



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102625668 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 19

(21) 申请号 200980160128. 1

(22) 申请日 2009. 06. 26

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2011. 12. 26

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/DK2009/050148 2009. 06. 26

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02010/149158 EN 2010. 12. 29

(73) 专利权人 唯听助听器公司  
地址 丹麦兰格

(72) 发明人 P·基德姆斯 S·E·威斯特曼

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵蓉民

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2007/144307 A2, 2007. 12. 21,  
JP 特开 2004350870 A, 2004. 12. 16,  
US 6354299 B1, 2002. 03. 12,  
CN 101179987 A, 2008. 05. 14,  
US 2007/0149952 A1, 2007. 06. 28,

审查员 卢晓萍

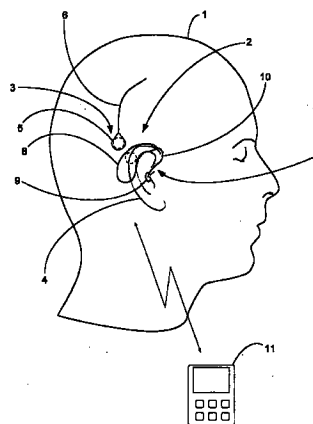
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

监控 EEG 的 EEG 监控系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种适用于由要被监控的人连续携带的 EEG 监控系统 (2)。EEG 监控系统 (2) 包含用于测量来自携带 EEG 监控系统 (2) 的人的至少一个 EEG 信号的电极。系统也包含适用于接收、处理和分析所述至少一个 EEG 信号的至少一部分的信号处理装置。此外,系统包含适用于记录与所述至少一个 EEG 信号有关的数据的数据记录装置和用于存储与所述 EEG 信号有关的所述数据的存储器。



1. 一种便携 EEG 监控系统 (2), 所述系统 (2) 包含:  
电极 (12), 其用于测量来自携带所述 EEG 监控系统 (2) 的人的至少一个 EEG 信号;  
信号处理装置, 其适于接收、处理和分析所述至少一个 EEG 信号的至少一部分, 其中所述信号处理装置包含用于从所述 EEG 信号提取特征向量的特征提取器 (28); 和  
第一分类器, 其适于监控所述特征向量以便识别事件, 并且将事件信号输出到适于对随时间变化的事件信号进行积分的事件积分器 (30) 从而产生事件水平信号;  
其特征在于进一步包括:  
数据记录装置 (24), 其适于记录与所述至少一个 EEG 信号有关的数据并且适于记录从所述 EEG 信号提取的至少一个特征向量; 和  
非易失性存储器 (25), 其用于在合适的时间点存储与所述 EEG 信号有关的所述记录数据。
2. 根据权利要求 1 所述的 EEG 监控系统 (2), 其中所述信号处理装置包含用于基于所述至少一个 EEG 信号探测重要事件的第二分类器。
3. 根据权利要求 1 所述的 EEG 监控系统 (2), 其中所述数据记录装置 (24) 适于记录关于多个事件的信息。
4. 根据权利要求 1-3 中任一项所述的 EEG 监控系统 (2), 其中所述数据记录装置 (24) 适于记录所述至少一个 EEG 信号的波形。
5. 根据权利要求 2-3 中任一项所述的 EEG 监控系统 (2), 其中提供装置用于基于探测到的重要事件来探测异常大脑状况并且基于对所述异常大脑状况的所述探测启动警报。
6. 根据权利要求 5 所述的 EEG 监控系统 (2), 其中当探测到所述异常大脑状况时, 所述数据记录装置 (24) 记录的数据被存储在所述非易失性存储器 (25) 中。
7. 一种使用便携 EEG 测量系统 (2) 进行 EEG 监控的方法, 所述方法包含:  
测量来自携带所述 EEG 监控系统 (2) 的人 (1) 的至少一个 EEG 信号;  
使用信号处理装置, 接收、处理和分析所述至少一个 EEG 信号的至少一部分, 所述信号处理包含利用特征提取器从所述 EEG 信号提取特征向量; 以及  
监控所述特征向量, 利用第一分类器识别事件并且将事件信号输出到事件积分器 (30), 利用所述事件积分器产生随时间变化的经积分的事件水平信号;  
其特征在于进一步包括:  
使用数据记录装置 (24) 记录与所述至少一个 EEG 信号有关的数据, 将从所述 EEG 信号提取的至少一个特征向量记录在数据记录装置 (24) 中; 以及  
在合适的时间点将与所述 EEG 信号有关的所述数据存储到非易失性存储器 (25) 中。
8. 根据权利要求 7 所述方法, 其中使用第二分类器基于所述至少一个 EEG 信号探测重要事件。
9. 根据权利要求 7 所述方法, 其中使用数据记录装置 (24) 来记录关于多个事件的信息。
10. 根据权利要求 7 至 9 中任一项所述方法, 其中所述至少一个 EEG 信号的波形被记录在数据记录装置 (24) 中。
11. 根据权利要求 8 所述方法, 其中基于所述重要事件探测异常大脑状况, 并且基于对所述异常大脑状况的所述探测启动警报。

12. 根据权利要求 11 所述方法,其中当探测到所述异常大脑状况时,由所述数据记录装置 (24) 记录的所述数据被存储在所述非易失性存储器 (25) 中。

## 监控 EEG 的 EEG 监控系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及监控,更具体地涉及适用于由要被监控的人连续携带的 EEG 监控系统。此外,本发明还涉及监控 EEG 的方法。

### 背景技术

[0002] EEG 是 Electro EncephaloGram(脑电描记术或脑电图)的常用缩写,其大体描述了电监控人的大脑活动的方法。用于监控 EEG 的系统已被人们熟知多年。然而随着总体技术的发展,已经设计出可由要被监控的人连续携带或佩戴的 EEG 监控系统。

[0003] WO-A-2006/066577 公开了一种患糖尿病患者长期佩戴的系统,其中监控血糖水平以便警告低血糖症发作。低血糖水平对大脑活动有严重影响,并且过低血糖水平可能导致昏厥甚至死亡。WO-A-2006/066577 公开的系统是完全皮下植入系统。植入电极经电引线连接到监控设备,该监控设备能够探测到逼近的低血糖症发作的脑电波特征,并且以皮下监控设备震动的形式发出警告。在 WO-A-2006/066577 中进一步建议植入体可以与包含更高功率要求部分的电子器件的外部单元进行无线通信,以便得到植入皮下部分的长的电池使用寿命。其还允许声音警告。为了探测到逼近的低血糖症的发作,WO-A-2006/066577 的系统检查脑电波的频率和振幅,其在低血糖症发作之前改变,脑电波进入具有更高振幅和更低频率的波形形态的阶段,如在 WO-A-2006/066577 中解释的,WO-A-2006/066577 被并入本文作为参考。建议使用分类器,例如贝叶斯(Bayesian)分类器、神经网络或逻辑(Logstic)回归,但 WO-A-2006/066577 没有公开关于如何(使用)的任何细节。最后,WO-A-2006/066577 建议信号处理算法动态适应的嵌固(build-in),以便使这些持续适应携带系统的个体。在该方面本文献同样不对实现该动态适应的方式作出说明。

### 发明内容

[0004] 基于现有技术,本发明的目的是提供改进的系统。除此之外的另一个目的是提出用于提供上面提到的动态适应的系统和方法。

[0005] 根据本发明的第一方面,这些目的通过根据首段的 EEG 监控系统实现,所述系统包括用于测量来自携带 EEG 监控系统的人的至少一个 EEG 信号的电极、适于接收和处理所述至少一个 EEG 信号的至少一部分的信号处理装置、用于分析 EEG 信号的分析装置、适于记录与所述至少一个 EEG 信号有关的数据的数据记录装置和用于存储与所述 EEG 信号有关的所述数据的存储器。

[0006] 根据本发明的第二方面,这些目的通过使用便携 EEG 测量系统进行 EEG 监控的方法实现,所述方法包含:测量来自携带 EEG 监控系统的人的至少一个 EEG 信号;使用信号处理装置接收、处理和分析所述至少一个 EEG 信号的至少一部分;使用数据记录装置记录与所述至少一个 EEG 信号有关的数据;以及将与所述 EEG 信号有关的所述数据存储到存储器。

[0007] 通过记录数据,使得执行数据的全面评估(extensive evaluation)变为可能,进而允许对预定事件的更好的分析、更好探测和对个体的脑电波和逼近事件(例如,低血糖

症或癫痫症的发作,以及做出各自调节的可能性)之间关系的更好理解。

[0008] 根据本发明所述第一方面的优选实施例,所述信号处理装置包含用于从所述 EEG 信号中提取特征向量的特征提取器。使用特征提取器,允许在信号内容被分类的评估过程中考虑的 EEG 信号的信息的初始量显著减少。

[0009] 根据本发明所述第一方面的另一优选实施例,所述分析装置包含基于所述至少一个信号探测预定事件的事件分类器。使用事件分类器是区别重要事件和不重要事件的有效方式。

[0010] 根据本发明所述第一方面的另一个优选实施例,所述记录装置适于记录关于多个事件的信息,例如它们的发生时间。而且记录多个事件是为根据重要事件的发生做出决定(例如警报)提供基础的有效方式。此外,例如与完全采样的 EEG 信号相比,它显著减少了存储的信息。

[0011] 根据本发明所述第一方面的另一个优选实施例,数据记录装置适于记录从所述 EEG 信号提取的至少一个特征向量。仅记录特征向量显著节省存储空间,这对于戴在耳后的小设备是重要的。

[0012] 根据本发明所述第一方面的另一个优选实施例,数据记录装置适于记录至少一个 EEG 信号的波形。当存储考虑不太重要的情况下,优选保持信号波形的完整信息。

[0013] 根据本发明所述第一方面的特别优选的实施例,提供基于探测到的预定事件来探测异常大脑状况并且基于异常大脑状况的所述探测启动警报的装置。

[0014] 根据本发明所述第一方面的另一个优选实施例,在探测到异常大脑状况时,将所述数据记录装置记录的数据存储在所述存储器中。这允许保存被存储用于进一步分析的逐渐导致警报的时间段的信息。

[0015] 根据本发明第二方面的方法的实施例大体提供了与根据第一方面实施例相同的优点。

## 附图说明

[0016] 基于非限制性示范实施例且参考附图,将更详细地描述本发明。其中

[0017] 图 1 描述了佩戴根据本发明的 EEG 监控系统的人的头部;

[0018] 图 2 描述图 1 中 EEG 监控系统的方框图;

[0019] 图 3 描述图 2 的低血糖症监控器和数据记录块的实施例的方框图;

[0020] 图 4 描述与病患血液中血糖水平相比随时间变化的积分事件水平;

[0021] 图 5 描述事件水平与几天中一天时间的直方图;

[0022] 图 6 描述用于存储连续特征向量的循环缓冲器;以及

[0023] 图 7 是示出简单分类器的散布图。

## 具体实施方式

[0024] 图 1 示意性示出携带根据本发明的 EEG 监控系统 2 的人的头部 1。EEG 监控系统 2 包含用于测量 EEG 的植入单元 3。植入单元 3 皮下定位于患者的耳朵 4 后面。植入单元 3 包含电子器件部分 5 和带有用于采集来自患者大脑的电 EEG 信号的至少两个电极 12(图 1 未示出)的探针装置 6。植入单元 3 的电子器件部分 5 包含用于采样由电极测量的 EEG 信

号并将其无线传输至形成部分 EEG 监控系统 2 的外部单元 7 的装置的必要的电子器件。优选地,从外部单元 7 感应地接收提供至植入单元 3 的能量,以便植入单元 3 具有不受电池电源限制的长期的使用寿命,这是有益的,因为电池的更换需要外科手术过程来更换整个植入单元 3。

[0025] 如所示,外部单元 7 类似于耳后助听器 (BTE 助听器),包含耳塞 9 和通常在使用中置于携带 EEG 监控系统 2 的人的耳朵 4 后的壳体部分 8。与 BTE 助听器一样,壳体部分 8 经中间连接 10 被连接到人的耳道中的耳塞 9。这是通向耳塞的传统声管或通向耳中接收器类型耳塞 (RITE 耳塞) 的电线。这允许外部单元 7 发出消息 (例如警报或警告) 到携带 EEG 监控系统 2 的人的耳朵 4 中。

[0026] 如所示,EEG 监控系统 2 可选地包括稍后解释的外围装置 11,其可以包括额外可能的消耗更多能量的数据电气存储空间。

[0027] 现在转到图 2,示意性示出了 EEG 监控系统 2 的内部细节。从植入单元 3 开始,它包含用于测量脑电波的两个电极 12。显然,可以不止两个电极 12,但为了易于说明和描述仅示出两个。电极被连接到模拟前端 13,在来自电极 12 的电信号被采样从而形成数字数据信号之前,放大来自电极 12 的电信号。通常采样率可以是 256Hz。256Hz 是在保持植入单元 3 低能量消耗的愿望和皮下位于颅骨 (skull) 外的植入体的实际可测量频率之间的良好折衷。采样数据被供给到通道编码器 14,通道编码器 14 进而提供输入至无线数据发送器 15。可看出无线数据发送器 15 优选地合并到能量接收器中,借助能量接收器可以从外部单元 7 接收能量供应。优选地,使用植入单元线圈 16 感应地接收能量供应,且通过改变植入单元线圈 16 上的负载来提供数据传输。通过感测提供有外部单元线圈 18 的对应组合的能量发送器和数据接收器 17 上的负载,可以轻易探测到负载变化。

[0028] 在外部单元 7 中,从能量发送器和数据接收器 17 接收的数据被提供到通道解码器 19,重构来自植入单元 3 的前端 13 的数字数据信号,且提供重构的数字数据信号给低血糖症监控器 20。低血糖症监控器 20 以及其功能将在下面更详细描述。低血糖症监控器 20 传送输出信号到设备操作控制器 21,设备操作控制器 21 进而控制音频发生器 22,音频发生器 22 用于生成音频信号 (例如警告或警报) 至扬声器 23。如上所述,扬声器 23 可以是 RITE 耳塞的一部分或它可以经声管与无源耳塞通信。设备操作控制器还控制数据记录单元 24,数据记录单元 24 可以用于将信息存储在非易失性存储器 25 如 EEPROM 中。如上所述,信息也可以被发送至外围设备 11,外围设备 11 具有能够接收和读取数据且将数据存储在合适的数据存储器 27 中的数据记录阅读器 26,在此称为闪速数据记录器 (flash data-logger),其具有比外部单元 7 如闪速存储器中可用的容量更大的容量。外围设备不必是专用存储设备,但也可以是包括其它功能的单元,例如远程控制单元。

[0029] 图 3 示出分解为 4 个基本部分以及数据记录器 24 和非易失性存储器 25 的低血糖症监控器 20,4 个基本部分即特征提取器 28、分类器 29、事件积分器 30 和警报单元 31。此外,示出了用于追踪事件发生的实时时钟 32。来自通道解码器 14 的提供至低血糖症监控器 20 的输入信号实质上只是连续的比特流。为了获取有用信息,该比特流首先被馈送到用于提取期望特征的特征提取器 28。特征提取器以特征向量 FV 反映输入信号从而减少维度,输入信号的维度高于得到的特征向量 FV 的维度。

[0030] 通过以下描述应当理解,可以通过很多方式来实现这样的维度,也就是说可以通

过很多不同方式来选择形成特征向量的实际参数。用于特征向量的参数可以是平均 FFT 系数、临床波段的功率测量值或频段的振幅分布,例如,百分位数、中位数、斜度。还可以使用趋势,即给定波段特征是增大的还是减小的。

[0031] 完成上述过程的一种方式是把比特流细分为块,例如,对应于 256Hz 采样率。这些块可以被提供到具有适当点数(例如 256 点或 128 点)的 FFT。这将得到反映 0Hz 和 256Hz 之间相应数量频带上的 EEG 信号能量分布的输出向量,即在每个具有 2Hz 带宽的 128 个频带上或每个具有 1Hz 带宽的 256 个频带上的 EEG 信号的能量分布,这取决于 FFT 的点数。对于 FFT 处理的每个块,FFT 生成一个相应维数的输出向量,即 128 或 256 维向量。当然,FFT 的输出可以在多个连续块上求平均。

[0032] 它自身仅构成基础变化。仅通过进一步减少维度真正实现特征向量 FV。实现此目的的一种方式是通过检查特定拓宽频带之间的能量分布,尤其是已知的临床波段的频带。通常定义临床波段为 0-4Hz ( $\delta$ )、4-7Hz ( $\theta$ )、8-12Hz ( $\alpha$ )、12-30Hz ( $\beta$ ) 和 30-100+(30-100 以上)Hz ( $\gamma$ )。然而,为了方便,轻微偏差可以用在特征向量中,例如,0-4Hz、4-8Hz、8-16Hz、16-32Hz 和 32-256Hz,间隔限制对应于 2 的倍数。然后这将得出 5 维特征向量 FV,每维代表在 EEG 信号不同临床波段的瞬时能量分布(momentary energy distribution)。

[0033] 以预定间隔(例如每 10 秒)将连续特征向量存储在数据记录器 24 中适当长度的循环存储器或缓冲器 33 中,如图 6 所示。示出的循环缓冲器 33 包含 N 个特征向量样本 FV,其中 n 表示样本的时间索引(time index)。因此 FV(n) 是当前时间的特征向量 FV 样本,FV(n-1) 是之前特征向量样本,以此类推。对于时间索引的每次更新,例如,上述的每 10 秒一次,用新特征向量样本 FV(n) 的数据重写最早的特征向量样本 FV(n-N+1)。

[0034] 分类器 29 监控特征向量 FV 以获得可识别为低血糖症标志的预定形态,例如,通过检查在临床波带之间的能量分布。分类器可以检查这些临床波带内的能量的 RMS 值来获得信号低血糖症或逼近低血糖症已知的形态。

[0035] 图 7 的散布图示出了这样的分类器示例,其相当于二维分类器。沿着横坐标绘制的维度 1 可以是  $\theta$  波段的能量,沿着纵坐标绘制的维度 2 可以是  $\alpha$  波段的能量。若  $\alpha$  和  $\theta$  两个波段的能量都低,则分类器输出分类 1,对应于深色方块 34,若  $\alpha$  和  $\theta$  两个波段的能量都高,则分类器输出分类 2,对应于浅色圆圈 35。实线 36 定义出最佳分类器。

[0036] 因此分类器适于区分由深色方块 34 和浅色圆圈 35 示出的两个分类。线 36 以上的观测数据被分类为属于分类 2,而在线 36 以下的观测数据被分类为属于分类 1,例如,低血糖症。

[0037] 从示出的示例可以看出,不存在完全分开两个分类的二维分类器。如图 7 中右下角所示,有 5000 个观测数据真正属于分类 1,且 1000 个观测数据真正属于分类 2。属于分类 1 的 5000 个观测数据中的 4812 个被正确分类,而剩下的 188 个没有被正确分类。相反地,属于分类 2 的 34 个观测数据被不正确地识别为分类 1 观测数据。

[0038] 当基于分类的事件触发警报时记录并且存储特征向量 FV,将允许对数据的后续分析,其进而允许修改线 36 的角度和水平,即训练分类器,以便减少将来伪阳性(false positives)或伪阴性(negatives)的数目。伪阳性和伪阴性的减少将进而导致更多正确的警报和更少伪警报。虽然简单,但二维分类器不足以作为本发明背景下的实践目的并且其仅作为示例。

[0039] 然而, 256Hz 的采样频率可以适于采样 EEG 信号本身, 此频率远高于需要被监控的事件的速率, 以便探测信号形态的发展。因此分类器通常仅在较长间隔中执行其分类, 例如, 每秒一次或每分钟 5 到 10 次。

[0040] 如果这样的形态被探测到, 则分类器识别事件并且将事件信号输出至事件积分器 30 (event integrator)。事件积分器 30 对随时间变化的事件信号进行积分, 以便产生事件水平信号。积分优选地具有衰减功能, 以便事件积分器仅在高频事件的时间段产生高事件水平。在这方面, 应当注意本文中的积分应被广义地理解, 其包括一阶和二阶递归积分, 例如 AR 滤波器, 且包括泄漏积分 (leaky integrations) 和具有衰减功能的其它积分。

[0041] 通过警报单元 31 探测事件水平信号, 警报单元 31 经设备操作控制器 21 在达到预定标准时触发音频发生器 22 或在扬声器 23 发出警告或警报。简单但优选的标准是事件水平阈值, 当超过事件水平阈值时触发警报或警告。

[0042] 图 4 示出测试人体的随时间变化的事件水平信号的示例, 其与在相同时间段上测试人体的血液中血糖水平的实际测量值作比较。示出了 0.6 的事件水平阈值。如上所述, 简单二维分类器几乎不能满足本公开的目的, 且该示例是基于使用 29 维的更复杂的分类器。

[0043] 除了将特征向量记录在循环缓冲器 33 中, 优选地还将实际采样的 EEG 信号记录在循环缓冲器中也是可能的。也可以使用实时时钟 32 记录事件发生的时间。

[0044] 发作, 例如低血糖症发作和癫痫发作, 在不同人体中不是以具有同样形态的同样方式发展。记录信息和探测事件大大提高获得经验和学习更多关于携带 EEG 监控系统的人何时以及在何种情况下有发作 (例如低血糖症发作或癫痫发作) 危险的可能性, 也提高探测各体形态的可能性。这进而允许算法的各自适应, 例如, 分类器的训练或警报阈值的调节, 两者都导致更少的伪警报。

[0045] 因此本发明允许在合适的时间点存储信息。一种合适的时间点可以是触发警报或警告的时间。在这样的事件中, 导致警告的 (例如过去 30 分钟内的) EEG 信号的原始采样数据可以被存储在非易失性存储器 25 中。然而, 由于缺乏存储空间, 有可能对来自 EEG 信号的采样数据在存储前进行无损数据压缩是可行的。节省甚至更多的存储空间的替代方案, 可以是仅存储包含特征向量样本  $FV(n-N+1)$  至  $FV(n)$  的整个循环特征向量缓冲器 33, 如图 6 所示。在两种情况下, 对于描述导致意外情况的事件的信息进行保存, 用于后续研究。

[0046] 如图 2 所示, 来自数据记录器和 / 或非易失性存储器的信息可以被读出到外围设备 11。该外围设备 11 可以是处理信息从而得知更多信息的设备或它也可以是更大但更低能效的存储装置, 例如, 闪速存储器等等。该外围设备 11 不意在始终携带。相反地, 根据本发明可以设想, 该外围设备 11 可以被置于携带 EEG 监控系统的人的床附近, 且当人在床上睡觉时可以向该外围设备 11 整夜传送数据。

[0047] 作为基于警报的数据存储的替换方式, 可以以规则间隔存储数据, 例如, 基于实时时钟 32 每 15 分存储一次数据, 同样取决于在非易失性存储器 25 中可用的存储空间的数量。

[0048] 特别地, 在这方面优选保存关于事件水平的信息。如果当前事件水平以规则间隔存储, 例如, 每 15 分钟存储一次, 那么使得 24 小时监控携带 EEG 监控设备的人的发展变得可能。因此有可能探测到在这样的 24 小时期间内是否有多次格外关键的时刻, 以及携带 EEG 监控设备的人何时完成一些对其自身健康有益的事情, 例如增加糖的摄取或消耗他的胰岛素。

[0049] 这在以（例如月甚至年的）长时间周期积累这样的数据的情况下是特别感兴趣的。

[0050] 图 6 描述了事件水平与很多天中一天的时间的二维直方图，且灰色刻度表示直方图的柱的高度。对于长时间段中的一天，96 个时间间隔的每个各自的事件水平被累加到直方图相应的柱中。因此高亮度表明在特定时间内特定事件水平频繁出现。容易理解，携带 EEG 监控设备的人在 16:00 左右频繁具有高事件水平。同样地，人在夜间通常具有低到中等事件水平。基于记录数据的直方图因此给出清楚的指示：携带 EEG 监控设备的人在傍晚特别容易感觉到低血糖症，且可能需要通过改变他摄糖和胰岛素的昼夜节律来采取预防措施。

[0051] 这样的直方图的全部数据可以被存储在外部单元 7 的非易失性存储器中。然而，优选地将数据存储在与具有更多存储空间的外围设备中，且其可能连接到计算和显示此直方图的计算机。

[0052] 通过采用上述的数据记录和记录数据的存储尤其是基于事件的存储，携带便携 EEG 监控系统的人将不仅能获得各自适应的警报阈值和事件分类，而且还能够获得营养、胰岛素的使用和饮食习惯方面的向导信息，且由此获悉他身体的反应形态。

[0053] 以上已通过参考一些实施例对本发明做出主要说明。然而，本领域技术人员应容易理解，除以上公开的实施例之外的其它实施例同样可能在由本发明权利要求限定的本发明的范围内。

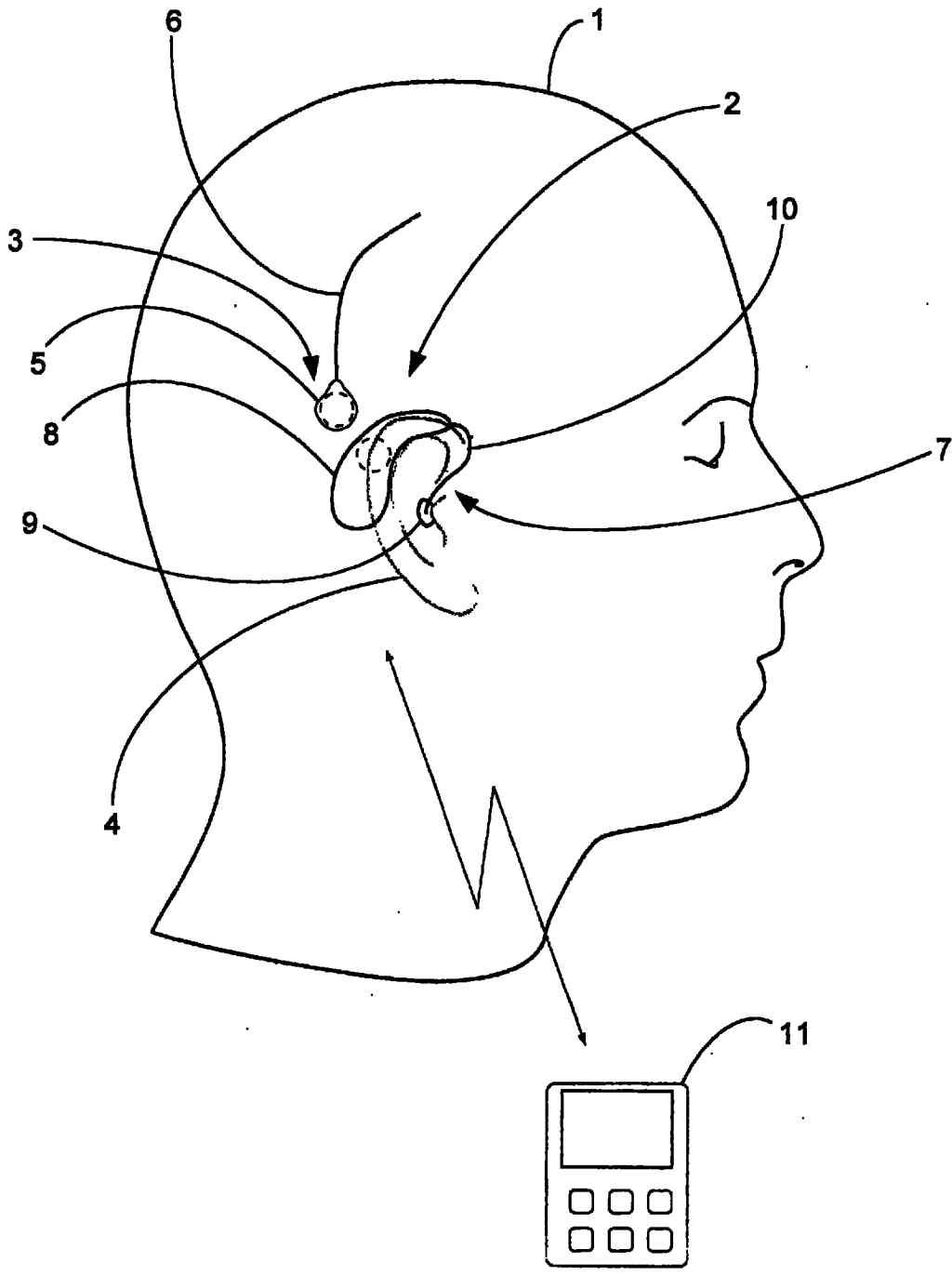


图 1

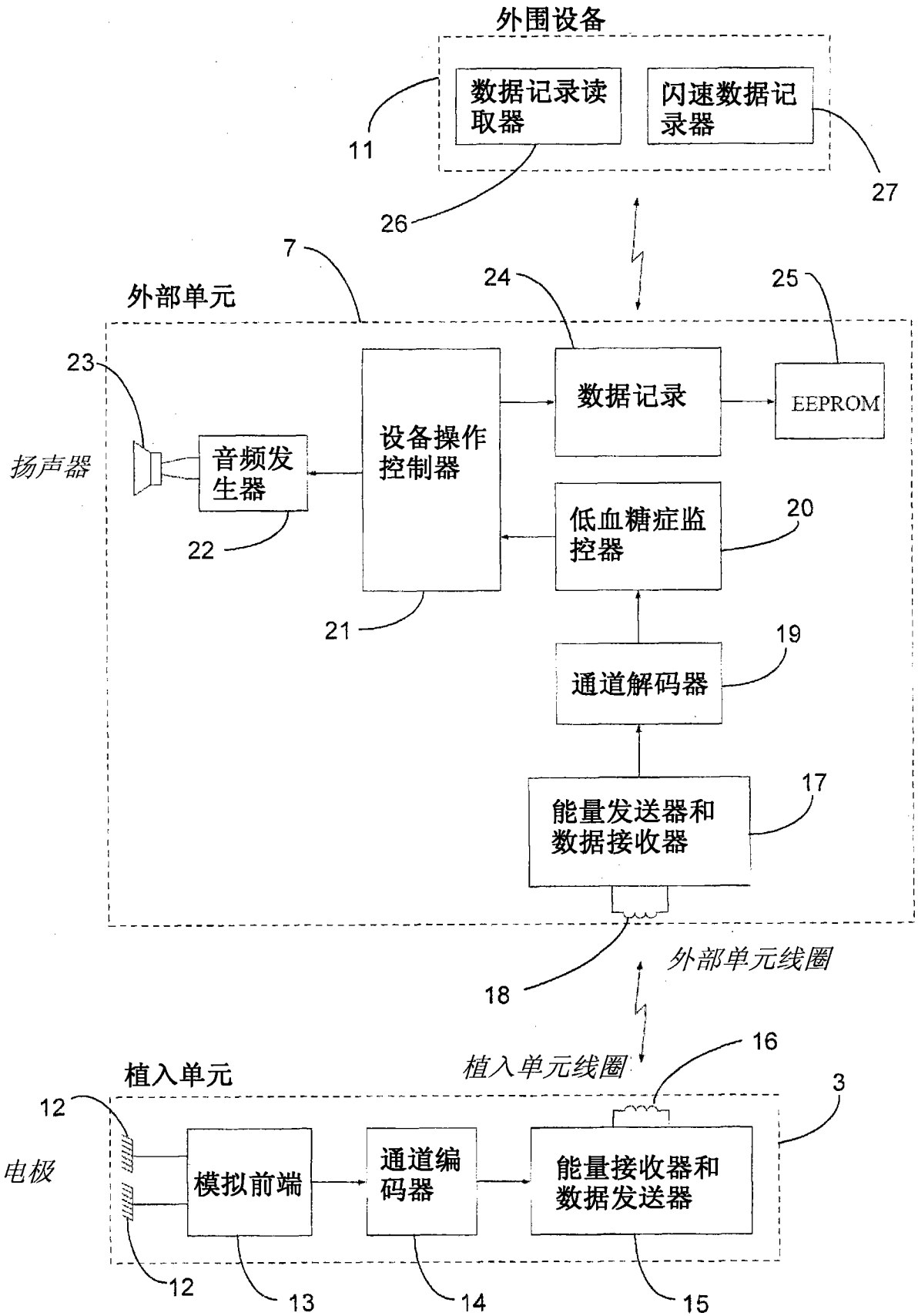


图 2

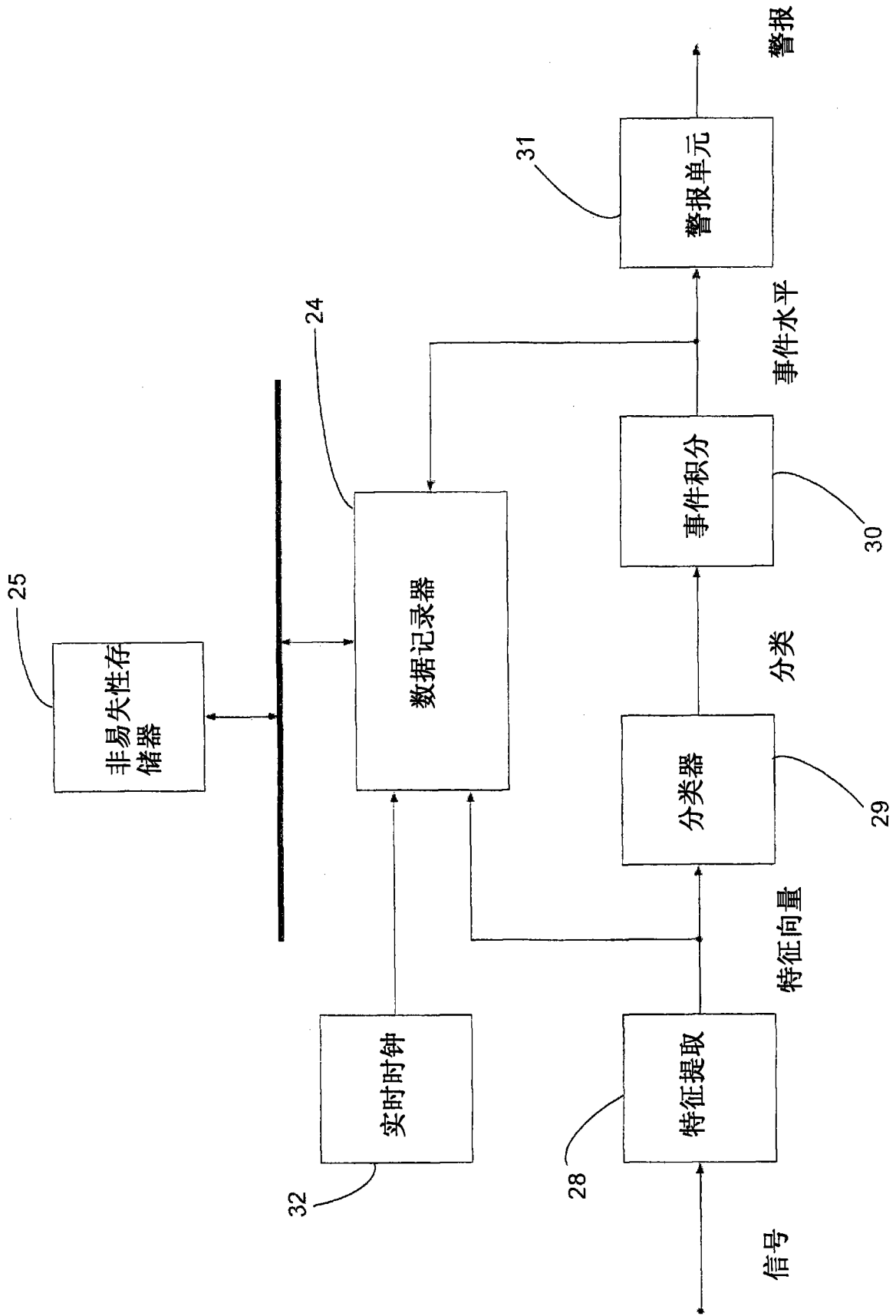


图 3

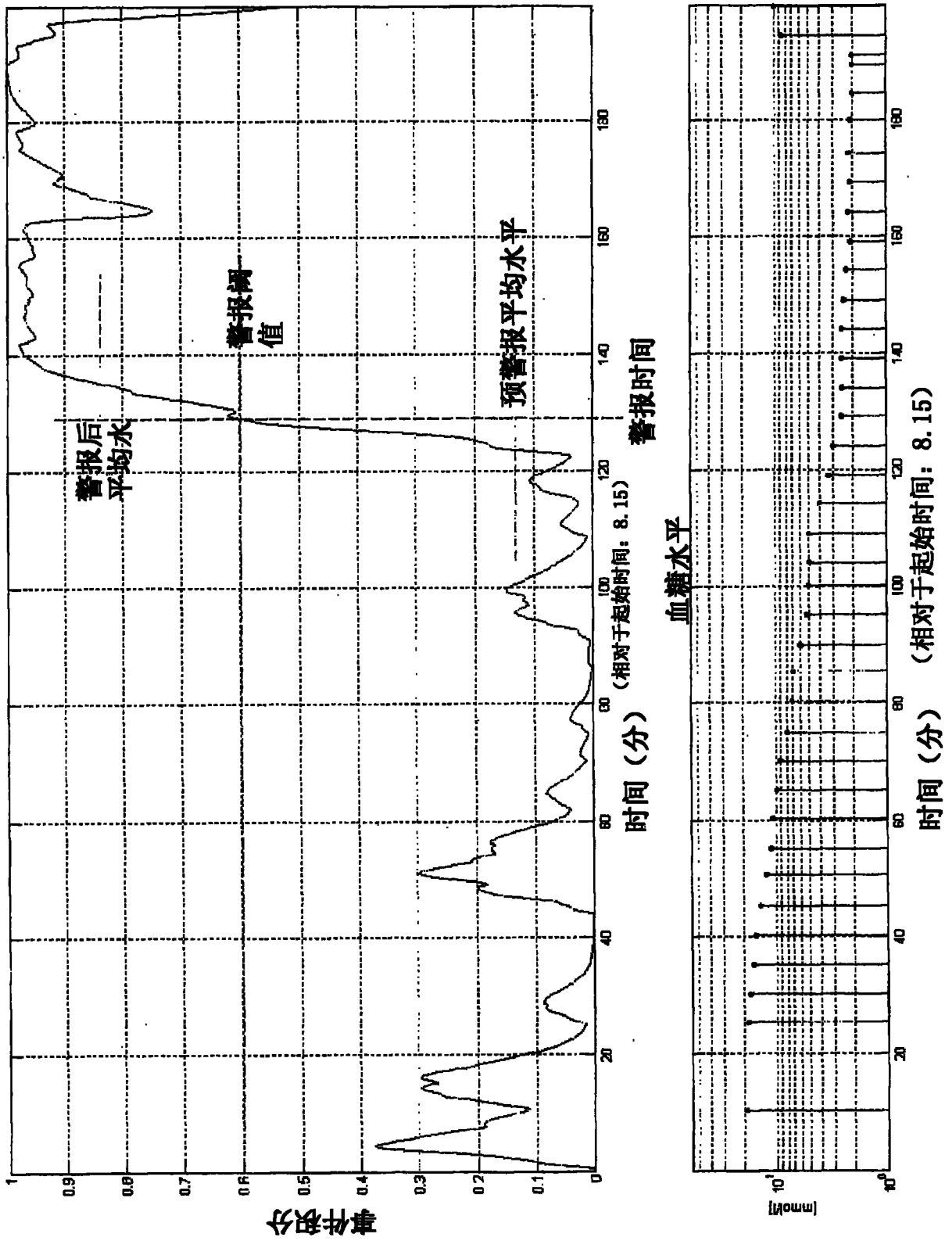


图 4

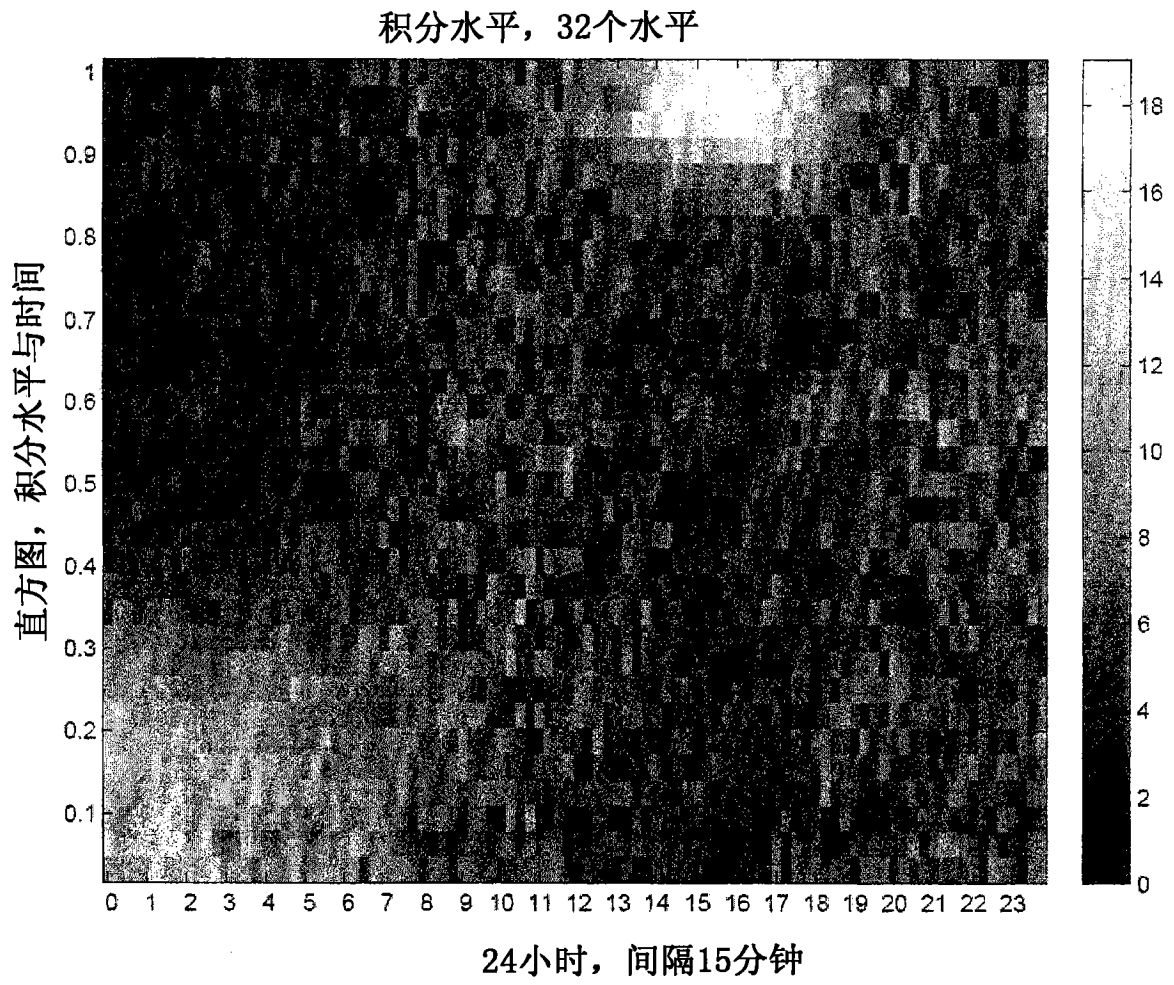


图 5

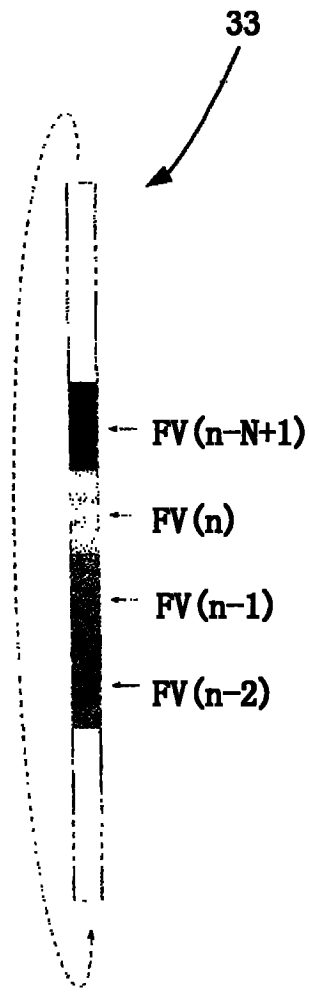


图 6

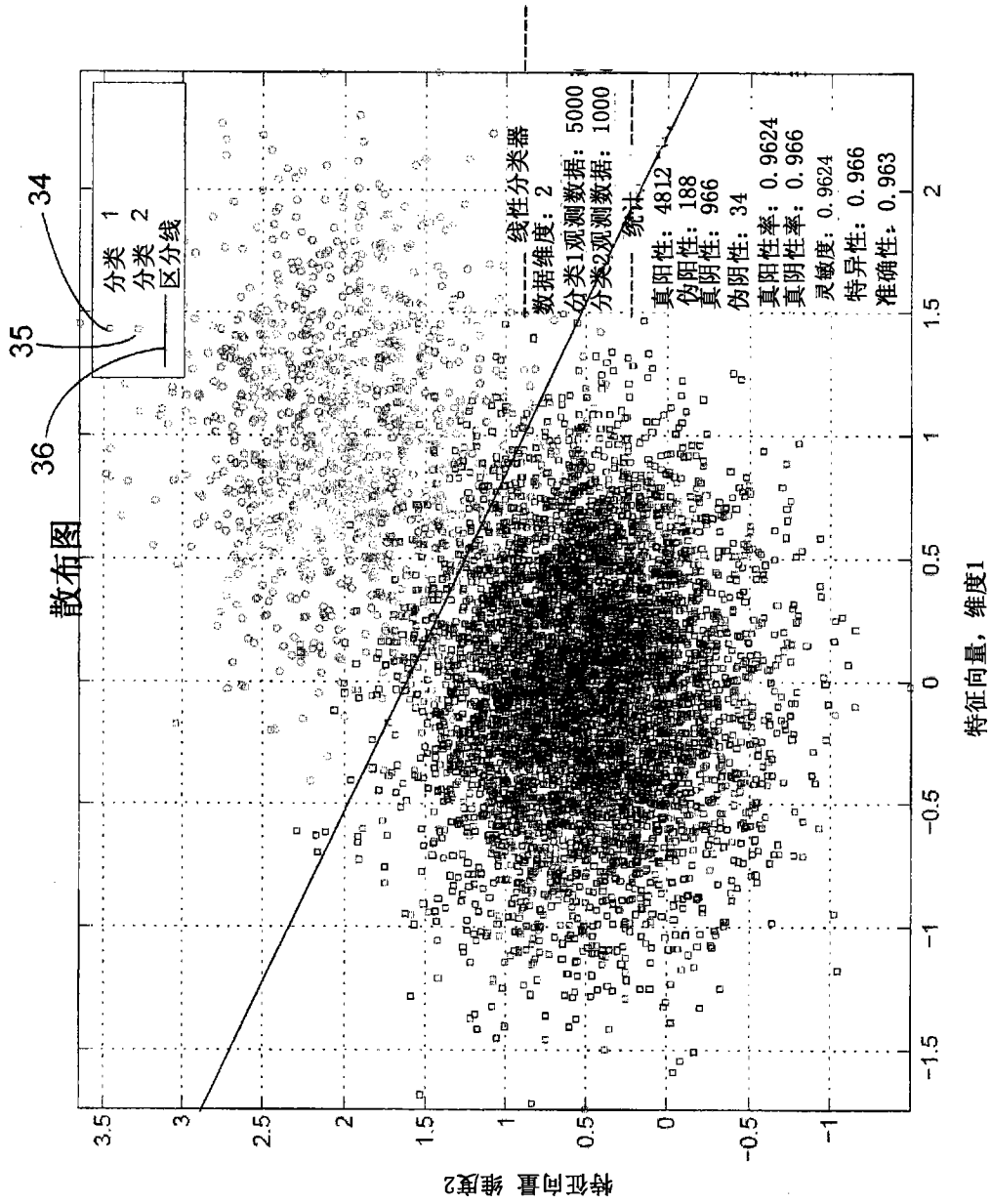


图 7

专利名称(译)	监控EEG的EEG监控系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102625668B</a>	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	CN200980160128.1	申请日	2009-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	唯听助听器公司		
申请(专利权)人(译)	唯听助听器公司		
当前申请(专利权)人(译)	唯听助听器公司		
[标]发明人	P·基德姆斯 SE·威斯特曼		
发明人	P·基德姆斯 S·E·威斯特曼		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7264 A61B5/0031 A61B5/6815 A61B5/0476 A61B5/6838 A61B5/4094		
其他公开文献	CN102625668A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种适用于由要被监控的人连续携带的EEG监控系统(2)。EEG监控系统(2)包含用于测量来自携带EEG监控系统(2)的人的至少一个EEG信号的电极。系统也包含适用于接收、处理和分析所述至少一个EEG信号的至少一部分的信号处理装置。此外，系统包含适用于记录与所述至少一个EEG信号有关的数据的数据记录装置和用于存储与所述EEG信号有关的所述数据的存储器。

