



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107463908 A

(43)申请公布日 2017. 12. 12

(21)申请号 201710675867.0

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.08.09

(71)申请人 杨小枫

地址 北京市西城区长椿街45号

申请人 首都医科大学宣武医院

北京脑重大疾病研究院

(72)发明人 杨小枫 任国平 闫佳庆 李小俚

于志鑫 王丹 蒋忱希 李东红

邢悦 李晓楠

(74)专利代理机构 北京华科联合专利事务所

(普通合伙) 11130

代理人 王为 孟旭

(51) Int. Cl.

G06K 9/00(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

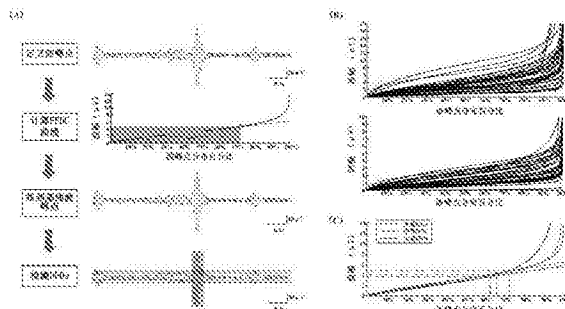
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统,其由以下模块构成:高频振荡自动检测模块(1),个体化脑模制备模块(2),和结果综和及报告输出模块(3),其中,高频振荡自动检测模块(1)从患者原始脑电图获得数据,利用最大分布波峰点计算动态基线的算法,计算得到基线后,得到数据结果;个体化脑模制备模块(2)从核磁共振及CT扫描结果获得数据,该数据和高频振荡自动检测模块(1)得到的数据结果结合,共同绘制出个体化脑模,经过结果综和及报告输出模块(3)输出临床检验报告。



1. 一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统,其特征在于,由以下模块构成:高频振荡自动检测模块(1),个体化脑模制备模块(2),和结果综和及报告输出模块(3),其中,高频振荡自动检测模块(1)从患者原始脑电图获得数据,利用最大分布波峰点计算动态基线的算法,计算得到基线后,得到数据结果;个体化脑模制备模块(2)从核磁共振及CT扫描结果获得数据,该数据和高频振荡自动检测模块(1)得到的数据结果结合,共同绘制出个体化脑模,经过结果综和及报告输出模块(3)输出临床检验报告,其中高频振荡自动检测模块(1)包括利用最大分布波峰点计算动态基线的算法,所述算法,经下列五个步骤:

(1) 滤波、

需要分析的脑电信号为 $f_o(t)$ ,其中 $t$ 为时刻点( $t>0$ ),首先对原始信号 $f_o(t)$ 进行带通滤波,获得滤波后的信号 $f(x)$ ,滤波器的设置范围为所需计算基线的高频震荡频率范围;

(2) 计算极值点、

对滤波后的信号 $f(t)$ 求导获得 $f'(t)$ ,接下来求解方程: $f'(t) = 0$

设方程的根为 $r$ ,可获得信号 $f'(t)$ 的极值点,Extremum( $r$ );

(3) 排序、

对所获得极值点的绝对值进行排序,获得信号幅值分布的顺序描述:

Order( $r$ ) = sort(|Extremum( $r$ )|),其中sort为从小到大的排序,|\*|为绝对值;

(4) 线性拟合、

对于脑电信号,若信号中的高能量成分(高频事件和高能量高频噪声)不多于总体信号的40%,极值点排序信号Order( $r$ )的30%到60%范围会出现线性区间,接下来对Order( $r$ )信号的30%到60%范围进行线性拟合,获得直线: $y = a \times r + b$ ,由于高能量成分并不参与到直线参数的计算,所以直线的参数 $a$ 和 $b$ 将与高频信号的基线具有强相关性;

(5) 基线估计、

通过直线参数 $a$ 和 $b$ ,获得当 $r$ 所取值为100%的点时(设为 $r_0$ ), $y$ 的值与信号基线值具有固定系数关系,设该系数为 $G$ ,最终估计高频震荡的基线为 $Base = G \times (a \times r_0 + b)$ , $G$ 可以经过脑电数据测试获得。

2. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,高频振荡自动检测模块(1)从脑电图经过计算得到基线后,将根据基线的幅值,优化高频振荡检测阈值,启动高频振荡自动检测程序,自动检测高频振荡的数量、持续时间及能量。

3. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,高频振荡自动检测模块(1)得到的结果通过个体化脑模制备模块(2)与其结果进行结合,再通过结果综和及报告输出模块(3)将自动检测的高频振荡检测结果自动显示于个体化脑模的对应脑区。

4. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,高频振荡自动检测模块(1)包括以下程序:

①应用最大分布波峰点计算动态基线的程序;

②寻找最佳阈值的遍历程序;

③根据最佳阈值检测高频振荡的程序。

5. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,个体化脑模制备模块(2)包括以下程序:

①脑功能绘图软件,提取影像资料中的大脑皮质和灰质信息,融合成立体脑模;  
②通过对于核磁扫描及CT扫描进行配准,将颅内电极精准的标记于个体脑模上的程序。

6. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,结果综和及报告输出模块(3)包括以下程序:

①脑功能绘图软件,此程序可将高频振荡自动结果投射并标记在个体化脑模的对应电极点和脑区上;

②形成高频振荡分布情况的图像报告(必要时可划定高频震荡提示德致病区)。

7. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,高频振荡自动检测模块(1)的工作方法如下:

1) 自动进行带通(80-200Hz及200-500Hz)滤波;

2) 根据最大波峰点分布的算法,计算出动态基线;

3) 根据已经设立好的最佳参数,检测高频振荡的数量、持续时间和能量。

8. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,个体化脑模制备模块(2)的工作方法如下:

1) 将患者的核磁共振和CT扫描结果,经过定位校准后融合成脑模图;

2) 将模块1检测出的高频振荡数量、持续时间和能量标记在对应的电极部位及对应的脑区部位。

9. 根据权利要求1所述的自动检测系统,其特征在于,其中,结果综和及报告输出模块(3)的工作方法如下:

1) 将模块2标记的结果以三维脑模图的形式打印出临床检验报告;

2) 将高频振荡数量、持续时间和能量以排序的形式出报告;

3) 与医院数据管理系统联网,自动上传检测报告。

## 一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统

### 技术领域：

[0001] 本发明涉及一种医用脑电信号检测系统,特别涉及一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统。

### 背景技术：

[0002] 癫痫作为一种常见的中枢神经系统疾病,在我国的发病率为0.7%。药物治疗虽为癫痫治疗的首选,但是抗癫痫药物只能控制大约60-70%的癫痫病人的癫痫发作而发展成为药物难治性癫痫。目前对于药物难治性癫痫患者,手术治疗是首选的治疗方法。而手术成败的关键是能否精准的定位致痫区。目前常常由于无法精准的定位致痫区,从而无法明确手术切除区域而无法手术,或手术效果不佳。

[0003] 在过去十几年中,大量动物及临床实验证明:在癫痫发作间期、发作前期及发作期均可在癫痫起始区(或致痫区)记录到高频振荡(High frequency oscillations,HFOs)出现频率的增加。一系列的回顾性临床研究已经证明:手术切除了产病理理性高频振荡的脑组织与术后良好的结局密切相关,切除大部分出现高频振荡脑组织的患者多无癫痫再发或癫痫发作明显减少。目前高频振荡已经公认可以作为定位癫痫的起始区或致痫区;评价各种癫痫治疗方法的疗效和判断癫痫的易感性的一种潜在的生物标记物。

[0004] 过去十几年中,人工分析高频振荡是高频振荡分析的金标准。但是人工分析方法十分耗时,且具有不可避免的主观性,于是造成不同分析者之间的分析结果出现较大的差异。为了使高频振荡今后能在临床上广泛应用,开发强力、快速、精准、客观的自动分析探测系统具有十分重要的临床意义。目前已经报导了多种自动检测程序,例如:RMS 检测方法、Line-length检测方法、Hilbert检测方法、MNI检测方法、RBF神经网络检测方法、自动时频分析检测方法、ARR检测方法等。已有的高频振荡自动检测技术和脑模制备技术的缺点:

[0005] 1、目前研发的自动检测程序无法在高频振荡或高频噪音频发时精准的测定基线。从而会严重影响了自动高频振荡分析结果的准确性。

[0006] 2、目前虽然有一些脑模植被程序,但是还未有将高频振荡检测结果与患者个体化脑模结合来显示高频振荡的形式,从而很难让临床医生直观的分析高频振荡与癫痫起始区或致痫区的关系。

[0007] 现有技术均存在一未能解决的瓶颈问题,即如何在高频活动频发的脑电信号中精准确定基线。由于基线测定的不准确,严重影响了高频振荡检测分析的准确性。另外以往的高频振荡检测程序均已数值的形式给出结果,很难让临床医生直观的了解高频振荡与癫痫的起始区或致痫区的相互关系,这也限制了高频振荡结果在临床上的应用。

[0008] 针对上述提出的高频振荡自动检测方法急需解决的瓶颈问题,本研究团队提出了一种全新理念的基线计算方法—利用最大分布波峰点计算动态基线的算法。该算法大大提高了在高频发作频率不一的脑电信号中测定基线的精准性,从而明显提高了自动检测程序的精准性。同时我们号研发了一种根据患者脑部核磁共振扫描和CT扫描结果自动生成个体化脑模程序,并将高频振荡自动检测程序的结果直接表示在生成的患者个体化脑模上,组

成了一套高频振荡自动检测系统。为临床医生提供一种精确病操作简便的高频振荡自动检测系统。

#### 发明内容：

[0009] 为此，本发明提供一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统，所述系统，包括以下模块：

[0010] 高频振荡自动检测模块(1)，个体化脑模制备模块(2)，和结果综和及报告输出模块(3)，其中，高频振荡自动检测模块(1)从患者原始脑电图获得数据，利用最大分布波峰点计算动态基线的算法，计算得到基线后，得到数据结果；个体化脑模制备模块(2)从核磁共振及CT扫描结果获得数据，该数据和高频振荡自动检测模块(1)得到的数据结果结合，共同绘制出个体化脑模，经过结果综和及报告输出模块(3)输出临床检验报告。

[0011] 其中，高频振荡自动检测模块(1)从脑电图经过计算得到基线后，将根据基线的幅值，优化高频振荡检测阈值，启动高频振荡自动检测程序，自动检测高频振荡的数量、持续时间及能量。

[0012] 其中，高频振荡自动检测模块(1)得到的结果通过个体化脑模制备模块(2)与其结果进行结合，再通过结果综和及报告输出模块(3)将自动检测的高频振荡检测结果自动显示于个体化脑模的对应脑区。其中，高频振荡自动检测模块(1)包括利用最大分布波峰点计算动态基线的算法，所述算法经下列五个步骤：

[0013] (1) 滤波、

[0014] 设需要分析的脑电信号为 $f_0(t)$ ，其中 $t$ 为时刻点( $t>0$ )，首先对原始信号 $f_0(t)$ 进行带通滤波，获得滤波后的信号 $f(x)$ ，滤波器的设置范围为所需计算基线的高频振荡频率范围；

[0015] (2) 计算极值点、

[0016] 对滤波后的信号 $f(t)$ 求导获得 $f'(t)$ ，接下来求解方程： $f'(t) = 0$

[0017] 设方程的根为 $r$ ，可获得信号 $f'(t)$ 的极值点， $\text{Extremum}(r)$ ；

[0018] (3) 排序、

[0019] 对所获得极值点的绝对值进行排序，获得信号幅值分布的顺序描述： $\text{Order}(r) = \text{sort}(|\text{Extremum}(r)|)$ ，其中 $\text{sort}$ 为从小到大的排序， $|*|$ 为绝对值；

[0020] (4) 线性拟合、

[0021] 对于脑电信号，若信号中的高能量成分(高频事件和高能量高频噪声)不多于总体信号的40%，极值点排序信号 $\text{Order}(r)$ 的30%到60%范围会出现线性区间，接下来对 $\text{Order}(r)$ 信号的30%到60%范围进行线性拟合，获得直线： $y = a \times r + b$ ，由于高能量成分并不参与到直线参数的计算，所以直线的参数 $a$ 和 $b$ 将与高频信号的基线具有强相关性；

[0022] (5) 基线估计、

[0023] 通过直线参数 $a$ 和 $b$ ，获得当 $r$ 所取值为100%的点时(设为 $r_0$ )， $y$ 的值与信号基线值具有固定系数关系，设该系数为 $G$ ，最终估计高频振荡的基线为 $\text{Base} = G \times (a \times r_0 + b)$ ， $G$ 可以经过脑电数据测试获得；以下通过图4，本发明的模块图，详细说明本发明各模块的组件，各组件的连接方式，工作原理和工作方式，以及使用及操作方法：

[0024] 高频振荡自动检测模块(1)包括以下程序：

- [0025] ①应用最大分布波峰点计算动态基线的程序。
- [0026] ②寻找最佳阈值的遍历程序。
- [0027] ③根据最佳阈值检测高频振荡的程序。
- [0028] 个体化脑模制备模块(2)包括以下程序：
- [0029] ①脑功能绘图软件(Brain function mapping,BMP),提取影像资料中的大脑皮质和灰质信息,融合成立体脑模。
- [0030] ②通过对于核磁扫描及CT扫描进行配准,将颅内电极精准的标记于个体脑模上的程序。
- [0031] 结果综和及报告输出模块(3)包括以下程序：
- [0032] ①脑功能绘图软件,此程序可将高频振荡自动结果投射并标记在个体化脑模的对应电极点和脑区上。
- [0033] ②形成高频振荡分布情况的图像报告(必要时可划定高频震荡提示德致病区)。
- [0034] 模块1主要从事的任务：
- [0035] 1) 自动进行带通(80-200Hz及200-500Hz)滤波。
- [0036] 2) 根据最大波峰点分布的算法,计算出动态基线。
- [0037] 3) 根据已经设立好的最佳参数,检测高频振荡的数量、持续时间和能量。
- [0038] 模块2主要从是的任务：
- [0039] 1) 将患者的核磁共振和CT扫描结果,经过定位校准后融合成脑模图。
- [0040] 2) 将模块1检测出的高频振荡数量、持续时间和能量标记在对应的电极部位及对应的脑区部位。
- [0041] 模块3主要的任务：
- [0042] 1) 将模块2标记的结果以三维脑模图的形式打印出临床检验报告。
- [0043] 2) 将高频振荡数量、持续时间和能量以排序的形式出报告。
- [0044] 3) 与医院数据管理系统联网,自动上传检测报告。
- [0045] 本发明是通过一种全新理念的基线计算方法--利用最大分布波峰点计算动态基线的方法来在不同高频活动频率的脑电信号中,精准的确定极限分布,从而提高高频振荡自动检测程序的精准性。
- [0046] 本发明将高频自动检测系统与患者脑模制备程序相结合,个体化的在患者的脑模上呈现高频振荡的分布区域。
- [0047] 通过全新的基线确认方法精准的测定脑电信号的基线,从而提高自到检测系统的精准性。结合脑模制备程序形成一种全新的高频振荡自动检测系统。该系统可以以报告书的形式将自动分析结果简单、明了地呈现给临床医生。
- [0048] 本发明的计算方法的理念简述如下:由于高频活动往往是较为短暂的事件,所以在脑电信号中尽管在高频频发的导联,基线也是脑电信号中的主要成分。通过脑电中最大分布波峰点的分布情况,我们可以将基线成分与高频成分区分开来。
- [0049] 传统的高频振荡自动检测程序,常常遇到在高频活动频发的脑电信号中无法精准的测定基线的瓶颈问题。我们开发的高频振荡自动检测程序明显提高了在不同高频活动产生频率的脑电信号中基线测定的准确性,从而明大大提高了高频振荡自动检测程序的精准性。另外我们将患者个体化脑模制备技术与高频振荡自动检测程序结合在一起,形成了高

频振荡自动检测系统。该系统可以快速、客观、精准、简明的报告高频振荡产生的数量、能量、频率及部位,可以为临床医生提供确定致病区的有力证据。而精准的定位致病区,又可以明显地提高癫痫外科手术成功率。

[0050] 本发明的技术关键点在于:(1)利用最大分布波峰点计算动态动态基线。(2)根据患者的核磁共振扫描结果与CT扫描结果相结合的脑模绘制软件。(3)将自动检测的高频振荡检测结果自动显示于个体化脑模的对应脑区技术。

[0051] 以下通过实验数据进一步说明本发明的有益效果:

[0052] 我们选取了37例需要作癫痫灶切除手术的患者,所有患者在术前评估时植入了颅内电极并记录了3-7天脑电信号。我们随机提取了慢波睡眠期的癫痫发作间期的脑电信号。通过带通滤波(80-200Hz及 200-500Hz)之后,随机选取了5秒钟的脑电信号,将信号中每个波峰点的绝对值按照从小到大依次排列,做出一脑电波峰点分布曲线 (peak point distribution curve,PPDC)。我们发现曲线的低幅值部分(>60%)几乎呈一直线,而高幅值部分曲线会有上升。按照模拟脑电信号的粉红噪声制备的PPDC几乎成一直线,不存在高幅值明显上升现象。我们认为没有高频活动的脑电信号应该呈直线状态,而上升的部分是由于高频活动或是噪声引起的。所以我们选择了曲线中开始上升且偏离直线幅度5%的点为分界点(拐点)。我们认为拐点之前为基线部分,拐点之后为高频活动或噪音。从而我们可以将所有基线部分的平均幅值作为基线(见图1)。

[0053] 确定了脑电波峰点分布曲线确定基线分布之后,我们在7个癫痫患者颅内脑电发作间期(距前后癫痫发作至少2个小时以上)的深度睡眠期随机截取10个导联的5分钟脑电信号。人工检测了高频振荡结果,共检测出3687个涟波及1059个快速涟波。而后我们设立一个5秒钟的移动时间窗,在这个动态的时间窗内按照波峰点分布曲线制定动态基线。进而我们根据极限振幅制定出判定高频产生的低阈值(基线振幅的3-7个标准差)和高阈值(9-11个标准差),至少8个波峰点达到低阈值,3-8个波峰点达到高阈值即判定为高频振荡。我们应用了遍历的方法,以一定步长(0.5个标准差,0.5个标准差和1)确认最佳参数。我们规定两个高频事件间隔小于25秒(涟波)和10秒(快速涟波)即合并为一个高频振荡。经过7个患者的共计70个导联的遍历检测,我们得出的优化参数为,涟波:8个波峰点大于基线振幅的3.5个标准差,同时6个波峰点大于基线振幅的9个标准差。快速涟波:8个波峰点大于基线振幅的3个标准差,同时4个波峰点大于基线振幅的10.5个标准差。将我们的自动检测算法与人工分析结果对比显示,我们的自动检测结果对于涟波,灵敏度和特异度分别为:71%和75%;对于快速涟波,灵敏度和特异度分别为:66%和84%。经过用开放的脑电数据及开码的四种传统自动检测方法(短时能量法;短时线长分析;希尔伯特包络法;MN1法)进行比较后,我们的方法综合能力均强于上述方法。

[0054] 完成了高频振荡的自动检测之后,为了更方便的、直观地给临床医生一个结果,我们团队研发了应用患者的大脑核磁振荡扫描结果和CT扫描结果融合的脑模绘制软件,该软件可以个体化的制作每位患者的脑模图,并在脑模图上精确的显示颅内电极的位置(见图2)。而后我们的自动检测程序可以将自动高频振荡分析的结果(每个通道高频振荡的总数量、总持续时间和总能量以颜色的形式显示在脑模及电极所在部位)。以提示临床医生可能的致病区区域(见图2)。从而形成了一种将新型高频自动检测算法及个体化脑模制作技术结合为一体的自动高频振荡分析系统。

**附图说明：**

[0055] 图1、最大分布波峰点计算基线法A) 我们的基线测定程序。第一排：经过带通滤波后一秒钟的脑电信号及波峰点显示(蓝色的点为波峰点)。第二排：按照波峰点做出的波峰分布曲线(PPDC,蓝色实线)。曲线的前半部分呈直线,蓝色虚线为前部直线的延长线。而蓝色的圆圈为区分基线部分和低频活动的转折点。第三排：经过在PPDC上找到转折点后,转折点前为基线部分,转折点后为高频活动部分。用不同的颜色标记后,红色波峰为基线,蓝色波峰为高频活动。而后,我们将基线部分的平均幅值作为基线。第四排：是我们根据基线幅值计算出了测定高频振荡的高,低两个阈值(红线为高阈值,绿线为低阈值)。(B)在患者颅内脑电信号上验证PPDC。上图是经过80-200Hz带通滤波,下图为经过200-500Hz带通滤波后做出的PPDC。结果显示所有的拐点均在PPDC分布的60%以后。(C)PPDC模式图。三条曲线代表了脑电信号中含有高频活动成分的不同。红色高频活动最少,蓝色最多,绿色居中。

[0056] 图2、脑模制备,电极定位及高频振荡结果显示示意图:(A)通过核磁共振结果制备的患者个体脑模。(B)是通过融合患者核磁扫描及CT扫描后,在脑模上定位颅内电极。(C)本自动检测程序将自动分析后的高频振荡检测结果自动表达于患者个体化脑模的颅内电极及对应的脑区上。

[0057] 图3、自动检测的高频振荡结果自动呈现于患者个体化脑模与手术切除范围。(A、B、C)分别代表高频振荡的总数量、总持续时间、总能量。红线区域是我们通过高频检测认为需要切除的致痫组织区域。绿线内功能区。LSF,左额上回;L1F,左额下回;LC,左中央LP,左顶;L0,左枕。

[0058] 图4,本发明的模块图

**具体实施方式：**

[0059] 以下通过实施例进一步说明本发明。

[0060] 实施例1

[0061] 我们在7个癫痫患者颅内脑电发作间期(距前后癫痫发作至少2个小时以上)的深度睡眠期随机截取10个导联的5分钟脑电信号。人工检测了高频振荡结果,共检测出3687个涟波及1059个快速涟波。这些脑电信号录入本发明的模块(1),该模块设立一个5秒钟的移动时间窗,在这个动态的时间窗内应用最大分部波峰点计算动态基线的程序找到动态基线。进而我们根据极限振幅制定出判定高频产生的低阈值(基线振幅的3-7个标准差)和高阈值(9-11个标准差)的范围,至少8个波峰点达到低阈值,3-8个波峰点达到高阈值即判定为高频振荡。我们应用的程序,以一定步长(0.5个标准差,0.5个标准差和1)寻找最佳阈值。我们规定两个高频事件间隔小于25秒(涟波)和10秒(快速涟波)即合并为一个高频振荡。经过7个患者的共计70个导联的遍历检测,我们得出的最佳阈值为,涟波:8个波峰点大于基线振幅的3.5个标准差,同时6个波峰点大于基线振幅的9个标准差。快速涟波:8个波峰点大于基线振幅的3个标准差,同时4个波峰点大于基线振幅的10.5个标准差。然后在最佳阈值的基础上应用检测高频振荡的程序得到结果。

[0062] 应用个体化脑模模块(2)中的脑功能绘图软件,提取患者脑核磁共振成像和CT中的大脑皮质和灰质信息,融合成立体脑模。应用颅内脑电图电极配准的程序,根据CT中电极

和融合的立体脑模的三维坐标,将电极与立体脑模进行自动配准。

[0063] 应用脑功能绘图软件将自动检测模块(1)得到的每个通道高频振荡的总数量、总持续时间、总能量以不同的颜色显示在个体化脑模模块(2)中的不同电极及不同脑区上,从红色到蓝色分别代表从高值到低值。然后输出模块(3)自动形成高频振荡分布情况的图像报告。图3显示了一例癫痫患者应用我们的高频振荡自动检测系统检测的高频振荡结果,并显示在他的脑模上。可以见到高数量、持续时间及能量的高频振荡分布在左额顶叶和枕叶,虽然枕叶也存在较多高能量的高频振荡,但由于枕叶为初级视觉区,鉴别此处为生理性高频振荡还是病理性高频振荡十分困难。根据传统的术前评估方法,左额顶叶的区域被认为是癫痫致痫区。所以,我们对患者进行了选择性左额顶叶选择性皮层切除术,功能区仍给予保留。术中将大部分具有高能量的高频振荡区域均被切除。术后随访一年内,患者癫痫发作消失。

[0064] 对比例1,

[0065] 表1,2列出了我们的自动监测方法与其它四种较为常用的传统自动监测方法所得到的结果之比较。这四种方法分别是:短时能量法;短时线长分析;希尔伯特包络法;MNI法。我们的检测方法关于灵敏度及特异度的综合结果明显优于其它四种方法。

[0066] 本发明的结果和现有技术的结果进行数据对比,说明本发明优于现有技术。

[0067] 表1本发明的自动检测方法与其它方法检测涟波的结果比较

患者	本发明的方法		STE 检测方法		SLL 检测方法		HIL 检测方法		MNI 方法	
	灵敏度 (CI, %)	特异度 (CI, %)	灵敏度 (CI, %)	特异度 (CI, %)	灵敏度 (CI, %)	特异度 (CI, %)	灵敏度 (CI, %)	特异度 (CI, %)	灵敏度 (CI, %)	特异度 (CI, %)
1	79 (75-83)	65 (60-69)	10 (7-13)	87 (77-97)	40 (35-45)	29 (25-33)	30 (26-35)	57 (50-64)	7 (4-9)	53 (39-67)
2	83 (80-86)	87 (84-89)	8 (6-10)	89 (83-96)	32 (29-35)	37 (34-41)	24 (22-27)	62 (57-67)	6 (4-7)	70 (59-80)
3	72 (70-74)	92 (90-94)	2 (1-3)	85 (62-97)	22 (20-25)	43 (38-47)	13 (11-15)	69 (62-75)	2 (1-3)	54 (38-71)
4	59 (52-66)	86 (79-93)	9 (4-14)	87 (59-98)	35 (27-42)	21 (16-26)	42 (34-49)	61 (51-71)	1 (0-5)	10 (1-32)
5	51 (45-57)	81 (75-87)	2 (0-4)	75 (35-97)	8 (5-11)	8 (5-10)	11 (7-15)	52 (39-64)	0 (0-1)	6 (0-27)
6	72	63	7	66	29	25	25	53	4	9

[0068]

	(67-77)	(58-67)	(5-9)	(53-79)	(25-33)	(21-28)	(21-29)	(46-59)	(2-6)	(1-17)
7	79	54	3	79	37	28	21	53	0	34
[0069]	(76-83)	(50-58)	(2-4)	(61-97)	(33-41)	(25-32)	(18-25)	(46-60)	(0-1)	(14-54)
平均	71	75	6	81	29	27	24	58	3	34
值										

[0070] 注:CI:95%可信区间(95%confidence intervals)。

[0071] 表2本发明的自动检测方法与其它方法检测快速连波的结果比较

患者	本发明的方法		STE 检测方法		SLL 检测方法		HIL 检测方法		MNI 方法	
	灵敏度	特异度	灵敏度	特异度	灵敏度	特异度	灵敏度	特异度	灵敏度	特异度
	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)	(CI, %)
1	64	84	16	82	45	60	2	6	79	20
	(55-73)	(76-92)	(9-23)	(66-98)	(35-54)	(50-71)	(0-6)	(1-21)	(72-87)	(16-24)
2	77	96	19	99	55	82	9	98	91	35
	(73-81)	(94-98)	(15-22)	(94-100)	(50-59)	(78-86)	(6-11)	(87-100)	(88-93)	(32-37)
3	65	89	12	80	27	57	9	100	79	6
	(55-74)	(82-96)	(6-19)	(60-100)	(18-36)	(43-72)	(3-15)	(66-100)	(71-87)	(5-8)
4	75	75	0	0	0	0	0	0	50	0
	(19-99)	(19-99)	(0-60)	(0-60)	(0-60)	(0-25)	(0-60)	(0-71)	(1-99)	(0-2)
5	50	100	0	0	50	4	0	N/A*	100	0
	(1-99)	(2-100)	(0-84)	(0-71)	(1-99)	(0-20)	(0-84)	N/A	(16-100)	(0-1)
6	54	93	28	77	36	55	25	82	85	5
	(43-66)	(79-98)	(17-38)	(61-93)	(25-47)	(41-70)	(15-35)	(66-98)	(76-93)	(4-6)
7	74	53	10	84	33	54	3	73	97	13
	(69-79)	(48-58)	(7-13)	(72-96)	(28-38)	(47-61)	(1-4)	(46-99)	(95-99)	(11-14)
平均	66	84	12	60	35	45	7	60	83	11
值										

[0073] 注:\*HIL检测方法未检测到快速连波;CI:95%可信区间(95%confidence intervals)。

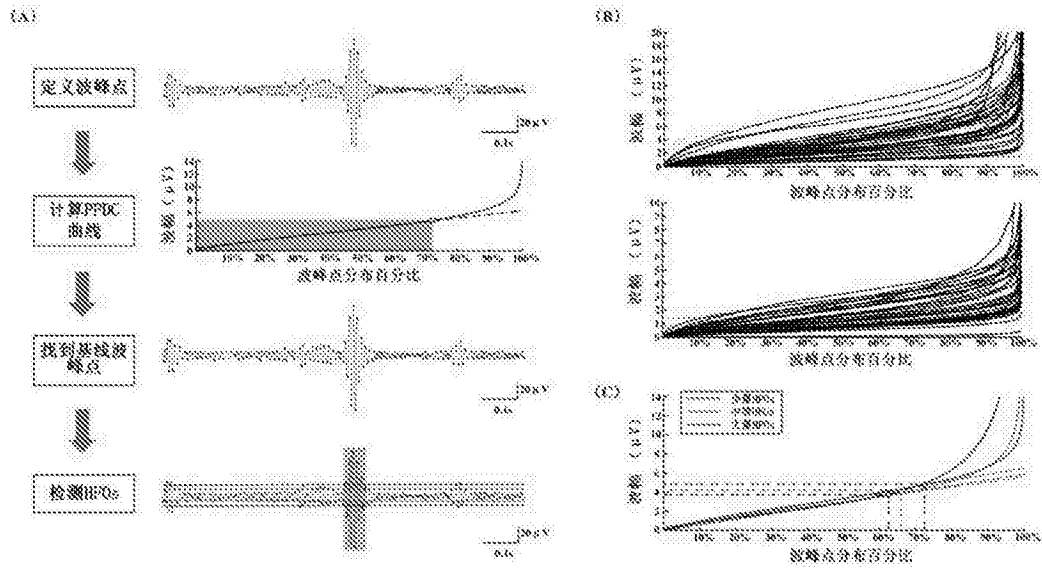


图1

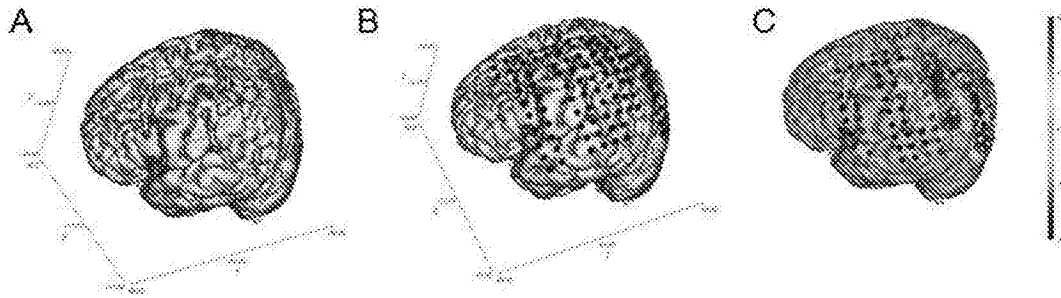


图2

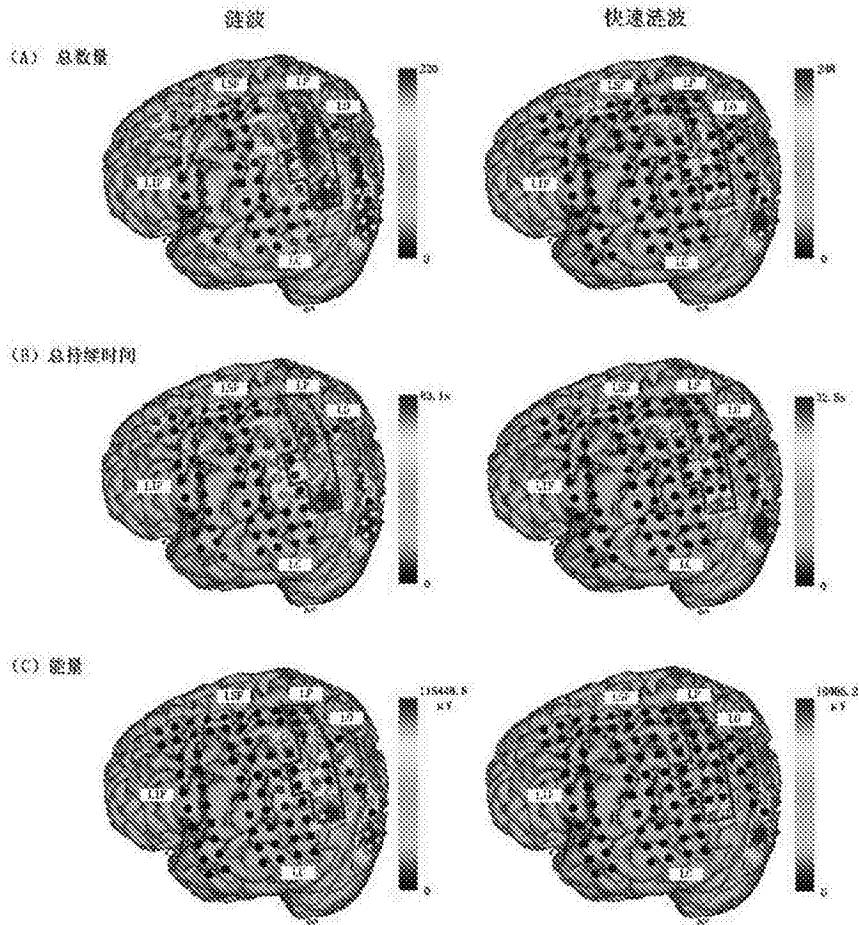


图3

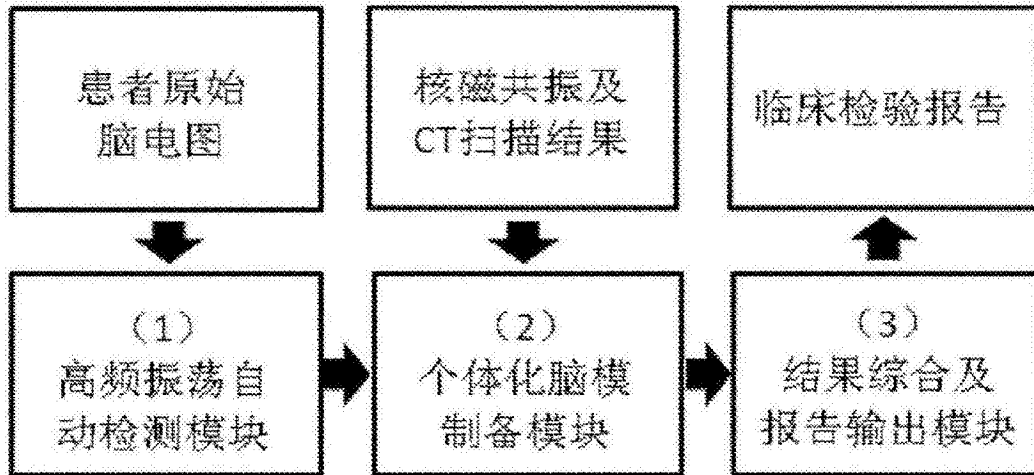


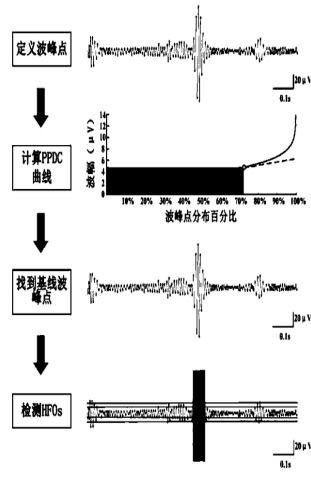
图4

专利名称(译)	一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107463908A</a>	公开(公告)日	2017-12-12
申请号	CN201710675867.0	申请日	2017-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	首都医科大学宣武医院 北京脑重大疾病研究院		
申请(专利权)人(译)	首都医科大学宣武医院 北京脑重大疾病研究院		
当前申请(专利权)人(译)	首都医科大学宣武医院 北京脑重大疾病研究院		
[标]发明人	杨小枫 任国平 闫佳庆 李小俚 于志鑫 王丹 蒋忱希 李东红 邢悦 李晓楠		
发明人	杨小枫 任国平 闫佳庆 李小俚 于志鑫 王丹 蒋忱希 李东红 邢悦 李晓楠		
IPC分类号	G06K9/00 A61B5/048 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/4094 A61B5/4848 G06K9/00503 G06K9/00536		
代理人(译)	王为 孟旭		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

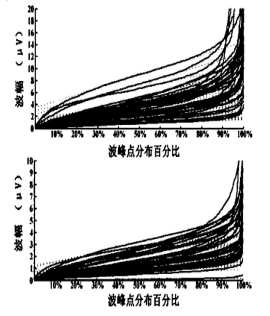
#### 摘要(译)

本发明涉及一种基于最大波峰点分布计算基线的高频振荡自动检测系统，其由以下模块构成：高频振荡自动检测模块(1)，个体化脑模制备模块(2)，和结果综和及报告输出模块(3)，其中，高频振荡自动检测模块(1)从患者原始脑电图获得数据，利用最大分布波峰点计算动态基线的算法，计算得到基线后，得到数据结果；个体化脑模制备模块(2)从核磁共振及CT扫描结果获得数据，该数据和高频振荡自动检测模块(1)得到的数据结果结合，共同绘制出个体化脑模，经过结果综和及报告输出模块(3)输出临床检验报告。

(A)



(B)



(C)

