



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104640498 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201380042847. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 08. 23

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/700260 2012. 09. 12 US

13/973916 2013. 08. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/056378 2013. 08. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/042845 EN 2014. 03. 20

(71) 申请人 纽罗斯凯公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 R. 邹 A. 罗 庄正一

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 谢攀 刘春元

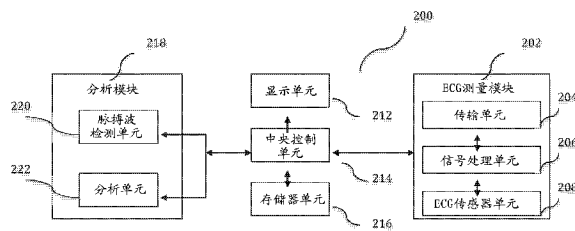
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

移动心脏健康监视

(57) 摘要

公开了用于移动心脏健康监视的技术。在一些实施例中,一种用于移动心脏健康监视的系统,包括包含处理器的移动设备,所述处理器被配置成从光学传感器接收第一数据集;从电学传感器接收第二数据集;并且使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集来执行多个心脏健康测量。



1. 一种用于移动心脏健康监视的系统,包括:
移动设备的处理器,其中所述处理器被配置成:
从光学传感器接收第一数据集;
从电学传感器接收第二数据集;并且
使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集来执行多个心脏健康测量;以及
存储器,其耦合到所述处理器并且被配置成向所述处理器提供指令。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述电学传感器包括心电图(ECG)传感器,并且其中所述多个心脏健康测量包括以下各项中的一个或多个:ECG、心率、血压和心输出量。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述电学传感器集成在用于移动设备的外壳中。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述电学传感器与移动设备集成。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置成:
控制光学传感器的分辨率和采样率。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置成:
使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集而确定用户的血压和心输出量相关指数。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置成:
使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集而确定脉搏波传导时间(PWTT)。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中从光学传感器检测到的第一数据集包括脉搏波数据,其中从电学传感器检测到的第二数据集包括心电图(ECG)数据,并且其中所述处理器还被配置成:
使用脉搏波数据和 ECG 数据来确定脉搏波传导时间(PWTT)。
9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中从光学传感器检测到的第一数据集包括脉搏波数据,其中从电学传感器检测到的第二数据集包括心电图(ECG)数据,并且其中所述处理器还被配置成:
接收同时的 ECG 数据和脉搏波数据;
使 ECG 数据和脉搏波数据同步;以及
使用 ECG 数据和脉搏波数据来确定脉搏波传导时间(PWTT)。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中来自光学传感器的第一数据集包括脉搏波数据,其中来自电学传感器的第二数据集包括心电图(ECG)数据,并且其中所述处理器还被配置成:
接收同时的 ECG 数据和脉搏波数据;
使 ECG 数据和脉搏波数据同步;
检测 ECG 数据的 R-波峰;以及
使用检测到的 ECG 数据的 R-波峰来计算脉搏波传导时间(PWTT)。
11. 一种用于移动心脏健康监视的方法,包括:
从移动设备的光学传感器接收第一数据集;
从电学传感器接收第二数据集;以及

使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集来执行多个心脏健康测量。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述电学传感器包括心电图(ECG)传感器,并且其中所述多个心脏健康测量包括 ECG、心率、血压和心输出量。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述电学传感器集成在用于移动设备的外壳中。

14. 根据权利要求 11 所述的方法,其中所述电学传感器与移动设备集成。

15. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:

控制光学传感器的分辨率和采样率。

16. 一种用于移动心脏健康监视的计算机程序产品,所述计算机程序产品体现在有形计算机可读存储介质中并且包括计算机指令以用于:

从移动设备的光学传感器接收第一数据集;

从电学传感器接收第二数据集;以及

使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集来执行多个心脏健康测量。

17. 根据权利要求 16 所述的计算机程序产品,其中所述电学传感器包括心电图(ECG)传感器,并且其中所述多个心脏健康测量包括 ECG、心率、血压和心输出量。

18. 根据权利要求 16 所述的计算机程序产品,其中所述电学传感器集成在用于移动设备的外壳中。

19. 根据权利要求 16 所述的计算机程序产品,其中所述电学传感器与移动设备集成。

20. 根据权利要求 16 所述的计算机程序产品,还包括计算机指令以用于:

控制光学传感器的分辨率和采样率。

移动心脏健康监视

[0001] 对其它申请的交叉引用

本申请要求享有对 2012 年 9 月 12 日提交的题为 MOBILE CARDIAC HEALTH MONITORING 的美国临时专利申请号 61/700,260 (律师案卷号 NEURP018+) 的优先权, 其出于全部目的通过引用并入于此。

背景技术

[0002] 根据疾病控制和预防中心, 心脏病在美国是死亡的主要原因, 在美国每三例死亡之中就有一例的原因是心脏病。例如, 每年在美国发生近似 2,000,000 例心脏病发作和中风, 这花费了美国医疗费用中的预计 \$4440 亿/年。不幸的是, 处于心血管疾病风险中的接近 15% 的人的未被诊断出并且不太可能采取预防动作。

附图说明

[0003] 在以下详细描述和附图中公开本发明的各种实施例。

[0004] 图 1A 示出依照一些实施例的使用外壳中的智能电话的移动心脏健康监视系统的前视图。

[0005] 图 1B 示出依照一些实施例的使用外壳中的智能电话的移动心脏健康监视系统的后视图。

[0006] 图 2 是图示了依照一些实施例的执行移动心脏健康监视的移动设备的配置的功能框图。

[0007] 图 3 示出图示了依照一些实施例的如何使用执行移动心脏健康监视的移动设备来测量用户的心电图 (ECG) 和脉搏波的视图。

[0008] 图 4 示出依照一些实施例的由 ECG 传感器检测到的 ECG 波形。

[0009] 图 5 示出由依照一些实施例的执行移动心脏健康监视的移动设备的光学传感器检测到的脉搏波。

[0010] 图 6 示出依照一些实施例的使用执行移动心脏健康监视的移动设备从 ECG 波形和脉搏波测量的脉搏波传导时间 (PWTT)。

[0011] 图 7 是依照一些实施例的用于执行移动心脏健康监视的流程图。

[0012] 图 8 是依照一些实施例的用于执行移动心脏健康监视的另一个流程图。

具体实施方式

[0013] 本发明可以以许多方式实现, 包括作为过程; 装置; 系统; 物质组成; 体现在计算机可读存储介质上的计算机程序产品; 和 / 或处理器, 诸如被配置成运行存储在耦合到处理器的存储器上和 / 或由其提供的指令的处理器。在本说明书中, 这些实现方式或本发明可以采取的任何其它形式可以被称为技术。一般而言, 所公开的过程的步骤的次序可以在本发明的范围内变更。除非另行指示, 否则诸如处理器或存储器之类的被描述为配置成执行任务的组件可以实现为临时被配置成在给定时间处执行任务的一般组件或者被制造成

执行任务的特定组件。如本文所使用的,术语“处理器”是指被配置成处理诸如计算机程序指令之类的数据的一个或多个设备、电路和 / 或处理核。

[0014] 以下连同图示了本发明的原理的附图一起提供本发明的一个或多个实施例的详细描述。结合这样的实施例来描述本发明,但是本发明不限于任何实施例。本发明的范围仅受权利要求限制并且本发明涵盖许多替换、修改和等同物。在以下描述中阐述许多特定细节以便提供本发明的透彻理解。出于示例的目的提供这些细节并且本发明可以在没有这些特定细节中的一些或全部的情况下根据权利要求来实践。出于清楚的目的,尚未详细描述在涉及本发明的技术领域中的已知的技术材料,使得以免不必要地使本发明晦涩难懂。

[0015] 能够测量诸如心电图(ECG)信号、心率、呼吸、心输出量、血氧饱和度和血压之类的多个生命指征的常规心血管监视系统用于在医院机构的手术室、重症监护室(ICU)和病房中评价患者的心血管功能。然而,这样的常规心血管监视系统通常是笨重和不方便的,并且一般要求医务人员操作这样的常规心血管监视系统。一些测量是侵入式的,诸如心输出量。一些测量涉及橡皮箍袖带(cuff)或手指夹,诸如血压和血氧饱和度。常规心血管监视系统的这些限制使其不能够在个体的日常作息中高效和有效地监视个体的心脏健康状态以检测、监视和 / 或防止各种心脏紊乱和 / 或对此而言是不切实际的。

[0016] 移动技术的出现和生物传感器中的发展有希望改变常规保健系统、促进提供移动和以个体为中心的保健系统。移动监视系统可以提供连续生理数据和关于个体的一般健康的更好信息。例如,这样的移动心脏健康监视系统可以通过疾病预防和利用疾病管理增强生活质量来降低保健成本。

[0017] 因此,公开了一种移动设备,其通过以连续且非侵入的方式监视诸如 ECG、心率、心输出量和血压之类的多个关键心血管参数和 / 或其指数(index)来确定用户的心脏健康状态。例如,用户可以在任何地方方便地携带手持移动设备并且无论何时希望或必要的话(例如一直或在需要时或者当方便时)就进行自监视。

[0018] 通过 ECG 监视心脏活动是常见技术,其通过将 ECG 电极放置到皮肤以测量心脏的电活动来执行。可穿戴 ECG 和心率监视器已经用于监视健康状态和锻炼活动。但是这些设备限于测量一个或两个参数。与单个参数监视相比,如本文所公开的多参数监视技术提供了用于监视心脏健康状态的更加可靠和有用的技术。

[0019] 血压的连续、无橡皮箍袖带和非侵入式测量对于人们定期监视其血压而言是更加合期望的。已经详尽地研究了使用其它生理参数的血压估计。通常被接受的是,脉搏波传导时间(PWTT)可以被视为动脉硬度的指数,并且已经被用作血压的间接估计。PWTT 可以被测量为当 ECG 和脉搏波同时被记录时,ECG 的 R-波峰与相同心搏周期中的脉搏波到达之间的时间间隔。PWTT 最初被 Gribbin 等人在 1976 年应用在血压估计的领域中(参见 B. Gribbin 等人的“Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change (作为血压改变的测量的脉搏波速度)”, *Psychophysiology*, vol. 13, no. 1, pp. 86-90, 1976)。自此之后,研究者已经研究了该方法的机制和可行性。在 1979 年, Obrist 论述了 PWTT 可以用作血压的指数。Lane 在 1983 年通过实验研究了 PWTT 与心脏收缩血压、心脏舒张血压和平均动脉血压之间的关系(参见 P. A. Obrist 等人的“Pulse transit time: relationship to blood pressure and myocardial performance (脉搏传导时间:与血压和心肌性能的关系)” *Psychophysiology*, vol. 16, no. 3, pp. 292-301, 1979)。已经得到不同表述

来表征血压与 PWT 之间的关系, 诸如在以下论文中描述的那样: M. Y. Wong 等人的“An Estimation of the Cuffless Blood Pressure Estimation Based on Pulse Transit Time Techniques: a Half Year Study on Normotensive Subjects (基于脉搏传导时间技术的无橡皮袖带血压估计的估计: 关于血压正常对象的半年研究)”, *Cardiovasc Eng.* DOI 10.1007/s 10558-009-9070-7。

[0020] 研究已经示出, PWT 还可以用于估计另一个重要心血管参数——心输出量。心输出量一般是指每分钟由心室泵入的总血液体积。心血管系统的疾病、特别是高血压和心力衰竭的流行性疾病通常与心输出量中的改变相关联。目前, 通常仅在 ICU 或手术室中的患者身上监视心输出量, 因为它通常使用涉及通过肺动脉的导管插入的侵入式测量来执行。研究已经示出, 基于 PWT 的心输出量的估计与心输出量的侵入式测量高度相关。因此, 如本文所公开的, 这样的非侵入式技术为用户提供了每天追踪心输出量趋势的便捷方式。

[0021] 通常通过脉搏氧饱和度仪来测量脉搏波。当测量脉搏波时, 光电血管容积图 (photoplethysmogram, PPG) 传感器通常被放置在指尖或耳垂来追踪从心脏行进到外周点的脉搏。两个不同波长的光通过患者传递到光电检测器。测量每一个波长处的变化的吸收, 这允许确定由于脉动动脉血而引起的吸收。最近的研究——C. G. Scully 等人的“Physiological Parameter Monitoring from Optical Recordings With a Mobile Phone (来自利用移动电话的光学记录的生理参数监视)” (*IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. 59, No. 2, 2012), 已经证明了当指尖置于视频摄像机的光学透镜上时, 由移动电话的光学传感器检测到的颜色改变信号可以用作脉搏波的评价。

[0022] 智能电话和移动设备的日益增加的处理能力和传感器功能允许这样的移动设备充当用于方便的保健监视器的装置。在一些实施例中, 包括一个或多个电学传感器 (例如, 可以与移动设备和 / 或用于移动设备的外壳一起提供两个 ECG 传感器 / 与之集成, 在所述外壳中 ECG 传感器可以与移动设备通过蓝牙、射频 (RF) 或其它无线电信技术进行无线通信) 和光学传感器 (例如与商业可得到的智能电话一起提供的和 / 或集成到其中的商业可得到的光学传感器可以用于和配置成实现如本文进一步描述的各种技术) 的移动设备被配置成记录脉搏波并且将所记录的脉搏波与一个或多个 ECG 传感器所捕获的同时的 ECG 记录组合以得到其它心血管相关信息, 诸如血压和心输出量相关指数。

[0023] 在一些实施例中, 提供诸如智能电话、平板计算机或膝上型计算机之类的手持移动设备, 其包括 ECG 测量模块和分析模块。在一些实施例中, ECG 测量模块被构造成可拆卸地与移动设备耦合, 其可以以例如电子狗 (dongle) (例如, 或者可以与移动设备通信和 / 或耦合的另一个类似类型的外部组件) 的形式被构造成附接到移动设备, 或者以外壳的形式被构造成容纳移动设备。在一些实施例中, ECG 设备可以以芯片或芯片组 (例如一个或多个处理器) 的形式嵌入在移动设备内部。在一些实施例中, ECG 测量模块可以被构造为独立移动设备, 其可以与移动设备通过蓝牙、RF 或其它无线电信技术进行通信。

[0024] 在一些实施例中, 分析模块包括基于光学传感器检测到的变化图像分析脉搏波、使脉搏波与同时记录的 ECG 数据同步以及得出心输出量和血压指数。在一些实施例中, 分析模块被实现为在移动设备的中央处理器上运行的软件程序。在一些实施例中, ECG 传感器安装在移动设备上的位置处, 当用户持有移动设备时用户的手可以利用所述移动设备与一个或多个 ECG 传感器接触以及同时通过将手指放置到光学传感器的光学透镜上来与光

学传感器接触。

[0025] 在一些实施例中,提供了一种手持移动心脏健康监视器以追踪多个心血管参数和/或相关信息,诸如 ECG、心率、血压和心输出量。在一些实施例中,这样的信息可以用于帮助评估用户的心血管功能及其随时间的改变。因而,医生可能能够基于这样的信息治疗患者。例如,如果检测到或示出心血管参数的异常或突发改变,可以检测到诸如例如心脏病发作之类的心血管事件的发生。

[0026] 在一些实施例中,算法嵌入在记录单元中并且实时进行决定。在一些实施例中,在进行决定并且执行适当动作的情况下,向另一个设备或功能元件(例如计算机或其它计算或功能处理设备)无线地传输数据。

[0027] 在一些实施例中,提供诸如板载存储器或存储器卡之类的存储单元,使得当存在异常参数时,这样的数据被连续记录以供进一步评估。在一些实施例中,用户可以自愿和连续地记录数据(例如,在这样的存储单元上)。

[0028] 在一些实施例中,在移动设备中包括无线传输单元以触发警报(例如呼叫或通知医护人员和/或医生)或发送命令。在一些实施例中,还包括 GPS 元件以记录/存储用户/患者的位置信息以在确定心血管疾病或心脏病发作事件时诸如通过使用无线传输单元来传送用户/患者的位置信息。一旦检测到事件、疾病或心脏病发作,触发警告以允许患者/医护人员/医生采取恰当动作。也可以给出诸如药物之类的治疗以停止或缓解情况。

[0029] 图 1A 示出依照一些实施例的使用外壳中的智能电话的移动心脏健康监视系统的前视图。图 1B 示出依照一些实施例的使用外壳中的智能电话的移动心脏健康监视系统的后视图。如所示,智能电话 100 包括 ECG 电极 130 和光学传感器 140。同样如所示,智能电话 100 被包含在智能电话外壳 120 中,并且 ECG 电极 130 集成在智能电话外壳 120 中。在一些实施例中,ECG 电极与智能电话 100 集成。在一些实现方式中,智能电话 100 包括处理器,所述处理器可以被配置成针对光学传感器 140 而选择某一采样率处的像素分辨率(例如,诸如 30 赫兹(Hz)处 720×480 像素分辨率)以用于提供来自光学传感器的数据用于移动心脏健康监视的各种技术,如本文关于各种实施例进一步描述的那样。在一些实现方式中,其它类型的电学传感器可以用于执行用于移动心脏健康监视的各种技术,如关于各种实施例进一步描述的那样。

[0030] 图 2 是图示了依照一些实施例的执行移动心脏健康监视的移动设备的配置的功能框图。特别地,图 2 提供了依照一些实施例的执行移动心脏健康监视的移动设备 200 的配置。如所示,移动设备 200 包括 ECG 测量模块 202、显示单元 212、中央控制单元 214、存储器单元 216 和分析模块 218。

[0031] 如图 2 中所示, ECG 测量模块 202 包括用于检测来自用户的 ECG 的 ECG 传感器单元 208、处理和分析 ECG 和心率的信号处理单元 206 和用于向移动设备 200 的中央控制单元 214 传输数据的传输单元 204。

[0032] 显示单元 212 例如以同时和连续的方式显示来自 ECG 测量模块 202 的 ECG 和心率信号,以及来自分析模块 218 的心输出量和血压估计。

[0033] 存储器单元 230 存储检测到的和得出的信号以供例如医学专业人员用于回顾性调查和/或另外的研究。

[0034] 如还在图 2 中所示,分析模块 218 包括脉搏波检测单元 220 和分析单元 222。分析

模块 218 的脉搏波检测单元 220 起作用来由检测被置于与移动设备 200 的光学传感器(例如,如关于图 1 所示的光学传感器 140)接触的指尖的变化的颜色信号来获得脉搏波数据。在一些实现方式中,中央控制单元 214 可以被配置成从移动设备的光学传感器接收光学数据(例如,在一些情况中,中央控制单元还可以配置光学传感器的所期望的像素分辨率和采样率,诸如 30 赫兹(Hz)处 720×480 像素分辨率)。

[0035] 在一些实现方式中,分析模块 218 的分析单元使同时的从 ECG 测量模块 202 接收的 ECG 数据与从脉搏波检测单元 220 接收的脉搏波数据同步。例如,分析单元 222 然后可以使用这样的经同步的 ECG 数据和脉搏波数据来测量脉搏波传导时间(PWTT)并且还可以估计血压和心输出量。在一些实施例中,分析模块 218 被实现为运行在中央控制单元 214(例如移动设备的中央处理器)上的软件程序。在一些实现方式中,分析模块或分析模块的某些功能模块可以以硬件来实现,诸如专用集成电路(ASIC)或现场可编程门阵列(FPGA)。

[0036] 例如,移动设备 200 可以是以下或类似便携式计算设备中的任一个,诸如智能电话、平板计算机和/或膝上型计算机。其它示例移动设备可以包括可穿戴计算设备(例如智能手表、启用 GPS 的手表、启用无线的可穿戴设备和/或其它类似类型的可穿戴计算设备)和/或能够与光学传感器和电学传感器(例如 ECG 传感器)集成的各种其它移动计算设备,和/或耦合到可以与光学传感器和电学传感器(例如 ECG 传感器)集成的这样的移动计算设备的外壳。

[0037] 图 3 示出图示了依照一些实施例的如何使用执行移动心脏健康监视的移动设备来测量用户的 ECG 和脉搏波的视图。特别地,图 3 提供图示了如何使用包括如所示的与 ECG 传感器集成的外壳的移动设备 300 来同时测量 ECG 和脉搏波的视图。在一些实施例中并且参考回图 2, ECG 测量模块 202 被配置成可拆卸地安装到移动设备。例如,模块 202 可以以外壳的形式配置成容纳移动设备 300,如图 4 中所示。在一些实现方式中,可以以附接到移动设备的电子狗的形式来配置 ECG 测量模块 202。如图 3 中所示,例如,用户可以将一只手的手指放置在移动设备 300 的光学透镜上并且同时将两只手的两个食指/中指放置在 ECG 电极 330 上。

[0038] 图 4 示出依照一些实施例的由 ECG 传感器检测到 ECG 的正常特征。ECG 通过使用皮肤电极检测微小电学改变来记录心脏的电活动。检测到的 ECG 波形数据包括 P、Q、R、S 和 T 波。ECG 波形的每一个部分具有其物理含义。P 波反映心房去极化(例如,或收缩)。QRS 复合体反映心室的快速去极化。T 波表示心室的再极化(或恢复)。R-R 间隔说明搏动(beat)间计时。

[0039] 图 5 示出依照一些实施例的由执行移动心脏健康监视的移动设备的光学传感器检测到的脉搏波。

[0040] 特别地,图 4 和 5 示出例如使用如图 2 中示出的和以上关于图 2 描述的 ECG 测量模块 202 和分析模块 218 来检测和处理的 ECG 波形和脉搏波。

[0041] 图 6 示出依照一些实施例的使用执行移动心脏健康监视的移动设备从 ECG 波形和脉搏波测量的脉搏波传导时间(PWTT)。参考图 6, PWTT 的开始点是 ECG 上的 R 波的峰,并且存在针对脉搏波上的结束点的若干不同选择,例如底部、峰值或最大斜率点。

[0042] 特别地,图 6 示出来自同时的 ECG 数据集和脉搏波数据集(例如分别使用移动设备的 ECG 传感器和光学传感器捕获的经同步的 ECG 数据和脉搏波数据,诸如本文所描述的那

样)的PWTT的测量。在一些实现方式中,使用同时的ECG和脉搏波来确定(例如,估计)PWTT的测量的过程包括以下各项:(1)使从ECG传感器和光学传感器检测到的ECG和脉搏波同步;(2)检测ECG的R-波峰;以及(3)计算PWTT。在一些实施例中,从ECG数据和脉搏波被同时记录时的ECG数据的R-波峰与脉搏波到达之间的时间间隔计算PWTT。在一些实施例中,PWTT是从R-波峰到脉搏波的底部的时间间隔。在一些实施例中,PWTT从R-波峰与当微分(differentiated)脉搏波达到例如峰值微分脉搏波的30%时之间的间隔计算。

[0043] 图7是依照一些实施例的用于执行移动心脏健康监视的流程图。在一些实施例中,使用包括处理器、光学传感器和一个或多个电学传感器的移动设备来执行过程700。在一些实施例中,一个或多个电学传感器可以集成在用于移动设备的外壳中。在一些实施例中,一个或多个电学传感器可以与移动设备集成。在702处,执行从光学传感器接收第一数据集。在704处,执行从电学传感器接收第二数据集。在706处,使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集执行多个心脏健康测量。在一些实施例中,电学传感器包括一个或多个心电图(ECG)传感器。在一些实施例中,处理器还被配置成控制光学传感器的分辨率(例如,诸如720×480像素分辨率)。在一些实施例中,处理器还被配置成控制光学传感器的采样率(例如,诸如使用30赫兹(Hz)或更高的采样率)。在一些实施例中,多个心脏健康测量包括ECG、心率、血压和心输出量。

[0044] 图8是依照一些实施例的用于执行移动心脏健康监视的另一个流程图。在一些实施例中,使用包括处理器、光学传感器和一个或多个电学传感器的移动设备来执行过程800。在一些实施例中,一个或多个电学传感器可以集成在用于移动设备的外壳中。在一些实施例中,一个或多个电学传感器可以与移动设备集成。在802处,接收同时的ECG数据和脉搏波数据(例如可以分别使用移动设备的ECG传感器和光学传感器测量同时的ECG数据和脉搏波数据和/或这样的传感器可以集成在用于移动设备的外壳中)。在804处,使同时的ECG数据和脉搏波数据同步。在806处,检测ECG数据的R-波峰。在808处,使用检测到的R-波峰计算PWTT。在一些实施例中,从当同时记录ECG和脉搏波时的ECG的R-波峰与脉搏波到达之间的时间间隔计算PWTT。在一些实施例中,从自R-波峰到脉搏波的底部的时间间隔计算PWTT。在一些实施例中,从R-波峰与当微分脉搏波达到例如峰值微分脉搏波的30%时之间的间隔计算PWTT。在810处,使用所计算的PWTT执行多个心脏健康测量。

[0045] 所计算的PWTT可以用于确定各种心脏健康测量。例如,所计算的PWTT可以用于持有移动设备的用户的血压的间接估计。作为另一个示例,所计算的PWTT可以用于提供心输出量的估计。在一些实施例中,如图3中所示的和以上关于图3描述的,例如,用户将他/她的一个手指放置在智能电话的摄像机的透镜上,然后图像或图像的部分(例如图像的灰度部分)被扫描和处理,这导致针对每一帧的亮度信息。每次心搏产生到达手指尖中的毛细管的血液波。当毛细管充满血液时,它们一般将阻挡光,这导致较低平均亮度值。当血液折回(retrace)时,更多光可以经过,这导致较高平均亮度。这样,通过提取例如针对每一帧的平均亮度值来捕获脉搏波。在该过程期间,可以通过将两只手放置在ECG电极上来同时捕获ECG。数据可以例如通过视频和ECG信号的时间戳而彼此对准。为了测量PWTT,执行来自ECG信号的R-波峰检测、搏动-搏动检测和诸如脉搏波的底部点之类的脉搏波的特定检测。已经得到许多技术来表征PWTT和血压以

及心输出量之间的关系(例如,诸如总体血压(BP)由 $BP = \frac{A}{PWTT^2} + B$ 来近似,如在 P. Fung 等人的出版物“Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time (通过脉搏传导时间的连续非侵入式血压测量)”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 旧金山, CA, 2004 年 9 月中描述的那样。A 从对象高度估计, $A = (0.6 \times \text{高度})^2 \times \frac{g}{14}$ 。B 是校准值。心输出量(CO)可以被导出为 $CO = K \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR$, 如在 H. Ishihara 等人的“A New Non-invasive Continuous Cardiac Output Trend Solely Utilizing Routine Cardiovascular Monitors (单独利用常规心血管监视器的新的非侵入式连续心输出量趋势)”, Journal of Clinical Monitoring and Computing, 18: 313-320, 2004 中描述的那样, 其中 HR 表示心率并且 K、 α 和 β 可以通过校准获得。除了估计血压和心输出量之外, 还可以由该系统监视其它生理参数, 诸如心率、心率变化和呼吸。

[0046] 尽管已经出于清楚理解的目的而以一些细节描述了前述实施例, 但是本发明不限于所提供的细节。存在实现本发明的许多可替换方式。所公开的实施例是说明性而非限制性的。

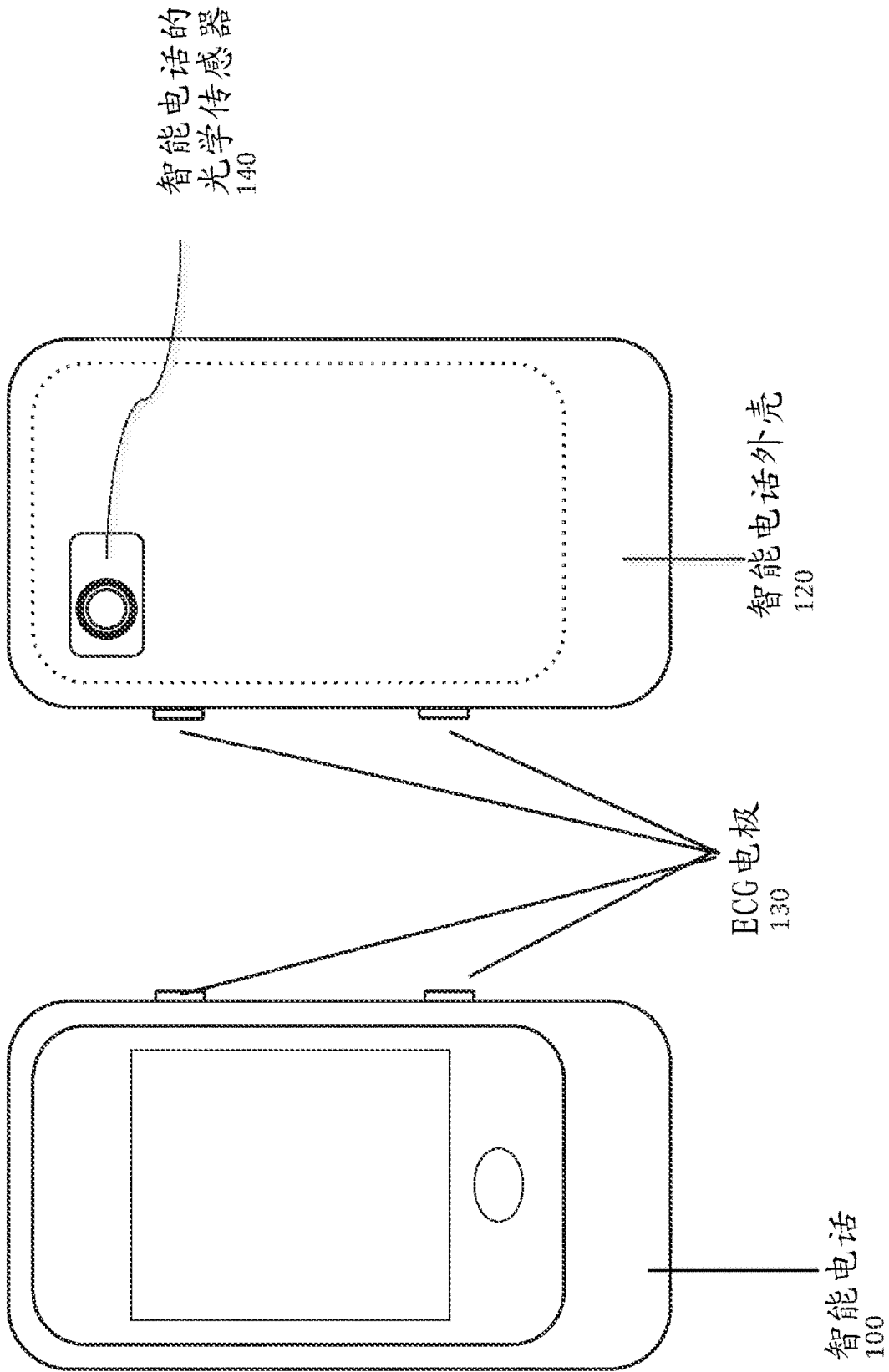


图 1B

图 1A

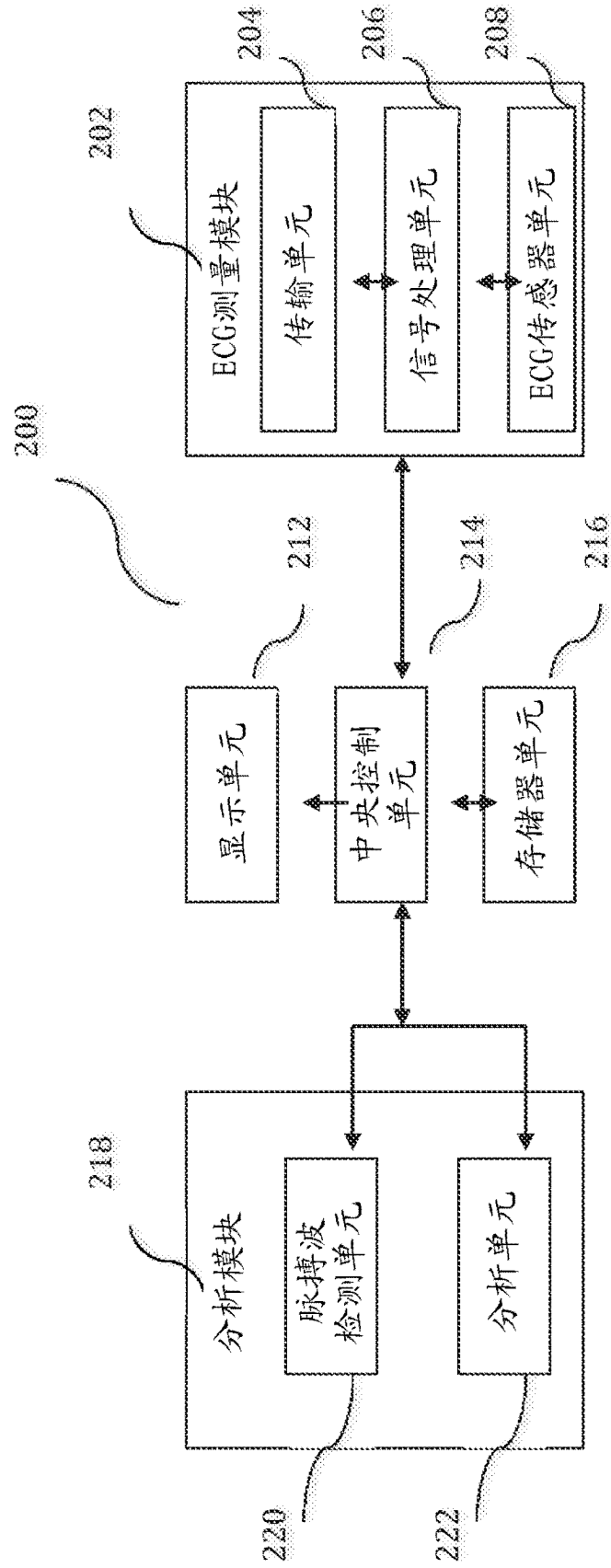


图 2

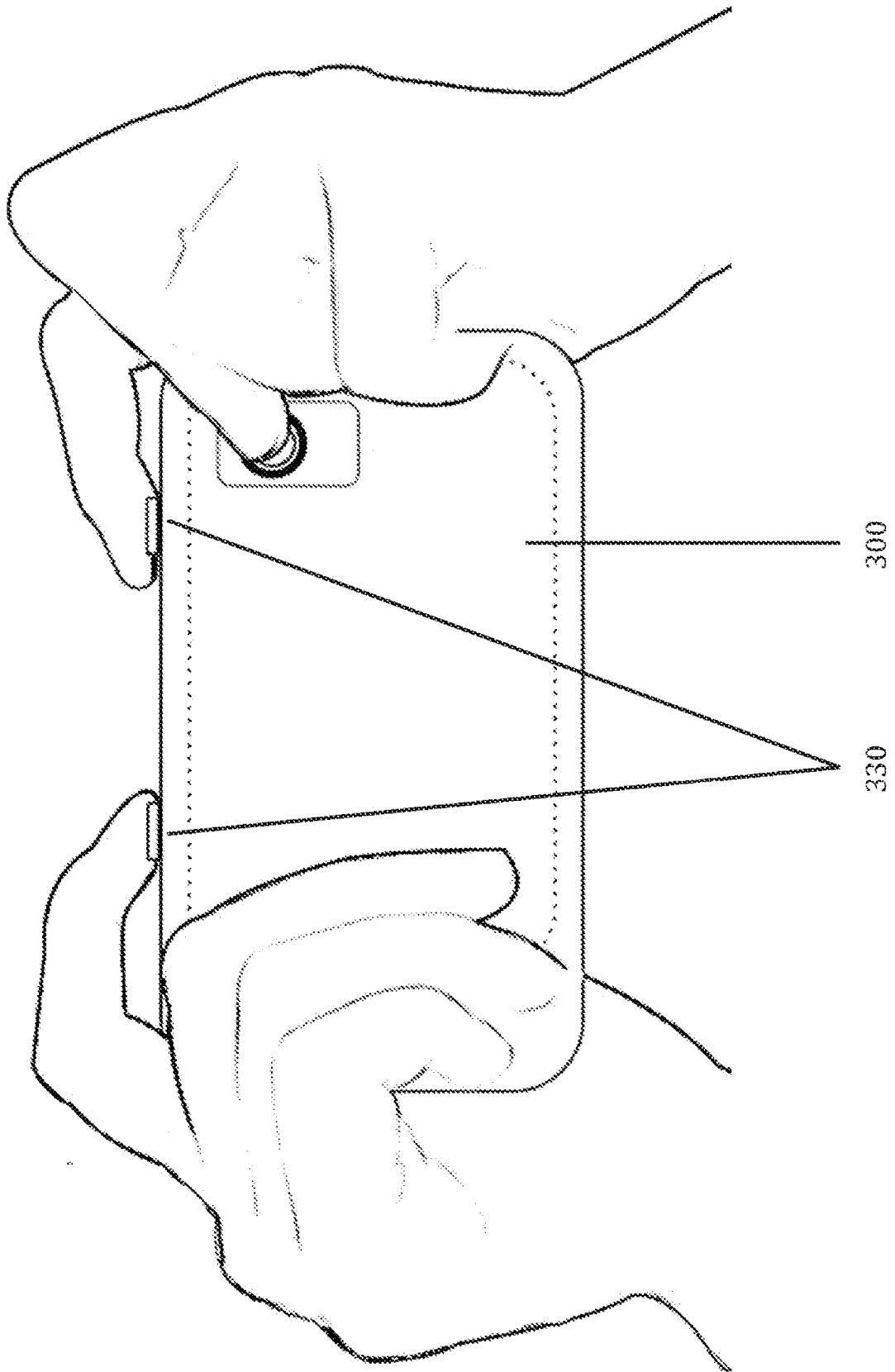


图 3

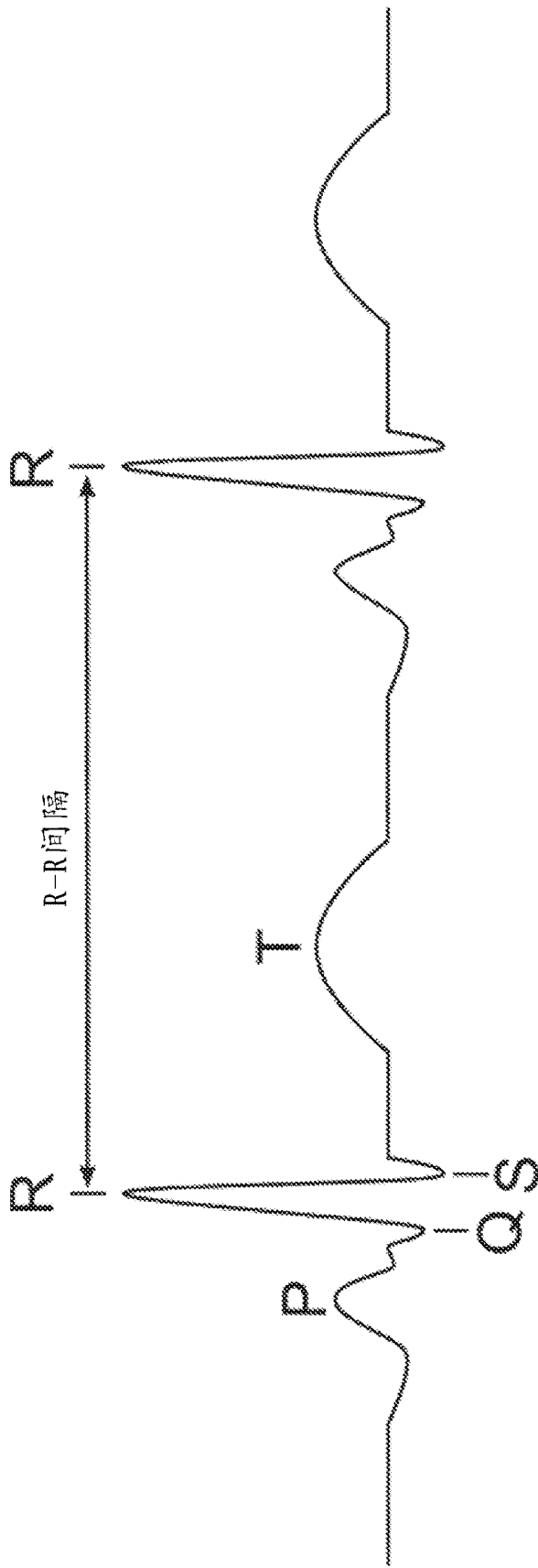


图 4

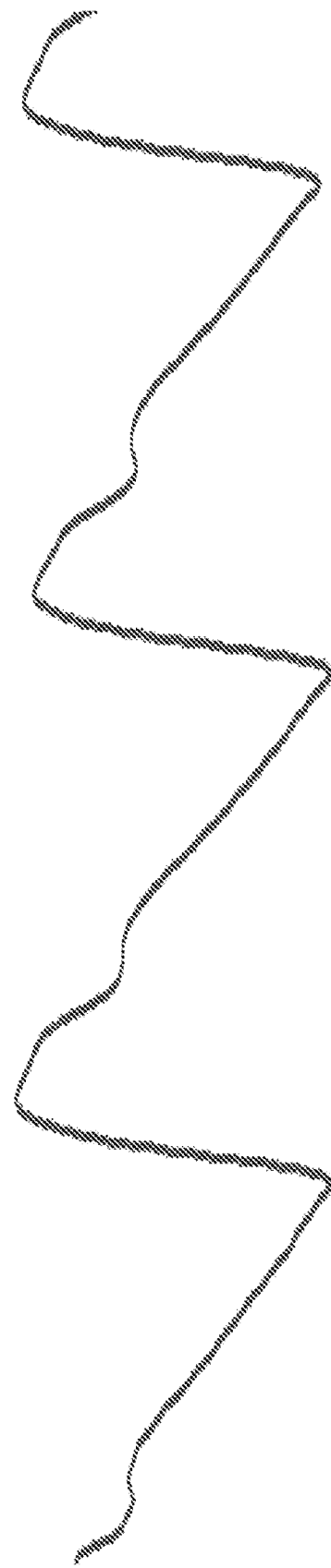


图 5

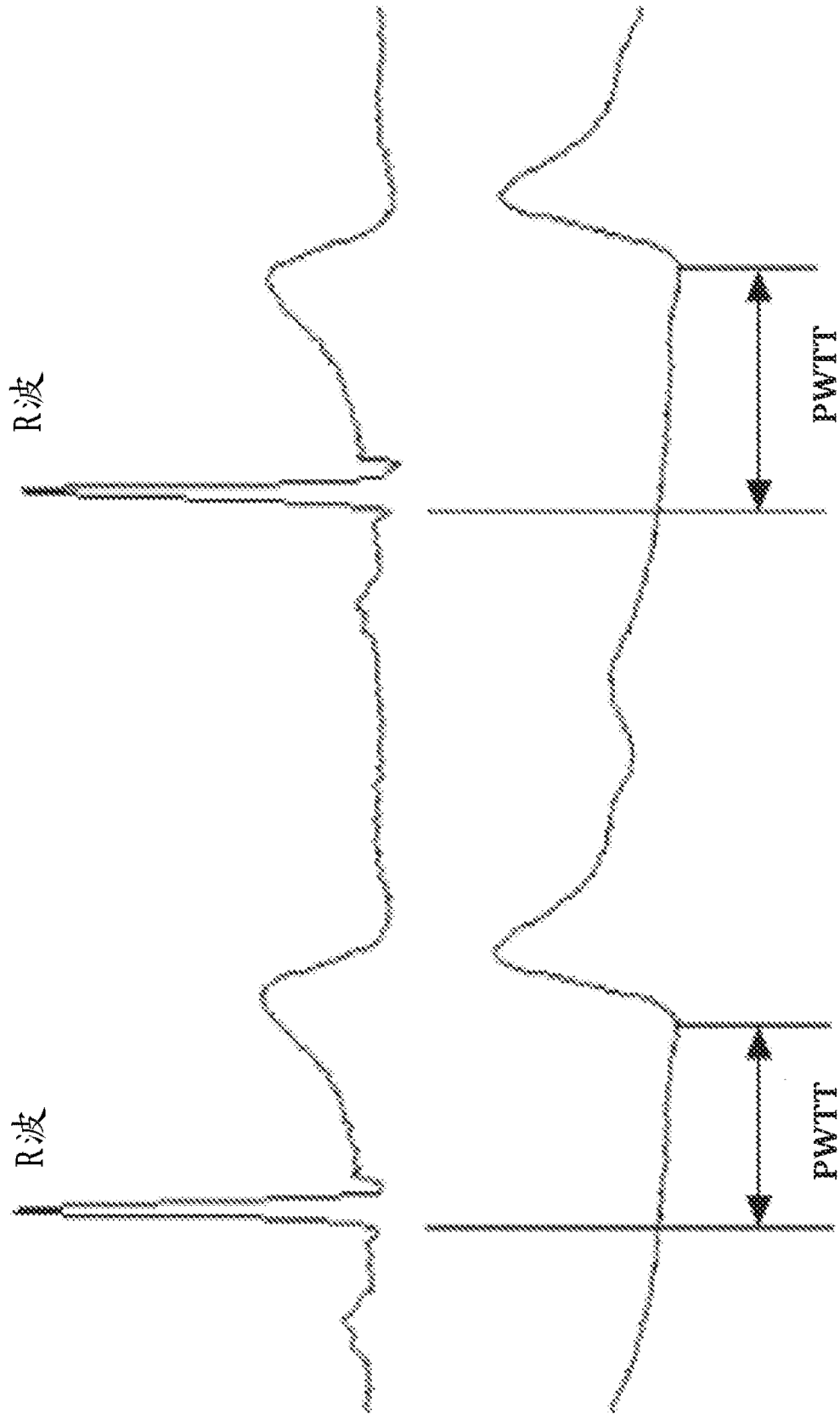


图 6

700

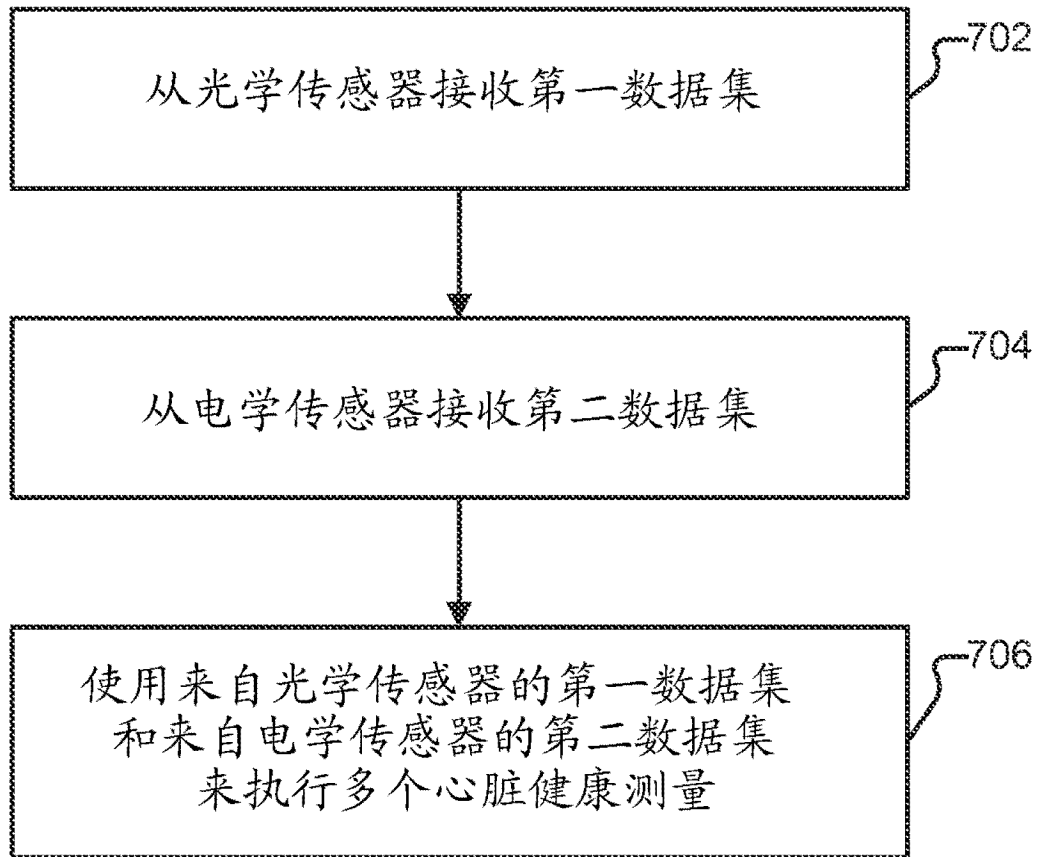


图 7

800 ↘

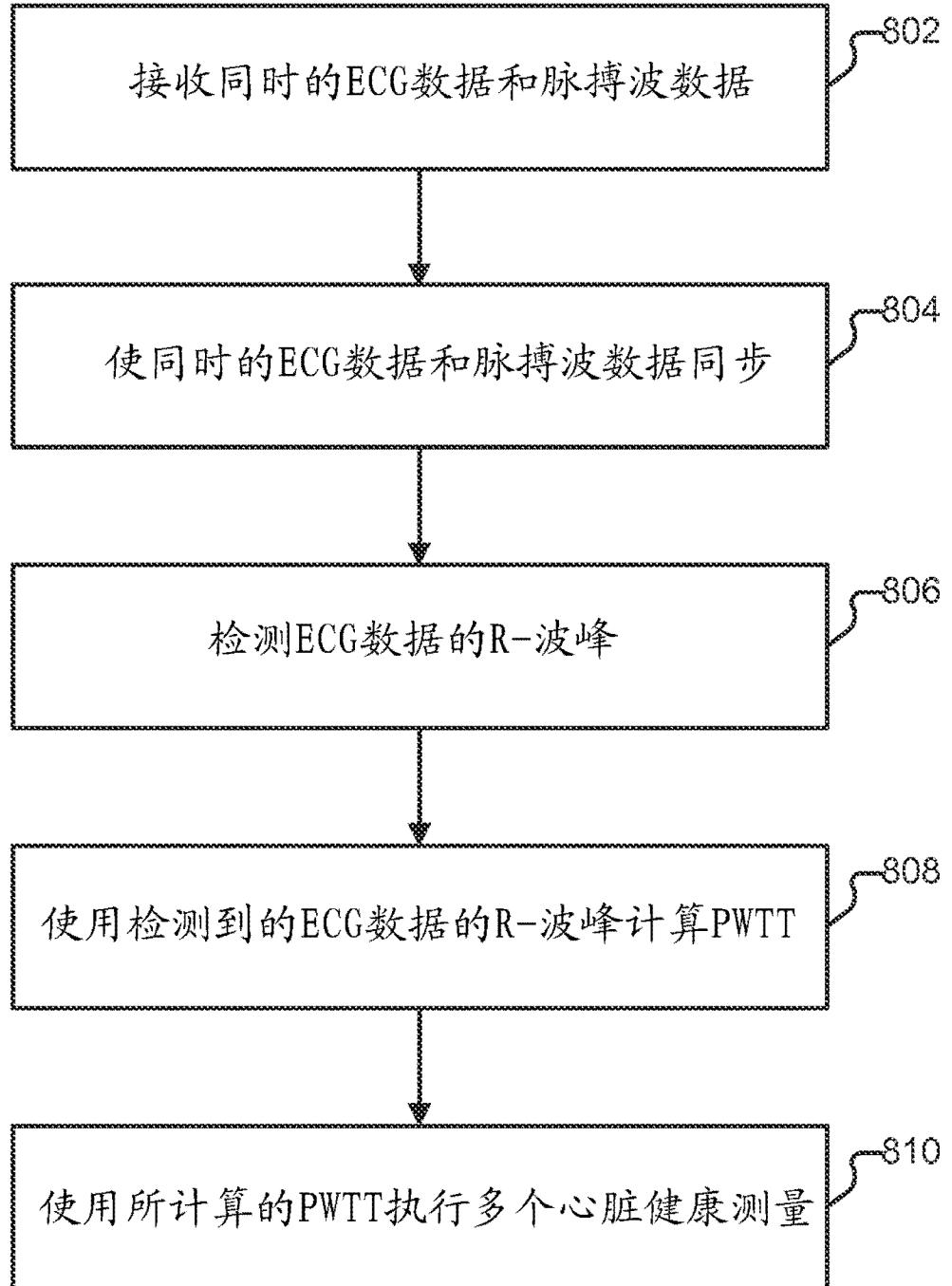


图 8

专利名称(译)	移动心脏健康监视		
公开(公告)号	CN104640498A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201380042847.X	申请日	2013-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	纽罗斯凯公司		
申请(专利权)人(译)	纽罗斯凯公司		
当前申请(专利权)人(译)	纽罗斯凯公司		
[标]发明人	R 邹 A 罗 庄正一		
发明人	R.邹 A.罗 庄正一		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/6898 A61B5/0077 A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0261 A61B5/029 A61B5/04012 A61B5/0404 A61B5/0456 A61B2560/0468 F04C2270/0421		
代理人(译)	谢攀 刘春元		
优先权	61/700260 2012-09-12 US 13/973916 2013-08-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于移动心脏健康监视的技术。在一些实施例中，一种用于移动心脏健康监视的系统，包括包含处理器的移动设备，所述处理器被配置成从光学传感器接收第一数据集；从电学传感器接收第二数据集；并且使用来自光学传感器的第一数据集和来自电学传感器的第二数据集来执行多个心脏健康测量。

