



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110384479 A

(43)申请公布日 2019. 10. 29

(21)申请号 201910302895.7

A61B 5/11(2006.01)

(22)申请日 2019.04.16

(30)优先权数据

62/658,962 2018.04.17 US

16/017,943 2018.06.25 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 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 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

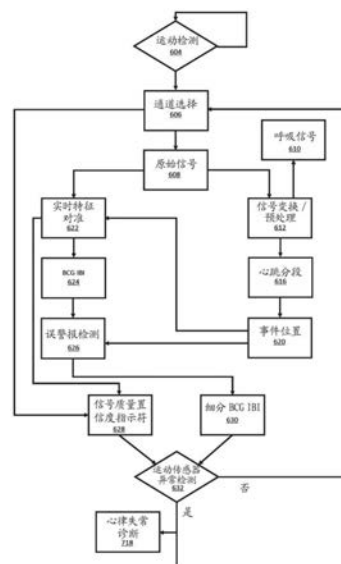
权利要求书2页 说明书13页 附图11页

(54)发明名称

基于运动传感器和光学传感器的心律失常分类系统装置

(57)摘要

一种用于检测心律失常的方法,包括经由至少一个运动传感器接收用户的原始运动信号的通道;为运动活动监控通道;从原始运动信号生成片段;从生成的片段确定心跳事件位置;对原始运动信号和心跳事件位置执行误警报检测以生成细化的异常候选。



1. 一种用于检测心律失常的方法,包括:
经由至少一个运动传感器接收用户的原始运动信号的通道;
为运动活动监控所述通道;
从所述原始运动信号生成片段;
从生成的片段确定心跳事件位置;以及
对所述原始运动信号和所述心跳事件位置执行误警报检测以生成细化的异常候选。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
在从所述原始运动信号生成片段之前,监控用户的活动水平以基于所述用户的活动水平是否低于预定阈值来确定用户是否静止。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述运动传感器是三轴加速度计,并且所述通道包括三个通道,每个通道分别对应于所述三轴加速度计的三个轴中的一个轴,并且所述原始运动信号是心冲击描记图BCG信号。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述至少一个运动传感器包括一个运动传感器。
5. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
确定通道中的每一个通道的心跳间间隔IBI。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中执行误警报检测还包括:
从所述心跳事件位置检测第一异常候选;
基于通道中的至少两个通道的IBI的不同改变趋势,确定所述第一异常候选是低置信度;
从所述心跳事件位置检测至少第二异常候选;以及
通过匹配所述第一异常候选和所述至少第二异常候选使得已经满足匹配的预定阈值,确定所述第一异常候选和所述至少第二异常候选是高置信度异常候选。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,生成的细化的异常候选包括所述第一异常候选。
8. 根据权利要求6所述的方法,其中,执行误警报检测还包括通过从所述第一异常候选中排除打鼾运动来屏蔽所述第一异常候选上的噪声,以生成经屏蔽的第一异常候选;并且其中所述生成的细化的异常候选包括所述经屏蔽的第一异常候选。
9. 根据权利要求6所述的方法,还包括:
经由至少一个光学传感器接收用户的第二原始运动信号;
从所述第二原始运动信号生成第二片段;
从生成的第二片段确定第二心跳事件位置;以及
通过匹配所述第二原始运动信号和所述原始运动信号,确定阳性心律失常检测。
10. 根据权利要求9所述的方法,还包括:
显示通知用户检测到阳性心律失常并建议用户触发心电图ECG抽查的通知。
11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
基于所述心跳事件位置来确定开始和截止心律失常事件;
基于所述开始和截止心律失常事件来计算用户的心房颤动负担。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
将N阶中值滤波器应用于所述生成的细化的异常候选,其中N是自然数。
13. 一种用于检测心律失常的方法,包括:

经由至少一个运动传感器接收用户的原始运动信号；
监控运动活动的原始运动信号；
预处理所述原始运动信号以滤出所述原始运动信号的分量；
存储滤出的分量；
确定所述原始运动信号的心跳间间隔IBI。

14. 一种电子设备, 包括:

至少一个运动传感器, 被配置为检测用户的原始运动信号并将所述原始运动信号作为单独通道输出;

处理器, 被配置为:

为运动活动监控所述通道;

从所述原始运动信号生成片段;

从生成的片段确定心跳事件位置; 以及

对所述原始运动信号和所述心跳事件位置执行误警报检测以生成细化的异常候选; 和
显示器, 被配置为显示一个或多个健康信息中的至少一个。

15. 根据权利要求14所述的电子设备, 其中, 所述处理器还被配置为:

在从所述原始运动信号生成片段之前, 监控用户的活动水平以基于所述用户的活动水平是否低于预定阈值来确定用户是否静止。

16. 根据权利要求14所述的电子设备, 其中, 所述至少一个运动传感器是三轴加速度计, 并且所述通道包括三个通道, 每个通道分别对应于所述三轴加速度计的三个轴中的一个轴, 并且所述原始运动信号是心冲击描记图BCG信号。

17. 根据权利要求14所述的电子设备, 还包括变换模块, 所述变换模块被配置为将所述原始运动信号变换为重建的信号, 其中所述变换模块包括:

分解模块, 被配置为将所述原始运动信号分解为分解的信号, 和

重建模块, 被配置为将分解的信号重建为重建的信号。

18. 根据权利要求14所述的电子设备, 其中, 所述处理器还被配置为:

确定通道中的每一个通道的心跳间间隔IBI; 并且

其中执行误警报检测还包括:

从所述心跳事件位置检测第一异常候选;

基于通道中的至少两个通道的IBI的不同改变趋势, 确定第一异常候选是低置信度;

从所述心跳事件位置检测至少第二异常候选;

通过匹配所述第一异常候选和所述至少第二异常候选使得已经满足匹配的预定阈值, 确定所述第一异常候选和所述至少第二异常候选是高置信度异常候选。

19. 根据权利要求18所述的电子设备, 其中, 生成的细化的异常候选包括所述第一异常候选。

20. 根据权利要求18所述的电子设备, 其中, 执行误警报检测还包括通过从所述第一异常候选中排除打鼾运动来屏蔽所述第一异常候选上的噪声, 以生成经屏蔽的第一异常候选; 并且

其中所述生成的细化的异常候选包括所述经屏蔽的第一异常候选。

基于运动传感器和光学传感器的心律失常分类系统装置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2018年4月17日提交的美国临时申请62/658,962和2018年6月25日提交的美国申请16/017,943的权益,其公开内容通过引用全部并入本文。本申请通过引用美国专利申请15/726,756和15/370,468将其全部并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及测量用户的身体信号,并且更具体地,涉及单独使用运动传感器或者与诸如光学传感器的其他传感器结合使用的用于一般心律失常分类框架的系统和方法。公开了作为个人电子设备实施方式的理想解决方案的、持续的永久性和阵发性心律失常检测的系统和方法。

背景技术

[0004] 传统的心跳检测方法典型地用于从各种类型的测量传感器确定健康测量(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,诸如,例如,光电容积描记图(photoplethysmogram,PPG)信号、心电图(electrocardiogram,ECG)信号、皮肤电反应(galvanic skin response,GSR)信号和生物阻抗信号。ECG利用电活动,并且要求位于身体的不同点的多根导线(lead)。类似地,PPG由于其相对高的功率要求,用于可穿戴设备也可能是有问题的。然而,在监控生物信号的便携式可穿戴电子设备中,使用运动传感器的用户和其他噪声源的运动可能会对生物信号的准确检测带来挑战。期望可穿戴电子设备使用具有较低功耗的监控生物信号的方法。

发明内容

[0005] 本发明构思提供了包括检测心冲击描记图(Ballistocardiography,BCG)信号和心震描记图(Seismocardiography,SCG)信号的、持续的永久性和阵发性心律失常检测的系统和方法。

[0006] 一种用于检测心律失常的方法,包括:经由至少一个运动传感器接收用户的原始运动信号的通道;为运动活动监控通道;从原始运动信号生成片段;从生成的片段确定心跳事件位置;对原始运动信号和心跳事件位置执行误警报检测,以生成细化的(refined)异常候选。

[0007] 一种电子设备,包括:至少一个运动传感器,被配置为检测用户的原始运动信号,并将原始运动信号作为单独通道输出;处理器,被配置为:为运动活动监控通道;从原始运动信号生成片段;从生成的片段确定心跳事件位置;以及对原始运动信号和心跳事件位置执行误警报检测,以生成细化的异常候选;和显示器,被配置为显示一个或多个健康信息中的至少一个。

[0008] 从以下描述和附图中,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。

附图说明

[0009] 参考说明书、权利要求书和附图,将领会和理解本公开的这些和其他特征和优点,其中:

[0010] 图1描绘了根据本发明构思的实施例的根据运动传感器信号的信息提取;

[0011] 图2描绘了根据本发明构思的实施例的来自打鼾事件的BCG片段;

[0012] 图3A和图3B描绘了根据本发明构思的实施例的心律失常和伪影片段 (artifact segment) 的IBI趋势比较;

[0013] 图4描绘了根据本发明构思的实施例从不同位置测量的BCG信号;

[0014] 图5描绘了根据本发明构思的实施例的具有心律失常事件的原始SCG片段;

[0015] 图6描绘了根据本发明构思的实施例的心律失常分类流程图;

[0016] 图7描绘了根据本发明构思的实施例的心律失常分类流程图;

[0017] 图8描绘了根据本发明构思的实施例的心律失常分类流程图;

[0018] 图9描绘了根据本发明构思的实施例的具有分段位置和细化的心跳的BCG;

[0019] 图10描绘了根据本发明构思的实施例的误警报检测结果;

[0020] 图11是示出根据本发明构思的各个示例方面的电子设备的图;

[0021] 图12是根据本发明构思的各个示例方面的电子设备的高层 (high-level) 框图;

[0022] 图13描绘了根据本发明构思的实施例的来自可穿戴设备的PPG和BCG信号;

[0023] 图14描绘了根据本发明构思的实施例的检测到的心跳的心跳间间隔比率;

[0024] 图15描绘了根据本发明构思的实施例将中值滤波器应用于瞬时心率;

[0025] 图16描绘了根据本发明构思的实施例的图15中绘制的信号的标准偏差。

具体实施方式

[0026] 将参考附图详细描述本公开的各种示例实施例,使得本领域技术人员可以实施和使用它们。

[0027] 本公开的各个方面可以以许多不同的形式来体现,并且不应该被解释为限于本文阐述的示例实施例。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,以及将向本领域技术人员传达本公开的各个方面。

[0028] 下面阐述的详细描述旨在作为使用低功率运动传感器的用于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。美国申请15/726,756中更详细地描述了用于实时心跳事件检测的低功率运动传感器的使用。

[0029] 下面结合附图阐述的详细描述旨在作为根据本发明构思提供的用于基于运动传感器和光学传感器的心律失常分类的系统和方法的示例性实施例的描述,而不旨在表示可以构建或利用本发明构思的唯一形式。该描述结合所示实施例阐述了本发明构思的特征。然而,将理解,相同或等同的功能和结构可以通过不同的实施例来实现,其中该不同的实施例也旨在被包含在本发明构思的精神和范围内。如本文其他地方所述,相同的元素编号旨在指示相同的元素或特征。

[0030] 可以由(多个)运动传感器来检测用户的心跳,特别是当用户静止时,或者用户几乎静止时。用户的心跳可以由各个心跳之间的间隔或心跳间间隔 (IBI) 来表征,IBI定义如下:

[0031] $IBI(i) = \text{beat_timestamp}(i+1) - \text{beat_timestamp}(i)$

[0032] 此外,瞬时心率(instantaneous heart rate,BPM;又叫做瞬时HR)可以从IBI中导出(其中IBI的测量是以秒为单位):

[0033] 瞬时HR=60/IBI

[0034] 通过对瞬时HR数据应用正常心率改变阈值,可以为给定用户识别异常心率改变。通常,异常心率意味着几种心律失常类型(心房颤动、室性早搏等);此外,长时间窗内的瞬时心率分布可以进一步帮助识别异常图案,诸如二联律(bigeminy)、三联律(trigeminy)等。

[0035] 心冲击描记图(BCG)测量由心脏输出以及呼吸引起的身体加速度。BCG在一次心跳中包含多个峰值事件。这些峰值可以分为三个主要组:收缩前、收缩期和舒张期。收缩波可以对应于ECG信号中的QRS复合波(complex),并且它们可以是BCG的突出(salient)特征。然而,BCG信号还可以包括由于频率位置(定向)改变以及被测主体的稳定性水平而产生的各种各样的峰值。在可穿戴应用中,可以使用一个或多个运动传感器(诸如,例如,加速度计)进行BCG测量;然而,考虑穿戴用户可穿戴设备的用户的移动可能是有用的,因为这些移动可能会充当对BCG测量的噪声。如果用户可穿戴设备戴在用户的手腕上,则这可能会特别真实,可能会容易发生突然和意外的运动。

[0036] 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,其中该运动传感器使用组合通道选择、互相关和概率混合网络中的一个或多个。通过使用低功率、低噪声运动传感器来检测心跳事件,可以显著延长设备的电池寿命。此外,可以提高心跳位置的精度。

[0037] 与例如诸如PPG设备的光学方案相比,下面描述的各种实施例可以要求更少的功率,并且还提供更高的精度;并且,然而,当用户静止时,与ECG设备相比,可以证明下面描述的各种实施例更灵活,因为所公开的算法可以使能在各种身体位置或者甚至远程位置处的心跳事件检测,而不必在用户身体的不同点定位多个导线。

[0038] 通常,心跳检测算法可能会引入心跳事件的误/漏检测,并且基于阈值的异常检测可能会产生误警报。为了减少或消除误警报,提出了本发明构思的实施例中的后校正方法来细化异常候选。

[0039] 1.通道组合阶段1筛选

[0040] 在示例实施例中,使用3轴加速度计来测量具有BCG的心脏信号。例如,如图3A所示,在所有3个通道以及幅度矢量信号上计算心跳事件位置。对于诸如心房颤动(Atrial Fibrillation,A-Fib)的心律失常,BCG J峰复合波被认为是相同的,并且因此所有通道都应该具有相同的心率改变趋势,而不会触发任何重置标志。如果所有组合的通道信息都相同,则检测到的候选很有可能是异常事件。然而,这种方案不适用于诸如室性早搏(premature ventricular contraction,PVC)的心律失常,因为在异常开始期间的心脏功能不同,并且预计J峰复合波也不同。在这种情况下,必须采取附加步骤。

[0041] 2.模板匹配

[0042] 在睡眠的用例下,用户通常会长时段保持相同的睡眠姿势;在这种情况下,在用户改变姿势之前,可能会有一致的BCG形态特征。因为候选被排除在阶段1筛选之外,因此一旦检测到异常事件,模板匹配机制就可以被应用并用于识别相同的异常形态特征。在图3A中,

因为检测到第一异常事件,并且运动传感器通道示出了通道之间不同的改变趋势,因此该候选不被认为是来自阶段1的高置信度异常事件;为了匹配的目的,第一事件将作为模板存储在缓冲器中;在第二异常事件出现时(同样,这个第二候选不应该满足阶段1筛选),它将与缓冲器中的异常心跳进行比较。如果两者有很高的相似性,则它们被认为是相同集群的部分,并且有更高的可能是异常心跳;随着集群中的心跳次数的增加,在异常心脏事件发生时,给定集群的心跳的置信度会变得更高。此外,相似性输出(在美国申请15/726,756中更详细地描述)可以用作用于匹配目的的形态特征。

[0043] 3. 形态分析

[0044] BCG信号形态中也显示了心律失常。这可以在不同通道上的相邻SCG/BCG J峰的相对振幅(例如,在二联律中,主脉冲喷射更多的血液,其具有通常大于次级异常心跳的振幅)和/或由于相对于初始脉冲的这种不同冲程体积和定时引起的反射形态中看出。在本发明构思的实施例中,与上述其他特征相结合的使用这些形态特征可以用于识别和诊断心律失常的存在。此外,可以使用诸如时频分析、自动编码器、卷积网络等方案来提取形态特征。特征进一步被用于训练带有预标注标签的监督模型,或者用于无监督聚类。

[0045] 4. 噪声识别

[0046] 在许多用例下,环境噪声或伪影可能会引入大量噪声,并严重影响心跳检测结果。识别和屏蔽掉这些噪声片段是重要的。在一个示例中,用户在睡眠期间使用用于心律失常检测的设备。诸如打鼾或非心跳运动的事件可以被排除。参考美国申请15/370,468,这样的噪声事件能够被识别,并且由这样的源引起的大多数异常候选可以被移除,即,异常候选可以通过移除错误的异常候选而被细化。例如,打鼾检测可以通过将期望频带设置为大于期望阈值来实现(因为打鼾信号频率通常大于6Hz);实施例可以应用自适应频率阈值来检测打鼾事件。该自适应频率阈值可以例如,对于个人而言而变化,以更好地检测打鼾信号。打鼾信号的频率可以因人而异。在另一示例中,实施例可以使用延迟(hold-off)参数来防止单个事件内的误检测。在另一示例中,实施例可以确定诸如能量、熵和周期性速率的一个或多个参数以检测打鼾事件是否在给定时间窗(例如,20秒)内发生。如图2所示,中间的图中的黑色实心点表示来自阶段1筛选的异常候选,根据底部的打鼾检测图,这些事件发生在打鼾时段期间,异常间隔很有可能是由于打鼾运动引起,并且因此这些候选将从进一步的分析中移除。

[0047] 信号质量在心律失常检测应用中至关重要:根据先前的方法,在低信号质量时段中,会呈现更多重置标志,其重新初始化心跳定位。然而,几种类型的心律失常会产生不同的BCG形态特征,并引起不一致的形态;在这种情况下,还会呈现许多重置标志,其不期望地重新初始化心跳定位。为了区分由心律失常引起的心跳检测重置和由低信号质量引起的心跳检测重置,下面公开了几个选项。

[0048] 1. 使用重建的BCG信号进行信号质量评估

[0049] 该方法使用重建的BCG信号来确定信号质量是否引起频率心跳检测重置。

[0050] 2. 跨多个通道的组合分析

[0051] 当3轴加速度计用于测量BCG信号时,可以在所有三个通道以及三个通道的幅度矢量上应用心跳检测。图3A和3B示出了将组合的通道信息用于候选细化的两个示例:在图3A中,给定窗中的4个通道的IBI示出了不同的趋势(即,一些通道中的心率改变是阳性

(positive),而其他是阴性(negative)),而在图3B中,所有通道的IBI非常一致。在该示例中,图3A中的异常候选是由伪影或噪声引起的,而图3B中的候选是真阳性异常心跳。此外,重建的BCG信号质量可以被量化。

[0052] 对于持续心律失常监控的用例,除了单个异常事件检测之外,识别心律失常事件时段的开始和截止也很重要。例如,A-Fib负担(在A-Fib中花费的时间量)是评估用户的A-Fib状况演变的非常关键的指标,并且可以由用户可穿戴设备中的处理器来计算(下面将更详细地描述)。此外,组合长时间窗内的异常候选的位置信息有助于识别心律失常类型并增加检测置信度:在一个示例中,将收集给定时间段内异常心跳前后的IBI,并将计算IBI分布;然后将该分布与心律失常类型的经验模型/分布进行比较,并量化给定分布的似然性。在一个实施例中,具有softmax激活函数的逻辑回归模型用来量化IBI分布与预设经验分布样本的似然性。

[0053] 在A-Fib检测示例中,预设阈值可以用于确定A-Fib开始和截止位置。如果给定时间窗的异常IBI候选的数量高于经验阈值,则时间窗的开始被认为是A-Fib事件的开始,并且截止可以被设置为异常IBI的数量低于阈值的时候或者没有呈现候选的地方。

[0054] 基于运动传感器的心律失常检测是长时段低运动环境(诸如睡眠、抽查测量或午睡)下的理想解决方案。来自运动传感器的BCG/SCG信号可以包含与ECG信号相当的精确心脏信息;此外,BCG/SCG检测的超低功耗可以显著延长例如监控生物信号的便携式和可穿戴电子设备的电池的寿命。

[0055] 在仅使用单个运动传感器的本发明构思的实施例中,下面公开了多个用例。

[0056] 1. 腕带

[0057] 在此示例中,所提出的算法/装置可以被实施到诸如Samsung Gear S3的可穿戴设备中。可穿戴设备在低运动阶段检测用户的活动并触发心律失常监控。当可穿戴设备正穿戴在用户的手腕上时,可穿戴设备持续地收集BCG信号,模拟心律失常计算块,并记录进行中的事件。

[0058] 2. 远程监控

[0059] 与采用诸如光学传感器的传感器或ECG的其他测量方法不同,基于运动传感器的测量在身体振动范围内提供了非常灵活的选择。使用低噪声密度运动传感器,即使当传感器离开用户的身体,例如没有被穿戴时,BCG信号也能够被收集。在一个示例中,测量设备(诸如智能手表、移动电话等)被放在睡眠伙伴的远侧的用户枕头旁边;在另一个示例中,测量装置附接到用户的睡衣上。图4示出了两个测量用例的幅度矢量信号。

[0060] 3. 抽查模式

[0061] 抽查模式被定义为当用户主动触发测量时,并且可以在数据收集时保持静止。在一个示例中,用户可以感觉到由于心律失常引起的症状,并将移动电话/智能手表放在他/她的胸部以通过SCG测量强烈的心音。图5描绘了心律失常发作的这种示例片段,其中通过用户将他/她的基于手腕的设备放置在胸部的左侧来获取信号。

[0062] 由于用于BCG/SCG测量的运动传感器对移动伪影敏感,因此它们当前还不够稳健的单独进行持续的白天心律失常监控。运动传感器可以与光学传感器组合以组合的解决方案来解决这个问题。运动传感器具有以下特点:低功耗以允许持续监控、心跳位置(J峰)、低SNR、但对运动敏感、并且具有不一致的形态。光学传感器具有以下特点:一致的形态、更好

的运动阻力、但功耗很大、并且缺乏突出特征。

[0063] 在本发明构思的实施例中,至少一个光学传感器可以用作运动时经由PPG信号的心律失常检测的附加传感器,或者用作更准确的检测的增强模块。

[0064] 在一个实施例中,基于手腕的设备包含运动传感器、光学传感器和ECG传感器中的每一个的至少一个。运动传感器持续激活以监控活动水平并测量BCG信号。记录所有异常片段(如图3A和图3B所示),并且运动传感器异常检测块监控异常IBI(心跳间间隔)的统计分布。一旦值达到显著阈值,光学传感器将被触发以确认异常观察。PPG IBI和形态信息将与基于BCG的信息相结合,其中PPG和BCG同时运行,并且如果两个IBI在预定时间段内都处于异常比率之内,则心律失常检测被认为是阳性的并被传递给PPG和运动传感器异常检测以用于统计量化。如果心律失常事件被确认,则异常PPG和BCG片段将通过压缩块来处理并被存储在设备存储模块中。压缩块可以被实施为使用,但不限于,小波压缩、降采样等。在用户活动的情况下,BCG信号用于初始筛选,并且当运动存在或者检测置信度低时,光学传感器将被触发为主检测源。如果检测到异常事件—也就是说,如果运动和光学传感器两者都确认了心律失常症状—则系统将向用户发送通知,建议用户然后使用ECG传感器进入抽查模式,以用于临床确认。在这种情况下,将只存储ECG原始信号以用于进一步使用。图6和7描述了上述过程。

[0065] 因为运动传感器信号有噪声,它可能会在BCG诊断阶段引入误警报(误心跳检测)。本发明构思的附加实施例解决了此问题,其中误警报检测块组合原始心跳检测位置(图3A和图3B中的分段位置)和细化的位置(图3A和图3B中的细化的心跳)以屏蔽掉错误的心律失常检测。图10示出了这种误警报屏蔽的结果。

[0066] 在本发明构思的一些实施例中,如果ECG抽查不可行(例如,用户正在睡觉),则存储原始BCG和PPG信号以用于进一步诊断。例如,在图7的压缩块中,可以存储原始BCG和PPG信号。

[0067] 在一些实施例中,用户的电子健康记录(electronic health record,EHR)、生物测量信息和其他用户输入被导入到可穿戴设备中。历史心律失常记录有助于提高检测置信度,以及区分心律失常的无症状表现和由心律失常引起的明显症状。

[0068] 所描述的实施例也可以应用于锻炼压力测试。锻炼是一种压力很大的情况,其中在锻炼开始或结束时可能会发生心律失常,并且因此评估用户对运动(exertion)的心率响应并进一步帮助理解心脏状况是很有价值的。

[0069] 此外,实施例可以有助于用户生活方式的改善。心律失常偶发事件可能是由不良生活方式(诸如咖啡因/酒精消费、紧张的心态或睡眠不足)引发的。持续的心律失常监控将清楚示出其影响。

[0070] 心律失常是有诸如阻塞性睡眠呼吸暂停(obstructive sleep apnea,OSA)的睡眠疾病的人群中常见的问题,尽管它们之间的机制联系尚不清楚。潜在地,本发明构思的实施例可以帮助用户及其医生广泛了解与睡眠状况相关的用户的心律失常的发展,并用于更好/更有效的治疗。

[0071] 本发明构思的另一特征是用A-Fib特征细化的中值滤波器。

[0072] 识别A-Fib的最突出特征之一是心跳的心跳间间隔(IBI)节律的不规则性和随机性。在图15的瞬时心率图($HR=60/IBI$)中,瞬时HR(instantaneous HR,Inst HR)分布看起

来非常类似于诸如室性早搏(PVC)的其他心律失常。然而,具有不规则IBI的大多数其他心律失常不是随机分布的。图15中的平均HR(average HR,Avg HR)示出了20阶中值滤波器滤波的HR。很清楚的是,A-Fib HR(在x轴上约为3至4.5)与信号的其他时段是不同的。如图16所示,经过中值滤波器的A-Fib HR具有比信号的其他周期高的标准偏差。

[0073] 中值滤波器或类似的滤波器可以用于特征提取。中值滤波器可以是N阶的,其中N是基于例如感测速率、心率范围和其他生物测量参数的自然数经验值(例如,如果原始信号感测速率是100Hz,并且平均个人的睡眠心率是50-150BPM,那么N可以被设置为20)。中值滤波器的阶次可以表示为了在中值滤波器的移动窗中找到中值采样了多少心率点。

[0074] 此外,在一个实施例中,为了更好的结果,信号可以经过不止一个中值滤波器。例如,瞬时HR可以被馈送到至少2个中值滤波器中:一个中值滤波器具有奇数值阶次,另一中值滤波器具有偶数数值阶次(例如,具有20阶和21阶的一对中值滤波器)。经滤波的HR可以逐个样本地相互比较:如果来自两个滤波器的经滤波的HR在一定范围内(例如,HR在5bpm以内或者HR差在5%以内),则给定时段被认为是正常/A-Fib候选;如果差在预定范围之外,则该时段将被排除在进一步的计算之外并且可以被认为是伪影或其他心律失常类型。在一个实施例中,滤波的输出可以用于进一步识别诸如二联律、三联律等的心律失常。

[0075] 使用中值滤波器批次的优点是(特别是在预处理步骤中):它可以帮助区分A-Fib与伪影和其他心律失常。该提出的方案可以应用于任何可以提取心跳的生理信号。此外,对于诸如BCG的低SNR信号,中值滤波器可以显著提高IBI的准确性,而不会显著降低最终性能。

[0076] 图11是示出根据本公开的实施例的电子设备的图。参考图11,诸如用户可穿戴设备100的电子设备具有显示器102、控制块110、处理器112、传感器模块120、电池130、带140和扣环(clasp)142。传感器模块120可以包括传感器122和124。控制块110、处理器200(图12)和/或处理器112也可以指的是诊断处理器,并且能够运行指令。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指的是各种硬件的组合。

[0077] 尽管用户可穿戴设备100可以穿戴在手腕上,但是本公开的各种实施例不需要如此限制。用户可穿戴设备100还可以被设计成穿戴在身体的其他部位,诸如,例如,手臂上(围绕前臂、肘部或上臂)、腿上、胸部上、头部上(像头带)、喉咙上(像“颈链(choker)”)和耳朵上。用户可穿戴设备100能够与其他电子设备通信,诸如,例如,智能电话、膝上型电脑、或医院或医生办公室的各种医疗设备。这将参考图12更详细地描述。

[0078] 显示器102可以输出来自用户身体的监控的生理信号,以供用户和/或其他人查看。正被监控的信号可以指的是生物信号或生物测量数据。监控的信号可以是例如心脏(脉搏)速率、脉搏形态(形状)、脉搏间隔(心跳间间隔)、呼吸(呼吸)速率和血压。显示器102还可以在使用用户可穿戴设备100或使用其他测量设备时向用户或其他人输出指令、以及例如状态和诊断结果。

[0079] 控制块110可以经由传感器模块120中的传感器接收监控的信号。传感器模块120可以包括,例如,传感器122和124,当用户穿戴用户可穿戴设备100时,该传感器122和124可以从用户的手腕获取信号,以及提供可以指示用户的身体位置、运动等的其他信息。传感器122和/或124可以是,例如,加速度计、陀螺仪、压电设备、光学传感器(诸如,例如照相机)、

使用声波频率的传感器等。加速度计可以是,例如,测量三个轴上的加速度的硬件机电设备。处理器112可以控制传感器122和124,并且还可以处理由传感器122和124监控的信号。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还可以具有不同数量的传感器。

[0080] 传感器122可以用于,例如,监控运动。传感器124可以类似于传感器122或是不同类型的传感器(诸如,例如用于获得用户温度的温度计)。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,而其他实施例可以具有2个或多个传感器模块。

[0081] 电池130被配置为向用户可穿戴设备100提供电力。电池130可以使用有线充电系统或无线充电系统来充电。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而保持在手腕上。

[0082] 图12是根据本公开的实施例的电子设备的高层框图。参考图12,示出了显示器102、控制块110、传感器模块120和电池130。到显示器102的输出可以例如由控制块110控制。显示器102还可以包括输入设备(未示出),诸如,例如,按钮、拨号盘、触敏屏和麦克风。

[0083] 控制块110可以包括处理器200、存储器210、输入/输出(input/output, 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和滤波器270。虽然控制块110被描述为包括这些各种设备,但是其他实施例可以使用其中不同功能被不同分组的架构。例如,分组可以在不同的集成电路芯片中。或者分组可以将诸如I/O接口220和通信接口230的不同设备组合在一起,或者将诸如分解模块250和重建模块260的不同设备组合在一起。

[0084] 处理器200可以控制传感器模块120的操作以及接收来自传感器模块120的监控的信号。处理器200可以通过运行存储器210中的指令来控制用户可穿戴设备100,包括处理来自传感器模块120的监控的信号,在显示器102上显示经处理的信号,接收来自显示器102的输入,经由I/O接口220或通信接口230与各种设备连接。I/O接口220可由处理器200用来与显示器102连接。

[0085] 在不同的实施例中,处理器112可以使用不同的架构来操作。例如,处理器112可以使用存储器210来存储要运行的指令,或者处理器112可以具有用于其指令的自己的存储器(未示出)。处理器112还可以具有在控制块110中找到的其他功能。尽管一些实施例具有分离的处理器200和112,但是各种实施例不需要被限制为这样。可以有控制用户可穿戴设备100的功能的一个控制块110,或者可以有用于用户可穿戴设备100的多个处理器。

[0086] 存储器210可以包括非易失性存储器216和易失性存储器218。操作系统和应用可以被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取决于设计和/或实施方式的不同存储器架构。

[0087] 包括收发器的通信接口230可以允许用户可穿戴设备100经由例如有线或无线协议(诸如USB、蓝牙、近场通信(Near Field Communication, NFC)和WiFi)与其他设备通信。PMU 240可以控制从外部源接收电力,对电池130充电,以及向用户可穿戴设备100的不同部分分配电力。

[0088] 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为多个频带。重建模块260可以用于重建例如来自分解模块250的分解信号,以细化和访问诸如BCG信

号的原始信号的期望分量。因此,分解模块250和重建模块260的功能可以由例如处理器和/或专用硬件设备来执行。硬件设备可以是现成的或者被设计为例如集成电路、ASIC、FPGA等。为了方便起见,分解模块250和重建模块260可以一起被称为变换模块。美国申请14/928,072更详细地解释了信号的分解和重建。滤波器270可以用于从信号中选择特定频率。例如,滤波器270可以是减弱某些频率的低通滤波器、带通滤波器、高通滤波器等。

[0089] 图6是根据本公开的实施例的用于处理输入信号的示例流程图。参考图6,示出了描述在本示例系统中检测异常候选的流程图。待处理的信号可以从诸如例如用户可穿戴设备100的可穿戴设备接收。用户可穿戴设备100可以经由传感器模块120检测生物信号。

[0090] 在604处,诸如传感器模块120上的加速度计的传感器可以监控/检测用户运动。虽然一些生物信号可以不受用户运动的影响,但是当用户基本静止时,其他监控的生物信号提供了更好的信号。例如,当用户基本静止时,BCG信号可以提供更可靠的信号。因此,当期望BCG信号时,如果用户运动处于或高于预定阈值水平,则过程可以循环回到604。当用户运动低于预定阈值时,可以接受来自传感器的生物信号以用于处理,并且过程前进到606。应当注意,对于本公开的一些实施例,在604处监控运动可以是可选的。

[0091] 在606处,对于有多个通道可供选择的那些实施例,本示例系统可以选择一个或多个通道来确定期望的信号候选。例如,如果诸如加速度计和陀螺仪的测量传感器提供BCG信号,则通道候选可以包括用于加速度计的三个轴中的每一个轴的输出、加速度计的幅度以及陀螺仪的多个输出,以用于从中选取通道的多个通道。然而,本公开的各种实施例不需要如此限制。根据一个实施例,为了信号质量增强的目的,本示例系统还可以将通道组合为信号融合以形成新的通道,从而进一步增加通道的数量。本示例系统可以基于例如重复率分析、频谱中主导频率(或主频)的确定、和熵分析中的一个或多个来选择通道。例如,当使用频谱分析用于BCG通道选择时,主频分量的较高的功率比可以指示测量的信号的更好的确定以及更少的伪影。在另一个示例中,如果来自通道的信号已经下降到低于信号可接受性的阈值,则选择另一个通道。各种实施例还可以具有作为选项的通道选择。例如,如果只有一个通道输入,则不需要通道选择。

[0092] 在608处,本示例系统从传感器的所选择的(多个)通道接收原始信号。

[0093] 在612处,取决于在606处是否存在通道选择过程,本示例系统预处理来自所选择的通道或直接来自测量传感器的原始信号(来自608)。例如,本示例系统可以通过使用诸如例如时频处理技术和/或时域处理技术的技术来预处理BCG信号以移除呼吸伪影和干扰。时频处理技术,除了别的之外,包括小波系数重建;时域处理技术,除了别的之外,包括带通滤波。

[0094] 实施例可以使用具有例如基本上为0.5-3.5Hz的期望通频带的带通滤波器来对原始BCG信号进行滤波。带通滤波可以经由带通滤波器270,或者经由使用一个或多个诊断处理器(诸如,例如处理器112或CPU 200)的数字信号处理来执行。如果来自用户的信号被确定为相对干净的信号,则612处的预处理也可以是可选的。

[0095] 经预处理的信号被生成为,例如,经带通滤波的信号。在其他实施例中,本示例系统可以将原始BCG信号分解成频带。例如,可以使用5级Daubechies5小波以100Hz的采样率来分解BCG信号。从第二至第五频带的小波系数可以被认为携带了大部分心跳信息。极低频(Very low frequency,VLF)频带可以被认为是呼吸信号。应当注意,母小波和分解设置(例

如,分解级数)可以被调整以实现类似的结果,而不偏离本公开的范围。

[0096] 然后,本示例系统可以使用小波系数重建,通过将能量熵应用于分解的信号频带来重建分解的BCG信号。重建的BCG信号然后可以具有增强的基本递归图案,而没有谐波分量和伪影模糊。虽然本公开的实施例可以使用能量熵来重建分解的BCG信号,但是本公开的各种实施例不需要如此限制。其他技术也可以用于重建分解的BCG信号。

[0097] 2016年5月31日提交的题为“Method and Apparatus for Heart rate and Respiration Rate Estimation Using Low Power Sensor”、序列号为15/168,531的美国专利申请描述了一种用于将BCG信号分解成多个频带并重建BCG信号的系统和方法,并通过引用并入本文。

[0098] 在610处,系统可以从612接收滤出的频率分量,并且滤出的频率分量被存储在例如存储器210中以用于进一步分析。本示例系统可以分析滤出的低频分量以估计例如呼吸率以及吸气和呼气开始。滤出的高频分量可以用于例如生物测量识别。

[0099] 在616处,本示例系统可以基于例如时间延迟嵌入(time delay embedding,TDE)心跳检测来进一步处理经预处理的信号以用于信号事件分段。TDE方案能够以低计算成本为给定信号的不同形态变化产生稳健的心跳位置。TDE方案通过相对于延迟点绘制样本点来将信号映射到二维空间。自适应阈值心跳检测也可以用于信号事件分段。2016年6月29日提交的题为“System and method for Providing a Real-Time Signal Segmentation and Fiducial Points Alignment Framework”的美国申请15/264,333更详细地描述了TDE心跳检测和片段。例如,信号事件分段可以用于识别信号中包含心跳的各个片段。

[0100] 在620处,本示例系统可以处理针对事件位置的分段的信号,该事件位置可以是心跳事件位置,并且可以在622处使用(来自608的)原始信号进行实时特征对准。从616到622的过程在2015年10月30日提交的题为“Method for Low-Power-Consumption,Robust Estimation of Cardiovascular Periodicity,Contour Analysis,and Heart rate”、序列号为14/928,072的美国专利申请中被更详细描述,其中该申请描述了基于时间延迟的心跳检测的系统和方法,并通过引用将其整体并入本文。例如,实时特征对准可以为分段的信号中的每个片段识别信号中的一个心跳位置。例如,分段的、经预处理的信号中的片段可以与相邻片段进行比较,以便识别被认为是心跳位置的相关点。

[0101] 各种相似性匹配技术可用于实时特征对准,诸如,例如相关方法和/或动态时间规整(dynamic time warping,DTW)方法。例如,DTW可以用于匹配两个连续剪辑的片段的时间相似性图案。DTW距离为确定两个给定序列之间的最佳匹配提供了相似性指示符。

[0102] 根据一个实施例,概率函数可以被应用于DTW方法,以将更大的权重分配给靠近片段中间的主要特征点,并将更小的权重分配给可被解释为噪声的边缘点。这可以进一步提高对准性能的可靠性和准确性。概率函数包括但不限于,softmax函数、熵和模数距离。2016年6月29日提交的题为“System and method for Providing a Real-Time Signal Segmentation and Fiducial Points Alignment Framework”的美国申请15/264,333更详细地描述了此过程。

[0103] 在624处,本示例系统可以基于经预处理的信号(例如,具有识别的心跳位置的片段信号)和IBI等式来确定IBI:

[0104]
$$IBI(i) = \text{beat_timestamp}(i+1) - \text{beat_timestamp}(i)$$

[0105] 其中beat_timestamp是具有所有检测到的心跳的时间戳的矩阵。

[0106] 在626处,本示例系统可以接收信号和IBI信息,以及通过对信号和IBI信息执行上述方法(包括,1.通道组合阶段1筛选、2.模板匹配、3.形态分析、和4.噪声识别)来细化异常候选,以在运动传感器诊断阶段执行误警报检测/屏蔽并除去误心跳检测。换句话说,系统确定来自624的输出是否包含异常值或伪影,并通过移除异常值/伪影来细化输出。

[0107] 在628处,本示例系统可以使用来自622的实时特征对准的输出来确定信号质量置信度指示符,包括已经经过实时特征对准的信号。根据DTW的对准水平可以用作信号质量的置信度指示。例如,对准水平可以是对准信号的长度与两个预对准信号的较短片段的长度之比,其中该两个预对准信号被对准以生成对准信号。较高的对准水平指示两个连续片段具有较高的相似性,而较低的对准水平意味着信号具有较大的形态变化。如果信号质量置信度指示符低于预定阈值,则该过程可以前进到606,以便通道选择,并使得重新初始化。

[0108] 在630处,本示例系统根据(来自622的)实时特征对准的输出来输出生成的细化的事件位置/基准点。细化的事件位置/基准点可以是细化的BCG IBI。

[0109] 在632处,运动传感器异常检测块监控异常IBI的统计分布。一旦值达到显著的预定阈值(“是”),则可以在718处发生心律失常诊断;这可以包括向可穿戴设备的用户发送心律失常已经被检测到或者高度怀疑已经被检测到的通知。替代地或另外地,可以激活一个或多个光学传感器来确认运动传感器异常检测,如图7中所述。如果值没有达到显著阈值(“否”),则本示例系统可以继续收集和处理来自运动传感器的原始信号。

[0110] 此外,在632处,N阶中值滤波器可以应用于来自630的细化的BCG IBI。中值滤波器如上所述,并且可以用于例如区分信号中A-Fib的时段与其他时段。

[0111] 虽然在图6的流程图中描述了实施例,但是应该理解,各种实施例可以使用可以示出不同的流程、添加功能或移除功能的不同过程。

[0112] 图7是根据本公开的实施例的用于处理输入信号的示例流程图。参考图7,示出了描述在本示例系统中进一步检测异常候选的流程图。图7中详细描述的过程可以是图6中详细描述的过程的继续,当在632处存在运动传感器异常检测时,则继续图7中详细描述的过程。

[0113] 在706处,一旦在632处从由运动传感器检测到的信号中检测到异常,用户可穿戴设备上的一个或多个光学传感器就将被触发以例如通过PPG检测来自用户的信号。

[0114] 在708和710处,来自光学传感器的信号将类似于上述616和620地处理,以便识别信号中的心跳位置。

[0115] 在712处,本示例系统确定在632处检测到的异常是否也被来自光学传感器的信号确认。如果心律失常事件被确认,则在714处,异常PPG和BCG片段将通过压缩块来处理并被存储在设备存储模块中。压缩块可以被实施为使用,但不限于,小波压缩、降采样等。在用户活动的情况下,BCG信号可用于初始筛选,并且当运动存在或检测置信度低时,光学传感器将被触发作为主检测源。如果检测到异常事件—也就是说,如果运动和光学传感器都确认了心律失常症状—则在716处,系统可以向用户发送通知,建议用户然后使用ECG传感器进入抽查模式,以便临床确认。如果光学传感器未能确认异常事件,则该过程可以循环回到例如通过运动传感器收集原始信号。

[0116] 无论ECG抽查模式是否被触发,心律失常诊断都可以在718处发生,其中可以由可

穿戴设备上的显示器向用户通知阳性心律失常检测。

[0117] 图8是根据本公开的另一实施例的用于处理输入信号的示例流程图。参考图8,示出了描述在本示例系统中检测异常候选的流程图,除了移除或跳过了一些步骤之外,该流程图类似于图6所示的流程图。可以从诸如例如用户可穿戴设备100的可穿戴设备接收待处理的信号。用户可穿戴设备100可以经由传感器模块120检测生物信号。如下所述,图8所示的步骤类似于图6所示的相同编号的步骤,除了图8所示的步骤可以基于跳过哪些步骤而具有不同的输入,以及可以基于跳过哪些步骤来将它们的输出发送到的不同的步骤,如下所述。

[0118] 在图8中,604检测运动,在608处生成例如BCG原始信号,而不经历通道选择。在612处,原始信号被预处理,并且滤出的频率分量被存储在例如存储器210中以用于进一步分析。在614处,对经预处理的信号执行心跳检测。心跳检测可以包括以上参考图6描述的616、620和622中的一个或多个的任意组合。在624处,系统可以确定IBI,然后为632处的运动传感器异常检测发送输出。在632处,运动传感器异常检测块监控异常IBI的统计分布。一旦值达到显著的预定阈值(“是”),则可以在718处发生心律失常诊断;这可以包括向可穿戴设备的用户发送心律失常已经被检测到或者高度怀疑已经被检测到的通知。替代地或另外地,可以激活一个或多个光学传感器来确认运动传感器异常检测,如图7中所述。如果值没有达到显著阈值(“否”),则本示例系统可以继续收集和处理来自运动传感器的原始信号。

[0119] 这里使用的术语仅用于描述具体实施例的目的,并不旨在限制本公开。在附图中,为了清楚起见,层、面积、区域、组件、元素等的厚度、宽度、长度、尺寸等可以被夸大。相同的参考编号始终指代相同的元素。

[0120] 如本文所用,“和/或”意味着列表中由“和/或”连接的项目中的任何一个或多个项目。作为示例,“x和/或y”意味着三个元素集合 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任何元素。换句话说,“x和/或y”意味着“x和y中的一个或两个”。作为另一个示例,“x、y和/或z”表示七个元素集合 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任何元素。换句话说,“x、y和/或z”表示“x、y和z中的一个或多个”。如本文所用,术语“示例性”意味着用作非限制性示例、实例或图示。如本文所用,术语“例如”列出了一个或多个非限制性示例、实例或图示的列表。

[0121] 此外,单数形式也旨在包括复数形式,除非上下文另外明确指示。还将理解,当在本说明书中使用时,术语“包括”、“包含”、“包括在”和/或“包含于”指定了所述特征、数字、步骤、操作、元素和/或组件的存在,但不排除一个或多个其他特征、数字、步骤、操作、元素、组件和/或其组的存在或添加。

[0122] 此外,将理解,当元素A被称为“连接到”或“耦合到”元素B时,元素A可以直接连接到或耦合到元素B,或者介于其间的元素C可以存在于元素A和元素B之间,使得元素A可以间接连接到或耦合到元素B

[0123] 另外,尽管术语第一、第二等可以用于描述各种构件、元素、区域、层和/或部分,但是这些构件、元素、区域、层和/或部分不应受到这些术语的限制。这些术语仅用于区分一个构件、元素、区域、层和/或部分与另一构件、元素、区域、层和/或部分。因此,例如,下面讨论的第一构件、第一元素、第一区域、第一层和/或第一部分可以被称为第二构件、第二元素、第二区域、第二层和/或第二部分,而不脱离本公开的教导。

[0124] 空间相关术语,诸如“上”、“下”、“侧”等可以为了便于描述来描述如图所示的一个

元素或特征与另外(一个或多个)元素或(一个或多个)特征之间的关系。将理解,除了图中描绘的定向之外,空间相关术语旨在包括使用或操作中的设备的不同定向。例如,如果图中的设备颠倒过来,则被描述为其他元素“下面”或“之前”的元素将被定向在其他元素或特征的“上面”。因此,术语“下面”可以包括上面和下面的定向。

[0125] 此外,诸如“模块”、“块”等的术语可以包括硬件和/或软件组件,并且还可以包括其他模块/块/等,也可以是较大模块或块的一部分。通常,术语“模块”和“块”可以互换。

[0126] 虽然上面已经描述了本公开的各种实施例,但是应当理解,它们仅作为非限制性示例呈现。虽然已经参考某些方面和示例描述了前述内容,但是本领域技术人员将理解,可以进行各种改变并且可以替换等同物,而不脱离本公开的范围。此外,可以进行许多修改以使具体情况或材料适应本公开的教导,而不脱离其的范围。因此,旨在是本公开不限于所公开的(多个)具体示例,而是本公开将包括落入所附权利要求范围内的所有示例。

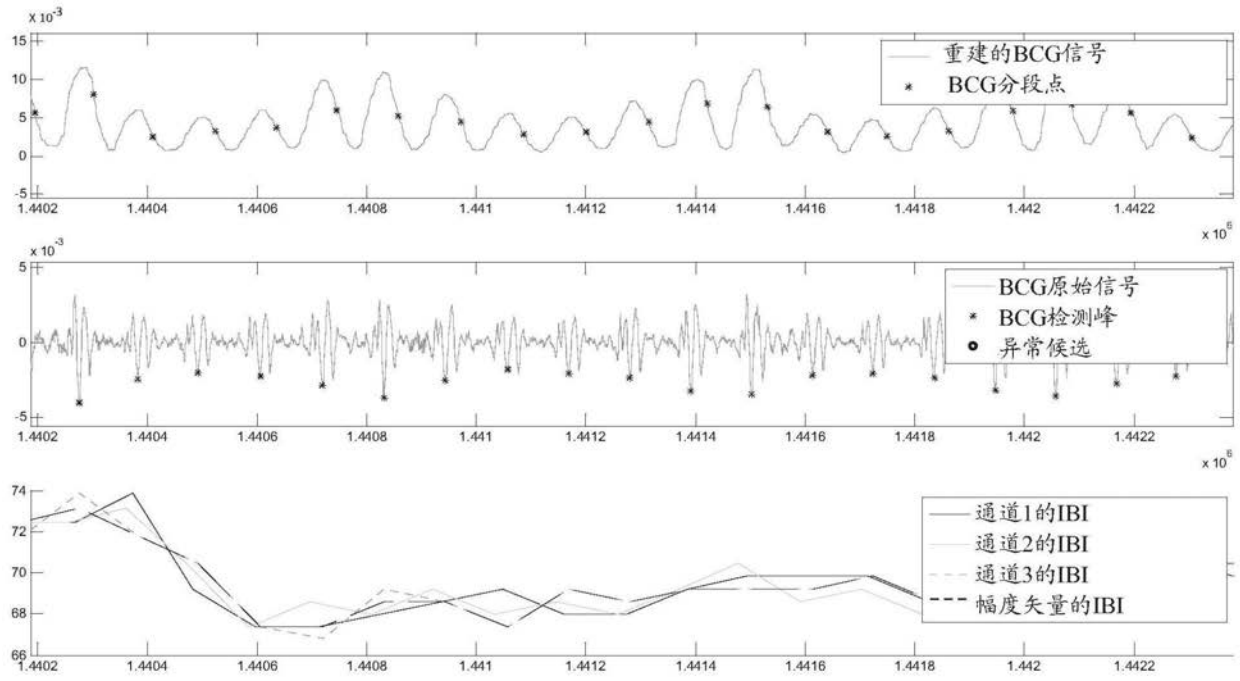


图1

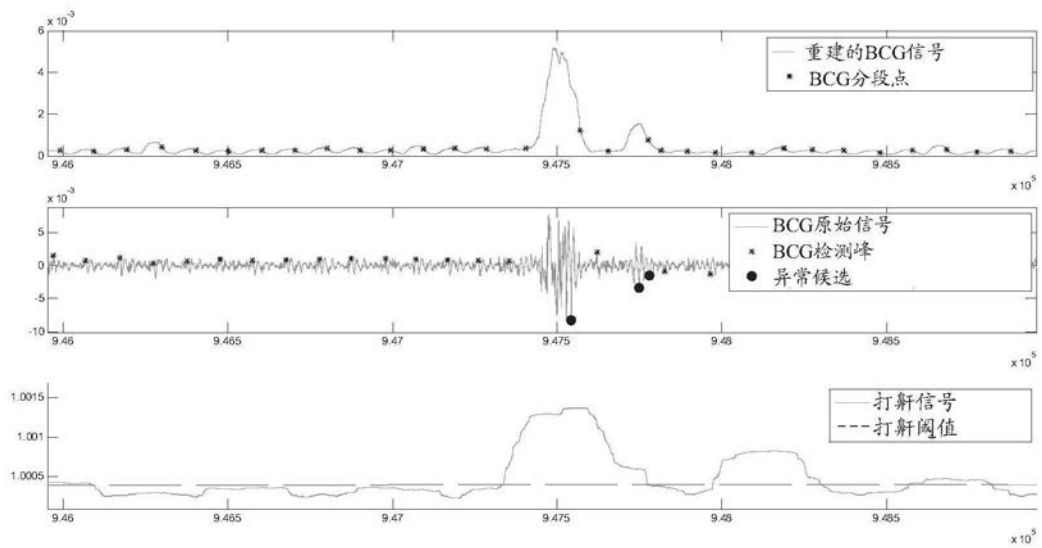


图2

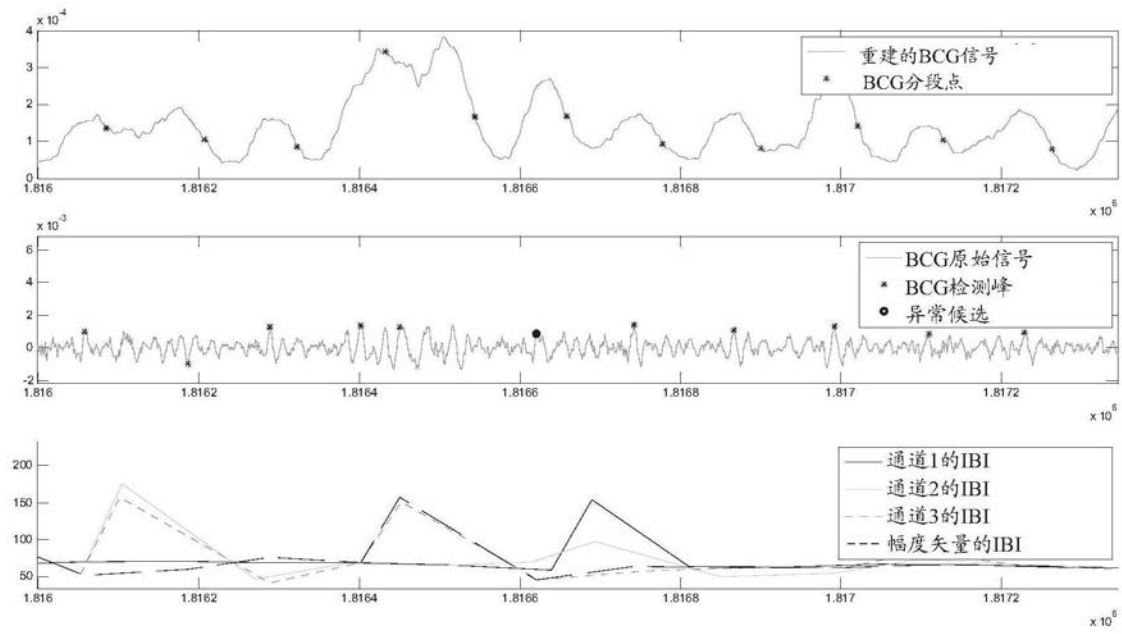


图3A

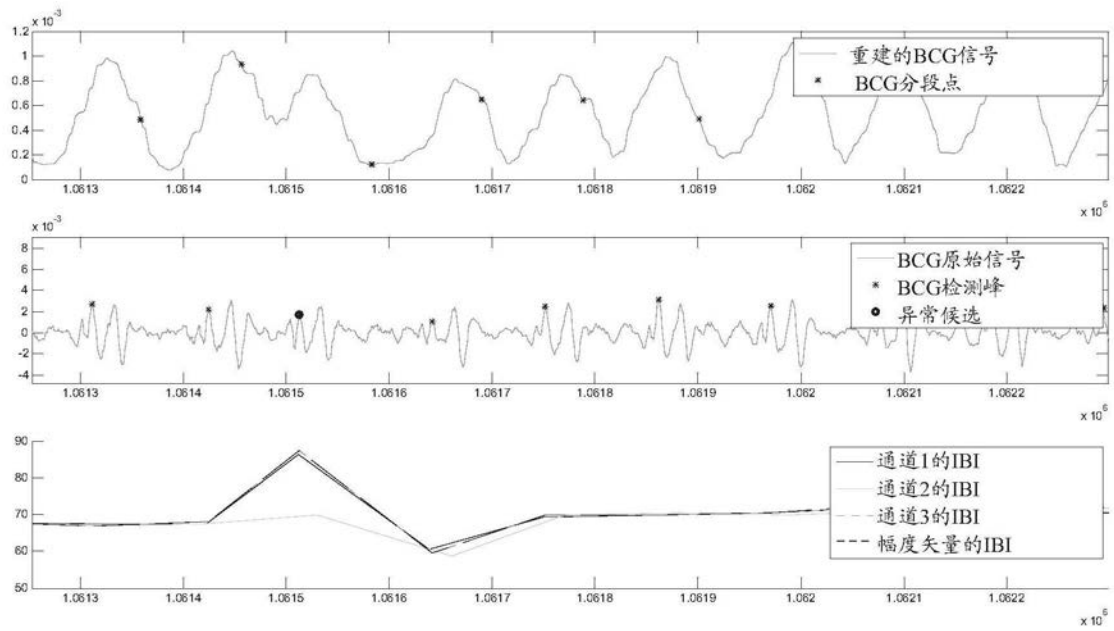
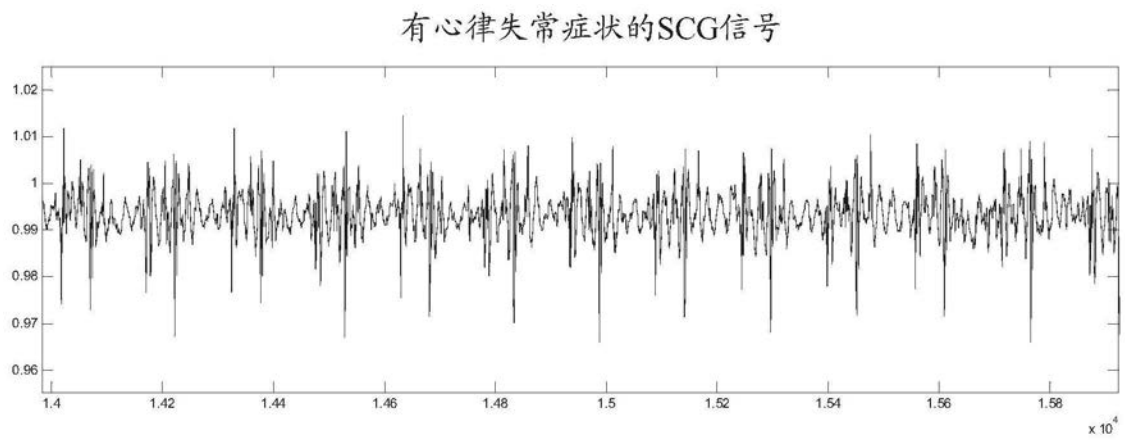
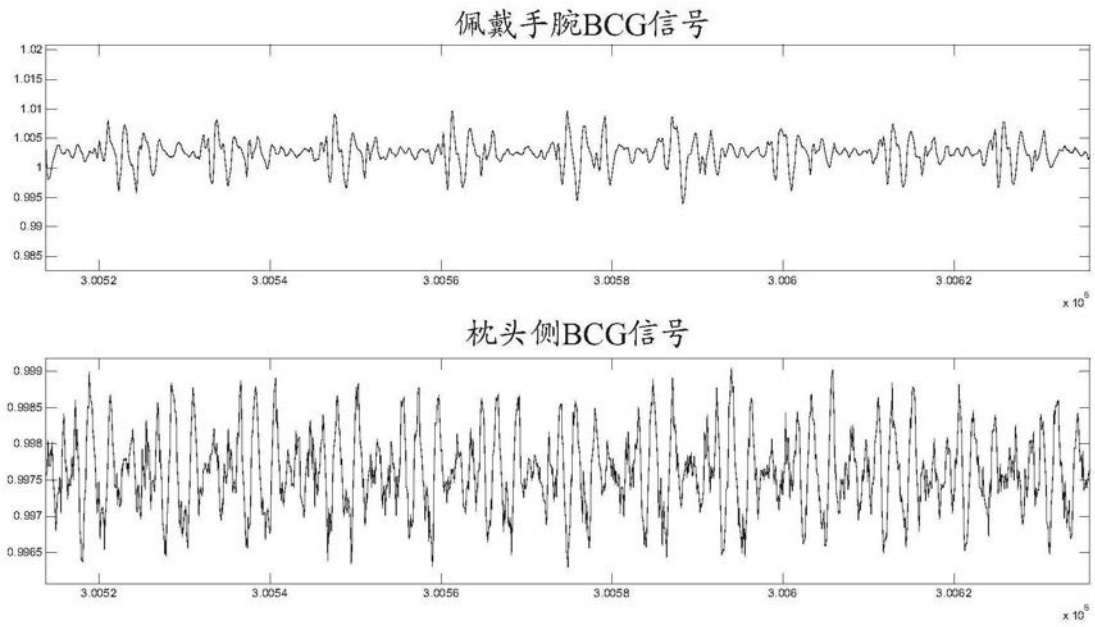


图3B



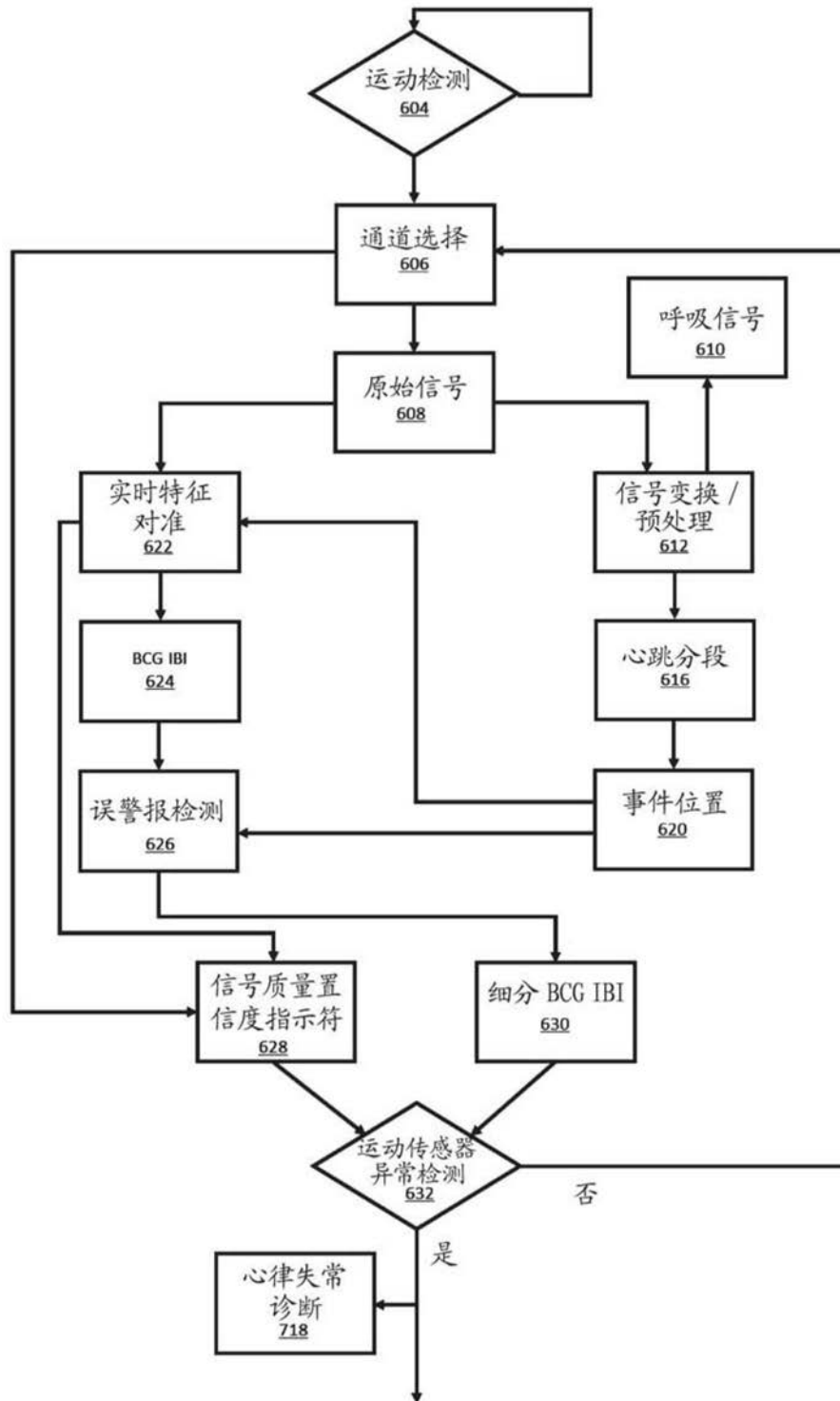


图6

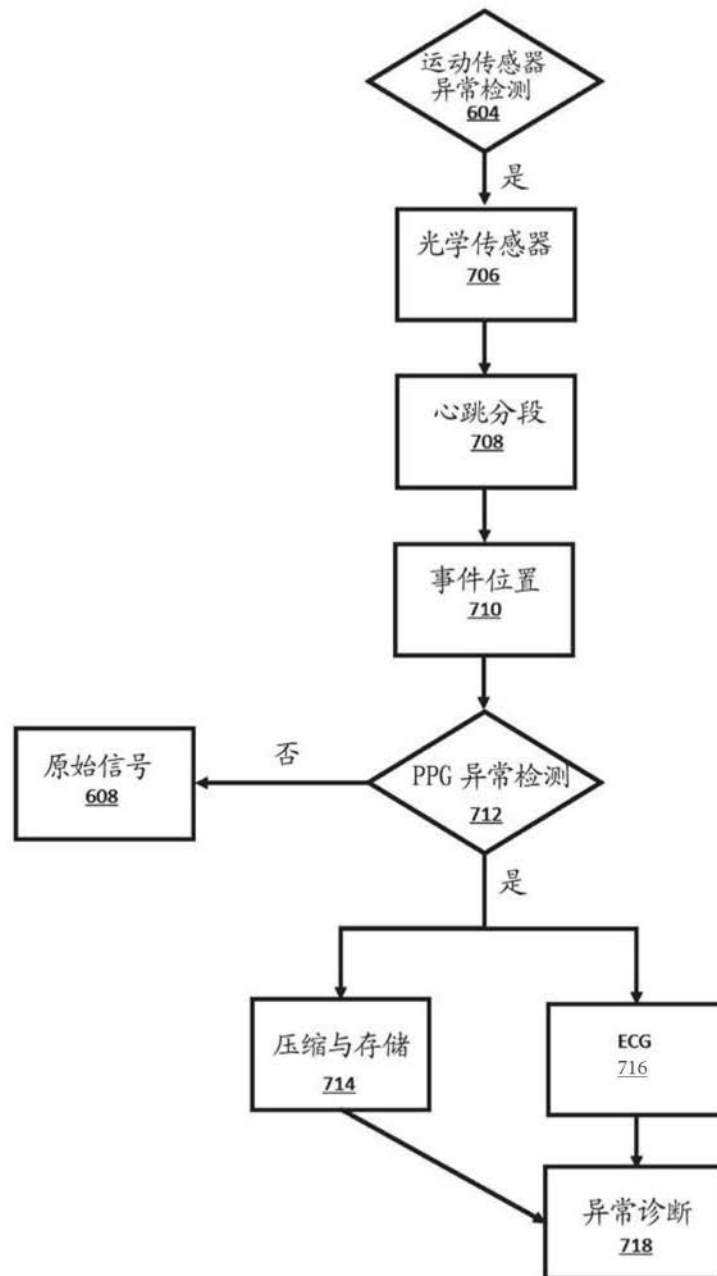


图7

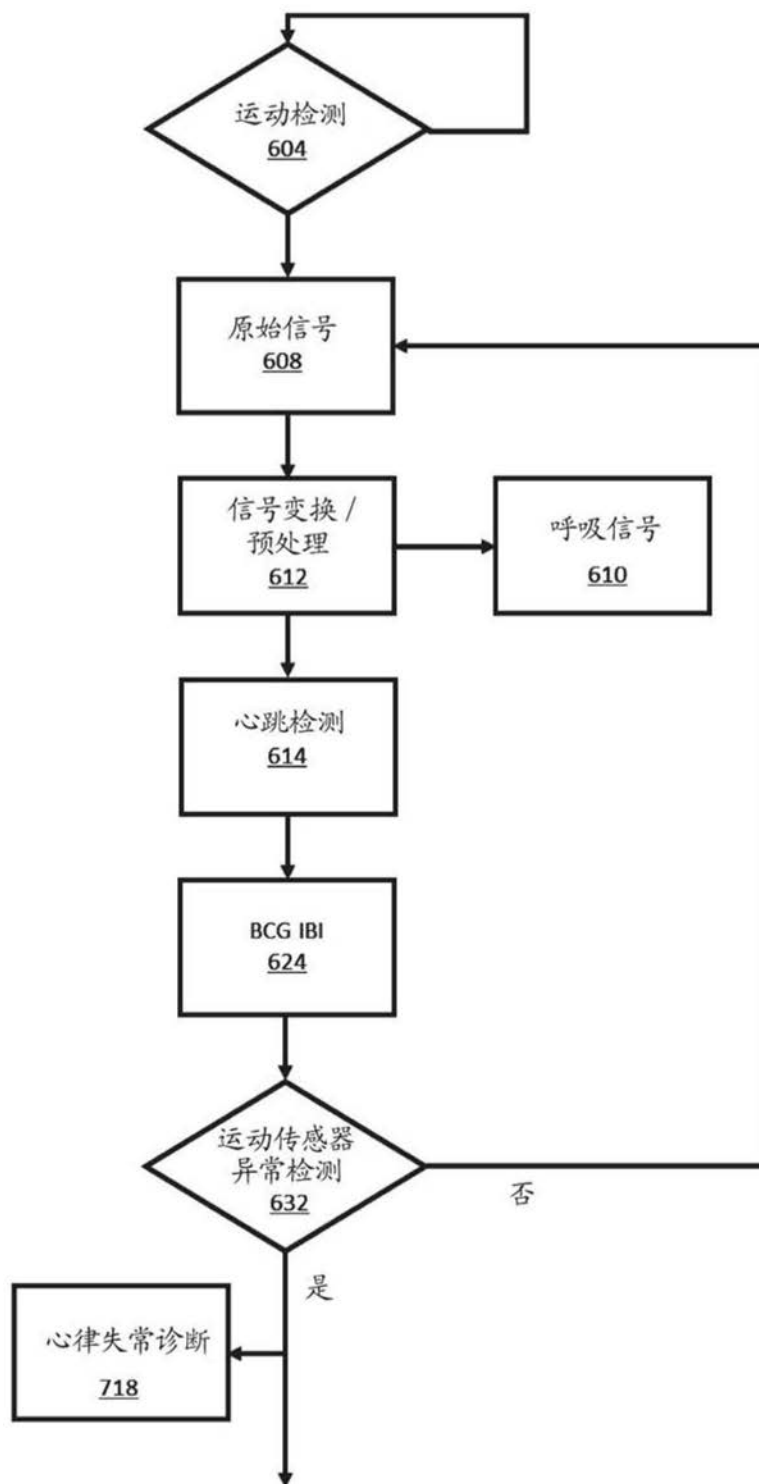


图8

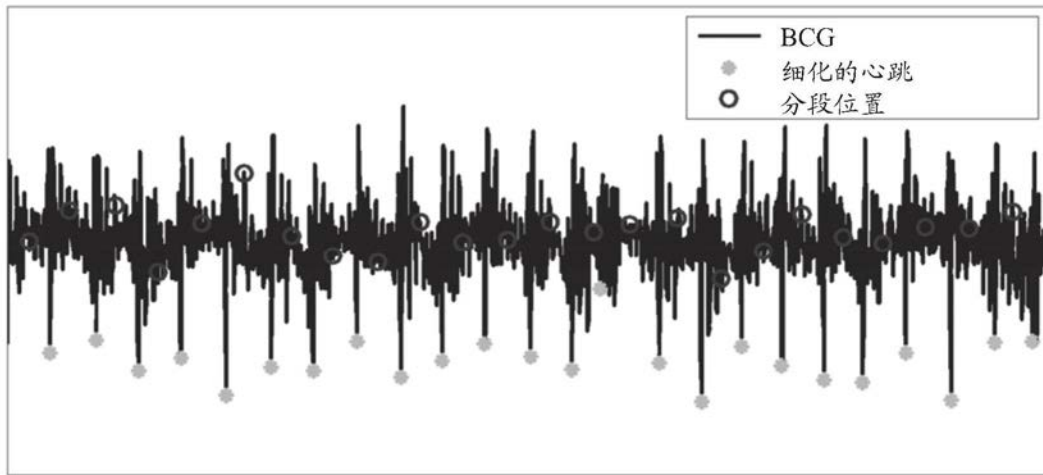


图9

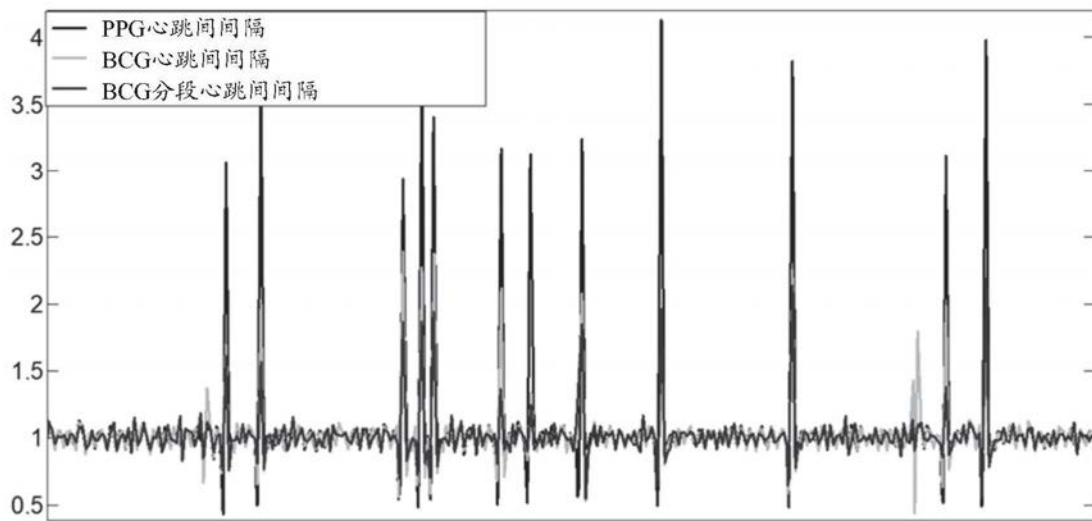


图10

用户可穿戴设备
100

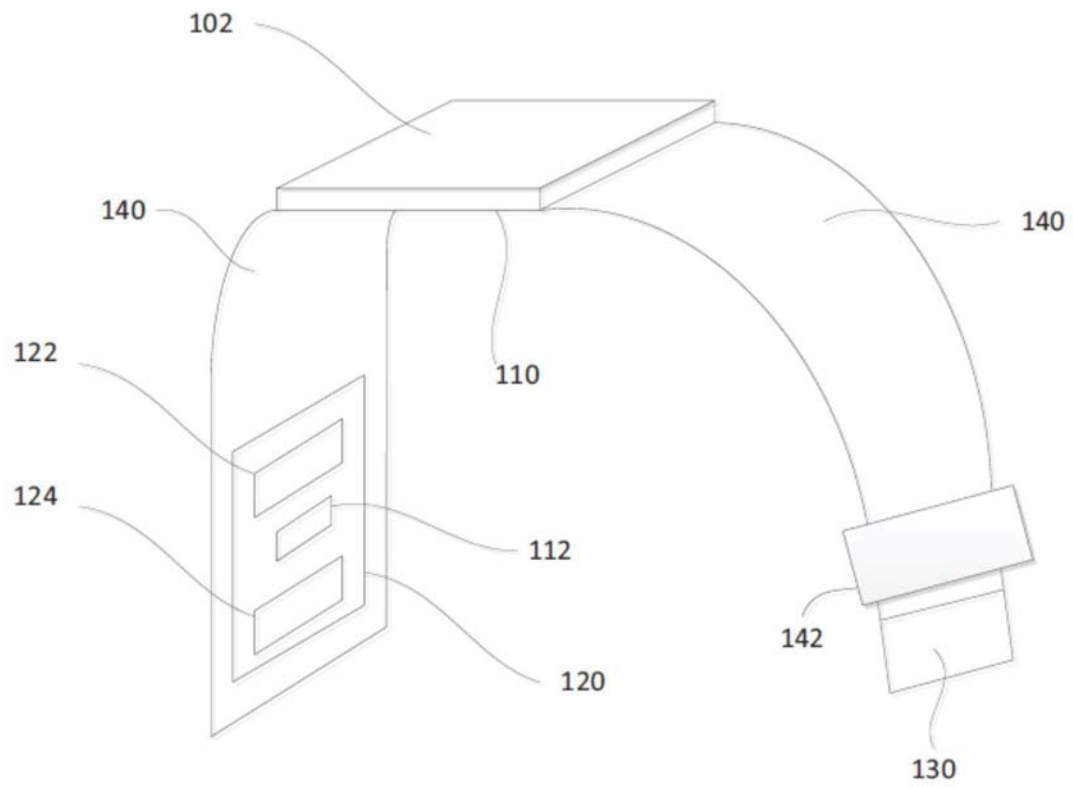


图11

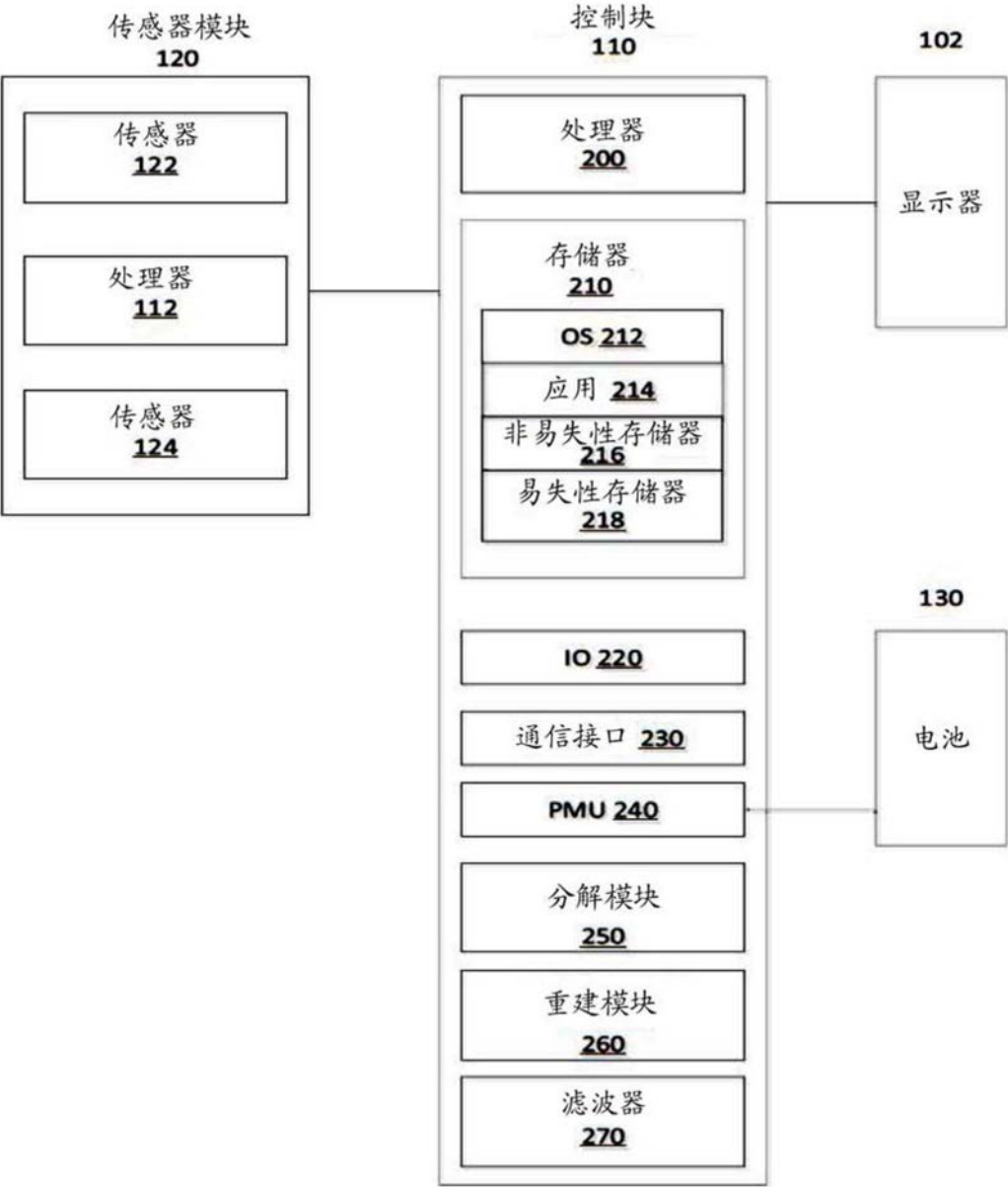


图12

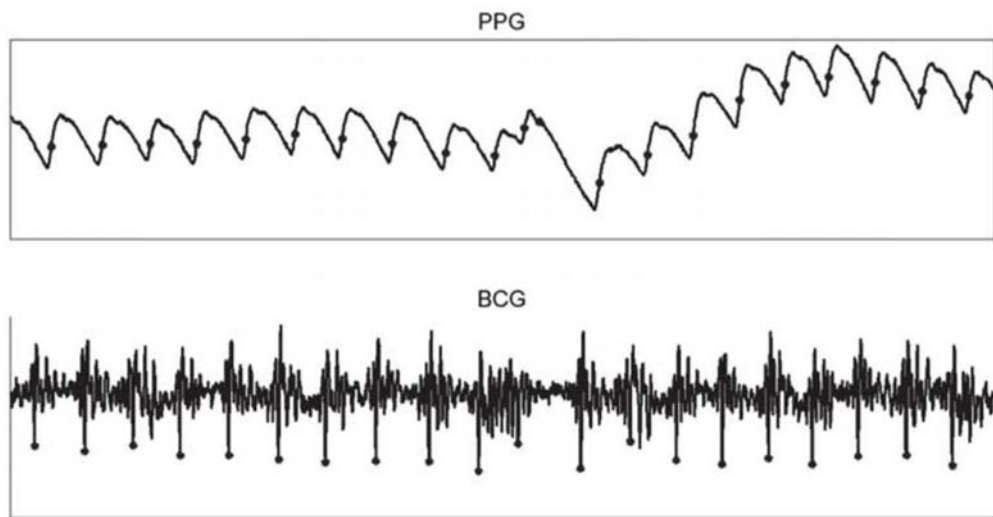


图13

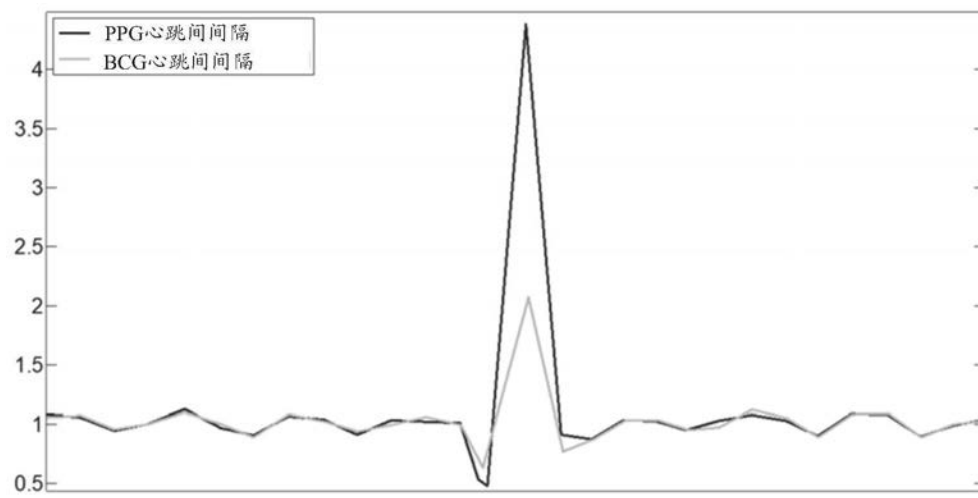


图14

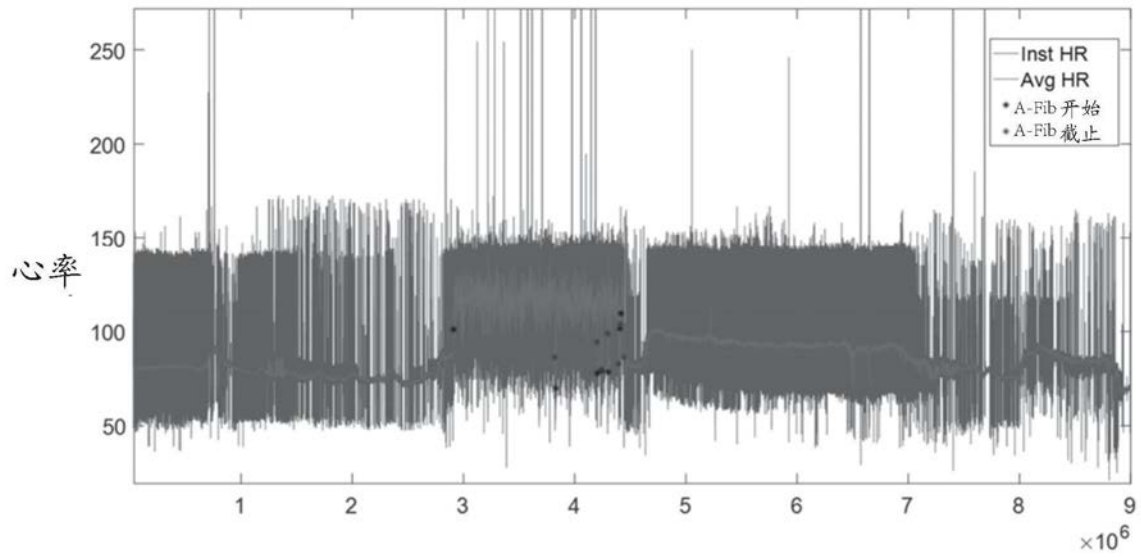


图15

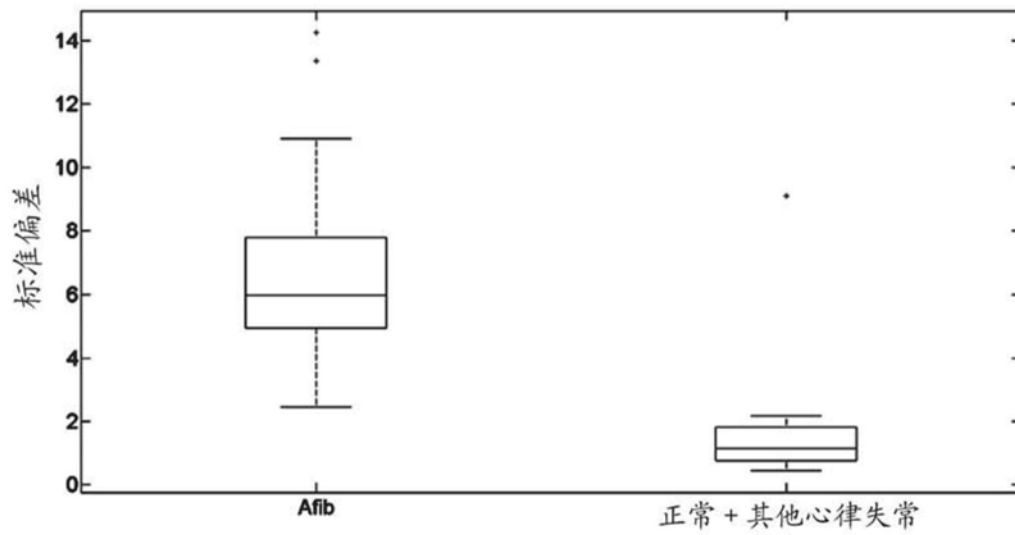


图16

专利名称(译)	基于运动传感器和光学传感器的心律失常分类系统装置		
公开(公告)号	CN110384479A	公开(公告)日	2019-10-29
申请号	CN201910302895.7	申请日	2019-04-16
[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 M.威金斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0816 A61B5/1114 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/721 A61B5/7267 A61B5/024 A61B5/067 A61B5/1102 A61B5/1118 A61B5/7207 A61B5/746 A61B2562/0219		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	62/658962 2018-04-17 US 16/017,943 2018-06-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于检测心律失常的方法，包括经由至少一个运动传感器接收用户的原始运动信号的通道；为运动活动监控通道；从原始运动信号生成片段；从生成的片段确定心跳事件位置；对原始运动信号和心跳事件位置执行误警报检测以生成细化的异常候选。

