



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108697363 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201780013559.X

普拉纳夫·密斯特尔

(22)申请日 2017.02.24

(74)专利代理机构 北京市立方律师事务所

11330

(30)优先权数据

代理人 谢玉斌

62/300,024 2016.02.25 US

15/296,689 2016.10.18 US

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0464(2006.01)

2018.08.24

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2017/002039 2017.02.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/146512 EN 2017.08.31

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 贾瓦哈尔·贾恩 科迪·沃瑟姆

詹姆斯·杨 萨吉德·萨迪

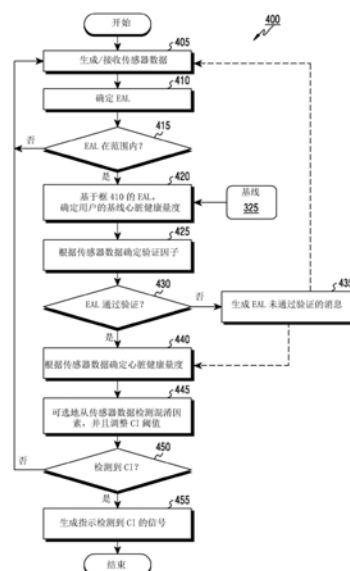
权利要求书2页 说明书16页 附图4页

(54)发明名称

用于检测心脏变时功能不全的装置和方法

(57)摘要

一种在电子设备中检测心脏变时功能不全的方法包括:基于所述电子设备的用户的活动水平的估计,确定用户的基线心脏健康量度;以根据传感器数据确定的验证因子来验证用户的所述活动水平的估计;以及根据所述传感器数据,确定用户的心脏健康量度。基于用户的所述心脏健康量度与所述基线心脏健康量度的比较,可以提供指示检测到用户的心脏变时功能不全的信号。



1. 一种在电子设备中检测心脏变时功能不全的方法,所述方法包括:
基于所述电子设备的用户的活动水平的估计,确定所述用户的基线心脏健康量度;
以根据传感器数据确定的验证因子来验证所述用户的所述活动水平的估计;
根据所述传感器数据,确定所述用户的心脏健康量度;以及
基于所述用户的所述心脏健康量度与所述基线心脏健康量度的比较,提供指示检测到所述用户的心脏变时功能不全的信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,基于呼吸声音、从所述用户接收到的输入或所述用户的感觉得劳累等级中的至少一个,确定所述用户的所述活动水平的估计。
3. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
基于根据所述传感器数据确定的混淆因素,调整所述比较。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述混淆因素包括睡眠缺失或高压力中的至少一个。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述验证因子包括所述用户消耗的能量或呼吸声音中的至少一个。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述基线心脏健康量度和所述心脏健康量度中的每一个均包括涉及所述用户的心率的协方差。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述基线心脏健康量度的协方差和所述心脏健康量度的协方差中的每一个均涉及所述用户的感觉得劳累等级或所述用户的心率恢复中的至少一个。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
响应于对所述活动水平的估计的验证成功,提供对所述活动水平的估计的验证成功的通知,以及
响应于对所述活动水平的估计的验证不成功,提供对所述活动水平的估计的验证不成功的通知。
9. 一种用于检测心脏变时功能不全的装置,所述装置包括:
至少一个传感器,其被配置为生成传感器数据;
至少一个存储器,其被配置为存储所述传感器数据;以及
至少一个处理器,其被耦合到所述至少一个存储器和所述至少一个传感器,并被配置为:
基于所述装置的用户的活动水平的估计,确定所述用户的基线心脏健康量度;
以根据所述传感器数据确定的验证因子来验证所述用户的所述活动水平的估计;
根据所述传感器数据,确定所述用户的心脏健康量度;以及
基于所述用户的所述心脏健康量度与所述基线心脏健康量度的比较,提供指示检测到所述用户的心脏变时功能不全的信号。
10. 根据权利要求9所述的装置,其中,基于呼吸声音、从所述用户接收到的输入或所述用户的感觉得劳累等级中的至少一个,确定所述用户的所述活动水平的估计。
11. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述至少一个处理器还被配置为:基于根据所述传感器数据确定的混淆因素,调整所述比较。
12. 根据权利要求11所述的装置,其中,所述混淆因素包括睡眠缺失或高压力中的至少

一个。

13. 根据权利要求9所述的装置, 其中, 所述验证因子包括所述用户消耗的能量或呼吸声音中的至少一个。

14. 根据权利要求9所述的装置, 其中, 所述基线心脏健康量度和所述心脏健康量度中的每一个均包括涉及所述用户的心率的协方差, 并且

其中, 所述基线心脏健康量度的协方差和所述心脏健康量度的协方差中的每一个均涉及所述用户的感觉得劳累等级或所述用户的心率恢复中的至少一个。

15. 根据权利要求9所述的装置, 其中, 所述至少一个处理器还被配置为:

响应于对所述活动水平的估计的验证成功, 提供对所述活动水平的估计的验证成功的通知; 以及

响应于对所述活动水平的估计的验证不成功, 提供对所述活动水平的估计的验证不成功的通知。

用于检测心脏变时功能不全的装置和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及检测个体内的心脏疾病,并且更具体地涉及检测心脏变时功能不全。

背景技术

[0002] 广义上讲,心脏变时功能不全(CI)是心脏不能增加其心率以与增加的活动或需求相称。CI是影响患有各种不同的心血管疾病的患者的问题。例如,CI可以影响大约三分之一或更多的心力衰竭患者。CI可以影响甚至更大比例的具有起搏器的患者。

[0003] 当个体具有有变时能力的心率反应(例如,个体不具有CI)时,心输出量响应于劳累(exertion)而增加以满足增加的身体代谢需求。当个体具有CI时,心输出量有限,不能满足由于劳累而增加的身体代谢需求。CI可以限制一个人在不感到疲倦的情况下可以进行的的活动量,无论是运动还是日常任务。因此,CI可以显著地限制一个人的生活质量。CI也与心血管死亡率相关。

发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 本公开的各方面旨在解决至少上述问题和/或缺点,并提供至少下述优点。因此,本公开的一方面要提供一种用于检测心脏变时功能不全的装置和方法。

[0006] 问题的解决方案

[0007] 一个或更多个实施例涉及检测心脏变时功能不全(CI)的方法。在一方面,一种方法可以包括:基于用户的活动水平的估计来确定用户的基线心脏健康量度;利用根据传感器数据确定的验证因子来验证用户的活动水平的估计;以及根据传感器数据确定用户的心脏健康量度。该方法可以包括:使用处理器,基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示用户的CI的信号。

[0008] 在另一方面,一种方法可以包括:确定用户的基线心脏健康量度;根据传感器数据确定用户的心脏健康量度;以及使用处理器,基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示用户的CI的信号。

[0009] 在一个或更多个实施例中,基线心脏健康量度和心脏健康量度均包括协方差。协方差可以涉及例如用户的心率、根据传感器数据确定的用户的总活动的量度、用户的感觉劳累等级、用户的心率恢复等。

[0010] 一个或更多个实施例涉及用于检测CI的装置。在一方面,一种装置包括:传感器,其被配置为产生传感器数据;存储器,其被配置为存储传感器数据;以及处理器,其被耦合到存储器和传感器,被配置为:基于用户的活动水平的估计,确定用户的基线心脏健康量度;利用根据传感器数据确定的验证因子验证用户的活动水平的估计;以及根据传感器数据确定用户的心脏健康量度。该处理器还被配置为:基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示用户的CI的信号。

[0011] 一个或更多个实施例涉及用于检测CI的计算机程序产品。在一方面,计算机程序

产品包括计算机可读存储介质,其上存储有程序代码。程序代码可由处理器执行以进行可执行操作。可执行操作可以包括:基于用户的活动水平的估计来确定用户的基线心脏健康量度;利用根据传感器数据确定的验证因子验证用户的活动水平的估计;以及根据传感器数据确定用户的心脏健康量度。可执行操作可以包括:基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示用户的CI的信号。

[0012] 根据本公开的另一方面,提供一种用于在电子设备中检测心脏变时功能不全的方法。该方法包括:基于电子设备的用户的活动水平的估计来确定用户的基线心脏健康量度;利用根据传感器数据确定的验证因子来验证用户的活动水平的估计;根据传感器数据确定用户的心脏健康量度;以及基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示检测到用户的心脏变时功能不全的信号。

[0013] 根据本公开的另一方面,提供一种用于检测心脏变时功能不全的装置。该装置包括:至少一个传感器,其被配置为产生传感器数据;至少一个存储器,其被配置为存储传感器数据;至少一个处理器,其被耦合到所述至少一个存储器和所述至少一个传感器。所述至少一个处理器被配置为:基于该装置的用户的活动水平的估计来确定用户的基线心脏健康量度;利用根据传感器数据确定的验证因子来验证用户的活动水平的估计;根据传感器数据确定用户的心脏健康量度;以及基于用户的心脏健康量度与基线心脏健康量度的比较,提供指示检测到用户的心脏变时功能不全的信号。

[0014] 提供此概述部分仅仅是为了介绍某些概念而不是为了识别所要求保护的题目的任何关键或必要特征。根据附图和以下详细描述,本发明的许多其他特征和实施例将是显而易见的。

[0015] 发明的有益效果

[0016] 本公开要提供一种用于检测心脏变时功能不全(CI)的装置和方法。因此,可以提供一种通过使用用户设备检测心脏变时功能不全的装置和方法,并提供准确和及时的CI检测以降低心脏病死亡率。

附图说明

[0017] 附图示出了一个或多个实施例。然而,附图不应当被视为将本发明仅限于所示的实施例。通过阅读以下详细描述并参考附图,各个方面和优点将变得显而易见。

[0018] 图1例示了电子设备的示例架构。

[0019] 图2例示了检测心脏变时功能不全(CI)的示例方法。

[0020] 图3例示了用于CI检测的基线产生的示例。

[0021] 图4例示了检测CI的另一示例方法。

具体实施方式

[0022] 虽然本公开以限定新颖特征的权利要求结束,但是相信通过结合附图考虑说明书将更好地理解本文描述的各种特征。出于说明的目的,提供本公开中描述的(多个)过程、(多个)机器、(多个)制品及其任何变型。所描述的任何具体结构和功能细节不应当被解释为限制性的,而仅仅作为权利要求的基础,并且作为教导本领域技术人员以各种方式采用在实际上任何适当的详细结构中描述的特征的代表性基础。此外,本公开中使用的术语和

短语不旨在是限制性的,而是提供对所描述的特征的可理解描述。

[0023] 本公开涉及检测个体内的心脏疾病,更具体地涉及检测心脏变时功能不全或“CI”。鉴于CI可以对心脏病死亡率产生显著影响,因此准确及时地检测CI至关重要。通过准确及时地检测CI,可以提醒医疗服务提供者个体的状况。然后可以为个体启动合适的医疗干预,诸如通过康复计划等解决CI。

[0024] 因此,本公开中描述的一个或更多个实施例涉及诸如能够检测CI的设备和/或系统的装置、检测CI的(多种)方法以及实现本文描述的各种方法的计算机可读存储介质。该装置能够使用用于个体的活动水平的估计来确定基线心脏健康量度,例如,用于个体的基线心率(HR)。该装置还能够分析个体的传感器数据以验证活动水平的估计。验证允许该装置确保个体方面的主观测量的准确性。该装置还能够根据传感器数据确定个体的心脏健康量度,例如,HR,并且执行将从传感器数据得到的心脏健康量度等级与基线心脏健康量度进行比较,以检测个体中的CI。

[0025] 在一个或更多个其他实施例中,该装置能够考虑一个或更多个混淆因素。混淆因素是明确确定个体是否具有CI中的混淆变量或混淆因素。混淆因素的示例包括但不限于为个体规定情境的各种行为、医疗条件或其他数据项中的任何一种。混淆因素的更具体示例可以包括但不限于压力、疲劳、(多种)睡眠障碍或紊乱、服用的药物、药物治疗方案或影响心率对体力劳累的正常反应的其他病理状况。

[0026] 本公开中描述的一个或更多个实施例可以用于或结合到各种康复计划中。例如,康复计划可以是心脏康复计划。作为说明性示例,在个体加入康复计划时,可以为个体建立一个或更多个基线。(多个)基线可以包括与个体健康有关的信息,特别是个体的心脏健康。(多个)基线可以在个体进行评估时进行各种锻炼、进行日常活动等来确定。(多个)基线可以用于确定心脏健康的一般水平和/或用于确定个体是否具有CI。在产生(多个)基线时,可以随之包括验证因子以帮助准确地评估个体是否具有CI。

[0027] 下面参考附图描述本发明的布置的其他方面和细节。出于说明的简单和清楚的目的,图中所示的元件不一定按比例绘制。例如,为清楚起见,一些元件的尺寸可能相对于其他元件被扩大。此外,在认为合适的情况下,在附图中重复附图标记以指示对应的、类似的或相似的特征。另外,应当理解,尽管为了说明的目的提供了心脏康复,但是本文提供的示例并不旨在限制所描述的本发明的布置。

[0028] 图1例示了用于设备的电子设备100的示例。电子设备100可以包括存储器接口102、一个或更多个处理器104(例如,图像处理器、数字信号处理器、数据处理器等)以及接口106。存储器接口102、(多个)处理器104和/或接口106可以是单独的组件或者可以集成在一个或更多个集成电路中。例如,电子设备100中的各种组件可以通过一个或更多个通信总线或信号线(例如,互连线 and/或电线)耦合。

[0029] 传感器、设备、子系统和输入/输出(I/O)设备可以耦合到接口106,以促进本文描述的包括传感器数据的产生的功能和/或操作。各种传感器、设备、子系统和/或I/O设备可以直接或通过一个或多个中间I/O控制器(未示出)耦合到接口106。

[0030] 例如,运动传感器110、光传感器112和接近传感器114可以耦合到接口106,以促进电子设备100的定向、照明和接近功能。位置处理器115(例如,全球定位系统(GPS)接收器)可以连接到接口106以提供地理定位传感器数据。电子磁力计116(例如,集成电路芯片)也

可以连接到接口106,以提供可以用于确定磁场北极的方向的传感器数据。因此,电子磁力计116可以用作电子罗盘。加速计117还可以连接到接口106以提供传感器数据,该传感器数据可以用于确定电子设备100在三维中的速度和移动方向的变化。心率传感器118可以连接到接口106以产生传感器数据并且便于测量心跳和确定心率。

[0031] 相机子系统120可以耦合到光学传感器122。光学传感器122可以实现为电荷耦合器件(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)光学传感器等。相机子系统120和光学传感器122可以用于促进诸如记录图像和视频剪辑(下文称为“图像数据”)的相机功能。出于本公开的目的,图像数据是传感器数据的子集。

[0032] 可以通过一个或更多个无线通信子系统124来促进通信功能,该一个或更多个无线通信子系统124可以包括射频接收器和发射器和/或光学(例如,红外)接收器和发射器。通信子系统124的具体设计和实现可以取决于电子设备100要操作的(多个)通信网络。例如,(多个)无线通信子系统124可以被设计为在全球移动通信系统(GSM)网络、通用分组无线业务(GPRS)网络、增强型数据速率GSM演进(EDGE)网络、长期演进(LTE)网络、长期演进-高级(LTE-A)网络、WiFi或WiMax网络、蓝牙网络、第5代(5G)网络和/或前述的任何组合上操作。(多个)无线通信子系统124可以包括托管协议,使得电子设备100可以被配置为用于其他无线设备的基站。

[0033] 音频子系统126可以耦合到扬声器128和麦克风130,以促进语音功能,诸如语音识别、语音复制、数字记录和电话功能。音频子系统126能够产生音频类型传感器数据。

[0034] I/O设备146可以耦合到接口106。I/O设备146的示例可以包括但不限于显示设备、触敏显示设备、跟踪板、键盘、定位设备、通信端口(例如,通用串行总线(USB)端口)、按钮或其他物理控件等。诸如显示屏和/或平板电脑的触敏设备被配置为使用各种触敏技术中的任何一种来检测接触、移动、接触中断等。示例触敏技术包括但不限于电容、电阻、红外和表面声波技术,以及其他接近传感器阵列或用于确定与触敏设备接触的一个或更多个点的其他元件。I/O设备146中的一个或更多个可以适于控制电子设备100的传感器、子系统等的功能。

[0035] 电子设备100还包括电源180。电源180能够向电子设备100的各种元件提供电力。在一个实施例中,电源180被实现为一个或更多个电池。电池可以使用各种不同的电池技术中的任何一种来实现,无论是一次性的(例如,可更换的)还是可再充电的。在另一实施例中,电源180被配置为从外部源获得电力并向电子设备100的元件提供电力(例如,DC电力)。在可再充电电池的情况下,电源180还可以包括电路,其能够在耦合到外部电源时为一个或多个电池充电。

[0036] 存储器接口102可以耦合到存储器150。存储器150可以包括高速随机存取存储器(例如,易失性存储器)和/或非易失性存储器,诸如一个或更多个磁盘存储设备、一个或更多个光学存储设备和/或闪存(例如,NAND、NOR)。存储器150可以存储操作系统152,诸如LINUX、UNIX、移动操作系统、嵌入式操作系统等。操作系统152可以包括用于处理基本系统服务和用于执行硬件相关任务的指令。

[0037] 存储器150还可以存储:其他程序代码154,诸如通信指令,以促进与一个或更多个附加设备、一个或更多个计算机和/或一个或更多个服务器的通信;图形用户界面指令,以促进图形用户界面处理;传感器处理指令,以促进与传感器相关的处理和功能;电话指令,

以促进与电话相关的过程和功能;电子消息指令,以促进与电子消息相关的过程和功能;万维网浏览指令,以促进与万维网浏览相关的过程和功能;媒体处理指令,以促进与媒体处理相关的过程和功能;GPS/导航指令,以促进与GPS和导航相关的过程和功能;安全指令,以促进安全功能;相机指令,以促进与相机相关的过程和功能,包括万维网相机和/或万维网视频功能;等等。存储器150还可以存储一种或更多种其他应用162。

[0038] 存储器150可以存储心脏健康程序代码156以促进检测诸如用户内的CI的心脏疾病。心脏健康程序代码156能够分析传感器数据、查询用户的输入(诸如活动水平的估计)以及执行传感器数据和/或用户输入与基线信息的比较。在本文中参考其余附图描述通过执行心脏健康程序代码156而进行的操作的其他方面。存储器150还可以存储各种类型的数据(未示出),诸如传感器数据和/或通过接收到的(多个)用户输入获得的数据。

[0039] 以上识别的指令和应用中的每一个可以对应于用于执行上述一种或更多种功能的一组指令。这些指令可以或可以不实现为单独的软件程序、过程或模块。存储器150可以包括附加指令或更少的指令。此外,电子设备100的各种功能可以在硬件和/或软件中实现,包括在一个或更多个信号处理电路和/或专用集成电路中实现。

[0040] 存储在存储器150中的程序代码以及利用与电子设备100的架构相同或相似的架构的设备上使用、生成和/或操作的任何数据项是在用作设备的一部分时赋予功能的功能数据结构。功能数据结构的其它示例包括但不限于传感器数据、经由用户输入获得的数据、基线等。如在本公开中所定义的,“数据结构”是数据模型在物理存储器内的数据组织的物理实现。因此,数据结构由存储器中特定的电或磁结构元件形成。数据结构在存储在存储器中的数据被使用处理器执行的应用程序使用时,对其施加物理组织。

[0041] 在一个或更多个其他实施例中,参考电子设备100描述的各种传感器和/或子系统中的一个或更多个可以通过有线或无线连接耦合或通信链接到电子设备100的单独设备。例如,加速计117、位置处理器115、磁力计116、运动传感器110、光传感器112、接近传感器114、相机子系统120、音频子系统、心率传感器118等中的一个或更多个或全部可以实现为通过(多个)有线或无线连接耦合到处理器104、存储器接口102和/或接口106的独立系统或子系统。在一些实施例中,这样的传感器和/或子系统被配置为生成存储在电子设备100外部的存储器中的传感器数据。在这种情况下,电子设备100(例如,处理器104)可以访问传感器数据以供使用和/或分析,如本文所述的。

[0042] 电子设备100可以包括比图1示出的组件更少的组件或者图1中未示出的附加组件,这取决于所实现的特定设备类型。另外,所包括的特定操作系统和/或(多个)应用和/或其他程序代码也可以根据设备类型而变化。此外,说明性组件中的一个或更多个可以结合到另一组件中或者以其他方式形成为另一组件的一部分。例如,处理器可以包括至少一些存储器。

[0043] 虽然被配置为执行本文描述的操作的设备可以利用电子设备100的架构,但是出于说明而非限制的目的提供电子设备100。被配置为执行本文描述的操作的设备可以与图2中所示的设备具有不同的架构。该架构可以是电子设备100的架构的简化版本,并且包括处理器和存储指令的存储器。该架构可以包括如本文所述的一个或更多个传感器。电子设备100或使用与其类似的架构的设备能够使用设备的各种传感器或与其耦合的传感器来收集数据。在本公开中,由传感器生成的数据被称为“传感器数据”。

[0044] 电子设备100或如前所述可以利用另一计算架构用于检测CI的设备的示例可以包括但不限于智能手机或其他移动设备、可穿戴计算设备(例如,智能手表、健身跟踪器、贴片等)、专用医疗设备、计算机(例如,台式机、膝上型计算机、平板计算机、其他数据处理系统等)以及能够感测和处理传感器数据的任何合适的电子设备。此外,应当理解,实施例可以被部署为独立设备或者被部署为分布式客户端-服务器联网系统中的多个设备。

[0045] 图2例示了检测CI的示例方法200。方法200可以由具有如本公开中描述的架构的设备或系统来执行。方法200可以在已经为用户随时间(例如,一段时间)收集传感器数据的状态下开始,并且可用于分析。在一个或多个实施例中,设备收集传感器数据。在一个或多个其他实施例中,传感器数据的一个或多个项或所有传感器数据可以从其他(多个)系统和/或(多个)设备产生,并且由执行方法200的设备读取和/或处理。

[0046] 在框205中,设备基于传感器数据确定用户的总活动即“TA”。该设备能够使用加速计数据确定用户的总活动。在一个示例中,该设备能够基于加速计输出的功率来确定用户的总活动。

[0047] 在框210中,设备基于传感器数据可选地确定一个或多个混淆因素。本文结合图4提供对混淆因素的更详细描述以及通过该设备对这种混淆因素的自动检测。

[0048] 在框215中,设备可选地接收指示用户的活动水平的估计的用户输入。在一个或多个实施例中,用户的活动水平的估计是感觉劳累等级即RPE。RPE是体力活动强度水平的量度。RPE基于与用户在身体活动期间经历的劳累困难(其导致诸如心率增加、出汗或呼吸频率增加、发汗增加、肌肉疲劳等症状)相关的躯体或身心感觉。在任何情况下,RPE通常至少在响应于用户查询被接收作为用户输入时被认为是用户方面劳累的主观测量。该设备能够接收指定RPE值的用户输入。

[0049] 在一个或多个实施例中,使用Borg量表来表示RPE。下表1说明了Borg量表上的RPE的评分。

[0050] 表1

[0051]

编号	劳累水平
6	

[0052]

7	非常非常轻
8	
9	非常轻
10	
11	相当轻
12	
13	有点重
14	
15	重
16	
17	非常重
18	
19	非常非常重
20	

[0053] 在一个或更多个其他实施例中,可以使用用于测量RPE的不同量表。在这方面,本发明的布置不旨在限于使用RPE的一种特定量表。应当理解,为了确保一致的结果,用户可以使用适当的量表被训练以估计活动水平。例如,在医院环境、在康复环境或在与训练有素的医务人员一起工作的任何地方,可以指导用户如何使用所选择的量表正确地估计活动水平。

[0054] 在一个或更多个其他实施例中,可以由设备以自动方式确定活动水平的估计,而无需向用户查询这样的信息。在这种情况下,不需要执行向用户查询活动水平的估计。该设备可以被适配为从传感器数据确定活动水平的估计,例如,RPE。在一个示例中,该设备能够通过从音频传感器数据检测来自用户的与劳累相关的呼吸(通气)相关声音来确定或估计诸如RPE的活动水平。该设备可以通过比较用户的呼吸相关声音的渐进变化与指示劳累的音频传感器数据来估计活动水平或RPE。这里参考图3更详细地描述检测呼吸声音。

[0055] 在框220中,设备可选地接收指示一个或更多个混淆因素的用户输入。例如,该设备可以向用户查询混淆因素列表,或者从呈现给用户的混淆因素列表中选择适用于该用户

的那些混淆因素。例如,设备可以向用户查询药物摄入量。在一个示例中,设备向用户查询或询问用户是否正在服用任何 β 受体阻滞剂药物或改变心脏功能的变时性质的任何其他药。此类药物和/或药可以影响下述测量。因此,根据所指示的药物和/或药,可以调整或改变用于确定CI的阈值。

[0056] 在框225中,设备基于传感器数据确定用户的心率(HR)。在框230中,设备确定RPE与HR之间的协方差COV(RPE,HR)。在框235中,设备确定来自框205的测量的TA与框225的HR之间的协方差COV(TA,HR)。例如,参考框230和235,该设备能够计算以下任何一对之间的协方差:HR时间序列、TA时间序列和RPE。

[0057] 在框240中,设备确定用于比较趋势的一个或更多个基线心脏健康量度。在一个或更多个实施例中,基线心脏健康量度(或基线)可以在用户休息的情况下和/或针对可能的RPE值中的一个或更多个或每个确定。可以存储基线以用于随后与新收集的传感器数据和/或用户输入进行比较。示例基线包括但不限于:

- [0058] • RPE_{Rest}和HR_{Rest}之间的协方差COV(RPE_{Rest},HR_{Rest});
- [0059] • 可以由COV(RPE_{exertion},HR_{exertion})表示的在劳累期间RPE和HR之间的协方差;
- [0060] • 休息时HR_{Rest}和TA_{Rest}之间的协方差COV(HR_{Rest},TA_{Rest});
- [0061] • HRR(心率恢复)和HR_D之间的协方差COV(HRR,HR_D),其中下标“D”表示在由传感器测量的努力水平和总活动水平情况下的HR的减速趋势(劳累后);
- [0062] • 可以使用加速计活动测量的EEE(运动能量消耗)和RPE之间的协方差COV(EEE,RPE);和/或
- [0063] • 在不同RPE水平下记录或观测到的呼吸相关声音。

[0064] 在一个或更多个实施例中,根据如本公开中描述的传感器数据确定基线心脏健康量度。例如,可以在用户处于休息或已知状态时确定基线心脏健康量度。在一个或更多个其他实施例中,基线心脏健康量度是参考状态或数据,例如,由医师指定、根据标准等获得和用于如本文所述的比较目的的预定或固定数据。

[0065] 在框245中,设备可选地确定HRR和劳累后的HRR趋势。该设备还能够将HR变化趋势(例如,减速趋势)与RPE和方框205的测量TA相关联。在一方面,该设备能够确定心率恢复是否具有双指数趋势。例如,该设备能够检查用于双指数的HRR的对数。没有双指数趋势表示CI。在框250中,设备可选地将HR变化趋势与RPE和总活动相关联。

[0066] 在框255中,设备能够相对于基线分析所确定的协方差和/或传感器数据中的一个或更多个。例如,该设备能够检测到异常,诸如与基线或预期值相差超过阈值。缺乏预期的协方差表明CI的检测。在一个实施例中,该设备能够响应于确定能量扩展和RPE之间的协方差保持相同而HR未被升高以确定个体具有CI。在其他情况下,在EEE和RPE之间的协方差保持相同而EEE低且RPE高的情况下,该设备能够确定个体具有降低的健康水平(例如,不是CI)。该设备能够根据传感器数据计算心脏健康量度(包括本文所述的任何协方差),从而与基线心脏健康量度(例如,基线协方差)进行比较,以确定或估计用户是否具有CI。

[0067] 在一个或更多个实施例中,如框220中所确定的,基于药物摄入或其他混淆因素来调整CI的阈值。在一个或更多个其他实施例中,基于在来自框210的传感器数据内检测到的一个或更多个混淆因素来调整CI的阈值。混淆因素的示例包括但不限于:压力;睡眠缺失;疲劳;抑郁(情绪);兴奋剂(咖啡因,麻醉剂等)的消耗;可以对血压和/或HR产生影响的任何

其他药;健康状况,包括发烧、脱水或可以合理预期HR和/或血压或其他自主神经系统(ANS)标记经历显著变化的任何其他情况;等等。在一个或更多个实施例,基于在传感器数据内是否检测到一个或更多个混淆因素来向上或向下调整用于检测CI的阈值。结合图4更详细地讨论混淆因素及其根据传感器数据的自动检测。

[0068] 在一个或更多个实施例,该设备能够通过计算HR(RIHR)的相对增加来考虑混淆因素。RIHR也称为从休息时的HR到峰值HR的增量%。RIHR可以使用表达式 $[(\text{峰值HR}-\text{休息时的HR})/(\text{休息时的HR})]\times 100$ 来计算。

[0069] 在一些情况下,对于具有CI的服用 β 受体阻滞剂的个体,可以使用修改的HR储备来考虑混淆因素。修改的HR储备(MHRR)可以使用表达式 $[(\text{从休息时的HR到峰值HR的增量}\%)/((220-\text{年龄}-\text{休息时的HR}))]\times 100$ 来计算。通常,使用表达式 $[(\text{峰值HR}-\text{休息时的HR})/((220-\text{年龄}-\text{休息时的HR}))]\times 100$ 计算HR储备。在一个或更多个实施例,该设备还能够计算MHRR。应当理解,还可以通过经由将预期峰值HR与人的年龄相关联的任何其他各种公认的公式来估计峰值HR,计算HR储备。

[0070] 对于HR由于混淆因素而被抑制的情况,使用RIHR或MHRR从绝对计算移动到相对计算。如果在RIHR和/或MHRR表达式中休息时的HR被修改以反映或暗示给定情况的基线HR,则这些相对计算有助于在HR增加被认为更大的情况下准确检测CI。例如,该设备可以通过以合理接近的时间间隔测量在给定锻炼之前的适当休息时间的HR来计算基线HR(例如,休息时的HR)。

[0071] 使用RIHR和/或MHRR,可以在任何混淆因素的情况下执行CI检测。应当理解,可以进一步修改本文描述的技术以响应于确定混淆因素可以具有的影响的近似值来考虑一个或更多个混淆因素。例如,如果在咖啡因消耗之后个体的HR通常升高5次/每分钟(BPM),则即使不确定给定情况的基线HR,也可以从历史数据中选择HR。该设备能够将5BPM添加到历史HR中以考虑咖啡因消耗。

[0072] 在框260中,设备确定是否检测到CI的一个或更多个指示符。如果是,则方法200前进到框265。如果不是,则方法200可以循环回到框205以继续处理。在框265中,设备生成输出的信号或通知,以指示检测到CI。在一个或更多个实施例,响应于检测到CI,该设备能够向远程系统提供指示。例如,该设备能够基于所计算的信息向医疗保健提供者服务器提供消息或指示。

[0073] 虽然在计算协方差的方面描述了以上描述,但是替代实施例可以使用其他相似性测量方法或不相似性测量方法,诸如相关性或距离函数。此外,结合图2描述的计算中的一个或更多个或每个可以是前后关联的。例如,由于用户的内分泌系统分泌的各种激素的昼夜节律,用户的CI在早晨与晚上可以不同。在这方面,所使用的CI阈值可以根据诸如早晨与晚上的情境而变化。

[0074] 图3例示了用于CI检测的基线生成的示例。可以在各种不同时间中的任何时间执行基线生成,以便为了检测用户中的CI而建立一个或更多个基线。在一个或更多个实施例中,基线生成可以作为康复计划的执行或培训过程的一部分来执行。例如,可以要求用户执行一个或更多个任务、活动或练习。在此期间,可以生成或以其他方式确定基线325。所确定的基线可以存储在用户的设备中,以便以后进行比较。

[0075] 如图所示,一个或更多个传感器305能够生成传感器数据310。如参考图1所讨论

的,示例传感器305包括但不限于加速计、心率传感器、麦克风等。在一段时间内生成传感器数据310。因此,对于所描述的各种值和/或量,应当理解,传感器数据310包括这种数据的时间序列。传感器数据310可以存储在存储器(未示出)中。这样,处理器106可以访问(读取和/或写入)传感器数据310。

[0076] 处理器106还能够接收用户的活动水平的估计(EAL) 320。可以通过接收到的用户输入来提供EAL 320。如已经提到的,设备可以向用户查询EAL 320。在另一方面,EAL 320可以由用户或管理员响应于对用户的询问而被输入。如所讨论的,在一个或更多个实施例中,EAL 320是感觉劳累等级即RPE。

[0077] 处理器106能够对传感器数据310和EAL 320进行操作以生成基线325。在图3的示例中,基线325包括基线心脏健康量度335和基线EAL 340。处理器106能够根据传感器数据310确定用户的心脏健康量度,所述传感器数据310由传感器在接收到EAL 320时或其前后产生。处理器106将确定的心脏健康量度与EAL 320相关联地存储为基线心脏健康量度335,作为基线325的一部分。当作为基线325的一部分存储时,心脏健康量度被称为“基线EAL” 340。

[0078] 在一个或更多个实施例中,基线心脏健康量度是HR。在一个或更多个其他实施例中,基线心脏健康量度是本文描述的一个或更多个协方差。在一个或更多个其他实施例中,基线心脏健康量度是HR和一个或更多个协方差中的一个或更多个或其组合。

[0079] 在一个或更多个实施例中,处理器106能够在传感器数据310内确定基线HR 335的时间段内根据传感器数据310确定一个或更多个基线验证因子330。例如,如本文所定义的“验证因子”是根据传感器数据310确定的一个或更多个数据项,而不是用于确定基线心脏健康量度335的传感器数据的项,该传感器数据的项用于验证从用户接收到的EAL。可以理解的是,针对基线325确定基线验证因子330的时间和/或时间段与针对基线325确定基线HR 335和基线EAL 340的时间和/或时间段相同。

[0080] 包括基线验证因子的验证因子的一个示例是TA。指示用户消耗的能量的TA可以通过包括在传感器数据310中的加速计数据来测量。例如,可以如本文先前参考图2所述的内容来确定TA。处理器106对加速计数据进行操作以测量消耗的能量(例如,由用户执行的给定时间或一段时间内的工作量)。在一个或更多个实施例中,处理器106被配置为包括或读取用户的附加属性,诸如身高、体重和年龄,以便将用户消耗的能量更准确地计算为基线验证因子330。

[0081] 包括基线验证因子的验证因子的另一示例是指示劳累的呼吸声音。呼吸声音可以指示表示困难水平的用户的劳累水平。麦克风生成包括在传感器数据310中的音频数据。处理器106对音频数据进行操作以为用户测量在给定时间或一段时间内用于劳累的呼吸指示。例如,处理器106能够检测音频数据内的呼吸声音(例如,呼吸、喘息、咳嗽等)并且确定呼吸声音的特征为基线验证因子330。可以针对不同的RPE分析呼吸声音以确定不同RPE的基线。

[0082] 因此,基线验证因子330可以与基线心脏健康量度335和基线EAL 340一起存储在基线325内。通过将基线验证因子330存储为基线325的一部分,当稍后使用基线325用于评估用户的心脏健康的目的时,可以将新确定的验证因子与用于给定EAL和/或心脏健康量度的基线验证因子330进行比较。参考图4更详细地描述验证过程。

[0083] 在图3的示例中,虽然示出了一个基线,但是应当理解,可以执行所描述的操作一个或更多额外的次数以便生成另外的基线。在一个示例中,可以针对活动水平或RPE的估计的一个或更多个或每个可能值生成基线。例如,参考表1,可以针对RPE从6到20的每个可能分数生成基线。

[0084] 图4示出了检测CI的另一示例方法400。方法400可以由具有如本公开中描述的计算架构的设备或系统来执行。方法400可以在生成并存储如本文中参照图2和图3所述的一个或更多个基线的状态下开始。基线可供设备使用以检测CI。

[0085] 在框405中,设备生成或接收传感器数据。如所提到的,在一个或更多个实施例中,设备收集传感器数据。在一个或更多个其他实施例中,传感器数据中的一个或更多个项或所有传感器数据可以从(多个)其他系统和/或(多个)设备生成,并且由执行方法400的设备读取或接收。在框410中,设备确定EAL。在一个或更多个实施例中,设备向用户查询EAL。设备接收指定EAL的用户输入。在一个或更多个其他实施例中,设备能够基于如前所述的呼吸声音来估计EAL。

[0086] 在框415中,设备确定EAL是否在规定的范围内。如果是,则方法400继续到框420。如果不是,则方法400循环回到框405以继续处理。在一个或更多个实施例中,EAL必须在特定范围内以便检测CI。在一个示例中,范围是13或14的RPE。在那种情况下,如果EAL指定RPE为13或14,则方法400继续到框420。如果不是,则方法400循环回到框405以继续处理。

[0087] 在框420中,设备基于在框410中确定的EAL来确定用户的基线心脏健康量度。例如,设备使用在框410中确定的EAL并在基线内定位匹配的基线EAL。例如,如参考图3所讨论的那样,每个基线均存储基线EAL。例如,如果块410的EAL是值为13的RPE,则设备查找具有RPE值为13的基线EAL的基线。例如,如果块410的EAL是值为14的RPE,则该设备查找具有RPE值为13的基线EAL的基线。出于讨论的目的,该设备能够使用在框410中确定的EAL作为基线EAL来查找基线325并且根据基线325确定基线心脏健康量度。如所指出的,在一个或更多个实施例中,基线心脏健康量度是HR,但可以是或包括所描述的协方差中的一个或更多个。

[0088] 在框425中,设备能够根据传感器数据确定一个或更多个验证因子。可以在与框410中确定的EAL相对应的相同时间和/或相同时间段确定验证因子。例如,该设备能够根据加速计传感器数据确定活动水平的验证因子和/或根据音频传感器数据确定指示劳累的呼吸声音的特性。

[0089] 在框430中,设备能够验证在框410中接收到的EAL。在一个或更多个实施例中,设备通过根据用于确定基线心脏健康量度的基线将在框425中确定的一个或更多个验证因子与对应的基线验证因子(例如,相同类型的验证因子)进行比较来验证框410的EAL。例如,设备可以将使用当前传感器数据在框425中确定的一个或更多个验证因子与基线325的存储的基线验证因子330进行比较。

[0090] 作为说明性示例,设备可以通过确定在框425中确定的指示劳累的呼吸声音的特性在预定阈值内或匹配指示在基线验证因子330中指定的劳累的呼吸声音的基线特性来验证框410的EAL。作为另一说明性示例,设备可以通过确定在框425中确定的TA在基线验证因子330中指定的基线TA的预定阈值或量内来验证框410的EAL。

[0091] 在又一说明性示例中,设备可以通过确定框425中确定的呼吸声音的特性与基线验证因子中指定的呼吸声音的特性相同或相似以及框425中确定的总活动在(多个)基线验

证因子330中指定的基线总活动的预定阈值或量内来验证框410的EAL。

[0092] 在一个或多个实施例中,在EAL根据呼吸声音自动确定的情况下,该设备可以利用除呼吸声音之外的验证因子来执行验证。

[0093] 框430确保用户提供的EAL是一致的。在用户开始提供不一致的EAL的事件中,验证因子中的一个或更多个可能与基线验证因子不匹配。例如,在用户过高估计EAL的情况下,验证因子可能低于从基线325获得的基线验证因子,例如,低于预定阈值或量。

[0094] 在任何情况下,如果EAL通过验证,则方法400可以继续到框440。如果EAL未被验证,则方法400可以进行到框435。在框435中,设备可以生成EAL未通过验证或验证未成功的消息或通知。在一个或更多个实施例中,在框435之后,方法400可以循环回到框405以继续处理。在一个或更多个其他实施例中,在框435之后,方法400可以继续到框440。例如,尽管EAL的验证不成功,方法400可以继续到框440以检测CI。在那种情况下,在检测到CI的情况下,在框455中指示检测到CI的信号可以进一步指示在检测到CI时,EAL的验证是不成功的。

[0095] 在框440中,设备能够根据传感器数据确定用户的心脏健康量度。在一个实施例中,心脏健康量度是HR。该设备能够在与块420中接收到的EAL相同的时间或相同的时间段内根据传感器数据确定用户的HR。在一个或更多个其他实施例中,心脏健康量度是一个或更多个协方差和/或HR和一个或更多个协方差的组合。

[0096] 在框445中,设备可选地从传感器数据中检测一个或更多个混淆因素并调整CI阈值。在一个或更多个实施例中,该设备能够从传感器数据中检测一个或更多个混淆因素。响应于检测到传感器数据中的混淆因素,设备调整CI阈值。在一个或更多个实施例中,CI阈值指定如在框440中确定的用户的HR必须距离框420的基线HR(例如,基线心脏健康量度)多远,以便设备检测CI。CI阈值可以表示为百分比、预定量等。

[0097] 在一个示例中,该设备能够从传感器数据中检测到睡眠缺失的混淆因素。例如,该设备能够使用HR数据和加速计数据来测量用户的睡眠。该设备能够确定用户睡眠的时间量并将睡眠消耗的时间量与基线时间量(无论是对用户个人还是基于一个或更多个其他用户确定的通用基线)进行比较以为用户确定睡眠缺失。该设备能够确定表示为混淆因素的睡眠缺失的测量。

[0098] 在另一示例中,该设备能够从传感器数据中检测到压力的混淆因素。例如,当处于压力下时,用户的ANS唤醒和效价通常位于环状情绪模型的第二象限中,这可以在HR和HR变异性(HRV)两者同时趋于下降的情况下通过HR和HR变异性(HRV)分析来确定。在一个实施例中,该设备能够使用HR和/或HRV来确定用户是否处于压力和/或压力量之下。例如,该设备能够基于用户的HR(例如,能量)和HRV(例如,情绪)同时低(例如,低于HR的基线和/或HRV的基线)和/或在至少最小时间量的(同时)保持低来确定用户是否受到压力以及压力量是否超过基线压力量。基线对于用户可以是特定的,或者可以通过一个或更多个不同用户来概括。例如,响应于确定HR和HRV都在至少最小时间量低,设备确定用户正在经受压力。压力的测量可以表示为混淆因子。

[0099] 响应于检测到混淆因素中的一个或更多个,设备调整CI阈值。例如,设备增加CI阈值。在一个或更多个实施例中,设备针对检测到的每个混淆因素将CI阈值增加预定量或百分比。该设备还能够基于检测到的混合因素中的一个或更多个或每个的量来增加CI阈值。在一个或更多个其他实施例中,设备仅响应于确定对于确定基线HR不存在当在对应于在框

410中接收到的EAL的时间或时间段检测到的该/每个混淆因素而增加CI阈值。

[0100] 在一个或多个其他实施例中,该设备能够考虑使用用户的近期劳累历史。作为说明性示例,如果相对于在足够接近于针对CI评估的时间段的先前时间段中用户的基线劳累水平,用户已经经受了显著的劳累,则用户可能疲倦。因此,尽管该给定情况的努力水平或时间段实际上不是很高,用户也可能指示高RPE。因此,在一个或多个实施例中,该设备能够排除在阈值或预定量的较早时间段内发生的高于基线劳累水平的情况或在考虑CI检测下的高于基线劳累水平的情况。

[0101] 在框450中,设备确定是否为用户检测到CI。在一个或多个实施例中,设备将在框440中确定的HR与在框420中确定的基线HR进行比较。该设备能够确定HR是否在基线HR的CI阈值内。在一个示例中,CI阈值是基线HR的80%。如果HR在基线HR的阈值或预定量内,则设备不检测用户的CI。因此,方法400可以循环回到框405。如果HR不在基线HR的阈值或预定量内,则设备检测用户的CI。在那种情况下,方法400继续到框455。

[0102] 在一些情况下,设备被配置为调整CI阈值。在一个或多个实施例中,该装置能够测量运动后实现的HR储备部分。在这种情况下,如果用户以高于用户休息时的HR的HR开始,而不是使用休息时的HR开始,则设备可以计算通过使用仅在运动周期之前(在非活动期间)的HR实现的HR增加的部分。

[0103] 在其他情况下,用户经历的HR增加可能受到压力、医疗状况和/或药物的影响。可以通过使用事件和时间注释的用户的昼夜节律基线来确定这些影响。例如,昼夜节律基线可以指示诸如咖啡因和/或药物的摄入和次数的事件。可以自动检测压力。在一个或多个实施例中,该设备能够从医疗提供者和/或医疗提供者系统接收指示压力、医疗状况和/或药物的数据。

[0104] 在框455中,设备生成输出的信号或通知,其指示检测到CI。在一个或多个实施例中,响应于检测CI,该设备能够向远程系统提供指示。例如,该设备能够基于所计算的信息向医疗保健提供者服务器提供消息或指示。

[0105] 参考图2和图4,基于上述计算,诸如所描述的协方差的存在和/或缺乏和/或比较,该设备不仅能够检测CI,还能够检测或确定CI的改善。CI的改善可以是改善健康、降低死亡率和发病率的重要标志。相反,CI的恶化可能意味着更高的死亡率和发病率风险,因此需要护理人员进行额外和适当的临床关注。

[0106] 在一个或多个其他实施例中,可以包括额外的传感器以提供测量,该测量(如果可用的话)可以用作验证因子和/或用于检测混淆因素。例如,在可以使用脑电图(EEG)和/或心电图(ECG)数据来检测混淆因素的情况下。视觉图像和/或视频当可以从相机传感器获得时,可以用于帮助检测睡眠缺失。

[0107] 在另一实施例中,本文描述的CI技术被实现为可穿戴设备和/或智能手机内的特征。在一方面,数据可以首先由医学专业人员验证,以验证或确保由设备执行的任何CI估计的准确性。医学专业人员可以是具有诊断和/或识别CI、心脏状况等的专业知识的医生或其他个人。例如,数据和/或CI估计可以由医院或其他医疗机构(其中医生/医疗专业人员使用临床敏锐度和/或任何相关测试)的医生验证。可以使用或沿用“估计质量”的量度来执行验证。在一个示例中,估计质量的量度可以在A+到D-的范围内,其中A+表示最可信和最稳健的估计。一旦用户获得估计,则下一步可以相应地解释关于包括由设备生成的任何警报的健

康的任何反馈的重要性。专家使用估计质量的量表验证了心脏变时功能不全的指示。

[0108] 在另一实施例中，“估计质量”可以推广到具有与用户的简档类似的简档的附加患者，例如，所有患者。例如，可以在设备的销售或可用之前在设备上编制相关指南。一旦患者的设备已经为患者收集了足够的数据，则基于用户的生物标记和历史简档，该设备能够相应地执行CI (或健康) 解释。

[0109] 本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的，而不是限制性的。尽管如此，现在将提出适用于本文件的若干定义。

[0110] 如本文所定义的，单数形式“一”、“一个”和“该”旨在也包括复数形式，除非上下文另有明确说明。

[0111] 如本文所定义的，术语“另一”意指至少第二个或更多个。

[0112] 如本文所定义的，术语“至少一个”、“一个或更多个”和“和/或”是开放式表达，除非另有明确说明，否则它们在操作中既是连接词又是反意连接词。例如，表达“A、B和C中的至少一个”、“A、B或C中的至少一个”、“A、B和C中的一个或更多个”、“A、B或C中的一个或更多个”和“A、B和/或C”中的每个意味着单独的A、单独的B、单独的C、A和B一起、A和C一起、B和C一起或A、B和C一起。

[0113] 如本文所定义的，术语“自动地”意味着没有用户干预。

[0114] 如本文所定义的，术语“计算机可读存储介质”意味着包括或存储程序代码以供指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的存储介质。如本文所定义的，“计算机可读存储介质”本身不是暂时的传播信号。计算机可读存储介质可以是但不限于电子存储设备、磁存储设备、光学存储设备、电磁存储设备、半导体存储设备或前述的任何合适组合。如本文所述的，存储器和/或存储器元件是计算机可读存储介质的示例。计算机可读存储介质的更具体示例的非详尽列表可以包括：便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、可擦除可编程只读存储器 (EPROM或闪存)、静态随机存取存储器 (SRAM)、便携式光盘只读存储器 (CD-ROM)、数字通用光盘 (DVD)、记忆棒、软盘等。

[0115] 如本文所定义的，除非另有说明，否则术语“耦合”意指连接，无论是在没有任何中间元件的情况下的直接连接还是在有一个或更多个中间元件的情况下的间接连接。两个元件可以通过通信信道、路径、网络或系统机械地、电气地或通信地链接来耦合。

[0116] 如本文所定义的，术语“包括”、“包括有”、“包括”和/或“包括有”指定所述特征、整数、步骤、操作、元件和/或组件的存在，但是不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤、操作、元件、组件和/或其组。

[0117] 如本文所定义的，术语“如果”意指“何时”或“在.....的情况下”或“响应于”或“响应”，这取决于上下文。因此，短语“如果确定”或“如果检测到[所述条件或事件]”可以被解释为意指“在确定的情况下”或“响应于确定”或“在检测到[所述条件或事件]的情况下”或“响应于检测到[所述条件或事件]”或“响应检测到[所述条件或事件]”，这取决于上下文。

[0118] 如本文所定义的，术语“一个实施例”、“实施例”或类似语言意味着结合该实施例描述的特定特征、结构或特性包括在本公开中描述的至少一个实施例中。因此，贯穿本公开的短语“在一个实施例中”、“在实施例中”和类似语言的出现可以但不是必须全部指代相同的实施例。术语“实施例”和“布置”在本公开中可互换使用。

[0119] 如本文所定义的，术语“输出”意味着存储在物理存储器元件 (例如，设备) 中、写入

显示器或其他外围输出设备、发送或传输到另一系统、导出等。

[0120] 如本文所定义的,术语“多个”意指两个或多于两个。

[0121] 如本文所定义的,术语“处理器”意指至少一个硬件电路,其被配置为执行包括在程序代码中的指令。硬件电路可以是集成电路。处理器的示例包括但不限于中央处理单元(CPU)、阵列处理器、矢量处理器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、可编程逻辑阵列(PLA)、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑电路和控制器。

[0122] 如本文所定义的,术语“实时”意指用户或系统感测到的对于进行的特定过程或确定的充分立即的或者使得处理器能够跟上某些外部过程的处理响应水平。

[0123] 如本文所定义的,术语“响应于”意味着容易对动作或事件的响应或反应。因此,如果“响应于”第一动作执行第二动作,则在第一动作的发生与第二动作的发生之间存在因果关系。术语“响应于”表示因果关系。

[0124] 如本文所定义,术语“用户”意指人。术语“用户”和“患者”在本公开中可以不时地互换使用。

[0125] 本文可以使用术语第一、第二等来描述各种元件。这些元件不应当受这些术语的限制,因为这些术语仅用于将一个元件与另一个元件区分开,除非另有说明或上下文另有明确说明。

[0126] 计算机程序产品可以包括计算机可读存储介质(或媒介),其上具有计算机可读程序指令,用于使处理器执行本发明的各方面。在本公开中,术语“程序代码”与术语“计算机可读程序指令”可互换使用。本文描述的计算机可读程序指令可以经由网络从计算机可读存储介质或外部计算机或外部存储设备下载到相应的计算/处理设备,例如,因特网、LAN、WAN和/或无线网络。网络可以包括铜传输电缆、光学传输光纤、无线传输、路由器、防火墙、交换机、网关计算机和/或包括边缘服务器的边缘设备。每个计算/处理设备中的网络适配器卡或网络接口从网络接收计算机可读程序指令,并转发计算机可读程序指令以存储在相应计算/处理设备内的计算机可读存储介质中。

[0127] 用于执行本文描述的发明的布置的操作的计算机可读程序指令可以是汇编指令、指令集架构(ISA)指令、机器指令、机器相关指令、微代码、固件指令或源代码或以一种或更多种编程语言(包括面向对象的编程语言和/或过程编程语言)的任意组合编写的对象代码。计算机可读程序指令可以指定状态设置数据。计算机可读程序指令可以作为独立的软件包完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上和部分地在远程计算机上或完全在远程计算机或服务器上执行。在后一种情况下,远程计算机可以通过任何类型的网络(包括LAN或WAN)连接到用户的计算机,或者可以连接到外部计算机(例如,使用因特网服务提供商通过因特网)。在一些情况下,包括例如可编程逻辑电路、FPGA或PLA的电子电路可以通过利用计算机可读程序指令的状态信息来执行计算机可读程序指令以个性化电子电路,从而执行本文描述的发明的布置方面。

[0128] 本文参考方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或框图描述了本发明的布置的某些方面。应当理解,流程图图示和/或框图中的每个框以及流程图图示和/或框图中的框的组合可以由计算机可读程序指令(例如,程序代码)实现。

[0129] 这些计算机可读程序指令可以被提供给计算机、专用计算机的处理器或其他可编程数据处理装置以产生机器,使得经由计算机的处理器或其他可编程数据执行的指令创建

用于实现流程图和/或框图块中指定的功能/动作的装置。以这种方式,可操作地将处理器耦合到程序代码指令将处理器的机器变换成用于执行程序代码的指令的专用机器。这些计算机可读程序指令还可以存储在计算机可读存储介质中,该计算机可读存储介质可以指示计算机、可编程数据处理装置和/或其他设备以特定方式起作用,使得具有存储在其中的指令的计算机可读存储介质包括制品,该制品包括实现流程图和/或框图块中指定的操作的各方面的指令。

[0130] 计算机可读程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行一系列操作以产生计算机实现的过程,使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的指令实现在流程图和/或框图块中指定的功能/动作。

[0131] 附图中的流程图和框图例示了根据本发明的布置的各个方面的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的架构、功能和操作。在这方面,流程图或框图中的每个框可以表示模块、分段或指令的一部分,其包括用于实现指定操作的一个或更多个可执行指令。在一些替代实施方式中,框中提到的操作可以不按图中所示的顺序发生。例如,连续示出的两个框可以基本上同时执行,或者这些框有时可以以相反的顺序执行,这取决于所涉及的功能。还应注意,框图和/或流程图图示中的每个框以及框图和/或流程图图示中的框的组合可以由执行特定功能或动作的基于专用硬件的系统来实现,或执行专用硬件和计算机指令的组合。

[0132] 可以在随附的权利要求中找到的所有装置或步骤加功能元件的相应结构、材料、动作和等同物旨在包括用于如具体要求保护的那样与其他要求保护的元件结合执行功能的任何结构、材料或动作。

[0133] 对本文提供的实施例的描述是出于说明的目的,并非旨在穷举或限于所公开的形式和实施例。选择本文使用的术语来解释本发明的布置的原理、实际应用或对市场中发现的技术的技术改进,和/或使本领域的其他普通技术人员能够理解本文公开的实施例。在不脱离所描述的发明的布置的范围和精神的情况下,修改和变化对于本领域普通技术人员来说可能是显而易见的。因此,应当参考随附权利要求而不是前述公开内容,作为指示这些特征和实现的范围。

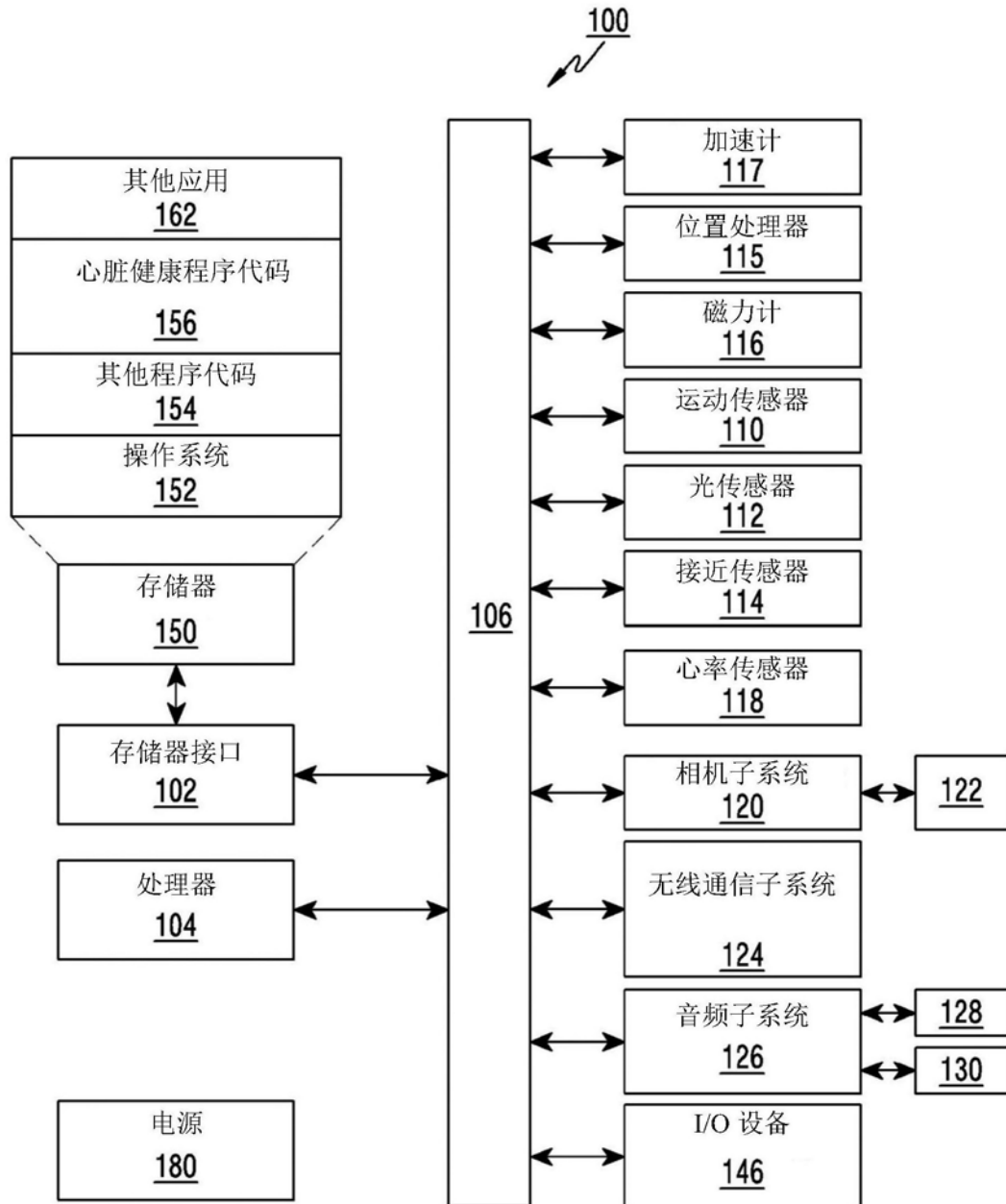


图1

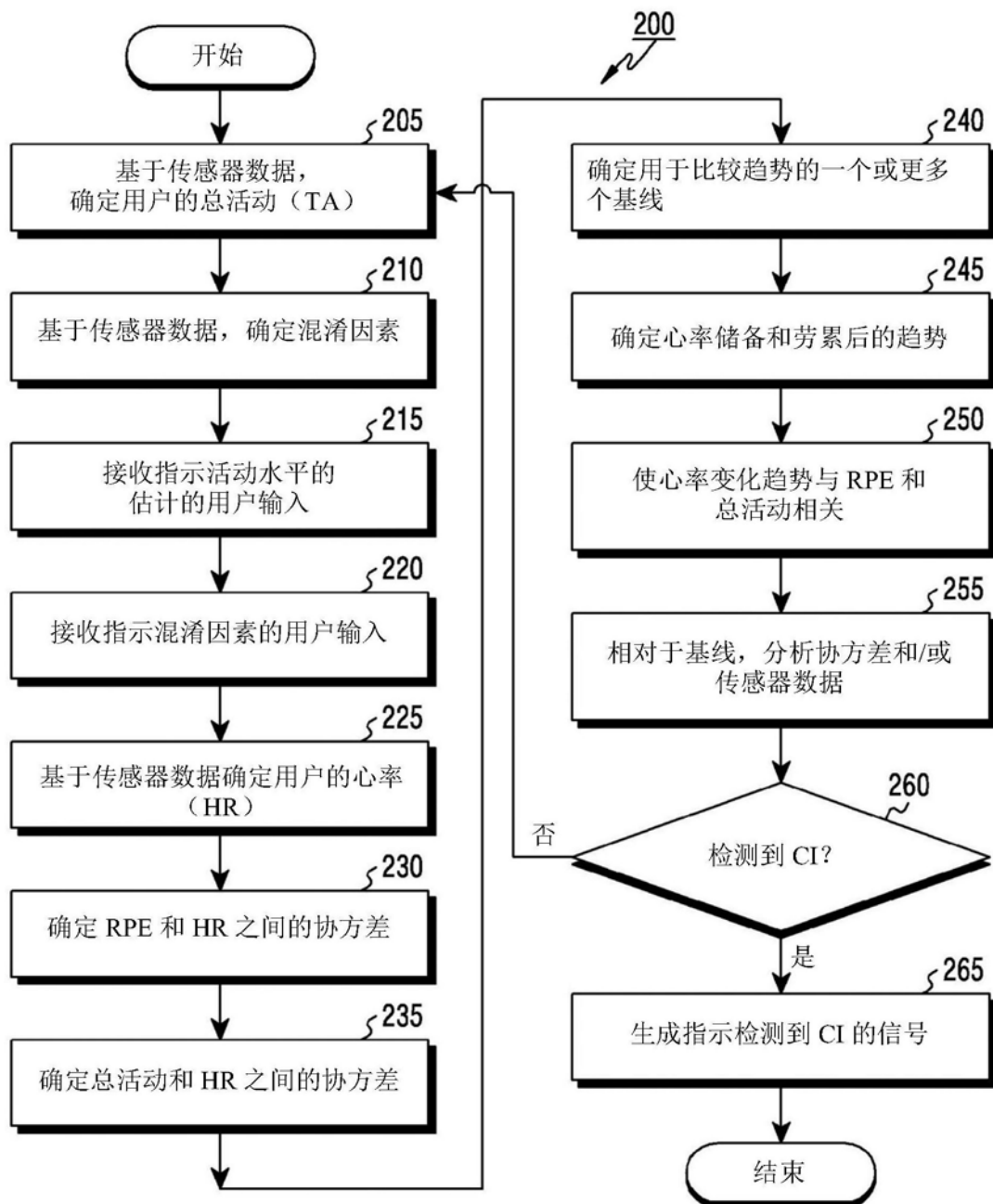


图2

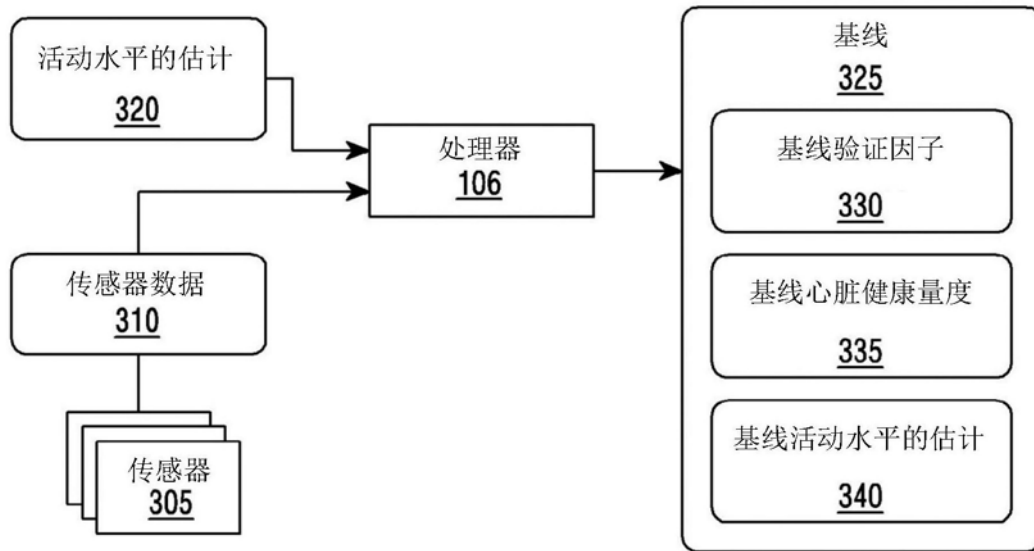


图3

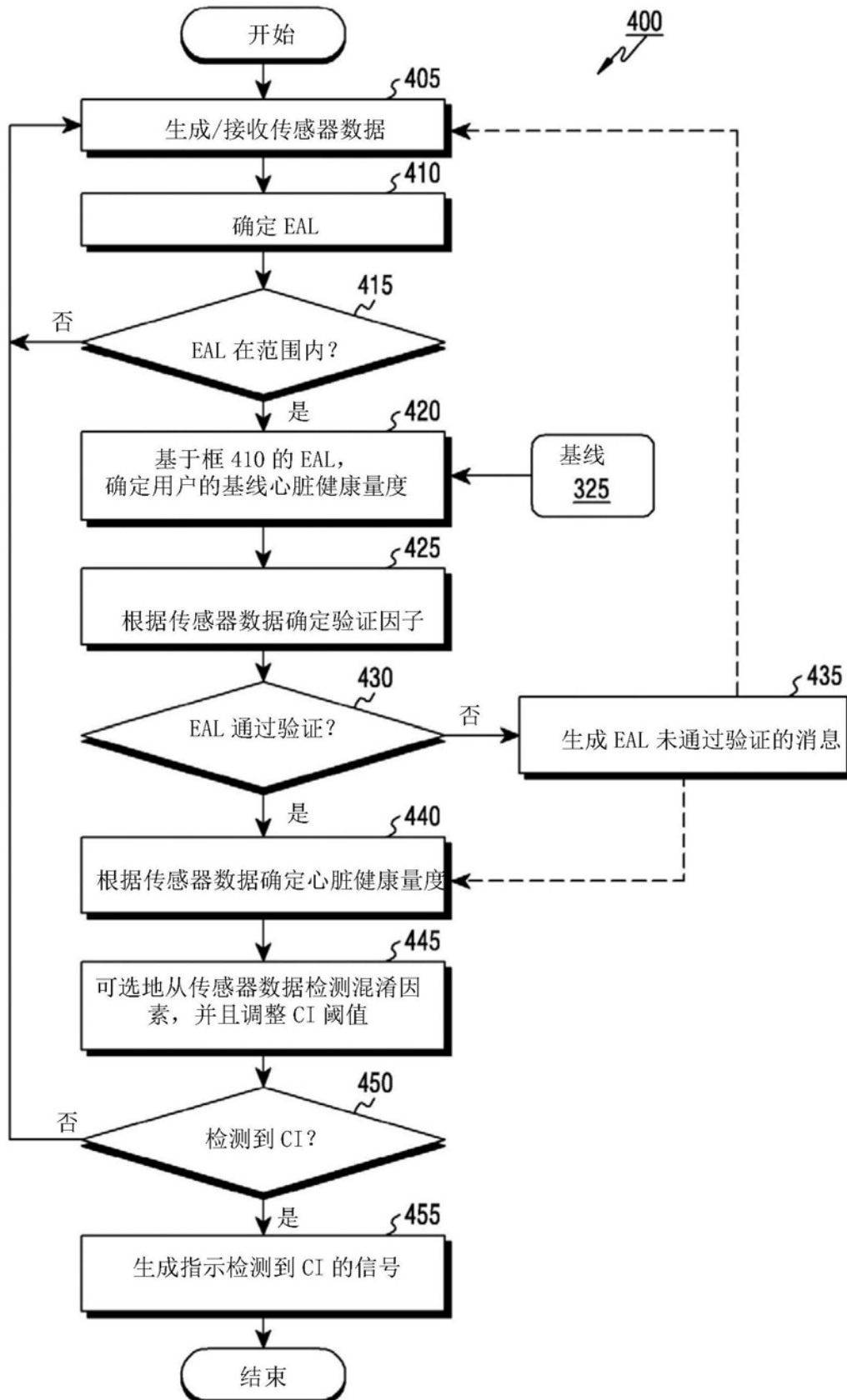


图4

专利名称(译)	用于检测心脏变时功能不全的装置和方法		
公开(公告)号	CN108697363A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201780013559.X	申请日	2017-02-24
[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	贾瓦哈尔贾恩 科迪沃瑟姆 詹姆斯杨 萨吉德萨迪 普拉纳夫密斯特尔		
发明人	贾瓦哈尔·贾恩 科迪·沃瑟姆 詹姆斯·杨 萨吉德·萨迪 普拉纳夫·密斯特尔		
IPC分类号	A61B5/0464 A61B5/00		
代理人(译)	谢玉斌		
优先权	62/300024 2016-02-25 US 15/296689 2016-10-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种在电子设备中检测心脏变时功能不全的方法包括：基于所述电子设备的用户的活动水平的估计，确定用户的基线心脏健康量度；以根据传感器数据确定的验证因子来验证用户的所述活动水平的估计；以及根据所述传感器数据，确定用户的心脏健康量度。基于用户的所述心脏健康量度与所述基线心脏健康量度的比较，可以提供指示检测到用户的心脏变时功能不全的信号。

