



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103561640 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201280025273. 0

A61B 5/022(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 05. 16

A61B 5/08(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-115846 2011. 05. 24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/062506 2012. 05. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/161049 JA 2012. 11. 29

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

地址 日本京都府向日市

专利权人 学校法人自治医科大学

(72) 发明人 白崎修 渡边孝史 桑原光巨

刘尾七臣

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 金相允 向勇

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2009-039352 A, 2009. 02. 26,

JP 特开 2009-039352 A, 2009. 02. 26,

US 2008/0287814 A1, 2008. 11. 20,

US 2005/0187480 A1, 2005. 08. 25,

US 4780824 A, 1988. 10. 25,

CN 101778596 A, 2010. 07. 14,

审查员 张玲玲

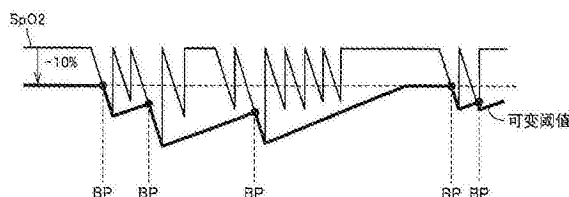
权利要求书1页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

血压测定装置

(57) 摘要

一种血压测定装置,其在规定期间内测定血压,其具有:血压测定部(100),其用于测定被测定者的血压,信息获取单元(204),其用于获取与血压的变动相关联并且在规定期间内以时间序列变化的信息,判断部(301A),其用于判断由信息获取单元获取的信息是否满足规定条件,执行单元,在判断为满足时,起动血压测定部(100),使血压测定部执行血压测定;以时间的函数表示规定条件,该时间是在规定期间内所计时的时间。



1. 一种血压测定装置,其在规定期间内测定血压,其特征在于,
具有:
血压测定单元(100),其用于测定被测定者的血压,
信息获取单元(204),其用于获取与血压的变动相关联并且在所述规定期间内以时间序列变化的信息,
判断单元(301A),其用于判断由所述信息获取单元获取的信息是否满足规定条件,
执行单元,在判断为满足时,起动所述血压测定单元,使所述血压测定单元执行血压测定;
以时间的线性函数表示所述规定条件,所述时间是在所述规定期间内所计时的时间;
所述判断单元基于所述信息在以所述时间序列变化的过程中所表示的值来获取特征值,并利用该特征值计算阈值,
所述判断单元包括比较单元,所述比较单元对由所述信息获取单元获取的信息所表示的值和所述阈值进行比较。
2. 如权利要求1所述的血压测定装置,其特征在于,
所述执行单元基于所述比较的结果,起动所述血压测定单元,使所述血压测定单元执行血压测定,
所述函数为,使所述阈值随着从最近一次起动所述血压测定单元起经过的时间的长度而变化的函数。
3. 如权利要求2所述的血压测定装置,其特征在于,
所述函数为,所述经过时间越长,所述阈值的变化量越大的函数。
4. 如权利要求2所述的血压测定装置,其特征在于,
由所述信息获取单元获取的信息表示除了被测定者的血压以外的生理信息。
5. 如权利要求4所述的血压测定装置,其特征在于,
所述生理信息包括被测定者的血氧饱和度。
6. 如权利要求5所述的血压测定装置,其特征在于,
所述特征值表示所述血氧饱和度的极小值。
7. 如权利要求5所述的血压测定装置,其特征在于,
阈值随着所述经过时间的长度而变化的速度为每小时10%。
8. 如权利要求4所述的血压测定装置,其特征在于,
所述生理信息包括被测定者的呼吸模式。
9. 如权利要求8所述的血压测定装置,其特征在于,
所述特征值表示无呼吸期间的长度。
10. 如权利要求1所述的血压测定装置,其特征在于,
由所述信息获取单元获取的信息表示血压测定时的环境条件。
11. 如权利要求10所述的血压测定装置,其特征在于,
所述环境条件表示血压测定时的被测定者的周围温度。

血压测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种血压测定装置,特别是涉及一种控制血压测定的起动时间点的血压测定装置。

背景技术

[0002] 阻塞性睡眠呼吸暂停 (obstructive sleep apnea :OSA) 是指,在睡眠状态下气道物理性地闭塞,致使呼吸最长停止 2 分钟的一种疾病。呼吸暂停发作会引起血压瞬间上升(下面,称为夜间血压升高)。例如,平时为 120 ~ 130mmHg 的血压上升至超过 200mmHg。因此,每当呼吸暂停发作时,就会产生猝死、脑中风、心脏衰竭等心血管疾病或风险。因此,要求能够准确地测定夜间血压升高。

[0003] 在测定夜间血压升高时,随着呼吸的停止,血氧饱和度也下降。于是,在专利文献 1(日本特开昭 62-155829 号公报)及非专利文献 1(A New Technique for Detecting Sleep Apnea-Related “Midnight” Surge of Blood Pressure Shirasaki et al Hypertens Res Vol, 29, No. 9 (2006) p695-702) 中,提出了如下的方法:利用血氧仪计测血氧饱和度,在计测得到的血氧饱和度低于所设定的基准时,起动血压测定。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1:日本特开昭 62-155829 号公报

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献 1:A New Technique for Detecting Sleep Apnea-Related “Midnight” Surge of Blood Pressure Shirasaki et al Hypertens Res Vol, 29, No. 9 (2006) p695-702

发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 症状严重的 OSA 患者一晚会发作数百次的呼吸暂停以及引起伴随呼吸暂停产生的低氧状态。因此,像专利文献 1 那样,在血氧饱和度低于手动设定的基准时起动血压测定的情况下,对症状严重的 OSA 患者而言血压测定次数庞大,明显妨碍被测定者的睡眠。

[0011] 另外,在非专利文献 1 中,追加了如下的功能:最初,将阈值设定在比较高的等级,依次存储在测定开始之后出现的血氧饱和度的最低值,在血氧饱和度低于上一次的最低值时,进行血压测定。由此,能够根据症状轻微者到症状严重者的个人情况,针对每个人自动调整阈值。然而,在该方法中,残留有如下的问题:在当晚的最严重的低呼吸状态出现在睡眠一开始的阶段的情况下,在那之后就完全不进行血压测定。

[0012] 本发明的目的在于,提供一种能够获取历经整个规定期间的血压变动模式的血压测定装置。

[0013] 用于解决问题的手段

[0014] 本发明的在规定期间内测定血压的血压测定装置具有：血压测定部，其用于测定被测定者的血压；信息获取部，其用于获取与血压的变动相关联并且在规定期间内以时间序列变化的信息；判断部，其用于判断由信息获取部获取的信息是否满足规定条件；执行部，在判断为满足时，起动血压测定部，使血压测定部执行血压测定，以时间的线性函数表示规定条件，该时间是在规定期间内所计时的时间；所述判断单元基于所述信息在以所述时间序列变化的过程中所表示的值来获取特征值，并利用该特征值计算所述阈值，所述判断单元包括比较单元，所述比较单元对由所述信息获取单元获取的信息所表示的值和所述阈值进行比较。

[0015] 发明的效果

[0016] 根据本发明，能够获取历经整个规定期间的血压变动模式。

附图说明

[0017] 图 1 是本发明的实施方式的血压测定装置的硬件结构图。

[0018] 图 2 是表示将本发明的第一实施方式的脉冲血氧仪装戴在测定部位上的装戴方式的图。

[0019] 图 3 是本发明的第一实施方式的血压测定装置的功能结构图。

[0020] 图 4 是表示本发明的第一实施方式的存储部的内容例的图。

[0021] 图 5 是表示本发明的第一实施方式的测定数据存储部的内容例的图。

[0022] 图 6 是本发明的第一实施方式的测定处理的流程图。

[0023] 图 7 是针对本发明的第一实施方式的阈值变化速度进行说明的曲线图。

[0024] 图 8 是针对本发明的第一实施方式的阈值变化速度进行说明的曲线图。

[0025] 图 9 是用于说明将本发明的第一实施方式的阈值设成可变的测定的曲线图。

[0026] 图 10 是用于说明对将本发明的第一实施方式的阈值设成可变形式的测定与将阈值设成固定形式的测定进行比较的曲线图。

[0027] 图 11 是用于说明对将本发明的第一实施方式的阈值设成可变形式的测定与基于 ABPM 的测定进行比较的曲线图。

[0028] 图 12 是本发明的第二实施方式的血压测定装置的硬件结构图。

[0029] 图 13 是表示本发明的第二实施方式的气流传感器的外观的图。

[0030] 图 14 是本发明的第二实施方式的血压测定装置的功能结构图。

[0031] 图 15 是表示本发明的实施方式的呼吸信号与触发输出之间的关系时序图。

[0032] 图 16 是本发明的第二实施方式的测定处理的流程图。

[0033] 图 17 是本发明的第三实施方式的测定处理的流程图。

具体实施方式

[0034] 下面，参照附图，针对本发明的各实施方式进行详细的说明。此外，在各图中，相同的附图标记表示相同或相当的部分，不重复进行说明。

[0035] 在本实施方式中，获取被测定者的除血压以外的信息，基于所获取的信息，起动血压测定部。在此，起动是指，使血压测定部开始进行血压测定的处理。

[0036] <第一实施方式>

[0037] (血氧饱和度)

[0038] 在该第一实施方式中,监测被测定者的血氧饱和度,基于作为监测结果的时间序列的血氧饱和度,起动血压测定部。

[0039] (硬件结构)

[0040] 图1是本发明的实施方式的血压测定装置1A的硬件结构图。参照图1,血压测定装置1A具有:主体部10A;袖带20,其用于卷绕在被测定者的血压测定部位例如上腕上;空气管24,其用于连接主体部10A和袖带20;传感器单元50,其用于装戴在血氧饱和度的测定部位例如指尖上。主体部10A与传感器单元50经由配线51电连接。

[0041] 在主体部10A配置有:显示部40,其用于显示测定结果等;操作部41,其用于接收用户(具有代表性地,为被测定者)所输入的指示。操作部41例如包括:为切换电源的接通/断开(ON/OFF)状态而被操作的开关;为识别被测定者而被操作的开关;为输入开始测定指示及停止测定指示的开关;为输入用于将基于过去测定数据的信息读取并显示的指示的开关。显示部40例如由液晶等显示器构成。

[0042] 血压测定装置1A的袖带20包括容纳有空气的空气袋21。空气袋21经由空气管24与内置于主体部10A的空气系统25连接。

[0043] 空气系统25包括:静容量型的压力传感器32,其用于检测空气袋21内的压力(下面,称为“袖带压”);泵33,其用于向空气袋21供给空气;排气阀34,为排出或封入空气袋21的空气而被开闭。

[0044] 传感器单元50相当于所谓的脉冲血氧仪。图2示出了将本发明的第一实施方式的脉冲血氧仪装戴在测定部位上的装戴方式。参照图2,脉冲血氧仪具有装戴在指尖等红外线易于穿透的测定部位上的探头框体。探头框体包括:发光元件501、502,其发出至少具有两种不同的中心波长的红外线;受光元件503,其用于检测从发光元件照射出的穿透测定部位的红外线量。

[0045] 主体部10A具有:发光元件驱动电路52,其控制发光元件501、502的发光动作;放大模数(AD)转换电路53,将受光元件503的输出按波长进行放大以及模数(AD: Analog-Digital)转换。

[0046] 而且,主体部10A具有:CPU(Central Processing Unit:中央处理器)1000A,其用于进行各种演算处理;电源部42;存储部39,其用于存储各种数据及程序,包括ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存储器)、非易失性存储器等;定时器43,其计时并输出当前时间(年、月、日、时、分、秒);通信I/F(接口)44,其控制信息处理装置46与CPU1000A之间的通信;外部I/F45,在该外部I/F45上以自由装卸的方式安装有SD存储卡(Secure Digital memory card)47等各种记录介质,并在CPU1000A的控制下访问已被安装的记录介质。在此,信息处理装置46只要为具有通信功能、数据处理功能及显示等的的数据输出功能的装置即可,没有特别的限定。

[0047] 另外,主体部10A具有与空气系统25相连用于驱动振荡电路35、泵33的泵驱动电路36,用于驱动排气阀34的阀驱动电路37。

[0048] 泵驱动电路36基于来自CPU1000B的控制信号,控制泵33的驱动。阀驱动电路37基于来自CPU1000A的控制信号,对排气阀34的开闭进行控制。

[0049] 压力传感器32的容量值随着袖带压而发生变化,在利用压力传感器32内置的放

大器（放大电路）将表示压力传感器 32 的容量值的信号放大之后，输出放大后的信号。振荡电路 35 基于压力传感器 32 的输出信号，向 CPU1000A 输出与压力传感器 32 的容量值对应的振荡频率的信号。CPU1000A 通过将从振荡电路 35 得到的信号转换为压力，来检测袖带压。

[0050] 电源部 42 根据来自操作部 41 的电源接通 (ON) 的指示，向 CPU1000A 供电。CPU1000A 向各部分输出被供给的电力。

[0051] （功能结构）

[0052] 图 3 是本发明的第一实施方式的血压测定装置 1A 的功能结构图。图 3 示出了血压测定装置 1A 的 CPU1000A 所具有的功能结构以及其外围电路。参照图 2，CPU1000A 包括：血压测定部 100；氧饱和度测定控制部 200，其具有氧饱和度计算部 204，该氧饱和度计算部 204 起到获取氧饱和度来作为与血压变动相关的信息的信息获取部的作用；触发输出部 300A，其向血压测定部 100 输出触发 TR；存储处理部 500，其用于向存储部 39 保存数据；读取部 600，其用于从存储部 39 中读取数据；显示信息生成部 800，其具有用于生成显示在显示部 40 的显示信息的 VRAM (Video Random Access Memory：视频随机存取存储器) 等；显示控制部 850，其具有用于对显示部 40 进行显示控制的数字信号处理电路等；操作接受部 900，其通过操作部 41 接受用户的操作，并向各部分输出与操作对应的指示（指令）。这些各部分由保存在存储部 39 内的程序、数据及 / 或电路模块构成。

[0053] 氧饱和度测定控制部 200 具有氧饱和度计算部 204，该氧饱和度计算部 204 起到获取氧饱和度来作为与血压变动相关的信息的信息获取部的作用。

[0054] 触发输出部 300A 包括判断部 301A，该判断部 301A 用于判断氧饱和度是否满足规定条件，触发输出部 300A 具有利用触发 TR 起动血压测定部 100，以执行血压测定的功能。

[0055] 血压测定部 100 包括袖带压控制部 101 和血压计算部 102。袖带压控制部 101 通过控制泵驱动电路 36 及阀驱动电路 37 的动作，来调整袖带 20 的袖带压。血压测定部 100 输入振荡电路 35 的输出信号，检测输入信号的振荡频率，将检测出的振荡频率换算成压力值信号。包括：HPF (High Pass Filter：高通滤波) 部，其通过对压力值信号进行 HPF 处理，来提取并输出容积脉搏波信号；LPF (Low Pass Filter：低通滤波) 部，其通过对压力值信号进行 LPF 处理，来提取并输出压力绝对值信号（下面，称为袖带压信号）。

[0056] 血压计算部 102 输入由 HPF 部提取的容积脉搏波信号，按照规定顺序对所输入的容积脉搏波信号进行处理，由此，计算最高血压和最低血压，其中最高血压为收缩期血压 SBP (systolic blood pressure)，最低血压为舒张期血压 DBP (Diastolic blood pressure)，并且，按照周知的顺序，计算脉搏数。在此，假设血压的计算顺序是示波测量法，但计算方法没有特别的限定，示波测量法是指：利用袖带 20 将测定部位加压至规定压力，此后，逐渐进行减压，基于在减压的过程中检测出的袖带压来测定血压的方法。

[0057] 氧饱和度测定控制部 200 包括：计时器 201，输出与定时器 43 所输出的时间同步的计时器信号；脉搏波振幅计算部 202；脉搏波振幅比较部 203；氧饱和度计算部 204。

[0058] 氧饱和度测定控制部 200 以计时器 201 规定的时间控制发光元件驱动电路 52，以使发光元件 501、502 交替发出两种波长的红外线。通过受光元件 503 检测出穿透被测定者的测定部位到达受光元件 503 的红外线。此时，将伴随动脉内压跳动而产生的动脉容量变化作为穿透光量的变化，通过受光元件 503 的输出得到体现。将这种情况称为光电脉搏波

(下面,简称为“脉搏波”)。若从受光元件 503 向放大模数转换电路 53 发送脉搏波信号,则在由计时器 201 规定的时间点,将波长不同的脉搏波分别进行放大以及模数转换。进行了模数转换的脉搏波信号被发送至脉搏波振幅计算部 202。

[0059] 脉搏波振幅计算部 202 以一个脉拍为单位,检测由放大模数转换电路 53 得到的脉搏波,计算各脉搏波的振幅。脉搏波振幅比较部 203 求出由脉搏波振幅计算部 202 计算出的两种波长的脉搏波振幅的比。氧饱和度计算部 204 基于计算出的脉搏波振幅的比,计算血液中血氧饱和度。氧饱和度计算部 204 基于事先存储在存储部 39 内的脉搏波振幅比与血氧饱和度之间的关系,计算被测定者的血氧饱和度。

[0060] 例如,每隔 5 秒计算一次血氧饱和度,并从起始地址开始,按照基于测定顺序的时间序列将计算出的血氧饱和度保存在 CPU1000B 的内部存储器内。利用指针型的变量 i,指示内部存储器的血氧饱和度。若测定结束,则将内部存储器初始化。

[0061] 在本实施方式中,发光元件 501、502、受光元件 503、发光元件驱动电路 52、放大模数转换电路 53 及氧饱和度测定控制部 200 作为用于测定血氧饱和度的血氧饱和度测定部起作用。此外,在本发明的血压测定装置 1A 中采用的氧饱和度测定部的结构、血氧饱和度计算方法不限于上述方法。

[0062] (存储器结构)

[0063] 图 4 是表示本发明的第一实施方式的存储部 39 的内容例的图。参照图 4,存储部 39 与各被测定者对应地具有测定数据存储部 391。图 5 是表示本发明的第一实施方式的测定数据存储部 391 的内容例的图。

[0064] 参照图 5,测定数据存储部 391 以数据库的形式存储测定数据。具体来说,存储用于将对应的被测定者唯一识别的 ID 数据以及一个或者多个记录 R。各记录 R 包括用于将记录唯一识别的 No(编号)数据、表示测定时间的时间数据、在该时间中测定(或计算)出的血氧饱和度 SpO₂、收缩期血压 SBP、舒张期血压 DBP 及脉搏数 PL。

[0065] 在图 5 中,这些数据以利用记录 R 建立关联的方式被保存,但只要能够建立关联,不限于利用记录 R 的保存形式。

[0066] (流程图)

[0067] 图 6 是本发明的第一实施方式的测定处理的流程图。遵照该流程图的程序事先保存在存储部 39 规定的存储区域,CPU1000A 从存储部 39 中读取并执行该程序,由此,能够实现基于处理流程图的功能。在此,将测定期间作为睡眠期间,但只要为出现呼吸暂停状态的期间,不限于睡眠期间。

[0068] 在测定时,假设被测定者将袖带 20 和传感器单元 50 分别装戴在各自的测定部位上。被测定者在睡前,接通(ON)血压测定装置 1A 的电源,操作用于指示开始测定的开关,在起床时,操作用于指示结束测定的开关。

[0069] 通过操作测定开始开关来输入测定开始指示,则 CPU1000A 开始进行处理。CPU1000A 监测在处理中是否通过操作开关输入了测定结束指示。在输入了结束指示的情况下,即使是处于处理执行中,也能够强制结束处理。

[0070] 若处理开始,则触发输出部 300A 将变量 T0 的值设为 0,并且,将用于评价血氧饱和度的阈值 TH 设为初始值 TH0。优选地,将初始值 TH0 的值设定为即使是仅显现轻度呼吸暂停发作症状的轻度 OSA 患者,血氧饱和度也会被评价为下降的程度,例如,设定在 90%左

右（在步骤 ST301）。接着，在用于存储血氧饱和度的最小值的变量 Smin 设定为生理上限 100（单位：%）（步骤 ST302）。此外，认为从被测定者测定出的血氧饱和度在上述生理上限值（100%）以下。

[0071] 触发输出部 300A 对用于指示内部存储器中时间序列的血氧饱和度的变量 i 的值进行自增 1（步骤 ST303），从内部存储器中读取保存在变量 i 所指地址中的血氧饱和度，将读取出的血氧饱和度设定为变量 SpO2(i)（步骤 ST304）。

[0072] 触发输出部 300A 的判断部 301A 判断变量 SpO2(i) 的血氧饱和度的值是否小于阈值 TH（步骤 ST305）。若判断为小于阈值 TH（在步骤 ST305 中判断为“是”），则前进至步骤 ST306 的处理，若判断为不小于阈值 TH（在步骤 ST305 中判断为“否”），则返回步骤 ST303，重复进行步骤 ST303～305 的处理。

[0073] 若判断为血氧饱和度的值小于阈值 TH，则触发输出部 300A 向血压测定部 100 输出触发 TR。若输入触发 TR，则血压测定部 100 被起动，进行血压测定（步骤 ST306）。测定数据经由存储处理部 500 保存在测定数据存储部 391。

[0074] 接着，触发输出部 300A 使变量 i 进行自增 1（步骤 ST307），从内部存储器中读取变量 i 所指的下一位血氧饱和度，将其设定为变量 SpO2(i)（步骤 ST308）。接着，判断变量 SpO2 的血氧饱和度的值是否小于变量 Smin 的值（步骤 ST309）。若判断为小于变量 Smin 的值（在步骤 ST309 中判断为“是”），则更新变量 Smin 的值（步骤 ST310）。也就是，将变量 Smin 设定为变量 SpO2(i) 所指的血氧饱和度的值（步骤 ST310），将变量 Tp 的值设定为变量 T0（步骤 ST311），此后，返回步骤 ST307，重复进行步骤 ST307～311 的处理。此外，利用定时器 43 输出的时刻数据，随时更新变量 Tp 的值。因此，变量 Tp 表示当前时刻。

[0075] 另一方面，若判断为变量 SpO2(i) 的血氧饱和度的值不小于变量 Smin 的值（在步骤 ST309 中判断为“否”），则判断为被测定者的血氧饱和度已经开始移向上升过程。即，检测出血氧饱和度在以时间序列变化的过程中已变为极小值。若检测出极小值，则触发输出部 300A 使变量 i 进行自增 1（步骤 ST312），从内部存储器中读取变量 i 所指的下一位血氧饱和度，将其设定为变量 SpO2(i)（步骤 ST313）。然后，触发输出部 300 按照计算式（ $TH = Smin + V(Tp - T0)$ ），更新阈值 TH（步骤 ST314）。像这样，利用在血氧饱和度以时间序列变化的过程中提取出的特征值（即，极小值），来计算（更新）阈值 TH。

[0076] 接着，触发输出部 300A 的判断部 301A 判断变量 SpO2(i) 的值是否小于阈值 TH（步骤 ST315）。若判断为小于阈值 TH（在步骤 ST315 中判断为“是”），则返回步骤 ST306，执行以后的处理，若判断为不小于阈值 TH（在步骤 ST315 中判断为“否”），则对阈值 TH 和初始值 TH0 进行比较（步骤 ST316）。若基于比较结果，判断为阈值 TH 在初始值 TH0 以上（在步骤 ST316 中判断为“是”），则处理返回步骤 ST301，重复进行此后的处理。若判断为阈值 TH 小于初始值 TH0（在步骤 ST316 中判断为“否”），则处理返回步骤 ST312，进行此后的处理。

[0077] （阈值 TH 的更新）

[0078] 针对在步骤 ST314 中的用于更新阈值 TH 的计算式进行说明。

[0079] 在本实施方式中，实现如下的动作：在从起动上一次（最近一次）的血压测定起经过了较短时间的期间内，在与上一次同等程度的低氧状态下不起动血压测定，而若经过了比较长的期间，则即使在比上一次进行血压测定时的程度更轻的低氧状态下，仍旧起动脉血压测定。也就是，即使是比较轻度的低氧状态，若从起动上一次血压测定起经过了长时间，

则起动血压测定。也就是,经过的时间越长,在更新阈值时,阈值的变化越大。因此,在实施方式中,利用步骤 ST314 的计算式,来决定起动血压测定的血氧饱和度(变量 $SpO_2(i)$) 的阈值 TH。

[0080] 在此,计算式的变量 V 是指每小时阈值变化的速度,例如,将 V 设定为 10(%/时)。计算式的变量 T_p 表示当前时间、变量 T_0 表示起动上一次血压测定的时间。另外,在通过该计算式计算出阈值 TH 在初始值 TH_0 (90%) 以上的情况下,将阈值 TH 设定为初始值 TH_0 。此外,在此,将时间相关函数设为时间的线性函数式,但函数的形式不限于此。

[0081] 在第一实施方式中,利用被测定者的最低(极小值)的血氧饱和度,依次再设定用于决定是否起动血压测定的阈值 TH。另外,在没有更新最低血氧饱和度(变量 S_{min}) 的期间内,根据上述的计算式,使阈值 TH 随时间上升。由此,从起动上一次血压测定起经过了长时间之后,即使在血氧饱和度比最低血氧饱和度(变量 S_{min}) 大的轻度低氧状态下,也能够起动血压测定。其结果为,即使在从测定开始到结束为止的期间内的比较靠近初期的阶段,检测出最低血氧饱和度的情况下,在此后的期间内仍旧能够进行血压测定,能够在整个测定期间(例如,被测定者的睡眠期间)内,获取血压测定数据。

[0082] (阈值 TH 的变化速度)

[0083] 图 7 和图 8 是用于针对本发明的第一实施方式的阈值变化速度进行说明的曲线图。上述的步骤 ST314 的计算式中的变量 V 表示阈值 TH 的变化速度(下面,称为 RCOT)。图 7 和图 8 表示发明人利用血压测定装置 1A 进行仿真的结果。根据结果可知,将阈值 TH 的变化速度决定为每小时 10%。

[0084] 在该仿真中,利用从 9 名患者(分别对轻度、中度、重度的阻塞性睡眠呼吸暂停症各安排 3 名患者)测定出的血氧饱和度的数据,将 RCOT 设定为 6%、10%、20%,模拟执行起动血压测定的动作。

[0085] 首先,在从上述 9 名得到的血氧饱和度的实际数据中,指定应该进行血压测定的呼吸暂停发作点(必要点)和应该搁置进行血压测定的呼吸暂停发作点(不用点)。成为必要点的必要条件为:在一晚之中,伴随最低的血氧饱和度而产生的发作,且在测定出最低血氧饱和度之后,经过三个小时以上长时间之后,伴随程度基本相等的血氧饱和度下降而产生的发作。成为不用点的必要条件为:与血氧饱和度的下降量无关,从必要点起没有经过很长时间就出现的呼吸暂停发作。使 RCOT 以 6%、10%、20%变化,针对合计 114 点的指定呼吸暂停发作(必要点 82 点和不用点 32 点)执行仿真。将成功率定义为遵照指定的动作(即,必要点的检测和不用点的搁置)的频度,设容许范围在 90%以上,针对每种 RCOT 进行评价。结果为,就必要点的成功率而言,在 RCOT 为 6%、10%、20%时的成功率分别为 86.6%、95.1%、100.0%(参照图 7)。无论针对哪种 RCOT,不用点的成功率都为 100.0%。因此,得到如下的见解:就根据成功率进行评价的 RCOT 的值而言,10%和 20%为适当。

[0086] 接着,评价了一晚之内的血压测定次数。在从上述 9 名测定得到的血氧饱和度的数据中,除了指定点以外,还存在多次呼吸暂停发作,但从实用性的角度出发,认为一晚之内的血压测定次数在 15 次以下。这是因为,当前,在夜间睡眠时的血压测定中广泛应用的动态血压监测仪(ambulatory blood pressure monitoring:简称为 ABPM),通常,大多将每小时的测定频度设定为两次,假设睡眠时间为八个小时,则一晚的测定次数为 15~16 次。

[0087] RCOT 为 6%、10%、20%时的仿真的结果为,被执行了 15 次以上血压测定的被测定

者数分别为 0 名、0 名、5 名 (56%) (参照图 8)。因此,得到了如下的见解:就利用血压测定来评价的 RCOT 的值而言,6%和 10%为适当的值。发明人通过上述两种仿真结果,将 10%作为阈值变化速度(变量 V)的最优值来采用。

[0088] (与阈值(固定)进行的比较)

[0089] 图 9 及图 10 的 (A) 部分、(B) 部分是用于说明对将本发明的第一实施方式的阈值设成可变形式的测定和将阈值设成固定形式的测定进行比较的曲线图。图 9 及图 10 (A) 部分、(B) 部分是针对同一个被测定者,相关联地示出了伴随测定时间的经过所测定出的血氧饱和度的变化与血压测定的起动的 BP 的时间点。

[0090] 图 9 是在整个测定期间内利用阈值变化速度 V 将阈值 TH 变更为可变形式的第一实施方式的情况。图 9 的曲线图示出,利用在血氧饱和度 SpO₂ 以时间序列变化的过程中提取出的特征值,即利用极小值,来计算阈值(步骤 ST314),由此,无论血氧饱和度处于相对较低的状态还是相对较高的状态,都进行血压测定,即,在整个测定期间都进行血压测定。与此相对地,图 10 的 (A) 部分是如以往那样将阈值设成固定形式(不变化)的情况,曲线图示出,每当出现低氧状态时都起动了血压测定,血压测定次数庞大。图 10 的 (B) 部分是基于利用血氧饱和度的最低值将阈值更新的方法的情况,图 10 的 (B) 部分示出在测定期间的初期,产生幅度最大的血氧饱和度下降,所以此后,不进行血压测定。因此,根据第一实施方式,在血氧饱和度低的状态下起动了血压测定,并且,能够在整个测定期间(例如,被测定者的睡眠期间)内,获取血压测定数据。

[0091] (与 ABPM 进行的比较)

[0092] 图 11 是用于说明对将本发明的第一实施方式的阈值设成可变形式的测定与基于 ABPM 的测定进行比较的曲线图。曲线图是根据发明人的实验得到的。在图 11 的最上段示出了在被测定者的睡眠时间(19:00-6:00)中测定出的血氧饱和度的变化。ABPM 每小时进行两次血压测定。图中的折线曲线是表示通过 ABPM 测定出的血压(收缩期血压 SBP)的变化。根据 ABPM,由于与血氧饱和度变化无关地,以规定间隔测定血压,所以可知,血压测定没有与血氧饱和度下降的时间点同步进行。

[0093] 与此相对地,在利用第一实施方式的血压测定装置 1A 进行测定的情况下,如曲线图中的利用黑色圆点描画的那样,每当血氧饱和度下降时,起动了血压测定,其结果为,能够与血氧饱和度下降的时间点同步地获得测定数据(收缩期血压 SBP、舒张期血压 DBP、脉搏数)。

[0094] <第二实施方式>

[0095] 被测定者的血氧饱和度取决于被测定者的呼吸模式。于是,在该第二实施方式中,监测被测定者的呼吸,基于作为监测结果的时间序列的呼吸变化(吸气/呼气),起动了血压测定部。

[0096] (血压测定装置)

[0097] 图 12 示出了本发明的第二实施方式的血压测定装置 1B 的硬件结构。参照图 12,对血压测定装置 1B 和血压测定装置 1A 进行比较,不同点在于,血压测定装置 1B 具有主体部 10B,来取代了主体部 10A,还具有气流传感器 50B,来取代了用于测定血氧饱和度的传感器单元 50。血压测定装置 1B 的其它结构与血压测定装置 1A 相同,在此省略说明,仅说明不同点。此外,图 12 还具有计测血压测定装置 1B 的周围温度的温度传感器 48,由于该温度传

感器 48 并不是第二实施方式测定中所需的必要条件,因此在后面进行详细说明。

[0098] 主体部 10B 包括呼吸监测器 53B,来取代了发光元件驱动电路 52 及放大模数转换电路 53,包括 CPU1000B,来取代了 CPU1000A。主体部 10B 的其它结构与主体部 10A 相同,不重复进行说明。

[0099] 呼吸监测器 53B 输入来自气流传感器 50B 的检测信号,基于所输入的检测信号,监测被测定者的呼吸的状态,向 CPU1000B 输出表示监测结果的呼吸信号。

[0100] 图 13 是表示本发明的第二实施方式的气流传感器 50B 的外观的图。参照图 13,气流传感器 50B 固定装戴在被测定者的鼻腔附近。气流传感器 50B 通过内置的压力传感器(未图示)检测鼻腔附近的气压,输出检测信号。在吸气时,鼻腔附近的气压下降,在呼气时,鼻腔附近的气压上升。

[0101] 呼吸监测器 53B 基于来自气流传感器 50B 的检测信号,导出鼻腔附近气压的变化模式,基于导出的变化模式,检测被测定者鼻腔的吸气和呼气。具体来说,事先存储分别针对被测定者通常的吸气和呼气的变化模式,通过将所存储的变化模式与在测定时导出的变化模式进行模式匹配,来检测出吸气或呼气。将检测的结果作为呼吸信号,输出至 CPU1000B。在此,呼吸信号例如为电压信号,在吸气的期间内,输出正的电压信号,在呼气的期间内,输出负的电压信号。在呼吸监测器 53B 通过上述模式匹配,判断为既不是吸气也不是呼气的期间内,也就是在呼吸暂停期间内,输出零电压信号。

[0102] 此外,CPU1000B 例如每隔 1 秒输入一次由呼吸监测器 53B 输出的呼吸信号,另外,假设呼吸监测器 53B 以与 1 秒相比足够短的周期输入来自气流传感器 50B 的检测信号,气流传感器 50B 以比该周期更短的周期检测气压,并输出检测信号。

[0103] 图 14 是本发明的第二实施方式的血压测定装置 1B 的功能结构图。参照图 14,对 CPU1000B 和 CPU1000A 进行比较,不同点在于,CPU1000B 具有触发输出部 300B,来取代了触发输出部 300A。其它的功能与 CPU1000A 所具有的功能相同,在此省略说明。

[0104] 若触发输出部 300B 基于来自呼吸监测器 53B 的呼吸信号,检测出呼吸暂停,则向血压测定部 100 输出用于起动血压测定的触发 TR。

[0105] (基于呼吸的触发输出)

[0106] 图 15 是表示本发明的实施方式的呼吸信号与触发 TR 的输出之间的关系的时间图。若触发输出部 300B 基于呼吸信号,检测出从开始吸气至紧随其后的开始呼气之前的时间比规定时间更长,则检测为呼吸暂停。也就是,在吸气开始的时间点,触发输出部 300B 开始计数器(图示省略)的递增计数,在开始呼气的时间点,停止计数器的递增计数,清除计数值(初始化)。此外,触发输出部 300B 与来自定时器 43 的输出同步地进行计数器的递增计数动作。

[0107] 图 15 的上段示出了包括吸气信号 A~Q 的呼吸信号,下段示出了与该呼吸信号同步地变化的计数值 CT(i)。而且,与计数值 CT(i) 相关联地示出了阈值 TH 的变化。在图 15 的朝向下方的箭头指出起动血压测定的时间点。参照图 15,如吸气信号 A~C 的期间那样,在没有检测出呼吸暂停的正常期间内,计数值 CT(i) 停留在比较小的值,开始进行下一次吸气。然而,如图 15 的从吸气信号 D 的吸气开始至紧随其后的呼气开始之前的期间那样,由于在呼吸暂停期间内没有进行呼气,所以计数值 CT(i) 增大至非常大的值。触发输出部 300B 按照上述方式变化的计数值 CT(i),改变阈值 TH。

[0108] 如图所示,在测定开始时的最初阶段,将阈值 TH 设定为初始值 TH0,若计数值 CT(i) 增大至比阈值 TH 更大,则更新阈值 TH,以使阈值 TH 指向与增加的计数值 CT(i) 相同的值。此后,阈值 TH 增加至呼气开始且呼吸暂停停止的时间点的计数值 CT(i)。此后,阈值 TH 以规定的速度减少,在指向初始值 TH0 的时间点,停止减少。

[0109] 像这样,通过将阈值 TH 的增减速度设成可变形式,在紧随吸气信号 D 之后那样产生重度呼吸暂停之后的很短时间内,忽略等级与该重度呼吸暂停相近的呼吸暂停(紧随吸气信号 G 后的呼吸暂停),在经过足够时间的情况下(紧随吸气信号 M 后的呼吸暂停),即使是出现轻度呼吸暂停也启动血压测定。也就是,从血压测定起经过的时间越长,则更新时阈值的变化就越大。

[0110] (流程图)

[0111] 图 16 是本发明的第二实施方式的测定处理的流程图。遵照该流程图的程序事先保存在存储部 39 的规定的存储区域内,CPU1000B 从存储部 39 读取并执行该程序,由此实现基于处理流程图的功能。在此,将测定期间设为被测定者的睡眠期间,但只要为产生呼吸暂停状态的期间即可,不限于睡眠期间。

[0112] 在测定时,假设被测定者将袖带 20 和气流传感器 50B 装戴在各自的测定部位上。被测定者在睡前,接通(ON)血压测定装置 1B 的电源,对用于指示开始测定的开关进行操作,在起床时,对用于指示结束测定的开关进行操作。

[0113] 通过操作测定开始开关来输入测定开始指示,则 CPU1000B 开始进行处理。CPU1000B 监测在处理中是否也通过操作开关输入了测定结束指示。在输入了结束指示的情况下,即使是处于处理执行中,也能够强制结束处理。

[0114] 若处理开始,则触发输出部 300B 将计数值 CT(i) 的值所表示的用于评价呼吸暂停期间的长度的阈值 TH 设定为初始值 TH0(步骤 ST401)。优选地,将该初始值 TH0 设定为以正常的呼吸周期不能够达到的足够高的值且仅显现出轻度呼吸暂停发作的症状轻微的 OSA 患者能够达到的足够低的值,例如,设定在 15 秒左右。

[0115] 然后,使表示信号时间的变量 i 的值自增 1(步骤 ST402),将与此对应的计数值 CT(i) 设定为来自定时器 43 的时间(步骤 ST403)。

[0116] 接着,触发输出部 300B 判断计数值 CT(i) 是否大于阈值 TH(秒)(步骤 ST404),若判断为大于阈值 TH(步骤 ST404),则前进至后述的步骤 ST405,若判断为计数值 CT(i) 在阈值 TH 以下(在步骤 ST404 中判断为“否”),则返回步骤 ST402,重复进行步骤 ST402 ~ 404 的动作。

[0117] 若触发输出部 300B 判断为计数值 CT(i) 大于阈值 TH,则输出触发 TR。由此,启动血压测定部 100 的血压测定(在步骤 ST405)。而且,触发输出部 300B 将计数值 CT(i) 赋给用于设定计数值最大值的变量 CTm(步骤 ST406),使变量 i 的值自增 1(步骤 ST407)。

[0118] 此后,基于呼吸信号,判断被测定者的呼气是否已经开始(步骤 ST408)。若判断为呼气没有开始(在步骤 ST408 中判断为“否”),则返回步骤 ST406 的处理,重复以后的处理。另一方面,若判断为已经开始呼气(在步骤 ST408 中判断为“是”),则将计数值 CT(i) 赋给变量 CTm(步骤 ST409)。然后,在现阶段,将表示定时器 43 输出的当前时间的变量 Tp 的值赋给变量 T0(步骤 ST410)。

[0119] 然后,触发输出部 300B 使变量 i 的值自增 1(步骤 ST411)。将与此对应的计数值

CT(i) 设定为来自定时器 43 的时间 (步骤 ST412)。然后,按照计算式 ($TH = CT_m - V(T_p - T_0)$),再设定阈值 TH (步骤 ST413),在后面,进行详细的说明。

[0120] 接着,触发输出部 300B 判断计数值 CT(i) 是否大于阈值 TH (步骤 ST414)。若判断为大于阈值 TH (在步骤 ST414 中判断为“是”),则返回步骤 ST405 的处理,重复此后的处理。若判断为计数值 CT(i) 在阈值 TH 以下 (在步骤 ST414 中判断为“否”),则判断阈值 TH 是否小于初始值 TH0 (在步骤 ST415)。若判断为阈值 TH 小于初始值 TH0 (在步骤 ST415 中判断为“是”),则返回步骤 ST401,重复此后的处理,若判断为阈值 TH 在初始值 TH0 以上 (在步骤 ST415 中判断为“否”),则重复步骤 ST411 ~ 415 的处理。

[0121] 接着,说明用于更新步骤 ST413 的阈值 TH 的计算式。在该第二实施方式中,实现如下的动作:在起动上一次血压测定之后没过多久时间的期间内,即使呼吸暂停持续与上一次同等程度的期间长度,也不起动血压测定,在经过了某种程度时间之后,即使是程度比上一次轻微的呼吸暂停 (呼吸暂停期间很短),也起动血压测定。也就是,无论是程度多轻微的呼吸暂停,是否起动血压测定都取决于在起动最近一次 (上一次) 的血压测定起经过的时间长度。于是,利用该计算式,依照从起动血压测定起经过的时间长度,来更新用于起动血压测定所参照的阈值 TH (用于评价呼吸暂停期间的长度 (计数值 CT(i) 的值) 的值)。

[0122] 计算式的变量 V 表示每小时阈值 TH 变化速度。另外,在利用该计算式计算出的阈值 TH 小于初始值 TH0 的情况下 (在步骤 ST415 中判断为“是”),将阈值 TH 设定为初始值 TH0 (步骤 ST401)。此外,在此,如计算式所示,将时间相关函数设为时间的线性函数式,但函数的形式不限于此。

[0123] <第三实施方式>

[0124] 本第三实施方式的血压测定装置着眼于若在测定时被测定者的周围环境的温度产生变化,则血压急剧发生变化,并且以如下方式动作:基于测定周围温度而得到的时间序列的温度数据,在从发生急剧温度变化时起经过规定时间之后,执行血压测定。

[0125] 第三实施方式的血压测定装置构成为图 14 的血压测定装置 1B 的触发输出部 300B 取代呼吸监测器 53B,输入来自温度传感器 48 的温度信号。温度传感器 48 测定血压测定装置 1B 的周围的环境温度,向触发输出部 300B 输出温度信号。血压测定装置 1B 的气流传感器 50B 以能够装卸的方式安装于装置。在没有安装气流传感器 50B 的状态下,触发输出部 300B 输入来自温度传感器 48 的温度信号。

[0126] 图 17 是本发明的第三实施方式的测定处理的流程图。遵照该流程图的程序事先保存在存储部 39 的规定的存储区域内,CPU1000B 从存储部 39 读取并执行该程序,由此,实现处理流程图的功能。此外,后述的变量 T0 为设定有起动最近一次血压测定的时间的变量,在图 17 的流程图的开始阶段,将初始值设为 0。

[0127] 假设在测定时,被测定者将袖带 20 装戴在测定部位上。被测定者在睡前,接通 (ON) 血压测定装置 1B 的电源,操作于指示开始测定的开关,在起床时,操作于指示结束测定的开关。

[0128] 通过操作测定开始开关来输入测定开始指示,则 CPU1000B 开始进行处理。CPU1000B 监测在处理中是否也通过操作开关输入了测定结束指示。在输入了结束指示的情况下,即使是处于处理执行中,也能够强制结束处理。

[0129] CPU1000B 监测是否通过测定开始开关进行了测定开始操作 (步骤 ST101),在进行

了操作的时间点（在步骤 ST101 中判断为“是”），开始此后的处理。接着，监测是否通过测定停止开关进行了测定结束操作（步骤 ST102），在进行了测定停止操作的情况下，结束全部的动作，在没有进行测定停止操作的情况下，将各种变量初始化，前进至下一个处理（步骤 ST103）。

[0130] 触发输出部 300B 使表示温度数据的时间序列的变量 i 进行自增 1（步骤 ST103），将来自温度传感器 48 的温度信号所表示的环境温度赋给变量 $Te(i)$ （步骤 ST104），将基于来自定时器 43 的计时数据的当前时间赋给变量 Tp （步骤 S105）。在此，将触发输出部 300B 从温度传感器 48 读取温度信号的间隔设定为例如 5 秒等。

[0131] 接着，触发输出部 300B 利用后述的计算式 (1) 和计算式 (2)，更新设定有用于评价环境温度是否产生急剧变化的值的变量 $TA1$ 、 $TA2$ （步骤 ST106、107）。

[0132] 在此，说明在步骤 ST106、ST107 中执行的变量 $TA1$ 、 $TA2$ 的值的更新所使用的计算式。在本第三实施方式中，实现如下的动作：在从环境温度产生急剧变化起经过规定时间之后，执行血压测定。设置规定时间是因为考虑到身体对急剧温度变化所需的血压反应时间。变量 $TA1$ 表示规定时间之前包括现阶段环境温度的环境温度平均值，由计算式 (1) 计算得出。另外，变量 $TA2$ 表示在变量 $TA1$ 之前的时间内，在与变量 $TA1$ 相同时间长度内测定得到的环境温度平均值，由计算式 (2) 计算得出。

[0133] [数学式 1]

$$[0134] \quad TA1 = \sum_{j=i-N}^i Te(j) / N \quad \text{计算式 (1)}$$

[0135] [数学式 2]

$$[0136] \quad TA2 = \sum_{j=i-2N}^{i-N} Te(j) / N \quad \text{计算式 (2)}$$

[0137] 计算式 (1) 和计算式 (2) 的变量 N 表示计算平均值所需的环境温度数据的个数，能够为任意的值。例如，在触发输出部 300B 从温度传感器 48 以 5 秒为间隔输入温度信号的情况下，即，在以 5 秒为间隔获取环境温度数据的情况下，若将计算平均值的时间长度设为 10 分钟，则变量 N 的值为 120。

[0138] 触发输出部 300B 判断 $((TA1 < TH) \text{ OR } (|TA1 - TA2| > \Delta Te))$ 的条件式是否成立（步骤 ST108）。

[0139] 该条件式是指，用来判断规定期间之前包括当前环境温度的环境温度平均值 $TA1$ 是否小于事先设定的阈值 TH ，或者，判断变量 $TA1$ 与 $TA2$ 之间差的绝对值是否大于事先设定的阈值 ΔTe 的计算式。若判断为该条件式不成立（在步骤 ST108 中判断为“否”），则重复进行步骤 ST102 ~ 108 的处理。

[0140] 若判断为条件式成立（在步骤 ST108 中判断为“是”），则触发输出部 300B 对变量 $T0$ 和设定有基于从定时器 43 输入的计时数据而来的当前时间的变量 Tp 进行比较，判断 $(Tp - T0 > \Delta T)$ 的条件式是否成立（步骤 ST109）。在此，变量 ΔT 表示禁止血压测定起动的的时间，是指事先设定的时间。

[0141] 若触发输出部 300B 判断为条件式不成立（在步骤 ST109 中判断为“否”），则返回

步骤 ST102 的处理,重复进行此后的处理。

[0142] 另一方面,若判断为条件式成立(在步骤 ST109 中判断为“是”),则触发输出部 300B 向血压测定部 100 输出触发 TR。由此,起动血压测定(步骤 ST110)。若血压测定被起动,则触发输出部 300B 向变量 T0 赋予变量 Tp 的当前时间(步骤 ST111)。此后,返回步骤 ST102 的处理,直到测定停止开关被操作为止,重复进行此后的处理。

[0143] 在上述的第一实施方式~第三实施方式中,作为与血压变动相关的信息即指引起血压变动的要因(现象)的信息,列举了与被测定者的身体相关的除了血压以外的生理信息和周围环境的信息。作为生理信息,例示了血氧饱和度及呼吸模式,作为周围环境的信息,例示了周围温度,但这些不限于一个例子,还可以应用其它种类的信息。

[0144] <第四实施方式>

[0145] 基于上述的各实施方式的流程图的测定方法能够作为程序来提供。这种程序能够记录在附属于计算机的软盘、CD-ROM(只读光盘)、ROM、RAM 及存储卡等能够由计算机读取的记录介质,作为程序产品来提供。或者,能够将程序记录在内置于计算机的硬盘等记录介质内,来提供该程序。另外,还能够经由网络下载,来提供程序。例如,在图 1 的结构中,能够利用 SD 存储卡 47 等各种记录介质,向具备 CPU1000A 并且具有计算机功能的血压测定装置 1A 提供该程序。CPU1000A 经由外部 I/F45 读取并执行保存在该记录介质内的程序。

[0146] 将所提供的程序产品安装在硬盘等程序保存部内,通过 CPU、读取并执行该程序。此外,程序产品包括程序本体和记录有程序的记录介质。

[0147] 应该注意的是,本次公开的各实施方式在所有方面都为例示,而非限定。本发明的范围不由上述的说明示出,而是由权利要求书的范围示出,包括在与权利要求书的范围等等的思想及范围内的所有的变更。另外,尽可能将上述的各实施方式进行各种组合来实现。

[0148] 附图标记说明

[0149] 1A,1B 血压测定装置、46 信息处理装置、48 温度传感器、50 传感器单元、50B 气流传感器、100 血压测定部、300A,300B 触发输出部、391 测定数据存储部。

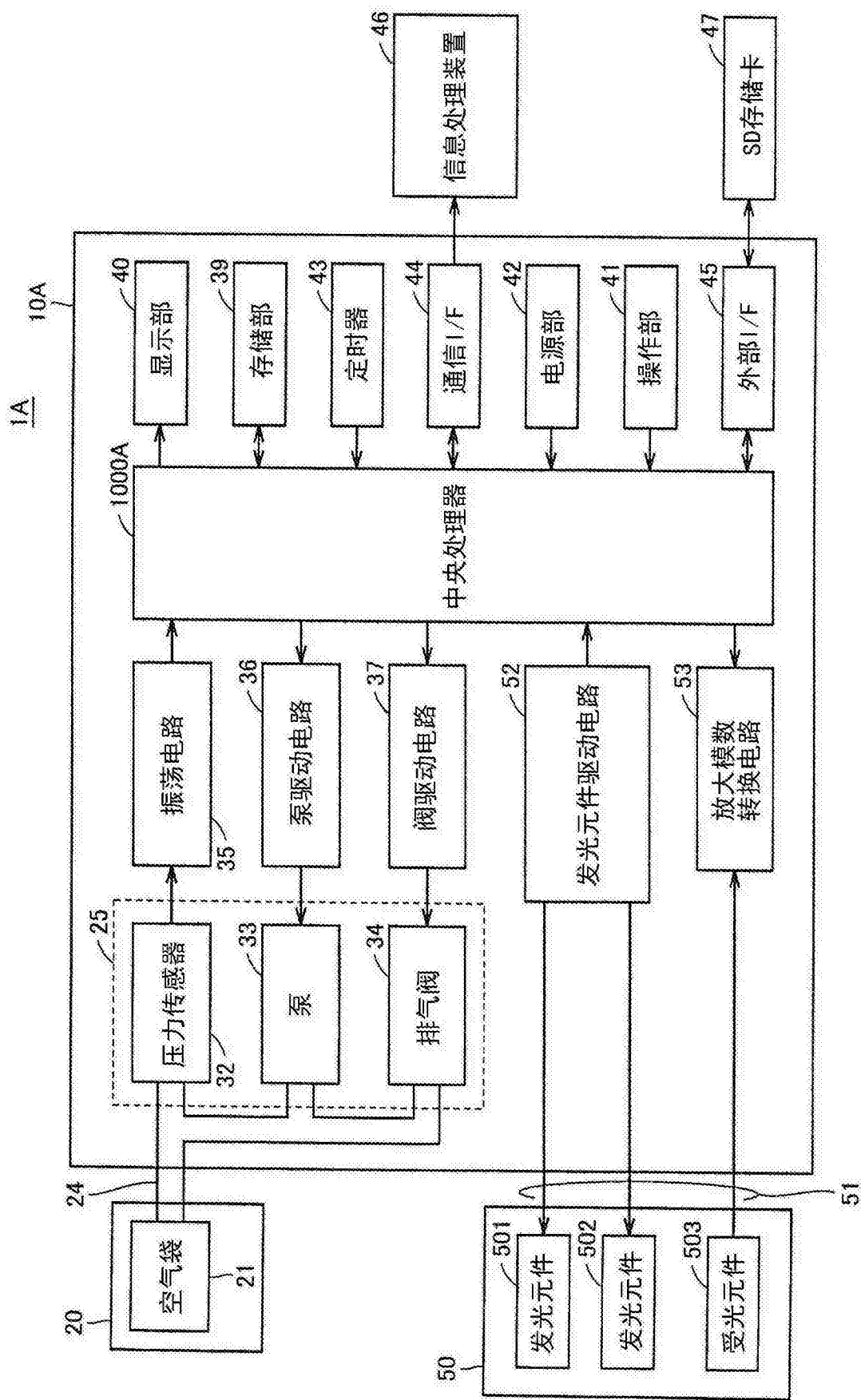


图 1

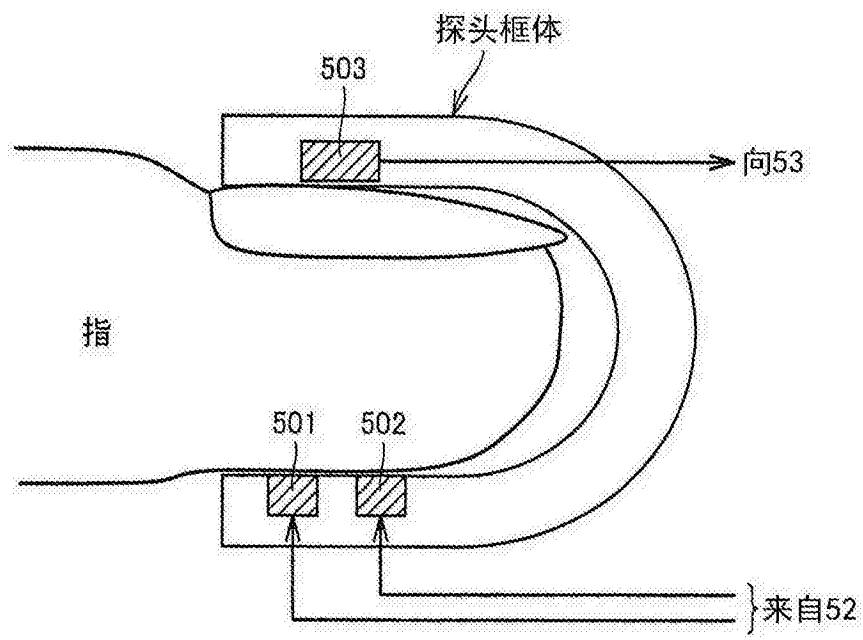


图 2

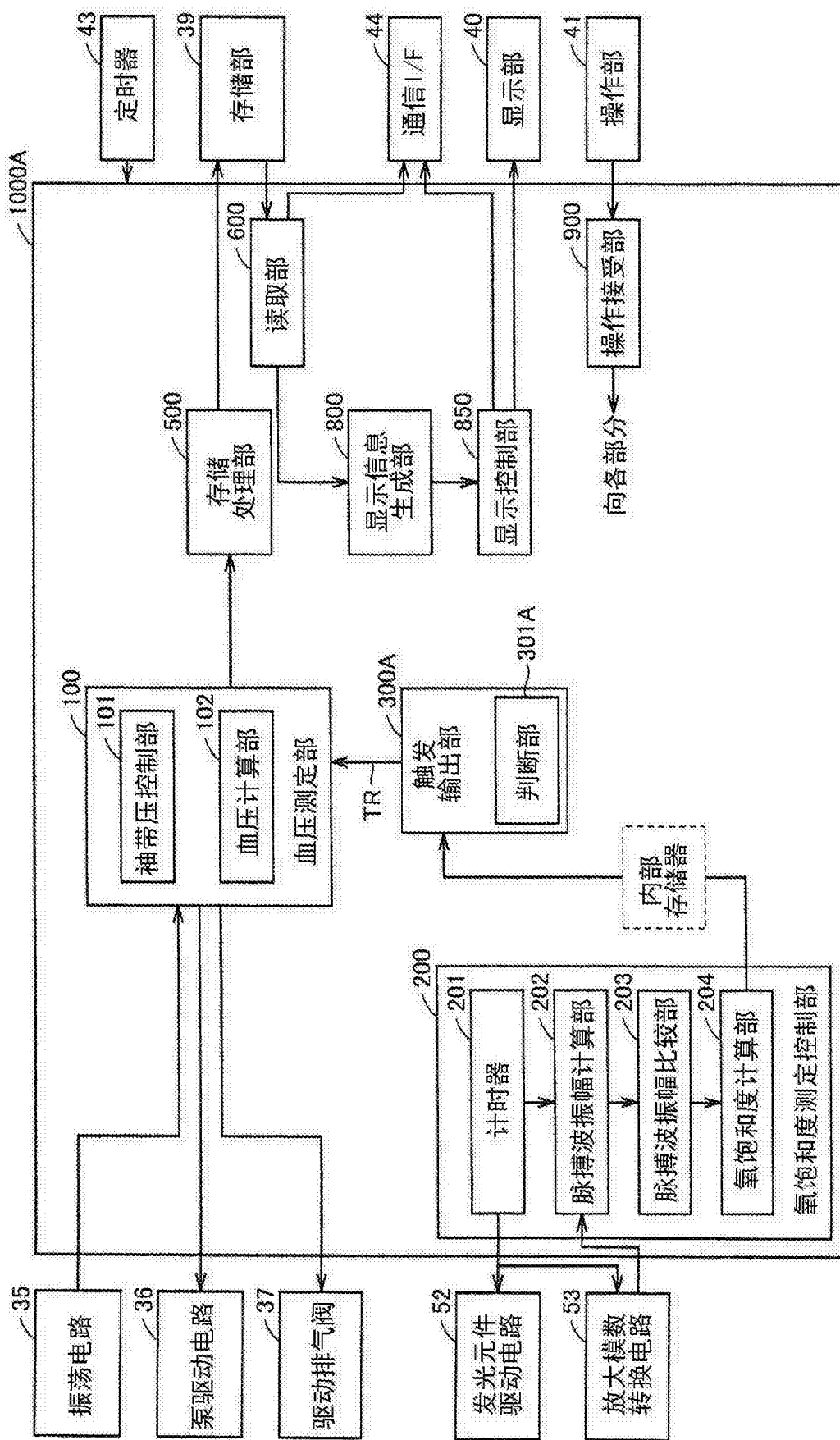


图 3

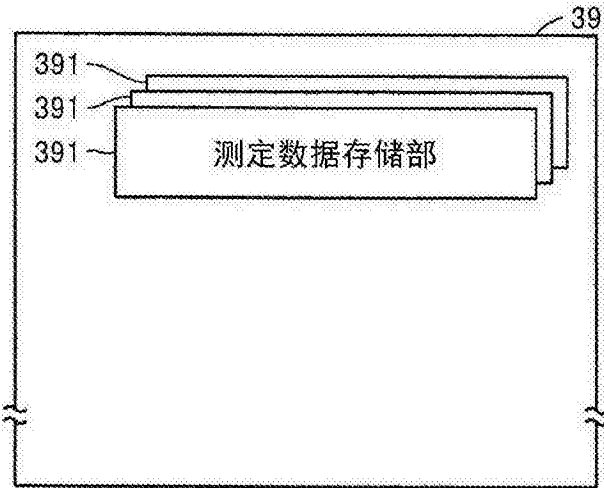


图 4

							ID
	No.	时间		...	SBP	DBP	PL
R	1	T(1)		⋮	SBP(1)	DBP(1)	PL(1)
R	2	T(2)		⋮	SBP(2)	DBP(2)	PL(2)
	⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮
	⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮
	⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮

Figure 5 is a table with 8 columns and 6 rows. The columns are labeled 'No.', '时间' (Time), an empty column, '...', 'SBP', 'DBP', 'PL', and 'ID'. The 'ID' column is pointed to by an arrow labeled '391'. The first two rows are labeled 'R' on the left. The first row contains '1', 'T(1)', an empty cell, '...', 'SBP(1)', 'DBP(1)', 'PL(1)'. The second row contains '2', 'T(2)', an empty cell, '...', 'SBP(2)', 'DBP(2)', 'PL(2)'. The remaining three rows contain vertical ellipses '⋮' in the first three columns and '⋮' in the last four columns. A large curved line is drawn between the third and fourth columns.

图 5

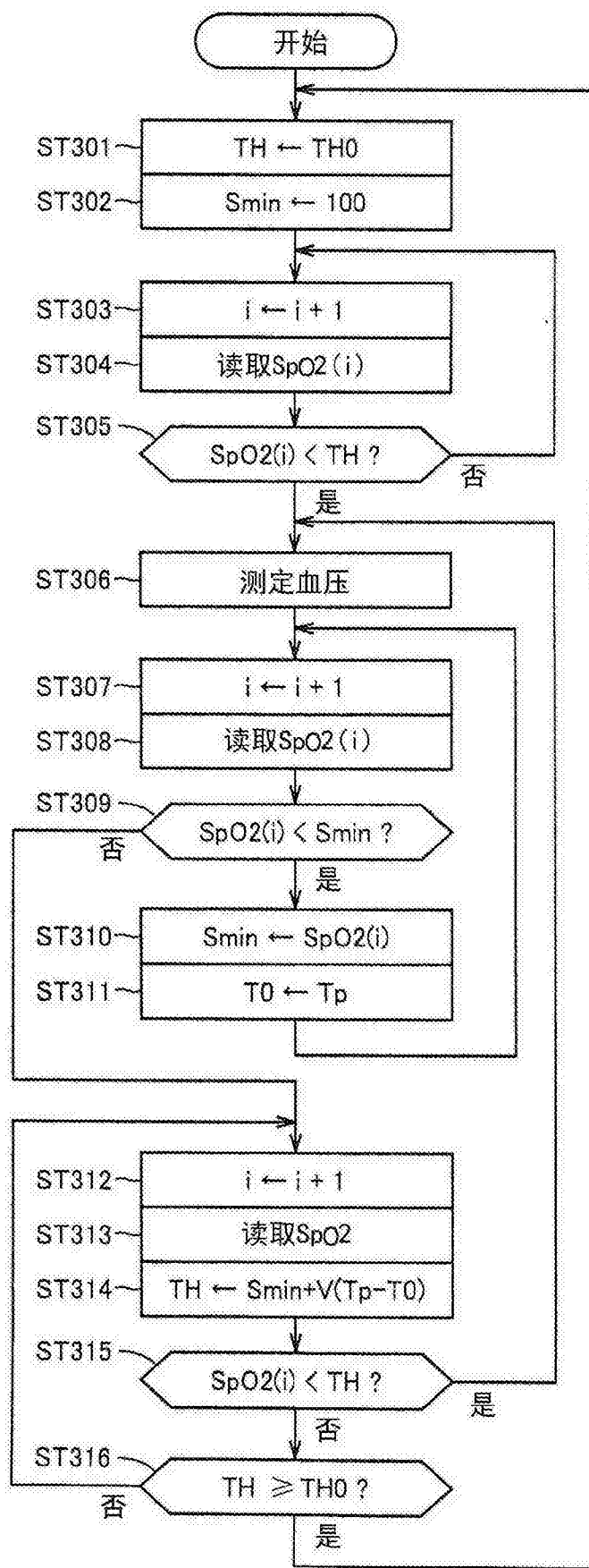


图 6

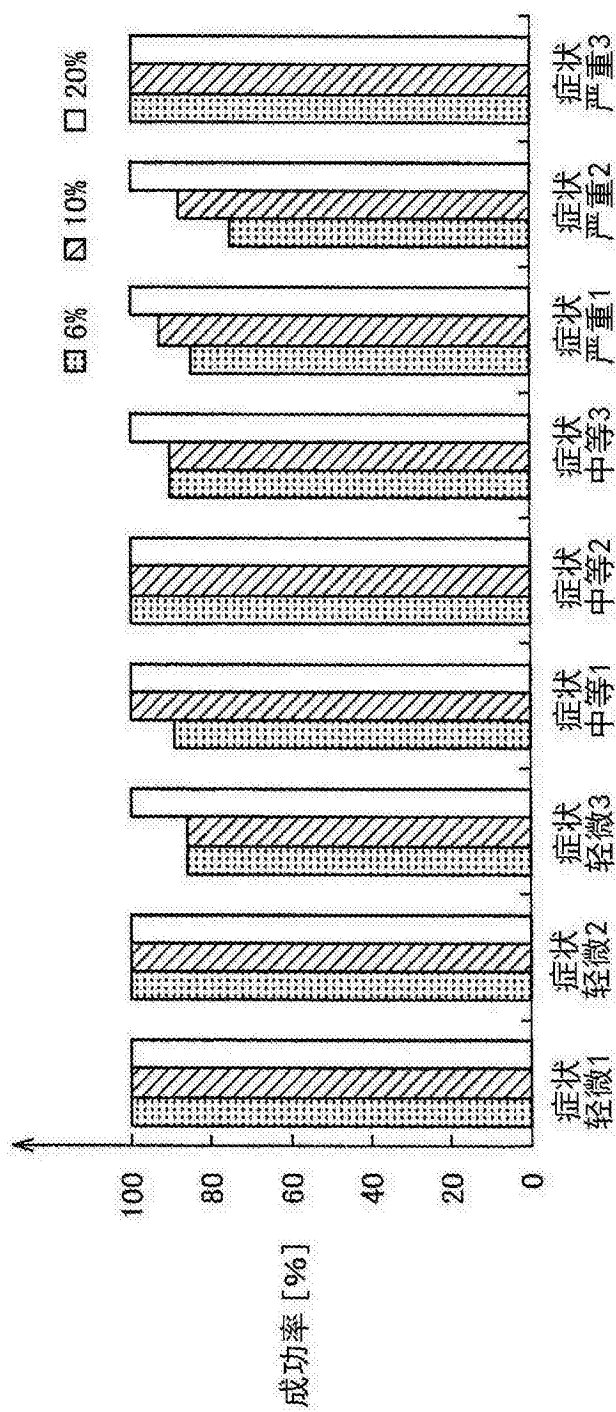


图 7

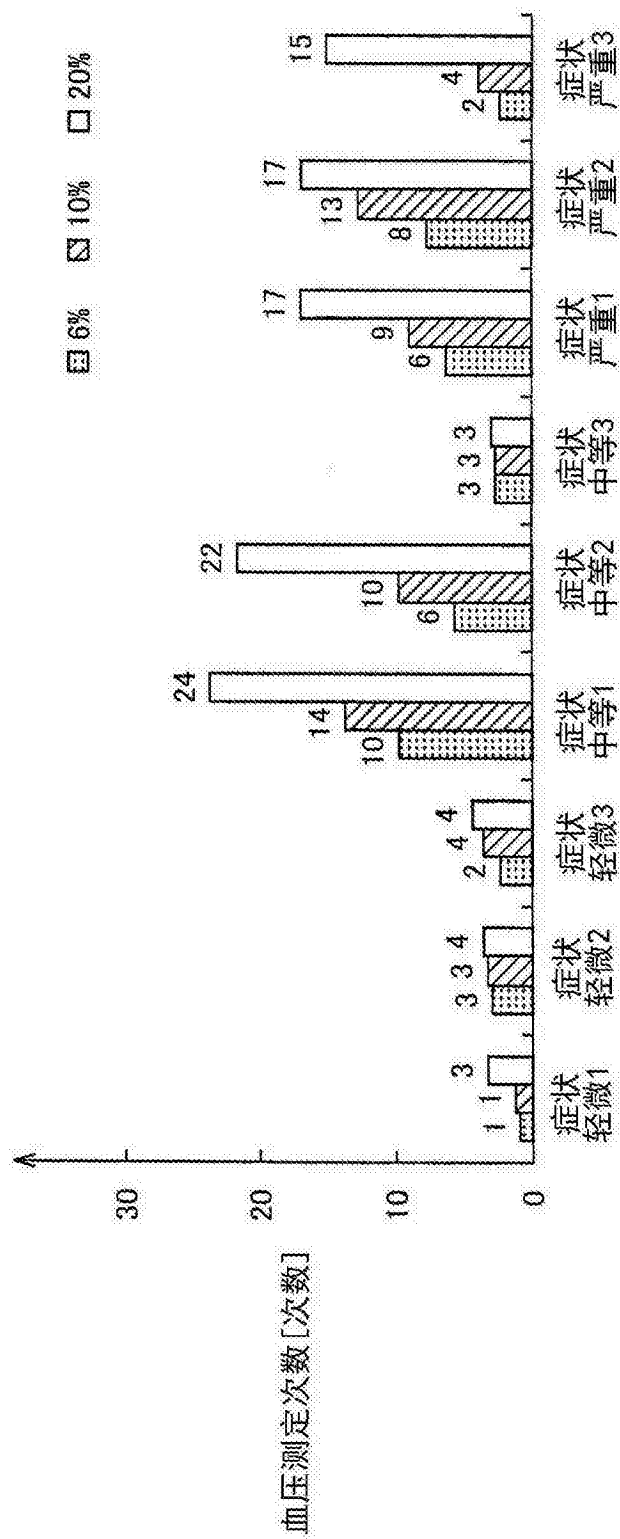


图 8

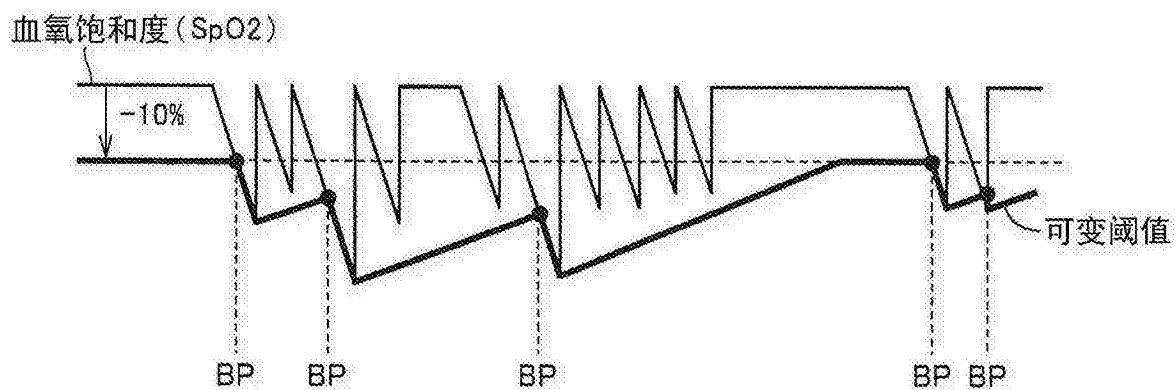
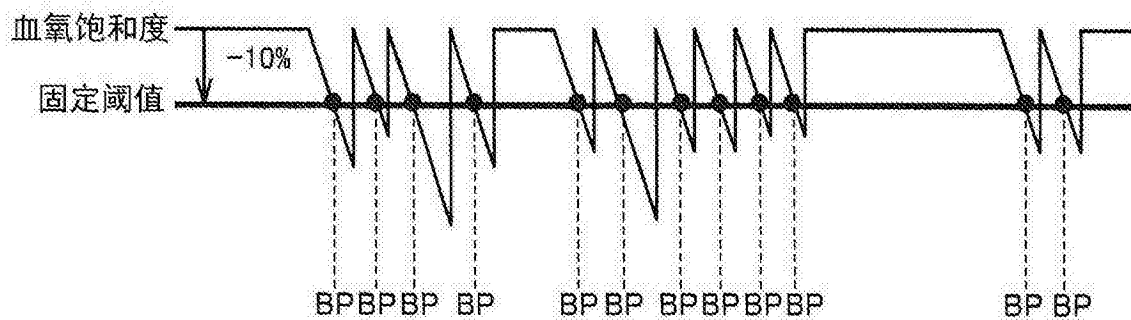


图 9

(A)



(B)

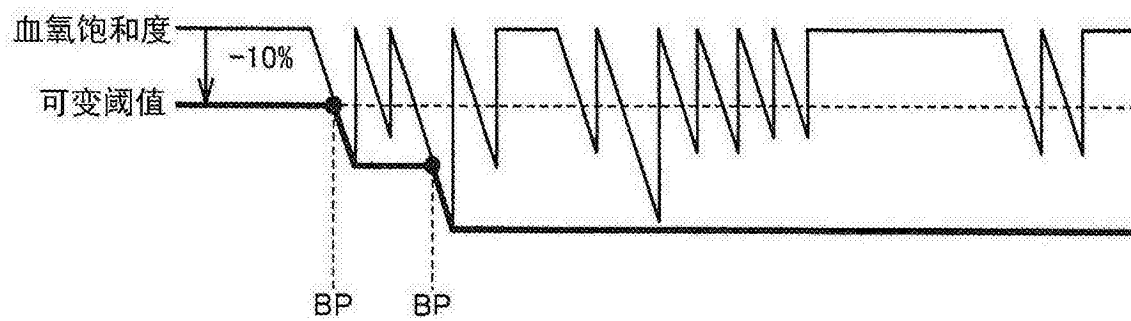


图 10

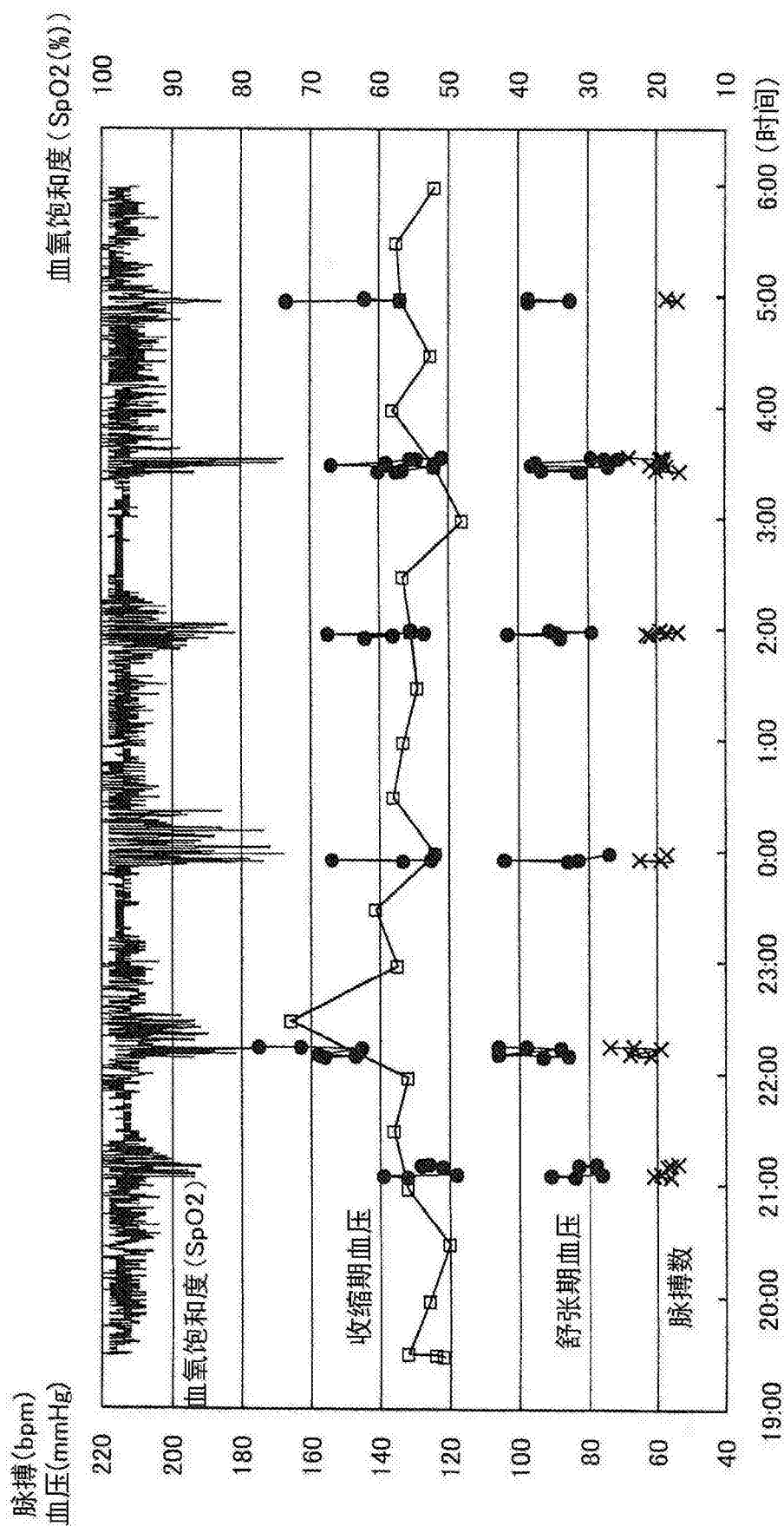


图 11

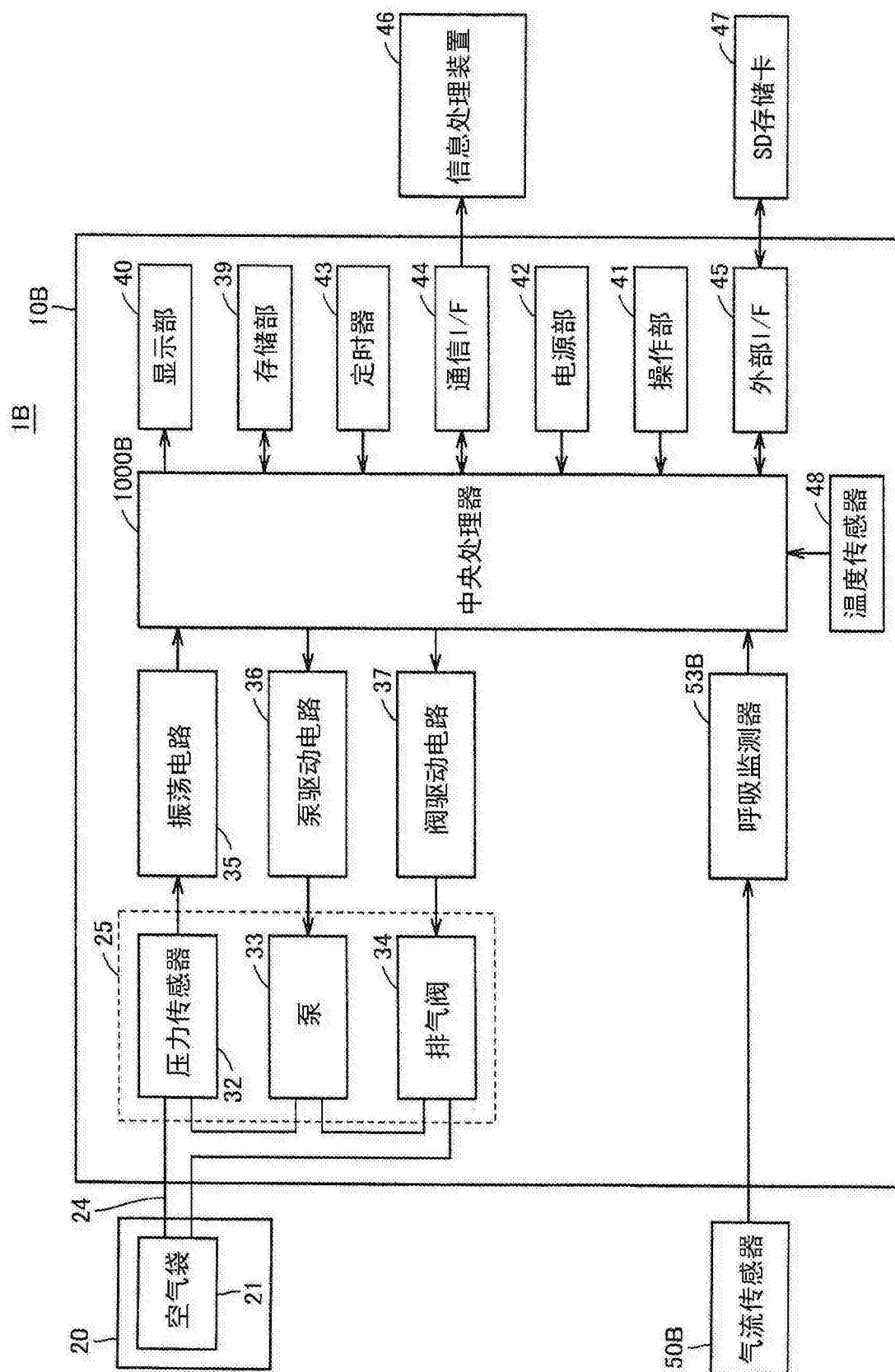


图 12

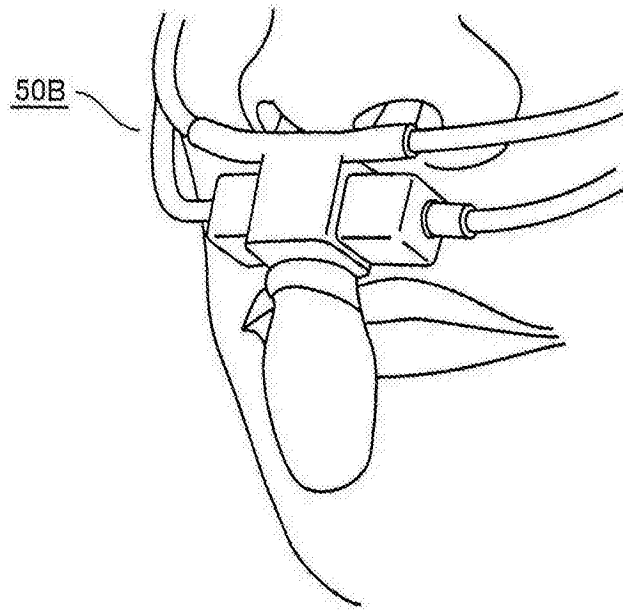


图 13

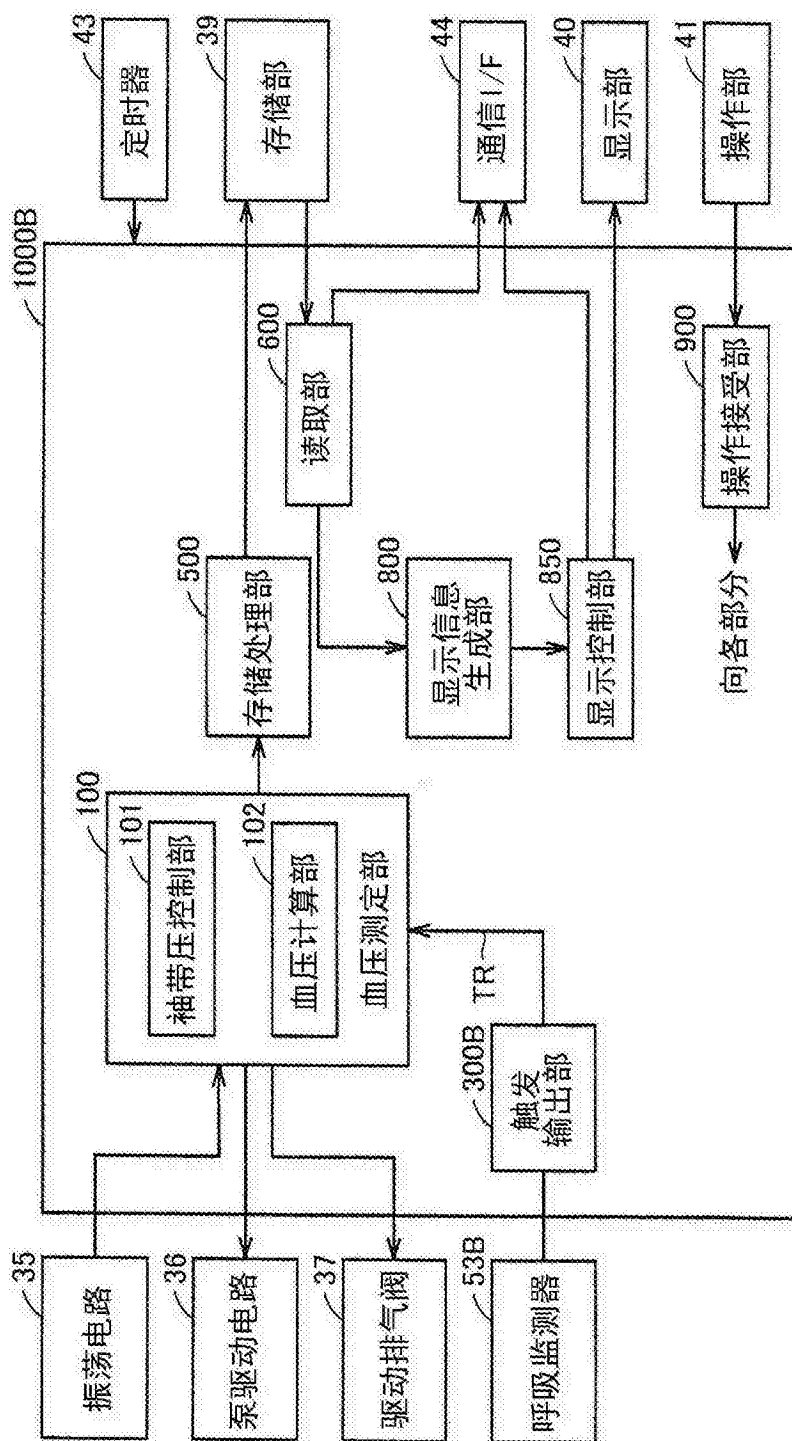


图 14

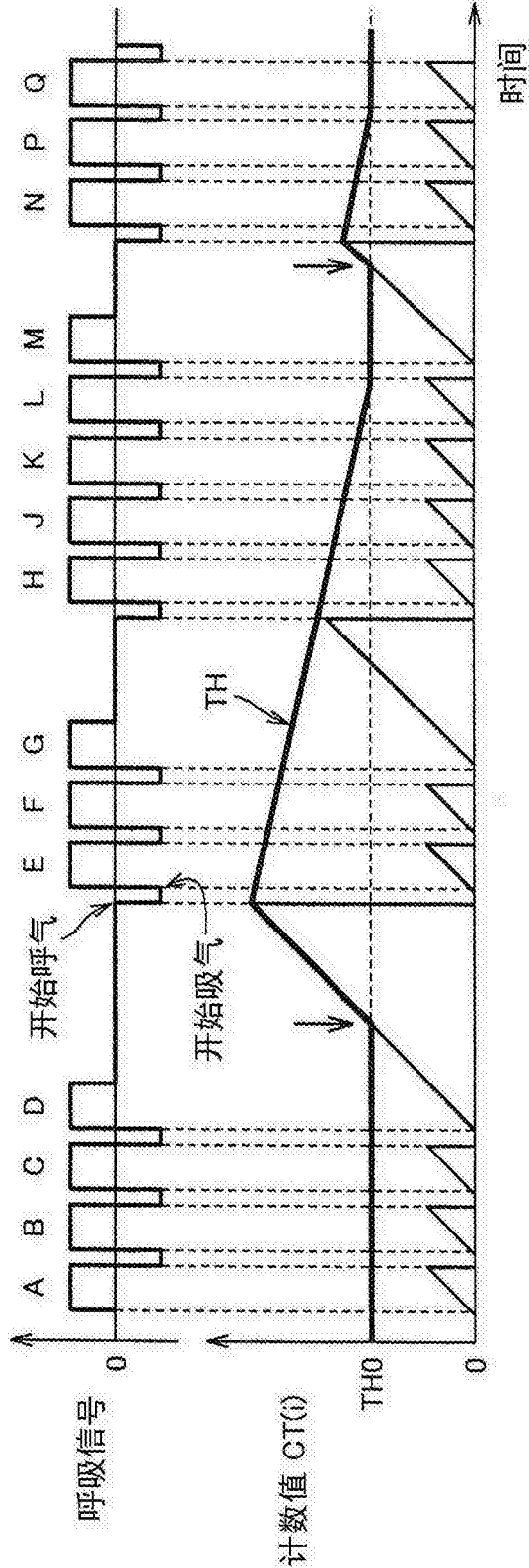


图 15

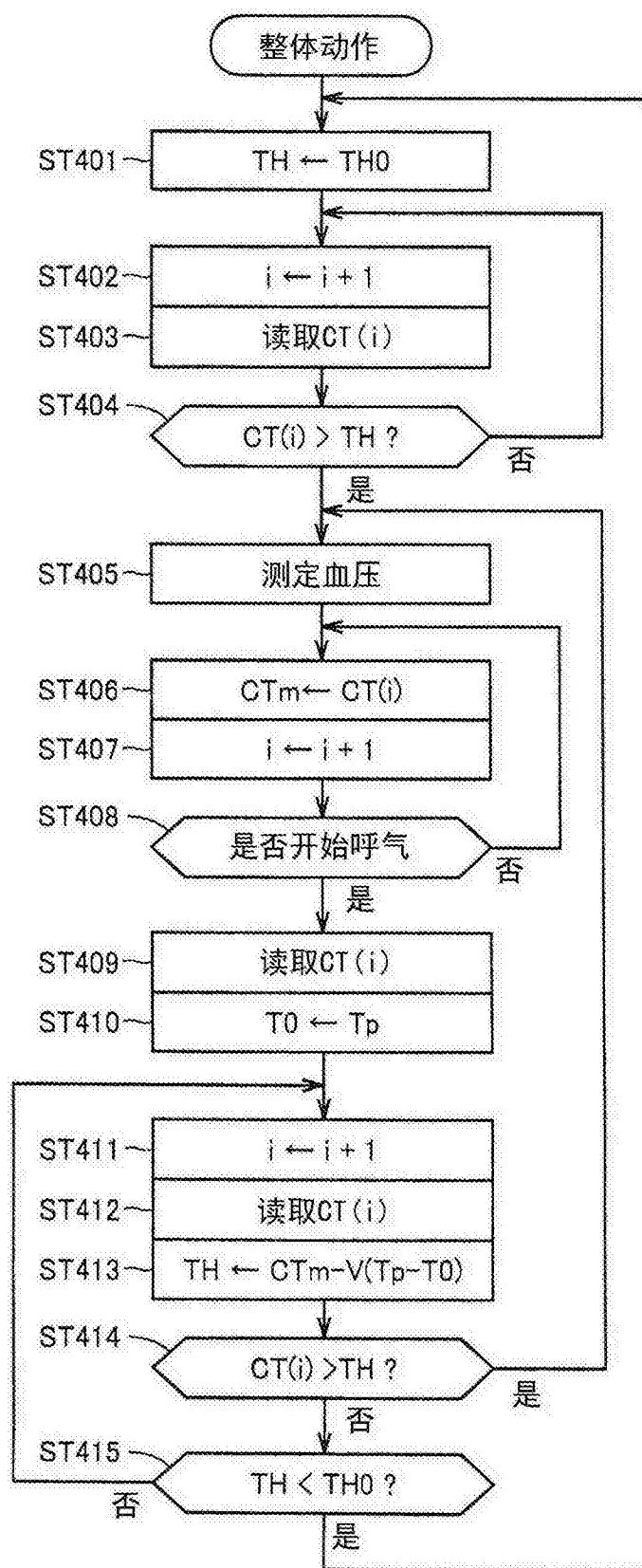


图 16

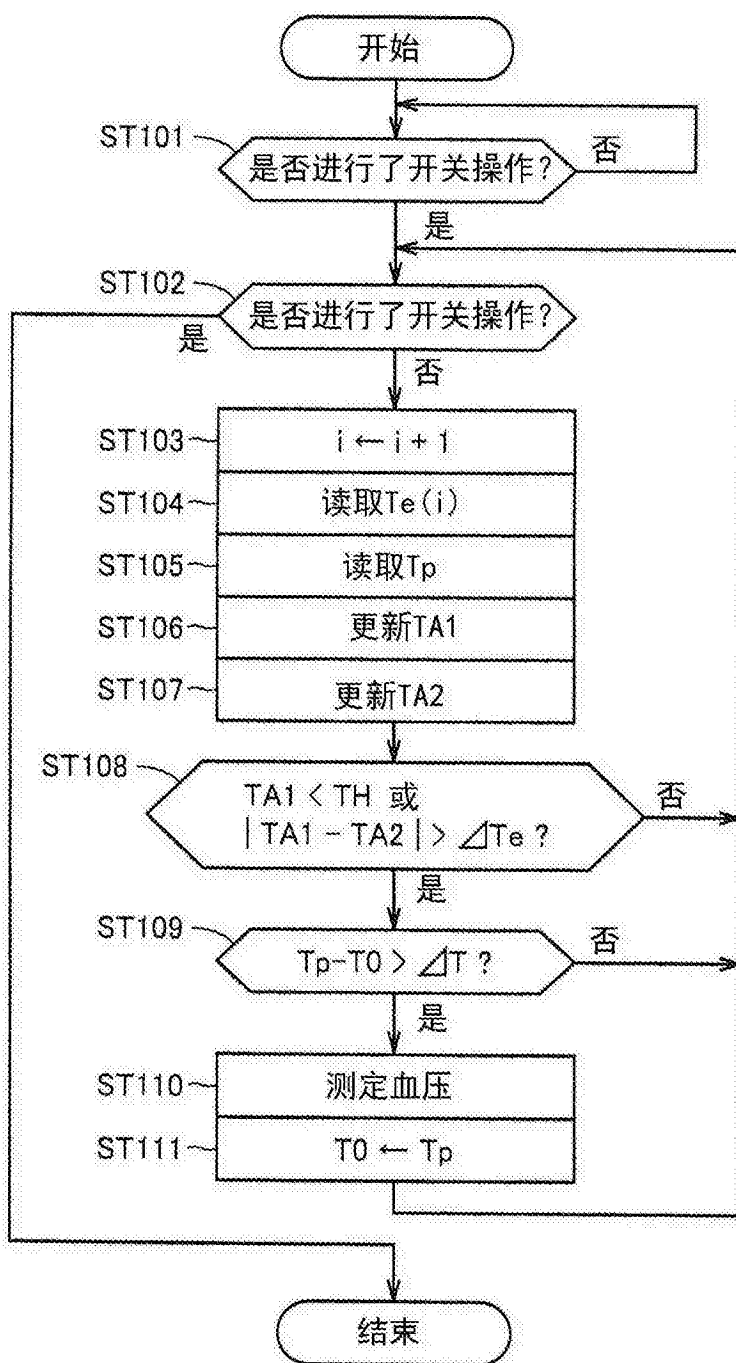


图 17