



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104905823 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 16

(21) 申请号 201510091602. 7

(22) 申请日 2015. 02. 28

(30) 优先权数据

2014-046557 2014. 03. 10 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 8/12(2006. 01)

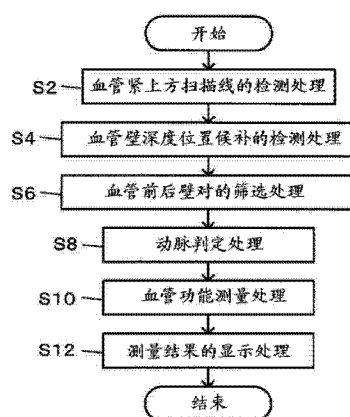
权利要求书1页 说明书11页 附图16页

(54) 发明名称

超声波测量装置以及超声波测量方法

(57) 摘要

本发明提供超声波测量装置以及超声波测量方法。该超声波测量装置使用朝向血管发送的超声波的反射波的接收信号,检测出血管紧上方扫描线,基于该扫描线的接收信号,检测出血管的前壁以及后壁的候补。接下来,从该候补中,筛选前壁以及后壁的血管前后壁对,将筛选出的血管前后壁对看作是一个血管,针对每个血管进行动脉或者静脉的识别,将判定为动脉的血管作为对象,进行血管功能信息的测量。



1. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:
发送接收控制部,其进行对血管发送超声波并接收反射了的所述超声波的控制;
血管壁检测部,其基于从接收到的所述超声波得到的接收信号,检测出所述血管的第一壁以及第二壁;以及
血管判别部,其基于所述第一壁与第二壁之间的间隔,判别所述血管。
2. 根据权利要求1所述的超声波测量装置,其特征在于,
具备血管紧上方位置检测部,所述血管紧上方位置检测部使用对所述接收信号进行了自相关的相关值,检测出所述血管的血管紧上方位置。
3. 根据权利要求1或2所述的超声波测量装置,其特征在于,
具备深度位置检测部,所述深度位置检测部使用对不同深度位置处的所述接收信号进行了自相关的相关值,检测出所述血管的深度位置。
4. 根据权利要求1~3中任一项所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述血管判别部使用所述间隔的扩大方向的时间变化和缩小方向的时间变化,判别所述血管的种类。
5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波测量装置,其特征在于,
具备血管功能测量单元,所述血管功能测量单元在由所述血管判别部判别为所述血管是动脉的情况下,将该血管的所述第一壁以及第二壁作为跟踪对象,继续进行位置测量,进行所述血管的血管功能测量。
6. 一种超声波测量方法,其特征在于,包括:
进行对血管发送超声波并接收反射了的所述超声波的控制的步骤;
基于从所述接收到的所述超声波得到的接收信号来检测出所述血管的第一壁以及第二壁的步骤;以及
基于所述第一壁与第二壁之间的间隔来判别所述血管的步骤。

超声波测量装置以及超声波测量方法

[0001] 本申请主张于 2014 年 3 月 10 日提出的日本专利申请第 2014-046557 号的优先权，并在此引用其全部内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及利用超声波进行测量的超声波测量装置等。

背景技术

[0003] 作为通过超声波测量装置测量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，对作为动脉硬化的指标的颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness(内膜中层厚度)) 进行测量也是其中之一。在 IMT 等所涉及的测量中，必须找到颈动脉，适当地决定测量点。通常，操作人员将超声波探头与颈部接触，一边观察显示于监视器的 B 模式图像一边找出作为测量对象的颈动脉，通过手动将找出的颈动脉设定为测量点。

[0004] 以往，对于迅速执行这一系列测量操作并且适当地找到颈动脉，需要很熟练，但是近年来，设计出辅助测量操作的功能。例如，在专利文献 1 中公开了如下方法：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，自动地检测血管壁。具体而言，基于“血管内的血流区域的反射波信号的强度与血管壁的反射波信号的强度相比非常小”的第一见解和“对于根据反射波信号的相位信息计算出的移动速度而言，在血流区域较快，在血管壁较慢”的第二见解，检测出血管壁与血流区域之间的边界。

[0005] 专利文献 1：日本特开 2008-173177 号公报

[0006] 但是，在专利文献 1 所公开的检测方法中，即使能够检测出血管，也无法判断该血管是动脉还是静脉。因为一般来说应该是动脉伴随有跳动，静脉不伴随有跳动，所以往往简单地考虑为能够通过有无脉动来识别动脉与静脉。但是，在颈内静脉等比较靠近心脏的血管部位，有时候因右心房的压力传递，即使是静脉，也伴随有跳动。因此，仅凭有无脉动难以进行正确的识别。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于这种情况而完成的，其目的在于实现用于识别动脉与静脉的技术。

[0008] 用于解决上述课题的第一发明是超声波测量装置，其具备：发送接收控制部，其进行对血管发送超声波并接收反射了的超声波的控制；血管壁检测部，其基于上述接收的时刻不同的接收信号的组合，检测出上述血管的第一壁以及第二壁；以及血管判别部，其使用上述第一壁与第二壁之间的间隔的时间变化，判别上述血管。

[0009] 另外，作为其他发明，也可以构成成为一种超声波测量方法，其包括：进行对血管发送超声波并接收反射了的超声波的控制的步骤；基于上述接收的时刻不同的接收信号的组合来检测出上述血管的第一壁以及第二壁的步骤；以及使用上述第一壁与第二壁之间的间隔的时间变化来判别上述血管的步骤。

[0010] 根据该第一发明等,能够使用血管的第一壁与第二壁之间的间隔、即血管管径的时间变化,判别例如动脉之类的血管。另外,血管的第一壁以及第二壁基于接收超声波的时刻不同的接收信号的组合而被检测出。血管的动作(脉动)比血管周围的生物体组织的动作大。因此,接收的时刻不同的接收信号根据是否包含来自血管的第一壁、第二壁的反射波而不同。由此可知,能够检测出血管的第一壁以及第二壁。

[0011] 另外,作为第二发明,也可以构成为如下超声波测量装置,其在第一发明的超声波测量装置的基础上,还具备血管紧上方位置检测部,该血管紧上方位置检测部使用对沿着生物体表面的不同位置处的上述接收信号的组合进行了自相关的相关值,检测出上述超声波透过上述血管的血管紧上方位置。

[0012] 根据该第二发明,使用对沿着生物体表面的不同位置处的接收信号的组合进行了自相关的相关值,检测出超声波透过血管的血管紧上方位置。由于血管的动作(脉动)比血管周围的生物体组织的动作大,所以对接收信号进行了自相关运算的相关值根据接收信号中是否包含来自血管的第一壁、第二壁的反射波而不同。由此可知,能够使用基于接收信号的相关值,检测出血管紧上方位置。

[0013] 另外,作为第三发明,也可以构成为如下超声波测量装置,其在第一或者第二发明的超声波测量装置的基础上,还具备深度位置检测部,该深度位置检测部使用对不同深度位置处的上述接收信号的组合进行了自相关的相关值,检测出上述血管的深度位置。

[0014] 根据该第三发明,使用对不同深度位置处的接收信号的组合进行了自相关的相关值,检测出血管的深度位置。由于血管的动作(脉动)比血管周围的生物体组织的动作大,所以对接收信号进行了自相关运算的相关值根据接收信号中是否包含来自血管的第一壁、第二壁的反射波而不同。由此可知,能够使用基于接收信号的相关值,检测出血管的深度位置。

[0015] 另外,作为第四发明,也可以构成为如下超声波测量装置,其在第一至第三的任一发明的超声波测量装置的基础上,上述血管判别部使用上述间隔的扩大方向的时间变化和缩小方向的时间变化,判别上述血管的种类。

[0016] 根据该第四发明,使用血管的第一壁与第二壁之间的间隔、即血管管径的扩大方向以及缩小方向各自的时间变化,判别血管的种类。由此,例如即使在因血管周围的生物体组织的状态而第一壁以及第二壁中的一方几乎不动的特殊条件下,也能够实现血管种类的正确判别。

[0017] 另外,作为第五发明,也可以构成为如下超声波测量装置,其在第一至第四的任一发明的超声波测量装置的基础上,还具备血管功能测量单元,该血管功能测量单元在由上述血管判别部判别为上述血管是动脉的情况下,将该血管的上述第一壁以及第二壁作为跟踪对象,继续进行位置测量,进行给定的血管功能测量。

[0018] 根据该第五发明,能够实现自动地发现动脉并将该动脉作为对象进行血管功能测量的一系列处理。

附图说明

[0019] 图1是生物体信息测量装置的系统结构图。

[0020] 图2是表示超声波测量装置进行的主要的处理流程的流程图。

- [0021] 图 3 是超声波测量的说明图。
- [0022] 图 4 是反射波的接收信号的一个例子。
- [0023] 图 5 是血管紧上方扫描线（超声波振动器）的检测的说明图。
- [0024] 图 6 是血管壁深度位置候补的检测的说明图。
- [0025] 图 7 是血管管径的变化波形例。
- [0026] 图 8 是动脉管径的变径速度波形的一个例子。
- [0027] 图 9 是静脉管径的变径速度波形的一个例子。
- [0028] 图 10 是超声波测量装置的功能结构图。
- [0029] 图 11 是存储部的结构图。
- [0030] 图 12 是血管前后壁对数据的数据结构例。
- [0031] 图 13 是血管紧上方扫描线的检测处理的流程图。
- [0032] 图 14 是血管壁深度位置候补的检测处理的流程图。
- [0033] 图 15 是血管前后壁对的筛选处理的流程图。
- [0034] 图 16 是动脉判定处理的流程图。
- [0035] 图 17 是扫描线 - 信号强度图的一个例子。
- [0036] 图 18 是基于接收信号的相关值的血管壁深度位置候补的检测的说明图。

具体实施方式

[0037] 【系统结构】

[0038] 图 1 是表示本实施方式的超声波测量装置 10 的系统结构例的图。超声波测量装置 10 是通过测量超声波的反射波来测量被检体 2 的生物体信息的装置。在本实施方式中，自动地识别血管 4 中的动脉 5 与静脉 6，并且测量动脉 5 的 IMT(Intima Media Thickness：血管的内膜中膜复合体厚度)之类的血管功能信息作为生物体信息之一。

[0039] 超声波测量装置 10 具备兼任用于图像显示测量结果、操作信息的单元以及用于操作输入的单元的触摸面板 12、用于进行操作输入的键盘 14、超声波探头 16（探测器）以及处理装置 30。在处理装置 30 搭载有控制基板 31，该处理装置 30 以能够进行信号收发的方式与触摸面板 12、键盘 14、超声波探头 16 等装置各部连接。

[0040] 在控制基板 31 除了搭载有 CPU(Central Processing Unit：中央处理单元)32、ASIC(Application Specific Integrated Circuit：专用集成电路)、各种集成电路之外，还搭载有基于 IC 存储器、硬盘等的存储介质 33、以及实现与外部装置的数据通信的通信 IC34。处理装置 30 通过由 CPU32 等执行存储于存储介质 33 的测量程序，由此以超声波测量为首，实现动脉和静脉的识别、将识别出的动脉 5 作为对象的血管功能信息的测量、测量结果的图像显示控制之类的本实施方式的各种功能。

[0041] 具体而言，通过处理装置 30 的控制，超声波测量装置 10 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，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。反射波数据中包含有所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒的各模式的图像。使用超声波的测量以规定周期反复执行。将测量单位称作“帧”。

[0042] 另外，超声波测量装置 10 能够进行对成为基准的反射波数据设定关注区域（跟踪

点)并通过在不同帧间追踪该关注区域而计算出位移的所谓的“跟踪”。

[0043] 首先,对直至血管功能信息的测量之前的过程的概要进行说明。

[0044] 图2是表示超声波测量装置10进行的主要的处理流程的流程图。超声波探头16是通过操作人员朝向颈动脉接触的部件。超声波测量装置10与动脉/静脉的区别无关地对位于血管的紧上方的超声波振动器(也可以不称为振动器而称为扫描线)进行检测(步骤S2)。将其称为“血管紧上方扫描线”。此外,这里提及的“紧上方”当然包含字面意思的血管中心的正上方位置,但是也有为了测量作为目标的血管功能信息却范围不足而允许从紧上方位置向径向的稍微偏移的意思。“紧上方”、“正上方”不一定是指铅垂方向逆方向(重力相反方向)的意思,对于操作超声波探头16的操作人员而言,是指在体表面中的血管的“紧上方”或者“正上方”接触超声波探头16那样的操作上意味的“紧上方”、“正上方”。因此,也能够将超声波透过血管的位置(振动器或者扫描线)称为血管紧上方扫描线。

[0045] 接下来,根据在血管紧上方扫描线的反射波数据,对被认为是血管壁的深度位置的候补进行检测(步骤S4)。虽然在该阶段被检测的是被认为是血管的前壁(面向皮肤侧的血管壁)、后壁(与前壁相反侧的血管壁)的部位,但是血管未被确定,在深度位置候补中也可能包含血管以外的生物体部位。因此,超声波测量装置10从检测出的深度位置的候补中,对血管的前壁及后壁的对进行检测(步骤S6)。将筛选出的深度位置候补的对称为“血管前后壁对”。另外,该血管的前壁及后壁中的一方是第一壁,另一方是第二壁。

[0046] 然后,超声波测量装置10对每对筛选出的血管前后壁对进行动脉判定,对该血管前后壁对是否对应于动脉、是否对应于静脉进行识别(步骤S8),将判定为动脉5的血管前后壁对作为测量对象进行血管功能测量(步骤S10)。然后,将测量结果显示于触摸面板12(步骤S12)。血管功能测量的内容并不限定于IMT,其他内容也可,能够适当使用公知技术。

[0047] 【原理的说明】

[0048] 对各个步骤详细地进行说明。

[0049] 首先,对血管紧上方扫描线的检测步骤进行说明。血管紧上方扫描线的检测着眼于生物体组织的动作,基于虽然血管伴随着心脏的跳动周期性地较大地进行动作、但是位于血管周围的其他生物体组织的动作与血管的动作相比较小这一见解来进行血管位置的判定。

[0050] 图3是简要地表示将超声波探头16与被检体2的体表面接触从而进行超声波测量的状态的图,并且是以血管4的短轴方向的剖面表示的图。在超声波探头16中内置有多个超声波振动器18。在图示的例子中,从一个个超声波振动器18从图的上方朝向下方向照射一条超声波束。超声波振动器18覆盖的范围成为探头扫描范围As。此外,超声波振动器18可以是朝向附图在深度方向也配设有多个列的、即配设成平面状的结构,也可以是朝向附图在深度方向仅一列且只沿左右方向排列的列状的结构。

[0051] 血管4通过心脏的跳动(扩张/收缩)大致各向同性地反复进行扩大/缩小。因此,越是与超声波束的波束方向正交的面,越能够接收较强的反射波。但是,越接近与波束方向平行,越难以接收反射波。因此,在超声波测量中,虽然较强地检测出来自血管4的前壁4f以及后壁4r的反射波,但是来自横壁4s的反射波较弱。换言之,若在探头扫描范围As内存在有血管4,则位于血管4的紧上方的超声波振动器18的位置处的反射波信号中出

现与前壁与后壁有关的较强的反射波。

[0052] 图4是表示某一个超声波振动器18的位置处的反射波的接收信号的例子的图。图4的(1)是将各超声波振动器18的接收信号强度转换为亮度后的图像、即B模式图像。横轴是超声波振动器18的排列方向、即扫描线方向,纵轴是深度方向。图4的(2)是表示测量周期的第一帧的测量结果的“深度-信号强度图”,图4的(3)是表示接下来的第二帧的测量结果的“深度-信号强度图”。

[0053] 若在由超声波振动器18产生的超声波的发送方向(透过方向。图4的(1)中用虚线所示的方向)上存在有血管4,则检测出与其前壁与后壁有关的较强的反射波。在图4的(2)以及图4的(3)中,在比体表面附近的反射波组深的位置也出现有能够明确识别的两个较强的反射波的峰值。

[0054] 另外,若在帧间对各深度的信号强度进行比较,则在与血管的前壁以及后壁相当的深度位置处的信号强度产生变动。这是因为血管在脉动。此外,由于除血管以外的生物体组织也稍微因跳动等的影响而动作,所以产生轻微的信号强度的变动,但不是如血管(更详细而言,血管的前壁、后壁)那样的较大的变动。

[0055] 在本实施方式中,不能因为针对某一个超声波振动器18,信号强度中出现被认为是血管(前壁以及后壁)的特征,就立即判断为该超声波振动器18位于血管紧上方,而是通过对不同帧间的接收信号强度进行自相关运算处理,来获得接收信号强度的变动程度,从而决定血管紧上方的超声波振动器18、即“血管紧上方扫描线”。

[0056] 图5是说明基于帧间的接收信号强度的相关运算处理而检测出血管紧上方扫描线的图。图5的(1)是B模式图像,图5的(2)是表示连续的两帧间的各超声波振动器18的接收信号强度的相关值的图。相关值标准化至“0.0~1.0”的范围,1.0表示相同。

[0057] 对于某一个超声波振动器18的连续的两帧间的接收信号的相关值而言,当在该超声波振动器18的下方没有血管时,由于没有或者几乎没有随时间经过的生物体组织的动作,所以各深度位置的信号强度不发生变化或者即便发生变化也较小,因此成为较大的值。另一方面,在存在有血管的情况下,由于血管的前壁以及后壁的深度位置因脉动而变动,所以相关值变小。即,如图5的(2)的图所示,越是位于血管中心的紧上方的超声波振动器18,其相关值越小。因此,将相关值满足规定条件的超声波振动器判定为位于血管紧上方的超声波振动器18、即血管紧上方扫描线。更具体而言,在图5的(2)的图中,将与极小值对应的超声波振动器18判定为血管紧上方扫描线。在图5的例子中,超声波振动器“Tr1”与此相符。

[0058] 接下来,对血管壁深度位置候补的检测步骤进行说明。

[0059] 图6是用于说明血管壁深度位置候补的检测原理的图。图6的(1)是血管部的B模式图像,图6的(2)是血管紧上方扫描线中的反射波的接收信号的信号强度图,图6的(3)是以更容易明白的方式将信号强度的变化平滑化后的图。

[0060] 首先,将得到规定的血管壁相当信号水平 $Pw1$ 以上的信号强度的峰值抽出。其中,虽然从血管的前壁以及后壁得到血管壁相当信号水平 $Pw1$ 以上的较强的反射波,但是也有可能存在从其周边组织也同样得到较强的反射波的情况,因此存在在信号强度图中出现多个峰值(在图6中,五个峰值 $D1 \sim D5$)的情况。因此,基于作为血管壁的可能性来进行峰值的筛选。

[0061] 在筛选中,首先,从多个峰值 D1 ~ D5 中除去比最低基准深度 Ld 浅的位置的峰值。最低基准深度 Ld 是适合作为测量对象的尺寸的血管所能够存在的浅度的极限,为至少比真皮深的值。在图示的例子中,峰值 D1 的深度低于最低基准深度 Ld,因此被从血管壁深度位置候补中除去。

[0062] 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进行筛选。即,将成为血管壁深度位置候补的信号强度的峰值,判定为前壁 / 后壁的对并暂时进行组合。然后,对各组合间的信号强度进行统计处理并计算出平均值或中值。然后,将满足成为“统计处理值低于规定的血管内腔相当信号水平 Pw2 的组合”且成为“在组合的峰值间不存在其他峰值的组合”的血管前后壁对相当条件的组合抽出,使其成为“前后壁对”。

[0063] 例如,在图 6 的 (3) 的例子中,在判定峰值 D4 为前壁 D5 为后壁的组合中,由于两峰值间的信号强度的统计处理值超过血管内腔相当信号水平 Pw2,所以将该组合除去。另外,在判定峰值 D3 为前壁 D5 为后壁的组合、判定峰值 D2 为前壁 D4 为后壁的组合等中,由于在峰值间存在其他峰值,所以将这样的组合也除去。另一方面,在判定峰值 D3 为前壁 D4 为后壁的组合中,由于满足上述条件,所以成为“前后壁对”。

[0064] 作为筛选的方法,也可以着眼于血管壁比周边组织更具有动作性,而根据帧间的信号强度差的峰值位置的一个心跳周期中的位移来进行判定。但是,在这种筛选方法中,例如在因血管 4 与周边组织的位置关系而血管的前壁或者后壁的任意一个的位置几乎不移动的状况下,无法准确地筛选血管前后壁对。但是,根据本实施方式的筛选方法,即使是这种状况,也能够可靠地识别血管前后壁对。

[0065] 接下来,对动脉判定步骤进行说明。

[0066] 图 7 是表示大致心跳周期一拍量的血管管径的变化例的图,图 7 的 (1) 是动脉血管管径的图,图 7 的 (2) 是静脉血管管径的图。

[0067] 动脉的血管壁以能够承受从心脏流入的跳动性的血流和血压的方式而形成成为富有伸缩性和弹性的构造。因此,根据心脏的跳动,血管管径从心收缩期 (Ts) 起急剧地扩大膨胀,血管管径从心扩张期 (Td) 起缓慢缩小并恢复至原来的粗细。因此,对于动脉血管管径的图而言,在心收缩期 (Ts) 之后不久,血管管径急剧增加,所以图突然立起 (例如,图 7 的 (1) 中的用虚线包围的部分)。另一方面,在心扩张期 (Td) 以后,血管管径缓慢减少,所以图平缓地下降。这样,在是动脉的情况下,血管管径变粗方向的变化程度比变细方向的变化程度大,另外,该差显著。

[0068] 相对而言,静脉的血管壁 (静脉壁) 比动脉的血管壁 (动脉壁) 薄且缺乏弹性。另外,静脉壁的血压比动脉壁的血压低。因此,在是静脉的情况下,若将血管管径扩大方向的图的立起 (图 7 的 (2) 中的用虚线包围的部分) 的变化程度与血管管径缩小方向的图的下降的变化程度进行比较,则不会表现出如动脉那样的差。

[0069] 在本实施方式中,利用血管壁部的位移速度波形来识别该动脉与静脉的伴随着跳动的血管壁的位移特性的不同,并用于动脉判定。具体而言,将成为血管前后壁对的位置设定为关注区域,使用在不同帧间追踪各关注区域的跟踪功能,根据单位时间的位移量,求出血管壁的位移速度,从而计算出前壁以及后壁之间的间隔的时间变化、即血管管径的变化速度 (以下称为“变径速度”)。然后,根据该变径速度的管径扩大方向的时间变化的极值与管径缩小方向的时间变化的极值之比,识别动脉 / 静脉。

[0070] 例如,图 8 是表示大致心跳周期三拍量的(1)动脉壁的位移速度波形、(2)动脉管径的变径速度波形以及(3)变径速度波形中的极值(最大值与最小值)的绝对值之比、即峰值比(最大值/最小值)的图。另外,图 9 是表示大致心跳周期三拍量的(1)静脉壁的位移速度波形、(2)静脉管径的变径速度波形以及(3)变径速度波形中的极值的绝对值之比即峰值比的图。

[0071] 上述的“血管管径扩大的变化程度与缩小的变化程度之差显著”的动脉壁的特性与“血管管径扩大的变化程度与缩小的变化程度之差比动脉的小”的静脉壁的特性的不同点,如图 8 的(3)以及图 9 的(3)所示那样,表现为峰值比的不同。

[0072] 更具体而言,基于动脉管径的变径速度波形的峰值比相对较高,基于静脉管径的变径速度波形的峰值比相对较低。其边界大体在“1.4”~“1.6”的范围。在本实施方式中,将其中间值“1.5”作为能够获取血管为动脉时的峰值比的条件的阈值,进行动脉/静脉的识别。理所当然,能够根据假定的被检者的年龄范围、人种、性别、既往病史等适当地设定阈值。

[0073] 【功能结构的说明】

[0074] 接下来,对用于实现本实施方式的功能结构进行说明。

[0075] 图 10 是表示本实施方式中的超声波测量装置 10 的功能结构例的框图。超声波测量装置 10 具备:超声波发送接收部 110、操作输入部 120、显示部 130、处理部 200 以及存储部 300。

[0076] 超声波发送接收部 110 通过从处理部 200 输出的脉冲电压而发出超声波。而且,接收发出的超声波的反射波并转换为反射波信号,并向处理部 200 输出。图 1 的超声波探头 16 与此相符。

[0077] 操作输入部 120 接受由操作人员进行的各种操作输入,并将与操作输入对应的操作输入信号向处理部 200 输出。能够通过按钮开关、控制杆开关、拨码开关、触控板、鼠标等实现。在图 1 的例子中,触摸面板 12、键盘 14 与此相符。

[0078] 显示部 130 通过 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)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 与此相符。

[0079] 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、IC 存储器等电子部件实现。而且,处理部 200 与各功能部之间进行数据的输入输出控制,基于规定的程序、数据、来自操作输入部 120 的操作输入信号、来自超声波发送接收部 110 的反射波信号等,执行各种运算处理从而计算出被检体 2 的生物体信息。图 1 的处理装置 30、控制基板 31 与此相符。

[0080] 在本实施方式中,处理部 200 具有超声波测量控制部 210、血管紧上方扫描线检测部 220、血管壁深度位置候补检测部 230、血管壁检测部 240、血管判别部 250 以及血管功能测量控制部 260。

[0081] 超声波测量控制部 210 控制朝向血管的超声波的发送以及反射波的接收。例如,具有驱动控制部 212、发送接收控制部 214、接收合成部 216 以及跟踪部 218,并统一对超声波测量进行控制。超声波测量控制部 210 能够通过公知技术实现。

[0082] 驱动控制部 212 控制从超声波探头 16 发送超声波脉冲的时刻,将发送控制信号向发送接收控制部 214 输出。

[0083] 发送接收控制部 214 根据来自驱动控制部 212 的发送控制信号,产生脉冲电压并向超声波发送接收部 110 输出。此时,能够进行发送延迟处理从而调整向各超声波振动器发送的脉冲电压的输出时刻。另外,能够进行从超声波发送接收部 110 输出的反射波信号的放大、滤波处理,并将该结果向接收合成部 216 输出。

[0084] 接收合成部 216 根据需要进行延迟处理等,执行与所谓的接收信号的聚焦有关的处理等,生成反射波数据 320。

[0085] 如图 11 所示,反射波数据 320 按每帧生成。一帧反射波数据 320 储存有对应的该测量帧 ID322 以及与扫描线 ID324 分别对应的深度-信号强度数据 326。

[0086] 跟踪部 218 进行基于反射波数据(反射波信号)而在超声波测量的帧间追踪关注区域的位置的所谓“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)设定关注区域(跟踪点)的处理、在不同帧间追踪各关注区域的处理、计算出每个关注区域的位移的处理。实现所谓的公知的“回波跟踪”、“相位差跟踪”等功能。

[0087] 血管紧上方扫描线检测部 220 进行用于检测血管紧上方扫描线的运算处理、各部的控制。即,进行与上述血管紧上方扫描线的检测步骤有关的控制(参照图 5)。在血管紧上方扫描线的检测中,若进行连续的两帧量的测量,则对全部超声波振动器,求出该两帧间的反射波接收信号(深度-信号强度数据 326)的相关值,并作为帧间信号强度相关值 330 进行存储。而且,将相关值为极小值且为规定的基准值以下的超声波振动器(扫描线)作为血管紧上方扫描线而检测出。被检测为血管紧上方扫描线的扫描线 ID 被作为血管紧上方扫描线列表 340 存储。

[0088] 此外,帧间信号强度相关值 330 的计算方法也可以采用其它方法。例如也可以对于每个超声波振动器,反复进行如下过程:每次进行连续的两帧量的超声波测量,进行相关运算(自相关运算)计算出相关值,从而将帧间信号强度相关值 330 作为该相关值的规定时间量(规定帧数量)的平均值或者中央值等。

[0089] 血管壁深度位置候补检测部 230 基于在血管紧上方扫描线的反射波的接收信号,检测出被认为是血管壁的深度位置。进行与上述血管壁深度位置候补的检测步骤有关的控制的一部分(参照图 6)。在血管壁深度位置候补的检测中,对于每个血管紧上方扫描线,从该扫描线的反射波接收信号(深度-信号强度数据 326)抽出被认为是血管壁的深度位置候补,即抽出信号强度的峰值,生成信号强度峰值列表 350。

[0090] 血管壁检测部 240 使用在血管紧上方扫描线的反射波的接收信号,检测出血管的前壁以及后壁。进行与上述血管前后壁对的筛选步骤有关的控制的一部分(参照图 6 的(3))。在血管的前壁以及后壁的检测中,从信号强度峰值列表 350 中所存储的信号强度的峰值中,即从被认为是血管壁的深度位置候补中,生成假定为前壁的峰值和假定为后壁的峰值的组合,作为血管前后壁对候补峰值对列表 360 来存储。接下来,分别针对生成的假定为前壁以及后壁的峰值的对,计算出该对的峰值间的信号强度的统计值,作为峰值间信号强度统计值数据 370 来存储。然后,分别针对峰值的对,筛选该对的峰值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”而检测出。

[0091] 血管判别部 250 使用前壁以及后壁之间的间隔的时间变化,判别动脉/静脉的种类。进行与上述动脉判定步骤有关的控制的一部分(参照图 7~图 9)。

[0092] 血管功能测量控制部 260 在由血管判别部 250 判别为血管为动脉的情况下,将该

血管的前壁以及后壁作为跟踪对象,继续进行位置测量,进行与给定的血管功能测量有关的控制。

[0093] 存储部 300 通过 IC 存储器、硬盘、光盘等存储介质实现,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,搭载于处理装置 30 的控制基板 31 上的存储介质 33 与此相符。此外,处理部 200 与存储部 300 的连接并不限于基于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)、因特网等通信线路实现。在该情况下,存储部 300 也可以通过相对于超声波测量装置 10 独立的外部存储装置来实现。

[0094] 而且,如图 11 所示,存储部 300 存储测量程序 310、反射波数据 320、帧间信号强度相关值 330、血管紧上方扫描线列表 340、信号强度峰值列表 350、血管前后壁对候补峰值对列表 360、峰值间信号强度统计值数据 370、血管前后壁对数据 380 以及血管功能测量数据 390。理所当然,除这些以外,也能够适当地存储帧识别信息、各种标志、计时用的计数值等。

[0095] 处理部 200 通过读取并执行测量程序 310,实现超声波测量控制部 210、血管紧上方扫描线检测部 220、血管壁深度位置候补检测部 230、血管壁检测部 240、血管判别部 250、血管功能测量控制部 260 等的功能。此外,在通过电子电路等硬件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。

[0096] 图 12 是表示血管前后壁对数据 380 的数据结构例的图。血管前后壁对数据 380 按每对血管前后壁对生成,包括前壁信号强度峰值深度 381、后壁信号强度峰值深度 382、变径速度峰值历史记录数据 383、峰值比平均值 387 以及动脉判定标志 388。

[0097] 前壁信号强度峰值深度 381 和后壁信号强度峰值深度 382 分别为被看作是前壁-后壁的信号强度的峰值的深度位置,相当于用于动脉判定的跟踪控制中的第一关注区域的坐标以及第二关注区域的坐标。

[0098] 变径速度峰值历史记录数据 383 储存具有该血管前后壁对的血管的心跳周期一拍量的变径速度波形的极值。一个变径速度峰值历史记录数据 383 例如储存测量时刻 384、血管管径的变径速度最大值 385 以及变径速度最小值 386。

[0099] 峰值比平均值 387 储存按每个变径速度峰值历史记录数据 383 求出的峰值比(=变径速度最大值 385/变径速度最小值 386)的进一步的平均值。

[0100] 动脉判定标志 388 是若判定为动脉则储存为“1”的标志。

[0101] 【处理流程的说明】

[0102] 接下来,对从血管紧上方扫描线的检测至动脉判定处理的各步骤中的超声波测量装置 10 的动作进行说明(参照图 2)。

[0103] 图 13 是用于说明本实施方式中的超声波测量装置 10 中的血管紧上方扫描线的检测处理的流程的流程图。

[0104] 在该处理中,处理部 200 首先按每一超声波振动器(扫描线)以规定帧量发送超声波束并接收其的反射波(步骤 S20)。由此,在存储部 300 存储有反射波数据 320(参照图 11)。

[0105] 接下来,根据反射波数据 320 计算出帧间信号强度相关值 330(参照图 5、图 11)(步骤 S22)。然后,将得到相关值为规定基准值以下的极小值的超声波振动元件判定为血管紧上方扫描线,将与相关超声波振动元件对应的扫描线 ID 登录至血管紧上方扫描线列表 340(参照图 11)(步骤 S24),结束血管紧上方扫描线的检测处理。

[0106] 图 14 是用于说明本实施方式中的超声波测量装置 10 中的血管壁深度位置候补的检测处理的流程的流程图。

[0107] 在该处理中,处理部 200 按每一登录在血管紧上方扫描线列表 340 的血管紧上方扫描线,分别从该扫描线的反射波数据 320 抽出信号强度满足规定的血管壁相当信号水平 $Pw1$ (参照图 5) 的局部的峰值,并按每一血管紧上方扫描线,分别生成信号强度峰值列表 350 (步骤 S40)。接下来,从该列表中除去低于最低基准深度 Ld 的信号强度的峰值 (步骤 S42),结束血管壁深度位置候补的检测处理。

[0108] 图 15 是用于说明本实施方式中的超声波测量装置 10 中的血管前后壁对的筛选处理的流程的流程图。

[0109] 在该处理中,处理部 200 针对每一登录在血管紧上方扫描线列表 340 的血管紧上方扫描线,执行循环 A (步骤 S60 ~ S66)。

[0110] 在循环 A 中,处理部 200 首先参照与作为处理对象的血管紧上方扫描线对应的信号强度峰值列表 350,用登录的峰值制作对,抽出峰值间距离满足规定的假定血管管径条件的对,生成血管前后壁对候补峰值对列表 360 (步骤 S60)。此处提及的假定血管管径条件是指确定适合于测量的血管管径的大致范围的条件,并且通过事前的试验等设定。

[0111] 接下来,针对每对登录于血管前后壁对候补峰值对列表 360 的峰值的对,计算出峰值间平均信号强度 (步骤 S62),从血管前后壁对候补峰值对列表 360 中除去该峰值间平均信号强度超过规定的血管内腔相当信号水平 $Pw2$ (参照图 6 的 (3)) 的对 (步骤 S64)。

[0112] 并且,将登录于血管前后壁对候补峰值对列表 360 的峰值的对中的、在峰值间存在有其他峰值的对,从列表中除去 (步骤 S66),结束循环 A。将在该阶段残留在血管前后壁对候补峰值对列表 360 的峰值的对,称为成为处理对象的血管紧上方扫描线中的血管的前壁以及后壁。

[0113] 图 16 是用于说明本实施方式中的超声波测量装置 10 中的动脉判定处理的流程的流程图。

[0114] 在该处理中,处理部 200 首先按每对残留在血管前后壁对候补峰值对列表 360 的峰值的对,将该对中的相对较浅的位置 (距生物体表面的深度较浅的位置) 的峰值看作是前壁,将较深位置的峰值看作是后壁,从而生成血管前后壁对数据 380 (参照图 12) (步骤 S80)。

[0115] 接下来,处理部 200 将全部的血管前后壁对数据 380 的前壁信号强度峰值深度 381 与后壁信号强度峰值深度 382 作为关注区域,以规定心跳数量跟踪各关注区域的位移 (步骤 S82)。也可以使用已经存储的反射波数据 320。然后,针对每对血管前后壁对,计算出每一拍心跳周期的血管管径的变径速度的峰值,生成变径速度峰值历史记录数据 383 (步骤 S84)。

[0116] 接下来,处理部 200 针对每对血管前后壁对,计算出峰值比平均值 387 (步骤 S86),将峰值比为规定的阈值 (在本实施方式中为“1.5”) 以上的血管前后壁对判定为动脉,并将动脉判定标志 388 设定为“1”,对小于阈值的血管前后壁对进行判定,并将动脉判定标志 388 设定为“0” (步骤 S88)。然后,将峰值比平均值 387 最大的血管前后壁对设定为血管功能测量的对象动脉 (步骤 S90),结束动脉判定处理。

[0117] 以上,根据本实施方式,能够从超声波探头 16 的扫描范围 As (参照图 3) 的生物体

内组织自动地找出动脉,并将该动脉作为对象实施血管功能测量。操作人员只要将超声波探头 16 与大体上像是有颈动脉的地方接触即可,从而能够使测量作业大幅度省力,也能够大幅度减少测量错误。

[0118] 【变形例】

[0119] 此外,本发明的方式并不限定于上述实施方式,能够适当地实施构成要素的追加、省略、变更。

[0120] (A) 血管的深度位置候补的检测

[0121] 另外,也可以通过接收信号强度的相关运算来进行血管壁深度位置候补的检测。具体而言,针对各个深度位置,对不同帧间的接收信号强度进行相关运算处理,从而获取接收信号强度的变动程度,进而检测出血管的深度位置。

[0122] 详细地进行说明。

[0123] 图 17 是说明某一深度位置处的接收信号强度的图。图 17 的 (1) 是从各超声波振动器的测量结果得到的 B 模式图像,图 17 的 (2) 是从图 17 的 (1) 的 B 模式图像得到的“扫描线-信号强度图”,并且示出了第一帧与之后的第二帧的各个图。“扫描线-信号强度图”是表示针对某恒定的深度位置沿着扫描线方向的接收信号强度的图。如上述所述,若存在血管,则检测出与其前壁或后壁有关的较强的反射波。在图 17 的 (2) 中,出现了与血管的前壁有关的较强的反射波。另外,若在帧间比较接收信号强度,则由于血管正脉动,所以在与血管位置相当的扫描线位置处的信号强度中产生变动。

[0124] 图 18 是说明基于帧间的信号强度的相关运算处理而检测出血管的深度位置的图。图 18 的 (1) 是 B 模式图像,图 18 的 (2) 是表示在连续的两帧间的各深度位置处的接收信号强度的相关值的直方图。相关值是在“0.0 ~ 1.0”的范围内标准化了的值。

[0125] 对于某深度位置处的连续的两帧间的接收信号强度的图的相关值而言,当在该深度位置没有血管的情况下,由于几乎不产生接收信号强度的变动,所以相关值较大。另一方面,在有血管的情况下,由于该血管的与扫描线位置相当的部分的接收信号强度发生变动,所以相关值较小。如上述所述,接收信号强度是基于超声波振动器的测量结果,较强地检测出与血管的前壁以及后壁有关的反射波,但是与横壁有关的反射波较弱。即,如图 18 的 (2) 的直方图所示,在血管的前壁以及后壁的深度位置处,其相关值较小。由此,在图 18 的 (2) 的直方图中,将相关值与极小值对应的深度位置判定为血管的前壁以及后壁的深度位置。在图 18 中,深度位置 F1、F2 与其相符。

[0126] 附图标记说明:2…被检体;4…血管;4f…前壁;4r…后壁;4s…横壁;5…动脉;6…静脉;10…超声波测量装置;12…触摸面板;14…键盘;16…超声波探头;18…超声波振动器;30…处理装置;31…控制基板;32…CPU;33…存储介质;110…超声波发送接收部;120…操作输入部;130…显示部;200…处理部;210…超声波测量控制部;212…驱动控制部;214…发送接收控制部;216…接收合成部;218…跟踪部;220…血管紧上方扫描线检测部;230…血管壁深度位置候补检测部;240…血管壁检测部;250…血管判别部;260…血管功能测量控制部;300…存储部;310…测量程序;320…反射波数据;330…帧间信号强度相关值;340…血管紧上方扫描线列表;350…信号强度峰值列表;360…血管前后壁对候补峰值对列表;370…峰值间信号强度统计值数据;380…血管前后壁对数据;390…血管功能测量数据。

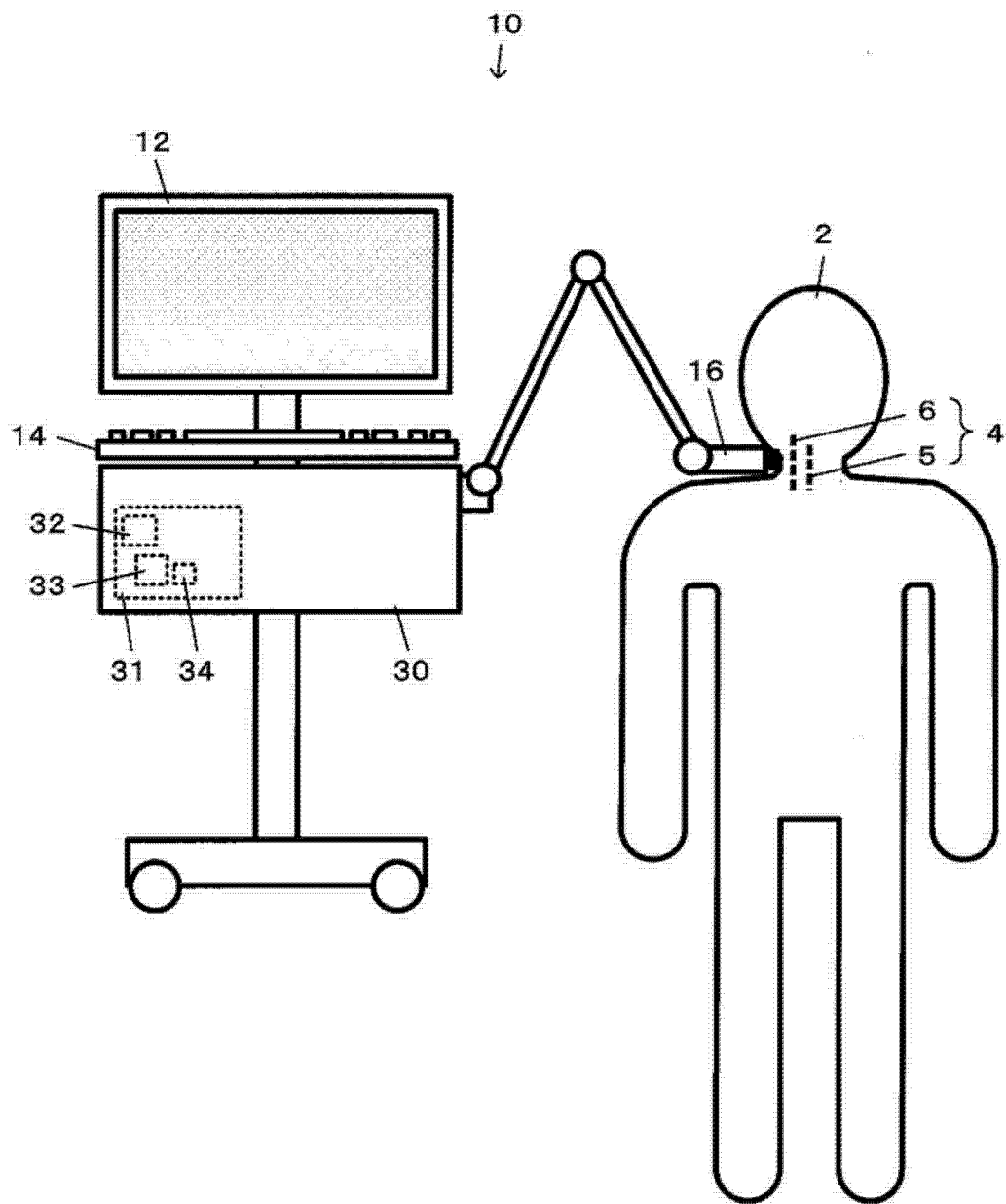


图 1

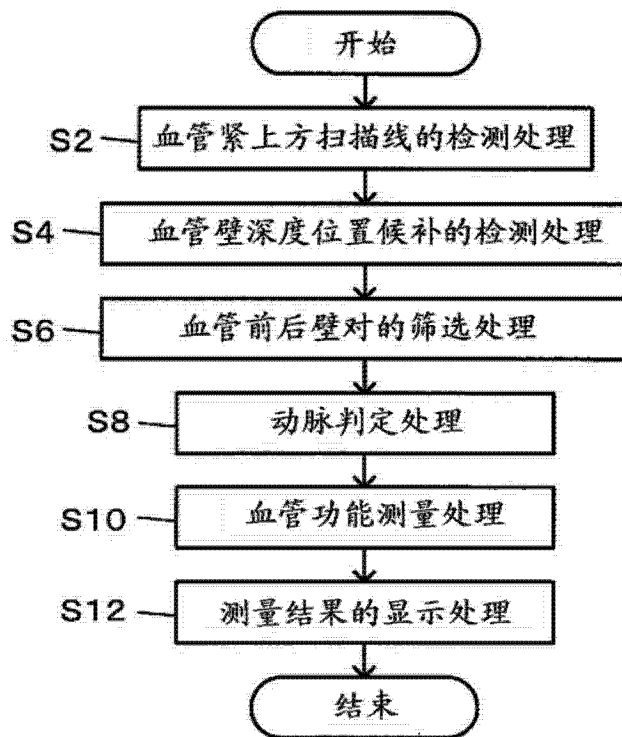


图 2

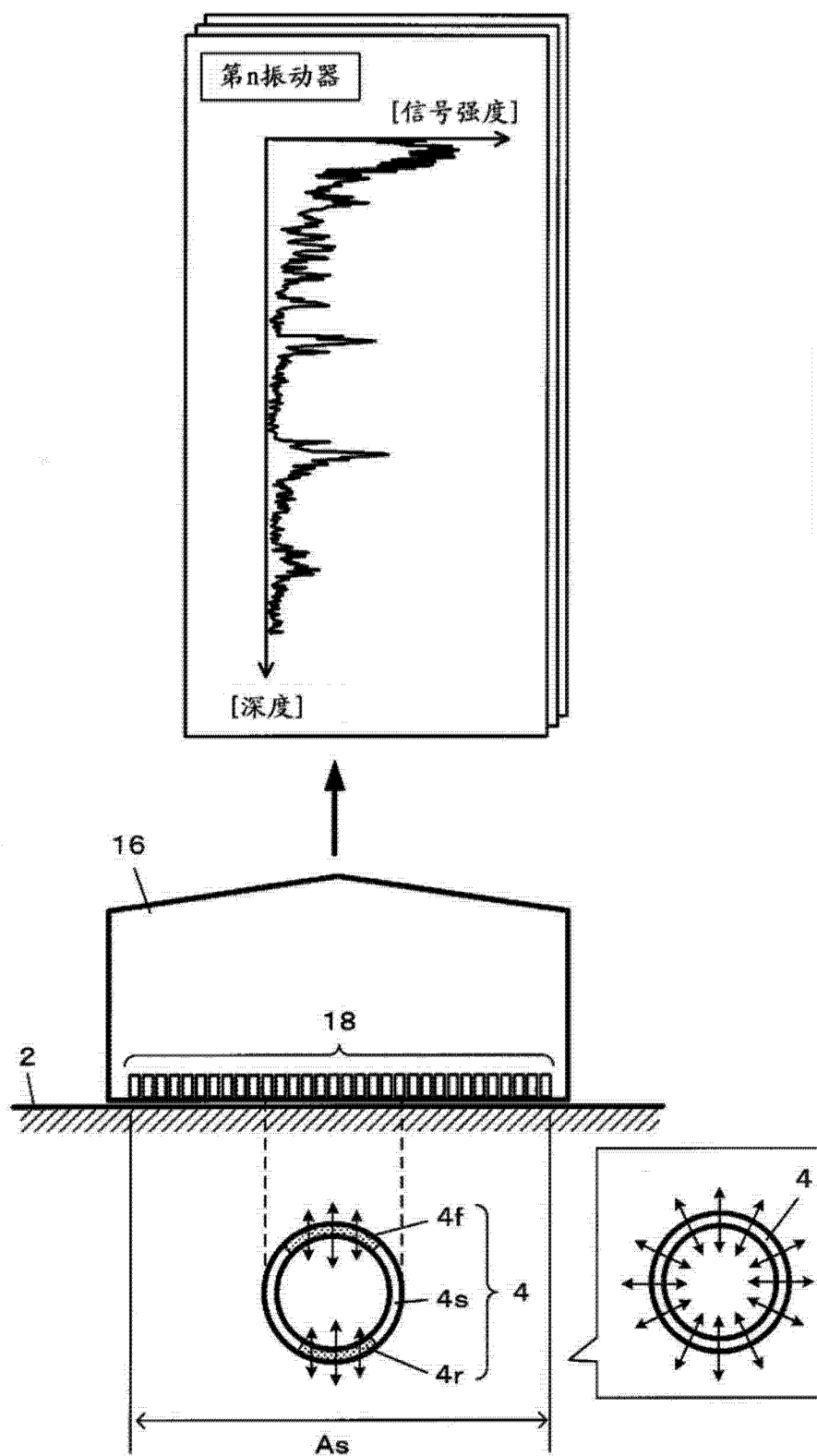


图 3

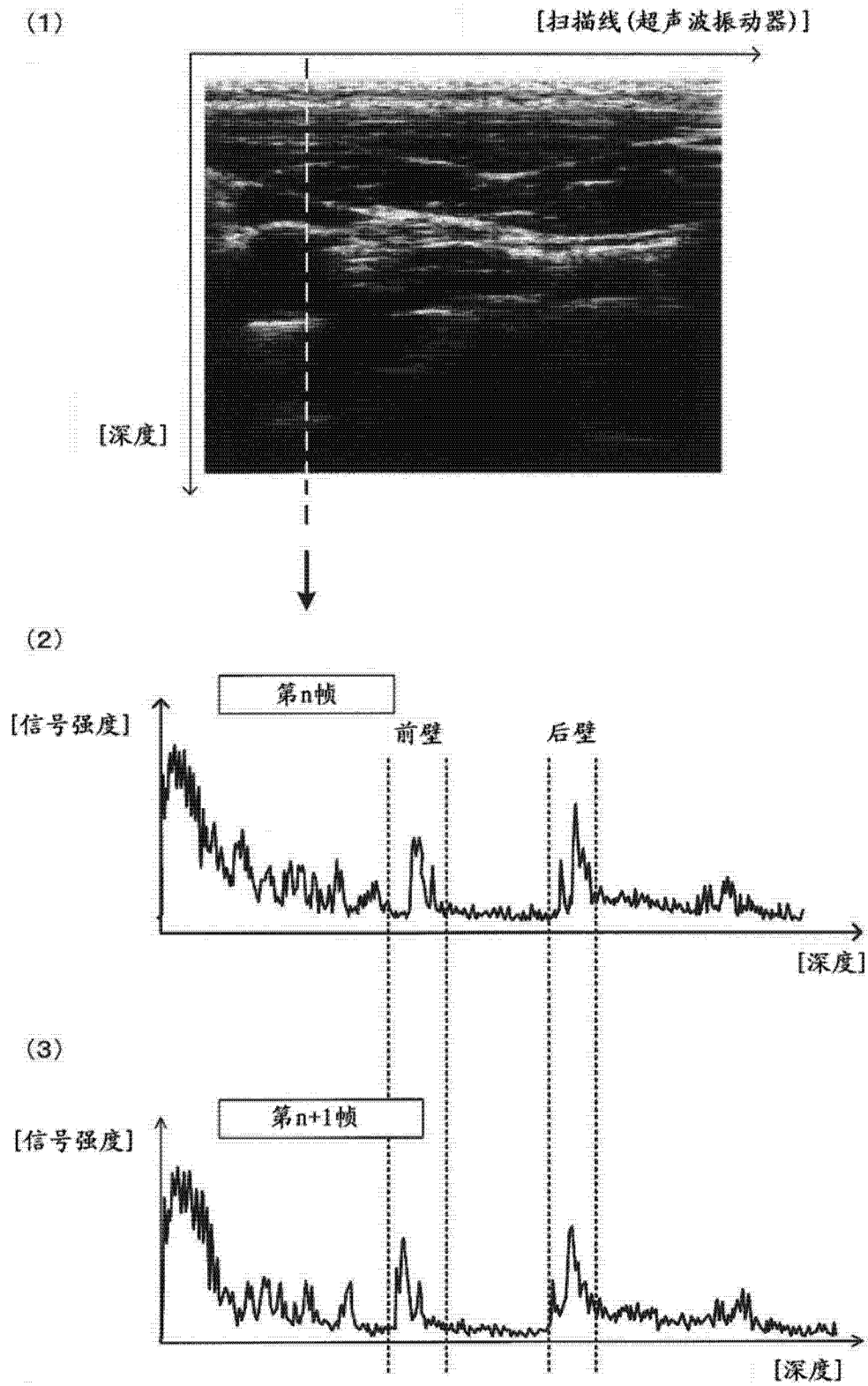


图 4

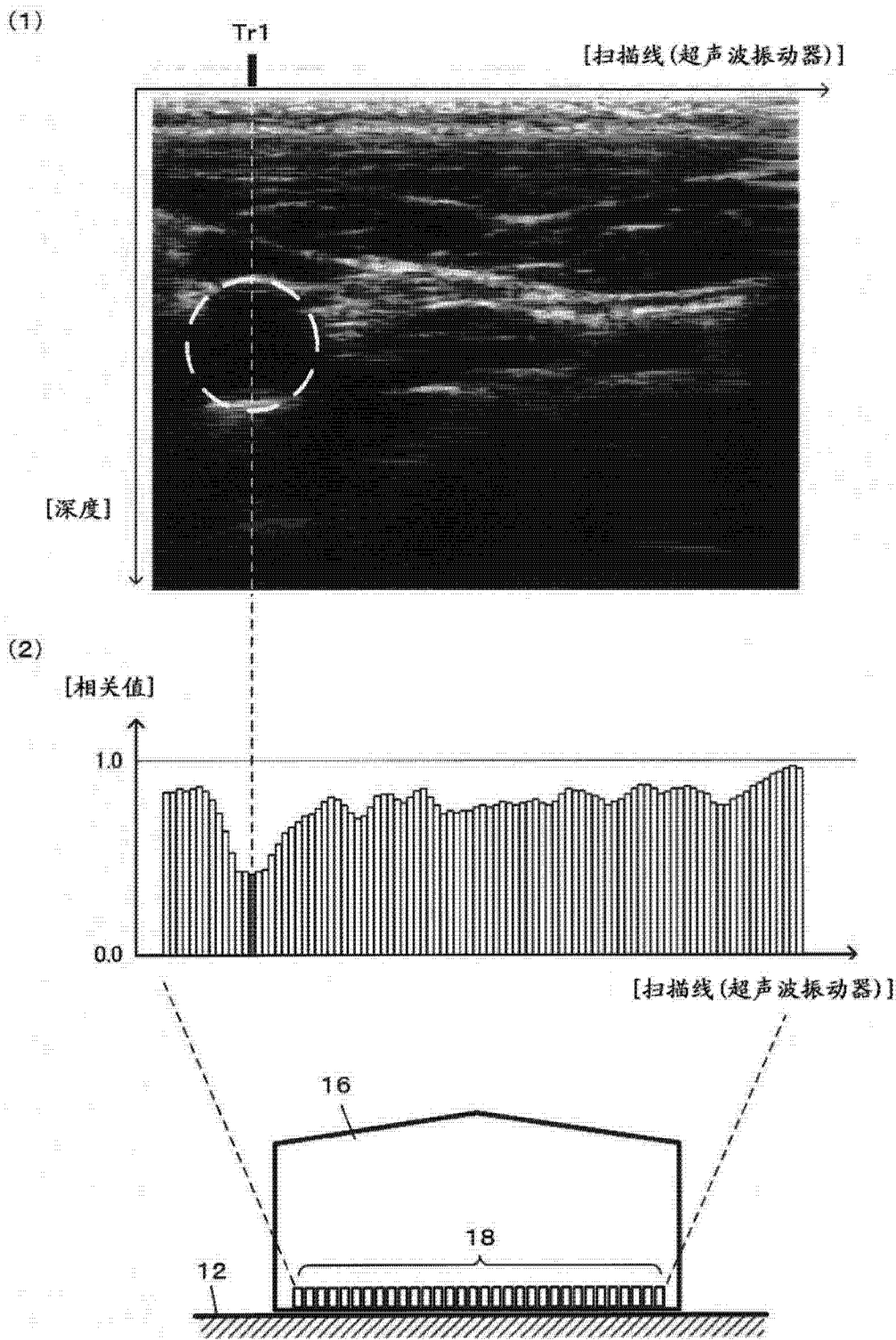


图 5

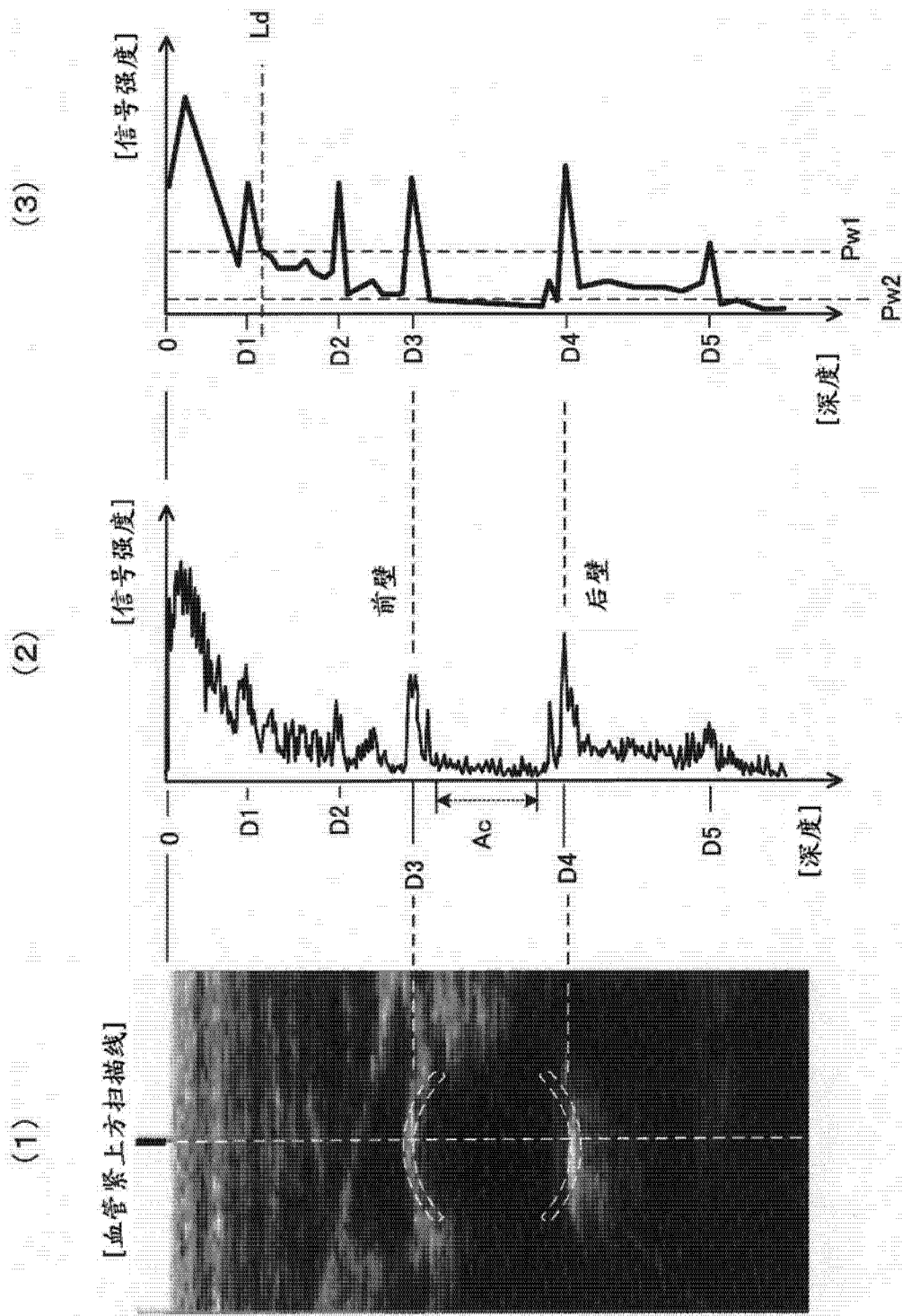


图 6

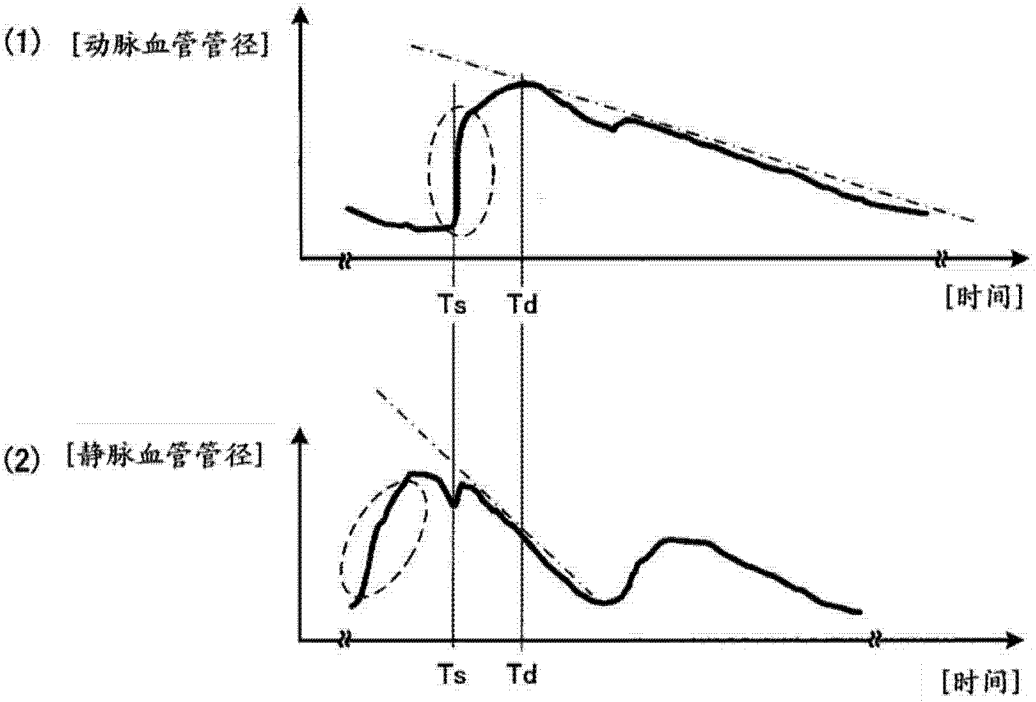


图 7

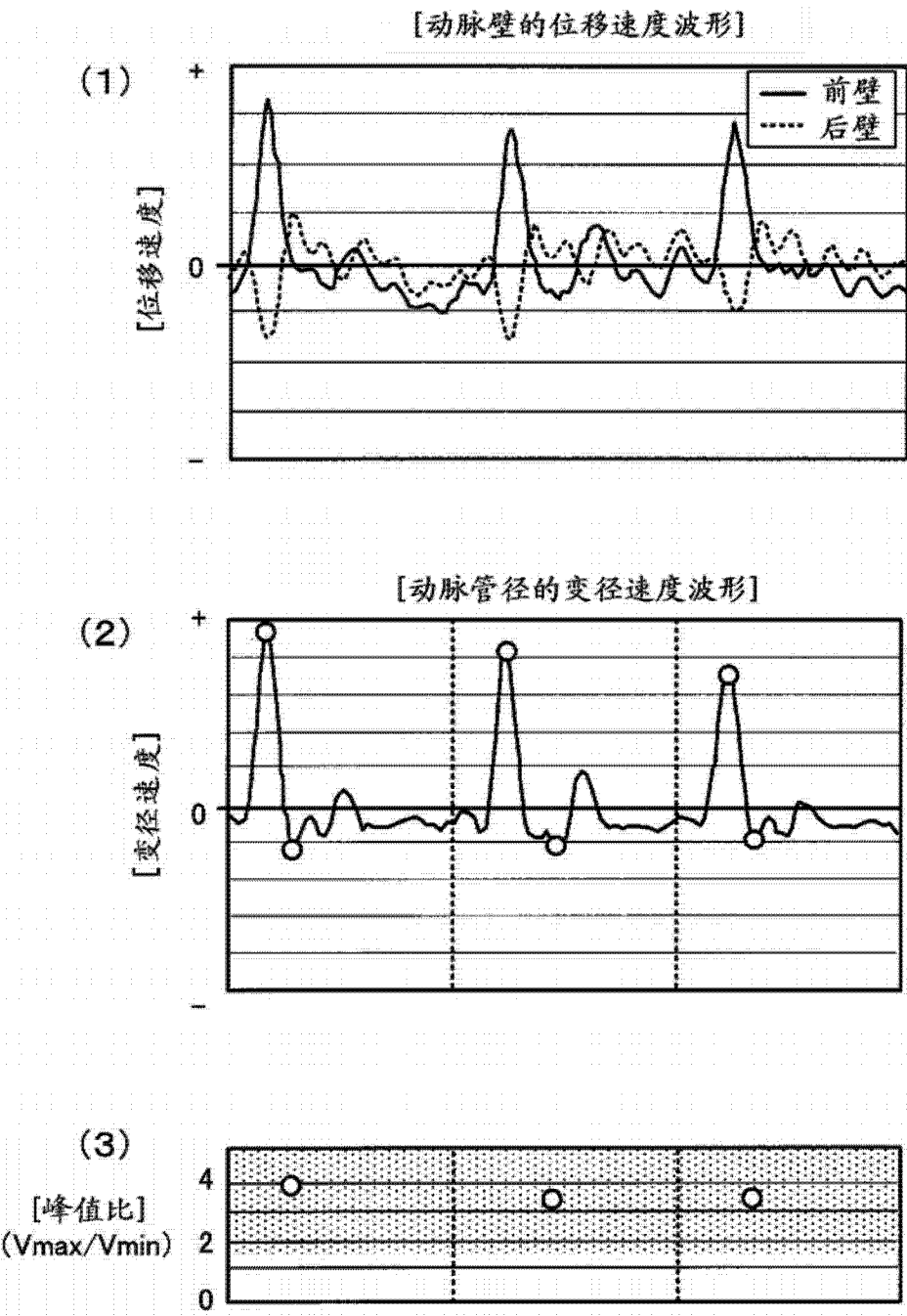


图 8

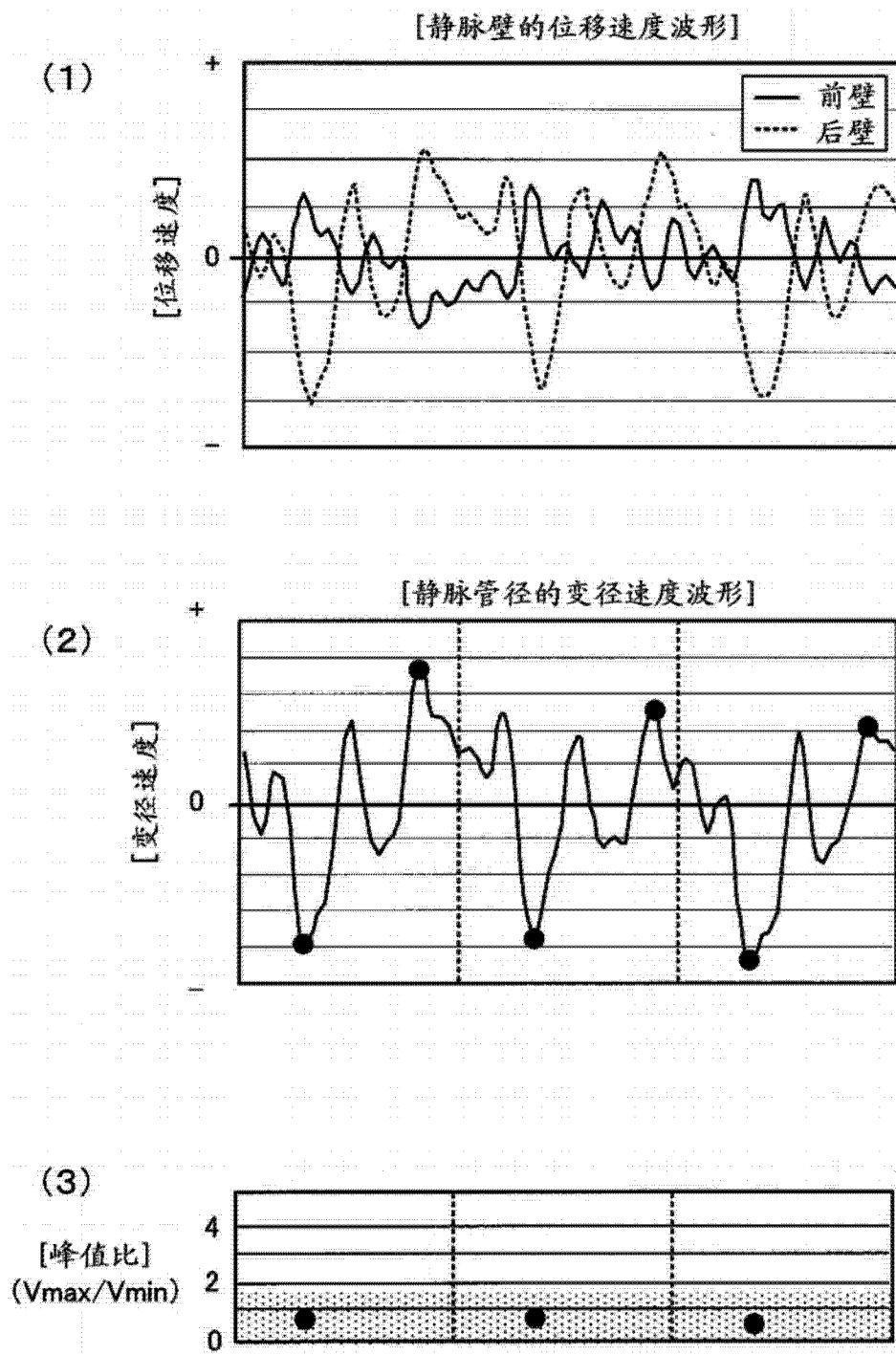


图 9

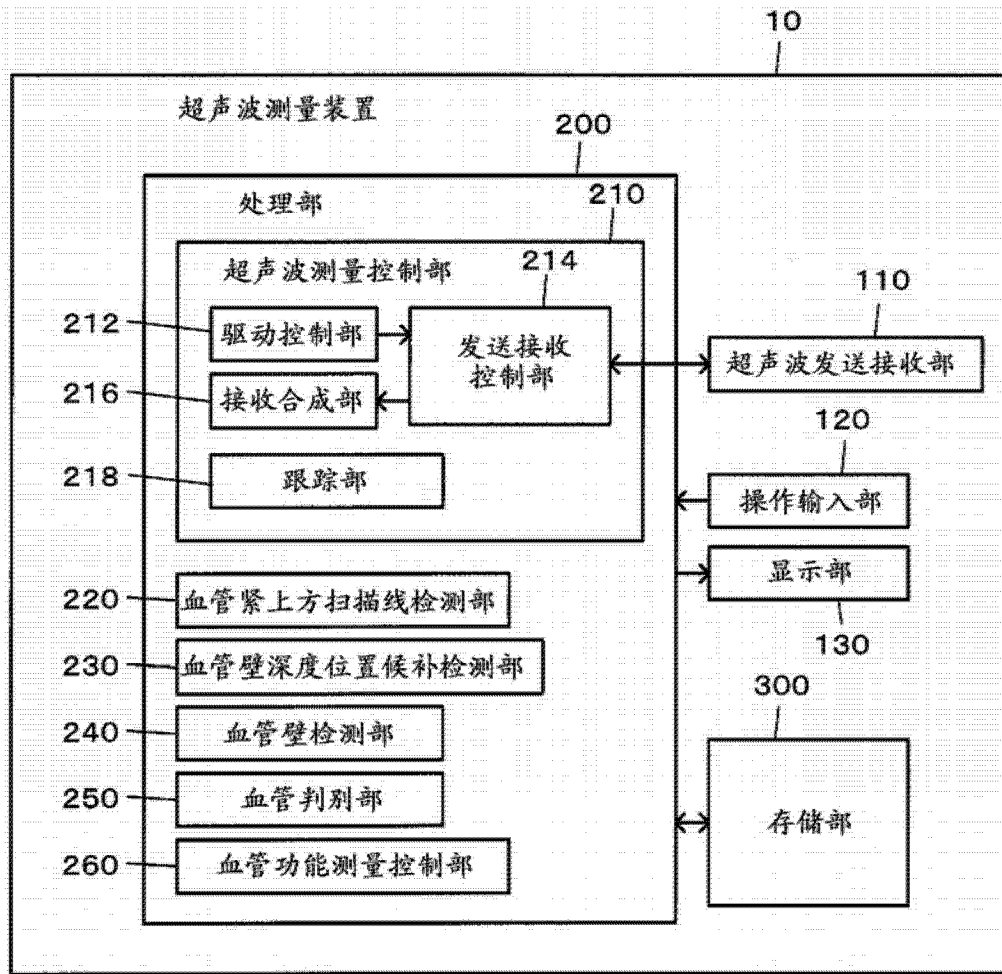


图 10

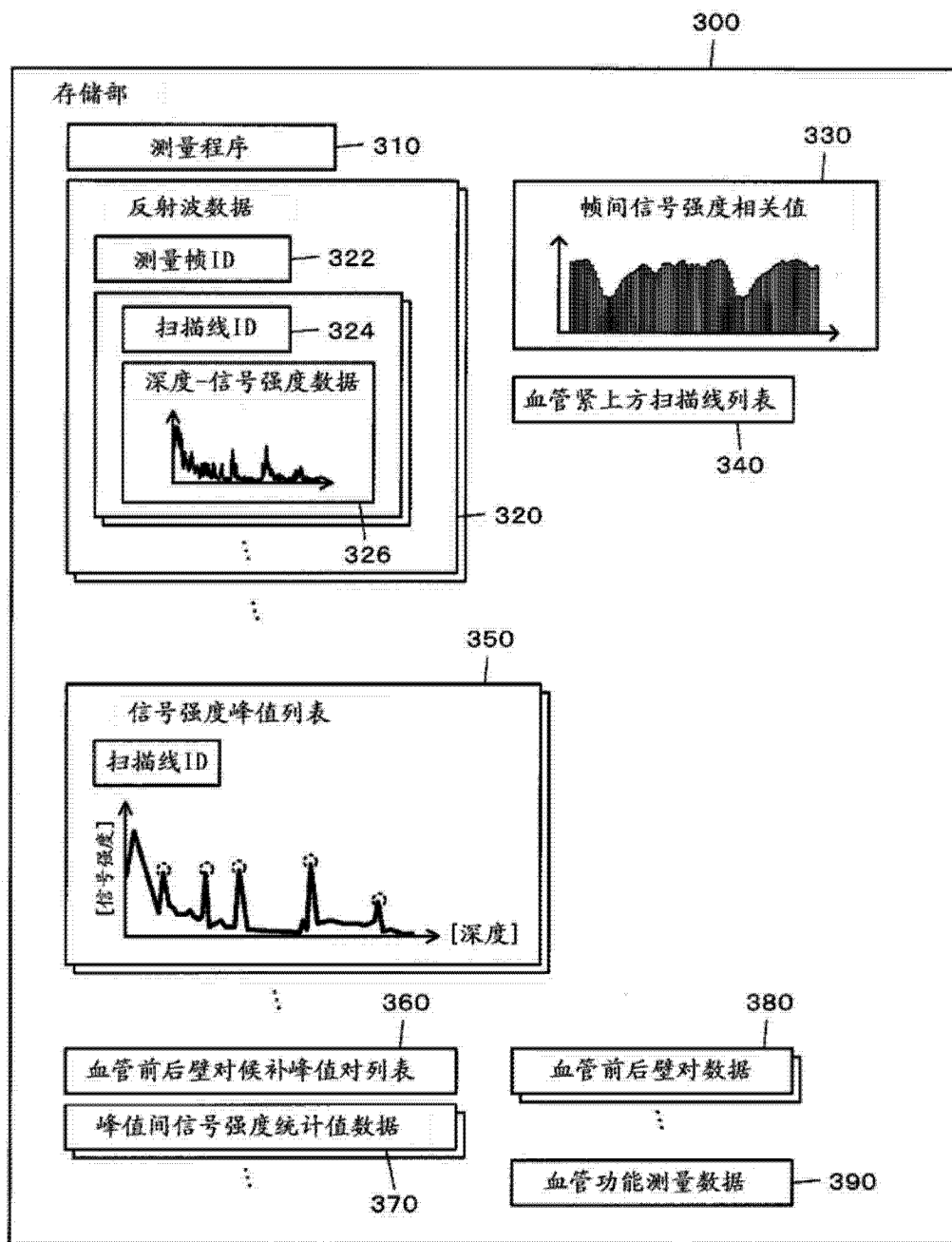


图 11

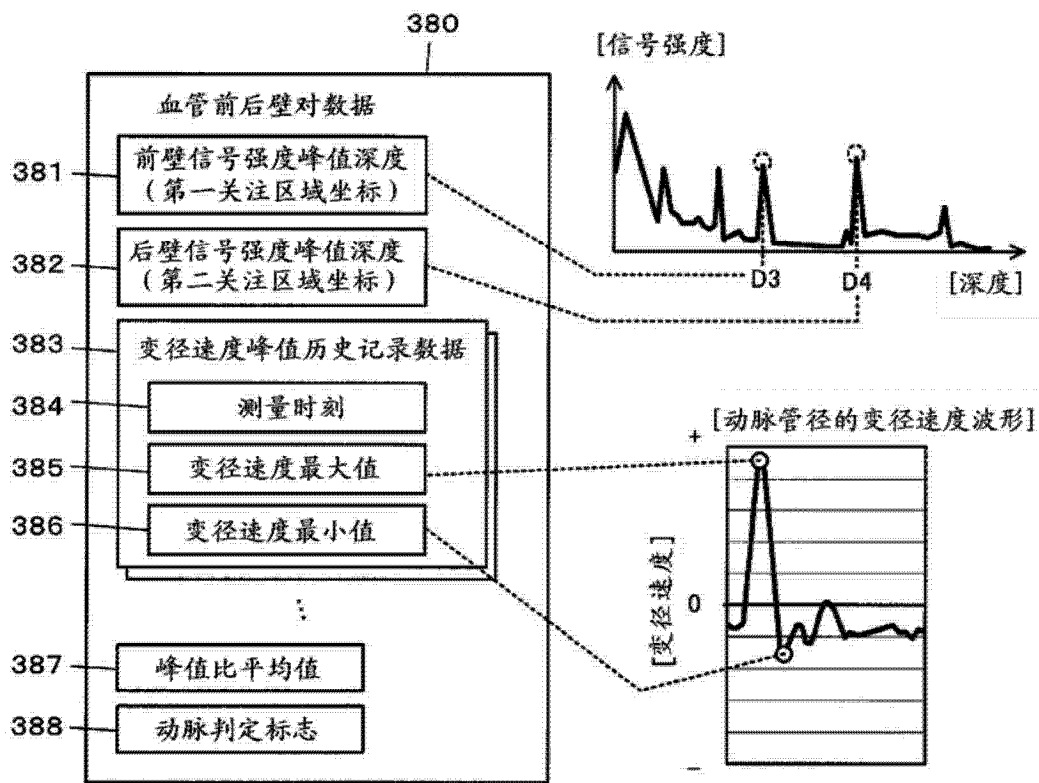


图 12

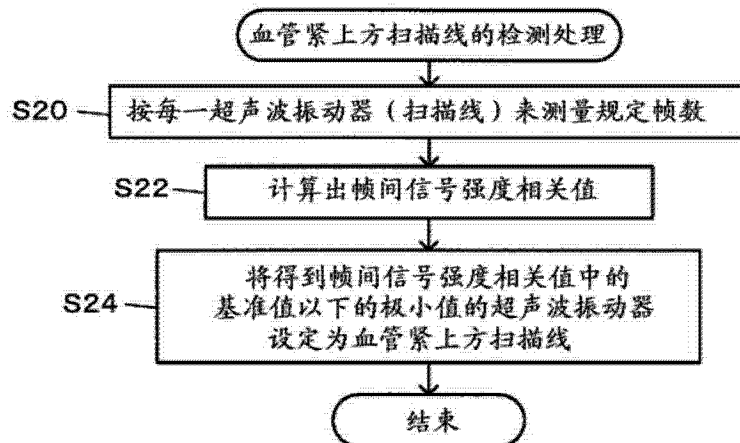


图 13

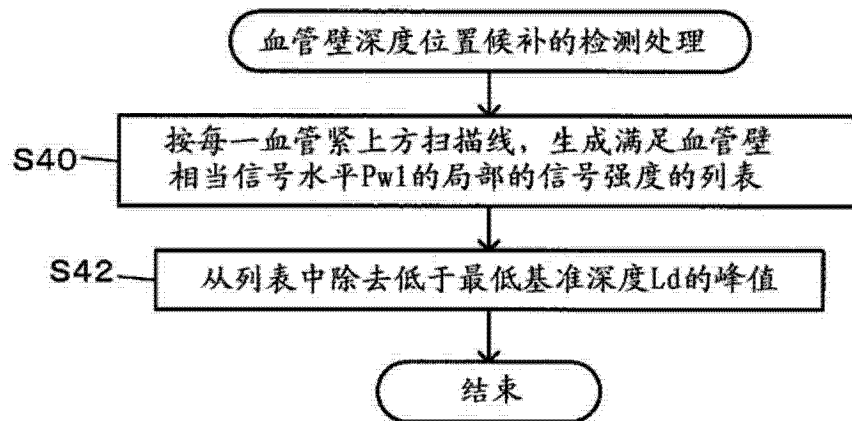


图 14

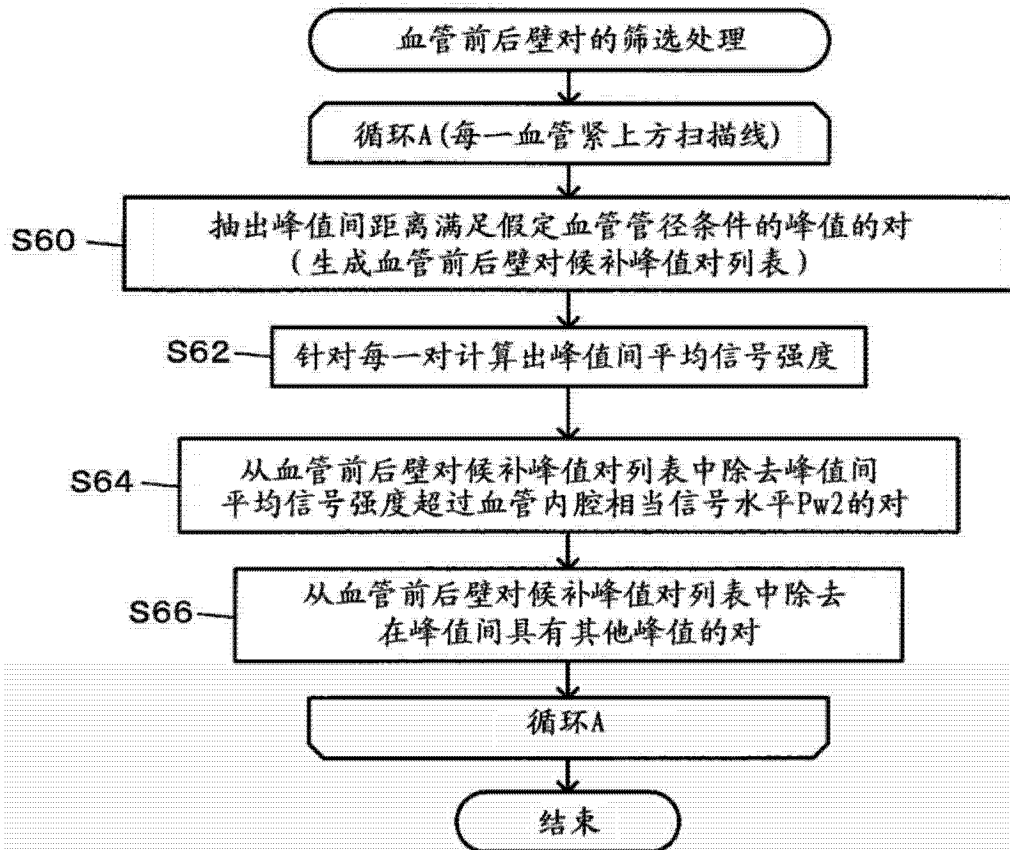


图 15

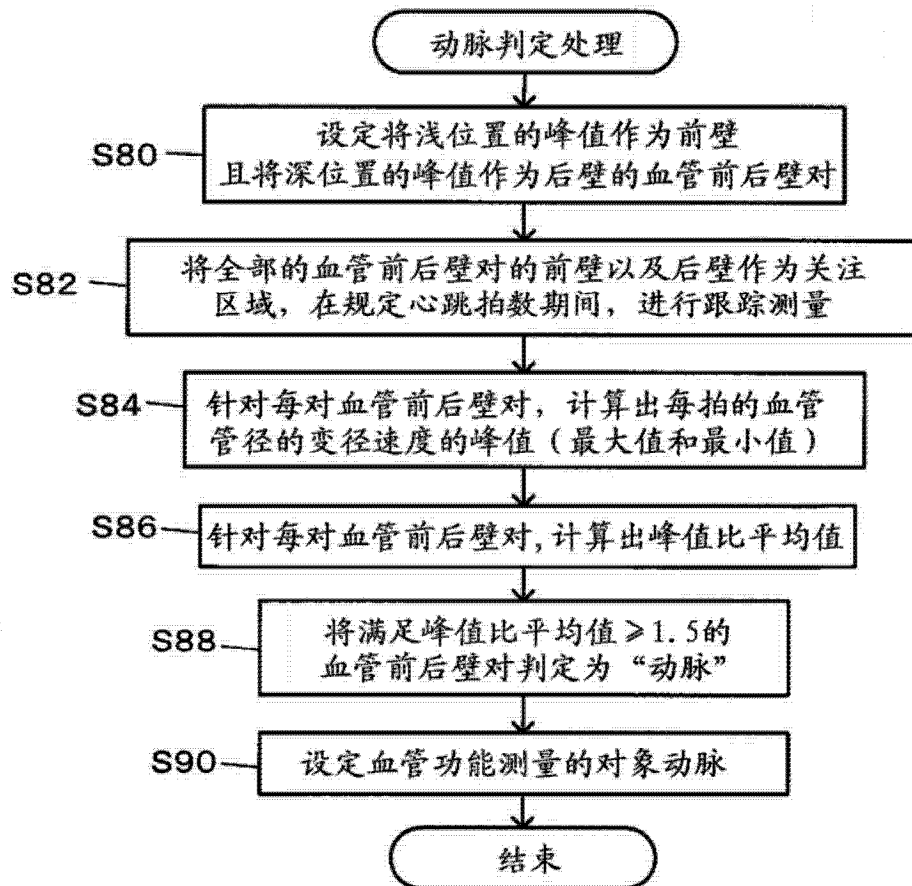


图 16

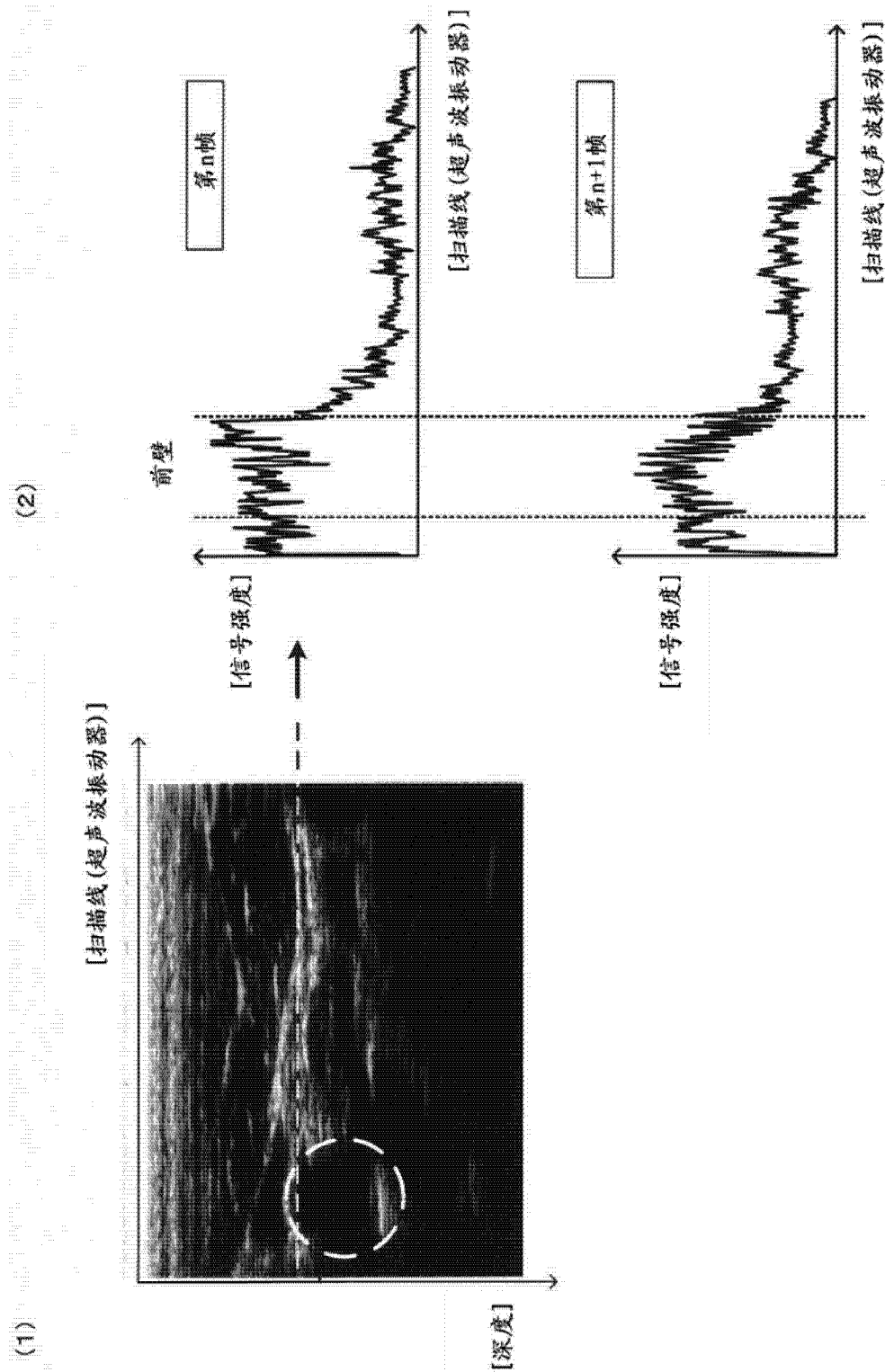


图 17

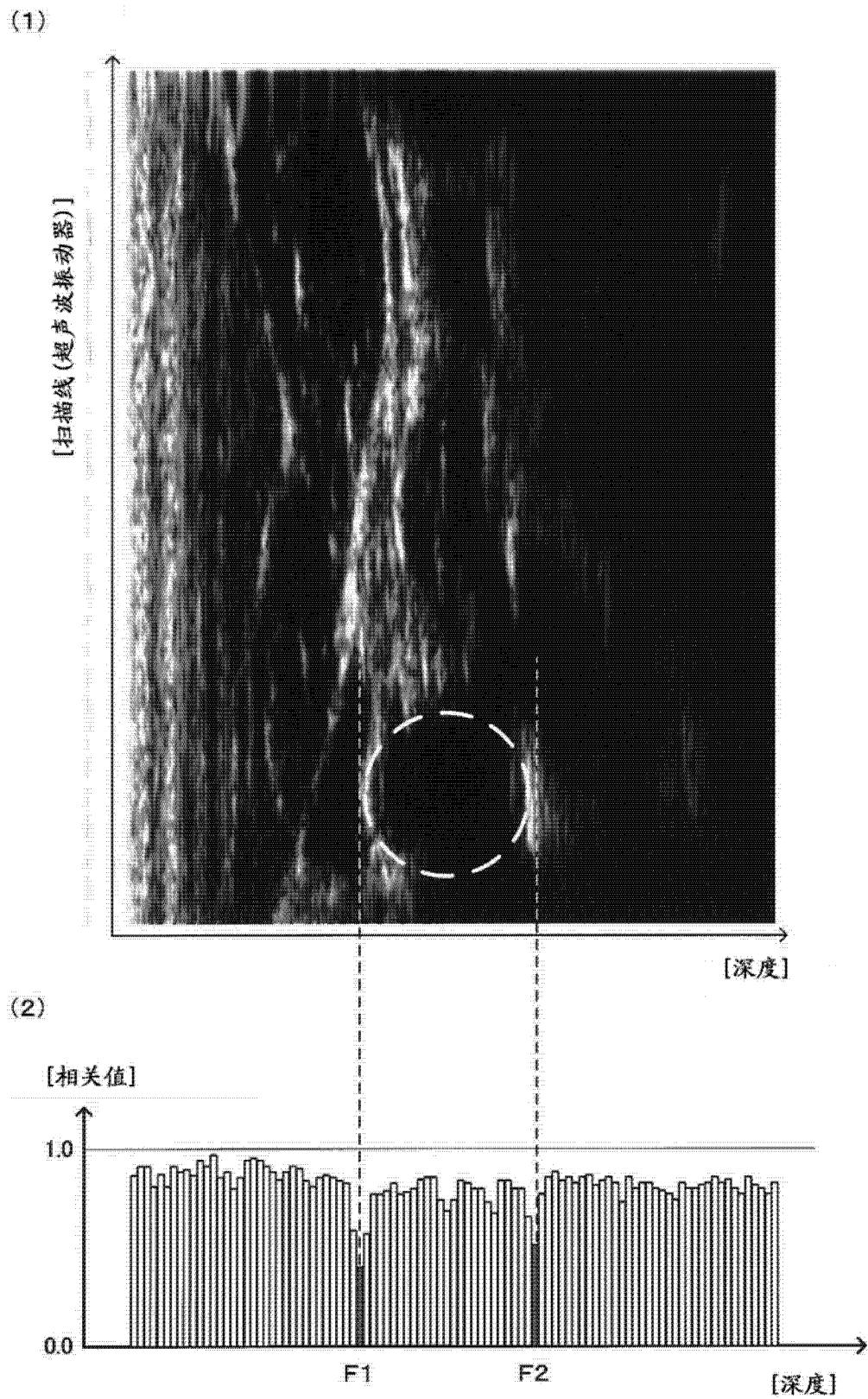


图 18

专利名称(译)	超声波测量装置以及超声波测量方法		
公开(公告)号	CN104905823A	公开(公告)日	2015-09-16
申请号	CN201510091602.7	申请日	2015-02-28
[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	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/5223 A61B8/085 A61B8/4218 A61B8/4405 A61B8/5207		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014046557 2014-03-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波测量装置以及超声波测量方法。该超声波测量装置使用朝向血管发送的超声波的反射波的接收信号，检测出血管紧上方扫描线，基于该扫描线的接收信号，检测出血管的前壁以及后壁的候补。接下来，从该候补中，筛选前壁以及后壁的血管前后壁对，将筛选出的血管前后壁对看作是一个血管，针对每个血管进行动脉或者静脉的识别，将判定为动脉的血管作为对象，进行血管功能信息的测量。

