



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105358049 B

(45)授权公告日 2017. 10. 13

(21)申请号 201480038109.2

(22)申请日 2014.06.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105358049 A

(43)申请公布日 2016.02.24

(30)优先权数据

2013-138150 2013.07.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/066192 2014.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/001961 JA 2015.01.08

(73)专利权人 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 木下广幸 佐藤博则 小棕敏彦

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司  
72003

代理人 魏彦 向勇

(51)Int.Cl.

A61B 5/022(2006.01)

审查员 王兆雨

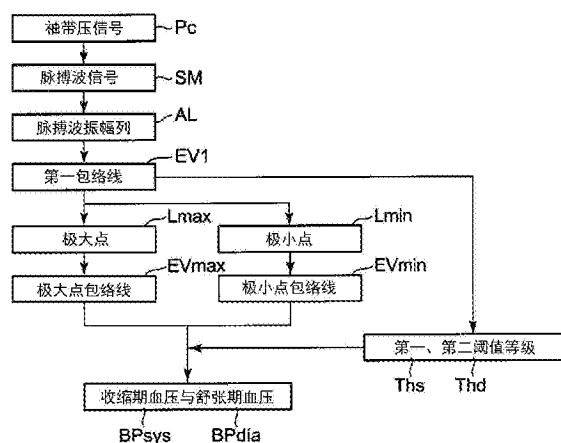
权利要求书1页 说明书10页 附图13页

### (54)发明名称

电子血压计

### (57)摘要

本发明的电子血压计提取表示与袖带压信号(Pc)重叠的的被测量部位的脉搏波的脉搏波信号(SM),获取该脉搏波信号(SM)示出的脉搏波振幅列(AL)。针对获取的脉搏波振幅列(AL),生成连接这些振幅的第一包络线(EV1)。分别检测第一包络线(EV1)中的极大点(Lmax)、极小点(Lmin)。针对与极大点(Lmax)、极小点(Lmin)对应的振幅列,分别生成连接这些振幅的极大点包络线(EVmax)、极小点包络线(EVmin)。求出极大点包络线(EVmax)、极小点包络线(EVmin)的与最大峰值相比而处于高压侧、低压侧的部分分别横穿第一、第二阈值等级(Ths、Thd)的点的各两个压力值,分别计算这些各两个压力值的平均值来作为收缩期血压、舒张期血压(BPsys、BPdia)。



1. 一种电子血压计,通过示波法测量被测量部位的血压,其特征在于,具有:

袖带压控制部,能够使穿戴于被测量部位的袖带的压力发生变化;

压力检测部,检测表示所述袖带的压力的袖带压信号;

脉搏波振幅列获取部,提取脉搏波信号来获取该脉搏波信号所示的振幅列,所述脉搏波信号表示叠加在所述袖带压信号上的所述被测量部位的脉搏波;

第一包络线生成部,针对通过所述脉搏波振幅列获取部获取的所述振幅列,生成连接这些振幅的第一包络线;

极点检测部,分别检测所述第一包络线中的极大点、极小点;

极大点包络线生成部,针对在通过所述脉搏波振幅列获取部获取的所述振幅列中的与所述极大点对应的振幅列,生成将这些振幅连接的极大点包络线;

极小点包络线生成部,针对在通过所述脉搏波振幅列获取部获取的所述振幅列中的与所述极小点对应的振幅列,生成将这些振幅连接的极小点包络线;

阈值等级设定部,计算并设定第一阈值等级、第二阈值等级,所述第一阈值等级、第二阈值等级是为了求出收缩期血压、舒张期血压而针对所述第一包络线中的最大峰值分别预先确定的比例的阈值;

收缩期血压计算部,求出所述极大点包络线、所述极小点包络线中的与最大峰值相比而处于高压侧的部分横穿所述第一阈值等级的点的两个压力值,计算这两个压力值的平均值来作为收缩期血压;

舒张期血压计算部,求出所述极大点包络线、所述极小点包络线中的与最大峰值相比而处于低压侧的部分横穿所述第二阈值等级的点的两个压力值,计算这两个压力值的平均值来作为舒张期血压。

2. 如权利要求1所述的电子血压计,其特征在于,具有:

显示装置,显示计算出的所述收缩期血压及舒张期血压。

3. 如权利要求1或2所述的电子血压计,其特征在于,具有:

包络线修正部,从生成所述第一包络线的振幅列中除去异常点,来修正所述第一包络线。

4. 如权利要求1或2所述的电子血压计,其特征在于,具有:

平滑化部,将所述极大点包络线、所述极小点包络线分别平滑化。

5. 如权利要求3所述的电子血压计,其特征在于,具有:

平滑化部,将所述极大点包络线、所述极小点包络线分别平滑化。

## 电子血压计

### 技术领域

[0001] 本发明涉及电子血压计,更为详细的是涉及通过示波法(oscillometric methods)来测量被测量部位的血压的电子血压计。

### 背景技术

[0002] 以往,作为这种基于示波法的电子血压计,例如专利文献1(日本特开2006-247216号公报)所示,已知这样的电子血压计,其使穿戴于被测量部位(上臂等)的袖带的压力发生变化,并且提取表示叠加在袖带压信号上的被测量部位的脉搏波的脉搏波信号,使用针对该脉搏波信号的振幅(脉搏波振幅)列的包络线,通过规定的算法来计算血压值(包括收缩期血压(Systolic Blood Pressure)与舒张期血压(Diastolic Blood Pressure)。下面相同。)。具体而言,为了解决由于伴随着呼吸性的血压变动或身体运动的脉搏波振幅的误差而产生的血压的测量误差,使用插值法等生成平滑化的包络线。而且,针对该包络线的最大峰值,在其高压侧、低压侧分别设定阈值等级,分别计算该包络线横穿这些阈值等级的点的压力,来作为收缩期血压和舒张期血压。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2006-247216号公报

### 发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 然而,血压并非始终是恒定的,由于运动或呼吸等的身体的影响或紧张、不安等的精神的影响,或者气温等的外部环境的影响等的各种因素,使血压时刻在发生变化。为了正确测量血压,虽然推荐在安静状态下进行测量,但是即使在安静状态下,也存在与呼吸同步的血压变动(将其称为“呼吸性变动”)。

[0008] 这里,在上述包络线中包括这样的呼吸性变动。其结果,计算出的血压值有可能根据呼吸周期等而变成不同的结果,计算出的血压值有可能出现偏差。

[0009] 例如,图13、图14示出了在呼吸周期(即呼吸性变动的周期)分别为4秒、8秒的情况下的包络线 $EV_0$ 和包络线 $EV_N$ ,包络线 $EV_0$ 是与脉搏波信号的振幅列对应的包络线(进行平滑化前的原包络线),包络线 $EV_N$ 是分别针对各测量点而使用 $\pm 15\text{mmHg}$ 的范围内的 $N$ 点( $N$ 为自然数)的数据来通过移动平均法进行平滑化后的包络线。针对这些包络线的最大峰值,在高压侧、低压侧分别设定有阈值等级 $Ths$ 、 $Thd$ 。由图13可知,在呼吸周期为4秒这样比较快的情况下,包络线中包括多次呼吸性变动。其结果,已平滑化的包络线 $EV_N$ 横穿阈值等级 $Ths$ 、 $Thd$ 的点 $Xs$ 、 $Xd$ 的压力,相当于考虑了呼吸性变动的上限线 $EV_U$ 、下限线 $EV_L$ 横穿阈值等级 $Ths$ 、 $Thd$ 的点的大致中央。因此,计算出的压力表示大致平均的血压值。对此,由图14可知,在呼吸周期为8秒这样比较慢的情况下,包络线中仅包括一次呼吸性变动(在该例子中,在袖带压为约 $100\text{mmHg}$ 时产生了呼吸性变动。)。其结果,已平滑化的包络线 $EV_N$ 横穿阈值等级 $Ths$ 、 $Thd$ 的

点 $Xs'$ 、 $Xd'$ 的压力,与考虑了呼吸性变动的上限线 $EV_U$ 、下限线 $EV_L$ 横穿阈值等级 $Ths$ 、 $Thd$ 的点的中央相偏离。因此,计算出的压力不能称为平均血压值。

[0010] 如此,在现有的电子血压计中,计算出的血压值存在出现偏差的可能性。因此,实际情况是,被检查者试图知晓尽可能平均的血压值而重复进行多次测量。其结果,存在对被检查者而言测量血压很麻烦、负担大这样的问题。

[0011] 因此,本发明的课题在于,提供能够计算考虑了呼吸性变动的平均血压值的电子血压计。

[0012] 用于解决课题的方法

[0013] 为了解决上述课题,本发明的电子血压计是通过示波法来测量被测量部位的血压的电子血压计,其特征在于,具有:

[0014] 袖带压控制部,能够使穿戴于被测量部位的袖带的压力发生变化;

[0015] 压力检测部,检测表示上述袖带的压力的袖带压信号;

[0016] 脉搏波振幅列获取部,提取脉搏波信号并获取该脉搏波信号示出的振幅列,所述脉搏波信号表示与上述袖带压信号重叠的上述被测量部位的脉搏波;

[0017] 第一包络线生成部,针对通过上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列,生成连接这些振幅的第一包络线;

[0018] 极点检测部,分别检测上述第一包络线中的极大点、极小点;

[0019] 极大点包络线生成部,针对在通过上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列中与上述极大点对应的振幅列,生成连接这些振幅的极大点包络线;

[0020] 极小点包络线生成部,针对在通过上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列中与上述极小点对应的振幅列,生成连接这些振幅的极小点包络线;

[0021] 阈值等级设定部,计算并设定第一阈值等级、第二阈值等级,所述第一阈值等级、第二阈值等级是为了求出收缩期血压、舒张期血压而针对上述第一包络线中的最大峰值分别预先确定的比例的阈值;

[0022] 收缩期血压计算部,求出上述极大点包络线、上述极小点包络线的与最大峰值相比而处于高压侧的部分横穿上述第一阈值等级的点的两个压力值,计算这两个压力值的平均值作为收缩期血压;

[0023] 舒张期血压计算部,求出上述极大点包络线、上述极小点包络线的与最大峰值相比而处于低压侧的部分横穿上述第二阈值等级的点的两个压力值,计算这两个压力值的平均值作为舒张期血压。

[0024] 这里,典型地在以袖带压为横轴、以脉搏波振幅为纵轴的图表上,表示上述第一包络线、上述极大点包络线及上述极小点包络线。

[0025] 在本发明的电子血压计中,在测量过程中,袖带压控制部使穿戴于被测量部位的袖带的压力发生变化。在上述袖带的压力的减压过程或者加压过程中,压力检测部检测表示上述袖带的压力的袖带压信号。脉搏波振幅列获取部提取脉搏波信号,获取该脉搏波信号示出的振幅列,所述脉搏波信号表示叠加在上述袖带压信号上的上述被测量部位的脉搏波。第一包络线生成部针对由上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列,生成连接这些振幅的第一包络线。极点检测部分别检测上述第一包络线中的极大点、极小点。极大点包络线生成部针对在由上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列中的与上述极大点对应的

振幅列,生成连接这些振幅的极大点包络线。极小点包络线生成部针对在由上述脉搏波振幅列获取部获取的上述振幅列中的与上述 极小点对应的振幅列,生成连接这些振幅的极小点包络线。阈值等级设定部,计算并设定第一阈值等级、第二阈值等级,所述第一阈值等级、第二阈值等级是为了求出收缩期血压、舒张期血压而针对上述第一包络线中的最大峰值分别预先确定的比例的阈值。收缩期血压计算部,求出上述极大点包络线、上述极小点包络线的与最大峰值相比而处于高压侧的部分横穿上述第一阈值等级的点的两个压力值(适当地将它们称为“两个高压侧压力值”),计算这两个压力值的平均值作为收缩期血压。此外,舒张期血压计算部求出上述极大点包络线、上述极小点包络线的与最大峰值相比而处于低压侧的部分横穿上述第二阈值等级的点的两个压力值(适当地将它们称为“两个低压侧压力值”),计算这两个压力值的平均值作为舒张期血压。

[0026] 这里,上述极大点包络线与上述极小点包络线之间的差包括呼吸性变动。即,上述两个高压侧压力值之间的差及上述两个低压侧压力值之间的差各自包括呼吸性变动。因此,能够将由上述收缩期血压计算部计算出的作为收缩期血压的上述两个高压侧压力值的平均值、由上述舒张期血压计算部计算出的作为舒张期血压的上述两个低压侧压力值的平均值,分别称为考虑了呼吸性变动的平均值。如此,通过该电子血压计,能够计算出考虑了呼吸性变动的平均血压值。

[0027] 进而,例如若将计算出的血压值(收缩期血压与舒张期血压)显示在显示装置(液晶显示器等)上,则用户(包括被检查者。下面相同。)能够知道考虑了被检查者的呼吸性变动的平均血压值。因此,被检查者不需要重复多次测量。其结果,对被检查者而言,血压的测量变得简单,并且减轻了负担。

[0028] 一实施方式的电子血压计,其特征在于,具有显示装置,用于显示计算出的上述收缩期血压及舒张期血压

[0029] 在该一实施方式的电子血压计中,用户通过观看上述显示装置的显示内容,能够容易地识别上述计算出的收缩期血压及舒张期血压,即考虑了被检查者的呼吸性变动的平均血压值。

[0030] 一实施方式的电子血压计,其特征在于,具有包络线修正部,用于从生成上述第一包络线的振幅列中除去异常点,来修正上述第一包络线。

[0031] 在本说明书中以接下来的方式定义“异常点”。在生成上述第一包络线 的振幅列中,在某个被关注的振幅的值超出在该振幅前后排列的振幅的值而偏离了预先确定的基准时,将该被关注的振幅设为异常点。

[0032] 血压的呼吸性变动与呼吸同步而周期性地发生,体现为生成上述第一包络线的振幅列中几个连续的振幅的大或者小的趋势。在某个被关注的振幅的值超出在该振幅前后排列的振幅的值而偏离了预先确定的基准时,能够认为该被关注的振幅是因血压测量过程中被检查者身体运动等而导致的非周期性的异常点。因此,在该一实施方式的电子血压计中,包络线修正部从生成上述第一包络线的振幅列中除去异常点,来修正上述第一包络线。由此,上述极点检测部、上述极大点包络线生成部、上述极小点包络线生成部及上述阈值等级设定部,使用上述已修正的第一包络线进行上述处理。然后,上述收缩期血压计算部、舒张期血压计算部使用这些处理的结果,分别计算收缩期血压、舒张期血压。因此,提高了计算出的血压值的精度。

[0033] 一实施方式的电子血压计,其特征在于,具有平滑部,用于将上述极大点包络线、上述极小点包络线分别平滑化。

[0034] 在该一实施方式的电子血压计中,平滑化部将上述极大点包络线、上述极小点包络线分别平滑化。由此,上述收缩期血压计算部使用上述已平滑化的极大点包络线与上述已平滑化的极小点包络线来计算上述收缩期血压。此外,上述舒张期血压计算部使用上述已平滑化的极大点包络线与上述已平滑化的极小点包络线来计算上述舒张期血压。在这样的情况下,减少了上述两个高压侧压力值、上述两个低压侧压力值的噪声,提高了计算出的血压值(上述收缩期血压与上述舒张期血压)的精度。

[0035] 发明的效果

[0036] 根据以上内容可知,通过本发明的电子血压计,能够计算出考虑了呼吸性变动的平均血压值。

## 附图说明

[0037] 图1是示出本发明的一实施方式的电子血压计的概略框结构的图。

[0038] 图2是示出上述电子血压计的概略动作流程的图。

[0039] 图3是例示出为了计算血压值,通过上述电子血压计的CPU(Central Processing Unit:中央计算处理装置)构成的一组要素的图。

[0040] 图4是说明通过图3中的一部分要素来计算血压值时的处理的图。

[0041] 图5中(A)是例示由上述电子血压计的压力传感器检测出的袖带压信号的图。(B)是例示通过高通滤波器从上述袖带压信号中提取出的信号(HPF输出)的图。

[0042] 图6是例示将图5的(B)的信号中的减压过程放大,作为表示被测量部位的脉搏波的脉搏波信号的图。

[0043] 图7是示出上述脉搏波信号示出的振幅列以及针对该振幅列生成的第一包络线的图。

[0044] 图8是示出在已知被检查者的呼吸周期的情况下,从上述脉搏波信号中按照呼吸周期的每一相位获取振幅列,针对这些相位中的每一相位的振幅列分别生成了包络线的例子。

[0045] 图9是示出使用极大点包络线与极小点包络线计算收缩期血压与舒张期血压的方法的图。

[0046] 图10是说明根据图3中的所有要素来计算血压值时的处理的图。

[0047] 图11是示出从生成第一包络线的振幅列中除去异常点的修正方法的图。

[0048] 图12是示出使用已平滑化的极大点包络线与已平滑化的极小点包络线来计算收缩期血压与舒张期血压的方法的图。

[0049] 图13是说明在呼吸周期为4秒的情况下,通过现有的电子血压计算出的血压值的图。

[0050] 图14是说明在呼吸周期为8秒的情况下,通过现有的电子血压计算出的血压值的图。

## 具体实施方式

[0051] 下面,参照附图详细地说明本发明的实施方式。

[0052] 图1示出了本发明的一实施方式的电子血压计(以附图标记1来表示整体。)的概略框结构。该血压计1包括袖带20、主体10以及搭载于该主体10上的作为控制部的CPU (Central Processing Unit) 100、显示装置(显示器) 50、作为存储部的存储器51、操作部52、电源部53、泵32、阀33及压力传感器31。此外,主体10具有搭载于该主体10的将来自压力传感器31的输出信号转换成频率的振荡电路310、用于驱动泵32的泵驱动电路320、用于驱动阀33的阀驱动电路330。

[0053] 上述显示装置50包括显示器及指示器等,根据来自CPU100的控制信号显示规定的信息。

[0054] 上述操作部52具有:电源开关52A,其接受用于开启(ON)或者关闭(OFF)电源部53的指示输入;测量开关52B,其用于接受开始血压测量的指示;停止开关52C,其用于接受停止测量的指示;使用者选择开关52D,其用于从已注册的多个用户中选择成为被检查者的用户。这些开关52A、52B、52C、52D将与用户指示对应的操作信号输入CPU100。

[0055] 上述存储器51存储如下数据:用于控制血压计1的程序的数据、为了控制血压计1而使用的数据、用于设定血压计1的各种功能的设定数据及血压值的测量结果的数据等。此外,存储器51作为执行程序时的工作存储器等来使用。

[0056] 上述CPU100根据存储于存储器51中的用于控制血压计1的程序,作为袖带压控制部来进行工作,响应于来自操作部51的操作信号来控制驱动泵32或阀33。此外,CPU100根据来自压力传感器31的信号来计算血压值,控制显示装置50及存储器51。

[0057] 上述电源部53向CPU100、压力传感器31、泵32、阀33、显示装置50、存储器51、振荡电路310、泵驱动电路320、及阀驱动电路330这样各部供给电力。

[0058] 上述泵32,为了对内置于袖带20中的流体袋22内的压力(袖带压)进行加压,向流体袋22供给空气。阀33,为了排出流体袋22的空气或者将空气封入所述流体袋22来控制袖带压而开闭。泵驱动电路320根据从CPU100接收的控制信号来驱动泵32。阀驱动电路330根据从CPU100接收的控制信号来开闭阀33。

[0059] 上述压力传感器31与振荡电路310,作为检测袖带的压力的压力检测部来工作。例如,压力传感器31是压阻式压力传感器,经由袖带用空气管39而与泵32、阀33及内置于袖带20中的流体袋22连接。在该例子中,振荡电路310根据基于来自压力传感器31的压阻效应导致的电阻变化的电信号值而进行振荡,将具有与压力传感器31的电信号值对应的频率的频率信号输出给CPU100。

[0060] 概括而言,在按照一般的示波法测量血压的情况下,进行下面这样的动作。即,预先在被检查者的被测量部位(手臂等)上卷绕袖带,在测量时控制泵和阀,将袖带压加压至比最高血压更高,然后渐渐地减压。在该减压过程中,通过压力传感器来检测袖带压,将在被测量部位的动脉初产生的动脉容积变动作为脉搏波信号来提取。根据伴随着此时的袖带压变化的脉搏波信号的振幅变化(主要是上升沿与下降沿),来计算最高血压(收缩期血压:Systolic Blood Pressure)与最低血压(舒张期血压:Diastolic Blood Pressure)。

[0061] 在该血压计1上,由CPU100按照图2的流程通过示波法来测量被检查者的血压值。

[0062] 具体而言,如图2所示,若在将电源开关52A开启的状态下按压了测量开关52B,则血压计1开始血压测量。在开始血压测量时,CPU100将处理用存储区域初始化,向阀驱动电

路330输出控制信号。阀驱动电路330根据控制信号,开放阀33,将袖带20的流体袋22内的空气排出。接着,控制调整压力传感器31的0mmHg。

[0063] 若已开始血压测量,首先,CPU100通过阀驱动电路330关闭阀33,然后,通过泵驱动电路320驱动泵32,控制向流体袋22输送空气。由此,使流体袋22膨胀并且使袖带压渐渐增加(步骤ST101)。

[0064] 若使袖带压增加达到规定压力(步骤ST102中,是(YES)),则CPU100通过泵驱动电路320将泵32停止,然后,控制阀驱动电路330渐渐开放阀33。由此,使流体袋22收缩并且使袖带压渐渐减小(步骤ST103)。

[0065] 这里,规定的压力是指,比被检查者的收缩期血压高得多的压力(例如,收缩期血压+30mmHg);所述规定的压力预先存储于存储器51中,或者在袖带压的加压过程中由CPU100通过规定的计算式来推断决定收缩期血压(例如参照日本特开2001-70263号公报)。

[0066] 此外,关于减压速度,设定在袖带的加压过程中成为目标的目标减压速度,CPU100控制阀33的开口程度来实现该目标减压速度(参照同一公报)。

[0067] 在上述减压过程中,压力传感器31经由袖带20来检测表示袖带20的压力的袖带压信号(通过附图标记Pc来表示)。CPU100根据该袖带压信号Pc,通过示波法,应用后述的算法来计算血压值(收缩期血压与舒张期血压)(步骤ST104)。并且,血压值的计算不限于减压过程,也可以在加压过程中进行。

[0068] 若计算而决定了血压值(步骤ST105中是(YES)),则CPU100控制将计算出的血压值显示在显示装置50上(步骤ST106),将血压值保存至存储器51(步骤ST107)。

[0069] 接着,若按压了停止开关52C,则CPU100通过阀驱动电路330开放阀33,控制将袖带20的流体袋22内的空气排出(步骤ST108)。

[0070] 此后,若按压了上述电源开关52A,则结束血压测量。

[0071] (第一例)

[0072] 图3例示了为了计算血压值而由电子血压计1的CPU100(软件)构成的要素。在该第一例中,用于计算血压值的要素包括:脉搏波振幅列获取部61、第一包络线生成部62、极点检测部63、极大点包络线生成部64、极小点包络线生成部65、阈值等级设定部66、收缩期血压计算部67及舒张期血压计算部68。图4示出了通过图3中的这些要素计算血压值时的处理流程。并且,在该第一例中,将在图3中以虚线的框示出的包络线修正部71及平滑化处理部72排除在外。

[0073] 主要参照图3与图4来说明根据袖带压信号Pc计算血压值的方法。

[0074] i) 首先,如图4中所示,图3中的脉搏波振幅列获取部61接收通过上述压力传感器31检测出的袖带压信号Pc,提取表示叠加在袖带压信号Pc上的被测量部位的脉搏波的脉搏波信号SM。

[0075] 这里,如图5的(A)所示,袖带压信号Pc是针对随着时间推移而大致直线上升(加压过程)或者下降(减压过程)的压力,叠加有伴随每次心跳的动脉容积变化的变动成分的信号。脉搏波振幅列获取部61通过高通滤波器(HPF)从袖带压信号Pc中提取如(B)所示这样的变动成分(HPF输出),作为如图6所示这样的脉搏波信号SM来输出。在该例子中,如图6(相当于减压过程)所示,脉搏波信号SM随着动脉容积的变动,从测量开始约在12秒时开始变大,



约在16秒时达到最大,约在20秒时几乎消失。

[0076] 然后,脉搏波振幅列获取部61获取该脉搏波信号SM示出的振幅(下面,适当地称为“脉搏波振幅”)的列AL。在该例子中如图7中所示,将袖带压作为横轴,将脉搏波振幅列AL显示为每次心跳的振幅(峰值) $AM_1$ 、 $AM_2$ 、 $\cdots$ 、 $AM_i$ 、 $\cdots$ 的列AL来表示。

[0077] ii) 接着,如图4中所示,图3中的第一包络线生成部62针对由脉搏波振幅列获取部61获取的脉搏波振幅列AL,生成连接这些振幅的第一包络线EV1。这里,如图7中所示,第一包络线EV1具有呼吸性变动导致的凹凸。

[0078] 为了参考,图8示出了如下的例子:在已知被检查者的呼吸周期的情况下,按照呼吸周期的每一相位 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\cdots$ 、 $\alpha_5$ ,分别从上述脉搏波信号SM的脉搏波振幅列AL中获取振幅列,针对这些每一相位 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\cdots$ 、 $\alpha_5$ 的振幅列分别生成了包络线EV $\alpha_1$ 、EV $\alpha_2$ 、 $\cdots$ 、EV $\alpha_5$ 。将一呼吸周期设为 $360^\circ$ ,相位 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\cdots$ 、 $\alpha_5$ 每隔 $60^\circ$ 而不同。在该图8的例子中,EV $\alpha_5$ 相当于示出呼吸性变动极大时的包络线,此外,EV $\alpha_2$ 相当于示出呼吸性变动极小时的包络线。为了求出平均血压值,能够将这样的示出呼吸性变动极大时的包络线、示出呼吸性变动极小时的包络线,分别认为是考虑了呼吸性变动的上限线、下限线。

[0079] iii) 因此,如图4中所示,图3中的极点检测部63分别检测第一包络线EV1中的极大点Lmax、极小点Lmin。极大点Lmax、极小点Lmin分别形成多个点的列。

[0080] iv) 接着,图3中的极大点包络线生成部64,在通过脉搏波振幅列获取部61获取的脉搏波振幅列AL中,针对与极大点Lmax对应的振幅列,生成如图9所示那样连接这些振幅的极大点包络线EVmax。另一方面,图3中的极小点包络线生成部65,在通过脉搏波振幅列获取部61获取的脉搏波振幅列AL中,针对与极小点Lmin对应的振幅列,生成如图9所示的连接这些振幅的极小点包络线EVmin。

[0081] v) 此外,图3中的阈值等级设定部66,计算并设定第一阈值等级Ths、第二阈值等级Thd,所述第一阈值等级Ths、第二阈值等级Thd是为了求出收缩期血压BPsys、舒张期血压BPdia而针对第一包络线EV1中的最大峰值EV1P的值分别预先确定的比例的阈值等级。在该例子中,将第一阈值等级Ths设为最大峰值EV1P的值的40%;此外,将第二阈值等级Thd设为最大峰值EV1P的值的50%。

[0082] vi) 接着,如图4及图9中所示,图3中的收缩期血压计算部67求出极大点包络线EVmax、极小点包络线EVmin的与最大峰值EVmaxP、EVminP相比而处于高压侧的部分横穿第一阈值等级Ths的点的两个压力值Pc1、Pc2,计算这两个压力值的平均值 $(Pc1+Pc2)/2$ 作为收缩期血压BPsys。此外,如图4及图9中所示,图3中的舒张期血压计算部68求出极大点包络线EVmax、极小点包络线EVmin的与最大峰值EVmaxP、EVminP相比而处于低压侧的部分横穿第二阈值等级Thd的点的两个压力值Pc3、Pc4,计算这两个压力值的平均值 $(Pc3+Pc4)/2$ 作为舒张期血压BPdia。

[0083] 这里,极大点包络线EVmax、极小点包络线EVmin分别相当于呼吸性变动的上限线、下限线。因此,能够将上述两个高压侧压力值的平均值 $(Pc1+Pc2)/2$ 、上述两个低压侧压力值的平均值 $(Pc3+Pc4)/2$ ,分别称为考虑了呼吸性变动的平均值。如此,通过该电子血压计1,能够计算考虑了呼吸性变动的平均血压值。

[0084] 进而,将计算出的血压值(收缩期血压BPsys与舒张期血压BPdia)显示在显示装置50上。因此,用户能够知道考虑了被检查者的呼吸性变动的平均血压值。因此,被检查者不

需要重复多次测量。其结果,对被检查者而言,血压的测量变得简单,并且减轻了负担。

[0085] 虽然在上面的例子中,将第一阈值等级Ths设为最大峰值EV1P的值的40%,此外,将第二阈值等级Thd设为最大峰值EV1P的值的50%,但是并不限于此。例如,也可以改变阈值等级相对于最大峰值EV1P的值的比例,而将第一阈值等级Ths设为最大峰值EV1P的值的50%,此外,将第二阈值等级Thd设为最大峰值EV1P的值的70%。此外,也可以代替将第一包络线EV1中的最大峰值EV1P的值作为基准来设定阈值等级的比例的方式,而将极大点包络线EVmax中的最大峰值EVmaxP的值或者极小点包络线EVmin中的最大峰值EVminP的值作为基准来设定阈值等级的比例。

[0086] 此外,若相对于计算出的收缩期血压BPsys,上述两个高压侧压力值Pc1、Pc2之间的差(Pc1-Pc2)超过了预先确定的比例(例如设定在百分之几至百分之十的范围内),或者,相对于计算出的舒张期血压BPdia,上述两个低压侧压力值Pc3、Pc4之间的差(Pc3-Pc4)超过了预先确定的比例(例如设定在百分之几至百分之十的范围内),则CPU100也可以在显示装置50上将计算出的血压值(收缩期血压BPsys与舒张期血压BPdia)与“因为血压变动较大建议重新测量”这样的消息一起显示来进行通知。

[0087] 此外,也可以在显示这样的消息的同时或者代替消息的显示,例如通过警报音来通知该情况。

[0088] 通过这样的通知,用户能够容易地识别存在不能进行正确测量的可能性,因此需要花时间重新测量。

[0089] (第二例)

[0090] 在该第二例中,由图3中的所有要素计算血压值。即,除了在第一例中已经说明的脉搏波振幅列获取部61、第一包络线生成部62、极点检测部63、极大点包络线生成部64、极小点包络线生成部65、阈值等级设定部66、收缩期血压计算部67及舒张期血压计算部68发挥作用以外,在图3中以虚线的框示出的包络线修正部71及平滑化处理部72也发挥作用。

[0091] 图10示出了根据图3中的所有要素计算血压值时的处理流程。该图10的处理具有与图4的处理大致相同的流程。在该图10的处理中,在以下点上不同,即,添加了如下修正处理和平滑处理。在修正处理中进行修正(异常点除去修正)RA,即,通过包络线修正部71从生成了第一包络线EV1的振幅列AL中除去异常点;在平滑处理中,通过平滑化处理部72对极大点包络线EVmax、极小点包络线EVmin分别进行平滑化ALS1、ALS2(处理)。下面,为了简单起见,省略与第一例重复的说明,仅对与第一例不同的点进行说明。

[0092] i) 图11例示了从生成了第一包络线EV1的振幅列AL中除去异常点的修正(异常点除去修正)RA(修正处理)的方法。该异常点除去修正RA,试图从第一包络线EV1中,除去因血压测量过程中被检查者身体运动等导致的与呼吸性变动不同的非周期性的成分。

[0093] 在该例子中,在生成了第一包络线EV1的振幅列AL中,在某个被关注的振幅(将其设为 $AM_i$ 。)的值超出在该振幅前后排列的振幅(将它们设为 $AM_{i-1}$ 、 $AM_{i+1}$ 。)的值而偏离了预先确定的基准时,将该被关注的振幅 $AM_i$ 定义作为异常点。具体而言,通过接下来的三个式子,判断与各振幅对应的每个点是否为异常点。首先,若振幅 $AM_i$ 满足

[0094]  $AM_i < (AM_{i-1} + AM_{i+1}) / 4 \cdots (1)$ ,

[0095] 则将振幅 $AM_i$ 设为异常点。该式子(1)的右边具有在所述 $AM_i$ 前后排列的振幅 $AM_{i-1}$ 、 $AM_{i+1}$ 的平均值的0.5倍这样的含义。

[0096] 此外,若振幅 $AM_i$ 满足

[0097]  $(AM_{i-1}+AM_{i+1})/4 < AM_i \leq 3(AM_{i-1}+AM_{i+1})/4 \cdots (2)$ ,

[0098] 则不将振幅 $AM_i$ 设为异常点。该式子(2)的右边具有在所述 $AM_i$ 前后排列的振幅 $AM_{i-1}$ 、 $AM_{i+1}$ 的平均值的1.5倍这样的含义。

[0099] 此外,若振幅 $AM_i$ 满足

[0100]  $3(AM_{i-1}+AM_{i+1})/4 < AM_i \cdots (3)$ ,

[0101] 则将振幅 $AM_i$ 设为异常点。

[0102] 在图11的例子中,对于振幅 $AM_6$ ,由于 $AM_6 < (AM_5+AM_7)/4$ ,满足式子(1),所以将 $AM_6$ 判断为异常点。此外,对于振幅 $AM_{15}$ ,由于 $3(AM_{14}+AM_{16})/4 < AM_{15}$ ,满足式子(3),所以将 $AM_{15}$ 判断为异常点。另一方面,在振幅列AL中,判断出剩余的振幅不是异常点。

[0103] 在该例子中,在判断出振幅 $AM_i$ 为异常点时,用在所述 $AM_i$ 前后排列的振幅 $AM_{i-1}$ 、 $AM_{i+1}$ 的平均值 $(AM_{i-1}+AM_{i+1})/2$ 将该振幅 $AM_i$ 置换,将第一包络线EV1修正(插值法)平滑。并且,也可以仅除去该振幅 $AM_i$ 。在图10及图11中,将该异常点除去修正RA后的包络线作为第二包络线EV2来表示。

[0104] 如此,通过该异常点除去修正RA,能够从第一包络线EV1中,除去因血压测量过程中被检查者身体运动等导致的与呼吸性变动不同的非周期性的成分。在以后的处理中,使用该异常点除去修正RA后的第二包络线EV2。由此,提高了计算出的血压值的精度。

[0105] ii) 图12示出了使用已平滑化的极大点包络线EVmaxS与已平滑化的极小点包络线EVminS来计算收缩期血压与舒张期血压的方法。

[0106] 如图10中所示,这些平滑化极大点包络线EVmaxS、极小点包络线EVminS是通过对极大点包络线EVmax、极小点包络线EVmin分别施加公知的移动平均法等平滑化(处理)ALS1、ALS2而获得的(例如参照日本特开平05-317274号公报。)

[0107] 在这些平滑化ALS1、ALS2之后,如图12中所示,图3中的阈值等级设定部66计算并设定第一阈值等级Ths'、第二阈值等级Thd',所述第一阈值等级Ths'、第二阈值等级Thd'是针对第二包络线EV2中的最大峰值EV2P的值而分别预先确定的比例的阈值。在该例子中,与第一例中的相同,将第一阈值等级Ths'设为最大峰值EV2P的值的40%;此外,将第二阈值等级Thd'设为最大峰值EV2P的值的50%。但是,也能够进行已述那样的变更。

[0108] 接着,如图10及图12所示,图3中的收缩期血压计算部67求出平滑化极大点包络线EVmaxS、极小点包络线EVminS的与最大峰值EVmaxSP、EVminSP相比而处于高压侧的部分横穿第一阈值等级Ths'的点的两个压力值Pc1'、Pc2',计算这两个压力值的平均值 $(Pc1' + Pc2')/2$ 来作为收缩期血压BPsys'。进而,如图10及图12所示,图3中的舒张期血压计算部68求出平滑化极大点包络线EVmaxS、极小点包络线EVminS的与最大峰值EVmaxSP、EVminSP相比而处于低压侧的部分横穿第二阈值等级Thd'的点的两个压力值Pc3'、Pc4',计算这两个压力值的平均值 $(Pc3' + Pc4')/2$ 来作为舒张期血压BPdia'。

[0109] 在这样的情况下,减少了上述两个高压侧压力值Pc1'、Pc2'及上述两个低压侧压力值Pc3'、Pc4'的噪声,提高了计算出的血压值(收缩期血压BPsys'与舒张期血压BPdia')的精度。

[0110] 在该第二例中,虽然相对于图4的处理,同时添加了进行从生成了第一包络线EV1的振幅列AL中除去异常点的修正(异常点除去修正)RA的处理,以及对极大点包络线EVmax、

极小点包络线EVmin分别进行平滑化ALS1、ALS2的处理,但是并不限于此。也可以仅添加其中一个处理。

[0111] 虽然在上述实施方式中,将被测量部位设为手臂,但是并不限于此。被测量部位也可以是手腕或腿。

[0112] 此外,本发明的电子血压计不仅可以测量血压值,也可以同时测量其他的身体信息,例如脉搏次数等。

[0113] 上述实施方式仅是例示性的,在不脱离本发明的范围的情况下能够进行各种变形。

[0114] 附图标记说明:

[0115] 1 血压计

[0116] 20 血压测量用袖带

[0117] 31 压力传感器

[0118] 50 显示装置

[0119] 100 CPU

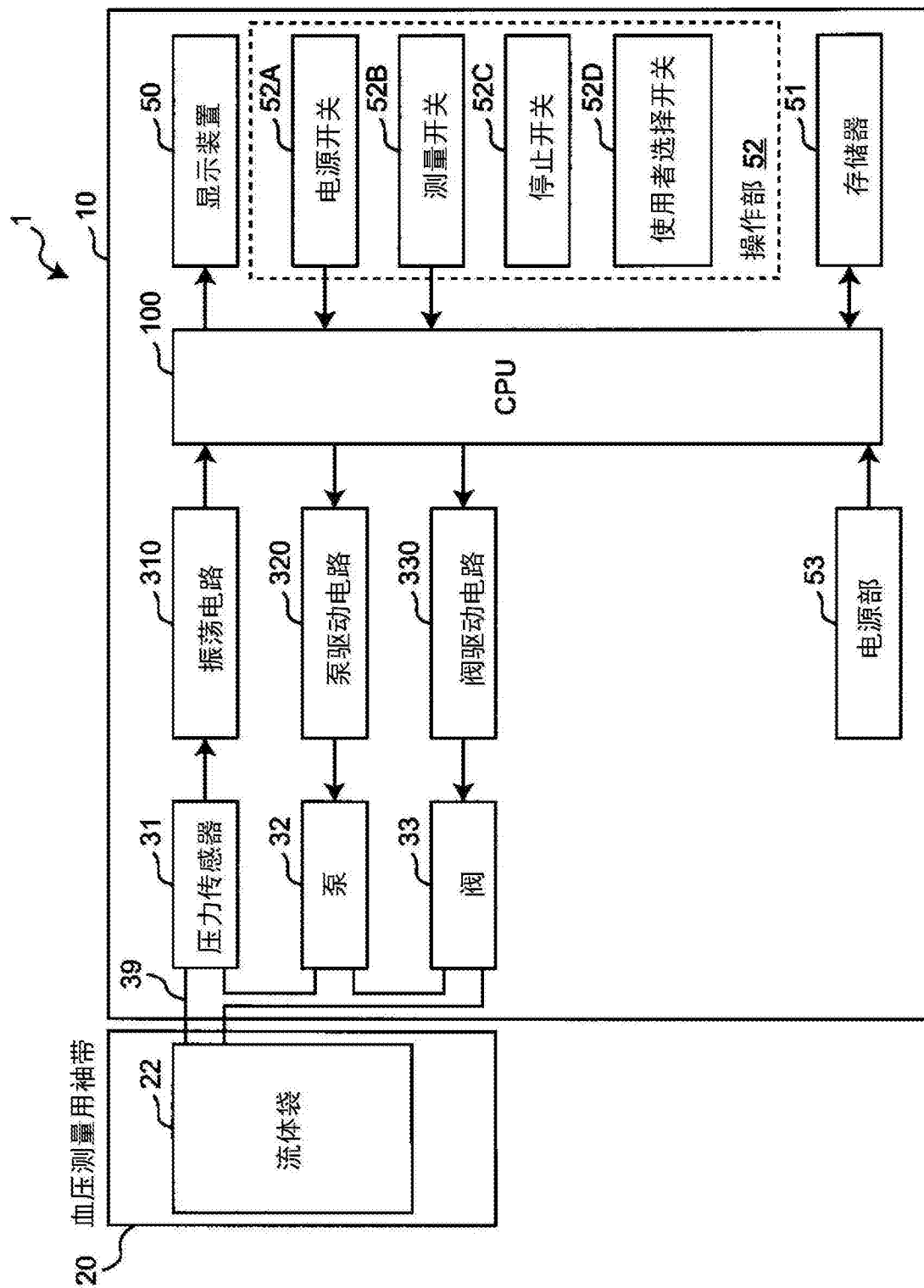


图1

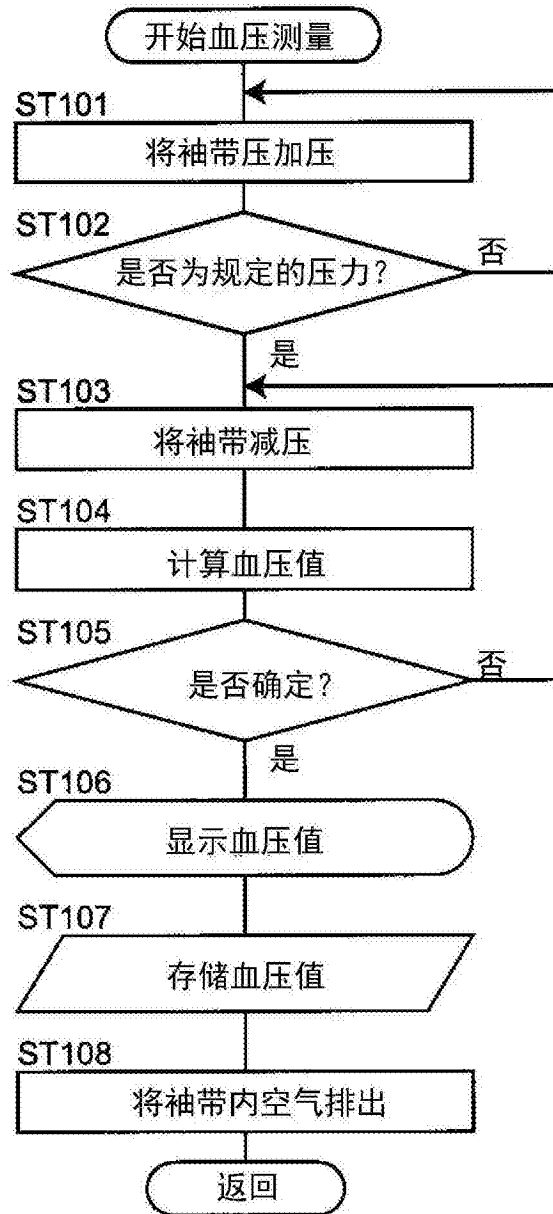


图2

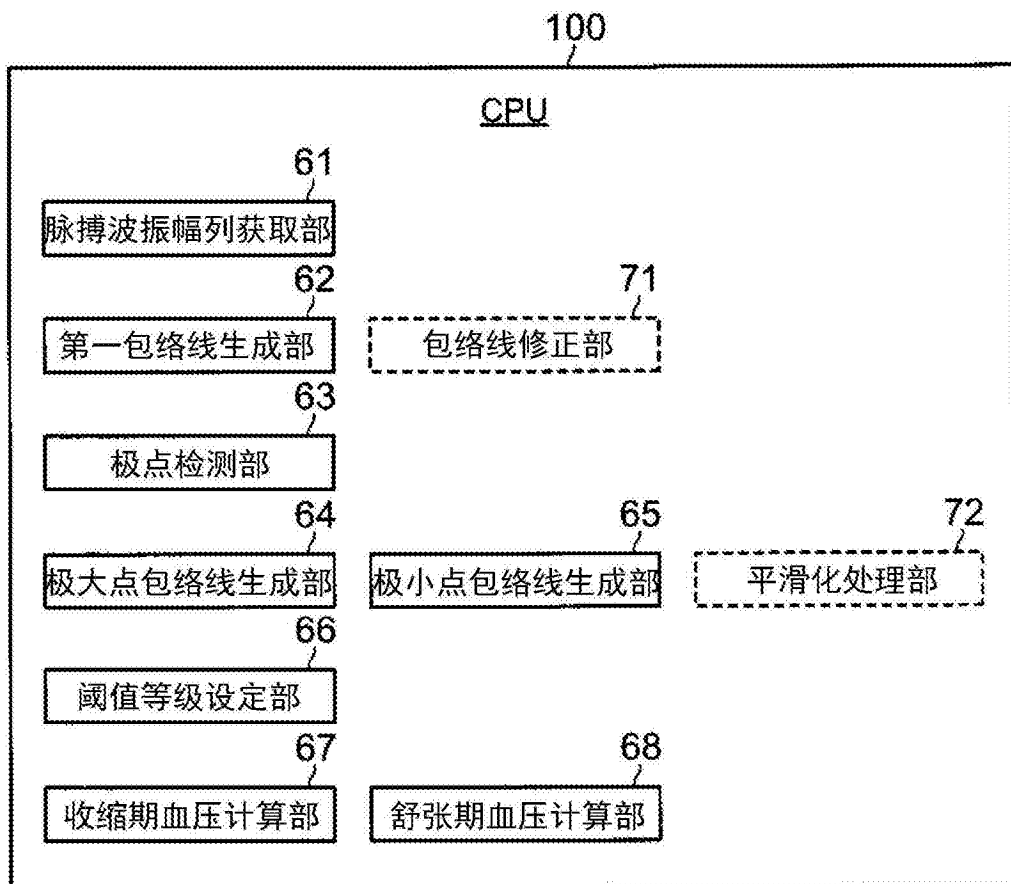


图3

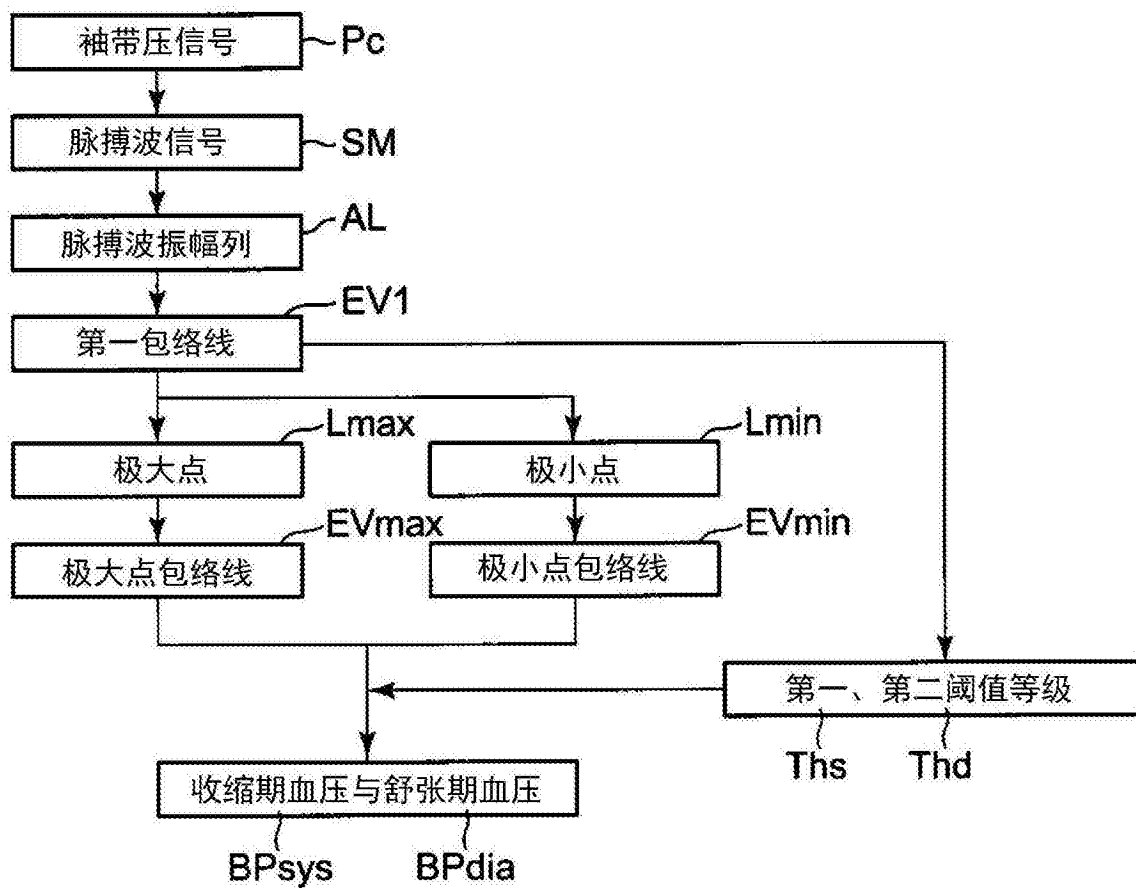


图4



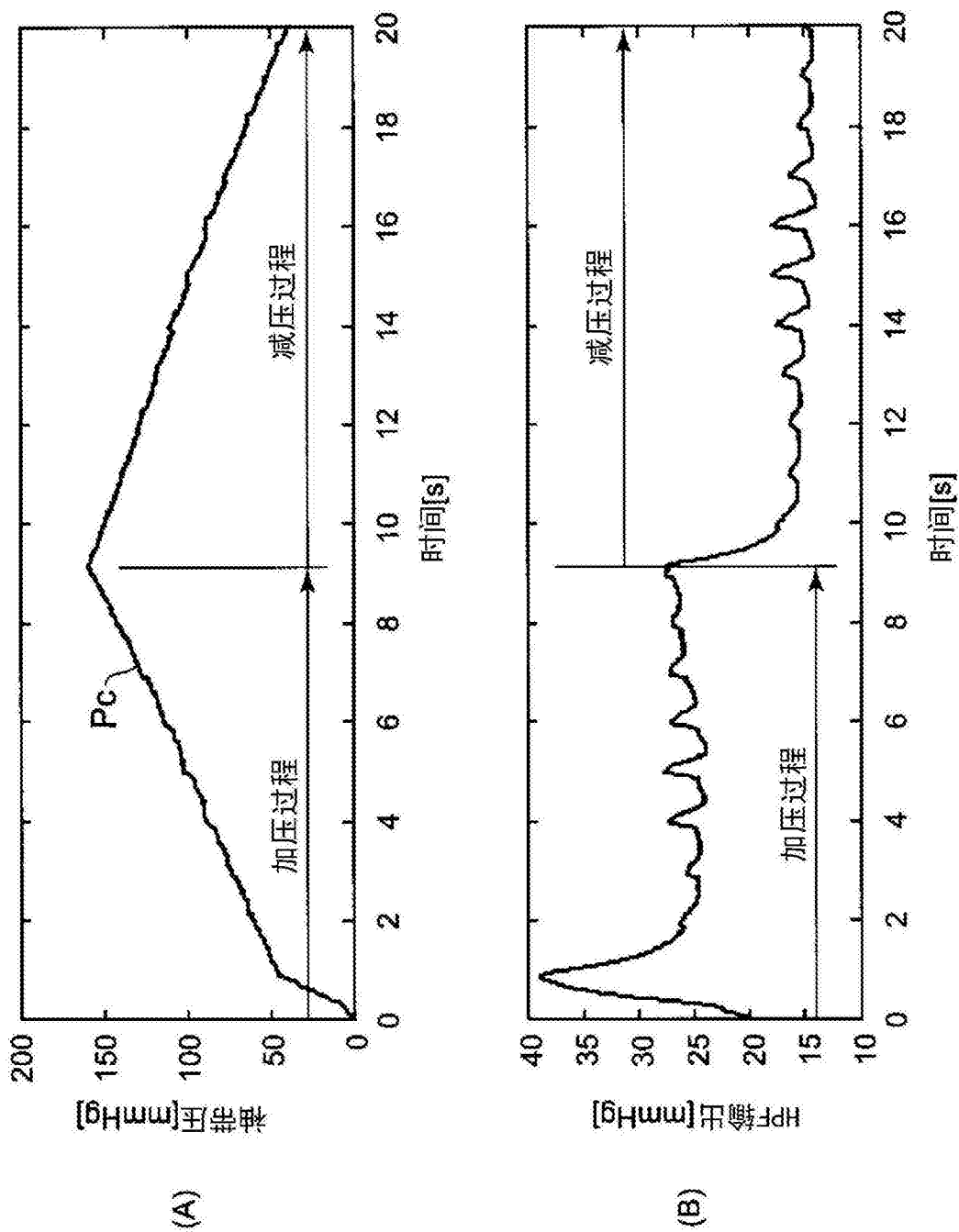


图5

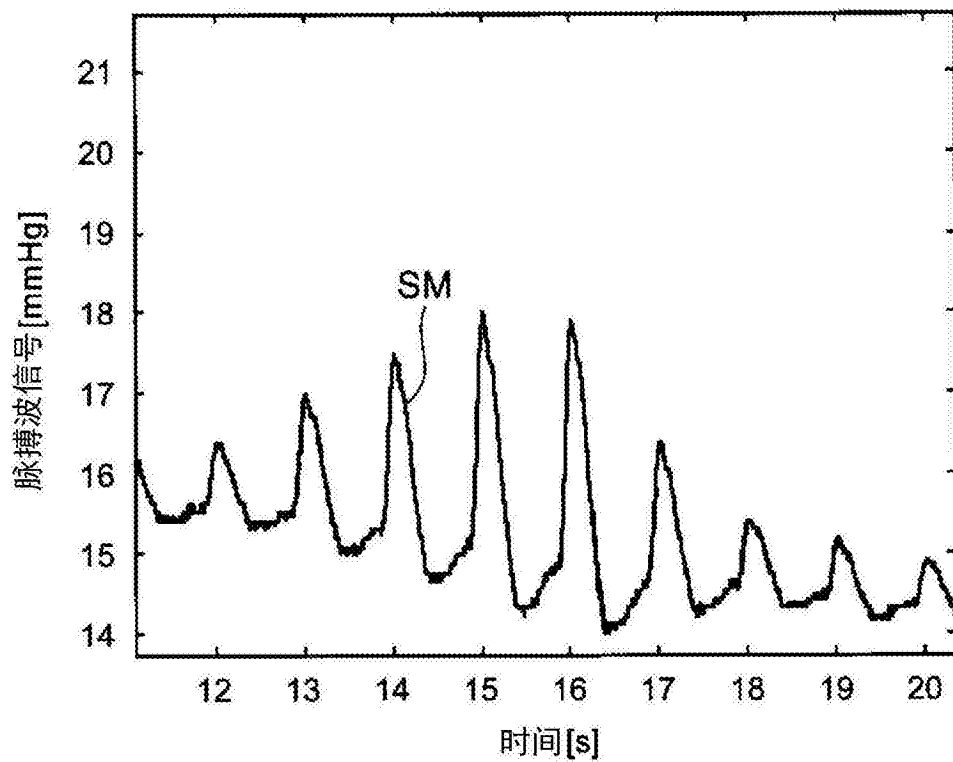


图6

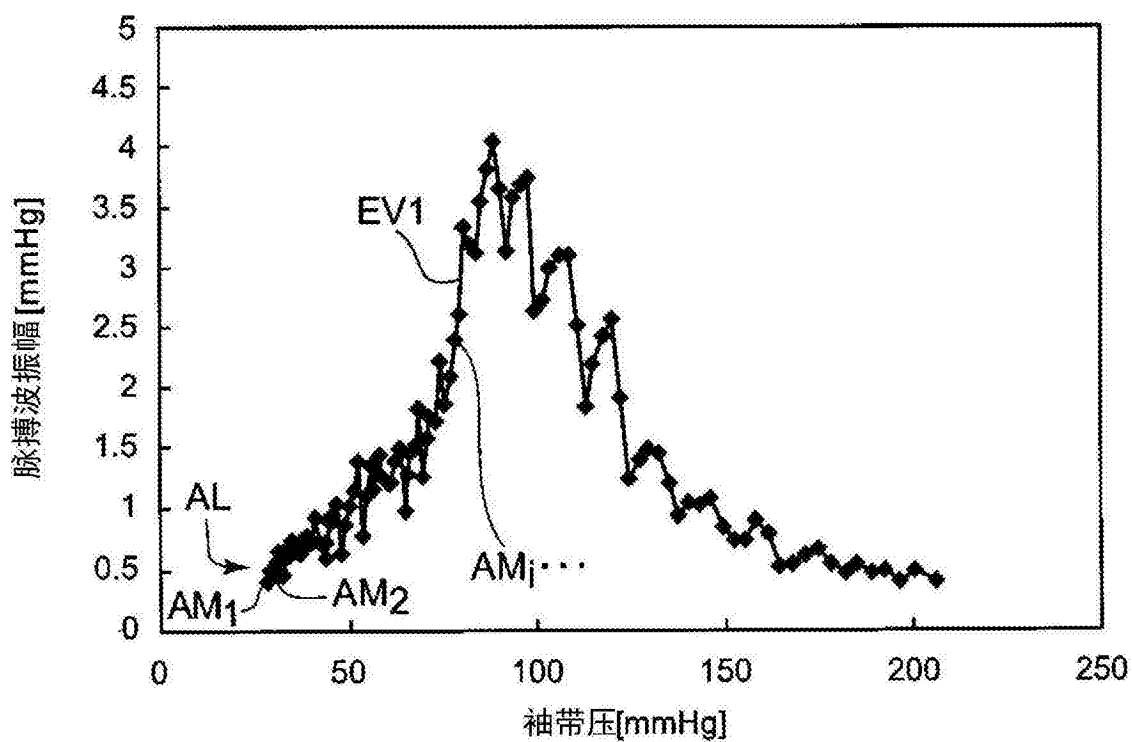


图7

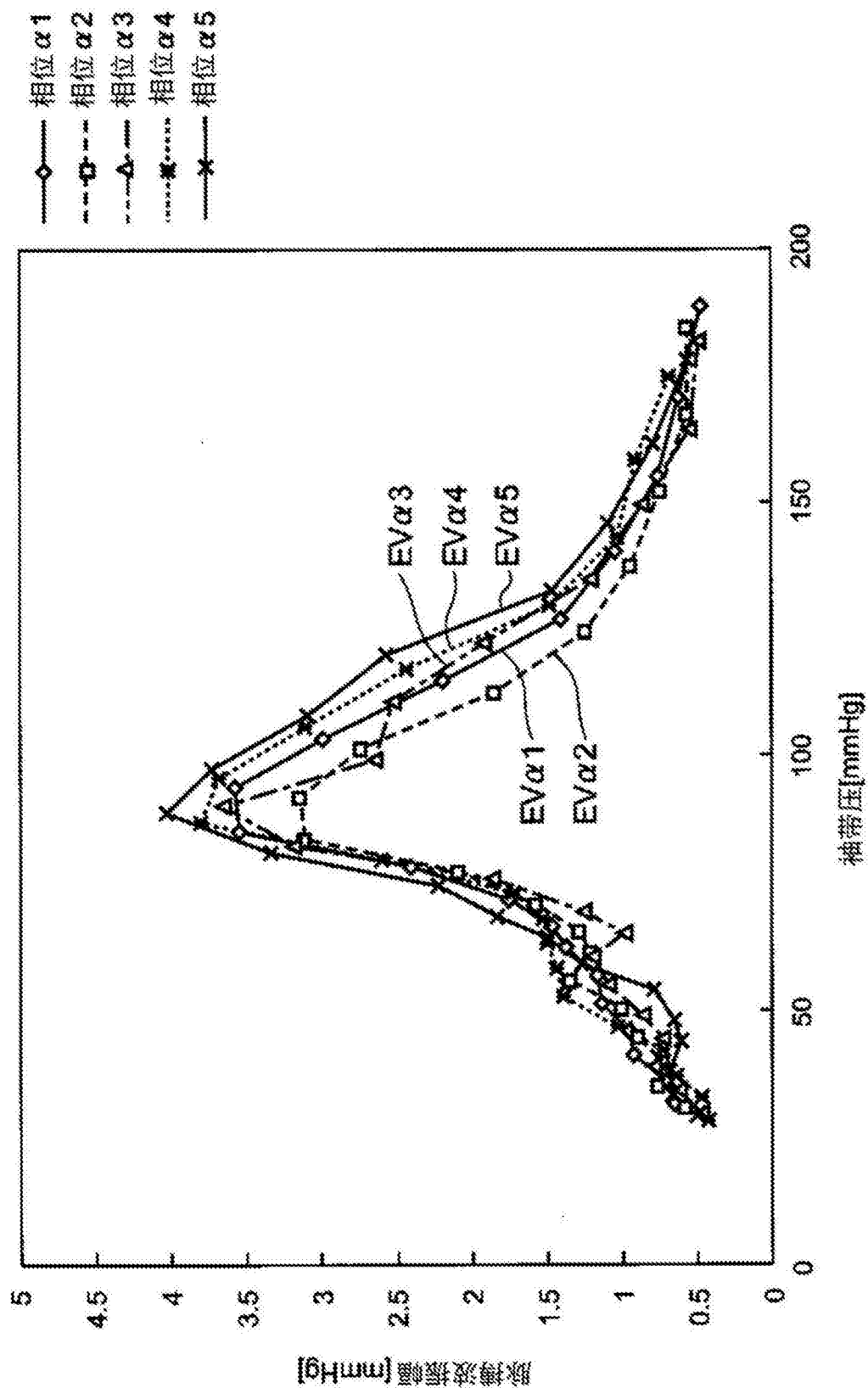


图8

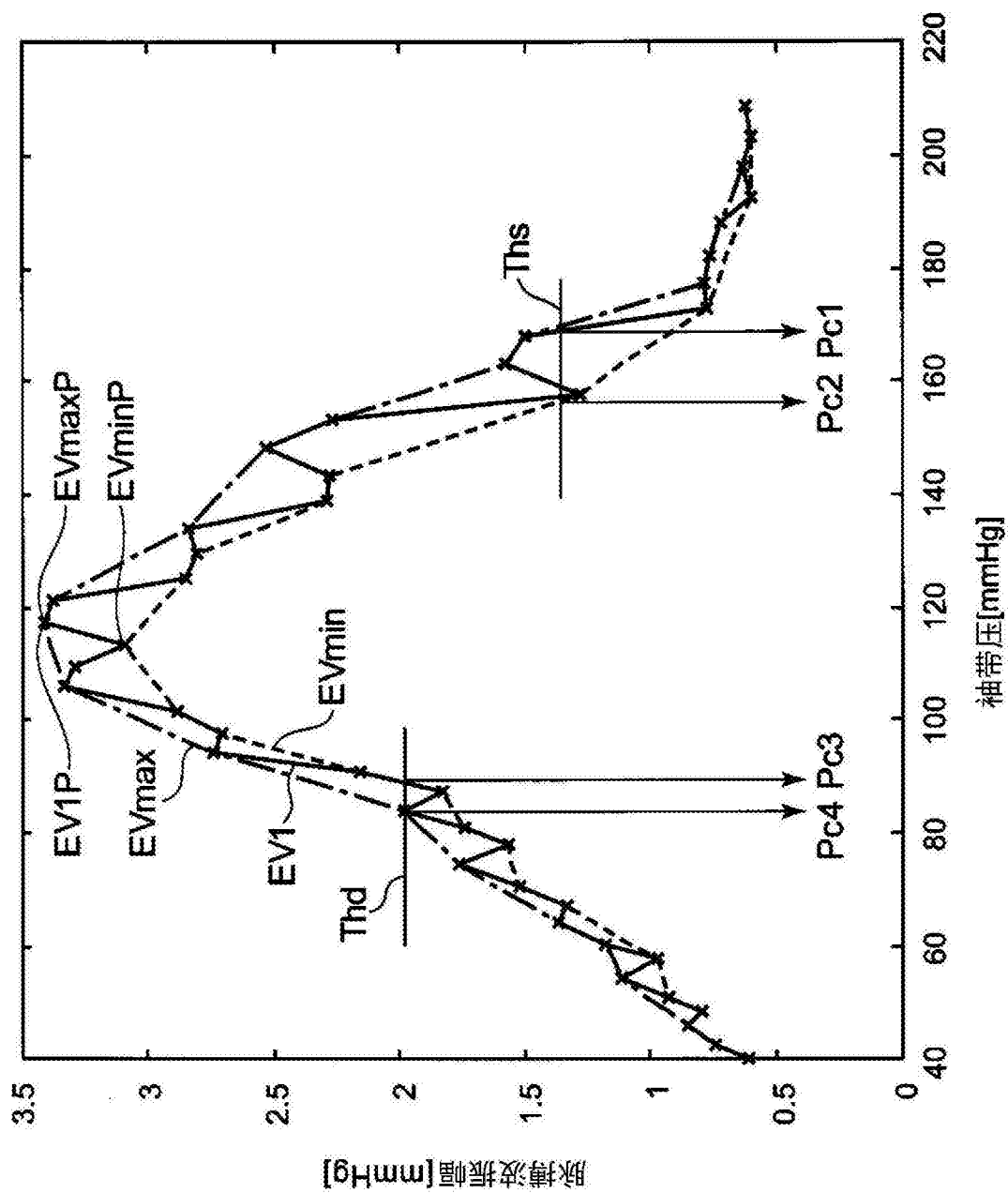


图9

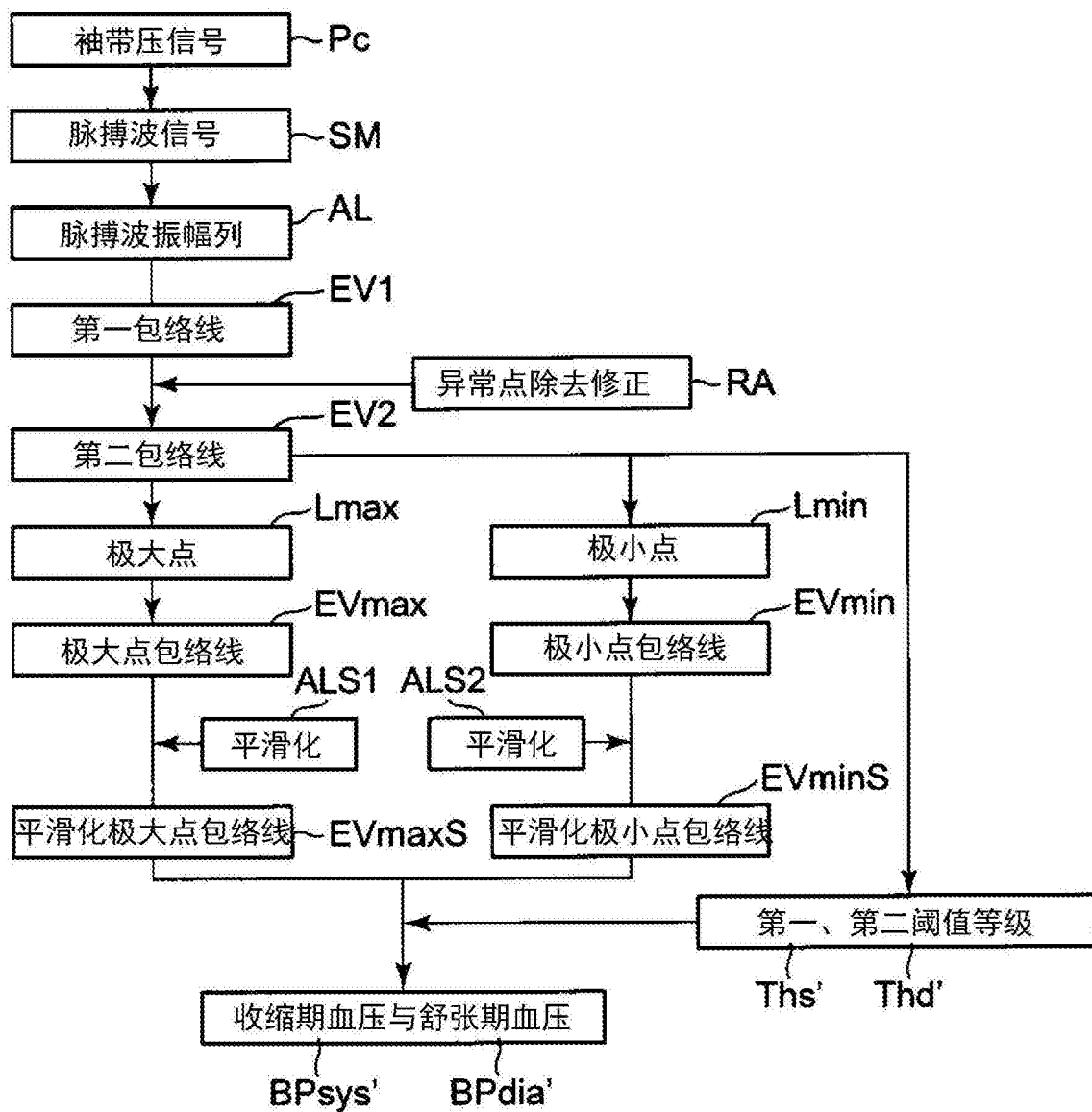


图10

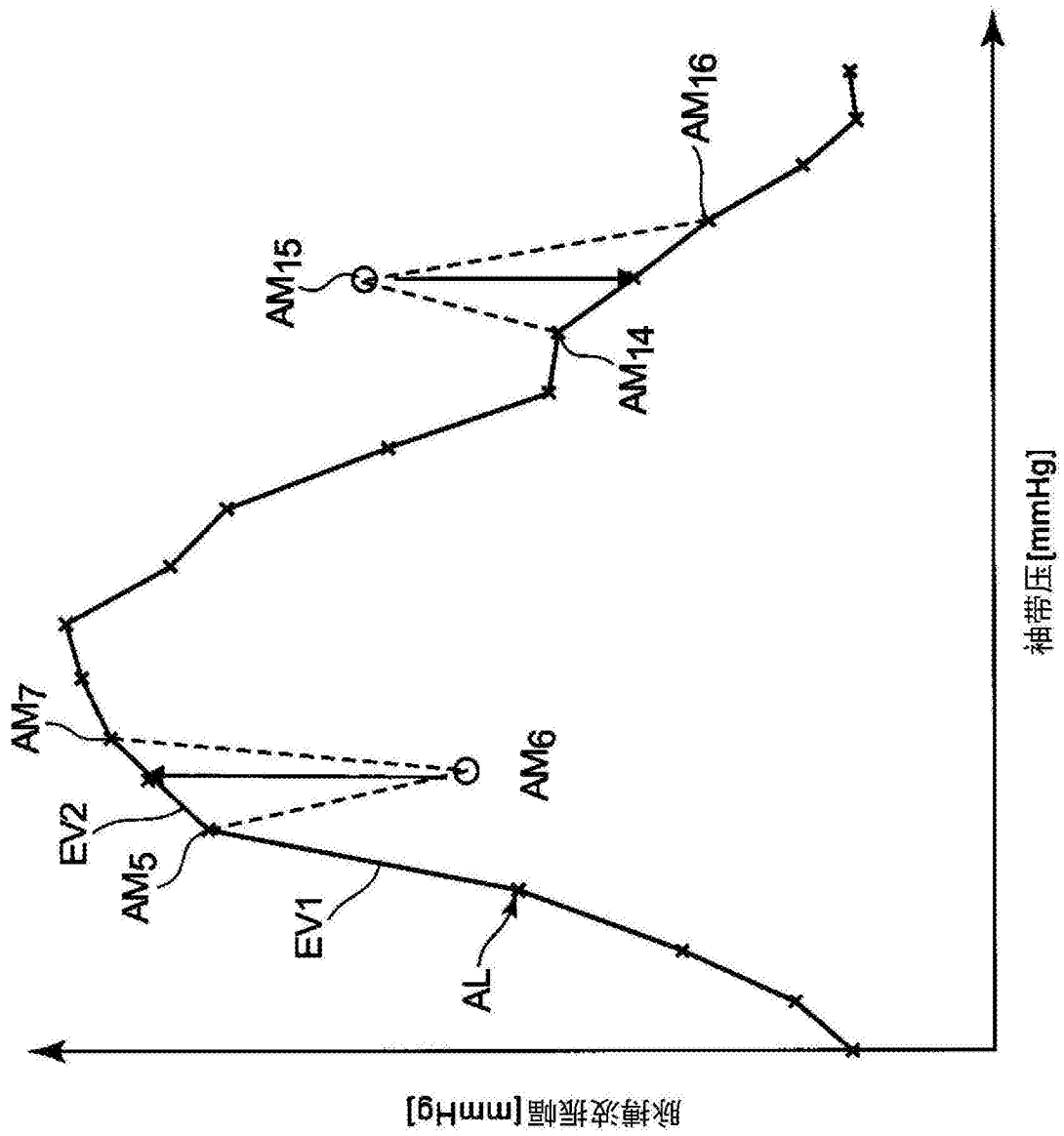


图11

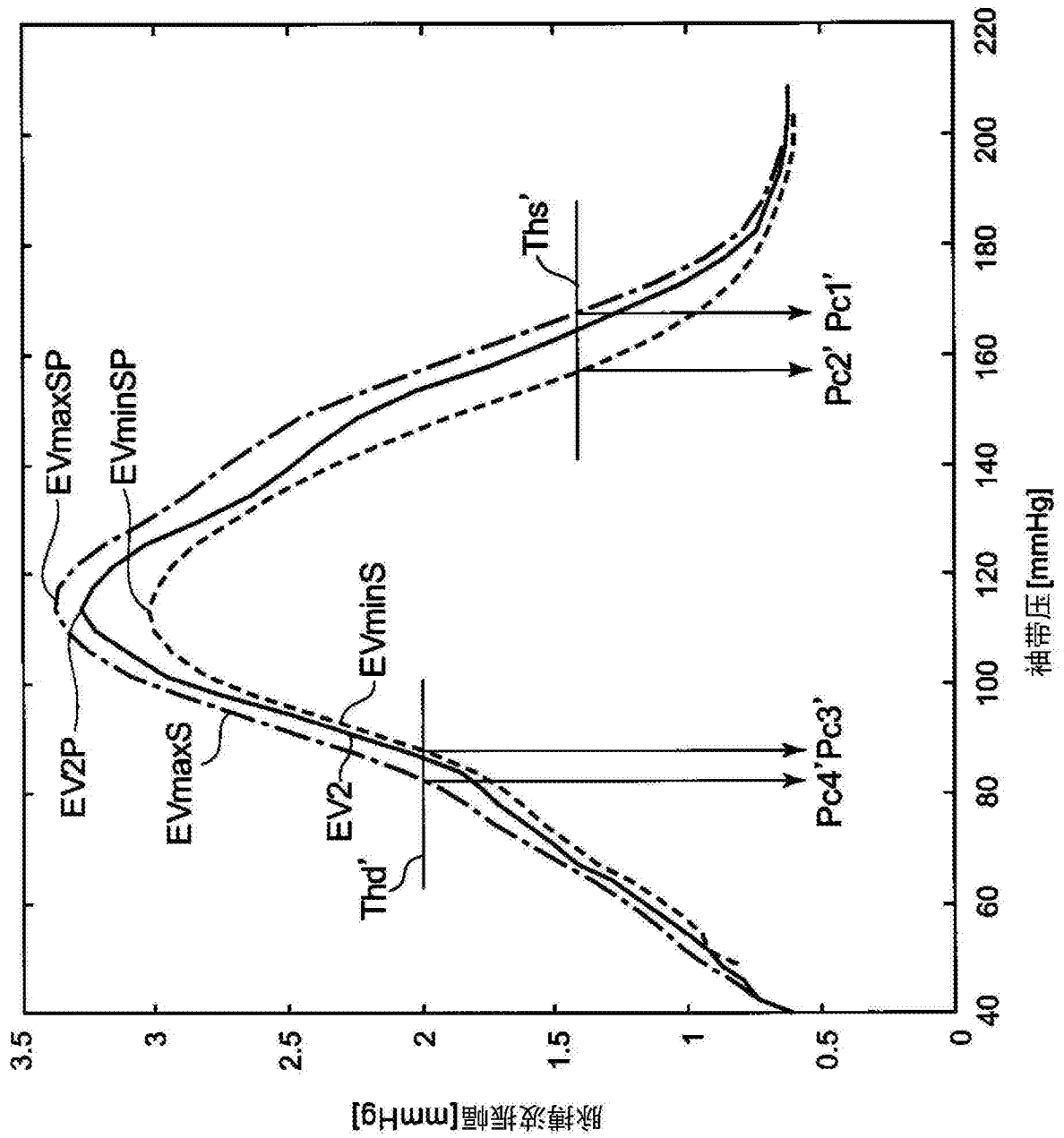


图12

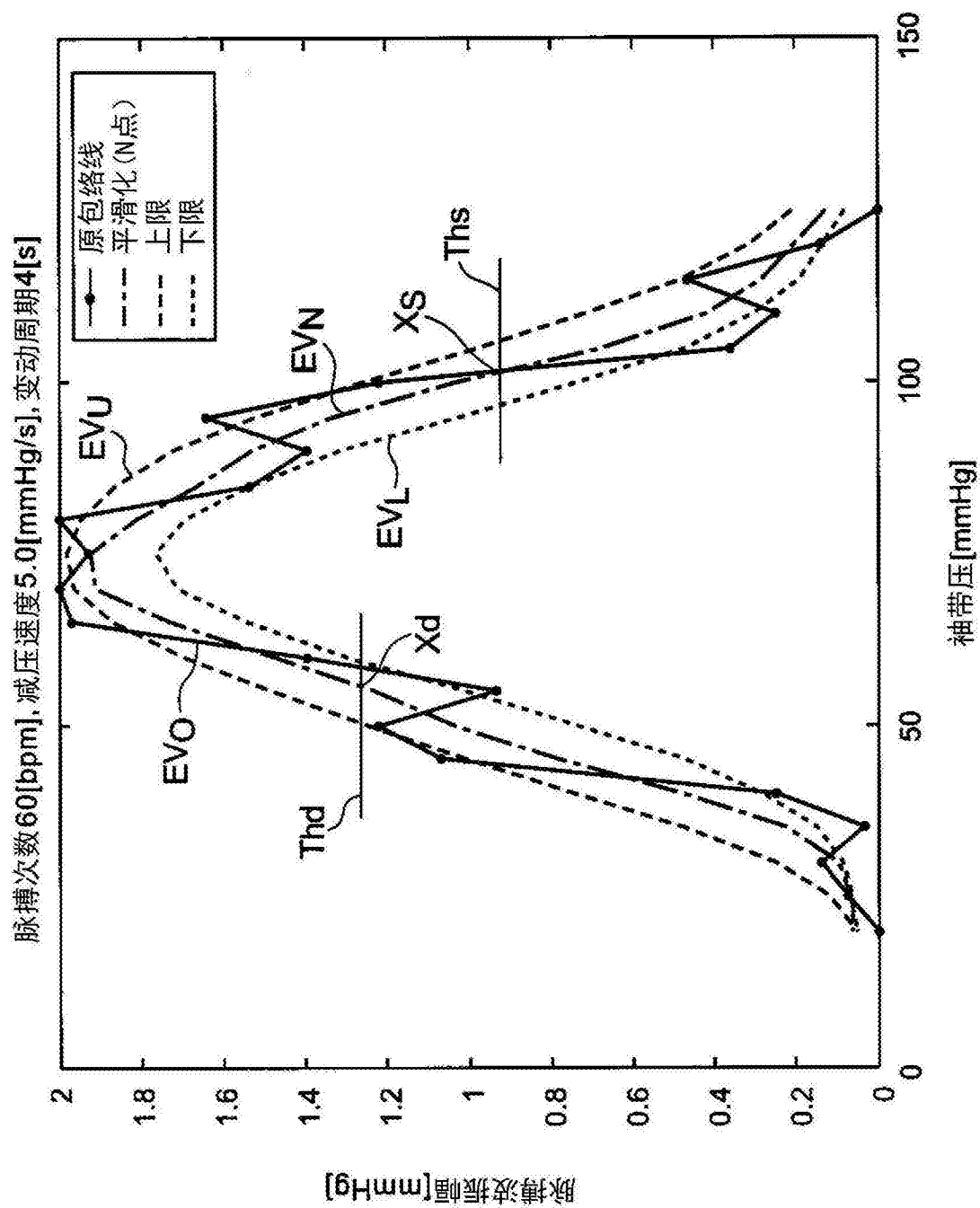


图13



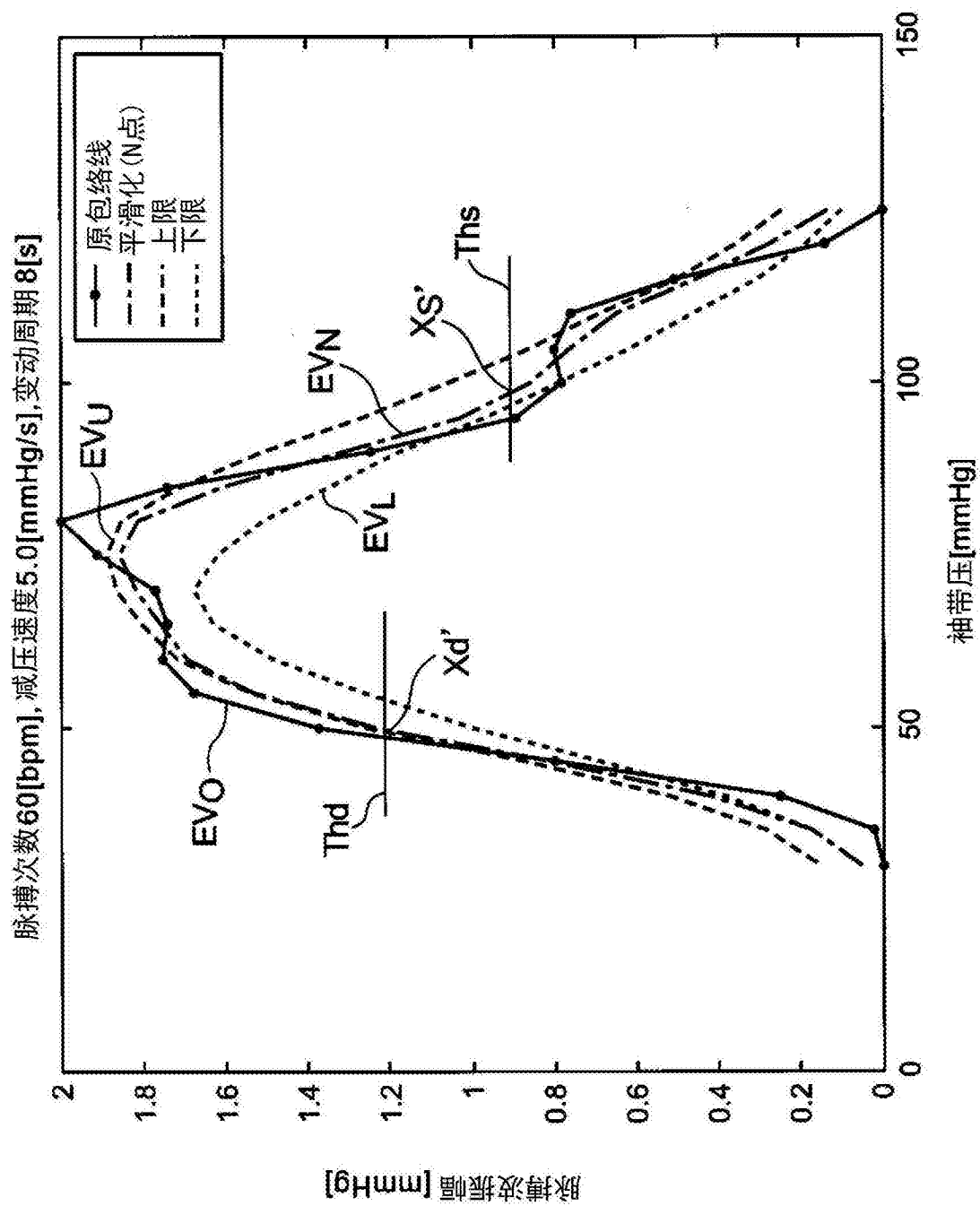


图14