



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112057063 A

(43) 申请公布日 2020.12.11

(21) 申请号 202010492142.X

(22) 申请日 2020.06.01

(30) 优先权数据

62/859,541 2019.06.10 US

16/866,242 2020.05.04 US

(71) 申请人 苹果公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 杨伯诚

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所

有限公司 11038

代理人 边海梅

(51) Int. Cl.

A61B 5/022 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

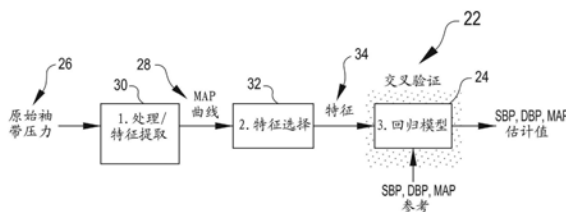
权利要求书2页 说明书17页 附图15页

(54) 发明名称

利用有限的加压预测血压测量

(57) 摘要

本文公开了利用有限的加压预测血压测量。更具体而言,公开了一种血压测量系统,该血压测量系统包括血压袖带、被配置为在血压袖带的压力变化期间测量患者的生理信号的一个或多个传感器、以及控制单元。控制单元被配置为处理来自一个或多个传感器的输出,以生成对应于血压袖带的压力变化的特征向量数据。控制单元通过使用采用特征向量数据作为输入数据的第一算法来估计患者的第一血压值。控制单元存储和/或输出第一血压值。



1. 一种血压测量系统,包括:  
血压袖带,所述血压袖带被配置用于与患者耦接;  
一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被配置为在所述血压袖带的压力变化期间测量所述患者的生理信号;和  
控制单元,所述控制单元被配置为:  
处理来自所述一个或多个传感器的输出以生成对应于所述血压袖带的所述压力变化的特征向量数据;  
通过使用采用所述特征向量数据作为输入数据的第一算法来估计所述患者的第一血压值,其中所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的收缩血压、所述患者的舒张血压和所述患者的平均动脉血压中的一者的估计值;并且其中所述第一算法被配置为估计所述患者的所述第一血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的形状差异、所述形状的变化和/或时序;以及  
存储和/或输出所述第一血压值。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第一算法包括第一训练模型。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述第一训练模型包括第一随机决策森林。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述患者的所述生理信号是在所述血压袖带的相应平均压力下测量的。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中所述血压袖带的所述相应平均压力是预先确定的。
6. 根据权利要求4所述的系统,其中:  
所述特征向量数据包括脉动分量压力变化值;以及  
所述脉动分量压力变化值中的每一个脉动分量压力变化值是通过所述血压袖带在所述血压袖带的所述相应平均压力下测量的。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中所述血压袖带的所述平均压力中的每一个平均压力在50mmHg至130mmHg的范围内。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中所述血压袖带的所述平均压力以恒定压力值区间隔开。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中:  
所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的所述收缩血压的估计值;以及  
所述血压袖带的所述压力变化具有小于所述患者的所述收缩血压的最大平均压力。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于140mmHg。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于130mmHg。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于120mmHg。
13. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制单元被进一步配置为通过使用第二算法来估计所述患者的第二血压值,所述第二算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第二算法被配置为使得所述第二血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第二算法被配置为估计所述患者的所述第二血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中

所述第二血压值不同于所述第一血压值。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述第二算法包括第二训练模型。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中所述第二训练模型包括第二随机决策森林。

16. 根据权利要求13所述的系统,其中所述控制单元被进一步配置为通过使用第三算法来估计所述患者的第三血压值,所述第三算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第三算法被配置为使得所述第三血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第三算法被配置为估计所述患者的所述第三血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中所述第三血压值不同于所述第一血压值和所述第二血压值中的任一者。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述第三算法包括第三训练模型。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中所述第三训练模型包括第三随机决策森林。

19. 根据权利要求1所述的系统,还包括与所述血压袖带操作地耦接的压力控制组件,其中所述压力控制组件能够操作以产生所述血压袖带的所述压力变化。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述控制单元控制所述压力控制组件的操作。

21. 根据权利要求1至20中任一项所述的系统,还包括麦克风,所述麦克风被配置为在所述血压袖带的所述压力变化期间与所述患者声学耦接,并且其中:

所述特征向量数据包括来源于在所述血压袖带的所述压力变化期间由所述麦克风生成的声学信号的声学数据;以及

所述声学数据来源于在所述血压袖带的相应平均压力下的所述声学信号。

22. 根据权利要求1至20中任一项所述的系统,还包括光电血管容积图 (PPG) 传感器,所述PPG传感器被配置为在所述血压袖带的所述压力变化期间与所述患者操作地交互,并且其中:

所述特征向量数据包括来源于所述光电血管容积图 (PPG) 传感器的输出信号的PPG传感器数据;以及

所述PPG传感器数据来源于所述PPG传感器在所述血压袖带的相应平均压力下的所述输出信号。

23. 根据权利要求1至20中任一项所述的系统,还包括电子设备,所述电子设备包括所述控制单元。

24. 根据权利要求23所述的系统,其中所述电子设备包括智能电话、智能手表、平板电脑、个人计算机或具有处理能力的任何其它电子设备中的一者。

25. 根据权利要求23所述的系统,其中电子设备包括用于接收与来自所述一个或多个传感器的所述输出对应的数据的无线通信单元。

## 利用有限的加压预测血压测量

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2020年5月4日提交的名称为“Projecting Blood Pressure Measurements with Limited Pressurization”的美国非临时申请16/866,242的权益,该美国非临时申请要求于2019年6月10日提交的名称为“Projecting Blood Pressure Measurements with Limited Pressurization”的临时申请62/859,541的优先权的权益。这些申请的公开内容全文以引用方式并入本文。

### 背景技术

[0003] 血压升高(又称高血压)是心血管疾病的主要风险因素。因此,血压测量在许多医学检查中为日常任务。及时检测高血压可帮助通过实现治疗和/或控制高血压的有效努力来抑制相关的心血管损伤。

[0004] 人的血压是不断改变的重要参数。因此,不定时办公室血压测量可能不足以检测一些形式的高血压。例如,高血压可以通过单独的办公室血压测量逃避检测的模式出现。常见的高血压模式包括白大衣高血压(仅在医生办公室测量期间升高)、夜间高血压(在睡眠期间升高)和隐匿性高血压(在医生办公室中血压正常,但在外面是高血压)。为了检测这些高血压模式,可开出用非侵入性动态血压监测器(ABPM)或家庭血压监测(HBPM)进行24小时监测。

[0005] 动态监测在人进行日常生活活动时提供人的血压特性的更完整视图。目前,动态血压监测(ABPM)监测器是由医生配置以在24小时的时段期间使用肱振荡血压测量袖带每隔30至60分钟进行血压测量的处方设备。在办公室血压测量差异较大的情况下、在具有较低心血管风险的人群中测量高办公室血压的情况下、在办公室血压测量和家庭血压测量不同时、在发现或怀疑有血压药物治疗耐药的情况下、在疑似低血压发作的情况下、或者在怀疑怀孕妇女有先兆子痫的情况下,可以建议采用动态血压测量。另选地,家庭血压测量可由医师开出以检查白大衣高血压的存在。与ABPM不同,家庭测量是由患者手动获取和记录的点测量。

[0006] ABPM的临床实用性已得到充分证明。夜间血压值是特别预后的。遗憾的是,目前可用设备是不舒适的并且极大地干扰睡眠。由于传统血压(BP)测量技术需要将袖带加压超过收缩压,因此间歇袖带充气对于高血压患者而言是尤其不舒适的。睡眠干扰在一定程度上伤害患者并且可能改变患者的血压。此用户摩擦还使得患者不太可能耐受频繁的动态BP测量。因此,对传统动态血压测量的改进仍然受到关注。

### 发明内容

[0007] 下面提出本发明的一些实施方案的简化发明内容,以便提供对本发明的基本理解。本发明内容不是本发明的广泛概述。它并非旨在标识本发明的关键/重要要素或描绘本发明的范围。本发明的唯一目的是以简化形式提出本发明的一些实施方案,作为稍后提出的更详细描述的前言。

[0008] 用于估计患者的一个或多个血压值的方法以及相关的血压测量设备说明了在施加的袖带压力扫描期间测量的生理信号的形状、形状的变化和/或时序。可从所收集的生理信号中提取任何数量的合适的特征并将其与同时记录的袖带压力相匹配。具有随着袖带压力增大或减小而收集的压力值的一组此类信号特征形成可用于估计用户的血压的特征向量。例如,在一些实施方案中,使用算法来估计患者的收缩血压、患者的舒张血压和/或患者的平均动脉血压,所述算法采用血压袖带的压力数据和收集的生理信号来创建用作输入数据的特征向量。任何合适的可测量参数或可测量参数的任何合适的组合都可被包括作为特征向量的一部分。例如,在一些实施方案中,特征向量包括血压袖带的压力数据的脉动分量的相应量值(例如,其中血压袖带的基线平均压力已经通过高通滤波去除)和血压袖带的对应平均压力(例如,其中脉动分量已经通过低通滤波去除)。在此示例中,特征向量由在袖带压力范围内收集的匹配的压力值对组成。血压值(例如,收缩血压、舒张血压和/或平均动脉血压)可通过特征向量估计,因为脉动分量的信号形态预期在跨动脉跨壁压力随着所施加袖带压力改变时改变。此外,在患者具有高收缩血压的许多实例中,患者的收缩血压可使用低于患者的收缩血压的血压测量袖带的最大充气压力来估计,从而增强在患者睡眠时在不影响患者的血压的情况下测量患者的收缩血压的能力。例如,血压测量袖带的最大充气压力可为约130mmHg,并且患者的估计收缩血压可高于130mmHg(例如,180mmHg)。传统方法将需要将血压袖带充气到180mmHg以上,从而导致使用期间更大的不适。

[0009] 因此,在一个方面,提供了一种估计患者的血压值的方法。所述方法包括接收对应于血压袖带的压力变化的特征向量数据。特征向量数据来源于在血压袖带的压力变化期间测量的患者的一个或多个生理信号。使用采用特征向量数据作为输入数据的第一算法估计患者的第一血压值。第一算法被配置为使得第一血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第一算法被配置为估计患者的第一血压值,以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的一个或多个生理信号在患者之间的形状差异、形状的变化和/或时序。所述方法可包括存储和/或输出第一血压值。

[0010] 可采用任何合适的算法作为第一算法。例如,在方法的一些实施方案中,第一算法包括第一训练模型。任何合适的训练模型均可用作第一训练模型。例如,在一些实施方案中,第一训练模型包括第一随机决策森林。

[0011] 特征向量数据可由在血压袖带的任何合适加压下测量的信号构建。例如,在一些实施方案中,特征中的每一个特征是在血压袖带的相应平均压力值下测量的。在一些实施方案中,血压袖带的平均压力值是预先确定的。

[0012] 特征向量数据可包括与患者的血压、动脉特性或其它生理参数相关的任何合适的值。例如,在一些实施方案中,由下面的动脉的脉动引起的袖带压力信号的脉动分量被包括作为特征向量数据的一个元素。基线平均袖带压力通常也作为特征向量数据的一部分包括在内。

[0013] 可在血压袖带的任何合适的加压下测量袖带压力的脉动分量。例如,在一些实施方案中,脉动分量压力变化中的每一个脉动分量压力变化是在血压袖带的相应平均压力下测量的。在一些实施方案中,血压袖带的压力变化在50mmHg至130mmHg的范围内。在一些实施方案中,血压袖带的平均压力值以恒定压力值区间隔开。

[0014] 第一算法可被配置为使用血压袖带的有限加压来估计患者的收缩血压。例如,在

一些实施方案中：1) 第一算法被配置为使得第一血压值是患者的收缩血压的估计值，并且 2) 血压袖带的压力变化具有小于患者的收缩血压的最大平均压力。例如，在一些实施方案中，最大平均压力等于或小于140mmHg。在一些实施方案中，最大平均压力等于或小于130mmHg。在一些实施方案中，最大平均压力等于或小于120mmHg。

[0015] 所述方法还可包括通过使用采用特征向量数据作为输入数据的第二算法来估计患者的第二血压值。第二算法可被配置为使得第二血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第二算法可被配置为估计患者的第二血压值，以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的一个或多个生理信号在患者之间的形状差异、形状的变化和/或时序。在许多实施方案中，第二血压值不同于第一血压值。

[0016] 可采用任何合适的算法作为第二算法。例如，在方法的一些实施方案中，第二算法包括第二训练模型。任何合适的训练模型均可用作第二训练模型。例如，在一些实施方案中，第二训练模型包括第二随机决策森林。

[0017] 所述方法还可包括通过使用采用特征向量数据作为输入数据的第三算法来估计患者的第三血压值。第三算法可被配置为使得第三血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第三算法可被配置为估计患者的第三血压值，以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的一个或多个生理信号在患者之间的形状差异、形状的变化和/或时序。在许多实施方案中，第三血压值不同于第一血压值和第二血压值中的任一者。

[0018] 可采用任何合适的算法作为第三算法。例如，在方法的一些实施方案中，第三算法包括第三训练模型。任何合适的训练模型均可用作第三训练模型。例如，在一些实施方案中，第三训练模型包括第三随机决策森林。

[0019] 特征向量数据可包括来源于在血压袖带的压力变化期间由与患者声学耦接的麦克风生成的声学信号的声学数据。例如，麦克风可以是配置为在袖带加压变化时压贴患者的臂的接触麦克风。可针对血压袖带的任何合适的加压导出声学数据。例如，声学数据可来源于在血压袖带的相应平均压力下的声学信号。

[0020] 特征向量数据可包括来源于光电血管容积图 (PPG) 传感器的输出信号的光电血管容积图 (PPG) 传感器数据。PPG传感器数据可来源于PPG传感器针对血压袖带的任何合适加压的输出信号。例如，PPG传感器数据可来源于PPG传感器在血压袖带的相应平均压力下的输出信号。

[0021] 在另一方面，一种血压测量系统包括血压袖带、一个或多个传感器以及控制单元。血压袖带被配置用于与患者耦接。一个或多个传感器被配置为在血压袖带的压力变化期间测量患者的一个或多个生理信号。控制单元被配置为处理来自一个或多个传感器的输出，以生成对应于血压袖带的压力变化的特征向量数据。控制单元被配置为使用采用特征向量数据作为输入数据的第一算法估计患者的第一血压值。第一算法被配置为使得第一血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第一算法被配置为估计患者的第一血压值，以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的生理信号在患者之间的形状差异、形状的变化和/或时序。控制单元可被配置为存储和/或输出第一血压值。

[0022] 可采用任何合适的算法作为第一算法。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，

第一算法包括第一训练模型。任何合适的训练模型均可用作第一训练模型。例如，在一些实施方案中，第一训练模型包括第一随机决策森林。

[0023] 一个或多个生理信号可在血压袖带的任何合适的加压下测量。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，一个或多个生理信号是在血压袖带的相应平均压力下测量的。在血压管理系统的一些实施方案中，血压袖带的相应平均压力是预先确定的。

[0024] 从测量的生理信号中提取的特征可包括与由于血压袖带加压引起的信号形态变化相关的任何合适的值、或与相关生理机能相关的值。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，特征向量数据包括脉动分量压力变化值。脉动分量压力变化值中的每一个脉动分量压力变化值可通过血压袖带在血压袖带的任何合适加压下测量。例如，脉动分量压力变化值中的每一个脉动分量压力变化值可通过血压袖带在血压袖带的相应平均压力下测量。在血压测量系统的一些实施方案中，血压袖带的平均压力值中的每一个平均压力值在50mmHg至130mmHg的范围内。在血压测量系统的一些实施方案中，血压袖带的平均压力值以恒定压力值区间隔开。

[0025] 第一算法可被配置为使用血压袖带的有限加压来估计患者的收缩血压。例如，在血压测量系统的一些实施方案中：1) 第一算法被配置为使得第一血压值是患者的收缩血压的估计值，并且2) 血压袖带的压力变化可具有小于患者的收缩血压的最大平均压力。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，最大平均压力等于或小于140mmHg。在血压测量系统的一些实施方案中，最大平均压力等于或小于130mmHg。在血压测量系统的一些实施方案中，最大平均压力等于或小于120mmHg。

[0026] 控制单元还可被配置为通过使用采用特征向量数据作为输入数据的第二算法来估计患者的第二血压值。第二算法可被配置为使得第二血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第二算法可被配置为估计患者的第二血压值，以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的生理信号在患者之间的形状差异、形状的变化和/或时序。在血压测量系统的许多实施方案中，第二血压值不同于第一血压值。

[0027] 可采用任何合适的算法作为第二算法。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，第二算法包括第二训练模型。任何合适的训练模型均可用作第二训练模型。例如，在一些实施方案中，第二训练模型包括第二随机决策森林。

[0028] 控制单元还可被配置为通过使用采用特征向量数据作为输入数据的第三算法来估计患者的第三血压值。第三算法可被配置为使得第三血压值是患者的收缩血压、患者的舒张血压和患者的平均动脉血压中的一者的估计值。第三算法可被配置为估计患者的第三血压值，以便说明在血压袖带的压力变化期间测量的患者的生理信号在患者之间的形状差异、形状的差异和/或时序。在血压测量系统的许多实施方案中，第三血压值不同于第一血压值和第二血压值中的任一者。

[0029] 可采用任何合适的算法作为第三算法。例如，在血压测量系统的一些实施方案中，第三算法包括第三训练模型。任何合适的训练模型均可用作第三训练模型。例如，在一些实施方案中，第三训练模型包括第三随机决策森林。

[0030] 在一些实施方案中，血压测量系统包括与血压袖带操作地耦接的压力控制组件。在血压测量系统的一些实施方案中，压力控制组件能够操作以产生血压袖带的压力变化。

在血压测量系统的一些实施方案中,控制单元控制压力控制组件的操作。

[0031] 在一些实施方案中,血压测量系统包括被配置为在血压袖带的压力变化期间与患者声学耦接的麦克风。例如,麦克风可被配置为在血压袖带的加压期间压贴患者的臂。特征向量数据可包括来源于在血压袖带的压力变化期间由麦克风生成的声学信号的声学数据。声学数据可来源于针对血压袖带的任何合适加压的声学信号。例如,在一些实施方案中,声学数据来源于血压袖带的相应平均压力下的声学信号。在一些实施方案中,从声学信号提取的至少一个特征可包括受血压袖带加压影响的声级变化。在血压测量系统的一些实施方案中,控制单元处理声学信号以确定从受血压袖带加压影响的患者的脉动血流的声级变化提取的至少一个特征。

[0032] 在一些实施方案中,血压测量系统包括被配置为在血压袖带的压力变化期间与患者操作地交互的光电血管容积图 (PPG) 传感器。特征向量数据可包括来源于PPG传感器的输出信号的PPG传感器数据。PPG传感器数据可来源于PPG传感器针对血压袖带的任何合适加压的输出信号。例如,在一些实施方案中,PPG传感器数据来源于PPG传感器在血压袖带的相应平均压力下的输出信号。在一些实施方案中,PPG传感器的输出信号指示受血压袖带加压影响的患者的脉动血流。

[0033] 在一些实施方案中,血压测量系统包括具有控制单元的电子设备。电子设备可以是任何合适的电子设备。例如,在许多实施方案中,电子设备包括智能电话、智能手表、平板电脑、个人计算机或具有处理能力的任何其它电子设备中的一者。在一些实施方案中,电子设备包括用于接收与来自一个或多个传感器的输出对应的数据的无线通信单元。

[0034] 在另一方面,提供了一种估计患者的一个或多个血压值的方法。所述方法包括:(a) 接收针对血压测量袖带的压力变化的压力值,(b) 处理压力值以确定说明压力值的振荡的形状、形状的变化和/或时序,(c) 通过使用采用压力值的特征作为输入数据的算法来估计患者的第一血压值,以及(d) 存储和/或输出第一血压值。

[0035] 为了更全面地理解本发明的性质和优点,应当参考随后的具体实施方式和附图。

## 附图说明

[0036] 图1以图形方式示出了示例性振荡血压测量期间的血压测量袖带压力和相关联的压力振荡幅度。

[0037] 图2以图形方式示出了振荡血压测量和听诊血压测量之间的差值。

[0038] 图3以图形方式示出了通过针对相同收缩和舒张血压的血压测量袖带的加压变化获得的脉动压力分量曲线中的血管僵硬相关变化。

[0039] 图4是根据实施方案的用于采用监督机器学习模型来估计收缩血压、舒张血压和平均动脉血压的方法的简化示意图。

[0040] 图5是可在图4的方法中采用的预处理动作的简化示意图。

[0041] 图6以图形方式示出了根据实施方案的用于具有低血压的示例性患者的示例性匹配的血压袖带平均压力和血压袖带脉动压力值对。

[0042] 图7列出了图6所示的所选择的示例性匹配的压力值对。

[0043] 图8以图形方式示出了根据实施方案的用于具有高血压的示例性患者的示例性的匹配血压袖带平均压力(标记为DC压力)和血压袖带脉动压力(标记为AC压力)值对。



- [0044] 图9列出了图8所示的示例性匹配的压力值对。
- [0045] 图10是根据实施方案的用于可在图4的方法中采用的模型训练和交叉验证的方法的简化示意图。
- [0046] 图11A至图11F以图形方式呈现了图4的方法的示例性血压预测误差。
- [0047] 图12以图形方式呈现了图4的方法中的示例性匹配的压力值对的示例性相对预测因子重要性。
- [0048] 图13A示出了被配置为佩戴在用户腕部上的血压测量袖带的实施方案。
- [0049] 图13B示出了被配置为佩戴在用户腕部上的图13A的血压测量袖带的另一个实施方案。
- [0050] 图13C示出了被配置为佩戴在用户大腿上的图13A的血压测量设备的实施方案。
- [0051] 图13D示出了被配置为佩戴在用户的脚踝上的图13A的血压测量设备的实施方案。
- [0052] 图13E示出了被配置为佩戴在用户的上臂上的图13A的血压测量设备的实施方案。
- [0053] 图14是包括图13A至图13E中任一项的血压测量袖带的血压测量系统的简化示意图。

### 具体实施方式

[0054] 在以下描述中,将描述本发明的各种实施方案。为了解释的目的,阐述了很多具体配置和细节以便提供对实施方案的彻底理解。然而,对本领域的技术人员也将显而易见的是,本发明可在没有这些具体细节的情况下被实施。此外,可省略或简化熟知的特征以防止对本文所述的实施方案造成混淆。

[0055] 现在参见附图,其中贯穿若干视图,类似的附图标号表示类似的部件,图1以图形方式示出了针对示例性振荡血压测量的示例性血压测量袖带压力12和相关联的压力振荡幅度14。图1中的上部图表是血压测量实例的充气/放气循环期间血压测量袖带内的压力曲线图。在例示的示例中,首先使血压测量袖带(在大约六秒长的充气时段期间)充气至约180mmHg的袖带压力,然后(在大约44秒长的放气时段期间)放气至约46mmHg的袖带压力。另选地,血压测量袖带压力和相关联的压力振荡幅度可在血压测量袖带的充气期间测量。在例示的实施方案中,在放气时段期间,袖带压力减小到由穿过血压测量袖带下面的患者的肱动脉的对应血压振荡诱导的袖带压力振荡的点。随着袖带压力的进一步减小,所诱导的袖带压力振荡的幅度增大到最大压力振荡( $A_M$ ),然后随之减小。然而,当平均袖带压力等于患者的收缩血压时,所诱导的袖带压力振荡不开始。当平均袖带压力等于患者的舒张血压时,所诱导的袖带压力振荡也不停止。相反,在许多现有的振荡血压测量方法中,收缩血压袖带压力振荡( $A_S$ ) (对应于当平均袖带压力等于患者的收缩血压时)通过将最大袖带压力振荡( $A_M$ ) 乘以预先确定的收缩血压常数( $K_S$ ) ( $K_S$ 在本示例中等于0.61)由最大袖带压力振荡( $A_M$ ) 计算出。以类似的方式,舒张血压袖带压力振荡( $A_D$ ) (对应于当平均袖带压力等于患者的舒张血压时)通过将最大袖带压力振荡( $A_M$ ) 乘以预先确定的舒张血压常数( $K_D$ ) ( $K_D$ 在本示例中等于0.74)由最大袖带压力振荡( $A_M$ ) 计算出。

[0056] 然而,现有的振荡血压测量方法可产生与听诊血压测量产生的血压值不同的血压值。使用汞柱血压计的听诊方法被广泛认为是用于办公室血压测量的‘黄金标准’。在听诊方法中,观察者在血压测量袖带的放气期间使用听诊器听柯氏音。节律声音开始(对应于血

流通过肱动脉流经血压测量袖带的开始)时的袖带压力是患者的收缩血压。节律声音停止时的袖带压力是患者的舒张血压。图2以图形方式示出了针对示例性血压测量实例的振荡血压测量和听诊血压测量之间的差值。使用听诊测量方法,收缩血压确定为140mmHg,并且舒张血压确定为77mmHg。相比之下,使用振荡法,当平均袖带压力为106mmHg时出现最大袖带压力振荡( $A_M$ ),振荡法产生144mmHg的收缩血压和79mmHg的舒张血压的计算值。

[0057] 使用振荡法和听诊法生成的血压值之间的差值中的至少一些可归因于患者之间的差异。例如,图3以图形方式示出了平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线16、二分之一平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线18和两倍平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线20之间的血管僵硬度的相关差值。脉动压力分量曲线16、18、20中的每一个脉动压力分量曲线用于相同的真实收缩血压(即,120mmHg)和相同的真实舒张血压(即,80mmHg)。如图所示,脉动压力分量曲线16、18、20具有不同的形状,并且如下所论述,将使用相同的 $K_S$ 和 $K_D$ 恒定值产生不同的血压值。

[0058] 首先观察所得的振荡收缩血压值为120mmHg时,平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线16所需的 $K_S$ 的相应值,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约2.30mmHg并且出现在约95mmHg的袖带压力下,并且收缩血压袖带压力振荡( $A_S$ )(在120mmHg的袖带压力下)为约0.70mmHg。因此,对于平均血管刚度, $K_S$ 将需要为约0.30( $A_S=0.70\text{mmHg}/A_M=2.30\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡收缩血压为120mmHg。对于二分之一平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线18,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约2.42mmHg并且出现在约89mmHg的袖带压力下,并且收缩血压袖带压力振荡( $A_S$ )(在120mmHg的袖带压力下)为约0.70mmHg。因此,对于二分之一平均血管刚度, $K_S$ 将需要为约0.29( $A_S=0.70\text{mmHg}/A_M=2.42\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡收缩血压为120mmHg。对于两倍平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线20,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约1.85mmHg并且出现在约90mmHg的袖带压力下,并且收缩血压袖带压力振荡( $A_S$ )(在120mmHg的袖带压力下)为约0.70mmHg。因此,对于平均血管刚度, $K_S$ 将需要为约0.38( $A_S=0.70\text{mmHg}/A_M=1.85\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡收缩血压为120mmHg。 $K_S$ 所需值的这种变化(0.29、0.30、0.38)表明,使用单个常数 $K_S$ 可产生与真实收缩血压相差相当大的振荡收缩血压。

[0059] 接下来观察所得的振荡舒张血压测量为等于80mmHg时,平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线16所需的 $K_D$ 的相应值,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约2.30mmHg并且出现在约95mmHg的袖带压力下,并且舒张血压袖带压力振荡( $A_D$ )(在80mmHg的袖带压力下)为约1.55mmHg。因此,对于平均血管刚度, $K_D$ 需要为约0.67( $A_D=1.55\text{mmHg}/A_M=2.30\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡舒张血压为80mmHg。对于二分之一平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线18,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约2.42mmHg并且出现在约89mmHg的袖带压力下,并且舒张血压袖带压力振荡( $A_D$ )(在80mmHg的袖带压力下)为约2.20mmHg。因此,对于二分之一平均血管刚度, $K_S$ 将需要为约0.91( $A_S=2.20\text{mmHg}/A_M=2.42\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡舒张血压为80mmHg。对于两倍平均血管僵硬度的脉动压力分量曲线20,最大袖带压力振荡( $A_M$ )为约1.85mmHg并且出现在约90mmHg的袖带压力下,并且舒张血压袖带压力振荡( $A_D$ )(在80mmHg的袖带压力下)为约1.68mmHg。因此,对于两倍平均血管刚度, $K_D$ 将需要为约0.91( $A_S=1.68\text{mmHg}/A_M=1.85\text{mmHg}$ ),用于使所得的振荡舒张血压为等于80mmHg。 $K_D$ 所需值的这种变化(0.67、0.91、0.91)表明,使用单个常数 $K_D$ 可产生与真实舒张血压相差相当大的振荡舒张血压。

[0060] 相对于平均动脉血压 (MAP), 许多现有的振荡方法使用最大袖带压力振荡 (Am) 出现的袖带压力作为MAP。然而, 如以上所示, 图3中的脉动压力分量曲线16、18、20中的每一个脉动压力分量曲线的最大袖带压力振荡 (Am) 出现在不同的袖带压力 (95mmHg、89mmHg、90mmHg) 处, 并且因此可产生与实际MAP相差相当大的MAP值。

[0061] 在许多实施方案中, 估计一个或多个血压值以便说明患者之间的差异, 诸如动脉僵硬相关的差异。例如, 在一些实施方案中, 估计一个或多个血压值, 以便说明通过血压测量袖带的加压变化获得的脉动压力分量曲线的形状。例如, 患者的收缩血压、患者的舒张血压和/或患者的平均动脉血压可使用相应的算法来估计, 该算法针对血压测量袖带的压力变化采用匹配的血压袖带平均压力和血压袖带脉动压力值对作为输入数据。匹配的压力值对中的每一者可以是相应的血压袖带压力值和对应的脉动分量压力值。在患者具有高收缩血压 (例如, 180mmHg) 的许多实例中, 患者的收缩血压可使用低于患者的收缩血压的血压测量袖带的最大充气平均压力 (例如, 130mmHg) 来估计, 从而增强在患者睡眠时在不影响患者的血压的情况下测量患者的收缩血压的能力。

[0062] 任何合适的方法 (诸如本文所述的那些示例性方法) 可用于估计一个或多个血压值, 以便说明患者之间的差异, 诸如动脉僵硬相关的差异。在许多实施方案中, 使用输入数据来估计一个或多个血压值, 该输入数据包括血压袖带的压力数据和与脉动血流相关的可能的其它信号, 其中压力信号和其它信号受血压袖带的加压影响。可从这些生理信号中提取任何合适的参数 (或特征) 并将它们包括在特征向量中以用作输入数据。例如, 指示受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的合适参数可包括 (但不限于): 血压袖带脉动压力值、由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流产生的声音、和/或测量受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的光电血管容积图 (PPG) 传感器的输出、以及指示受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的合适参数的任何合适组合。

[0063] 例如, 在一些实施方案中, 基于输入数据来估计一个或多个血压值, 该输入数据说明通过血压测量袖带的加压变化获得的脉动压力分量曲线的形状。图4是通过合适的估计算法24估计收缩血压 (SBP)、舒张血压 (DBP) 和平均动脉血压 (MAP) 的方法22的简化示意图。该方法包括预处理原始袖带压力26以生成对应的脉动压力分量与平均袖带压力曲线28 (在本文中也称为“MAP曲线”) (动作30)。在许多实施方案中, MAP曲线28示出了原始袖带压力的脉动压力分量的幅度如何随平均袖带压力的变化而变化, 诸如图1和图2中的每一者的下部图表所示。在动作32中, 处理MAP曲线28以选择用作估计算法24的输入的特征34, 该估计算法生成收缩血压 (SBP)、舒张血压 (DBP) 和平均动脉血压 (MAP) 中的一者或多者的相应估计值。可采用任何合适的估计算法24。例如, 估计算法24可以通过合适的机器学习方法生成的合适的回归模型。

[0064] 可构建任何合适的特征向量34, 以便说明MAP曲线28的形状的一个或多个方面。例如, 在许多实施方案中, 所选择的特征34包括用于血压测量袖带的压力变化的匹配的压力值对, 其中匹配的压力值对中的每一者包括血压测量袖带平均压力值和对应的脉动分量压力值。在一些实施方案中, 估计算法24基于同一组特征34生成收缩血压、舒张血压和平均动脉血压中的每一者的估计值。在另选的实施方案中, 估计算法24基于特征34的不同子集生成收缩血压、舒张血压和平均动脉血压中每一者的估计值。在其它实施方案中, 可选择来源于除袖带压力的脉动分量之外的信号的特征并将它们作为输入包括在算法24中。

[0065] 在动作30中可使用任何合适的方法来生成MAP曲线28。例如,图5是生成MAP曲线28的方法36的简化示意图。在动作38中,对原始袖带压力26进行修饰以移除在将要提取特征的感兴趣区域之上和之下的原始袖带压力。例如,可移除来自袖带充气时段的压力读数。以类似的方式,可移除低于最小平均袖带压力(例如,低于50mmHg)的原始袖带压力26。使用高通滤波器40处理感兴趣区域中的剩余袖带压26以生成压力信号的脉动分量。利用低通滤波器42处理感兴趣区域中的剩余袖带压力26以生成平均(或低频)袖带压力数据。脉动分量压力量值数据和平均袖带压力数据的组合在本文中称为MAP曲线44和28。

[0066] 在许多实施方案中,选自MAP曲线28的特征34包括一组匹配的压力值对,其中匹配的压力值对中的每一者由平均袖带压力值和平均袖带压力值处的脉动分量压力量值组成。在一些实施方案中,匹配的压力值对中的每一者具有相应的预先确定的平均袖带压力值(例如,从50mmHg至130mmHg,增量为5mmHg)。例如,图6以图形方式示出了根据实施方案的具有低血压的示例性患者的示例性匹配的压力值对。图7列出了图6所示的示例性匹配的压力值对。图8以图形方式示出了根据实施方案的具有高血压的示例性患者的示例性匹配的压力值对。图9列出了图8所示的示例性匹配的压力值对。图6至图9所示的示例性特征34是可采用的合适特征34的一个示例。例如,可与MAP曲线28不同地选择特征34,诸如首先选择脉动分量压力量值中的一个或多个脉动分量压力量值,然后选择对应于脉动分量压力量值中的所选择的一个或多个脉动分量压力量值的平均袖带压力值。作为一个示例,可标识MAP曲线28的最大脉动分量压力量值,并且将它与对应的平均袖带压力值组合以用作匹配的压力值对中的一者。然后可通过使用施加到最大脉动分量压力量值的相应比率来确定匹配的压力值对中的附加的一个或多个压力值对,以选择对应的脉动分量压力量值和对应的平均袖带压力值。可使用附加特征34,该附加特征34包括但不限于与血压袖带大小相关的特征、与患者上臂围度相关的特征、和/或心率。在构建MAP曲线之前,也可直接从袖带压力信号中提取特征。特征也可选自除袖带压力之外的生理信号并且包括在特征向量34中。

[0067] 可使用任何合适的方法来公式化估计算法24。例如,可使用机器学习算法和样本数据(在本文中也称为“训练数据”)来公式化估计算法24。例如,图10是示出了用于收缩血压估计算法(SBP-24j)的公式化和交叉验证的方法50的简化示意图。图10所示的方法可使用任何合适的机器学习算法(诸如机器学习算法库(Scikit-learn)中实现的那些算法,机器学习算法库是Python编程语言的开源库)来完成。在例示的示例中,训练集(SBP-TSi)包括选自总共N个收缩血压数据集(SBP-TDj)中的N-1个收缩血压训练集。SBP训练集(SBP-Tsi)中的每一个SBP训练集包括特征向量,该特征向量由选自MAP曲线的17个压力幅度(Xi)加上与袖带大小相关的4个附加的变量以及参考收缩血压(SBP-Yi)组成。从MAP曲线28以增量为5mmHg的50mmHg至130mmHg的预先确定的平均袖带压力值选择每个压力值(Xi)。每个相应的参考收缩血压(SBP-Yi)对应于相应的MAP曲线28并且可使用任何合适的参考方法(例如,听诊方法)进行测量。在例示的方法中,可从SBP训练数据集(SBP-TSi)中排除N个SBP数据集(SBP-TDj)中的一个SBP数据集,以提供可用于交叉验证所得的SBP回归模型(SBP-24i)(即,估计算法24的收缩血压部分)的SBP测试集(SBP-TSy)。使用(例如,来自机器学习算法库)的合适的机器学习算法,可将SBP回归模型(SBP-24j)拟合到SBP训练数据集(SBP-TSi)。然后可将SBP测试集(SBP-TSy)输入到SBP回归模型(SBP-24j)中以估计验证收缩血压(SBP-Yv)。然后可将估计的验证收缩血压(SBP-Yv)与来自留存测试集(SBP-TSy)的参考收缩血压

(SBP-Y) 进行比较,以评估SBP回归模型(SBP-24j)的性能。对于相应SBP训练数据集(SBP-TD<sub>j</sub>),上述过程总共重复N次,其中每次都从SBP训练数据集(SBP-TS<sub>i</sub>)中排除不同的SBP测试集(SBP-TS<sub>y</sub>)。

[0068] 可使用舒张血压训练数据集代替SBP训练数据集(SBP-TD<sub>j</sub>)来重复上述过程,以生成和验证用于舒张血压训练数据集中的每一个的相应舒张血压回归模型。舒张血压训练数据集可与SBP训练数据集(SBP-TD<sub>j</sub>)相同,不同的是用参考舒张血压代替参考收缩血压(SBP-Y<sub>i</sub>)。

[0069] 还可使用平均动脉血压训练数据集代替SBP训练数据集(SBP-TD<sub>j</sub>)来重复上述过程,以生成和验证用于平均动脉血压训练数据集中的每一者的相应平均动脉血压回归模型。平均动脉血压训练数据集可与SBP训练数据集(SBP-TD<sub>j</sub>)相同,不同的是用参考平均动脉血压代替参考收缩血压(SBP-Y<sub>i</sub>)。

[0070] 上述过程可用于公式化估计算法24以采用输入数据的任何合适配置,该输入数据包括平均袖带压力数据44和指示受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的任何合适参数。例如,输入数据的合适示例包括以下组合:1)平均袖带压力数据44和对应的血压袖带脉动压力分量,2)平均袖带压力数据44和通过测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流产生的声音而生成的对应音频数据,3)平均袖带压力数据44和测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的PPG传感器的对应输出,4)平均袖带压力数据44和对应的血压袖带脉动压力分量,连同通过测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流产生的声音而生成的音频数据,5)平均袖带压力数据44和对应的血压袖带脉动压力分量,连同通过测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流产生的声音而生成的音频数据以及测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的PPG传感器的输出,6)平均袖带压力数据44和对应的血压袖带脉动压力分量,连同测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的PPG传感器的输出,以及7)平均袖带压力数据44和通过测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流产生的声音而生成的对应音频数据以及测量由受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的PPG传感器的输出。

[0071] 图11A至图11F以图形方式呈现了方法50与听诊参考比较的示例性血压预测误差。所呈现的预测误差包括在交叉验证期间针对留存数据集的收缩血压误差。所呈现的预测误差还包括在交叉验证期间针对留存数据集的舒张血压误差。所呈现的预测误差还包括在交叉验证期间针对留存数据集的平均动脉血压误差。平均动脉血压的参考值使用已知方法(即 $2/3*DBP+1/3*SBP$ )由收缩参考血压和舒张参考血压近似得出。如图所示,良好的相关性在针对DBP的误差的标准差为7.3mmHg时实现。

[0072] 图12以图形方式呈现了用于方法50的预测因子的示例性相对重要性。如图所示,对于收缩血压估计,具有从100mmHg至130mmHg的平均袖带压力的匹配的压力值对相对于其它匹配的压力值对具有升高的预测因子重要性。对于舒张血压估计,匹配的压力值对的预测因子重要性相当均匀,其中具有60mmHg、65mmHg、70mmHg、75mmHg、105mmHg、110mmHg、115mmHg、120mmHg和125mmHg的平均袖带压力的匹配的压力值对相对于其它匹配的压力值对具有升高的预测因子重要性。对于平均动脉血压估计,具有从105mmHg至125mmHg的平均袖带压力的匹配的压力值对相对于其它匹配的压力值对具有升高的预测因子重要性。

[0073] 图13A至图13E是根据实施方案的由患者102佩戴的血压测量系统100的简化图示。

在例示的实施方案中,血压系统100包括可充气血压测量袖带104和控制单元106。在许多实施方案中,控制单元106被配置为在每个血压测量实例期间控制血压测量袖带104的充气和放气、在血压测量袖带104的充气和/或放气期间测量和记录原始袖带压力数据。处理原始袖带压力数据以生成匹配的压力值对(即,如本文所述的平均袖带压力和对应的脉动压力分量对)以使用合适的方法生成收缩血压、舒张血压和/或平均动脉血压的估计值可出现在控制单元内,如示例性图表所示。在其它实施方案中,处理和算法可在接收由控制单元收集和存储的原始数据的配套设备中实现。在许多实施方案中,血压测量系统100被配置为通过进行血压测量袖带的重复充气和放气循环并处理相应的原始袖带压力数据来生成动态血压数据,以生成针对每个测量实例的SBP、DBP和平均动脉血压的估计值。在许多实施方案中,控制单元106存储所生成的动态血压数据,以用于随后从控制单元106下载,以用于后续评估(例如,进一步处理和/或由保健专业人员进行的评估)。

[0074] 在图13A所示的实施方案中,血压测量袖带104被配置为佩戴在用户102的腕部上。在一些实施方案中,腕戴式血压测量系统100被配置为具有手表和/或智能手表功能。例如,控制单元106的功能可结合和/或组合到任何合适的腕戴式设备(例如,手表、智能手表、腕戴式健身跟踪设备)中。在一些实施方案中,袖带104具有耦接到控制单元106的一侧的第一端部和可耦接到控制单元106的第二侧的第二端部,以将袖带104和控制单元106的组合固定到用户102的腕部。在一些实施方案中,袖带104包括调整机构,该调整机构能够操作以调整适于适应合适范围的腕部围度中的任一个的袖带104的围度长度。例如,袖带104的第二端部可包括沿着袖带104的长度周向分布的合适数量的附接特征部,其中附接特征部中的每一个附接特征部被配置用于选择性地耦接到控制单元106的第二侧,以便选择性地配置适用于特定腕部围度的袖带104的围度长度。

[0075] 在一些实施方案中,袖带104和控制单元106被配置用于与智能手表或健身跟踪设备(例如,腕戴式健康跟踪设备)结合使用。例如,图13B示出了被配置为佩戴在用户102的腕部上以用于与智能手表101结合使用的袖带104的实施方案。在一些实施方案中,控制单元106包括利用合适的无线通信协议(例如,蓝牙、WiFi等)将控制单元106与智能手表101通信地耦接的无线通信单元。在一些实施方案中,袖带104和/或控制单元106的操作由智能手表101通过在智能手表101和控制单元106之间的无线通信来控制。虽然图13B示出了靠近智能手表101佩戴的袖带104,但本文所述的血压测量系统100的任何实施方案可被配置用于与智能手表或健身跟踪设备结合使用。在一些实施方案中,控制单元106包括一个或多个输入设备(例如,输入按钮和/或触摸屏),该一个或多个输入设备被配置为接受来自用户102的控制输入,控制单元106基于该控制输入对袖带104进行控制。

[0076] 袖带104可被配置为佩戴在用户102的任何合适的肢体(和肢体的位置)上。例如,图13C示出了被配置为佩戴在用户的大腿上的袖带104的实施方案。图13D示出了被配置为佩戴在用户的脚踝上的袖带104的实施方案。图13E示出了被配置为佩戴在用户的上臂上的袖带104的实施方案。

[0077] 图14是包括血压测量袖带100和电子设备132的血压测量系统130的实施方案的简化示意图。在例示的实施方案中,血压测量袖带100包括可充气血压测量袖带104、控制单元106、麦克风114以及PPG传感器116。控制单元106包括控制器108、压力传感器110和压力控制组件112。压力控制组件112能够操作以在控制器108的控制下可控地使袖带104充气和放

气。压力传感器110生成指示袖带104内的压力水平的压力信号并将它提供给控制器108。控制器108包括处理器118、存储器设备120和通信单元122。在一些实施方案中,控制器108处理压力信号以生成原始袖带压力(例如,原始袖带压力26);处理原始袖带压力26以生成匹配的压力对值(例如,匹配的压力值对 $(X_i)$ );并且使用匹配的压力对值作为血压值估计算法(例如,估计算法24)的输入来估计收缩血压、舒张血压和/或平均动脉血压。在一些实施方案中,控制器108通过来自通信单元122的传输将压力信号或匹配的压力对值传输到电子设备132。在一些实施方案中,血压值估计算法由电子设备132使用由血压测量袖带100测量的原始数据来执行。可采用任何合适的电子设备作为电子设备132。可采用作为电子设备132的合适的电子设备的示例包括智能电话、智能手表、平板电脑、膝上型计算机以及台式计算机。在例示的实施方案中,电子设备132包括处理器134、通信单元136、存储器设备138、显示器140和任何合适的输入和/或输出组件,诸如小键盘、一个或多个控制按钮、麦克风和/或扬声器。显示器140可以是触摸屏显示器,以适应通过显示器140接收用户输入连同通过显示器140显示输出。通信单元136可接收由血压测量袖带100的通信单元122传输的测量数据。可使用任何合适的方法通过通信单元122将测量数据传输到通信单元136,诸如合适的有线连接或任何合适的无线通信方法。估计算法可作为能够由处理器134执行的指令存储在电子设备132的存储器设备138上。处理器134可将所得的估计血压值存储在存储器138上、将所得的估计血压值显示在显示器140上、和/或通过通信单元136将所得的估计血压值传输到任何其它合适的设备或系统以用于存储、显示和/或进一步处理。

[0078] 在许多实施方案中,血压测量系统130能够操作以采用本文所述的基于振荡的血压测量方法生成患者的动态血压数据,该方法估计收缩血压、舒张血压和/或平均动脉血压。血压测量袖带100的存储器设备120和/或电子设备132的存储器设备138可存储动态血压数据以用于后续输出,以用于由保健专业人员进行的评估和/或进一步处理。

[0079] 血压测量系统100可以可选地包括麦克风114,该麦克风114可被配置为生成指示受血压袖带104的加压影响的患者的脉动血流的麦克风输出信号。在一些实施方案中,估计算法24的输入数据包括指示受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的相应声级变化的音频数据。在一些实施方案中,控制单元106处理麦克风输出信号以确定受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的相应声级变化。麦克风114可使用用于将麦克风输出信号传达到控制单元106的任何合适的方法操作地耦接到控制单元106。在一些实施方案中,麦克风114安装到血压袖带104。在一些实施方案中,麦克风114安装到定位麦克风114的臂带或腕带,以从受血压袖带104的加压影响的患者的脉动血流接收声波。

[0080] 血压测量系统100可以可任选地包括PPG传感器116,该PPG传感器116可被配置为生成指示受血压袖带104的加压影响的患者的脉动血流的PPG传感器输出信号。在一些实施方案中,估计算法24的输入数据包括可通过PPG传感器输出信号的处理生成的数据,该数据指示受血压袖带104的加压影响的患者的脉动血流的变化。在一些实施方案中,控制单元106处理PPG传感器输出信号以确定受血压袖带的加压影响的患者的脉动血流的变化。PPG传感器116可使用用于将PPG传感器输出信号传达到控制单元106的任何合适的方法操作地耦接到控制单元106。在一些实施方案中,PPG传感器116安装到血压袖带104。在一些实施方案中,PPG传感器116安装到定位PPG传感器116的臂带或腕带,以测量受血压袖带104的加压影响的患者的脉动血流的变化。

[0081] 应当理解,个人信息数据可以多种方式被利用,以向设备的用户提供益处。例如,个人信息诸如健康数据或生物特征数据可被用于方便认证和/或访问设备,而无需用户输入密码。另外,可使用用户健康数据或生物统计数据(例如,血压测量)的集合来提供关于用户健康和/或健身水平的反馈。将进一步理解,负责收集、分析、存储、传输、公开和/或以其他方式利用个人信息数据的实体符合已建立的隐私和安全策略和/或符合满足或超过行业和/或政府标准的实践,诸如数据加密。例如,个人信息数据仅在接收到用户知情同意之后才能被收集,并且用于实体的合法且合理的用途,并且不得在合法且合理的用途之外共享或出售。此外,此类实体将采取必要的措施,以用于保卫并保护对所收集的个人信息数据的访问,并用于确保获取个人信息数据的人员遵守已建立的隐私和安全策略和/或实践。另外,此类实体可由第三方审核以证明遵守已建立的隐私和安全策略和/或实践。还可设想,用户可选择性地阻止或阻挡使用或访问个人信息数据。硬件和/或软件元素或特征可被配置为阻挡使用或访问。例如,用户可选择移除、禁用或限制对用于收集个人信息诸如健康数据或健身数据的某些与健康有关的应用程序的访问。另选地,用户可以可选地通过提供其他安全信息诸如密码、个人识别号码、触摸手势、或本领域技术人员已知的其他认证方法来绕过生物特征认证方法。

[0082] 其它变型在本发明的精神内。例如,可使用任何合适的方法来公式化估计算法24,以用于基于MAP曲线28的形状或其它合适的提取特征来估计收缩血压、舒张血压和/或平均动脉血压。虽然本文所述的示例采用130mmHg以下的袖带压力以便改善血压测量实例期间的舒适度,但低于130mmHg的最大袖带压力可提供合适的准确性并进一步改善血压测量实例期间的舒适度。可使用除随机森林之外的其它回归模型来公式化估计算法24。例如,可用于公式化估计算法24的其它回归模型包括线性回归、提升树和神经网络。对于附加的示例,参见互联网上的机器学习算法库中(参见url//scikit-learn.org/stable/supervised-learning.html#supervised-learning)可用的回归模型。

[0083] 估计算法24还可被公式化以便采用迭代方法。例如,估计算法24可采用以下迭代公式:

[0084]  $SBP_{(i+1)} = HSCP_i$  (其中  $A = A_m * K_S^i$ ) 公式(1)

[0085]  $DBP_{(i+1)} = LSCP_i$  (其中  $A = A_m * K_D^i$ ) 公式(2)

[0086]  $MAP_{(i+1)} = \text{函数}(SBP_i, DBP_i)$  公式(3)

[0087] 其中:

[0088]  $K_S^0 = \text{初始值 } K_S$

[0089]  $K_S^i = \text{函数}(SBP_i, DBP_i)$  公式(4)

[0090]  $HSCP_i =$  的高压侧上的平均袖带压力  $A_m$

[0091]  $K_D^0 = \text{初始值 } K_D$

[0092]  $K_D^i = \text{函数}(SBP_i, DBP_i)$  等式5

[0093]  $LSCP_i =$  的低压侧上的平均袖带压力  $A_m$

[0094] 公式1至3可迭代地应用,直到上一次迭代的相应计算血压值充分接近先前迭代的相应计算血压值。可使用任何合适的方法(诸如已知的回归和/或曲线拟合方法)来公式化



公式3、4和5。

[0095] 因此,虽然本发明容易受到各种修改和另选构造的影响,但是其某些例示的实施方案在附图中示出并且已经在上面详细描述。然而应当理解,并不旨在将本发明局限于所公开的一种或多种具体形式,而是相反地,旨在涵盖落在本发明的精神和范围内的所有修改、另选构造和等效物,如所附权利要求中所限定。

[0096] 除非本文另有说明或与上下文明显矛盾,否则描述本发明的上下文中(特别是在随附权利要求的上下文中)的术语“一个”和“一种”和“所述”以及类似指示物的使用视为同时涵盖单数和复数。除非另有说明,否则术语“包含”、“具有”、“包括”和“含有”应被解释为开放式术语(即,意思为“包括但不限于”)。术语“连接”被解释为即使有干预的东西,也被部分或全部地包含在内、附接或接合在一起。除非本文另有说明,否则本文中对数值范围的叙述仅仅旨在用作单独提及落入该范围内的每个单独值的简单方法,并且每个单独的值被并入说明书中,如同在本文中单独引用。本文描述的所有方法能够以任何合适的顺序执行,除非本文另有说明或以其他方式与上下文明显矛盾。除非另有声明,否则本文提供的任何和所有示例或示例性语言(例如,“诸如”)的使用仅仅旨在更好地说明本发明的实施方案,并且不会限制本发明的范围。说明书中的任何语言均不应被解释为指示任何未声明的元素对于本发明的实践是必不可少的。

[0097] 本文描述了本发明的优选实施方案,这些优选实施方案包括发明人己知的用于执行本发明的最佳模式。在阅读前面的描述之后,那些优选实施方案的变型形式对于本领域的普通技术人员来说可变得显而易见。发明人期望技术人员适当地采用此类变型形式,并且发明人旨在以不同于本文具体描述的方式来实践本发明。因此,如适用法律所允许的,本发明包括所附权利要求中引用的主题的所有修改和等效物。此外,除非本文另有说明或以其它方式与上下文明显矛盾,否则本发明包含上述元素的所有可能变型形式的任何组合。

[0098] 本文引用的所有参考文献,包括出版物、专利申请和专利,均据此以引用方式并入本文,正如每篇参考文献被单独且具体地指示为以引用方式并入并且在本文全文阐述。

[0099] 本公开的实施方案的示例可根据以下条款来描述:

[0100] 条款1.一种估计患者的血压值的方法,所述方法包括接收对应于血压袖带的压力变化的特征向量数据,其中所述特征向量数据来源于在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的生理信号;通过使用采用所述特征向量数据作为输入数据的第一算法来估计所述患者的第一血压值,其中所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的收缩血压、所述患者的舒张血压和所述患者的平均动脉血压中的一者的估计值;并且其中所述第一算法被配置为估计所述患者的所述第一血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的形状差异、所述形状的变化和/或时序;并且存储和/或输出所述第一血压值。

[0101] 条款2.根据条款1所述的方法,其中所述第一算法包括第一训练模型。

[0102] 条款3.根据条款1所述的方法,其中所述第一训练模型包括第一随机决策森林。

[0103] 条款4.根据条款1所述的方法,其中所述患者的所述生理信号是在所述血压袖带的相应平均压力下测量的。

[0104] 条款5.根据条款4所述的方法,其中所述血压袖带的所述相应平均压力是预先确定的。

[0105] 条款6.根据条款3所述的方法,其中所述特征向量数据包括脉动分量压力变化值;并且所述脉动分量压力变化值中的每一个脉动分量压力变化值是通过所述血压袖带在所述血压袖带的所述相应平均压力下测量的。

[0106] 条款7.根据条款6所述的方法,其中所述血压袖带的所述压力变化在50mmHg至130mmHg的范围内或在50mmHg至130mmHg内。

[0107] 条款8.根据条款7所述的方法,其中所述血压袖带的所述平均压力以恒定压力值区间隔开。

[0108] 条款9.根据条款3所述的方法,其中所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的所述收缩血压的估计值,并且所述血压袖带的所述压力变化具有小于所述患者的所述收缩血压的最大平均压力。

[0109] 条款10.根据条款9所述的方法,其中所述最大平均压力等于或小于140mmHg。

[0110] 条款11.根据条款10所述的方法,其中所述最大平均压力等于或小于130mmHg。

[0111] 条款12.根据条款11所述的方法,其中所述最大平均压力等于或小于120mmHg。

[0112] 条款13.根据条款1所述的方法,还包括通过使用第二算法来估计所述患者的第二血压值,所述第二算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第二算法被配置为使得所述第二血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第二算法被配置为估计所述患者的所述第二血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中所述第二血压值不同于所述第一血压值。

[0113] 条款14.根据条款13所述的方法,其中所述第二算法包括第二训练模型。

[0114] 条款15.根据条款14所述的方法,其中所述第二训练模型包括第二随机决策森林。

[0115] 条款16.根据条款13所述的方法,还包括通过使用第三算法来估计所述患者的第三血压值,所述第三算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第三算法被配置为使得所述第三血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第三算法被配置为估计所述患者的所述第三血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中所述第三血压值不同于所述第一血压值和所述第二血压值中的任一者。

[0116] 条款17.根据条款16所述的方法,其中所述第三算法包括第三训练模型。

[0117] 条款18.根据条款17所述的方法,其中所述第三训练模型包括第三随机决策森林。

[0118] 条款19.根据条款1至18中任一项所述的方法,其中所述特征向量数据包括来源于在所述血压袖带的所述压力变化期间由与所述患者声学耦接的麦克风生成的声学信号的声学数据,并且所述声学数据来源于在所述血压袖带的相应平均压力下的所述声学信号。

[0119] 条款20.根据条款1至18中任一项所述的方法,其中所述特征向量数据包括来源于光电血管容积图 (PPG) 传感器的输出信号的光电血管容积图 (PPG) 传感器数据,并且所述 PPG 传感器数据来源于所述 PPG 传感器在所述血压袖带的相应平均压力下的所述输出信号。

[0120] 条款21.一种血压测量系统,包括:血压袖带,所述血压袖带被配置用于与所述患者耦接;一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被配置为在所述血压袖带的压力变化期间

测量所述患者的生理信号;以及控制单元,所述控制单元被配置为:处理来自所述一个或多个传感器的输出以生成对应于所述血压袖带的所述压力变化的特征向量数据;通过使用采用所述特征向量数据作为输入数据的第一算法来估计所述患者的第一血压值,其中所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的收缩血压、所述患者的舒张血压和所述患者的平均动脉血压中的一者的估计值;并且其中所述第一算法被配置为估计所述患者的所述第一血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的形状差异、所述形状的变化和/或时序;并且存储和/或输出所述第一血压值。

[0121] 条款22.根据条款21所述的系统,其中所述第一算法包括第一训练模型。

[0122] 条款23.根据条款22所述的系统,其中所述第一训练模型包括第一随机决策森林。

[0123] 条款24.根据条款21所述的系统,其中所述患者的所述生理信号是在所述血压袖带的相应平均压力下测量的。

[0124] 条款25.根据条款24所述的系统,其中所述血压袖带的所述相应平均压力是预先确定的。

[0125] 条款26.根据条款24所述的系统,其中所述特征向量数据包括脉动分量压力变化值;并且所述脉动分量压力变化值中的每一个脉动分量压力变化值是通过所述血压袖带在所述血压袖带的所述相应平均压力下测量的。

[0126] 条款27.根据条款26所述的系统,其中所述血压袖带的所述平均压力中的每一个平均压力在50mmHg至130mmHg的范围内。

[0127] 条款28.根据条款27所述的系统,其中所述血压袖带的所述平均压力以恒定压力值区间隔开。

[0128] 条款29.根据条款21所述的系统,其中所述第一算法被配置为使得所述第一血压值是所述患者的所述收缩血压的估计值,并且所述血压袖带的所述压力变化具有小于所述患者的所述收缩血压的最大平均压力。

[0129] 条款30.根据条款29所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于140mmHg。

[0130] 条款31.根据条款30所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于130mmHg。

[0131] 条款32.根据条款31所述的系统,其中所述最大平均压力等于或小于120mmHg。

[0132] 条款33.根据条款21所述的系统,其中所述控制单元被进一步配置为通过使用第二算法来估计所述患者的第二血压值,所述第二算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第二算法被配置为使得所述第二血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第二算法被配置为估计所述患者的所述第二血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中所述第二血压值不同于所述第一血压值。

[0133] 条款34.根据条款33所述的系统,其中所述第二算法包括第二训练模型。

[0134] 条款35.根据条款34所述的系统,其中所述第二训练模型包括第二随机决策森林。

[0135] 条款36.根据条款33所述的系统,其中所述控制单元被进一步配置为通过使用第三算法来估计所述患者的第三血压值,所述第三算法采用所述特征向量数据作为输入数据,其中所述第三算法被配置为使得所述第三血压值是所述患者的所述收缩血压、所述患

者的所述舒张血压和所述患者的所述平均动脉血压中的一者的估计值;其中所述第三算法被配置为估计所述患者的所述第三血压值,以便说明在所述血压袖带的所述压力变化期间测量的所述患者的所述生理信号在患者之间的所述形状差异、所述形状的变化和/或时序,并且其中所述第三血压值不同于所述第一血压值和所述第二血压值中的任一者。

[0136] 条款37.根据条款36所述的系统,其中所述第三算法包括第三训练模型。

[0137] 条款38.根据条款37所述的系统,其中所述第三训练模型包括第三随机决策森林。

[0138] 条款39.根据条款21所述的系统,还包括与所述血压袖带操作地耦接的压力控制组件,其中所述压力控制组件能够操作以产生所述血压袖带的所述压力变化。

[0139] 条款40.根据条款39所述的系统,其中所述控制单元控制所述压力控制组件的操作。

[0140] 条款41.根据条款21至40中任一项所述的系统,还包括麦克风,所述麦克风被配置为在所述血压袖带的所述压力变化期间与所述患者声学耦接,并且其中所述特征向量数据包括来源于在所述血压袖带的所述压力变化期间由所述麦克风生成的声学信号的声学数据;并且所述声学数据来源于在所述血压袖带的相应平均压力下的所述声学信号。

[0141] 条款42.根据条款21至40中任一项所述的系统,还包括光电血管容积图 (PPG) 传感器,所述PPG传感器被配置为在所述血压袖带的所述压力变化期间与所述患者操作地交互,并且其中所述特征向量数据包括来源于所述光电血管容积图 (PPG) 传感器的输出信号的PPG传感器数据,并且所述PPG传感器数据来源于所述PPG传感器在所述血压袖带的相应平均压力下的所述输出信号。

[0142] 条款43.根据条款21至40中任一项所述的系统,还包括电子设备,所述电子设备包括所述控制单元。

[0143] 条款44.根据条款43所述的系统,其中所述电子设备包括智能电话、智能手表、平板电脑、个人计算机或具有处理能力的任何其它电子设备中的一者。

[0144] 条款45.根据条款43所述的系统,其中电子设备包括用于接收与来自所述一个或多个传感器的所述输出对应的数据的无线通信单元。

[0145] 条款46.一种估计患者的一个或多个血压值的方法,所述方法包括:接收针对血压测量袖带的压力变化的压力值,处理所述压力值以确定说明所述压力值的振荡的形状、所述形状的变化和/或时序的所述压力值的特征;通过使用采用所述压力值的所述特征作为输入数据的算法来估计所述患者的第一血压值,并且存储和/或输出所述第一血压值。

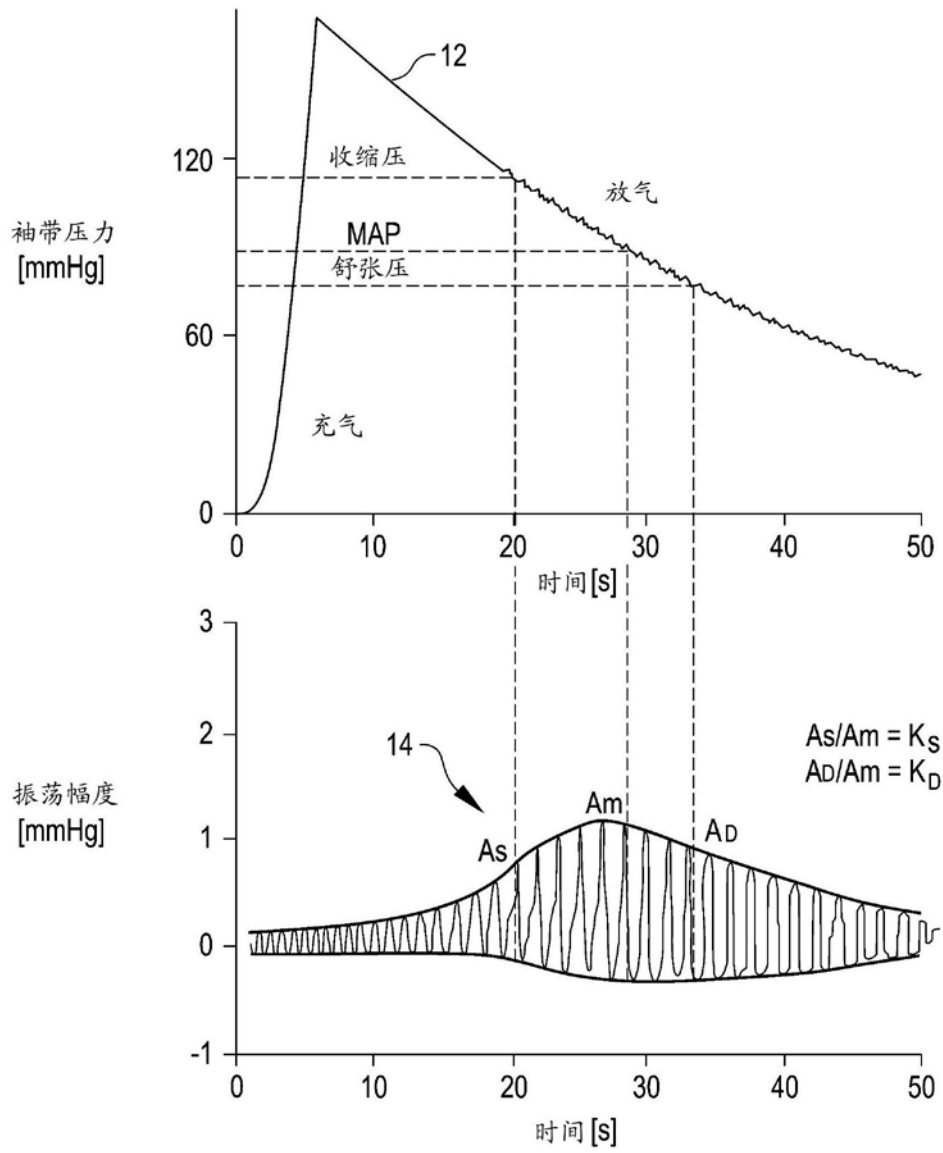


图1

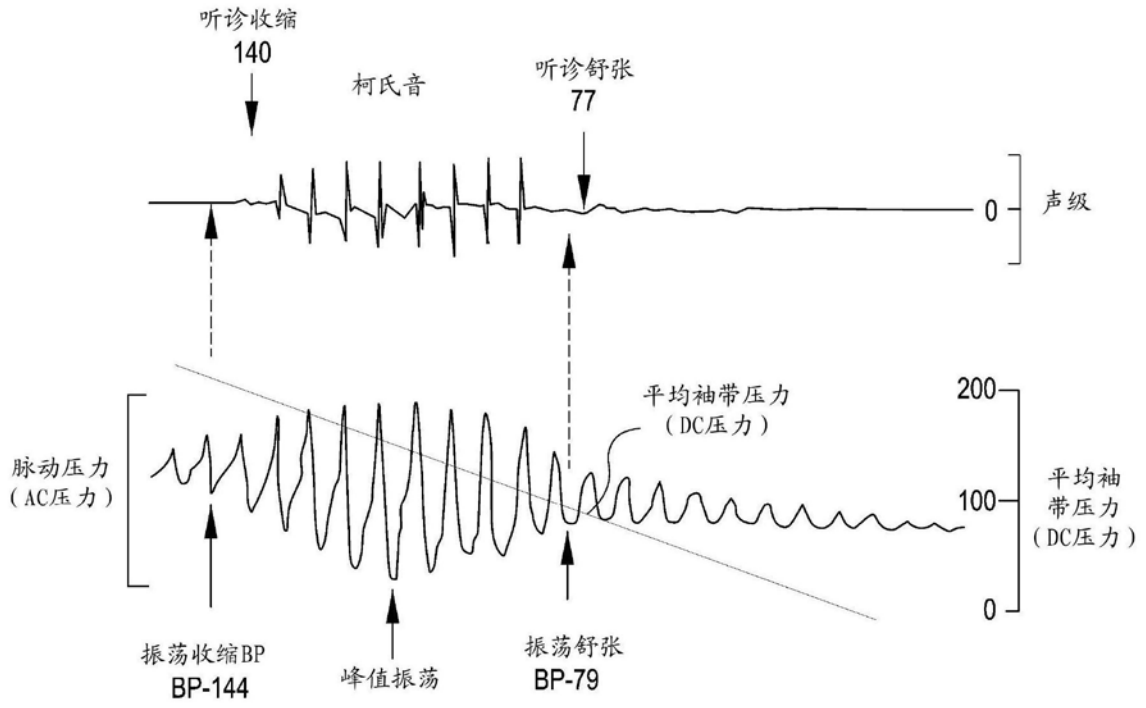


图2

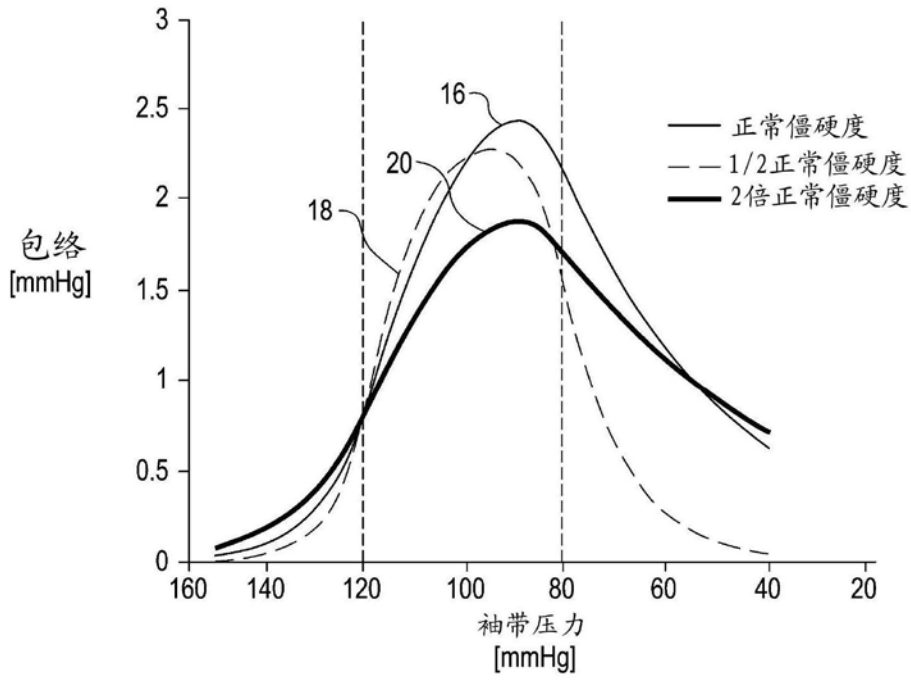


图3

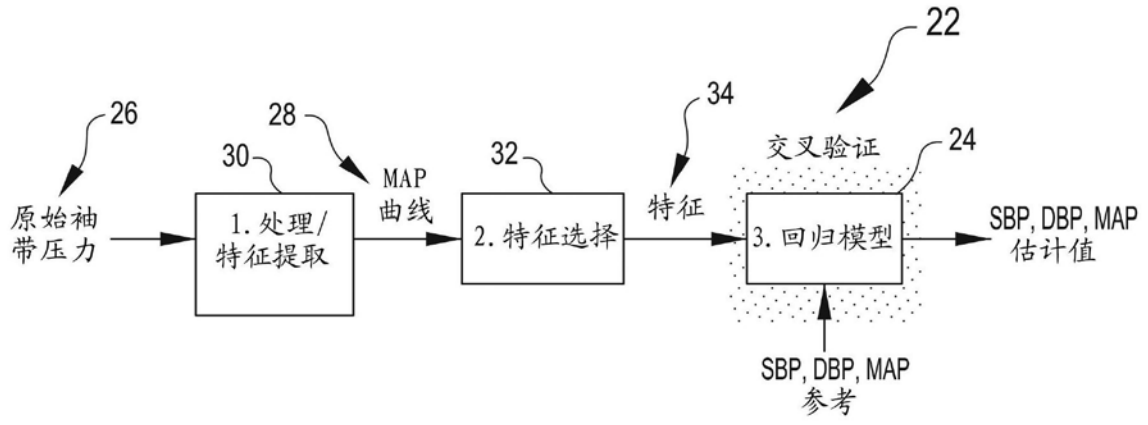


图4

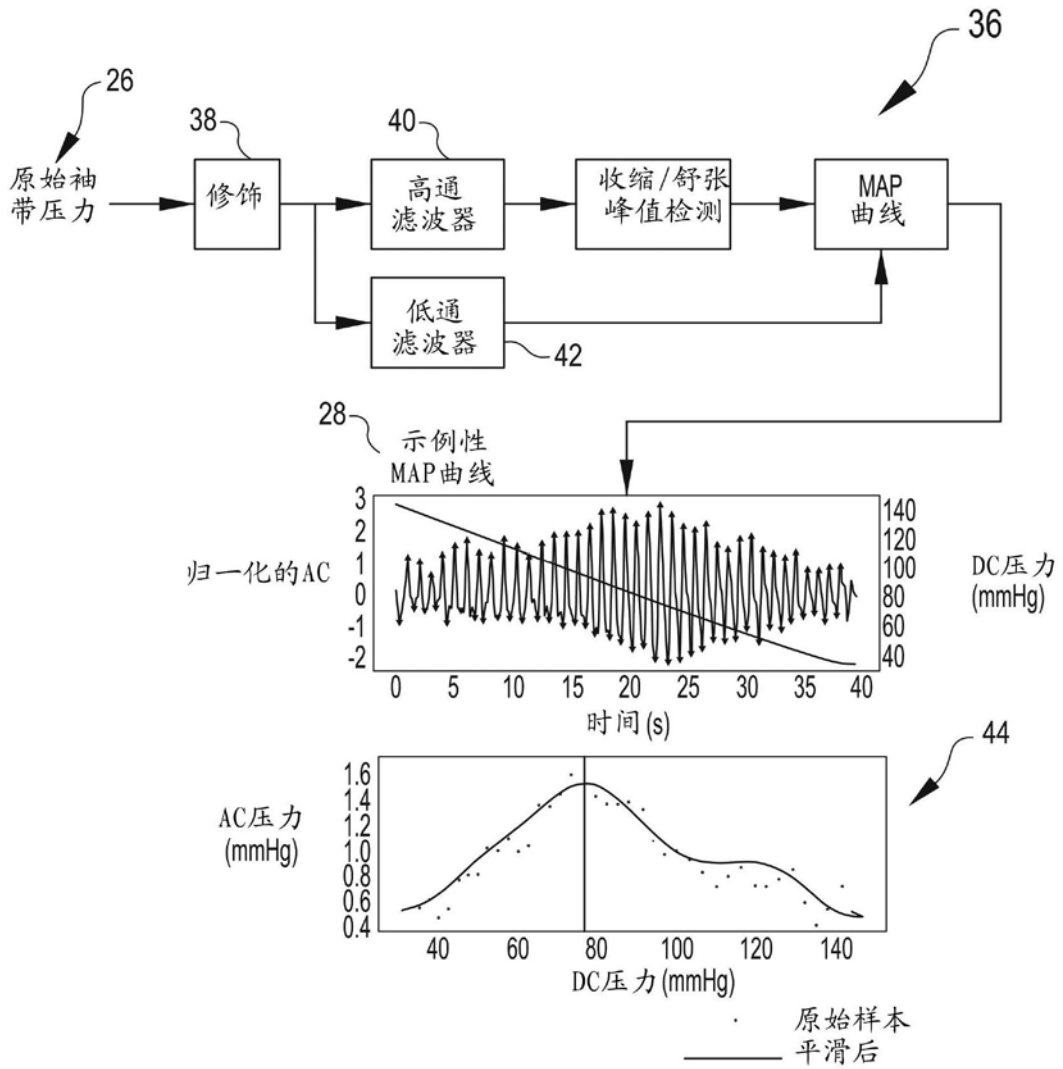


图5

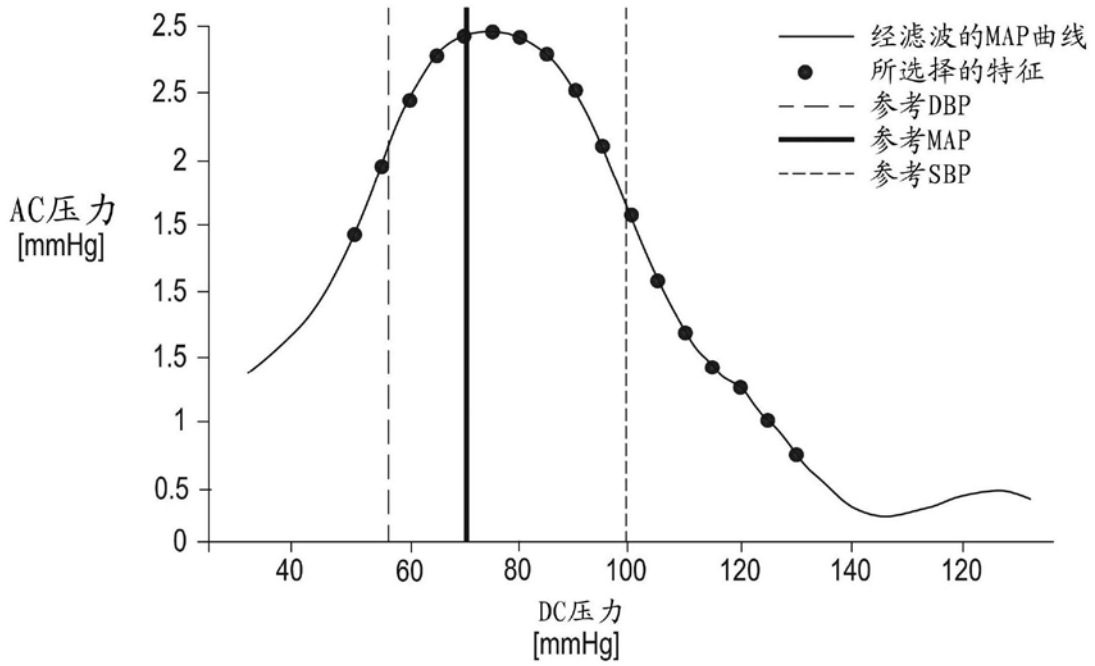


图6

示例#1匹配的压力值对

(DC压力, AC压力)

- (50 mmHg, 1.17 mmHg)
- (55 mmHg, 1.38 mmHg)
- (60 mmHg, 1.58 mmHg)
- (65 mmHg, 1.73 mmHg)
- (70 mmHg, 1.78 mmHg)
- (75 mmHg, 1.79 mmHg)
- (80 mmHg, 1.78 mmHg)
- (85 mmHg, 1.72 mmHg)
- (90 mmHg, 1.61 mmHg)
- (95 mmHg, 1.43 mmHg)
- (100 mmHg, 1.22 mmHg)
- (105 mmHg, 1.02 mmHg)
- (110 mmHg, 0.87 mmHg)
- (115 mmHg, 0.76 mmHg)
- (120 mmHg, 0.70 mmHg)
- (125 mmHg, 0.60 mmHg)
- (130 mmHg, 0.50 mmHg)

图7



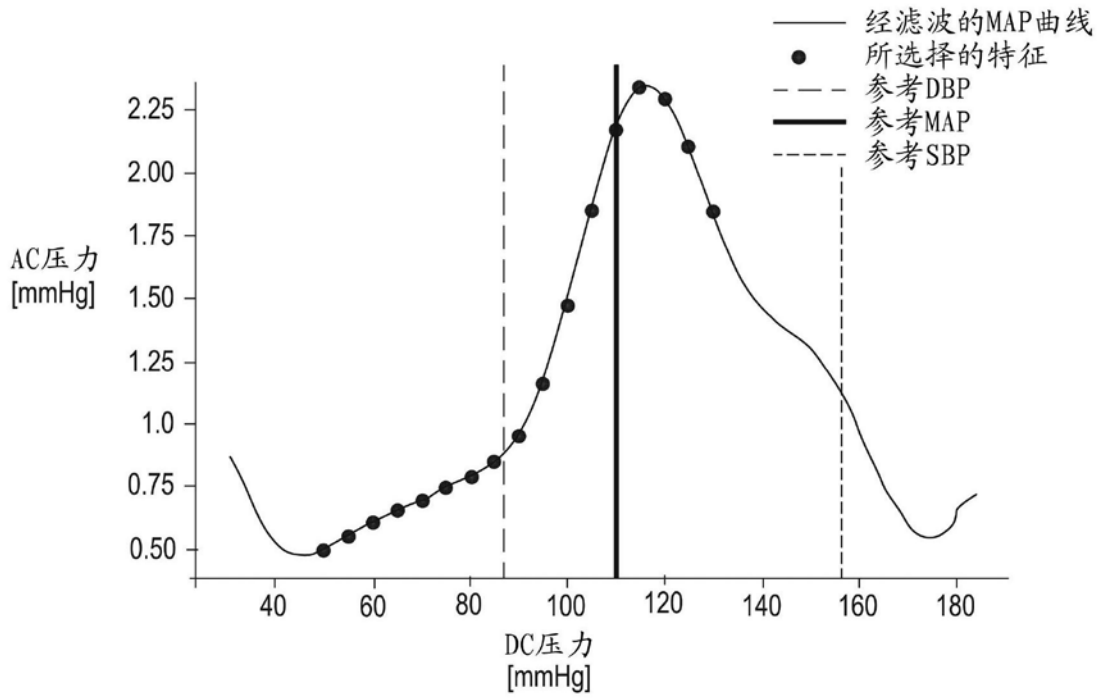


图8

示例#2匹配的压力值对

( DC压力, AC压力 )

- (50 mmHg, 0.49 mmHg)
- (55 mmHg, 0.53 mmHg)
- (60 mmHg, 0.59 mmHg)
- (65 mmHg, 0.63 mmHg)
- (70 mmHg, 0.67 mmHg)
- (75 mmHg, 0.72 mmHg)
- (80 mmHg, 0.77 mmHg)
- (85 mmHg, 0.83 mmHg)
- (90 mmHg, 0.94 mmHg)
- (95 mmHg, 1.14 mmHg)
- (100 mmHg, 1.40 mmHg)
- (105 mmHg, 1.83 mmHg)
- (110 mmHg, 2.15 mmHg)
- (115 mmHg, 2.32 mmHg)
- (120 mmHg, 2.28 mmHg)
- (125 mmHg, 2.09 mmHg)
- (130 mmHg, 1.83 mmHg)

图9

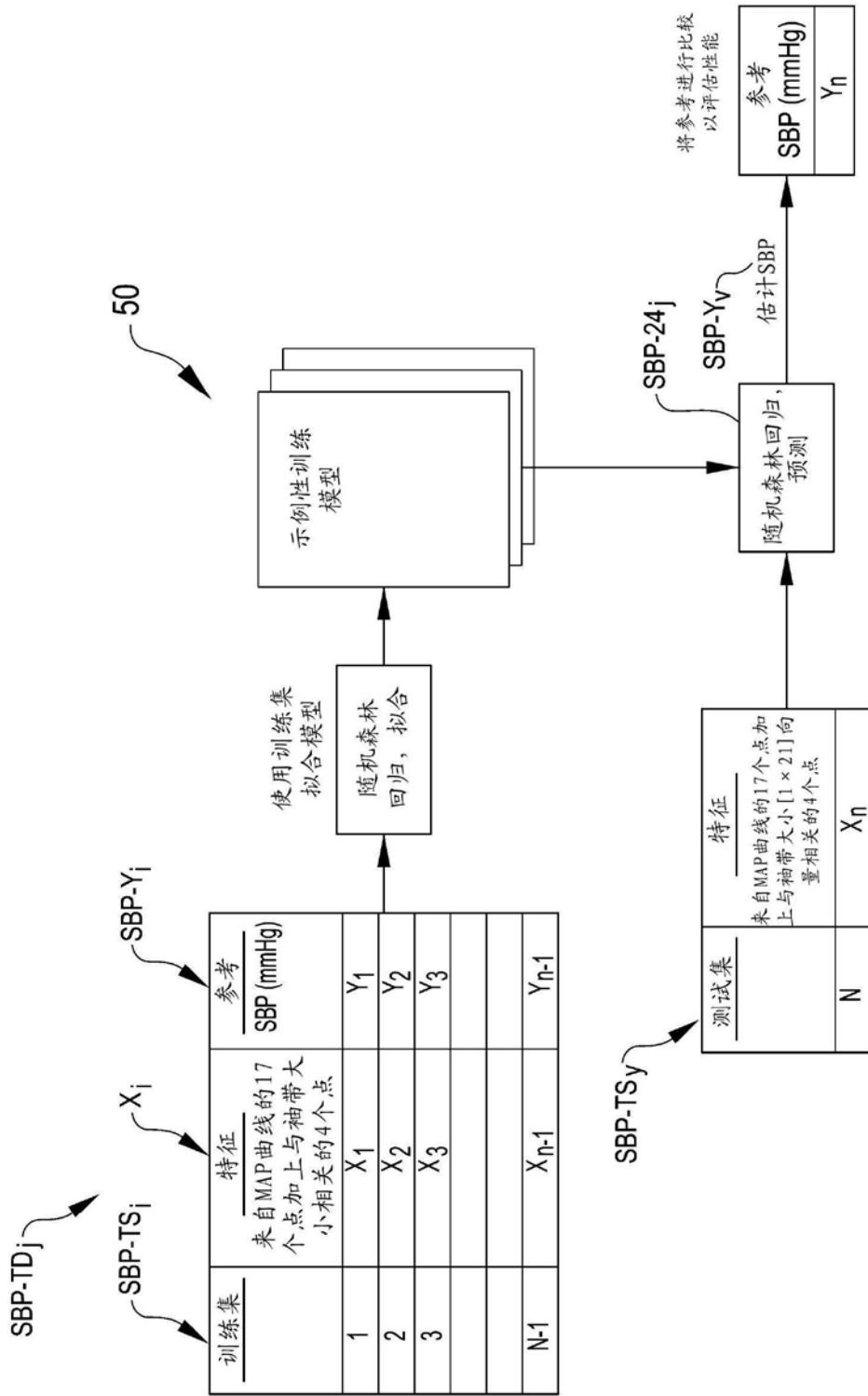


图10

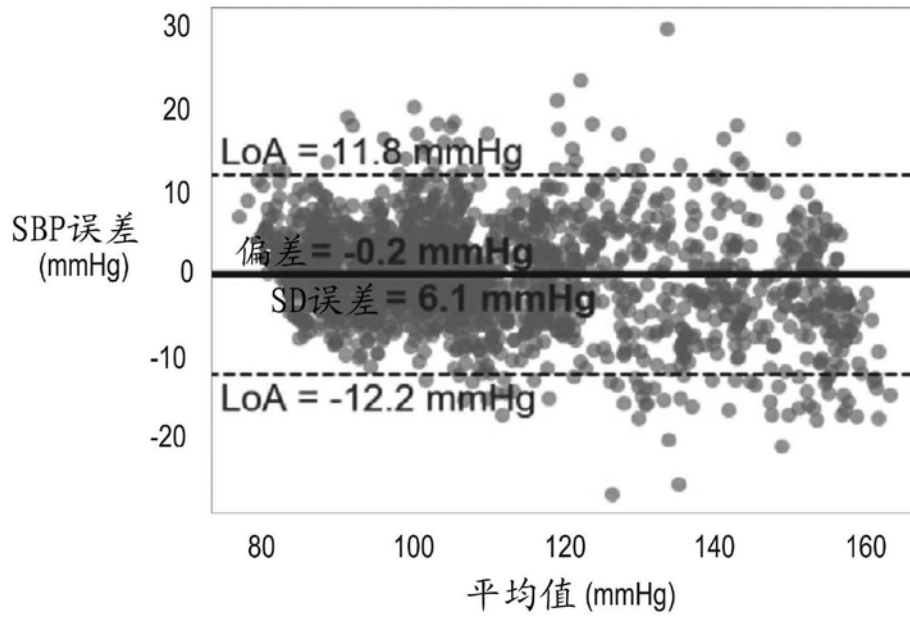


图11A

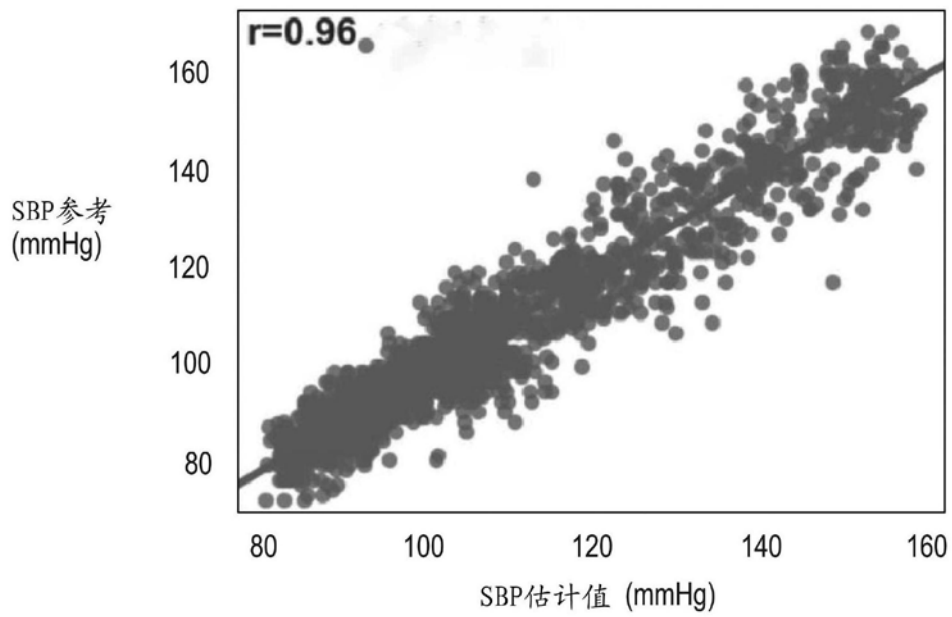


图11B

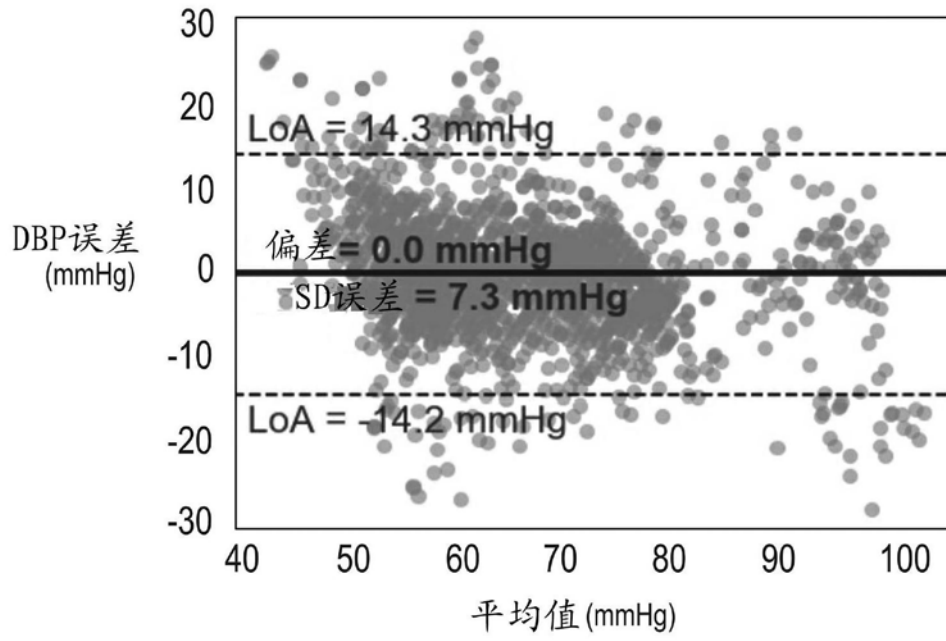


图11C

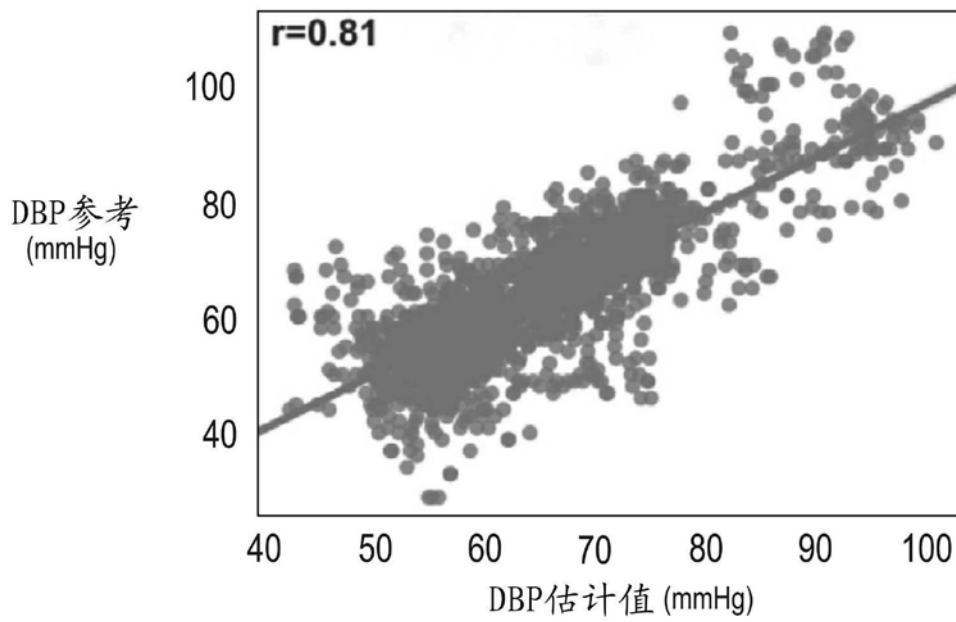


图11D

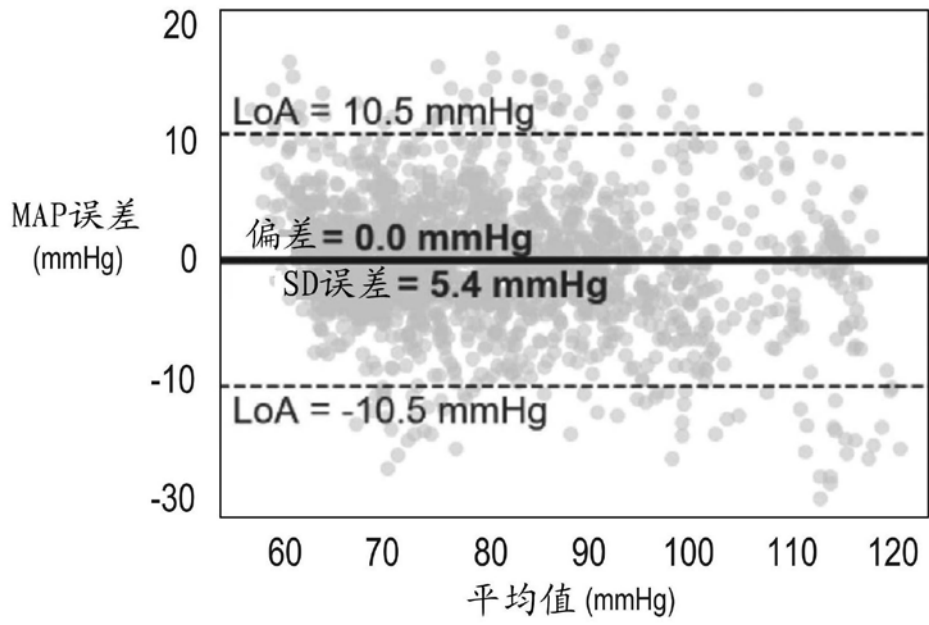


图11E

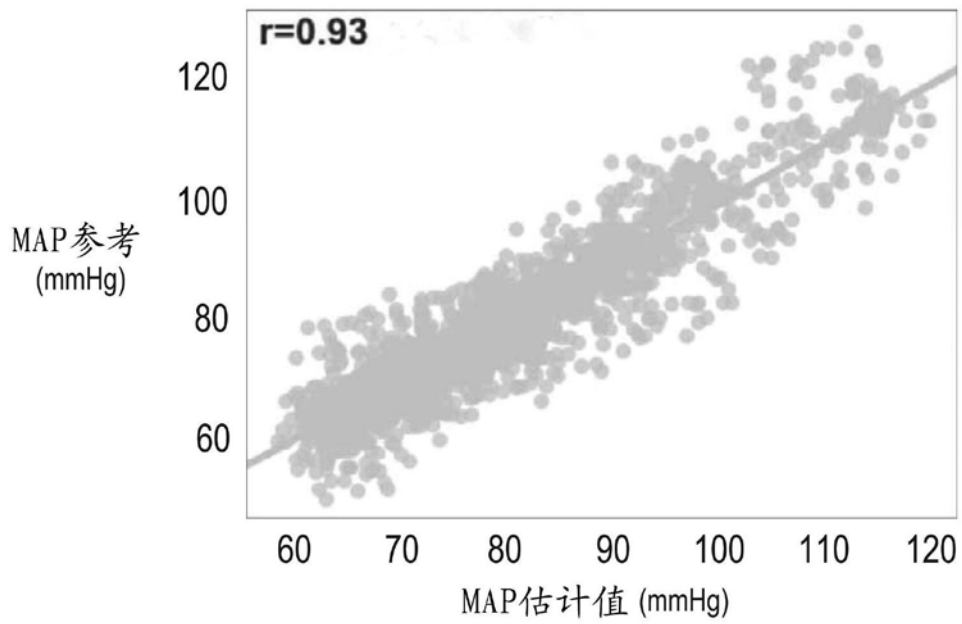


图11F

图12

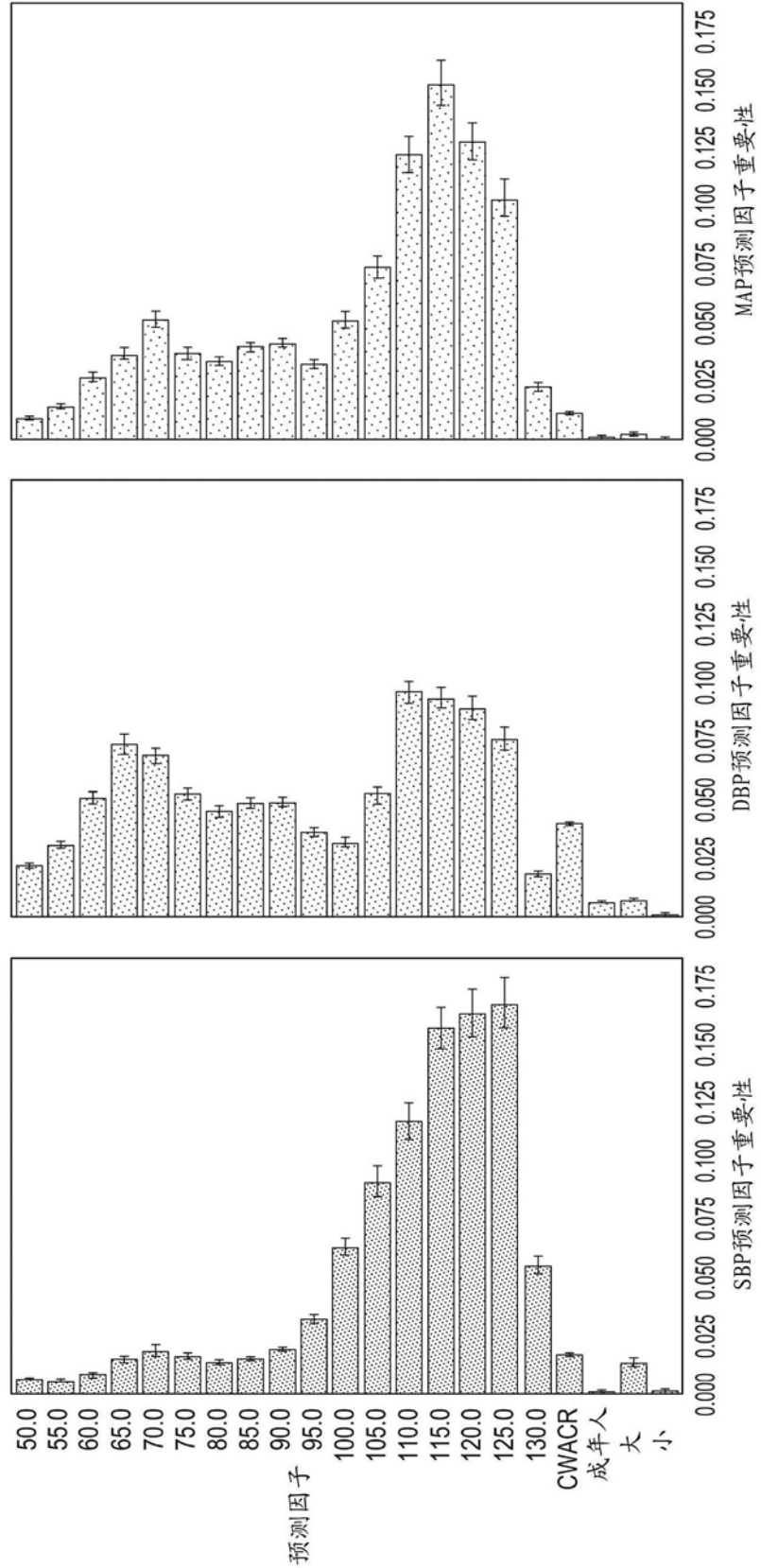


图12

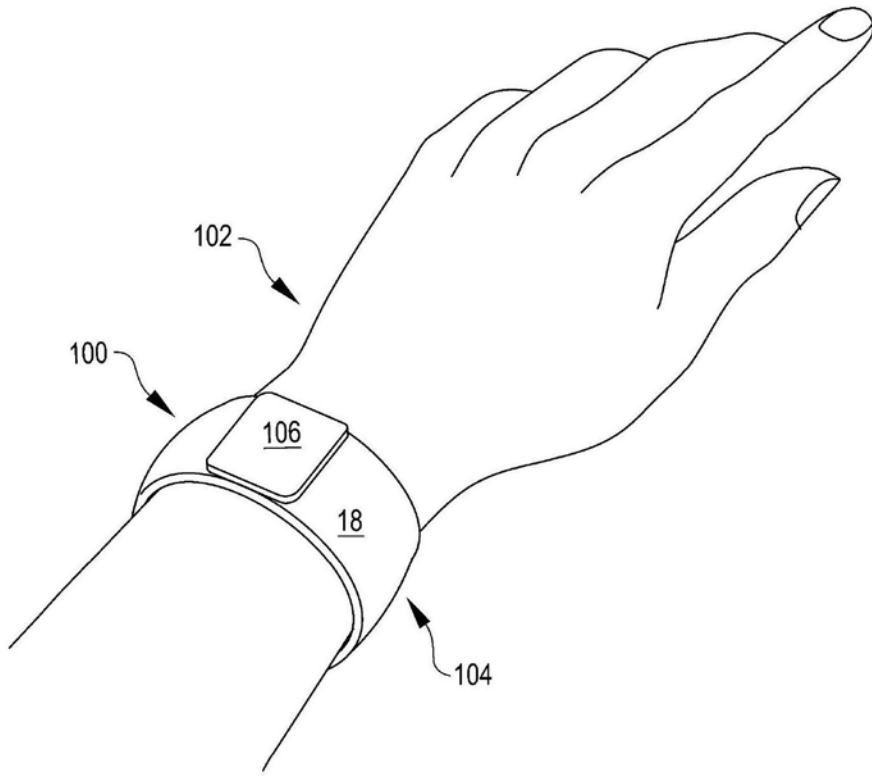


图13A

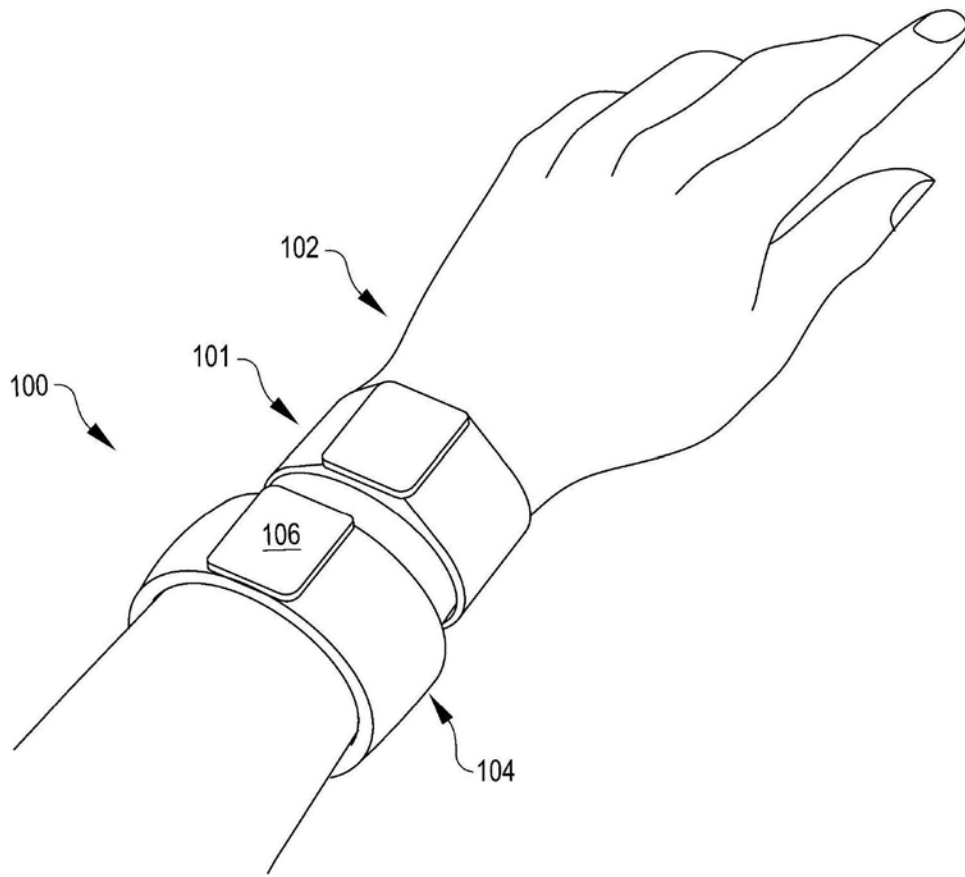


图13B



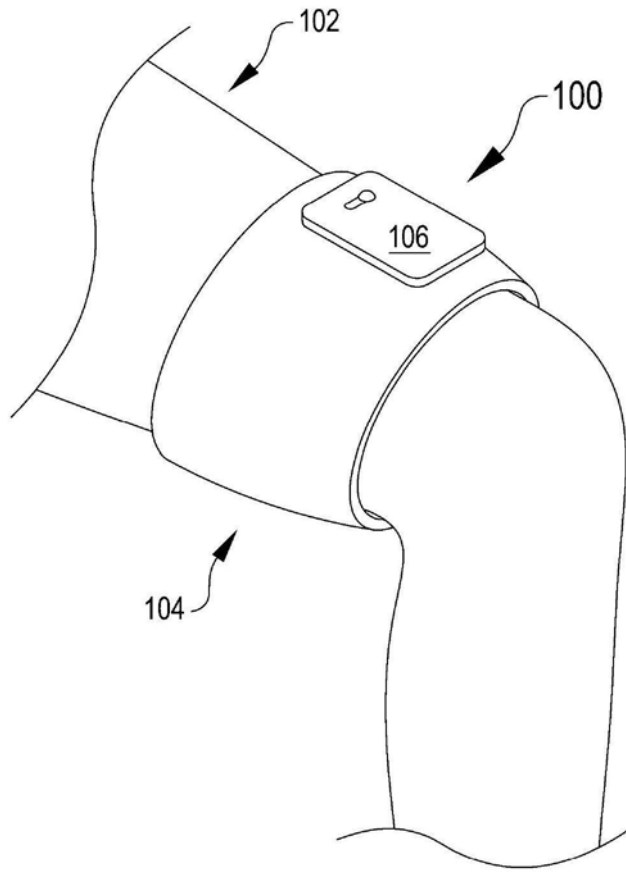


图13C

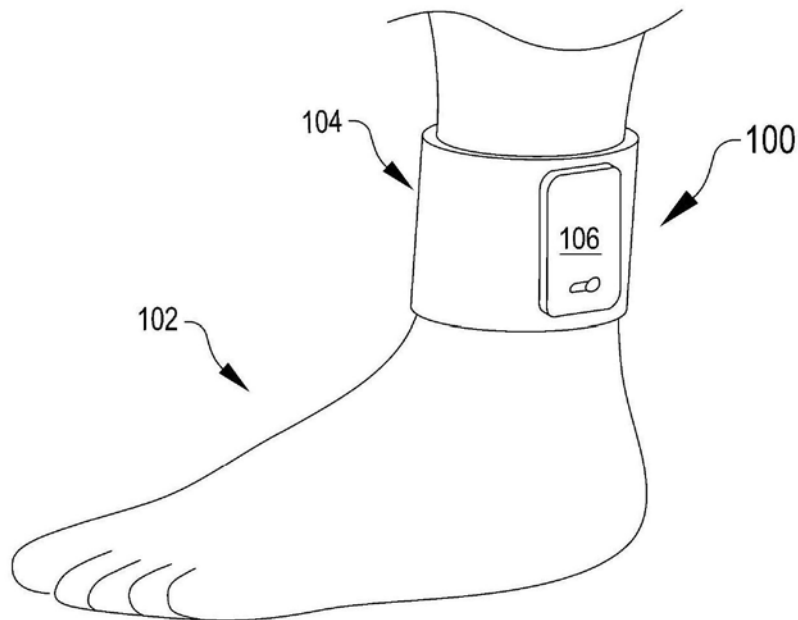


图13D

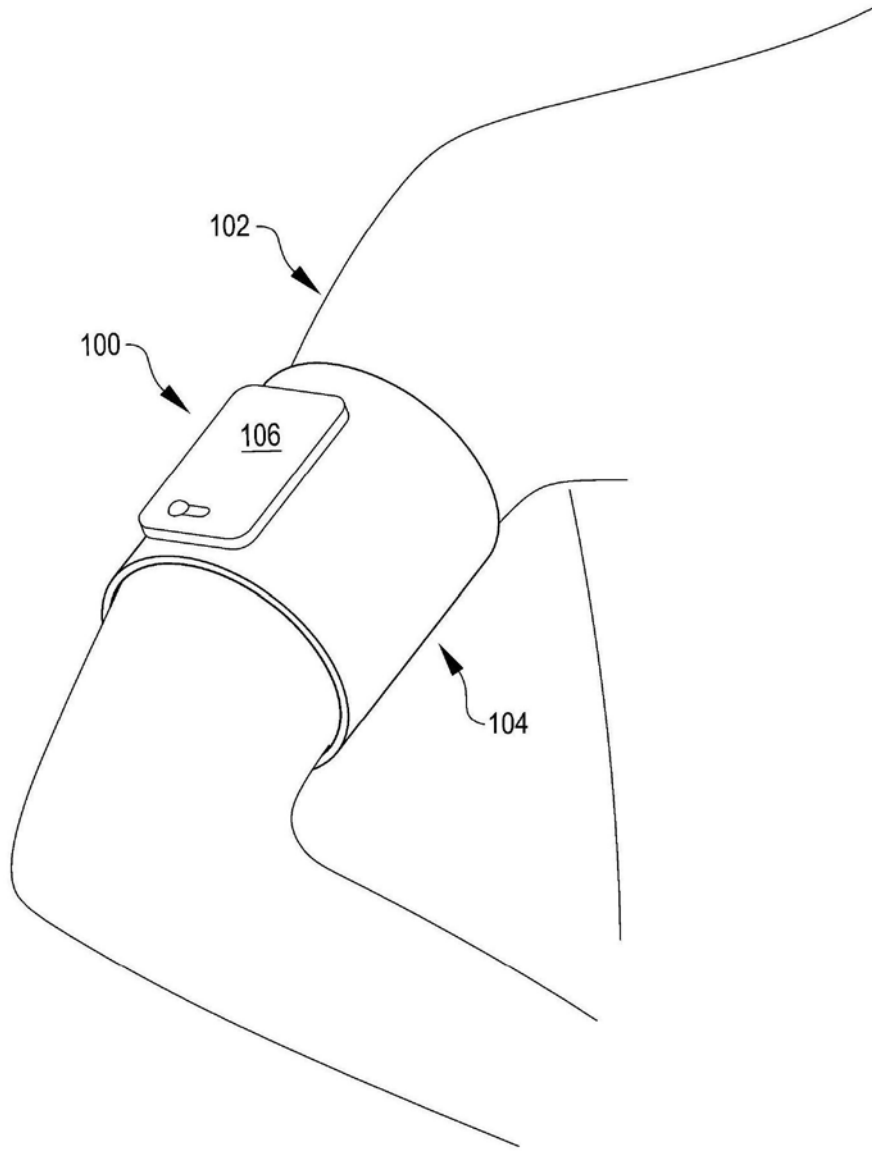


图13E

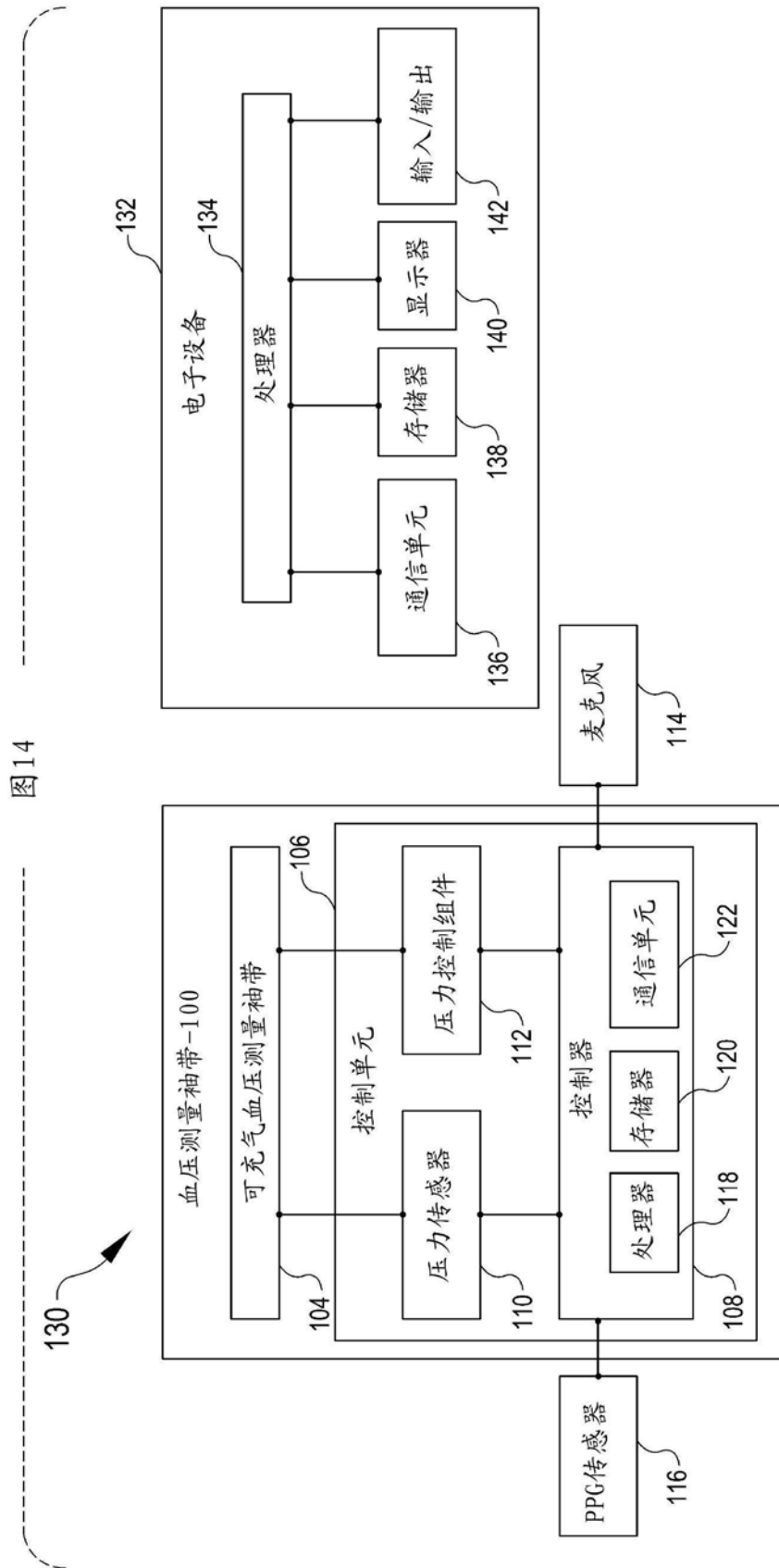


图14