

文章编号:1000-582X(2003)11-0001-05

时频测试方法在脑电信号分析中的应用*

季忠,秦树人

(重庆大学测试中心,重庆 400044)

摘要:脑电波反映了通过感觉器官的各种信息的传递和处理过程,具有非常大的信息量。越来越多的证据表明,脑电波异常与脑病变具有密切的关系,临床上也越来越多地借助于脑电图来对癫痫、脑肿瘤、智力状况等疾病进行诊断。而脑电信号特征波的有效提取可以为医生的临床诊断提供更多的依据,以提高诊断的准确性。在对脑电的研究过程中,人们已经在临床上使用了各种时域和频域测量与分析方法,在理论上探讨了某些时频测试方法应用于脑电信号特征波形提取和分析的有效性,但临床应用未见报道。从临床应用及科学研究的目的出发,在“虚拟式脑电测量与分析仪”中集成了 Gabor 变换、Wigner 分布、Choi-Williams 分布、小波变换等各种时频测试分析方法来提取脑电信号中的特征波。分析表明,针对不同的目的和不同的特征波,选用不同的时频测试分析方法,可以获得满意的结果。

关键词:脑电波;特征波形;时频测试;Gabor 变换;Wigner 分布;Choi-Williams 分布;小波变换
中图分类号:O174.2 **文献标识码:**A

脑电波反映了通过感觉器官的各种信息的传递和处理过程,具有非常大的信息量。EEG(electroencephalogram)即是由放置在脑部头皮上的不同的电极所测量得到的脑部电活动的平均值^[1]。对脑电信号的测量和分析表明它在临床医学,特别是在神经病学、神经外科和精神病学的诊断中具有重要作用。越来越多的证据表明,脑电波异常与各种脑疾病之间有着密切的关系,它不仅对癫痫的诊断具有重要的参考价值,而且对于局部脑官能障碍、脑血管紊乱、肿瘤、脑炎、痴呆等疾病有着极大的临床诊断价值。因此,自脑电波被第一次测量到以来,已经有各种信号测量与分析方法应用于脑电信号的分析和处理。目前发展成熟并在脑电图仪中获得广泛应用的有各种时域和频域测量与分析方法。但是,脑电信号是复杂的非平稳信号,仅从时域或频域很难获得有关脑电信号的时域和频域中的全部统计特性。因此,随着现代信号分析方法的发展,人们利用各种时频分析方法和其它信号处理方法来提取脑电信号的特征信息^[1-5]。但是这些方法都只是在理论中讨论了其可行性,而在临床实际应用中未见报道。为了在临床应用和科学研究中有效利用最近发展的各

种时频分析方法测量和提取脑电信号中的特征信息,作者在进行“虚拟式脑电测量与分析仪”的研制过程中,在该仪器中集成了 Gabor 变换、Wigner 分布、Choi-Williams 分布和小波变换等各种时频测试与分析方法,以期通过这些时频方法的有效应用,更好地测量和提取出脑电信号中的各种特征波形。

1 时频测试与分析原理

脑电信号作为一种时变的、非平稳信号,不同时刻有不同的频率成分,而单纯的时、频测试与分析方法通过傅氏变换联系起来,它们的截然分开是以信号的频率时不变特性或统计特性平稳为前提的。但由于时域和频域分辨率的“不确定性原理”,不可能在时域和频域同时获得较高的分辨率。而且在 EEG 中有许多病变都是以瞬态形式表现的,只有把时间和频率结合起来进行处理,才能取得更好的结果。可以说信号的时频表示法为脑电信号的测量与分析提供了非常好的前景。

1.1 Gabor 变换^[6]

定义信号 $x(t)$ 的 Gabor 变换如下所示:

* 收稿日期:2003-06-14

基金项目:国家自然科学基金资助项目(59875090)

作者简介:季忠(1974-),男,江苏通州人,重庆大学讲师,博士,研究方向:虚拟仪器技术和生物医学信号处理。

$$g_D(f, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t') g_D^*(t' - t) e^{-i2\pi ft'} dt' \quad (1)$$

其中 * 表示复共轭。可以认为 Gabor 变换是信号 $x(t)$ 与经过窗函数 g_D 调制的复正弦曲线函数 $e^{-i2\pi ft}$ 之间的内积, 即:

$$g_D(f, t) = \langle x(t'), g_D(t' - t) e^{-i2\pi ft'} \rangle \quad (2)$$

窗函数 g_D 的引入是为了局域化在时间上的信号的傅立叶变换。因此, 窗函数必须在时间的周围成一峰值并迅速下降。有几种窗函数可以达到此目的, 如汉宁窗、汉明窗、高斯窗等。其中, Gabor 建议采用高斯函数:

$$g_\alpha(t) = \left(\frac{\alpha}{\pi}\right)^{1/4} e^{-\frac{\alpha}{2} t^2} \quad (3)$$

这是因为高斯函数的傅立叶变换仍是高斯函数, 因此可以在时域和频域同时实现局域化。在使用高斯窗函数的情况下, Gabor 变换可以明确地定义成参数 α 的函数:

$$g_D(f, t) \rightarrow g_D^\alpha(f, t) \quad (4)$$

其中 D 表示高斯函数被截断的窗口宽度。考虑使用任意窗函数的一般情况并考虑其逆变换 (inverse transformation), 可以得到

$$x(t) = \frac{1}{\|g_D\|} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g_D(f, t') g_D(t - t') e^{i2\pi ft'} df dt' \quad (5)$$

其中 $\|g_D\| = \int_{-\infty}^{+\infty} |g_D(t')|^2 dt'$ 。式(5)就是逆 Gabor 变换, 由此可以看出原始信号 $x(t)$ 可以由系数 $g_D(f, t)$ 完全重构。

因为 Gabor 变换给出了来自于原始信号每一个时间点的时频图, 因此它是高度冗余的。为了降低冗余, 通过采用时间和频率的离散值定义离散 Gabor 变换 (a sampled Gabor transform) 为

$$g_D(f, t) \rightarrow g_D(mF, nT) \quad (6)$$

其中 F 和 T 表示频率和时间的采样步长。使用大的窗宽可以获得小的 F 步长, 而使相邻窗之间高度重叠 (high overlapping) 可以获得小的 T 步长。根据对分辨率的要求, 正确地选择 F 和 T 将会降低冗余, 从而节省计算时间, 但付出的代价是重构信号将不再如式(5)那么直观。

1.2 Wigner 分布与 Choi - Williams 分布^[7]

信号 $x(t)$ 的 Wigner 分布定义为

$$W_x(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t + \tau/2) x^*(t - \tau/2) e^{-i\omega\tau} d\tau \quad (7)$$

为了实际计算 Wigner 分布, 不仅要时间和频率离散化, 而且要对 $x(t)$ 加窗。设窗函数为 $h(t)$, 得到加窗的 Wigner 分布为

$$W_x(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t + \tau/2) x(t - \tau/2) \cdot h(\tau/2) h(-\tau/2) e^{-i\omega\tau} d\tau = \int_{-\infty}^{+\infty} W(t, \eta) W_h(t, \omega - \eta) d\eta \quad (8)$$

可见时域加窗等价于频域上对 $W_x(t, \omega)$ 做平滑, 平滑的结果会降低频域的分辨率。

在计算实信号的 Wigner 分布时, 不同的频率成分会引入交叉项干扰。在文献[8 - 9]中提到了分别利用时频分解法和选用具有锥形基底的高斯型函数作为 Cohen 类中的核函数可以较好地抑制交叉项干扰。

1966年, Cohen 给出了时频分布的统一表示

$$C_x(t, \omega; g) = \frac{1}{2\pi} \iint x(u + \tau/2) x^* \cdot (u - \tau/2) g(\theta, \tau) e^{-i(\theta + \omega\tau - \theta\tau)} du d\tau d\theta \quad (9)$$

其中 $g(\theta, \tau)$ 是时频分布的核函数。当 $g(\theta, \tau) = 1$ 时, 就对应 Wigner 分布。基于时频分布的这种统一表示, 也是为了消除交叉项干扰, Choi 和 Williams 提出了用 $g(\theta, \tau) = e^{-\theta^2 \tau^2 / \sigma^2}$ 作为时频分析的核, 其中 σ 为衰减系数, 它与交叉项的幅值成比例关系。同时域加窗方法一样, 采用 Choi - Williams 分布核同样会降低频域的分辨率。

1.3 小波变换与小波包变换^[10]

小波分析方法是一种窗口面积固定但其形状可改变, 时间窗和频率窗也都可改变的时频局部化分析方法。小波变换在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率, 在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率。正是这种特性, 使小波变换在对信号进行分析时具有自适应性。

设 $\Psi(t) \in L^2(R)$ ($L^2(R)$ 为平方可积的实数空间, 即能量有限的信号空间), 其 Fourier 变换记为 $\hat{\Psi}(\omega)$ 。当 $\hat{\Psi}(\omega)$ 满足允许条件:

$$C_\Psi \int_R \frac{|\hat{\Psi}(\omega)|^2}{|\hat{\Psi}(\omega)|} d\omega < \infty \quad (10)$$

时, 则称 $\Psi(t)$ 为一个基本小波或母小波。将基本小波函数 $\Psi(t)$ 经伸缩和平移后, 就得到一个小波序列或小波基。对于连续的情况, 小波序列为:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a, b \in R; a \neq 0 \quad (11)$$

其中 a 为伸缩因子, b 为平移因子。对于离散的情况, 小波序列为:

$$\Psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \Psi(2^{-j}t - k) \quad j, k \in Z \quad (12)$$

对于任意的函数 $f(t) \in L^2(R)$ 的连续小波变换为

$$Wf(a, b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle = |a|^{-1/2} \int_{\mathbb{R}} f(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (13)$$

如果 $\Psi(t)$ 把看成某一带通滤波器的特性, 则小波变换意味着用具有某一特性的带通滤波器在不同频率下观察信号。这组带通滤波器中心频率各不相同, 但品质因数, 即相对带宽恒定。

利用小波包分解方法可以得到比小波分解更灵活的频带划分。因为利用小波分解算法仅对信号的低频部分(逼近信号)进行分解, 而未对高频部分再作进一步分解。小波包分解不仅逐级对信号的低频部分进行分解, 而且对高频部分也同样进行分解。并且, 小波包分解可以根据被分析信号的特征, 自适应地选择相应的频带, 使之与信号的频谱相匹配, 从而可以提高时频分辨率。

图 1 和图 2 分别表示脑电信号的小波分解和小波包分解, 从图中, 可以清楚地看出小波分解和小波包分解的区别所在。

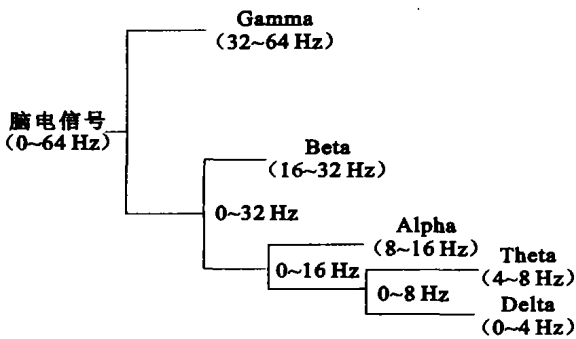


图 1 脑电信号的小波分解树状图

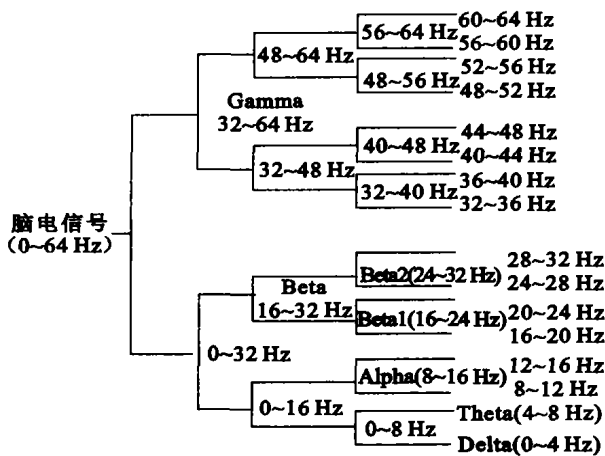


图 2 脑电信号的小波包分解

2 在“虚拟式脑电测量与分析仪”中的应用

在研制“虚拟式脑电测量与分析仪”(如图 3 所示)的过程中, 考虑医生临床诊断的需要, 引入频带相对强度比(BRIR)的概念, 利用 Gabor 变换的时频分析方法, 在该仪器中实现了定量测量各频带相对强度的功能。同时为了有效测量和提取脑电信号中的特征波, 使用了最近发展起来的各种时频测试与分析方法, 如 Wigner 分布, Choi - Williams 分布以及小波变换等方法。

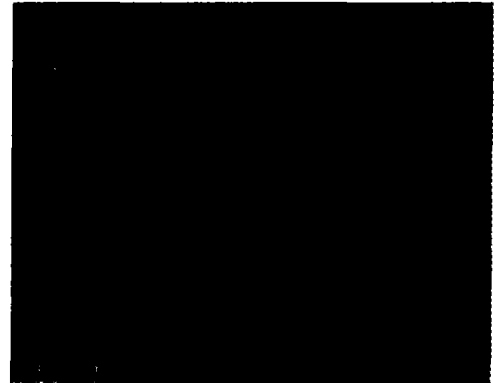


图 3 虚拟式脑电测量与分析仪系统

2.1 脑电信号基本特征节律相对强度的测量

在考虑仪器系统的脑电信号基本节律特征信息的提取功能时, 采用了 Gabor 变换定义频带相对强度比(BRIR)。

由式(1)所定义的连续 Gabor 变换可定义频谱为

$$I(f, t) = |g_D(f, t)|^2 = g_D^*(f, t)g_D(f, t) \quad (14)$$

通过使用递归算法(recursive algorithm), 滑动时间窗并输出能量(I)作为频率和时间的函数, 可以得到信号的时频表示。

为了量化信息, 对于每一个 EEG 基本节律($i = \delta, \theta, \alpha, \beta, \dots$)的频带定义其频带功率谱密度为

$$I^{(i)}(t) = \int_{f_{\min}^{(i)}}^{f_{\max}^{(i)}} I(f, t) df \quad i = \delta, \theta, \alpha, \dots \quad (15)$$

其中($f_{\min}^{(i)}, f_{\max}^{(i)}$)表示频带*i*的频率上下限。需要注意的是 EEG 的频带划分并不是任意的, 不同的频带范围对应了脑部活动的不同起因和功能。

显然, 总的功率谱密度可定义为

$$I_T(t) = \sum_i I^{(i)}(t) \quad i = \delta, \theta, \alpha, \dots \quad (16)$$

因此对于每一个频带可以定义频带相对密度比(BRIR; band relative intensity ratio)为

$$P_B^{(i)}(t) = \frac{I^{(i)}(t)}{I_T(t)} \times 100 \quad (17)$$

在本仪器系统中,把该功能的实现放在了脑电信号的时域特征测量功能部分,这是考虑到医生在进行常规脑电检查和测试分析时,更多地是在时域中观察和测量脑电信号。在仪器系统中,取窗口宽度为128点,窗移为16点,测试与分析已经利用本仪器的滤波功能进行带通滤波(11 ~ 18 Hz)处理过的睡眠脑电图,其时域波形及经测试分析所得的基本节律频带相对强度比,如图4所示。

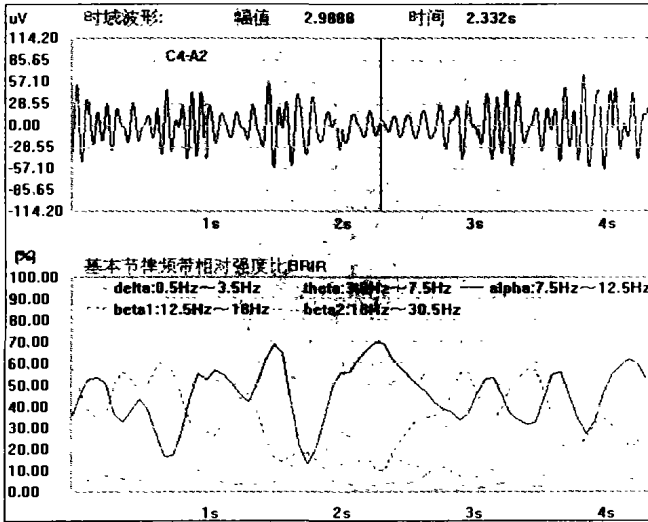


图4 C4 - A2 导联上脑电数据时域波形及其节律频带相对强度比

由图中很容易看出某一时刻各频带在该信号中的强弱,即 α 波和 β_1 波为该信号的主要频段。在该图中,还可以看出其它3种频带的存在,这是由于滤波器的旁瓣效应引起的。

2.2 脑电信号中特征波的测量与提取

脑电信号中的特征节律,特别是异常特征节律,与各种脑疾病有着密切关系。按照脑电图波形特征划分,通常在脑电图中可能出现的特征波形有:正弦波、棘波、尖波、平顶波、棘慢波、尖慢波、多棘慢波、顶尖波、睡眠纺锤波、K综合波、高幅失律和三相波等^[11]。在临床上对这些特征节律的有效识别,可以帮助医生更准确地作出临床诊断。图5和6分别表示基于Wigner分布、以及小波变换的脑电信号时频测试与分析。从图中可以看出,利用这些时频测试与分析方法,可以在时频域或时间尺度上同时获得脑电信号的统计特性,从而根据各个特征波特点,选用不同的基函数和窗口宽度,

有效测量和提取脑电信号中的特征波。

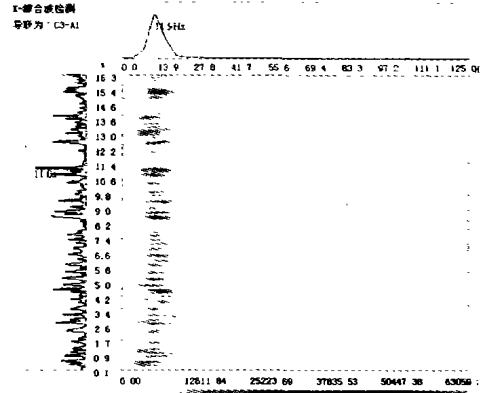


图5 脑电信号的Wigner分布时频测试

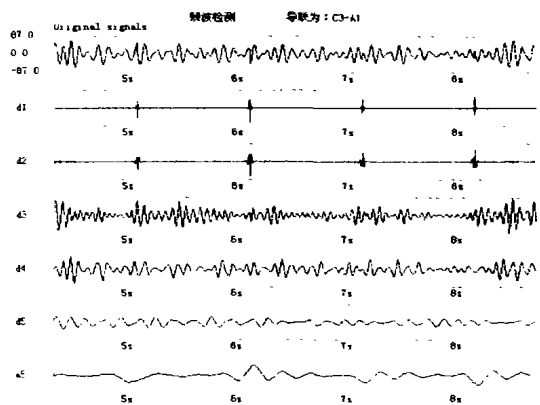


图6 脑电信号的小波变换时频测试

4 结 论

实验表明,针对脑电信号中各个基本节律和特征波的不同特点,在本仪器系统中,所使用的Gabor变换、Wigner分布、Choi - Williams分布以及小波变换等时频测试与分析方法,可以有效地测量脑电信号各个基本节律的相对强度,以及测量与提取脑电信号中各种特征节律。可以相信,通过本仪器的时频测试与分析功能,可以为医生的临床诊断提供更充分和更准确的诊断依据。

参考文献:

[1] BLANCO S, FIGLIOLA A, QUIAN QUIROGA R. Time-Frequency analysis of electroencephalogram series. III Wavelet packets and information cost function [J]. The American Physical Review E, 1998, 57(1):932 - 940.
 [2] IR EDWARD E E FRIETMAN, CEES J STAM. Use of artificial neural networks for automatic description and interpre-

- tation of the Electroencephalogram [EB/OL]. <http://www.ph.tn.tudelft.nl/~ed/EEG.html>, 2002-02-19/2003-06-14
- [3] MICHAEL UNSER. Wavelets, statistics, and biomedical applications [A]. Proc 8th IEEE Workshop on Statistical Signal and Array Processing [C]. Corfu, Greece: IEEE Press, 1996.
- [4] 宦飞, 王志中, 郑崇勋. 利用时频变换识别睡眠 EEG 中的基本模式 [J]. 仪器仪表学报, 2002, 23(1): 7-11.
- [5] WILLIAMS W J. Recent advances in time-frequency representations: Some theoretical foundations [A]. Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing [C]. Akay: IEEE Press Series in Biomedical Engineering, 1997.
- [6] JI ZHONG, QIN SHUREN. Detection Of EEG Basic Rhythm Feature By Using Band Relative Intensity Ratio (BRIR) [A]. The 28th IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP) [C]. Hongkong: the local printing press limited, 2003.
- [7] LEON COHEN. Time-Frequency Analysis: Theory and Applications [M]. USA: Prentice Hall, 1995.
- [8] 高小榕, 陈奎孚, 杨福生, 等. 基于时频分解法抑制 Wigner 分布交叉项的研究及其在心音分析中应用 [J]. 北京生物医学工程, 1997, 16(3): 129-134.
- [9] 叶继伦, 郑崇勋, 郭耸峰, 等. 一种改进的时频分布算法及其在医学信号处理中的应用 [J]. 重庆医科大学学报, 1998, 23(3): 230-233.
- [10] 季忠, 曹怡, 秦树人. 应用多分辨率小波变换提取脑电信号异常节律. 重庆大学学报(自然科学版), 2002, 25(7): 144-147.
- [11] 陈继祥. 临床常用数据手册 [M]. 天津: 天津科学技术出版社, 2001.

The Application of Time-Frequency Testing Methods in EEG Signals Analysis

Ji Zhong, Qin Shu-ren

(Test Center, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: The brain electricity waves reflect the course of all kinds of information transfer and processing which are of great information capacity. The efficient detection of feature waves of EEG signals can provide more proof in clinic diagnose for doctors, then improve the veracity of diagnosis. In the course of studying the EEG, all kinds of measurement and analysis methods in time domain and frequency domain have been used in clinic, and the validity of some time-frequency testing methods to be applied to detect and analyse the feature waves of EEG waves have been discussed in theory, but which have not been found in clinic. From the view of clinic application and science investigation, all kinds of time-frequency testing and analysis methods such as Gabor transform, Wigner distribution, Choi-Williams distribution and wavelets transform have been integrated into the "virtual EEG measurement and analysis instrument" for detecting the feature waves of EEG signals. It is indicated that the satisfied results can be obtained by selecting different time-frequency testing and analysis methods based on the different purposes and feature waves.

Key words: brain electricity waves; feature waves; time-frequency testing; Gabor transform; Wigner distribution; Choi-Williams distribution; wavelet transform

(编辑 张小强)