

不同认知深度下大脑 α 波同步变化规律研究

邓轩,覃玉荣,马永霞

广西大学计算机与电子信息学院, 广西 南宁 530004

【摘要】以能体现不同认知深度的视觉图形为刺激源,以归一化香农熵作为稳态视觉诱发电位(SSVEP)的 α 波与刺激信号相位同步的有效评测指标,受试者识别视觉图像的正确率为认知精度,刺激频率为7~15 Hz,刺激强度为强、中、弱(分别对应屏幕最大亮度的100%、50%、0%),实验研究认知深度与SSVEP的 α 波的相位同步程度之间的变化关系。结果表明:(a)在本文研究范围内,无论刺激强度为强、中、弱,深度认知对应的 α 波同步程度最大,其次是中度认知的,浅层次认知对应的同步程度最小;(b)刺激强度一定时,3种不同认知深度下的 α 波同步程度在大脑自发 α 波频率处(IAF,约为10 Hz)最大,随着刺激频率与IAF差值绝对值的增加,同步程度逐渐下降,呈现非线性同步理论中阿诺德舌头变化规律;(c)在中、低刺激强度下,当刺激强度一定时,认知精度随刺激频率和IAF差值绝对值的增加而呈现阿诺德舌头变化规律(中心频率为IAF),此外,在中等刺激强度,13 Hz处也呈现较高的认知精度。不过,当刺激强度超过一定阈值时,认知精度出现明显下降趋势,提示过高的视觉强度将影响认知精度大小。本结果为研究认知活动的潜在作用机制和大脑认知功能障碍的诊断与治疗提供了新思路。

【关键词】认知深度;稳态视觉诱发电位; α 波同步;归一化香农熵

【中图分类号】R318;R338.8

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)06-0737-06

Change rule of brain alpha wave synchronization under different depths of cognitive processing

DENG Xuan, QIN Yurong, MA Yongxia

School of Computer, Electronics and Information, Guangxi University, Nanning 530004, China

Abstract: Visual graphics that can reflect different depths of cognitive processing are used as the stimuli, and normalized Shannon entropy is used as an index for effectively evaluating the phase synchronization of the alpha wave of steady-state visual evoked potentials (SSVEP) and the simulation signals. The correct rate of visual image recognition is taken as the cognitive accuracy. Based on the stimulation frequency of 7-15 Hz and different stimulation intensities (strong, medium and weak, which corresponds to 100%, 50% and 0% of the maximum brightness of the screen, respectively), the relationship between the depth of cognitive processing and SSVEP alpha wave phase synchronization is studied. Within the scope of this study, whether the stimulation intensity is strong, medium or weak, the degree of alpha wave synchronization corresponding to deep cognition is the highest, followed by that corresponding to moderate cognition, and the degree of alpha wave synchronization corresponding to shallow cognition is the smallest. When the stimulation intensity is constant, the degree of alpha wave synchronization at 3 different depths of cognitive processing reaches the highest at the brain spontaneous alpha wave frequency (Individual Alpha Frequency, IAF, around 10 Hz). As the absolute value of the difference between stimulation frequency and IAF increases, the degree of synchronization gradually decreases, showing the law of Arnold's tongue change in the nonlinear synchronization theory. Under the low and medium stimulation intensities, when the stimulation intensity is constant, the cognitive accuracy shows the law of Arnold's tongue changing with the increasing of the absolute value of the difference between stimulation frequency and IAF (the center frequency is IAF). In addition, at medium stimulation intensity, a higher cognitive accuracy is also occurred at 13 Hz. However, when the stimulation intensity exceeded a certain threshold, there is a significant downward trend in cognitive accuracy, suggesting that too high visual intensity will affect the cognitive accuracy. The results of this study provide new ideas for studying the potential mechanism of cognitive activity and the diagnosis and treatment of brain cognitive dysfunction.

Keywords: depth of cognitive processing; steady-state visual evoked potential; alpha wave synchronization; normalized Shannon entropy

【收稿日期】2020-11-16

【基金项目】国家自然科学基金(81560523);广西自然科学基金(2016GXNSFAA380068)

【作者简介】邓轩,硕士研究生,研究方向:生物医学信号处理,E-mail: 907247868@qq.com

【通信作者】覃玉荣,工学博士,教授,研究方向:生物医学信号处理、无线通信等,E-mail: qyr111@163.com

前言

认知是大脑的高级功能之一,包含记忆、识别、学习等多种活动,与人们日常生活息息相关。目前研究认知神经科学主要有两类方法:无创性脑功能成像技术和清醒动物认知研究。在脑功能成像技术中,脑电图(EEG)因具有高时间分辨率、低成本和无创安全等优势,成为研究认知的最常用方法^[1]。EEG信号包括事件相关电位(ERP)、运动相关电位(MRP)、皮层慢电位(SCP)、视觉诱发电位(VEP)、稳态视觉诱发电位(SSVEP)^[2]。基于EEG的脑认知研究取得了很多成果。Karamacoska等^[3]基于EEG活动和刺激诱发ERP之间的联系,设计试验测试静息状态EEG和静息到任务状态切换的变化对刺激相应活动的影响,试验结果表明任务相关EEG变化影响人的决定、认知的控制以及随后的行为表现。Nicolae等^[4]以P300幅度为指标,发现对刺激目标进行颜色、种类的判断可诱发出不同深度的认知。但这些研究的认知任务多以静态画面或者不规律的动画为刺激信号,常常导致由刺激信号诱发的EEG信号被淹没在较强的背景噪声中,给响应信号的提取和分析增加了很大难度^[5-6]。

SSVEP以其锁频锁相、诱发频谱稳定、信噪比高等优点被广泛应用于脑机接口和神经科学领域^[7-9]。同步作为SSVEP的潜在作用机制,在探索脑认知和规律的研究中发挥重要作用^[10]。此外,文献^[11]表明大脑SSVEP的 α 波与视觉刺激的相位同步程度(以下简称为SSVEP相位同步程度)和人们对外刺激的知觉程度密切相关。以上研究结果说明,基于SSVEP的 α 波同步程度研究对了解大脑认知机制、改善认知功能方面具有重要参考意义。Speck等^[12]用电脑屏幕上白色方块为刺激源,研究10 Hz闪光刺激下大脑 α 神经振荡与感知变化关系,发现光刺激引发的 α 神经振荡的同步程度越大,对大脑感知的调制作用就越强。文献^[13]研究LED灯闪烁刺激下,不同刺激条件对大脑 α 波同步程度的影响,结果表明不同频段的光刺激对 α 神经振荡产生的同步程度不同,从而产生不同的视觉感知敏感程度。以上研究结果均表明脑电信号的 α 波同步程度和人类认知程度密切相关,但二者变化关系如何,目前人们对此知之甚少。本文以能体现不同认知深度的复杂图形界面为视觉刺激范式,以归一化香农熵大小有效评价SSVEP的 α 波同步程度,试验研究不同认知深度下SSVEP的 α 波同步程度的变化规律,为进一步研究认知活动潜在作用机制提供有效新范式,为更好治疗认知功能障碍等疾病提供新思路。

1 同步程度的计算原理

当两个振荡器的固有频率满足 $n\omega_1=m\omega_2$ (n, m 互为质数)时称这两个系统同步。此时,两个振荡器的相位关系为^[14]:

$$|\varphi_{1,2}(t)| = n\varphi_1(t) - m\varphi_2(t) \leq \text{const} \quad (1)$$

其中, $\varphi_1(t), \varphi_2(t)$ 分别为两个振荡器的相位, const为一常数, $|\varphi_{1,2}(t)|$ 为二者的相位差。

计算两个系统的同步程度需要先进行相位提取。一般对非平稳信号的相位提取方法有Hilbert变换和复Gabor小波变换,这两种方法在计算相位同步方面差别不大^[15]。但前者所求相位是信号的瞬时相位,更适合用于分析脑电信号的相位同步^[16-17]。故本研究采用Hilbert变换进行相位提取,算法如下:

$$\bar{f}(t) = H[f(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{f(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (2)$$

其中, H 表示Hilbert变换, $f(t)$ 为输入信号, $\bar{f}(t)$ 为经Hilbert变换后的信号。

脑电信号是非平稳随机信号,这意味着外界光刺激下其相位会随时间不断变化,使得大脑 α 波与外界刺激信号之间的相位同步具有时间不稳定性。香农熵被广泛用于衡量信号的不确定度,因此本文采用两者相位差的香农熵衡量同步程度的大小,同时为了使计算结果更加平滑,易于比较,将其进行归一化,计算公式如下^[14]:

$$\tilde{\rho} = \frac{S_{\max} - S}{S_{\max}} \quad (3)$$

其中, $S_{\max} = \ln N, S = -\sum_{k=1}^N p_k \ln p_k, S_{\max}$ 表示最大值熵, S 为该组数据的熵值, N 为相位角差的总数量, p_k 为第 k 个相位角出现的概率。由上式可知归一化香农熵 $\tilde{\rho}$ 与熵值 S 呈反比。

大脑 α 波和视觉刺激信号相位同步的归一化香农熵在0~1间取值。当 $\tilde{\rho}=0$ 时,表示两个信号完全独立, $\tilde{\rho}=1$ 时,信号完全同步, $\tilde{\rho}$ 值越大,同步程度越高。由香农熵的定义可知,事件的不确定性越大,熵值越大。因此,如果两个信号的同步程度越高,意味着相位差平稳的持续时间越长,则不确定性越小,香农熵越小,与之对应的归一化香农熵 $\tilde{\rho}$ 就越大, $\tilde{\rho}$ 值与信号同步程度成正比。

2 试验方案

2.1 试验对象

受试者为8名广西大学在读研究生,自愿参与试验,年龄23~26岁,裸眼或矫正后视力正常,个人及家

族无精神病史和癫痫病史。所有受试者在正式试验之前已明确试验流程、目的和要求,并在试验结束后得到一定报酬。

2.2 试验系统和环境

试验系统包括刺激和采集两部分。刺激部分为1台LED显示器(Dell SE2416H),屏幕上复杂图形以一定频率闪烁刺激受试者。采集部分由脑电帽、电生理信号采集仪和1台计算机组成。脑电帽遵循国际标准的10/20电极系统。脑电放大器为美国BIOPAC生产的MP150型16导生理信号放大器,放大倍数设置为20 000。计算机为配置有i7-6700K处理器,8 GB双通道内存的DELL XPS 8900台式计算机。由于本文主要研究SSVEP的 α 波段,而 α 波主要分布在大脑顶枕区,因此只采集受试者Cz-O₁、Cz-O₂、Cz-Pz 3个通道的脑电信号。

试验在黑暗且安静的房间中进行以避免光照和噪音等因素的影响。为保证试验环境的舒适性,室温保持在25℃左右,且受试者可以以其习惯的姿势坐于电脑前。但试验过程中,受试者被要求避免除眨眼以外的任何运动以减少伪迹的干扰。

2.3 刺激界面和范式

文献[4]已证明受试者对图片颜色和种类进行判断能诱发不同深度的认知:受试者判断当前图像的颜色是否与目标图像相同,诱发浅层认知(Shallow Cognition, SC);在判断颜色相同的基础上判断图像种类是否相同,诱发中层认知(Medium Cognition, MC);在这两者都相同的基础上判断当前图像是否和目标图像完全相同,诱发深层认知(Deep Cognition, DC)。基于此结论,设计了如下刺激界面。

试验图像从Freepick数据库中获得,包括动物、衣物和几何图形3大类。每类图像有红、绿、蓝、粉4种颜色,如图1所示。为保证一定的认知难度,每幅刺激图像由2张颜色和种类相同的图片构成,位于屏幕正中央。用数字1、2、3分别代表与目标图像颜色不同、颜色相同但种类不同、颜色种类均相同但具体物体不同的刺激图像,4表示刺激图像与目标图像完全相同。受试者需先记忆目标图像,然后对后面出现的刺激图形进行判断,随后2 s的休息时间内在键盘上按下其判断的图像所对应的序号(1、2、3或4)。图2为一组试验示例,每组试验均包含3种认知深度。



图1 刺激图形
Fig.1 Stimulus graphics

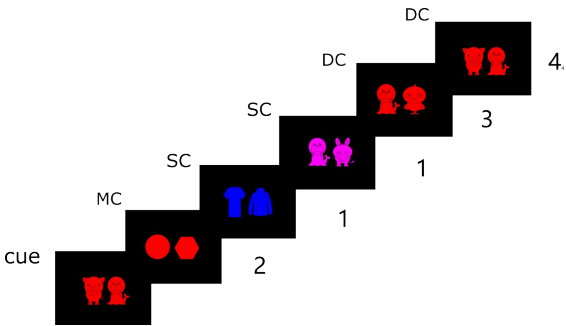


图2 目标图像与刺激图像示例
Fig.2 Examples of target images and stimulus images

为避免SSVEP谐波和次谐波的影响,试验频率在7~15 Hz(位于 α 波段)取值,步长为1 Hz,刺激强度为强、中、弱,分别对应屏幕最大亮度的100%、50%、

0%。刺激范式具体如下:(1)确定刺激条件:试验共包含9种刺激频率,每个频率测试3种刺激强度,组合为27种刺激条件。(2)每种条件刺激持续52 s,具体过程如图3所示:首先目标图像呈现2 s,然后十字架图像出现2 s,提醒受试者集中注意力,接着第1幅刺激图像以刺激频率闪烁8 s,黑屏2 s,受试者休息并按下数字,随后第2幅图像闪烁8 s,黑屏2 s,直至5幅图像闪烁完毕,此为1组试验。(3)相同刺激条件下重复试验3次,共计81组试验。为保持受试者的良好状态,每组试验过后休息10 s,再进行下一组试验,整个试验持续约2.5 h。

2.4 试验数据处理

采集到的3通道数据中,O1、O2用于实时观察设备以及受试者精神状态,不作为有效数据。

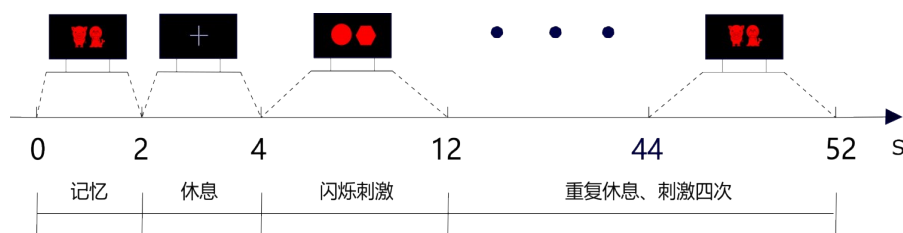


图3 试验过程

Fig.3 Experimental procedure

(1)用AcqKnowledge4.2软件对采集到的脑电数据依次进行50 Hz陷波(去除工频噪声)、带通滤波(8~12 Hz)、去除基线漂移趋势、去除眼电干扰等预处理。(2)将预处理后的试验数据按刺激图像出现顺序分5个时间段截取,舍弃每段时间前后1.5 s,只取中间5 s。同时为保证数据的有效性,只选择受试者判断正确的数据,得到SC、MC、DC刺激下对应的脑电数据。(3)基于截取的SSVEP数据,利用公式(2)提取刺激信号与大脑 α 波的相位;根据式(1)计算两者的相位差;最后根据式(3)计算得到归一化香农熵,即同步程度。(4)取同一刺激条件下3个试次的归一化香农熵的平均值作为该刺激条件下3种认知深度的 α 波同步程度。(5)记录受试者在键盘按下的数字,统计每种刺激条件下判断正确的次数,与总次数相除,得到的商作为该刺激条件下的认知精度。

3 试验结果

将8名受试者(1名受试者因认知精度过低被排除)的同步程度取均值,得到不同刺激条件下认知深度与同步程度的变化关系。图4为同一刺激强度、不同刺激频率下认知深度与同步程度的变化趋势。可以看到,绝大多数频点上深层次认知下的 α 波同步程度最大,其次是中层次认知的,浅层次认知对应的同步程度最小,即假设 S 代表 α 波同步程度,则有 $S_{DC} > S_{MC} > S_{SC}$;当刺激频率在7~12 Hz变化时,同步程度在10 Hz(IAF)处取得最大值,且远远高于其它频率;随着刺激频率与10 Hz差值绝对值的增加,同步程度逐渐减小,变化曲线呈现以IAF为中心频率的倒U型阿诺德舌头规律。

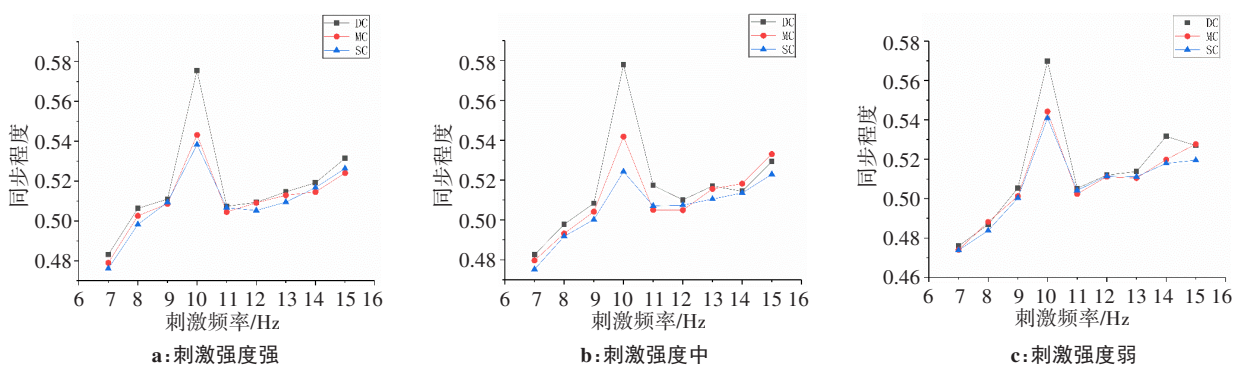


图4 不同认知深度下 α 波同步程度

Fig.4 Degree of alpha wave synchronization wave under different depths of cognitive processing

为更好地观察刺激强度对同步程度的影响,分别将不同刺激强度下的 S_{DC} 、 S_{MC} 、和 S_{SC} 进行均值计算,结果如图5所示。可以看出:每个刺激强度下同步程度均有 $S_{DC} > S_{MC} > S_{SC}$,与图4结果吻合。并且同步程度随着刺激强度的增加而上升,但刺激强度由中上升到强时,同步程度提升有限,考虑到认知精度在屏幕亮度最大时会明显下降,推测屏幕亮度为100%时,光线过强,导致受试者眼部不适,影响其对外界信息的获取,使得同步程度没有预期中的大幅上升。图6为受试者认知精度与刺激强度和刺激频率的关

系图,可知中、低等强度刺激下,受试者在IAF附近区域认知精度较高,随着刺激频率与IAF差值的增大,认知精度逐渐下降。此外,中等强度下,13 Hz处认知表现也较好。然而,当刺激强度继续增加时,认知精度明显降低。

4 讨论

本文试验频率以1 Hz步长在7~15 Hz(α 波段)取值,刺激强度为强、中、弱,分别对应屏幕最大亮度的100%、50%、0%。研究结果表明,当刺激频率相同

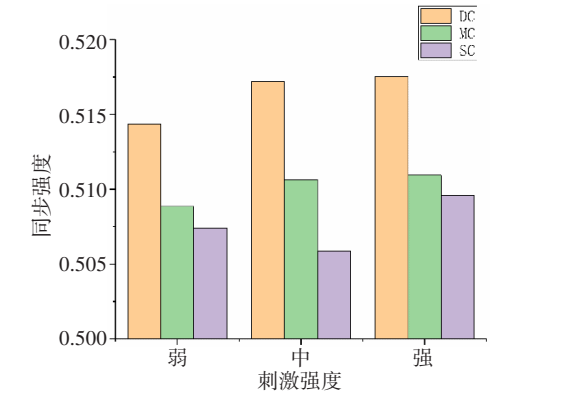


图5 不同刺激强度下同步程度

Fig.5 Synchronization degree under different simulation intensities

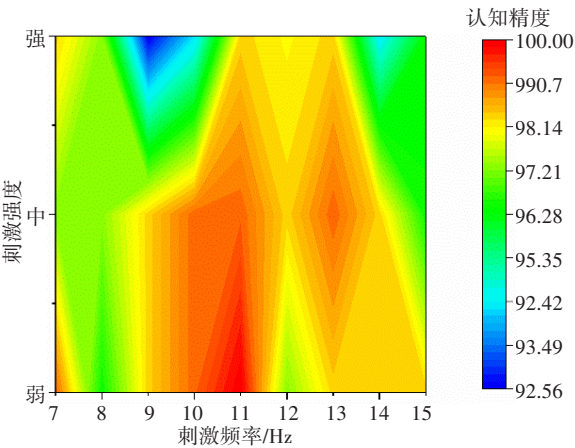


图6 认知精度分布图

Fig.6 Cognitive accuracy distribution map

时,无论刺激强度取为强、中或弱,深度认知对应的α波同步程度最大,中度认知对应的α波同步程度次之,浅层次认知对应的同步程度最小,即认知深度和SSVEP的α波同步程度成正比。对此现象,可能的原因是大脑内神经元间信息传递网络是由大量突触有向连接组成,随着认知的加深,脑内兴奋性神经元数量增加,突触传递增强,兴奋亚群之间的耦合强度增加^[18]。根据WC模型可知,耦合强度增大,大脑皮层神经元群达到稳定振荡即与外刺激趋于同步的时间会缩短^[19]。本文计算的α波同步程度值是某段时间内外刺激与大脑皮层网络的α波同步程度,趋于同步的时间缩短,意味着该段时间内两者处于同步状态的时间变长,因而同步程度增加。

本文研究结果还进一步表明,刺激强度一定时,深度、中度和浅层次等3种不同认知深度下的α波同步程度随刺激频率的变化关系是:在大脑自发α波频率IAF处最大,随着刺激频率与IAF差值绝对值的增加,同步程度逐渐下降,呈现非线性同步理论中阿诺德舌头变化规律。因为大脑可被认为是一个多神经元集群或者多个脑区相互影响、相互作用的非线性

振荡器^[20]。当刺激频率为10 Hz时,SSVEP响应中的基波与大脑自发频率相同,两个振荡器产生共振,所以同步程度最强;刺激频率增加或减少时,不满足共振的条件,同步程度下降。刺激频率高于12 Hz时同步程度与刺激频率成正比,不符合阿诺德舌头规律,原因可能是认知任务需要受试者集中注意力,当刺激频率高于12 Hz后,闪烁速率较快,注意力更加集中,大脑更加活跃,同步程度因此上升。

试验还发现,在一定强度范围内,同步程度和认知精度与刺激强度成正比,超过某个阈值强度时,认知精度会明显下降。原因可能是过高的刺激强度引起受试者眼部疲劳,主观上产生排斥心理,注意力下降,致使同步程度没有预期中的大幅上升并导致认知精度下降。这些现象均说明认知试验中生理及心理状态均会对同步程度造成影响,在试验过程中要尽量让受试者保持舒适状态。但不同认知深度下的同步程度不会受状态的影响,始终呈正相关关系。

5 总结

本文基于SSVEP的α波段与刺激信号相位差的归一化香农熵计算,首次研究了不同认知深度下α波同步程度的变化规律,研究结果表明:(1)在本文研究范围内,无论刺激强度为强、中或弱,在同一刺激频率下,不同认知下的SSVEP的α波同步始终保持相同的变化规律,即深度认知下的α波同步程度最大,中度认知对应的同步程度次之,浅层次认知对应的同步程度最小;(2)刺激强度一定时,不同认知深度下的α波同步程度均在大脑自发频率处取得最大值,当外刺激频率小于(大于)各自发频率时,α波同步程度和外刺激频率成正比(反比),呈现非线性同步理论中阿诺德舌头变化规律;(3)在中、低刺激强度下,当刺激强度一定时,认知精度随刺激频率的变化也符合阿诺德舌头变化规律,此外,在中等刺激强度下,13 Hz处也呈现较高的认知精度。不过,当刺激强度超过一定阈值时,认知精度明显降低,说明过高的视觉强度会对认知精度造成负面影响。以上结果说明不同认知深度下的α波同步程度不同,在保持受试者身心舒适的前提下改变刺激频率和强度可有效调控α波同步程度,这为将来更好地研究大脑认知功能以及认知障碍潜在的诊断与治疗提供了新思路。

【参考文献】

[1] SAKKALIS V. Review of advanced techniques for the estimation of brain connectivity measured with EEG/MEG[J]. Comput Biol Med, 2011, 41(12): 1110-1117.
[2] BASHASHATI A, MEHRDAD F, WARD R K, et al. A survey of signal

- processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals[J]. *J Neural Eng*, 2007, 4(2): 32-57.
- [3] KARAMACOSKA D, BARRY R J, STEINER G Z, et al. Intrinsic EEG and task-related changes in EEG affect Go/NoGo task performance[J]. *Int J Psychophysiol*, 2018, 125: 17-28.
- [4] NICOLAE I E, ACQUALAGNA L, BLANKERTZ B, et al. Assessing the depth of cognitive processing as the basis for potential user-state adaptation[J]. *Front Neurosci*, 2017, 11: 548.
- [5] PFURTSCHELLER G, LOPES D A SILVA F H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles[J]. *Clin Neurophysiol*, 1999, 110: 1842-1857.
- [6] BORODA E, ROY V. Modulating cortical plasticity using transcranial direct current stimulation an event related potential study[J]. *Brain Stimulation*, 2019, 12(12): 471.
- [7] MANYAKOV N V. Decoding phase-based information from steady-state visual evoked potentials with use of complex-valued neural network[C]. *International Conference on Intelligent Data Engineering and Automated Learning*. 2011: 135-143.
- [8] ENRIQUEZ-GEPPERT S, HUSTER R J, HERRMANN C S, et al. EEG-neurofeedback as a tool to modulate cognition and behavior: a review tutorial[J]. *Front Hum Neurosci*, 2017, 11: 51.
- [9] 吴正华. 稳态视觉诱发电位在脑机接口及认知过程中的应用研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2008.
- WU Z H. Study on the SSVEP's application in brain-computer interface and cognitive task[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2008.
- [10] NOTBOHM A, HERRMANN C S. Flicker regularity is crucial for entrainment of alpha oscillations[J]. *Front Hum Neurosci*, 2016, 10: 503.
- [11] THUT G, MINIUSI C, GROSS J, et al. The functional importance of rhythmic activity in the brain[J]. *Curr Biol*, 2012, 22(16): R658-R663.
- [12] SPEEK E, DE LANGE F P, JENSEN O, et al. Local entrainment of α oscillations by visual stimuli causes cyclic modulation of perception[J]. *J Neurosci*, 2014, 34(10): 3536-3544.
- [13] 覃玉荣, 刘凌伶, 陈妮. 不同光刺激对大脑 α 同步程度影响研究[J]. *广西大学学报: 自然科学版*, 2018, 6(3): 1103-1110.
- QIN Y R, LIU L L, CHEN N. Study on effects of different light stimuli on the degree of brain entrainment[J]. *Journal of Guangxi University: Natural Science Edition*, 2018, 6(3): 1103-1110.
- [14] TASS P, ROSENBLUM M G, WEULE J, et al. Detection of phase locking from noisy data: application to magneto-encephalography[J]. *Phys Rev Lett*, 1998, 81(15): 3291-3294.
- [15] MCFARLAND D J, MCCANE L M, DAVID S V, et al. Spatial filter selection for EEG-based communication[J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1997, 103(3): 386-394.
- [16] BRUNS A. Fourier, Hilbert and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches?[J]. *J Neurosci Methods*, 2004, 137(2): 321-332.
- [17] BHATTACHARYA J, PETSCHKE H. Phase synchrony analysis of EEG during music perception reveals changes in functional connectivity due to musical expertise[J]. *Signal Processing*, 2005, 85(11): 2161-2177.
- [18] 尧德中. 脑功能探测的电学理论与方法[M]. 北京: 科学出版社, 2003.
- YAO D Z. The electrical theory and method of brain function detection [M]. Beijing: Science Press, 2003.
- [19] SILVA F H, HOEKS A, SMITS H, et al. Model of brain rhythmic activity[J]. *Kybernetik*, 1974, 15(1): 27-37.
- [20] LABECKI M, KUS R, BRZOZOWSKA A, et al. Nonlinear origin of SSVEP spectra: a combined experimental and modeling study[J]. *Front Comput Neurosci*, 2016, 10: 129.

(编辑: 黄开颜)