(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112105293 B
(45)授权公告日 2024.07.26

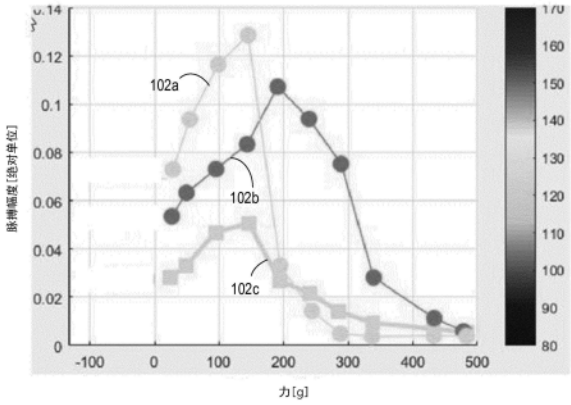
(21)申请号 201980030799.X
(22)申请日 2019.05.07
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112105293 A
(43)申请公布日 2020.12.18
(30)优先权数据
18171142.5 2018.05.08 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.11.06
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/061724 2019.05.07
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/215181 EN 2019.11.14
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 S·阿斯瓦蒂 C·N·普雷苏勒 A·米利奇
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 刘兆君
(51)Int.Cl.
A61B 5/022(2006.01)
A61B 5/1455(2006.01)
(56)对比文件
Anand Chandrasekhar rt al.Smartphone-based blood pressure monitoring via the oscillometric finger-pressing method.SCIENCE TRANSLATIONAL MEDICINE.2018,10(431),全文.
审查员 李玉书
权利要求书3页 说明书15页 附图7页

(54)发明名称

用于确定血压测量结果的装置和方法以及计算机程序产品

(57)摘要

提供了一种用于确定对象(102)的血压测量结果的装置(100)。所述装置(100)包括处理器(104),所述处理器被配置为针对光传感器(106)被施加到所述对象(102)的皮肤(110)的力的范围从所述光传感器(106)采集从所述皮肤反射的第一波长范围的光(108)的强度的测量结果。所述处理器(104)还被配置为:根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定脉搏幅度,并且分析所确定的脉搏幅度以基于在其处所述脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所述脉搏幅度的积分来确定收缩血压测量结果,并且/或者基于在其处识别到所述脉搏幅度中的初始上升的所施加的力来确定舒张血压测量结果。



CN 112105293 B

1.一种用于确定对象(102)的血压测量结果的装置(100),所述装置(100)包括处理器(104),所述处理器被配置为:

针对光传感器(106)被施加到所述对象(102)的皮肤的力的范围从所述光传感器(106)采集从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的第一波长范围的光(108)的强度的测量结果;

根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定脉搏幅度;并且

分析所确定的脉搏幅度以:

基于在其处所确定的脉搏幅度在所述脉搏幅度中的最大峰值之后下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度针对所施加的力的积分来确定收缩血压测量结果;和/或

基于在其处识别到在所确定的脉搏幅度中的随后下降之前发生的所确定的脉搏幅度中的上升的所施加的力来确定舒张血压测量结果。

2.根据权利要求1所述的装置(100),其中:

所采集的测量结果包括从所述对象(100)的所述皮肤(110)反射的所述第一波长范围的光(108)的所述强度的交流分量和直流分量的测量结果;并且

所述处理器(104)被配置为将所述脉搏幅度确定为所述交流分量与所述直流分量的所述测量结果的比。

3.根据权利要求1或2所述的装置(100),其中,所述第一波长范围是从495nm至570nm的波长范围。

4.根据权利要求1或2所述的装置(100),其中,所述处理器(104)被配置为:

根据曲线,将所确定的脉搏幅度确定为所述光传感器(106)被施加到所述对象(104)的所述皮肤(110)的力的所述范围的函数:

基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度的所述积分来确定所述收缩血压测量结果;并且/或者

基于在其处识别到在所确定的脉搏幅度中的随后下降之前发生的所确定的脉搏幅度中的所述上升的所施加的力来确定所述舒张血压测量结果。

5.根据权利要求1或2所述的装置(100),其中,所述处理器(104)还被配置为:

针对所述光传感器(106)被施加到所述对象(102)的所述皮肤(110)的力的所述范围从所述光传感器(106)采集从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的第二波长范围的光(112)的强度的测量结果,其中,所述第二波长范围不同于所述第一波长范围;

使用所述第二波长范围的光(112)的所述强度对所述第一波长范围的光(108)的所述强度的所采集的测量结果进行归一化;并且

根据在所施加的力的所述范围处的光强度的经归一化的测量结果来确定所述脉搏幅度。

6.根据权利要求5所述的装置(100),其中,所述第二波长范围是从620nm至700nm的波长范围或从700nm至1mm的波长范围。

7.一种用于确定对象(102)的血压测量结果的系统(10、20),所述系统(10、20)包括:

根据权利要求1-6中的任一项所述的装置(100);以及

所述光传感器(106),其中,所述光传感器(106)被配置为:

针对所述光传感器(106)被施加到所述对象(102)的所述皮肤(110)的力的所述范围采集从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的所述第一波长范围的光(108)的所述强度的所述测量结果。

8.根据权利要求7所述的系统(10、20),其中,所述系统(10、20)包括:

根据权利要求5至6中的任一项所述的装置(100),其中,所述光传感器(106)还被配置为:

针对所述光传感器(106)被施加到所述对象(102)的所述皮肤(110)的力的所述范围采集从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的所述第二波长范围的光(112)的所述强度的所述测量结果。

9.根据权利要求7或8所述的系统(10、20),其中,所述系统(10、20)还包括:

光源(114),其被配置为在所述对象(102)的所述皮肤(110)处发射所述第一波长范围的光(108)。

10.根据权利要求9所述的系统(10、20),当从属于权利要求8时,其中:

所述光源(114)还被配置为在所述对象(102)的所述皮肤(110)处发射所述第二波长范围的光(112)。

11.根据权利要求7或8所述的系统(10、20),其中,所述系统(10、20)还包括:

力传感器(116),其被配置为测量所述光传感器(106)被施加到所述对象(102)的所述皮肤(110)的力的所述范围。

12.根据权利要求7或8所述的系统(10、20),其中,所述系统(10、20)还包括:

光学头部(118),其能与所述对象(102)的所述皮肤(110)接触,其中,所述光学头部(118)包括所述光传感器(106)。

13.一种存储有计算机可读代码的计算机可读介质,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运行时,使所述计算机或处理器执行用于确定对象(102)的血压测量结果的方法(200),所述方法(200)包括:

针对光传感器(106)被施加到所述对象(102)的皮肤(110)的力的范围从所述光传感器(106)采集(202)从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的第一波长范围的光(108)的强度的测量结果;

根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定(204)脉搏幅度;以及

分析(206)所确定的脉搏幅度以:

基于在其处所确定的脉搏幅度在所述脉搏幅度中的最大峰值之后下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度针对所施加的力的积分来确定所述对象(102)的收缩血压测量结果;并且/或者

基于在其处识别到在所确定的脉搏幅度中的随后下降之前发生的所确定的脉搏幅度中的上升的所施加的力来确定所述对象(102)的舒张血压测量结果。

14.一种计算机程序产品,包括计算机可读介质,所述计算机可读介质具有被体现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运行时,使所述计算机或处理器执行用于确定对象(102)的血压测量结果的方法(200),所述方法(200)包括:

针对光传感器(106)被施加到所述对象(102)的皮肤(110)的力的范围从所述光传感器(106)采集(202)从所述对象(102)的所述皮肤(110)反射的第一波长范围的光(108)的强度的测量结果;

根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定(204)脉搏幅度;以及

分析(206)所确定的脉搏幅度以:

基于在其处所确定的脉搏幅度在所述脉搏幅度中的最大峰值之后下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度针对所施加的力的积分来确定所述对象(102)的收缩血压测量结果;并且/或者

基于在其处识别到在所确定的脉搏幅度中的随后下降之前发生的所确定的脉搏幅度中的上升的所施加的力来确定所述对象(102)的舒张血压测量结果。

用于确定血压测量结果的装置和方法以及计算机程序产品

技术领域

[0001] 本公开涉及用于确定对象的血压测量结果的装置和方法。

背景技术

[0002] 血压被认为是用于监测对象的最重要的生理参数之一。对于处于危急状况的对象尤为如此。血压能够例如提供对象的身体或生理状况的有用指示。存在用于测量血压的各种各样的技术。技术能够被分成两类,即有创技术和无创技术。大多数有创技术是昂贵的,并且一般仅在医院中(尤其是在重症监护室中)使用,因为它们需要专业人员来操作。因此,在血压测量结果需要更频繁地被未经训练的用户采集的情况下无创技术能够是更实用的。

[0003] 用于测量对象的血压的最常见的无创技术是借助于对象的手指、腕部或上臂上的被充气至收缩血压之上的可穿戴袖带的。无创技术需要可穿戴袖带被充气,并且然后血压测量结果基于在可穿戴袖带的放气之后的声音、压力和光学的变化来确定。这种技术的范例涉及给围绕对象的手指的可穿戴袖带充气,并且监测单个红外光电容积图(PPG)信号。在该技术的变型中,空气压力信号可以替代地被监测。在这些技术中被监测的信号然后用来确定血压测量结果。用于测量对象的血压的其他无创技术不需要使用可穿戴袖带。这种无创技术的范例涉及测量脉搏波速度(PWV),其是血液经过对象的身体的循环系统的若干位置的速度,以及测量基于电信号(诸如心电图(ECG)信号)与光学信号(诸如光电容积图(PPG)信号)之间的相关性的脉搏传导时间延迟。

[0004] 还存在使用皮肤/组织的谱测量结果结合所施加的压力的无创技术。JP 2005/131356公开了使用这种技术的血压测量设备的范例。该设备具有被安装在对象的皮肤上的主体,其中,所述主体具有两个光发射元件、两个光接收元件和压力脉搏波传感器,所述两个光发射元件用于朝向对象的皮肤中的动脉辐照具有预定波长的光,所述两个光接收元件用于接收由设备的下游侧中的反射光生成的脉搏波,所述压力脉搏波传感器按压对象的皮肤使得压力能够被改变。通过从高于最大血压值的压力连续降低压力脉搏波传感器的按压力在通过光接收元件检测的信号强度超过预定准则值的事实的基础上确定最大血压值。

[0005] 然而,使用无创技术连续测量血压是有挑战性的,并且目前,不存在能够以连续且无创方式测量血压的具有经证明的准确性和可靠性的设备。

发明内容

[0006] 如上面提及的,关于用于确定对象的血压测量结果的现有的装置和方法的限制是它们不能以连续且无创方式准确地且可靠地测量血压。因此将有价值的是,具有解决现有问题的用于确定对象的血压测量结果的改善的装置和方法。

[0007] 因此,根据第一方面,提供了一种用于确定对象的血压测量结果的装置。所述装置包括处理器,所述处理器被配置为针对光传感器被施加到所述对象的皮肤的力的范围从所述光传感器采集从所述对象的所述皮肤反射的第一波长范围的光的强度的测量结果。所述处理器还被配置为:根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定脉搏

幅度,并且分析所确定的脉搏幅度以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和所确定的脉搏幅度的积分来确定收缩血压测量结果,并且/或者基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力来确定舒张血压测量结果。

[0008] 在一些实施例中,所采集的测量结果可以包括从所述对象的所述皮肤反射的所述第一波长范围的光的所述强度的交流分量和直流分量的测量结果,并且所述处理器可以被配置为将所述脉搏幅度确定为所述交流分量与所述直流分量的所述测量结果的比。

[0009] 在一些实施例中,所述第一波长范围可以是绿色波长范围。

[0010] 在一些实施例中,所述处理器可以还被配置为将所确定的脉搏幅度的曲线绘制为所述光传感器被施加到所述对象的所述皮肤的力的所述范围的函数,并且分析所述曲线以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和所确定的脉搏幅度的所述积分来确定所述收缩血压测量结果,并且/或者基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的所述初始上升的所施加的力来确定所述舒张血压测量结果。

[0011] 在一些实施例中,所述处理器可以还被配置为针对所述光传感器被施加到所述对象的所述皮肤的力的所述范围从所述光传感器采集从所述对象的所述皮肤反射的第二波长范围的光的强度的测量结果。在这些实施例中,所述处理器还可以被配置为:使用所述第二波长范围的光的所述强度对所述第一波长范围的光的所述强度的所采集的测量结果进行归一化,并且根据在所施加的力的所述范围处的光强度的经归一化的测量结果来确定所述脉搏幅度。

[0012] 在一些实施例中,所述第二波长范围可以不同于所述第一波长范围。在一些实施例中,所述第二波长范围可以是红色波长范围或红外波长范围。

[0013] 根据第二方面,提供了一种系统,包括如上面描述的装置和光传感器。所述光传感器被配置为针对所述光传感器被施加到所述对象的所述皮肤的力的所述范围采集从所述对象的所述皮肤反射的所述第一波长范围的光的所述强度的所述测量结果。

[0014] 在一些实施例中,所述系统可以包括如上面描述的装置,并且所述光传感器可以还被配置为针对所述光传感器被施加到所述对象的所述皮肤的力的所述范围从所述光传感器采集从所述对象的所述皮肤反射的所述第二波长范围的光的所述强度的所述测量结果。

[0015] 在一些实施例中,所述系统可以还包括光源,所述光源被配置为在所述对象的所述皮肤处发射所述第一波长范围的光。在一些实施例中,所述光源可以还被配置为在所述对象的所述皮肤处发射所述第二波长范围的光。

[0016] 在一些实施例中,所述系统可以还包括力传感器,所述力传感器被配置为测量所述光传感器被施加到所述对象的所述皮肤的力的所述范围。

[0017] 在一些实施例中,所述系统可以还包括光学头部,所述光学头部能与所述对象的所述皮肤接触。在一些实施例中,所述光学头部可以包括所述光传感器。

[0018] 根据第三方面,提供了一种用于确定对象的血压测量结果的方法。所述方法包括针对光传感器被施加到所述对象的皮肤的力的范围从所述光传感器采集从所述对象的所述皮肤反射的第一波长范围的光的强度的测量结果。所述方法还包括:根据在所施加的力的所述范围处的光强度的所述测量结果来确定脉搏幅度,以及分析所确定的脉搏幅度以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和所确定的脉搏幅度的

积分来确定所述对象的收缩血压测量结果,并且/或者基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力来确定所述对象的舒张血压测量结果。

[0019] 根据第四方面,提供了一种计算机程序产品,包括计算机可读介质,所述计算机可读介质具有被体现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运行时,使所述计算机或处理器执行上面描述的方法。

[0020] 根据上面描述的方法和实施例,解决了现有系统的限制。具体地,根据上面描述的方面和实施例,以连续且无创方式准确地且可靠地测量血压是可能的。这通过依赖于所施加的力并且利用所施加的力是已知的事实是可能的。以这种方式,根据上面描述的方面和实施例,不仅血液的光学性质能够被测量(诸如在脉搏波速度技术中),而且还能够测量血液的力学性质,因为血压最终是力学性质,并且对象的心率也是。相比于需要可穿戴袖带围绕对象的身体的部分被充气的现有技术,上面描述的方面和实施例对于对象来说也是更舒适的。因此提供了克服现有问题的用于确定对象的血压测量结果的改善的装置和方法。

[0021] 这些和其他方面将从下文描述的(一个或多个)实施例显而易见并且参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐明。

附图说明

[0022] 现在将参考以下附图仅以范例的方式描述示范性实施例,在附图中:

[0023] 图1是根据实施例的正在系统中使用的用于确定对象的血压测量结果的装置的示意性图示;

[0024] 图2是根据另一实施例的正在系统中使用的用于确定对象的血压测量结果的装置的示意性图示;

[0025] 图3是根据实施例的用于确定对象的血压测量结果的正在使用的系统的示意性图示;

[0026] 图4是图示根据实施例的用于确定对象的血压测量结果的方法的流程图;

[0027] 图5是根据实施例的根据针对光传感器被施加到对象的皮肤的力的范围的从对象的皮肤反射的光的强度的测量结果确定的脉搏幅度的图示;以及

[0028] 图6A-B是根据实施例的与参考血压测量结果相比的使用现有技术和使用本文中描述的装置针对对象确定的血压测量结果的图示。

具体实施方式

[0029] 如上面提及的,本文中提供了克服现有问题的用于确定对象的血压测量结果的改善的装置和方法。本文中提及的对象能够例如是患者或任何其他对象。

[0030] 图1和图2图示了根据实施例的用于确定对象102的血压测量结果的装置100。如图1和图2中图示的,装置100包括处理器104。简单地说,装置100的处理器104被配置为针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围从光传感器(或光检测器)106采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果。

[0031] 光传感器106可以形成负载单元(未示出)的一部分,其中,负载单元能够被布置为将在力的范围的预定义力施加到对象。负载单元可以被进一步耦接到处理器104,处理器能够被布置为接收所施加的力的数据,并且也控制由负载单元(或光传感器106)施加的力。换

言之,处理器104能够被布置为从光传感器采集光的强度的测量结果,并且从负载单元(或传感器106)接收关于光传感器被施加到对象的皮肤的力的范围的读数。在一些实施例中,负载单元可以包括机械致动器,例如直流(DC)线性致动器或任何其他机械致动器。然而,尽管已经提供了用于负载单元的范例,但是本领域技术人员将意识到负载单元可以操作为将力的范围内的预定义力施加到对象的其他范例以及还有方式。

[0032] 更详细地,进入对象102的皮肤110的第一波长范围的光108从对象102的皮肤110中的一个或多个细胞(例如血液细胞)反射。例如,如图1和图2中图示的,第一波长范围的光108可以从对象102的皮肤110中的一个或多个血管14反射。实际上,第一波长范围的光108能够被皮肤110和皮肤110下方的包含血液的组织反射。

[0033] 装置100的处理器104被配置为根据在所施加的力的范围处的光强度的测量结果来确定脉搏幅度。在本文中,脉搏幅度被定义为对象102的脉搏的幅度。脉搏幅度也可以被称为“调制幅度”或“脉搏调制(PM)”。装置100的处理器104还被配置为分析所确定的脉搏幅度以确定对象102的收缩血压测量结果和对象102的收缩血压测量结果中的任何一个或多个。装置100的处理器104被配置为分析所确定的脉搏幅度,以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力、所确定的脉搏幅度的积分、或在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和所确定的脉搏幅度的积分两者来确定对象102的收缩血压测量结果。装置100的处理器104被配置为分析所确定的脉搏幅度,以基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力来确定对象102的舒张血压测量结果。

[0034] 装置100的处理器104能够利用软件和/或硬件以许多方式被实施,以执行本文中描述的各种功能。在一些实施例中,处理器104可以包括均能够被配置为执行本文中描述的方法的个体步骤或多个步骤的一个或多个处理器。在具体实施方式中,处理器104能够包括均被配置为执行或用于执行本文中描述的方法的个体步骤或多个步骤的多个软件和/或硬件模块。处理器104可以包括可以被配置或编程(例如使用软件或计算机程序代码)为执行本文中描述的各种功能的一个或多个微处理器、一个或多个多核处理器和/或一个或多个数字信号处理器(DSP)、一个或多个处理单元、和/或一个或多个控制器(诸如一个或多个微控制器)。处理器104可以被实施为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))和执行其他功能的一个或多个处理器(例如一个或多个编程的微处理器、DSP和相关联的电路)的组合。

[0035] 还提供了用于确定对象102的血压测量结果的系统。如图1和图2中图示的,系统10、20能够包括本文中描述的装置100。系统10、20还能够包括光传感器106。尽管未在图1或图2中图示,但是在一些实施例中,装置100本身可以包括光传感器106。在其他实施例中,在诸如图1和图2中图示的实施例中,光传感器106能够替代地在装置100外部(即与装置分开或远离装置)。例如,在一些实施例中,光传感器106可以是单独的实体或另一装置(例如设备)的一部分。光传感器106被配置用于施加到对象102的皮肤110。光传感器106可以被直接施加到对象102的皮肤110或被间接地施加到对象102的皮肤110(例如经由一个或多个其他部件,诸如光纤和/或光学探头)。

[0036] 光传感器106被配置为针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果。因此,光传感器

106能够对第一波长范围的光108敏感。在一些实施例中,第一波长范围能够是绿色波长范围。因此,根据一些实施例,第一波长范围的光108可以包括在从495nm至570nm的范围内的波长的光108。皮肤110的谱响应在绿色波长范围内呈现出大的吸收。因此,绿色波长范围能够提供用于检测血压的变化的最佳条件。

[0037] 在一些实施例中,光传感器106可以还被配置为针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围采集从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果。因此,光传感器106能够对第二波长范围的光112敏感。在一些实施例中,第二波长范围能够不同于第一波长范围。在一些实施例中,第二波长范围可以是红色波长范围。因此,根据一些实施例,第二波长范围的光112可以包括在从620nm至700nm的范围内的波长的光112。在其他实施例中,第二波长范围可以是红外波长范围。因此,根据一些实施例,第二波长范围的光112可以包括在从700nm至1mm的范围内的波长的光112。

[0038] 在一些实施例中,如图1和图2中图示的,光传感器106可以包括单个光传感器106。在这些实施例中的一些中,单个光传感器106可以被配置为采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果和从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果两者。因此,根据一些实施例,被配置为采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果的光传感器106可以是与被配置为从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果的光传感器相同的光传感器106。例如,光传感器106可以是被配置为采集从对象102的皮肤110反射的至少两个波长范围的光108、112的强度的测量结果的多波长光传感器。

[0039] 在其他实施例中,尽管未图示,光传感器106可以包括至少两个光传感器。在这些实施例中的一些中,除了被配置为采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果的光传感器之外的光传感器可以被配置为采集从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果。因此,根据一些实施例,不同的光传感器可以被配置为采集不同波长范围的光108、112的强度的测量结果。

[0040] 可以用来采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果和/或从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果的光传感器106的范例包括但不限于光电检测器、光电二极管、光电倍增管、或适合于采集第一波长范围和/或第二波长范围的光108、112的强度的测量结果的任何其他类型的光传感器。

[0041] 如图1和图2中图示的,根据一些实施例,系统10、20能够包括光源114。光源114可以被配置为在对象102的皮肤110处发射第一波长范围的光108。即,光源114可以被配置为发射第一波长范围的光108,其随后从对象102的皮肤110反射。在涉及第二波长范围的光112的一些实施例中,光源114可以还被配置为在对象102的皮肤110处发射第二波长范围的光112。即,光源114可以被配置为发射第二波长范围的光112,其随后从对象102的皮肤110反射。

[0042] 在一些实施例中,光源114可以包括被配置为发射第一波长范围和第二波长范围两者的光108、112的单个光发射器。在其他实施例中,光源114可以包括多于一个光发射器,其中,至少一个光发射器被配置为发射第一波长范围的光108,并且至少一个其他光发射器被配置为发射第二波长范围的光112。在这些实施例中的一些中,被配置为发射第一波长范围的光108的至少一个光发射器和被配置为发射第二波长范围的光112的至少一个其他光

发射器可以是脉冲的。例如,被配置为发射第一波长范围的光108的至少一个光发射器可以是可操作为在与被配置为发射第二波长范围的光112的至少一个其他光发射器不同的时间发射光的。在这些实施例中,光传感器106可以被配置为同步从对象102的皮肤110发射的第一波长范围和第二波长范围的光脉冲。以这种方式,更低的功率消耗能够被实现,并且也能够仅使用单个光传感器106。在其他实施例中,除了被配置为发射第一波长范围的光108的光源114之外的光源(未图示)可以被配置为发射第二波长范围的光112。因此,在一些实施例中,不同光源可以被配置为发射不同波长范围的光108、112。

[0043] 可以用来发射第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112的光源114(或光源114的光发射器)的范例包括但不限于适合于发射第一波长范围和/或第二波长范围的光108、112的自然或环境光源(或光发射器)(如日光、或任何其他自然或环境光源(或光发射器))、人造光源(或光发射器)(诸如宽带光源(或光发射器)、发光二极管(LED)、卤钨灯、白炽灯泡、或任何其他人造光源(或光发射器))、或任何其他光源(或光发射器)、或光源(或光发射器)的任何组合。自然或环境光源(或光发射器)可以用来提供较不复杂的系统,并且确保更少的功率被消耗。图1图示了包括人造光源114的系统10,而图2图示了包括自然光源114的系统20。在一些实施例中,光源114(或光源114的光发射器)可以被配置为发射包括第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112的白光。在其他实施例中,光源114(或光源114的光发射器)可以被配置为在不存在任何其他波长范围的光的情况下仅发射第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112。

[0044] 在一些实施例中,在诸如图1中图示的实施例中,光源114可以被配置为经由第一光纤113和第一光学探头115发射第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112。在这些实施例中,第一光学探头115可以是能与对象102的皮肤110接触的。因此,在一些实施例中,第一光纤113能够被配置为例如经由第一光学探头115将由光源114发射的第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112传输到对象102的皮肤110。

[0045] 类似地,在一些实施例中,在诸如图1中图示的实施例中,光传感器106可以被配置为经由第二光纤105和第二探头107采集第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112的强度的测量结果。在这些实施例中,第二光学探头107可以是能与对象102的皮肤110接触的。因此,根据这些实施例的光传感器106经由第二光纤105和第二探头107被间接地施加到对象102的皮肤110。第二光纤105能够被配置为例如经由第二光学探头107将从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108和/或第二波长范围的光112传输到光传感器106。

[0046] 在一些实施例中,光传感器106与光源114之间的距离可以是在从1至10mm的范围内的距离,例如在从1.5至9.5mm的范围内的距离、例如在从2至9的范围内的距离、例如在从1.5至8.5mm的范围内的距离、例如在从2至8mm的范围内的距离、例如在从2.5至7.5mm的范围内的距离、例如在从3至7mm的范围内的距离、例如在从3.5至6.5mm的范围内的距离、例如在从4至6mm的范围内的距离、例如在从4.5至5.5mm的范围内的距离。例如,在一些实施例中,光传感器106与光源114之间的距离可以是从1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、8mm、9mm、10mm选择的距离、或那些值之间的任何非整数距离、或在从1至10mm的范围内的任何其他距离。光传感器106与光源114之间的小于或等于10mm的距离能够确保从光源114到达光传感器106的光具有高到足以用于测量要被采集的光的强度的强度,而光传感器106与光源114之间的大于或等于1mm的距离能够确保由光源114发射的光穿透对象102的皮肤110深到足

以从较大血管获得可靠信号。

[0047] 如图1和图2中图示的，根据一些实施例，系统10、20可以包括力传感器116。力传感器116能够被配置(或布置)为测量光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围。可以用来测量光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围的力传感器116的范例包括但不限于适合于测量光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围的压力传感器、电容式传感器、磁力传感器、或任何其他类型的力传感器。在一些实施例中，力传感器116能够被布置为通过检测光传感器106被施加到对象102的皮肤110的接触压力的范围来测量光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围。

[0048] 在一些实施例中，如图1和图2中图示的，系统10、20能够包括光学头部118。光学头部118可以是能与对象102的皮肤110接触的。在一些实施例中，设备可以包括光学头部118、光源114、第一光纤113、第一光学探头115、光传感器106、第二光纤105、第二光学探头107和力传感器116中的任何一个或多个。在系统10、20包括光学头部118的一些实施例中，光学头部118能够包括光源114、第一光纤113、第一光学探头115、光传感器106、第二光纤105、第二光学探头107和力传感器116中的任何一个或多个。在系统20包括自然光源114的实施例中，在诸如图2中图示的实施例中，光学头部118能够包括孔口或透明窗口120，从光源114发射的光能够通过其传递到对象102的皮肤110。光学头部118能够最小化来自环境的干扰对光的强度的测量的影响。干扰的范例能够例如包括在人造光源实施例的情况下的环境光、空气、或来自环境的可以影响光的强度的测量结果的任何其他干扰。

[0049] 如早前提到的，光学头部118能与对象102的皮肤110接触。在一些实施例中，例如，光学头部118可以在使用中被固定到或固定就位在对象102的身体部分上的皮肤110上。例如，在一些实施例中，光学头部118的表面可以包括将光学头部118固定或固定就位到对象102的身体部分上的皮肤110的粘合剂。在其他实施例中，带(或条带)122可以包括光学头部118。带122能够被配置为被穿戴在对象102的身体部分周围(例如被附接在其上)以将光学头部118固定或固定就位在对象102的身体部分上的皮肤110上。例如，在一些实施例中，光学头部118能够被集成到带122内。在其他实施例中，光学头部118可以被放置在带122下方。因此，光学头部118能够被集成到能与对象102的皮肤110接触的任何对象内或被放置在其下方，这些对象诸如手表、智能手表、头带或能与对象102的皮肤110接触的任何其他对象。

[0050] 光学头部118可以被固定到或固定就位在对象102的任何身体部分上的皮肤110上。例如，在一些实施例中，对象102的身体部分可以是对象102的身体的外周部位，诸如对象102的腕部、对象102的前臂、或对象的任何其他外周部位。在其他实施例中，对象102的身体部分可以是对象102的身体的中心部位，诸如对象102的头部(例如前额)、对象102的胸部、或对象102的身体的任何其他中心部分。对象102的身体的中心部位能够例如提供比对象102的身体的外周部位更稳定的光的强度的测量结果。在一些实施例中，对象102的身体部分可以是对象102的包括骨骼结构的身体部分。以这种方式，当被固定到或固定就位在对象102的身体部分上的皮肤110上时，光学头部118可以被更好地支撑。而且，复杂的皮肤变形能够被避免，并且光强度的测量结果能够是更准确的，因为存在来自软组织(诸如肌腱、肌肉、脂肪或类似物)的光学响应的更少干扰。

[0051] 图3图示了根据实施例的正在使用的范例光学头部118。范例光学头部118包括被配置为在对象102的皮肤110处发射第一波长范围的光108(以及可选地还有第二波长范围

的光112)的光源114。范例光学头部118还包括被配置为针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108(以及可选地还有第二波长范围的光112)的强度的测量结果的光检测器106。在图3的所图示的范例实施例中,带(或条带)122包括光学头部118。带122被配置为被穿戴在对象102的身体部分周围以将光学头部118固定或固定就位在对象102的身体部分上的皮肤110上。在图3的所图示的范例实施例中,对象的身体部分是对象102的前臂(或更具体地,腕部)。然而,如早前提到的,光学头部118可以以任何其他方式被固定到或固定就位在对象102的任何其他身体部分上的皮肤110上。

[0052] 尽管未在图1、图2或图3中示出,但是在一些实施例中,装置100可以包括通信接口(或通信电路)。备选地或额外地,通信接口可以在装置100外部(例如与装置分开或远离装置)。在一些实施例中,光学头部118或包括光学头部118的设备可以包括通信接口。通信接口能够用于使得装置100或装置100的部件能够与一个或多个其他部件(诸如本文中描述的那些中的任一个)通信和/或连接到一个或多个其他部件(诸如本文中描述的那些中的任一个)。例如,通信接口能够用于使得装置100的处理器104能够与光源114、光检测器106、力传感器116和/或任何其他部件中的任何一个或多个通信和/或连接到它们中的任何一个或多个。通信接口可以使得装置100或装置100的部件能够以任何合适的方式通信和/或连接。例如,通信接口可以使得装置100或装置100的部件能够无线地、经由有线连接或经由任何其他通信(或数据传输)机制通信和/或连接。在一些无线实施例中,例如,通信接口可以使得装置100或装置100的部件能够使用射频(RF)、蓝牙或任何其他无线通信技术来通信和/或连接。

[0053] 尽管也未在图1、图2或图3中示出,但是在一些实施例中,装置100可以包括存储器。备选地或另外,存储器可以在装置100外部(例如与装置分开或远离装置)。在一些实施例中,光学头部118或包括光学头部118的设备可以包括存储器。装置100的处理器104可以被配置为与存储器通信和/或连接到存储器。存储器可以包括任何类型的非瞬态机器可读介质,诸如高速缓冲存储器或系统存储器,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)。在一些实施例中,存储器能够被配置为存储能够由处理器104运行以使装置100以本文中描述的方式操作的程序代码。

[0054] 备选地或额外地,在一些实施例中,存储器能够被配置为存储由本文中描述的方法需要或从本文中描述的方法得到的信息。例如,在一些实施例中,存储器可以被配置为存储由本文中描述的方法需要或从本文中描述的方法得到的从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果、从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果、所确定的脉搏幅度、所确定的收缩血压测量结果、所确定的舒张血压测量结果、或任何其他信息、或信息的任何组合中的任何一个或多个。在一些实施例中,装置100的处理器104能够被配置为控制存储器存储由本文中描述的方法需要或从本文中描述的方法得到的信息。

[0055] 尽管也未在图1、图2或图3中图示,但是在一些实施例中,装置100可以包括用户接口。备选地或额外地,用户接口可以在装置100外部(例如与装置分开或远离装置)。在一些实施例中,光学头部118或包括光学头部118的设备可以包括用户接口。装置100的处理器

104可以被配置为与用户接口通信和/或连接到用户接口。用户接口能够被配置为绘制(例如输出、显示或提供)由本文中描述的方法需要或从本文中描述的方法得到的信息。例如,在一些实施例中,用户接口可以被配置为绘制(例如输出、显示或提供)由本文中描述的方法需要或从本文中描述的方法得到的从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果、从对象102的皮肤110反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果、所确定的脉搏幅度、所确定的收缩血压测量结果、所确定的舒张血压测量结果、或任何其他信息、或信息的任何组合中的任何一个或多个。备选地或额外地,用户接口能够被配置为接收用户输入。例如,用户接口可以允许用户手动地录入信息或指令,与装置100交互和/或控制装置。因此,用户接口可以是实现信息的绘制(或输出、显示或提供)并且备选地或额外地使得用户能够提供用户输入的任何用户接口。在一些实施例中,装置100的处理器104能够被配置为控制用户接口以本文中描述的方式操作。

[0056] 例如,用户接口可以包括一个或多个开关、一个或多个按钮、小键盘,键盘、鼠标、(例如在智能设备(诸如平板电脑、智能手机或任何其他智能设备)上的)触摸屏或应用、显示器或显示屏、图形用户接口(GUI)(诸如触摸屏)、或任何其他视觉部件、一个或多个扬声器、一个或多个麦克风或任何其他音频部件、一个或多个灯(诸如发光二极管LED灯)、用于提供触感或触觉反馈的部件(诸如振动功能或任何其他触感反馈部件)、增强现实设备(诸如增强现实眼镜或任何其他增强现实设备)、智能设备(诸如智能镜子、平板电脑、智能手机、智能手表或任何其他智能设备)、或任何其他用户接口、或用户接口的组合。在一些实施例中,被控制以绘制信息的用户接口可以是与使得用户能够提供用户输入的用户接口相同的用户接口。

[0057] 图4图示了根据实施例的用于确定对象102的血压测量结果的方法200。方法200一般可以由装置100的处理器104执行或在该处理器的控制下执行。在图4的方框202处,针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围从光传感器106采集从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果。第一波长范围的光108的强度根据光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力而改变。因此,第一波长范围的光108的强度依赖于光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力。

[0058] 力被施加到对象102的皮肤110的面积可以是圆形形状或任何其他形状。该面积可以通过校准来确定。该面积因此能够是预定义面积。预定义面积可以被设置为大到足以确保使对象102舒适并且小到足以避免对象102的皮肤110的不均匀性。在一些实施例中,预定义面积可以是在从0.1至2cm^2的范围内的面积,例如在从0.2至1.9cm^2的范围内的面积、例如在从0.3至1.8cm^2的范围内的面积、例如在从0.4至1.7cm^2的范围内的面积、例如在从0.5至1.6cm^2的范围内的面积、例如在从0.6至1.5cm^2的范围内的面积、例如在从0.7至1.4cm^2的范围内的面积、例如在从0.8至1.3cm^2的范围内的面积、例如在从0.9至1.2cm^2的范围内的面积、例如在从1至1.1cm^2的范围内的面积。

[0059] 在一些实施例中,光强度的所采集的测量结果能够包括从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流(AC)分量的测量结果。从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流(AC)分量的测量结果能够表示嵌入在光强度的所采集的测量结果中的对象102的脉搏变化。当光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力增加时,从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流(AC)分量降低。这与从

对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的直流(DC)分量相反,该DC分量随着光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力增加而增加。在一些实施例中,光强度的所采集的测量结果能够包括从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流(AC)分量和直流(DC)分量的测量结果。

[0060] 在图4的方框204处,根据在所施加的力的范围处的光强度的测量结果来确定脉搏幅度。在一些实施例中,所施加的力的范围可以是从0.1至5N的范围,例如从0.4至4.7N的范围、例如从0.7至4.4N的范围、例如从1至4.1N的范围、例如从1.3至3.8N的范围、例如从1.6至3.5N的范围、例如从1.9至3.2N的范围、例如从2.2至2.9N的范围、例如从2.5N至2.6N的范围。力的范围可以通过校准来确定。

[0061] 在一些实施例中,所施加的力的范围可以基于(例如在校准阶段期间测量的)对象102的血压和力被施加到对象102的皮肤110的面积来确定。更具体地,所施加的力能够通过将对象102的血压值乘以力被施加到对象102的皮肤110的面积来确定。因此,针对所施加的力的范围的最小所施加的力可以通过将(例如在校准阶段期间测量的)对象102的更低血压值乘以力被施加到对象102的皮肤110的面积来确定。例如,如果面积是$1cm^2$并且对象102的更低血压值是20mmHg,那么最小所施加的力被确定为(20mmHg)*($1cm^2$),其相当于大约0.26N。类似地,针对所施加的力的范围的最大所施加的力可以通过将(例如在校准阶段期间测量的)对象102的更高血压值乘以力被施加到对象102的皮肤110的面积来确定。例如,如果面积是$1cm^2$并且对象102的更高血压值是200mmHg,那么最大所施加的力被确定为(200mmHg)*($1cm^2$),其相当于大约2.6N。因此,在该范例中,所施加的力的范围是0.26至2.6N。

[0062] 在一些实施例中,脉搏幅度可以通过根据时间监测从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的所采集的测量结果来确定。如早前提到的,根据一些实施例,光强度的所采集的测量结果能够包括从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流(AC)分量和直流(DC)分量的测量结果。直流(DC)分量在时间上是恒定的,而交流(AC)分量在时间上是可变的(例如由心脏的跳动给予)。在这些实施例中,装置100的处理器104能够被配置为将脉搏幅度确定为交流(AC)分量与直流(DC)分量的测量结果的比。即,脉搏幅度可以通过将交流(AC)分量除以直流(DC)来计算。

[0063] 在一些实施例中,从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的所采集的测量结果可以被滤波,以根据时间采集对象102的脉搏变化。在一些实施例中,这种滤波能够被表示为:

[0064] $I_1(t)=DC+AC\cdot\sin(f\cdot t+\propto)$,

[0065] 其中,I_1是从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度,DC是从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的直流分量,AC是从对象102的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的交流分量,f是由对象102的心跳引起的脉动的频率(其为大约1Hz),t是时间,并且∝是表示对象102的心跳的信号相对于参考信号的相位角。脉搏幅度或脉搏调制(PM)然后可以被确定为交流(AC)分量与直流(DC)分量的测量结果的比,其能够被表示为:

[0066] $PM=\frac{AC}{DC}$。

[0067] 在图4的方框206处,所确定的脉搏幅度被分析以确定对象102的血压。例如,脉搏幅度或脉搏调制(PM)是光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力F的函数,即PM＝PM(F)。因此,在一些实施例中,所确定的脉搏幅度可以通过对针对力F的该函数进行积分来分析以确定对象102的血压BP,例如根据以下公式:

[0068] $$BP = C\int_0^{F_{max}} PM\ (F)\ dF,$$

[0069] 其中,C是校准常数。校准常数可以例如通过大规模数据分析来确定。校准常数C可以例如具有200mHg/(0.01*2000N)＝10mmHg/N的值。在一些实施例中,校准常数可以被存储在存储器中。如早前提到的,根据一些实施例,装置100可以包括存储器,或根据其他实施例,存储器可以在装置100外部(例如与装置分开或远离装置)。

[0070] 在图4的方框206处,所确定的脉搏幅度能够被分析以确定对象102的收缩血压测量结果和对象102的舒张血压测量结果中的任何一个或多个。所确定的脉搏幅度被分析以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下(例如显著减小)的所施加的力、所确定的脉搏幅度的积分、或在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和所确定的脉搏幅度的积分两者来确定对象102的收缩血压测量结果。在一些实施例中,预定义阈值可以被定义为百分比。例如,在一些实施例中,对象102的收缩血压测量结果可以基于在其处所确定的脉搏幅度下降预定义百分比(例如在从30％至60％的范围内的百分比)的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度的积分来确定。在本文中,在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力是在其处所确定的脉搏幅度在脉搏幅度中的最大峰值之后下降至预定义阈值之下的所施加的力。而且,在本文中,所确定的脉搏幅度的积分是关于所施加的力的。

[0071] 在一些实施例中,对象102的收缩血压测量结果可以通过比较在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度对多个所施加的力的积分和/或与对应的收缩血压测量结果一起被存储的积分来确定。在一些实施例中,多个所施加的力和/或积分和对应的收缩血压测量结果可以以表(例如查找表)的形式被存储。多个所施加的力和/或积分和对应的收缩血压测量结果可以被存储在存储器(诸如早前提到的存储器)中。

[0072] 在一些实施例中,对象102的收缩血压测量结果可以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力通过以下操作来确定:将在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力乘以重力加速度(即9.8m/s^2)并且除以力被施加到的皮肤的面积以获得所施加的压力的值,其然后能够被转换成血压值。该血压值然后是对象的所确定的收缩血压测量结果。在一些实施例中,力被施加到的皮肤的面积可以通过校准来确定。面积的范例值可以是1cm^2。

[0073] 在一些实施例中,对象102的收缩血压测量结果可以基于所确定的脉搏幅度的积分通过以下操作来确定:计算脉搏幅度的积分值并且将所计算的积分值和与对应的收缩血压测量结果一起被存储在存储器(诸如早前提到的存储器)中的多个积分值进行比较。在一些实施例中,多个积分值和对应的收缩血压测量结果可以以表(例如查找表)的形式被存储。所确定的脉搏幅度的积分能够包括通过脉搏幅度绘制的线(或曲线)下方的面积。所确定的脉搏幅度被分析以基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力

来确定舒张血压测量结果。在本文中,在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力是在其处在脉搏幅度中的最大峰值之前识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力。所确定的脉搏幅度中的初始上升是在所确定的脉搏幅度中的随后下降之前发生的所确定的脉搏幅度中的上升。在一些实施例中,所确定的脉搏幅度中的初始上升可以被定义为预定义阈值。例如,在一些实施例中,舒张血压测量结果可以基于在其处所确定的脉搏幅度被识别为到达预定义阈值的所施加的力来确定。在本文中,在其处所确定的脉搏幅度到达预定义阈值的所施加的力是在其处所确定的脉搏幅度在脉搏幅度中的最大峰值之前到达预定义阈值的所施加的力。

[0074] 在一些实施例中,预定义阈值可以被定义为百分比。因此,在一些实施例中,所确定的脉搏幅度中的初始上升可以被定义为百分比。例如,在一些实施例中,舒张血压测量结果可以基于在其处所确定的脉搏幅度被识别为是在下降开始之前的脉搏幅度的最高值的预定义百分比(例如在从30%至60%的范围内的百分比)的所施加的力来确定。在一些实施例中,所确定的脉搏幅度中的初始上升可以是在下降开始之前的脉搏幅度的最高值。所确定的脉搏幅度中的初始上升由堵塞引起。

[0075] 在一些实施例中,对象102的舒张血压测量结果可以基于在其处所确定的脉搏幅度到达预定义阈值的所施加的力通过以下操作来确定:将在其处所确定的脉搏幅度达到预定义阈值的所施加的力乘以重力加速度(即9.8m/s^2)并且除以力被施加到的皮肤的面积以获得所施加的压力的值,其然后能够被转换成血压值。该血压值然后是对象的所确定的舒张血压测量结果。在一些实施例中,力被施加到的皮肤的面积可以通过校准来确定。面积的范例值可以是1cm^2。

[0076] 在一些实施例中,对象102的舒张血压测量结果可以通过将在其处发生所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力和与对应的舒张血压测量结果一起被存储的多个所施加的力进行比较来确定。在一些实施例中,多个所施加的力和对应的舒张血压测量结果可以以表(例如查找表)的形式被存储。多个所施加的力和对应的舒张血压测量结果可以被存储在存储器(诸如早前提到的存储器)中。

[0077] 在一些实施例中,装置100的处理器104可以被配置为将所确定的脉搏幅度的曲线绘制为光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围的函数。在这些实施例中,装置100的处理器104能够被配置为分析所述曲线以确定收缩血压测量结果(基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度的积分)和舒张血压测量结果(基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力)中的任何一个或多个。

[0078] 图5是这种曲线的范例。更详细地,图5是根据实施例的根据针对光传感器106被施加到三个不同对象102a、102b、102c的皮肤110的力的范围的从那些对象102a、102b、102c的皮肤110反射的光108的强度的测量结果确定的脉搏幅度的图示。更具体地,图5是根据针对力的范围的从对象102a、102b、102c中的每个的皮肤110反射的第一波长范围的光108的强度的测量结果确定的脉搏幅度的图示。图5的垂直轴是根据从对象102a、102b、102c中的每个的皮肤110反射的光的强度的测量结果确定的脉搏幅度。在该范例图示中,光108具有在550nm处的绿色波长范围。图5的水平轴是光传感器106(或负载)被施加到对象102a、102b、102c的皮肤110的力。

[0079] 图5中图示的曲线能够被分析以基于在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力和/或所确定的脉搏幅度的积分来确定收缩血压测量结果。例如,在图5的曲线中,关于对象102b确定的脉搏幅度在大约300g的力处下降至预定义阈值之下。该300g的值和/或所确定的脉搏幅度的积分因此可以在确定收缩血压时以早前描述的方式被使用。所确定的脉搏幅度的积分能够包括曲线下方的面积。

[0080] 在一范例中,参考图5并且假设关于收缩血压确定的脉搏幅度的预定义阈值是80%(在最大峰值之后的斜率上),在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力对于第一对象102a是150g,对于第二对象102b是250g,并且对于第三对象102c是150g。在其处所确定的脉搏幅度下降至预定义阈值之下的所施加的力可以乘以重力加速度(即9.8m/s^2)以为第一对象102a提供1.5N的力,为第二对象102b提供2.5N的力,并且为第三对象102c提供1.5N的力。该力可以除以力被施加到的皮肤的面积以确定所施加的压力的值。假设面积的值是1cm^2,则所施加的压力被确定为对于第一对象102a是0.15巴,对于第二对象102b是0.25巴,并且对于第三对象102c是0.15巴。该施加的压力然后可以被转换成血压值以对于第一对象102a将收缩血压测量结果确定为113mmHg,对于第二对象102b将收缩血压测量结果确定为188mmHg,并且对于第三对象102c将收缩血压测量结果确定为113mmHg。

[0081] 在另一范例中,参考图5,第一对象102a的脉搏幅度的积分为大约(10*0.02*100g),其为20g。类似地计算,第二对象102b的脉搏幅度的积分为28g,并且第三对象102c的脉搏幅度的积分为14g。这些积分值和与对应的收缩血压测量结果一起被存储在存储器(诸如早前提到的存储器)中的多个积分值进行比较。例如,多个积分值可以与对应的收缩血压测量结果一起以表的形式被存储,其可以包括以下值(例如以及未图示的其他值):

[0082]

积分值(g)	血压值(mmHg)
14	120
20	150
28	200

[0083] 因此,收缩血压测量结果被确定为对于第一对象102a是150mmHg,对于第二对象102b是200mmHg,并且对于第三对象102c是120mmHg。

[0084] 备选地或额外地,图5中图示的曲线能够被分析以基于在其处识别到所确定的脉搏幅度中的初始上升的所施加的力来确定舒张血压测量结果。例如,在图5的曲线中,对象102b的所确定的脉搏幅度中的初始上升可以在大约180g的力处被识别到。该180g的值因此可以在确定舒张血压时以早前描述的方式被使用。针对每个对象102a、102b、102c的线的颜色基于在图5的右侧示出的比色图表提供其所确定的血压的指示。

[0085] 在一范例中,参考图5并且假设关于舒张血压确定的脉搏幅度的预定义阈值是80%(在最大峰值之前的斜率上),在其处所确定的脉搏幅度达到预定义阈值的所施加的力对于第一对象102a是75g,对于第二对象102b是125g,并且对于第三对象102c是75g。在其处所确定的脉搏幅度达到预定义阈值的所施加的力可以乘以重力加速度(即9.8m/s^2)以为第一对象102a提供0.75N的力,为第二对象102b提供1.25N的力,并且为第三对象102c提供0.75N的力。该力可以除以力被施加到的皮肤的面积以确定所施加的压力的值。假设面积的值是1cm^2,所施加的压力被确定为对于第一对象102a是0.075巴,对于第二对象102b是

0.125巴,并且对于第三对象102c是0.075巴。该施加的压力然后可以被转换成血压值以对于第一对象102a将舒张血压测量结果确定为57mmHg,对于第二对象102b将舒张血压测量结果确定为94mmHg,并且对于第三对象102c将舒张血压测量结果确定为57mmHg。

[0086] 尽管未在图4中图示,但是在一些实施例中,方法200可以还包括针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围从光传感器106采集从对象110的皮肤102反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果。更具体地,处理器104可以还被配置为针对光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力的范围从光传感器106采集从对象110的皮肤102反射的第二波长范围的光112的强度的测量结果。在这些实施例中的一些中,处理器104能够被配置为使用第二波长范围的光112的强度对第一波长范围的光108的强度的所采集的测量结果进行归一化。在涉及归一化的一些实施例中,处理器104可以被配置为根据在所施加的力的范围处的光强度的经归一化的测量结果来确定脉搏幅度。通过使用第二波长范围的光并且以这种方式进行归一化,通过分析所确定的脉搏幅度针对对象102确定的血压测量结果能够针对人的皮肤颜色进行校正。这种校正是可能的,因为第二波长范围的光112的强度也可以根据光传感器106被施加到对象102的皮肤110的力而改变,但是该改变不是与第一波长范围的光108的强度的改变完全相同的(例如在幅度和/或趋势方面)。

[0087] 图6A是与参考血压测量结果(其被标记为800)相比的使用现有技术针对对象102确定的血压测量结果(其被标记为802)的图示。现有技术在于其涉及围绕对象102的手指充气的可穿戴袖带,其中红外光电容积图(PPG)信号被监测以确定血压测量结果。图6B是与参考血压测量结果(其被标记为804)相比的使用根据实施例的先前参考图4描述的装置100和方法200针对对象102确定的血压测量结果(其被标记为806)的图示。更具体地,图6A和图6B的血压测量结果是收缩血压测量结果。参考血压测量结果能够从任何其他技术采集,例如早前提到的涉及给围绕对象的身体部分的可穿戴袖带充气以采集血压测量结果的技术。

[0088] 如图6A和图6B中图示的,总的来说,相比于使用现有技术针对对象102确定的血压测量结果802匹配参考血压测量结果800,使用早前参考图4描述的装置100和方法200针对对象102确定的血压测量结果806更紧密地匹配参考血压测量结果804。尽管使用早前参考图4描述的装置100和方法200针对对象102确定的血压测量结果806仍然具有异常值,但是从图6A和6B能够看出早前参考图4描述的装置100和方法200提供了相比于现有技术改善的相关性。因此,早前参考图4描述的装置100和方法200提供了更准确且可靠的血压测量结果。

[0089] 还提供了一种计算机程序产品,包括计算机可读介质。所述计算机可读介质具有被体现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运行时,使所述计算机或处理器执行本文中描述的方法中的任一种。计算机可读介质可以是例如能够承载计算机程序产品的任何实体或设备。例如,计算机可读介质可以包括数据存储设备,诸如ROM(诸如,CD-ROM或半导体ROM)或磁记录介质(例如,硬盘)。此外,计算机可读介质可以是诸如电学或光学信号的可传输载体,其可以经由电缆或光缆或通过无线电或其他手段来传达。当计算机程序产品被体现在这种信号中时,计算机可读介质可以由这种线缆或其他设备或单元构成。备选地,计算机可读介质可以是计算机程序产品被嵌入在其中的集成电路,集成电路适于执行相关方法或在相关方法的执行中使用。

[0090] 因此,本文中提供了用于确定对象的血压测量结果的改善的装置和方法。

[0091] 通过研究附图、说明书以及权利要求书,本领域技术人员在实践本文中描述的原理和技术时能够理解并实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指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,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

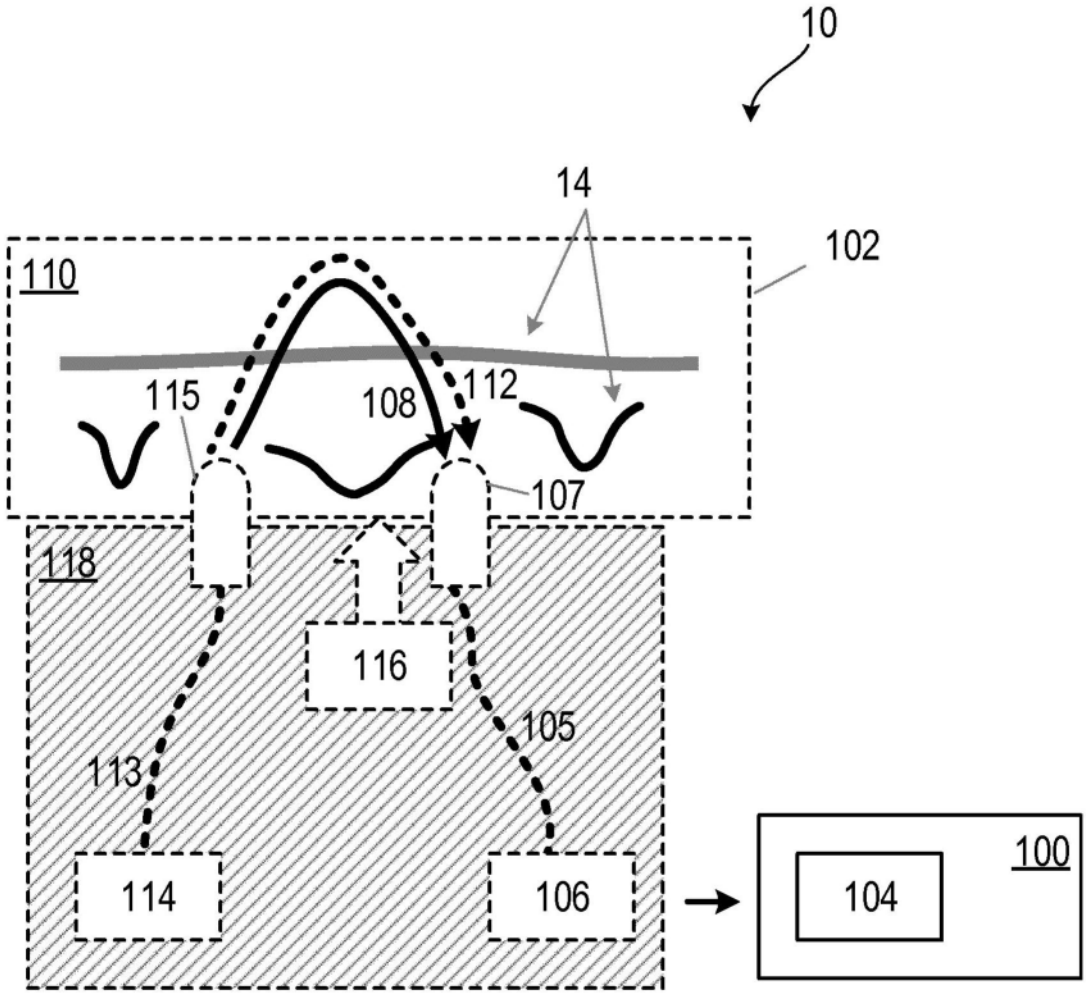


图1

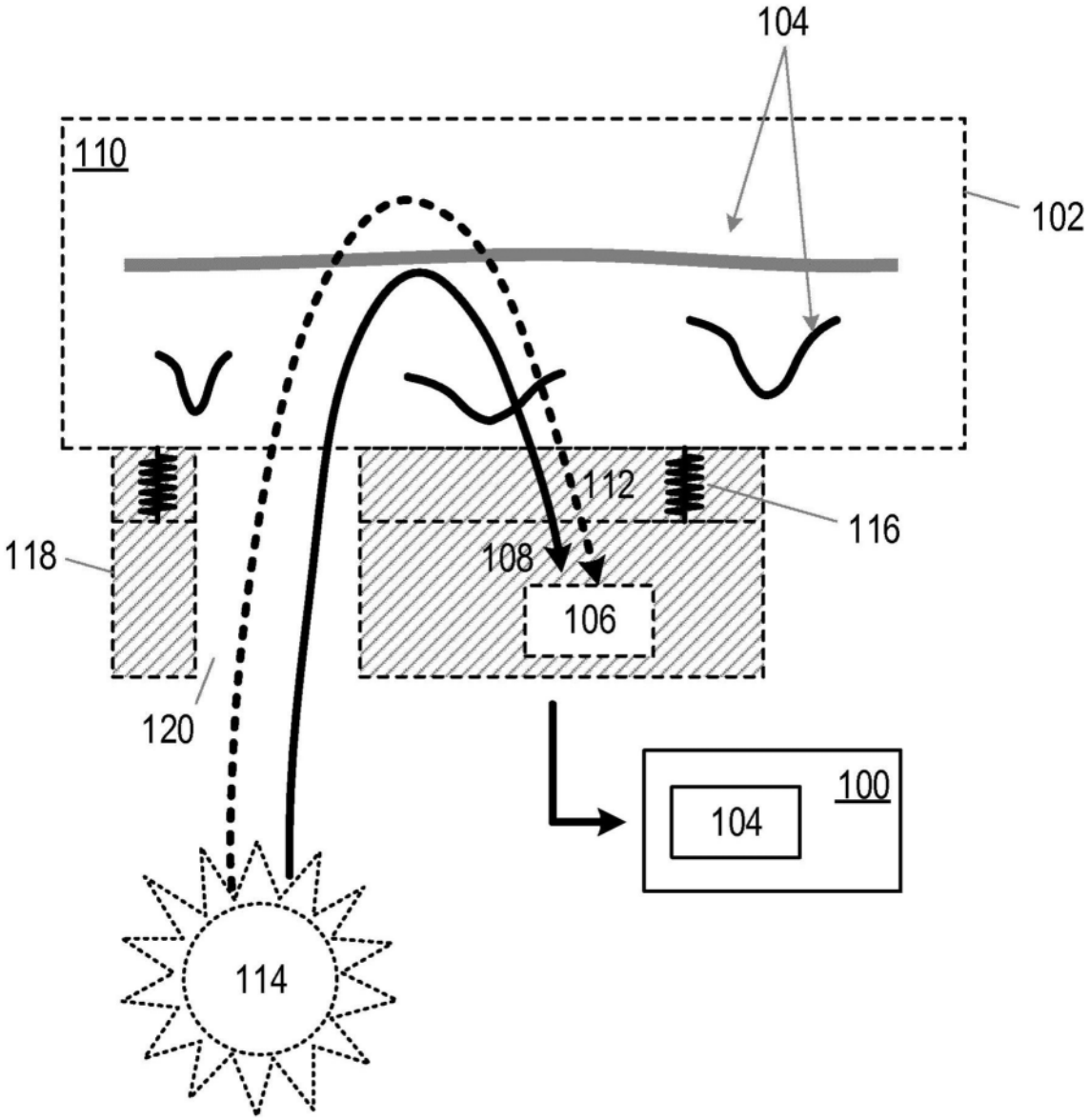


图2

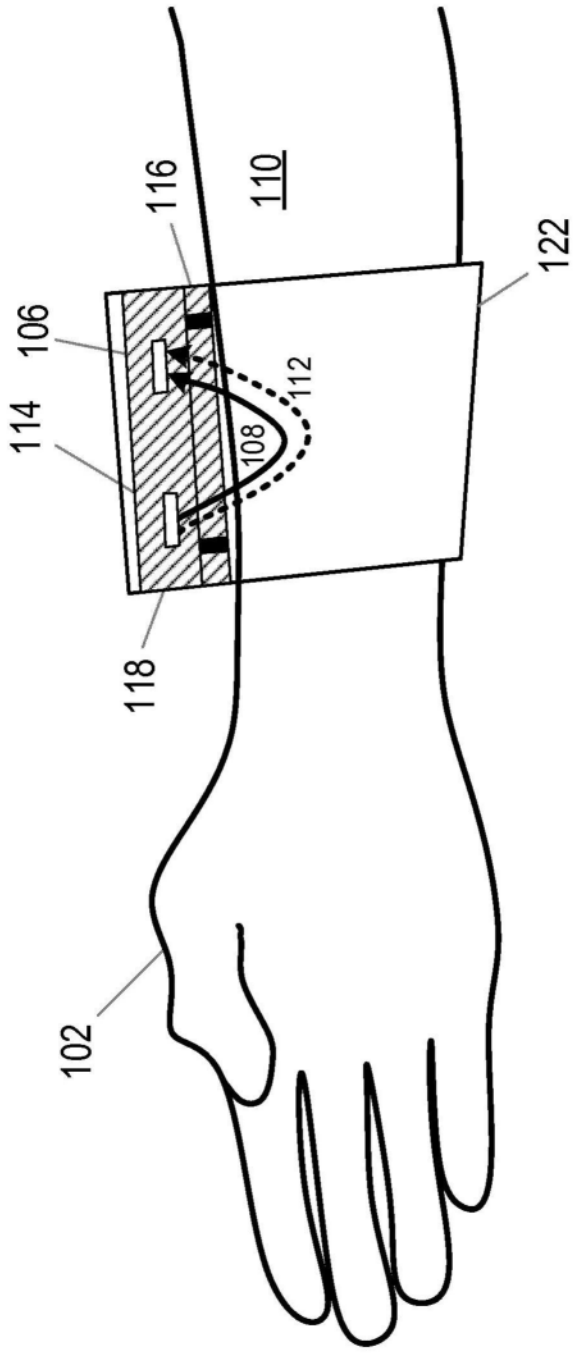


图3

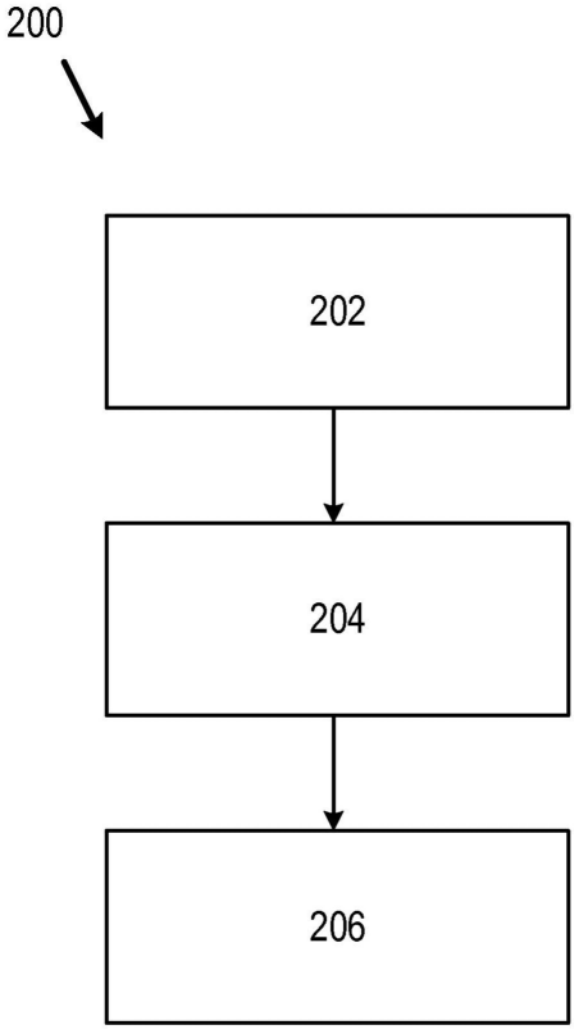


图4

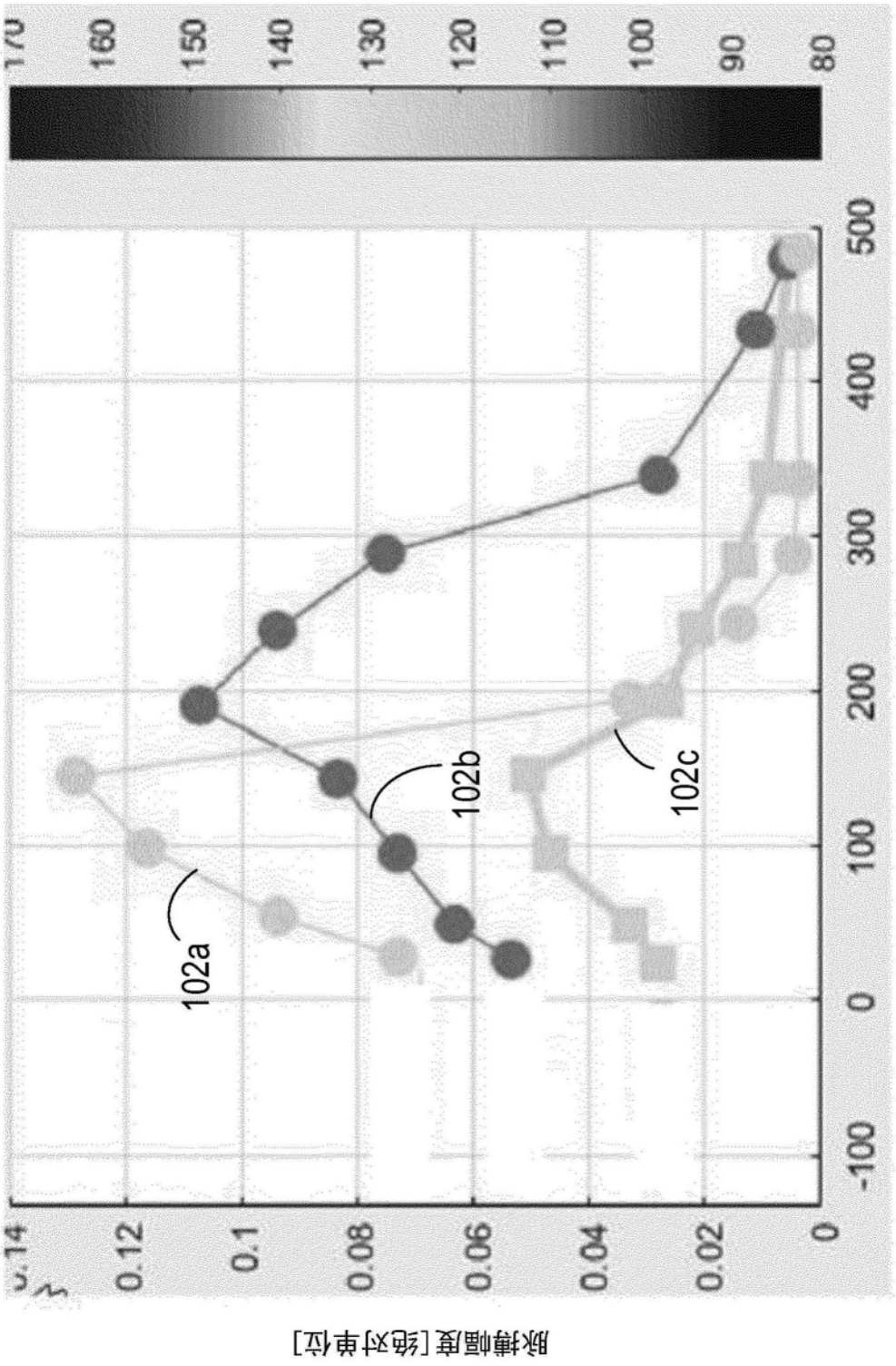

脉搏幅度[绝对单位]
力[g]
102a
102b
102c
0.14
0.12
0.1
0.08
0.06
0.04
0.02
0
-100
0
100
200
300
400
500
80
90
100
110
120
130
140
150
160

图5

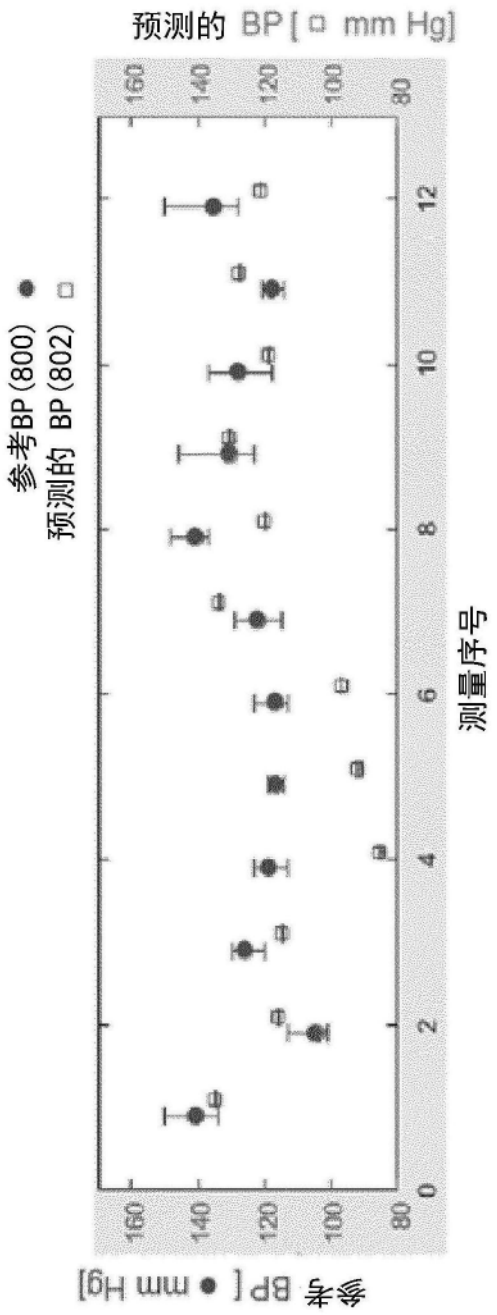

预测的 BP [□ mm Hg]
参考BP (800)
预测的 BP (802)
测量序号
参考 BP [● mm Hg]
160
140
120
100
80
0
2
4
6
8
10
12

图6A现有技术

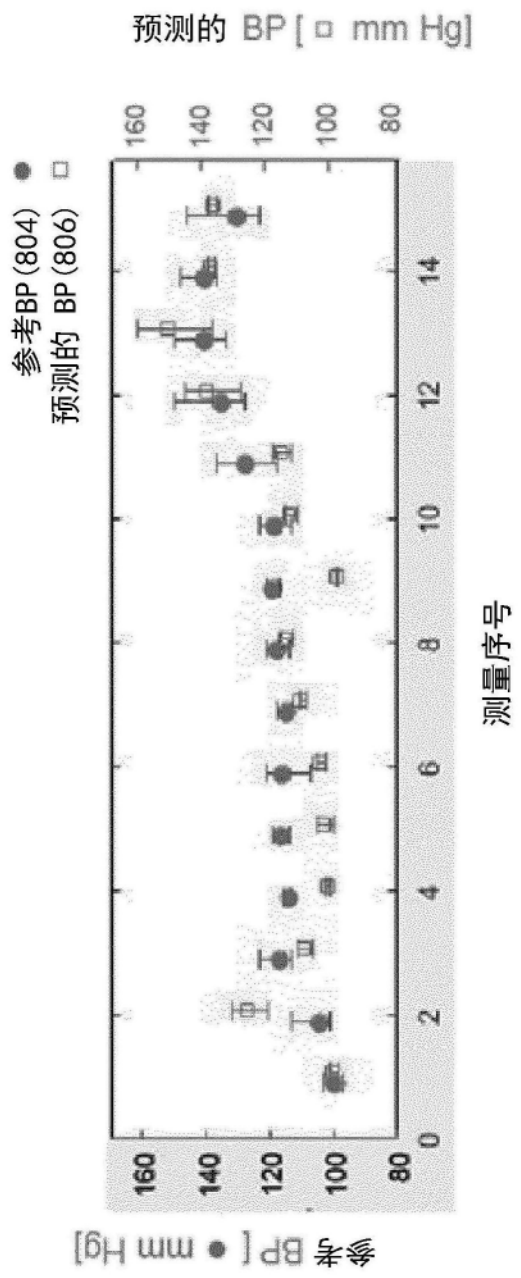

预测的 BP [□ mm Hg]
160
140
120
100
80
参考BP (804)
预测的 BP (806)
0
2
4
6
8
10
12
14
测量序号
160
140
120
100
80
参考 BP [● mm Hg]

图6B