

- in healthy adults using transcranial direct current stimulation [J]. Neuroimage, 2014, 85(2): 895—908.
- [51] Dietz V. Behavior of spinal neurons deprived of supraspinal input[J]. Nat Rev Neurol, 2010, 6(3): 167—74.
- [52] Hubli M, Bolliger M, Dietz V. Neuronal dysfunction in chronic spinal cord injury[J]. Spinal Cord, 2011, 49(5): 582—587.
- [53] Siskin BF, Fowler I, Barr EJ, et al. The threshold quantity of nerve required to induce limb regeneration in the chick embryo[J]. J Neurosci Res, 1984, 12(4): 623—632.
- [54] Diaz-Rios M, Guertin PA, Rivera-Oliver M. Neuromodulation of Spinal Locomotor Networks in Rodents[J]. Curr Pharm Des, 2017, 23(12): 1741—1752.
- [55] Stein PSG. Central pattern generators in the turtle spinal cord: selection among the forms of motor behaviors[J]. J Neurophysiol, 2018, 119(2): 422—440.
- [56] Dimitrijevic MR, Spencer WA, Trontelj JV, et al. Reflex effects of vibration in patients with spinal cord lesions[J]. Neurology, 1977, 27(11): 1078—1086.
- [57] Christiansen L, Perez MA. Targeted-plasticity in the corticospinal tract after human spinal cord injury[J]. Neurotherapeutics, 2018, 15(3): 618—627.
- [58] Anne-Lise P, Yves N, Felix S, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation improves open field locomotor recovery after low but not high thoracic spinal cord compression-injury in adult rats[J]. Journal of Neuroscience Research, 2004, 75(2): 253—261.
- [59] Cullen C L, Young K M. How does transcranial magnetic stimulation influence glial cells in the central nervous system?[J]. Frontiers in Neural Circuits, 2016, 10:26.
- [60] Yamanaka K, Kadota H, Nozaki D. Long-latency TMS-evoked potentials during motor execution and inhibition[J]. Front Hum Neurosci, 2013, 7: 751.
- [61] Luber B, Lisanby SH. Enhancement of human cognitive performance using transcranial magnetic stimulation (TMS) [J]. Neuroimage, 2014, 85: 961—970.

## ·综述·

# 基于脑电图的脑机接口在肢体康复中的应用进展\*

常琪<sup>1</sup> 单新颖<sup>1,2,3</sup> 毕胜<sup>2,3,4</sup>

目前,意外或多种疾病都有可能造成大脑无法控制身体,从而损伤自主运动的能力<sup>[1]</sup>,使人们面临着丢失全部或部分运动功能的危险<sup>[2]</sup>。近年来,发生残疾和运动功能受损的人数一直在增加,脑卒中是造成这些问题最普遍的因素<sup>[3]</sup>。尽管有各种治疗方法,仍有40%的脑卒中幸存者有运动功能损伤。上肢和手的功能缺失会导致患者缺乏独立生活的能力,生存质量严重下降<sup>[4]</sup>。现今有各种各样的康复技术应用于运动功能损伤<sup>[2]</sup>,但是脑卒中引发的严重且持久的运动功能受损,有用功能的恢复是非常有限的。传统的物

理治疗的方法主要依赖于残留的运动能力,因而在运动功能严重损伤的患者中使用受限<sup>[5]</sup>。并且传统的脑卒中康复训练无法充分调动患者的兴趣,导致患者主动康复的意图不明显,大大降低康复的治疗效果。因此,越来越多的研究人员致力于结合各种新技术从而更好地帮助脑卒中患者恢复运动功能。

人类大脑是一个复杂的动态系统,大量的研究人员致力于用计算机来控制 and 收集它的信息处理过程<sup>[6]</sup>,促进了脑机接口(brain computer interface, BCI)技术的进一步发展。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.12.018

\*基金项目:北京市青年骨干人才项目(2016000026825G306);中央级公益性科研院所基本科研业务费(2017)

1 北京航空航天大学生物与医学工程学院,北京,100191; 2 国家康复辅具研究中心; 3 北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室; 4 通讯作者

作者简介:常琪,女,硕士研究生; 收稿日期:2018-03-25

在运动功能受损的患者中,由于运动想象和运动执行之间连接受阻,导致正常的运动功能无法实现。脑机接口作为一种新型智能交互方式,无需采用常规的肢体神经肌肉接触便能实现人与外界机器设备的直接信息交互,让“思想”变成“行动”<sup>[7-8]</sup>,使得运动功能受损的患者恢复部分运动功能的这一设想变得可能。本文将综述基于脑电图(electroencephalograph, EEG)的脑机接口在肢体康复中的应用。

## 1 脑机接口

脑机接口是一种不依赖于脑的正常通路,即大脑—中枢神经系统—外周神经—骨骼肌,只通过脑电信号来实现人脑与计算机或其他外围设备的控制和通讯的方法。脑机接口可以收集脑活动的EEG信号,并且能够实时地处理他们,给用户提供一个脑部发生的处理过程的反馈<sup>[9]</sup>,这为脑机接口的研究提供了理论和生理基础<sup>[10]</sup>。BCI分为直接式和间接式两种<sup>[11]</sup>。直接式是指将植入式的电极直接插入脑,从确定神经元上读取脑电信号。虽然其测量信号更强且更准确,但是这种脑机接口方式有创,且安全性较低、成本较高。间接、无创的头皮测量技术对人体安全无害<sup>[11]</sup>,这种非侵入的获得脑电信号的方法,由于能够实现对人体的无损测量,受到越来越多的研究者的重视。

脑机接口研究采用多种脑功能测量技术获取大脑皮层功能活动信息,如脑电、功能性核磁共振和功能性近红外光谱技术<sup>[12-14]</sup>都已成功实现非侵入脑机接口技术<sup>[15]</sup>,只通过脑生理信号来实现人脑与计算机或其他外围设备的控制和通讯。

应用于脑机接口的电位主要包括基于运动想象的 $\mu$ 节律和 $\beta$ 波、稳态视觉诱发电位和事件相关电位P300<sup>[16-19]</sup>。运动想象可以理解为一个运动的计划<sup>[20]</sup>,研究发现运动想象兴奋的脑区与自主运动兴奋的脑区相似<sup>[21]</sup>,运动想象相关的 $\mu/\beta$ 节律,可以由主体主动调制,已被广泛用于基于EEG的脑机接口<sup>[22-23]</sup>。运动想象疗法是一种新的康复手段,简单易行,需材简单,是一种很有前景的辅助治疗方法<sup>[24]</sup>。因此,运动想象的训练很有可能成为运动功能康复的一个有效途径,对上肢功能严重损伤的患者越来越重要<sup>[20]</sup>。P300电位由具有一定时间间隔的小概率事件刺激诱发,是刺激发生后300ms左右的一个正波。基于P300电位的脑机接口系统,因其识别准确率高,信息传输率快,常被用于拼写系统<sup>[25]</sup>。

通过获得基于运动想象、视觉诱发电位或事件相关电位所获得的脑电信号,可以提高脑电信号的提取率。且对于脑电信号的分析,可以了解到患者的康复意识,这种方法能够进一步提高患者主动康复的积极性。BCI系统可以将电生理的脑活动转换成控制信号<sup>[26]</sup>,并且能够将这样的意识处理转化成一种量化的测量,将其反馈给治疗师或者用户<sup>[27]</sup>。脑机接口的出现向大脑思维正常但有肢体运动功能障碍的

肢体瘫痪患者,提供了一种提取和识别脑活动的真实意图,并输出信号操控外界设备的方式<sup>[28]</sup>。因此一直被用来作为严重运动残疾患者运动功能恢复的工具,或者帮助他们与环境进行交流<sup>[11]</sup>。现如今这种以EEG为基础的BCI系统能够结合在一些相对廉价的设备中,使它更可能应用于康复领域<sup>[26]</sup>。

## 2 基于EEG的脑机接口对外围设备的控制

### 2.1 基于EEG的脑机接口对上肢功能电刺激系统的控制

脑机接口系统能够驱动功能电刺激(functional electrical stimulation, FES)系统,使得运动意图和感觉知觉之间形成一个闭环系统,最终实现患者通过自主意识重新学习获得受损的运动功能<sup>[27]</sup>。脑机接口与功能电刺激的结合不仅能够实现对电刺激的一种实时的控制,而且能够实现对于电流的刺激顺序和刺激强度的控制,使得肢体瘫痪的患者能够恢复一定的运动功能。因此越来越多的研究人员开始关注功能电刺激系统在康复领域中的应用<sup>[29]</sup>。

Martin等<sup>[26]</sup>将包含脑机接口和半主动矫正器的功能电刺激系统用于恢复四肢瘫痪患者的手、指及肘的功能。在患者能够使用BCI-FES系统之前他们首先要进行BCI和FES系统的训练,他们先使用功能电刺激训练控制手、指及肘运动的肌肉,直到肌肉的力量以及耐疲劳程度足够通过功能电刺激系统达到相应的手功能。之后进行脑机接口的训练,由头皮电极所获得的脑电信号需要经过预处理,特征提取以及特征分类来获得患者的康复意图。脑机接口的训练为了能够正确处理识别出频带能量特征,提高分类器的准确率。该系统对脑机接口的控制采用了共享控制原则,即由基于运动想象的脑电信号和肩位置感受器共同控制。

之前对于脑机接口驱动功能电刺激系统的研究中并没有考虑传入感觉通路的结合,因此没有测量脑对于FES系统的回应。但是对于脊髓损伤的患者来说,感觉运动皮质对于FES系统反应是成功完成康复过程的重要前提。因此Alexandra等<sup>[21]</sup>研究了使用脑机接口来驱动功能电刺激系统,不像之前的依赖于内部激发节律与外部诱导节律的结合,该系统完全以内部激发节律为基础,不需要额外的设备创造EEG电节律来完成开或关的控制。为了能够完全依靠被试者来控制功能电刺激系统的驱动或抑制,该系统的开或关以两种自发的脑电节律来控制,即感觉运动节律和枕骨 $\alpha$ 节律。 $\alpha$ 节律是一种广泛分布的节律,但主要分布在枕区,而 $\mu$ 节律主要分布在皮质中央区域,与运动的准备和执行有关。 $\mu$ 节律和 $\beta_2$ 节律(16—24Hz)就叫做感觉运动节律。此外,该实验还发现,在运动想象期间,加入视觉反馈会伴随着4倍的脑反应强度的增加。

Cincotti等<sup>[9]</sup>研究了以EEG为基础的BCI对于脑卒中患

者上肢运动康复的效果,他们发现用BCI可以实时地获得脑活动,并且将运动想象的信息进行量化测量反馈给用户,以此可以评估患者康复意识的主动参与性,能够更有效地帮助患者训练运动想象。除了EEG信号之外,Cincotti<sup>[9]</sup>还结合了肌电图(electromyography, EMG)信号,实现了多模式控制<sup>[30]</sup>,通过对两种信号的共同处理与分类,只有当运动皮质和生理肌肉同时发生运动信号时,混合调制才会驱动FES。这样一个BCI系统可以提高脑的运动区域的参与性和由于脑血管疾病造成的受损神经的可塑性。

刘小曼等<sup>[31]</sup>研究了基于运动想象的脑机交互康复训练新技术对于脑卒中患者大脑可塑性的影响,发现经BCI-FES系统训练一个月后,患者左手最快抓握速度提高。急性期患者的自我恢复及康复训练后,大脑重塑表现为病灶对侧大脑对病灶同侧大脑运动功能的代偿,经系统训练1个月之后,病灶同侧大脑运动功能有所恢复,且病灶对侧的泛化激活减少,大脑的控制精准度提高。这说明BCI系统可以促进脑卒中患者的中枢神经重塑<sup>[5]</sup>,应用于脑卒中患者的康复训练是可行的。

## 2.2 基于EEG的脑机接口对下肢功能电刺激系统的控制

Mitsuru等<sup>[29]</sup>采用了基于事件相关去同步(event-related desynchronization, ERD)的FES系统。当 $\beta$ 带的能量低于阈值时,ERD就会出现,随着主要皮质运动区域观察到的反映运动意图的ERD出现,功能电刺激的电流强度会逐步增加,而当ERD消失的时候,电流会逐步减少。该实验还进行了ERD调制的FES系统与无ERD调制的FES系统的对照实验,在无ERD调制的系统中,FES的刺激是与运动意图无关的两个梯形波来控制的。选用梯形波的原因是由于在有ERD控制的FES系统中,电流的强度是逐步增加的,所以为达到二者的匹配,对照组采用了梯形波。结果发现,经训练后两组患者EMG的强度都会增加,踝关节的最大运动范围也都会增加,但是有ERD调制的FES系统的最大运动范围要大于无ERD调制系统。

Do AH等<sup>[32]</sup>利用以EEG为基础的BCI和FES系统在健康被试者中实现用脑来直接控制足背屈。利用BCI-FES系统调制来控制对侧足部的背屈与休息的状态,实验发现位于中央区域(如电极Cz)的 $\beta$ 频带的EEG能量的变化对于分类器来说是最好分类的特征信息。在健康被试者中,采用对侧区域的EEG信号来对FES系统进行控制,但此系统应用于患者中,由于患者对侧神经受损,可能不足以获得足够的分类信息,则需要获得患者同侧的EEG信号进行控制,但此结论需要进一步的研究证实。

Christine等<sup>[33]</sup>也研究了脑机接口与功能电刺激对下肢功能损伤的康复效果。Christine<sup>[33]</sup>利用脑机接口和功能电刺激设备来实现步行功能的康复。试验过程首先要进行BCI训

练以达到能够正确判别行走与休息的两种状态并进行校准,进行FES训练使患者能够获得足够的肌肉力量与持久性来支撑患者行走的需要。试验发现被试者C3、C4和Cz、CPz电极上的低 $\beta$ (13—20Hz)和高 $\beta$ (20—30Hz)频带信号是最有用的特征信息。

## 2.3 基于EEG的脑机接口对外骨骼装置的控制

脑机接口除了可以应用在BCI-FES系统之外,还可以实现人脑与计算机或其他外围设备的控制和通讯,这些技术的组合使用有利于脑卒中后运动恢复。由于脑机接口和功能电刺激系统的结合可能会引发肌肉的快速疲劳,而这种肌肉疲劳会大大降低康复治疗的效果,所以脑机接口也可以应用于控制外骨骼机器人装置,从而避免发生类似的疲劳现象<sup>[34—36]</sup>。机器人装置通常应用外部机械力量来驱动关节运动,脑机接口通过获得人脑的EEG信号,处理分析后控制机器人装置以达到运动康复的效果<sup>[9]</sup>。

Enrique等<sup>[3]</sup>研究了一个将上肢外骨骼、功能电刺激和脑机接口结合起来的系统用于提高康复治疗的效果。该系统使用了被动运动的上肢外骨骼ArmeoSpring,运动的执行是由以EEG为基础的脑机器接口来引发的。试验采用了两种方式对系统进行控制,方式一是通过运动想象任务分类,方式二则是对运动意图的察觉。以FES为基础的治疗方式通过被试者自己的肌肉来进行运动,这种非生理的运动会引起肌肉的快速疲劳,大大降低治疗效果。而外骨骼机器设备能够应用外部力量驱动关节运动,补偿这一缺点,辅助运动的执行。机器设备的引入还可以克服重力的影响,避免为克服重力刺激肌肉所产生的不舒适感。

唐智川等<sup>[37]</sup>研究了基于深度卷积神经网络的运动想象分类及其在脑控外骨骼中的应用,该研究创新性地采用了一种新的特征提取与特征分类的方式——基于深度学习理论的卷积神经网络(convolutional neural network, CNN),并将其与之前普遍采用的其他三种特征提取与分类的方法进行了比较,即功率值和支持向量机(support vector machines, SVM)结合、共空间模式(common spatial pattern, CSP)和SVM结合以及磁共振血管成像(magnetic resonance angiography, MRA)与线性分类器(linear discriminant analysis, LDA)结合的方法。研究针对脑电信号的时间与空间特征,设计了一个5层的CNN结构来进行运动想象的特征提取与分类。唐智川等<sup>[37]</sup>将该方法与其他三种方法共同应用于公共数据集和基于想象左右手运动和脚运动实验范式获得的试验数据集中,结果发现卷积神经网络的方法应用在公共数据集和试验数据集的平均识别率高于其他三种方法,且将基于卷积神经网络的脑机接口的方法应用于实时控制上肢康复外骨骼,验证了卷积神经网络的可行性,为脑机接口技术增添了新的方法。

#### 2.4 基于 EEG 的脑机接口对其他外围设备的控制

随着科学技术的发展,通过对脑机接口获得的 EEG 信号进行分析,除了可以控制功能电刺激系统、机器人装置之外,还可以实现与 VR 技术的结合,或者实现对机器人、轮椅等其他外围设备的控制。

张桃等<sup>[38]</sup>研究了基于运动想象脑机接口的手功能康复系统设计,该研究将基于运动想象的脑机接口与虚拟现实技术结合,该设计使用虚拟现实技术模拟现实场景,建立 3D 任务模型,实现了 3D 人物手部的精细运动,通过处理被试者 EEG 信号,控制 3D 人物实现左右手握拳动作。实验结果发现,离线训练系统 5 例被试的平均反应正确率为 72%,而通过在线更新系统提供动作视频的反馈之后,5 例被试者平均反应正确率为 78%,较离线系统有所提高。将脑机接口技术与虚拟现实技术相结合,可以给被试者带来一种身临其境的感觉,模拟真实运动,并且可以给被试呈现出正确与否的更为直观的反馈,对训练被试者运动想象很有帮助。

谢松云等<sup>[39]</sup>研究了采用无需外界刺激的意识任务诱发特征 EEG,通过便携式脑电设备采集 EEG,经过特征提取与指令分类,实现对机器人的控制。该研究设计了离线训练系统,满足被试意识任务所需要的大量训练,且研究了意识任务下 EEG 处理方法,基于局部事件相关的滤波器组共空间模式算法,计算出每个被试特定的空间滤波器投影矩阵与分类器模型,来解决 EEG 信噪比较低的问题。最后设计了在线机器人脑控系统,利用想象左手运动、想象右手运动、想象单词生成分别控制机器人左转、右转与前进,利用眨眼信号控制机器人停止。该研究的实验结果表明,从准确率、舒适度两方面来看,基于意识任务的机器人脑控系统有效实现了机器人的控制。该研究结果发现机器人脑控系统准确率达到 78.3%,响应时间控制为 3s,被试成功通过意识任务越过障碍物,完成预设的路线。

高诺等<sup>[40]</sup>研究了基于稳态视觉诱发电位脑机接口的智能轮椅系统,采用典型相关分析实时提取脑电信号,并产生控制信号,提高信号传输率与分析速度。该轮椅利用了基于麦克纳姆轮的全方位移动系统,不用考虑左转、右转及转弯角度的问题,避免了传统轮椅转弯角度不好控制的问题。经过 6 例被试对该系统的在线实验,证明该研究提出的智能轮椅运动系统可以较为准确地分析用户所发出的控制命令,并且可以在不考虑转弯及转弯角度的前提下,按照用户意图将智能轮椅运动到平面的任意位置,为智能轮椅的运动提供了一个行之有效的方案。

### 3 小结和展望

随着脑电图、功能磁共振技术、近红外光谱技术的发展,脑机接口技术对脑生理信号的采集更加准确,信噪比提高,

使得脑机接口技术可以更好地应用于康复系统中。脑机接口技术的发展,使得多模式控制以及脑机接口技术与其他技术的结合逐渐出现在康复系统中。本文综述了基于 EEG 的脑机接口技术在肢体康复系统中的应用,选取了 12 篇脑机接口在康复系统中应用的实例,其中包含仅由脑电信号控制的单一模态的脑机接口,也包含了由脑电信号与肌电共同控制的多模态脑机接口,还包括脑机接口技术与功能电刺激系统、外骨骼系统以及虚拟现实技术的结合,这些系统都有效地验证了脑机接口技术与不同技术结合在康复医学方面的巨大前景。未来的研究可以将以脑机接口为基础的康复器材逐步应用到康复治疗中,使得脑机接口技术更好地应用于患者的日常康复训练之中,提高康复治疗效果。

#### 参考文献

- [1] Hochberg LR, 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—375.
- [2] Kim YJ, Park SW, Yeom HG, et al. A study on a robot arm driven by three-dimensional trajectories predicted from non-invasive neural signals[J]. *Biomed Eng Online*, 2015, 14(1):81.
- [3] Hortal E, Planelles D, Resquin F, et al. Using a brain-machine interface to control a hybrid upper limb exoskeleton during rehabilitation of patients with neurological conditions [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2015, 12(1):92.
- [4] Ang KK, Guan C, Phua KS, et al. Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke[J]. *Front Neuroeng*, 2014, (7):30.
- [5] Kraus D, Naros G, Bauer R, et al. Brain-robot interface driven plasticity: Distributed modulation of corticospinal excitability[J]. *Neuroimage*, 2016, 125(125):522—532.
- [6] Morimoto J, Kawato M. Creating the brain and interacting with the brain: an integrated approach to understanding the brain[J]. *J R Soc Interface*, 2015, 12(104):20141250.
- [7] 郭亿,王仲朋,蔡宏志,等.面向运动想象脑-机接口的样本筛选在线分类器更新策略研究[J]. *航天医学与医学工程*, 2018, 31(1): 43—48.
- [8] Pichiorri F, Morone G, Petti M, et al. Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery [J]. *Ann Neurol*, 2015, 77(5):851—865.
- [9] Cincotti F, Pichiorri F, Aricò P, et al. EEG-based Brain-Computer Interface to support post-stroke motor rehabilitation of the upper limb[J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012, (2012):4112—4115.
- [10] 王平.基于稳态视觉诱发电位和想象运动的多模态脑机接口

- 技术研究[D].天津:河北工业大学,2015.
- [11] 李颖洁,邱意弘,朱贻盛.脑电信号分析方法及其应用[M].北京:科学出版社,2009.
- [12] 焦学军,姜劲,潘津津,等.基于fNIRS技术的脑机接口研究[J].天津大学学报(自然科学与工程技术版),2017,50(5):527—535.
- [13] Yin X, Xu B, Jiang C, et al. A hybrid BCI based on EEG and fNIRS signals improves the performance of decoding motor imagery of both force and speed of hand clenching[J]. *J Neural Eng*, 2015, 12(3):35—43.
- [14] 张丹,李佳蔚.探索思维的力量:脑机接口研究现状与展望[J].科技导报,2017,35(9):62—67.
- [15] Chen X, Wang Y, Nakanishi M, et al. High-speed spelling with a noninvasive brain-computer interface[J]. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2015, 112(44):6058—6067.
- [16] 董恩增,郭光瑞,陈超.基于稳态视觉诱发电位的在线脑机接口研究[J].计算机工程与应用,2017,53(3):154—159.
- [17] 马征,邱天爽.视觉ERP脑机接口中实验范式的研究进展[J].中国生物医学工程学报,2016,35(1):96—104.
- [18] Xu M, Jia Y, Qi H, et al. Use of a steady-state baseline to address evoked vs. oscillation models of visual evoked potential origin[J]. *Neuroimage*, 2016, (134):204—212.
- [19] 童基均,李琳,林勤光,等.采用平滑伪Wigner-Ville分布的SS-VEP脑机接口系统[J].浙江大学学报(工学版),2017,51(3):598—604.
- [20] Bauer R, Fels M, Vukelić M, et al. Bridging the gap between motor imagery and motor execution with a brain-robot interface[J]. *Neuroimage*, 2015, (108):319—327.
- [21] Vučković A, Wallace L, Allan DB. Hybrid brain-computer interface and functional electrical stimulation for sensorimotor training in participants with tetraplegia: a proof-of-concept study[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2015, 39(1):3—14.
- [22] Yu T, Xiao J, Wang F, et al. Enhanced motor imagery training using a hybrid BCI with feedback[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2015, 62(7):1706—1717.
- [23] Naros G, Gharabaghi A. Reinforcement learning of self-regulated  $\beta$ -oscillations for motor restoration in chronic stroke[J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, (9):391.
- [24] 高家欢,胡昔权.运动想象在脑卒中上肢功能康复的应用进展[J].中国康复理论与实践,2017,23(9):1060—1063.
- [25] 孙红艳,金晶,张宇,等.基于人脸范式的P300拼写系统的参数优化[J].中国生物医学工程学报,2018,37(1):25—32.
- [26] Rohm M, Schneiders M, Müller C, et al. Hybrid brain-computer interfaces and hybrid neuroprostheses for restoration of upper limb functions in individuals with high-level spinal cord injury[J]. *Artif Intell Med*, 2013, 59(2):133—142.
- [27] Comani S, Velluto L, Schinaia L, et al. Monitoring neuro-motor recovery from stroke with high-resolution EEG, robotics and virtual reality: A proof of concept[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2015, 23(6):1106—1116.
- [28] Shi T, Wang H, Zhang C. Brain computer interface system based on indoor semi-autonomous navigation and motor imagery for unmanned aerial vehicle control[J]. *Expert Syst App*, 2015, 42(9):4196—4206.
- [29] Takahashi M, Takeda K, Otaka Y, et al. Event related desynchronization-modulated functional electrical stimulation system for stroke rehabilitation: a feasibility study[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2012, 9(1):56.
- [30] Li Yuanqing, Pan Jiahui, Long Jingyi, et al. Multimodal BCIs: target detection, multidimensional control, and awareness evaluation in patients with disorder of consciousness [J]. *P IEEE*, 2015, 104(2) : 332—352.
- [31] 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
- [32] Do AH, Wang PT, King CE, et al. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation system for ankle movement[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2011, 8(1):49.
- [33] King CE, Wang PT, McCrimmon CM, et al. Brain-computer interface driven functional electrical stimulation system for overground walking in spinal cord injury participant[J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2014, (2014):1238—1242.
- [34] Tang Z, Sun S, Zhang S, et al. A brain-machine interface based on ERD/ERS for an upper-limb exoskeleton control [J]. *Sensors (Basel)*, 2016, 16(12):2050.
- [35] García-Cossio E, Severens M, Nienhuis B, et al. Decoding sensorimotor rhythms during robotic-assisted treadmill walking for brain computer interface(BCI) applications[J]. *PLoS One*, 2015, 10(12):e0137910.
- [36] Brauchle D, Vukelić M, Bauer R, et al. Brain state-dependent robotic reaching movement with a multi-joint arm exoskeleton: combining brain-machine interfacing and robotic rehabilitation[J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, (9):564.
- [37] 唐智川,张克俊,李超,等.基于深度卷积神经网络的运动想象分类及其在脑控外骨骼中的应用[J].计算机学报,2017,40(6):1367—1378.
- [38] 张桃,杨帮华,段凯文,等.基于运动想象脑机接口的手功能康复系统设计[J].中国康复理论与实践,2017,23(1):4—9.
- [39] 谢松云,段绪,冯怀北,等.基于意识任务的机器人脑控系统[J].西北工业大学学报,2017,35(1):116—120.
- [40] 高诺,翟文文,鲁加兴,等.基于稳态视觉诱发电位脑机接口的智能轮椅系统研究[J].生物医学工程研究,2018,(1):6—10.