 中国60周岁及以上人口为2.4亿人, 预计2030年老年人口将达4亿, 人口老龄化已成为中国乃至全球的一大趋势。与老龄化趋势相对应的是高居不下的脑卒中发病率, 脑卒中已成中国第一位死亡原因, 带来了巨大的经济和社会负担。脑卒中不仅发病率高, 同样具有死亡率和致残率高的特点。脑卒中幸存者存在认知功能障碍, 或出现偏瘫等运动功能障碍等行为缺陷, 具有迫切的康复辅助训练需求。

康复是脑卒中致残患者通过恢复肢体功能和重新学习日常生活技能, 帮助他们恢复正常生活的过程。目前, 包含运动疗法在内的康复训练结合临

床药物是治疗脑卒中患者的主要方式, 其中特异性任务训练方法是运动康复训练的黄金标准。脑卒中早期是恢复的敏感期, 此时锻炼可促进偏瘫肢体的康复, 超出一定的时间则功能改善效果较差。患者通过尽早积极地参与运动训练, 可诱导大脑神经可塑性, 从而更好地实现康复的最终目标。因此康复训练是康复治疗中至关重要的一环, 只有把及时且长期的康复治疗和科学的康复训练方式方法相结合, 才能实现患者的有效康复。基于如此迫切的康复训练辅助需求, 研究人员一直致力于各类智能化和信息化的辅助技术在康复训练上的应用, 推动康复功能评定技术、可穿戴技术、脑神经科学技术、

收稿日期: 2019-07-02; 修回日期: 2019-10-08

基金项目: 国家自然科学基金项目(61761166007, 31771071, 11732015)

作者简介: 李增勇, 教授, 研究方向为康复工程, 电子信箱: lizengyong@nrcrta.cn; 樊瑜波(通信作者), 教授, 研究方向为生物力学与康复工程, 电子信箱: fanyubo@nrcrta.cn

引用格式: 李增勇, 谢晖, 徐功铖, 等. 康复训练辅助技术研究进展[J]. 科技导报, 2019, 37(22): 8-18; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2019.22.002

虚拟现实、多模态调控等技术研究在康复训练和治疗上的应用和发展。本文从这几方面综述了康复领域的研究进展。

1 康复功能评定技术

康复评定是脑卒中患者康复治疗的重要一环,实现对患者康复情况的准确量化评估,建立完善的定量评价体系,对患者的康复训练和治疗具有指导意义。目前,评定方法主要由主观评定和客观评定构成。以上肢和手功能评定为例,主观评定以量表的形式进行,主要包括以肌肉情况变化为主的评定(徒手肌力检查等)、以运动模式为主的评定(Brunnstrom分期量表、Fugl-Meyer量表等)、以上肢功能变化为主的评定(Wolf运动功能测试量表等)和以手功能为主的评定(DASH量表等)4大类。主观评定易于操作,其信度依赖于康复治疗师的经验,易受人为因素的影响。客观评定则利用神经脑功能成像、电生理、可穿戴技术等手段对患者进行康复评估,不受主观因素影响。将几种评价方法有效结合是目前康复评定技术的发展趋势^[1]。

功能性核磁共振技术(functional magnetic resonance imaging, fMRI)是脑卒中康复研究中常用的成像技术,它通过实时测量血氧依赖水平(BOLD)信号来动态反映脑局部血流变化,具有很高的空间分辨率,但时间分辨率较低。它可以通过脑区激活情况判断肢体运动功能相对应的皮层定位,研究脑损伤以及恢复机制,评价康复训练效果,为康复治疗提供客观有效的指导依据^[2]。

大脑皮层内的神经元持续不断的存在电活动,这些不同频率、幅值及波形的电活动称为脑电波。脑电图(electroencephalogram, EEG)记录了大脑神经活动产生的电场传导至头皮表面的电位分布,反应了大脑实时的电活动及脑功能状态^[3]。EEG是一项安全、无痛的检查方法,适用于任何年龄段的病人。其特性与fMRI相反,具有毫秒级的高时间分辨率特性但空间分辨率较低。目前该技术已经在临床诊断、检测,以及病理生理研究中获得了广泛

应用。

近红外光谱技术(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)是目前正快速发展的无损检测技术^[4]。与fMRI和EEG相比,fNIRS具有以下优势:(1)适中的时间和空间分辨率;(2)便携方便,价格较低,对被试者限制较小;(3)可进行运动状态下的实时监测等^[5-7]。fNIRS可对大脑组织微循环中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度变化进行检测。大量研究表明,人体内自发性血氧波动信号产生了不同频率的振荡,其表征了人体内不同的生理信息^[8-9]。在0.0095~2 Hz频率中,按照不同的频率段划分可对应心率活动、呼吸作用、肌源性活动、神经性活动等不同的生理来源^[10-14]。在不同频率段的基础上,分析神经血管耦合生理活动相关性的功能连接及揭示脑区之间耦合作用关系的效应连接^[15-18],可对脑卒中患者的脑功能状况及康复情况进行有效评估。

事件相关电位(event-related potential, ERP)是脑部电生理技术的代表,它反映了认知过程中大脑神经电生理的改变,主要构成分外源性和内源性两部分^[19]。外源性包括脑干听觉诱发电位,受刺激信号物理特性影响较大;内源性成分与人的记忆、注意等认知过程密切相关,它可以展现大脑神经细胞活动在时间单位为毫秒的认知过程,常被用于检测认知功能状况,因此又被称为“认知电位”^[20]。自诞生至今50多年来,ERP被广泛用于脑功能研究,在心理学、生理学、认知神经科学等专业领域取得了巨大成就,具有很高的研究和应用价值。

此外,经颅刺激中的运动诱发电位(motor evoked potentials, MEP)也是一种典型的、常用的非侵入性的检查神经传导功能的电生理技术,它可以反映正常生理功能的损害程度和肢体运动系统的功能状况。有研究表明,脑卒中后的MEP电位的响应情况对预测未来数周及数月后患者的运动恢复状况具有重要意义^[21-22]。脑卒中患者在卒中后24 h诱发出MEP,说明日后运动功能有一定的恢复;若患者在卒中后2周内不能诱发MEP,则预测运动功能恢复不理想^[23]。因此,MEP作为电生理技

术检测方法具有高灵敏性、变化与病理相平行、早于体征变化发现等特点,是检测和预测脑卒中后运动功能恢复的重要指标。

经颅刺激是临床常用的神经系统疾病治疗手段,神经可塑性被视为是经颅刺激治疗的作用机制,也是脑卒中后康复理论的基础^[24]。实现脑卒中后运动功能的恢复是基于大脑皮质的运动功能重组^[25],所以在肢体康复治疗中,越来越多的研究人员关注到康复治疗的长期过程中脑功能的变化,这也成为康复评定的一个重要研究领域。有研究人员利用脑刺激技术检测脑卒中患者康复治疗前、后大脑的可塑性变化,结合 Fugl-Meyer 运动功能量表动态观察患者肢体功能恢复情况,从主观和客观两方面对患者患侧肢体运动功能恢复程度进行评价。结果表明,脑刺激检测结果与量表评分具有一致性变化且前者更为敏感^[26]。

2 可穿戴技术

可穿戴技术是融合生物信息、电子信息和智能技术的科学技术。近年来,可穿戴技术发展势头迅猛,例如电子手环、智能眼镜等可穿戴设备蜂拥进入大众市场,可穿戴技术目前已广泛应用于移动通信、教育和健康医疗等领域。以穿戴式外骨骼机器人为代表,可穿戴技术在康复训练领域取得了长足的进展。

外骨骼机器人在近几年的研究和临床应用中发展迅速。外骨骼辅助治疗能够显著减少脑卒中患者的功能障碍,并在此基础上帮助患者恢复运动功能。外骨骼机器人在脑卒中或脊髓损伤患者的康复训练期间具有的以下优势:(1)外骨骼机器人允许标准化的训练课程,同时提供关于所进行的训练方面指标的客观测量(如施加的力、速度、训练持续时间和腿部偏移等)和训练效果评估(可以监视恢复的进度);(2)外骨骼机器人可以延长训练时长;(3)外骨骼机器人可以减轻康复治疗师的体力劳动,从而使他们能够在其他方面优化个体治疗方案,并专注于患者的护理需求^[27]。

外骨骼机器人拥有电机驱动、气动肌肉驱动和非电动驱动(如液压或弹簧)等多种驱动类型^[27],在动力和能源技术方面取得了较大的进展。其核心是要实现类人控制,因此在识别人体运动意图和穿戴安全方面技术需要突破。主动假体和矫形器控制信号的产生可以使用生物力学信号、肌电图(Electromyogram, EMG)信号、外周神经系统信号和中枢神经系统信号等不同的信息来源来处理,其中 EMG 信号非常适用于主动矫形器的控制,易于检测和识别。诸多基于 EMG 信号的外骨骼机器人和相应的控制算法被开发出来。Kiguchi 等^[28]在 2004 年就提出了一种基于 EMG 的上肢助力外骨骼机器人阻抗控制方法,根据用户的运动意图来控制机器人。该方法采用神经模糊矩阵修正器,使控制器适应于任何用户,简单、易于设计且人性化,同时考虑了肌电信号和人体的特征。郭树翔等^[29]采用小波包分解方法提取 sEMG 信号和 3 个上肢日常生活运动之间的合适系数,将系数作为 BP 神经网络的输入进行运动识别,并结合实验验证了该方法的离线有效性。同样有基于生物力学信号控制的外骨骼机器人, Li 等^[30]通过一个可行的阻抗模型(图 1),利用阻抗参数的自适应在线估计,从患者的肌肉力量测量中提取出运动意向,控制外骨骼机器人的两个上肢在操作空间的约束区域内进行操作。

除了外骨骼机器人,新兴的可穿戴设备和电子传感器同样适用于康复训练和治疗领域,其具备在任意地点收集和发送临床健康信息的性能,从而提高向脑卒中患者或老年人等弱势群体提供的治疗质量。这些设备将感知、记录和分析人体健康的参数,包括运动模式和声音,以及汗液、眼泪和唾液等生理特征。未来可期,在可穿戴设备和传感器基础上构建生物电子平台,自动获取并与医生、家人和护理人员共享患者康复训练过程中的关键生理数据,而医疗服务提供者又可以使用这些信息来通知和改善个人、社区和社会层面的康复保健状况,真正做到长期化、家庭化和社区化的康复训练和治疗^[31]。

图1 基于生物力学信号控制的外骨骼机器人^[30]

Fig. 1 Exoskeleton robot controlled by biomechanical signals

3 脑神经科学技术

神经反馈技术和脑机接口技术是脑神经科学在康复训练方面的两大应用。神经反馈是将神经信号转换成视、听觉信息,受试者通过训练,选择性地增强或抑制某些成分,以达到调节脑功能的目的。神经反馈技术是一种行为学治疗手段,因其安全有效,可避免药物治疗的副作用,成为训练和重塑大脑的重要手段。神经反馈作为一个闭环系统,提供参与者自身大脑活动和/或连接的实时信息,可用于开发自我学习策略来调节这些大脑信号。它遵循操作性条件作用原理,一种通过奖励和惩罚来强化特定行为的学习方法。如果参与者学习通过神经反馈控制大脑特定区域的活动,这最终可能导致与这些区域功能相关的可测量的行为改变。图2展示了基于实时fMRI神经反馈的闭环系统^[32],可以通过操作条件反射原理自动调节大脑活动。

对于脑卒中患者来说,基于神经反馈的训练可以避免长时间的体力活动,不需要患者做出明显的动作,这样的康复方案对其是有益的。脑卒中患者和正常人一样,可以通过神经反馈学习控制大脑活动,从而帮助患者改善康复状况。这一假设也在关于fNIRS、EEG和脑磁图调节脑卒中康复的研究中被证实^[33-35]。有证据表明脑电图神经反馈在脑卒中认知和运动康复中得到了成功的应用,但其效果在参与者之间并不一致^[36]。目前的研究表明,神经反馈训练有可能提高运动和认知功能的表现,但是

各项研究的结论并不完全统一。若研究人员能够突破当前的技术障碍,将神经反馈信息更准确地反馈给患者,那么神经反馈技术将在未来神经肌肉损伤疾病的治疗和脑功能改善方面为患者带来福音。

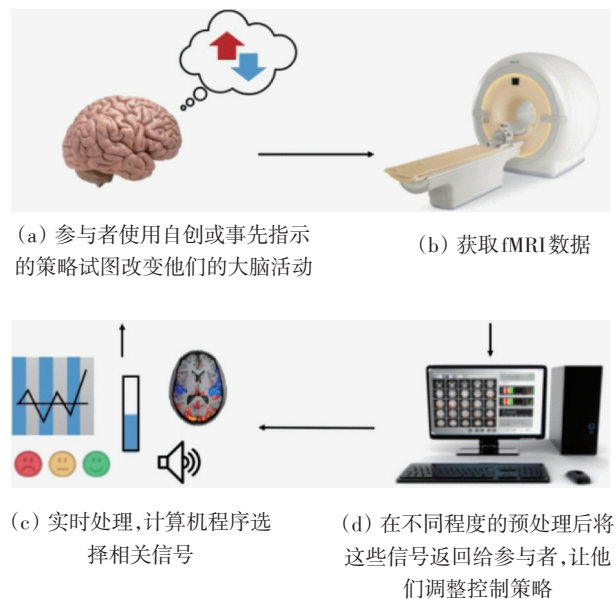
图2 基于fMRI的神经反馈闭环系统^[32]

Fig. 2 Neural feedback closed-loop system based on fMRI

脑机接口(brain computer interface, BCI)是通过脑电或fNIRS等反映大脑功能活动的脑信号对外界进行控制的技术。BCI基于一定的生理基础,依托辅助性BCI和康复性BCI两大作用,通过闭环反馈通路,对患者意识调节的功能信号进行实

时多感觉反馈,由此改善脑的可塑性并进行神经重塑,是脑卒中后康复的新途径^[37]。

目前,BCI技术不仅仅被用来控制康复机器人,研究人员已着手设计和更灵活及更方便使用者的康复平台。在一项研究中,研究人员设计了一个基于EEG的BCI康复训练平台(图3),用于在康复训练中控制多自由度外骨骼机器人。该平台将EEG解码方法与一个控制平台和一个康复的外骨骼相结合,可以进行复杂的功能任务训练,满足包括手臂、手腕和手的多个自由度需求^[38]。

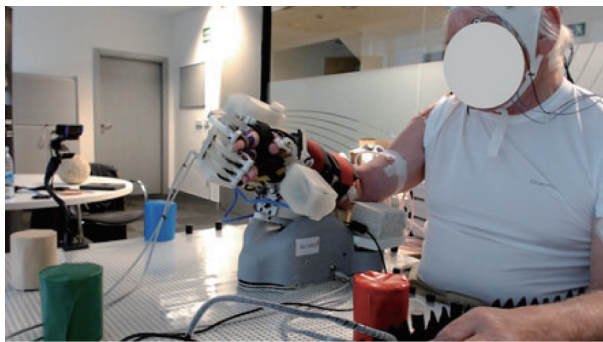


图3 脑机接口控制多自由度外骨骼机器人^[38]

Fig. 3 The brain-computer interface controls the multi-degree of freedom exoskeleton robot

此外,混合BCI技术也开始出现和得到应用。混合BCI指的是包括来自大脑或其他身体部位的补充生理信息以控制的BCI,在辅助和康复训练应用中已经被证明比常规BCI具有更好的鲁棒性和精确性。Andre等^[39]研发出了基于EEG-EMG的7自由度上肢外骨骼机器人,建立了一个受生物学启发的层次控制流,需要神经系统的中枢和外围结构的积极参与。在功能任务训练过程中,该机器人还会以速度调制的形式提供用户基于脑电图和肌电图活动的视觉或本体感受反馈。使用这种闭环系统的训练可以促进功能性神经重塑过程,并最终服务于脑、关节和肌肉运动的康复。

4 虚拟现实技术

在虚拟现实技术中,开发人员使用硬件和软件

为使用者和计算机创建交互式模拟,使用户融入到看起来和感觉上类似于真实世界的物体和事件的环境。神经、运动康复中的虚拟现实疗法,其主要内容是基于实时运动跟踪和计算机图形技术显示患者在虚拟环境中的行为。虚拟现实已成为一种新兴的康复治疗技术手段。

脑卒中患者在康复过程中,重复的特定任务训练是最为常见的康复治疗方,这样的训练任务对改善行走和上肢功能很有效果,且在多疗程康复训练任务条件下效果尤为突出。然而,由于人员配备和住院时间的限制,在康复训练治疗中提供多疗程的训练是不太容易实现^[40]。因此,运动康复中虚拟现实技术的三大作用越来越凸显出来:(1)提供重复的、自定义的高强度训练;(2)通过多模态反馈传递患者表现的信息;(3)提高康复训练者的训练积极性^[41]。

虚拟现实技术除了在运动任务中增加患者的训练动机以及通过多模态感官信息促进运动学习之外,还提供了交互式 and 个性化的环境。Mottura等^[42]设计出一种有助于脑卒中后患者上肢机器人神经康复的虚拟现实环境系统REAPP(图4)。REAPP不仅拥有有趣的界面,也提供了一种调查患者对治疗的感受并在进行康复训练时增强患者自我感知能力的方法。在康复治疗前后,患者会被REAPP询问他们的情绪状态、身体状况以及对表现的

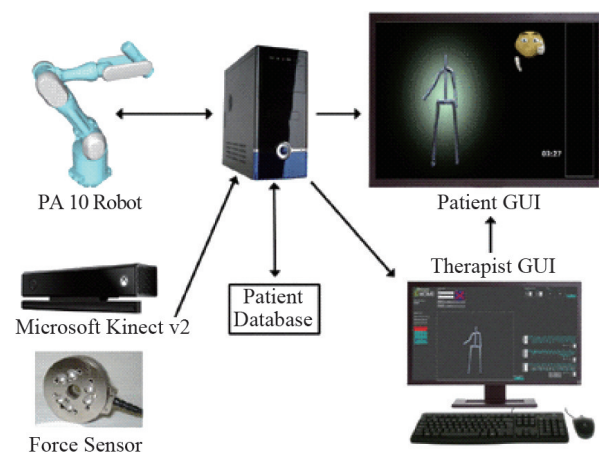


图4 REAPP虚拟现实环境系统^[42]

Fig. 4 REAPP virtual reality environment system

自我评价。患者在做这些练习的时候,会看一个2D/3D界面,这个界面的目的是通过虚拟人像向使用者展示其正在做的动作从而增强他们自身的意识。系统的小部件和虚拟助手提供关于运动质量的额外反馈,这些反馈是通过专门开发的arm模型计算出来的,可以根据每个病人的剩余能力定制。

目前,结合虚拟现实技术专门针对上肢、手指或下肢的康复设备已被陆续开发出来,同时也涌现出了诸多将游戏作为训练任务载体,融合 Kinect 体感或力反馈传感等技术的康复训练系统。Mateus 等^[43]设计出了一款针对轻度卒中患者卒中后康复

的运动康复游戏系统 Motion Rehab AVE 3D(图5),以协助传统康复治疗 and 激励患者执行康复训练计划。游戏由 Unity game engine 开发,支持 Kinect 动作传感输入设备和显示设备,在设计时考虑了患者在三维空间中进行屈曲、外展、肩内收、水平肩内收和外展、肘伸、腕伸、膝关节屈曲和髋关节屈曲和外展的训练动作。Motion Rehab AVE 3D 的主要内容有交互式体感击球游戏构成,能够向康复治疗师汇报击球和失误情况,评估病人的康复训练和治疗进展。研究表明,基于虚拟现实技术的治疗措施对神经系统疾病康复起到了积极的作用。



图5 Motion Rehab AVE 3D 训练截屏^[43]

Fig. 5 The screenshot of Motion Rehab AVE 3D

5 多模态调控技术

经颅刺激技术是指那些作用于脑部的各类刺激手段或技术,包括经颅磁刺激技术(transcranial magnetic stimulation, TMS)和经颅直流电刺激技术(transcranial direct current stimulation, tDCS)。

TMS利用时变磁场作用于大脑皮层,产生感应电流改变皮层神经细胞的动作电位,从而影响脑内代谢和神经电活动^[44];tDCS则是利用恒定、低强度直流电(1~2 mA)调节大脑皮层的神经元活动^[45]。二者因其在脑功能研究及治疗方面具有无创、安全、有效、便捷等优势,目前已在神经系统疾病的临床治

疗中获得广泛应用^[46-48]。将TMS、tDCS与fMRI、EEG、fNIRS等脑成像技术相结合的多模态调控技术有助于了解TMS和tDCS治疗脑神经疾病的作用机制,并有助于快速解决神经性疾病治疗方案等问题。这种多模态交互式技术有望成为未来的发展趋势。

通过将TMS与fMRI技术相结合,所实现的实时交互式经颅磁刺激-功能磁共振成像技术(TMS-fMRI)可以让研究人员在TMS治疗过程中,凭借高空间分辨率直接获得脑神经网络改变情况,并根据实验目的有效调节刺激参数^[49]。TMS-fMRI技术能观察到对一个皮层区域进行单一脉冲或重复脉冲刺激时脑血流发生的变化^[50-54],但其主要的局限性在于TMS自身磁场对成像技术造成影响^[55-56]。虽然Bohning等^[57]对TMS与fMRI磁场间的相互干扰等技术问题进行了一定程度的优化,并逐渐应用于临床,但TMS-fMRI在技术上仍有进一步改善的空间。

经颅磁刺激同步脑电(TMS-EEG)技术能够实时捕捉到大脑被TMS刺激后脑电活动的瞬时信息,因其高达毫秒级的时间分辨率及其低廉的成本,受到业内越来越多的关注。Casula等^[58]使用TMS-EEG技术直接指标证明了低频rTMS对大脑的抑制作用。但是,在TMS-EEG技术中,TMS每次电流脉冲所产生的交变磁场都会使刺激位置附近的EEG获得一个高幅度、长时间的放电伪迹^[59],例如EEG会接收TMS造成的头皮肌肉抽搐所产生的肌电信号、TMS“哒哒”响亮放电声所造成的听觉伪迹等。因此,伪迹的去除以及空间分辨率的提升是TMS-EEG技术亟待解决的问题。

TMS与fNIRS结合,可望有更好的应用前景^[60]。经颅磁刺激-近红外光谱技术(TMS-NIRS)是一种新兴的TMS无创检测技术。与现有方法相比,具有相关事件高信噪比、不受TMS磁场变化干扰、适中的空间及时间分辨率、无辐射、可运动等优点^[61-62]。在TMS过程中同时进行功能成像记录在技术上要求很高,Groiss等^[63]对TMS-NIRS技术设备进行了优化(图6),解决了刺激技术与脑成像技

术同步记录及噪声的问题。Michael等^[64]通过TMS-NIRS技术研究表明,利用1 Hz的rTMS刺激左侧初级运动区(M1)可以使右侧M1氧合血红蛋白持续升高,脱氧血红蛋白持续下降。TMS-NIRS技术在对探究TMS影响大脑神经血管耦合机制中具有重要价值。

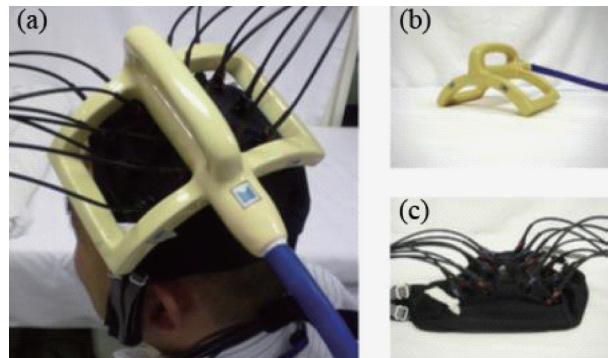


图6 TMS-NIRS技术设备^[63]

Fig. 6 TMS-NIRS technology

同样的,tDCS技术与TMS类似,由于技术上的困难,tDCS和脑成像技术的联合应用近几年才刚刚开始,两种不同技术的兼容性仍是目前解决的重点^[65]。tDCS与脑神经成像技术的结合,使单一的tDCS技术进入到脑功能分析层面^[66-67]。Antal等^[65]通过tDCS-fMRI技术,证实了tDCS可使大脑视觉皮层兴奋性提高;Ang等^[68]利用tDCS-EEG技术研究了tDCS对脑卒中患者运动想象具有调节作用。随着科学技术的进展,多模态调控技术将有助于更好地探究经颅刺激的作用机理,可为临床治疗提供新的方案。多模态调控技术在神经网络的研究和治疗等方面拥有广阔的前景。

6 结论

在康复辅助技术发展前沿方面,多模态、智能化和信息化是未来发展的主要趋势。目前,在康复功能评定技术、可穿戴技术、脑神经科学技术、虚拟现实和多模态调控等技术研究层面取得了诸多进展。与此同时,各项技术的发展也使得康复训练辅

趋向个性化、小型化和家庭化。尽管现有辅助技术很多还处于研究层面,实用化和市场化程度有待提高,但可以预见,随着康复辅助技术研究的进一步发展,基于多模态智能信息化技术的康复训练辅助技术将会更多应用到康复训练辅具中,为促进功能障碍人士康复发挥重要作用。

参考文献(References)

- [1] 姜荣荣, 陈艳, 潘翠环. 脑卒中后上肢和手运动功能康复评定的研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2015, 21(10): 1173-1177.
- [2] Macintosh B J, Graham S J. Magnetic resonance imaging to visualize stroke and characterize stroke recovery: A review[J]. *Frontiers in Neurology*, 2013, 4: 14.
- [3] Nelson P P. The neural basis of eeg waves[J]. *Kybernetes*, 1980, 9(3): 217-222.
- [4] Naseer N, Hong K-S. fNIRS-based brain-computer interfaces: A review[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2015, doi: 10.3389/fnhum.2015.00003.
- [5] Carter A R, Astafiev S V, Lang C E, et al. Resting inter-hemispheric functional magnetic resonance imaging connectivity predicts performance after stroke[J]. *Annals of Neurology*, 2010, 67(3): 365-375.
- [6] Lu C M, Zhang Y J, Biswal B B, et al. Use of fNIRS to assess resting state functional connectivity[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2010, 186(2): 242-249.
- [7] Naseer N, Hong M J, Hong K S. Online binary decision decoding using functional near-infrared spectroscopy for the development of brain-computer interface[J]. *Experimental Brain Research*, 2014, 232(2): 555-564.
- [8] Schroeter M L, Schmiedel O, Von Cramon D Y. Spontaneous low-frequency oscillations decline in the aging brain [J]. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 2004, 24(10): 1183-1191.
- [9] Rowley A B, Payne S J, Tachtsidis I, et al. Synchronization between arterial blood pressure and cerebral oxyhaemoglobin concentration investigated by wavelet cross-correlation[J]. *Physiological Measurement*, 2007, 28(2): 161-173.
- [10] Han Q, Li Z, Gao Y, et al. Phase synchronization analysis of prefrontal tissue oxyhemoglobin oscillations in elderly subjects with cerebral infarction[J]. *Medical Physics*, 2014, 41(10): 102702.
- [11] Han Q, Zhang M, Li W, et al. Wavelet coherence analysis of prefrontal tissue oxyhaemoglobin signals as measured using near-infrared spectroscopy in elderly subjects with cerebral infarction[J]. *Microvascular Research*, 2014, 95: 108-115.
- [12] Shiogai Y, Stefanovska A, McClintock P V E. Nonlinear dynamics of cardiovascular ageing[J]. *Physics Reports-Review Section of Physics Letters*, 2010, 488(2/3): 51-110.
- [13] Li Z, Zhang M, Xin Q, et al. Spectral analysis of near-infrared spectroscopy signals measured from prefrontal lobe in subjects at risk for stroke[J]. *Medical Physics*, 2012, 39(4): 2179-2185.
- [14] Li Z, Zhang M, Xin Q, et al. Age-related changes in spontaneous oscillations assessed by wavelet transform of cerebral oxygenation and arterial blood pressure signals[J]. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 2013, 33(5): 692-699.
- [15] Li Z, Zhang M, Cui R, et al. Wavelet coherence analysis of prefrontal oxygenation signals in elderly subjects with hypertension[J]. *Physiological Measurement*, 2014, 35(5): 777-791.
- [16] Bu L, Li J, Li F, et al. Wavelet coherence analysis of cerebral oxygenation signals measured by near-infrared spectroscopy in sailors: An exploratory, experimental study[J]. *BMJ Open*, 2016, 6(11): e013357.
- [17] Wang B, Zhang M, Bu L, et al. Posture-related changes in brain functional connectivity as assessed by wavelet phase coherence of NIRS signals in elderly subjects[J]. *Behavioural Brain Research*, 2016, 312: 238-245.
- [18] Li Z, Wang Y, Li Y, et al. Wavelet analysis of cerebral oxygenation signal measured by near infrared spectroscopy in subjects with cerebral infarction[J]. *Microvascular Research*, 2010, 80(1): 142-147.
- [19] Sutton P R. The early onset of acute dental caries in adults following mental stress[J]. *The New York State Dental Journal*, 1965, 31(10): 450-456.
- [20] Wu X, Wang W W. Latency of P3 in semantic categorization of Chinese characters: Preliminary report[J]. *Clinical EEG (electroencephalography)*, 1993, 24(1): 31-36.
- [21] D'olhaberriague L, Gamissans J M, Espadaler, et al. Transcranial magnetic stimulation as a prognostic tool in stroke[J]. *Journal of the Neurological Sciences*, 1997, 147(1): 73.
- [22] Hendricks H T, Hageman G, Van L J. Prediction of re-

- covery from upper extremity paralysis after stroke by measuring evoked potentials[J]. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1997, 29(3): 155.
- [23] Rapisarda G, Bastings E, De Noordhout A M, et al. Can motor recovery in stroke patients be predicted by early transcranial magnetic stimulation?[J]. *Stroke*, 1996, 27(12): 2191–2196.
- [24] Demirtas-Tatlidede A, Vahabzadeh-Hagh A M, Bernabeu M, et al. Noninvasive brain stimulation in traumatic brain injury[J]. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 2012, 27(4): 274–292.
- [25] Deroide N, Nih L R, Dinh R Y T, et al. Cerebral plasticity: From bench to bedside in stroke treatment[J]. *Revue De Medecine Interne*, 2010, 31(7): 486–492.
- [26] 苏敏, 韩立影, 杨卫新, 等. 经颅磁刺激在脑卒中患者上肢功能康复疗效评估中的应用[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2016, 38(3): 175–179.
- [27] Dietz V. Rehabilitation of hand function post-stroke: Application of research based technology[J]. *European Journal of Neurology*, 2018, 25: 641–641.
- [28] Kiguchi K, Tanaka T, Fukuda T. Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals[J]. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 2004, 12(4): 481–490.
- [29] Guo S, Zhang S, Song Z, et al. Preliminary study on upper limb movement identification based on sEMG signal [C]//2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME). Piscataway NJ: IEEE, 2012: 683–688.
- [30] Li Z J, Huang B, Ajoudani A, et al. Asymmetric bimanual control of dual-arm exoskeletons for human-cooperative manipulations[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2018, 34(1): 264–271.
- [31] Rogers J, Malliaras G, Someya T. Biomedical devices go wild[J]. *Science Advances*, 2018, 4(9): 2.
- [32] Wang T L, Mantini D, Gillebert C R. The potential of real-time fMRI neurofeedback for stroke rehabilitation: A systematic review[J]. *Cortex*, 2018, 107: 148–165.
- [33] Masahito M, Noriaki H, Megumi H, et al. Near-infrared spectroscopy-mediated neurofeedback enhances efficacy of motor imagery-based training in poststroke victims: A pilot study[J]. *Stroke*, 2013, 44(4): 1091–1098.
- [34] Boe S, Gionfriddo A, Kraeutner S, et al. Laterality of brain activity during motor imagery is modulated by the provision of source level neurofeedback[J]. *Neuroimage*, 2014, 101: 159–167.
- [35] Young B M, Zack N, Walton L M, et al. Changes in functional brain organization and behavioral correlations after rehabilitative therapy using a brain-computer interface[J]. *Frontiers in Neuroengineering*, 2014, 7: 26.
- [36] Reichert J L, Kober S E, Schweiger D, et al. Shutting down sensorimotor interferences after stroke: A proof-of-principle SMR neurofeedback study[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2016, doi: 10.3389/fnhum.2016.00348.
- [37] 陈树耿, 贾杰. 脑机接口在脑卒中手功能康复中的应用进展[J]. *中国康复理论与实践*, 2017, 23(1): 23–26.
- [38] 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[C]//Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. Berlin: Springer International Publishing, 2017.
- [39] Sarasola-Sanz A, Irastorza-Landa N, Eduardo López-Larraz, et al. A hybrid brain-machine interface based on EEG and EMG activity for the motor rehabilitation of stroke patients[C]//2017 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway NJ: IEEE, 2017: 895–900.
- [40] Yamato T P, Pompeu J E, Pompeu S M A, et al. Virtual reality for stroke rehabilitation[J]. *Physical Therapy*, 2016, 96(10): 1508–1513.
- [41] Santos L F D, Christ O, Mate K, et al. Movement visualisation in virtual reality rehabilitation of the lower limb: A systematic review[J]. *Biomedical Engineering Online*, 2016, 15(Suppl 3): 75–88.
- [42] Mottura S, Fontana L, Arlati S, et al. A virtual reality system for strengthening awareness and participation in rehabilitation for post-stroke patients[J]. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 2015, 9(4): 341–351.
- [43] Trombetta M, Bazzanello Henrique P P, Brum M R, et al. Motion Rehab AVE 3D: A VR-based exergame for post-stroke rehabilitation[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2017, 151: 15–20.
- [44] Rossi S, Hallett M, Rossini P M, et al. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2009, 120(12): 2008–2039.
- [45] Bindman L J, Lippold O C, Redfearn J W. The action of brief polarizing currents on the cerebral cortex of the rat

- (1) during current flow and (2) in the production of long-lasting after-effects[J]. *The Journal of Physiology*, 1964, 172: 369–382.
- [46] Maizey L, Allen C P G, Dervinis M, et al. Comparative incidence rates of mild adverse effects to transcranial magnetic stimulation[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2013, 124(3): 536–544.
- [47] Bolmont B, Thullier F, Abraini J H. Relationships between mood states and performances in reaction time, psychomotor ability, and mental efficiency during a 31-day gradual decompression in a hypobaric chamber from sea level to 8848 m equivalent altitude[J]. *Physiology & Behavior*, 2000, 71(5): 469–476.
- [48] Gilula M F, Kirsch D L. Cranial electrotherapy stimulation review: a safer alternative to psychopharmaceuticals in the treatment of depression[J]. *Journal of Neurotherapy*, 2005, 9(2): 7–26.
- [49] 母其文. 交互式经颅磁刺激功能磁共振成像技术进展述评[J]. *世界复合医学*, 2015(1): 20–23.
- [50] Bestmann S, Ruff C C, Blankenburg F, et al. Mapping causal interregional influences with concurrent TMS-fMRI[J]. *Experimental Brain Research*, 2008, 191(4): 383–402.
- [51] Fox P, Ingham R, George M S, et al. Imaging human intra-cerebral connectivity by PET during TMS[J]. *Neuroreport*, 1997, 8(12): 2787–2791.
- [52] Hanakawa T, Mima T, Matsumoto R, et al. Stimulus-response profile during single-pulse transcranial magnetic stimulation to the primary motor cortex[J]. *Cerebral Cortex*, 2009, 19(11): 2605–2615.
- [53] Mochizuki H, Furubayashi T, Hanajima R, et al. Hemoglobin concentration changes in the contralateral hemisphere during and after theta burst stimulation of the human sensorimotor cortices[J]. *Experimental Brain Research*, 2007, 180(4): 667–675.
- [54] Shitara H, Shinozaki T, Takagishi K, et al. Time course and spatial distribution of fMRI signal changes during single-pulse transcranial magnetic stimulation to the primary Motor cortex[J]. *Neuroimage*, 2011, 56(3): 1469–1479.
- [55] Kozel F A, Tian F, Dhamne S, et al. Using simultaneous repetitive transcranial magnetic stimulation/functional near infrared spectroscopy (rTMS/fNIRS) to measure brain activation and connectivity[J]. *Neuroimage*, 2009, 47(4): 1177–1184.
- [56] Furubayashi T, Mochizuki H, Terao Y, et al. Cortical hemoglobin concentration changes underneath the coil after single-pulse transcranial magnetic stimulation: A near-infrared spectroscopy study[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2013, 109(6): 1626–1637.
- [57] Bohning D E, Shastri A, Nahas Z, et al. Echoplanar BOLD fMRI of brain activation induced by concurrent transcranial magnetic stimulation[J]. *Investigative Radiology*, 1998, 33(6): 336–340.
- [58] Casula E P, Tarantino V, Basso D, et al. Low-frequency rTMS inhibitory effects in the primary motor cortex: Insights from TMS-evoked potentials[J]. *Neuroimage*, 2014, 98: 225–232.
- [59] Taylor P C J, Walsh V, Eimer M. Combining TMS and EEG to study cognitive function and cortico-cortico interactions[J]. *Behavioural Brain Research*, 2008, 191(2): 141–147.
- [60] Nasi T, Maki H, Kotilahti K, et al. Magnetic-stimulation-related physiological artifacts in hemodynamic near-infrared spectroscopy signals[J]. *PloS One*, 2011, 6(8): e24002.
- [61] Park E, Kang M J, Lee A, et al. Real-time measurement of cerebral blood flow during and after repetitive transcranial magnetic stimulation: A near-infrared spectroscopy study[J]. *Neuroscience Letters*, 2017, 653: 78–83.
- [62] Mochizuki H, Ugawa Y, Terao Y, et al. Cortical hemoglobin-concentration changes under the coil induced by single-pulse TMS in humans: A simultaneous recording with near-infrared spectroscopy[J]. *Experimental Brain Research*, 2006, 169(3): 302–310.
- [63] Groiss S J, Mochizuki H, Furubayashi T, et al. Quadripulse stimulation induces stimulation frequency dependent cortical hemoglobin concentration changes within the ipsilateral motor cortical network[J]. *Brain Stimulation*, 2013, 6(1): 40–48.
- [64] Dimyan M A, Cohen L G. Contribution of transcranial magnetic stimulation to the understanding of functional Recovery mechanisms after stroke[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2010, 24(2): 125–135.
- [65] Antal A, Kovacs G, Chaieb L, et al. Cathodal stimulation of human MT⁺ leads to elevated fMRI signal: A tDCS-fMRI study[J]. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 2012, 30(3): 255–263.
- [66] Nitsche M A, Niehaus L, Hoffmann K T, et al. MRI study of human brain exposed to weak direct current

- stimulation of the frontal cortex[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2004, 115(10): 2419–2423.
- [67] Fregni F, Marcondes R, Boggio P S, et al. Transient tinnitus suppression induced by repetitive transcranial magnetic stimulation and transcranial direct current stimulation[J]. *European Journal of Neurology*, 2006, 13(9): 996–1001.
- [68] Ang K K, Guan C, Phua K S, et al. Transcranial direct current stimulation and EEG-based motor imagery BCI for upper limb stroke rehabilitation[C]//2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway NJ: IEEE, 2012: 4128–4131.

Research progress of rehabilitation training assistive technology

LI Zengyong^{1,2}, XIE Hui^{2,3}, XU Gongcheng^{2,3}, HUO Congcong^{2,3}, MA Lifang^{1,2}, FAN Yubo^{1,2,3*}

1. Beijing Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids for Old-Age Disability, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China
2. Key Laboratory of Rehabilitation Aids Technology and System of the Ministry of Civil Affairs, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China
3. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China

Abstract The rehabilitation training is a necessary treatment for the patients with stroke or other neuromuscular injuries. This paper reviews the researches of the rehabilitation training aids and the related assistive technologies at home and abroad, focusing on the rehabilitation training assistive technology in detection, rehabilitation training and treatment from the aspects of the rehabilitation function evaluation technology, the wearable technology, the neuroscience, the virtual reality and the multi-modal control technology.

Keywords rehabilitation training; rehabilitation evaluation; rehabilitation training assistive technology ●



(责任编辑 刘志远)