

基于 5 Hz 频率光诱发的脑电信号 θ 波的时-频分析

丁尚文¹ 钱志余¹ 陈春晓¹ 李颢韬¹ 陶玲¹ 钟元² 郑杨¹

(1. 南京航空航天大学自动化学院, 南京, 210016; 2. 南京师范大学心理系, 南京, 210046)

摘要:通过时-频法研究 5 Hz 频率光刺激前、光刺激中平均脑电信号 θ 波能量百分比的差异性。研究发现光刺激中能量百分比在前额(F8)、顶部(P4)、中央(C3)、颞区(T6)和枕部(O2)均有显著性增加。在枕部(O2)区域光诱发最初 20 s 内 α 波能量百分比从 45% 下降到 30%, θ 波能量百分比从 25% 上升到 35%, θ 波能量百分比呈上升趋势; 中间 20 s 内, θ 波能量百分比呈下降趋势, 最后 20 s, θ 波能量百分比恢复到基线。以上结果说明在 20~30 s, 5 Hz 频率光刺激能够驱动脑电信号从优势脑波 α 波转向以 θ 波为主。对研究低频率光诱发响应, 应用时-频脑电波能量百分比方法是一条新的途径。

关键词:光刺激; 事件相关电位; 小波变换; θ 波; 时-频分析

中图分类号:R338.8 **文献标识码:**A **文章编号:**1005-2615(2011)06-0805-05

Time-Frequent Analysis of EEG θ Wave Induced by 5 Hz Photic Stimulation

Ding Shangwen¹, Qian Zhiyu¹, Chen Chunxiao¹, Li Weitao¹, Tao Ling¹, Zhong Yuan², Zheng Yang¹

(1. College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, Nanjing, 210016, China;

2. Department of Psychology, Nanjing Normal University, Nanjing, 210046, China)

Abstract: The main difference of the percentages of energy of EEG θ wave before and during 5 Hz photic stimulation is studied by utilizing time-frequency methods. The results show that the percentages of energy increase more visible on the forehead (F8), top (P4), central (C3), temporal (T6), and occipital (O2). Within the first 20 s of photic stimulation, the percentage of regional α wave energy decreases from 45% of total energy to 30%, the percentage of θ wave energy increases from the total energy of 25% to 35%, and keeps upward trend. In the middle 20 s, the percentage of θ wave energy decreases. In the last 20 s, the percentage of θ wave energy goes back to baseline level. These results suggest that 5 Hz photic stimulation within 20—30 s can drive EEG from dominant α brain waves to θ waves. The percentage of brain wave energy is a new approach to response induced by low-frequency photic stimulation.

Key words: photic stimulation; event-related potentials; wavelet transform; θ wave; time-frequency analysis

光具有安全、可靠、方便和无辐射等优点, 通常将光驱动作为研究脑功能变化的重要方法之一(该现象亦称共鸣现象)^[1-2]。光驱动在临床上有 3 个典型应用:(1)采用光刺激引导人进入放松和清醒状态, 其主要原理就是上面所说的共鸣现象, 通常状态下, 人在放松和清醒时, 脑电信号中 α 波占据主

要优势, 如用 12 Hz 左右频率光刺激能够诱发脑电信号 α 波增多^[3-4]。(2)将病人经常出现主要的脑波频率带(例如 α , 8~13 Hz, 从某种意义上来说, 这种状态的出现暗示着一种病态的状况)借助外部频率光刺激将脑波频率转向另一种新的脑波频率带^[5]。(3)潜在的癫痫病人如光敏感性癫痫病人将

基金项目:国家自然科学基金(61075107)资助项目;江苏省普通高校研究生科研创新计划(CX10B-096Z)资助项目。

收稿日期:2010-12-19; **修订日期:**2011-05-27

通讯作者:钱志余, 男, 教授, 博士生导师, E-mail: zhiyu@nuaa.edu.cn。

光诱发作为一种测量手段,使潜在病灶区域显现出来^[6-7]。以上的研究多是集中到 α, β 频率带外部光诱发共鸣现象上,脑电信号 θ, δ 波与外部光诱发之间的共鸣关系没有明确的建立。由于在睡眠期间,脑电信号主要以 θ, δ 波为主,因此对低频率光诱发共鸣现象的研究有极其重要的价值^[8-9]。

基于 EEG 量化分析对大脑状态的评价可以分为频域法或者时域法。频域上,文献[10]使用脑磁图研究发现 10 Hz 左右的频率段光刺激 α 波的后枕部功率谱密度明显升高;Teplan 等人^[11]报道,长期的声光刺激能够引起前额和中央皮层位置的 α 波段和 θ 波段的功率上升。时域上,Herrmann 等^[12]研究证实脑电信号电位的变化与稳态的视觉刺激频率有显著的关系,80 Hz 频率光刺激使脑电信号幅值有较明显的上升。以上对光刺激的研究均是集中在时域或者频域方面讨论脑电信号绝对能量的变化。由于 EEG 信号属于时变、非平稳信号,其频率特征随时间的变化而发生变化,单个的时域或频域方法只能对整个频率或时间跨度内的波形和频谱特性进行分析,但是对于揭示某一具体时刻或时间段内信号的频率组成成分以及相关频率成分的能量分布情况却无能为力,因此都不能完整地表征信号。用时-频方法分析 EEG 在一定程度上克服了以上两种缺陷,能够动态地综合分析光刺激条件大脑状态在时-频的主要变化,本文采用 5 Hz 频率光刺激,使用时-频域分析方法,研究正常人大脑状态受到外部光刺激在时-频域脑电信号 θ 波能量密度变化的主要差异,为临床上开展相应的辅助治疗提供参照。

1 志愿者和 EEG 记录

本实验共有 13 名志愿者参加(无任何精神病史,平均年龄 24 岁,男 10 名、女 3 名,均为右利手)。头皮电极放置按国际 10-20 系统标准。脑电图记录使用 16 通道电极记录采集到的信号(脑电图仪:南京伟思医疗科技有限责任公司生产)。参考电极为左右 A1 和 A2 耳电极,FPZ 为接地电极(图 1)。为了防止信号失真,每个电极的测试阻抗均小于 5 k Ω 。实验均在同一个实验专用房间内,房间周围安静、内部不使用日光灯。实验采用 5 Hz 频段光作为外部刺激。实验过程:受试者佩戴内侧装有高亮度红、绿两种颜色的 LED 灯的眼镜,坐在椅子上,身体保持放松。在整个测试期间,测试者保持双眼闭合,待测试者脑波信号平稳后开始采集,每个组块包括平静 60 s 和刺激 60 s,实验记录 2 个组

块,实验信号采用无明显眼动和伪迹的一个组块作为分析数据。脑电数据的采样率为 256 Hz,滤波范围为 0.5~70 Hz。

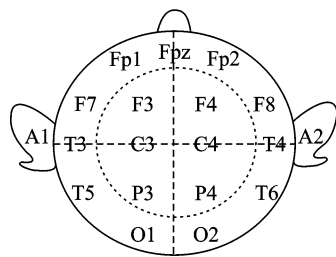


图 1 脑电电极位置示意图

2 数据分析方法

2.1 小波变换时-频信息

对光刺激 EEG 信号进行连续小波变换(刺激前 60 s 到刺激中 60 s),从而得到 EEG 的时频特性,综合考虑时域和频域分辨率,定义母小波为 $\tilde{\varphi}(t)$,在时间 t_0 ,尺度为 a ,采样信号 $x(t_n)$ 的小波系数为^[13]

$$\text{CWT}_x(a, t_0) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \tilde{\varphi}\left(\frac{t_n - t_0}{a}\right) x(t_n) \quad (1)$$

将信号进行二进离散小波变换,将其分解成不同尺度下的各个分量,得到小波系数 $C_j(k)$ 。经过小波分解后,脑电信号的各个尺度反映了不同频率范围的脑波信息,对于本实验 256 Hz 脑电信号,其小波分解尺度与脑电节律的对应关系见表 1。

表 1 脑电信号小波分解的各尺度对应的频率范围

分辨率层次	对应的脑电波	频率/Hz
D1	高层次(噪声)	64~128
D2	γ	32~64
D3	β	16~32
D4	α	8~16
D5	θ	4~8
D6	δ	2~4
D7	δ	1~2
A8	眼电干扰等	0~1

选用中心频率为 1,带宽系数为 2 的 Morlet 小波,小波变换范围为 $\theta(4\sim 8\text{ Hz})$ 波频率带。基于小波变换的能量分布(Time-frequency energy distribution, TFED)是在给定导联-频率-时间点的功率谱的平均值。尺度与频率之间的关系为 $f = \frac{f_0}{a}$, f_0 为中心频率^[14]。采用 $\text{CWT}_x(c, f, t)$ 表示在导联

c , 频率 f 和时间 t 的小波变换值,TFED 表示为

$$\text{TFED}(c, f, t) = \sum_{t=t_1}^{t_2} |\text{CWT}_x(c, f, t)|^2 \quad (2)$$

式中 t_1, t_2 时间间隔为 1 s。时间能量分布(Time-energy distribution, TED)是在给定导联-频率-时间点的功率谱对频率求和, TED 表示为

$$\text{TED}(c, f, t) = \sum_{f=f_1}^{f_2} \sum_{t=t_1-t_2} |\text{CWT}_x(c, f, t)|^2 \quad (3)$$

基于小波变换的平均能量(Mean energy, ME)是对给定导联-频率-时间点的功率谱对时间、频率求和然后除以信号的个数

$$\text{ME}(c, f, t) = \frac{1}{N} \sum_{f=f_1}^{f_2} \sum_{t=t_0}^{t_1} |\text{CWT}_x(c, f, t)|^2 \quad (4)$$

式中 $t_0=1$ s 和 $t_1=120$ s。

2.2 统计学分析

对于光刺激前、中 θ 波的平均能量值应用 T-检验,得到 p 检验值(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, 表示统计有显著性差异)。考虑在采集脑电信号中,受试者受到外界影响如头动、眼动等影响,采用归一化去除样本奇异性,具体方法如归一化平均能量=(原能量-能量的均值)/(最大能量-最小能量)。

3 结 果

3.1 光刺激前、中平均能量比较

对空间域的分析,利用式(4),计算脑电信号 θ 波的平均能量,为直观地反映这种差别,将最大能量置为一。从图 2 可以发现,光刺激中 θ 波能量比光刺激前的能量大,经 T-检验,发现在枕部(O2)、顶部(P4)、前额(F8)、中央(C3)和颞部(T6)区域均有较明显的变化。

对于脑电信号而言,通常较关心大脑在每个时刻的优势脑波情况。因为优势脑波与人的精神有密切的关联,所以本文着重对光刺激下较明显响应的

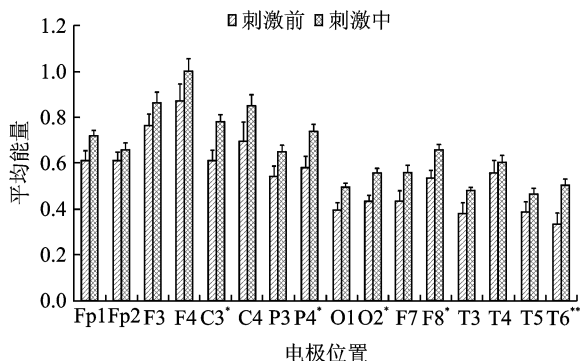


图 2 5 Hz 频率光诱发的脑电信号 θ 波在刺激前、中的平均能量的变化(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)

脑功能区如前额(F8)、顶部(P4)、中央(C3)、颞部(T6)和枕部(O2)作进一步分析。图 3 比较了光刺激前、刺激中 θ 波能量百分比变化,结果发现光刺激前 θ 波能量百分比低于光刺激中能量百分比。

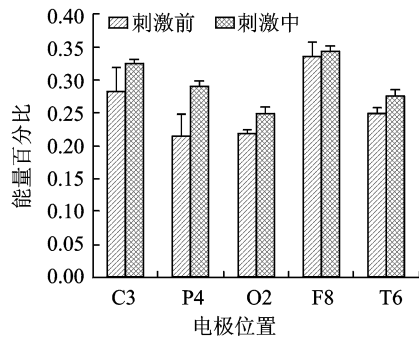


图 3 光诱发的脑电信号 θ 波在刺激前、中的所占总能量百分比的变化

3.2 个体化差异性分析

以上是对总体受试者经光刺激的脑电信号分析,由于不同受试者对光刺激响应存在个体化差异,以枕部(O2)为例,将各受试者的脑电信号 θ 波能量进行个体化分析(表 2),结果发现受试者 A 类经光刺激平均 θ 波能量出现不同水平显著上升。采用 T-检验,为具有统计学意义,将 P 设定小于 0.05。另有 4 名(B 类)受试者经光刺激平均 θ 波脑电能量出现下降。

表 2 脑电信号 θ 波能量对比及显著性水平检验

类型	受试者	光刺激前 (均值±标准差)	光刺激 (均值±标准差)	统计检验 (P)
A	1	0.611±0.061	0.713±0.084	0.025
	2	0.613±0.070	0.654±0.026	0.012
	3	0.816±0.099	0.839±0.110	0.039
	4	0.868±0.111	0.901±0.102	<0.005
	5	0.609±0.059	0.781±0.097	<0.005
	6	0.679±0.059	0.883±0.156	0.023
	7	0.543±0.055	0.649±0.091	0.030
	8	0.396±0.032	0.499±0.065	0.028
	9	0.431±0.045	0.558±0.055	<0.005
B	10	0.657±0.078	0.531±0.049	<0.005
	11	0.476±0.077	0.484±0.037	0.203
	12	0.465±0.015	0.387±0.051	0.006
	13	0.699±0.114	0.554±0.075	0.030

3.3 时-频能量分布比较

考察光刺激前、光刺激中两种状态下平均能量和能量百分比的差别,为获取两种状态下的具体差

异,应用式(2,3),在时-频域对小波能量作具体分析。

经小波变换得到每个导联在光刺激前、光刺激中两种状态能量分布值。如图4(a)以枕部(O2)为例,刺激中脑电信号 α 波能量分布受到光刺激的抑制,能量减少,刺激中脑电信号 θ 波能量分布受到对应频率段光刺激,能量增加,刺激中的最大能量值大于刺激前的能量值,在刺激30s左右光诱发出达到最大值(如图4(b)),进一步说明5 Hz频率光可诱发5~7 Hz的 θ 波能量共振响应。

图5可以观察到 θ 波在各个时刻能量百分比随着时间的动态变化,随着5 Hz频率光刺激,能量百分比增加,图4,5说明了5 Hz频率光刺激可以

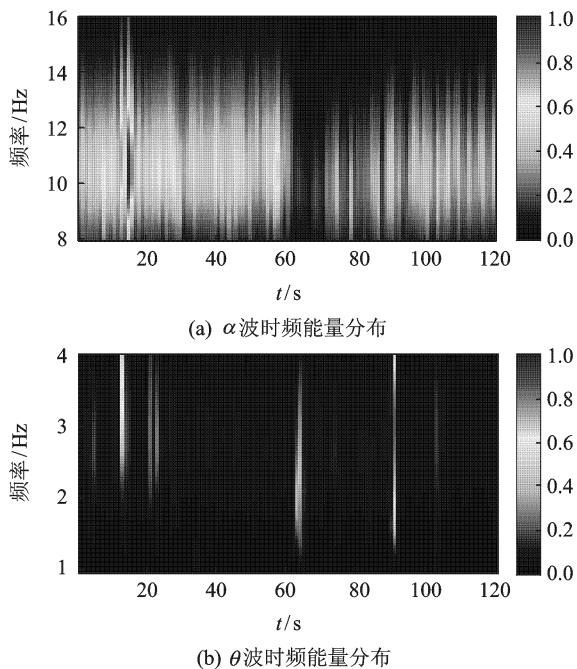


图4 光刺激前、中 α 、 θ 波时频能量分布(O2)

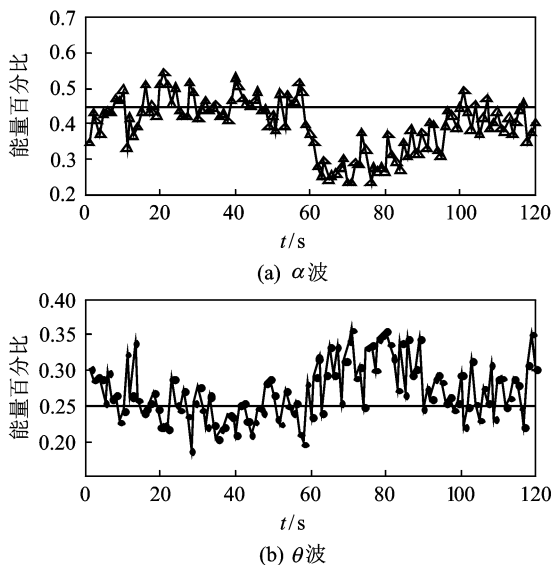


图5 光刺激前、中 α 、 θ 波百分比随时间变化信息

将人的主要脑波频率带转向低频率带。从图5中可以看出,在光刺激20s左右 θ 波能量可以达到极大响应; θ 波能量百分比升高, α 波所占能量百分比下降,随后 θ 波能量百分比逐渐恢复到基线。

4 结束语

使用5 Hz频率光刺激能够诱发脑电信号的能量变化,本文通过时-频方法发现(图5)在光刺激20s左右 θ 波能量达到极大响应; θ 波能量百分比升高, α 波所占能量百分比下降。5 Hz频率光诱发响应部位在前额和枕部区域,诱发响应部位与Lazarev等^[15]研究结果一致。根据Serenio和Bihan等人的研究指出,与语言等高级功能相类似,光刺激也存在右侧半球的优势。本文的实验与研究结果验证了这一优势(半球不对称性, hemispherical asymmetry 对于光刺激的存在性^[16-17])。

基于光刺激的事件相关电位(Event-related potentials, ERP)是研究脑电信号的重要方法之一。本文应用Morlet小波对16导的脑电信号EEG进行连续小波变换,首先研究了5 Hz频率光刺激前、中的平均脑电信号 θ 波能量的具体差异。研究发现在前额(F8)、顶部(P4)、中央(C3)、颞区(T6)和枕部(O2)能量百分比的差异性均有较明显的增加。最后从时-频法分析的结果可以看出,20s内, θ 波能量百分比增加,随后 θ 波能量百分比逐渐恢复到基线。由于脑电信号受到外部频段光不断刺激(5 Hz频率光介于 θ 频率段正态分布中间),因而使得大脑中的脑电信号频率逐渐与外部刺激频率同步,最终使得频率光刺激能够驱动脑电信号成分从 α 波转向 θ 波,为临床上光诱发的脑电信号特性应用提供一定的参照。未来的工作将集中在探讨光诱发条件下 θ 波能量百分比增强与脑功能微观区域之间的联系以及导致 θ 波能量百分比增强的脑功能内部响应机制的探索。

参考文献:

- [1] Freedman N L. Bilateral differences in the human occipital EEG with unilateral photic driving[J]. Science, 1963,142(3592):598-599.
- [2] Jin Y, Castellanos A, Solis E R, et al. EEG resonant responses in schizophrenia: a photic driving study with improved harmonic resolution [J]. Schizophr Res, 2000,44(10):213-220.
- [3] Carter J L, Russell H L. A pilot investigation of auditory and visual cnirainment of brain wave activity in learning disabled boys [J]. Texas Researcher,

- 1993,4(1):65-75.
- [4] Rosenfeld J P, Antoinette M. Reinhart and sanjay srivastava. The effects of alpha (10-Hz) and beta (22-Hz) "entrainment" stimulation on the alpha and beta EEG bands; individual differences are critical to prediction of effects[J]. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 1997,22(1):3-20.
- [5] Lane J D, Kasian S J, Owens J E, et al. Binaural auditory beats affect vigilance performance and mood [J]. *Physiol Bhav*, 1998,63(2):249-252.
- [6] Lu Y, Waltz S, Stenzel K, et al. Photosensitivity in epileptic syndromes of childhood and adolescence[J]. *Epileptic Disord*, 2008,10(2):136-143.
- [7] Visani E, Varotto G, Binelli S, et al. Photosensitive epilepsy: spectral and coherence analyses of EEG using 14 Hz intermittent photic stimulation[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2010,121(3):318-324.
- [8] Toshio M, Mitsuo H, Tadao H. Auto power and coherence analysis of delta-theta band EEG during the waking-sleeping transition period [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1997, 103(6):633-641.
- [9] Vladyslav V V, Tobler Y I. Theta activity in the waking EEG is a marker of sleep propensity in the rat[J]. *Brain Research*, 2005,1050(2):64-71.
- [10] Atsushi K, Masaki S, Yuji H, et al. Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during photic stimulation in control subjects and patients with alzheimer's disease [J]. *IJBEM*, 2005,7(2):202-212.
- [11] Teplan M, Krakovska A, Stolz S. EEG responses to long-term audio-visual stimulation [J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2006,59(2):81-90.
- [12] Herrmann C S. Human EEG response to 1—100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena [J]. *Exp Brain Res*, 2001,137(4):346-353.
- [13] 郁洪强,赵欣,詹启生,等. 基于小波熵的网络成瘾脑电复杂性分析[J]. *天津大学学报*, 2008,41(6):542-548.
- [14] 李宁,汪曩,刘锡禹,等. 睡眠剥夺影响大脑功能区状态的非线性评价[J]. *天津大学学报*, 2008,52(4): 118-123.
- [15] Lazarev V V, Infantosi A F C. Valencio-de-Campos D, et al. Topographic aspects of photic driving in the electroencephalogram of children and adolescents [J]. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 2004,37:879-891.
- [16] Sereno M I, Dale A M, Reppas J B, et al. Borders of multiple visual areas in humans revealed by functional magnetic resonance imaging [J]. *Science*, 1995,268(5212):889-893.
- [17] Le Bihan D, Jezzard P, Haxby J, et al. Functional magnetic resonance imaging of the brain[J]. *Annals of Internal Medicine*, 1995,122(4):296-303.