



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301911 A

(43)申请公布日 2019. 10. 08

(21)申请号 201910211570.8

(22)申请日 2019.03.20

(30)优先权数据

62/648,821 2018.03.27 US

15/994,495 2018.05.31 US

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 苗丽峰 张满满 M.威金斯

(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 5/0402(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

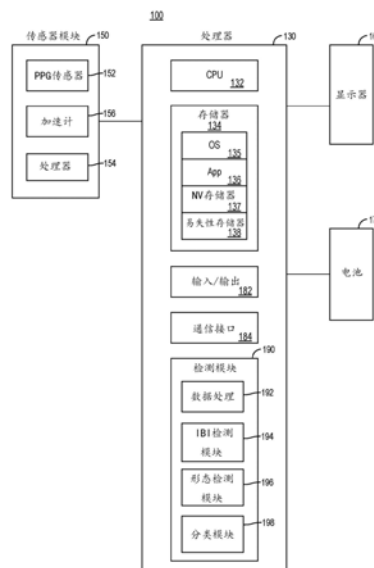
权利要求书3页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

基于光电血管容积图的被动心律失常检测装置和方法

(57)摘要

一种用户可穿戴设备中的事件检测方法,包括从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图(PPG)信号;在处理器处处理PPG信号以获得PPG信号样本;在处理器处检测PPG信号样本中的心跳;将PPG信号样本划分为PPG信号段;在每个PPG信号段中提取至少一个心搏间期(IBI)特征;使用与PPG信号段相关联的所提取的IBI特征并使用机器学习模型在处理器处对每个PPG信号段进行分类;响应于分类,在处理器处基于所提取的IBI特征生成PPG信号段的事件预测结果;以及在用户可穿戴设备上显示事件预测结果。在另一实施例中,该方法还包括提取基于形态的特征。



1. 一种用户可穿戴设备中的事件检测方法,包括:
  - 从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图 (PPG) 信号;
  - 在处理器处处理所述PPG信号以获得PPG信号样本;
  - 在所述处理器处检测所述PPG信号样本中的心跳;
  - 将所述PPG信号样本划分为PPG信号段;
  - 在每个所述PPG信号段中提取至少一个心搏间期 (IBI) 特征;
  - 在所述处理器处,使用与每个所述PPG信号段相关联的所提取的IBI特征并使用机器学习模型,对每个所述PPG信号段进行分类;
  - 响应于所述分类,在所述处理器处基于所提取的IBI特征生成用于所述PPG信号段的PPG信号段的事件预测结果;以及
  - 在所述用户可穿戴设备上显示所述事件预测结果。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
  - 在每个所述PPG信号段中提取至少一个基于形态的特征;
  - 使用与每个所述PPG信号段相关联的所提取的IBI特征和所提取的基于形态的特征并使用所述机器学习模型在所述处理器处对每个所述PPG信号段进行分类;以及
  - 响应于所述分类,在所述处理器处基于所提取的IBI特征和所提取的基于形态的特征生成所述事件预测结果。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,在每个所述PPG信号段中提取所述至少一个心搏间期 (IBI) 特征包括:
  - 通过使用标准偏差、偏度、峰度、信息熵、转折点比率、连续差异的均方根以及多尺度样本熵中的一个或多个来分析所述PPG信号段中所检测的心跳的心搏间期的持续时间,来提取所述IBI特征。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中,在每个所述PPG信号段中提取所述至少一个基于形态的特征包括:
  - 通过分析每个所述PPG信号段中的形态特性的统计分布和相邻心跳的形态特征之间的相似性中的一个或两者来提取所述基于形态的特征。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,通过分析所述一个或两者来提取所述基于形态的特征包括:
  - 通过分析以下中的一个或多个来提取所述基于形态的特征:每个所述PPG信号段中所检测的心跳的曲线下面积的标准偏差;每个所述PPG信号段中所述相邻心跳的波形相似度;每个所述PPG信号段中具有长尾的PPG心跳的比率;每个所述PPG信号段中具有异常切迹的PPG心跳的比率;以及每个所述PPG信号段中的PPG心跳的上升沿的交流 (AC) 分量的标准偏差和下降沿的AC分量的标准偏差。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述PPG信号样本划分为所述PPG信号段包括将所述PPG信号样本划分为具有给定持续时间 $t$ 秒的所述PPG信号段。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述PPG信号样本划分为所述PPG信号段包括将所述PPG信号样本按心跳数划分为所述PPG信号段,每个所述PPG信号段具有 $n$ 个心跳。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,一个或多个PPG信号段中的所述PPG信号样本包括在非连续持续时间内收集的PPG信号样本。

9. 根据权利要求8所述的方法,还包括:

从在所述用户可穿戴设备中实现的第二传感器接收指示所述用户可穿戴设备处的运动活动的运动信号;

响应于所述运动信号,移除与所述PPG信号样本的高度运动活动相关联的PPG信号样本;以及

通过划分剩余的PPG信号样本将所述PPG信号样本划分为所述PPG信号段,所述剩余的PPG数据样本是在所述PPG信号样本的所述非连续持续时间内收集的。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述第一传感器包括光电血管容积图 (PPG) 传感器,并且所述第二传感器包括加速度计。

11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在所述处理器处接收心电图 (ECG) 信号;

使用ECG信号调整每个所述PPG信号段中的所述PPG信号样本;以及

在对每个所述PPG信号段进行分类期间调整决策阈值以提高检测准确度。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中,基于所提取的IBI特征生成用于所述PPG信号段的所述PPG信号段的所述事件预测结果包括:生成所述事件预测结果,所述事件预测结果指示在所述PPG信号段的给定PPG信号段中存在心律失常的概率。

13. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

响应于指示在所述PPG信号段的给定PPG信号段中存在事件的高概率的所述事件预测结果,在所述用户可穿戴设备上提供通知。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本包括:在所述用户可穿戴设备中实现的所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本。

15. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本包括:在与所述用户可穿戴设备通信的移动设备中实现的所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本。

16. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本包括:在与所述用户可穿戴设备通信的云服务器中实现的所述处理器处处理所述PPG信号以获得所述PPG信号样本。

17. 一种用户可穿戴设备中的事件检测方法,包括:

从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图 (PPG) 信号;

在处理器处处理所述PPG信号以获得PPG信号样本;

在所述处理器处检测所述PPG信号样本中的心跳;

将所述PPG信号样本划分为PPG信号段;

在每个所述PPG信号段中提取至少一个基于形态的特征,所述基于形态的特征与所述PPG信号样本的统计特性或所述PPG信号样本的波形特性相关联;

使用与每个所述PPG信号段相关联的所提取的基于形态的特征并使用机器学习模型在所述处理器处对每个所述PPG信号段进行分类;

响应于所述分类,在所述处理器处基于所提取的所述基于形态的特征生成事件预测结果;以及

在所述用户可穿戴设备处显示所述事件预测结果。

18. 根据权利要求17所述的方法, 其中, 在每个所述PPG信号段中提取所述至少一个基于形态的特征包括:

通过分析每个所述PPG信号段中的形态特性的统计分布和相邻心跳的形态特征之间的相似性中的一个或两者来提取所述基于形态的特征。

19. 根据权利要求18所述的方法, 其中, 通过分析所述一个或两者来提取所述基于形态的特征包括:

通过分析以下中的一个或多个来提取所述基于形态的特征: 每个所述PPG信号段中所检测的心跳的曲线下面积的标准偏差; 每个所述PPG信号段中所述相邻心跳的波形相似度; 每个所述PPG信号段中具有长尾的PPG心跳的比率; 每个所述PPG信号段中具有异常切迹的PPG心跳的比率; 以及每个所述PPG信号段中的PPG心跳的上升沿的交流 (AC) 分量的标准偏差和下降沿的AC分量的标准偏差。

20. 一种装置, 包括:

传感器模块, 包括配置为测量光电血管容积图 (PPG) 信号的第一传感器; 以及

处理器, 包括:

数据处理模块, 被配置为处理PPG信号以获得PPG信号样本, 检测所述PPG信号样本中的心跳, 以及将实施PPG信号样本划分为PPG信号段;

心搏间期检测模块, 被配置为提取每个所述PPG信号段中的至少一个心搏间期 (IBI) 特征;

形态检测模块, 被配置为在每个所述PPG信号段中提取至少一个基于形态的特征; 以及

分类模块, 被配置为使用与所述PPG信号段相关联的所提取的IBI特征和所提取的基于形态的特征并使用机器学习模型, 对每个所述PPG信号段进行分类, 所述分类模块还被配置为基于所提取的IBI特征和所提取的基于形态的特征生成事件预测结果。

21. 根据权利要求20所述的装置, 其中, 所述心搏间期检测模块被配置为通过使用标准偏差、偏度、峰度、信息熵、转折点比率、连续差异的均方根以及多尺度样本熵中的一个或多个来分析所述PPG信号段中所检测的心跳的心搏间期的持续时间来提取所述IBI特征。

22. 根据权利要求20所述的装置, 其中, 所述形态检测模块被配置为通过分析每个所述PPG信号段中的形态特性的统计分布和相邻心跳的形态特征之间的相似性中的一个或两者来提取所述基于形态的特征。

23. 根据权利要求22所述的装置, 其中, 所述形态检测模块被配置为通过分析以下中的一个或多个来提取所述基于形态的特征: 每个所述PPG信号段中所检测的心跳的曲线下面积的标准偏差; 每个所述PPG信号段中所述相邻心跳的波形相似度; 所述PPG信号段中具有长尾的PPG心跳的比率; 每个所述PPG信号段中具有异常切迹的PPG心跳的比率; 以及每个所述PPG信号段中的PPG心跳的上升沿的交流 (AC) 分量的标准偏差和下降沿的交流 (AC) 分量的标准偏差。

## 基于光电血管容积图的被动心律失常检测装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2018年3月27日提交的名称为“PASSIVE ARRHYTHMIAS DETECTION BASED ON PHOTOPLETHYSMOGRAM (PPG) INTER-BEAT INTERVALS AND MORPHOLOGY”的美国临时专利申请No.62/648,821的优先权,其通过引用并入本文用于所有目的。

[0003] 本申请是2016年5月3日提交的名称为“METHOD AND APPARATUS FOR TRIAGE AND SUBSEQUENT ESCALATION BASED ON BIOSIGNALS OR BIOMETRICS”的美国专利申请No.15/145,356的部分继续申请,其通过引用并入本文用于所有目的。

### 技术领域

[0004] 本公开涉及一种医疗监测设备及其方法,尤其涉及一种用于心律失常所检测的系统和方法。

### 背景技术

[0005] 心律失常(heart arrhythmia),也称为心律紊乱或心律不齐,是一组心跳不规则、过快或过慢的病症。虽然大多数类型的心律失常并不严重,但有些人易患诸如中风或心力衰竭等并发症。其他人可能导致心脏骤停。例如,心房颤动(Atrial Fibrillation, AFib)是最常见的心律失常之一,并且AFib的存在可能潜在地导致严重的健康风险。传统上,通过心电图(ECG)或Holter监测器检测心律失常。

[0006] ECG测量需要复杂的检测设备,其具有附接到患者的多个电极并且需要积极的人工参与。通常,ECG测量仅在患者出现症状后为了诊断目的而采用。光电血管容积图(Photoplethysmogram, PPG)已被描述为心律失常检测中ECG的替代方案。然而,一些用于心律失常的常规PPG测量技术主要依赖于使用平均心率的心跳或心率检测,诸如5到20秒之间的窗口。平均心率变化本身并不是心律失常的可靠标志。

[0007] 用于检测心律失常的其他基于PPG的方法具有低灵敏度和特异性。此外,一些方法需要大量连续的PPG信号,诸如30秒的连续PPG信号来实现测量。

[0008] 本公开的示例实施例可以提供基于PPG的心律失常检测装置和方法,其能够进行被动的和无症状的心律失常检测。

### 发明内容

[0009] 本公开内容公开了一种如权利要求中更完整地阐述的用于基本上如下文所示和/或下文所述(例如结合至少一幅附图)的心律失常所检测的装置和方法。

[0010] 从以下描述和附图将更全面地理解本公开的这些和其他优点、方面和新颖特征、以及其所示实施例的细节。

[0011] 在一个实施例中,一种用于用户可穿戴设备中的事件检测方法包括:从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图(PPG)信号;在处理器处处理PPG信号以获得PPG信号样本;在处理器处检测PPG信号样本中的心跳;将PPG信号样本划分为PPG信号

段;在每个PPG信号段中提取至少一个心搏间期(IBI)特征;使用所提取的与PPG信号段相关联的IBI特征并使用机器学习模型在处理器处对每个PPG信号段进行分类;响应于分类,在处理器处基于所提取的IBI特征生成PPG信号段的事件预测结果;以及在用户可穿戴设备上显示事件预测结果。

[0012] 在另一实施例中,一种用于用户可穿戴设备中的事件检测方法包括:从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图(PPG)信号;在处理器处处理PPG信号以获得PPG信号样本;在处理器处检测PPG信号样本中的心跳;将PPG信号样本划分为PPG信号段;在每个PPG信号段中提取至少一个基于形态的特征,基于形态的特征与PPG信号样本的统计特性或PPG信号样本的波形特性相关联;使用所提取的与PPG信号段相关联的基于形态的特征并使用机器学习模型在处理器处对每个PPG信号段进行分类;响应于分类,在处理器处基于所提取的基于形态的特征生成事件预测结果;以及在用户可穿戴设备上显示事件预测结果。

[0013] 在另一实施例中,一种装置包括:传感器模块,该传感器模块包括被配置为测量光电血管容积图(PPG)信号的第一传感器;以及处理器,该处理器包括:数据处理模块,被配置为处理PPG信号以获得PPG信号样本、检测PPG信号样本中的心跳、以及将PPG信号样本划分为PPG信号段;心搏间期检测模块,被配置为在每个PPG信号段中提取至少一个心搏间期(IBI)特征;形态检测模块,被配置为提取每个PPG信号段中的至少一个基于形态的特征;以及分类模块,被配置为使用所提取的IBI特征和与分段相关联的所提取的基于形态的特征并使用机器学习模型对每个PPG信号段进行分类,分类模块还被配置为基于所提取的IBI特征和所提取的基于形态的特征生成事件预测结果。

[0014] 本公开的效果

[0015] 本文公开的基于PPG的心律失常检测装置可以被配置为使用短PPG信号段来提取准确的心律失常信息。因此,根据本发明的实施例,能够进行被动的和无症状的心律失常检测。

## 附图说明

[0016] 在以下详细描述和附图中公开了本公开的各种实施例。

[0017] 图1(a)和图1(b)示出了根据本公开实施例的电子设备。

[0018] 图2示出了根据本公开实施例的用户可穿戴设备的框图。

[0019] 图3是示出了在本公开的实施例中的用户可穿戴设备中的心律失常检测方法的流程图。

[0020] 图4示出了ECG信号和PPG信号的示例性信号波形。

[0021] 图5示出了PPG信号样本序列的示例性信号波形。

[0022] 图6示出了具有心房颤动的PPG信号样本序列的示例性信号波形。

[0023] 图7是示出具有正常窦性心律的PPG信号和具有心房颤动的PPG信号的IBI的连续差异的均方根(Root Mean Square)的直方图的曲线图。

[0024] 图8是示出具有正常窦性心律的PPG信号和具有心房颤动的PPG信号的IBI的多尺度样本熵分析的直方图的曲线图。

[0025] 图9是示出正常窦性心律和心房颤动的曲线下面积的标准偏差的直方图的曲线

图。

[0026] 图10示出了显示长尾特征的PPG信号样本序列的示例性信号波形。

[0027] 图11示出了在本公开的实施例中与移动设备通信的用户可穿戴设备。

[0028] 图12示出了在本公开的实施例中与云服务器通信的用户可穿戴设备。

### 具体实施方式

[0029] 本公开可以以多种方式实现,包括作为过程;装置;系统;物质的组成;包含在计算机可读存储介质上的计算机程序产品;和/或处理器,诸如硬件处理器或处理设备,被配置为执行存储在耦合到处理器的存储器上和/或由耦合到处理器的存储器提供的指令。在本说明书中,这些实现或本公开可以采用的任何其他形式可以被称为技术。通常,可以在本公开的范围内改变所公开的过程的步骤的顺序。除非另有说明,否则诸如被描述为被配置为执行任务的处理器或存储器的组件可以被实现为临时配置为在给定时间执行任务的通用组件或者被制造为执行任务的特定组件。如本文所使用的,术语“处理器”指的是被配置为处理诸如计算机程序指令的数据的一个或多个设备、电路和/或处理核心。

[0030] 以下提供了对本公开的一个或多个实施例的详细描述以及示出本公开的原理的附图。结合这些实施例描述了本公开,但是本公开不限于任何实施例。本公开包含许多替代、修改和等同物。在以下描述中阐述了许多具体细节,以便提供对本公开的透彻理解。提供这些细节是出于示例的目的,并且本公开可以根据权利要求来实践,而没有这些具体细节中的一些或全部。出于清楚的目的,没有详细描述与本公开相关的技术领域中的已知技术材料,从而不会不必要地模糊本公开。

[0031] 在本公开的实施例中,在用户可穿戴设备中实现的心律失常检测系统和方法通过分析光电血管容积图(PPG)信号的心搏间期(inter-beat interval, IBI)特征和/或逐跳形态特征,使用PPG信号提供高准确度心律失常检测。在一些实施例中,心律失常检测系统和方法处理PPG信号段以分析用户的PPG波形的无规律地不规则心搏间期和/或逐跳形态特征以检测心律失常。在一个实施例中,心律失常检测系统和方法观察短PPG信号段中的心搏间期( IBI)信息和/或逐跳形态信息。基于PPG的心律失常检测系统和方法被配置为从短PPG段提取准确的心律失常信息,包括通常在常规PPG心率测量方法中被拒绝的PPG信号信息。在一些实施方案中,基于PPG的心律失常检测系统和方法提供了优于常规基于心率的检测方法的检测准确度、灵敏度和特异性。重要的是,基于PPG的心律失常检测系统和方法能够实现被动的和无症状的心律失常检测。也就是说,可以在用户显示或经历指示心律失常的症状之前执行心律失常检测。

[0032] 具体地,传统的心律失常检测技术完全依赖于心跳信息中的心搏间期的统计分布,并且不依赖于心搏信号中可能存在的形态信息。在本公开的一些方面,本公开的心律失常检测系统和方法结合了PPG信号中的形态特征的分析,并且因此受益于PPG信号中可用的形态信息,其也存在于生理条件中。

[0033] 在本说明书中,光电血管容积图(PPG)是指光学地获得的体积描记图,其是器官的体积测量值。通常通过使用脉搏血氧计来获得PPG,该脉搏血氧计照射皮肤并测量光吸收的变化。传统的脉搏血氧计监测作为心脏循环的结果的、血液到皮肤的真皮和皮下组织的灌注,在心脏循环中心脏将血液泵送到周边,从而在皮肤处产生压力脉搏。通过利用来自发光

二极管(LED)的光照射皮肤,然后测量透射或反射到光电二极管的光量来检测由压力脉搏引起的体积变化。基于PPG的检测的优势在于可以从消费者级可穿戴设备轻松记录和监测PPG信号,而无需参与者的积极努力。这种优势与经济实惠的可穿戴设备和智能手机相结合,可以实现被动的心脏心律失常的监测和检测。

[0034] 在本公开的实施例中,本公开的基于PPG的心律失常检测系统和方法使用PPG信号的短离散段来检测心脏或心律失常,并且对短PPG信号段执行一个或多个信号分析。在一个实施例中,系统分析每个PPG信号段中包含的PPG心跳的心搏间期的分布的统计规律性。在另一个实施例中,系统分析每个PPG信号段中包含的PPG心跳的基于形态的特征。在一些示例中,系统可以分析形态特性的统计分布或从每个PPG信号段所提取的相邻PPG心跳的基于形态的特征之间的相似性。在又一个实施例中,系统执行两组分析—即,心搏间期特性和分析形态特征两者以检测心律失常。

[0035] 因此,在一些实施例中,基于PPG的心律失常检测系统和方法通过仅分析PPG信号段的心搏间期(IBI)特征或通过分析PPG信号段的基于逐跳形态的特征来提供高准确度心律失常检测。在一些情况下,基于IBI特征将与PPG信号段的逐跳形态特征有关的信息添加到分析中以提高检测准确度。

[0036] 在本说明书中,在“IBI特征”或“基于形态的特征”中使用的术语“特征”是指波形形状、波形特性、波形质量与统计特性或属性、测量的特征或属性或者派生特征或属性两者。例如,IBI特征可以包括心搏间期的统计分布。在另一个示例中,形态特征可以包括相邻PPG心跳之间的波形相似性。形态特征还可以包括某些形态特性的统计分布。

[0037] 在可替换实施例中,本公开的基于PPG的心律失常检测系统和方法使用心电图(ECG)信号来调整PPG信号以进一步增强检测准确度。在一个实施例中,ECG信号用于在IBI特征分析中自适应地调整检测的心跳的时间间隔。在另一实施例中,ECG信号用于在分类期间自适应地调整判定阈值以增加检测准确度。

[0038] 与使用PPG的常规心律失常检测方法相比,本公开的基于PPG的心律失常检测系统和方法实现了许多优点。例如,实施本公开的基于PPG的心律失常检测系统,使得其能够分析许多短PPG信号段并且不需要长的连续PPG段。来自多个PPG信号段(例如,长度为2到15秒)的信息/特征可以被聚合以用于统计评估和分类。短PPG信号段比一些传统系统中所需的30秒信号段更频繁地可用。其次,本公开的基于PPG的心律失常检测系统仅使用平均心率信息提供比传统系统更准确的检测。本公开的基于PPG的心律失常检测系统使用心搏间期和逐跳形态特征,它们可以更好地表示心律失常的特性并且导致检测性能的显著改善。

[0039] 在本公开的示例性实施例中,基于PPG的心律失常检测系统和方法在包含PPG传感器的基于腕部的可穿戴设备中实现。用户或受试者持续穿戴基于腕部的可穿戴设备,并且系统提供所检测的心律失常的通知。在一些实施例中,基于腕部的可穿戴设备包括加速度计,其用于连续地确定穿戴者是否静止。在一个实施例中,当用户静止时,PPG光学传感器被激活以测量PPG信号。观察PPG信号的一组关键指标,以确定穿戴者是否患有心律失常。在可替换实施例中,PPG光学传感器进行连续测量,并且加速度计向基于PPG的心律失常检测系统提供运动指示信号。基于PPG的心律失常检测系统处理PPG信号并且可以丢弃与高度运动相关联的PPG信号的部分,所述高度运动可能影响PPG信号的准确性。

[0040] 图1(a)和图1(b)示出了根据本公开实施例的电子设备。参考图1(a)和图1(b),电

子设备100(可以是用户可穿戴设备)具有显示器160、处理器130、传感器模块150、电池(未示出)、带140以及扣环142。带140可以缠绕在手腕上,并且用户可穿戴设备100可以通过使用扣环142保持在手腕上。传感器模块150包括一个或多个传感器152、156以及本地处理器154(未示出)。本地处理器154实现传感器模块的控制功能,并且还可以执行感测信号的处理或预处理。处理器130实现用于用户可穿戴设备的控制功能,并且还可以对感测信号执行进一步的信号处理功能。本地处理器154或处理器130还可以称为诊断处理器。

[0041] 虽然用户可穿戴设备100可以穿戴在手腕上,但是本公开的各种实施例不必如此限制。用户可穿戴设备100还可以被设计成穿戴在身体的其他部分上,诸如例如在手臂上(在前臂、肘部或上臂周围)、在腿上、在胸部上、像头带一样在头上、像“choker(短项链)”一样在喉部、以及在耳朵上。用户可穿戴设备100可以能够与其他电子设备通信,所述其它电子设备诸如例如智能电话、膝上型计算机或医院或医生办公室的各种医疗设备。

[0042] 显示器160可以输出来自用户身体的被监测的生理信号,以供用户和/或其他人观察。被监测的生理信号有时被称为生物信号或生物特征数据。监测的生物信号可以是例如心脏(脉搏)速率、脉搏形态(形状)、脉搏间隔(心搏间期)、呼吸(呼吸)速率以及血压。例如,显示器160还可以在使用用户可穿戴设备100或使用其他测量设备以及状态和诊断结果时向用户或其他人输出指令。

[0043] 处理器130从传感器模块150中的传感器接收监测或所感测的信号。例如,当用户穿戴用户可穿戴设备100时,传感器152、156从用户的手腕获取信号。在本公开的实施例中,传感器模块150包括作为生物生理传感器的传感器152。在一个实施例中,生物生理传感器是光电血管容积图(PPG)传感器。在其他实施例中,传感器模块150还包括作为惯性测量传感器的第二传感器156。在一个实施例中,惯性测量传感器是加速度计。传感器模块150可以包括处理器154,用于控制传感器152、156,并且还用于处理由传感器所感测的信号。例如,处理器154可以分解由传感器152、156监测的信号,然后重建所分解的信号。本公开的各种实施例可以使处理器130还执行处理器154的功能。本公开的各种实施例还可以具有不同数量的传感器。

[0044] 在一些实施例中,传感器152是PPG传感器,用于连续地或周期性地监测用户的心脏相关的生理信息,诸如心脏脉搏率或心脏脉搏形状。同时,传感器156是用于连续地或周期性地监视用户的运动信息的加速度计。传感器模块150可以包括其他传感器,诸如例如用于获取用户体温的温度计。

[0045] 用户可穿戴设备100在处理器130中实现本公开的基于PPG的心律失常检测系统。在一些实施例中,基于PPG的心律失常检测系统包括用于将PPG信号分段为短PPG信号段的信号处理模块,并且还包括机器学习网络,其用于评估PPG信号段并估计被监测信号中存在心律失常的概率。

[0046] 图2示出了根据本公开实施例的用户可穿戴设备的框图。参考图2,用户可穿戴设备100包括传感器模块150、处理器130、显示器160以及用于向其他组件提供电力的电池170。处理器130控制在显示器160上提供的输出。显示器160还可以包括输入设备(未示出),诸如例如按钮、拨号盘、触敏屏幕以及麦克风。

[0047] 在本公开的实施例中,传感器模块150包括生物生理传感器152用以测量用户的生物信号。在本实施例中,生物生理传感器152是PPG传感器。传感器模块150还可包括惯性测

量传感器156以测量用户的运动信号。在本实施例中,惯性测量传感器156是加速度计,诸如三轴加速度计。传感器模块150可以设置有本地处理器154,用于控制传感器152、156,并且还用于分别处理由传感器152、156所感测的生物信号和运动信号。在一些实施例中,可以在本地处理器154和/或处理器130处实现信号处理操作。或者,本地处理器154可以执行信号处理的一部分,所述信号处理诸如特定信号预处理,并且处理器130实现用于生物计量确定或其他功能的其他信号处理算法。在本公开的实施例中,用于执行生物计量信号处理算法的特定处理器对于本公开的实践并不重要。

[0048] 在本公开的实施例中,处理器130被配置为控制用户可穿戴设备中的感测操作、采样调度、信号处理操作和设备通信事件以及其他设备特定功能。在本实施例中,处理器130包括CPU 132、存储器134、输入/输出(I/O)接口182、通信接口184以及检测模块190。虽然处理器130被描述为包括这些各种组件,其他实施例可以使用不同功能被不同地分组的其他架构。例如,可以在不同的集成电路芯片中分组。或者分组可以将诸如I/O接口182和通信接口184的不同元件组合在一起。

[0049] 处理器130结合检测模块190以对所感测的生物信号(诸如PPG信号)执行心律失常检测。在本公开的实施例中,检测模块190包括数据处理模块192、IBI检测模块194、形态检测模块196以及分类模块198。信号处理模块192被配置为对所感测的生物信号执行信号预处理。例如,数据处理模块192可以对所感测的PPG信号执行基线移除或DC信号电平移除。在其他实施例中,数据处理模块192可以执行信号分段以将所感测的PPG信号划分为短PPG信号段。例如,每个PPG信号段可以在2到15秒之间。或者,每个PPG信号段可包括n个所检测的心跳。在一个示例中,n在40和70之间。也就是说,每个PPG信号段可以包括40到70个心跳。

[0050] IBI检测模块194实现对所检测的PPG信号段的心跳中的心搏间期的分析。形态检测模块196实现对所检测的PPG信号的心跳的基于形态的特征的分析。在一些实施例中,检测模块190可以包括IBI检测模块和形态检测模块中的任一个或两个模块。

[0051] 分类模块198实现PPG信号段的分类以检测PPG信号段中心律失常的存在。分类模块198使用来自IBI检测模块194的分析结果和/或来自形态检测模块196的分析结果。分类模块198预测PPG信号段中存在心律失常的概率。

[0052] 在可替换实施例中,本公开的心律失常检测系统可以在与包含传感器模块的用户可穿戴设备通信的电子设备中实现。例如,电子设备可以是移动设备,诸如智能电话或平板设备。根据本公开的心律失常检测方法,如图11所示,可以将所感测的PPG信号和诸如运动信号的其他伴随信号提供给电子设备用于信号处理和心律失常检测。电子设备可以提供检测结果以显示在用户可穿戴设备上。

[0053] 在又一个实施例中,本公开的心律失常检测系统可以在布置在数据网络上并与包含传感器模块的用户可穿戴设备通信的云服务器中实现。如图12所示,所感测的PPG信号和诸如运动信号的其他伴随信号,可以通过数据网络提供给云服务器,用于根据本公开的心律失常检测方法的信号处理和心律失常检测。云服务器可以提供要在用户可穿戴设备上显示的检测结果。在本说明书中,云服务器是指通过数据网络(诸如因特网)通过云计算平台构建、托管和传递的逻辑服务器。例如,云服务器拥有并展示与传统服务器类似的性能和功能,但是可以从云服务提供商远程访问。

[0054] 图3是示出了在本公开的实施例中的用户可穿戴设备中的心律失常检测方法的流

程图。在一些实施例中,可以在可穿戴设备中的处理器(诸如图1(a)和图1(b)和图2中的用户可穿戴设备100的处理器130)中实现方法200。或者,可以在与可穿戴设备通信的移动设备中实现方法200。在又一个实施例中,可以在与可穿戴设备通信的云服务器中实现方法200。参考图3,方法200从在用户可穿戴设备(202)中实现的第一传感器接收生物信号数据信号的信道。例如,生物信号数据信号可以是PPG信号。在本实施例中,方法200接收原始数据样本,即,尚未处理或已经最低限度处理的数据样本。

[0055] 在204处,方法200执行PPG信号的处理以获得PPG信号样本。在一些示例中,PPG信号的处理可以包括移除DC基线信号电平。在其他示例中,处理可以包括其他信号处理以增强信号电平。作为处理的结果,生成PPG信号样本。在一个实施例中,由用户可穿戴设备100的处理器130的检测模块190中的数据处理模块192执行处理步骤。

[0056] 图4示出了ECG信号和PPG信号的示例性信号波形。具体地,用于测量心律或心跳的PPG信号具有特定的波形轮廓并且不同于ECG信号的波形轮廓。参考图4,ECG测量心脏的电活动并且ECG信号(曲线250)包括称为QRS复合波(QRS complex)的突出特征,所述QRS复合波指示心脏的主要泵送收缩。ECG信号中的R峰由心率算法用于测量每个脉搏心跳之间发生的时间量。每个R峰之间的持续时间称为RR间隔。

[0057] 同时,PPG测量进入身体的动脉的血液的加压脉搏,这导致动脉在返回其先前状态之前稍微膨胀。PPG信号是光信号,其中光信号的幅度与脉搏压力成正比。PPG信号(曲线252)包括准周期脉搏,具有峰和谷,其可以用于指示信号波形的周期性,从而允许进行心率的估计。具体地,两个相邻脉搏的峰或两个相邻脉搏的谷之间的持续时间被称为心搏间期(inter-beat interval, IBI),其可以用作心率的指示。在一些情况下,PPG信号呈现出重搏切迹(dicrotic notch)。重搏切迹是在动脉压波形的下行程中观察到的小的向下偏转。它代表动脉树中叠加的初级和反射压力波的交集。

[0058] 返回图3,在206处,方法200检测PPG信号样本中的心跳。在一个实施例中,方法200检测PPG信号的信号波形中的峰或谷,并使用所检测的峰或谷来指示PPG信号样本中的心跳的位置。图5示出了PPG信号样本序列的示例性信号波形。参考图5,在本实施例中,方法200检测信号波形中的谷以确定PPG信号样本中的心跳或心脏跳动的位置。因此,方法200将PPG信号样本中的每个脉搏的边界标识为心跳。

[0059] 返回图3,在208处,方法200将PPG信号样本划分为PPG信号段。在一个实施例中,方法200将PPG信号样本划分为具有给定持续时间(诸如t秒)的PPG信号段。例如,每个PPG信号段可以是2到15秒。在另一实施例中,方法200将PPG信号样本划分为n个心跳的PPG段。例如,每个PPG信号段可包括40到70个心跳。

[0060] 在本公开的实施例中,方法200收集给定持续时间的心跳以形成PPG信号段,其中PPG信号段中的心跳可以在时间上连续或不连续。在本公开的其他实施例中,方法200收集给定数量的心跳以形成PPG信号段,其中PPG信号段中的心跳可以在时间上连续或不连续。方法200可以收集PPG信号样本中的一些心跳,然后丢弃一些心跳,然后恢复以收集一些其他心跳以形成PPG信号段。在一个实施例中,方法200可以通过划分丢弃后剩余的PPG信号本来将PPG信号样本划分为PPG信号段,所述剩余的PPG数据样本是在PPG信号样本的非连续持续时间内收集的。

[0061] 在210处,方法200提取每个PPG信号段中的心搏间期特征。具体地,方法200评估

PPG信号段以分析每个PPG信号段中包含的PPG心跳的心搏间期的分布的统计规律性。以这种方式,方法200可以提取无规律地不规则的心搏间期特性。在一个实施例中,由用户可穿戴设备100的处理器130的检测模块190中的IBI检测模块194执行IBI特征提取步骤。

[0062] 对于正常PPG脉搏,由于呼吸和其他长期交感神经反应,个体心跳之间的时间间隔以相当可预测的方式变化。然而,当个体患有心律失常时,由于组织中存在异常激活模式,心搏间期变得非常不规则,使得间隔明显更不稳定并且在统计上更不可预测。通过将正常PPG脉搏与具有心律失常的PPG脉搏进行比较,可以观察到不规则的心搏间期。

[0063] 具体地,图5示出了从正常窦性心律中的受试者收集的PPG信号样本。IBI持续时间从1.04秒到1.12秒变化。虽然IBI持续时间在PPG脉搏上变化,但IBI持续时间是一致的并且以可预测的方式变化。图6示出了具有心房颤动的PPG信号样本序列的示例性信号波形。在PPG信号样本存在心律失常的情况下,IBI持续时间在PPG脉搏集合上变化很大。在本示例中,IBI持续时间从0.56秒到1.14秒变化。这种不规则的不规则性是心律失常或心房颤动的指示。

[0064] 在本公开的实施例中,方法200分析每个PPG信号段并提取PPG信号中的IBI的“无规律地不规则性”特征。在一些实施例中,使用心搏间期(IBI)量的分布的一个或多个统计测量来表征PPG信号的IBI中的不规则性。在一些实施例中,方法200实施一个或多个统计测量以评估IBI持续时间。在一个示例中,统计测量可以包括标准偏差(standard deviation)、偏度(skewness)、峰度(kurtosis)、信息熵(information entropy)、IBI的连续差的均方根(Root Mean Square of successive differences,RMSSD)、转折点比(Turning point ratio)以及多尺度样本熵。统计测量用于提取PPG信号段的特征,其中特征可以指示偏离正常窦性心律。

[0065] 图7是示出具有正常窦性心律的PPG信号与具有心房颤动的PPG信号的IBI的连续差异的均方根的直方图的曲线图。参考图7,通过使用连续差异的均方根分析,可以容易地区分具有正常IBI的PPG信号和具有异常IBI的PPG信号。

[0066] 图8是示出具有正常窦性心律的PPG信号与具有心房颤动的PPG信号的IBI的多尺度样本熵分析的直方图的曲线图。参考图8,通过使用多尺度样品熵分析,可以容易地区分具有正常IBI的PPG信号和具有异常IBI的PPG信号。

[0067] 返回图3,在212处,方法200提取每个PPG信号段中的基于形态的特征。具体地,方法200评估PPG信号段以分析每个PPG信号段中包含的PPG心跳的基于形态的特征。基于形态的特征可以包括PPG信号段中的PPG心跳的统计特性、测量特征或导出特征。基于形态的特征还可以包括PPG信号段中PPG心跳的波形形状、波形特性和波形质量。在一个实施例中,方法200分析形态特征的统计分布和从每个PPG信号段所提取的相邻PPG心跳的形态特征之间的相似性。在一个实施例中,由用户可穿戴设备100的处理器130的检测模块190中的形态检测模块196执行形态特征提取步骤。

[0068] 当处于正常窦性心律时,来自正常窦性心律的受试者的相邻PPG心跳在波形/形态上高度相似,如图5中的PPG脉搏波形所示。但这不是心律失常的情况,如图6中的PPG脉搏波形所示。例如,在先不规则到达的心跳通常不允许先前心跳的血液完全分散在皮肤中,产生DC信号上升,而在后到达的PPG心跳上可以看到类似的负基线运动。类似地,由于心肌异常收缩,并且血液被不同地喷射,所以PPG波形检测的灌注也可以具有与周边不同的形状和压

力反射,构成叠加在原始压力脉搏上的加性反射波形。因此,形态特征可以用作区分正常窦性心律和心律失常的良好措施。

[0069] 在本公开的实施例中,心律失常检测方法200提取基于形态的特征,包括PPG信号段中的PPG心跳的曲线下面积(AUC)的标准偏差。例如,图9是示出正常窦性心律和心房颤动的曲线下面积的标准偏差的直方图的曲线图。在图9中可以清楚地观察到正常窦性心律直方图和心房颤动直方图之间的形态特性差异。方法200评估PPG信号段中PPG心跳的曲线下面积的标准偏差以检测可能的心律失常的指示。

[0070] 在其他实施例中,心律失常检测方法200提取基于形态的特征包括PPG信号段中的相邻PPG心跳的波形相似性。可以使用交叉相关或相似性度量来评估波形相似性。方法200评估PPG信号段中的PPG心跳中的波形相似性度量以检测可能的心律失常的指示。

[0071] 在其他实施例中,心律失常检测方法200提取基于形态的特征,包括PPG信号段中具有长尾的PPG心跳的比率。例如,方法200检测具有长尾的PPG心跳的发生百分比。在本说明书中,具有长尾的PPG心跳是指具有延伸的向下斜率的PPG心跳波形。也就是说,长尾特征指的是动脉压波形的延长的下行程。图10示出了显示长尾特征的PPG信号样本序列的示例性信号波形。参考图10,标签LT表示具有长尾的PPG脉搏。方法200评估PPG信号段内的PPG心跳以检测具有长尾特征的心跳的数量。长尾特征的出现百分比是一种基于形态的特征,其可用于指示可能的心律失常。在一些实施例中,通过使用模式识别技术来检测长尾特征。

[0072] 在其他实施例中,心律失常检测方法200提取基于形态的特征,包括PPG信号段中具有异常切迹(notch)的PPG心跳的比率。例如,方法200检测具有异常切迹的PPG心跳的发生百分比。异常切迹与先前描述的重搏切迹不同,因为异常切迹代表两个未完成的异常心跳,而重搏切迹代表一个正常心跳。参考图10,标签AN表示具有异常切迹的PPG脉搏。方法200评估PPG信号段内的PPG心跳,以检测具有异常切迹特征的心跳的数量。异常切迹特征的发生百分比是一种基于形态的特征,其可以用于指示可能的心律失常。在一些实施例中,通过使用模式识别技术来检测异常切迹特征。

[0073] 在其他实施例中,心律失常检测方法200提取基于形态的特征,包括PPG信号段中的PPG心跳的上升沿的交流(AC)分量的标准偏差和下降沿的AC分量的标准偏差。PPG波形包括交流(AC)分量和直流(DC)分量。AC分量对应于与心跳同步的血容量的变化。DC分量来自自由组织反射或透射的光学信号,并且由组织结构以及静脉和动脉血液体积确定。DC分量显示出呼吸的微小变化。AC分量的基本频率随心率而变化,并叠加在DC基线上。在一个实施例中,方法200计算心跳上升沿的AC幅度作为PPG波形的一阶导数的正面积以及心脏下降沿的AC幅度作为PPG波形的一阶导数的负面积。在另一个实施例中,PPG交流(AC)脉搏波形轮廓的特性可以是脉搏波形的信号样本、收缩峰幅度、舒张峰幅度、二阶导数极值。在本公开的实施例中,方法200评估PPG信号段中PPG心跳的AC分量的标准偏差,以检测可能的心律失常的指示。

[0074] 在214处,方法200使用与每个PPG信号段相关联的所提取的IBI特征和/或所提取的形态特征对PPG信号段进行分类。方法200使用机器学习模型对PPG信号段进行分类,该机器学习模型先前基于来自一组或多组心律失常训练数据的信号和心律失常注释进行训练。在一个实施例中,方法200使用IBI特征和形态特征的组合对PPG信号段进行分类。具体地,某些形态特征指示心律失常。因此,使用IBI和基于形态的特征的组合可以有助于增加心律

失常预测的可能性。在一个实施例中,由用户可穿戴设备100的处理器130的检测模块190中的分类模块198执行分类步骤。

[0075] 在一些实施例中,方法200使用随机森林分类器(random forest classifier)来执行分类。随机森林是一种集成方法,其通过组合几个不同的独立基础分类器/决策树来构建。使用采样数据集训练每个独立分类器,并从原始训练数据集替换。选择具有最大信息增益的特征以进行拆分。从可用特征的随机子集中标识最佳分割特征。这种装袋(bagging)/自举聚合(bootstrap aggregation)具有减少过度拟合的优点,因此可以将模型推广到更大的群体,同时降低错误率。在一个实施例中,为了能够在嵌入式系统上实现,随机森林模型仅使用3个决策树,并且每个树的深度为5。以这种方式,方法200实现心律失常事件的实时测量和预测。

[0076] 如本文所使用的,术语“机器学习模型”是指可以使用训练来提供准确分类的分类模型。在实践中,在高功率计算机上执行分类模型的训练,然后将训练的模型部署在执行使用该模型进行推断的设备上。在一些实施例中,可以采用任何机器学习和/或分类技术来执行上述PPG特征的分类。简而言之,本公开的实施例涉及使用机器学习的心律失常检测或事件预测,所述机器学习可以基于专家输入递增地改进。在各种实施例的至少一个中,可以将数据提供给已经使用多个分类器(索引、标签或注释)和一组或多组训练数据和/或测试数据进行训练的机器学习模型。

[0077] 在216处,方法200基于与每个PPG信号段相关联的所提取的IBI特征和/或所提取的形态特征生成事件预测结果。在一个实施例中,方法200基于使用PPG段的IBI特征和/或形态特征的PPG段的分类生成心律失常检测结果。

[0078] 在一些实施例中,响应于检测到存在心律失常,心律失常检测方法200向用户发送通知。例如,可以经由移动设备和/或可穿戴设备上的应用程序发送通知。

[0079] 使用上述分析,基于PPG的心律失常检测系统采用PPG信号的多个短离散段作为输入,使用从这些段所提取的心搏间期特征和/或形态特征,并提供检测结果。以这种方式,实现了可以在用户的整个一天中使用的被动检测系统。

[0080] 在一些实施例中,方法200接收与用户可穿戴设备相关联的运动信息(218)。例如,运动信息可以从第二传感器(诸如惯性测量传感器或加速度计)获得。方法200可以在PPG信号分段步骤(208)期间使用运动信息来丢弃与高度运动相关联——因此可能是不可靠的——的PPG信号样本。可替换地,PPG传感器可以在高度运动时段期间关闭,因此在这些时段期间没有PPG信号可用。因此,在本公开的实施例中,由此生成的PPG信号段不必在时间上是连续的,而是可以是不连贯的PPG信号样本。心律失常检测方法200可以对短的PPG信号样本段进行操作,其中PPG信号样本的每个段可以在时间上是不连续的。

[0081] 在一些实施例中,方法200接收ECG信号(220)。方法200可以使用ECG信号来调整PPG信号段中所检测的心跳。在一个示例中,方法200使用ECG信号来获得关于心率的信息,其可以用于自适应地调整决策阈值和心跳之间的时间间隔以提高检测准确度。值得注意的是,方法200仅使用ECG信号进行阈值调整,并且仅使用PPG信号来确定是否存在心律失常。

[0082] 在一个示例中,如果在静止状态期间在PPG的给定时段中充分存在心律失常,则可以要求用户进行ECG测量,其传感器可以共同位于可穿戴设备上。PPG和ECG测量的组合可以由医生或ECG分析算法理解为心律失常的存在。然后可以将该确定呈现给用户或存储用于

将来的累积分析以标识慢性疾病趋势。

[0083] 在上面在图3中描述的基于PPG的心律失常检测方法200中,方法200示出了用于心律失常检测的IBI特征和基于形态的特征的组合。虽然使用IBI特征和基于形态的特征的组合提高了检测准确度,但是本公开的基于PPG的心律失常检测方法可以仅使用IBI特征或仅使用基于形态的特征来实现。IBI特征或基于形态的特征单独地提供心律失常的指示,其可以用作准确的心律失常检测的基础。

[0084] 本文参考流程图图示或框图描述了本公开的各方面,其中每个框或框的任何组合可以由计算机程序指令实现。可以将指令提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理装置的处理器以实现机器或制品,并且当由处理器执行时,指令创建用于实现在图中每个框或框的组合中指定的功能、动作或事件的方法。

[0085] 就此而言,流程图或框图中的每个框可以对应于包括用于实现指定的逻辑功能的一个或多个可执行指令的模块、段或代码的一部分。还应注意,在一些替代实施方式中,与任何框相关联的功能可以不按图中所示的顺序发生。例如,连续示出的两个框实际上可以基本上同时执行,或者有时可以以相反的顺序执行框。

[0086] 本领域普通技术人员将理解,本公开的各方面可以体现为设备、系统、方法或计算机程序产品。因此,本公开的各方面(在本文中通常称为电路、模块、组件或系统)可以体现为硬件、软件(包括固件、常驻软件、微代码等)、或软件和硬件的任何组合,包括体现在其上具有计算机可读程序代码的非暂时性计算机可读介质中的计算机程序产品。

[0087] 提供以上详细描述是为了说明本公开的具体实施方式,而不是限制性的。在本公开的范围内的许多修改和变化是可能的。

用户可穿戴设备  
100

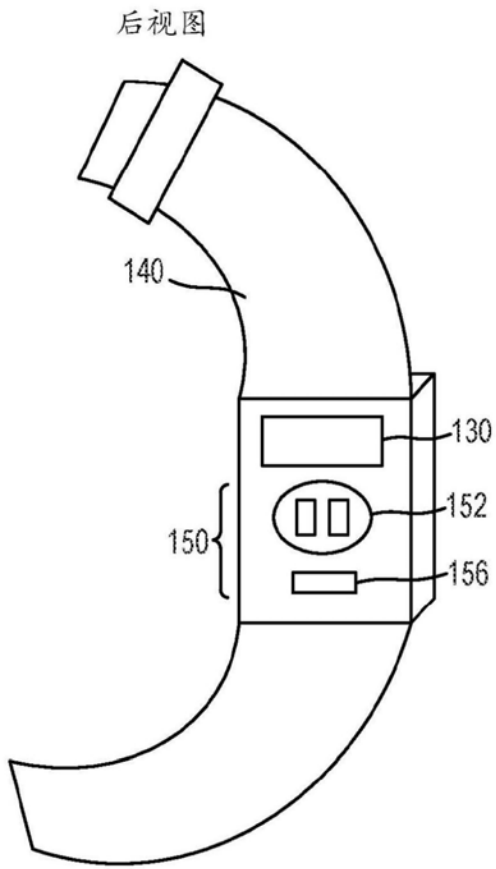


图 1 (a)

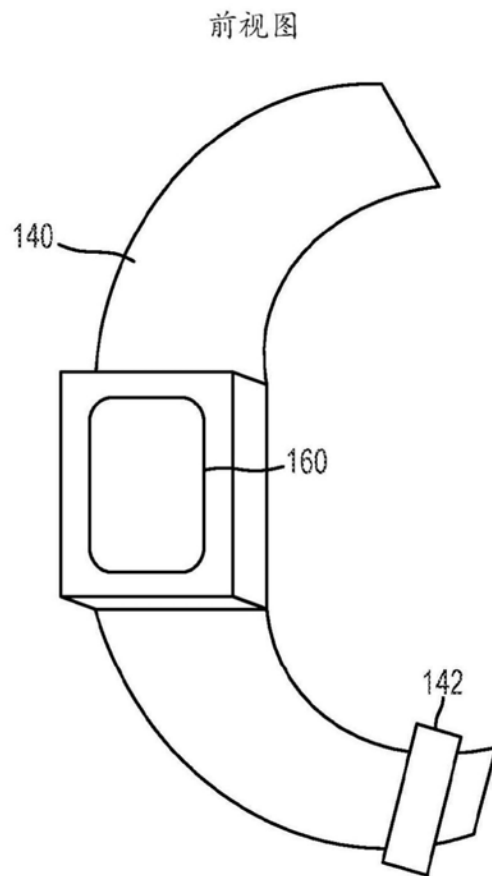


图 1 (b)

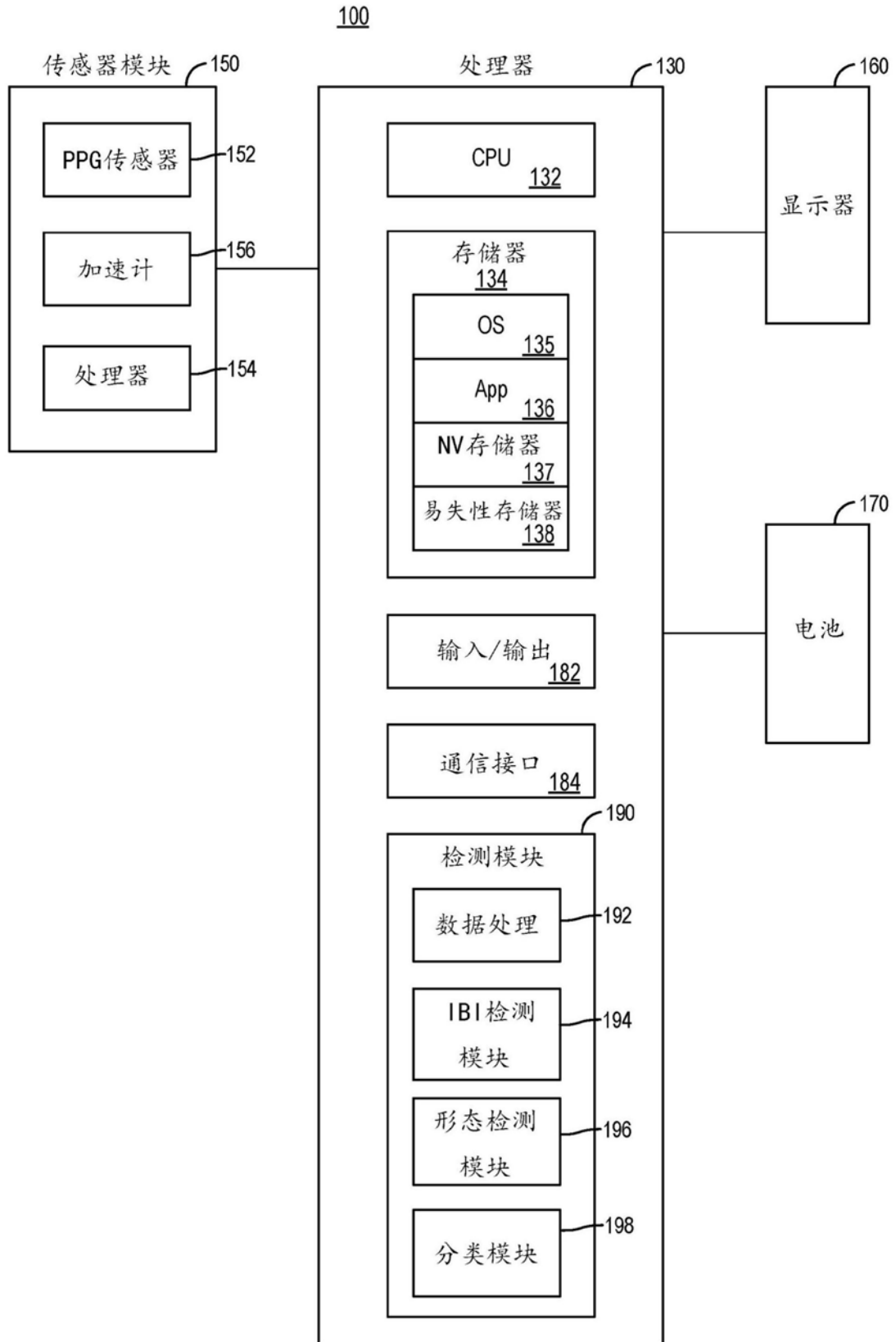


图2

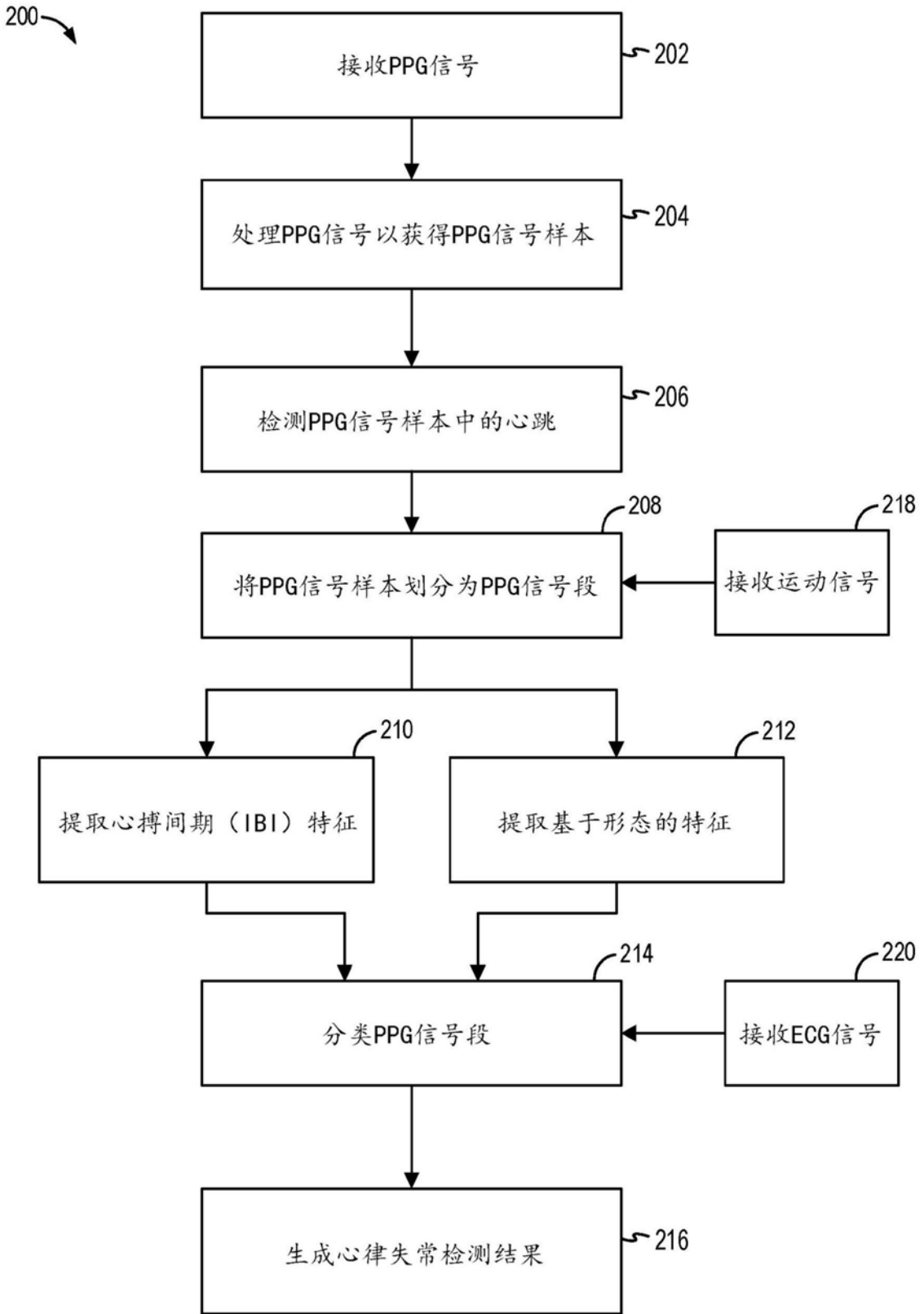


图3

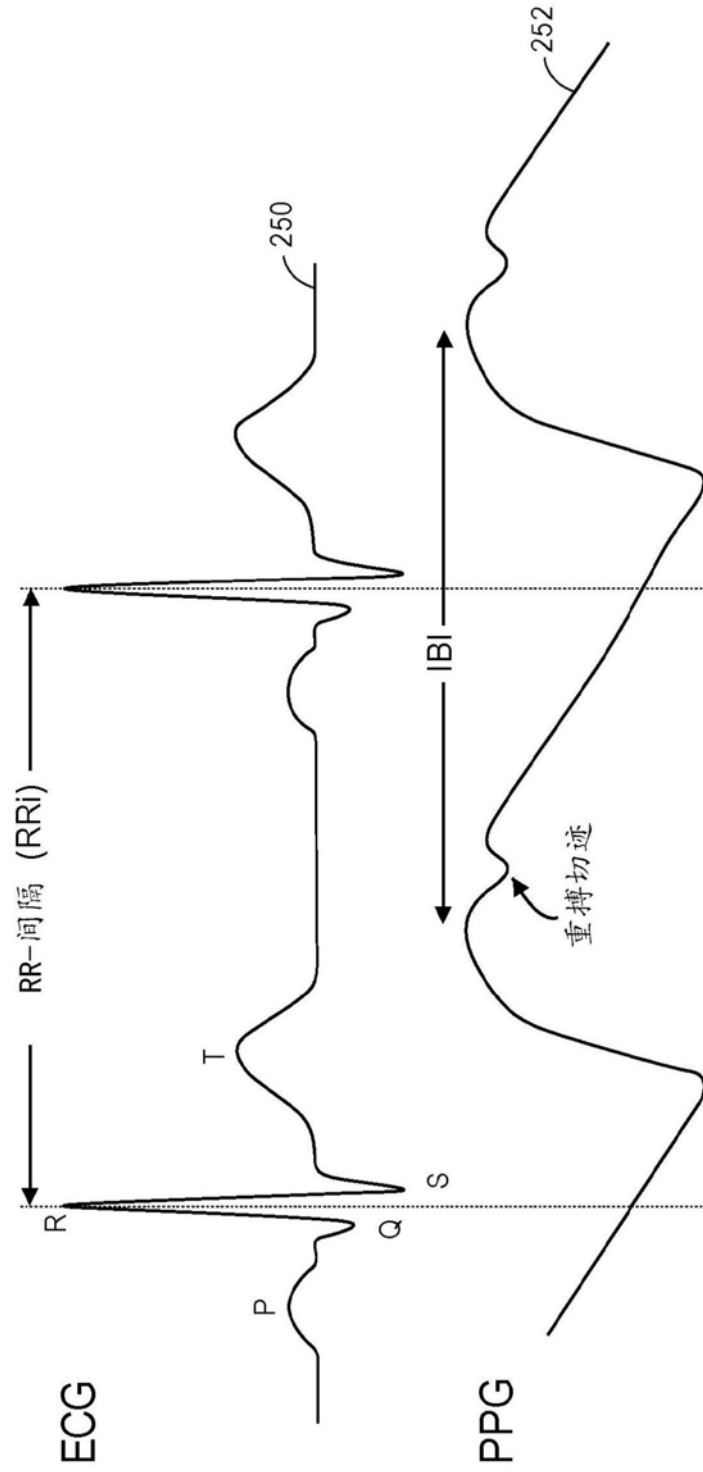


图4

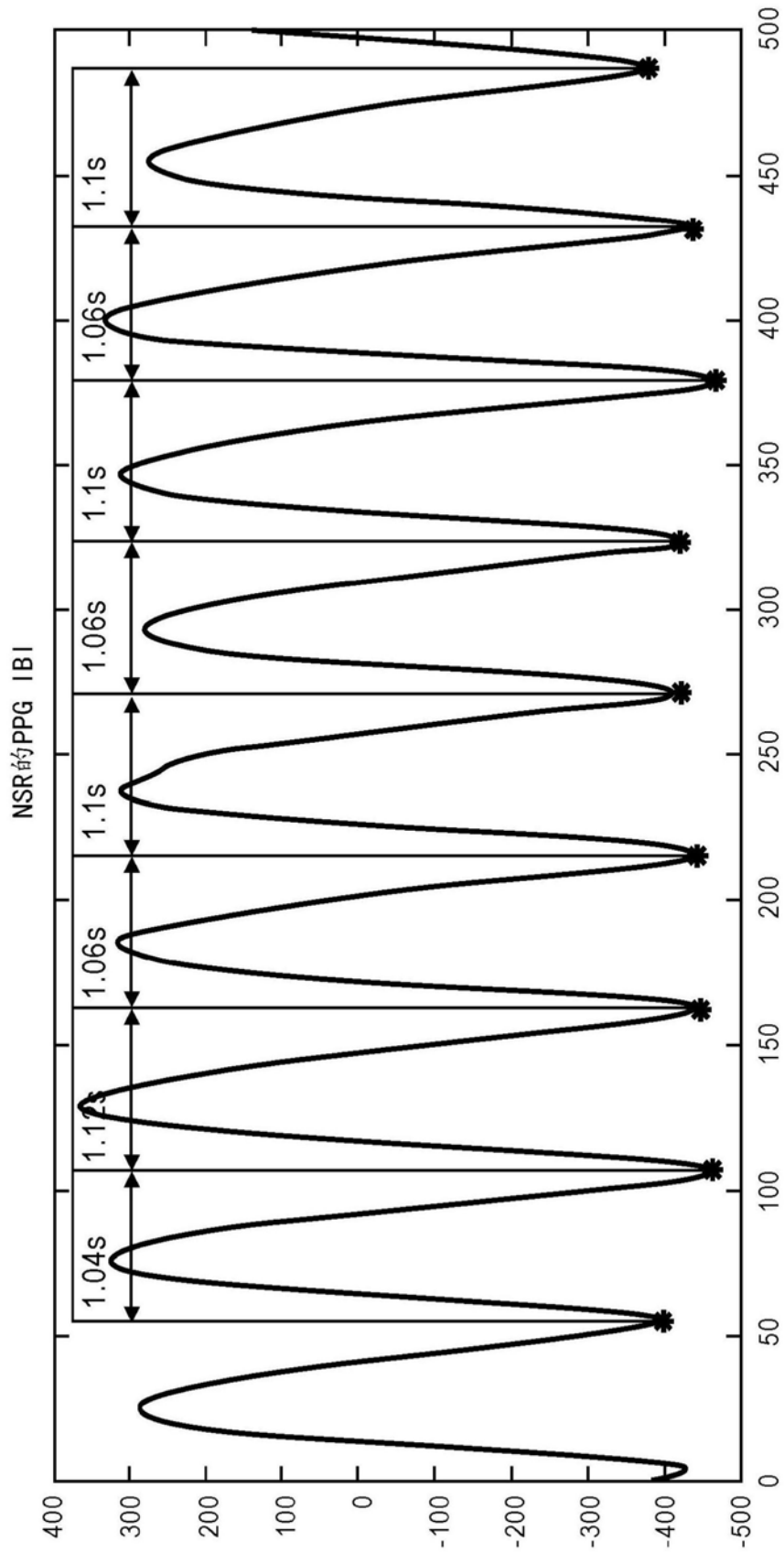


图5

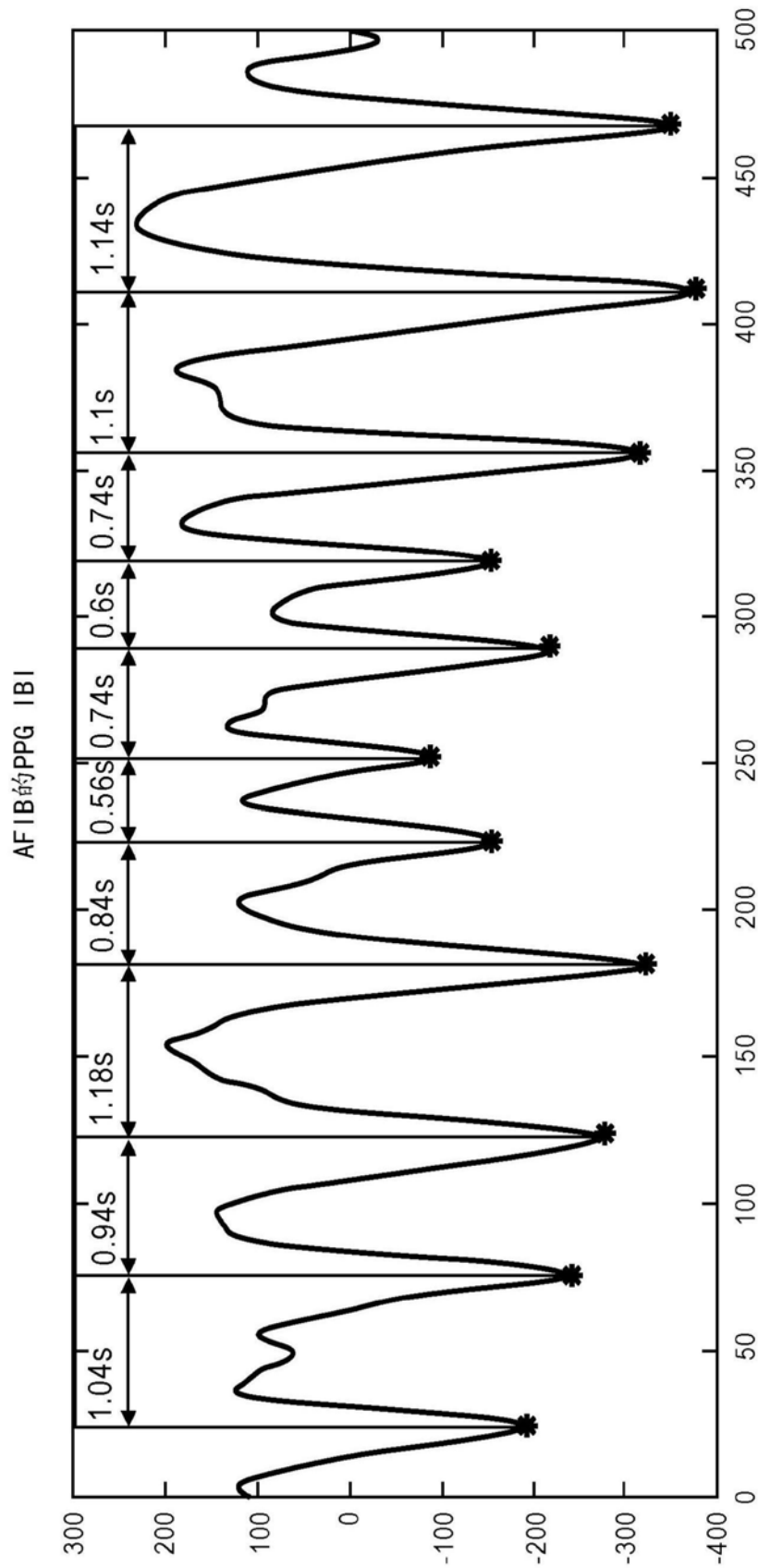


图6

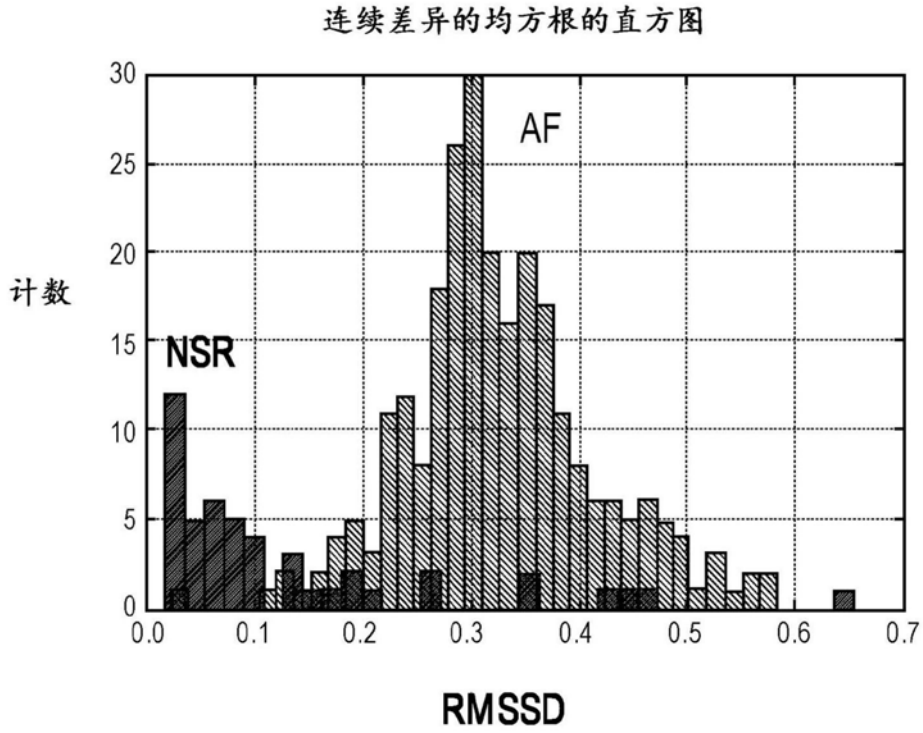


图7

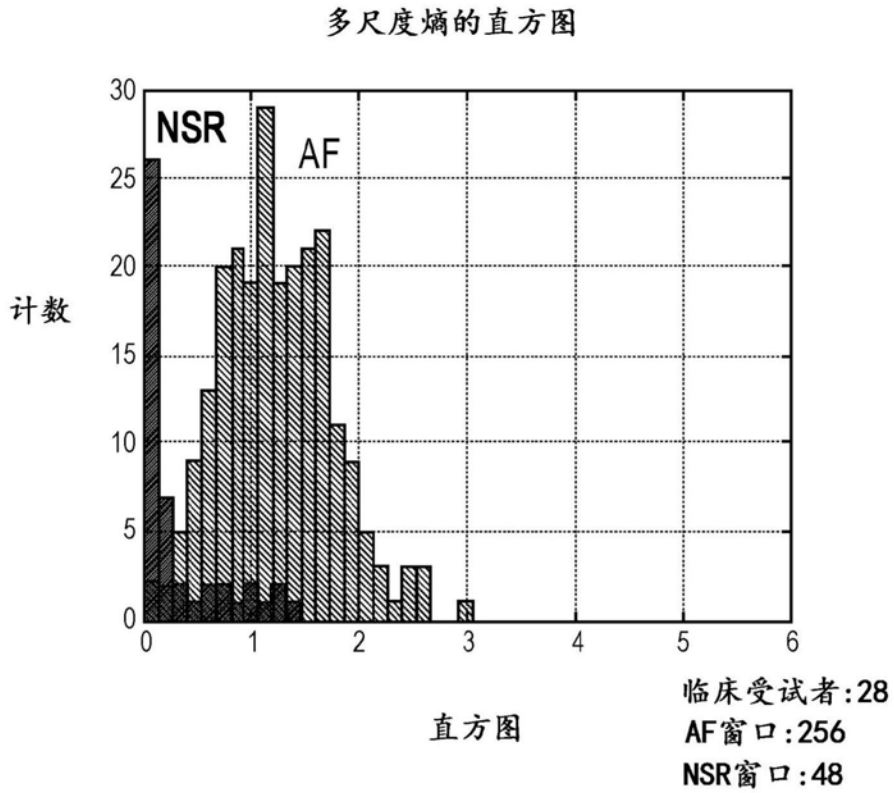


图8

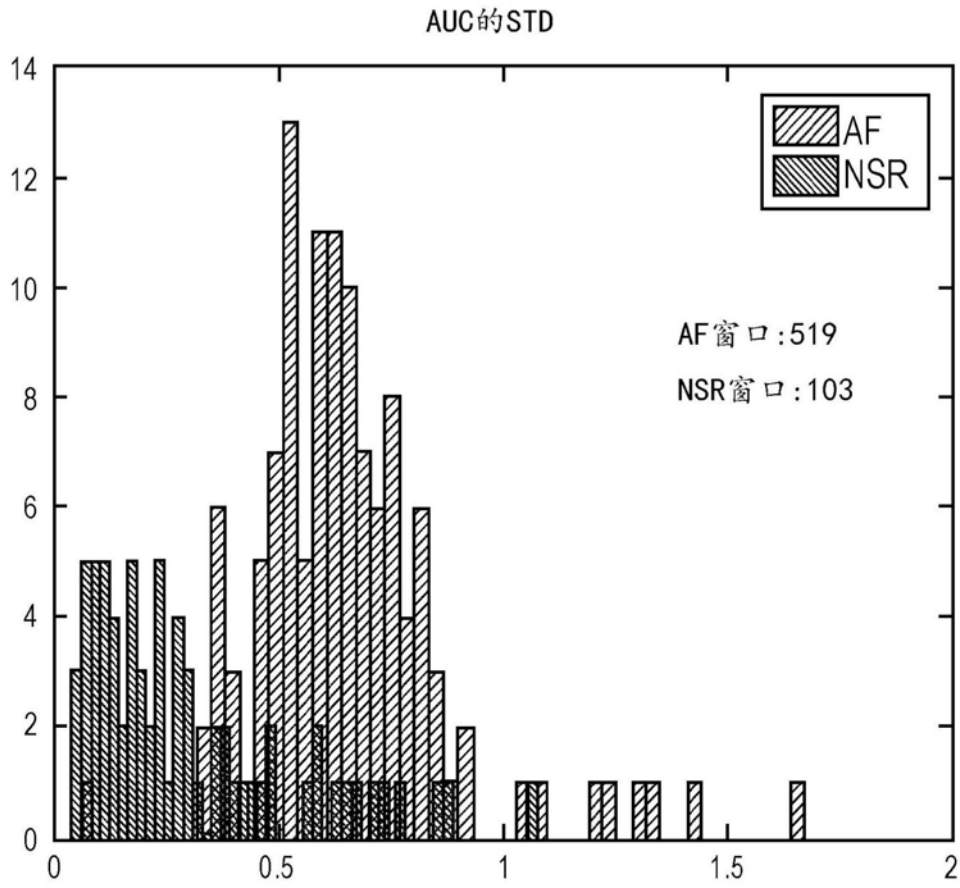


图9

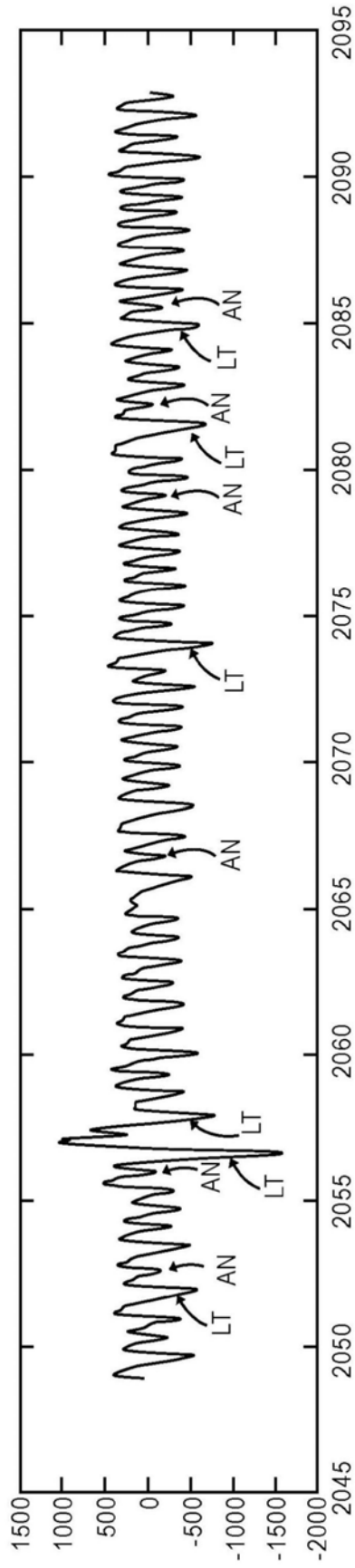


图10

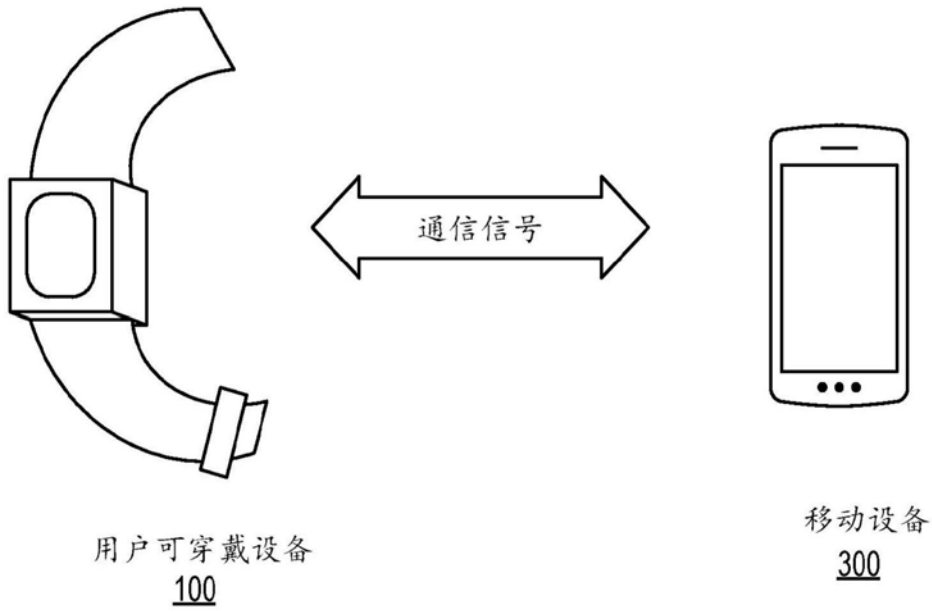


图11

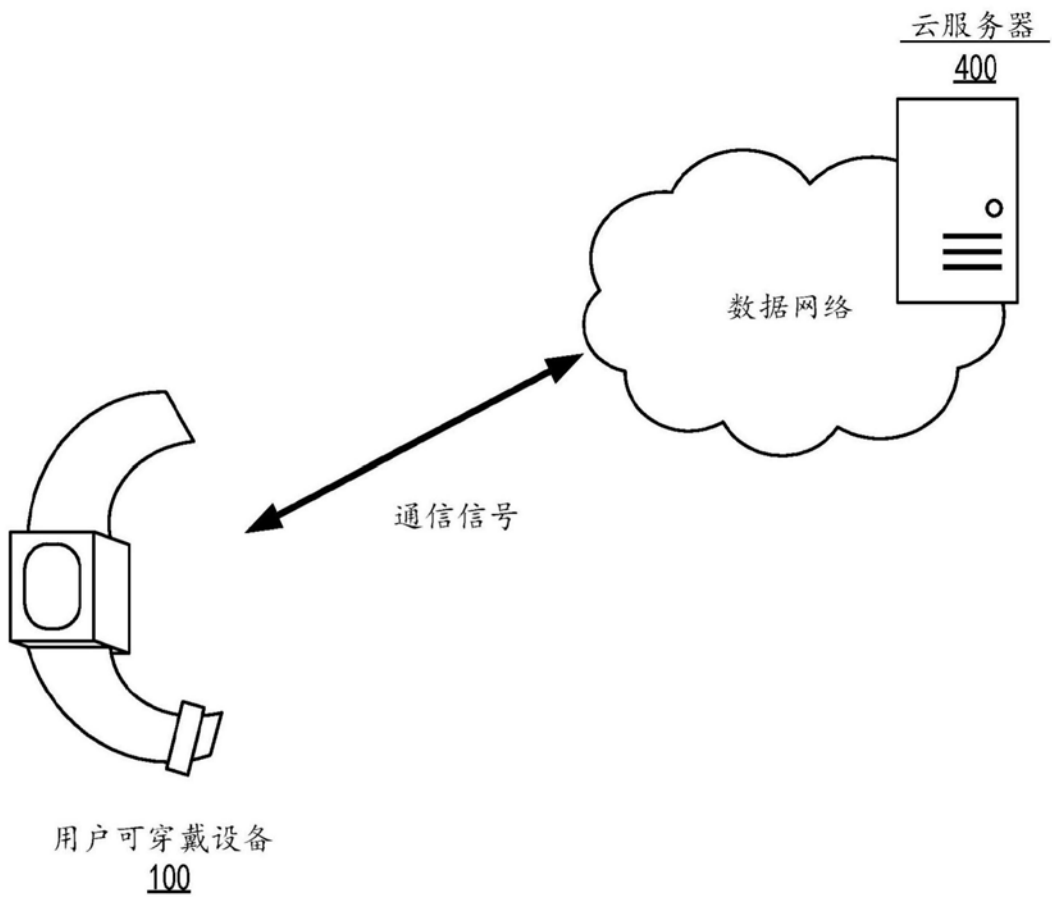


图12

专利名称(译)	基于光电血管容积图的被动心律失常检测装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110301911A</a>	公开(公告)日	2019-10-08
申请号	CN201910211570.8	申请日	2019-03-20
[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	苗丽峰 张满满		
发明人	苗丽峰 张满满 M.威金斯		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0816 A61B5/681 A61B5/7267 A61B5/0456 A61B5/046 A61B5/0472 A61B5/721 A61B5/7264 G08B21/0453 G16H50/20		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	62/648821 2018-03-27 US 15/994495 2018-05-31 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用户可穿戴设备中的事件检测方法，包括从在用户可穿戴设备中实现的第一传感器接收光电血管容积图(PPG)信号；在处理器处处理PPG信号以获得PPG信号样本；在处理器处检测PPG信号样本中的心跳；将PPG信号样本划分为PPG信号段；在每个PPG信号段中提取至少一个心搏间期(IBI)特征；使用与PPG信号段相关联的所提取的IBI特征并使用机器学习模型在处理器处对每个PPG信号段进行分类；响应于分类，在处理器处基于所提取的IBI特征生成PPG信号段的事件预测结果；以及在用户可穿戴设备上显示事件预测结果。在另一实施例中，该方法还包括提取基于形态的特征。

