



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102123658 B

(45) 授权公告日 2013. 07. 24

(21) 申请号 200980131719. 6

A61B 5/0225 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 08. 13

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2008-221286 2008. 08. 29 JP

W0 2008015921 A1, 2008. 02. 07,

JP 2008036004 A, 2008. 02. 21,

JP 6063024 A, 1994. 03. 08,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 02. 14

审查员 桂林

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/064290 2009. 08. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02010/024129 JA 2010. 03. 04

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

地址 日本国京都府

(72) 发明人 泽野井幸哉 藤井健司 松村直美

藤田丽二

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

公司 72003

代理人 浦柏明 徐恕

(51) Int. Cl.

A61B 5/022 (2006. 01)

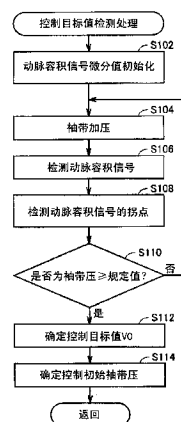
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

血压信息测定装置

(57) 摘要

为了检测动脉容积恒定控制的控制目标值, 血压信息测定装置使袖带压在特定的压力区间内瞬时变化 (S104)。在该期间内检测动脉容积信号 (S106), 并通过微分处理等来检测所检测出的动脉容积信号的拐点 (S108)。然后, 将检测出的动脉容积信号的拐点确定为控制目标值 (S112)。



1. 一种血压信息测定装置(1),通过检测动脉的容积来测定血压信息,该血压信息测定装置(1)包括:

袖带(20),其用于卷绕在规定的测定部位上,

调整单元(50),其通过加压及减压来调整所述袖带内的压力,

压力检测部(32),其用于检测表示所述袖带内的压力的袖带压,

容积检测部(70),其配置在所述袖带的规定位置,用于检测表示所述动脉的容积的动脉容积信号,上述血压信息测定装置(1)的特征在于,

包括:

控制部(100),其对所述调整单元进行伺服控制以使所述动脉的容积恒定,以此进行用于测定所述血压信息的控制;

所述控制部包括检测处理部(104),该检测处理部(104)基于所述动脉容积信号来检测所述伺服控制中的控制目标值;

所述检测处理部具有:

调整控制部(112),其控制所述调整单元,以使袖带压在特定的压力区间内瞬时变化,

决定部(114),其检测在所述调整控制部的控制期间内得到的所述动脉容积信号的拐点,并利用检测到的所述拐点来决定所述控制目标值。

2. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述调整控制部使袖带压在被测定人员1次心搏的时间内发生变化。

3. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述决定部通过检测所述动脉容积信号的微分值的最大点,来检测所述动脉容积信号的拐点。

4. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述决定部将与检测到的所述拐点相对应的值决定为所述控制目标值。

5. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,

所述调整控制部执行规定次数的用于使袖带压在所述特定的压力区间内变化的变化处理;

所述决定部将与各变化处理所得到的所述动脉容积信号的拐点相对应的值的平均值决定为所述控制目标值。

6. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,

所述调整控制部执行规定次数的用于使袖带压在所述特定的压力区间内变化的变化处理;

所述决定部将与各变化处理所得到的所述动脉容积信号的拐点相对应的值的代表值决定为所述控制目标值。

7. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述特定的压力区间是从规定的第一压力值到规定的第二压力值为止的范围。

8. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述特定的压力区间是从规定的压力值到被测定人员的最高血压推定值附近为止的范围。

9. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述特定的压力区间是从被测定人员的最低血压推定值附近到规定的压力值为止的范围。

10. 根据权利要求1所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述特定的压力区间是从

被测定人员的最低血压推定值附近到被测定人员的最高血压推定值附近为止的范围。

11. 根据权利要求 1 所述的血压信息测定装置,其特征在于,所述特定的压力区间是以被测定人员的平均血压推定值为中心的规定的压力范围。

血压信息测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压信息测定装置,特别涉及能够利用容积补偿法测定血压信息的血压信息测定装置。

背景技术

[0002] 以往,作为能够以非侵入方式简便地测定血压的方法,开发出了基于容积补偿法的血压测定方法。所谓的容积补偿法如下。即,利用袖带从生体外压迫动脉,并且使与心搏同步地搏动的动脉的容积始终保持恒定。通过使动脉的容积保持恒定,使压迫测定部位的压力(袖带压)与测定部位的动脉的内压即血压平衡,通过检测维持该平衡状态时的袖带压,连续地得到血压值。

[0003] 因此,在容积补偿法中,重要的两点是:检测动脉处于无负荷状态时的容积值即控制目标值(以下也称为“V0”)以及维持该无负荷状态(伺服控制)。特别地,由于V0的决定将直接影响血压测定的精度,因此V0的决定非常重要。

[0004] 就V0的决定方法而言,例如有如日本特开昭 59-156325 号公报(专利文献 1)所公开的如下的方法:利用袖带逐渐地压迫动脉,并检测此时得到的动脉容积变化信号的最大点,以此来决定V0。

[0005] 以往就提出了用于缩短决定V0所需的时间的方案。例如在日本特开 2008-36004 号公报(专利文献 2)中,使袖带压与高频微小压振动(例如,20Hz,10mmHg 的正弦波状的压振动)重叠,并检测该高频微小压振动引起的动脉容积变化达到最大的点,以此来决定V0。

[0006] 另外,关于血压的测定时间的缩短,与容积补偿法不同地,在美国专利第 6802816 号(专利文献 3)中公开了如下的技术。即,使袖带压在一次心搏以内急速加减压,并且检测出表示达到动脉内压=袖带压的瞬时的脉搏波上的特征点。将检测出该特征点的时间点的袖带压决定为血压值。

[0007] 现有专利文献:

[0008] 专利文献 1:日本特开昭 59-156325 号公报;

[0009] 专利文献 2:日本特开 2008-36004 号公报;

[0010] 专利文献 3:美国专利第 6802816 号。

发明内容

[0011] 发明所要解决的问题

[0012] 日本特开昭 59-156325 号公报(专利文献 1)的方法能够检测出正确的V0,但决定V0至少需要 30 秒钟以上。因此,从测定开始到最初的决定血压为止需要 $30+\alpha$ 秒钟以上的时间。另外,在连续测定血压的过程中,V0 往往根据血压变动、应力(stress)、环境变化等而变动,这种情况需要再次检测V0,但此种情况,直到决定出V0为止也至少需要 30 秒钟。因此,开始连续测定血压之后、再次决定V0过程中是无法进行血压测定的。

[0013] 即使利用日本特开 2008-36004 号公报(专利文献 2)的发明,为了确保V0的决定

精度,也需要将袖带压的加压速度抑制在 20mmHg/sec 左右。因此,决定 V0 需要 10 秒钟左右。

[0014] 本发明是为了解决如上所述的问题而做出的,其目的在于提供一种能够瞬时决定控制目标值(V0)的容积补偿式的血压信息测定装置。

[0015] 用于解决问题的手段

[0016] 本发明的一种技术方案涉及的血压信息测定装置,通过检测动脉的容积来测定血压信息,其包括:袖带,其用于卷绕在规定的测定部位上;调整单元,其通过加压及减压来调整袖带内的压力;压力检测部,其用于检测表示袖带内的压力的袖带压;容积检测部,其配置在袖带的规定位置,用于检测表示动脉的容积的动脉容积信号;及控制部,其对调整单元进行伺服控制以使动脉的容积恒定,以此进行用于测定血压信息的控制。控制部包括检测处理部,该检测处理部基于动脉容积信号来检测伺服控制中的控制目标值。检测处理部具有:调整控制部,其控制调整单元,以使袖带压在特定的压力区间内瞬时变化;决定部,其检测在调整控制部的控制期间内得到的动脉容积信号的拐点,并利用检测到的拐点来决定控制目标值。

[0017] 优选地,调整控制部使袖带压在被测定人员 1 次心搏的时间内发生变化。

[0018] 优选地,决定部通过检测动脉容积信号的微分值的最大点,来检测动脉容积信号的拐点。

[0019] 优选地,决定部将与动脉容积信号的拐点相对应的值决定为控制目标值。

[0020] 优选地,调整控制部执行规定次数的用于使袖带压在特定的压力区间内变化的变化处理,并且决定部将与各变化处理所得到的动脉容积信号的拐点相对应的值的平均值决定为控制目标值。

[0021] 优选地,调整控制部执行规定次数的用于使袖带压在特定的压力区间内变化的变化处理,并且决定部将与各变化处理所得到的动脉容积信号的拐点相对应的值的代表值决定为控制目标值。

[0022] 优选地,特定的压力区间是从规定的第一压力值到规定的第二压力值为止的范围。

[0023] 或者,优选地,特定的压力区间是从规定的压力值到被测定人员的最高血压推定值附近为止的范围。

[0024] 或者,优选地,特定的压力区间是从被测定人员的最低血压推定值附近到规定的压力值为止的范围。

[0025] 或者,优选地,特定的压力区间是从被测定人员的最低血压推定值附近到被测定人员的最高血压推定值附近为止的范围。

[0026] 或者,优选地,特定的压力区间是以被测定人员的平均血压推定值为中心的规定的压力范围。

[0027] 发明的效果

[0028] 根据本发明,使袖带压在特定的压力区间内瞬时变化,并基于在该期间内检测到的动脉容积信号的拐点来决定控制目标值。因此,能够在远远短于以往的时间内决定基于容积补偿法连续测定血压所需的控制目标值。

附图说明

- [0029] 图 1 是本发明实施方式的血压信息测定装置的外观立体图。
- [0030] 图 2 是表示本发明实施方式的血压信息测定装置的硬件结构的框图。
- [0031] 图 3 是表示本发明实施方式的血压信息测定装置的功能结构的功能框图。
- [0032] 图 4 是表示动脉的力学特性的曲线图。
- [0033] 图 5 是用于比较现有的控制目标值决定方法和本发明实施方式的控制目标值决定方法的图,图 5 的 (a) 部分表示以往的普通的决定方法,图 5 的 (b) 部分表示本发明实施方式的决定方法。
- [0034] 图 6 是表示使袖带压瞬时加压时的动脉容积信号的特性的图,图 6 的 (a) 部分的曲线图中沿着时间轴示出了袖带压的变化与假想的动脉内压之间的关系,图 6 的 (b) 部分的曲线图中沿着与图 6 的 (a) 部分的曲线图相同的时间轴示出了动脉容积信号伴随着袖带压的变化而变化的典型例。
- [0035] 图 7 是表示本发明实施方式的血压测定处理的流程图。
- [0036] 图 8 是表示本发明实施方式的控制目标值检测处理的流程图。
- [0037] 图 9 是表示本发明实施方式的各测定数据的数据结构例的图。

具体实施方式

[0038] 参照附图详细地说明本发明实施方式。其中,附图中相同或者相应部分标注相同的附图标记,所以省略其说明。

[0039] 本发明实施方式的血压信息测定装置基于容积补偿法测定血压信息。在本实施方式中,所谓的“血压信息”是表示循环器官系统的特征的信息,至少包括脉搏波,除了脉搏波之外,还包括能够根据脉搏波计算出来的指标,例如,连续的血压值(血压波形)、最高血压、最低血压、平均血压、脉搏数及 AI(Augmentation Index:增大指数)值等。

[0040] 作为上述血压信息的脉搏波,根据捕捉对象不同,存在压力脉搏波和容积脉搏波。压力脉搏波是指,通过将血管内容积伴随心脏搏动的变动转换为袖带的容积变化,从而捕捉到的、作为袖带压伴随袖带容积变化的变动的脉搏波,并且压力脉搏波能够基于来自压力传感器的输出而获得。容积脉搏波是指,捕捉到的作为血管内容积伴随心脏搏动的变动的脉搏波,并且容积脉搏波能够基于来自动脉容积传感器的输出而获得。另外,也能够捕捉血管内的血液组织量变动作为血管内容积的变动。

[0041] 本说明书中使用的血压信息测定装置这一术语,是指至少具有取得脉搏波功能的整个装置,更特定地,基于容积补偿法,也指利用光学方法来检测血液组织量变动并取得容积脉搏波的装置。在此意义上,不限于将所取得的容积脉搏波原封不动作为测定结果输出的装置,也包括以下装置:仅将基于所取得的容积脉搏波计算或者计测出的如上所述的特定的指标作为测定结果输出的装置;将容积脉搏波和特定的指标这两者作为测定结果输出的装置。

[0042] <外观和结构>

[0043] (外观)

[0044] 图 1 是本发明实施方式的血压信息测定装置 1 的外观立体图。血压信息测定装置 1 的外观与通常的血压计相同。

[0045] 参照图 1, 血压信息测定装置 1 具有主体部 10 和能够卷绕在被测定人员的手腕上的袖带 20。主体部 10 安装在袖带 20 上。在主体部 10 的表面上配置有显示部 40, 其由例如液晶等构成; 操作部 41, 其用于接受来自用户(被测定人员)的指示。操作部 41 包括多个开关。

[0046] 另外, 在本实施方式中, 说明袖带 20 装戴在被测定人员的手腕上的情况。但是, 装戴袖带 20 的部位(测定部位)并不是限定于手腕, 例如也可以是上臂。

[0047] 另外, 举例说明本实施方式的血压信息测定装置 1 为如图 1 所示地在袖带 20 上安装主体部 10 的形式。但是, 也可以是上臂式的血压信息测定装置所采用的那种通过空气管(图 2 中的空气管 31)连接主体部 10 和袖带 20 的形式。

[0048] (硬件结构)

[0049] 图 2 是表示本发明实施方式的血压信息测定装置 1 的硬件结构的框图。

[0050] 参照图 2, 血压信息测定装置 1 的袖带 20 包括空气袋 21 和动脉容积传感器 70。动脉容积传感器 70 具有发光元件 71 和受光元件 72。发光元件 71 对动脉照射光, 受光元件 72 接受发光元件 71 所照射的光的动脉透射光或反射光。发光元件 71 和受光元件 72 例如隔着规定的间隔地配置在空气袋 21 的内侧。

[0051] 另外, 动脉容积传感器 70 只要能够检测动脉的容积即可, 可以利用阻抗传感器(阻抗脉波计: impedance plethysmograph)来检测动脉的容积。此时, 代替发光元件 71 和受光元件 72, 包括多个电极(用于施加电流的电极对和用于检测电压的电极对), 这些多个电极用于检测包括动脉的部位的阻抗。

[0052] 空气袋 21 经由空气管 31 与空气系统 30 相连接。

[0053] 主体部 10 除了保留上述的显示部 40 和操作部 41 以外, 还包括: 空气系统 30; CPU(Central Processing Unit: 中央处理单元)100, 其用于集中控制各部并且进行各种运算处理; 存储部 42, 其用于存储使 CPU100 执行规定的动作的程序及各种数据; 非易失性存储器(例如闪存器)43, 其用于存储测定得到的血压信息; 电源 44, 其用于对 CPU100 供电; 计时部 45, 其进行计时动作; 及接口部 46, 其用于与可装拆的记录介质 132 进行程序及数据的读取和写入。

[0054] 操作部 41 具有: 电源开关 41A, 其接受用于接通(ON)或者断开(OFF)电源的指示的输入; 测定开关 41B, 其用于接受测定开始的指示; 停止开关 41C, 其用于接受测定停止的指示; 及存储器开关 41D, 其用于接受读取闪存器 43 所记录的血压等信息的指示。

[0055] 空气系统 30 包括: 压力传感器 32, 其用于检测空气袋 21 内的压力(袖带压); 泵 51, 其为了对袖带压进行加压而向空气袋 21 供应空气; 及阀 52, 其为了排出或者封入空气袋 21 的空气而进行开闭。

[0056] 主体部 10 还包括发光元件驱动电路 73、动脉容积检测电路 74 及与上述空气系统 30 相关的振荡电路 33、泵驱动电路 53 及阀驱动电路 54。

[0057] 发光元件驱动电路 73 根据来自 CPU100 的指令信号, 使发光元件 71 在规定的时机发光。动脉容积检测电路 74 通过将来自受光元件 72 的输出转换成电压值来检测出动脉容积。

[0058] 压力传感器 32 例如是静电电容型的压力传感器, 容量值随着袖带压而变化。振荡电路 33 将与压力传感器 32 的容量值相对应的振荡频率信号输出至 CPU100。CPU100 将从

振荡电路 33 得到的信号转换成压力,并检测压力。泵驱动电路 53 基于从 CPU100 接收的控制信号来控制泵 51 的驱动。阀驱动电路 54 基于从 CPU100 接收的控制信号来进行阀 52 的开闭控制。

[0059] 泵 51、阀 52、泵驱动电路 53 及阀驱动电路 54 构成调整单元 50,该调整单元 50 用于通过加压及减压来调整袖带 20 内的压力。另外,构成调整单元 50 的装置不限于上述结构。例如,调整单元 50 除了上述结构以外,也可以包括气缸 (air cylinder)、用于驱动气缸的促动器 (actuator)。

[0060] 另外,使袖带 20 包括空气袋 21,供应给袖带 20 的流体不限于空气,例如也可以是液体、凝胶体 (gel)。或者,并不限于流体,也可以是微珠 (micro beads) 等均匀的微粒子。

[0061] (功能结构)

[0062] 图 3 是表示本发明实施方式的血压信息测定装置 1 的功能结构的功能框图。

[0063] 参照图 3,CPU100 包括袖带压取得部 102、检测处理部 104、伺服控制部 106 及血压决定部 108。另外,在图 3 中,为了说明简单,在这些功能方框之间仅示出了直接收发信号或数据的周围的硬件。

[0064] 袖带压取得部 102 基于来自振荡电路 33 的信号取得袖带压。更具体而言,通过将振荡电路 33 所检测出的振荡频率的信号转换成压力来取得袖带压。取得的袖带压输出至检测处理部 104、伺服控制部 106 及血压决定部 108。

[0065] 检测处理部 104 进行控制目标值 V_0 和初始控制袖带压 PC_0 的检测处理。本实施方式的检测处理部 104 的具体处理在后阐述。

[0066] 伺服控制部 106 与调整单元 50 相连接,进行伺服控制以使动脉容积与 V_0 一致。即,对袖带 20 内的压力进行反馈控制,以使表示动脉容积信号的交流成分的动脉容积变化信号的值成为“0”。

[0067] 血压决定部 108 在伺服控制的期间内连续地决定(测定)血压。具体而言,按时序从动脉容积检测电路 74 取得动脉容积信号,从袖带压取得部 102 取得袖带压信号,并且将动脉容积值与 V_0 之差达到规定的阈值以下的时间点的袖带压决定为血压。

[0068] 另外,在一连串血压测定期间,CPU100 向发光元件驱动电路 73 发送指令信号,以此使发光元件 71 以恒定的间隔发光。

[0069] 另外,CPU100 所包括的各功能方框的动作可以通过执行存储部 42 中所存储的软件来实现,并且这些功能方框中的至少一个可以用硬件来实现。

[0070] 这里,说明检测处理部 104 的具体的处理。

[0071] 首先,利用图 4 至图 6 说明本实施方式的决定 V_0 的原理。

[0072] 图 4 是表示动脉的力学特性的曲线图。图 4 的曲线图表示内外压差 P_{tr} 与动脉容积 V 之间的关系,在该曲线图中,横轴为内外压差 P_{tr} ,纵轴为动脉容积 V 。内外压差 P_{tr} 表示动脉内压 P_a 与袖带压 P_c 之差,其中,袖带压 P_c 是从生体的外部利用袖带施加的袖带压。

[0073] 如该曲线图所示,动脉的力学特性通常表示为较强的非线性,并且在内外压差 P_{tr} 为 0(平衡状态)时,即动脉壁处于无负荷状态时,动脉的顺应性 (compliance: 搏动引起的容积的变化量) 达到最大。即,容积变化相对于压力变化的跟踪性 (进展性) 达到最大。容积补偿法中,通过依次控制生体外压 (袖带压),以使检测出的动脉容积始终是内外压差

Ptr 成为 0 的时间点的容积值,以此来测定血压。因此,需要在测定血压之前决定内外压差 Ptr 成为 0 的时间点的容积值,即控制目标值 V0。

[0074] 图 5 是用于比较以往的 V0 决定方法和本发明实施方式的 V0 决定方法的图。图 5 的 (a) 部分示出了以往的通常的决定方法,图 5 的 (b) 部分示出了本发明实施方式的决定方法。

[0075] 参照图 5 的 (a) 部分,以往是用 3mmHg/sec 左右的低速使袖带压 PC 渐渐地加压(上段),并且在该期间内检测动脉容积信号 PGdc(中段)。另外,检测动脉容积信号 PGdc 的每一拍的变化量(ΔV),即动脉容积变化信号 PGac,并检测该动脉容积变化信号 PGac 达到最大的点 MAXa(下段)。然后,将检测出最大点 MAXa 的时间点的动脉容积信号 PGdc 的平均值决定为 V0。因此,以往决定 V0 通常需要 30 秒钟以上。

[0076] 与之相对,在本发明实施方式中,着眼于 V0 点是动脉的顺应性达到最大的点,即袖带压与动脉内压相平衡的点,以此通过根据袖带压的变化过程中(加压或者减压过程中)的动脉容积信号来检测出动脉顺应性最大的点,从而高速地决定 V0。

[0077] 图 6 是表示对袖带压进行瞬时加压时的动脉容积信号的特性的图。图 6 的 (a) 部分沿着时间轴示出了袖带压的变化与假想的动脉内压之间的关系。图 6 的 (b) 部分沿着与图 6 的 (a) 部分相同的时间轴示出了动脉容积信号伴随袖带压的变化而变化的典型例。

[0078] 如上所述,美国专利第 6802816 号(专利文献 3)公开了以下技术:在一次心搏以内使袖带压急速地加减压,并检测表示动脉内压=袖带压的瞬时的脉搏波上的特征点(拐点),并将该时间点的袖带压决定为血压值。

[0079] 参照图 6 的 (a) 部分和图 6 的 (b) 部分,若使袖带压瞬时加压,则袖带压与动脉内压一致的时间点 t1 处的动脉容积信号 PGdc 的点 P1 成为动脉的顺应性最大的点。因此,在该点 P1,动脉容积信号 PGdc 上出现拐点。若根据该原理来检测动脉容积信号 PGdc 的拐点,则能够将此时的动脉容积信号 PGdc 的值决定为 V0。通过对动脉容积信号 PGdc 进行微分等的方法来能容易地进行检测到拐点。

[0080] 根据以上,再次参照图 3,本实施方式的检测处理部 104 包括:调整控制部 112,其用于使袖带压在特定的压力区间内瞬时变化;决定部 114,其用于将调整控制部 112 在控制期间内得到的动脉容积信号的拐点决定为控制目标值。其中,所谓的“使袖带压变化”,是指使袖带压加压及使袖带压减压中的任一种,在本实施方式为前者。

[0081] 具体而言,参照图 5 的 (b) 部分,调整控制部 112 通过控制调整单元 50 的泵驱动电路 53 和阀驱动电路 54,来使袖带压瞬时(在一次心搏以内)加压(上段)。决定部 114 在该期间内从动脉容积检测电路 74 检测动脉容积信号 PGdc(中段)。然后,为了检测动脉容积信号 PGdc 的拐点,而检测例如动脉容积信号的微分值 dPGdc 的最大点 MAXb(下段)。决定部 114 将检测出最大点 MAXb 的时间点的动脉容积信号 PGdc 的值决定为 V0。决定部 114 还将检测出最大点 MAXb 的时间点的袖带压决定为控制初始袖带压(以下简称为“PC0”)。

[0082] 上述伺服控制部 106 进行伺服控制,以使如此决定出的 V0 与动脉容积相一致。

[0083] <动作>

[0084] 图 7 是表示本发明实施方式的血压测定处理的流程图。图 7 的流程图所示的处理作为程序预先存储在存储部 42 中,CPU100 通过读取并执行该程序,来实现血压测定处理的功能。

[0085] 参照图 7, CPU100 判断是否已按下电源开关 41A(步骤 S2)。若判断为已按下电源开关 41A(步骤 S2:是), 则进入步骤 S4。

[0086] 在步骤 S4 中, CPU100 进行初始化处理。具体而言, 初始化存储部 42 的规定区域, 排出空气袋 21 的空气, 并进行压力传感器 32 的 0mmHg 校正。

[0087] 若初始化结束, 则 CPU100 判断是否已按下测定开关 41B(步骤 S6)。待机至按下测定开关 41B 为止。若判断为已按下测定开关 41B(步骤 S6:是), 则进入步骤 S8。

[0088] 在步骤 S8 中, 检测处理部 104 执行控制目标值检测处理。即, 决定 V0 和 PC0。利用图 8 的流程图说明控制目标值检测处理。

[0089] 图 8 是表示本发明实施方式的控制目标值检测处理的流程图。

[0090] 参照图 8, 首先, 检测处理部 104 的决定部 114 对存储动脉容积信号的微分值最大值的微分值存储区域(例如, 存储部 42 的规定区域)进行初始化(步骤 S102)。

[0091] 接着, 检测处理部 104 的调整控制部 112 通过向调整单元 50 发送控制信号, 开始进行袖带 20 的加压(步骤 S104)。加压的速度只要是在被测定人员的一次心搏以内能够对特定的压力区间进行加压的速度即可, 可以是规定的速度。优选地, 规定的速度是考虑普通成人的脉压和心搏数的速度。具体而言, 例如可以设定在 0.3mmHg/ms 至 0.8mmHg/ms 之间, 更优选地, 设定在 0.4mmHg/ms 至 0.6mmHg/ms 之间。

[0092] 在本实施方式中, 特定的压力区间的下限(最小值)和上限(最大值)分别为规定值(例如, 下限为 0mmHg, 上限为 280mmHg)。但是, 下限和上限均不限于规定值。由于检测出 V0 的袖带压为平均血压附近, 所以下限可以在被测定人员的最低血压推定值附近, 上限可以在被测定人员的最高血压推定值附近。所谓的最低血压推定值附近, 例如是最低血压推定值 $\pm$ 规定压力(例如 10mmHg)范围内的任一值, 预先规定有该范围中作为下限值的、以最低血压推定值为基准的相对值(也包括“0”)。所谓的最高血压推定值附近, 例如是最高血压推定值 $\pm$ 规定压力(例如 10mmHg)范围内的任一值, 预先规定有该范围中作为上限值的、以最高血压推定值为基准的相对值。

[0093] 或者, 特定的压力区间也可以是以被测定人员的平均血压推定值为中心的规定的压力范围。规定的压力范围例如是从(平均血压推定值)-(规定压(例如 20mmHg))到(平均血压推定值)+(规定压(例如 20mmHg))的范围。

[0094] 另外, 上述的上限和下限的组合可以替换。另外, 上述各血压推定值可以是基于闪存器 43 所存储的之前(例如上一次)的测定结果的值, 也可以是从外部输入的值。就后者的值而言, 例如假定为通过操作部 41 输入的值、从接口部 46 输入的值等。

[0095] 若开始进行袖带 20 的加压, 则检测处理部 104 的决定部 114 从动脉容积检测电路 74 检测动脉容积信号(步骤 S106)。同时从袖带压取得部 102 输入袖带压。所检测出的动脉容积信号的值暂时按时序与袖带压相对应地存储。

[0096] 然后, 决定部 114 检测动脉容积信号是否存在拐点(步骤 S108)。具体而言, 如上所述, 首先, 计算步骤 S106 中所检测出的动脉容积信号的微分值。然后, 判断该微分值是否最大。更详细地说, 决定部 114 在所计算出的微分值小于微分值存储区域所记录的微分值(以下称为“暂定微分最大值”)之前, 更新微分值存储区域。在所计算出的微分值小于暂定微分最大值时, 判断为暂定微分最大值为最终的最大值。然后, 将检测出该最大值的时间点的动脉容积信号的点判断为动脉容积信号的拐点。

[0097] 在袖带 20 的内压达到规定值（例如 280mmHg）之前（步骤 S110：否），反复进行步骤 S104 至步骤 S108 的处理。另外，也可以并列执行步骤 S104 至步骤 S108 的处理。

[0098] 若袖带压达到规定值（步骤 S104：是），则决定部 114 将与动脉容积信号的拐点相一致的动脉容积信号的值确定为 V_0 （步骤 S112）。另外，检测处理部 104 将检测出拐点检测的时间点的袖带压确定为 PC_0 （步骤 S114）。若该处理结束，则返回主循环。

[0099] 再参照图 7，若决定了 V_0 和 PC_0 ，则伺服控制部 106 将袖带压设定为 PC_0 （步骤 S10）。

[0100] 接着，伺服控制部 106 执行动脉容积恒定控制，以使动脉容积信号与 V_0 相一致（步骤 S12）。即，通过控制调整单元 50，对袖带压进行反馈控制，以使动脉容积变化信号的值达到几乎为零。动脉容积变化信号例如能够通过对动脉容积信号进行滤波处理而获得。

[0101] 与此种动脉容积恒定控制并行地，血压决定部 108 判断动脉容积（动脉容积信号所表示的值）与 V_0 之差是否为规定的阈值以下（步骤 S14）。即，判断容积变化信号的值是否接近零（是否为规定的阈值以下？）。

[0102] 在判断为动脉容积与 V_0 之差为阈值以下时（步骤 S14：是），血压决定部 108 将此时的袖带压决定为血压，并存储在闪存器 43 中（步骤 S16）。若步骤 S16 的处理结束，则进入步骤 S18。

[0103] 另一方面，在判断为动脉容积与 V_0 之差超过规定的阈值时（步骤 S14：否），进入步骤 S18。即，在不能说动脉容积与 V_0 几乎一致时，不将此时的袖带压决定为血压值。

[0104] 在步骤 S18 中，伺服控制部 106 判断是否已按下停止开关 41C。在判断为未按下停止开关 41C 时（步骤 S18：否），返回步骤 S12。在判断为已按下停止开关 41C 时（步骤 S18：是），一连串的血压测定处理结束。另外，在本实施方式中，以检测到按下停止开关 41C 时作为血压测定处理结束的时间点，但也可以是以动脉容积恒定控制开始之后经过了规定时间时作为结束的时间点。

[0105] 如上所述，在本实施方式中，利用急速地（例如 0.5mmHg/ms 的速度）使袖带压加压所得到的动脉容积信号的拐点来决定 V_0 ，因此检测 V_0 仅耗费 0.4 秒钟左右。无需如以往那样为了决定 V_0 而使袖带压慢速变化，因此能够用远远短于以往的时间决定 V_0 。其结果，使被测定人员的拘束时间（将袖带装戴在被测定人员身上的时间）变为比以往短的期间。

[0106] 另外，在本实施方式中，在最初决定 V_0 时采用本方法，但由于是根据连续测定血压的期间内的血压变动、动脉容积变动及体动等，因此也可以在再次决定 V_0 时采用本方法。

[0107] 另外，在本实施方式中，将袖带压加压到规定值并检测出 V_0 ，但也可以在检测到动脉容积信号的拐点的时间点停止加压。由此，能够进一步缩短决定 V_0 所需的时间。

[0108] 另外，也可以不在加压时检测 V_0 ，而是预先设定高袖带压并在减压时检测 V_0 。

[0109] 另外，为了提高 V_0 的决定精度，可以反复进行多次（规定次数）袖带压的加压或者减压或者加减压，并检测多次拐点。此时，也能以与多个拐点分别对应的多个容积值（相当于上述实施方式的 V_0 ，以下称为“拐点容积值”）的平均值或代表值作为 V_0 。所谓的代表值，例如是除了多次检测出的拐点容积值的最大值及最小值之外剩余的拐点容积值的平均值。这样，即使多次检测到拐点时，进行一次拐点容积值的决定也仅耗费 0.4 秒钟左右，因此能够用比以往短的时间检测 V_0 ，并且能比用一次就检测出 V_0 更高精度地检测 V_0 。

[0110] 另外,在本实施方式中,血压信息测定装置 1 通过连续地测定血压来测定血压波形,并将血压波形数据记录在闪存器 43 中,但并不是限于此种形式。例如,可以在存储部 42 暂时记录连续获得的血压,将其他的血压信息记录在闪存器 43 中。就其他的血压信息而言,例如可以是每一次搏动的最高血压和最低血压。或者可以是能够通过对基于连续获得的血压的血压波形使用规定的算法能够计算出的 AI (Augmentation Index :增大指数)。

[0111] 或者,也可以是在存储部 42 中暂时记录连续获得的血压,并将血压波形实时显示在显示部 40 上。

[0112] < 数据结构 >

[0113] 接着,说明通过上述实施方式的血压测定处理存储在闪存器 43 中的各测定数据的数据结构例。

[0114] 图 9 的 (a) 部分是表示本发明实施方式的血压信息测定装置 1 的各测定数据的数据结构的图。

[0115] 参照图 9 的 (a) 部分,作为一个例子,闪存器 43 所存储的测定数据 80 分别包括“ID 信息”、“记录日期”及“血压信息”这三个字段 81 至 83。若概括各字段的内容,“ID 信息”字段 81 存储用于确定各测定数据的识别编号等,“记录日期”字段 82 存储计时部 45 所计时的各测定数据的测定开始日期、测定期间等信息。另外,“血压信息”字段 83 存储按时序的血压数据,即血压波形数据。

[0116] 图 9 的 (b) 部分是表示测定数据所包括的血压信息字段 83 的数据结构的图。参照图 9 的 (b) 部分,血压信息字段 83 具有存储“时间数据”的区域 831 和存储“血压数据”的区域 832。

[0117] 在区域 831 中存储有与采样周期相对应的多个时间数据 1、2、3、…、N。在区域 832 中存储有分别与区域 831 的时间数据相对应的血压数据 BD(1)、BD(2)、…、BD(n)。区域 832 中用“-”表示的区域表示该时间点的动脉容积的值与控制目标值之差超过规定值而没有作为血压记录下来的情况。

[0118] 另外,存储形式不限定于这样的例子,也可以使时间(时刻)和血压相对应地存储。

[0119] 这样,闪存器 43 中存储有血压信息。该血压信息除了包括最高血压、最低血压、平均血压等血压值之外,也可以包括脉搏数、AI 等能够根据血压波形计算出来的指标。

[0120] 应该认为本次公开的实施方式是全部方面的例示而不是限制。本发明的范围不是由上述说明所表示,而是由权利要求书所表示,意在包括在与权利要求书等同的意思及范围内的所有的变更。

[0121] 附图标记说明:

[0122] 1:血压信息测定装置;10:主体部;20:袖带;21:空气袋;30:空气系统;31:空气管;32:压力传感器;33:振荡电路;40:显示部;41:操作部;41A:电源开关;41B:测定开关;41C:停止开关;41D:存储器开关;42:存储部;43:闪存器;44:电源;45:计时部;46:接口部;50:调整单元;51:泵;52:阀;53:泵驱动电路;54:阀驱动电路;70:动脉容积传感器;71:发光元件;72:受光元件;73:发光元件驱动电路;74:动脉容积检测电路;100:CPU;102:袖带压取得部;104:检测处理部;106:伺服控制部;108:血压决定部;112:调整控制部;114:决定部;132:记录介质。

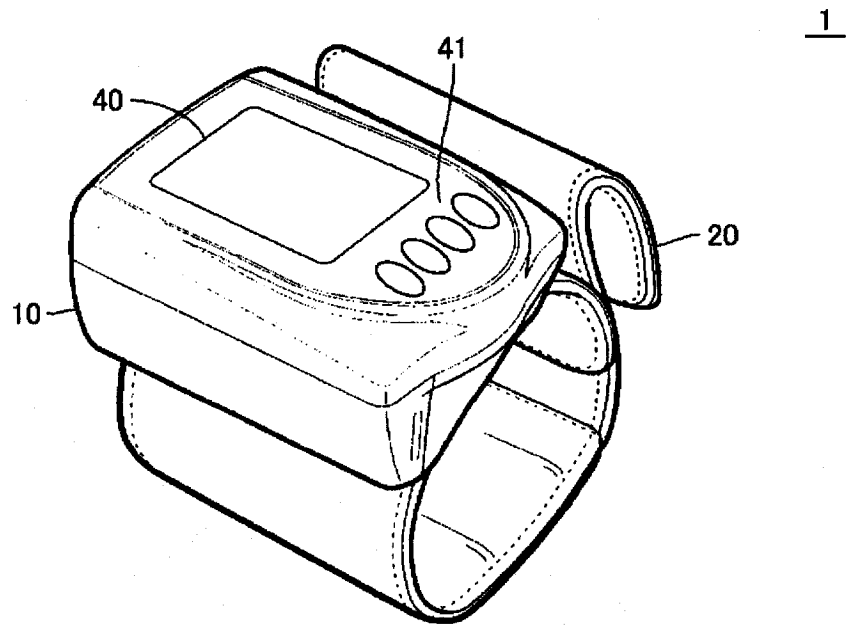


图 1

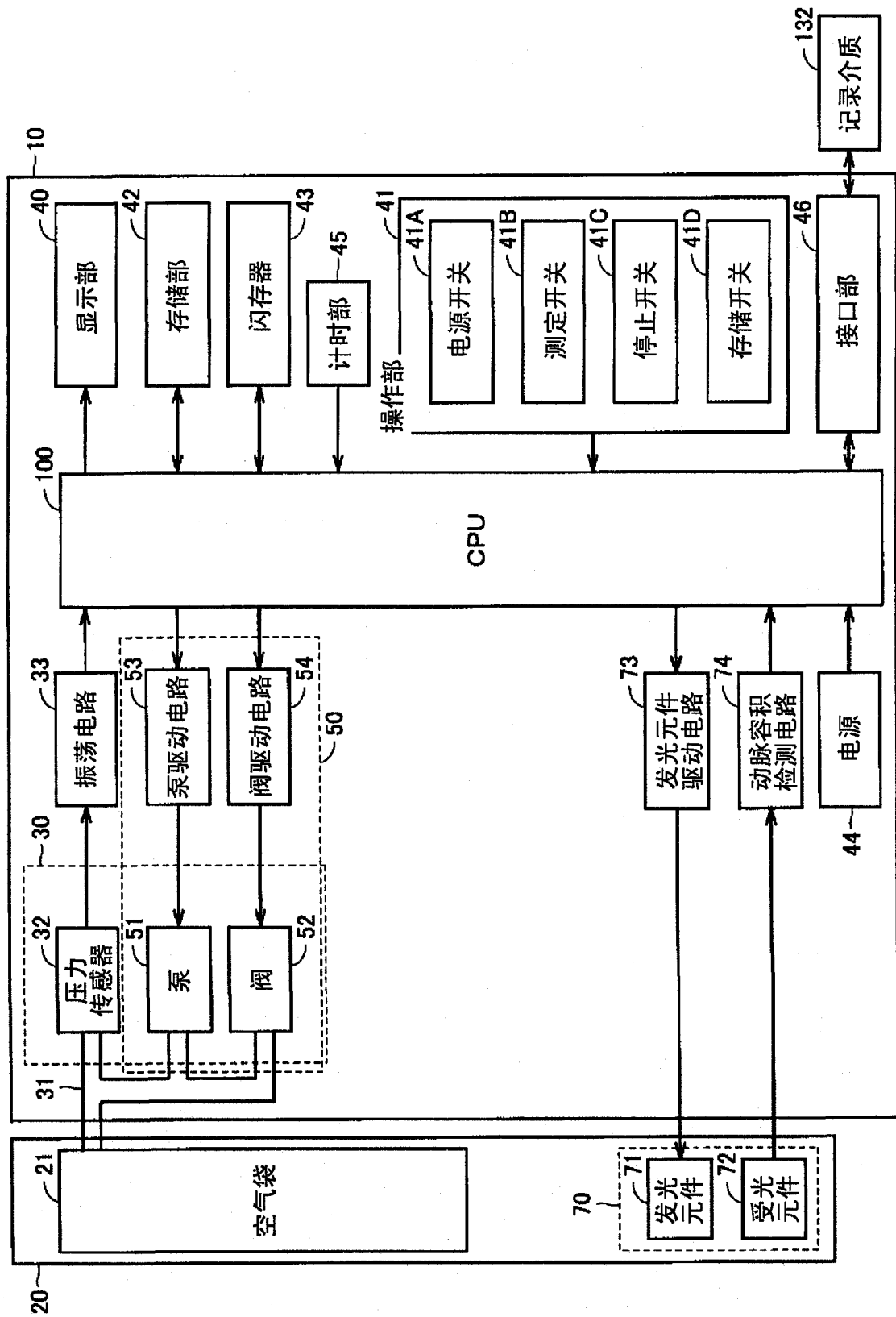


图 2

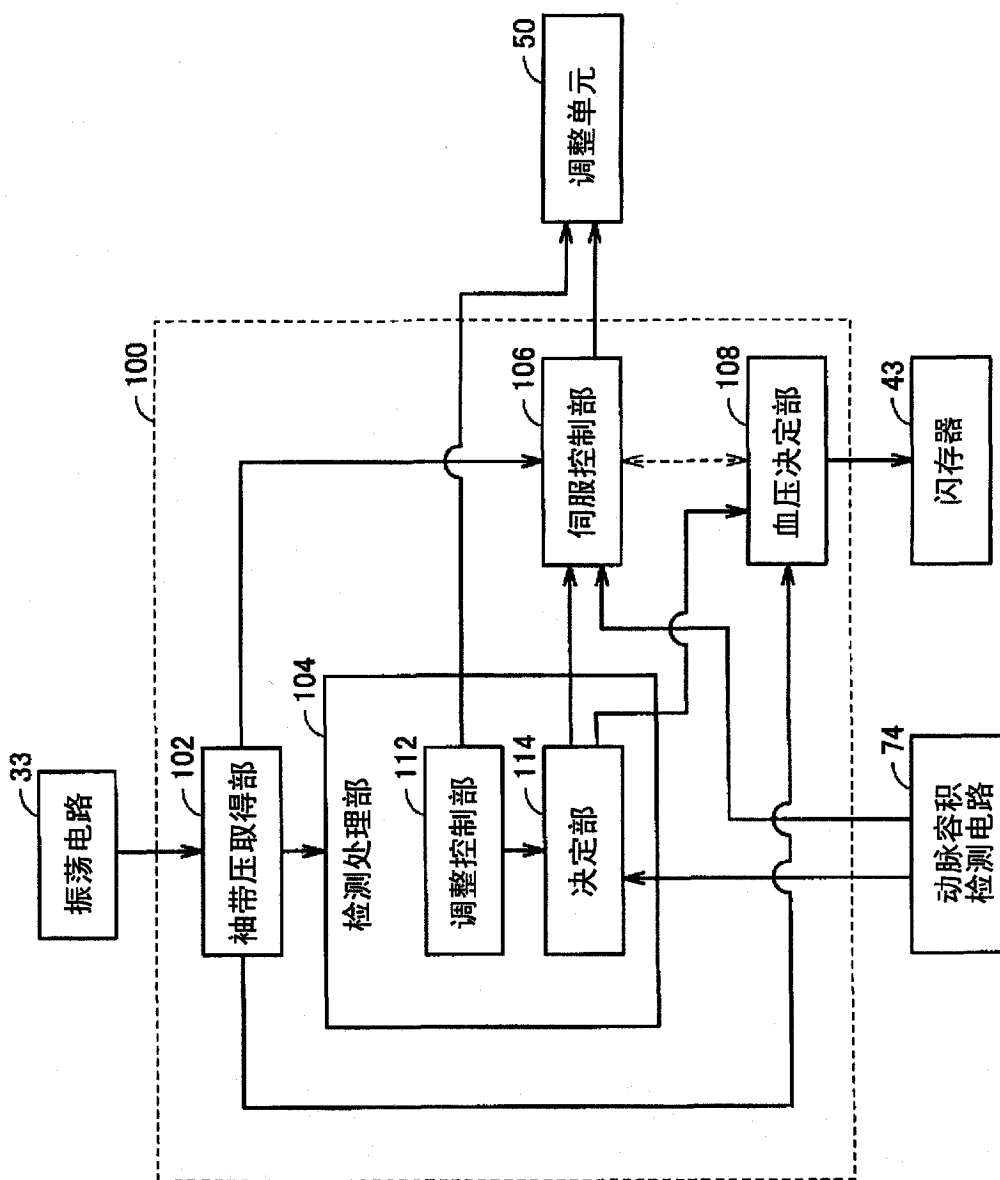


图 3

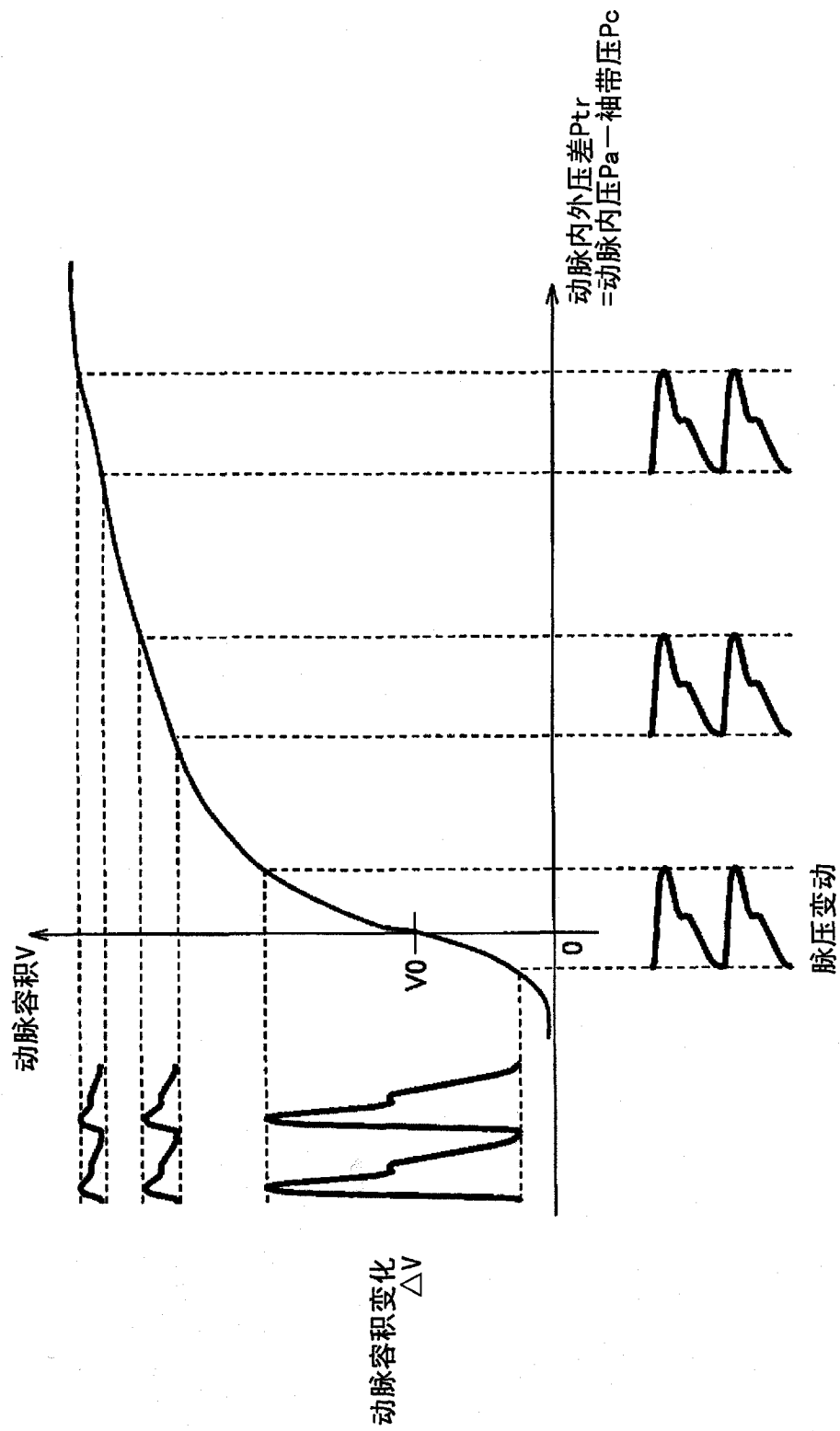


图 4

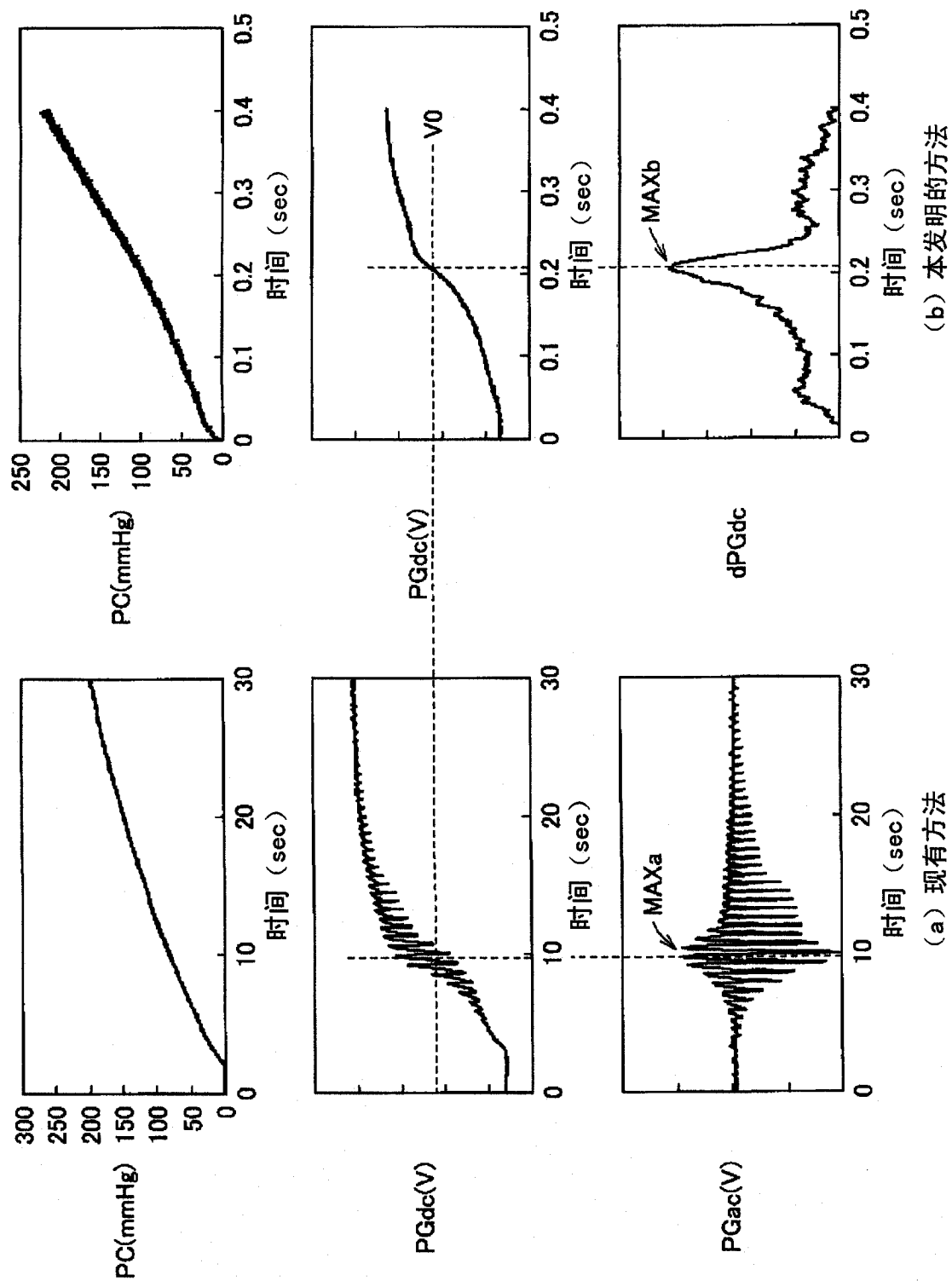


图 5

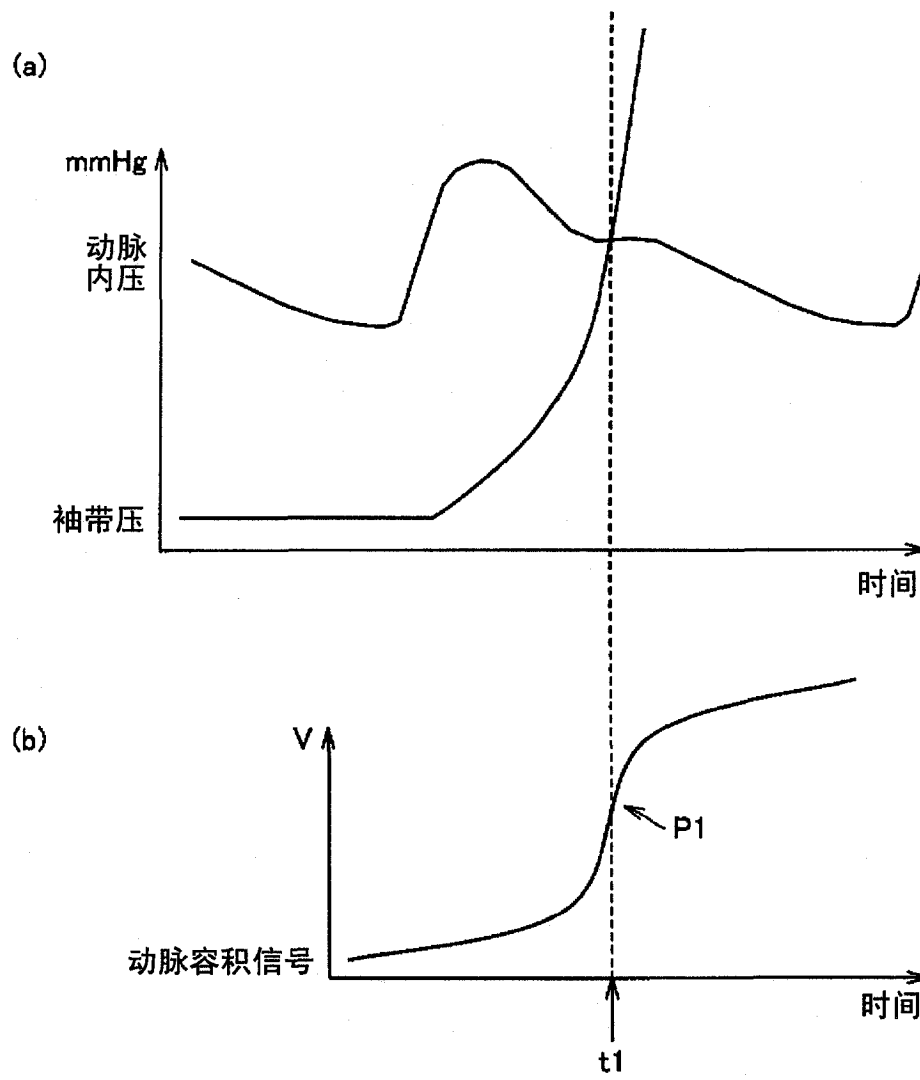


图 6

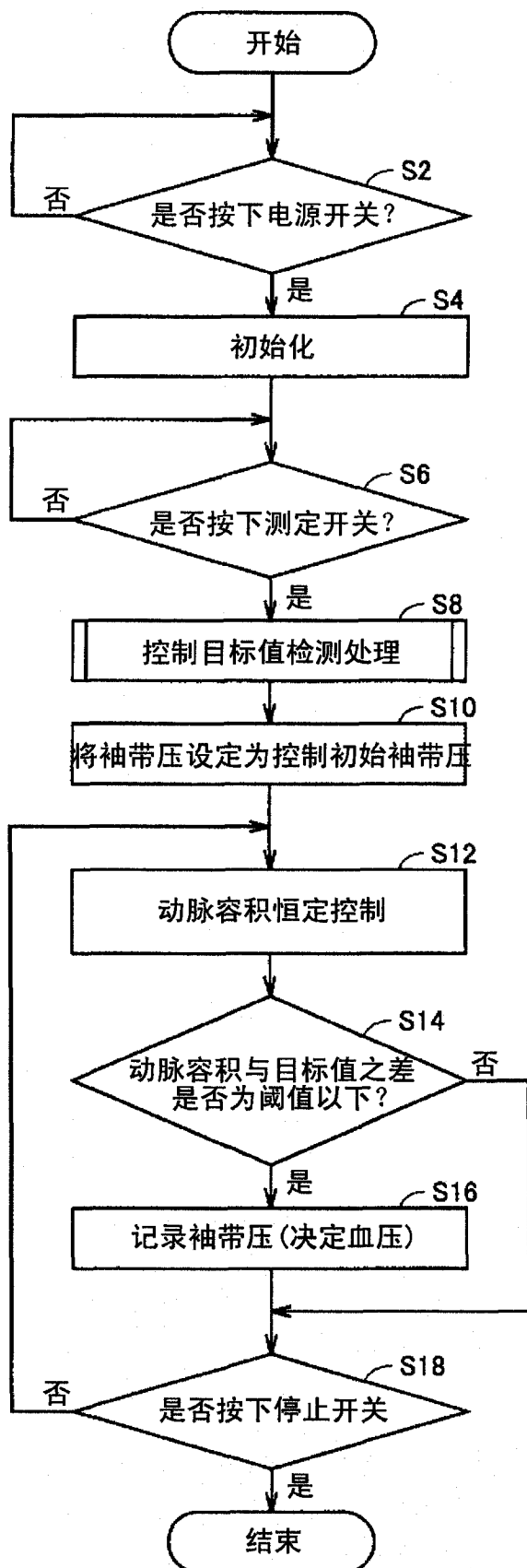


图 7

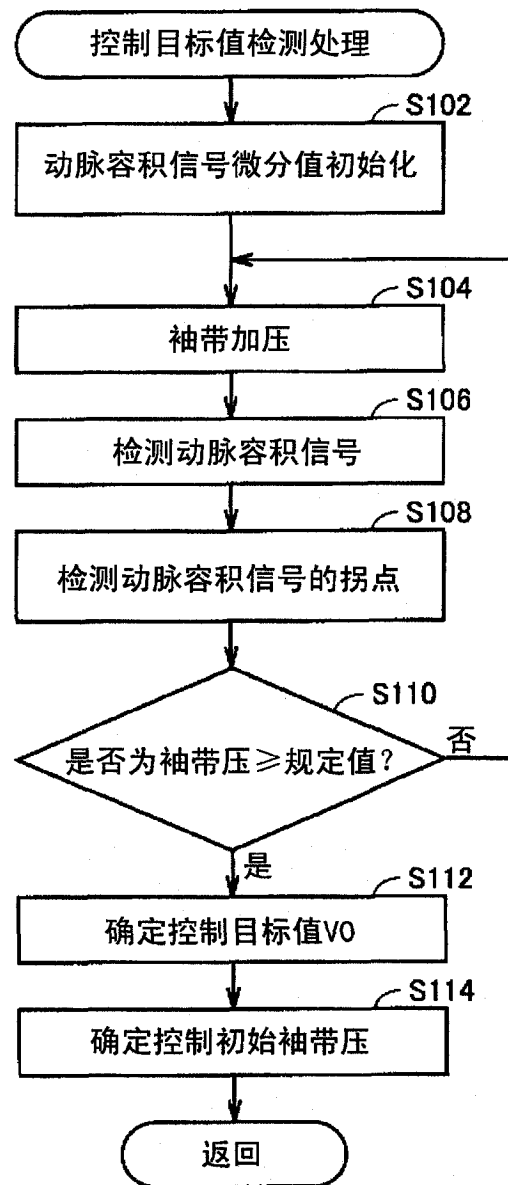


图 8

(a)

80

ID信息	记录日期	血压信息
------	------	------

(b)

数据	血压数据
1	BD(1)
2	BD(2)
3	BD(3)
4	—
5	BD(5)
6	—
7	BD(7)
8	BD(8)
9	BD(9)
⋮	⋮
N	BD(n)

图 9