



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107536599 A

(43)申请公布日 2018.01.05

(21)申请号 201710513116.9

(22)申请日 2017.06.29

(30)优先权数据

62/356,164 2016.06.29 US

15/264,333 2016.09.13 US

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 李叶磊

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

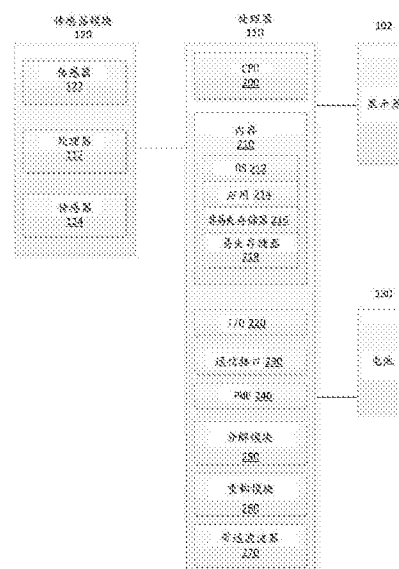
权利要求书3页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

提供实时信号分割和基准点对准架构的系统与方法

(57)摘要

提供了一种监视用户生体测量的电子设备，其中，传感器被配置为从用户获取第一信号，并且诊断处理器被配置为预处理第一信号，以生成第二信号，对第二信号进行分割以形成信号段，针对信号段中的每一信号段确定至少一个事件位置，匹配相邻信号段以进行特性对准，以及使用特性对准的结果提供第三信号。



1. 一种方法, 包含:
 - 确定经由至少一个通道从用户接收的第一信号的信号类型;
 - 从第一信号提供第二信号;
 - 对第二信号进行分割, 以形成第一信号段和第二信号段;
 - 基于信号类型处理第一信号段和第二信号段, 以为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点, 其中:
 - 当信号类型为第一类型时, 为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点, 以及
 - 当信号类型为第二类型时:
 - 从第一信号段确定第一事件位置, 并且将第一事件位置标识为第一信号段的基准点,
 - 将来自第二信号段的一个或多个相邻的点与第一信号段的基准点相匹配, 以及
 - 将所述一个或多个相邻的点之一选择为相应于第一信号段的基准点的第二信号段的基准点, 以及
 - 使用所确定的基准点生成第三信号。
2. 根据权利要求1所述的方法, 还包含监视用户的移动, 其中, 当所监视的移动低于预定阈值时, 接受第一信号, 以进行处理。
3. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 通过确定局部最大值和局部最小值之一, 为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点。
4. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 当信号类型为第一类型时, 提供第二信号, 第二信号与第一信号相同, 以及当信号类型为第二类型时, 通过使用时间域处理和时间频率处理之一预处理第一信号来提供第二信号。
5. 根据权利要求4所述的方法, 其中, 时间域处理包含带通滤波。
6. 根据权利要求4所述的方法, 其中, 时间频率处理包含子波系数重构。
7. 根据权利要求1所述的方法, 还包含最后确定用于接收第一信号的至少一个通道之一的选择。
8. 根据权利要求1所述的方法, 还包含存储第一信号的部分。
9. 根据权利要求1所述的方法, 包含使用时间延迟嵌入 (TDE) 心跳检测和自适应阈值化形成第一信号段和第二信号段。
10. 根据权利要求1所述的方法, 还包含使用相似度匹配技术匹配第一信号段和第二信号段。
11. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 相似度匹配技术包含DTW方法和关联方法。
12. 根据权利要求11所述的方法, 还包含将概率函数施用于DTW方法, 以向第一信号段和第二信号段的部分赋予不同的权重。
13. 根据权利要求1所述的方法, 还包含: 如果第三信号低于预定阈值, 则选择用于从用户接收第一信号的新通道, 其中, 至少一个通道中的任何一个通道能够是该新通道。
14. 一种存储机器可执行指令的非易失性机器可读介质, 其在执行时使得计算系统控制操作, 包括:
 - 确定经由至少一个通道从用户接收的第一信号的信号类型;
 - 从第一信号提供第二信号;

对第二信号进行分割,以形成第一信号段和第二信号段;

基于信号类型处理第一信号段和第二信号段,以为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点;以及使用所述基准点生成第三信号。

15. 如权利要求14所述的存储机器可执行指令的非易失性机器可读介质,其在执行时包括指令:

当信号类型为第一类型时,为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点,以及

当信号类型为第二类型时:

从第一信号段确定第一事件位置,并且将第一事件位置标识为第一信号段的基准点,

将来自第二信号段的一个或多个相邻的点与第一信号段的基准点相匹配,以及

将所述一个或多个相邻的点之一选择为相应于第一信号段的基准点的第二信号段的基准点。

16. 一种系统,包含:

至少一个传感器,被配置为从用户获取第一信号,其中,所述至少一个传感器具有至少一个通道,而且第一信号来自所述至少一个通道中的一个通道;以及

诊断处理器,被配置为:

确定第一信号的信号类型;

从第一信号提供第二信号;

对第二信号进行分割,以形成第一信号段和第二信号段;

基于信号类型处理第一信号段和第二信号段,以为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点,其中:

当信号类型为第一类型时,为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点,以及

当信号类型为第二类型时:

从第一信号段确定第一事件位置,并且将第一事件位置标识为第一信号段的基准点,

将来自第二信号段的一个或多个相邻的点与第一信号段的基准点相匹配,以及

将所述一个或多个相邻的点之一选择为相应于第一信号段的基准点的第二信号段的基准点,以及

使用所确定的基准点生成第三信号。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,将所述至少一个传感器中的至少之一配置为监视用户的移动,其中,当所监视的移动低于预定阈值时,接受第一信号,以进行处理。

18. 根据权利要求16所述的系统,还包含被配置为至少存储用户的身体位置信息的内存,其中,由所述诊断处理器从所述至少一个传感器所监视的信号确定身体位置信息。

19. 根据权利要求16所述的系统,其中,通过确定局部最大值和局部最小值之一,为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段确定基准点。

20. 根据权利要求16所述的系统,其中,当信号类型为第一类型时,所述诊断处理器提供第二信号,第二信号与第一信号相同,以及当信号类型为第二类型时,所述诊断处理器通过使用时间域处理和时间频率处理之一预处理第一信号来提供第二信号。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中,时间域处理包含带通滤波,时间频率处理包含

子波系数重构。

22. 根据权利要求20所述的系统,其中,所述时间频率处理包含子波系数重构。

23. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述诊断处理器被配置为完成用于从至少一个传感器接收第一信号的通道的选择。

24. 根据权利要求16所述的系统,进一步包括被配置为存储第一信号的至少部分的存储器。

25. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述诊断处理器被配置为使用时间延迟嵌入(TDE)心跳检测和自适应阈值化之一来形成第一信号段和第二信号段。

26. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述诊断处理器被配置为使用相似度匹配技术来匹配第一信号段和第二信号段。

27. 根据权利要求26所述的系统,其中,所述相似度匹配技术包含DTW方法和关联方法。

28. 根据权利要求27所述的系统,其中,所述诊断处理器被配置为将概率函数施用于DTW方法,以向第一信号段和第二信号段的部分赋予不同的权重。

29. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述诊断处理器被配置为如果第三信号低于预定阈值,则从用于从用户接收第一信号的至少一个传感器选择通道。

30. 一种方法,包含:

经由至少一个通道从用户接收第一信号;

从第一信号提供第二信号;

对第二信号进行分割,以形成多个信号段;

为所述多个信号段中的每一个信号段确定至少一个事件位置;

匹配所述多个信号段中相邻信号段的所述至少一个事件位置,以进行特性对准;以及使用特性对准的结果提供第三信号。

提供实时信号分割和基准点对准架构的系统与方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2016年6月29日提出的美国临时专利申请62356164的 权益,特将其全部所公开内容并入此处,以作参考。也将美国申请 14/928,072的全部内容并入此处,以作参考。

技术领域

[0003] 本公开专利涉及测量用户的身体信号,更具体地讲,涉及用于提供实时信号分割和基准点对准架构的系统与方法。

背景技术

[0004] 与任何便携式电子设备一样,监视生体信号,以精确检测所希望的生体信号(biosignals)的可佩戴的传感器设备是人们所希望的。然而,用户的移动、所检测的信号 的复杂性、以及所检测的信号中的噪音,会使精确地检测生体信号面临挑战。

[0005] 通常,使用传统的心跳检测方法、通过各种类型测量传感器确定健康 测量值(例如,心率、呼吸率)。这些测量传感器测量不同类型的传感器 信号,例如,心冲击描记器信号(ballistocardiography,BCG)信号、光电体积描记图(photoplethysmogram,PPG)信号、心电图(electrocardiogram,ECG)信号、皮肤电反应(galvanic skin response, GSR)信号、以及生物阻抗信号。这样的传统心跳检测方法不能够提供精确的检测性能,并且不能够可靠地标识噪音信号上的特征点。

发明内容

[0006] 提供了一种用于提供实时信号分割和基准点对准架构的系统与方法。某一示范性的实施例可以包括一种用于确定经由至少一个通道从用户接收的第一信号的信号类型的方法,其中,第一信号是用户的生体信号。从 第一信号提供第二信号,并且对第二信号进行分割,以形成第一信号段和 第二信号段。

[0007] 基于信号类型对第一信号段和第二信号段进行处理,以为第一信号段 和第二信号段中的每一个信号段确定基准点。当信号类型为第一类型时,为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段直接确定基准点。当信号类型为第二类型时,从第一信号段确定第一事件位置,并且将第一事件位置 标识为第一信号段的基准点。

[0008] 将来自第二信号段的一个或多个相邻的点与第一信号段的基准点相匹配,将相邻的点之一选择为相应于第一信号段的基准点的第二信号段的 基准点。然后使用所述基准点生成第三信号。

[0009] 另一个示范性的实施例可以包括一种存储机器可执行指令的非暂时 机器可读介质,当执行机器可执行指令时,致使计算系统控制如下操作:确定经由至少一个通道从用户接收的第一信号的信号类型。第一信号可以是用户的生体信号。可以从第一信号提供第二信号,其中,第二信号可以 不同于第一信号或者与第一信号基本相同。可以对第二信号

进行分割,以 形成第一信号段和第二信号段。然后,可以根据信号类型处理第一信号段 和第二信号段,以为第一信号段和第二信号段中每一信号段的确定基准 点,并且可以使用所述基准点生成第三信号。

[0010] 另一个示范性的实施例可以包括包含被配置为从用户获取第一信号 的至少一个传感器的系统,其中,传感器(一或多个)具有至少一个通道, 而且第一信号来自所述通道(一或多个)中的一个通道。可以将诊断处理 器配置为确定第一信号的信号类型、从第一信号提供第二信号、对第二信 号进行分割,以形成第一信号段和第二信号段、然后基于信号类型处理第 一信号段和第二信号段,以为第一信号段和第二信号段中的每一个信号段 确定基准点。

[0011] 当信号类型为第一类型时,诊断处理器可以为第一信号段和第二信号 段中的每一个信号段确定基准点。当信号类型为第二类型时,诊断处理器 可以从第一信号段确定第一事件位置,并且将第一事件位置标识为第一信 号段的基准点。然后诊断处理器可以将来自第二信号段的一个或多个相邻 的点与第一信号段的基准点相匹配,并且将相邻的点之一选择为相应于第 一信号段的基准点的第二信号段的基准点。然后使用所述基准点生成第三 信号。

[0012] 本公开的另一个实施例可以是一种方法,所述方法包含经由至少一个 通道从用户接收第一信号,并且基于第一信号提供第二信号。可以对第二 信号进行分割,以形成多个信号段,可以为所述多个信号段中的每一个信 号段确定至少一个事件位置。可以匹配针对所述多个信号段中相邻信号段 的至少一个事件位置,以进行特性对准,并且可以使用特性对准的结果提 供第三信号。

[0013] 所描述的某些实施例是具有两个信号段的示例,然而,信号段的数目 也可以多于两个。

[0014] 以下描述中将阐述更多的方面,与/或通过所介绍的示范性实施例的实 践获知更多的方面。

附图说明

[0015] 通过以下结合附图对示范性实施例的描述,这些与/或其它方面将会 变得十分明显,并且更加易于理解。

[0016] 图1是示出根据本公开某一实施例的电子设备的图。

[0017] 图2是根据本公开某一实施例的电子设备的高级框图。

[0018] 图3是根据本公开某一实施例的通信网络中的电子设备的图示。

[0019] 图4A是根据本公开某一实施例的BCG标绘的示例。

[0020] 图4B是根据本公开某一实施例的BCG标绘的示例。

[0021] 图4C是根据本公开某一实施例的BCG标绘的示例。

[0022] 图4D是根据本公开某一实施例的ECG标绘的示例。

[0023] 图4E是根据本公开某一实施例的PPG标绘的示例。

[0024] 图5是根据本公开某一实施例的处理输入信号的示例流程图。

[0025] 图6A是根据本公开某一实施例的所分割的BCG标绘的示例。

[0026] 图6B是根据本公开某一实施例的所分割的BCG标绘的示例。

- [0027] 图6C是根据本公开某一实施例的所分割的BCG标绘的示例。
- [0028] 图6D是根据本公开某一实施例的所分割的ECG标绘的示例。
- [0029] 图6E是根据本公开某一实施例的所分割的PPG标绘的示例。
- [0030] 图7是根据本公开某一实施例的过滤的PPG波形的示例。
- [0031] 图8是根据本公开某一实施例的过滤的PPG波形的时间延迟的波形的 标绘的示例。
- [0032] 图9是根据本公开某一实施例的基于动态时间扭曲 (dynamic time warping,DTW) 轮廓的双变量高斯型曲线的图的示例。
- [0033] 图10A是示出了根据本公开某一实施例的BCG波形的逐点匹配的示例 图。
- [0034] 图10B是示出了根据本公开某一实施例的、与所去除的剩余点进行BCG 匹配比较的示例图。
- [0035] 图11A说明了根据本公开某一实施例的BCG标绘的特征点。
- [0036] 图11B说明了根据本公开某一实施例的BCG标绘的特征点。
- [0037] 图11C说明了根据本公开某一实施例的BCG标绘的特征点。
- [0038] 图11D说明了根据本公开某一实施例的ECG标绘的特征点。
- [0039] 图11E说明了根据本公开某一实施例的PPG标绘的特征点。
- [0040] 图12是根据本公开某一实施例的心跳位置插值的示例性波形。

具体实施方式

- [0041] 参照以下对实施例和附图的详细描述,可以更容易地理解本公开的一个或多个实施例的优点与特性。
- [0042] 为此,不应将所介绍的实施例视为对此处所给描述的限制。相反,这 些实施例的提供仅为示例,旨在使本公开变得完整,并且能够向本领域技 术人员充分表达所介绍实施例的概念。所附权利要求说明了本公开的某些 实施例。
- [0043] 在整个说明书中,相同的参照数字指的是相同的图元。应将此处所使 用的包括描述性或者技术性术语的所有术语视为具有本领域技术人员可 清晰辨识的含义。当某一术语因语言的演变、先例、或者新技术的出现而 多义时,本公开专利中所使用的术语的含义首先应由其在本公开中的使用 与/或定义加以阐明。如果需要进一步的阐明,则所述术语应该取本公开 公开之时本领域技术人员在本公开的上下文中所理解的含义。
- [0044] 当一个部分“包括”或者“包含”(英文的“include”或者“comprise”)某一元件时,除非存在与此相反的具体描述,否则所述部分还可以包括其 它元件。在本公开的实施例中,术语“单元”(英文的“unit”)意指执 行某一具体功能的软件部件或者硬件部件。例如,硬件部件可以包括现场 可编程门阵列(FPGA)或者针对具体应用的集成电路(ASIC)。
- [0045] 软件部件可以涉及可寻址存储介质中可执行代码与/或可执行代码所 使用的数 据。因此,例如,软件部件可以是面向对象的软件部件、类部件、以及任务部件,而且可以包括过程、函数、属性、规程、子例程、程序代 码段、驱动程序、固件、微代码、电路、数据、数据库、数据结构、表格、阵列、或者变量。
- [0046] 可以将一个“单元”所提供的功能划分为更多的部件与“单元”。
- [0047] 现在,将详细参照各实施例,附图中说明了这些实施例的示例。就此 而言,所介绍

的实施例可以具有不同的形式,而且不应该将它们视为对此处所进行的描述的限制。

[0048] 为了避免不必要的细节影响对所述实施例的描述,在以下的描述中,未详细描述人们所熟悉的功能或者结构。

[0049] 本公开的各种实施例公开了用于单事件检测的实时架构和标识相应特征点的周期或者伪周期信号的基准点对准。各种实施例包括信号优化、信号重构、时间延迟嵌入(TDE)心跳检测、以及自适应动态时间扭曲(DTW)中的一个或多个。各种实施例能够强有力地抵御形态变化、高噪音水平与/或信号伪像。因此,各种实施例可适用于以下一个或多个方面:睡眠/呼吸暂停诊断、血压诊断、心率变化(HRV)诊断、呼吸率变化(RRV)诊断、心律失常检测、以及移动识别。

[0050] 各种实施例公开了一种具有复现模式的实时信号分割和信号的对准架构。各种实施例可以接收和分析生理数据信号,包括,但不局限于BCG信号(例如,从诸如加速度计的低功率移动传感器所测量的)、PPG信号(例如,从用户手腕上的光传感器所测量的)、ECG信号(例如,从可佩戴设备所获得的)、GSR信号(例如,从GSR传感器所获得的)、以及生物阻抗信号。

[0051] 图1是示出了根据本公开某一实施例的电子设备的图。参照图1,诸如用户可佩戴设备100的电子设备具有显示器102、处理器110和112、传感器模块120、电池130、带子140、以及卡环142。传感器模块120可以包括传感器122和124。也可以将处理器110和处理器112称为诊断处理器,而且其可以执行指令。因此,例如,诊断处理器可以是数字信号处理器、控制器、针对具体用户的处理器、通用处理器等。有时,为了易于描述,诊断处理器也可以统指各种硬件(以上或者以下所描述的)的一个组合。

[0052] 尽管能够将用户可佩戴设备100佩戴在手腕上,但无需如此限制本公开的各种实施例。也可以将用户可佩戴设备100设计为能够将其佩戴在身体的其它部分,例如,胳膊上(前臂、胳膊肘、或者上臂周围)、腿上、胸部、头上(例如,头巾上)、喉咙位置(例如,颈饰上)、以及耳朵上。用户可佩戴设备100能够与诸如智能电话、膝上机、或者医院或者医生办公室的各种医疗设备等的其它电子设备进行通信。将参照图3对此更详细地加以描述。

[0053] 显示器102可以输出来自用户身体的所监视的生理信号,以由用户与/或其他人加以观察。可以将所监视的信号称为生体信号或者生物测定数据。例如,所监视的信号可以是心(脉搏)率、脉搏形态(形状)、脉搏间距(心跳之间的间隔)、呼吸率、以及血压。例如,在使用用户可佩戴设备100或者使用其它测量设备时,显示器102还可以向用户或者其他输出指令、以及状况和诊断结果。

[0054] 处理器110可以经由传感器模块120中的传感器接收所监视的信号。例如,传感器模块120可以包括传感器122和124,当用户佩戴用户可佩戴设备100时,可以从用户的手腕获取信号,并且可以提供能够指示用户身体位置、移动等等的其它信息。例如,传感器122和124可以是加速度计、光传感器、陀螺测速仪等等。处理器112可以控制传感器122和124,并且可以处理传感器122和124所监视的信号。本公开的各种实施例还可以使处理器110执行处理器112的功能。本公开的各种实施例还可以具有不同数目的传感器。

[0055] 例如,传感器122可以是用于监视与脉搏相关的信息的移动传感器、加速度计。传感器124可以类似于传感器122或者诸如用于测量用户体温的温度计等的不同类型的传感器。各种实施例可以包括不同数目的传感器模块。例如,某些实施例可以仅具有一个传感

器模块,而其它实施例可以具有两个或两个以上的传感器模块。

[0056] 将电池130配置为能够向用户可佩戴设备100提供电能。可以使用有线充电系统对电池130进行充电。可以将带子140卷绕在手腕上,并且可以使用卡环142将用户可佩戴设备100固定在手腕上。

[0057] 图2是根据本公开某一实施例的电子设备的一个高级框图。参照图2,示出了显示器102、处理器110、传感器模块120、以及电池130。可以例如通过处理器110控制向显示器102的输出。显示器102也可以包括输入设备(未示出),例如,按钮、拨号盘、触敏屏幕、以及麦克风。

[0058] 处理器110可以包括CPU 200、内存210、输入/输出(I/O)接口220、通信接口230、电源管理单元(PMU) 240、分解模块250、重构模块260、以及带通滤波器270。尽管将处理器110描述为包括所述各种设备,但其其它实施例可以使用其中按不同方式对不同功能进行分组的其它体系结构。例如,所述分组可以处于不同的集成电路芯片中。或者,所述分组可以是诸如I/O接口220和通信接口230的不同的设备组合在一起,或者将分解模块250和重构模块260组合在一起。

[0059] CPU 200可以控制传感器模块120的操作,并且从传感器模块120接收所监视的信号。CPU 200可以控制用户可佩戴设备100,包括通过执行内存210中的指令处理来自传感器模块120的所监视的信号、在显示器102上显示所处理的信号、接收来自显示器102的输入、经由I/O接口220或者通信接口230与各种设备进行接口连接。CPU 200可以使用I/O接口220与显示器102进行接口连接。

[0060] 在不同实施例中,处理器112可以使用不同的体系结构进行操作。例如,处理器112可以使用内存210存储加以执行的指令,或者处理器112可以具有其自己的针对其指令的内存(未示出)。尽管某些实施例具有独立的处理器110和112,然而各种实施例无需局限于此。可以存在一个控制用户可佩戴设备100的功能的处理器110,或者可以存在多个针对用户可佩戴设备100的处理器。

[0061] 内存210可以包括非易失存储器216和易失存储器218。可以将操作系统和应用存储在非易失存储器216中。本公开的各种实施例可以使用所设计的与/或依赖于实现的不同的内存体系结构。

[0062] 例如,通信接口230可以允许用户可佩戴设备100经由诸如USB、蓝牙、近场通信(NFC)、以及WiFi的有线或者无线协议与其它设备进行通信。PMU 240可以控制:从外部源接收电能、对电池130进行充电、以及向用户可佩戴设备100的不同部分分配电能。

[0063] 例如,分解模块250可用于使用时间频率转换将诸如BCG信号的输入信号分解为多个频率频带。例如,重构模块260可用于将来自分解模块250的所分解的信号加以重构,以提取和接入诸如BCG信号的原始信号的所希望的分量。美国申请14/928,072中较详细地解释了信号的分解与重构,特将该申请的全部内容并入此处,以作参考。可以使用带通滤波器270从信号中选择特定的频率。

[0064] 图3是根据本公开某一实施例的通信网络中的电子设备的图示。参照图3,示出了用户可佩戴设备100和智能电话300。用户可佩戴设备100可以使用通信接口230与智能电话300进行通信。可以经由通信信号302进行所述通信,其中,可以在用户可佩戴设备100和智能电话300之间直接进行通信,或者在用户可佩戴设备100和智能电话300之间包括其它

元 件。

[0065] 用户可佩戴设备100的应用214之一可以允许智能电话300控制用户 可佩戴设备100的至少某一操作。例如,用户可佩戴设备100可以向显示 器102输出处理器110的处理结果,与/或可以将所述结果传输给智能电 话300。用户也可以在用户可佩戴设备100或者智能电话300之一上选择 某一选项。所述选项可以是例如由可佩戴设备100启动用户生体信号监视 过程或者停止所述生体信号监视过程。

[0066] 与用户可佩戴设备100相比,由于智能电话300具有一个较大的显示 器,所以能够使用户容易地观察某一结果或者选择智能电话300上的选项。然而,应该加以注意的是,对于用户可佩戴设备100的操作,智能电话300 通常不是必需的。

[0067] 图4A-4E示出了ECG、BCG、以及PPG原始伪周期信号的各种标绘。图 4A、4B、以及4C是BCG标绘的示例,图4D是ECG标绘的一个示例,图4E 是PPG标绘的一个示例。可以看出,存在着各种各样的伪周期信号的信号 组成。以下针对可为这些信号提供可靠精度的事件检测方法描述本公开的 各种实施例。

[0068] 图5是根据本公开某一实施例的处理输入信号的一个示例流程图。参 照图5,示出了描述本示例系统处理信号段和基准点检测的流程图。可以 从诸如用户可佩戴设备100等的可佩戴设备接收将加以处理的信号。用户 可佩戴设备100可以经由传感器模块120检测生体信号。

[0069] 在502处,如果存在一个以上的传感器,则本示例系统可以选择一个 用于生体信号监视的传感器。例如,所选择的传感器可以取决于信号的清 晰度、所希望的生体信号的类型、需要监视生体信号的电能、以及其它准 则。对于不同的实施例可以使用不同的准则。不同的传感器可以提供不同 的信号类型,其中,通常可以将信号类型列为提供“清晰的”信号的第一 信号类型和提供“含噪音的”信号的第二信号类型。可能需要对“含噪音 的”信号进行预处理,以在进一步处理之前去除不希望的信号成分。例如, 可以将ECG和PPG信号称为第一信号类型(“清晰的”)以及可以将BCG 称为第二信号类型(“含噪音的”)。将针对512进一步对此加以解释。

[0070] 在504处,诸如传感器模块120上的加速度计的传感器可以监视/检 测用户的移动。尽管用户的移动不会影响某些生体信号,但当用户基本不 动时,其它所监视的生体信号可提供较好的信号。例如,当用户基本不动 时,BCG和PPG信号可以提供更可靠的信号。因此,当希望得到BCG或者 PPG信号时,如果用户的移动处于预定阈值(threshold)或者高于 该预定 阈值,则所述过程可以循环回504。当用户的移动低于所述预定阈值时, 对于处理而言,可以接受来自传感器的生体信号,然后所述过程前进至 506。应该加以注意的是,对于本公开的某些实施例,504处对移动的监视 是可选的。

[0071] 在506处,对于那些其中存在多个将从中选择的通道的实施例而言, 本示例系统可以选择确定所希望的信号候选的通道。例如,如果诸如加速 度计和陀螺测速仪的测量传感器提供BCG信号,则通道候选可以包括针对 加速度计的3个轴中每一个轴的输出、加速度计的 量值、以及针对从中挑 选通道的多个通道的陀螺测速仪的多个输出。然而,本公开的各种实施例 无需局限于此。根据一个实施例,本示例系统还可以将通道组合为信号组 合,以改进信号质量,从而形成一个新的通道,并且进一步增加了通道的 数目。例如,本示例系 统可以基于复现率分析、频率频谱中支配(dominate) (或,优势(dominant))频率的确定、

以及熵(entropy)分析中的一个或多个选择一个通道。例如,当将光谱分析用于BCG通道选择时,优势(dominant)频率分量的一个较高的功率比可以表示所测量的信号的较好的确定以及较少的伪像。各种实施例还可以使通道选择变为选项。例如,如果仅存在一个通道输入,则无需通道选择。

[0072] 在508处,本示例系统从传感器的所选择的通道接收原始信号。在510处,例如,本示例系统可以将诸如身体的姿态和方位的身体位置信息存储在内存210中,以用于架构的重新初始化。

[0073] 在512处,本示例系统预处理来自所选择的通道或者直接来自测量传感器的原始信号(来自508),取决于506处是否存在通道选择过程。例如,本示例系统可以通过使用诸如时间-频率处理技术与/或时间域处理技术等对BCG信号进行预处理,以去除呼吸伪像和干扰。时间-频率处理技术包括子波系数重构等,时间域处理技术包括带通滤波等。

[0074] 某一实施例可以使用具有所希望的通频频带(例如,大体为0.5-3.5Hz)的带通滤波器过滤原始BCG信号。可以使用一个或多个诸如处理器112或者CPU 200等的诊断处理器、经由带通滤波器270,或者通过数字信号处理进行带通滤波。如果将来自用户的信号确定为相对清晰的信号,则512处的预处理也是可选的。因此,也可以使用传感器的类型判断是否需要预处理。例如,可能不需要对来自ECG传感器或者PPG传感器的信号进行预处理。其它实施例可以判断信号是否足够清晰,以致不需要预处理,而不管所使用的传感器如何。相类似,甚至是当使用通常生成清晰信号的传感器时,各种实施例也可以决定需要对信号进行预处理。

[0075] 在514处,本示例系统生成预处理的信号,例如,带通滤波的信号等。在其它实施例中,本示例系统可以将原始BCG信号分解为频率频带。例如,可以使用5级Daubechies5子波、按100Hz的取样率分解BCG信号。可以将来自第二至第五频率频带的子波系数视为载有大多数心跳信息。可以将低频(VLF)频带视为呼吸信号。应该加以注意的是,可以在不偏离本公开的范围的情况下调整母子波和分解设置(例如,分解电平的数目),以获得类似的结果。

[0076] 然后,本示例系统可以通过将能量熵施加于所分解的信号频率频带,使用子波系数重构来重构所分解的BCG信号。于是,重构的BCG信号可以具有增强的基本复现模式,而不具有谐波分量和伪像歧义。在514处,将重构的BCG信号描述为预处理的信号。尽管本公开的某一实施例可以使用能量熵重构所分解的BCG信号,然而本公开的各种实施例无需局限于此、也可以使用其它技术重构所分解的BCG信号。

[0077] 2016年5月31日申请的序号为15/168,531、名为“Method and Apparatus for Heart Rate and Respiration Rate Estimation Using Low Power Sensor(使用低功率传感器进行心率和呼吸率估计的方法与装置)”的美国专利申请描述了将BCG信号分解为多个频率频带和重构BCG信号的系统与方法,特将此专利申请并入此处,以作参考。

[0078] 在516处,本示例系统可以从512接收过滤出的频率分量,并且,例如,将过滤出的频率分量存储在内存210中,以进一步进行分析。例如,本示例系统可以分析过滤出的低频分量,以估计呼吸率以及吸入与呼出的开始。例如,可以将过滤出的高频分量用于生物测定识别。

[0079] 在518处,例如,本示例系统还可以根据时间延迟嵌入(TDE)心跳检测处理针对信号事件分割的预处理信号。TDE方案可以针对给定信号的不同形态变化、以低计算成本进行可靠的心跳位置。TDE方案通过标绘针对所延迟的点的取样点,将信号映像于二维空间。也可以将自适应阈值化心跳检测(adaptive thresholding beat detection)用于信号事件分割。将参照图6A-8对此进一步加以解释。

[0080] 在520处,本示例系统可以针对事件位置处理所分割的信号,在522处,可以使用原始信号(来自508)进行实时特性对准。2015年10月30日申请的序号为14/928,072、名为“Method for Low-Power-Consumption, Robust Estimation of Cardiovascular Periodicity, Contour Analysis, and Heart Rate(低功耗的方法、心血管周期、外形分析、以及心率的准确的估计)”的美国专利申请中更详细地描述了从518至522的过程,其中,所述申请描述了一种基于时间延迟的心跳检测的系统与方法,特将该专利申请的全部内容并入此处,以作参考。

[0081] 可以将各种相似度匹配技术用于实时特性对准,例如关联方法与/或动态时间扭曲(DTW)方法等。例如,可以使用DTW匹配两个连续剪切的段的时间相似度模式。DTW距离提供了用于确定两个给定序列之间的最佳匹配的相似度指示符。

[0082] 根据一个实施例,可以将概率函数施用于DTW方法,以向段的中点(middle)附近的主特征点赋予较大的权重,向可以解释为噪音的边缘点赋予较小的权重。这可以进一步提高对准特性的可靠性和精度。参照图9对此加以说明。概率函数包括,但不局限于softmax函数、熵、以及模数距离。

[0083] 在524处,本示例系统可以使用来自522的实时特性对准的输出,确定信号质量信任指示符。可以将来自DTW的对准度用作信号质量的信任指示信息。例如,对准度可以是对准的信号的长度与两个预对准的信号(将它们对准旨在生成对准的信号)的较短的段的长度的比率。较高的对准度表示两个连续的段具有较高的相似度,而较低的对准度意味着信号具有较大的形态变化。如果信号质量信任指示符低于预定阈值,则过程可以前进至506,以进行通道选择,并且导致510处的重新初始化。

[0084] 在526处,本示例系统可以根据原始信号(来自508)与/或实时特性对准的输出(来自522)生成精确事件位置/基准点,例如,用于睡眠诊断、血压诊断、心率变化(HRV)诊断、呼吸率变化(RRV)诊断、心律不齐鉴定/呼吸暂停、以及移动识别、心(脉搏)率、脉搏形态(形状)、脉搏间距(心跳之间的间隔)、呼吸率、以及血压。

[0085] 尽管图5的流程图中描述了一个实施例,但应该意识到,各种实施例可以使用能够描述不同流程、添加功能、或者去除功能的不同的过程。例如,各种实施例可以在522处有选择地执行对准操作,取决于在502处从传感器所接收的信号的类型。例如,如果在502处经由PPG或者ECG传感器接收到信号,则不需要特性对准。因此,可以独立于其它段确定针对某一个段的事件位置,而且这一事件可以是对该段的基准点。然而,例如,如果在502处经由BCG传感器接收到信号,则可以在522处执行特性对准,如所描述的,以确定每一个段的基准点。在每一种情况下,均可以从所确定的基准点生成输出信号。

[0086] 例如,本公开的各种实施例还可以使用局部最小值或者局部最大值确定事件位置与/或基准点。

[0087] 图6A-6E描述了根据本公开某一实施例的所分割的各种标绘的示例。参照图6A-

6E,图6A-6E相应于图4A-4E中所示的信号标绘,每一个信号 标绘已经被分割,如虚线所示。例如,所述分割可以是图5的518处所执 行的过程的结果。

[0088] 图6A-6C是使用针对各种信号源的TDE心跳检测、具有信号分割结果 的BCG波形。图6D是使用TDE心跳检测、具有信号分割结果的ECG波形。图6E是使用TDE心跳检测、具有信号分割结果的PPG波形。在另一个实 施例中,可以使用自适应阈值化心跳检测方案执行信号事件分割(例如, 针对BCG信号)。对于接下来的一步,还可以使用TDE心跳位置(如图6A-6E 中虚线所示)将所述信号剪切成段。

[0089] 图7示出了根据一个实施例的过滤的PPG信号的示范性波形。例如, 过滤的PPG信号可以是图5中514处过程的一个结果。

[0090] 图8示出了根据一个实施例的过滤的PPG信号的时间延迟标绘的示范 性波形。使用决策线804(如图8中虚线对角线所示)标识交叉点。所述 交叉点为TDE分割位置(事件位置),如图6中虚线所示。

[0091] 图8说明了根据某一实施例的相应于观察数据的时间序列的相位轨迹 的示范性二维重构的图形标绘。示范性径迹(exemplary trace)800示出 了二维重构的若干循环。针对决策线804处的交叉,或者按45度角穿过 坐标空间原点(0,0)的射线,估计向量802相对x轴和y轴的轨迹。向 量802沿决策线804在多个点交叉一条所希望的决策线804。箭头806和808指示轨道的方向。每次向量802沿特定方向(例如,在图8中,从左 向右)交叉决策线804时,都表示一个循环(即,周期)的开始。对于二 维重构,所希望的线是一维的。

[0092] 作为一个示例,在图7中,在 $X=0$ 处,量值为 -1.056×10^5 ,在相对时 间50,量值为 -1.062×10^5 。为了简单起见,我们将不考虑指数,而这样表 示:在 $X=0$ 处,相对量值为 -1.056 ,在相对时间50,量值为 -1.062 。可以 将这映像于(mapped to)图8,其中,径迹800的端点处的点810具有坐 标 $(-1.056, -1.062)$ 。可以通过将沿X轴的时间T时的PPG信号的量值 作为X坐标和将延迟的时间T+D时的针对PPG信号的量值作为Y坐标,标 绘图8的径迹800,其中,在这一示例中,相对的延迟D为50。

[0093] 图9示出了基于DTW轮廓的双变量高斯型曲线的一个示意图。可以将 双变量分布施用于DTW矩阵。参照图9,示出了将加以比较的两个段902 和912。高斯曲线904和914分别描述了将加以比较的两个段902和912, 高斯曲线904和914分别描述了段902和912的部分,为了进行比较,将 赋予它们更重的权重。可以看出,中心部分的权重可以较重,端点部分的 权重可以较轻。双变量高斯轮廓920描述了相对两个段902和912的所关 注的区域。

[0094] 图10A和10B示出了根据一个实施例的BCG段匹配结果的示范性波形。

[0095] 图10A是说明了根据本公开某一实施例的BCG波形的逐点匹配的示例 图。图10A示出了有关使用本DTW方法的两个连续的BCG段上DTW图形性 能的一个示例,其中,显著特性,特别是成对儿地正确标识了心脏收缩波 形,而且边缘剩余部分描述了失配情况。参照图10A,示出了段1和段2, 其中,段1和段2的各点互相匹配。某一段上的一个点可以匹配另一 一段上的多个点。例如,段1上的点1000可以匹配段2上的点1000a和1000b。尽管各种实施例 可以具有用于从所述多个匹配点选择一个匹配点的不同 的方法,然而,对于用户,一种方法可以是保持为最近的点。因此,对于 段1上的点1000,可以将段2上的点保持为匹配点。相 类似,段2上的点 1000a可以匹配于段1上的点1002a。将未选择的点称为剩余点,并且可 以将它们遗弃。

[0096] 图10B是示出了根据本公开某一实施例的、与所去除的剩余点进行BCG 配置比较的示例图。参照图10B,示出了与针对段1和段2所去除的剩余点进行的BCG匹配比较。通过去除剩余点将两个段截取为相同的长度。各种实施例可以使用针对诸如心跳失调检测、心率变化、以及血压计算等应用的逐心跳(beat by beat)的匹配结果。

[0097] 图11A-11E示出了根据本公开某一实施例的各种标绘的特征点。图 11A-11C示出了BCG信号的特征点。图11D示出了ECG信号的特征点。图 11E示出了PPG信号的特征点。通过在初始化或者重新设置之后发现第一段的局部最大能量的点,确定特征点(例如,来自BCG信号的J峰值或者 I峰值、来自ECG信号的R峰值、以及PPG信号上的主峰值)。可以使用本DWT方法标识之后段的特征点。

[0098] 根据一个实施例,在初始化或者重新设置之后,可以类似地选择第一段的其它基准点。然后可以迭代地标识接下来的段的基准点。例如,如果将PPG上的主峰值(primary peak)选择为第一事件的特征点,则本架构可以标识接下来的PPG段中的相应的主峰值。

[0099] 图12是根据本公开某一实施例的心跳位置插值的示例波形。由于传感器取样率的限制,心跳检测精度为刻度1/F,如图12中所示,其中,Fs 为取样频率。根据一个实施例,本示例系统还提供了插值方法,以提高心跳位置的分辨率,使其高于初始取样率。

[0100] 在一个实施例中,可以从下列方程导出更精确的心跳位置和幅度:

$$[0101] \quad \text{Amplitude} = \sqrt{\text{Amplitude}_p^2 + 0.8467 * (\text{Amplitude}_{p-1} + \text{Amplitude}_{p+1})^2} \quad (1)$$

$$\text{Shift ratio} =$$

$$[0102] \quad \sqrt{\frac{\text{Amplitude}_{p+1} - \text{Amplitude}_{p-1}}{\text{Amplitude}_p}} * \text{sign} \left(\frac{\text{Amplitude}_{p+1} - \text{Amplitude}_{p-1}}{\text{Amplitude}_p} \right) * 0.602 \quad (2)$$

[0103] 其中,Amplitude_{p-1}、Amplitude_p、Amplitude_{p+1}是3个相邻的点的幅度,并且将中间点P选择为特征点。“位移比率”是中间点P相对其所处段的长度的百分比的水平调整。应该意识到,在不偏离本公开的范围的情况下,本示例系统可以使用任何类型的插值方法。例如,插值方法可以包括高阶多项式插值、线性插值、以及其它等。

[0104] 根据一个实施例,当触发了一个启动流时,初始化心跳和基准点检测。例如,当用户活动水平低于预定阈值时,可以连续地计算心跳信息,如图 5中对移动检测的描述。

[0105] 一旦用户活动水平跨越所述预先确定的阈值,则本示例系统根据重置标志重新设置心跳和基准点检测。根据一个实施例,在可佩戴设备应用中,本示例系统将位置/方位估计与重置标志一起加以记录。位置/方位估计专门针对睡眠数据提供了所测量的对象的重要的姿态信息。

[0106] 根据一个实施例,本示例系统可以针对诸如睡眠进度、心率变化诊断(HRV)、以及睡眠位置诊断的其它诊断应用,将位置信息与心跳和基准位置加以组合。

[0107] 已经描述了处理BCG、ECG、以及PPG信号的各种实施例。然而,应该意识到,也可以将本公开的各种实施例施用于其它生体信号。

[0108] 可以将本公开的各种实施例写为计算机程序,并且可以在使用非暂时计算机可读记录介质执行所述程序的通用数字计算机中加以实现。

[0109] 例如,非暂时计算机可读记录介质可以包括磁存储介质(例如,ROM、软盘、以及硬

盘)、以及光记录介质(例如,CD-ROM、或者DVD)。

[0110] 尽管以上已经参照附图描述了本公开的各种实施例,然而本领域的技术人员将会意识到,可以在不背离所附权利要求所定义的本公开的宗旨与范围的情况下对这些实施例的形式与细节进行多方面的改变。因此,上述实施例及其所有方面仅为示例,而非限制性的。

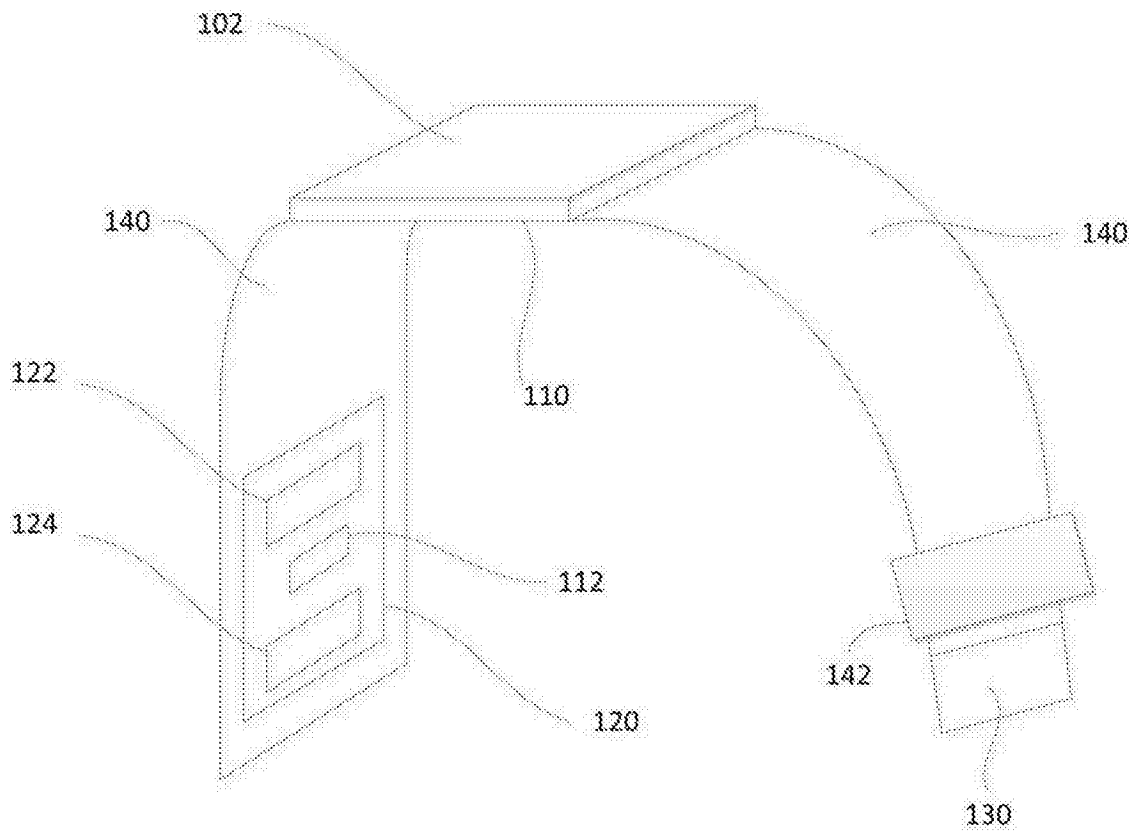
用户可佩戴设备
100

图1

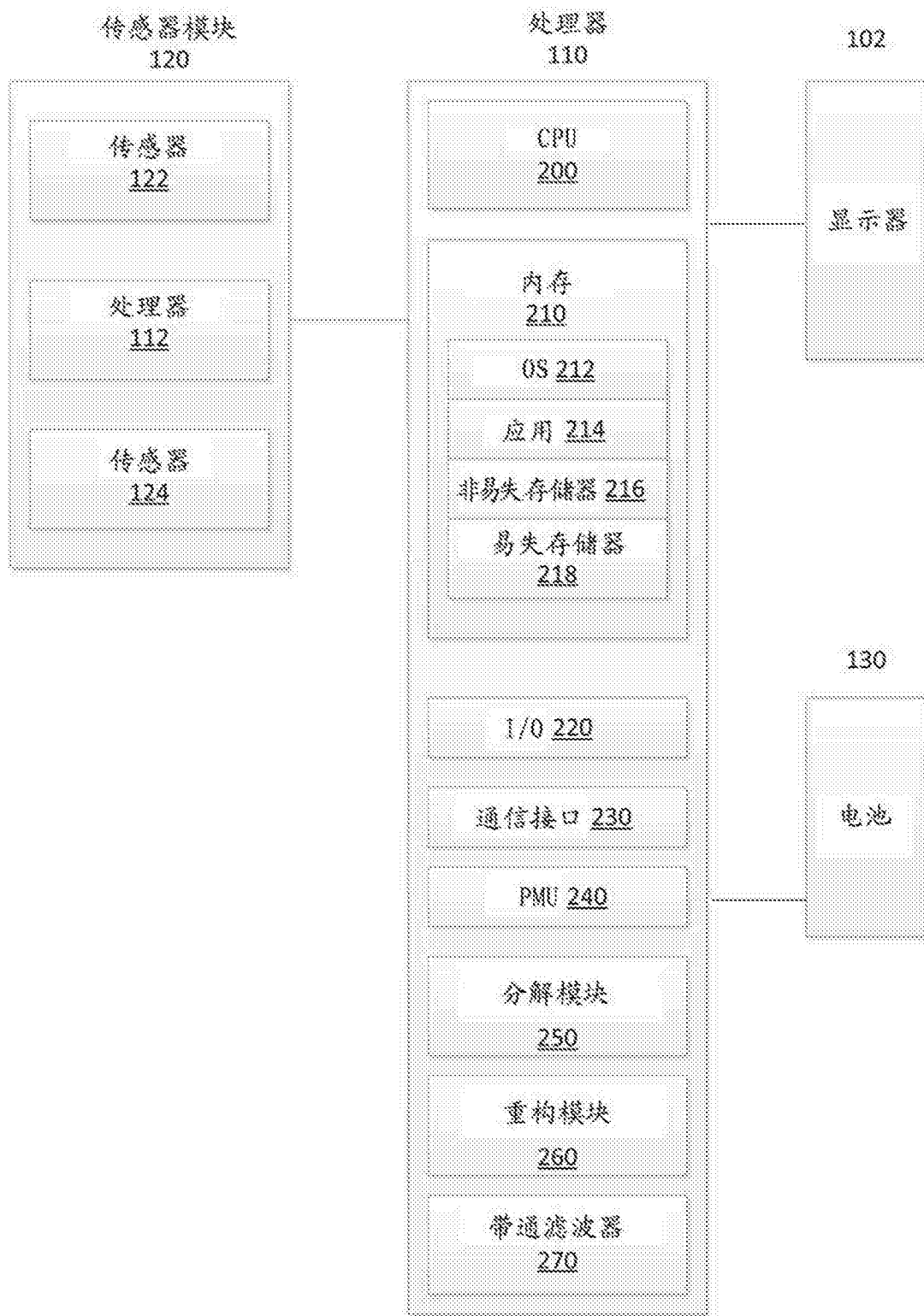


图2

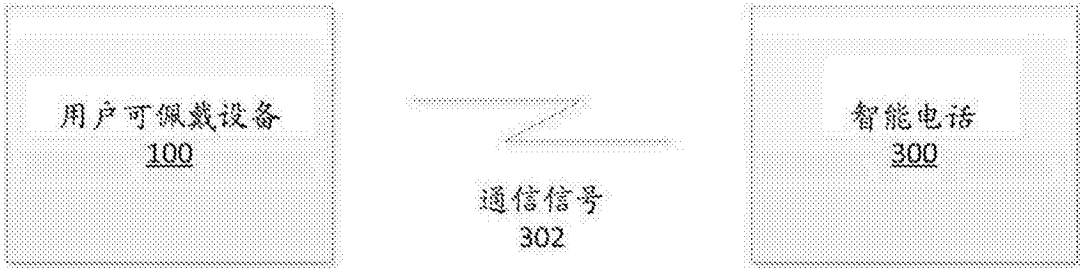


图3



图4A

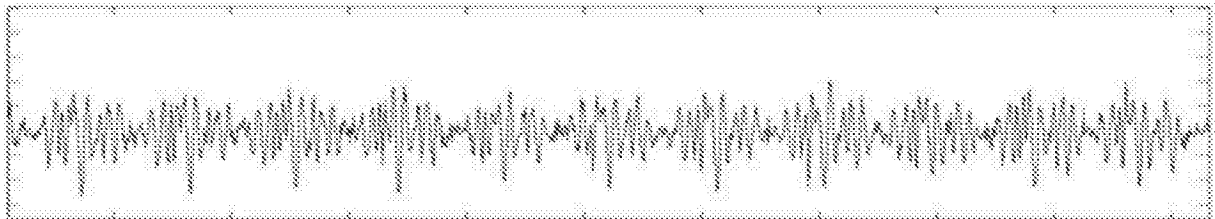


图4B



图4C

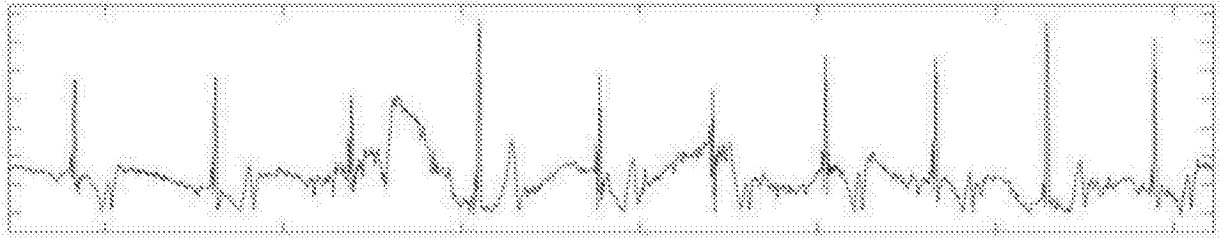


图4D

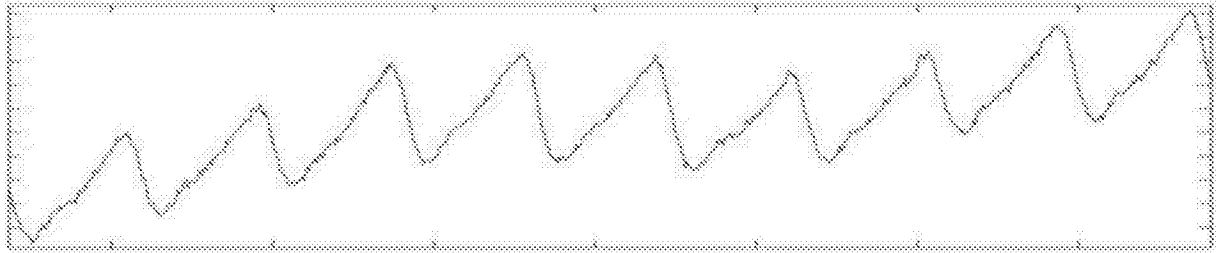


图4E

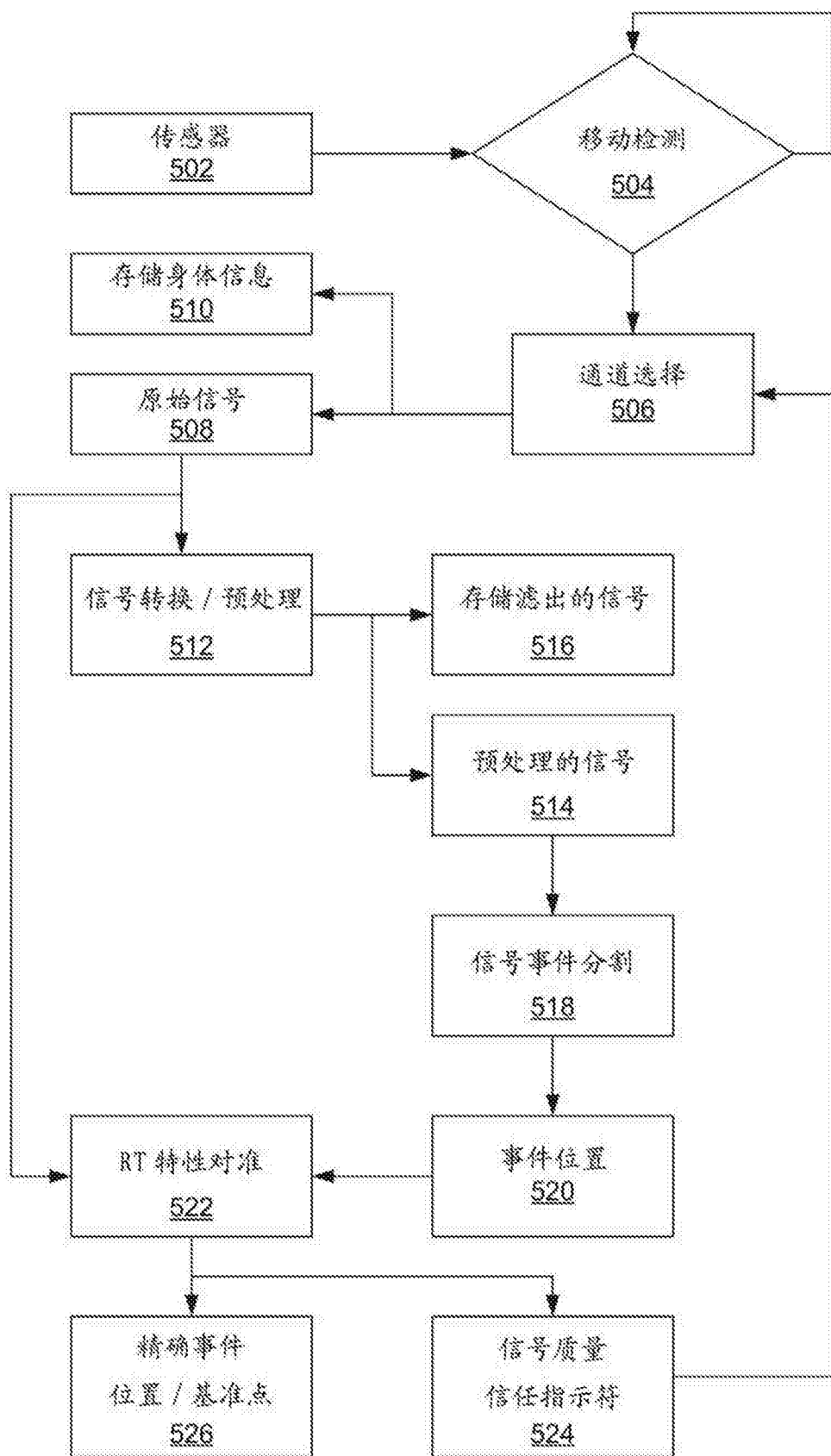


图5

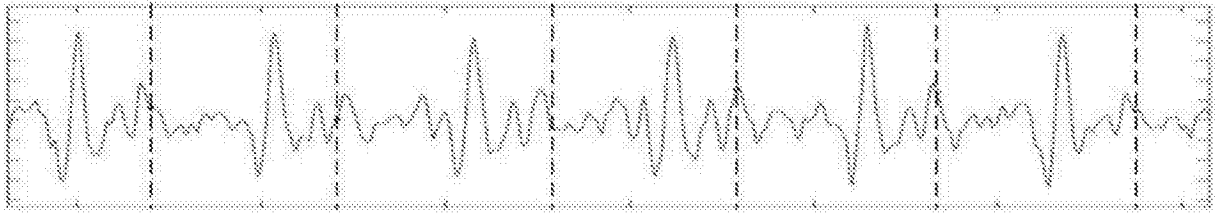


图6A

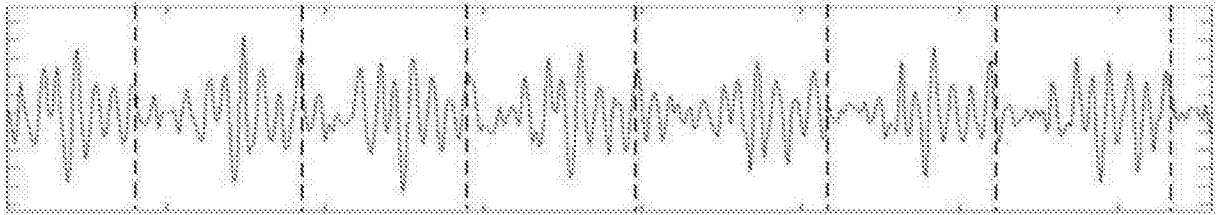


图6B

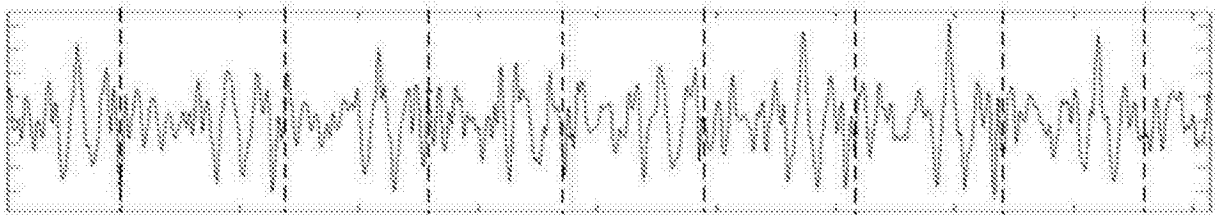


图6C

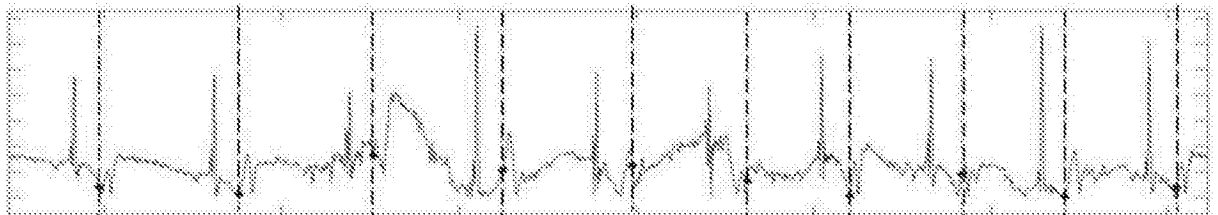


图6D

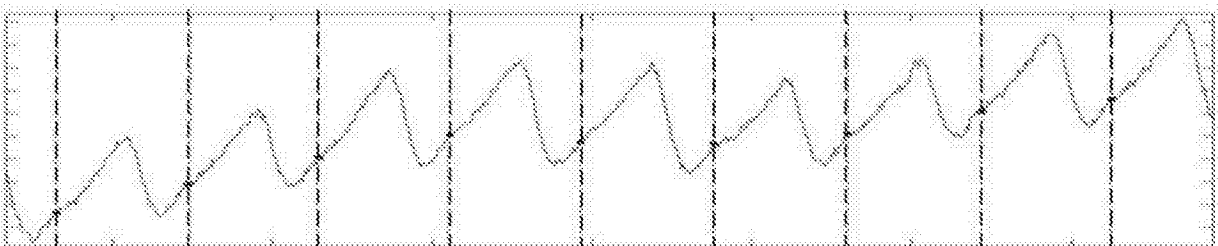


图6E

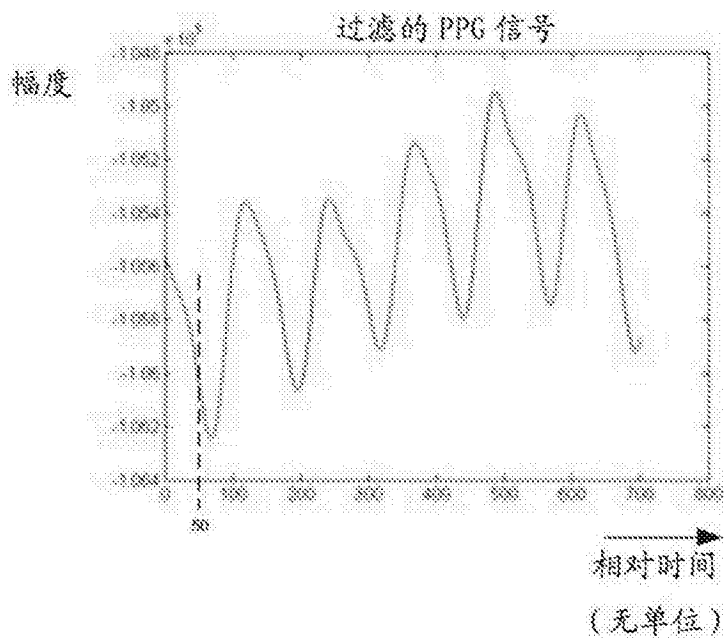


图7

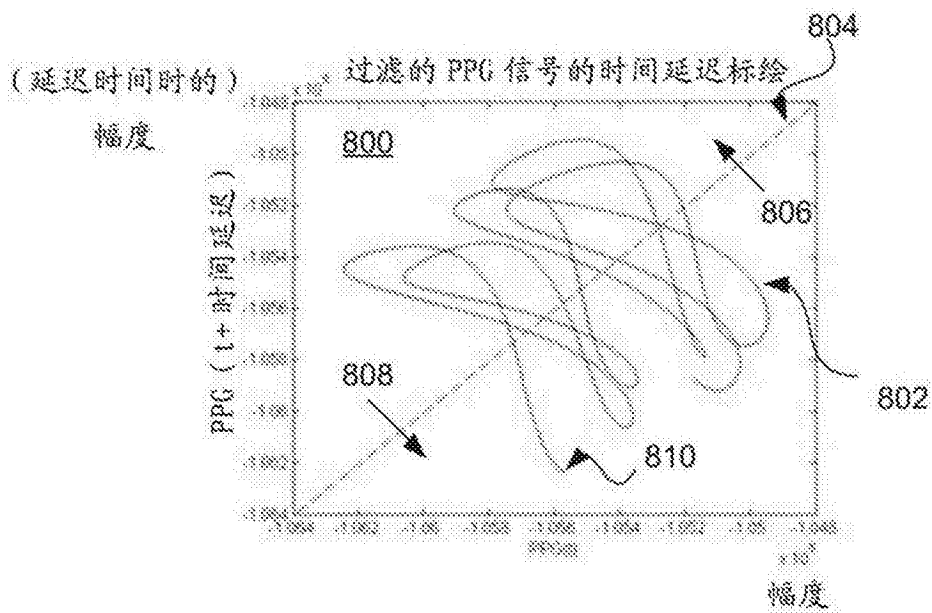


图8

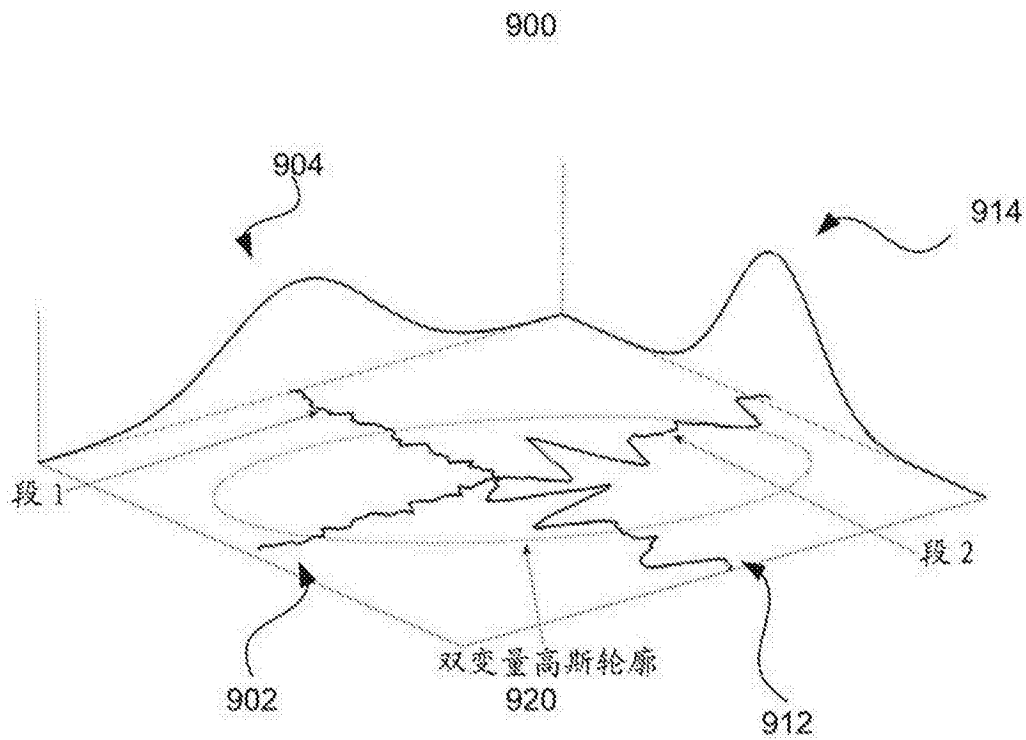


图9

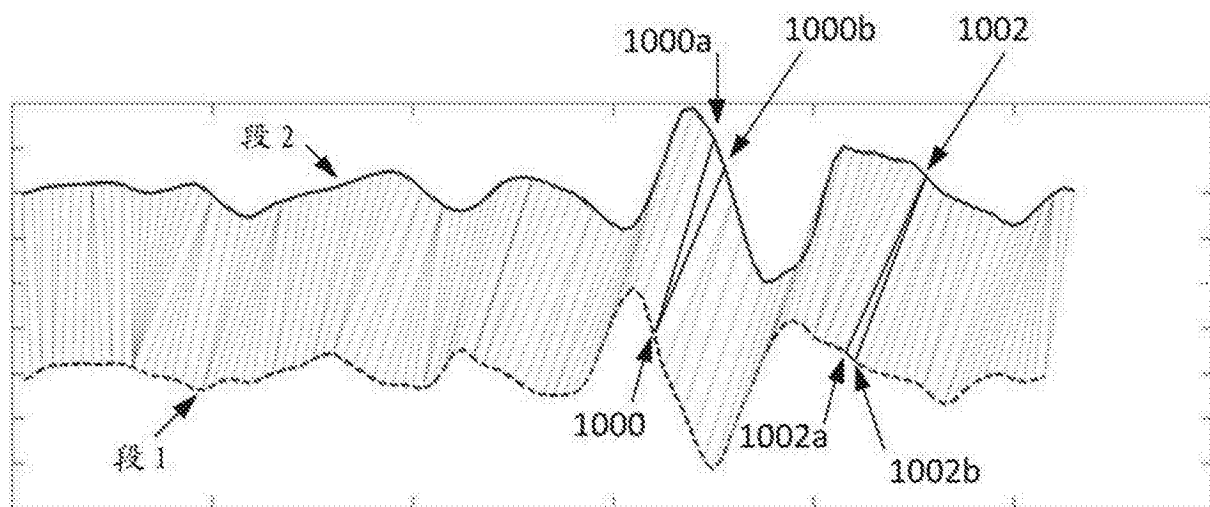


图10A

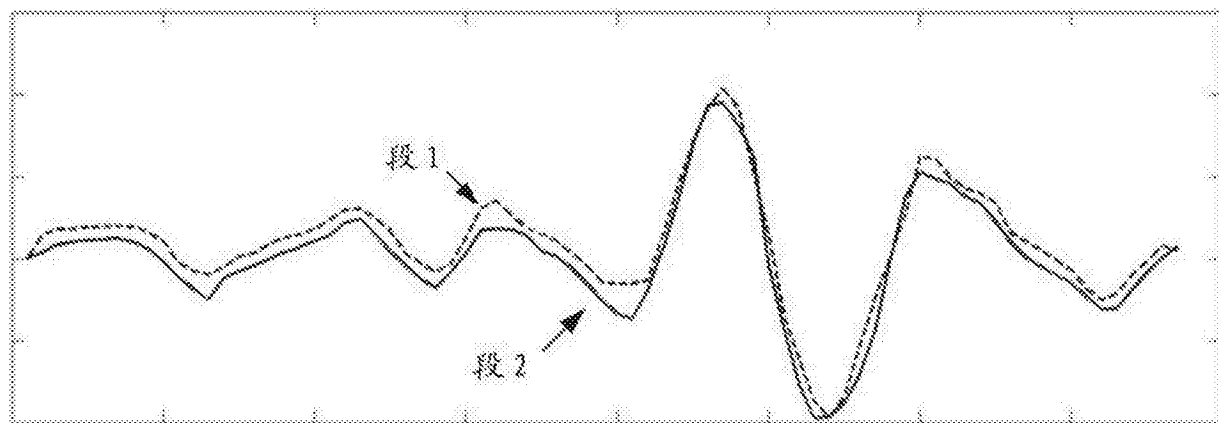


图10B

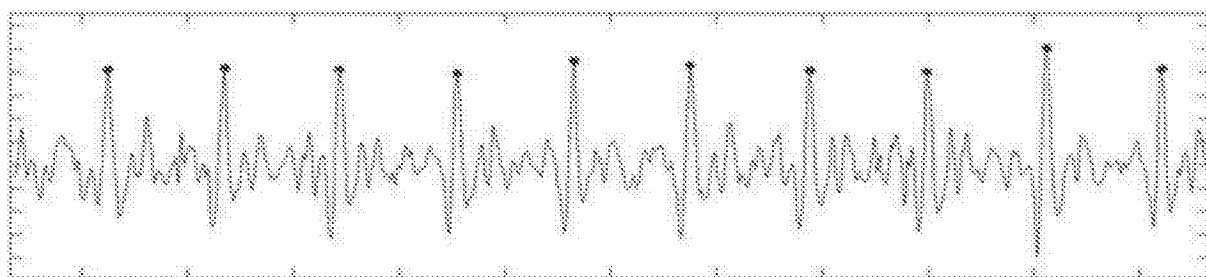


图11A

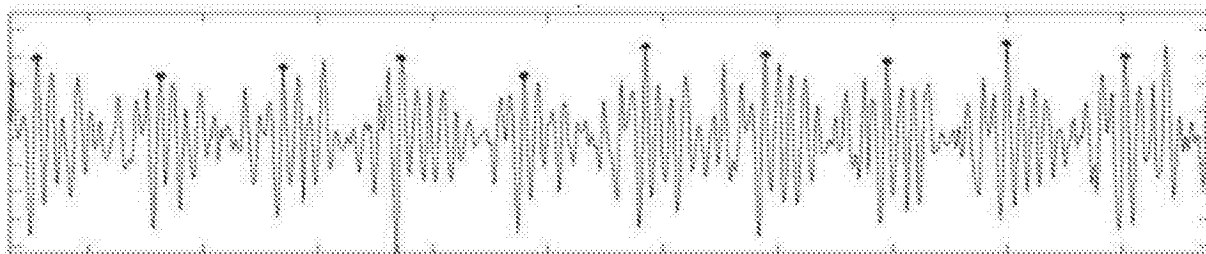


图11B

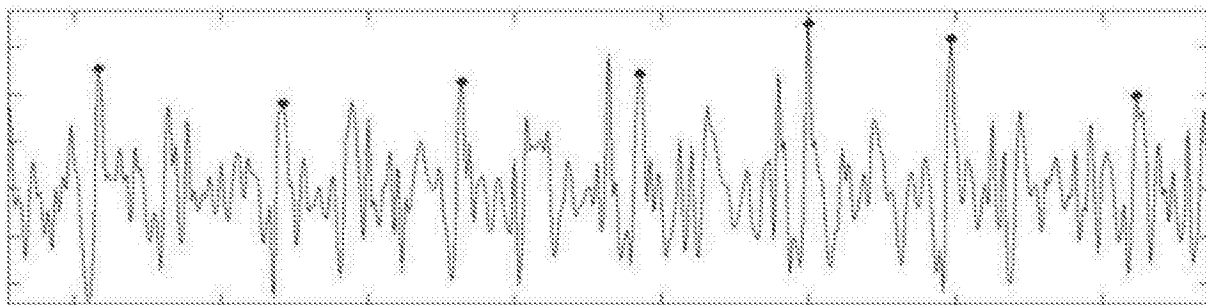


图11C

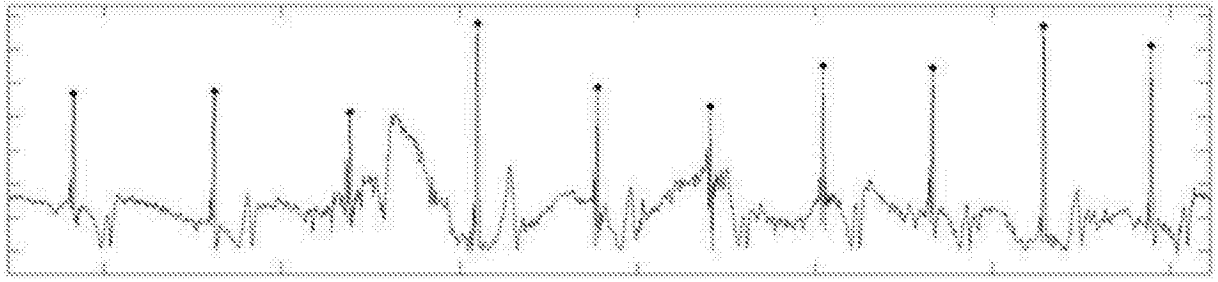


图11D

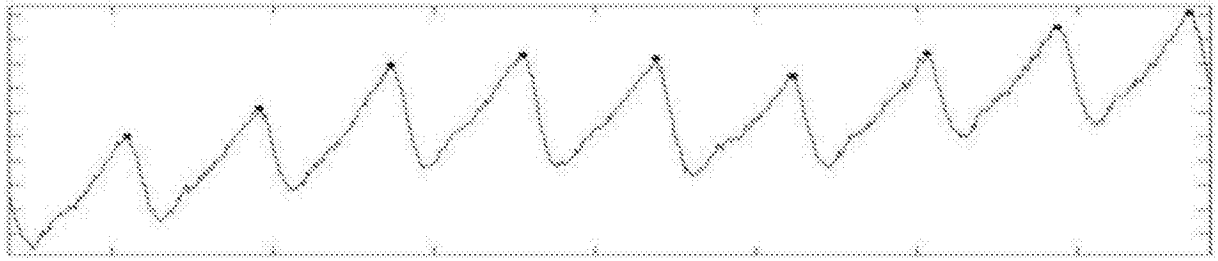


图11E

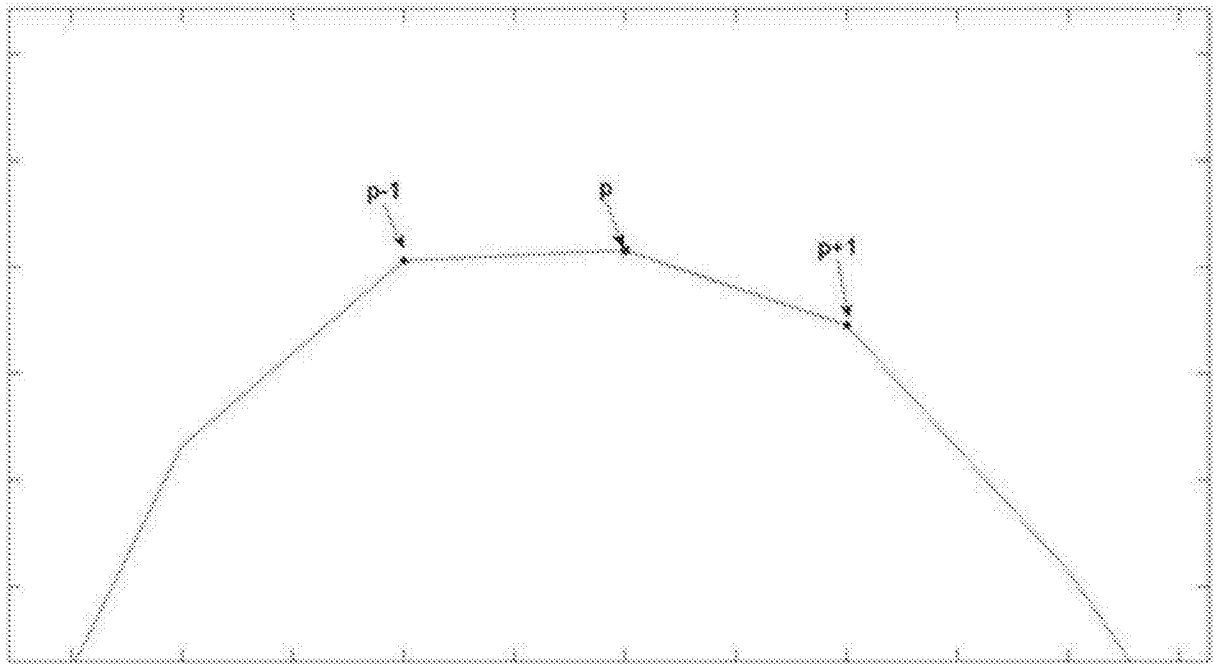


图12