

操作发起过程多脑区协作的脑电谱熵特征

杨建平¹, 张德乾², 吕敬祥¹, 肖开选¹

1. 井冈山大学电子与信息工程学院, 江西 吉安 343009; 2. 井冈山大学教育学院, 江西 吉安 343009

【摘要】为探索不同脑区参与操作发起的协作特征,从脑电信号的频域序列出发,运用信息熵的理论建立描述警戒作业中不同状态下脑电信号的动态谱熵值。通过计算警戒作业中脑电信号的谱熵值,发现操作发起过程谱熵值最小,具有明显的 θ 节律特征;不同脑区参与操作发起的情形不同,其谱熵值与执行任务的复杂性有关,左侧(或右侧)谱熵小是发起对侧握拳动作导致,额区谱熵小是由于仅参与发起握拳运动,枕区谱熵大与发起过程中视觉警戒的多重任务有关。结果表明谱熵值能够表征各脑区参与活动的情形,为脑区协作的研究提供了一种思路。

【关键词】脑电信号;脑区协作;操作发起;谱熵;节律

【中图分类号】R318

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)01-0044-05

Electroencephalogram spectral entropy characteristics of multiple brain regions' collaboration during operation initiate process

YANG Jian-ping¹, ZHANG De-qian², LÜ Jing-xiang¹, XIAO Kai-xuan¹

1. School of Electronics and Information Engineering, Jinggangshan University, Ji'an 343009, China; 2. School of Education, Jinggangshan University, Ji'an 343009, China

Abstract: To explore the collaboration characteristics of different brain regions during operation initiate process. Based on the frequency domain sequence of electroencephalogram (EEG) signals, informational entropy theory was applied to establish the dynamic spectrum entropy to describe EEG signals under different conditions in the vigilance process. The spectrum entropy of EEG signals in the vigilance process was calculated. The calculated results found that the initiate process had the minimum spectral entropy, with obvious theta rhythm characteristics, and that different brain regions played different roles in the operation initiate, which caused the spectral entropy was associated with the complexity of operation. The spectral entropy of left brain regions or right brain regions was smaller than that of the other side, which was caused by contralateral hand-clenching; the spectral entropy of the frontal region was small because the frontal region just participated in the initiate of clenching; the large spectral entropy of occipital region was related to multiple tasks in the vigilance process. Generally, spectral entropy characterizes the activities of different brain regions, providing a way for the further study on brain regions' collaboration.

Key words: electroencephalogram signal; brain regions' collaboration; operation initiate; spectral entropy; rhythm

前言

随着现代化工、农业机械化的不断发展,越来越多的警戒作业出现在车辆驾驶、在线监控、自动化操控等各种行业中^[1]。在警戒作业中,作业人员发现目标后将发出进行相应操作的运动指令以及时执行相

应的操作,这个过程分为运动计划(Motor Planning)、运动编程(Motor Programming)和运动执行(motor execution)3个阶段。运动计划处于最高的战略层次上,它将决定运动的目的是为达到该目的所采取的最佳运动策略;运动编程旨在解决具体的战术性问题,它将决定各有关肌肉收缩活动的时间和空间次序,以及为准确达到运动目的而对肌肉的活动进行适时的调节;运动执行是警戒任务的最后阶段,它具体实现运动程序,达到预期的目标。大脑皮层联络区、基底神经节和小脑外侧部参与了运动计划的神经

【收稿日期】2015-08-17

【基金项目】国家自然科学基金(31260238);江西省自然科学基金(20151BAB207063)

【作者简介】杨建平(1970-),硕士,副教授,研究方向:脑电信号处理。Tel: 15979602695;E-mail: yangjp9273@163.com。

经活动过程, 大脑初级运动皮层和小脑参与了运动编程的神经活动过程, 这两过程为警戒操作运动的发起过程; 初级运动皮层、脑干和脊髓参与了运动执行的神经活动过程。研究警戒操作过程中的脑电变化特征可以为探索这一过程的神经活动规律提供技术支持。

脑电信号 (Electroencephalogram, EEG) 是大脑神经细胞生物电活动的总和, 是大脑神经细胞群电生理活动的综合反映, 蕴涵着人体生理、心理各种活动的神经信息。在 EEG 的众多研究中, 频域分析方法有着广泛的应用^[2-4], 常将 EEG 的频带分为 δ (0.5~4 Hz)、 θ (4~8 Hz)、 α (8~13 Hz)、 β_1 (13~20 Hz)、 β_2 (20~30 Hz) 等 5 段, 5 个频带 (亦称节律) 相对能量的变化、峰值的移动都与人体生理状态的变化相对应, 如事件相关去同步现象, 大脑皮层区在某一时刻处于活跃状态时, 与之对应的 EEG 频率的幅值或者能量值表现为降低。立足脑电频带特性, 笔者从 EEG 的频带特性入手研究警戒作业中操作发起过程的脑电特征。然而, 脑电活动是一个复杂的动力学行为, 其功率谱中各种频率成分比重的相对变化亦是一个复杂的随机过程, 目前, 非线性动力学的理论和研究方法已广泛地应用到 EEG 的分析中^[4], 这其中非常具有代表性的一类方法是描述复杂度的熵方法^[5-9], 可以在一定程度上较好地评价脑电变化过程所包含的信息。为全面考察 EEG 在不同频率上能量分布的复杂性, 笔者将信息熵的方法和脑电的频域特征结合起来, 使用频谱的复杂性参数——谱熵 (Spectral Entropy, SE) 来评价 EEG 的能量在不同频率上分布, 探索警戒作业中各脑区参与操作发起的协作特征。

1 相关的谱熵理论

对于一个不确定性的系统, 可用有限个值的随机变量 X 描述其状态特征, 其各特征取值为 x_i 的概率 $P_i, P_i = P(X=x_i), i=1, 2, \dots, n$, 且 $\sum_{i=1}^n P_i = 1$, 则对于变量 X 的某一结果的信息可用 $I_i = \log(1/P_i)$ 表示, 得 X 的信息熵: $H(x) = -\sum_{i=1}^n P_i \ln(1/P_i)$, 当 $P_i=0$ 时, $P_i \log(P_i) = 0$ 。设有一个单电极 EEG $x(n)$, 其离散傅里叶变换记为 $X(\omega)$, 则其功率谱为 $P(\omega) = \frac{1}{2\pi N} |X(\omega)|^2$ 。根据帕斯瓦尔定理, 一个信号经傅里叶变换从时域到频域能量保持不变 (能量守恒), 即: $\sum_{n=1}^{N-1} |X(n)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{\omega=1}^{N-1} |X(\omega)|^2$, 因此对于 EEG 的功率谱序列 $P(\omega) = (P_1,$

$P_2, \dots, P_N)$ 可以理解为对原 EEG 在频域的一种划分, 即按照 N 个不同的频率成分对 EEG 进行分割, 分解后的这 N 个频率分量所代表的时域信号就是原 EEG, 依照信息熵的概念, 我们定义相应的频域信息熵——谱熵, 其表达式为: $H = -\sum_{i=1}^N q_i \log q_i$, 式中 q_i 为第 i 个功率分量在整个谱中所占的百分比。

2 警戒作业中的谱熵最小值

2.1 脑电数据的来源及特征

脑电实验数据来源于网页 <http://www.physionet.org/> 中的 MIT-BIH 数据库, 数据库中的每个 EEG 具有 64 导联, 采样频率为 160 Hz, 包括前额、侧额、额区、中央区、颞区、后颞区、顶区、枕区等多个脑区的 EEG。实验的操作指令通过测试软件编程控制: (1) 显示屏上的目标从左或从右出现; (2) 显示屏中的目标出现的时间点, 在 2 min 内随意变动。实验过程要求被试紧盯屏幕, 当发现目标从屏幕的左侧或右侧出现时, 被试的相应拳头做松拳和握拳动作, 直到目标消失为止, 此时要求被试放松身体。数据库中共有 100 多个被试的脑电数据, 每个被试进行了 3 次实验。本文选用了 18 个被试的共 54 个采集数据进行数据处理和研究。实验中被试紧盯屏幕力求发现目标的期间是被试的警戒作业过程, 在发现目标后, 大脑将酝酿运动计划、编辑运动程序并下达运动指令。

2.2 脑电的谱熵曲线

算法: 为动态描述 EEG 在不同状态过渡情形下的谱熵大小, 设计一个动态的谱熵曲线来描述 EEG 频域的复杂度, 采用移动窗口方法来计算不同时间段内的谱熵值, 用来反映警戒作业中不同时间段上的脑电特征。具体算法的计算步骤为: (1) 对采集的监控 EEG 进行滑动加窗处理, 为方便计算, 窗口宽度选择适宜傅立叶变换的 256 点 (窗口太小频率分辨率较低且旁瓣能量泄漏偏多, 窗口太大影响实时处理, 选用窗口大小与操作发起过程的时宽相近); (2) 选择合适的移动步长, 考虑到采样频率为 160 Hz, 选择移动步长为 80 个采样点。若移动步长太小, 则整个计算量太大; 若移动步长太大, 则使状态变化过程响应的延迟太多, 不利于及时描述心理状态的变化; (3) 由傅里叶变换计算出第一个窗口内 EEG 的功率谱, 选用变换后的频域序列 $X(\omega)$ 的前面一半 (实序列的傅里叶变换具有共轭对称性), 并采用公式 $H = -\sum_{i=1}^N q_i \log q_i$ 计算出此窗口内的谱熵值; (4) 然后窗口向右移动,

并计算出第2个窗口的功率谱及谱熵值,依次下去,可获得整个警戒作业EEG的谱熵曲线。

2.3 操作发起过程的最小谱熵值

当脑电功率谱分布不均衡时(只有少数的几个频率特征存在),频域的谱线结构较简单,EEG具有少数几个明显的振荡节律,其他节律的振幅很小,因而计算出来的谱熵值较小(复杂度小),反之,EEG的复杂度较大。当被试状态发生变化时,脑电的活动特性发生变化,频谱特性也将发生变化,所计算的相应窗口内的谱线结构、谱熵值也发生变化。随着谱熵值计算窗口的逐步滑动,可获取EEG在不同窗口内所有频率成分的分布情形——谱熵值大、小的交替过程,可探索到谱熵最小点。图1为一EEG C3电极的脑电-谱熵对照图,图1b为脑电谱熵曲线,对比(a)和(b)两图可以发现谱熵曲线中的最小值点正好对应操作发起过程,即警戒作业中的操作发起过程的谱熵值最小,表明操作发起过程脑电频率成分的单一化程度最高,存在明显的优势节律和弱势节律。

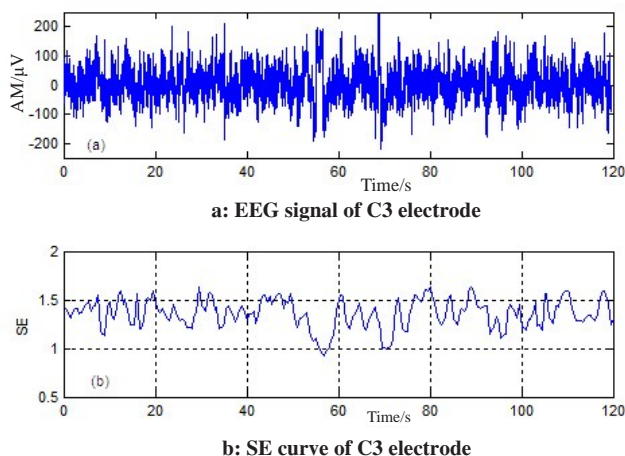


图1 脑电-谱熵对照

Fig.1 Contrast of electroencephalogram (EEG) signals and spectral entropy (SE)

3 最小谱熵值的节律

3.1 最小谱熵点所对应的节律特征

由于操作发起过程的谱熵值最小,为了探索操作发起过程中的脑电节律特征,采用数字带通滤波器对最小谱熵点所对应的一段EEG进行滤波分解,分解为 δ 、 θ 、 α_1 、 α_2 、 β_1 、 β_2 等6个频带^[10]。为方便对比描述不同状态下的节律特征,在警戒过程中和操作过程中也选取相同长度的一段EEG进行分解,图2为3种状态的节律对比图。

3.2 各节律的能量

计算图2中3种状态各节律能量(占总能量的比例),可清晰地表达各节律的强弱,表1为整个警戒作业过程中3个状态各节律的能量对比。操作发起过程的 θ 波能量最大,其他的各节律成分能量均最小,并且小很多,如 α 节律中的 α_1 、 α_2 分别只有警戒状态下的1/6和1/7.4,具有明显的 θ 节律特征;警戒状态与操作过程比较,操作过程的 δ 节律能量最大,而警戒状态的其余5个节律的能量都最大,表明警戒状态下的脑电更为活跃,而操作过程相对警戒状态来说主要集中于握拳动作,高频节律的能量相对较小。

4 警戒作业中各脑区的谱熵特征

不同脑区参与警戒作业情形不尽相同,脑神经的放电情形亦不相同,不同脑区的谱熵动态变化曲线体现了不同脑区脑电节律的变化情况。谱熵值小的脑区具有优势节律成分,具有执行任务相对单一的特征;谱熵大的脑区各节律分布更为势均力敌的情况,优势节律不明显,具有执行任务相对繁多的特征,因而比较不同脑区谱熵值的变化情况可表征各脑区参与警戒作业中的分工协作特征。

4.1 不同脑区的谱熵值

表2列出了某一被试的各谱熵值,其额区、中央区、颞区、顶区和枕区等各脑区中19个电极的脑电谱熵的最小熵值、平均值,其中谱熵最小值点落在操作发起过程中的有14个,左侧8个脑区的所有电极的最小谱熵值全部在发起过程;在发起结束命令过程的有4个,1个在警戒状态过程;在大多数脑区的电极上,最小值点在整个谱熵曲线中非常明显,即此最小值比其他的极小值有较明显的差距。

4.2 同一脑区左右侧的谱熵特征对比与分析

对比左右两侧相应脑区的谱熵值可以发现:(1)右脑中所有电极的最小谱熵值均比同一脑区左侧电极的谱熵最小值要大;(2)左侧脑区的所有电极的最小谱熵值全部在运动发起过程出现;(3)最小谱熵值相对于其他极小值而言明显偏小。这些特征具有明显的左右侧特点(左小右大),与警戒作业中要求握“某侧”的拳头有关。根据操作发起过程中的谱熵最小可推断出左侧脑区直接接受操作发起运动指令,对应右手握拳运动。表3为顶区左右两侧(p3、p4)的各节律能量比较,图3为左右顶区P3、P4节律的对比图。

4.3 单侧不同脑区的功能分析

由于各脑区的最小谱熵值具有左右侧特点,因而比较不同脑区的运动发起脑电时主要考虑谱熵小

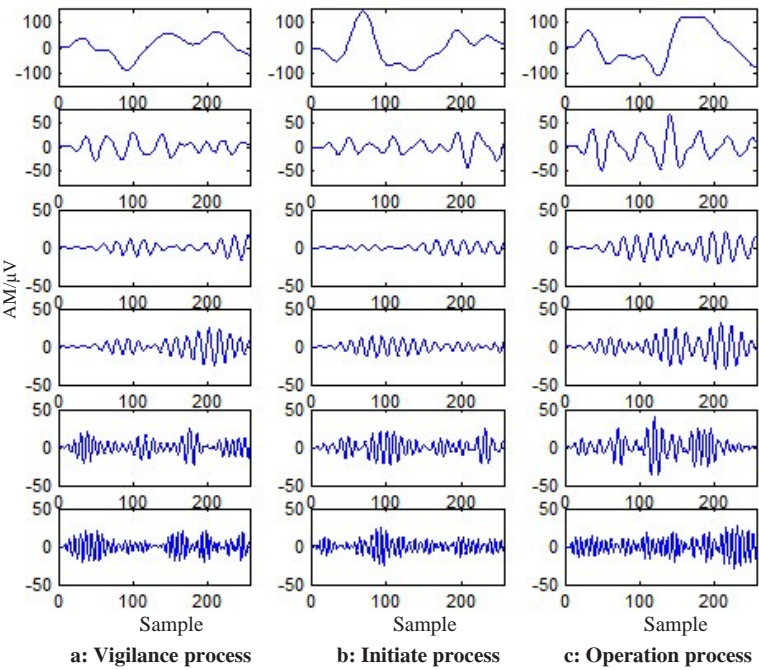


图 2 3 种状态的节律对比 (由上至下依次为 δ 、 θ 、 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\beta 1$ 、 $\beta 2$)

Fig.2 Comparison of different rhythms in three states (From top to bottom is respectively δ , θ , $\alpha 1$, $\alpha 2$, $\beta 1$, $\beta 2$)

的某一侧,下面以左侧为例进行分析。

(1)额区(前额Fp1、额区F3与侧额F7)的谱熵最小值在所有左侧 8 个常用电极中最小,表明操作发起过程中额区的脑电节律相比其他脑区的节律更加单一化,其原因是由于额叶以躯体的运动功能为主,而整个警戒状态及警戒操作发起过程是围绕手的握拳和松拳进行的,因而额区的任务更集中于握拳运动这一项,任务单一,节律单一,谱熵值最小;(2)枕区(O1 电极)的谱熵最小值最大,操作发起过程中它们的节律最复杂。枕区是视觉的高级中枢所在地,可能是负责视觉警戒、加工视觉警戒信息和发送警戒操作信息等多重任务导致有关,任务多、多节律并存,谱熵值最大;(3)另外,不同脑区的谱熵值有大有

表 1 3 种状态过程的各节律能量比较

Tab.1 Comparison of energy of different rhythms in three states

State	δ	θ	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\beta 1$	$\beta 2$
Vigilance	0.3566	0.0436	0.0084	0.0185	0.0174	0.0180
Initiate	0.2499	0.0466	0.0014	0.0025	0.0059	0.0040
Operation	0.3700	0.0417	0.0077	0.0114	0.0111	0.0085

表 2 不同脑区的谱熵值

Tab.2 SE of different brain regions

Region	Forehead		Frontal area			Lateral frontal		Central		
Electrode	Fp1	Fp2	F3	F4	Fz	F7	F8	C3	C4	Cz
Min SE	0.7858	0.7926	0.8489	0.8883	0.9076	0.8254	0.8627	0.9201	0.9855	1.0028
Average SE	1.1064	1.0570	1.2224	1.2699	1.3012	1.2577	1.1533	1.3575	1.3688	1.3429

续表 2

Continue to Tab.2

Region	Temporal		After temporal			Parietal		Occipital	
Electrode	T3	T4	T5	T6	P3	P4	Pz	O1	O2
Min SE	0.9083	1.1402	0.9408	1.0522	1.0332	1.1120	1.0618	1.1216	1.1777
Average SE	1.4256	1.7461	1.4028	1.4416	1.3628	1.3746	1.3413	1.4130	1.4240

小,即不同脑区在此警戒作业中的任务轻重不同,不同脑区的谱熵值特征与大脑神经效能假说(假说认为大脑的工作效率来源于对与工作相关的脑区的调用以及不滥用与之无关的脑区)基本相符,即各脑区的工作具有针对性(或单一性),体现出的脑电特征亦具有单一特性特点。

表3 顶区左右两侧(p3,p4)各节律能量比较

Tab.3 Comparison of energy of rhythms in parietal region (p3 to p4)

Region	δ	θ	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\beta 1$	$\beta 2$
p3(Left)	0.3035	0.0229	0.0035	0.0160	0.0162	0.0060
P4(Right)	0.3562	0.0206	0.0051	0.0181	0.0169	0.0065

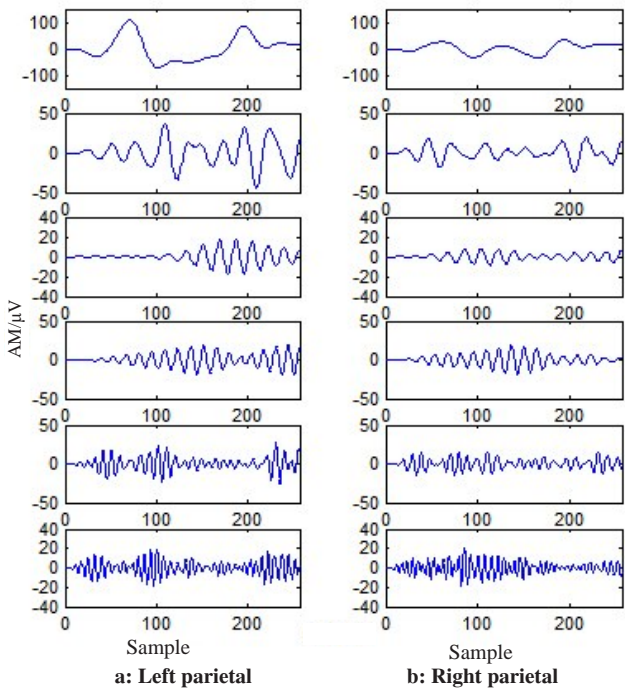


图3 顶区左右侧最小谱熵处的节律对比(由上至下依次为 δ 、 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\beta 1$ 、 $\beta 2$)

Fig.3 Comparison of rhythms of minimum SE in parietal region (From top to bottom is respectively δ , θ , $\alpha 1$, $\alpha 2$, $\beta 1$, $\beta 2$)

5 结 论

本文通过计算动态的谱熵值描述了警戒过程中脑电节律的变化特征,获得了脑电在下达运动指令过程中的谱熵值最小,呈明显的 θ 节律特征;计算的各脑区谱熵值与警戒作业中各脑区的功能相对应:(1)左右两侧脑区的最小谱熵具有左右侧特点,左右侧相应的握拳运动与对侧的脑区有关,即左侧脑区谱熵小于右侧时对应右手握拳,而右侧脑区谱熵小于左侧时对应右手握拳;(2)不同脑区在警戒作业中的任务分工不同,其脑电包含节律的组成亦不同,额区节律简单与额区功能仅集中于握拳运动,枕区节律最复杂与枕区功能含多重任务有关。这些特征可为警戒监控作业中的操作员的状态监控、警戒唤醒等提供指导,谱熵参数在不同脑区的特征亦可为探索各脑区的协作机制、各脑区的活跃度提供参考。

【参考文献】

[1] 罗园园, 许百华. 认知性警戒作业绩效与刺激率、记忆负荷的关系[J]. 人类工效学, 2006, 12(1): 49-50.
LUO Y Y, XU B H. Performance cognitive operation and stimulate rate, relationship of the memory load [J]. Human Ergonomics, 2006, 12(1): 49-50.

[2] ZHAN Z, XU L, ZUO T, et al. The contribution of different frequency bands of fMRI data to the correlation with EEG alpha rhythm[J]. Brain Res, 2014, 1543: 235-243.

[3] WANG B, WANG X, IKEDA A, et al. Automatic reference selection for quantitative EEG interpretation: identification of diffuse/localised activity and the active earlobe reference, iterative detection of the distribution of EEG rhythms [J]. Med Eng Phys, 2014, 36(1): 88-95.

[4] 王涛, 王国辉, 冯焕清, 等. 睡眠脑电的自回归模型阶数特性[J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(3): 394-396.
WANG T, WANG G H, FENG H Q, et al. Autoregressive model order property for sleep EEG [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2004, 21(3): 394-396.

[5] 刘慧, 和卫星, 陈晓平, 等. 睡眠脑电的非线性动力学方法[J]. 江苏大学学报(自然科学版), 2005, 26(2): 174-177.
LIU H, HE W X, CHEN X P, et al. EEG time-series analysis using nonlinear dynamics method for sleep monitoring [J]. Journal of Jiangsu University (Natural Science Edition), 2005, 26(2): 174-177.

[6] 江朝晖, 高翠云, 冯焕清, 等. 脑电近似熵分析的思维分类识别[J]. 应用科学学报, 2006, 24(4): 359-362.
JIANG Z H, GAO C Y, FENG H Q, et al. Mental task classification based on approximate entropy of EEG [J]. Journal of Applied Sciences, 2006, 24(4): 359-362.

[7] 肖毅, 陈善广, 韩东旭, 等. 基于脑电节律的小波熵分析方法[J]. 科技导报, 2011, 29(16): 39-44.
XIAO Y, CHEN S G, HAN D X, et al. A new wavelet entropy method based on the EEG rhythm characteristics [J]. Science and Technology Review, 2011, 29(16): 39-44.

[8] PINCUS S M. Approximate entropy as a measure of system complexity[J]. CHAOS, 1991, 88(6): 2297-2301.

[9] 杨建平. 地磁场变化的小波熵复杂度分析方法[J]. 地球物理学进展, 2010, 25(5): 1605-1611.
YANG J P. An analysis by wavelet entropy complexity to the geomagnetic variation [J]. Progress in Geophysics, 2010, 25(5): 1605-1611.

[10] 谢涛嵘, 裴剑, 贾彩丽, 等. 数字滤波和小波变换提取脑电节律的比较[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(4): 743-747.
XIE T R, PEI J, JIA C L, et al. Comparison of digital filter and wavelet transform for extracting electroencephalogram rhythm [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2009, 26(4): 743-747.