

## 基于视觉通路的脑电信号频谱能量分布研究\*

郭湛超 覃玉荣 龙安

(广西大学计算机与电子信息学院 南宁 530004)

**摘要:** 目前关于光诱发脑电信号的频谱研究主要采用实验测试方法,因缺乏理论模型而导致结论多样化。针对这一不足,结合计算模型和电生理相关知识,建立视觉通路模型,仿真不同频率光刺激下视觉通路皮层锥体细胞产生的电信号,并分析对应的频谱能量分布,最后采集相同实验环境下、不同受试者的脑电信号,与仿真结果进行比较,以此验证模型的有效性。研究表明:低频光刺激信号(2、5、10 Hz)更易诱发脑电信号节律同步化的响应,频谱能量主要集中在基波和低次谐波处,而由高频光刺激(30 Hz)引起响应的频谱能量主要集中在低频。

**关键词:** 脑电信号;视觉通路;频谱能量

**中图分类号:** TN911.23    **文献标识码:** A    **国家标准学科分类代码:** 510.40

## Study on the spectrum energy distribution of the brain electrical signal based on the visual pathway

Guo Zhanchao Qin Yurong Long An

(College of Computer and Electronics and Information, Guangxi University, Nanning 530004, China)

**Abstract:** For the current research on the light-induced brain electrical signal of spectral that focused on experimental test, due to lack of a theoretical model which led to the conclusion diversification. To solve this problem, proposed that combine computational model and electrophysiological knowledge, built visual pathway model, simulated the signals of visual pathway cortex pyramidal cells at different frequencies of light stimuli, then analysis of the corresponding spectral energy distribution, finally collected the same experimental conditions, different subjects of brain electrical signals, compared with the simulation results to verify the validity of the model. The research results show that the low frequency stimulation signals (2, 5, 10 Hz) are more likely to induce rhythm synchronization response, spectrum energy is mainly focused on the fundamental wave and low harmonics, and caused by high frequency stimulation (30 Hz) of the response which spectrum energy mainly concentrated in the low frequency.

**Keywords:** brain electrical signal; visual pathway; spectrum energy

## 1 引言

脑电信号是大量神经元电活动在大脑头皮表面产生的电位总和。人类通常把接收到的光信号转化为电信号,经视觉通路最终到达视觉中枢,这一系列复杂的生物电活动,最终表现为脑电信号。不同频率的光刺激引起电脉冲发放频率的不同,进而产生的脑电信号频谱能量分布存在差异<sup>[1-2]</sup>。

目前国内外研究脑电信号的基本特点是:通过采集不同受试者在一定实验环境下的脑电信号,探讨外刺激与大脑功能的关系。有学者采用单一频率的光,研究光刺激与脑电信号变化的关系<sup>[3-4]</sup>;也有学者采用两个频率的光,探究光刺激对大脑认知任务的影响<sup>[5]</sup>。受实验条件和受试者

状态的影响很大,所得到的结果大相径庭。Zavaglia 等人<sup>[6]</sup>通过建立耦合的神经群模型,研究耦合系数对脑电信号节律、功率谱密度的影响,在一定程度上避免了人为和环境因素。但该方法分析脑电信号是从大脑内部连接区域研究,没有仿真完整的刺激通路,无法准确的描述从接收外刺激到引起响应的全过程。

针对实验结果的多样化以及神经群模型的局限性,为此本文引入视觉通路模型,仿真视觉通路接收光刺激直至传输到中枢皮层锥体细胞全过程,以期得到不同频率光刺激下锥体细胞响应的频谱能量分布规律。最后采集真实脑电信号的频谱与仿真结果作对比,实验和仿真结果一致。这对于以频谱能量为控制指令的脑-机接口技术,提供有价值的理论依据,为外光刺激研究脑电信号节律提供新的

收稿日期:2015-12

\* 基金项目:国家自然科学基金(61161009)、广西自然科学基金(2013GXNSFAA019341)资助项目

思路。

## 2 视觉通路模型建立

视觉通路包括两个基本通路:视网膜通路和丘脑皮质通路。视网膜通路主要转化光信号为电信号,经神经节细胞编码传递至丘脑皮质通路,通过视觉皮层锥体细胞的译码,最终形成视觉中枢对光刺激的认知<sup>[7]</sup>。

采用集总参数模型的思想<sup>[8]</sup>,结合视觉传输过程,把整个通路分为 8 个单元,每个单元表示一类神经元群,传输网络如图 1 所示。

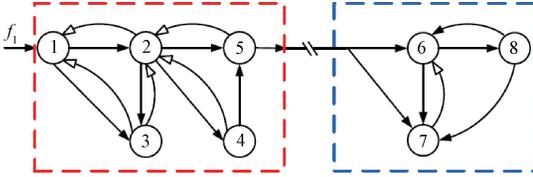


图 1 视觉通路基本传输网络

在传输网络中,  $f_1$  表示外界光刺激。①代表感受器细胞,②代表双极细胞,③代表水平细胞,④代表无长突细胞,⑤代表神经节细胞,这五类细胞构成了视网膜通路;⑥代表丘脑皮质细胞,⑦代表高尔基 II 型细胞,⑧代表视觉皮层内的锥体细胞,这三类细胞构成了丘脑皮质通路。单个神经元群可以用如下形式的非线性常微分-积分方程表示:

$$a_{i0}^{-1} \frac{dx_i(t)}{dt} + x_i(t) = S \left\{ \begin{aligned} & f_1 + \sum_{j=1}^n c_{ij} x_j(t - \sigma_{ij}) \\ & + \sum_{k=1}^m b_{ik} \int_0^t x_k(\tau) e^{-a_{ik}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\}$$

式中:  $S(v) = \frac{1}{1 + e^{-v}}$  (1)

结合图 1 以及单个神经元群方程,可以用式(2)~(9)的 8 个方程表示整个视觉传输网络。通过表 1 的典型参数值对下列时滞微分方程求解,可得到不同刺激下各个神经元群的响应  $x_i(t)$ 。

$$a_{10}^{-1} \frac{dx_1(t)}{dt} + x_1(t) = S \left\{ \begin{aligned} & f_1 + c_{12} x_2(t - \sigma_{12}) + c_{13} x_3(t - \sigma_{13}) + \\ & b_{11} \int_0^t x_1(\tau) e^{-a_{11}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

$$a_{20}^{-1} \frac{dx_2(t)}{dt} + x_2(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{21} x_1(t - \sigma_{21}) + c_{23} x_3(t - \sigma_{23}) + c_{24} x_4(t - \sigma_{24}) \\ & c_{25} x_5(t - \sigma_{25}) + b_{21} \int_0^t x_2(\tau) e^{-a_{21}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

$$a_{30}^{-1} \frac{dx_3(t)}{dt} + x_3(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{31} x_1(t - \sigma_{31}) + c_{32} x_2(t - \sigma_{32}) + \\ & b_{31} \int_0^t x_3(\tau) e^{-a_{31}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

$$a_{40}^{-1} \frac{dx_4(t)}{dt} + x_4(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{42} x_2(t - \sigma_{42}) + \\ & b_{41} \int_0^t x_4(\tau) e^{-a_{41}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

$$a_{50}^{-1} \frac{dx_5(t)}{dt} + x_5(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{52} x_2(t - \sigma_{52}) + c_{54} x_4(t - \sigma_{54}) + \\ & b_{51} \int_0^t x_5(\tau) e^{-a_{51}(t-\tau)} d\tau \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

$$a_{60}^{-1} \frac{dx_6(t)}{dt} + x_6(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{65} x_5(t - \sigma_{65}) + c_{67} x_7(t - \sigma_{67}) + c_{68} x_8(t - \sigma_{68}) + \\ & b_{61} \int_0^t x_6(\tau) [e^{-a_{61}(t-\tau)} + e^{-a_{62}(t-\tau)}] d\tau \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

$$a_{70}^{-1} \frac{dx_7(t)}{dt} + x_7(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{75} x_5(t - \sigma_{75}) + c_{76} x_6(t - \sigma_{76}) + c_{78} x_8(t - \sigma_{78}) + \\ & b_{71} \int_0^t x_7(\tau) [e^{-a_{71}(t-\tau)} + e^{-a_{72}(t-\tau)}] d\tau \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

$$a_{80}^{-1} \frac{dx_8(t)}{dt} + x_8(t) = S \left\{ \begin{aligned} & c_{86} x_6(t - \sigma_{86}) + \\ & b_{81} \int_0^t x_8(\tau) [e^{-a_{81}(t-\tau)} + e^{-a_{82}(t-\tau)}] d\tau \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

表 1 模型参数的生理学意义及其典型值

参数	生理意义	典型值
$a_{ij}$	速率常数,表示神经元群的放电率从初始值到稳态值所产生阶跃变化速率	$a_{i0} = 100; a_{i1} = 10 (i \in N^+, i < 9)$ $a_{i2} = 30 (i = 6, 7, 8)$
$b_{ij}$	神经元群的自兴奋 ( $b_{ik} > 0$ ) 或自抑制 ( $b_{ik} < 0$ ) 系数	$b_{11} = -20\ 000; b_{21} = -15\ 000;$ $b_{31} = -12\ 500; b_{41} = -10\ 000;$ $b_{51} = -7\ 500; b_{61} = -100\ 000$ $b_{71} = -50\ 000; b_{81} = -30\ 000$
$c_{ij}$	神经元群间的耦合系数 ( $c_{ij} > 0$ , 为激励, 反之抑制)	$c_{12} = c_{13} = c_{24} = c_{25} = c_{32} = -1$ $c_{21} = c_{23} = c_{31} = c_{42} = c_{52} = c_{54} = 10$ $c_{65} = c_{76} = c_{78} = c_{86} = c_{68} = 50$ $c_{67} = -30; c_{75} = 1$
$\sigma_{ij}$	信号在神经元群之间的传递时延	$\sigma_{12} = \sigma_{13} = \sigma_{21} = \sigma_{23} = \sigma_{24} = \sigma_{25} = 0.3$ $\sigma_{31} = \sigma_{32} = \sigma_{42} = \sigma_{52} = \sigma_{54} = \sigma_{67} = 0.003$ $\sigma_{68} = \sigma_{76} = \sigma_{78} = \sigma_{86} = 0.003$ $\sigma_{65} = \sigma_{75} = 0.005$

### 3 光刺激下仿真结果及分析

#### 3.1 无耦合神经元群仿真

首先验证建立的单个神经元群的有效性。通过对视觉通路输入光刺激,得到每个神经元群在  $c_{ij} = 0$  时的系统响应。其中  $\rho = 50, \omega = 3$  Hz。仿真结果如图2所示。

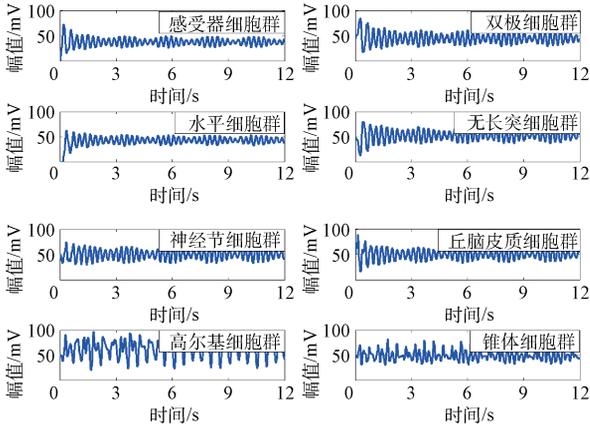


图2 单一神经元群响应

从图2可以看出,在耦合系数等于零时,各个神经元群对输入的刺激呈现出振荡脉冲响应。由神经元的电生理特性可知,激励传入神经元后,放电率显著上升,随着动作电位在神经纤维上的传输,放电率下降,最终进入不应期,在波形上表现出间隔变化的脉冲,这是针对于单个神经元而言<sup>[9]</sup>。本文采用的是集中参数模型,是针对一个区域大量神经元在不同时刻上的联合放电,在时域上表现的是放电序列的叠加,从而表现出连续的振荡脉冲响应,仿真结果与理论是一致的。

#### 3.2 耦合神经元群仿真

对神经元群之间添加耦合系数,组成一个功能完整的视觉通路。从前文视觉通路的基本构成可知,视觉信息的处理中枢是视觉皮层内的锥体细胞。通过分析锥体细胞群在不同频率刺激下响应的频谱能量分布具有重要意义。不同频率下锥体细胞群响应及频谱能量分布如图3所示。

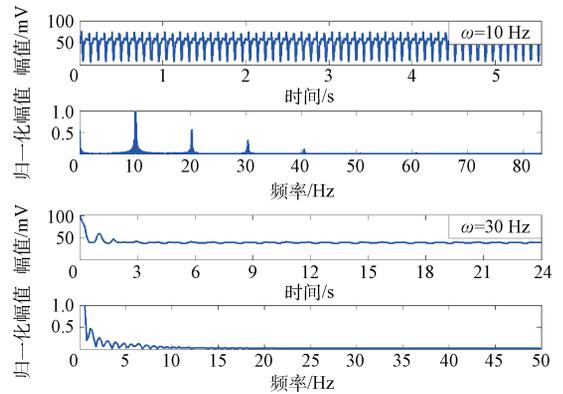
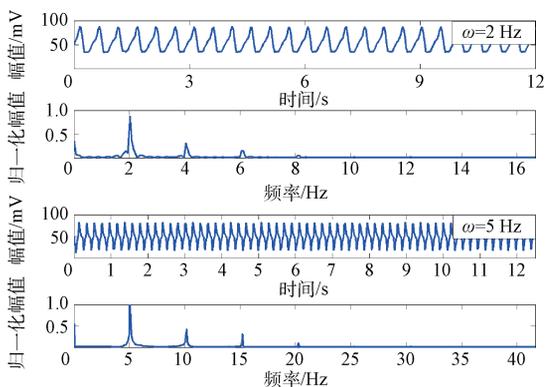


图3 不同频率下锥体细胞群响应及频谱能量分布

图3给出了同一强度  $\rho = 50$ 、不同频率(2、5、10、30 Hz)光刺激下引起锥体细胞群的响应以及频谱能量分布。从图中可以看出,随着刺激频率的增加,放电率加快,锥体细胞的响应序列在单位时间内的脉冲越来越密集(如2、5、10 Hz),但到达某个频率后,放电率不再变化,所产生的响应序列不再是脉冲(如30 Hz)。从对应的频谱能量分布可以看出,当刺激频率是2、5、10 Hz时,能量主要集中在基波和低次谐波上,当刺激频率是30 Hz时,能量主要集中在低频部分。

### 4 实 验

对上述仿真结果进行验证,设计实验采集不同频率光刺激下受试者的脑电信号,并分析对应的频谱能量。脑电信号采集设备为美国普升公司生产的BIOPAC-MP150多导电生理信号记录分析系统,刺激源为内置白色LED灯的特制护目镜。受试者以舒适的姿势坐在靠背椅上,环境为黑暗、安静的专用实验室。头皮电压采集点参考10/20系统<sup>[10]</sup>,设置导电帽中的O1点(该点为视觉处理中枢,锥体细胞活动最强)为参考正极,Fp2为参考负极,公共接地电极取左耳垂。

实验选取6名正常在校研究生为受试者,年龄24~28岁,视力均正常,并提前告知实验目的和要求。为保证与仿真刺激源一致,护目镜发出正弦信号的光,刺激时长30秒,频率选取2、5、10、30 Hz四种,光照强度固定为10 Lux。实验开始前,先记录受试者安静状态下的一段脑电信号,确定受试者情绪稳定再进行光刺激。重复以上实验3次,从而单个频率刺激下的响应对应18组脑电信号,对单组脑电信号进行频域变换,最后求频谱的统计平均,得到单个频率刺激下的频谱,如图4所示。

图4给出了不同频率下测得的脑电信号对应的频谱能量分布。图4(a)为受试者在无刺激下的频谱,能量主要集中在8 Hz左右,是人在正常情况下的安静状态,表明此时适宜实验。图4(b)~(d)为受试者在刺激频率分别为2、5、10 Hz下的频谱,不难看出,能量主要集中在对应刺激频率

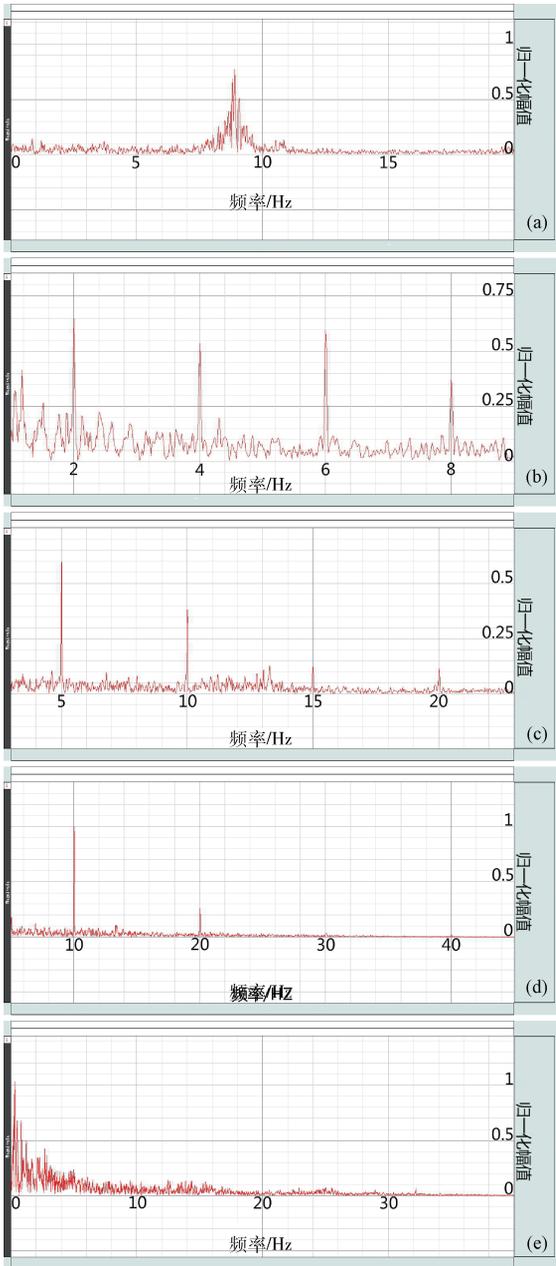


图 4 不同频率刺激产生脑电信号频谱能量分布图

的基波和低次谐波处。图 4(e)为受试者在刺激频率为 30 Hz 下的频谱,由于刺激频率较高,人眼已难以分辨,故能量集中在低频处。

## 5 结 论

实验结果与仿真结果一致,可以做出猜测:视觉通路对光刺激频率具有选择性,当接收低频刺激时,视觉中枢锥体细胞产生与刺激频率的同步振荡,反应在皮层的脑电信号频谱能量集中在基波和低次谐波;当接收高频刺激时,为避免产生同步振荡引起大脑非正常反应,正常人(非癫痫患者)受化学递质的调节产生低频振荡,因而皮层的脑电信号

频谱能量集中在低频。

本文基于视觉通路模型,仿真研究了不同频率光刺激下,脑电信号频谱能量分布规律:低频刺激能诱发锥体细胞的响应节律同步,能量集中在基波和低次谐波,而高频刺激不能诱发高频响应,能量集中在低频处,仿真结果与真实脑电信号的频谱能量分布一致。该研究可以帮助人们理解光刺激与视觉通路的反应机理,验证光刺激下大脑节律变化的一些假设,对以外光诱发技术改善人脑功能状态提供理论依据和量化指标,为进一步探索大脑视觉通路的工作原理提供参考。

## 参 考 文 献

- [1] 赵丽,孙永,马彦臻,等. 基于 SSVEP 的脑-机接口自动驾驶系统研究[J]. 电子测量技术, 2011, 34(12): 70-72.
- [2] 闫蓓,刘莎,李建华,等. 单通道视觉诱发脑电的单个提取方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(4): 905-910.
- [3] 赵丽,董燕丽,郭旭宏.  $\alpha$  波和运动想象的混合范式脑-机接口系统[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(6): 625-629.
- [4] 丁尚文,钱志余,陈春晓,等. 基于 5Hz 频率光诱发的脑电信号  $\theta$  波的时-频分析[J]. 南京航空航天大学学报, 2011, 43(6): 805-809.
- [5] WU Z H, YAO D Z. The influence of cognitive tasks on different frequencies steady-state visual evoked potentials[J]. Brain Topogr, 2007, 20(2): 97-104.
- [6] ZAVAGLIA M, ASTOLFI L, BABILONI F, et al. The effect of connectivity on EEG rhythms power spectral density and coherence among coupled neural populations: Analysis with a neural mass model[J]. Biomedical Engineering, 2008, 55(1): 69-77.
- [7] CHEN P, CAO F L. Marrow cell segmentation by simulating visual system [J]. Fifth International Conference on Natural Computation, 2009: 189-194.
- [8] 崔冬,李伶俐,吉学青,等. 多通道神经群模型建模及分析[J]. 中国科学:信息科学, 2011, 41(8): 978-988.
- [9] 王恒通. 神经元响应特性及其动力学行为[D]. 兰州: 兰州大学, 2014: 110.
- [10] 黄璐,王宏. 单导联脑电信号 P300 分类研究[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(4): 814-819.

## 作 者 简 介

**郭湛超**, 1989 年出生, 硕士研究生, 主要研究方向为脑电信号处理与脑-机接口应用。

E-mail: zhanchao\_gxu@163.com

**覃玉荣**, 1965 年出生, 工学博士, 教授, 主要研究方向为生物医学信号处理、无线通信等。

E-mail: qyr111@163.com