(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117136029 A
(43)申请公布日 2023.11.28

(21)申请号 202180097086.2
(22)申请日 2021.05.28
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.10.13
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2021/020511 2021.05.28
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/249477 JA 2022.12.01
(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 森健太郎 久保大 浅野康夫
(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 梁瑜 刘芳
(51)Int.Cl.
A61B 5/0225(2006.01)

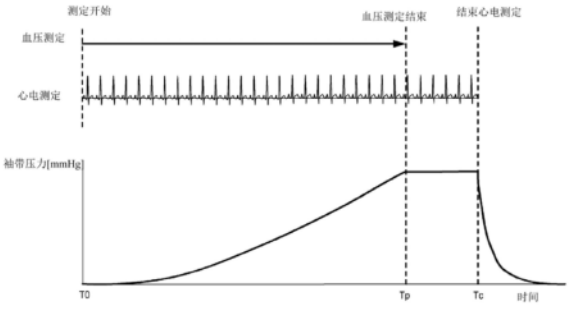
权利要求书2页 说明书11页 附图13页

(54)发明名称

生物体信息测定装置以及生物体信息测定装置的控制方法

(57)摘要

一种生物体信息测定装置,该生物体信息测定装置具备:血压测定部,具有血压测定控制部并测定被测者的血压,其中,该血压测定控制部对压迫被测者的被测定部位的袖带、向袖带内供给气体的泵、调整气体从袖带内的排出的排气阀、检测作为袖带内的压力的袖带压力的压力检测部进行控制;和心电测定部,处理通过多个电极获取到的电信号来测定心电波形,该多个电极包括设于袖带的被测定部位侧的电极,能与被测者的皮肤接触,血压测定控制部执行:加压控制,从泵向袖带供给气体来使袖带压力增大;和减压控制,打开排气阀来使袖带压力急速地减小,在加压控制结束时,心电测定部继续测定心电波形的情况下,血压测定控制部在执行减压控制前,将袖带压力保持为固定或使袖带压力缓慢地变化。



CN 117136029 A

1.一种生物体信息测定装置,所述生物体信息测定装置具备:

血压测定部,具有血压测定控制部并测定被测者的血压,其中,所述血压测定控制部对压迫所述被测者的被测定部位的袖带、向所述袖带内供给气体的泵、调整所述气体从所述袖带内的排出的排气阀、检测作为所述袖带内的压力的袖带压力的压力检测部进行控制;和

心电测定部,处理通过多个电极获取到的电信号来测定心电波形,所述多个电极能与所述被测者的皮肤接触,

所述生物体信息测定装置的特征在于,

所述血压测定控制部执行:

加压控制,从所述泵向所述袖带供给所述气体来使所述袖带压力增大;和

减压控制,打开所述排气阀来使所述袖带压力急速地减小,

在所述加压控制结束时,所述心电测定部继续测定所述心电波形的情况下,所述血压测定控制部在执行所述减压控制前,将所述袖带压力保持为固定或使所述袖带压力缓慢地变化。

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,

在所述加压控制结束时,所述心电测定部继续测定所述心电波形的情况下,所述血压测定控制部在执行所述减压控制前,以比所述加压控制结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制所述泵,或以比所述减压控制时的所述袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制所述排气阀。

3.根据权利要求1或2所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

在所述血压测定控制部检测到异常的情况下,

该血压测定控制部中止所述加压控制,执行所述减压控制,

所述心电测定部结束所述心电波形的测定。

4.根据权利要求1至3中任一项所述的生物体信息测定装置,其特征在于,

在所述加压控制结束前,所述心电测定部检测到异常的情况下,

该心电测定部结束所述心电波形的测定,

所述血压测定控制部继续执行所述加压控制。

5.根据权利要求3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具备:

显示部,显示信息;和

显示控制部,控制所述显示部,

所述显示控制部将所述血压的测定存在所述异常的意思显示于所述显示部。

6.根据权利要求4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具备:

显示部,显示信息;和

显示控制部,控制所述显示部,

所述显示控制部在血压测定结束后将所述心电波形的测定存在所述异常的意思显示于所述显示部。

7.一种生物体信息测定装置的控制方法,

所述生物体信息测定装置具备:

血压测定部,具有压迫被测者的被测定部位的袖带、向所述袖带内供给气体的泵以及调整所述气体从所述袖带内的排出的排气阀,所述血压测定部测定血压;和

心电测定部,处理通过多个电极获取到的电信号来测定心电波形,所述多个电极能与所述被测者的皮肤接触,

所述生物体信息测定装置的控制方法的特征在于,包括:

加压步骤,从所述泵向所述袖带供给所述气体来使作为所述袖带内的压力的袖带压力增大;和

减压步骤,打开所述排气阀来使所述袖带压力急速地减小,

在所述加压步骤结束时,继续测定所述心电波形的情况下,在所述减压步骤前,包括以下步骤:将所述袖带压力保持为固定或使所述袖带压力缓慢地变化。

8.根据权利要求7所述的生物体信息测定装置的控制方法,其特征在于,

在所述加压步骤结束时,继续测定所述心电波形的情况下,在所述减压步骤前,以比所述加压步骤结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制所述泵,或以比所述减压步骤中的所述袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制所述排气阀。

9.根据权利要求7或8所述的生物体信息测定装置的控制方法,其特征在于,

在所述血压测定部检测到异常的情况下,

中止所述加压步骤,执行所述减压步骤,

结束所述心电波形的测定。

10.根据权利要求7至9中任一项所述的生物体信息测定装置的控制方法,其特征在于,

在所述加压步骤结束前,所述心电测定部检测到异常的情况下,

中止所述心电波形的测定,

继续进行所述加压步骤。

生物体信息测定装置以及生物体信息测定装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物体信息测定装置以及生物体信息测定装置的控制方法。

背景技术

[0002] 作为以往的同时进行血压测定和心电波形测定的生物体信息测定装置,提出一种如专利文献1所示那样的具备外壳和袖带并在袖带安装有电极的构成。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2014-36843号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 但是,在这样的通过袖带的膨胀使电极的接触状态稳定的构成中,存在以下问题:在心电波形测定中袖带的状态由于血压测定的结束等而急剧地变化的情况下,在心电波形中产生由电极的接触状态的骤变导致的明显的噪声。

[0008] 鉴于如上所述的问题,本发明的目的在于提供一种能在同时进行血压测定和心电波形的测定的生物体信息测定装置中进行稳定的心电波形的测定的技术。

[0009] 技术方案

[0010] 为了解决上述的问题,本发明为一种生物体信息测定装置,其具备:

[0011] 血压测定部,具有血压测定控制部并测定被测者的血压,其中,所述血压测定控制部对压迫所述被测者的被测定部位的袖带、向所述袖带内供给气体的泵、调整所述气体从所述袖带内的排出的排气阀、检测作为所述袖带内的压力的袖带压力的压力检测部进行控制;和

[0012] 心电测定部,处理通过多个电极获取到的电信号来测定心电波形,所述多个电极能与所述被测者的皮肤接触,

[0013] 所述生物体信息测定装置的特征在于,

[0014] 所述血压测定控制部执行:

[0015] 加压控制,从所述泵向所述袖带供给所述气体来使所述袖带压力增大;和

[0016] 减压控制,打开所述排气阀来使所述袖带压力急速地减小,

[0017] 在所述加压控制结束时,所述心电测定部继续测定所述心电波形的情况下,所述血压测定控制部在执行所述减压控制前,将所述袖带压力保持为固定或使所述袖带压力缓慢地变化。

[0018] 在本发明中,在具备血压测定部和心电测定部并且用于测定心电波形的多个电极包括设于袖带的被测定部位侧的电极的生物体信息测定装置中,在血压测定控制部执行从泵向袖带供给气体来使袖带压力增大的加压控制和打开排气阀来使袖带压力急速地减小的减压控制时,在加压控制结束时,心电测定部继续测定心电波形的情况下,血压测定控制

部在执行减压控制前,将袖带压力保持为固定或使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此,能进行稳定的心电波形的测定。

[0019] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0020] 在所述加压控制结束时,所述心电测定部继续测定所述心电波形的情况下,所述血压测定控制部在执行所述减压控制前,以比所述加压控制结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制所述泵,或以比所述减压控制时的所述袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制所述排气阀。

[0021] 据此,在加压控制结束时,心电测定部继续测定心电波形的情况下,在执行减压控制前,以比所述加压控制结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制泵,由此,能使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此,能进行稳定的心电波形的测定。此外,在加压控制结束时,心电测定部继续测定心电波形的情况下,在执行减压控制前,以比减压控制时的袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制排气阀,由此,能使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此,能进行稳定的心电波形的测定。

[0022] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0023] 在所述血压测定控制部检测到异常的情况下,

[0024] 该血压测定控制部中止所述加压控制,执行所述减压控制,

[0025] 所述心电测定部结束所述心电波形的测定。

[0026] 据此,在血压测定控制部检测到异常的情况下,血压测定控制部中止加压控制并执行减压控制,因此,在血压测定存在异常的情况下,被测者的被测定部位不会被袖带进一步压迫,对被测者的负荷被减轻。另一方面,心电测定部结束心电波形的测定,因此,不进行包括由于袖带压力急速地减小而产生的噪声的不稳定的心电波形的测定。

[0027] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0028] 在所述加压控制结束前,所述心电测定部检测到异常的情况下,

[0029] 该心电测定部结束所述心电波形的测定,

[0030] 所述血压测定控制部继续执行所述加压控制。

[0031] 据此,在加压控制结束前,心电测定部检测到异常的情况下,心电测定部结束心电波形的测定,因此,无需继续测定不准确的心电波形。另一方面,即使结束心电波形的测定,一般也不会影响血压测定,因此关于血压测定,能继续执行加压控制,进行正常的血压测定。

[0032] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0033] 具备:显示部,显示信息;和

[0034] 显示控制部,控制所述显示部,

[0035] 所述显示控制部将所述血压的测定存在所述异常的意思显示于所述显示部。

[0036] 据此,在血压测定控制部检测到异常的情况下,中止加压控制,执行减压控制,并且结束心电波形的测定,因此,将血压的测定存在异常的意思显示于显示部,由此,能向被测者通知血压测定异常结束。也可以设为将心电波形的测定结束的意思与血压测定存在异常的意思一并显示。

[0037] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0038] 具备:显示部,显示信息;和

[0039] 显示控制部,控制所述显示部,

[0040] 所述显示控制部在血压测定结束后,将所述心电波形的测定存在所述异常的意思显示于所述显示部。

[0041] 据此,在心电测定部检测到异常的情况下,尽管心电波形的测定结束,但血压测定继续,因此,在血压测定中,当心电测定存在异常的意思显示于显示部时,被测者可能会进行变更姿势等影响血压测定的行为,妨碍准确的血压测定。因此,在血压测定结束后,将心电波形的测定存在异常的意思显示于显示部,由此,能对血压进行正常的测定。

[0042] 此外,本发明为一种生物体信息测定装置的控制方法,

[0043] 所述生物体信息测定装置具备:血压测定部,具有压迫被测者的被测定部位的袖带、向所述袖带内供给气体的泵以及调整所述气体从所述袖带内的排出的排气阀,所述血压测定部测定血压;和

[0044] 心电测定部,处理通过多个电极获取到的电信号来测定心电波形,所述多个电极能与所述被测者的皮肤接触,

[0045] 所述生物体信息测定装置的控制方法的特征在于,包括:

[0046] 加压步骤,从所述泵向所述袖带供给所述气体来使作为所述袖带内的压力的袖带压力增大;和

[0047] 减压步骤,打开所述排气阀来使所述袖带压力急速地减小,

[0048] 在所述加压步骤结束时,继续测定所述心电波形的情况下,在所述减压步骤前,包括以下步骤:将所述袖带压力保持为固定或使所述袖带压力缓慢地变化。

[0049] 就本发明而言,在具备血压测定部和心电测定部并且用于测定心电波形的多个电极包括设于袖带的被测定部位侧的电极的生物体信息测定装置的控制方法中,包括从泵向袖带供给气体来使袖带压力增大的加压步骤和打开排气阀来使袖带压力急速地减小的减压步骤,在加压步骤结束时,继续测定心电波形的情况下,在减压步骤前,包括以下步骤:将袖带压力保持为固定或使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此能进行稳定的心电波形的测定。

[0050] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0051] 在所述加压步骤结束时,继续测定所述心电波形的情况下,在所述减压步骤前,以比所述加压步骤结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制所述泵,或以比所述减压步骤中的所述袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制所述排气阀。

[0052] 据此,在加压步骤结束时,继续测定心电波形的情况下,在减压步骤前,以比所述加压步骤结束时的所述袖带压力的增大速度增大得缓慢的方式控制泵,由此,能使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此能进行稳定的心电波形的测定。此外,在加压步骤结束时,继续测定心电波形的情况下,在减压步骤前,以比减压步骤中的袖带压力的减小速度减小得缓慢的方式控制排气阀,由此能使袖带压力缓慢地变化。由此,在心电波形的测定中,袖带压力不会急剧地变化,因此能进行稳定的心电波形的测定。

[0053] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0054] 在所述血压测定部检测到异常的情况下,

[0055] 中止所述加压步骤,执行所述减压步骤,

[0056] 结束所述心电波形的测定。

[0057] 据此,在血压测定部检测到异常的情况下,血压测定部中止加压步骤并执行减压步骤,因此在血压测定存在异常的情况下,被测者的被测定部位不会被袖带进一步压迫,对被测者的负荷被减轻。另一方面,心电测定部结束心电波形的测定,因此,不进行包括由于袖带压力急速地减小而产生的噪声的不稳定的心电波形的测定。

[0058] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0059] 在所述加压步骤结束前,所述心电测定部检测到异常的情况下,

[0060] 中止所述心电波形的测定,

[0061] 继续进行所述加压步骤。

[0062] 据此,在加压步骤结束前,心电测定部检测到异常的情况下,心电测定部结束心电波形的测定,因此,无需继续测定不准确的心电波形。另一方面,即使结束心电波形的测定,一般也不会影响血压测定,因此,关于血压测定,能继续进行加压步骤,进行正常的血压测定。

[0063] 发明效果

[0064] 根据本发明,能提供一种能在同时进行血压测定和心电波形的测定的生物体信息测定装置中进行稳定的心电波形的测定的技术。

附图说明

[0065] 图1是实施例1的生物体信息测定装置的功能框图。

[0066] 图2是表示以往例的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0067] 图3是表示以往例的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程图。

[0068] 图4是表示实施例1的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0069] 图5是表示实施例1的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程图。

[0070] 图6是表示实施例2的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0071] 图7是表示实施例2的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程图。

[0072] 图8是表示实施例3的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0073] 图9是表示实施例3的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程图。

[0074] 图10是表示实施例4的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0075] 图11是表示实施例4的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程

图。

[0076] 图12是表示实施例5的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的进展以及袖带压力的时间变化的图。

[0077] 图13是表示实施例5的生物体信息测定装置的血压测定和心电测定的过程的流程图。

具体实施方式

[0078] 以下,基于附图来对本发明的具体的实施方式进行说明。其中,关于本实施例中记载的构成部件的尺寸、材质、形状、其相对配置等,只要没有特别记载,就不是将本发明的范围仅限定于这些的意思。

[0079] <实施例1>

[0080] 以下,对本发明的实施例1进行说明。

[0081] (生物体信息测定装置的构成)

[0082] 图1是表示本实施例的生物体信息测定装置100的概略构成的框图。生物体信息测定装置100主要由主体外壳110、袖带组件部120以及带部130构成。

[0083] 主体外壳110包括显示部111、电源部112、血压测定部113、心电测定部114。

[0084] 显示部111显示包括进行血压测定和心电波形的测定(以下,也称为“心电测定”)时的对用户的指导、与测定状态、测定结果相关的信息的各种信息。

[0085] 电源部112对血压测定部113、心电测定部114供给电力,例如,由二次电池构成。

[0086] 血压测定部113与袖带组件部120一起进行血压测定。血压测定部113具有控制部1131、运算部1132、压力检测部1133、泵1134、排气阀1135。控制部1131具有管理由血压测定部113进行的血压测定动作的功能,例如构成为包括CPU(Central Processing Unit:中央处理器)和存储器,通过执行存储器所存储的控制程序并控制压力检测部1133、泵1134以及排气阀1135、显示部111等来实现血压测定动作。控制部1131的一部分或全部也可以通过如ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)那样的硬件电路实现。运算部1132具有执行血压测定所需的运算处理的功能,例如,由CPU和存储器构成,执行存储器所存储的运算程序。泵1134向后述的袖带1202内供给气体(例如空气),排气阀1135是调整气体从袖带1202内的排出的阀。血压测定部113对应于本发明的血压测定部。在此,本发明的血压测定控制部构成为包括控制部1131。

[0087] 心电测定部114具有控制部1141、运算部1142。控制部1141具有管理由心电测定部114进行的心电测定动作的功能,例如构成为包括CPU和存储器,执行存储器所存储的控制程序并经由第一电极1203、第二电极1204以及第三电极115来实现心电测定。控制部1141包括用于对由第一电极1203、第二电极1204以及第三电极115检测到的电信号进行处理的放大器、AD转换器(Analog to Digital Converter:模数转换器)等公知的构成要素。运算部1142具有执行心电测定所需的运算处理的功能,例如,由CPU和存储器构成,执行存储器所存储的运算程序。心电测定部114对应于本发明的心电测定部。第一电极1203、第二电极1204以及第三电极115对应于能与本发明的被测者的皮肤接触的多个电极。

[0088] 袖带组件部120包括卡圈1201、袖带1202、第一电极1203、第二电极1204。袖带组件

部120是包括袖带1202的组装体。袖带1202是带状构件,在内部具有袋状体。卡圈1201是在长尺寸方向上弯曲的板状的树脂制构件以便沿周向围绕手腕等被测定部位。袖带1202贴合于卡圈1201的内周侧,卡圈1201作为保持袖带1202的基部发挥功能。第一电极1203、第二电极1204配置于袖带1202的内周侧。作为被测定部位,能选择手腕、上臂部等适当的部位。

[0089] 带部130是带状构件,卡圈1201安装于带部130的内周侧。带部130卷绕于被测者的手腕等,被按照被测者的手腕等的粗细调整为适当的长度,通过带扣、钩环紧固件等固定单元进行固定。

[0090] 第三电极115与第一电极1203和第二电极1204一起电连接于心电测定部114的控制部1141。第三电极115配置于被测者能通过身体的一部分接触的位置,以便能与接触被测者的手腕等的第一电极1203和第二电极1204一起检测被测者的V1导联等的心电波形。例如,在带部130装戴于被测者的左手腕的情况下,能在被测者能通过右手的手指接触的主体外壳110的侧面部设置第三电极115。如此一来,能通过第一电极1203、第二电极1204以及第三电极115检测I导联的心电波形。设置第三电极115的位置并不限于此。

[0091] 在本实施例的生物体信息测定装置中,并行地测定血压和心电波形。要获取稳定的心电波形就需要在30秒左右的期间持续地测定心电波形。对此,虽然根据被测者的体格、泵的容量等而有长有短,但血压测定一般能在比30秒短的期间结束。因此,在同时开始了血压测定和心电测定的情况下,血压测定可能会比心电测定先结束。

[0092] 图2示出了从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。此外,图3是表示血压测定和心电测定的一般的过程的流程图。如图3所示,在开始血压测定(步骤S101)的同时,开始心电测定(步骤S201)。当开始血压测定时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,当开始心电测定时,控制部1141持续进行心电测定直至规定时间为止(步骤S202)。在血压测定部113中,通过示波法测定血压。即,压力检测部1133对袖带压力和叠加在袖带压力的脉搏波进行检测,针对与脉搏波相关的信息在运算部1132中进行规定的处理,计算出血压(舒张期血压和收缩期血压)。当血压的计算完成时(步骤S104),结束血压测定(步骤S105)。当血压测定结束时,控制部1131停止泵1134(步骤S106),打开排气阀1135(步骤S108)。另一方面,在心电测定部114中,当测定心电波形规定时间时,控制部1141结束心电测定(步骤S203)。

[0093] 如图2所示,从血压测定和心电测定的开始时间点T0起,袖带压力逐渐上升。然后,从血压测定结束的时间点Tp起停止泵1134,打开排气阀1135。由此,袖带1202内的空气被急速地排出,因此,设于袖带1202的内周侧的第一电极1203和第二电极1204的接触状态急剧地变化,在心电波形中产生噪声Ns。

[0094] 图4中示出实施例1的生物体信息测定装置100中的从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。并且,图5中示出作为实施例1的生物体信息测定装置100的控制方法的血压测定和心电测定的过程。

[0095] 如图5所示,在开始血压测定(步骤S101)的同时,开始心电测定(步骤S201)。当开始血压测定时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,当开始心电测定时,控制部1141持续进行心电测定直至规定时间为止(步骤S202)。在血压测定部113中,通过示波法,压力检测部1133对袖带压力和叠加在袖带压力的脉搏波进行检测,针对与脉搏波相关的信息在运算部1132中进行规

定的处理,计算出血压(舒张期血压和收缩期血压)。当血压的计算完成时(步骤S104),结束血压测定(步骤S105)。当血压测定结束时,控制部1131停止泵1134(步骤S106)。控制部1131停止泵1134,但维持关闭排气阀1135的状态,将袖带压力保持为固定。另一方面,在心电测定部114中,当测定心电波形规定时间时,控制部1141结束心电测定(步骤S203)。控制部1131在心电测定结束之前(在步骤S107中判断为否(No)的情况下),停止泵1134,当心电测定结束时(在步骤S107中判断为是(Yes)的情况下),打开排气阀1135(步骤S108)。血压测定部113的控制部1131既可以设为等待经过心电测定期间,打开排气阀1135,也可以设为从心电测定部114的控制部1141收到心电测定结束的通知,打开排气阀1135。在此,从关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103)直到泵停止(步骤S106)的由控制部1131进行的控制对应于本发明的加压控制和加压步骤。并且,由控制部1131进行的排气阀1135的打开(步骤S108)对应于本发明的减压控制和减压步骤。

[0096] 在实施例1中,如图4所示,对于从血压测定的开始时间点T0起增大到血压测定的结束时间点Tp为止的袖带压力,在血压测定的结束时间点Tp,泵1134停止从而加压停止,维持关闭排气阀1135的状态,由此,袖带压力保持为固定。然后,等待心电测定的结束时间点Tc,打开排气阀1135,由此,袖带压力急速地减小。

[0097] 像这样,实施例1的生物体信息测定装置100在即使血压测定结束、袖带压力的加压结束,心电测定也在继续的情况下,将袖带压力保持为固定,因此,第一电极1203和第二电极1204的接触状态不会急剧地变化,由此,心电测定部114在血压测定结束后也能进行稳定的心电测定。

[0098] <实施例2>

[0099] 以下,对本发明的实施例2的生物体信息测定装置200进行说明。对于与实施例1共同的构成,标注共同的附图标记并省略详细的说明。实施例2的生物体信息测定装置200的构成与图1所示的实施例1的生物体信息测定装置100共同,因此省略说明。

[0100] 图6中示出实施例2的生物体信息测定装置200中的从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。并且,图7中示出作为实施例2的生物体信息测定装置200的控制方法的血压测定和心电测定的过程。

[0101] 如图7所示,在开始血压测定(步骤S101)的同时,开始心电测定(步骤S201)。当开始血压测定时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,当开始心电测定时,控制部1141持续进行心电测定直至规定时间为止(步骤S202)。在血压测定部113中,压力检测部1133对袖带压力和叠加在袖带压力的脉搏波进行检测,针对与脉搏波相关的信息在运算部1132中进行规定的处理,计算出血压(舒张期血压和收缩期血压)。当血压的计算完成时(步骤S104),结束血压测定(步骤S105)。当血压测定结束时,控制部1131停止泵1134(步骤S106)。控制部1131停止泵1134,但控制排气阀1135的开度来将袖带1202内的空气缓慢地排出(步骤S121)。另一方面,在心电测定部114中,当测定心电波形规定时间时,控制部1141结束心电测定(步骤S203)。控制部1131在心电测定结束之前(在步骤S122中判断为否的情况下),控制排气阀1135的开度,当心电测定结束时(在步骤S122中判断为是的情况下),打开排气阀1135(步骤S108)。血压测定部113的控制部1131既可以设为等待经过心电测定期间,打开排气阀1135,也可以设为从心电测定部114的控制部1141收到心电测定结束的通知,打开排气阀1135。在此,从关闭

排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103)直到泵停止(步骤S106)的由控制部1131进行的控制对应于本发明的加压控制和加压步骤。并且,由控制部1131进行的排气阀的打开(步骤S108)对应于本发明的减压控制和减压步骤。

[0102] 在实施例2中,如图6所示,对于从血压测定的开始时间点T0起增大到血压测定的结束时间点Tp为止的袖带压力,在血压测定的结束时间点Tp,泵1134停止从而加压停止,控制排气阀1135的开度,将袖带1202内的空气缓慢地排出,由此,袖带压力也缓慢地减小。然后,等待心电测定的结束时间点Tc,打开排气阀1135,由此,袖带压力急速地减小。此时,从血压测定的结束时间点(即加压控制和加压步骤的结束时间点)Tp起至心电测定结束时间点Tc为止的袖带压力的减小速度被控制为比心电测定结束时间点Tc以后的减压控制时的袖带压力的减小速度减小得缓慢。

[0103] 像这样,实施例2的生物体信息测定装置200在血压测定结束后,心电测定继续的期间,控制排气阀1135来缓慢地排气,由此,第一电极1203和第二电极1204的接触状态不会急剧地变化,因此,心电测定部114在血压测定结束后也能进行稳定的心电测定。

[0104] <实施例3>

[0105] 以下,对本发明的实施例3的生物体信息测定装置300进行说明。对于与实施例1和2共同的构成,标注共同的附图标记并省略详细的说明。实施例3的生物体信息测定装置300的构成与图1所示的实施例1的生物体信息测定装置100共同,因此省略说明。

[0106] 图8中示出实施例3的生物体信息测定装置300中的从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。并且,图9中示出作为实施例3的生物体信息测定装置300的控制方法的血压测定和心电测定的过程。

[0107] 如图9所示,在开始血压测定(步骤S101)同时,开始心电测定(步骤S201)。当血压测定开始时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,当心电测定开始时,控制部1141持续进行心电测定直至规定时间为止(步骤S202)。在血压测定部113中,压力检测部1133对袖带压力和叠加在袖带压力的脉搏波进行检测,针对与脉搏波相关的信息在运算部1132中进行规定的处理,计算出血压(舒张期血压和收缩期血压)。当血压的计算完成时(步骤S104),结束血压测定(步骤S105)。当血压测定结束时,控制部1131在关闭排气阀1135的状态下,控制泵1134的流量(步骤S131)。从泵1134持续地送出空气到袖带1202内,由此,袖带压力继续缓慢地上升。另一方面,在心电测定部114中,当测定心电波形规定时间时,控制部1141结束心电测定(步骤S203)。控制部1131在心电测定结束之前(在步骤S132中判断为否的情况下),控制泵1134的流量,当心电测定结束时(在步骤S132中判断为是的情况下),停止泵1134(步骤S106),打开排气阀1135(步骤S108)。血压测定部113的控制部1131既可以设为等待经过心电测定期间,停止泵1134,也可以设为从心电测定部114的控制部1141收到心电测定结束的通知,停止泵1134。在此,从关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103)直到血压测定结束(步骤S105)的由控制部1131进行的控制对应于本发明的加压控制和加压步骤。并且,由控制部1131进行的排气阀的打开(步骤S108)对应于本发明的减压控制和减压步骤。

[0108] 在实施例3中,如图8所示,对于从血压测定的开始时间点T0起增大到血压测定的结束时间点Tp为止的袖带压力,从血压测定的结束时间点Tp起控制泵1134的流量,由此,斜率变小,更缓慢地继续增大。然后,等待心电测定的结束时间点Tc,停止泵1134,打开排气阀

1135,由此,袖带压力急速地减小。此时,从血压测定的结束时间点(即加压控制和加压步骤的结束时间点)Tp起至心电测定结束时间点Tc为止的袖带压力的增大速度被控制为比血压测定的结束时间点Tp、即加压控制和加压步骤结束时的袖带压力的增大速度增大得缓慢。

[0109] 像这样,实施例3的生物体信息测定装置300在血压测定结束后,心电测定继续的期间,控制泵1134的流量来缓慢地加压,由此,第一电极1203和第二电极1204的接触状态不会急剧地变化,因此心电测定部114在血压测定结束后也能进行稳定的心电测定。

[0110] <实施例4>

[0111] 以下,对本发明的实施例4的生物体信息测定装置400进行说明。对于与实施例1共同的构成,标注共同的附图标记并省略详细的说明。实施例4的生物体信息测定装置400的构成与图1所示的实施例1的生物体信息测定装置100共同,因此省略说明。

[0112] 图10中示出实施例4的生物体信息测定装置400中的从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。并且,图11中示出作为实施例4的生物体信息测定装置400的控制方法的血压测定和心电测定的过程。

[0113] 在实施例4中,对在血压测定中检测到异常的情况的处理进行说明。如图11所示,在开始血压测定(步骤S101)的同时,开始心电测定(步骤S201)。当开始血压测定时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,当开始心电测定时,控制部1141持续进行心电测定直至规定时间为止(步骤S202)。在驱动泵1134来对袖带1202进行加压的阶段,控制部1131进行异常检测(步骤S141)。控制部1131当检测到异常时,结束血压测定(步骤S105)。在控制部1131结束血压测定的同时,控制部1141结束心电测定(步骤S241)。控制部1141从控制部1131收到异常检测和血压测定结束中的至少任一个通知,基于此结束心电测定。当血压测定结束时,控制部1131停止泵1134(步骤S106),打开排气阀1135(步骤S108)。此时,控制部1131在异常检测时(步骤S141)以后的适当的定时,使显示部111显示消息、图像,由此向被测者通知是异常的意思。在此,从关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103)直到泵停止(步骤S106)的由控制部1131进行的控制对应于本发明的加压控制和加压步骤,因此,上述的异常检测时(步骤S141)对应于本发明的加压控制结束前和加压步骤结束前。并且,由控制部1131进行的排气阀的打开(步骤S108)对应于本发明的减压控制和减压步骤。此外,控制部1131对应于本发明的显示控制部。

[0114] 如图10所示,从血压测定和心电测定的开始时间点T0起,袖带压力上升,在检测到异常的时间点Ta1,停止泵1134,打开排气阀1135。由此,袖带1202内的空气被急剧地排出,因此,设于袖带1202的内周的第一电极1203和第二电极1204的接触状态急剧地变化,无法期待稳定的心电测定,因此,在结束血压测定的同时,也结束心电测定。在血压测定时,袖带被加压从而压迫被测者的手腕,对被测者的负荷高,因此,在血压测定中检测到异常的情况下,理想的是,优先进行血压测定异常处理。因此,设为在血压测定中检测到异常的情况下,结束血压测定并立即停止泵1134,打开排气阀1135。此外,由于像这样的措施而难以进行稳定的心电测定,因此也同时结束心电测定。

[0115] <实施例5>

[0116] 以下,对本发明的实施例5的生物体信息测定装置500进行说明。对于与实施例1共同的构成,标注共同的附图标记并省略详细的说明。实施例5的生物体信息测定装置500的

构成与图1所示的实施例1的生物体信息测定装置100共同,因此省略说明。

[0117] 图12中示出实施例5的生物体信息测定装置500中的从血压测定和心电测定开始起的进展以及袖带压力的时间变化。并且,图13中示出作为实施例5的生物体信息测定装置500的控制方法的血压测定和心电测定的过程。

[0118] 在实施例5中,对在心电测定中检测到异常的情况的处理进行说明。如图13所示,在开始血压测定(步骤S101)的同时,开始心电测定(步骤S201)。当开始血压测定时,控制部1131关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103),向袖带1202送入空气来进行加压。另一方面,在心电测定中,控制部1141检测异常(步骤S251)。控制部1141当检测到异常时,结束心电测定而不等待经过规定时间(步骤S203)。在该阶段,控制部1141不向被测者通知是异常的意思。在血压测定部113中,尽管心电测定部114中的心电测定结束,但继续进行血压测定动作。即,在血压测定部113中,压力检测部1133对袖带压力和叠加在袖带压力的脉搏波进行检测,针对与脉搏波相关的信息在运算部1132中进行规定的处理,计算出血压(舒张期血压和收缩期血压)。当血压的计算完成时(步骤S104),结束血压测定(步骤S105)。当血压测定结束时,控制部1131停止泵1134(步骤S106),打开排气阀1135(步骤S108)。控制部1141在血压测定结束(步骤S105)以后的适当的定时,通过使显示部111显示消息、图像来向被测者通知心电测定异常的意思。在此,从关闭排气阀1135(步骤S102),驱动泵1134(步骤S103)直到泵停止(步骤S106)的由控制部1131进行的控制对应于本发明的加压控制和加压步骤。并且,由控制部1131进行的排气阀的打开(步骤S108)对应于本发明的减压控制和减压步骤。此外,控制部1141对应于本发明的显示控制部。

[0119] 如图12所示,从血压测定和心电测定的开始时间点T0起,血压测定和心电测定进行,与此相伴地,袖带压力上升。在血压测定和心电测定并行地进行的中途的时间点Ta2,控制部1141检测到异常,结束心电测定。在心电测定的结束时间点Tc以后也继续进行血压测定,袖带压力继续上升。之后,在血压测定结束的时间点Tp,停止泵1134,打开排气阀1135,由此,袖带压力急速地减小。

[0120] 像这样,心电测定与血压测定相比,被测者的负荷低,因此优先进行血压测定。此外,当在血压测定中向被测者通知心电测定的异常时,由于离开、重新接触第三电极115等被测者的行为,可能会影响血压测定,因此设为在血压测定结束之前,不通知心电测定的异常,在血压测定结束后通知心电测定的异常。

[0121] 附图标记说明

[0122] 100、200、300、400、500:生物体信息测定装置;

[0123] 113:血压测定部;

[0124] 114:心电测定部;

[0125] 115:第三电极;

[0126] 1131:控制部;

[0127] 1133:压力检测部;

[0128] 1134:泵;

[0129] 1135:排气阀;

[0130] 1141:控制部;

[0131] 1202:袖带;

[0132] 1203:第一电极;

[0133] 1204:第二电极。

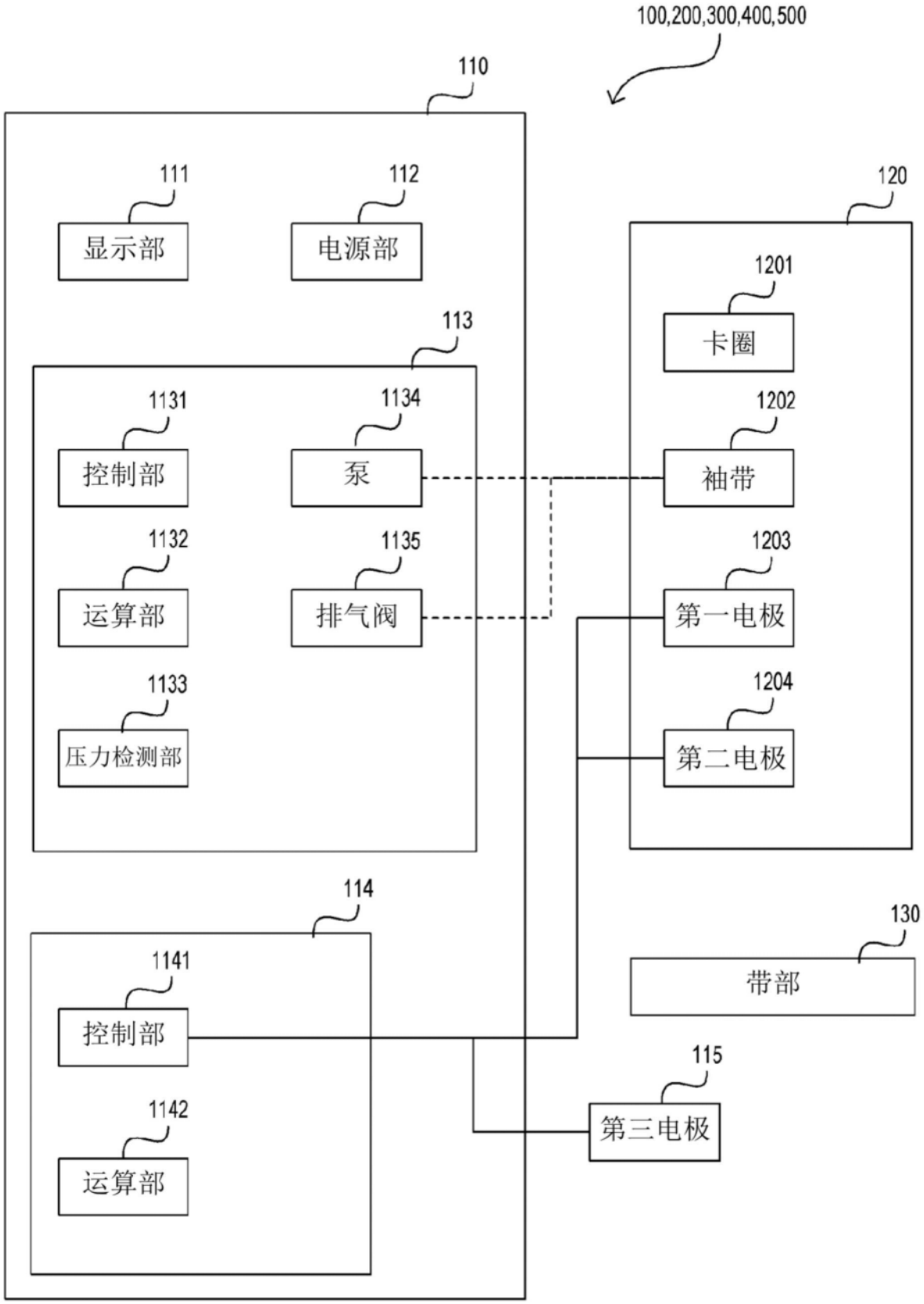

100,200,300,400,500
110
111
显示部
112
电源部
113
1131
控制部
1132
运算部
1133
压力检测部
1134
泵
1135
排气阀
120
1201
卡圈
1202
袖带
1203
第一电极
1204
第二电极
114
1141
控制部
1142
运算部
130
带部
115
第三电极

图1

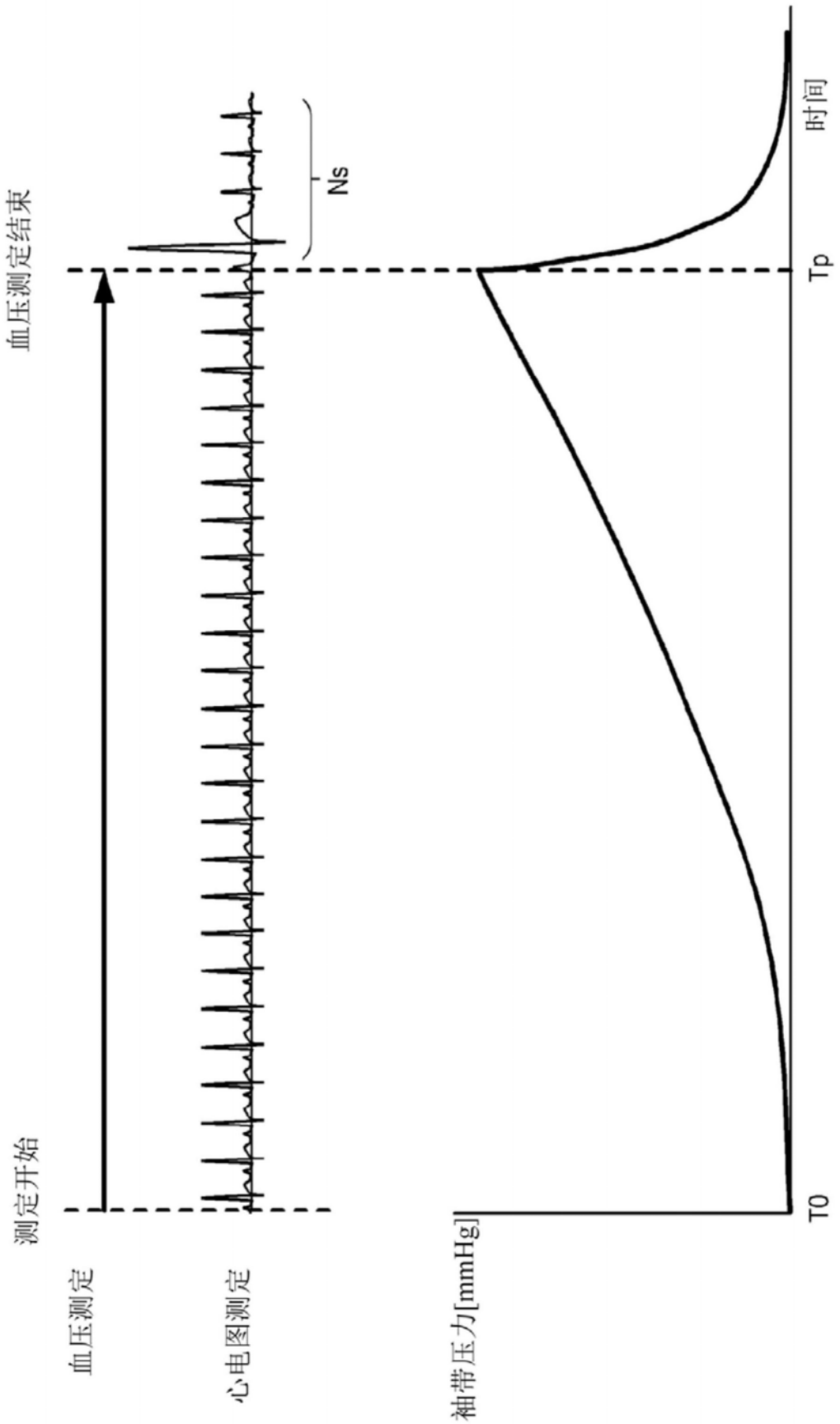


图2

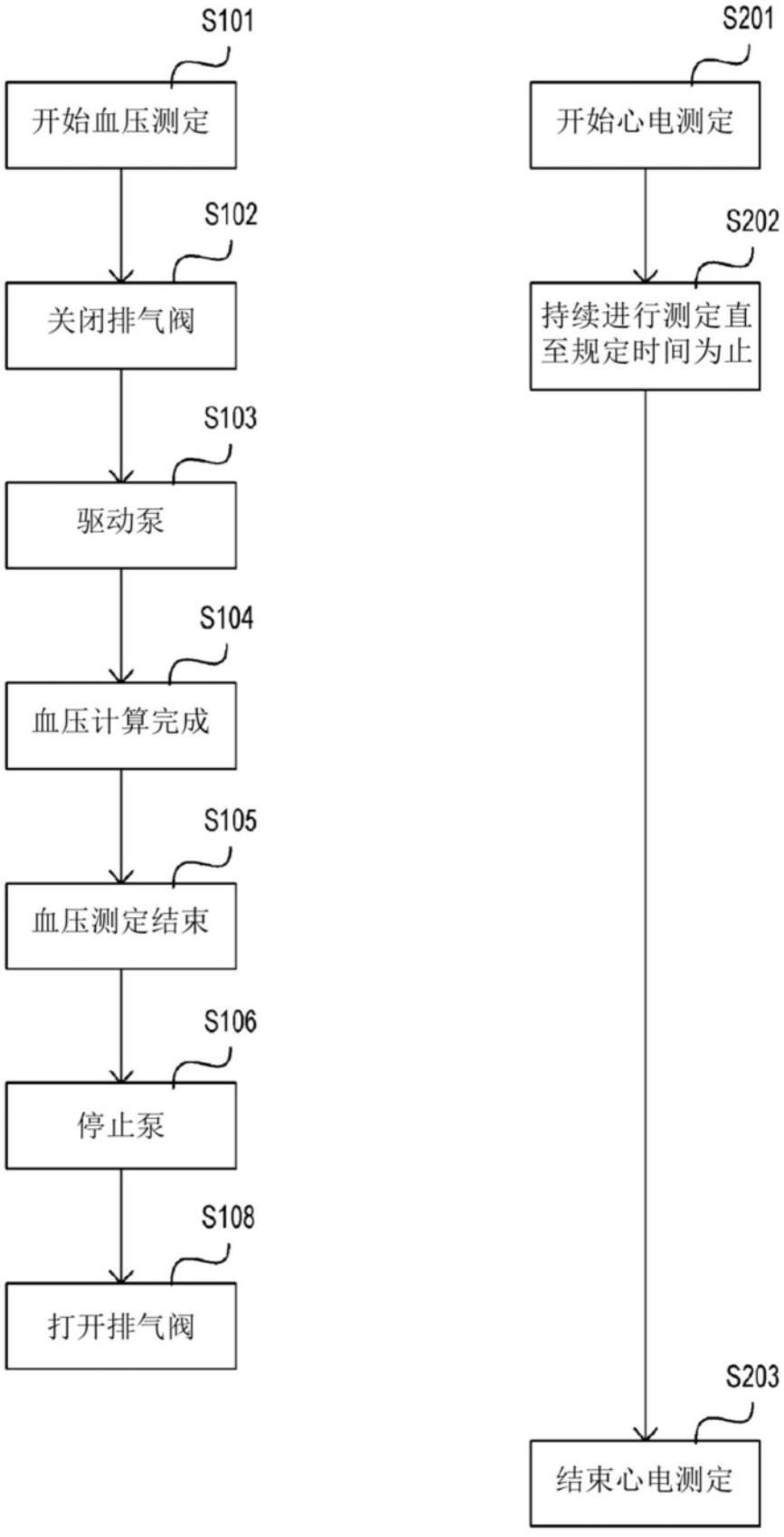

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S104
血压计算完成
S105
血压测定结束
S106
停止泵
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S202
持续进行测定直至规定时间为止
S203
结束心电测定

图3

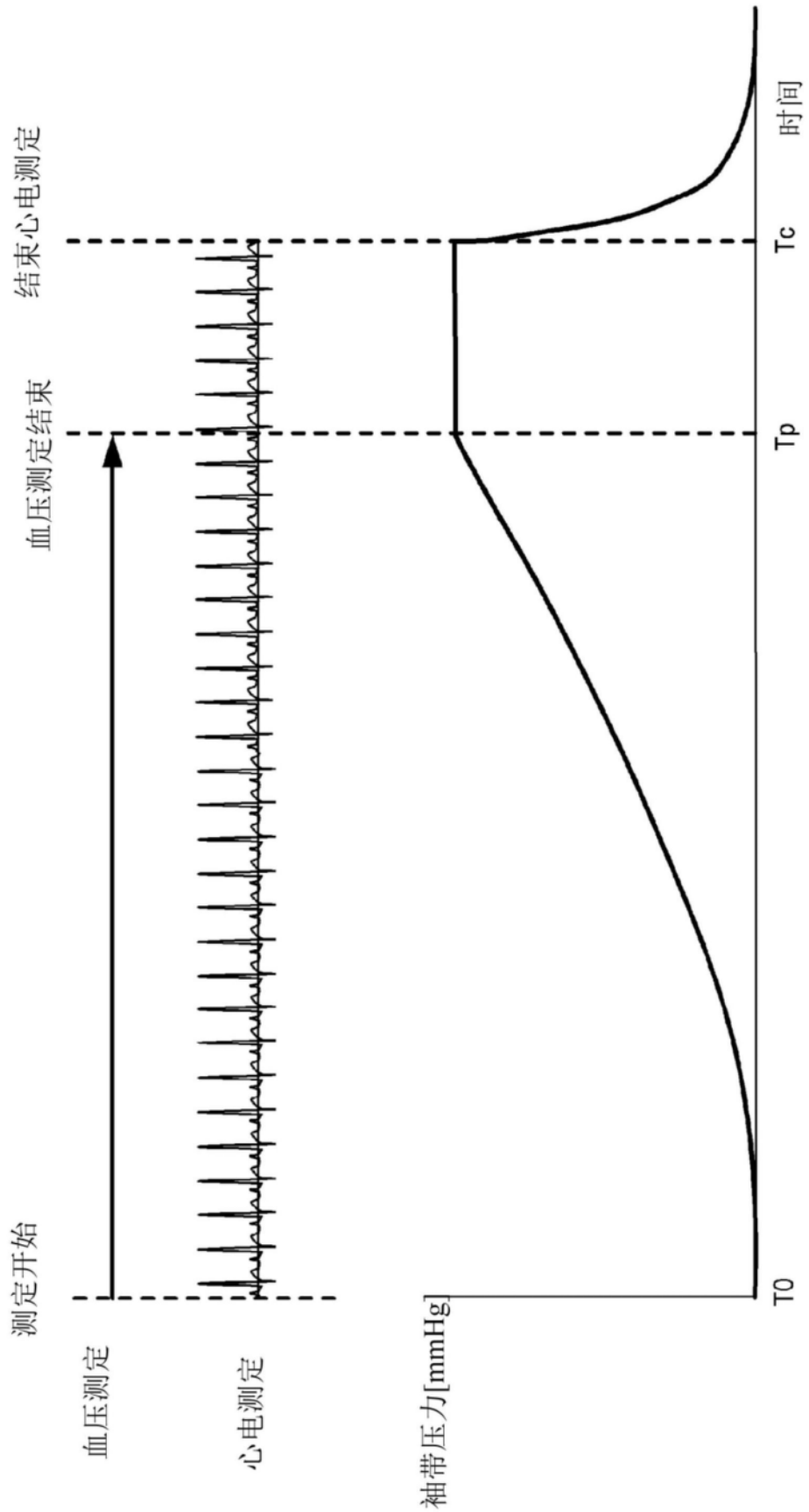


图4

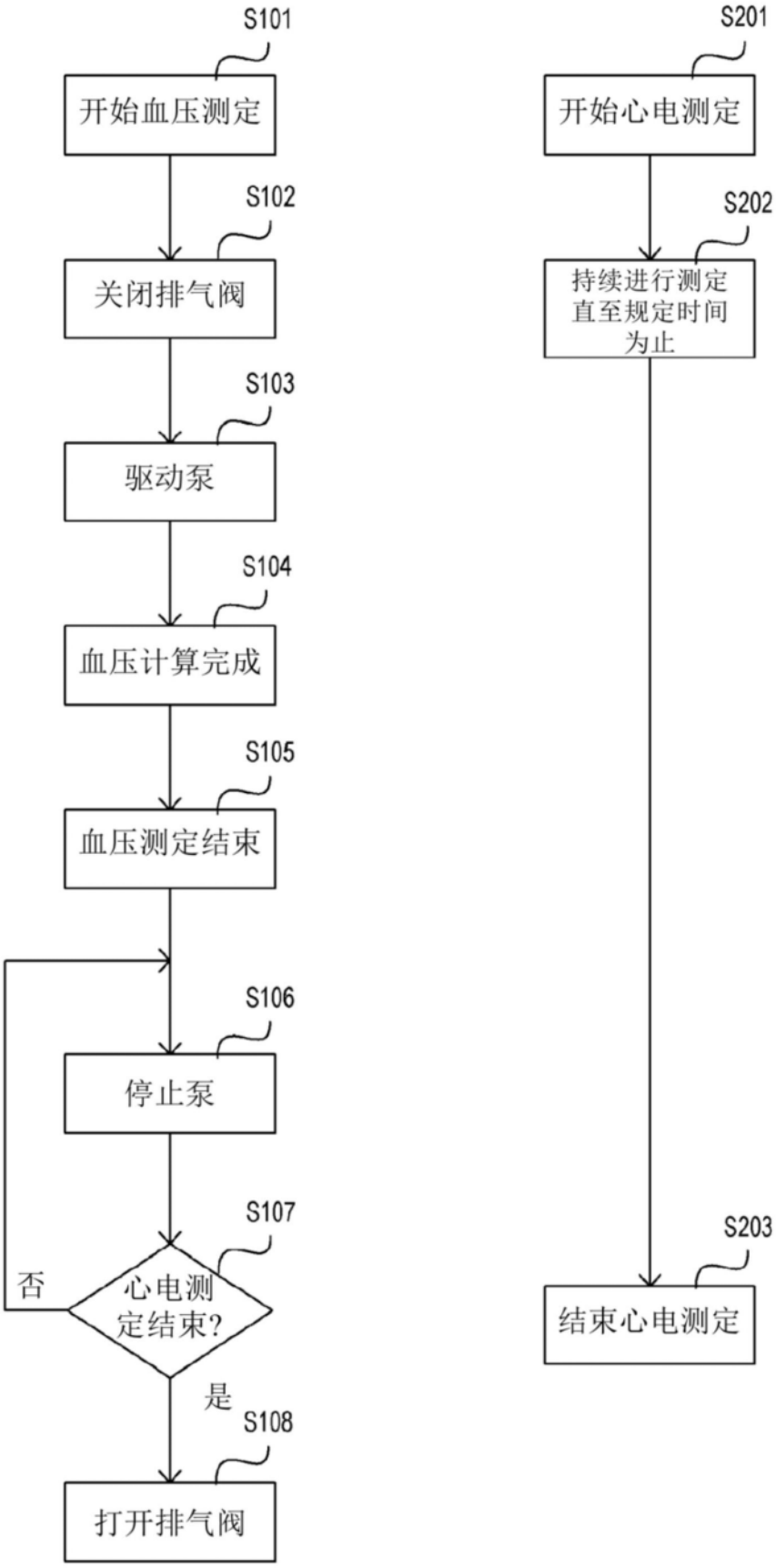

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S104
血压计算完成
S105
血压测定结束
S106
停止泵
S107
心电测定结束?
否
是
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S202
持续进行测定直至规定时间为止
S203
结束心电测定

图5

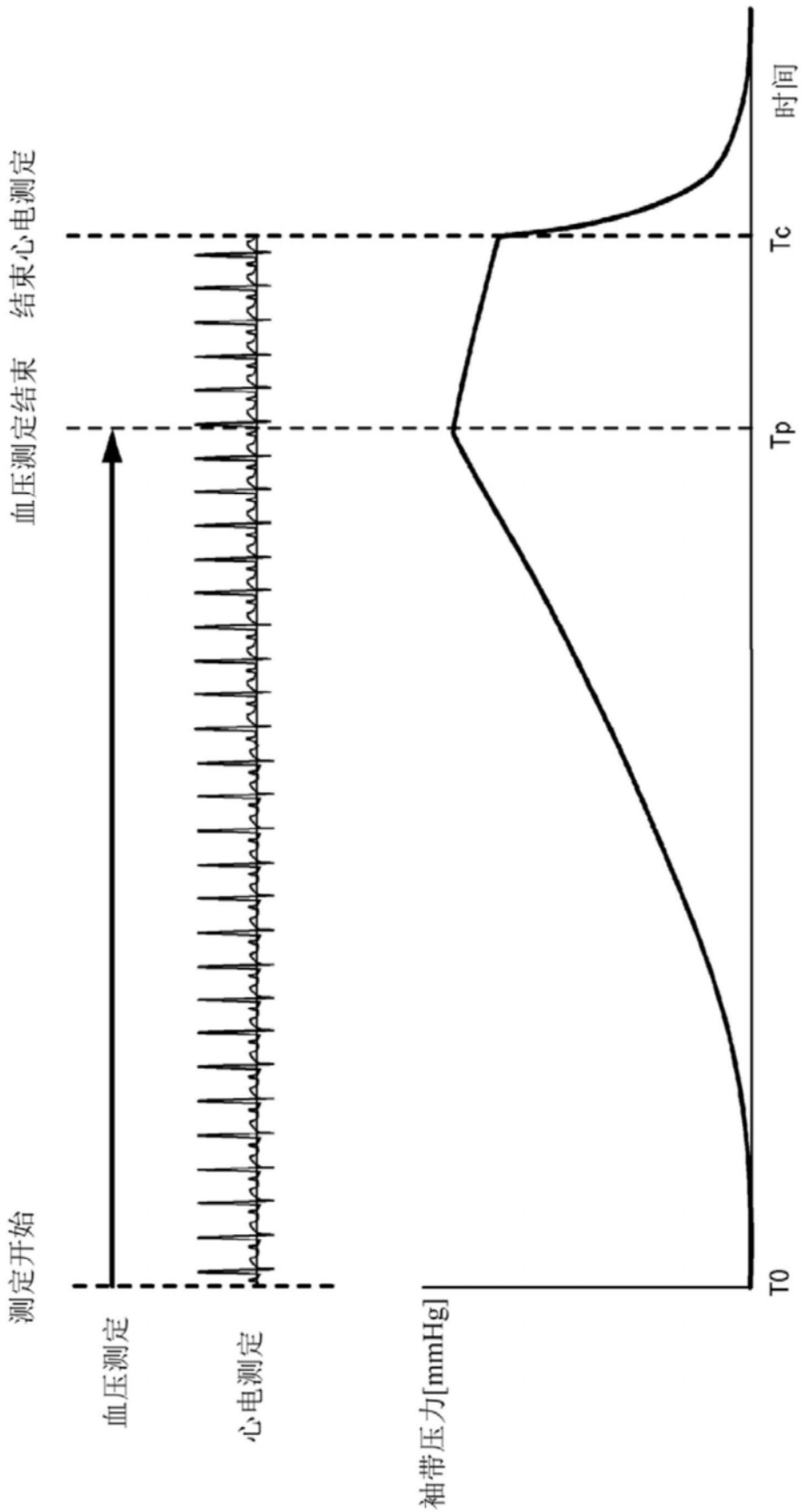


图6

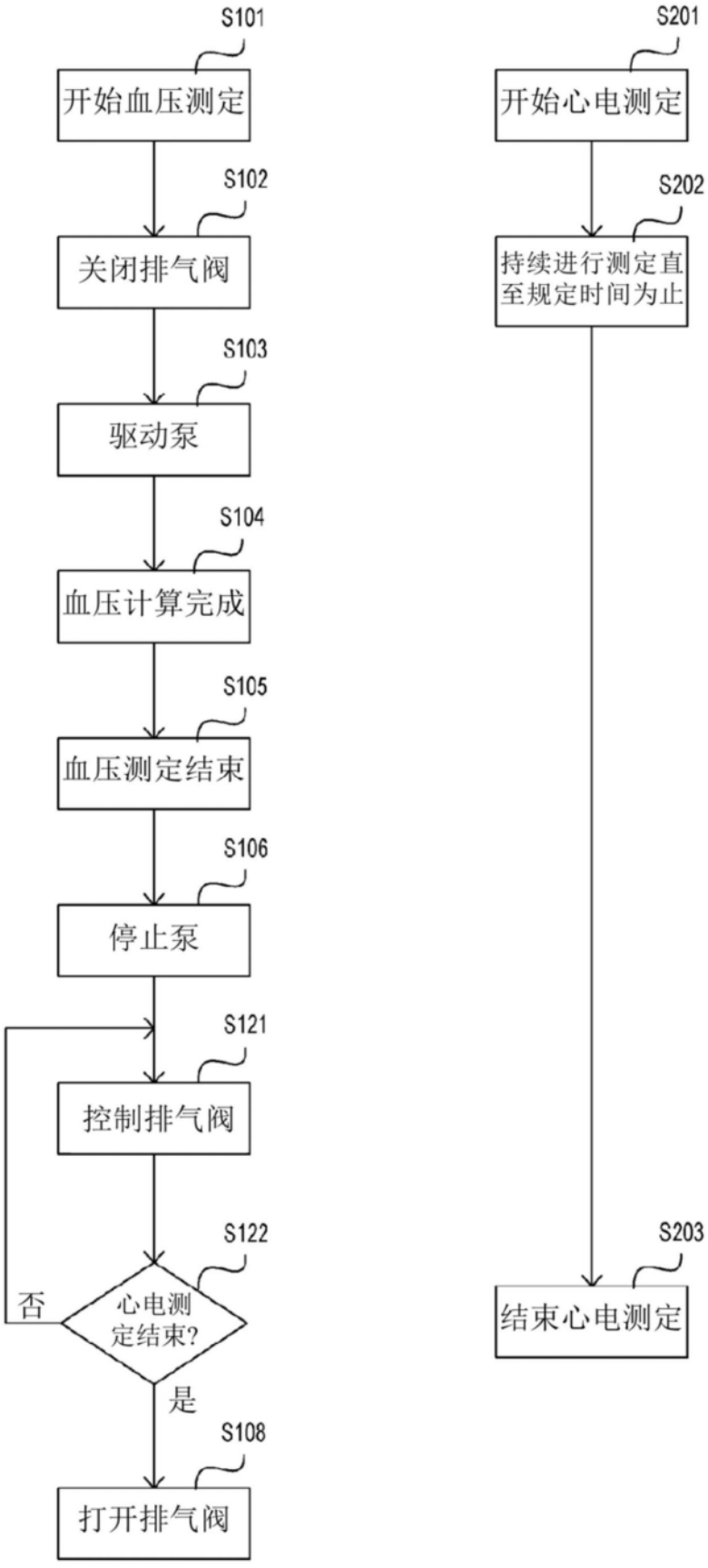

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S104
血压计算完成
S105
血压测定结束
S106
停止泵
S121
控制排气阀
S122
心电测定结束?
否
是
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S202
持续进行测定直至规定时间为止
S203
结束心电测定

图7

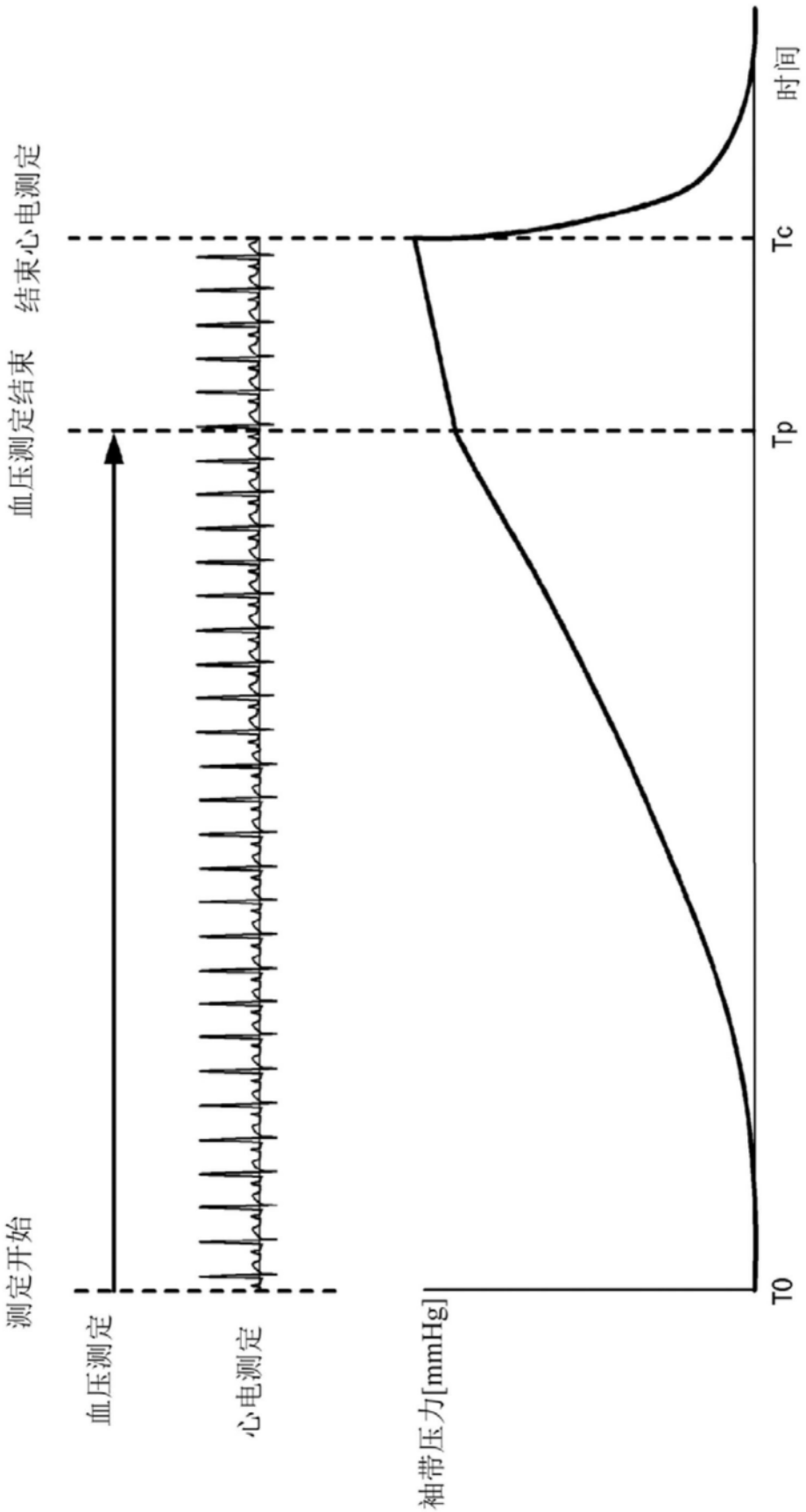


图8

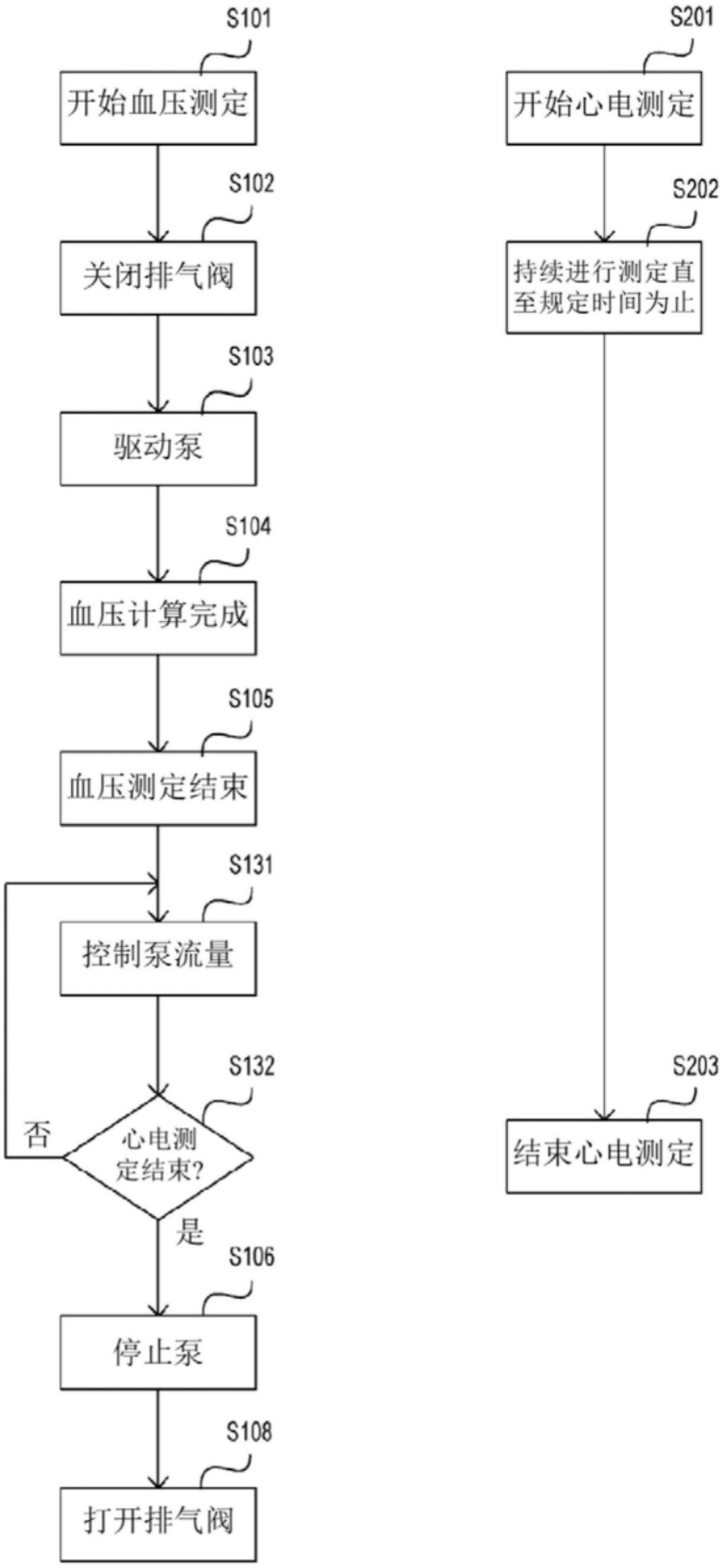

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S104
血压计算完成
S105
血压测定结束
S131
控制泵流量
S132
心电测定结束?
否
是
S106
停止泵
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S202
持续进行测定直至规定时间为止
S203
结束心电测定

图9

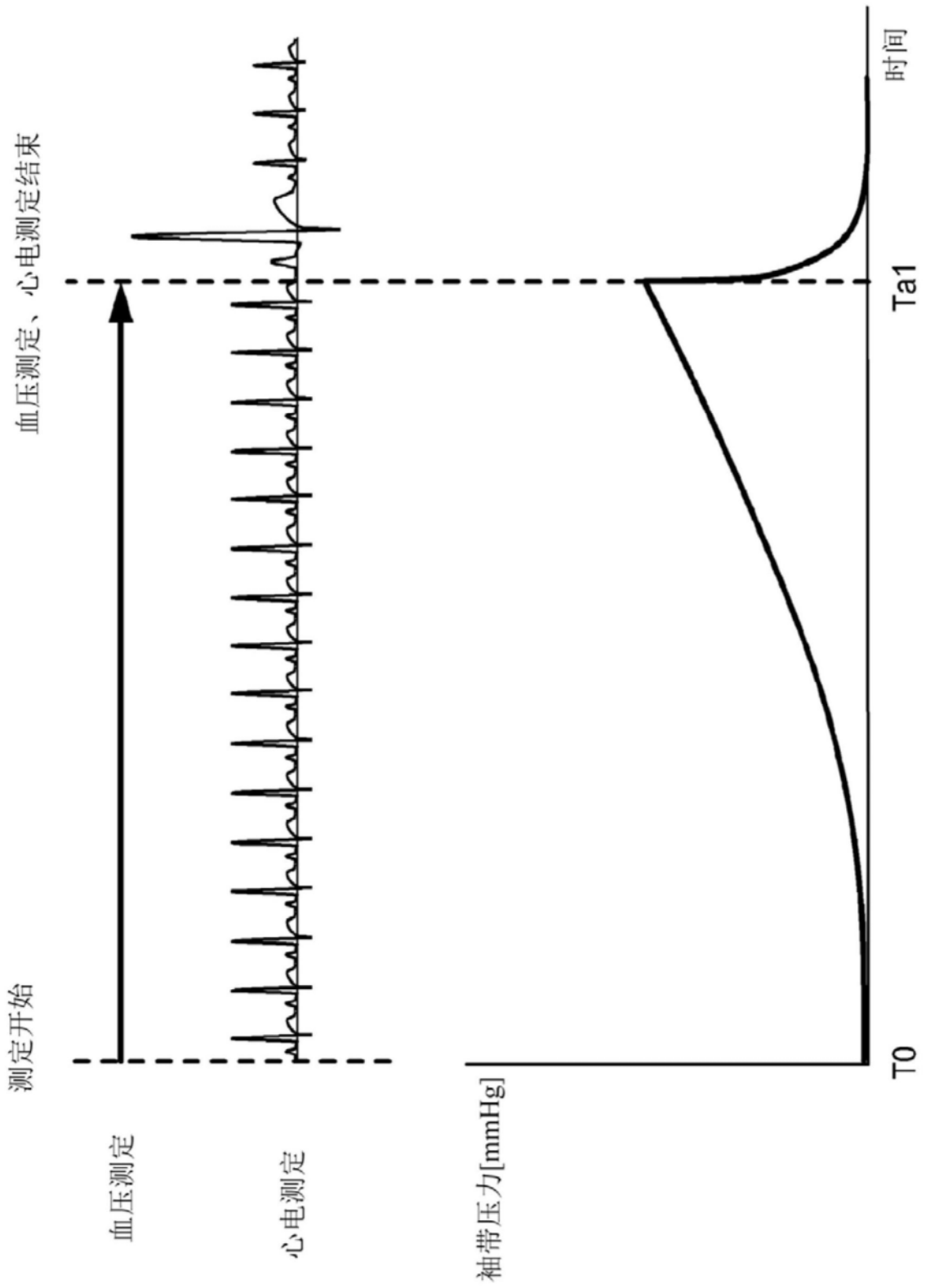


图10

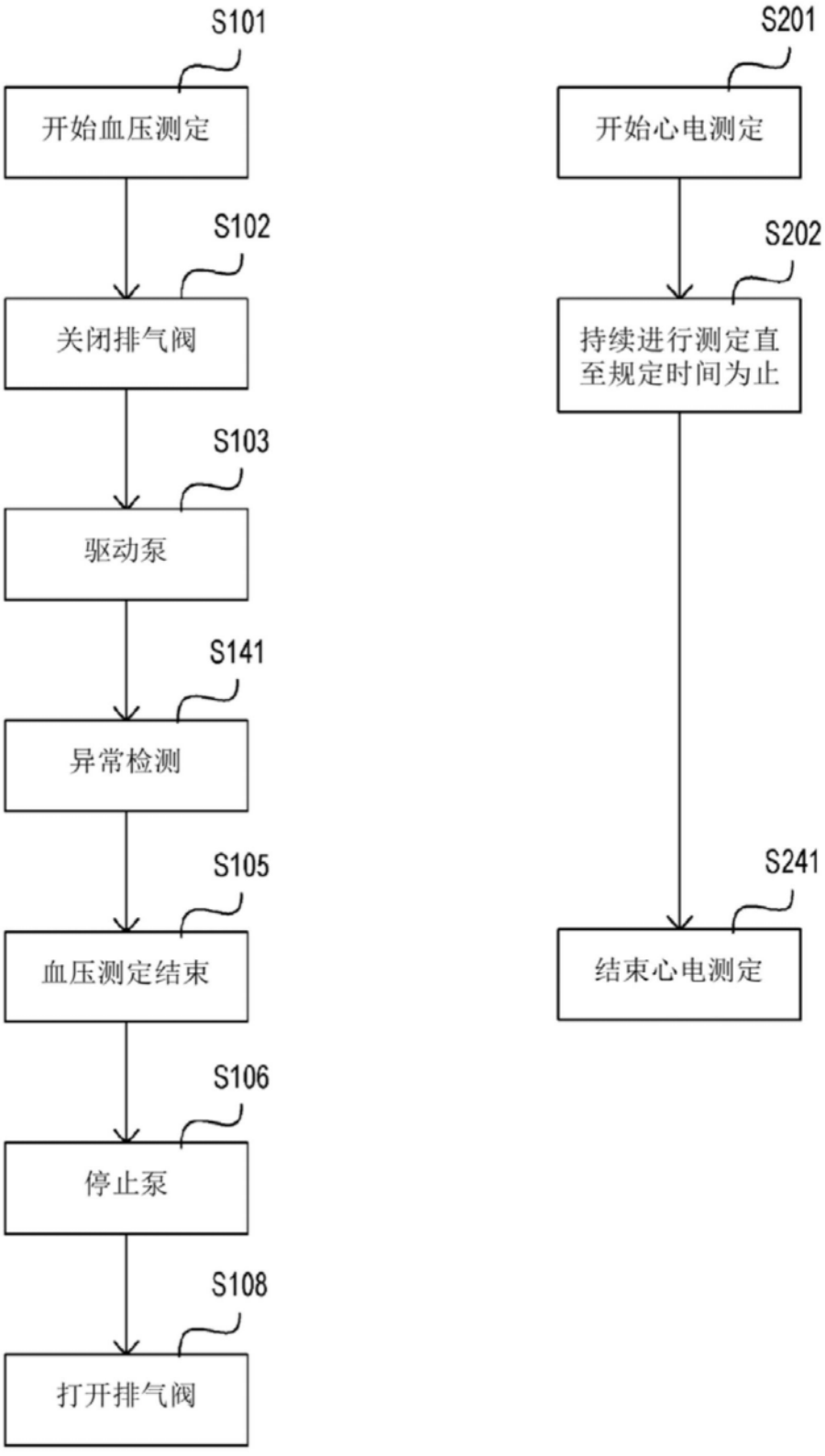

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S141
异常检测
S105
血压测定结束
S106
停止泵
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S202
持续进行测定直至规定时间为止
S241
结束心电测定

图11

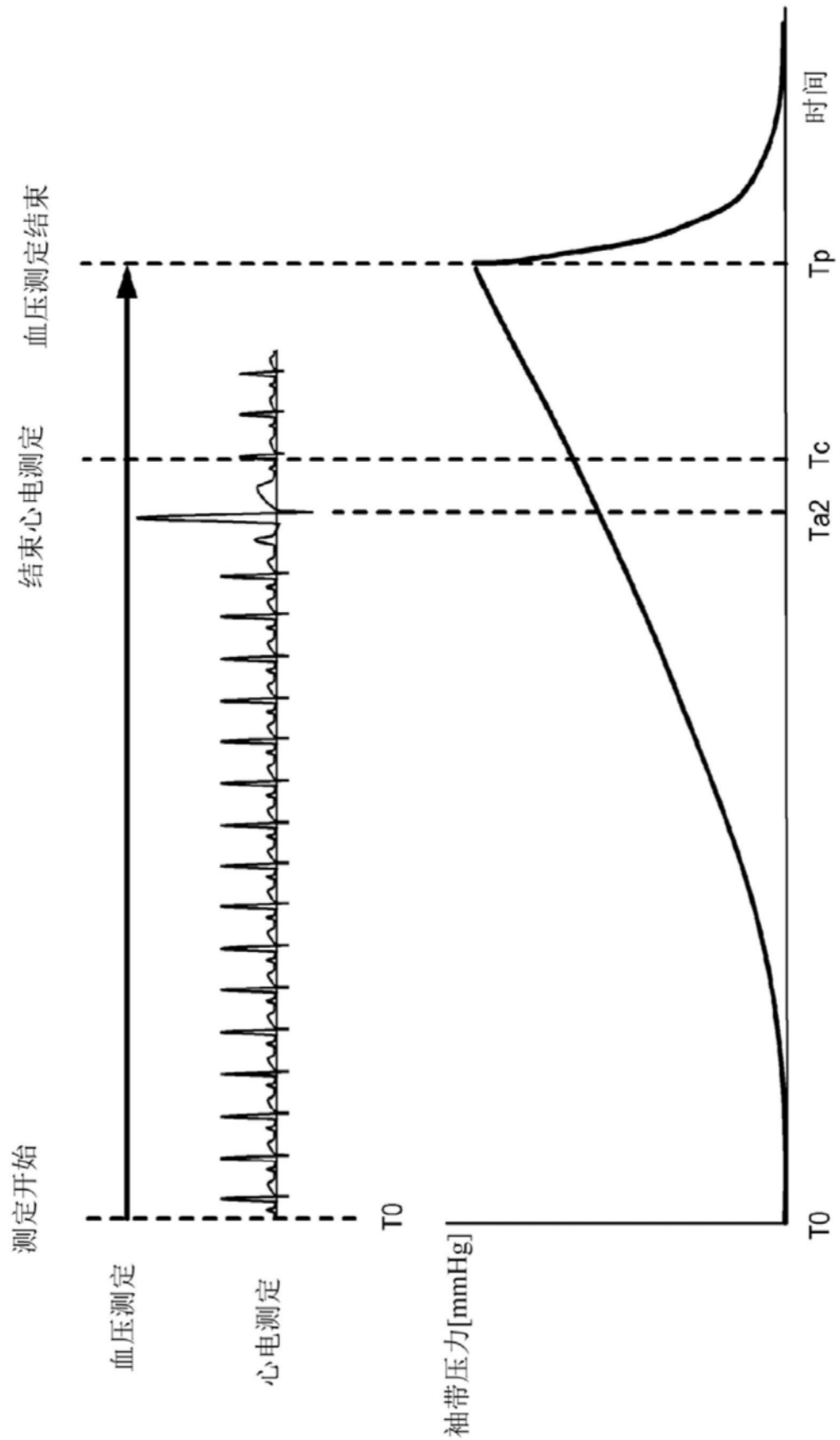


图12

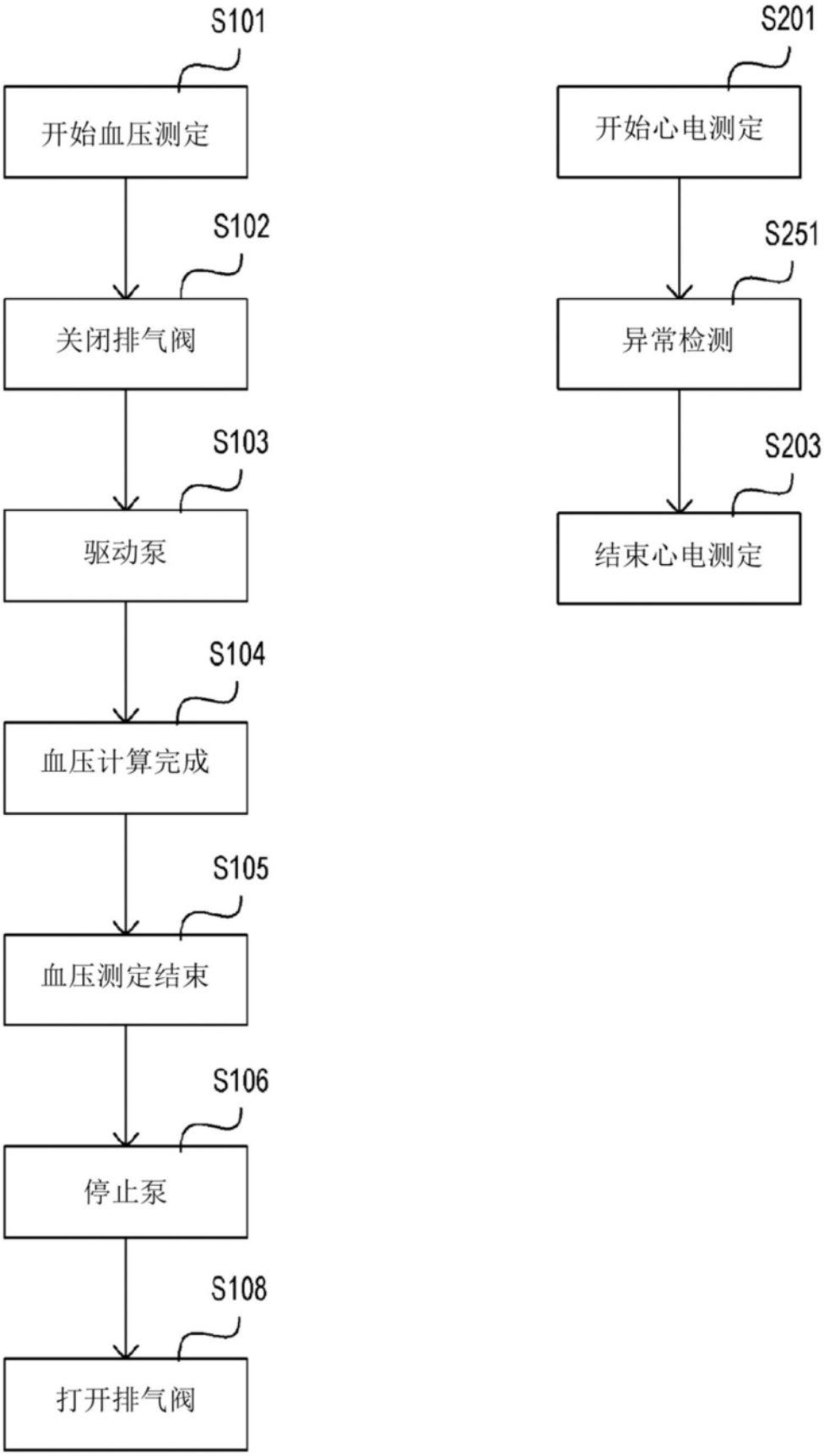

S101
开始血压测定
S102
关闭排气阀
S103
驱动泵
S104
血压计算完成
S105
血压测定结束
S106
停止泵
S108
打开排气阀
S201
开始心电测定
S251
异常检测
S203
结束心电测定

图13