



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105361906 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 02

(21) 申请号 201510479079. 5

(22) 申请日 2015. 08. 06

(30) 优先权数据

2014-163412 2014. 08. 11 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 玉田奈津美

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 田喜庆 纪秀凤

(51) Int. Cl.

A61B 8/04(2006. 01)

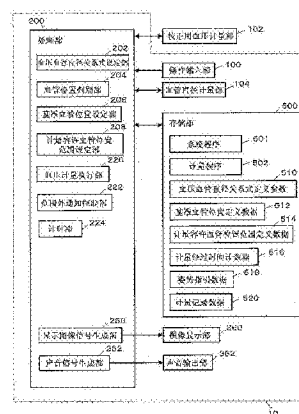
权利要求书1页 说明书10页 附图12页

(54) 发明名称

超声波血压计量装置、血压计量方法、血压计量装置

(57) 摘要

本发明涉及超声波血压计量装置、血压计量方法以及血压计量装置,提供一种能够排除血压计量时的被计量者的姿势变化的影响的技术。超声波血压计量装置(10)进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收而计量所述血管的血压。血管位置判别部(204)根据所述超声波探测器的接收信号,判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置。血压计量执行部(220)根据通过血管位置判别部(204)判别出的所述血管的相对位置来执行血压计量。



1. 一种超声波血压计量装置,其特征在于,是进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收而计量所述血管的血压的超声波血压计量装置,所述超声波血压计量装置具备:

血管位置判别部,其根据所述反射波的接收信号,判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置;以及

血压计量执行部,其根据所述血管位置判别部的判别结果来执行血压计量。

2. 根据权利要求1所述的超声波血压计量装置,其特征在于,

所述血管位置判别部根据所述血管的中心来判别所述血管的位置。

3. 根据权利要求1或者2所述的超声波血压计量装置,其特征在于,

所述血压计量执行部在所述位置包括在预先设定的计量容许血管位置范围内时,执行血压计量。

4. 根据权利要求3所述的超声波血压计量装置,其特征在于,还具备:

通知控制部,其在所述位置在所述计量容许血管位置范围外时,进行规定的通知控制。

5. 根据权利要求3或者4所述的超声波血压计量装置,其特征在于,

所述血管是颈动脉,

所述计量容许血管位置范围被决定为相对于所述超声波探测器的所述位置的与所述超声波的发送方向交叉的方向上的范围大于相对于所述超声波探测器的所述位置的所述超声波的发送方向上的范围。

6. 一种血压计量方法,其特征在于,包括:

进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收,根据所述反射波的接收信号来取得接收数据;

根据所述接收数据,判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置;以及

根据所述判别的结果来执行血压计量。

7. 根据权利要求6所述的血压计量方法,其特征在于,

所述判别是指根据所述血管的中心来判别所述血管的位置。

8. 一种血压计量装置,其特征在于,具备:

传感器,其检测血管中心位置以及血管直径;

血压计量执行部,其根据通过所述传感器检测出的所述血管直径、以及在校正时求出的所述血管直径与血压的关系,来计算所述血压;以及

显示部,其显示由所述血压计量执行部计算出的血压,

在所述血管中心位置距校正时的所述血管中心位置在规定范围以外时,所述显示部显示所述血压。

超声波血压计量装置、血压计量方法、血压计量装置

[0001] 相关申请的交叉参照

[0002] 本申请基于并要求于 2014 年 8 月 11 日提交的日本专利申请第 2014-163412 号的优先权的权益,其全部内容结合于此作为参照。

技术领域

[0003] 本发明涉及使用超声波来进行血压计量的超声波血压计量装置等。

背景技术

[0004] 近年来,作为不使用橡皮囊细带(cuff)而通过非加压方式计量血压的方法,提出了利用超声波的非侵入性的血压计量法。

[0005] 例如,在专利文献 1 中,提出了捕捉局部部位的血管直径变化与血压变化作为非线性函数,根据表示血管的硬度的僵硬参数 β (stiffness parameter β) 和血管的直径来计算血压的方法。据此,不像以往那样对患者强加由橡皮囊细带的系紧导致的负担,能够进行每心搏的连续的血压监控。

[0006] 为实现非侵入性并且连续地血压计量,期望将超声波传感器始终贴合于计量部位,但受到身体的姿势变化的影响不小。例如,将计量部位设为颈动脉的情况下,通过扭转头部等来使头的朝向上下或者左右地变化,则颈动脉在长轴方向上伸缩。于是,血管壁的厚度可能变化,或者血管的硬度可能相对于校正时而变化。因此,有时在根据血压与血管直径的关系式计算的血压值中包括误差。此外,有时将作为血管直径测量精度而容许的误差设为几 μm (微米) 至几十 μm 以下,所以血管直径测量精度很重要。

[0007] 在先技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1 :日本特开 2004-41382 号公报

发明内容

[0010] 本发明是鉴于这样的情况,其目的在于,提供一种能够排除血压计量时的被计量者的姿势变化的影响的技术。

[0011] 用于解决上述课题的第一发明是一种超声波血压计量装置,其是进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收而计量所述血管的血压的超声波血压计量装置,具备:血管位置判别部,其根据所述反射波的接收信号,判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置;以及血压计量执行部,其根据所述血管位置判别部的判别结果来执行血压计量。

[0012] 根据第一发明,能够判别相对于超声波探测器的作为计量对象的血管的位置而对计量的执行进行管理。换言之,在计量结果中具有包括误差那样的相对位置关系的情况下能够不进行计量。因此,排除被计量者的姿势变化的影响,能够实现计量精度高的非侵入性的血压计量。如果进行连续并且持续的计量,则在被计量者的身体的姿势产生计量误差

那样的状态下,不进行计量,在形成适当的姿势的情况下,可能重复进行计量。

[0013] 第二发明是根据第一发明的超声波血压计量装置,其中,所述血管位置判别部根据所述血管的中心来判别所述血管的位置。

[0014] 也能够利用血管的前壁(与超声波探测器接近的一侧的血管壁)、后壁作为代表血管位置的要素,但血管壁受到由于搏动而不停地伸缩舒张的影响。与此相对地,血管的中心不受到这样的影响。因此,能够将计量精度维持得较高。

[0015] 第三发明是根据第一或者第二发明的超声波血压计量装置,其中所述血压计量执行部在所述位置包括在预先设定的计量容许血管位置范围内时,执行血压计量。

[0016] 根据计量精度的观点,如果是与在求出血压与血管直径的关系式时的姿势完全相同的姿势,则没有产生误差的余地。但是,再现完全相同姿势也很困难,也有可能产生虽然预定了连续的计量但难以进行计量这样的情况。但是,根据第三发明,能够设置适于血管的位置的判定的容许范围。通过设定计量容许血管位置范围,从而能够在容许在实用上没有问题的误差范围同时确保实用性。

[0017] 第四发明是根据第三发明的超声波血压计量装置,其中,还具备通知控制部,该通知控制部在所述位置在所述计量容许血管位置范围外时,进行规定的通知控制。

[0018] 根据第四发明,能够通知由于姿势变化而在计量中包括误差那样的状况。通过该通知,能够催促被计量者纠正姿势。此外,很有可能仅仅由于血管的位置虽然在计量容许血管位置范围外而成为进行计量的状态,就产生装置会不会发生了故障这样的误解。通过通知可以消除该误解。

[0019] 第五发明是根据第三或者第四发明的超声波血压计量装置,其中,所述血管是颈动脉,所述计量容许血管位置范围被决定为相对于所述超声波探测器的所述位置的与所述超声波的发送方向交叉的方向上的范围大于相对于所述超声波探测器的所述位置的所述超声波的发送方向上的范围。

[0020] 由于头部的姿势变化导致的颈动脉的位置变化,与相对于超声波探测器的深度方向(超声波的发送方向)的变化相比,相对于超声波探测器的平行移动方向(与超声波的发送方向交叉的方向)、即沿超声波振子的排列的方向上的变化更大。因此,能够更加实用地设定计量容许血管位置范围。

[0021] 第六发明是一种血压计量方法,包括:进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收,根据所述反射波的接收信号来取得接收数据;根据所述接收数据,判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置;以及根据所述判别的结果来执行血压计量。

[0022] 根据第六发明,能够得到与第一发明相同的效果。

[0023] 第七发明是根据第六发明的血压计量方法,其中,所述判别是指根据所述血管的中心来判别所述血管的位置。

[0024] 根据第七发明,能够得到与第二发明相同的效果。

附图说明

[0025] 图1是示出超声波血压计量装置的系统构成例的图。

[0026] 图2是示出相对于超声波探测器的颈动脉的血管位置的变化的一个例子的图,示

出使头部左右摇摆的情况下的例子。

[0027] 图 3 是示出相对于超声波探测器的颈动脉的血管位置的变化的一例子的图,示出使头部上下摇摆的情况下的例子。

[0028] 图 4 是用于说明血管位置的判别方法的图。

[0029] 图 5 是用于说明基于血管位置的特定姿势状态的判定方法的图。

[0030] 图 6 是示出超声波血压计量装置的功能构成例的框图。

[0031] 图 7 是用于说明超声波血压计量装置中的处理的流程的流程图。

[0032] 图 8 是用于说明超声波血压计量装置中的处理的变形例的流程的流程图。

[0033] 图 9 是示出可靠性信息的显示例的图。

[0034] 图 10 的 (a)、图 10 的 (b) 是用于说明对计量容许血管位置范围进行自动设定的自动设定处理的流程的流程图。

[0035] 图 11 是用于说明求出血管位置的方法的变形例的图。

[0036] 图 12 是用于说明求出血管位置的方法的变形例的图。

具体实施方式

[0037] [第一实施方式]

[0038] 图 1 是示出在本实施方式中的超声波血压计量系统的构成例的图。

[0039] 超声波血压计量系统 2 包括始终贴合于被计量者 3 的计量部位 (在本实施方式中,颈动脉 5) 的超声波探测器 6、校正用血压计 8、以及超声波血压计量装置 10。

[0040] 超声波探测器 6 进行超声波的发送以及反射波的接收,生成与所接收到的反射波的强度相应的接收信号而输出到超声波血压计量装置 10。这样的功能能够通过公知的超声波计量相关的技术来实现。

[0041] 在本实施方式中,在左方的颈动脉 5 的正上方,以在超声波探测器 6 中排列的多个超声波振子的列中的至少一列沿着血管长轴并且对血管短轴图像进行摄影的方式贴合。此外,在这里所说的“正上方”,是为了容易理解而在操作超声波探测器 6 的操作手册中的表达中使用的,准确地说,是颈动脉位于从超声波探测器 6 中排列的超声波振子照射的超声波的照射直线上的位置关系。

[0042] 校正用血压计 8 计量用于求出血压与血管直径的关系式 (以后,称为“血压血管直径关系式”。) 的血压,将计量结果输出到超声波血压计量装置 10。在本实施方式中,设为橡皮囊细带型电子血压计,但也可以是能够计量每一搏的血压的张力测量血压计等其他形式的血压计。此外,校正用血压计 8 在进行计量开始前的校正而求出血压血管直径关系式之后能够拆卸。

[0043] 超声波血压计量装置 10 是实现血压计量的功能的计算机,实现以下功能:1) 根据从超声波探测器 6 得到的接收信号,判别相对于超声波探测器 6 的血管的相对位置的血管位置判别功能;2) 根据血管位置的判别结果执行使用超声波探测器 6 的血压计量的血压计量执行功能;3) 在所计量到的血压等信息满足规定的计量结束条件前周期性地执行并存储计量结果的数据记录功能。

[0044] 具体地说,超声波血压计量装置 10 具备触摸面板 11、接口电路 12、扬声器 13、控制基板 20 以及内置电池 (省略图示)。超声波血压计量装置 10 由 CPU (Central Processing

Unit, 中央处理单元) 21 执行搭载于控制基板 20 的 IC 存储器 22 中存储的程序, 从而根据来自于经由接口电路 12 而连接的超声波探测器 6、校正用血压计 8 的输入数据, 实现上述的血管位置判别功能、血压计量执行功能、数据记录功能。

[0045] 此外, 在图示的例子中, 超声波探测器 6、校正用血压计 8 与超声波血压计量装置 10 的通信连接通过有线实现, 但也可以在控制基板 20 上搭载近距离无线装置 23 等而通过无线通信来实现。此外, 本实施方式的超声波血压计量装置 10 也能够作为能够执行应用程序的智能手机、佩戴式计算机等便携型信息终端装置而被构成, 但也可以是固定型装置、经由移动电话网、因特网、LAN(Local Area Network, 局域网) 而连接的外部装置等。

[0046] 图 2 以及图 3 是示出由于摆头所导致的相对于超声波探测器的颈动脉的血管位置的变化的一例子的图, 图 2 是使头部朝向左右的情况, 图 3 是使头部朝向上下情况。

[0047] 血管位置通过将超声波束从超声波探测器 6 向生物体内部前进的方向设为轴的“深度位置”、将超声波振子(超声波传感器)的排列方向设为轴的“传感器位置”的两轴的坐标值来表示。

[0048] 并且, 在本实施方式中, 用血管短轴剖面的中心的位置(血管中心位置)代表血管位置。当然, 也能够利用血管的前壁(与超声波探测器 6 接近的一侧的血管壁)、后壁, 但血管壁由于搏动而不停地进行伸缩舒张, 所以为了能够准确比较血管位置, 期望以中心位置为基准。此外, 即使采用血管中心位置, 也有时根据搏动的定时而位置多少有些变化, 所以在判定血管位置时, 采用示出血管直径最小的(按血压来说的)舒张期或者示出血管直径最大的收缩期的位置。

[0049] 此外, 在图示的例子中, 由于设想从超声波探测器 6 的各超声波振子沿直线方向发出超声波这种类型, 所以将超声波所到达的范围、即扫描范围 A_s 设为矩形, 但如果是能够在倾斜方向上发出超声波的类型, 则扫描范围 A_s 为图 2、3 中的下侧为下摆宽的大致梯形或者扇形。

[0050] 此外, 如图 2 所示, 在以被计量者 3 朝向正面的状态的颈动脉 5 的血管位置为基准(基准血管位置 P_0) 的情况下, 如果被计量者 3 从头部朝向正面的状态使头部朝向左右, 则由于皮肤的伸缩、肌肉、肌腱的动作, 颈动脉 5 的血管位置在沿着超声波振子的排列的传感器位置方向(相对于超声波探测器 6 的相对位置的平行移动方向)上移动。此外, 如图 3 所示, 被计量者 3 从头部朝向正面的状态使头部朝向上下, 则根据同样的理由, 颈动脉 5 的血管位置连续地在深度方向上变化。

[0051] 然后, 作为血压血管直径关系式的基础的血管的硬度(例如, 僵硬度参数 β) 受到这样的血管位置的变化影响, 所以如果在以血管的硬度为常数而求出血压血管直径关系式时的姿势与计量时的姿势不同, 则有可能产生计量误差。

[0052] 因此在本实施方式中, 仅在被计量者 3 为特定的姿势状态的情况下进行计量, 从而排除由被计量者 3 的姿势变化所引起的计量误差的影响。

[0053] 本实施方式中的特定姿势状态是在求出血压血管直径关系式时的状态, 设为头部朝向身体的正面的状态。然后, 将在求出血压血管直径关系式时的血管短轴剖面的中心设为基准血管位置 P_0 , 随时判断血管位置的位移。换言之, 判别相对于超声波探测器 6 的颈动脉 5 的相对位置。

[0054] 图 4 是用于说明在本实施方式中的血管位置的判别方法的图。

[0055] 作为检测血管中心位置的方法,采用每个超声波振子的接收信号的强度。具体地说,超声波的发送波越是与血管剖面垂直地照射,则反射强度越强,所以将每个超声波振子的接收信号强度的分布中的示出最大强度的超声波振子的位置设为血管中心位置 P 的传感器位置坐标值。然后,根据该传感器位置处的超声波束的深度方向的振幅数据的信号强度的波峰位置检测血管前壁以及后壁,将其中间位置设为血管中心位置 P 的深度位置坐标值。

[0056] 图 5 是用于说明基于血管位置的特定姿势状态的判定方法的图。在本实施方式中,在包括在以基准血管位置 P0 为基准点的预先设定的规定的计量容许血管位置范围 30 中时,判断为处于特定姿势状态。

[0057] 计量容许血管位置范围 30 是通过事先试验以统计方式求出被计量者 3 的姿势变化对血压计量结果造成的影响的容许范围从而设定的。

[0058] 计量容许血管位置范围 30 的形状能够适当设定,但如图 2 以及图 3 所示,如果鉴于由于左右的摆头所导致的血管位置的移动量与由于上下的摆头所导致的移动量相比,存在变大的倾向,则能够设为左右方向(传感器位置方向)长且深度方向短的椭圆区域。

[0059] 进一步地说,如果使计量精度优先,则能够将计量容许血管位置范围 30 设为半径 1 毫米左右的完全圆形区域。在这种情况下,几乎达到能够忽略计量误差的水平,所以也能够称为“零误差区域”。如果期望兼顾通用性与计量精度,则能够设为短轴、长轴分别为几毫米左右的区域。

[0060] 然后,如果该时常判别的血管位置在该计量容许血管位置范围 30 的范围外,则判断为存在对计量造成影响的姿势变化而不进行血压计量,如果在计量容许血管位置范围 30 的范围内,则进行计量。

[0061] 此外,作为比围绕计量容许血管位置范围 30 更大的区域,能够设定环状的小误差区域 31 以及中误差区域 32、由它们之外的扫描范围 As 构成的大误差区域 33。所设想的计量误差按“小误差区域<中误差区域<大误差区域”的关系阶段性地变大。此外,这些区域的数量能够适当设定。也可以仅设定计量容许血管位置范围 30 而不设定范围外区域。

[0062] 接着,说明用于实现本实施方式的功能构成。

[0063] 图 6 是示出本实施方式的超声波血压计量系统 2 的功能构成例的框图。超声波血压计量装置 10 具备操作输入部 100、校正用血压计量部 102、血管直径计量部 104、处理部 200、图像显示部 360、声音输出部 362 以及存储部 500。

[0064] 操作输入部 100 受理由操作者进行的各种操作输入,将与操作输入相应的操作输入信号输出到处理部 200。能够通过按钮开关、杆开关、拨号盘开关、触控板、鼠标等来实现。图 1 的触摸面板 11 与它对应。

[0065] 校正用血压计量部 102 计量用于求出血压血管直径关系式的校正用的血压而将计量结果输出到处理部 200。图 1 的校正用血压计 8 与它对应。

[0066] 血管直径计量部 104 是用于使用超声波来计量血管直径的构件。图 1 的超声波探测器 6 与它对应,将超声波振子各自的反射强度、深度方向的振幅数据、血管直径等输出到处理部 200。

[0067] 处理部 200 例如通过 CPU、GPU(Graphics Processing Unit,图形处理单元)等微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit,专用集成电路)、IC 存储器等

电子部件来实现。然后,处理部 200 进行与各功能部之间的数据的输入输出控制,根据规定的程序、各种数据执行各种运算处理,综合地控制超声波血压计量装置 10。图 1 的超声波血压计量装置 10 与它对应。更具体地说,控制基板 20 与它对应。

[0068] 然后,处理部 200 具有血压血管直径关系式设定部 202、血管位置判别部 204、基准血管位置设定部 206、计量容许血管位置范围设定部 208、血压计量执行部 220、范围外通知控制部 222、计时部 224、显示图像信号生成部 260 以及声音信号生成部 262。

[0069] 血压血管直径关系式设定部 202 作为与校正相关的处理,根据由校正用血压计量部 102 中得到的血压与由血管直径计量部 104 中得到的血管直径,求出收缩期血压(最大血压)、舒张期血压(最小血压)、收缩期血管直径、舒张期血管直径,对包括僵硬度参数 β 的血压血管直径关系式进行计算、设定。这样的功能能够直接利用适当公知技术来实现。

[0070] 血管位置判别部 204 根据由血管直径计量部 104 中连续地得到的超声波振子各自的接收信号强度、深度方向的振幅数据,计算相对于超声波探测器 6 的作为计量对象的血管(在本实施方式中,颈动脉 5,图 1)的相对位置、即表示代表血管位置的血管中心位置的坐标值(参照图 4)。

[0071] 基准血管位置设定部 206 设定基准血管位置 P0(参照图 5)。具体地说,采用在计算血压血管直径关系式时的血管位置。

[0072] 计量容许血管位置范围设定部 208 设定计量容许血管位置范围 30(参照图 5)。在本实施方式中,设定定义以基准血管位置 P0 为基准点的计量容许血管位置范围 30 的宽度的参数,但也可以构成为能够催促操作者进行输入,在计量开始前手动设定。

[0073] 血压计量执行部 220 根据此时的最新的血管位置与超声波探测器 6 的相对位置关系来执行血压计量。在本实施方式中,在最新的血管位置包括在计量容许血管位置范围 30 的范围内时,进行在血压血管直径关系式中代入由血管直径计量部 104 得到的数据而计算血压,将所计算出的血压与日期时间一起存储到存储部 500 的控制。

[0074] 范围外通知控制部 222 进行用于通知最新的血管位置与超声波探测器 6 的相对位置关系不满足计量容许条件的情况的控制。具体地说,在血管位置在计量容许血管位置范围 30 的范围外时,判断为不满足计量容许条件而对图像显示部 360 进行规定的通知。将其称为“范围外通知”。

[0075] 范围外通知能够适当设定为声音、图像显示等。如果是后者,则进行文本显示、规定的图标显示,或者也可以通过血压、血管直径在监视器上的显示字体的改变、字体尺寸的改变,字体的显示颜色、显示亮度的改变等来实现。通过范围外通知,能够知晓不进行计量、记录的状态是由于装置的故障、还是由于被计量者 3 的姿势不适当。

[0076] 计时部 224 对时间的经过进行计数。例如,能够通过利用系统时钟的计数器等公知的计时技术来实现。

[0077] 显示图像信号生成部 260 例如通过 GPU、数字信号处理器(DSP)等处理器、视频信号 IC、视频编解码器等程序、帧缓冲器等帧描绘用 IC 存储器等来实现。并且,显示图像信号生成部 260 生成用于对操作指引(operation guidance)、计量结果等进行显示的图像信号并输出到图像显示部 360。

[0078] 图像显示部 360 根据从显示图像信号生成部 260 输入的图像信号显示各种图像。例如,能够通过平板显示器、阴极射线管(CRT)、投影仪、头戴式显示器这样的图像显示装置

来实现。在本实施方式中,图 1 的触摸面板 11 与它对应。

[0079] 声音信号生成部 262 例如通过数字信号处理器 (DSP)、声音合成 IC 等处理器、能够重放声音文件的音频编解码器等来实现,生成各种操作音、声音指引等的声音数据,输出到声音输出部 362。

[0080] 声音输出部 362 通过根据从声音信号生成部 262 输入的声音信号进行播放的装置来实现。图 1 的扬声器 13 与它对应。

[0081] 存储部 500 通过 IC 存储器、硬盘、光盘等存储介质来实现,存储各种程序、处理部 200 的运算过程的数据等各种数据。在图 1 中,搭载于控制基板 20 的 IC 存储器 22 与它对应。此外,处理部 200 与存储部 500 的连接不限于利用装置内的内部总线电路的连接,也可以通过 LAN(Local Area Network,局域网)、因特网等的通信线路来实现。在这种情况下,存储部 500 也可以通过与超声波血压计量装置 10 不同的外部存储装置来实现。

[0082] 存储部 500 包括系统程序 501、计量程序 502、血压血管直径关系式定义参数 510、基准血管位置定义数据 512、计量容许血管位置范围定义数据 514、计量经过时间计数器 516、姿势指引数据 518 以及计量记录数据 520。当然,也能够适当存储这些之外的程序、数据。

[0083] 通过由处理部 200 执行系统程序 501 来实现作为计算机的基本输入输出功能。

[0084] 通过由处理部 200 执行计量程序 502,来安装血压血管直径关系式设定部 202、血管位置判别部 204、基准血管位置设定部 206、计量容许血管位置范围设定部 208、血压计量执行部 220、范围外通知控制部 222、计时部 224、显示图像信号生成部 260 以及声音信号生成部 262。此外,在通过电子电路等硬件来实现这些功能部的情况下,能够省略用于实现该功能的程序的一部分。

[0085] 血压血管直径关系式定义参数 510 储存定义使用僵硬度参数 β 的血压血管直径关系式的各种参数值。例如,包括收缩期血压、舒张期血压、收缩期血管直径、舒张期血管直径、僵硬度参数 β 等。

[0086] 基准血管位置定义数据 512 储存定义基准血管位置 P0(参照图 5)的数据。在本实施方式中,储存表示传感器位置的坐标值、表示深度位置的坐标值。

[0087] 计量容许血管位置范围定义数据 514 储存定义计量容许血管位置范围 30 的参数值。例如,如果将计量容许血管位置范围 30 设为椭圆区域,则是短轴以及长轴的值等。

[0088] 计量经过时间计数器 516 表示从计量开始起的经过时间。

[0089] 姿势指引数据 518 是用于执行用于让被计量者 3 采取特定姿势的指引的数据。例如,用于进行指引显示的图像数据、用于声音指引的声音数据(例如,“为了进行计量,请面向正面。”)等与它对应。

[0090] 计量记录数据 520 按时序储存计量结果。在本实施方式中,将按计量顺序而自动赋予的计量编号、计量日期时间、计量结果对应起来,按时序进行储存。

[0091] 接着,说明超声波血压计量装置 10 的动作。

[0092] 图 7 是用于说明基于超声波血压计量装置 10 的血压计量相关处理的流程的流程图。

[0093] 超声波血压计量装置 10 的处理部 200 首先执行校正处理,设定血压血管直径关系式,决定基准血管位置 P0(步骤 S2)。此外,在校正时,在触摸面板 11 显示催促操作者让被

计量者 3 暂时维持面向正面的状态那样作操作指引。或者,也可以进行从扬声器 13 播放声音指引的控制。如果校正完成,则不再需要校正用血压计 8,所以优选对校正完成进行适当通知。

[0094] 接着,超声波血压计量装置 10 设定以基准血管位置 P0 为基准点的计量容许血管位置范围 30 (步骤 S4)。

[0095] 接着,超声波血压计量装置 10 开始计量经过时间的计时,并且开始血管位置的检测 (步骤 S6)。即,按生物体信息满足了规定的条件的定时 (例如,收缩期血压、舒张期血压) 或者规定周期 (例如,每秒、心跳周期的每一搏等),计算血管中心位置。

[0096] 如果所计算出的血管位置在计量容许血管位置范围 30 的范围外, (步骤 S10 的“否”),则超声波血压计量装置 10 不进行计量而进行范围外通知 (步骤 S12)。

[0097] 另一方面,如果所计算出的血管位置在计量容许血管位置范围 30 的范围内, (步骤 S10 的“是”),则计量血管直径而 (步骤 S14),计算血压 (步骤 S16),将所计算出的血压储存到记录数据 520 (步骤 S18)。此外,在步骤 S16 的血压计算中,也可以不在步骤 S14 中重新计量血管直径,而是采用血管位置的检测中利用了的血管直径。

[0098] 接着,判定是否满足规定的计量结束条件 (步骤 S40)。计量结束条件能够适当设定为例如从计量开始经过规定时间 (例如,经过 24 小时)、计量次数到达上限、检测到规定的计量结束操作等。

[0099] 然后,如果满足计量结束条件 (步骤 S40 的“是”),则结束一系列的处理。如果不满足计量结束条件 (步骤 S40 的“否”),则超声波血压计量装置 10 比较计量经过时间计数器 516、与储存到计量记录数据 520 的最新数据的计量日期时间,判定不记录状态是否持续基准时间以上 (步骤 S50)。基准时间能够根据计量目的来适当设定。

[0100] 然后,如果不记录状态低于基准时间 (步骤 S50 的“否”),则返回到步骤 S10。在不记录状态持续了基准时间以上的情况下 (步骤 S50 的“是”),超声波血压计量装置 10 根据姿势指引数据 518,进行催促被计量者 3 采取计量用的特定姿势状态 (在本实施方式中,头部面向正面的状态) 那样的姿势指引 (步骤 S52),返回到步骤 S10。

[0101] 以上,根据本实施方式,当在计量前求出血压血管直径关系式时的计量对象血管的位置以产生无法容许的计量误差的程度进行了变化那样的情况下,能够以不进行计量的方式进行计量管理。即,在被计量者 3 的姿势与求出血压血管直径关系式时不同的状态下,不进行计量而等待接下来的适当的计量机会,能够将计量精度维持得较高。

[0102] (变形例)

[0103] 此外,本发明的实施方式不限于上述,能够实施适当构成要素的追加・省略、改变。

[0104] [其 1]

[0105] 例如,在上述实施方式中,构成为在血管位置在计量容许血管位置范围外时,不进行计量,但也可以在认识到包括计量误差的情况下进行计量。然后,在这种情况下,优选能够与计量到的血压值一起提供表示计量结果有可能包括多大程度的误差的可靠性信息。

[0106] 具体地说,代替图 7 的步骤 S4,与计量容许血管位置范围 30 一起,设定小误差区域 31、中误差区域 32、大误差区域 33 这些范围外区域 (参照图 5) (步骤 S5)。然后,如图 8 所示,代替步骤 S18,判定最新的血管位置所对应的计量容许血管位置范围或者范围外区域

(步骤 S30), 将该被判定出的计量容许血管位置范围或者范围外区域的识别信息, 与所计算出的血压对应起来储存到计量记录数据 520 (步骤 S32)。进而, 同与所判定出的计量容许血管位置范围或者范围外区域相应的可靠性信息一起在触摸面板 11 中显示血压即可 (步骤 S34)。

[0107] 图 9 是示出步骤 S34 中的可靠性信息的显示例的图。

[0108] 在触摸面板 11 中进行血压计量的监视器显示, 例如以不同于与在步骤 S32 中判定出的计量容许血管位置范围或者范围外区域的种类相应的显示方式的方式 (在图示的例子中, 显示颜色不同) 显示所计量到的血压显示 70。此外, 显示方式的不同不限于显示颜色, 也可以按显示文字的大小、字体的种类、倒转显示、亮度不同等其他要素来实现。此外, 也可以用水准仪 72 显示误差信息。

[0109] [其 2]

[0110] 此外, 在上述实施方式中, 预先设定了计量容许血管位置范围 30, 但也可以按被计量者 3 来分别设定。

[0111] 具体地说, 代替步骤 S4 (参照图 7), 执行图 10 的 (a)、图 10 的 (b) 所示的自动设定处理。在自动设定处理中, 首先让被计量者 3 按头部从向左经过正面变成向右来进行姿势变化, 在这期间的多个定时下, 计量僵硬参数 β 与血管位置 (步骤 S100), 求出以僵硬参数 β 作为变量来计算计量出的血管位置的超声波振子排列方向的坐标值的函数 $f(\beta)$ (步骤 S102)。计量的姿势可以是向左、正面、向右这 3 种, 函数 $f(\beta)$ 能够适当设定为样条 (spline) 函数、近似曲线函数等。

[0112] 然后, 根据该函数 $f(\beta)$, 来决定僵硬参数 β 收敛于规定的 β 容许范围 (表示按血压血管直径关系式中能够容许的误差来收敛的僵硬参数 β 的范围的意思) 的以基准血管位置 P0 为中心的血管位置的超声波振子排列方向的范围。将其设定于计量容许血管位置范围定义数据 514 作为表示计量容许血管位置范围 30 的超声波振子排列方向的范围的参数值 (步骤 S104)。

[0113] 计量容许血管位置范围 30 的深度位置方向的范围也同样地决定。

[0114] 即, 让被计量者 3 按头部从向下经过正面变成向上来进行姿势变化, 在这期间的多个定时下, 计量僵硬参数 β 与血管位置 (步骤 S106), 重新求出以僵硬参数 β 作为变量来计算计量出的血管位置的深度位置的函数 $g(\beta)$ (步骤 S108)。然后, 根据该函数 $g(\beta)$, 来决定僵硬参数 β 收敛于规定的 β 容许范围 (表示在血压血管直径关系式中以能够容许的误差来收敛的僵硬参数 β 的范围的意思) 的以基准血管位置 P0 为中心的血管位置的深度方向的范围。将其设定于计量容许血管位置范围定义数据 514 作为表示计量容许血管位置范围 30 的深度方向的范围的参数值 (步骤 S110)。

[0115] 然后, 基于计量容许血管位置范围, 设定范围外区域即可 (步骤 S112)。

[0116] [其 3]

[0117] 此外, 求出血管位置的方法不限于上述实施方式的例子, 能够适当采用。

[0118] 例如, 如图 11 所示, 针对各个超声波探测器 6 的超声波振子, 每当得到邻接的两帧量 (图 11 中的第一帧以及第二帧) 的反射波信号时, 按各深度来计算信号强度差 (图 11 中的帧之间的差)。按规定时间量来重复进行该操作, 如图 12 所示, 针对各超声波振子, 对总深度的信号强度差的合计进行积算。检索表现信号强度差的积算值的直方图的波峰值,

将与波峰值对应的超声波振子判定为“处于血管正上方的超声波振子”。即,该超声波振子表示血管中心的传感器位置。然后,也可以与上述实施方式同样地,根据血管前壁、后壁的位置求出血管中心。

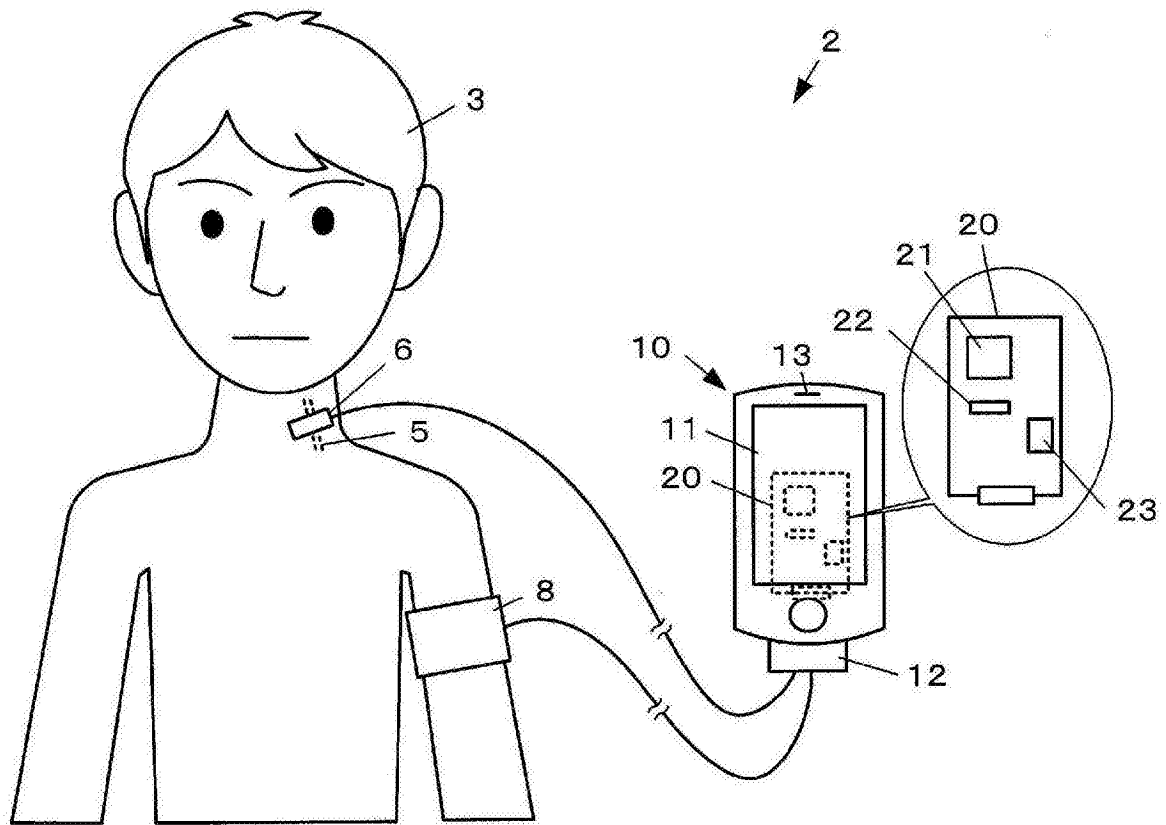


图 1

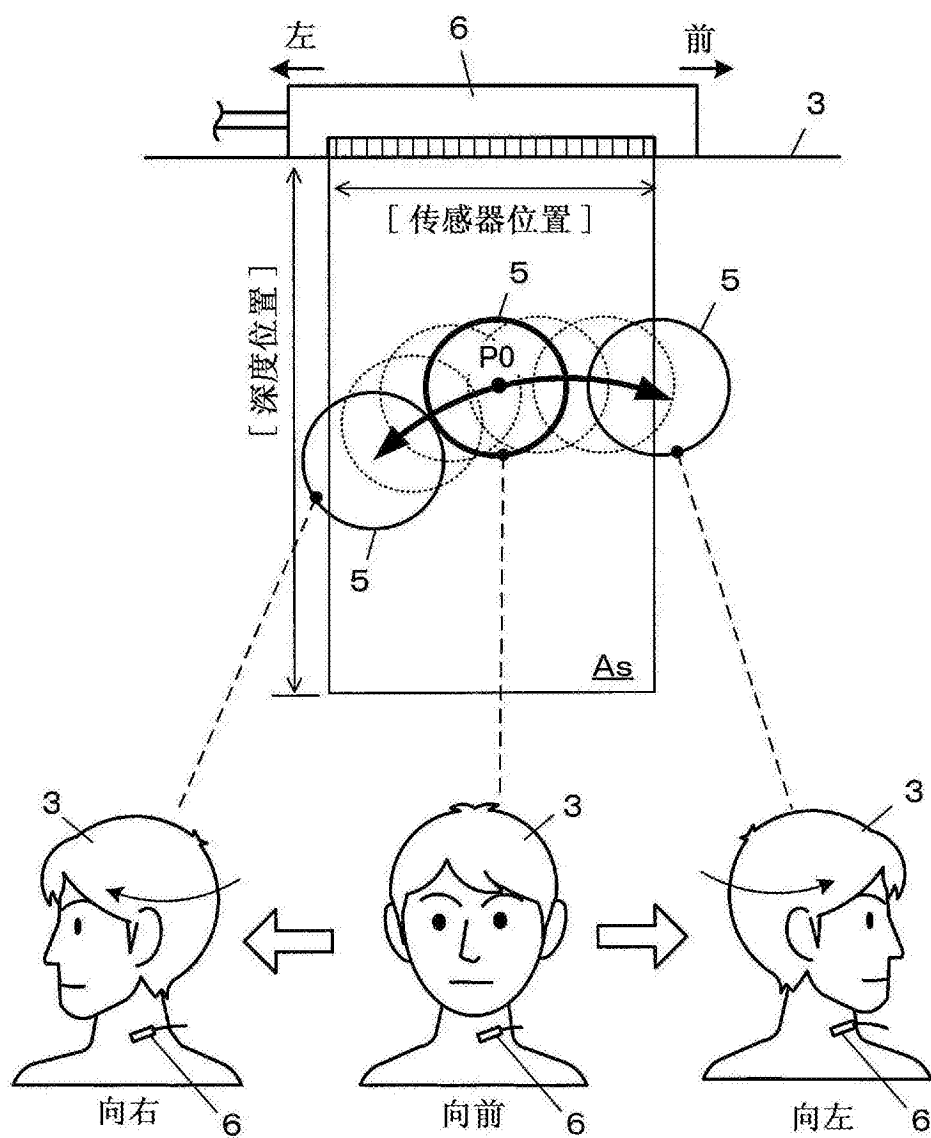


图 2

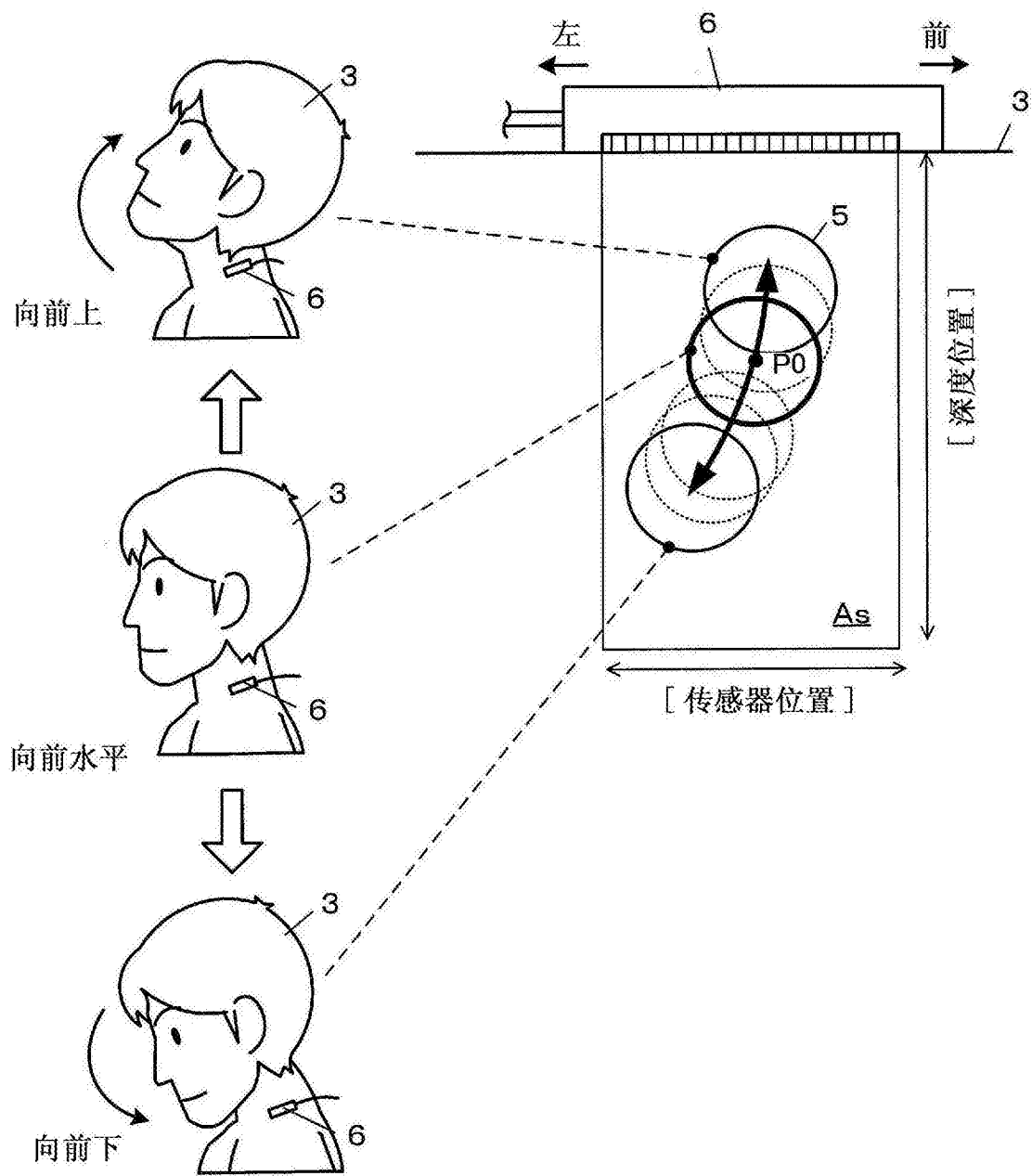


图 3

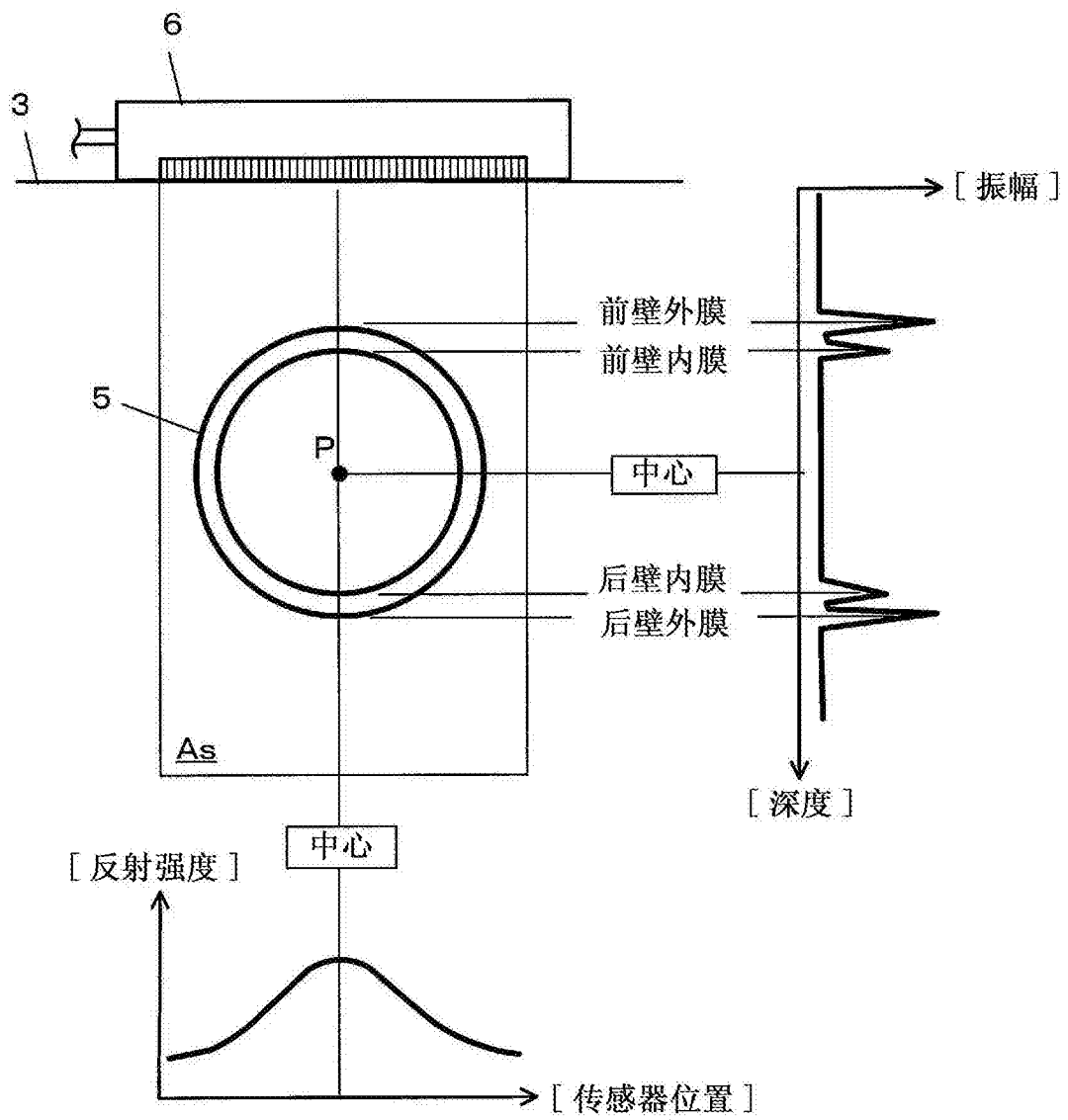


图 4

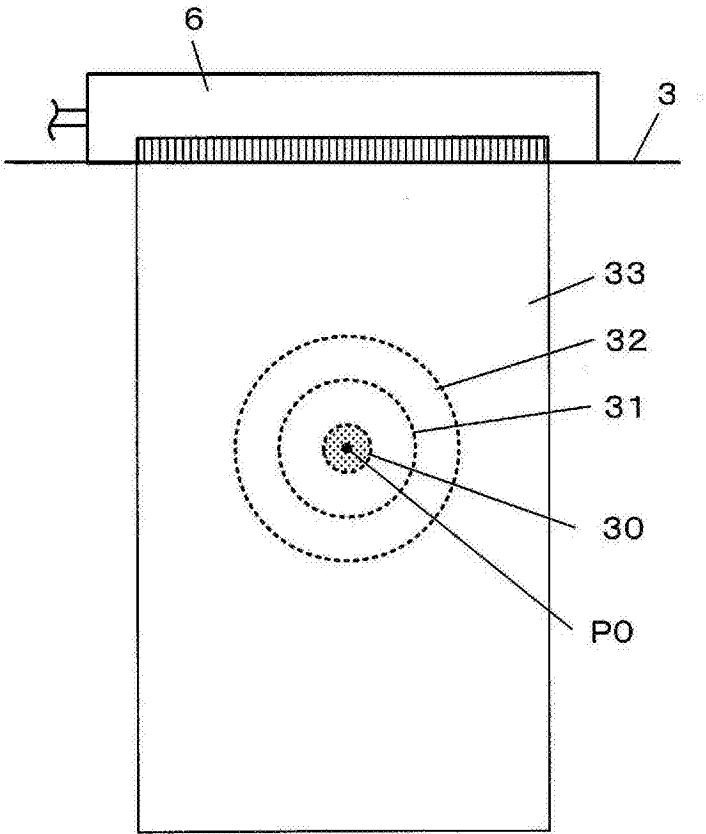


图 5

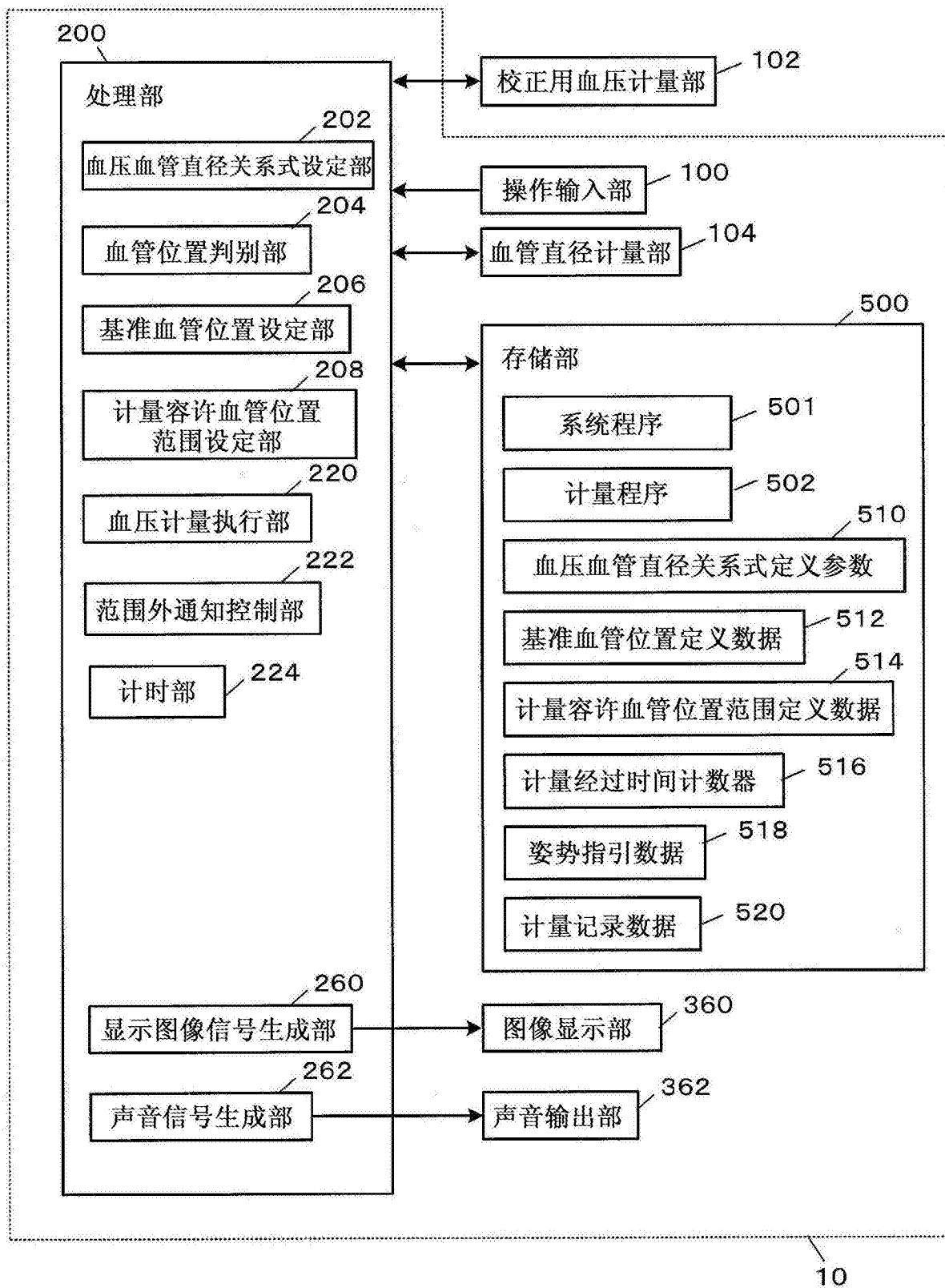


图 6

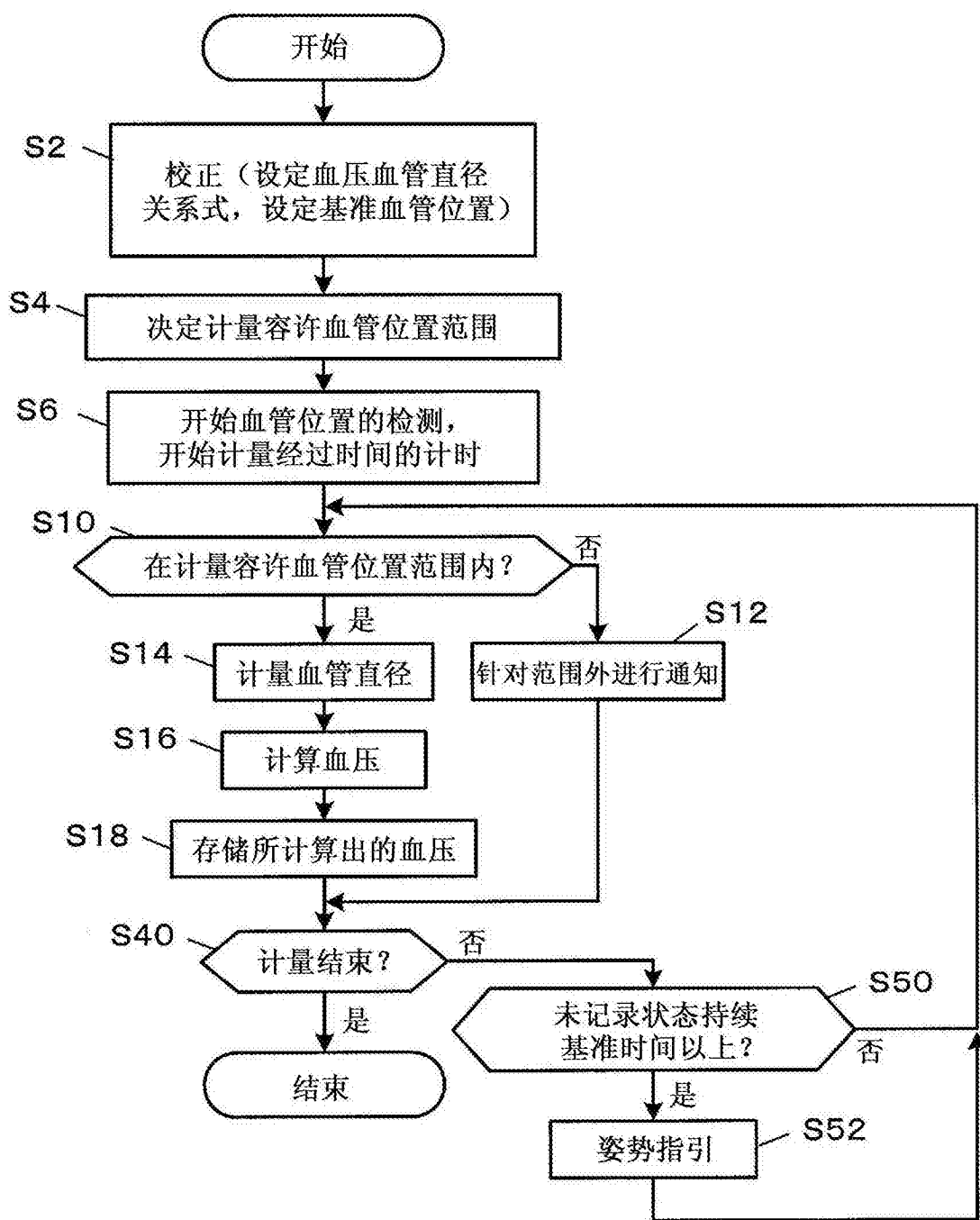


图 7

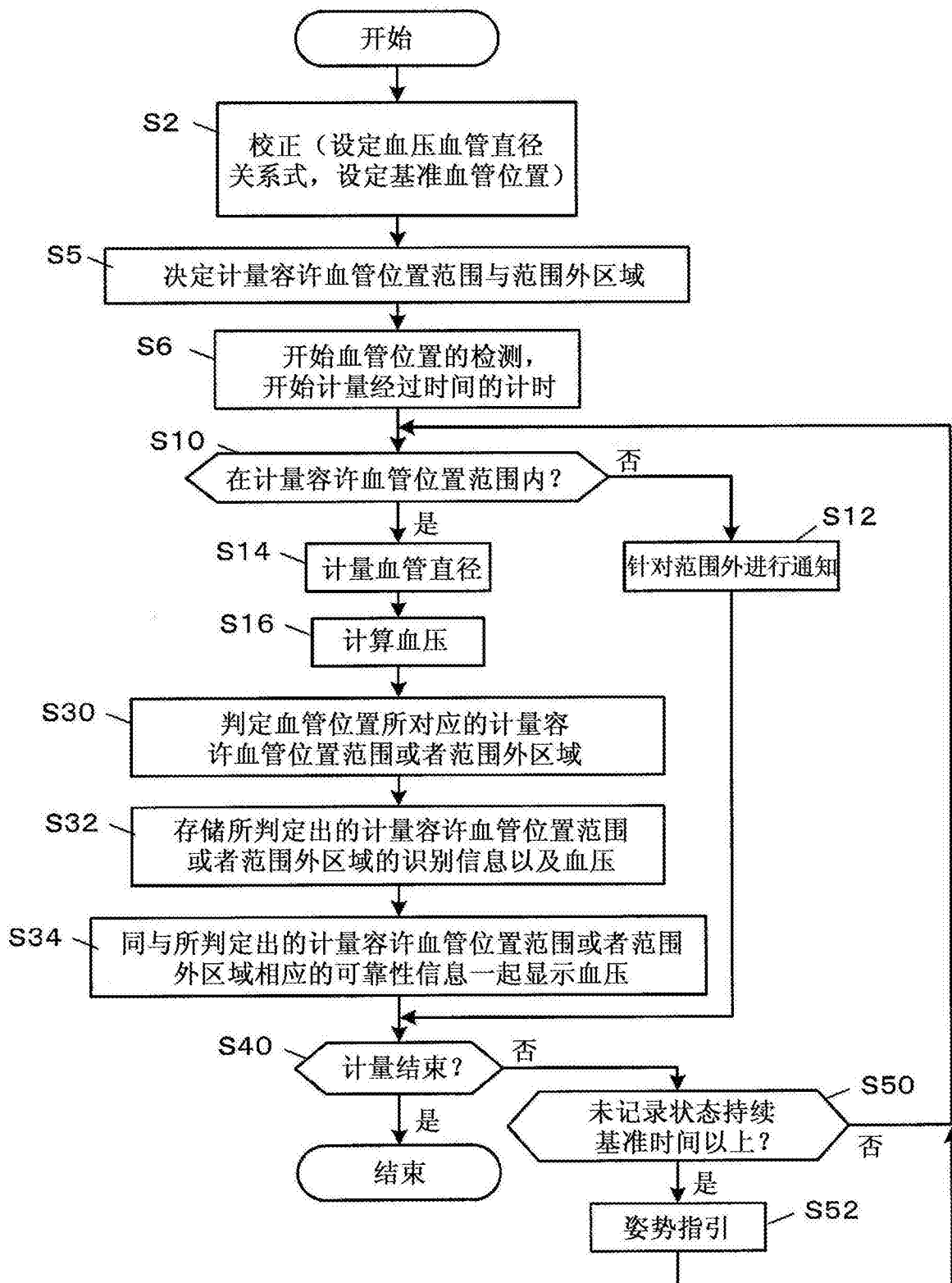


图 8

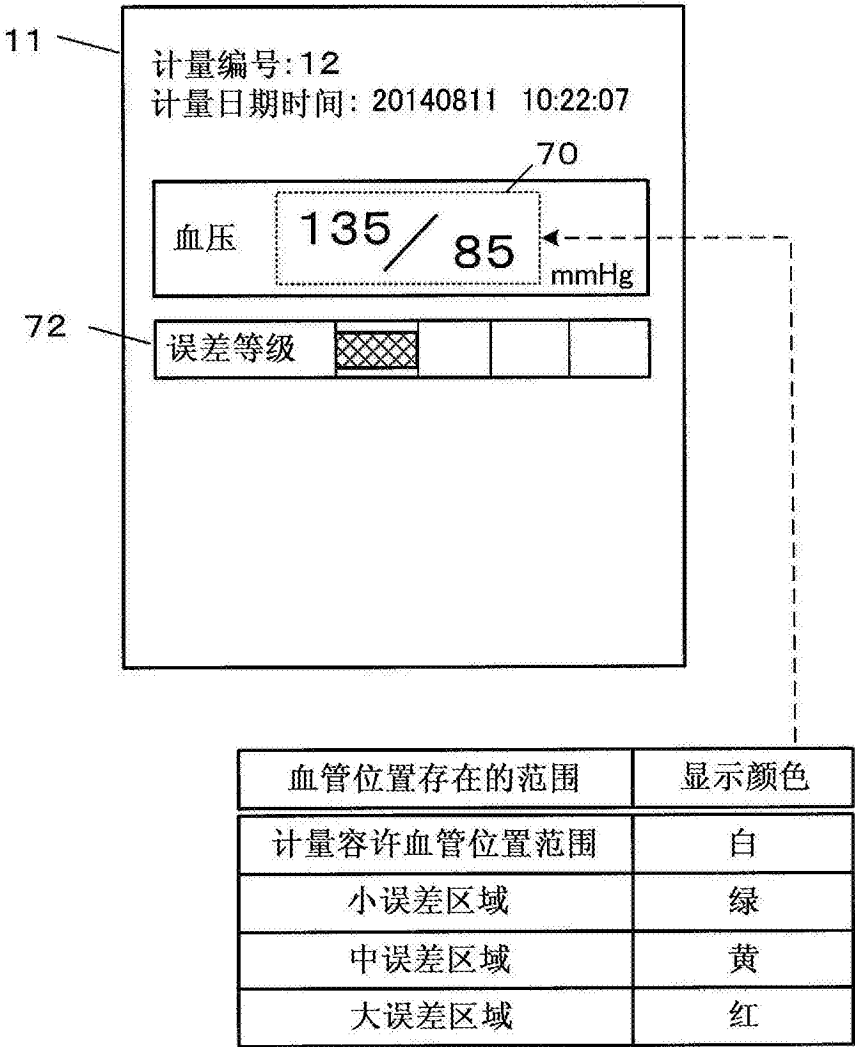


图 9

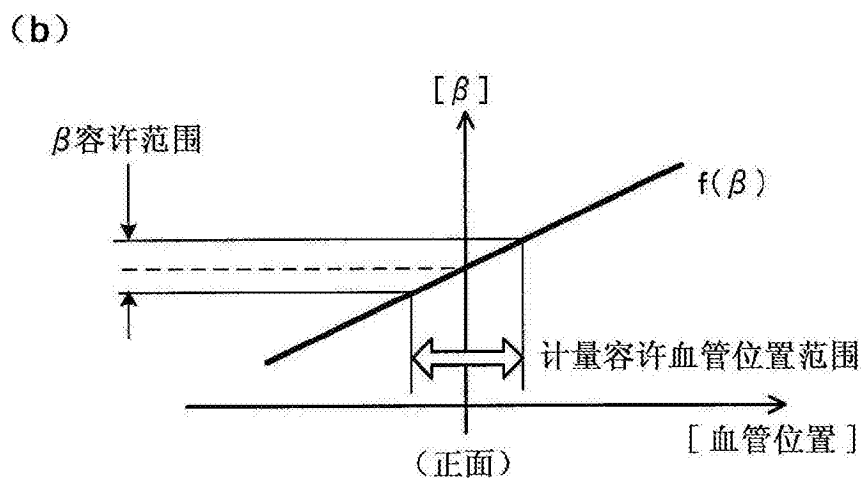
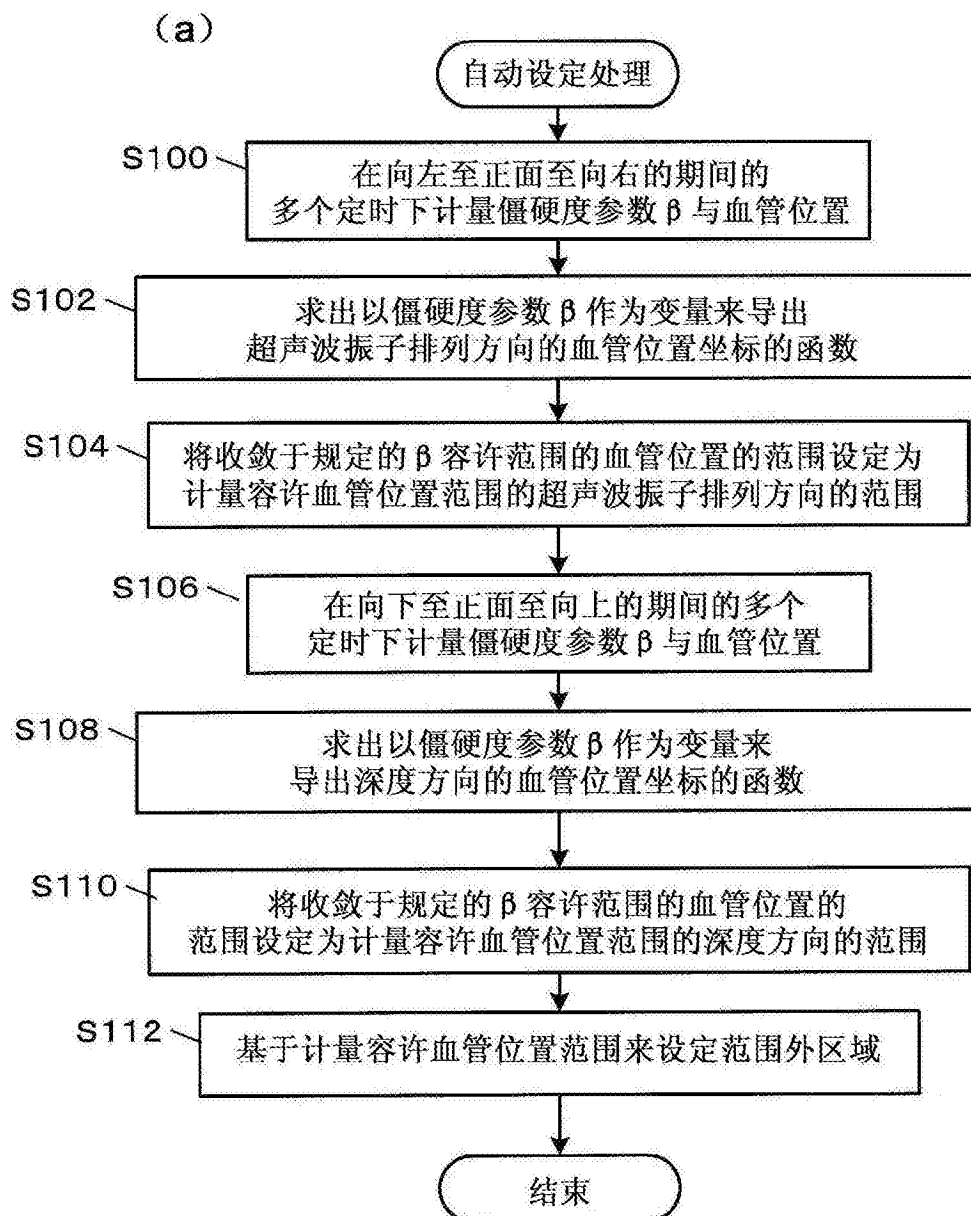


图 10

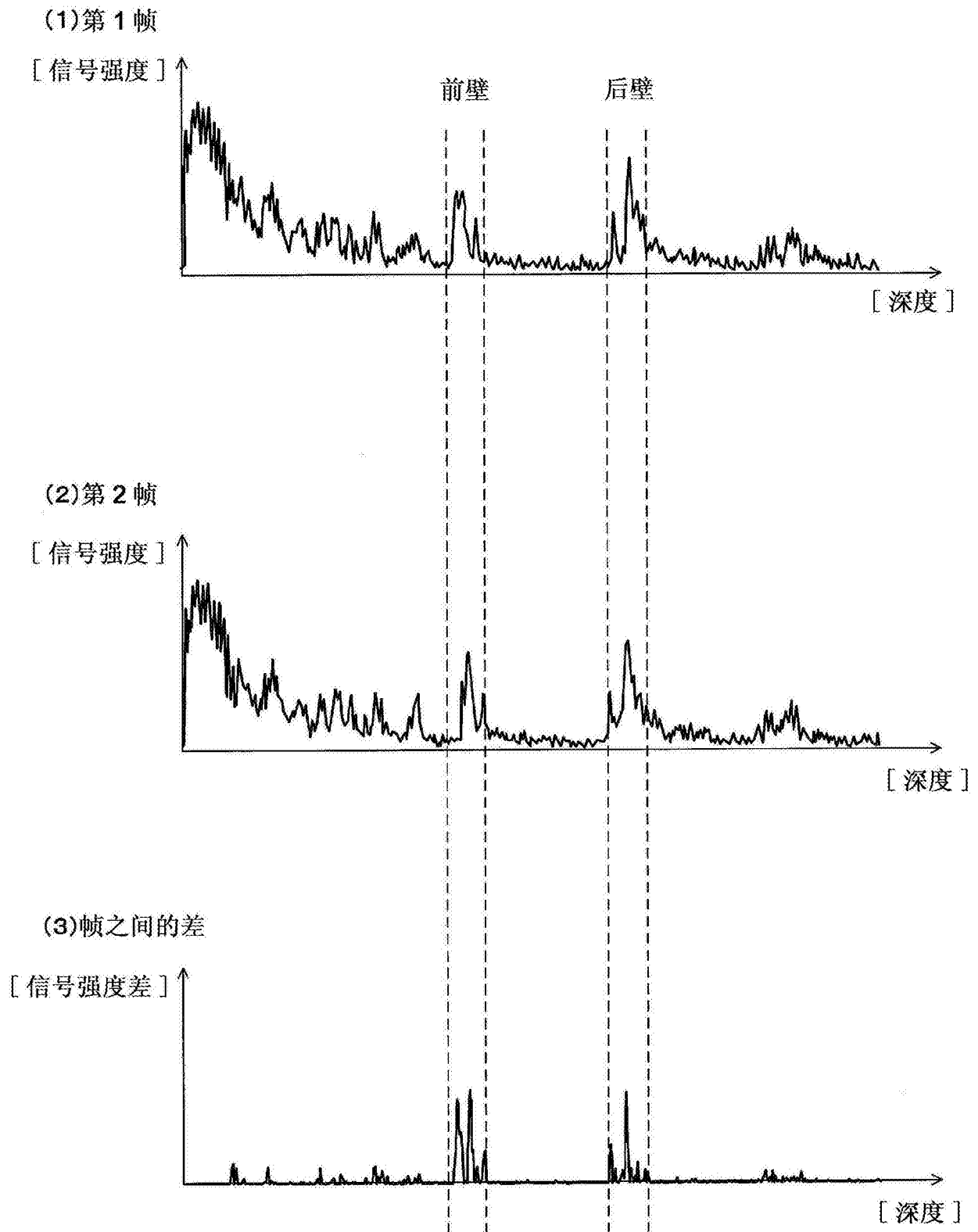


图 11

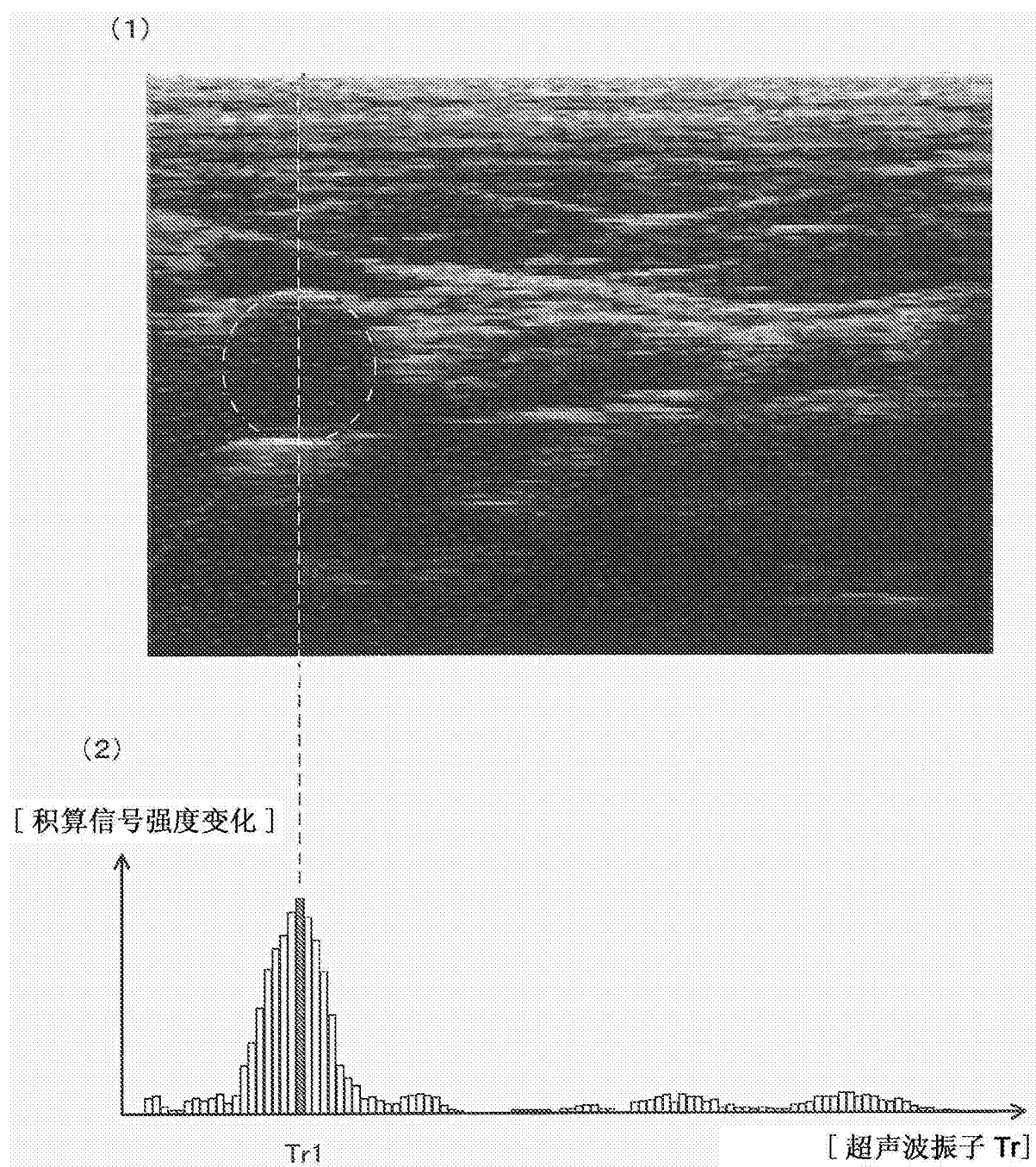


图 12

专利名称(译)	超声波血压计量装置、血压计量方法、血压计量装置		
公开(公告)号	CN105361906A	公开(公告)日	2016-03-02
申请号	CN201510479079.5	申请日	2015-08-06
[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	玉田奈津美		
发明人	玉田奈津美		
IPC分类号	A61B8/04		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/4236 A61B8/4245 A61B8/4427 A61B8/5223		
代理人(译)	纪秀凤		
优先权	2014163412 2014-08-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波血压计量装置、血压计量方法以及血压计量装置，提供一种能够排除血压计量时的被计量者的姿势变化的影响的技术。超声波血压计量装置(10)进行利用超声波探测器的对血管的超声波的发送以及反射波的接收而计量所述血管的血压。血管位置判别部(204)根据所述超声波探测器的接收信号，判别相对于所述超声波探测器的所述血管的位置。血压计量执行部(220)根据通过血管位置判别部(204)判别出的所述血管的相对位置来执行血压计量。

