



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108430315 B

(45) 授权公告日 2020.12.15

(21) 申请号 201680077954.X

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

(22) 申请日 2016.11.09

72003

(65) 同一申请的已公布的文献号

代理人 向勇

申请公布号 CN 108430315 A

(51) Int.CI.

(43) 申请公布日 2018.08.21

A61B 5/02 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 5/022 (2006.01)

2016-002445 2016.01.08 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2018.07.05

US 2015182147 A1, 2015.07.02

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101703394 A, 2010.05.12

PCT/JP2016/083261 2016.11.09

CN 102292021 A, 2011.12.21

(87) PCT国际申请的公布数据

EP 0330434 A1, 1989.08.30

W02017/119186 JA 2017.07.13

JP H05184548 A, 1993.07.27

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

JP H01209045 A, 1989.08.22

地址 日本京都府

JP H01288228 A, 1989.11.20

(72) 发明人 近藤胜宣 小椋敏彦

JP 2002330932 A, 2002.11.19

US 2006184051 A1, 2006.08.17

审查员 孙晓彤

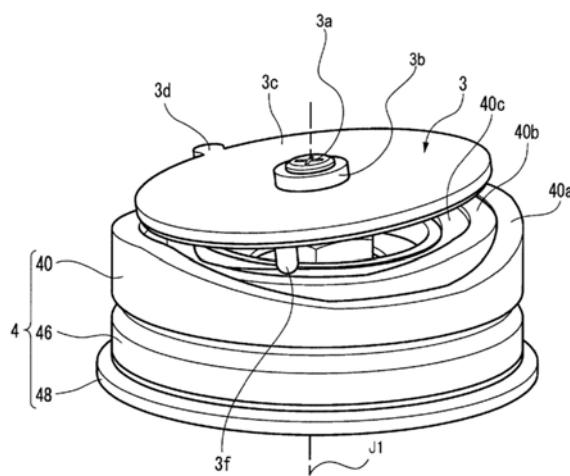
权利要求书2页 说明书19页 附图17页

(54) 发明名称

(40) 具有凸轮面(40a)、(40b),传感器台(3)具有与凸轮面(40a)、(40b)的每一个相抵接的抵接构件(3d)、(3e)。

压力脉搏波测定装置以及生物体信息测定装置

(57) 摘要



本发明提供能够灵活地变更通过与生物体部位接触来使用的传感器部的与生物体部位之间的接触状态,从而提高生物体信息的测定精度的压力脉搏波测定装置,以及具有该压力脉搏波测定装置的生物体信息测定装置。压力脉搏波测定部(100)具有:按压部(2),按压传感器部(6),在该传感器部(6)中形成有包括沿着方向(B)排列的多个压力检测元件(6a)的元件列(60)以及包括沿着方向(B)排列的多个压力检测元件(7a)的元件列(70);以及旋转控制构件(5),使传感器部(6)以与所述按压部(2)的按压方向正交的两个轴中的每个轴为中心旋转。旋转控制构件(5)包括以按压方向为旋转轴相对地旋转的传感器台(3)以及环形凸轮(40),传感器台(3)具有固定有传感器部(6)的传感器固定面(3c)。环形凸轮

B  
CN 108430315 B

1. 一种压力脉搏波测定装置，具有：

传感器部，形成有包含沿着一个方向排列的多个压力检测元件的元件列，

按压部，将所述传感器部按压在生物体的体表面，以及

旋转控制构件，使所述传感器部以与所述按压部的按压方向正交的两个轴中的每个轴为中心旋转；

所述旋转控制构件包括以所述按压方向为旋转轴相对地旋转的第一构件以及第二构件，

所述两个轴包括沿着多个所述压力检测元件的排列方向延伸的第一轴和沿着与所述排列方向正交的方向延伸的第二轴，

在所述第二构件中，在所述按压方向的端面上形成有第一凸轮面以及第二凸轮面，

所述第一凸轮面以及所述第二凸轮面分别沿着以所述旋转轴为中心的圆的圆周延伸，

所述第一凸轮面位于比所述第二凸轮面距离所述旋转轴更远的位置，

在所述第一构件中，形成有与所述第一凸轮面抵接的第一抵接构件和与所述第二凸轮面抵接的第二抵接构件，

由所述第一凸轮面、所述第二凸轮面、所述第一抵接构件、以及所述第二抵接构件构成运动转换机构，

所述旋转控制构件通过由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的所述第一凸轮面与所述第一抵接构件的相对移动，使所述传感器部以所述第一轴为中心旋转，通过由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的所述第二凸轮面与所述第二抵接构件的相对移动，使所述传感器部以所述第二轴为中心旋转。

2. 如权利要求1所述的压力脉搏波测定装置，其中，

所述按压部以多个所述压力检测元件的排列方向与所述体表面的下方的动脉的延伸方向交叉的状态，将所述传感器部按压在所述体表面。

3. 如权利要求2所述的压力脉搏波测定装置，其中，

所述旋转控制构件在将所述传感器部以所述第二轴为中心旋转的旋转角度固定为多个值中的每个值的每个状态下，使所述传感器部以所述第一轴为中心旋转的旋转角度从所述传感器部能够以所述第一轴为中心旋转的角度的范围的一端变化到另一端。

4. 如权利要求1所述的压力脉搏波测定装置，其中，

所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面，

所述传感器部中包含的所述元件列的多个所述压力检测元件的排列方向，与在从与所述第一构件的固定有所述传感器的端面垂直的方向对该端面进行观察的状态下的、连结所述第一抵接构件和所述旋转轴的方向一致。

5. 如权利要求1所述的压力脉搏波测定装置，其中，

所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面，

在与所述第一构件的固定有所述传感器部的端面垂直的垂直方向和所述按压方向一致的状态下，从所述垂直方向观察的俯视下，仅所述第一抵接构件与所述第一凸轮面重叠。

6. 如权利要求1～5中任一项所述的压力脉搏波测定装置，其中，

在所述第二构件的所述按压方向的端面，还形成有第三凸轮面，

在所述第一构件中，还形成有与所述第三凸轮面抵接的第三抵接构件，

由所述第一凸轮面、所述第二凸轮面、所述第三凸轮面、所述第一抵接构件、所述第二抵接构件以及所述第三抵接构件构成所述运动转换机构。

7. 如权利要求1~5中任一项所述的压力脉搏波测定装置，其中，  
所述传感器部具有沿着与所述一个方向正交的方向排列的多个所述元件列。
8. 一种生物体信息测定装置，具有：  
如权利要求1~7中任一项所述的压力脉搏波测定装置，以及  
基于由所述传感器部的压力检测元件检测出的压力脉搏波来计算生物体信息的生物  
体信息计算部。

## 压力脉搏波测定装置以及生物体信息测定装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种压力脉搏波测定装置以及生物体信息测定装置。

### 背景技术

[0002] 已知一种生物体信息测定装置，该装置能够在使压力传感器与手腕的桡骨动脉等动脉经过的生物体部位直接接触的状态下，使用由该压力传感器检测出的信息测定脉搏和血压等生物体信息。在该生物体信息测定装置中，压力传感器与动脉的位置关系影响生物体信息的测定精度。因此，如下述专利文献1～6所示，提出用于调整生物体部位与压力传感器之间的位置的装置构成。

[0003] 在专利文献1中记载的生物体信息测定装置中，具有用于与生物体部位接触的 $6 \times 7 = 42$ 个传感器组，并具有能够手动地调整传感器组在动脉方向上的斜率的机构，以使传感器组的各传感器的输出良好。

[0004] 在专利文献2中记载的生物体信息测定装置中，具有用于与生物体部位接触的 $6 \times 7 = 42$ 个传感器组。该生物体信息测定装置为了使传感器组的接触跟随手的移动，而将传感器组分割成4个区域，并且具有能够调整各分割区域的高度的机构。

[0005] 在专利文献3中公开了一种生物体信息测定装置，该生物体信息测定装置具有用于与生物体部位接触的压力传感器并具有用于使压力传感器在与动脉交叉的方向上移动的驱动部。

[0006] 在专利文献4中公开了一种生物体信息测定装置，该生物体信息测定装置具有用于与生物体部位接触的压力传感器列并具有用于使压力传感器列在与压力传感器列的按压方向交叉的面内旋转的驱动部。

[0007] 在专利文献5以及专利文献6中公开了一种生物体信息测定装置，该生物体信息测定装置具有按压面和驱动部，所述按压面通过将多个用于与生物体部位接触的压力传感器列排列而形成，所述驱动部使该按压面绕以沿着与多个压力传感器列的排列方向正交的方向延伸的轴为中心进行旋转。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献1：日本特开2010-220948号公报

[0011] 专利文献2：日本特开2010-220949号公报

[0012] 专利文献3：日本特开平02-001220号公报

[0013] 专利文献4：日本特开2002-330932号公报

[0014] 专利文献5：日本特开平01-288228号公报

[0015] 专利文献6：日本特开平01-209045号公报

### 发明内容

[0016] 发明所要解决的问题

[0017] 尽管专利文献1、2中记载的装置能够改变传感器组与生物体部位接触的接触状态,但是接触状态有时会随着使用者的手腕的形状而发生变化,有时会因手动而使接触状态改变。因此,无法充分考虑到生物体信息的测定精度来进行传感器的定位。

[0018] 由于专利文献3~6中记载的装置控制压力传感器的位置以使压力传感器的输出良好,因此能够考虑到生物体信息的测定精度来进行压力传感器的定位。但是,设想在将压力传感器按压在生物体部位上,且在该状态下使用从压力传感器输出的压力脉搏波来计算生物体信息的情况下,动脉的位置因按压力而发生变化。专利文献3~6中记载的装置很难充分地追随这样的位置变化。

[0019] 本发明是鉴于上述情况而提出,其目的在于,提供一种能够灵活地变更通过与生物体部位接触来使用的传感器部的与生物体部位的接触状态,从而提高压力脉搏波的测定精度的压力脉搏波测定装置,以及具有该压力脉搏波测定装置的生物体信息测定装置。

#### [0020] 用于解决问题的技术方案

[0021] 本发明的压力脉搏波测定装置具有:传感器部,形成包括沿着一个方向排列的多个压力检测元件的元件列,按压部,将所述传感器部按压在生物体的体表面,以及旋转控制构件,使所述传感器部以与所述按压部的按压方向正交的两个轴中的每个轴为中心旋转;所述旋转控制构件包括以所述按压方向为旋转轴相对地旋转的第一构件以及第二构件,所述第一构件和所述第二构件分别具有运动转换机构,所述运动转换机构将由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的旋转运动转换为所述传感器部以所述两个轴中的每个轴为中心旋转的旋转运动。

[0022] 本发明的生物体信息测定装置具有:所述压力脉搏波测定装置,以及基于由所述传感器部的压力检测元件检测出的压力脉搏波来计算生物体信息的生物体信息计算部。

#### [0023] 发明效果

[0024] 根据本发明,能够提供一种能够灵活地变更通过与生物体部位接触来使用的传感器部的与生物体部位的接触状态,从而提高压力脉搏波的测定精度的压力脉搏波测定装置,以及具有该压力脉搏波测定装置的生物体信息测定装置。

### 附图说明

[0025] 图1是示出本发明的一实施方式的血压测定装置中搭载的压力脉搏波测定部100的佩戴在手腕上的佩戴状态的图。

[0026] 图2是图1所示的压力脉搏波测定部100的放大图。

[0027] 图3是从按压方向的相反方向观察图1所示的压力脉搏波测定部100的传感器台3以及传感器部6的俯视图。

[0028] 图4是示意性地示出在图2所示的压力脉搏波测定部100中的旋转控制构件5的详细结构的立体图。

[0029] 图5是示意性地示出图4所示的环形凸轮40的立体图。

[0030] 图6是从按压方向的相反方向观察图5所示的环形凸轮40的俯视图。

[0031] 图7是将从与传感器固定面3c垂直的方向观察图4所示的传感器台3的俯视图和从与传感器固定面3c平行的方向观察图4所示的传感器台3的侧视图一同示出的图。

[0032] 图8是在传感器台3的传感器固定面3c与按压方向垂直的状态下,从按压方向的相

反方向观察压力脉搏波测定部100的俯视图。

[0033] 图9是示出第一凸轮面40a、第二凸轮面40b以及第三凸轮面40c各自的起伏图案的一个例子的图。

[0034] 图10是示出图4所示的旋转控制构件5的详细结构的分解立体图。

[0035] 图11是示出血压测定装置的块结构的示意图。

[0036] 图12是用于说明在本实施方式的血压测定装置的连续血压测定模式下直到生成校正用数据为止的动作的流程图。

[0037] 图13是示出两个元件列中的一个元件列不能阻扼桡骨动脉的状态的例子的图。

[0038] 图14是示出当使传感器部6对手腕的按压力变化时,由传感器部6的每个压力检测元件检测出的压力脉搏波的振幅值的一个例子的图。

[0039] 图15是示出将压力脉搏波测定部100放在手腕上,通过空气袋2将传感器部6向手腕按压的状态的图。

[0040] 图16是示出对手腕的按压力的变化以及由最佳压力检测元件检测出的压力脉搏波的变化的一个例子的图。

[0041] 图17是示出脉搏波包络线数据的一个例子的图。

[0042] 图18是用于说明在本实施方式的血压测定装置的连续血压测定模式下的连续血压测定动作的流程图。

## 具体实施方式

[0043] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0044] 图1是示出本发明的一实施方式的血压测定装置中搭载的压力脉搏波测定部100的佩戴在手腕上的佩戴状态的图。本实施方式的血压测定装置通过未图示的带部而被佩戴在体表面(皮肤)的下方存在有作为血压测定对象的动脉(在图1的例子中的桡骨动脉T)的生物体部位上(在图1的例中的使用者的手腕)。压力脉搏波测定部100构成压力脉搏波测定装置。

[0045] 图2是图1所示的压力脉搏波测定部100的放大图。

[0046] 压力脉搏波测定部100具有内置空气袋2的壳体1、固定在空气袋2上的旋转控制构件5以及固定在旋转控制构件5上的传感器部6。

[0047] 利用由未图示的泵控制空气袋2的内部的空气量,从而使固定在空气袋2上的旋转控制构件5沿着图2中的上下方向移动。

[0048] 在血压测定装置被佩戴在手腕上的状态下,空气袋2通过使旋转控制构件5向接近生物体部位的方向(图2中的下方向)移动,发挥作为将被固定在旋转控制构件5上的传感器部6向生物体部位的体表面按压的按压部的功能。按压部是能够将传感器部6向体表面按压的机构即可,并不限于使用空气袋。

[0049] 在图1所示的佩戴状态下,压力脉搏波测定部100中包含的传感器部6的传感器面6b与使用者的手腕的皮肤接触。空气袋2的内压因在该状态下增加注入空气袋2的空气量而增加,从而将旋转控制构件5和传感器部6压向手腕的桡骨动脉T。以下,将传感器部6的对桡骨动脉T的按压力等同于空气袋2的内压来进行说明。将由空气袋2按压旋转控制构件5和传感器部6的方向称为按压方向。

[0050] 旋转控制构件5具有固定在空气袋2上的固定部4以及作为与固定部4连结的第一构件的传感器台3。

[0051] 传感器台3是具有固定传感器部6的传感器固定面3c的板状的构件。在传感器台3的在按压方向上的两个端面中的、在图1的佩戴状态下位于靠近手腕一侧的端面为传感器固定面3c。

[0052] 传感器部6通过粘着剂等固定在传感器固定面3c上。

[0053] 图3是从按压方向的相反方向观察图1所示的压力脉搏波测定部100的传感器台3以及传感器部6的俯视图。

[0054] 如图3所示,在固定在传感器台3的传感器固定面3c上的传感器部6 的传感器面6b 上形成有元件列60和元件列70。传感器部6的传感器面6b 与传感器固定面3c平行。

[0055] 元件列60由多个压力检测元件6a构成,该多个压力检测元件6a在图1 所示的佩戴状态下,沿着与位于佩戴部位的桡骨动脉T的延伸方向A交叉的 (在图3的例子中是正交) 方向B(相当于一个方向) 排列。元件列70由沿着方向B排列的多个压力检测元件7a构成。元件列60和元件列70沿着方向A排列。传感器部6的传感器面6b呈在方向B上较长的矩形状,但并非限定于此。

[0056] 在本说明书中,在两个方向或两个轴正交的情况下,该两个方向或两个轴所成的角度 (=90°) 可包含允许的误差。

[0057] 各压力检测元件6a和在方向B上的位置与该压力检测元件6a相同的压力检测元件7a是成对构成的。在传感器部6的传感器面6b上,沿着方向B 排列有多个这样的压力检测元件对。

[0058] 传感器部6的传感器面6b是由单晶硅等构成的半导体基板的表面,压力检测元件6a、7a是由形成在该半导体基板表面上的压敏二极管等构成。压力检测元件能通过与物体接触来检测与压力相应的信号即可,没有特别的限定。

[0059] 通过将压力检测元件6a (7a) 以其排列方向与桡骨动脉T交叉 (大致正交) 的方式按压在桡骨动脉T上,来检测从桡骨动脉T产生并传递到皮肤的压力振动波,即检测压力脉搏波。

[0060] 各压力检测元件6a (7a) 在排列方向上的间隔被设定得足够小,以使可以在桡骨动脉T上配置必要且足够的数量的压力检测元件6a (7a) 。各压力检测元件6a (7a) 的排列长度必需大于桡骨动脉T的直径的尺寸且与桡骨动脉T的直径的尺寸相比要足够大。

[0061] 传感器台3构成为通过沿着按压方向延伸的旋转轴J1,并且,能够以与旋转轴J1正交的两个轴中的每个轴为中心进行旋转。

[0062] 在图3中,示出了沿着通过旋转轴J1的方向B延伸的第一轴X和沿着通过旋转轴J1的方向A延伸的第二轴Y。传感器台3以使传感器固定面3c 能够以第一轴X和第二轴Y中的每个轴为中心进行旋转的方式由固定部4 支撑。

[0063] 在图3的例子中,第一轴X的在方向A上的位置被设定在元件列60与元件列70之间的任意的位置 (在图3的例子中为中间) 。但是,第一轴X的在方向A上的位置并不限于于此,例如也可以设定在元件列60的左侧或元件列70的右侧等。

[0064] 另外,在图3的例子中,第二轴Y的在方向B上的位置被设定在将元件列60和元件列70分别二等分的直线上。但是,第二轴Y的在方向B上的位置并不限于于此,在各元件列60、

70上的任意的位置均可。另外,第二轴Y 的在方向B上的位置也可以被设定在不与各元件列60、70交叉的位置上(各元件列的上侧或者下侧)。

[0065] 连结旋转轴J1与设置在传感器台3上的后述的第一抵接构件3d的方向,与元件列60和元件列70各自所包含的压力检测元件的排列方向即方向B一致。在本说明书中,在两个方向一致的情况下,两个方向所成的角度( $=0^\circ$ ) 可包含允许的误差。

[0066] 图4是示意性地示出在图2所示的压力脉搏波测定部100中的旋转控制构件5的详细结构的立体图。图5是示意性地示出图4所示的环形凸轮40 的立体图。图6是从按压方向的相反方向观察图5所示的环形凸轮40的俯视图。图7是将从与传感器固定面3c垂直的方向观察图4所示的传感器台3 的俯视图和从与传感器固定面3c平行的方向观察图4所示的传感器台3的侧视图一同示出的图。

[0067] 旋转控制构件5的固定部4具有:环形凸轮40,作为能够以旋转轴J1 为中心进行旋转的第二构件;超声波马达46,用于驱动环形凸轮40旋转;以及基座48,以使传感器固定面3c能够以与按压方向正交的两个轴(图3 的第一轴X以及第二轴Y) 中的每个轴为中心进行旋转的方式来支撑传感器台3,并且固定超声波马达46的一部分。传感器台3通过固定螺钉3a被固定在基座48上。

[0068] 如图5和图6所示,环形凸轮40为在按压方向上具有厚度,并且在按压方向上俯视时呈大致环状的构件。环形凸轮40的在按压方向上的一侧的端面 (与传感器台3相向一侧的端面)由第一凸轮面40a、第二凸轮面40b、第三凸轮面40c以及底面40d构成。

[0069] 第一凸轮面40a、第二凸轮面40b以及第三凸轮面40c分别形成为沿着以环形凸轮40的旋转轴J1为中心的圆的圆周延伸。

[0070] 第一凸轮面40a、第二凸轮面40b以及第三凸轮面40c分别为沿着以旋转轴J1为中心的圆的圆周方向设置有具有预定的图案的起伏的面。关于该起伏的图案将在后面进行描述。

[0071] 如图6所示,第一凸轮面40a由以旋转轴J1为中心的半径为r1的圆以及以旋转轴J1为中心的半径为r2 ( $r1 > r2$ ) 的圆所包围的区域构成。

[0072] 第二凸轮面40b由以旋转轴J1为中心的半径为r2的圆以及以旋转轴J1 为中心的半径为r3 ( $r2 > r3$ ) 的圆所包围的区域构成。

[0073] 第三凸轮面40c由以旋转轴J1为中心的半径为r3的圆以及以旋转轴J1 为中心的半径为r4 ( $r3 > r4$ ) 的圆所包围的区域构成。

[0074] 为了连结传感器台3与基座48,在环形凸轮40的底面40d设置有到达环形凸轮40的在按压方向上的另一端面的贯通孔40e。

[0075] 如图4和图7所示,在固定有传感器台3的传感器部6的传感器固定面 3c的中央部分形成有用于将传感器台3固定在基座48上的螺钉固定部3b。

[0076] 另外,在传感器台3的传感器固定面3c的背面3g上,形成有与环形凸轮40的第一凸轮面40a抵接的第一抵接构件3d、与环形凸轮40的第二凸轮面40b抵接的第二抵接构件3e、以及与环形凸轮40的第三凸轮面40c抵接的第三抵接构件3f。

[0077] 第一抵接构件3d、第二抵接构件3e以及第三抵接构件3f分别在例如与凸轮面抵接的顶端部分设置有可旋转的球状体。通过该球状体的旋转,即使在环形凸轮40旋转的情况下,当从按压方向观察时的第一抵接构件3d、第二抵接构件3e以及第三抵接构件3f各自的

位置都固定不变,只有传感器固定面3c倾斜。

[0078] 图8是在传感器台3的传感器固定面3c与按压方向垂直的状态下,从按压方向的相反方向观察压力脉搏波测定部100的俯视图。此外,在图8中省略了基座48、空气袋2以及壳体1的图示。

[0079] 如图8所示,第一抵接构件3d与第一凸轮面40a抵接,第二抵接构件3e与第二凸轮面40b抵接,第三抵接构件3f与第三凸轮面40c抵接。

[0080] 在图8中,第一抵接构件3d与第一凸轮面40a之间的第一接触点、第二抵接构件3e与第二凸轮面40b之间的第二接触点、第三抵接构件3f与第三凸轮面40c之间的第三接触点分别位于与按压方向垂直的面上。

[0081] 另外,在图8中,传感器台3被设计为仅使第一抵接构件3d与第一凸轮面40a重叠。

[0082] 如果环形凸轮40从图8所示的状态以旋转轴J1为中心而旋转,当将在按压方向上与环形凸轮40的基座48相向的一侧的端面的位置作为基准位置时,上述三个接触点中的每个接触点距离该基准位置的高度发生变化。通过该三个接触点的高度的变化,传感器台3的传感器固定面3c以第一轴X和第二轴Y中的每个轴为中心进行旋转。

[0083] 这样,构成如下的运动转换机构,即,利用第一凸轮面40a、第二凸轮面40b、第三凸轮面40c、第一抵接构件3d、第二抵接构件3e以及第三抵接构件3f,将环形凸轮40的旋转运动转换为被固定在传感器台3的传感器固定面3c上的传感器部6的以第一轴X以及第二轴Y中的每个轴为中心而旋转的旋转运动。

[0084] 第一凸轮面40a的起伏的图案是通过因环形凸轮40的旋转运动而产生的第一凸轮面40a与第一抵接构件3d的相对移动,从而形成传感器固定面3c以第一轴X为中心而旋转这样的图案。

[0085] 第一凸轮面40b的起伏的图案是通过因环形凸轮40的旋转运动而产生的第一凸轮面40b与第一抵接构件3e相对移动,从而形成传感器固定面3c以第一轴Y为中心而旋转这样的图案。

[0086] 此外,传感器台3的第三抵接构件3f的目的被设计为使传感器台3的姿势稳定。因此,第三凸轮面40c的起伏的图案被设计为以分别不妨碍传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转所希望的角度的动作,以及传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转所希望的角度的动作。

[0087] 图9是示出第一凸轮面40a、第二凸轮面40b以及第三凸轮面40c各自的起伏图案的一个例子的图。

[0088] 图9所示的纵轴是示出当将环形凸轮40的朝向基座48侧的端面的在按压方向上的位置作为基准位置时,上述三个接触点中的每个接触点距离该基准位置的高度。在三个接触点的高度为相同的值的图8所示的状态下,将该值设置为基准值(=“0”),纵轴的高度表示相对于该基准值的相对值。

[0089] 图9所示的横轴是以 $0^\circ \sim 360^\circ$ 的角度来表示环形凸轮40的旋转位置。在图9的例子中,当环形凸轮40的旋转位置为 $135^\circ$ 时,环形凸轮40的各凸轮面与抵接构件的接触点的高度为基准值。

[0090] 如图9所示,第一凸轮面40a与第一抵接构件3d的第一接触点的高度在旋转位置为 $0^\circ \sim 60^\circ$ 的第一范围内从最小值变化到最大值,在旋转位置为 $60^\circ \sim 105^\circ$ 的第二范围内固

定在最大值。

[0091] 另外,第一接触点的高度在旋转位置为 $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ 的第三范围内从最大值变化到最小值,在旋转位置为 $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ 的第四范围内被固定在最小值。

[0092] 进一步地,第一接触点的高度在旋转位置为 $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ 的第五范围内从最小值变化到最大值,在旋转位置为 $270^{\circ} \sim 360^{\circ}$ 的第六范围内从最大值变化到最小值。

[0093] 第二凸轮面40b与第二抵接构件3e的第二接触点的高度在旋转位置在第一范围( $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ )内时被固定在最大值,在旋转位置在第二范围( $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ )内时从最大值变化到“0”。

[0094] 另外,第二接触点的高度在旋转位置在第三范围( $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ )内时被固定在“0”,在旋转位置在第四范围( $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ )内时从“0”变化到最小值。

[0095] 进一步地,第二接触点的高度在旋转位置在第五范围( $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ )内时被固定在最小值,在旋转位置在第六范围( $270^{\circ} \sim 360^{\circ}$ )内时从最小值变化到最大值。

[0096] 此外,实际上,在各接触点的高度的拐点附近,每个凸轮面都设置有倾斜以使高度的变化变得平滑。

[0097] 第一凸轮面40a被设计为通过环形凸轮40的旋转位置从 $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 的变化,传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度从 $-5^{\circ}$ 变化到 $+5^{\circ}$ 。

[0098] 第一凸轮面40a被设计为在环形凸轮40的旋转位置在 $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ 的范围内变化的期间,传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度被固定在 $+5^{\circ}$ 。

[0099] 第一凸轮面40a被设计为通过环形凸轮40的旋转位置从 $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ 的变化,传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度从 $+5^{\circ}$ 变化到 $-5^{\circ}$ 。

[0100] 第一凸轮面40a被设计为在环形凸轮40的旋转位置在 $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ 的范围内变化的期间,传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度被固定在 $-5^{\circ}$ 。

[0101] 第一凸轮面40a被设计为通过环形凸轮40的旋转位置从 $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ 的变化,传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度从 $-5^{\circ}$ 变化到 $+5^{\circ}$ 。

[0102] 第二凸轮面40b被设计为在环形凸轮40的旋转位置从 $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 的范围内变化的期间,传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在 $+5^{\circ}$ 。

[0103] 第二凸轮面40b被设计为通过环形凸轮40的旋转位置从 $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ 的变化,传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度从 $+5^{\circ}$ 变化到 $0^{\circ}$ 。

[0104] 第二凸轮面40b被设计为在环形凸轮40的旋转位置从 $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ 的范围内变化的期间,传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在 $0^{\circ}$ 。

[0105] 第二凸轮面40b被设计为通过环形凸轮40的旋转位置从 $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ 的变化,传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度从 $0^{\circ}$ 变化到 $-5^{\circ}$ 。

[0106] 第二凸轮面40b被设计为在环形凸轮40的旋转位置从 $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ 的范围内变化的期间,传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在 $-5^{\circ}$ 。

[0107] 就传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度而言,将传感器固定面3c垂直于按压方向的状态作为“ $0^{\circ}$ ”,若从该状态以第一轴X为中心向一个方向旋转则增加,若向另一个方向旋转则减少。在图9中,无论在哪个旋转位置,如果第一接触点的高度相同,则传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度相同。

[0108] 另外,就传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度而言,将传感器固

定面3c垂直于按压方向的状态作为“0°”，若从该状态以第二轴Y为中心向一个方向旋转则增加，若向另一个方向旋转则减少。在图9中，无论在哪个旋转位置，如果第二接触点的高度相同，则传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度相同。

[0109] 根据图9所示的起伏图案，环形凸轮40在第一范围(0°～60°)内旋转并且每个凸轮面与抵接构件相对移动，从而传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在+5°不变，传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度在+5°～-5°的范围内变化。

[0110] 另外，环形凸轮40在第三范围(105°～165°)内旋转并且每个凸轮面与抵接构件相对移动，从而传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在0°不变，传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度在+5°～-5°的范围内变化。

[0111] 另外，环形凸轮40在第五范围(210°～270°)内旋转且每个凸轮面与抵接构件相对移动，从而传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度被固定在-5°不变，传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度在+5°～-5°的范围内变化。

[0112] 这样，旋转控制构件5在将固定在传感器固定面3c上的传感器部6以第二轴Y为中心进行旋转的旋转角度固定为多个值(在图9的例子中为-5°、0°、+5°的三个值)中的每一个值的每一个状态下，使固定在传感器固定面3c上的传感器部6的以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度从固定在传感器固定面3c上的传感器部6以第一轴X为中心所能够旋转的角度的范围(+5°～-5°)的一端变化到另一端。由此，能够使传感器部6以如下的旋转角度二维地旋转，该旋转角度是指，以第二轴Y为中心进行旋转的三个旋转角度中的每个旋转角度与以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度的所有可取的值的组合。

[0113] 此外，在图9的例子中，为了通过环形凸轮40以旋转轴J为中心旋转360°，使环形凸轮40的旋转位置回到初始位置，在第六范围(270°～360°)内各接触点的高度也设有高度差。但是，如果限制环形凸轮40只在旋转位置为0°到270°的范围内旋转，则第六范围(270°～360°)内的各接触点的高度可以是任意的图案。第六范围(270°～360°)内的各接触点的高度例如也可以与旋转位置270°上的高度相同。

[0114] 另外，也能够将各凸轮面设计为倾斜，以使得通过环形凸轮40以旋转轴J为中心旋转360°，实现以第二轴Y为中心进行旋转的三个旋转角度(-5°、0°、+5°)中的每一个旋转角度与以第一轴X为中心进行旋转的旋转角度的所有可取的值(-5°～+5°)的组合。

[0115] 图10是示出图4所示的旋转控制构件5的详细结构的分解立体图。

[0116] 图4所示的基座48具有：圆板状的底部48a、设在底部48a上并沿按压方向突出的圆柱状的轴部48b、穿过轴部48b的中空部的万向联轴器(universal joint)49以及用于对传感器台3施压的弹簧49a。

[0117] 万向联轴器49的顶端部通过插入在螺钉固定部3b中的固定螺钉3a与传感器台3固定。传感器台3受到弹簧49a施压。通过轴部48b的中心且沿按压方向延伸的直线构成旋转轴J1。

[0118] 图4所示的超声波马达46具有：转子42，穿过有基座48的轴部48b且呈环状；轴承构件41，设置在转子42的中空部与轴部48b之间；环状的定子46a，容纳转子42且使转子42旋转；滑动板43，固定在转子42上；狭缝板44，固定在转子42上，并形成有狭缝；编码器板45，固定在基座48的底部48a上，形成有检测狭缝板44的狭缝并检测转子42的旋转位置的编码器

45a;以及施压弹簧47,容纳设置在基座48的底部48a的凹部48c并对定子 46a施压。转子42通过螺栓42a固定在环形凸轮40上。定子46a固定在基座48的底部48a上。

[0119] 图11是示出血压测定装置的模块结构的示意图

[0120] 血压测定装置具有:压力脉搏波测定部100、环形凸轮驱动部10、空气袋驱动部11、整体控制装置总体的控制部12、显示部13、操作部14以及存储器15。

[0121] 环形凸轮驱动部10,基于控制部12的指示,驱动构成压力脉搏波测定部100的旋转控制构件5的定子46a,使环形凸轮40以旋转轴J1为中心旋转。

[0122] 空气袋驱动部11,基于控制部12的指示,控制注入空气袋2的空气量 (空气袋2的内压)。

[0123] 显示部13用于显示测定出的血压值等的各种信息,并且例如由液晶等构成。

[0124] 操作部14是用于向控制部12输入指示信号的接口,并且由用于指示开始进行包含血压测定在内的各种动作的按钮等构成。

[0125] 存储器15包括:存储用于使控制部12进行规定的动作的程序或数据的 ROM (Read Only Memory:只读存贮器)、作为工作存储器的RAM (Random Access Memory:随机存取存储器)、以及存储测定的血压数据等各种信息的快闪存储器等。

[0126] 控制部12发挥生物体信息计算部的功能,即,基于由传感器部6的压力检测元件检测到的压力脉搏波,计算作为生物体信息的血压信息。在这里,虽然作为生物体信息例举了血压信息,但作为生物体信息,能够基于压力脉搏波计算的信息即可。例如,也可将脉搏数或心跳数等作为生物体信息计算。

[0127] 以下,对本实施方式的血压测定装置的动作进行说明。本实施方式的血压测定装置具有连续血压测定模式,在该连续血压测定模式下,针对每一个脉拍测定血压值SBP (systolic blood pressure:收缩期血压) 即所谓的最高血压以及DBP (Diastolic Blood pressure:扩张期血压) 即所谓的最低血压并将其显示在显示部13上。

[0128] 图12是用于说明在本实施方式的血压测定装置的连续血压测定模式下的直到生成校正用数据为止的动作的流程图。

[0129] 此外,在发出血压测定指示之前的初始状态下,压力脉搏波测定部100 的传感器台3以第一轴X为中心旋转的旋转角度和以第二轴Y为中心旋转的旋转角度分别为0°,并且传感器固定面3c以及传感器面6b垂直于按压方向。

[0130] 当有血压测定指示时,控制部12控制空气袋驱动部11开始向空气袋2 注入空气,使旋转控制构件5对桡骨动脉T的按压力增加(步骤S1)。

[0131] 在按压力的增加过程中,控制部12在经过了足以使桡骨动脉T开始被阻扼所需的时间后的任意的时机(例如周期性时机),从在此之前由各压力检测元件6a检测出并存储在存储器15中的压力脉搏波(作为压力脉搏波信息 I1)中,按照检测时刻从新到旧的顺序获取多个(以下为两个)压力脉搏波信息I1。另外,控制部12在上述任意的时机,从在此之前由各压力检测元件7a检测出并存储在存储器15中的压力脉搏波(作为压力脉搏波信息 I2)中,按照检测时刻从新到旧的顺序获取多个(以下为两个)压力脉搏波信息 I2(步骤S1A)。

[0132] 控制部12计算如下的两个压力脉搏波的例如振幅的平均值Ave1和 Ave2,其中,平均值Ave1是构成在步骤S1A获取的两个压力脉搏波信息I1 中的、在时刻t1检测到的压力脉搏波信息I1的压力脉搏波的振幅的平均值,平均值Ave2是构成在步骤S1A获取的两个压力

脉搏波信息I1中的、在时刻t1之后的时刻t2检测到的压力脉搏波信息I1的压力脉搏波的振幅的平均值。另外，控制部12计算如下的两个压力脉搏波的振幅的平均值Ave3和Ave4，其中，平均值Ave3是构成在步骤S1A获取的两个压力脉搏波信息I2中的、在时刻t1检测到的压力脉搏波信息I2的压力脉搏波的振幅的平均值，平均值Ave4是构成在步骤S1A获取的两个压力脉搏波信息I2中的、在时刻t2检测到的压力脉搏波信息I2的压力脉搏波的振幅的平均值。然后，控制部12针对在相同时刻算出的平均值计算其比值((Ave1/Ave3)和(Ave2/Ave4))。

[0133] 接下来，控制部12基于针对多个时机计算的比值的变化，判定是否应该使传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转。也就是说，控制部12基于在按压力的增加过程中的在多个时机由压力检测元件6a、7a检测到的压力脉搏波，判定是否使传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转(步骤S1B)。

[0134] 例如，在针对多个时机算出的比值单调增加的情况下，能够判定为元件列70朝向阻扼桡骨动脉T的方向，而元件列60不朝向阻扼桡骨动脉T的方向。因此，控制部12判定传感器固定面3c需要以第一轴X为中心进行旋转。

[0135] 另外，在针对多个时机算出的比值单调减少的情况下，能够判定为元件列60朝向阻扼桡骨动脉T的方向，而元件列70不朝向阻扼桡骨动脉T的方向。因此，控制部12判定传感器固定面3c需要以第一轴X为中心进行旋转。

[0136] 另外，在针对多个时机算出的比值几乎没有变化的情况下，能够判定为元件列60、70都同样地检测桡骨动脉T的压力脉搏波。因此，控制部12判定为传感器固定面3c不需要以第一轴X为中心进行旋转。

[0137] 另外，在针对多个时机算出的比值的反复增减的情况下，不能判定出元件列60、70是否能够充分地按压桡骨动脉T，还是只有一个元件列不能充分地按压桡骨动脉T。因此，控制部12判定为传感器固定面3c不需要以第一轴X为中心进行旋转。

[0138] 这样，控制部12基于针对多个时机算出的比值的变化，判定传感器固定面3c是否需要以第一轴X为中心进行旋转。此外，也可以使用平均值Ave1(Ave2)和平均值Ave3(Ave4)之差(考虑符号的值)来代替该比值。这里的判定传感器固定面3c是否需要旋转的判定方法是一个例子，并非限定于此。

[0139] 图13(a)是示出元件列70阻扼桡骨动脉T阻扼，而元件列60未阻扼桡骨动脉T阻扼的状态的例子的图。在图13(a)的状态下，元件列60与桡骨动脉T的距离比元件列70与桡骨动脉T之间的距离大。

[0140] 当将由各压力检测元件6a检测到的压力脉搏波的振幅平均值设为6A，将由各压力检测元件7a检测到的压力脉搏波的振幅平均值设为7A时，在图13(a)的状态下，6A与7A之比(6A/7A)与1相比足够大。在该状态下，由压力检测元件6a组成的元件列越接近桡骨动脉T，则(6A/7A)越接近1。

[0141] 因此，控制部12当在步骤S1B中判定为传感器固定面3c需要以第一轴X为中心进行旋转时，根据在最新时刻的(6A/7A)值，来控制传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转(步骤S1C)。

[0142] 具体来说，控制部12参照示出(6A/7A)的值与传感器固定面3c的旋转角度之间的关系的数据表(在产品出货之前通过实验求出并预先存储在存储器15中)，读出与(6A/7A)

的值对应的旋转角度，并设定读出的旋转角度。存储在存储器15中的传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角度为 $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ 之间的值（如果分辨率为 $1^{\circ}$ ，则 $-5^{\circ}、-4^{\circ}、\dots、0^{\circ}、1^{\circ}、2^{\circ}、\dots、5^{\circ}$ 总计11个）。旋转角度的分辨率根据编码器45a的位置检测分辨率等来决定。

[0143] 控制部12根据如上所述地设定的旋转角度使传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转。由此，如图13(b)所示，能够使传感器固定面3c与桡骨动脉T平行，并且能够获得分别通过元件列60、70阻扼桡骨动脉T的状态。

[0144] 控制部12在步骤S1C之后，且在步骤S1B中判定传感器固定面3c不需要以第一轴X为中心进行旋转时，将处理转移到步骤S2。在步骤S2中，控制部12判定按压力是否达到足以阻扼桡骨动脉T的压力（必要按压力）。控制部12在按压力达到必要按压力的情况下（步骤S2：是），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在按压力没达到必要按压力的情况下将处理返回到步骤S1A。

[0145] 在步骤S3之后，控制部12求出如下的振幅分布曲线，即所谓的张力描记图（tonogram），该振幅分布曲线示出在步骤S1～步骤S3中由各压力检测元件6a在相同时刻检测到的压力脉搏波的振幅与该各压力检测元件6a在传感器面6b上的位置之间的关系。另外，控制部12求出如下的张力描记图，该张力描记图示出由各压力检测元件7a在相同时刻检测到的压力脉搏波的振幅与该各压力检测元件7a在传感器面6b上的位置之间的关系。

[0146] 控制部12将针对元件列60生成的张力描记图与该元件列60的识别信息、压力脉搏波的检测时刻、以及空气袋2在该检测时刻向按压方向的按压力（空气袋2的内压）建立对应关系并存储在存储器15中。

[0147] 同样地，控制部12针对元件列70生成的张力描记图与该元件列70的识别信息、压力脉搏波的检测时刻、以及空气袋2在该检测时刻向按压方向的按压力（空气袋2的内压）建立对应关系并存储在存储器15中。

[0148] 然后，控制部12使用存储在存储器15中的张力描记图的数据，计算在旋转控制构件5对手腕的按压过程中的桡骨动脉T在方向B上（与桡骨动脉T的延伸方向交叉的方向）的移动量（步骤S6）。

[0149] 图14(a)、(b)是示出当使传感器部6对手腕的按压力变化时，由传感器部6的各压力检测元件6a检测的压力脉搏波的振幅值的一个例子的图。在图14(a)、(b)中，横轴表示各压力检测元件6a在方向B上的位置，纵轴表示按压力。

[0150] 在图14(a)、(b)中，根据由位于各位置的压力检测元件6a检测到的压力脉搏波的振幅的大小，用颜色区分上述各压力脉搏波。

[0151] 附图标记A1是振幅为阈值TH1以上的部分。附图标记A2是振幅为阈值TH2以上且小于阈值TH1的部分。附图标记A3是振幅为阈值TH3以上且小于阈值TH2的部分。附图标记A4是振幅为阈值TH4以上且小于阈值TH3的部分。附图标记A5是振幅小于阈值TH4的部分。此外，阈值TH1>阈值TH2>阈值TH3>阈值TH4。

[0152] 图14(a)是示出在按压力增加的过程中，检测在阈值TH1以上的振幅的压力脉搏波的压力检测元件6a的位置几乎不变的例子。与此相对地，图14(b)是示出在按压力增加的过程中，检测在阈值TH1以上的振幅的压力脉搏波的压力检测元件6a的位置逐渐向左偏离的例子。

[0153] 图15是示出将压力脉搏波测定部100放在手腕上,利用空气袋2将传感器部6向手腕按压的状态的图。在图15中,附图标记TB表示桡骨,附图标记K表示肌腱。

[0154] 当将传感器部6从图15(a) 的状态向手腕按压时,如图15 (b) 所示,存在桡骨动脉T沿着方向B移动的情况。

[0155] 如图15 (b) 所示,当桡骨动脉T在按压中沿着方向B移动时,按压过程中的压力脉搏波的振幅值的分布变成如图14 (b) 所示那样。也就是说,在最初检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置、和在最后检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置之间发生很大偏移。

[0156] 在图14(a)的例子中,在最初检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置、和在最后检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置之间没有发生很大偏移。也就是说,理解为在增加按压力的过程中,桡骨动脉T被阻扼而在方向B上几乎不移动。

[0157] 这样,通过观察在按压力的变化过程中的张力描记图的变化,能够检测桡骨动脉T在方向B上的位置变化。在保持如图15 (b) 所示的状态不变的情况下,若增加按压力来阻扼桡骨动脉T,则由于受到肌腱K等的生物体组织的影响,可能无法获取准确的张力描记图。

[0158] 因此,控制部12在步骤6中根据示出按压力与张力描记图的关系的图14 的数据,计算如下的两个位置之差,并判定算出的差是否在阈值THa(步骤 S7)以上,该两个位置之差是在最初检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置、和在最后检测到阈值TH1以上的振幅值的按压力下检测到该振幅值的压力检测元件6a的位置之差(也就是说桡骨动脉T向方向B的移动量)。

[0159] 如果两个位置的差在阈值THa以上(步骤S7:是),则控制部12在步骤S8中求出图14 (b) 的箭头所示的矢量。如果两个位置的差小于阈值THa (步骤S7:否),则进行步骤S9的处理。

[0160] 针对图14所示的矢量的朝向以及大小、和示出传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度的信息,预先实验性地求出并将他们建立对应关系而存储在存储器15中。存储在存储器15中的传感器固定面3c以第二轴Y 为中心旋转的旋转角度为-5°、0°以及+5°这三个值。

[0161] 然后,控制部12从存储器15获取与求出的矢量的大小以及朝向对应的旋转角度的信息,并将获取的信息发送给环形凸轮驱动部10。然后,环形凸轮驱动部10根据接收到的信息和在步骤S1C中设定的传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角度,在维持以第一轴X为中心旋转的旋转角度的状态下,使旋转环形凸轮40旋转,以使传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度为所希望的值。由此,传感器固定面3c如图15 (c) 所示进行旋转(步骤S8)。

[0162] 例如,考虑通过步骤S1C的处理将环形凸轮40的旋转位置控制为118 °(以第一轴X为中心旋转的旋转角度为+3°)的情况。然后,在步骤S8 中,需要将以第二轴Y为中心旋转的旋转角度设为+5°。在该情况下,在步骤S8中,通过将环形凸轮40的旋转位置变更为42°,在以第一轴X为中心旋转的旋转角度被维持在+3°的状态下,以第二轴Y为中心旋转的旋转角度为+5°。另外,在步骤S8中需要将以第二轴Y为中心旋转的旋转角度设为-5°的情况下,通过将环形凸轮40的旋转位置变更为252°,在以第一轴 X为中心旋转的旋转角度被维持在+

3°的状态下,以第二轴Y为中心旋转的旋转角度为-5°。

[0163] 如上所述,当有血压测定指示时,控制部12基于在空气袋2的按压力的增加过程中在多个时机由各压力检测元件6a、7a检测到的压力脉搏波,在步骤S1B以及步骤S7中判定是否需要使传感器固定面3c旋转。然后,控制部 12在需要使传感器固定面3c旋转的情况下(步骤S1B:是,步骤S7:是),基于由各压力检测元件6a、7a检测到的压力脉搏波,使传感器固定面3c旋转。

[0164] 在步骤S8之后的步骤S9中,控制部12控制空气袋驱动部11,使空气袋2内的空气排出,并开始减少对桡骨动脉T的按压力。

[0165] 控制部12在步骤S9中开始减小按压力并将按压力减小到最小值后,从所有的压力检测元件6a、7a中确定最佳压力检测元件。控制部12例如在按压力的减小过程中将检测到最大振幅的压力脉搏波的压力检测元件确定为最佳压力检测元件。

[0166] 由位于桡骨动脉T的平坦部分的正上方的压力检测元件检测到的压力脉搏波不受桡骨动脉TD的壁的张力的影响,振幅最大。另外,该压力脉搏波与桡骨动脉TD内的血压值的相关性最高。由于这样的原因,将检测到最大振幅的压力脉搏波的压力检测元件确定为最佳压力检测元件。

[0167] 此外,当存在多个检测到最大振幅的压力脉搏波的压力检测元件时,在该情况下,将该多个压力检测元件作为最佳压力检测元件,将由该多个压力检测元件中的每一个检测到的压力脉搏波的例如平均值作为由该最佳压力检测元件检测出的压力脉搏波进行处理即可。

[0168] 然后,控制部12在按压力的减小过程中,根据由该最佳压力检测元件检测到的压力脉搏波生成脉搏波包络线数据(步骤S10)。

[0169] 脉搏波包络线数据是指,将传感器部6对桡骨动脉T的按压力(空气袋 2的内压)、与在用该按压力将最佳压力检测元件按压在桡骨动脉T上的状态下由最佳压力检测元件检测到的压力脉搏波的振幅建立对应关系的数据。

[0170] 图16是示出对手腕的按压力的变化以及由最佳压力检测元件检测到的压力脉搏波的变化的一个例子的图。在图16中,附图标记P所示的直线示出按压力,附图标记M所示的波形示出压力脉搏波。在图16的下半部分示出了一个压力脉搏波的放大图。

[0171] 如图16所示,在压力脉搏波中,将在上升拐点处的压力称为最小值 Mmin,将在下降拐点处的压力称为最大值Mmax。压力脉搏波的振幅为从最大值Mmax减去最小值Mmin而得到的值。最大值Mmax和最小值Mmin分别是确定压力脉搏波的形状的信息之一。

[0172] 如图16所示,当开始减小按压力并解除对桡骨动脉T的阻扼状态时,由最佳压力检测元件检测的压力脉搏波的振幅急剧变大,然后,随着按压力的减小发生如图所示的变化。控制部12在步骤S10中根据图16所示的按压力与压力脉搏波的关系,生成如图17所示的脉搏波包络线数据。

[0173] 控制部12当生成图17所示的脉搏波包络线数据时,根据生成的脉搏波包络线数据来计算SBP和DBP(步骤S11)。

[0174] 例如,控制部12将在图17所示的脉搏波包络线上的按压力开始减小之后压力脉搏波的振幅开始急剧上升时的按压力,即,按压力开始减小之后由最佳压力检测元件检测到的压力脉搏波的振幅首次超过阈值THb的时间点的按压力确定为SBP,该阈值THb是能够判

定为不是在动脉阻扼状态下的阈值。或者,控制部12计算在脉搏波包络线数据中相邻的两个振幅值之差,并将在该差超过阈值的时间点的按压力确定为SBP。

[0175] 进一步地,控制部12讲在图17所示的脉搏波包络线上的压力脉搏波振幅的最大值作为脉压(PP),根据求出的SBP以及PP、 $SBP-DBP=PP$ 的关系式来计算DBP。

[0176] 在步骤S11之后,控制部12使用由在步骤S9的减压过程中确定的最佳压力检测元件检测到的各压力脉搏波中的任意一个压力脉搏波(例如,作为最大振幅的压力脉搏波)的最大值Mmax以及最小值Mmin、和在步骤S11中算出的SBP以及DBP,来生成用于连续血压测定时的校正用数据并将其存储在存储器15中(步骤S12)。

[0177] 假设a为一次函数的斜率,b为一次函数的截距,下式的关系成立:

$$SBP = a \times M_{max} + b \quad \dots \quad (1)$$

$$DBP = a \times M_{min} + b \quad \dots \quad (2)$$

[0180] 控制部12将在步骤S11中求出的SBP以及DBP、和在图17的脉搏波包络线上振幅为最大的压力脉搏波的最大值Mmax以及最小值Mmin代入到式(1)和式(2)中,计算斜率a和截距b。然后,将算出的系数a、b和式(1)、(2)作为校正用数据存储在存储器15中。

[0181] 图18是用于说明本实施方式的血压测定装置在连续血压测定模式下的连续血压测定动作的流程图。

[0182] 通过图12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以使空气袋2的内压上升,并使旋转控制构件5对桡骨动脉T的按压力增加(步骤S21)。

[0183] 接下来,控制部12将在各压力检测元件6a、7a中的、在按压力的增加过程中检测出具有最大振幅的压力脉搏波的压力检测元件确定为最佳压力检测元件。另外,控制部12将在检测出该最大振幅的压力脉搏波的时间点的空气袋2的内压确定为最佳按压力(步骤S22)。

[0184] 接下来,控制部12释放空气袋2的内压并返回到初始状态(步骤S23),然后,使空气袋2的内压上升到在步骤S22确定的最佳按压力,并保持该最佳按压力(步骤S24)。

[0185] 接下来,控制部12在以最佳按压力将传感器部6按压在桡骨动脉T上的状态下,获取由在步骤S22中确定的最佳压力检测元件检测出的压力脉搏波(步骤S25)。

[0186] 然后,控制部12使用在图12的步骤S12生成的校正用数据来对获取的一个压力脉搏波进行校正,并计算SBP和DBP(步骤S26)。

[0187] 具体来说,控制部12将在步骤S25中获取的压力脉搏波的最大值Mmax 和在步骤S12中算出的系数a、b代入到上述式(1)中来计算SBP,并将在步骤S25中获取的压力脉搏波的压力最小值Mmin和在步骤S12中算出的系数a、b代入到上述式(2)中来计算DBP。控制部12将算出的SBP和DBP 显示在例如显示部13上来通知使用人。

[0188] 如果有连续血压测定的结束指示(步骤S27:是),则控制部12结束处理,如果没有结束指示(步骤S27:否),则将处理返回到步骤S25。

[0189] 如上所述,根据本实施方式的血压测定装置,固定有传感器部6的传感器固定面3c能够以与传感器部6的按压方向正交的两个轴(第一轴X以及第二轴Y)中的每个轴为中心进行旋转。因此,能够通过图12例示的动作来提高压力脉搏波的检测精度,并能够提高作为基于该压力脉搏波算出的生物体信息的血压信息的计算精度。

[0190] 传感器固定面3c的旋转是通过一个超声波马达46使环形凸轮40旋转而进行的。因

此,能够将使传感器固定面3c旋转的机构设置得简单且紧凑,从而能够使压力脉搏波测定部100的体积变小以及降低成本。

[0191] 另外,传感器固定面3c的旋转是通过环形凸轮40的凸轮面与传感器台3的抵接构件的相对移动而实现的。因此,与使用齿轮等来使传感器固定面3c旋转的情况相比,能够降低传感器固定面3c旋转时的动作声音。

[0192] 另外,由于通过环形凸轮40的旋转动作使传感器固定面3c旋转,因此能够减小使环形凸轮40旋转所需的旋转转矩。因此,能够降低使传感器固定面3c旋转时的功耗,从而能够良好地保持血压测定装置的电池耐用性。另外,由于通过使用环形凸轮40,能够减小用于使环形凸轮40旋转的致动器,因此能够使压力脉搏波测定部100的体积变小。

[0193] 关于传感器固定面3c以第二轴Y为中心的旋转,为了防止由于桡骨动脉T在方向B上移动而引起压力脉搏波的检测精度的降低。因此,关于传感器固定面3c绕第二轴Y的旋转,能够使传感器固定面3c旋转以便能改变桡动脉T的位置的程度即可,无需精细地控制旋转角度。

[0194] 另一方面,关于传感器固定面3c以第一轴X为中心的旋转,旋转到传感器固定面3c与桡骨动脉T平行。桡骨动脉T在其走向上向生物体内的下沉量等会因人而异,另外,桡骨动脉T也有由于传感器部6的按压而下沉的情况。因此,为了使传感器固定面3c与桡骨动脉T平行,最好能够精细地控制传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度。

[0195] 由于这些原因,在本实施方式的血压测定装置中,将传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度控制为 $-5^{\circ}$ 、 $0^{\circ}$ 、 $+5^{\circ}$ 这三个值中的任意一个,并且将传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角度控制为在 $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ 的范围内的任意的值。用于实现这种控制的环形凸轮40的凸轮面的起伏的图案如图9所示并不复杂。因此,能够降低压力脉搏波测定部100的设计成本,从而能够降低制造成本。

[0196] 此外,以第二轴Y为中心旋转的三个旋转角度( $-5^{\circ}$ 、 $0^{\circ}$ 、 $+5^{\circ}$ )中的每一个角度和以第一轴X为中心旋转的旋转角度的所有可取值( $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ )的具体的数值是一个例子,这些数值并不限于此。例如,也可以将各凸轮面设计为,可实现以第二轴Y为中心旋转的三个旋转角度( $-10^{\circ}$ 、 $0^{\circ}$ 、 $+10^{\circ}$ )中的每一个角度和以第一轴X旋转的旋转角度的所有可取值( $-10^{\circ} \sim +10^{\circ}$ )的组合。

[0197] 此外,如果设法设计环形凸轮40的凸轮面的起伏的图案,则能够将传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度控制在 $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ 的范围内的任意的值。

[0198] 在以上的说明中,旋转控制构件5在将传感器固定面3c以第二轴Y为中心旋转的旋转角度固定在三个值中的每个值的每个状态下,可以使传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角度在 $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ 的范围内变化。但是,考虑到压力脉搏波的检测精度,作为以第二轴Y为中心旋转的旋转角度所需的数量是两个以上即可。

[0199] 也就是说,旋转控制构件5也可以是,在将固定在传感器固定面3c上的传感器部6以第二轴Y为中心旋转的旋转角度固定在两个值或者四个以上的值中的每个值的每个状态下,使传感器部6以第一轴X为中心旋转的旋转角度在 $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ 的范围内变化。但是,如果过于增加以第二轴Y为中心旋转的旋转角度的数量,则环形凸轮40的设计会变得复杂,因此以第二轴Y为中心旋转的旋转角度的数量优选为三个或者五个。

[0200] 如上所述,由于需要精细地控制传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角

度,因此优选旋转角度的误差较小。

[0201] 在旋转控制构件5中,由于第一凸轮面40a位于距离旋转轴J1最远的位置,因此第一抵接构件3d在第一凸轮面40a上移动的距离比在其他的凸轮面上移动的距离更大。因此,当第一凸轮面40a和第一抵接构件3d的接触位置偏离所希望的位置时的以第一轴X为中心旋转的传感器固定面3c的旋转角度的偏移量,小于当第二凸轮面40b和第二抵接构件3e的接触位置偏离所希望的位置时的以第二轴Y为中心旋转的传感器固定面3c的旋转角度的偏移量。因此,通过使第一凸轮面40a位于距离旋转轴J1最远的位置,能够减小传感器固定面3c以第一轴X为中心旋转的旋转角度的误差,并且能够高精度地进行传感器台3的旋转控制。

[0202] 另外,在压力脉搏波测定部100中,如图8所示,传感器台3被设计为仅第一抵接构件3d与第一凸轮面40a重叠。根据该结构,不用担心传感器台3的除了第一抵接构件3d以外的部分与第一凸轮面40a接触。因此,在图8所示的状态下,能够减小传感器台3的传感器固定面3c的相反侧的端面与环形凸轮40的朝向传感器台3侧的端面之间的距离。因此,能够使压力脉搏波测定部100的体积变小。

[0203] 另外,如图3所示,在压力脉搏波测定部100中,配置在传感器固定面3c上的传感器部6中所包含的元件列60、70的压力检测元件的排列的方向(方向B),与从与传感器固定面3c垂直的方向观察传感器固定面3c的状态下的连结第一抵接构件3d和旋转轴J1的方向实际上是一致的。

[0204] 此处,第一抵接构件3d是位于距离作为传感器台3的支撑点的旋转轴J1最远的位置的作用点。因此,通过使连结该支撑点和作用点的方向与传感器部6的长度方向一致,能够稳定传感器台3的姿势,从而能够高精度地进行传感器台3的旋转控制。

[0205] 另外,压力脉搏波测定部100为环形凸轮40的凸轮面沿着以旋转轴J为中心的圆的圆周延伸的结构。根据该结构,环形凸轮40的设计较容易,从而能够降低压力脉搏波测定部100的制造成本。

[0206] 另外,压力脉搏波测定部100为在环形凸轮40上设置有第三凸轮面40c,并且在传感器台3上设置有第三抵接构件3f的结构。根据该结构,由三个抵接构件和基座48支撑传感器台3。因此,能够稳定传感器台3的姿势,从而能够高精度地进行传感器台3的旋转控制。

[0207] 此外,能够省略环形凸轮40的第三凸轮面40c和传感器台3的第三抵接构件3f。即使在省略这些结构的情况下,由于传感器台3被两个抵接部和基座48支撑,因此能够稳定传感器台3的姿势。

[0208] 以下,对压力脉搏波测定部100的变形例进行说明。

[0209] 旋转控制构件5也可以不旋转环形凸轮40就使传感器台3旋转,来使传感器部6以第一轴X以及第二轴Y中的每个轴为中心进行旋转。在该结构的情况下,在不将传感器部6固定在传感器台3的传感器固定面3c上,而是将其固定在传感器部6的元件列60、70的延伸方向的状态下,采用传感器部6的传感器面6b追随传感器固定面3c的倾斜而倾斜的机构即可。

[0210] 旋转控制构件5也可以将环形凸轮40的朝向传感器台3侧的相反侧的端面作为平面且将环形凸轮40设置为不能旋转的,将传感器部6固定在该平面,并且传感器台3通过马达能够以旋转轴J1为中心旋转。即使是该结构,通过传感器台3的旋转,也能够使传感器部6

以第一轴X以及第二轴Y中的每个轴为中心进行旋转。

[0211] 在旋转控制构件5中,作为用于使环形凸轮40旋转的马达可以使用出了超声波马达以外的其他设备。由于环形凸轮40为环状,通过使用环形马达,能够使旋转控制构件5的设计较容易。

[0212] 旋转控制构件5也可以将凸轮面形成为,通过第一凸轮面40a与第一抵接构件3d的相对移动,使传感器固定面3c以第二轴Y为中心进行旋转,通过第二凸轮面40b与第二抵接构件3e的相对移动,使传感器固定面3c以第一轴X为中心进行旋转。另外,环形凸轮40的凸轮面的形状并不限于沿着圆周方向延伸的形状,只要是能够将传感器固定面3c的旋转角度设定为所希望的值,可以为任意的形状。

[0213] 如上述说明,本说明书中公开了以下内容。

[0214] 公开的压力脉搏波测定装置具有:传感器部,形成有包含沿着一个方向排列的多个压力检测元件的元件列,按压部,将所述传感器部按压在生物体的体表面,以及旋转控制构件,使所述传感器部以与所述按压部的按压方向正交的两个轴中的每个轴为中心旋转;所述旋转控制构件包括以所述按压方向为旋转轴相对地旋转的第一构件以及第二构件,所述第一构件和所述第二构件分别具有运动转换机构,所述运动转换机构将由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的旋转运动转换为所述传感器部以所述两个轴中的每个轴为中心旋转的旋转运动。

[0215] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述按压部在以多个所述压力检测元件的排列方向与所述体表面的下方的动脉的延伸方向交叉的状态,将所述传感器部按压在所述体表面,所述两个轴包括沿着多个所述压力检测元件的排列方向延伸的第一轴和沿着与所述排列方向正交的方向延伸的第二轴。

[0216] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述旋转控制构件在将所述传感器部以所述第二轴为中心旋转的旋转角度固定为多个值中的每个值的每个状态下,使所述传感器部以所述第一轴为中心旋转的旋转角度从所述传感器部能够以所述第一轴为中心旋转的角度的范围的一端变化到另一端。

[0217] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,在所述第二构件中,在所述按压方向的端面上形成有第一凸轮面以及第二凸轮面,所述第一凸轮面以及所述第二凸轮面分别沿着以所述旋转轴为中心的圆的圆周延伸,所述第一凸轮面位于比所述第二凸轮面距离所述旋转轴更远的位置,在所述第一构件中,形成有与所述第一凸轮面抵接的第一抵接构件和与所述第二凸轮面抵接的第二抵接构件,由所述第一凸轮面、所述第二凸轮面、所述第一抵接构件、以及所述第二抵接构件构成所述运动转换机构,所述旋转控制构件,通过由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的所述第一凸轮面与所述第一抵接构件的相对移动,使所述传感器部以所述第一轴为中心旋转,通过由所述第一构件与所述第二构件相对地旋转而引起的所述第二凸轮面与所述第二抵接构件的相对移动,使所述传感器部以所述第二轴为中心旋转。

[0218] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面,所述传感器部中包含的所述元件列的多个所述压力检测元件的排列方向,与在从与所述第一构件的固定有所述传感器部的端面垂直的方向对该端面进行观察的状态下的、连结所述第一抵接构件和所述旋转轴的方向一致。

[0219] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面,在与所述第一构件的固定有所述传感器部的端面垂直的垂直方向和所述按压方向一致的状态下,从所述垂直方向观察的俯视下,仅所述第一抵接构件与所述第一凸轮面重叠。

[0220] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,在所述第二构件的所述按压方向的端面,形成有第一凸轮面以及第二凸轮面,在所述第一构件中,形成有与所述第一凸轮面抵接的第一抵接构件和与所述第二凸轮面抵接的第二抵接构件,由所述第一凸轮面、所述第二凸轮面、所述第一抵接构件以及所述第二抵接构件构成所述运动转换机构。

[0221] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述第一凸轮面和所述第二凸轮面分别沿着以所述旋转轴为中心的圆的圆周延伸,所述第一凸轮面位于比所述第二凸轮面距离所述旋转轴更远的位置。

[0222] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面,所述传感器部中包含的所述元件列的多个所述压力检测元件的排列方向,与在从与所述第一构件的固定有所述传感器部的端面垂直的方向对该端面进行观察的状态下的、连结所述第一抵接构件和所述旋转轴的方向一致。

[0223] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述传感器部被固定在所述第一构件的所述按压方向的端面,在与所述第一构件的固定有所述传感器部的端面垂直的垂直方向和所述按压方向一致的状态下,从所述垂直方向观察的俯视下,仅所述第一抵接构件与所述第一凸轮面重叠。

[0224] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,在所述第二构件的所述按压方向的端面,还形成有第三凸轮面,在所述第一构件中,还形成有与所述第三凸轮面抵接的第三抵接构件,由所述第一凸轮面、所述第二凸轮面、所述第三凸轮面、所述第一抵接构件、所述第二抵接构件以及所述第三抵接构件构成所述运动转换机构。

[0225] 在所公开的压力脉搏波测定装置中,所述传感器部具有沿着与所述一个方向正交的方向排列的多个所述元件列。

[0226] 公开的生物体信息测定装置具有:所述压力脉搏波测定装置以及基于由所述传感器部的压力检测元件检测的压力脉搏波来计算生物体信息的生物体信息计算部。

[0227] 工业实用性

[0228] 根据本发明,能够提供一种压力脉搏波测定装置,该压力脉搏波测定装置能够灵活地变更通过与生物体部位接触来使用的传感器部的与生物体部位的接触状态,从而提高压力脉搏波的测定精度。

[0229] 以上,虽然通过特定的实施方式说明了本发明,但本发明不限于上述实施方式,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。

[0230] 本申请基于2016年1月8日提出的日本专利申请(日本特愿 2016-002445)作出的,并将其内容援引至此。

[0231] 附图标记说明

[0232] 100:压力脉搏波测定部

[0233] 5:旋转控制构件

[0234] 6:传感器部

- [0235] 60、70:元件列
- [0236] 3:传感器台
- [0237] 3c:传感器固定面
- [0238] 3d:第一抵接构件
- [0239] 3e:第二抵接构件
- [0240] 40:环形凸轮
- [0241] 40a:第一凸轮面
- [0242] 40b:第二凸轮面
- [0243] 46:超声波马达
- [0244] 48:基座

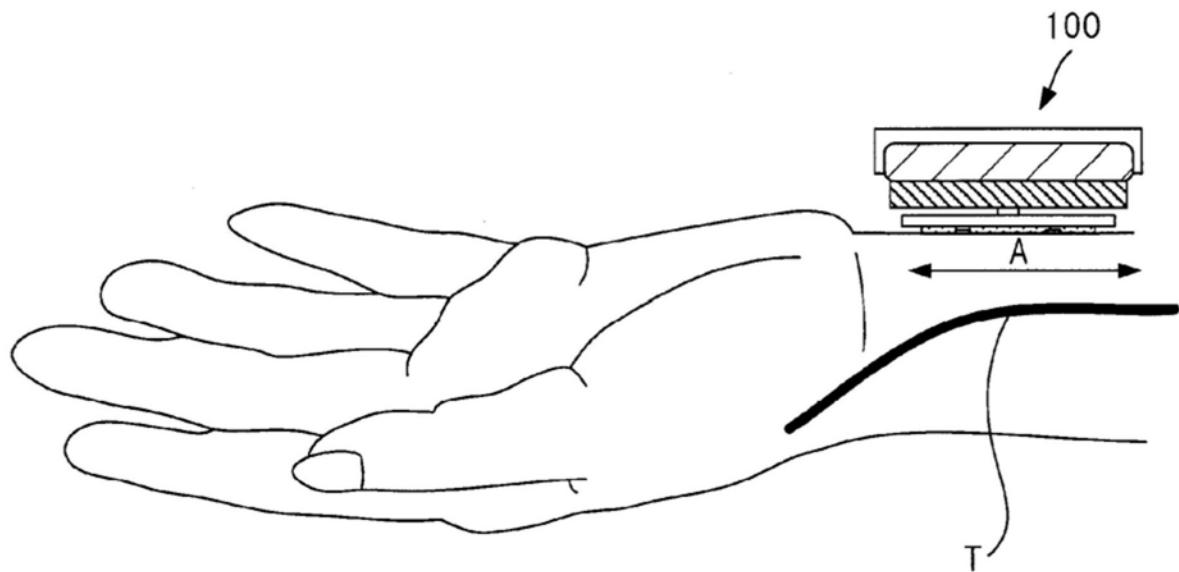


图1

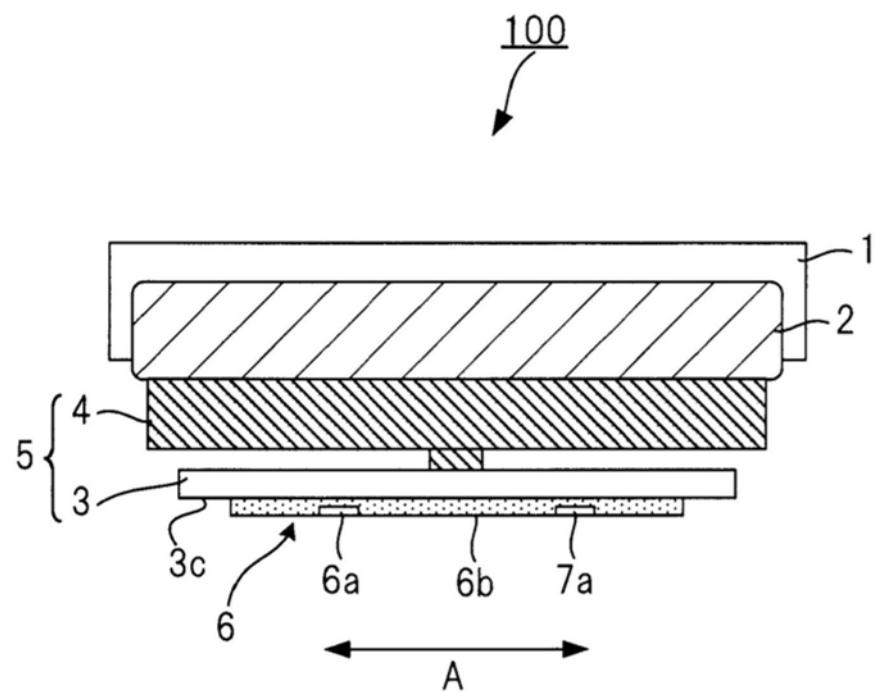


图2

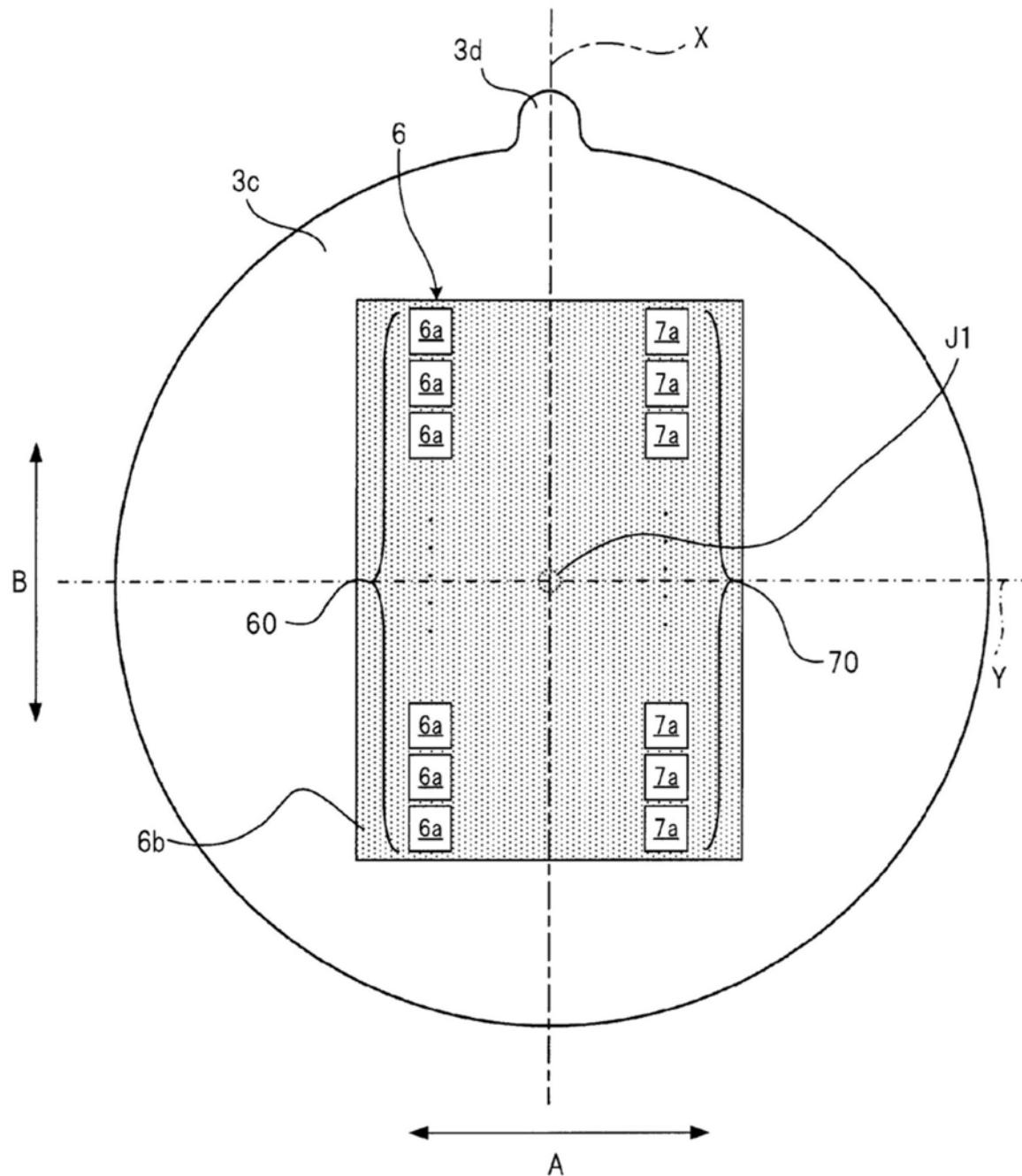


图3

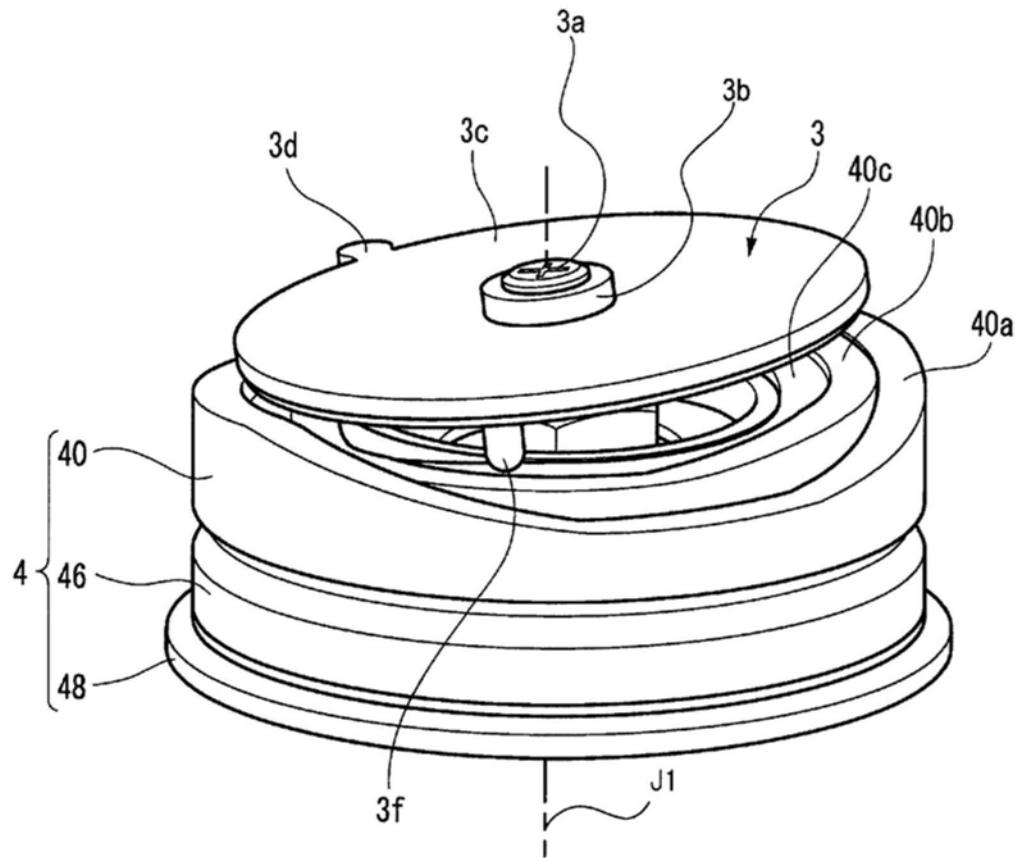


图4

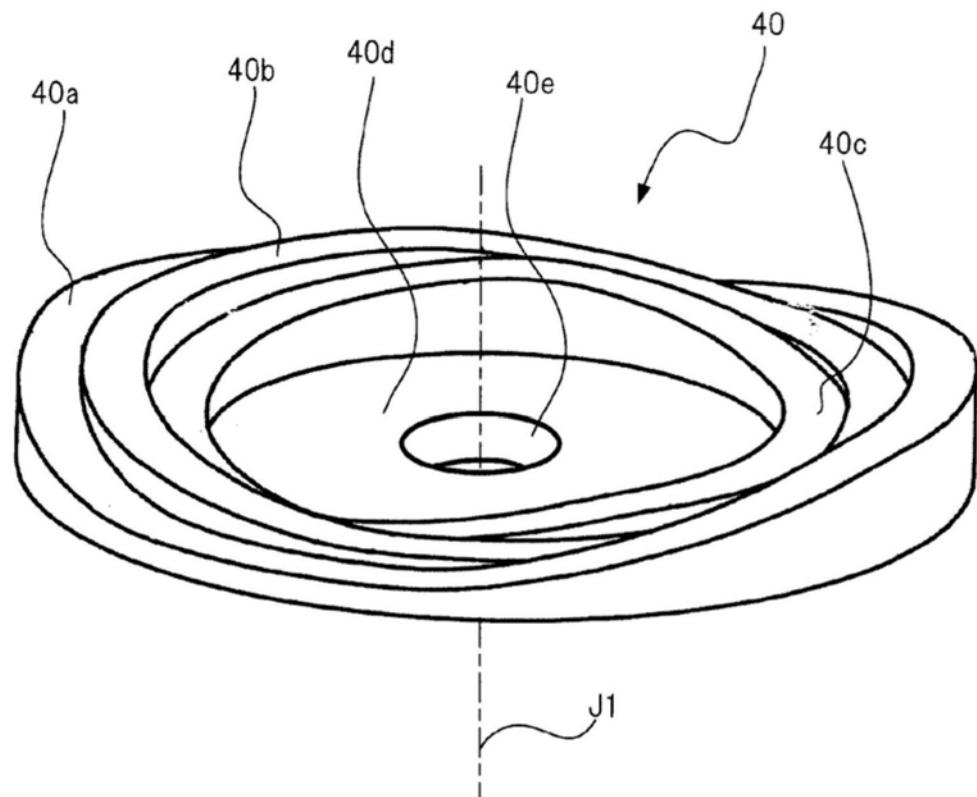


图5

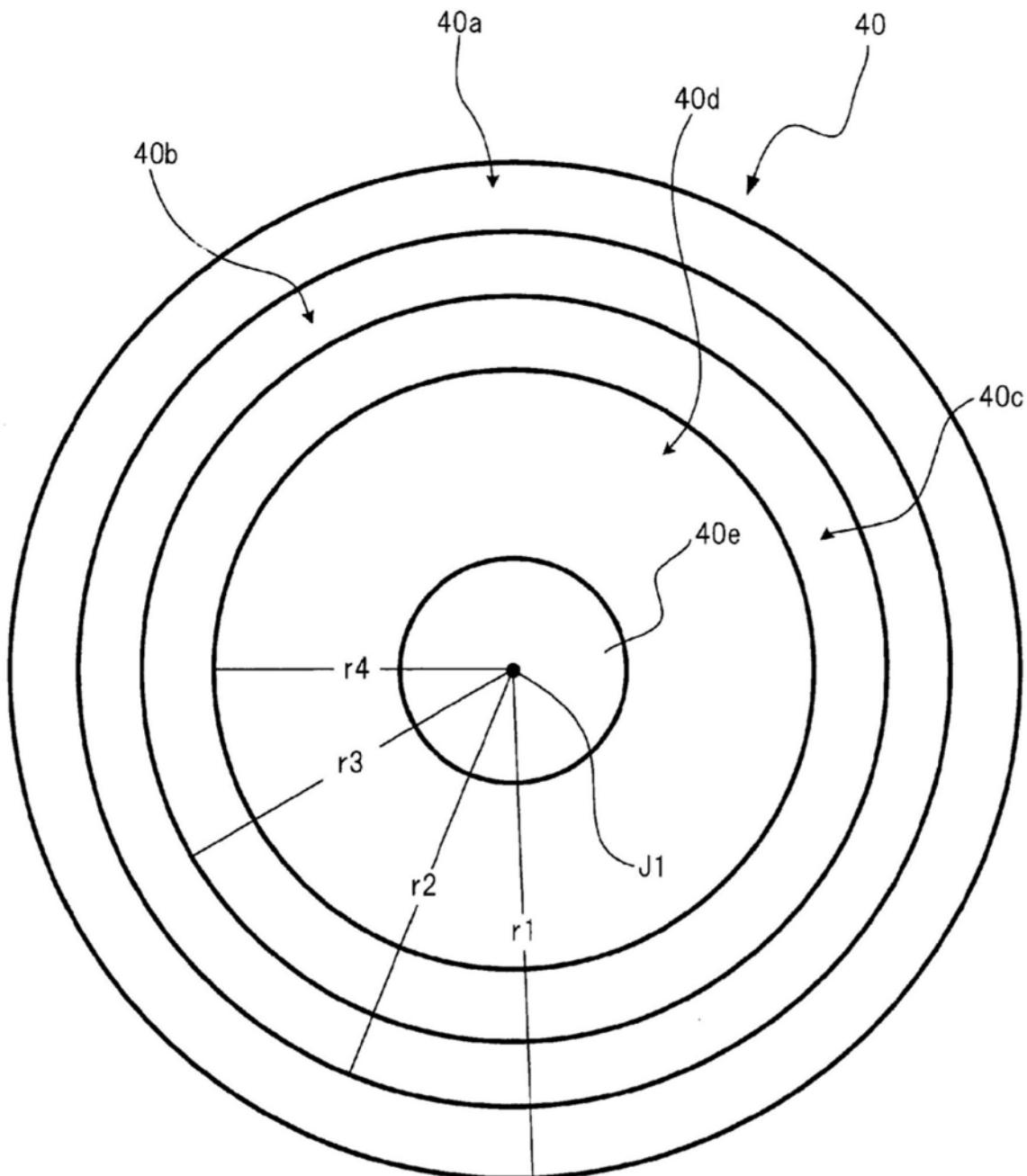


图6

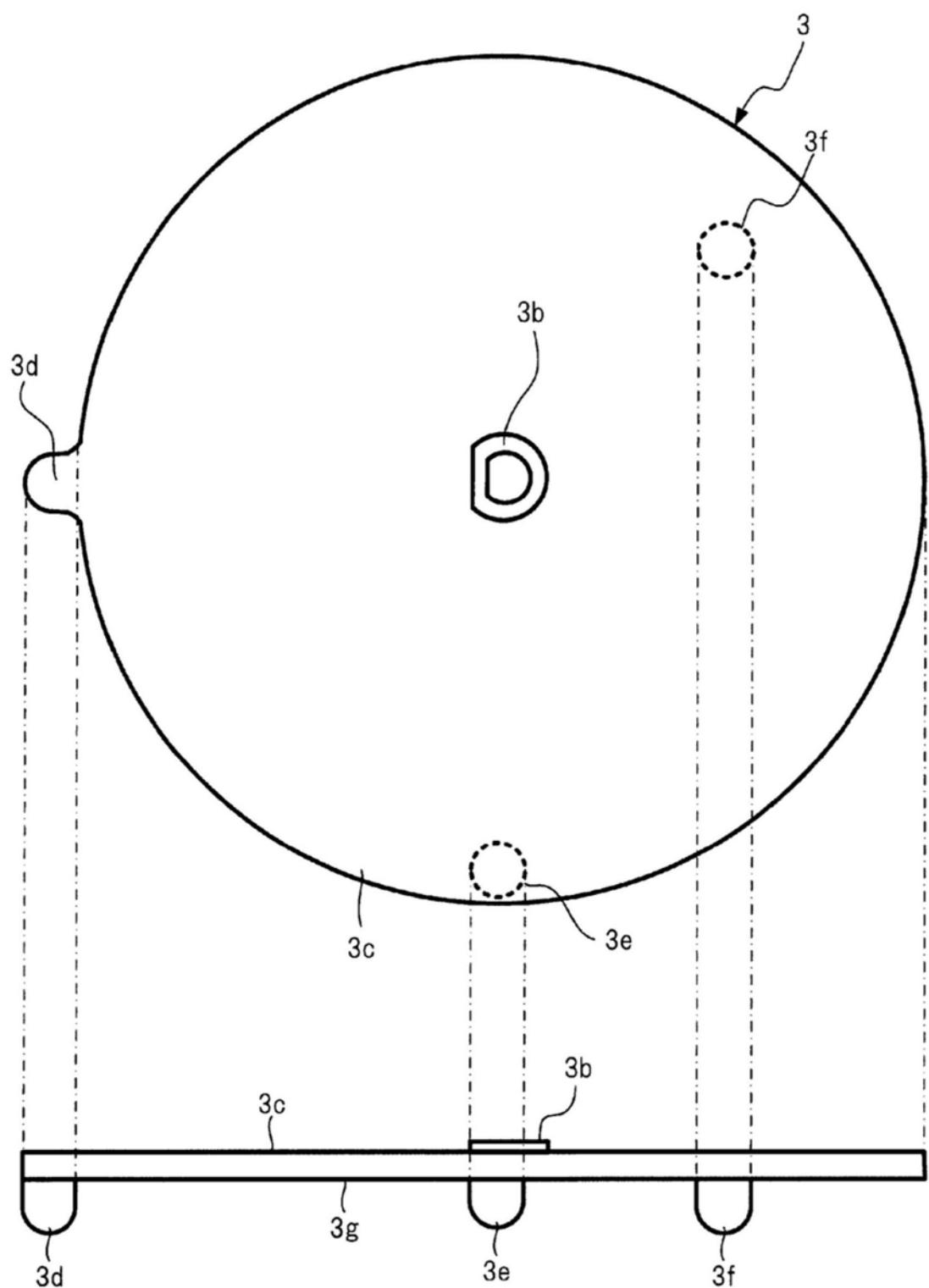


图7

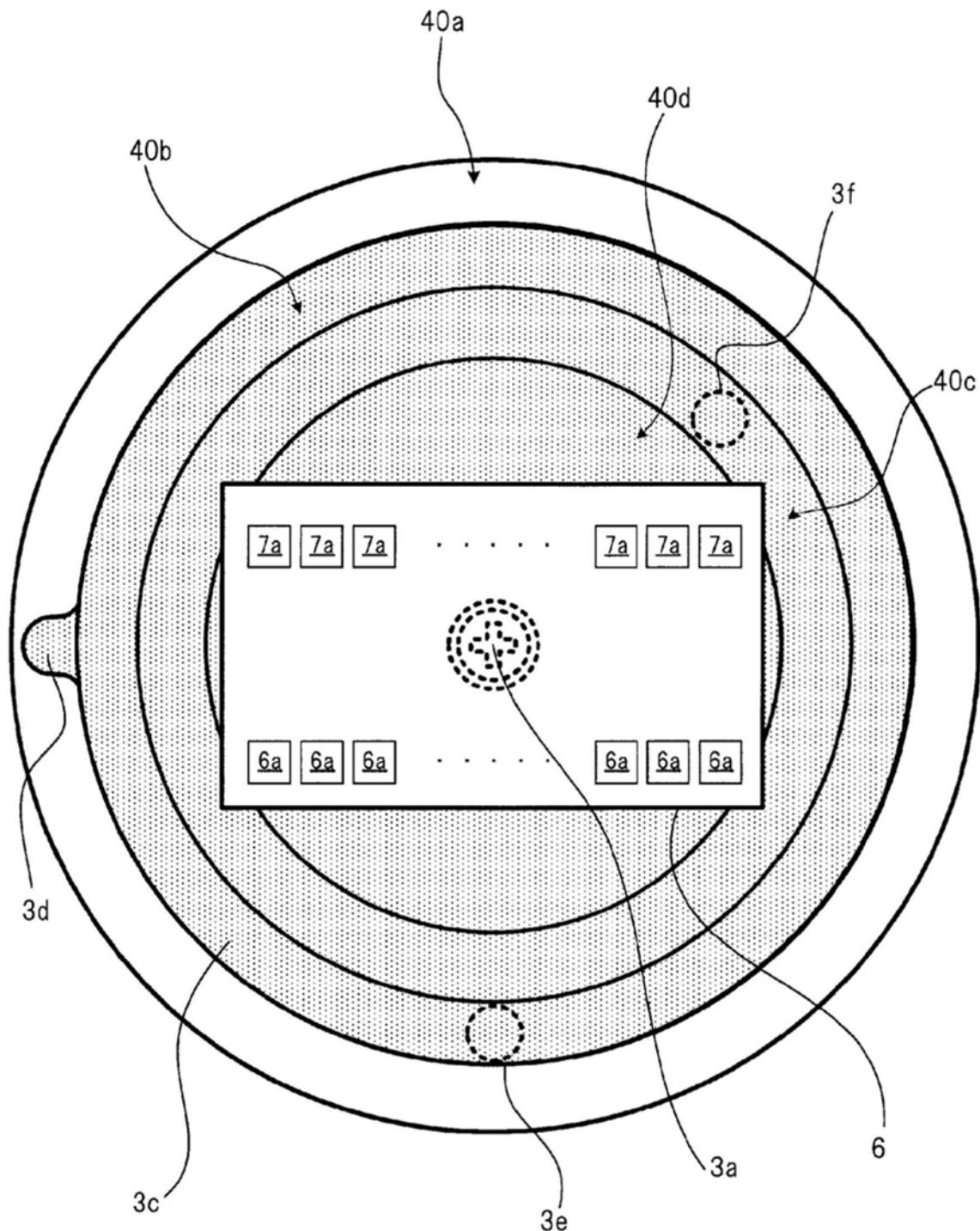


图8

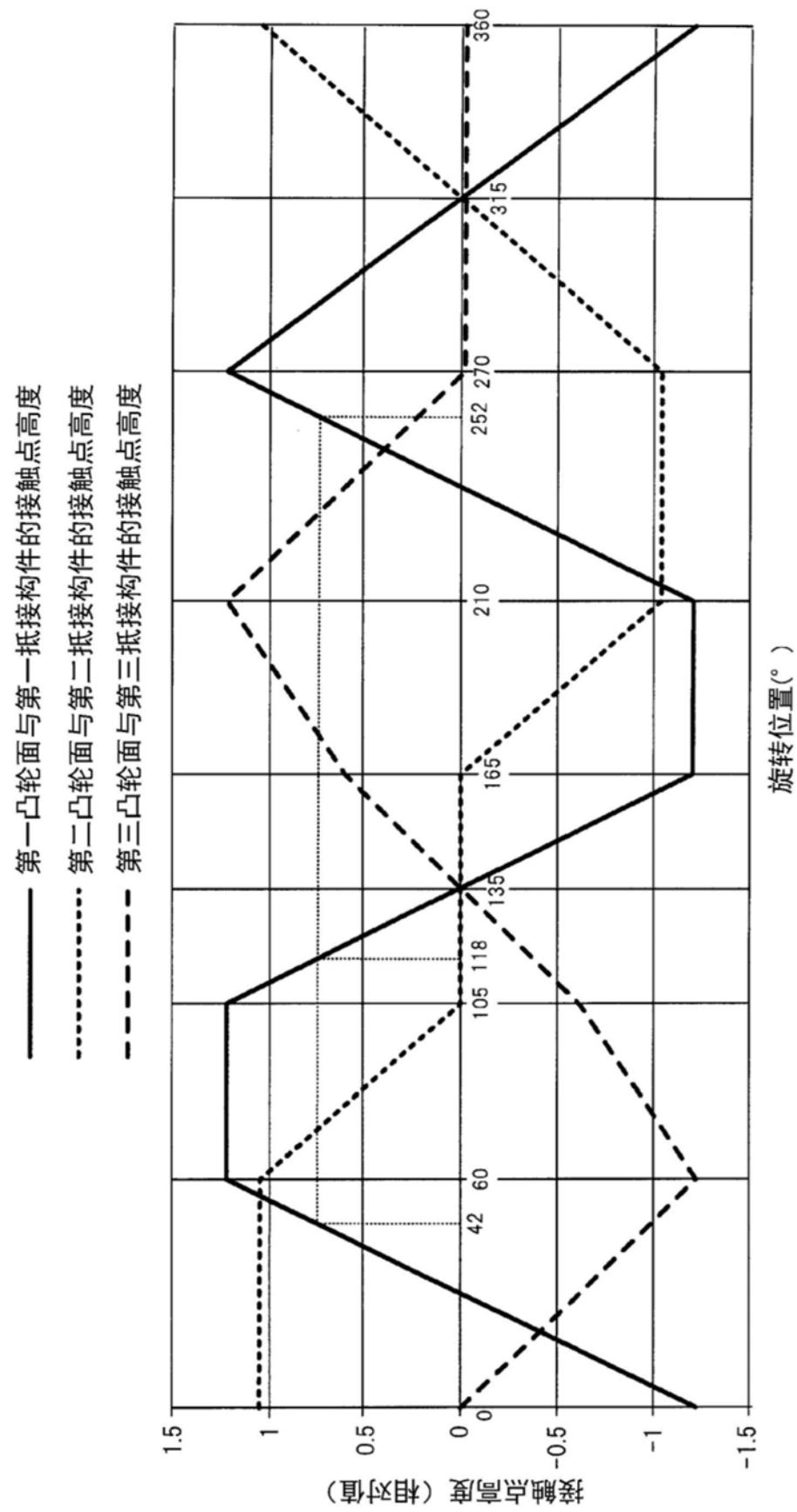


图9

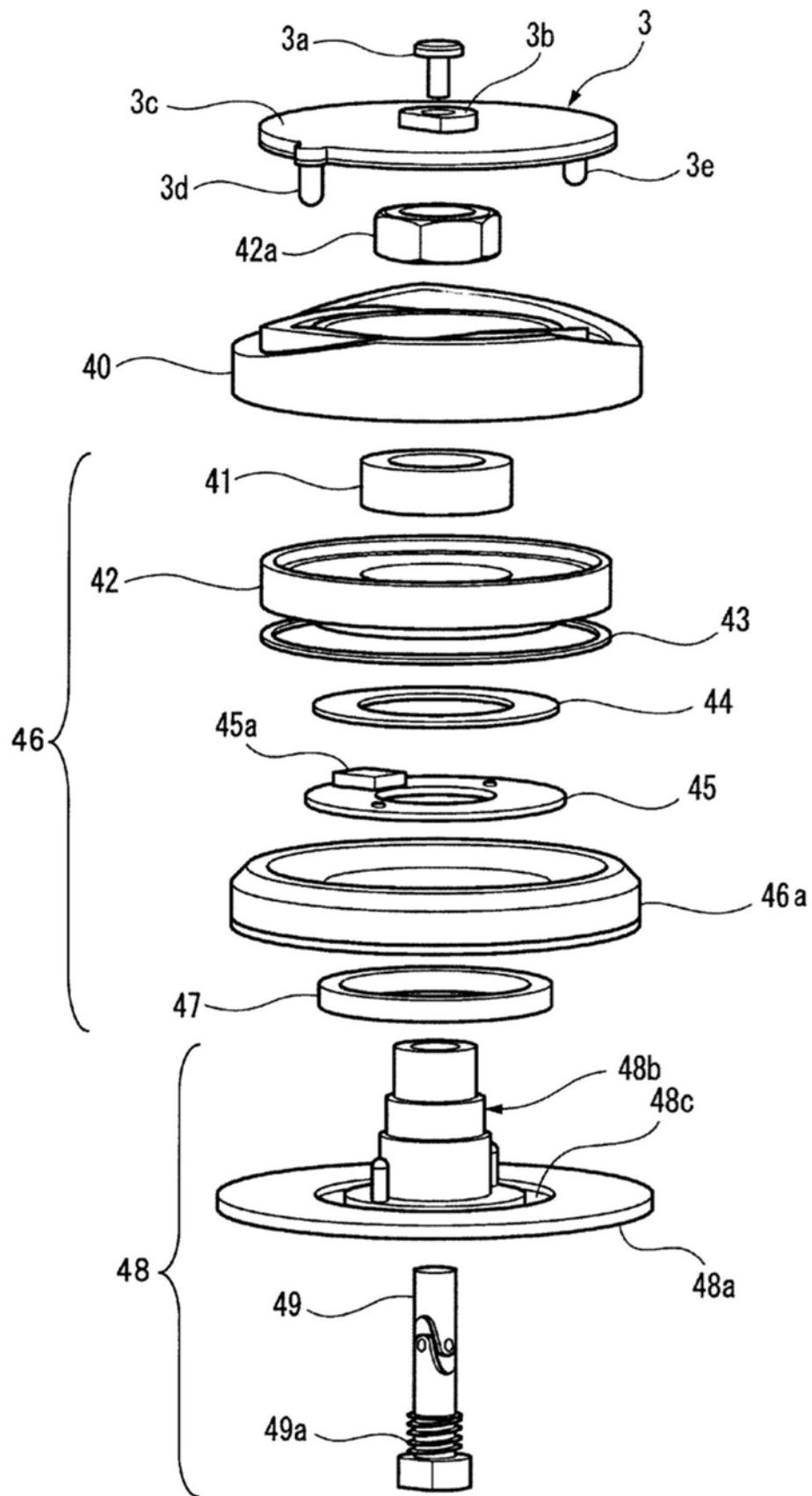


图10

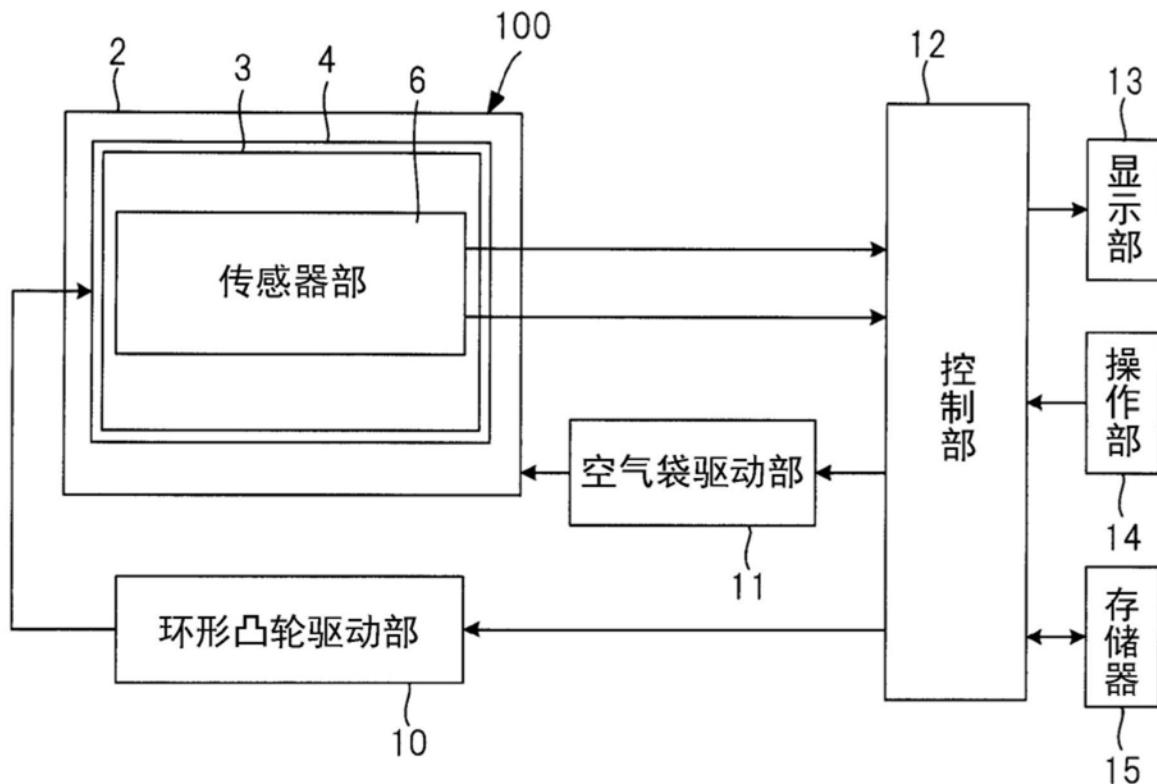


图11

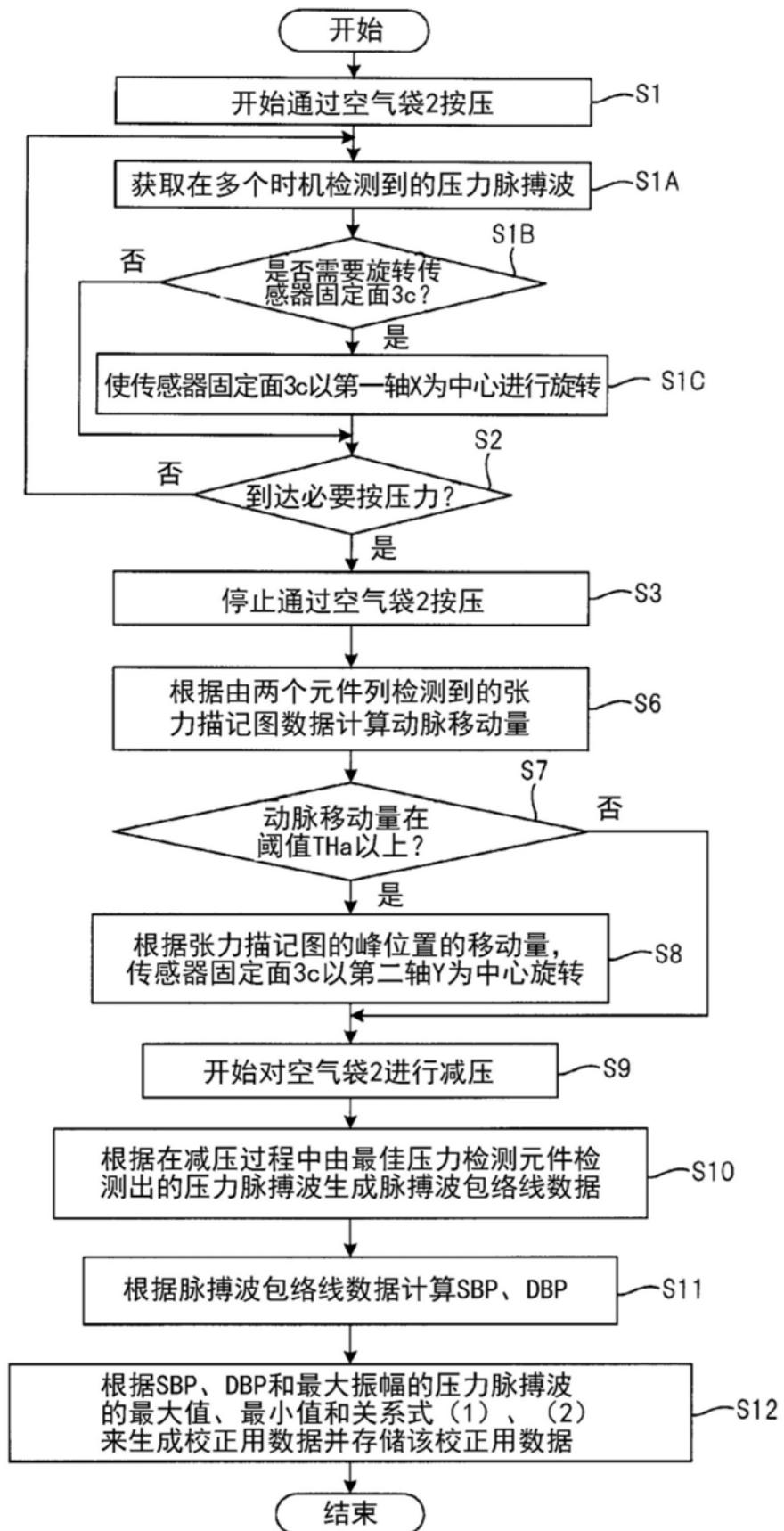


图12

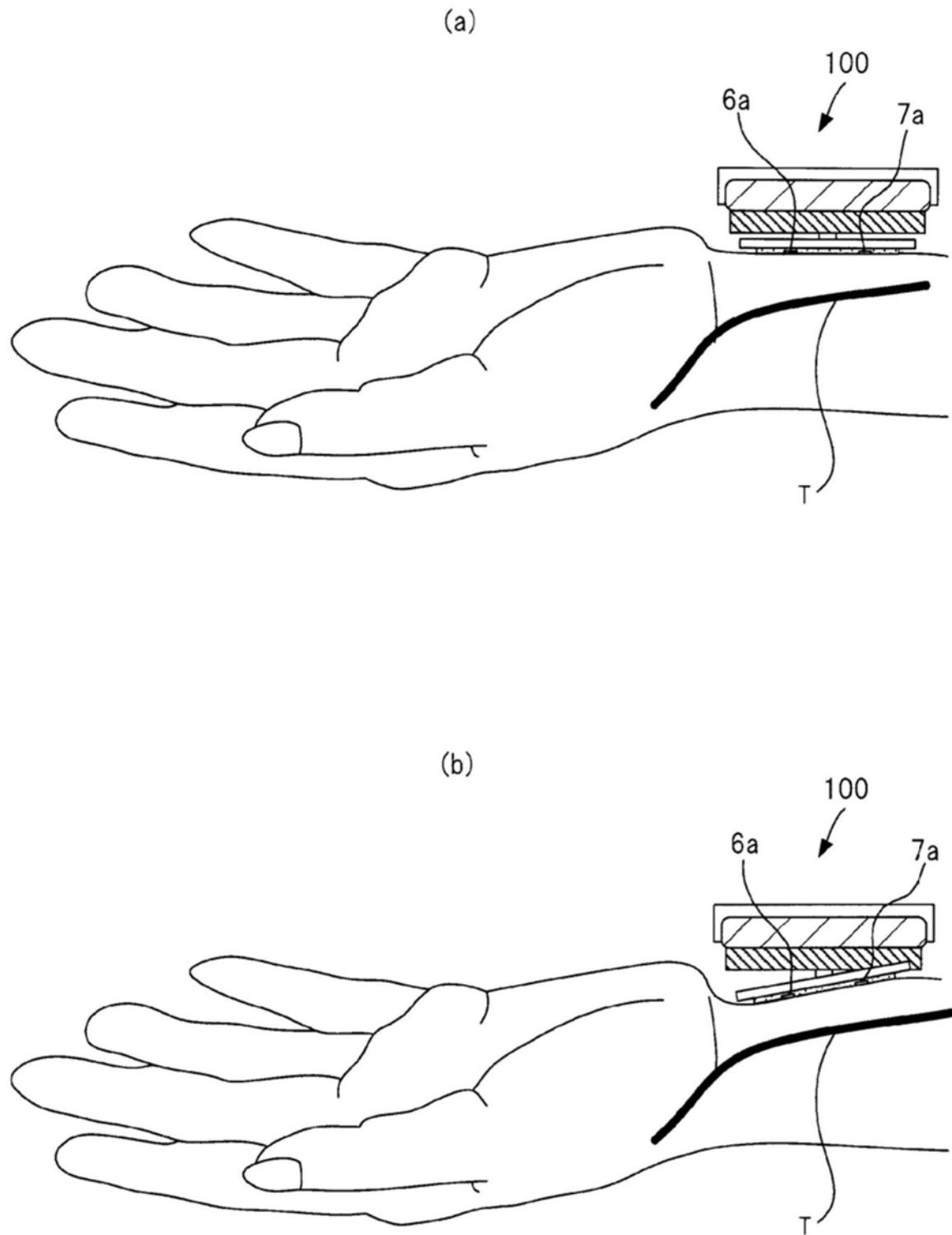


图13

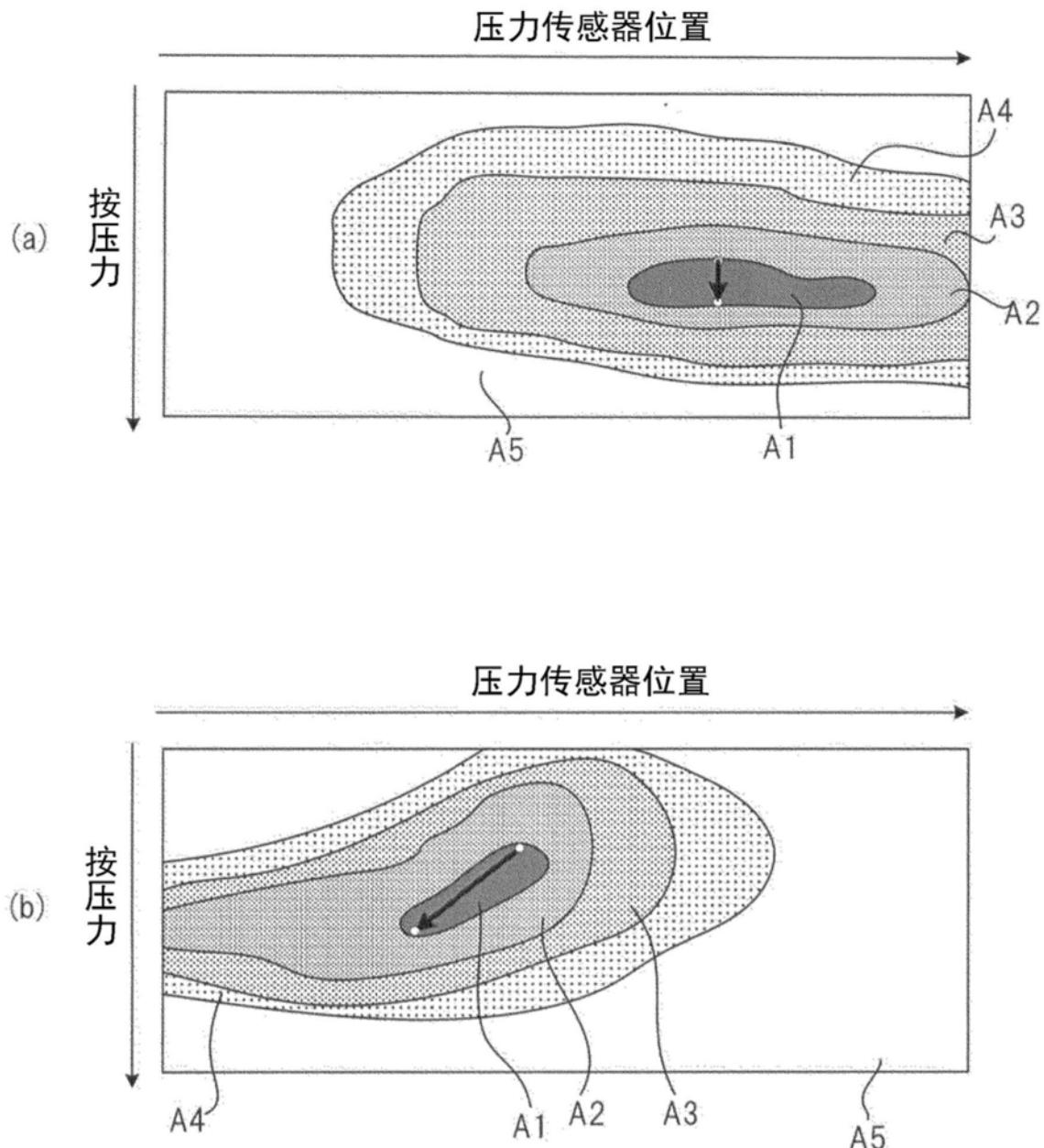


图14

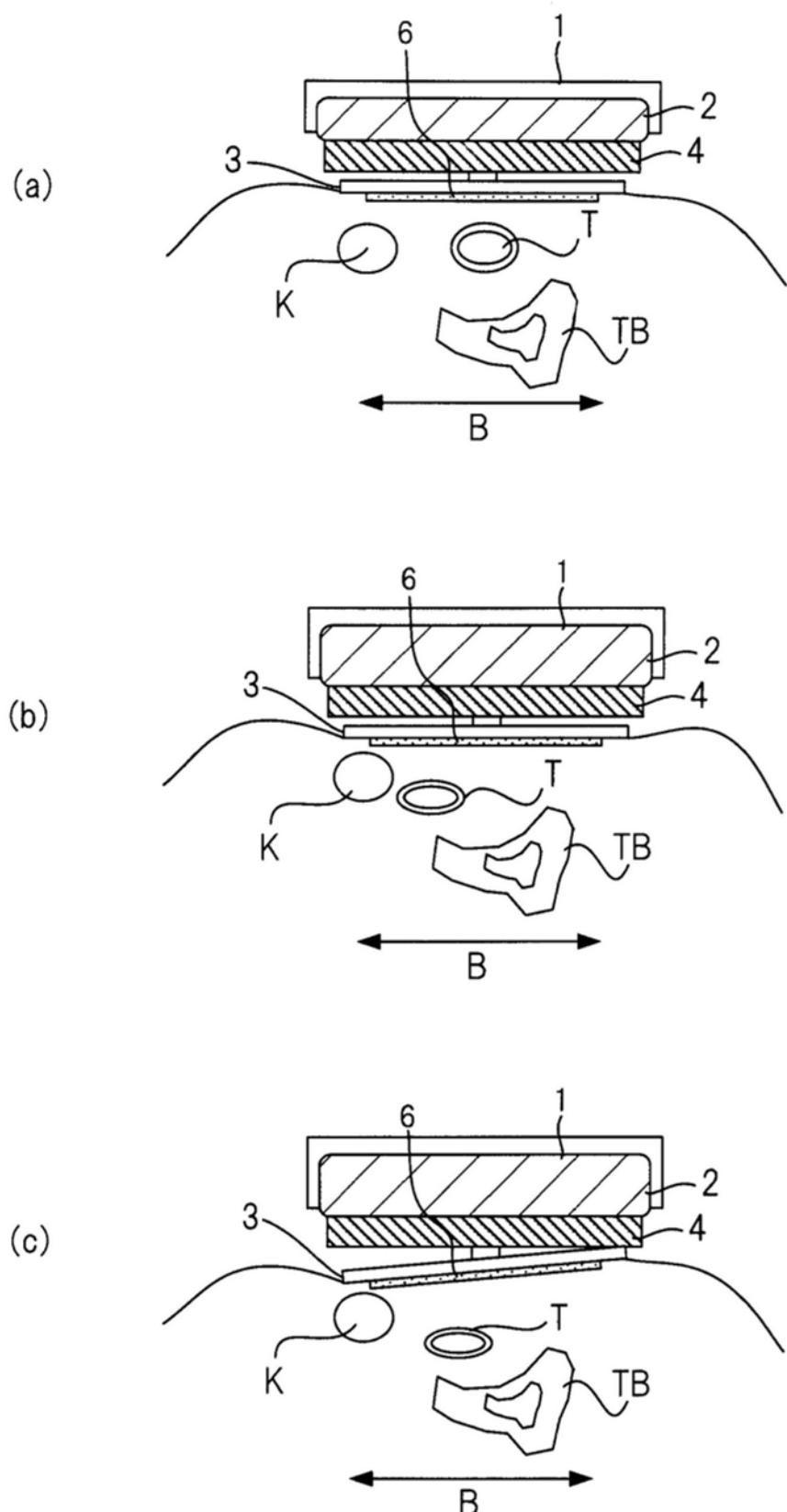


图15

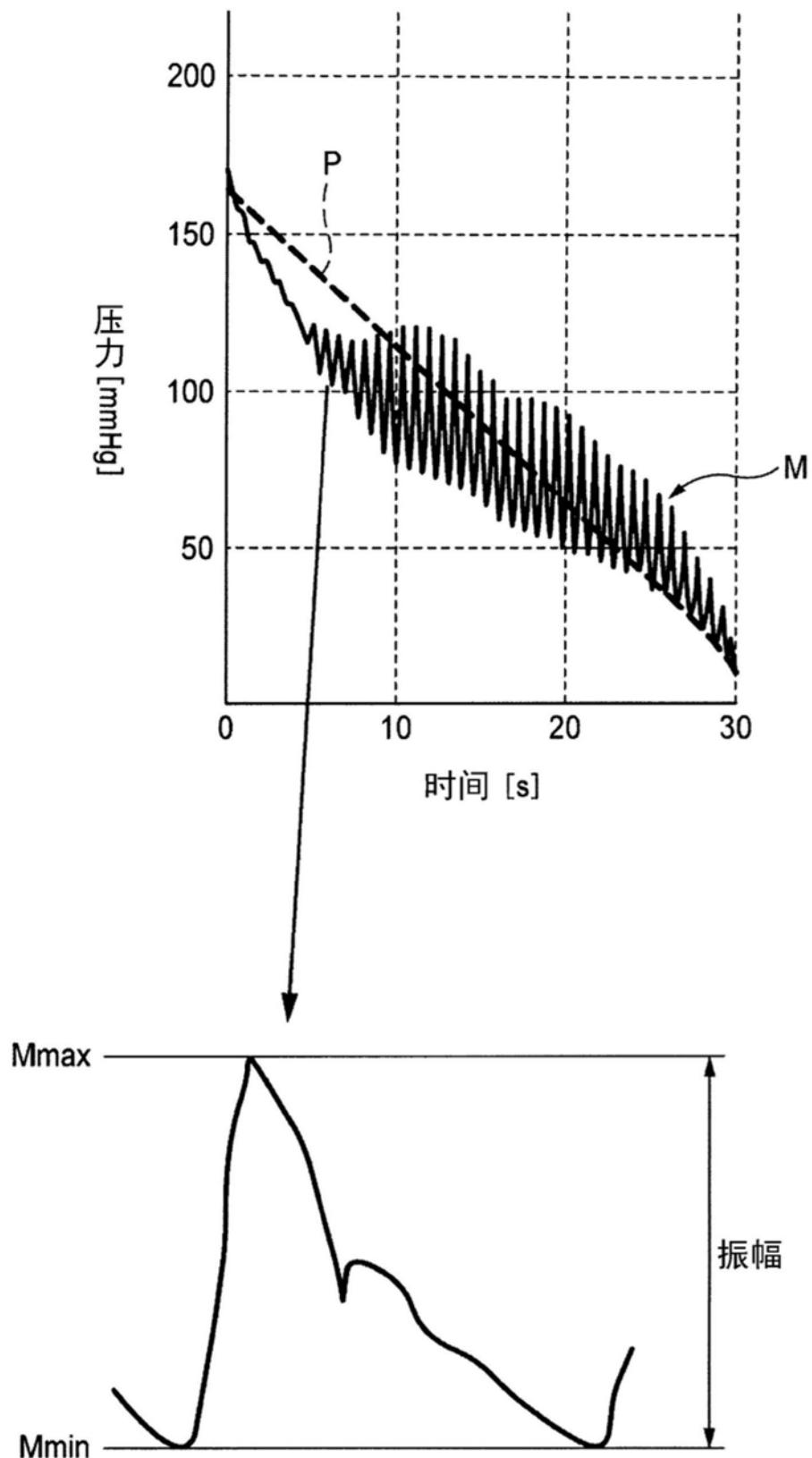


图16

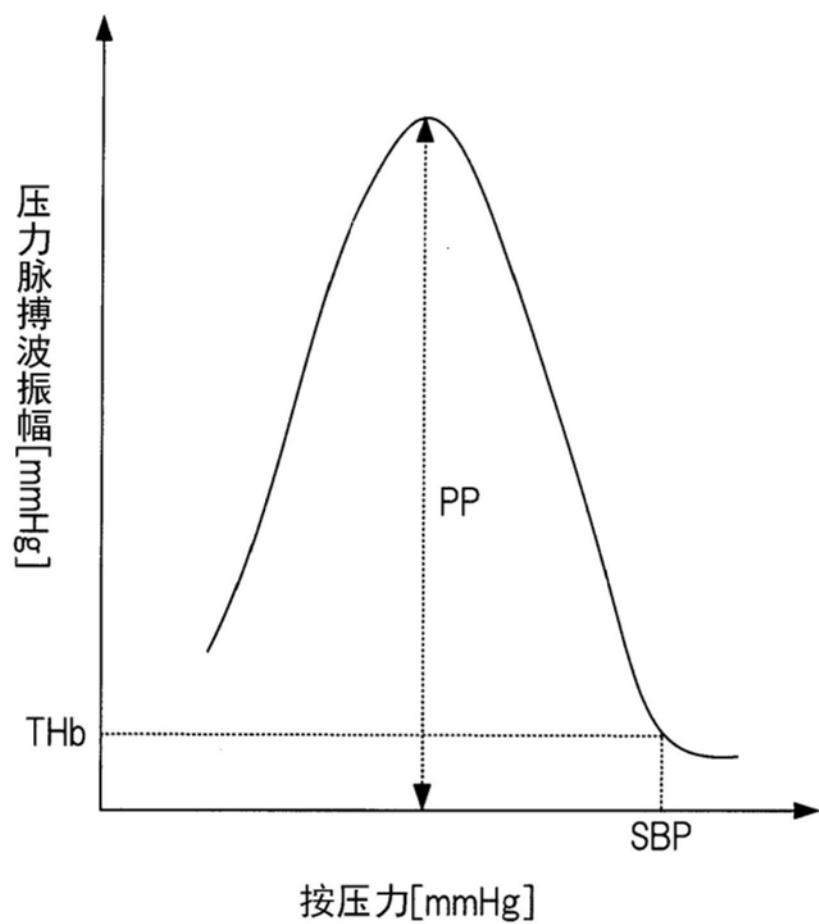


图17

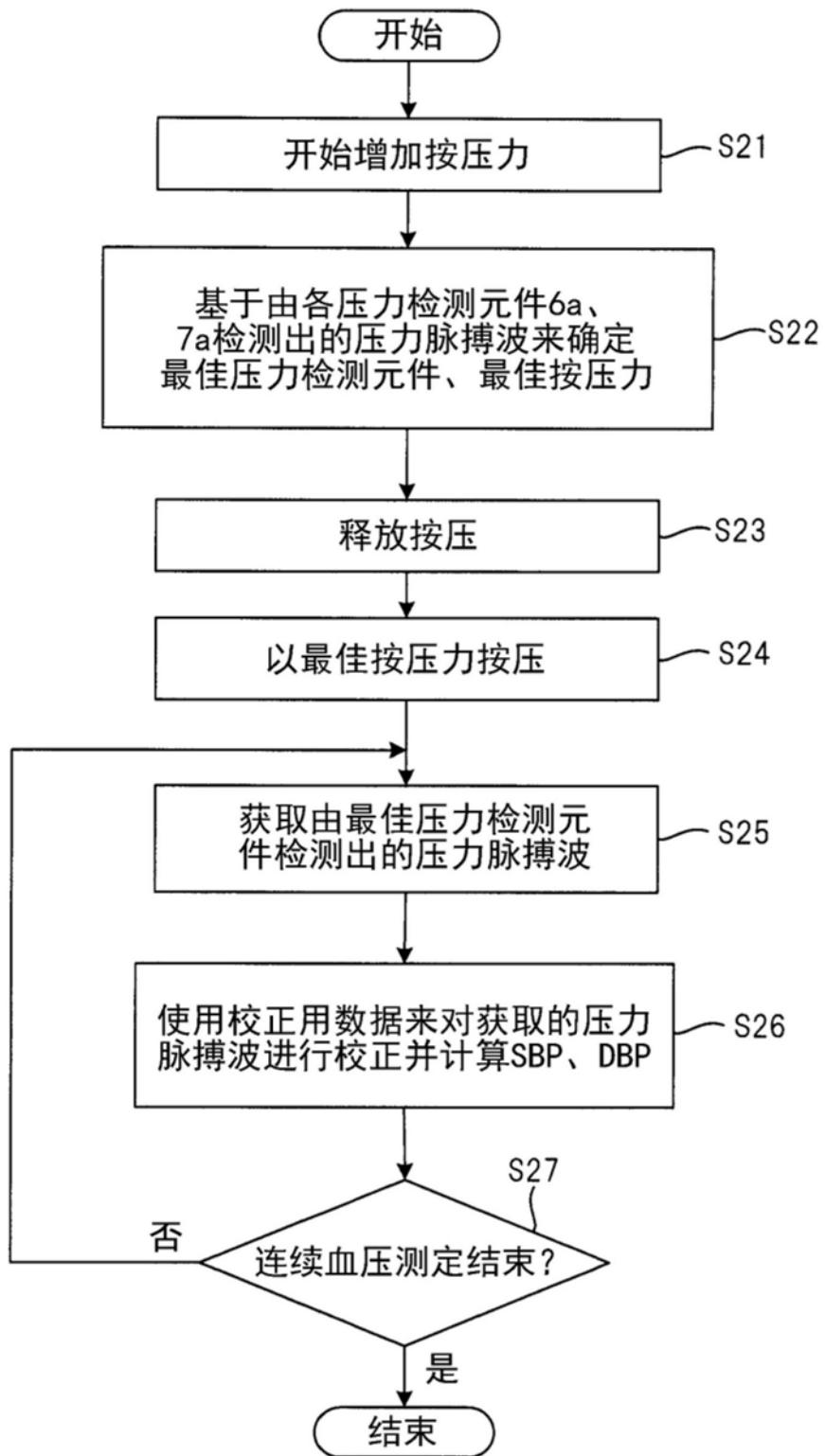


图18