



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109069020 B

(45) 授权公告日 2021.09.03

(21) 申请号 201780023402.5

(22) 申请日 2017.04.11

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109069020 A

(43) 申请公布日 2018.12.21

(30) 优先权数据  
2016-081950 2016.04.15 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.10.12

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2017/014752 2017.04.11

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/179561 JA 2017.10.19

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社  
地址 日本京都

(72) 发明人 北川毅 山下新吾 小椋敏彦  
福塚正幸 冈大藏 松村直美  
森健太郎 木下広幸 若宫祐之

(74) 专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理  
有限责任公司 11290  
代理人 鹿屹 李雪春

(51) Int.Cl.  
A61B 5/02 (2006.01)

(56) 对比文件  
JP 2001161650 A, 2001.06.19  
JP 2001161650 A, 2001.06.19  
WO 0117425 A2, 2001.03.15  
US 2010286538 A1, 2010.11.11  
CN 102292021 A, 2011.12.21  
CN 104027103 A, 2014.09.10

审查员 李易陆

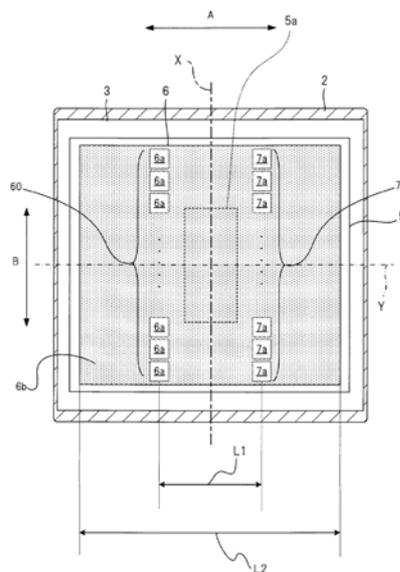
权利要求书1页 说明书21页 附图14页

(54) 发明名称

脉搏波检测装置和生物信息测定装置

(57) 摘要

本发明提供能够提高脉搏波的检测精度的脉搏波检测装置和具备该脉搏波检测装置的生物信息测定装置。脉搏波检测出部(100)包括:传感器部(6),由沿着方向(B)排列的多个压力检测元件构成元件列(60、70),两个元件列(60、70)沿着与方向(B)正交的方向(A)排列;以及空气袋(2),在方向(B)与生物体的体表面下的动脉的延伸方向交叉的状态下,向体表面按压传感器部(6)。两个元件列(60、70)在方向(A)的排列间隔(距离L1)为5mm以上且15mm以下。



1. 一种脉搏波检测装置,其特征在于,包括:

传感器部,由沿着第一方向排列的多个压力检测元件构成元件列,两个所述元件列沿着与所述第一方向正交的第二方向分开间隔排列;以及

按压部,在所述第一方向与生物体的体表面下的动脉的延伸方向交叉的状态下,向所述体表面按压所述传感器部的按压面,

所述两个元件列在所述第二方向的排列间隔为5mm以上且15mm以下,

从所述按压面在所述第二方向的一方的端部边缘至所述两个元件列中的一方的中心的距离、从所述按压面在所述第二方向的另一方的端部边缘至所述两个元件列中的另一方的中心的距离、以及所述两个元件列在所述第二方向的排列间隔分别相同。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波检测装置,其特征在于,还包括旋转机构,所述旋转机构使所述传感器部分别围绕沿着所述第一方向延伸的轴和沿着所述第二方向延伸的轴旋转。

3. 一种生物信息测定装置,其特征在于,包括:

权利要求1或2所述的脉搏波检测装置;以及

生物信息算出部,基于所述压力检测元件检测出的压力信号算出生物信息。

## 脉搏波检测装置和生物信息测定装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及脉搏波检测装置和生物信息测定装置。

### 背景技术

[0002] 已知一种生物信息测定装置,在使压力传感器接触手腕的桡动脉等动脉所经过的生物体部位的体表的状态下,利用该压力传感器检测出的信息,可以测定脉搏、心搏或血压等生物信息(参照专利文献1)。

[0003] 专利文献1公开了一种生物信息测定装置,其具有驱动部,所述驱动部使具有由多个压力检测元件构成的多个元件列的压力传感器围绕在与该多个元件列的排列方向正交的方向(与动脉正交的方向)延伸的轴旋转。该生物信息测定装置将多个元件列各自检测出的脉搏波中的最大振幅值彼此相比较,以使这些振幅值一致的方式使压力传感器旋转。

[0004] 专利文献1:日本专利公开公报特开平01-288228号

[0005] 专利文献1记载的生物信息测定装置由于具有多个元件列,所以可以期待提高脉搏波的检测精度的效果。然而,在专利文献1中,并没有具体记载以何种程度设定多个元件列的间隔。

### 发明内容

[0006] 本发明鉴于上述情况而完成的,目的在于提供可以提高脉搏波的检测精度的脉搏波检测装置和具备该脉搏波检测装置的生物信息测定装置。

[0007] 本发明的脉搏波检测装置包括:传感器部,由沿着第一方向排列的多个压力检测元件构成元件列,两个所述元件列沿着与所述第一方向正交的第二方向分开间隔排列;以及按压部,在所述第一方向与生物体的体表面下的动脉的延伸方向交叉的状态下,向所述体表面按压所述传感器部的按压面,所述两个元件列在所述第二方向的排列间隔为5mm以上且15mm以下,从所述按压面在所述第二方向的一方的端部边缘至所述两个元件列中的一方的中心的距离、从所述按压面在所述第二方向的另一方的端部边缘至所述两个元件列中的另一方的中心的距离、以及所述两个元件列在所述第二方向的排列间隔分别相同。

[0008] 本发明的生物信息测定装置包括:所述脉搏波检测装置;以及生物信息算出部,基于所述压力检测元件检测出的压力信号算出生物信息。

[0009] 按照本发明,可以提供能够提高脉搏波的检测精度的脉搏波检测装置和具备该脉搏波检测装置的生物信息测定装置。

### 附图说明

[0010] 图1是表示本发明一个实施方式的生物信息测定装置的脉搏波检测部100的外观构成的示意图。

[0011] 图2是图1所示的脉搏波检测部100的放大图。

[0012] 图3是从使用者的肘侧观察图1所示的佩戴状态下的脉搏波检测部100的图。

[0013] 图4是从与手腕接触的接触部位侧观察图1所示的佩戴状态下的脉搏波检测部100的图。

[0014] 图5是表示本实施方式的生物信息测定装置的脉搏波检测部100以外的部分的模块构成的图。

[0015] 图6是用于说明本实施方式的生物信息测定装置的连续测定血压模式的动作的流程图。

[0016] 图7是用于说明图6所示的步骤S3的详情的流程图。

[0017] 图8是表示在图7的步骤S38中选择的选择元件列之中,位于桡动脉上的关注元件检测出的压力信号的变化了的图。

[0018] 图9是用于说明图6所示的步骤S5的详情的流程图。

[0019] 图10表示将图1所示的脉搏波检测部100的滚转角控制为三个值的状态的图。

[0020] 图11是表示如图10所示的那样控制了滚转角的状态下由选择元件列的各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平与该各压力检测元件的位置之间的关系坐标图。

[0021] 图12是用于说明图6所示的步骤S8的详情的流程图。

[0022] 图13是表示由第一关注元件和第二关注元件检测出的压力信号的一例的图。

[0023] 图14是表示由第一关注元件和第二关注元件检测出的压力信号的一例的图。

[0024] 图15是表示图6所示的步骤S5的详细处理的变形例的流程图。

[0025] 图16是表示一边改变元件列在动脉方向的位置,一边检测脉搏波的实验结果的图。

[0026] 附图标记说明

[0027] 100 脉搏波检测部

[0028] 1 箱体

[0029] 2 空气袋

[0030] 3 平板部

[0031] 5 转动部

[0032] 5a 两轴旋转机构

[0033] 6 传感器部

[0034] 6a、7a 压力检测元件

[0035] 6b 按压面

[0036] 60、70 元件列

[0037] 7 温度检测部

[0038] X 第一轴

[0039] Y 第二轴

[0040] 10 旋转驱动部

[0041] 11 空气袋驱动部

[0042] 12 控制部

[0043] 13 显示部

[0044] 14 操作部

[0045] 15 存储器

- [0046] TB 桡骨
- [0047] T 桡动脉
- [0048] 110、111、112 曲线
- [0049] A、B 方向
- [0050] L1 距离
- [0051] L2 宽度

### 具体实施方式

[0052] 以下参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0053] 图1是表示本发明一个实施方式的生物信息测定装置的脉搏波检测部100的外观构成的示意图。本实施方式的生物信息测定装置利用未图示的带而佩戴于生物体部位(图1的示例中为使用者的左手的手腕)来使用,所述生物体部位在内部存在有作为生物信息的测定对象的动脉(图1的示例中为桡动脉T)。

[0054] 图2是图1所示的脉搏波检测部100的放大图。图3是从使用者的肘侧观察图1所示的佩戴状态下的脉搏波检测部100的图。图4是从与手腕接触的接触部位侧观察图1所示的佩戴状态下的脉搏波检测部100的图。图1~图4用于示意性表示脉搏波检测部100,并不用于限定各部分的尺寸、配置等。

[0055] 脉搏波检测部100包括:箱体1,内置有空气袋2;平板部3,为固定于空气袋2的平面状部件;转动部5,利用两轴旋转机构5a,分别以两个轴为中心能够旋转地支撑于平板部3;以及传感器部6,设置在转动部5的与平板部3侧相反侧的平面。

[0056] 如图1所示,在脉搏波检测部100佩戴于手腕的状态下,空气袋2作为将传感器部6的按压面6b按压于生物体部位(手腕)的体表面的按压部发挥功能。按压部只要是可以将传感器部6按压于动脉的机构即可,并不限定采用空气袋。

[0057] 空气袋2利用未图示的泵来控制内部的空气量,由此使固定于空气袋2的平板部3沿着与平板部3的表面(转动部5侧的平面)垂直的方向移动。

[0058] 在图1所示的佩戴状态下,脉搏波检测部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,通过增加注入空气袋2的空气量,从而增加空气袋2的内压,将传感器部6朝向体表面按压。以下,以传感器部6按压体表面的按压力与空气袋2的内压等价来进行说明。

[0059] 如图4所示,传感器部6具有:元件列60,由沿着作为一个方向的方向B排列的多个压力检测元件6a构成;以及元件列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在与方向B正交的方向A排列。在将脉搏波检测部100佩戴于手腕的状态下,元件列60配置于末梢侧,元件列70配置于中枢侧。

[0060] 各压力检测元件6a以及与压力检测元件6a在方向B的位置相同的压力检测元件7a成对,在传感器部6中,构成为沿着方向B排列多对。压力检测元件6a和压力检测元件7a分别例如采用应变计电阻式、半导体压电电阻式或静电电容式等元件。

[0061] 元件列60和元件列70所包含的各压力检测元件形成在同一平面上,该平面由树脂等保护部件保护。形成有各压力检测元件的平面与保护该平面的保护部件的表面平行,该保护部件的表面构成按压面6b。

[0062] 各压力检测元件6a (7a) 以其排列方向与桡动脉T交叉(大致正交)的方式按压桡动脉T,从而可以检测出从桡动脉T产生且传导到皮肤的振动波亦即脉搏波。

[0063] 压力检测元件6a (7a) 的排列方向的间隔足够小,以便能够在桡动脉T上配置必要且足够数量的压力检测元件6a (7a)。压力检测元件6a (7a) 的排列长度为比桡动脉T的径向尺寸大的必要且足够的长度。

[0064] 如图4所示,两轴旋转机构5a是用于使转动部5旋转的机构,转动部5分别以第一轴X和第二轴Y为中心进行旋转,所述第一轴X和第二轴Y是与空气袋2按压平板部3的按压方向正交的两个轴。

[0065] 两轴旋转机构5a被后述的旋转驱动部10驱动而旋转,使转动部5分别以设定在平板部3的表面上的相互正交的第一轴X和第二轴Y为中心进行旋转。

[0066] 第一轴X是沿着元件列60或元件列70中的压力检测元件的排列方向(方向B)延伸的轴。图4的示例中,第一轴X设定在元件列60与元件列70之间(图4的示例中为中间)。第一轴X在方向A的位置为任意位置。

[0067] 第二轴Y是沿着元件列60和元件列70的排列方向(方向A)延伸的轴。图4的示例中,第二轴Y设定在分别将元件列60和元件列70均等地分成两部分的直线上。第二轴Y在方向B的位置为任意位置。

[0068] 通过使转动部5以第一轴X为中心进行旋转,从而传感器部6围绕第一轴X旋转。此外,通过使转动部5以第二轴Y为中心进行旋转,从而传感器部6围绕第二轴Y旋转。

[0069] 以下,将传感器部6围绕第一轴X的旋转称为俯仰旋转。此外,将传感器部6围绕第一轴X的旋转角度称为俯仰角(pitch angle)。此外,将传感器部6围绕第二轴Y的旋转称为滚动旋转。此外,将传感器部6围绕第二轴Y的旋转角度称为滚转角(roll angle)。

[0070] 俯仰角定义为垂直于按压方向的面与按压面6b所呈的角度。在按压面6b垂直于按压方向的状态下,俯仰角=0度。将传感器部6从该状态朝向可旋转的方向中的一方的方向(正方向)进行俯仰旋转时的俯仰角设为正值,将传感器部6朝向与该一方的方向相反的方向(负方向)进行俯仰旋转时的俯仰角设为负值。

[0071] 以下,将传感器部6从俯仰角=0度的状态朝向元件列60接近体表面的方向旋转的方向(图1中为逆时针旋转的方向)设为俯仰旋转的正方向,将传感器部6朝向元件列60离开体表面的方向旋转的方向(图1中为顺时针旋转的方向)设为俯仰旋转的负方向。

[0072] 滚转角定义为垂直于按压方向的面与按压面6b所呈的角度。在按压面6b垂直于按压方向的状态下,滚转角=0度。将传感器部6从该状态朝向可旋转的方向中的一方的方向(正方向)进行滚动旋转时的滚转角设为正值,将传感器部6朝向与该一方的方向相反的方向(负方向)进行滚动旋转时的滚转角设为负值。

[0073] 以下,在图3中,将传感器部6从滚转角=0度的状态逆时针旋转的方向设为滚动旋转的正方向,将传感器部6从滚转角=0度的状态顺时针旋转的方向设为滚动旋转的负方向。

[0074] 俯仰角和滚转角分别能控制成多个值。

[0075] 图5是表示本实施方式的生物信息测定装置的脉搏波检测部100以外的部分的模块构成的图。

[0076] 生物信息测定装置包括脉搏波检测部100、旋转驱动部10、空气袋驱动部11、总体

控制装置整体的控制部12、显示部13、操作部14和存储器15。

[0077] 脉搏波检测部100的传感器部6设置有温度检测部7。温度检测部7检测压力检测元件6a、7a附近的温度,并将检测出的温度信息输入控制部12。

[0078] 旋转驱动部10是驱动脉搏波检测部100的两轴旋转机构5a的致动器。旋转驱动部10按照控制部12的指示驱动两轴旋转机构5a,使传感器部6围绕第一轴X旋转,或者使传感器部6围绕第二轴Y旋转。

[0079] 空气袋驱动部11由泵等构成,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)。

[0080] 显示部13用于显示生物信息等各种信息,例如由液晶显示装置等构成。

[0081] 操作部14是用于对控制部12输入指示信号的接口,由按钮等构成,所述按钮等用于进行指示以便开始包含生物信息的测定的各种动作。

[0082] 存储器15是用于存储压力信号和算出的生物信息等各种信息的存储介质,所述压力信号由传感器部6检测,用于算出生物信息,存储器15例如由闪存器等构成。存储器15可以是能够装拆的存储器。

[0083] 控制部12以处理器为主体而构成,包含存储处理器所执行的程序等的ROM(只读存储器:Read Only Memory)和作为工作存储器的RAM(随机存取存储器:Random Access Memory)等。

[0084] 该程序包含控制程序。ROM是供计算机可读取程序的非临时性(non-transitory)存储介质。存储于ROM的程序可以通过网络从其他设备下载并存储。

[0085] 控制部12通过使处理器执行包含控制程序的程序,从而具有以下功能。

[0086] 控制部12控制空气袋驱动部11来调整空气袋2内的空气量,由此控制传感器部6按压手腕的按压力。控制部12作为按压力控制部发挥功能。

[0087] 控制部12控制旋转驱动部10而使传感器部6旋转,并且控制传感器部6的俯仰角和滚转角。控制部12作为旋转控制部发挥功能。

[0088] 控制部12基于由温度检测部7检测出的温度,设定压力检测元件6a、7a检测出的压力信号(输出信号)的基准电平。利用该基准电平的设定,将压力检测元件6a、7a检测出的压力信号的电平处理为以设定的基准电平为基准的值。控制部12作为基准电平设定部发挥功能。

[0089] 控制部12将传感器部6的俯仰角控制为第一值且将传感器部6的滚转角控制为第二值,并且在由空气袋2将传感器部6按压于体表面的状态(以下称为脉搏波计测状态)下,将从传感器部6之中选择的压力检测元件所检测出的压力信号存储于存储器15。控制部12作为存储控制部发挥功能。

[0090] 控制部12基于在脉搏波计测状态下检测得出并存储于存储器15的压力信号,算出生物信息,并且将算出的生物信息存储于存储器15。控制部12作为生物信息算出部发挥功能。

[0091] 生物信息只要是可以基于脉搏波算出的信息即可。例如,控制部12算出SBP(收缩压:Systolic Blood pressure)和DBP(舒张压:Diastolic Blood pressure)等血压信息、脉搏数等脉搏信息或心率等心搏信息等,作为生物信息。

[0092] 另外,也可以是与生物信息测定装置不同的其他电子设备具有生物信息算出部。

在这种情况下,将生物信息测定装置的存储器15中存储的压力信号向电子设备传送,在该电子设备中算出生物信息并存储。

[0093] 在由空气袋2将传感器部6按压于体表面的状态下,控制部12基于由传感器部6的压力检测元件检测出的压力信号,从可设定的多个滚转角之中决定上述的第二值,并且将滚转角控制为该决定的第二值。

[0094] 而且,控制部12基于在将滚转角控制为第二值的状态下由传感器部6的一个或多个压力检测元件检测出的压力信号,从可设定的多个俯仰角之中决定上述的第一值。控制部12作为旋转角决定部发挥功能。

[0095] 由脉搏波检测部100、旋转驱动部10、空气袋驱动部11以及控制部12的功能模块(按压力控制部、旋转控制部、基准电平设定部、存储控制部、旋转角决定部)构成脉搏波检测装置。

[0096] 以下对本实施方式的生物信息测定装置的动作进行说明。本实施方式的生物信息测定装置具有连续测定血压模式,该连续测定血压模式在每次搏动时算出SBP和DBP并显示于显示部13。

[0097] 图6用于说明本实施方式的生物信息测定装置的连续测定血压模式的动作的流程图。

[0098] 另外,在发出血压测定指示之前的初始状态下,脉搏波检测部100将俯仰角和滚转角都例如设定为0度,并且使按压面6b与按压方向垂直。

[0099] 在此,虽然将俯仰角和滚转角分别为0度的状态设为初始状态,但是并不限于此。例如,在将脉搏波检测部100佩戴于手腕的状态下,也可以将如下的状态设为初始状态:根据该手腕的形状,以使按压面6b均等地接触皮肤的方式,由旋转驱动部10使传感器部6进行了滚动旋转或俯仰旋转的状态。

[0100] 如果存在血压测定指示,则控制部12取得由温度检测部7检测出的温度信息,并且基于该温度信息,设定传感器部6的各压力检测元件6a、7a检测出的压力信号的基准电平(步骤S1)。

[0101] 本实施方式中,使用按压面6b不接触物体的状态下检测出的压力信号(偏置电平)根据温度而变化的压力检测元件,作为传感器部6所包含的各压力检测元件6a、7a。

[0102] 因此,控制部12基于温度检测部7检测出的温度,设定压力检测元件6a、7a检测出的压力信号的基准电平。通过设定该基准电平,将压力检测元件6a、7a检测出的压力信号的电平处理为以设定的基准电平为基准的值。

[0103] 压力检测元件6a、7a检测出的压力信号包含不依赖于搏动的直流成分以及根据搏动而变动的交流成分。根据搏动而变动的压力信号的波形的上升点的电平为直流成分的电平(DC电平)。根据搏动而变动的压力信号的波形的上升点与峰值的差分值为交流成分的电平(AC电平)。

[0104] 在步骤S1之后,控制部12控制空气袋驱动部11而开始向空气袋2注入空气,从而增加传感器部6对体表面施加的按压力(步骤S2)。

[0105] 控制部12在步骤S2中开始的按压力增加过程中,基于元件列60和元件列70各自的压力检测元件检测出的压力信号,选择元件列60和元件列70中的任意一方(步骤S3)。

[0106] 在此,控制部12从元件列60和元件列70之中,选择在增加过程中能够更快速地闭

塞挠动脉T的元件列。以下参照图7,对步骤S3的处理进行详细说明。

[0107] 图7是用于说明图6所示的步骤S3的详情的流程图。

[0108] 控制部12在步骤S2中开始的按压力增加过程中,基于元件列60的各压力检测元件6a检测出的压力信号,从构成元件列60的全部的压力检测元件6a之中,决定位于挠动脉T上的一个压力检测元件作为关注元件(以下称为第一关注元件)(步骤S30)。

[0109] 例如,控制部12在任意的时机将各压力检测元件6a检测出的压力信号分为交流成分和直流成分,并且将AC电平在交流阈值以上且DC电平在直流阈值以下的压力检测元件6a决定为第一关注元件。

[0110] 此外,在AC电平为交流阈值以上且DC电平为直流阈值以下的压力检测元件6a存在多个的情况下,控制部12将多个压力检测元件6a之中的AC电平最大且DC电平最小的压力检测元件决定为第一关注元件。

[0111] 控制部12将元件列60的ID、步骤S30中决定的第一关注元件的ID、该第一关注元件检测出的压力信号、该压力信号的检测时刻以及空气袋2在该检测时刻施加的按压力相关联地存储于RAM(步骤S31)。

[0112] 在步骤S31之后,控制部12基于RAM中存储的每一检测时刻的第一关注元件的压力信号,判定步骤S30中决定的第一关注元件检测出的压力信号的AC电平是否超过了峰值(步骤S32)。

[0113] 具体而言,控制部12将与步骤S30中决定的第一关注元件的压力信号的检测时刻的前一检测时刻对应的压力信号的第一AC电平,与步骤S30中决定的第一关注元件的压力信号的第二AC电平相比较。

[0114] 而且,在第二AC电平比第一AC电平小阈值以上的情况下,控制部12判定步骤S30中决定的第一关注元件检测出的压力信号的AC电平超过了峰值。

[0115] 在第二AC电平没有比第一AC电平小阈值以上的情况下,或第一关注元件的压力信号的AC电平在RAM中仅存储一个的情况下,控制部12判定步骤S30中决定的第一关注元件检测出的压力信号的AC电平未超过峰值。

[0116] 在步骤S32的判定为“否”的情况下,控制部12使处理返回步骤S30。

[0117] 在步骤S32的判定为“是”的情况下,控制部12判定步骤S30中决定的第一关注元件检测出的压力信号的AC电平是否达到了闭塞结束判定阈值(以下称为第一闭塞结束判定阈值),所述闭塞结束判定阈值小于RAM中存储的第一关注元件的压力信号的AC电平的最大值(步骤S33)。

[0118] 第一闭塞结束判定阈值设定为如下的值:将RAM中存储的第一关注元件的压力信号的AC电平的最大值乘以大于0且小于1的系数 $\alpha$ 所得的值。

[0119] 第一闭塞结束判定阈值是用于判定是否由元件列60闭塞了挠动脉T的值。系数 $\alpha$ 基于这种目的而设定为能确保判定精度的程度的值。作为一例,系数 $\alpha$ 设定为0.5。

[0120] 在步骤S33的判定为“否”的情况下,控制部12使处理返回步骤S30。

[0121] 在步骤S33的判定为“是”的情况下,控制部12进行步骤S38的处理。

[0122] 与步骤S30~步骤S33的处理并行,控制部12进行步骤S34~步骤S37的处理。

[0123] 在步骤S34中,控制部12在步骤S2中开始的按压力增加过程中,基于元件列70的各压力检测元件7a检测出的压力信号,从构成元件列70的全部的压力检测元件7a之中,决定

位于桡动脉T上的一个压力检测元件作为关注元件(以下称为第二关注元件)。

[0124] 第二关注元件的决定方法与第一关注元件的决定方法相同。另外,步骤S34的处理与步骤S30的处理在相同时刻进行。

[0125] 在步骤S34后续的步骤S35中,控制部12将元件列70的ID、步骤S34中决定的第二关注元件的ID、该第二关注元件检测出的压力信号、该压力信号的检测时刻以及空气袋2在该检测时刻施加的按压力相关联地存储于RAM。

[0126] 在步骤S35后续的步骤S36中,控制部12基于RAM中存储的每一检测时刻的第二关注元件的压力信号,判定步骤S34中决定的第二关注元件检测出的压力信号的AC电平是否超过了峰值。该判定方法与步骤S32相同。

[0127] 在步骤S36的判定为“否”的情况下,控制部12使处理返回步骤S34。

[0128] 在步骤S36的判定为“是”的情况下,控制部12判定步骤S34中决定的第二关注元件检测出的压力信号的AC电平是否达到了闭塞结束判定阈值(以下称为第二闭塞结束判定阈值),该闭塞结束判定阈值小于RAM中存储的第二关注元件的压力信号的AC电平的最大值(步骤S37)。

[0129] 第二闭塞结束判定阈值设定为如下的值:将RAM中存储的第二关注元件的压力信号的AC电平的最大值乘以上述的系数 $\alpha$ 所得的值。

[0130] 在步骤S37的判定为“否”的情况下,控制部12使处理返回步骤S34。在步骤S37的判定为“是”的情况下,控制部12进行步骤S38的处理。

[0131] 在步骤S38中,控制部12从元件列60和元件列70之中,选择出包含了AC电平先达到闭塞结束判定阈值的关注元件的元件列。

[0132] 也就是说,在压力信号的AC电平达到第一闭塞结束判定阈值的第一关注元件的该压力信号的检测时刻早于压力信号的AC电平达到第二闭塞结束判定阈值的第二关注元件的该压力信号的检测时刻的情况下,即,步骤S33的判定为“是”的时机早于步骤S37的判定为“是”的时机的情况下,在步骤S38中选择元件列60。

[0133] 相反,在压力信号的AC电平达到第一闭塞结束判定阈值的第一关注元件的该压力信号的检测时刻晚于压力信号的AC电平达到第二闭塞结束判定阈值的第二关注元件的该压力信号的检测时刻的情况下,即,步骤S37的判定为“是”的时机早于步骤S33的判定为“是”的时机的情况下,在步骤S38中选择元件列70。

[0134] 在步骤S38中选择了元件列的时点,控制部12停止步骤S30~步骤S37的处理。以下将步骤S38中选择元件列称为选择元件列。

[0135] 接下来,控制部12将RAM中存储的、针对上述的选择元件列决定的关注元件的AC电平达到闭塞结束判定阈值的时点的空气袋2的按压力( $HDP_{max}$ )设定为第一按压值(步骤S39)。在针对选择元件列决定的关注元件之中,AC电平达到闭塞结束判定阈值的关注元件也称为闭塞结束时关注元件。

[0136] 接下来,控制部12将RAM中存储的、针对上述的选择元件列决定的关注元件的AC电平达到最大值的时点的空气袋2的按压力( $HDP_{ACmax}$ )设定为第二按压值(步骤S40)。

[0137] 在此,基于压力检测元件6a、7a检测出的压力信号,将元件列60和元件列70中的任意一方选择为选择元件列,但是也可以预先设定应将传感器部6所包含的元件列60和元件列70中的哪一方作为选择元件列。

[0138] 例如在将元件列60预先设定为选择元件列的情况下,可以省略步骤S34~步骤S37的处理和步骤S38的处理。在这种情况下,在步骤S33的判定为“是”的情况下进行步骤S39以后的处理。

[0139] 图8是表示在图7的步骤S38中选择的选择元件列之中决定的关注元件检测出的压力信号的变化图。横轴为时刻,纵轴为压力值。各时刻的压力值是各时刻由决定的关注元件检测出的压力信号的电平。

[0140] 如果存在血压测定指示,则在时刻 $t_0$ 之前,设定传感器部6的基准电平(图6的步骤S1)。而且,在时刻 $t_0$ 开始增加按压力(图6的步骤S2)。

[0141] 如果按压力开始增加,则关注元件检测出的压力信号的AC电平在时刻 $t_1$ 达到峰值( $AC_{max}$ ),并且在时刻 $t_2$ 达到 $AC_{max}$ 乘以系数 $\alpha$ (在此为0.5)所得的值。而且,在时刻 $t_2$ 决定选择元件列。

[0142] 另外,在时刻 $t_0$ ~时刻 $t_2$ 的期间,如图7所示,分别针对元件列60、70决定在每一时刻位于桡动脉T上的关注元件。

[0143] 在时刻 $t_2$ ,将时刻 $t_2$ 的按压力( $HDP_{max}$ )设定为第一按压值(图7的步骤S39)。此外,在时刻 $t_2$ ,将时刻 $t_1$ 的按压力( $HDP_{ACmax}$ )设定为第二按压值(图7的步骤S40)。

[0144] 返回图6的说明,如果利用步骤S3的处理决定了选择元件列,则控制部12将空气袋2所施加的按压力控制为图7的步骤S39中设定的第一按压值,并在该状态下保持按压力(步骤S4)。

[0145] 在按压力保持为第一按压值的状态下,控制部12取得选择元件列所包含的多个压力检测元件检测出的DC电平,并且基于取得的DC电平,决定步骤S14以后的校正用数据生成时和连续测定血压时应控制的滚转角(以下称为最佳滚转角)(步骤S5)。

[0146] 图9是用于说明图6所示的步骤S5的详情的流程图。

[0147] 首先,控制部12控制旋转驱动部10,将滚转角控制为任意值(步骤S51)。

[0148] 接下来,控制部12取得分别由第一压力检测元件(图8的时刻 $t_2$ 的时点决定的关注元件)、第二压力检测元件和第三压力检测元件检测出的压力信号的DC电平(步骤S52),所述第一压力检测元件为选择元件列的各压力检测元件中的闭塞结束时关注元件,所述第二压力检测元件位于该第一压力检测元件的桡骨侧附近,所述第三压力检测元件位于该第一压力检测元件的尺骨侧附近。

[0149] 接下来,控制部12算出表示取得的三个DC电平与第一压力检测元件~第三压力检测元件的位置之间的关系的坐标图的平坦度,并将算出的平坦度与当前控制的滚转角的值相关联地存储于RAM(步骤S53)。

[0150] 例如,控制部12求出该三个DC电平的分散或标准偏差,并将求出的分散或标准偏差的倒数用作平坦度。平坦度是表示该三个DC电平的离散的微小程度的数值。

[0151] 接下来,控制部12判定是否针对可控制的全部的滚转角分别算出了平坦度(步骤S54)。

[0152] 在未针对全部的滚转角算出平坦度的情况(步骤S54:“否”)下,控制部12控制旋转驱动部10,变更为仍未算出平坦度的滚转角(步骤S55),然后进行步骤S52以后的处理。

[0153] 在针对全部的滚转角算出了平坦度的情况(步骤S54:“是”)下,控制部12将步骤S53的处理中存储于RAM的滚转角之中的相关联的平坦度最大(与DC电平的离散最小同义)

的滚转角决定为最佳滚转角(步骤S56)。另外,优选控制部12在步骤S51中将滚转角控制为任意值之后,以预先决定的时间待机,并在经过该时间后的时机取得选择元件列的第一~第三压力检测元件检测出的压力信号的DC电平。在滚转角刚刚从某一值变更为其他值之后,由于传感器部6按压体表面的按压姿势发生变化,所以存在血流大幅度变动的可能性。因此,通过取得将滚转角控制为任意值并稍微等待之后检测出的压力信号的DC电平,由此可以减少血流变化的影响。

[0154] 图10是表示将图1所示的脉搏波检测部100的滚转角控制为三个值的状态的图。图10的(a)表示将滚转角控制为 $+\theta_a$ 度的状态。图10的(b)表示将滚转角控制为0度的状态。图10的(c)表示将滚转角控制为 $-\theta_a$ 度的状态。 $\theta_a$ 为任意值。

[0155] 图11是表示如图10所示的那样控制了滚转角的状态下由选择元件列的各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,与该各压力检测元件的位置之间的关系的坐标图。

[0156] 图11所示的曲线110表示了图10的(a)所示的状态下由各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平的一例。在图10的(a)所示的状态下,选择元件列中的桡骨TB侧的端部位于接近桡骨TB的位置。因此,曲线110的形状为DC电平在桡骨TB侧的端部处变高的形状。

[0157] 图11所示的曲线111表示了图10的(b)所示的状态下由各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平的一例。在图10的(b)所示的状态下,与图10的(a)所示的状态相比,来自桡骨TB的压力变弱。因此,曲线111的倾斜比曲线110的倾斜更为平缓。

[0158] 图11所示的曲线112表示了图10的(c)所示的状态下由各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平的一例。在图10的(c)所示的状态下,与图10的(b)所示的状态相比,来自桡骨TB的压力变弱。因此,曲线112的倾斜比曲线111的倾斜更为平缓,在三个曲线110、111、112之中平坦度最高。

[0159] 如此,通过观察元件列的各压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,可以把握来自骨或腱等硬组织的压力的分布。

[0160] 另外,优选决定最佳滚转角时的按压力为如下程度的不过大的值:通过变更滚转角而如曲线110~112那样使曲线产生变化。此外,优选决定最佳滚转角时的按压力设定为能够检测出来自硬组织的压力信号的程度(桡动脉T充分闭塞的程度)的值。

[0161] 即,通过使上述系数 $\alpha$ 的值为适度的大小,从而可以使决定最佳滚转角时的按压力为适度的大小,可以准确地把握来自硬组织的压力分布。

[0162] 图11所示的曲线是由选择元件列所包含的全部的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平所形成的曲线。在该选择元件列的下方依次排列存在有桡骨、桡动脉、腱。

[0163] 因此,图11所示的曲线的形状主要有三种模式:来自桡骨的压力被检测为较强,选择元件列所包含的压力检测元件之中的位于最接近桡骨的位置(桡骨侧端部)的压力检测元件的DC电平,比选择元件列所包含的压力检测元件之中的位于最接近尺骨的位置(尺骨侧端部)的压力检测元件的DC电平更高的形状;来自腱的压力被检测为较强,桡骨侧端部的压力检测元件的DC电平比尺骨侧端部的压力检测元件的DC电平更低的形状;以及平坦的形状。

[0164] 因此,控制部12也可以在图9的步骤S53中,将选择元件列所包含的压力检测元件之中的桡骨侧端部的压力检测元件作为上述的第二压力检测元件,将选择元件列所包含的压力检测元件之中的尺骨侧端部的压力检测元件作为上述的第三压力检测元件,来算出图

11所示的曲线的平坦度。

[0165] 此外,控制部12也可以在图9的步骤S52中,取得分别位于选择元件列的桡骨侧端部和尺骨侧端部的两个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,并且在图9的步骤S53中,将该两个DC电平之差的倒数用作图11所示的曲线的平坦度。

[0166] 表示选择元件列所包含的多个压力检测元件的位置与所述多个压力检测元件检测出的DC电平之间的关系的坐标图越平坦,则来自硬组织的压力的影响越小,这意味着可以不被硬组织妨碍地按压桡动脉T。

[0167] 为了得到能够不被硬组织妨碍地按压桡动脉T的状态,控制部12针对可控制的全部的滚转角算出平坦度,并将算出的平坦度最大的滚转角决定为最佳滚转角。

[0168] 另外,控制部12也可以根据选择元件列所包含的全部的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平的离散算出平坦度,并将算出的平坦度最大的滚转角决定为最佳滚转角。

[0169] 如上所述,通过将平坦度的算出所使用的DC电平的数量限定为两个或三个,可以削减运算量。其结果,可以实现耗电减少和决定最佳滚转角的高速化。

[0170] 此外,在图6的步骤S5中,控制部12基于元件列60和元件列70中的任意一方的元件列的多个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,来决定最佳滚转角,但是并不限于此。控制部12也可以基于元件列60和元件列70各自的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,来决定最佳滚转角。

[0171] 例如,控制部12在图9的步骤S52中,分别针对元件列60和元件列70取得多个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平。

[0172] 而且,控制部12在图9的步骤S53中,基于针对元件列60取得的多个DC电平算出平坦度,并与当前时点控制中的滚转角相关联地存储,并且基于针对元件列70取得的多个DC电平算出平坦度,并与当前时点控制中的滚转角相关联地存储。

[0173] 控制部12在针对全部的滚转角按照每一元件列算出平坦度之后,在图9的步骤S56中,将与最大平坦度相关联的滚转角决定为最佳滚转角即可。

[0174] 返回图6的说明,在步骤S5之后,控制部12将传感器部6的滚转角控制为步骤S5中决定的最佳滚转角(步骤S6)。此外,控制部12将空气袋2所施加的按压力控制为图7的步骤S40中设定的第二按压值,并在该状态下保持按压力(步骤S7)。

[0175] 参照图8说明步骤S5~步骤S7的处理。另外,图8表示了滚转角可控制为0度、+ $\theta_1$ 度、- $\theta_1$ 度这三个的情况下的动作示例。 $\theta_1$ 为任意值。

[0176] 如图8所示,在时刻 $t_2$ ~时刻 $t_3$ 的期间将滚转角控制为0度,在该状态下算出平坦度。接下来,在时刻 $t_3$ ~时刻 $t_4$ 的期间将滚转角控制为+ $\theta_1$ 度,在该状态下算出平坦度。接下来,在时刻 $t_4$ ~时刻 $t_5$ 的期间将滚转角控制为- $\theta_1$ 度,在该状态下算出平坦度。

[0177] 图8的示例中,在将滚转角控制为0度的状态下算出的平坦度最大(最佳滚转角=0度)。因此,控制部12在时刻 $t_5$ ~时刻 $t_6$ 的期间,将传感器部6的滚转角控制为0度。此外,控制部12在时刻 $t_5$ ~时刻 $t_6$ 的期间,将按压力保持为第二按压值( $HDP_{ACmax}$ )。

[0178] 另外,图8的示例中,由于平坦度最大的滚转角=0度,所以在时刻 $t_5$ ~时刻 $t_6$ 的期间,滚转角从- $\theta_1$ 度向0度变化。但是,在时刻 $t_4$ ~时刻 $t_5$ 的期间平坦度最大的情况下,不需要时刻 $t_5$ ~时刻 $t_6$ 的期间的滚转角的变更。即,也可以同时进行最佳滚转角的决定和向最佳滚转角的控制。

[0179] 返回图6的说明,在步骤S7之后,控制部12基于元件列60和元件列70各自所包含的多个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,决定步骤S14以后的校正用数据生成时和连续测定血压时应控制的俯仰角(以下称为最佳俯仰角)(步骤S8)。图8的示例中,在时刻 $t_6$ ~时刻 $t_7$ 的期间进行步骤S8的处理。

[0180] 图12是用于说明图6所示的步骤S8的详情的流程图。

[0181] 控制部12从图7的步骤S30~步骤S37的过程中存储于RAM的第一关注元件之中,选择与按压力的第二值( $HDP_{ACmax}$ )相关联的第一关注元件(步骤S81)。

[0182] 此外,控制部12从图7的步骤S30~步骤S37的过程中存储于RAM的第二关注元件之中,选择与按压力的第二值( $HDP_{ACmax}$ )相关联的第二关注元件(步骤S82)。

[0183] 另外,控制部12也可以代替步骤S81和步骤S82,而是基于元件列60的各压力检测元件6a检测出的压力信号,选择位于桡动脉T上的一个第一关注元件,并且基于元件列70的各压力检测元件7a检测出的压力信号,选择位于桡动脉T上的一个第二关注元件。

[0184] 在选择了第一关注元件和第二关注元件之后,控制部12将选择的第一关注元件检测出的压力信号的DC电平(以下称为末梢侧DC电平)与选择的第二关注元件检测出的压力信号的DC电平(以下称为中枢侧DC电平)相比较,并且基于该比较结果和当前的俯仰角,设定传感器部6的俯仰旋转的旋转方向和旋转量(步骤S83)。

[0185] 具体而言,在末梢侧DC电平小于中枢侧DC电平的情况下,控制部12将旋转方向设定为正方向(图1中为逆时针旋转)。此外,在中枢侧DC电平小于末梢侧DC电平的情况下,控制部12将旋转方向设定为负方向(图1中为顺时针旋转)。

[0186] 此外,控制部12将当前的传感器部6的俯仰角的绝对值,与从当前的俯仰角沿着由上述的方法设定的旋转方向使传感器部6旋转的情况下能够取得的俯仰角的绝对值的最大值或最小值之差的一半的值,设定为旋转量。

[0187] 例如,俯仰角能够以0度为基准分别朝向正方向和负方向最大取到5度。在当前的俯仰角为0度且设定的旋转方向为正方向的情况下,从当前的俯仰角沿着正方向旋转的情况下能够取得的俯仰角的绝对值的最大值=5度,与当前的俯仰角=0度之差的一半为2.5度,将该2.5度设定为旋转量。

[0188] 此外,在当前的俯仰角为+2.5度的状态下,在设定的旋转方向为负方向的情况下,从当前的俯仰角沿着负方向旋转的情况下能够取得的俯仰角的绝对值的最小值=0度,与当前的俯仰角=2.5度之差的一半为1.25度,将该1.25度设定为旋转量。

[0189] 此外,在当前的俯仰角为+2.5度的状态下,在设定的旋转方向为正方向的情况下,从当前的俯仰角沿着正方向旋转的情况下能够取得的俯仰角的绝对值的最大值=5度,与当前的俯仰角=2.5度之差的一半为1.25度,将该1.25度设定为旋转量。

[0190] 而且,控制部12使传感器部6沿着设定的旋转方向以设定的旋转量进行俯仰旋转(步骤S84)。

[0191] 在步骤S84之后,控制部12判定是否以预先决定的预定次数进行了步骤S84的处理(步骤S85)。该预定次数设定为2以上的值。考虑到最佳俯仰角的决定所需要的时间的缩短和最佳俯仰角的决定精度,优选将预定次数设定为3次。

[0192] 在步骤S85的判定为“否”的情况下,再次执行步骤S83和步骤S84的处理。在步骤S85的判定为“是”的情况下,控制部12将当前时点的俯仰角决定为最佳俯仰角(步骤S86)。

[0193] 图13和图14是表示第一关注元件和第二关注元件检测出的压力信号的一例的图。如图13所示,在第二关注元件检测出的压力信号的DC电平小于第一关注元件检测出的压力信号的DC电平的情况下,沿着元件列70接近体表面的方向(负方向)进行俯仰旋转。通过重复进行俯仰旋转,从而如图14所示,可以得到两个DC电平接近的状态。

[0194] 利用以上的步骤S8的处理,元件列60中的位于桡动脉T上的第一关注元件与元件列70中的位于桡动脉T上的第二关注元件各自检测出的压力信号的DC电平变为接近,可以决定最佳俯仰角,该最佳俯仰角可以实现由元件列60和元件列70分别同样地按压桡动脉T的状态。

[0195] 另外,控制部12也可以在步骤S81中算出元件列60的各压力检测元件6a检测出的压力信号的DC电平的第一平均值,在步骤S82中算出元件列70的各压力检测元件7a检测出的压力信号的DC电平的第二个平均值,并且在步骤S83中,代替末梢侧DC电平而使用该第一平均值,并且代替中枢侧DC电平而使用该第二平均值,来决定俯仰旋转方向。即使如此,也能够决定最佳俯仰角。

[0196] 此外,控制部12也可以在步骤S8中以下述的方式决定最佳俯仰角。

[0197] 控制部12在进行了图12所示的步骤S81和步骤S82的处理之后,将俯仰角依次控制为可设定的全部的值,并且算出将俯仰角控制为各值的状态下得到的末梢侧DC电平与中枢侧DC电平之差,并将算出的差与控制中的俯仰角相关联地存储于RAM。

[0198] 而且,控制部12将存储于RAM的俯仰角之中的相关联地存储的差值最小的俯仰角设定为最佳俯仰角。

[0199] 按照该变形例,可以将第一关注元件和第二关注元件各自检测出的压力信号的DC电平最接近的状态的俯仰角设定为最佳俯仰角。

[0200] 在该变形例中,控制部12也可以在步骤S81中算出元件列60的各压力检测元件6a检测出的压力信号的DC电平的平均值,在步骤S82中算出元件列70的各压力检测元件7a检测出的压力信号的DC电平的平均值,并且代替末梢侧DC电平与中枢侧DC电平之差,而是算出并存储该两个平均值之差。

[0201] 此外,控制部12也可以在步骤S8中利用专利文献1记载的方法,基于元件列60和元件列70各自所包含的压力检测元件检测出的压力信号的AC电平,来决定最佳俯仰角。

[0202] 返回图6的说明,在步骤S8中决定了最佳俯仰角之后,控制部12将传感器部6的俯仰角控制为步骤S8中决定的最佳俯仰角(步骤S9)。

[0203] 另外,在图12所示的步骤S8的处理示例中,同时进行步骤S86的最佳俯仰角的决定和步骤S9的处理。

[0204] 接下来,控制部12使空气袋2所施加的按压力减小到比步骤S7中保持的第二按压值小且比零大的复位值(图8所示的 $HDP_{RESET}$ ),并将按压力保持为该复位值(步骤S10)。

[0205] 控制部12在该状态下取得温度检测部7检测出的温度信息,并且算出取得的温度信息与步骤S1中取得的温度信息之差,并判定该差是否在温度阈值以上(步骤S11)。

[0206] 在该差小于温度阈值的情况下,即,判定传感器部6的温度在步骤S1的处理时和当前没有大幅度变化的情况(步骤S11:“否”)下,控制部12进行步骤S14的处理。

[0207] 在该差为温度阈值以上的情况下,即,判定传感器部6的温度在步骤S1的处理时和当前存在大幅度变化的情况(步骤S11:“是”)下,控制部12将按压力控制为零(步骤S12),之

后,基于当前的温度信息,进行传感器部6的各压力检测元件检测出的压力信号的基准电平的再次设定(步骤S13)。在步骤S13之后开始步骤S14以后的处理。

[0208] 在步骤S14中,控制部12使按压力从当前的值增加至可闭塞桡动脉T的程度的预先决定的值(图8的时刻 $t_8$ ~时刻 $t_9$ )。

[0209] 控制部12将步骤S14中增加按压力的速度控制为慢于步骤S2中增加按压力时的速度,但是并不限于此。

[0210] 另外,图6的步骤S11~步骤S13的处理并不是必须的,也可以省略。在这种情况下,在步骤S10之后进行步骤S14的处理。

[0211] 控制部12将步骤S14中开始的按压力增加过程中由传感器部6的各压力检测元件检测出的压力信号存储于存储器15,并且基于存储的压力信号,从全部的压力检测元件6a、7a之中决定最佳压力检测元件。

[0212] 控制部12例如将按压力增加过程中检测出AC电平最大的压力信号的压力检测元件决定为最佳压力检测元件。此外,将检测出该压力信号时的按压力决定为最佳按压力(步骤S15)。

[0213] 在步骤S15之后,控制部12基于存储器15中存储的、在按压力增加过程中由上述最佳压力检测元件检测出的压力信号,生成脉搏波包络线数据。

[0214] 脉搏波包络线数据是将传感器部6的按压力(空气袋2的内压),与以该按压力将最佳压力检测元件按压于体表面的状态下由最佳压力检测元件检测出的压力信号的AC电平相关联的数据。

[0215] 而且,控制部12基于生成的脉搏波包络线数据,算出SBP和DBP,并且基于步骤S14中开始的按压力增加过程中由上述最佳压力检测元件检测出的压力信号以及算出的SBP和DBP,生成步骤S18的连续测定血压时所使用的校正用数据,并将校正用数据存储于存储器15(步骤S16)。

[0216] 之后,控制部12将按压力保持为步骤S15中决定的最佳按压力(步骤S17、图8的时刻 $t_{10}$ )。

[0217] 而且,控制部12将步骤S15中决定的最佳压力检测元件检测出的压力信号依次存储于存储器15,并且基于存储的各压力信号的AC电平和步骤S16中生成的校正用数据,在每次搏动时算出SBP和DBP并存储于存储器15(步骤S18)。控制部12使算出的SBP和DBP例如显示于显示部13来向使用者进行通知。

[0218] 直到发出了血压测定结束指示为止,控制部12重复地进行步骤S18的处理,如果发出了结束指示,则结束血压测定处理。

[0219] 如上所述,本实施方式的生物信息测定装置在步骤S5中决定最佳滚转角,在将传感器部6的滚转角控制为该最佳滚转角的状态下,在步骤S8中决定最佳俯仰角。

[0220] 如此,通过经历了决定最佳滚转角,并在控制为决定的最佳滚转角的状下来决定最佳俯仰角的步骤,从而可以在来自骨或腱等硬组织的压力对脉搏波的检测精度施加的影响减小的状态下,来决定最佳俯仰角。

[0221] 在取得生成校正用数据所必要的压力信号时和连续测定血压时,为了提高脉搏波的检测精度,优选成为元件列60按压桡动脉T的按压状态与元件列70按压桡动脉T的按压状态大致相同的理想按压状态。步骤S8的处理是决定用于实现该理想按压状态的最佳俯仰角

的处理。

[0222] 按照本实施方式的生物信息测定装置,可以在控制为使来自骨或腱等硬组织的压力所产生的信号电平变低的最佳滚转角的状态下,来决定用于实现理想按压状态的最佳俯仰角。

[0223] 因此,可以高精度地决定成为理想按压状态的最佳俯仰角。其结果,可以提高步骤S14以后的处理中检测出的脉搏波的检测精度,从而可以提高生物信息的测定精度。

[0224] 此外,在本实施方式的生物信息测定装置中,在步骤S8中决定最佳俯仰角时的按压力(第二按压值)小于在步骤S5中决定最佳滚转角时的按压力(第一按压值)。

[0225] 如此,通过使第二按压值小于第一按压值,能够在桡动脉T被适度按压的状态下决定最佳俯仰角,可以提高最佳俯仰角的决定精度。

[0226] 桡动脉T被适度按压的状态是所谓的张力测量状态,即,桡动脉T未闭塞,且桡动脉T的被按压的表面变为平坦而可以忽视张力的影响的状态。

[0227] 图6所示的动作示例中,在步骤S7中将按压力保持为选择元件列的关注元件的AC电平成为最大值( $AC_{max}$ )的按压力( $HDP_{ACmax}$ )。可以认为按压力保持为 $HDP_{ACmax}$ 的状态最接近张力测量状态。因此,通过使第二按压值= $HDP_{ACmax}$ ,可以提高最佳俯仰角的决定精度。

[0228] 另外,在图6所示的动作示例中,使第二按压值= $HDP_{ACmax}$ ,但是并不限于此。第二按压值只要是针对选择元件列在每一时刻决定的关注元件的DC电平的变化量为变化阈值以下的状态下的按压力范围的任意值即可。该关注元件的DC电平的变化量最小时的按压力与该关注元件的AC电平最大时的按压力大体一致。

[0229] 即,第二按压值只要设定为针对选择元件列在每一时刻决定的关注元件的AC电平为最大的按压力附近的值即可。

[0230] 具体而言,优选第二按压值设定为针对选择元件列在每一时刻决定的关注元件的AC电平成为最大值(图8所示的 $AC_{max}$ )的0.9倍以上时的按压力范围的任意数值,更优选设定为成为该最大值的0.95倍以上时的按压力范围的任意数值。

[0231] 可以认为保持为按压力= $HDP_{ACmax}$ 的状态最接近张力测量状态。因此,如图6的动作示例所示,最优选将第二按压值设定为 $HDP_{ACmax}$ 。

[0232] 此外,按照本实施方式的生物信息测定装置,在步骤S3中选择元件列60和元件列70中的任意一方作为选择元件列。而且,基于该一个选择元件列的多个压力检测元件检测出的压力信号,来决定最佳滚转角。

[0233] 具体而言,控制部12在步骤S3中将先使桡动脉T闭塞的元件列选择为选择元件列,并且在保持为该选择元件列闭塞桡动脉T的时点的按压力的状态下,决定最佳滚转角。

[0234] 按照该构成,可以基于不受桡动脉T闭塞而导致的血流变化等影响的元件列输出的压力信号,来决定最佳滚转角。即,可以提高从选择元件列输出的压力信号的信赖性,从而可以提高最佳滚转角的决定精度。

[0235] 此外,通过将能够在更短时间使桡动脉T闭塞的元件列设为选择元件列,从而可以缩短决定最佳滚转角所花费的时间,从而可以缩短至血压测定开始为止的时间。

[0236] 此外,在本实施方式的生物信息测定装置中,基于元件列60、70中的任意一方的元件列的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,来决定最佳滚转角。如此,通过基于压力信号的DC电平来决定最佳滚转角,从而可以高精度地决定不容易受到来自骨或腱等硬组织

的压力的影响的滚转角。

[0237] 另外,控制部12也可以在步骤S5中代替选择元件列的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,而是基于选择元件列的压力检测元件检测出的压力信号的绝对值,来决定最佳滚转角。

[0238] 在步骤S4中将按压力保持为第一按压值的状态是由选择元件列闭塞桡动脉T的状态。即,在该状态下,选择元件列的压力检测元件检测出的压力信号的AC电平变得足够小。

[0239] 因此,即使基于选择元件列的多个压力检测元件检测出的压力信号的绝对值来决定最佳滚转角,也能够以一定程度的精度,减少来自骨或腱等硬组织的压力带来的影响。在如上所述的那样采用DC电平的情况下,可以更准确地检测出来自骨或腱等硬组织的压力的分布,因而可以提高最佳滚转角的决定精度。

[0240] 此外,在本实施方式的生物信息测定装置中,基于元件列60、70各自所包含的多个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,来决定最佳俯仰角。如此,通过基于压力信号的DC电平来决定最佳俯仰角,可以高精度地决定能够实现理想按压状态的最佳俯仰角。其理由如下所述。

[0241] 在本实施方式的生物信息测定装置中,元件列60和元件列70按压生物体的不同部分。此外,如果桡动脉T的阻力高的末梢侧比中枢侧先开始闭塞,则伴随于此而发生反射波。该反射波与元件列70的位于桡动脉T上的压力检测元件检测出的压力信号重叠。

[0242] 如此,因按压的生物体部位的皮下组织的组分的不同和反射波的发生等,从而即使是理想按压状态,也存在元件列60的位于桡动脉T上的压力检测元件检测出的压力信号的AC电平与元件列70的位于桡动脉T上的压力检测元件检测出的压力信号的AC电平不相同的情况。

[0243] 另一方面,元件列60的位于桡动脉T上的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平以及元件列70的位于桡动脉T上的压力检测元件检测出的压力信号的DC电平不受按压的生物体部位的皮下组织的组分的不同和反射波的发生等的影响。

[0244] 因此,通过基于元件列60、70各自所包含的多个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平来决定最佳俯仰角,可以高精度地决定最佳俯仰角。

[0245] 另外,即使是基于元件列60、70各自所包含的多个压力检测元件检测出的压力信号的AC电平来决定最佳俯仰角,也能够以一定程度的精度来决定最佳俯仰角。

[0246] 此外,按照本实施方式的生物信息测定装置,可以基于从元件列60选择的一个压力检测元件和从元件列70选择的一个压力检测元件这两个压力检测元件检测出的压力信号,来决定最佳俯仰角。

[0247] 如此,通过基于两个压力检测元件的压力信号来决定最佳俯仰角,可以减少用于决定最佳俯仰角所需的运算量,能够减少耗电且缩短至血压测定开始为止的时间。

[0248] 另外,图12的处理示例中,在步骤S81和步骤S82中,从图7的步骤S30~步骤S37的过程中决定的关注元件之中选择一个。如此,通过从已经决定完毕的关注元件之中选择用于决定最佳俯仰角的关注元件,可以减少用于决定最佳俯仰角所需的运算量。其结果,能够减少耗电且缩短至血压测定开始为止的时间。

[0249] 此外,本实施方式的生物信息测定装置在决定了最佳俯仰角之后,使按压力下降至比第二按压值小且比零大的复位值,之后进行步骤S14以后的处理。如此,通过使按压力

不下降为零就进行步骤S14以后的处理,可以缩短至血压测定开始为止的时间。

[0250] 此外,通过在按压力暂时下降后进行步骤S14以后的处理,可以在将传感器部6控制为最佳滚转角和最佳俯仰角的状态下,来决定最佳按压力和最佳压力检测元件,从而可以提高脉搏波的检测精度。

[0251] 此外,本实施方式的生物信息测定装置中,在决定了最佳俯仰角之后,在初始状态的温度信息与当前的温度信息产生较大差异的情况下,在使按压力为零的基础上,再次设定传感器部6的各压力检测元件的基准电平。如此,通过再次设定基准电平,从而可以提高步骤S14以后的处理中的脉搏波的检测精度。

[0252] 此外,在本实施方式的生物信息测定装置中,在步骤S2中增加按压力时的增加速度快于在步骤S14中增加按压力时的增加速度。

[0253] 按照该构成,可以高速地进行用于决定最佳滚转角和最佳俯仰角所需的按压力的增加,可以缩短至血压测定开始为止的时间。另一方面,用于生成校正用数据所需的按压力的增加相对迟缓,由此可以高精度地求出校正用数据。

[0254] 本实施方式的生物信息测定装置中,控制部12也可以在步骤S5中决定最佳滚转角之前,使传感器部6进行俯仰旋转,以便使元件列60和元件列70各自检测压力信号的检测状态变得良好。

[0255] 例如,控制部12在步骤S2中开始按压力的增加之后直至进行图7的步骤S38的处理为止的期间的定期的时机,将RAM中存储的最新的第二关注元件的压力信号的AC电平与最新的第二关注元件的压力信号的AC电平相比较,并且基于该比较结果,判定是否需要俯仰旋转。

[0256] 控制部12在该两个AC电平之差为阈值以上的情况下,判断为处于包含AC电平相对较小的关注元件的元件列未将桡动脉T良好地挤压的状况,判定需要俯仰旋转。而且,沿着该元件列接近体表面的方向使传感器部6进行俯仰旋转。此时的旋转量为任意值,例如可以是可控制的最小值。

[0257] 控制部12在该两个AC电平之差小于阈值的情况下,判断为处于两个元件列分别将桡动脉T良好地挤压的状况,从而判定不需要俯仰旋转。

[0258] 例如在上述的时机,在最新的第二关注元件的AC电平比最新的第二关注元件的压力信号的AC电平大阈值以上的情况下,控制部12使传感器部6沿着负方向进行俯仰旋转。

[0259] 由此,能够使第二关注元件的AC电平变高。其结果,与不进行俯仰旋转的情况相比,提高了元件列70能够成为选择元件列的可能性,增加了能够用于决定最佳俯仰角的元件列的选项。

[0260] 图15是表示图6所示的步骤S5的详细处理的变形例的流程图。

[0261] 首先,控制部12控制旋转驱动部10,将滚转角控制为任意值(步骤S91)。

[0262] 接下来,控制部12取得由选择元件列的各压力检测元件之中的上述的第一压力检测元件~第三压力检测元件分别检测出的压力信号的DC电平,并且基于取得的三个DC电平,与步骤S53的处理同样地算出平坦度,并将平坦度与当前控制中的滚转角相关联地存储于RAM(步骤S92)。

[0263] 接下来,控制部12判定第二压力检测元件检测出的压力信号的DC电平(以下称为桡骨侧DC电平)与第三压力检测元件检测出的压力信号的DC电平(以下称为尺骨侧DC电平)

之差是否在阈值以上(步骤S93)。

[0264] 在桡骨侧DC电平与尺骨侧DC电平之差小于阈值的情况(步骤S93:“否”)下,控制部12控制旋转驱动部10,使传感器部6沿着正方向或负方向以最小角度进行滚动旋转(步骤S94),然后使处理返回至步骤S92。

[0265] 在桡骨侧DC电平与尺骨侧DC电平之差为阈值以上的情况(步骤S93:“是”)下,控制部12判定桡骨侧DC电平是否大于尺骨侧DC电平(步骤S95)。

[0266] 在桡骨侧DC电平小于尺骨侧DC电平的情况(步骤S95:“否”)下,控制部12将滚动旋转的方向限制为正方向(从左肘侧观察为逆时针旋转)(步骤S96)。即,控制部12将已算出平坦度的滚转角以外的滚转角之中的比当前的滚转角更靠负方向的滚转角,从最佳滚转角的候补中排除。

[0267] 在桡骨侧DC电平大于尺骨侧DC电平的情况(步骤S95:“是”)下,控制部12将滚动旋转的方向限制为负方向(从左肘侧观察为顺时针旋转)(步骤S97)。即,控制部12将已算出平坦度的滚转角以外的滚转角之中的比当前的滚转角更靠正方向的滚转角,从最佳滚转角的候补中排除。

[0268] 在步骤S96和步骤S97之后,控制部12判定是否针对可设定的全部的滚转角之中的以当前的滚转角为基准的上述限制的旋转方向的全部角度,算出了平坦度(步骤S98)。

[0269] 在步骤S98的判定为“否”的情况下,控制部12控制旋转驱动部10,将传感器部6控制为限制的旋转方向的可设定的滚转角之中的仍未算出平坦度的滚转角(步骤S99)。

[0270] 而且,控制部12取得分别由第一压力检测元件~第三压力检测元件检测出的压力信号的DC电平,并且基于取得的三个DC电平,与步骤S52的处理同样地算出平坦度,并且将该平坦度与当前控制中的滚转角相关联地存储于RAM(步骤S100)。在步骤S100之后使处理返回步骤S98。

[0271] 在步骤S98的判定为“是”的情况下,控制部12将步骤S92和步骤S100的处理中存储于RAM的滚转角之中的相关联的平坦度最大的滚转角决定为最佳滚转角(步骤S101)。

[0272] 如上所述,按照图15所示的变形例,与图9所示的处理示例相比,可以减少算出平坦度的滚转角的数量。因此,能够削减用于决定最佳滚转角的运算量和减少伴随滚动旋转的耗电。

[0273] 另外,滚转角可设定的角度为0度、+ $\theta_1$ 度、- $\theta_1$ 度( $\theta_1$ 为任意值)这三个,可以考虑步骤S91中的任意值为0度的情况。

[0274] 在这种情况下,最初的步骤S93的处理的判定为“是”且步骤S95的判定为“否”的情况下,控制部12将+ $\theta_1$ 度决定为最佳滚转角。此外,在最初的步骤S93的处理的判定为“是”且步骤S95的判定为“是”的情况下,控制部12将- $\theta_1$ 度决定为最佳滚转角。

[0275] 如此,按照该变形例,不进行滚动旋转也可以决定最佳滚转角。

[0276] 本实施方式的生物信息测定装置中,转动部5构成为能够分别以第一轴X和第二轴Y为中心进行旋转,但是转动部5也可以构成为能够以第一轴X和第二轴Y中的任意一方为中心进行旋转。

[0277] 在转动部5构成为能够仅以第一轴X为中心进行旋转(构成为仅能俯仰旋转)的情况下,控制部12可以在图6的流程图中省略步骤S5和步骤S6的处理,在步骤S4的处理之后进行步骤S7以后的处理。

[0278] 此外,在转动部5构成为能够仅以第一轴X为中心进行旋转的情况下,传感器部6的元件列60和元件列70没有必要分别包含多个压力检测元件,也可以构成为分别包含一个压力检测元件。即,传感器部6可以构成为仅具有沿着方向A排列的压力检测元件6a和压力检测元件7a这两个压力检测元件。

[0279] 在该构成的情况下,在图7中说明的第一关注元件始终为相同的压力检测元件6a,第二关注元件始终为相同的压力检测元件7a。此外,在步骤S38中,选择AC电平先达到闭塞结束判定阈值的压力检测元件。

[0280] 此外,在步骤S39中,将该选择的压力检测元件的AC电平达到闭塞结束判定阈值的时点的按压力设定为第一按压值。此外,在步骤S40中,将该选择的压力检测元件的AC电平达到峰值的时点的按压力设定为第二按压值。

[0281] 此外,控制部12在步骤S8中省略图12的步骤S81和步骤S82,在步骤S83中,将压力检测元件6a和压力检测元件7a各自检测出的压力信号的DC电平相比较,并且基于该比较结果和当前的俯仰角,来设定传感器部6的俯仰旋转的旋转方向和旋转量。

[0282] 在转动部5构成为能够仅以第二轴Y为中心进行旋转(构成为仅能够滚动旋转)的情况下,控制部12在图6的流程图中省略步骤S7~步骤S9的处理,并且在步骤S6的处理之后进行步骤S10以后的处理即可。

[0283] 此外,在转动部5构成为能够仅以第二轴Y为中心进行旋转的情况下,也可以构成为在传感器部6中削减元件列60和元件列70中的任意一方。

[0284] 例如在传感器部6构成为仅具有元件列60的情况下,在图7中削减步骤S34~步骤S38,在步骤S33的判定为“是”的情况下,成为进行步骤S39以后的处理的动作。此外,步骤S39以后的选择元件列成为元件列60。

[0285] 本次公开的实施方式的所有内容均为例示性内容,而非限制性内容。本发明的范围并不由以上的说明来表示,而是由权利要求来表示,并包含与权利要求等同的内容和权利要求范围内的所有变更。

[0286] 例如,目前为止说明了从手腕的桡动脉检测脉搏波的手腕佩戴式的生物信息测定装置,但是本发明也可以适用于从颈动脉或足背动脉检测脉搏波的装置。

[0287] 此外,传感器部6也可以构成为沿着方向A排列三个以上的元件列。

[0288] 在该构成的情况下,控制部12在图6的步骤S3中从三个以上的元件列之中,选择最早闭塞桡动脉T的元件列作为选择元件列。或者控制部12将三个以上的元件列中的任意一个预先选择为选择元件列。

[0289] 此外,控制部12在图6的步骤S8中,决定从三个以上的元件列分别选择的一个压力检测元件检测出的压力信号的DC电平或AC电平的值得接近的最佳俯仰角。

[0290] 接下来,针对图1所示的传感器部6的优选设计示例进行说明。

[0291] 图4中表示了元件列60与元件列70之间的距离L1(元件列60与元件列70在方向A的排列间隔),以及与体表面接触的按压面6b在方向A的宽度L2。

[0292] 发明人经过积极研究,其结果发现,通过使距离L1为5mm以上且15mm以下的范围的任意值,可以提高脉搏波的检测精度。

[0293] 优选元件列60与元件列70之间的距离L1能够模拟医生或护士将两根手指按压于手腕来确认脉搏波的触诊方式。以大量的医生为对象来调查进行触诊时的两根手指的中心

彼此在动脉方向的距离时,得知该距离进入5mm以上且15mm以下的范围。

[0294] 此外,发明人使用具有去掉了元件列70的结构 of 的传感器部6的脉搏波检测出部100,对多人进行了如下的实验:一边依次改变元件列60在动脉方向的位置,一边利用张力测量法检测脉搏波。

[0295] 图16是表示一边改变元件列的位置一边检测脉搏波 of 的实验结果的倾向的图。

[0296] 图16所示的横轴表示元件列在方向A的中心与手腕的皮线之间的距离。图16所示的纵轴表示得到张力测量状态时的元件列对体表面的按压力用多人平均所得的值。如图16所示,在元件列距皮线处于5mm以上且20mm以下的范围的情况下,能够以低按压力实现张力测量状态。

[0297] 如果能够以低按压力实现张力测量状态,则由元件列检测出的压力信号中不容易包含与来自骨或腱等硬组织的压力对应的成分。即,可以降低噪声,所以可以提高脉搏波 of 的检测精度。

[0298] 根据图16所示的结果可知,在具有两个元件列60、70 of 的传感器部6中,优选将元件列60和元件列70分别配置在距皮线为5mm以上且20mm以下的范围。

[0299] 如果考虑到配置在末梢侧的元件列60在方向A的中心配置在距皮线为5mm的位置的情况,则在图4所示的距离L1为15mm以下的情况下,元件列60和元件列70分别位于距皮线为5mm以上且20mm以下的范围的位置。因此,根据图16所示 of 的实验结果也可知距离L1为15mm以下是优选的。

[0300] 另外,本实施方式的脉搏波检测出部100构成为使按压面6b进行俯仰旋转。如果上述距离L1过小,则即使在俯仰旋转的情况下,分别由元件列60、70检测出的压力信号群也难以产生差异。如果距离L1为5mm以上,则可以充分地获得由俯仰旋转带来的脉搏波检测精度提高的效果。

[0301] 此外,如果距离L1过大,则配置在中枢侧的元件列70与动脉之间的距离变得过大。其结果,需要增大俯仰角的最大值。如果距离L1为15mm以下,则不增大俯仰角,就可以由两个元件列充分地捕捉来自动脉的脉搏波。

[0302] 在图4中,通过使从按压面6b在方向A的一方的端部边缘至元件列60 of 的中心的距离、从按压面6b在方向A的另一方的端部边缘至元件列70 of 的中心的距离、以及距离L1分别相同,从而能够以相同的按压力将元件列60和元件列70按压于体表面。因此,优选图4所示的宽度L2为15mm以上且45mm以下的范围的任意值。

[0303] 如以上说明的那样,本说明书公开了以下的事项。

[0304] 公开的脉搏波检测装置包括:传感器部,由沿着一个方向排列 of 的多个压力检测元件构成元件列,两个所述元件列沿着与所述一个方向正交的方向排列;以及按压部,在所述一个方向与生物体的体表面下的动脉的延伸方向交叉的状态下,向所述体表面按压所述传感器部,所述两个元件列在与所述一个方向正交的方向的排列间隔为5mm以上且15mm以下。

[0305] 公开的脉搏波检测装置还包括旋转机构,所述旋转机构使所述传感器部分别围绕沿着所述一个方向延伸的轴和沿着与所述一个方向正交的方向延伸的轴旋转。

[0306] 公开的生物信息测定装置包括:所述脉搏波检测装置;以及生物信息算出部,基于所述压力检测元件检测出的压力信号算出生物信息。

[0307] 工业实用性

[0308] 本发明特别适用于血压计等, 便利性高且有效。

[0309] 以上利用特定的实施方式对本发明进行了说明, 但是本发明并不限于上述实施方式, 能够在不脱离公开的发明的技术构思的范围内进行各种变更。

[0310] 本申请是基于2016年4月15日提交的日本专利申请(特愿2016-081950)而完成的, 并将其内容援引于此。

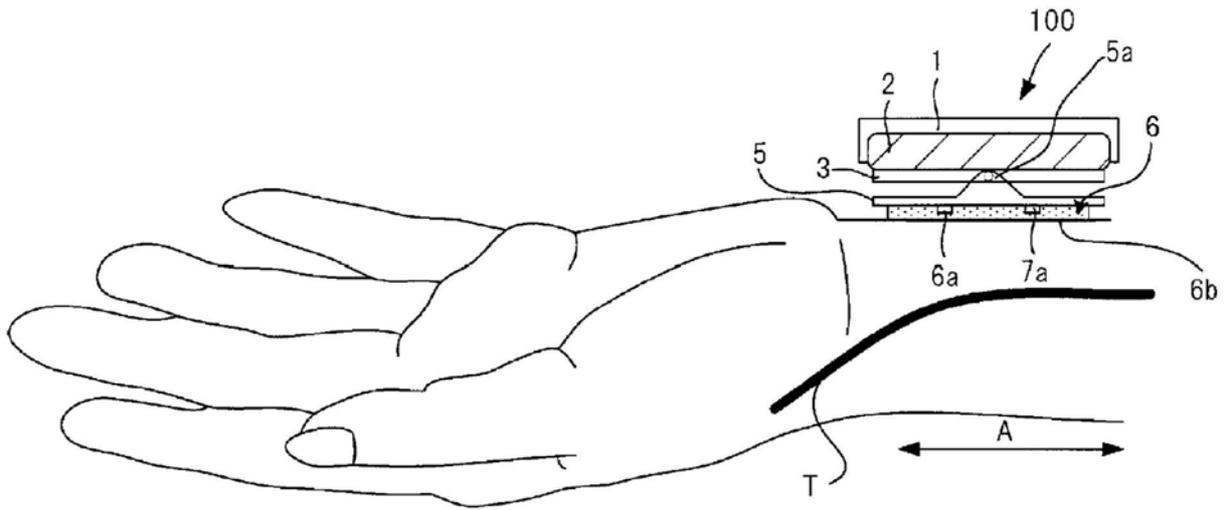


图1

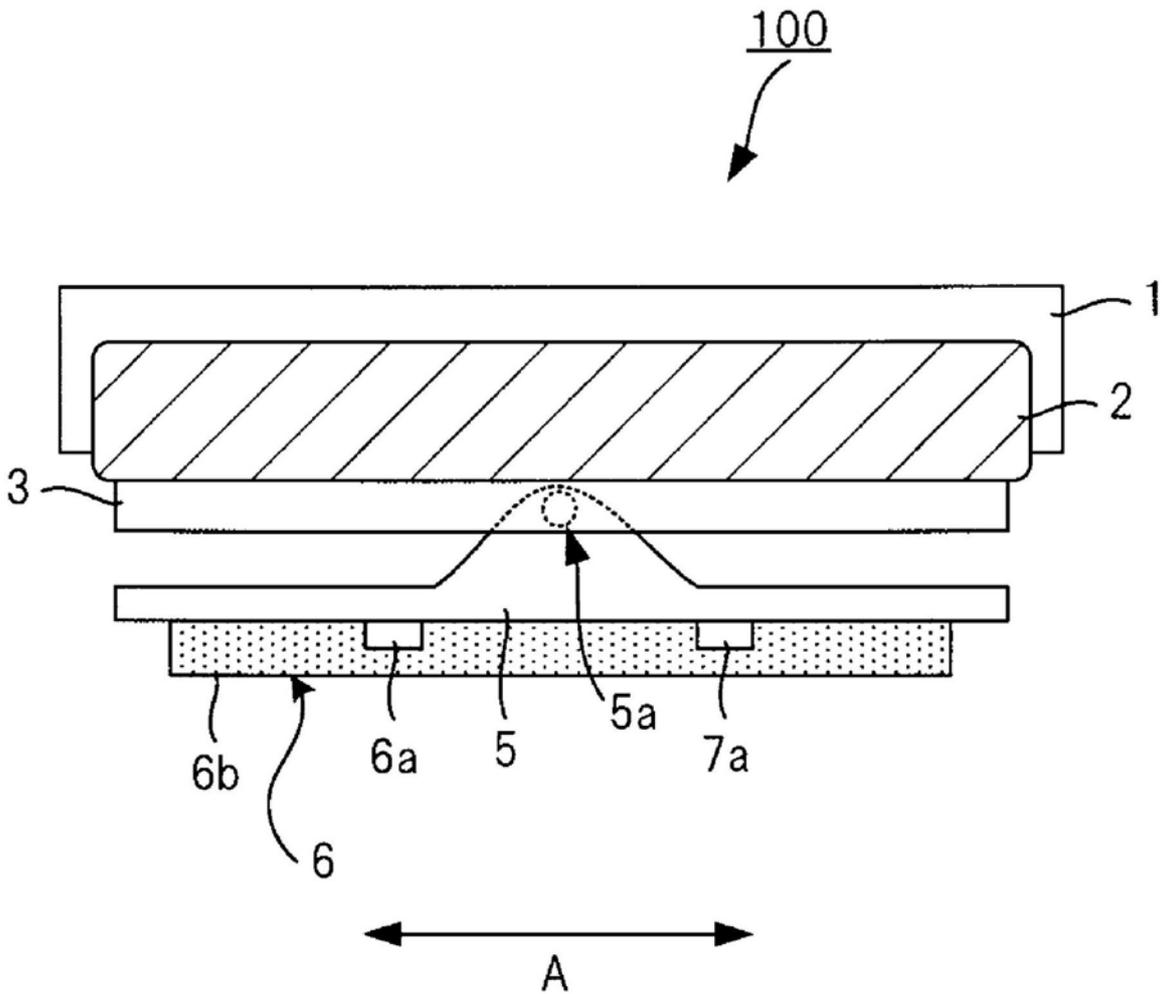


图2

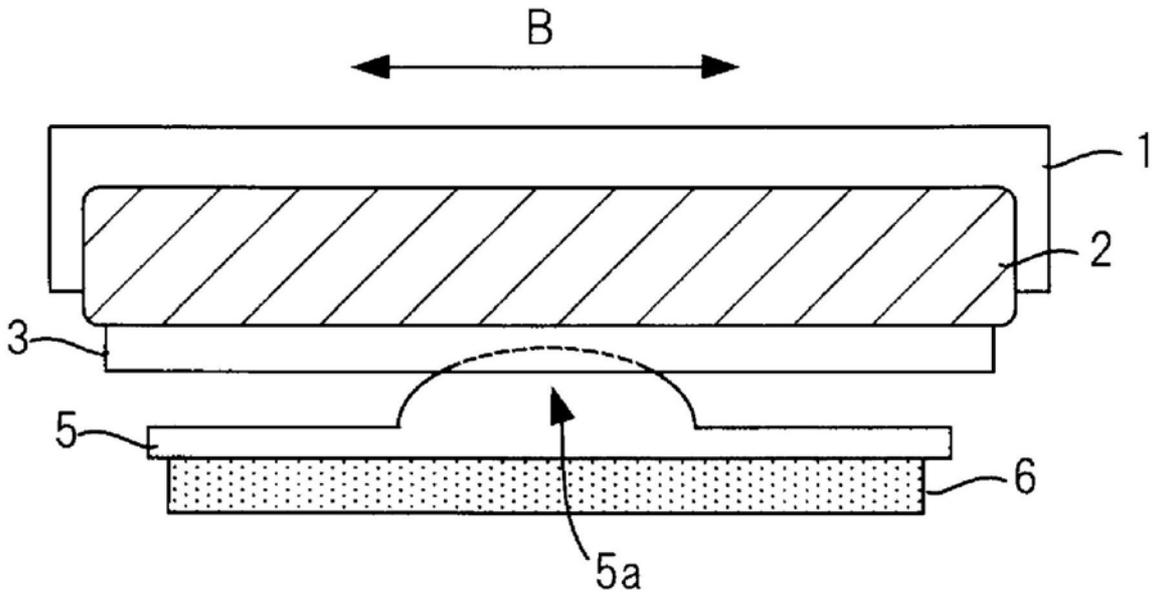


图3

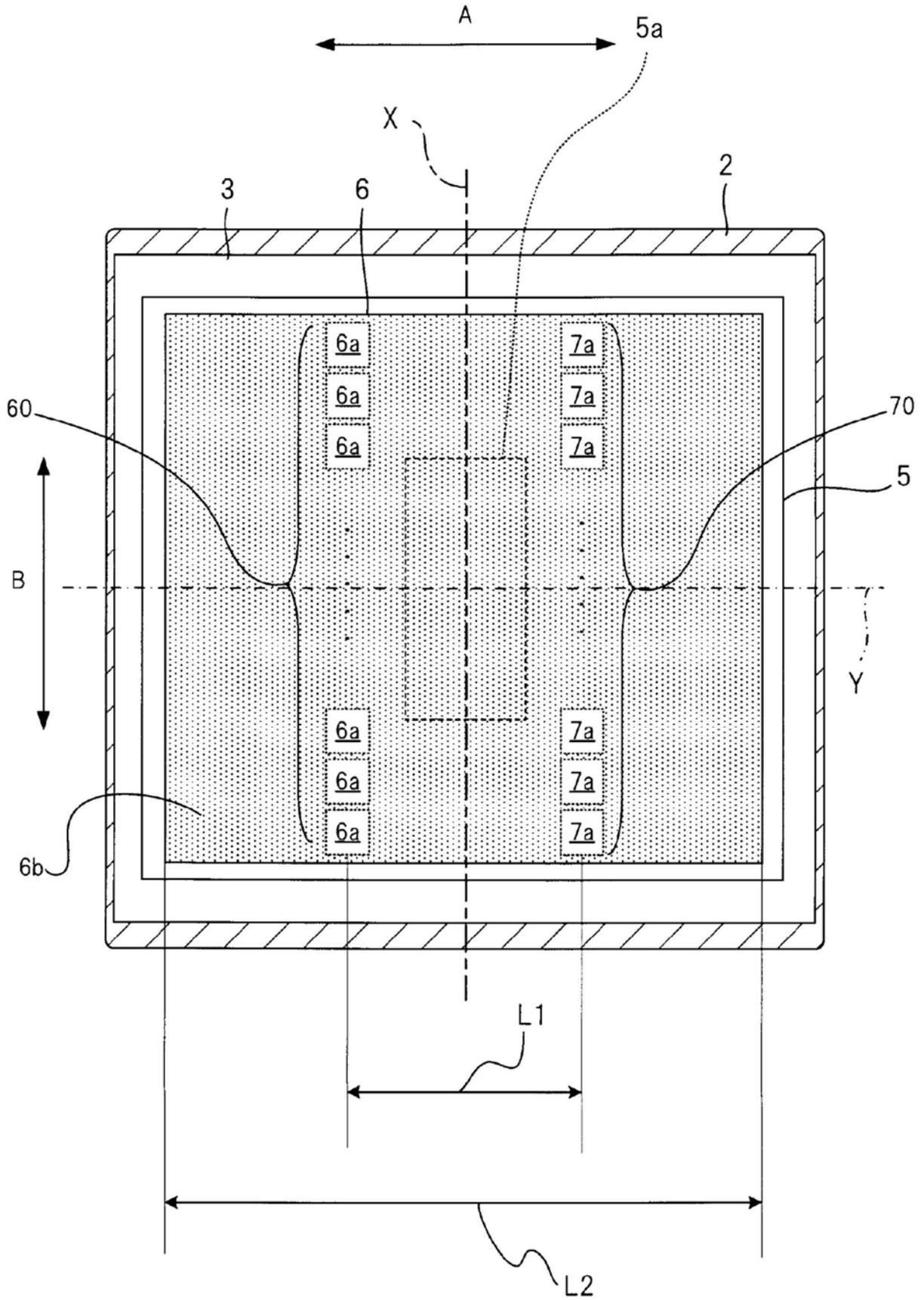


图4

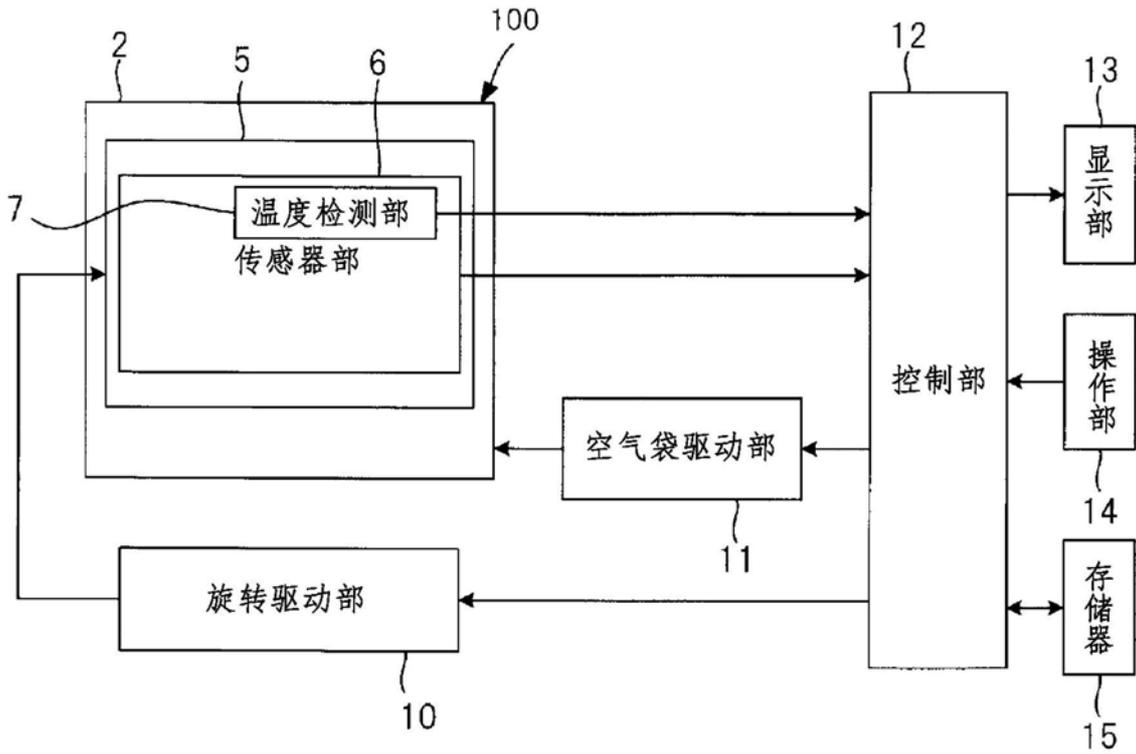


图5

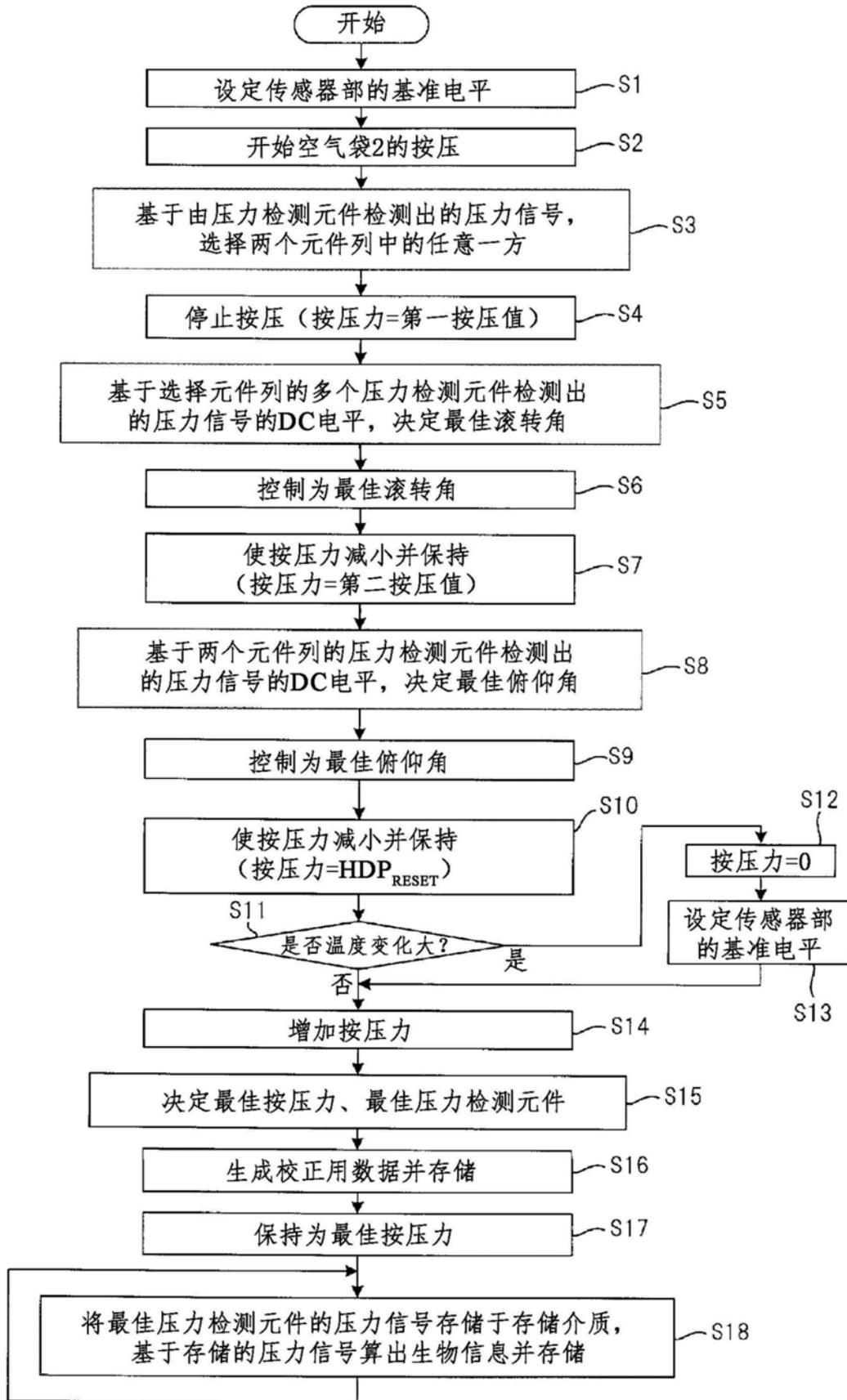


图6

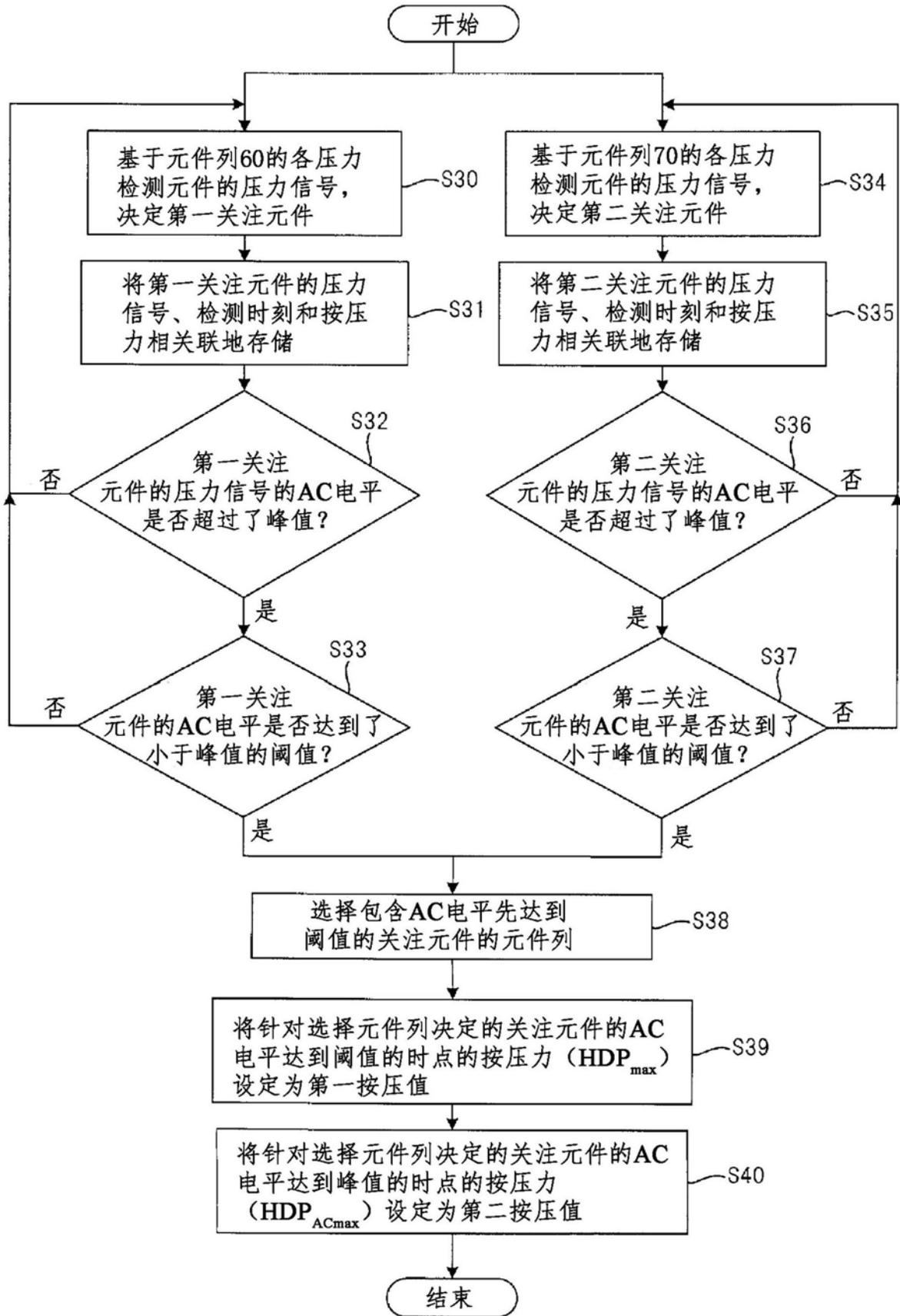


图7

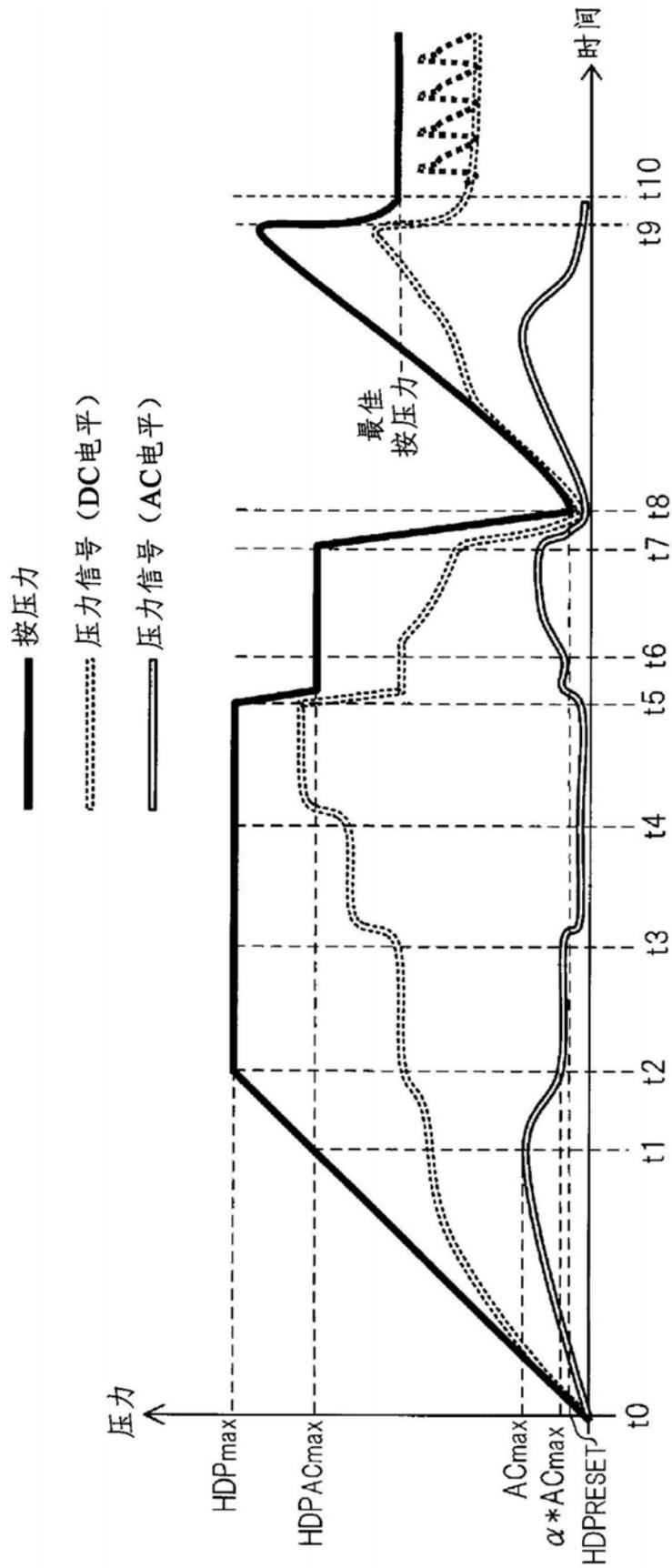


图8

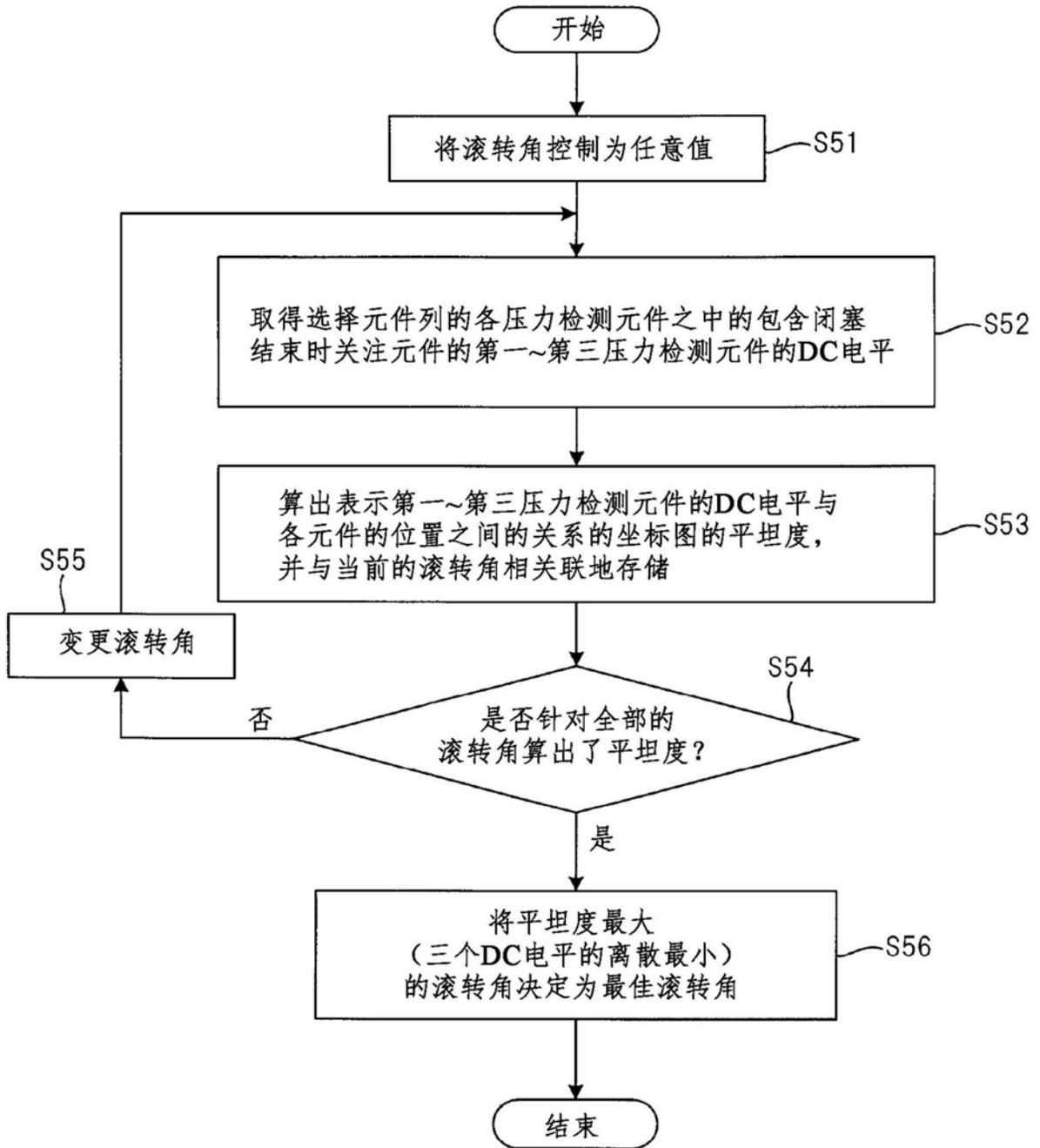


图9

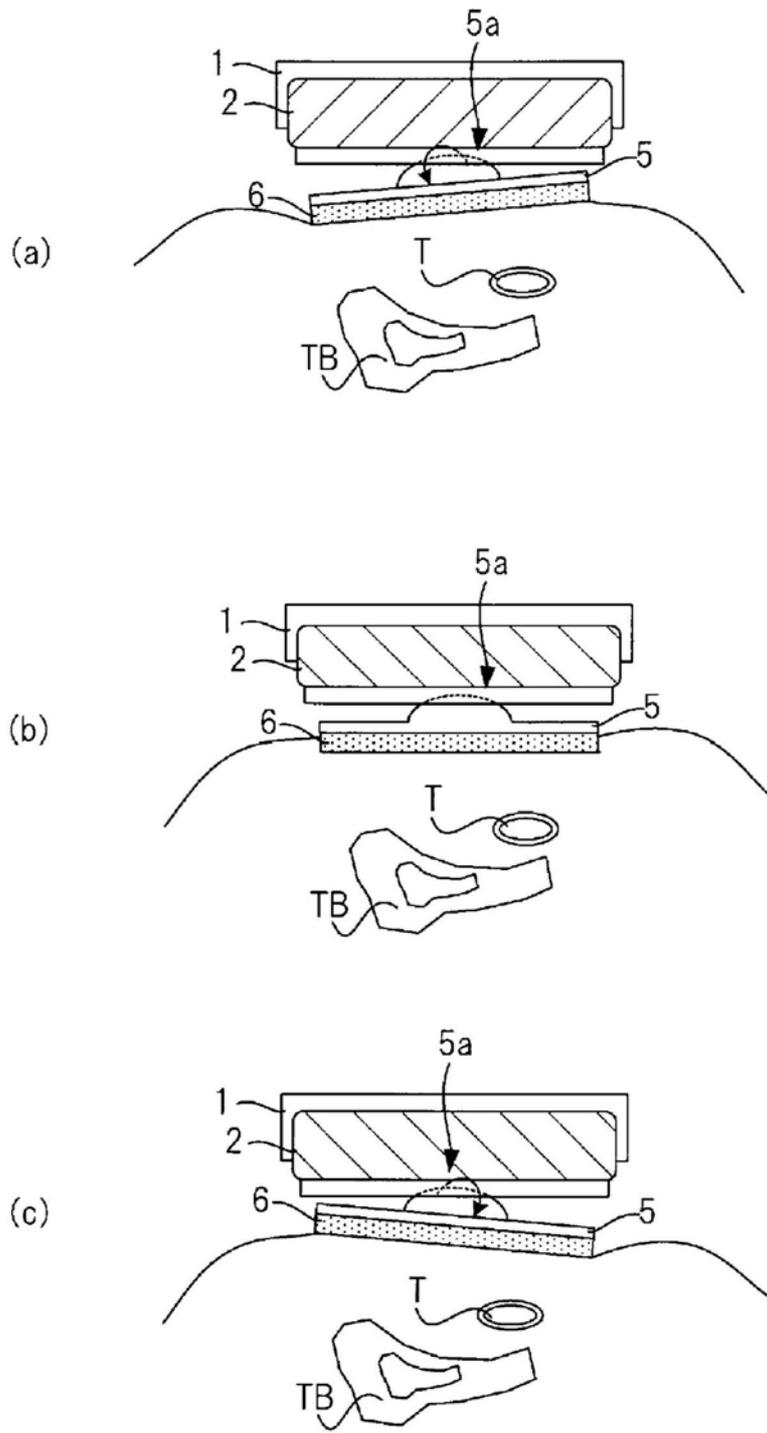


图10

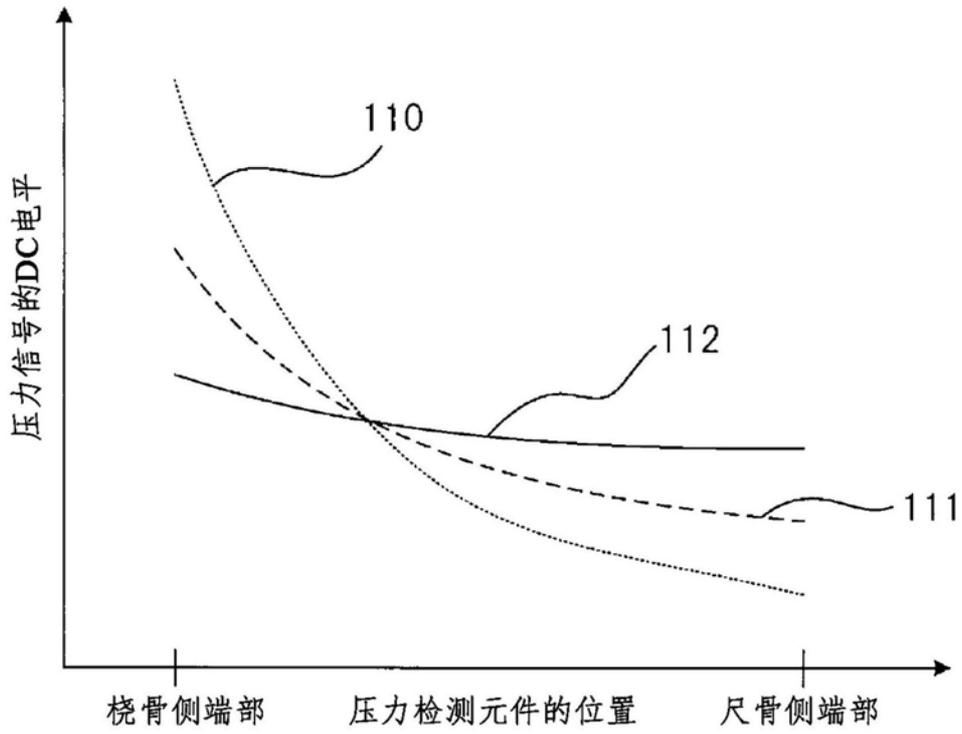


图11

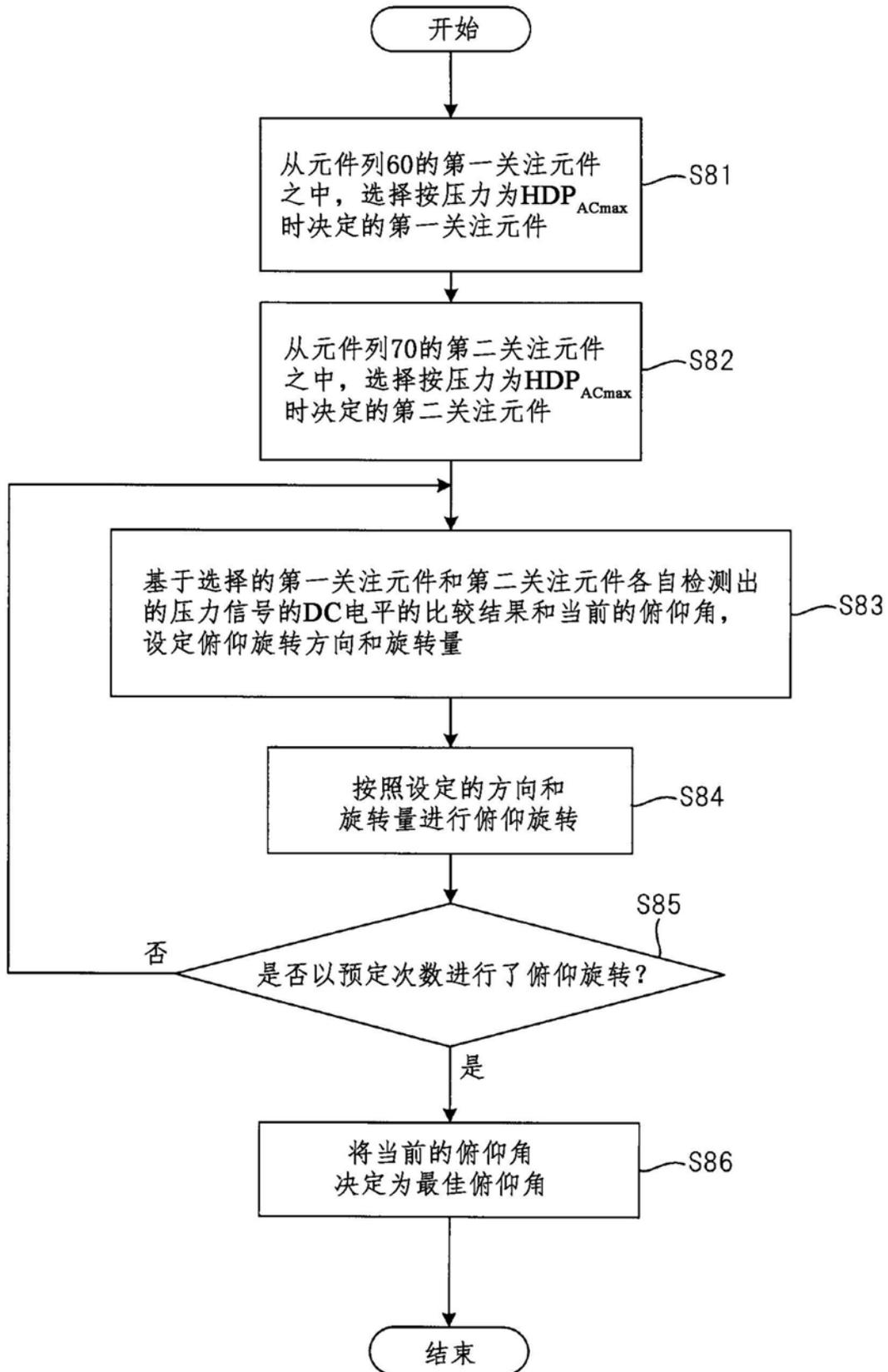


图12

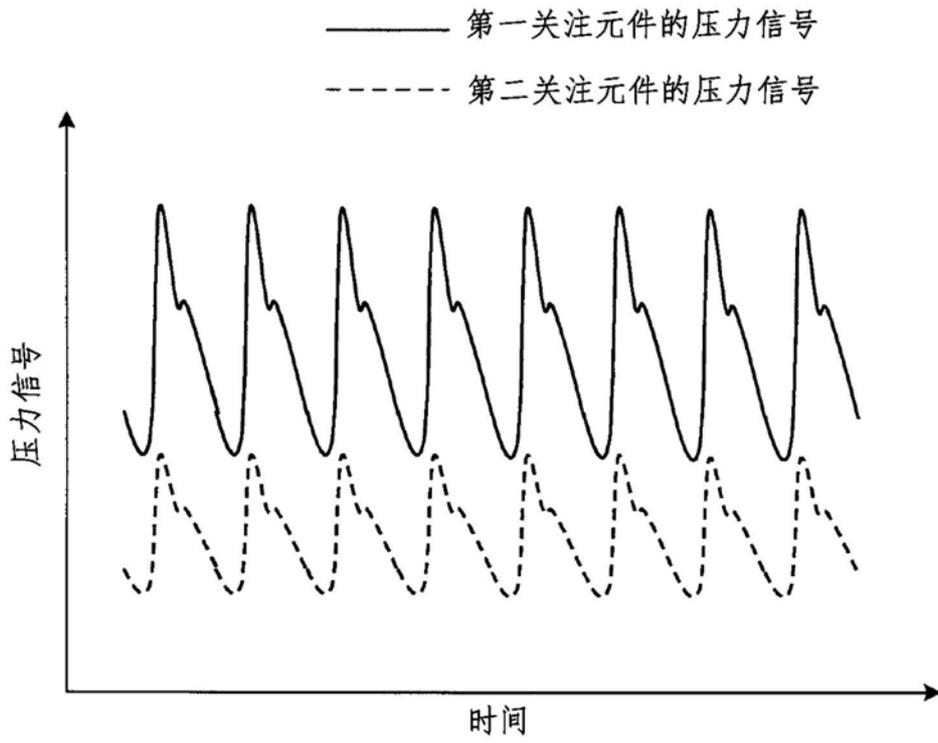


图13

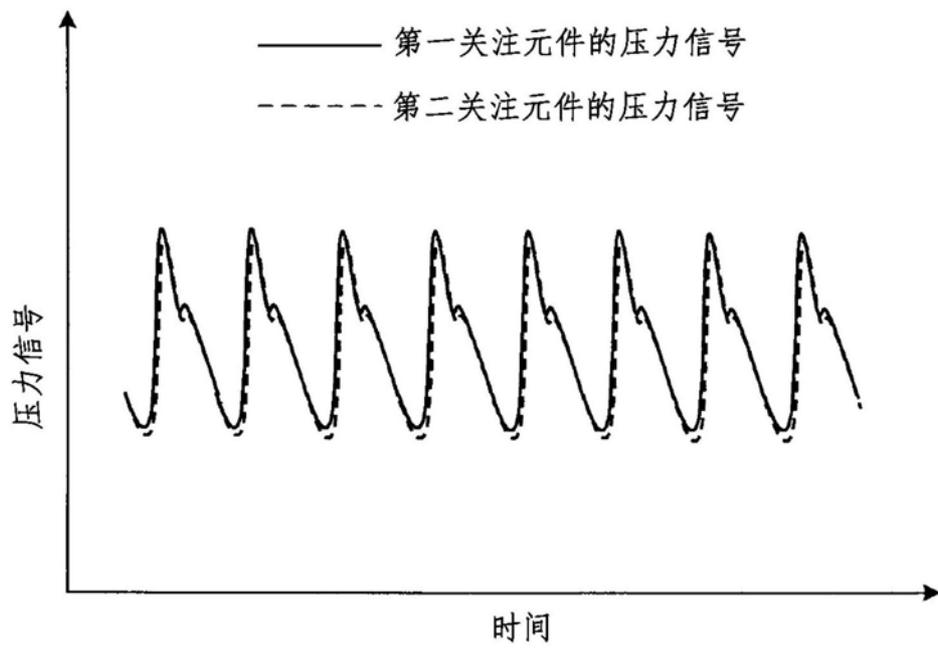


图14

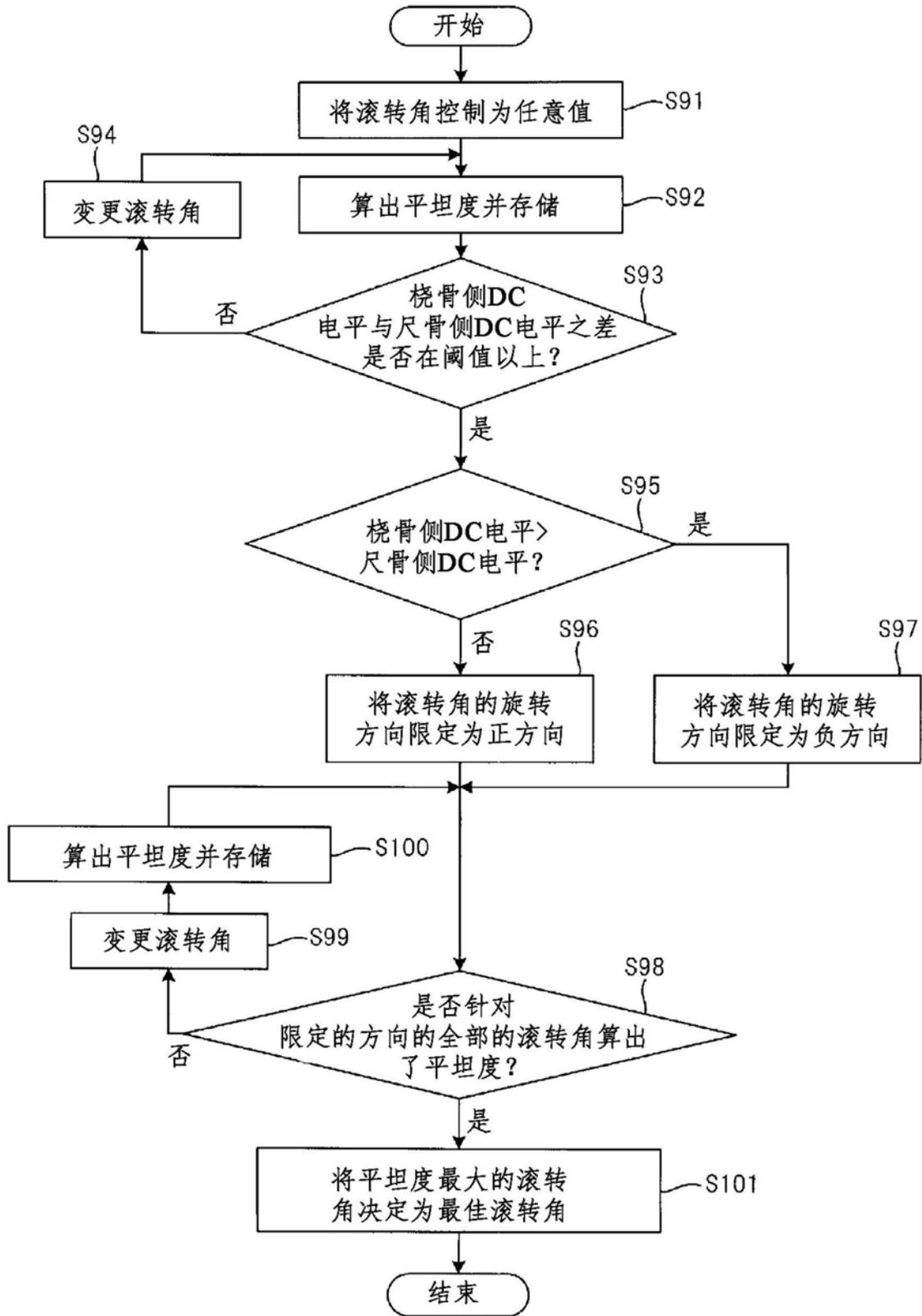


图15

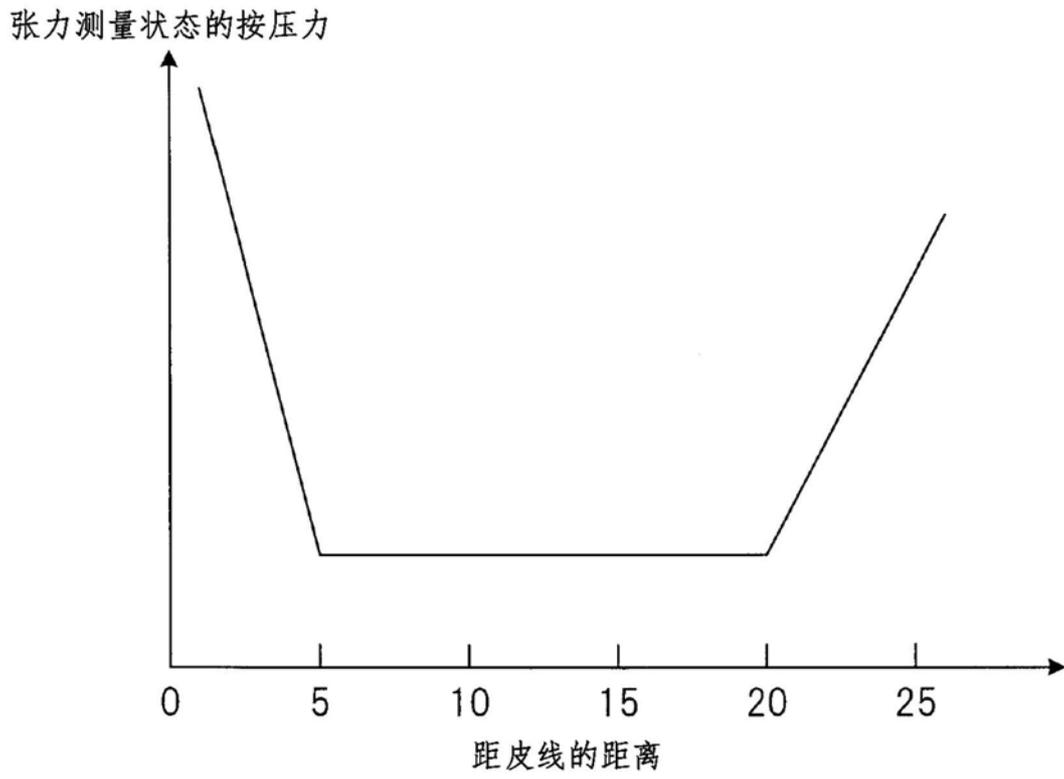


图16