

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680034368.3

A61B 5/117 (2006.01)
A61B 5/103 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01)
G06F 15/00 (2006.01)
H03F 1/26 (2006.01)
H04B 15/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009年11月18日

[11] 公开号 CN 101583311A

[51] Int. Cl. (续)

G08B 23/00 (2006.01)

[22] 申请日 2006.9.19

[21] 申请号 200680034368.3

[30] 优先权

[32] 2005.9.19 [33] US [31] 60/717,648

[86] 国际申请 PCT/IL2006/001093 2006.9.19

[87] 国际公布 WO2007/034476 英 2007.3.29

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.19

[71] 申请人 比奥莱特有限公司

地址 以色列拉马特-哈萨隆

[72] 发明人 乌里·克拉梅尔 阿摩司·沙哈姆

沙伊·施普塔尼克 诺姆·韦斯曼

乌里·卡托恩 耶尔·戈伦

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 李辉

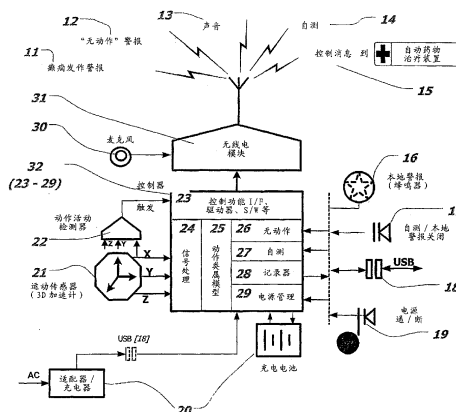
权利要求书4页 说明书16页 附图21页

[54] 发明名称

用于检测癫痫事件的装置和方法

[57] 摘要

本发明公开了对癫痫发作进行检测和警报的装置和方法。所述检测器可由活动用户佩戴并且不干扰正常的日常动作。所述检测器基于至少一个运动传感器，并且执行计算机化分析以确定是否癫痫在发作。将运动信号参数与非癫痫运动信号参数进行比较；并且与癫痫参数进行比较，得到是否发送警报的判定。在优选实施方式中，分析依靠以下运动信号参数中的一个或多个：运动持续时间、运动频率、信号振幅、运动方向、以及运动的振幅与频率之比。



1、一种癫痫事件检测器，该癫痫事件检测器包括：

检测和分析单元，该检测和分析单元包括：

a) 一个或更多个运动传感器，所述一个或更多个运动传感器适于生成与所述检测和分析单元的机械运动相对应的电信号；

b) 非易失性存储器，该非易失性存储器适于存储与癫痫运动相关联的至少一个运动信号参数组、以及与非癫痫运动相关联的至少另一个参数组；

c) 信号处理单元，该信号处理单元适于将所述一个或更多个传感器生成的信号的至少一个信号参数与所述存储的运动信号参数组中的至少一个进行比较；

通信单元，该通信单元适于向远程位置发送警报信号；以及

控制电路，该控制电路适于与所述检测器的部件 (a)、(b)、(c) 交互并且与所述通信单元交互，并且适于在所述信号满足阈值电平时激活所述信号处理单元。

2、根据权利要求 1 所述的癫痫事件检测器，其中，各个运动传感器生成单独的信号，并且其中，由各个给定传感器生成的单独信号包括与所述装置沿与该给定传感器的取向相对应的方向的运动有关的信息。

3、根据权利要求 2 所述的癫痫事件检测器，其中，所述单独信号中的达到所述阈值电平的任何一个或更多个使所述控制电路激活所述信号处理单元，并且其中，当所述信号在预定持续时间内没有达到所述阈值电平时，所述控制电路在所述装置中诱发省电模式。

4、根据权利要求 2 所述的癫痫事件检测器，其中，所述一个或更多个传感器生成的信号是模拟信号，并且所述信号处理单元还包括模拟到数字转换器。

5、根据权利要求 1 所述的癫痫事件检测器，其中，所述信号处理单元适于基于对所述一个或更多个传感器生成的信号参数和存储的与癫

痫运动相关联的运动信号参数组的比较而输出一发作概率值。

6、根据权利要求5所述的癫痫事件检测器，其中，所述发作概率值还基于对所述一个或多个传感器生成的信号的参数和存储的与非癫痫运动相关联的运动信号参数组的比较，并且其中，所述发作概率值与如下的相关性正相关：所述相关性是传感器信号参数和与癫痫动作相关联的参数组中的一个或多个参数之间的相关性，并且，所述发作概率值与如下的相关性反相关：所述相关性是传感器信号参数和与非癫痫动作相关联的参数组中的一个或多个参数之间的相关性。

7、根据权利要求5所述的癫痫事件检测器，所述癫痫事件检测器还包括警报判定单元，该警报判定单元适于基于所述发作概率值并且基于预定的信号持续时间而生成本地警报信号。

8、根据权利要求7所述的癫痫事件检测器，其中，所述判定单元生成的本地警报信号适于触发所述通信单元以发送远程警报信号。

9、根据权利要求7所述的癫痫事件检测器，所述癫痫事件检测器还包括可由用户操作以在触发远程警报信号之前撤销本地警报信号的开关。

10、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，其中，所述通信单元包括从如下的组中选择的通信电路：所述组由 Bluetooth 电路、WiFi 电路、ZigBee 以及 GPRS 电路构成。

11、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，所述癫痫事件检测器还包括输出信号，该输出信号用于指示癫痫治疗单元响应于警报信号而执行癫痫治疗。

12、根据权利要求11所述的癫痫事件检测器，其中，所述癫痫治疗单元响应于本地警报信号或者远程警报信号而基本自动地施加治疗。

13、根据权利要求11所述的癫痫事件检测器，其中，所述癫痫治疗单元适于由远程启动并通过所述通信单元接收的治疗信号而触发。

14、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，其中，所述控制器适于启动自测。

15、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，所述癫痫事件检测器

还包括麦克风，该麦克风用于检测在用户附近发出的声音，并且，所述通信单元适于发送所述麦克风检测到的所述声音。

16、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，其中，所述控制电路适于在预定时间段内没有检测到运动信号时触发警报。

17、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，其中，由所述运动传感器生成的所述信号参数和所述存储的癫痫运动信号参数是从如下的组中的至少一个中选择的：运动频率、频率随时间的变化、信号振幅、振幅随时间的变化、运动的相对方向、方向随时间的变化、以及运动的持续时间。

18、根据权利要求1所述的癫痫事件检测器，其中，所述癫痫事件检测器适于佩戴在用户的肢体上。

19、根据权利要求18所述的癫痫事件检测器，其中，所述癫痫事件检测器具有通常的腕表外观。

20、一种检测癫痫发作的方法，该方法包括以下步骤：

a) 将至少一个运动传感器扣紧至用户的肢体，所述传感器适于生成与该传感器的机械运动相对应的电信号；

b) 测量由所述至少一个运动传感器生成的所述电信号，并且执行对所述信号的计算机化处理，以获取信号运动参数；

c) 将所述测量的电信号的所述参数与存储的至少一个癫痫运动信号参数组和/或至少一个非癫痫运动信号参数组进行比较；其中，利用计算机化处理装置来执行所述比较；

d) 基于所述比较而输出发作概率值；

e) 如果所述发作概率值处于预定的值范围内，则利用通信单元向远程位置发送警报信号。

21、根据权利要求20所述的检测癫痫发作的方法，其中，由所述运动传感器测量出的所述信号参数和所述存储的癫痫运动信号参数包括下面参数中的至少一个：运动频率、频率随时间的变化、信号振幅、振幅随时间的变化、运动的相对方向、方向随时间的变化、以及运动的持续时间。

22、根据权利要求 20 所述的方法，所述方法还包括在所述步骤 (b) 期间执行的自动相关步骤。

23、根据权利要求 20 所述的方法，所述方法还包括在所述步骤 (b) 期间执行的 DC 偏压去除步骤。

24、一种计算机可读介质，所述计算机可读介质适于执行根据权利要求 20 所述的步骤 (b)、(c) 以及 (d)。

25、根据权利要求 24 所述的计算机可读介质，所述计算机可读介质还适于进行以下操作：如果所述发作概率值处于预定的值范围内，则利用通信单元启动向远程位置发送警报信号。

用于检测癫痫事件的装置和方法

技术领域

本发明总体上涉及监视装置的领域，更具体地说，本发明涉及用于检测用户的癫痫事件的装置和方法。

背景技术

癫痫症，一种特征为出现突然发作的神经紊乱（具体为意识的偶尔损伤或丧失、异常运动肌现象、精神或感官失调、或自主神经系统紊乱），造成了很多人衰弱。癫痫症的发病率为人口的 0.7%，多达两百万美国人遭受各种形式的癫痫症，全世界大约有五千万人遭受各种形式的癫痫症。研究已经发现，癫痫症发病率在世界范围内甚至更大，特别是在经济不发达国家中，间接表明癫痫症患者的全球数字可能超出一亿。

典型的癫痫症病人经历偶尔的发病或发作，其通常被限定为异常神经活动周期。癫痫突然发作的特征在病人与病人之间各不相同，但在单一病人，在发作与发作之间通常一致。因为癫痫症以突然发作为特征，所以其患者在他们可以参与的活动种类方面通常受到限制。癫痫症可以阻止人们开车、工作，或以其他方式参与社会提供的大量活动。一些癫痫症患者非常频繁地严重发作，致使他们事实上丧失能力。而且，癫痫症通常是渐进的并且可能与退化紊乱和条件相关联。随着时间的过去，癫痫发作通常变得更加频繁和更加严重，并且可能导致其他大脑功能（包括认知功能）衰退和物理损伤。

对发作进行适时检测使得护理者可以监视其严重性和持续时间并确定是否需要立即治疗。已经尝试了基于运动检测器来创建报警系统，其响应于可能表示突然发作的重复有节奏的动作而警告护理者或呼叫救援站。在美国专利 No. 6,361,508 中描述了一种示例。然而，因为有节奏的动作还与多种日常活动（如步行、打手势，甚至打字）相关联，所以这

些系统遭受了许多的错误警报。多数已知检测器被放置在病人的床垫下面，不适于在活动日佩戴。美国专利 No. 4,320,766 中描述了一示例。

Nijssen 等人比较用于检测突然发作的加速计的效率与利用 EEG 和视频读数发现的效率 (Nijssen 等人, *Epilepsy & Behavior* 7 (2005), 74-84), 并且指出加速计不像在医院中最容易可用的 EEG 设备那样需要病人固定。Nijssen 执行标绘信号的可视分析 (如呈现在图表记录器上), 但不加速计读数进行任何数值或统计学分析 (这使得可以将加速计用作独立的检测方法)。单独使用加速计而没有统计学分析, 将由于许多日常活动中存在的有节奏动作而造成很高程度的错误肯定。如在 Nijssen 规定的, “ACM [加速计]读数的可视分析是需要大量劳动的……, 找到使得可以进行计算机化检测的合适参数是更加困难的”。Nijssen 因此认识到, 需要开发一种用作允许正常下床活动的警报系统的计算机化系统。

其他系统, 如 WO 03/001996, 必须植入电极, 并且依靠从大脑获取的 EEG 读数。在 WO 02/082999A1 中描述了另一类型的系统, 其描述了对拍摄的病人的视频图像进行计算机化分析, 以便确定在一系列图像中示出的动作是否类似于癫痫发作的动作。

存在针对用于检测癫痫症患者的癫痫事件的改进方法、装置以及系统的需要。该系统应当不干扰日常活动, 并且应当允许自由动作。这种改进的系统应当具有较低的错误肯定警报率, 还应当在癫痫发作时成功地检测到它们。

发明内容

本发明提供了一种癫痫事件检测器, 其包括:

检测和分析单元, 该检测和分析单元包括:

a) 一个或更多个运动传感器, 所述一个或更多个运动传感器适于生成与所述检测器的机械运动相对应的电信号;

b) 非易失性存储器, 该非易失性存储器适于存储与癫痫运动相关联的至少一组运动信号参数、以及与非癫痫运动相关联的至少另一组参数; c) 信号处理单元, 该信号处理单元适于将通过所述一个或更

多个传感器生成的信号的至少一个信号参数与所述存储的运动信号参数组中的至少一个进行比较；

通信单元，该通信单元适于向远程位置发送警报信号；以及

控制电路，该控制电路适于与所述检测器的部件 (a)、(b)、(c) 交互并且与所述通信单元交互，并且适于在所述信号满足阈值电平时激活所述信号处理单元。

根据一个实施方式，各个运动传感器都生成单独的信号，并且通过各个给定传感器生成的单独信号包括与所述装置沿与所述给定传感器的取向相对应的方向的运动有关的信息。在这种情况下，所述单独信号中的达到所述阈值电平的任何一个或更多个使所述控制电路激活所述信号处理单元，并且其中，当所述信号在预定持续时段内没有达到所述阈值电平时，所述控制电路在所述装置中诱发省电模式。

此外，在特定实施方式中，所述一个或更多个传感器生成的所述信号是模拟信号，并且所述信号处理单元还包括模拟到数字转换器。

在优选实施方式中，所述信号处理单元适于基于对所述一个或更多个传感器生成的信号参数和存储的与癫痫运动相关联的运动信号参数组的比较而输出一发作概率值。所述发作概率值另外还基于对所述一个或更多个传感器生成的信号参数和存储的与非癫痫运动相关联的运动信号参数组的比较，并且其中，所述发作概率值与如下的相关性正相关：所述相关性是传感器信号参数和与癫痫动作相关联的参数组中的一个或更多个参数之间的相关性，并且，所述发作概率值与如下的相关性反相关：所述相关性是传感器信号参数和与非癫痫动作相关联的参数组中的一个或更多个参数之间的相关性。

在优选实施方式中，所述检测器还包括警报判定单元，该警报判定单元适于基于所述发作概率值并且基于预定的信号持续时间而生成本地警报信号。在这种情况下，所述判定单元生成的本地警报信号适于触发所述通信单元以发送远程警报信号。优选的是，所述检测器还包括可由用户操作以在触发远程警报信号之前撤销本地警报信号的开关。

此外，在特定实施方式中，所述通信单元包括从如下的组中选择的

通信电路：所述组由 Bluetooth 电路、WiFi 电路、ZigBee 以及 GPRS 电路构成。

此外，所述检测器还可以包括输出信号，该输出信号用于指示癫痫治疗单元响应于警报信号而执行癫痫治疗。所述癫痫治疗单元可以响应于本地警报信号或者远程警报信号而基本自动地施加治疗，或者可以适于由远程启动并通过所述通信单元接收的治疗信号而触发。

优选的是，所述控制器适于启动自测。

此外，所述检测器还可以包括麦克风，该麦克风用于检测由用户发出的声音以及来自用户附近的声音，并且所述通信单元适于发送所述麦克风检测到的声音。

优选的是，所述控制电路适于在预定时段内没有检测到运动信号时触发“无运动警报”。

优选的是，从如下的组中的至少一个中选择所述运动传感器生成的信号参数和所述存储的癫痫运动信号参数：

运动频率、频率随时间的变化、信号振幅、振幅随时间的变化、运动的相对方向、方向随时间的变化、以及运动持续时间。

在特定实施方式中，所述检测器适于佩戴在用户的肢体上。所述检测器可以具腕表的通常外观。

本发明附加地提供一种检测癫痫发作的方法，该方法包括以下步骤：

a) 将至少一个运动传感器扣紧至用户的肢体，所述传感器适于生成与该传感器的机械运动相对应的电信号；

b) 测量由所述至少一个运动传感器生成的所述电信号，并且执行对所述信号的计算机化处理，以获取信号运动参数；

c) 将所述测量的电信号的所述信号运动参数与存储的至少一组癫痫运动信号参数和/或至少一组非癫痫运动信号参数进行比较；其中，利用计算机化处理装置来执行所述比较；

d) 基于所述比较而输出发作概率值；

e) 如果所述发作概率值处于预定的值范围内，则利用通信单元向远程位置发送警报信号。

在所述方法中，优选的是，由所述运动传感器测量出的信号参数和所述存储的癫痫运动信号参数包括下面参数中的至少一个：

运动频率、频率随时间的变化、信号振幅、振幅随时间的变化、运动的相对方向和方向变化、以及运动持续时间。

在特定实施方式中，所述方法还包括在所述步骤（b）期间执行的自动相关步骤。

在其他实施方式中，所述方法还包括在所述步骤（b）期间执行的DC 偏压去除步骤。

本发明附加地提供适于执行所述方法的步骤（b）、（c）以及（d）的计算机可读介质。

在特定实施方式中，所述计算机可读介质还适于进行以下操作：如果所述发作概率值处于预定值范围内，则利用通信单元控制并启动向远程位置发送警报信号。

附图说明

在本说明书的结束部分中具体指出并且明确要求保护本发明的主题。然而，当结合附图阅读时，通过参照下面的详细说明，可以最佳地理解作为构造和操作方法的本发明、以及本发明的目的、特征及其优点，在附图中：

图 1 示出了根据本发明的检测器的概述。

图 2A 是本发明的分析和检测单元的框图，包括传感器、麦克风、控制电路、信号处理单元、非易失性存储器以及通信单元。

图 2B 例示了其中具有向远程位置发送警报信号的通信单元的检测和分析单元、几个警报单元。在这个实施方式中，检测和分析单元经由局域网向警报单元发送本地警报。

图 3 例示了与典型癫痫发作运动相关联的参数与正常日常动作的参数相比较的表。

图 4 例示了运动传感器针对特定类型的癫痫发作测量出的额外信号参数与针对不同类型的正常日常活动测量出的信号参数的比较。

图 5 示出了例示根据本发明的一些实施方式的信号处理的功能框的框图；

图 6 示出了包括根据本发明的一些实施方式的信号处理单元可以执行的信号处理方法的步骤的流程图；

图 7A 和 7B 描绘了例示根据本发明的一些实施方式可以处理的癫痫运动信号参数的癫痫加速计记录的实施例；

图 8A 示出了从正常活动获得的“在桌上拍打”信号。

图 8B 例示了在“夜间伸展”期间发生的正常动作。

图 8C 示出了图 8B 的一部分的放大图。

图 9 例示了“在键盘上打字”信号。

图 10 例示了“在桌上拍打”信号，并且讨论了其参数和处理。

图 11 是集中于在运动传感器读取时间内发生的癫痫发作之后的 3 轴癫痫信号的实施例。

图 12 例示了癫痫发作运动传感器读数。

图 13 和 14 附加地例示了针对严重癫痫发作的癫痫发作运动传感器读数。

图 15 例示了癫痫发作运动传感器读数，示出了癫痫发作期间的主轴变化。

图 16 例示了夜间伸展信号的非癫痫记录。

图 17 例示了图 16 的参数和分析。

图 18 例示了在键盘上打字的非癫痫记录。

图 19 例示了图 16、18 的参数和分析。

应当理解，为了例示的简化和清楚，附图中所示部件不必按比例绘制。例如，为了清楚起见，一些部件的尺度可能相对于其他部件有所扩大。此外，在认为合适的情况下，可以在附图中重复使用标号以指示相应或相似部件。

具体实施方式

在下面的详细说明中，阐述了许多具体细节，以便提供对本发明的

彻底理解。然而，本领域技术人员应当明白，本发明可以在没有这些具体细节的情况下实践。在其他情况下，没有详细说明公知方法、过程、部件以及电路，以使本发明不变模糊。

除非另外具体规定，否则，如根据下面的讨论所显见的，应当理解，贯穿本说明书论述，利用诸如“处理”、“运算 (computing)”、“计算 (calculating)”、“确定”等的术语来表示计算机或计算系统或者类似电子计算装置的动作和/或处理，其对计算系统的寄存器和/或存储器内的表示为物理（如电子）量的数据进行操纵和/或将其变换成计算系统的存储器、寄存器或其他这种信息存储器、发送或显示装置内的类似地表示为物理量的其他数据。

本发明提供一种癫痫事件检测器，这是一种能够测量个人当前经历的运动的程度和相对方向、并能够分析该运动是否类似于发作中发生的运动并且不同于在个人可以承担的多种日常活动中看到的运动的检测系统。该检测器利用计算机化处理来评估运动特征，并且输出发作概率值。如果该值处于预定范围之内，则该检测器经由通信单元向远程位置发送警报信号。可以将该警报信号发送至此人的家属，发送至医务人员或者发送至救援站。

可选的是，检测器可以在向远程位置发送警报之前发送此人可以在错误警报的情况下关掉的本地警报信号。在发送远程警报之前可以经过预定时间，以允许用户有足够时间撤销错误警报。

参照图 1，示出了检测器的概述。检测器的中心部件被称为“检测和分析单元” 100，并且具有病人 102 佩戴在肢体（臂部或腿部）上的腕表形式。优选的是，此人根据先前发作而知道哪一个肢体在发作期间容易经历大部分动作（“主要发作肢体”），并且将检测和分析单元 100 附加至该肢体。检测和分析单元 100 优选地包含 3D 加速计，一般称为“运动传感器”，其能够生成与传感器在任何指定方向的机械动作相对应的合适电信号。另选的是，可以使用 2D 或 1D 加速计。利用下面讨论的几个参数来测量并分析运动的程序。接着，位于检测和分析单元 100 内的处理单元将这些参数和与癫痫发作相关联的至少一组参数以及/或者与正常活

动相关联的至少一组参数进行比较。得到发作概率值，并且将其输出至位于检测器内的判定单元。可选的是，也可以将该值输出至显示器。如果该值处于预定范围内，则按无线方式向位于病人住宅中的本地警报单元 104 发送警报信号。警报单元 104 经由位于其中的通信单元向救援站 106 或者向病人的家属 108 传送该警报信号。

参照图 2A，在框图中示出了检测和分析单元的部件。

示出了连接至 3D 加速计（更一般地还公知为运动传感器 21）的动作活动检测器 22。动作活动检测器 22 检测动作，并且只有在加速计测量出的运动信号经过最小阈值时才激活系统的中心部件。因为在低运动期间系统的最少部件活动，所以这导致省电。

优选的是，加速计是 MEMS（微电子机械装置），如由 Analog Devices, USA 生产的 ADXL330。

运动传感器 21 针对在 X、Y、Z 平面中的每一个平面中的动作输出单独的电信号。将 X Y Z 模拟输出传送至三个“A 到 D”转换器。模拟到数字转换处理可以发生在通用处理器内。

控制器 32 与检测器的所有其他部件进行通信，并且被设置成监视控制功能 23，如维护和操作软件、驱动器、接口等。当从运动传感器 21 发送来信号并且动作活动检测器 22 感测到信号超过特定阈值时，通过控制器 32 触发信号处理单元 24 以开始信号分析。将动作的参数与存储在非易失性存储器中的参数组进行比较。存储的参数与已知的癫痫发作相关联，或者与非癫痫动作相关联。在该图中将存储的参数组例示为“动作类属模型”25。执行信号处理，从而在执行比较之后输出发作概率并且通过控制器 32 得到判定：是否激活本地警报 16 或经由无线电模块 31 发送至警报单元（图 1 所示）的癫痫发作警报 11。

警报单元包括通信装置，用于经由电话或蜂窝电话网络向存在医务人员或家庭成员的远程位置发送警报。无线电模块 31 充任发送器/接收器。在优选实施方式中，在检测和分析单元上存在 RF 活动 LED，并且 RF 活动 LED 在与通信单元的通信链路运转时进行指示。该链路中的断路将导致特定警报发声。

可选的是，在该单元内存在麦克风 30，并且在激活警报时激活麦克风 30，以向远程位置发送由该用户生成的声音。该声音可以表示发作。

可选的是，可以执行自测 17，在自测中，对系统的端到端评估确定系统以及检测和分析单元与警报单元之间的无线电链路是活动的。自测还检查这些单元中的大多数电路。这种测试由用户启动。当启动时，将“自测无线电消息” [14] 发送至警报单元（未示出）。警报单元执行本地 S.T. 过程并且向检测和分析单元回应响应。如果该响应到达检测和分析单元，则 LED 发光或者蜂鸣器接通，以表示整个系统运行良好。

可选的是，设置 USB 连接部 18，以允许从检测和分析单元向计算机或者向磁介质传递数据。另外，可以经由 USB 连接部加载软件，并且可以输入系统设置，如在警报情况下呼叫的相关电话号码的数据。该系统可以被设置成拨出与各种医务人员或家庭成员有关的任何电话号码。

包括有通/断开关 19。

为了确定用户确实一直佩戴着该装置，检测器在运动传感器 21 超出预定时间量地没有测量到动作时输出“无动作”信号 26。在这种情况下可以听见地发送“无动作警报” 12。

使用可充电电池 20，其可以接合至用于充电的适配器。

电源管理电路 29 在信号没有达到阈值电平达预定持续时间时使信号处理部 24 以及其他不必要的部件进入省电模式。因为这使得可以在需要重新充电或替换电池之前电池的长寿命，所以这实现省电并且优于现有技术系统。现在，可以使用相对较小的电池，并且检测和分析单元可以佩戴，而不会不舒适或者过大。

检测和分析单元中可以包括记录器 28，使得可以保存经处理和分析的数据并且在将来由医务人员检索。

检测器可以操作以覆盖与典型住宅中发现的面积相等的面积。（警报单元包括通信单元，所述通信单元向更远的位置（如向医院、区外的亲属等）发送信号。）

通信单元可以包括从 Bluetooth 电路、WiFi 电路、ZigBee 以及 GPRS 电路中选择的通信电路。

该单元可以经由调制解调器等在陆地线路上发送警报信号。

另选的是，检测器可以激活用户拥有的蜂窝电话，或者可以包含具有能够联系蜂窝网络以向远程位置发送警报的蜂窝性质的电路。这使得检测器可以被佩戴并且可以在除了用户自己家以外的其他各种位置中进行操作。

可选的是，除了输出警报信号以外，检测器还可以向病人附近的癫痫治疗单元输出信号，指示该治疗单元执行癫痫治疗。这种治疗例如可以构成执行注射药物，或执行电击。

对运动传感器生成的信号的特定参数进行分析，并将其与存储的已知的癫痫运动和非癫痫运动的参数进行计算机化比较。这使得可以确定该运动是否为癫痫发作。在优选实施方式中，所述参数包括下面参数：运动频率、频率随时间的变化、信号振幅、振幅随时间的变化、运动的相对方向和方向变化、以及运动的持续时间。

参照图 2B，示出了检测和分析单元 100 和几个警报单元 102，其包含向远程位置发送警报信号的通信单元。在这个实施方式中，检测和分析单元 100 经由局域网向散布在用户住宅内（用于最佳面积覆盖）的警报单元 102 发送本地警报。至少一个警报单元 102 经由陆地线路连接至电话网络，并且在发送警报时与医务人员或家庭成员通信。警报单元 102 包含无线电模块 104 和控制器 106，该控制器 106 具有允许发送警报消息的相关软件和硬件能力。包括与电话线路的接口 108。可选的是，检测和分析单元向癫痫治疗单元 110 输出信号，该癫痫治疗单元 110 可以响应于警报，或者响应于在远程医务人员已经注意到发送了远程警报之后从远程医务人员接收到的信号，而向病人执行注射药物或电击。

该系统可以可选地评估病人的情况有多危急（例如，长发作——“癫痫状态”），并且发送消息以使得能够自动药物处理。

参照图 3，示出了其中将典型癫痫发作运动的参数与正常日常动作的参数相比较的表。应注意到，在癫痫发作中动作的持续时间通常较长（超过 20 秒钟，持续达几分钟或几小时）。重复的动作模式通常如下：通常使用 2 到 15 秒的时间窗来进行分析和识别。比较起来，在正常活动

中动作可能较短暂。应注意到，在癫痫发作中动作方向是随机的，包括沿许多方向重复的动作。比较起来，源于正常活动的重复动作通常涉及特定方向，如可以在步行期间想像的。

参照图 4，示出了运动传感器针对特定类型的癫痫发作测量出的额外信号参数与针对不同类型的正常日常活动测量出的信号参数的比较。在发作检测期间需要排除的正常活动包括步行、锻炼、用手势讲话以及伸展。针对这些活动的信号的参数不同于癫痫发作（例如，阵挛、强直性（tonic）发作）的信号，如从图 4 所显见的那样，并且，利用本发明的计算机化分析可以将这些参数成功地匹配至癫痫或非癫痫运动。

参照图 5，示出了表示运动信号处理的中心步骤的流程图。

参照图 6，示出了更详细的图，例如允许在处理期间使用“模糊逻辑”来将在指定时间记录的运动参数匹配至已知参数组（“类属模型”）之一。首先利用短时间窗计算发作概率值，并且如果该值不足于得到警报/非警报判定，则对较长时间段继续进行分析，直到可以得到判定。

图 7A 和 7B 描绘了癫痫加速计记录的实施例。为清楚起见，仅标绘了一个通道（channel）。

图 7A 示范了阵挛发作的部分。阵挛震动在阵挛频率范围具有伴随有张弛振动的脉动特征。这种发作与中频（比强直慢，比规则动作快）但高振幅相关联。其基本频率范围可以处于 0.5-3 Hz 的范围内。例如，在图 7A 的大强直-阵挛实施例中，频率大约为 3 Hz，而振幅处于 40-80 的范围中。

图 7B 示出了强直发作。其特征在于按高频（如 5-15 Hz）和中振幅（比规则动作高）波动。例如，在图 b 中，频率大约为 6 Hz，而振幅大约为 5-15。

图 8 和 9 所示曲线图是非癫痫加速度记录的实施例。为清楚起见，仅标绘了一个通道。

图 8A 示出了“在桌上拍打”信号。这是“阵挛状”动作：在中频，具有很高的振幅。

图 8B 例示了在“夜间伸展”（如在睡眠期间发生的臂部伸展）期间

发生的正常动作。这是“强直状”运动：在高频，中到低振幅。

图 8C 示出了对这种信号的放大。可以看出与癫痫加速度信号的相似。每一条曲线由不同轴中的加速计读数的加速度形成。如在癫痫运动中那样，这种动作随时间改变其方向：在开始时，其主要在 X 方向上，少量在 Y 方向上，稍后，Y 轴变为主要方向。也可以在 Z 方向中检测到这种动作，尽管弱得多。

参照图 9，与癫痫情况相比，在键盘上打字信号非常弱，并且非常随机，具有较小重复性。

加速计的模拟信号输出具有在自动相关之后转变成偏移信号的 DC 分量(这种 DC 偏压源于两种不同原因——加速计 DC 输出加上重力“g”)。在信号处理的第一步中，计算 DC 偏压并且从数字信号中扣除 DC 偏压，仅剩余“纯的”动作信号。

对于仅去除传感器中固有的 DC，恒定 DC 去除就足够了。然而，重力 DC 影响必须利用移动窗平均来去除。这种时间窗应当足够短，以跟随空间装置“g”变化，同时足够长，以不影响癫痫尖端行为。由此，在优选实施方式中，将动作平均(MA)选择为 DC 去除方法，根据下式改变信号：

$$\text{新_信号} = \text{旧_信号} - \text{MA}(\text{旧_信号})$$

在用于分析运动传感器读数的信号处理的下一步骤中，利用由美国马萨诸塞州 MathWork 有限公司制造的 Matlab©，对各种大小的“时隙”进行自动相关处理。自动相关使得可以检测周期性活动，并且计算其功率/能量。如果该能量低于最小电平，则拒绝该“时隙”。

自动相关是用于探索信号可重复性的数学工具。它是信号乘以自身与短时移的总和。作为该时滞函数的结果强调其中信号与自身相似的周期，同时减少具有反相的周期。真实信号的自动相关的等式为：

$$C_x(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m)x(n) & m \geq 0 \\ C_x(-m) & m < 0 \end{cases}$$

其中，x 是长度 N 的信号。最佳自动相关例示是对于高度重复的信号，如图 10 所示的在桌上拍打。拍打频率大约为 1.5 Hz，即，0.67 秒钟

的时间周期，这也是自动相关峰值之间的时间周期。峰值位于信号本征周期处，而它们的值是对信号在不同时间与其本身的相似性的测量。始终无延迟的中峰值是对信号功率的指示符。对于真实信号来说，如在这个报告中的信号，自动相关始终围绕该中心峰值对称。

相对能量级是用于识别动作类型的参数之一。其他参数包括频率、频率稳定性/变化以及3个轴之间的振幅（能量）变化。只要信号流继续，就执行这些计算，并且基于对参数的周期性统计评估，进行关于动作类型的判定以及是否和何时无线电发送癫痫症发作警报。

图10到19例示了可以用于癫痫症发作检测的一些参数。在从加速计获取的记录数据中去除DC之后示出所有这些参数和曲线图。在曲线图中选择的平均时间帧大约为0.4秒。

参照图10，如在普通的“在桌上拍打”动作的自动相关中示范的，在自动相关期间限定了几个参数。顶部曲线图示出了多个通道之一的数字化记录信号。图10的中部曲线图示出了信号的自动相关，而在图10的第三（最下）曲线图中呈现了信号的中间部分。在自动相关限定了三个峰值，这可以在第三曲线图中看出：

中央峰值-也已知为零峰值、主峰值以及零滞后峰值。如其名称所示，其位于自动相关的中部。其始终为携带信号功率信息的最高峰值。自动相关围绕该峰值对称。有时，自动相关归一化到其值。

第一峰值-围绕中央峰值的两个对称峰值。其时间为信号重复的第一时间周期。相对于主峰值的值，其值在信号的时间周期之间产生相似性。

第二峰值-在第一峰值之后的相同峰值对。给出具有较长时滞的信号与自身的相似性的进一步信息。

下面的参数标绘在所附曲线图中：

v0 -中央峰值的值

v1 -第一峰值相对于主峰值的值

t1 -第一峰值的时滞

v2 -第二峰值相对于主峰值的值

t2 -第二峰值的时滞

v_2/v_1 -第二峰值相对于第一峰值的值

t_2/t_1 -第二峰值相对于第一峰值时滞的时滞。

在这些曲线图中，对 15 秒自动相关移动窗计算这些参数，但在深度分析中，还使用其他时间帧，如 2 秒。为清楚起见，没有标绘出信号的所有轴。

图 11 是当对癫痫发作的部分进行放大时的 3 轴癫痫信号的实施例。可以主要在 XY 平面中观察到快且强的波动。各个尖峰信号类似于前一尖峰信号，但峰值以及峰值之间的时间随时间变化。这种行为例示在先前限定的在癫痫发作开始之前开始的参数中，其被标绘在下面的曲线图。

参照图 12，中央峰值 (V_0) 的信号振幅仅在癫痫发作期间 (第二曲线图) 较高 (例如 1000 以上)。当自动相关较弱时，几乎不能检测到第一和第二峰值，将它们的参数设置成零。癫痫发作期间的 t_1 和 t_2 分别具有特征值，如低于 2 秒和 4 秒。如可以看出，这些峰值 (v_1 和 v_2) 的值在发作时较高，例如 0.3 以上。第二峰值比第一峰值弱，但足够强，由此，它们的比率可以处于范围[0.5, 1]中。

参照图 13，在对另一种快得多且强得多的癫痫的另一记录信号中可以看出同样内容。在这种癫痫发作中，动作主要在 Y 方向上，如可以从其高得多的加速度值看出。在这种癫痫发作期间发生了几种行为变化，如可以在放大轴曲线图中看出。开始非常快速，而后来加速度变得较弱并且可重复性较慢，在放大部分的中部具有几乎静止时段的时间段。

参照图 14，也可以在早于癫痫发作开始就开始的参数曲线图中看出类似间隙。该参数也例示了这是一种快得多且强得多的癫痫运动。

参照图 15，可以用于检测的另一参数是发作期间的主轴变化。不像通常在特定时段具有限定方向的普通动作，癫痫动作通常频繁地改变其空间取向。将另一高度活动通道添加至两种癫痫发作的上述曲线图例示了这种情况，当在左侧尺寸-MI 记录中时，X 和 Y 轴交替为主要动作轴 (如在上述轴曲线图中看出)。类似的是，在 AM 记录中，Y 是主轴，而在癫痫发作的较短部分中，X 加速度也非常强。这同样可以发生于包括 Z 轴的所有轴。

参照图 16，还可以针对非癫痫记录（如夜间伸展信号）示出相同的参数。这种动作非常类似于癫痫动作：

- 生理方面-肌肉强直性痉挛
- 数学观点方面-正确的频率和振幅范围

参照图 17，呈现了夜间伸展，示出了按相对较低振幅的强直状动作。该信号因其持续时间较短而可以被限定为非癫痫。

参照图 18，另一日常动作是在键盘上打字。这是非常弱的信号，具有较低的可重复性，由此，可以容易地与癫痫动作相区别。这是大多数普通动作的情况。

参照图 19，这些日常动作还展示了清楚得多的轴方向，如可以在添加另一轴信号时看出。

在夜间伸展中，动作处于 XY 平面中，在其他方向没有短震动，如同在癫痫记录中看出的那样。

打字信号也非常随机且弱，由此，不能检测到清楚的 v1，更不必说限定方向行为。

本发明的实施方式可以包括用于执行在此的操作的装置。这种装置可以被专门构造以用于希望的用途，或者它可以包括由存储在计算机中的计算机程序选择性地激活或重新配置的通用计算机。这种计算机程序可以存储在计算机可读存储介质中，例如但不限于任何类型的盘，包括软盘、光盘、CD-ROM、磁光盘、只读存储器（ROM）、随机存取存储器（RAM）、电可编程只读存储器（EPROM）、电可擦可编程只读存储器（EEPROM）、磁卡或光卡，或者任何其他类型的适合存储电子指令并且能够连接到计算机系统总线的介质。

在此呈现的处理和显示并不是本质上涉及任何特定计算机或其他装置。利用根据本文的教导的程序，可以使用各种通用系统，或者可以证明便于构造更专用的装置以执行希望的方法。从下面的说明，将呈现用于各种这些系统的希望结构。另外，没有参照任何特定编程语言来描述本发明的实施方式。应当清楚，可以使用多种编程语言来实现如在此所述的本发明的教导。

虽然在此例示并描述了本发明的特定特征，但本领域技术人员可以想到许多修改例、替换例、改变例以及等同物。因此，应当明白，所附权利要求旨在覆盖落入本发明的真实精神内的所有这些修改例和改变例。

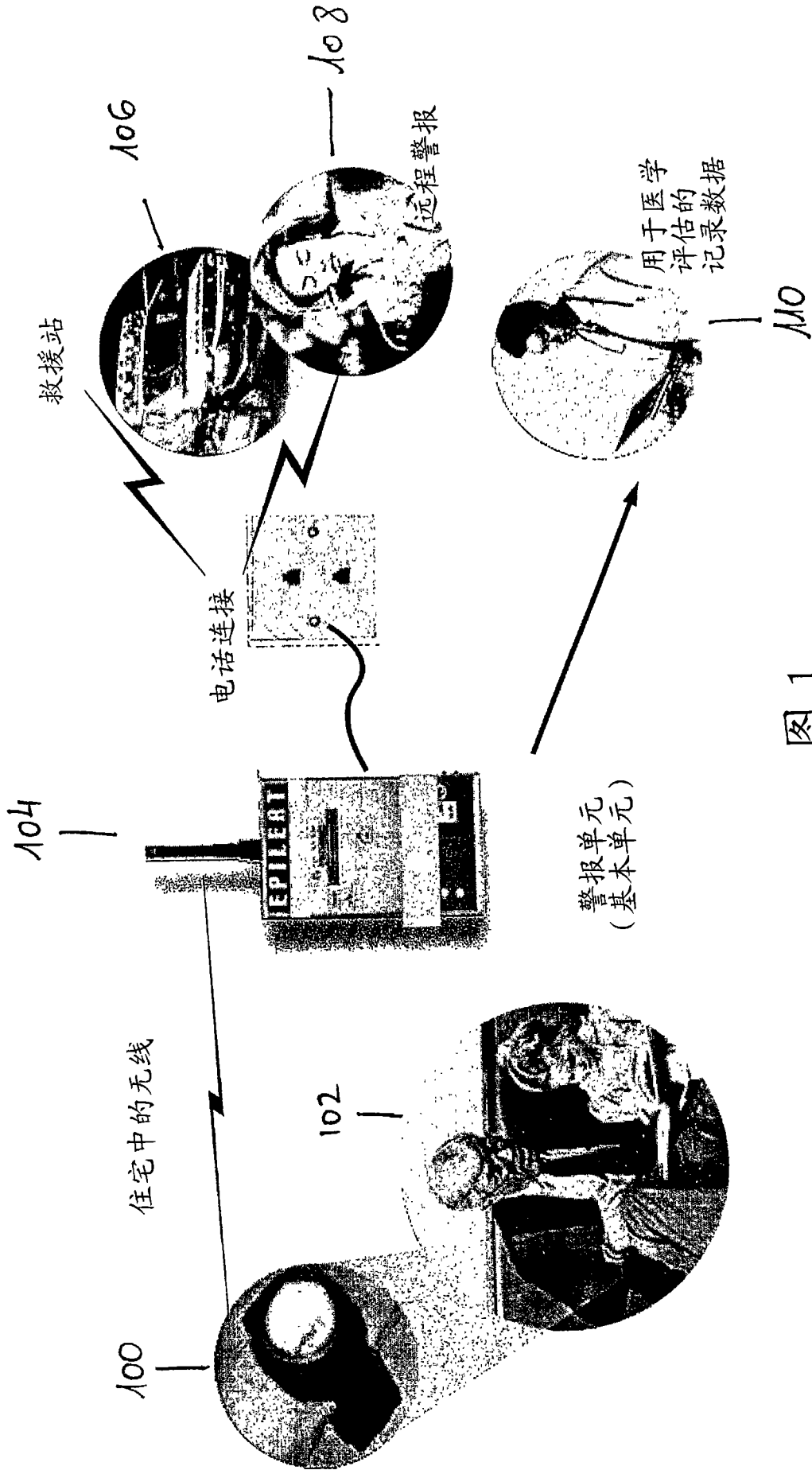


图 1

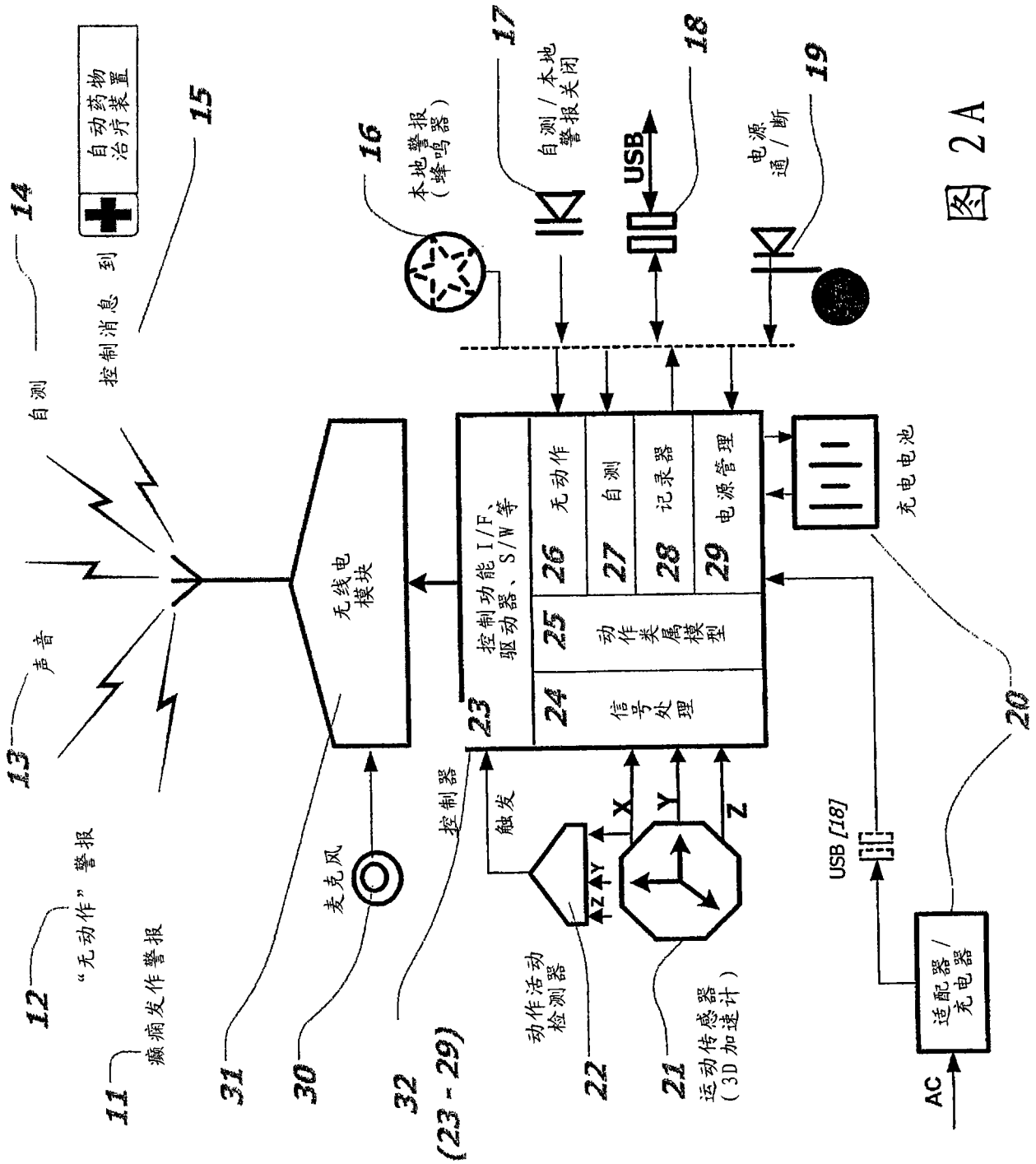


图 2A

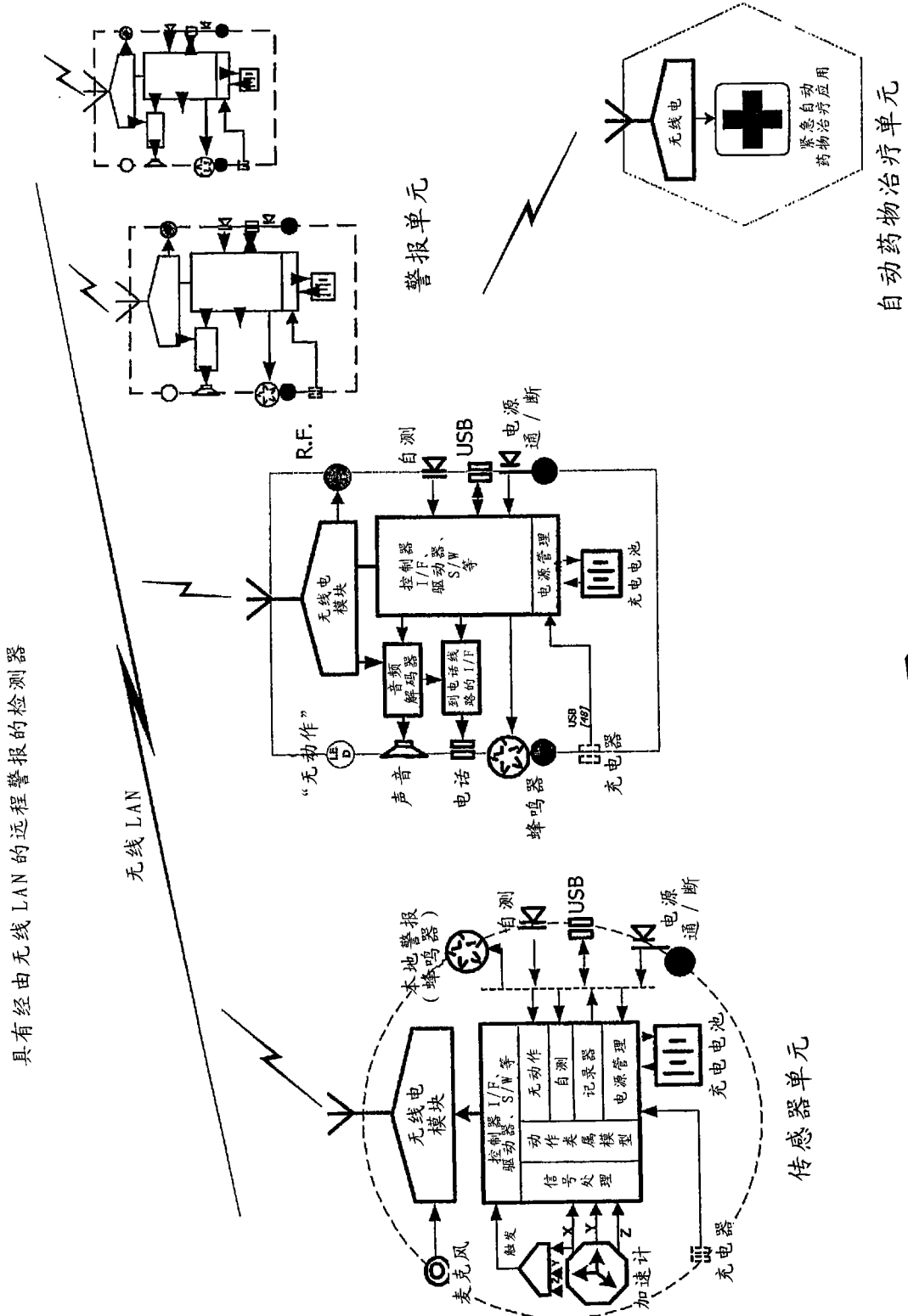


图 2B

通常癫痫动作 / 日常动作区别

信号参数	癫痫发作动作	正常日常动作
持续时间	长 (几分钟到几小时)	各种各样
频率 (典型)	强直 - 高: 5-15 Hz 阵挛 (脉冲) - 低: 0.5-3 Hz	非常低到高
频率变化	随机变化	大部分稳定
振幅	随机变化	大部分稳定
动作方向	随机变化 (通过 3D 加速计检测)	大部分稳定
关联: 振幅 / 高频 (强直)	高频与低到中振幅关联	高频与非关联 的振幅关联

图 3

参数	频率	频率变化， 短期	频率变化， 长期	振幅	振幅 变化	方向 变化	事件 持续时间
癫痫动作							
强直 低振幅	中到高	低	中	低	低	低	长
阵挛 快	中	中	高	中	中	中	中
阵挛 慢	低	中	高	高	中	高	中
强直/阵挛	交替	高	变化，高	交替	交替	高	长
日常动作							
步行	低	低	低	中	低	低	长
打字	中	高	变化，高	变化，低	中	中	中
锻炼/跑步	中	低	低	高	低	低	长
网球	变化，低	高	高	中-高	高	高	长
园艺-剪切	变化， 低-低	高	高	高	中	中	任意
讲话/握手	低	高	高	低	中	高	短
抓头	低	低	低	低	低	低	短
伸展(双手)	高	低	低	低	低	高	短

图4

用于癫痫发作识别的算法 & 处理

运动信号处理的功能块

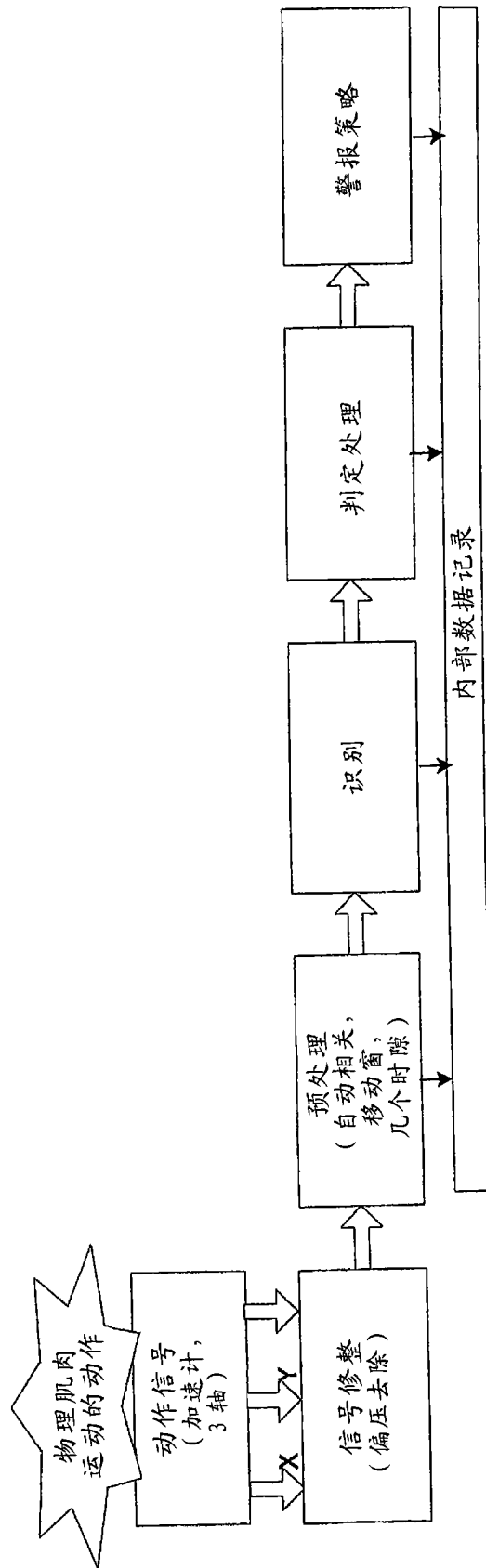


图 5

运动信号处理
将“动作事件”匹配至“类属动作模型”

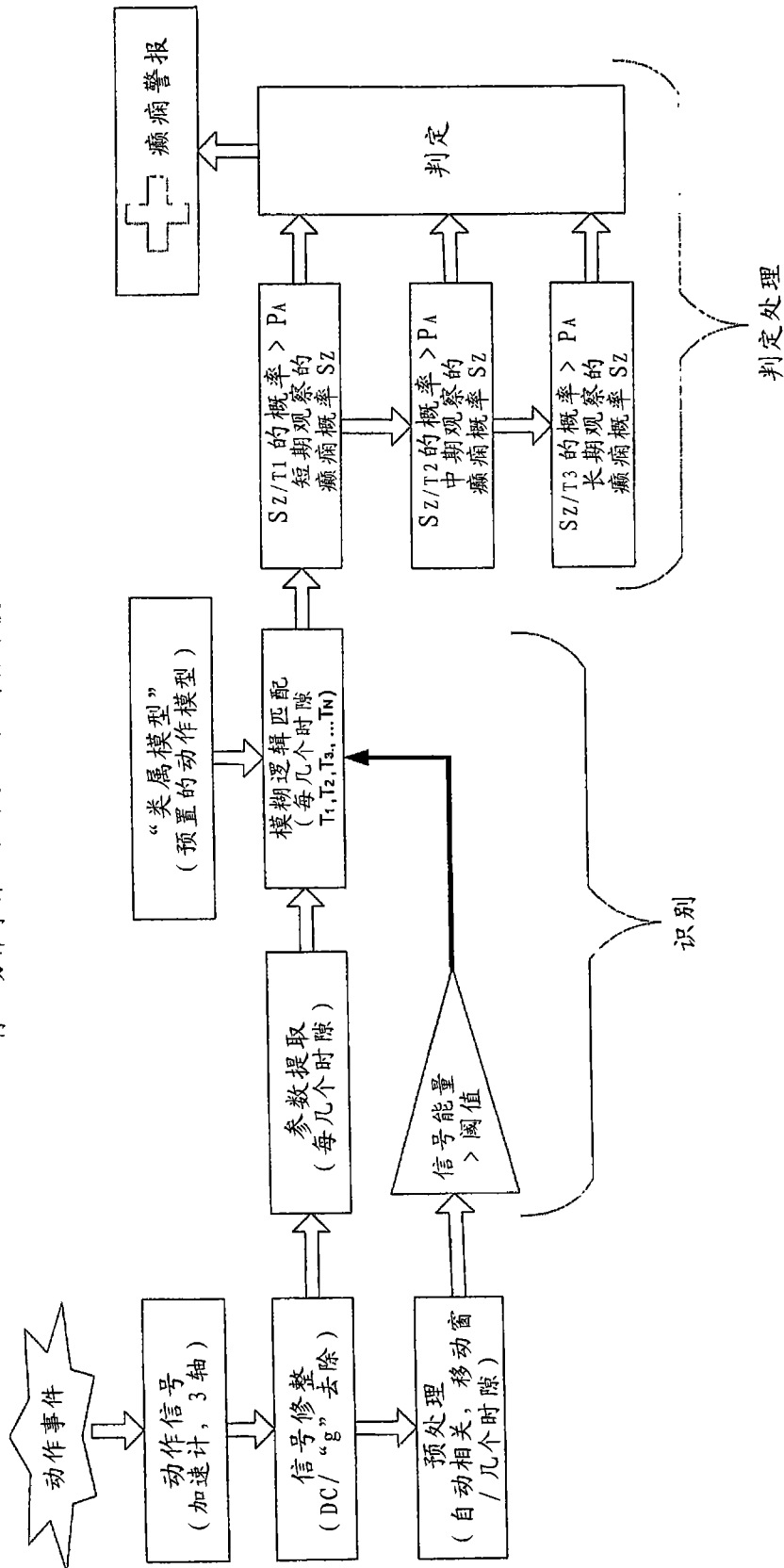


图 6

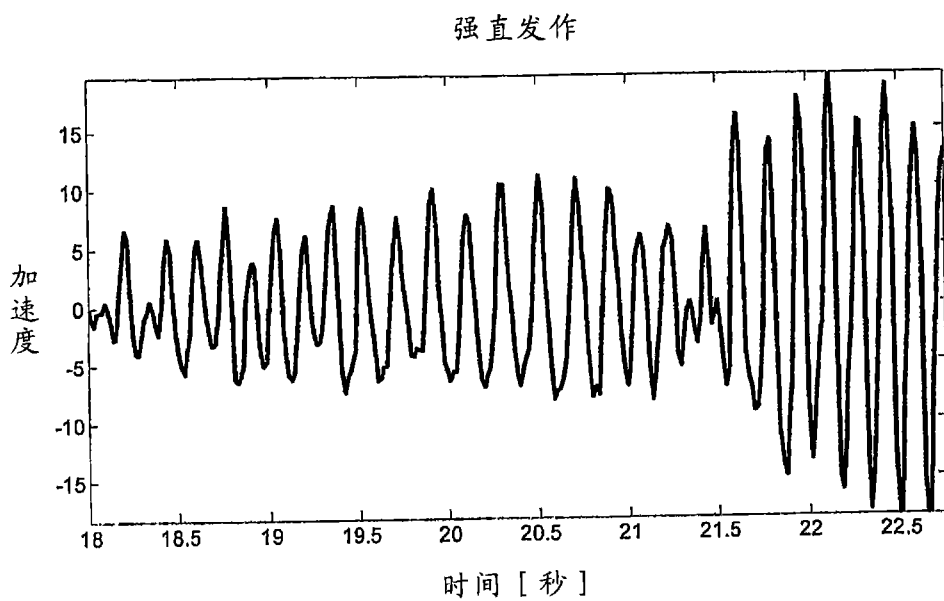


图 7A

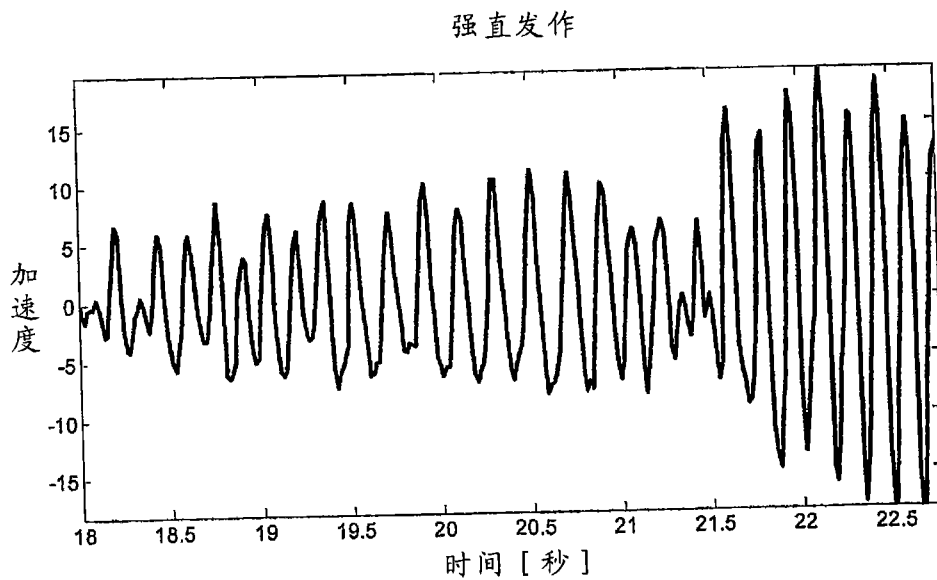


图 7B

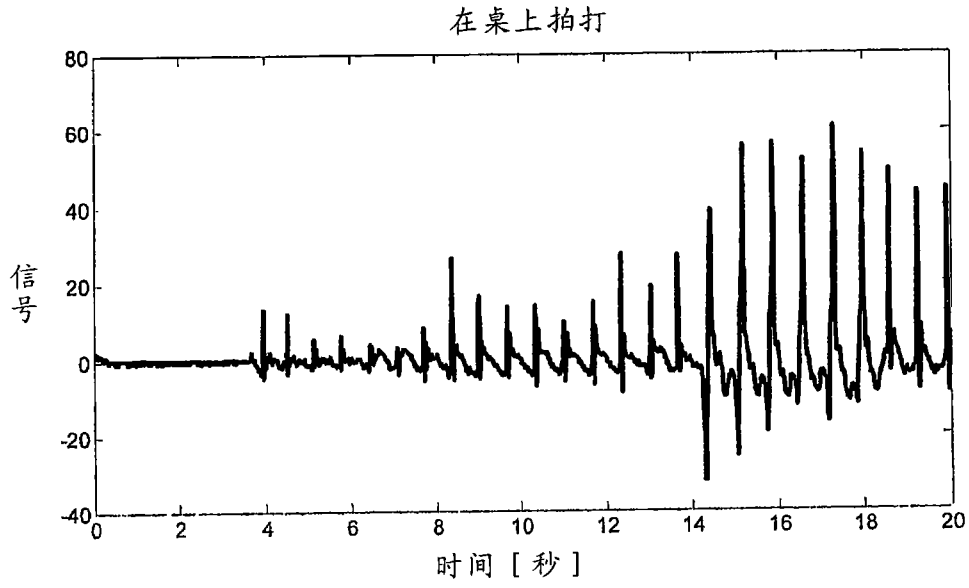


图 8A

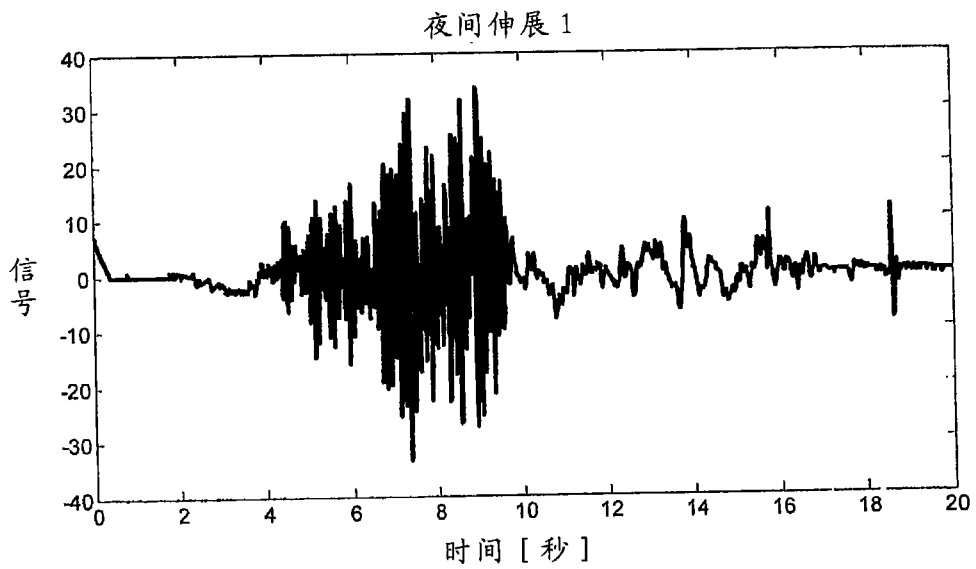


图 8B

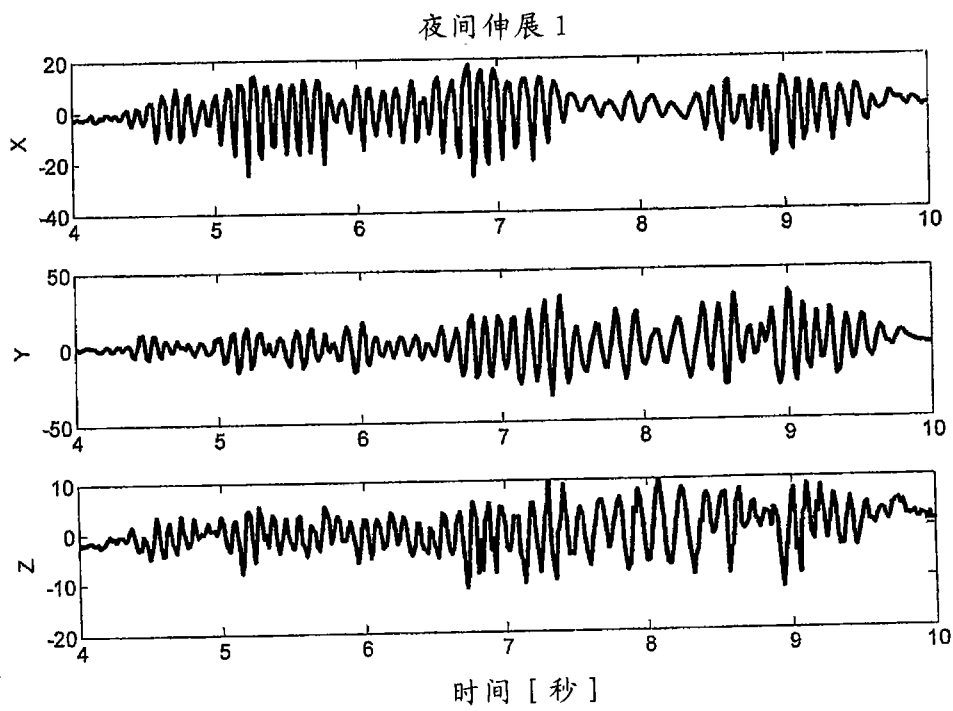


图 8C

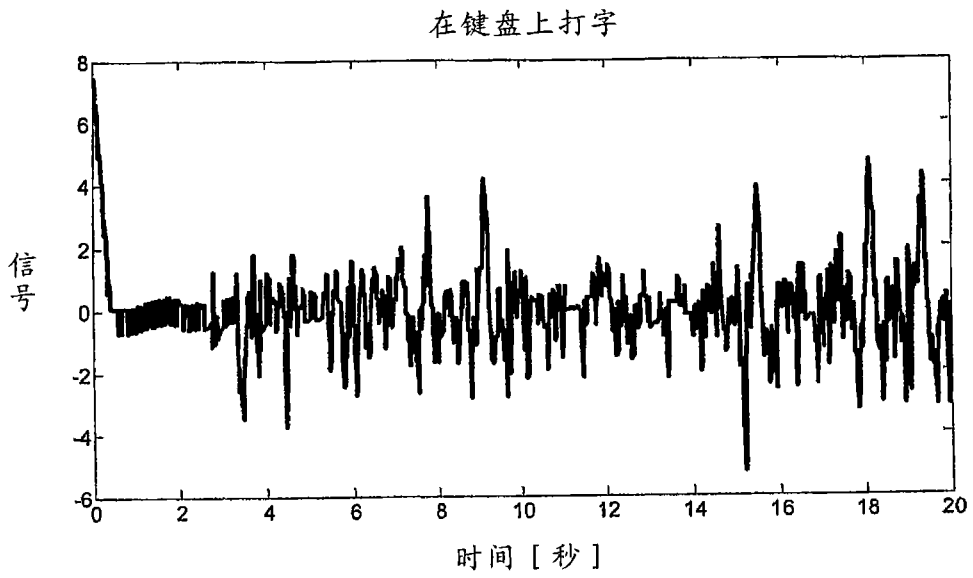


图 9

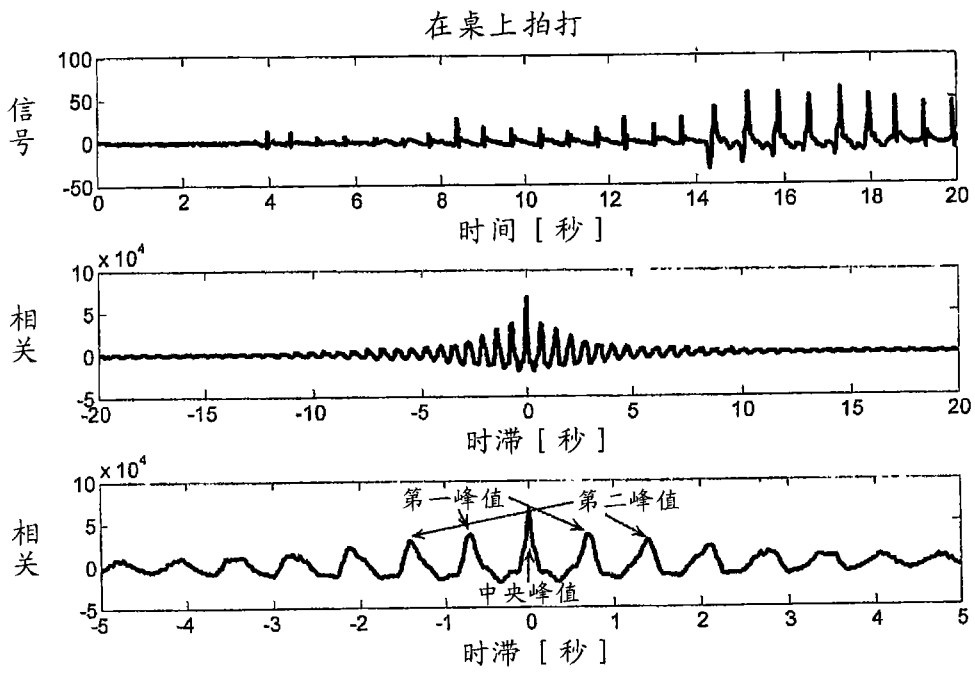


图 10

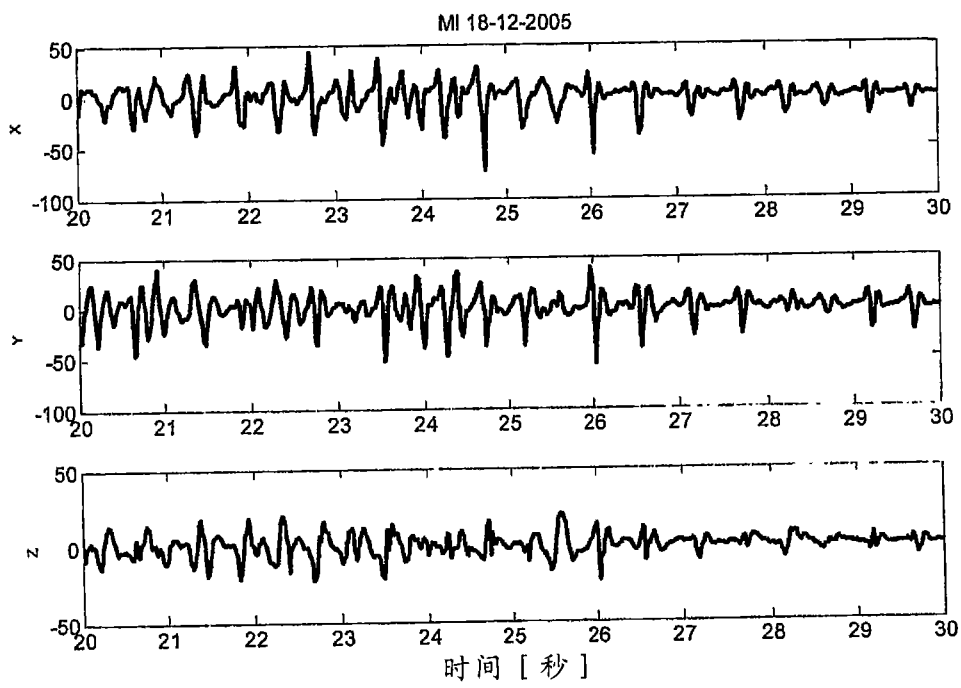


图 11

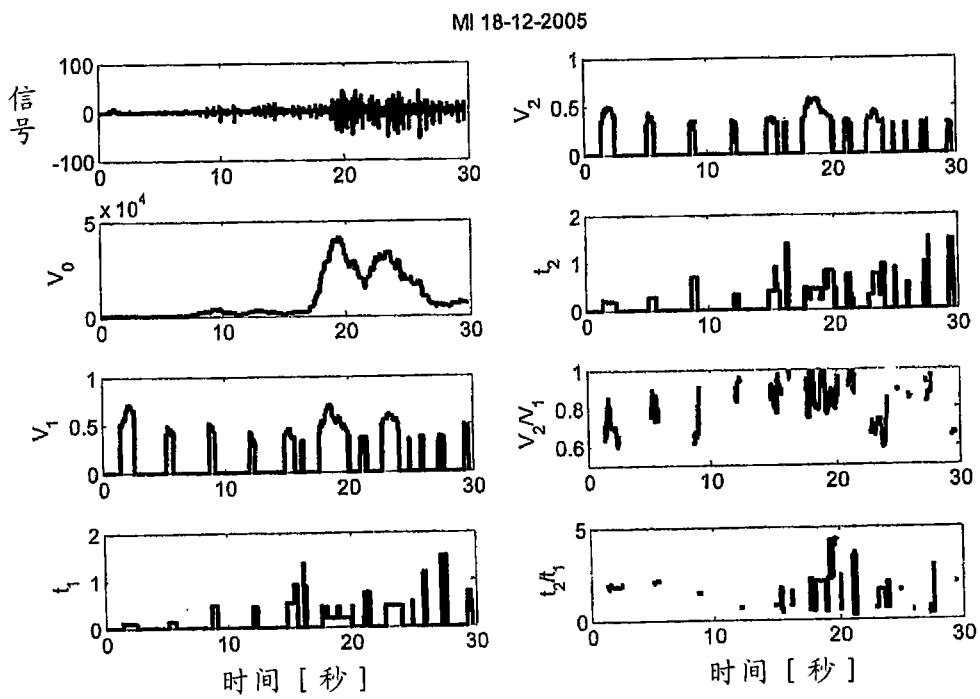


图 12

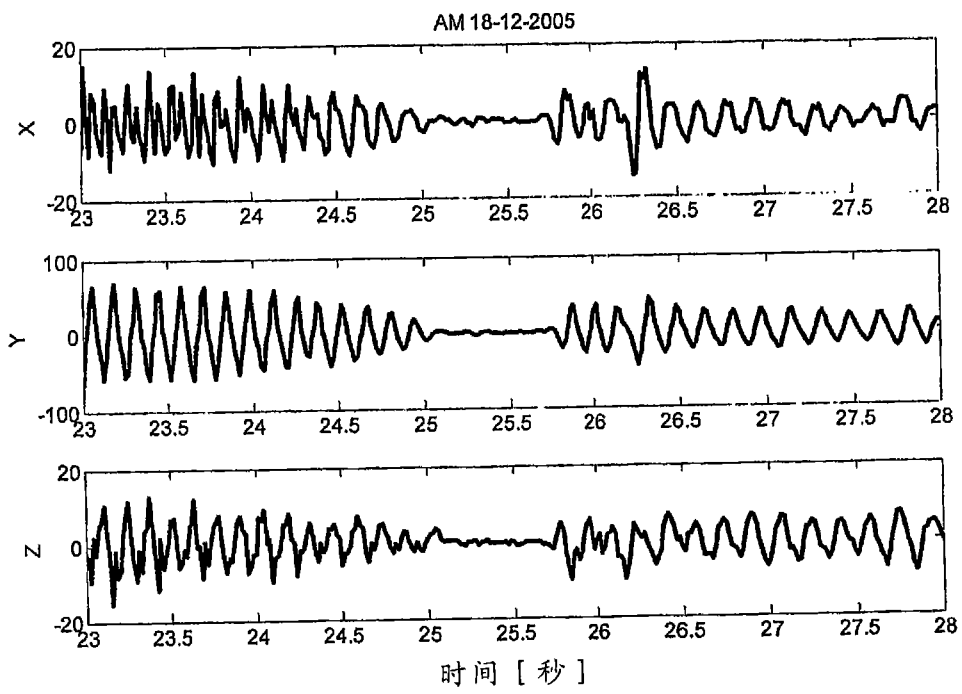


图 13

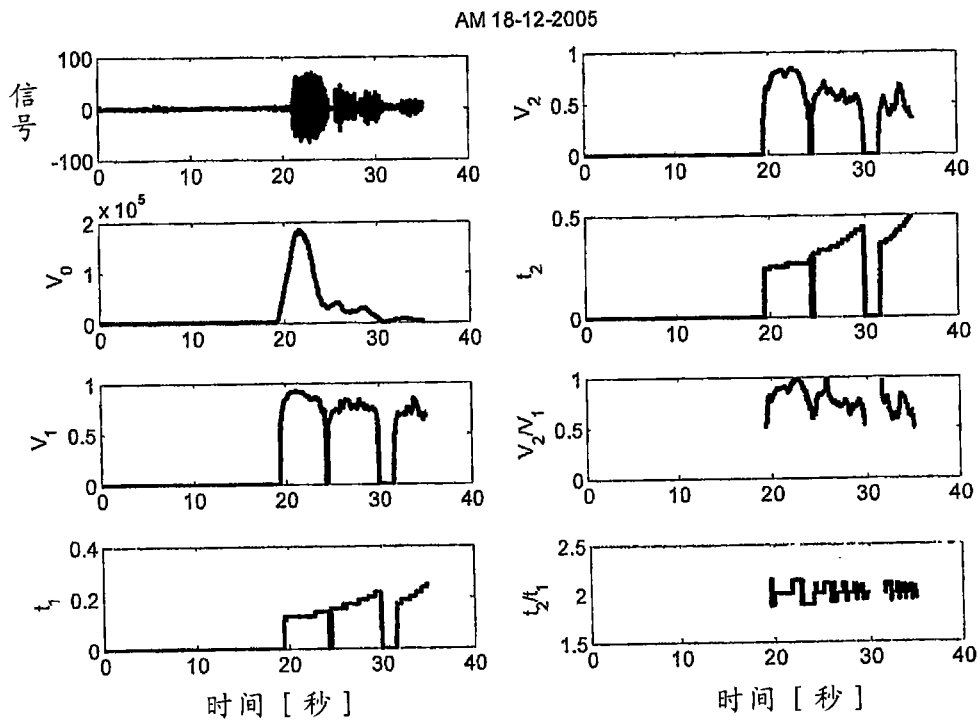


图 14

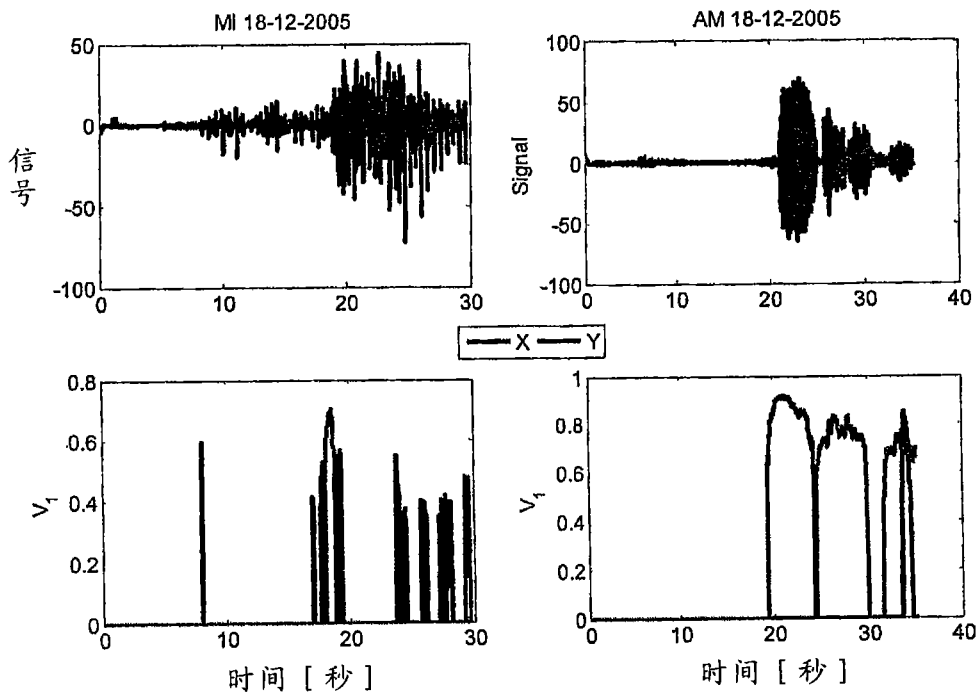


图 15

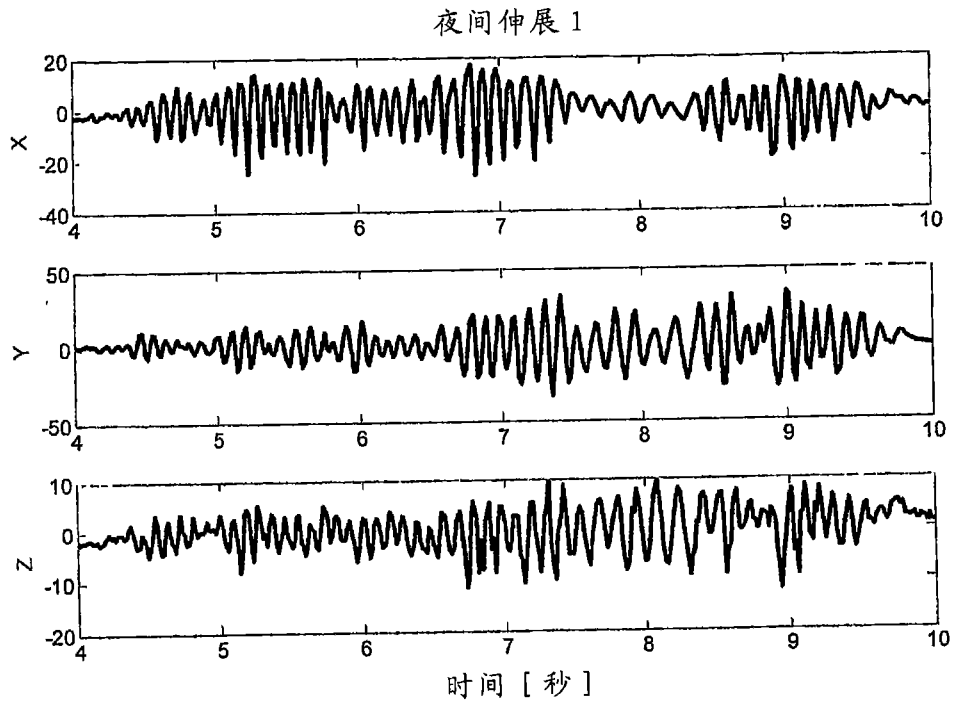


图 16

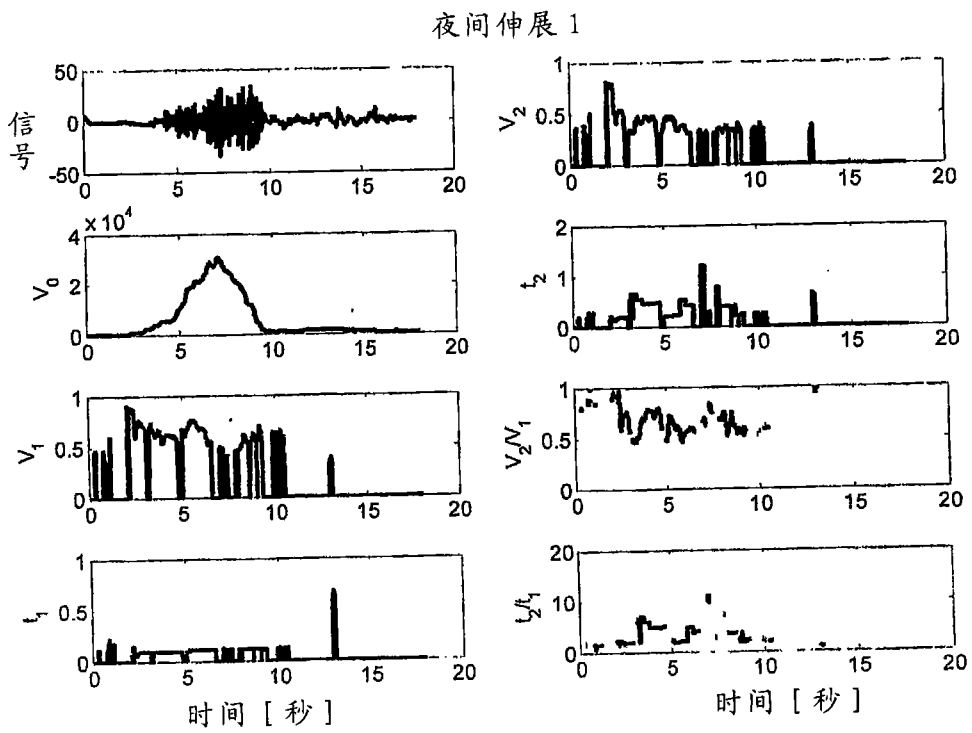


图 17

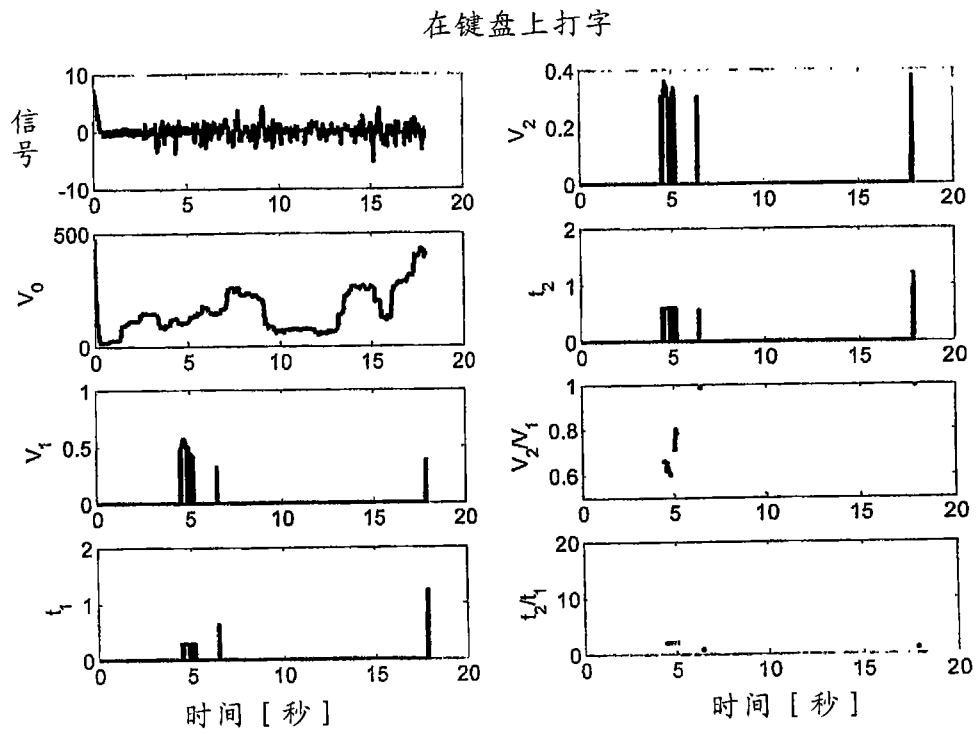


图 18

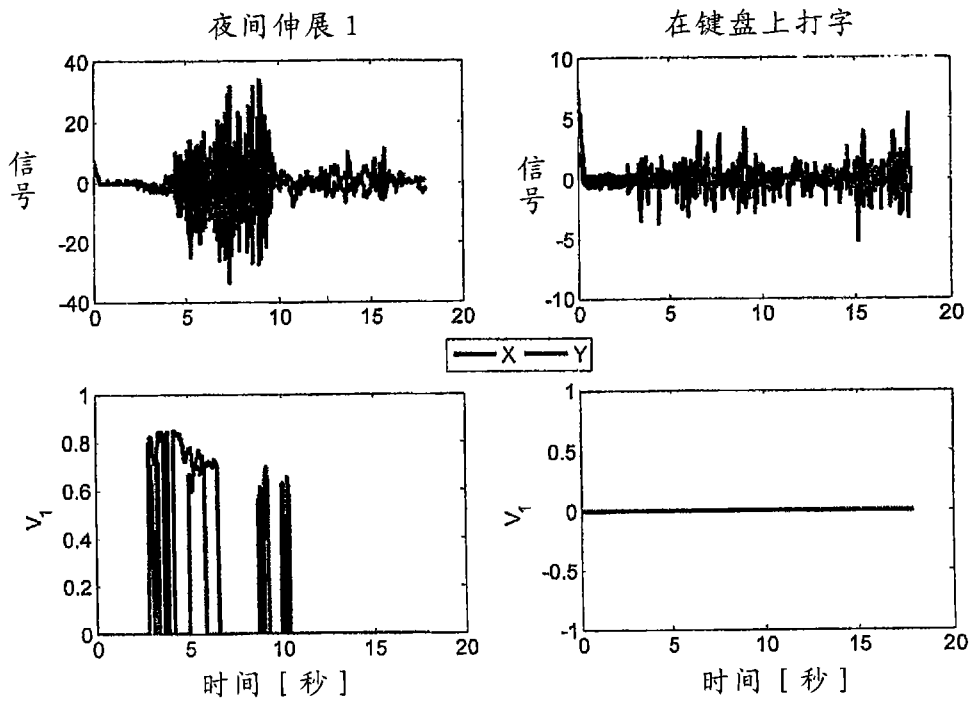


图 19