

基于体感电刺激诱发 P300 的脑机接口*

李佳宁¹, 蒲江波¹, 崔红岩¹, 谢小波¹, 胡勇^{1,2}

(1. 中国医学科学院北京协和医学院生物医学工程研究所 天津 300192;

2. 香港大学李嘉诚医学院矫形与创伤外科学系 香港 999077)

摘要:基于视听刺激诱发 P300 信号是目前脑机接口普遍使用的范式,然而众多病患存在视听功能障碍,无法由视听刺激获得稳定准确的 P300 信号,传统的 P300 脑机接口存在诸多局限性,因此,设计了一种以空间体感电刺激作为新范式的 P300-脑机接口系统。实验采集了 15 名健康受试者注意不同手指电刺激时的脑电信号,仅对单一导联的数据进行分析处理,得到分类准确率和信息传输速率。结果显示,所有受试者可以成功诱发出 P300 特征信号,潜伏期在 300ms 附近;所有受试者的平均分类正确率达到 77.96% ± 5.04%,高于随机水平(25%);信息传输速率最高可达 15.97 bit/min。实验结果表明,采用基于空间位置的体感电刺激诱发 P300 的脑机接口系统,可以获得稳定的 P300 特征信号,是一种新的诱发模式;此外,仅采用一个导联的数据,即可达到较好的分类正确率和信息传输速率,方便用户使用。

关键词:脑-机接口;电刺激;P300;单通道

中图分类号: R318 TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Electrical somatosensory based P300 for a brain-computer interface system

Li Jianing¹, Pu Jiangbo¹, Cui Hongyan¹, Xie Xiaobo¹, Hu Yong^{1,2}

(1. Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China; 2. Department of Orthopaedics and Traumatology, The University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China)

Abstract: P300 evoked by visual or auditory stimulation is a commonly used paradigm in Brain-computer interface (BCI). However, accurate P300 signal by visual or auditory stimulus can not be obtained due to lots of patients whose vision or hearing are impaired. This brings several limitations in visual or auditory P300-BCIs due to disables. In this study, we apply spatial somatosensory electrical stimuli as a new paradigm for P300 BCI system. Fifteen subjects are required to focus on the electrical stimulation of different fingers, while a single-channel P300 signal is used to generate BCI for evaluation of classification accuracy and information transmission rate. Test results show that all participants are able to elicit a P300 wave with stable latencies around 300ms. Mean performance of classification accuracy reaches 77.96% ± 5.04%, that is much higher than chance lever (25%). The maximal information transfer rate (ITR) is 15.97 bit/min. Experiments prove that spatial somatosensory electrical stimuli can elicit a stable P300 as a new paradigm for BCI. In addition, the single-channel data analysis is capable of obtaining a satisfied performance in classification accuracy and information transfer rate, making it convenient for users.

Keywords: brain-computer interface; electrical stimuli; P300; single-channel

1 引言

脑-机接口(brain computer interface, BCI)是一种不

依赖于外周神经和肌肉系统,直接在人脑和计算机等电子设备和外界环境间进行信息交流和控制的通讯系统^[1-5],为人们提供了一种全新的人机信息交互方式,尤其是为残疾人提供了通讯交流的途径和康复治疗的手

段^[6-8]。基于头皮脑电的BCI系统具有较高的时间分辨率,且具有安全无创、操作简单以及成本和价格优势,因而获得广泛关注^[1, 6, 9]。

目前,研究以事件相关电位(evoked-related potentials, ERPs)作为输入信号的BCI系统,利用诱发出的特定成分,特别是P300响应信号,可获得较高的信息传输速率^[1, 10]。P300电位可以通过多种感觉通路刺激获得,如听觉刺激、视觉刺激和体感刺激^[3, 11-12],已有诸多学者利用视觉和听觉诱发的P300电位开展了面向残疾人群的脑机接口研究^[9, 13-14]。然而,众多因视听觉受损甚至肢体瘫痪的病患,虽然无法由视听刺激获得稳定、准确的P300信号,限制了其使用基于视听觉的BCI系统,但是这些患者却能够敏锐地识别体感刺激,这提示了基于体感刺激的BCI系统的应用前景^[15-17];另外,现有基于视听觉P300-脑机接口系统的便携性较弱,如:为采集多个脑电导联数据,传统BCI系统需要专人耗费较多时间进行连接和调试工作,并且用于呈现视觉刺激的显示器等设备往往并不轻便等,不利于BCI系统在病房和家庭等实际场景下的临床康复推广应用。因而,研究基于体感的少导联P300-脑机接口系统是非常有必要的。

奥地利的Graz-BCI研究小组使用震子阵列产生振动刺激诱发P300^[18],进行体感BCI的初步研究,虽然人体对体感震动相对不敏感,但基于体感刺激的BCI范式提示了可将更具能效优势、敏感性和稳定性的体感电刺激引入BCI系统的前景^[19]。天津大学明东课题组基于功能电刺激和运动想象脑机接口成功研制了主动的中风后康复训练系统并取得显著效果,进一步扩展了电刺激和BCI系统在康复中的应用前景^[14, 20]。胡勇等人^[21-22]分别使用视觉、听觉以及电刺激作为P300诱发因素,表明不同刺激强度作为参数的电刺激范式作为脑-机接口应用的可行性,但是人体识别并区分不同刺激强度的敏感性相对较低,且以刺激强度作为靶刺激的刺激新奇度容易衰减。相对于区分刺激强度,受试者更易于识别和区分不同刺激部位,且其认知任务难度容易控制。同时,将受试者特定身体部位定义为靶刺激,其刺激新奇度也不易于衰减。

因此,本文采用不同部位的电刺激作为靶刺激,以此产生特定外周神经选择性注意的P300信号,作为脑机接口系统的输入信号,并且仅针对单一导联数据进行分析,以提高系统的便携性。

本实验采用一种以基于体表空间位置的体感电刺激作为输入的新BCI范式,它以不同部位的电刺激作为靶刺激,单通道信号作为特征参量,具有更强的便携性潜力,为BCI的推广使用开辟了一条新途径。

2 实验流程

2.1 受试者

15名健康在读研究生,8男7女,年龄在23~29岁,均为右利手,测试前所有受试者都签署了实验知情同意书,并符合所在单位的实验伦理要求。

2.2 刺激

体感电刺激由连接到被受试者手指的贴片电极呈现,刺激强度 1.5 ± 0.1 mA(3倍刺激阈),脉宽1 ms^[23]。电刺激由珠海市神和医疗设备公司生产的电刺激器产生,刺激序列由Neuroscan公司的STIM软件控制触发。

在每个受试者正式进行脑机接口实验之前,会进行一个刺激强度预实验,确保输出的刺激可被所有受试者感知且不具有明显的不适感,同时检查该刺激强度是否能够稳定地录得体感刺激诱发电位。如果被试未能正确判断刺激位置,实验者将调节刺激强度。

2.3 实验流程

体感电刺激脑机接口系统,如图1所示。电刺激器由STIM软件控制触发,经由贴片电极连接到受试者的手指上,受试者的脑电信号通过电极帽采集,经放大器放大后进行处理。试验中,令左手小指代表A键,食指代表B键,右手食指代表C键,小指代表D键,在整个实验中保持这种对应关系不变。试验中左右手食指和小指,分别充当一次靶刺激,共2组,每组共4轮,每轮每个手指随机刺激9次。受试者跟随注意对应手指部位的刺激,并计数,而忽略其他3个手指的刺激。在实验过程中,要求受试者放松心情,集中注意力,舒适地坐在距显示器75 cm的位置,注视显示器上的“+”,实验正式开始前对受试者解释实验流程并进行电刺激的训练,直到受试者熟悉实验为止。

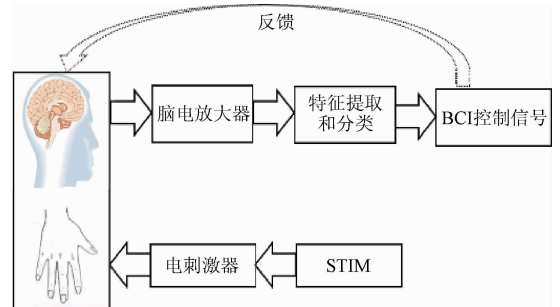


图1 系统框图

Fig. 1 System block diagram of system

电刺激时序图,如图2所示,脉冲电刺激的脉宽为1 ms,刺激间隔为1 000 ms。每轮间隔5 s,完成一组后受试休息3~5 min。

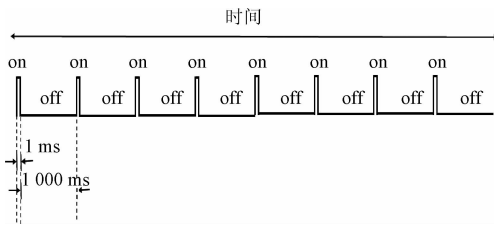


图2 电刺激时序图

Fig. 2 Timing diagram of electrical stimuli

2.4 脑电(EEG)采集与预处理

采用Neuroscan的64导联脑电采集系统来采集EEG数据,电极分布符合10-20国际标准,参考电极在左侧乳突,接地电极位于中前额叶,同时采集水平和垂直两通道眼电信号,脑电采样频率为1 000 Hz,在线进行0.05~100 Hz带通滤波和50 Hz陷波,阻抗小于5 kΩ。在数据分析之前,用Neuroscan数据处理软件对采集到的脑电数据做如下处理:脑电预览,带通滤波(0.5~30 Hz),将眼电和肌电伪迹人工剔除。

3 特征提取

3.1 导联选择

将所有受试的脑电数据进行时间段为刺激前200 ms到刺激后800 ms的数据分段,并进行以刺激前200 ms为基线的基线校正,最后将得到的数据段进行叠加平均,计算所有受试靶刺激条件下的大平均ERPs,采用样条插值法计算显示头皮ERPs的电位地形图和电流源密度图,结果用于导联的筛选。

3.2 时间窗选择

特征选取的思想是尽量选取特征明显的时段。首先,在满足采样定理的前提下,对信号进行下采样,使最终采样率为250 Hz;然后,对数据按刺激前200 ms至刺激后800 ms分段,并以-200~0 ms信号的均值作为基准进行校正。取3个数据段进行叠加平均,对数据进行归一化处理,将特征向量的范围转换为在[-1,1],使样本的各个分量统一在一个尺度上,消除由于数据分量纲的不同,减小它们之间的差异。最后,分别选取靶刺激和非靶刺激各300 ms时段的数据作为特征参量。每个受试得到72个靶数据特征向量。

3.3 分类器构建

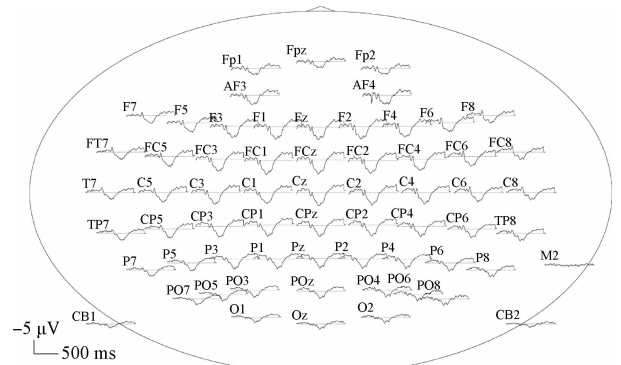
目标识别正确率是BCI系统中反映分类器效果的常用指标,较高的识别正确率是BCI系统可行性的保障。本文采用逐步线性判别分析^[24](stepwise linear discriminant

analysis, SWLDA)方法进行分类。目前SWLDA已被广泛应用于基于P300的BCI并取得了不错的分类效果^[3,7,25],它通过执行基于统计测试的前向后向逐步分析来反复地加入和去除特征,以达到特征降维并保留判别性最高的特征。设置SWLDA特征向量的标签为[-1,1],其中target的标签为1。利用最小二乘回归法,在每一次前向回归时选取一个最具显著性差异($p\text{-value} < 0.1$)的特征移入判别函数。当一个新特征移入后,通过后向回归法将特征函数内最不具显著性差异($p\text{-value} > 0.15$)的特征移除。整个过程的终止条件为没有新的特征移入且没有特征移除,或者当特征函数的特征量达到了设定值(60)时终止。

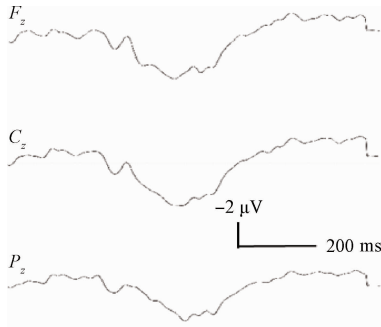
4 实验结果

4.1 ERP结果

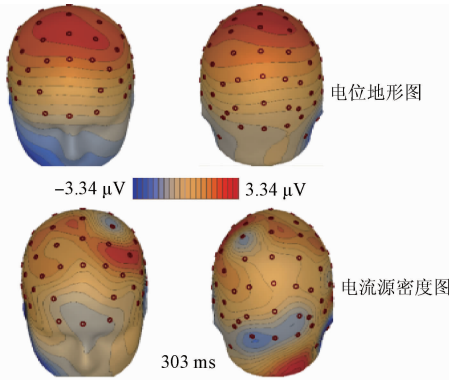
P300电位是在刺激后经过200~700 ms的潜伏期之后出现的一种诱发电位,常见于中央区^[13]。本研究使用置于手指上的经皮电刺激诱发P300,在所有被试者的实验过程中,预先设定的刺激阈值均能引起受试注意并可诱发出P300波形。图3所示为靶刺激引起的大平均ERPs波形,时间段为刺激前200 ms到刺激后800 ms。图3还显示了P300波峰时刻的电位地形图与电流源密度图(CSD)。大平均ERPs波中明显可见靶刺激产生的P300成分,头皮地形图和CSD图显示P300活动的广泛分布于从额叶到枕区的多个脑区,而头顶中央区域的幅值最大。在各导联的P300叠加平均电位波形中,C_z导联的P300波形在电刺激后250~500 ms区间范围内幅值最大(见图3(a)和图4),这表明,当靶刺激是来自不同身体部位的电刺激时,大脑中央区的诱发电位P300在分析中具有重要意义,这一结果也与前面文献^[13]的记载一致。因而,选择C_z导联的数据作为特征参量。



(a) 大平均ERPs波形
(a) Grand average ERPs of all subjects



(b) F_z 、 C_z 、 P_z 导联位置的打平均 ERPs 波形
(b) Grand average ERPs at F_z 、 C_z and P_z sites



(c) 靶刺激的点位地形图和电流源密度图

(c) Topographical maps of scalp voltage and CSD in response to target stimuli

图3 所有受试的大平均 ERPs 波以及 P300 峰值时刻的电位地形图和电流源密度图

Fig.3 Grand average ERPs of all subjects and topographical maps of scalp voltage and CSD calculated at P300 latencies

受试间靶刺激和非靶刺激叠加平均所得到的时域波形,如图4所示。0 ms 是 target/nontarget 刺激产生的时刻。从时域波形上看,大脑在 target 刺激时,在 C_z 导联处产生明显的 P300 电位,幅值为 $6.09 \mu\text{V}$ 左右,潜伏期在 300 ms 附近,而 nontarget 刺激时不产生 P300 电位。利用配对 t 检验进行分析,发现二者具有显著性差异 ($p < 0.05$)。

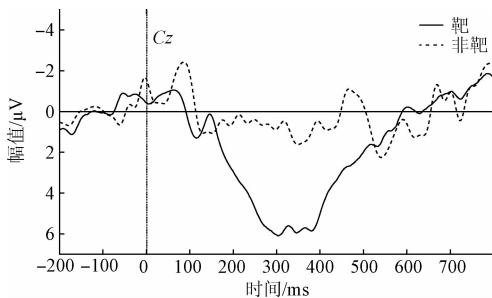


图4 C_z 通道的受试间平均的 ERPs 波形
(实线代表靶刺激,虚线代表非靶刺激)

Fig.4 ERPs averaged across participants at electrode C_z
(solid lines for target and dashed lines for nontargets)

刺激前 200 ms 到刺激后 600 ms 的不同时刻脑电地形图,如图5所示。结果显示在靶刺激出现前,脑电地形图较为平缓,处于一种随机的低能态,而在靶刺激出现后,诱发出显著 P300 特征,波峰集中出现在 300 ~ 400 ms 之间,考虑到受试者个体间 P300 成分的锁时差异性,潜伏期会略有差别,因此选择 250 ~ 550 ms 这 300 ms 时程的数据作为特征参量。

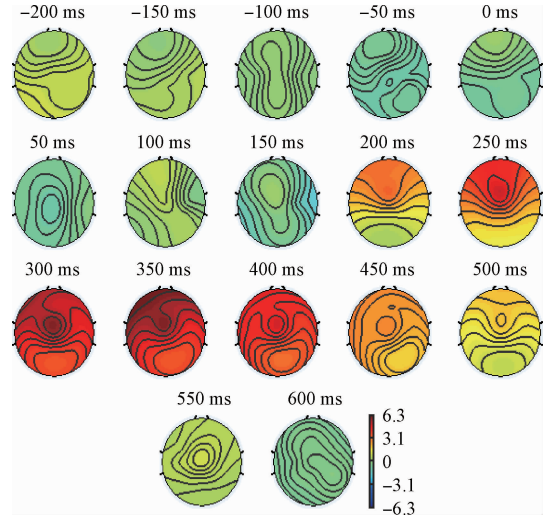


图5 不同时刻脑电地形图

Fig.5 Different moments of brain electrical activity mapping

4.2 分类结果

对 15 位受试者按照特征提取的步骤处理,得到各自的特征数据,利用 9 折交叉验证的 SWLDA 进行分类,结果如图7所示,受试者 13 的分类准确率最高,为 $86.81\% \pm 6.58\%$,15 个人的平均分类正确率为 $77.96\% \pm 5.04\%$,远高于随机水平 (25%),这些结果提示,本文采用的基于不同手指电刺激诱发 P300 的 BCI 系统,对于受试者具有较高的适用性,且系统性能稳定。

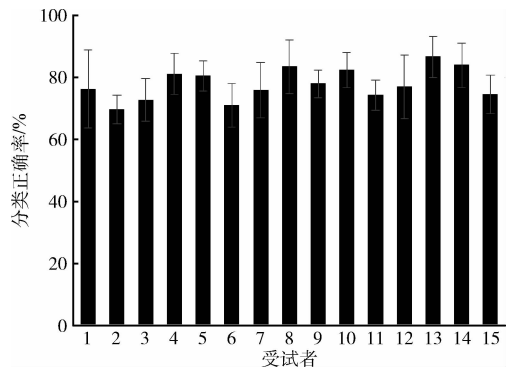


图6 各个受试的分类正确率

Fig.6 Classification accuracy of all subjects

4.3 信息传输比特率

脑机接口系统中既要考虑分类准确率,同时又要保证一定的信息传输速率,信息传输比特率(information transfer rate, ITR)是衡量脑机接口系统响应速度的重要指标。计算公式如下^[1]:

$$B = \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 [(1 - P)/(N - 1)] \quad (1)$$

$$\text{Bitrate} = BM \quad (2)$$

式中: P 为分类正确率, N 为可能的选择数, M 为一分钟内进行的选择数。

表1所示为各受试者使用体感电刺激诱发P300的脑机接口系统的ITR。受试者13最高可达15.97 bit/min,所有受试的平均结果为 11.7 ± 2.26 bit/min。这些结果表明受试者采用本文的以空间体感电刺激为新范式BCI系统可以实现一定的通讯功能。

表1 15个受试的分类正确率
Table 1 The ITR of subjects 1-15

受试者	ITR/bits
#1	10.88
#2	8.29
#3	9.47
#4	13.09
#5	12.75
#6	8.80
#7	10.74
#8	14.29
#9	11.64
#10	13.77
#11	10.02
#12	11.18
#13	15.97
#14	14.47
#15	10.16

5 讨论

本文采用的是一种以电刺激体表不同部位诱发

P300的BCI新范式。以往的研究结果表明P300是一种与注意、辨认、决策、记忆等认知功能有关的ERP成分^[26-27]。本文ERP结果显示,电刺激给予受试者体表的部位,受试者注意靶刺激位置时,大脑皮层感觉区接受身体的触觉冲动,出现明显的P300电位,在 C_z 导联处的幅值最大(见图3),而非靶刺激时则没有P300成分,靶刺激与非靶刺激的时域波形具有明显差异(见图4),上述结果表明来自不同部位的电刺激可以诱发受试者的认知过程,且受试者可准确识别不同部位的电刺激,进而有效地诱发P300电位,这一过程也高度依赖受试者的躯体感觉传导通路和皮层中枢间所建立的密切关联。本文中ERPs结果显示,P300电位的潜伏期在300 ms附近,与以振动刺激^[18]和不同电刺激强度诱发的P300^[21]相比,本文采用的以不同部位电刺激为靶刺激的范式所需潜伏期最短,推测原因为人脑对于电刺激在体表产生的瞬间触感更敏感,且刺激新奇度不容易减低,因此能够在较短的潜伏期内诱发出稳定的P300电位,这也说明本文采用的以空间体感电刺激的新范式,具备在BCI系统中使用的优势。

在应用体感电刺激时,由于性别、年龄等因素,不同群体对电刺激的诱发反应具有个体差异性^[28-30]。参考已报道的体感电刺激实验范式^[21, 23, 31],个体刺激阈确定的原则上是受试者可以正确感知刺激且没有不适感,在此阈值范围内,再考虑是否能够稳定地录得体感刺激诱发电位。另一方面,体感电刺激对受试者带来的可能副作用同样是广受研究者关注的议题,在实验中受试者未报道存在明显的不适感。然而,需要注意的是,在未来前景应用中,对佩戴有植入式医疗设备(如:起搏器等)的患者施加体感电刺激时,必须考虑这一潜在的危险性因素。

目前,多数脑机接口系统使用湿电极采集脑电信号,即需要在头皮和电极之间注射胶状导电膏,采用的导联数减少后,可以让用户的体验和舒适度提高;更重要的是,随着导联数的减少,脑电数据量减少,数据运算量降低,有利于提高系统的执行效率为此,因而采用单一导联有利于提高体感电刺激BCI系统的便携性。本文仅针对 C_z 导联通道的数据开展离线后续分析,因此,优化特征量的选择过程以及选用合适的时间窗,将有利于提高特征量分析对象的有效性,提高分类效果,进而提高脑机接口系统的整体通信速率。结果显示,15名受试者平均分类正确率达到 $77.96\% \pm 5.04\%$,高于随机水平(25%),信息传输速率最高可达15.97 bit/min,表明本文采用的以空间体感电刺激作为新范式的BCI系统,具备了一定的通信功能,但在BCI系统性能上缺乏优势,考虑到本文

使用了单一的导联和更少的叠加次数,已获得的信息传输速率结果,要优于 Mori H 等人^[32]采用振动触觉刺激诱发 P300 脑机接口的结果。为进一步改善系统性能,通常可通过增加导联数量来提高 ERP 的识别正确率,有助于改善系统性能。结果显示,四导联(C_2 、 F_z 、 C_3 、 C_4)对比 C_2 单导联分析结果,平均分类正确率为 $86.60\% \pm 4.45\%$ (四导联)和 $77.96\% \pm 5.04\%$ (单导联),信息传输速率为 16.0 ± 2.42 bit/min 和 11.7 ± 2.26 bit/min。由于本研究的目标是以单导联通道 ERP 进行 BCI 信号分类,探索一种极致简单的 BCI 实施方式。在实际工作中,很多应用场景允许 3~4 个导联的脑电信号采集,此时,可通过增加导联数量来进一步提高体感电刺激 BCI 的识别正确率,有效改善 BCI 系统性能。另一方面,尽管单导联能够提高 BCI 系统的便携性,但若在电刺激时占用 4 个手指,则会影响使用者手部的正常使用。本文体感电刺激方法的关键在于对身体不同位置电刺激的响应,在以往的体感 BCI 研究中,研究者探索了诸如上臂等四肢不同部位以及腰部不同位置等作为刺激位置的可行性,发现刺激感受阈的敏感性呈现从远端区向近端区降低的总体趋势^[29],提示了在不影响手的正常使用情况下,选择身体的其他部位进行刺激的可行性。在本实验中,为便于使用者明确感知电刺激的部位,获得准确的输入信号,按敏感性高低,择优选择了手指作为刺激部位,未来在实际应用中,可以施加在如上臂等四肢其他部位,探索最适于被试者的个性化方法。

6 结 论

本文中提出的基于空间位置的体感电刺激诱发 P300 的 BCI 系统,可以获得稳定的 P300 特征信号,是一种新的诱发模式;仅采用一个导联的数据,可以方便脑机接口的应用,结果虽然不能取得很高的目标识别正确率和信息传输速率,但能为被试提供可行的控制手段,为用户提供更加舒适的体验;此外,电刺激便于产生和控制,在应用上更具便携性的优势,有利于 BCI 系统在更多领域的广泛应用。此类脑机接口可以用于康复类应用领域。如果采用传统多通道脑电电极,有望极大地提高目标识别正确率和信息传输速率,成为控制性脑机接口的范式。

参 考 文 献

[1] CHEN X, WANG Y, NAKANISHI M, et al. High-speed spelling with a noninvasive brain-computer interface [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2015,

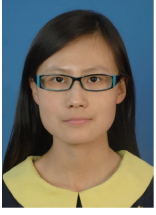
112(44): 6058-67.

- [2] GAO S, WANG Y, GAO X, et al. Visual and auditory brain - computer interfaces [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(5): 1436-47.
- [3] XU M, QI H, WAN B, et al. A hybrid BCI speller paradigm combining P300 potential and the SSVEP blocking feature [J]. Journal of Neural Engineering, 2013, 10(2): 26001-26013
- [4] WOLPAW J R, WOLPAW E W. Brain-computer interfaces: Principles and practice [M]. 2012.
- [5] 孔丽文, 薛召军, 陈龙, 等. 基于虚拟现实环境的脑机接口技术研究进展 [J]. 电子测量与仪器学报, 2015, 29(3): 317-27.
- KONG L W, XUE ZH J, CHEN L, et al. Review of brain-computer interface technology based on virtual reality environment [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2015, 29(3): 317-327.
- [6] FOLEY K E. Ideas in movement: The next wave of brain-computer interfaces [J]. Nature Medicine, 2016, 22(1): 2-5.
- [7] MCCANE L M, HECKMAN S M, MCFARLAND D J, et al. P300-based brain-computer interface (BCI) event-related potentials (ERPs): People with amyotrophic lateral sclerosis (ALS) vs. age-matched controls [J]. Clinical Neurophysiology, 2015, 126(11): 2124-2131.
- [8] AHN S, KIM K, JUN S C. Steady-state somatosensory evoked potential for brain-computer interface—Present and future [J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2015, 9(1):716
- [9] MASC S M, PHD A K M, PHD T C M. A review of EEG-based brain-computer interfaces as access pathways for individuals with severe disabilities [J]. Assistive Technology, 2013, 25(2): 99-110.
- [10] FAZELREZAI R, ALLISON B Z, GUGER C, et al. P300 brain computer interface: Current challenges and emerging trends [J]. Frontiers in Neuroengineering, 2012, 5(7): 14.
- [11] 明东. 用于脑机接口的感觉刺激事件相关电位研究进展 [J]. 电子测量与仪器学报, 2009, 23(6): 1-6.
- MING D. Progress on event related potential from sensory stimulation for brain computer interface [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2009, 23(6): 1-6.
- [12] 郭湛超, 覃玉荣, 龙安. 基于视觉通路的脑电信号频谱能量分布研究 [J]. 电子测量技术, 2016, 39(9):

- 149-52.
- GUO Z C, TAN Y R, LONG A. Study on the spectrum energy distribution of the brain electrical signal based on the visual pathway [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2016, 39(9):149-152.
- [13] CIPRESSO P, CARELLI L, SOLCA F, et al. The use of P300-based BCIs in amyotrophic lateral sclerosis: from augmentative and alternative communication to cognitive assessment [J]. *Brain and Behavior*, 2012, 2(4): 479-498.
- [14] 李鹏海, 许敏鹏, 万柏坤, 等. 视觉诱发电位脑-机接口实验范式研究进展 [J]. *仪器仪表学报*, 2016, 37(10): 2340-51.
- LI P H, XU M P, WAN B K, et al. Review of experimental paradigms in brain-computer interface based on visual evoked potential [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument* 2016, 37(10):2340-2351.
- [15] KUHN F, HALDER P, SPIESS M R, et al. One-year evolution of ulnar somatosensory potentials after trauma in 365 tetraplegic patients: Early prediction of potential upper limb function [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2012, 29(10): 1829-37.
- [16] SOEKADAR S R, BIRBAUMER N, SLUTZKY M W, et al. Brain - machine interfaces in neurorehabilitation of stroke [J]. *Neurobiology of Disease*, 2015, 83(1): 1-9.
- [17] SILVONI S, KONICAR L, PRATS-SEDANO M, et al. Tactile event-related potentials in amyotrophic lateral sclerosis (ALS): Implications for brain-computer interface [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2016, 127(1): 936-45.
- [18] BROUWER A M, VAN ERP J B. A tactile P300 brain-computer interface [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2010, 4(5):19.
- [19] RUTKOWSKI T M, MORI H. Tactile and bone-conduction auditory brain computer interface for vision and hearing impaired users [J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2015, 244(4):45-51.
- [20] JIANG S, CHEN L, WANG Z, et al. Application of BCI-FES system on stroke rehabilitation[C]. *Proceedings of the International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, 2015:1112-1115.
- [21] PU J, AN X, LI J, et al. A preliminary study of brain-computer interface paradigm based on electrical somatosensory modality [J]. *Nanotechnology & Precision Engineering*, 2015, 13(5): 376-382.
- [22] LI J, CUI H, CHANG C, et al. A robotic rehabilitation arm driven by somatosensory brain-computer interface [C]. *International Conference on Neural Engineering*, 2014:24-26.
- [23] TANAKA E, INUI K, KIDA T, et al. A transition from unimodal to multimodal activations in four sensory modalities in humans: an electrophysiological study [J]. *BMC Neuroscience*, 2008, 9(1): 116.
- [24] XU M, QI H, ZHANG L, et al. The parallel-BCI speller based on the P300 and SSVEP features [J]. *International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, 2013, 8588(4): 1029-1032.
- [25] BAYKARA E, RUF C A, FIORAVANTI C, et al. Effects of training and motivation on auditory P300 brain-computer interface performance [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2015, 127(1): 379-387.
- [26] VAN D R, ARNS M, JONGSMA M L, et al. P300 development across the lifespan: a systematic review and meta-analysis [J]. *Plos One*, 2014, 9(2): E87347.
- [27] AMIRI S, RABBI A, AZINFAR L, et al. A review of P300, SSVEP, and Hybrid P300/SSVEP brain-computer interface systems [M]. *Rencet Progress and Future Prospects*, 2013.
- [28] GUIRRO R R D J, SOUSA N T A D. Sensory and motor thresholds of transcutaneous electrical stimulation are influenced by gender and age [J]. *Pm & R the Journal of Injury Function & Rehabilitation*, 2015, 7(1): 42-47.
- [29] MAFFIULETTI N A, HERRERO A J, JUBEAU M, et al. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women [J]. *Annals of Neurology*, 2008, 63(4): 507-512.
- [30] 贺凯, 于鹏, 赵亮, 等. 电触觉皮肤机理仿真与刺激模式量化评估 [J]. *仪器仪表学报*, 2016, 37(4): 920-930.
- HE K, YU P, ZHAO L, et al. Quantitative evaluation of electrotactile feeling for the cutaneous nervous mechanism simulation and stimulation method [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2016, 37(4): 920-930.
- [31] VELDMAN M P, MAFFIULETTI N A, HALLETT M, et al. Direct and crossed effects of somatosensory stimulation on neuronal excitability and motor performance in humans [J]. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2014, 47(11):22-35.
- [32] MORI H, MATSUMITO Y, MAKINO S, et al. Vibrotactile stimulus frequency optimization for the haptic

BCI prototype[C]. Proceedings of the Joint International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems, 2012:2150-2153.

作者简介



李佳宁, 2013 年于河北大学获得学士学位, 现为北京协和医学院中国医学科学院生物医学工程研究所博士生, 主要研究方向为脑机接口、模式识别、信号检测与处理。

E-mail: xh_ljn@hotmail.com

Li Jianing received her B. Sc. degree in 2013 from Hebei University. Now she is a Ph. D. candidate in Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College. Her main research interests include brain-computer interface, pattern recognition, signal detection and processing.



蒲江波, 分别在 2007 年和 2014 年于华中科技大学获得学士学位和博士学位, 现为 中国医学科学院北京协和医学院生物医学工程研究所助理研究员, 主要研究方向为脑机接口、神经网络建模、模式识别与信号处理。

E-mail: jiangbo.pu@foxmail.com

Pu Jiangbo received his B. Sc. and Ph. D. degrees from Huazhong University of Science and Technology in 2007 and 2014

respectively. Now he is an assistant professor in the Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College. His main research interests include brain-computer interface, brain network and pattern recognition.



胡勇 (通讯作者), 分别在 1985 年和 1988 年于天津大学获得学士、硕士学位, 1999 年于香港大学获得博士学位, 现为香港大学神经工程与临床电生理实验室主任、中国医学科学院北京协和医学院生物医学工程研究所“协和学者讲座教授”, 主要研究方向为临床电生理学、神经工程、生物医学信号处理。

E-mail: yhud@hku.hk

Hu Yong (Corresponding author) received his B. Sc. and M. Sc. degrees in the Biomedical Engineering both from Tianjin University, Tianjin, China in 1985 and 1988, respectively, received his Ph. D. degree from The University of Hong Kong in 1999. Now he is currently the director of Lab of Neural Engineering and Clinical Electrophysiology, The University of Hong Kong. He is also an adjunction Professor of Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, China. His main research interests include clinical electrophysiology, neural engineering, and biomedical signal processing.