

功能性电刺激在脑卒中后上肢康复中的应用及研究进展*

郑应康¹ 王东岩^{2,3} 刘洋¹ 张译尹¹ 王帅¹ 郑茹文¹

数据显示^[1],脑卒中仍是最严重的全球重大公共卫生问题之一。卒中后约80%的患者遗留上肢运动功能障碍^[2],严重影响患者日常生活活动能力。上肢康复周期长、难度大,有近50%的患者难以通过单纯的运动疗法改善^[3],以功能性电刺激为基础的物理因子疗法对运动功能及脑功能重塑具有积极促进作用^[4]。创新应用功能性电刺激疗法、促进肢体运动功能和脑功能的恢复、最终实现正常的运动控制,一直是国内外团队研究的重点。因此,了解目前以功能性电刺激为基础的创新疗法、混合系统及其对脑功能的影响,对进一步开展临床研究和设备创新具有重要意义。

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)属神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)范畴^[5], FES更强调功能的实现,即在一定的程序驱动下,低频电脉冲作用于相关神经、肌肉,肌肉收缩产生关节运动,继而实现如抓握物体等功能性运动,完成日常生活活动。功能电刺激驱动的机器人外骨骼可代替瘫痪的肢体实现日常活动功能,但其设备复杂、造价高,不利于临床的大规模推广应用;国内更多把功能电刺激作为一种物理因子治疗方法单独或联合其他技术应用于临床,本文就此方面综述如下:

1 闭环控制的功能性电刺激系统

1.1 脑电反馈与FES

脑机接口(brain-computer interface, BCI)技术是一种旨在通过采集大脑神经生理信号推断用户意图来控制计算机应用程序或设备的系统,其最新和最有前景的应用领域之一是脑卒中患者的运动康复^[6]。BCI与FES的混合系统可将大脑的动作意图实时反馈给计算机,经计算机加工处理并通过功能电刺激设备输出,进而刺激肌肉完成目标动作,实现了患者与环境的实时交互反馈,偏瘫患者依靠大脑主动运动意识即可实现对肢体的控制。反馈在患者具有主动运动意识时才会发生,继而触发BCI-FES系统产生动作,又将实时的视、触、听等多感官反馈通过外周回传给大脑,这种“闭环”式同步反馈回路得到了国内外团队的认可^[7-8]。

运动想象(motor imagery, MI)是诱导大脑产生运动意

识、促进运动皮层重塑的可靠方法,国内外多通过镜像疗法(mirror therapy, MT)等虚拟现实技术(virtual reality, VR)开展,患者可在平面镜或经影像技术加工处理后的镜像系统中看到自己的虚拟肢体并产生“真实自主控制”的感觉。多项最新研究证实了MT诱导下BCI-FES系统的有效性^[9-11],如Sebastián-Romagosa M等^[8]对51例卒中患者进行了临床研究,将两块电极片分别置于左右手腕部,设置频率50Hz,脉宽300 μ s,系统发出运动指令后,健手进行腕背伸动作,同时显示器中出现两手的虚拟镜像动作,一旦脑电检测到患者的运动想象信息即触发FES系统刺激患侧腕背伸肌产生同样动作,在1h内完成240次腕背伸动作,治疗25次后患者Fugl-Meyer评定量表上肢部分(Fugl-Meyer assessment-upper extremity, FMA-UE)评分显著提高,腕手部改良Ashworth量表(modified Ashworth scale, MAS)评分显著降低($P<0.001$),且疗效可持续6个月,同时发现运动想象准确率80%以上患者较其他患者FMA-UE评分高3.16,这提示一定的认知能力及良好的参与度是该方法的疗效保证。

动作观察训练(action observation training, AOT)是包括动作观察与动作执行在内的另一种促进大脑功能重建的方法,在观察阶段,参与者需要仔细观察给定的视频;在执行阶段,患者被要求尽其所能地执行所观察到的运动任务。Lee SH等^[12]开展了AOT联合BCI-FES对上肢运动功能影响的RCT研究,该方案设计18项与日常生活活动相关的运动任务,在观察阶段,当患者的注意力水平超过预设阈值时即触发FES系统产生腕背伸动作,同时视频给予积极的视、听反馈,以调整患者精神状态使其保持专注,在每周5次共4周的治疗后,患者FMA-UE、Wolf上肢运动功能评价量表(Wolf motor function test, WMFT)、运动活动日志(motor activity log, MAL)、改良Barthel指数(modified Barthel index, MBI)评分较对照组均具有显著性差异($P<0.05$)。该方法在提高患者专注力、日常生活活动能力方面有直接促进作用;但在AOT训练中,患者被要求观察和执行的动作为叠毛巾、用剪刀、拧水龙头等较复杂的日常生活活动,对患者的学习、执行、运动能力要求较高,不适宜卒中后早期介入,而

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2022.08.022

*基金项目:黑龙江省自然科学基金联合引导项目(LH2019H113)

1 黑龙江中医药大学,哈尔滨市,150040; 2 黑龙江中医药大学附属第二医院; 3 通讯作者

第一作者简介:郑应康,男,硕士研究生; 收稿日期:2021-09-30

对于运动、认知能力较差的中重度卒中患者,更难以通过MT和AOT开展训练。为此,Son JE等^[13]开发了基于稳态视觉诱发电位(steady state visual evoked potential, SSVEP)的BCI-FES系统,该研究对11例健康受试者分别播放以一定频率重复闪烁的动作视频和声音游戏,以激活其视觉诱发电位,经BCI系统采集处理后由FES输出,结果显示动作视频诱导比声音视频更易激活皮质诱发电位;主动播放且频繁“闪烁”的动作视频虽易引起患者意识疲劳,但与MT和AOT相比,治疗师无需在整个治疗过程中反复规范引导患者,这对依从性较差的患者同样适用。另有以游戏情节贯穿BCI-FES系统的设备被设计出来^[14],游戏中的奖励机制及高趣味性更易激发患者的主动参与意识。

传统的神经发育疗法、强制运动疗法等要求患者具有一定的残存运动能力,而基于MI诱导的BCI-FES技术能使完全瘫痪的患者产生运动控制,这有助于卒中后运动功能恢复前的早期脑功能重塑^[15];BCI技术作为测量MI的客观定量测量工具^[16],在提高患者康复训练中的参与度、专注力方面具有积极意义。使用BCI-FES系统前,需对设备进行多次校准,且患者需要在治疗师的指导下多次练习才能达到理想的反馈效果,如果患者在前几次尝试中未能引出理想的运动反馈,可能会降低其康复的积极性。积极的运动想象是应用该系统的前提,但临床实际发现约有30%的患者运动想象困难^[17],亦被称为“BCI文盲”,他们始终不能驱动BCI系统实现对FES控制,且这种“BCI效率低下”现象难以通过随时调整脑电(electroencephalogram, EEG)对BCI的触发阈值来解决;非侵入性脑电采集设备较植入式电极传输速率慢,对无干扰的治疗环境要求较高,脑电采集设备除在革新导电材料、减少电极数量、加强无关信号处理、提高传输速率和抗干扰能力等方面创新外,有学者^[18-19]还建议开发集视觉、听觉、体感等多模态反馈系统;同时,应创新训练模式避免其固定重复,软硬件的设计应朝更加简易便携、安全舒适的方向发展,以更好的应用于临床、社区和家庭康复。

1.2 肌电反馈与FES

表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)提供了肌肉的神经活动信息,并可用来检测运动意图,基于肌电反馈控制的多种FES系统被开发出来。对侧触发的功能电刺激(contralaterally controlled functional electrical stimulation, CCFES)是强调双侧主动运动的一种较新的功能电刺激疗法,设备检测并依据健侧主动运动产生的肌电信号以某一固定刺激或一定比例参数刺激患侧产生运动。已有研究显示^[20],该“健带患”的双侧运动模式能抑制大脑偏侧化效应,减少健侧对患侧的抑制,促进瘫侧运动恢复。Knutson JS等^[21]对80例6个月以上卒中患者分别实施了每周10次为期12周的CCFES和NMES治疗,将3块电极置于左右侧腕

手部以采集健侧信号和完成患侧手指伸展运动,结果显示CCFES组的组块测试(box and block test, BBT)评分和FMA-UE评分显著高于NMES组,这提示CCFES可进一步提高后遗症期(>6个月)脑卒中患者远端运动功能且优势较等计量NMES明显。多个团队^[22-24]又通过RCT研究证明了CCFES在促进卒中早期患者腕、手运动功能方面的疗效。除上肢远端,2021年,周亚飞等^[25]对三角肌、冈上肌、斜方肌等肩周围肌肉行CCFES治疗,实现了双侧同幅度的耸肩、外展、前屈等动作训练,结果证实CCFES在提高上肢功能、治疗肩关节疼痛及半脱位方面疗效显著且优于NMES。

患侧控制的肌电反馈技术主要分为肌电触发式FES系统(EMG-triggered FES)和助力控制的EMG-FES系统(power-assisted FES),二者均实现了主、被动运动的结合。EMG-triggered FES系统通过肌电设备采集患侧残存的肌电信号,其达到预设的阈值后即可触发FES系统对目标肌肉产生刺激,刺激强度相对固定;power-assisted FES系统又称比例控制的功能电刺激系统(proportional EMG-controlled FES),该系统的电极既可实现信号采集又能完成FES输出,其输出的脉冲强度与该肌肉残存肌电信号大小成比例,实现了对同一块(组)肌肉的实时监测与刺激,相较于EMG-triggered FES固定的输出强度,其实时调整的刺激参数与患肌更匹配,康复心理学研究显示这种控制方法会给患者一种“完全依靠自己能力完成整个运动”的心理反馈。卒中后上肢呈屈曲痉挛模式,其中肘关节伸展是实现上肢功能的关键,Giuffrida JP等^[26]依据拮抗肌原理,对采集到的肱二头肌肌电信号加工处理后,经FES输出实时作用于肱三头肌完成肘关节伸展,研究发现该拮抗肌相互控制反馈策略对屈伸运动的速度与角度控制更稳定,对运动的控制更加精准协调。

实现对运动的精准控制一直是研究团队追求的目标,更先进的肌电信号处理策略与控制系统或许能为其提供支持。Zhou YX等^[27]开发了基于表面肌电信号特征的脉宽和频率共调制策略(MAV/NSS dual coding, MNDC),并与传统的肌电分类处理方法相结合,应用肌电桥(EMG Bridge, EMGB)技术从健侧采集肌肉运动状态经MNDC算法处理后,对患侧肌肉从脉宽和频率两方面进行实时控制,提高了运动控制精度。sEMG采集过程中,电子伪影直接影响FES的参数配置,是实现精准运动控制的障碍之一,早期国外已开发了相关硬件和滤波器对其进行处理优化,2020年Osuagwu BAC等^[28]公布了一种完全基于软件的解决方案,该软件集自适应滤波技术和梳状滤波器于一体,其控制下的FES输出强度与运动意图相关性在15例患者中得到了验证,此技术的应用或许为EEG-FES系统的小型化、便携式发展提供了支持。

2 开环控制的功能性电刺激系统

开环控制的功能性电刺激系统一旦被触发,其输出参数较为固定,对偏瘫侧肌肉行电刺激产生被动运动,对患者运动功能恢复同样具有促进作用。软瘫期患者,因肩关节周围肌肉组织肌力及协调能力下降,肩关节稳定性下降,易出现肩关节半脱位、肩痛等症状,刘健等^[29]对三角肌、冈上肌等肩关节周围肌群行功能电刺激,6周后患者肩关节半脱位和运动功能评分较肩托组显著提高。基于中医学对上肢痉挛“阳缓阴急”的认识、经络感传现象等经络腧穴研究,低频脉冲电刺激与中医经络腧穴理论结合形成的穴位电刺激方法可通过刺激相关穴区产生肌肉收缩,进而带动关节运动完成功能活动,在提高肌力、缓解痉挛、促进协调等方面具有积极意义,近年来被广泛应用于上肢运动功能恢复。谢晶军等^[30]对患者肩髃、曲池、手三里、外关穴行低频刺激,每周5次共4周,疗后较常规康复训练组FMA、MBI评分具有显著性差异。陈瑶等^[31]根据患者不同Brunnstrom分期,对其外关、手三里行不同频率、脉宽的电刺激,I—II期患者给予2Hz、200 μ s兴奋刺激,III—IV期给予15Hz、400 μ s抗痉挛模式,V期以上给予4Hz、200 μ s肌力增强训练模式,治疗6周后,FMA-UE总分、FMA腕手评分、MBI显著提高。王东岩等^[32]对上肢屈、伸肌行交替低频穴位电刺激,伸肌组的2对4电极分别作用于手三里、外关、阳溪、指伸肌点,屈肌组为内关、鱼际、郄门、少府,频率50Hz,屈伸肌刺激比1:2,患者交替出现腕背伸、拇指外展、腕屈曲、拇指内收动作,疗后Lindmark评分、MBI评分显著提高。有研究^[33]显示穴位电刺激有较电针更大的刺激量,对运动功能恢复的效果或优于传统电针,其安全、无创、便携等优点更利于临床推广应用。

3 功能性电刺激对脑神经功能的影响

功能性电刺激的作用机制可从相关神经生理机制、分子机制等方面阐释,而“运动功能重建是脑神经重塑的结果”已成为共识,即卒中后上肢运动功能特别是上肢远端精细运动的恢复是通过中枢神经的可塑性改善而提高的,这可从神经元和脑皮质的激活、脑功能区连接关系变化、相关脑区血氧改善等方面证明。脊髓前角到目标肌肉的运动神经元完好是功能性电刺激疗法有效的神经生理结构基础,电刺激使支配该肌肉的神经元达到动作电位阈值,发生去极化引起肌肉收缩、产生关节运动。Blickenstorfer A等^[34]刺激腕部屈伸肌,fMRI示中央沟附近的MI/SI区、对侧SMA区、双侧SII区、ACC区、同侧小脑均被显著激活,而上肢运动复杂,不同研究可显示不同脑区和程度的激活。Hara Y等^[35]对16例患者开展了为期5个月的EMG-FES治疗,用近红外光谱(Near-infrared spectroscopy, NIRS)分析FES对脑皮质血流灌注(brain cortical perfusion, BCP)的影响,结果显示患侧SMC

区的BCP较对照组大,说明在EMG-FES诱导下BCP由对侧向患侧转移,FES促进患侧SMC区血流灌注以促进偏瘫上肢功能恢复。镜像神经元可在动作观察训练和执行目标导向任务时被激活^[36],能够诱导特定的神经生理变化,激活顶区、运动前区和初级运动区,这为AOT+EEG-FES系统促进大脑神经功能重塑提供理论基础。Nierhaus T等^[37]用MRI研究运动想象诱发的BCI-FES对皮质的影响,MI-BCI组左侧感觉运动区、内侧顶区和左侧枕区灰质T1加权信号增强;Reynolds C等^[38]通过EEG检测也得出了类似结论。另有脑功能网络研究示^[39]BCI介导的功能电刺激等神经康复方法在整个大脑,包括顶、枕、颞和皮质下区域功能连接均增强,且运动功能恢复与躯体感觉皮质和壳核功能连接的增强、患侧MI区和对侧CPMA/SMA区功能连通性增强显著相关^[40]。丰富的感觉输入可增强皮层的可塑性,FES去极化更多的运动和感觉轴突,又通过移动患肢来提高肌梭本体感觉反馈,将更多感觉刺激从肌梭发送到中枢神经系统,促进脑功能重塑^[41]。

4 小结与展望

功能性电刺激及其混合系统对卒中后上肢运动功能恢复具有显著优势,不同方法作用特点及对患者要求不同,相似方法又各具优势特点,应根据患者实际情况及临床条件具体选择应用。结合功能性电刺激研究现状及国内临床实际,未来创新研究或许可从以下几方面开展:

4.1 参数优化

功能性电刺激强度受脉冲频率、波幅、间歇时间等影响,不同参数配置会产生不同的运动控制及感觉反馈,提高刺激强度引发更明显的上肢运动或许能收获更好的治疗效果,而随之产生的是快速肌肉疲劳。打破这种疲劳状态,需要更大的刺激强度,这种增强式的刺激或许对神经肌肉产生损伤。因此,探求肌肉疲劳与参数之间的关系,优化参数配置、延缓肌肉疲劳是功能性电刺激治疗未来需要解决的问题之一。通过sEMG实时检测肌肉的疲劳状态以控制参数或许是一种可靠方法,如Yochum M等^[42]给出了用于监测疲劳信号的指标,Krueger-Beck E等^[43]使用机械肌电图效率指数控制功能性电刺激系统输出最有效参数,推迟了肌肉疲劳。不同的介入治疗时间、刺激强度、治疗周期等对脑功能影响不同^[44-45],进一步的量效关系研究可为临床提供指导。

4.2 表面电极改进

相较于植入电极,表面电极具有便携、安全、舒适的特点,成为信号采集及输出脉冲的首选。但临床应用中发现,即使不断施加相同的刺激输入,轻微的接触变化也会影响真实的肌肉激活状态,这就要求极片位置准确固定、对皮肤表面环境改变具有一定抗干扰能力;临床应用的方形和圆形极

片较大,对肌肉的选择性不强,难以实现对特定肌肉的精准控制,且对深层肌肉刺激较小,这或许要求传统的电极片应朝着微小化、多阵列发展。De Marchis C等^[46]开发了由30个微电极组成的前臂电极阵列,可同时对前臂肌群进行EMG采集与FES,实现了对前臂肌肉的特异性选择与精准刺激,进而准确控制腕、手指的复杂动作,该电极阵列较好的贴附于近乎整个前臂,同时避免了单个电极的定位和固定问题。

4.3 策略优化

可分为对功能电刺激设备的控制策略及对上肢运动障碍的治疗策略。神经生理学研究表明,主动参与是运动功能恢复及脑功能重塑的关键,功能电刺激系统的控制应朝着更多的利用患者健侧主动运动、患侧残存运动发展,脑机接口、肌电反馈能激发患者主动运动意识,运动想象、动作观察、VR等技术与功能电刺激的结合是促进人机交互、提高患者参与意识的可靠路径,更生动的游戏设计、生活场景模拟、任务导向训练等可进一步激发患者兴趣、树立康复信心。目前国内的功能电刺激设备大多参数固定,仅能产生简单的单关节运动,难以满足上肢复杂运动的要求,多通道的功能电刺激设备或许能实现多肌肉的协同控制,产生更复杂的运动。越来越多的学者利用肌肉协同理论、交互抑制理论、中医经络腧穴理论等来设计刺激方案,这些理论指导下产生的运动或许更协调精准、更接近中枢控制下的正常运动,值得进一步引证创新。

4.4 多学科结合

功能电刺激疗法从设备研制到临床应用涉及医学、物理、材料、计算机等多学科,促进多学科交叉创新是神经康复技术发展的时代要求。如最新的纺织技术可将电极与布料结合制成功能电刺激服饰^[47],其美观、舒适性更适合在家庭、工作、日常生活中应用。国外研制的功能电刺激-机器人混合系统具有成本高、设备大、操作应用复杂等特点,在我国开展应用还有一定难度;软硬件和网络技术的不断革新,为我国功能电刺激设备朝便携、智能化发展提供了基础,医生依托互联网技术,线上远程指导控制的功能电刺激系统或许将在社区康复、家庭康复中应用。

综上,功能电刺激疗法优势与挑战并存,需进一步开展多中心、大样本的临床研究,进行多维度的机制研究,整合各学科先进技术,以促进康复医学创新发展。

参考文献

- [1] Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016[J]. *Lancet Neurol*, 2019, 18(5): 459—480.
- [2] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review[J]. *Lancet Neurol*, 2009, 8(8): 741—754.

- [3] Kwakkel G, Veerbeek JM, Van Wegen EE, et al. Constraint-induced movement therapy after stroke[J]. *Lancet Neurol*, 2015, 14(2): 224—234.
- [4] Howlett OA, Lannin NA, Ada L, et al. Functional electrical stimulation improves activity after stroke: a systematic review with meta-analysis[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2015, 96(5): 934—943.
- [5] Marquez-Chin C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review[J]. *Biomed Eng Online*, 2020, 19(1): 34.
- [6] Daly JJ, Wolpaw JR. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation[J]. *Lancet Neurol*, 2008, 7(11): 1032—1043.
- [7] 贾杰. “中枢-外周-中枢”闭环康复——脑卒中后手功能康复新理念[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(11): 1180—1182.
- [8] Sebastián-Romagosa M, Cho W, Ortner R, et al. Brain computer interface treatment for motor rehabilitation of upper extremity of stroke patients-A feasibility study[J]. *Front Neurosci*, 2020, 14: 591435.
- [9] Irimia DC, Cho W, Ortner R, et al. Brain-computer interfaces with multi-sensory feedback for stroke rehabilitation: A case study[J]. *Artif Organs*, 2017, 41(11): E178—e184.
- [10] Li M, Liu Y, Wu Y, et al. Neurophysiological substrates of stroke patients with motor imagery-based Brain-Computer Interface training[J]. *Int J Neurosci*, 2014, 124(6): 403—415.
- [11] Cincotti F, Pichiorri F, Aricò P, et al. EEG-based Brain-Computer Interface to support post-stroke motor rehabilitation of the upper limb[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012, 2012: 4112—4115.
- [12] Lee SH, Kim SS, Lee BH. Action observation training and brain-computer interface controlled functional electrical stimulation enhance upper extremity performance and cortical activation in patients with stroke: a randomized controlled trial[J]. *Physiother Theory Pract*, 2020, 7: 1—9.
- [13] Son JE, Choi H, Lim H, et al. Development of a flickering action video based steady state visual evoked potential triggered brain computer interface-functional electrical stimulation for a rehabilitative action observation game[J]. *Technol Health Care*, 2020, 28(S1): 509—519.
- [14] De Castro-Cros M, Sebastian-Romagosa M, Rodríguez-Serrano J, et al. Effects of gamification in BCI functional rehabilitation[J]. *Front Neurosci*, 2020, 14: 882.
- [15] Stinear C M, Lang C E, Zeiler S, et al. Advances and challenges in stroke rehabilitation[J]. *Lancet Neurol*, 2020, 19(4): 348—360.
- [16] Daly JJ, Cheng R, Rogers J, et al. Feasibility of a new application of noninvasive Brain Computer Interface (BCI): a case study of training for recovery of volitional motor control after stroke[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2009, 33(4): 203—211.
- [17] Vidaurre C, Blankertz B. Towards a cure for BCI illiteracy[J]. *Brain Topogr*, 2010, 23(2): 194—198.
- [18] Simon C, Bolton DAE, Kennedy NC, et al. Challenges and opportunities for the future of brain-computer interface

- in neurorehabilitation[J]. *Front Neurosci*, 2021, 15: 699428.
- [19] Khan MA, Das R, Iversen HK, et al. Review on motor imagery based BCI systems for upper limb post-stroke neurorehabilitation: From designing to application[J]. *Comput Biol Med*, 2020, 123: 103843.
- [20] Cunningham DA, Knutson JS, Sankarasubramanian V, et al. Bilateral contralaterally controlled functional electrical stimulation reveals new insights into the interhemispheric competition model in chronic stroke[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2019, 33(9): 707—717.
- [21] Knutson JS, Gunzler DD, Wilson RD, et al. Contralaterally controlled functional electrical stimulation improves hand dexterity in chronic hemiparesis: A randomized trial[J]. *Stroke*, 2016, 47(10): 2596—2602.
- [22] 黄吉莉, 马跃文. 对侧控制型功能性电刺激对偏瘫上肢功能的影响[J]. *中国医科大学学报*, 2017, 46(9): 821—824+829.
- [23] 茅矛, 郑瑜, 沈滢, 等. 对侧触发功能性电刺激促进早期脑卒中患者伸腕的随机对照研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2018, 33(2): 175—180+186.
- [24] Zheng Y, Mao M, Cao Y, et al. Contralaterally controlled functional electrical stimulation improves wrist dorsiflexion and upper limb function in patients with early-phase stroke: A randomized controlled trial[J]. *J Rehabil Med*, 2019, 51(2): 103—108.
- [25] 周亚飞, 陈庆珍, 李莹莹, 等. 基于双侧训练理论的对侧控制功能性电刺激治疗对偏瘫肩功能的影响[J]. *中国康复*, 2021, 36(7): 401—404.
- [26] Giuffrida JP, Crago PE. Reciprocal EMG control of elbow extension by FES[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2001, 9(4): 338—345.
- [27] Zhou YX, Wang HP, Cao XP, et al. Electromyographic Bridge-a multi-movement volitional control method for functional electrical stimulation: prototype system design and experimental validation[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2017, 2017: 205—208.
- [28] Osuagwu BAC, Whicher E, Shirley R. Active proportional electromyogram controlled functional electrical stimulation system[J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 21242.
- [29] 刘健, 游伟星, 孙栋. 功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者肩关节半脱位及上肢运动功能的作用[J]. *第一军医大学学报*, 2005(8): 1054—1055.
- [30] 谢晶军, 李金霞, 孙琦. 经皮穴位电刺激治疗脑卒中后上肢功能障碍的随机对照研究[J]. *中国中医基础医学杂志*, 2019, 25(7): 969—971.
- [31] 陈瑶, 王鹤玮, 项育枝, 等. 低频经皮穴位电刺激在社区脑卒中上肢手功能康复中的近期疗效分析[J]. *中国康复*, 2019, 34(12): 669—672.
- [32] 王东岩, 矫梦璐, 冯丽媛, 等. 屈伸肌交替法低频穴位电刺激治疗脑卒中后手功能障碍临床研究[J]. *针灸临床杂志*, 2020, 36(1): 33—36.
- [33] 范茂春, 徐显煌, 古子文, 等. 脑卒中后手功能障碍治疗中电针与低频穴位电刺激治疗效果比较分析[J]. *云南中医中药杂志*, 2021, 42(3): 66—68.
- [34] Blickenstorfer A, Kleiser R, Keller T, et al. Cortical and subcortical correlates of functional electrical stimulation of wrist extensor and flexor muscles revealed by fMRI[J]. *Hum Brain Mapp*, 2009, 30(3): 963—975.
- [35] Hara Y, Obayashi S, Tsujiuchi K, et al. The effects of electromyography-controlled functional electrical stimulation on upper extremity function and cortical perfusion in stroke patients[J]. *Clin Neurophysiol*, 2013, 124(10): 2008—2015.
- [36] Ertelt D, Small S, Solodkin A, et al. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke[J]. *Neuroimage*, 2007, 36(Suppl 2): T164—173.
- [37] Nierhaus T, Vidaurre C, Sannelli C, et al. Immediate brain plasticity after one hour of brain-computer interface (BCI)[J]. *J Physiol*, 2021, 599(9): 2435—2451.
- [38] Reynolds C, Osuagwu BA, Vuckovic A. Influence of motor imagination on cortical activation during functional electrical stimulation[J]. *Clin Neurophysiol*, 2015, 126(7): 1360—1369.
- [39] Wu Q, Yue Z, Ge Y, et al. Brain functional networks study of subacute stroke patients with upper limb dysfunction after comprehensive rehabilitation including bci training[J]. *Front Neurol*, 2019, 10: 1419.
- [40] Yuan K, Chen C, Wang X, et al. BCI Training Effects on Chronic Stroke Correlate with Functional Reorganization in Motor-Related Regions: A Concurrent EEG and fMRI Study[J]. *Brain Sci*, 2021, 11(1): 56.
- [41] Takeoka A, Vollenweider I, Courtine G, et al. Muscle spindle feedback directs locomotor recovery and circuit reorganization after spinal cord injury[J]. *Cell*, 2014, 159(7): 1626—1639.
- [42] Yochum M, Binczak S, Bakir T, et al. A mixed FES/EMG system for real time analysis of muscular fatigue[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010, 2010: 4882—4885.
- [43] Krueger-Beck E, Scheeren EM, Nogueira-Neto GN, et al. Optimal FES parameters based on mechanomyographic efficiency index[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010, 2010: 1378—1381.
- [44] Bittencourt J, Velasques B, Machado S, et al. Changes of somatomotor and parietal regions produced by different amounts of electrical stimulation[J]. *Neurosci Lett*, 2010, 469(1): 150—154.
- [45] Velasques B, Cunha M, Machado S, et al. Changes in slow and fast alpha bands in subjects submitted to different amounts of functional electrostimulation[J]. *Neurosci Lett*, 2008, 441(2): 149—152.
- [46] De Marchis C, Santos Monteiro T, Simon-Martinez C, et al. Multi-contact functional electrical stimulation for hand opening: electrophysiologically driven identification of the optimal stimulation site[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2016, 13: 22.
- [47] Moineau B, Marquez-Chin C, Alizadeh-Meghbrazi M, et al. Garments for functional electrical stimulation: Design and proofs of concept[J]. *J Rehabil Assist Technol Eng*, 2019, 6: 2055668319854340.