

光刺激颜色和模式变化对脑电 α 波同步影响规律

侯雨凡¹, 覃玉荣¹, 陈妮²

1. 广西大学计算机与电子信息学院, 广西 南宁 530004; 2. 广西医科大学生命科学研究院, 广西 南宁 530021

【摘要】针对 α 波同步和刺激颜色是否相关, 提出用双眼同频和双眼双频刺激模式, 频率在低频($f_i \pm 3$) Hz、中频($2f_i \pm 3$) Hz和低频($4f_i \pm 3$) Hz取值(颜色取红、绿、蓝, f_i 为 α 波自发频率), 以归一化香农熵为评价 α 波同步程度指标, 研究刺激模式和颜色组合变化对 α 波同步影响。结果表明: 在低、中或高频段内, 在双眼双频或双眼同频模式下, 无论是红、绿或蓝光刺激, α 波相位同步程度随刺激频率变化均呈“阿诺德舌头”形状, 且红色>绿色>蓝色(同步程度); 在双眼双频及不同颜色光作用下, 一只眼刺激频率改变, 则另一只眼的 α 波同步受到影响。该结果为认知障碍疾病诊断和治疗新方法研究提供新思路, 刺激频率、颜色和模式组合可解决脑机接口技术的刺激频率选择局限性。

【关键词】光刺激颜色; 双眼同频; 双眼双频; 大脑 α 波相位同步

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)05-0588-06

Effects of photostimulus color and mode variation on EEG alpha wave synchronization

HOU Yufan¹, QIN Yurong¹, CHEN Ni²

1. School of Computer, Electronics and Information, Guangxi University, Nanning 530004, China; 2. Life Sciences Institute, Guangxi Medical University, Nanning 530021, China

Abstract: Whether alpha wave synchronization is correlated with stimulus color is explored under the stimulus modes of binocular homo-frequency and binocular dual-frequency in low-, medium- or high-frequency ranges which are ($f_i \pm 3$), ($2f_i \pm 3$), and ($4f_i \pm 3$) Hz, respectively (colors being red, green, blue, where f_i represents the spontaneous alpha wave frequency). Normalized Shannon entropy is served as an indicator to evaluate the degree of alpha wave synchronization, and the effects of stimulus modes and color combinations on alpha wave synchronization are investigated. The results indicate that under the stimulus modes of binocular homo-frequency and binocular dual-frequency in the low-, medium- or high-frequency ranges, regardless of red, green or blue light, the degree of alpha wave phase synchronization varies in an "Arnold's tongue" shape, with red > green > blue (in term of synchronization degree). Under the stimulus of binocular dual-frequency and different color lights, a change in the stimulus frequency of one eye affects the alpha wave synchronization of the other eye. These findings offer new insights for the diagnosis and treatment of cognitive impairment, and the combination of stimulus frequency, color and mode can address limitations in stimulus frequency selection for brain-computer interface technology.

Keywords: photostimulus color; binocular homo-frequency; binocular dual-frequency; brain alpha wave phase synchronization

前言

周期性闪光刺激下, 在大脑头皮检测到的稳态视觉诱发电位 (Steady-State Visual Evoked Potential,

SSVEP)的 α 波和外刺激的相位同步程度(以下简称 α 波同步程度)与人的认知深度密切相关^[1-3]。研究表明, 认知障碍患者(如帕金森病、阿尔茨海默症等)的 α 波同步程度通常低于健康者^[4]。研究SSVEP的 α 波同步程度无论在认知障碍诊断和治疗, 还是在改善认知功能等领域都具有重要的应用意义。

改变刺激频率和模式都可引起SSVEP的 α 波同步程度变化^[1, 5-6]。有研究结果表明在双眼双频的刺激模式下, 可利用其中一只眼睛的刺激频率调整, 来改变另一只眼睛的 α 波同步程度, 体现出双眼同频的刺激模式所不具备的优势^[5]。除刺激频率和模式外,

【收稿日期】2023-12-21

【基金项目】国家自然科学基金(62361007)

【作者简介】侯雨凡, 硕士, 研究方向: 生物医学信号处理, E-mail: 793901963@qq.com

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

刺激颜色变化可能也是引起 α 波同步程度改变的一个重要因素。有不少研究结果表明不同颜色光刺激能诱发幅度不同(通常为一次谐波幅度)的SSVEP: Regan^[7-8]发现刺激颜色变化可改变SSVEP的幅度,而且在10 Hz的频率刺激下,红光诱发的SSVEP幅度最强,其次是蓝光,最弱是黄光^[8];Floriano等^[9]发现,在中频范围内(15~25 Hz),交替闪烁的红灯和绿灯比其它颜色诱发更高幅度的SSVEP;还有研究结果发现在8、11、13和15 Hz刺激下,红色刺激能产生更大幅度的SSVEP,也呈现出更高的信息传输速率^[10]。此外,不同颜色组合对SSVEP-BCI系统的性能有不同影响,在10和12 Hz频率下,黄红色组合引发较高的SSVEP幅度和频率^[11]。这些研究都说明SSVEP幅度随着刺激颜色的改变而变化。

由于视网膜中的红、绿和蓝锥状细胞对不同颜色有不同的感知反应,从视网膜节细胞输出到视皮层的周期信号以及视皮层脑区的工作状态共同决定了SSVEP的幅度,故推测SSVEP的 α 波同步程度很可能和刺激颜色密切相关^[12]。研究刺激颜色变化与 α 波同步程度影响关系很有应用意义:一方面,为研究医学领域诊断和治疗认知障碍疾病新方法研究提供新思路;另一方面,可以在脑机接口技术应用上,通过刺激频率、颜色和模式组合变化,达到用更少的刺激频率增加检测目标数量的目的,以解决目前存在的刺激频率选择局限性问题。目前尚未见相关研究结果报道。因此,本文在检测SSVEP信号试验基础上,以刺激信号与大脑 α 波相位差的归一化香农熵为同步程度的衡量指标,探索刺激颜色和模式组合变化对SSVEP的 α 波同步程度影响规律。

1 大脑 α 波相位同步计算方法

Hilbert变换和复Gabor小波变换是用于脑电信号相位同步的主要计算方法^[13]。虽然两种方法在计算结果上差异不大,但Hilbert变换更适用于提取连续时间信号的瞬时相位,更适合计算脑电信号的相位同步^[14]。本文选择Hilbert变换来进行SSVEP的 α 波同步程度计算:

设有一连续时间信号 $x(t)$,将其进行Hilbert变换^[15]:

$$\begin{aligned}\hat{x}(t) &= H[x(t)] = (h*x)(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau \\ &= \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau}d\tau\end{aligned}\quad (1)$$

其中,*表示卷积运算, H 表示Hilbert变换, $h(t) = \frac{1}{\pi t}$ 。

若 $x(t)$ 和另一段连续时间信号 $y(t)$ 解析信号的相位差满足:

$$\phi_{xy}''(t) = |n\phi_x''(t) - m\phi_y''(t)| < \text{const} \quad (2)$$

其中, const为一常数, n 、 m 是整数且有界,则称 $x(t)$ 和 $y(t)$ 是 $n:m$ 同步^[14]。

计算得到大脑 α 波与闪光刺激的瞬时相位差之后,使用归一化香农熵来作为同步程度的衡量指标。归一化香农熵计算公式如下^[13]:

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

其中 S_{\max} 为最大值熵, $S_{\max} = \ln N$, S 表示该组数据的熵值, $S = -\sum_{k=1}^N p_k \ln p_k$, p_k 代表第 k 个相位角的触发概率, N 代表相位角差的总数量。归一化香农熵的值为 $0 \leq \tilde{\rho} \leq 1$,其中归一化香农熵的值越小,则表示两者同步程度越弱,例如 $\tilde{\rho} = 0$ 时,代表两信号之间没有同步现象^[15]。

2 试验方法

2.1 受试者选择和环境

6例健康在校研究生受邀参与本试验,其中,男3例,女3例;年龄24~28岁;视力良好或经过矫正;没有任何神经精神类疾病史;了解试验的要求和目的。试验在专门的脑电信号采集试验室进行,确保环境黑暗而安静,室温约26℃。受试者坐在舒适的扶手椅上,以确保在试验过程中处于舒适状态,在试验期间,受试者需要专注于呈现的视觉闪光刺激,并保持静止以避免身体移动,以减少伪迹干扰的影响。试验获得了广西大学医学伦理委员会的审批。

2.2 试验系统与设备

本文使用的试验采集系统如图1所示。(1)信号采集设备:选用美国BIOPAC公司的MP150型多导生理信号记录分析设备,该设备能够采集和记录不同通道的生理信号,包括脑电信号;(2)EEG信号采集通道:试验中选择枕区 O_1 和 O_2 两个通道作为脑电信号的采集点,这两个通道的信号被输入到MP150中的Cz- O_1 和Cz- O_2 脑电记录放大器模块中;(3)记录和分析软件:使用与MP150配套的AcqKnowledge4.4软件进行实时在线记录和离线分析,该软件具有相应的功能来显示和分析脑电信号;(4)护目镜和LED电极:护目镜内置了LED电极贴片,用于提供驱动电压给LED灯,通过外接的DDS信号源提供占空比为50%、3.8 V光强和100%调制深度的方波脉冲信号,产生分别作用于左右眼的 f_1 、 f_2 光刺激,通过更换不同颜色的护目镜玻璃镜片,以在试验中区分不同的刺激光颜色;(5)脑电帽电极位置:脑电帽电极位置遵循国际标准的10-20系统,从脑电帽的 O_1 和 O_2 电极处

采集到的 EEG 信号被输入到 MP150 的 Cz-O₁ 和 Cz-O₂ 脑电记录放大器模块中;(6)参考电极和接地电极: Cz 被选作参考正电极,而 O₁ 和 O₂ 分别作为参考负电极,公共接地电极选取受试者左耳垂 A₁。

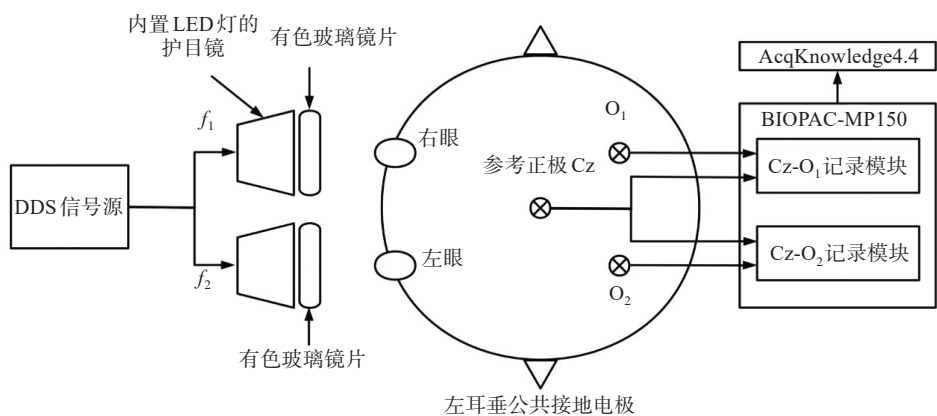


图 1 试验采集系统
Figure 1 Acquisition system

2.3 试验方案

参考文献[5]双眼双频刺激模式下的频率选择模式,以受试者的自发 α 波频率 f_i 为中心频率,将 $(f_i\pm 3)$ Hz、 $(2f_i\pm 3)$ Hz 和 $(4f_i\pm 3)$ Hz 作为研究不同光刺激颜色在单双频模式下 α 波同步的变化频率。同时基于人的 3 类视锥细胞(红锥细胞、绿锥细胞、蓝锥细胞)选择对应红、绿、蓝作为光刺激的颜色,设计试验方案如下:(1)无外刺激,检测受试者在闭眼、放松和清醒状态下的自发 α 波频率 f_i ,持续时间 60 s;(2)左、右眼刺激频率相同,刺激频率先后取低频 $(f_i\pm 3)$ Hz、中频 $(2f_i\pm 3)$ Hz 和高频 $(4f_i\pm 3)$ Hz,刺激光颜色分别为红、绿、蓝,检测受试者的 SSVEP,并计算 α 波与左、右眼刺激信号的同步值;(3)受试者通常自发 α 波频率约 10 Hz,根据文献[8, 11],右眼刺激频率选择为 f_i ,左眼刺激频率选择和(2)相同,刺激光颜色分别为红、绿、蓝,检测受试者的 SSVEP,并计算 α 波与左眼刺激信号的同步值;(4)左眼刺激频率为 f_i ,右眼刺激频率选择和(2)相同,刺激光颜色分别为红、绿、蓝,检测受试者的 SSVEP,并计算 α 波与右眼刺激信号的同步值;(5)每个试验的闪光刺激持续 8 s,闪光结束后休息 8 s 再重复试验,每个试验将重复 3 次。

2.4 试验数据处理

对 O₁、O₂ 两个电极处采集到的 EEG 数据进行预处理,计算大脑 α 波同步值,具体流程图如图 2 所示。(1)将所有试验 EEG 数据导入 AcqKnowledge4.4 软件,首先使用 50 Hz 陷波器去除工频噪声,其次用带宽为 6~14 Hz 的带通滤波器提取所需的 α 波频率范围,最后通过去除基线漂移趋势和眼电干扰等预处

理步骤以减少干扰;(2)经过预处理后的数据,截取中间的 5 s,舍弃前后 1.5 s 的数据;(3)用 Hilbert 变换提取光刺激信号和大脑 α 波的相位,再通过式(2)得到光刺激信号和大脑 α 波的相位差;(4)根据式(3)计算归一化香农熵,每个试验重复 3 次,分别根据试验数据计算得到其归一化香农熵,最终取平均值作为评估大脑 α 波同步程度的判断指标。

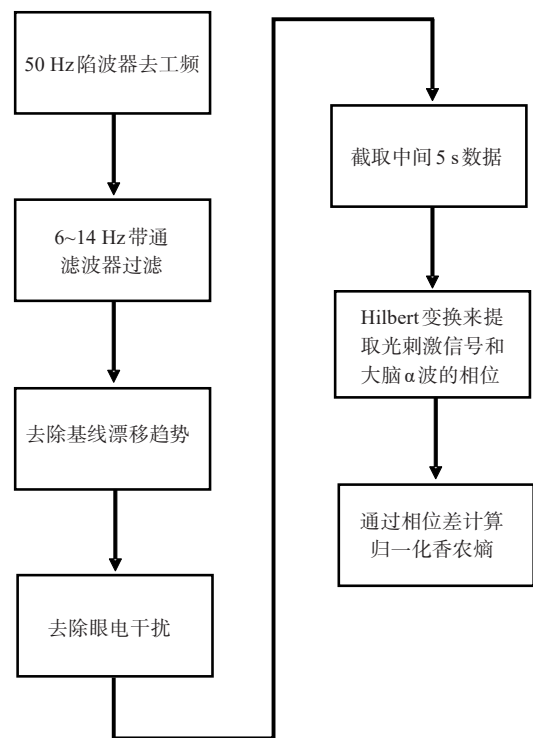


图 2 数据处理流程图
Figure 2 Data processing flowchart

3 结果与分析

3.1 受试者自发频率

6例受试者的自发频率 f_i 均值分别为:11.2、10.1、9.6、10.0、10.7和10.9 Hz。

3.2 不同颜色光刺激下双眼同频 SSVEP 的α波同步程度变化研究

经测试和计算,左右枕区 O_1 、 O_2 的大脑α波同步程度基本一致,故取二者均值做每一个测试者的α波相位同步程度。其中1例受试者和其他5例的数据差异较大而被剔除,将5例受试者 SSVEP 的α同步取

均值,得到不同颜色光刺激下双眼同频的α波同步程度变化曲线如图3所示。图3结果表明:(1)当双眼同频分别在低频($f_i\pm3$) Hz、中频($2f_i\pm3$) Hz 和 高频($4f_i\pm3$) Hz 频段取值时,SSVEP 的α波程度和刺激信号的变化关系均符合非线性同步理论中的“阿诺德舌头”变化规律,即α波同步程度在每个频段的中心频率点(分别是 f_i 、 $2f_i$ 和 $4f_i$)最高,在两边频率点逐步下降,呈舌头状;(2)无论在低频、中频还是高频频段内,同频不同颜色刺激下的α波同步程度进行比较,均有红光>绿光>蓝光;(3)在中心频率点,低频段的α波同步程度最高,中频段的次之,高频段的最小。

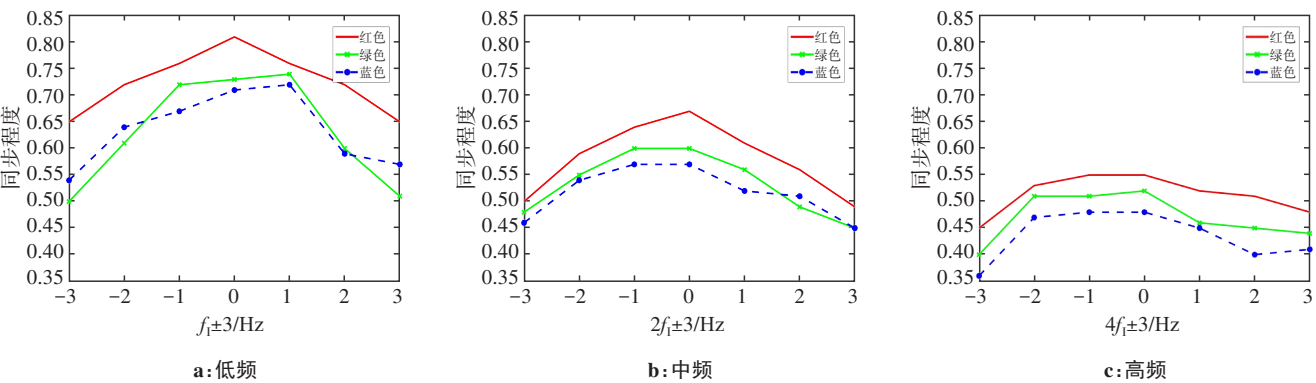


图3 不同颜色光刺激下双眼同频的α波同步程度变化曲线

Figure 3 Variation curve of alpha wave synchronization under the stimulus of binocular homo-frequency and different photostimulus color

3.3 不同颜色和左右眼不同频率光刺激下的 SSVEP 的α波同步程度变化规律

左眼刺激频率分别在低频($f_i\pm3$) Hz、中频($2f_i\pm3$) Hz 和高频($4f_i\pm3$) Hz 频段取值,右眼刺激取固定频率 f_i 时,不同颜色光刺激下 SSVEP 的α波和左眼刺激信号同步程度变化曲线如图4所示。从图4可看出:当左眼刺激频率分别在低频($f_i\pm3$) Hz、中频($2f_i\pm3$) Hz 和高频($4f_i\pm3$) Hz 取值,右眼刺激取固定频率 f_i 时,

SSVEP 的α波和左眼刺激信号同步程度变化规律和图3基本一致,体现在:(1)α波同步程度随刺激频率变化均呈现“阿诺德舌头”形状;(2)在相同的频段内,不同颜色光刺激下α波同步程度比较均有:红光>绿光>蓝光;但图4和图3相应频段的α波同步程度相比较,前者均小于后者,说明右眼刺激频率(和左眼刺激频率不同)的加入将导致α波和左眼刺激信号同步程度整体下降。

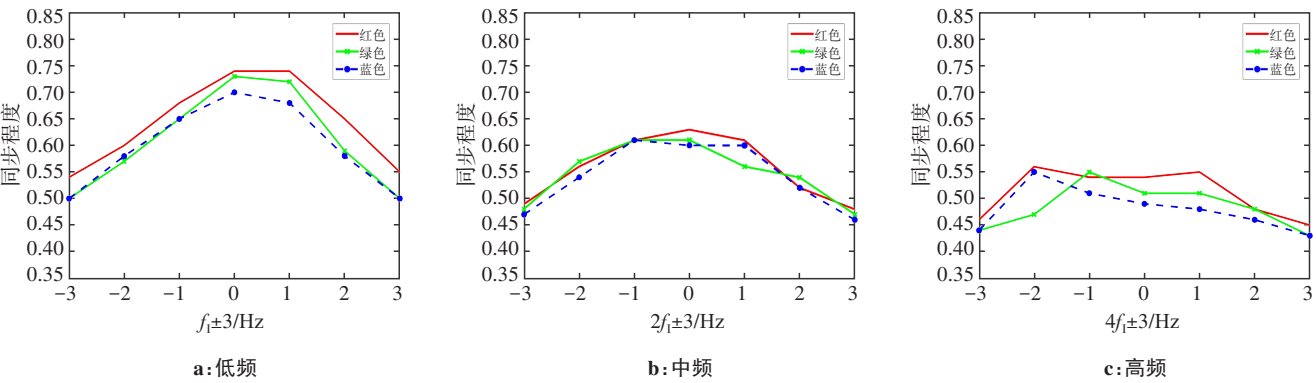


图4 左眼刺激频率分别在($f_i\pm3$) Hz、($2f_i\pm3$) Hz 和($4f_i\pm3$) Hz 取值,右眼刺激频率为 f_i ,α波和左眼刺激信号同步程度变化曲线

Figure 4 Variation curve of synchronization degree between the alpha wave and the stimulus signal of the left eye, when the stimulus frequency for the left eye varies at ($f_i\pm3$), ($2f_i\pm3$) and ($4f_i\pm3$) Hz, while the stimulus frequency for the right eye is set at f_i

左眼刺激取固定频率 f_1 ,右眼刺激频率分别在低频($f_1\pm 3$) Hz、中频($2f_1\pm 3$) Hz和高频($4f_1\pm 3$) Hz取值时,不同颜色光刺激下SSVEP的 α 波和左眼刺激信号同步程度变化曲线如图5所示。从图5可看出:当左眼刺激取固定频率 f_1 ,右眼刺激频率分别在低频($f_1\pm 3$) Hz、中频($2f_1\pm 3$) Hz和高频($4f_1\pm 3$) Hz取值时,

SSVEP的 α 波和左眼刺激信号同步程度随刺激频率变化规律为:(1)在低、中、高频3个频段内,均没有出现“阿诺德舌头”形状曲线;(2)同频不同颜色刺激下, α 波同步程度均呈现红光>绿光>蓝光趋势;(3)无论在低、中、高频, α 波同步程度随右眼刺激频率变化平缓,且3个频段的同步程度值差别不大。

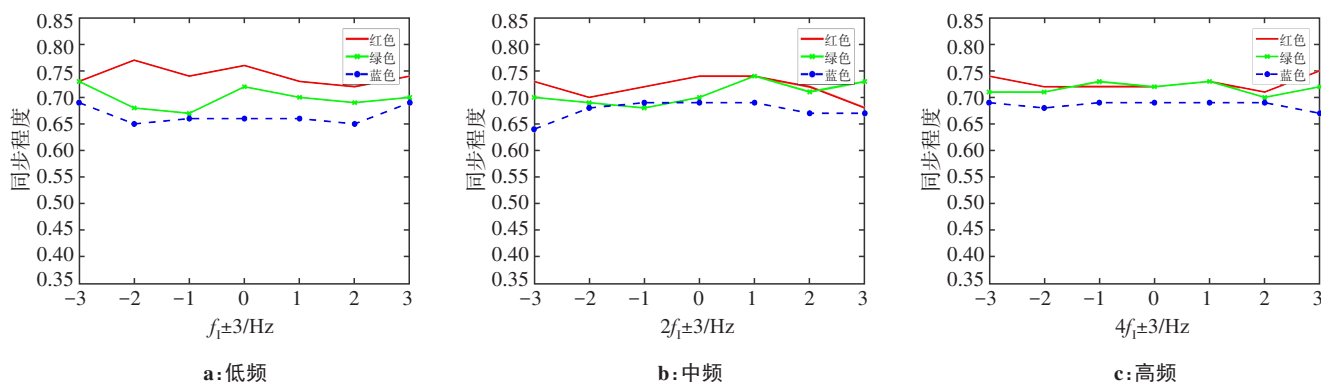


图5 左眼刺激频率为 f_1 ,右眼刺激频率分别在 $(f_1\pm 3)$ Hz、 $(2f_1\pm 3)$ Hz和 $(4f_1\pm 3)$ Hz取值, α 波和左眼刺激信号同步程度变化曲线

Figure 5 Variation curve of synchronization degree between the alpha wave and the stimulus signal of the left eye, when the stimulus frequency for the left eye is set at f_1 , while the stimulus frequency for the right eye varies at $(f_1\pm 3)$, $(2f_1\pm 3)$ and $(4f_1\pm 3)$ Hz

4 讨论

本文研究结果表明,在双眼同频刺激模式下,刺激频率分别在低频($f_1\pm 3$) Hz、中频($2f_1\pm 3$) Hz和高频($4f_1\pm 3$) Hz取值时,无论刺激颜色是红色、绿色还是蓝色,SSVEP的 α 波同步程度随刺激频率变化均呈现“阿诺德舌头”现象,即在每个频段的中心频率点(分别是 f_1 、 $2f_1$ 和 $4f_1$)最高,在两边频率点逐步下降,呈舌头状,该现象与文献[5]研究白光刺激下双眼同频刺激下的大脑 α 波同步程度变化规律一致。本文研究结果还表明,在中心频率点,低频段的 α 波同步程度最高,中频段的次之,高频段的最小。产生该现象的原因是因为人体大脑的自发 α 波频率是 f_1 ,当刺激频率等于中心频率 mf_1 ($m=1, 2, 3\cdots$)时,它们和大脑 α 波频率产生同步。当 $m=1$ 时为低频段中心频率 f_1 ,它和 α 波的自发频率相等故产生同步共振(也称完全同步);在 $2f_1$ ($m=2$)和 $4f_1$ ($m=4$)中心频率点,它们和 α 波产生部分同步,同步值小于完全同步值。

将上述双眼同频模式改为双眼双频刺激模式,刺激颜色分别为红色、绿色或蓝色时,如果其中一只眼睛(眼1)的刺激频率分别在 $(f_1\pm 3)$ Hz、 $(2f_1\pm 3)$ Hz或 $(4f_1\pm 3)$ Hz 3个频段内取值,且另外一只眼睛(眼2)刺激频率固定为 f_1 时,则 α 波同步程度随眼1刺激频率变化规律和双眼同频(输入频率和眼1一致)模式所得结果一致,但双眼双频比双眼同频模式的同步

程度值小,说明眼2刺激频率的加入使 α 波同步程度下降。产生该现象的原因可能是:当双眼输入不同的刺激频率时,存在双眼竞争机制^[16],即眼1的刺激频率产生作用,大约零点几或者几秒时间后,换成眼2的刺激频率起作用,如此不断切换周期循环。由于眼2刺激频率作用,改变了眼1刺激频率作用的时间延续性,增加其时间相位,从而使其和 α 波相位的同步程度下降。

本文的研究结果还表明,无论是双眼同频还是双眼双频刺激,无论在低频、中频或者高频段,均有红光同步值>绿光同步值>蓝光同步值,红光刺激下的 α 波同步程度最强,与Regan^[8]和Li等^[11]研究结果发现10 Hz红色光可以诱发更强SSVEP信号结论一致。图5研究结果显示,无论刺激颜色为红色、绿色或蓝色,当左眼取固定频率 f_1 ,右眼刺激频率分别在 $(f_1\pm 3)$ Hz、 $(2f_1\pm 3)$ Hz和 $(4f_1\pm 3)$ Hz取值时, α 波和左眼刺激信号的同步程度随刺激频率缓慢变化,没有出现“阿诺德舌头”曲线。因为左眼刺激固定为 f_1 ,而SSVEP的 α 波频率为 f_1 ,两者的同步是恒定的,理论上 α 波随右眼刺激频率的变化关系是一条直线,而实测是一条缓慢变化的小波浪线,因为存在一定的试验测试误差和系统误差。

5 结论

本文基于大脑 α 波与刺激信号相位差的归一化

香农熵计算,研究了光刺激颜色和模式组合变化对SSVEP的 α 波相位同步程度的影响规律。本文研究的刺激频率分别在低频($f_1 \pm 3$) Hz、中频($2f_1 \pm 3$) Hz和 高频($4f_1 \pm 3$) Hz取值,刺激颜色分别取红色、绿色、蓝色。研究结果表明:(1)在双眼同频刺激模式下,无论刺激颜色取红色、绿色或蓝色,SSVEP的 α 波同步程度随刺激频率变化均呈现“阿诺德舌头”形状,即在每个频段的中心频率点(分别是 f_1 、 $2f_1$ 和 $4f_1$)最高,在两边频率点逐步下降,呈舌头状;且低频段中心频率点 f_1 的 α 波同步程度最高,中频段中心频率点 $2f_1$ 的次之,高频段中心频率点 $4f_1$ 的最小;(2)无论在低、中频段还是在高频段内,不同颜色刺激下的 α 波同步程度均呈现红光同步值>绿光同步值>蓝光同步值;(3)在其它刺激参数相同条件下,双眼双频模式和双眼同频模式的 α 波相位同步程度随刺激频率变化规律一致,但前刺激模式的同步程度值比后刺激模式小,说明两只眼睛输入不同的刺激频率,可使 α 波同步程度下降(相对双眼同频模式而言)。

【参考文献】

[1] Notbohm A, Herrmann CS. Flicker regularity is crucial for entrainment of alpha oscillations[J]. Front Hum Neurosci, 2016, 10: 503.

[2] Sadeghi S, Maleki A. Character encoding based on occurrence probability enhances the performance of SSVEP-based BCI spellers [J]. Biomed Signal Process Control, 2020, 58: 101888.

[3] Deng C, Tong JS, Deng X, et al. Emotion recognition positively correlates with steady-state visual evoked potential amplitude and alpha entrainment[J]. Neuroscience, 2020, 434: 191-199.

[4] Babiloni C, Barry RJ, Başar E, et al. International Federation of Clinical Neurophysiology (IFCN) -EEG research workgroup: recommendations on frequency and topographic analysis of resting state EEG rhythms. Part 1: applications in clinical research studies[J]. Clin Neurophysiol, 2020, 131(1): 285-307.

[5] 覃玉荣, 时文健, 黄钰清, 等. 双眼双频同时刺激下大脑 α 波同步研究[J]. 信号处理, 2019, 35(1): 132-140.

Qin YR, Shi WJ, Huang YQ, et al. Study on the degree of brain α wave entrainment under binocular dual-frequency stimulation[J]. Journal of Signal Processing, 2019, 35(1): 132-140.

[6] Wang RP, Gao XR, Gao SK. Frequency selection for SSVEP-based binocular rivalry [C]//Proceedings of the 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2005. Piscataway, NJ, USA: IEEE: 600-603.

[7] Regan D. Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine [M]. New York: Elsevier, 1989: 187-235.

[8] Regan D. An effect of stimulus colour on average steady-state potentials evoked in man[J]. Nature, 1966, 210(5040): 1056-1057.

[9] Floriano A, Diez FP, Freire Bastos-Filho T. Evaluating the influence of chromatic and luminance stimuli on SSVEPs from behind-the-ears and occipital areas[J]. Sensors, 2018, 18(2): 615.

[10] Chu L, Fernández-Vargas J, Kita K, et al. Influence of stimulus color on steady state visual evoked potentials[C]//Intelligent Autonomous Systems 14. Cham: Springer International Publishing, 2017: 499-509.

[11] Li XD, Wang XJ, Wong CM, et al. Influence of stimuli color combination on online SSVEP-based BCI performance [C]//2019 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2019: 1-5.

[12] 吴正华, 尧德中. 不同颜色单色光产生的稳态视觉诱发电位的比较[J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(5): 1021-1024.

Wu ZH, Yao DZ. Comparison of steady-state visually evoked potential evoked by different monochromatic light[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2008, 25(5): 1021-1024.

[13] McFarland DJ, McCane LM, David SV, et al. Spatial filter selection for EEG-based communication [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1997, 103(3): 386-394.

[14] Bhattacharya J, Petsche 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.

[15] Bruns A. Fourier-, Hilbert- and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches?[J]. J Neurosci Methods, 2004, 137(2): 321-332.

[16] 陈志凯, 高上凯, 高小榕. 基于SSVEP的时分式双眼竞争刺激系统[J]. 生命科学仪器, 2013, 11(6): 9-14.

Chen ZK, Gao SK, Gao XR. A SSVEP stimulus system using time-division sequence signals for binocular rivalry research [J]. Life Science Instruments, 2013, 11(6): 9-14.

(编辑:陈丽霞)