

# 基于小波变换的单次诱发电位信号时频分析

张佳华, 杨仲乐

(中南民族大学生物医学工程研究所, 武汉 430074)

**摘要:** 比较小波变换和平均叠加两种方法提取“模拟自然阅读”刺激模式下的诱发脑电信号, 分析其时频特性, 并进行脑功能源分布定位分析。结果显示, 采用平均叠加法来提取和分析诱发电位信号, 损失了某些重要的诱发电位成分, 且其功能源分布定位反映的只是等效功能源的静态过程; 而使用小波变换和脑功能源定位来提取和分析单次诱发电位信号, 既能观察到丰富的诱发电位成分, 又能反映脑功能源的实时动态活动过程。这表明, 小波变换下的时频分析是脑电信号处理的一种可行的新方法。

**关键词:** 小波变换; 诱发电位; 时频分析; 脑功能源

**中图分类号:** R318

## 1 引言

诱发脑电位 (evoked potentials, EP) 是特定的刺激作用于感觉系统而在脑区所引起的电位变化<sup>[1]</sup>, 这些微弱的电位变化淹没在强背景噪声自发脑电 (electroencephalogram, EEG) 信号中。从自发脑电信号中提取并分析微弱的诱发脑电信号, 一直是生物医学信号处理领域的一个难题<sup>[2,3]</sup>。诱发脑电信号的分析主要在时域或频域范围内进行。时域内, 时变信号实时反映了神经事件活动过程; 频域内, 瞬态频率信号是神经活动效应的表征<sup>[3]</sup>。时频分析是在时频平面上分析脑电信号, 结合脑功能源分布定位, 能准确确定脑功能源的位置结构, 即脑的功能与结构的映射关系。

诱发电位单次提取方法的建立依赖于对背景噪声 EEG 及诱发脑电时频特性的了解。通过考察平均和单次的诱发脑电及 EEG 的幅频特性发现, 正常 EEG 中虽无低频成分, 但受刺激任务后, 脑电中的自然节律受到抑制, 引发出了低频成分, 此低频成分被认为是诱发活动引起的<sup>[4]</sup>。对所有单次诱发电位与平均诱发电位进行频谱分析发现, 两者的主要能量均集中在 4 Hz 以下, 且其频域的能量相当强, 这是单次提取诱发电位的基础<sup>[4,5]</sup>。

小波变换是傅立叶变换的新发展, 它克服了傅立叶变换的局限性, 在时域和频域上都有良好的局部化特性, 它可以聚焦到对象的任意细节,

把信号分解成多频率通道的信号, 是具有多分辨率的分析方法<sup>[6]</sup>。小波变换的时宽和频宽的乘积很小, 且在时间和频率上都很集中。应用小波变换, 对信号的高频成分使用逐渐尖锐的时间分辨率, 以便移近观察分析信号的快变成分; 对低频成分使用逐渐尖锐的频率分辨率, 以便移近观察分析信号的整体变化趋势; 尤其对边界信息和宽带瞬态信息等非平稳信号特别有效, 是特殊应用场合下取代傅立叶变换的一种崭新的信号分析工具<sup>[6]</sup>。

本文应用小波变换, 对单次诱发电位进行时频分析, 结合脑功能源分布定位, 并与平均诱发电位进行比较, 旨在说明小波变换下的单次诱发电位是脑功能源产生的动态实时成分, 而平均诱发电位反映的只是等效脑功能源产生的静态成分。

## 2 方法

### 2.1 受试者

12 名健康自愿大学生 (8 名男, 4 名女), 年龄 18~22 岁, 均为右利手, 裸眼或矫正视力在 1.0 以上, 两眼视力相差小于 0.2, 无色盲或色弱, 视野正常; 口头语言表达清楚、流利; 无精神病和脑疾

收稿日期: 2003-09-25

基金项目: 国家自然科学基金项目 (39670213)

通讯作者: 张佳华, 电话: (027)62154316,

E-mail: jiahua2000@yahoo.com.cn

患病史。

## 2.2 实验材料

“模拟自然阅读”模式是指让受试者像自然阅读文本中的句子那样，从无突变的字符句中获取信息的刺激方式，所不同的是，自然阅读时，人的视线相对于字符句移动，而在模拟自然阅读时，让字符句相对于人的视线移动<sup>[6,7]</sup>。该模式的实验材料为：在微机显示器的屏幕中央设置有一个小窗口（如图1中所示的黑色小正方形），窗口长宽均为6 mm，仅容纳一个字符。窗口中通过移动的字符串（如图1），每条字符串均由一个目标字符和多个迷惑字符组成，字符串的长度为11~15字符，其中目标字符随机地变动于字符串中部的第4~6字符之间。目标字符(target symbol)是在实验中要求受试者注意的字符，它的第一列线条为红颜色，其它与迷惑字符完全相同；迷惑字符(distract symbol)是在实验中要求受试者不注意的字符。



Fig.1 A symbol sentence transiting through a small visual window showed as the black square

## 2.3 实验刺激

受试者位于检测室内，安放好电极后坐到测试椅上。实验时，让受试者的眼睛固定地注视屏幕上的小窗口不动，字符串从右向左匀速地通过屏幕上的正方形小窗口，移动的速度为1个字符宽度/160 ms。受试者的任务是搜索出目标字符并尽快按键反应。

## 2.4 脑电记录

采用美国 Neuroscan 公司的 128 导脑电工作站进行数据采集、处理及测量。EEG 记录为国际 10-20 脑电系统的 64 导。前额接地，双乳突为参考点。在双眼外眦和右眶上下置表面电极记录垂直眼电 (VEOG) 和水平眼电 (HEOG)，头皮与电极之间的阻抗小于 5 kΩ，脑电活动的记录从目标字符最左边第 1 列线条出现于窗口时的前 100 ms 开始，分析时间为 1 100 ms (含基线 100 ms)。记录连续 EEG，采样间隔为 4 ms/导，数据离线式 (off-line) 处理。

## 2.5 数据分析

### 2.5.1 时域分析

利用 Neuroscan 软件自动校正 EOG，并充分

排除其他各种伪迹。以目标字符红色条出现为脉冲触发信号，对 EEG 进行平均叠加，分别得到每个被试者的平均 EP；对 12 名被试者的 EP 做总平均，得到总平均 EP。用 SPSS 统计软件包进行统计分析。

### 2.5.2 小波变换

信号  $f(t)$  的连续小波变换定义为

$$W_f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_R f(t) \bar{\Psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1)$$

其中  $\Psi(t)$  为小波函数， $a$  为尺度因子， $b$  为平移因子。当  $a$  增大时 ( $a > 1$ )，表示用伸展了的  $\Psi(t)$  波形去观察整个  $f(t)$ ；反之，当  $a$  减小时 ( $0 < a < 1$ )，则以压缩了的  $\Psi(t)$  波形去衡量  $f(t)$  的局部，所以，随着尺度因子  $a$  从大变到小 ( $0 < a < +\infty$ )， $f(t)$  的小波变换可以反映  $f(t)$  从概貌到细节的全部信息。从这个意义上说，小波变换是一个“变焦镜头”，它既是“望远镜”，又是“显微镜”，而尺度因子  $a$  就是“变焦旋钮”<sup>[8]</sup>。

由一个给定的多尺度分析可确定一个小波函数和相应的小波空间，根据 Mallat 算法，信号波可分解成不同频带的细节之和。Mallat 快速算法为：

$$c_{j+1,k} = \sum_{n \in k} c_{j,n} \bar{h}_{n-2k} \quad (k \in z) \quad (2)$$

$$d_{j+1,k} = \sum_{n \in z} c_{j,n} \bar{g}_{n-2k} \quad (k \in z) \quad (3)$$

上式中， $c_j$  和  $d_j$  分别为在不同分辨率下的离散逼近和离散细节， $\bar{h}_{n-2k}$  和  $\bar{g}_{n-2k}$  分别为小波和尺度的传递系数， $j$  为迭代指数，这样快速算法将信号分解成了不同频段成分。

Mallat 快速重构算法：

$$c_{j,k} = \sum_{n \in z} c_{j+1,n} h_{k-2n} + \sum_{n \in z} d_{j+1,n} g_{k-2n} \quad (k \in z) \quad (4)$$

根据算式(4)数据  $d_1$ 、 $d_2$ 、...、 $d_m$  及  $c_m$  可以合成原始信号  $c_0$ 、 $d_1$  对应信号的高频成分， $d_m$  对应信号的低频成分，对脑电信号一般  $m$  取到 5。最后，随机选取单次原始诱发脑电信号，由以上的 Mallat 小波变换算法，在 MALAB 中编制了诱发电位小波变换程序进行处理。

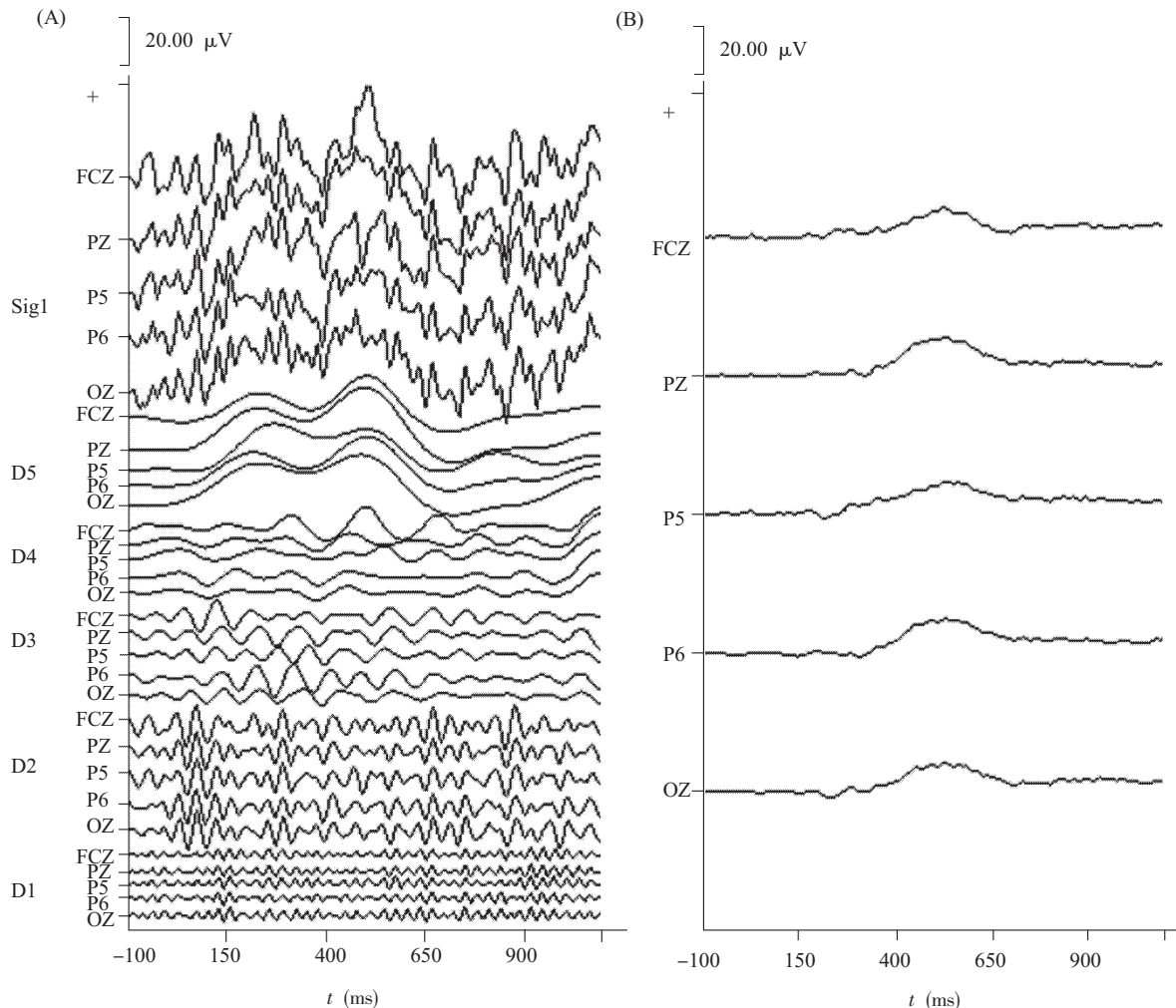
## 3 结 果

本实验诱发主要的脑电信号，经平均叠加处理

得到的诱发脑电波形如图 2B, 图 2B 中的波形是从 64 导波形总平均叠加图中选取的 5 导。由 12 名受试者的总平均波形可见: 主要诱发出 N2 和 P3, 枕部 OZ 处 N2 的潜伏期为 235 ms ( $F(1,11)=$

17.25,  $P \leq 0.001$ ), 顶部 P3 波峰平均潜伏期在 510 ms ( $F(1,11)=23.32$ ,  $P \leq 0.001$ )。

经小波变换的多尺度分析得到的单次诱发脑电信号如图 2A, Sig1 为脑电原始信号, D1、D2、

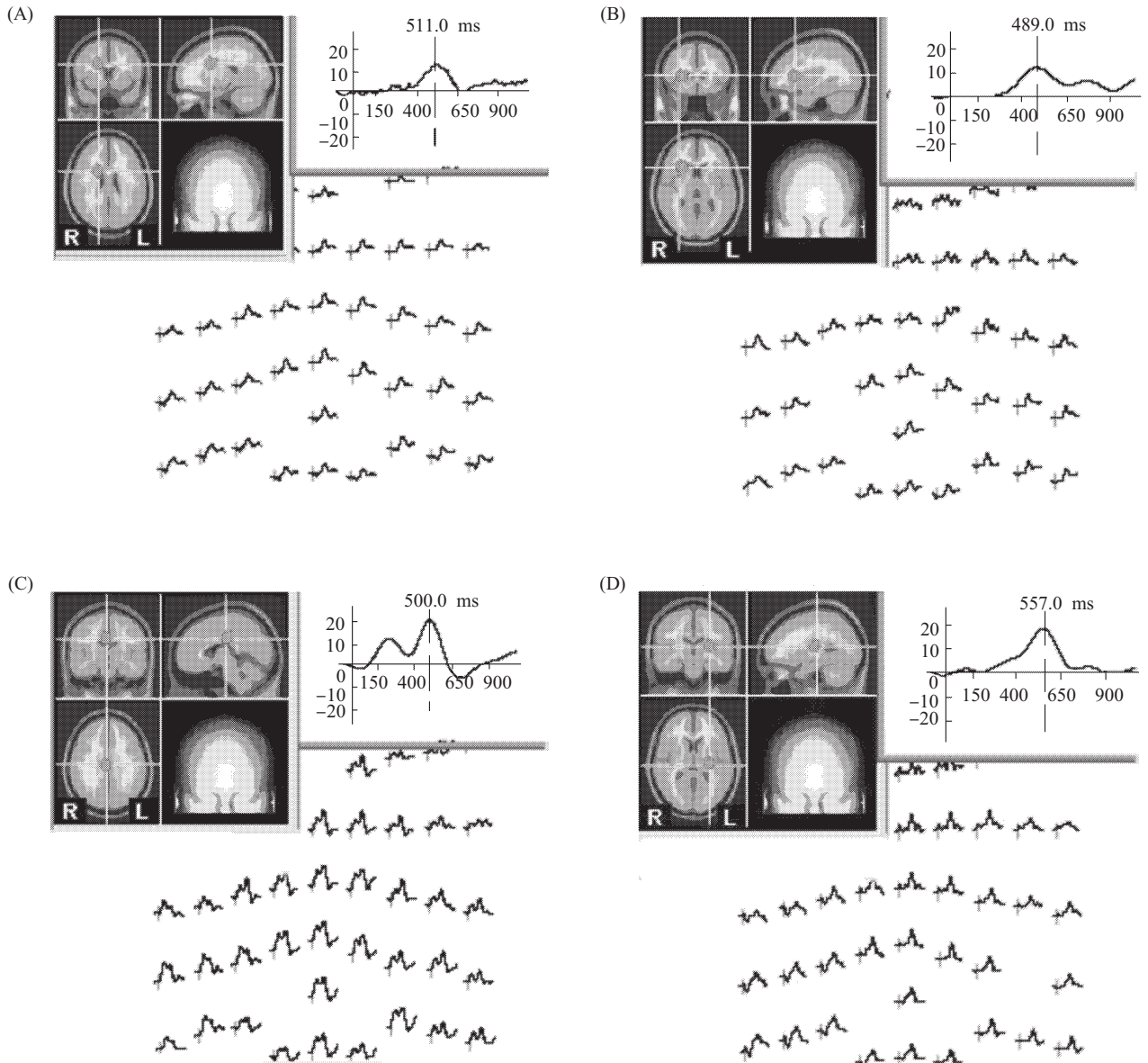


**Fig.2** (A) Multi-resolution decomposition of the single-sweep evoked potentials (EP), Sig1 is the raw EP signals at random, D1~D5 are the details at different scales; (B) The grand-average EP

D3、D4、D5 为不同尺度上的细节成分。由图可见, 随着尺度由小到大, 诱发脑电的各细节成分被分解突现出来, 从高频段到低频段。肌电等干扰噪声主要分布在尺度 1 中 (频率 30~40 Hz), 脑电  $\beta$  节律表现在尺度 2 中 (频率 14~30 Hz),  $\alpha$  节律表现在尺度 3 中 (频率 8~13 Hz),  $\theta$  节律表现在尺度 4 中 (频率 4~8 Hz),  $\delta$  节律表现在尺度 5 中 (频率 0.5~4 Hz)。相当于将脑电信号经一带通滤波器组后分解到不同频带上, 分解的信号可供进行细节研究。显然, 小波变换与带通滤波器组获得了相近的处理结果, 不同频带的带通滤波器可以

用小波变换的不同尺度分析得到。从随机选取的单次诱发电位的尺度 5 中, 可见 P2、N2 和 P3 成分; 在尺度 4 中, 可见 P2、P3a 和 P3 成分; 甚至在尺度 4 和 3 中也可见早成分。

将平均诱发电位和单次诱发电位进行脑功能源定位分析, 平均诱发电位 P3 成分的脑功能源定位如图 3A, 随机的 3 次单次诱发电位脑功能源定位如图 3B~3D。由图 3 可见, 平均诱发电位 P3 脑功能源对应着等效的位置分布, 而随机的 3 次单次诱发电位 P3 脑功能源有不同的结构位置分布。



**Fig.3** (A) The grand-average evoked potentials (EP) and brain functional source localization for the P3 component; (B, C, D) The random single-sweep EP based on wavelet transform and brain functional source localization for their P3 components

## 4 讨 论

从时域平均叠加的诱发脑电成分中, 可得到与颜色识别记忆任务相关的两个认知加工成分 N2 和 P3。N2 的平均潜伏期为 235 ms, 幅度最大值在枕部 OZ 处, N2 的产生可能代表了对输入信息的早期分析加工过程<sup>[9]</sup>。P3 峰值平均潜伏期为 510 ms, 幅度最大值在顶枕部 PZ, P3 波幅反映了投入刺激任务的脑力资源的多少, 潜伏期反映了中枢对刺激的加工过程<sup>[10]</sup>。

由小波变换的单次诱发脑电成分可见, 尺度 5 中 200、245 和 520 ms 处有认知成分, 它们依次为 P2、N2 和 P3; 尺度 3 和 4 中 200、235 和 510 ms 处也有诱发认知成分 P2、N2 和 P3a。从不同尺度的时频平面上看, 同一时域内有多重频率成分, 也就是说单一时域成分有多重同时进行的功能活动, 这在平均叠加的时域平面上是无法知道的。此外, 在刺激评价早期阶段, 前额  $\theta$  节律功能的敏感性较明显<sup>[11,12]</sup>, 由于峰值测量很少影响  $\theta$  节律, 故传统的时域内峰值分析不能检测到早成分的差

别<sup>[2]</sup>，本实验中也显示，使用小波分析甚至能检测到更早的加工成分。

小波分析也显示，在 P3 的时域范围内，有几个功能分离的支成分。潜伏期短的反映在  $\theta$  节律上（尺度 4），潜伏期适中的在  $\theta\sim\delta$  节律段，潜伏期长的在  $\delta$  节律段，这些频率成分在一定程度上体现了 P3 工作记忆任务的更新。以前的研究表明，在极小概率、惊奇、新奇的刺激中产生 P3a，与 P3b 相比，前者潜伏期较短，分布在头皮顶部靠前<sup>[13]</sup>。在平均诱发电位提取时，由于实验持续时间比较长，在较长时间内维持自发脑电的平稳性本身就是问题，况且，实验中反复刺激导致神经系统的习惯性和疲劳性也会影响诱发电位波形的时不变性，因此，平均叠加中 P3a 和一些频带较窄波形就会损失掉。而在小波变换单次提取分析中，这些成分完整地保留，能准确地反映认知加工过程。

在成分鉴别中，许多研究已用简单的脑地形图分布作为判别的手段<sup>[13,14]</sup>。本实验中，使用 64 导电极 EP 和磁共振成像 MR 的结构头模型，对平均诱发电位和单次诱发电位的 P3，分别进行脑功能源定位分析。平均诱发电位 P3 成分是经过几百次脑电诱发信号的叠加而成的，个体内和个体间该成分的潜伏期相差较大，因此，平均诱发电位 P3 成分是一等效成分，它对应的脑功能源位置的确定性也只是静态的等效。单次诱发电位 P3 成分的产生对应的就是每次诱发刺激，个体内和个体间单次成分也正是诱发刺激的实时反映，由图 3 可知，它的脑功能源结构是唯一的，但也有不确定性。这与近年实验研究的结论——P3 在脑内是多起源的，它不是一个单纯的成分，而是一个大家族，与多种认知加工有关是一致的<sup>[13]</sup>。因此单次诱发电位成分是脑功能源产生的实时动态的真实成分，根据其实时真实成分推算的功能源也是较准确的。这对建立脑的功能与结构准确的映射关系十分重要。

综上所述，小波变换下的时频分析方法能有效地分离与各种同时刺激事件相关的认知加工信息，而这在平均叠加法的时域内是不能检测到的；小波变换下的时频分析能得到单次诱发电位中大量的不同频率成分；小波变换下的单次诱发电位反映的是

脑功能源产生的动态实时成分，而平均诱发电位只是等效脑功能源产生的静态成分。由此可见，小波变换下的时频分析是脑电信号处理的一种可行的新方法。

### 参考文献:

- [1] 杨福生. 论生物医学信号处理研究的学科发展战略. 国外医学 生物医学工程分册, 1992,15:203~212
- [2] 徐泾平, 吴延军. 生物医学信号的检测、处理与应用. 国外医学 生物医学工程分册, 1995,18:68~75
- [3] Tamer D, Juliana Y, Vasil K. Time-frequency analysis of single-sweep event-related potentials by means of fast wavelet transform. *Brain and Language*, 1999,66:129~145
- [4] Effern A, Lehnertz K, Fernandez G. Single trial analysis of event related potentials: non-linear de-noising with wavelets. *Clinical Neurophysiology*, 2000,111:2255~2263
- [5] Vincent JS, Ajit B, Raghuvver R. Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: a conceptual tutorial. *Brain and Language*, 1999,66:7~60
- [6] Xie Y, Yang ZL. Event-related potentials during imitated natural reading. *International Journal of Psychophysiology*, 2002, 45:81
- [7] 谢勤岚, 杨仲乐, 陈亚光. 基于模拟事件相关电位的脑 - 计算机接口. 计算机工程与应用, 2003,20:119~121
- [8] Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*, 1989,2:674~693
- [9] Leun JO, Michael DR. Electrophysiological correlates of memory encoding are task-dependent. *Cognitive Brain Research*, 2001,12:11~18
- [10] Miyatani M. Effects of display and memory load on the event-related potentials during visual letter search combined with selection by color. *Shinrigaku Kenkyu*, 2001,72 (4): 307~314
- [11] Demiralp T, Basar E. Theta rhythmicities following expected visual and auditory targets. *International Journal of Psychophysiology*, 1992,13:147~160
- [12] Yordanova J, Kolev V. A single sweep analysis of the theta frequency band during auditory oddball task. *Psychophysiology*, 1997,34:75~84
- [13] Johnson R. On the neural generators of the P300 component of the event-related potential. *Psychophysiology*, 1993,30: 90~97
- [14] Makeig S, Westerfield M, Jung TP, Enghoff S, Townsend J, Courchesne E, Sejnowski TJ. Dynamic brain sources of visual evoked responses. *Science*, 2002,295:690~694

## TIME-FREQUENCY ANALYSIS OF SINGLE-SWEEP EVOKED POTENTIALS BASED ON WAVELET TRANSFORM

ZHANG Jia-hua    YANG Zhong-le

*(Institute of Biomedical Engineering, South-central University for Nationalities, Wuhan 430074, China)*

**Abstract:** To estimate and analyze evoked potentials (EP) obtained from Imitation of Natural Reading stimulus paradigm, single-sweep EP based on wavelet transform was compared with averaged EP in time and frequency domain. And the localization of brain functional source was applied. The results showed that averaged EP might lose some essential components and the analysis of brain functional source localization could only reflect the static process of equivalent brain functional source. But single-sweep EP based on wavelet transform with the localization of brain functional source could obtain ample information of EP, and reflect real-time dynamic process of brain functional source. It suggested that time-frequency analysis of single-sweep EP based on wavelet transform is a new effective method processing electroencephalograph signal.

**Key Words:** Wavelet transform; Evoked potentials; Time-frequency analysis;  
Brain functional source