



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103371853 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201310096184.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.03.25

A61B 8/04(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103371853 A

审查员 高瑞玲

(43)申请公布日 2013.10.30

(30)优先权数据

JP2012-094521 2012.04.18 JP

(73)专利权人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 水上博光

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

权利要求书1页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

血压测量装置

(57)摘要

本发明提供血压估计参数校正方法和血压测量装置。进行将测量第1动脉即中枢动脉的作为血管截面指标值的血管直径的血管直径测量与测量第2动脉即末梢动脉的血压的末梢血压测量组合后的末梢血压组合测量,作为不同动脉血压组合测量。并且,使用该末梢血压组合测量的测量结果,对根据中枢动脉的血管直径来估计中心血压的血压估计处理的参数(例如血管硬度参数或相关参数)进行校正。

| 校正类别 | 测量对象血管直径 | 测量对象血压           | 校正对象   |
|------|----------|------------------|--------|
| 第1校正 | 中枢动脉血管直径 | 中枢动脉血压<br>(中心血压) | 血管硬度参数 |
| 第2校正 | 中枢动脉血管直径 | 末梢动脉血压           | 相关参数   |

1. 一种血压测量装置,该血压测量装置进行将测量第1动脉的血管截面指标值的血管截面指标值测量与第2动脉的血压测量组合后的不同动脉血压组合测量,并且进行将所述血管截面指标值测量与所述第1动脉的血压测量组合后的相同动脉血压组合测量,其中,所述血管截面指标值包括血管直径或血管截面积,在该血压测量装置中,具有:

血管截面指标值测量部,其测量第1动脉的血管截面指标值;

血压测量部,其执行根据由所述血管截面指标值测量部测量的血管截面指标值来估计所述第1动脉的血压的血压估计处理,测量该血压;

输入部,其输入第2动脉的血压;以及

校正部,其使用由所述血管截面指标值测量部测量的血管截面指标值和由所述输入部输入的血压,来校正所述血压估计处理的参数,

所述参数包含舒张期血管截面指标值与所述第1动脉的舒张期血压之间的关系的参数,

所述校正部使用所述不同动脉血压组合测量的测量结果对所述相关参数进行校正,

所述参数包含表示所述第1动脉的血管硬度的血管硬度参数,

所述校正部使用所述相同动脉血压组合测量的测量结果对所述血管硬度参数进行校正。

2. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中,

所述校正包含针对所述血管硬度参数设定给定值。

3. 根据权利要求1或2所述的血压测量装置,其中,

所述第1动脉是中枢动脉,

所述第2动脉是末梢动脉,

所述血压估计处理是估计中枢动脉的起始部血压的处理。

## 血压测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及对血压估计用的参数进行校正的方法等。

### 背景技术

[0002] 以往,已设计出使用超声波来测量血流、血管直径、血压的装置或者测量血管的弹性模量的装置。这些装置的特征在于,能够进行不使被检者感到疼痛或不适的非侵入式的测量。

[0003] 例如,在专利文献1中公开了如下方法:捕捉血管直径的变化或血管截面积的变化与血压变化之间的非线性关系,根据表示血管硬度的硬度参数和血管直径或血管截面积来估计血压。

[0004] 专利文献1:日本特开2004-41382号公报

[0005] 此外,把作为中枢动脉的起始部血压而公知的中心血压当成动脉硬化或循环器官疾病的指标值。例如,在考虑应用专利文献1中公开的技术来估计中心血压的情况下,需要测量大动脉或颈动脉等中枢动脉的血压,并对上述硬度参数进行校正。但是,在中枢动脉的血压测量中,通常需要使用插入导管这样的侵入式测量方法,因此存在对于被检者身体的负担大的问题。

[0006] 此外,作为测量中心血压的装置,例如根据手腕部的桡动脉的血压波形来估计中心血压的中心血压计也已经得到实际应用。但是,这些中心血压计是大尺寸的固定式,并且价格昂贵,因而不适用于被检者携带着长时间地测量中心血压的用途,而且不适合于随时随意地测量中心血压的用途。

[0007] 作为特征的血压,虽然例示了中心血压,但除中心血压以外,因动脉的种类不同,也存在难以进行测量的血压。针对这样的动脉,不容易进行估计血压所需的参数的校正,因而可能会发生无法估计血压的情况。

### 发明内容

[0008] 本发明正是鉴于上述课题而完成的,其目的在于提供一种用于估计血压的新颖方法。

[0009] 用于解决以上课题的第1方式是一种血压估计参数校正方法,其包含以下步骤:进行将测量第1动脉的血管直径或血管截面积(以下,包括“血管直径”或“血管截面积”而称为“血管截面指标值”。)的血管截面指标值测量与第2动脉的血压测量组合后的不同动脉血压组合测量;以及使用所述不同动脉血压组合测量的测量结果,对根据所述第1动脉的血管截面指标值来估计所述第1动脉的血压的血压估计处理的参数进行校正。

[0010] 此外,作为其他方式,可以构成血压测量装置,该血压测量装置具有:血管截面指标值测量部,其测量第1动脉的血管截面指标值;血压测量部,其执行根据由所述血管截面指标值测量部测量的血管截面指标值,来估计所述第1动脉的血压的血压估计处理,测量该血压;输入部,其输入第2动脉的血压;以及校正部,其使用由所述血管截面指标值测量部

测量的血管截面指标值和由所述输入部输入的血压,来校正所述血压估计处理的参数。

[0011] 在血压中,舒张期血压具有与动脉的流经部位无关,其值基本不变的性质。因此,根据第1方式等,进行将第1动脉的血管截面指标值测量与第2动脉的血压测量组合后的不同动脉血压组合测量。并且,使用不同动脉血压组合测量的测量结果,对根据第1动脉的血管截面指标值来估计第1动脉的血压的血压估计处理的参数进行校正。由此,能够恰当地校正血压估计处理的参数,进而能够正确地估计血压。

[0012] 此外,作为第2方式,可以构成血压估计参数校正方法,其,在第1方式的血压估计参数校正方法中,所述参数包含舒张期血管截面指标值与所述第1动脉的舒张期血压之间的关系的参数,所述校正包含使用所述不同动脉血压组合测量的测量结果对所述相关参数进行校正。

[0013] 根据该第2方式,使用不同动脉血压组合测量的测量结果对舒张期血管截面指标值与第1动脉的舒张期血压之间的关系的参数进行校正,由此能够使得血压估计处理的参数正确化。

[0014] 此外,作为第3方式,可以构成血压估计参数校正方法,其,在第1或第2方式的血压估计参数校正方法中,所述参数包含表示所述第1动脉的血管硬度的血管硬度参数,所述血压估计参数校正方法还包含以下步骤:进行将所述血管截面指标值测量与 所述第1动脉的血压测量组合后的相同动脉血压组合测量,所述校正包含使用所述相同动脉血压组合测量的测量结果对所述血管硬度参数进行校正。

[0015] 根据该第3方式,进行将血管截面指标值测量与第1动脉的血压测量组合后的相同动脉血压组合测量。并且,使用该相同动脉血压组合测量的测量结果对血管硬度参数进行校正。由此,能够求出反映了第1动脉的血管硬度的血管硬度参数的值。

[0016] 此外,作为第4方式,可以构成血压估计参数校正方法,其,在第1或第2方式的血压估计参数校正方法中,所述参数包含表示所述第1动脉的血管硬度的血管硬度参数,所述校正包含针对所述血管硬度参数设定给定值。

[0017] 根据该第4方式,通过对血管硬度参数设定给定值,能够简单地校正血压估计处理的参数。

[0018] 此外,作为第5方式,可以构成血压估计参数校正方法,其,在第1~第4的任意一个方式的血压估计参数校正方法中,所述第1动脉是中枢动脉,所述第2动脉是末梢动脉,所述血压估计处理是估计中枢动脉的起始部血压的处理。

[0019] 根据该第5方式,能够与上述方式相结合地,对估计中枢动脉的起始部血压的血压估计处理的参数进行校正。

## 附图说明

[0020] 图1是中心血压估计参数的校正方法的说明图。

[0021] 图2是按照测量部位测量的血压测量结果的说明图。

[0022] 图3是示出超声波血压计的功能结构的一例的框图。

[0023] 图4是示出主处理的流程的流程图。

[0024] 图5是示出血管硬度参数校正处理的流程的流程图。

[0025] 图6是示出相关参数校正处理的流程的流程图。

[0026] 图7是示出第2主处理的流程的流程图。

[0027] 标号说明

[0028] 1:超声波血压计 2:中心血压计 3:加压血压计 10:超声波探头 20:主体装置  
40:第1输入部 60:第2输入部 100:处理部 200:操作部 300:显示部 400:声音输出部  
500:通信部 600:时钟部 800:存储部

## 具体实施方式

[0029] 以下,参照附图对应用了本发明的优选实施方式的一例进行说明。在本实施方式中,将第1动脉设为中枢动脉,将第2动脉设为末梢动脉,来说明对估计中枢动脉的起始部血压的血压估计处理的参数进行校正的实施方式。在本实施方式中,将血管直径作为血管截面指标值进行说明,但也可以使用血管截面积来代替血管直径(该情况下,只要将以下文章中的“血管直径”替换成“血管截面积”进行阅读即可)。可以应用本发明的方式显然不限于以下说明的实施方式。

[0030] 1.原理

[0031] 在本实施方式中,对用于估计中心血压的血压估计处理的参数(以下,称为“中心血压估计参数”)进行校正。中心血压主要是指作为中枢动脉的一种的大动脉的起始部血压。有时也将颈动脉的血压视为中心血压。

[0032] 在中心血压估计参数中,包含舒张期血管直径与舒张期中心血压之间的关系的参数、以及表示中枢动脉的血管硬度的血管硬度参数。在本实施方式中对这两种参数进行校正。

[0033] 在血压估计处理中,由于是根据中枢动脉的血管直径来估计中心血压,因而需要确定中枢动脉的血管直径与中枢动脉的血压的相关特性。例如,可以通过以非线性关系将中枢动脉的血管直径与中枢动脉的血压联系起来的相关式来表示该相关特性。

[0034] 具体而言,可以使用对中枢动脉的血管施加的压力和各血压时的血管直径,例如通过下式(1)那样的相关式来表示相关特性。

[0035] 
$$P = P_d \cdot \exp [\beta (D/D_d - 1)] \cdots (1)$$

[0036] 其中,  $\beta = \ln(P_s/P_d) / (D_s/D_d - 1)$

[0037] 在此,“ $P_s$ ”是收缩期血压,“ $P_d$ ”是舒张期血压。此外,“ $D_s$ ”是收缩期血压时的血管直径即收缩期血管直径,“ $D_d$ ”是舒张期血压时的血管直径即舒张期血管直径。此外,“ $\beta$ ”是表示被称作硬度参数的血管硬度的指标值。

[0038] 血管硬度参数相当于式(1)的硬度参数“ $\beta$ ”。相关参数相当于式(1)的舒张期血压“ $P_d$ ”和舒张期血管直径“ $D_d$ ”。

[0039] 本实施方式的显著特征之一在于,将中心血压估计参数的校正分为血管硬度参数的校正和相关参数的校正这两部分。具体而言,如图1所示,存在第1校正和第2校正这两种校正。

[0040] 在第1校正中,与中枢动脉的血压的测量(中心血压测量)组合地进行中枢动脉的血管直径的测量(以下,将该组合称为“中心血压组合测量”),对血管硬度参数进行校正。中心血压组合测量是相同动脉血压组合测量的一种。

[0041] 在第2校正中,与末梢动脉的血压的测量(末梢血压测量)组合地进行中枢动脉的

血管直径的测量(以下,将该组合称为“末梢血压组合测量”。),对相关参数进行校正。末梢血压组合测量是不同动脉血压组合测量的一种。

[0042] 如上所述,在本实施方式中,通过进行中心血压组合测量的第1校正来进行血管硬度参数的校正,通过进行末梢血压组合测量的第2校正来进行相关参数的校正。

[0043] 参照图2对利用两种校正的原因进行说明。

[0044] 图2是示出在从活体的中枢部到末梢部的各测量部位处对血压进行测量而得到的生理学实验结果的一例的图。在图2中,横轴表示测量部位,表示如下这样的测量部位:越向左越靠近中枢部,越向右越靠近末梢部。此外,纵轴是血压。图示了5处测量部位的血压变化的一例。

[0045] 由该图可知,收缩期血压具有如下趋势:随着从中枢部向末梢部靠近,收缩期血压逐渐上升。认为这是由于所谓的峰化现象引起的。与此相对,舒张期血压表现出基本恒定的值,无论在中枢部还是在末梢部都基本不变。

[0046] 根据该结果,由于中枢动脉与末梢动脉的收缩期血压不同,因而在使用末梢动脉的血压来校正血管硬度参数的情况下,很可能无法准确地反映中枢动脉的血管硬度。因此,血管硬度参数的校正采取使用了中枢动脉的血压的第1校正。另外,例如可以利用医疗机构等中使用的中心血压计来测量中枢动脉的血压(中心血压)。

[0047] 另一方面,由于中枢动脉的血管直径不固定而是略有差异,因而需要根据测量中枢动脉的血管直径时的测量状况(例如测量装置的安装方式)等,调整相关特性。如果是测量中枢动脉的血压,则被检者需要亲自去往医疗机构等,十分麻烦,但如果是测量末梢动脉的血压,则使用市面上出售的血压计在家里进行血压测量也十分容易。而且舒张期血压具有无论在中枢动脉还是在末梢动脉,其值都没有太大变化的性质,因而通过进行末梢动脉的血压测量就可以满足相关参数的校正。因此,相关参数的校正采取使用了末梢动脉的血压的第2校正。

[0048] 2. 实施例

[0049] 接着,对中心血压测量装置的实施例进行说明,该中心血压测量装置将被检者的桡静脉作为末梢动脉,将颈动脉作为中枢动脉,根据上述原理进行中心血压估计参数的校正并估计中心血压。中心血压测量装置是本发明的血压测量装置的一种。在本实施例中,将中心血压测量装置设为超声波血压计1。

[0050] 2-1. 功能结构

[0051] 图3是示出超声波血压计1的功能结构的一例的框图。超声波血压计1具有超声波探头10和主体装置20,超声波血压计1通过电缆与中心血压计2和加压血压计3连接,构成为可以输入它们的测量结果。

[0052] 超声波探头10是根据来自血管直径测量部120的控制信号,以分时方式对超声波的发送模式和接收模式进行切换来收发超声波的小型触头。由超声波探头10接收到的信号被输出到血管直径测量部120。在本实施例中,超声波探头10安装在被检者的颈部,用于测量作为中枢动脉的颈动脉的血管直径。

[0053] 主体装置20具有第1输入部40、第2输入部60、处理部100、操作部200、显示部300、声音输出部400、通信部500、时钟部600、存储部800,将用于实现各个功能部的电路等收纳在可以携带的小型壳体中而构成。主体装置20也可以说是一种计算机控制装置。

[0054] 第1输入部40与中心血压计2连接而输入血压的测量值。

[0055] 中心血压计2是根据例如在被检者的手腕部测量到的桡动脉的脉波来估计中心血压的中心血压测量装置。

[0056] 第2输入部60与加压血压计3连接而输入血压的测量值。

[0057] 加压血压计3是例如在被检者的上臂部或手腕部上缠绕袖带来测量血压的加压式的血压测量装置。

[0058] 处理部100是统一地控制超声波血压计1的各个部分的控制装置和运算装置,其构成为具有CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)等微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)等。

[0059] 作为处理部100的主要功能部,具有血管直径测量部120、中心血压测量部130、血管硬度参数校正部140以及相关参数校正部150。但是,这些功能部不过是作为一个实施例而记载的,这些功能部并非全部都是必要结构要素。显然也可以将它们以外的功能部作为必要结构要素。

[0060] 血管直径测量部120控制超声波探头10的超声波的发送接收,利用从超声波探头10输出的超声波的反射波的接收信号来测量对象血管的血管直径。在本实施方式中,颈动脉为对象血管。血管直径测量部120是测量中枢动脉的血管截面指标值的血管截面指标值测量部的一种。血管直径测量部120构成为可以连续地测量血管直径。作为连续地测量血管直径的方法,例如可以应用相位差跟踪法。

[0061] 中心血压测量部130执行血压估计处理来测量中心血压,所述血压估计处理是根据由血管直径测量部120测量到的血管直径来估计中心血压。

[0062] 血管硬度参数校正部140使用由血管直径测量部120测量的血管直径和由第1输入部40输入的血压,来校正血管硬度参数。

[0063] 相关参数校正部150使用由血管直径测量部120测量的血管直径和由第2输入部60输入的血压,来校正相关参数。

[0064] 操作部200是具有按钮开关等而构成的输入装置,将被按下的按钮的信号输出到处理部100。通过该操作部200的操作来执行中心血压的测量开始指示等各种指示的输入。

[0065] 显示部300构成为具有LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)等,是基于从处理部100输入的显示信号进行各种显示的显示装置。在显示部300中显示中心血压测量部130的中心血压的测量结果等。

[0066] 声音输出部400是基于从处理部100输入的声音输出信号来进行各种声音输出的声音输出装置。

[0067] 通信部500是根据处理部100的控制,与外部的信息处理装置之间收发装置内部所利用的信息的通信装置。作为通信部500的通信方式,可以应用以下各种方式等:经由符合预定通信标准的电缆有线连接的形式;经由与被称作底座的充电器兼用的中间装置而连接的形式;利用近距离无线通信无线连接的形式。在与中心血压计2或加压血压计3的连接为通信连接的情况下,第1输入部40、第2输入部60为通信部500。

[0068] 时钟部600构成为具有由石英振子和振荡电路构成石英振荡器等,是对时刻进行计时的计时装置。时钟部600的计时时刻实时地输出到处理部100。

[0069] 存储部800构成为具有ROM(Read Only Memory:只读存储器)、闪速ROM、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等存储装置。存储部800存储有超声波血压计1的系统程序、和用于实现血管直径测量功能、中心血压估计功能、校正功能等各种功能的各种程序、数据等。此外,具有临时存储各种处理的处理中数据、处理结果等的工作区。

[0070] 在存储部800中,作为程序,例如存储有主程序810,该主程序810由处理部100读出并作为主处理(参照图4)而执行。主程序810包含作为血管硬度参数校正处理(参照图5)而执行的血管硬度参数校正程序811和作为相关参数校正处理(参照图6)而被执行的相关参数校正程序812,作为子程序。之后会使用流程图详细地叙述这些处理。

[0071] 此外,在存储部800中,作为数据,存储有校正用数据820、血管硬度参数数据830、相关参数数据840、血管直径测量数据850以及中心血压测量数据860。

[0072] 校正用数据820是用于进行中心血压估计参数的校正的数据。校正用数据820中包含血管硬度参数的校正中使用的中心血压组合测量的测量结果和相关参数的校正中使用的末梢血压组合测量的测量结果。

[0073] 血管硬度参数数据830是存储血管硬度参数的校正值的数据,并在每次进行血管硬度参数校正处理时被更新。

[0074] 相关参数数据840是存储相关参数的校正值的数据,并在每次进行相关参数校正处理时被更新。

[0075] 血管直径测量数据850是存储由血管直径测量部120测量到的血管直径的数据。

[0076] 中心血压测量数据860是存储由中心血压测量部130估计出的中心血压的数据。

[0077] 2-2.处理的流程

[0078] 图4是示出处理部100根据存储部800中存储的主程序810而执行的主处理的流程的流程图。

[0079] 首先,处理部100判定是否是血管硬度参数的校正时机(步骤A1)。作为血管硬度参数的校正时机,可以设定各种时机。在产生血管的器质性变化的情况下,血管硬度参数的值发生变化,但这种变化需要某种程度的较长期间(以几个月~几年为单位)。因此,可以采取以下方式等:将从上次执行血管硬度参数校正处理开始起经过了预定期间(例如3个月)后的时机确定为校正时机。

[0080] 如果判定为是血管硬度参数的校正时机(步骤A1;是),则处理部100进行向被检者报知需要进行血管硬度参数的校正的预定报知控制(步骤A3)。例如进行如下控制等:在显示部300中显示催促去往医疗机构等接受血管硬度参数的校正的处置的消息,或者从声音输出部400输出音声向导的声音。

[0081] 接着,处理部100判定是否执行血管硬度参数的校正(步骤A5)。例如,判定被检者是否按下了校正的执行开始按钮。并且,如果判定为要执行校正(步骤A5;是),则根据存储部800中存储的血管硬度参数校正程序811进行血管硬度参数校正处理(步骤A7)。

[0082] 图5是示出血管硬度参数校正处理的流程的流程图。

[0083] 首先,开始血管直径测量部120对颈动脉的血管直径的测量(收缩期血管直径和舒张期血管直径的测量)(步骤B1)。然后,处理部100进行等待,直到从中心血压计2输入血压的测量值(步骤B3)。在中心血压计2的血压测量结束以前的期间,血管直径测量部120连续地测量血管直径,将其作为校正用数据820存储到存储部800中。

[0084] 当经由第1输入部40从中心血压计2输入了血压的测量值时,血管直径测量部120结束血管直径的测量(步骤B5)。接着,血管硬度参数校正部140对血管硬度参数的值进行校正(步骤B7)。

[0085] 具体而言,决定在中心血压计2所执行的血压测量完成以前的期间由血管直径测量部120测量的血管直径的代表值。代表值可以是平均值,也可以是中央值。然后,使用血管直径(收缩期血管直径和舒张期血管直径)的代表值以及中心血压计2测量的血压(收缩期血压和舒张期血压)的测量值,来校正血管硬度参数(例如硬度参数“B”),并作为血管硬度参数数据830存储到存储部800中。由此,血管硬度参数校正处理结束。

[0086] 返回图4的主处理,在进行了血管硬度参数校正处理后,处理部100判定是否是相关参数的校正时机(步骤A9)。可以将相关参数的校正时机定为经过比血管硬度参数的校正时机短的时间间隔的时机。

[0087] 在考虑始终通过超声波血压计1进行血压测量的情况下,认为安装在被检者颈部处的超声波探头10的安装位置会由于被检者的身体动作而错位。由于颈动脉的血管直径不均匀,根据位置不同存在差别,因而颈动脉的血管直径与血压的相关特性可能以较短的周期变化。因此,可以在每天确定的时刻(例如每天早上8点)执行相关参数的校正,将与该时刻相应的时机定为校正时机。

[0088] 如果判定为是相关参数的校正时机(步骤A9;是),则处理部100进行向被检者 报知需要进行相关参数的校正的预定报知控制(步骤A11)。例如进行如下这样的预定报知控制:催促被检者使用所拥有的家庭用血压计来执行相关参数的校正。

[0089] 接着,处理部100判定是否执行相关参数的校正(步骤A13)。例如,判定被检者是否按下了校正的执行开始按钮。并且,如果判定为要执行校正(步骤A13;是),则根据存储部800中存储的相关参数校正程序812进行相关参数校正处理(步骤A15)。

[0090] 图6是示出相关参数校正处理的流程的流程图。

[0091] 首先,开始血管直径测量部120对颈动脉的血管直径的测量(步骤C1)。在步骤C1的血管直径测量中,只要至少测量颈动脉的舒张期血管直径即可。然后,处理部100进行等待,直到从加压血压计3输入血压的测量值(步骤C3)。血管直径测量部120在加压血压计3的血压测量结束以前的期间,连续地测量血管直径,并作为校正用数据820存储到存储部800中。

[0092] 当经由第2输入部60从加压血压计3输入血压的测量值时,血管直径测量部120结束血管直径的测量(步骤C5)。接着,相关参数校正部150对相关参数进行校正(步骤C7)。

[0093] 具体而言,决定在加压血压计3对血压的测量完成以前的期间由血管直径测量部120测量的舒张期血管直径的代表值。代表值可以是平均值,也可以是中央值。然后,将舒张期血管直径的代表值和由加压血压计3测量的舒张期血压作为相关参数,并且作为相关参数数据840存储到存储部800中。由此,相关参数校正处理结束。

[0094] 返回图4的主处理,在进行了相关参数校正处理后,处理部100判定是否是血压的测量时机(步骤A17)。血压的测量时机例如可以设为每隔预定时间间隔(例如每隔1个小时)的时机,也可以是设为由被检者指示了执行血压测量的时机。

[0095] 在判定为是血压的测量时机的情况下(步骤A17;是),血管直径测量部120测量颈动脉的血管直径,并存储到存储部800的血管直径测量数据850中(步骤A19)。

[0096] 接着,中心血压测量部130进行血压估计处理,并将估计出的中心血压存储到存储

部800的中心血压测量数据860中(步骤A21),其中,在血压估计处理中,使用在步骤A19中根据由存储于血管硬度参数数据830中的血管硬度参数的校正值和存储于相关参数数据840中的相关参数的校正值得出的相关式而测量的血管直径来估计中心血压。然后,处理部100将估计出的中心血压显示到显示部300中(步骤A23)。

[0097] 然后,处理部100判定是否结束处理(步骤A25),如果判定为继续处理(步骤A25;否),则返回步骤A1。而如果判定为结束处理(步骤A25;是),则结束主处理。

### [0098] 3. 作用效果

[0099] 舒张期血压具有无论在中枢动脉还是在末梢动脉中,其值基本不变的性质。此外,虽然通过非侵入方式测量中枢动脉的血压比较困难,但通过非侵入方式测量末梢动脉的血压却比较容易。因此,作为不同动脉血压组合测量,进行将中枢动脉的血管直径测量与末梢动脉的血压的测量组合后的末梢血压组合测量。并且,使用该末梢血压组合测量的测量结果,来校正根据中枢动脉的血管直径估计中心血压的血压估计处理的参数。由此,能够恰当地进行血压估计处理的参数的校正,进而正确地估计中心血压。

[0100] 在本实施方式中,在第1校正中,作为相同动脉血压组合测量,进行将中枢动脉的血管直径测量与中枢动脉的血压的测量组合后的中心血压组合测量。并且,使用该中心血压组合测量的测量结果来校正表示中枢动脉的血管硬度的血管硬度参数(例如硬度参数“ $\beta$ ”)。由此,能够使得用于估计中心血压的血压估计处理的参数正确化。

[0101] 此外,在本实施方式中,在第2校正中,使用末梢血压组合测量的测量结果,来校正舒张期血管直径与舒张期中心血压之间的关系的参数(例如舒张期血压“Pd”和舒张期血管直径“Dd”)。由此,能够使得用于估计中心血压的血压估计处理的参数正确化。

### [0102] 4. 变形例

[0103] 可以应用本发明的实施例不限于上述实施例,显然可以在不脱离本发明的宗旨的范围内进行适当的变更。以下,对变形例进行说明。

#### [0104] 4-1. 动脉

[0105] 在上述实施方式中,对这样的实施方式进行了说明:将第1动脉设为中枢动脉,将第2动脉设为末梢动脉,来校正估计中枢动脉的起始部血压的血压估计处理的参数。但是,可以作为第1动脉和第2动脉而选择的动脉的组合不限于此。只要是收缩期血压表现为不同值的动脉组合,就具有应用本发明的意义。

[0106] 例如,也可以是,将从作为中枢动脉的一种的大动脉分支出来的锁骨下动脉设为第1动脉,将桡动脉等末梢动脉设为第2动脉,来校正根据锁骨下动脉的血管直径估计锁骨下动脉的血压的血压估计处理的参数。该情况下,进行将测量锁骨下动脉的血管直径的血管直径测量与同样是锁骨下动脉的血压测量组合后的相同动脉血压组合测量。锁骨下动脉的血管直径测量例如可以利用超声波来实现,锁骨下动脉的血压测量例如可以利用导管来实现。并且,使用该相同动脉血压组合测量的测量结果,来校正表示锁骨下动脉的血管硬度的血管硬度参数(例如硬度参数)。

[0107] 此外,进行将测量上述锁骨下动脉的血管直径的血管直径测量与末梢动脉的血压测量组合后的不同动脉血压组合测量。末梢动脉的血压测量例如可以通过使用加压血压计在上臂部或手腕部处进行血压测量来实现。然后,使用该不同动脉血压组合测量的测量结果,来校正锁骨下动脉的舒张期血管直径与锁骨下动脉的舒张期血压之间的关系的参数。

数。

#### [0108] 4-2. 血管截面指标值

[0109] 在上述实施方式中,说明了将血管直径作为血管截面指标值时的实施方式,但也可以将血管截面积作为血管截面指标值。可以通过在式(1)中将血管直径“D”置换为血管截面积“S”,从而同样地定义血管截面积与血压的相关特性,。血管截面积例如可以从B模式图像中进行跟踪而求出,或者根据彩色多普勒法的血流显示而求出等。

#### [0110] 4-3. 血管直径的测量方法

[0111] 在上述实施例中,将血管直径的测量方法设为利用了超声波的测量方法进行了说明,但血管直径的测量方法显然不限于此。例如也可以采用如下方法:从发光元件朝向对象动脉照射预定波长的光,并接收此时来自对象动脉的反射光,进行信号处理,由此测量对象动脉的血管直径。

#### [0112] 4-4. 中心血压测量装置

[0113] 在上述实施例中,说明了以处于自由行动下的被检者个人测量中心血压为目的的中心血压测量装置的实施例,但可以应用本发明的中心血压测量装置不限于此。例如,作为医疗用的中心血压测量装置,也可以应用于技师使用超声波探头对躺卧状态的被检者进行超声波诊断的装置。

#### [0114] 4-5. 外部的血压测量装置

[0115] 在上述实施例中,以使用根据桡动脉的脉波估计中心血压的中心血压计来测量中枢动脉的血压(中心血压)的情况为例进行了说明,但也可以是利用其他方法来估计中心血压的装置。此外,也可以不使用非侵入式的方法,而是使用例如在颈部插入导管这样的侵入式的方法来进行中枢动脉的血压测量。

[0116] 此外,在上述实施例中,以袖带式的加压血压计为例进行了说明,但测量末梢动脉的血压的血压测量装置不限于此。例如,也可以是使用作为连续法的一种的张力测定法(tonometry)或容积补偿法来测量血压的血压测量装置,也可以是使用作为间歇法的一种的听诊法(柯式音法)来测量血压的血压测量装置。

#### [0117] 4-6. 相关特性

[0118] 在上述实施方式中,以应用式(1)所示的相关式作为表示血管直径与血压之间的相关特性的相关式的情况为例进行了说明。但是,式(1)的相关式仅表示一例,显然可以应用除此以外的相关式。相关式的种类既可以为线性,也可以为非线性。

[0119] 例如,也可以应用下式(2)所示的相关式作为用线性关系对血管直径与血压进行近似后的相关式。

$$[0120] \quad P=E \times D+B \cdots (2)$$

$$[0121] \quad \text{其中, } E=(P_s-P_d)/(D_s-D_d)$$

$$[0122] \quad B=P_d-E \times D_d$$

[0123] 在此,“ $P_s$ ”是收缩期血压,“ $P_d$ ”是舒张期血压。此外,“ $D_s$ ”是收缩期血管直径,“ $D_d$ ”是舒张期血管直径。此外,“ $E$ ”是表示血管硬度的指标值,“ $B$ ”是相关式的截距。

[0124] 在应用式(2)所示的相关式的情况下,只要将表示血管硬度的指标值“ $E$ ”作为血管硬度参数,将相关式的截距“ $B$ ”作为相关参数,并且与上述实施方式同样地进行中心血压估计参数的校正即可。

[0125] 另外,在存储部800中,不是必须存储相关式的数据,也可以按照表的形式存储用于确定血管截面指标值(血管直径或者血管截面积)与血压之间的相关特性的数据(查找表)。

#### [0126] 4-7.通信方式

[0127] 在上述实施例中,通过有线方式进行了超声波血压计1与外部的血压测量装置(中心血压计2、加压血压计3)的连接,但也可以构成为:分别在超声波血压计1和外部的血压测量装置中设置无线通信部,利用无线通信从外部的血压测量装置取得血压的测量值。

#### [0128] 4-8.校正时机

[0129] 上述实施例中说明的血管硬度参数的校正时机和相关参数的校正时机仅是一例,可以适当地进行设定变更。例如,有时由于急剧的气温变化,使得被检者的对象动脉 的性状发生变化。因此,也可以为如下方式等:存储血压测量时的气温,将上次测量时的气温与本次测量时的气温的差超过了预定阈值的时机作为血管硬度参数的校正时机。

#### [0130] 4-9.校正方法

##### [0131] (1)校正的步骤

[0132] 在上述实施方式中,说明了进行血管硬度参数的校正作为第1校正、进行相关参数的校正作为第2校正的例子,但也可以如以下那样进行。

[0133] 在第1校正中校正血管硬度参数,并且使用中枢动脉的舒张期血管直径和中枢动脉的舒张期血压,对相关参数进行初始设定。并且,使用血管硬度参数的校正值和相关参数的初期设定值来确定相关式。

[0134] 在第2校正中,使用中枢动脉的舒张期血管直径的测量结果和末梢动脉的舒张期血压的测量结果,来校正相关参数。并且,以通过由相关参数的校正值构成的坐标上的点的方式,移动在第1校正中确定的相关式,由此来决定/校正相关式。

##### [0135] (2)血管硬度参数的设定

[0136] 也可以省略中心血压组合测量,而将血管硬度参数设定为给定的值。具体而言,例如根据被检者的年龄、性别、身体数据等,预先将血管硬度参数的平均值数据库化。并且,可以让被检者输入上述数据,并从数据库中读出并设定与输入数据对应的血管硬度参数的值,由此进行血管硬度参数的校正。

##### [0137] (3)血管硬度参数的校正处理

[0138] 也可以将血管硬度参数的校正处理分为用于精细地进行血管硬度参数的校正的处理和用于简易地进行校正的处理这两种处理,对这些处理进行切换来进行血管硬度参数的校正。

[0139] 图7是示出该情况下超声波血压计1的处理部100取代图4的主处理而执行的第2主处理的流程的流程图。另外,对与主处理相同的步骤标注相同的标号,省略重复的说明,以与主处理不同的部分为中心进行说明。

[0140] 如果在步骤A5中判定为执行血管硬度参数的校正(步骤A5;是),则处理部100判定所执行的校正的类别(步骤D6)。作为校正的类别,可以设定进行中心血压组合测量来校正血管硬度参数的“精细校正”和不进行中心血压组合测量而校正血管硬度参数的“简易校正”这两种。

[0141] 如果被检者选择了执行精细校正(步骤D6;精细校正),则处理部100执行图5中说

明的血管硬度参数校正处理(步骤A7)。在该校正处理中,通过进行中心血压组合测量来校正血管硬度参数,因而可以说能够实现精细的校正。

[0142] 与此相对,如果被检者选择了执行简易校正(步骤D6;简易校正),则处理部100进行血管硬度参数简易校正处理(步骤D8)。在该校正处理中,例如在“(2)血管硬度参数的设定”中说明的那样,使用预先数据库化的血管硬度参数的值来校正血管硬度参数。在该校正中,不进行中心血压组合测量而是通过设定给定的值来校正血管硬度参数,因此可以说能够实现简易的校正。

| 校正类别 | 测量对象血管直径 | 测量对象血压           | 校正对象   |
|------|----------|------------------|--------|
| 第1校正 | 中枢动脉血管直径 | 中枢动脉血压<br>(中心血压) | 血管硬度参数 |
| 第2校正 | 中枢动脉血管直径 | 末梢动脉血压           | 相关参数   |

图1

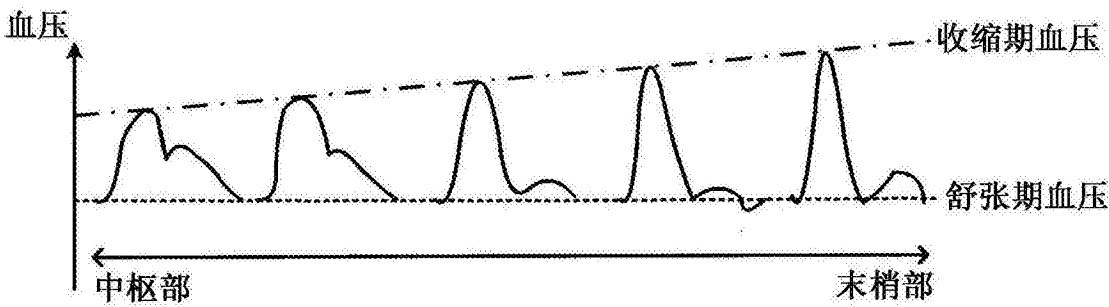


图2

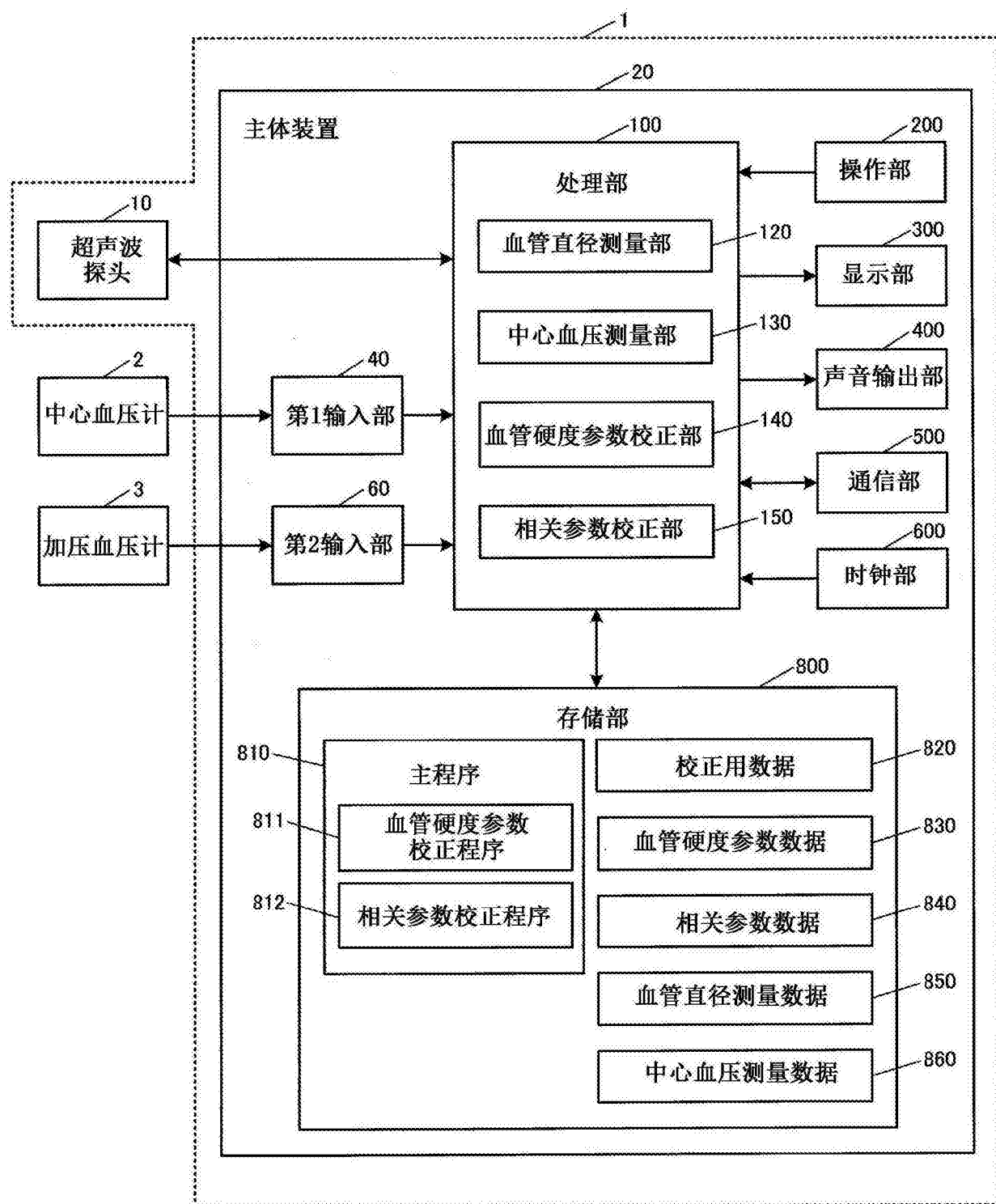


图3

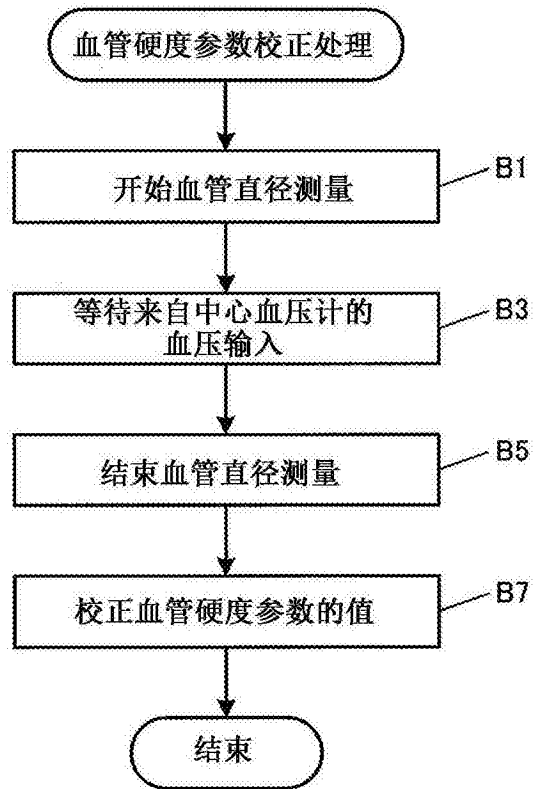


图5

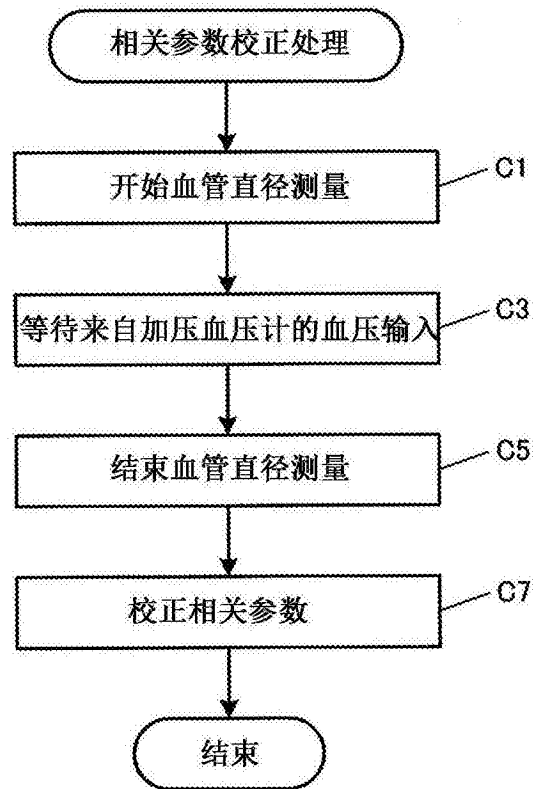


图6

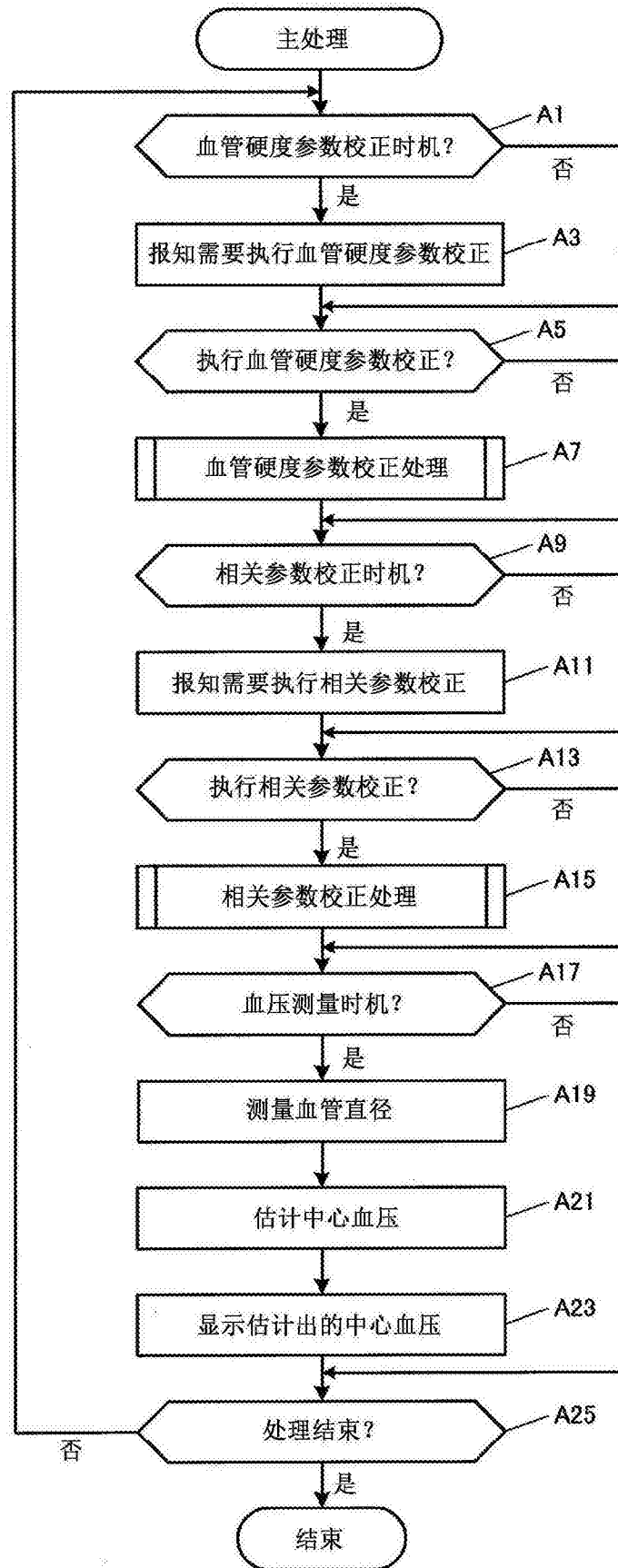


图4

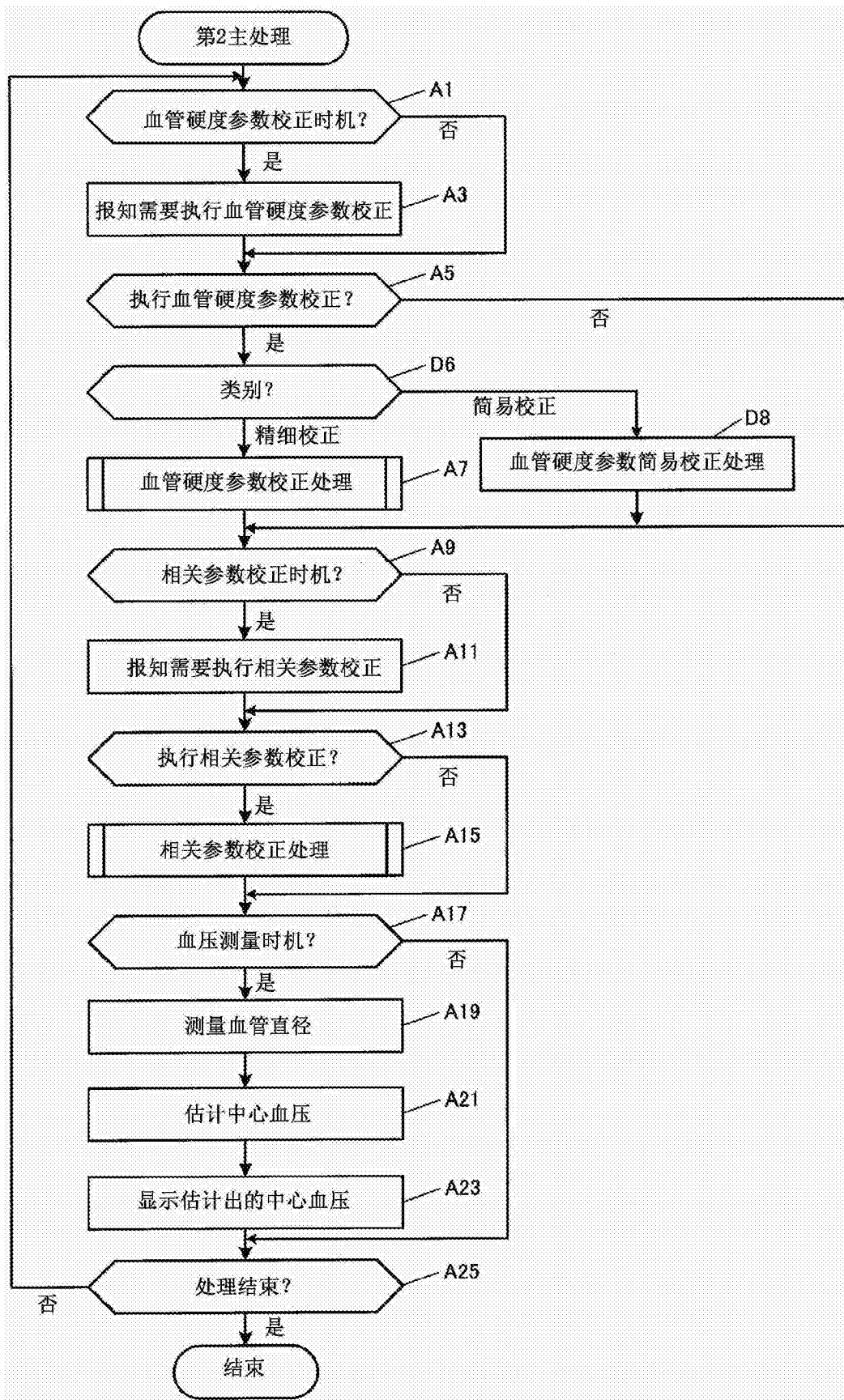


图7