

# 低频光诱发脑电 $\theta$ 波段近似熵特征研究

丁尚文 钱志余 李颢帽 陶玲 胡光霞 郑杨

(南京航空航天大学自动化学院, 江苏 南京 210016)

**摘要** 采用近似熵算法得到 19 名健康志愿者在 5 Hz 频率的光(每秒光重复诱发 5 次)诱发前后的脑电(EEG) $\theta$  波段近似熵值(Apen  $\theta$ ),经  $T$ -检验( $P < 0.05$ )发现光诱发后 Apen  $\theta$  值显著下降,其中在顶部、前额、颞部和枕部位置有显著性变化,颞部和枕部变化最大,左右半脑平均 Apen  $\theta$  均减少,右脑区更为显著。结果表明 Apen  $\theta$  能够描述外部光诱发情况下的 EEG 波段特征,并定量给出外部光诱发程度。

**关键词** 医用光学;脑电;光刺激; $\theta$ 波;近似熵

中图分类号 R741

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP49.031701

## Approximate Entropy Evaluation of EEG $\theta$ Rhythm Based on Low-Frequency Photon Stimuli

Ding Shangwen Qian Zhiyu Li Weitao Tao ling

Hu Guangxia Zheng Yang

(College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, Jiangsu 210016, China)

**Abstract** Utilizing the approximate entropy algorithm, the changes of approximate entropy of electroencephalogram (EEG)  $\theta$  rhythm (Apen  $\theta$ ) about 19 healthy volunteers before and after 5 Hz frequency photon stimulation (light repeatedly inducing 5 times per second) are analyzed. The results of  $T$ -test( $P < 0.05$ ) show that the 5 Hz photon stimulation can significantly reduce the Apen  $\theta$  of EEG  $\theta$  rhythm. These changes can be obviously observed at the forehead, parietal, temporal and occipital region, and the most significant changes happen at temporal region and occipital region. The average Apen  $\theta$  values about left and right brain EEG are both reduced after photon stimulation, and the Apen  $\theta$  about right brain EEG is reduced more obviously. It can be concluded that Apen  $\theta$  induced by external optical stimuli can describe different EEG rhythm characteristics and quantitatively show the extent of photon stimulation.

**Key words** medical optics; electroencephalogram; photon stimulation;  $\theta$  rhythm; approximate entropy

**OCIS codes** 170.4580; 070.0070

## 1 引言

如何借助外部工具改善脑电(EEG)节律一直是认知科学研究的热点问题。外部工具通常分为声音刺激<sup>[1]</sup>、电刺激<sup>[2]</sup>和磁刺激<sup>[3,4]</sup>等。脑电节律  $\theta$  波(4.0~7.5 Hz)通常出现在枕叶和顶叶,在困倦和睡眠阶段出现,因而  $\theta$  波通常被视作大脑对外部反应的评价指标<sup>[5,6]</sup>。基于脑电节律  $\theta$  波特征,许多学者借助外部刺激驱动脑电信号从现有的脑波频率向刺激频率(如  $\theta$  段频率)转变,以此改善脑电节律状态。光具有安全、可靠、方便和无辐射等优点。本文采用外部光刺激,尝试寻找简便、易行的光诱发脑电  $\theta$  波的方式。

收稿日期: 2011-07-15; 收到修改稿日期: 2011-08-31; 网络出版日期: 2012-01-05

基金项目: 国家自然科学基金(61075107)和江苏省普通高校研究生科研创新计划(CX10B\_096Z)资助课题。

作者简介: 丁尚文(1981—),男,博士研究生,主要从事视觉导航与图像信号处理等方面的研究。

E-mail: shangwend@126.com

导师简介: 钱志余(1964—),男,教授,博士生导师,主要从事近红外手术导航系统设计和脑组织光学图像重建等方面的研究。E-mail: zhiyu@nuaa.edu.cn(通信联系人)

基于脑电信号的线性分析已经应用于脑功能研究,如 Teplan 等<sup>[1,7]</sup>曾采用功率谱方法评价光刺激对脑电信号不同频率段的影响。大脑作为一个非线性系统,采用非线性动力学方法来评价其变化,可以从另一个角度来理解在光刺激状态下大脑如何调整自己。非线性动力学从总体上分析神经活动规律。文献[8]通过近似熵算法对混沌信号的分析指出,近似熵并不企图描述或重建信号序列的全貌,而只是从统计角度描述序列复杂性,因此只需较少的数据就可得出合理稳健的估计值。该特点使之能在较短时间内提取出蕴涵在信号序列中的特征信息。采用近似熵方法分析脑电复杂度已经应用在某些研究方向中,如对老年痴呆症患者的大脑状态评价<sup>[9]</sup>、对脑疲劳程度进行分析<sup>[10]</sup>。将近似熵应用在光刺激信号上具有一定的可行性。

本文采用  $\theta$  频率段(采用 5 Hz 频率土,位于  $\theta$  正态分布中心)外部光刺激,利用近似熵算法,分析正常被试者在光刺激前后对应的脑电信号  $\theta$  波的变化情况,研究外部光刺激对脑电活动的影响。

## 2 数据采集和预处理

光诱发刺激脑电实验对象为 19 名健康志愿者(无精神病史,平均年龄 24 岁,男 12 名、女 7 名,均为右利手)。脑电图仪由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,如图 1 所示。为了防止信号失真,每个电极的测试阻抗均小于 5 k $\Omega$ 。实验均在同一个实验专用房间内,进行,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。志愿者佩戴内侧装有高亮度红、绿两种颜色的 LED 灯的眼镜(发光强度为 3000 mcd),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,刺激前采集 2 min,持续光刺激采集 4 min,刺激结束后采集 2 min,实验中一直记录脑电数据,经过预处理去除伪迹。采用无明显眼动和伪迹的实验信号作为分析数据。脑电数据的采样率为 256 Hz,滤波范围为 0.5~70.0 Hz。

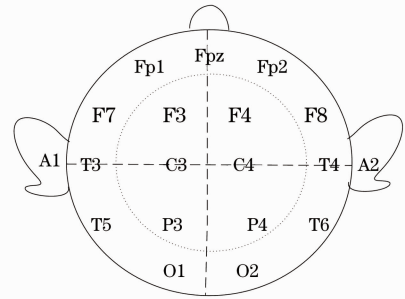


图 1 脑电电极位置示意图

Fig. 1 Locations of 16 electrodes on scalp

## 3 数据分析方法

### 3.1 脑电节律 $\theta$ 波提取

脑电是不同节律的自发脑电和诱发脑电的综合反映,如何有效、准确地提取脑电节律成为脑电研究的关键。本文采用小波分解方法,分别对光刺激前后经过预处理的脑电信号进行 8 层小波分解与重构,得到脑电信号  $\theta$  波(4~8 Hz)。

### 3.2 近似熵算法

Pincus<sup>[11]</sup>为了克服混沌现象中求解熵的困难,从衡量非线性时间序列复杂性的角度提出了近似熵的概念。它反映了时间序列中新信息的发生率,即近似熵值越大,产生新模式的概率就越大。近似熵算法的核心步骤是计算在一定模式维数  $m$  下,2 个  $m$  维特征向量之间距离的计算及容限范围(距离数目的统计)。其距离计算的本质结合图 2 说明:当  $m=2$  时,特征向量  $\mathbf{X}(i)=[x(i), x(i+1)]$  相当于序列中相邻 2 采样点  $x(i)$  和  $x(i+1)$  所连成的线段;当相似容限阈值为  $r$  时,图 2 中的 A、B 区间分别表示采样点  $x(i)$  和  $x(i+1)$  的容限范围,若特征向量  $\mathbf{X}(j)=[x(j), x(j+1)]$  的两端点  $x(j)$  和  $x(j+1)$  分别落在 A、B 区间内,那么就定义特征向量的距离  $d[\mathbf{X}(i), \mathbf{X}(j)]$  小于容限阈值  $r$ ,即认为二维特征向量  $\mathbf{X}(j)$  和  $\mathbf{X}(i)$  的模式在容限  $r$  下相近似。同理,当维数  $m=3$  时,

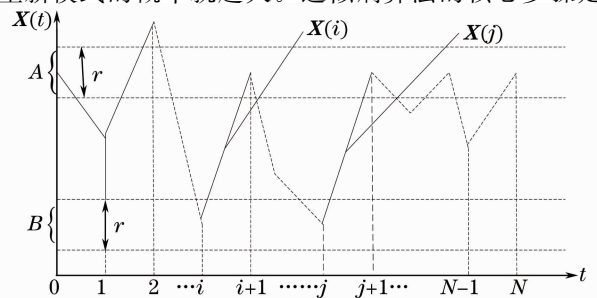


图 2 近似熵的物理本质

Fig. 2 Physical essence of approximate entropy

$d[\mathbf{X}(i), \mathbf{X}(j)] < r$  则表示相邻 3 采样点所连成的折线段  $\mathbf{X}(j) = [x(j), x(j+1), x(j+2)]$  与折线段  $\mathbf{X}(i) = [x(i), x(i+1), x(i+2)]$  的模式在容限  $r$  下相近似。

结合文献[12]中的定义可知,近似熵的物理本质就是衡量当维数变化时信号序列中新模式出现的对数条件概率均值,因此理论上近似熵在表征信号序列的不规则性和复杂性方面具有一定意义。

近似熵算法如下(预先给定模式嵌入维数  $m$  和阈值  $r$  的值)。

1) 设采集到的原始信号为  $x(i), i = 1, 2, \dots, N$ , 按信号连续顺序组成一组  $m$  维矢量, 即

$$\mathbf{O}(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)], i = 1, 2, \dots, N-m+1.$$

2) 定义  $\mathbf{O}(i)$  和  $\mathbf{O}(i+1)$  之间的距离  $d[\mathbf{O}(i), \mathbf{O}(j)]$  为两者对应元素中差值最大的一个, 即

$$d[\mathbf{O}(i), \mathbf{O}(j)] = \max_{k=0 \sim m-1} \{ |x(i+k) - x(j+k)| \}.$$

对每一个  $i$ , 计算  $\mathbf{O}(i)$  与其余矢量  $\mathbf{O}(j)$  之间的距离  $d[\mathbf{O}(i), \mathbf{O}(j)], j = 1, 2, \dots, N-m+1$  且  $j \neq i$ 。

3) 设定阈值  $r$ , 对每一个  $i$  值统计  $d[\mathbf{O}(i), \mathbf{O}(j)]$  小于  $r$  的数目  $n$ , 相似度  $C_i^m(r)$  与数目的关系为

$$C_i^m(r) = 1/(N-m) \{n\{d[\mathbf{O}(i), \mathbf{O}(j)] < r\}\}, i = 1, 2, \dots, N-m+1.$$

4) 先将相似度  $C_i^m(r)$  取对数, 再对其求所有  $i$  的平均值, 记作  $\phi^m(r)$ , 即

$$\phi^m(r) = 1/(N-m+1) \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r).$$

5) 对  $m+1$ , 重复以上步骤, 得到  $\phi^{m+1}(r)$ 。

6) 理论上, 该信号  $x(i), i = 1, 2, \dots, N$  的近似熵为  $E_{\text{app}}(m, r, N) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)]$ 。

实际计算中,  $N$  不可能取  $\infty$ 。当  $N$  为有限值时, 通常将按上述步骤计算出来的有限值  $\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)$  作为  $E_{\text{app}}(m, r, N)$  的近似值。根据 Pincus 的研究, 计算近似熵的阈值  $r$  的取值范围应为输入时间信号序列标准差的 0.10~0.25 倍, 当输入信号序列长度在 100~5000 点范围内时, 嵌入维数  $m$  的取值取 1 或 2。本研究设定阈值  $r$  为标准差的 0.2 倍, 嵌入维数  $m$  为 2。选取每名志愿者刺激前后 30 s 脑电数据进行分析, 将 2 s 数据段作为基准, 对 15 段数据的脑电信号进行近似熵计算, 然后计算其均值作为每个志愿者刺激前后的平均近似熵值。

## 4 结果与讨论

首先研究 19 名志愿者的全脑光刺激前后平均近似熵的变化。将各志愿者的 16 导联脑电  $\theta$  波近似熵值取均值, 可以发现光刺激后平均脑电  $\theta$  波近似熵出现不同水平的显著下降, 经  $T$ -检验,  $P$  值均小于 0.05, 具有统计学意义。5 Hz 频率段的光信号是一个周期信号, 该信号对大脑的持续光刺激, 使得大脑内部的神经元活动具有较强的一致性, 因此光刺激后的近似熵值比光刺激前的近似熵值要小, 如图 3 所示。

以上是对 19 名志愿者经光刺激的脑电信号分析。由于不同志愿者对光刺激响应的存在个体化差异, 对每位志愿者的脑电信号  $\theta$  波近似熵进行个体化分析如表 1 所示。结果发现, 志愿者 A 类(13 名)经光刺激平均  $\theta$  波熵值出现不同水平的显著下降, 另有 B 类(6 名)志愿者经光刺激平均脑电  $\theta$  波近似熵出现上升。从个体化分析可以看出, 近 70% 个体刺激后的近似熵明显下降, 表明个体差异性相关度较低, 有明显的变化规律。

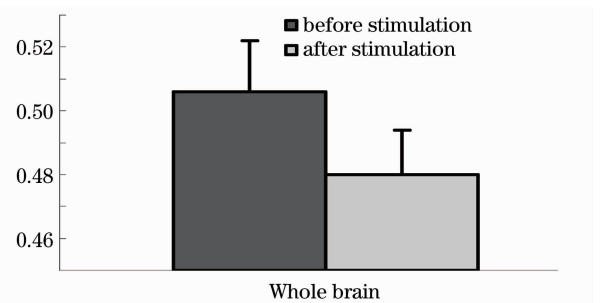


图 3 脑电信号  $\theta$  波在刺激前后的近似熵变化  
Fig. 3 Entropy change of EEG  $\theta$  rhythm before and after stimulation

表 1 脑电信号  $\theta$  波熵值对比及显著性水平检验Table 1 Entropy comparison for EEG  $\theta$  rhythm and significance probability

Type	Volunteer	Before stimulation (mean $\pm$ std.)	After stimulation (mean $\pm$ std.)	Test ( $P$ value)
A	1	0.506 $\pm$ 0.037	0.460 $\pm$ 0.061	0.013
	2	0.522 $\pm$ 0.033	0.450 $\pm$ 0.057	<0.005
	3	0.500 $\pm$ 0.039	0.487 $\pm$ 0.044	0.032
	4	0.518 $\pm$ 0.026	0.469 $\pm$ 0.054	<0.005
	5	0.480 $\pm$ 0.029	0.472 $\pm$ 0.038	0.035
	6	0.499 $\pm$ 0.045	0.491 $\pm$ 0.034	0.046
	7	0.491 $\pm$ 0.034	0.476 $\pm$ 0.035	0.029
	8	0.498 $\pm$ 0.032	0.524 $\pm$ 0.021	0.021
	9	0.484 $\pm$ 0.026	0.472 $\pm$ 0.054	0.042
	10	0.509 $\pm$ 0.022	0.459 $\pm$ 0.076	<0.005
	11	0.516 $\pm$ 0.021	0.402 $\pm$ 0.082	<0.005
	12	0.494 $\pm$ 0.027	0.469 $\pm$ 0.036	0.018
	13	0.494 $\pm$ 0.042	0.470 $\pm$ 0.037	0.041
B	1	0.467 $\pm$ 0.038	0.494 $\pm$ 0.035	<0.005
	2	0.492 $\pm$ 0.023	0.496 $\pm$ 0.035	0.318
	3	0.488 $\pm$ 0.040	0.494 $\pm$ 0.035	0.042
	4	0.504 $\pm$ 0.030	0.513 $\pm$ 0.034	0.035
	5	0.480 $\pm$ 0.040	0.507 $\pm$ 0.028	<0.005
	6	0.482 $\pm$ 0.038	0.497 $\pm$ 0.018	0.048

为了获得光刺激前后,不同脑区的  $\theta$  波脑电熵值的改变情况,将 19 人数据做平均,观察 16 导联的脑电  $\theta$  波熵值变化,如图 4 所示。图中横坐标为 16 导联电极位置,纵坐标为脑电  $\theta$  波熵值。从图 4 中可以发现,19 名志愿者在 16 导联位置上的光刺激前后的  $\theta$  波近似熵在颞部(T5, T6)、枕部(O1, O2)、中央(C3)区域等(\*表示该导联位置脑电的近似熵具有统计学意义,  $P < 0.05$ )均有显著差异,光刺激后的熵值低于刺激前的自发脑电  $\theta$  波的熵值。该结果进一步说明  $\theta$  频率段的光刺激能够导致脑电信号  $\theta$  波信号序列产生的模式在形式上具有类似性和集中性,即光刺激对脑电信号  $\theta$  波有一定的影响。

为了进一步分析光刺激前后左右半脑及前后半脑的差异,将 19 名志愿者光刺激前后的左右各 8 个通道的脑电  $\theta$  波求近似熵平均,结果发现在光刺激后,左右半脑区的平均脑电  $\theta$  波熵值均有显著下降( $P < 0.05$ )(图 5)。光刺激前左右半脑区的平均  $\theta$  波脑电熵值比光刺激后左右半脑区高,光刺激后的右半球近似熵值比左半球近似熵值大。前脑和后脑的情况与此类似,如图 6 所示。

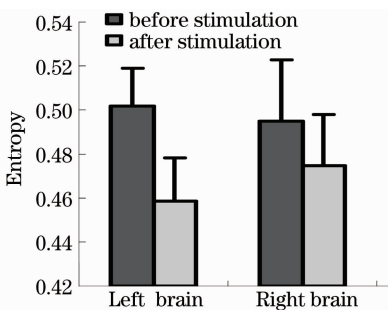


图 5 左右半脑脑电信号  $\theta$  波在刺激前后的熵值变化  
Fig. 5 Entropy change of EEG  $\theta$  rhythm of left and right hemispheres before and after stimulation

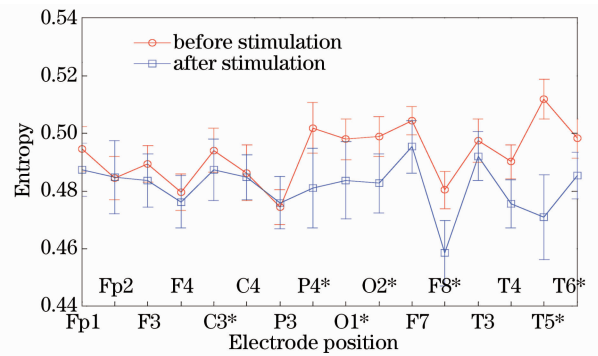


图 4 脑电信号  $\theta$  波在刺激前后的熵值变化  
Fig. 4 Entropy change of EEG  $\theta$  rhythm before and after stimulation

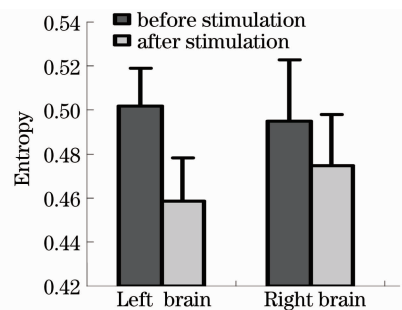


图 6 前后脑电信号  $\theta$  波在刺激前后的熵值变化  
Fig. 6 Entropy change of EEG  $\theta$  rhythm of front and rear hemispheres before and after stimulation

## 5 结 论

使用  $\theta$  频率段的光刺激,采用近似熵方法经  $T$ -检验( $P < 0.05$ )发现 5 Hz 频率光刺激能够引起 13 名志愿者脑电  $\theta$  波节律熵值的显著下降;其中在顶部、前额、颞部和枕部位置的脑电  $\theta$  波节律有显著性变化;颞部和枕部位置的脑电  $\theta$  波节律熵值变化最为明显。经光刺激后,左右半脑  $\theta$  波节律熵值均出现减少,其中右半脑区  $\theta$  波节律熵值变化更为显著。研究结果表明 5 Hz 频率段的光刺激能够引起相同频率段的脑电  $\theta$  波节律的显著响应,该结论证明了光刺激能够使脑电  $\theta$  波产生变化。

对于脑功能状态,外部周期性的刺激使得大脑内部的神经元活动具有较强的一致性,因此光刺激后的近似熵值比光刺激前的近似熵值要小。Lazarev 等<sup>[13]</sup>在研究光刺激时发现在视觉皮层的枕部位置有较明显的变化,与本文的结果一致。Serenio 等<sup>[14,15]</sup>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。本文的结果验证了这一优势(半球不对称性)。

前期的脑电研究表明,脑电波变化是某些内部或外部原因引起的脑内特别是大脑皮层神经元的形态或机能的改变<sup>[16]</sup>。多数神经元电活动重叠并相互干涉,当这种电活动的波相一致并且相位同一时,电位就互相重叠,出现波幅较大的脑电信号变化,即出现同步化现象<sup>[17,18]</sup>。由于 5 Hz 频率光诱发脑电信号  $\theta$  波的共鸣振荡,持续的光刺激使得多数神经元活动有较强的规律,从而表现为脑电信号的同步化现象。由于熵值是刻画复杂度大小的定量指标,熵值越小,表明脑电信号非线性规律越明显,因此对于光刺激作用,脑电  $\theta$  波节律近似熵明显变小。未来的工作将集中在探讨光刺激条件下  $\theta$  波变化与脑功能微观区域之间的联系以及导致  $\theta$  波节律变化的脑功能内部响应机制。

## 参 考 文 献

- 1 M. Teplan, A. Krakovska, S. Stolc. EEG responses to long-term audio-visual stimulation[J]. *Int. J. Psychophysiology*, 2006, **59**(2): 81~90
- 2 Kathrin S. Utz, Violeta Dimov, Karin Oppenderb *et al.*. Electrified minds: transcranial direct current stimulation (tDCS) and galvanic vestibular stimulation (GVS) as methods of non-invasive brain stimulation in neuropsychology: a review of current data and future implications[J]. *Neuropsychologia*, 2010, **48**(10): 2789~2810
- 3 L. Marshall, H. Helgadottir, M. Molle *et al.*. Boosting slow oscillations during sleep potentiates memory[J]. *Nature*, 2006, **444**(7119): 610~613
- 4 Zhou Peng, Wang Mingshi, Ge Jiayi *et al.*. Design and clinical experiment of dredging meridian instrument based on electrical stimulation[J]. *Chinese J. Scientific Instrument*, 2008, **29**(1): 11~15  
周 鹏, 王明时, 葛家怡 等. 电刺激经络导通仪的设计及临床试验[J]. 仪器仪表学报, 2008, **29**(1): 11~15
- 5 Raffaele Ferria, Filomena. Cosentino, Maurizio Eliab *et al.*. Relationship between Delta, Sigma, Beta, and Gamma EEG bands at REM sleep onset and REM sleep end[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2001, **112**(11): 2046~2052
- 6 V. Vladyslav, V. Yazovskiy, Irene Tobler. Theta activity in the waking EEG is a marker of sleep propensity in the rat[J]. *Brain Research*, 2005, **1050**(1): 64~71
- 7 Dean Cvetkovic, Irena Cosic. EEG inter/intra-hemispheric coherence and asymmetric responses to visual stimulations[J]. *Med. Biol. Engng. Comput.*, 2009, **47**(10): 1023~1034
- 8 Xu Yonggang, He Zhengjia. Research on comparison between approximate entropy and fractal dimension for complexity measure of signals[J]. *J. Vibration and Shock*, 2003, **22**(3): 25~27  
胥永刚, 何正嘉. 分形维数和近似熵用于度量信号复杂性的比较研究[J]. 振动与冲击, 2003, **22**(3): 25~27
- 9 Zhao Li, Wan Baikun, Qi Hongzhi *et al.*. A comparative analysis on EEG information entropy of AD patients[J]. *J. Tianjin University*, 2003, **36**(4): 460~464  
赵 丽, 万柏坤, 綦宏志 等. 老年痴呆患者的 EEG 信息熵比较分析[J]. 天津大学学报, 2003, **36**(4): 460~464
- 10 Jiang Zhaohui, Gao Cuiyun, Feng Huanqing. Mental task classification based on approximate entropy of EEG[J]. *J. Applied Sciences*, 2006, **24**(2): 255~261  
江朝辉, 高翠云, 冯焕清. 脑电近似熵分析的思维分类识别[J]. 应用科学学报, 2006, **24**(2): 255~261
- 11 S. M. Pincus. Approximate entropy as a measure of system complexity[J]. *PNAS*, 1991, **88**(6): 2297~2301
- 12 Fu Ling, He Zhengyou, Mai Ruikun *et al.*. Application of approximate entropy to fault signal analysis in electric power system[J]. *Proceedings of the CSEE*, 2008, **28**(1): 68~72  
符 玲, 何正友, 麦瑞坤 等. 近似熵算法在电力系统故障信号分析中的应用[J]. 中国电机工程学报, 2008, **28**(1): 68~72
- 13 V. V. Lazarev, A. F. C. Infantosi, D. Valencio-de-Campos *et al.*. Topographic aspects of photic driving in the electroencephalogram of children and adolescents[J]. *Brazilian J. Medical and Biological Research*, 2004, **37**(2): 879~

891

- 14 M. I. Sereno, A. M. Dale, J. B. Reppas *et al.*. Borders of multiple visual areas in humans revealed by functional magnetic resonance imaging[J]. *Science*, 1995, **268**(5212): 889~893
- 15 D. Le Bihan, P. Jezzard, J. Haxby *et al.*. Functional magnetic resonance imaging of the brain[J]. *Annals of Internal Medicine*, 1995, **122**(4): 296~303
- 16 M. Cicek, E. Nalcaci. Interhemisphere asymmetry of EEG alpha activity at rest and during the Wisconsin Card Sorting Test; relations with performance[J]. *Biol. Psychol.*, 2001, **58**(1): 75~88
- 17 Y. A. L. Pijnenburg, Y. Madeb, A. M. van Cappellen *et al.*. EEG synchronization likelihood in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease during a working memory task[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2004, **115**(2): 1332~1339
- 18 Young-Min Park, Hee-Jae Che, Chang-Hwan *et al.*. Decreased EEG synchronization and its correlation with symptom severity in Alzheimer's disease[J]. *Neuroscience Research*, 2008, **62**(1): 112~117