



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112272534 B

(45) 授权公告日 2024. 04. 05

(21) 申请号 201980037864.1

(22) 申请日 2019.06.03

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112272534 A

(43) 申请公布日 2021.01.26

(30) 优先权数据  
18175931.7 2018.06.05 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2020.12.04

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2019/064247 2019.06.03

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02019/233903 EN 2019.12.12

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72) 发明人 J·米尔施特夫 E·布雷施  
J·范登达伦 I·琼延特·莫拉  
L·施密特

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
11256  
专利代理师 范有余

(51) Int. Cl.  
A61B 5/021 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
CN 102429649 A, 2012.05.02  
CN 104138253 A, 2014.11.12  
CN 102397064 A, 2012.04.04  
CN 102488503 A, 2012.06.13  
US 2017209053 A1, 2017.07.27

审查员 李玉书

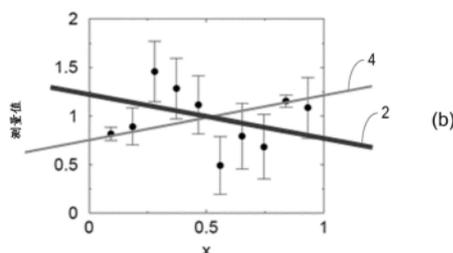
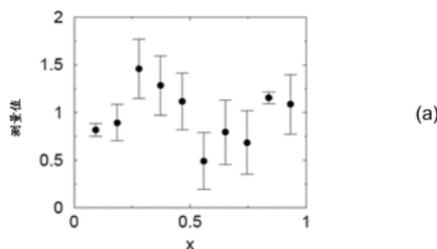
权利要求书3页 说明书15页 附图8页

## (54) 发明名称

用于估计血压替代物趋势的方法和装置

## (57) 摘要

根据一个方面,提供了一种估计血压替代物趋势的计算机实现的方法,方法包括:获取对象的血压替代物的血压替代物测量值集合;针对每个血压替代物测量值,获取指示血压替代物测量值的测量误差的误差值;以及使用贝叶斯推理分析血压替代物测量值集合和相应的误差值,以确定血压替代物随时间的趋势(4)。



1. 一种估计血压替代物趋势的计算机实现的方法,所述方法包括:
  - 获取(101)针对对象的血压替代物的血压替代物测量值集合;
  - 针对每个血压替代物测量值,获取(103)指示用于所述血压替代物测量值的测量误差的误差值;以及
  - 使用贝叶斯推理,分析(105)所述血压替代物测量值集合和相应的所述误差值,以确定所述血压替代物随时间的趋势。
2. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,其中分析的步骤包括:
  - 根据所述对象的生理节律中的、每个血压替代物测量值被测量所在的点,来校正所述集合中的每个所述血压替代物测量值;以及
  - 使用贝叶斯推理,通过分析校正后的所述血压替代物测量值和相应的所述误差值,来确定所述血压替代物随时间的所述趋势。
3. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中校正的步骤包括:
  - 获取所述对象的生理节律替代物的测量;
  - 分析所述生理节律替代物的所述测量,以标识所述对象的生理节律;
  - 基于所标识的所述生理节律,确定所述生理节律中的、所述集合中的每个所述血压替代物测量值被测量所在的相应点;
  - 基于所述生理节律中的所确定的所述相应点,针对所述集合中的每个所述血压替代物测量值确定相应校正;以及
  - 将所确定的所述相应校正应用于所述集合中的所述血压替代物测量值。
4. 根据权利要求1-3中任一项所述的计算机实现的方法,其中获取所述血压替代物测量值集合的步骤包括:针对每个血压替代物测量值:
  - 获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;
  - 评估在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以确定所述血压替代物是否处于稳态;以及
  - 将当所述血压替代物处于稳态时所获取的血压替代物测量值包括在所述血压替代物测量值集合中。
5. 根据权利要求1-3中任一项所述的计算机实现的方法,其中获取所述血压替代物测量值集合的步骤包括:针对每个血压替代物测量值:
  - 获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;
  - 评估在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以确定所述血压替代物是否处于稳态;以及
  - 如果所述血压替代物不是处于稳态,则外推在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以估计处于所述稳态下的所述血压替代物测量值。
6. 根据权利要求1-3中任一项所述的计算机实现的方法,还包括以下步骤:
  - 在测量所述血压替代物之前或期间,向所述对象提供执行过程或锻炼的指令。
7. 根据权利要求1-3中任一项所述的计算机实现的方法,其中所述方法由智能镜(12)执行,所述智能镜(12)包括用于获取所述血压替代物测量值集合的一个或多个传感器(20)。
8. 一种计算机可读介质,所述计算机可读介质具有包含在其中的计算机可读代码,所

述计算机可读代码被配置为使得：在由合适的计算机或处理器(14)执行时使所述计算机或处理器执行根据权利要求1-7中任一项所述的方法。

9. 一种用于估计血压替代物趋势的装置(12),所述装置包括处理单元(14),所述处理单元(14)被配置为:

获取针对对象的血压替代物的血压替代物测量值集合;

针对每个血压替代物测量值,获取指示用于所述血压替代物测量值的测量误差的误差值;以及

使用贝叶斯推理,分析所述血压替代物测量值集合和相应的所述误差值,以确定所述血压替代物随时间的趋势。

10. 根据权利要求9所述的装置(12),其中所述处理单元(14)被配置为:通过以下方式,使用贝叶斯推理,分析所述血压替代物测量值集合和相应的所述误差值,以确定所述血压替代物随时间的趋势:

根据所述对象的生理节律中的、每个血压替代物测量值被测量所在的点,来校正所述集合中的每个所述血压替代物测量值;以及

使用贝叶斯推理,通过分析校正后的所述血压替代物测量值和相应的所述误差值,来确定所述血压替代物随时间的所述趋势。

11. 根据权利要求10所述的装置(12),其中所述处理单元(14)被配置为通过以下方式校正所述集合中的每个所述血压替代物测量值:

获取所述对象的生理节律替代物的测量;

分析所述生理节律替代物的所述测量,以标识所述对象的生理节律;

基于所标识的所述生理节律,确定所述生理节律中的、所述集合中的每个所述血压替代物测量值被测量所在的相应点;

基于所述生理节律中的所确定的所述相应点,针对所述集合中的每个所述血压替代物测量值确定相应校正;以及

将所确定的所述相应校正应用于所述集合中的所述血压替代物测量值。

12. 根据权利要求9-11中任一项所述的装置(12),其中所述处理单元(14)被配置为:通过以下方式,针对每个血压替代物测量值,获取所述血压替代物测量值集合:

获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;

评估在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以确定所述血压替代物是否处于稳态;以及

将当所述血压替代物处于稳态时所获取的血压替代物测量值包括在所述血压替代物测量值集合中。

13. 根据权利要求9-11中任一项所述的装置(12),其中所述处理单元(14)被配置为:通过以下方式,针对每个血压替代物测量值,获取所述血压替代物测量值集合:

获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;

评估在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以确定所述血压替代物是否处于稳态;以及

如果所述血压替代物不是处于稳态,则外推在所述时间窗口期间获取的所述血压替代物测量值,以估计处于所述稳态下的所述血压替代物测量值。

14. 根据权利要求9-11中任一项所述的装置(12), 其中所述处理单元(14)还被配置为: 经由用户界面, 在测量所述血压替代物之前或期间, 向所述对象提供执行过程或锻炼的指令。

15. 根据权利要求9-11中任一项所述的装置(12), 其中所述装置是智能镜, 所述智能镜包括用于获取所述血压替代物测量值集合的一个或多个传感器(20)。

## 用于估计血压替代物趋势的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本公开涉及可以被用作对象的血压的替代物的度量的分析,尤其涉及一种用于估计血压替代物趋势的方法和装置。

### 背景技术

[0002] 所谓的量化自我利用技术来测量和收集有关人的日常生活活动的的数据或信息,诸如移动、食用食物、移动量、情绪等。人的皮肤特征能够提供生命体征(诸如心律)的监测这一发现已经将可穿戴设备(如智能手表和腕带)推向了市场。

[0003] 除了这些可穿戴设备外,还考虑了所谓的智能镜,在这种智能镜中,通过一个或多个传感器来增强标准镜(例如,用于浴室环境中),从而可以通过从一定距离监测皮肤(即非接触式测量)或通过使用触摸(即基于接触的测量,诸如触摸)来测量许多生命体征。

[0004] 旨在提供健康相关数据的可穿戴设备和智能镜通常只能测量(或支持测量)人的心率、心率变异性、呼吸率和氧饱和度(SpO<sub>2</sub>)水平。

[0005] 血压是可以测量的人的另一有用生理特征,并且期望使用可穿戴设备或智能镜以不引人注目的方式测量血压。通常很难远程(即非接触式)获取血压测量,因此,要测量一种或多种其他生理特征,这些特征可以提供对象的血压指示或血压随时间的趋势的指示。一种这样的“替代”生理特征是脉搏波速度(PWV)。脉搏波速度(PWV)是压力脉搏沿人的动脉树传播的速度,可以通过观察脉搏在两个相距已知距离的测量点之间移动所需的时间(称为脉搏传导时间PTT)来测量。PWV由测量点之间的距离除以PTT得出。就其本身而言,PWV是动脉病变和心血管健康的指标。

[0006] PWV被认为是一个人的血压的有用指标,因此,PWV被视为在低麻烦、不引人注目的血压监测器中使用的良好特征。特别是,认为人的PWV趋势与人的血压趋势之间存在相关性。

[0007] 有多种技术可以被用于以非侵入性方式测量PWV。一种常见的技术是在人体的两个部位使用光电容积描记法(PPG)来检测血容量变化作为脉搏信号,其中PWV是由传感器之间的距离除以检测到的脉搏之间的时间差得出。另一种选择是将心电图(ECG)与另一传感器(例如PPG、超声、阻抗心电图等)结合使用,其中,测量脉搏到达时间(PAT)(即,脉搏到达特定点的时间),并且通过测量ECG信号的R峰与另一传感器获取的信号的R峰之间的时间差来计算PAT。

[0008] 专利申请WO 2017/156084 A2公开了一种基于人体的光学成像来追踪心冲击描记图、光体积描记图、血压和异常心律的系统和方法。同时获得来自人体相似区域的心冲击描记图和光体积描记图信号,并且使用这两个信号之间的时间延迟来确定对象的血压。

[0009] 专利申请US 2017/0164904 A1公开了一种用于获得脉搏传导时间和/或脉搏波速度信息的方法。基于一组图像帧和检测到的身体部位的运动,从不同的非运动身体部位中选择感兴趣的区域,并从获取的PPG信号以及所确定的感兴趣的区域之间的物理距离,获取脉搏传导时间和/或脉搏波速度信息。

[0010] 专利US 9,462,980 B2公开了一种系统,该系统据称可预测危及生命的状况,该系统基于针对多个不同生命体征参数的测量值生成。

### 发明内容

[0011] 如上所述,随时间获取的PAT、PTT和/或PWV测量(或其他生理特征测量)可以被用作血压趋势的指标(可以是上下文特定的)。一种方法是通过对PAT、PTT和/或PWV测量应用经典的最小均方(LMS)方法来推断血压趋势。但是,任何生理特征的测量都会伴随测量误差,这会影响结果的可靠性。当使用LMS方法从PAT、PTT和/或PWV趋势推断血压趋势时,尤其如此,因为通常不考虑测量的可靠性。

[0012] 针对非接触式测量以及在短时间窗口期间(例如当人站在镜子前面时)获取的测量来说,测量误差或测量不确定性(即实际测量值可能位于的范围)尤其是一个问题。

[0013] 因此,期望从血压替代物(诸如PAT、PTT和/或PWV)的测量来改善对趋势的估计,特别是在血压替代物的测量可能具有测量误差的情况下。

[0014] 根据第一特定方面,提供了一种估计血压替代物趋势的计算机实现的方法,该方法包括:获取针对对象的血压替代物的血压替代物测量值集合;针对每个血压替代物测量值,获取用于指示血压替代物测量值的测量误差的误差值;以及使用贝叶斯推理分析血压替代物测量值集合和相应的误差值,以确定血压替代物随时间的趋势。该方法从血压替代物的测量改善了对趋势的估计,其中血压替代物的测量可能具有测量误差。

[0015] 在一些实施例中,分析的步骤包括:根据对象的生理节律中的、每个血压替代物测量值被测量所在的点,来校正集合中的每个血压替代物测量值;以及使用贝叶斯推理,通过分析校正后的血压替代物测量值和相应的误差值,来确定血压替代物随时间的趋势。

[0016] 在这些实施例中,校正的步骤可以包括:获取对象的生理节律替代物的测量;分析生理节律替代物的测量以标识对象的生理节律;基于所标识的生理节律,确定生理节律中的、集合中的每个血压替代物测量值被测量所在的相应点;基于生理节律中的所确定的相应点,针对集合中的每个血压替代物测量值确定相应校正;以及将所确定的相应校正应用于集合中的血压替代物测量值。

[0017] 在这些实施例中,确定相应校正的步骤可以基于:(i)生理节律替代物和血压替代物的线性函数;(ii)将生理节律替代物与血压替代物相关的映射函数;(iii)针对生理节律中相应点的预定校正组合;或(iv)针对其他对象群体的数据。

[0018] 在这些实施例中,生理节律替代物可以是心率、体温和/或体育活动水平。

[0019] 在一些实施例中,获取血压替代物测量值集合的步骤包括:针对每个血压替代物测量值:获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;评估在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以确定血压替代物是否处于稳态;以及将当血压替代物处于稳态时获取的血压替代物测量值包括在血压替代物测量值集合中。

[0020] 在备选实施例中,获取血压替代物测量值集合的步骤包括:针对每个血压替代物测量值:获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;评估在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以确定血压替代物是否处于稳态;以及,如果血压替代物不是处于稳态,则外推在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以估计处于稳态下的血压替代物测量值。

[0021] 在一些实施例中,该方法还包括以下步骤:在测量血压替代物之前或期间向对象提供执行过程或锻炼的指令。

[0022] 在这些实施例中,该方法还可以包括以下步骤:监测对象以确定对象是否正确地执行了该过程或锻炼;以及,向对象提供反馈或进一步的指示,以辅助对象正确地执行该过程或锻炼。

[0023] 在一些实施例中,血压替代物是脉搏到达时间PAT,并且分析的步骤包括:获取对象的心率的测量;以及从PAT测量时的心率估计每个PAT测量值的预射血期(pre-ejection period) PEP;从相应的PAT测量值中减去所估计的PEP以确定校正后的PAT测量值集合;以及,通过分析校正后的PAT测量值和相应的误差值,使用贝叶斯推理来确定PAT随时间的趋势。

[0024] 在备选实施例中,血压替代物是脉搏波速度PWV、脉搏到达时间PAT和脉搏传导时间PTT、心率、血容量分布、脉搏形态变化和整体移动中的任一种。

[0025] 在一些实施例中,获取血压替代物测量值集合的步骤包括:使用光电容积描记法PPG传感器、心电图ECG传感器、加速度计、图像捕获设备、视频捕获设备、基于雷达的传感器、基于激光的多普勒传感器、测量干扰的传感器和Moiré传感器中的一个或多个来获取血压替代物测量值。

[0026] 在一些实施例中,该方法由智能镜执行,该智能镜包括用于获取血压替代物测量值集合的一个或多个传感器。

[0027] 在一些实施例中,该方法还包括以下步骤:将所确定的血压替代物随时间的趋势用作血压趋势的指标。

[0028] 根据第二方面,提供了一种计算机程序产品,该计算机程序产品包括计算机可读介质,计算机可读介质具有包含在其中的计算机可读代码,该计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理器执行时使该计算机或处理器执行根据第一方面或其任何实施例所述的方法。

[0029] 根据第三特定方面,提供了一种用于估计血压替代物趋势的装置,该装置包括处理单元,该处理单元被配置为:获取对象的血压替代物的血压替代物测量值集合;针对每个血压替代物测量值,获取指示用于血压替代物测量值的测量误差的误差值;以及使用贝叶斯推理分析血压替代物测量值集合和相应的误差值,以确定血压替代物随时间的趋势。该装置从血压替代物的测量改善了对趋势的估计,其中血压替代物的测量可能具有测量误差。

[0030] 在一些实施例中,处理单元被配置为通过以下方式,使用贝叶斯推理分析血压替代物测量值集合和相应的误差值,以确定血压替代物随时间的趋势:根据对象的生理节律中的、每个血压替代物测量值被测量所在的点来校正集合中的每个血压替代物测量值;以及使用贝叶斯推理,通过分析校正后的血压替代物测量值和相应的误差值,来确定血压替代物随时间的趋势。

[0031] 在这些实施例中,处理单元被配置为通过以下方式校正集合中的每个血压替代物测量值:获取对象的生理节律替代物的测量;分析生理节律替代物的测量以标识对象的生理节律;基于所标识的生理节律,确定生理节律中的、集合中的每个血压替代物测量值被测量所在的相应点;基于生理节律中的所确定的相应点,针对集合中的每个血压替代物测量

值确定相应的校正;以及将所确定的相应校正应用于集合中的血压替代物测量值。

[0032] 在这些实施例中,处理单元可以被配置为基于以下来确定相应校正:(i)生理节律替代物和血压替代物的线性函数;(ii)将生理节律替代物与血压替代物相关的映射函数;(iii)针对生理节律中相应点的预定校正组合;或(iv)针对其他对象群体的数据。

[0033] 在这些实施例中,生理节律替代物可以是心率、体温和/或体育活动水平。

[0034] 在一些实施例中,处理单元被配置为:针对每个血压替代物测量值,获取血压替代物测量值集合:获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;评估在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以确定血压替代物是否处于稳态;以及将当血压替代物处于稳态时获取的血压替代物测量值包括在血压替代物测量值集合中。

[0035] 在备选实施例中,处理单元被配置为:针对每个血压替代物测量值,获取血压替代物测量值集合:获取在一个时间窗口期间的多个血压替代物测量值;评估在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以确定血压替代物是否处于稳态;以及,如果血压替代物不是处于稳态,则外推在时间窗口期间获取的血压替代物测量值,以估计处于稳态下的血压替代物测量值。

[0036] 在一些实施例中,处理单元还被配置为:经由用户界面,在测量血压替代物之前或期间向对象提供执行过程或锻炼的指令。

[0037] 在这些实施例中,处理单元还可以被配置为:监测对象以确定对象是否正确地执行了该过程或锻炼;以及,经由用户界面向对象提供反馈或进一步的指示,以辅助对象正确地执行该过程或锻炼。

[0038] 在一些实施例中,血压替代物是脉搏到达时间PAT,并且处理单元被配置为:通过以下方式,使用贝叶斯推理分析血压替代物测量值集合和相应的误差值,以确定血压替代物随时间的趋势:获取对象的心率的测量;以及从PAT测量时的心率针对每个PAT测量值估计预射血期PEP;从相应的PAT测量值中减去估计的PEP以确定校正后的PAT测量值集合;以及,通过分析校正后的PAT测量值和相应的误差值,使用贝叶斯推理来确定PAT随时间的趋势。

[0039] 在备选实施例中,血压替代物是脉搏波速度PWV、脉搏到达时间PAT和脉搏传导时间PTT、心率、血容量分布、脉搏形态变化和整体移动中的任何一种。

[0040] 在一些实施例中,处理单元被配置为通过以下方式获取血压替代物测量值集合:使用光电容积描记法PPG传感器、心电图ECG传感器、加速度计、图像捕获设备、视频捕获设备、基于雷达的传感器、基于激光的多普勒传感器、测量干扰的传感器和Moiré传感器中的一个或多个来获取血压替代物测量值。

[0041] 在一些实施例中,该装置是智能镜,该智能镜包括用于获取血压替代物测量值集合的一个或多个传感器。

[0042] 在一些实施例中,处理单元还被配置为将所确定的血压替代物随时间的趋势用作血压趋势的指标。

[0043] 本公开的这些和其他方面将从下文描述的实施例变得显而易见,并且将参照下文描述的实施例来阐述。

## 附图说明

- [0044] 现在参照附图仅以示例的方式描述示例实施例,在附图中:
- [0045] 图1包括两个图,图示了用于通过一系列测量确定趋势的不同方法;
- [0046] 图2是根据各种实施例的装置的框图;
- [0047] 图3是根据各种实施例的智能镜形式的装置的图示;
- [0048] 图4是图示了根据各种实施例的方法的流程图;
- [0049] 图5是图示了生理节律对血压的影响的图;
- [0050] 图6是图示了响应于体育活动PAT随时间变化的图;
- [0051] 图7是图示了呼吸对PAT的影响的一对图;
- [0052] 图8是图示了针对一系列测量的PAT与心率的对照图;
- [0053] 图9是图示了针对一系列测量的PAT与预射血期(PEP)之差与心率的对照图;
- [0054] 图10是图示了针对一系列测量的心率随时间的图;
- [0055] 图11是图示了针对一系列测量的收缩压随时间的图;
- [0056] 图12是图示了针对一系列测量的PAT随时间的图;以及
- [0057] 图13是图示了针对一系列测量的PAT与PEP之差随时间的图。

## 具体实施方式

[0058] 如本文所用,“血压替代物”是身体的任何生理特征或特征,对其的测量可以提供对象的血压的指示或对象的血压随时间的变化的指示(即,趋势)。如上所述,一种血压替代物是脉搏波速度PWV。可以根据本文描述的实施例使用的其他血压替代物包括例如脉搏到达时间PAT、脉搏传导时间PTT、心率、血容量分布(例如在面部)、脉搏形态变化、整体移动(例如,使用心冲击描记法测量)。因此,随时间获取的PAT、PTT和/或PWV(或其他生理特征)测量可以被用作血压趋势的指标,尽管与这些血压替代物的测量相关联的测量误差对所产生的趋势的可靠性具有重大影响。针对非接触式测量以及在短时间窗口期间(例如当人站在镜子前面时)获取的测量来说,例如当对象短暂地位于智能镜前时获取的测量,测量误差或测量不确定性(即实际测量值可能位于的范围)尤其是一个问题。

[0059] 一种推断测量集合中的趋势的方法是使用最小均方(LMS)方法。但是,LMS方法没有考虑测量的可靠性(或误差),因此会降低趋势线的准确性。相反,贝叶斯推理方法确实考虑了测量误差,因此可以提供对趋势的更可靠指示。贝叶斯方法使一种客观化方法能够定量地区分线性趋势与恒定趋势。LMS方法和贝叶斯方法之间的差异如图1所示。

[0060] 图1(a)示出了十次测量的示例性集合,其中每次测量都具有相应的误差条,该误差条示出了针对每次测量的测量误差(不确定性)。可以看出,误差条在不同的测量之间变化。图1(a)中测量的基本趋势是正的(即,测量大体上是增加的)。图1(b)示出了从图1(a)中的测量集合得出的两条不同的趋势线。第一行标记为2,是使用标准LMS过程得出的,表明存在负趋势。第二行标记为4,是使用贝叶斯推理得出的,并考虑了测量误差(误差条)。具体地,贝叶斯方法在第一次测量和第九次测量中使用了低得多的测量误差(从图的左手侧算起),以(正确地)标识正测量趋势。另外,为了区分测量集合中的基本趋势,贝叶斯方法可以提供量化的度量作为例如线性趋势与恒定值(“奇数比”)的概率。该奇数比的值可以用作阈值。这可以经由获取的测量值 $\{x, y\}$ 和基础统计考虑来表示,其中 $D=D(y)$ ,诸如奇数比0由

下式给出:

$$[0061] \quad O = \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi\rho^2}{N\Delta x^2} \right)^{1/2} \frac{1}{(1 + \Delta D \Delta x / \Delta x^2)^{3/2}} \cdot \exp \left\{ \frac{N}{2\rho^2} \cdot \frac{\overline{\Delta x \Delta D^2}}{\Delta x^2} \right\} \quad (1)$$

[0062] 其中N是观测次数,  $\rho$  经由项  $\sum_i^N 1/s_i^2 = N/\rho^2$  来定义,  $s_i$  是针对观察  $y_i$  的标准偏差的近似值,  $\Delta x$  由  $x_i$  减去所有  $x_i$  的平均值得到, 而  $\Delta D$  被定义为  $y_i$  减去所有  $y_i$  的平均值。  $\ln(O) > 5$  的值通常被认为是线性趋势存在的“压倒性”证据, 2.5到5是线性趋势存在的有力指示, 1到2.5是线性趋势存在的正指示, 而  $< 1$  被认为是测量中未指示或不在线性趋势。该度量还可以被用作给对象的有关趋势实际强度(即可能性有多大)的反馈。

[0063] 因此, 提出使用贝叶斯推理方法从血压替代物的测量来推断血压, 诸如脉搏波速度(PWV)、脉搏到达时间(PAT)和/或脉搏传导时间(PTT)。

[0064] 在图2中示出了可用于从一个或多个血压替代物的测量确定血压替代物趋势的装置。装置12包括处理单元14, 该处理单元14控制装置12的操作并且可被配置为执行或进行本文所述的方法。可以用软件和/或硬件以多种方式来实现处理单元14, 以执行本文描述的各种功能。处理单元14可以包括一个或多个微处理器或数字信号处理器(DSP), 其可以使用软件或计算机程序代码来编程以执行所需的功能和/或控制处理单元14的组件以实行所需的功能。处理单元14可以被实现为用于执行一些功能的专用硬件(例如, 放大器、前置放大器、模数转换器(ADC)和/或数模转换器(DAC)和执行其他功能的处理器(例如, 一个或多个编程的微处理器、控制器、DSP和相关电路系统)的组合。本公开的各个实施例中可以采用的组件的示例包括, 但不限于, 传统微处理器、DSP、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0065] 处理单元14连接到存储器单元16, 该存储器单元16可以存储数据、信息和/或信号, 以供处理单元14在控制装置12的操作和/或在执行或进行本文中描述的方法时使用。在一些实施方案中, 存储器单元16存储可由处理单元14执行的计算机可读代码, 使得处理单元14执行一种或多种功能, 包括本文所述的方法。存储器单元16可以包括任何类型的非暂时性机器可读介质, 诸如高速缓存或系统存储器, 包括易失性和非易失性计算机存储器, 诸如随机存取存储器(RAM) 静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、只读存储器(ROM)、可编程ROM(PROM)、可擦除PROM(EPROM)和电可擦除PROM(EEPROM), 它们以存储器芯片、光盘(诸如压缩盘(CD)、数字多功能光盘(DVD)或蓝光光盘)、硬盘、磁带存储解决方案或固态设备的形式来实现, 包括记忆棒、固态驱动器(SSD)、存储器卡等。

[0066] 装置12可选地包括接口电路系统18, 该接口电路系统18用于实现与其他设备的数据连接和/或与其他设备的数据交换, 其他设备包括服务器、数据库、用户设备和传感器中的任何一个或多个。该连接可以是直接的或间接的(例如, 经由互联网), 并且因此接口电路系统18可以经由任何期望的有线或无线通信协议来实现装置12与诸如互联网之类的网络之间的连接。例如, 接口电路系统18可以使用WiFi、蓝牙、Zigbee或任何蜂窝通信协议(包括但不限于全球移动通信系统(GSM)、通用移动通信系统(UMTS)、长期演进(LTE)、LTE-Advanced等)来操作。接口电路系统18可以连接到处理单元14。

[0067] 在一些实施例中, 装置12还可以包括用户界面(图2中未示出), 该用户界面包括使

装置12的用户(例如,正在测量或估计血压趋势的对象)能够将信息、数据和/或命令输入到装置12中和/或使装置12能够向装置12的用户输出信息或数据的一个或多个组件。用户界面可以包括(多个)任何适当的输入组件,包括但不限于键盘、小键盘、一个或多个按钮、开关或转盘、鼠标、触控板、触摸屏、手写笔、照相机、麦克风等,并且用户界面可以包括(多个)任何合适的输出组件,包括但不限于显示屏、一个或多个灯或照明元件、一个或多个扬声器、振动元件等。

[0068] 为了确定血压替代物趋势,需要测量一种或多种血压替代物。使用一个或多个血压替代物传感器获取这些测量(或测量值)。(多个)血压替代物传感器可以是装置12的一部分(例如,如图2中的血压替代物传感器20所示),或者(多个)血压替代物传感器可以与装置12分离。在后一种情况下,装置12可以连接到(多个)血压替代物传感器以直接从(多个)血压替代物传感器接收血压替代物测量,或者装置12可以经由接口电路系统18接收血压替代物测量。可以将血压替代物测量值提供给处理单元14进行处理,或者可以将测量值存储在存储器单元16中以便后面由处理单元14进行处理。

[0069] 血压替代物传感器20可以是测量对象的血压替代物的任何类型的传感器。血压替代物传感器20可以输出指示血压替代物的测量信号,或者血压替代物传感器20可以输出可以被分析或处理以确定血压替代物的测量信号。在一些实施例中,如上所述,血压替代物可以是对象的PWV、PAT和/或PTT、心率、血容量分布(例如在面部)、脉搏形态变化、总体移动(例如使用心冲击描记法测量)或可以被用作血压的替代物测量的任何其他生理特征(即,变化与血压变化相关或近似相关的任何其他生理特征)。

[0070] 为了测量例如PWV或PTT,血压替代物传感器20可以包括多个感测元件(例如两个感测元件被放置在对象的身体上的不同位置上以测量每个位置处的脉搏信号),并且这些感测元件可以是相同或不同的类型。

[0071] 在一些实施例中,血压替代物传感器20是或包括一个或多个光电容积描记(PPG)传感器。每个PPG传感器都包括:光源,用于照亮对象的身体的一部分(例如,手指、手腕、耳朵、前额等);以及光传感器,用于测量光源附近皮肤/组织反射和/或吸收的光。光传感器输出表示测量到的光强度的测量信号,该测量信号可以被处理以标识血容量变化作为脉搏信号。通常,将PPG传感器放置成与皮肤接触。可以从PPG测量信号中提取浅表皮肤组织(即,在皮肤表面附近)的血容量变化的特征、以及表示对象的脉搏或心跳的特征,诸如脉搏的到达时间。

[0072] 在其他实施例中,血压替代物传感器20可以是一个或多个心电图(ECG)传感器,其包括一个或多个电极,该电极放置在对象的身体上或可以靠近身体并且测量心脏的电活动。在一些实施例中,可以使用电容性ECG电极,当对象与电极接触时,该电容性ECG电极可以测量ECG信号。例如,可以在地板上或一组秤上设置电极,当对象站在地板或秤上的电极上时可以测量ECG信号。

[0073] 在一些实施例中,血压替代物传感器20可以包括两个PPG传感器,这两个PPG传感器将被放置在对象的身体上的不同位置处,以测量脉搏在每个位置处的到达时间(其中一个PPG传感器被放置在另一PPG传感器的下游使得能够测量同一脉搏在不同位置的到达时间)。在其他实施例中,血压替代物传感器20可以包括PPG传感器和ECG传感器。ECG传感器用于测量心脏的电活动,特别是R峰,而PPG传感器用于测量脉搏到达PPG传感器位置的时间。

[0074] 在其他实施例中,血压替代物传感器20可以是加速度计或其他类型的移动传感器,其被放置成与对象的身体的一部分(例如,胸部、颈部、腕部、手指等)接触并测量身体部位的加速度(或更笼统地说是移动)。加速度计(或其他类型的移动传感器)对由皮肤下面的血管中的血液的脉动引起的皮肤移动足够敏感,从而可以从测量信号中提取血液的脉搏的到达。在使用加速度计的情况下,该加速度计可以测量沿三个正交轴(例如标记为X、Y和Z)的加速度,并输出三个信号(每个信号表示沿一个相应轴的加速度),或者输出一个信号,该一个信号是沿三个正交轴测得的加速度的合成。可以使用本领域中已知的信号分析技术来处理来自加速度计的测量信号,以提取由于心跳/血液脉动而引起的移动,因此可以从加速度测量中得出血压替代物测量值。可以从中获取心率测量值的其他类型的移动传感器包括测量旋转和方位变化的陀螺仪。本领域技术人员将意识到可以用于测量血压替代物的其他类型的移动传感器。

[0075] 应当理解,加速度计(或其他移动传感器)可以与PPG传感器(代替第二PPG传感器)或与ECG传感器(代替PPG传感器)结合使用以测量血压替代物。

[0076] 应当理解,上面概述的血压替代物传感器20需要与对象直接或物理接触。然而,在一些实施例中,血压替代物传感器20非接触式地(即,无需与对象物理接触)测量血压替代物。例如,血压替代物传感器20可以是用于捕获图像或视频序列的图像传感器(例如照相机)。可以使用图像分析技术来处理图像或视频序列,以提取血压替代物测量。例如,图像或视频序列可以被处理以标识图像或视频序列内的皮肤区域,并且分析那些区域以提取针对皮肤的PPG信号。这被称为远程PPG(rPPG),并且用于分析图像或视频序列以提取PPG信号的技术在本领域中是已知的。除rPPG信号外,还可以(或备选地)使用照相机检测由于脉搏信号引起的局部组织(皮肤)移动(例如在颈动脉所在区域)以及由心脏的泵吸作用引起的整体移动。备选地,可以使用基于雷达的传感器来测量皮肤的移动(即由于脉搏)。可用于测量血压替代物的其他类型的传感器包括基于激光的多普勒传感器、使用相干光来测量干扰(斑点效应)的传感器以及Moiré传感器。

[0077] 血压替代物传感器20可以以任何合适的采样频率操作以提供血压替代物的测量,例如10赫兹(Hz)或50Hz。这意味着,例如在使用加速度计的情况下,加速度计可以每1/10秒或每1/50秒输出加速度测量。

[0078] 装置12可以是任何类型的电子设备或计算设备。例如,装置12可以是服务器、计算机、膝上型计算机、平板电脑、智能手机等或其一部分。在一些实施例中,装置12可以是智能镜或对象不时使用的其他家用或家庭设备或其一部分。例如,装置12可以是放置在对象房屋的浴室中的智能镜的一部分。备选地,装置12可以是电视的一部分。作为另一备选方案,装置12可以是对象可以穿戴的可穿戴设备或其一部分。例如,可穿戴设备可以是手表、智能手表、手镯、项链、另一种类型的珠宝首饰、衣服等。

[0079] 将理解的是,装置12的实际实施方式可以包括图1中所示的那些的附加组件。例如,装置12还可以包括诸如电池之类的电源,或者用于使装置12能够被连接到市电电源的组件。

[0080] 图3示出了以智能镜的形式实现的示例性装置12。因此,在图3中,装置12包括框架22、镜面24和血压替代物传感器20。镜面24可以是常规的反射面。备选地,镜面24可以是显示屏的形式,其显示由视频捕获设备(例如照相机)获取的视频序列。视频捕获设备将相对

于智能镜定向,以便捕获智能镜前面任何东西的视频序列。所捕获的视频序列实时显示在镜面24(即显示屏)上,以在对象位于镜面24的前面时提供对象的“反射”。

[0081] 图3示出了两个可能的血压替代物传感器20(尽管在一些实施例中,在装置12中可以仅存在其中之一)。第一血压替代物传感器20a是可以位于框架22中的相机或其他图像捕获设备(尽管其他位置也是可能的),其获取可以使用远程PPG技术处理或分析以提取血压替代物测量值的图像或视频序列。在镜面24是显示屏的实施例中,照相机20a还可以用于提供要在镜面24上显示的视频序列。第二血压替代物传感器20b是PPG传感器,其也位于框架22中(尽管其他位置也是可能的)。PPG传感器20b中的光源和光传感器可以布置在框架22中,使得对象可以将手指或其他身体部位与它们接触,从而能够获取PPG信号。

[0082] 在图4的流程图中示出了一种估计对象的血压替代物趋势的方法。该方法可以由装置12,特别是由处理单元14执行,例如响应于执行计算机可读代码而进行该方法,该计算机可读代码存储在存储器单元16中或存储在一些其他合适的计算机可读介质上,诸如光盘、固态存储设备、基于磁盘的存储设备等。

[0083] 在步骤101中,获取针对对象的血压替代物的测量值集合。在一些实施例中,血压替代物是PWV、PAT、PTT或可以被用作血压的替代物测量的任何其他生理特征中的任何一种(即,变化与血压的变化相关或近似相关的任何其他生理特征)。

[0084] 在一些实施例中,可以获取针对两个或更多个血压替代物的测量值集合。在这种情况下,血压替代物可以是以下中的两个或更多个:PWV、PAT、PTT和可以被用作针对血压的替代物测量的任何其他生理特征。血压替代物的测量值集合包括在一段时间内的不同时间所获取的血压替代物的测量值(例如,该集合可以包括针对数小时、数天、数周等的测量值)。在装置12包括血压替代物传感器20的实施例中,步骤101可以包括使用血压替代物传感器20获取血压替代物测量值集合,并将其存储(例如,存储在存储器单元16中)以在后面的阶段中进行处理。在装置12不包括血压替代物传感器20的实施例中,步骤101可以包括从另一设备(例如,其包括血压替代物传感器)接收测量值集合或从存储器单元16检索测量值集合。

[0085] 在步骤103中,针对在步骤101中获取的每个血压替代物测量值获取误差值。每个误差值指示针对对应的血压替代物测量值的测量误差,即,每个误差值指示对应的测量值的精确度等级。例如,误差值可以以百分比的形式指示测量值的测量误差(例如,精确到X%以内),或者以值的范围指示误差(例如,测量值精确到 $\pm Y$ ),或者将误差指示为测量值的方差的度量。在一些实施例中,步骤103包括经由测量的方差估计误差值(根据经典统计方法确定)。在备选实施例中,步骤103可以包括基于先前的测量(存储在查找表中)来估计误差值。在其他备选实施例中,步骤103可以包括将误差值估计为固定值(例如,相应测量值的X%)。在另一备选实施例中,步骤103可以包括基于另一测量信号来估计误差值,例如,如果传感器20检测到身体运动。例如,如果与感兴趣的度量存在函数关系,例如 $y = f(x)$ ,则可以经由 $dy = (df/dx) * dx$ 来估计y的变化,其中 $df/dx$ 是导数,而 $dx$ 是变量x的变化。

[0086] 接下来,在步骤105中,使用贝叶斯推理对血压替代物测量值集合和针对测量的误差值集合进行分析,以确定血压替代物随时间的趋势。简言之,在步骤105中,需要考虑测量误差来确定斜率(梯度)。这可以通过假定从所有数据源获取的信息(即,在步骤101中获取的血压替代物测量值)包括估计的误差(在步骤103中获取或确定的),来估计表示趋势的斜

率(梯度)  $a$  来实现。从数学上讲,这可以表示为:

$$[0087] \quad p(a|data) = (p(data|a) * p(a)) / p(data) \quad (2)$$

[0088] 其中  $p$  表示相关联的概率。

[0089] 在备选实施例中,可以通过比较恒定趋势与线性趋势的两个假设,使用贝叶斯技术来测试这两个假设。其表示为:

$$[0090] \quad O = \frac{p(C|data, I)}{p(M|data, I)} = \frac{p(data|C, I) * p(C, I)}{p(data|M, I) * p(M, I)} \quad (3)$$

[0091] 其中  $C$  表示恒定趋势的假设,  $M$  表示线性趋势的假设,  $I$  表示推理过程中任何其他相关信息,诸如对象的生理节律、姿势、压力等。取决于计算出的概率  $O$  的比率,可以根据偏好做出决定,例如通过阈值,该假设是优选的。因此,例如,在该变体中,步骤105的输出可以是恒定趋势假设是优选的指示,这意味着血压替代物遵循恒定趋势(即,随时间相对静态),或者输出可以是线性趋势假设是优选的指示,这意味着血压替代物呈线性增加或减少。

[0092] 由于血压替代物是血压的替代测量,因此在步骤105中确定的血压替代物趋势提供了血压趋势的替代测量。

[0093] 将理解的是,使用贝叶斯推理确定的趋势的精确度取决于血压替代物测量值和误差值的可靠性。因此,实施例提供了用于通过减小那些测量值的误差值和/或通过对血压替代物测量值进行校正来改善血压替代物测量值的可靠性并且还用于改善误差值的估计的技术。这些技术利用以下事实:血压替代物测量值将被用于推断趋势,而不是确定绝对血压值。测量中的误差可以由系统误差和随机误差组成,这两种误差均会影响基本趋势。所提供的技术改善了血压替代物的趋势估计,并标准化了测量误差。

[0094] 下面列出了三个实施例,它们可以单独地或以任何组合来实现。实施例全部可以由装置12来实现,并且可以在图4的方法的步骤103和105之间实现。第一实施例涉及根据对象的生理节律来调整血压替代物测量值和对应的误差值。在该实施例中,对象的生理节律是从对象的生理特征(诸如心率和/或体温)的测量和/或对象的体育活动的测量得出或估计的。生理特征可以通过与装置12分开的设备来测量。

[0095] 第二实施例涉及经由血压替代物测量过程来标准化误差值,例如通过在测量过程中引导对象或者通过在测量之前或期间执行标准化的过程或锻炼来进行。

[0096] 第三实施例涉及使用另一生理特征(例如心率)的测量来校正血压替代物测量值和/或误差值,以使不同的血压替代物测量具有可比性。例如,第三实施例可以用于补偿与预射血期PEP有关的心率效应(其中,PEP是从心室的电刺激开始到主动脉瓣打开的时间间隔)。

[0097] 以下主要参考智能镜中的实现方式(例如,如图3所示)描述三个实施例,但是将理解的是,这些实施例可以由具有不同形状因子的装置12来实现。

[0098] 如上所述,第一实施例涉及根据对象的生理节律来调节血压替代物测量值和对应的误差值。在下面描述的第一实施例的特定实施方式中,血压替代物是PAT,但是应当理解,第一实施例可以应用于可以根据对象的生理节律而变化的其他血压替代物。

[0099] 理想情况下,在确定血压的长期趋势(例如,数周或数月内的趋势)时,每天都需要对血压替代物的测量,并且应该在一天中的同一时间获取血压替代物的测量,因为血压替

代物和血压受对象的生理节律影响。如果在一天在不同时间获取测量值,那么获取可靠的趋势测量将是一个挑战。但是,可能对象无法根据此优选方案进行测量(例如,他们可能会产生变化的转换模式)。因此,为了可靠地估计血压的基本趋势,使用诸如PAT之类的血压替代物作为替代物来校正一天中在不同时间获取的采集的血压替代物(PAT)测量值以使其与进行趋势分析之前的生理节律匹配是有用的。

[0100] 因此,由于生理节律对血压的影响,必须针对血压替代物(PAT)测量中的系统误差来“偏移”校正血压替代物(PAT)测量。另外,还必须校正用于校正后的血压替代物的误差值。

[0101] 首先,有必要估计对象的生理节律,特别是估计在生理节律/周期中的、在其中获取到每个血压替代物测量值的点。用于估计对象的生理节律的合适的替代物度量是对象的心率、体温和/或体育活动度量。为了估计节律,应在白天和黑夜连续获取生理节律替代物度量,例如,可以使用智能手表或其他可穿戴设备(包括PPG传感器、加速度计或温度传感器)来连续获取对象的心率、体温和/或活动度量。

[0102] 然后使用生理节律替代物度量(即心率)来校正血压替代物测量值。例如,在获取PAT测量时,生理节律的替代物度量可以指示生理节律处于PAT和血压高于节律/周期中其他时间中的正常值的点。因此,可以通过将测量值减小适当量来校正血压替代物测量值。

[0103] 在一些实施例中,可以从或基于生理节律(即,心率、体温和/或体育活动)的度量的线性函数得出要应用于测量值的校正。即,可以从 $(\alpha * S) + \beta$ 得出校正,其中S是生理节律替代物度量(measure),并且其中 $\alpha$ 和 $\beta$ 是要基于其他对象(例如,对象群体)确定的值。

[0104] 在备选实施例中,可以从或基于生理节律中的点与所需校正之间的映射函数得出要应用于测量值的校正。如果将校正与生理节律测量相关的线性函数是未知的或不适用(即,如果线性函数无法正确描述效果),则可以使用映射函数。映射函数可以表示为查找表,该查找表针对特定的生理节律替代物测量值提供适当的校正。

[0105] 作为另一备选方案,该方法可以包括执行校准阶段,在该校准阶段中,与血压替代物一起测量生理节律(即,心率、体温和/或体育活动水平)的替代物度量。校准阶段可以包括在特定时间段(例如一周)内对对象的血压替代物、实际血压(例如使用基于袖带的测量装置)和生理节律替代物度量的测量。可以比较这些测量,并确定在生理节律中在该点获取的血压替代物测量值的所需校正。然后将这些预定的校正用于随后的血压替代物测量。例如,图5中的图示出了趋势线30,趋势线30表示血压并且示出了由于生理节律引起的一天中的变化、以及在一天在不同时间并且因此在生理节律的不同部分获取的两次PAT测量。在该示例中,第二PAT测量不遵循预期的生理节律,并且可以在步骤103中所确定的第二PAT测量的误差估计中将其考虑在内。

[0106] 在又一备选方案中,可以基于关于群体(例如,针对一般群体,可选地,根据针对感兴趣对象的特定数据应用加权或针对具有与感兴趣对象相似的病史或医学状况的对象群体)的血压替代物与生理节律之间的关系的的数据来确定基于生理节律的特定点的血压替代物测量值所需的校正。

[0107] 除了针对生理节律中的测量定时校正血压替代物测量值之外,还可以校正针对测量值的误差值。误差值的校正例如可以经由查询表来确定,该查询表将生理节律的替代测量映射到针对误差值的所需校正。在生理节律替代物度量是心率的实施例中,增加的心率

值导致更高的误差,因为对象可能会受到压力并且所获取的替代物可靠性更低。查找表中的信息可以从误差值与所获取的生理节律替代物度量之间的函数关系来确定,例如在针对对象的具体状况或情况进行其他校正的情况下从群体数据(例如与对象匹配)来确定。

[0108] 现在转到第二实施例,如上所述,第二实施例涉及标准化血压替代物测量过程,例如通过在测量过程中引导对象或者通过在测量之前或期间执行标准化的过程或锻炼来进行。这是因为对象的任何移动或动作(例如开始进行PAT测量或体育活动)都会导致对象的短期兴奋,从而导致血压的短期变化,因此导致血压替代物(例如PAT)的短期变化。因此,用于确定长期趋势的PAT的测量应基于当对象处于静止状态(并且已经有一段时间)时或更一般而言在对象处于定义的健康/活动状态(例如,当正在进行特定的锻炼或活动时)时获取的PAT测量值。否则,很难使用单独的血压替代物测量来确定长期趋势。

[0109] 图6中的图示出了在对象开始进行体育活动(例如,锻炼)之后对象的PAT如何随时间变化。可以看出,PAT随时间增加,并且通常达到平稳状态(稳态)。因此,当测量PAT时,理想地是在PAT达到平稳之后进行测量。

[0110] 因此,在第二实施例中,需要通过使用适当的测量过程来补偿或减轻这种短期血压替代物/血压影响,该适当的测量过程抑制并且使血压替代物采集过程标准化。

[0111] 有多种可以实现第二实施例的方式。在第一种选项中,可以评估在短时间窗口(例如几分钟)内获取的血压替代物的测量,以确定血压替代物是否处于稳态(即恒定)。如果是,则可以获取血压替代物的测量值,该测量值可用于步骤105中的趋势分析。如果不是,则可以继续进行血压替代物的测量,直到达到稳态为止。因此,可以对获取的血压替代物测量值(例如,PAT)进行实时评估,并且如果血压替代物不是处于稳态,则延长获取测量值的时间段。可以通过确定血压替代物随时间的变化率、以及如果一段时间内血压替代物的变化率的大小小于阈值,则确定血压替代物处于稳态,来确定稳态。在图6所示的示例中,PAT随着时间而增加,因此仅可以在阴影部分36所指示的时间段中获取趋势分析中要使用的PAT的测量值。在此时段之前,PAT并非处于稳态,因此此时进行的测量无法提供可靠的PAT度量。作为等待一段时间以使血压替代物达到稳态的备选方案(这可能不是优选的方法,因为它可能需要更长一段时间来监测对象),可以在一段短时间内(例如30s)获取血压替代物测量集合,并且可以通过从这些测量外推(extrapolation)来估计稳态或“平稳期”。本领域技术人员将意识到可用于执行这种外推的各种技术。

[0112] 根据第二种选项,可以指示对象进行预定义的锻炼以标准化血压替代物测量过程。以这种方式,可以将血压替代物测量定时为在预定义的锻炼开始之后的某个时间发生,从而当对象处于一致的兴奋状态时获取测量值。在一些实施例中,装置12可以将指令提供给对象以执行预定义的锻炼。例如,当装置12为智能镜的形式时,可以在镜面24(显示屏)上呈现进行锻炼的指令。备选地,可以在装置12的(另一)显示屏上呈现进行锻炼的指令或指导,或者可以使用可听消息(例如预先录制的口头消息)来提供指令/指导。进行锻炼的指令可以包括指示对象开始进行锻炼(例如,开始放松的呼吸),或指导对象进行锻炼的指令(例如,现在缓慢地吸气、现在缓慢地呼气等)。预定义的锻炼可以包括呼吸锻炼、抓握锻炼、基于姿势的锻炼(例如,与手臂位置有关)等。在一些实施例中,在装置12包括照相机或其他图像/视频捕获设备的情况下,来自照相机或图像/视频捕获设备的图像可以由处理单元14分析,以标识对象及其活动、移动和/或姿势,以验证对象是否正确地进行预定义的锻炼。在一

些实施例中,如果处理单元14确定对象没有正确地进行预定义的锻炼,则处理单元14可以确定用于对象的反馈或进一步的指令/指导以帮助或辅助对象正确地进行锻炼。

[0113] 作为该第二实施例的示例,已经发现可以通过呼吸以最大15至20毫秒(ms)的方差来调制对象的PAT。这在图7中进行了图示,该图示出了指示对象随时间的呼吸的信号,其中大约每3秒发生一次吸气(图7中的顶图)。图7的底图示出了在与图7的顶图中的呼吸信号相同时间段内的对象的PAT,并且可以看出,PAT根据类似于呼吸信号中的波峰和波谷的模式随时间变化。因此,根据第二实施例,如果对象正在进行规则的呼吸并且仅在良好定义的呼吸阶段期间(例如,在呼气期间或在呼气结束时)测量PAT,则可以获取更好(更可靠)的PAT测量值。备选地,可以在一个或多个完整的呼吸周期中测量PAT,并且将获取的PAT测量值平均以提供PAT测量值以用在步骤105中的趋势分析。应当理解,可以使用各种不同类型的传感器,诸如相机、雷达传感器或加速度计,来测量对象的呼吸状态。

[0114] 如上所述,在第三实施例中,使用另一生理特征(例如心率)的测量来校正血压替代物测量值和/或误差值,以使不同的血压替代物测量具有可比性。

[0115] PAT是预射血期(PEP)和脉搏传导时间(PTT)之和。PTT可用作血压趋势的度量,但PEP容易受心率影响。因此,如果使用PAT测量来确定趋势,则必须考虑心率和心率变化。

[0116] 因此,可以通过适当测量PTT变化并校正心率影响来补偿“PEP影响”。根据Weissler等人于1968年2月2日在Circulation第XXXVII卷上发表的技术论文“Systolic Time Intervals in Heart Failure in Man”,PEP可以通过心率测量来估计,如下所示:

$$[0117] \quad \text{PEP}_M = -0.0004 \cdot \text{HR} + 0.131 \quad 0.013 \quad (4)$$

$$[0118] \quad \text{PEP}_F = -0.0004 \cdot \text{HR} + 0.133 \quad 0.011 \quad (5)$$

[0119] 其中HR是心率,而M和F是指对象的性别。

[0120] 因此,可以根据以下针对心率对PAT进行校正:

$$[0121] \quad \text{PTT} = \text{PAT} - \text{PEP} = \text{PAT} - \text{PEP}_0 + \alpha \cdot \text{HR} \quad (6)$$

[0122] 其中 $\text{PEP}_0$ 是男性(例如0.131)或女性(例如0.133)的PEP值,而 $\alpha$ 是上述Weissler论文中指出的性别特定因子。此过程可帮助降低心率对PEP的影响,并会积极影响PTT和PAT与血压之间的相关性。

[0123] 下面参考13次测量的集合示出了一个示例,该示例图示了针对心率校正PAT的要求。表1示出了在14天内获取的PAT测量集合、以及PEP(以毫秒为单位)、心率(以每分钟心跳数为单位,bpm)和血压的实际测量(均为收缩压和舒张压)的估计。

	收缩	舒张	HR bpm	PEP ms	PAT Ms	PAT-PEP ms
	120	89	87.5	98	259.87	161.87
	114.5	89	105.5	90.8	270.50	179.70
[0124]	115.5	90.5	127.5	82	241.61	159.61
	116.5	86.5	106	90.6	272.30	181.70
	124.5	87	101.5	92.4	277.83	185.43
	116	91	94.5	95.2	290.05	194.85
	129.5	89.5	110.5	88.8	240.68	151.88

[0125]	120.5	84.5	107	90.2	255.75	165.55
	122.5	95	95	95	291.75	196.75
	124.5	87.5	98.5	93.6	269.43	175.83
	118	90.5	92	96.2	265.05	168.85
	118	80.5	90.5	96.8	266.00	169.20
	125	98.5	103	91.8	271.23	179.43

[0126] 表1

[0127] 因此,表1的每一行示出了在特定一天中的大约同一时间分别从对象获取的血压(收缩压和舒张压)、心率、估计的PEP和测得的PAT的测量。从心率列可以看出,测量时对象的心率每天都在变化,并且总体心率范围为87bpm至125bpm。由于这些大的心率差异,可以看出PAT测量显示出对心率的依赖性。如上所述,可以通过根据心率补偿PEP来降低这种依赖性。即,测量PAT和心率,根据上面的等式(4)或(5)使用心率测量来估计PEP,并且通过从PAT测量中减去PEP估计来确定PTT。

[0128] 图8-图13示出了表1中的测量的各种不同图。特别是,图8示出了PAT与心率(HR)的对照图,该图示出了PAT(由于PEP)对心率的依赖性,总体趋势是PAT随着心率的增加而降低。图9示出了PAT-PEP与心率的对照图,该图示出了在去除PEP之后PAT与心率的相关性明显降低。因此,经由利用心率的估计PEP效果的校正降低了心率对血压替代物测量PAT的影响。

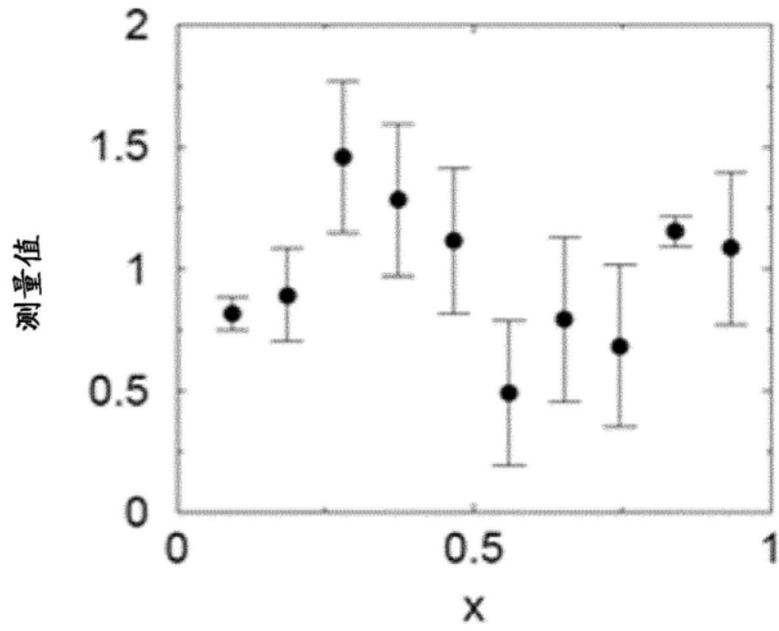
[0129] 这在图10-图13中更清楚地看到,其中第三次测量是在心率非常高(~128bpm)时获取的,尽管这在PAT测量中可见,但对实际血压没有影响。如上所述,根据估计的PEP对PAT测量进行的校正将补偿针对14天时长内获取的测量的这种心率变化。

[0130] 因此,图10是心率测量随时间的图(每天进行一次测量),可以看出第三次测量是离群值,因为它远高于其他十二次测量。图11是以mmHg为单位的收缩压(SBP)测量随时间的图(也是每天进行一次测量),可以看出第三天的收缩压测量类似于在前几天和后几天获取的收缩压测量。如误差条所示,假设图11中的SBP测量具有8mmHg的误差。图12是PAT随时间的图(每天进行一次测量),并且示出了第三天的测量受到图10所示更高心率的影响。在图12中,假设存在15ms的恒定误差。最后,图13是PAT-PEP随时间的图,该图示出了针对心率校正PAT的效果。

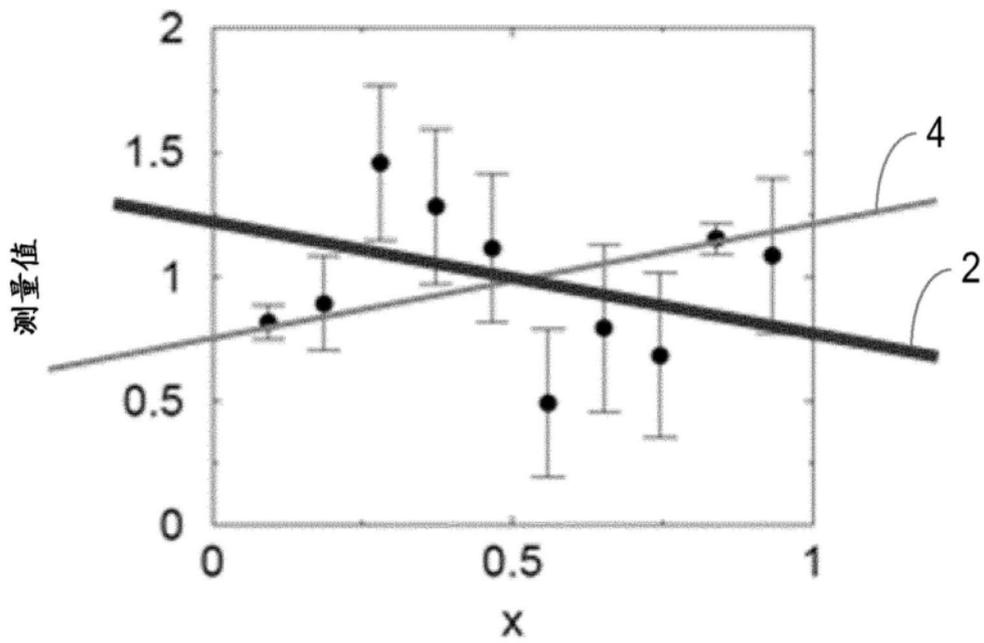
[0131] 因此,在通过血压替代物的测量来估计趋势方面提供了改进,特别是在血压替代物的测量可能具有测量误差的情况下。

[0132] 通过学习附图、公开内容、和所附权利要求书,本领域的技术人员在实践本文描述的原理和技术时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,措辞“包括”不排除其他元件或者步骤,并且不定冠词“一”或者“一个”不排除多个。单个处理器或者其他单元可以实现在权利要求书中叙述的多项的功能。在相互不同的从属权利要求中叙述某些措施这一事实并不表示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储或分布在合适的介质上,诸如与其他硬件一起提供的或者作为其他硬件的部分而提供的光学存储介质或者固态介质,但也可以其他方式分布,诸如经由互联网或者其他有线或者无线通

信系统。权利要求书中的任何附图标记都不应该被解释为是对范围的限制。



(a)



(b)

图1

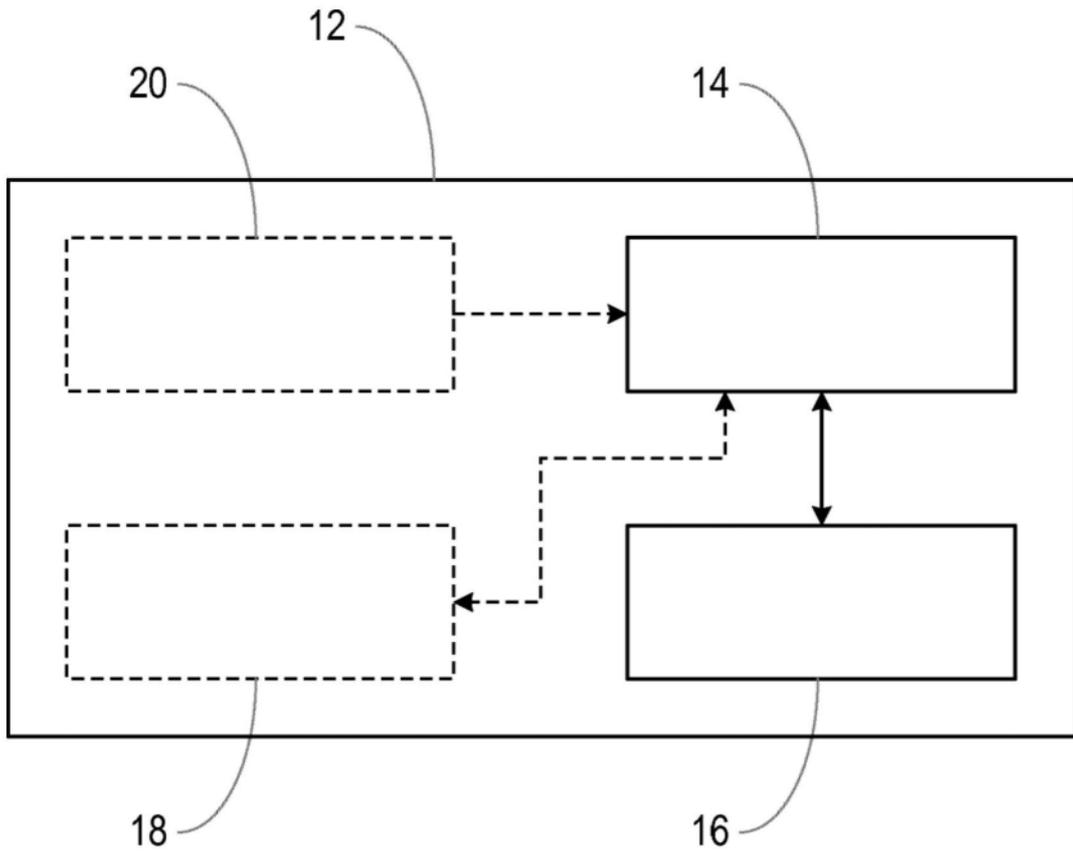


图2

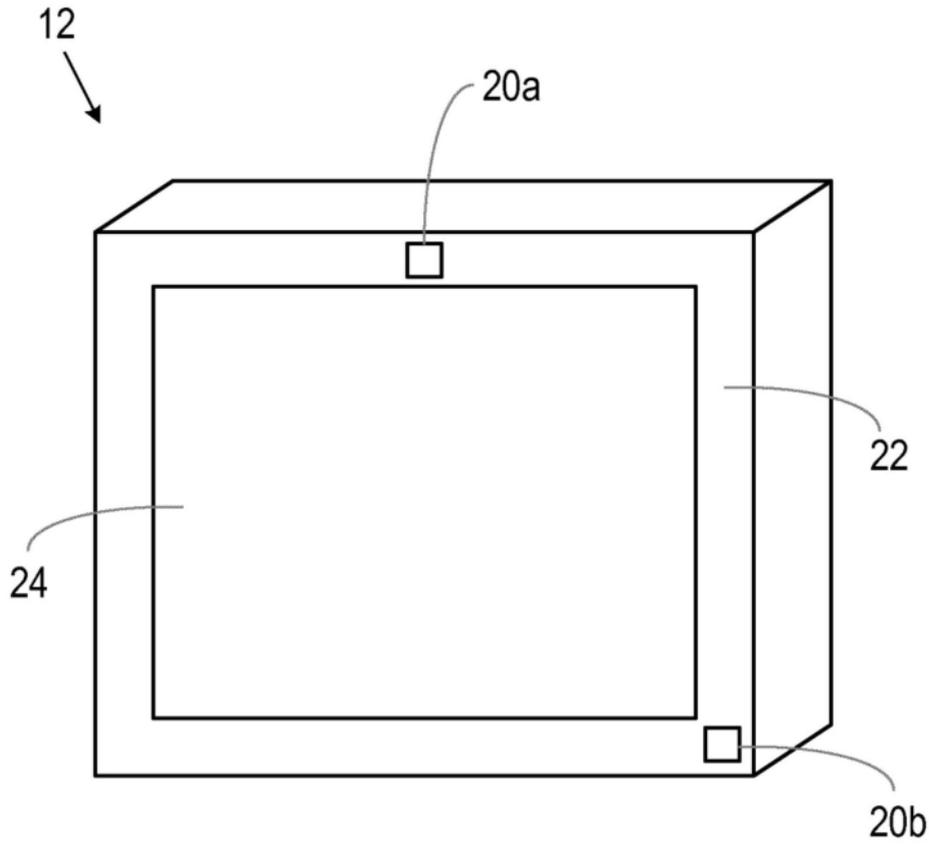


图3

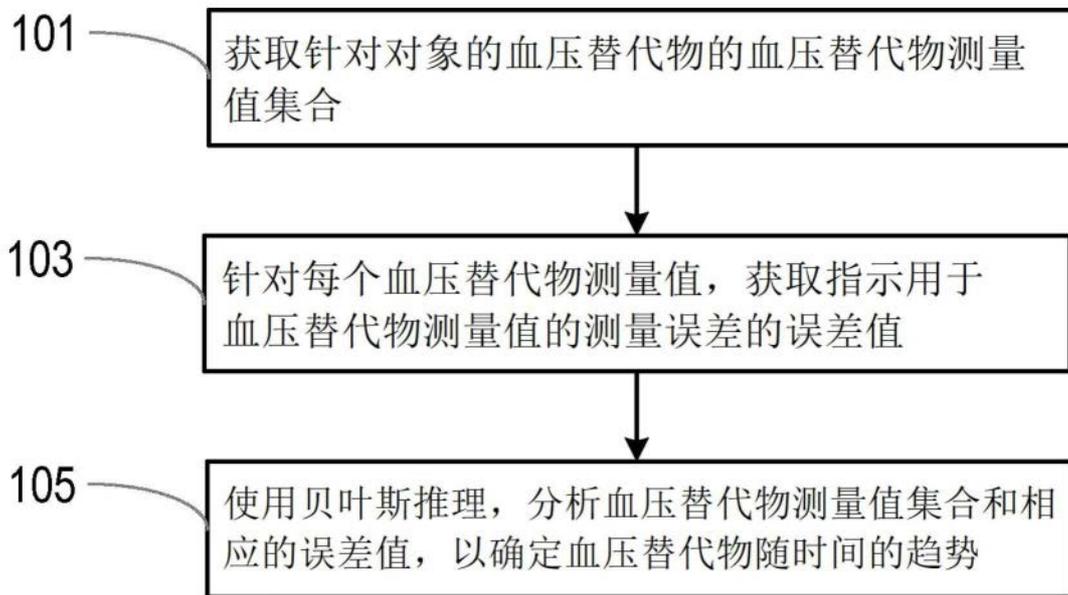


图4

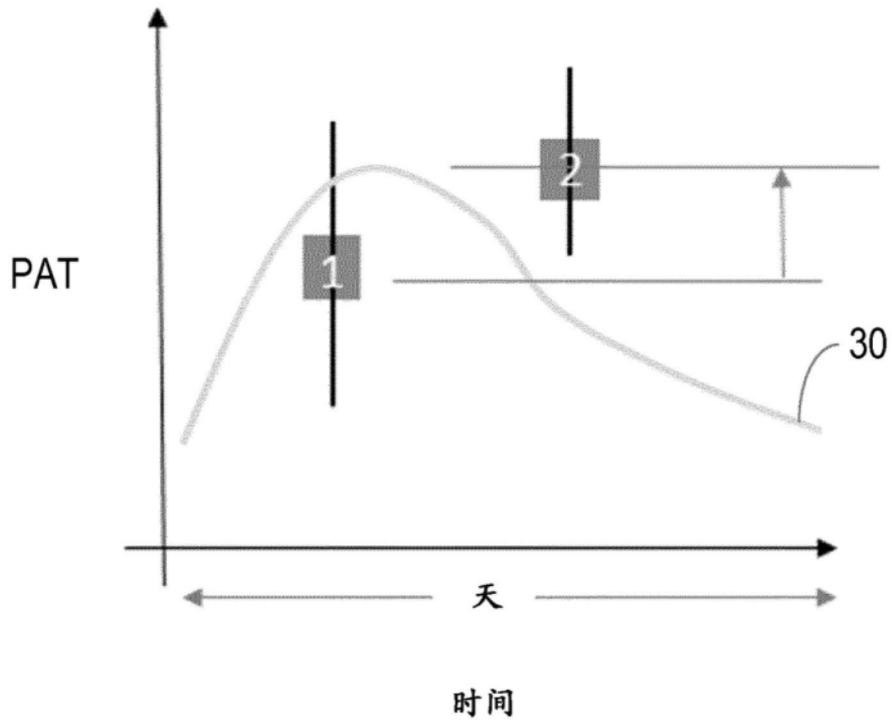


图5

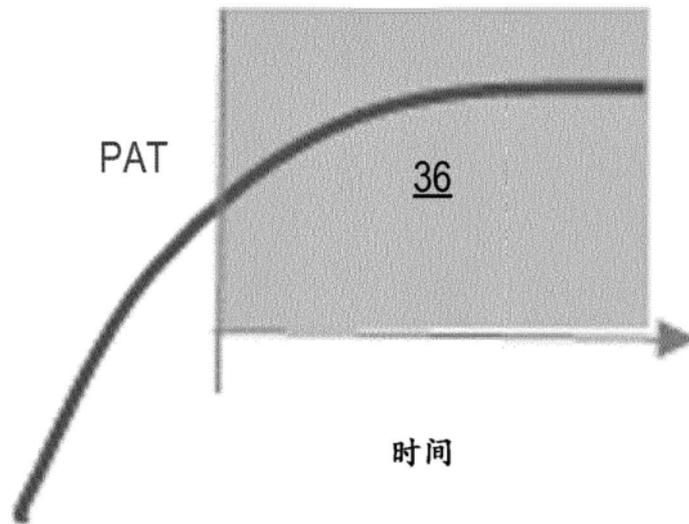


图6

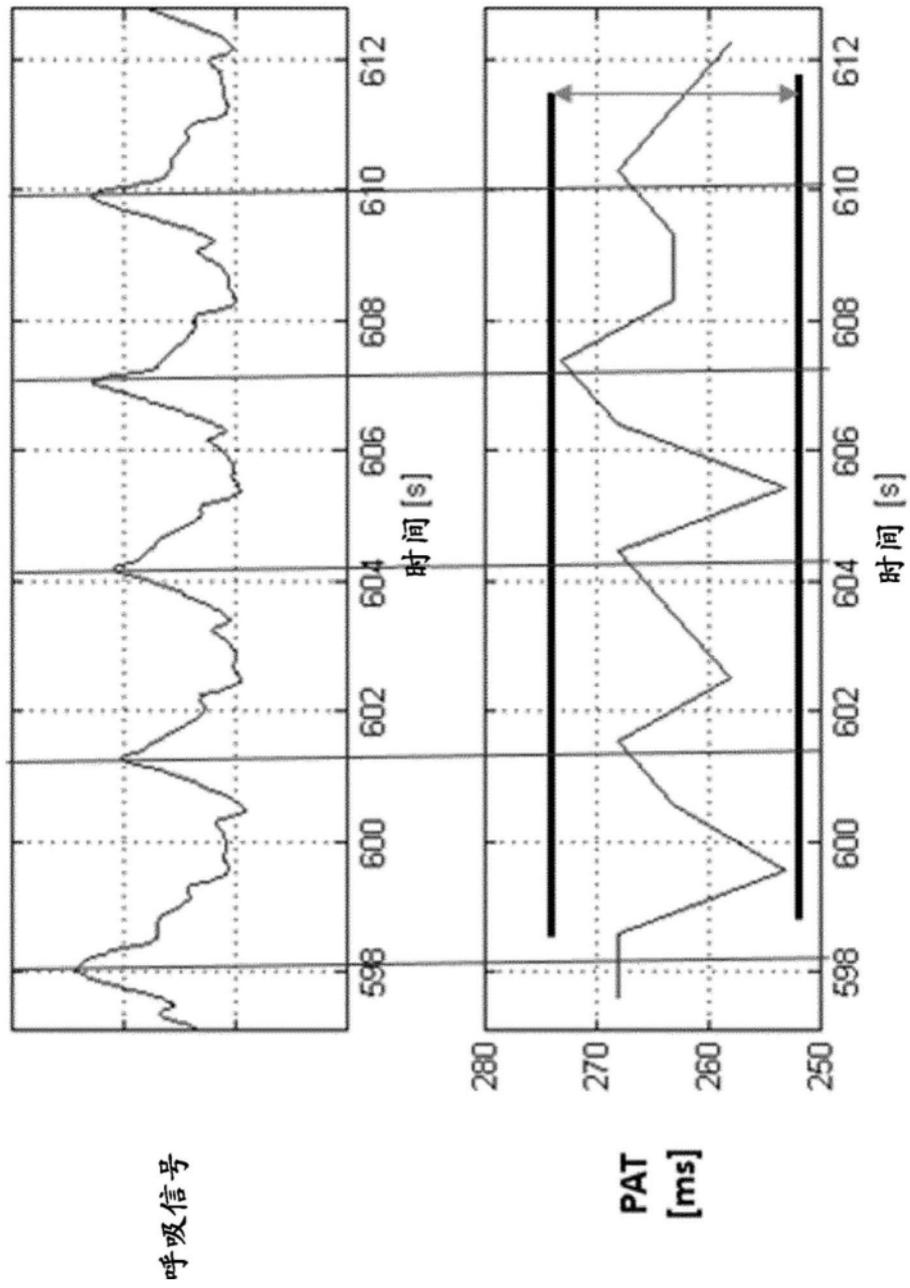


图7

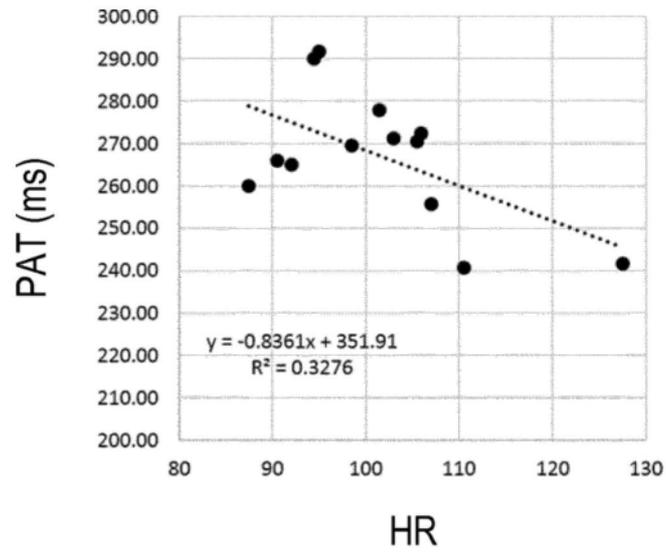


图8

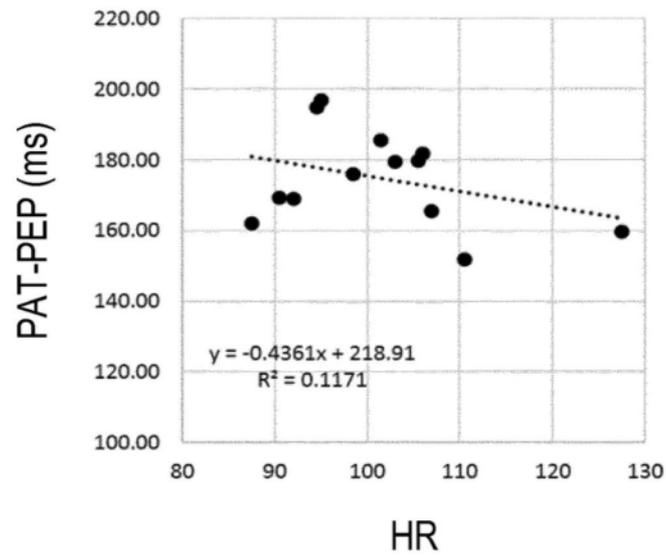


图9

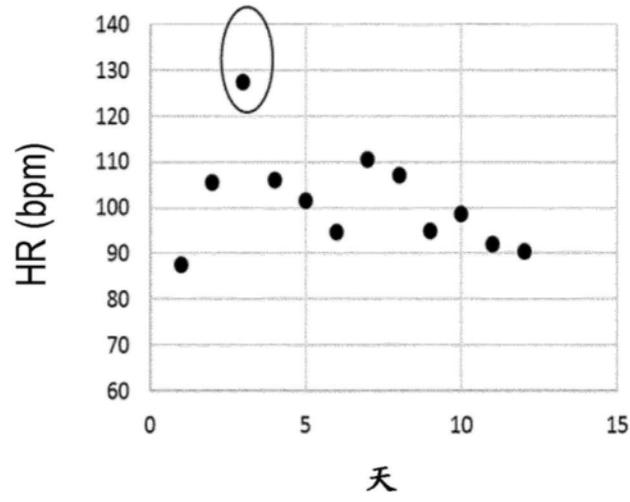


图10

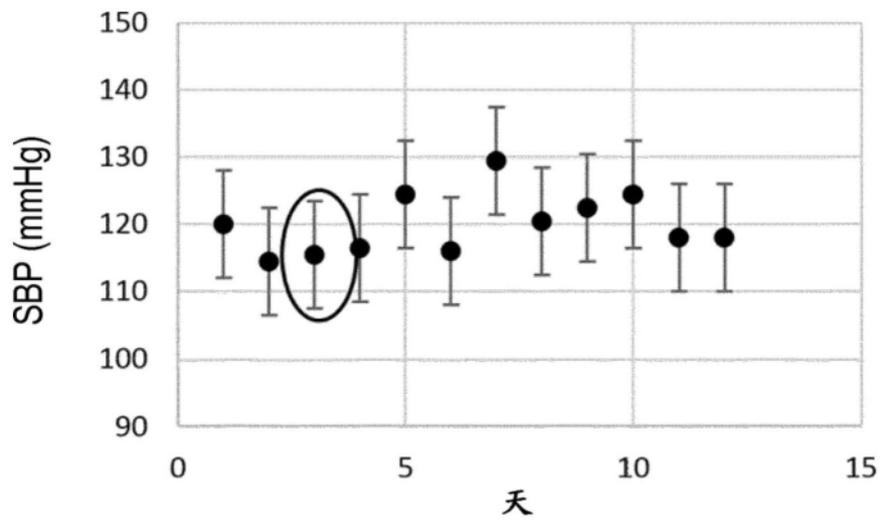


图11

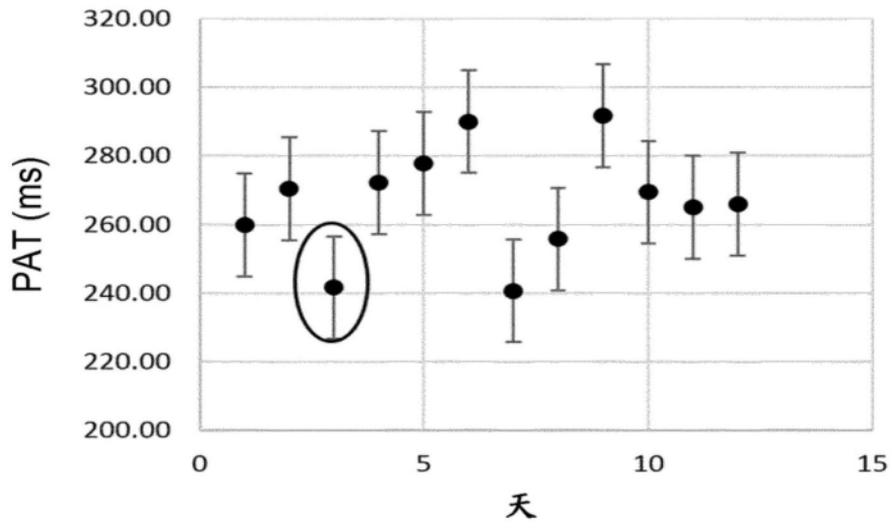


图12

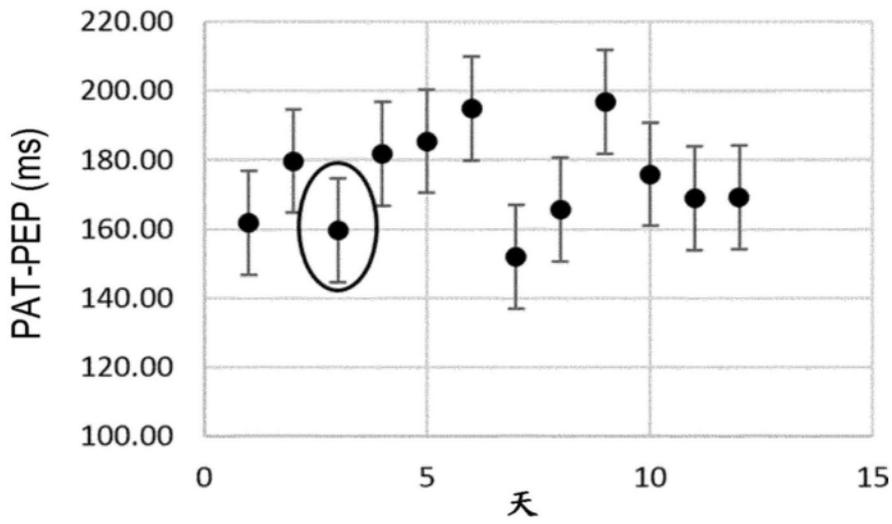


图13