[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/021 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510051790.7

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100399982C

[22] 申请日 2005.2.24
[21] 申请号 200510051790.7
[30] 优先权
[32] 2004. 2.24 [33] JP [31] 2004 - 048404
[73] 专利权人 苅尾七臣
地址 日本栃木县
共同专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
[72] 发明人 苅尾七臣 白崎修
[56] 参考文献
US5309920A 1994.5.10
EP0875200A1 1998.11.4
EP1127538A1 2001.8.29
审查员 李林霞

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司
代理人 高龙鑫 王玉双

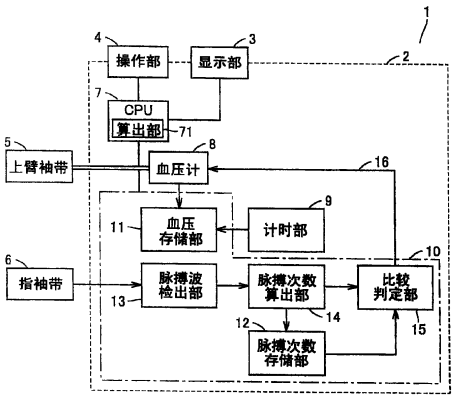
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 10 页

[54] 发明名称

血压测定装置及方法

[57] 摘要

一种血压测定装置(1)，具有：测定血压的血压计(8)；连续计测作为血压以外的生理信息的脉搏次数用的指袖带(6)、脉搏波检出部(13)以及脉搏次数算出部(14)；存储连续计测的脉搏次数的脉搏次数存储部(12)；根据脉搏次数存储部(12)存储的过去的连续的脉搏次数，判定目前计测的脉搏次数相对于被验者固有的脉搏次数的变化范围接近于特定的相对水平的比较判定部(15)。 在比较判定部(15)判定目前计测的脉搏次数符合该特定的相对水平的时刻，指示血压计(8)开始血压测定。



1、一种血压测定装置（1），其特征是，具有：

血压测定单元（8），其测定被验者的血压；

生理信息计测单元（6、13、14），其用于在上述被验者进行血压测定之前的规定期间以及进行血压测定期间，计测上述被验者的除了血压之外的能够立即得到检测结果的生理信息；

生理信息存储单元（12），其用于存储上述生理信息计测单元（6、13、14）在上述被验者进行血压测定之前的所述规定期间内所计测的上述生理信息的计测水平；

算出单元（71），其相对于在上述生理信息存储单元中存储的所述规定期间测定的一连串的上述生理信息的计测水平的变化范围，计算出特定的相对水平；

判定单元（7、15），其在上述被验者进行血压测定期间，判定由上述生理信息计测单元计测的上述生理信息的计测水平，是否接近于由上述算出单元预先计算出的上述特定的相对水平，

上述判定单元（15）判定出上述生理信息的计测水平接近于上述特定的相对水平时，启动血压测定单元（8）。

2、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息是心跳次数或脉搏次数的任一个。

3、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息是血中氧饱和度。

4、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息是有关动脉弹性的信息。

5、如权利要求 4 所述的血压测定装置，其特征是，上述有关动脉弹性的信息是脉搏波传播速度。

6、如权利要求 4 所述的血压测定装置，其特征是，上述有关动脉弹性的信息是血管柔软度。

7、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息是呼吸周期或呼吸频率的任一个。

8、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息是由

于动脉内的压力引起的脉动变化而带来的脉动容积计测信号的波形特征的变化。

9、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述特定的相对水平是上述变化范围的计测水平的平均水平、最高水平以及最低水平中的至少一个水平。

10、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述算出单元（71）针对预先存储的上述一连串的生理信息的计测水平的值计算出平均值和标准偏差，

为上述血压测定而在上述被验者的血压测定期间所计测的上述生理信息的计测水平的值超过根据由上述算出单元（71）计算出的上述平均值和上述标准偏差而得到的值时，判定该计测水平的值接近于上述一连串的生理信息的计测水平的值的变化范围的最高水平。

11、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述算出单元（71）针对预先存储的上述一连串的生理信息的上述计测水平的值计算出平均值和标准偏差，

为上述血压测定而在上述被验者的血压测定期间所计测的上述生理信息的计测水平的值低于根据由上述算出单元（71）计算出的上述平均值和上述标准偏差而得到的值时，判定该计测水平的值接近于上述一连串的生理信息的计测水平的值的变化范围的最低水平。

12、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述算出单元（71）计算出预先存储的上述一连串的生理信息的平均值和标准偏差，

为上述血压测定而在上述被验者的血压测定期间所计测的上述生理信息的计测水平的值位于根据由上述算出单元（71）计算出的上述平均值和上述标准偏差而得到的规定的上下限值之间时，判定该计测水平的值接近于上述一连串的生理信息的变化范围的平均水平。

13、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，上述生理信息存储单元（12）间断或连续地存储在上述规定期间计测的上述生理信息的计测水平。

14、如权利要求 1 所述的血压测定装置，其特征是，还具有：

血压存储单元（11），其在每次由上述血压测定单元（8）进行测定时，将所测定的血压值、表示血压测定时间的时间信息以及由上述判定单元判定的上述特定的相对水平的信息建立关联而进行存储；

显示单元（3），其显示上述血压存储单元（11）的内容。

血压测定装置及方法

技术领域

本发明涉及血压测定装置及方法，特别涉及根据除了血压之外的生理信息的变化确定血压测定的定时的血压测定装置及方法 。

背景技术

近几年，根据用便携型 24 小时血压计（以下称为 ABPM(Ambulatory Blood Pressure Monitoring)的研究可明确，除了白天的血压以外，夜间血压对于心血管危险度的预测和高血压治疗也很重要。具体地说，开始考虑通过得到表示睡眠中生理状态的变化发生时刻的血压值的血压信息，正确推定个人的血管危险度，进行血压管理治疗。

ABPM 具有以下特征：例如以每 15 分钟或每 30 分钟的间断连续测定血压，不管是否在睡眠中都能监测血压的变化，是得到上述血压信息的手段之一。

然而，现实中一般患者难以适用 ABPM，因为首先 ABPM 价格高，能导入的医疗设施和使用台数有限，仅少数患者能够使用。另外，也有这样的研究报告，即由于以一定时间间隔反复测定，测定时的测定部位、例如上臂的压迫和装置的动作音等妨碍睡眠，所以患者认为使用不愉快，直至拒绝使用的情况不在少数。而且，因不愉快或精神上的压力使血压值本身发生变化，存在不能正确测定本来的血压值的情况（参照非专利文献 1~4）。

还有这样的研究报告，即 ABPM 不是患者个人所有的物品，而是从医疗设施借来使用的，由于此限制，使用次数少，存在测定结果的可靠性不充分的情况（参照非专利文献 5）。

另一方面，最近普及快速进展的家庭用血压计没有 ABPM 所有的那些缺点，但不具有捕捉血压的变化的功能。

并且，提供了当检出睡眠时的稳定状态时开始血压等的身体信息的测定的装置（参照专利文献 1）。

另外还提出了通过脉搏的相对变化启动血压计的技术的方案（参照专利

文献 2 和 3）。

专利文献 1：特开平 8-131408 号公报。

专利文献 2：特开昭 62-155829 号公报。

专利文献 3：特开平 2-23940 号公报。

非专利文献 1：Calvo C, et al, Further evaluation of the ambulatory monitoring pressor effect ("ABPM effect") in patients with essential hypertension, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5, 2003

非专利文献 2：Lopez JE, Implications of the "ABPM effect" in hypertensive patients: Changes in the dipping pattern of blood pressure variability, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5,2003

非专利文献 3：Hermida RC, Sampling requirements for ambulatory blood pressure monitoring in the diagnosis of hypertension, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5,2003

非专利文献 4：Stenehjem AE, Gender and age differences in variability of ambulatory daytime pulse pressure, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5,2003

非专利文献 5：村上ほか、"7 日 ABPM 的第 1 天效果、休息天效果和周变动"、Circulation Journal, Japanese Circulation Society,Von.67,2003

还留下这样的课题：在用上述的非专利文献 1~5 记载的 ABPM 方法的血压测定中，再现测定结果是困难的。另外，专利文献 1 的测定方法着眼于进入睡眠时身体运动变少，根据检测身体运动的振动传感器的检测信号，得到血压测定开始的定时。即，由于不是基于生理信息的变化的测定开始定时，所以不能测定反映生理信息的变化的医学上需要的血压值。

专利文献 2 和 3 的方法留下了以下的课题。即，没有特定被检者固有的生理信息的变化区域的概念，仅根据生理信息的时间变化进行血压计启动等，因而不能捕捉医学上重要的生理信息的最大区域、中心区域、 最小区域的血压值。

发明内容

本发明的目的在于提供一种血压测定装置及方法，通过限定在生理信息呈被检者固有的变化的定时进行血压测定，能确保必要的信息数量和质量来

收集血压信息。

为了达成该目的，本发明的某个局面的血压测定装置，具有：血压测定部，其测定被验者的血压；生理信息计测部，其用于在上述被验者进行血压测定之前的规定期间以及进行血压测定期间，计测被验者的除了血压之外的能够立即得到检测结果的生理信息；生理信息存储单元，其用于存储上述生理信息计测单元（6、13、14）在上述被验者进行血压测定之前的所述规定期间内所计测的上述生理信息的计测水平；计算单元，其相对于在上述生理信息存储单元中存储的所述规定期间测定的一连串的上述生理信息的计测水平的变化范围，计算出特定的相对水平；判定部，其在上述被验者进行血压测定期间，判定由上述生理信息计测单元计测的上述生理信息的计测水平，是否接近于由上述算出单元预先计算出的上述特定的相对水平。判定部判定生理信息的计测水平接近于特定的相对水平时，启动血压测定部。

因而，仅限于判定了为了血压测定而由生理信息计测部从被验者计测的除了血压之外的种类的生理信息的计测水平，相对于预先从同一被验者计测并存储的一连串的生理信息的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，启动血压测定部，测定血压。

因此，通过预先计测存储而掌握了被验者固有的生理信息的变化范围以后，能限定在被验者的生理信息相对于预先存储的一连串的生理信息的计测水平的变化范围而接近于特定的相对水平时，进行血压测定。其结果，仅在生理信息呈被验者固有的变化的定时实施血压测定，能进行确保必要的信息数量而且确保必要的信息质量的血压测定。

优选生理信息是与能进行不妨碍睡眠的测定的心血管危险度相关的种类的生理信息。

优选生理信息是心跳次数或脉搏次数的任一个。

因而，能够限定在被验者的心跳次数或脉搏次数的计测水平，相对于预先存储的一连串的心跳次数或脉搏次数的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选生理信息是血中氧饱和度。

因而，限定在被验者的血中氧饱和度的计测水平，相对于预先存储的一连串的血中氧饱和度的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进

行血压测定。

优选生理信息是关于动脉弹性的信息。

因而，能限定在被验者的关于动脉弹性的信息的计测水平，相对于预先存储的一连串的与动脉弹性相关的信息的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选关于动脉弹性的信息是脉搏波传播速度。

因而，能限定在被验者的脉搏波传播速度的计测水平，相对于预先存储的一连串的脉搏波传播速度的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选关于动脉弹性的信息是血管柔软度。

因而，能限定在被验者的血管柔软度的计测水平，相对于预先存储的一连串的血管柔软度的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选生理信息是呼吸周期或呼吸频率的任一个。

因而，能限定在被验者的呼吸周期或呼吸频率的计测水平，相对于预先存储的一连串的呼吸周期或呼吸频率的计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选生理信息是由于动脉内的压力引起的脉动变化而带来的脉动容积计测信号的波形特征的变化。

因而，能限定在被验者的上述波形特征的变化的计测水平，相对于预先存储的一连串的该计测水平的变化范围，接近于特定的相对水平时，进行血压测定。

优选特定的相对水平是变化范围的计测水平的平均水平、最高水平以及最低水平中的至少一个水平。

因而，仅在被验者的生理信息变化成平均水平、最高水平以及最低水平中的任一个的定时实施血压测定，能进行确保必要的信息数量而且确保必要的信息质量的血压测定。

优选判定部包含有算出部，其针对预先存储的上述一连串的生理信息的计测值计算出平均值和标准偏差，在血压测定用的所计测的生理信息的计测值超过根据由算出部计算出的平均值和标准偏差而得到的值时，判定该计测

值接近于一连串的生理信息的计测值的变化范围的最高值。

因而，仅在被验者的生理信息的计测值超过根据计算出的一连串的生理信息的计测值的平均值和标准偏差而得到的值并接近于一连串的生理信息计测值的变化范围的最高值的定时，实施血压测定。

优选判定部包含有算出部，其针对预先存储的上述一连串的生理信息的计测值计算出平均值和标准偏差，在血压测定用的所计测的生理信息的计测值低于根据由算出部计算出的平均值和标准偏差而得到的值时，判定该计测值接近于一连串的生理信息的计测值的变化范围的最低值。

因而，仅在被验者的生理信息的计测值低于根据计算出的一连串生理信息的计测值的平均值和标准偏差而得到的值并接近一连串生理信息的计测值的变化范围的最低值的定时，实施血压测定。

优选判定部包含有算出部，其计算出预先存储的上述一连串的生理信息的平均值和标准偏差，在血压测定用的所计测的生理信息的计测值位于根据由算出部计算出的平均值和标准偏差而得到的规定的上下限值之间时，判定该计测值接近于一连串的生理信息的变化范围的平均值。

因而，仅在被验者的生理信息的计测值位于根据计算出的一连串生理信息计测值的平均值和标准偏差而得到的规定的上下限值之间并接近于一连串生理信息的计测值的变化范围的平均值的定时，实施血压测定。

优选还具有生理信息存储部，其预先存储在规定期间由生理信息计测部计测的一连串的生理信息的计测水平，生理信息存储部间断或连续地存储在规定期间计测的生理信息计测水平。

因而，能在生理信息存储部预先存储在规定期间由生理信息计测部计测的一连串的生理信息的计测水平。该存储的计测水平在规定期间又能间断存储，又能连续存储。间断存储时与连续存储时相比，能减少必要的存储容量。

优选还具有：血压存储部，其在每次由血压测定部进行测定时，将所测定的血压值、表示血压测定时间的时间信息以及由判定部判定的特定的相对水平的信息建立关联而进行存储；显示部，其显示血压存储部的内容。

因而，作为血压测定结果，在每个所测定的血压值中，使表示血压测定时间的时间信息和用判定部判定的特定的相对水平信息建立关联二进行显示。

其结果，能使在生理信息呈被验者固有的变化的定时测定的血压值、该测定时间和测定时的生理信息呈现特定的相对水平建立关联而进行提示。

因此，被验者能评价和管理自己的血压，医学专家能得到关于高血压等心血管危险度的诊断/治疗的方针。

本发明的上述和其他的目的、特征、局面和优点，从与附图关连地理解的本发明有关的下面详细说明可更清楚。

附图说明

图 1A 和图 1B 是表示实施形式 1 的血压测定装置的方块构成和大致的视图。

图 2 是表示指袖带的构成例的视图。

图 3 是表示脉搏波信号的波形例的视图。

图 4 是实施形式 1 的脉搏次数存储阶段的流程图。

图 5 是实施形式 1 的血压测定阶段的流程图。

图 6 是表示实施形式 1 的测定结果的显示例的视图。

图 7 是实施形式 2 的血压测定装置的方块构成图。

图 8 是实施形式 3 的血压测定装置的方块构成图。

图 9 是实施形式 4 的血压测定装置的方块构成图。

图 10 是实施形式 4 的其他的血压测定装置的方块构成图。

图 11 是实施形式 5 的血压测定装置的方块构成图。

图 12 是实施形式 6 的血压测定装置的方块构成图。

具体实施方式

(实施形式 1)

在本实施形式 1 中根据作为除了血压之外的连续生理信息的一种的脉搏次数的变化，得到医学必需的血压的测定开始定时。这里，是根据脉搏次数，但也能代替成对应于同样的生理现象的心跳次数。在使用心跳次数时，心电仪是另外必需的。

将脉搏次数或者心跳次数作为计测血压测定开始定时的指标有以下的意义。即，脉搏次数或心跳次数是交感神经系统活动水平的指标，其增加关

联到心血管事件危险度。由于脉搏次数或心跳次数变动时交感神经系统也变动，通过特定地测定那时的血压水平，得到与心血管危险度的预测关联的新的血压指标。

在本实施形式 1 中作为连续的生理信息采用基于手指动脉容积变化的脉搏次数，但也可以是其他种类的生理信息，即后述的血中氧饱和度、血管弹性度、脉搏波传播速度。

（构成的说明）

参照图 1A 和图 1B，血压测定装置 1 具有血压测定系统、连续生理信息的检出系统、为了对血压测定装置 1 提供各种指示而进行操作的操作部 4、显示包含测定结果的各种信息的显示部 3 和集中控制和监视这些部分用的 CPU(Central Processing Unit：中央处理器)7。

血压测定系统具有：在虚线表示的筐体 2 外设置并在血压测定时缠在被验者的上臂的上臂袖带 5；用空气管与上臂袖带 5 连接并根据从上臂袖带 5 检测出的压力信号测定血压，输出血压值的血压计 8；测定时间并输出日期和时刻的时间信息的计时部 9；在每次从血压计 8 输入血压值时，与从计时部 9 输出的时间信息建立关联而进行存储的血压存储部 11。血压计 8 和上臂袖带 5 是众所周知的构成，所以这里省略说明。而且，根据使用者的操作部 4 的操作，读出血压存储部 11 的内容，由显示部 3 显示。

操作部 4 包含有：为了对血压测定装置 1 导通/断开电源而操作的电源开关 41；为了指示测定的开始或停止而操作的测定开始开关 42；在为了在显示部 3 显示存储部的信息而指示从存储部读出时进行操作的存储器调出开关 43；为了转换动作模式而操作的模式转换开关 44。

连续生理信息的检出系统具有：在筐体 2 外设置，安装在被验者手指上并连续检测出脉搏波的指袖带 6；接受来自指袖带 6 的脉搏波信号，在每一脉搏识别脉搏波的脉搏波检出部 13；接受脉搏波检出部 13 的输出并计算出脉搏次数的脉搏次数算出部 14；存储由脉搏次数算出部 14 计算出的脉搏次数的脉搏次数存储部 12；比较判定部 15。比较判定部 15 比较由脉搏次数存储部 12 存储的脉搏次数和当前测定的脉搏次数，根据比较结果进行判定，根据判定结果对血压计 8 输出指示血压测定的开始的启动信号 16。

在图 1，由存储器构成的血压存储部 11 和脉搏次数存储部 12、以及作

为程序提供的脉搏波检出部 13 和脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15 构成处理部 10。CPU7 控制对血压存储部 11 和脉搏次数存储部 12 的存取，同时控制脉搏波检出部 13、脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15 的程序的实行。CPU7 具有提供由 CPU7 执行的程序的算出部 71。

血压测定装置 1 用的脉搏波传感器能适用各种构成和构造，但这里采用例如图 2 表示的指袖带 6。指袖带 6 包括圆筒形的袖带 67、内装在袖带 67 中的发光元件 65 和受光元件 66 而构成。在被验者将指袖带 6 安装在手指上的状态下，发光元件 65 例如将红外线等的光线照射到手指时，受光元件 66 检测出透过被验者手指的光线。指部的动脉容积根据血压的脉动反复增减，照向血中而容易被血红蛋白吸收的红外线的透过手指的量（强度）随着动脉容积变化而变化。受光元件 66 将透过手指的红外线的受光量的变化，例如作为电压变化等的信号而输出到脉搏波检出部 13。将其称为脉搏波信号，例如，是图 3 所示那样的信号。

接受脉搏波信号的脉搏波检出部 13，在每一拍识别由脉搏波信号表示的脉搏波上升点（图 3 的箭头部分）。接着脉搏次数算出部 14 计测相邻脉搏波上升点的时间间隔△T，计算出单位时间的脉搏的拍数，即脉搏次数。脉搏次数存储部 12，能存储例如多天的脉搏次数。比较判定部 15 连接脉搏次数存储部 12、脉搏次数算出部 14 和血压计 8，比较脉搏次数存储部 12 中存储的过去的脉搏次数和由脉搏次数算出部 14 发送来的当前的脉搏次数，同时判断被验者的当前的脉搏次数相对于过去的脉搏次数的变化范围，是相对的某个特定的范围附近，更具体地说是最大值附近，还是平均值附近，或是最低值附近。而且，在判断当前的脉搏次数处于这样的特定的范围附近时，对血压计 8 输出启动信号 16。血压计 8 输入启动信号 16 时，相应地开始血压测定。

（动作的说明）

根据本实施形式，血压测定装置 1 的使用由 3 个阶段构成。即，1）为掌握被验者固有的脉搏次数的变化范围，按一定时间测定脉搏次数，存储多个脉搏次数数据的阶段（脉搏次数数据存储阶段），2）根据所存储的多个脉搏次数数据的分布状况，测定当前测定中的脉搏次数在被验者固有的变化范围内接近于特定的范围时的血压的阶段（血压测定阶段），3）是为了考

察所存储的脉搏次数数据和血压值数据而读出这些数据并输出（显示）的阶段。

这里，由于本发明的重要的医学目的之一是计测睡眠中引起的生理的变化瞬间的血压，在以下的声明中，为了更好理解，上述脉搏次数存储阶段和血压测定阶段都以睡眠中使用血压测定装置 1 为前提而进行。这里，着眼于知道血压随植物性神经的活化程度而变化、及睡眠中植物性神经的活化和由其引起的血压变动具有医学的意义等，在睡眠中使用血压测定装置 1，但使用不限于睡眠中。这里，使用生理信息、例如与心血管危险度关联的种类的生理信息，掌握植物性神经的活化程度。

（脉搏次数数据存储阶段的动作）

根据图 4 的流程图说明脉搏次数数据存储阶段的动作。按照图 4 的流程图的程序存储在与 CPU7 关联的未图示的存储器中，由 CPU7 读出并执行。

在该阶段，由于仅进行测定脉搏波而得到的脉搏次数数据的存储，所以使用者仅安装指袖带 6，操作操作部 4 的模式转换开关 44，转换成脉搏次数数据存储模式，启动血压测定装置 1。该模式转换，在没有所存储的脉搏次数数据时，也可以自动转换成进行脉搏次数数据的存储动作的存储模式。这里，假定指袖带 6 被安装在被验者的手指上。

例如，在后者的存储模式中操作测定开始开关 42 而启动血压测定装置 1 时，在步骤 ST1， CPU7 识别以存储模式启动的情况。在步骤 ST2，根据 CPU7 的指示，脉搏波检出部 13 根据由指袖带 6 的脉搏波传感器得到的脉搏波信号而检测出每一次的脉搏波上升点。接着，在步骤 ST3，根据 CPU7 的指示，脉搏次数算出部 14 计算出每一拍的脉搏次数（换算成单位时间的脉搏波的次数的量），所以 CPU7 在步骤 ST4，将成为该脉搏次数的脉搏次数数据存储在脉搏次数存储部 12 中。在下面的步骤 ST5，CPU7 由起床后的用户判断是否用操作部 4 进行停止操作。在不进行停止操作时，返回到步骤 ST2 的处理，对以后检测出的脉搏波信号反复进行步骤 ST2~ST4 的处理。由此，将连续检测出的脉搏次数的数据存储在脉搏次数存储部 12。

另一方面，在进行了停止操作时，CPU7 在步骤 ST6 使用算出部 71 计算出基于脉搏次数存储部 12 所存储的一连串的脉搏次数数据的最大、最小和平均，将那些数据存储在脉搏次数存储部 12 中，然后结束脉搏次数存储动

作。

可是，在上述的说明中按每一拍将脉搏次数存储在脉搏次数存储部 12 中，但脉搏波周期一般受不正常脉搏和呼吸性变动等影响，每一拍都不同。因而，在表示在该时刻的定性的生理状态之上，就那样还存在稍微欠缺正确性的可能。为了消除该欠缺，可以在脉搏次数算出部 14 中具有平均功能。具体地说，脉搏次数算出部 14 相对于在每一拍计算出的脉搏次数数据，可以进行数拍程度的移动平均处理。例如，为了进行 5 点移动平均，将该拍的脉搏次数和其前面 2 拍和后面 2 拍合计 5 拍的脉搏次数的平均值作为该拍的脉搏次数平均值，存储在脉搏次数存储部 12 中即可。这是众所周知的平均处理，详细说明省略.

在图 4 的顺序中，连续检测出脉搏次数并将脉搏次数的数据存储在脉搏次数存储部 12 中，但也可以以规定时间间隔间断地检测出脉搏次数并存储在脉搏次数存储部 12 中。

（关于血压测定阶段的动作）

根据图 5 的流程图说明血压测定阶段的动作。根据图 5 的流程图的程序存储在与 CPU7 关联的未图示的存储器中，由 CPU7 读出并实行。

在该阶段，根据在脉搏次数存储阶段得到并存储的脉搏次数存储部 12 的脉搏次数数据，在睡眠中的脉搏次数变化范围的特定的相对水平、即脉搏次数的最大值附近、平均值附近和最低值附近测定血压，在血压存储部 11 中存储测定结果的血压数据。这样，花费 1 晚上（1 次的睡觉中）在血压存储部 11 中存储血压数据，在本阶段的动作也在第 2 天晚上（第 2 次睡觉中）进行。

这里，假设根据图 4 的流程图已在脉搏次数存储部 12 中存储有脉搏次数数据、最大值、最小值和平均值。

首先，被验者安装脉搏次数计测用的指袖带 6 和血压测定用的上臂袖带 5，操作操作部 4 的模式转换开关，设定为血压测定阶段的动作模式，操作测定开始开关 42，启动血压测定装置 1。

首先，CPU7 识别到在步骤 ST101 以血压测定阶段的动作模式启动操作时，在步骤 ST102 和 103 分别进行脉搏波检出处理和脉搏次数算出处理。这些处理也包含上述的平均处理，和脉搏次数存储阶段的动作相同，所以详细

说明省略。

CPU7 接着在步骤 ST104~ ST106 中指示比较判定部 15 动作。根据指示，比较判定部 15 比较对照当前脉搏波测定而计算出的脉搏次数数据和脉搏次数存储部 12 中已经存储的脉搏次数数据的分布，进行该脉搏次数数据表示的脉搏次数表示在最高值附近、最高值附近、或平均值附近的判定。

首先，表示在最高值附近的判断可以如下那样进行。此时，脉搏次数存储部 12 所存储的过去的脉搏次数数据是 N 个，设这些为 PR(1)、PR(2)、...、PR（N）时，用以下的式（1）和式（2）计算出它们的平均值 PRav 和标准偏差 PRsd。

$$PRav = \sum_{i=1}^{N} PR(i)/N \qquad \cdots式（1）$$

$$PRsd = [\sum_{i=1}^{N} \{PR(i)-PRav\}^2 / N]^{1/2} \qquad \cdots式（2）$$

设当前的脉搏次数为 PR（0）时，以下条件式（3）是否成立判定 PR（0）是否是表示最高值附近（步骤 ST104）。

$$PR（0）> PRav + 2 \cdot PRsd \qquad \cdots式（3）$$

式（3）意味着当比过去的脉搏次数的平均值超过标准偏差的 2 倍高的值时，判断当前的脉搏次数表示最高值附近。根据同样的概念，通过下式（4）成立而判定当前的脉搏次数 PR（0）是最低值附近（步骤 ST105）。

$$PR（0）< PRav - 2 \cdot PRsd \qquad \cdots式（4）$$

在步骤 ST106 进行的当前的脉搏次数 PR（0）是否表示平均值附近的判定，由在设置了使过去的脉搏次数的平均值处于中心的上下限的宽度中是否包含脉搏次数 PR（0）来判定。该判定例如基于式（5）。

$$PRav-0.2 \cdot PRsd < PR（0）< PRav+0.2 \cdot PRsd \qquad \cdots式（5）$$

在步骤 ST104~106 的哪个条件都不成立时，转移到后述的步骤 ST109，但在哪个条件成立时，处理转移到步骤 ST107。在步骤 ST107，由于比较判定部 15 对血压计 8 输出启动信号 16，所以用血压计 8 进行被验者的血压测定。接着，在步骤 ST108，CPU7 将作为血压测定结果的最高血压（收缩期

血压）和最低血压（扩张期血压）的血压值数据，与从计时部 9 供给的日期、时刻等时间信息、那时（当前）的脉搏次数数据和那时（当前）的脉搏次数是最高值附近、或是最低值附近、或是平均值附近的识别消息建立关联后存储在血压存储部 11 中。

在其后的步骤 ST109 中，CPU7 通过操作部 4 判定是否进行测定的停止操作，例如是否操作测定开始开关 42。在不停止操作时返回 ST102，同样反复以后的处理，但在停止操作时结束一连串的处理。

这里，在步骤 ST101 启动操作以后到在步骤 ST109 停止操作期间，在步骤 ST102 和 ST103 每次测定脉搏次数都实施血压测定定时的判定或血压测定，但也可以如下那样进行。即，在从启动到停止期间的一部分的规定期间内测定脉搏次数，在每个测定的脉搏次数实施血压测定定时的判定或血压测定。

可是，在上述的说明中，不包含将在血压测定阶段连续计测的脉搏次数存储在脉搏次数存储部 12 中的动作，脉搏次数仅用于计测为血压测定而启动血压计 8 的定时。然而，若在血压测定的动作的同时，如在脉搏次数数据存储阶段进行那样将脉搏次数数据存储在脉搏次数存储部 12 中，则表示被验者的脉搏次数变化范围的存储数据更能增加可靠性。这个具体地说，也可以在图 5 的步骤 ST103 下面，仅增加脉搏次数存储用的处理步骤。

(关于数据的读出动作)

该动作根据操作存储器调出开关 43，CPU7 读出在图 4 的脉搏次数数据存储阶段和图 5 的血压测定阶段由脉搏次数存储部 12 和血压存储部 11 存储的数据，以和脉搏次数变化建立关联的形式将血压数据显示在显示部 3。

显示例如如图 6 所示。首先，在显示部 3 的画面上层，血压值和测定时刻的关联，按每次测定该血压时的脉搏次数成为最高值、平均值和最低值的各范围的情况分开，并以表形式一览显示。由测定血压时的脉搏次数适宜于最高值、平均值和最低值的任意的范围的条件成立不只限于 1 次，所以能显示按每次该条件成立测定的全部血压值和测定时刻。

在同一画面下层，通过 CPU7 的处理统计地、图示地显示由脉搏次数存储阶段得到的脉搏次数的分布。进行在横轴采用脉搏次数时的全部数据的频率曲线图（直方图）、曲线图上以纵虚线表示的平均值、最高、最低值的阈

值、及脉搏次数的平均和标准偏差的数值显示。

在本实施形式 1 中，作为与不妨碍被验者睡眠的测定可能的血管危险度关联的生理消息能连续监视脉搏次数，该生理消息呈希望的变化的时刻，即在脉搏次数表示最大值附近、最低值附近或平均值附近时进行血压测定，通过显示部 3 提供测定结果得到的血压水平和变动，由此容易选择被验者的自己血压评价和管理以及医生的降压疗法，在早期实施最佳的降压管理、治疗。选择了测定结果的疗法例如如下所示。

图 6 示出下层的直方图作为血压测定的启动信息而使用的脉搏次数的分布，和表示脉搏次数在哪个水平上升/下降时启动血压测定的阈值信息。阈值间的幅度相对于该分布狭窄时，在其外的数据变多，认为经常启动血压测定，相反若太宽则理解为不容易启动，即认为血压数据不足。

图 6 的上层是由上层数据所示的启动动作而实际测定的血压值成为列表进行显示。脉搏次数的上升/下降始终仅提供血压是上升/下降的推测，但下层的血压值记录并提示着实际其上升/下降到哪种程度。医生根据该信息知道，例如用药降压是充分/不充分，什么时侯上升/下降，可详细掌握病态，对药量和种类等提供最佳处方。

（实施形式 2）

本实施形式 2 中根据作为除了血压之外的连续生理信息的 1 种的血中的氧饱和度的变化，得到医学上必要的血压的测定开始定时。

设血中氧饱和度为计测血压测定开始定时的指标，有以下的意义。即，氧饱和度下降通过睡眠时无呼吸等的呼吸停止或低呼吸产生。由于无呼吸发作后的血压水平急速上升，通过那时的血压测定能得到与心血管危险度的预测有关的新的血压指标。

（构成的说明）

图 7 表示本实施形式 2 的血压测定装置 1A 的方块构成。比较图 1A 的血压测定装置 1 和血压测定装置 1A，不同点在于血压测定装置 1A 具有氧饱和度存储部 12A、氧饱和度算出部 14A 和比较判定部 15A，代替血压测定装置 1 的脉搏次数存储部 12、脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15。其他各部和血压测定装置 1 的相同。

血中氧饱和度是用指袖带 6 夹住指尖，发光元件发出的波长不同的 2 种

光与手指接触，通过脉搏波检出部 13 将透过手指并由受光元件 66 受光的光量变化作为脉搏波信号检测出，所以根据该脉搏波信号，氧饱和度算出部 14A 按照公知的顺序计算出血中的氧饱和度。所计算出的氧饱和度的数据依次存储在氧饱和度存储部 12A，在测定结束时，和实施形式 1 相同，计算出氧饱和度的相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在氧饱和度存储部 12A 中。比较判定部 15A 比较对照当前测定的氧饱和度和氧饱和度存储部 12A 的最大值、平均值和最低值，根据该结果输出启动信号 16。以后的测定的顺序和实施形式 1 相同。

（实施形式 3）

本实施形式 3 中根据作为除了血压之外的连续生理信息的 1 种的动脉弹性度的变化，得到医学上必要的血压测定开始定时。

设动脉弹性度为计测血压测定开始定时的指标，有以下的意义。即，高龄者的收缩期血压（最高血压）的上升与脑中风危险度直接关联，上升水平依存于动脉弹性。由于血管弹性上升时的血压水平急速上升，所以通过测定那时的血压水平能得到与心血管危险度的预测有关的新的血压指标。

（构成的说明）

图 8 表示本实施形式 3 的血压测定装置 1B 的方块构成。比较图 1A 的血压测定装置 1 和血压测定装置 1B，不同点在于血压测定装置 1B 具有动脉弹性存储部 12B、脉弹性算出部 14B 和比较判定部 15B，代替血压测定装置 1 的脉搏次数存储部 12、脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15。其他各部和血压测定装置 1 的相同。

动脉弹性度表示血管壁的弹性程度，能根据来自心脏的血液送出波由血管壁反射而得到的反射波的特征量检测出。该反射波的特征量根据由脉搏波检出部 13 输出的脉搏波波形，能用动脉弹性算出部 14B 以公知的顺序计算出。所计算出的特征量作为动脉弹性度依次存储在动脉弹性存储部 12B 中，在测定结束时，和实施形式 1 相同，计算出相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在动脉弹性存储部 12B 中。比较判定部 15B 比较对照当前测定的动脉弹性度的数据和动脉弹性存储部 12B 的最大值、平均值和最低值的数据，根据该结果输出启动信号 16。以后的血压测定的顺序和实施形式 1 相同。

（实施形式 4）

本实施形式 4 中根据与作为除了血压之外的连续生理消息的 1 种的动脉弹性关联的计测量中脉搏波传播速度或动脉柔软度的变化，得到医学上必要的血压的测定开始定时。

设脉搏波传播速度或动脉柔软度为计测血压测定开始定时的指标，有以下的意义。即已知脉搏波传播速度或动脉柔软度与心血管事件的危险度关联。通过测定脉搏波传播速度或动脉柔软度的水平上升时的血压水平，能得到与心血管危险度的预测有关的新的血压指标。

（构成的说明）

图 9 表示使用本实施形式 4 的脉搏波传播速度的血压测定装置 1C 的方块构成。比较图 1A 的血压测定装置 1 和血压测定装置 1C，不同点在于：血压测定装置 1C 是以第 1 和第 2 袖带 61 和 62 代替血压测定装置 1 的指袖带 6，该第 1 和第 2 袖带 61 和 62 安装在不同的测定位置，输出脉搏波信号，处理部 10 具有：血压存储部 11；分别输入从第 1 和第 2 袖带 61 和 62 输出的脉搏波信号，检测出每 1 拍的脉搏波的脉搏波检出部 131 和 132；输入从脉搏波检出部 131 和 132 输出的脉搏波，计算出两脉搏波的时间差的脉搏波时间差算出部 17；根据计算出的时间差和不同的测定部位间的距离计算出脉搏波传播速度的数据的脉搏波传播速度算出部 18；依次存储所计算出的脉搏波传播速度用的脉搏波传播速度存储部 19；比较判定部 15C。其他各部和血压测定装置 1 的那些相同。为了计测脉搏波传播速度，必需将第 1 和第 2 袖带 61 和 62 安装在隔开一定距离的测定部位上，所以第 1 和第 2 袖带 61 和 62 安装在上臂和其末梢的手指上，或安装在上臂和下肢上。若预先确定第 1 和第 2 袖带 61 和 62 的安装部位，由于安装部位间距离的每个人的变动不大，所以能专意特定测定部位间距离。测定部位间距离也可以用键输入指定。

在计算出脉搏波传播速度数据并结束向脉搏波传播速度存储部 19 的存储时，和实施形式 1 相同，计算出相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在脉搏波传播速度存储部 19。比较判定部 15C 比较对照当前测定的脉搏波传播速度的数据和脉搏波传播速度存储部 19 的最大值、平均值和最低值的数据，根据该结果输出启动信号 16。以后的血压测定的顺序和实施形式 1 相同。

图 10 表示本实施形式 4 的血压测定装置 1D 的方块构成。比较图 1A 的

血压测定装置 1 和血压测定装置 1D，不同点在于血压测定装置 1D 具有动脉柔软度存储部 12D、动脉柔软度算出部 14D 和比较判定部 15D，代替血压测定装置 1 的脉搏次数存储部 12、脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15。其他各部和血压测定装置 1 的那些相同。

动脉柔软度能由根据从手指连续记录的血压波形、即基于由指袖带 6 检测出的脉搏波信号的脉搏波波形而计算出。该算出的顺序是公知的，所以说明省略。由动脉柔软度算出部 14D 计算出的动脉柔软度的数据依次存储在动脉柔软度存储部 12D 中，在测定结束时，和实施形式 1 相同，计算出相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在动脉柔软度存储部 12D 中。比较判定部 15D 比较对照当前测定的动脉柔软度的数据和动脉柔软度存储部 12D 的最大值、平均值和最低值的数据，根据该结果输出启动信号 16。以后的血压测定的顺序和实施形式 1 相同。

（实施形式 5）

本实施形式 5 中根据作为除了血压以外的连续生理信息的 1 种的呼吸周期的变化，得到医学上必要的血压的测定开始定时。

设呼吸周期为计测血压测定开始定时的指标，有以下的意义。即，呼吸周期成为夜间睡眠时无呼吸的指标，睡醒时承受大的精神紧张状态的影响。通过测定呼吸周期变动时的血压水平能得到与心血管危险度的预测有关的新的血压指标。这里是呼吸周期，但也可以用呼吸次数或呼吸频率代替它。其意义和呼吸周期相同。

（构成的说明）

图 11 表示使用本实施形式 5 的呼吸周期的血压测定装置 1E 的方块构成。比较图 1A 的血压测定装置 1 和血压测定装置 1E，不同点在于：血压测定装置 1E 用呼吸传感器 21 代替血压测定装置 1 的指袖带 6，处理部 10 具有：血压存储部 11；检测出被验者的呼吸的呼吸检出部 22；计算出呼吸检出部 22 的呼吸的检出周期的数据的呼吸周期算出部 23；存储所计算出的呼吸周期的数据的呼吸周期存储部 24；比较判定部 15E。其他各部和血压测定装置 1 的那些相同。

在计算出呼吸周期数据并结束向呼吸周期存储部 24 的存储时，和实施形式 1 相同，计算出相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在呼吸周

期存储部 24 中。比较判定部 15E 比较对照当前测定的呼吸周期的数据和呼吸周期存储部 24 的最大值、平均值和最低值的数据，根据该结果输出启动信号 16。以后的血压测定的顺序和实施形式 1 相同。

（实施形式 6）

本实施形式 6 中根据作为除了血压之外的连续生理信息的 1 种的血压波形的变化，得到医学上必要的血压的测定开始定时。

血压波形相当于由动脉内压或血流量引起的动脉变化带来的物理量的计测信号的波形。设血压波形为计测血压测定开始定时的指标，有以下的意义。即，血压波形有使末梢血管的收缩度和心功能受到影响的多个生体信息。通过测定从其波形解析得到的指标（例如，AI:augmentation index：增大指数等）的变化时的血压，能得到与心血管危险度的预测有关的新的血压指标。

（构成的说明）

图 12 表示本实施形式 6 的血压测定装置 1F 的方块构成。比较图 1A 的血压测定装置 1 和血压测定装置 1F，不同点在于血压测定装置 1F 具有波形特征存储部 12F、波形特征算出部 14F 和比较判定部 15F，代替血压测定装置 1 的脉搏次数存储部 12、脉搏次数算出部 14 和比较判定部 15。其他各部和血压测定装置 1 的那些相同。

血压波形、即由脉搏波检出部 13 检测出的脉搏波的波形的例如 AI 等的特征量，根据从脉搏波检出部 13 输出的脉搏波的波形，用波形特征算出部 14F 以公知的顺序计算出。所计算出的特征量的数据依次存储在波形特征存储部 12F 中，在测定结束时，和实施形式 1 相同，计算出相对的最大值、平均值和最低值的数据，存储在波形特征存储部 12F 中。比较判定部 15F 比较对照当前测定的波形特征量的数据和波形特征存储部 12F 的最大值、平均值和最低值的数据，根据该结果输出启动信号 16。以后的血压测定的顺序和实施形式 1 相同。

根据上述各实施形式，根据除了血压之外的种类的生理信息，仅限定医学必需的时刻进行血压测定，从而即使测定是在被验者的睡眠时进行，也能将睡眠阻碍限于最小限度，不牺牲数量和质量而收集诊断必需的血压信息。上述详细说明表示了本发明，但这仅是例示，并不是限定，发明的精神和范围仅由权利要求范围限定，这是清楚理解的。

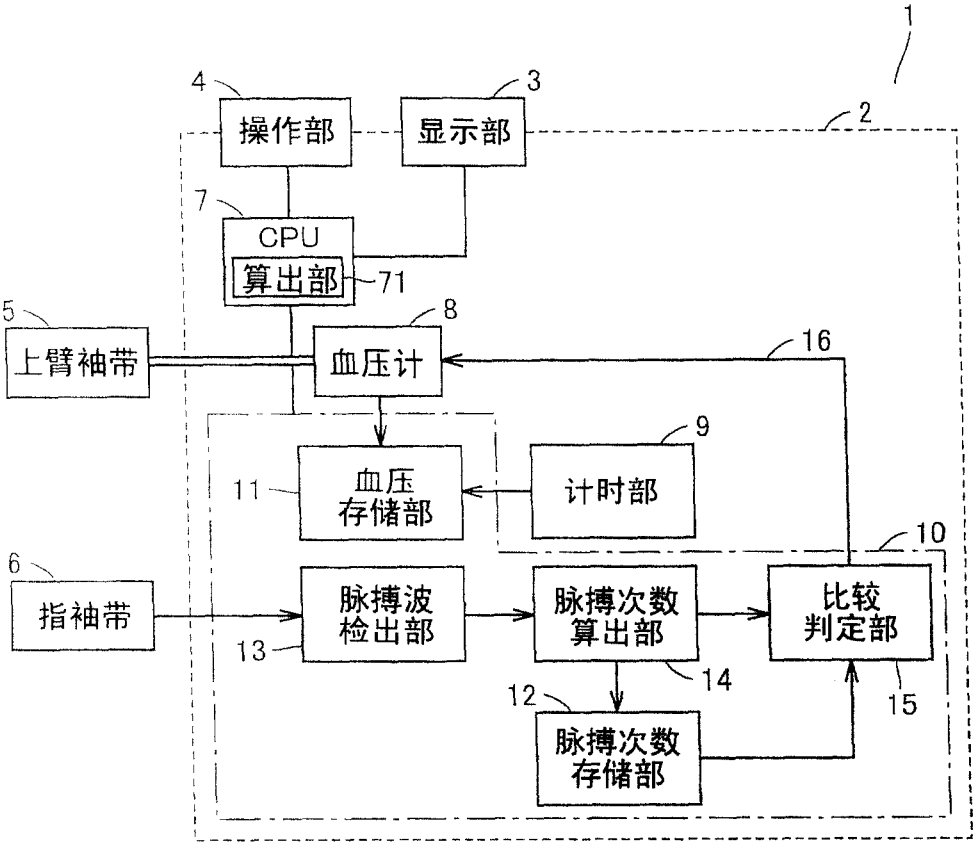

1
2
3
4
操作部
显示部
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
6
指袖带
脉搏波
检出部
13
脉搏次数
算出部
14
比较
判定部
15
12
脉搏次数
存储部

图 1A

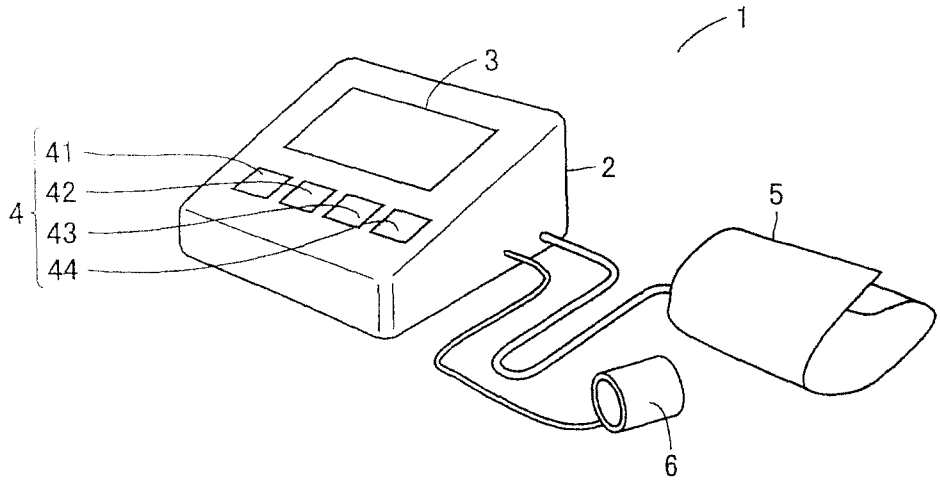

1
3
2
41
42
43
44
4
5
6

图 1B

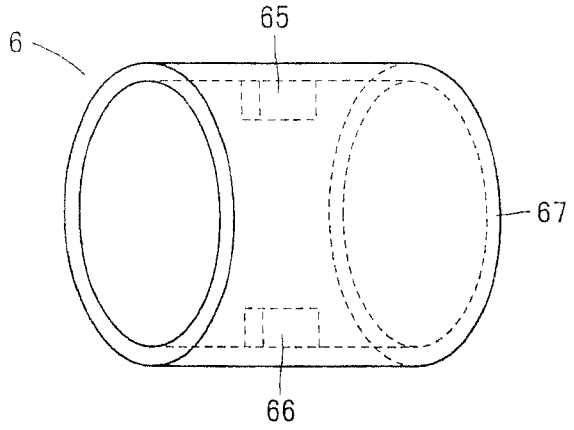


图 2

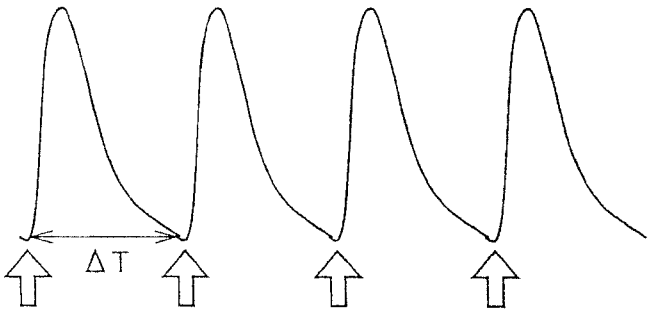


图 3

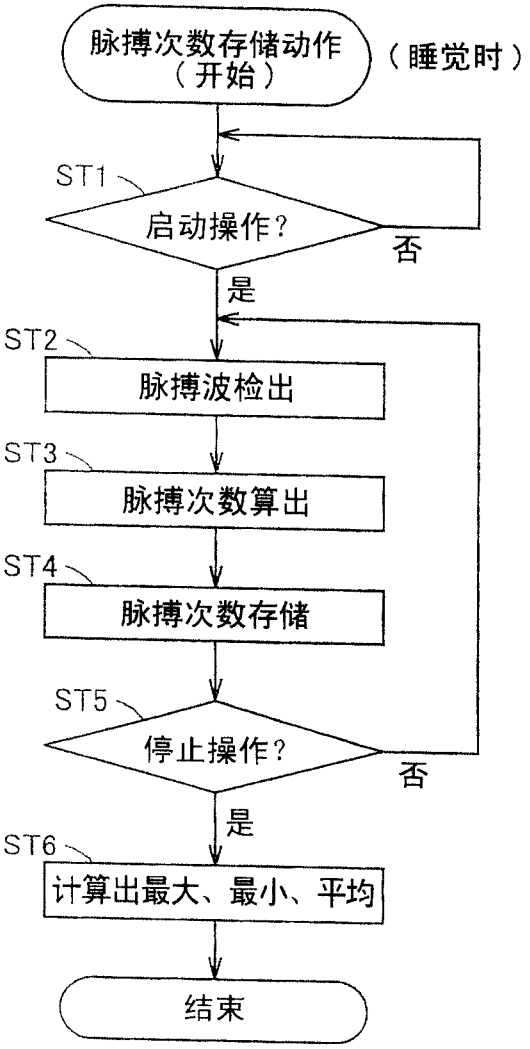

脉搏次数存储动作
（开始）
（睡觉时）
ST1
启动操作？
否
是
ST2
脉搏波检出
ST3
脉搏次数算出
ST4
脉搏次数存储
ST5
停止操作？
否
是
ST6
计算出最大、最小、平均
结束

图 4

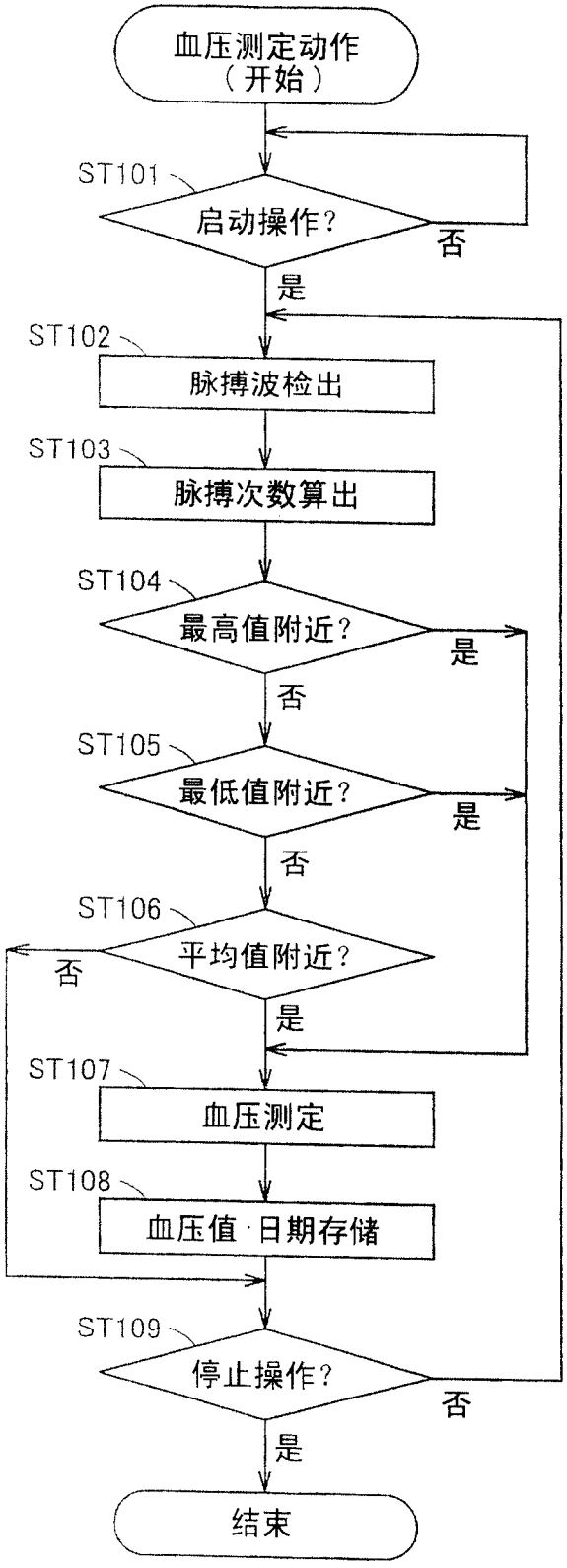

血压测定动作
（开始）
ST101
启动操作？
否
是
ST102
脉搏波检出
ST103
脉搏次数算出
ST104
最高值附近？
是
否
ST105
最低值附近？
是
否
ST106
平均值附近？
否
是
ST107
血压测定
ST108
血压值·日期存储
ST109
停止操作？
否
是
结束

图 5

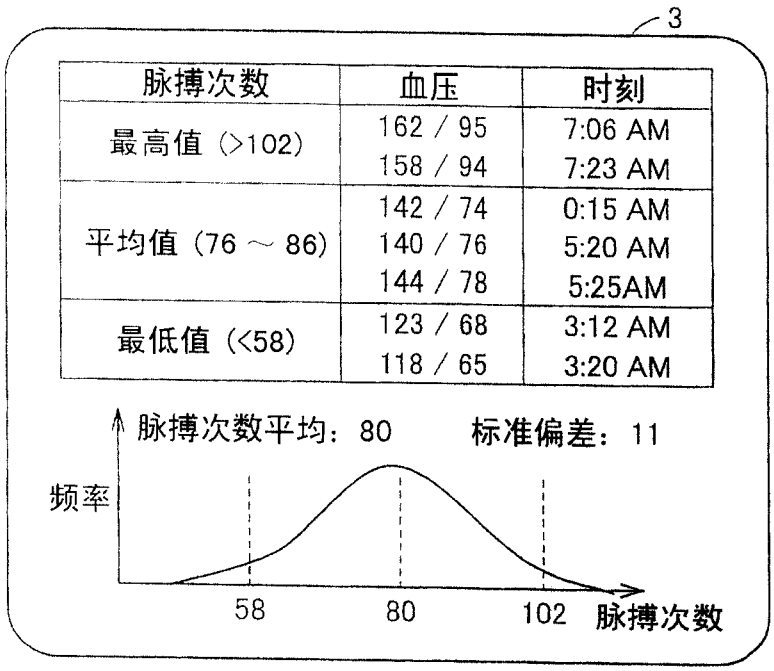

3
脉搏次数
血压
时刻
最高值（>102）
162 / 95
158 / 94
7:06 AM
7:23 AM
平均值（76 ～ 86）
142 / 74
140 / 76
144 / 78
0:15 AM
5:20 AM
5:25AM
最低值（<58）
123 / 68
118 / 65
3:12 AM
3:20 AM
脉搏次数平均：80
标准偏差：11
频率
58
80
102
脉搏次数

图 6

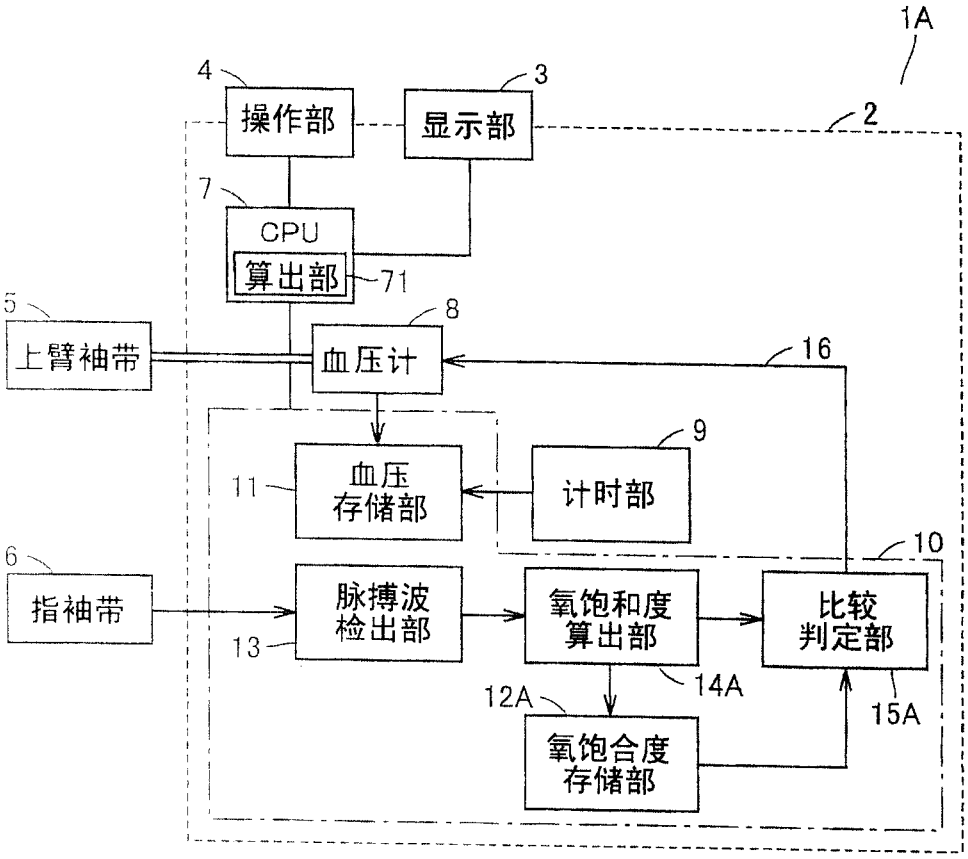

1A
2
4
操作部
3
显示部
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
6
指袖带
脉搏波
检出部
13
氧饱和度
算出部
比较
判定部
14A
15A
12A
氧饱合度
存储部

图 7

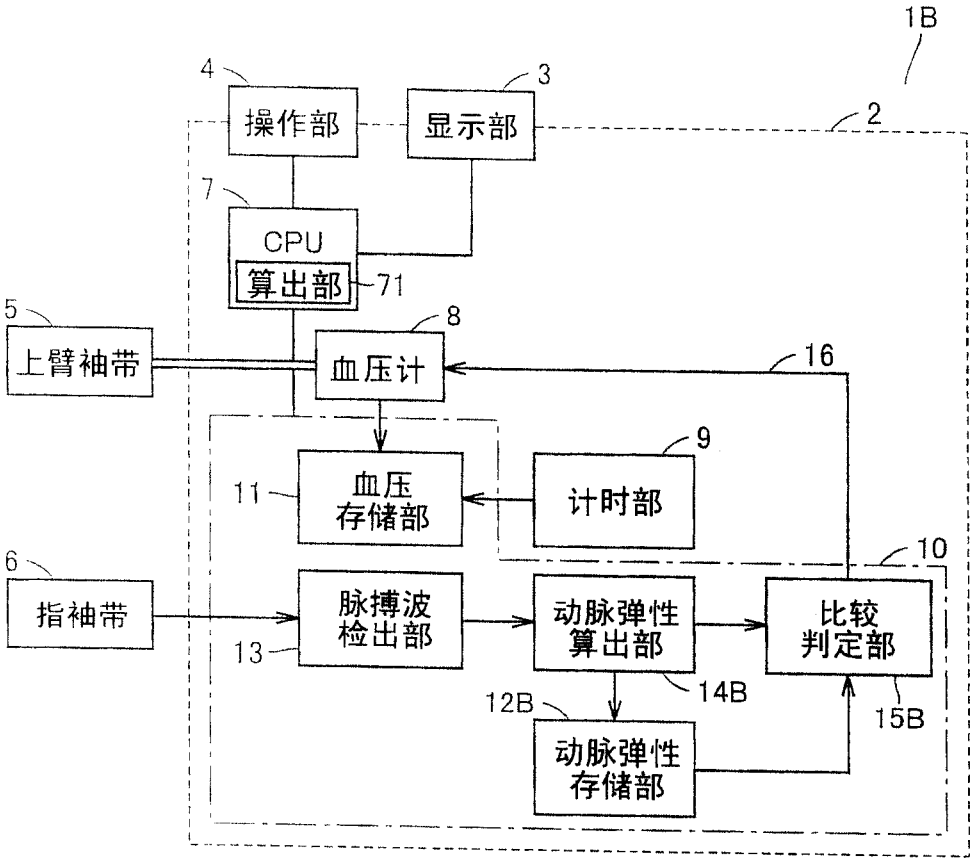

1B
4
操作部
3
显示部
2
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
6
指袖带
脉搏波
检出部
13
动脉弹性
算出部
比较
判定部
14B
15B
12B
动脉弹性
存储部

图 8

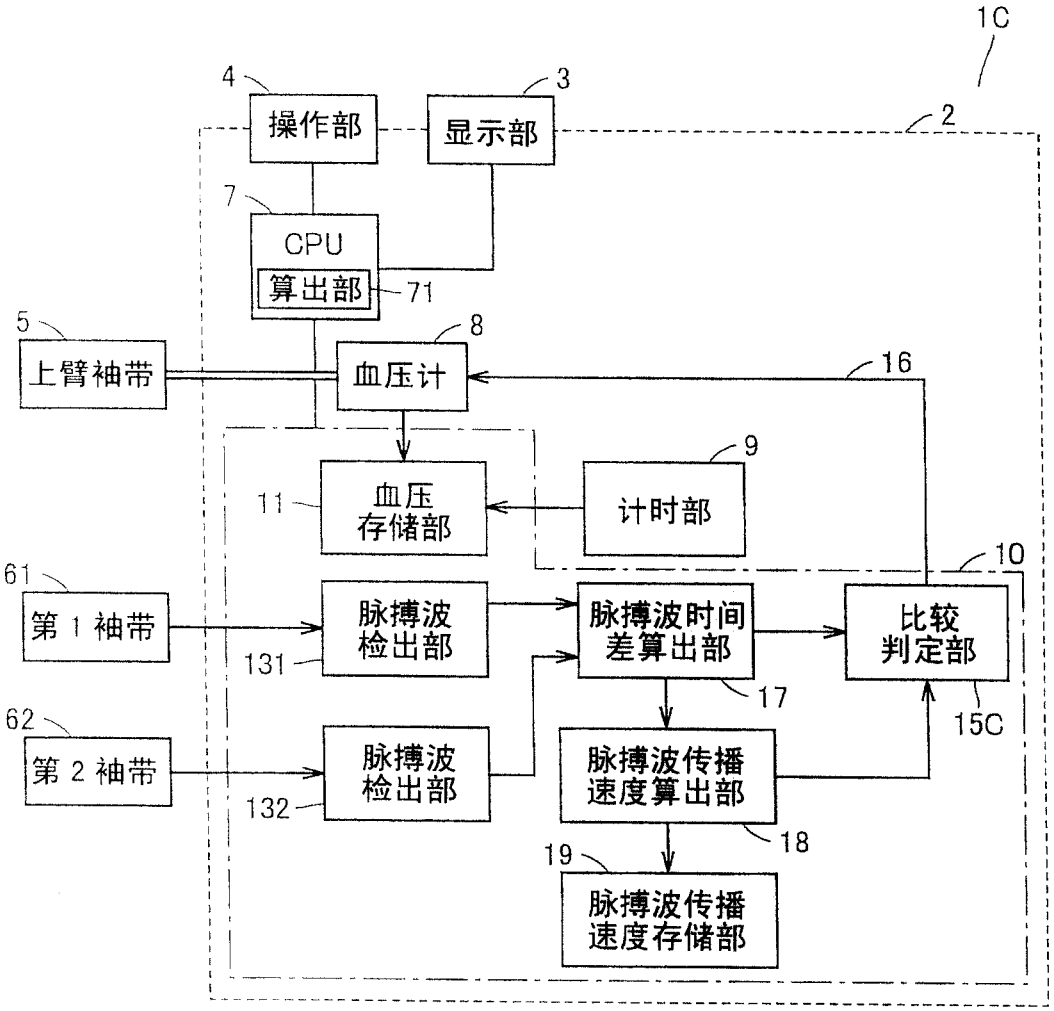

1C
2
4
操作部
3
显示部
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
计时部
11
血压
存储部
10
61
第 1 袖带
脉搏波
检出部
131
脉搏波时间
差算出部
比较
判定部
17
15C
62
第 2 袖带
脉搏波
检出部
132
脉搏波传播
速度算出部
18
19
脉搏波传播
速度存储部

图 9

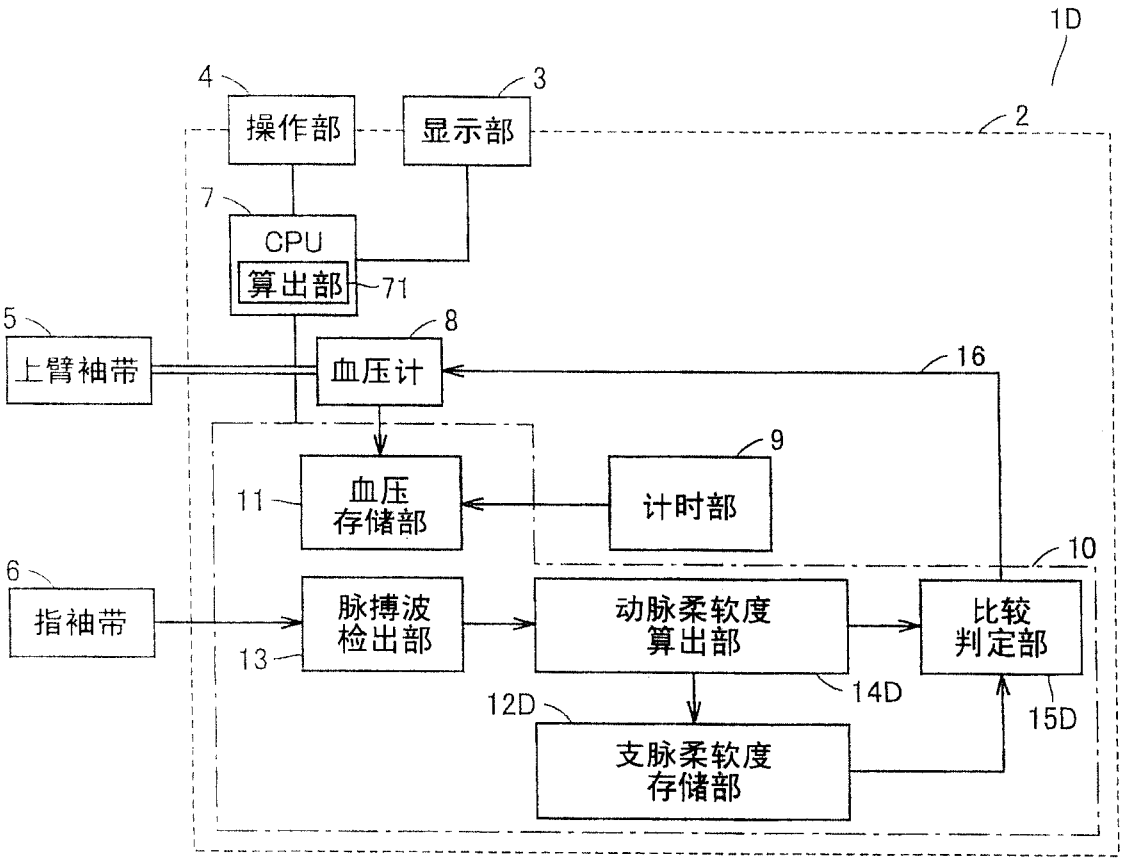

1D
4
操作部
3
显示部
2
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
6
指袖带
脉搏波
检出部
13
动脉柔软度
算出部
比较
判定部
14D
15D
12D
支脉柔软度
存储部

图 10

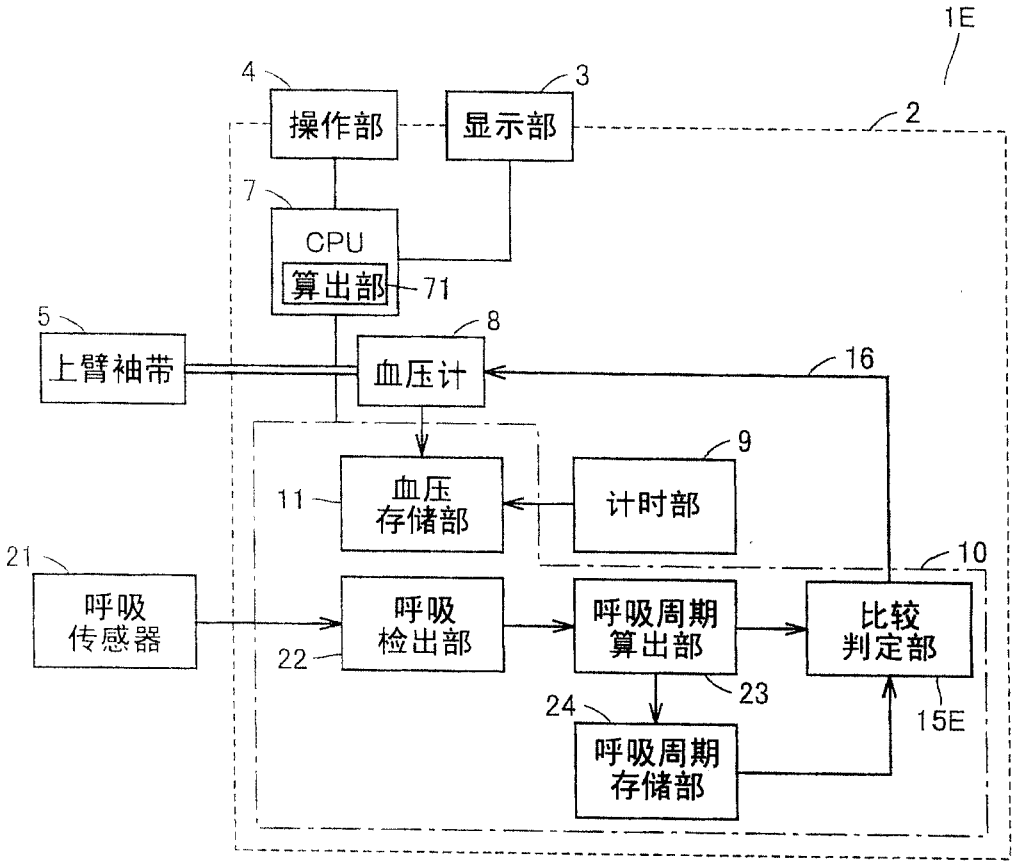

1E
4
操作部
3
显示部
2
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
21
呼吸
传感器
呼吸
检出部
22
呼吸周期
算出部
23
比较
判定部
15E
24
呼吸周期
存储部

图 11

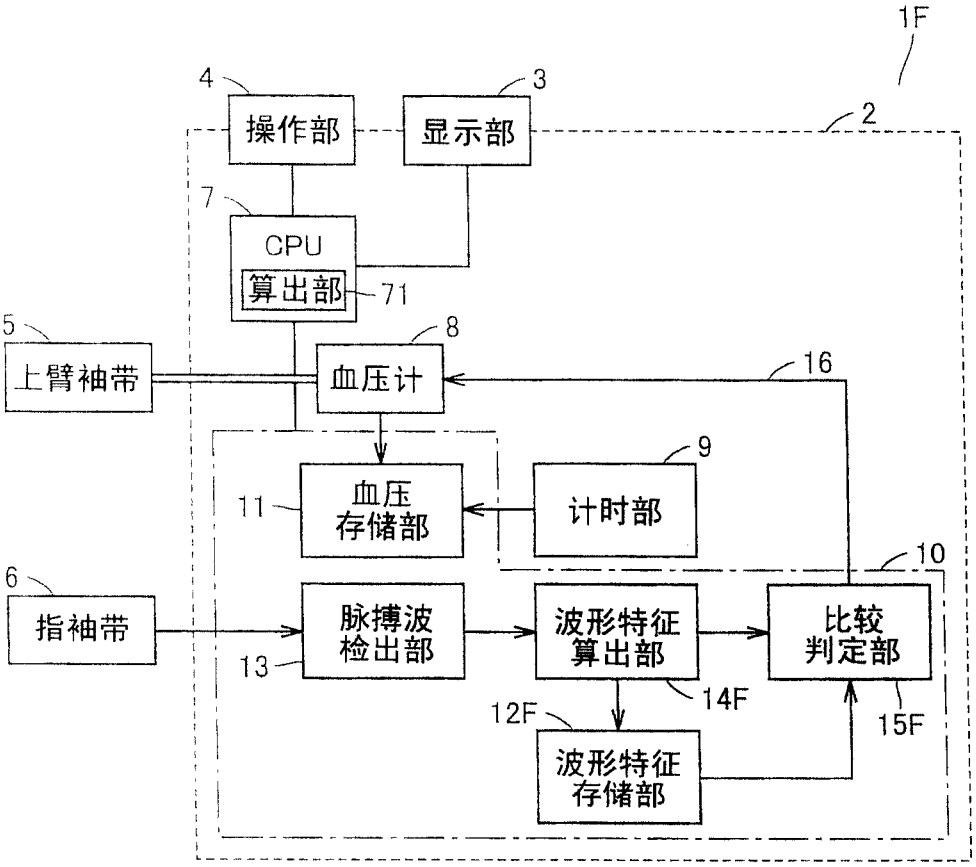

1F
4
操作部
3
显示部
2
7
CPU
算出部
71
5
上臂袖带
8
血压计
16
9
11
血压
存储部
计时部
10
6
指袖带
脉搏波
检出部
13
波形特征
算出部
14F
比较
判定部
15F
12F
波形特征
存储部

图 12