



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102223837 B

(45) 授权公告日 2013.04.24

(21) 申请号 200980146590.6

A61B 5/02 (2006.01)

(22) 申请日 2009.11.12

A61B 5/022 (2006.01)

(30) 优先权数据

2008-296833 2008.11.20 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.05.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/069270 2009.11.12

(87) PCT申请的公布数据

W02010/058733 JA 2010.05.27

(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 小林达矢 佐藤博则 小椋敏彦

吉田秀辉 藤井健司

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司
72003

代理人 聂宁乐 向勇

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0109789 A1, 2003.06.12, 全文.

US 6699197 B2, 2004.03.02, 全文.

US 2004/0064055 A1, 2004.04.01, 全文.

CN 1850000 A, 2006.10.25, 全文.

JP 特开 2007-185320 A, 2007.07.26, 全文.

CN 1660008 A, 2005.08.31, 全文.

审查员 谢楠

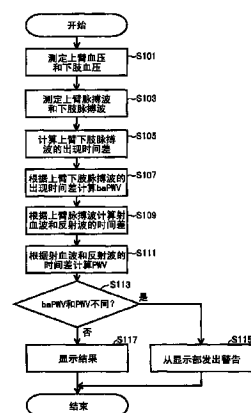
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

测定脉搏波传播速度作为血压信息的血压信息测定装置

(57) 摘要

在测定装置中,利用分别装戴在上臂和下肢(脚腕)的袖带来测定上臂的血压和下肢的血压(S101)。而且,利用这些袖带同步地测定上臂的脉搏波和下肢的脉搏波(S102)。然后,基于这两个脉搏波的出现时间差,计算上臂下肢部脉搏波传播速度(baPWV)(S105、S107)。而且,基于上臂脉搏波的射血波和反射波的出现时间差,计算上臂脉搏波传播速度(上臂PWV)(S109、S111)。在这些传播速度的值不同时(S113:是),发出警告(S115)。



1. 一种血压信息测定装置,其特征在于,包括:

第一袖带(9A),其用于装戴在上臂上,并且内置有第一空气袋(13A、13B),

第二袖带(9B),其用于装戴在下肢上,并且内置有第二空气袋(13C),

测定部(23A、23B、40),其用于同步地对所述第一空气袋的内压变化和所述第二空气袋的内压变化进行测定,

检测部(40、400),其用于根据所述第一空气袋的内压变化来检测第一血压信息,并根据所述第二空气袋的内压变化来检测第二血压信息,

运算部(40、401、403、405),其用于基于所述第一血压信息和所述第二血压信息进行计算处理;

所述运算部执行第一计算处理和判定处理,

在所述第一计算处理中,根据作为所述第一血压信息的脉搏波和作为所述第二血压信息的脉搏波来计算第一脉搏波传播速度,所述第一血压信息是在将所述第一空气袋装戴在上臂上的状态下,根据在对所述第一袖带的末梢侧进行驱血的状态下的所述第一空气袋的内压变化来检测出的,

在所述判定处理中,利用所述第一血压信息和所述第二血压信息中的至少一种血压信息,判定通过所述第一计算处理计算出的第一脉搏波传播速度是否恰当。

2. 根据权利要求1记载的血压信息测定装置,其特征在于,

所述运算部还执行第二计算处理,所述第二计算处理用于根据作为所述第一血压信息的脉搏波来计算第二脉搏波传播速度;

在所述第一计算处理中,所述运算部计算出作为所述第一血压信息的脉搏波和作为所述第二血压信息的脉搏波的出现时间差,由此计算所述第一脉搏波传播速度,

在所述第二计算处理中,所述运算部计算出作为所述第一血压信息的脉搏波的射血波和反射波的出现时间差,由此计算所述第二脉搏波传播速度。

3. 根据权利要求2记载的血压信息测定装置,其特征在于,

在所述判定处理中,所述运算部对在所述第一计算处理中计算出的第一脉搏波传播速度和在所述第二计算处理中计算出的第二脉搏波传播速度进行比较,并判定第一脉搏波传播速度和第二脉搏波传播速度的差分是否超出规定的范围,由此判定在所述第一计算处理中计算出的第一脉搏波传播速度是否恰当,

在所述差分超出所述规定的范围时,所述运算部进行第一显示控制,该第一显示控制用于在显示装置(4)上显示警告。

4. 根据权利要求2记载的血压信息测定装置,其特征在于,

所述运算部还执行第三计算处理,所述第三计算处理用于计算作为所述第二血压信息的血压值相对作为所述第一血压信息的血压值的血压比;

在所述判定处理中,所述运算部对所述血压比和预先存储的阈值进行比较,判定所述血压比是否低于所述阈值,由此判定在所述第一计算处理中计算出的第一脉搏波传播速度是否恰当,

在所述血压比低于所述阈值时,所述运算部进行第二显示控制,该第二显示控制用于将在所述第二计算处理中计算出的所述第二脉搏波传播速度作为测定结果显示在显示装置(4)上。

5. 根据权利要求 4 记载的血压信息测定装置,其特征在于,

在所述血压比低于所述阈值时,所述运算部执行用于计算所述第二脉搏波传播速度的所述第二计算处理,

在所述血压值不低于所述阈值时,所述运算部执行用于计算所述第一脉搏波传播速度的所述第一计算处理。

6. 根据权利要求 2 记载的血压信息测定装置,其特征在于,

在所述判定处理中,所述运算部判定是否得到了作为所述第二血压信息的血压值,由此判定在所述第一计算处理中计算出的第一脉搏波传播速度是否恰当,

在未得到作为所述第二血压信息的血压值时,所述运算部进行第三显示控制,该第三显示控制用于将在所述第二计算处理中计算出的所述第二脉搏波传播速度作为测定结果显示在显示装置(4)上。

7. 根据权利要求 6 记载的血压信息测定装置,其特征在于,

还具有控制部(40),

在未得到所述第二血压值的情况下,该控制部(40)使所述测定部测定所述第一空气袋的内压变化,并使所述运算部进行所述第二计算处理,从而使所述运算部根据在所述测定中得到的作为所述第一血压信息的脉搏波来计算所述第二脉搏波传播速度,

在得到了所述第二血压值的情况下,该控制部(40)使所述测定部同步地对所述第一空气袋的内压变化和所述第二空气袋的内压变化进行测定,并使所述运算部进行所述第一计算处理,从而使所述运算部根据在所述测定中得到的作为所述第一血压信息的脉搏波和作为所述第二血压信息的脉搏波来计算所述第一脉搏波传播速度。

测定脉搏波传播速度作为血压信息的血压信息测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压信息测定装置,特别涉及分析脉搏波从而计算对诊断有用的指标的血压信息测定装置。

背景技术

[0002] 以往,提出了计算出心脏射血的脉搏波的传播速度(以下称为PWV:Pulse Wave Velocity)作为对动脉硬化度的诊断有用的指标的装置。另外,日本特开 2000-316821 号公报公开了通过测定上臂的血压和脚腕的血压之间的比(以下称为ABI:Ankle-brachial index)来筛查大腿动脉等有无狭窄的技术。

[0003] 在上臂和下肢等至少两处以上装戴有用于测定脉搏波的袖带等,并同时测定脉搏波,由此根据各个脉搏波的出现时间差、装戴有用于测定脉搏波的袖带等的两点之间的动脉的长度,来计算出上臂下肢部脉搏波传播速度(以下称为ba(brachial-ankle)PWV)。

[0004] 现有技术文献(专利文献):

[0005] 专利文献1:日本特开 2000-316821 号公报。

发明内容

[0006] 发明所要解决的问题

[0007] 若大腿动脉等处狭窄,则末梢侧的血压降低,并且不能正确测定baPWV。因此,众所周知,在测定baPWV时,需要注意ABI的值。若ABI为0.9以下,则不能正确地评价baPWV。因此,对于大腿动脉等处有狭窄的患者,需要通过其他的方法评价动脉硬化,存在对患者和测定者两者都造成负担的问题。

[0008] 本发明是鉴于这种问题而做出的,目的在于提供一种血压信息测定装置,该血压信息测定装置根据从上臂测定得到的脉搏波分离出射血波和反射波,并根据反射波的出现时间推定脉搏波传播速度,由此能够正确地测定脉搏波传播速度血压信息测定装置。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 为了实现上述目的,本发明的一个技术方案的血压信息测定装置包括:第一袖带,其用于装戴在上臂上,并且内置有第一空气袋;第二袖带,其用于装戴在下肢上,并且内置有第二空气袋;测定部,其用于同步地测定第一空气袋的内压变化和第二空气袋的内压变化;检测部,其用于根据第一空气袋的内压变化来检测第一血压信息,并根据第二空气袋的内压变化来检测第二血压信息;运算部,其用于基于第一血压信息和第二血压信息进行计算处理,运算部执行第一计算处理和判定处理,在所述第一计算处理中,根据作为第一血压信息的脉搏波和作为第二血压信息的脉搏波来计算第一脉搏波传播速度,该第一血压信息是在将第一空气袋装戴在上臂上的状态下,根据在对第一袖带的末梢侧驱血的状态下的第一空气袋的内压变化来检测出的,在所述判定处理中,利用第一血压信息和第二血压信息中的至少一种血压信息,判定通过第一计算处理计算出的第一脉搏波传播速度是否恰当。

[0011] 发明的效果

[0012] 根据本发明,能够与动脉硬化的进展状况无关地测定脉搏波传播速度。

附图说明

[0013] 图 1 是表示第一实施方式至第三实施方式的测定装置的外观的具体例的立体图。

[0014] 图 2A 是表示利用图 1 所示的测定装置来测定血压信息时的测定姿势的示意剖视图。

[0015] 图 2B 是表示利用图 1 所示的测定装置来测定血压信息时的测定姿势的示意剖视图。

[0016] 图 3 是表示第一实施方式的测定装置的功能框的图。

[0017] 图 4 是表示第一实施方式的测定装置的测定动作的第一具体例的流程图。

[0018] 图 5 是表示第一实施方式的测定装置的测定动作的第二具体例的流程图。

[0019] 图 6 是表示第一实施方式的测定装置的测定动作的第三具体例的流程图。

[0020] 图 7 是表示利用第一实施方式的测定装置进行第三具体例的测定动作时的显示例的图。

[0021] 图 8 是表示第二实施方式的测定装置的功能框的图。

[0022] 图 9 是表示第二实施方式的测定装置的测定动作的具体例的流程图。

[0023] 图 10 是表示第三实施方式的测定装置的测定动作的具体例的流程图。

具体实施方式

[0024] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。在以下的说明中,对同一部件和构成要素标识同一附图标记。它们的名称和功能也相同。

[0025] 这里,所谓的“血压信息”,是指对生体进行测定而得到的与血压相关的信息,具体而言,对应于血压值、脉搏波波形、心拍数等。

[0026] [第一实施方式]

[0027] 如图 1 所示,实施方式的血压信息测定装置(以下简称为测定装置)即测定装置 1A 包括:基体 2;袖带 9A,其用于装戴在作为测定部位的上臂上,而且经由空气管 10A 与基体 2 相连接;袖带 9B,其用于装戴在作为测定部位的下肢(脚腕)上,而且经由空气管 10B 与基体 2 相连接。在基体 2 的正面配置有:显示部 4,其用于显示包括测定结果在内的各种信息;操作部 3,其为了对测定装置 1A 发出各种指示而被操作。操作部 3 包括:电源开关 31,其为了接通(ON)/断开(OFF)电源而被操作;测定开始开关 32,其为了指示测定的开始而被操作。

[0028] 在利用上述测定装置 1A 测定脉搏波时,如图 2A 所示那样将袖带 9A 卷绕在作为测定部位的上臂上。而且如图 2B 所示那样将袖带 9B 卷绕在作为测定部位的下肢上。在该状态下按下测定开始开关 32,由此来测定血压信息。

[0029] 参照图 2A,袖带 9A 具有用于压迫生体的作为流体袋的空气袋。上述空气袋包括:空气袋 13A,其是在测定作为血压信息的血压时所用的流体袋;空气袋 13B,其是在测定作为血压信息的脉搏波时所用的流体袋。参照图 2B,袖带 9B 包括空气袋 13C,该空气袋 13C 是在测定作为血压信息的血压和脉搏波时所用的流体袋。

[0030] 参照图 3,测定装置 1A 包括:空气系统 20A,其经由空气管 10A 而与空气袋 13A 相

连接;空气系统 20B,其经由空气管 10A 而与空气袋 13B 相连接;空气系统 20C,其经由空气管 10B 而与空气袋 13C 相连接;CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)40。

[0031] 空气系统 20A 包括空气泵 21A、空气阀 22A 和压力传感器 23A。空气系统 20B 包括空气泵 21B、空气阀 22B 和压力传感器 23B。空气系统 20C 包括空气泵 21C、空气阀 22C 和压力传感器 23C。

[0032] 驱动电路 26A 接收到 CPU40 的指令而驱动空气泵 21A 向空气袋 13A 送入压缩气体,由此对空气袋 13A 加压。驱动电路 26B 接收到来自 CPU40 的指令而驱动空气泵 21B 向空气袋 13B 送入压缩气体,由此对空气袋 13B 加压。驱动电路 26C 接收到来自 CPU40 的指令而驱动空气泵 21C 向空气袋 13C 送入压缩气体,由此对空气袋 13C 加压。

[0033] 接收到来自 CPU40 的指令的驱动电路 27A 对空气阀 22A 的开闭状态进行控制,由此维持空气袋 13A 的压力或对空气袋 13A 减压。

[0034] 接收到来自 CPU40 的指令的驱动电路 27B 对空气阀 22B 的开闭状态进行控制,由此维持空气袋 13B 的压力或对空气袋 13B 减压。接收到来自 CPU40 的指令的驱动电路 27C 对空气阀 22C 的开闭状态进行控制,由此维持空气袋 13C 的压力或对空气袋 13C 减压。通过控制这些空气阀的开闭状态来控制空气袋 13A、13B、13C 的压力。

[0035] 压力传感器 23A 检测空气袋 13A 内的压力,并向放大器 28A 输出与该检测值相对应的信号。放大器 28A 将从压力传感器 23A 输出的信号放大,然后将其输出至 A/D 转换器 29A。A/D 转换器 29A 将从放大器 28A 输出的模拟信号数字化后输出至 CPU40。

[0036] 压力传感器 23B 检测空气袋 13B 内的压力,并向放大器 28B 输出与该检测值相对应的信号。放大器 28B 将从压力传感器 23B 输出的信号放大,然后将其输出至 A/D 转换器 29B。A/D 转换器 29B 将从放大器 28B 输出的模拟信号数字化后输出至 CPU40。

[0037] 压力传感器 23C 检测空气袋 13C 内的压力,并向放大器 28C 输出与该检测值相对应的信号。放大器 28C 将从压力传感器 23C 输出的信号放大,然后将其输出至 A/D 转换器 29C。A/D 转换器 29C 将从放大器 28C 输出的模拟信号数字化后输出至 CPU40。

[0038] CPU40 基于对设置在测定装置的基体 2 上的操作部 3 输入的指令,从而控制空气系统 20A、20B、20C。而且,将测定结果输出至显示部 4、存储器 41。存储器 41 存储测定结果和由 CPU40 执行的程序。

[0039] CPU40 包括血压计算部 400、PWV 计算部 401、baPWV 计算部 403 和判定部 405。这些功能可以是通过 CPU40 读出并执行存储在存储器 41 中的上述程序从而作为软件来实现的功能,也可以是通过使 CPU40 含有运算电路等从而作为硬件来实现的功能。

[0040] 血压计算部 400 根据空气袋 13A 和空气袋 13C 的内压变化,计算上臂和下肢处的最高血压和最低血压。

[0041] PWV 计算部 401 根据在空气袋 13A 对末梢侧驱血的状态下的空气袋 13B 的内压变化,计算脉搏波中的射血波和反射波的出现时间差。PWV 计算部 401 通过用预先存储的从心脏至上臂的动脉长度除以上述时间差,计算上臂处的脉搏波的传播速度(上臂 PWV)。

[0042] baPWV 计算部 403 根据空气袋 13B 和空气袋 13C 的内压变化,计算上臂和下肢处的脉搏波的出现时间差。baPWV 计算部 403 用预先存储的从心脏至脚腕的动脉长度和从心脏至上臂的动脉长度之间的差除以上述时间差,计算上臂下肢部的脉搏波的传播速度(baPWV)。

[0043] PWV 计算部 401 和 baPWV 计算部 403 所使用的从心脏至上臂的动脉长度和从心脏至脚腕的动脉长度可以预先存储在 PWV 计算部 401 和 baPWV 计算部 403 中,也可以由 PWV 计算部 401 和 baPWV 计算部 403 利用规定的换算式,根据输入的被测定者的身高来计算。

[0044] 判定部 405 通过将 PWV 计算部 401 计算出的 PWV 和 baPWV 计算部 403 计算出的 baPWV 进行比较,判定 baPWV 的测定是否成功。CPU40 根据判定部 405 的判定结果,执行将测定结果显示在显示部 4 上的处理,或执行将警告测定失败的信息显示在显示部 4 上的处理。

[0045] 图 4 的测定装置 1A 的测定动作的第一具体例,表示以第一运算规则进行运算时的测定动作。图 4 所示的动作,通过测定者按下设置在基体 2 的操作部 3 上的测定按钮而开始,并且通过 CPU40 读出存储在存储器 41 中的程序从而对图 3 所示的各部进行控制来实现。

[0046] 参照图 4,在步骤 S101 中,CPU40 对各空气系统 20A、20B、20C 输出用于进行血压测定的控制信号。血压计算部 400 基于从空气袋 13A 和空气袋 13C 得到的内压变化,计算上臂处的血压值和下肢处的血压值。这里的血压测定动作与通常的血压测定装置中的测定动作是同样的。

[0047] 在步骤 S103 中,CPU40 对各空气系统 20A、20B、20C 输出用于进行脉搏波测定的控制信号,并同步测定上臂处的脉搏波和下肢处的脉搏波。在步骤 S103 中,为了使空气袋 13A 的内压维持高于最高血压值的压力,CPU40 对驱动电路 26A、27A 输出用于通过空气泵 21A 供给空气后使空气阀 22A 闭塞的控制信号,从而达到对上臂的末梢侧驱血的状态。在该状态下,为了使空气袋 13B 和空气袋 13C 的内压达到预先规定的触及脉搏程度的压力,对驱动电路 26B、26C 输出供给空气的控制信号,并基于从压力传感器 23B、23C 得到的压力信号,同步地得到上臂的脉搏波和下肢的脉搏波。这里的同步方法不限于特定的方法。

[0048] 在步骤 S105 中,baPWV 计算部 403 对在上述步骤 S103 中得到的上臂的脉搏波和下肢的脉搏波进行分析,并根据这些位置的脉搏波的出现起点的差来计算出现时间差。在步骤 S107 中,baPWV 计算部 403 用预先存储的从心脏至上臂的动脉长度和从心脏至上臂的动脉长度之差除以在上述步骤 S105 中计算出的时间差,由此计算脉搏波的传播速度 (baPWV)。

[0049] 在步骤 S109 中,PWV 计算部 401 对在上述步骤 S103 中得到的上臂的脉搏波进行分析,并计算该脉搏波中的射血波的出现时刻和反射波的出现时刻之差,即计算出现时间差。在步骤 S111 中,PWV 计算部 401 用预先存储的从心脏至上臂的动脉长度除以在上述步骤 S109 中计算出的时间差,由此计算上臂处的脉搏波的传播速度 (上臂 PWV)。

[0050] 在步骤 S113 中,判定部 405 对在步骤 S 107 中计算出的 baPWV 和在步骤 S111 中计算出的上臂 PWV 进行比较,并判定它们是相同还是不同。这里的“相同”不限于完全相同,也包括进入到某种程度范围内的情况。作为“某种程度范围”,例如举出 200cm/s 左右。当在步骤 S113 中判定为 baPWV 和上臂 PWV 不同 (或存在某种程度范围以上的差) 时 (步骤 S113 :是),CPU40 在步骤 S115 中执行以下处理:将表示 baPWV 的测定失败的警告显示在显示部 4 上。当在步骤 S113 中判定为 baPWV 和上臂 PWV 一致 (或处于某种程度的范围内) 时 (步骤 S113 :否),baPWV 的测定成功,CPU40 在步骤 S117 中将在步骤 S101 中计算出的血压值和和在步骤 S107 中计算出的 baPWV 作为测定结果显示在显示部 4 上。

[0051] 图5的测定装置1A的测定动作的第二具体例,表示以第二运算规则进行运算时的测定动作。图5所示的动作也通过测定者按下设置在基体2的操作部3上的测定按钮而开始,并通过CPU40读出存储在存储器41中的程序并对图3所示的各部进行控制而实现。

[0052] 参照图5,在第二具体例的测定动作中,分别对左右进行上述步骤S101至S111所示的测定和计算baPWV、上臂PWV的动作。即,在步骤S101A至S111A中,以在右上臂和右下肢(右脚腕)上分别装戴有袖带9A、9B的状态,进行与第一具体例的的动作的步骤S101至S111同样的动作。之后,在步骤S101B至S111B中,以在左上臂和左下肢(左脚腕)上分别装戴有袖带9A、9B的状态,进行与第一具体例的的动作的步骤S101至S111同样的动作。因此,优选地,在各处理之前,CPU40在显示部4上显示在步骤S100A、S100B中将袖带9A、9B分别装戴在右上臂和右下肢(右脚腕)或左上臂和左下肢(左脚腕)上并测定这些位置的血压、脉搏波的信息,从而通知测定者。

[0053] CPU40,将在步骤S107A中计算的右侧测定结果的baPWV(右baPWV)、在步骤S111A中计算出的右上臂PWV、在步骤S107B中计算出的左侧测定结果的baPWV(左baPWV)及在步骤S111B中计算出的左上臂PWV,分别以左右之分一同临时存储。然后,在步骤S201中,判定部405对在步骤S107A中计算出的右baPWV和在步骤S107B中计算出的左baPWV进行比较,并判定它们是相同还是不同。这里的“相同”也不限于完全相同,也包括进入某种程度的范围内的情况。在步骤S201中判定为右baPWV和左baPWV不同时(步骤S201:是),在步骤S203中,判定部405进一步对右baPWV及左baPWV的倾向与右上臂PWV及左上臂PWV的倾向进行比较。这里的倾向是指,例如可以是大小关系和差别,也可以是一方相对于另一方的比例。即,这里的倾向是指两个值的变化程度,并且在从右baPWV向左baPWV的变化程度和从右上臂PWV向左上臂PWV变化的程度(并且可以是左右相反)之间相关时,例如在变化的程度处于规定范围内时,判定部405判定为它们为相同的倾向。当在步骤S203中判定为它们的倾向不同时(步骤S203:否),在步骤S115中,CPU40执行将表示baPWV的测定失败的警告显示在显示部4上的处理。当在步骤S201中判定为右baPWV和左baPWV一致(或处于某种程度的范围内)时(步骤S201:否),baPWV的测定成功,在步骤S117中,CPU40将在步骤S101A、S101B中计算出的血压值、在步骤S107A、S107B中计算出的baPWV作为测定结果显示在显示部4上。或者,在右baPWV及左baPWV的倾向与右上臂PWV及左上臂PWV的倾向相同时(步骤S203:是),即使在步骤S201中右baPWV和左baPWV不同,也将该情况作为处于被测定者固有的左右差的范围内的情况,在步骤S117中,CPU40将在步骤S101A、S101B中计算出的血压值、在步骤S107A、S107B中计算出的baPWV作为测定结果显示在显示部4上。这里,可以显示左右两边中的一边的测定结果,也可以显示两边的测定结果,也可以显示左右两边的平均值。

[0054] 图6的测定装置1A的测定动作的第三具体例,表示以第三运算规则进行运算时的测定动作。图6所示的动作也通过测定者按下设置在基体2的操作部3上的测定按钮而开始,并且通过CPU40读出存储在存储器41中的程序从而对图3所示的各部进行控制来实现。

[0055] 参照图6,在第三具体例的测定动作中,进行与上述步骤S101至S111相同的动作,从而测定脉搏波并计算baPWV和上臂PWV。在第三具体例的测定动作中,计算出的baPWV和上臂PWV,与测定日期和时间、测定次数计数等特定信息相对应地存储在存储器41的规定

区域等中,所述特定信息是指,用于至少能够知晓其他测定结果的测定时和本次测定时之间的前后关系的信息。若到上述步骤 S111 为止的动作结束并计算出 baPWV 和上臂 PWV,则在步骤 S301 中,判定部 405 至少读出在上次测定中得到的 baPWV 和上臂 PWV,并计算出考虑到在上次测定中得到的 baPWV 和上臂 PWV 的变化的本次的 baPWV 和上臂 PWV。这里的假定方法未限定于具体的假定方法,例如可以这样进行假定:预先将与进行了某种治疗或服用了药剂的情况等规定的条件相对应的变化存储在存储器 41 中,判定部 405 从存储器 41 中读出与输入的条件相对应的变化,并对读出的上次的 baPWV 和上臂 PWV 应用上述变化,由此预测本次的 baPWV 和上臂 PWV。或者也可以通过在存储器 41 中存储多个 baPWV 和上臂 PWV 的计算结果,由判定部 405 来计算出这些计算结果的倾向,由此预测本次的 baPWV 和上臂 PWV。

[0056] 在步骤 S303 中,CPU40 执行用于将到上述步骤 S111 为止的动作中计算出的 baPWV 和上臂 PWV 显示在显示部 4 上的处理,并且将它们与本次的测定日期和时间等用于能够知晓与上述的测定时的前后关系的信息相对应地存储在存储器 41 的规定区域中。此时,优选地,如图 7 所示那样,将在步骤 S301 中计算出的预测值与在本次测定中得到的 baPWV 和上臂 PWV 一同显示在显示部 4 上。由此,通过该显示,容易识别在本次测定中得到的 baPWV 及上臂 PWV,是大幅乖离(背离)根据上次测定而假定的变化还是在假定的范围内。

[0057] 在步骤 S305 中,判定部 405 对下述两种变化进行比较,并判定它们是否相同,这两种变化是:在到步骤 S111 为止的动作中计算出的 baPWV 和上臂 PWV 相对于上次测定结果的变化,在步骤 S301 中计算出的根据上次测定而假定的变化。这里的“相同”也不限定于完全相同,也包括进入到某种程度的范围内的情况。当在步骤 S305 中判定为上述两种变化不同时,即,到步骤 S111 为止的动作中计算出的 baPWV 和上臂 PWV 的相对于上次测定结果的变化与在步骤 S301 中计算出的根据上次测定而假定的变化不同(或存在某种程度的范围以上的差)时(步骤 S305:是),在步骤 S115 中,CPU40 执行将表示 baPWV 的测定失败的警告显示在显示部 4 上的处理。当在步骤 S305 中判定为上述变化一致(或处于某种程度的范围内)时(步骤 S305:否),baPWV 的测定成功,在步骤 S117 中,CPU40 将在步骤 S101 中计算出的血压值、在步骤 S107 中计算出的 baPWV 作为测定结果显示在显示部 4 上。

[0058] 当根据同时测定得到的脉搏波获得的 baPWV 和上臂 PWV 存在规定以上的差异时,认为其主要原因是含有测定误差、baPWV 因大动脉狭窄而被过小评价等。通过测定装置 1A 执行作为第一具体例而示出的测定动作,测定者能够知道含有测定误差的可能性、baPWV 因大动脉狭窄而被过小评价的可能性。

[0059] 另外,在右上臂、右下肢处测定得到的 baPWV 与在左上臂、左下肢处测定得到的 baPWV 不为相同倾向时,或 baPWV 及上臂 PWV 相对于上次测定结果的变化与根据上次测定而假定的变化存在规定以上的差异时,也认为其主要原因是含有测定误差、baPWV 因大动脉狭窄而被过小评价等。测定装置 1A 通过执行作为第二具体例而示出的测定动作或执行作为第三具体例而示出的测定动作,测定者也能够知道含有测定误差的可能性、baPWV 因大动脉狭窄而被过小评价的可能性。并且,在右上臂、右下肢处测定得到的 baPWV 和在左上臂、左下肢处测定得到的 baPWV 不同,但它们的倾向与同时测定得到的右上臂 PWV 和左上臂 PWV 的倾向相同时,也判定为在被测定者固有的左右差的范围内恰当地测定出 baPWV,并显示测定结果。

[0060] 另外,通过上述警告来提醒进行再次测定,来得到更高精度的 baPWV。

[0061] [第二实施方式]

[0062] 第二实施方式的测定装置 1B 的外观与图 1 所示的测定装置 1A 相同。参照图 8,测定装置 1B 的功能结构与图 3 所示的测定装置 1A 的功能结构的不同点在于,测定装置 1B 的 CPU40 还具有 ABI 计算部 404。该功能也可以是通过 CPU40 读出并执行存储在存储器 41 中的上述程序从而作为软件来实现的功能,也可以是通过 CPU40 包括运算电路等从而作为硬件来实现的功能。

[0063] ABI 计算部 404 根据在血压计算部 400 中同步输入的空气袋 13A 和空气袋 13C 的内压变化而得到的血压值,即,根据同时测定得到的上臂的血压值和下肢的血压值,来假定下肢的血压值相对于上臂的血压值的比,即 ABI。判定部 405 预先存储 ABI 的基准值,并对 ABI 计算部 404 计算出的 ABI 和基准值进行比较,由此判定是利用 PWV 计算部 401 计算 PWV,还是利用 baPWV 计算部 403 计算 baPWV。判定部 405 根据判定结果,对 PWV 计算部 401 或 baPWV 计算部 403 输出用于执行计算处理的控制信号。PWV 计算部 401 根据上述控制信号执行 PWV 的计算,baPWV 计算部 403 根据上述控制信号执行 baPWV 的计算。

[0064] 正常时,ABI 在 0.9 至 1.3 左右的范围内,但在被测定者的末梢侧(主要为下肢)的动脉有慢性闭塞的闭塞性动脉硬化症(ASO:arteriosclerosis obliterans)等下肢侧的血压低的症状时,ABI 变得比上述范围低。此时,如前所述,不能得到正确的 baPWV。因此,此时,作为未利用下肢血压的指标,优选计算上臂 PWV。

[0065] 判定部 405 存储正常范围的 ABI 的范围的下限值作为基准值,例如存储上述 0.9 左右的值作为基准值,并对由 ABI 计算部 404 计算出的 ABI 和基准值进行比较,由此判定计算出的 ABI 是否低于上述范围。在判定为不低时,即,在判定为在上述范围内因而为正常时,对 baPWV 计算部 403 输出用于计算 baPWV 的控制信号;在低时,有 ASO 的可能性,不进行 baPWV 的计算,对 PWV 计算部 401 输出用于计算 PWV 的控制信号。

[0066] 图 9 所示的测定装置 1B 的动作也通过测定者按下设置在基体 2 的操作部 3 上的测定按钮而开始,通过 CPU40 读出存储在存储器 41 中的程序并对图 8 所示的各部进行控制来实现。

[0067] 参照图 9,在步骤 S401 中,血压计算部 400 计算上臂处的血压值和下肢处的血压值。测定各测定部位的血压的动作与上述步骤 S101 的动作相同,但在步骤 S401 中,同步即在同一时刻测定上述多处的血压。这里的同步的方法不限于特定的方法。在步骤 S403 中,ABI 计算部 404 用在步骤 S401 中测定得到的下肢的血压值除以上臂的血压值来计算 ABI。另外,在步骤 S405 中,CPU40 基于从压力传感器 23B、23C 得到的压力信号,同步得到上臂的脉搏波和下肢的脉搏波。步骤 S405 的动作与上述步骤 S103 的动作相同。

[0068] 在步骤 S407 中,判定部 405 对在上述步骤 S403 中计算出的 ABI 和所存储的基准值进行比较,并判定计算出的 ABI 是否低于基准。这里的基准值是作为正常范围的 ABI 的范围的下限值,在上述例子中为 0.9。在判定为 ABI 低于基准时(步骤 S407:是),判定部 405 对 PWV 计算部 401 输出执行计算处理的控制信号。根据该控制信号,在步骤 S409 中,PWV 计算部 401 对在上述步骤 S405 中得到的上臂的脉搏波进行分析,并计算该脉搏波中的射血波的出现时刻和反射波的出现时刻之差,即计算出现时间差,在步骤 S411 中计算上臂 PWV。这里的动作与上述步骤 S109、S111 相同。

[0069] 在判定为 ABI 不低于基准,即判定为大于正常的范围的下限值时(步骤 S407:否),判定部 405 对 baPWV 计算部 403 输出用于执行计算处理的控制信号。根据该控制信号,在步骤 S413 中,baPWV 计算部 403 对在上述步骤 S405 中得到的上臂的脉搏波和下肢的脉搏波进行分析,并根据这些位置的脉搏波的出现起点之差来计算出现时间差,在步骤 S415 中计算 baPWV。这里的动作与上述步骤 S105、S107 相同。

[0070] 在步骤 S417 中,CPU40 将在步骤 S411 中计算出的上臂 PWV 或在步骤 S415 中计算出的 baPWV 作为测定结果显示在显示部 4 上。此时,可以显示在步骤 S403 中计算出的 ABI。另外,也可以显示计算出的 ABI 与正常的范围或正常范围的下限值即基准值之间的关系。

[0071] 通过利用测定装置 1B 执行上述的测定动作,在被测定者有闭塞性动脉硬化症等下肢侧的血压变低的症状时,自动计算显示上臂 PWV,而不计算显示 baPWV。由此,在有这种症状时也能够防止 baPWV 的过小评价。

[0072] [第三实施方式]

[0073] 第三实施方式的测定装置 1C 的外观与图 1 所示的测定装置 1A 相同。另外,测定装置 1C 的功能结构与图 3 所示的测定装置 1A 的功能结构相同。

[0074] 测定装置 1C 的 CPU40 所包括的血压计算部 400 根据测定动作来计算上臂的血压值和下肢的血压值,并将它们输入到判定部 405 中。判定部 405 基于来自血压计算部 400 的输入值,判定该输入值是否是表示已计算出血压值的值,由此判定是否已测定下肢的血压。包括如下的情况等:来自血压计算部 400 的输入值不是表示已计算出血压值的值的情况,即,作为判定为未测定下肢的血压的输入值,例如是表示未进行测定的信号值(例如 0);作为下肢的血压值是不恰当的值(例如与预先存储的人的通常的血压值的范围相比,未在该范围内的值等)的情况。另外,在规定时间内未从血压计算部 400 输入表示下肢的血压值的值的情况下,判定部 405 也能够判定未测定下肢的血压。作为未测定出下肢的血压的主要原因,举出例如袖带 9B 未恰当地装戴在下肢(脚腕)上等。在判定部 405 判定为在下肢处测定了血压时,CPU40 对各空气系统 20A、20B、20C 输出用于进行脉搏波测定的控制信号。

[0075] 图 10 所示的测定装置 1C 的动作也通过测定者按下设置在基体 2 的操作部 3 上的测定按钮而开始,并通过 CPU40 读出存储在存储器 41 中的程序并对图 3 所示的各部进行控制来实现。

[0076] 参照图 10,在步骤 S501 中,CPU40 对各空气系统 20A、20B、20C 输出用于进行血压测定的控制信号。血压计算部 400 计算上臂处的血压值和下肢处的血压值。这里的血压测定动作与上述步骤 S101 相同。在步骤 S503 中,判定部 405 基于来自血压计算部 400 的输入值,判定在步骤 S501 中是否已测定下肢的血压。如前所述,例如当在下肢上未恰当地装戴袖带 9B 时,血压计算部 400 不能计算下肢的血压值,不输入数值(或输入表示未恰当地测定的 0 等值)。判定部 405 参照下肢的血压值,在例如这种情况下,判定在步骤 S501 中未测定下肢的血压。

[0077] 当在步骤 S501 中计算出下肢的血压值时(步骤 S503:是),以后,在步骤 S505 至 S509 中,与上述步骤 S103 至 S107 或与上述步骤 S405、S411、S413 同样地,测定上臂的脉搏波和下肢的脉搏波,并通过 baPWV 计算部 403 计算 baPWV。

[0078] 另一方面,当在步骤 S501 中未计算出下肢的血压值时(步骤 S503:否),在步骤 S511 中,CPU40 为了使空气袋 13A 的内压维持高于最高血压值的压力,对驱动电路 26A、27A

输出用于通过空气泵 21A 供给空气后使空气阀 22A 闭塞的控制信号,并达到对上臂的末梢侧驱血的状态。在该状态下,为了使空气袋 13B 的内压达到预先规定的触及脉搏程度的压力。对驱动电路 26B 输出用于供给空气的控制信号,并基于从压力传感器 23B 得到的压力信号来得到上臂的脉搏波。步骤 S511 的动作与上述步骤 S103、步骤 S405 的脉搏波测定动作中的不进行测定下肢的脉搏波的动作而仅测定上臂的脉搏波的动作相同。

[0079] 在步骤 S513、S515 中,执行与上述步骤 S109、S111 或上述步骤 S409、S411 同样的动作,在 PWV 计算部 401 中对上臂计算 PWV。

[0080] 通过利用测定装置 1C 执行上述测定动作,在未测定出下肢的血压时,假定袖带 9B 未恰当装戴在下肢上等,自动地仅进行上臂的脉搏波的测定,计算并显示上臂 PWV,不计算和显示 baPWV。即,在存在未恰当测定出下肢的脉搏波的可能性时,自动地仅进行上臂的脉搏波的测定,并计算上臂 PWV。由此,在未恰当测定出下肢的脉搏波时,能够防止计算出错误的 baPWV。进而,在判定为在血压测定中未测定出下肢的血压的时刻,不进行下肢的脉搏波的测定,因此能够减轻对被测定者的负担。另外,由于能够得到脉搏波传播速度作为指标,不必重新进行测定本身,而在上臂侧计算脉搏波传播速度,因此能够减轻对被测定者的负担。

[0081] 另外,测定装置 1C 的方式也能够应用在测定装置 1B 中。即,在测定装置 1B 中,在步骤 S403 中,在计算出 ABI 的时刻,判定部 405 判定 ABI 是否低于规定值,在判定为低时,可以仅进行上臂的脉搏波的测定。这样,能够减轻对被测定者的负担。

[0082] 应当认为本公开的实施方式是在全部点的例示而非限制。本发明的范围并不由上述的说明来表示,而是由权利要求书来表示,意在包括在与权利要求书均等的意思和范围内的全部变更。

[0083] 附图标记的说明:

[0084] 1A、1B、1C:测定装置;

[0085] 2:基体;

[0086] 3:操作部;

[0087] 4:显示部;

[0088] 9A、9B:袖带;

[0089] 10A、10B:空气管;

[0090] 13A、13B、13C:空气袋;

[0091] 20A、20B、20C:空气系统;

[0092] 21A、21B、21C:空气泵;

[0093] 22A、22B、22C:空气阀;

[0094] 23A、23B、23C:压力传感器;

[0095] 26A、26B、26C、27A、27B、27C:驱动电路;

[0096] 28A、28B、28C:放大器;

[0097] 29A、29B、29C:A/D 转换器;

[0098] 31、32:开关;

[0099] 40:CPU;

[0100] 41:存储器;

- [0101] 400 :血压计算部 ;
- [0102] 401 :PWV 计算部 ;
- [0103] 403 :baPWV 计算部 ;
- [0104] 404 :ABI 计算部 ;
- [0105] 405 :判定部。

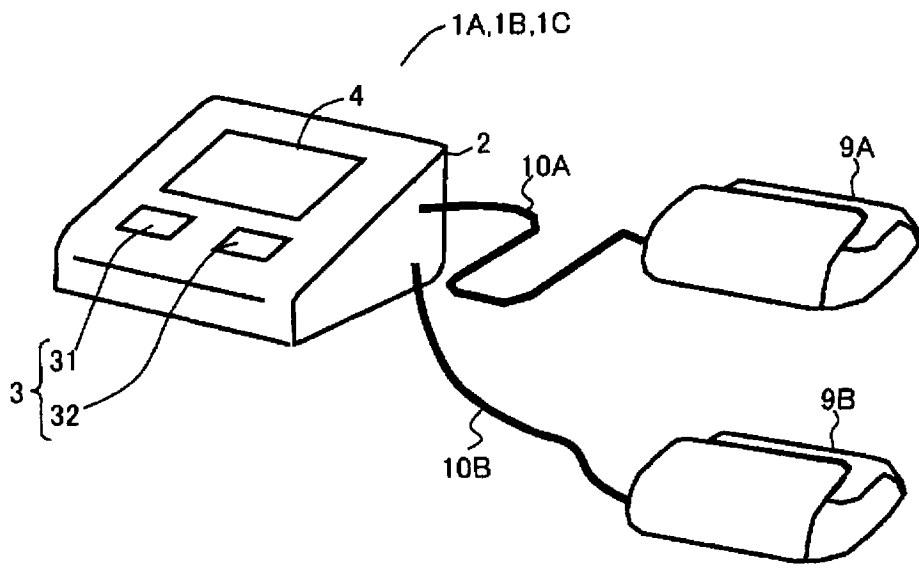


图 1

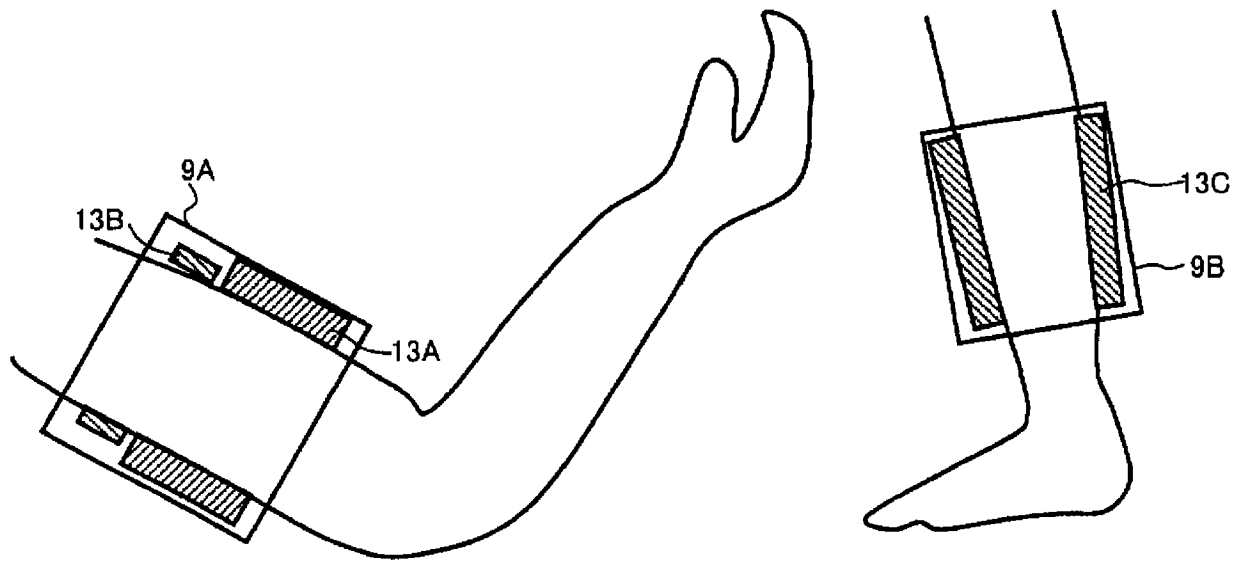


图 2A

图 2B

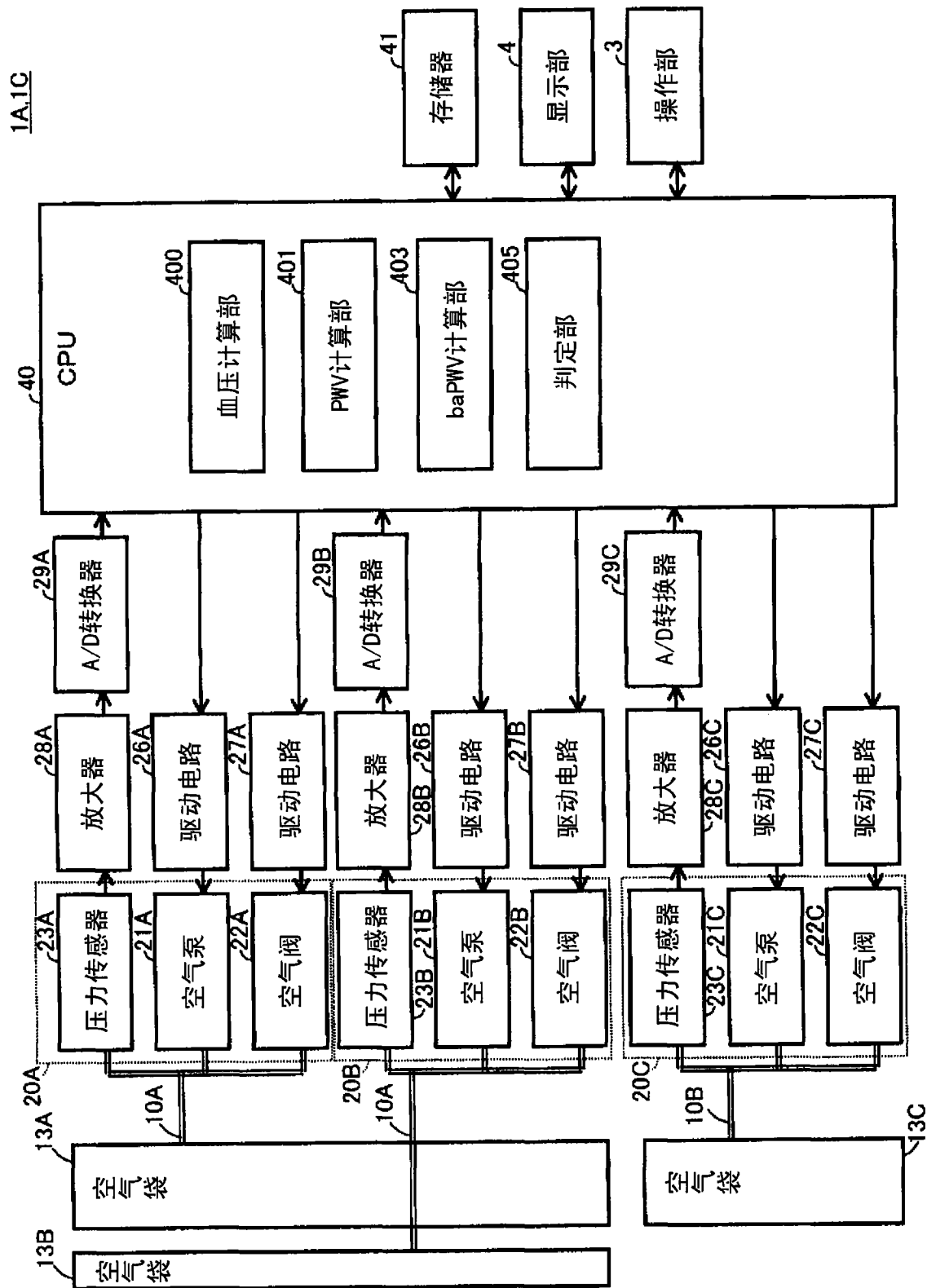


图 3

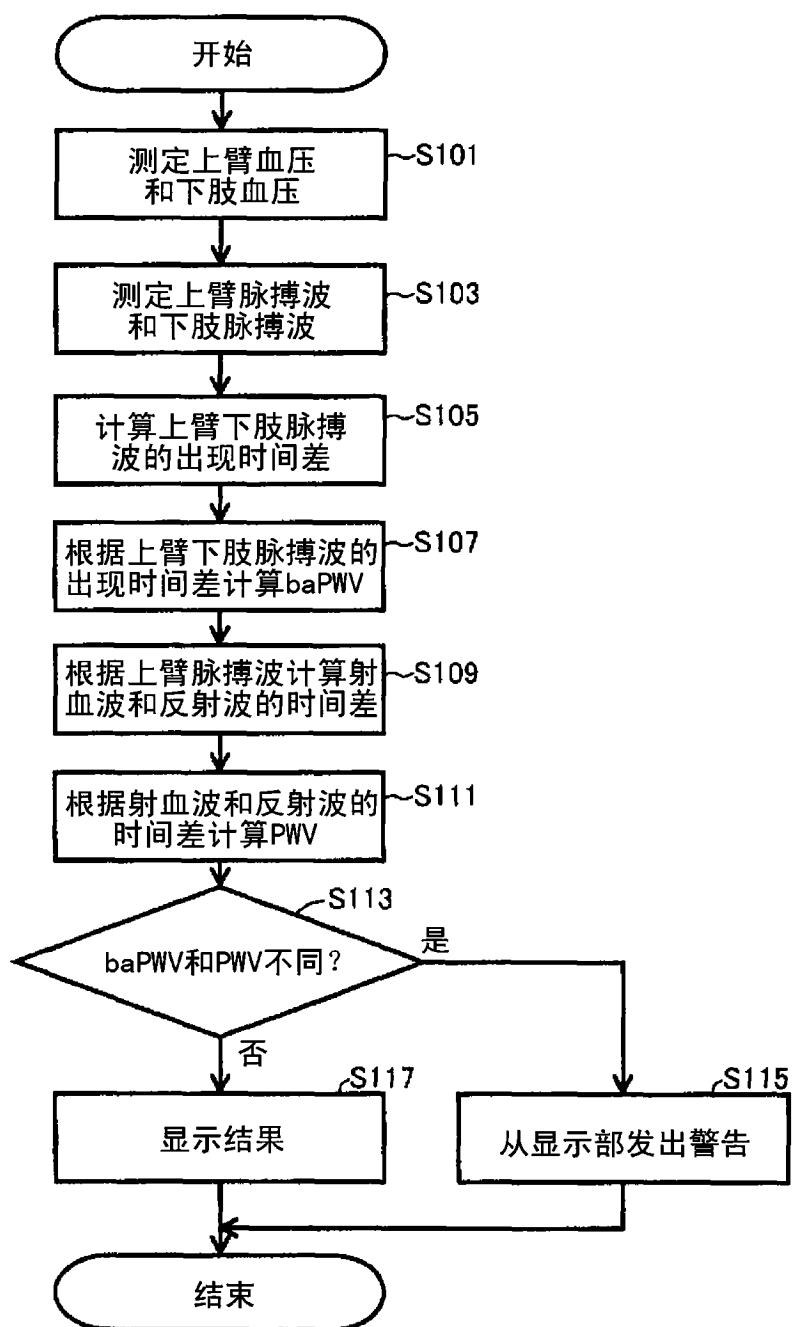


图 4

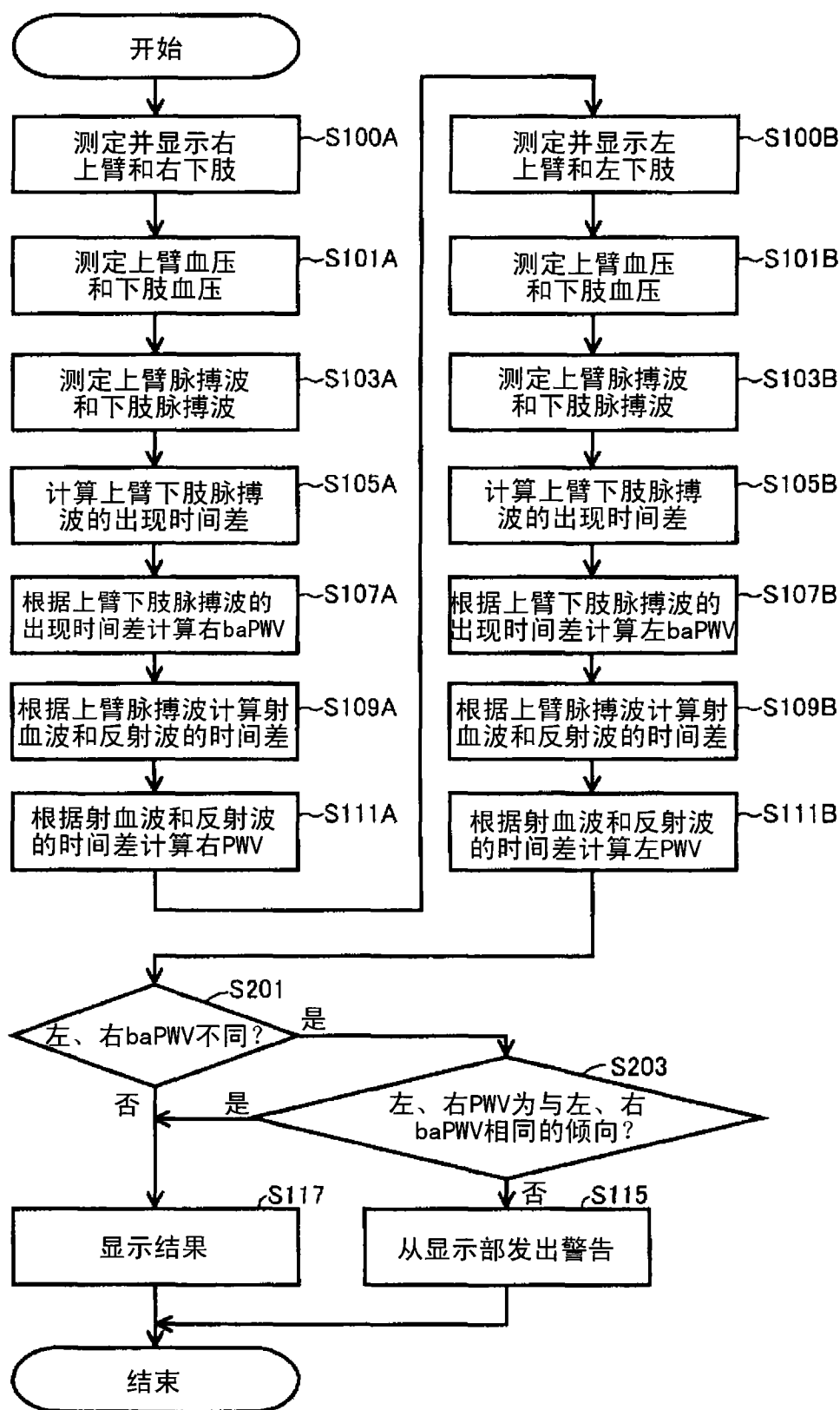


图 5

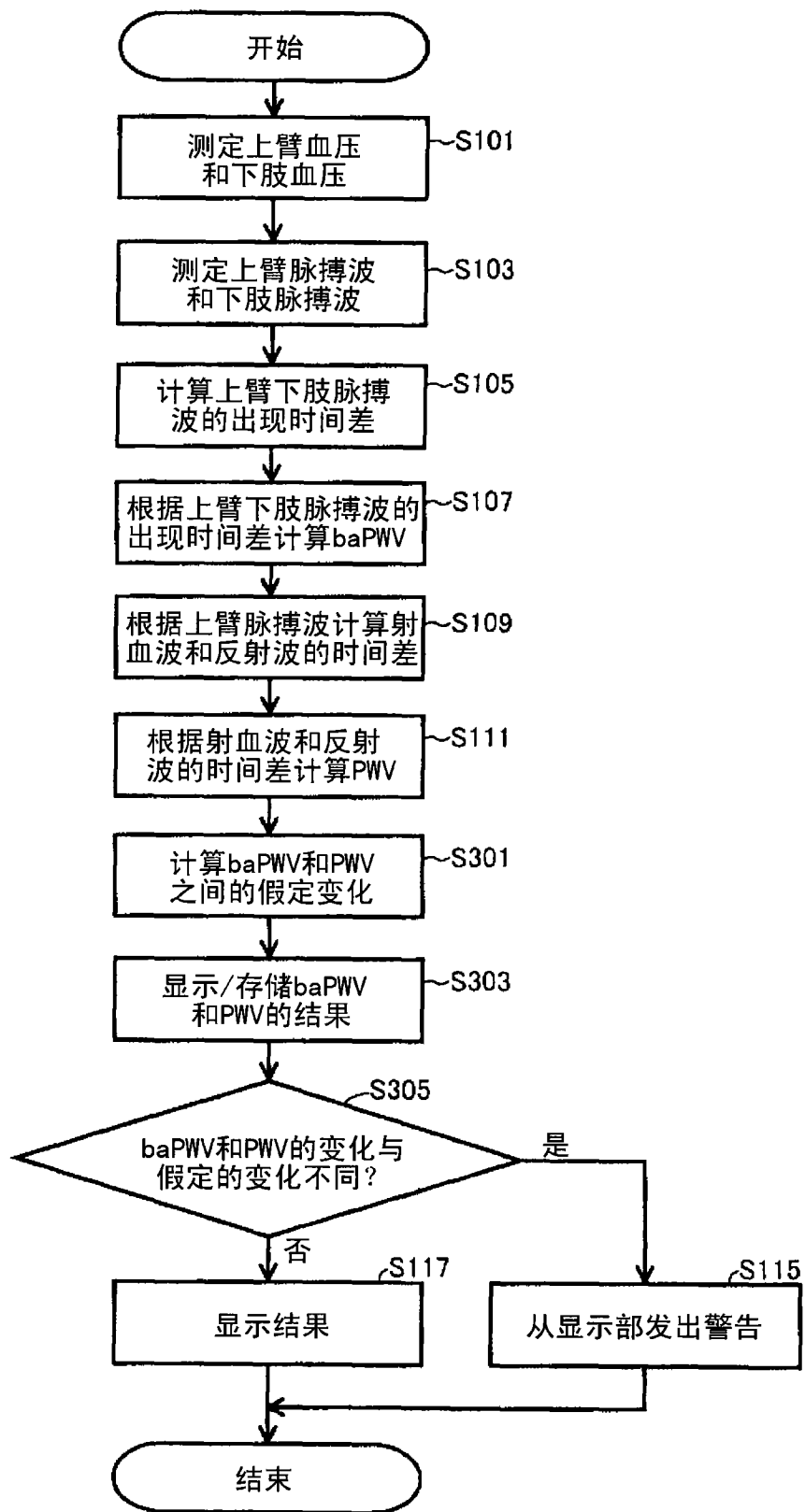


图6

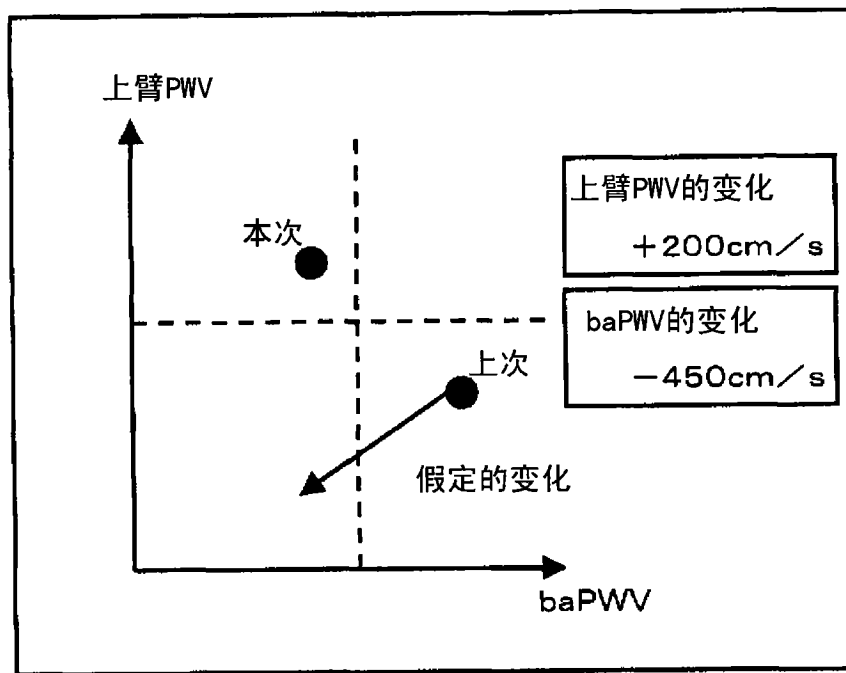


图 7

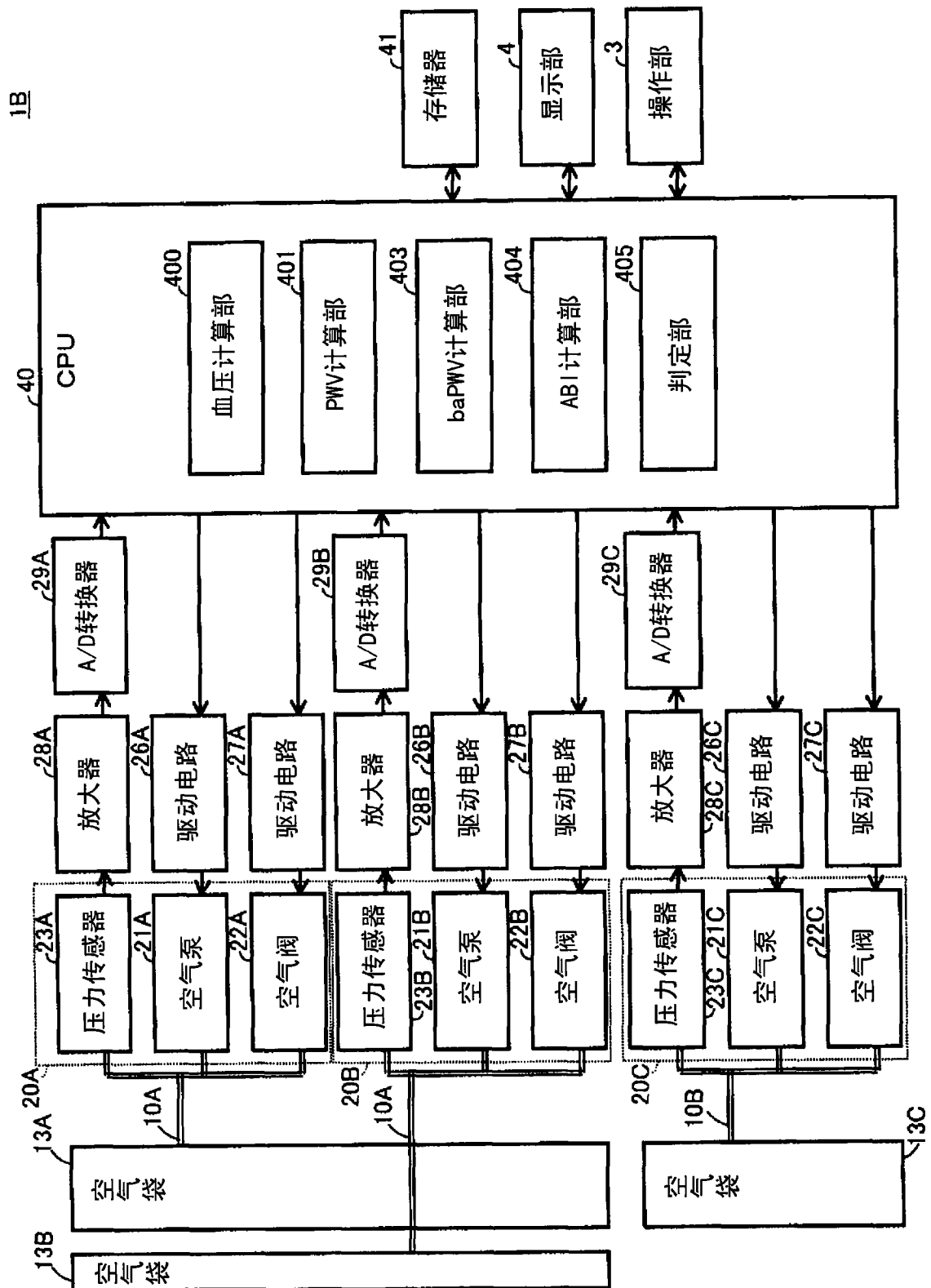


图 8

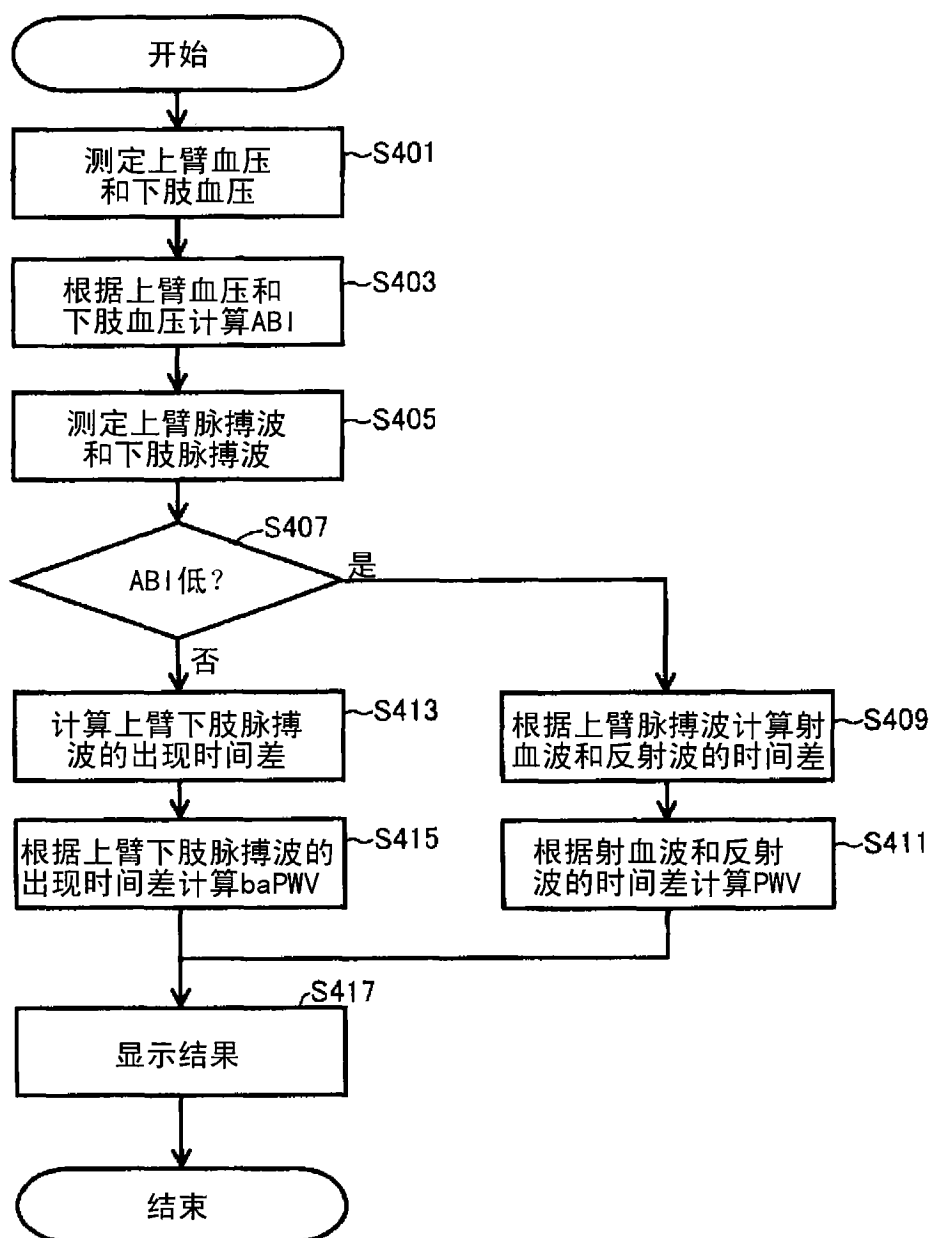


图9

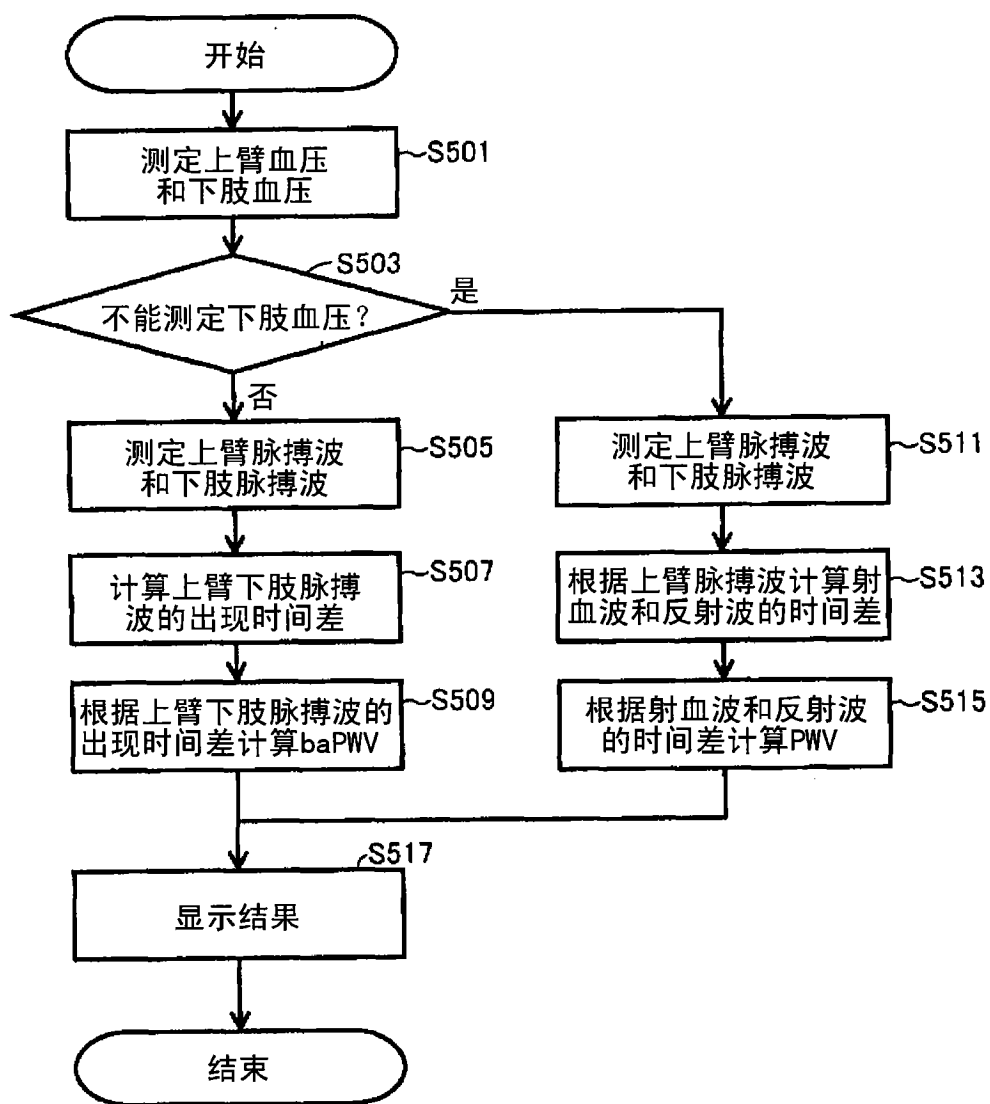


图 10