(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119365122 A
(43)申请公布日 2025.01.24

(21)申请号 202380045953.7

(22)申请日 2023.05.19

(30)优先权数据
2022-148240 2022.09.16 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.12.09

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2023/018719 2023.05.19

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2024/057619 JA 2024.03.21

(71)申请人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府向日市

(72)发明人 泽野井幸哉

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205
专利代理师 马爽 刘芳

(51)Int.Cl.
A61B 5/0225(2006.01)
A61B 5/0245(2006.01)

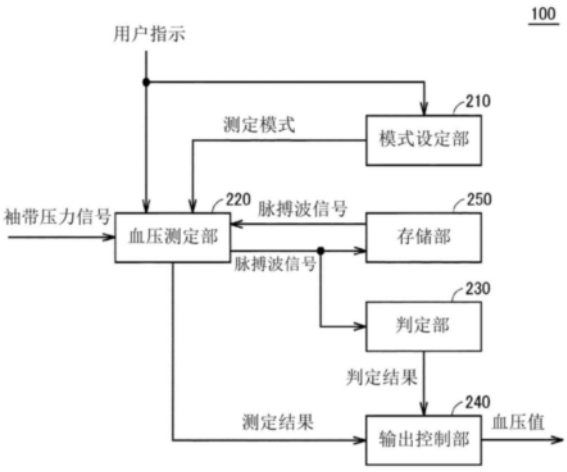
权利要求书1页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

血压计和血压测定方法

(57)摘要

一种血压计(100),通过袖带(20)压迫用户的被测定部位来测定血压,该血压计(100)具备:血压测定部(220),基于加压过程中的脉搏波信号来测定用户的血压,该加压过程对表示袖带(20)的内压的袖带压力进行加压;判定部(230),基于加压过程中的脉搏波信号来判定用户是否发生了心律不齐;和模式设定部(210),设定执行心律不齐的判定的第一模式和不执行心律不齐的判定的第二模式中的任一模式。血压测定部(220)使设定了第一模式的情况下的袖带压力的第一加压速度比设定了第二模式的情况下的袖带压力的第二加压速度慢。



CN 119365122 A

1.一种血压计,通过袖带压迫用户的被测定部位来测定血压,所述血压计具备:

血压测定部,基于加压过程中的脉搏波信号来测定所述用户的血压,所述加压过程对表示所述袖带的内压的袖带压力进行加压;

判定部,基于所述加压过程中的脉搏波信号来判定所述用户是否发生了心律不齐;和

模式设定部,设定执行所述心律不齐的判定的第一模式和不执行所述心律不齐的判定的第二模式中的任一模式,

所述血压测定部使设定了所述第一模式的情况下的所述袖带压力的第一加压速度比设定了所述第二模式的情况下的所述袖带压力的第二加压速度慢。

2.根据权利要求1所述的血压计,其中,

所述血压计还具备存储部,所述存储部存储通过所述血压测定部来测定所述用户的血压时的所述加压过程中的脉搏波信号,

所述血压测定部基于存储于所述存储部的表示过去的所述脉搏波信号的振幅的脉搏波振幅来设定所述第一加压速度。

3.根据权利要求2所述的血压计,其中,

所述脉搏波振幅越小,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

4.根据权利要求1所述的血压计,其中,

在所述加压过程中所述袖带压力达到规定压力为止的时间越长,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

5.根据权利要求1所述的血压计,其中,

所述血压测定部基于在所述加压过程中所述袖带压力达到规定压力为止的时间来推定所述袖带的尺寸,

推定出的所述袖带的尺寸越大,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

6.根据权利要求1所述的血压计,其中,

所述血压计还具备卷绕强度检测部,所述卷绕强度检测部基于所述加压过程中的所述袖带压力和所述袖带的容积变化来检测所述袖带相对于所述用户的所述被测定部位的卷绕强度,

所述卷绕强度越小,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

7.一种血压测定方法,所述血压测定方法是由血压计进行的血压测定方法,所述血压计通过袖带压迫用户的被测定部位来测定血压,所述血压测定方法包括以下步骤:

基于加压过程中的脉搏波信号来测定所述用户的血压,所述加压过程对表示所述袖带的内压的袖带压力进行加压;

基于所述加压过程中的脉搏波信号来判定所述用户是否发生了心律不齐;以及

设定执行所述心律不齐的判定的第一模式和不执行所述心律不齐的判定的第二模式中的任一模式,

设定了所述第一模式的情况下的所述袖带压力的第一加压速度比设定了所述第二模式的情况下的所述袖带压力的第二加压速度慢。

血压计和血压测定方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种血压计和血压测定方法。

背景技术

[0002] 以往,已知有使用在测定血压的过程中获取的信号来检测心房颤动的技术。例如,专利文献1(日本特开2020-192322号公报)的血压计通过加压阶段测定数据的脉冲信号的间隔时间的数据和泄压阶段测定数据的脉冲信号的间隔时间的数据来判断心房颤动。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2020-192322号公报

发明内容

[0006] 发明所要解决的问题

[0007] 作为使用了基于示波法的血压计的心律不齐的判定方式,已知有通过在袖带压力的加压过程中获取的脉搏波间隔的图案来判定心房颤动等心律不齐的方式。例如,检测每次搏动的脉搏波信号的上升点或最大点作为特征点,并计算当前搏动与前一次搏动的间隔作为脉搏波间隔。为了准确地计算出脉搏波间隔,获取到的脉搏波信号的振幅较大为好。因此,为了提高基于脉搏波间隔的图案的心律不齐判定的精度,需要使脉搏波信号的振幅变大来获取更准确的脉搏波间隔。

[0008] 本公开的某个方面的目的在于提供一种能通过在血压测定的加压过程中获取较大振幅的脉搏波信号来高精度地判定心律不齐的血压计和血压测定方法。

[0009] 技术方案

[0010] 在本公开的一个例子中,提供一种通过袖带压迫用户的被测定部位来测定血压的血压计。血压计具备:血压测定部,基于加压过程中的脉搏波信号来测定用户的血压,该加压过程对表示袖带的内压的袖带压力进行加压;判定部,基于加压过程中的脉搏波信号来判定用户是否发生了心律不齐;和模式设定部,设定执行心律不齐的判定的第一模式和不执行心律不齐的判定的第二模式中的任一模式。血压测定部使设定了第一模式的情况下的袖带压力的第一加压速度比设定了第二模式的情况下的袖带压力的第二加压速度慢。

[0011] 根据上述构成,能通过在血压测定的加压过程中获取较大振幅的脉搏波信号来高精度地判定心律不齐。

[0012] 在本公开的另一个例子中,血压计还具备存储部,该存储部存储通过血压测定部来测定用户的血压时的加压过程中的脉搏波信号。血压测定部基于存储于存储部的表示过去的脉搏波信号的振幅的脉搏波振幅来设定第一加压速度。

[0013] 根据上述构成,能对用户设定更适当的加压速度。

[0014] 在本公开的另一个例子中,脉搏波振幅越小,血压测定部将第一加压速度设定得越慢。

[0015] 根据上述构成,能以适当的测定时间实现高精度的心律不齐判定。

[0016] 在本公开的另一个例子中,在加压过程中袖带压力达到规定压力为止的时间越长,血压测定部将第一加压速度设定得越慢。

[0017] 根据上述构成,能以适当的测定时间实现高精度的心律不齐判定。

[0018] 在本公开的另一个例子中,血压测定部基于在加压过程中袖带压力达到规定压力为止的时间来推定袖带的尺寸,推定出的袖带的尺寸越大,血压测定部将第一加压速度设定得越慢。

[0019] 根据上述构成,能以适当的测定时间实现高精度的心律不齐判定。

[0020] 在本公开的另一个例子中,血压计还具备卷绕强度检测部,该卷绕强度检测部基于加压过程中的袖带压力和袖带的容积变化来检测袖带相对于用户的被测定部位的卷绕强度。卷绕强度越小,血压测定部将第一加压速度设定得越慢。

[0021] 根据上述构成,能以适当的测定时间实现高精度的心律不齐判定。

[0022] 在本公开的另一个例子中,提供一种由血压计进行的血压测定方法,该血压计通过袖带压迫用户的被测定部位来测定血压。血压测定方法包括以下步骤:基于加压过程中的脉搏波信号来测定用户的血压,该加压过程对表示袖带的内压的袖带压力进行加压;基于加压过程中的脉搏波信号来判定用户是否发生了心律不齐;以及设定执行心律不齐的判定的第一模式和不执行心律不齐的判定的第二模式中的任一模式。设定了第一模式的情况下的袖带压力的第一加压速度比设定了第二模式的情况下的袖带压力的第二加压速度慢。

[0023] 根据上述构成,能通过在血压测定的加压过程中获取较大振幅的脉搏波信号来高精度地判定心律不齐。

[0024] 发明效果

[0025] 根据本公开,能通过在血压测定的加压过程中获取较大振幅的脉搏波信号来高精度地判定心律不齐。

附图说明

[0026] 图1是表示本实施方式的血压计的图。

[0027] 图2是表示实施方式1的血压计的硬件构成的一个例子的框图。

[0028] 图3是表示实施方式1的血压计的功能构成的框图。

[0029] 图4是表示过去得到的脉搏波振幅与加压速度的关系的图。

[0030] 图5是表示实施方式1的血压计的处理过程的一个例子的流程图。

[0031] 图6是表示实施方式1的血压计的处理过程的另一个例子的流程图。

[0032] 图7是用于说明达到规定压力为止的达到时间与加压速度的关系的图。

[0033] 图8是用于说明达到规定压力为止的达到时间、加压速度以及袖带尺寸的关系的图。

[0034] 图9是表示实施方式2的血压计的处理过程的一个例子的流程图。

[0035] 图10是表示实施方式2的血压计的处理过程的另一个例子的流程图。

[0036] 图11是表示实施方式3的血压计的功能构成的框图。

[0037] 图12是表示实施方式3的血压计的处理过程的一个例子的流程图。

具体实施方式

[0038] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。在以下的说明中,对相同的部件标注相同的附图标记。它们的名称和功能也相同。因此,不再反复对它们进行详细说明。

[0039] [应用例]

[0040] 参照图1,对本发明的应用例进行说明。图1是表示本实施方式的血压计100的图。

[0041] 参照图1,血压计100是通过袖带压迫用户(即被测者)的被测定部位来测定血压的上臂式血压计。血压计100执行基于示波法的血压测定。血压计100具有主体和袖带(臂带)作为主要的构成部件。需要说明的是,血压计100也可以是主体和袖带(臂带)成为一体的手腕式血压计。以下,参照图1对处理内容进行说明。

[0042] 在图1中,假设用户使用血压计100来测定自身的血压的场景。血压计100通过在袖带压力的加压过程中测定血压的加压测定方式来测定用户的血压,其中,该袖带压力表示装戴于用户的被测定部位(例如手臂)的袖带的内压。

[0043] 血压计100选择一般测定模式(以下,也简称为“一般模式”)或心律不齐判定模式中的任一模式(对应于图1的(1))。心律不齐判定模式是基于袖带压力的加压过程中的脉搏波信号,与血压测定一起执行心律不齐判定的模式。一般模式是基于该加压过程中的脉搏波信号仅执行血压测定而不执行心律不齐判定的模式。在此,假设选择了心律不齐判定模式。

[0044] 血压计100设定心律不齐判定模式时的加压过程中的袖带压力的加压速度(对应于图1的(2))。在此,在一般模式时,设定为能确保血压计算所需的规定的脉搏数的速度(例如,5.5mmHg/s)。心律不齐判定模式时的加压速度被设定得比一般模式时的该加压速度慢。已知:若使加压速度变慢,则在加压过程中得到的脉搏波信号的振幅(以下,称为“脉搏波振幅”)会变大。因此,在心律不齐判定模式时的加压过程中得到的脉搏波振幅比在一般模式时的加压过程中得到的脉搏波振幅大。

[0045] 血压计100按照设定的加压速度开始袖带的加压(对应于图1的(3))。

[0046] 血压计100基于在加压过程中得到的脉搏波信号来计算出用户的血压值,并且判定有无心律不齐的发生(对应于图1的(4))。在该情况下,血压计100将用户的血压值和心律不齐的判定结果显示于显示器。

[0047] 根据上述应用例,在心律不齐判定模式时得到的脉搏波振幅比在一般模式时得到的脉搏波振幅大,因此在心律不齐判定模式时,能得到更高精度的脉搏波间隔的图案。因此,血压计100能执行更高精度的心律不齐判定。

[0048] 需要说明的是,血压计100基于获取到的脉搏波信号的振幅和袖带压力来制作脉搏波包络线,并基于脉搏波包络线来计算出血压。血压计100进行脉搏波包络线的修改、平滑化等处理,以使即使在获取到的脉搏波信号小而不能识别为脉搏波的情况下也能计算出血压。因此,在加压速度快的一般模式时,血压计100能以短的测定时间计算出血压。因此,对不希望进行心律不齐判定的用户迅速地进行血压测定。

[0049] 像这样,根据本实施方式的血压计100,能通过在血压测定的加压过程中获取较大振幅的脉搏波信号来高精度地判定心律不齐。

[0050] [构成例]

[0051] <实施方式1>

[0052] (硬件构成)

[0053] 图2是表示实施方式1的血压计100的硬件构成的一个例子的框图。参照图2,血压计100包括主体10和袖带20作为主要的构成要素。在袖带20内包有流体袋22。主体10包括处理器110、血压测定用的空气系统组件30、A/D转换电路310、泵驱动电路320、阀驱动电路330、显示器50、存储器51、操作部52、通信接口53以及电源部54。

[0054] 处理器110是CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、MPU(Multi Processing Unit:多处理器)之类的运算处理部。处理器110通过读出并执行存储于存储器51的程序来实现后述的血压计100的各处理(步骤)。例如,处理器110根据来自操作部52的操作信号来进行驱动泵32和阀33的控制。此外,处理器110使用用于基于示波法的血压计算的算法来计算出血压值,并将血压值显示于显示器50。

[0055] 存储器51通过RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、ROM(Read-Only Memory:只读存储器)、闪存等来实现。存储器51存储:用于控制血压计100的程序、用于控制血压计100的数据、用于设定血压计100的各种功能的设定数据以及血压值的测定结果的数据、脉搏数、脉搏波间隔等。此外,存储器51用作执行程序时的工作存储器等。

[0056] 空气系统组件30通过气体配管向内包于袖带20的流体袋22供给空气或从内包于袖带20的流体袋22排出空气。空气系统组件30包括:压力传感器31,用于检测流体袋22内的压力;以及泵32和阀33,作为用于使流体袋22膨胀收缩的膨胀收缩机构部。

[0057] 压力传感器31检测流体袋22内的压力(袖带压力),并将与检测出的压力对应的信号(袖带压力信号)输出至A/D转换电路310。压力传感器31例如是压阻式压力传感器,经由气体配管与泵32、阀33以及内包于袖带20的流体袋22连接。为了对袖带压力进行加压,泵32通过气体配管向流体袋22供给作为流体的空气。为了通过气体配管排出流体袋22内的空气或向流体袋22封入空气从而控制袖带压力,阀33打开/关闭。

[0058] A/D转换电路310将压力传感器31的输出值(例如,与由压阻效应引起的电阻的变化对应的电压值)从模拟信号转换为数字信号并输出至处理器110。处理器110根据A/D转换电路310的输出值来获取表示袖带压力的信号。泵驱动电路320基于由处理器110给出的控制信号来控制泵32的驱动。阀驱动电路330基于由处理器110给出的控制信号来控制阀33的打开/关闭。

[0059] 在按照示波法测定血压的情况下,大致进行如下动作。具体而言,预先将袖带卷绕于被测者的被测定部位(手腕、手臂等),在测定时,控制泵32和阀33,对袖带进行加压。在该进行加压的过程中,通过压力传感器来检测袖带压力,取出被测定部位的动脉处发生的动脉容积的变动来作为脉搏波信号。基于与此时的袖带压力的变化相伴的脉搏波信号的振幅的变化(主要为上升和下降),计算出收缩期血压和舒张期血压。

[0060] 操作部52将与用户的指示对应的操作信号输入至处理器。操作部52包括:测定开关52A,用于受理用户的血压测定指示;和模式选择开关52B,用于选择测定模式。

[0061] 当按压测定开关52A时,被测定部位暂时被袖带20压迫,通过示波法来执行血压测定。当在血压测定中再次按压测定开关52A时,停止血压测定。

[0062] 此外,当按压模式选择开关52B时,进行测定模式的切换。例如,在当前的测定模式被设定为一般模式的情况下,当按压模式选择开关52B时,测定模式切换为心律不齐判定模式。

[0063] 显示器50基于来自处理器110的控制信号来显示包括血压测定结果等的各种信息。通信接口53与外部装置交换各种信息。电源部54向处理器110和各硬件供给电力。

[0064] (功能构成)

[0065] 图3是表示实施方式1的血压计100的功能构成的框图。参照图3,血压计100包括模式设定部210、血压测定部220、判定部230以及输出控制部240作为主要的功能构成。这些各功能例如通过使血压计100的处理器110执行储存于存储器51的程序来实现。需要说明的是,这些功能的一部分或全部也可以构成为通过硬件来实现。血压计100还包括存储部250。存储部250通过存储器51来实现。

[0066] 模式设定部210设定执行用户有无心律不齐的判定的心律不齐判定模式和不执行心律不齐的判定的一般模式中的任一模式。典型地,模式设定部210按照用户经由操作部52(例如,模式选择开关52B)给出的模式选择指示来设定心律不齐判定模式和一般模式中的任一模式。

[0067] 需要说明的是,模式设定部210也可以构成为按照预定的时刻表来自动设定任一模式。例如,在一天中的时间段H中开始血压测定(例如,通过按下测定开关52A而开始血压测定)的情况下,自动设定心律不齐判定模式。另一方面,在一天中的除了时间段H以外的时间段中执行血压测定的情况下,自动设定一般模式。

[0068] 血压测定部220按照用户经由操作部52(例如,测定开关52A)给出的测定开始指示来控制袖带压力。具体而言,血压测定部220进行以下控制:经由泵驱动电路320来驱动泵32,并且经由阀驱动电路330来驱动阀33。为了排出或封入流体袋22的空气从而控制袖带压力,阀33打开/关闭。

[0069] 血压测定部220接收由压力传感器31检测出的袖带压力信号,取出叠加于袖带压力信号的表示被测定部位的脉搏波的脉搏波信号。即,血压测定部220从袖带压力信号中检测与用户的心脏的搏动同步地叠加于袖带压力信号的压力成分即脉搏波。

[0070] 血压测定部220基于袖带压力信号和叠加于袖带压力信号的脉搏波信号来计算出用户的血压信息。具体而言,血压测定部220按照示波法来测定用户的血压。在本实施方式中,采用基于对袖带压力进行加压的加压过程中的脉搏波信号来测定用户的血压的加压测定方式。典型地,血压测定部220计算出收缩期血压、舒张期血压、脉搏数以及脉压。在存储部250存储在血压测定时得到的信息(例如,脉搏波信号、收缩期血压、舒张期血压、脉搏数、脉压等)。

[0071] 血压测定部220基于由模式设定部210设定的测定模式来设定加压过程中的袖带压力的加压速度。具体而言,血压测定部220使设定了心律不齐判定模式的情况下的袖带压力的加压速度G1比设定了一般模式的情况下的袖带压力的加压速度G2慢。

[0072] 典型地,血压测定部220将加压速度G2设定为能确保测定用户的血压时所需的规定脉搏数(例如,八次)的速度(例如,5.5mmHg/s)。

[0073] 关于基于血压测定部220的加压速度G1的设定方式,可以考虑几种方法。在一个方面,血压测定部220将加压速度G1设定为预先设定的速度(例如,4mmHg/s)。该速度(例如,4mmHg/s)是比通过上述方式设定的加压速度G2足够慢的速度。血压测定部220基于以所设定的加压速度G1加压的袖带的加压过程中的脉搏波信号来执行血压测定。

[0074] 在另一方面,血压测定部220基于存储于存储部250的过去的脉搏波信号的振幅

(即脉搏波振幅)来设定加压速度G1。

[0075] 图4是表示过去得到的脉搏波振幅与加压速度的关系的图。图4的曲线图的纵轴表示加压速度G1,横轴表示在过去的加压过程中得到的脉搏波振幅(以下,为了方便也称为“脉搏波振幅Am”)。可知:脉搏波振幅Am越小,加压速度G1越慢。这是为了通过在加压过程中得到具有一定以上的大小的脉搏波振幅来进行高精度的心律不齐判定。

[0076] 具体而言,在过去得到的脉搏波振幅Am小的情况下,推定为本次的血压测定时的加压过程中的脉搏波振幅也小。因此,在过去得到的脉搏波振幅Am小的情况下,使加压速度变慢,以使在本次的加压过程中得到的脉搏波振幅变大。另一方面,在过去得到的脉搏波振幅Am足够大的情况下,认为在本次的加压过程中也会得到大的脉搏波振幅,因此使加压速度变快。在该情况下,测定时间变短。像这样,加压速度G1被设定为为了得到一定以上的大小的脉搏波振幅所需的加压速度。由此,能对用户设定更适当的减压速度,能以适当的测定时间实现高精度的心律不齐判定。

[0077] 在存储部250存储有过去的规定期间中的脉搏波振幅。例如,在存储部250存储测定用户的血压时的加压过程中的脉搏波信号。作为一个例子,血压测定部220基于存储于存储部250的数据来计算出最近多次(例如,三次)血压测定时的加压过程中的最大脉搏波振幅的平均值,将该平均值设定为脉搏波振幅Am。作为其他例子,血压测定部220提取与本次的血压测定相同时间段(例如,清晨、白天、夜晚等)的过去的血压测定时的数据,将该血压测定时的加压过程中的最大脉搏波振幅设定为脉搏波振幅Am。作为又一其他例子,血压测定部220将规定期间(例如,一天)中的多次血压测定的加压过程中的最大脉搏波振幅设定为脉搏波振幅Am。

[0078] 再次参照图3,在设定了心律不齐判定模式的情况下,判定部230基于加压过程中的脉搏波信号来判定用户是否发生了心律不齐。关于心律不齐的判定方式,使用公知的方法。例如,判定部230基于从脉搏波信号获取的多个脉搏波的产生间隔(即,脉搏波间隔)来判定有无心律不齐的发生。

[0079] 输出控制部240将血压测定部220的测定结果和判定部230的判定结果等显示于显示器50。需要说明的是,输出控制部240可以经由通信接口53将测定结果和判定结果发送至外部装置,也可以构成为经由扬声器(未图示)进行声音输出。

[0080] (处理过程)

[0081] 图5是表示实施方式1的血压计100的处理过程的一个例子的流程图。在处理的开始时间点,假设用户处于装戴了血压计100的袖带20的状态。在图5中,假设设定一般模式或心律不齐判定模式作为测定模式。

[0082] 参照图5,血压计100的处理器110经由操作部52的测定开关52A受理来自用户的血压测定的开始指示(步骤S10)。处理器110将压力传感器31初始化(步骤S12)。具体而言,处理器110将处理用存储区域初始化,并且在断开(停止)泵32并打开阀33的状态下,进行压力传感器31的0mmHg调整(将大气压设定为0mmHg)。处理器110判断当前设定的测定模式是否为一般模式(步骤S14)。

[0083] 首先,对测定模式为一般模式的情况(在步骤S14中为是(YES))进行说明。处理器110将加压速度G2设定为速度Ka(例如,5.5mmHg/s)(步骤S16)。处理器110经由阀驱动电路330关闭阀33(步骤S18)。接着,处理器110经由泵驱动电路320接通(启动)泵32,以加压速度

G2开始袖带20(流体袋22)的加压(步骤S20)。

[0084] 处理器110从由压力传感器31检测出的袖带压力信号中提取脉搏波信号,基于该脉搏波信号来尝试进行最高血压(收缩期血压)和最低血压(舒张期血压)的计算,判断血压计算是否完成(步骤S22)。在由于数据不足还无法完成血压计算的情况下(在步骤S22中为否(NO)),处理器110返回步骤S22。在血压计算完成的情况下(在步骤S22中为是),处理器110进行以下控制:停止泵32并使阀33全开(步骤S24),急速排出袖带20内的空气。处理器110将在步骤S22中测定出的血压值(测定结果)显示于显示器50(步骤S26)。

[0085] 接着,对测定模式为心律不齐判定模式的情况(在步骤S14中为否)进行说明。处理器110将加压速度G1设定为速度Kb(例如,4mmHg/s)(步骤S30)。速度Kb设为比速度Ka(即加压速度G2)慢的速度。处理器110经由阀驱动电路330关闭阀33(步骤S32)。接着,处理器110经由泵驱动电路320接通泵32,以加压速度G1开始袖带20的加压(步骤S34)。

[0086] 处理器110基于脉搏波信号来尝试进行收缩期血压和舒张期血压的计算,判断血压计算是否完成(步骤S36)。在无法完成血压计算的情况下(在步骤S36中为否),处理器110返回步骤S36。在血压计算完成的情况下(在步骤S36中为是),处理器110执行心律不齐判定处理(步骤S38)。具体而言,处理器110基于从加压过程中的脉搏波信号中获取到的脉搏波间隔来判定有无心律不齐的发生。

[0087] 接着,处理器110执行上述步骤S24、S26。需要说明的是,在步骤S26中,显示血压测定结果和心律不齐判定结果作为测定结果。

[0088] 图6是表示实施方式1的血压计100的处理过程的另一个例子的流程图。图6的流程图相当于将图5的流程图中的步骤S30替换为步骤S50而得到的流程图。因此,不再反复对除步骤S50以外的处理进行详细说明。

[0089] 参照图6,在步骤S50中,处理器110基于过去得到的脉搏波振幅来计算出加压速度G1。例如,处理器110按照图4的曲线图来计算出加压速度G1。

[0090] <实施方式2>

[0091] 在实施方式2中,对着眼于袖带的尺寸(例如,流体袋的容量)来设定加压速度G1的方式进行说明。

[0092] 为了准确地进行血压测定,需要通过袖带压力来适当地压闭被测定部位的动脉。因此,袖带的尺寸根据被测定部位的周长来确定,被测定部位的周长越长,袖带的尺寸越大。当袖带的尺寸变大时,流体袋的容量变大,因此流体袋的容量变化相对于动脉的容积变化的比例变小。其结果是,袖带压力的变化、即脉搏波信号的振幅(即脉搏波振幅)变小。以下,对实施方式2的加压速度G1的设定方式进行说明。

[0093] (功能构成)

[0094] 使用图3的框图来对实施方式2的血压计100的功能结构进行说明。实施方式2的血压测定部220除了具有图3中说明的功能以外,还具有以下功能。

[0095] 血压测定部220为了设定加压速度G1,首先以使每单位时间的排出流量恒定的方式驱动泵32来对袖带进行加压。血压测定部220基于由压力传感器31检测出的袖带压力信号来测量在加压过程中袖带压力达到规定压力为止的达到时间T。达到时间T根据袖带的容量(尺寸)而变化。例如,血压测定部220测量袖带压力从“0mmHg”达到“30mmHg”为止的达到时间T。达到时间T越长,血压测定部220将加压速度G1设定得越慢。然后,血压测定部220基

于在以所设定的加压速度G1对袖带进行加压的加压过程中得到的脉搏波信号来执行血压测定。

[0096] 图7是用于说明达到规定压力为止的达到时间与加压速度的关系的图。图7的曲线图的纵轴表示加压速度G1,横轴表示袖带压力从“0mmHg”达到“30mmHg”为止的达到时间T。

[0097] 如图7的曲线图所示,可知:达到时间T越长,加压速度G1越慢。这是为了通过在加压过程中得到具有一定以上的大小的脉搏波振幅来进行高精度的心律不齐判定。

[0098] 具体而言,血压测定部220为了设定加压速度G1,首先以使每单位时间的排出流量恒定的方式驱动泵32来对袖带压力进行加压。在此,达到时间T越长,意味着袖带的容量(即袖带的尺寸)越大。此外,如上所述,袖带的尺寸越大,脉搏波振幅越小。因此,达到时间T越长(即袖带的尺寸越大),将加压速度G1设定得越慢,由此能使在加压过程中得到的脉搏波振幅变大。由此,能实现高精度的心律不齐判定。

[0099] 需要说明的是,血压测定部220也可以构成为基于达到时间T来推定袖带的尺寸。图8是用于说明达到规定压力为止的达到时间、加压速度以及袖带尺寸的关系的图。图8的曲线图的纵轴为加压速度G1,横轴为达到时间T。

[0100] 血压测定部220在达到时间T小于3秒的情况下,将袖带尺寸推定为“小(Small)”,在达到时间T为3秒以上且小于6秒的情况下,将袖带尺寸推定为“中(Medium)”,在达到时间T为6秒以上的情况下,将袖带尺寸推定为“大(Large)”。即,达到时间T越长,血压测定部220推定为袖带尺寸越大。

[0101] 并且,血压测定部220在将袖带尺寸推定为“小”的情况下,将加压速度G1设为5.5mmHg/s,在将袖带尺寸推定为“中”的情况下,将加压速度G1设定为4mmHg/s,在将袖带尺寸推定为“大”的情况下,将加压速度G1设定为3.5mmHg/s。即,袖带尺寸越大,血压测定部220将加压速度G1设定得越慢。

[0102] (处理过程)

[0103] 图9是表示实施方式2的血压计100的处理过程的一个例子的流程图。在图9的流程图中,在步骤S14中选择了心律不齐判定模式(在步骤S14中为否的情况)后的步骤S60～S64的处理与图5的流程图不同。因此,不再反复对除步骤S60～S64以外的处理进行详细说明。

[0104] 处理器110经由阀驱动电路330关闭阀33(步骤S60),经由泵驱动电路320接通泵32,以恒定排出流量对袖带进行加压(步骤S62)。处理器110测量袖带压力达到规定压力为止的达到时间T,基于达到时间T来计算出加压速度G1(步骤S64)。例如,处理器110按照图7的曲线图来计算出加压速度G1。步骤S34以后的处理与图5同样。

[0105] 图10是表示实施方式2的血压计100的处理过程的另一个例子的流程图。图10的流程图相当于将图9的流程图中的步骤S64替换为步骤S70、S72而得到的流程图。因此,不再反复对除步骤S70、S72以外的处理进行详细说明。

[0106] 参照图10,处理器110基于达到时间T来推定袖带尺寸(步骤S70),基于推定出的袖带尺寸来计算出加压速度G1(步骤S72)。具体而言,处理器110按照图8的曲线图来推定袖带尺寸,计算出加压速度G1。

[0107] <实施方式3>

[0108] 在实施方式3中,对着眼于袖带的紧固程度来设定加压速度G1的方式进行说明。

[0109] 当袖带宽松地卷绕时,需要使流体袋过度膨胀直到填满生物体与袖带的间隙。因

此,在袖带宽松地卷绕的情况下,与袖带适度地卷绕的情况相比,流体袋的容量变大,其结果是,所得到的脉搏波信号的振幅变小。以下,对实施方式3的加压速度G1的设定方式进行说明。

[0110] (功能构成)

[0111] 图11是表示实施方式3的血压计100的功能构成的框图。参照图11,血压计100包括模式设定部210、血压测定部220、判定部230、输出控制部240以及卷绕强度检测部260。这些各功能例如通过使血压计100的处理器110执行储存于存储器51的程序来实现。模式设定部210、判定部230以及输出控制部240的功能与图3中说明的该功能同样。

[0112] 卷绕强度检测部260基于加压过程中的袖带压力和袖带20的容积变化来检测袖带20相对于被测定部位的卷绕强度。卷绕强度检测方法通过公知的方法来实现。典型地,卷绕强度检测部260具有与日本专利5408142号所示的卷绕强度检测部同样的功能。

[0113] 作为一个例子,卷绕强度检测部260在以使排出流量恒定的方式驱动泵32来对袖带进行加压的加压过程中,基于伴随袖带压力从压力P1向压力P2的变化而检测出的袖带20的容积变化和伴随袖带压力从压力P2向压力P3的变化而检测出的袖带20的容积变化所表示的压力-容积变化关系,对伴随袖带压力从压力P1向压力P2的变化而检测出的袖带20的容积变化的值和伴随袖带压力从压力P2向压力P3的变化而检测出的袖带20的容积变化的值进行比较,根据比较的结果来检测袖带20的卷绕强度。

[0114] 压力P1、P2、P3是预先通过实验等确定的适于检测袖带的卷绕强度的袖带压力。将袖带压力达到压力P1～P3的时间分别设为时间V1～V3。

[0115] 在该情况下,卷绕强度检测部260计算出作为从压力P1到压力P2为止的差分的变化ΔP12和表示袖带压力变化ΔP12所需的时间(即时间V2-V1)的时间ΔV12。时间ΔV12与从压力P1变化到压力P2时的袖带内的流体容积的变化成比例。卷绕强度检测部260计算出作为从压力P2到压力P3为止的差分的变化ΔP23和表示袖带压力变化ΔP23所需的时间(即时间V3-V2)的时间ΔV23。时间ΔV23与从压力P2变化到压力P3时的袖带内的流体容积的变化成比例。

[0116] 卷绕强度检测部260计算出压力容积变化指数ΔP12/ΔV12、ΔP23/ΔV23,对计算出的两者的值进行比较。基于该比较结果,卷绕强度检测部260检测出卷绕强度。

[0117] 在比较结果为(ΔP12/ΔV12)<(ΔP23/ΔV23)的情况下,卷绕强度检测部260检测出袖带20的卷绕强度为“宽松卷绕”。在比较结果为(ΔP12/ΔV12)>(ΔP23/ΔV23)的情况下,卷绕强度检测部260检测出袖带20的卷绕强度为“紧密卷绕”。在比较结果为(ΔP12/ΔV12)=(ΔP23/ΔV23)的情况下,卷绕强度检测部260检测出袖带20的卷绕强度为“适度卷绕”。

[0118] “宽松卷绕”是指袖带20宽松地卷绕于被测定部位从而对被测定部位的加压比适当水平低的卷绕状态。“适度卷绕”是指袖带20适度地卷绕于被测定部位从而对被测定部位的加压为适当水平的卷绕状态。“紧密卷绕”是指袖带20紧密地卷绕于被测定部位从而对被测定部位的加压比适当水平高的卷绕状态。

[0119] 由卷绕强度检测部260检测出的卷绕强度越小,血压测定部220将加压速度G1设定得越慢。例如,为了方便,将卷绕强度为“宽松卷绕”的情况下的加压速度G1设为“G1a”,将卷绕强度为“适度卷绕”的情况下的加压速度G1设为“G1b”,将卷绕强度为“紧密卷绕”的情况

下的加压速度G1设为“G1c”。在该情况下,加压速度G1a最慢,加压速度G1c最快,加压速度G1b在它们中间(即G1a<G1b<G1c)。

[0120] (处理过程)

[0121] 图12是表示实施方式3的血压计100的处理过程的一个例子的流程图。图12的流程图相当于将图9的流程图中的步骤S64替换为步骤S80、S82、S84、S86而得到的流程图。因此,不再反复对除步骤S80、S82、S84、S86以外的处理进行详细说明。

[0122] 参照图12,处理器110检测袖带20相对于被测定部位的卷绕强度(步骤S80)。处理器110判断检测出的卷绕强度是否为“适度卷绕”以上(即“适度卷绕”或“紧密卷绕”)(步骤S82)。在卷绕强度为“适度卷绕”以上的情况下(在步骤S82中为是),处理器110将加压速度G1设定为速度Kb(例如,4mmHg/s)(步骤S84)。速度Kb是比步骤S16中设定为加压速度G2的速度Ka慢的速度。在卷绕强度为“宽松卷绕”的情况下(在步骤S82中为否),处理器110将加压速度G1设定为速度Kc(例如,3.5mmHg/s)(步骤S86)。速度Kc是比速度Kb慢的速度。

[0123] 在图12的流程图中,对在卷绕强度为“适度卷绕”以上的情况下将加压速度G1设定为速度Kb的构成进行了说明,但不限于该构成。例如,也可以构成为根据卷绕强度(“宽松卷绕”、“适度卷绕”或“紧密卷绕”)将加压速度G1设定为上述加压速度G1a~G1c。

[0124] <其他实施方式>

[0125] (1)在上述实施方式中,还能提供使计算机发挥功能来执行在上述流程图中说明过的那样的控制的程序。这种程序可以记录在附属于计算机的软盘、CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory:光盘只读存储器)、二次存储装置、主存储装置以及存储卡等非暂时性计算机可读记录介质,作为程序产品来提供。或者,也可以记录在内置于计算机的硬盘等的记录介质来提供程序。此外,也可以通过经由网络的下载来提供程序。

[0126] (2)作为上述实施方式而举例示出的构成是本发明的构成的一个例子,也能与其他公知的技术组合,还能构成为在不脱离本发明的主旨的范围内省略一部分等进行变更。此外,在上述实施方式中,也可以适当采用在其他实施方式中说明过的处理、构成来实施。

[0127] [附记]

[0128] 如上所述,本实施方式包括如下的公开。

[0129] [构成1]

[0130] 一种血压计(100),通过袖带(20)压迫用户的被测定部位来测定血压,所述血压计具备:血压测定部(220),基于加压过程中的脉搏波信号来测定所述用户的血压,所述加压过程对表示所述袖带的内压的袖带压力进行加压;判定部(230),基于所述加压过程中的脉搏波信号来判定所述用户是否发生了心律不齐;和模式设定部(210),设定执行所述心律不齐的判定的第一模式和不执行所述心律不齐的判定的第二模式中的任一模式,所述血压测定部使设定了所述第一模式的情况下的所述袖带压力的第一加压速度比设定了所述第二模式的情况下的所述袖带压力的第二加压速度慢。

[0131] [构成2]

[0132] 根据构成1所述的血压计,其中,还具备存储部(250),所述存储部存储通过所述血压测定部来测定所述用户的血压时的所述加压过程中的脉搏波信号,所述血压测定部基于存储于所述存储部的表示过去的所述脉搏波信号的振幅的脉搏波振幅来设定所述第一加压速度。

[0133] [构成3]

[0134] 根据构成2所述的血压计,其中,所述脉搏波振幅越小,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

[0135] [构成4]

[0136] 根据构成1所述的血压计,其中,在所述加压过程中所述袖带压力达到规定压力为止的时间越长,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

[0137] [构成5]

[0138] 根据构成1所述的血压计,其中,所述血压测定部基于在所述加压过程中所述袖带压力达到规定压力为止的时间来推定所述袖带的尺寸,推定出的所述袖带的尺寸越大,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

[0139] [构成6]

[0140] 根据构成1所述的血压计,其中,所述血压计还具备卷绕强度检测部(260),所述卷绕强度检测部基于所述加压过程中的所述袖带压力和所述袖带的容积变化来检测所述袖带相对于所述用户的所述被测定部位的卷绕强度,所述卷绕强度越小,所述血压测定部将所述第一加压速度设定得越慢。

[0141] [构成7]

[0142] 一种血压测定方法,该血压测定方法是由血压计(100)进行的血压测定方法,所述血压计通过袖带(20)压迫用户的被测定部位来测定血压,所述血压测定方法包括以下步骤:基于加压过程中的脉搏波信号来测定所述用户的血压,所述加压过程对表示所述袖带的内压的袖带压力进行加压;基于所述加压过程中的脉搏波信号来判定所述用户是否发生了心律不齐;以及设定执行所述心律不齐的判定的第一模式和不执行所述心律不齐的判定的第二模式中的任一模式,设定了所述第一模式的情况下的所述袖带压力的第一加压速度比设定了所述第二模式的情况下的所述袖带压力的第二加压速度慢。

[0143] 应认为本次公开的实施方式在所有的方面均为例示而非限制性的。本发明的范围不是由上述的说明而是由权利要求书来表示,并且旨在包括与权利要求书等同的意思以及范围内的所有变更。

[0144] 附图标记说明

[0145] 10:主体;20:袖带;22:流体袋;30:空气系统组件;31:压力传感器;32:泵;33:阀;50:显示器;51:存储器;52:操作部;52A:测定开关;52B:模式选择开关;53:通信接口;54:电源部;100:血压计;110:处理器;210:模式设定部;220:血压测定部;230:判定部;240:输出控制部;250:存储部;260:卷绕强度检测部;310:A/D转换电路;320:泵驱动电路;330:阀驱动电路。

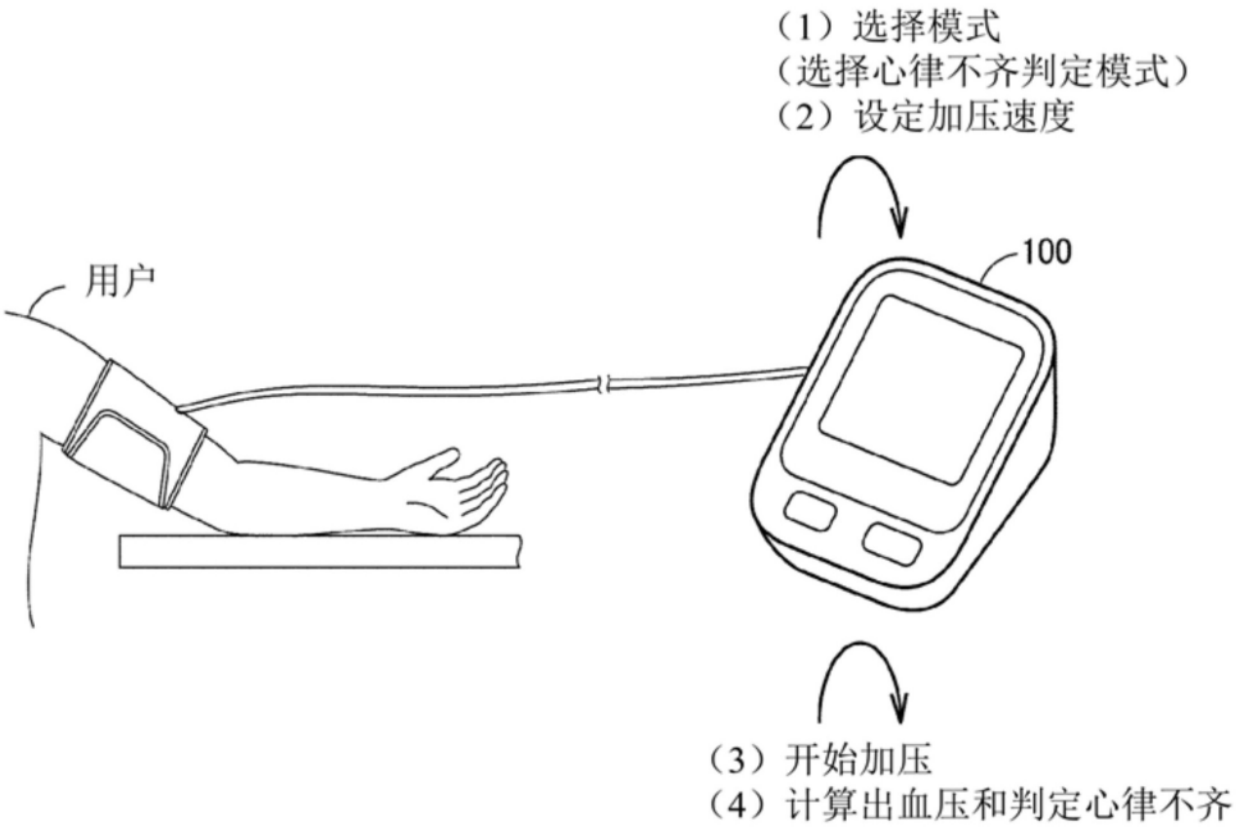


图1

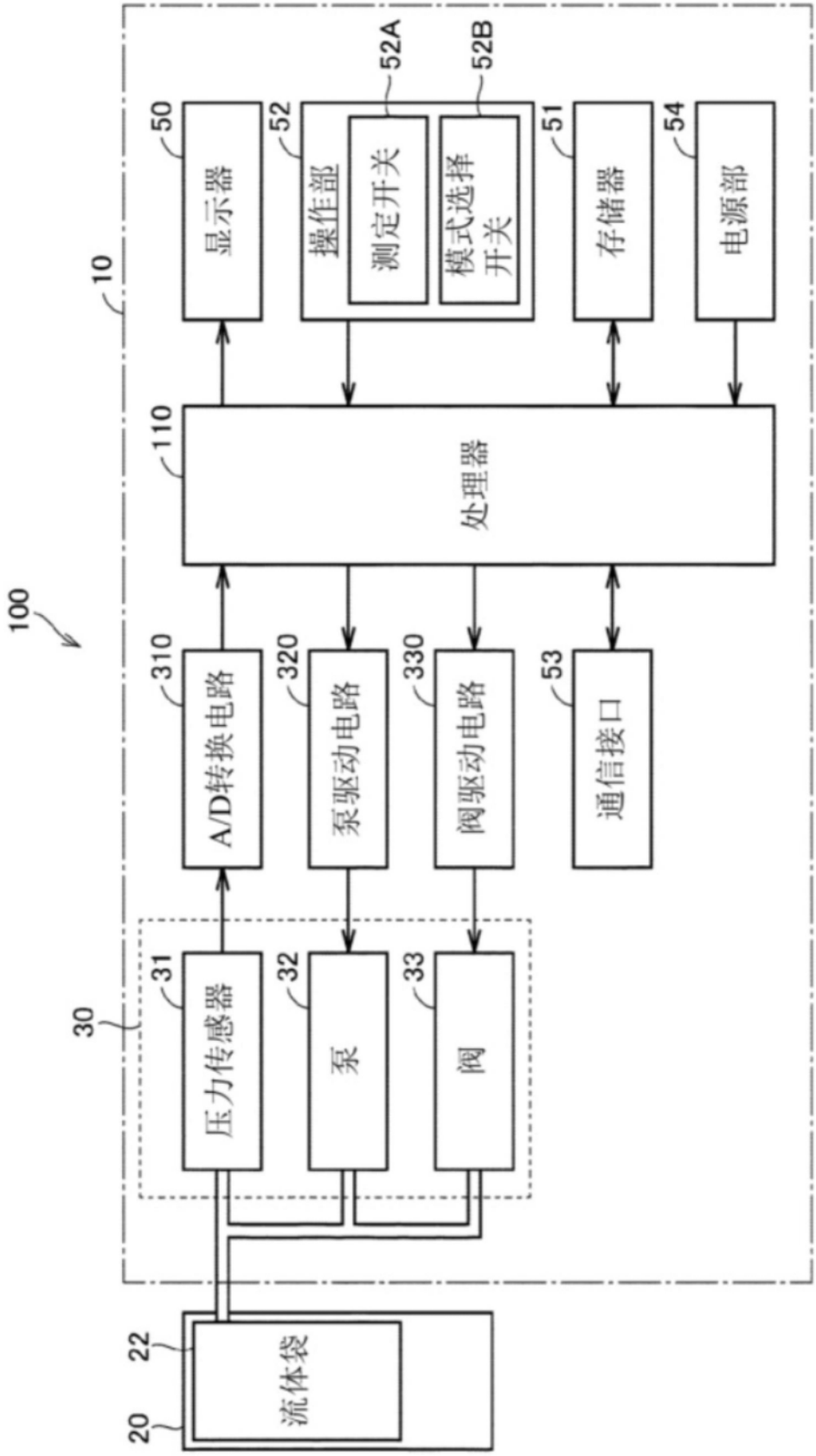

100
10
50
显示器
52
操作部
52A
测定开关
52B
模式选择开关
51
存储器
54
电源部
110
处理器
310
A/D转换电路
320
泵驱动电路
330
阀驱动电路
53
通信接口
30
31
压力传感器
32
泵
33
阀
22
流体袋
20

图2

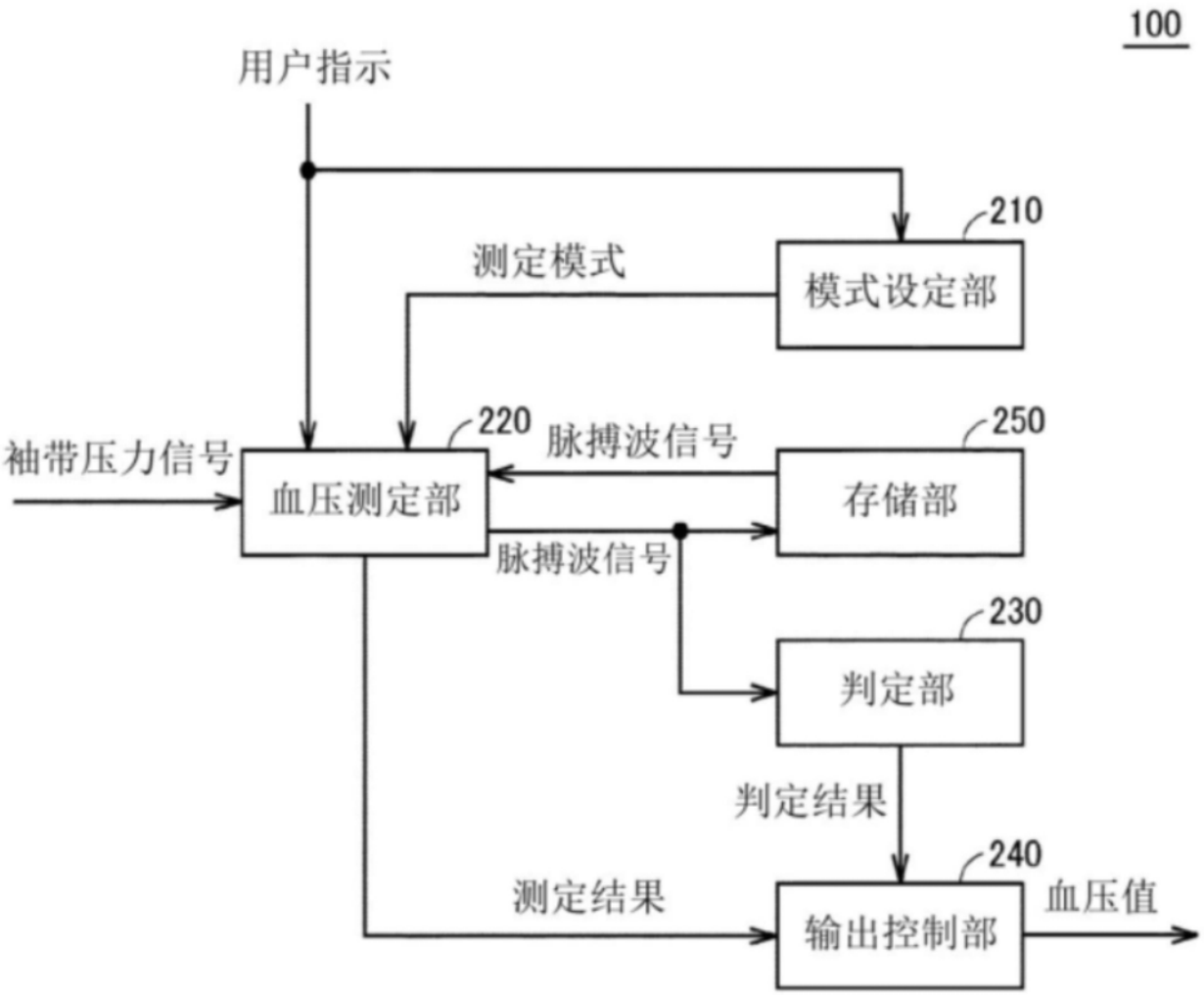

100
用户指示
210
测定模式
模式设定部
220
脉搏波信号
250
袖带压力信号
血压测定部
存储部
脉搏波信号
230
判定部
判定结果
240
测定结果
血压值
输出控制部

图3

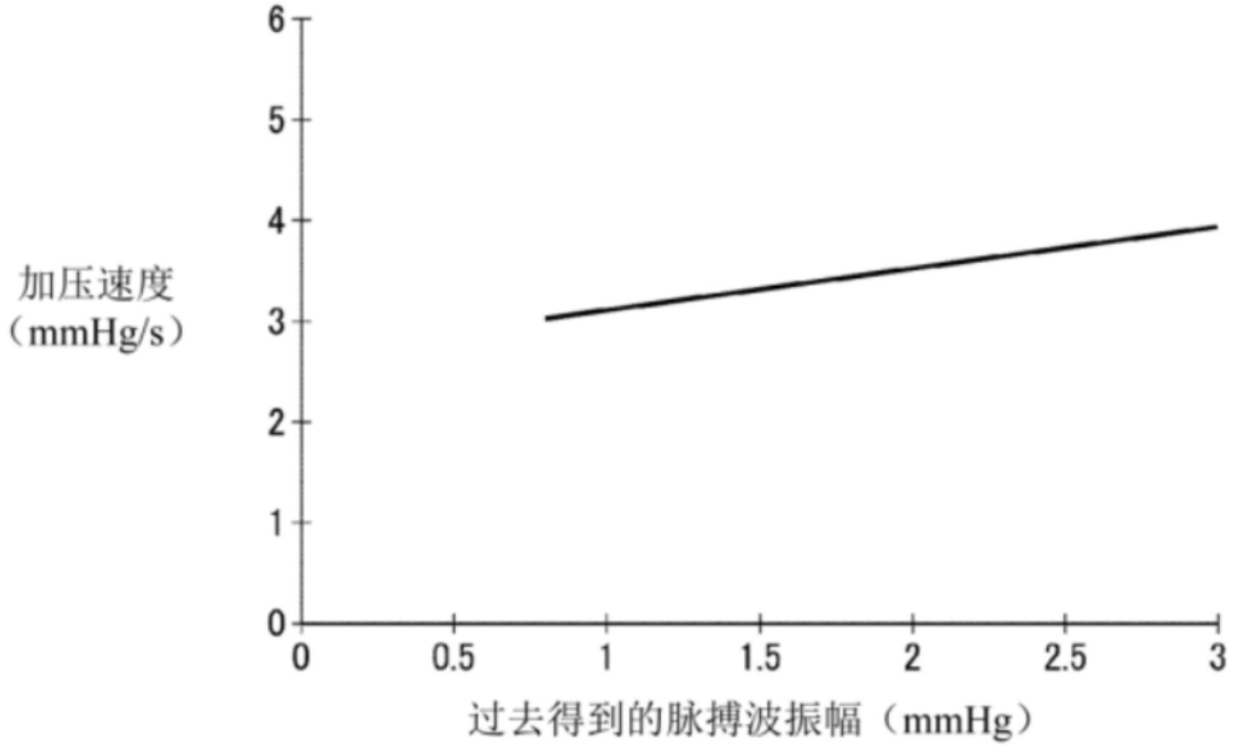


图4

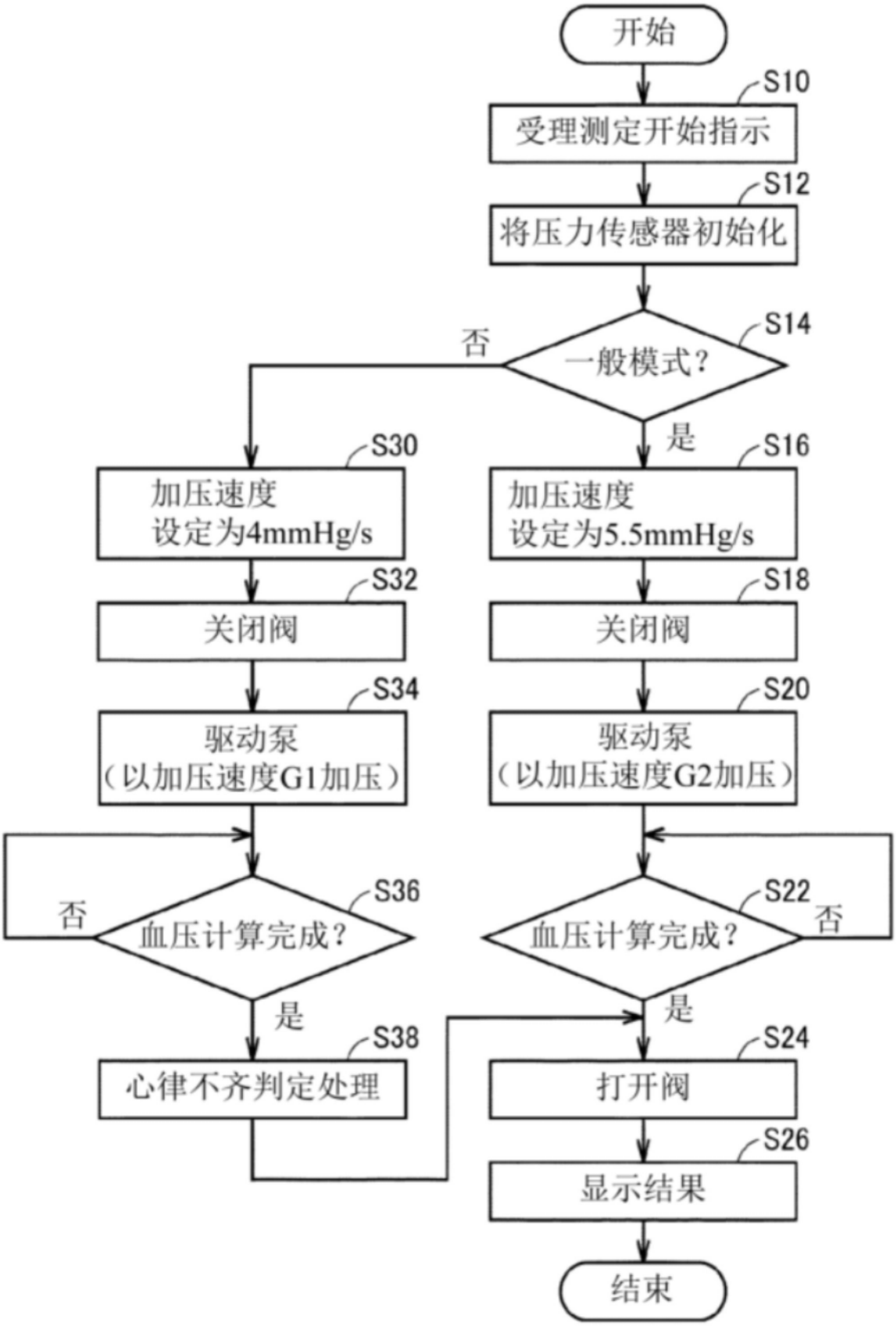

开始
S10
受理测定开始指示
S12
将压力传感器初始化
S14
一般模式？
否
是
S30
加压速度
设定为4mmHg/s
S16
加压速度
设定为5.5mmHg/s
S32
关闭阀
S18
关闭阀
S34
驱动泵
（以加压速度G1加压）
S20
驱动泵
（以加压速度G2加压）
S36
血压计算完成？
否
是
S22
血压计算完成？
否
是
S38
心律不齐判定处理
S24
打开阀
S26
显示结果
结束

图5

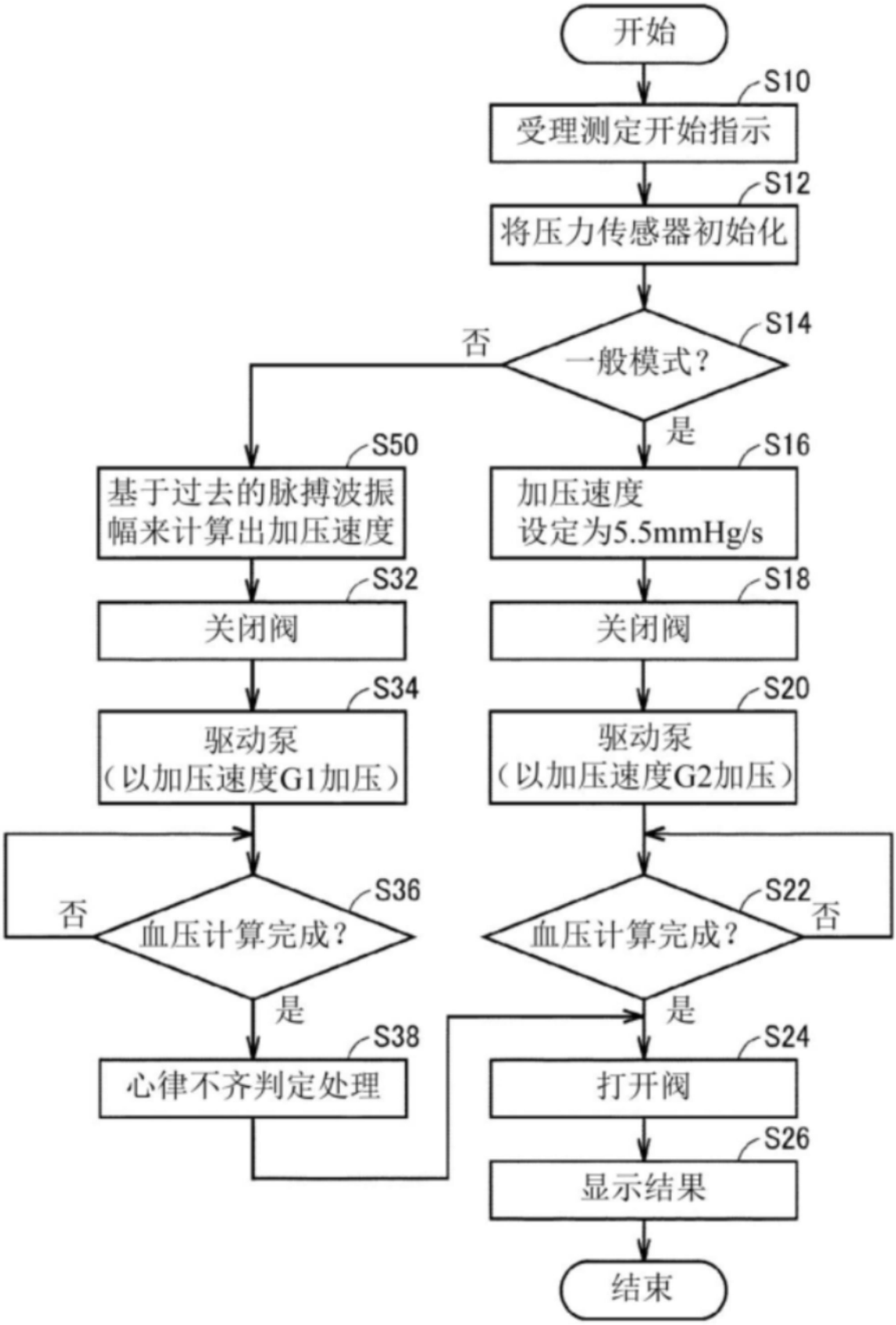

开始
S10
受理测定开始指示
S12
将压力传感器初始化
S14
一般模式？
否
是
S50
基于过去的脉搏波振幅来计算出加压速度
S16
加压速度设定为5.5mmHg/s
S32
关闭阀
S18
关闭阀
S34
驱动泵（以加压速度G1加压）
S20
驱动泵（以加压速度G2加压）
否
S36
血压计算完成？
是
S22
血压计算完成？
否
是
S38
心律不齐判定处理
S24
打开阀
S26
显示结果
结束

图6

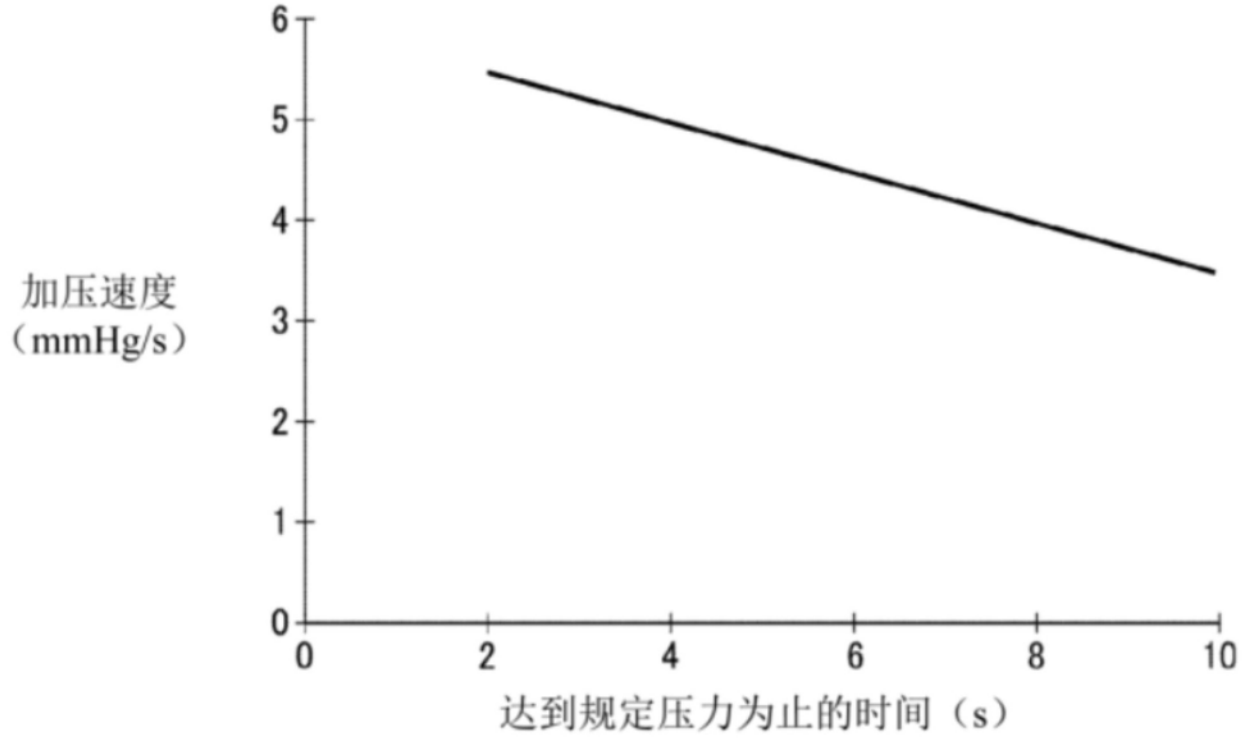

加压速度
（mmHg/s）
6
5
4
3
2
1
0
0
2
4
6
8
10
达到规定压力为止的时间（s）

图7

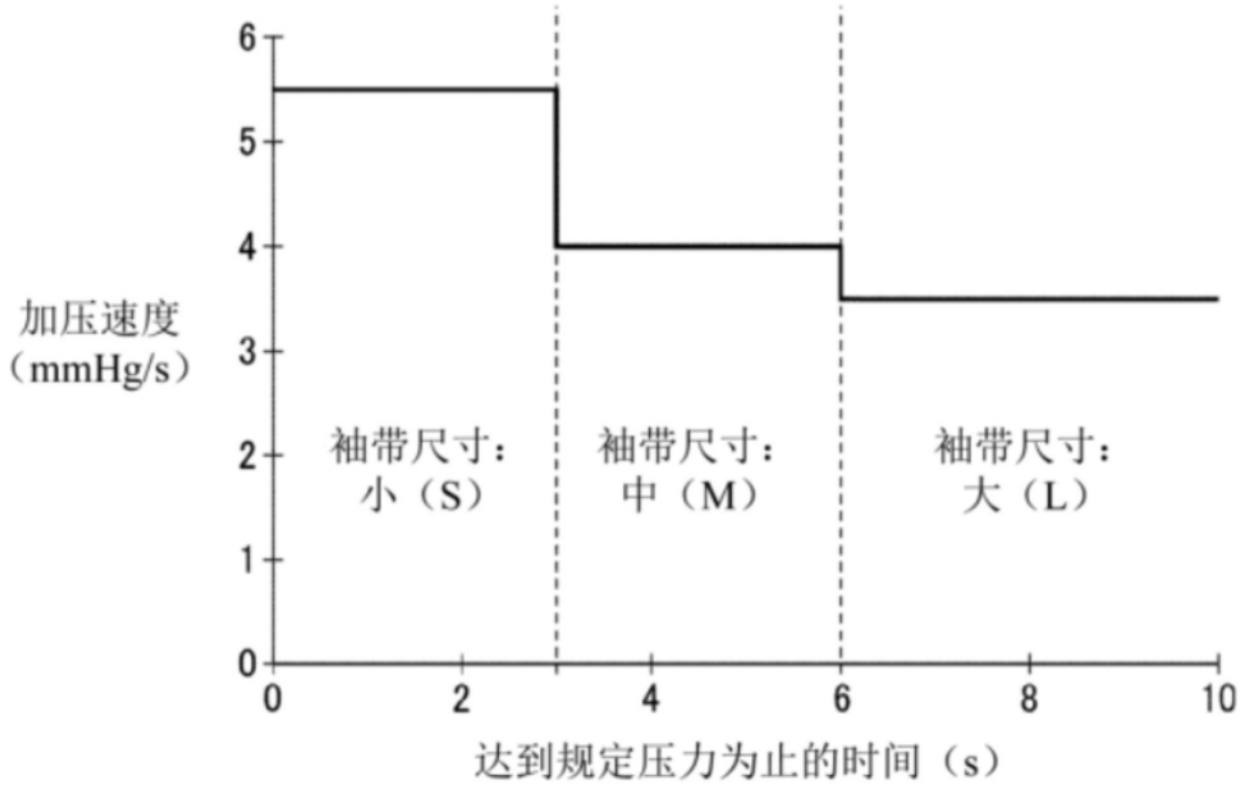

加压速度
（mmHg/s）
6
5
4
3
2
1
0
袖带尺寸：
小（S）
袖带尺寸：
中（M）
袖带尺寸：
大（L）
0
2
4
6
8
10
达到规定压力为止的时间（s）

图8

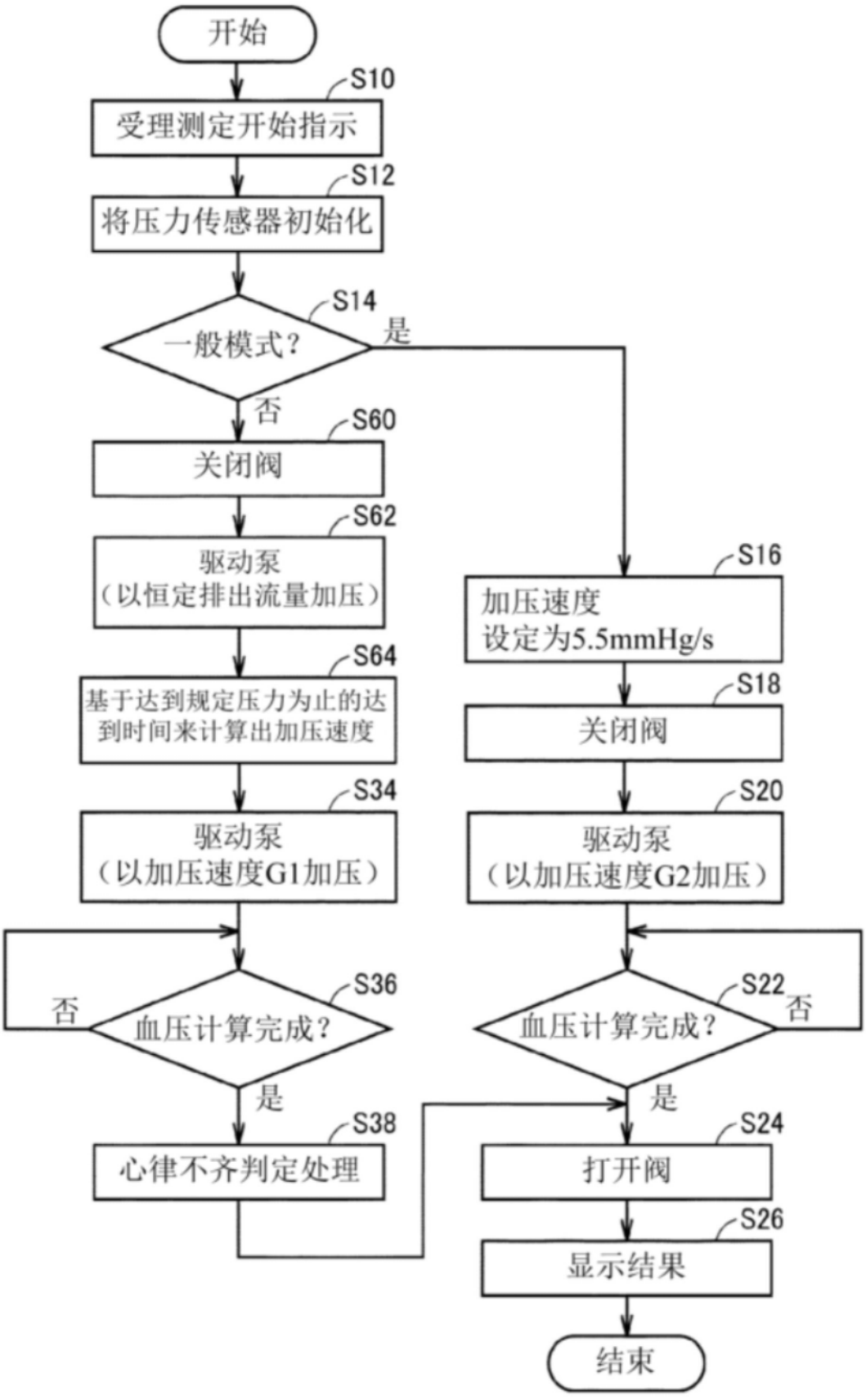

开始
S10
受理测定开始指示
S12
将压力传感器初始化
S14
一般模式？
是
否
S60
关闭阀
S62
驱动泵
（以恒定排出流量加压）
S64
基于达到规定压力为止的达到时间来计算出加压速度
S34
驱动泵
（以加压速度G1加压）
S36
否
血压计算完成？
是
S38
心律不齐判定处理
S16
加压速度
设定为5.5mmHg/s
S18
关闭阀
S20
驱动泵
（以加压速度G2加压）
S22
血压计算完成？
否
是
S24
打开阀
S26
显示结果
结束

图9

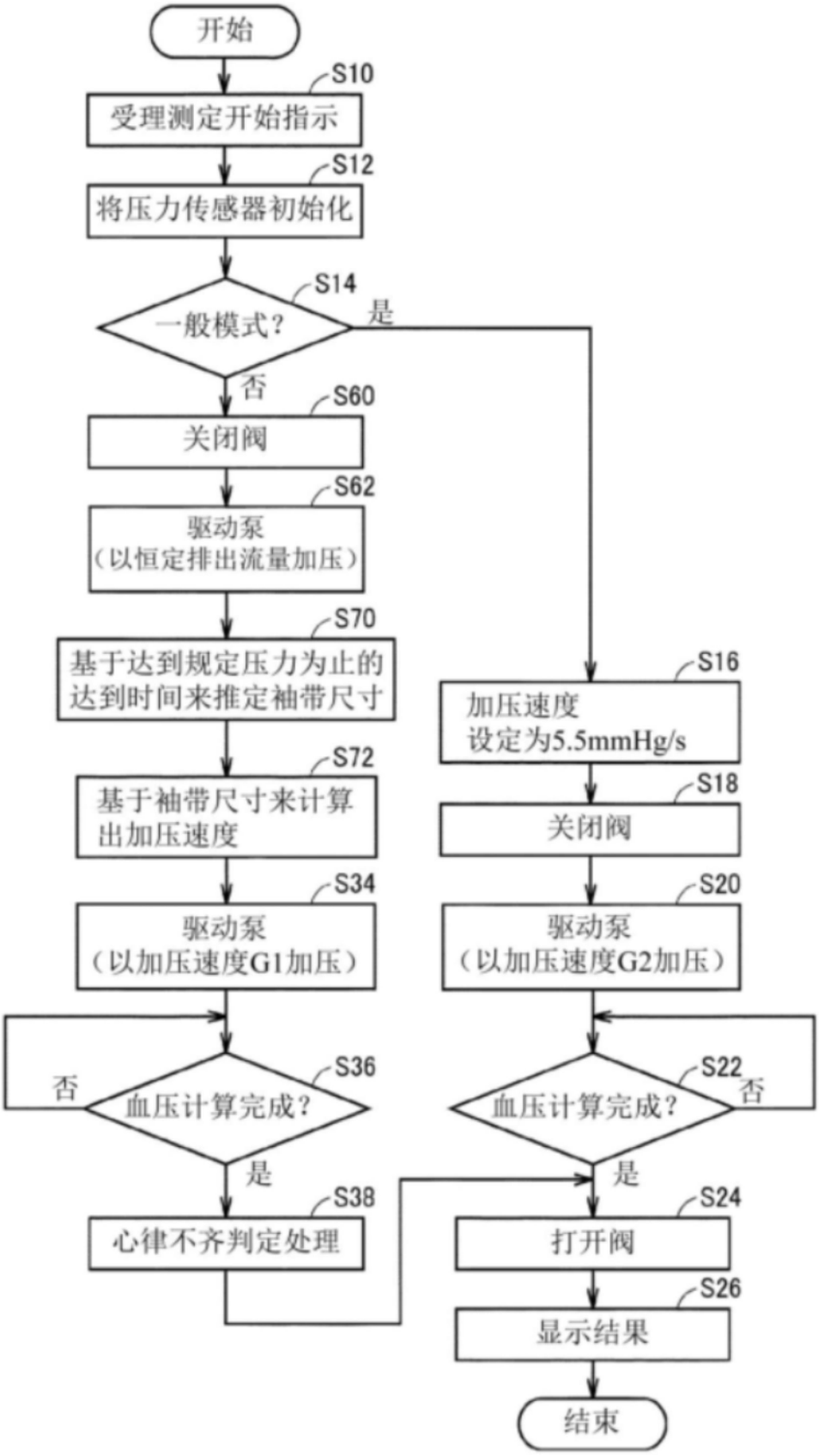

开始
S10
受理测定开始指示
S12
将压力传感器初始化
S14
一般模式？
是
否
S60
关闭阀
S62
驱动泵
（以恒定排出流量加压）
S70
基于达到规定压力为止的
达到时间来推定袖带尺寸
S72
基于袖带尺寸来计算
出加压速度
S34
驱动泵
（以加压速度G1加压）
S36
否
血压计算完成？
是
S38
心律不齐判定处理
S16
加压速度
设定为5.5mmHg/s
S18
关闭阀
S20
驱动泵
（以加压速度G2加压）
S22
血压计算完成？
否
是
S24
打开阀
S26
显示结果
结束

图10

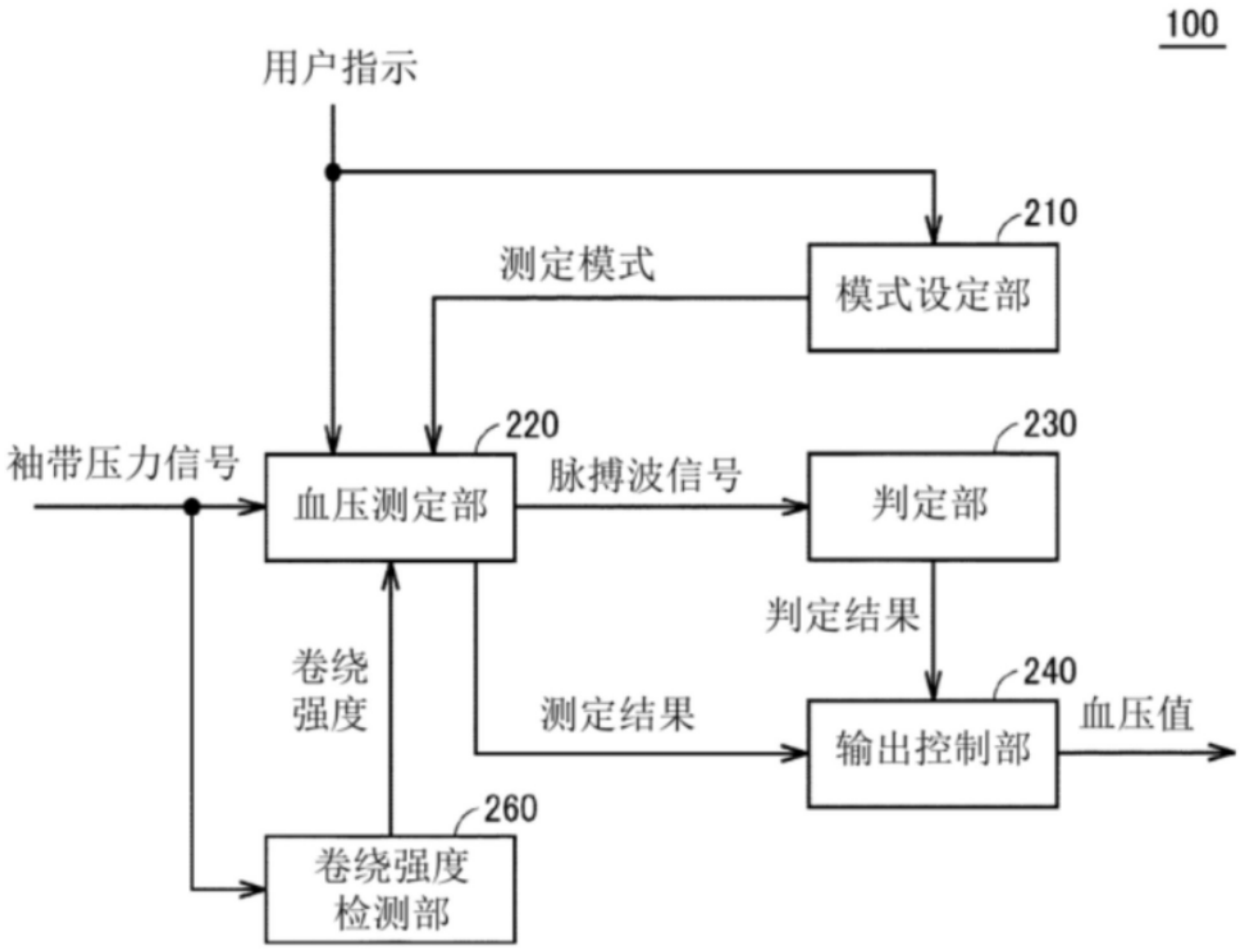

100
用户指示
210
测定模式
模式设定部
220
230
袖带压力信号
血压测定部
脉搏波信号
判定部
判定结果
卷绕
强度
240
测定结果
血压值
输出控制部
260
卷绕强度
检测部

图11

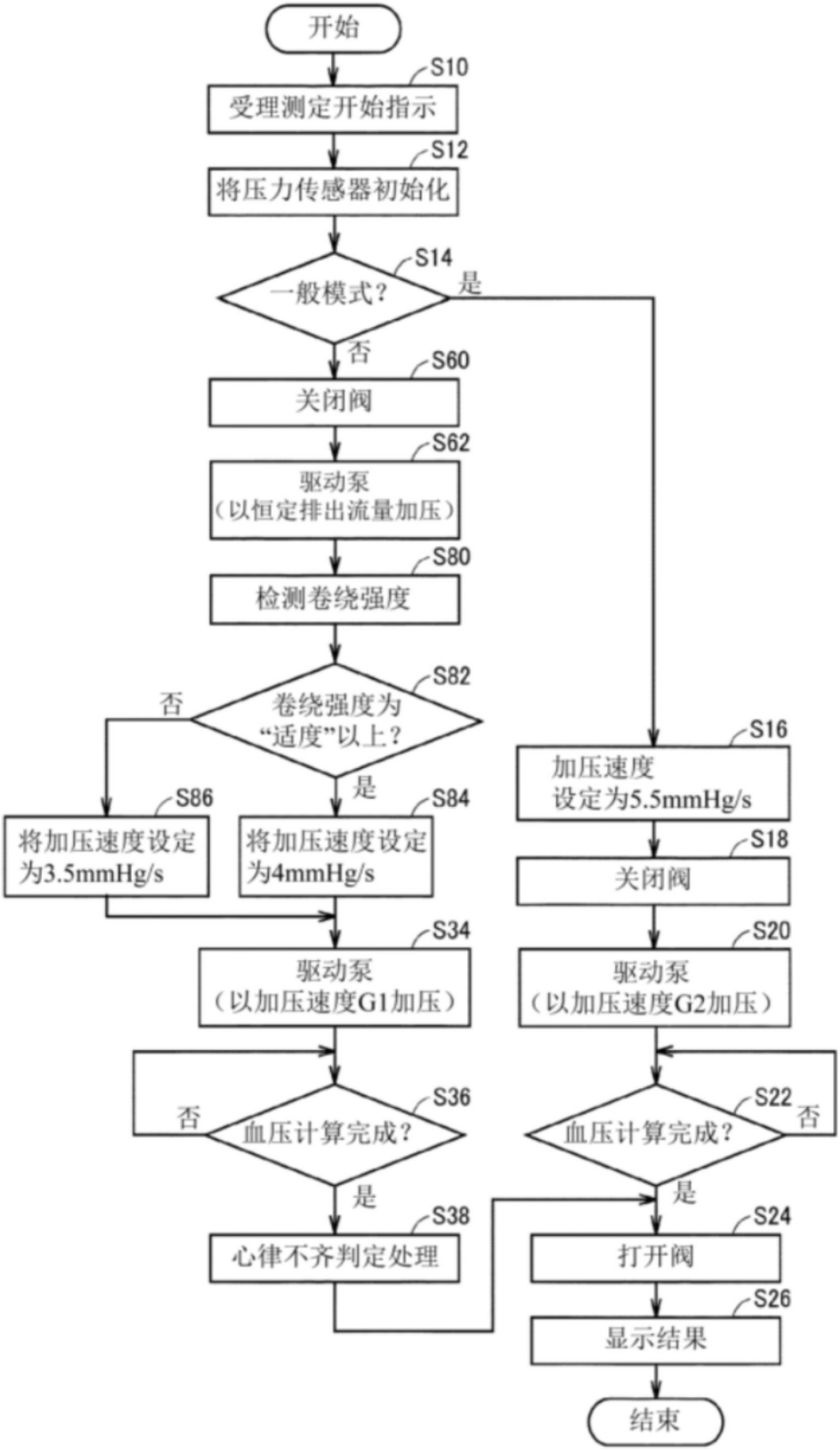

开始
S10
受理测定开始指示
S12
将压力传感器初始化
S14
一般模式？
是
否
S60
关闭阀
S62
驱动泵
（以恒定排出流量加压）
S80
检测卷绕强度
S82
卷绕强度为
“适度”以上？
否
是
S86
将加压速度设定
为3.5mmHg/s
S84
将加压速度设定
为4mmHg/s
S34
驱动泵
（以加压速度G1加压）
S36
血压计算完成？
否
是
S38
心律不齐判定处理
S16
加压速度
设定为5.5mmHg/s
S18
关闭阀
S20
驱动泵
（以加压速度G2加压）
S22
血压计算完成？
否
是
S24
打开阀
S26
显示结果
结束

图12