



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104159503 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201380012303. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 05

A61B 5/022(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-049799 2012. 03. 06 JP

(56) 对比文件

US 2002/002340 A1, 2002. 01. 03,

US 2002/002340 A1, 2002. 01. 03,

JP 特開 2007-44363 A, 2007. 02. 22,

JP 昭 58-22029 A, 1983. 02. 09,

JP 昭 61-122840 A, 1986. 06. 10,

JP 特開平 4-261639 A, 1992. 09. 17,

JP 特開平 7-227382 A, 1995. 08. 29,

JP 特開平 8-332171 A, 1996. 12. 17,

CN 101340845 A, 2009. 01. 07,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/056037 2013. 03. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/133289 JA 2013. 09. 12

(73) 专利权人 株式会社爱安德

地址 日本东京都

审查员 赵秋芬

(72) 发明人 西林秀郎 佐田和也

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 林娜 段承恩

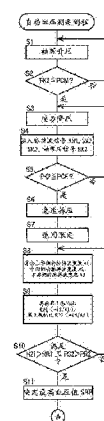
权利要求书2页 说明书16页 附图14页

(54) 发明名称

自动血压测定装置

(57) 摘要

本发明提供一种通过对被压迫部位内的动脉适当施加压迫压力而获得准确的脉搏波、基于该脉搏波获得精度高的最高血压值的自动血压测定装置。在中间膨胀袋 24 的振幅值 A2 相对于来自上游侧膨胀袋 22 的第 1 脉搏信号 SM1 的振幅值 A1 的比即第 1 振幅比 R21( = A2/A1) 超过第 1 振幅比变化判定值 RR1、且来自下游侧膨胀袋 26 的第 3 脉搏信号 SM3 的振幅值 A3 相对于来自中间膨胀袋 24 的第 2 脉搏信号 SM2 的振幅值 A2 的比即第 2 振幅比 R32( = A3/A2) 超过第 2 振幅比变化判定值 RR2 时, 基于此时的压迫压力, 决定最高血压值 SBP。基于这些脉搏波信号 SM 间的第 1 振幅比 R21、第 2 振幅比 R32 来获得精度高的最高血压值 SBP。



1. 一种自动血压测定装置(14),其特征在于,

具备在身体的被压迫部位(10)卷绕的压迫带(12),在使该压迫带的压迫压力值(PC1;PC2;PC3)变化的过程中,逐次抽取该压迫带内的压力振动即脉搏波(SM1;SM2;SM3),基于该脉搏波的变化,决定所述身体的血压值(SBP),

所述压迫带具有多个膨胀袋(22;24;26),所述多个膨胀带具有在宽度方向上排列的分别压迫所述身体的被压迫部位的独立的气室,

逐次算出来自位于比上游侧膨胀袋(22;24)更靠下游侧的预定的膨胀袋(24;26)的脉搏波(SM2;SM3)的一个脉搏波内逐次变化的振幅值(A2;A3)相对于来自该上游侧膨胀袋的脉搏波(SM1;SM2)的一个脉搏波内逐次变化的振幅值(A1;A2)的振幅比(R21;R32),基于该振幅比超过为了判定血流开始而预先设定的振幅比变化判定值(RR1;RR2),决定所述身体的最高血压值,所述上游侧膨胀袋是该多个膨胀袋中的位于所述被压迫部位内的动脉(16)的上游侧的膨胀袋,

并且,来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值是在所述身体的一次脉搏内以比该脉搏周期短的周期逐次获得的振幅值,

所述振幅比是根据以比所述脉搏周期短的周期逐次获得的来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值以比该脉搏周期短的周期逐次算出的振幅比,

在所述身体的每一个脉搏波,判定所述一个脉搏周期内逐次算出的振幅比是否超过所述预先设定的振幅比变化判定值。

2. 根据权利要求1所述的自动血压测定装置,其特征在于,

所述压迫带具有:在所述被压迫部位的长度方向上隔开预定间隔的由可挠性片材构成的一对上游侧膨胀袋(22)及所述下游侧膨胀袋(26);和以在所述被压迫部位的长度方向上排列的方式配置在所述上游侧膨胀袋和下游侧膨胀袋之间,具有与该上游侧膨胀袋及下游侧膨胀袋独立的气室的中间膨胀袋(24)。

3. 根据权利要求2所述的自动血压测定装置,其特征在于,

在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值(PC1;PC2;PC3)降压的过程中,基于来自所述中间膨胀袋的脉搏波(SM2)的振幅值(A2)除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波(SM1)的振幅值(A1)得到的值即第1振幅比(R21)超过预先设定的第1振幅比变化判定值(RR1)、且来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波(SM3)的振幅值(A3)除以来自所述中间膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第2振幅比(R32)超过预先设定的第2振幅比变化判定值(RR2)时的所述中间膨胀袋的压迫压力值(PC2),决定所述身体的最高血压值。

4. 根据权利要求2所述的自动血压测定装置,其特征在于,

在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值(PC1;PC2;PC3)降压的过程中,基于来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波(SM3)的振幅值(A3)除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波(SM1)的振幅值(A1)得到的值即第3振幅比(R31)超过预先设定的第3振幅比变化判定值(RR3)时的所述中间膨胀袋的压迫压力值(PC2),决定身体的最高血压值。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的自动血压测定装置,其特征在于,

具备检测所述多个膨胀袋内的压力的压力传感器(T1;T2;T3),

在使卷绕于所述被压迫部位的所述压迫带的多个膨胀袋的压迫压力值(PC1;PC2;PC3)升压到足够使该被压迫部位内的动脉止血的值之后,使该压迫带的压迫压力值降压的过程中,按每个预定量的慢速降压,使该压迫带的压迫压力值保持预定时间,在该预定时间内检测该压迫带内的压力振动即脉搏波(SM1;SM2;SM3)。

## 自动血压测定装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及具有在手臂、脚踝这样的身体的肢体即被压迫部位卷绕的压迫带的自动血压测定装置,尤其涉及基于从该压迫带获得的脉搏波信号来决定身体的最高血压的技术。

### 背景技术

[0002] 已知一种自动血压测定装置,具备在身体的被压迫部位卷绕的压迫带,在使该压迫带的压迫压力值变化的过程中逐次抽取该压迫带内的压力振动即脉搏波,基于该脉搏波的变化,决定所述身体的血压值。上述压迫带所具备的膨胀袋需要相对于被压迫部位的直径而具有足够大的压迫宽度尺寸并具有较大容量,因此,存在响应被压迫部位内的动脉的容量变化而发生的压力振动即脉搏波成为微弱信号的倾向,从而成为测定精度降低的一个原因。

[0003] 与此相对,如专利文献1所示,为了明确检测动脉的容量变化,提出了设置有容量比主膨胀袋小的检测用膨胀袋以使得其整个宽度方向与上述主膨胀袋的内侧的一部分重叠,并在检测用膨胀袋和主膨胀袋之间设有屏蔽板而成的2层构造的压迫带。由此,在由主膨胀袋的一部分引起的加压直接施加到被压迫部位的同时,由主膨胀袋的其他部分引起的加压通过检测用膨胀袋间接地施加。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献1:日本特开平05-269089号公报

### 发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 但是,根据上述专利文献1所示的现有的具备2层构造的压迫带的自动血压测定装置,检测用膨胀袋位于身体的皮肤侧,导致主膨胀袋的压力无法适当地施加到动脉,因此难以获得准确的脉搏波,存在基于该脉搏波而决定的最高血压值的精度差的缺陷。

[0008] 本发明的目的在于,提供一种基于在压迫身体的被压迫部位内的动脉时所获得的脉搏波能够决定精度高的最高血压值的自动血压测定装置。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 本发明人以以上的情况为背景,试制出具有在宽度方向上排列的独立压迫身体的被压迫部位的多个气室的压迫带,例如具有3个气室的3连袖带,在比较研究从这3个气室分别独立获得的袖带脉搏波时,判明以下的事实。即,在袖带压高的缺血状态时,在最上游侧的气室产生的脉搏波通过物理干涉(串扰)传播到邻接的气室,在与其邻接的中游气室及下游气室产生以预定的衰减率衰减的干涉脉搏波,但是,在袖带压降低而血流开始时,在中游气室及下游气室因血流的容积变化而产生的容积脉搏波以包含所述干涉脉搏波的方式产生。即使该容积脉搏波的振幅具有比干涉脉搏波稍大的倾向,但是仅仅靠对其进行表示的振幅差难以进行稳定的区别。因而,发现当采用在上游气室产生的脉搏波与在中游气室或

者下游气室产生的脉搏波的振幅比这样的变量时,该振幅比在袖带压高的缺血状态时大致一定,但是判明在袖带压降低、血流开始时具有急剧上升的性质,可以将被判定为该急剧上升时的袖带压作为身体的最高血压值而进行准确的决定。本发明根据该发现而完成。

[0011] 即,权利要求1的发明的特征在于,(a)是一种自动血压测定装置,具备在身体的被压迫部位卷绕的压迫带,在使该压迫带的压迫压力值变化的过程中,逐次抽取该压迫带内的压力振动即脉搏波,基于该脉搏波的变化,决定所述身体的血压值,(b)所述压迫带具有多个膨胀袋,所述多个膨胀带具有在宽度方向上排列的分别压迫所述身体的被压迫部位的独立的气室,(c)逐次算出来自位于比上游侧膨胀袋更靠下游侧的预定的膨胀袋的脉搏波的振幅值相对于来自该上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值的振幅比,基于该振幅比超过预先设定的振幅比变化判定值,决定所述身体的最高血压值,所述上游侧膨胀袋是该多个膨胀袋中的位于所述被压迫部位内的动脉的上游侧的膨胀袋,并且,(d)来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值是在所述身体的一次脉搏内以比该脉搏周期短的周期逐次获得的振幅值,(e)所述振幅比是根据以比所述脉搏周期短的周期逐次获得的来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值以比该脉搏周期短的周期逐次算出的振幅比。

[0012] 另外,权利要求2的发明的特征在于,在权利要求1所述的发明中,所述压迫带具备:在所述被压迫部位的长度方向上隔开预定间隔的由可挠性片材构成的一对上游侧膨胀袋及所述下游侧膨胀袋;和以在所述被压迫部位的长度方向上排列的方式配置在所述上游侧膨胀袋及下游侧膨胀袋之间,具有与该上游侧膨胀袋及下游侧膨胀袋独立的气室的中间膨胀袋。

[0013] 另外,权利要求3的发明的特征在于,在权利要求2所述的发明中,在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值降压的过程中,基于来自所述中间膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第1振幅比超过预先设定的第1振幅比变化判定值、且来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述中间膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第2振幅比超过预先设定的第2振幅比变化判定值时的所述中间膨胀袋的压迫压力值,决定所述身体的最高血压值。

[0014] 另外,权利要求4的发明的特征在于,在权利要求2所述的发明中,在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值降压的过程中,基于来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第3振幅比超过预先设定的第3振幅比变化判定值时的所述中间膨胀袋的压迫压力值,决定身体的最高血压值。

[0015] 另外,权利要求5的发明的特征在于,在权利要求1至4中任一项所述的发明中,具备检测所述多个膨胀袋内的压力的压力传感器,在使卷绕于所述被压迫部位的所述压迫带的多个膨胀袋的压迫压力值升压到足够使该被压迫部位内的动脉止血的值之后,在使该压迫带的压迫压力值降压的过程中,按每个预定量的慢速降压,使该压迫带的压迫压力值保持预定时间,在该预定时间内检测该压迫带内的压力振动即脉搏波。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据权利要求1所述的发明的自动血压测定装置,压迫带具有多个膨胀袋,所述多

个膨胀袋具有在宽度方向上排列的分别压迫身体的被压迫部位的独立的气室,逐次算出来自位于比上游侧膨胀袋更靠下游侧的膨胀袋的脉搏波的振幅值相对于来自该上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值的振幅比,基于该振幅比超过预先设定的振幅比变化判定值,决定身体的最高血压值,所述上游侧膨胀袋是该多个膨胀袋中的位于所述被压迫部位内的动脉的上游侧的膨胀袋。因此,通过从相互间压力变动为独立状态的多个膨胀袋以均等的压力分布对身体的被压迫部位内的动脉施加压迫压力,能从各个膨胀袋分别获得准确的脉搏波,因此能基于这些脉搏波间的振幅比,获得精度高的最高血压值。另外,上述振幅比具有在由所述压迫带产生的压迫压力达到身体的最高血压值附近时急剧增加的性质,因此,通过采用上述振幅比变化判定值来判定该急剧增加,能获得精度高的最高血压值。另外,来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值是在所述身体的一次脉搏内以比该脉搏周期短的周期逐次获得的振幅值,所述振幅比是根据以比所述脉搏周期短的周期逐次获得的来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值及来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值以比该脉搏周期短的周期逐次算出的振幅比,因此,基于在一次脉搏波内逐次求出的振幅比,通过采用上述振幅比变化判定值来判定该急剧增加,能获得精度高的最高血压值。

[0018] 另外,根据权利要求2所述的发明的自动血压测定装置,所述压迫带具有:在所述被压迫部位的长度方向上隔开预定间隔的由可挠性片材构成的一对上游侧膨胀袋及所述下游侧膨胀袋;和以在被压迫部位的长度方向上排列的方式配置在上述上游侧膨胀袋和下游侧膨胀袋之间,具有与该上游侧膨胀袋及下游侧膨胀袋独立的气室的中间膨胀袋,因此,通过从在被压迫部位的长度方向上排列的相互间压力变动为独立状态的上游侧膨胀袋、中间膨胀袋及下游侧膨胀袋以均等的压力分布对身体的被压迫部位内的动脉施加压迫压力,获得准确脉搏波,因此,基于这些脉搏波间的振幅比,能获得精度高的最高血压值。

[0019] 另外,根据权利要求3所述的发明的自动血压测定装置,在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值降压的过程中,基于来自所述中间膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第1振幅比超过预先设定的第1振幅比变化判定值、且来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述中间膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第2振幅比超过预先设定的第2振幅比变化判定值时的所述中间膨胀袋的压迫压力值,决定所述身体的最高血压值。因此,区别被压迫部位内的动脉的血流在上游侧膨胀袋下通过而不在中间膨胀袋下和/或下游侧膨胀袋下通过的状态、和被压迫部位内的动脉的血流共同在预定的膨胀袋下及下游侧膨胀袋下通过的状态,将被压迫部位内的动脉的血流成为共同在上侧膨胀袋下和中间膨胀袋下和/或下游侧膨胀袋下通过的状态时的压迫带的压迫压力值决定为身体的最高血压值,因此能获得精度高的最高血压值。

[0020] 另外,根据权利要求4所述的发明的自动血压测定装置,在以由所述上游侧膨胀袋、所述中间膨胀袋及所述下游侧膨胀袋以相同的压力压迫所述被压迫部位的状态使升压后的所述压迫带的压迫压力值降压的过程中,基于来自所述下游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值除以来自所述上游侧膨胀袋的脉搏波的振幅值得到的值即第3振幅比超过预先设定的第3振幅比变化判定值时的所述中间膨胀袋的压迫压力值,决定身体的最高血压值。因此,

区别被压迫部位内的动脉的血流在上游侧膨胀袋下通过而不在下游侧膨胀袋下通过的状态和被压迫部位内的动脉的血流共同在上游侧膨胀袋下及下游侧膨胀袋下通过的状态,在成为被压迫部位内的动脉的血流共同在上游侧膨胀袋下及下游侧膨胀袋下通过的状态时,将在宽度方向上均等压力分布的中间膨胀袋的压迫压力值决定为身体的最高血压值,因此能获得精度高的最高血压值。

[0021] 另外,根据权利要求5所述的发明的自动血压测定装置,具备检测多个膨胀袋内的压力的压力传感器,在使卷绕于被压迫部位的压迫带的多个膨胀袋的压迫压力值升压到足够使该被压迫部位内的动脉止血的值之后,在使该压迫带的压迫压力值降压的过程中,按每个预定量的慢速降压,使压迫带的压迫压力值保持预定时间,在该预定时间内检测所述压迫带内的压力振动即脉搏波,因此,由于在压迫压力值一定时检测脉搏波,能够获得准确的脉搏波。另外,在上述预定时间内检测多个脉搏波、并基于该多个脉搏波的平均值决定最高血压值时,能够获得精度更高的最高血压值。

## 附图说明

[0022] 图1是表示具备在身体的被压迫部位即上臂卷绕的上臂用压迫带的本发明的一例自动血压测定装置。

[0023] 图2是表示图1的压迫带的外周面的部分剖视图。

[0024] 图3是表示在图2的压迫带内所具备的上游侧膨胀袋、中间膨胀袋及下游侧膨胀袋的俯视图。

[0025] 图4是在宽度方向上切断图3的上游侧膨胀袋、中间膨胀袋及下游侧膨胀袋而示出的剖视图。

[0026] 图5是用于说明图1的电子控制装置所具备的控制功能的主要部分的功能框图。

[0027] 图6是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为151mmHg时的图。

[0028] 图7是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为135mmHg时的图。

[0029] 图8是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为127mmHg时的图。

[0030] 图9是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为110mmHg时的图。

[0031] 图10是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为86mmHg时的图。

[0032] 图11是表示在通过图5的袖带压控制单元使多个膨胀袋的压迫压力值分别慢速降压的过程中产生的来自上述多个膨胀袋的脉搏波信号的图,是上述压迫压力值为72mmHg时的图。

的图。

[0033] 图12是在比最高血压值高的压迫压力中,将来自袖带的上游侧膨胀袋的第1脉搏波信号、来自中间膨胀袋的第2脉搏波信号、来自下游侧膨胀袋的第3脉搏波信号的形状与上游侧膨胀袋、中间膨胀袋及下游侧膨胀袋的正下方的动脉的压迫状态进行对比说明的图。

[0034] 图13是在比最高血压值低的压迫压力中,将来自袖带的上游侧膨胀袋的第1脉搏波信号、来自中间膨胀袋的第2脉搏波信号、来自下游侧膨胀袋的第3脉搏波信号的形状与上游侧膨胀袋、中间膨胀袋及下游侧膨胀袋的正下方的动脉的压迫状态进行对比说明的图。

[0035] 图14是表示在压迫压力比身体的最高血压值高的状态下,第1脉搏波信号、第2脉搏波信号、第3脉搏波信号的形状与根据它们求出的第1振幅比及第2振幅比的图。

[0036] 图15是表示在压迫压力比身体的最高血压值低的压迫压力中,第1脉搏波信号、第2脉搏波信号、第3脉搏波信号的形状与根据它们求出的第1振幅比及第2振幅比的图。

[0037] 图16是说明在根据第1脉搏波信号、第2脉搏波信号、第3脉搏波信号算出它们的振幅值时,使这些信号的开始点一致的前处理的图。

[0038] 图17是分别表示时间轴和压迫压力值轴的二维坐标内所示的来自多个膨胀袋的脉搏波信号的上升点及这些上升点间的时间差的图。

[0039] 图18是表示压迫带压迫下的动脉的脉搏波传播速度和压迫压力值的关系的图。

[0040] 图19是表示来自下游侧膨胀袋的第3脉搏波信号和来自中间膨胀袋的第2脉搏波信号之间的时间差即第1时间差与中间膨胀袋的压力即压迫压力值的关系的图。

[0041] 图20是说明图5的电子控制装置的控制工作的主要部分的一个流程图。

[0042] 图21是说明图5的电子控制装置的控制工作的主要部分的另一个流程图。

[0043] 图22是说明图5的电子控制装置的控制工作的主要部分的时序图。

[0044] 图23是在时间轴上表示压迫带的压迫压力达到最高血压值之前的实例的第1脉搏波信号及第2脉搏波信号和根据它们算出的第1振幅比的图。

[0045] 图24是在时间轴上表示压迫带的压迫压力达到最高血压值之前的实例的第2脉搏波信号及第3脉搏波信号和根据它们算出的第2振幅比的图。

[0046] 图25是在时间轴上表示压迫带的压迫压力达到最高血压值时的实例的第1脉搏波信号及第2脉搏波信号和根据它们算出的第1振幅比的图。

[0047] 图26是在时间轴上表示压迫带的压迫压力达到最高血压值时的实例的第2脉搏波信号及第3脉搏波信号和根据它们算出的第2振幅比的图。

## 具体实施方式

[0048] 以下,参照附图详细说明本发明的一个实施例。此外,在以下的实施例中,对图进行适当简化或者变形,各部分的尺寸比及形状等未必准确描绘。

### [0049] 实施例

[0050] 图1表示具备在被压迫部位即身体的肢体如上臂10卷绕的上臂用的压迫带12的本发明一例的自动血压测定装置14。该自动血压测定装置14在使升压到足够使上臂10内的动脉16止血的值的压迫带12的压迫压力降压的过程中,逐次抽取响应动脉16的容积变化而产



生的压迫带12内的压力振动即脉搏波(参照后述的图6~图11),基于该脉搏波的变化,测定该身体的最高血压值SBP及最低血压值DBP。

[0051] 图2是表示压迫带12的一例的外周面的部分剖视图。如图2所示,压迫带12具备:带状外袋20,包括由PVC等合成树脂背面相互层压而成的合成树脂纤维制的外周侧面无无纺布20a及未图示的内周侧无纺布;在该带状外袋20内沿着宽度方向依次容纳的由例如软质聚氯乙烯片材等可挠性片材构成的可独立压迫上臂10的上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26,通过在安装于外周侧面无无纺布20a的端部的面粘扣28以可拆卸方式粘接安装于所述内周侧无纺布的端部的未图示的起绒(raised pile),由此,以可拆卸方式佩戴到上臂10。在佩戴于上臂10的状态下,下游侧膨胀袋26与上游侧膨胀袋22及中间膨胀袋24相比,位于上臂10内的动脉16的下游侧。另外,中间膨胀袋24与下游侧膨胀袋26相比,位于上游侧,上游侧膨胀袋22与下游侧膨胀袋26及中间膨胀袋24相比,位于上游侧。上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26分别具有在宽度方向上排列、各自压迫所述上臂10的独立的气室,并在外周面侧具备管连接用连接器32、34及36。这些管连接用连接器32、34及36穿过外周侧面无无纺布20a向压迫带12的外周面露出。

[0052] 图3是表示在压迫带12内所具备的上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26的俯视图,图4是将这些袋沿着宽度方向即图3的箭头a方向切断而得到的剖视图。上游侧膨胀袋22、中游侧膨胀袋24及下游侧膨胀袋26用于对响应受它们压迫的动脉16的容积变化而产生的压力振动即脉搏波进行检测,并分别形成长条状。上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26以与中间膨胀袋24的两侧邻接的状态配置。另外,中间膨胀袋24以夹持在上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26之间的状态,配置在压迫带12的宽度方向的中央部。此外,在压迫带12卷绕于所述上臂10的状态下,上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26沿着上述上臂10的长度方向隔开预定间隔,另外,中间膨胀袋24以在上述上臂10的长度方向上排列的方式配置在所述上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26之间。

[0053] 中间膨胀袋24在两侧具备所谓扣板构造的侧缘部。即,在中间膨胀袋24的上臂10的长度方向的两端部,分别形成以越相互接近则越深的方式向相互接近方向折入的由可挠性片材构成的一对折入槽24f及24f。而且,上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的与中间膨胀袋24邻接一侧的邻接侧端部22a及26a向上述一对折入槽24f及24f内插入配置。由此,中间膨胀袋24的两端部和上游侧膨胀袋22的邻接侧端部22a及下游侧膨胀袋26的邻接侧端部26a成为相互重叠的构造即交叠构造,因此,在上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26以等压压迫上臂10时,即使在它们的边界附近也能够获得均等的压力分布。

[0054] 上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26在与中间膨胀袋24相反一侧的端部22b及26b也具备所谓扣板构造的侧缘部。即,上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的与中间膨胀袋24相反一侧的端部22b及26b,分别形成以越相互接近则越深的方式向相互接近方向折入的由可挠性片材构成的折入槽22f及26f。构成这些折入槽22f及26f的片材经由在上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26内配置的具有贯通孔的连接片材38、40与其相反一侧部分即中间膨胀袋24侧的部分连接,以使得不会向宽度方向弹出。由此,在上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的端部22b及26b,也能够与其他部分同样地获得对所述上臂10的动脉16的压迫压力,因此,压迫带12的宽度方向的有效压迫宽度与其宽度尺寸相同。压迫带12的宽度方向为12cm左右,是在其宽度方向配置了3个上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26的构

造,因此,必须分别采用实质为4cm左右的宽度尺寸。为了即使在这样的狭小的宽度尺寸也充分产生压迫功能,中间膨胀袋24的两端部24a及24b和上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的邻接侧端部22a及26a采用相互重叠的交叠构造的,并且将上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的与中间膨胀袋24相反一侧的端部22b及26b设为所谓扣板构造的侧缘部。

[0055] 在上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的中间膨胀袋24一侧的端部22a及26a与将其插入的一对折入槽24f及24f的内壁面即相向的槽侧面之间,分别介入长条状的屏蔽构件42,其具有在该压迫带12的宽度方向的挠曲刚度比压迫带12的长度方向的挠曲刚度高的刚度的各向异性。该屏蔽构件42具备与上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26、或者与中间膨胀袋24同样的长度尺寸。在本实施例中,如图3、图4所示,在上游侧膨胀袋22的端部22a与将其插入的折入槽24f之间的间隙中的外周侧的间隙及下游侧膨胀袋26的端部26a与将其插入的折入槽24f之间的间隙中的外周侧的间隙,分别介入长条状的屏蔽构件42,但是,也可以在内周侧间隙介入。与内周侧间隙比较,外周侧间隙的屏蔽效果大,因此,至少设置在外周侧间隙即可。

[0056] 与上臂10的长度方向即压迫带12的宽度方向平行的树脂制的多条可挠性中空管44以相互平行的状态,在上臂10的周向即压迫带12的长度方向上排列,并且,这些可挠性中空管44通过模具成形或者粘接直接地或者经由胶带等可挠性片材等其他构件间接地相互连结,由此构成所述屏蔽构件42。所述屏蔽构件42锁定到在上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26的中间膨胀袋24侧的端部22a及26a的外周侧的多个部位设置的多个锁定片46。

[0057] 返回图1,在自动血压测定装置14中,空气泵50、急速排气阀52及排气控制阀54分别与主配管56连接。从该主配管56,分别分支出与上游侧膨胀袋22连接的第1分支管58、与中间膨胀袋24连接的第2分支管62及与下游侧膨胀袋26连接的第3分支管64。所述第1分支管58与用于对空气泵50和上游侧膨胀袋22之间直接开闭的第1开闭阀E1串联。另外,所述主配管56与用于对空气泵50、急速排气阀52及排气控制阀54和所述各分支管之间直接开闭的第2开闭阀E2串联。另外,所述第3分支管64与用于对空气泵50和下游侧膨胀袋26之间直接开闭的第3开闭阀E3串联。而且,用于检测上游侧膨胀袋22内的压力值的第1压力传感器T1与第1分支管58连接,用于检测中间膨胀袋24内的压力值的第2压力传感器T2与第2分支管62连接,用于检测下游侧膨胀袋26内的压力值的第3压力传感器T3与第3分支管64连接。

[0058] 从所述第1压力传感器T1、第2压力传感器T2及第3压力传感器T3,分别向电子控制装置70供给表示上游侧膨胀袋22内的压力值即上游侧膨胀袋22的压迫压力值PC1的输出信号、表示中间膨胀袋24内的压力值即中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的输出信号及表示下游侧膨胀袋26内的压力值即下游侧膨胀袋26的压迫压力值PC3的输出信号。电子控制装置70是包含CPU72、RAM74、ROM76及未图示的I/O端口等的所谓微型计算机。该电子控制装置70的CPU72利用RAM74的存储功能,按照预先在ROM76存储的程序处理输入信号,通过分别控制电动式的空气泵50、急速排气阀52、排气控制阀54、第1开闭阀E1、第2开闭阀E2及第3开闭阀E3,分别选取表示响应被膨胀袋22、24及26分别压迫的上臂10的动脉16的容积变化而分别产生的膨胀袋22、24及26内的压力振动即脉搏波的脉搏波信号SM1、SM2及SM3(参照后述的图6~图11)。另外,电子控制装置70基于这些脉搏波信号SM1、SM2及SM3,算出所述身体的最高血压值SBP及最低血压值DBP,使显示装置78显示该运算结果即测定值。除了来自上述第1压力传感器T1、第2压力传感器T2及第3压力传感器T3的输出信号,来自血压测定开始传感

器80的输出信号也向该电子控制装置70供给。上述血压测定开始传感器80输出成为血压测定开始的提示的信号,例如通过操作未图示的启动操作装置而输出所述信号。

[0059] 图5是用于说明电子控制装置70所具备的控制功能的主要部分的功能框图。在图5中,袖带压控制单元82在从血压测定开始传感器80供给成为血压测定开始的提示的信号时,通过分别控制空气泵50、急速排气阀52、排气控制阀54、第1开闭阀E1、第2开闭阀E2及第3开闭阀E3,使膨胀袋22、24及26对上臂10的动脉16的压迫压力值PC同时急速升压到预先设定为比该动脉16中的最高血压值SBP足够高的值的升压目标压力值PCM(例如180mmHg)。例如,使各膨胀袋升压,直到中间膨胀袋24的压迫压力值PC2成为上述升压目标压力值PCM以上为止。接着,袖带压控制单元82使上述升压后的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC以预先设定为例如3~5mmHg/sec左右的慢速降压速度,分别同时连续地或者阶段性地慢速降压。此时,袖带压控制单元82按每个预定量(例如1~10mmHg的范围内)的慢速降压,使膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC分别保持预定时间。然后,袖带压控制单元82在中间膨胀袋24的压迫压力值PC2小于预先设定的比所述动脉16中的最低血压值DBP足够低的值的测定结束压力值PCE(例如30mmHg)时,用急速排气阀52将膨胀袋22、24及26内的压力分别排压到大气压为止。

[0060] 在由袖带压控制单元82使膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC分别慢速降压的过程中,振幅值决定单元84基于来自第1压力传感器T1、第2压力传感器T2及第3压力传感器T3的输出信号,以比脉搏周期足够短的采样周期例如数毫秒至数十毫秒的周期,逐次选取表示所述膨胀袋22、24及26内的相互同步的压力变动即脉搏波的脉搏波信号SM1、SM2及SM3。图6~图11是用连结以上述采样周期读入的时间离散数据点的曲线例示在上述过程中产生的脉搏波信号SM的图。在这些图6~图11所示的脉搏波信号SM1、SM2及SM3在压迫带12的压迫压力值PC为例如151mmHg、135mmHg、127mmHg、110mmHg、86mmHg及72mmHg时,是来自第1压力传感器T1的输出信号通过低通滤波处理或带通滤波处理而辨别获得的表示来自上游侧膨胀袋22的脉搏波的第1脉搏波信号SM1(虚线)、来自第2压力传感器T2的输出信号通过低通滤波处理或带通滤波处理而辨别获得的表示来自中间膨胀袋24的脉搏波的第2脉搏波信号SM2(实线)及来自第3压力传感器T3的输出信号通过低通滤波处理或带通滤波处理而辨别获得的表示来自下游侧膨胀袋26的脉搏波的第3脉搏波信号SM3(单点划线)。然后,振幅值决定单元84在1次脉搏波内,以比脉搏周期足够短的采样周期例如数毫秒至数十毫秒的周期,逐次决定相互同步的脉搏波信号SM1、SM2及SM3的振幅值A1、A2及A3,将这些振幅值A1~A3与表示与决定了这些振幅值A1~A3的脉搏波信号SM对应的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的袖带压信号PK2一起存储在RAM74的预定的存储区域。

[0061] 血压值决定单元86具备:最高血压值决定单元88,对于在由压迫带12产生的压迫压力的降压过程中获得的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2、第3脉搏波信号SM3中的一对脉搏波,下游侧脉搏波比上游侧脉搏波小且慢地发生,因此,利用下游侧脉搏波相对于上游侧脉搏波的振幅比在例如第1脉搏波SM1的拐点b1以后的区域中,具有在最高血压值SBP前呈现比较一定的值而在要到达最高血压值SBP附近时比较急剧地上升的性质,基于被判定为该急剧上升时的压迫压力,决定身体的最高血压值SBP。例如,最高血压值决定单元88从由振幅值决定单元84按每个比1脉搏周期足够短的所述采样周期而逐次决定的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3的振幅值A1、A2及A3,在1脉搏波内按

每个例如所述采样周期分别逐次算出来自中间的膨胀袋24的脉搏波信号SM2的振幅A2相对于来自上游侧膨胀袋22的脉搏波信号SM1的振幅A1的比( $A2/A1$ )即第1振幅比R21、来自下游侧的膨胀袋26的脉搏波信号SM3的振幅A3相对于来自中间的膨胀袋24的脉搏波信号SM2的振幅A2的比( $A3/A2$ )即第2振幅比R32及来自下游侧的膨胀袋26的脉搏波信号SM3的振幅A3相对于来自上游侧的膨胀袋22的脉搏波信号SM1的振幅A1的比( $A3/A1$ )即第3振幅比R31。接着,最高血压值决定单元88判定上述第1振幅比R21超过预先设定的第1振幅比变化判定值RR1和/或上述第2振幅比R32超过预先设定的第2振幅比变化判定值RR2,基于该判定为肯定时的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2,决定最高血压值SBP。或者,最高血压值决定单元88判定上述第3振幅比R31超过预先设定的第3振幅比变化判定值RR3,基于该判定为肯定时的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2,决定最高血压值SBP。或者,最高血压值决定单元88判定为上述第1振幅比R21超过预先设定的第1振幅比变化判定值RR1,基于该判定为肯定时的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2,决定最高血压值SBP。

[0062] 在上述最高血压值决定单元88中,可以将上述的判定为肯定时的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2直接决定为最高血压值SBP,也可以将该压迫压力值PC2实施了与水银柱式血压计的测定值匹配的补正后的值决定为最高血压值SBP。在决定最高血压值SBP时,期望采用基于反映在下游侧膨胀袋26的正下方血流再次开始的第2振幅比R32或者第3振幅比R31的变化的判定,但是,也可以采用基于反映在中间膨胀袋24的正下方血流再次开始的第1振幅比R21的变化的判定。该情况下,通过用预先设定的补正值对被判定为第1振幅比R21超过预先设定的第1振幅比变化判定值RR1时的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2进行补正,能够决定最高血压值SBP。

[0063] 在此,为了判定第1振幅比R21、第2振幅比R32、第3振幅比R31的血流再次开始时的上升,预先实验性地确定第1振幅比变化判定值RR1、第2振幅比变化判定值RR2、第3振幅比变化判定值RR3。在此,上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26之间存在串扰,在血流开始前的阶段,如图12所示,以0.3左右的一定的传输率,上游侧膨胀袋22的第1脉搏波信号SM1向中间膨胀袋24传输,产生第2脉搏波信号SM2,进而,以0.3左右的一定的传输率,该中间膨胀袋24的第2脉搏波信号SM2向下游侧膨胀袋26传输,产生第3脉搏波信号SM3。因而,来自中间的膨胀袋24的脉搏波信号SM2的振幅A2相对于来自上游侧膨胀袋22的脉搏波信号SM1的振幅A1的比( $A2/A1$ )即第1振幅比R21、来自下游侧的膨胀袋26的脉搏波信号SM3的振幅A3相对于来自中间的膨胀袋24的脉搏波信号SM2的振幅A2的比( $A3/A2$ )即第2振幅比R32及来自下游侧的膨胀袋26的脉搏波信号SM3的振幅A3相对于来自上游侧的膨胀袋22的脉搏波信号SM1的振幅A1的比( $A3/A1$ )即第3振幅比R31,在图13所示的1次心搏内成为近似一定。

[0064] 但是,在血流开始时,如图14所示,第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3除了上述串扰,还受到血流开始时的血管容积变化的影响,成为比血流开始前大的脉搏波,并且其峰值延迟发生。因而,如图15所示,第1振幅比R21及第2振幅比R32、第3振幅比R31(虽然未图示,但与第1振幅比R21及第2振幅比R32同样)在1次心搏内的第1脉搏波信号SM1的拐点b1以后急剧上升。为了判定该上升,所述第1振幅比变化判定值RR1、第2振幅比变化判定值RR2、第3振幅比变化判定值RR3被设定成比血流开始前、上述拐点b1前的第1振幅比R21及第2振幅比R32、和/或第3振幅比R31的变动大,且比上述血流开始时的第1振幅比R21及第2振幅比

R32、和/或第3振幅比R31的上升幅度小的值。

[0065] 此外,优选的是,在上述第1振幅比R21及第2振幅比R32、和/或第3振幅比R31的算出之前,在进行使第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3的开始(左端)点的值与第1脉搏波信号SM1的开始(左端)点的值一致的前处理时,如图16的左侧到右侧所示,能够将各脉搏波信号的初始值设为共同的零值,振幅A1、A2、A3的计算变得容易,因此,第1振幅比R21及第2振幅比R32、和/或第3振幅比R31的算出容易进行。

[0066] 另外,血压值决定单元86具备最低血压值决定单元90,其基于来自多个膨胀袋22、24及26中的至少2个的脉搏波信号间的相位差和由压迫带12引起的压迫下的动脉16中的脉搏波传播速度PWV[m/sec],决定所述身体的最低血压值DBP。具体地说,最低血压值决定单元90在使升压的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC在通过这些膨胀袋22、24及26对上臂部10分别以相同的压力压迫的状态下分别慢速降压的过程中,分别逐次算出例如图17所示的时间轴和压迫压力值轴的二维坐标内所示的来自下游侧膨胀袋26的脉搏波信号SM3的上升点a3和来自中间膨胀袋24的脉搏波信号SM2的上升点a2的第1时间差t32、上述二维坐标内所示的来自中间膨胀袋24的脉搏波信号SM2的上升点a2和来自上游侧膨胀袋22的脉搏波信号SM1的上升点a1的第2时间差t21以及来自下游侧膨胀袋26的脉搏波信号SM3的上升点a3和来自上游侧膨胀袋22的脉搏波信号SM1的上升点a1的第3时间差t31。第1时间差t32、第2时间差t21及第3时间差t31与上述相位差相当。

[0067] 在本实施例中,上述上升点a1是脉搏波信号SM1的上升部分的拐点b1的切线Lt1和穿过脉搏波信号SM1的上升始点c1的与时间轴平行的横线Lw1的交点。另外,上述上升点a2是脉搏波信号SM2的上升部分的拐点b2的切线Lt2和穿过脉搏波信号SM2的上升始点c2的与时间轴平行的横线Lw2的交点。另外,上述上升点a3是脉搏波信号SM3的上升部分的拐点b3的切线Lt3和穿过脉搏波信号SM3的上升始点c3的与时间轴平行的横线Lw3的交点。

[0068] 另外,最低血压值决定单元90在使升压的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC在通过这些膨胀袋22、24及26对上臂部10分别以相同的压力压迫的状态下分别慢速降压的过程中,逐次算出由压迫带12引起的压迫下的动脉16中的脉搏波传播速度PWV,逐次算出脉搏波传播速度PWV相对于中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的变化率 $R_{PWV}$ 。脉搏波传播速度PWV通过将中间膨胀袋24和下游侧膨胀袋26之间的宽度方向的距离L32(参照图4)、上游侧膨胀袋22和中间膨胀袋24之间的宽度方向的距离L21(参照图4)或上游侧膨胀袋22和下游侧膨胀袋26之间的宽度方向的距离(L21+L32)除以例如上述算出的第1时间差t32或第2时间差t21而算出。另外,脉搏波传播速度PWV的变化率 $R_{PWV}$ 例如用图18所示的表示压迫压力值轴和脉搏波传播速度轴的二维坐标内所示的脉搏波传播速度PWV和压迫压力值PC2的关系的曲线的切线的斜率表示。

[0069] 而且,最低血压值决定单元90在使升压的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC在通过这些膨胀袋22、24及26对上臂部10分别以相同的压力压迫的状态下分别慢速降压的过程中,例如,将第1时间差t32通过预先设定的时间差判定值 $t_c$ 即比时间差判定值 $t_c$ 小、第2时间差t21通过上述时间差判定值 $t_c$ 即比时间差判定值 $t_c$ 小、或者第3时间差t31比时间差判定值 $t_c \times 2$ 小、而且,脉搏波传播速度PWV的变化率 $R_{PWV}$ 在如图18所示伴随压迫压力值PC2从下限值例如零增加而变化率 $R_{PWV}$ 连续地增加的区域b内,通过预先设定的变化率判定值 $R_c$ 即比变化率判定值 $R_c$ 小时的压迫压力值PC2,决定为所述身体的最低血压值DBP。

[0070] 图18是表示由压迫带12产生的压迫下的动脉16中的脉搏波传播速度PWV[m/sec]的对数值 $\log PWV$ 和压迫压力值PC2[mmHg]的关系的图。如图18所示,脉搏波传播速度PWV的对数值 $\log PWV$ 伴随着压迫压力值PC2从零增加而,从零连续地缓慢减少到最低血压值DBP附近为止,在超过最低血压值DBP的附近连续地急剧减少之后,向最高血压值SBP连续地缓慢减少。即压迫压力值PC2越大则脉搏波传播速度PWV越慢。另外,在图中用箭头b表示的区域中,伴随压迫压力值PC2从零增加,脉搏波传播速度PWV的对数值 $\log PWV$ 的变化率 $R_{PWV}$ (曲线的斜率)连续地增加。压迫压力值PC2与最低血压值DBP一致时的脉搏波传播速度PWV1因被测定者而异,但是,压迫压力值PC2与最低血压值DBP一致时的脉搏波传播速度PWV的变化率 $R_{PWV}$ 即变化率判定值 $R_c$ 与被测定者无关而为同样的值。变化率判定值 $R_c$ 根据预先实验性求出的如图18所示的关系而决定。

[0071] 图19是表示来自下游侧膨胀袋26及中间膨胀袋24的脉搏波信号间的时间差即第1时间差 $t_{32}$ 和压迫压力值PC2的关系的图。如图19所示,与下游侧膨胀袋26和中间膨胀袋24之间的脉搏波传播时间相当的第1时间差 $t_{32}$ 在压迫压力值PC2成为最低血压值DBP时成为时间差判定值 $t_c$ 。时间差判定值 $t_c$ 根据预先实验性求出的如图19所示的关系而决定。

[0072] 图20、图21及图22是说明上述电子控制装置70的控制工作的主要部分的流程图及时序图。当未图示的电源开关接通后,成为图22的时间 $t_0$ 所示的初始状态。在该状态下,第1开闭阀E1、第2开闭阀E2、第3开闭阀E3及急速排气阀52为常开阀,因此设为开状态(非工作状态),排气控制阀54为常闭阀,因此设为闭状态(非工作状态),另外,将空气泵50设为非工作状态。

[0073] 接着,当操作未图示的启动操作装置而自动血压测定装置14的测定工作开始时,首先,在与所述袖带压控制单元82对应的图20的步骤(以下,省略“步骤”)S1中,使压迫带12的压迫压力值升压。具体地说,如图22所示,将急速排气阀52设为闭状态,并且将空气泵50设为工作状态,通过从该空气泵50压送的压缩空气,主配管56内及与其连通的膨胀袋22、24及26内的压力急速提高。然后,压迫带12开始对上臂10的压迫。

[0074] 接着上述S1之后,在与所述袖带压控制单元82对应的S2中,基于表示中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的袖带压信号PK2,判定该压迫压力值PC2是否为预先设定的升压目标压力值PCM(例如180mmHg)以上。在图22的时间 $t_1$ 之前的时刻,所述S2的判定为否定,反复执行图20的S1以下的步骤。但是,在图22的时间 $t_1$ 时刻,上述S2的判定为肯定。

[0075] 如上所述,当S2的判定为肯定时,在与所述袖带压控制单元82对应的S3中,空气泵50的工作停止。然后,排气控制阀54工作,开始慢速排气,以使得升压后的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC1、PC2及PC3以例如预先设定为3~5mmHg/sec的慢速降压速度分别同时降压。此时,控制排气控制阀54,以使得膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC的降压量成为例如1~10mmHg的范围内的预定量,使第1开闭阀E1、第2开闭阀E2及第3开闭阀E3工作,以使得按每个该预定量的慢速降压,所述压迫压力值PC分别保持预定时间。在保持所述压迫压力值PC时,将第1开闭阀E1、第2开闭阀E2及第3开闭阀E3分别设为闭状态。图22的时间 $t_2$ 是上述慢速排气的开始时刻,时间 $t_2 \sim t_3$ 之间是上述压迫压力值PC分别保持预定时间的时间。

[0076] 接着S3之后,在与所述振幅值决定单元84对应的S4中,在压迫压力值PC1、PC2及PC3分别保持预定时间的期间,通过对来自第1压力传感器T1、第2压力传感器T2及第3压力传感器T3的输出信号分别进行辨别数Hz至数十Hz的波长带的信号的低通滤波处理或带通

滤波处理,由此抽取且存储表示来自膨胀袋22、24及26的脉搏波的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3,并且通过对来自第2 压力传感器T2的输出信号进行低通滤波处理,由此抽取表示除去了AC成分得到的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的袖带压信号PK2。然后,将它们相互关联地进行存储。例如图6~图11是例示上述抽取并存储的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3的图。

[0077] 另外,在所述S4中,将上述第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3和与它们对应的袖带压信号PK2共同存储。

[0078] 在上述S4之后,在与上述袖带压控制单元82对应的S5中,在所述压迫压力值PC分别保持预定时间的期间,基于表示中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的袖带压信号PK2,判定上述压迫压力值PC2是否为预先设定的测定结束压力值PCE(例如30mmHg)以下。在图22的时间t11之前的时刻,上述S5的判定为否定,反复执行图20的S3以下的步骤。但是,在图22的时间t11时刻,所述S5的判定为肯定。

[0079] 如上所述,当S5的判定为肯定时,在与所述袖带压控制单元82对应的S6中,使急速排气阀52工作,以使得上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26内的压力分别排压到大气压为止。图22的时间t11以后表示该状态。

[0080] 接着所述S6之后,在与所述最高血压值决定单元88对应的S7中,用于最高血压值决定的脉搏波数据被限定于例如100mmHg左右以上的预先设定的下限值以上的脉搏波数据,并且,被限定于1次心搏内第1脉搏波信号SM1的拐点b1以后的脉搏波数据即表示实际的数据的图23至图26中拐点b1的右侧所示的数据。图23表示压迫带12的压迫压力达到最高血压值SBP之前的第1脉搏波信号SM1及第2脉搏波信号SM2和根据它们算出的第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ ,图24表示由压迫带12产生的压迫压力达到最高血压值SBP之前的第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3和根据它们算出的第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ ,图25表示由压迫带12产生的压迫压力达到最高血压值SBP时的第1脉搏波信号SM1及第2脉搏波信号SM2和根据它们算出的第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ ,图26表示由压迫带12产生的压迫压力达到最高血压值SBP时的第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3和根据它们算出的第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ 。

[0081] 接着,在与所述最高血压值决定单元88对应的S8中,根据按每个压迫压力读入的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3,算出它们的振幅值A1、A2、A3。另外,在与所述最高血压值决定单元88对应的S9中,根据这些振幅值A1、A2、A3,算出第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ 、第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ 。接着,在与所述最高血压值决定单元88对应的S10中,判定第1振幅比 $R21$ 的例如拐点b1以后的上升幅度是否超过例如设定成0.2左右的第1振幅比变化判定值RR1、且第2振幅比 $R32$ 的例如拐点b1以后的上升幅度是否超过例如设定成0.2左右的第2振幅比变化判定值RR2。起初,由于在直到由压迫带12产生的压迫压力达到最高血压值SBP为止之前,因此如图23及图24所示,由于第1振幅比 $R21$ 的拐点b1以后的上升幅度为0.05左右,第2振幅比 $R32$ 的拐点b1以后的上升幅度为0.05左右,所以上述S10的判断为否定。

[0082] 这样,在S10的判定为否定时,对与下一个压迫压力对应的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3,反复执行S8以下的步骤。在反复执行该S8至S10时,当由压迫带12产生的压迫压力达到最高血压值SBP时,如图25及图26所示,第1振幅比 $R21$ 的拐

点b1以后的上升幅度急剧增加到0.55左右,第2振幅比R32的拐点b1以后的上升幅度急剧增加到0.45左右,因此上述S10的判断为肯定。这样,在S10的判断为肯定时,在S11中,将选取了此时采用的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3的压迫压力决定为最高血压值SBP。

[0083] 接着上述S11之后,在与所述最低血压值决定单元90对应的图21的S12中,用于决定最低血压值的脉搏波数据的压迫压力范围被限定于例如100mmHg左右的上限值以下。

[0084] 接着上述S12之后,在与所述最低血压值决定单元90对应的S13中,基于与具有由S12限定的压迫压力范围内最大的压迫压力值PC2的测定点对应的来自上游侧膨胀袋22的第1脉搏波信号SM1,决定该第1脉搏波信号SM1的上升点a1的时间 $t_{a1}$ 。该时间 $t_{a1}$ 是血压测定开始以后的时间。另外,在S13为第2次以后时,基于与具有紧接着上次的S15的压迫压力值PC2之后较小的压迫压力值PC2的测定点对应的来自上游侧膨胀袋22的第1脉搏波信号SM1,决定该第1脉搏波信号SM1的上升点a1的时间 $t_{a1}$ 。

[0085] 另外,S13中,在其最初执行时,基于具有由上述S12限定的压迫压力范围内最大的压迫压力值PC2的测定点中来自中间膨胀袋24的第2脉搏波信号SM2,决定该第2脉搏波信号SM2的上升点a2的时间 $t_{a2}$ 。该时间 $t_{a2}$ 是血压测定开始以后的时间。另外,在S13为第2次以后时,基于与具有紧接着上次的S13的压迫压力值PC2之后较小的压迫压力值PC2的测定点对应的来自中间膨胀袋24的第2脉搏波信号SM2,决定该第2脉搏波信号SM2的上升点a2的时间 $t_{a2}$ 。

[0086] 进而,在S13中,在其最初执行时,基于具有由S12限定的压迫压力范围内最大的压迫压力值PC2的测定点中来自下游膨胀袋26的第3脉搏波信号SM3,决定该第3脉搏波信号SM3的上升点a3的时间 $t_{a3}$ 。该时间 $t_{a3}$ 是血压测定开始以后的时间。另外,在该S13为第2次以后时,基于与具有紧接着上次的S13的压迫压力值PC2之后较小的压迫压力值PC2的测定点对应的来自下游侧膨胀袋26的第3脉搏波信号SM3,决定该第3脉搏波信号SM3的上升点a3的时间 $t_{a3}$ 。

[0087] 在与所述最低血压值决定单元90对应的S14中,基于由之前的S13刚刚决定的时间 $t_{a1} \sim t_{a3}$ ,根据时间 $t_{a2}$ 和时间 $t_{a1}$ 之差算出第2时间差 $t_{21}(=t_{a2}-t_{a1})$ ,另外,根据时间 $t_{a3}$ 和时间 $t_{a2}$ 之差算出第1时间差 $t_{32}(=t_{a3}-t_{a2})$ 。另外,中间膨胀袋24和下游侧膨胀袋26的宽度方向的距离除以上述算出的第1时间差 $t_{32}$ ,算出脉搏波传播速度PWV,接着,根据如图18所示的压迫压力值轴和脉搏波传播速度轴的二维坐标内所示的表示脉搏波传播速度PWV和压迫压力值PC2的关系的曲线的切线的斜率,算出脉搏波传播速度PWV相对于中间膨胀袋24的压迫压力值PC2的变化率 $R_{PWV}$ 。

[0088] 接着,在与所述最低血压值决定单元90对应的S15中,判定第1时间差 $t_{32}$ 是否比预先设定的时间差判定值 $t_c$ 小、第2时间差 $t_{21}$ 是否比上述时间差判定值 $t_c$ 小、且脉搏波传播速度PWV的变化率 $R_{PWV}$ 在如图18箭头b所示伴随压迫压力值PC2从下限值例如零增加而变化率 $R_{PWV}$ 连续地增加的区域中是否比预先设定的变化率判定值 $R_c$ 小。

[0089] 在上述S15的判定为否定时,反复执行S13以下的步骤。然后,在上述S15的判定为肯定时,在与所述最低血压值决定单元90对应的S16中,基于与由之前的S13采用的第2脉搏波信号SM2对应的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2和与在上述之前的S13的前一个执行的S13采用的脉搏波信号SM2'对应的中间膨胀袋24的压迫压力值PC2',通过直线插补,决定身



体的最低血压值DBP。

[0090] 然后,在S17中,在显示装置78显示身体的最高血压值SBP及最低血压值DBP,结束本例程。

[0091] 如上所述,根据本实施例的自动血压测定装置14,压迫带12具备多个膨胀袋例如上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26,所述多个膨胀袋具有在宽度方向上排列而分别压迫身体的被压迫部位即上臂10的独立气室,当中间膨胀袋24的振幅值A2相对于来自上游侧膨胀袋22的第1脉搏波信号SM1的振幅值A1的比即第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ 超过第1振幅比变化判定值RR1、且来自下游侧膨胀袋26的第3脉搏波信号SM3的振幅值A3相对于来自中间膨胀袋24的第2脉搏波信号SM2的振幅值A2的比即第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ 超过第2振幅比变化判定值RR2时,基于获得了此时采用的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2、第3脉搏波信号SM3时的压迫压力,决定最高血压值SBP。因而,通过从相互间压力变动为独立状态的多个膨胀袋22、24及26向上臂10的动脉16以均等压力分布施加压迫压力,获得准确的脉搏波信号SM,因此,基于这些脉搏波信号SM间的第1振幅比R21、第2振幅比R32,能获得精度高的最高血压值SBP。另外,上述第1振幅比R21、第2振幅比R32具有当由压迫带12产生的压迫压力达到身体的最高血压值SBP附近时急剧增加的性质,因此,通过用上述振幅比变化判定值RR1、RR2判定该急剧增加,由此能获得精度高的最高血压值SBP。

[0092] 另外,根据本实施例的自动血压测定装置14,压迫带12具备:在被压迫部位的长度方向隔开预定间隔的由可挠性片材构成的一对上游侧膨胀袋22及所述下游侧膨胀袋26;以在被压迫部位的长度方向排列的方式配置于上述上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26之间,具有与这些上游侧膨胀袋22及下游侧膨胀袋26独立气室的中间膨胀袋24,因此,通过从在被压迫部位的长度方向上排列的相互间压力变动为独立状态的上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26向身体的被压迫部位内的动脉16以均等压力分布施加压迫压力,能获得准确的脉搏波,因此,基于这些脉搏波间的振幅比第1振幅比R21、第2振幅比R32,能获得精度高的最高血压值SBP。

[0093] 另外,根据本实施例的自动血压测定装置14,在以由上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26以相同压力压迫被压迫部位的状态使升压后的压迫带12的压迫压力值下降的过程中,将来自中间膨胀袋24的第2脉搏波SM2的振幅值A2除以来自上游侧膨胀袋22的第1脉搏波SM1的振幅值A1得到的值即第1振幅比R21超过预先设定的第1振幅比变化判定值RR1,和/或,来自下游侧膨胀袋26的第3脉搏波SM3的振幅值A3除以来自中间膨胀袋24的第2脉搏波SM2的振幅值A2得到的值即第2振幅比R32超过预先设定的第2振幅比变化判定值RR2时的中间膨胀袋24的压迫压力值,决定为身体的最高血压值SBP。因此,对被压迫部位内的动脉16的血流在上游侧膨胀袋22下通过而不在中间膨胀袋24下和/或下游侧膨胀袋26下通过的状态、和被压迫部位内的动脉16的血流共同在中间膨胀袋24下及下游侧膨胀袋26下通过的状态进行区别,将成为被压迫部位内的动脉16的血流共同在上侧膨胀袋22下和中间膨胀袋24下和/或下游侧膨胀袋26下通过的状态时的压迫带12的压迫压力值决定为身体的最高血压值SBP,因此能获得精度高的最高血压值SBP。

[0094] 另外,根据本实施例的自动血压测定装置14,在以由上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26以相同压力压迫被压迫部位的状态使升压后的压迫带12的压迫压力值下降的过程中,将来自下游侧膨胀袋26的第3脉搏波SM3的振幅值A3除以来自上游侧膨胀

袋22的第1脉搏波SM1的振幅值A1得到的值即第3振幅比R31超过预先设定的第3振幅比变化判定值RR3时的中间膨胀袋24的压迫压力值决定为身体的最高血压值SBP。因此,对被压迫部位内的动脉16的血流在上游侧膨胀袋22下通过而不在下游侧膨胀袋26通过的状态、和被压迫部位内的动脉16的血流共同在上游侧膨胀袋22下及下游侧膨胀袋26下通过的状态进行区别,将成为被压迫部位内的动脉16的血流共同在上游侧膨胀袋22下及下游侧膨胀袋26下通过的状态时宽度方向上均等压力分布的中间膨胀袋24的压迫压力值决定为身体的最高血压值,因此能获得精度高的最高血压值SBP。

[0095] 另外,根据本实施例的自动血压测定装置14,具备检测多个膨胀袋22、24及26内的压力的压力传感器T1、T2及T3,在使卷绕于上臂10的压迫带12的膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC升压到足够使该上臂10内的动脉16止血的值之后,在使各压迫压力值PC分别同时降压的过程中,按每个例如1~10mmHg的范围内的预定量的慢速降压使所述各压迫压力值PC保持预定时间,在该预定时间内,检测表示上游侧膨胀袋22、中间膨胀袋24及下游侧膨胀袋26内的压力振动即脉搏波的第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及第3脉搏波信号SM3,因此,在各压迫压力值PC一定时检测各个第1脉搏波信号SM1、第2脉搏波信号SM2及SM3,从而能够获得准确脉搏波信号SM1、SM2及SM3。另外,在上述预定时间内检测多个脉搏波,基于这些多个脉搏波的平均值来决定最高血压值时,能获得精度更高的最高血压值。

[0096] 另外,根据本实施例的自动血压测定装置14,来自上游侧膨胀袋22的脉搏波的振幅值A1、来自中间膨胀袋24的脉搏波的振幅值A2及来自下游侧膨胀袋26的脉搏波的振幅值A3在身体的一次脉搏内以比该脉搏周期短的采样周期逐次获得,根据以比脉搏周期短的采样周期逐次获得的来自上游侧膨胀袋22的脉搏波的振幅值A1、来自中间膨胀袋24的脉搏波的振幅值A2及来自下游侧膨胀袋26的脉搏波的振幅值A3逐次算出振幅比R21、R32、R31,因此,通过基于一次脉搏内逐次求出的振幅比R21、R32、R31,用振幅比变化判定值RR1、RR2、RR3判定该急剧增加,能获得精度高的最高血压值。

[0097] 以上,参照附图详细说明了本发明的一个实施例,但是本发明并不限于该实施例,也能够以其他方式实施。

[0098] 例如,升压目标压力值PCM及测定结束压力值PCE可以不必预先设定。例如,也可以在自动血压测定装置14的电源开关接通后,基于操作员输入的上次测定的最高血压值SBP及最低血压值DBP,将升压目标压力值PCM设定为上述输入的最高血压值SBP加上预定值(例如30mmHg)得到的值,将测定结束压力值PCE设定为上述输入的最低血压值DBP减去预定值(例如30mmHg)得到的值。或,也可以在袖带压控制单元82的急速升压时(图18的时间t1~t2期间),例如抽取来自中间膨胀袋24的脉搏波信号SM2制成包络线,基于该包络线,按照熟知的示波算法,预测身体的最高血压值SBP及最低血压值DBP,将升压目标压力值PCM设定成在该预测到的最高血压值SBP加上预定值(例如20mmHg)得到的值,将测定结束压力值PCE设定成上述预测到的最低血压值DBP减去预定值(例如20mmHg)得到的值。

[0099] 另外,在袖带压控制单元82的慢速降压过程中,也可以在膨胀袋22、24及26的压迫压力值PC保持预定时间的期间,通过振幅值决定单元84,选取多次心搏的来自所述膨胀袋22、24及26的脉搏波信号SM1、SM2及SM3,基于这些多次心搏的脉搏波信号SM的平均值,决定最高血压值SBP及最低血压值DBP。在该情况下,可以获得精度更高的血压值。

[0100] 另外,在血压测定时,在升压到升压目标压力值PCM之后,不必使压迫压力值PC以

预先设定的慢速降压速度逐步地降压。即,也可以使压迫压力值PC连续地降压。另外,也可以仅仅在血压值测定附近设为慢速降压,在其他区间设为急速降压,从而缩短测定时间。

[0101] 另外,在前述的实施例中,在使压迫带12的压迫压力降压的过程中实施决定血压值的降压测定,但是不限于此,也可以在使压迫带12的压迫压力升压的过程中,实施决定血压值的升压测定。在这样的升压测定中,也可以采用前述的最高血压值决定算法及最低血压值决定算法,能够获得同样的效果。

[0102] 另外,压迫带12具备的膨胀袋不限于3个,也可以为4个以上。

[0103] 另外,在前述的实施例中,根据相互同步的脉搏波信号SM1、SM2及SM3的振幅值A1、A2及A3,在1脉搏波内以比脉搏周期足够短的采样周期例如数毫秒至数十毫秒的周期,逐次决定这些振幅值A1、A2、A3,根据这些振幅值A1、A2、A3,算出第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ 、第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ 、第3振幅比 $R31(=A3/A1)$ ,基于第1振幅比R21超过预先设定的第1振幅比变化判定值RR1和/或上述第2振幅比R32超过预先设定的第2振幅比变化判定值RR2或者第3振幅比R31超过预先设定的第3振幅比变化判定值RR3,决定最高血压值SBP。但是,在决定该最高血压时,为了增大第1振幅比 $R21(=A2/A1)$ 、第2振幅比 $R32(=A3/A2)$ 或者第3振幅比 $R31(=A3/A1)$ 的变化,使判定容易,也可以将脉搏波信号SM1后例如1次心搏后发生的脉搏波信号SM2或者SM3的振幅值A2或者A3用于求出振幅比。

[0104] 另外,上述内容只不过是一个实施例,没有进行其他一一例示,但是本发明能够在不脱离其主旨的范围,基于本领域技术人员知识,以施加了各种变更、改良的方式实施。

[0105] 标号说明

[0106] 10:上臂(被压迫部位)

[0107] 12:压迫带

[0108] 14:自动血压测定装置

[0109] 16:动脉

[0110] 22:上游侧膨胀袋

[0111] 24:中间膨胀袋(上游侧膨胀袋或下游侧膨胀袋)

[0112] 26:下游侧膨胀袋

[0113] A1、A2、A3:振幅值

[0114] PC1、PC2、PC3:压迫压力值

[0115] RR1:第1振幅比变化判定值

[0116] RR2:第2振幅比变化判定值

[0117] SBP:最高血压值(血压值)

[0118] SM1、SM2、SM3:脉搏波信号(脉搏波)

[0119] T1:第1压力传感器

[0120] T2:第2压力传感器

[0121] T3:第3压力传感器

[0122] R21:第1振幅比(振幅比)

[0123] R32:第2振幅比(振幅比)

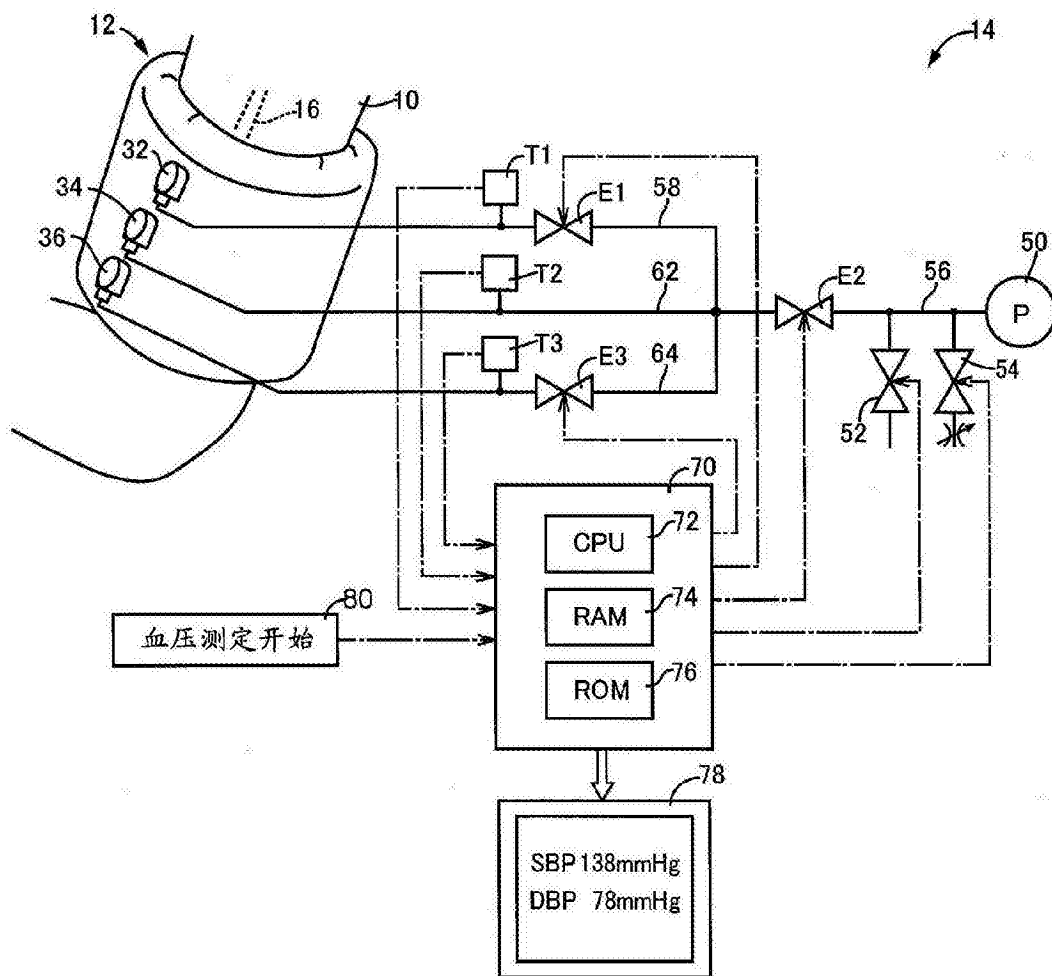


图1

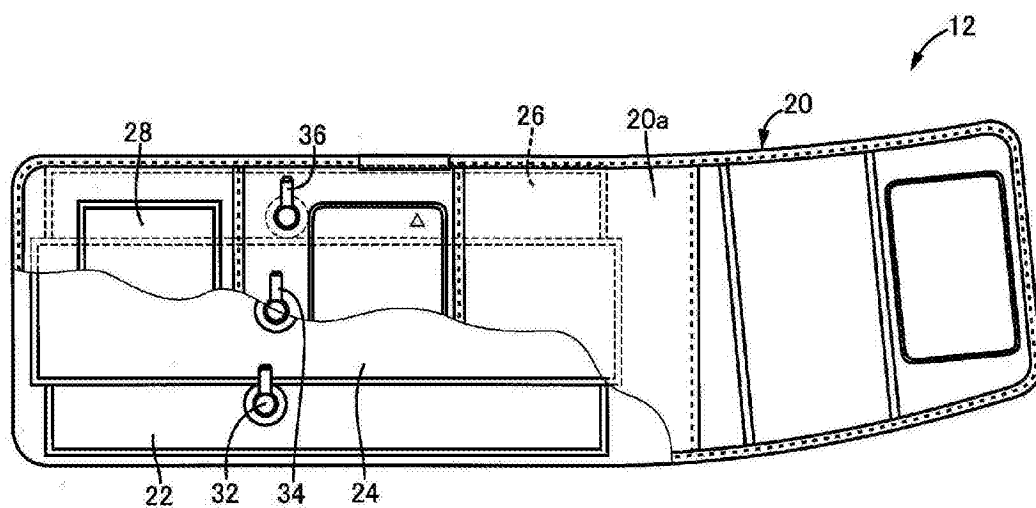


图2

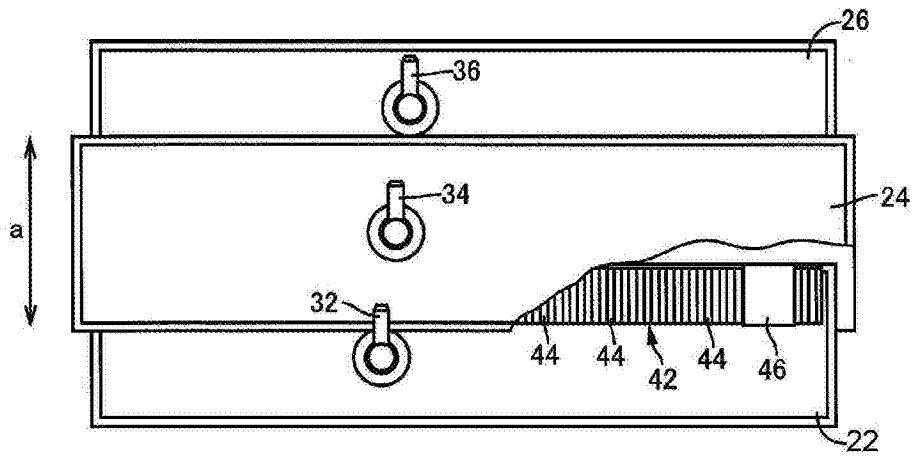


图3

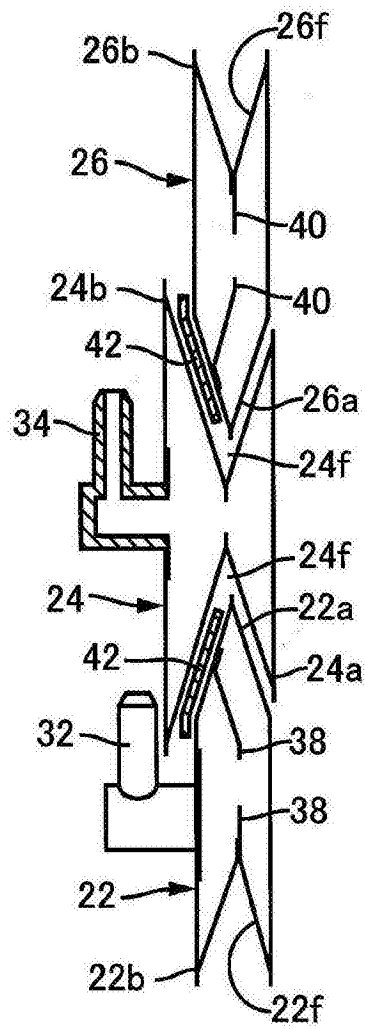


图4

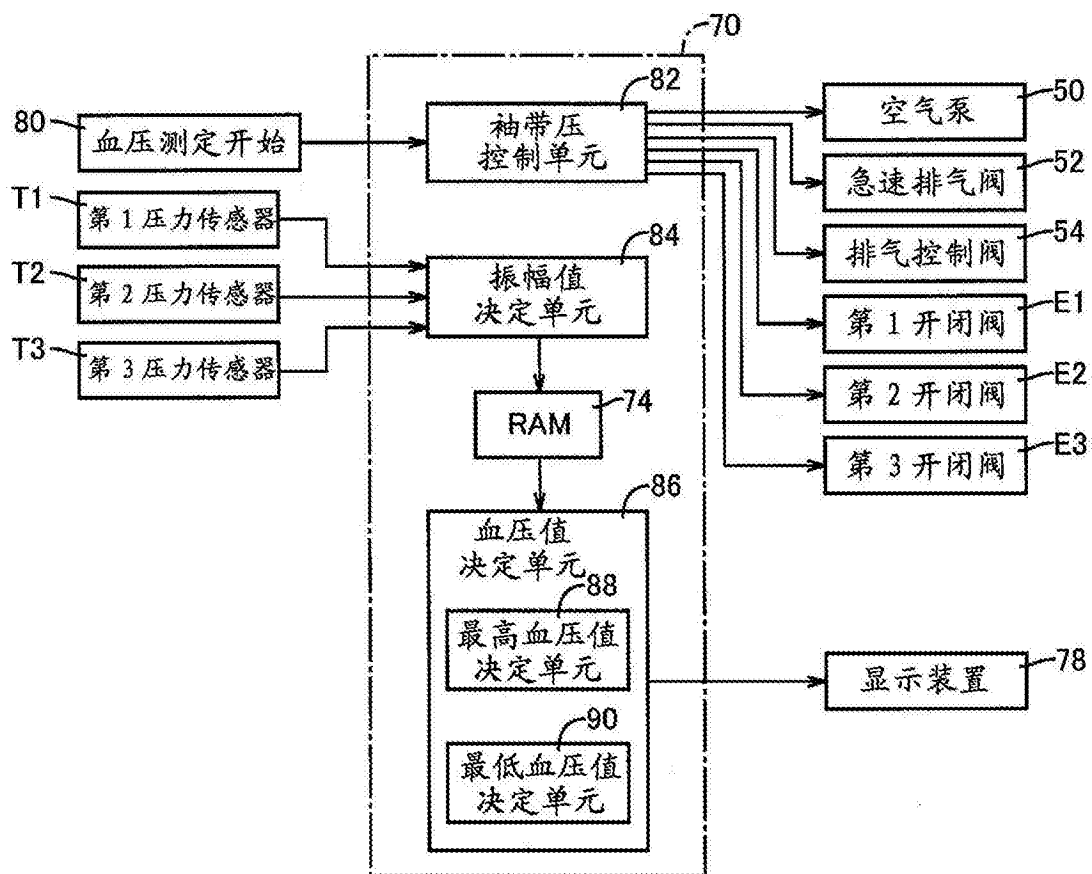


图5

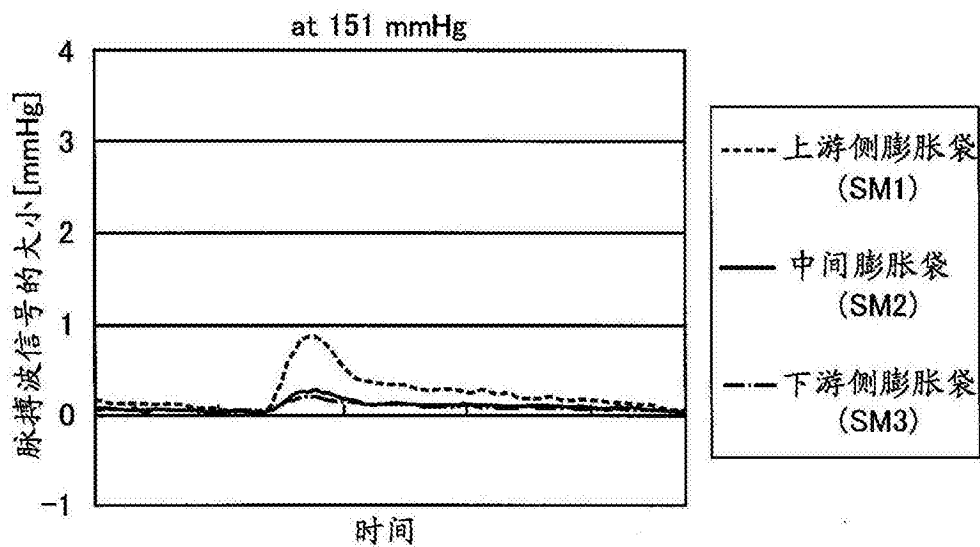


图6

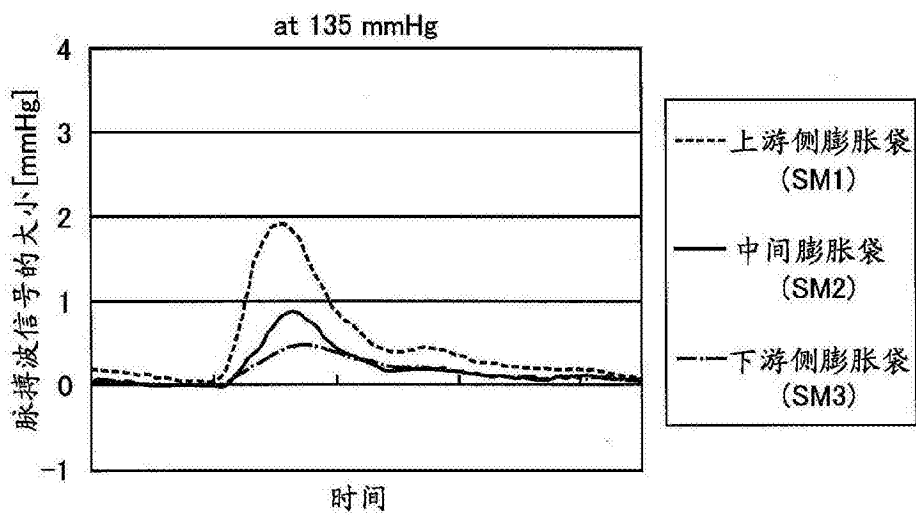


图7

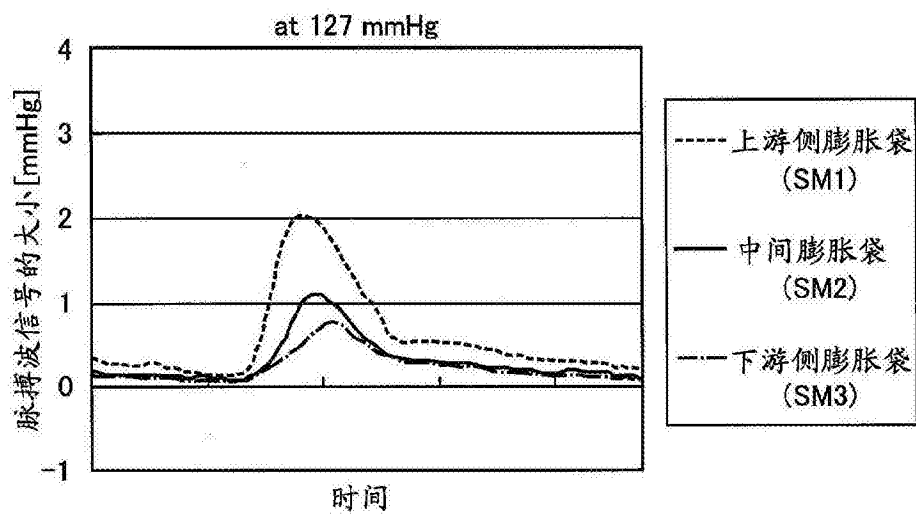


图8

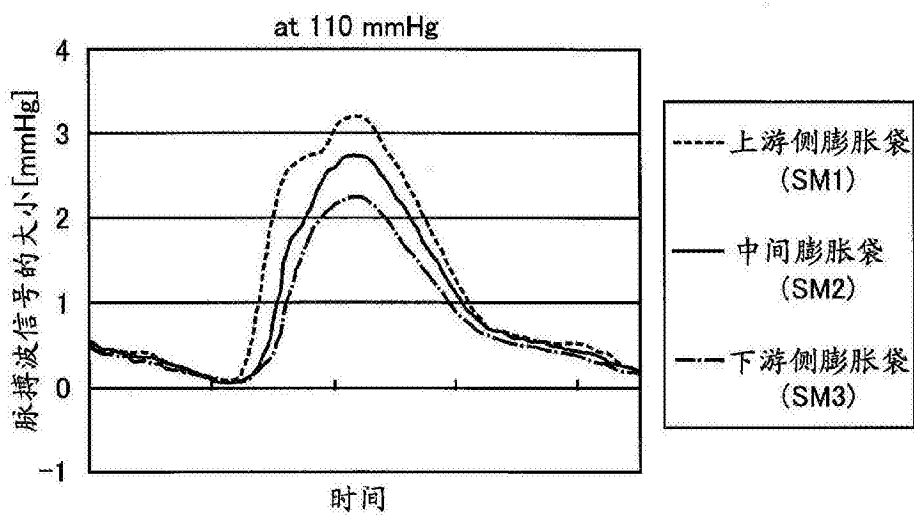


图9

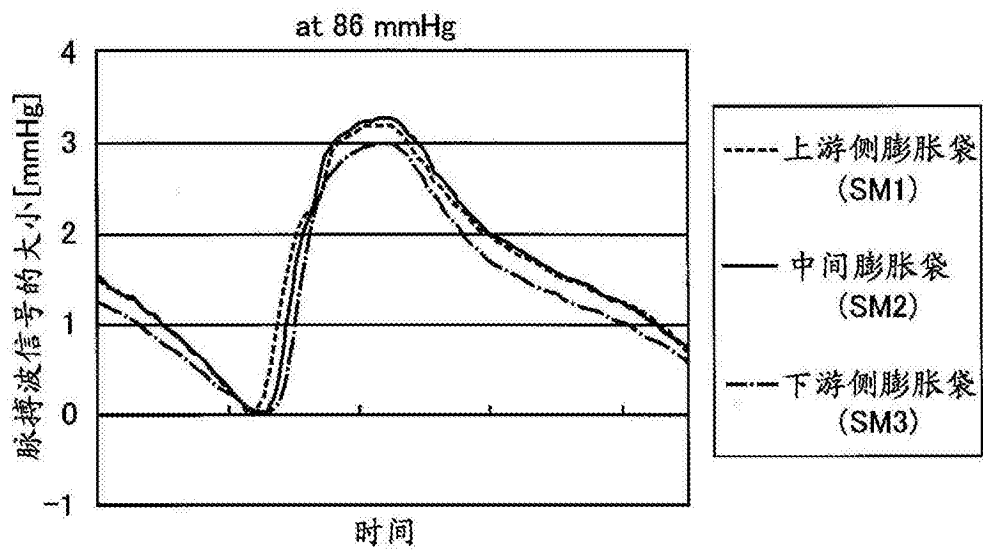


图10



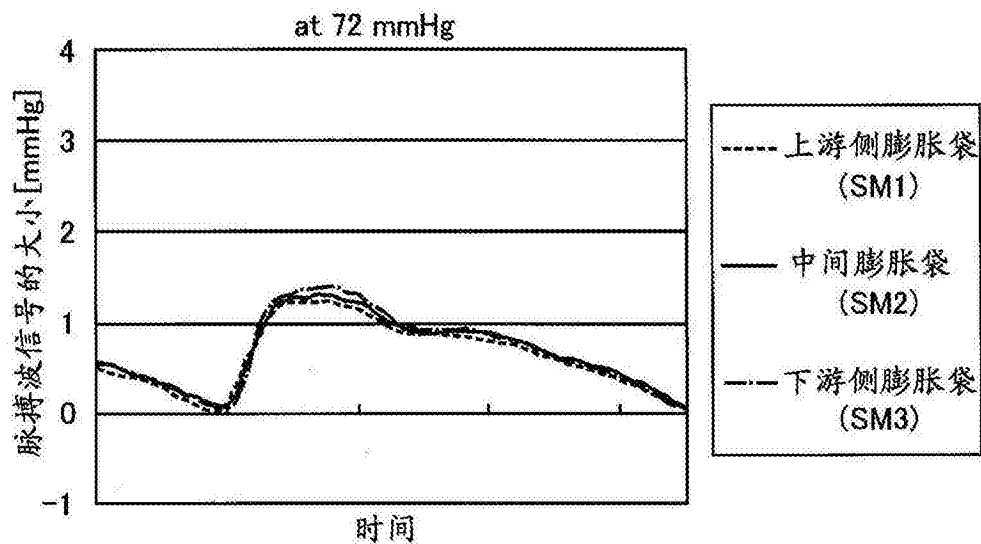


图11

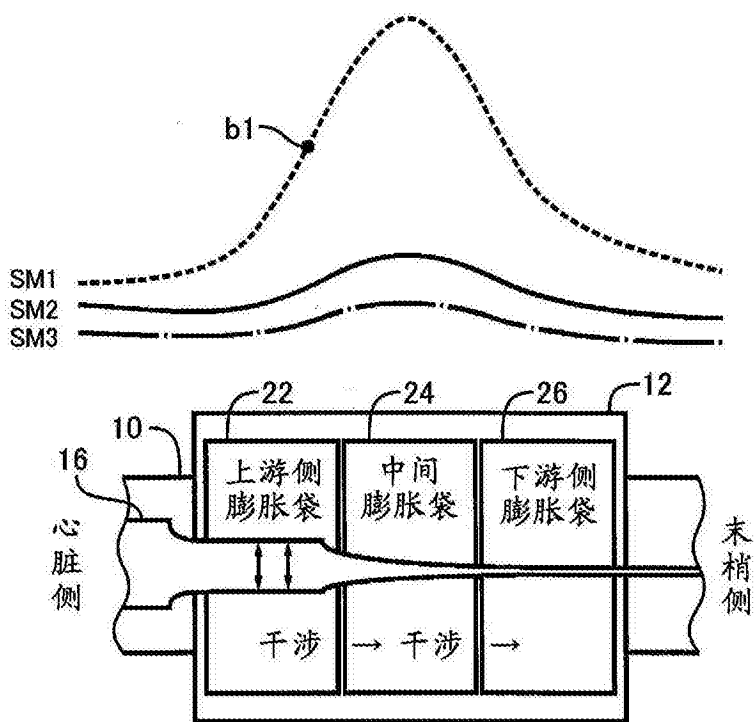


图12

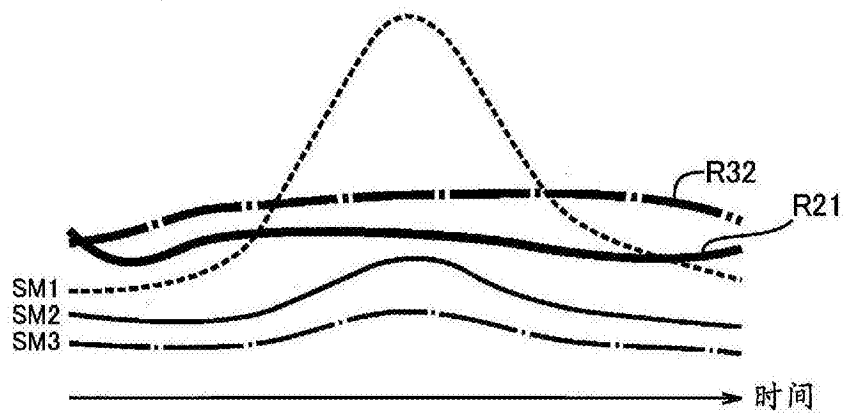


图13

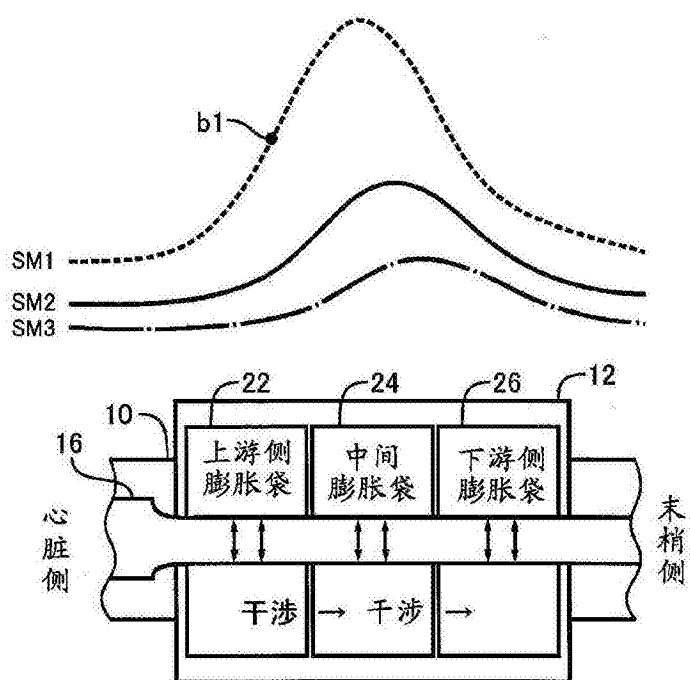


图14

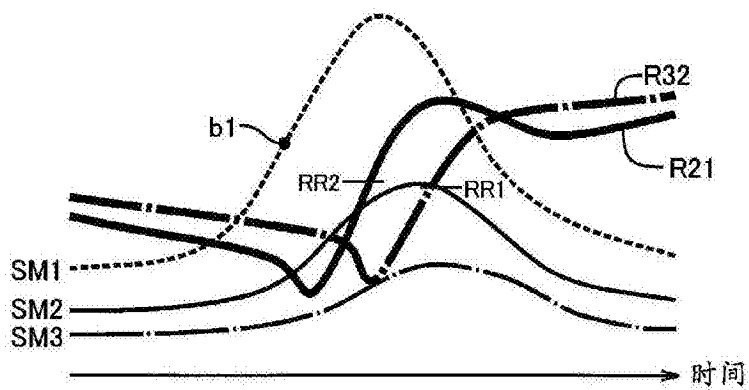


图15

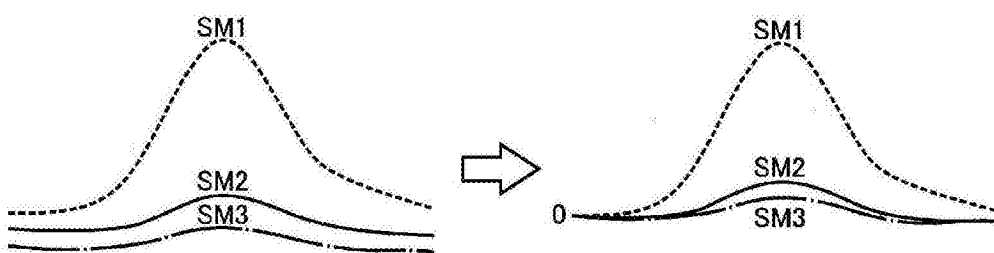


图16

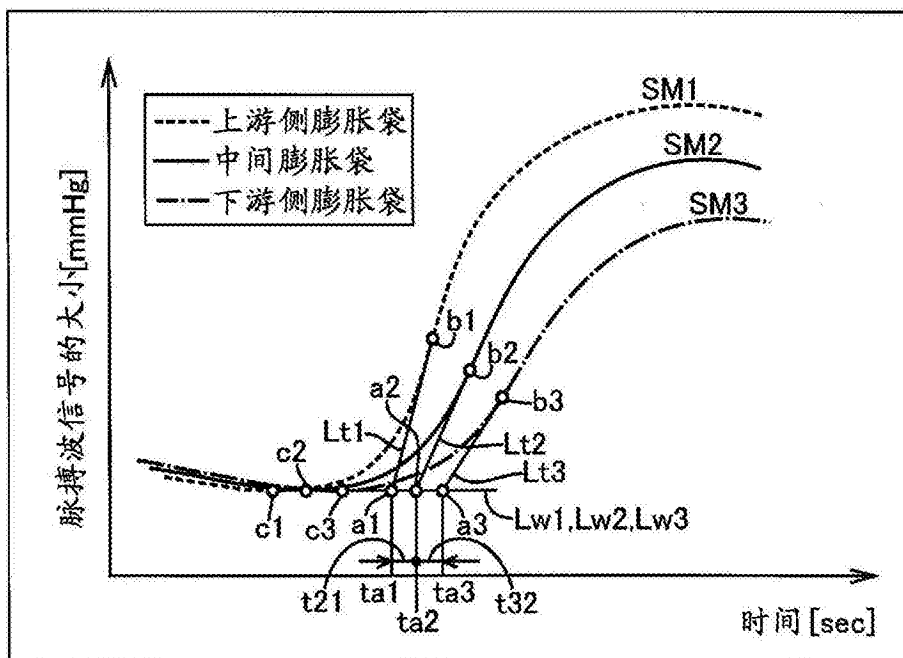


图17

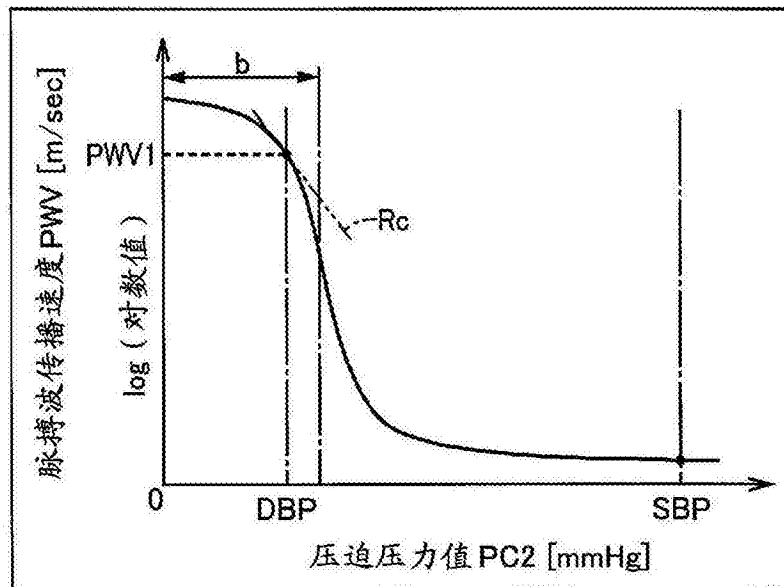


图18

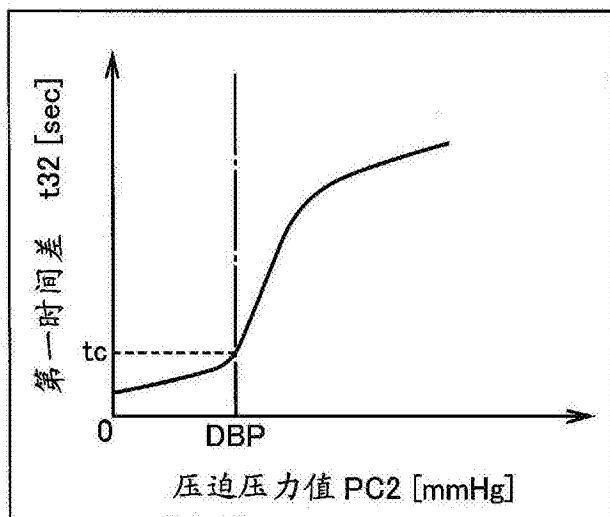


图19

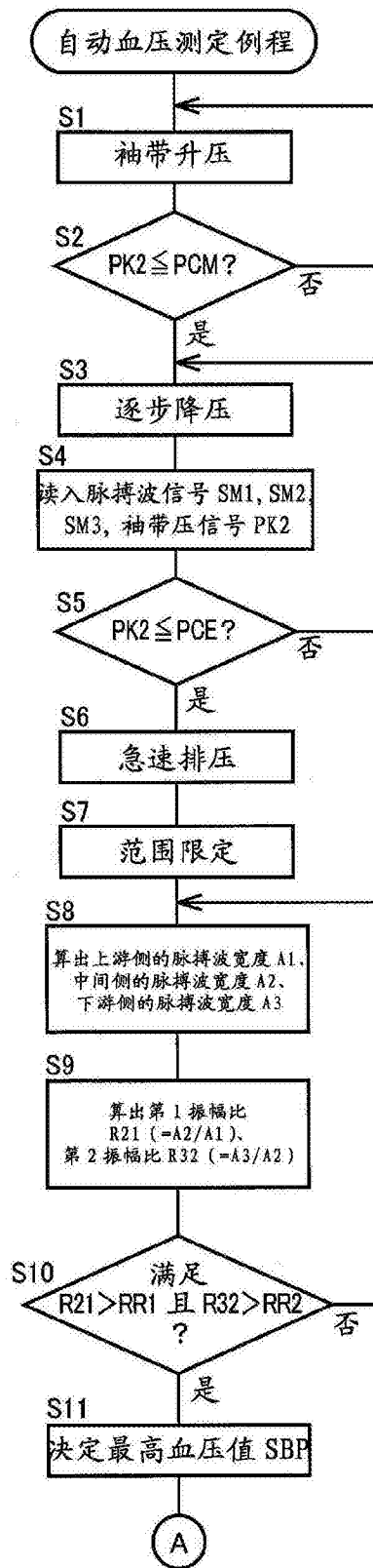


图20

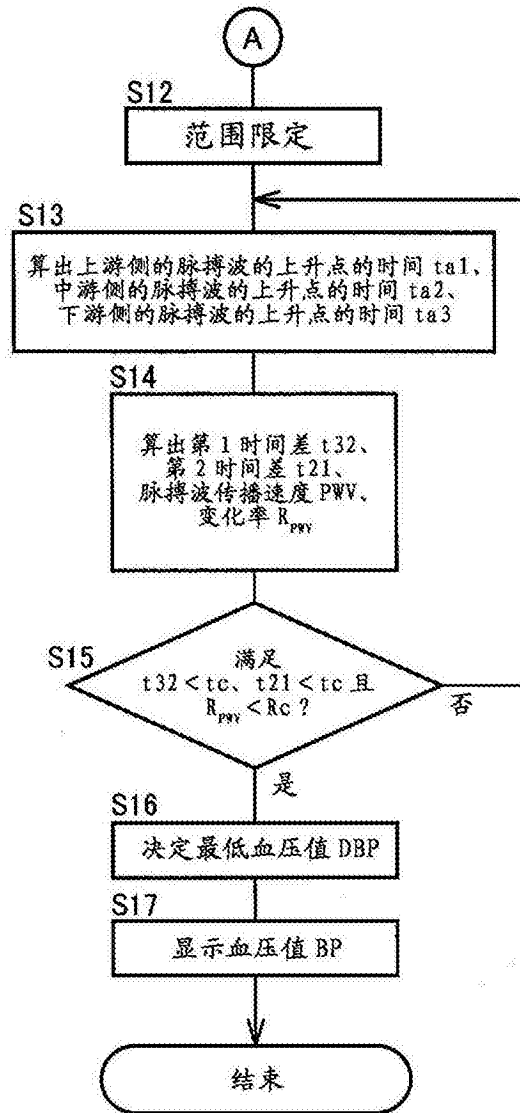


图21

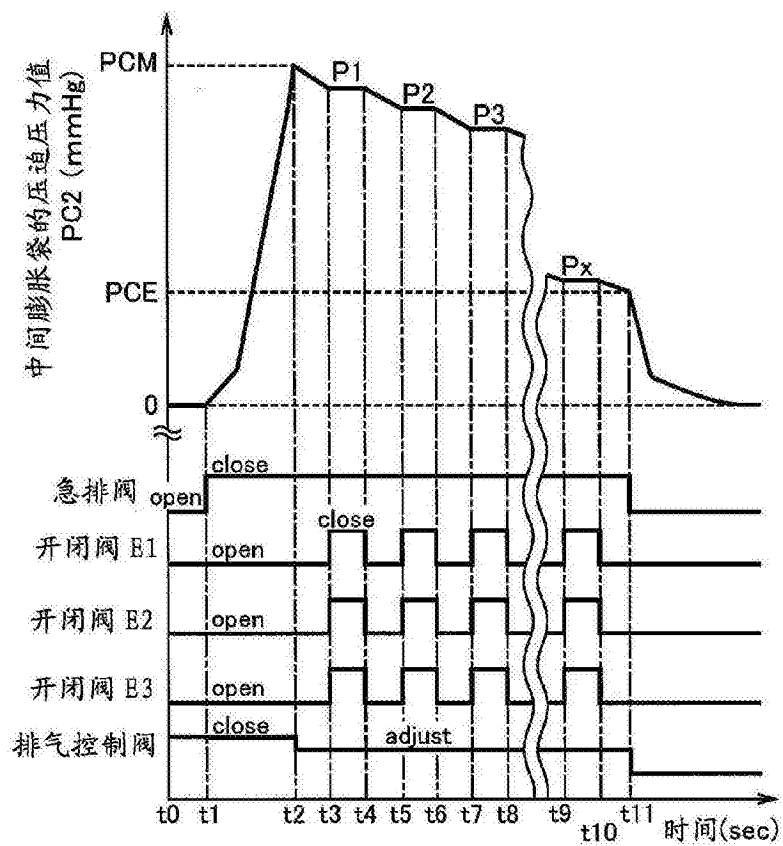


图22

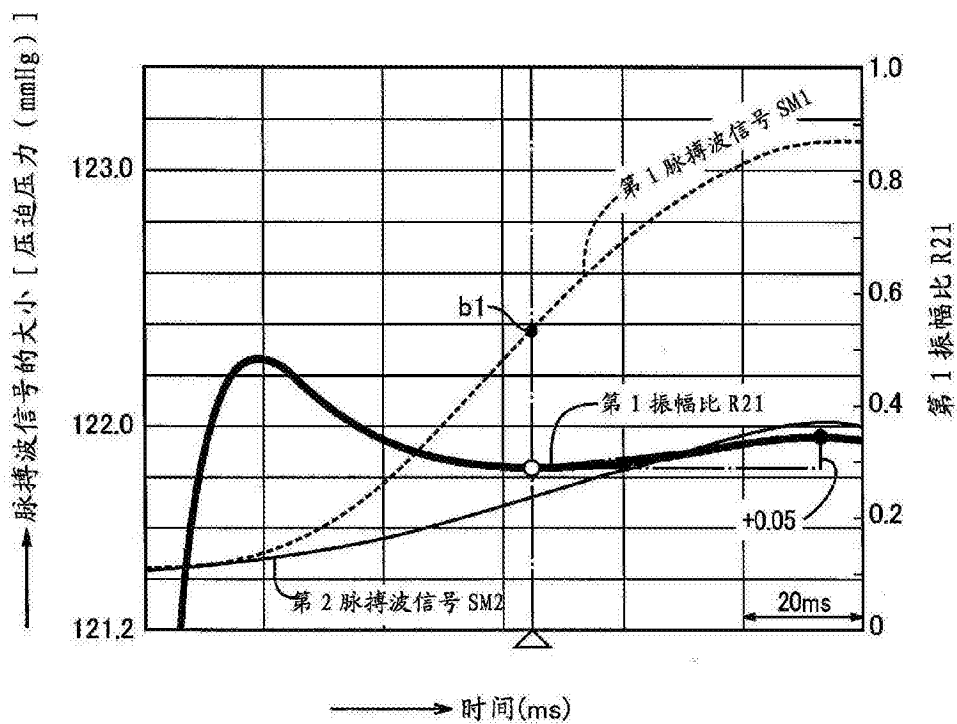


图23

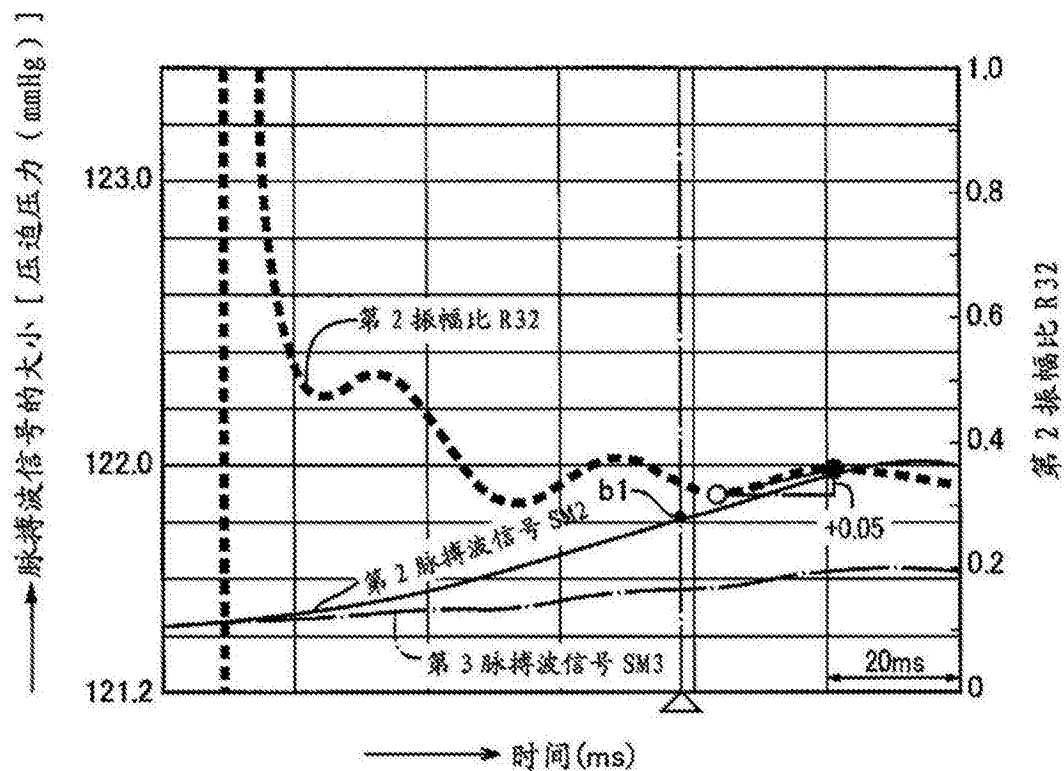


图24

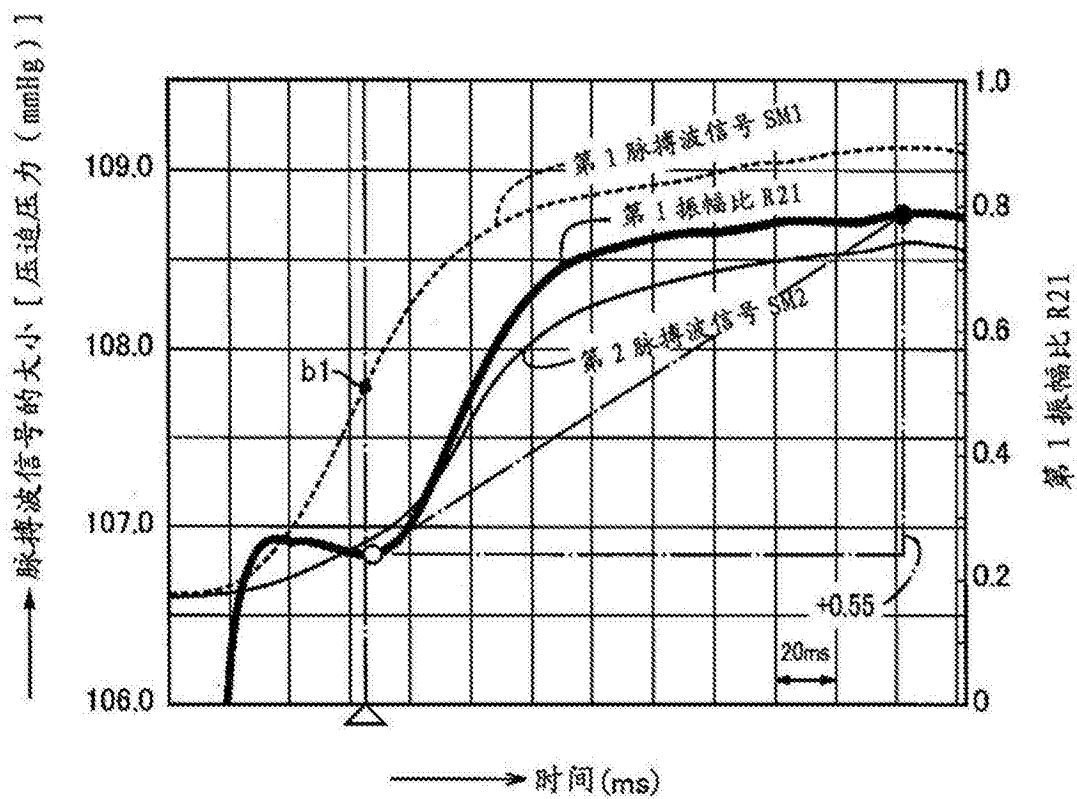


图25



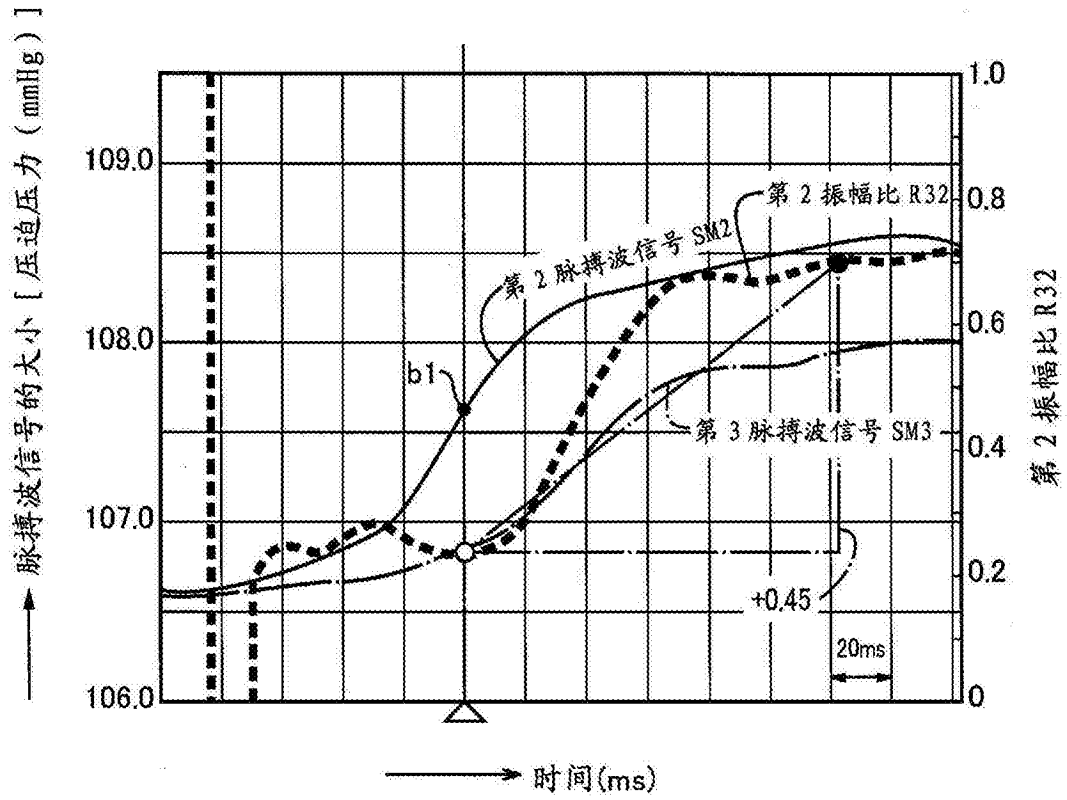


图26