



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104873223 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201510067529. X

(22) 申请日 2015. 02. 09

(30) 优先权数据

2014-038977 2014. 02. 28 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 玉田奈津美

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

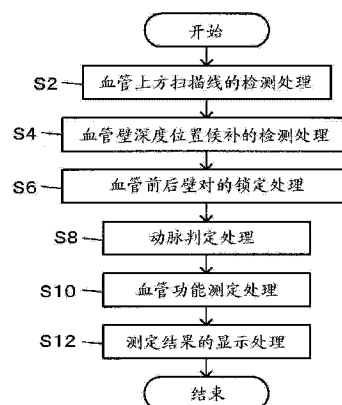
权利要求书1页 说明书11页 附图14页

(54) 发明名称

超声波测定装置以及超声波测定方法

(57) 摘要

本发明提供超声波测定装置以及超声波测定方法。使用朝向血管发送的超声波的反射波的接收信号来检测血管上方扫描线,基于该扫描线的接收信号,来检测血管的前壁以及后壁的候补。接着,从该候补中锁定前壁以及后壁的血管前后壁对,将锁定的血管前后壁对看作一个血管并按照每个血管进行动脉/静脉的判定,将判定为动脉的血管作为对象来进行血管功能信息的测定。动脉/静脉的判定基于血管的收缩时间与扩张时间的相对关系来进行。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,具备:
收发控制部,其控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;
收缩扩张时间计算部,其基于所述反射波的接收信号,来计算所述血管的收缩时间和扩张时间;以及
种类判别部,其使用所述收缩时间和所述扩张时间,来判别所述血管的种类。
2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部使用所述收缩时间与所述扩张时间之比,来判别所述血管的种类。
3. 根据权利要求1或者2所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部判别动脉以及静脉来作为所述血管的种类。
4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部至少使用在所述血管是动脉的情况下所述收缩时间与所述扩张时间之比,来判别所述血管是动脉。
5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述种类判别部至少使用在所述血管是静脉的情况下所述收缩时间与所述扩张时间之比,来判别所述血管是静脉。
6. 根据权利要求1~5中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
还具备前后壁检测部,该前后壁检测部使用所述反射波的接收信号,来检测所述血管的前壁以及后壁,
所述收缩扩张时间计算部根据所述前壁以及所述后壁的时间性变化来判定所述血管的收缩期以及扩张期,计算所述收缩时间以及所述扩张时间。
7. 根据权利要求1~6中任意一项所述的超声波测定装置,其特征在于,
所述收缩扩张时间计算部使用至少一个心率期间以上的所述接收信号,来计算所述收缩时间以及所述扩张时间。
8. 一种超声波测定方法,其特征在于,包含:
控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;
基于所述反射波的接收信号,来计算所述血管的收缩时间和扩张时间;以及
使用所述收缩时间和所述扩张时间,来判别所述血管的种类。

超声波测定装置以及超声波测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及进行使用了超声波的测定的超声波测定装置等。

背景技术

[0002] 作为通过超声波测定装置测定生物体信息的一个例子,进行血管功能的评价、血管疾病的判断。例如,测定成为动脉硬化的指标的颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness: 血管的内膜中膜复合体厚度)也是其中之一。在 IMT 等的测定中,必须观测颈动脉并适当地设定测定点。通常,操作人员将超声波探头抵于颈部,一边观察显示于监视器的 B 模式图像一边查找成为测定对象的颈动脉,将查找出的颈动脉手动地设定为测定点。

[0003] 以往,对于迅速地执行这样的一系列的测定操作并且适当地观测颈动脉而言,需要技巧,但近年来,设计出辅助测定操作的功能。例如,在专利文献 1 中,公开有使用通过对接收到的反射波的振幅信息进行处理而得到的来自生物体组织的反射波信号强度、和通过对接收到的反射波的相位信息进行处理而得到的生物体组织的移动速度,来自动地检测血管壁的方法。具体而言,基于“血管内的血流区域中的反射波信号的强度与血管壁中的反射波信号的强度相比非常小”这样的第 1 见解、和“根据反射波信号的相位信息计算的移动速度在血流区域较快,在血管壁中变慢”这样的第 2 见解,来检测血管壁与血流区域的边界。

[0004] 专利文献 1:日本特开 2008-173177 号公报

[0005] 但是,在专利文献 1 所公开的检测方法中,即使能够检测血管,也不能够判断该血管是动脉还是静脉。一般地,动脉伴随搏动,而静脉不伴随搏动,所以往往易以为通过脉动的有无能够识别动脉和静脉。但是,在内颈动脉等比较接近心脏的血管部位,由于传递右心房的压力所以即使是静脉也存在伴随搏动的情况。因此,仅通过脉动的有无而难以准确的识别。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于实现用于识别动脉和静脉的超声波测定技术。

[0007] 解决上述课题的第 1 发明是一种超声波测定装置,其具备:收发控制部,其控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;收缩扩张时间计算部,其基于上述反射波的接收信号,来计算上述血管的收缩时间以及扩张时间;以及种类判别部,其使用上述收缩时间与上述扩张时间的相对关系,来判别上述血管的种类。

[0008] 另外,作为其他的发明也可以构成超声波测定方法,该方法包含:控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收;基于上述反射波的接收信号,来计算上述血管的收缩时间和扩张时间;以及使用上述收缩时间与上述扩张时间的相对关系,来判别上述血管的种类。

[0009] 根据该第 1 发明等,能够使用血管的收缩时间与扩张时间的相对关系,来判别血管的种类。换句话说,即使是例如内颈静脉等伴随搏动的静脉,也能够识别动脉和静脉来适

当地判别血管的种类。

[0010] 另外,作为第 2 发明,根据第 1 发明的超声波测定装置,也可以构成上述种类判别部使用上述收缩时间与上述扩张时间之比,来判别上述血管的种类的超声波测定装置。

[0011] 根据该第 2 发明,能够使用血管的收缩时间与扩张时间之比来进行血管的种类的判别。在动脉和静脉中,存在扩张时的血管直径的变化程度有很大不同的特征。换句话说,在扩张时间上产生较大的差异,所以能够根据血管的扩张时间与收缩时间之比,来判别血管的种类。

[0012] 另外,作为第 3 发明,基于第 1 或者第 2 发明的超声波测定装置,也可以构成上述种类判别部作为上述血管的种类,判别动脉以及静脉的超声波测定装置。

[0013] 根据该第 3 发明,能够作为血管的种类,判别动脉以及静脉。

[0014] 另外,作为第 4 发明,基于第 1 ~ 第 3 中任意一项发明的超声波测定装置,也可以构成上述种类判别部至少使用在上述血管是动脉的情况下上述收缩时间与上述扩张时间之比所采取的条件,来判别上述血管是动脉的超声波测定装置。

[0015] 根据该第 4 发明,能够判别血管是动脉。

[0016] 另外,作为第 5 发明,基于第 1 ~ 第 4 中任意一项发明的超声波测定装置,也可以构成上述种类判别部使用至少在上述血管是静脉的情况下上述收缩时间与上述扩张时间之比所采取的条件,来判别上述血管是静脉的超声波测定装置。

[0017] 根据该第 5 发明,能够判别血管是静脉。

[0018] 另外,作为第 6 发明,基于第 1 ~ 第 5 中任意一项发明的超声波测定装置,也可以构成还具备前后壁检测部,该前后壁检测部使用上述反射波的接收信号,来检测上述血管的前壁以及后壁,上述收缩扩张时间计算部根据上述前壁以及上述后壁的时间的变化来判定上述血管的收缩期以及扩张期,并计算上述收缩时间以及上述扩张时间的超声波测定装置。

[0019] 根据该第 6 发明,根据血管的前壁以及后壁的时间的变化来判定血管的收缩期以及扩张期,并计算收缩时间以及扩张时间。

[0020] 另外,作为第 7 发明,基于第 1 ~ 第 6 中任意一项发明的超声波测定装置,也可以构成上述收缩扩张时间计算部使用至少一个心率期间以上的上述接收信号,来计算上述收缩时间以及上述扩张时间的超声波测定装置。

[0021] 根据该第 7 发明,使用至少一个心率期间以上的接收信号,来计算收缩时间以及扩张时间。血管以一个心率期间为单位反复收缩以及扩张。因此,只要能够计算至少 1 个心率期间的收缩时间以及扩张时间,就能够进行血管的种类的正确的判别。

附图说明

[0022] 图 1 是超声波测定装置的系统结构图。

[0023] 图 2 是超声波测定装置的主要的处理的流程图。

[0024] 图 3 是超声波测定的说明图。

[0025] 图 4 是超声波信号的反射波的接收信号的一个例子。

[0026] 图 5 是血管上方扫描线的检测的说明图。

[0027] 图 6 是血管前后壁对的锁定的说明图。

- [0028] 图 7 是血管直径的变化波形例。
- [0029] 图 8 是血管直径与变径速度的波形例。
- [0030] 图 9 是扩张收缩时间比率的一个例子。
- [0031] 图 10 是超声波测定装置的功能结构图。
- [0032] 图 11 是存储部的结构图。
- [0033] 图 12 是血管前后壁对数据的数据结构图。
- [0034] 图 13 是血管上方扫描线的检测处理的流程图。
- [0035] 图 14 是血管壁深度位置候补的检测处理的流程图。
- [0036] 图 15 是血管前后壁对的锁定处理的流程图。
- [0037] 图 16 是动脉判定处理的流程图。

具体实施方式

[0038] 整体结构

[0039] 图 1 是表示本实施方式中的超声波测定装置 10 的系统结构例的图。超声波测定装置 10 是使用超声波来测定被检体 2 的生物体信息的装置。在本实施方式中,在血管 4 中,自动地识别动脉 5 和静脉 6,作为生物体信息之一,测定动脉 5 的 IMT(Intima Media Thickness:血管的内膜中膜复合体厚度)这一血管功能信息。当然,除了 IMT 以外,也可以测定血管直径、根据血管直径来测定血压这样的其他的血管功能信息。

[0040] 超声波测定装置 10 具备触摸面板 12、键盘 14、超声波探头(探针)16、以及处理装置 30。处理装置 30 搭载有控制基板 31,以能够收发信号的方式与触摸面板 12、键盘 14、超声波探头 16 等装置各部连接。

[0041] 控制基板 31 除了 CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、各种集成电路以外,还搭载有由 IC 存储器、硬盘等构成的存储介质 33、和实现与外部装置的数据通信的通信 IC34。处理装置 30 通过 CPU32 等执行存储于存储介质 33 的控制程序,以超声波测定为开始,实现动脉 5 与静脉 6 的识别、以识别出的动脉 5 为对象的血管功能信息的测定、测定结果的图像显示控制这样的本实施方式的各种功能。

[0042] 具体而言,超声波测定装置 10 通过处理装置 30 的控制,从超声波探头 16 向被检体 2 发送/照射超声波束,并接收其反射波。然后,通过对反射波的接收信号进行放大/信号处理,而能够生成被检体 2 的生物体内构造的位置信息、随时间变化等的反射波数据。反射波数据包含所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒的各模式的图像。以规定周期反复执行使用了超声波的测定。将测定单位称为“帧”。

[0043] 另外,超声波测定装置 10 能够进行对成为基准的反射波数据设定关心区域(跟踪点),并在不同的帧间追踪该关心区域从而计算位移的所谓的“跟踪”。

[0044] 概要

[0045] 首先,对针对到血管功能信息的测定为止的过程的概要进行说明。图 2 是表示超声波测定装置 10 所进行的主要的处理的流程的流程图。超声波探头 16 被操作人员抵于被检体 2 的颈动脉的部件。

[0046] 首先不论是否区分动脉/静脉,超声波测定装置 10 都检测处于血管的上方的超

声波振荡器（也称为扫描线）（步骤 S2）。将其称为“血管上方扫描线”。此外，这里所说的“上方”当然包含字面的血管中心的正上方位置，但也意味着在测定成为目的的血管功能信息时不会不足的范围允许从上方位置的向径向的一些偏差。另外，所谓的“上方”、“正上方”并不意味着必须是铅垂方向的反方向（重力相反方向），对于操纵超声波探头 16 的操作人员来说，是将超声波探头 16 抵于体表面中的血管的“上方”或者“正上方”这样的操作上的意思（操作说明书上的意思）中的“上方”、“正上方”。

[0047] 接下来，根据血管上方扫描线中的反射波数据，来检测看起来像血管壁的深度位置的候补（步骤 S4）。在该阶段被检测的是被认为是血管的前壁（面对皮肤侧的血管壁）、后壁（与前壁相反的一侧的血管壁）的部位，但存在尚未被确定为血管，而在深度位置候补中还包含有血管以外的生物体部位的可能性。因此，超声波测定装置 10 从检测出的深度位置的候补中，锁定血管的前壁以及后壁的对（步骤 S6）。将锁定的深度位置的候补的对称为“血管前后壁对”。

[0048] 接着，超声波测定装置 10 按照锁定的每个血管前后壁对，进行动脉判定，判定该血管前后壁对是否相当于动脉（步骤 S8）。而且，将判定为动脉 5 的血管前后壁对作为测定对象来进行血管功能测定（步骤 S10），并使测定结果显示于触摸面板 12（步骤 S12）。血管功能测定的内容并不限于 IMT，也可以是其他的内容，能够适当地使用公知技术。

[0049] 原理

[0050] 对各个步骤的详细内容进行说明。首先，对血管上方扫描线的检测步骤（图 2 的步骤 S2）进行说明。血管上方扫描线的检测着眼于生物体组织的活动，基于血管伴随心脏的搏动周期性地较大地活动，但处于血管的周围的其他的生物体组织的活动比血管的活动小这一见解来进行血管位置的判定。

[0051] 图 3 是简要地表示将超声波探头 16 抵于被检体 2 的体表面来进行超声波测定的状态的图，是以血管 4 的短轴方向的剖面表示的图。超声波探头 16 内置有多个超声波振荡器 18。在图 3 的例子中，分别由各个超声波振荡器 18 从图的上方向下方照射 1 根超声波束。超声波振荡器 18 所覆盖的范围成为探头扫描范围 A_s 。此外，超声波振荡器 18 也可以是朝向纸面在深度方向也被配设有多个列的、即配设成平面状的结构，也可以是朝向纸面在深度方向仅一列且仅在左右方向排列成的列状的结构。

[0052] 血管 4 通过振动的搏动（扩张 / 收缩）大致各向同性地反复放大 / 收缩。因此，也是与超声波束的波束方向正交的面，也能够接收较强的反射波。但是，越接近与波束方向平行，越难接收反射波。因此，在超声波测定中，较强地检测来自血管 4 的前壁 4f 以及后壁 4r 的反射波，但来自横壁 4s 的反射波变弱。换句话说，若在探头扫描范围 A_s 有血管 4，则位于其上方的超声波振荡器 18 的位置中的反射波信号中出现前壁 4f 和后壁 4r 的较强的反射波。

[0053] 图 4 是表示位于血管上方的超声波振荡器 18 的位置中的反射波的接收信号的一个例子的图。图 4(1) 是表示测定周期的第 1 帧中的测定结果的“深度—信号强度图”，图 4(2) 是表示下一个第 2 帧中的测定结果的“深度—信号强度图”。图 4(3) 是表示第 1 帧与第 2 帧之间的“深度—信号强度图”差分的“帧间信号强度差图”。

[0054] 如上述那样，若有血管 4，则检测其前壁和后壁的较强的反射波。在图 4(1)、(2) 中，在比接近体表面的反射波群深的位置出现能够明确地识别的 2 个较强的反射波的波

峰。而且,若在第 1 帧与第 2 帧之间按照每个深度求信号强度差,则得到图 4(3) 的图,在帧间血管的前壁以及后壁的活动变得明确。

[0055] 由图 4(3) 的图可知,血管以外的生物体组织也略微受到搏动等的影响而活动,所以产生一些信号强度差,但检测不到像血管(更具体而言,血管的前壁、后壁)那样较大的值。更不用说,在未处于血管上方的超声波振荡器 18 中的反射波信号的信号强度差图中更不会看见这样的波峰。换句话说,也可以说伴随搏动的血管的活动在隔着时间差的帧间的信号强度的变化中出现。

[0056] 在本实施方式中,从测定出与血管的活动相应的信号强度的变化来说不能立即认为该超声波振荡器 18 处于血管上方,而要对信号强度的变化进行统计处理来决定。

[0057] 图 5 是用于说明连续的 2 帧间的信号强度的变化的统计处理的图。图 5(1) 是将超声波振荡器 18 中的反射波的信号强度转换为亮度的图像,即 B 模式图像。图 5(2) 是对连续的 2 帧间的各超声波振荡器 18 中的信号强度变化进行多次计算所累计的直方图。这里注意的点是相对于图 4(3) 的图的横轴是深度方向,是基于一个超声波振荡器 18 所接收到的结果的图,图 5(2) 的图的横轴是超声波振荡器 18 的排列顺序(换言之是扫描方向,是沿着被检者 2 的生物体表面的方向)。

[0058] 进行具体说明。图 5(2) 的直方图通过每次进行连续的 2 帧的量的超声波测定,按照每个超声波振荡器 18,反复计算全部的深度中的信号强度差的合计,并累计规定时间(例如,至少是心跳周期的 1~数拍的量。数秒程度。)该信号强度差的合计而得到。换言之,是进行对生物体表面上的同一位置的深度方向上的信号的时间性变化在该同一位置一点上进行累计并汇集(合计)的统计处理的结果。

[0059] 由连续的 2 帧的量的超声波测定得到的信号强度差的合计与未处于血管上的超声波振荡器 18 的合计相比,处于血管上的超声波振荡器 18 的合计的一方表示较大的值。并且,越是处于血管中心的上方的超声波振荡器 18 越表示较大的值。当然,信号强度差中也出现该现象。因此,能够将直方图的纵轴的值满足了规定的高度变化条件的超声波振荡器 18 判定为处于血管上方的超声波振荡器。更具体而言,将与直方图的纵轴的值波峰对应的超声波振荡器 18 判定为处于血管上方的超声波振荡器,即血管上方扫描线。在图 5 的例子中,超声波振荡器 Tr1 相当于该结构。

[0060] 接下来,对血管壁深度位置候补的检测步骤(图 2 的步骤 S4)进行说明。图 6 是用于说明血管壁深度位置候补的检测的原理的图。图 6(1) 是血管部的 B 模式图像,图 6(2) 是血管上方扫描线中的反射波的接收信号的信号强度图,图 6(3) 是更容易理解信号强度的变化而平滑化后的图。

[0061] 首先,提取得到规定的血管壁相当信号电平 $Pw1$ 以上的信号强度的波峰。其中,从血管的前壁以及后壁得到血管壁相当信号电平 $Pw1$ 以上的较强的反射波,但也可能有从其周边组织得到同样较强的反射波的情况,所以在信号强度图中,存在出现多个波峰(在图 6 中,是 5 个波峰 D1~D5)的情况。因此,基于作为血管壁的确定性,来进行波峰的锁定。

[0062] 在锁定中,首先,从多个波峰中,除去比最低基准深度 Ld 浅的位置的波峰。最低基准深度 Ld 是可能存在作为测定对象适当的尺寸的血管的深浅的极限,为至少比真皮深的值。在图 6 的例子中,波峰 D1 的深度小于最低基准深度 Ld ,所以被从血管壁深度位置候补中除去。

[0063] 接下来,基于血管内腔的反射波的信号强度与周边组织相比极低这一见解来进行锁定。即,将作为血管壁深度位置候补的信号强度的波峰当作前壁/后壁的对来暂定组合。然后,对各组合间的信号强度进行统计处理并计算平均值或者中央值。然后,提取满足“统计处理值小于规定的血管内腔相当信号电平 $Pw2$ 的组合”并且“在组合的波峰间不存在其他的波峰的组合”的血管前后壁对相当条件的组合,并将其作为“前后壁对”。

[0064] 例如,在图 6(3) 中,在将波峰 D4 设为前壁,将波峰 D5 看作后壁的组合中,两波峰间的信号强度的统计处理值超过血管内腔相当信号电平 $Pw2$,所以除去该组合。另外,在将波峰 D3 设为前壁,将波峰 D5 看作后壁的组合、或者将波峰 D2 设为前壁,将波峰 D4 看作后壁的组合等中,在波峰间存在其他的波峰,所以这些组合也被除去。另一方面,在将波峰 D3 设为前壁,将波峰 D4 看作后壁的组合中,满足上述的条件,所以被设为“前后壁对”。

[0065] 此外,作为锁定的方法,也能够着眼于血管壁与周边组织相比发生活活动,并根据帧间的信号强度差的波峰位置的 1 心跳周期中的位移来判定。但是,在该锁定方法中,例如在血管 4 与周边组织的位置关系中处于血管的前壁或者后壁的任意的位位置没有太多移动的状况下,不能够正确地锁定血管前后壁对。但是,只要是本实施方式的锁定,即使处于那样的状况下也能够可靠地识别血管前后壁对。

[0066] 接下来,对动脉判定步骤(图 2 的步骤 S8)进行说明。图 7 是大约心跳周期 1 拍的量的血管直径的变化波形。图 7(1) 是动脉血管直径的波形,图 7(2) 是静脉血管直径的波形。

[0067] 动脉的血管壁以可以承受从心脏流出的搏动性的血流和血压的方式构成伸缩性和弹性富裕的构造。因此,根据心脏的搏动,从心收缩期(T_s)开始血管直径急剧放大而膨胀,从心扩张期(T_d)开始血管直径缓慢地收缩返回到原来的粗细。因此,动脉血管直径的图在心收缩期(T_s)之后血管直径急剧增加所以图突然上升(例如,图 7(1) 中的用虚线包围的部分)。另一方面,在心扩张期(T_d)以后血管直径缓慢地减少所以图缓缓地下降。这样,在动脉的情况下,血管直径变粗的方向的变化程度与变细的方向的变化程度相比较,另外,该差显著。

[0068] 与此相对,静脉的血管壁(静脉壁)与动脉的血管壁(动脉壁)相比较薄且缺乏弹性。另外,静脉壁的血压比动脉壁的血压低。因此,在静脉的情况下,若对血管直径放大的方向的图的上升沿(图 7(2) 中的用虚线包围的部分)的变化程度、与作为血管直径收缩的方向的图的下降的变化程度相比较,未出现动脉那样的差。

[0069] 在本实施方式中,将该动脉与静脉的伴随搏动的血管直径的变化程度的差异用于动脉判定。具体而言,将作为血管前后壁对的血管壁(前壁以及后壁)的位置设定为关心区域,并使用在不同的帧间追踪各关心区域的跟踪功能,根据每个单位时间的位移量求出血管壁的位移速度,计算前壁以及后壁的间隔的时间变化,即血管直径的变化速度(以下,称为“变径速度”)。

[0070] 图 8 是大约心跳周期 3 拍的量的血管直径的变化波形,以及,与该血管直径的变化对应的变径速度的波形。图 8(1)、(2) 是动脉的波形,图 8(3)、(4) 是静脉的波形。这里,变径速度将朝向血管直径放大的方向的变化作为“正(+)”,将朝向收缩的方向的变化作为“负(-)”。

[0071] 血管以心跳周期为单位周期性地反复扩张以及收缩。换句话说,在 1 个心率期间,

分为血管直径放大而膨胀的扩张期、和血管直径收缩而缩小的收缩期。根据血管直径的变径速度来判断是扩张期还是收缩期。即,若变径速度为“正”则为扩张期,若变径速度为“负”则为收缩期。注意点不是心脏的收缩,而是以血管的收缩为基准来定义扩张期和收缩期。

[0072] 如图 7 所示,在动脉和静脉中,在血管直径放大的方向的变化程度中有较大的差异。即,在动脉中,血管直径急剧增加而膨胀,所以放大方向的变化程度较大,在静脉中,血管直径的增加缓慢,放大方向的变化程度与动脉相比较小。该差作为扩张期的时间的长度的差异而出现。

[0073] 图 9 是根据图 8 的血管直径的变径速度的波形得到的、表示每 1 个心率期间的扩张期的时间的长度(扩张时间)与收缩期的时间的长度(收缩时间)的比率的柱状图。图 9(1) 是动脉的图,图 9(2) 是静脉的图。

[0074] 如图 9 所示,在心跳周期 1 拍的量的期间中的扩张时间与收缩时间的比例中,能够看见显著的差异。换句话说,在动脉中,朝向血管直径放大的方向的变化程度与朝向收缩的方向的变化程度相比较大(快),所以与扩张时间相比收缩时间一方较长,约为 2 倍~3 倍左右,例如约为 2.3 倍。另一方面,在静脉中,朝向血管直径的放大的方向的变化程度与朝向收缩的方向的变化程度几乎相同,所以扩张时间与收缩时间几乎相同。

[0075] 所以,在本实施方式中,将 1 个心率期间的血管直径的扩张时间与收缩时间的比率(=收缩时间/扩张时间)定义为扩张收缩时间比率。而且,根据该扩张收缩时间比率,来判定血管是动脉还是静脉。在图 9(1) 中示出的一个例子的、作为动脉中的扩张收缩时间比率的“约 2.3”根据假定的被检者的年龄、性别、病历等而存在一些差异,但几乎成为相同程度的值,所以将比该“约 2.3”低的值,例如“2.0”作为在是动脉的情况下扩张收缩时间比率所能够采取的条件阈值,若扩张收缩时间比率为该阈值以上则判定为动脉,若小于阈值则判定为静脉。此外,阈值的设定能够适当地变更。静脉的扩张收缩时间比率为接近“1.0”的值,所以例如也可以将阈值设为“1.5”左右,若扩张收缩时间比率为该阈值以上则判定为动脉,若小于阈值则判定为静脉。

[0076] 功能结构

[0077] 图 10 是超声波测定装置 10 的功能结构图。如图 10 所示,超声波测定装置 10 具备超声波信号收发部 110、操作输入部 120、显示部 130、处理部 200、以及存储部 300 而构成。

[0078] 超声波信号收发部 110 以从处理部 200 输出的脉冲电压发送超声波。而且,接收所发送出的超声波的反射波并转换为反射波信号,输出至处理部 200。在图 1 中,超声波探头 16 相当于该结构。

[0079] 操作输入部 120 受理操作人员的各种操作输入,将与操作输入对应的操作输入信号输出至处理部 200。该操作输入部 120 由按钮开关、触摸面板、各种传感器等输入装置来实现。在图 1 中,触摸面板 12、键盘 14 相当于该结构。

[0080] 显示部 130 由 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示)等显示装置来实现,进行基于来自处理部 200 的显示信号的各种显示。在图 1 中,触摸面板 12 相当于该结构。

[0081] 处理部 200 由 CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理单元)等微处理器、ASIC(面向特定用途集成电路:Application Specific Integrated Circuit)、IC(Integrated Circuit)存储器等电子部件来实现,基于存储于存储部 300 的程序、数据、来自操作输入部 110 的操作信号等来执行

各种运算处理,控制超声波测定装置 10 的动作。在图 1 中,搭载于控制基板 31 的 CPU32 等相当于该结构。另外,处理部 200 具有超声波测定控制部 210、血管上方扫描线检测部 220、血管壁深度位置候补检测部 230、前后壁检测部 240、种类判别部 260、以及血管功能测定控制部 270。

[0082] 超声波测定控制部 210 具有驱动控制部 212、收发控制部 214、接收合成部 216、以及跟踪部 218,控制超声波信号收发部 110 中的超声波的收发。

[0083] 驱动控制部 212 控制来自超声波信号收发部 110 的超声波脉冲的发送时机,并将发送控制信号输出至收发控制部 214。

[0084] 收发控制部 214 根据来自驱动控制部 212 的发送控制信号产生脉冲电压并输出至超声波信号收发部 110。此时,能够进行发送延迟处理来进行朝向各超声波振荡器的脉冲电压的输出时机的调整。另外,进行从超声波信号收发部 110 输入的反射波信号的放大、过滤处理,并将其结果输出至接收合成部 216。

[0085] 接收合成部 216 根据需要来进行延迟处理等,执行所谓的接收信号的焦点所涉及的各种处理,并生成反射波数据 320。

[0086] 如图 11 所示,按照每个帧生成反射波数据 320。一个反射波数据 320 储存有相应的测定帧 ID322、和与扫描线 ID324 分别对应的深度—信号强度数据 326。

[0087] 跟踪部 218 基于反射波数据(反射波信号)来进行在超声波测定的帧间追踪关心区域的位置的所谓的跟踪的处理。例如,能够进行用于对成为基准的反射波数据(例如,B 模式图像)设定关心区域(跟踪点)的处理、在不同的帧间追踪各关心区域的处理、计算每个关心区域的位移的处理。实现所谓的公知的回波跟踪、相位差跟踪等功能。

[0088] 血管上方扫描线检测部 220 进行用于血管上方扫描线的检测的运算处理、各部的控制。即,进行上述的血管上方扫描线的检测步骤的控制(参照图 3~图 5)。在血管上方扫描线的检测中,在每次进行连续的 2 帧的量的超声波测定并生成反射波数据 320 时,按照所有的超声波振荡器的每一个,反复计算该 2 帧间的所有的深度中的信号强度差的合计,作为帧间信号强度差累计值数据 330 累计规定时间的量的该信号强度差。然后,将累计值满足规定的高度变化条件的超声波振荡器(扫描线)作为血管上方扫描线来检测。被检测为血管上方扫描线的扫描线 ID 作为血管上方扫描线列表 340 存储。

[0089] 血管壁深度位置候补检测部 230 基于血管上方扫描线中的反射波的接收信号,检测被认为是血管壁的深度位置。即,进行上述的血管壁深度位置候补的检测步骤的控制的一部分(参照图 6(1))。在血管壁深度位置候补的检测中,按照每个血管上方扫描线,从该扫描线的深度—信号强度数据 326 中,提取被认为是血管壁的深度位置候补,即信号强度的波峰,并生成信号强度波峰列表 350。

[0090] 前后壁检测部 240 使用血管上方扫描线中的接收信号,来检测血管的前壁以及后壁。即,进行上述的血管前后壁对的锁定步骤的控制的一部分(参照图 6)。在血管的前壁以及后壁的检测中,从储存于信号强度波峰列表 350 的信号强度的波峰,即被认为是血管壁的深度位置候补中,生成假定为前壁的波峰和假定为后壁的波峰的组合,作为血管前后壁对候补波峰对列表 360 来存储。接着,分别对所生成的假定为前壁以及后壁的波峰的对,计算该对的波峰间的信号强度的统计值,并作为波峰间信号强度统计值数据 370 来存储。而且,对各个波峰的对,锁定该对的波峰间的信号强度的统计值满足血管前后壁对相当条

件的对,作为血管的“前后壁对”来检测。

[0091] 收缩扩张时间计算部 250 使用前壁以及后壁的间隔的时间性变化,来计算血管的收缩时间以及扩张时间。即,进行上述的动脉判定步骤的控制的一部分(图 7、图 8)。在缩小时间以及扩张时间的计算中,对各个血管的前后壁对,将前壁以及后壁设定为关心区域,获取通过整个规定期间(例如,心跳周期的十拍的量以上)的跟踪而得到的各帧的位移。接下来,按照每一帧,将前壁的位移速度 V_f 与后壁的位移速度 V_r 的相对速度 $V (= V_f - V_r)$ 作为前壁与后壁的间隔的位移,即血管直径的变径速度,根据该变径速度的正负,来判定该帧是扩张期还是收缩期。而且,将作为扩张期的帧数设为扩张时间,将作为收缩期的帧数设为收缩时间。

[0092] 种类判别部 260 使用血管的扩张时间以及收缩时间的相对关系,来判别血管的动脉/静脉的种类。即,进行上述的动脉判定步骤的控制的一部分(参照图 7~图 9)。在种类的判定中,将作为扩张期的帧数与作为收缩期帧数的比率(收缩期的帧数/扩张期的帧数)即扩张收缩时间比率与规定的阈值进行比较,从而判定相应的血管是否是动脉。

[0093] 血管功能测定控制部 270 将通过种类判别部 260 判定为动脉的血管的前壁以及后壁作为跟踪对象来持续位置测定,并进行被给予的血管功能测定的控制。

[0094] 存储部 300 通过 ROM、RAM、硬盘等存储装置来实现,存储有用于处理部 200 统一地控制超声波测定装置 10 的程序、数据等,并且,作为处理部 200 的作业区域来使用,暂时储存处理部 200 所执行的运算结果、来自操作输入部 120 的操作数据等。在图 1 中,搭载于控制基板 31 的存储介质 33 相当于该结构。在本实施方式中,存储部 300 存储测定程序 310、反射波数据 320、帧间信号强度差累计值数据 330、血管上方扫描线列表 340、信号强度波峰列表 350、血管前后壁对候补波峰对列表 360、波峰间信号强度统计值数据 370、血管前后壁对数据 380、以及血管功能测定数据 390。

[0095] 图 12 是表示血管前后壁对数据 380 的数据结构的图。血管前后壁对数据 380 包含按照每个血管前后壁对生成的前壁信号强度波峰深度 381、后壁信号强度波峰深度 382、变径速度历史数据 383、以及动脉判定标志 388。

[0096] 前壁信号强度波峰深度 381 与后壁信号强度波峰深度 382 分别是被看作前壁/后壁的信号强度的波峰的深度位置,相当于用于动脉判定的跟踪控制中的第 1 关心区域以及第 2 关心区域的坐标。变径速度历史数据 383 储存在每一个心率期间生成的该心率期间的前壁位移速度数据 384、后壁位移速度数据 385、血管直径变径速度数据 386、以及扩张收缩时间比率 387。前壁位移速度数据 384 以及后壁位移速度数据 385 是通过跟踪获取到的前壁/后壁各自的位移的时间序列数据。血管直径变径速度数据 386 是根据前壁位移速度数据 384 以及后壁位移速度数据 385 求出的前壁和后壁的间隔的位移,即血管直径的变径速度的时间序列数据。动脉判定标志 388 是储存是否是动脉的判定结果的标志,若判定为动脉则设定“1”。

[0097] 处理的流程

[0098] 接下来,对从血管上方扫描线的检测到动脉判定的各步骤中的超声波测定装置 10 的动作进行说明(参照图 2)。

[0099] 图 13 是对血管上方扫描线的检测处理的流程进行说明的流程图。根据图 13,血管上方扫描线检测部 220 按照超声波信号收发部 110 所具有每个超声波振荡器(扫描线)

以规定帧量发送超声波束,并接收其反射波(步骤 S20)。由此,向存储部 300 存储反射波数据 320。

[0100] 接下来,根据反射波数据 320 按照每个超声波振荡器计算连续的各帧间的所有的深度的信号强度差,计算对其进行累计所得的帧间信号强度差累计值数据 330(步骤 S22)。而且,将得到超过规定基准值的波峰的超声波振荡器判定为血管上方扫描线,将与相应的超声波振荡器对应的扫描线 ID 登录到血管上方扫描线列表 340(步骤 S24),并结束血管上方扫描线的检测处理。

[0101] 图 14 是对血管壁深度位置候补的检测处理的流程进行说明的流程图。根据图 14,血管壁深度位置候补检测部 230 按照登录到血管上方扫描线列表 340 的每个血管上方扫描线,从该扫描线的反射波数据 320 中提取信号强度满足规定的血管壁相当信号电平 $Pw1$ (参照图 6(3)) 的局部的波峰,生成信号强度波峰列表 350(步骤 S40)。接下来,从该列表中除去低于最低基准深度 Ld 的信号强度的波峰(步骤 S42),并结束血管壁深度位置候补的检测处理。

[0102] 图 15 是对血管前后壁对的锁定处理进行说明的流程图。根据图 15,前后壁检测部 240 按照登录到血管上方扫描线列表 340 的每个血管上方扫描线执行循环 A(步骤 S60 ~ S66)。

[0103] 在循环 A 中,参照与作为处理对象的血管上方扫描线对应的信号强度波峰列表 350,利用所登录的波峰创建对,提取波峰间距离满足规定的假定血管直径条件的对,并生成血管前后壁对候补波峰对列表 360(步骤 S60)。这里所说的假定血管直径条件是确定适于测定的血管直径的大小的范围的条件,通过预先的试验等来设定。

[0104] 接下来,按照登录到血管前后壁对候补波峰对列表 360 的每个波峰的对,计算波峰间平均信号强度(步骤 S62),将该波峰间平均信号强度超过规定的血管内腔相当信号电平 $Pw2$ (参照图 6(3)) 的对从血管前后壁对候补波峰对列表 360 中除去(步骤 S64)。将登录到血管前后壁对候补波峰对列表 360 的波峰中的、在波峰间存在其他的波峰的对从列表中除去(步骤 S66),结束循环 A。在该阶段中,血管前后壁对候补波峰对列表 360 中剩余的波峰的对是指作为处理对象的血管上方扫描线中的血管的前壁以及后壁。

[0105] 图 16 是对动脉判定处理的流程进行说明的流程图。根据图 16,收缩扩张时间计算部 250 对登录到血管前后壁对候补波峰对列表 360 的各个波峰的对,将相对地深度较浅的一方的波峰的位置看作前壁,将深度较深的一方的波峰的位置看作后壁,来作为血管前后壁对(步骤 S80)。接着,将各个血管前后壁对的前壁以及后壁分别设为关心区域,以规定时间(心跳周期的规定拍数的量的期间)进行各关心区域的跟踪(步骤 S82)。

[0106] 接着,根据对各个血管前后壁对通过跟踪得到的前壁以及后壁各自的位移的时间序列数据,计算血管直径的变径速度的时间序列数据(步骤 S84),根据该变径速度的正负来判定扩张期/收缩期,计算扩张时间以及收缩时间。接着,种类判别部 260 计算作为计算出的扩张时间与收缩时间之比的扩张收缩时间比率(步骤 S86)。而且,将血管前后壁对中的、扩张收缩时间比率成为规定的阈值以上的血管前后壁对判定为动脉(步骤 S88),从判定为动脉的血管中,设定成为血管功能测定的对象的血管(动脉)(步骤 S90),并结束动脉判定处理。

[0107] 作用效果

[0108] 这样,根据本实施方式的超声波测定装置 10,能够从超声波探头 16 的扫描范围的生物体组织中自动地发现动脉,并将该动脉作为对象来实施血管功能测定。操作人员将超声波探头 16 抵于颈动脉大致存在的位置即可,而能够使测定作业大幅度省力化,测定错误也大幅度减少。

[0109] 此外,本发明的能够应用的实施方式并不限于上述的实施方式,当然在不脱离本发明的主旨的范围内能够适当地变更。

[0110] 本申请引用 2014 年 2 月 28 日提出的日本专利申请 2014-038977 号的全部内容。

[0111] 符号说明

[0112] 2…被检体;4…血管;4f…前壁;4s…横壁;4r…后壁;5…动脉;6…静脉;10…超声波测定装置;12…触摸面板;14…键盘;16…超声波探头;18…超声波振荡器;30…处理装置;31…控制基板;32…CPU;33…存储介质;34…通信 IC;110…超声波收发部;120…操作输入部;130…显示部;200…处理部;210…超声波测定控制部;212…驱动控制部;214…收发控制部;216…接收合成部;218…跟踪部;220…血管上方扫描线检测部;230…血管壁深度位置候补检测部;240…前后壁检测部;250…收缩扩张时间计算部;260…种类判别部;270…血管功能测定控制部;300…存储部;310…测定程序;320…反射波数据;330…帧间信号强度差累计数据;340…血管上方扫描线列表;350…信号强度波峰列表;360…血管前后壁对候补波峰对列表;370…波峰间平均信号强度数据;380…血管前后壁对数据;381…前壁信号强度波峰深度;382…后壁信号强度波峰深度;383…变径速度历史数据;384…前壁位移速度数据;385…后壁位移速度数据;386…变径速度数据;387…扩张收缩时间比率;388…动脉判定标志;390…血管功能测定数据。

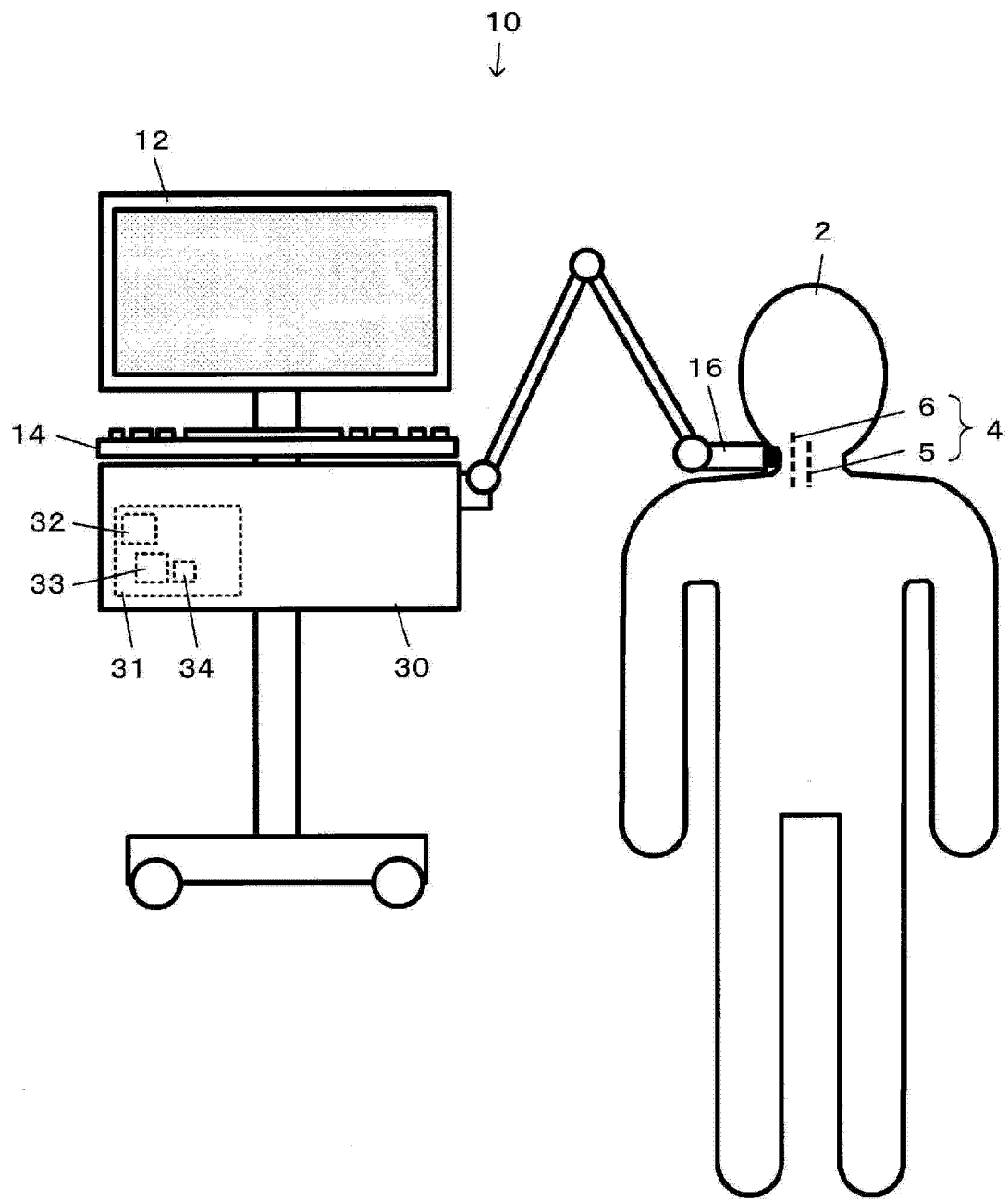


图 1

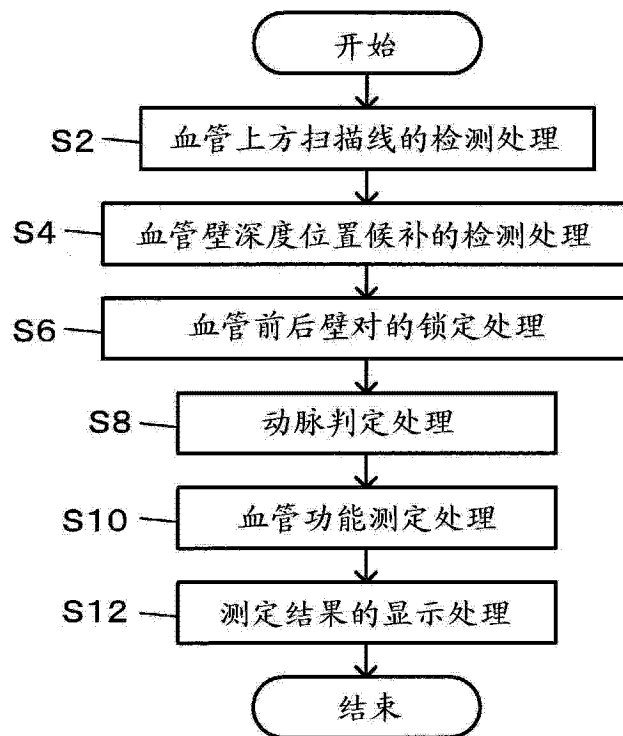


图 2

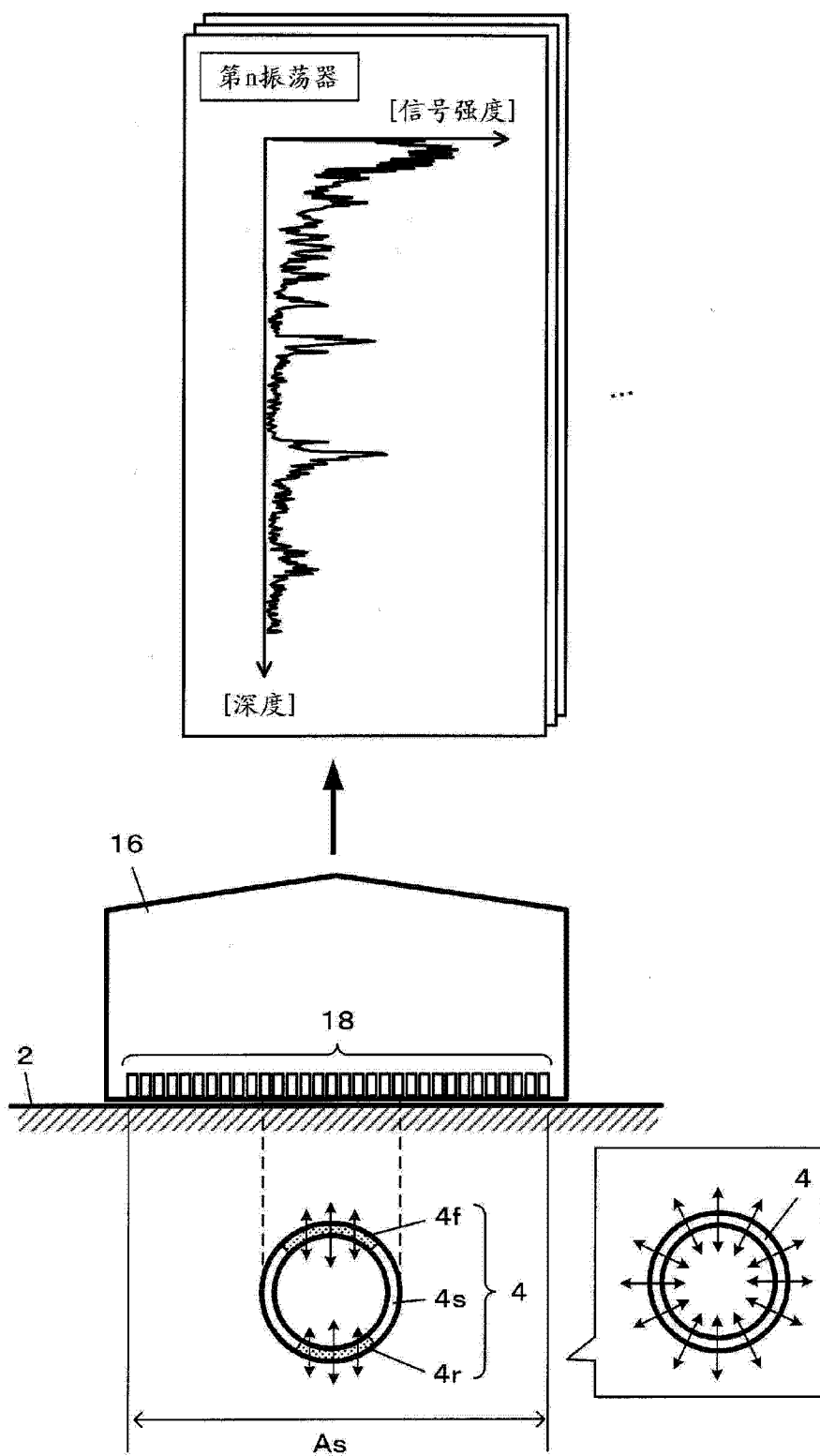


图 3

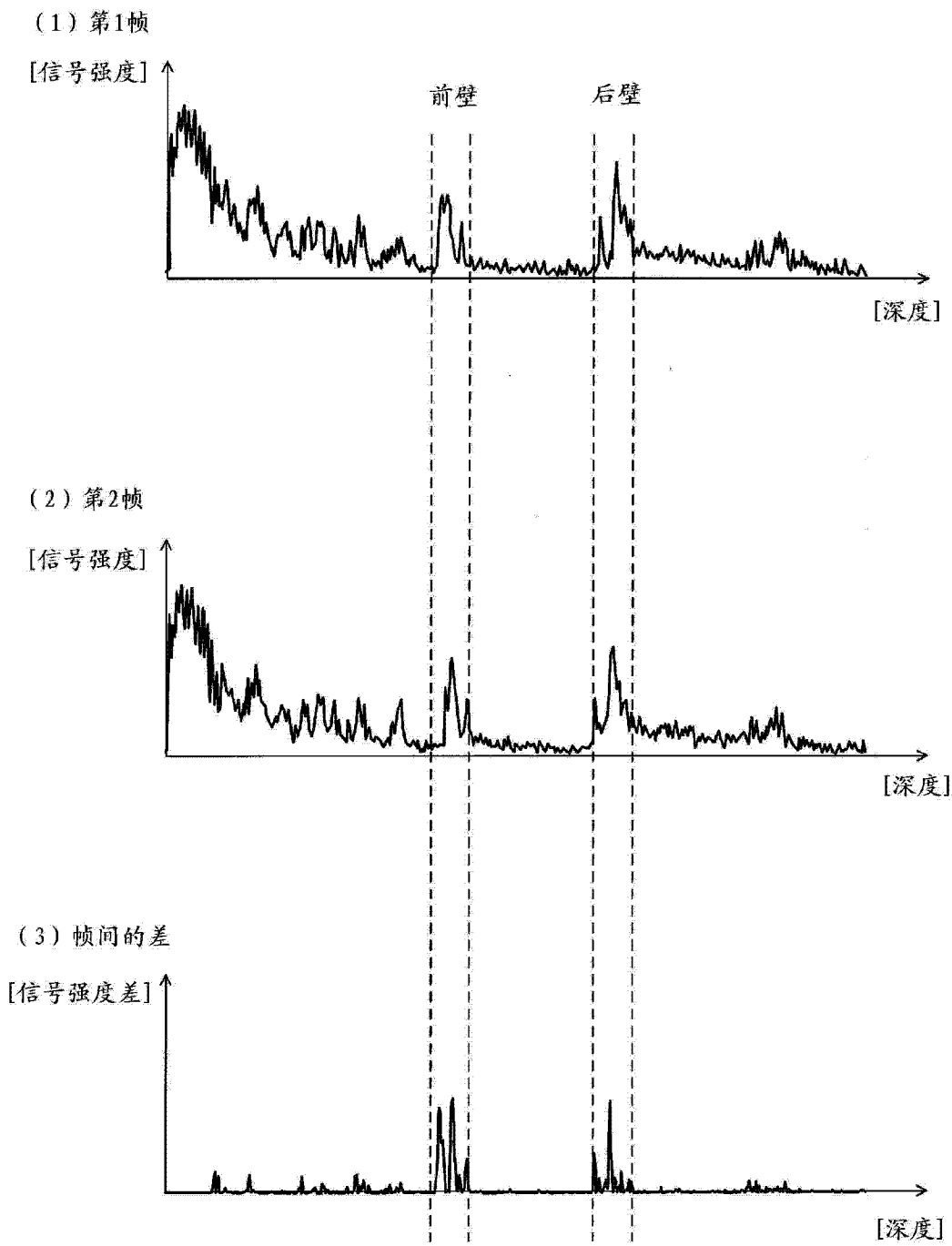


图 4

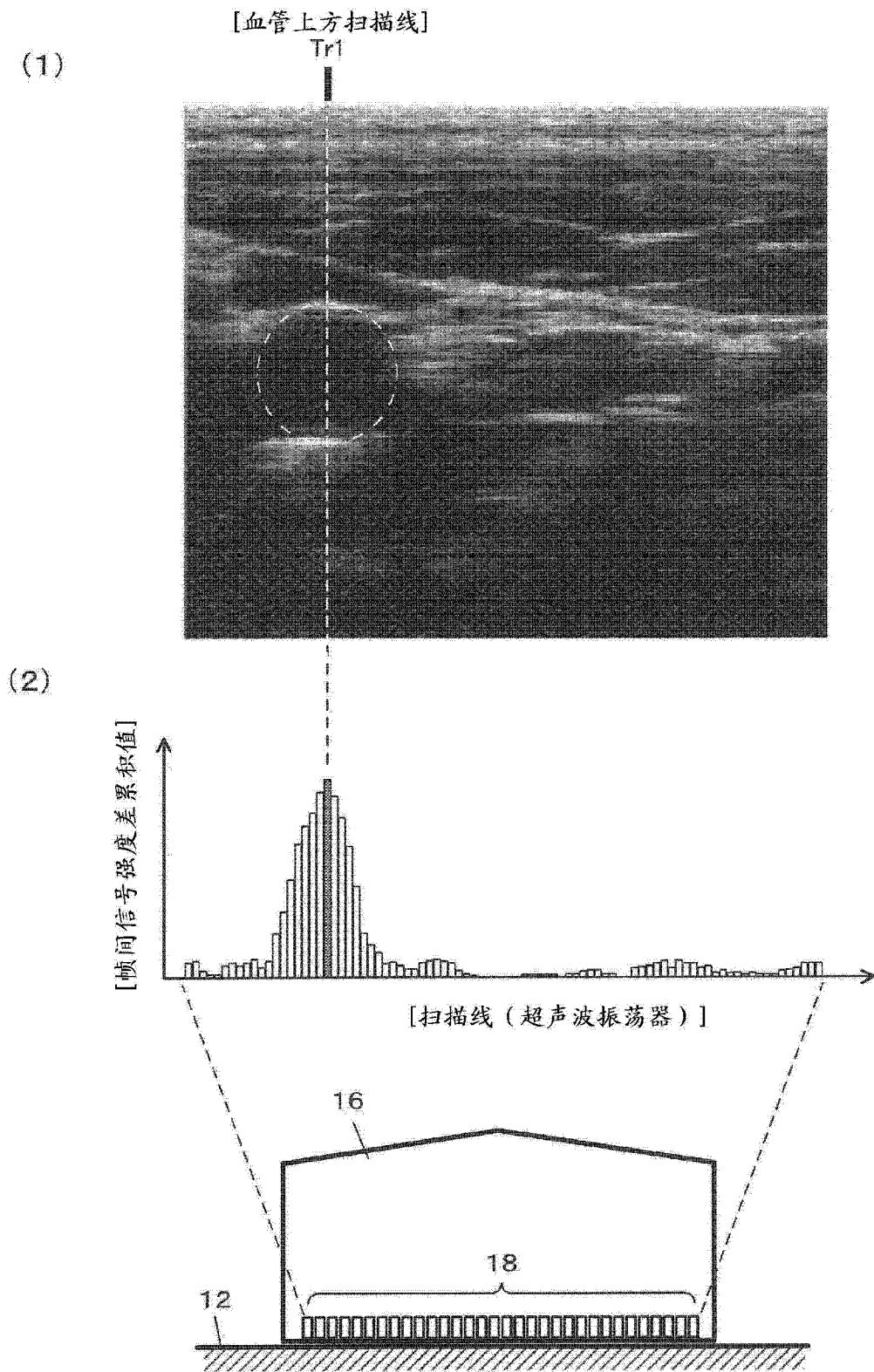


图 5

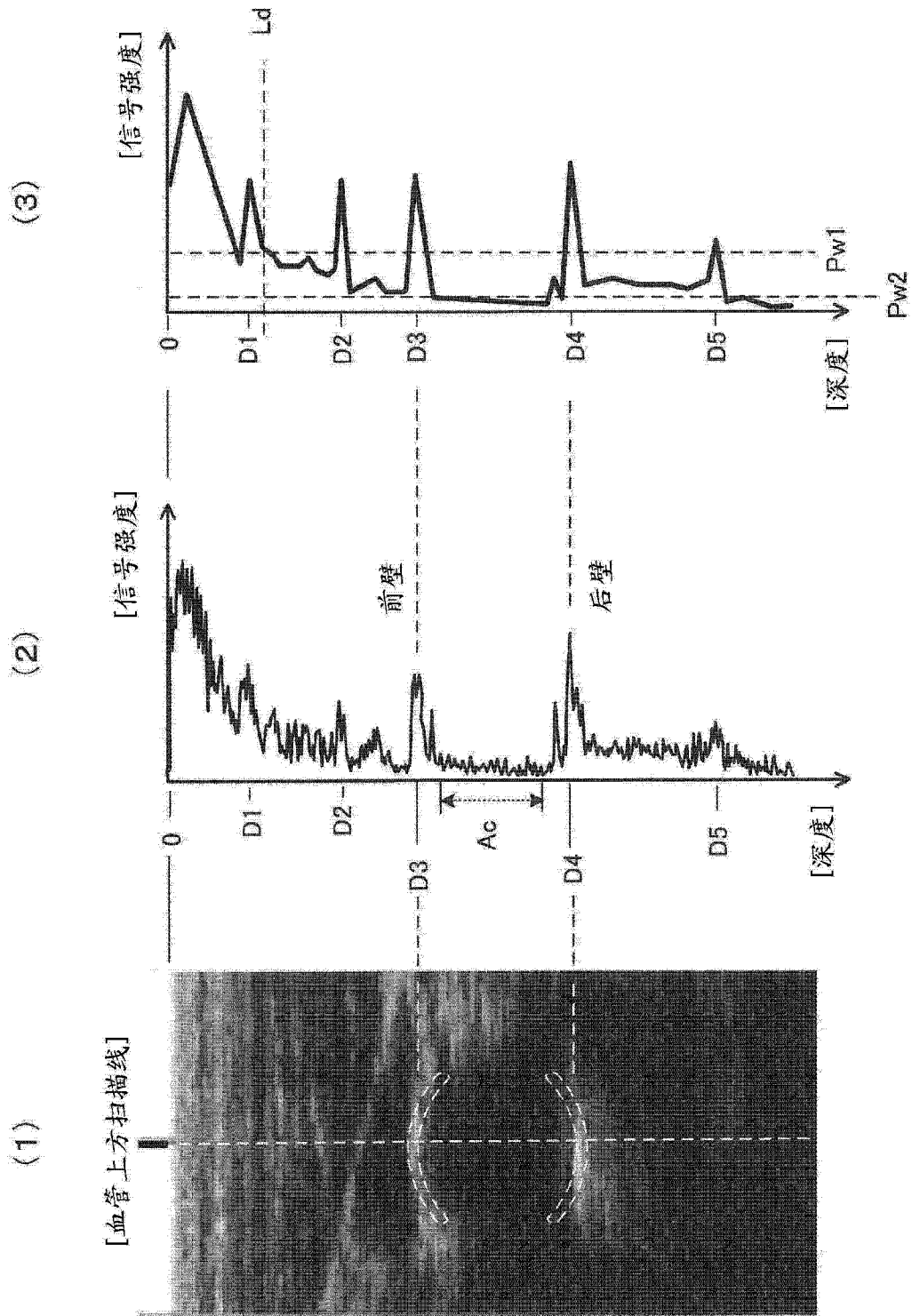


图 6

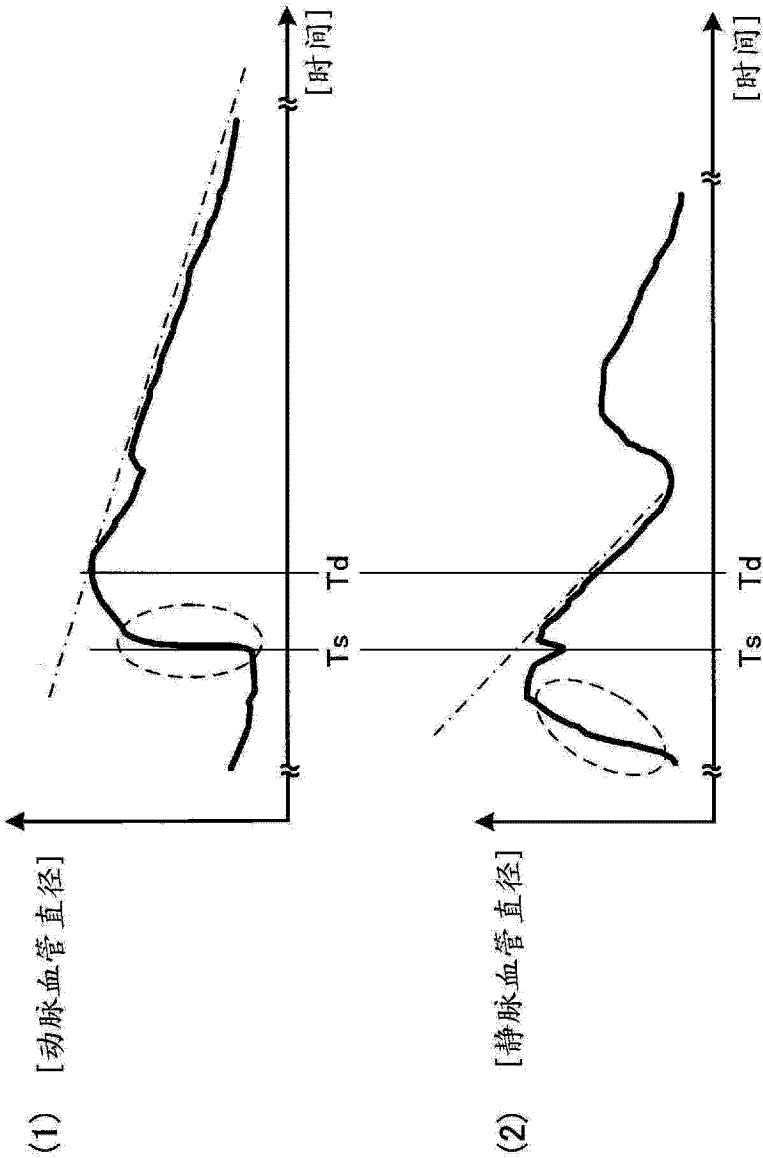


图 7

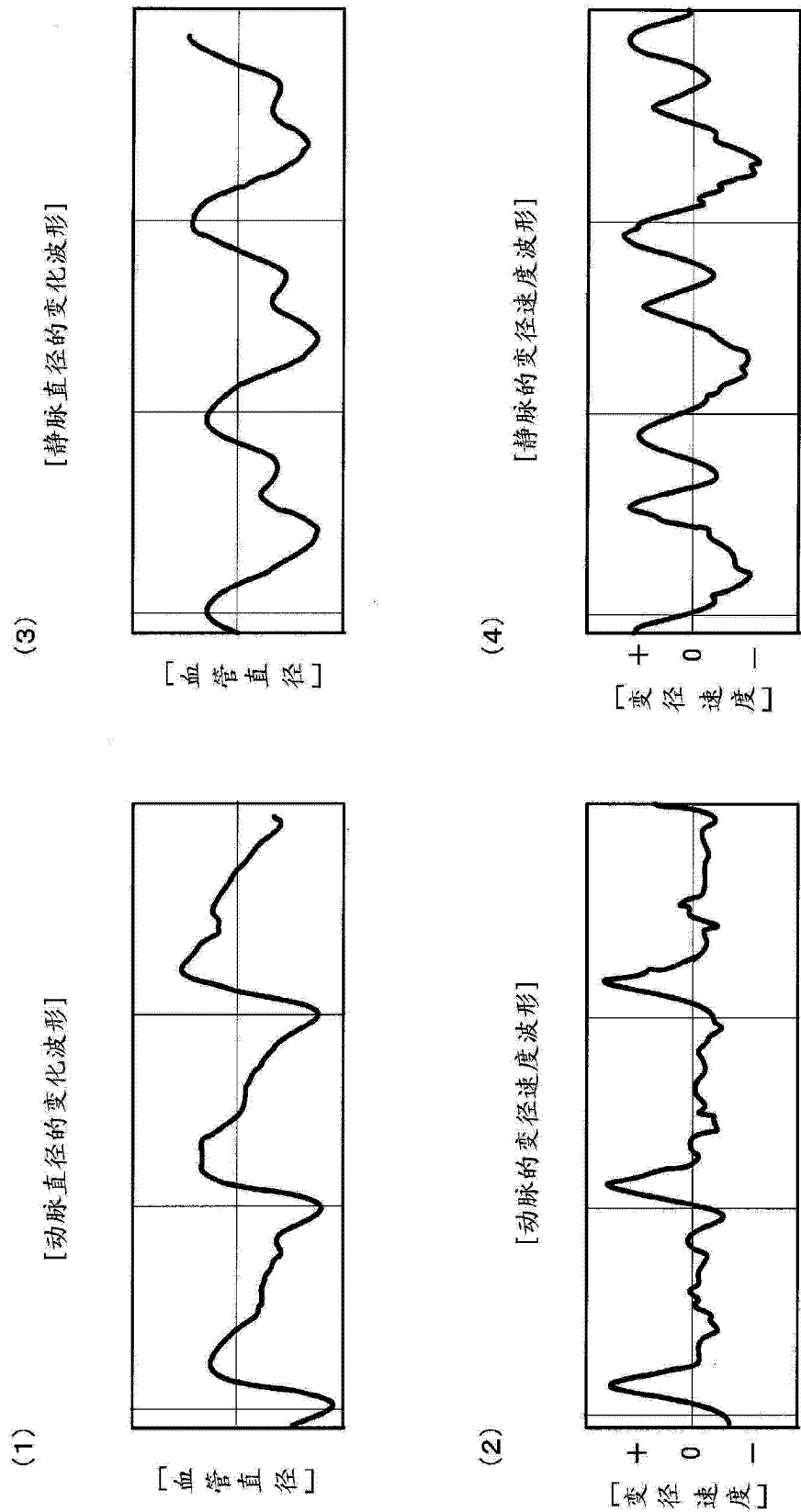
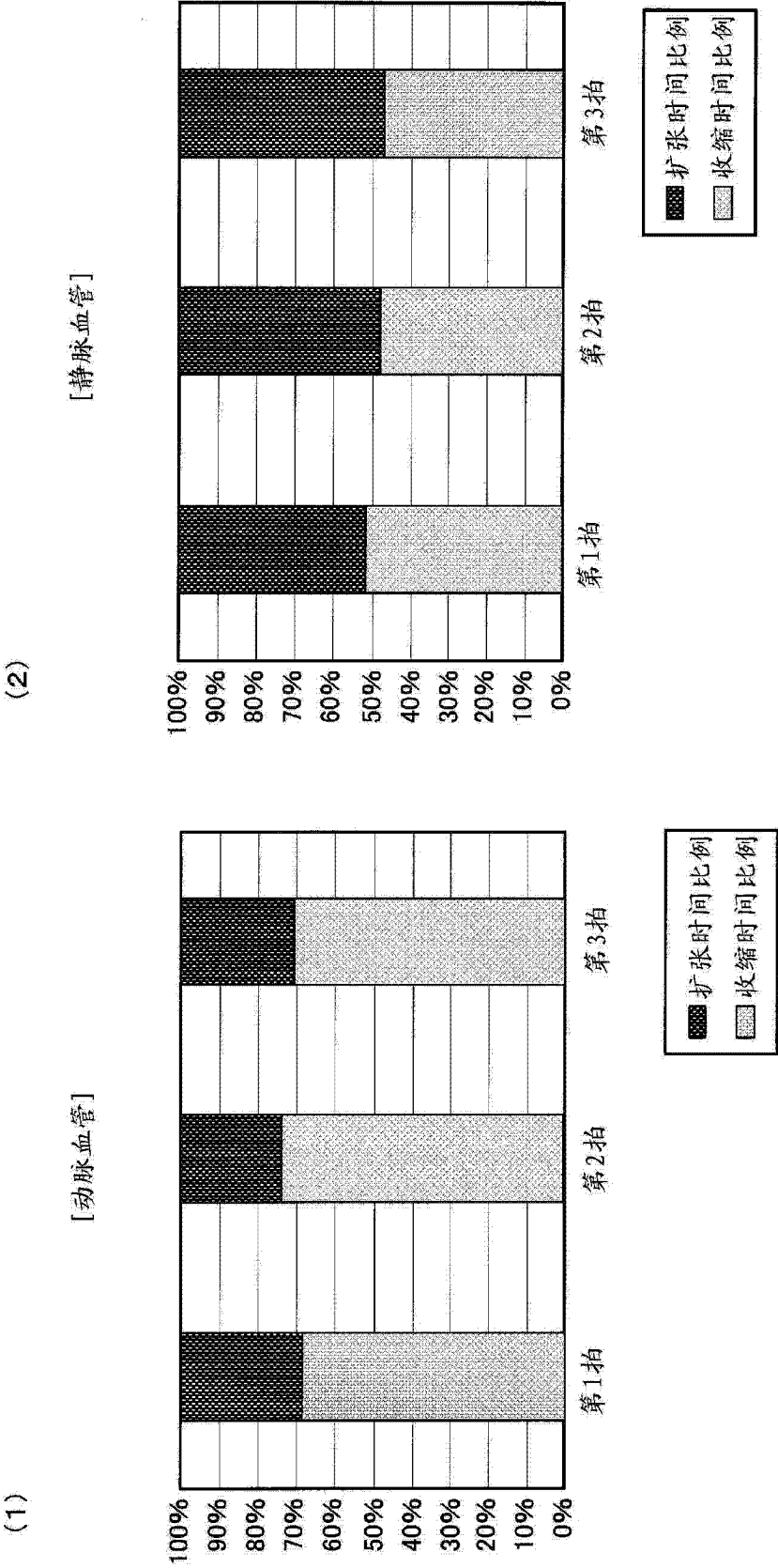


图 8



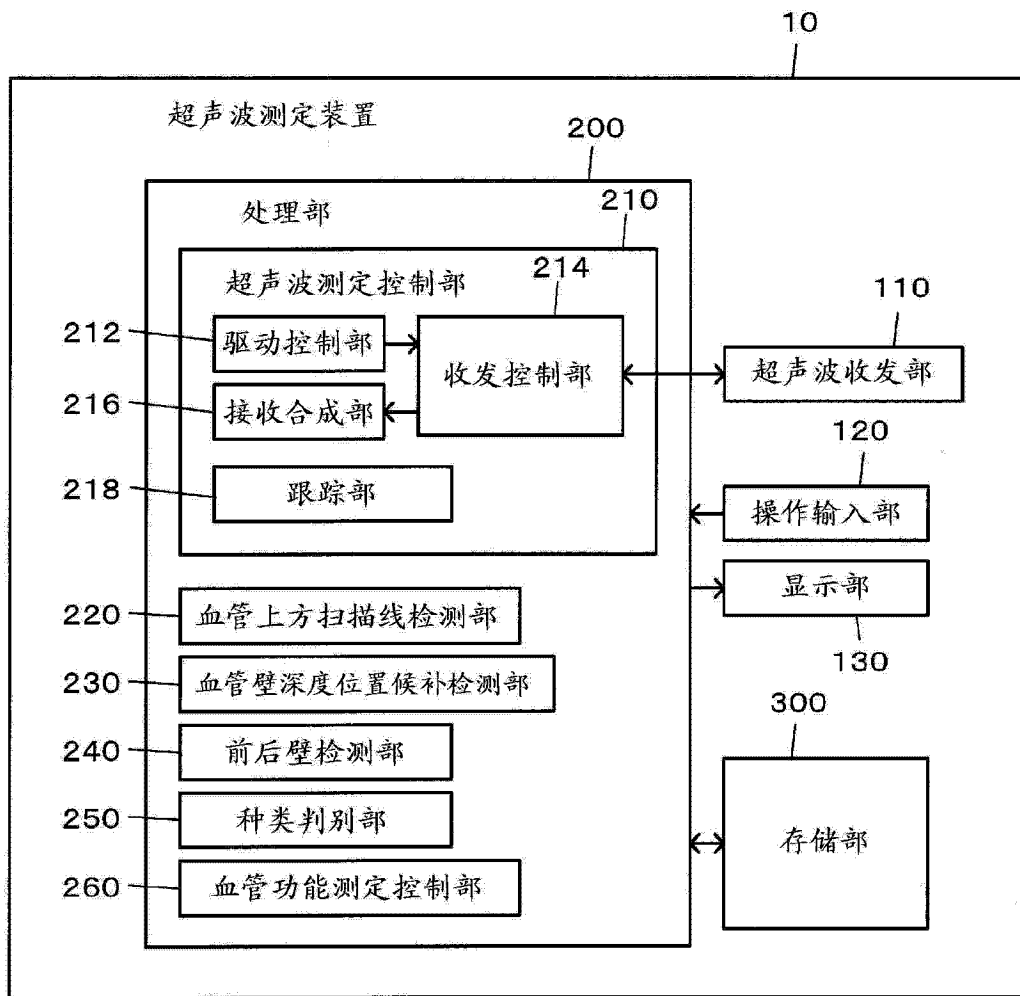


图 10

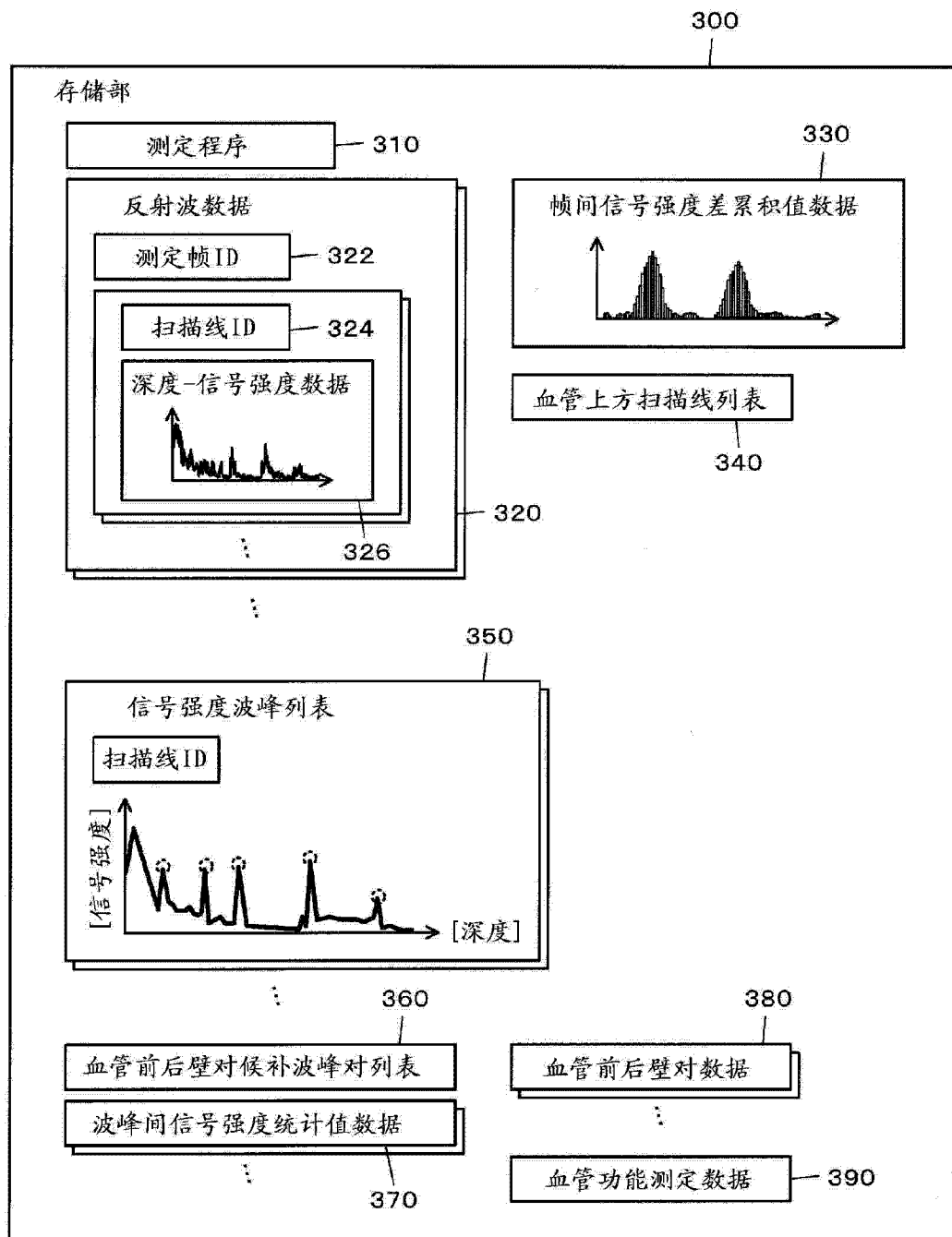


图 11

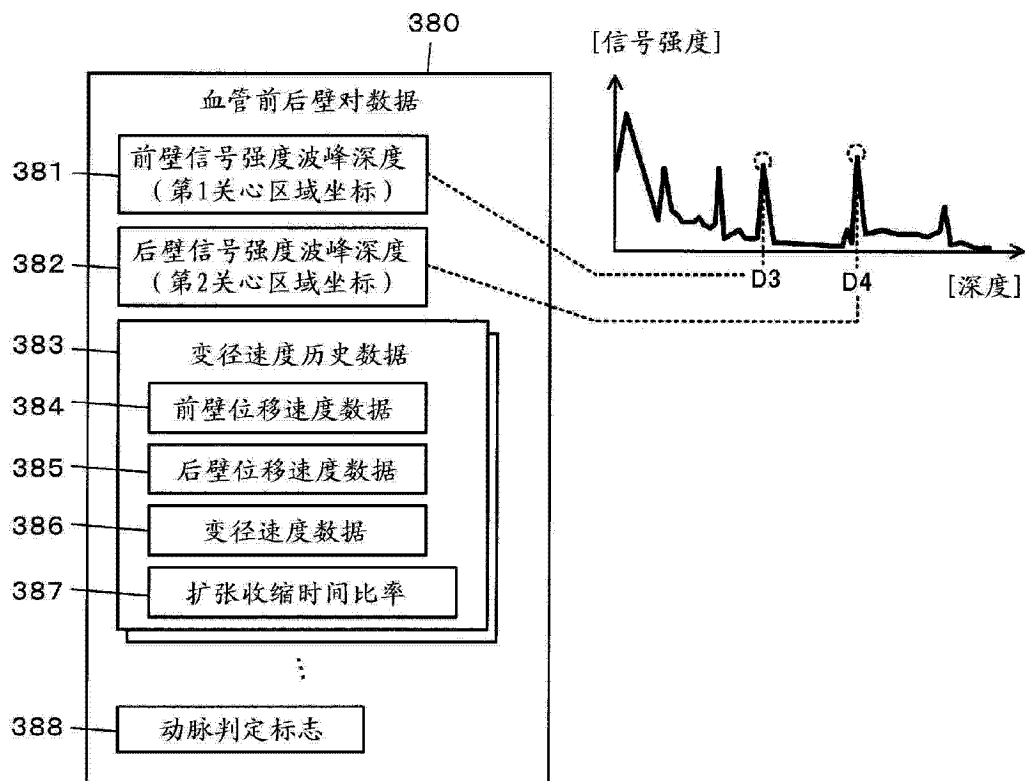


图 12

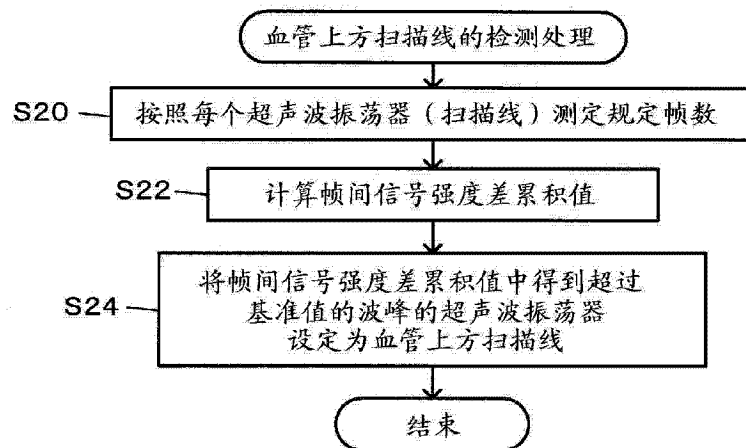


图 13

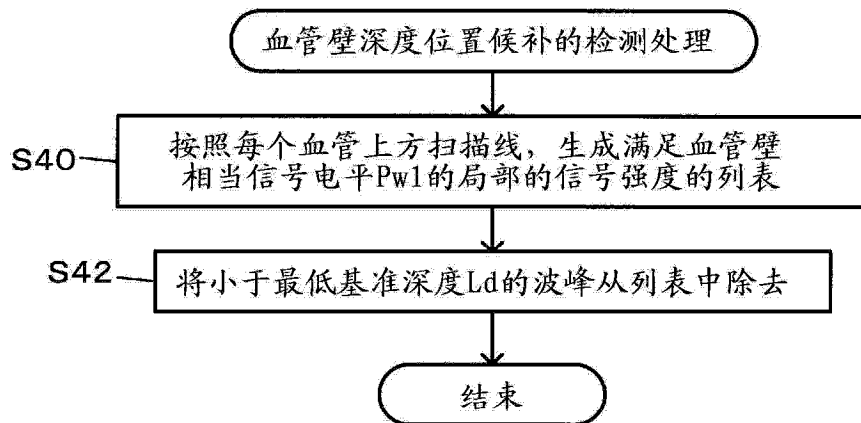


图 14

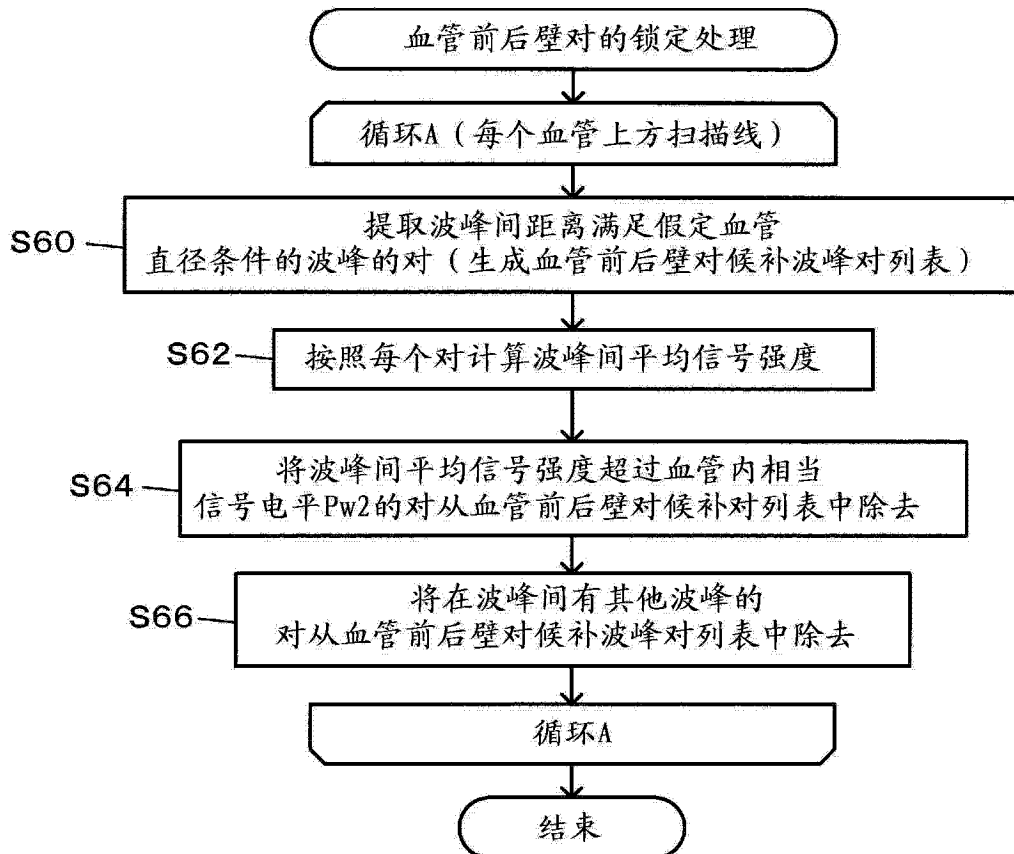


图 15

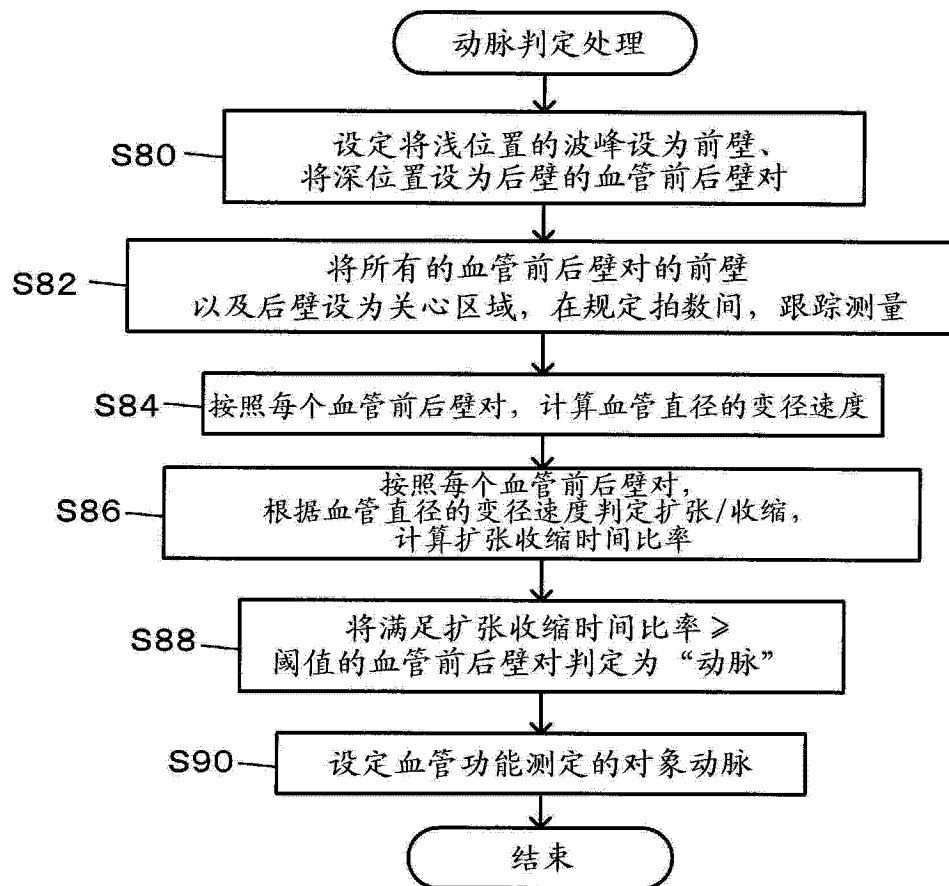


图 16

专利名称(译)	超声波测定装置以及超声波测定方法		
公开(公告)号	CN104873223A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201510067529.X	申请日	2015-02-09
[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	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/4218 A61B8/4405 A61B8/5207		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014038977 2014-02-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波测定装置以及超声波测定方法。使用朝向血管发送的超声波的反射波的接收信号来检测血管上方扫描线，基于该扫描线的接收信号，来检测血管的前壁以及后壁的候补。接着，从该候补中锁定前壁以及后壁的血管前后壁对，将锁定的血管前后壁对看作一个血管并按照每个血管进行动脉/静脉的判定，将判定为动脉的血管作为对象来进行血管功能信息的测定。动脉/静脉的判定基于血管的收缩时间与扩张时间的相对关系来进行。

