

基于下肢运动想象的脑电节律研究*

魏聪惠^{1,2} 刘绍文^{1,2} 单新颖² 罗 军^{1,3}

摘要

目的:通过脑电节律探究健康人下肢运动想象机制。

方法:选择20例健康被试完成下肢运动想象任务,对采集的脑电数据选择C3、C4、Cz通道分析其事件相关电位(event related potential, ERP)和事件相关去同步化与同步化(event-related desynchronization and synchronization, ERD/ERS)。

结果:①左右下肢运动想象在C3、Cz、C4产生几乎相同的ERP模式,左右下肢Cz通道波峰潜伏期为230ms,C3通道潜伏期为250ms,C4通道潜伏期为260ms,两侧下肢运动想象均能诱发P300;②左侧下肢ERP均值在C3通道高于C4通道,右侧下肢ERP均值在C4通道高于C3通道;③无论是C3通道还是C4通道,单侧通道左右下肢运动想象均表现为ERD,两侧下肢想象运动ERD α 频段较 β 频段明显。

结论:左右下肢运动想象在两侧半球产生几乎相同的ERP模式和ERD,但下肢运动想象ERP均值出现同侧化。下肢运动想象诱发的P300可能和运动想象的注意和意图相关。本文研究成果可为下肢运动想象的脑机接口(brain-computer interface, BCI)设计开发提供有价值信息。

关键词 脑电图;运动想象;事件相关电位;事件相关去同步化与同步化

中图分类号:R493 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2022)-06-0737-06

Study on electroencephalogram rhythm based on lower limb motor imagery/WEI Conghui, LIU Shaowen, SHAN Xinying, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2022, 37(6):737—742

Abstract

Objective: To explore the lower limbs motor imagination mechanism in healthy people by EEG rhythms.

Method: Twenty healthy subjects were selected to complete the lower limbs motor imaging tasks. EEG and ERP from C3, C4, Cz were picked and their ERP and event-related desynchronization and synchronization (ERD/ERS) were analyzed.

Result: ①Both lower limbs motor imagination evoked almost the same ERP patterns in C3,Cz,and C4 channels. The Cz channel peak latency of lower limbs motor imagination is 230ms,the C3 channel peak latency is 250ms and the C4 channel peak latency is 260ms;②The ERP of the left lower limb motor imaging in the C3 channel is higher than the C4 channel, and the ERP of the right lower limb in the C4 channel is higher than in the C3 channel;③No matter in the C3 channel or the C4 channel,the lower limbs motor imagination presents ERD, and the lower limbs motor imagination ERD in α frequency band is more obvious than in β frequency band.

Conclusion: The lower limbs motor imagination presented almost the same ERP pattern and ERD in both hemispheres, However, the mean ERP of lower limbs motor imaging appears ipsilateral. P300 of lower limbs motor imagination may be related to the attention and intention. The research results can provide valuable information for the design and development of brain-computer interface for lower limb motor imagery.

Author's address Dept. of Rehabilitation Medicine, Second Affiliated Hospital of Nanchang University, Nan-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2022.06.003

*基金项目:国家重点研发计划项目(2020YFC2005801)

1 南昌大学第二附属医院康复医学科,江西省南昌市,330006; 2 国家康复辅具研究中心; 3 通讯作者

第一作者简介:魏聪惠,男,硕士研究生; 收稿日期:2021-02-19

chang, 330006

Key word electroencephalogram; motor imagery; event-related potentials; event-related desynchronization and synchronization

运动想象是一种内在的运动刺激,大脑仅有运动意图,但并不实际执行,反映人们对动作的期望以及对即将发生的真实动作的预演^[1]。对于日常生活的常规动作,人体的运动神经元和运动皮层已经存储了这个运动模式,运动想象遵循已有的运动记忆模式,通过特定通路,产生心理运动过程。磁共振表明,运动想象和运动执行存在运动区的重叠^[2],但磁共振仅是从解剖层面解释了运动想象作用基础,而且其时间分辨率不高,脑电高时间分辨率为研究运动想象机制提供了一个新途径。

脑电信号是大脑皮层神经元突触后电位的综合,功能性脑共振认为可以把脑电看作突触功能随情景敏感而变化的特征,而这种突触功能是脑内协调动力学和信息交流的基础^[3-4]。脑电节律信息含量丰富,它代表了它所实现的细胞过程和细胞间过程,脑的状态、定位、合作活动的形式^[5]。用刺激的方法能够引起大脑皮层电活动,这种电位称为诱发电位(evoked potential, EP或event-related potentials, ERP)。运动想象脑电研究表明,运动想象和运动执行都能诱发明显的ERP^[5],ERP和事件相关去同步化与同步化(event-related desynchronization and synchronization, ERD/ERS)是大脑神经元响应的不同现象,前者是锁相的,后者是非锁相的^[6]。ERP具有很大的个体差异,对同一个心理过程,因为个体的认知和所处环境波形和波幅都会有很大的变化,ERD/ERS具有高频特异性,头皮不同位置都可以同时显示ERD/ERS^[6]。

脑机接口(brain-computer interface, BCI)是一种基于脑电信号来实现人脑与计算机或其他电子设备间通讯和控制的系统,它是一个不依靠外周神经和肌肉组织等通常的大脑输出通道的通信系统。换言之,BCI是在人脑与计算机之间建立的直接交流和控制通道,通过这种通道,人就可以直接通过脑来表达想法或操纵设备,而不需要语言或肢体动作。利用肢体运动想象感觉运动节律(sensorimotor rhythm, SMR)的BCI实现了运动想象产生的感觉运动节律与外部设备之间直接进行通信和控制^[7]。SMR主要集中在 α (8—13Hz)、 β (13—30Hz)和 γ

(30—100Hz)节律,每一个肢体运动都会在SMR产生特定的 α 特征^[8]。 α 节律是一种广泛分布的节律,但主要分布在枕区^[9],Muller GR等^[10]利用运动想象脑电节律现象,开展了一系列BCI项目研究,瘫痪病人在家中使用BCI系统进行训练,试验采用basket反馈范例,要求受试者通过左右手运动想象来控制屏幕上匀速下落的小球的水平移动方向,最终使小球击中屏幕下方的目标靶。国内天津大学的万柏坤等^[11]也对运动想象脑电节律进行了较深入研究,设计了基于睁眼/闭眼时 α 波阻断现象的实时BCI系统,可以控制小车运动。

上肢代表区在皮层分布范围广并且呈现偏侧化,这使得上肢运动空间分辨比下肢明显。研究表明,当我们想象左手在运动时,我们右半脑的运动皮层就会出现 μ (7—12Hz)节律成分的降低;同样,当我们想象我们的右手在运动时,我们左半脑的运动皮层就会出现类似的变化^[12]。上肢运动想象 μ ERD与感觉运动皮质相关,在 μ ERD研究中,在准备运动时, μ ERD主要出现在头皮对侧感觉运动区域;当运动开始后ERD则扩展分布到双侧感觉运动区域,故许多研究者推测 μ ERD是脑激活的指标^[13],上肢运动想象对侧和同侧的 μ ERD差异已经用于BCI的信号分类^[14],如国内试验室利用想象右拳左摆、想象左拳右摆的BCI信号分类策略设计的机械手可以到达指定位置、抓取物体^[15]。

下肢运动区位于感觉运动皮层半球间裂的深处,距离较近而且皮层未得到广泛分布,这使得左、右脚运动想象很难被区分^[8]。基于上肢运动区在皮层分布特点的BCI实现了运动想象产生的感觉运动节律与外部设备之间直接进行通信和控制^[16],而下肢运动区的分布特点使得下肢运动引起的脑电节律机制还需要进一步研究。基于此,本试验通过脑电节律探究下肢运动想象机制,为开发下肢BCI设备提供理论依据。

1 资料与方法

1.1 试验对象

通过国家康复辅具研究中心,招募了20例健康受试者[平均年龄(51.93±11.54)岁]。所有受试者均无其他运动感觉功能障碍或其他生理疾病,并且没有任何神经或精神疾病史。本试验经过了国家康复辅具研究中心伦理委员会批准,并且受试者在试验前签署了书面的知情同意书(批号:NRRA2020038)。

1.2 试验范式

下肢运动想象范式是通过E-PRIME 2.0试验软件设计的,本次试验范式共120个任务,每个任务过程如下所示:

①在任务开始后,白色十字出现在黑色背景的屏幕中央,并持续到第2s;

②在任务开始后2s视觉提示符(向左或者向右箭头、分别表示想象左腿运动和想象右腿运动)出现持续到7s,被试根据视觉提示符完成运动想象任务;

③在任务开始后7s出现空白黑色背景屏幕(表示被试休息)持续到10s。

1.3 数据采集

脑电数据采集系统采用EGI dense array EEG的256通道脑电采集系统。该系统由两部分组成,分别为256通道脑电采集放大器和256导联的电极帽。记录时以Cz作为参考电极,头皮阻抗控制在5kΩ以内,采样率为500Hz。

1.4 数据预处理

采用EEGLAB软件对记录的脑电信号进行预处理:①以全脑平均参考进行重新参考(re-reference);②进行滤波(filter),设置滤波范围为1—30Hz;③从EEG信号中提取出视觉刺激出现前2s到刺激出现后5s的EEG数据分段;④手动去除含有明

显漂移或伪迹的数据;⑤通过独立成分分析(independent component analysis, ICA)剔除存在明显眼电、头动等成分。

1.5 数据分析

ERP有两个重要特性,即潜伏期恒定和波形恒定,因此,根据ERP的这两个重要特性就可以将相同事件的脑电波形进行叠加,在叠加过程中,由于相同刺激诱发的ERP波形恒定和潜伏期恒定,这就使得该事件下的ERP波形得以增强,而与刺激无关的电位活动由于其随机性出现则会在叠加的过程中相互抵消,我们对左右下肢运动想象事件重复叠加,得出C3、C4、Cz在这两种刺激类型下的ERP。

ERD/ERS分析是确定EEG频带的基本方法,该方法实际是计算当前脑电和其所在序列功率平均值的差值,这种计算方法用来监测相位无关的事件相关反应,消除相位锁定的脑电活动。其计算公式为:

$$ERD=(A-R)/R\times 100\%$$

其中A为功率采样均值,R为参考间期平均能量^[17]。

1.6 统计学分析

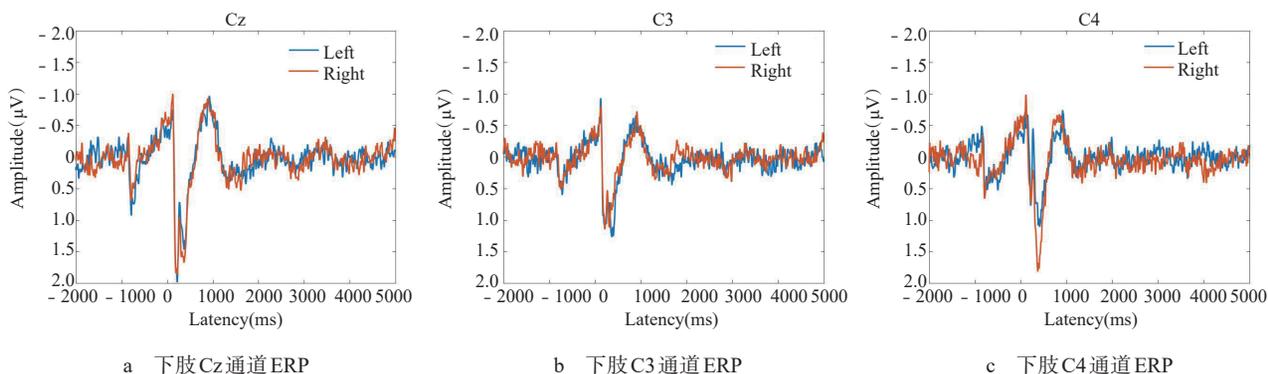
采用SPSS 17分别对左侧和右侧下肢的C3、C4通道0—600ms ERP值C3、C4两通道的非参数Mann-Whitney U检验分析,P值显著性差异为<0.05。

2 结果

2.1 左右下肢运动想象Cz、C3、C4通道ERP

图1中a、b、c分别代表Cz、C3、C4通道下肢运动想象ERP,蓝线代表左下肢,红线代表右下肢。Cz通道波峰潜伏期为230ms,C3通道潜伏期为

图1 左右下肢运动想象ERP



250ms, C4通道潜伏期为260ms, 两侧下肢 C3、Cz、C4通道波峰幅值在1.5—2 μ V, 左右下肢运动想象均能诱发P300^[18]。两侧下肢在C3、Cz、C4通道1500ms内出现波谷, 波谷值在-0.5至-1 μ V之间, 1500ms之后波形平稳在0 μ V左右, 结果表明, 左右下肢运动想象在C3、Cz、C4通道产生基本相同的ERP模式。

2.2 左右下肢运动想象地形图

图2显示了左右下肢运动想象地形图, 其中a为左侧下肢, b为右侧下肢, 根据波峰潜伏期, 选择0—600ms时段的地形图, 每100ms为一段。两侧下肢在200—500ms顶叶区域出现明显高亮, 这和我们ERP的波峰时间300ms是一致的, 发现左侧在200—400ms出现高亮区同侧化, 右侧在300—500ms出现高亮区同侧化, 左侧比右侧提前了100ms。

2.3 单侧下肢运动想象在C3、C4差异统计

根据P300, 选取单侧下肢在C3、C4通道0—600ms ERP值做两通道非参数Mann-Whitney U检验分析, 图3显示左侧下肢在C3、C4出现显著性差异, 图4显示右侧下肢在C3、C4出现显著性差异, 左侧下肢ERP均值在C3通道高于C4通道, 右侧下肢

图2 左右下肢运动想象地形图

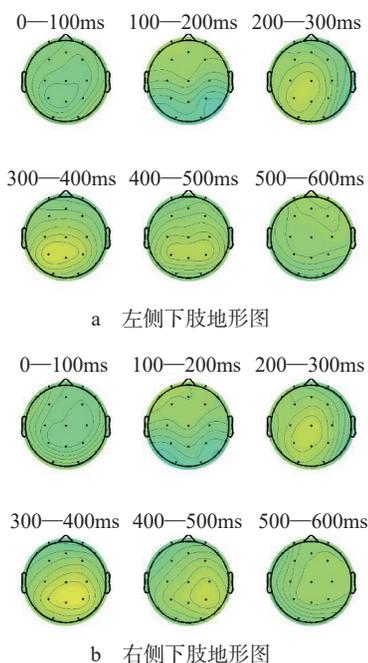


图3 左侧下肢运动想象P值

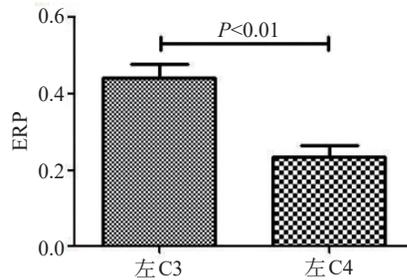
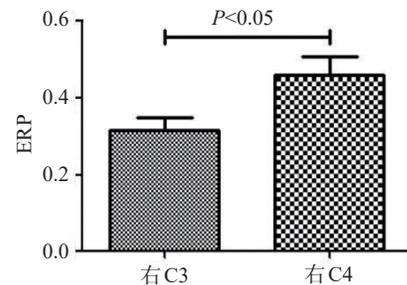


图4 右侧下肢运动想象P值



ERP均值在C4通道高于C3通道。

2.4 单侧下肢运动想象C3、C4 ERD

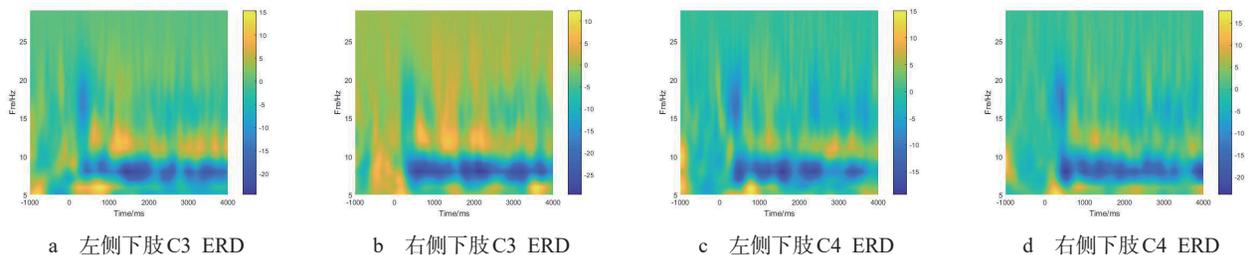
图5显示了左侧下肢C3 ERD, 右侧下肢C3 ERD, 左侧下肢C4 ERD, 右侧下肢C4 ERD, 在C3通道左右下肢运动想象 α (8—10Hz)和 β (15—20Hz)频段都呈现ERD, α 和 β 频段ERD从刺激开始一直持续到4s, α 频段较 β 频段ERD明显。在C4通道左右下肢运动想象 α (8—10Hz)和 β (15—20Hz)频段也都呈现ERD, ERD也从刺激开始一直持续到4s, α 频段也较 β 频段ERD明显。

无论是C3通道还是C4通道, 单侧通道左右下肢运动想象均表现为ERD, 两侧下肢想象运动 α 频段较 β 频段明显。

3 讨论

试验结果表明左右下肢运动想象ERP在C3、Cz、C4产生几乎相同的ERP模式, 两侧下肢都能诱发P300, 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。P300在头皮上分布广泛, 两侧对称, 最大振幅通常在顶叶中央区^[19], Duncan-Johnson CC^[20]在对

图5 下肢运动想象 C3、C4 ERD



P300的研究中发现P300高度依赖注意,此外还发现在注意的情况下,P300的波幅与事件概率有关,概率越小,P300波幅越高,有规律的刺激不能产生P300。运动想象是一种内在的运动刺激,大脑仅有动作意图,但并不实际执行,被试根据特定指示完成多重、快速、随机、注意力依赖性任务^[1]。ERP在运动想象中理解动作时具有内在的神经主动性,对运动想象过程中的ERP编码,可以识别动作的意图,甚至区分任务操作^[21]。我们对左右下肢运动想象任务中发现的P300可以为预测运动意图提供一个方向。

地形图在200—500ms顶叶区域呈现高亮区,左侧在200—400ms出现高亮区同侧化,右侧在300—500ms出现高亮区同侧化,左右下肢运动想象在C3、C4通道0—600ms ERP统计结果也出现偏侧化,左侧下肢ERP均值在C3通道高于右侧,右侧下肢ERP均值在C4通道高于左侧。有研究认为,下肢运动电位来源于大脑半球中线深处,但在同侧半球的电位振幅更大^[22]。下肢运动相关的脑电图电位变化,要么表现出同侧优势,要么没有明显的对侧优势^[23],试验结果表明,下肢运动想象ERP振幅在两侧半球出现同侧化,这种结果可能和下肢位于半球间裂的深处和复杂性有关^[23]。

上肢运动想象mu ERD表现对侧优势,这种mu ERD差异已经用于BCI的信号分类^[24—26]。但是我们试验结果表明左右下肢运动想象没有像上肢产生mu ERD对侧优势,这和Hashimoto Y^[27]在下肢运动想象的研究结果一致。当下肢运动对命令性刺激做出反应时,手部区域(C3、C4通道)也可以观察到节律改变^[28],在最近的一项运动想象研究中,20Hz的反应性节律不仅伴随着手指的运动,也伴随着脚趾和嘴的运动^[29],我们的试验也证实了下肢运动想

象在C3、C4通道20Hz产生节律性改变并且表现为ERD。在上肢的运动准备和执行过程中,特定皮层位置的mu ERD可能伴随着10Hz波段的ERS^[30—31]。我们在下肢试验中并没有观察到和上肢mu ERD伴随的10Hz的ERS,说明mu ERS产生与肢体部位有关。mu ERD通常发生在没有运动输出的情况下^[30],而运动想象是一种内在的运动刺激,大脑仅有动作意图,但并没有运动输出。

目前大多数脑机接口研究集中于mu ERD,但也有少数研究报告beta ERD作为相关的运动想象脑电图特征。Pfurtscheller G等^[32]研究了3种不同类型的运动想象(手、脚、舌头),发现只有下肢运动想象在大多数受试者中产生了明显的β反弹,在我们的试验中左右下肢均产生β ERD,但是并没有mu ERD明显,是否可以利用β反弹用来作为下肢BCI的分类^[27,33],还需要今后进一步研究。

利用脑电节律来研究运动想象神经机制,以运动想象神经机制为基础,建立一套能够有效激发偏瘫和截瘫患者主动运动想象康复训练意愿,提取运动意识信号,以直观的方式反馈给受试者及医生,建立运动神经环路,形成意识支配下的主动式康复训练方法,同时通过特征性节律开发出用于运动想象产生的脑电节律实现人脑与外部设备之间直接进行通信和控制的接口^[34]。BCI研究可以为脑卒中偏瘫患者提供一种全新的主动参与控制的康复训练模式,使之可以利用脑机接口进行直接的康复训练,帮助患者恢复正常的运动想象模式,更快地恢复肢体运动功能^[35—37]。此外,还通过BCI对神经功能活动的测量和反馈使患者大脑参与康复训练的过程变得可观察,可以很好地帮助医生监控患者的主动参与度,及时矫正患者误动作。但是,由于皮层神经元放电

的随机波动我们有必要让脑机接口使用者提高专注力和通过大量运动想象训练形成通路记忆。

4 结论

本文通过分析左右下肢运动想象ERP和ERD/ERS,试验结果表明下肢运动想象在C3、Cz、C4通道产生几乎相同的ERP模式,下肢运动想象诱发的P300可能和运动想象的注意和意图相关,今后可以为预测运动意图提供一个方向。和上肢的对侧优势不同下肢ERP均值出现同侧化。下肢运动想象在C3、C4通道 α 和 β 频段呈现ERD,说明下肢运动想象和上肢存在某种内在联系,这种联系具体机制需要进一步深入研究,此外, β ERD是否可以作为脑机接口的分类,也需要再进一步研究。

参考文献

[1] Monaco S, Malfatti G, Culham J C, et al. Decoding motor imagery and action planning in the early visual cortex: Overlapping but distinct neural mechanisms[J]. Neuroimage, 2020,218:116981.

[2] Stinear CM, Byblow WD, Steyvers M, et al. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability[J]. Experimental Brain Research, 2006,168(1):157—164.

[3] Fries P. Rhythms for Cognition: Communication through Coherence[J]. Neuron (Cambridge, Mass.), 2015,88(1):220—235.

[4] Buzsaki G, Anastassiou CA, Koch C. The origin of extracellular fields and currents — EEG, ECoG, LFP and spikes[J]. Nature Reviews Neuroscience, 2012,13(6):407—420.

[5] Naito E, Matsumura M. Movement-related slow potentials during motor imagery and motor suppression in humans[J]. Brain Research Cognitive Brain Research, 1994,2(2):131.

[6] Pfurtscheller G, Lopes Da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles[J]. Clinical neurophysiology, 1999,110(11):1842—1857.

[7] Iturrate I, Chavarriaga R, Millán JDR. General principles of machine learning for brain-computer interfacing[J]. Handbook of Clinical Neurology, 2020,168:311.

[8] Tariq M, Trivailo PM, Simic M, et al. Mu-Beta event-related (de)synchronization and EEG classification of left-right foot dorsiflexion kinaesthetic motor imagery for BCI[J]. PLoS one, 2020,15(3):e230184.

[9] 常琪,单新颖,毕胜. 基于脑电图的脑机接口在肢体康复中的应用进展[J]. 中国康复医学杂志, 2019,34(12):1488—1492.

[10] Muller GR, Neuper C, Pfurtscheller G. Implementation of a telemonitoring system for the control of an EEG-based brain-computer interface[J]. IEEE Transactions on Neural

Systems and Rehabilitation Engineering, 2003,11(1):54—59.

[11] 万柏坤, 蔡宏志, 赵丽, 等. 基于脑电Alpha波的脑-机接口控制试验[J]. 天津大学学报, 2006(8):978—984.

[12] 高上凯. 基于节律性脑电信号的脑-机接口[J]. 生命科学, 2008,20(5):722—724.

[13] Pfurtscheller G, Brunner C, Schlögl A, et al. Mu rhythm (de) synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks[J]. NeuroImage, 2006,31(1):153—159.

[14] Neuper C, Wörtz M, Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation[J]. Progress in Brain Research, 2006,159:211.

[15] 储有兵. 基于运动想象脑机接口系统设计及机械手控制[D]. 东华大学机械工程, 2019.

[16] 周鹏. 基于运动想象的脑机接口的研究[D]. 天津大学生物医学工程, 2007.

[17] Graiman B, Huggins JE, Levine SP, et al. Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data[J]. Clinical Neurophysiology, 2002,113(1):43—47.

[18] Galdo-Alvarez S, Bonilla FM, Gonzalez-Villar A J, et al. Functional Equivalence of Imagined vs. Real Performance of an Inhibitory Task: An EEG/ERP Study[J]. Front Hum Neurosci, 2016,10:467.

[19] Wood CC, Allison T, Goff WR, et al. On the neural origin of P300 in man[J]. Prog Brain Res, 1980,54:51—56.

[20] Duncan-Johnson CC, Donchin E. On quantifying surprise: the variation of event-related potentials with subjective probability[J]. Psychophysiology, 1977,14(5):456—467.

[21] Jeannerod M. Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition[J]. NeuroImage, 2001,14(1):S103—S109.

[22] Brunia CH, Van den Bosch WE. Movement-related slow potentials. I. A contrast between finger and foot movements in right-handed subjects[J]. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1984,57(6):515.

[23] Neuper C, Pfurtscheller G. Post-movement synchronization of beta rhythms in the EEG over the cortical foot area in man[J]. Neurosci Lett, 1996,216(1):17—20.

[24] Mashat MEM, Lin C, Zhang D. Effects of Task Complexity on Motor Imagery-Based Brain-Computer Interface[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2019,27(10):2178—2185.

[25] Xu Y, Hua J, Zhang H, et al. Improved Transductive Support Vector Machine for a Small Labelled Set in Motor Imagery-Based Brain-Computer Interface[J]. Computational Intelligence and Neuroscience, 2019,2019:1—16.

[26] Pfurtscheller G, Brunner C, Schlögl A, et al. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks[J]. NeuroImage, 2006,31(1):

(下转第749页)