(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117794443 A
(43)申请公布日 2024.03.29

(21)申请号 202280052469.2
(22)申请日 2022.12.06
(30)优先权数据
2021-199787 2021.12.09 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.01.26
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2022/044935 2022.12.06
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/106295 JA 2023.06.15
(71)申请人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府向日市
(72)发明人 川端康大 藤井健司 松村直美 伊藤晃人 阪口裕晖 田中孝英
(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205
专利代理师 李艳 刘芳
(51)Int.Cl.
A61B 5/022(2006.01)
A61B 5/33(2006.01)
A61B 5/02(2006.01)

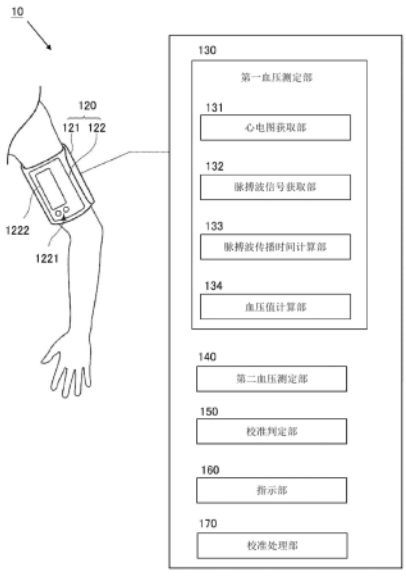
权利要求书2页 说明书18页 附图11页

(54)发明名称

血压测定装置和血压测定系统

(57)摘要

一种血压测定装置,其特征在于,该血压测定装置具有:特征量获取部,获取与人体的血压值的推定相关的一个以上的特征量;血压值计算部,基于所述特征量来计算推定血压值;实测血压值获取部,获取通过与由所述血压值计算部实现的计算不同的方法测定的实测血压值;校准判定部,判定所述特征量获取部获取到的所述特征量是否脱离规定的基准值,并且在判定为脱离的情况下,决定获取所述实测血压值;和校准处理部,使用所述实测血压值,来校准由所述血压值计算部实现的所述推定血压值的计算算法,所述校准处理部基于通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值和使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值,来进行所述基准值的变更。



CN 117794443 A

1.一种血压测定装置,其特征在于,所述血压测定装置具有:

特征量获取部,获取与人体的血压值的推定相关的一个以上的特征量;

血压值计算部,基于所述特征量来计算推定血压值;

实测血压值获取部,获取通过与由所述血压值计算部实现的计算不同的方法测定的实测血压值;

校准判定部,判定所述特征量获取部获取到的所述特征量是否脱离规定的基准值,并且在判定为脱离的情况下,决定获取所述实测血压值;和

校准处理部,使用所述实测血压值,来校准由所述血压值计算部实现的所述推定血压值的计算算法,

所述校准处理部基于通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值和使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值,来进行所述基准值的变更。

2.根据权利要求1所述的血压测定装置,其特征在于,

所述校准处理部在通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值与使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值之差在规定阈值以下的情况下,将所述基准值变更为决定获取所述实测血压值的频度减少的值。

3.根据权利要求2所述的血压测定装置,其特征在于,

在所述基准值为与所述特征量相关的上限阈值的情况下,所述校准处理部使所述基准值的值增加,

在所述基准值为与所述特征量相关的下限阈值的情况下,所述校准处理部使所述基准值的值减少,

在所述基准值为规定与所述特征量相关的数值范围的上下限阈值的情况下,所述校准处理部使上限阈值增加且/或使下限阈值减少。

4.根据权利要求1所述的血压测定装置,其特征在于,

所述校准处理部在通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值与使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值之差大于规定阈值的情况下,将所述基准值变更为决定获取所述实测血压值的频度增加的值。

5.根据权利要求4所述的血压测定装置,其特征在于,

在所述基准值为与所述特征量相关的上限阈值的情况下,所述校准处理部使所述基准值的值减少,

在所述基准值为与所述特征量相关的下限阈值的情况下,所述校准处理部使所述基准值的值增加,

在所述基准值为规定与所述特征量相关的数值范围的上下限阈值的情况下,所述校准处理部使上限阈值减少且/或使下限阈值增加。

6.根据权利要求1至5中任一项所述的血压测定装置,其特征在于,

所述血压测定装置还具有输出单元,

在所述校准判定部决定获取所述实测血压值的情况下,从所述输出单元输出要获取所述实测血压值的意思的信息。

7.根据权利要求1至6中任一项所述的血压测定装置,其特征在于,

所述血压测定装置还具有用于测定所述实测血压值的血压测定单元,

所述实测血压值获取部在所述校准判定部决定获取所述实测血压值的情况下,通过进行由所述血压测定单元实现的所述实测血压值的测定,来获取所述实测血压值。

8.根据权利要求1至6中任一项所述的血压测定装置,其特征在于,

所述血压测定装置还具有用于测定所述实测血压值的血压测定单元和操作输入单元,

所述实测血压值获取部在接收到经由所述操作输入单元指示所述实测血压值的测定的输入的情况下,通过进行由所述血压测定单元实现的所述实测血压值的测定,来获取所述实测血压值。

9.一种血压测定系统,其特征在于,所述血压测定系统具有:

特征量获取单元,获取与人体的血压值的推定相关的一个以上的特征量;

血压值计算单元,基于所述特征量来计算推定血压值;

实测血压值获取单元,获取通过与由所述血压值计算单元实现的计算不同的方法测定的实测血压值;

校准判定单元,判定所述特征量获取单元获取到的所述特征量是否脱离规定的基准值,并且在判定为脱离的情况下,决定获取所述实测血压值;和

校准处理单元,使用所述实测血压值,来校准由所述血压值计算单元实现的所述推定血压值的计算算法,

所述校准处理单元基于通过所述校准判定单元的决定而获取到的所述实测血压值和使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值,来进行所述基准值的变更。

10.根据权利要求9所述的血压测定系统,其特征在于,

所述血压测定系统构成为包括:

测量设备,至少具备一个以上的检测所述特征量的传感器;和

信息处理装置,至少具备所述校准处理单元。

11.根据权利要求10所述的血压测定系统,其特征在于,

所述测量设备还具备用于测定所述实测血压值的血压测定单元。

12.根据权利要求10或11所述的血压测定系统,其特征在于,

所述测量设备是能始终装戴于所述人体的可穿戴设备。

血压测定装置和血压测定系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测定装置和血压测定系统。

背景技术

[0002] 以往,作为测定人体的血压的方法,已知如下技术:基于能非侵入地获取的特征量来计算血压推定值,以该推定值来进行血压的测定。具体而言,例如,已知作为脉搏波在动脉上的两点间传播所需的时间的脉搏波传播时间(PTT:Pulse Transit Time)与血压之间存在相关关系,并提出了一种基于这种相关关系来非侵入地进行连续血压测定的装置(例如,专利文献1)。

[0003] 专利文献1中公开了一种血压测定装置,该血压测定装置在卷缠于用户的被测定部位的带部设有作为ECG(Electro Cardio Graphic:心电图)传感器的电极和PPG(Photo Plethysmo Graphic:照片体积描记图)传感器等脉搏波传感器,基于心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点的时间差来计算PTT,由此进行血压测定。这样,通过电极和脉搏波传感器一同设置于带部的构成,能通过将带部卷缠于用户而将电极和脉搏波传感器装戴于用户。因此,根据专利文献1所述的技术,能提供一种血压测定装置,该血压测定装置对用户装戴容易,在日常进行非侵入的连续的血压测定时,能大幅降低用户的负荷。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2019-154864号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 再者,如专利文献1所述的技术那样,在基于与能非侵入地获取的特征量的相关关系来进行血压测定(推定)的情况下,相关关系按用户、还按血压测定的状况而不同,因此要求以适当的定时、频度来测定准确的血压值,并基于此来校准用于血压推定的算法。在专利文献1中还记载有:判定是否满足为了校准而推荐测定用户的血压的条件,在满足条件的情况下输出指示血压测定的信息。

[0009] 如上所述,在为了校准而获取准确的血压值的情况下,考虑利用示波法、柯氏音法,但由袖带产生的测定部位的压迫对于一般用户来说是不舒服的。因此,在始终连续地进行血压测定的情况下,当频繁进行这样的校准用的血压测定时,对于用户来说成为了负担。另一方面,在进行基于特征量的血压测定(推定)的情况下,为了计算可靠的、高精度的测定值(推定值),需要根据连续测定时的用户的运动状态,环境温度、营养状态等各种使用状况,来适当地进行校准。即,理想的是,在进行与用户相符的血压计算算法的校准时,以进行准确的血压值推定所需的频度、且在此基础上使用户负担最小化的频度来进行校准的实施。

[0010] 然而,在实际的使用环境下,用户有意尝试各种测定条件(运动强度、环境温度、营

养状态等)的变动,在多种条件下实际测定血压,进行校准是困难的。此外,若根据像以往的技术那样预先设定的规定的特征量的阈值统一请求血压计算的算法的校准,则即使血压推定的精度低(或者相反,达到了足够的精度),用于进行校准的频度也不会变。因此,无法实现根据用户各自的特性、测定条件等,来为了不进行不必要的血压测定而减少校准的次数或为了更高精度地计算推定血压值而增加校准的次数。即,存在无法以适当的频度来实施校准的问题。

[0011] 鉴于上述的情况,本发明的目的在于提供一种在使用与血压值的推定相关的特征量来进行人体的血压推定的情况下,能使根据用户来进行血压值计算算法的校准的频度最优化的技术。

[0012] 技术方案

[0013] 一种血压测定装置,其特征在于,该血压测定装置具有:

[0014] 特征量获取部,获取与人体的血压值的推定相关的一个以上的特征量;

[0015] 血压值计算部,基于所述特征量来计算推定血压值;

[0016] 实测血压值获取部,获取通过与由所述血压值计算部实现的计算不同的方法测定的实测血压值;

[0017] 校准判定部,判定所述特征量获取部获取到的所述特征量是否脱离规定的基准值,并且在判定为脱离的情况下,决定获取所述实测血压值;和

[0018] 校准处理部,使用所述实测血压值,来校准由所述血压值计算部实现的所述推定血压值的计算算法,

[0019] 所述校准处理部基于通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值和使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值,来进行所述基准值的变更。

[0020] 需要说明的是,在此提到的特征量中包括分别根据心电图(ECG:Electrocardiogram)、脉搏波波形得到的拐点处的高度、拐点间的倾斜、波形中的规定部位的面积等波形关联数据、基于PTT、脉搏波传递时间(PAT:Pulse Arrival Time)等多个波形数据计算出的特征量、以及其他与心跳相关的数据等生物体信息,但并不限于此。例如,还包括身高、年龄、体重、用药履历等与患者个人的属性相关的信息、季节、温度这些环境信息。此外,“基于特征量来计算推定血压值”不仅是指根据特定的一个特征量计算一个推定值,还包括组合多个特征量来计算推定血压值。

[0021] 这样,若基于实测血压值和推定血压值来变更用于判定是否需要校准的基准值,则能根据用户各自的特性的不同,重复血压值计算算法的校准来提高血压推定的精度,并且能使进行血压值计算算法的校准的频度最优化。

[0022] 此外,也可以是,所述校准处理部在通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值与使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值之差为规定阈值以下的情况下,将所述基准值变更为决定获取所述实测血压值的频度减少的值。或者,也可以是,所述校准处理部在通过所述校准判定部的决定而获取到的所述实测血压值与使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值之差大于规定阈值的情况下,将所述基准值变更为决定获取所述实测血压值的频度增加的值。

[0023] 在实施校准用的血压测定的情况下,推定血压值与实测血压值之差越大,至此为止的血压推定的算法越不适当。因此,如上所述,若推定血压值与实测血压值之差大,则以

使进行校准的频度增加的方式(例如,若设定为上限阈值,则使该值减少的方式)来变更所述特征量的所述基准值即可。另一方面,若推定血压值与实测血压值之差小,血压推定的精度足够高,则为了减轻用户负担,以使进行校准的频度减少的方式(例如,若设定为上限阈值,则使该值增加的方式)进行变更即可。如此一来,不进行复杂的处理,就能容易地使进行校准处理的次数最优化。

[0024] 此外,也可以是,所述血压测定装置还具有输出单元,在所述校准判定部决定获取所述实测血压值的情况下,从所述输出单元输出要获取所述实测血压值的意思的信息。需要说明的是,在此提到的输出单元例如可以采用液晶显示器,但也可以采用LED灯那样的其他显示单元、扬声器、振动机构等除了显示单元以外的输出单元。根据这样的构成,用户能容易地识别出需要获取实测血压值。

[0025] 此外,也可以是,所述血压测定装置还具有用于测定所述实测血压值的血压测定单元,所述实测血压值获取部在所述校准判定部决定获取所述实测血压值的情况下,通过进行由所述血压测定单元实现的所述实测血压值的测定,来获取所述实测血压值。这样,还具有血压测定单元,由此,通过在产生获取实测血压值的需要时进行血压值的测定,能容易地获取实测血压值。由此,能减轻使用实测用的其他设备进行血压测定的负担以及数据输入的负担。

[0026] 此外,也可以是,所述血压测定装置还具有用于测定所述实测血压值的血压测定单元和操作输入单元,所述实测血压值获取部在接收到经由所述操作输入单元指示所述实测血压值的测定的输入的情况下,通过进行由所述血压测定单元实现的所述实测血压值的测定,来获取所述实测血压值。

[0027] 由此,通过用户的操作进行由血压测定单元实现的血压值的实测,因此,用户能在做好充分的实测血压值测定准备的基础上,进行血压测定。即,能防止在用户意想不到的定时或不合适的定时执行实测血压值的测定。

[0028] 此外,本发明也可以被视作具有如下构成的血压测定系统。即,

[0029] 一种血压测定系统,其特征在于,该血压测定系统具有:

[0030] 特征量获取单元,获取与人体的血压值的推定相关的一个以上的特征量;

[0031] 血压值计算单元,基于所述特征量来计算推定血压值;

[0032] 实测血压值获取单元,获取通过与由所述血压值计算单元实现的计算不同的方法测定的实测血压值;

[0033] 校准判定单元,判定所述特征量获取单元获取到的所述特征量是否脱离规定的基准值,并且在判定为脱离的情况下,决定获取所述实测血压值;和

[0034] 校准处理单元,使用所述实测血压值,来校准由所述血压值计算单元实现的所述推定血压值的计算算法,

[0035] 所述校准处理单元基于通过所述校准判定单元的决定而获取到的所述实测血压值和使用脱离所述基准值的所述特征量计算出的所述推定血压值,来进行所述基准值的变更。

[0036] 若为这样的构成,则各个单元不构成为一体,而是能作为整体的系统来提供用于解决问题的功能。因此,能通过筛选用户所持的、使用的设备的功能等灵活的方法来谋求减轻用户的负担。

[0037] 此外,也可以是,所述血压测定系统构成为包括:

[0038] 测量设备,至少具备一个以上的检测所述特征量的传感器;和

[0039] 信息处理装置,至少具备所述校准处理单元。

[0040] 若为这样的构成,能将进行复杂的运算处理的构成处理单元作为分体的信息处理专用的终端,通过与设置于远离用户所使用的测量设备的场所的服务器等进行通信,还能构建能对各个用户的测量设备的算法进行校准的云系统。

[0041] 此外,也可以是,所述测量设备还具备用于测定所述实测血压值的血压测定单元。此外,所述测量设备也可以是能始终装戴于所述人体的可穿戴设备。本发明适于使用这种构成的系统来日常地进行非侵入的连续的血压测定。

[0042] 需要说明的是,只要上述各构成和处理不产生技术上的矛盾,就能相互组合来构成本发明。

[0043] 发明效果

[0044] 根据本发明,能提供一种在使用血压值的推定的特征量来进行人体的血压推定的情况下,能使根据用户来进行血压值计算算法的校准的频度最优化的技术。

附图说明

[0045] 图1是表示本发明的实施方式1的血压测定装置的概略图。

[0046] 图2是举例示出实施方式1的血压测定装置的外观的第一图。

[0047] 图3是举例示出实施方式1的血压测定装置的外观的第二图。

[0048] 图4是举例示出实施方式1的血压测定装置的剖面的图。

[0049] 图5是举例示出实施方式1的血压测定装置的控制系统的硬件构成的框图。

[0050] 图6是举例示出实施方式1的血压测定装置的软件构成的框图。

[0051] 图7是表示基于实施方式1的血压测定装置的处理的流程的一个示例的流程图。

[0052] 图8是表示本发明的实施方式2的血压测定系统的概略图。

[0053] 图9是表示实施方式2的血压测定系统的各要素的功能构成的概略的框图。

[0054] 图10是表示本发明的实施方式3的血压测定系统的概略图。

[0055] 图11是表示实施方式3的血压测定系统的各要素的功能构成的概略的框图。

具体实施方式

[0056] <实施方式1>

[0057] 以下,基于附图对本发明的具体实施方式进行说明。不过,只要没有特别记载,以下实施方式中所记载的构成的尺寸、材质、形状、该构成的相对配置等并不旨在将本发明的范围仅限定于此。

[0058] (概要)

[0059] 图1是举例示出一个实施方式的血压测定装置10的概略图。血压测定装置10是可穿戴设备,装戴于作为用户的被测定部位的上臂。血压测定装置10概略地构成为具备带部120、第一血压测定部130、第二血压测定部140、校准判定部150、指示部160以及校准处理部170。

[0060] 带部120具备带121和主体122。带121是指卷绕着装戴于上臂的带状的构件,有时

也用绑带或袖带等其他名称来称呼。带121具有内周面和外周面。内周面是在用户装戴了血压测定装置10的状态(以下,仅称为“装戴状态”)下与用户的上臂接触的表面,外周面是内周面的相反侧的表面。

[0061] 主体122装配于带121。主体122容纳操作部1221和显示部1222,并且容纳后述的控制部1501(在图5中示出)等构成要素。操作部1221是使用户能输入对血压测定装置10的指示的输入装置。在图1的示例中,操作部1221包括多个按压式按钮。显示部1222是显示督促血压测定的执行的消息、血压测定结果等信息的显示装置。作为显示装置,例如,可以使用液晶显示装置(LCD:Liquid Crystal Display)或OLED(Organic Light Emitting Diode:有机发光二极管)显示器。也可以使用兼作显示装置和输入装置的触摸屏。也可以在主体122设置扬声器或压电扬声器等发声体。此外,也可以在主体122设置麦克风,以便用户能通过声音输入指示。

[0062] 第一血压测定部130非侵入地测定用户的脉搏波传播时间,基于测定出的脉搏波传播时间(PTT)来计算血压值。以下,也将以这种方式基于脉搏波传播时间计算出的血压值称为推定血压值。第一血压测定部130能进行得到每一次心跳的血压值的连续血压测定。

[0063] 第二血压测定部140以与第一血压测定部130不同的方式进行血压测定。具体而言,第二血压测定部140例如通过示波法或柯氏音法,在特定的定时,例如响应于用户进行的操作来进行血压测定。第二血压测定部140无法进行连续血压测定,但能比第一血压测定部130更准确地测定血压。以下,也将通过第二血压测定部140测定出的血压值称为实测血压值。

[0064] 第一血压测定部130具备心电图获取部131、脉搏波信号获取部132、脉搏波传播时间计算部133以及血压值计算部134的各功能模块。

[0065] 心电图获取部131具备多个电极,使用这些电极来获取用户的心电图(ECG)。心电图表示心脏的电活动。电极设置于带部120。例如,电极配置于带121的内周面,由此在装戴状态下使电极与用户的上臂的皮肤接触。

[0066] 脉搏波信号获取部132具备脉搏波传感器,使用脉搏波传感器来获取表示用户的脉搏波的脉搏波信号。脉搏波传感器设置于带部120。例如,脉搏波传感器配置于带121的内周面,由此在装戴状态下使脉搏波传感器与用户的上臂的皮肤接触。需要说明的是,在后述的基于电波法的脉搏波传感器等某些类型的脉搏波传感器中,无需在装戴状态下与用户的上臂的皮肤接触。

[0067] 脉搏波传播时间计算部133基于由心电图获取部131获取到的心电图的波形特征点与由脉搏波信号获取部132获取到的脉搏波信号的波形特征点之间的时间差来计算脉搏波传播时间。例如,脉搏波传播时间计算部133计算心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差,将计算出的时间差作为脉搏波传播时间输出。在本实施方式中,脉搏波传播时间相当于脉搏波在动脉中从心脏传播至上臂(具体而言为配置脉搏波传感器的位置)所需的时间。

[0068] 血压值计算部134基于由脉搏波传播时间计算部133计算出的脉搏波传播时间和血压计算式来计算血压值。血压计算式是表示脉搏波传播时间与血压之间的相关关系的关系式。以下示出血压计算式的一个示例。

[0069] $SBP = A_1/PTT^2 + A_2 \cdots\cdots (1)$

[0070] 在此,SBP表示收缩期血压,PTT表示脉搏波传播时间,A_1、A_2是参数。

[0071] 脉搏波传播时间计算部133能计算出每一次心跳的脉搏波传播时间,因此,血压值计算部134能计算出每一次心跳的血压值。

[0072] 校准判定部150对由第一血压测定部130获取到的规定的特征量(例如,在本实施方式中为PTT)进行监测,判定特征量是否脱离规定的基准值(例如上下限阈值)。而且,在判定为特征量脱离了规定的基准值的情况下,决定获取用户的实测血压值。

[0073] 指示部160在校准判定部150决定获取实测血压值的情况下,输出指示由第二血压测定部140实现的血压测定的执行的信息。例如,指示部160通过发声体输出通知音(例如旋律),并且将“请执行血压测定”这一消息显示于显示部1222。当用户响应来自指示部160的指示而按下规定按钮时,执行由第二血压测定部140实现的血压测定。由第二血压测定部140实现的血压测定将在后文加以记述。

[0074] 校准处理部170基于通过第二血压测定部140测量出的实测血压值,来进行上述血压计算式(1)的校准。由上述血压计算式表示的脉搏波传播时间与血压之间的相关关系按各个用户而不同,因此需要与用户相关地进行血压计算式的校准。血压计算式的校准(具体而言,参数A_1、A_2的决定)基于由第二血压测定部140得到的实测血压值来进行。关于血压计算式的校准的详细内容将在后文加以记述。

[0075] 如上所述,在血压测定装置10中,用于获取心电图的多个电极和用于获取脉搏波信号的脉搏波传感器一同设置于带部120。由此,仅通过将带部120卷缠于上臂,就能将电极和脉搏波传感器装配于用户。因此,向用户装戴容易,能降低用户对血压测定装置10的装戴的抗拒感。

[0076] 而且,计算心电图的波形特征点与关于上臂的脉搏波信号的波形特征点之间的时间差来作为脉搏波传播时间。在血压测定装置10中得到的脉搏波传播时间是比测定上臂中的两点间的脉搏波传播时间的情况大的值。换言之,确保了更长的脉搏波传播距离。因此,在计算心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差时产生的误差对脉搏波传播时间的影响小,能准确地测定脉搏波传播时间。其结果是,通过基于脉搏波传播时间的血压测定得到的血压值的可靠性提高。

[0077] (构成例)

[0078] 以下,对血压测定装置10进行更具体的说明。

[0079] 参照图2至图6,对本实施方式的血压测定装置10的构成的一个示例进行说明。图2和图3是举例示出血压测定装置10的外观的俯视图。具体而言,图2示出了在将带121展开的状态下从带121的外周面1211侧观察的血压测定装置10,图3示出了在将带121展开的状态下从带121的内周面1212侧观察的血压测定装置10。图4示出了装戴状态下的血压测定装置10的剖面。

[0080] 带121具备使带121在上臂可拆装的装戴构件。在图2和图3所示的示例中,装戴构件是具备具有许多环的环面1213和具有多个钩的钩面1214的钩环紧固件。环面1213配置在带121的外周面1211上、即带121的长尺寸方向的端部1215A。长尺寸方向在装戴状态下与上臂的周向对应。钩面1214配置在带121的内周面1212上、即带121的长尺寸方向的端部1215B。端部1215B在带121的长尺寸方向与端部1215A对置。当相互按压环面1213和钩面1214时,环面1213和钩面1214结合。此外,拉扯环面1213和钩面1214以使彼此分离,从而使

环面1213和钩面1214分离。

[0081] 如图3所示,在带121的内周面1212配置有用于测定心电图的电极组1311。在图3的示例中,电极组1311具有在带121的长尺寸方向以一定间隔排列成行的六个电极1312。电极1312间的间隔例如设定为假定的手臂最细的用户的上臂周长的四分之一。在该配置中,如图4所示,对于假定的手臂最细的用户而言,在装戴状态下六个电极1312中的四个与上臂UA接触,在上臂的圆周上等间隔位置,剩余的两个电极1312与带121的外周面接触。在图4中,示出了上臂骨UAB和上臂动脉UAA。对于假定的手臂最粗的用户而言,在装戴状态下六个电极1312全部与上臂UA接触。

[0082] 需要说明的是,电极1312的个数并不限于六个,也可以是2～5或7个以上。在两个或三个电极1312与上臂接触的情况下,有时会根据装戴状态而无法顺利地测定心电图。在无法顺利地测定心电图的情况下,需要在显示部1222显示消息等,要求用户重新装戴血压测定装置10。为了避免无法测定心电图的情况,理想的是在装戴状态下使至少四个电极1312与上臂接触。

[0083] 在装戴状态下电极1312越位于靠近心脏,使用电极1312得到的表示心脏的电活动的信号越大,即信噪比(SN比)越高。优选的是,如图3所述,电极1312配置于带121的中枢侧部分1217A。中枢侧部分1217A是在装戴状态下比中心线1216靠中枢侧(肩侧)的部分。更优选的是,电极1312配置于带121的中枢侧端部1218A。中枢侧端部1218A是在装戴状态下位于中枢侧的端部,中枢侧端部1218A的宽度例如是带121的整个宽度的三分之一。

[0084] 在带121的内周面1212还配置有用于测定脉搏波的脉搏波传感器1321的传感器部1322。在图3的示例中,传感器部1322包括用于对上臂通电的一对电极1323A、1323D和用于检测电压的一对电极1323B、1323C。电极1323A、1323B、1323C、1323D按该顺序在带121的宽度方向排列。带121的宽度方向是在装戴状态下沿着上臂动脉UAA的方向。

[0085] 此外,在装戴状态下传感器部1322越位于远离心脏,脉搏波传播距离越长,脉搏波传播时间的测定值越大。因此,在计算心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差时产生的误差与脉搏波传播时间相比较小,能准确地测定脉搏波传播时间。优选的是,传感器部1322配置于带121的末梢侧部分1217B。末梢侧部分1217B是在装戴状态下位于比中心线1216靠末梢侧(肘侧)的部分。更优选的是,传感器部1322配置于带121的末梢侧端部1218C。末梢侧端部1218C是在装戴状态下位于末梢侧的端部,末梢侧端部1218C的宽度例如是带121的整个宽度的的三分之一。中枢侧端部1218A与末梢侧端部1218C之间的部分称为中间部1218B。

[0086] 如图4所示,带121包括内布1210A、外布1210B以及设置在内布1210A与外布1210B之间的按压袖带1401。按压袖带1401是带121的长尺寸方向较长的带状体,以便能围绕上臂。例如,按压袖带1401构成为使两片可伸缩的聚氨酯片材在厚度方向对置,将它们的周缘部熔接起来作为流体袋。电极组1311和传感器部1322以在装戴状态下位于按压袖带1401与上臂UA之间的方式设置于内布1210A。

[0087] 图5举例示出本实施方式的血压测定装置10的控制系统的硬件构成的一个示例。在图5的示例中,主体122中除了上述的操作部1221和显示部1222,还搭载有控制部1501、存储部1505、电池1506、开关电路1313、减法电路1314、模拟前端(AFE)1315、压力传感器1402、泵1403、阀1404、振荡电路1405以及泵驱动电路1406。脉搏波传感器1321除了上述的传感器

部1322,还具备通电以及电压检测电路1324。在该示例中,通电以及电压检测电路1324搭载于带121。

[0088] 控制部1501包括CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)1502、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)1503、ROM(Read Only Memory:制度存储器)1504等,根据信息处理来进行各构成要素的控制。存储部1505例如是硬盘驱动器(HDD)、半导体存储器(例如闪存)等辅助存储装置,非易失性地存储由控制部1501执行的程序(例如包括脉搏波传播时间测定程序和血压测定程序)、执行程序所需的设定数据、血压测定结果等。存储部1505所具备的存储介质是通过电、磁、光学、机械或化学作用来存储程序等信息,以使计算机、其他装置、机械等能读取所记录的该程序等信息的介质。需要说明的是,程序的一部分或全部可以存储于ROM1504。

[0089] 电池1506对控制部1501等构成要素供给电力。电池1506例如是可充电的电池。

[0090] 电极组1311中包括的电极1312分别与开关电路1313的输入端子连接。开关电路1313的两个输出端子分别与减法电路1314的两个输入端子连接。开关电路1313从控制部1501接受开关信号,将由开关信号指定的两个电极1312连接于减法电路1314。减法电路1314从由一个输入端子输入的电位中减去由另一个输入端子输入的电位。减法电路1314将表示所连接的两个电极1312间的电位差的电位差信号输出至AFE1315。减法电路1314例如是仪表放大器。AFE1315例如包括低通滤波器(LPF)、放大器以及模数转换器。电位差信号通过LPF进行滤波,通过放大器进行放大,通过模数转换器转换成数字信号。转换成数字信号的电位差信号被提供至控制部1501。控制部1501获取按时序从AFE1315输出的电位差信号作为心电图。

[0091] 在通电以及电压检测电路1324中,在电极1323A、1323D间流动有高频恒流。例如,电流的频率是50kHz,电流值是1mA。在通电以及电压检测电路1324中,在电极1323A、1323D间通电的状态下,检测电极1323B、1323C间的电压,生成检测信号。检测信号表示由在电极1323B、1323C所对置的动脉的部分传播的脉搏波引起的电阻抗的变化。通电以及电压检测电路1324对检测信号实施包括整流、放大、滤波以及模数转换的信号处理,将检测信号提供给控制部1501。控制部1501获取按时序从通电以及电压检测电路1324输出的检测信号作为脉搏波信号。

[0092] 压力传感器1402经由配管与按压袖带1401连接,泵1403和阀1404经由配管与按压袖带1401连接。需要说明的是,这些配管可以是共同的一个配管,也可以是单独的配管。泵1403例如是压电泵,为了提高按压袖带1401内的压力,通过配管向按压袖带1401供给作为流体的空气。阀1404搭载于泵1403,构成为随着泵1403的动作状态(打开/关闭)控制开关。具体而言,当打开泵1403时,阀1404呈关闭状态,当关闭泵1403时,阀1404呈打开状态。在阀1404为打开状态时,按压袖带1401与大气连通,按压袖带1401内的空气向大气中排出。需要说明的是,阀1404具有止回阀的功能,不会使空气逆流。泵驱动电路1406基于从控制部1501接受的控制信号来驱动泵1403。

[0093] 压力传感器1402检测按压袖带1401内的压力(也称为袖带压),生成表示袖带压的电信号。袖带压例如是以大气压为基准的压力。压力传感器1402例如是压敏电阻式压力传感器。振荡电路1405基于来自压力传感器1402的电信号而振荡,将具有与电信号相应的频率的频率信号输出至控制部1501。在该示例中,压力传感器1402的输出用于控制按压袖带

1401的压力以及通过示波法计算血压值(包括收缩期血压和舒张期血压)。

[0094] 按压袖带1401可以用于调整电极1312或脉搏波传感器1321的传感器部1322与上臂UA的接触状态。例如,在执行基于脉搏波传播时间的血压测定时,按压袖带1401保持在容纳有某种程度的空气的状态。由此,电极1312和脉搏波传感器1321的传感器部1322可靠地与上臂UA接触。

[0095] 在图2至图5所示的示例中,电极组1311、开关电路1313、减法电路1314以及AFE1315相当于图1中示出的第一血压测定部130的心电图获取部131,脉搏波传感器1321(电极1323和通电以及电压检测电路1324)相当于第一血压测定部130的脉搏波信号获取部132。此外,按压袖带1401、压力传感器1402、泵1403、阀1404、振荡电路1405、泵驱动电路1406相当于第二血压测定部140。

[0096] 需要说明的是,关于血压测定装置10的具体的硬件构成,可以根据实施方式,适当地进行构成要素的省略、置换以及追加。例如,控制部1501可以包括多个处理器。血压测定装置10也可以具备用于与用户的便携式终端(例如智能手机)等外部装置进行通信的通信部1507。通信部1507包括有线通信模块和/或无线通信模块。例如,能采用Bluetooth(蓝牙,注册商标)、BLE(Bluetooth Low Energy:低功耗蓝牙)等作为无线通信方式。

[0097] 图6举例示出本实施方式的血压测定装置10的软件构成的一个示例。在图6的示例中,血压测定装置10具备:心电图测定控制部1601;心电图存储部1602;脉搏波测定控制部1603;脉搏波信号存储部1604;脉搏波传播时间计算部133;血压值计算部134;血压计算式存储部1605;推定血压值存储部1606;校准判定部150;指示部160;血压测定控制部1608;实测血压值存储部1609;显示控制部1607;指示输入部1610;校准处理部170;以及校准判定基准值存储部1611。心电图测定控制部1601、脉搏波测定控制部1603、脉搏波传播时间计算部133、血压值计算部134、校准判定部150、指示部160、血压测定控制部1608、显示控制部1607、指示输入部1610以及校准处理部170通过使血压测定装置10的控制部1501执行存储于存储部1505的程序来执行下述的处理。在控制部1501执行程序时,控制部1501将程序在RAM1503展开。而且,控制部1501通过CPU1502解释和执行在RAM1503中展开的程序,对各构成要素进行控制。心电图存储部1602、脉搏波信号存储部1604、血压计算式存储部1605、推定血压值存储部1606、实测血压值存储部1609以及校准判定基准值存储部1611由存储部1505实现。

[0098] 心电图测定控制部1601对开关电路1313进行控制,以获取心电图。具体而言,心电图测定控制部1601生成用于选择六个电极1312中的两个电极1312的开关信号,将该开关信号提供给开关电路1313。心电图测定控制部1601获取使用选择出的两个电极1312得到的电位差信号,将获取到的电位差信号的时序数据作为心电图存储于心电图存储部1602。

[0099] 在用户将血压测定装置10装戴于上臂时,心电图测定控制部1601确定最适于获取心电图的电极对。例如,心电图测定控制部1601针对所有电极对分别获取心电图,将提供R波的振幅最大的心电图的电极对确定为最合适的电极对。之后,心电图测定控制部1601使用最合适的电极对来测定心电图。

[0100] 脉搏波测定控制部1603对通电以及电压检测电路1324进行控制,以便获取脉搏波信号。具体而言,脉搏波测定控制部1603指示通电以及电压检测电路1324使电流在电极1323A、1323D间流动,获取表示在电流在电极1323A、1323D间流动的状态下检测出的电极

1323B、1323C间的电压的检测信号。脉搏波测定控制部1603将检测信号的时序数据作为脉搏波信号存储于脉搏波信号存储部1604。

[0101] 脉搏波传播时间计算部133从心电图存储部1602读出心电图,从脉搏波信号存储部1604读出脉搏波信号,基于心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差来计算脉搏波传播时间。例如,脉搏波传播时间计算部133从心电图检测与R波对应的峰值点的时间(时刻),并从脉搏波信号检测上升点的时间(时刻),计算从上升点的时间中减去峰值点的时间得到的差作为脉搏波传播时间。

[0102] 需要说明的是,脉搏波传播时间计算部133可以基于射血前期(PEP:PreEjection Period)来校正上述的时间差,将校正后的时间差作为脉搏波传播时间输出。例如,认为射血前期是固定的,脉搏波传播时间计算部133也可以通过从上述的时间差减去规定值来计算脉搏波传播时间。

[0103] 与R波对应的峰值点为心电图的波形特征点的一个示例。心电图的波形特征点也可以是与Q波对应的峰值点,也可以是与S波对应的峰值点。R波作为比Q波或S波明显的峰值出现,因此R波峰值点的时间能够更准确地确定。因此,优选使用R波峰值点作为心电图的波形特征点。此外,上升点是脉搏波信号的波形特征点的一个示例。脉搏波信号的波形特征点可以是峰值点。脉搏波信号缓慢地随时间变化,因此在脉搏波信号中确定波形特征点的时间时容易产生误差。

[0104] 当参照图6时,血压值计算部134基于由脉搏波传播时间计算部133计算出的脉搏波传播时间和血压计算式来计算推定血压值。血压值计算部134将存储于血压计算式存储部1605的用于血压值计算的算法(具体而言,例如上述的算式(1))用作血压计算式。血压值计算部134将计算出的血压值与时间信息建立关联地存储于推定血压值存储部1606。

[0105] 需要说明的是,血压计算式并不限于上述的算式(1)。血压计算式例如可以是下述的算式。

[0106] $SBP=B_1/PTT^2+B_2/PTT+B_3\times PTT+B_4\cdots\cdots(2)$

[0107] 在此,B_1、B_2、B_3、B_4是参数。

[0108] 校准判定部150基于与血压推定相关的规定的特征量、例如由脉搏波传播时间计算部133计算出的脉搏波传播时间、以及存储于校准判定基准值存储部1611的与该特征量相关的规定的基准值,来判定是否满足推荐测定用户的血压的条件。即使在开始使用装置时进行了血压计算式的校准的情况下,在与推定血压值计算相关的特征量脱离规定的基准值(上下限阈值)的状况下,也考虑计算出的推定血压值的精度会降低。因此,在这种情况下,理想的是,进行基于第二血压测定部140的准确的血压测定的执行,与实测血压值进行比较,从而确认推定血压值的精度,并且在该精度低(即,实测血压值与推定血压值之差大)的情况下,进行血压计算式的校准。

[0109] 需要说明的是,作为另一个示例,校准判定部150也可以判定作为规定的特征量的血压变化率是否超过阈值。血压变化率例如是单位时间内的血压值的变化量。具体而言,校准判定部150判定从最新的血压值中减去单位时间前的血压值得到的差是否超过阈值。当将最新的收缩期血压的值设为SBP0,将单位时间前的收缩期血压的值设为SBP_1,将阈值设为V_{th}时,校准判定部150判定是否满足$SBP_0-SBP_1>V_{th}$这一条件式。单位时间例如是30秒,阈值例如是20[mmHg]。当将最新的脉搏波传播时间的值设为PTT_0,将单位时间前的脉搏波传

播时间的值设为PTT_1时，上述的条件式在使用算式(1)进行变形时，为$A_1(1/PTT_0^2-1/PTT_1^2)>V_{th}$。

[0110] 即，校准判定部150可以使用脉搏波传播时间本身，也可以使用基于脉搏波传播时间计算出的血压值。需要说明的是，校准判定部150也可以判定从最新的血压值中减去规定心率前(例如30拍前)的血压值得到的差是否超过阈值。在其他示例中，校准判定部150判定最新的收缩期血压的值是否超过阈值(例如150[mmHg])。该阈值可以是固定的，也可以是可变的。例如，用户的平均血压越高，阈值设定为越高的值。

[0111] 指示部160在校准判定部150决定获取实测血压值的情况下，输出指示由第二血压测定部140实现的血压测定的执行的信息。例如，指示部160对显示控制部1607提供指示信号，以使督促血压测定的执行的消息显示于显示部1222。而且，指示部160输出对驱动发声体的驱动电路进行控制的控制信号，用于产生通知音。需要说明的是，指示部160经由通信部1507对用户的便携终端发送指示信号，由此可以通过便携终端来督促用户执行血压测定。

[0112] 指示输入部1610使用操作部1221接收从用户输入的指示。例如，当进行指示血压测定的执行的操作时，指示输入部1610将血压测定的开始指示提供给血压测定控制部1608。需要说明的是，指示输入部1610和操作部1221相当于本发明的操作输入单元。

[0113] 血压测定控制部1608对泵驱动电路1406进行控制，用于执行血压测定。血压测定控制部1608在接收到来自指示输入部1610的血压测定的开始指示时，经由泵驱动电路1406驱动泵1403。由此，开始向按压袖带1401供给空气。按压袖带1401膨胀，由此压迫用户的上臂。血压测定控制部1608使用压力传感器1402来监测袖带压。血压测定控制部1608在对按压袖带1401供给空气的加压过程中，基于从压力传感器1402输出的压力信号，通过示波法来计算血压值。血压值包括收缩期血压(SBP)和舒张期血压(DBP)，但并不限于此。血压测定控制部1608将计算出的血压值与时间信息建立关联地存储于实测血压值存储部1609。血压测定控制部1608在计算血压值的同时，还能计算脉搏数。当血压值的计算完成时，血压测定控制部1608经由泵驱动电路1406使泵1403停止。由此，空气从按压袖带1401通过阀1404而排出。

[0114] 显示控制部1607控制显示部1222。例如，显示控制部1607接受来自指示部160的指示信号，将指示信号中包括的消息显示于显示部1222。此外，显示控制部1607在由血压测定控制部1608实现的血压测定完成后，将血压测定结果显示于显示部1222。

[0115] 校准处理部170基于由血压值计算部134得到的推定血压值和由血压测定控制部1608得到的实测血压值，来进行血压计算式的校准。需要说明的是，除此以外，由校准处理部170实现的血压计算式的校准例如也可以在用户装戴血压测定装置10时作为初始设定来执行。脉搏波传播时间与血压值之间的相关关系因人而异。此外，相关关系根据血压测定装置10装戴于用户的上臂的状态而变化。例如，即使是同一用户，在血压测定装置10配置得更靠肩侧时与血压测定装置10配置得更靠肘侧时，相关关系也会变化。为了反映这样的相关关系的变化，进行血压计算式的校准。

[0116] 校准处理部170还进行校准判定基准值存储部1611中存储的基准值的变更。具体而言，例如，计算校准判定部150决定获取实测血压值时的推定血压值与实测血压值之差，若该差值大，则以使进行校准的频度增加的方式变更基准值，若差值小，则以使进行校准的

频度减少的方式变更基准值。

[0117] 需要说明的是,在本实施方式中,对血压测定装置10的功能均通过通用的处理器来实现的例子进行了说明。然而,也可以是通过一个或多个专用的处理器来实现功能的一部分或全部。

[0118] (动作例)

[0119] 接下来,基于图7,对本实施方式的血压测定装置10的动作例进行说明。图7是表示由血压测定装置10进行的处理的流程的一个示例的流程图。首先,在用户第一次使用血压测定装置10时,执行血压计算式的初次校准(S101)。在该处理中,控制部1501作为校准处理部170进行动作。当将血压计算式中包括的参数的个数设为N时,需要N组以上脉搏波传播时间的测定值与血压的测定值的组合。上述的血压计算式(1)具有两个参数A_1、A_2。在该情况下,例如,控制部1501在用户安静时,获取脉搏波传播时间的测定值和血压的测定值的组合,接着使用户进行运动,运动后获取脉搏波传播时间的测定值和血压的测定值的组合。由此,获取两组脉搏波传播时间的测定值与血压的测定值的组合。控制部1501基于获取到的脉搏波传播时间的测定值与血压的测定值的两个组合来确定参数A_1、A_2。

[0120] 接着,还进行用于判定是否需要获取实测血压值的判定的基准值的设定(S102)。此时的基准值可以根据确定出的参数A_1、A_2来计算,也可以是预先设定通用的基准值。在此设定的基准值存储于校准判定基准值存储部1611。

[0121] 在初次校准结束后,能执行基于脉搏波传播时间的血压测定(推定),重复以下的环路处理L1直至满足规定的结束条件,由此执行连续的/非侵入的血压测定。

[0122] 在环路处理L1中,重复执行以下的处理。首先,控制部1501为了计算推定血压值而连续地计算脉搏波传播时间(S103)。而且,基于计算出的脉搏波传播时间和血压计算式存储部中存储的血压计算式,来计算推定血压值(S104)。然后,进行判定接下来计算出的脉搏波传播时间是否脱离校准判定基准值存储部1611中存储的基准值的处理(S105)。基准值例如可以是脉搏波传播时间的上限阈值,也可以是下限阈值。此外,也可以是规定了规定数值范围的上下限阈值。即,在步骤S105中,在基准值为上限阈值的情况下,判定脉搏波传播时间是否超过基准值,在基准值为下限阈值的情况下,判定脉搏波传播时间是否小于基准值,在基准值为上下限阈值的情况下,判定脉搏波传播时间是否在其间的规定数值范围内。

[0123] 在步骤S105中判定为没有脱离基准值的情况下,返回步骤S103的处理,重复以后的处理。另一方面,在步骤S105中判定为脱离了基准值的情况下,进入步骤S106,为了血压计算式的校准而决定要获取由第二血压测定部140实现的实测血压值。需要说明的是,在步骤S105的处理中,控制部1501作为校准判定部150发挥功能。

[0124] 在步骤S106中,控制部1501执行用于输出指示由第二血压测定部140实现的血压测定的执行的信息的控制。在步骤S106中,控制部1501作为指示部160进行动作。然后,当经由操作部1221接收到由用户进行的血压测定的开始指示时,进行由第二血压测定部140获取实测血压值的处理(S107)。在步骤S107中,控制部1501作为血压测定控制部1608进行动作。

[0125] 当获取到实测血压值时,控制部1501基于此进行血压计算式存储部1605中存储的血压计算式的校准(S108),并且执行判定推定血压值与实测血压值之差是否为规定阈值以上的处理(S109)。

[0126] 在此,若差值为阈值以上,则以使指示部160指示实测血压值的获取的频度增加的方式来变更校准判定基准值存储部1611中存储的基准值(S110)。具体而言,在基准值为脉搏波传播时间的上下限阈值的情况下,以使上限阈值减少,并且使下限阈值增加的方式、即缩小由上下限阈值确定的数值范围的方式进行变更。如此一来,计算出的脉搏波传播时间比基准值的变更前更容易脱离上下限阈值,其结果是,使指示部160指示实测血压值的获取的频度增加。

[0127] 另一方面,在步骤S108中判定为差值小于阈值的情况下,以使指示部160指示实测血压值的获取的频度减少的方式来变更基准值(S111)。具体而言,与上述步骤S110的情况相反,在基准值为脉搏波传播时间的上下限阈值的情况下,以使上限阈值增加,并且使下限阈值减少的方式、即放大由上下限阈值确定的数值范围的方式进行变更。如此一来,计算出的脉搏波传播时间比基准值的变更前更不易脱离上下限阈值,其结果是,使指示部160指示实测血压值的获取的频度减少。

[0128] 当执行步骤S110或步骤S111的处理时,结束一系列的环路处理L1,再次返回环路处理L1的开始端(即,步骤S103),执行新的环路处理L1。需要说明的是,在步骤S108至步骤S111的处理中,控制部1501作为校准处理部170发挥功能。

[0129] 需要说明的是,图7中示出的处理过程是例示,可以适当变更处理过程或各处理的内容。例如,在上述处理过程中,在步骤S108中进行了血压计算式的校准后,进入在步骤S109中判定实测血压值与推定血压值之差是否为规定阈值以上的处理,但也可以是替换该过程而先进行判定实测血压值与推定血压值之差是否为规定阈值以上的处理。在此基础上,若差值小于规定阈值,则也可以不执行血压计算式的校准。

[0130] 此外,在上述处理过程中,若在步骤S109中差值为规定阈值以上,则以使校准的频度增加的方式变更基准值,否则以使校准的频度减少的方式变更基准值,但也可以通过上限和下限来设定阈值。即,也可以是,若差值为上限阈值以上,则以使校准的频度增加的方式变更基准值,若差值为下限阈值以下,则以使校准的频度减少的方式变更基准值,若差值没有脱离上下限阈值,则不变更基准值。

[0131] (效果)

[0132] 如上所述,在本实施方式的血压测定装置10中,电极组1311和脉搏波传感器1321的传感器部1322一同设置于带121。因此,仅通过将带121卷缠于上臂,就能将电极组1311和脉搏波传感器1321这两方装配于用户。因此,用户能容易地装戴血压测定装置10。用户可以仅装戴一个设备,因此用户对血压测定装置10的装戴的抗拒感降低。

[0133] 此外,血压测定装置10装戴于上臂,因此能在与心脏大致相同的高度进行血压测定。由此,无需对获取到的血压测定结果进行高度校正。此外,在血压测定装置10为上臂式的情况下,能将血压测定装置10隐藏在衣服的袖子中,能使血压测定装置10的装戴不显眼。

[0134] 而且,基于心电图和与上臂相关地得到的脉搏波信号来计算脉搏波传播时间,因此与从心脏至上臂这样长的距离相关地得到脉搏波传播时间。由此,针对在计算心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差时产生的误差的鲁棒性提高。而且,电极组1311配置于带121的中枢侧部分1217A,脉搏波传感器1321的传感器部1322配置于带121的末梢侧部分1217B。在该配置中,能确保更长的脉搏波传播距离,并且能获取SN比高的心电图。由此,鲁棒性进一步提高。其结果是,能准确地测定脉搏波传播时间,使基于脉搏波

传播时间计算出的血压值的可靠性提高。

[0135] 此外,在本实施方式中,能通过一个设备进行基于脉搏波传播时间的血压测定和利用示波法的血压测定,因此对于用户来说,便利性高。而且,第二血压测定部140与第一血压测定部130一体化,基于由第二血压测定部140得到的实测血压值来校准血压计算式,因此能单独通过血压测定装置10来进行血压计算式的校准。因此,能容易地进行血压计算式的校准。

[0136] 而且,基于由第一血压测定部130得到的连续血压测定的结果,判定是否要获取用户的实测血压值(即,是否需要校准用于血压值计算的算法),在满足条件的情况下,通知用户要执行由第二血压测定部140实现的血压测定的意思。因此,能在推荐血压测定的状况下使用户执行准确的血压测定。

[0137] 而且,根据实测血压值与推定血压值的差值(即,推定血压值的精度)来变更作为与是否要获取实测血压值有关的判定基准的规定的特征量的基准值,因此能使获取实测血压值的频度最优化。由此,能提供一种能重复血压值计算算法的校准并根据用户来提高血压推定的精度,并且能使进行血压值计算算法的校准的频度最优化的技术。

[0138] (变形例)

[0139] 在上述的实施方式中,脉搏波传感器采用检测与动脉的容积变化相伴的阻抗的变化的阻抗法。需要说明的是,脉搏波传感器也可以采用光电法、压电法或电波法等其他测定法。在采用光电法的实施方式中,脉搏波传感器具备:发光元件,向穿过被测定部位的动脉照射光;和光检测器,检测该光的反射光或透射光,所述脉搏传感器检测与动脉的容积变化相伴的光强度的变化。在采用压电法的实施方式中,脉搏波传感器具备:压电元件,以与被测定部位接触的方式设于带,所述脉搏波传感器检测与动脉的容积变化相伴的压力的变化。在采用电波法的实施方式中,脉搏波传感器具备:发送元件,向穿过被测定部位的动脉发送电波;和接收元件,接收该电波的反射波,检测与动脉的容积变化相伴的发送波与反射波之间的相位差。

[0140] 血压测定装置10还可以具备:按压袖带,用于调整脉搏波传感器1321的传感器部1322与上臂的接触状态;泵,对该按压袖带供给空气;泵驱动电路,驱动该泵;和压力传感器,检测该按压袖带内的压力。该按压袖带设置于带121的末梢侧端部1218C。在该情况下,按压袖带1401例如设置于带121的中间部1218B。

[0141] 参与脉搏波传播时间的测定的部分也可以作为单独的装置而实现。在一个实施方式中,提供一种具备带部120、心电图获取部131、脉搏波信号获取部132以及脉搏波传播时间计算部133的脉搏波传播时间测定装置。该脉搏波传播时间测定装置还可以具备校准判定部150和指示部160。为了将电极1312和脉搏波传感器1321按压于上臂,脉搏波传播时间测定装置还可以具备按压袖带、泵以及泵驱动电路。

[0142] 血压测定装置10也可以不具备第二血压测定部140。在血压测定装置10不具备第二血压测定部140的实施方式中,为了进行血压计算式的校准,需要将通过利用其他血压计进行测定而得到的血压值输入血压测定装置10。

[0143] <实施方式2>

[0144] 需要说明的是,在上述实施方式1中,本发明作为血压测定装置来应用,是还包括存储部、血压值计算部、显示部等而将所有功能集中在一个装置的构成,但本发明也可以作

为将这些构成、功能的一部分分离开的血压测定系统来应用。图8和图9中示出了这种血压测定系统的示例。

[0145] 图8示出了本实施方式的血压测定系统2的概略。如图8所示,血压测定系统2具备:传感器装置21,装戴于用户的上臂;和信息处理终端22,对传感器装置21所获取的生物体信息进行处理。传感器装置21是虽未图示但具备多个电极(心电传感器)以及脉搏波传感器的可穿戴设备,通过带等固定单元固定于用户的上臂来使用。信息处理终端22只要能与传感器装置21进行通信,就可以是任意信息处理终端,但如图8所示,也能将智能手机用作信息处理终端22。

[0146] 图9是表示血压测定系统2的传感器装置21和信息处理终端22的功能构成的框图。传感器装置21具有电极部211、脉搏波传感器部212、控制部210、存储部213、操作部214、电源部215、通信部216的功能部。此外,控制部210作为其功能模块,具备心电图获取部201、脉搏波信号获取部202。

[0147] 传感器装置21中的脉搏波传感器部212、脉搏波信号获取部202例如可以采用光电法。具体而言,所述脉搏波传感器部212具备:发光元件,向穿过被测定部位的动脉照射光;和光检测器,检测该光的反射光或透过光,所述脉搏波传感器部212检测随着动脉的容积变化的光强度的变化(均未图示)。此外,电极部211、心电图获取部201可以采用与实施方式1的血压测定装置10相同的构成,因此省略详细说明。

[0148] 此外,存储部213仅具有RAM、ROM等主存储装置,存储容量有限。操作部214也是电源开关等有限的构成,构成简单。电源部215例如可以采用可充电的二次电池。此外,通信部216包括有线通信模块和/或无线通信模块。需要说明的是,也可以是有线通信用的连接端子兼作电源部215的充电端子的构成。

[0149] 这样,本实施方式中的传感器装置21是仅具有用于获取用于计算推定血压值的生物体信息的极其有限的功能的构成。因此,通过各传感器部测定的心电信号、脉搏波信号实时地经由通信部216发送至信息处理终端22。

[0150] 信息处理终端22具备控制部220、显示部225、操作部226、通信部227、存储部228的各功能部。此外,控制部220具备血压值计算部221、校准判定部222、实测血压值获取部223、校准处理部224的功能模块。

[0151] 信息处理终端22经由通信部227与传感器装置21进行通信,接收传感器装置21测定得到的用户的心电信号、脉搏波信号。通信规格没有特别限定,但也可以通过蓝牙(Bluetooth、注册商标)、Wi-Fi(注册商标)、红外线通信等无线通信规格来进行通信。需要说明的是,信息处理终端22的硬件构成是智能手机的构成本身,例如,触摸面板显示器兼作显示部225和操作部226。

[0152] 经由通信部227从传感器装置21接收到的生物体信息存储于存储部228,基于该保存的信息来进行推定血压值的计算等各处理。需要说明的是,存储部228与实施方式1的血压测定装置10的存储部1505同样,不仅存储有心电图、脉搏波信号,还存储有用于血压值计算的算法、是否需要实施校准的判定基准值、推定血压值、实测血压值等信息。

[0153] 血压值计算部221、校准判定部222、校准处理部224分别与实施方式1的血压测定装置10同样,是进行推定血压值的计算处理、使用实测血压值的是否需要实施算法校准的判定处理、用于血压计算的算法校准处理以及判定是否需要校准的基准值变更处理的功能

模块。这些处理与实施方式1相同,因此,省略此处的再次说明。

[0154] 实测血压值获取部223在校准判定部222判定为需要使用实测血压值的血压计算算法校准的情况下,执行获取实测血压值的处理。在本实施方式中,例如经由显示部225、未图示的扬声器等,通知用户要输入实测血压值。用户通过能进行示波法等准确的血压测定的其他设备(未图示),测定实测血压值,通过对操作部226进行操作来将该血压值输入信息处理终端22。即,实测血压值获取部223经由操作部226获取实测血压值。获取到的实测血压值存储于存储部228。

[0155] 本实施方式的血压测定系统2构成为:通过传感器装置21进行用于连续的推定血压值计算的生物体信息(例如,心电图和脉搏波信号)的检测,通过信息处理终端22来进行实际的血压值计算处理、是否需要校准的判定处理、算法校准处理等。根据这种构成,能简化可穿戴设备的构成,能进一步减轻用户装戴设备的负担。此外,能像智能手机等那样有效利用已经存在的信息处理终端,因此能抑制用户导入系统时的成本。

[0156] <实施方式3>

[0157] 在上述的实施方式中,对使用可穿戴的专用血压测定装置,日常地、连续地实施血压测定的示例进行了说明,但本发明也可以不使用这样的血压测量专用的装置来实施。图10和图11中示出了这种情况的血压测定系统的示例。

[0158] 图10示出了本实施方式的血压测定系统3的概略。如图10所示,血压测定系统3构成为人体成分分析仪31、血压测定装置32以及服务器33经由网络N连接。需要说明的是,网络N例如可以采用作为因特网等世界规模的公共通信网的WAN(Wide Area Network:广域网)或其他通信网。此外,网络N可以包括移动电话等电话通信网、Wi-Fi(注册商标)等无线通信网。

[0159] 人体成分分析仪31概略地构成为具有主体部31A和手柄部31B。此外,虽未图示,但除了用于通信的通信单元以外,还具备用于获取体重、体脂肪率、心电图、脉搏波信号、心冲击图(BCG:Ballistocardiogram)等各种生物体信息的传感器(例如,应变计、电极、速度传感器等)、液晶显示器等输出部、操作按钮等输入部、电源部等。

[0160] 血压测定装置32是概略地具有主体部32A和袖带部32B的一般家庭用血压测定装置,具备压力传感器、按压袖带、泵等用于基于示波法的血压测定的各要素、液晶显示器等输出部、操作按钮等输入部。

[0161] 服务器33由一般的服务器计算机构成,具备CPU等处理器、RAM、ROM等主存储装置、EPROM、HDD、可移动介质等辅助存储装置等。

[0162] 图11是表示血压测定系统3的功能构成的框图。人体成分分析仪具备心电图获取部311、脉搏波信号获取部312,脉搏波传播时间计算部313、血压值计算部314、校准判定部315、存储部316、通信部317。

[0163] 心电图获取部311经由配置于人体成分分析仪31的主体部31A的上表面和手柄部31B的电极来获取用户的心电图。脉搏波信号获取部312经由配置于手柄部31B的脉搏波传感器来获取用户的脉搏波信号(末梢脉搏波)。脉搏波传感器可以是阻抗式,也可以是光电式。获取到的心电图、脉搏波信号存储于存储部316。存储部316中除了这些生物体信息以外,还与实施方式1的血压测定装置10同样地存储有血压计算算法、用于是否需要实施校准的判定基准值等。

[0164] 脉搏波传播时间计算部313从存储部316读出心电图和脉搏波信号,基于心电图的波形特征点与脉搏波信号的波形特征点之间的时间差来计算脉搏波传播时间。此外,血压值计算部314基于计算出的脉搏波传播时间和存储部316中存储的血压计算算法来计算血压值。此外,校准判定部315基于计算出的脉搏波传播时间和存储部316中存储的规定的基准值,来判定是否要校准血压计算算法。这些各处理与实施方式1的血压测定装置10的情况相同,因此省略此处的详细说明。

[0165] 在校准判定部315判断为需要血压计算算法的校准的情况下,经由未图示的显示部等对用户通知这个意思,并且将判断为需要校准时的推定血压值经由通信部317、网络N发送至服务器33。

[0166] 血压测定装置32作为功能部具备血压测定部321、通信部322。血压测定部321是执行利用示波法等方法的准确的血压测定的功能部,能采用与实施方式1的血压测定装置10中的第二血压测定部140相同的构成,因此省略此处的说明。通过血压测定部321测定的实测血压值经由通信部322、网络N发送至服务器33。

[0167] 服务器33具备校准处理部331、存储部332、通信部333的各功能部。从人体成分分析仪31和血压测定装置32发送并由通信部333接收到的信息(推定血压值、实测血压值等)存储于存储部332。校准处理部331基于存储部332中存储的推定血压值、实测血压值,来进行用于人体成分分析仪31的血压计算算法校准的处理。具体而言,基于推定血压值、实测血压值来计算更适当的参数的值,将以这种方式计算出的新的参数的数据经由通信部333、网络N发送至人体成分分析仪31。而且,通过将人体成分分析仪31的存储部316中存储的血压计算算法更新至使用了新的参数的新的算法,来进行血压计算算法的校准。

[0168] 需要说明的是,校准处理部331与实施方式1和实施方式2同样,还一并执行用于校准判定部315所进行的判定处理的基准值的变更处理。对此,与算法的校准相同,在服务器33中,计算新的基准值,并且将计算出的新的基准值发送至人体成分分析仪31,将新的基准值存储于存储部316,从而进行基准值的变更。

[0169] 如上所述,在本实施方式的血压测定系统3中,不是通过专用的装置来进行用于推定血压值计算的生物体信息的获取,而是使用通用的人体成分分析仪31来进行。此外,人体成分分析仪31中没有校准处理部331的功能,该功能在服务器33中执行。由此,无需在测量设备侧进行用于算法的校准的复杂的运算处理,因此能使用通用的人体成分分析仪来进行血压值的测定(推定),并且还能适当地进行算法的校准。即,也能使用通用的人体成分分析仪来较高地保持推定的血压值的精度。需要说明的是,在本实施方式中,人体成分分析仪31是具备手柄部31B的构成,但也可以使用不具备手柄部31B的构成的人体成分分析仪。

[0170] 〈其他〉

[0171] 上述的实施方式仅仅是用于举例说明本发明,而本发明并不限于上述的具体的方式。本发明能在其技术思想的范围内进行各种变形、组合。例如,在上述各例中,用于是否需要进行血压计算算法的校准的判定的特征量是脉搏波传播时间,但也可以基于除此以外的特征量来进行是否需要进行算法的校准的判定。例如,在实施方式3中,能从人体成分分析仪31所具备的各种传感器获取体重、BMI、心冲击图、脉搏波传播速度(PWV:Pulse Wave Velocity)等信息,也能为了推定血压而使用这些特征量。即,也可以在是否需要进行算法的校准的判定中使用这些特征量。除此以外,也可以将脉搏波、心电波形的拐点处的高度、

拐点两点间的倾斜、该拐点两点间的面积以及它们的比等作为用于是否需要进行算法的校准的判定的特征量。此外，也可以将心跳的信息(例如，与前一次心跳的差值、与心跳的平均值的差值等)、用户个人的属性信息(身高、年龄、用药履历等)、测量时的状况的信息(用户的活动量、姿势等)、环境信息(季节、外部温度等)等用作特征量。

[0172] 此外，在上述实施方式1中，对在基准值是与脉搏波传播时间有关的上下限阈值的情况下变更上下限中的任一值的示例进行了说明，但基准值的变更并不限于此，可以设定各种模式。例如，可以将基准值仅设为上限阈值或仅设为下限阈值。在设为下限阈值的情况下，当使基准值增加时，能使进行校准的频度增加，当使基准值减少时，能使进行校准的频度减少。此外，在基准值为上下限阈值的情况下，也可以仅变更上限阈值或仅变更下限阈值。即使在这种情况下，也能变更特征量应该包含的数值范围的宽窄，并能据此变更进行校准的频度。

[0173] 此外，测量生物体信息的设备并不限于在上述的各实施方式中举例示出的设备，例如可以是所谓的智能手表那样的设备。此外，被测定部位也不限于上臂、手腕，也可以使用装戴于大腿、脚踝等其他部位那样的测量设备。

[0174] 附图标记说明

[0175] 10:血压测定装置;

[0176] 120:带部;121:带;122:主体;

[0177] 130:第一血压测定部;131:心电图获取部;132:脉搏波信号获取部;133:脉搏波传播时间计算部;134:血压值计算部;

[0178] 140:第二血压测定部;150:校准判定部;160:指示部;

[0179] 1210A:内布;1210B:外布;1213:环面;1214:钩面;1221:操作部;1222:显示部;

[0180] 1311:电极组;1312:电极;1313:开关电路;1314:减法电路;1315:模拟前端;1321:脉搏波传感器;1322:传感器部;1323A～1323D:电极;1324:通电以及电压检测电路;

[0181] 1401:按压袖带;1402:压力传感器;1403:泵;1404:阀;1405:振荡电路;1406:泵驱动电路;

[0182] 1501:控制部;1502:CPU;1503:RAM;1504:ROM;

[0183] 1505:存储部;1506:电池;1507:通信部;

[0184] 1601:心电图测定控制部;1602:心电图存储部;1603:脉搏波测定控制部;1604:脉搏波信号存储部;1605:血压计算式存储部;1606:推定血压值存储部;1607:显示控制部;1608:血压测定控制部;1609:实测血压值存储部;1610:指示输入部;1611:校准判定基准值存储部;

[0185] UA:上臂;UAA:上臂动脉;UAB:上臂骨;

[0186] 2、3:血压测定系统;

[0187] 21:传感器装置;22信息处理终端;

[0188] 31:人体成分分析仪;31A:主体部;31B:手柄部;

[0189] 32:血压测定装置;32A:主体部;32B:袖带部;

[0190] 33:服务器;

[0191] N:网络。

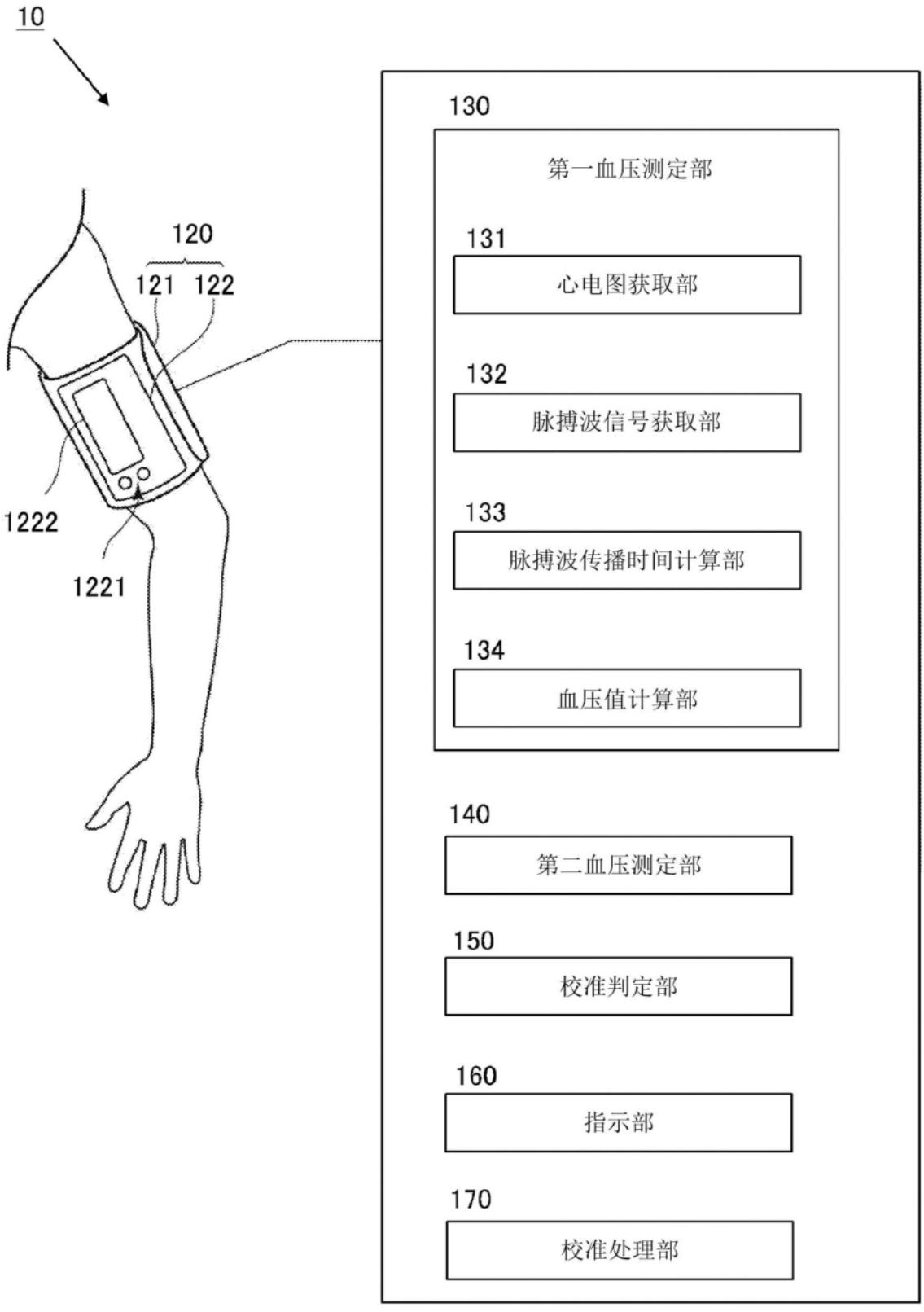

10
120
121
122
1222
1221
130
第一血压测定部
131
心电图获取部
132
脉搏波信号获取部
133
脉搏波传播时间计算部
134
血压值计算部
140
第二血压测定部
150
校准判定部
160
指示部
170
校准处理部

图1

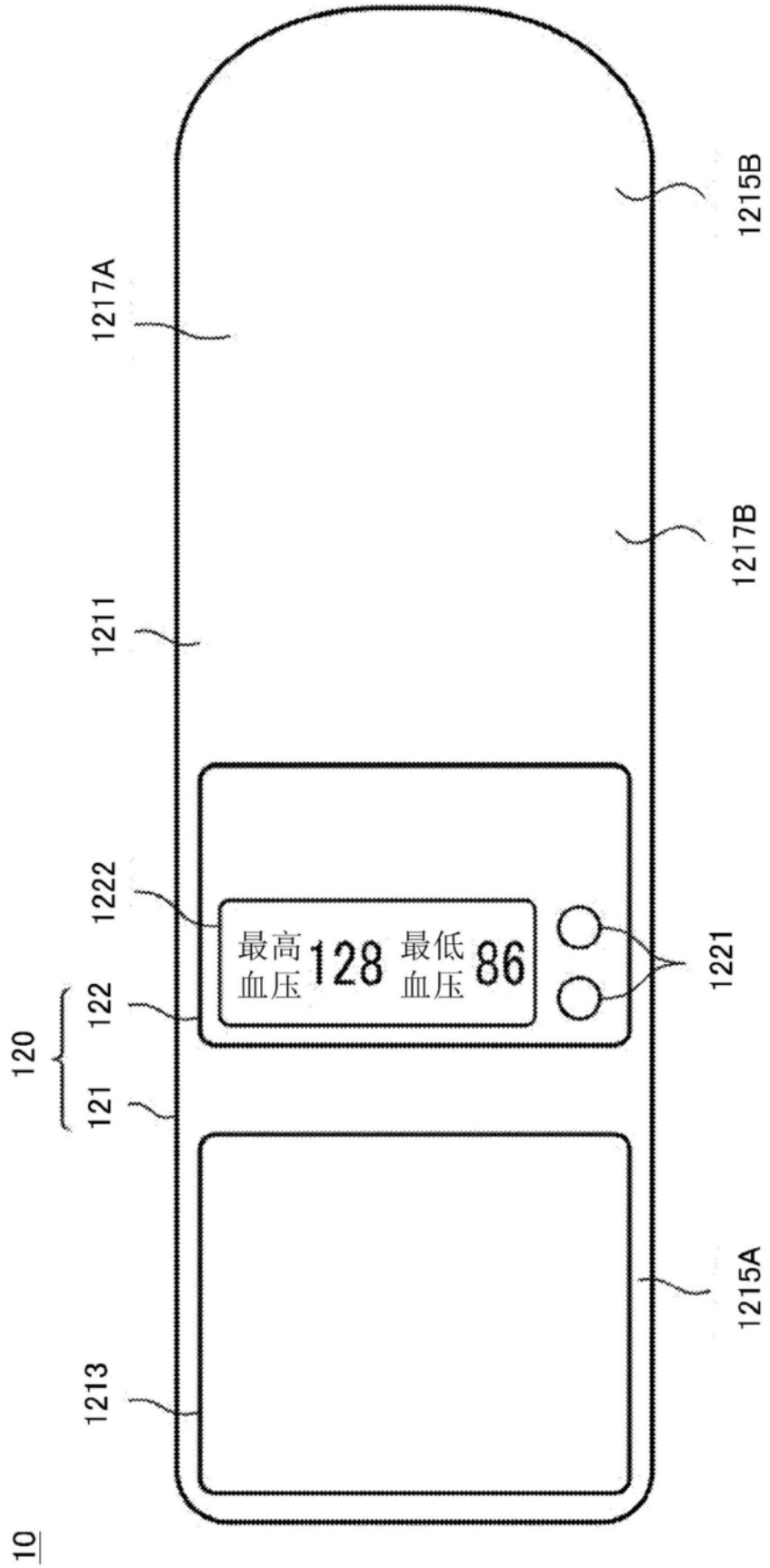

1215B
1217A
1217B
1211
1222
最高
血压
128
最低
血压
86
1221
122
120
121
1215A
1213
10

图2

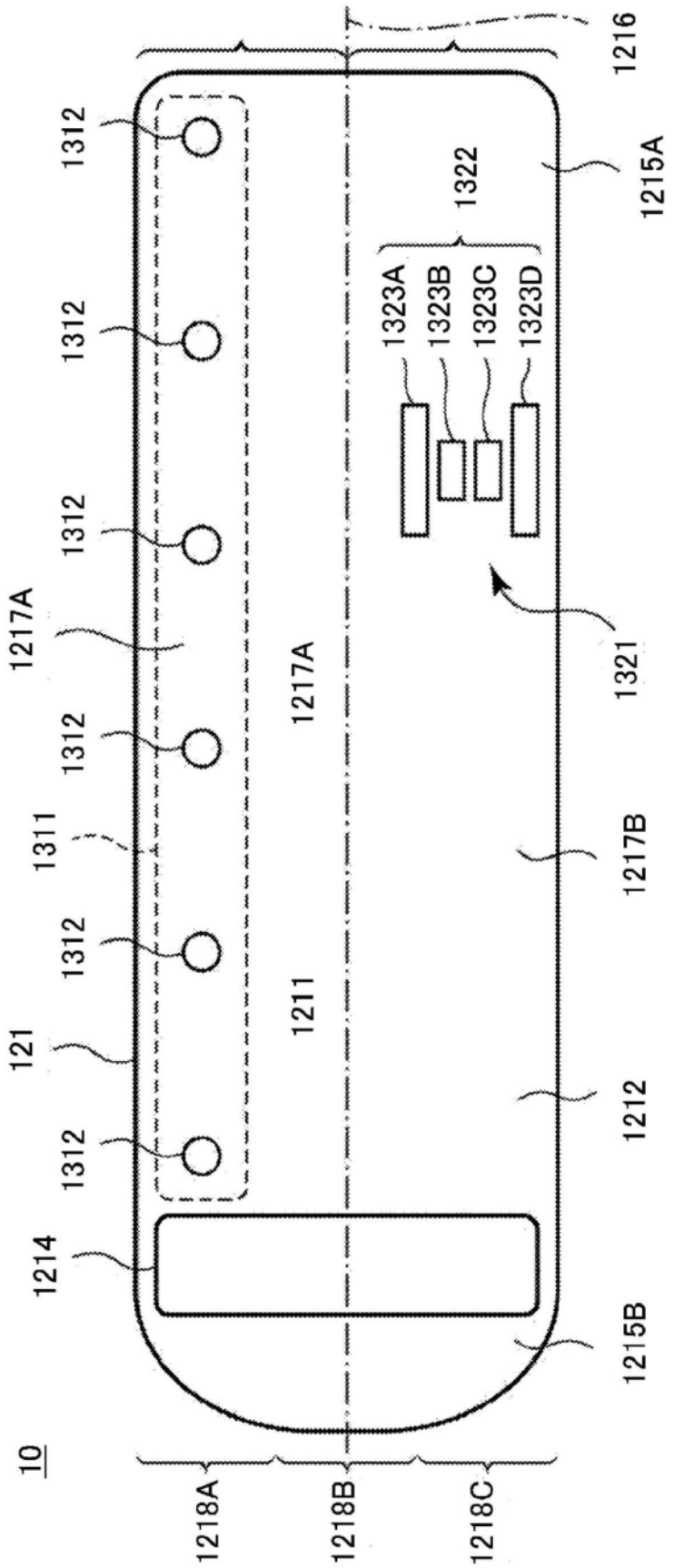

10
1214
121
1312
1311
1217A
1211
1217B
1212
1215B
1218A
1218B
1218C
1216
1215A
1322
1323A
1323B
1323C
1323D
1321

图3

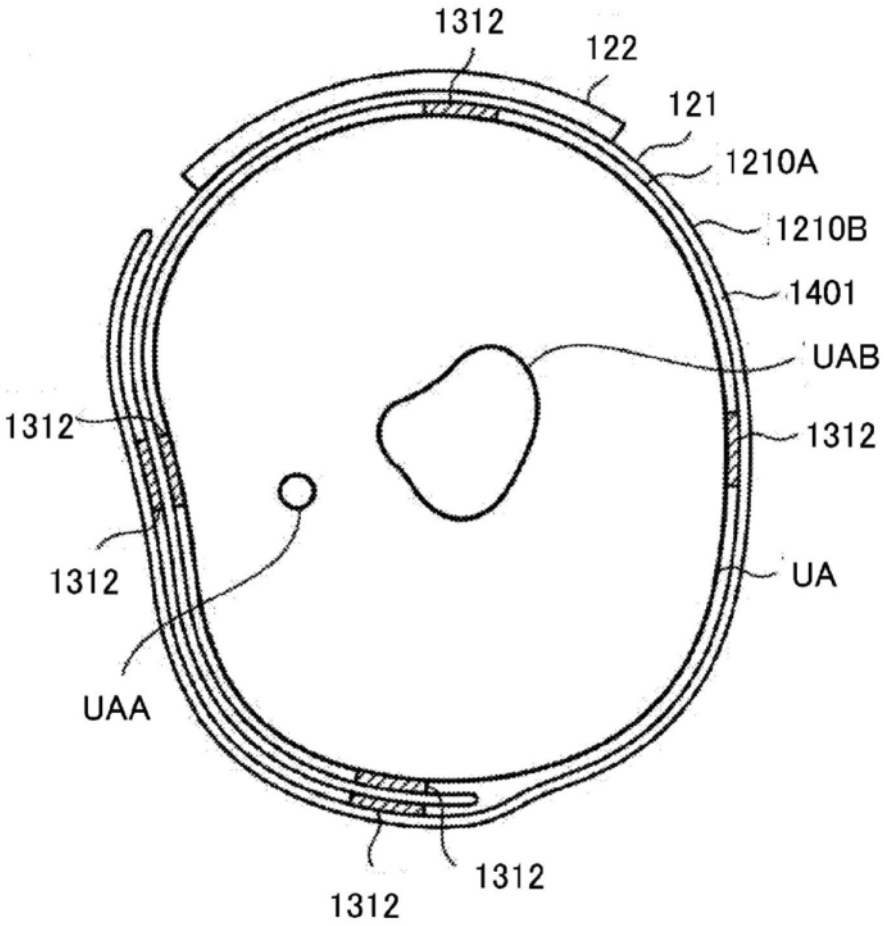

1312
122
121
1210A
1210B
1401
UAB
1312
1312
1312
UA
UAA
1312
1312

图4

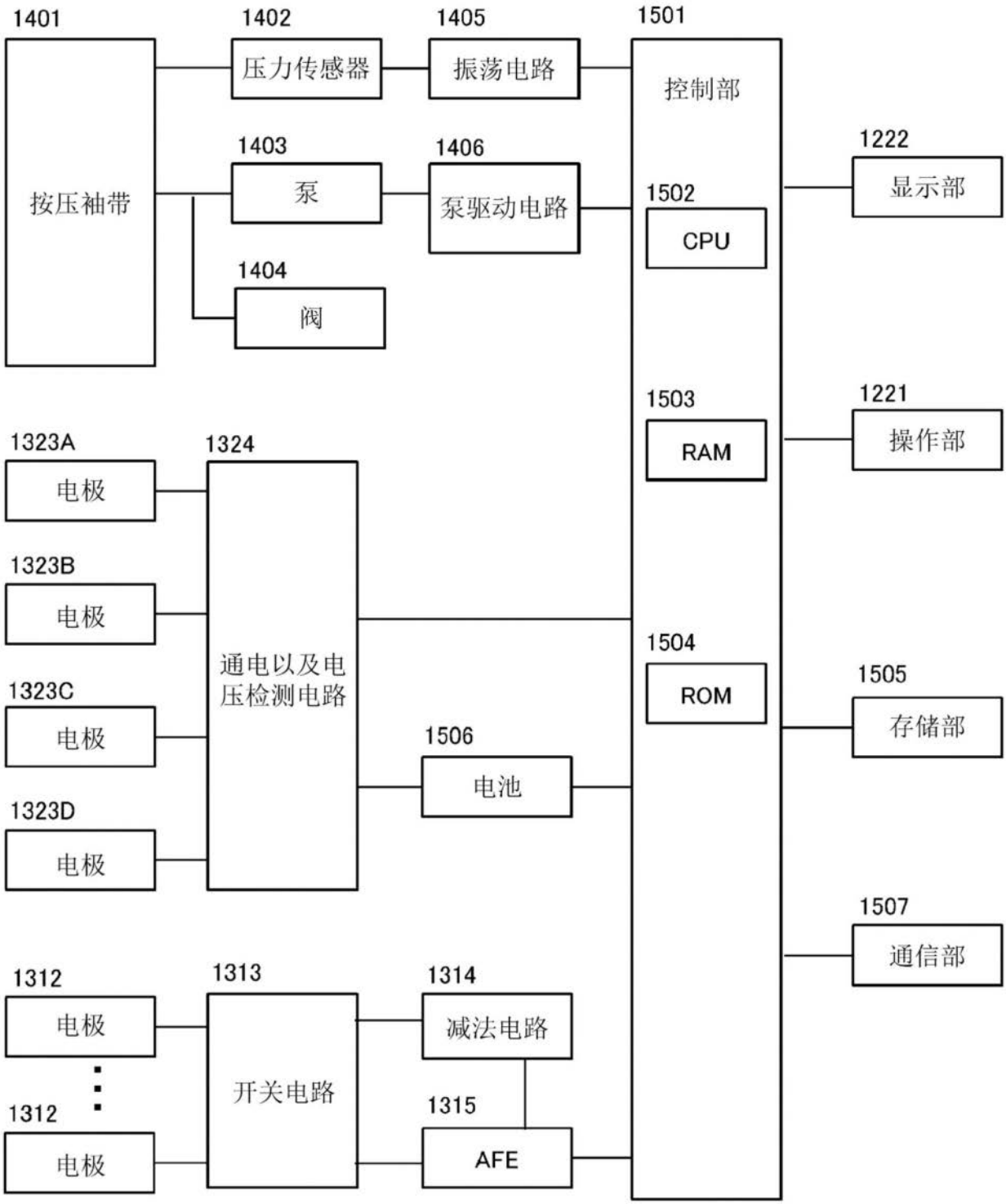

1401
按压袖带
1402
压力传感器
1403
泵
1404
阀
1405
振荡电路
1406
泵驱动电路
1501
控制部
1502
CPU
1503
RAM
1504
ROM
1222
显示部
1221
操作部
1505
存储部
1507
通信部
1323A
电极
1323B
电极
1323C
电极
1323D
电极
1324
通电以及电压检测电路
1506
电池
1312
电极
1312
电极
1313
开关电路
1314
减法电路
1315
AFE

图5

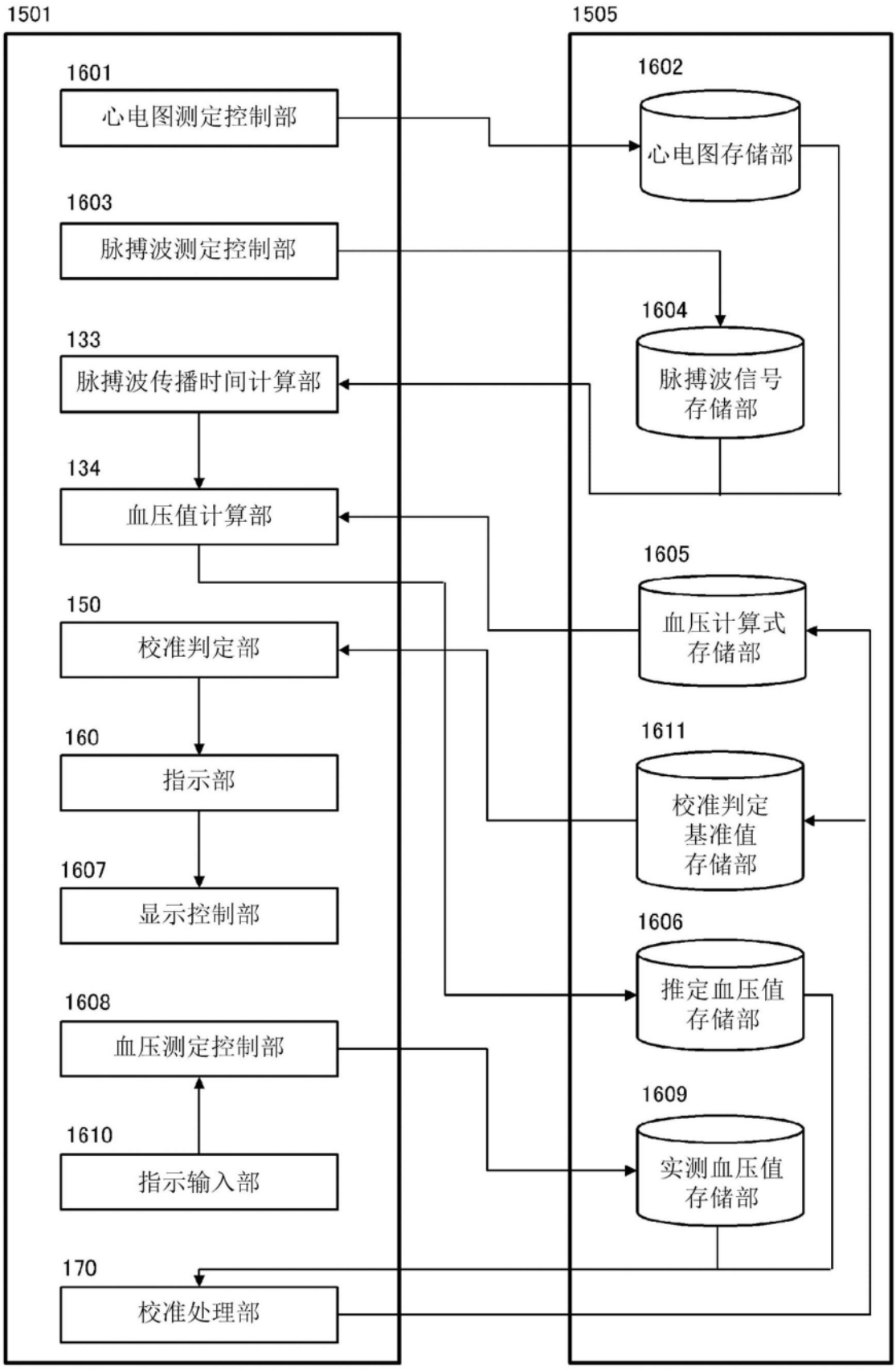

1501
1505
1601
心电图测定控制部
1602
心电图存储部
1603
脉搏波测定控制部
1604
脉搏波信号存储部
133
脉搏波传播时间计算部
134
血压值计算部
1605
血压计算式存储部
150
校准判定部
160
指示部
1611
校准判定基准值存储部
1607
显示控制部
1606
推定血压值存储部
1608
血压测定控制部
1609
实测血压值存储部
1610
指示输入部
170
校准处理部

图6

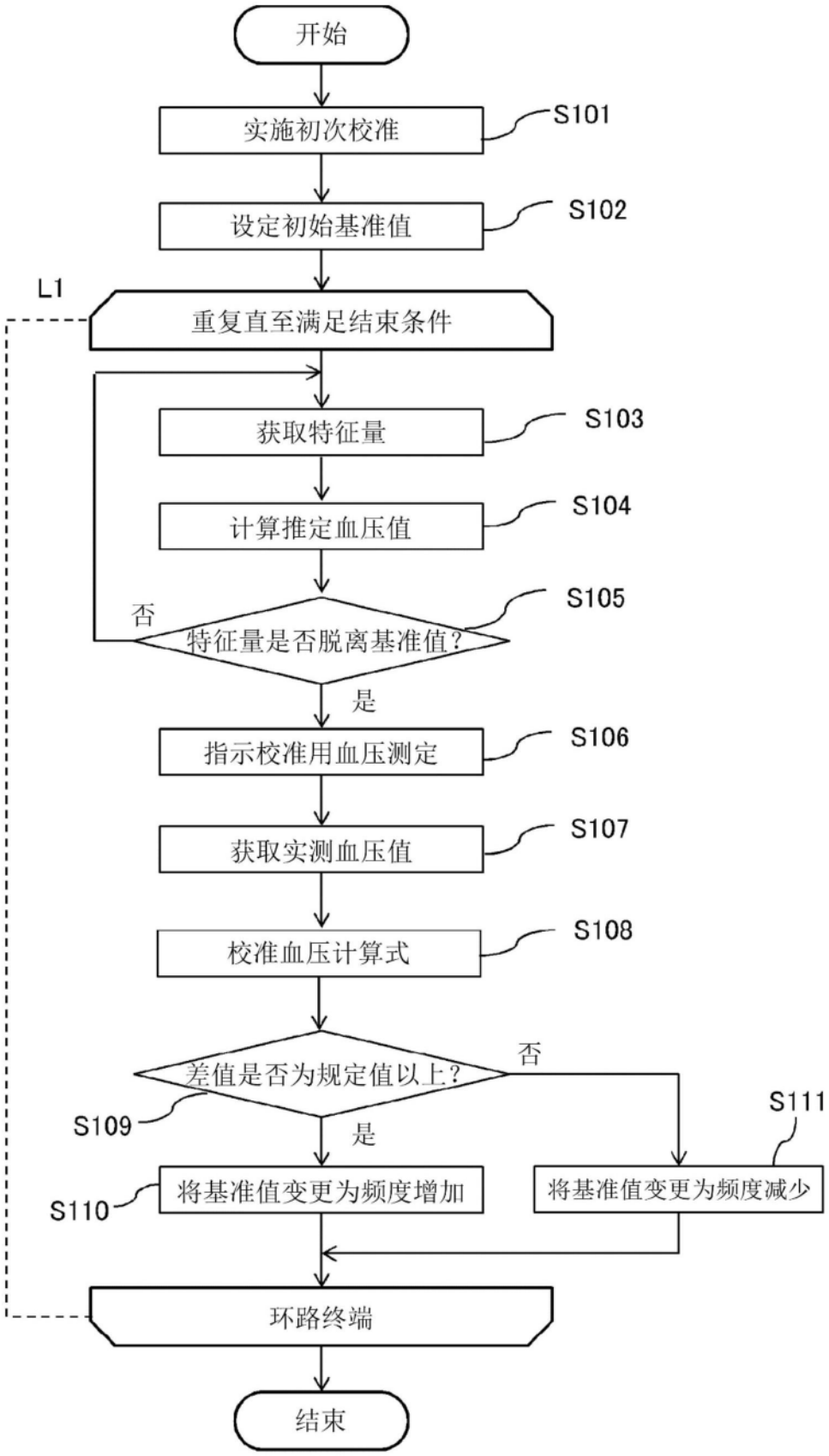

开始
实施初次校准
S101
设定初始基准值
S102
L1
重复直至满足结束条件
获取特征量
S103
计算推定血压值
S104
否
特征量是否脱离基准值?
S105
是
指示校准用血压测定
S106
获取实测血压值
S107
校准血压计算式
S108
差值是否为规定值以上?
否
S109
是
S111
将基准值变更为频度增加
S110
将基准值变更为频度减少
环路终端
结束

图7

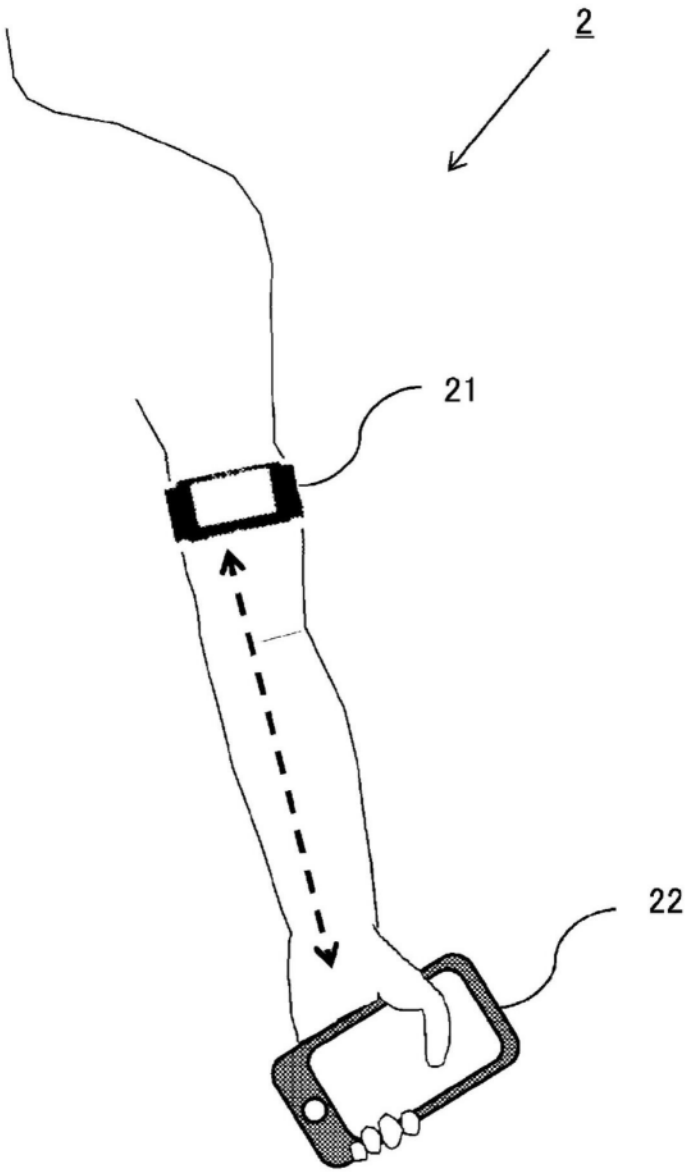


图8

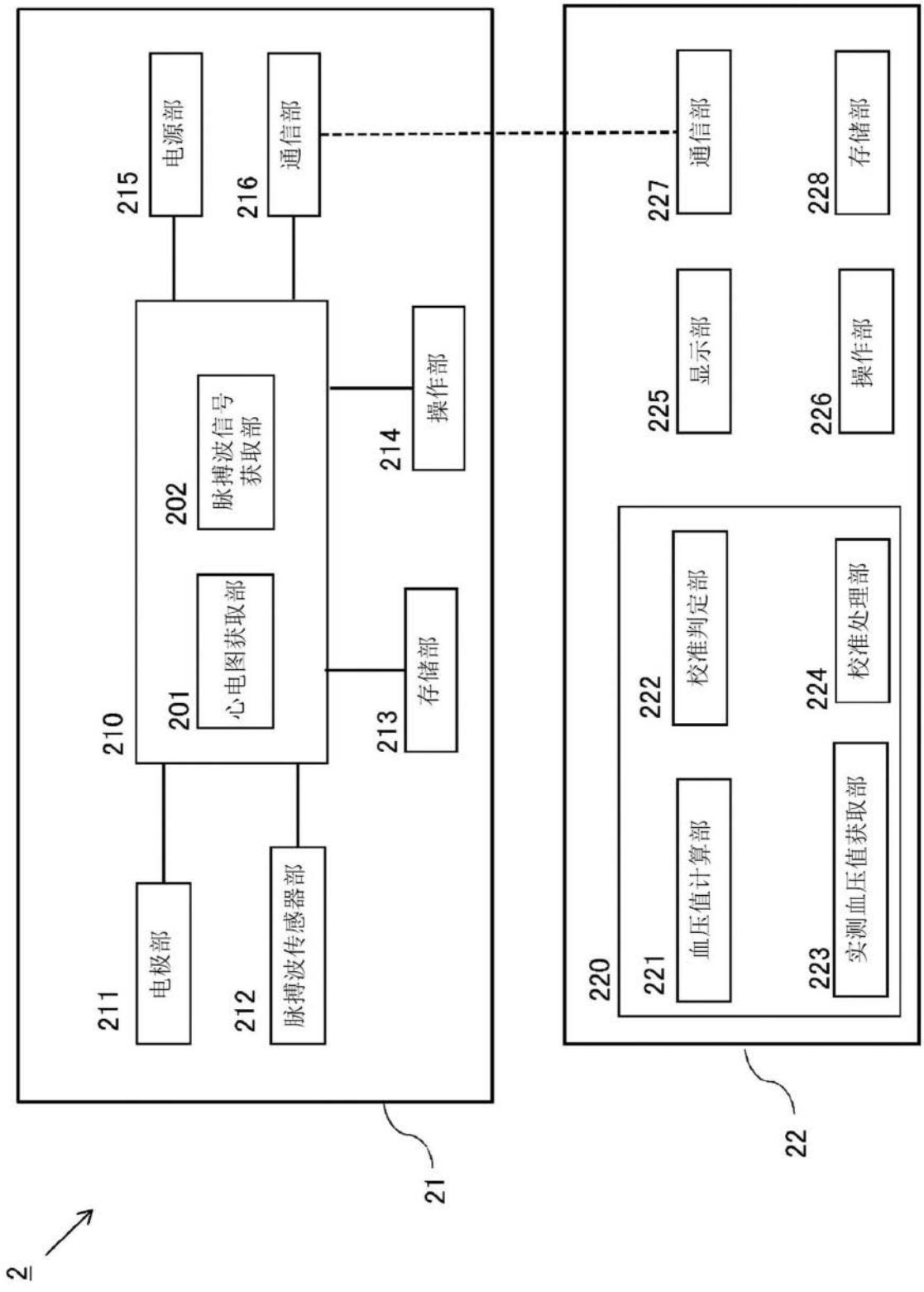

2
21
22
210
211
电极部
212
脉搏波传感器部
201
心电图获取部
202
脉搏波信号获取部
213
存储部
214
操作部
215
电源部
216
通信部
220
221
血压值计算部
222
校准判定部
223
实测血压值获取部
224
校准处理部
225
显示部
226
操作部
227
通信部
228
存储部

图9

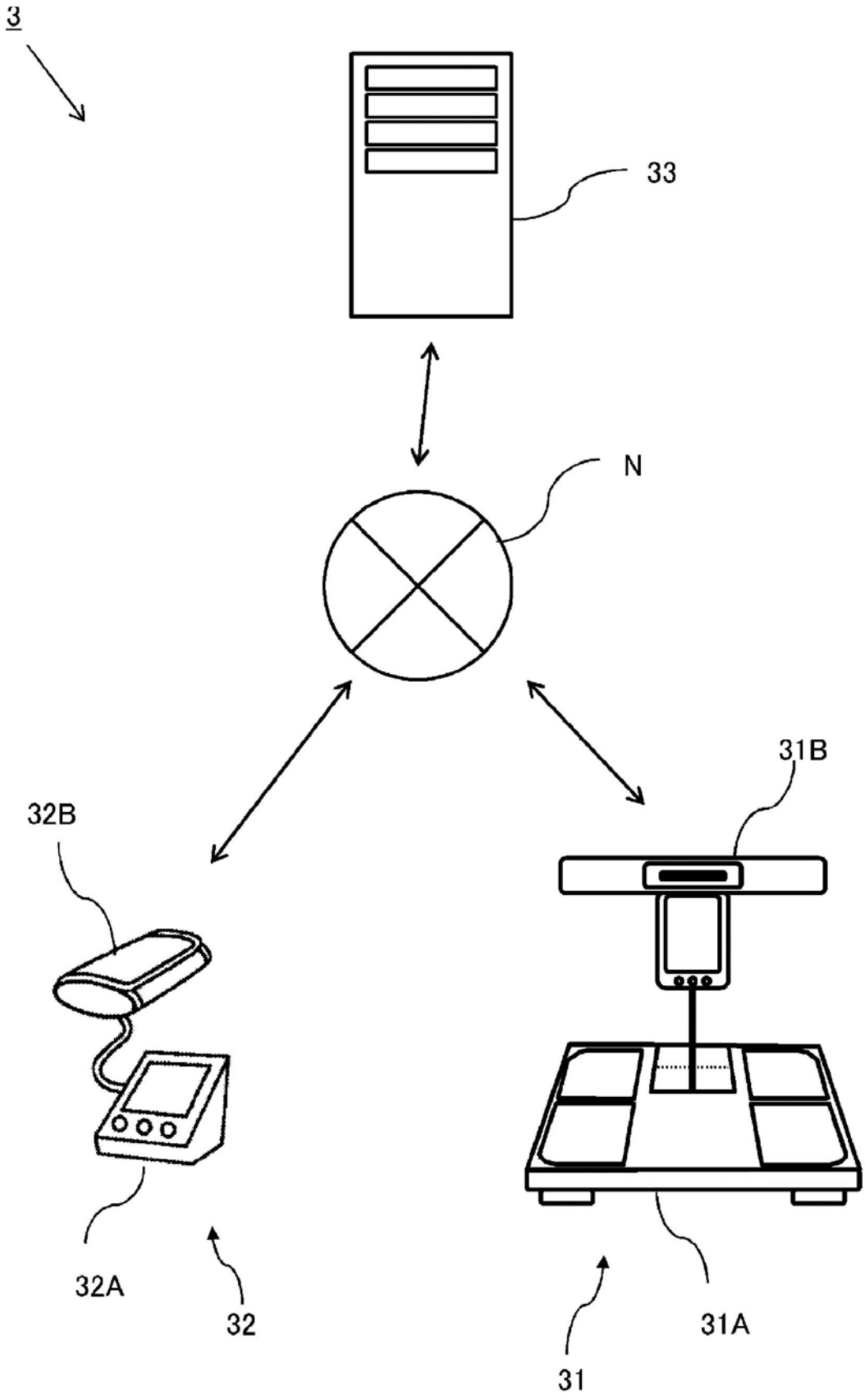


图10

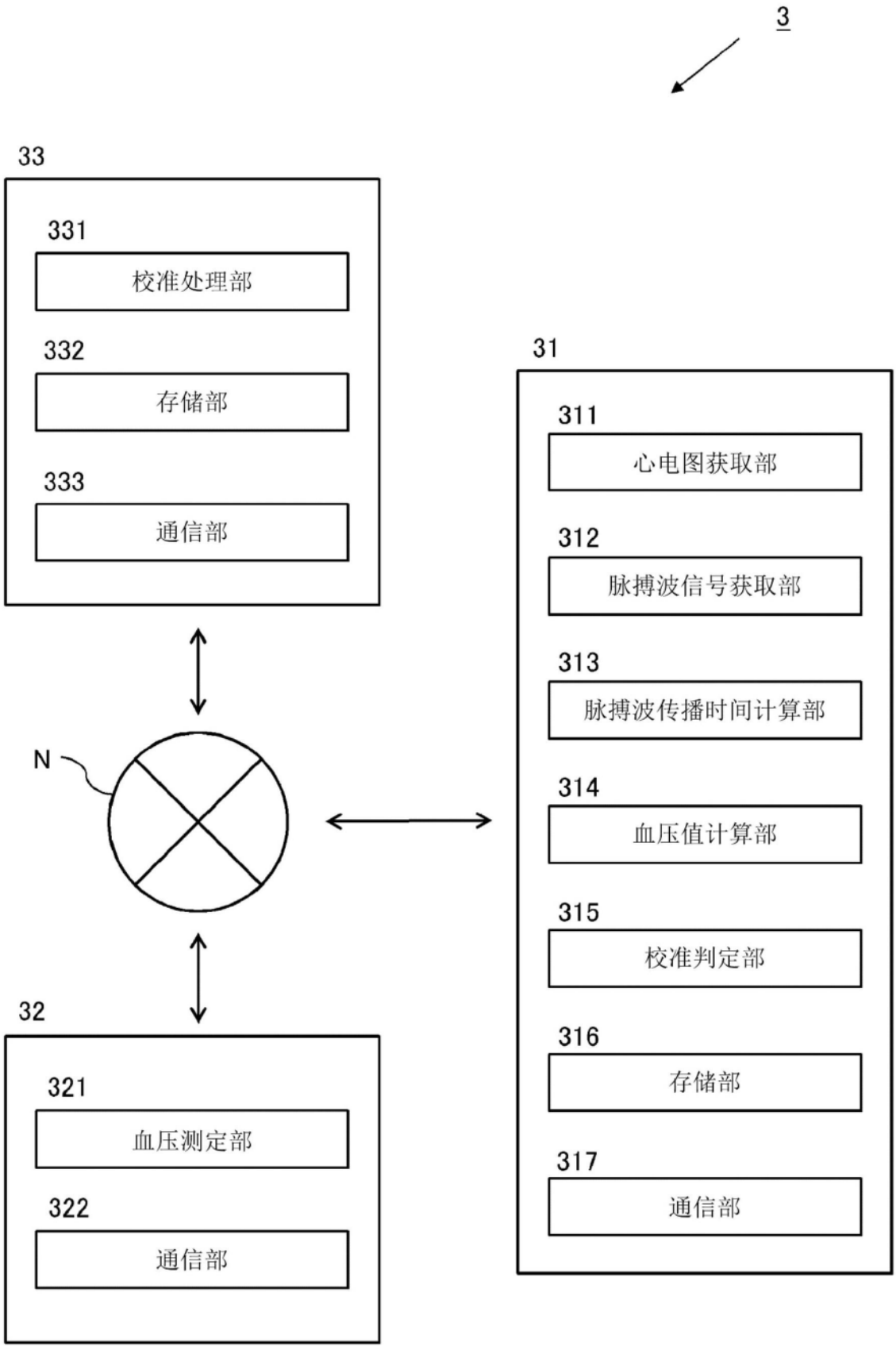

3
33
331
校准处理部
332
存储部
333
通信部
N
32
321
血压测定部
322
通信部
31
311
心电图获取部
312
脉搏波信号获取部
313
脉搏波传播时间计算部
314
血压值计算部
315
校准判定部
316
存储部
317
通信部

图11