



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106046 B

(45)授权公告日 2020.07.14

(21)申请号 201680000882.9

(22)申请日 2016.03.29

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107106046 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据  
2015-238727 2015.12.07 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.09.20

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2016/060078 2016.03.29

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02017/098739 JA 2017.06.15

(73)专利权人 山阳精工株式会社

地址 日本国山梨县大月市猿桥町小沢1435

(72)发明人 嶋津秀昭 白川太 矢口靖之

(74)专利代理机构 上海音科专利商标代理有限公司 31267

代理人 刘香兰

(51)Int.Cl.  
A61B 5/02(2006.01)

审查员 张梅梅

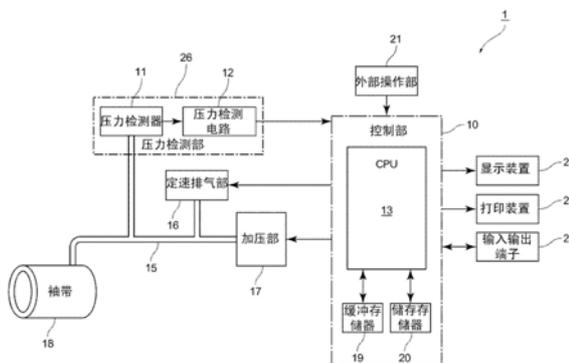
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

血管弹性率评价装置

(57)摘要

本发明能够在短时间内高精度地测量血管弹性率;本发明的血管弹性率评价装置(1)具备:压力检测部(26),其在向血管施加外部压力的状态下检测脉搏波;以及控制部(10),其根据压力检测部(26)的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性的脉搏波振幅,计算出脉搏波振幅的上升过程中的正面积和下降过程中的负面积,并利用该正面积和负面积的值导出血管弹性率。



1. 一种血管弹性率评价装置,其特征在于,具备:  
脉搏波检测单元,其在向血管施加外部压力的状态下检测脉搏波;  
根据所述脉搏波检测单元的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性的脉搏波振幅的单元;以及  
弹性率导出单元,其计算出所述脉搏波振幅的上升过程中的血管的容积变化率和下降过程中的血管的容积变化率,并利用计算出的两个容积变化率的值导出血管弹性率;  
所述弹性率导出单元进行如下处理,即:  
将从规定时间内的血管的容积变化的比率即血管的容积变化率导出的值替换为长方形的一条边的长度,  
将从所述规定时间导出的值替换为所述长方形的与所述一条边相邻的另一条边的长度,  
将所述一条边的长度与所述另一条边的长度相乘所得的所述长方形的面积作为容积变化率面积,  
计算出所述脉搏波振幅的上升过程中的正容积变化率面积和下降过程中的负容积变化率面积,并利用该正容积变化率面积和负容积变化率面积的值导出血管弹性率;  
所述血管弹性率的计算公式为:血管弹性率= $\text{Log}_e | (\text{最高血压}/\text{最低血压}) / ((\text{正容积变化率面积}-\text{负容积变化率面积}) / (\text{负容积变化率面积})) |$ 。
2. 如权利要求1所述的血管弹性率评价装置,其特征在于,  
所述弹性率导出单元导出所述脉搏波振幅的最低血压至最高血压的限定范围内的血管弹性率。
3. 如权利要求1所述的血管弹性率评价装置,其特征在于,  
所述弹性率导出单元在导出血管弹性率时使用对数。
4. 如权利要求1所述的血管弹性率评价装置,其特征在于,  
所述弹性率导出单元将所导出的血管弹性率的倒数作为血管弹性率的指标。
5. 如权利要求1所述的血管弹性率评价装置,其特征在于,  
所述血管弹性率评价装置具备分别显示针对被测量者的多个部位测量的血管弹性率的单元。
6. 如权利要求1所述的血管弹性率评价装置,其特征在于,  
所述血管弹性率评价装置具备多个所述脉搏波检测单元,并且,  
所述弹性率导出单元依次或同时测量被测量者的多个部位的血管弹性率。

## 血管弹性率评价装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及血管弹性率评价装置。

### 背景技术

[0002] 本发明的发明者们提出了如下的电子血压测量装置,即:通过利用示波法测量血压,从由于袖带下部的动脉的搏动而在袖带内部产生的振动中捕捉脉搏波振幅图形并对其进行分析的电子血压测量装置(参照专利文献1)。进而,本发明的发明者们提出了如下的循环动态评价装置,即:根据上述脉搏波振幅图形导出关于血管的力学特性和/或心脏的搏出特性的循环动态指标的循环动态评价装置(参照专利文献2)。另外,在专利文献3中公开有:通过卷绕于被测量者的包括上臂和下肢的多个部位上的多个袖带来检查血压脉搏波的装置。

[0003] 在专利文献2的循环动态评价装置中,根据一次血压测量过程中获取的脉搏波振幅图形导出关于血管的力学特性和/或心脏的搏出特性的循环动态指标。此时,在专利文献2的循环动态评价装置中,在对卷绕于被测量者的测量部位的袖带先加压后减压的过程中获取一次脉搏波振幅图形。该过程通常需要数十秒的时间。另外,上述血管的力学特性例如为血管的弹性率。

[0004] 专利文献1:日本专利、特许第3470121号公报

[0005] 专利文献2:日本专利、特许第3626171号公报

[0006] 专利文献3:日本专利、特许第5752162号公报

### 发明内容

[0007] 在专利文献2的循环动态评价装置中,为了提高测量精度,需要多次获取脉搏波振幅图形。然而,多次获取脉搏波振幅图形的话,需要数分钟的时间。这样的多次测量会使被测量者感到压力。另外,当对多个被测量者进行多次测量时,排在后面的被测量者的等待时间会变长。

[0008] 另外,在专利文献3的血压脉搏波检查装置中,由于是通过卷绕于被测量者的包括上臂和下肢的多个部位上的多个袖带来检查血压脉搏波,因此无法确定被测量者的局部血管的问题。

[0009] 本发明是在上述背景下完成的,其目的在于提供一种能够在短时间内进行高精度的测量、且能够测量被测量者的特定部位的血管弹性率的血管弹性率评价装置。

[0010] 本发明的血管弹性率评价装置具备:在向血管施加外部压力的状态下检测脉搏波的脉搏波检测单元、根据脉搏波检测单元的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性的脉搏波振幅的单元、以及计算出脉搏波振幅上升过程中的正面积和下降过程中的负面积,并利用该正面积和负面积的值导出血管弹性率的弹性率导出单元。

[0011] 另外,本发明的血管弹性率评价装置具备:在向血管施加外部压力的状态下检测脉搏波的脉搏波检测单元、根据脉搏波检测单元的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性

的脉搏波振幅的单元、以及计算出脉搏波振幅上升过程中的血管的容积变化率和下降过程中的血管的容积变化率,并利用该两个容积变化率的值导出血管弹性率的弹性率导出单元。

[0012] 此时,弹性率导出单元进行如下处理,即:将从规定时间内的血管容积变化的比率即血管容积变化率导出的值替换为长方形的一条边的长度,将从规定时间导出的值替换为长方形的与上述一条边相邻的另一条边的长度,将上述一条边的长度与上述另一条边的长度相乘所得的长方形的面积作为容积变化率面积,计算出脉搏波振幅上升过程中的正容积变化率面积和下降过程中的负容积变化率面积,并利用该正容积变化率面积和负容积变化率面积的值导出血管弹性率。另外,作为长方形的一种形态当然也包括正方形在内。

[0013] 在上述血管弹性率评价装置中,弹性率导出单元能够导出脉搏波振幅的最低血压至最高血压的限定范围内的血管弹性率。

[0014] 在上述血管弹性率评价装置中,弹性率导出单元能够在导出血管弹性率时使用对数。

[0015] 在上述血管弹性率评价装置中,弹性率导出单元能够将所导出的血管弹性率的倒数作为血管弹性率的指标。

[0016] 本发明的血管弹性率评价装置具备:在向血管施加外部压力的状态下检测脉搏波的脉搏波检测单元、根据脉搏波检测单元的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性的脉搏波振幅的单元、以及利用在脉搏波振幅上升过程和下降过程的各过程中的测量值导出血管弹性率的弹性率导出单元。

[0017] 在上述血管弹性率评价装置中,能够具备分别显示针对被测量者的多个部位测量的血管弹性率的单元。

[0018] 在上述血管弹性率评价装置中,能够具备多个脉搏波检测单元,并且,弹性率导出单元能够依次或同时测量被测量者的多个部位的血管弹性率。

[0019] (发明效果)

[0020] 根据本发明,能够在短时间内高精度地测量血管弹性率,并且能够测量被测量者的特定部位的血管弹性率。

## 附图说明

[0021] 图1是本发明实施方式涉及的血管弹性率评价装置的结构框图。

[0022] 图2是表示图1的控制部所执行的本实施方式的动作程序的工作顺序的概要的概略流程图。

[0023] 图3是表示血压测量过程中的脉搏波状态的图。

[0024] 图4是表示提取图3所示的脉搏波中的一个后的状态的图,并且是表示血管弹性率大的状态的图。

[0025] 图5是表示提取图3所示的脉搏波中的一个后的状态的图,并且是表示血管弹性率小的状态的图。

[0026] 图6是将图4中的脉搏波与容积变化率面积一同进行表示的图。

[0027] 图7是将图5中的脉搏波与容积变化率面积一同进行表示的图。

[0028] 图8是表示图1中的显示装置的显示例的图。

- [0029] 图9是表示图1中的显示装置的显示例的图,并且是将多个不同部位的测量结果分别进行显示的图。
- [0030] (符号说明)
- [0031] 10...控制部(形成脉搏波振幅的单元,弹性率导出单元)
- [0032] 11...压力检测器(脉搏波检测单元的一部分)
- [0033] 12...压力检测电路(脉搏波检测单元的一部分)
- [0034] 13...CPU(形成脉搏波振幅的单元的一部分,弹性率导出单元的一部分)
- [0035] 16...定速排气单元(定速排气部)
- [0036] 17...加压单元(加压部)
- [0037] 18...袖带(脉搏波检测单元的一部分)
- [0038] 19...缓冲存储器(形成脉搏波振幅的单元的一部分,弹性率导出单元的一部分)
- [0039] 20...储存存储器(形成脉搏波振幅的单元的一部分,弹性率导出单元的一部分)
- [0040] 21...外部操作部
- [0041] 22...显示装置(显示单元)
- [0042] 23...打印装置
- [0043] 24...输入输出端子
- [0044] 26...压力检测部(脉搏波检测单元的一部分)

### 具体实施方式

[0045] 参照附图对本发明实施方式涉及的血管弹性率评价装置1进行说明。

[0046] 图1是本发明实施方式涉及的血管弹性率评价装置1的结构框图。血管弹性率评价装置1构成为:用于压迫生物体的血管(动脉)的袖带(cuff)18即能够膨胀(inflatable)的腕带、由膜片压力计或应变传感器(strain sensor)等构成的用于检测袖带压力的压力检测器11、由流量控制阀或减压阀等构成的用于排出袖带18内的空气的定速排气部16、以及由加压泵等构成的用于对袖带18的内部施加压力的加压部17,通过由挠性管等构成的管道15相互连接。

[0047] 压力检测器11检测袖带18内的压力即袖带压力,并将表示袖带压力的检测信号输出至压力检测电路12。压力检测电路12将压力检测器11的检测信号进行转换(例如A/D(模拟信号-数字信号)转换)并供给至由MPU(微处理器)等构成的控制部10。

[0048] 在此,压力检测器11和压力检测电路12构成压力检测部26,并且该压力检测部26成为脉搏波检测单元的一部分。脉搏波检测单元由袖带18和压力检测部26构成。

[0049] 进而,后述的控制部10通过由控制部10所执行的各种动作程序中的一部分程序而作为如下单元进行工作,该单元是指:根据脉搏波检测单元的检测值形成表示依赖于血管弹性的特性的脉搏波振幅的单元。

[0050] 控制部10具有:CPU(中央处理器)13、由RAM(随机存取存储器)等构成的缓冲存储器(buffer memory)19、以及由ROM(只读存储器)等构成的储存存储器(storage memory)20,此外,还根据需要具有内部总线或输入输出电路等。缓冲存储器19临时记录通过CPU13所执行的动作程序的处理结果。另外,储存存储器20中记录有上述动作程序或各种设定值、基准值等。

[0051] 在控制部10上连接有:具有操作开关等的外部操作部件的外部操作部21、用于将处理结果以可视方式进行显示的显示装置22、用于将处理结果记录在纸等媒介物上的打印装置23、以及用于将处理结果输出或从外部输入数据的输入输出端子24。

[0052] 另外,控制部10也可以无需如上述那样由MPU构成,而是仅通过运算电路构成。另外,在本实施方式中,包括袖带18的检测系统和以控制部10为中心的控制系统呈一体地构成,但检测系统和控制系统也可以分别独立地构成。例如,也可以使用构成检测系统的检测装置和由个人电脑等构成的控制装置。另外,在本实施方式中,通过执行动作程序,在进行检测处理的同时进行检测结果的分析处理,但也可以分别设置执行检测处理的检测处理程序和对检测结果进行分析处理的分析处理程序。

[0053] 图2是表示作为弹性率导出单元的控制部10所执行的本实施方式的动作程序的工作顺序的概要的概略流程图。

[0054] 当使用本实施方式的血管弹性率评价装置1时,首先将袖带18卷绕在被测量者的能够压迫其动脉的部位上。在此,关于卷绕袖带18的部位,只要是能够压迫动脉从而测量出血压的部位便无特别限定,可以是胳膊、脚腕或手腕等的部位。

[0055] 然后,当在外部操作部21中进行开始操作时,测量开始(S1),控制部10向加压部17供给驱动信号,由加压部17对袖带18进行加压(S2)。另外,优选在该加压过程中关闭定速排气部16并停止排气。此时,通过压力检测部26检测袖带压力,当袖带压力达到目标压力时(S3),控制部10使加压部17结束加压(S4)。该目标压力为足够高于被测量者的最高血压的压力,例如设定在210mmHg左右。

[0056] 然后,在上述加压步骤结束后,通过定速排气部16开始排气(S5),并且,通过压力检测部26连续检测袖带压力,并将其记录在控制部10的缓冲存储器19中(S6)。在该步骤中,压力检测电路12以规定的采样周期、例如50msec的时间间隔从压力检测器11依次提取检测值,并将对应于该检测值的袖带压力记录到控制部10的缓冲存储器19中。

[0057] 另外,根据此时检测出的袖带压力进行脉搏波成分的提取(S7),并利用后述的计算公式分析提取出的脉搏波形状(S8)。该分析结果记录在缓冲存储器19中(S9)。进一步具体而言,在控制部10中,求出所供给的袖带压力数据的差分值,并从该差分数据列中去除相当于袖带压力的减少率的成分,然后,针对每一脉搏波累计差分数据为正数时的数据并导出脉搏波振幅。由此,根据脉搏波的振幅检测脉搏波的形状。

[0058] 然后,通过后述的计算公式分析该脉搏波的形状,并且该分析结果与袖带压力的值及其产生时间一同记录在缓冲存储器19中。在该分析处理中,除了分析脉搏波形状之外,还进行最高血压值的确定、平均血压值的确定、最低血压值的确定以及脉搏数的确定等。

[0059] 反复进行步骤S6至S10的处理,直至步骤S10中袖带压力变为最低血压以下。一般而言,在执行步骤S6至S10的处理的期间内,通常可以观测到大约七次搏动的脉搏波。即,在反复进行步骤S6至S10的处理的期间内,进行大约七次的脉搏波形状的分析。

[0060] 当袖带压力降低至最低血压以下时(S10),结束袖带压力的测量,并通过打开定速排气部16急速地进行排气(S11)。

[0061] 结束上述测量后,通过控制部10对所获得的脉搏波形状的分析结果实施平滑处理(S12)。在该处理中,通过对上一次的脉搏波形状的分析结果、本次的脉搏波形状的分析结果、以及下一次的脉搏波形状的分析结果进行比较,判断脉搏波形状的分析结果是否为正

常的分析结果。当与前后数据的比较中存在异常的分析结果时,去除该分析结果,并替换为前后数据的平均值等。另外,采用移动平均法,对分析结果的数据列进行平滑处理。由此,从脉搏波形状的分析结果的数据列中去除异常数据,并且减少由噪音引起的细微的变动成分。

[0062] 另外,利用本发明实施方式涉及的脉搏波检测单元进行的脉搏波检测方法,只要能够作为结果获得上述脉搏波形状即可,因此不限于如上所述的一边使袖带压力逐渐减小一边检测的方法,也可以利用一边使袖带压力逐渐增大一边检测的方法、或者一边使袖带压力任意地变化一边检测的方法来测量数据。总之,只要在以接近于被测量者的平均血压的血压为中心的两侧的规定范围内测量出脉搏波形状和得到该脉搏波形状时的外部压力(或针对血管的内外压力差)即可。

[0063] 最后,将通过上述分析处理所获得的各血压值、脉搏数、脉搏波形状、精度指标(详细后述)、血管弹性率(详细后述)等,或显示在上述显示装置22中,或通过打印装置23打印,或作为数据通过输入输出端子24输出(S13)。

[0064] 另外,在图2的流程图中,在步骤S8中针对每一次搏动进行脉搏波形状的分析,在步骤S9中针对每一次搏动进行分析结果的记录。相对于此,作为其他方法,也可以仅记录在步骤S7中提取出的每一次搏动的脉搏波成分,然后在步骤S10至步骤S12的期间、即在血压测量全部结束后,读出所记录的脉搏波成分,然后进行步骤S8、S9的处理。

[0065] 接下来,对上述脉搏波形状的分析(S8)的具体方法进行说明。

[0066] 图3是表示血压测量过程中的脉搏波状态的图。如图3所示,当袖带18的压力变化为由高变低时,一般进行大约七次的搏动。当袖带压力呈稍微高于最高血压的值(血管内外的压力差始终为负)时血管被压迫,但血管的容积不会发生变化。因此,压力的振动现象也不会传递至袖带18。此时,容积变化如图3中的“1”所示。

[0067] 当使袖带压力从最高血压以上的值缓缓降低时,血管的容积变化随着袖带18的压力的减少呈由图3中的“1”向“7”的振幅变化。在该过程中,血管随着袖带18的减压而扩张,对应于脉压的血管容积变化量也逐渐变大。当处于袖带压力与被测量者的平均血压一致的状态时,平均的血管内外压力差大致为“0”,对应于压力的变化(脉压)的容积变化如图3中的“2”所示变为最大。利用此点,能够根据对应于袖带压力的减压过程中脉搏波振幅变为最大的点的袖带压力来判断平均血压。作为弹性率导出单元的控制部10根据最低血压至最高血压的限定范围内的上升过程和下降过程中的脉搏波振幅的变化程度导出血管弹性率(详细后述)。

[0068] 在上述脉搏波形状的分析中,只要能够与袖带压力的大小无关地检测出各脉搏波的形状即可。因此,针对各脉搏波“1”~“7”,通过检测将袖带压力视为固定的情况下的脉搏波振幅,从而检测脉搏波形状。

[0069] 将这样检测的脉搏波形状的一例示于图4中。图4所示的脉搏波的振幅处于最低血压至最高血压的范围内。如图4所示,脉搏波的形状一般分类为:前波30、上升脚31、顶点32、收缩后期隆起33、切痕34、以及扩张早期隆起35。

[0070] 前波30为在动脉脉搏波开始上升之前所出现的几个小波,其存在于上升脚31即将出现之前,通常看到与心房收缩相关的小波和与左室的升压期相关的小波这两个小波(图4中省略小波的图示)。上升脚31是指从脉搏波开始上升至顶点32的部分,年青健康人显示为

从开始上升点起呈大致直线状地上升。顶点32附近的后半的波峰称作收缩后期隆起33,其被认为是由动脉波的反射波形成的。切痕34是指存在于脉搏波的收缩期和扩张期之间的切迹,其是由于主动脉瓣的关闭而产生的。扩张早期隆起35是出现于扩张期开始时的波峰。

[0071] 如图4所示,在弹性率大的年轻健康人的柔软的血管中,上升脚31陡直直立,而顶点32以后的下降部分缓和。另一方面,如图5所示,在弹性率小且较硬的血管中,上升脚31a是缓和的。如上所述,通过调查脉搏波形状的上升过程和下降过程中的变化程度,能够测量血管的弹性率。

[0072] 因此,在本实施方式中,将血管的软硬程度称作血管的弹性率,并通过使用对数的以下公式进行定义。即,作为弹性率导出单元的控制部10在导出血管弹性率时使用对数。

[0073] 血管弹性率 =  $\text{Log}_e | (\text{最高血压} / \text{最低血压}) / ((\text{正面积} - \text{负面积}) / (\text{负面积})) |$

[0074] 在此,对上述正面积和负面积进行说明。如图4和图5所示,正面积是指被从右上方朝向左下方的斜线所覆盖部分的区域Au的面积、且是从最低血压至顶点32、32a的脉搏波形状的部分的面积。负面积是指被从左上方朝向右下方的斜线所覆盖部分的区域Ad的面积、且是从顶点32、32a返回至最低血压的脉搏波形状的部分的面积。以下,将区域Au称作正面积Au,区域Ad称作负面积Ad。

[0075] 例如,作为拥有年轻健康人的柔软血管的被测量者的一例,当最高血压为110mmHg、最低血压为70mmHg、且正面积Au为10cm<sup>2</sup>、负面积Ad为30cm<sup>2</sup>时,血管弹性率为: $\text{Log}_e | (110/70) / ((10-30)/30) | = 0.85$ 。

[0076] 另一方面,作为拥有较硬的血管的被测量者的一例,当最高血压为110mmHg、最低血压为70mmHg、且正面积Au为20cm<sup>2</sup>、负面积Ad为25cm<sup>2</sup>时,血管弹性率为: $\text{Log}_e | (110/70) / ((20-25)/25) | = 2.06$ 。

[0077] 另外,血管弹性率也可以通过关注血管的容积变化率而求得。根据波义尔-查理定律,当气温一定时,压力变化与容积变化呈1:1的关系。血管的容积变化率是表示在一定时间内血管发生多少容积变化的比率。因此,例如在图4中,在将从记录前波30的时刻起至记录顶点32的时刻为止的时间设为t1时间的情况下,当将从前波30至顶点32的压力变化替换为容积变化的值设为V1cm<sup>3</sup>(V1立方厘米)时,t1时间的容积变化率为:V1cm<sup>3</sup>/t1时间。

[0078] 此时,作为弹性率导出单元的控制部10进行如下处理,即:将从规定时间t1时间内的血管容积变化的比率即血管容积变化率导出的值替换为长方形的一条边的长度,将从t1时间导出的值替换为长方形的与上述一条边相邻的另一条边的长度,将上述一条边的长度与上述另一条边的长度相乘所得的长方形的面积作为容积变化率面积,计算出脉搏波振幅上升过程中的正容积变化率面积和下降过程中的负容积变化率面积,并利用这些值导出血管弹性率。另外,作为长方形的一种形态当然也包括正方形在内。

[0079] 例如,当将脉搏波振幅的上升过程中的上述长方形的一条边的长度作为从容积变化率V1cm<sup>3</sup>/t1导出的值而设为V1mm(毫米),且将长方形的与上述一条边相邻的另一条边的长度作为从t1时间导出的值而设为t1mm时,正容积变化率面积为:(V1 × t1) mm<sup>2</sup>(平方毫米)。在图6中,将其表示为正容积变化率面积Au'。

[0080] 接着,在图4中,当将从记录顶点32的时刻起经过t1时间的容积变化设为V2cm<sup>3</sup>时,t1时间的容积变化率为:V2cm<sup>3</sup>/t1时间。由此,当将脉搏波振幅的下降过程中的上述长方形的一边的长度作为从容积变化率V2cm<sup>3</sup>/t1导出的值而设为V2mm(毫米),且将长方形的与上

述一条边相邻的另一条边的长度作为从 $t_1$ 时间导出的值而设为 $t_1$ mm时,负容积变化率面积为: $(V_2 \times t_1) \text{mm}^2$ (平方毫米)。在图6中,将其表示为负容积变化率面积 $Ad'$ 。

[0081] 为了进行比较,除了图6所示的拥有年轻健康人的柔软血管的被测量者的一例外,在图7中示出拥有较硬的血管的被测量者的一例。在图7的例子中,从前波30a到顶点32a经过了 $t_2$ 时间( $t_1 < t_2$ )。

[0082] 如此,通过导入血管的容积变化率面积这一概念,能够利用以下公式定义血管弹性率。

[0083] 血管弹性率 =  $\text{Log}_e | (\text{最高血压} / \text{最低血压}) / ((\text{正容积变化率面积} - \text{负容积变化率面积}) / (\text{负容积变化率面积})) |$

[0084] 例如,作为拥有年轻健康人的柔软血管的被测量者的一例,当最高血压为110mmHg、最低血压为70mmHg、且正容积变化率面积 $Au'$ 为 $20 \text{cm}^2$ 、负容积变化率面积 $Ad'$ 为 $10 \text{cm}^2$ 时,血管弹性率为: $\text{Log}_e | (110/70) / ((20-10)/10) | = 0.45$ 。

[0085] 另一方面,作为拥有较硬血管的被测量者的一例,当最高血压为110mmHg、最低血压为70mmHg、且正容积变化率面积 $Au'$ 为 $35 \text{cm}^2$ 、负容积变化率面积 $Ad'$ 为 $30 \text{cm}^2$ 时,血管弹性率为: $\text{Log}_e | (110/70) / ((35-30)/30) | = 2.24$ 。

[0086] 如此,与未导入血管的容积变化率面积这一概念时相比,当导入血管的容积变化率面积这一概念时,表示柔软血管的值与表示较硬血管的值之间的差变大。即,通过导入血管的容积变化率面积这一概念,能够以高灵敏度获取血管弹性率的信息。

[0087] 如上所述,能够根据正面积 $Au$ 和负面积 $Ad$ 、或者正容积变化率面积 $Au'$ 和负容积变化率面积 $Ad'$ 的大小之差,测量出被测量者的血管弹性率。该情况下,数值越小则表示血管越柔软。相对于此,也能够根据取得脉搏波振幅的范围内的压力值并使用倒数导出脉搏波振幅的上升过程和下降过程中的变化程度。即,作为弹性率导出单元的控制部10也能够将所导出的血管弹性率的倒数作为血管弹性率的指标。如此,通过求取计算结果的倒数,能够表达为数值越大则血管越柔软。即,在上述的使用正面积 $Au$ 和负面积 $Ad$ 的例子中, $1/0.85 = 1.18$ (血管柔软)、 $1/2.06 = 0.49$ (血管硬)。另外,在上述的使用正容积变化率面积 $Au'$ 和负容积变化率面积 $Ad'$ 的例子中, $1/0.45 = 2.22$ (血管柔软)、 $1/2.24 = 0.45$ (血管硬)。

[0088] 如上所述,能够针对每一次搏动求出血管弹性率。例如,当如图3所示,在一次血压测量中能够测量七次搏动的脉搏波时,能够求出七次血管弹性率。此时,通过如图2的流程图的步骤S12的平滑处理那样比较七次血管弹性率的测量结果,当由于杂音等的影响而计算出错误数值时,能够发现并除去杂音。例如,当七次测量结果中的五次测量结果在表示血管柔软的范围,而两次测量结果在表示血管硬的范围时,能够判断为这两次的测量结果为错误的结果。

[0089] 另外,也可以如图2的流程图的步骤S13所示,将七次中记录了几次准确数值这一情况作为“精度指标”进行显示。

[0090] 例如,当存在七次中记录了四次准确数值的情况和七次中记录了五次以上准确数值的情况时,能够判断为后者的测量结果的精度较前者的测量结果的精度高。

[0091] 图8中示出显示装置22的显示例。在显示装置22中显示有最高血压、最低血压、脉搏数、脉搏波形状、精度指标以及血管弹性率。另外,图8中所示的精度指标“5/7”表示在脉搏波的七次搏动中的五次搏动中得到了正常的数值。

[0092] 另外,当欲使用专利文献2的循环动态评价装置维持同样的测量精度时,需要进行七次的血压测量。因此,根据专利文献2的循环动态评价装置,需要本实施方式涉及的血管弹性率评价装置1的七倍的时间。

[0093] 如以上所说明,根据血管弹性率评价装置1,能够在短时间内高精度地测量血管弹性率。

[0094] 另外,血管弹性率评价装置1能够测量卷绕了袖带18的被测量者的每一个部位的血管弹性率。由此,如图9所示,显示装置22中能够分别独立地显示针对被测量者的多个部位(在图9的例子中为右腕部、左腕部、右脚部、左脚部)测量的各个血管弹性率。

[0095] 另外,在专利文献3的血压脉搏波检查装置中,通过在被测量者的包括上臂和下肢的多个部位卷绕多个袖带,检测被测量者全身的脉搏波。然而,通过该方式,无法检测出被测量者的每一个部位的脉搏波,也无法测量出被测量者的每一个部位的血管弹性率。相对于此,根据本实施方式涉及的血管弹性率评价装置1,由于能够检测被测量者的每一个部位的脉搏波,因此能够测量并显示被测量者的每一个部位的血管弹性率。如上所述,测量并显示被测量者的每一个部位的血管弹性率,对于确定被测量者的局部血管的问题来说是非常重要的。

[0096] (其他实施方式)

[0097] 上述实施方式,只要不脱离其主旨便能够进行各种变更。

[0098] 例如,也可以设有多个作为脉搏波检测单元的袖带18和压力检测部26。由此,通过将袖带18卷绕在被测量者的多个部位,作为弹性率导出单元的控制部10能够依次或同时测量被测量者的多个部位的血管弹性率。通过如此操作,能够在被测量者的身体状况不受时间变化的影响的情况下测量被测量者的多个部位的血管弹性率。

[0099] 另外,在上述实施方式中,主要对血管弹性率的测量进行了说明,但也能够同时对心脏的搏出特性进行测量。

[0100] 另外,上述计算公式是一个示例,只要能够导出血管的弹性程度,便可以使用任何计算公式。

[0101] 例如,作为不使用对数的例子,也可以为:血管弹性率 =  $|(最高血压 - 最低血压) / ((正面积 - 负面积) / (负面积))| \times 100$ 。

[0102] 或者,作为求出作为血管弹性率的其他指标的血管的弹性系数EI(elastic index)的计算公式,当将图4所示的从最低血压至顶点32的高度设为a(毫米),将从最低血压至收缩后期隆起33的高度设为b(毫米)时,也可以使用 $EI = a/b$ 。进而,也可以使这些计算公式与RI(肾血管阻力)相关联。

[0103] 另外,通过将血管弹性率应用于以下公式,还可以计算出脉搏波传播速度的局部指标。

[0104] 脉搏波传播速度局部指标 =  $\sqrt{((血管弹性率 \times 扩张期血压) / (2 \times 血液密度))}$ 。

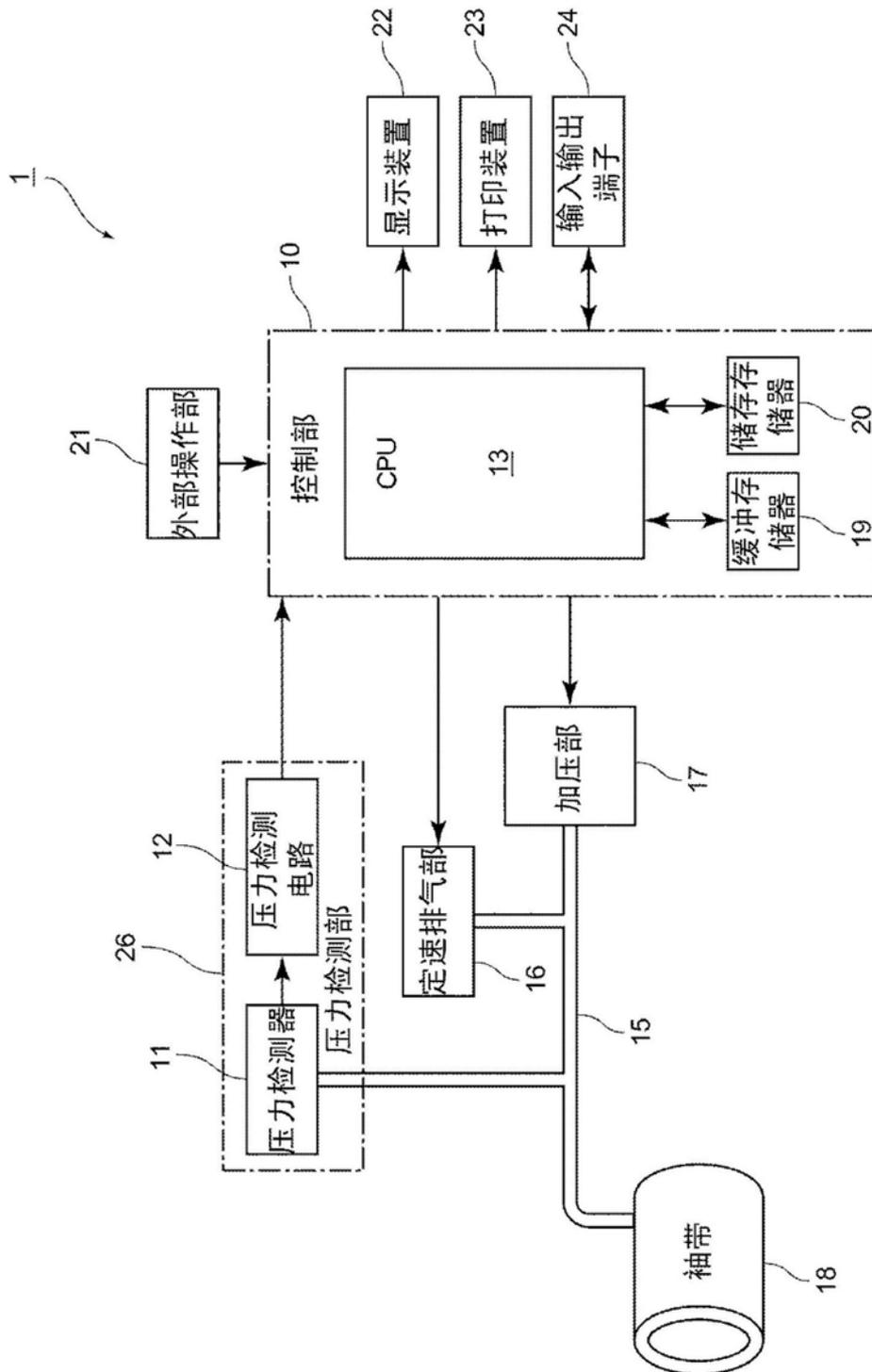


图1

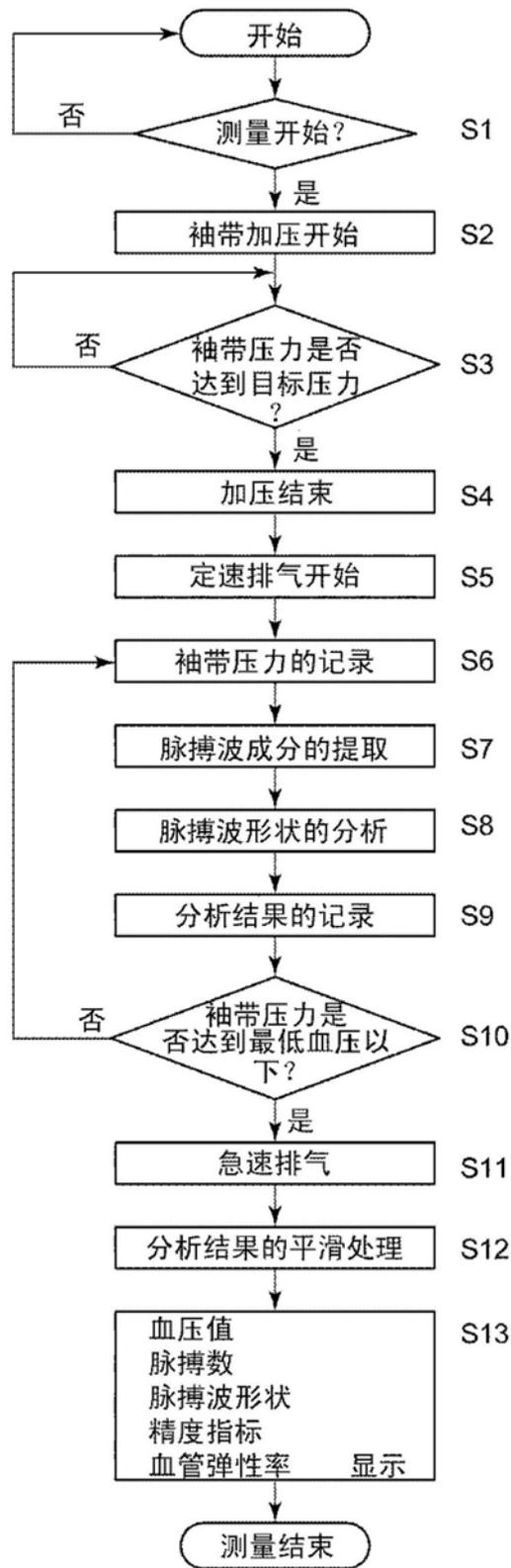


图2

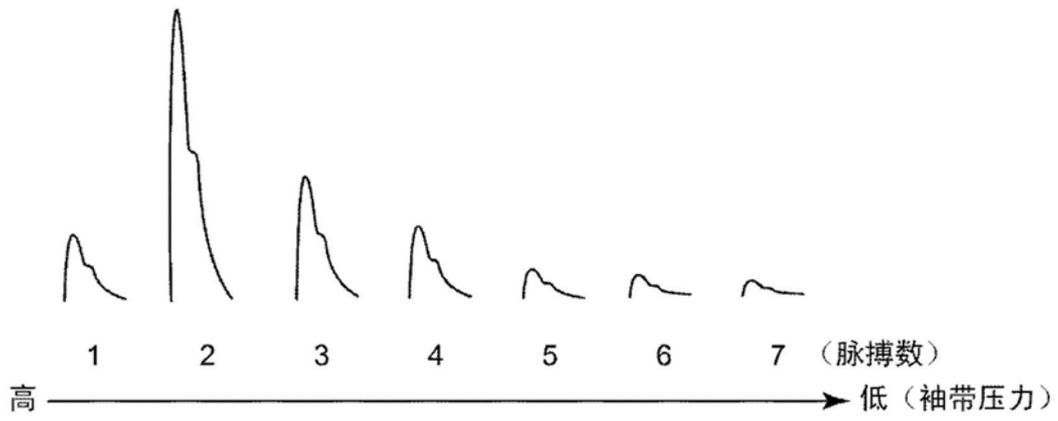


图3

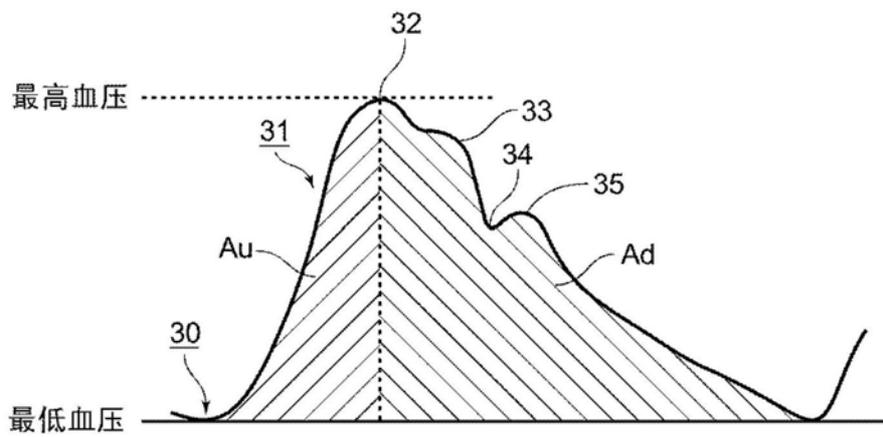


图4

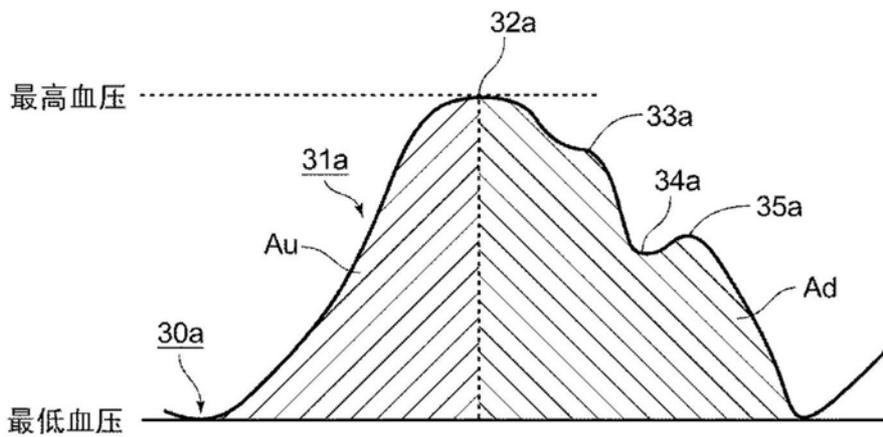


图5

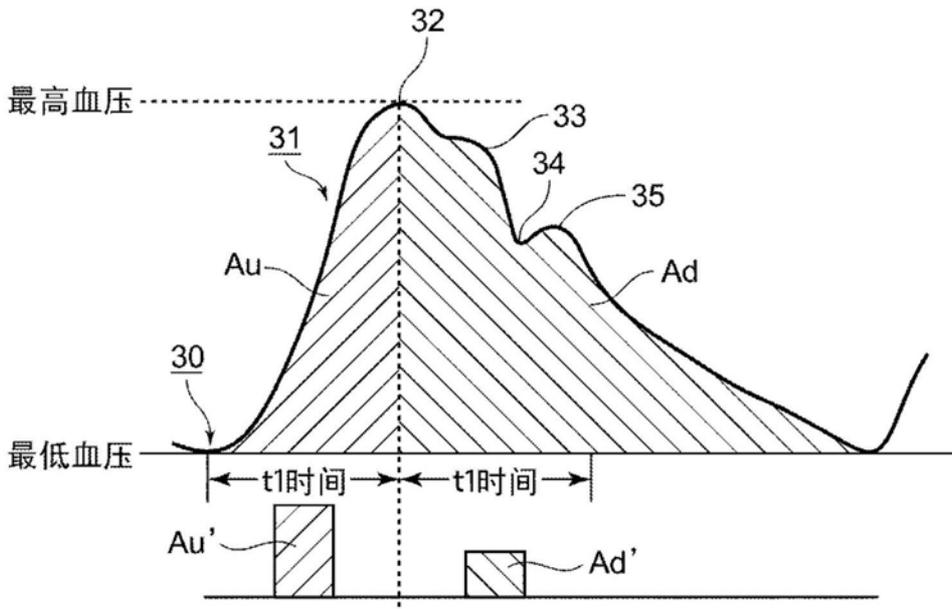


图6

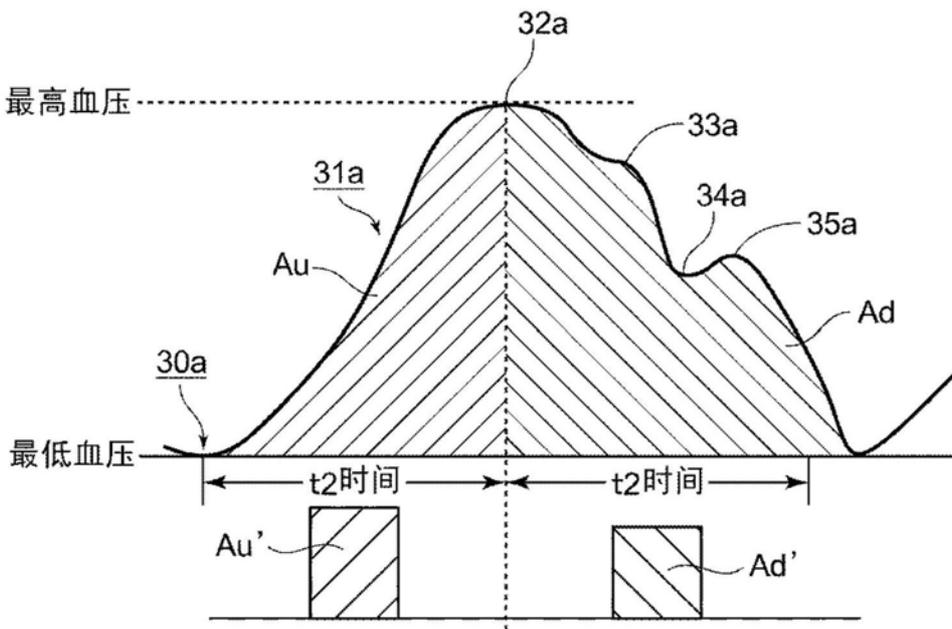


图7

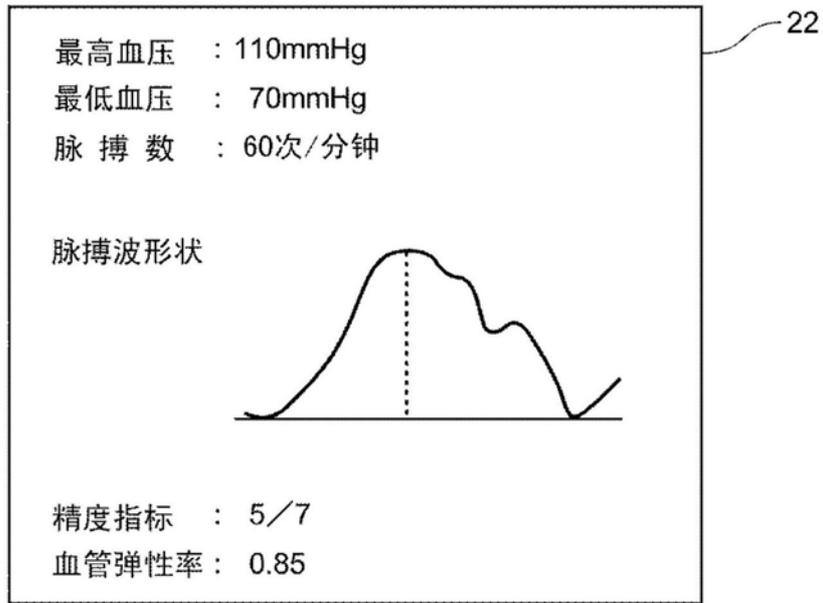


图8

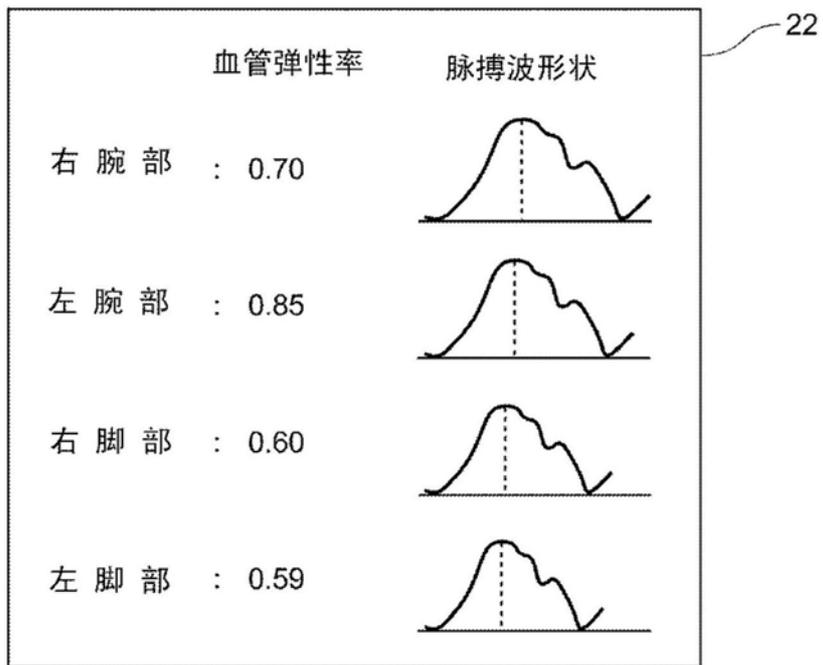


图9