



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109640798 B

(45) 授权公告日 2021.07.06

(21) 申请号 201780050407.7

(72) 发明人 小久保绫子 和田洋贵 闲绘里子

(22) 申请日 2017.09.05

尾林庆一 笠井诚朗

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理

申请公布号 CN 109640798 A

有限责任公司 11290

(43) 申请公布日 2019.04.16

代理人 鹿屹 李雪春

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

2016-177704 2016.09.12 JP

A61B 5/02 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/022 (2006.01)

2019.02.15

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据

JP 2004113811 A, 2004.04.15

PCT/JP2017/031862 2017.09.05

JP 2012223267 A, 2012.11.15

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 102256540 A, 2011.11.23

W02018/047788 JA 2018.03.15

CN 101198278 A, 2008.06.11

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

CN 101366627 A, 2009.02.18

地址 日本京都府

审查员 刘统

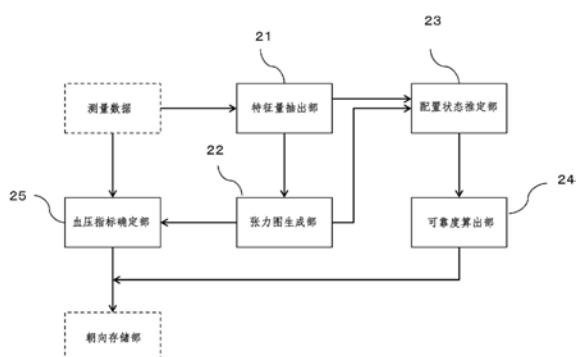
(54) 发明名称

权利要求书3页 说明书13页 附图23页

血压测定装置、血压测定装置的控制方法和存储介质

(57) 摘要

本发明提供血压测定装置、血压测定装置的控制方法和存储介质。血压测定装置包括：测量部件，具有多个压力传感器，并且对测量对象的每一次心搏的血压信息进行测量；配置状态推定部件，从各个压力传感器的一次心搏的输出波形抽出特征量，并且基于所述多个压力传感器之间的所述特征量的值的分布形状，推定所述测量部件相对于所述测量对象的动脉的配置状态；以及可靠度算出部件，基于推定的所述配置状态，算出由所述测量部件测量的血压信息的可靠度。



1. 一种血压测定装置,利用张力测量方式测定血压,所述血压测定装置的特征在于,包括:

测量部件,具有多个压力传感器,并且对测量对象的每一次心搏的血压信息进行测量;

配置状态推定部件,从各个压力传感器的一次心搏的输出波形抽出特征量,并且基于所述多个压力传感器的所述特征量的值的分布形状,推定所述测量部件相对于所述测量对象的动脉的配置状态;以及

可靠度算出部件,基于推定的所述配置状态,算出由所述测量部件测量的血压信息的可靠度。

2. 根据权利要求1所述的血压测定装置,其特征在于,所述配置状态推定部件从各个压力传感器的一次心搏的输出波形中,抽出所述输出波形的最大值与最小值的差分值和/或最小值作为所述特征量,并且基于所述多个压力传感器的所述差分值的分布形状和/或所述最小值的分布形状,推定所述测量部件的配置状态。

3. 根据权利要求2所述的血压测定装置,其特征在于,所述测量部件至少具有一个传感器阵列,所述传感器阵列由测量时排列在与所述动脉交叉的方向上的多个压力传感器构成。

4. 根据权利要求3所述的血压测定装置,其特征在于,

所述配置状态包括按压程度,所述按压程度表示所述传感器阵列按压所述动脉的力的程度,

所述配置状态推定部件基于所述差分值的分布形状的峰值与底值之差和/或所述差分值的分布形状的峰值,来推定所述按压程度。

5. 根据权利要求3或4所述的血压测定装置,其特征在于,

所述配置状态包括宽度方向倾斜,所述宽度方向倾斜表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上的倾斜,

所述配置状态推定部件基于所述最小值的分布形状的倾斜,来推定所述宽度方向倾斜。

6. 根据权利要求3或4所述的血压测定装置,其特征在于,

所述配置状态包括宽度方向偏移,所述宽度方向偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上的偏移,

所述配置状态推定部件基于所述差分值的分布形状的峰值的位置,来推定所述宽度方向偏移。

7. 根据权利要求3或4所述的血压测定装置,其特征在于,

所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器阵列,

所述配置状态包括动脉方向倾斜,所述动脉方向倾斜表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向平行的方向上的倾斜,

所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列各自的所述差分值的分布形状的峰值与底值之差,以及所述差分值的分布形状的峰值,来推定所述动脉方向倾斜。

8. 根据权利要求3或4所述的血压测定装置,其特征在于,

所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器阵列,

所述配置状态包括动脉方向偏移,所述动脉方向偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向平行的方向上的偏移,

所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值与所述第二传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值之差,来推定所述动脉方向偏移。

9. 根据权利要求3或4所述的血压测定装置,其特征在于,

所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器阵列,

所述配置状态包括转动偏移,所述转动偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在所述传感器阵列与所述测量对象的接触面内的转动,

所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值的位置与所述第二传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值的位置之差,来推定所述转动偏移。

10. 根据权利要求1~4中任意一项所述的血压测定装置,其特征在于,包括输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合的输出部件。

11. 根据权利要求10所述的血压测定装置,其特征在于,

所述输出部件是如下部件中的一个或者其组合:

图像显示部件,利用文字和/或图像,输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合;

声音输出部件,利用声音,输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合;以及

通信部件,利用有线或者无线的通信,对其他装置输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合。

12. 根据权利要求10所述的血压测定装置,其特征在于,包括警告部件,在所述可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述警告部件向所述输出部件输出用于表示成为可靠度下降的原因的非适当配置状态的信息。

13. 根据权利要求10所述的血压测定装置,其特征在于,包括修正指示部件,在所述可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述修正指示部件向所述输出部件输出用于将成为可靠度下降的原因的非适当配置状态修正为适当配置状态的方法。

14. 根据权利要求1~4中任意一项所述的血压测定装置,其特征在于,所述血压测定装置是佩戴于手腕的可穿戴式装置。

15. 根据权利要求10所述的血压测定装置,其特征在于,所述血压测定装置是佩戴于手腕的可穿戴式装置。

16. 一种血压测定装置的控制方法,所述血压测定装置利用具有多个压力传感器的测量部件,以张力测量方式对测量对象的每一次心搏的血压信息进行测量,所述血压测定装置的控制方法的特征在于,包括:

从各个压力传感器的一次心搏的输出波形抽出特征量的步骤;

基于所述多个压力传感器的所述特征量的值的分布形状,推定所述测量部件相对于所述测量对象的动脉的配置状态的步骤;以及

基于推定的所述配置状态,算出由所述测量部件测量的血压信息的可靠度的步骤。

17. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,存储有程序,所述程序用于使血压测定装

置执行权利要求16所述的血压测定装置的控制方法的各步骤。

## 血压测定装置、血压测定装置的控制方法和存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于血压测定的装置及其控制方法,更具体而言,涉及利用张力测量方式测定血压的装置。

### 背景技术

[0002] 公知一种利用张力测量方式的血压测定方法,将桡骨动脉之类的体表附近的动脉按压至形成扁平部的程度,使动脉的内压与外压平衡,利用压力传感器非侵袭地测定血压。根据这种方法,可以非侵袭地得到每一次心搏的血压值。

[0003] 在利用张力测量方式进行血压测定的情况下,需要将压力传感器正确地放置在动脉上。因此,现实的装置设置有多个微小的压力传感器,将从传感器群得到的多个输出中的最佳输出选择为血压波形,据此测定血压值。例如专利文献1公开了用于选择最佳输出的方法。

[0004] 专利文献1:日本专利公开公报特开2004-222847号

[0005] 专利文献1记载了如下所述的最佳输出的选择方法。即,将传感器阵列按压到生物体表面,传感器阵列具有搭载了多个压力传感器的按压面,在检测脉搏波时从多个压力传感器同时输入表示压力信息的电压信号。CPU从电压信号抽出直流成分,所述直流成分表示因固体物而产生的压力成分,并且CPU从抽出的直流成分确定位于固体物上的压力传感器。接着从多个压力传感器中除去确定的位于固体物上的压力传感器,选择剩下的压力传感器作为位于动脉上的压力传感器的候补,并且基于被选择的压力传感器输出的压力信息来检测动脉产生的脉搏波。

[0006] 按照这种方法,在压力传感器配置在动脉以外的固体物上这样的会显著影响测定值的情形下,可以确定处于非适当配置状态的传感器,并从最佳输出值的选择候补中排除。

[0007] 但是,上述的以往方法存在如下问题:尽管是在按压动脉的方向存在偏移(传感器群相对于按压面倾斜地配置)之类的对数据解析会产生恶劣影响的条件下取得的输出,但是也会与传感器群处于适当配置状态的情况同等对待。

### 发明内容

[0008] 鉴于上述情况,本发明的目的是提供一种在利用张力测量方式的血压测定方法中,算出测量的血压信息的可靠度的技术。

[0009] 为了实现所述目的,本发明采用以下的构成。

[0010] 本发明的血压测定装置利用张力测量方式测定血压,所述血压测定装置包括:测量部件,具有多个压力传感器,并且对测量对象的每一次心搏的血压信息进行测量;配置状态推定部件,从各个压力传感器的一次心搏的输出波形抽出特征量,并且基于所述多个压力传感器的所述特征量的值的分布形状,推定所述测量部件相对于所述测量对象的动脉的配置状态;以及可靠度算出部件,基于推定的所述配置状态,算出由所述测量部件测量的血压信息的可靠度。

[0011] 根据这种构成,可以获得测量的血压信息的可靠度,可以防止将非适当配置状态下获得的血压信息(即可靠度低的测量值)与适当配置状态下获得的血压信息(即可靠度高的测量值)同样对待。

[0012] 在此优选的是,所述配置状态推定部件从各个压力传感器的一次心搏的输出波形中,抽出所述输出波形的最大值与最小值的差分值和/或最小值作为所述特征量,并且基于所述多个压力传感器的所述差分值的分布形状和/或所述最小值的分布形状,推定所述测量部件的配置状态。

[0013] 此外优选的是,所述测量部件至少具有一个传感器阵列,所述传感器阵列由测量时排列在与所述动脉交叉的方向上的多个压力传感器构成。

[0014] 如此,利用具有预定的排列的压力传感器群的构成,可以理解为所述特征量的分布形状包括该预定的排列,可以有效率地进行所述配置状态的推定。

[0015] 此外优选的是,所述配置状态包括按压程度,所述按压程度表示所述传感器阵列按压所述动脉的力的程度,所述配置状态推定部件基于所述差分值的分布形状的峰值与底值之差和/或所述差分值的分布形状的峰值,来推定所述按压程度。

[0016] 如此,如果是所述配置状态包括按压程度的构成,则在所述传感器阵列按压所述动脉的力的程度非适当的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0017] 此外优选的是,所述配置状态包括宽度方向倾斜,所述宽度方向倾斜表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上的倾斜,所述配置状态推定部件基于所述最小值的分布形状的倾斜,来推定所述宽度方向倾斜。

[0018] 如此,如果是所述配置状态包括宽度方向倾斜的构成,则在所述测量部件从适当的状态在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上倾斜的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0019] 此外优选的是,所述配置状态包括宽度方向偏移,所述宽度方向偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上的偏移,所述配置状态推定部件基于所述差分值的分布形状的峰值的位置,来推定所述宽度方向偏移。

[0020] 如此,如果是所述配置状态包括宽度方向偏移的构成,则在所述测量部件从适当状态在与所述动脉的延伸方向垂直的方向上偏移的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0021] 此外优选的是,所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器阵列,所述配置状态包括动脉方向倾斜,所述动脉方向倾斜表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向平行的方向上的倾斜,所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列各自的所述差分值的分布形状的峰值与底值之差,以及所述差分值的分布形状的峰值,来推定所述动脉方向倾斜。

[0022] 如此,通过使相互平行配置的预定的排列的传感器群为两列,可以有效率地进行更加多样的测量部件的配置状态的推定。此外,通过使所述配置状态包括所述测量部件的动脉方向倾斜,从而在所述测量部件从适当状态在与所述动脉的延伸方向平行的方向上倾斜的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0023] 此外优选的是,所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器

阵列,所述配置状态包括动脉方向偏移,所述动脉方向偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在与所述动脉的延伸方向平行的方向上的偏移,所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值与所述第二传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值之差,来推定所述动脉方向偏移。

[0024] 如此,如果是所述配置状态包括动脉方向偏移的构成,则在所述测量部件从适当状态在与所述动脉的延伸方向平行的方向上偏移的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0025] 此外优选的是,所述测量部件具有相互平行配置的第一传感器阵列和第二传感器阵列,所述配置状态包括转动偏移,所述转动偏移表示从作为适合测量的姿势的基准状态,在所述传感器阵列与所述测量对象的接触面内的转动,所述配置状态推定部件基于所述第一传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值的位置与所述第二传感器阵列的所述差分值的分布形状的峰值的位置之差,来推定所述转动偏移。

[0026] 如此,如果是所述配置状态包括转动方向偏移的构成,则在所述传感器阵列在与所述测量对象的接触面内沿着转动方向偏移的状态下测量了血压信息的情况下,可以获得反映该状态的血压信息的可靠度。

[0027] 此外优选的是,本发明的血压测定装置包括输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合的输出部件。

[0028] 利用具有这样的输出部件的构成,可以适宜地输出并利用所述各种信息。

[0029] 此外优选的是,所述输出部件是如下部件中的一个或者其组合:图像显示部件,利用文字和/或图像,输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合;声音输出部件,利用声音,输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合;以及通信部件,利用有线或者无线的通信,对其他装置输出所述血压信息、所述配置状态、所述可靠度中的一个或者其组合。

[0030] 利用这样的构成,可以根据输出的信息和目的而采用适当的输出方法,此外,通过具有不同的多个输出部件,可以更加有效地输出信息。

[0031] 此外优选的是,本发明的血压测定装置包括警告部件,在所述可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述警告部件向所述输出部件输出用于表示成为可靠度下降的原因的非适当配置状态的信息。

[0032] 利用这样的构成,在所述血压信息的可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述血压测定装置的使用者可以了解警告的内容以及警告的原因。

[0033] 此外优选的是,本发明的血压测定装置包括修正指示部件,在所述可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述修正指示部件向所述输出部件输出用于将成为可靠度下降的原因的非适当配置状态修正为适当配置状态的方法。

[0034] 利用这样的构成,在所述血压信息的可靠度为预定的基准值以下的情况下,所述血压测定装置的使用者可以根据所述修正指示将所述测量部件修正为适当配置状态。

[0035] 此外优选的是,本发明的血压测定装置是佩戴于手腕的可穿戴式装置。

[0036] 利用这样的构成,所述血压测定装置的使用者可以在身体自由不受拘束的情况下测定血压。

[0037] 本发明的血压测定装置的控制方法中,所述血压测定装置利用具有多个压力传感

器的测量部件,以张力测量方式对测量对象的每一次心搏的血压信息进行测量,所述血压测定装置的控制方法包括:从各个压力传感器的一次心搏的输出波形抽出特征量的步骤;基于所述多个压力传感器的所述特征量的值的分布形状,推定所述测量部件相对于所述测量对象的动脉的配置状态的步骤;以及基于推定的所述配置状态,算出由所述测量部件测量的血压信息的可靠度的步骤。

[0038] 本发明的计算机可读存储介质存储有程序,所述程序是用于使血压测定装置执行所述血压测定装置的控制方法的各步骤的程序。

[0039] 此外,本发明可以被视为包括上述构成和功能的至少一部分的血压测定装置。此外,本发明也可以被视为包括上述处理的至少一部分的血压测定装置的控制方法,或者被视为用于使计算机(处理器)执行所述方法的程序,或者被视为非暂时性地存储所述程序的计算机可读存储介质。上述构成和处理可以分别在不产生技术矛盾的前提下相互组合来构成本发明。

[0040] 本发明可以提供一种在利用张力测量方式的血压测定方法中,算出测量的血压信息的可靠度的技术。

## 附图说明

[0041] 图1是表示本发明实施例1的血压测定装置的整体构成的框图。

[0042] 图2是表示实施例1的血压测定装置的测量部通过未图示的带而佩戴于被测定者的左手腕的状态的图。

[0043] 图3是示意性表示实施例1的血压测定装置的测量部的结构和测量时的状态的断面图。

[0044] 图4是表示实施例1的血压测定装置的传感器部的与体表面接触侧的面的图。

[0045] 图5是表示实施例1的血压测定装置的控制部的功能构成的概况的框图。

[0046] 图6是表示实施例1的血压测定装置进行的处理的流程的一个例子的整体流程图。

[0047] 图7是表示由压力传感器测量的脉压波形的图。

[0048] 图8是表示张力图的一个例子的图。

[0049] 图9是表示实施例1的血压测定装置的传感器部相对于桡骨动脉适当配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0050] 图10是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于按压不足的配置状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0051] 图11是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于过按压的配置状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0052] 图12是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于在动脉方向上倾斜配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0053] 图13是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于在宽度方向上倾斜配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0054] 图14是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于在宽度方向上偏移配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0055] 图15是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于在动脉方向上偏移配置的状

态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0056] 图16是表示实施例1的血压测定装置的传感器部处于在转动方向上偏移配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图。

[0057] 图17是表示实施例1的血压测定装置的配置状态推定部推定传感器部的配置状态时的处理的一个例子的流程图。

[0058] 图18是表示图17的“按压状态及动脉方向倾斜判定”阶段的处理的一个例子的流程图的一部分。

[0059] 图19是表示图17的“按压状态及动脉方向倾斜判定”阶段的处理的一个例子的流程图的一部分。

[0060] 图20是表示本发明实施例2的血压测定装置的整体构成的框图。

[0061] 图21是表示实施例2的血压测定装置的控制部的功能构成的概况的框图。

[0062] 图22是表示实施例2的血压测定装置进行的处理的流程的一个例子的整体流程图。

[0063] 图23是表示实施例2的血压测定装置的输出部所显示的图像的一个例子的图。

[0064] 附图标记说明

[0065] 1、2 血压测定装置

[0066] 10 测量部

[0067] 11 传感器部

[0068] 12 按压机构

[0069] 110 压力传感器

[0070] 111 第一传感器阵列

[0071] 112 第二传感器阵列

[0072] 20 控制部

[0073] 21 特征量抽出部

[0074] 22 张力图生成部

[0075] 23 配置状态推定部

[0076] 24 可靠度算出部

[0077] 25 血压指标确定部

[0078] 26 配置状态输出处理部

[0079] 30 输入部

[0080] 40 存储部

[0081] 50 输出部

[0082] TD 桡骨动脉

## 具体实施方式

[0083] 以下,基于附图对本发明的具体实施例进行说明。除非特别说明,否则以下的实施例记载的构成要素的尺寸、材质、形状以及它们的相对配置等并非旨在限定发明的技术范围。

[0084] (实施例1)

[0085] 首先,基于图1~图19对本发明的实施例1进行说明。本实施例的血压测定装置是利用张力测量法测定桡骨动脉的压力脉搏波的装置。在此,张力测量法是指如下方法:从皮肤上以适当的压力按压动脉而在动脉形成扁平部,使动脉的内压与外压平衡,利用压力传感器非侵袭地测量压力脉搏波。

[0086] (血压测定装置的构成)

[0087] 图1是表示本实施例的血压测定装置1的整体构成的框图。血压测定装置1主要具有测量部10、控制部20、输入部30和存储部40。

[0088] 此外,血压测定装置1既可以是用于在测定时将被测定者的上臂承载于固定台的固定式装置,也可以是以不约束测定时的被测定者的运动的状态佩戴的可穿戴式装置。在此,如果血压测定装置1是可穿戴式装置,则不会约束被测定者的运动,但是血压测定装置1容易脱离适合血压测定的状态。关于这点,按照可以得到测量的血压信息的可靠度的本实施例的装置,由于可以防止把非适当状态下测量的血压信息与适当状态下测量的血压信息同样地对待,所以是优选的。

[0089] 测量部10利用传感器部11测量被测定者的压力脉搏波。图2是表示测量部10通过未图示的带而佩戴于被测定者的左手腕的状态的图,图3是示意性表示测量部10的结构和测量时的状态的断面图。如图2、图3所示,测量部10包括传感器部11以及用于把传感器部11朝向手腕按压的按压机构12,并且测量部10配置成与内部存在有作为血压测定对象的桡骨动脉TD的部位的体表面接触。

[0090] 图4是表示传感器部11的与体表面接触侧的面的图。如图4所示,在测量部10被佩戴的状态下,传感器部11具有由在方向B排列的多个(例如46个)压力传感器110形成的第一传感器阵列111以及与第一传感器阵列111平行配置的第二传感器阵列112,所述方向B与存在于佩戴部位的桡骨动脉TD的延伸方向A交叉。

[0091] 分别构成第一传感器阵列111和第二传感器阵列112的各压力传感器110,以可以在桡骨动脉TD上配置必要且充分的数量的间隔,并且与构成另一方的传感器阵列的压力传感器110成对的方式配置。在此,压力传感器110优选使用测量压力并转换成电信号的压电元件、利用压阻效应的元件等。

[0092] 按压机构12例如由空气袋和调整空气袋的内压的泵构成。如果控制部20控制泵而增加空气袋的内压,则利用空气袋的膨胀将压力传感器110按压于体表面。此外,按压机构12只要可以调整压力传感器110对体表面的按压力即可,不限于使用空气袋。

[0093] 控制部20进行血压测定装置1的各部分的控制、测定的数据的存储及分析、数据的输入输出等各种处理。控制部20包括处理器、ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器)等。后述的控制部20的功能是通过处理器读取并执行ROM或者存储部40中存储的程序来实现的。RAM作为控制部20进行各种处理时的工作存储器发挥功能。

[0094] 输入部30对用户提供操作接口。例如可以使用操作按钮、开关、触摸面板等。

[0095] 存储部40是可以存储数据以及读取数据的存储介质,存储由控制部20执行的程序、从测量部10得到的测量数据、通过处理测量数据而得到的各种数据等。存储部40例如可以使用闪存器。存储部40既可以是存储卡等可移动式存储介质,也可以内置于血压测定装置1。

[0096] (控制部的功能)

[0097] 图5是表示控制部20的功能构成的概况的框图。如图5所示,控制部20具有特征量抽出部21、张力图生成部22、配置状态推定部23、可靠度算出部24、血压指标确定部25作为基本的功能。本实施例中,控制部20通过执行必要的程序而发挥上述各部分的功能。

[0098] 特征量抽出部21的功能是抽出每一次心搏时由血压测定部测量的脉压波形的特征量。本实施例中抽出的特征量例如为每一次心搏的最大压力值、最小压力值以及最大压力值与最小压力值的差分值。

[0099] 张力图生成部22的功能是生成张力图。在此,张力图是指多个压力传感器之间的特征量的值的分布形状。本实施例中的张力图是基于由特征量抽出部21抽出的每一次心搏单位的最大压力值与最小压力值的差分值(以下称为“ac成分”)以及最小压力值(以下称为“dc成分”),按照每个传感器阵列而生成的。

[0100] 配置状态推定部23的功能是基于张力图的形状,推定传感器部11相对于桡骨动脉TD的配置状态。本实施例中,最终推定符合64种模式的配置状态中的哪一个。

[0101] 可靠度算出部24的功能是基于推定的传感器部11的配置状态,算出测量部10测量的血压信息的可靠度。

[0102] 血压指标确定部25的功能是从多个压力传感器110测量的血压信息中,确定成为最终测定值的血压指标。本实施例中确定的血压指标是收缩压(SBP)、舒张压(DBP)、脉搏数(PR)。

[0103] (血压测定装置的功能)

[0104] 以下,对本实施例中的血压测定装置1的功能进行说明。图6是表示本实施例的血压测定装置1进行的处理的流程的一个例子的整体流程图。如图6所示,血压测定装置1在每一次心搏时测量血压信息(步骤S2),从测量的信息抽出特征量并生成张力图(步骤S3),基于该张力图推定传感器部11相对于桡骨动脉TD的配置状态(步骤S4),基于该推定配置状态算出可靠度(步骤S5),将该可靠度和测量出的血压信息存储于存储部40(步骤S6)

[0105] (血压信息的测量)

[0106] 如果将测量部10佩戴于手腕并启动血压测定装置1,则控制部20控制测量部10的按压机构12,将传感器部11的按压力维持在适当的状态。接着,由各压力传感器110测量的血压信息依次被控制部20读取。

[0107] 图7表示了由压力传感器110测量的脉压波形(张力测量传感器压力)。横轴是时间,纵轴是血压。本实施例中采样频率设为125Hz,但是只要能再现每一次心搏的波形的形状特征,则可以任意设定。

[0108] (关于特征量的抽出和张力图)

[0109] 特征量抽出部21从由各压力传感器110测量的脉压波形抽出ac成分和dc成分。此外,张力图生成部22生成如下的张力图:该图将构成一个传感器阵列的各压力传感器110在传感器阵列上的位置作为横轴,将同一心搏下的每个压力传感器110的ac成分和dc成分作为纵轴。图8是表示张力图的一个例子的图。各压力传感器110根据配置位置被分配了通道号。

[0110] 本实施例中,将每个传感器阵列中示出了最大的ac成分的值(峰值)的压力传感器110作为峰值通道,将示出了最小的ac成分的值(底值)的压力传感器110作为底值通道。此外,关于第一传感器阵列111的张力图作为第一张力图,第一张力图的峰值作为第一峰值、

底值作为第一底值。此外,关于第二传感器阵列112的张力图作为第二张力图,第二张力图的峰值作为第二峰值、底值作为第二底值。

[0111] 血压指标确定部25将第一传感器阵列111的峰值通道和第二传感器阵列112的峰值通道中的示出了较大的ac成分的值的峰值通道选定为有效通道,从该有效通道中测量的血压信息确定各种血压指标。

[0112] (张力图与传感器部的配置状态的关系)

[0113] 图9是表示传感器部11相对于桡骨动脉TD适当配置的状态以及该配置状态下的张力图的形状的图,图10、图11、图12、图13、图14、图15、图16是表示传感器部11相对于桡骨动脉TD非适当配置的七种模式以及该配置状态下的张力图的形状的图。此外,本说明书中,把两个传感器阵列中的第一传感器阵列111配置在最适合测量脉压波的场所的状态作为适当配置状态。

[0114] 如图9所示,将如下的情形定义为传感器部11相对于桡骨动脉TD适当配置的状态:第一张力图的ac成分成为峰值通道位于大致中央的山形,第二张力图的ac成分成为与第一传感器阵列111的张力图相比稍微平坦的山形,并且第一传感器阵列111和第二传感器阵列112的dc成分呈大致平坦的形状。

[0115] 如此,如图10所示,在第一张力图和第二张力图都是ac成分和dc成分均处于低电平且呈平坦的形状(峰值低,峰值与底值之差小)的情况下,可以推定朝向桡骨动脉TD按压传感器部11的力的程度弱,即处于按压不足的状态。

[0116] 此外,如图11所示,在第一张力图和第二张力图都是ac成分和dc成分均处于高电平且呈平坦的形状(峰值高,峰值与底值之差小)的情况下,可以推定朝向桡骨动脉TD按压传感器部11的力的程度过剩,即处于过按压的状态。

[0117] 此外,如图12所示,在第一张力图和第二张力图中的一方的张力图表示了ac成分和dc成分均处于低电平且呈平坦的形状,并且另一方的张力图表示了ac成分和dc成分均处于高电平且呈平坦的形状的情况下,可以推定传感器部11在与桡骨动脉TD的延伸方向平行的方向(以下称作“动脉方向”)上倾斜,即处于动脉方向倾斜状态。

[0118] 此外,如图13所示,如果第一张力图的dc成分不平坦,而是描绘了向一个方向倾斜的斜线的形状,则可以推定传感器部11在与桡骨动脉TD的延伸方向垂直的方向(以下称作“宽度方向”)上倾斜,即处于宽度方向倾斜状态。

[0119] 此外,如图14所示,在第一张力图的峰值通道的位置处于从中央向左右偏移较大的位置的情况下,可以推定传感器部11在宽度方向上偏移,即处于宽度方向偏移状态。

[0120] 此外,如图15所示,在第一张力图与第二张力图的峰值的高度几乎没有差异(各自的峰值通道的输出值之差较小)的情况下,可以推定传感器部11在动脉方向上偏移,即处于动脉方向偏移状态。

[0121] 此外,如图16所示,在第一张力图与第二张力图的峰值通道的位置偏移较大的情况下,可以推定传感器部11在与体表面接触的接触面内的转动方向上偏移,即处于转动偏移状态。

[0122] (配置状态的推定和可靠度的算出)

[0123] 配置状态推定部23从特征量和/或张力图的形状推定传感器部11相对于桡骨动脉TD的配置状态,可靠度算出部24根据该配置状态算出可靠度。图17是表示配置状态推定部

23在推定传感器部11的配置状态时的处理的一个例子的流程图。图18和图19分别是表示图17的“按压状态及动脉方向倾斜判定”阶段的处理的一个例子的流程图的部分图，并且在图18和图19中表示了一个流程。以下，根据图17、图18和图19，说明配置状态推定部推定配置状态的方法。

[0124] 配置状态推定部23和可靠度算出部24分别设定“配置状态标记=无(适当配置)”、“可靠度=100”作为初始值(步骤S100)。

[0125] 配置状态推定部23首先进行“按压程度及动脉方向倾斜”的判定(步骤S101)。如图18和图19所示，配置状态推定部23在推定第一传感器阵列111的按压程度之后，推定第二传感器阵列112的按压程度，然后综合第一传感器阵列111和第二传感器阵列112的按压程度，推定传感器部11的“按压程度及动脉方向倾斜”。

[0126] 具体地说，首先对于第一传感器阵列111，判定第一峰值与第一底值之差是否在预定的输出值差阈值以上(步骤S111)。在此，如果第一峰值与第一底值之差在预定的输出值差阈值以上，则推定对第一传感器阵列111的按压程度是适当的(步骤S112)。

[0127] 在步骤S111中，如果第一峰值与第一底值之差不在预定的输出值差阈值以上，则进一步判定第一峰值是否超过预定的过按压电平阈值(S113)。在此，如果第一峰值超过该过按压电平阈值，则推定对第一传感器阵列111的按压程度处于过按压状态(步骤S114)。

[0128] 在步骤S113中，如果第一峰值没有超过该过按压电平阈值，则进一步判定第一底值是否低于预定的按压不足电平阈值(S115)。在此，如果第一底值低于预定的按压不足电平阈值，则推定第一传感器阵列111的按压程度处于按压不足状态(S116)，如果不低于预定的按压不足电平阈值，则推定第一传感器阵列111的按压程度是适当的。

[0129] 接下来，对于第二传感器阵列112，也与第一传感器阵列111的情况相同地进行按压程度的推定(步骤S117～S122)。

[0130] 然后，判定第一传感器阵列111和第二传感器阵列112是否都处于过按压状态(步骤S123)。在此，在都处于过按压状态的情况下，推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“过按压状态”，在配置状态标记上追加“过按压状态”(S124)。

[0131] 在步骤S123中，在判定为并非第一传感器阵列111和第二传感器阵列112都是过按压的情况下，判定第一传感器阵列111和第二传感器阵列112是否都是按压不足(步骤S125)。在此，在第一传感器阵列111和第二传感器阵列112都处在按压不足状态的情况下，推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“按压不足状态”，在配置状态标记上追加“按压不足状态”(步骤S126)。

[0132] 在步骤S125中，在判定为并非第一传感器阵列111和第二传感器阵列112都处在按压不足状态的情况下，判定是否是第一传感器阵列111和第二传感器阵列112中的任意一方处于过按压状态，并且另一方处于按压不足状态(步骤S127)。在此，在第一传感器阵列111和第二传感器阵列112中的任意一方处于过按压状态，并且另一方处于按压不足状态的情况下，推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“动脉方向倾斜状态”，在配置状态标记上追加“动脉方向倾斜状态”(步骤S128)。

[0133] 在步骤S127中，在判定为并非第一传感器阵列111和第二传感器阵列112中的任意一方处于过按压状态，并且另一方处于按压不足状态的情况下，推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处在“适当配置状态”(步骤S129)。

[0134] 此外,在配置状态推定部23推定的配置状态是“过按压状态”、“按压不足状态”或者“动脉方向倾斜状态”的情况下,可靠度算出部24将可靠度的值减去30。

[0135] 如图17所示,配置状态推定部23接着判定传感器部11的宽度方向倾斜的有无(步骤S102)。具体地说,利用位于从第一传感器阵列111的峰值通道加上10的通道的压力传感器110示出的dc成分的值,与位于从第一传感器阵列111的峰值通道减去10的通道的压力传感器110示出的dc成分的值之差,求得“dc成分倾斜”。

[0136] 接着,在上述dc成分倾斜的值为预定的dc成分倾斜阈值以上的值的情况下,配置状态推定部23推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“宽度方向倾斜状态”,在配置状态标记上追加“宽度方向倾斜状态”(步骤S103)。此外,可靠度算出部24从可靠度的值减去70/4的值。

[0137] 此外,使用张力图的两点以上的值求得dc成分倾斜即可,不限于必须使用上述通道的压力传感器110的位置的值,也可以使用全部通道的值并利用线性回归求得dc成分倾斜。

[0138] 配置状态推定部23接着判定传感器部11的宽度方向偏移的有无(步骤S104)。具体地说,如果第一传感器阵列111的峰值通道号不处在峰值通道位置容许范围内,则推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“宽度方向偏移状态”,在配置状态标记上追加“宽度方向偏移状态”(步骤S105)。此外,可靠度算出部24从可靠度的值减去70/4的值。

[0139] 在此,例如在传感器阵列由46个压力传感器110构成的情况下,峰值通道下限阈值可以设为20,峰值通道上限阈值可以设为26,峰值通道位置容许范围可以是从20到26的数值范围。

[0140] 此外,宽度方向偏移的有无的判定方法不限于上述方法,例如在张力图的ac成分为具有多个山的形状的情况下,即在ac成分具有两个以上的极大值的情况下,也可以推定为处于宽度方向偏移状态。

[0141] 配置状态推定部23接着判定传感器部11的动脉方向偏移的有无(步骤S106)。具体地说,如果第一传感器阵列111的峰值与第二传感器阵列112的峰值之差低于预定的峰值差阈值,则推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“动脉方向偏移状态”,在配置状态标记上追加“动脉方向偏移状态”(步骤S107)。此外,可靠度算出部24从可靠度的值减去70/4的值。

[0142] 配置状态推定部23接着判定传感器部11的转动偏移的有无(步骤S108)。具体地说,在第一传感器阵列111的峰值通道号与第二传感器阵列112的峰值通道号之差超过了预定的峰值通道差阈值的情况下,推定传感器部11相对于桡骨动脉TD处于“转动偏移状态”,在配置状态标记上追加“转动偏移状态”(步骤S109)。此外,可靠度算出部24从可靠度的值减去70/4的值。

[0143] 通过进行上述步骤,可以推定传感器部11相对于桡骨动脉TD的最终配置状态是64种模式中的一种,据此计算出测量值的可靠度,并且将测量出的血压信息和确定的各血压指标与计算出的可靠度一起存储于存储部40。

[0144] (本实施例的血压测定装置的效果)

[0145] 本实施例的血压测定装置1利用上述的构成,从按压程度、动脉方向倾斜、宽度方向倾斜、动脉方向偏移、宽度方向偏移和转动偏移这样的角度考虑,可以有效率地推定传感器部11的配置状态。此外,从如此推定的传感器部11的配置状态,可以利用100分法得到由

传感器部11测量的血压信息的可靠度。因此,可以防止将传感器部11处于非适当配置状态时得到的血压信息(即可靠度低的测量值)与传感器部11处于适当配置状态时得到的血压信息(即可靠度高的测量值)进行同样的对待。

[0146] (变形例)

[0147] 此外,本实施例中,在用于推定配置状态的五个步骤的各阶段中,进行了可靠度的值的算出,但是并非必须使用这种方法,也可以基于最终推定的配置状态来算出可靠度。

[0148] 此外,本实施例中,“按压程度及动脉方向倾斜”的状态与其他的非适当配置状态相比,设定了对可靠度有较大影响的值(分别是30和70/4),但是并非必须这样分配。

[0149] 此外,本实施例中,利用100分法算出可靠度,但是并非必须使用这样的连续值,也可以利用“可信赖”、“稍稍可信赖”、“不太可信赖”、“几乎不可信赖”、“完全不可信赖”等分段评价来表示可靠度。

[0150] 此外,本实施例中,推定的最终配置状态是64种模式中的一种,但是不限于此,也可以从更多的模式中推定配置状态。例如,本实施例中仅推定“有没有”偏移和倾斜,也可以在存在偏移和倾斜的情况下追加“朝向哪个方向”的要素,从729种模式的配置状态推定最终的配置状态。进而,还可以加入“何程度”的要素,更加细致地推定配置状态。

[0151] 此外,也可以与此相反,从更少的判定要素推定配置状态。例如,可以仅从“按压程度”、“宽度方向偏移的有无”、“宽度方向倾斜的有无”来推定最终的配置状态。如此,可以仅用一个传感器阵列来进行配置状态的推定。

[0152] 此外,存储于存储部40的信息不限于本实施例的信息,也可以一起存储由张力图生成部22生成的张力图的数据以及由配置状态推定部23推定的配置状态的信息。

[0153] (实施例2)

[0154] 以下,关于本发明的实施例2,基于图20~图23进行说明。此外,本实施例与实施例1相比,由于硬件构成除了具有输出部50以外大致相同,所以对于这样的部分与实施例1标注相同的附图标记,并省略详细的说明。此外,由于血压测定装置进行的处理、控制部20的功能也是大部分与实施例1相同,所以对于这样的部分省略详细的说明。

[0155] (血压测定装置的构成)

[0156] 图20是表示本实施例的血压测定装置2的整体构成的框图。血压测定装置2主要具有测量部10、控制部20、输入部30、存储部40和输出部50。如前所述,除了输出部50以外与实施例1具有相同的构成和功能。

[0157] 输出部50对用户提供进行信息输出的接口。本实施例中,以具有液晶显示器和扬声器作为输出部50为前提,但是不限于此。例如,也可以使用液晶显示器以外的显示装置、扬声器以外的声音输出装置、与其他设备之间进行数据通信的通信装置等。通信装置中的数据通信方式既可以是有线也可以是无线。此外,也可以组合使用这些方式。

[0158] (控制部的功能)

[0159] 图21是表示控制部20的功能构成的概况的框图。如图21所示,控制部20具有特征量抽出部21、张力图生成部22、配置状态推定部23、可靠度算出部24、血压指标确定部25和配置状态输出处理部26作为基本功能。本实施例中,控制部20通过执行必要的程序,发挥上述各部分的功能。配置状态输出处理部26以外的构成与实施例1相同。

[0160] 配置状态输出处理部26是用于进行如下处理的功能:使后述的输出部50进行与推

定的传感器部11的配置状态对应的输出。

[0161] (血压测定装置的功能)

[0162] 图22是表示本实施例的血压测定装置2进行的处理的流程的一个例子的整体流程图。如图22所示,血压测定装置2在每一次心搏时测量血压信息(步骤S22),从测量的信息抽出特征量并生成张力图(步骤S23),基于该张力图推定传感器部11相对于桡骨动脉TD的配置状态(步骤S24),基于该推定配置状态算出可靠度(步骤S25)。到此为止的流程与实施例1相同。

[0163] 血压测定装置2进一步对推定的传感器部11的配置状态是否“适当”进行判定(步骤S26),在非“适当”的情况下从输出部50输出警告信号(步骤S27)。

[0164] 然后,血压测定装置在显示部上显示由血压指标确定部25确定的各血压指标、传感器部11的推定配置状态图像、算出的可靠度、与推定的配置状态对应的说明(步骤S28)。

[0165] 对于血压信息的测量、特征量的抽出、配置状态的推定以及可靠度的算出,由于与实施例1相同,所以省略说明,以下说明配置状态输出处理部26基于推定的配置状态进行的处理。

[0166] 配置状态输出处理部26首先对推定的配置状态是否“适当”进行判定,在非“适当”的情况下,进行从扬声器发出作为警告信号的警告声音的处理。此外,由于配置状态非适当的情况是指测量的血压信息的可靠度在预定的值以下,所以也可以根据可靠度的值是否超过了该预定的值来判定是否发出警告信号。

[0167] 在此,声音既可以是一种警告音,也可以是与配置状态对应的多种警告音。此外,也可以是通过基于语言的声音信息,来发出与配置状态对应的警告。在这种情况下,声音数据也可以是从存储部40的声音数据库中选择的符合的声音数据。

[0168] 此外,配置状态输出处理部26以在显示部上显示与推定的配置状态对应的“配置状态图像”的方式进行处理。在此,配置状态图像也可以是通过从存储部40的配置状态图像数据库中选择符合的配置状态图像数据而得到的。

[0169] 此外,配置状态输出处理部26以在显示部上显示与推定的配置状态对应的“配置状态说明”的方式进行处理。此外,在配置状态非“适当”的情况下的配置状态说明中,也可以一起显示“修正指示说明”,所述“修正指示说明”指示如何可以修正为适当的配置状态。在此,配置状态说明和修正指示说明也可以通过从存储部40的数据库中选择数据而获得。在这种情况下,既可以准备好在配置状态说明中包括修正说明的说明数据,也可以将配置状态说明和修正说明存储于各自的数据库。

[0170] (显示装置的信息显示)

[0171] 控制部20使由张力图生成部22生成的第一张力图、由可靠度算出部24算出的可靠度和由血压指标确定部25确定的各血压指标,与上述的由配置状态输出处理部26处理的信息一起显示于液晶显示器。图23A和图23B中表示了所述显示画面的一个例子。图23A是传感器部11相对于桡骨动脉TD处于适当配置状态的情况的例子,图23B是在宽度方向上存在偏移和倾斜的情况的例子。

[0172] (本实施例的血压测定装置的效果)

[0173] 根据上述构成,本实施例的血压测定装置2的使用者利用液晶显示器的显示可以及时地了解测定的血压指标(SBP、DBP、PR)以及该血压指标的可靠度。此外,利用图像和文

字信息的显示可以及时地了解传感器部11相对于测量对象的桡骨动脉TD处于何种配置状态。

[0174] 此外,在包括所述血压指标的血压信息的可靠度在预定的基准值以下的情况下,本实施例的血压测定装置2的使用者可以通过声音和/或显示画面,立即了解到这种情况。进一步,可以通过图像和文字信息及时地了解成为可靠度下降的原因的非适当配置状态,并且可以通过文字信息的显示了解到使传感器部11处于适当配置状态的方法。因此,使用者自己可以将传感器部11的配置状态修正到适合测定血压的状态。

[0175] (变形例)

[0176] 上述显示器显示的各种信息也可以不仅仅被显示而且被随时存储于存储部40。此外,不限于存储显示的信息,也可以将测量的全部的血压信息和第二张力图的数据等也一起存储。

[0177] 此外,本实施例中在与血压测定装置一体的液晶显示器上显示信息,但是也可以利用通信装置在与血压测定装置分体的监视器、投影仪、智能手机等便携信息终端上显示信息。

[0178] 此外,本实施例中输出声音作为警告信号,但是不限于此,例如也可以是通过光的闪烁等发出警告。在这种情况下,既可以使用液晶显示器的画面来表现光的闪烁等,也可以使用与显示器不同的LED等。

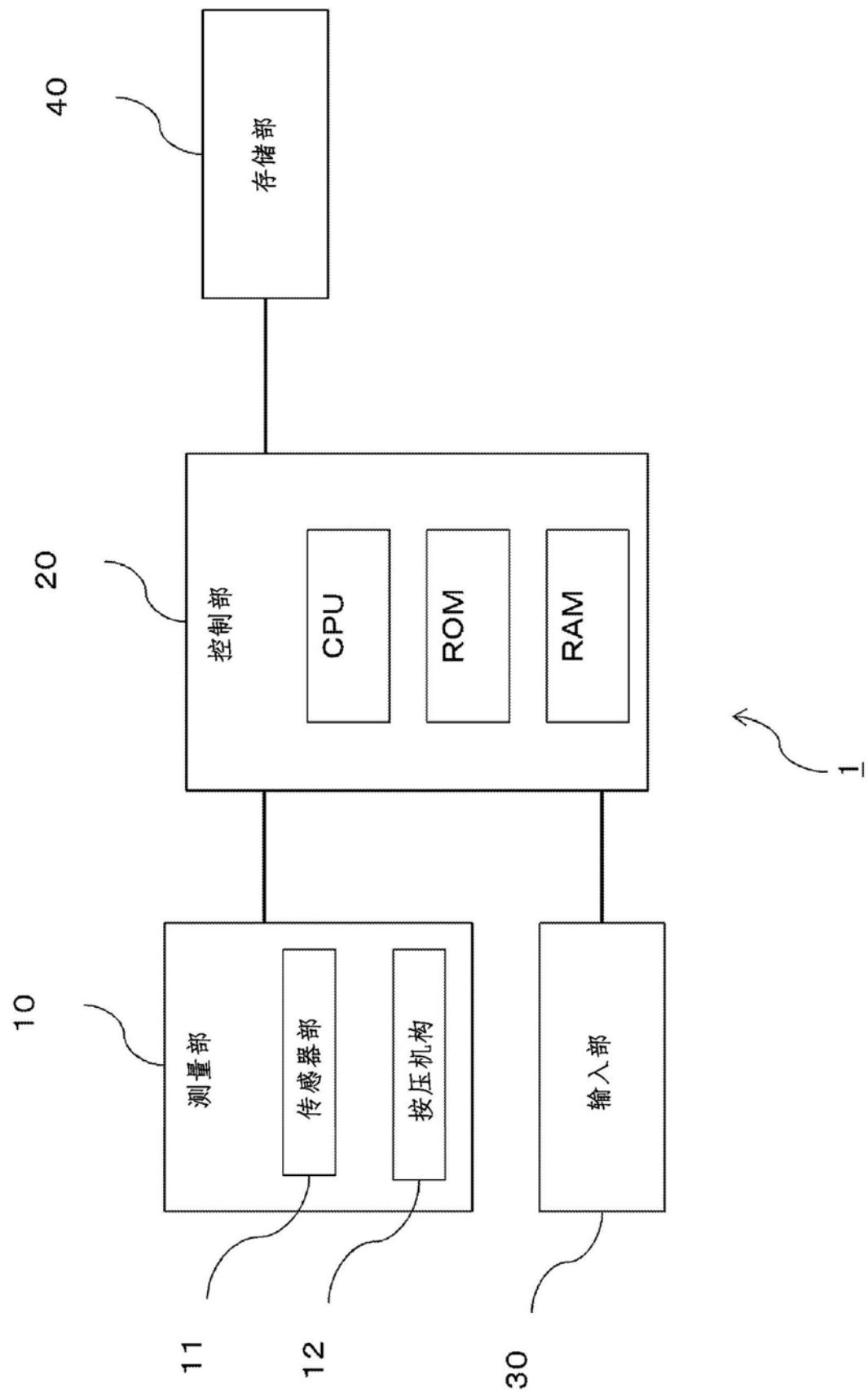


图1

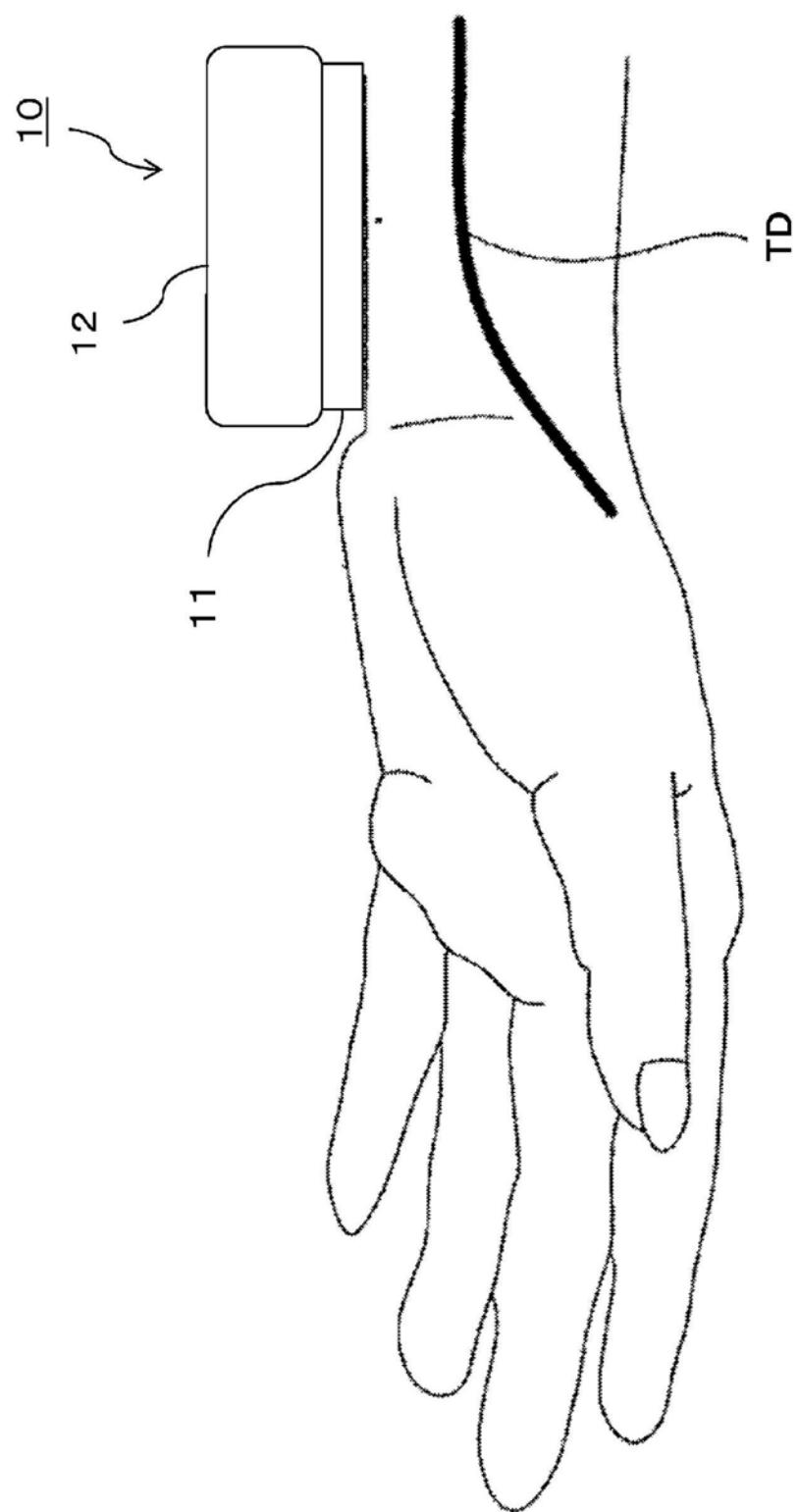


图2

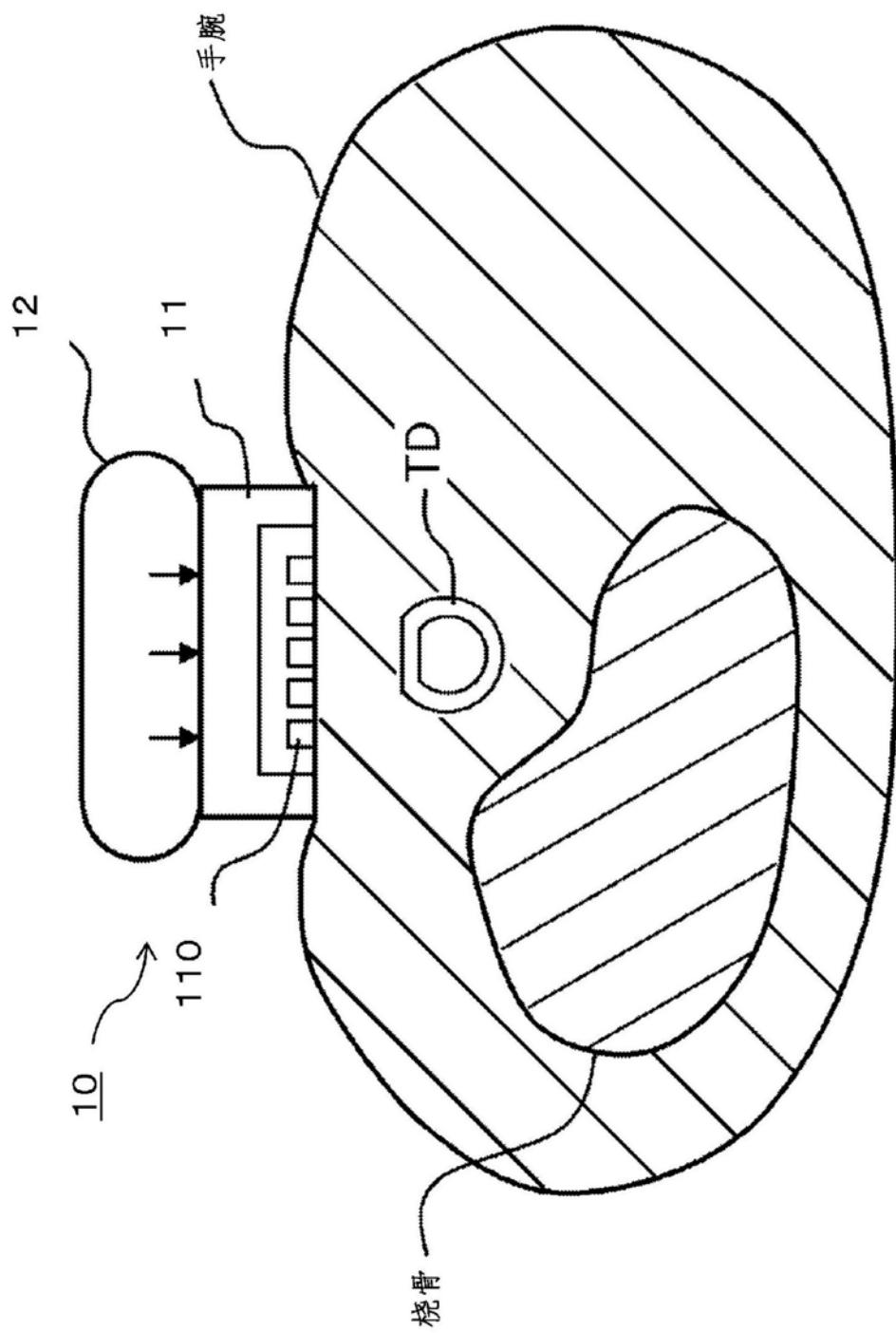


图3

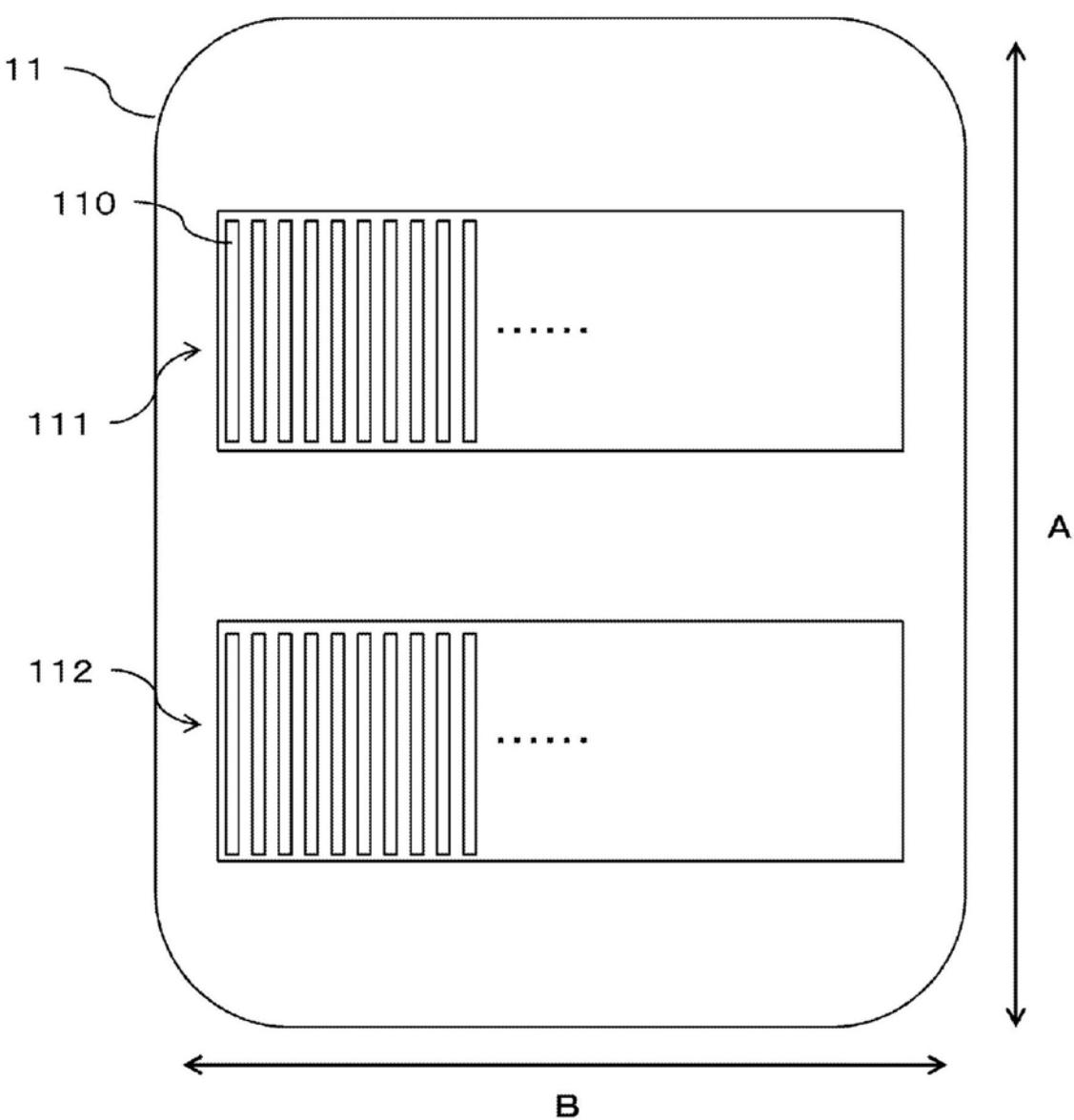


图4

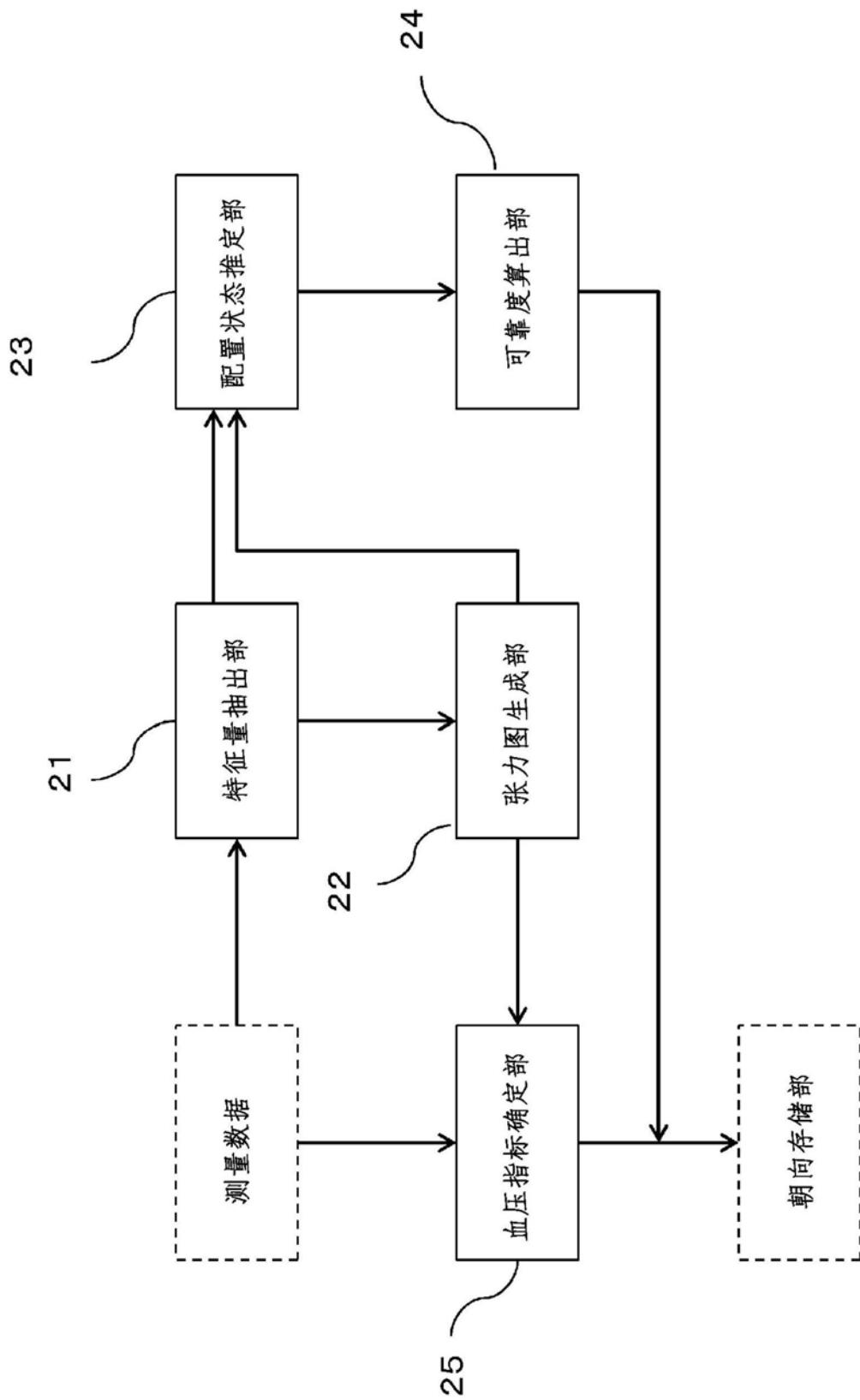


图5

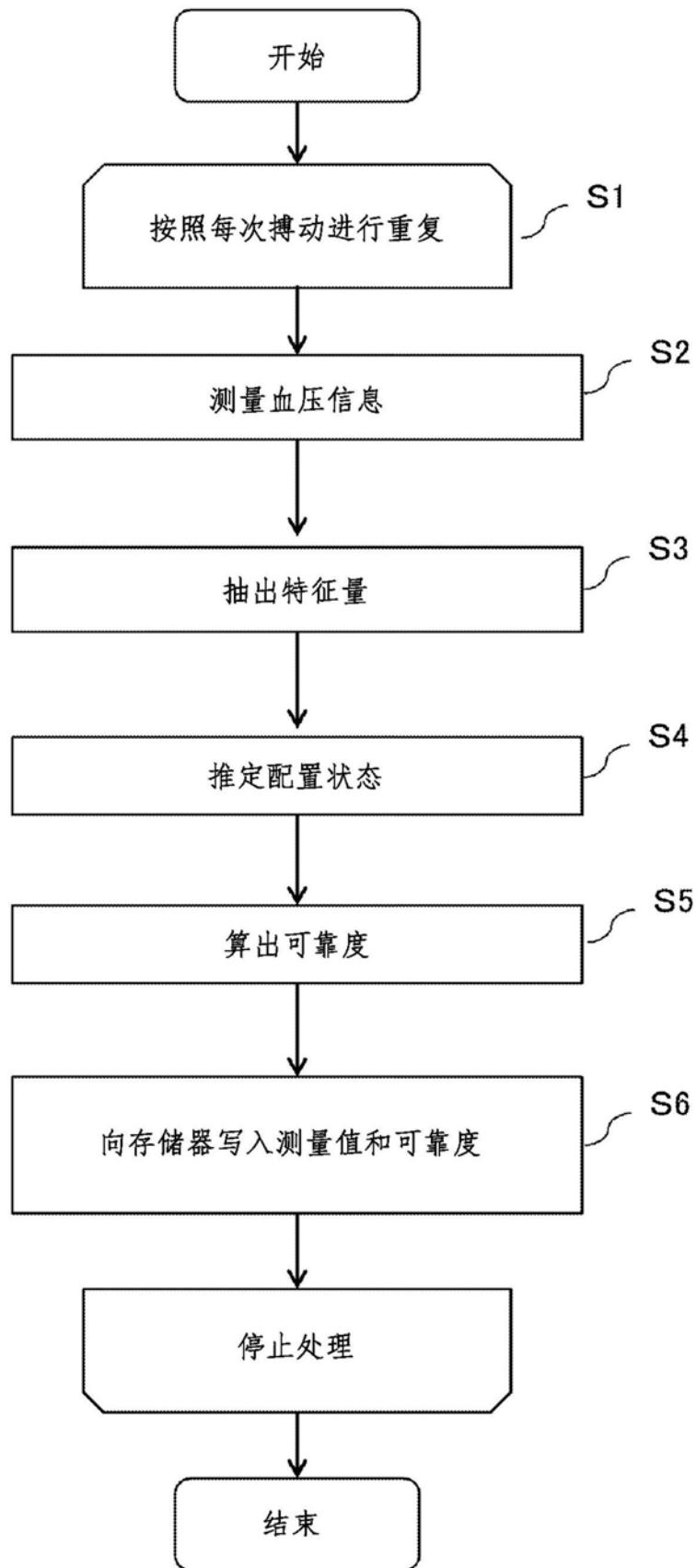


图6

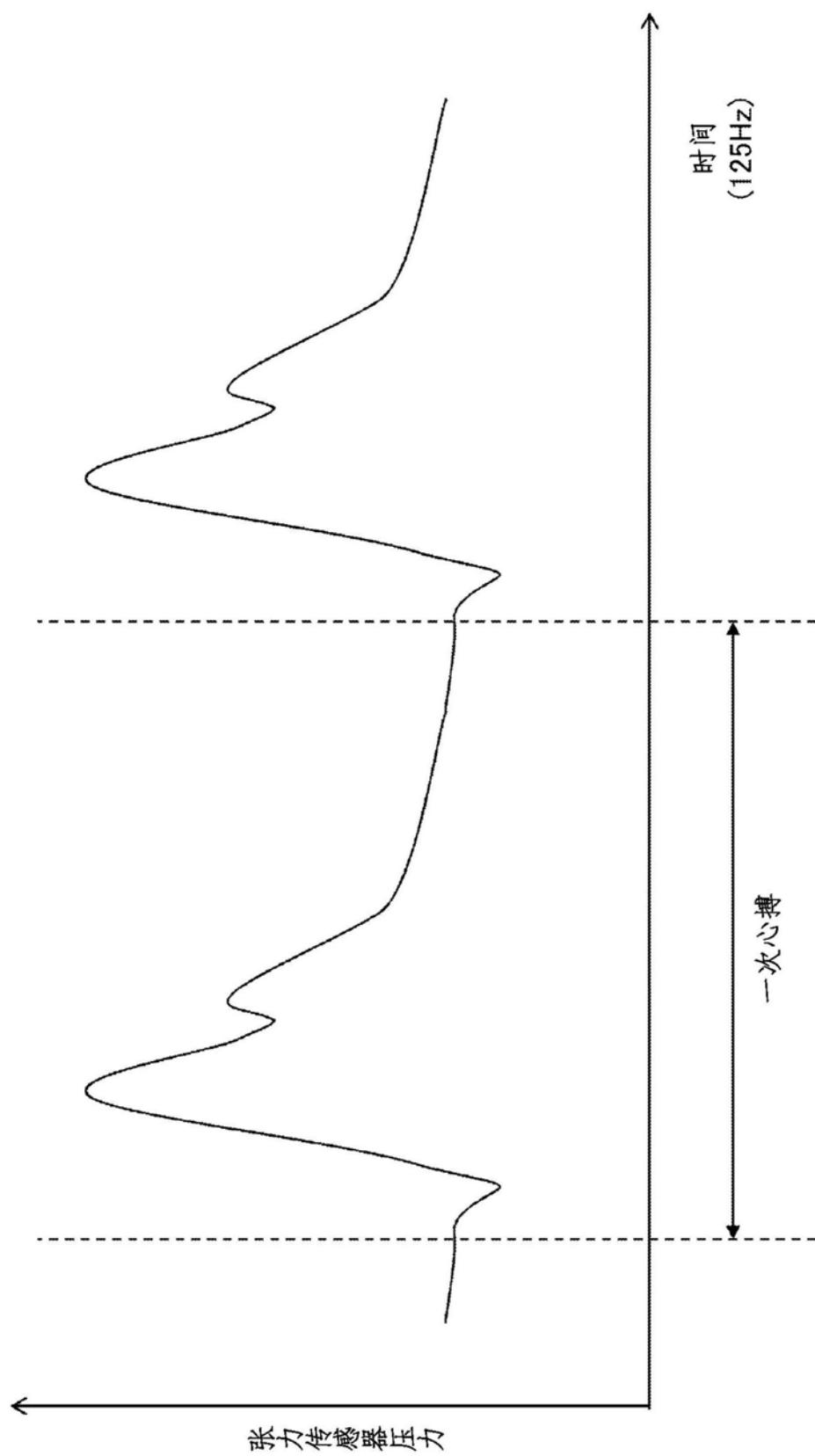


图7

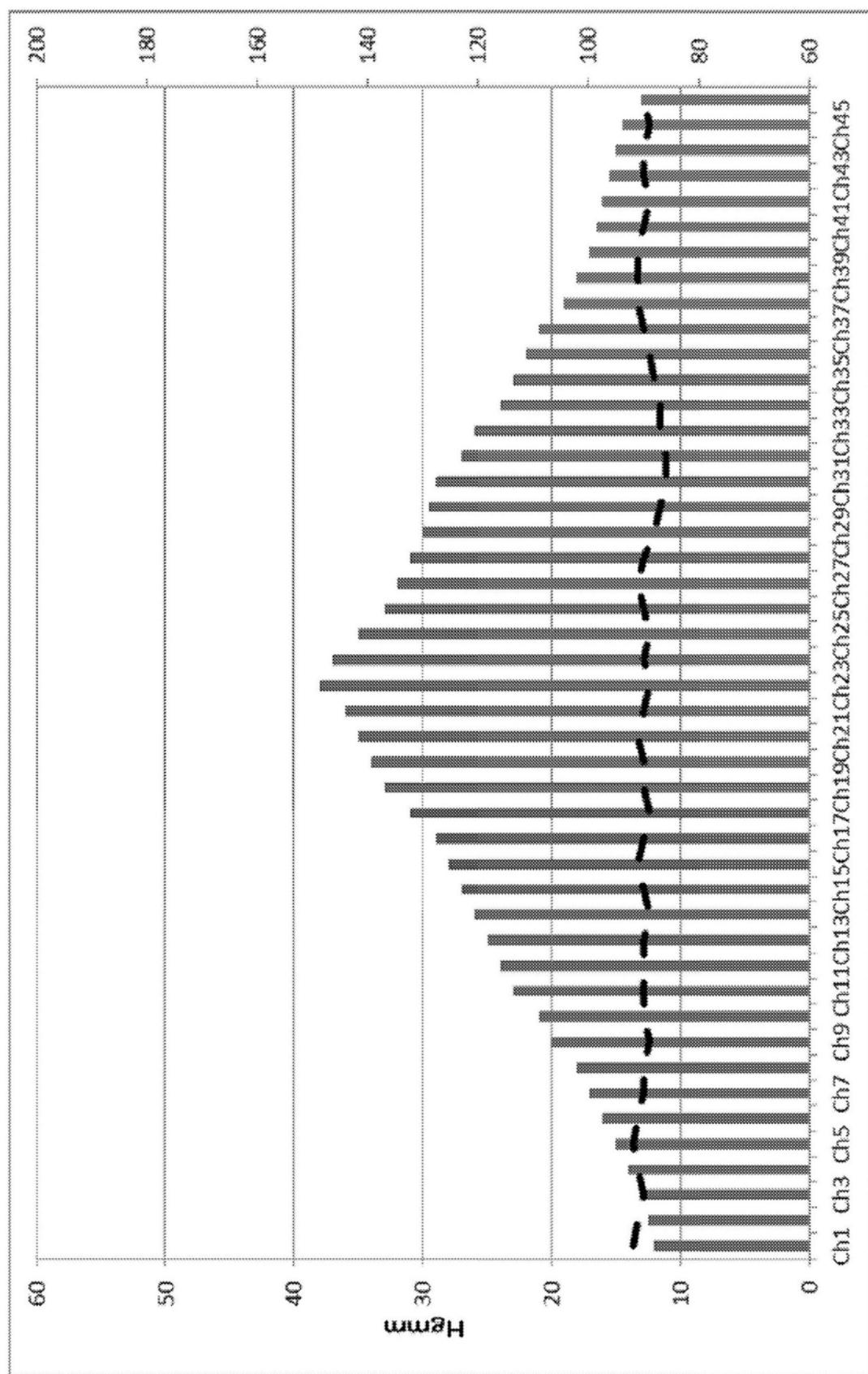


图8

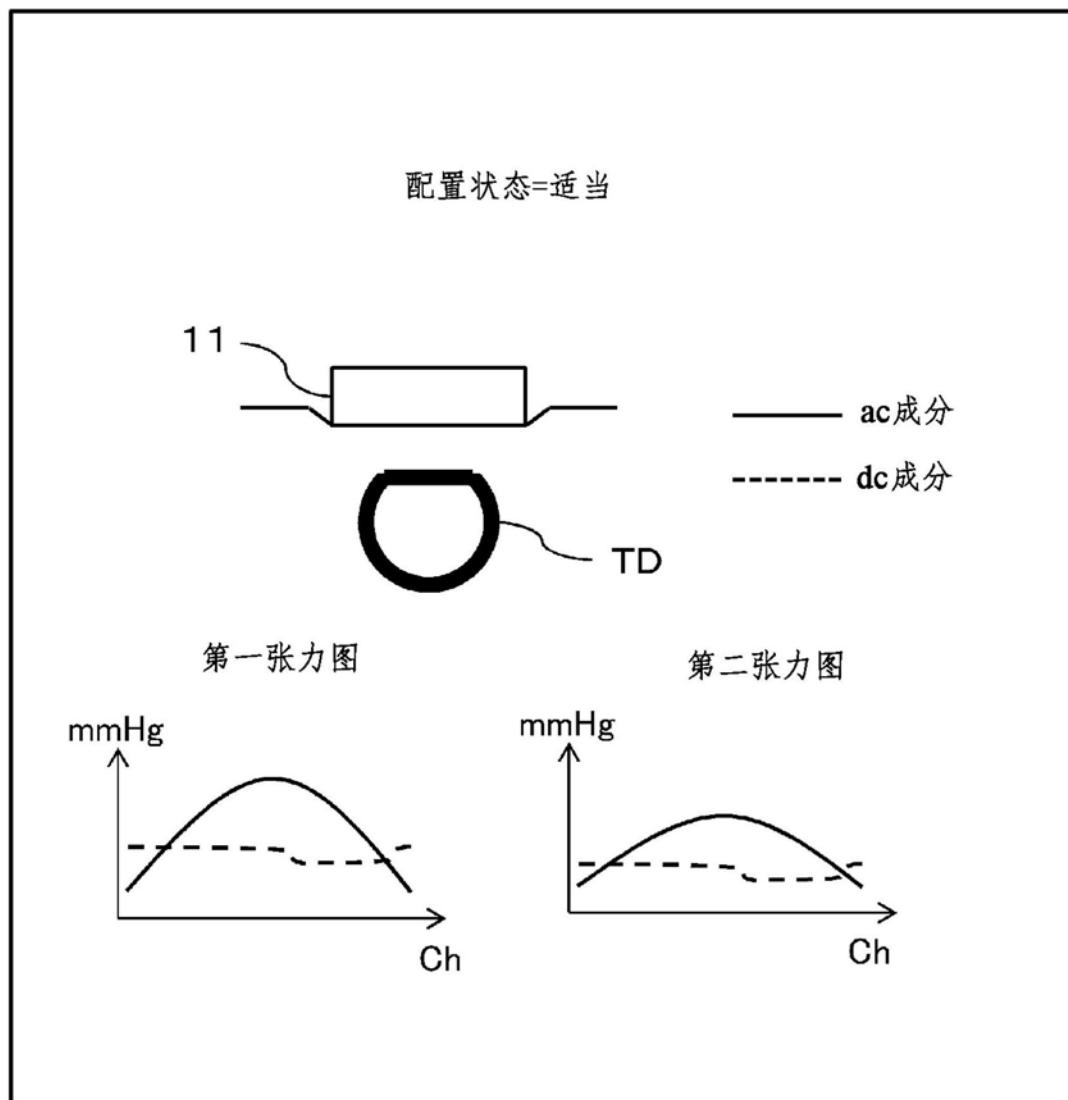


图9

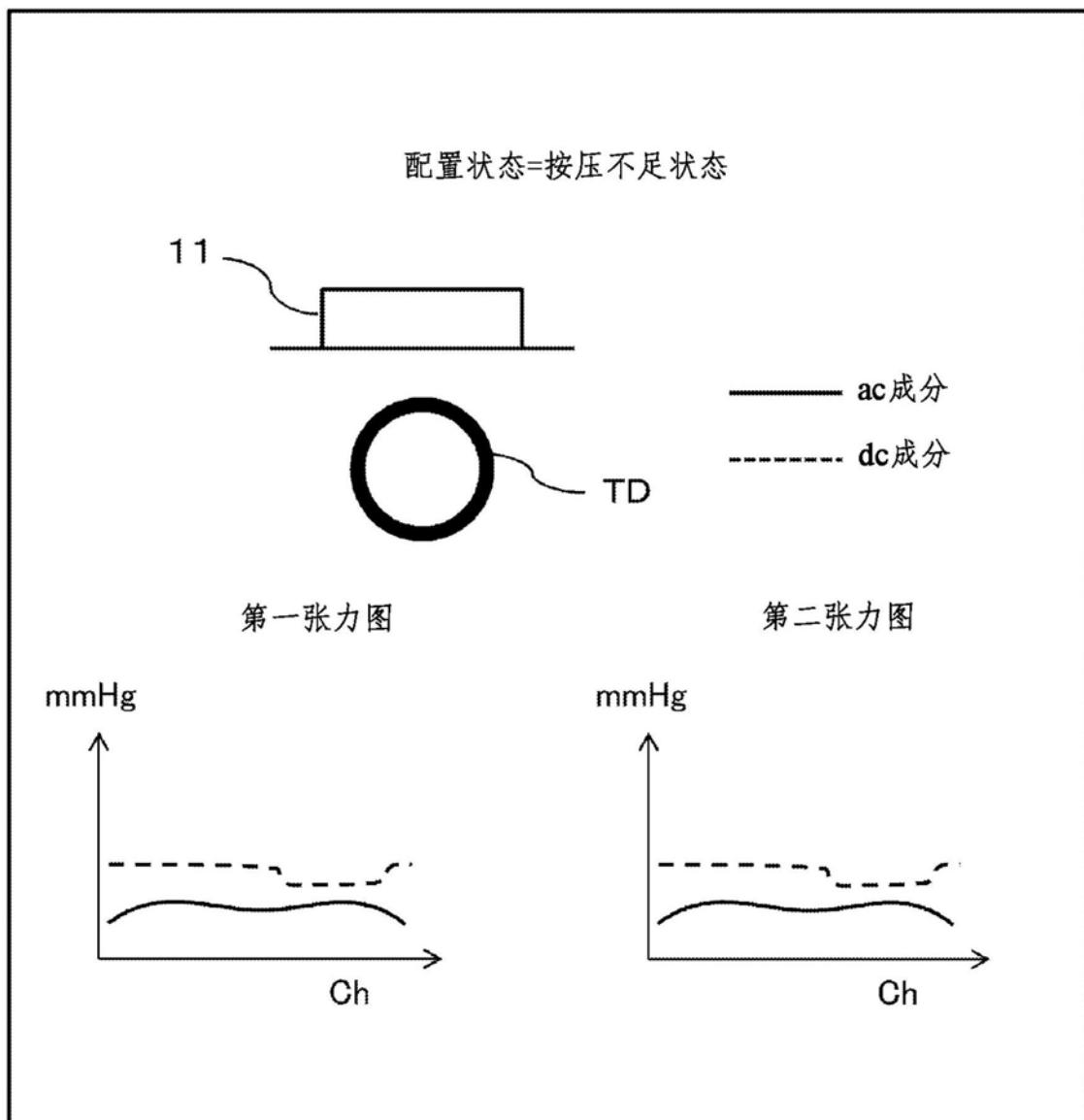


图10

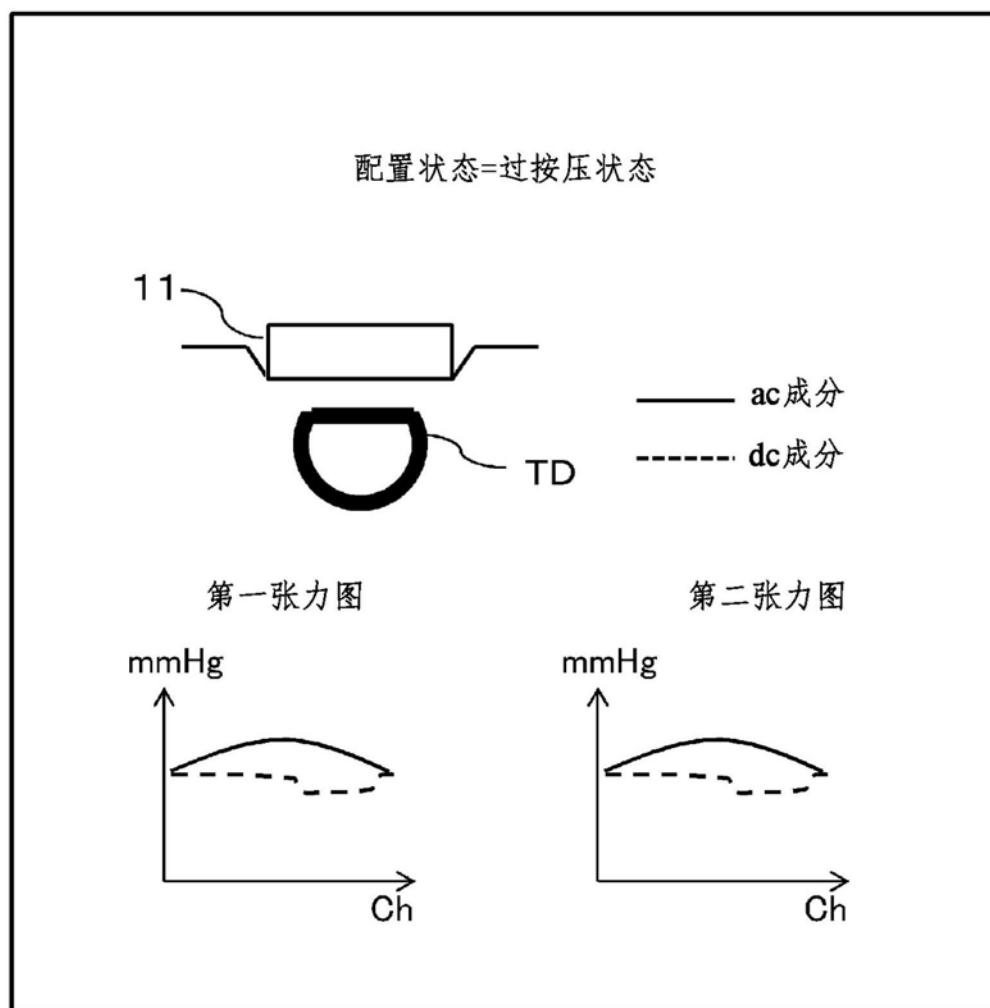


图11

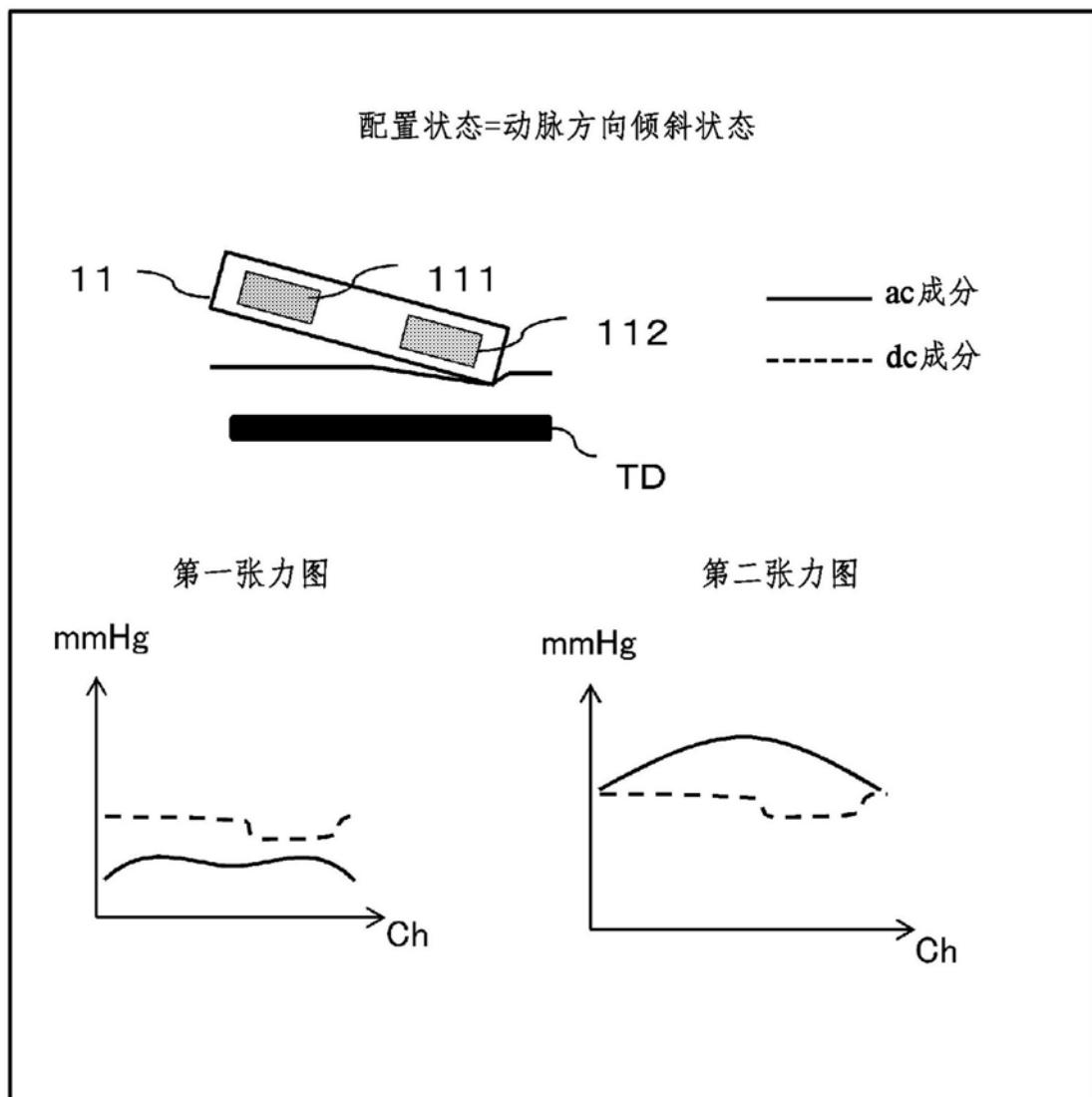


图12

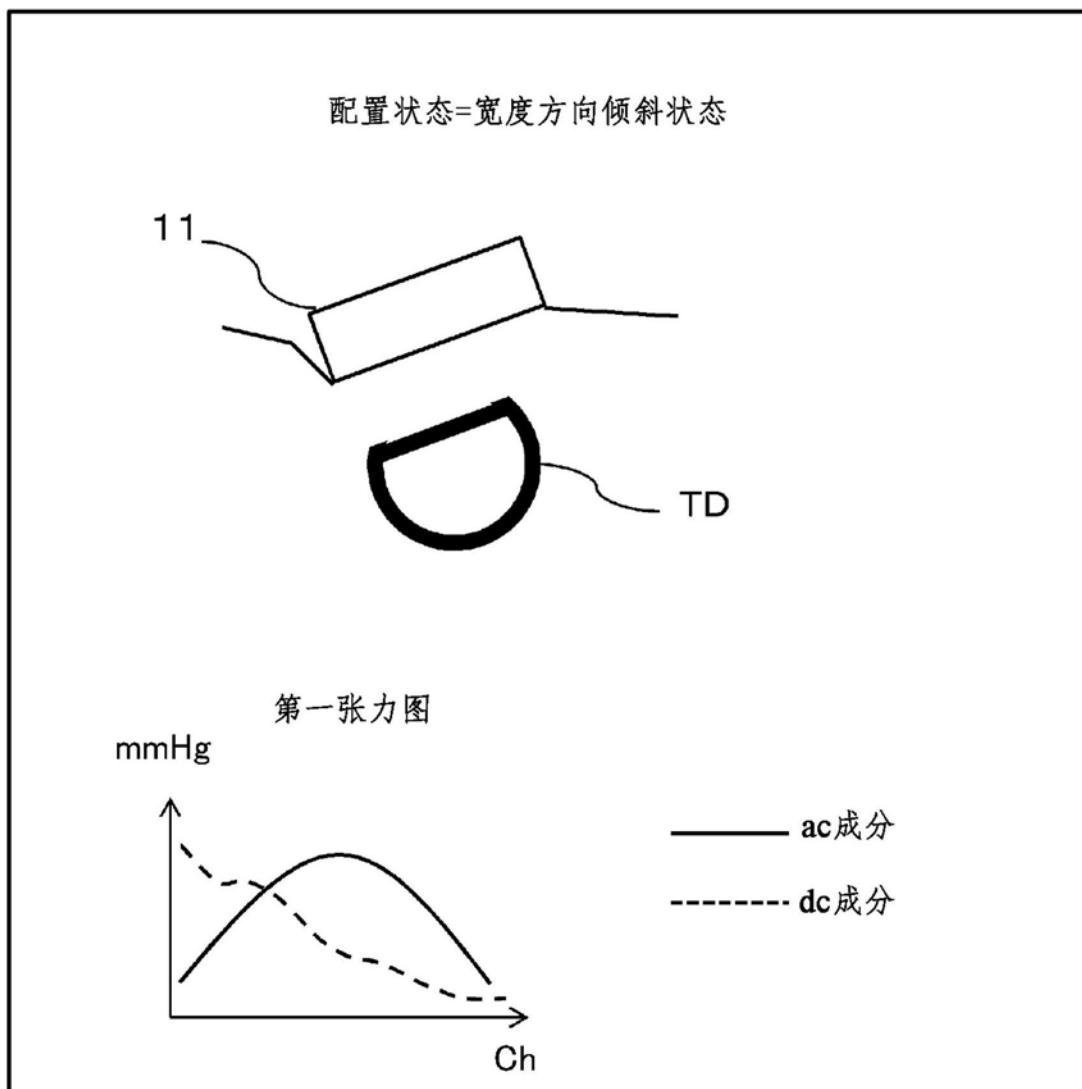


图13

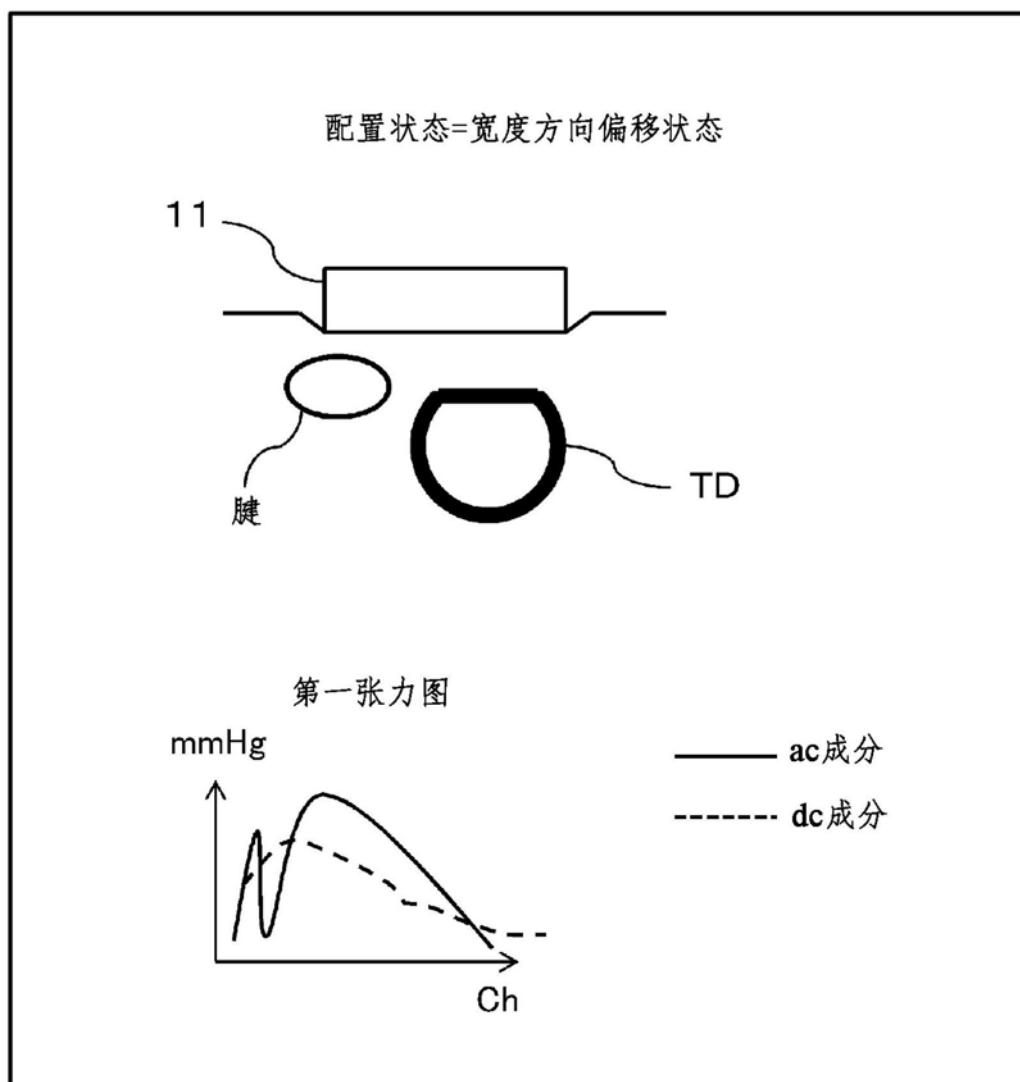


图14

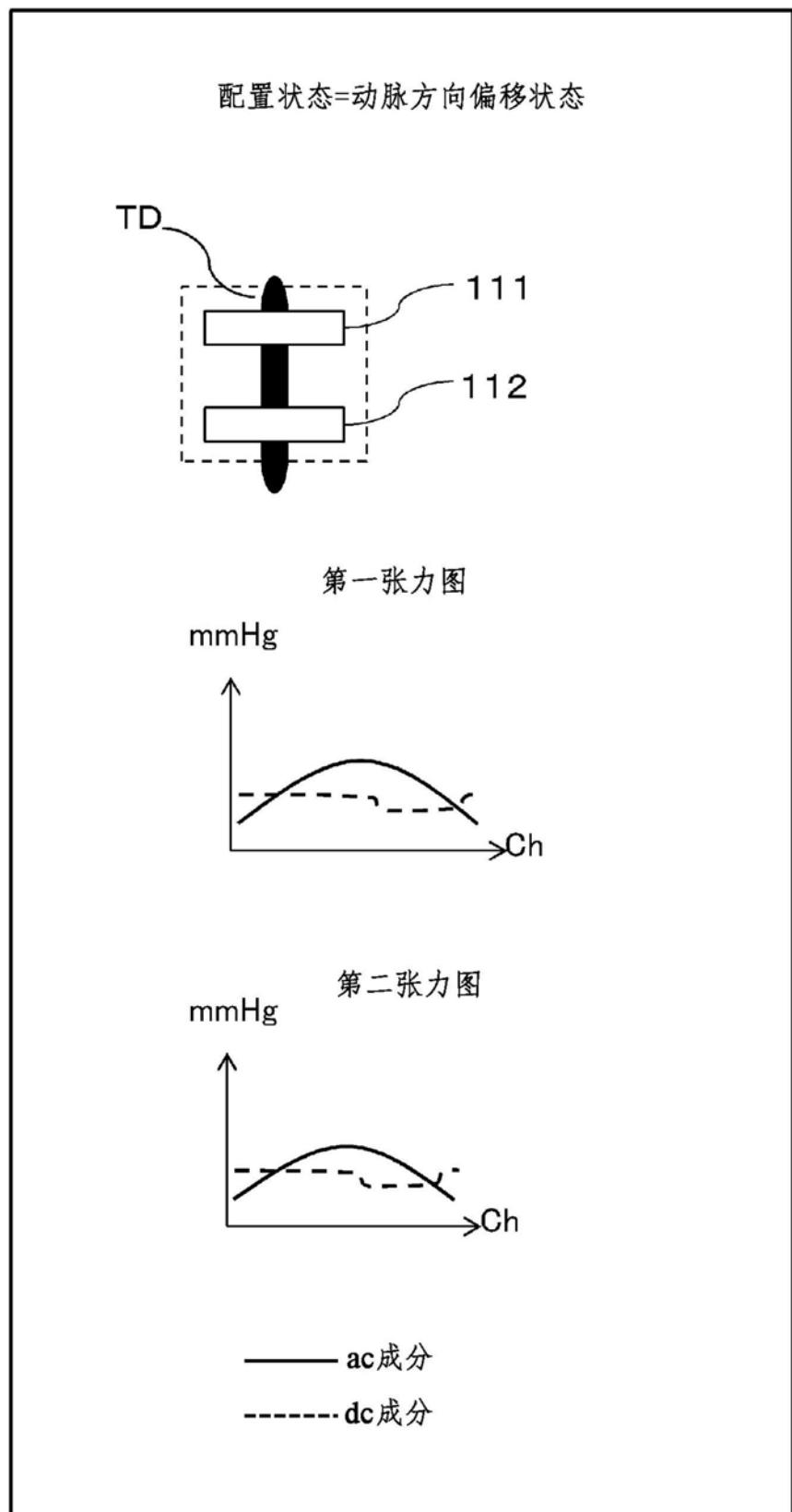


图15

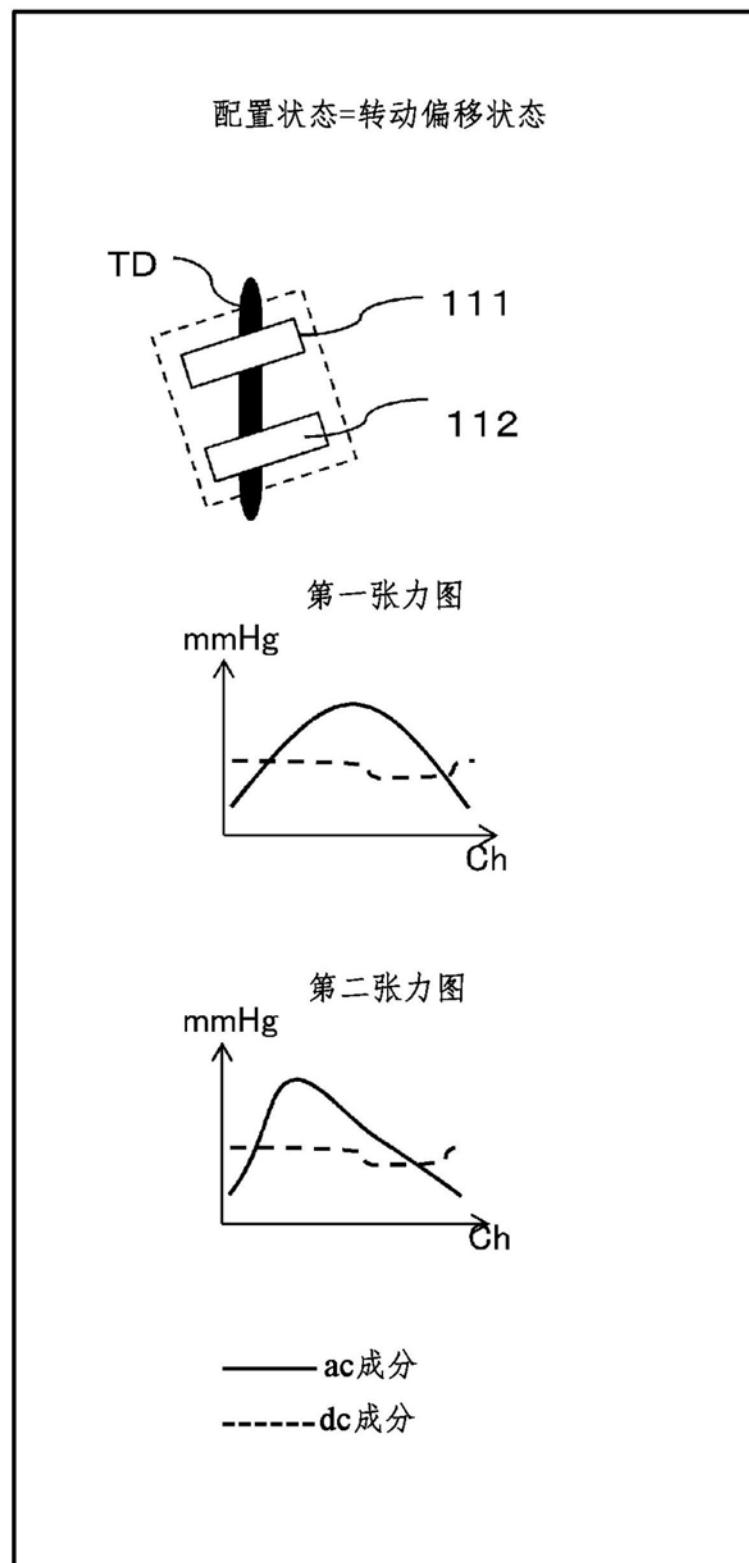


图16

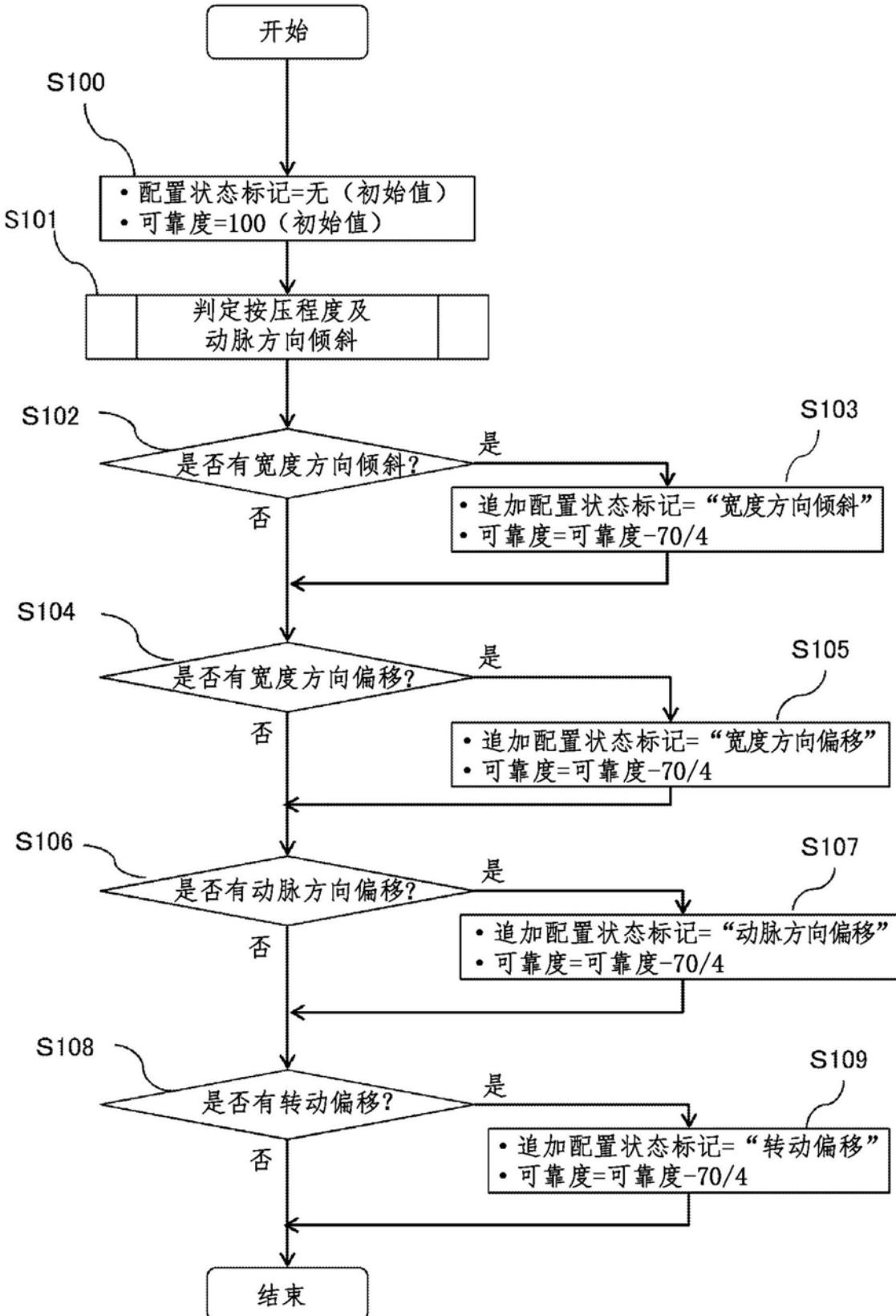


图17

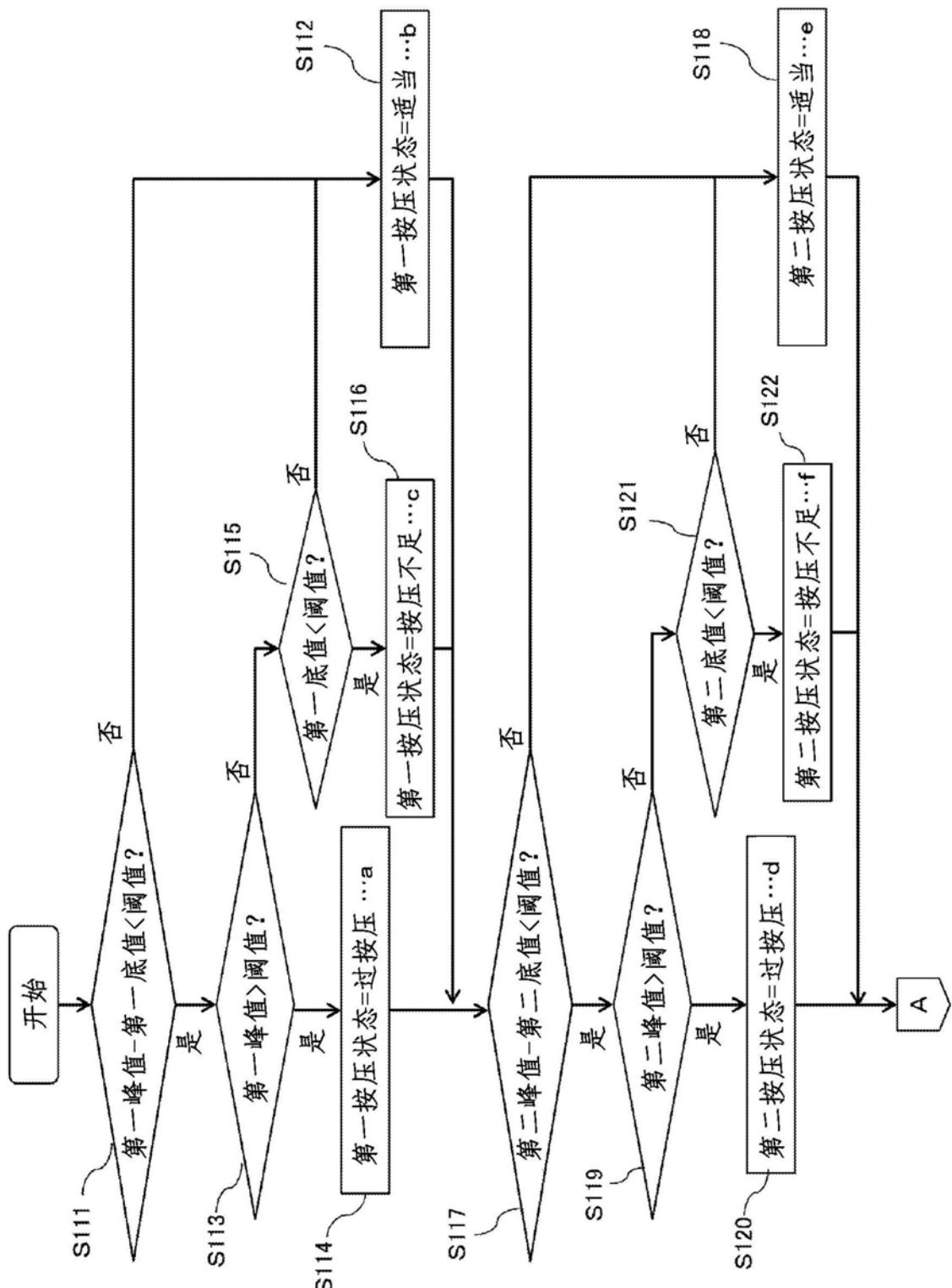


图18

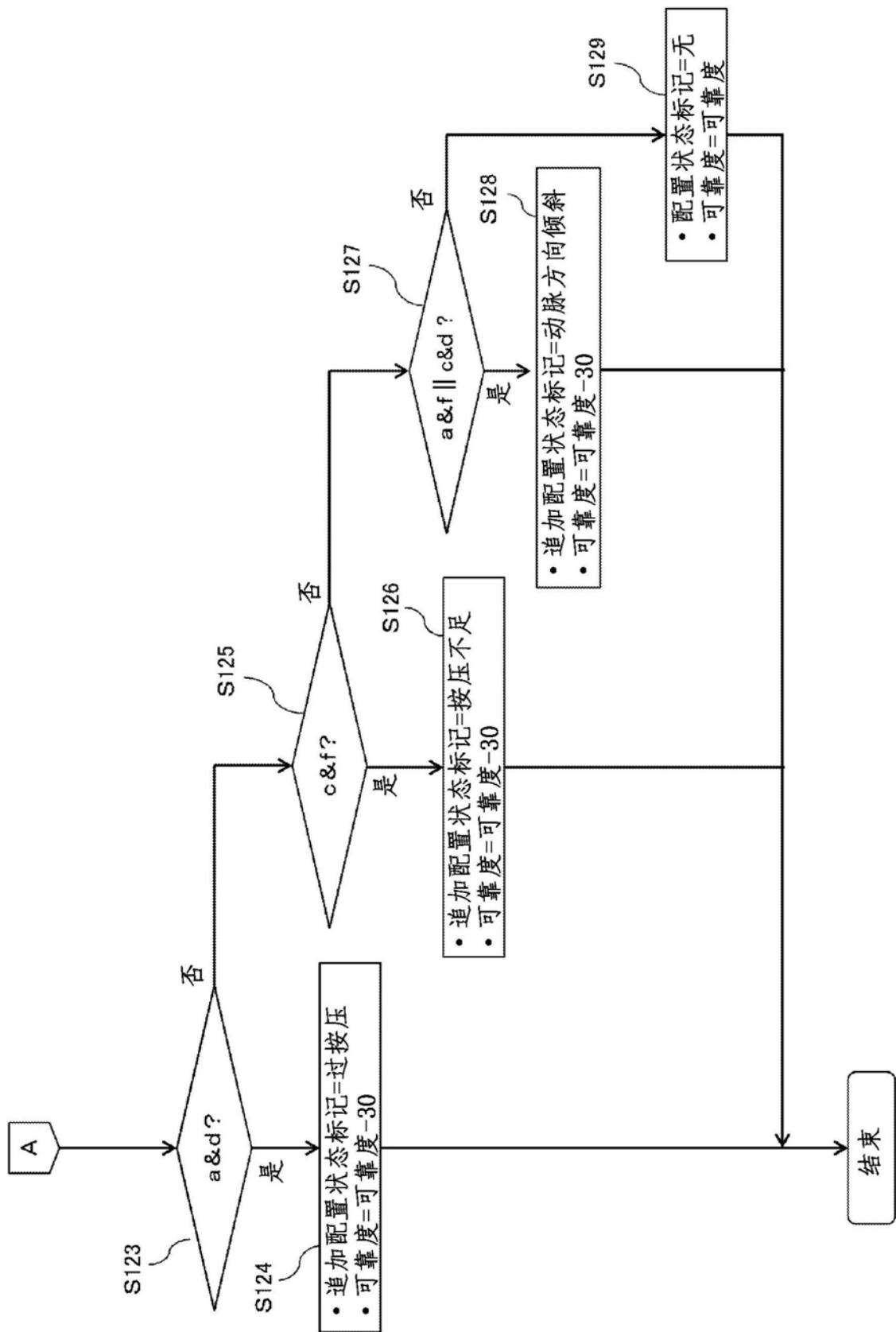


图19

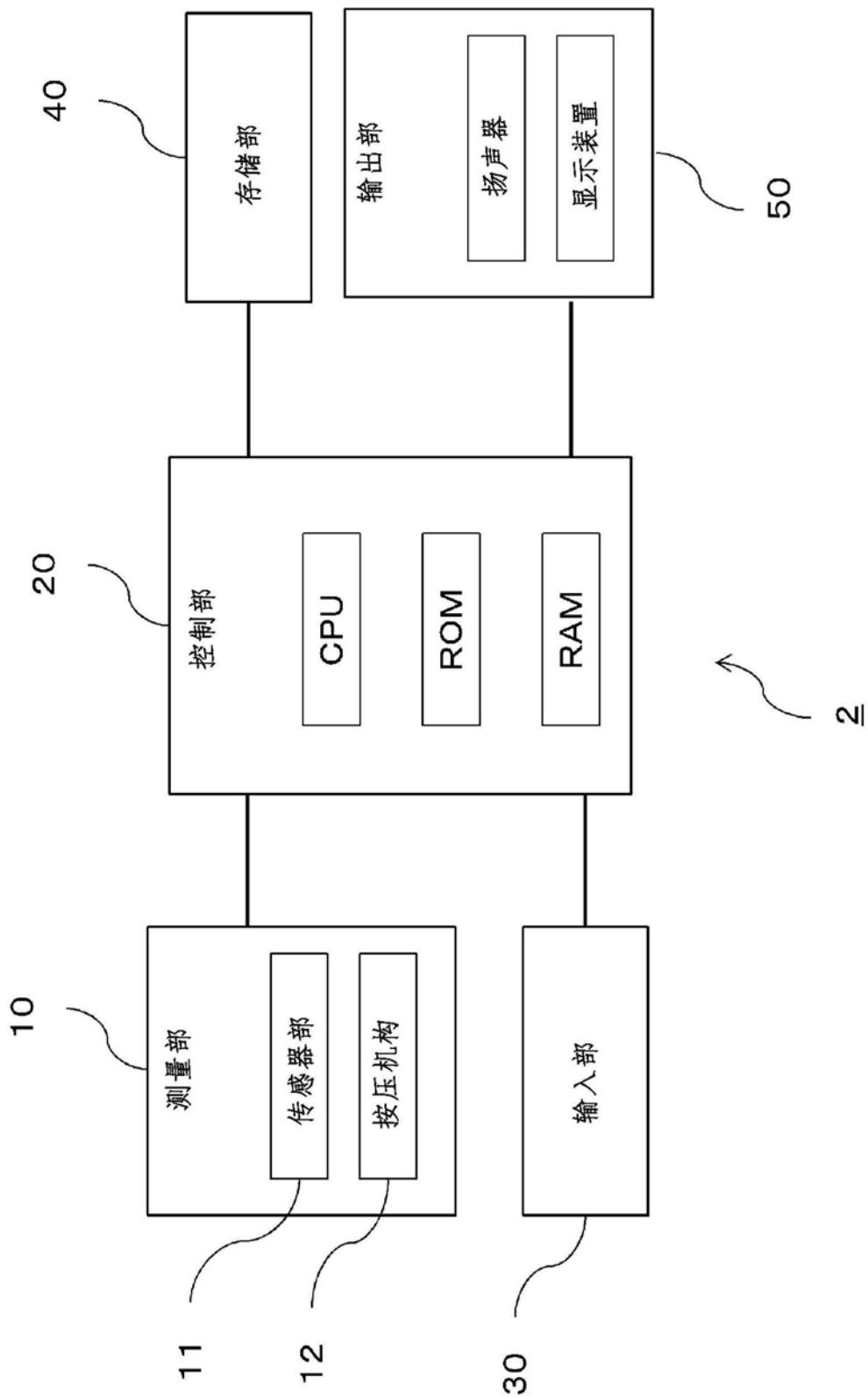


图20

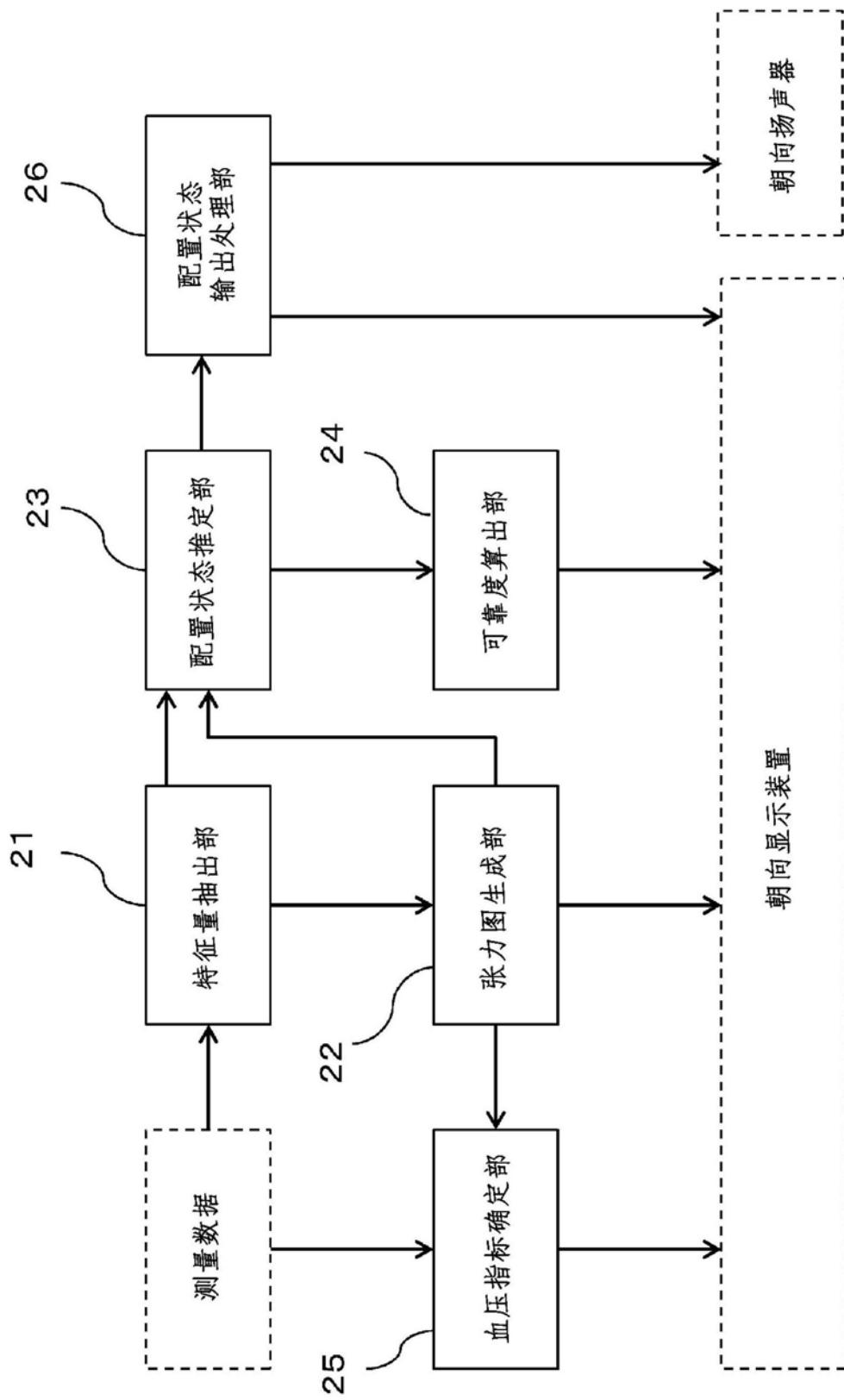


图21

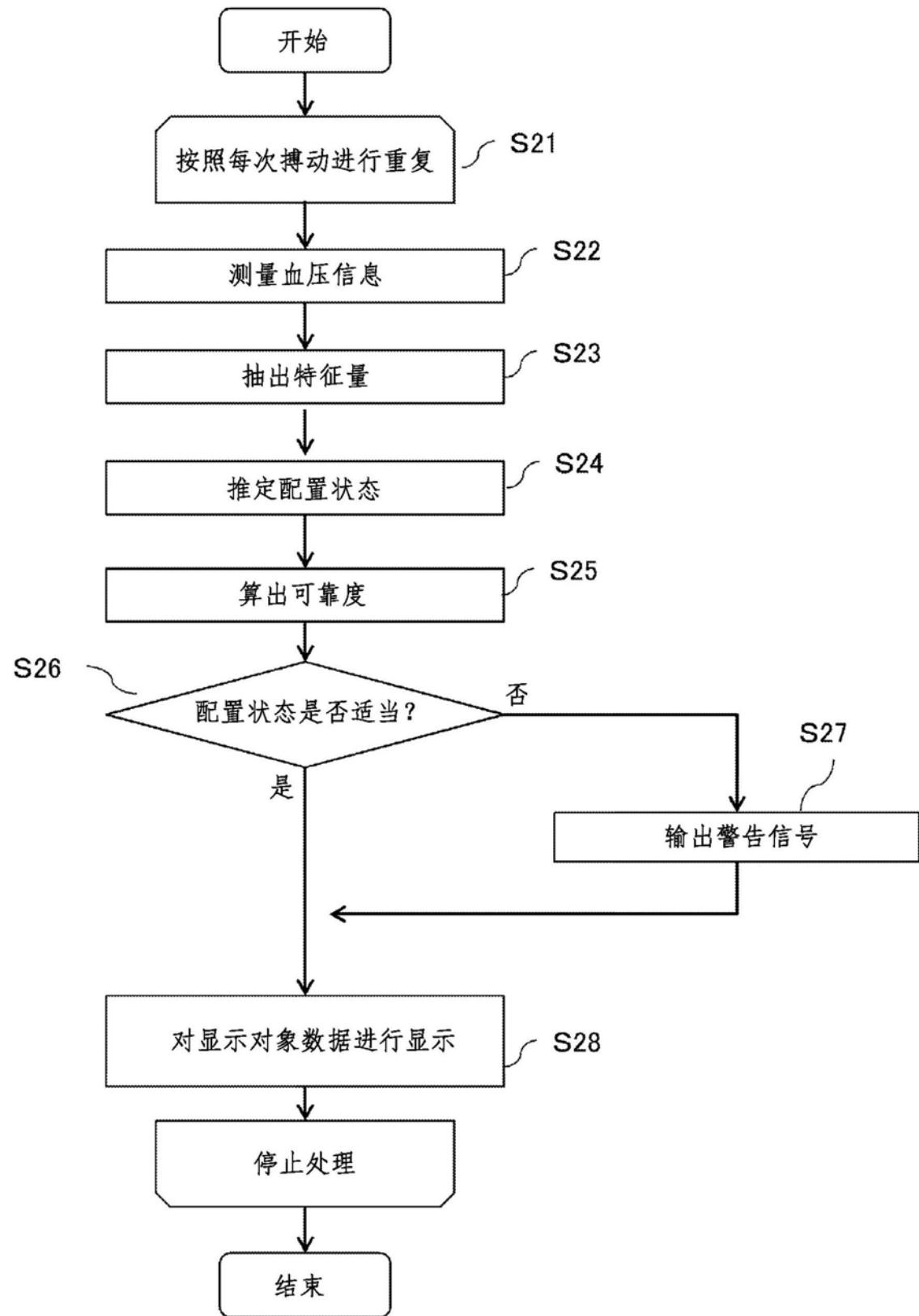


图22

## 配置状态适当的状态的例子

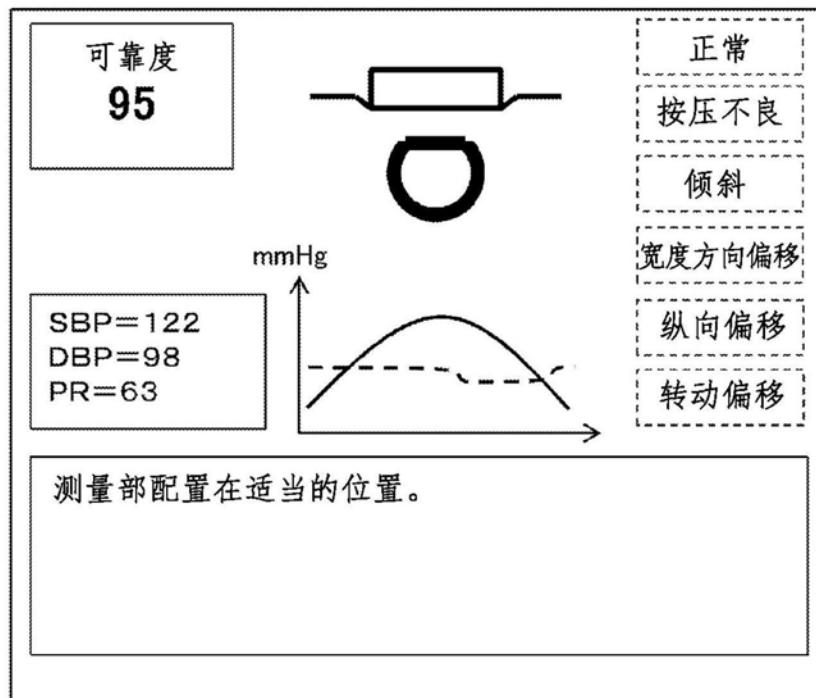


图23A

## 存在宽度方向倾斜和宽度方向偏移的情况的例子

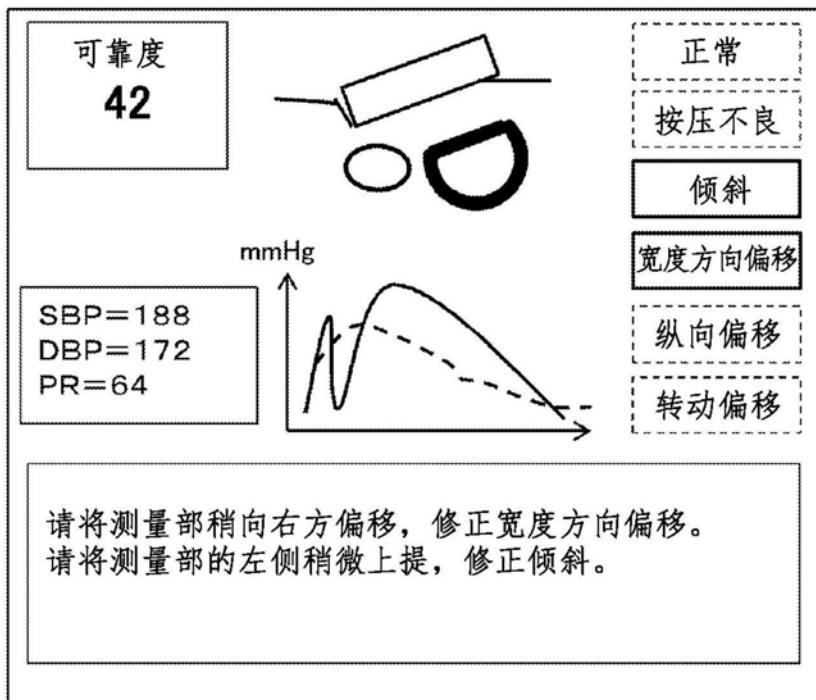


图23B