



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106821318 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(21)申请号 201710063054.6

(22)申请日 2017.01.26

(66)本国优先权数据

201610780885.0 2016.08.31 CN

(71)申请人 天津市人民医院

地址 300121 天津市红桥区芥园道192号

(72)发明人 张美云

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

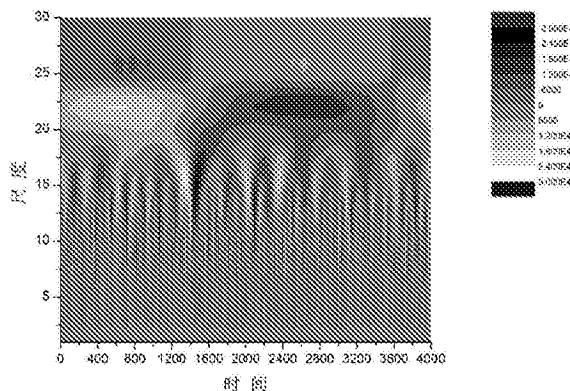
权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54)发明名称

一种脑电信号多尺度定量分析方法

(57)摘要

一种脑电信号多尺度定量分析方法:采用多导数字脑电图仪和16位A/D采集卡,采集不同导联的数字脑电信号,将采集到的原始脑电数据存入计算机,并根据分析内容设定采样频率和分析数据的时间长度;对原始脑电数据分析进行连续子波变换;根据多尺度子波系数,信号的总能量按照尺度进行分解,各尺度信号占有的能量的总和等于信号的总能量。本发明的将子波分析应用于定量EEG的分析,可以将看似复杂无序的脑电信号分解在不同的尺度上,实现脑电信号在每一尺度上的精确表达。从而使EEG技术在临床诊断和基础研究中发挥更大的作用。



1. 一种脑电信号多尺度定量分析方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 采用多导数字脑电图仪和16位A/D采集卡,采集不同导联的数字脑电信号,将采集到的原始脑电数据存入计算机,并根据分析内容设定采样频率和分析数据的时间长度;

2) 对原始脑电数据分析进行连续子波变换

设一维脑电信号 $s(t)$ 在子波函数下的子波分析定义为:

$$W_s(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \overline{W_{ab}}(t) dt \quad (1.1)$$

其中, $W_s(a, b)$ 为子波系数, $W_{ab}(t)$ 为子波函数族,是由子波的母波函数 $W(t)$ 经过平移 b 和伸缩变换 a 而来:

$$W_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} W\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1.2)$$

其中 a 表示时间尺度参数, b 表示时刻参数;

3) 根据多尺度子波系数,信号的总能量按照尺度进行分解,各尺度信号占有的能量的总和等于信号的总能量。

2. 根据权利要求1所述的一种脑电信号多尺度定量分析方法,其特征在于,步骤3) 是根据子波系数 $W_s(a, b)$, 一维脑电信号 $s(t)$ 的能量进行分解:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt = \frac{2}{C_W} \int_0^{+\infty} da \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|W_s(a, b)|^2}{a^2} db \quad (1.3)$$

其中各尺度子波功率谱密度随尺度参数的变化:

$$P(a) = \frac{2}{C_W} \int_{-\infty}^{+\infty} |W_s(a, b)|^2 db \quad (1.4)$$

其中, C_W 为子波母函数的允许常数,与每种子波母函数的傅里叶谱有关。

按照下式计算不同尺度脑电信号功率的百分比,观察不同频率脑电信号多尺度功率谱随尺度即频率的分布图:

$$\tilde{P}(a) = P(a) / P \quad (1.5)$$

一种脑电信号多尺度定量分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脑电信号分析方法。特别是涉及一种脑电信号多尺度定量分析方法。

背景技术

[0002] 脑电图是大脑特定部位神经细胞群在生理过程中自发或诱发的电活动在头皮表面或颅内特定部位引起的电位信号,它反映了大脑生物电的节律性活动规律。脑电信号是一种高度复杂的非线性信号,目前临床工作中仍依靠医生对视觉脑电图的经验性判断,所以对于脑电图的分析基本停留于视觉判断、经验性的感性认识,几乎处于定性阶段,带有明显的主观经验依赖性,缺乏客观的定量指标。应用新的物理概念、新的数字信号分析方法对脑电信号进行定量分析,提取有助于临床诊断和发病机理研究的新的参数的方法具有重要的意义。

[0003] 子波分析是一种自适应的信号分析方法,被称为“数字显微镜”。子波分析应用于脑电信号的分析具有独特的优势,可以精确观察不同频率(尺度)脑电信号的细节特征及随时间的演变规律。通过比较不同生理病理状态下脑电信号的多尺度定量特征参数,提取有助于疾病诊断和分型的电生理参数。

[0004] 子波分析(wavelet analysis)是近几年新发展起来的一种数学方法,通过信号与一个被称为子波的解析函数进行卷积,将含有多尺度成分的复杂信号进行分解。其中子波基函数是由一个子波母函数经过平移和伸缩变换而得到的一族外形相似但尺度不同的局部波动函数。子波函数在物理空间(时间、空间)代表局部确定位置和有限尺度范围内的具有特定物理过程或形状的“事件”或者“扰动小波”。子波变换就是将含有多尺度成分的复杂信号与一定位置一定尺度下代表特定的物理过程或形状的子波基函数进行局部互相关分析,如果其相关性高,表明该信号在该处含有该子波成分,使得信号在该处具有较好的相似性。利用子波变换可以将含有多尺度成分的复杂信号中的不同成分分解为多种单一尺度的成分,每一种单一尺度的成分在物理空间(时间、空间)局部确定位置和有限尺度范围内具有特定物理过程或形状。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种能够使EEG技术在临床诊断和基础研究中发挥更大作用的脑电信号多尺度定量分析方法。

[0006] 本发明所采用的技术方案是:一种脑电信号多尺度定量分析方法,包括如下步骤:

[0007] 1) 采用多导数字脑电图仪和16位A/D采集卡,采集不同导联的数字脑电信号,将采集到的原始脑电数据存入计算机,并根据分析内容设定采样频率和分析数据的时间长度;

[0008] 2) 对原始脑电数据分析进行连续子波变换

[0009] 设一维脑电信号 $s(t)$ 在子波函数下的子波分析定义为:

$$[0010] \quad W_s(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \bar{W}_{ab}(t) dt \quad (1.1)$$

[0011] 其中, $W_s(a, b)$ 为子波系数, $\bar{W}_{ab}(t)$ 为子波函数族, 是由子波的母波函数 $W(t)$ 经过平移 b 和伸缩变换 a 而来:

$$[0012] \quad W_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} W\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1.2)$$

[0013] 其中 a 表示时间尺度参数, b 表示时刻参数;

[0014] 3) 根据多尺度子波系数, 信号的总能量按照尺度进行分解, 各尺度信号占有的能量的总和等于信号的总能量。

[0015] 步骤3) 是根据子波系数 $W_s(a, b)$, 一维脑电信号 $s(t)$ 的能量进行分解:

$$[0016] \quad \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt = \frac{2}{C_W} \int_0^{+\infty} da \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|W_s(a, b)|^2}{a^2} db \quad (1.3)$$

[0017] 其中各尺度子波功率谱密度随尺度参数的变化:

$$[0018] \quad P(a) = \frac{2}{C_W} \int_{-\infty}^{+\infty} |W_s(a, b)|^2 db \quad (1.4)$$

[0019] 其中, C_W 为子波母函数的允许常数, 与每种子波母函数的傅里叶谱有关。

[0020] 按照下式计算不同尺度脑电信号功率的百分比, 观察不同频率脑电信号多尺度功率谱随尺度即频率的分布图:

$$[0021] \quad \tilde{P}(a) = P(a) / P \quad (1.5)$$

[0022] 本发明的一种脑电信号多尺度定量分析方法, 将子波分析应用于定量EEG的分析, 具有如下效果:

[0023] 1, 它不需要信号是平稳的, 可以自动分解和提取信号瞬时变化的局部多尺度特征;

[0024] 2, 可以同时提取信号时域、频域的信息及瞬时演变过程。

[0025] 采用本发明的方法可以将看似复杂无序的脑电信号分解在不同的尺度上, 实现脑电信号在每一尺度上的精确表达。从而使EEG技术在临床诊断和基础研究中发挥更大的作用。

附图说明

- [0026] 图1是正常成人视觉脑电图;
- [0027] 图2a是正常成人脑电信号子波系数等值线图;
- [0028] 图2b是正常儿童脑电信号子波系数等值线图;
- [0029] 图2c是儿童失神癫痫发作期脑电信号子波系数等值线图;
- [0030] 图2d是青少年肌阵挛癫痫发作期脑电信号子波系数等值线图;
- [0031] 图3a是正常成人脑电信号分尺度功率随频率的分布图;
- [0032] 图3b是正常儿童脑电信号分尺度功率随频率的分布图;
- [0033] 图3c是儿童失神癫痫脑电信号分尺度功率随频率的分布图;

[0034] 图3d是青少年肌阵挛癫痫发作期脑电信号分尺度功率随频率的分布。

具体实施方式

[0035] 下面结合实施例和附图对本发明的一种脑电信号多尺度定量分析方法做出详细说明。

[0036] 本发明的一种脑电信号多尺度定量分析方法,包括如下步骤:

[0037] 1) 采用多导数字脑电图仪和16位A/D采集卡,采集不同导联的数字脑电信号,将采集到的原始脑电数据存入计算机,并根据分析内容设定采样频率和分析数据的时间长度,原始脑电信号如图1所示;

[0038] 2) 对原始脑电数据分析进行连续子波变换

[0039] 设一维脑电信号 $s(t)$ 在子波函数下的子波分析定义为:

$$[0040] W_s(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \overline{W}_{ab}(t) dt \quad (1.1)$$

[0041] 其中, $W_s(a, b)$ 为子波系数, $\overline{W}_{ab}(t)$ 为子波函数族, 是由子波的母波函数 $W(t)$ 经过平移 b 和伸缩变换 a 而来:

$$[0042] \overline{W}_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} W\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1.2)$$

[0043] 其中 a 表示时间尺度参数, b 表示时刻参数;

[0044] 例如选择左顶P3导联的脑电信号进行连续子波变换,显示如图2a~图2d所示,图中横轴表示时间,200为1秒;纵轴表示尺度(频率),第9尺度对应10Hz,第15尺度对应1Hz,第22尺度对应0.1Hz;灰度表示子波系数的值,此处表示电压变化的平均速率。

[0045] 本发明的方法对正常成人安静、清醒、闭目状态下的脑电信号,采用连续子波变换进行多尺度分析,图2a左顶P3导联脑电信号子波系数等值线图,从图中可以看出,脑电信号从第5尺度(对应频率50Hz)到第21尺度(对应频率0.1Hz)均有较强的显示,在第8-10尺度(对应频率中心10Hz),13-15尺度(对应频率中心1Hz),第20-21尺度(对应频率中心0.1Hz)可见明显的节律性活动。而且相邻的尺度间显示明显的关联。从视觉脑电图上看到的 α 节律在第8-10尺度可见明显的节律性活动。从脑电图上看到的 α 节律的调幅(waxing and waning)现象以大约1秒为一周期,在13-15尺度(对应频率中心1Hz)对应的节律性活动。而第20-21尺度(对应频率中心0.1Hz)的节律性活动在视觉脑电图上无法直接观察到。图2b为正常儿童P3导联脑电信号的子波系数等值线图,从图可以看出,与成人同一部位电极记录的脑电信号的子波系数等值线图相比,儿童脑电信号的多尺度特征为(1)脑电信号分布的频率范围与成年人相似,从第5尺度-第21尺度(50Hz-0.1Hz)均有较强的信号显示;(2)各尺度子波系数幅值较成年人高,大约为成年人的1.5-2倍,即某些频带(主要13-15尺度范围)子波系数的幅值较大,即波形电压变化较成年人更快;(3)节律性活动涉及的频率范围不固定,随时间的变化较大;(4)相邻的尺度间关联较差,层级关联的“家族”式结构不明显。图2c为儿童失神癫痫发作期脑电信号的子波系数等值线图,其特征表现为超强的3Hz的节律性活动,且与低频约为0.3Hz的节律性活动同时存在。图2d为青少年肌阵挛癫痫发作期脑电信号的子波系数等值线图,其特征表现为4-5Hz超强的3Hz的节律性活动,且与低频约为0.4-

0.6Hz的节律性活动同时存在。

[0046] 3) 根据多尺度子波系数,信号的总能量按照尺度进行分解,各尺度信号占有的能量的总和等于信号的总能量;

[0047] 具体是根据子波系数 $W_s(a, b)$,一维脑电信号 $s(t)$ 的能量进行分解:

$$[0048] \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt = \frac{2}{C_W} \int_0^{+\infty} da \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|W_s(a, b)|^2}{a^2} db \quad (1.3)$$

[0049] 其中各尺度子波功率谱密度随尺度参数的变化:

$$[0050] P(a) = \frac{2}{C_W} \int_{-\infty}^{+\infty} |W_s(a, b)|^2 db \quad (1.4)$$

[0051] 其中, C_W 为子波母函数的允许常数,与每种子波母函数的傅里叶谱有关。

[0052] 按照下式计算不同尺度脑电信号功率的百分比,观察不同频率脑电信号多尺度功率谱随尺度即频率的分布图:

$$[0053] \tilde{P}(a) = P(a) / P \quad (1.5)$$

[0054] 分布图如图3a~图3d所示,图中,横轴表示频率,纵轴表示不同频率脑电信号所占的百分比。

[0055] 图3a为正常成人,特征为脑电信号在0.1Hz、1Hz和10Hz呈三个均衡的功率峰。脑电功率在特定的频带上均衡的分布形式,对于神经网络之间信息传递和联系可能具有重要意义。图3b为随年龄增长,脑电信号功率谱分布的演变过程,分尺度功率在1Hz附近形成单峰,其多尺度特征随年龄增长逐渐趋近于成人。图3c为儿童失神癫痫发作期脑电信号的分尺度功率主要集中在20尺度(0.12Hz)和12尺度(3Hz)。图3d为青少年肌阵挛癫痫发作期脑电信号的分尺度功率主要集中在20尺度0.4~0.6Hz和4~6Hz。

[0056] 下面给出具体实例:

[0057] 在采集被测试者数字脑电信号后,提取脑电信号的原始数据,选取合适的子波母函数,根据信号采样频率 f 取定最长时间尺度参数 a_1 ,根据信号的采样时间长度 T ,确定最大时间尺度参数 a_n ,及尺度个数 n 和尺度放大系数 h ,其中 $n = \frac{\ln a_n - \ln a_1}{\ln h}$ 。采用C语言编制程序,

计算脑电信号每一导联的多尺度子波系数 $W_s(a, b)$,绘制子波系数等值线图;利用子波系数的 L^2 测度,计算分尺度功率 $P(a)$ 所占总功率百分比,绘制相对分尺度功率 $\tilde{P}(a) = P(a) / P$ 随频率的分布图。通过比较分析,总结不同生理病理状态下脑电信号的多尺度定量特征。

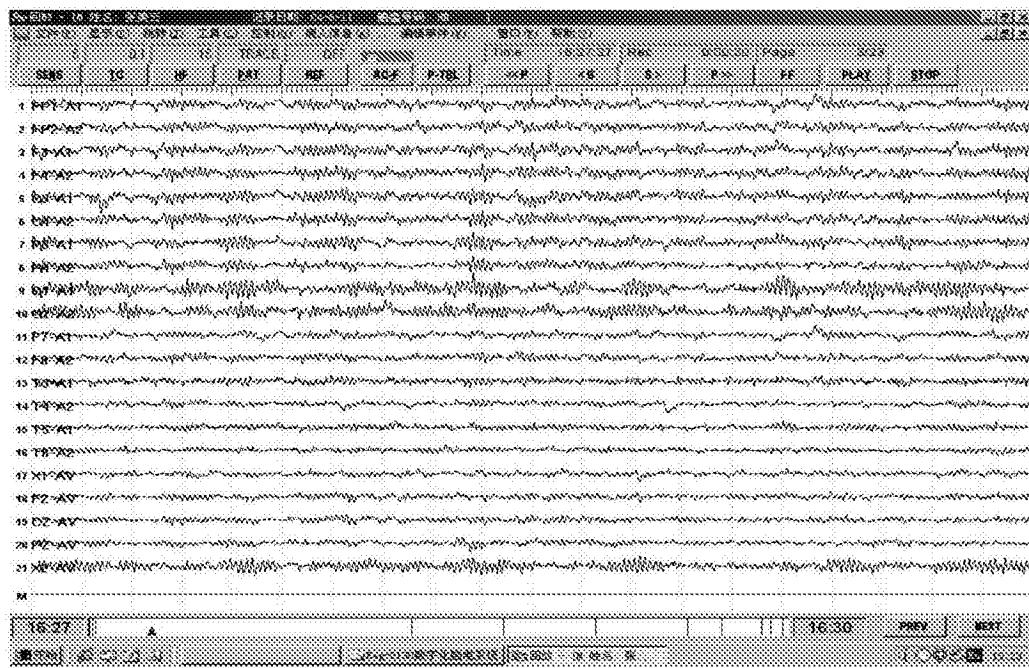


图1

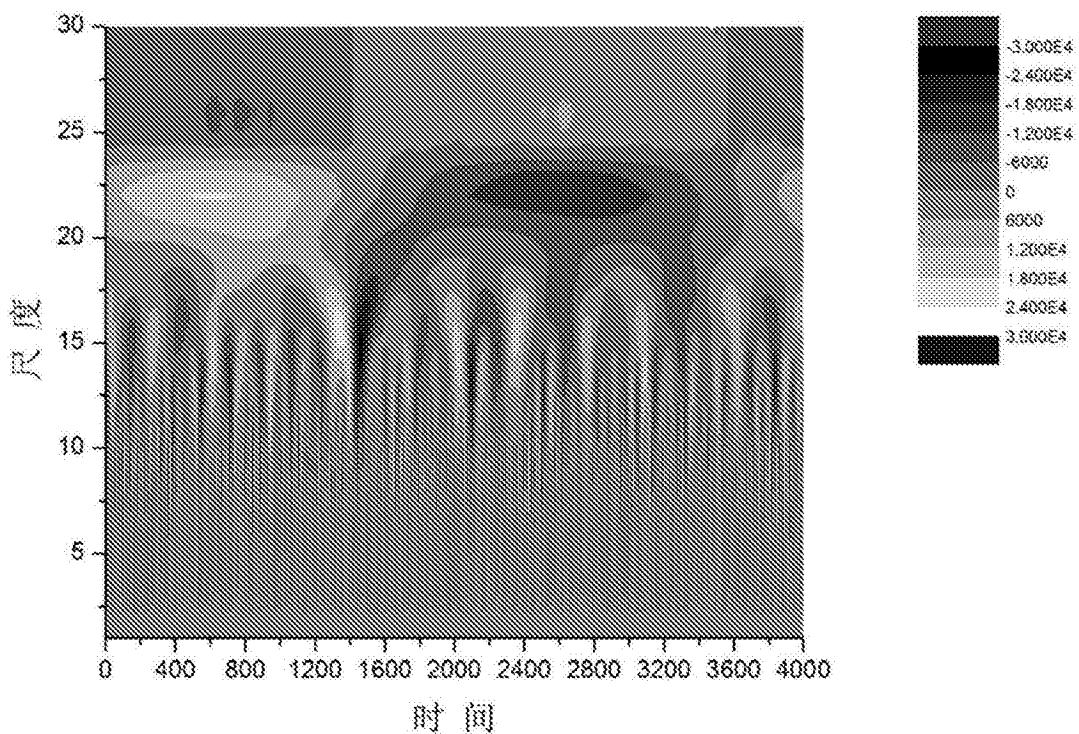


图2a

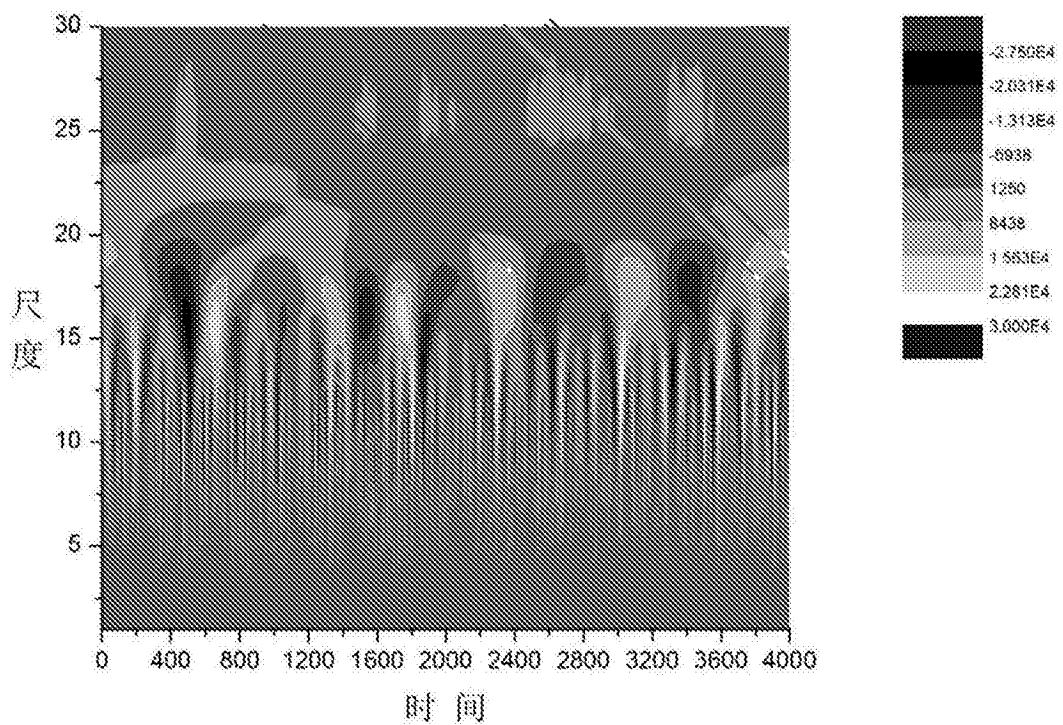


图2b

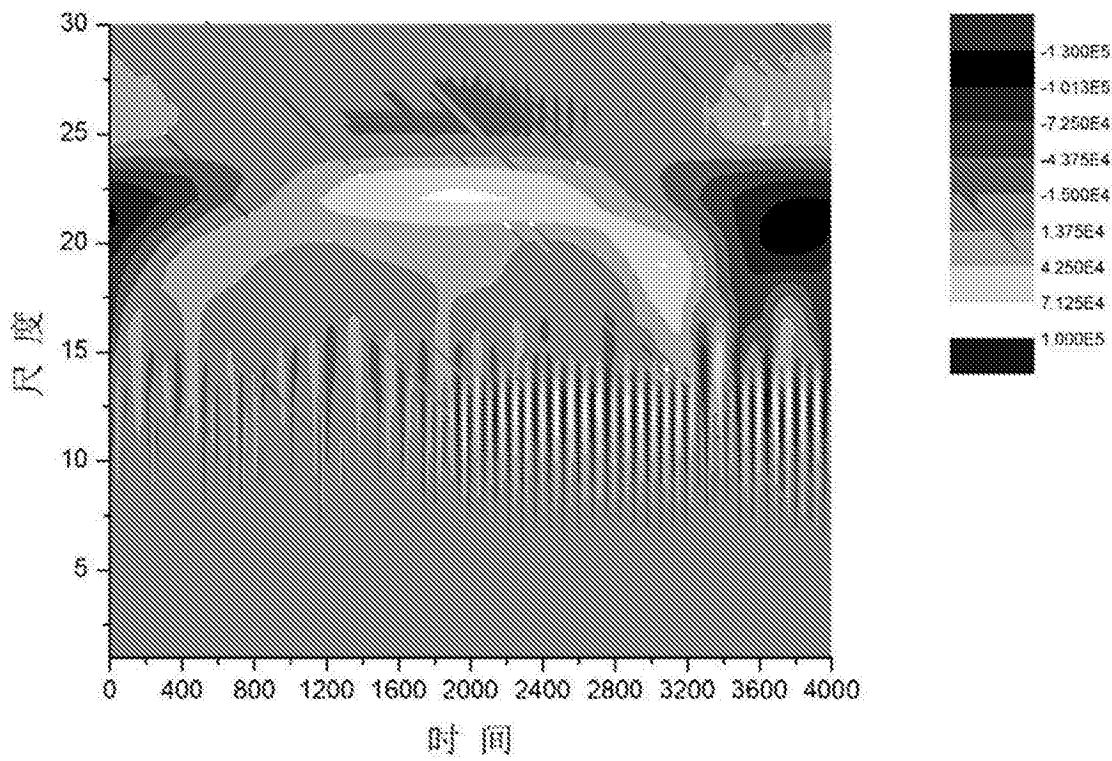


图2c

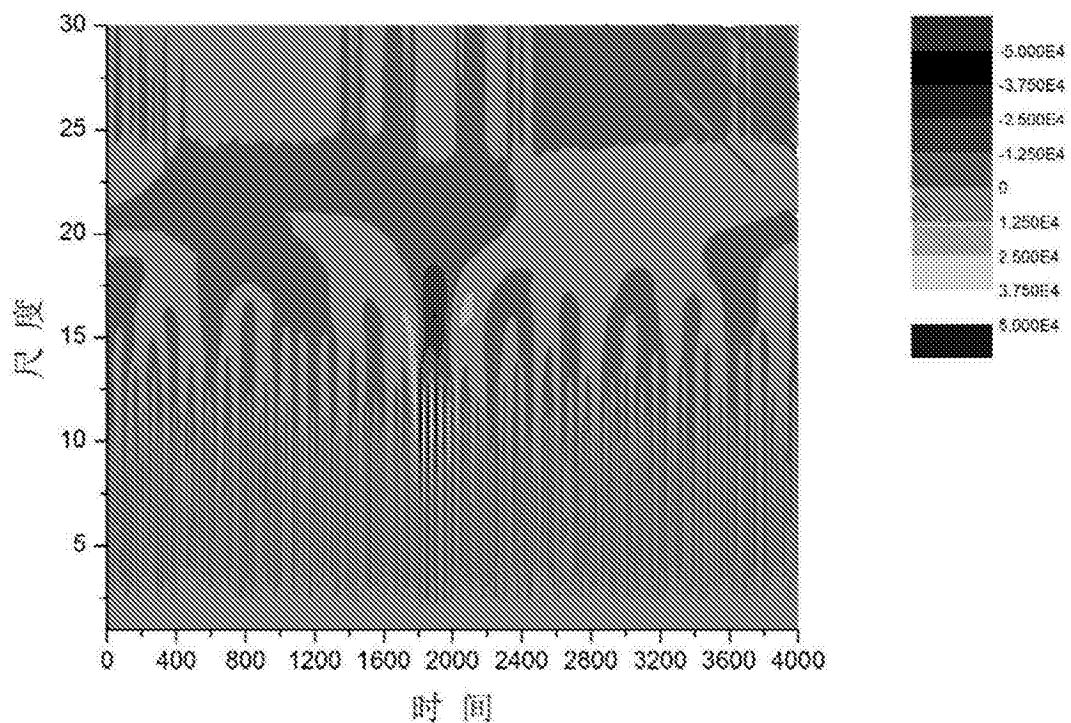


图2d

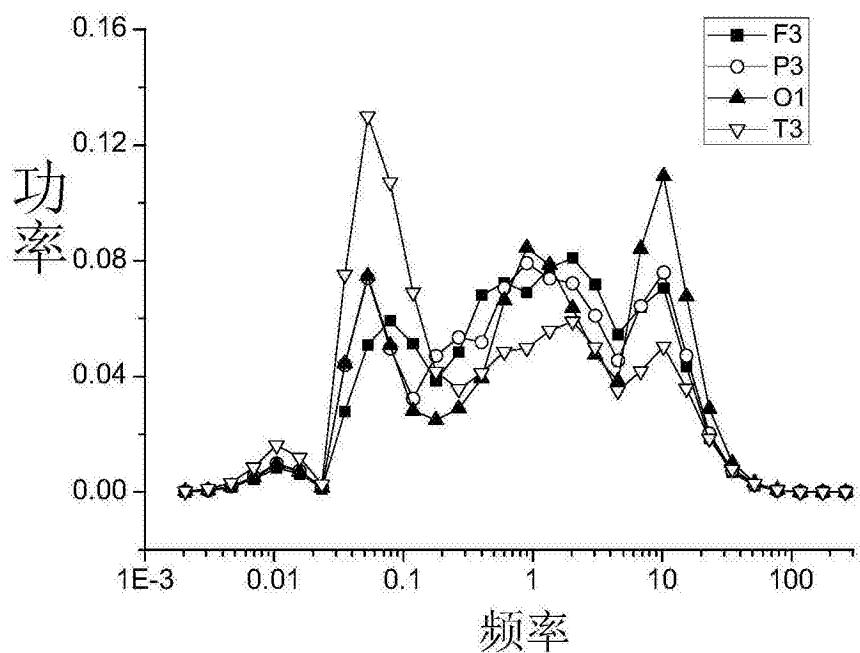


图3a

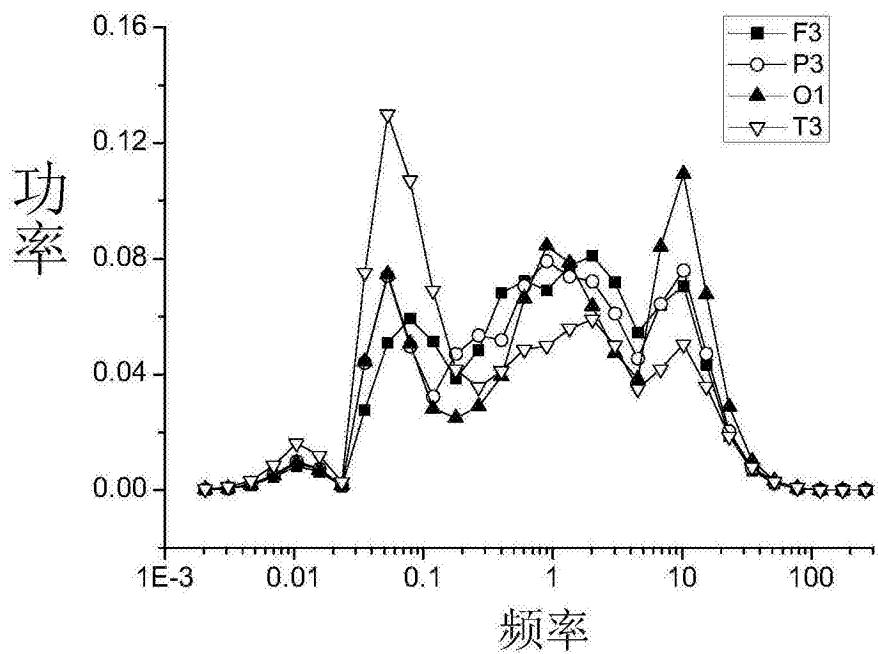


图3b

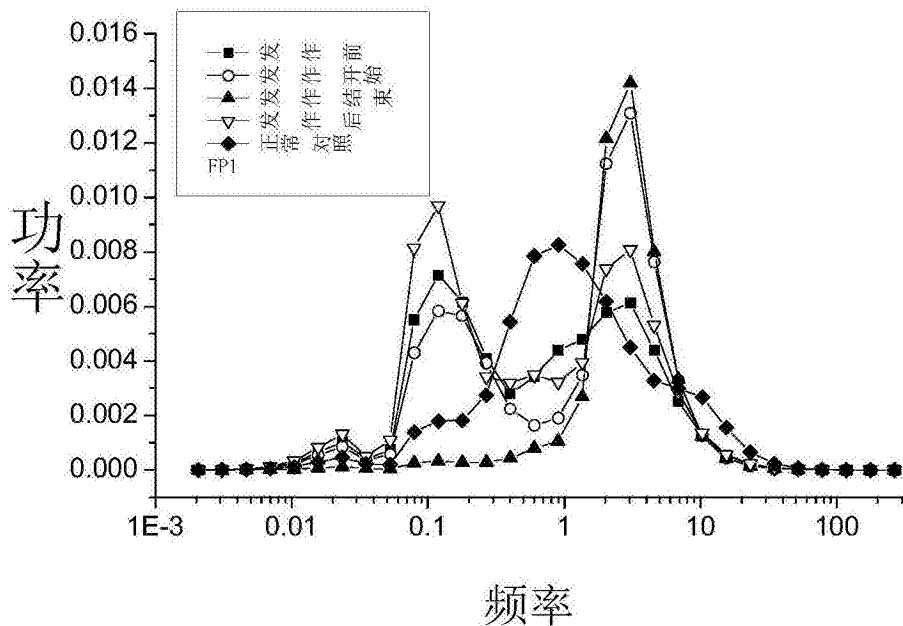


图3c

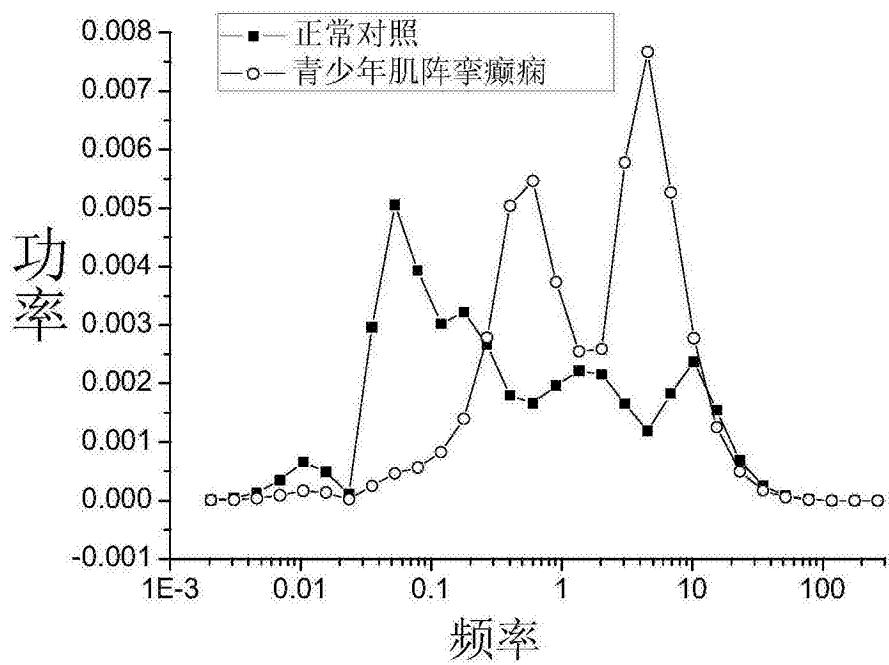


图3d

专利名称(译)	一种脑电信号多尺度定量分析方法		
公开(公告)号	CN106821318A	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN201710063054.6	申请日	2017-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	天津市人民医院		
申请(专利权)人(译)	天津市人民医院		
当前申请(专利权)人(译)	天津市人民医院		
[标]发明人	张美云		
发明人	张美云		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7253		
优先权	201610780885.0 2016-08-31 CN		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种脑电信号多尺度定量分析方法：采用多导数字脑电图仪和16位A/D采集卡，采集不同导联的数字脑电信号，将采集到的原始脑电数据存入计算机，并根据分析内容设定采样频率和分析数据的时间长度；对原始脑电数据分析进行连续子波变换；根据多尺度子波系数，信号的总能量按照尺度进行分解，各尺度信号占有的能量的总和等于信号的总能量。本发明的将子波分析应用于定量EEG的分析，可以将看似复杂无序的脑电信号分解在不同的尺度上，实现脑电信号在每一尺度上的精确表达。从而使EEG技术在临床诊断和基础研究中发挥更大的作用。

