(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119730783 A
(43)申请公布日 2025.03.28

(21)申请号 202380060592.3
(22)申请日 2023.08.02
(30)优先权数据
2022-193153 2022.12.01 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2025.02.18
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2023/028225 2023.08.02
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2024/116470 JA 2024.06.06
(71)申请人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府向日市
(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 5/0245(2006.01)
A61B 5/022(2006.01)

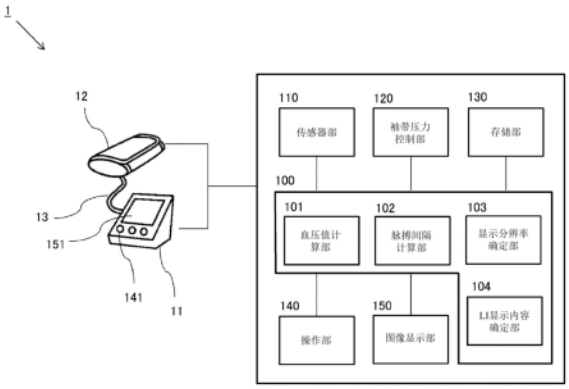
权利要求书2页 说明书12页 附图13页

(54)发明名称

生物体信息测定装置

(57)摘要

一种生物体信息测定装置,具有:脉搏获取单元,检测用户的脉搏;脉搏间隔计算单元,基于所述脉搏来计算出一次搏动与其紧前的搏动的脉搏间隔;显示单元,显示在视觉上示出所述脉搏间隔的水平指示器;以及显示分辨率确定部,使用所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。



CN 119730783 A

1.一种生物体信息测定装置,具有:

脉搏获取单元,检测用户的脉搏;

脉搏间隔计算单元,基于所述脉搏来计算出一次搏动与其紧前的搏动的脉搏间隔;

显示单元,显示在视觉上示出所述脉搏间隔的水平指示器;以及

显示分辨率确定部,使用所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

2.根据权利要求1所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述显示分辨率确定部将计算出的连续的多个所述脉搏间隔的最大值乘以规定的第一比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最大值。

3.根据权利要求2所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述显示分辨率确定部将计算出的连续的多个所述脉搏间隔的最小值乘以规定的第二比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值。

4.根据权利要求1所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述显示分辨率确定部对计算出的连续的多个所述脉搏间隔的平均值进行计算,将相对于所述平均值的正的最大偏差乘以第三比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最大值,将相对于所述平均值的负的最大偏差乘以第四比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值。

5.根据权利要求1所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,

所述显示分辨率确定部使用在从所述血管的加压开始起到满足第一规定条件为止的期间计算出的多个所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

6.根据权利要求1所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述生物体信息测定装置还具有存储单元,所述存储单元存储检测出的所述脉搏间隔的信息,

所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,

所述显示分辨率确定部使用存储于所述存储单元的满足第二规定条件的所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

7.根据权利要求1所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,

所述显示分辨率确定部使用在直到供给至所述袖带的流体被排出为止的期间计算出的连续的多个所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

8.根据权利要求1至7中任一项所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述水平指示器通过在所述显示单元中的显示被激活的区域的长度、面积、角度以及数量中的至少任一个在视觉上示出所述脉搏间隔。

9.根据权利要求8所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

所述水平指示器由多个显示段构成,通过显示被激活的所述显示段的数量的多少来表现所述脉搏间隔。

生物体信息测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测定生物体的脉搏的生物体信息测定装置,特别是,涉及一种提供与测定出的脉搏的间隔相关的信息的生物体信息测定装置。

背景技术

[0002] 近年来,通过测量设备对血压值等与个人的身体、健康相关的信息进行测量,对该测量结果进行记录、分析,由此进行健康管理的情况正在普及。特别是,心房颤动(AF:Atrial Fibrillation)等心律失常有可能与心脑血管疾病相关,因此通过如上所述的设备来检测脉搏间隔的变动,并以用户本人能容易识别的方式进行通知是有效的。

[0003] 以往,公知有基于在使用血压计进行血压测定时获取到的生物体信息来提供这种与脉搏间隔相关的信息的技术,例如在专利文献1中公开了一种血压计,其能保存用于血压值的测定的脉搏波,并能将脉搏波曲线图与血压值同时显示。此外,还公开了在血压值估算中,显示于画面的心形标记与搏动相匹配地闪烁。

[0004] 根据专利文献1所记载的血压计,用户在血压测定中,能通过确认与搏动一起闪烁的心形标记的亮暗间隔来识别脉搏的间隔。此外,由于事后显示脉搏波的信号电平的时序曲线图作为时序脉搏波曲线图,因此通过读取这样的曲线图,也能确认脉搏的间隔(和其变动)。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2007-98003号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的问题

[0009] 但是,如上述专利文献1所记载的技术那样,存在以下问题:仅通过标记与搏动一起亮暗,难以识别脉搏间隔的变动,会漏看重要的脉搏间隔的变动。对此,考虑例如,通过诸如所谓的条形图测量仪(bargraph meter)之类的水平指示器来显示每次搏动的脉搏间隔,而不是通过标记的闪烁来显示每次搏动的脉搏间隔,由此易于识别脉搏间隔的变动。

[0010] 再者,脉搏间隔的个体差异大,间隔的大小、平均值因人而异。例如,在一般的血压计中,将待测定的脉搏数的范围设为40次/分至180次/分,对于平均脉搏间隔,脉搏数40次/分的用户为1.5秒、脉搏数180次/分的用户为0.3秒。

[0011] 因此,如上所述,为了通过水平指示器实时地显示测定中的脉搏间隔的变动,需要以能显示所假定的最大的脉搏间隔(例如1.5秒)的方式提前设定水平指示器的最大值。这样一来,对于脉搏间隔小(即,脉搏数多)的用户而言,存在水平指示器的显示分辨率变低,脉搏间隔的变动变得难以识别的问题。

[0012] 本发明鉴于如上所述的情况,其目的在于提供一种在可检测脉搏的测量设备中使示出脉搏间隔的显示区域的分辨率最优化,无论脉搏间隔的个体差异如何都容易视觉确认

脉搏间隔的变动的技术。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述的问题,本发明采用以下构成。即,

[0015] 一种生物体信息测定装置,具有:

[0016] 脉搏获取单元,检测用户的脉搏;

[0017] 脉搏间隔计算单元,基于所述脉搏来计算出一次搏动与其紧前的搏动的脉搏间隔;

[0018] 显示单元,显示在视觉上示出所述脉搏间隔的水平指示器;以及

[0019] 显示分辨率确定部,使用所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

[0020] 需要说明的是,这里所说的水平指示器只要是通过不是数值的显示(例如显示区域的大小等)来示出规定的特征量的水平指示器即可,其形状、显示方案没有限定。例如,也可以是,所述水平指示器通过在所述显示单元中的显示被激活的区域的长度、面积、角度以及数量中的至少任一个在视觉上示出所述脉搏间隔或所述变化量。

[0021] 如果是这种构成,则能与用户相应地使在水平指示器中显示的脉搏间隔的最大值和最小值最优化,无论脉搏间隔的个体差异如何都能容易地视觉确认脉搏间隔的变动。

[0022] 此外,也可以是,所述显示分辨率确定部将计算出的连续的多个所述脉搏间隔的最大值乘以规定的第一比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最大值。如果是这种构成,则能将根据实际测定出的用户的最大脉搏间隔设定了规定的余量而得到的值设为水平指示器中的最大值,因此能以对该用户最优化的最大值为基准来确定水平指示器的分辨率。

[0023] 此外,也可以是,所述显示分辨率确定部将计算出的连续的多个所述脉搏间隔的最小值乘以规定的第二比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值。如果是这种构成,则能将根据实际测定出的用户的最小脉搏间隔设定了规定的余量而得到的值设为水平指示器中的最小值,因此能以对该用户最优化的最小值和最大值为基准,与用户相匹配地使水平指示器的分辨率最优化。

[0024] 此外,也可以是,所述显示分辨率确定部对计算出的连续的多个所述脉搏间隔的平均值进行计算,将相对于所述平均值的正的最大偏差乘以第三比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最大值,将相对于所述平均值的负的最大偏差乘以第四比率而得到的值确定为所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值。

[0025] 如果是这种构成,则能将对相对于实际测定出的脉搏间隔的平均值的正负的最大偏差设定了规定的余量而得到的值设为水平指示器的最小值、最大值,与用户相匹配地使水平指示器的分辨率最优化。而且,以平均值成为水平指示器的中间值的方式变更第三比率、第四比率而不是将上述的第三比率、第四比率设为固定值,由此能实现视觉确认性更好的水平指示器的显示。

[0026] 此外,也可以是,所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,所述显示分辨率确定部使用在从所述血管的加压开始起到满足第一规定条件为止的期间计算出的多个所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的

最小值和最大值。

[0027] 在此,可以设为第一规定条件是指例如从袖带对血管的加压开始起经过规定时间(例如5秒)、或袖带压力达到规定压力(例如40mHg)等。如果是这种构成,则不管是加压测定还是减压测定,都无需进行另外的测定就能获取用于确定水平指示器的最大值、最小值的连续的多个脉搏间隔的信息。

[0028] 此外,也可以是,所述生物体信息测定装置还具有存储单元,所述存储单元存储检测出的所述脉搏间隔的信息,所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,所述显示分辨率确定部使用存储于所述存储单元的满足第二规定条件的所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

[0029] 在此,可以设为第二规定条件是指例如在最近的生物体信息测定时计算出的所有脉搏间隔等。如果是这种构成,则能使用足够量的用户自身的脉搏间隔的信息来高精度地确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

[0030] 此外,也可以是,所述脉搏获取单元包括袖带和压力传感器,是通过由所述袖带对所述用户的血管进行加压并由所述压力传感器检测所述血管的压力脉搏波来检测所述脉搏的单元,所述显示分辨率确定部使用在直到供给至所述袖带的流体被排出为止的期间计算出的连续的多个所述脉搏间隔的信息来确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

[0031] 如果是这种构成,则能在进行减压测定的情况下,使用在加压阶段获取到的足够量的用户自身的脉搏间隔的信息来高精度地确定所述水平指示器所示出的脉搏间隔的最小值和最大值。

[0032] 此外,也可以是,所述水平指示器由多个显示段构成,通过显示被激活的所述显示段的数量的多少来表现所述脉搏间隔。

[0033] 需要说明的是,这里所说的“显示的激活”是指在能进行显示状态/非显示状态的切换的区域中处于显示状态(即,显示的非激活是指处于非显示状态)。例如,如果显示单元是LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器),则相当于向该显示器上的显示区域输出显示,如果显示单元是LED(Light Emitting Diode:发光二极管)灯等,则相当于该灯处于点亮状态。此外,显示段是指能单独在显示的激活/非激活间切换的显示区域的单位,其形状没有特别限定。

[0034] 需要说明的是,只要上述各构成和处理不产生技术上的矛盾,就能相互组合来构成本发明。此外,在上述中,第一比率至第四比率可以分别是不同的值,也可以是相同的值。

[0035] 发明效果

[0036] 根据本发明,能提供一种在可检测脉搏的测量设备中使示出脉搏间隔的显示区域的分辨率最优化,无论脉搏间隔的个体差异如何都容易视觉确认脉搏间隔的变动的技术。

附图说明

[0037] 图1是示出实施例1的血压测定装置的装置构成和功能构成的概略的概略图。

[0038] 图2的(A)是示出实施例1的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的例子的第一图。图2的(B)是示出实施例1的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指

示器的例子的第二图。图2的(C)是示出实施例1的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的例子的第三图。

[0039] 图3是对血压测定中检测的脉搏波信号和脉搏间隔进行说明的说明图。

[0040] 图4是对窦性心律者和心房颤动患者的脉搏间隔的偏差的例子进行说明的曲线图。

[0041] 图5是对实施例的血压测定装置的水平指示器的显示分辨率进行说明的说明图。

[0042] 图6是示出在实施例的血压测定装置中进行的处理的一个例子的流程图。

[0043] 图7是示出在实施例1的第三变形例中进行的处理流程的流程图。

[0044] 图8是示出在实施例1的第四变形例中进行的处理流程的流程图。

[0045] 图9是示出在实施例1的第五变形例中进行的处理流程的流程图。

[0046] 图10是示出在实施例1的第六变形例中进行的处理流程的流程图。

[0047] 图11的(A)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第一图。图11的(B)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第二图。图11的(C)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第三图。

[0048] 图12的(A)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第四图。图12的(B)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第五图。图12的(C)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第六图。

[0049] 图13的(A)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第七图。图13的(B)是示出实施例的血压测定装置的图像显示单元所显示的水平指示器的变形的第八图。

具体实施方式

[0050] <实施例1>

[0051] 以下,基于附图对本发明的具体实施例进行说明。不过,关于本实施例所记载的各构成的材质、形状、其相对配置等,只要没有特别记载,就不意味着将本发明的范围仅限定于此。

[0052] 本发明例如能应用于如图1所示的血压测定装置1。图1是示出本实施例中的血压测定装置1的装置构成和功能构成的概略的概略图。如图1所示,血压测定装置1构成为大致包括主体部11、袖带部12以及空气管13。此外,如图1的功能块所示,血压测定装置1具备控制部100、传感器部110、袖带压力控制部120、存储部130、操作部140、图像显示部150各功能部。

[0053] 主体部11除了具有液晶显示器(LCD:Liquid Crystal Display)等图像显示单元151、各种操作按钮141以外,虽未图示,但还具有扬声器等声音输出单元、电池等电源部、与袖带部连通的泵/阀、收纳它们的壳体等。此外,袖带部12是卷绕于用户的上臂来使用的构件,构成为具有经由空气管13与主体部11的泵/阀连通的空气袋(袖带)、内置该袖带的带、设于带的压力传感器(均未图示)等。此外,在通过柯氏音法进行血压测定的情况下,袖带部12也可以包括麦克风。

[0054] 需要说明的是,在袖带部12的带设有用于将袖带部12固定于用户的上臂的固定单元(例如,钩环紧固件),在使用血压测定装置1进行血压测定时,通过带将袖带部12卷绕于用户的上臂。

[0055] 控制部100是负责血压测定装置1的控制的单元,例如构成为包括CPU(Central Processing Unit:中央处理器)等。当经由操作部140受理用户的操作时,控制部100以按照规定的程序来执行血压测定、各种信息的呈现等各种处理的方式控制血压测定装置1的各构成元件。需要说明的是,规定的程序保存于后述的存储部130,并从存储部130读出。此外,控制部100具备血压值计算部101、脉搏间隔计算部102、显示分辨率确定部103、水平指示器(LI)显示内容确定部104作为功能模块。关于这些功能模块将在后文详细叙述。

[0056] 传感器部110构成为包括如上所述的设于袖带部12的压力传感器(例如,具备压电元件的压阻式传感器等),至少检测用户的脉搏波。需要说明的是,传感器部110也可以包括除了压力传感器以外的传感器,在通过光电方式检测脉搏波的情况下,也可以包括PPG(Photoplethysmography:光电体积描记)传感器。本实施例的血压测定装置1基于传感器部110检测的脉搏波来获取用户的脉搏。即,在本实施例中,袖带部12中的袖带和(包括压力传感器的)传感器部110相当于脉搏获取单元。

[0057] 袖带压力控制部120在血压测定时,控制主体部11的泵/阀,调节袖带部12的袖带压力。具体而言,袖带压力控制部120在血压测定时进行以下控制:在将袖带部12卷绕于上臂的状态下驱动泵向袖带送入空气而使袖带膨胀(提高袖带压力)。这样一来,袖带压力控制部120进行以下控制:在通过压迫用户的上臂的血管来暂时阻碍血流后,停止泵而打开阀,逐渐将空气从袖带排出而使袖带收缩(降低袖带压力)。以下,将提高袖带压力的阶段称为袖带膨胀阶段,将降低袖带压力的阶段称为袖带收缩阶段。

[0058] 存储部130构成为包括RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)等主存储装置、HDD(Hard Disk Drive:硬盘驱动器)、闪存等辅助存储装置,存储应用程序、血压值、脉搏数、每次搏动的脉搏波以及脉搏间隔等各种测量结果、获取到的其他生物体信息等各种信息。需要说明的是,使测定出的血压值、脉搏数等与获取时刻、测定时刻等时刻信息建立关联地存储于存储部130。时刻信息例如可以使用通过参照RTC(Real Time Clock:实时时钟)等来进行计时的时刻信息。此外,上述辅助存储装置也可以构成为能相对于主体部11进行拆装。

[0059] 操作部140包括各种操作按钮141(例如,电源按钮、测定执行按钮、选择/确定按钮等),受理来自用户的输入操作,发挥用于使控制部100执行与操作对应的处理的功能。

[0060] 图像显示部150构成为包括主体部11的图像显示单元151,通过在图像显示单元151显示测定出的血压值、当前时刻、与袖带的装戴状态相关的信息等各种信息来向用户提供信息。图2的(A)至图2的(C)中示出图像显示单元151的显示内容的一个例子。如图2的(A)至图2的(C)所示,在图像显示单元151中设有显示后述的示出关于脉搏间隔的信息的水平指示器LI1的区域。将在后文对水平指示器LI1进一步详细说明。

[0061] 以下,对控制部100的各功能模块进行说明。血压值计算部101基于传感器部110获取到的脉搏波,计算出用户的血压值(和脉搏数)。血压计算的方法可以使用所希望的公知技术,例如可以采用通过压力传感器检测压力脉搏波来测定血压的示波法。此外,也可以使用在袖带部12设置麦克风来检测柯氏音的柯氏音法。也可以使血压值计算部101计算出的

血压值和脉搏数与血压测定时刻建立关联地存储于存储部130。

[0062] 此外,脉搏间隔计算部102根据由传感器部110获取到的脉搏波(例如,由压力传感器获取到的压力脉搏波)的波形,按每次搏动计算出该波的峰值间的时间间隔。使用图3,对脉搏间隔的计算进行说明。图3是示意地示出脉搏波信号与时间的关系的说明图。在图3中,若将检测到某个波的峰值的时间设为t_0,将检测到下一个波的峰值的时间设为t_1,则某个波与其下一个波的间隔为$t_1-t_0=T_1$。像这样,脉搏间隔计算部102计算出$t_x-t_{x-1}=T_x$作为脉搏间隔。

[0063] 显示分辨率确定部103使用由脉搏间隔计算部102计算出的脉搏间隔的信息来确定在水平指示器LI1中显示的脉搏间隔的最小值和最大值。在此,参照图2的(A)至图2的(C),对水平指示器LI1的显示内容进行说明。本实施例的水平指示器LI1具备能在显示和非显示间切换的多个显示段S,能通过显示被激活的状态(不是非显示而是显示的状态)的显示段S的数量的多少来示出由脉搏间隔计算部102计算出的脉搏间隔的大小。

[0064] 本实施例中的水平指示器LI1具备10个量的显示段S,后述的水平指示器显示内容确定部104确定激活10个显示段S中的几个显示段,并将其显示于水平指示器LI1,由此能在视觉上示出脉搏间隔的大小。

[0065] 再者,脉搏间隔的个体差异大,间隔的大小、平均值因人而异。此外,如图4所示,与窦性心律者(健康者)相比,心房颤动患者的脉搏间隔的偏差大。图4是示出窦性心律者和心房颤动患者的脉搏间隔的偏差的例子的曲线图,其中,将横轴(X轴)设为从测定开始起的脉搏数,将纵轴(Y轴)设为脉搏间隔的偏差。需要说明的是,脉搏间隔的偏差用相对于平均脉搏间隔的比率(%)表示。在图4所示的曲线图中,对于脉搏间隔的偏差,窦性心律者为10%以下,但心房颤动患者达到约80%。

[0066] 因此,在将由水平指示器LI1显示的脉搏间隔的上下限值设定为规定的固定值的情况下,无论如何都不得不增大上下限值的宽度,这样一来,对于脉搏数多的用户(即,脉搏间隔短的用户)而言,水平指示器LI1的显示分辨率不足。例如,也在上述心房颤动患者的脉搏间隔的偏差的基础上,将平均脉搏间隔的±100%设为由水平指示器LI1显示的脉搏间隔的上下限值,在基于一般的血压计可测定的最小脉搏数40次/m来将平均脉搏间隔估计为1.5秒(即较大)的情况下,一个显示段S示出的脉搏间隔为0.3秒。即,在水平指示器LI1中显示的脉搏间隔的上下限值为(0.3秒~3秒)。

[0067] 但是,在假定了如上所述的脉搏数少的用户而得到的上下限值中,无法适当地表现脉搏数多的用户(例如,180次/m,平均脉搏间隔0.3秒)的脉搏间隔。在图5中,示出了在显示段的数量为10个并将在水平指示器LI1中显示的脉搏间隔的上下限值设为0.3秒~3秒的情况下,示出脉搏数为40次/m的用户的情况下的平均脉搏间隔的显示与示出脉搏数为180次/m的用户的情况下的平均脉搏间隔的显示的对比关系。

[0068] 关于这一点,本实施例的显示分辨率确定部103使用实际测定出的每个用户的脉搏间隔的信息来确定在水平指示器LI1中显示的脉搏间隔的最小值和最大值。由此,能动态地设定水平指示器LI1的显示分辨率,无论用户的脉搏数的多少都能视觉确认性良好地表现脉搏间隔的变动。需要说明的是,确定脉搏间隔的最小值和最大值的具体方法将在后文叙述。

[0069] 水平指示器显示内容确定部104确定在图像显示单元151中显示的水平指示器LI1

的显示内容。具体而言,水平指示器显示内容确定部104基于按每次搏动计算出的脉搏间隔T_x来确定被激活的显示段S的数量,并按每次搏动确定水平指示器LI1中的显示内容。

[0070] 在此,对水平指示器显示内容确定部104确定被激活的显示段S的数量的具体例进行说明。水平指示器显示内容确定部104将显示分辨率确定部103确定的脉搏间隔的最小值设为T_{min}、将最大值设为T_{max}、将显示段S的最大个数设为N_{max},通过下述算式(1)和算式(2)求出与计算出的脉搏间隔对应的显示段S的数量N_x。

[0071] [数式1]

[0072] $$\Delta t = (T_{max} - T_{min}) / (N_{max} - 1) \quad \cdots (1)$$

[0073] [数式2]

[0074] $$N_x = \lfloor (T_x - T_{min}) / \Delta t + 1 \rfloor \quad \cdots (2)$$

[0075] 即,N_x为不超过$(T_x - T_{min}) / \Delta t + 1$的值的最大的整数。通过将这样求出的$N_x$个显示段S按每次搏动显示于水平指示器LI1,能示出脉搏间隔的变动。具体而言,若显示被激活的显示段S较多,则水平指示器LI1的显示激活区域变大,相反,若显示被激活的显示段S较少,则水平指示器LI1的显示激活区域变小。即,脉搏间隔越大(长),水平指示器LI1的显示激活区域越大,若脉搏间隔变小(短),则水平指示器LI1的显示激活区域变小,因此用户通过观察该显示,能直观地掌握显示激活区域的大小的偏差,由此能识别出每次搏动的脉搏间隔的变化量。

[0076] 需要说明的是,显示于水平指示器LI1的显示段S能通过设计显示的方案,以更便于用户理解的方式示出脉搏间隔的变化量。例如,如图2的(A)至图2的(C)所示,在显示段S被配置为沿左右方向延伸的直线状的方案中,能设为如下的显示方案:使显示段S的显示激活从左端的第一个起开始到N_x个为止依次向右侧一个一个地增加显示个数,在达到N_x个后,从右侧起依次变为非显示。

[0077] 图2的(A)至图2的(C)示出这样的显示段S的显示的转变的一个例子。图2的(A)示出了在N_x个=9个的情况下的水平指示器LI1作为示出在某个时间点的脉搏间隔T_x的水平指示器。需要说明的是,在该情况下的例子中,设为N_{max}=10个。即,示出了作为整个水平指示器LI1存在10个显示段S,而9个量的显示段S以左对齐被显示(激活)的状态。

[0078] 此外,图2的(B)示出从右侧起显示段S依次变为非显示的状态。如图2的(B)所示,在依次变为非显示时第N_x个(在该情况下为第9个)显示段S在保持激活显示的状态下保留,由此能通过该保留的显示段S的位置的变化来容易地识别出脉搏间隔的变动。不过,并非必须如此,所有N_x个显示段S可以同时激活显示,并在直到获得下一个脉搏间隔为止的期间保持所有显示的状态。

[0079] 然后,检测下一个脉搏波的峰值,当基于此计算出的脉搏间隔T_{x+1}的显示内容被水平指示器显示内容确定部104确定时,如图2的(C)所示,在水平指示器LI1显示6个显示段S被激活的状态。需要说明的是,在本实施例中,使这样的水平指示器LI1的显示与检测出的脉搏的波形同步地变化。即,如果脉搏间隔短,则与之相应地,水平指示器LI1的显示变化的定时也变早,如果脉搏间隔长,则水平指示器LI1的显示变化的定时变晚。不过,水平指示器LI1的显示变化的定时并非必须与脉搏波同步,可以适当设定示出每次搏动的脉搏间隔的显示的开始/结束的定时。

[0080] 接着,基于图6,对通过本实施例的血压测定装置1进行血压测定,并且通过水平指示器LI1显示血压测定中的用户的脉搏间隔的变动时的处理流程进行说明。图6是示出在本实施例的血压测定装置1中进行血压测定时的处理流程的一部分的流程图。

[0081] 如图6所示,当由用户进行血压测定开始的操作时,传感器部110对压力传感器进行初始化(S101)。接着,袖带压力控制部120关闭阀(S102),驱动泵(S103)向袖带送入空气而使袖带膨胀。之后,控制部100进行当前时间点是否是规定的加压初始时段的判定(S104)。需要说明的是,是否是规定的加压初始时段例如可以将从测定操作开始起是否经过了规定时间(例如5秒)、袖带压力是否达到了规定值(例如40mHg)等作为条件来进行判定。

[0082] 在步骤S104中判定为是加压初始时段的情况下,获取由脉搏间隔计算部102计算出的脉搏间隔的信息(S105)。具体而言,例如将按每次搏动计算出的脉搏间隔的信息存储于存储部130。当执行步骤S105的处理时,接着进入步骤S106,判定袖带压力是否达到了规定的压力(例如200mHg)(S106)。另一方面,在步骤S104中判定为不是加压初始时段的情况下,直接进入步骤S106。

[0083] 在步骤S106中判定为袖带压力未达到规定的压力的情况下,返回至步骤S103,反复进行以后的处理。另一方面,在步骤S106中判定为袖带压力达到了规定的压力的情况下,袖带压力控制部120停止泵(S107)。

[0084] 然后,显示分辨率确定部103基于在S105中获取到的连续的多个脉搏间隔的信息,确定在水平指示器LI1中显示的脉搏间隔的最大值和最小值。即,确定水平指示器LI1的显示分辨率(S108)。具体而言,例如,可以将获取到的连续的多个脉搏间隔中的最小值乘以预先设定的比率(例如90%)而得到的值确定为水平指示器LI1所示出的脉搏间隔的最小值。此外,可以将获取到的连续的多个脉搏间隔中的最大值乘以预先设定的比率(例如110%)而得到的值确定为水平指示器LI1所示出的脉搏间隔的最大值。像这样确定的显示分辨率是基于实际获取到的用户的脉搏间隔来确定的,因此成为对该用户最优化的显示分辨率。

[0085] 接着步骤S108的处理,袖带压力控制部120逐渐打开阀,使袖带收缩(S109)。然后,脉搏间隔计算部102根据在此期间获取到的脉搏波来计算出每次搏动的脉搏间隔(S110),基于此,水平指示器显示内容确定部104按每次搏动确定被激活的显示段S的数量。然后,图像显示部150将确定出的内容显示于水平指示器LI1(S111),由此,用户能容易地视觉确认血压测定中的每次搏动的脉搏间隔的变动。

[0086] 此外,在袖带收缩的过程中,血压值计算部101测定血压值(收缩期血压和舒张期血压),在步骤S112中,由血压值计算部101进行血压值计算是否结束的判定(S112)。在此,在判定为血压值计算未结束的情况下,返回至步骤S110,反复进行以后的处理。另一方面,在步骤S112中判定为血压值计算已结束的情况下,袖带压力控制部120打开阀,从袖带进行急速排气而使袖带收缩(S113)。之后,图像显示部150显示测定值(除了包括血压值以外,还可以包括脉搏数等)(S114),结束一系列的处理。需要说明的是,测定出的各种值可以存储于存储部130。

[0087] 根据如上构成的血压测定装置1,用户能直观地识别出血压测定中的脉搏间隔的变动,能更容易地认识到脉搏的脉动。由此,在有心律失常等异常的情况下,能根据其不适感容易地掌握脉搏的异常,能通过日常的血压测定帮助早期发现循环系统疾病。而且,由于

显示分辨率确定部103将水平指示器LI1的显示分辨率确定为对用户最优化的显示分辨率，因此无论每个用户的脉搏间隔的差异如何都能以适当的分辨率显示脉搏间隔的变动。

[0088] (变形例1)

[0089] 需要说明的是，在上述实施例1中，示出了将在步骤S105中获取到的连续的多个脉搏间隔中的最小值、最大值乘以预先设定的比率而得到的值设为水平指示器LI1所示出的脉搏间隔的最小值、最大值的例子，但并非必须这样做。也可以仅对最小值、最大值中的任一方进行这样的处理，而另一方使用规定值。例如，也可以是，对于最小值，显示分辨率确定部103将规定值(例如，0秒)确定为水平指示器LI1所示出的脉搏间隔的最小值。

[0090] (变形例2)

[0091] 此外，显示分辨率确定部103可以计算出在步骤S105中获取到的连续的多个脉搏间隔的平均值，从获取到的连续的多个脉搏间隔中将相对于平均值的正负的最大偏差分别乘以规定的比率(例如，110%)而得到的值设为水平指示器LI1所示出的脉搏间隔的最小值、最大值。此外，也可以使正的最大偏差和负的最大偏差所乘的规定的比率不同。而且，以平均值成为水平指示器的中间值的方式变更与正负的最大偏差相乘的比率而不是将与正负的最大偏差相乘的比率设为固定值，由此能实现视觉确认性更好的水平指示器的显示。

[0092] (变形例3)

[0093] 在上述实施例1中，对通过所谓的减压测定实施血压测定的情况下的处理进行了说明，但在通过所谓的加压测定的方法实施血压测定的情况下，也能应用本发明。图7中示出这种情况下的处理的例子。需要说明的是，本变形例中的生物体信息测定装置的装置构成与实施例1相同。此外，在图7所示的处理中，对于与在实施例1中说明过的情况的处理相同的处理，标注相同的附图标记并省略详细说明。

[0094] 如图7所示，在本变形例中，从步骤S101到步骤S105的处理与上述实施例1的情况相同。在本变形例中，控制部100在步骤S105之后，执行判定显示分辨率是否已确定、即由水平指示器LI1显示的脉搏间隔的最小值、最大值是否与用户相匹配地最优化的处理(S201)。在此，在判定为尚未确定显示分辨率的情况下，显示分辨率确定部103执行确定显示分辨率的处理(S108)。需要说明的是，确定显示分辨率的方法可以与上述实施例1的情况相同，也可以使用如上述变形例1或2中记载那样的方法。

[0095] 在此，在本变形例中，由于通过加压测定的方法进行血压测定，因此由血压值计算部101计算出血压值的处理与确定显示分辨率的处理一起被执行。因此，在步骤S201中判定为已确定显示分辨率的情况下，以及在步骤S108中确定了显示分辨率之后，紧接着，脉搏间隔计算部102计算出脉搏间隔(S110)，执行图像显示部150将该计算出的脉搏间隔按每次搏动显示于水平指示器LI1的处理(S111)。之后，血压值计算部101进行血压值计算是否结束的判定(S112)，在判定为血压值计算未结束的情况下，返回至步骤S104，反复进行以后的处理。另一方面，在步骤S112中判定为血压值计算已结束的情况下，袖带压力控制部120停止泵(S202)，打开阀而使袖带收缩(S113)。之后，图像显示部150显示测定值(S114)，结束一系列的处理。

[0096] 如上所述，使用在血压测定的初始阶段(更具体而言，袖带的加压初始阶段)得到的脉搏间隔的信息来确定显示分辨率，由此，不仅在减压测定的情况下，而且在加压测定的情况下，也能与用户相应地使水平指示器LI1的显示分辨率最优化，在此基础上，能显示每

次搏动的脉搏间隔的变动。

[0097] (变形例4)

[0098] 需要说明的是,如果限于通过减压测定的方法进行血压测定的情况,则也可以采用如下所示的处理流程。图8是示出在本变形例中在血压测定装置1中执行的处理流程的一部分的流程图。如图8所示,在本变形例的处理流程中,除了不存在实施例1中的步骤S104的处理以外,为与实施例1相同的处理流程。即,在本变形例中,进行以下处理:在用于减压测定的袖带膨胀阶段期间,连续地获取脉搏间隔,使用该获取到的连续的多个脉搏间隔的信息确定显示分辨率之后,将在用于血压测定的袖带收缩阶段中计算出的脉搏间隔按每次搏动显示于水平指示器LI1。由此,与仅使用在袖带加压的初始阶段获取到的脉搏间隔的信息相比,能用于确定显示分辨率的数据量变多,因此能更高精度地确定显示分辨率。

[0099] (变形例5)

[0100] 接着,对本发明的第五变形例进行说明。由于本变形例的血压测定装置1的装置构成与实施例1的血压测定装置1相同,因此使用与实施例1相同的附图标记并省略重复的部分。在本变形例中,确定显示分辨率相关的处理与上述实施例1不同,因此以这一点为中心进行说明。

[0101] 在本变形例的血压测定装置1中,在存储部130中存储有过去进行血压测定时计算出的连续的多个脉搏间隔的信息。需要说明的是,以下,也将一系列的多个脉搏间隔的信息称为“一组脉搏间隔信息”。

[0102] 图9中示出在本变形例的血压测定装置1中进行血压测定时的处理流程。如图9所示,当由用户进行血压测定开始的操作时,传感器部110对压力传感器进行初始化(S301)。接着,显示分辨率确定部103读取并获取存储于存储部130的上次实施血压测定时(即,最近)的一组脉搏间隔信息(S302),基于此,确定显示分辨率(S303)。需要说明的是,确定显示分辨率可以通过与上述实施例1和上述变形例1或2相同的方法来进行,因此,省略重复说明。

[0103] 接着,袖带压力控制部120关闭阀(S304),驱动泵(S305)向袖带送入空气而使袖带膨胀。之后,袖带压力控制部120判定袖带压力是否达到了规定的压力(例如200mHg)(S306)。在此,在判定为袖带压力未达到规定的压力的情况下,返回至步骤S305,反复进行以后的处理。另一方面,在步骤S306中判定为达到了规定的压力的情况下,袖带压力控制部120停止泵(S307)。

[0104] 接着步骤S307的处理,袖带压力控制部120逐渐打开阀,使袖带收缩(S308)。然后,脉搏间隔计算部102根据在此期间获取到的脉搏波来计算出每次搏动的脉搏间隔(S309),基于此,水平指示器显示内容确定部104按每次搏动确定被激活的显示段S的数量。然后,图像显示部150将所确定的内容显示于水平指示器LI1(S310),由此,用户能容易地视觉确认血压测定中的每次搏动的脉搏间隔的变动。

[0105] 此外,在袖带收缩的过程中,血压值计算部101测定血压值,在步骤S311中,进行血压值计算是否结束的判定(S311)。在此,在判定为血压值计算未结束的情况下,返回至步骤S309,反复进行以后的处理。另一方面,在步骤S311中判定为血压值计算已结束的情况下,袖带压力控制部120打开阀,从袖带进行急速排气而使袖带收缩(S312)。之后,图像显示部150显示测定值(S313),接着,控制部100执行将此次计算出的一组脉搏间隔信息存储于存

储部130的处理(S314),结束一系列的处理。

[0106] 如上所述,在本变形例中,对于用于确定显示分辨率的脉搏间隔信息,使用在上次血压测定时存储的一组脉搏间隔信息来进行,因此能基于足够的数据来高精度地设定显示分辨率。

[0107] (变形例6)

[0108] 需要说明的是,在上述变形例中,对通过所谓的减压测定的方法测定血压值时的处理进行了说明,但在通过加压测定的方法测定血压的处理中,也能同样地使用过去的一组脉搏间隔信息来确定显示分辨率。图10中示出这种情况下的处理流程。如图10所示,在本变形例中,不是在使袖带膨胀至袖带压力达到规定压力之后一边逐渐减压一边测定血压的减压方式,而是在对袖带压力进行加压的过程中进行血压值的测定,因此不存在步骤S306至步骤S308的处理。除此以外,进行与上述变形例5相同的处理。如此,在通过加压测定来进行血压测定的情况下,可以适当地使用利用事先获取到的一组脉搏间隔信息来确定显示分辨率的方法。

[0109] <其他>

[0110] 需要说明的是,上述实施例的说明只不过是示例性地说明本发明的说明,本发明不限定于上述的具体方式。本发明可以在其技术思想的范围内进行各种变形和组合。例如,在上述实施例中,水平指示器LI1构成为显示段S被配置为沿左右方向延伸的直线状,但水平指示器可以根据装置形状、图像显示单元151的结构而构成为各种形状。在图11(A)至图11的(C)、图12的(A)至图12的(C)、图13的(A)至图13的(B)中示出这种变形例的水平指示器的显示方案。

[0111] 水平指示器的形状例如如图11的(A)所示的水平指示器LI2那样,也可以不是直线状而是圆形。此外,如图11的(B)所示的水平指示器LI3那样,也可以构成为沿纵向延伸的直线状。而且,如图11的(C)所示,也可以采用如放射状地配置有多列的显示段S的显示从内侧朝向外侧被激活那样的方案的水平指示器LI4。

[0112] 此外,水平指示器并非必须由多个显示段构成。图12的(A)至图12的(C)中示出这种情况下的水平指示器LI5的例子。图12的(A)示出没有缝隙的条B从左朝向右延伸的状态作为示出在某个时间点的脉搏间隔T_x的状态。在该变形例的情况下,N_x只要计算为显示激活区域占整个水平指示器LI5的可显示区域的长度(或面积)即可而不是显示段的个数。此外,图12的(B)示出条从右侧起依次变为非显示的状态。并且,此时与实施例1的情况相同,图12的(A)中的条B的峰值电平的部分的显示在保持激活的状态下保留。此外,图12的(C)示出表示脉搏间隔的条从左朝向右延伸而显示脉搏间隔T_{x+1}的状态。

[0113] 此外,脉搏间隔的变动的表现方法不仅限于如上所述的水平指示器内的显示区域的增减(显示被激活的显示段数量的多少、条的长度、面积)。在图13的(A)和图13的(B)中示出这种水平指示器的显示方案。图13的(A)、图13的(B)所示的水平指示器为具备圆周的一部分(圆弧)和从圆弧的内侧朝向圆弧延伸的指针的形状,成为如所谓的模拟式仪表那样的构成。

[0114] 图13的(A)是示出表示每次搏动的脉搏间隔的实施例1的变形例的图,水平指示器LI6的指针以按每次搏动指示与脉搏间隔对应的圆周上的从最小值(min)到最大值(max)之间的任一位置的方式显示。即,指针的角度根据脉搏间隔按每次搏动而变动。

[0115] 另一方面,图13的(B)是以使用一组脉搏间隔的信息计算出的平均值为基准,按每次搏动指示对应于与平均值的偏差的圆弧上的位置的方式显示的水平指示器LI7的例子。具体而言,水平指示器LI7将配置于圆弧的中央部的表示使用一组脉搏间隔的信息计算出的平均值的基准线K设为标准位置,在计算出的最新脉搏间隔是相对于平均值为正的偏差的值的情况下,成为指针从基准线K向右摆动该偏差量的显示。另一方面,在计算出的最新脉搏间隔是相对于平均值为负的偏差的值的情况下,成为指针从基准线K向左摆动该偏差量的显示。需要说明的是,在计算出的最新脉搏间隔等同于平均值(与分辨率相应地处于同一范围内的情况)时,指针不从基准线K向左或向右摆动,但是可以进行诸如使指针闪烁之类的专用显示,以便容易识别出最新脉搏间隔等同于平均值。

[0116] 此外,在上述各实施例中,对用LCD显示水平指示器的例子进行了说明,但也可以取而代之,将显示段设为由多个LED显示灯形成的构成。在这种情况下,LED显示灯的点亮相当于显示段的激活。

[0117] 此外,在上述各实施例中,用压力传感器获取压力脉搏波,但也可以由PPG传感器获取容积脉搏波。此外,在上述各实施例中,以血压测定装置为例进行了说明,但只要是具备能获取脉搏的传感器的装置即可,不限于此,本发明也能应用于其他的生物体信息测定装置(例如,心电图仪、人体成分分析仪等)。

[0118] 附图标记说明

[0119] 1:血压测定装置;

[0120] 11:主体部;

[0121] 12:袖带部;

[0122] 13:空气管;

[0123] 151:图像显示单元;

[0124] 100、200:控制部;

[0125] 110:传感器部;

[0126] 120:袖带压力控制部;

[0127] 130:存储部;

[0128] 140:操作部;

[0129] 150:图像显示部;

[0130] LI1、LI2、LI3、LI4、LI5、LI6、LI7:水平指示器;

[0131] S:显示段;

[0132] B:条;

[0133] K:基准线。

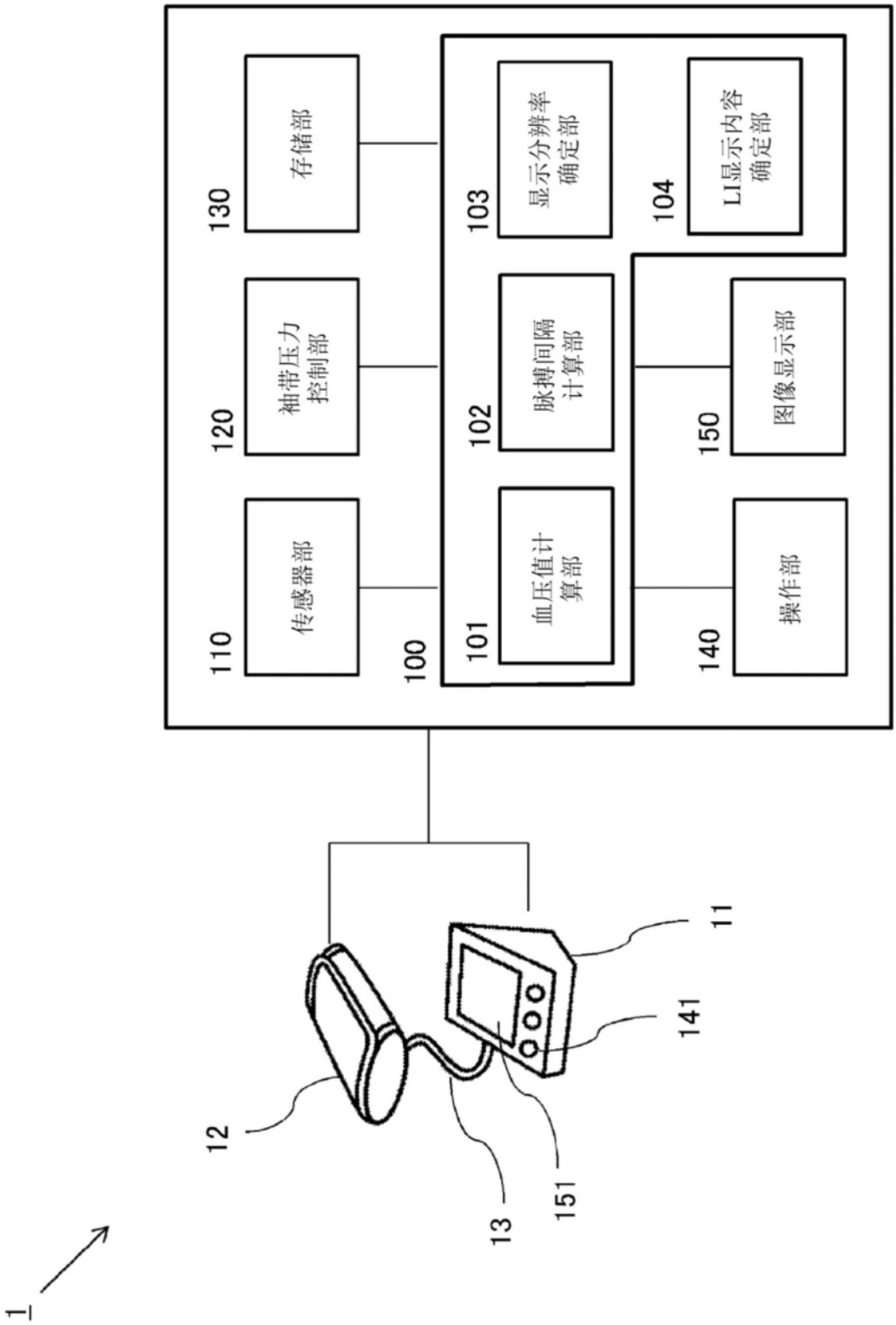

1
100
101
血压值计算部
102
脉搏间隔计算部
103
显示分辨率确定部
104
LI显示内容确定部
110
传感器部
120
袖带压力控制部
130
存储部
140
操作部
150
图像显示部
11
12
13
141
151

图1

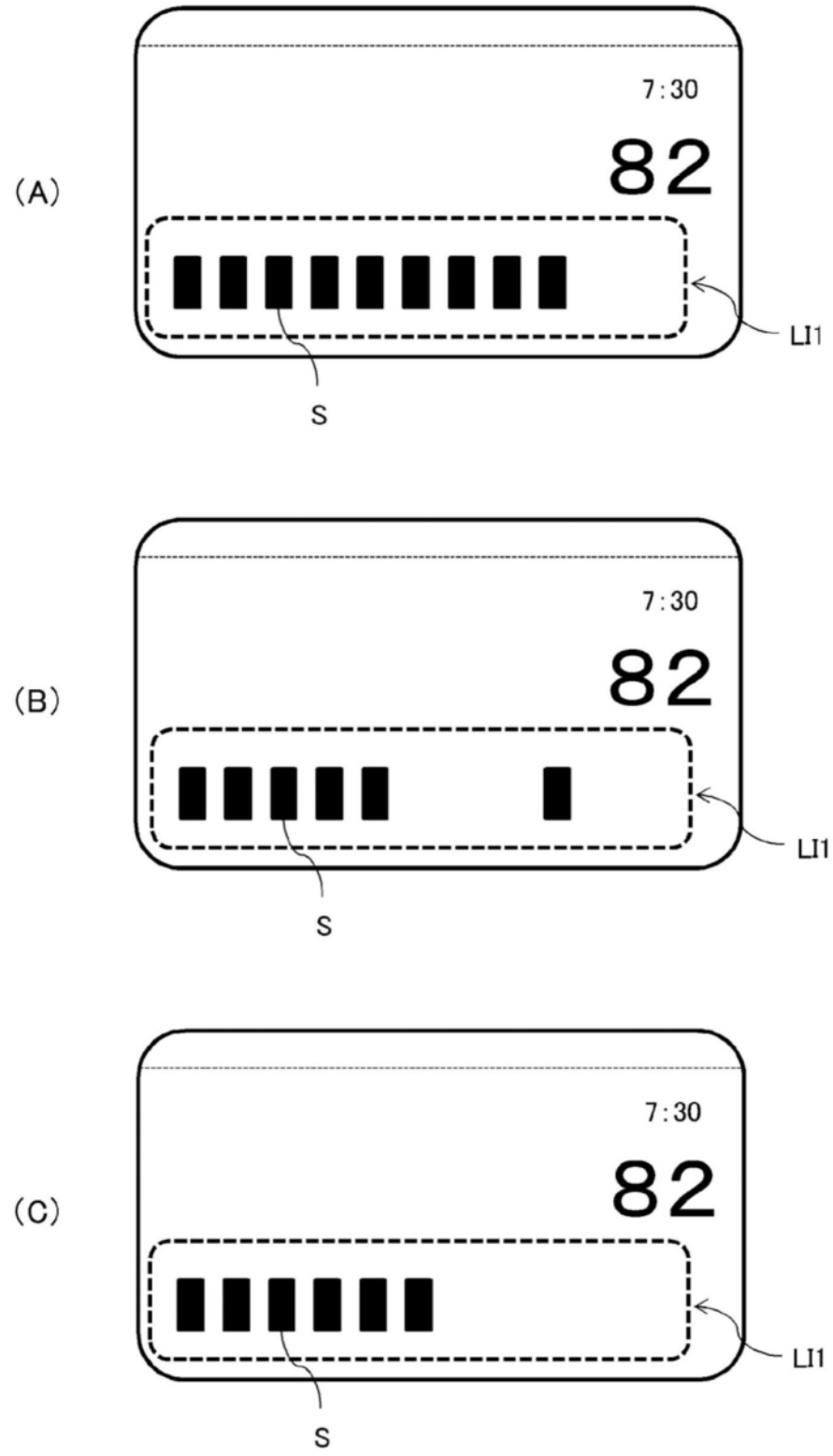


图2

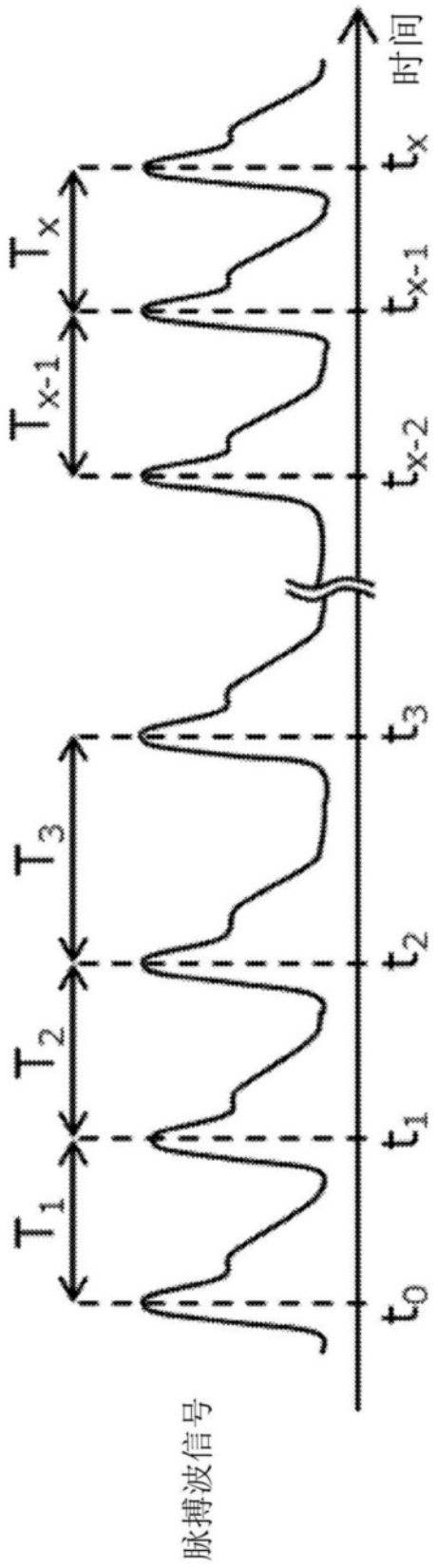


图3

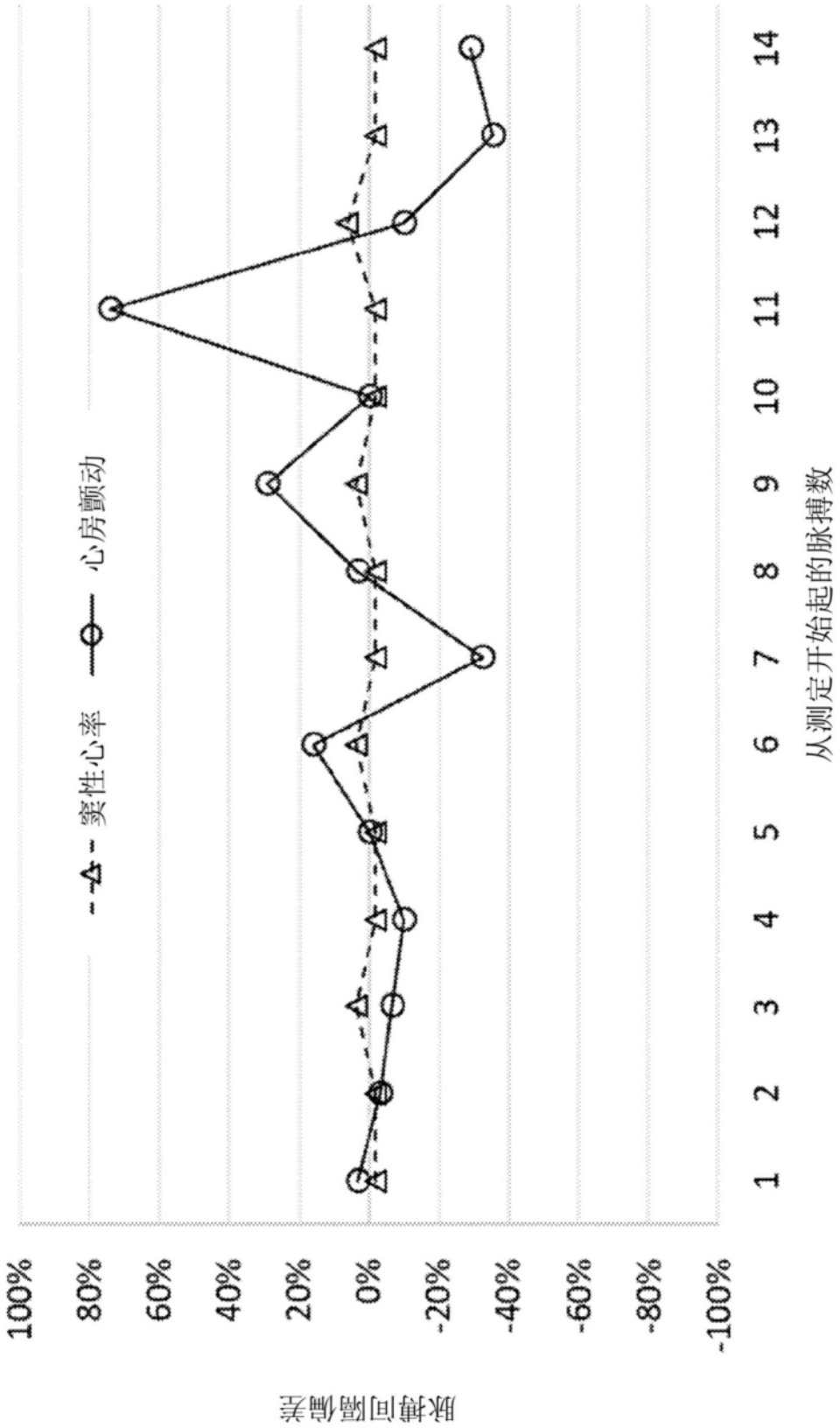

窦性心率
心房颤动
100%
80%
60%
40%
20%
0%
-20%
-40%
-60%
-80%
-100%
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
从测定开始起的脉搏数
脉搏间隔偏差

图4

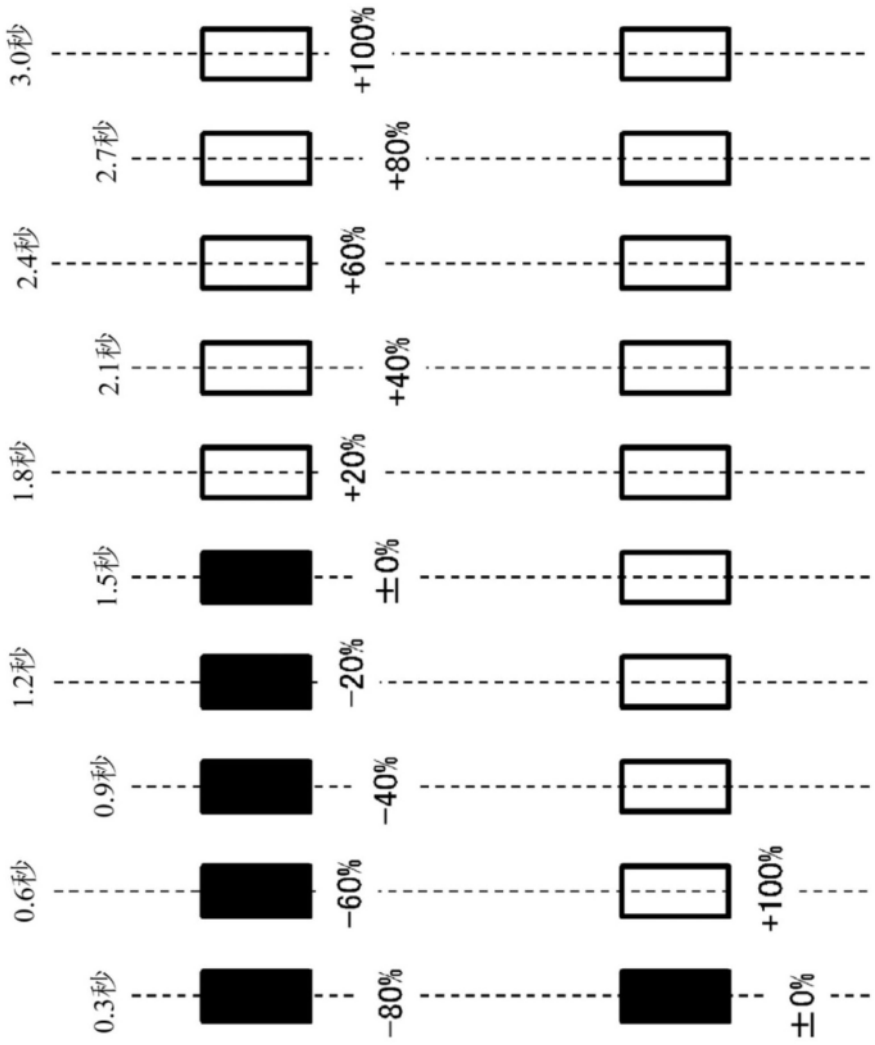

3.0秒
+100%
2.7秒
+80%
2.4秒
+60%
2.1秒
+40%
1.8秒
+20%
1.5秒
±0%
1.2秒
-20%
0.9秒
-40%
0.6秒
-60%
0.3秒
-80%
40次/分
(平均脉搏间隔1.5秒)
180次/分
(平均脉搏间隔0.3秒)
+100%
±0%

图5

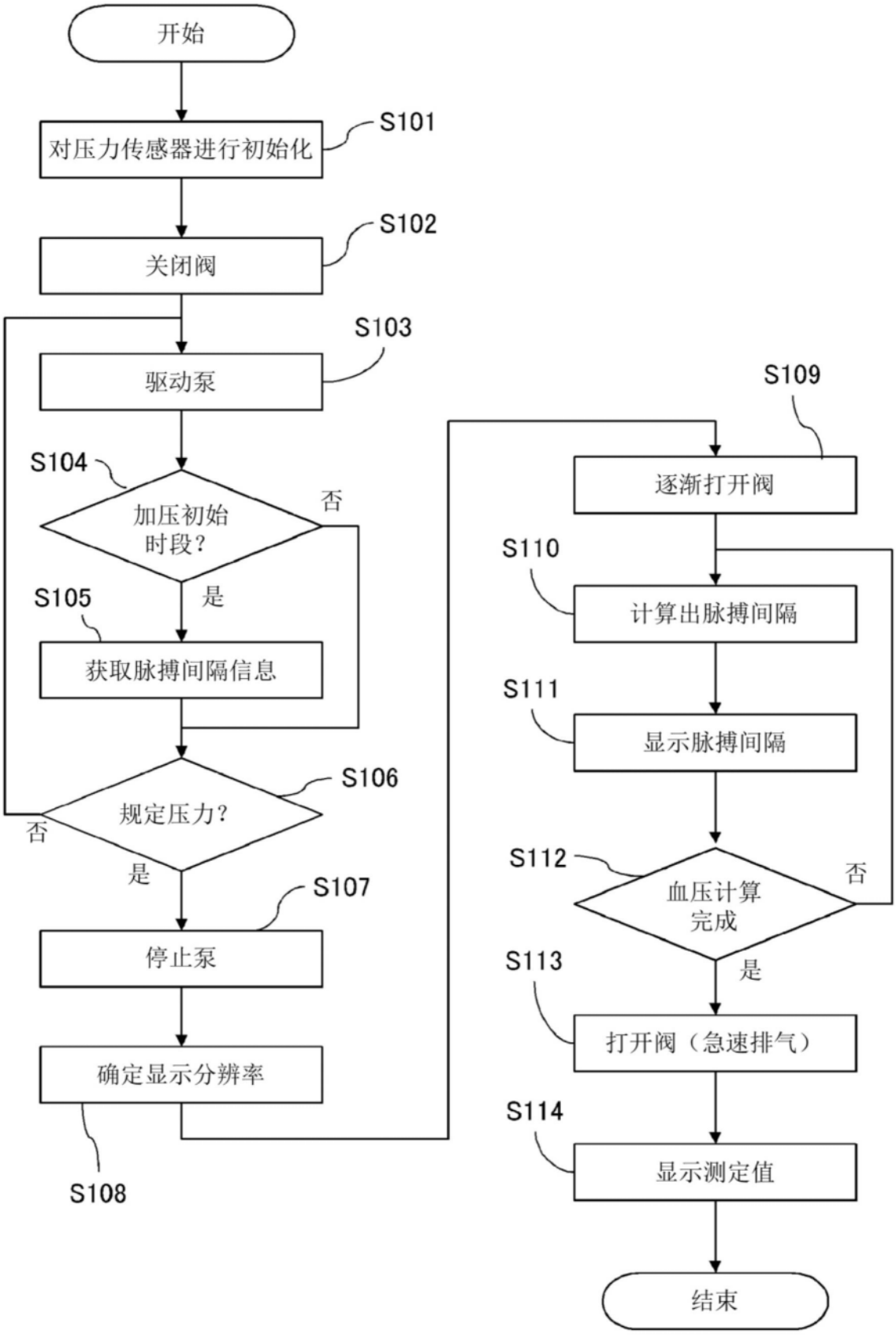

开始
对压力传感器进行初始化
S101
关闭阀
S102
驱动泵
S103
S104
加压初始时段?
否
是
S105
获取脉搏间隔信息
S106
规定压力?
否
是
S107
停止泵
确定显示分辨率
S108
S109
逐渐打开阀
S110
计算出脉搏间隔
S111
显示脉搏间隔
S112
血压计算完成
否
是
S113
打开阀（急速排气）
S114
显示测定值
结束

图6

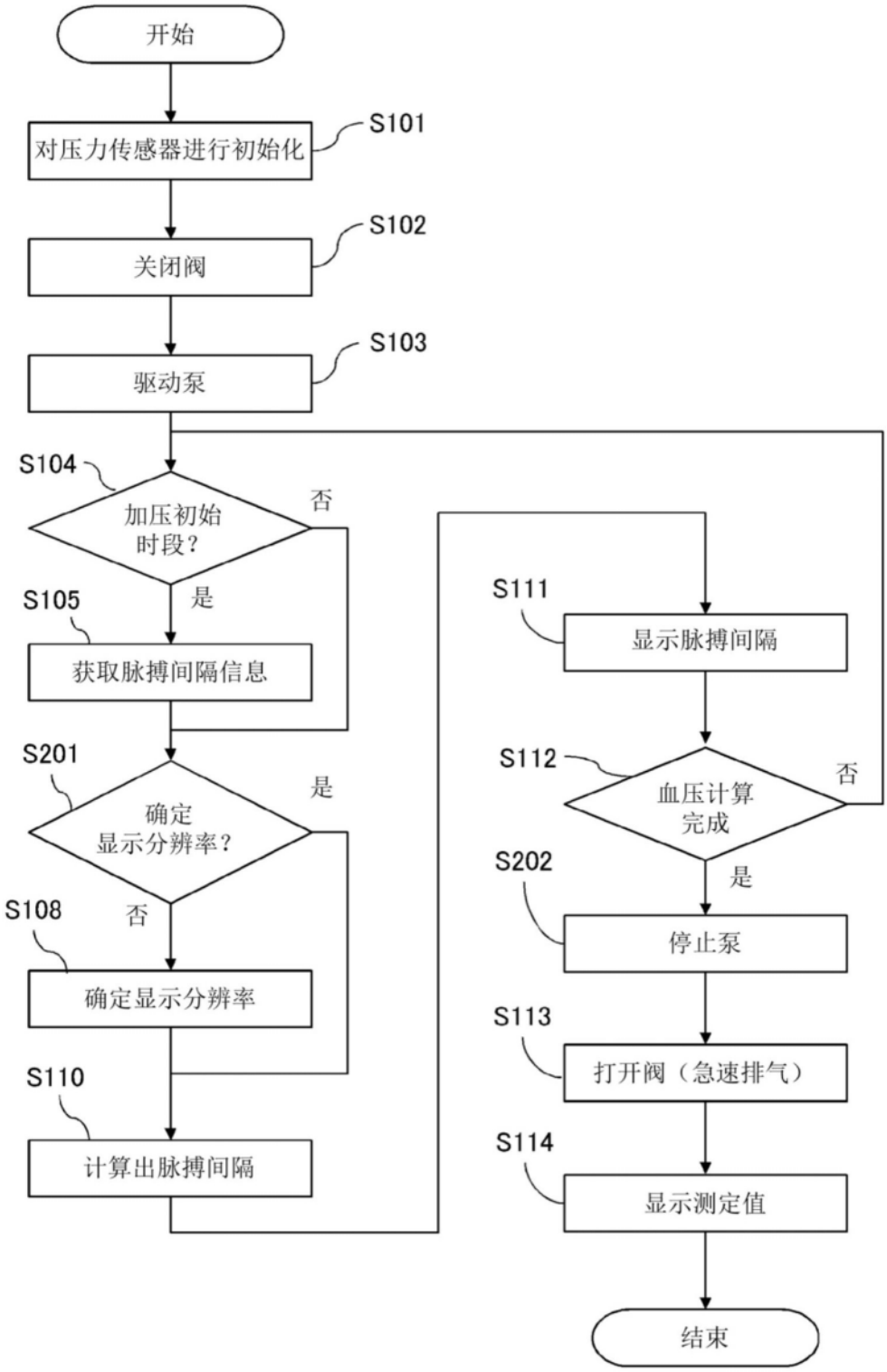

开始
S101
对压力传感器进行初始化
S102
关闭阀
S103
驱动泵
S104
加压初始时段？
否
是
S105
获取脉搏间隔信息
S201
确定显示分辨率？
是
否
S108
确定显示分辨率
S110
计算出脉搏间隔
S111
显示脉搏间隔
S112
血压计算完成
否
是
S202
停止泵
S113
打开阀（急速排气）
S114
显示测定值
结束

图7

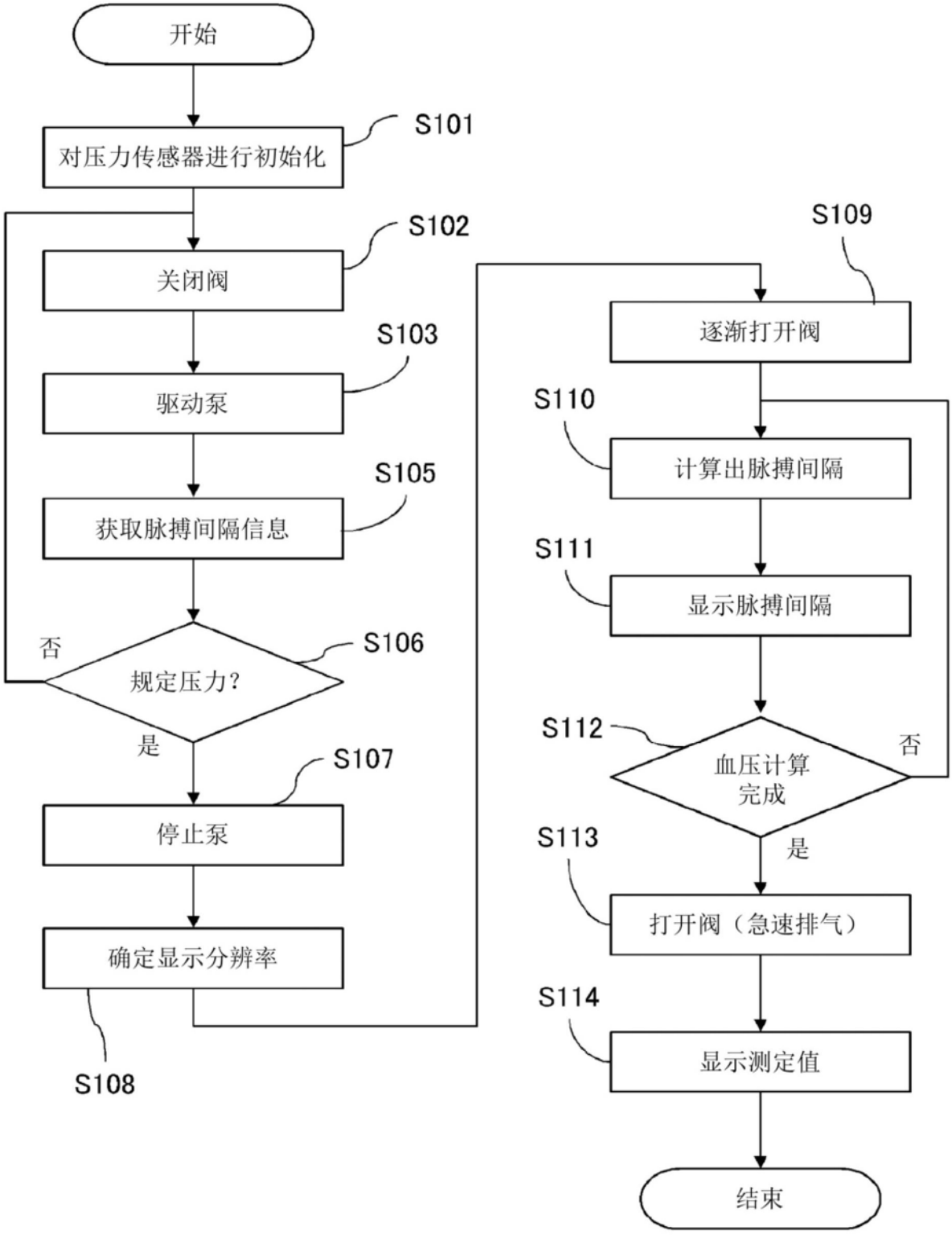

开始
S101
对压力传感器进行初始化
S102
关闭阀
S103
驱动泵
S105
获取脉搏间隔信息
S106
否
规定压力?
是
S107
停止泵
确定显示分辨率
S108
S109
逐渐打开阀
S110
计算出脉搏间隔
S111
显示脉搏间隔
S112
血压计算
完成
否
是
S113
打开阀（急速排气）
S114
显示测定值
结束

图8

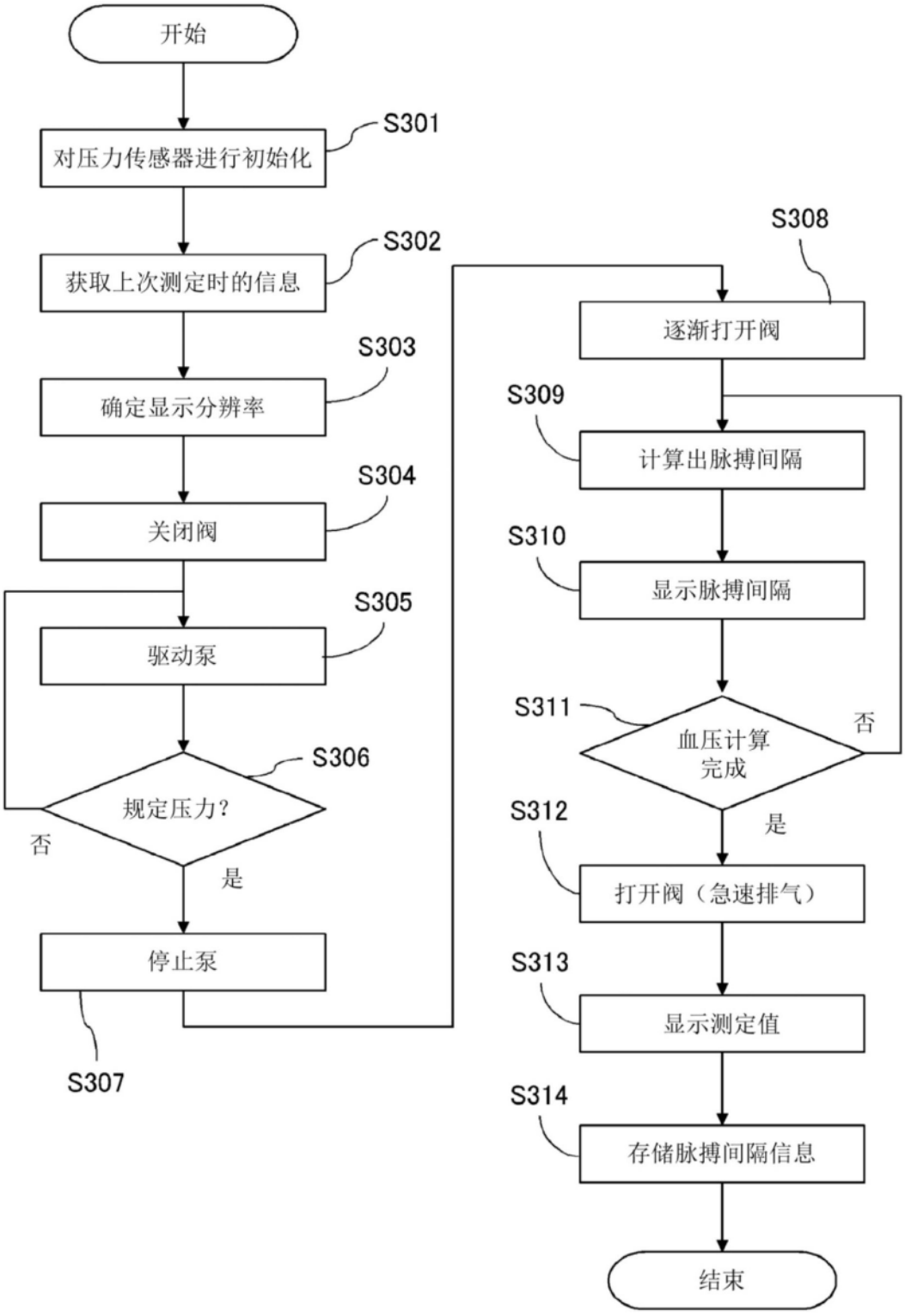

开始
S301
对压力传感器进行初始化
S302
获取上次测定时的信息
S303
确定显示分辨率
S304
关闭阀
S305
驱动泵
S306
规定压力?
否
是
停止泵
S307
S308
逐渐打开阀
S309
计算出脉搏间隔
S310
显示脉搏间隔
S311
血压计算完成
否
是
S312
打开阀（急速排气）
S313
显示测定值
S314
存储脉搏间隔信息
结束

图9

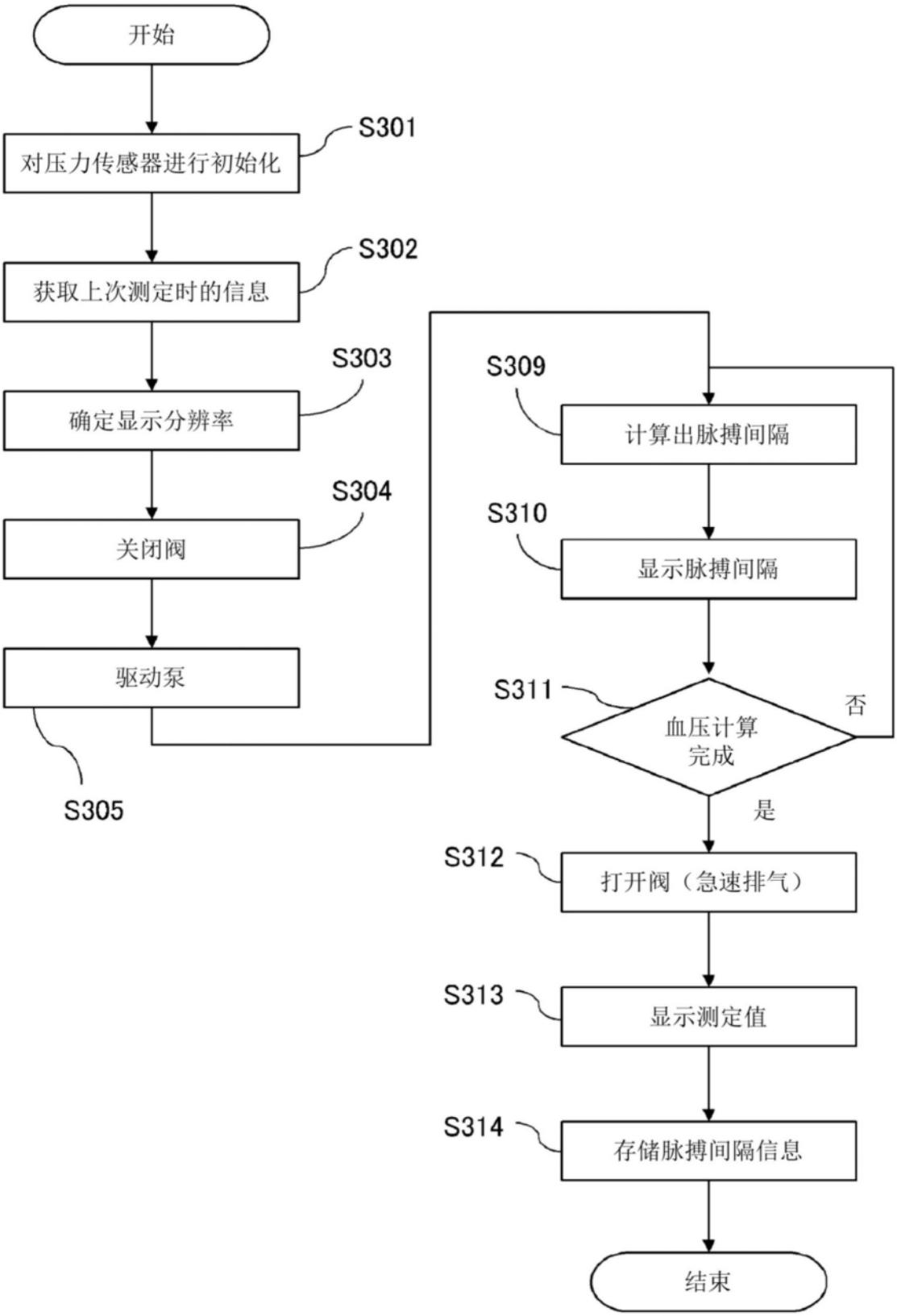

开始
S301
对压力传感器进行初始化
S302
获取上次测定时的信息
S303
确定显示分辨率
S304
关闭阀
驱动泵
S305
S309
计算出脉搏间隔
S310
显示脉搏间隔
S311
血压计算
完成
否
是
S312
打开阀（急速排气）
S313
显示测定值
S314
存储脉搏间隔信息
结束

图10

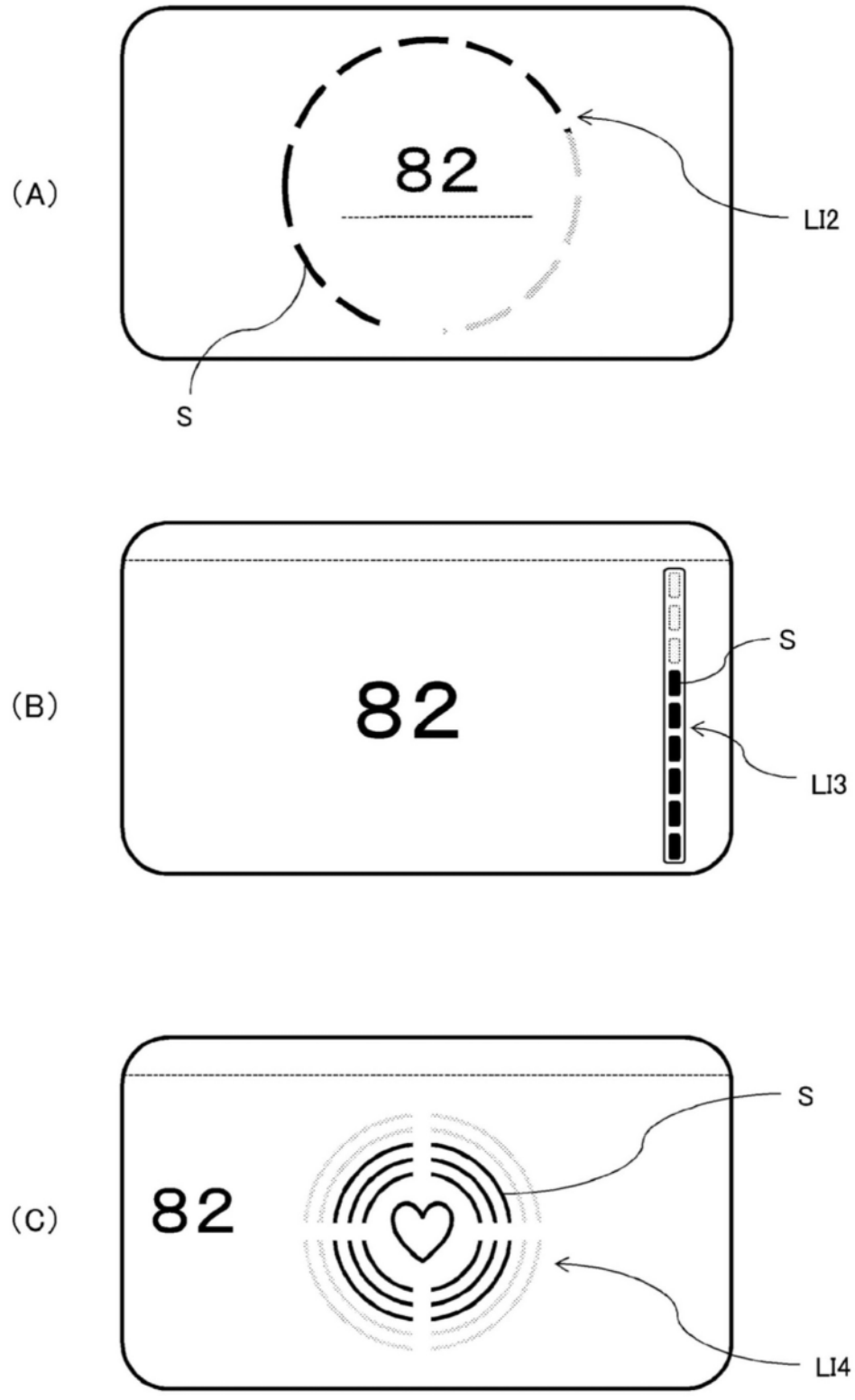


图11

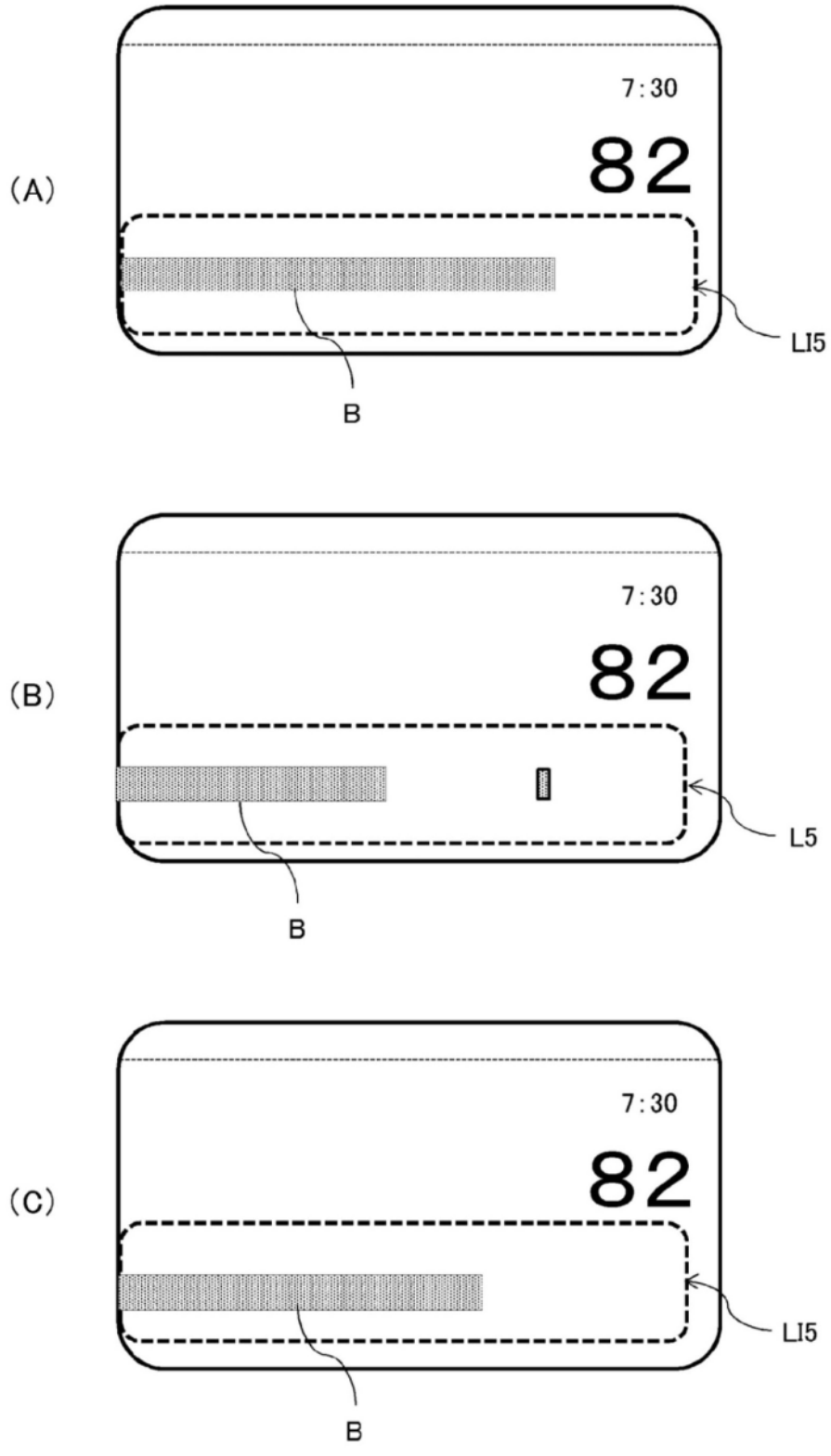
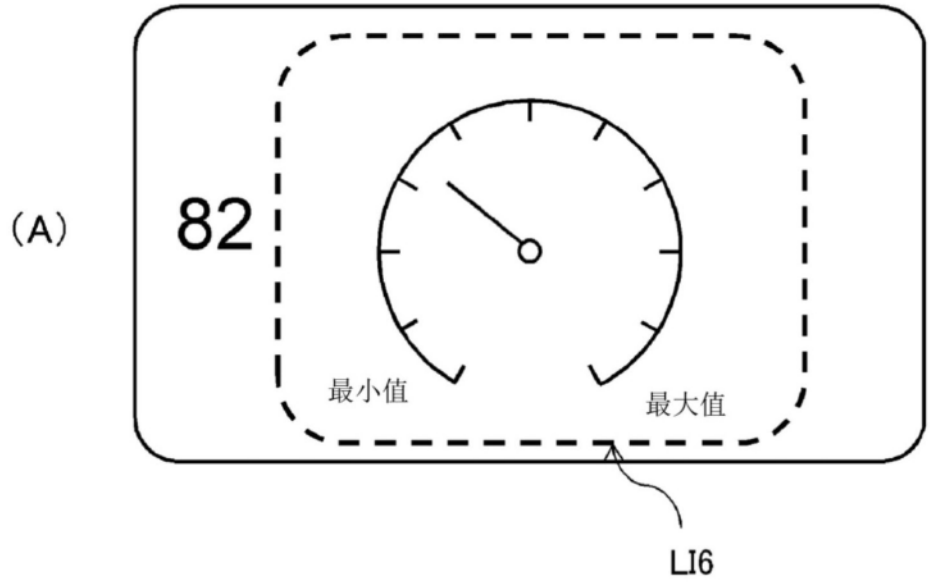


图12



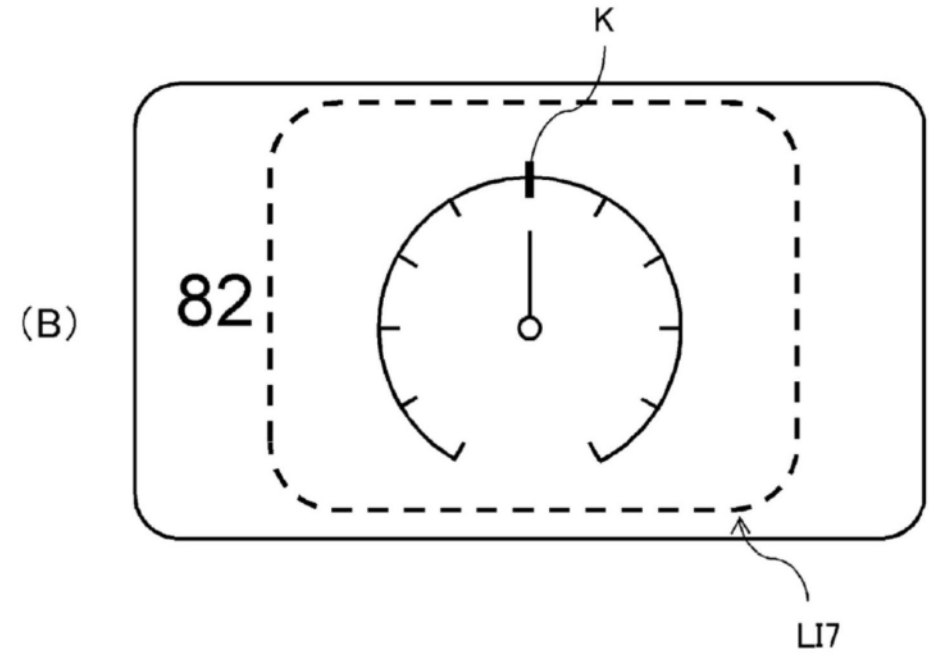


图13