



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103536318 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 29

(21) 申请号 201310284459. 4

(22) 申请日 2013. 07. 08

(30) 优先权数据

2012-157225 2012. 07. 13 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 真野知典

(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 马建军

(51) Int. Cl.

A61B 8/04 (2006. 01)

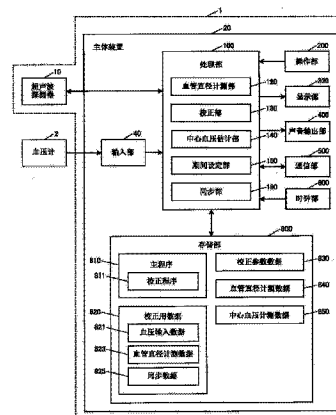
权利要求书1页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

血压计测装置和中心血压估计用参数校正方法

(57) 摘要

血压计测装置和中心血压估计用参数校正方法。在超声波血压计(1)中,从输入部(40)输入由血压计(2)计测出的末梢动脉的血压变化。血管直径计测部(120)利用超声波计测中枢动脉的血管直径的变化。然后,校正部(130)使用在一次心跳期间中枢动脉血管直径与末梢动脉血压之间的关系对应于中枢动脉血管直径与中心血压之间的关系的给定的对应期间内的、血压计(2)和血管直径计测部(120)的计测结果,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涉及的参数。



1. 一种血压计测装置,该血压计测装置具有:

输入部,其输入由血压计测装置计测出的末梢动脉的血压变化;

血管截面指标值计测部,其计测中枢动脉的血管直径或血管截面积的变化;以及

校正部,其使用所述血管截面指标值计测部的计测结果,校正用于估计中心血压的血压估计处理涉及的参数。

2. 根据权利要求1所述的血压计测装置,其中,

该血压计测装置还具有第1期间设定部,该第1期间设定部从由所述输入部输入的血压变化中检测重搏波峰值之后的舒张期的期间,以至少包含该期间的一部分或全部的方式设定第1期间,

所述校正部在所述第1期间使用所述血管截面指标值计测部的计测结果,校正所述参数。

3. 根据权利要求1所述的血压计测装置,其中,

该血压计测装置还具有同步部,该同步部使由所述输入部输入的血压变化与由所述血管截面指标值计测部计测出的血管截面指标值的变化同步,

所述校正部使用由所述同步部同步后的所述血压和所述血管截面指标值计测部的计测结果校正所述参数。

4. 一种中心血压估计用参数校正方法,该中心血压估计用参数校正方法包含:

计测末梢动脉的血压变化;

计测中枢动脉的血管直径或血管截面积的变化,计算血管截面的指标值;以及

使用所述指标值的计算结果,校正用于估计中心血压的血压估计处理涉及的参数。

血压计测装置和中心血压估计用参数校正方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计测中心血压的血压计测装置等。

背景技术

[0002] 以往,已研究出使用超声波计测血流、血管直径和血压的装置,以及计测血管的弹性模量的装置。这些装置的特征在于,能够进行不会给被检者带来痛苦和不舒适感的无损(non-invasive)式计测。

[0003] 例如在专利文献1中公开有如下方法:将血管直径变化或血管截面积变化与血压变化之间的关系捕捉为非线性关系,根据表示血管硬度的刚度参数与血管直径或血管截面积估计血压。

[0004] 【专利文献1】日本特开2004-41382号公报

[0005] 另外,普遍认为中心血压是动脉硬化和循环器官疾病的指标值。在考虑应用专利文献1公开的技术估计中心血压的情况下,需要计测大动脉和颈动脉这样的中枢动脉的血压来校正上述刚度参数。但是,在中枢动脉的血压计测中,通常需要使用插入导管这样的损伤(invasive)式的计测方法,因此存在对被检者的身体带来的负担较大这样的问题。

[0006] 此外,作为计测中心血压的装置,例如根据手腕部的桡骨动脉的血压波形估计中心血压的血压计测装置也已实用化。但是,由于桡骨动脉是末梢动脉,因此有时无法正确估计中心血压。

发明内容

[0007] 本发明正是鉴于上述课题而完成的,其目的在于提出用于计测中心血压的新方法。

[0008] 用于解决以上问题的第1方式是一种血压计测装置,该血压计测装置具有:输入部,其输入由血压计测装置计测出的末梢动脉的血压变化;血管截面指标值计测部,其计测中枢动脉的血管直径或血管截面积的变化;以及校正部,其使用所述血管截面指标值计测部的计测结果,校正用于估计中心血压的血压估计处理涉及的参数。

[0009] 此外,作为其它方式,也可以构成中心血压估计用参数校正方法,该中心血压估计用参数校正方法包含:计测末梢动脉的血压变化;计测中枢动脉的血管直径或血管截面积的变化,计算血管截面的指标值;以及使用所述指标值的计算结果,校正用于估计中心血压的血压估计处理涉及的参数。

[0010] 难以无损地计测中枢动脉的血压,但是,容易无损地计测中枢动脉的血管截面指标值。因此,能够进行根据中枢动脉的血管截面指标值估计中心血压的血压估计处理来估计中心血压。本方式的特征之一在于,校正该血压估计处理涉及的参数。在该校正中,通常需要中枢动脉的血压,但是,考虑到计测中枢动脉的血压的困难性,利用末梢动脉的血压。通过实验可知,在一次心跳期间中,存在中枢动脉的血管截面指标值与末梢动脉的血压之间的关系对应于中枢动脉的血管截面指标值与中心血压之间的关系的期间。因此,使用该

期间内的末梢动脉的血压和血管截面指标值的计测结果,校正血压估计处理涉及的参数。由此,即使不计测中枢动脉的血压,也能够校正估计中心血压所需的参数。能够通过使用这样校正后的参数进行血压估计处理,正确估计中心血压。

[0011] 此外,作为第2方式,也可以构成如下的血压计测装置,在第1方式的血压计测装置中,还具有第1期间设定部,该第1期间设定部从由所述输入部输入的血压变化中检测重搏波峰值之后的舒张期的期间,以至少包含该期间的一部分或全部的方式设定第1期间,所述校正部在所述第1期间使用所述血管截面指标值计测部的计测结果,校正所述参数。

[0012] 根据该第2方式,从由输入部输入的血压变化中检测重搏波峰值之后的舒张期的期间,以至少包含该期间的一部分或全部的方式设定对应期间。已知在重搏波峰值之后的舒张期的期间中,中枢动脉的血管截面指标值与末梢动脉的血压之间的关系对应于中枢动脉的血管截面指标值与中心血压之间的关系。因此,能够通过以至少包含该期间的一部分或全部的方式设定对应期间,适当校正用于估计中心血压的参数。

[0013] 此外,作为第3方式,也可以构成如下的血压计测装置,在第1方式的血压计测装置中,还具有同步部,该同步部使由所述输入部输入的血压变化与由所述血管截面指标值计测部计测出的血管截面指标值的变化同步,所述校正部使用由所述同步部同步后的所述血压和所述血管截面指标值计测部的计测结果校正所述参数。

[0014] 在中枢动脉和末梢动脉中,与心脏的距离和路径不同,因此从心输出时起的血流到达时间不同(脉搏传播的延迟)。因此,如第3方式那样,使由输入部输入的血压变化与由血管截面指标值计测部计测出的血管截面指标值的变化同步。并且,能够通过使用同步后的血压和血管截面指标值的计测结果高精度地进行参数校正。

附图说明

[0015] 图1是颈动脉血管直径与颈动脉血压以及桡骨动脉血压之间的相关特性的说明图。

[0016] 图2是示出桡骨动脉血压和颈动脉血管直径的时间变化的一例的图。

[0017] 图3是示出相对于颈动脉血管直径变化的桡骨动脉血压变化的一例的曲线图。

[0018] 图4是超声波血压计的概略结构图。

[0019] 图5是示出超声波血压计的功能结构的一例的框图。

[0020] 图6是示出校正处理的流程的流程图。

[0021] 图7是示出第2校正处理的流程的流程图。

[0022] 标号说明

[0023] 1:超声波血压计;2:血压计;10:超声波探测器;15:贴附带;20:主体装置;23:颈带;24:操作按钮;25:液晶显示器;26:扬声器;40: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

[0024] 以下,参照附图说明应用了本发明的优选实施方式的一例。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,但是,也可以替代血管直径而使用血管截面积(该情况下,将以下文章中的“血管直径”替换成“血管截面积”理解即可)。可以应用本发明的方

式显然不限于以下说明的实施方式。

[0025] 1. 原理

[0026] 在本实施方式中,通过确定用于估计中心血压的血压估计处理涉及的参数(以下称作“中心血压估计用参数”),对计测中心血压的血压计测装置(中心血压计测装置)进行校正。在本说明书中,将确定中心血压估计用参数的值称作中心血压估计用参数的校正来进行说明。

[0027] 中心血压主要是指作为一种中枢动脉的大动脉的起始部分血压。有时还将颈动脉的血压(以下称作“颈动脉血压”)视作中心血压。在本实施方式中,计测中枢动脉的血管直径(以下称作“中枢动脉血管直径”),使用计测出的中枢动脉血管直径、校正后的中心血压估计用参数的值进行预定的血压估计处理来估计中心血压。

[0028] 为了根据血管直径估计血压,需要利用关联血管直径和血压的相关特性。血管直径和血压例如能够以某种非线性的相关特性进行关联。具体而言,能够使用施加到血管的压力和各血压时的血管直径,用例如下式(1)那样的相关式表示相关特性。

$$[0029] \quad P = P_d \cdot \exp [\beta (D/D_d - 1)] \cdots (1)$$

[0030] 其中, $\beta = \ln (P_s/P_d) / (D_s/D_d - 1)$

[0031] 这里,“ P_s ”是收缩期血压(最大血压),“ P_d ”是舒张期血压(最小血压)。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,“ β ”是被称作刚度参数的血管弹性指标值。

[0032] 在血压估计处理中,通过将式(1)的相关式应用于中枢动脉来估计中心血压。即,通过将中枢动脉血管直径代入到式(1)的血管直径“ D ”,估计血压“ P ”。这样估计出的血压“ P ”成为中枢动脉的血压即中心血压。中枢动脉血管直径的计测方法可适当选择,例如能够应用利用了超声波的血管直径的计测方法。

[0033] 为了使用式(1)估计中心血压,需要上述刚度参数“ β ”的值。在本实施方式中,将该刚度参数“ β ”作为估计中心血压的血压估计处理涉及的参数(以下称作“中心血压估计用参数”)进行说明。

[0034] 在以下的说明中,将中枢动脉血管直径作为颈动脉的血管直径(以下称作“颈动脉血管直径”),将中枢动脉血压作为颈动脉的血压(以下称作“颈动脉血压”)进行说明。此外,将末梢动脉血压作为手腕的桡骨动脉的血压(以下称作“桡骨动脉血压”)进行说明。

[0035] 图1是血管直径与血压之间的相关特性的说明图。在图1中,横轴是颈动脉血管直径,纵轴是颈动脉血压和桡骨动脉血压。在颈动脉血管直径中,将舒张期的颈动脉血管直径(以下称作“舒张期颈动脉血管直径”)设为“ $c - D_d$ ”,收缩期的颈动脉血管直径(以下称作“收缩期颈动脉血管直径”)设为“ $c - D_s$ ”。此外,将舒张期的颈动脉血压(以下称作“舒张期颈动脉血压”)设为“ $c - P_d$ ”,收缩期的颈动脉血压(以下称作“收缩期颈动脉血压”)设为“ $c - P_s$ ”。此外,将舒张期的桡骨动脉血压(以下称作“舒张期桡骨动脉血压”)设为“ P_d ”,收缩期的桡骨动脉血压(以下称作“收缩期桡骨动脉血压”)设为“ P_s ”。

[0036] 在图中,用白圆点的绘制表示由颈动脉血管直径和颈动脉血压确定的坐标值,用黑圆点的绘制表示由颈动脉血管直径和桡骨动脉血压确定的坐标值。观察该图可知,桡骨动脉舒张期血压 P_d 和颈动脉舒张期血压 $c - P_d$ 成为大致相同的值,桡骨动脉收缩期血压 P_s 和颈动脉收缩期血压 $c - P_s$ 的值差异较大。虽然存在个体差异,但是,颈动脉收缩期血

压 $c - P_s$ 与桡骨动脉收缩期血压 P_s 相比存在最大降低 20mmHg 左右的趋势。可认为这是由于所谓的峰化现象或反射波的影响。

[0037] 无损地计测颈动脉血压并不容易,因此考虑替代使用桡骨动脉血压来校正中心血压估计用参数。该情况下,能够通过使用由黑圆点示出的 2 点求出式(1)的刚度参数“ β ”的值,得到由实线示出的相关式。但是,颈动脉血管直径与颈动脉血压之间的相关关系实际上由虚线示出的相关式表示,与由实线示出的相关式不一致。即,没有正确求出颈动脉血管直径与颈动脉血压之间的相关关系,在根据该相关关系估计出中心血压的情况下,估计的中心血压产生误差。

[0038] 因此,在本实施方式中,着眼于存在中枢动脉血管直径与末梢动脉血压之间的关系对应于中枢动脉血管直径与中心血压之间的关系的期间,使用该期间内的末梢动脉血压和中枢动脉血管直径的计测结果校正中心血压估计用参数。

[0039] 图 2 是示出计测血压和血管直径的变化波形而得到的实验结果的一例的图。横轴是时间轴,纵轴是桡骨动脉血压和颈动脉血管直径。该曲线图示出两次心跳的桡骨动脉血压的变化和颈动脉血管直径的变化。

[0040] 观察桡骨动脉血压的波形可知,主要存在 3 种血压峰值。第 1 个峰值是由于伴随大动脉瓣膜的打开,发出射血波而观测到的射血波(ejection wave)的峰值(以下称作“射血波峰值”)E (E_1 、 E_2),图中的桡骨动脉血压波形中的血压极大的部分与其对应。

[0041] 第 2 个峰值是来自动脉分支部的反射波即潮汐波(tidal wave)的峰值(以下称作“潮汐波峰值”)T (T_1 、 T_2),在图中的桡骨动脉血压波形中,射血波峰值 E 之后最先观测到的较小峰值与其对应。

[0042] 第 3 个峰值是大动脉瓣膜闭锁后的反射波即重搏波(dicrotic wave)的峰值(以下称作“重搏波峰值”)D (D_1 、 D_2),在图中的桡骨动脉血压波形中,紧接着切迹(notch)N (N_1 、 N_2)之后观测到的峰值与其对应。

[0043] 根据一般的定义,从大动脉瓣膜的打开到大动脉瓣膜的闭锁的期间是“收缩期”,从大动脉瓣膜的闭锁到下一次大动脉瓣膜的打开的期间是“舒张期”。因此,在图 2 中,与桡骨动脉血压波形对应地地图示出收缩期和舒张期。将结合收缩期和舒张期而得到的期间定义为“一次心跳期间”。此外,在血压波形中,将从舒张期血压到射血波峰值的部分定义为“射血波部分”。

[0044] 着眼于图 2 的桡骨动脉血压的波形。在第一次心跳的一次心跳期间中,在大动脉瓣膜打开的同时从心脏射出血液,血压从舒张期血压 A_1 起急剧上升。并且,在其最高点观测到射血波峰值 E_1 。然后,血压开始降低,但是,由于来自动脉分支部的反射波即潮汐波的影响而观测到潮汐波峰值 T_1 。

[0045] 之后,血压再次降低,伴随大动脉瓣膜的闭锁观测到切迹 N_1 。切迹相当于收缩期的结束。之后,作为血流由于大动脉压而涌动到大动脉瓣膜的结果,产生反射振动波即重搏波,由此血压暂时增大而观测到重搏波峰值 D_1 。之后血压缓慢降低至下一次心跳的舒张期血压 A_2 。关于第二次之后的心跳也同样如此。

[0046] 图 3 是与图 2 的波形对应地示出颈动脉血管直径与桡骨动脉血压之间的关系的曲线图的一例。设横轴为颈动脉血管直径,纵轴为桡骨动脉血压,示出观测桡骨动脉血压伴随颈动脉血管直径的变化而怎样变化的结果的一例。在此,示出与图 2 的两次心跳的波形对

应的曲线图。此外,用虚线示出表示颈动脉血管直径与颈动脉血压之间的相关关系的相关式(譬如说理想的相关式)。

[0047] 观察该图可知,由于血压的计测部位(手腕部)和血管直径的计测部位(颈部)不同而描绘出较大的迟滞。桡骨动脉血压相对于颈动脉血管直径的变化形成大致直角三角形的形状。着眼于第一次心跳部分的对应关系时,舒张期血压 A1 位于左下部。在颈动脉血管直径增大的同时,桡骨动脉血压急剧上升,血压在射血波峰值 E1 处最大。

[0048] 在达到射血波峰值 E1 后,桡骨动脉血压逐渐减小,由于该时期是收缩期,因此颈动脉血管直径增大。血压从射血波峰值 E1 起经过潮汐波峰值 T1 而达到重搏波峰值 D1。在该过程中伴随大动脉瓣膜的闭锁而转移到舒张期,因此颈动脉血管直径与桡骨动脉血压一起减小。并且,桡骨动脉血压最终达到第二次心跳的舒张期血压 A2。

[0049] 在图 3 中,可知描绘较大迟滞的期间大致是收缩期的期间。相对于此,从重搏波峰值到下一次心跳的舒张期血压的期间是颈动脉血管直径和桡骨动脉血压沿着由虚线示出的理想的相关式发生变化的期间。即,从重搏波峰值到下一次心跳的舒张期血压的期间可以说是如下期间,在该期间内,能够将相对于颈动脉血管直径变化的桡骨动脉血压变化视作相对于颈动脉血管直径变化的中心血压变化。由于该期间是舒张期中的血压稳定变化的期间,因此可以称作“舒张期血压稳定变化期间”进行说明。

[0050] 并且,除此以外,可知在血压从舒张期血压上升到射血波峰值的期间内,在血压的上升开始后的预定期间内,颈动脉血管直径和桡骨动脉血压沿着由虚线示出的理想的相关式发生变化。该期间是射血波部分的血压的上升期间,因此称作“血压上升期间”进行说明。

[0051] 此外,能够将血压上升期间例如确定成从射血波部分上升起到经过该射血波部分的 $1/5 \sim 1/3$ 的时段的期间。着眼于图 3 的曲线图的第一次心跳的桡骨动脉血压的变化时,与舒张期血压 A1 对应的颈动脉血管直径是 5.25mm 多一点,与射血波峰值 E1 对应的颈动脉血管直径是 5.55mm 多一点。因此,舒张期血压 A1 与射血波峰值 E1 的颈动脉血管直径之差是 0.3mm 左右。

[0052] 另一方面,从舒张期血压 A1 到与大致 5.35mm 的颈动脉血管直径对应的血压部分为止,能看到沿着由虚线示出的理想的相关式的变化。因此,如果是从射血波部分的上升为开端,到至少经过该射血波部分的 $1/3$ 的时段的期间,则能够将相对于颈动脉血管直径变化的桡骨动脉血压变化视作相对于颈动脉血管直径变化的中心血压变化。另外,只要是能够看到相同的对应关系的期间即可,因此例如也可以将经过时刻不设为“ $1/3$ ”而设为“ $1/5$ ”,在本实施方式中设为“ $1/3$ ”进行说明。

[0053] 再次参照图 2,时刻 $t_1 \sim t_2$ 的期间相当于舒张期血压稳定变化期间,时刻 $t_2 \sim t_3$ 的期间相当于血压上升期间。此外,对于第一次心跳用 B1 示出,对于第二次心跳用 B2 示出的血压是相当于各个血压上升期间的结束的血压。

[0054] 在本实施方式中,将(A)舒张期血压稳定变化期间、(B)血压上升期间、(C)舒张期血压稳定变化期间+血压上升期间中的任意一个期间,设定成校正用数据取得期间。然后,使用设定的校正用数据取得期间内的末梢动脉血压和中枢动脉血管直径的计测结果校正中心血压估计用参数。

[0055] 作为该情况下的中心血压估计用参数的校正方法,可以考虑几个方法。作为一个方法可以考虑以下方法:通过对校正用数据取得期间内包含的计测数据,例如利用最小二

乘法拟合用式(1)定义的函数,确定刚度参数“ β ”的值。

[0056] 此外,作为另一方法,根据血压的高低对校正用数据取得期间内包含的计测数据进行分类,使用分类后的计测数据确定刚度参数“ β ”的值。详细地说,设定预定的阈值血压(例如 90mmHg),根据相对于阈值血压的高低将校正用数据取得期间内包含的计测数据分成 2 个计测数据组。然后,分别关于 2 个计测数据组,对计测数据进行平均处理,计算血压和血管直径的平均值。然后,通过对计算出的 2 个数据组涉及的血压和血管直径的平均值联立式(1),计算并确定刚度参数“ β ”的值。

[0057] 另外,在本实施方式的校正方法中,在原理上,只要是一次心跳的计测数据,就能够校正中心血压估计用参数,但是,也可以使用多次心跳的计测数据求出中心血压估计用参数的值。

[0058] 具体而言,例如关于连续的预定次数的心跳(例如 30 次心跳),按照每一次心跳期间设定校正用数据取得期间。然后,对设定的校正用数据取得期间内包含的计测数据进行统计处理等来确定用于校正中心血压估计用参数的计测数据,使用确定的计测数据校正中心血压估计用参数即可。

[0059] 2. 实施例

[0060] 接着,设被检者的桡骨动脉为末梢动脉,颈动脉为中枢动脉,对依照上述原理计测中心血压的血压计测装置的实施例进行说明。本实施例的血压计测装置是利用超声波计测中心血压的超声波血压计。

[0061] 2-1. 概略结构

[0062] 图 4 是本实施例中的超声波血压计 1 的概略结构图。超声波血压计 1 构成为具有超声波探测器 10 和主体装置 20。被检者使用贴附带 15,以超声波探测器 10 位于颈动脉上的方式进行佩戴。

[0063] 超声波探测器 10 从发送部向颈动脉发送几 MHz ~ 几十 MHz 的超声波的脉冲信号或突发信号。然后,由接收部接收来自颈动脉的前壁和后壁的反射波,根据前壁和后壁的反射波的接收时间差,计测颈动脉血管直径作为血管截面指标值。

[0064] 主体装置 20 是超声波血压计 1 的装置主体,经由电缆与超声波探测器 10 有线连接。在主体装置 20 上,安装有用于供被检者从颈部悬挂主体装置 20 进行使用的颈带 23。

[0065] 在主体装置 20 的前面设置有操作按钮 24、液晶显示器 25 和扬声器 26。此外,虽然省略了图示,但是,在主体装置 20 中内置有用于统一控制设备的控制基板。在控制基板上安装有微处理器、存储器、超声波的发送接收涉及的电路以及内部电池等。

[0066] 操作按钮 24 用于由用户操作输入中心血压的计测开始指示和中心血压的计测涉及的各种量。

[0067] 在液晶显示器 25 上显示有超声波血压计 1 对中心血压的计测结果。作为显示方法,可以用数值显示中心血压的计测值,也可以用曲线图等进行显示。

[0068] 此外,从扬声器 26 以声音方式输出中心血压的计测涉及的各种声音向导等。

[0069] 在本实施例中,使用与超声波血压计 1 分开准备的血压计 2 对桡骨动脉血压的计测结果校正超声波血压计 1。血压计 2 是可进行连续血压测定的血压计测装置,例如是使用张力测量法计测血压变化的张力测量血压计。张力测量法是如下的计测法:将具有扁平接触面的传感器按压至测定对象的动脉,通过将抵抗按压而跳动的动脉的内压变动转换成电

信号来计测血压的变化。

[0070] 2-2. 功能结构

[0071] 图 5 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 构成为具有超声波探测器 10 和主体装置 20, 用电缆与血压计 2 连接而能够从该血压计 2 输入桡骨动脉血压的计测结果。

[0072] 超声波探测器 10 是小型的触头, 其依照来自血管直径计测部 120 的控制信号, 用时分方式切换超声波的发送模式和接收模式来对超声波进行发送接收。接收信号被输出到血管直径计测部 120。

[0073] 主体装置 20 构成为具有输入部 40、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 和存储部 800。

[0074] 输入部 40 是与血压计 2 连接, 从该血压计 2 输入血压的计测结果的接口。输入部 40 相当于输入由血压计测装置计测出的末梢动脉的血压变化的输入部。

[0075] 处理部 100 是统一控制超声波血压计 1 的各部分的控制装置和运算装置, 构成为具有 CPU(Central Processing Unit: 中央处理单元) 和 DSP(Digital Signal Processor: 数字信号处理器) 等微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit: 面向特定用途的集成电路) 等。

[0076] 处理部 100 具有血管直径计测部 120、校正部 130、中心血压估计部 140、期间设定部 150 和同步部 160 作为主要的功能部。但是, 这些功能部只是作为一个实施例记载, 不是必须将全部这些功能部都设为必要结构要素。此外, 当然也可以将这些功能部以外的功能部设为必要结构要素。

[0077] 血管直径计测部 120 控制超声波探测器 10 的超声波的发送接收, 利用从超声波探测器 10 输出的超声波的反射波的接收信号计测对象血管的血管直径。在本实施方式中, 作为一种中枢动脉的颈动脉是对象血管。血管直径计测部 120 相当于计测中枢动脉的血管截面指标值的变化血管截面指标值计测部。

[0078] 血管直径计测部 120 是计测对象动脉的血管直径的变化的计测部。在本实施方式中, 血管直径计测部 120 通过使用相位差跟踪法连续计测血管直径, 计测颈动脉血管直径的变化。另外, 相位差跟踪法是以往公知的, 因此省略其详细说明。

[0079] 校正部 130 使用从输入部 40 输入的桡骨动脉血压的计测结果和血管直径计测部 120 对颈动脉血管直径的计测结果校正中心血压估计用参数。

[0080] 中心血压估计部 140 执行根据由血管直径计测部 120 计测出的血管直径估计中心血压的血压估计处理来估计中心血压。

[0081] 期间设定部 150 依照上述原理设定校正用数据取得期间。期间设定部 150 相当于第 1 期间设定部和第 2 期间设定部。

[0082] 同步部 160 使从输入部 40 输入的血压变化和由血管直径计测部 120 计测出的血管直径变化同步。在颈动脉和桡骨动脉中, 与心脏的距离和路径不同, 因此从心输出时起的血流到达时间不同(脉搏传播的延迟)。因此, 无法直接比较从血压计 2 输入的血压变化和由血管直径计测部 120 计测出的血管直径变化, 需要对准两者的时间。因此, 同步部 160 执行使血压变化和血管直径变化同步的同步处理作为前处理。

[0083] 操作部 200 是构成为具有按钮开关等的输入装置, 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,进行中心血压的计测开始指示等各种指示输入。操作部 200 相当于图 4 的操作按钮 24。

[0084] 显示部 300 是构成为具有 LCD (Liquid Crystal Display :液晶显示器) 等,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 上显示有由中心血压估计部 140 估计出的中心血压等信息。显示部 300 相当于图 4 的液晶显示器 25。

[0085] 声音输出部 400 是基于从处理部 100 输入的声音输出信号进行各种声音输出的声音输出装置。例如输出计测开始、计测结束和错误产生等的报知音。声音输出部 400 相当于图 4 的扬声器 26。

[0086] 通信部 500 是用于依照处理部 100 的控制,与外部的信息处理装置之间发送接收在装置内部利用的信息的通信装置。作为通信部 500 的通信方式,能够应用经由依据预定的通信标准的电缆进行有线连接的形式、经由被称作座充的兼用作充电器的中间装置连接的形式、利用近距离无线通信进行无线连接的形式等各种方式。在血压计 2 的连接为通信连接的情况下,输入部 40 成为通信部 500。

[0087] 时钟部 600 是构成为具有石英振子和作为振荡电路的石英振荡器等,对时刻进行计时的计时装置。时钟部 600 的计时时刻随时被输出到处理部 100。

[0088] 存储部 800 构成为具有 ROM (Read Only Memory :只读存储器)、闪速 ROM 和 RAM (Random Access Memory :随机存取存储器) 等的存储装置。存储部 800 存储有超声波血压计 1 的系统程序,以及用于实现校正功能、中心血压估计功能等各种功能的各种程序、数据等。此外,存储部 800 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。

[0089] 在存储部 800 中,作为程序,例如存储有由处理部 100 读出且作为主处理执行的主程序 810。主程序 810 包含作为校正处理(参照图 6)执行的校正程序 811 作为子例程。关于校正处理,将在后面使用流程图进行详细叙述。

[0090] 此外,在存储部 800 中,作为数据,存储有校正用数据 820、校正参数数据 830、血管直径计测数据 840 和中心血压计测数据 850。

[0091] 校正用数据 820 是中心血压估计用参数的校正用数据,其中包含血压输入数据 821、血管直径计测数据 823 和同步数据 825。

[0092] 血压输入数据 821 是与时刻对应地存储有经由输入部 40 从血压计 2 输入的血压的计测值的数据。

[0093] 血管直径计测数据 823 是与时刻对应地存储有由血管直径计测部 120 计测出的血管直径的计测值的数据。

[0094] 同步数据 825 是由同步部 160 同步后的血压和血管直径的数据。

[0095] 校正参数数据 830 是存储有由校正部 130 校正后的中心血压估计用参数的值的数据。例如式(1)的刚度参数“ β ”的值包含在校正参数数据 830 中。

[0096] 血管直径计测数据 840 是存储有在通常计测中由血管直径计测部 120 计测出的血管直径的计测值的数据。

[0097] 中心血压计测数据 850 是存储有在通常计测中由中心血压估计部 140 估计出的中心血压的估计值的数据。

[0098] 2-3. 处理流程

[0099] 图 6 是处理部 100 依照存储部 800 中存储的校正程序 811 执行的校正处理流程的

流程图。处理部 100 在依照主程序 810 执行的主处理中,在初次计测时或定期的时机进行校正处理。

[0100] 处理部 100 等待至从血压计 2 输入血压的计测数据(步骤 A1)。在开始输入血压的计测数据后,处理部 100 将从输入部 40 输入的血压的计测数据作为血压输入数据 821 存储到校正用数据 820。

[0101] 响应于血压的计测数据的输入,血管直径计测部 120 开始计测血管直径(步骤 A3)。具体而言,使用相位差跟踪法计测颈动脉的血管直径变化,将血管直径的计测数据作为血管直径计测数据 823 存储到校正用数据 820。

[0102] 处理部 100 等待至能得到预定心跳数的计测数据为止(步骤 A5:否)。并且,如果能得到预定心跳数的计测数据(步骤 A5:是),则血管直径计测部 120 结束血管直径的计测(步骤 A7)。

[0103] 接着,同步部 160 进行同步处理(步骤 A9)。具体而言,进行血压输入数据 821 中存储的血压与血管直径计测数据 823 中存储的血管直径的时间对准。具体而言,以舒张期血管直径(最小血管直径)与舒张期血压(最小血压)对应的方式对准时刻等,使 2 个计测数据同步。

[0104] 进而,处理部 100 针对每一次心跳期间进行循环 A 的处理(步骤 A11 ~ A19)。在循环 A 的处理中,处理部 100 进行该一次心跳期间的血压变化的峰值判定(步骤 A13)。然后,根据判定出的峰值检测舒张期血压稳定变化期间。即,在舒张期中,检测重搏波峰值之后的舒张期的期间作为舒张期血压稳定变化期间。

[0105] 进而,期间设定部 150 根据在步骤 A15 中检测到的舒张期血压稳定变化期间设定校正用数据取得期间(步骤 A17)。具体而言,以包含舒张期血压稳定变化期间的全部或部分期间的方式设定成为校正用数据取得期间。在简单的情况下,将舒张期血压稳定变化期间直接设定成为校正用数据取得期间。然后,处理部 100 将处理转移到下一次心跳期间。如果对于全部一次心跳期间进行了步骤 A13 ~ A17 的处理,则处理部 100 结束循环 A 的处理(步骤 A19)。

[0106] 然后,处理部 100 针对每一次心跳期间,从同步数据 825 中,提取与在步骤 A17 中设定的校正用数据取得期间对应的期间的血压和血管直径的计测数据(步骤 A21)。进而,校正部 130 使用提取出的计测数据计算并确定中心血压估计用参数的值,作为校正参数数据 830 存储到存储部 800 (步骤 A23)。接着,处理部 100 结束校正处理。

[0107] 在进行了图 6 的校正处理后,拆下血压计 2,转移到通常计测。在通常计测中,血管直径计测部 120 计测颈动脉血管直径,并将其计测结果存储到血管直径计测数据 840。中心血压估计部 140 使用通过校正参数数据 830 中存储的中心血压估计用参数的值确定的相关式、和由血管直径计测部 120 计测出的颈动脉血管直径,估计颈动脉血压作为中心血压,存储到中心血压估计数据 850。然后,使估计出的中心血压显示在显示部 300 上等来报知给被检者。

[0108] 2-4. 作用效果

[0109] 在超声波血压计 1 中,从输入部 40 输入由血压计 2 计测出的末梢动脉的血压变化。血管直径计测部 120 利用超声波计测中枢动脉的血管直径的变化。然后,校正部 130 使用在一次心跳期间中枢动脉血管直径与末梢动脉血压之间的关系对应于中枢动脉血管

直径与中心血压之间的关系的给定的对应期间内的、血压计 2 和血管直径计测部 120 的计测结果,校正根据中枢动脉血管直径估计中心血压的血压估计处理涉及的参数。

[0110] 难以无损地计测中枢动脉的血压,但是,容易无损地计测中枢动脉的血管直径。因此,为了进行根据中枢动脉的血管直径估计中心血压的血压估计处理来估计中心血压,校正血压估计处理涉及的参数。在该参数的校正中,通常需要中枢动脉的血压,但是,考虑到中枢动脉的血压计测的困难性,使用末梢动脉的血压校正参数。由此,即使不计测中枢动脉的血压,也能够校正中心血压估计用参数。

[0111] 期间设定部 150 从由输入部 40 输入的血压变化中检测重搏波峰值之后的舒张期的期间,将该期间的一部分或全部的期间设定为校正用数据取得期间。重搏波峰值之后的舒张期的期间是将颈动脉血管直径与桡骨动脉血压之间的关系视作颈动脉血管直径与中心血压之间的关系的期间。因此,能够通过使用该期间的颈动脉血管直径和桡骨动脉血压的计测结果,适当校正中心血压估计用参数。

[0112] 此外,同步部 160 进行同步处理,使从输入部 40 输入的血压变化和由血管直径计测部 120 计测出的血管直径的变化同步。然后,校正部 130 使用由同步部 160 同步后的血压和血管直径的计测结果校正中心血压估计用参数。由此,能够考虑脉搏传播的延迟而高精度地进行中心血压估计用参数的校正。

[0113] 3. 变形例

[0114] 可以应用本发明的实施例不限于上述实施例,当然可以在不脱离本发明宗旨的范围内进行适当变更。以下说明变形例。

[0115] 3-1. 血管截面指标值

[0116] 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,但是,也可以将血管截面积作为血管截面指标值。血管截面积与血压之间的相关特性能够通过式(1)中将血管直径“D”置换成血管截面积“S”来同样定义。血管截面积例如能够从 B 模式图像追踪求出,或者根据彩色多普勒法的血流显示求出等。

[0117] 此外,血管截面指标值的计测方法并不限于利用了超声波的计测方法。作为其它方法,例如可以使用利用了光的计测方法计测血管截面指标值。该情况下,从发光元件向对象动脉照射预定波长的光,接收来自对象动脉的反射光并进行信号处理,由此计测对象动脉的血管截面指标值即可。

[0118] 3-2. 相关特性和中心血压估计用参数

[0119] 在上述实施方式中,作为血管直径与血压之间的相关特性,列举应用由式(1)表示的相关式的情况为例进行了说明。但是,式(1)的相关式只是作为一例记载的,当然也可以应用除此以外的相关式。相关式的种类可以是线性的也可以是非线性的。

[0120] 例如,作为用线性关系对血管直径和血压进行近似后的相关式,可以应用由下式(2)表示的相关式。

$$[0121] \quad P = E \times D + B \cdots (2)$$

$$[0122] \quad \text{其中, } E = (P_s - P_d) / (D_s - D_d)$$

$$[0123] \quad B = P_d - E \times D_d$$

[0124] 这里,“ 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 ”是表示血管弹性的弹性系数,“ B ”是相关式的截距。

[0125] 在应用式(2)进行血压估计处理的情况下,将式(2)的弹性系数“E”的值作为中心血压估计用参数,与上述实施方式同样地确定弹性系数“E”的值即可。

[0126] 3-3. 校正用数据取得期间的设定

[0127] 图6的校正处理是根据在原理中说明的(A)舒张期血压稳定变化期间设定校正用数据取得期间的处理,但是,当然也可以设为根据(B)血压上升期间或(C)舒张期血压稳定变化期间+血压上升期间设定校正用数据取得期间的处理。

[0128] 图7示出在该情况下上述实施例的处理部100替代图6的校正处理而执行的第2校正处理流程的流程图。另外,对与校正处理相同的步骤标注相同标号,省略再次说明。

[0129] 在循环A的处理中进行了峰值判定后(步骤A13),期间设定部150在该一次心跳期间中,检测舒张期血压到射血波峰值的部分作为射血波部分(步骤B15)。

[0130] 接着,期间设定部150判定血压上升期间(步骤B17)。具体而言,计算舒张期血压的计测时刻到射血波峰值的计测时刻的经过时间。然后,根据计算出的经过时间,将例如从射血波部分上升起到经过该射血波部分的1/3的时刻为止的期间判定为血压上升期间。

[0131] 然后,期间设定部150以至少包含在步骤B17中判定出的血压上升期间的方式设定校正用数据取得期间(步骤B18)。然后,处理部100将处理转移到下一次心跳期间。

[0132] 此外,除了在上述实施方式中叙述的方法以外,校正用数据取得期间的设定方法还存在变形。例如,可以不将舒张期血压稳定变化期间的全部设为校正用数据取得期间,而将舒张期血压稳定变化期间的后半部分的期间(例如经过舒张期血压稳定变化期间的1/2的时刻之后的期间)设为校正用数据取得期间。此外,还可以不将舒张期血压稳定变化期间+血压上升期间的全部设为校正用数据取得期间,而以跨越舒张期血压稳定变化期间和血压上升期间的方式设定校正用数据取得期间。

[0133] 即,只要以至少包含重搏波峰值之后的舒张期的期间的一部分或全部的方式设定校正用数据取得期间、或者以至少包含射血波部分的血压上升期间的方式设定校正用数据取得期间即可,怎样设定校正用数据取得期间能够在不违反原理的范围内适当进行变更。

[0134] 此外,不一定必须将血压上升期间设为从射血波部分上升起到经过该射血波部分的1/3的时刻为止的期间。根据本申请的发明人的见解,优选将从射血波部分上升起到经过该射血波部分的1/5~1/3的时刻为止的期间作为血压上升期间。因此,例如也可以将从射血波部分上升起到经过该射血波部分的1/5的时刻为止的期间作为血压上升期间。

[0135] 3-4. 中心血压计测装置

[0136] 在上述实施例中,将计测中心血压的血压计测装置作为从被检者的颈部悬挂使用类型的超声波血压计进行了说明,但是,该结构只是一个例子。除此以外,例如可以构成卷绕到被检者的上臂部使用的主体装置,还可以构成佩戴到被检者的手腕部使用的主体装置。此外,超声波探测器和主体装置不一定需要分开,也可以构成在同一壳体内设置超声波探测器和主体装置的血压计测装置。

[0137] 此外,在上述实施方式中,说明了以处于自由行动下的被检者个人计测中心血压为目的的血压计测装置的实施方式,但是,可应用本发明的血压计测装置不限于此。例如,作为医疗用的血压计测装置,还能够应用于技术人员使用超声波探测器对躺卧状态的被检者进行超声波诊断的装置。

[0138] 3-5. 末梢动脉血压计测装置

[0139] 在上述实施例中,作为校正用的血压计测装置,列举张力测量血压计为例进行了说明,但这只不过是一个例子。例如,可以替代张力测量血压计而使用袖带型的加压血压计。在袖带型的加压血压计中,一般无法得到连续的血压波形,但在示波法中,在对袖带进行减压的过程中血管的容积发生变化,根据对应于该血管容积的变化而在袖带中产生的微小压力变动判定血压。因此,以从加压血压计取得容积变动波形的方式构成装置,将取得的容积变动波形转换成血压波形,由此计测末梢动脉的血压变化即可。该情况下,进行血压计测的末梢动脉不一定需要是桡骨动脉,也可以是上臂动脉。

[0140] 3-6. 通信方式

[0141] 在上述实施方式中,通过有线的方式进行超声波血压计 1 和血压计 2 的连接,但是,也可以构成为在超声波血压计 1 和血压计 2 中分别设置无线通信部,利用无线通信从血压计 2 取得血压的计测值。

[0142] 在此,明确地以参考的方式并入 2012 年 7 月 13 日提出的 2012-157225 号日本专利申请的全部公开内容。

颈动脉血压、桡骨动脉血压

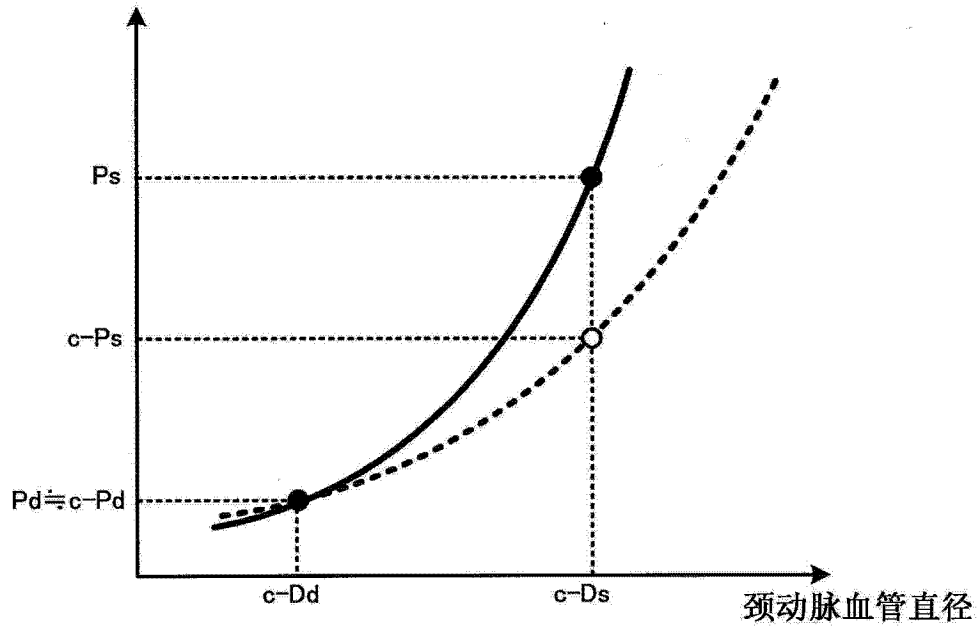


图 1

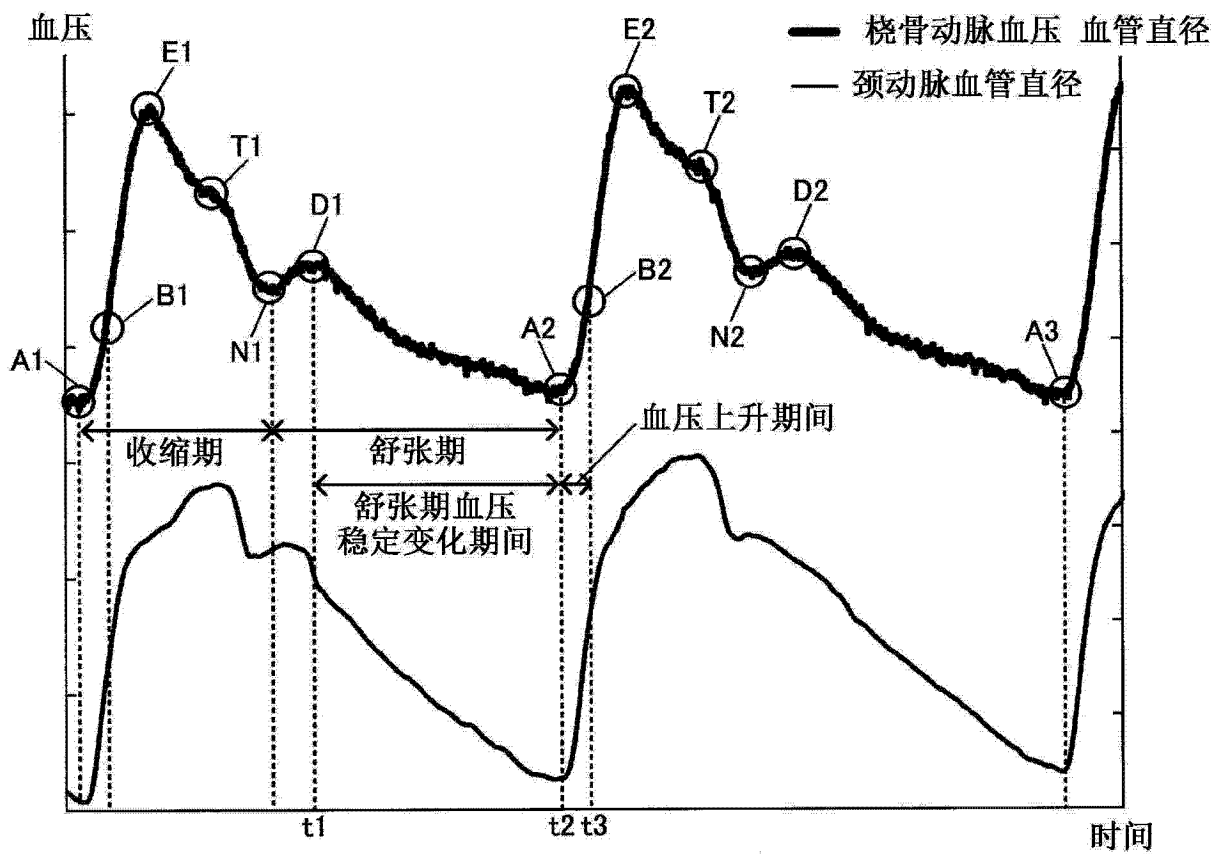


图 2

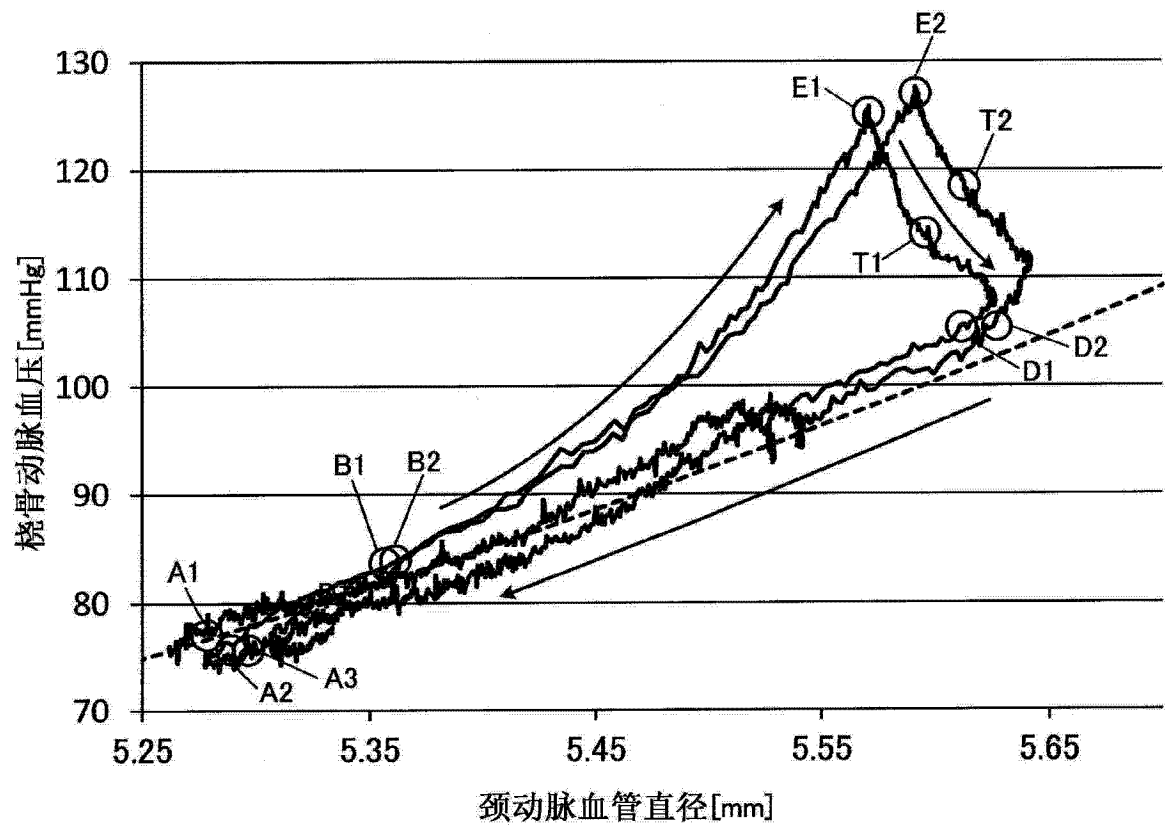


图 3

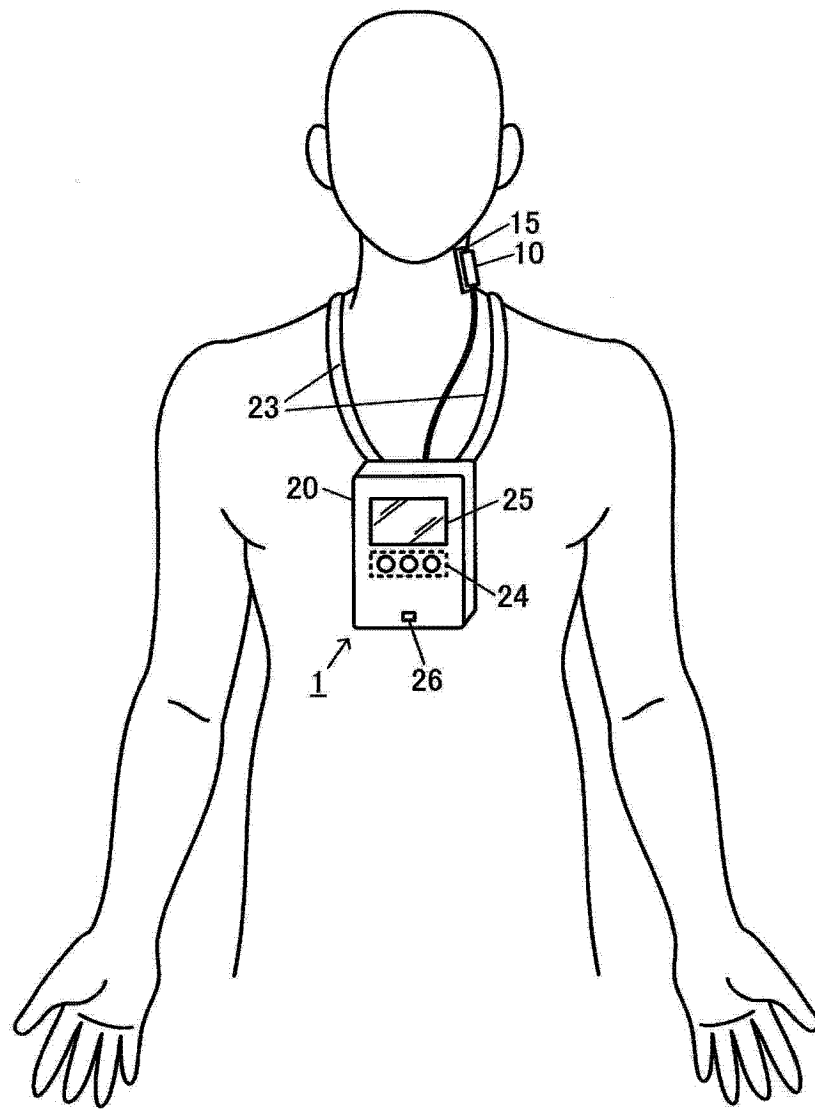


图 4

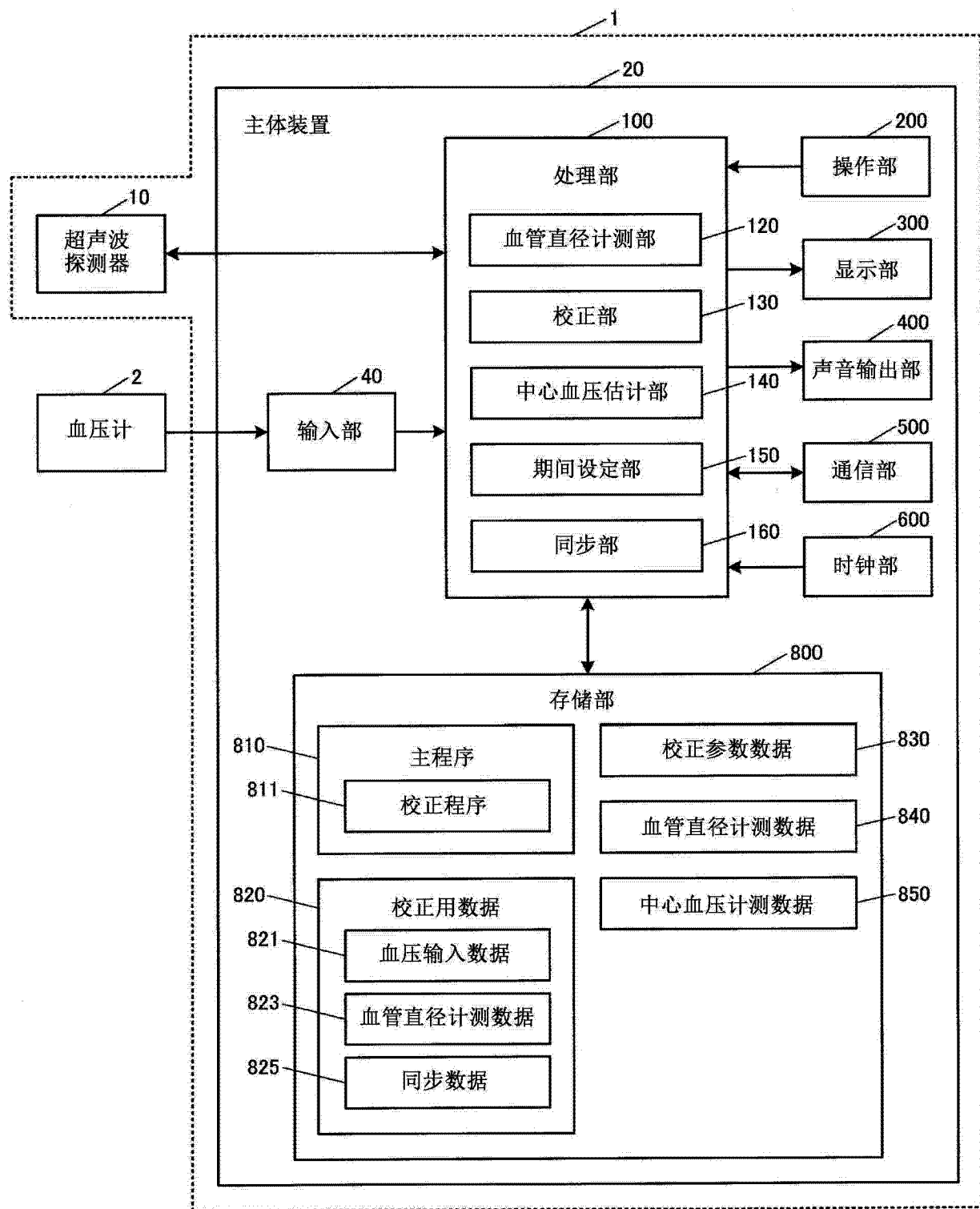


图 5

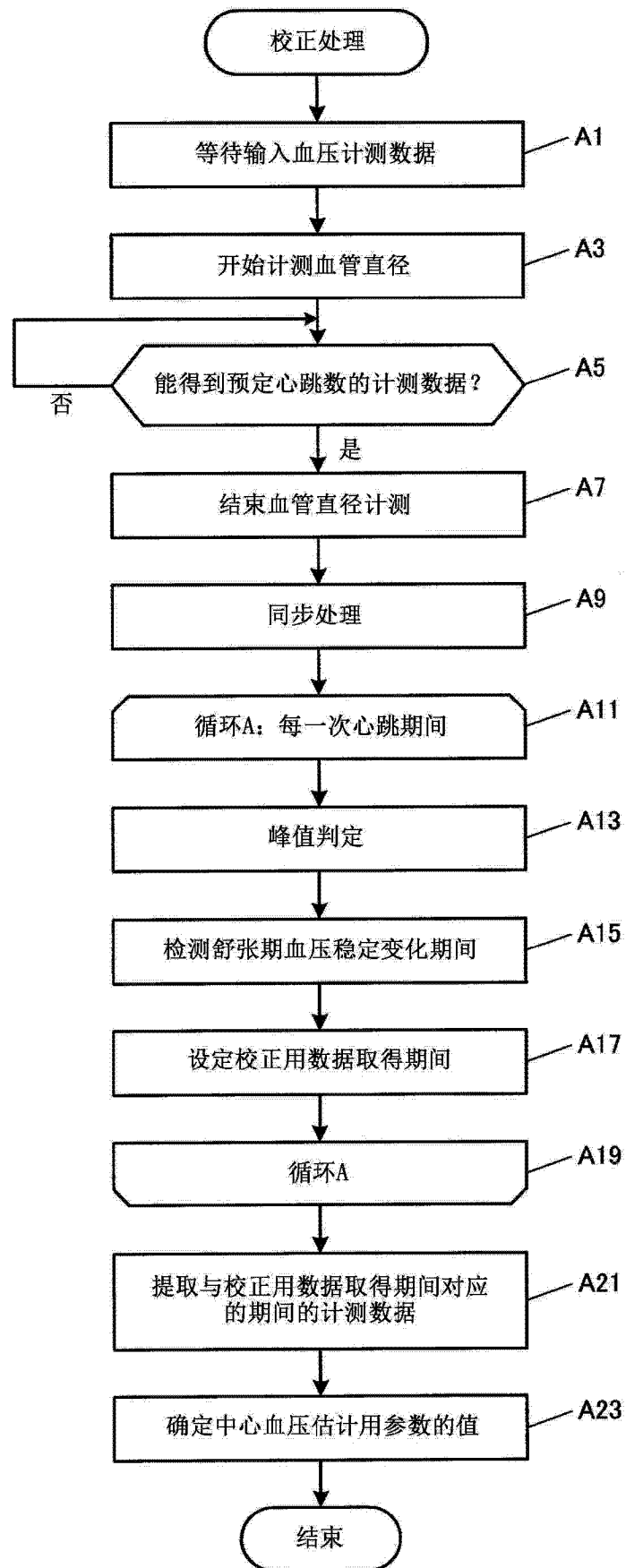


图 6

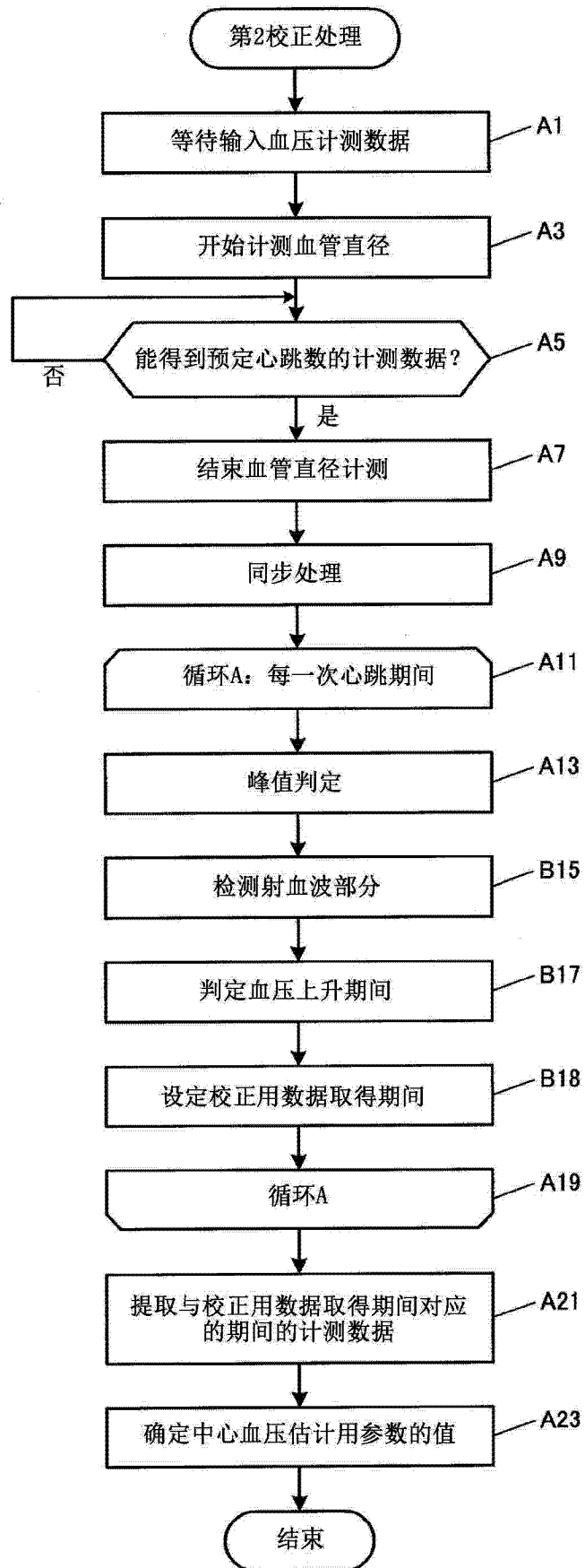


图 7

专利名称(译)	血压计测装置和中心血压估计用参数校正方法		
公开(公告)号	CN103536318A	公开(公告)日	2014-01-29
申请号	CN201310284459.4	申请日	2013-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	真野知典		
发明人	真野知典		
IPC分类号	A61B8/04		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/7278 A61B2560/0223		
代理人(译)	李辉 马建军		
优先权	2012157225 2012-07-13 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

血压计测装置和中心血压估计用参数校正方法。在超声波血压计 (1) 中，从输入部 (40) 输入由血压计 (2) 计测出的末梢动脉的血压变化。血管直径计测部 (120) 利用超声波计测中枢动脉的血管直径的变化。然后，校正部 (130) 使用在一次心跳期间中枢动脉血管直径与末梢动脉血压之间的关系对应于中枢动脉血管直径与中心血压之间的关系的给定的对应期间内的、血压计 (2) 和血管直径计测部 (120) 的计测结果，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涉及的参数。

