



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109381168 A

(43)申请公布日 2019.02.26

(21)申请号 201810782823.2

(22)申请日 2018.07.17

(30)优先权数据

62/543,260 2017.08.09 US

15/726,827 2017.10.06 US

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 李叶磊

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 陈宇 尹淑梅

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

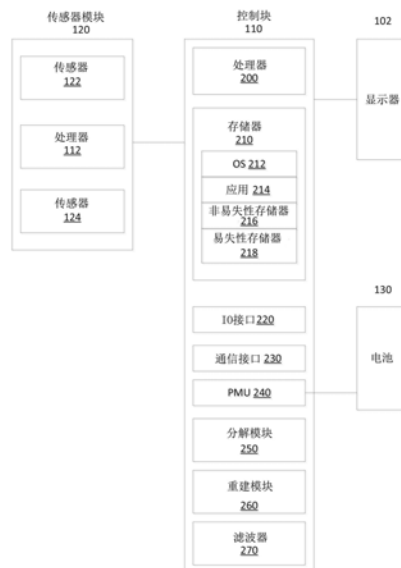
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

用户使用的电子装置和用于用户佩戴的电子装置的方法

(57)摘要

提供了用户使用的电子装置和用于用户佩戴的电子装置的方法。所述电子装置包括:运动传感器,被配置为输出与从用户检测的运动相关的传感器信号;活动水平块,被配置为接收传感器信号以基于接收的传感器信号确定用户的活动水平;功率模式切换器块,被配置为基于活动水平来选择第一操作模式和第二操作模式中的一个;第一操作模式块,被配置为当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及第二操作模式块,被配置为当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。



1. 一种用户使用的电子装置,所述电子装置包括:
 - 运动传感器,被配置为输出与从用户检测的运动相关的传感器信号;
 - 活动水平块,被配置为接收传感器信号以基于接收的传感器信号确定用户的活动水平;
 - 功率模式切换器块,被配置为基于活动水平来选择第一操作模式和第二操作模式中的一个;
 - 第一操作模式块,被配置为当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及
 - 第二操作模式块,被配置为当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。
2. 根据权利要求1所述的电子装置,所述电子装置还包括滤波器,所述滤波器被配置为对接收到的传感器信号进行滤波以衰减低于第一频率的频率,其中,滤波的传感器信号被提供给第一操作模式块和第二操作模式块。
3. 根据权利要求1所述的电子装置,所述电子装置还包括发送器,所述发送器被配置为向另一电子装置发送传感器信号、连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或多个。
4. 根据权利要求1所述的电子装置,所述电子装置还包括:
 - 预处理块,被配置为:
 - 对传感器信号执行离散小波分解和重建以产生重建信号;以及
 - 将重建信号提供给:
 - 第一操作模式块,用于在第一操作模式下使用,以产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及
 - 第二操作模式块,用于在第二操作模式下使用,以产生用户的连续心率和心率置信度指标。
5. 根据权利要求4所述的电子装置,其中,重建信号和传感器信号中的一个或两个在第一操作模式期间被使用来产生用户的连续心率和心跳事件信息中的一个或两个。
6. 根据权利要求4所述的电子装置,其中,重建信号而不是传感器信号在第二操作模式期间被使用来产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。
7. 根据权利要求4所述的电子装置,其中,所述第二操作模式块包括:
 - 采样电路,被配置为从重建信号的片段产生采样;以及
 - 处理器,被配置为:
 - 识别运动采样,其中,运动采样是具有大于第一阈值的大小的采样;
 - 确定运动比率,其中,运动比率是运动采样相对于从片段产生的所有采样的百分比;
 - 确定运动比率是否大于第二阈值;以及
 - 执行下列处理之一:
 - 当运动比率大于第二阈值时,将心率置信度指标设定为“0”;以及
 - 当运动比率小于或等于第二阈值时,将心率置信度指标设定为“1”。
8. 根据权利要求4所述的电子装置,其中,预处理块包括多个预处理模块,所述多个预处理模块被配置为并行处理用于产生用户的连续心率和心率置信度指标的重建信号。

9. 根据权利要求8所述的电子装置,其中:
所述多个预处理模块中的每个被配置为产生心率候选;并且
处理由所述多个预处理模块产生的心率候选,
其中,处理的心率候选用于产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。
10. 根据权利要求8所述的电子装置,其中,所述多个预处理模块中的每个对重建信号执行独立的预处理处理。
11. 一种用于用户佩戴的电子装置的方法,所述方法包括:
从运动传感器接收传感器信号;
基于传感器信号确定用户的活动水平;
基于活动水平选择第一操作模式和消耗比第一操作模式少的电力的第二操作模式中的一个;以及
当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及
当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。
12. 根据权利要求11所述的方法,所述方法还包括对接收到的传感器信号进行滤波以衰减低于第一频率的频率,其中,滤波的传感器信号被提供给第一操作模式块和第二操作模式块。
13. 根据权利要求11所述的方法,所述方法包括:
对传感器信号执行离散小波分解和重建以产生重建信号;以及
提供重建信号以:
当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及
当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。
14. 根据权利要求13所述的方法,其中,在第一操作模式期间使用重建信号和传感器信号中的一个或两个来产生用户的连续心率和心跳事件信息中的一个或两个。
15. 根据权利要求13所述的方法,其中,在第二操作模式期间使用重建信号而不是传感器信号来产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。
16. 根据权利要求13所述的方法,其中,产生心率置信度指标的步骤包括:
从重建信号的片段产生采样;
确定运动采样,其中,运动采样是具有大于第一阈值的大的采样;
确定运动比率,其中,运动比率是运动采样相对于从片段产生的所有采样的百分比;
确定运动比率是否大于第二阈值;以及
执行以下步骤之一:
当运动比率大于第二阈值时,将心率置信度指标设定为“0”;以及
当运动比率小于或等于第二阈值时,将心率置信度指标设定为“1”。
17. 根据权利要求13所述的方法,所述方法包括由多个预处理模块并行地处理用于产生用户的连续心率和心率置信度指标的重建信号,其中,所述多个预处理模块中的每个对重建信号执行独立的预处理处理。
18. 根据权利要求17所述的方法,所述方法包括:
由所述多个预处理模块中的每个产生心率候选;以及
处理由所述多个预处理模块产生的心率候选,

其中,处理的心率候选用于产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。

19.根据权利要求11所述的方法,所述方法还包括向电子装置的显示器提供用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或多个用于显示。

20.根据权利要求11所述的方法,所述方法还包括向另一电子装置发送用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或多个。

用户使用的电子装置和用于用户佩戴的电子装置的方法

[0001] 本申请要求于2017年8月9日提交的第62/543,260号美国临时申请以及于2017年10月6日提交的第15/726,827号美国非临时申请的权益,该美国临时申请的公开内容通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 本公开的特定实施例涉及生物计量设备,更具体地,涉及使用低功率运动传感器的实时心跳事件检测的系统和方法。

背景技术

[0003] 可佩戴在用户身体上的可穿戴装置被广泛使用。可穿戴装置可以包括使用用户身体的特征的各种功能。随着医疗保健重要性的增加,已经开发了可实时检测用户心跳事件的可穿戴装置。

[0004] 然而,由于检测心跳事件所消耗的电力相对大并且各种信号被包括在心跳事件检测所测量的信号中,因此难以精确地区分用户的心跳事件。

发明内容

[0005] 基本上如下面所示和/或如下面所描述的,例如结合至少一个附图,如权利要求中更完全地阐述的,本公开公开了使用运动传感器的连续后台心率和心跳事件检测的系统和方法。

[0006] 通过下面的描述和附图,将更全面地理解本公开的这些和其它优势、方面和新颖特征以及其示出的实施例的细节。

[0007] 本公开的一个方面提供一种用户使用的电子装置,所述电子装置包括:运动传感器,被配置为输出与从用户检测的运动相关的传感器信号;活动水平块,被配置为接收传感器信号以基于接收的传感器信号确定用户的活动水平;功率模式切换器块,被配置为基于活动水平来选择第一操作模式和第二操作模式中的一个;第一操作模式块,被配置为当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及第二操作模式块,被配置为当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。

[0008] 本公开的一个方面提供一种用于用户佩戴的电子装置的方法,所述方法包括:从运动传感器接收传感器信号;基于传感器信号确定用户的活动水平;基于活动水平选择第一操作模式和消耗比第一操作模式少的电力的第二操作模式中的一个;以及:当处于第一操作模式时,产生用户的连续心率和心跳事件信息;以及当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。

附图说明

[0009] 通过下面结合附图对示例性实施例的描述,这些和/或其它方面将变得明显并且更容易理解。

- [0010] 图1是示出根据本公开的各种示例方面的电子装置的图。
- [0011] 图2是根据本公开的各种示例方面的示例电子装置的高级框图。
- [0012] 图3是根据本公开的各种示例方面的通信网络中的电子装置的示意图。
- [0013] 图4A至图4D示出了与本公开的各种示例方面的使用相结合的加速度计在不同时间段针对加速度计的不同位置的示例输出波形。
- [0014] 图5是根据本公开的各种示例方面的用于心冲击图 (BCG) 后台心率和心跳事件检测的示例流程图。
- [0015] 图6是根据本公开的各种示例方面的BCG运动检测分类块的示例流程图。
- [0016] 图7示出了根据本公开的各种示例方面的BCG预处理的示例。
- [0017] 图8是根据本公开的各种示例方面的用于预处理的混合网络的示例。
- [0018] 图9是与本公开的各种示例方面的使用相结合的参考比较的示例BCG低功率模式心率趋势的示意图。

具体实施方式

[0019] 将参照附图详细描述本公开的各种示例实施例,使得它们可由本领域技术人员制造和使用。

[0020] 可以以许多不同的形式来实施本公开的各个方面,并且本公开的各个方面不应该被解释为局限于这里阐述的示例实施例。相反,提供本公开的这些示例实施例,使得本公开将是彻底和完整的,并将向本领域技术人员传达本公开的各个方面。

[0021] 这里所使用的术语仅出于描述具体实施例的目的,而并不意图限制本公开。在附图中,为了清楚起见,可以夸大层、区、区域、组件、元件等的厚度、宽度、长度、尺寸等。同样的附图标记始终表示同样的元件。

[0022] 如这里所用的,“和/或”表示通过“和/或”连接的列表中的任意一个或更多个项目。作为示例,“x和/或y”表示三元素集合 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任意元素。换句话说,“x和/或y”表示“x和y中的一个或两个”。作为另一示例,“x,y和/或z”表示七元素集合 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任意元素。换句话说,“x,y和/或z”表示“x,y和z中的一个或更多个”。如这里所使用的,术语“示例性”表示用作非限制性的示例、实例或者说明。如这里所使用的,术语“如”和“例如”列出了一个或更多个非限制性的示例、实例或说明的列表。

[0023] 另外,除非上下文另外有明确的指示,否则单数形式也意图包括复数形式。还将理解的是,当在本说明书中使用术语“包括”、“包含”和/或它们的变型时,说明存在所陈述的特征、数量、步骤、操作、元件和/或组件,但并不排除存在或添加一个或更多个其它特征、数量、步骤、操作、元件、组件和/或它们的组。

[0024] 此外,将理解,当元件A被称为“连接到”或“结合到”元件B时,元件A可以直接连接到或结合到元件B,或者中间元件C可以存在于元件A与元件B之间,使得元件A可以间接连接到或结合到元件B。

[0025] 此外,尽管可使用术语“第一”、“第二”等来描述各种构件、元件、区域、层和/或部分,但是这些构件、元件、区域、层和/或部分不应该受这些术语限制。这些术语仅用于将一个构件、元件、区域、层和/或部分与另一个构件、元件、区域、层和/或部分区分开。因此,例

如,在不脱离本公开的教导的情况下,下面讨论的第一构件、第一元件、第一区域、第一层和/或第一部分可以被称为第二构件、第二元件、第二区域、第二层和/或第二部分。

[0026] 为便于描述,可以使用诸如“上”、“下”、“侧”等空间相关术语来描述如图中所示的一个元件或特征与另一元件或特征的关系。将理解的是,除了附图中描绘的方位之外,空间相对术语还意图包括装置在使用或操作中的不同方位。例如,如果附图中的装置被颠倒,则被描述为“在”其它元件或特征“下方”或“之下”的元件,将随后被定位为“在”其它元件或特征“上方”。因此,术语“在……下方”可以包含上方和下方两个方位。

[0027] 此外,诸如“模块”、“块”等的术语可以包括硬件组件和/或软件组件并且还可以包括其它模块/块等,并且也是更大的模块或更大的块的一部分。通常,术语“模块”和“块”可以是可互换的。“软件”可以用作硬件装置可执行的任何代码的通用术语,因此,可以包括诸如以固件为例的其它相似术语。

[0028] 下面阐述的具体实施方式意图作为使用低功率运动传感器的实时心跳事件检测的系统和方法的各种示例实施例的描述。可以在2016年3月28日提交的名称为“Method and Apparatus for Heart Rate and Respiration Rate Estimation Using Low Power Sensor”的第15/168,531号美国申请中更详细地描述用于实时心跳事件检测的低功率运动传感器的使用。

[0029] 该描述不意图代表可构建或利用本公开的唯一形式。该描述结合示出的实施例阐述本公开的特征。然而,将理解的是,可以通过也意图包含在本发明的精神和范围内的不同实施例来完成相同或等同的功能和结构。如这里其它地方所表示的,同样的附图标记意图表示同样的元件或特征。

[0030] 根据各种实施例,用于检测心跳事件的本系统可以使用运动传感器来提供信号,诸如以组合通道选择、互相关、概率混合网络等为例的各种技术可以对信号进行操作。在本公开中,详述了使用运动传感器的连续心率和心跳事件检测的智能调度框架。被配置为检测心跳事件的低功率、低噪声的运动传感器可以增加用户可穿戴装置100的电池寿命,所述运动传感器可以是例如诸如参照图1描述的用户可穿戴装置100的手腕佩戴装置的一部分。此外,与用于检测心跳的其它实施例相比,可以增大跳动位置的精度。

[0031] 本公开包括用于使用运动传感器来提供心率(HR)和心跳检测的系统和方法。该系统和方法包括用于双模式监测系统的HR监测框架(monitored framework)。在正常模式下,系统可以利用运动传感器来提供休息HR和心跳事件信息。来自运动传感器的活动水平信息可以用于切换操作模式。例如,当由运动检测器测量的用户的活动水平超过阈值时,系统可以从正常模式切换到低功率模式。在低功率模式下,运动检测器用于提供心率检测。例如,该框架可以用于替代基于光学传感器的HR监测。

[0032] 惯常使用心电图(ECG)或血管容积图(PPG)来检测心率和心跳。ECG利用电活动并且需要将多条导线设置在身体上的不同点处。PPG使用脉搏血氧计进行光吸收的光学测量。对于可穿戴应用而言,将多个电极放在用户的身体上会是不切实际的。相似地,对于可穿戴应用而言,PPG由于其具有相对高的电力需求而也不是理想的。在其它术语中也可以被称为心震图(SCG)的心冲击图(BCG)包括心脏弹道力(ballistic force)的测量。在可穿戴应用中,可以使用可穿戴装置的加速度计进行BCG测量。然而,这些类型的测量会受到穿戴该装置的用户的影响。例如,可穿戴装置可以放置在用户的手腕上,这会容易发生突然和

不期望的运动。

[0033] 尽管为了便于描述本公开使用术语BCG,但应该理解的是,BCG通常是指使用指示这些功能的身体的运动来测量心脏功能。因此,描述与BCG相似的功能的各种其它术语(诸如以心震图(SCG)为例)被理解为包括在术语BCG中。

[0034] 下面阐述的描述意图作为用于使用运动传感器的连续后台(background)心率和心跳事件检测的系统和方法的示例实施例的描述,并且根据本公开提供,并且不意图表示本公开可以被构建或利用的唯一形式。该描述结合示出的实施例阐述了本公开的特征。然而,将理解的是,相同或等同的功能和结构可以通过不同的实施方式来实现,这些实施方式也意图包含在本发明的精神和范围内。如这里其它处所表示的,同样的元件标号意图表示同样的元件或特征。

[0035] 根据各种实施例,本系统包括用于可穿戴装置上的基于运动传感器的心率和心跳事件检测的框架。在本公开中,除此之外,还详述了用于使用运动传感器的连续心率和心跳事件检测的智能调度框架。

[0036] 图1是示出根据本公开的实施例的电子装置的图。参照图1,诸如用户可穿戴装置100的电子装置具有显示器102、控制块110、处理器112、传感器模块120、电池130、带140和扣子142。传感器模块120可以包括传感器122和传感器124。控制块110、处理器200(图2)和/或处理器112也可以被称为诊断处理器,并且可以能够执行指令。因此,诊断处理器可以包括例如数字信号处理器、控制器、专用处理器、通用处理器等。有时,为了便于描述,诊断处理器通常也可以总体表示各种硬件的组合。

[0037] 尽管用户可穿戴装置100可以佩戴在手腕上,但是本公开的各种实施例不需要如此受限。用户可穿戴装置100也可以被设计成佩戴在身体的其它部位上,诸如以佩戴在手臂上(前臂、肘部或上臂周围)、腿部上、胸部上、像头带一样佩戴在头部上、像“颈链”一样佩戴在喉部上以及佩戴在耳朵上为例。用户可穿戴装置100可以能够与其它电子装置(诸如以智能电话、膝上型电脑或者在医院或医生办公室处的各种医疗装置为例)进行通信。将参照图3对此进行更详细地描述。

[0038] 显示器102可以输出来自用户身体的监测的生理信号以供用户和/或其他人查看。监测的信号可以称为生物信号或者生物计量数据。监测的信号可以是例如心脏(脉搏)速率、脉搏形态(形状)、脉搏间隔(搏动间期)、呼吸(喘息)速率和血压。例如,显示器102也可以向使用该用户可穿戴装置100或者使用其它测量装置的用户或其他人输出指令以及状态和诊断结果。

[0039] 控制块110可以经由传感器模块120中的传感器接收监测的信号。传感器模块120可以包括例如传感器122和124,传感器122和124可以在用户佩戴用户可穿戴装置100时从用户的手腕获得信号,并且提供可以指示用户的身体位置和运动等的其它信息。例如,传感器122和/或传感器124可以包括加速度计、陀螺仪、压电器件、光学传感器、使用音频的传感器等中的一个或多个。处理器112可以控制传感器122和124,并且也可以处理由传感器122和124监测的信号。本公开的各种实施例可以使控制块110也执行处理器112的功能。本公开的各种实施例也可以具有不同数量的传感器。

[0040] 传感器122可以是用于检测/监测运动的任何合适的装置,诸如以加速度计、陀螺仪、压电器件、光学传感器(诸如以相机为例)声波传感器等为例。包括传感器122的这

些装置中的任何一个可以使用适合于用于用户可穿戴装置100实施的任何技术。传感器124可以与传感器122相似或者可以是诸如以获取用户温度的温度计为例的不同类型的传感器。本公开的各种实施例可以包括不同数量的传感器模块。例如,一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更多个传感器模块。

[0041] 电池130被配置为向用户可穿戴装置100提供电力。可以使用有线充电系统或无线充电系统对电池130充电。带140可以缠绕在手腕周围,用户可穿戴装置100可以通过使用扣子142而保持在手腕上。

[0042] 图2是根据本公开的实施例的示例电子装置的高级框图。参照图2,示出了显示器102、控制块110、传感器模块120和电池130。例如,可以由控制块110控制向显示器102的输出。显示器102也可以包括诸如以按钮、拨号盘、触摸感测屏幕和麦克风为例的输入装置(未示出)。

[0043] 控制块110可以包括:处理器200、存储器210、输入/输出(I/O)接口220、通信接口230、电力管理单元(PMU)240、分解模块250、重建模块260以及滤波器270。虽然控制块110被描述为包括这些各种装置,但是其它实施例可以使用不同功能被不同分组的其它架构。例如,分组可以在不同的集成电路芯片中进行。或者,分组可以是将诸如I/O接口220和通信接口230的不同装置组合在一起或将诸如分解模块250和重建模块260的不同装置组合在一起。

[0044] 处理器200可以控制传感器模块120的操作以及从传感器模块120接收监测信号。处理器200可以控制用户可穿戴装置100,包括处理来自传感器模块120的监测的信号、在显示器102上显示处理的信号、从显示器102接收输入、通过执行存储器210中的指令而经由I/O接口220或通信接口230与各种装置进行交互。I/O接口220可以由处理器200使用以与显示器102交互。

[0045] 处理器112可以在不同的实施例中用不同的架构来操作。例如,处理器112可以使用存储器210来存储要执行的指令,或者处理器112可以针对其指令具有其自己的存储器(未示出)。处理器112也可以具有在控制块110中找到的其它功能。虽然一些实施例具有分开的处理器200和处理器112,但是各种实施例不需要被如此限制。可以存在控制用户可穿戴装置100的功能的一个控制块110,或者可以存在用于用户可穿戴装置100的多个处理器。

[0046] 存储器210可以包括操作系统(OS)212、应用214、非易失性存储器216和易失性存储器218。操作系统(OS)212和应用214也可以存储在非易失性存储器216中。本公开的各种实施例可以使用根据设计和/或实施而不同的存储器架构。

[0047] 通信接口230可以允许用户可穿戴装置100经由例如有线或无线协议(诸如USB、蓝牙、近场通信(NFC)和WiFi)与其它装置进行通信。PMU 240可以对从外部源接收电力、对电池130充电以及将电力分配给用户可穿戴装置100的不同部分进行控制。

[0048] 例如,分解模块250可以用于使用时频变换将诸如BCG信号的输入信号分解成多个频带。重建模块260可以用于对例如来自分解模块250的分解信号进行重建,以修正(refine)并访问诸如BCG信号的原始信号的期望分量。在第14/928,072号美国申请中更详细地解释了信号的分解和重建。滤波器270可以用于衰减来自信号的特定频率。例如,滤波器270可以是低通滤波器、高通滤波器、带通滤波器等。滤波器270可以是数字滤波器和/或模拟滤波器。

[0049] 图3是根据本公开的实施例的通信网络中的电子装置的示图。参照图3,示出了用户可穿戴装置100和智能电话300。用户可穿戴装置100可以使用通信接口230与智能电话300进行通信。通信可以经由通信信号302进行,该通信可以直接在用户可穿戴装置100与智能电话300之间,或者该通信可以包括用户可穿戴装置100与智能电话300之间的其它元件。

[0050] 用户可穿戴装置100的应用214中的一个可以允许智能电话300对用户可穿戴装置100的至少一些操作进行控制。例如,用户可穿戴装置100可以向显示器102输出由控制块110处理的结果,并且/或者同一结果可以被发送到智能电话300。各种实施例也可以允许其它信号被用户可穿戴装置100发送到一个或更多个装置。例如,用户可穿戴装置100可以将原始传感器信号或者已经处理的一些形式的原始信号发送到外部电子装置。外部装置可以是例如能够执行比用户可穿戴装置100详细的处理和/或分析的医疗装置。用户或另一人也可以选择用户可穿戴装置100上或者诸如以智能电话300为例的外部装置上的选项。该选项可以是例如发送信号等的通过用户可穿戴装置100启动生物信号监测处理或停止生物信号监测处理。

[0051] 由于智能电话300具有更大的显示器,因此,对于用户而言在智能电话300上查看结果或选择选项可以比在用户可穿戴装置100上查看结果或选择选项更加容易。然而,应该注意的是,对于用户可穿戴装置100的操作而言智能电话300通常可以不是必需的。

[0052] 虽然给出了智能电话300的描述,但应该注意的是,可以使用任何合适的电子装置。例如,智能电话300可以被替换为膝上型电脑、台式电脑、医疗保健提供者使用的医疗设备、平板电脑等(或被另外使用)。

[0053] 惯常使用心电图(ECG)或血管容积图(PPG)来检测心率和心跳。ECG利用电活动并且需要将多条导线设置在身体上的不同点处。PPG使用脉搏血氧计进行光吸收的光学测量。对于诸如以用户可穿戴装置100为例的可穿戴应用而言,将多个电极放在用户的身体上会是不切实际的。相似地,对于诸如用户可穿戴装置100的可穿戴装置而言,PPG会由于其相对高的电力需求而也是有问题的。

[0054] 心冲击图(BCG)测量由心输出量和呼吸引起的身体加速度。BCG在一次心跳期间包含多个峰事件。这些峰可以被分为三大类:收缩前、收缩和舒张。收缩波可以对应于ECG信号中的QRS波群,收缩波可以是BCG的显著特征。然而,由于频率位置(方位)的改变以及测量的对象的稳定性水平,BCG信号也可以包括各种各样的峰。

[0055] 在可穿戴应用中,可以使用例如用户可穿戴装置100的加速度计来测量BCG。然而,将佩戴用户可穿戴装置100的用户的运动考虑进去可以是有用的,因为这些运动会作为BCG测量的噪声。如果用户可穿戴装置100佩戴在用户的手腕上(这会易于引起突然运动和不期望的运动),这一点尤其重要。

[0056] 因此,本公开的各种实施例可以描述一种使用运动传感器检测心跳事件的系统,所述运动传感器使用组合的通道选择、互相关和概率混合网络中的一个或更多个。通过使用低功率、低噪声的运动传感器来检测心跳事件,可以显著延长装置的电池寿命。此外,可以增大跳动位置的精度。

[0057] 比例如诸如PPG装置的光学方法相比,下面描述的各种实施例可以需要更少的电力,并且还在用户活动时提供更高的精度。当用户静止时,各种实施例可以证明比ECG装置更灵活,因为所公开的算法可以使心跳事件检测能够在各个身体位置或甚至远程位置处进

行,而不必使多条导线放置在用户的身体的不同点处。

[0058] BCG波形可以随着运动传感器的方位的改变而变化。例如,在一个实施例中,用户可穿戴装置100中的传感器模块120可以包括传感器122,其中,传感器122可以是诸如以3轴加速度计为例的运动传感器。每当加速度计的方位改变,来自3轴加速度计的BCG信号可以变化。这可以在图4A至图4D中看出,其中,加速度计针对加速度计的不同位置而输出图4A至图4D中所示的示例波形。

[0059] 本公开的各种实施例可以包括硬件模块和软件模块,其中,硬件模块和软件模块进行操作来识别3轴加速度计的信号中的伪像(artifact)以产生心跳信号。伪像会由例如用户可穿戴装置100的运动、用户可穿戴装置100位于其上的身体部位的肌肉收缩等引起。

[0060] 此外,BCG通道融合/选择可以涉及对由3轴加速度计输出的信号实时地执行数据融合,并且/或者根据哪个通道被确定为最佳候选来切换到三个通道中的一个不同的通道。因此,本公开的各种实施例可以通过对3轴加速度计的输出信号进行优化来提供心跳事件。

[0061] 实施例可以公开具有运动传感器的基于双模式系统的可穿戴的系统。当用户相对静止时,可以发生正常操作模式(或正常模式),当用户的运动超过阈值时,可以发生低功率操作模式(或低功率模式)。在一个实施例中,运动传感器可以是诸如以3轴加速度计为例的加速度计。

[0062] 图5是根据本公开的各种示例方面的BCG后台心率和心跳事件检测的示例流程图。参照图5,示出了针对包括正常模式和低功率模式的框架的示例流程图500。可以根据来自运动传感器的读数来确定系统运行在哪种模式下。运动传感器可以用于连续监测对象的活动水平。运动传感器可以包括例如3轴加速度计。

[0063] 在502处,运动传感器可以输出原始运动数据,其中,运动传感器可以在用户可穿戴装置100的传感器122中包括例如3轴加速度计。在504处,原始运动数据可以被提供以用于由514处的正常模式块进行处理。

[0064] 在506处,活动水平块可以分析原始运动数据以确定活动水平是否大于活动阈值。在508处,功率模式切换器块可以使用活动水平块的输出来确定框架应该处于正常模式还是低功率模式。当主体处于不活动状态或活动水平低于活动阈值时,功率模式切换器块可以将系统置于正常模式。当主体处于活动状态或活动水平高于活动阈值时,功率模式切换器块可以将系统置于低功率模式。

[0065] 在一些实施例中,睡眠开始/偏移标志可以用作在正常模式与低功率模式之间切换的触发。例如,确定用户睡着可以触发切换到正常模式,确定用户醒着可以触发切换到低功率模式。在另一示例中,时间信息可以额外地用于增强模式切换的准确性。例如,深夜的活动通常比中午的活动少,并且低的活动水平表明用户正在睡觉的可能性更大。

[0066] 在广义框架中,可以根据活动水平触发功率模式切换标志。然而,对于不同的使用情况,触发阈值可以变化。例如,当框架被实施到诸如以用户可穿戴装置100为例的腕带中时,因为即使微小的手腕运动会使BCG信号质量劣化,所以可以预期低阈值。在另一使用情况下,当将框架实施到附着到诸如腹部、胸部或耳朵的身体部分的装置中时,因为BCG信号可以相对强并且可以没有那么多的身体运动,所以可以设定高阈值。

[0067] 在510处,可以将原始运动数据提供给BCG重建块。BCG重建块可以使用例如重建模块260重建来自分解模块250的分解信号,以修正并访问原始信号的期望分量。在第14/928,

072号美国申请中更详细地解释了信号的分解和重建。为了在本公开中方便起见,BCG重建块被描述为包括分解功能和重建功能。

[0068] 在512处,重建BCG信号可以被提供用于514处的正常模式块和516处的低功率模式块的进一步处理。

[0069] 在514处,因为诸如当睡觉或处于具有最小运动的长时间静止状态时用户可以处于低活动水平状态,所以系统可以处于正常模式。在正常模式下,心率和心跳事件信息可以从重建信号和原始运动数据中的一者或两者来产生。各种实施例也可以产生心率置信度指标(indicator)。心跳事件信息可以用于计算诸如以心率变异性(HRV)、压力、心律失常检测、血压计算等为例的生物计量。可以通过第14/928,072号美国申请、第15/264,333号美国申请和第15/168,531号美国申请更详细地解释正常模式块的各种功能。

[0070] 在516处,因为用户可以是清醒的和/或活动的,所以系统可以处于低功率模式,并且可以提供连续心率(HR)和HR置信度指标。在实施例中,运动传感器可以用于在后台连续监测用户的活动,并且在检测到静止时间段时触发心率(HR)计算。在一个实施例中,当框架被实施为例如诸如腕带的用户可穿戴装置100中时,当手腕在预定时间段(例如,5秒)大部分静止时,可以触发HR算法。一些实施例可以存储在5秒时间段期间的信号,使得也可以针对所述5秒提供心率。

[0071] 基于下游算法的要求,可以进一步调节报告分辨率。这可以允许智能调度机制对连续的心率监测占空比进行优化,并为不同的使用情况提供灵活的分辨率。

[0072] 在518处,可以为下游应用提供心跳事件;在520处,可以为下游应用提供心率;在522处,可以为下游应用提供HR置信度指标。

[0073] 如果系统是用户可穿戴装置100的一部分,则可以提供518、520和/或522处的系统的一个或更多个输出,例如,以显示在显示器102上。如图3中所述,一个或更多个输出也可以由发送器发送到另一电子装置。

[0074] 由于身体运动、肌肉收缩和其它伪像,所以低功率模式下的BCG信号质量会比正常模式下的BCG信号质量差。因此,会期望增强的信号质量,并且能够识别和排除BCG信号的无效片段。

[0075] 图5中的每个功能可以由硬件电路和/或执行软件指令的一个或更多个处理器来执行。

[0076] 图6是根据本公开的各种示例方面的BCG运动检测分类块的示例流程图。参照图6,示出了流程图600。在602处,可以通过被配置为将模拟信号转换为数字信号的采样电路对重建BCG信号进行采样,并且可以将采样存储在数据缓冲器602中。

[0077] 如果例如在5秒静止时间段之后触发HR算法,则可以分配缓冲器来存储5秒的重建BCG信号的采样。因此,如果采样率是每秒100个采样,则缓冲器可以足够大以存储500个采样。采样可以以循环的方式存储在缓冲器中,其中,当到达缓冲器的末端时缓冲器的开始被新数据覆盖。可以从例如存储器210分配缓冲器。诸如以使用两个或更多个缓冲器为例的其它方法也可以是适当的。诸如以中断为例的各种其它技术也可以用于跟踪几乎没有活动的一段时间。

[0078] HR计算可以继续使用存储的数据,直到活动水平上升到阈值以上。然后,数据缓冲器可以被重置以刷新数据。当活动水平上升到阈值以上时,其它实施例可以停止存储数据,

使得可以针对尽可能多的存储的数据计算HR。当已经处理了所有数据以确定HR时,可以刷新存储的数据。因此,每当存在短时间的低活动性,都可以能够通过处理存储的数据来确定HR。其它实施例可以不开始HR计算,直到活动水平已经被确定为在所需的时间段(诸如以5秒为例)内为低。

[0079] 在公开的实施例中可以使用两个阈值。第一阈值可以直接应用于604处的5秒BCG片段,其中,如果其大小高于第一阈值,则采样点值被设定为1。具有值为1的这些采样可以被称为运动采样。否则,采样点值被设定为0。具有值为0的这些采样可以被称为非运动采样。可以在606处计算运动比率,其中,运动比率可以被定义为例如与采样总数(运动采样加上非运动采样)相比具有值为1的采样点值或运动采样的百分比运动比率。这些处理可以由例如诸如处理器112或200的处理器来执行。

[0080] 在608处,可以将运动比率与第二阈值进行比较,如果运动比率大于第二阈值,则运动标志可以被设定为1,否则,运动标志可以被设定为0。如果运动标志为1以指示不可接受的活动水平,则可以在602处使用来自数据缓冲器的下一组数据。如果运动标志为0以指示可接受的活动水平,则可以在610处执行BCG心率计算。

[0081] 可以预定两个阈值,并且可以根据系统的设计和/或实施来改变两个阈值。作为示例,阈值中的一个或两个可以取决于例如一段时间内的运动比率。

[0082] 图6中的每个功能可以由硬件电路和/或执行软件指令的一个或多个处理器来执行。

[0083] 图7示出了根据本公开的各种示例方面的BCG预处理的示例。参照图7,示出了用于原始BCG片段的信号迹线700和作为信号迹线700的预处理版本的信号迹线710。为了比较,图7中还示出了PPG信号迹线720。

[0084] 根据各种实施例,可以在处理输入运动传感器信号期间的不同时间处提供预处理。例如,可以对原始信号和/或重建信号发生预处理。预处理可以增强BCG信号质量。预处理的一种方法可以是使用例如带通滤波器或高通滤波器来应用滤波以去除主要的基线漂移。例如,可以在对BCG信号进行采样并将其存储在数据缓冲器中之前对其进行滤波。

[0085] 时间频率方法也可以用于扩展两个域中的信号特性并提取有价值的信息。在一个实施例中,预处理块可以执行离散小波分解和重建以将BCG信号分离为期望的频带,然后根据需要组合选择的频带。可以在第15/168,531号美国申请中更详细地解释离散小波分解和重建。

[0086] 也可以使用诸如主成分分析(PCA)、因子分析等的特征提取方法。在一个实施例中,可以使用去噪自动编码器来降低BCG非线性维度。在这种情况下,充分训练的去噪自动编码器可以被认为非线性PCA。诸如以卷积网络为例的其它机器学习方法也可以用于预处理。

[0087] BCG心率计算可以使用一种或更多种不同的方法。例如,对于单个BCG片段,可以直接计算片段的快速傅里叶变换(FFT),并且可以将主频率峰值确定为心率候选。在一个示例中,可以将BCG片段设定为具有100Hz采样率的5秒时间段,并且可以将零填充操作应用于原始BCG片段以增加频率分辨率。也可以在频率曲线图上使用插值运算,以进一步提高分辨率。

[0088] 基于时域跳动检测的方法也可以适用于识别心跳事件并进一步计算心率。可以存

在各种选择以实施时域HR分析。例如,在一个实施例中,可以在BCG片段上应用自适应阈值,并且可以将每个交叉区域的最高峰视为一次心跳。在另一实施例中,可以应用基于时间延迟嵌入(TDE)的跳动检测方法。可以在第15/264,333号美国申请中更详细地解释TDE类方法。

[0089] 心率计算也可以使用其它选项来实现。例如,可以应用递归图来识别给定片段的周期性。

[0090] 此外,因为在低功率模式期间BCG质量不会很好,所以可以使用多个心率计算块,并且可以处理结果以输出单个心率值以及心率置信度指标。

[0091] 也可以使用概率计算块,其中,概率块可以指示BCG心率候选的置信度水平。量化可以包括信号质量测量、多个HR候选之间的相关性、重新调校的概率模型等。

[0092] 各种实施例可以使用可以将频率分析结果和时域分析结果进行比较的第一方法。如果值之间的绝对差小于每分钟3次跳动(BPM),则心率置信度指标可以被设定为“1”,并且平均HR可以被输出为HR。否则,HR置信度指标可以被设定为“0”。

[0093] 各种实施例可以使用可以对多个预处理的BCG信号(例如,IIR滤波信号、小波滤波信号等)应用频率分析的第二方法。由于滤波特性的差异,所以每个片段可以产生不同的频率曲线图。因此,可以通过比较和/或组合不同的频率曲线图来确定HR,并且可以相应地设定HR置信度指标。

[0094] 此外,可以使用组合上述第一方法和第二方法的混合网络以及其它合适的方法。参照图8描述混合网络。

[0095] 图8是根据本公开的各种示例方面的用于预处理的混合网络的示例。参照图8,示出了流程图800。在802处,可以输出BCG片段用于在804、806和808处进行预处理。每个预处理块可以在804、806和808处执行预处理操作。无论是在处理中还是在使用会影响相同处理的参数中,预处理块可以各自执行可以彼此不同的预处理。每个预处理块可以向各种HR计算块输出预处理信号。

[0096] 因此,在804、806和808处的每个预处理操作可以包括一种或更多种方法,诸如如在BCG信号被采样并存储在数据缓冲器中之前对BCG信号进行滤波以去除主要的基线漂移、执行离散小波分解和重建以将BCG信号分离成期望的频带,然后根据需要组合选择的频带等为例。预处理也可以包括诸如主成分分析(PCA)、因子分析等的特征提取方法,其中,去噪自动编码器可用于降低BCG非线性维度,并且充分训练的去噪自动编码器可被认为是非线性PCA。诸如以卷积网络为例的其它机器学习方法也可以用于预处理。

[0097] 在804处预处理的BCG信号可以被提供用于在810、812和814处进行HR计算。相似地,在806处预处理的BCG信号也可以被提供用于810、812和814处进行HR计算,在808处预处理的BCG信号可以被提供用于在810、812和814处进行HR计算。

[0098] 在816处,可以以第一方式对预处理的BCG信号进行比较和/或组合以产生第一HR候选。相似地,在818处,可以以第二方式对预处理的BCG信号进行比较和/或组合以产生第二HR候选,在820处,可以以第三方式对预处理的BCG信号进行比较和/或组合以产生第三HR候选。

[0099] 在822处,可以由HR置信度计算块针对彼此来分析第一HR候选、第二HR候选和第三HR候选以在826处确定HR置信度水平。HR置信度计算块也可以在824处从各个HR候选产生输

出心率和/或心跳事件。例如,如果HR候选针对彼此全部在特定范围内(例如,在彼此的3次跳动内),则HR置信度指标可以被设置为“1”。否则,HR置信度指标可以被设置为“0”。

[0100] 根据设计和/或实施决定,各种实施例可以将HR置信度指标设置为比仅二元的“0”和“1”更多的值。例如,可以使用概率块来给出置信概率。

[0101] 虽然图8示出为具有三个单独的预处理块,但是本公开的各种实施例不需要如此限制。可以存在两个预处理块,或多于三个预处理块。此外,可以根据设计和/或实现来从各种HR候选确定置信度计算指标。例如,可以使HR候选平均化,或者可以去除异常HR候选等。

[0102] 可以由硬件电路和/或执行软件指令的一个或多个处理器来执行预处理、HR计算、HR置信度计算、BCG心跳事件产生以及HR置信度指标产生。

[0103] 图9是与本公开的各种示例方面的使用相结合的参考比较的示例BCG低功率模式心率趋势的示图。参照图9,示出具有来自ECG测量的参考心率902和低功率模式心率904的心率图900。X轴可以是时间,Y轴可以是心率。

[0104] 描述的框架可以包括用于执行各种计算和功能的硬件模块和/或软件模块。参照图5至图8描述的各个块可以包括硬件模块和/或软件模块,并且可以例如在传感器模块120和/或控制块110中找到。软件模块可以包括例如可以由处理器112和/或处理器200执行的指令或者可以由例如用户可穿戴装置100使用的其它处理器执行的指令。硬件模块可以包括可以用于特定功能的各种类型的电路。例如,电路可以在定制设计的IC(包括ASIC、FPGA等)或适合于该功能的现成部件中。

[0105] 本公开的各种实施例可以包括被配置为由用户使用的电子装置,所述电子装置包括运动传感器和活动水平块,所述运动传感器被配置为输出与用户的运动相关的传感器信号,所述活动水平块被配置为接收传感器信号以基于接收的传感器信号确定用户的活动水平。运动传感器可以包括加速度计、陀螺仪、压电器件、光学传感器和声波传感器中的至少一种。功率模式切换器块可以被配置为基于活动水平来选择第一操作模式或第二操作模式。第一操作模式块可以被配置为当处于第一操作模式时产生用户的连续心率和心跳事件信息。第二操作模式块可以被配置成当处于第二操作模式时产生用户的连续心率和心率置信度指标。

[0106] 电子装置可以包括被配置为对接收的传感器信号进行滤波以衰减低于第一频率的频率的滤波器,其中,滤波的传感器信号可以被提供给第一操作模式块和第二操作模式块。当在第二操作模式下操作时,电子装置可以消耗比在第一操作模式下操作的电力少的电力。电子装置可以由用户佩戴在例如手腕上。

[0107] 电子装置可以包括发送器,该发送器被配置为向另一电子装置发送传感器信号、连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或多个。

[0108] 电子装置可以包括被配置为对传感器信号执行离散小波分解和重建以产生重建信号的预处理块。重建信号可以被提供给第一操作模式块,以当处于第一操作模式时产生用户的连续心率和心跳事件信息,并且重建信号被提供给第二操作模式块,以当处于第二操作模式时产生用户的连续心率和心率置信度指标。

[0109] 重建信号和传感器信号中的一个或两个可以在第一操作模式期间用于产生用户的连续心率和心跳事件信息中的一个或两个。可以在第二操作模式期间使用重建信号而不是传感器信号来产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。

[0110] 电子装置可以通过使用被配置为产生重建信号的片段的采样的采样电路来产生心率置信度指标。处理器可以被配置为识别运动采样,其中,运动采样是具有大于第一阈值的大小的采样。处理器还可以被配置为确定运动比率,其中,运动比率是运动采样相对于从该片段产生的所有采样的百分比。然后,处理器可以确定运动比率是否大于第二阈值,并且当运动比率大于第二阈值时将心率置信度指标设定为“0”,当运动比率小于或等于第二阈值时将心率置信度指标设定为“1”。

[0111] 电子装置可以在预处理块中包括多个预处理模块,并且可以并行处理用于产生用户的连续心率和心率置信度指标的重建信号。多个预处理模块中的每个可以产生心率候选,并且处理由多个预处理模块产生的心率候选以产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。多个预处理模块中的每个可以对重建信号执行独立的预处理处理。电子装置可以包括被配置为显示用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或更多个的显示器。电子装置可以包括被配置为发送用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或更多个的发送器。

[0112] 本公开的各种实施例也可以包括用于用户佩戴的电子装置的方法,所述方法包括从运动传感器接收传感器信号并基于传感器信号确定用户的活动水平。该方法可以包括基于活动水平来选择第一操作模式和消耗比第一操作模式的电力少的电力的第二操作模式中的一个,并且当处于第一操作模式时产生用户的连续心率和心跳事件信息,当处于第二操作模式时,产生用户的连续心率和心率置信度指标。

[0113] 该方法可以包括对接收到的传感器信号进行滤波以衰减低于第一频率的频率,其中,滤波的传感器信号可以被提供给第一操作模式块和第二操作模式块。

[0114] 该方法可以包括对传感器信号执行离散小波分解和重建以产生重建信号。重建信号可以被提供用于当处于第一操作模式时产生用户的连续心率和心跳事件信息,并且当处于第二操作模式时产生用户的连续心率和心率置信度指标。

[0115] 重建信号和传感器信号中的一个或两个可以在第一操作模式期间用于产生用户的连续心率和心跳事件信息中的一个或两个。可以在第二操作模式期间使用重建信号而不是传感器信号来产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。

[0116] 产生心率置信度指标的步骤可以包括产生重建信号的片段的采样以及确定运动采样,其中,运动采样是具有大于第一阈值的大小的采样。然后可以确定运动比率,其中,运动比率可以是运动采样相对于从该片段产生的所有采样的百分比。然后可以确定运动比率是否大于第二阈值。如果是,则心率置信度指标可以被设定为“0”。否则,当运动比率小于或等于第二阈值时,心率置信度指标可以被设定为“1”。

[0117] 该方法可以包括由多个预处理模块并行地处理用于产生用户的连续心率和心率置信度指标的重建信号,其中,多个预处理模块中的每个可以对重建信号执行独立的预处理处理。

[0118] 该方法还可以包括由多个预处理模块中的每个产生心率候选。可以处理由多个预处理模块产生的心率候选以产生用户的连续心率和心率置信度指标中的一个或两个。

[0119] 用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或更多个可以被提供给电子装置的显示器以被显示。用户的连续心率、心跳事件信息和心率置信度指标中的一个或更多个还可以被发送到另一个电子装置。

[0120] 因此,已经针对提供休息HR和心跳事件信息的HR监视框架描述了各种实施例。来自运动传感器的活动水平信息可用于在用户的活动水平低时的正常模式和用户的活动水平高时的低功率模式之间切换操作模式。正常模式也可以被称为第一操作模式,低功率模式也可以被称为第二操作模式。

[0121] 与传统的后台HR装置相比,节省功率、对肤色不敏感、并且不需要将传感器安装到身体的特定部位。

[0122] 本公开的各种实施例使用智能调度框架提供实时应用,其中,实时应用用于使用低功率运动传感器进行连续心率和心跳事件检测,而无需延迟且没有预热时间段。

[0123] 尽管上面已经描述了本公开的各种实施例,但是应该理解,它们仅作为非限制性示例示出。尽管已经参照特定方面和示例描述了上述内容,但是本领域技术人员将理解的是,在不脱离本公开的范围的情况下可以进行各种改变并且可以替换等同物。此外,在不脱离其范围的情况下,可以做出许多修改以使具体情况或材料适应本公开的教导。因此,意图是本公开不限于所公开的具体示例,而是本公开将包括落入权利要求的范围内的所有示例。

用户可穿戴装置
100

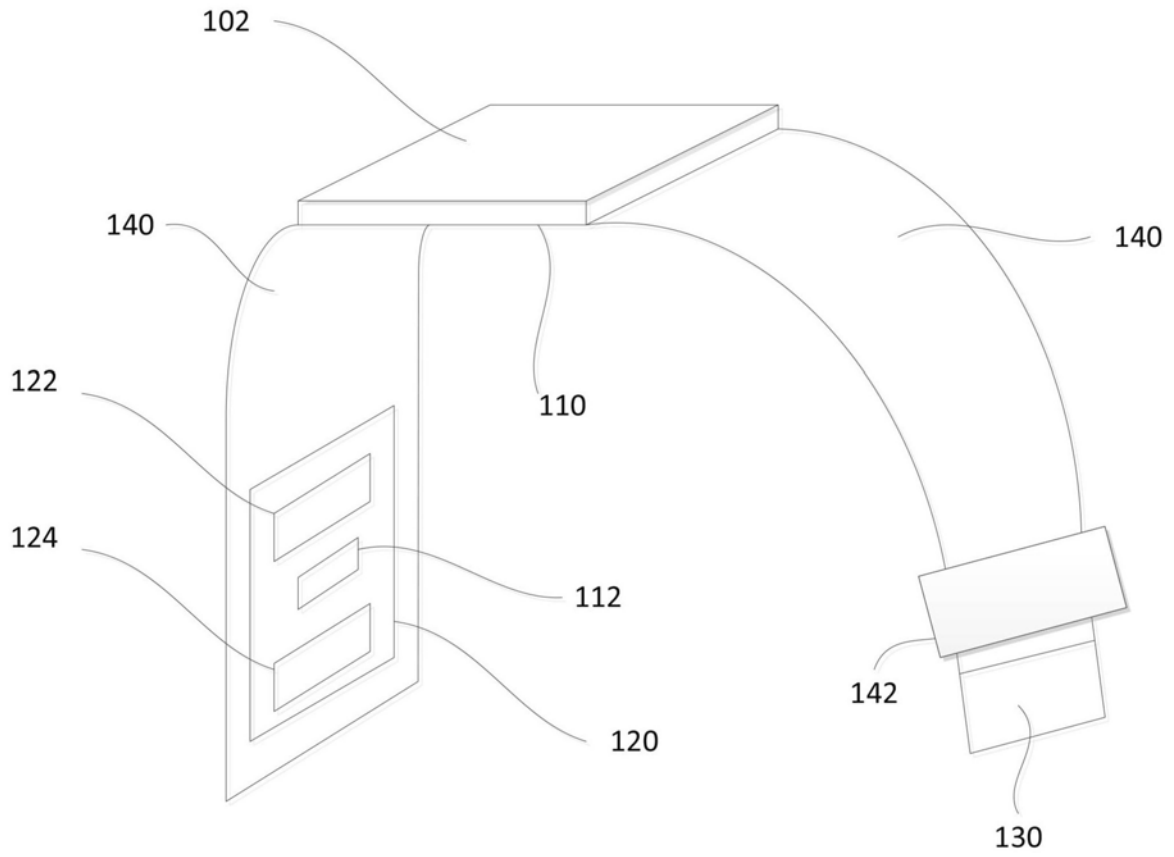


图1

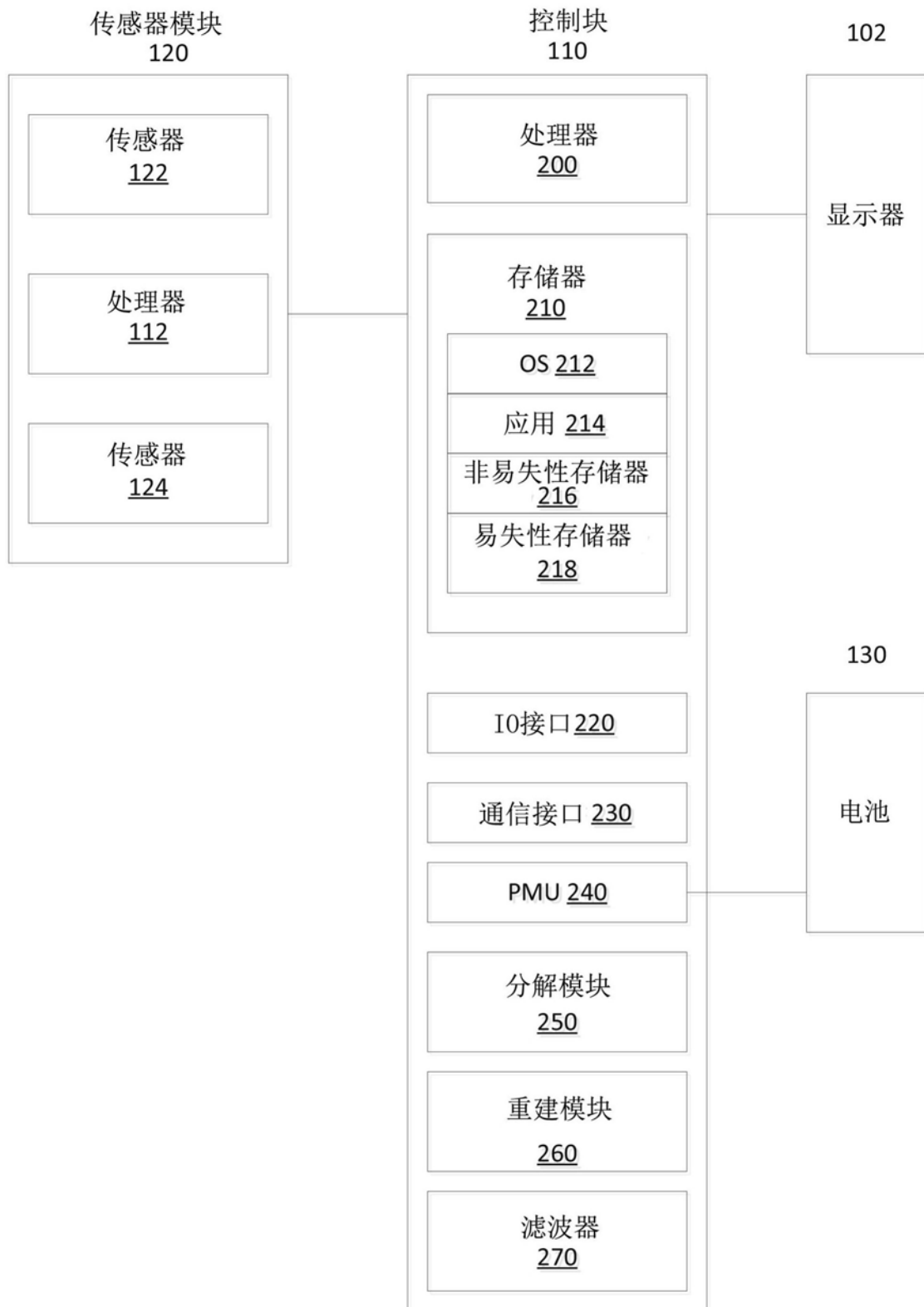


图2



图3

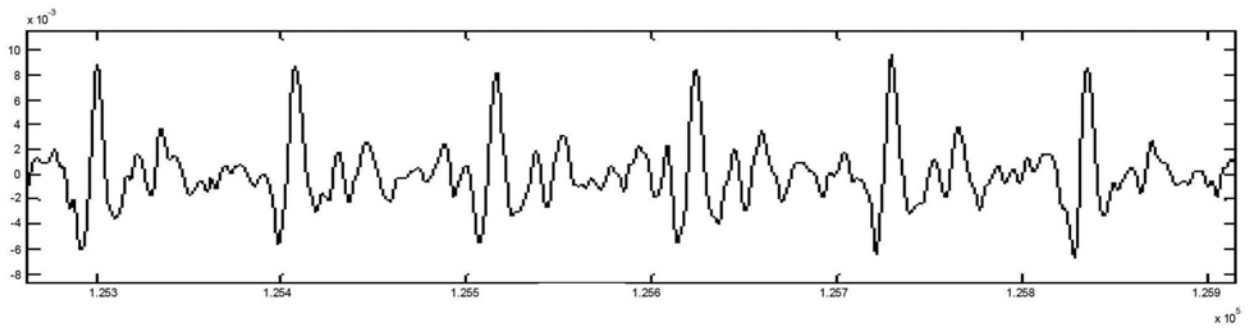


图4A

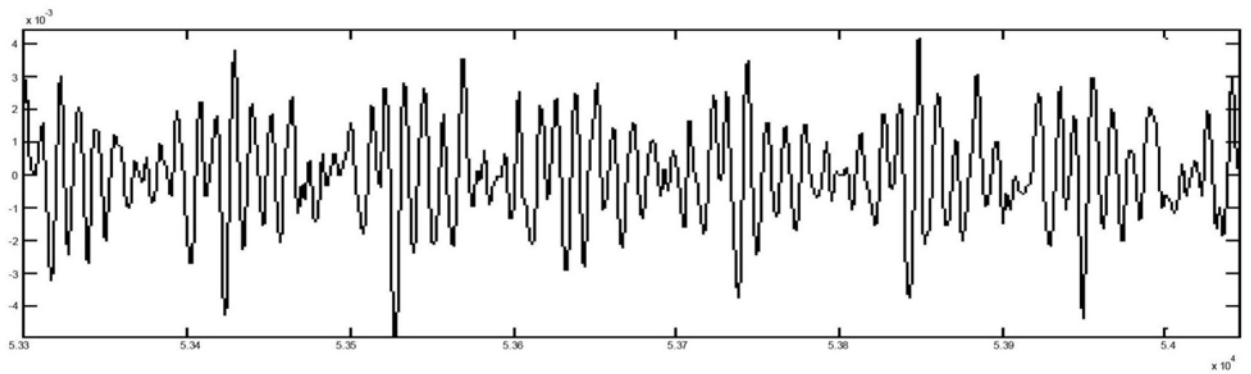


图4B

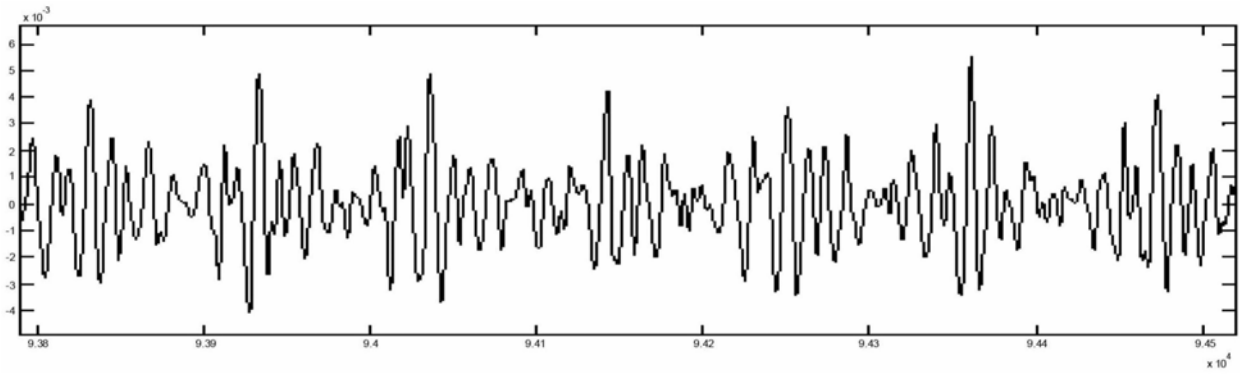


图4C

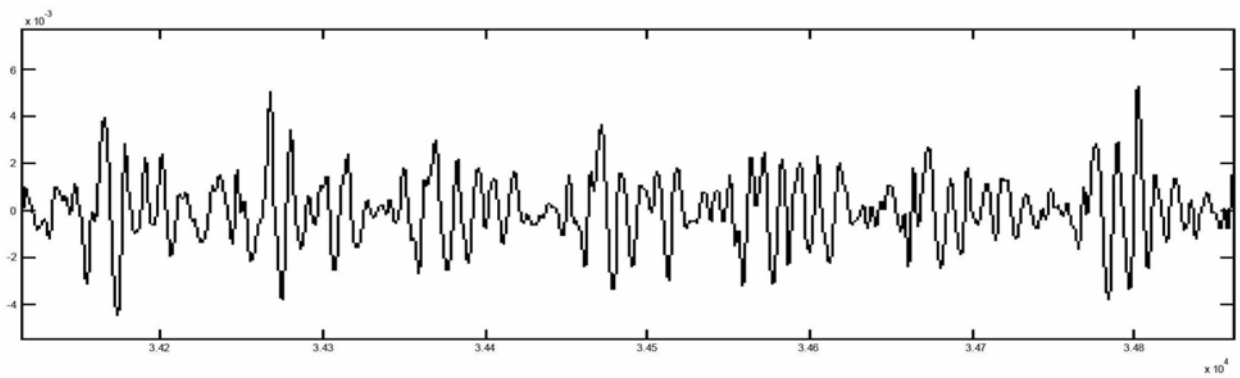


图4D

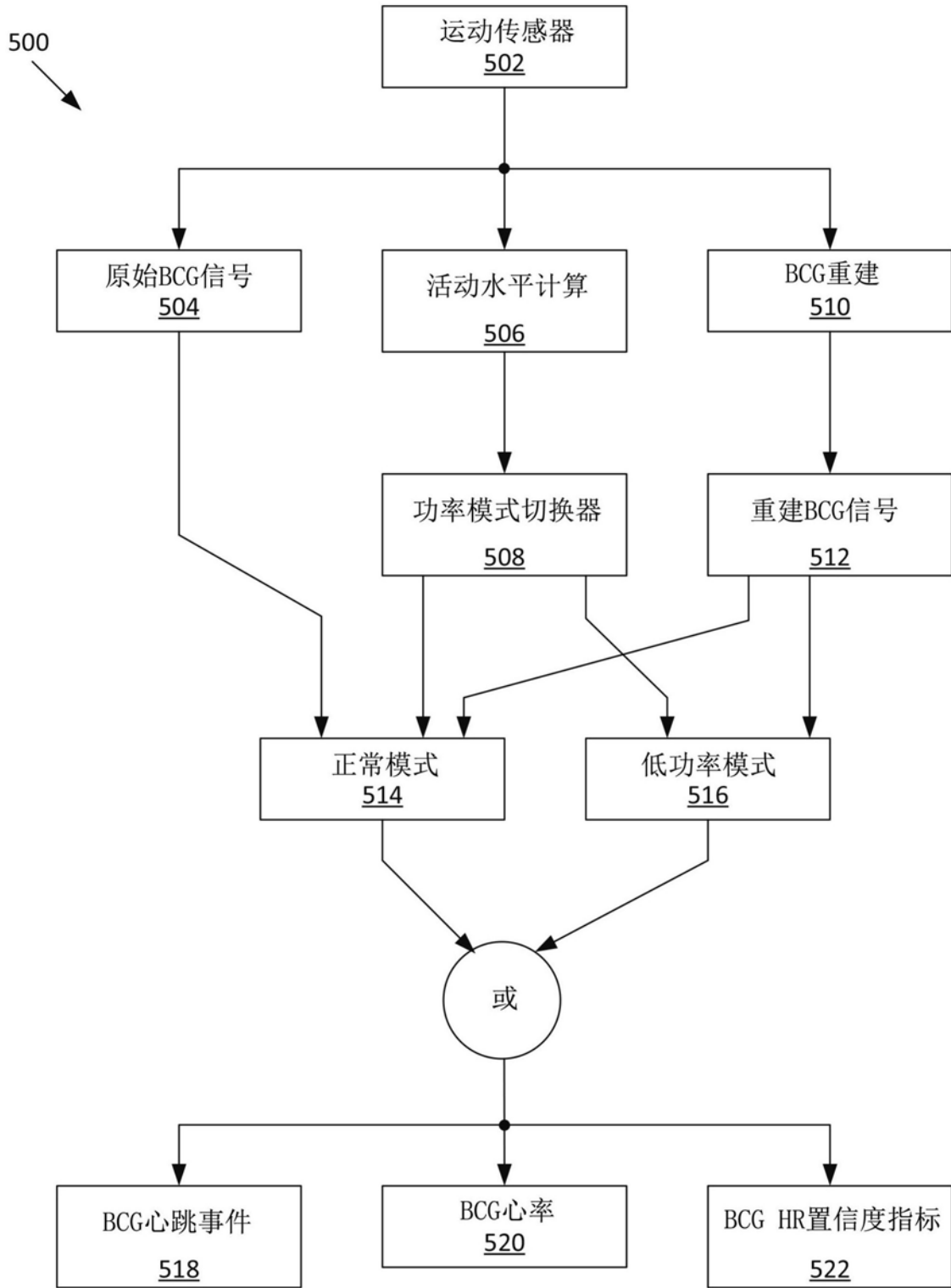


图5

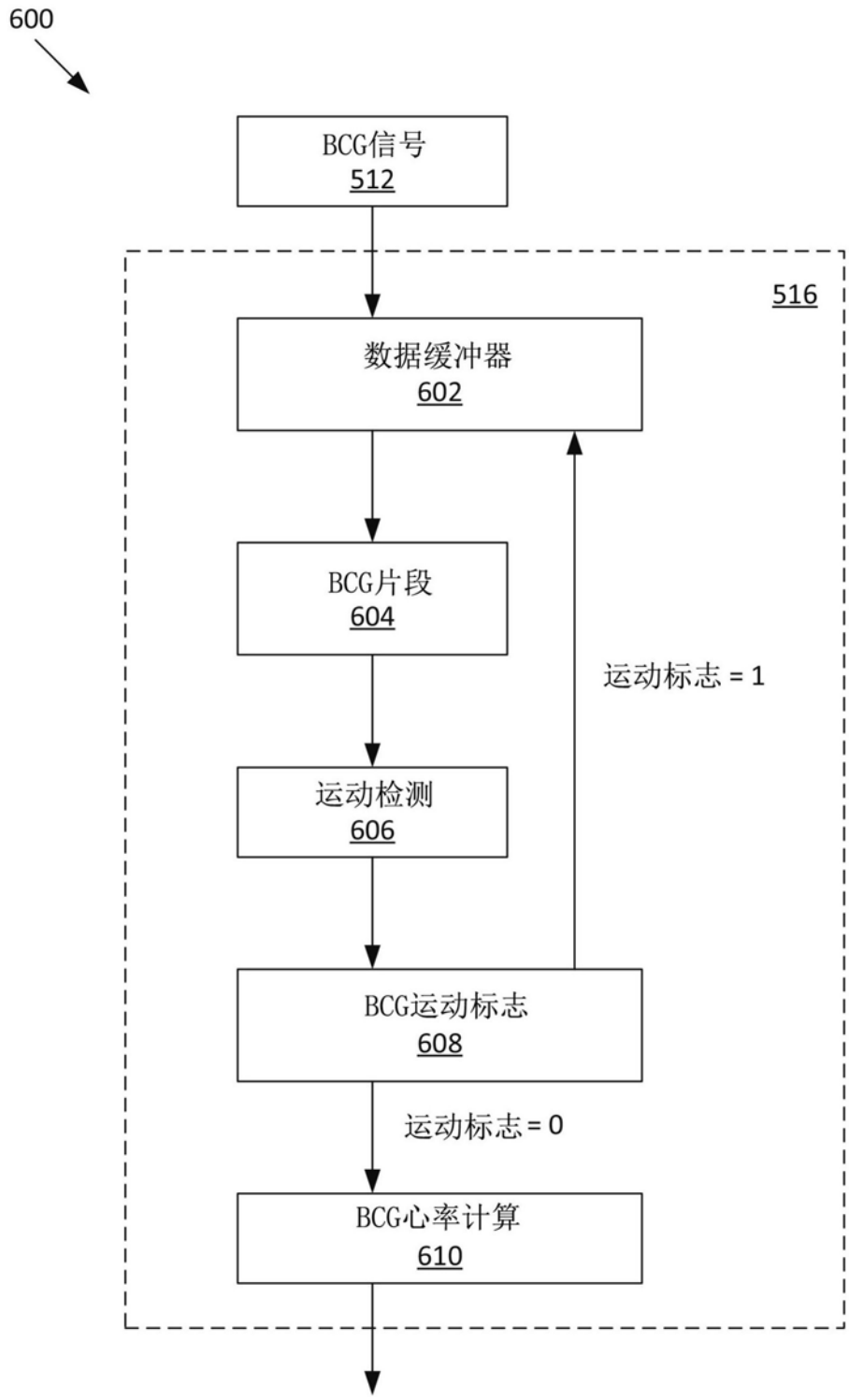


图6

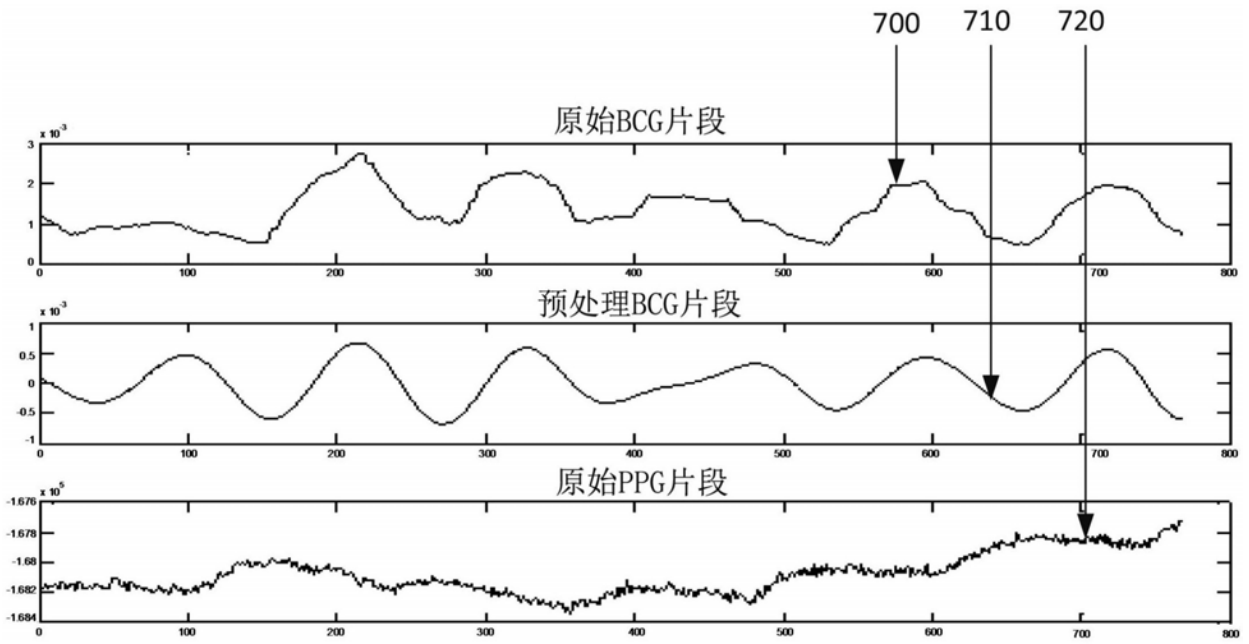


图7

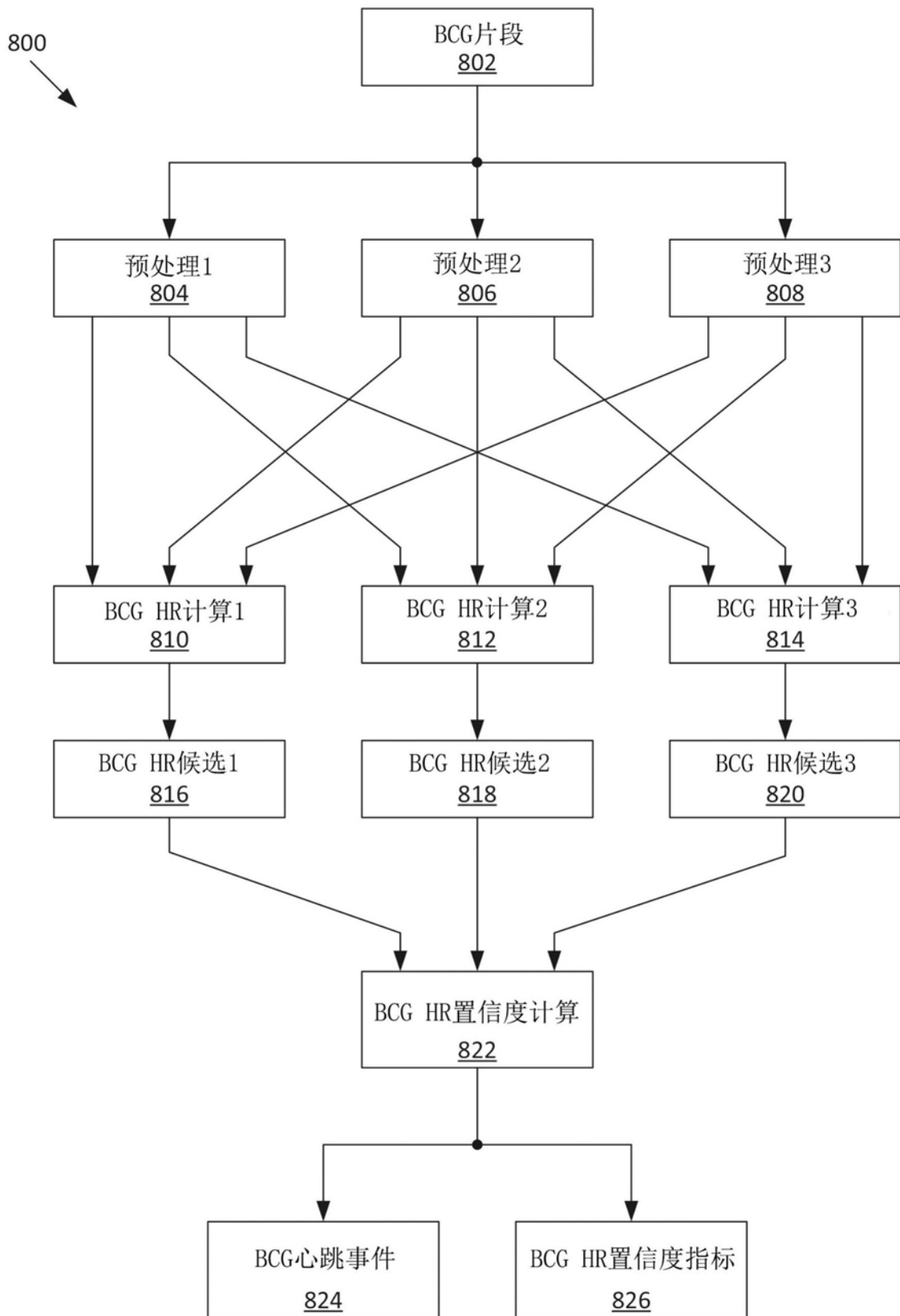


图8

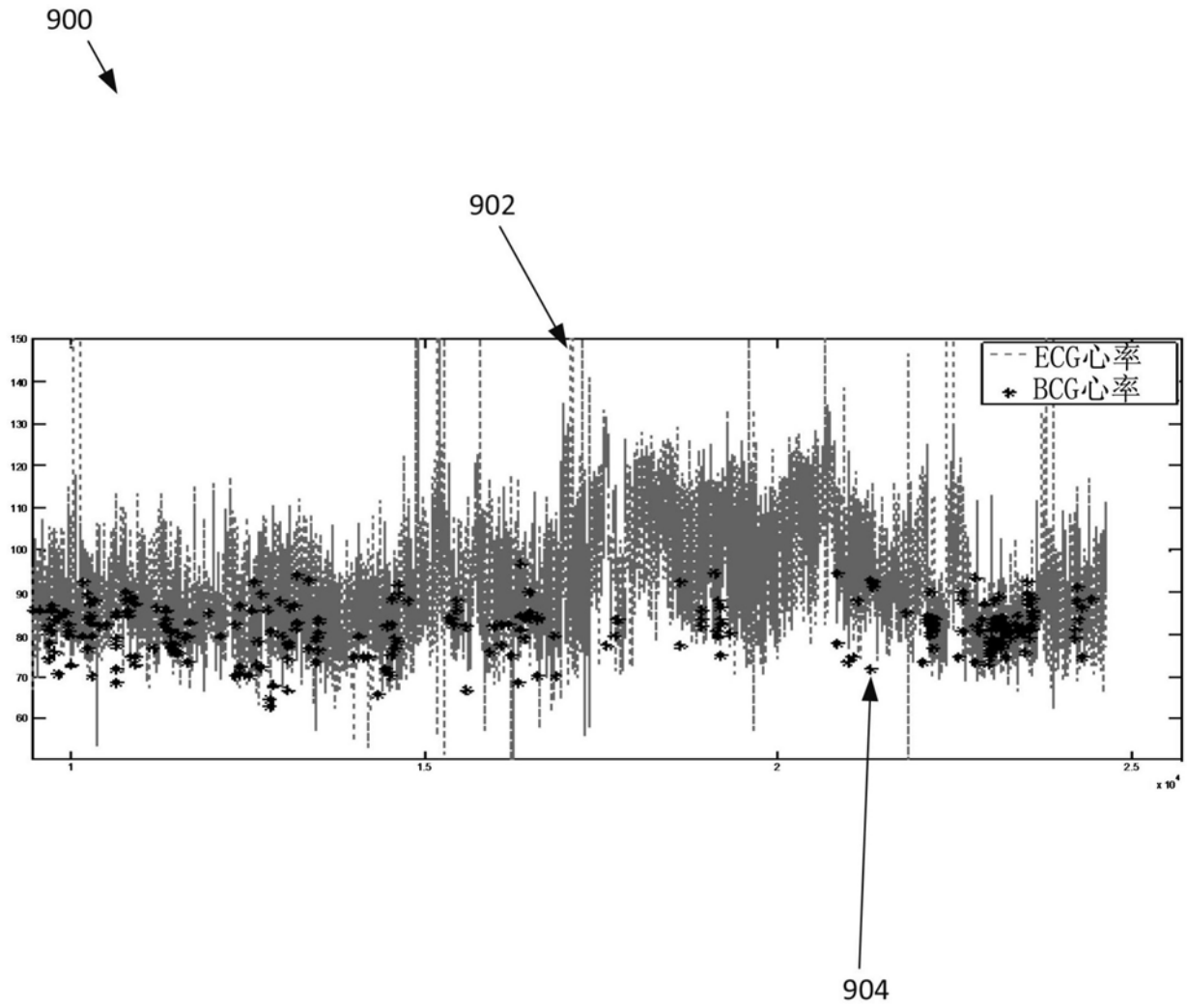


图9

专利名称(译)	用户使用的电子装置和用于用户佩戴的电子装置的方法		
公开(公告)号	CN109381168A	公开(公告)日	2019-02-26
申请号	CN201810782823.2	申请日	2018-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	李叶磊		
发明人	李叶磊		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/6802 A61B5/6803 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/0022 A61B5/02405 A61B5/1102 A61B5/742		
代理人(译)	陈宇		
优先权	62/543260 2017-08-09 US 15/726827 2017-10-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用户使用的电子装置和用于用户佩戴的电子装置的方法。所述电子装置包括：运动传感器，被配置为输出与从用户检测的运动相关的传感器信号；活动水平块，被配置为接收传感器信号以基于接收的传感器信号确定用户的活动水平；功率模式切换器块，被配置为基于活动水平来选择第一操作模式和第二操作模式中的一个；第一操作模式块，被配置为当处于第一操作模式时，产生用户的连续心率和心跳事件信息；以及第二操作模式块，被配置为当处于第二操作模式时，产生用户的连续心率和心率置信度指标。

