



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072561 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580058702.8

森健太郎 木下広幸 若宮祐之

(22)申请日 2015.10.07

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

(30) 优先权数据

72003

2014-223249 2014.10.31 JP

代理人 崔炳哲 向勇

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.Cl.

2017.04.27

A61B 5/022(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/078538 2015.10.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/067867 JA 2016.05.06

(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

申请人 欧姆龙株式会社

(72)发明人 北川毅 山下新吾 小椋敏彦

福塚正幸 岡大藏 松村直美

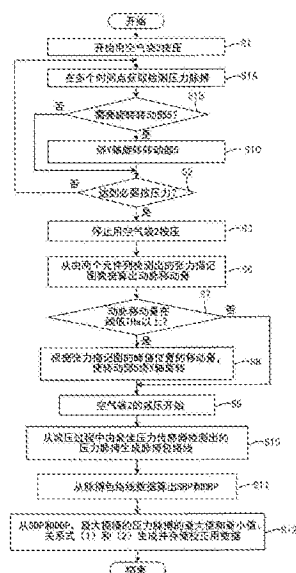
权利要求书1页 说明书18页 附图16页

(54)发明名称

血压测量装置

(57)摘要

血压测量装置包括:按压面6b,其形成有压力传感器6a、7a;空气袋2,其用于使按压面6b按压在生物体皮肤下的桡骨动脉T上;空气袋驱动部11,其控制空气袋2的按压力;控制部12,其基于在所述按压力增加或者减小的过程中由所有的压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,算出桡骨动脉T内的血压值。



1. 一种血压测量装置,其中,包括:

至少一个元件列,包括沿一方向排列的多个压力检测元件;

按压部,在所述一方向与动脉延伸的方向交叉的状态下,从生物体的皮肤上将所述至少一个元件列按压在所述动脉上;

按压控制部,控制所述按压部的按压力;

第一血压算出部,基于在通过所述按压控制部的控制而使所述按压力增加或者减小的过程中,由所述至少一个元件列所包含的各个压力检测元件检测出的压力脉搏,算出所述动脉内的第一血压值。

2. 根据权利要求1所述的血压测量装,其中,

所述第一血压算出部在所述按压力增加或者减小的过程中多个时间点中的每一时间点,基于在该时间点由所述至少一个元件列所包含的各个压力检测元件检测出的压力脉搏,从该元件列所包含的压力检测元件中选择至少一个压力检测元件,基于由在所述多个时间点中每一时间点所选择的压力检测元件,在该时间点检测出的压力脉搏的振幅变化,算出所述动脉内的第一血压值。

3. 根据权利要求2所述的血压测量装置,其中,还包括:

校正用数据生成部,利用由所述第一血压算出部算出的第一血压值生成校正用数据;以及

第二血压算出部,用所述校正用数据校正在所述至少一个元件列以用于使所述动脉的一部分平坦地变形的按压力按压于所述动脉的状态下,由选自所述至少一个元件列所包含的压力检测元件中的一个压力检测元件检测出的压力脉搏,来算出所述动脉内的第二血压值。

4. 根据权利要求3所述的血压测量装置,其中,

所述校正用数据生成部利用压力脉搏和所述第一血压值生成校正用数据,该压力脉搏是选自由在所述多个时间点中每一时间点选择的压力检测元件,在该时间点检测出的压力脉搏中的压力脉搏。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的血压测量装置,其中,

所述第一血压算出部将由在所述多个时间点中每一时间点选择的压力检测元件在该时间点检测出的压力脉搏的振幅值,和该压力脉搏的检测时的所述按压力或者确定该压力脉搏的形状的信息中除振幅值以外的信息相关联而生成脉搏包络线数据,从所述脉搏包络线数据算出所述第一血压值。

6. 根据权利要求5所述的血压测量装置,其中,

确定所述压力脉搏的形状的信息中除振幅值以外的信息是该压力脉搏的最大值、该压力脉搏的最小值或者所述最大值和所述最小值的平均值。

血压测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量装置。

背景技术

[0002] 已知一种生物体信息测量装置,这种装置是在将压力传感器直接与手腕的桡骨动脉等动脉流动的生物体部位接触的状态下,能够利用由该压力传感器检测出的信息测量出脉搏、血压等生物体信息的(例如专利文献1~3参照)。

[0003] 如专利文献1所述的血压测量装置利用袖带在与使压力传感器接触的生物体部位不同的部位算出血压值,并从算出的血压值生成校正数据。然后,通过用该校正数据校正由压力传感器检测出的压力脉搏来算出每次脉搏的血压值。

[0004] 在专利文献2、3、4中记载了一种血压测量装置,该装置是不使用袖带的情况下,就能够仅靠由接触到手腕的压力传感器检测出的信息测量出每一次脉搏的血压的。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本国特开2004-113368号公报

[0008] 专利文献2:日本国特开平02-261421号公报

[0009] 专利文献3:日本国特开平07-124130号公报

[0010] 专利文献4:日本国特开平01-242031号公报

发明内容

[0011] 发明所要解决的课题

[0012] 如专利文献2、3、4所述,通过仅利用由接触到生物体的压力传感器检测出的信息来测量血压,能够使装置变小。专利文献2、3所记载的装置是在以最佳的按压力按压力传感器的状态下,通过校正由压力传感器检测出的压力脉搏来算出血压的装置。

[0013] 为了确定最佳按压力,需要使压力传感器的按压力连续地变化的工序,因此,能够在该工序结束并且在压力传感器的按压力被控制为最佳按压力的状态下初次算出血压。

[0014] 因此,装置需要进行压力传感器对生物体部位的压迫和解除压迫,以及以使压力传感器的按压力成为最佳按压力的方式压迫压力传感器的工序,这些工序的反复进行对使用者来说显得烦杂。

[0015] 另外,专利文献4所记载的装置能够基于通过使压力传感器的按压力连续地变化的工序检测出的压力脉搏振幅的变化算出血压。因此,使用者无需做出烦杂的思考就能够在短时间内测量出血压。

[0016] 然而,需要考虑使压力传感器的按压力连续地变化的过程中被按压的动脉的位置发生变动。如果发生这样的变动,则有可能通过专利文献4所记载的方法不能精确地测量出血压。

[0017] 本发明是鉴于上述课题而提出的,目的在于提供一种血压测量装置,使用者无需

做出烦杂的思考就能够在短时间内高精度地测量出血压。

[0018] 用于解决课题的技术方案

[0019] 本发明的血压测量装置包括：至少一个元件列，包括沿一方向排列的多个压力检测元件；按压部，在所述一方向与动脉延伸的方向交叉的状态下，从生物体的皮肤上将所述至少一个元件列按压在所述动脉上；按压控制部，控制所述按压部的按压力；第一血压算出部，基于在通过所述按压控制部的控制而使所述按压力增加或者减小的过程中，由所述至少一个元件列所包含的各个压力检测元件检测出的压力脉搏，算出所述动脉内的第一血压值。

[0020] 发明效果

[0021] 根据本发明，能够提供一种使使用者无需做出烦杂的思考就能够在短时间内高精度地测量血压的血压测量装置。

附图说明

[0022] 图1是表示用于说明本发明一实施方式的血压测量装置的压力脉搏检测部100结构的外观图。

[0023] 图2是图1所示的压力脉搏检测部100的放大图。

[0024] 图3是从使用者的指尖侧看到的图1所示的佩戴状态下的压力脉搏检测部100的图。

[0025] 图4是从与手腕接触的接触部位侧看到的图1所示的佩戴状态下的压力脉搏检测部100的图。

[0026] 图5是表示血压测量装置中除压力脉搏检测部100以外的部分的方框结构的图。

[0027] 图6是用于说明本实施方式所涉及的血压测量装置中连续血压测量模式下直到校正用数据生成为止的动作的流程图。

[0028] 图7是表示两个传感器部中的一个传感器未能阻断桡骨动脉的状态的例子的图。

[0029] 图8是表示使传感器部6对手腕的按压力发生变化时由传感器部6的各个压力传感器检测出的压力脉搏振幅值的一例的图。

[0030] 图9是表示将压力脉搏检测部100接触到手腕并用空气袋2使传感器部6向手腕按压的状态的图。

[0031] 图10是对手腕的按压力的变化和由最佳压力传感器检测的压力脉搏的变化的一例的图。

[0032] 图11是表示脉搏包络线数据的一例的图。

[0033] 图12是用于说明本实施方式所涉及的血压测量装置的连续血压测量模式下连续血压测量动作的流程图。

[0034] 图13是表示压力脉搏检测部100的变形例即压力脉搏检测部100A的结构的图。

[0035] 图14是用于说明将压力脉搏检测部100变更为压力脉搏检测部100A的血压测量装置算出校正用血压的动作的一例的流程图。

[0036] 图15是表示图5所示的血压测量装置的方框结构的变形例的图。

[0037] 图16是用于说明图15所示的血压测量装置的连续血压测量时的动作(校正用数据生成后的动作)的流程图。

[0038] 图17是表示图15所示的血压测量装置的连续血压测量时的动作的变形例的流程图。

具体实施方式

[0039] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0040] 图1是表示用于说明本发明一实施方式的血压测量装置的压力脉搏检测部100结构的外观图。本实施方式的血压测量装置能够利用未图示的带部件佩戴在生物体部位(图1所示的例子中,指使用者的手腕)上,该生物体部位的内部存在成为血压测量对象的动脉(图1所示的例子中,指桡骨动脉T)。

[0041] 图2是图1所示的压力脉搏检测部100的放大图。图3是从使用者的指尖侧看到的图1所示的佩戴状态下的压力脉搏检测部100的图。图4是从与手腕接触的接触部位侧看到的图1所示的佩戴状态下的压力脉搏检测部100的图。图1~图4是示意性地表示压力脉搏检测部100的图,不是用来限定各部分的尺寸、配置等。

[0042] 压力脉搏检测部100包括:内置空气袋2的壳体1、固定在空气袋2的平面状部件即平板部3、支撑在平板部3且能够利用双轴旋转机构5a以两个轴的各个轴为中心旋转的转动部5、设置在转动部5的与平板部3侧相反的一侧平面上的传感器部6。

[0043] 如图1所示,空气袋2是在将血压测量装置佩戴在手腕上的状态下,作为使传感器部6的按压面6b按压生物体部位(手腕)的皮肤下的动脉的按压部发挥作用。作为按压部,只要是能够使传感器部6的按压面6b按压在动脉上的机构即可,不限于使用空气袋。

[0044] 空气袋2通过利用未图示的泵来控制内部的空气量,来使固定在空气袋2的平板部3在与平板部3的表面(转动部5侧的平面)垂直的方向上移动。

[0045] 在图1所示的佩戴状态下,压力脉搏检测部100所包含的传感器部6的按压面6b接触使用者的手腕的皮肤。在该状态下,通过增加注入到空气袋2的空气量,空气袋2的内压增加,传感器部6按向手腕下的桡骨动脉T。下面,假设传感器部6对桡骨动脉T的按压力与空气袋2的内压相等来进行说明。

[0046] 如图4所示,在按压面6b形成有多个作为压力检测元件的压力传感器6a,在图1所示的佩戴状态下,多个压力传感器6a在与佩戴部位中存在的桡骨动脉T延伸的方向A交叉(图1所示的例子中,指正交)的方向B(一方向)上排列。而且,在按压面6b形成有沿方向B排列的多个压力传感器7a。各个压力传感器6a和各个压力传感器7a配对,该各个压力传感器7a在方向B上的位置与该压力传感器6a相同,在按压面6b上沿方向B排列有多个该配对。压力脉搏检测部100所包含的压力传感器(多个压力传感器6a和多个压力传感器7a)构成压力检测部。

[0047] 按压面6b是由单晶硅等构成的半导体基板的表面,压力传感器6a、7a由形成于该半导体基板表面的压敏二极管等构成。

[0048] 压力传感器6a(7a)以其排列方向与桡骨动脉T交叉(大致正交)的方式按压桡骨动脉T,由此检测出由桡骨动脉T产生并传递到皮肤的压力的压力振动波,即压力脉搏。

[0049] 各个压力传感器6a(7a)在排列方向上的间隔充分小,以使得在桡骨动脉T上配置必要且充分的数量。各个压力传感器6a(7a)的排列长度必要且充分大于桡骨动脉T的直径尺寸。

[0050] 如图4所示,双轴旋转机构5a是使转动部5以两个旋转轴X、Y中的各个轴为中心旋转的机构,该两个旋转轴X、Y与空气袋2对平板部3的按压方向正交。

[0051] 双轴旋转机构5a具有设置在平板部3的表面上的彼此正交的两个旋转轴X、Y,各个旋转轴X、Y由后述的旋转驱动部10旋转驱动。

[0052] 旋转轴Y是沿着按压面6b上形成的多个压力传感器6a(7a)的排列方向延伸的第一轴。旋转轴Y在图4的俯视图中,设置在由多个压力传感器6a构成的元件列与由多个压力传感器7a构成的元件列之间(图4所示的例子中,指中间)。

[0053] 旋转轴X是沿着与按压面6b上形成的多个压力传感器6a(7a)的排列方向正交的方向延伸的第二轴。旋转轴X在图4所示的例子中,设置在分别将由多个压力传感器6a构成的元件列和由多个压力传感器7a构成的元件列均分的直线上。

[0054] 通过转动部5以旋转轴X为中心旋转,按压面6b绕旋转轴X旋转。而且,通过转动部5以旋转轴Y为中心旋转,按压面6b绕旋转轴Y旋转。

[0055] 图5是表示血压测量装置中除压力脉搏检测部100以外的部分的方框结构的图。

[0056] 血压测量装置包括压力脉搏检测部100、旋转驱动部10、空气袋驱动部11、一并控制装置整体的控制部12、显示部13、操作部14、存储器15。

[0057] 旋转驱动部10是与压力脉搏检测部100的双轴旋转机构5a中的各个旋转轴X、Y连接的执行机构。旋转驱动部10按照控制部12的指示旋转驱动各个旋转轴X、Y,使按压面6b绕旋转轴X旋转,使按压面6b绕旋转轴Y旋转。

[0058] 空气袋驱动部11在控制部12的指示下控制注入空气袋2的空气量(空气袋2内压)。

[0059] 显示部13用来显示测量到的血压值等各种信息,例如由液晶等构成。

[0060] 操作部14是向控制部12输入指示信号的接口,由用来指示包括血压测量的各种动作开始的按钮等构成。

[0061] 存储器15包括存储有使控制部12进行预先确定的动作的程序或数据的ROM(Read Only Memory,只读存储器)、作为工作存储器的RAM(Random Access Memory,随机存取存储器)、存储测量到的血压数据等各种信息的闪存存储器等。

[0062] 控制部12通过执行存储在存储器15的ROM中的程序,来起到按压控制部、第一血压算出部、旋转控制部、第二血压算出部、校正用数据生成部、判定部、处理部的作用。

[0063] 按压控制部控制空气袋驱动部11来调整空气袋2内的空气量,由此控制按压面6b对手腕的按压力。

[0064] 第一血压算出部基于将按压面6b按压于桡骨动脉T的状态下由形成在按压面6b的压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,算出桡骨动脉T内的第一血压值。

[0065] 具体而言,第一血压算出部基于空气袋驱动部11使对桡骨动脉T的按压力发生变化(增加或者减小)的过程中由压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,算出桡骨动脉T内的第一血压值。

[0066] 校正数据生成部利用由第一血压算出部算出的第一血压值生成校正用数据。

[0067] 旋转控制部基于空气袋驱动部11使对桡骨动脉T的按压力增加的过程中由压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,判定是否需要旋转驱动部10对按压面6b的旋转。旋转控制部在判定为需要旋转时,使旋转驱动部10旋转按压面6b。

[0068] 第二血压算出部在按压面6b以用于使桡骨动脉T的一部分平坦地变形的最佳按压

力按压桡骨动脉T的状态下,利用校正用数据校正由压力传感器6a、7a每一次脉搏检测出的压力脉搏,由此算出桡骨动脉T内的第二血压值。

[0069] 判定部判定基于校正用数据检测出成为校正对象的压力脉搏的检测条件和校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的检测条件是否一致。

[0070] 处理部进行与判定部的判定结果适应的处理。

[0071] 下面,说明本实施方式的血压测量装置的动作。本实施方式的血压测量装置具有每一次脉搏测量出血压值(SBP:Systolic Blood pressure,收缩压)即所谓的最高血压和DBP(Diastolic Blood pressure,舒张压)即所谓的最低血压并显示在显示部13的连续血压测量模式。

[0072] 图6是用于说明本实施方式所涉及的血压测量装置的连续血压测量模式下直到校正用数据生成为止的动作的流程图。

[0073] 需要说明的是,在作出血压测量指示前的初始状态下,压力脉搏检测部100的转动部5将旋转量例如设定为零,使按压面6b与平板部3平行。

[0074] 在此,初始状态是将旋转量设定为零的状态,但不限于此。例如,在将血压测量装置佩戴在手腕上的状态下,也可以将旋转驱动部10以按压面6b根据手腕的形状均等地接触皮肤的方式使按压面6b旋转的状态设为初始状态。

[0075] 一有血压测量指示,控制部12就控制空气袋驱动部11来开始向空气袋2注入空气,增加按压面6b对桡骨动脉T的按压力(步骤S1)。

[0076] 在按压力的增加过程中,控制部12在任意的时间点(例如,周期性的时间点),在之前由各个压力传感器6a检测出并存储在存储器15的压力脉搏(作为压力脉搏信息I1)中,按照检测时刻为新的顺序取得多个压力脉搏信息I1,其中,任意的时间点是开始对桡骨动脉T进行阻断所需的时间充分经过了之后的时间点(timing)。而且,控制部12在上述任意的时间点,在之前由各个压力传感器7a检测出并存储在存储器15的压力脉搏(作为压力脉搏信息I2)中,按照检测时刻为新的顺序取得多个压力脉搏信息I2(步骤S1A)。

[0077] 控制部12算出步骤S1A中取得的多个压力脉搏信息I1中在时刻T1检测出的各个压力传感器6a的压力脉搏的例如振幅的平均值Ave1,算出时刻T1之后的时刻T2检测出的各个压力传感器6a的压力脉搏的振幅的平均值Ave2。而且,控制部12算出步骤S1A中取得的多个压力脉搏信息I2中在时刻T1检测出的各个压力传感器7a的压力脉搏的振幅的平均值Ave3,算出时刻T2检测出的各个压力传感器7a的压力脉搏的振幅的平均值Ave4。然后,控制部12算出同一时刻算出的平均值的比((Ave1/Ave3)和(Ave2/Ave4))。

[0078] 控制部12基于多个时间点算出的比的变化,判定是否应该进行旋转驱动部10对转动部5的旋转。即,控制部12基于按压力的增加过程中在多个时间点由压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,判定是否使转动部5旋转(步骤S1B)。

[0079] 例如,在多个时间点算出的比单调增加的情况下,能够判定出:由压力传感器7a构成的元件列朝向阻断桡骨动脉T的方向,而由压力传感器6a构成的元件列未朝向阻断桡骨动脉T的方向。因此,控制部12判定为需要转动部5的旋转。

[0080] 而且,在多个时间点算出的比单调减小的情况下,能够判定出:由压力传感器6a构成的元件列朝向阻断桡骨动脉T的方向,而由压力传感器7a构成的元件列未朝向阻断桡骨动脉T的方向。因此,控制部12判定为需要转动部5的旋转。

[0081] 而且,在多个时间点算出的比几乎不发生变化的情况下,能够判定出:两个元件列正在同样地检测桡骨动脉T的压力脉搏。因此,控制部12判定为不需要转动部5的旋转。

[0082] 而且,在多个时间点算出的比反复增减的情况下,不能判定出:两个元件列是否充分按压桡骨动脉T,是不是只有某一元件列未充分按压桡骨动脉T。因此,控制部12判定为不需要转动部5的旋转。

[0083] 这样,控制部12基于在多个时间点算出的比的变动判定是否需要旋转。需要说明的是,代替该比,可以采用平均值Ave1 (Ave2) 与平均值Ave3 (Ave4) 的差(考虑了符号的值)。

[0084] 图7(a)是表示利用由压力传感器7a构成的元件列阻断桡骨动脉T,但由压力传感器6a构成的元件列未阻断桡骨动脉T的状态的例子的图。在图7(a)所示的状态下,由压力传感器6a构成的元件列与桡骨动脉T的距离大于由压力传感器7a构成的元件列与桡骨动脉T的距离。

[0085] 将由各个压力传感器6a检测出的压力脉搏的振幅平均值设为6A,并且将由各个压力传感器7a检测出的压力脉搏的振幅平均值设为7A时,在图7所示的状态下,6A与7A的比即 $(6A/7A)$ 充分大于1。在该状态下,使由压力传感器6a构成元件列靠近桡骨动脉T时, $(6A/7A)$ 接近1。

[0086] 于是,控制部12在步骤S1B判定为需要转动部5绕旋转轴Y的旋转时,根据最新时刻的 $(6A/7A)$ 的值进行转动部5绕旋转轴Y的旋转控制(步骤S1C)。

[0087] 具体而言,控制部12参照表示 $(6A/7A)$ 的值与转动部5的旋转量的关系的数据表(产品出库之前通过实验求出并存储在存储器15),并读出与 $(6A/7A)$ 的值对应的旋转量,设定读出的旋转量。

[0088] 而且,控制部12判定出平均值6A与平均值7A中哪个大,当平均值6A大时,为了使由压力传感器6a构成的元件列与桡骨动脉T的距离缩短,将绕旋转轴Y的转动部5的旋转方向在图7中设定为逆时针方向。

[0089] 控制部12在平均值7A大时,为了使由压力传感器7a构成的元件列与桡骨动脉T的距离缩短,将绕旋转轴Y的转动部5的旋转方向在图7中设定为顺时针方向。

[0090] 控制部12根据这样设定的旋转方向和旋转量使转动部5旋转。由此,如图7(b)所示,能够使按压面6b与桡骨动脉T平行,能够获得由两个元件列的各个元件列阻断了桡骨动脉T的状态。

[0091] 控制部12在步骤S1C之后和在步骤S1B中判定为不需要转动部5的旋转时,使处理进入步骤S2。在步骤S2中,控制部12判定按压力是否达到为阻断桡骨动脉T所需的充分的压力(必要按压力)。控制部12在按压力达到必要按压力时(步骤S2中,“是”时),控制空气袋驱动部11停止向空气袋2注入空气(步骤S3)。控制部12在按压力未达到必要按压力时,使处理返回到步骤S1A。

[0092] 步骤S3之后,控制部12求出表示步骤S1~步骤S3之间由各个压力传感器6a在同一时刻检测出的压力脉搏的振幅与该压力脉搏在各个压力传感器6a的按压面6b上的位置的关系的振幅分布曲线,即所谓的张力描记图(tonograph)。而且,控制部12求出由各个压力传感器7a在同一时刻检测出的压力脉搏的振幅与该压力脉搏在各个压力传感器7a的按压面6b上的位置的关系的张力描记图。

[0093] 控制部12将针对由压力传感器6a构成的元件列生成的张力描记图,以使该元件列

的识别信息、压力脉搏的检测时刻、在该检测时刻空气袋2朝向按压方向的按压力(空气袋2内压)相关联的方式存储在存储器15。

[0094] 同样地,控制部12将针对由压力传感器7a构成的元件列生成的张力描记图,以使该元件列的识别信息、压力脉搏的检测时刻、在该检测时刻空气袋2朝向按压方向的按压力相关联的方式存储在存储器15。

[0095] 控制部12利用存储在存储器15的张力描记图的数据,算出按压面6b在对手腕进行按压过程中向桡骨动脉T的方向B移动的移动量(步骤S6)。

[0096] 图8(a)、(b)是表示使传感器部6对手腕的按压力发生变化时由传感器部6的各个压力传感器6a检测的压力脉搏振幅值的一例的图。在图8(a)、(b)中,横轴表示各个压力传感器6a在方向B上的位置,纵轴表示按压力。

[0097] 在图8(a)、(b)中,将由位于各个位置的压力传感器6a检测出的压力脉搏的振幅,根据其大小着色区分。

[0098] 符号A1是振幅在阈值TH1以上的部分。符号A2是振幅在阈值TH2以上且不足阈值TH1的部分。符号A3是振幅在阈值TH3以上且不足阈值TH2的部分。符号A4是振幅在阈值TH4以上且不足阈值TH3的部分。符号A5是振幅不足阈值TH4的部分。需要说明的是,阈值 $TH1 > TH2 > TH3 > TH4$ 。

[0099] 图8(a)表示在按压力增加的过程中正在检测出阈值TH1以上的振幅的压力脉搏的压力传感器6a的位置几乎不发生变化的例子。与此相对,图8(b)表示在按压力增加的过程中正在检测出阈值TH1以上的振幅的压力脉搏的压力传感器6a的位置向左偏离的例子。

[0100] 图9是表示将压力脉搏检测部100接触到手腕,并用空气袋2使传感器部6按向手腕的状态的图。在图9中,符号TB表示桡骨,符号K表示肌腱。

[0101] 如图9(a)所示,将传感器部6按在手腕上时,如图9(b)所示,桡骨动脉T会朝方向B移动。

[0102] 如图9(b)所示,在按压中,如果桡骨动脉T朝方向B移动,则在按压中压力脉搏的振幅值的分布成为如图8(b)所示。即,检测出初次检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置与检测出最后检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置产生较大的偏差。

[0103] 在图8(a)所示的例子中,检测出最初检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置与检测出最后检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置不产生较大的偏差。即,确认在使按压力增加的过程中桡骨动脉T几乎未向方向B移动而被阻断。

[0104] 这样,通过观察按压力发生变化的过程中的张力描记图的变化,能够检测出桡骨动脉T在方向B上的位置变化。在保持图9(b)所示的状态不变的情况下,使按压力增加而阻断桡骨动脉T时,受到肌腱K等生物体组织的影响而有可能不能取得准确的张力描记图。

[0105] 于是,控制部12从表示按压力与张力描记图的关系的图8的数据,在步骤S6中算出检测出最初检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置与检测出最后检测了阈值TH1以上的振幅值的按压力的该振幅值的压力传感器6a的位置的差(即,桡骨动脉T向方向B的移动量),并判定所算出的差是否在阈值THa以上(步骤S7)。

[0106] 当两个位置的差在阈值THa以上时(步骤S7中,“是”时),控制部12在步骤S8求出如

图8(b)的箭头所示的矢量。当两个位置的差不足阈值 THa 时(步骤S7中,“否”时),进行步骤S9的处理。

[0107] 在存储器15中,预先通过实验求出并关联地存储有图8所示的矢量方向和大小、表示应该使转动部5绕旋转轴X朝哪个方向旋转什么程度的信息。

[0108] 然后,控制部12从存储器15取得与所求出的矢量的大小和方向对应的旋转方向和旋转量的信息,并将所取得的信息向旋转驱动部10发送。然后,旋转驱动部10根据所接受到的信息,使图9(c)所示的转动部5旋转(步骤S8)。

[0109] 如上所述,一有血压测量指示,控制部12基于在空气袋2的按压力增加的过程中的多个时间点由各个压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,在步骤S1B和步骤S7判定是否需要使转动部5旋转。然后,控制部12在需要使转动部5旋转时(步骤S1B中,“是”时;步骤S7中,“是”时),基于由各个压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏使转动部5旋转。

[0110] 接着步骤S8在步骤S9中,控制部12控制空气袋驱动部11排出空气袋2内的空气,开始减小对桡骨动脉T的按压力。

[0111] 控制部12在步骤S9开始减小按压力,在将按压力减小到最小值之后,在所有压力传感器6a、7a中确定最佳压力传感器。控制部12例如在按压力的减小过程中将检测了最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器。

[0112] 由位于桡骨动脉T变为平坦的部分的正上方的压力传感器检测的压力脉搏不受桡骨动脉T的壁的张力的影响而理应振幅变为最大。而且,该压力脉搏与桡骨动脉T内的血压值的相关度最高。基于这样的理由,将检测了最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器。

[0113] 需要说明的是,检测出最大振幅的压力脉搏的压力传感器有时为多个,在该情况下,可以将该多个压力传感器都视为最佳压力传感器,并将由该多个压力传感器的各个压力传感器检测出的压力脉搏的例如平均作为由该最佳压力传感器检测出的压力脉搏来处理。

[0114] 然后,控制部12由在按压力的减小过程中由该最佳压力传感器检测出的压力脉搏生成脉搏包络线数据(步骤S10)。

[0115] 所谓脉搏包络线数据,是指使由传感器部6对桡骨动脉T的按压力(空气袋2内压),和在最佳压力传感器以该按压力按压桡骨动脉T的状态下由最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅相关联的数据。

[0116] 图10是表示对桡骨动脉T的按压力的变化、由最佳压力传感器检测出的压力脉搏的变化的一例的图。在图10中,用符号P表示的直线表示按压力、用符号M表示的波形表示压力脉搏。在图10中的下方图表示一个压力脉搏的放大图。

[0117] 如图10所示,在压力脉搏中,将开始上升的点所对应的压力设为最小值 M_{min} ,将开始下降的点所对应的压力设为最大值 M_{max} 。压力脉搏的振幅是指从最大值 M_{max} 减去最小值 M_{min} 得到的值。最大值 M_{max} 与最小值 M_{min} 都是确定压力脉搏形状的一个信息。

[0118] 如图10所示,按压力开始减小而解除对桡骨动脉T的阻断状态时,由最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅急剧增大,之后,伴随着按压力的减小如图所示那样变化。控制部12在步骤S10中,从如图10所示的按压力与压力脉搏的关系生成如图11所示的脉搏包络线数据。

[0119] 控制部12生成如图11所示的脉搏包络线数据时,从所生成的脉搏包络线数据算出SBP和DBP(步骤S11)。

[0120] 例如,控制部12在如图11所示的脉搏包络线中,作为SBP,确定出按压力开始减小后压力脉搏振幅开始急剧上升时的按压力,即按压力开始减小后由最佳压力传感器检测出的压力脉搏振幅首次超过能够判断为不是动脉阻断状态的阈值THb的時刻的按压力。或者,控制部12算出脉搏包络线数据中相邻的两个振幅值的差,并将该差超过阈值的時刻的按压力确定为SBP。

[0121] 此外,控制部12在如图11所示的脉搏包络线中,将压力脉搏振幅的最大值作为脉搏压(PP),并根据求出的SBP及PP、 $SBP-DBP=PP$ 的关系式,算出DBP。

[0122] 在步骤S11之后,控制部12利用由在步骤S9的减压过程中确定的最佳压力传感器检测出的各个压力脉搏中的任一压力脉搏(例如,成为最大振幅的压力脉搏)的最大值Mmax和最小值Mmin、在步骤S11中算出的SBP和DBP,生成后述的连续血压测量时所使用的校正用数据并存储在存储器15(步骤S12)。

[0123] 将a设为一次函数的斜率、将b设为一次函数的截距时,下式的关系成立:

[0124] $SBP=a \times M_{max}+b \cdots \cdots (1)$

[0125] $DBP=a \times M_{min}+b \cdots \cdots (2)$

[0126] 控制部12在式(1)和式(2)中,代入步骤S11中求出的SBP和DBP、图11的脉搏包络线中振幅变为最大的压力脉搏的最大值Mmax和最小值Mmin,算出斜率a和截距b。然后,将算出的系数a和b、式(1)和式(2)作为校正用数据存储在存储器15。

[0127] 图12是用于说明本实施方式所涉及的血压测量装置在连续血压测量模式下连续血压测量的动作的流程图。

[0128] 在通过图6所示的流程生成校正用数据之后,控制部12控制空气袋驱动部11,使空气袋2内压上升,增加按压面6b对桡骨动脉T的按压力(步骤S21)。

[0129] 接着,控制部12在各个压力传感器6a、7a中,将按压力的增加过程中检测出最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器。而且,控制部12将检测出该最大振幅的压力脉搏的時刻的空气袋2内压确定为最佳按压力(步骤S22)。

[0130] 接着,控制部12释放空气袋2内压返回初始状态(步骤S23),之后,将空气袋2内压上升到步骤S22中确定的最佳按压力并保持该最佳按压力(步骤S24)。

[0131] 接着,控制部12在按压面6b以最佳按压力按压桡骨动脉T的状态下,取得由步骤S22中确定的最佳压力传感器检测出的压力脉搏(步骤S25)。

[0132] 然后,控制部12对所取得的一个压力脉搏,利用图6的步骤S12中生成的校正用数据进行校正,算出SBP和DBP(步骤S26)。

[0133] 具体而言,控制部12将步骤S25中取得的压力脉搏的最大值Mmax、步骤S12中算出的系数a,b代入上述式(1)算出SBP,将步骤S25中取得的压力脉搏的压力最小值Mmin、步骤S12中算出的系数a,b代入上述式(2)算出DBP。控制部12将算出的SBP和DBP例如在显示部13显示来通知使用者。

[0134] 控制部12一有连续血压测量结束的指示(步骤S27中,“是”时)就结束处理,没有结束的指示时,(步骤S27中,“否”时),将处理返回到步骤S25。

[0135] 如上所述,控制部12利用基于按压力的减小过程中由传感器部6检测出的压力脉

搏算出的第一血压值生成校正用数据。即,控制部12与在以最佳按压力按压保持传感器部6的状态下检测出的压力脉搏无关地,以按压力变化的过程中所得到的压力脉搏为主体能够算出血压。因此,无需经过空气袋2内压增加、空气袋2内压释放、空气袋2内压增加到最佳压力这样的三个工序就能够算出血压。

[0136] 本实施方式的血压测量装置能够设定任意的时间点测量出血压并提示给使用者的模式。在设定为该模式时,控制部12通过进行到图6的步骤S1~步骤S11的处理,使用者无需做出烦杂的思考就能够在短时间内测量出血压并提示。

[0137] 而且,根据本实施方式的血压测量装置,能够仅靠尺寸小到能够佩戴在手腕上的装置,生成用来校正由压力传感器检测出的压力脉搏的数据。因此,即使在多名使用者共用血压测量装置的情况下,针对每一名使用者生成校正用数据也变得容易。因而,即使在多名使用者共用装置的情况下,各使用者也能够简单地开始利用装置。

[0138] 需要说明的是,在图6的流程图中步骤S1B中的判定一次也没有变为“是”且步骤S7中的判定变为“否”时,即在按压力的增加过程和该增加过程结束之后,转动部5的旋转没有进行时,控制部12构成为可以进行以下的动作。

[0139] 控制部12基于在步骤S1~步骤S3的按压力的增加过程中由各个压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,从压力传感器6a、7a中确定最佳压力传感器(例如,检测了最大振幅的压力脉搏的压力传感器)。然后,控制部12从按压力的增加过程中由该最佳压力传感器检测出的压力脉搏生成脉搏包络线数据。控制部12从该生成的脉搏包络线数据算出SBP和DBP。

[0140] 例如,控制部12在脉搏包络线中,作为SBP,确定出按压力开始增加之后压力脉搏振幅开始急剧减小时的按压力,即按压力开始增加之后由最佳压力传感器检测的压力脉搏振幅达到阈值THb以下的时刻的按压力。DBP的算出方法与步骤S11相同。

[0141] 算出DBP之后,控制部12只要以与步骤S12相同的方法生成连续血压测量时所使用的校正用数据即可。即,利用由按压力的增加过程中确定的最佳压力传感器检测出的压力脉搏中例如振幅变为最大的压力脉搏的最大值Mmax和最小值Mmin、算出的SBP和DBP、关系式(1)和式(2)生成校正用数据并存储在存储器15。

[0142] 在该情况下,控制部12将在图6的步骤S1~步骤S3的按压力增加的过程中检测了最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器。因此,控制部12在生成校正用数据之后,不进行步骤S21~步骤S23的处理,将检测了该最大振幅的压力脉搏的时刻的空气袋2内压确定为最佳按压力,并在步骤S24中将空气袋2内压控制为最佳按压力,之后进行图12的步骤S25以后的处理。

[0143] 这样,能够从桡骨动脉T的按压力增加的过程中检测出的压力脉搏生成脉搏包络线数据,并从该脉搏包络线数据算出SBP和DBP。

[0144] 步骤S1B中的判定一次也不变为“是”且步骤S7中的判定变为“否”相当于以接近理想的形式进行桡骨动脉T的按压的情况。因此,在该情况下,通过利用在按压力的增加过程中已经取得的压力脉搏算出SBP和DBP,能够缩短血压算出所需要的时间。

[0145] 而且,在从按压力的增加过程中得到的压力脉搏算出了校正用的血压的情况下,在进行连续血压测量时无需重新确定最佳压力传感器和最佳按压力。因此,能够缩短完成每一脉搏的血压测量所需的时间。而且,能够减小消耗电力。

[0146] 如上所述,在装置中设定任意的时间点进行血压测量的模式的情况下,控制部12

判定为桡骨动脉T的位置没有大的变化且不需要转动部5的旋转时(步骤S1B中的判定一次也没有变为“否”且步骤S7中为“否”时的情况),能够仅通过压力传感器对生物体部位的按压力增加的工序和按压力释放工序这两个工序就完成血压测量。因此,使用者无需做出繁杂的思考就能够在短时间内测量血压并提示。

[0147] 在图12的流程图中,在步骤S22重新进行最佳压力传感器和最佳按压力的确定。但是,控制部12预先基于在图6的步骤S9开始的按压力的减小过程中由各个压力传感器6a、7a检测出的压力脉搏,确定出最佳压力传感器和最佳按压力,可以将在此确定的内容设定为连续血压测量时的压力脉搏检测条件。

[0148] 即,省略了图12的步骤S21~步骤S23,控制部12在步骤S24中设定步骤S9以后的按压力的减小过程中预先确定的最佳按压力。控制部12在传感器部6以该最佳按压力按压桡骨动脉T的状态下,在步骤S25中取得由步骤S9以后的按压力的减小过程中预先确定的最佳压力传感器检测出的压力脉搏。

[0149] 这样也能够缩短完成每一脉搏的血压测量所需的时间。而且,能够减小消耗电力。

[0150] 在图6及图12中所说明的动作中,结束步骤S12的处理之后,维持转动部5的旋转状态的情况下进入步骤S21。作为该变形例,可以在步骤S12之后使转动部5返回到初始状态,之后代替步骤S21进行图6的步骤S1~步骤S8的处理,之后进行步骤S22的处理。

[0151] 在以上的说明中,将脉搏包络线数据设为使由传感器部6对桡骨动脉T的按压力和在传感器部6以该按压力按压桡骨动脉T的状态下由最佳压力传感器检测的压力脉搏的振幅相关联的数据,但不限于此。

[0152] 例如,也可以将使最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅和该压力脉搏的压力最大值(图10的 M_{max})相关联的数据设为脉搏包络线数据。或者,也可以将使最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅和该压力脉搏的压力最小值(图10的 M_{min})相关联的数据设为脉搏包络线数据。或者,也可以将使最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅和该压力脉搏的压力最大值及压力最小值的平均值相关联的数据设为脉搏包络线数据。压力脉搏的压力最大值和压力最小值的平均值是确定该压力脉搏形状的一个信息。

[0153] 即,脉搏包络线数据也可以是使按压面6b对桡骨动脉T的按压力变化过程中由最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅值,和确定该压力脉搏形状的信息中除振幅值以外的信息(例如, M_{max} 、 M_{min} 或者其平均)相关联的数据。

[0154] 需要说明的是,脉搏包络线数据的横轴的信息即使是上述中的任意情况,在图6的步骤S12中生成校正用数据所使用的压力脉搏的信息(代入式(1)和式(2)的 M_{max} 和 M_{min})也不限于振幅变为最大的压力脉搏的信息。

[0155] 例如,也可以检测出在脉搏包络线中振幅为某种程度大小以上的部分中成为大致平坦的部分,并将与该部分对应的压力脉搏的信息应用在校正用数据的生成。

[0156] 而且,在本实施方式中,转动部5构成为能够以旋转轴X和旋转轴Y中的各个轴为中心旋转,但是转动部5也可以构成为以旋转轴X和旋转轴Y中的任一轴为中心旋转。

[0157] 在转动部5构成为仅能够以旋转轴X为中心旋转的情况下,控制部12在图6的流程图中省略步骤S1A~步骤S1C的处理,进行步骤S1之后的步骤S2的处理即可。即使是这样的结构和动作,因为有了步骤S6~步骤S8的处理,所以也能够算出精度高的血压。

[0158] 需要说明的是,在转动部5构成为仅能够以旋转轴X为中心旋转的情况下,可以省

略由压力传感器6a构成的元件列和由压力传感器7a构成的元件列中的任一元件列。有了两个元件列就可以提高阻断动脉的概率,因此优选之,但是即使仅靠一个元件列,通过控制追随桡骨动脉T的移动的绕旋转轴X的旋转,也能够提高血压算出精度。

[0159] 在转动部5构成为仅能够以旋转轴Y为中心旋转的情况下,控制部12在图6的流程图中省略步骤S6~S8的处理,只要进行步骤S3之后的步骤S9的处理即可。即使是这样的结构和动作,因为有了步骤S1A~步骤S1C的处理,例如在之后的按压力减小过程中也能够增加确定最佳压力传感器所需要的信息量,能够更加精确地确定最佳压力传感器。

[0160] 压力脉搏检测部100在一个按压面形成了由多个压力传感器6a构成的元件列和由多个压力传感器7a构成的元件列,但是也可以分割按压面并在各个分割面上形成元件列。

[0161] 根据分割按压面的结构,因为压力脉搏检测部100的设计自由度得以提高,所以用于使按压面接触皮肤的接触状态维持良好的结构设计等变得容易,能够期待提高佩戴性等。另一方面,在图2的结构中,能够使按压力均匀地传递给动脉,能够期待提高血压测量精度。

[0162] 在图4的例子中,将旋转轴Y设定在由多个压力传感器6a构成的元件列与由多个压力传感器7a构成的元件列之间,但不限于此。例如,也可以将旋转轴Y设定在由多个压力传感器6a构成的元件列和由多个压力传感器7a构成的元件列的外侧。

[0163] 具体而言,在图4中,旋转轴Y可以位于由多个压力传感器6a构成的元件列的左侧。或者,在图4中,旋转轴Y可以位于由多个压力传感器7a构成的元件列的右侧。

[0164] 同样地,在图4的例子中,旋转轴X位于将两个元件列中的每一元件列分割为一半的位置,但不限于此。例如,旋转轴X可以位于各个元件列上的任意位置。也可以设定在不与各个元件列交叉的位置(传感器部6的上侧或者下侧)。

[0165] 压力脉搏检测部100构成为能够使按压面6b绕旋转轴X、Y旋转,但是,如图13所示的压力脉搏检测部100A那样,也可以构成为传感器部6直接固定在平板部3。

[0166] 图14是用于说明将压力脉搏检测部100变更为压力脉搏检测部100A的血压测量装置中直到校正用数据生成为止的动作的一例的流程图。

[0167] 一有血压测量指示时,控制部12控制空气袋驱动部11开始向空气袋2注入空气,增加按压面6b对桡骨动脉T的按压力(步骤S31)。

[0168] 接着,控制部12取得由各个压力传感器6a、7a检测出的第n次(n为1以上的自然数。初始值为1)的压力脉搏(步骤S32)。

[0169] 接着,控制部12基于所取得的第n次的压力脉搏,从所有压力传感器6a、7a中确定最佳压力传感器(步骤S33)。例如,将检测了在步骤S32中所取得的压力脉搏中最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器。

[0170] 在此,检测出最大振幅的压力脉搏的压力传感器也有可能为多个,在该情况下,只要将该多个压力传感器都视为最佳压力传感器即可。然后,将由该多个压力传感器中的每一个压力传感器检测出的压力脉搏的例如平均作为由该最佳压力传感器检测出的压力脉搏来处理即可。

[0171] 而且,即使检测出步骤S32中所取得的压力脉搏中最大振幅的压力脉搏的压力传感器只有一个,也可以将该压力传感器和该压力传感器附近(例如相邻)的压力传感器包括在内的压力传感器当作最佳压力传感器即可。在该情况下,将由多个压力传感器中的各个

压力传感器检测出的压力脉搏的例如平均作为由该最佳压力传感器检测出的压力脉搏来处理即可。

[0172] 接着,控制部12将n的值、所确定的最佳压力传感器的识别ID、由该最佳压力传感器检测出的第n次的压力脉搏、检测出该压力脉搏的时刻的按压力(空气袋2内压)相关联并存储在存储器15(步骤S34)。压力传感器的识别ID是确定该压力传感器所属的元件列和确定压力传感器为位于该元件列的哪个位置的信息。

[0173] 接着,控制部12判定按压力是否达到阻断桡骨动脉T所需的必要按压力,如果按压力没有达到必要按压力(步骤S35中,“否”时),则将n更新为(n+1)(步骤S36),并使处理返回到步骤S32。

[0174] 如果按压力达到必要按压力(步骤S35中,“是”时),则控制部12基于存储在存储器15的信息,生成脉搏包络线数据(步骤S37),该脉搏包络线数据表示与n次脉搏的各次脉搏对应的由最佳压力传感器检测出的压力脉搏的振幅与检测该压力脉搏时的空气袋2内压的关系。

[0175] 接着,控制部12以与步骤S11相同的方法,从生成的脉搏包络线数据算出SBP和DBP(步骤S38)。

[0176] 接着,控制部12从算出的SBP和DBP、步骤S37中生成的脉搏包络线数据中变为最大振幅的压力脉搏的最大值Mmax和最小值Mmin、式(1)和式(2)算出系数a,b,将式(1)和式(2)及系数a,b作为校正用数据生成并存储在存储器15(步骤S39)。

[0177] 控制部12在步骤S39之后,释放空气袋2内压,然后进行图12的步骤S21以后的处理,算出每一次脉搏的第二血压值。

[0178] 或者,控制部12在步骤S39之后,将存储在存储器15的n次脉搏的最佳压力传感器的识别ID中检测出最大振幅的压力脉搏的最佳压力传感器,确定为连续血压测量用的最佳压力传感器,并将由该连续血压测量用的最佳压力传感器检测出的压力脉搏的检测时的按压力,确定为连续血压测量用的最佳按压力。

[0179] 然后,控制部12在将空气袋2内压设定为上述连续血压测量用的最佳按压力的状态下,对上述连续血压测量用的由最佳压力传感器检测出的压力脉搏,用步骤S39中生成的校正用数据进行校正,测量出每一次脉搏的血压。

[0180] 需要说明的是,在图14所示的动作例子中,基于增加按压力的过程中由压力传感器检测出的压力脉搏,算出用于生成校正用数据的血压值。但是,如前所述,基于直到桡骨动脉T充分被阻断为止增加按压力之后再减小按压力的过程中由压力传感器检测出的压力脉搏,生成脉搏包络线数据,从该脉搏包络线数据能够算出用于生成校正用数据的血压值。

[0181] 这样,能够利用将压力脉搏检测部100变更为压力脉搏检测部100A的血压测量装置,基于增加或者减小按压力的过程中由压力传感器检测出的压力脉搏算出血压,能够减轻使用者的负担,并且在短时间内进行血压测量。

[0182] 而且,根据图14的动作,在增加或者减小按压力的过程中,每次不同时间点,将所有的压力传感器6a、7a中脉搏振幅成为最大的压力传感器确定为最佳压力传感器。因此,即使在增加或者减小按压力的过程中桡骨动脉T向方向B移动,最佳压力传感器追随该移动发生变化。因而,能够算出追随了桡骨动脉T的移动的精度高的血压。对于这样的效果,在压力脉搏检测部100A中不使用转动部5和双轴旋转机构5a就能够实现。因此,能够使血压测量装

置进一步变小。

[0183] 压力脉搏检测部100A与压力脉搏检测部100同样地,可以省略两个元件列中的一元件列。而且,也可以将两个元件列形成在不同的按压面上。

[0184] 图15是表示图5所示的血压测量装置的方框结构的变形例的图。图15所示的血压测量装置除了加装有高度检测部16和生物体移动检测部17以外,其他结构与图5相同。

[0185] 高度检测部16检测佩戴血压测量装置的生物体部位相对基准位置的高度。高度检测部16例如由加速度传感器、气压传感器构成,基准位置例如是高度0m的位置。

[0186] 生物体移动检测部17检测佩戴血压测量装置的生物体部位的移动。生物体移动检测部17例如将三轴加速度传感器、三轴角速度传感器及三轴地磁气传感器组合来详细检测生物体部位的移动。生物体移动检测部17可以根据移动的检测精度使用适当的传感器。

[0187] 图15所示的血压测量装置的直到校正用数据生成为止的动作与图6所示的动作几乎相同。与图6的动作不同的是,控制部12在步骤S11中算出SBP和DBP之后,将以下三个信息存储在存储器15。

[0188] 三个信息分别是:在步骤S10中生成的脉搏包络线数据的生成中所使用的压力脉搏被检测的期间,由高度检测部16检测的高度(检测校正用数据生成中所使用的压力脉搏时的装置佩戴部位的高度)信息、在步骤S10中生成的脉搏包络线数据的生成中所使用的压力脉搏被检测的期间,由生物体移动检测部17检测的移动(检测校正用数据生成中所使用的压力脉搏时的装置佩戴部位的移动)信息、检测出在步骤S10中生成的脉搏包络线数据的生成中所使用的压力脉搏的最佳压力传感器(校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的输出源的压力传感器)的识别ID。

[0189] 图16是用于说明图15所示的血压测量装置连续血压测量时的动作(校正用数据生成后的动作)的流程图。

[0190] 控制部12以达到图6的步骤S9以后所确定的最佳按压力的方式控制空气袋驱动部11,将空气袋2内压增加并保持在最佳按压力(步骤S41)。

[0191] 接着,控制部12在各个压力传感器6a、7a中,将检测出最大振幅的压力脉搏的压力传感器确定为最佳压力传感器(步骤S42)。

[0192] 接着,控制部12比较图6的步骤S11中存储的最佳压力传感器的识别ID和步骤S42中确定的最佳压力传感器的识别ID,如果两者一致(步骤S44中,“是”时)则进行步骤S46的处理,如果两者不一致(步骤S44中,“否”时),则使处理返回到步骤S42。

[0193] 在步骤S46中由最佳压力传感器检测到压力脉搏时,控制部12取得该压力脉搏。接着,控制部12比较图6的步骤S11中存储的高度和步骤S46中取得的压力脉搏的检测时刻由高度检测部16检测出的高度。当两者一致时(步骤S47中,“是”时),控制部12进行步骤S48的处理,当两者不一致时(步骤S47中,“否”时),控制部12则进行步骤S50的处理。

[0194] 在步骤S48中,控制部12比较图6的步骤S11中存储的移动信息和步骤S46中取得的压力脉搏的检测时刻由生物体移动检测部17检测出的移动信息。当两者一致时(步骤S48中,“是”时)时,控制部12进行步骤S49的处理,当两者不一致时(步骤S48中,“否”时),控制部12进行步骤S50的处理。

[0195] 需要说明的是,“两个高度一致”意味着两个高度实质上相同,指该高度差在阈值 Th_c 以下的情况。而且,“两个移动一致”意味着两个移动量实质上相同,指该移动量差在阈

值THd以下的情况。对于阈值THc和阈值THd,可根据步骤S49中算出的血压值所要求的测量精度适当设定即可。

[0196] 步骤S49中,控制部12将步骤S46中取得的一个压力脉搏,用图6的步骤S12中生成的校正用数据进行校正,算出SBP和DBP。

[0197] 接着在步骤S50中,控制部12一有结束连续血压测量的指示就结束处理,没有结束的指示,则使处理返回到步骤S42。

[0198] 如上所述,图15的血压测量装置仅在成为校正对象的压力脉搏的检测条件和校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的检测条件一致的情况下,校正成为校正对象的压力脉搏,进行SBP和DBP的算出。

[0199] 在此,“校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的检测条件”包括上述的三个信息。而且,“成为校正对象的压力脉搏的检测条件”包括:检测成为校正对象的压力脉搏的最佳压力传感器的识别ID、检测成为校正对象的压力脉搏的时刻的装置佩戴部位的高度、检测成为校正对象的压力脉搏的时刻的装置佩戴部位的移动。

[0200] 这样,仅在校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的检测条件和连续血压测量时的压力脉搏的检测条件一致时,通过校正成为校正对象的压力脉搏来进行血压算出,由此能够提高校正精度,能够提高血压测量精度。

[0201] 需要说明的是,在此,作为比较的检测条件,例举了三个条件(压力传感器的识别ID、高度、移动),但是,作为检测条件,至少包括该三个条件中的一个即可。

[0202] 而且,将上述条件之一的校正用数据的生成中所使用的检测压力脉搏时的装置佩戴部位的高度信息,设为校正用数据的生成中所使用的检测各个压力脉搏时由高度检测部16检测出的高度的代表值(例如,平均值)。

[0203] 同样地,将校正用数据的生成中所使用的检测压力脉搏时的装置佩戴部位的移动信息,设为校正用数据的生成中所使用的检测各个压力脉搏时由生物体移动检测部17检测出的移动的代表值(例如,平均值)。

[0204] 而且,也可以将图15所示的血压测量装置的压力脉搏检测部100变更为图13的压力脉搏检测部100A。这时的直到校正用数据生成为止的动作与图14所示的动作几乎相同。在该情况下,控制部12在步骤S38中算出SBP和DBP之后,在存储器15中,作为校正用数据的生成中所使用的压力脉搏的检测条件,存储步骤S37中生成的脉搏包络线数据中各个压力脉搏的检测时刻由高度检测部16检测出的高度信息(高度的平均)、步骤S37中生成的脉搏包络线数据中各个压力脉搏的检测时刻由生物体移动检测部17检测出的移动信息(移动的平均)、检测出步骤S37中生成的脉搏包络线数据中各个压力脉搏的最大振幅的压力脉搏的最佳压力传感器的识别ID、该最大振幅的压力脉搏被检测时的按压力。

[0205] 然后,在图16的步骤S41中,控制部12将空气袋2内压保持在步骤S38中存储的按压力即可。

[0206] 图17是表示图15所示的血压测量装置的连续血压测量时的动作的变形例的流程图。图17中,对与图16的处理相同的处理标注相同的符号省略说明。

[0207] 步骤S47中的判定为“否”时,控制部12用校正用数据校正由步骤S42中确定的最佳压力传感器检测出的压力脉搏,算出SBP和DBP(步骤S51)。

[0208] 接着,控制部12根据图6的步骤S11或者图14的步骤S38中存储的高度和步骤S46中

取得的压力脉搏的检测时刻由高度检测部16检测的高度的差,补正步骤S51中算出的SBP和DBP(步骤S52),之后进行步骤S50的处理。

[0209] 在进行连续血压测量时,通过校正由最佳压力传感器检测出的压力脉搏来算出血压。因此,在生成校正用数据时,以及步骤S46中取得的压力脉搏的检测时,在装置佩戴部位的高度不同的情况下,有可能因高度差而校正后的血压中包含误差。

[0210] 假设图15所示的血压测量装置在生成校正用数据时的手腕的高度与心脏的高度相匹配的状态下测量血压。当两个动脉之间存在高度差 ΔH (cm)时,在两个动脉之间出现单位长度的水头压力($=0.8\text{mmHg/cm}$)乘 ΔH 而得到的压力差。

[0211] 因此,在步骤S52中,控制部12通过在步骤S51中算出的SBP和DBP上加上或者减去高度差 ΔH 乘上水头压力的值,来进行血压补正,其中,高度差 ΔH 是生成校正用数据时的装置佩戴部位的高度和连续血压测量时由最佳压力传感器检测出压力脉搏时的装置佩戴部位的高度差。

[0212] 如上所述,在进行连续血压测量时,以与校正数据生成时不同的高度检测出压力脉搏的情况下,通过根据校正数据生成时的手腕高度与检测该压力脉搏时的手腕高度的差,补正将该压力脉搏校正而得到的血压值,由此能够测量精度高的血压。

[0213] 需要说明的是,即使在图15~图17中说明过的变形例中,设置在压力脉搏检测部100的元件列可以为一个。而且,也可以在两个按压面中的各个按压面上形成有元件列。

[0214] 在图16和图17的流程图中,当步骤S44中的判定为“否”时,视为不进行血压测量。作为该变形例,可以是步骤S44中的判定为“否”时,或者步骤S44中以预先确定的次数反复判定为“否”时,使处理返回到图6的步骤S1,即重新进行校正数据生成(步骤S1~步骤S12的处理)。本实施方式的血压测量装置能够简单地进行校正用数据的生成,因此,通过重新进行校正用数据生成,能够进行精度高的连续血压测量。

[0215] 而且,同样地,在图16的流程图中,当步骤S47中的判定为“否”时,或者步骤S47中以预先确定的次数反复判定为“否”时,可以使处理返回到图6的步骤S1。而且,在图16和图17的流程图中,当步骤S48中的判定为“否”时,或者步骤S48中以预先确定的次数反复判定为“否”时,可以使处理返回到图6的步骤S1。

[0216] 也可以提供程序,用于在计算机中执行本实施方式的控制部12进行的图6、图12、图14、图16、图17所示的各个步骤。这样的程序存储在计算机可读取该程序的非临时性(non-transitory)的存储介质中。

[0217] 这样的“计算机可读存储介质”例如有CD-ROM(Compact Disc-ROM)等光学介质、存储卡等磁记录介质等。而且,这样的程序也可以通过经由网络下载来提供。

[0218] 应该理解的是,这次公开的实施方式在所有方面只是例示性的,而不是限制性的。本发明的范围不是由上述说明来表示,而是由权利要求书确定的范围来表示,在与权利要求书的范围等同的含义及范围内的所有的变更均包含于本发明。

[0219] 如上说明的那样,在本说明书中公开了以下内容。

[0220] 所公开的血压测量装置包括:至少一个元件列,包括沿一方向排列的多个压力检测元件;按压部,在所述一方向与动脉延伸的方向交叉的状态下,从生物体的皮肤上将所述至少一个元件列按压在所述动脉上;按压控制部,控制所述按压部的按压力;第一血压算出部,基于在通过所述按压控制部的控制而使所述按压力增加或者减小的过程中,由所述至

少一个元件列所包含的各个压力检测元件检测出的压力脉搏,算出所述动脉内的第一血压值。

[0221] 在所公开的血压测量装置中,所述第一血压算出部在所述按压力增加或者减小的过程中多个时间点中的每一时间点,基于在该时间点由所述至少一个元件列所包含的各个压力检测元件检测出的压力脉搏,从该元件列所包含的压力检测元件中选择至少一个压力检测元件,基于由在所述多个时间点中每一时间点所选择的压力检测元件,在该时间点检测出的压力脉搏的振幅变化,算出所述动脉内的第一血压值。

[0222] 所公开的血压测量装置还包括:校正用数据生成部,利用由所述第一血压算出部算出的第一血压值生成校正用数据;以及第二血压算出部,用所述校正用数据校正所述至少一个元件列以用于使所述动脉的一部分平坦地变形的按压力按压于所述动脉的状态下,由选自所述至少一个元件列所包含的压力检测元件中的一个压力检测元件检测出的压力脉搏,来算出所述动脉内的第二血压值。

[0223] 在所公开的血压测量装置中,所述校正用数据生成部利用压力脉搏和所述第一血压值生成校正用数据,该压力脉搏是选自由在所述多个时间点中每一时间点选择的压力检测元件,在该时间点检测出的压力脉搏中的压力脉搏。

[0224] 在所公开的血压测量装置中,所述第一血压算出部将由在所述多个时间点中每一时间点选择的压力检测元件在该时间点检测出的压力脉搏的振幅值,和该压力脉搏的检测时的所述按压力或者确定该压力脉搏的形状的信息中除振幅值以外的信息相关联而生成脉搏包络线数据,从所述脉搏包络线数据算出所述第一血压值。

[0225] 在所公开的血压测量装置中,确定所述压力脉搏的形状的信息中除振幅值以外的信息是该压力脉搏的最大值、该压力脉搏的最小值或者所述最大值和所述最小值的平均值。

[0226] 工业实用性

[0227] 根据本发明,能够提供一种能够使使用者无需做出烦杂的思考就能够在短时间内高精度地测量血压的血压测量装置。

[0228] 以上说明了确定本发明的实施方式,但是本发明不限于该实施方式,在不脱离所公开的发明的技术思想的范围内可以进行各种变更。

[0229] 本申请是基于2014年10月31日提出的日本特许申请(特愿2014-223249)做出的,其内容在此被引入。

[0230] 附图标记说明

[0231] 100 压力脉搏检测部

[0232] 2 空气袋(按压部)

[0233] 3 平板部

[0234] 5 转动部

[0235] 5a 双轴旋转机构

[0236] 6,7 传感器部

[0237] 6a、7a 压力传感器(压力检测元件)

[0238] 6b、7b 按压面

[0239] 10 旋转驱动部

- [0240] 11 空气袋驱动部
- [0241] 12 控制部
- [0242] 16 高度检测部
- [0243] 17 生物体移动检测部

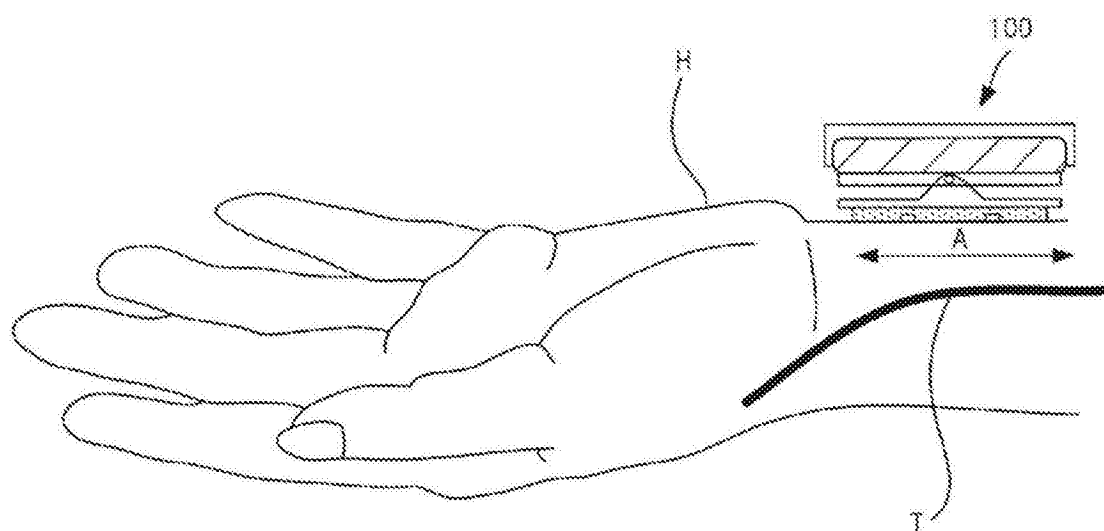


图1

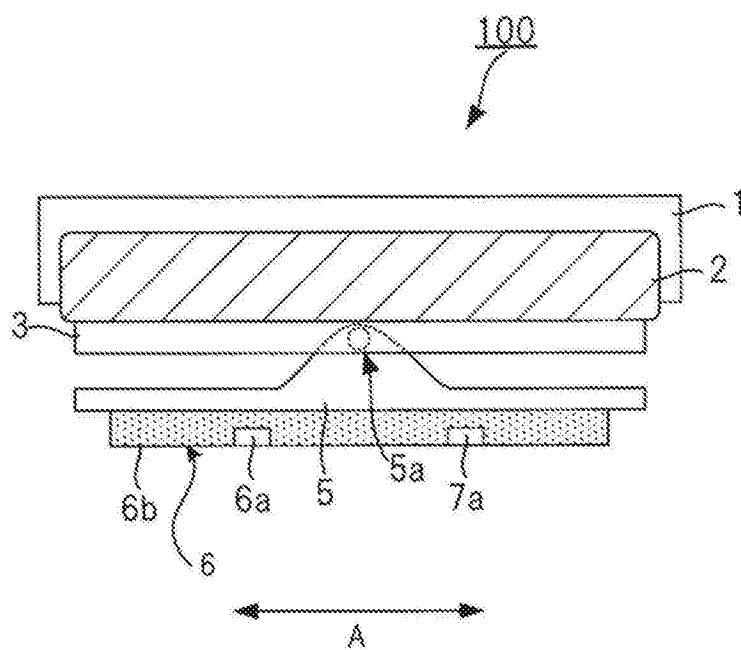


图2

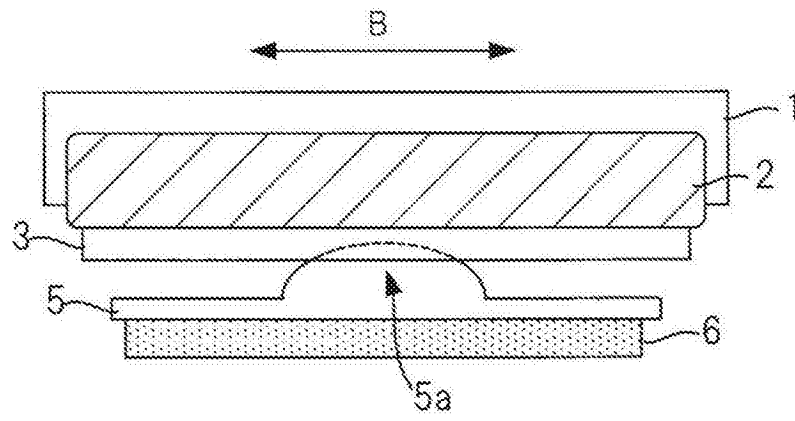


图3

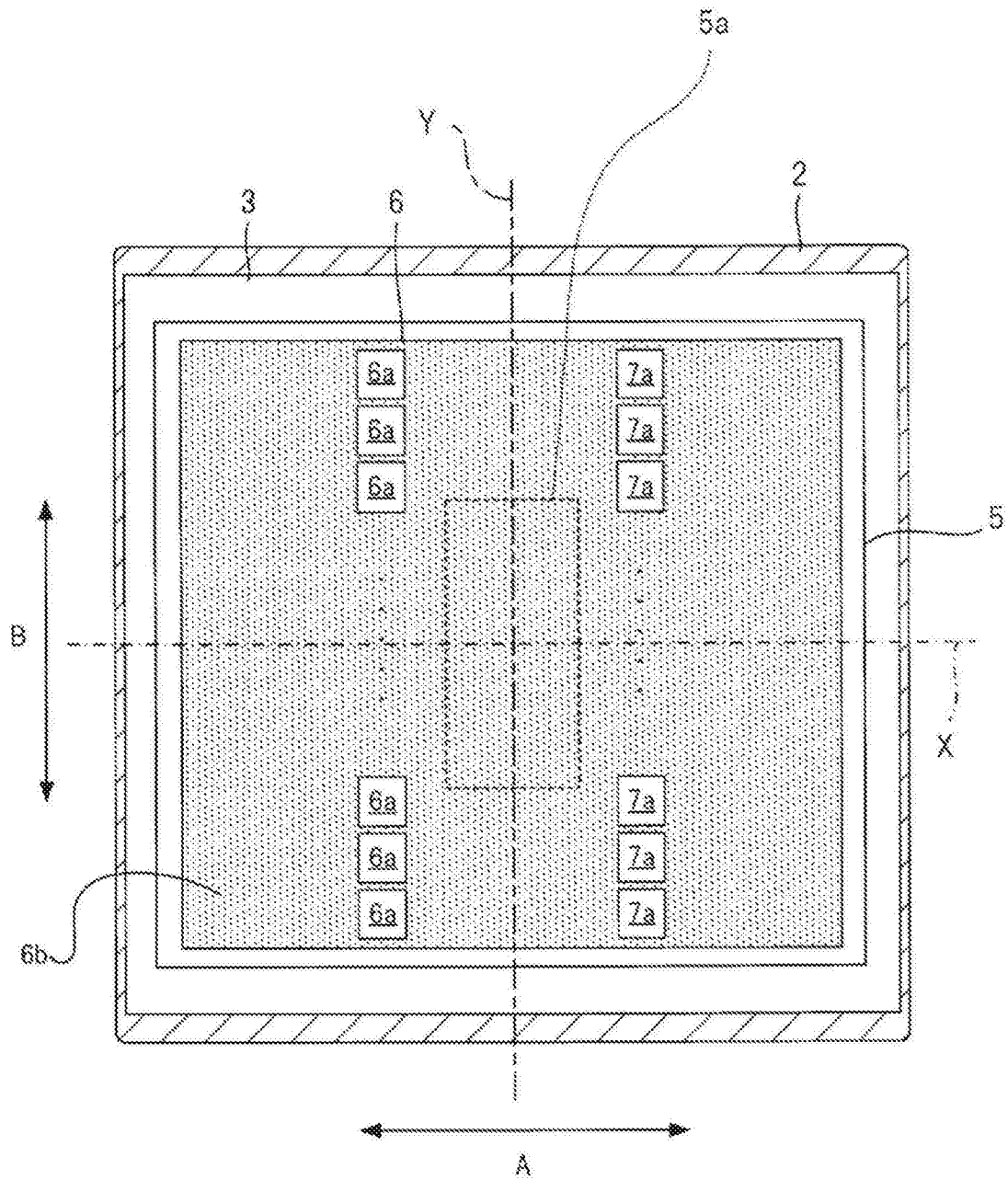


图4

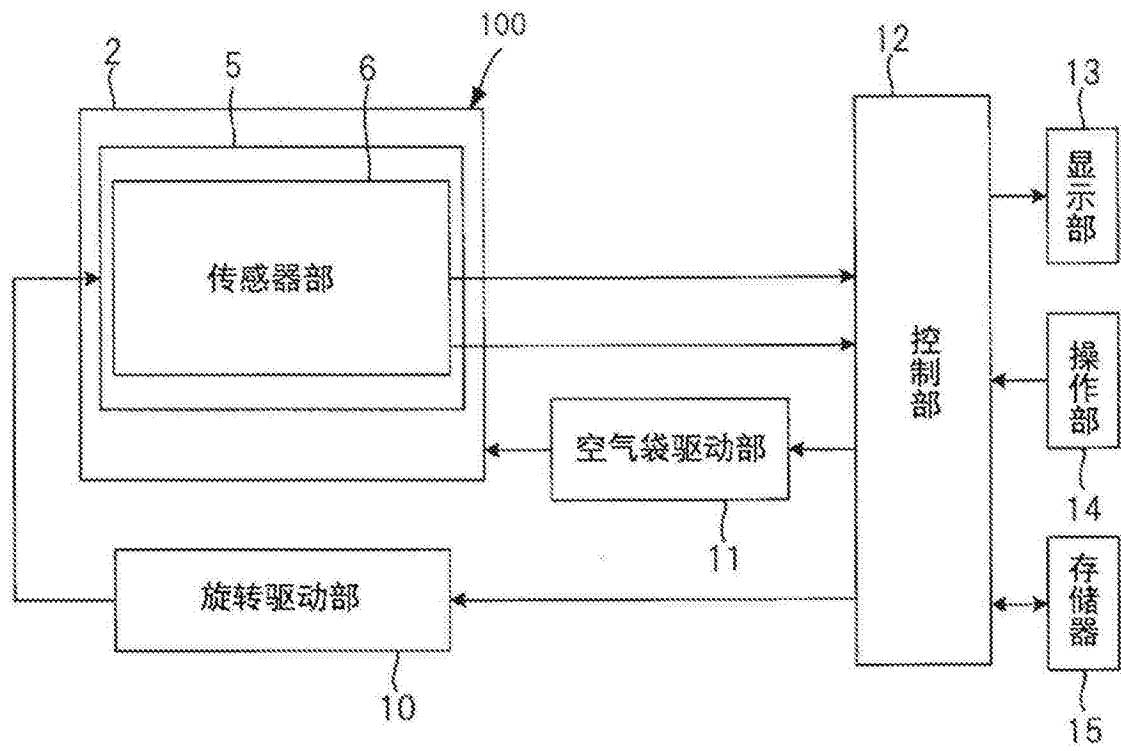


图5

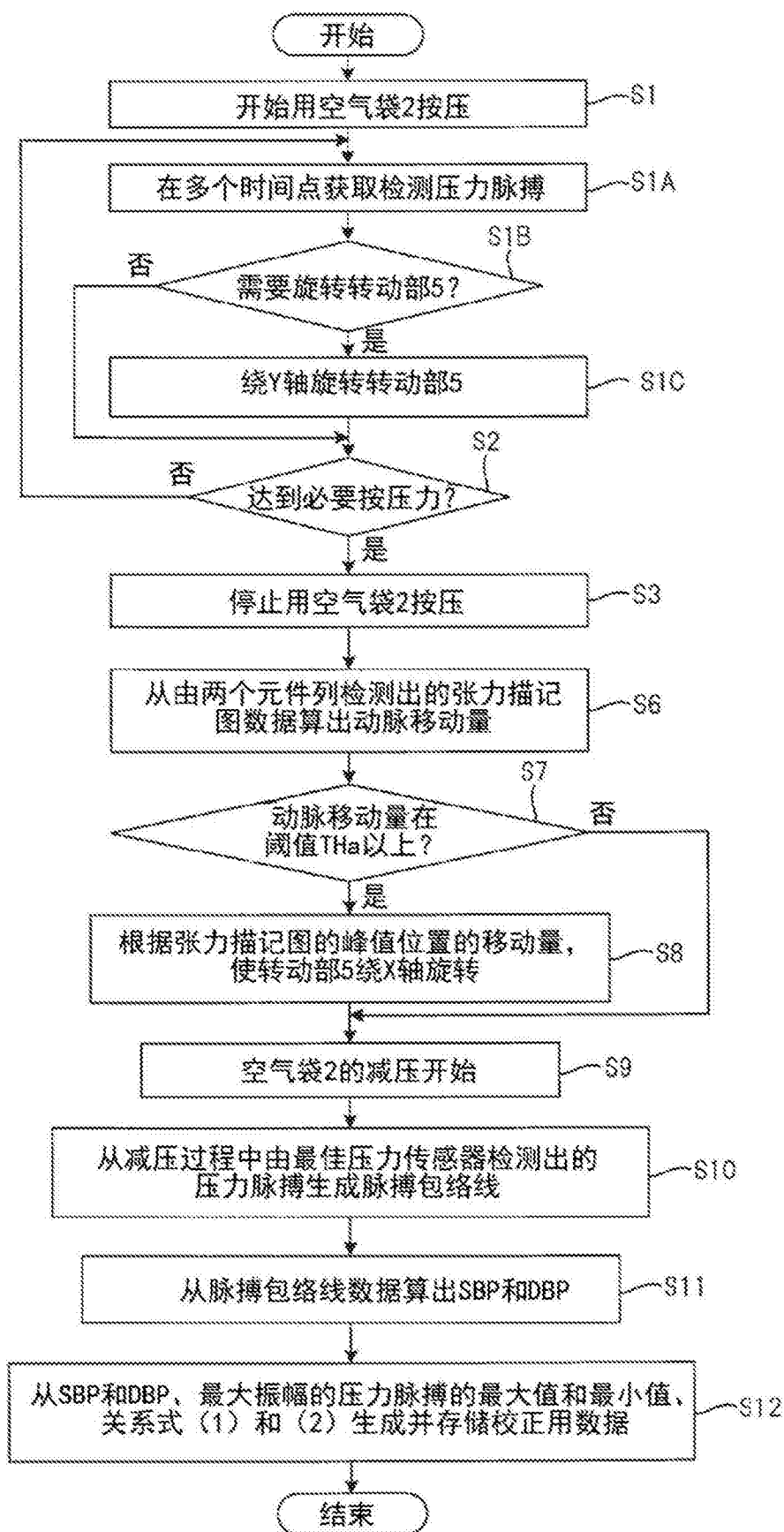


图6

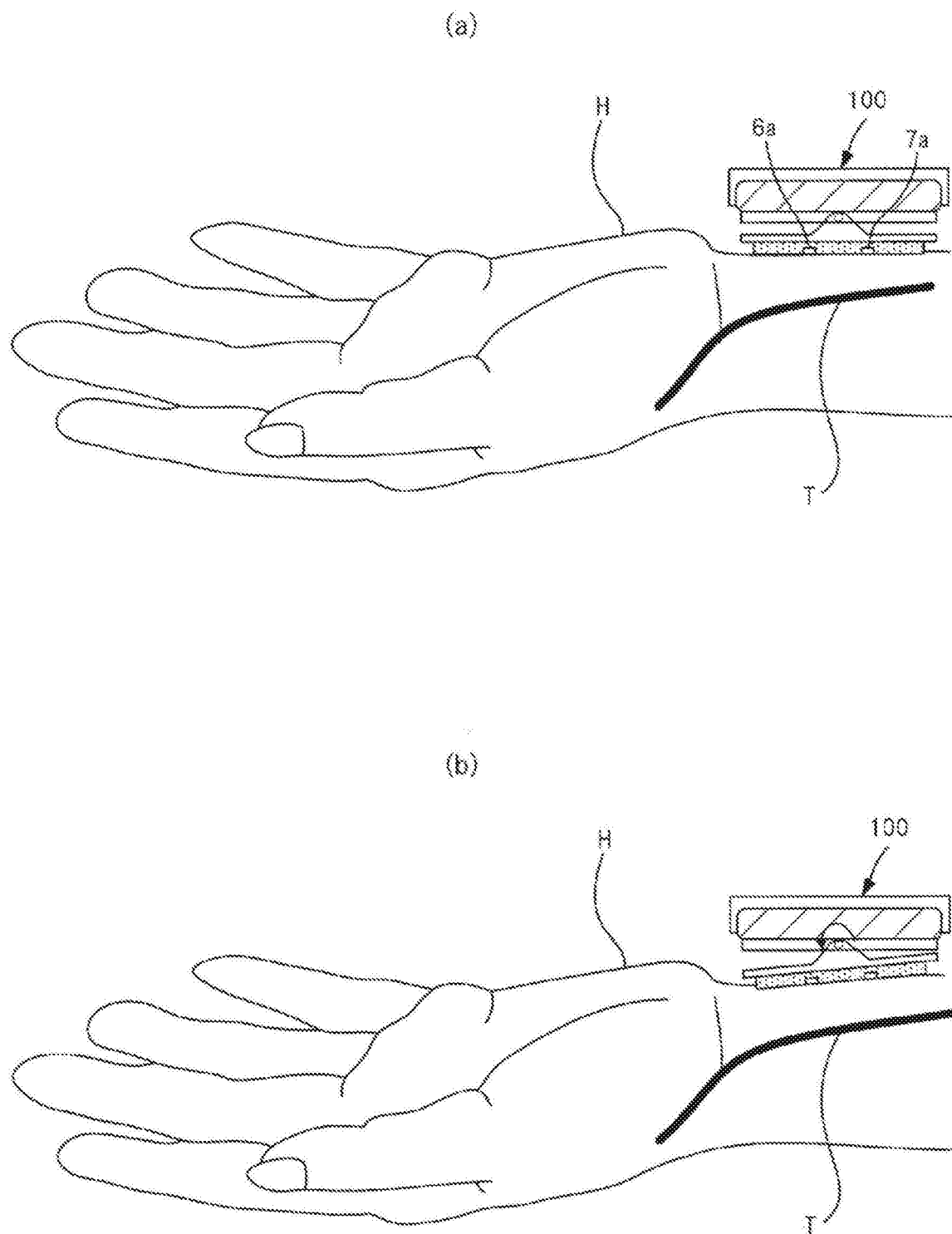


图7

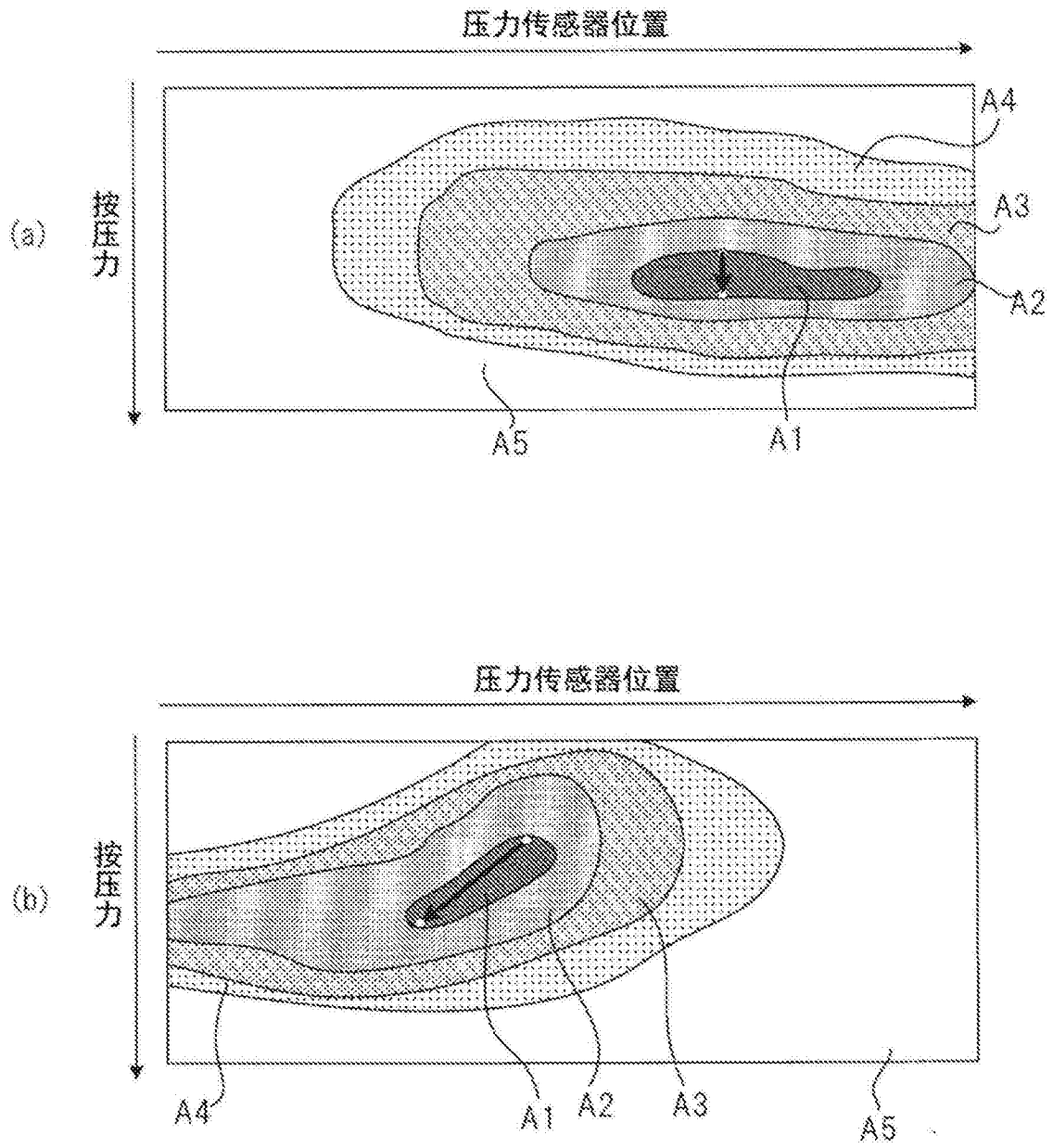


图8

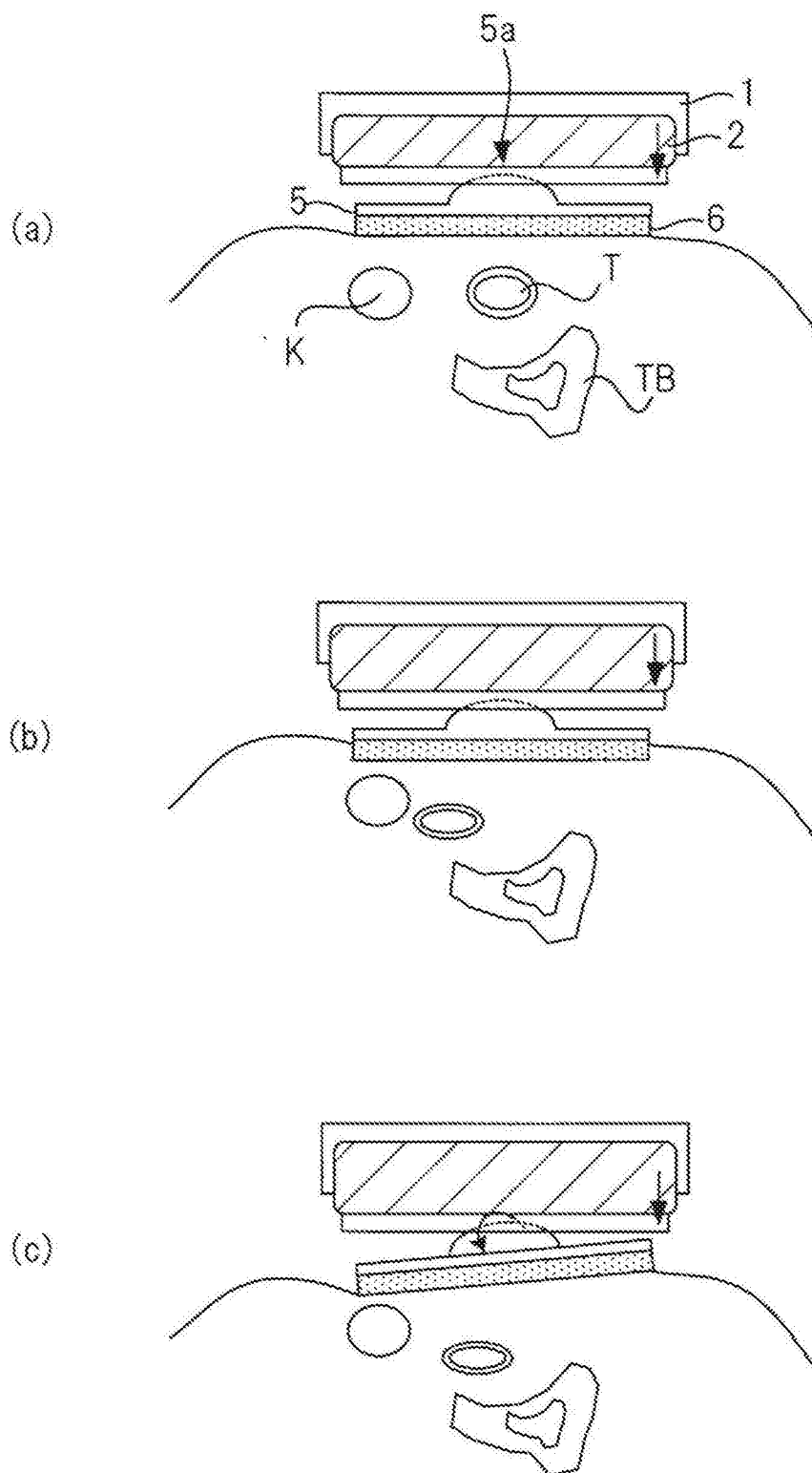


图9

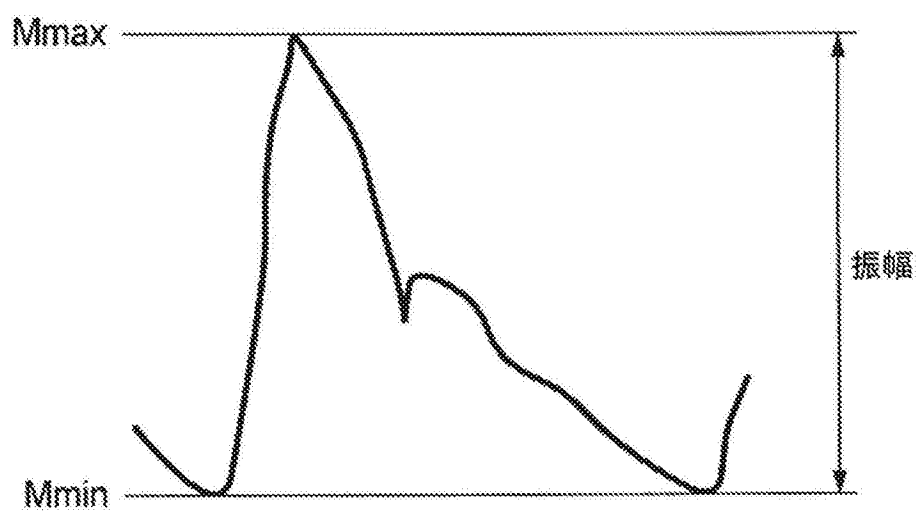
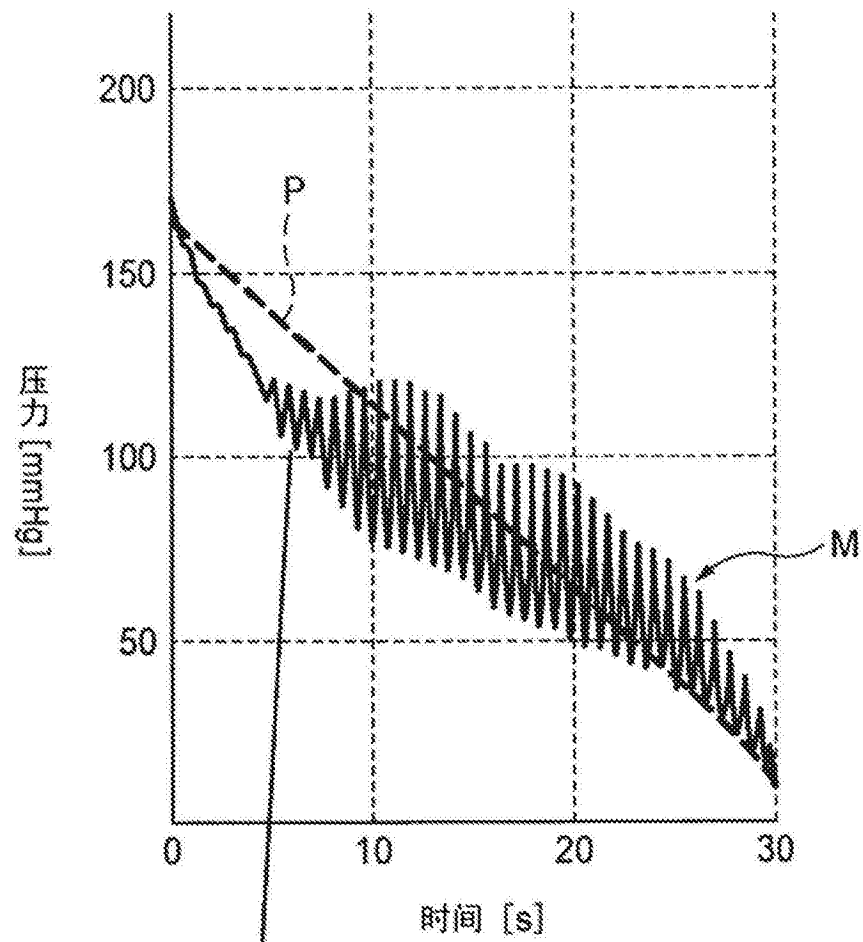


图10

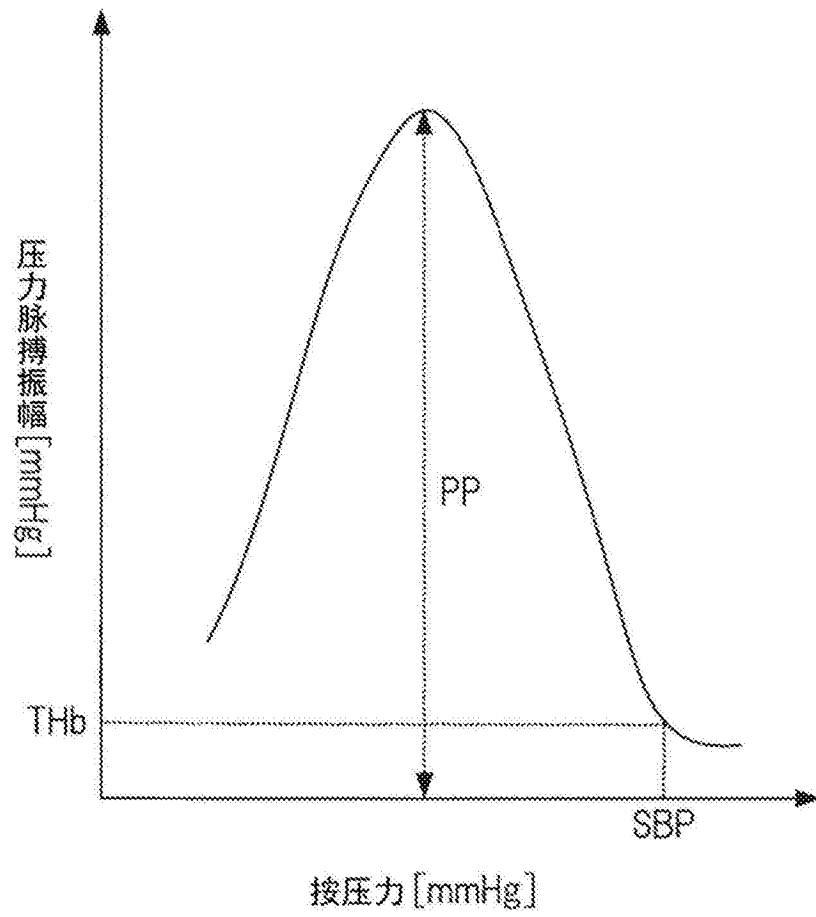


图11

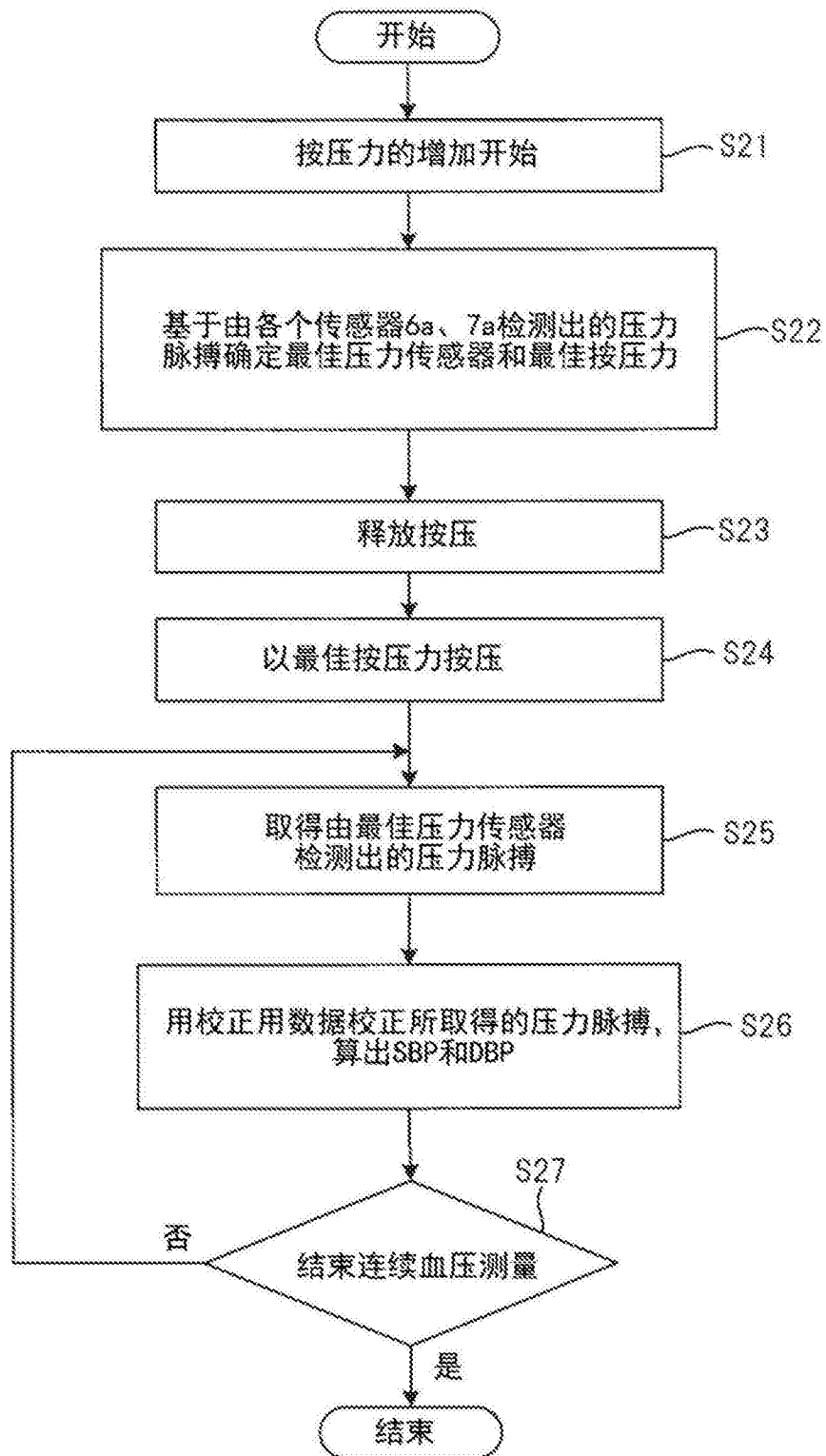


图12

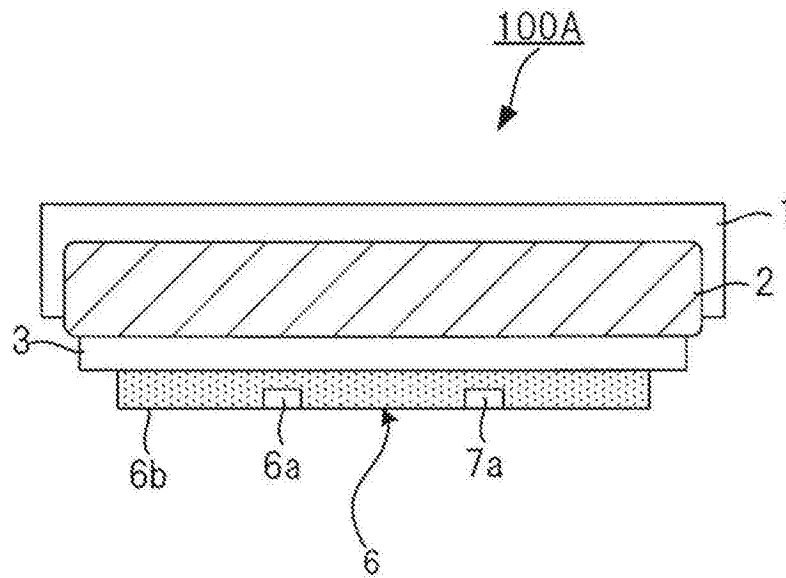


图13

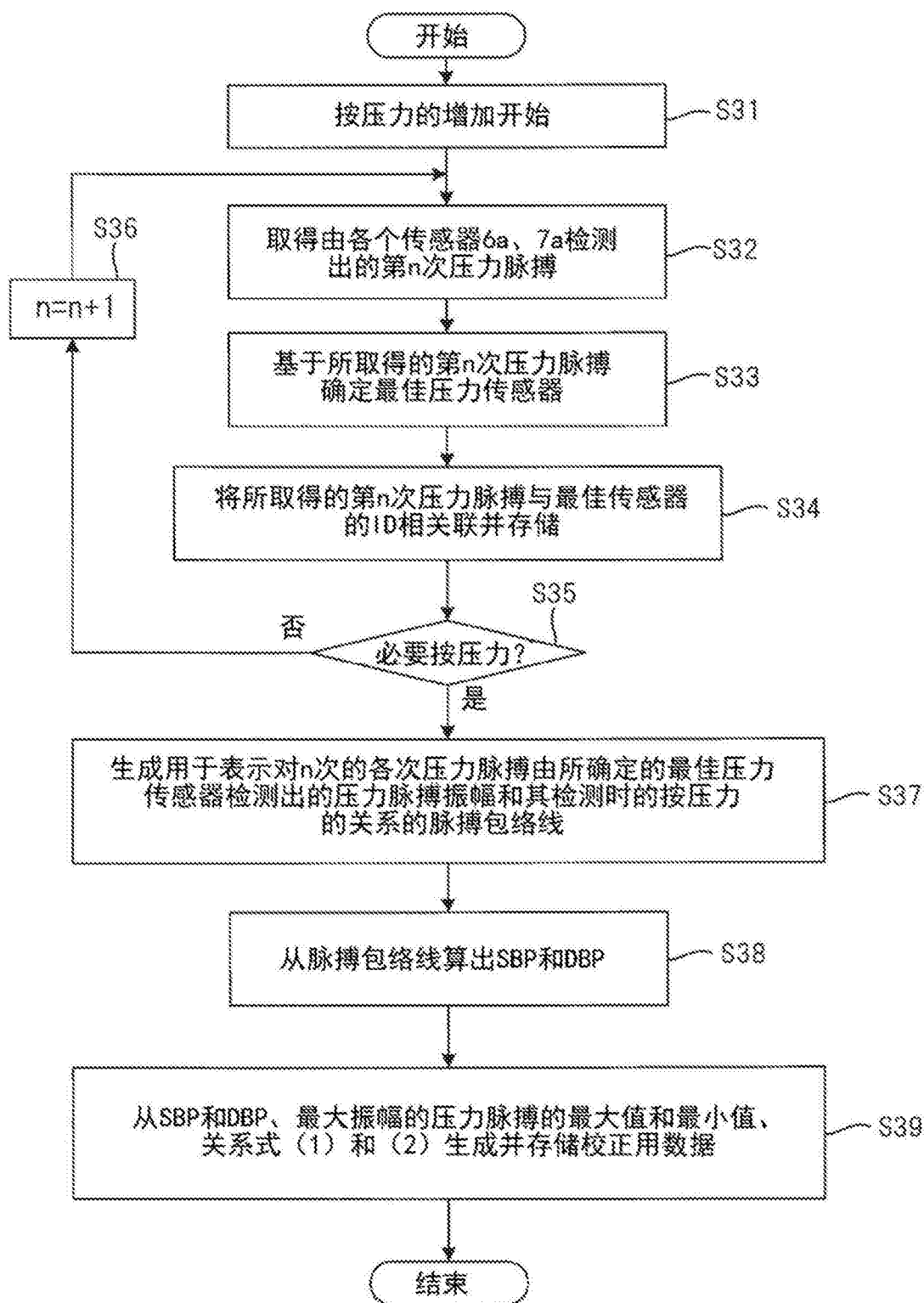


图14

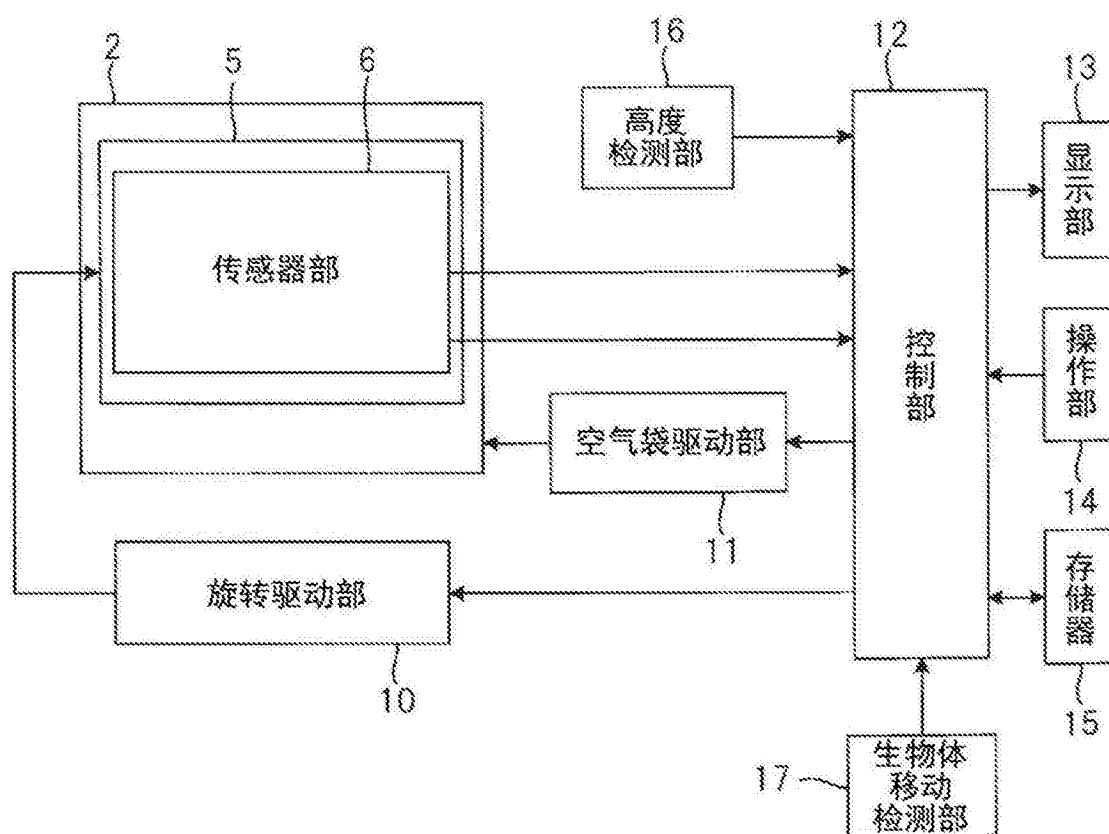


图15

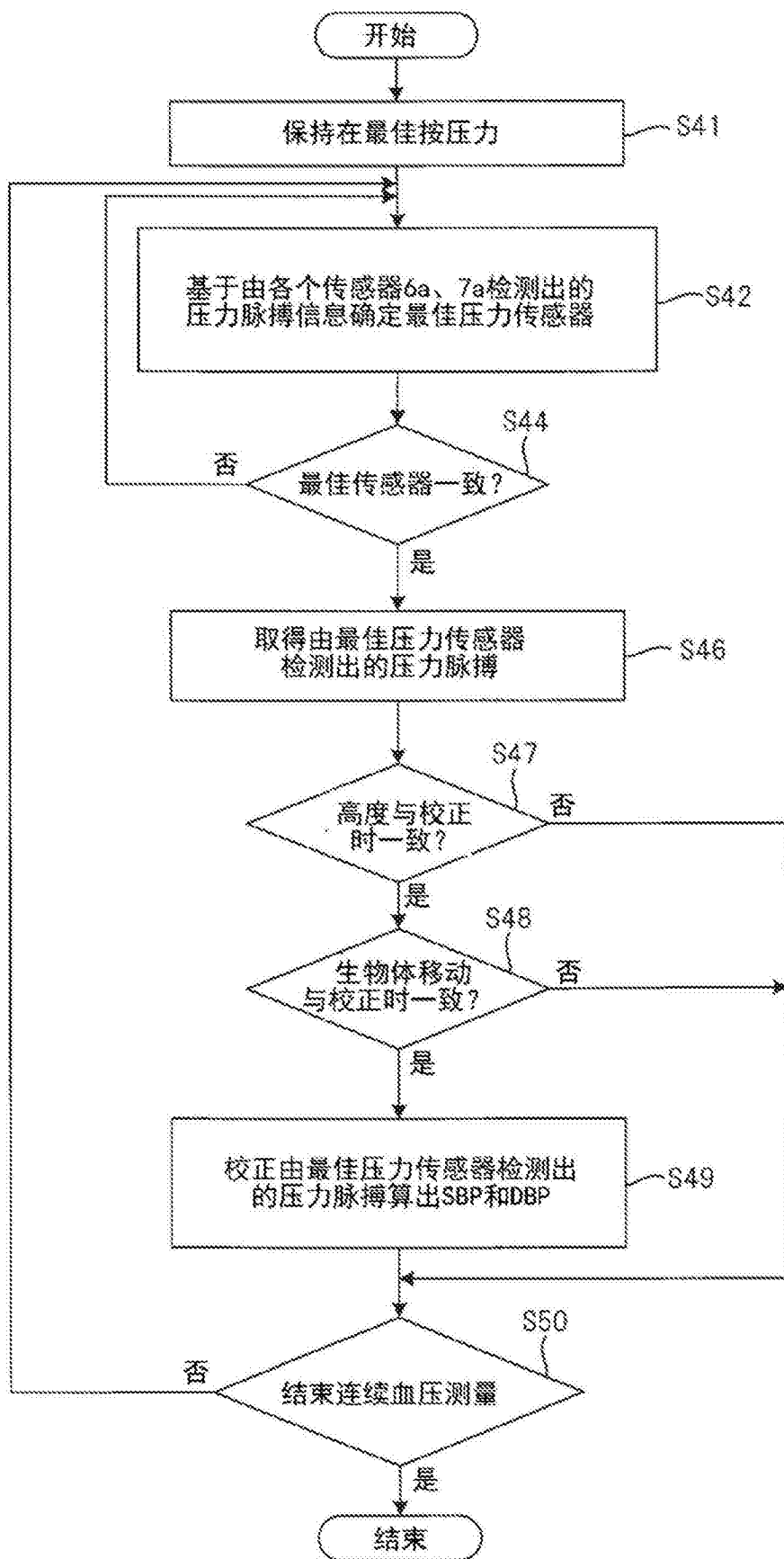


图16

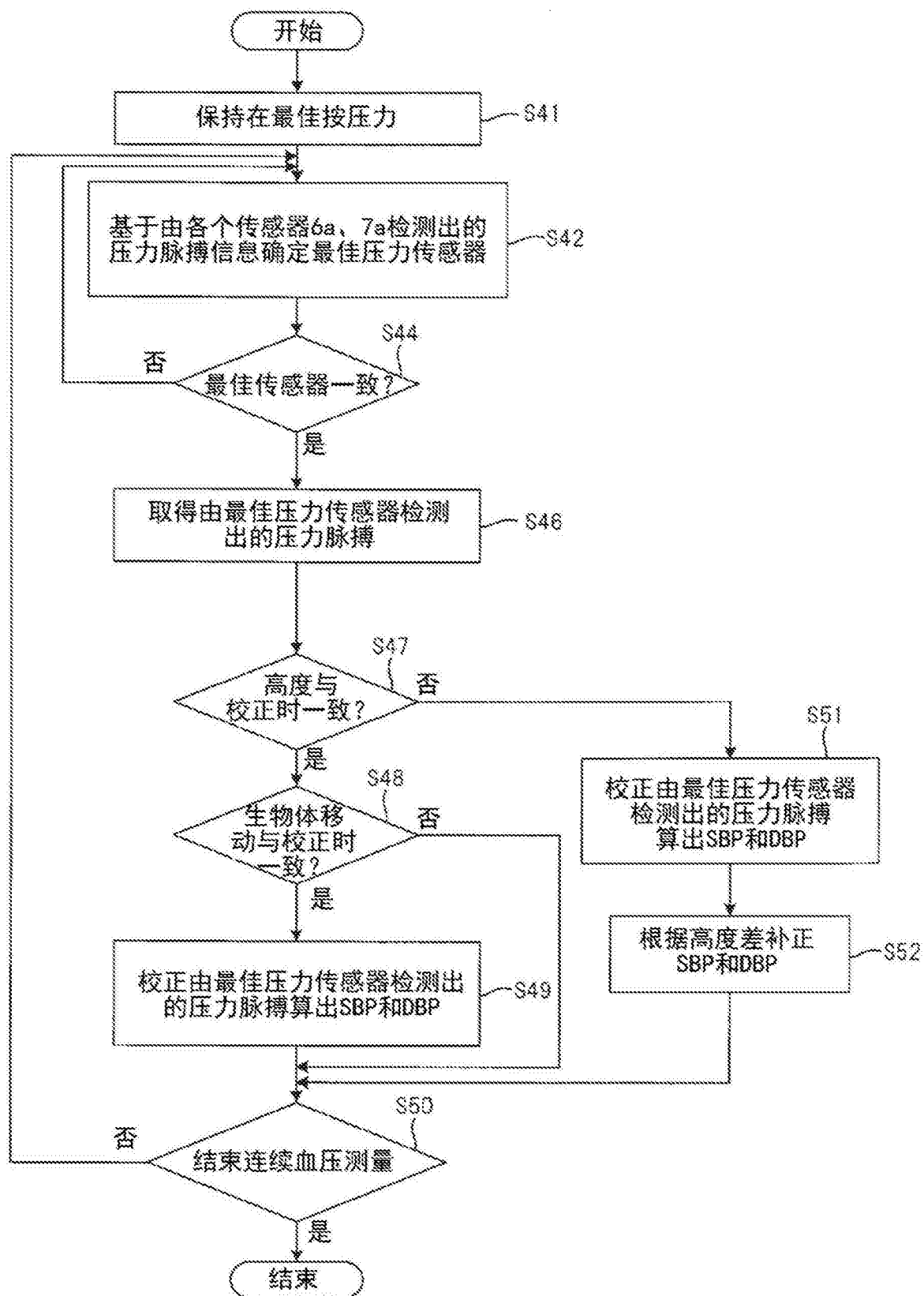


图17