



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105266850 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201510363240. 2

(22) 申请日 2015. 06. 26

(30) 优先权数据

2014-133750 2014. 06. 30 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 村井清昭

(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)

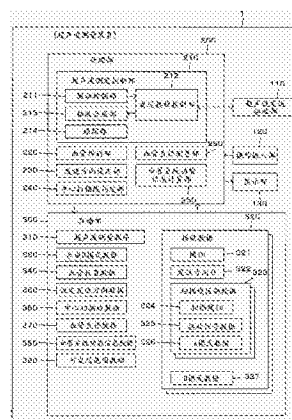
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

血管搜索装置、超声波测量装置以及血管搜索方法

(57) 摘要

本发明提供超声波测量装置。超声波测量装置(1)的超声波测定控制部(210)对血管发送超声波,并接收从上述血管反射的上述超声波生成接收数据。然后,血管辨别部(220)根据上述接收数据辨别上述血管,发送方向设定部(230)使用上述血管位置的辨别结果设定用于测量上述血管的血管直径的上述超声波的发送方向,血管直径测量部(250)向上述发送方向发送上述超声波来测量上述血管的血管直径。



1. 一种血管搜索装置,其特征在于,具备:

接收数据计算部,其对血管发送超声波,并接收从所述血管反射的所述超声波来计算接收数据;

血管辨别部,其基于所述接收数据计算部的计算结果,辨别所述血管;

发送方向设定部,其使用所述血管辨别部的辨别结果,设定用于测量所述血管的血管直径的所述超声波的发送方向;以及

血管直径测量部,其向所述发送方向发送所述超声波来测量所述血管的血管直径。

2. 根据权利要求 1 所述的血管搜索装置,其特征在于,

所述接收数据计算部对所述血管向多个所述发送方向发送所述超声波,并接收反射的所述超声波来计算所述接收数据。

3. 根据权利要求 1 或者 2 所述的血管搜索装置,其特征在于,

所述发送方向设定部以所述血管的中心包含于所述血管辨别部的辨别结果的方式设定所述发送方向。

4. 根据权利要求 3 所述的血管搜索装置,其特征在于,

所述发送方向设定部将所述发送方向设定为从所述超声波的发送部的一部分通过所述血管的中心的中心的方向。

5. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:

权利要求 1~4 中任意一项所述的血管搜索装置;以及

血管信息测量部,其使用由所述发送方向设定部设定的发送方向上的所述接收数据计算部的计算结果,来测量所述血管的信息。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波测量装置,其特征在于,

所述血管信息测量部使用在通过所述血管的中心的发送方向上的所述计算结果,来测量所述血管的血管直径。

7. 根据权利要求 5 或者 6 所述的超声波测量装置,其特征在于,

通过追随所述血管的位移来执行所述血管辨别部的血管辨别和所述发送方向设定部的发送方向的设定,从而所述血管信息测量部的所述血管的信息的测量能够持续。

8. 根据权利要求 5~7 的任意一项所述的超声波测量装置,其特征在于,还具备:

超声波输出变更部,其根据随着所述血管的位移从所述发送部到所述血管的距离变化来变更所述超声波的输出强度。

9. 一种血管搜索方法,其特征在于,包括:

对血管发送超声波,并接收从所述血管反射的所述超声波来计算接收数据;

基于所述接收数据的计算结果辨别所述血管;以及

使用所述辨别结果,设定用于测量所述血管的信息的所述超声波的发送方向。

10. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:

超声波发送接收部;

血管辨别部,其基于根据所述超声波发送接收部的向第一发送方向的线性扫描得到的信息来辨别血管;以及

发送方向设定部,其将所述第一发送方向设定为通过在所述血管辨别部得到的所述血管的中心位置的发送方向。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波测量装置,其特征在于,
所述血管辨别部除了所述第一发送方向之外,还基于由向第二发送方向以及第三发送方向进行的线性扫描得到的信息来辨别所述血管,使所述第一发送方向位于中间。

血管搜索装置、超声波测量装置以及血管搜索方法

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声波辨别血管的血管搜索装置等。

背景技术

[0002] 作为使用了超声波的测定方法,已知有相互平行地发送超声波束进行扫描的线性扫描、和放射状地发送超声波束进行扫描的扇形扫描。并且,在线性扫描中也已知有倾斜地发送超声波束的倾斜线性扫描(例如,参照专利文献1)。

[0003] 在线性扫描的情况下,超声波振子的配置范围成为观察区域(扫描范围)的宽度,与此相对,在扇形扫描中,成为朝向深度方向扩展为扇形状的观察区域,与线性扫描相比较观察区域的宽度变宽广。因此,虽然在较深的部位的观察中深部视场宽度较宽的扇形扫描更适合,但由于扇形扫描的近距离视场宽度较窄,所以对于距离皮肤面100毫米左右的较浅的部位的观察来说线性扫描更适合。

[0004] 专利文献1:日本特开平6-114058号公报

[0005] 在将超声波测定的对象作为血管的情况下,使用通过血管的中心的扫描线的接收信号来进行追踪血管壁的位置的跟踪,测量随着搏动的血管直径的变化的情况较多。例如,相位差跟踪是按时间序列追踪同一扫描线上不同的帧间的位移的技术,即追踪超声波束的发送方向上的血管壁的位移的技术,所以需要以通过血管的中心的方式设定跟踪所使用的扫描线。

[0006] 但是,以往的跟踪法一般来说固定初始设定的扫描线,并在该扫描线上追踪血管壁的位移。因此,在血管位移的情况下,可能成为该扫描线不通过血管的中心,而无法正确地测定血管直径的情况。例如,以颈动脉为对象进行连续的超声波测定时,由于头部的旋转、颈部的肌肉的收缩等,而血管的位置偏移的情况即是如此。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供根据血管的位置设定超声波的发送方向,而能够精确地测量血管直径的技术。

[0008] 用于解决上述课题的第一发明是血管搜索装置,具备:接收数据计算部,其对血管发送超声波,并接收从上述血管反射的上述超声波计算接收数据;血管辨别部,其基于上述接收数据计算部的计算结果,辨别上述血管;发送方向设定部,其使用上述血管辨别部的辨别结果,设定用于测量上述血管的血管直径的上述超声波的发送方向;以及血管直径测量部,其向上述发送方向发送上述超声波来测量上述血管的血管直径。

[0009] 另外,作为其他的发明,也可以构成血管搜索方法,包括:对血管发送超声波,并接收从上述血管反射的上述超声波计算接收数据;基于上述接收数据的计算结果辨别上述血管;以及使用上述辨别结果,设定用于测量上述血管的信息的上述超声波的发送方向。

[0010] 根据该第一发明等,基于从血管反射的超声波的接收数据辨别血管,并使用辨别结果,设定了用于测量血管的信息的超声波的发送方向。由此,能够设定适合血管的位置的

超声波的发送方向,所以能够进行精确的血管的信息的测量。例如,追随血管的位移来随时设定发送方向这样的使用方法成为可能。

[0011] 作为第二发明,也可以构成血管搜索装置,其为第一发明的血管搜索装置,上述接收数据计算部对上述血管向多个上述发送方向发送上述超声波并接收反射的上述超声波来计算上述接收数据。

[0012] 根据该第二发明,向多个发送方向发送超声波来计算接收数据。换句话说,能够扩展超声波的观察区域。

[0013] 作为第三发明,也可以构成血管搜索装置,其为第一或者第二发明的血管搜索装置,上述发送方向设定部以上述血管的中心包含于上述血管辨别部的辨别结果的方式设定上述发送方向。

[0014] 根据该第三发明,超声波的发送方向以血管的中心包含于血管的辨别结果的方式设定。由此,能够将包含血管的中心的范围作为观察区域。

[0015] 作为第四发明,也可以构成血管搜索装置,其为第三发明的血管搜索装置,上述发送方向设定部将上述发送方向设定为从上述超声波的发送部的一部分通过上述血管的中心的中心的方向。

[0016] 根据该第四发明,超声波的发送方向被设定为从发送部的一部分通过血管的中心的中心的方向。由此,例如,若发送部的一部分为发送部的中央,则使血管位于观察区域的宽度方向大致中央。

[0017] 作为第五发明,也可以构成超声波测量装置,具备:第一~第四的任意一项发明的血管搜索装置;以及血管信息测量部,其使用由上述发送方向设定部设定的发送方向上的上述接收数据计算部的计算结果,来测量上述血管的信息。

[0018] 根据该第五发明,使用设定的发送方向上的接收数据的计算结果,测量了血管的信息。

[0019] 作为第六发明,也可以构成超声波测量装置,其为第五发明的超声波测量装置,上述血管信息测量部使用在通过上述血管的中心的发送方向上的上述计算结果,来测量上述血管的血管直径。

[0020] 根据该第六发明,使用在通过血管的中心的发送方向上的接收数据的计算结果,测量了血管直径。由此,能够测量直径作为血管直径。

[0021] 作为第七发明,也可以构成超声波测量装置,其为第五或者第六发明的超声波测量装置,通过追随上述血管的位移来执行上述血管辨别部的血管辨别和上述发送方向设定部的发送方向的设定,从而上述血管信息测量部的上述血管的信息的测量能够持续。

[0022] 根据该第七发明,追随血管的位移来执行了血管的辨别、和与辨别出的血管对应的超声波的发送方向的设定。由此,能够追随血管的位移来持续地测量血管的信息。

[0023] 作为第八发明,也可以构成超声波测量装置,其为第五~第七的任意一项发明的超声波测量装置,还具备:超声波输出变更部,其根据随着上述血管的位移从上述发送部到上述血管的距离变化来变更上述超声波的输出强度。

[0024] 根据该第八发明,根据从发送部到血管的距离变化来变更了超声波的输出强度。例如,通过使输出强度与距离成比例,能够不管血管的位移,进行使反射波的接收信号强度稳定的超声波测定。

附图说明

- [0025] 图 1 是超声波测量装置的系统构成图。
- [0026] 图 2 是超声波的发送方向的说明图。
- [0027] 图 3 是血管辨别的说明图。
- [0028] 图 4 是超声波的发送方向的设定的说明图。
- [0029] 图 5 是接收信号的一个例子。
- [0030] 图 6 是通过血管的中心的扫描线的判定的说明图。
- [0031] 图 7 是血管直径的测量的说明图。
- [0032] 图 8 是超声波测量装置的功能构成图。
- [0033] 图 9 是超声波测量处理的流程图。

具体实施方式

[0034] 系统构成

[0035] 图 1 是本实施方式中的超声波测量装置 1 的系统构成图。超声波测量装置 1 是利用超声波以非侵袭的方式测定被检者 3 的生物体信息的装置,也是血管搜索装置。在本实施方式中,作为生物体信息的一个,测定颈动脉所涉及的血压、IMT(Intima Media Thickness:内膜中层厚度)这样的血管系统功能信息。该超声波测量装置 1 具备超声波探头 10、主体装置 20、视频监视器 30、以及键盘 40。

[0036] 超声波探头 10 具有作为例如发送数 MHz ~ 数十 MHz 的测量用的超声波,并将来自被检者 3 的超声波的反射波(超声波回波)转换为电信号的薄膜压电型的超声波换能器的多个超声波振子,并将接收信号输出给主体装置 20。另外,超声波探头 10 是能够粘贴在被检者 3 的颈部等的薄型平面状的垫型,粘贴固定在被检者 3 的颈部来进行使用。此外,超声波探头 10 的固定位置并不限于以颈动脉为测定对象的颈部,也可以是以桡骨动脉为测定对象的手腕部等以其他的动脉为测定对象的位置。

[0037] 主体装置 20 通过 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理器)、DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)等各种微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)、电子电路、VRAM、RAM(Random Access Memory:随机存储器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)等各种 IC 存储器、硬盘等信息存储介质、实现从外部的数据发送接收的接口 IC、连接端子、以及电源电路等实现。

[0038] 主体装置 20 与超声波探头 10 有线连接,进行使用了超声波探头 10 的超声波测定生成超声波的反射波的接收数据,并使用该接收数据计算血管系统功能信息,使计算结果依次更新显示于视频监视器 30。

[0039] 接收数据除了作为被检者 3 的生物体内构造的位置信息、历时变化等数据的接收信号之外,还包括所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒等各模式的图像。使用了超声波的测定以规定周期反复执行。将该测定单位称为“帧”。

[0040] 视频监视器 30 是图像显示装置,通过平板显示器、触摸面板显示器实现。也可以适当地内置扬声器。

[0041] 键盘 40 是用于操作人员输入各种操作的单元。在图 1 的例子中,键盘是能够利用摇臂摆动地指示,在需要时立起到近前进行使用的方式,但也可以是主体装置 20 一体的构成、通过将视频监视器 30 作为触摸面板来兼用的构成。并且,也能够追加鼠标、触控板等其他的操作输入设备。

[0042] 原理

[0043] (A) 倾斜线性扫描

[0044] 图 2 是示意性地示出使用超声波探头 10 进行超声波测定的状态的图。超声波探头 10 使其发送面 11 与被检者 3 的体表面紧贴进行使用。在超声波探头 10 的发送面 11 侧,多个超声波振子 12 呈列状以等间隔配置并内置。

[0045] 如图 2(1) 所示,超声波振子 12 分别发送超声波束,但能够通过发送聚焦控制使其发送方向(聚焦方向)变化。在本实施方式中,作为正交三轴坐标,将相对于超声波的发送面 11 的法线方向决定为 Z 轴,将与发送面 11 平行并且是超声波振子 12 的排列方向的方向决定为 X 轴,并将与发送面 11 平行并且与 X 轴正交的方向决定为 Y 轴来进行说明。超声波束能够向与 X-Z 平面平行,且绕 Y 轴成为任意的扫描角度 θ 的指定方向发送。

[0046] 另外,超声波束的发送能够使用配置为列状的 N 个(例如,256 个)的超声波振子 12 中 K 个($N \geq K \geq 1$;例如,32 个)超声波振子 12 发送。通过调整从各超声波振子 12 的超声波的发送时机的发送聚焦控制,能够控制超声波束的发送方向(聚焦方向)、聚焦位置。以下,为了使说明简单化,以从 K 个超声波振子 12 中位于中央的一个超声波振子 12 发送超声波束为例进行说明,但并不意味着排除使用相邻的 K 个超声波振子 12 发送一个超声波束的情况。另外,以下,将该超声波束的一次的发送以及反射波的接收适当地称为“扫描”,将超声波束(或者,发送该超声波束的超声波振子 12)适当地称为“扫描线”,将超声波束的发送方向适当地称为“扫描角度”。

[0047] 如图 2(2) 所示,来自超声波振子 12 的超声波束的发送方向通过相对于 X-Z 平面上的 Z 轴(相对于发送面 11 的法线方向)所成的角度 θ 表现。换句话说,将沿 Z 轴的方向(相对于发送面 11 的法线方向)设为发送方向 $\theta = 0$ 。而且,将图 2(2) 中相对于 Z 轴成为顺时针的方向设为负值(发送方向 $\theta < 0$),将成为逆时针的方向设为正值(发送方向 $\theta > 0$)。另外,超声波束的发送方向有超声波振子 12 的构造上的限度,能够使其在从最小发送方向 $\theta_{\min} (< 0)$ 到最大发送方向 $\theta_{\max} (> 0)$ 为止的范围内变化。

[0048] 在本实施方式中,在一次的超声波的发送接收中,各超声波振子 12 发送的发送方向 θ 相同。换句话说,在一次的超声波的发送接收中,从各超声波振子 12 发送的超声波束并行,假设从所有的超声波振子 12 发送超声波束的情况下,观察区域 14 成为平行四边形的区域。另外,通过使超声波的发送方向 θ 变化,从而观察区域 14 变化。将这样的超声波的发送方向的控制称为倾斜线性扫描。

[0049] (B) 血管辨别

[0050] 如图 3 所示,通过倾斜线性扫描,合成超声波的发送方向 θ 不同的多个 B 模式图像,生成作为广角的接收数据的、能够通过超声波探头 10 观察的最大区域亦即最大观察区域的 B 模式图像。具体而言,合成将发送方向 θ 设为“0”时的观察区域 14a 的 B 模式图像、将发送方向 θ 设为最大发送方向 $\theta_{\max}$ 时的观察区域 14b 的 B 模式图像、以及将发送方向 θ 设为最小发送方向 $\theta_{\min}$ 时的观察区域 14c 的 B 模式图像三个 B 模式图像,生成最大观

察区域的 B 模式图像 15。最大观察区域成为梯形形状的区域。

[0051] 在该 B 模式图像 15 中,辨别血管。基于 B 模式图像的血管的辨别能够使用任意的技术。例如,如图 3 所示,提取 B 模式图像 15 中的特征点 16。所谓的特征点是从图像中能够明显地观测到的点。超声波的反射率在介质的变化位置(介质的边界)较高,在 B 模式图像中反射率较高的位置表现为高亮度。因此,B 模式图像中的特征点除了血管壁之外,较多地表现在肌肉、腱、脂肪等产生亮度变化的部分,但由于在血管内部,超声波几乎不反射而透过血液,所以特征点几乎不表现。因此,通过检测相当于血管内部的区域能够辨别血管,即、能够辨别 B 模式图像中的血管的位置。此外,在图 3 中,故意地较少地示出特征点 16 的数目,但实际上能够提取更多的特征点 16。

[0052] 如图 3 所示,血管 5 位于最大观察区域内的情况下,在成为该血管 5 的短轴方向的剖视图的 B 模式图像 15 上,特征点 16 以在与血管 5 对应的位置形成相当于血管 5 的短轴方向的剖面形状的大致圆形形状的方式分布。因此,在 B 模式图像 15 中,将大致圆形形状的特征点的分布判定为血管壁的位置,并将该大致圆形形状的中心作为血管的位置。该血管 5 的中心位置能够作为 X-Z 平面上的位置坐标求出。

[0053] (C) 超声波的发送方向(扫描角度)的设定

[0054] 基于辨别出的血管,设定用于血管直径的测量的超声波的发送方向。图 4 是对超声波的发送方向的设定进行说明的图。如图 4(1) 所示,从配置为列状的多个超声波振子 12 中的中央的超声波振子 12a(换句话说,超声波的发送部中央)发送的超声波束为通过测定对象的血管 5 的中心 O 那样的发送方向 θ_a 。由此,测定对象的血管 5 位于观察区域的 X 轴方向(超声波振子 12 的列方向)的大致中央。

[0055] 但是,超声波振子 12 的发送方向 θ 能够在从最小发送方向 $\theta_{\min}$ 到最大发送方向 $\theta_{\max}$ 为止的范围内设定。因此,如图 4(2) 所示,在通过测定对象的血管 5 的中心 O 的超声波振子 12a 的发送方向 θ 超过该可设定范围的情况下,以在可设定范围内的方式设定。即,发送方向 θ 在最小发送方向 $\theta_{\min}$ 以下的情况下,将发送方向 θ_a 设定为最小发送方向 $\theta_{\min}$,在超过最大发送方向 $\theta_{\max}$ 的情况下,将发送方向 θ_a 设定为最大发送方向 $\theta_{\max}$ 。在图 4(2) 所示的例子中,由于通过测定对象的血管 5 的中心 O 的超声波振子 12a 的发送方向 θ 在最小发送方向 $\theta_{\min}$ 以下,所以将发送方向 θ_a 设定为最小发送方向 $\theta_{\min}$ 。

[0056] (D) 中心扫描线的判定

[0057] 若设定超声波的发送方向 θ_a ,则判定血管直径的测量所使用的超声波振子 12。在本实施方式中,将超声波束的发送方向通过血管的中心的超声波振子 12 使用于血管直径的测量。将该超声波振子 12 称为“中心扫描线”。

[0058] 血管随着心脏的搏动而周期性地较大地收缩扩张,但血管周围的其他生物体组织的动作与血管相比较小。基于该知识,判定中心扫描线。换句话说,血管由于心脏的搏动而大体各向同性地反复收缩扩张。因此,在超声波测定中,越是与超声波的发送方向正交的壁部分越能够接收较强的反射波,而越是与发送方向接近平行的壁部分,能够接收的反射波越弱。

[0059] 图 5 是用于说明中心扫描线的判定的图,示出了超声波束的发送方向通过血管的中心的超声波振子 12 的反射波的接收信号的一个例子。图 5(1) 是表示测定周期的第一帧的超声波测定的结果(一次的扫描)的“深度-信号强度”的曲线图,图 5(2) 是表示其下

一个第二帧的超声波测定的结果的“深度—信号强度”的曲线图。而且,图 5(3) 是按照深度计算第一帧的信号强度与第二帧的信号强度的差分的“帧间信号强度差”的曲线图。

[0060] 若在超声波束的发送方向存在血管,则检测到血管壁所涉及的较强的反射波。在图 (1)、(2) 中,均在比体表面附近的反射波群深的位置出现了能够明确地识别出的两个较强的反射波波峰。而且,如图 5(3) 所示,若在第一帧与第二帧之间按照深度求出信号强度差,则血管壁的动作明确。

[0061] 如根据图 5(3) 的曲线图所明确的那样,由于血管以外的生物体组织虽然微小但也受到血管的脉动等的影响而动作,所以血管以外的部分也稍微产生信号强度差,但检测不到血管壁那样大的值。更不用说,在超声波束的发送方向没有血管的超声波振子的反射波信号的信号强度差曲线图中,看不到这样的波峰。换句话说,可以说随着搏动的血管壁的动作表现于隔开时间差的帧间的信号强度的变化。

[0062] 而且,图 6 是对于各超声波振子 12,累计连续的帧间的信号强度差的直方图。横轴是超声波振子 12 的排列顺序(扫描方向),纵轴是各超声波振子 12 的信号强度差的累计值,换句话说,是对于各超声波振子 12,计算作为图 5(3) 所示的“帧间信号强度差曲线图”得到的两个帧间的所有的深度下的信号强度差的合计,并进一步遍及规定时间(例如,至少心动周期的 1~数拍)累计了该合计值后的值。

[0063] 根据连续的两帧的超声波测定得到的信号强度差的合计示出了与超声波束的发送方向不通过血管的超声波振子 12 相比,通过血管的超声波振子 12 为更大的值。并且,越是发送方向通过血管 5 的中心的超声波振子 12 越示出了较大的值。因此,将信号强度差的累计值成为波峰的超声波振子 12 判定为超声波束的发送方向通过血管的中心的超声波振子 12,即中心扫描线。此外,中心扫描线的判定方法是一个例子,并不限于于此。

[0064] (E) 血管直径的测量

[0065] 若判定出中心扫描线,则通过该中心扫描线的超声波测定来测量血管直径。首先,判定血管壁。图 7 是用于说明血管壁的判定的图。图 7(1) 是中心扫描线的反射波的接收信号的信号强度曲线图,图 7(2) 是对于图 7(1) 的曲线图,使信号强度的变化更容易理解而进行了平滑的曲线图。根据接收信号,将是规定的信号强度以上的两个波峰,并且,该波峰间的信号强度在表示血液的规定的低强度以下的两个波峰判定为血管壁。

[0066] 然后,将判定为该血管壁的两个波峰所涉及的信号部分设定为跟踪区域,并使用中心扫描线的反射波的接收信号,遍及连续的多个帧跟踪该跟踪区域的位置,并追踪沿血管壁的中心扫描线的方向的位移,从而计算血管直径。

[0067] 功能构成

[0068] 图 8 是表示超声波测量装置 1 的功能构成的框图。根据图 8,超声波测量装置 1 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 而构成。

[0069] 超声波发送接收部 110 具有排列为列状的发送以及接收超声波的多个超声波振子。各超声波振子发送与从处理部 200 输入的脉冲电压对应的超声波,并且接收超声波的反射波转换为电信号亦即反射波信号并输出给处理部 200。图 1 的超声波探头 10 相当于此。

[0070] 操作输入部 120 接受操作人员的各种操作输入,并将与操作输入对应的操作信号

输出给处理部 200。该功能例如,能够通过按钮开关、杠杆开关、拨号开关、触控板、鼠标等实现。在图 1 中,键盘 40 相当于此。

[0071] 显示部 130 进行基于来自处理部 200 的显示信号的各种显示。该功能例如,能够通过 LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、触摸面板实现。在图 1 中,视频监视器 30 相当于此。

[0072] 处理部 200 在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 的操作信号、来自超声波发送接收部 110 的反射波信号等来执行各种运算处理,计算被检者的生物体信息。该功能例如,能够通过 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理器)等微处理器、ASIC、FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)、IC 存储器等电子部件实现。在图 1 中,主体装置 20 相当于此。另外,在本实施方式中,处理部 200 具有超声波测定控制部 210、血管辨别部 220、发送方向设定部 230、中心扫描线判定部 240、血管直径测量部 250、以及血管系统功能信息计算部 260。

[0073] 超声波测定控制部 210 具有驱动控制部 211、发送接收控制部 212、接收合成部 213、以及跟踪部 214,进行超声波发送接收部 110 的超声波测定所涉及的控制。

[0074] 驱动控制部 211 生成规定频率的脉冲信号,进行与来自处理部 200 的发送方向 θ 对应的发送聚焦控制,并生成针对各超声波振子的驱动信号输出给发送接收控制部 212。

[0075] 发送接收控制部 212 根据来自驱动控制部 211 的驱动信号使针对各超声波振子的脉冲电压产生并输出给超声波发送接收部 110。另外,进行对来自超声波发送接收部 110 的各超声波振子的超声波的反射波信号的放大、滤波处理,进行转换为数字信号的 A/D 转换,并输出给接收合成部 213。

[0076] 跟踪部 214 进行基于反射波数据在超声波测定的帧间追踪跟踪区域的位置的跟踪所涉及的处理。例如,进行在成为基准的反射波数据(例如,A 模式数据)设定跟踪区域的处理、在帧间追踪各跟踪区域的处理、计算各跟踪区域的位移的处理等。

[0077] 接收合成部 213 进行根据需要使来自发送接收控制部 212 的反射波信号延迟的接收聚焦控制,并生成接收数据 320。

[0078] 接收数据 320 在每一帧生成,与作为帧的识别编号的帧 ID321 相对应地,储存有超声波的发送方向 322、扫描线区别数据 323、以及 B 模式数据 327。扫描线区别数据 323 对于各扫描线,与作为扫描线的识别编号的扫描线 ID324 相对应地,储存接收信号数据 325、以及根据该接收信号数据 325 得到的 A 模式数据 326。

[0079] 根据各扫描线的 A 模式数据 326 能够得到 B 模式数据 327。

[0080] 血管辨别部 220 进行超声波测定来辨别血管的位置。即,进行将超声波束的发送方向分别设为“0”、最大发送方向 $\theta_{\max}$ 、以及最小发送方向 $\theta_{\min}$ 的三次线性扫描,合成在各扫描中生成的总共三个 B 模式图像,并生成能够通过超声波发送接收部 110 观察的最大区域亦即最大观察区域的 B 模式图像。然后,在该 B 模式图像中,提取特征点,将相当于血管的短轴方向的剖面形状的大致圆形形状的特征点的分布判定为血管壁的位置,并将该大致圆形形状的中心 O 作为血管的位置(参照图 3、图 4)。

[0081] 生成的最大观察区域的 B 模式图像作为合成 B 模式数据 330 存储。辨别出的血管的位置作为血管位置数据 340 存储。另外,最大发送方向 $\theta_{\max}$ 、以及最小发送方向 $\theta_{\min}$

作为可发送范围数据 390 存储。

[0082] 发送方向设定部 230 设定用于血管直径的测量的超声波束的发送方向 θ_a 。即, 求出从超声波发送接收部 110 具有的配置为列状的多个超声波振子中, 中央的超声波振子 (换句话说, 超声波的发送部中央) 发送的超声波束通过被血管辨别部 220 辨别出的血管的中心 O 的方向 θ 。而且, 在该发送方向 θ 在超声波发送接收部 110 所决定的最小发送方向 $\theta_{\min}$ 以上, 并且, 在最大发送方向 $\theta_{\max}$ 以下的情况下, 将其设定为发送方向 θ 。另一方面, 在发送方向 θ 在最小发送方向 $\theta_{\min}$ 以下的情况下, 将发送方向 θ_a 设定为最小发送方向 $\theta_{\min}$, 在超过最大发送方向 $\theta_{\max}$ 的情况下, 将发送方向 θ_a 设定为最大发送方向 $\theta_{\max}$ 。设定的发送方向 θ_a 作为设定发送方向数据 350 存储。

[0083] 中心扫描线判定部 240 判定在为由发送方向设定部 230 设定的发送方向 θ_a 时, 发送的超声波束通过血管的中心 O 的超声波振子 (扫描线) 亦即中心扫描线 (中心振子)。即, 对于超声波发送接收部 110 具有的超声波振子 12 的各个, 将针对全部的深度方向合计了帧间的信号强度差的值进一步遍及规定时间累计, 并将该信号强度差的累计值成为最大的超声波振子 12 判定为中心扫描线 (参照图 5、图 6)。判定出的中心扫描线作为中心扫描线数据 360 存储。

[0084] 血管直径测量部 250 使用由中心扫描线判定部 240 设定的中心扫描线所涉及的接收数据测量血管直径。测量结果作为血管直径数据 370 存储。

[0085] 血管系统功能信息计算部 260 使用由血管直径测量部 250 测量出的血管直径来进行所给与的血管系统功能信息的测定。测定结果作为血管系统功能信息数据 380 存储。

[0086] 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、处理部的运算过程的数据等各种数据。

[0087] 此外, 处理部 200 与存储部 300 的连接并不限于通过装置内的内部总线电路的连接, 也可以利用 LAN ((Local Area Network: 局域网)、因特网等通信线路实现。该情况下, 存储部 300 也可以通过与超声波测量装置 1 不同的外部存储装置实现。

[0088] 在本实施方式中, 在存储部 300 存储有超声波测量程序 310、接收数据 320、合成 B 模式数据 330、血管位置数据 340、设定发送方向数据 350、中心扫描线数据 360、血管直径数据 370、血管系统功能信息数据 380、以及可发送范围数据 390。

[0089] 超声波测量程序 310 是用于实现本实施方式的功能的程序, 通过在执行了系统程序的状态下执行该超声波测量程序 310, 实现了主体装置 20 具有的各功能部。系统程序是用于使主体装置 20 作为计算机发挥作用的基本程序。

[0090] 处理的流程

[0091] 图 9 是对超声波测量处理的流程进行说明的流程图。首先, 血管辨别部 220 生成超声波发送接收部 110 的可观察区域的 B 模式图像 (步骤 S1)。例如, 通过合成将发送方向分别设为最小发送方向 $\theta_{\min}$ 、0 (零)、以及最大发送方向 $\theta_{\max}$ 时的总共三个 B 模式图像来生成。然后, 基于生成的 B 模式图像, 辨别血管位置 (步骤 S3)。

[0092] 接下来, 发送方向设定部 230 基于辨别出的血管位置, 以来自位于配置为列状的超声波振子的中央的超声波振子 12 的超声波束通过辨别出的血管位置的中心 O 的方式, 设定用于进行血管直径的测量的发送方向 θ_a (步骤 S5)。接着, 中心扫描线判定部 240 判定在被设定的发送方向 θ_a 时, 发送的超声波束通过血管位置的中心 O 的扫描线 (超声波振

子)亦即中心扫描线(步骤 S7)。

[0093] 然后,判断判定出的中心扫描线的变动是否在规定的变动范围内。规定的变动范围是可视在 X-Z 平面内向与超声波束的发送方向 θ_a 垂直的方向的血管位置的变化较小的范围,例如,判定出的中心扫描线与上一次的中心扫描线的根数差为数根左右。若中心扫描线的变动在规定的变动范围外(步骤 S9:否),则认为血管位置较大地变动,所以返回到步骤 S1,再次进行血管位置的辨别。

[0094] 若中心扫描线的变动在规定的变动范围内(步骤 S9:是),则接着,血管直径测量部 250 基于中心扫描线所涉及的反射波的接收信号,进行血管直径的测量(步骤 S11)。之后,血管系统功能信息计算部 260 基于测量出的血管直径,计算血管系统功能信息(步骤 S13)。

[0095] 然后,判断是否成为规定的血管位置的再辨别定时,若成为再辨别定时(步骤 S15:是),则返回到步骤 S1,再次进行血管位置的辨别。若不为血管位置的再辨别定时(步骤 S15:否),则接着,判断是否成为规定的中心扫描线的再判定定时,若成为再判定定时(步骤 S17:是),则返回到步骤 S7,再次进行中心扫描线的判定。

[0096] 若不为中心扫描线的再判定定时(步骤 S17:否),则接着,判断是否结束超声波测量,若不结束(步骤 S19:否),则返回到步骤 S11,再次进行血管直径的测量。若结束超声波测量(步骤 S19:是),则结束本处理。

[0097] 这里,中心扫描线的再判定定时、以及血管位置的再辨别定时均假定在 X-Z 平面内向与超声波束的发送方向 θ_a 垂直的方向的血管位置的变化,而决定为数秒~数分左右的时间间隔。优选血管位置的再辨别定时为比中心扫描线的再判定定时长的时间间隔。例如,将血管位置的再辨别定时设定为从之前执行步骤 S3 开始经过三分钟的时刻,将中心扫描线的再判定定时设为从之前执行步骤 S7 开始经过五秒钟的时刻。当然,这些时间是一个例子。

[0098] 作用效果

[0099] 根据本实施方式的超声波测量装置 1,超声波测定控制部 210 对血管发送超声波,并接收从血管反射的超声波生成接收数据 320。另外,血管辨别部 220 根据接收数据 320 辨别血管,发送方向设定部 230 使用血管位置的辨别结果设定用于测量血管的血管直径的超声波的发送方向,血管直径测量部 250 向设定的发送方向发送超声波来测量血管的血管直径。由此,能够设定适合血管的位置的超声波的发送方向,所以能够进行精确的血管直径的测量。另外,即使在血管位移的情况下,也能够准确地设定超声波的发送方法,所以适合于追随血管的位移的连续的血管直径的测量。

[0100] 另外,通过将超声波的发送方向设定为从超声波探头 10 具有的配置为列状的多个超声波振子 12 的中央的超声波振子通过血管的中心 O 的方向,从而能够使血管位于观察区域的超声波振子 12 的排列方向上的大致中央。因此,血管向哪个方向位移均能够进行对应。并且,通过反复进行血管辨别和发送方向的设定,能够进行使对血管的位移的追随性提高的血管直径的测量。

[0101] 变形例

[0102] 此外,本发明能够应用的实施方式并不限于上述的实施方式,当然能够在不脱离本发明的主旨的范围内适当地进行变更。

[0103] (A) 超声波的输出强度

[0104] 也可以根据辨别出的血管的深度来变更超声波的输出强度。具体而言, 求出沿超声波的发送方向 θ_a 的到血管的中心 O 为止的距离 L, 并以与该距离 L 成比例的方式变更超声波的输出强度。例如, 在本实施方式中, 反复进行使用了中心扫描线的血管直径的测量, 但在该血管直径的测量时, 求出沿中心扫描线的到血管的中心 O 的距离 L1、和上一次的测量中的从中心扫描线到血管的中心 O 的距离 L0 的位移 $\Delta L (= L1 - L0)$, 并使上一次的测量中的超声波的输出强度 P 增加与该位移 ΔL 成比例的强度变化量 ΔP 来进行测量。

[0105] 本申请主张于 2014 年 6 月 30 日提出的日本专利申请 2014-133750 号的优先权, 并在此引用其全部内容。

[0106] 符号说明

[0107] 1...超声波测量装置, 10...超声波探头, 12...超声波振子, 20...主体装置, 30...视频监视器, 40...键盘, 110...超声波发送接收部, 120...操作输入部, 130...显示部, 200...处理部, 210...超声波测定控制部, 211...驱动控制部, 212...发送接收控制部, 213...接收合成部, 214...跟踪部, 220...血管辨别部, 230...发送方向设定部, 240...中心扫描线判定部, 250...血管直径测量部, 260...血管系统功能信息计算部, 300...存储部, 310...超声波测量程序, 320...接收数据, 330...合成 B 模式数据, 340...血管位置数据, 350...设定发送方向数据, 360...中心扫描线数据, 370...血管直径数据, 380...血管系统功能信息数据, 390...可发送范围数据, 3...被检者, 5...血管。

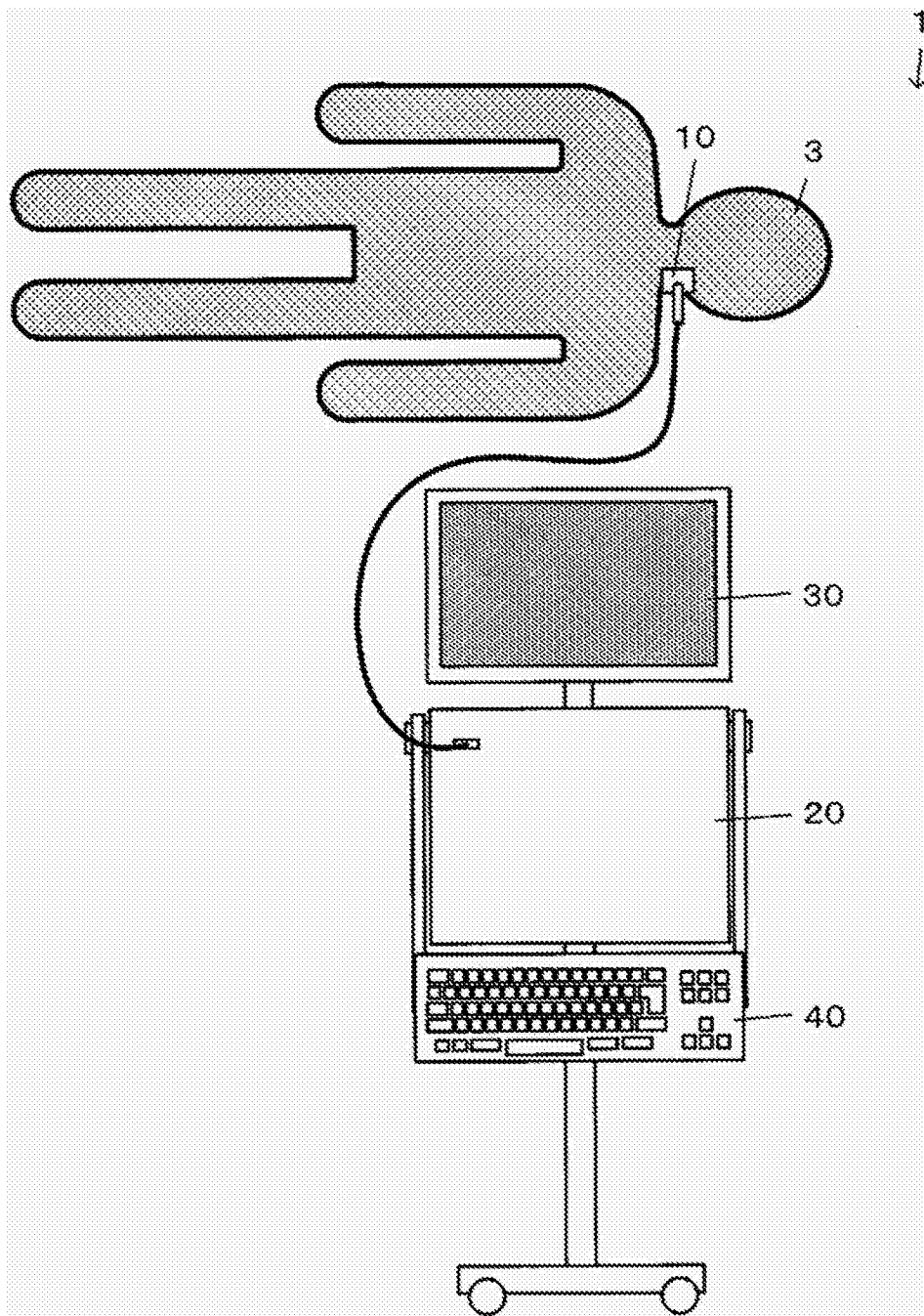


图 1

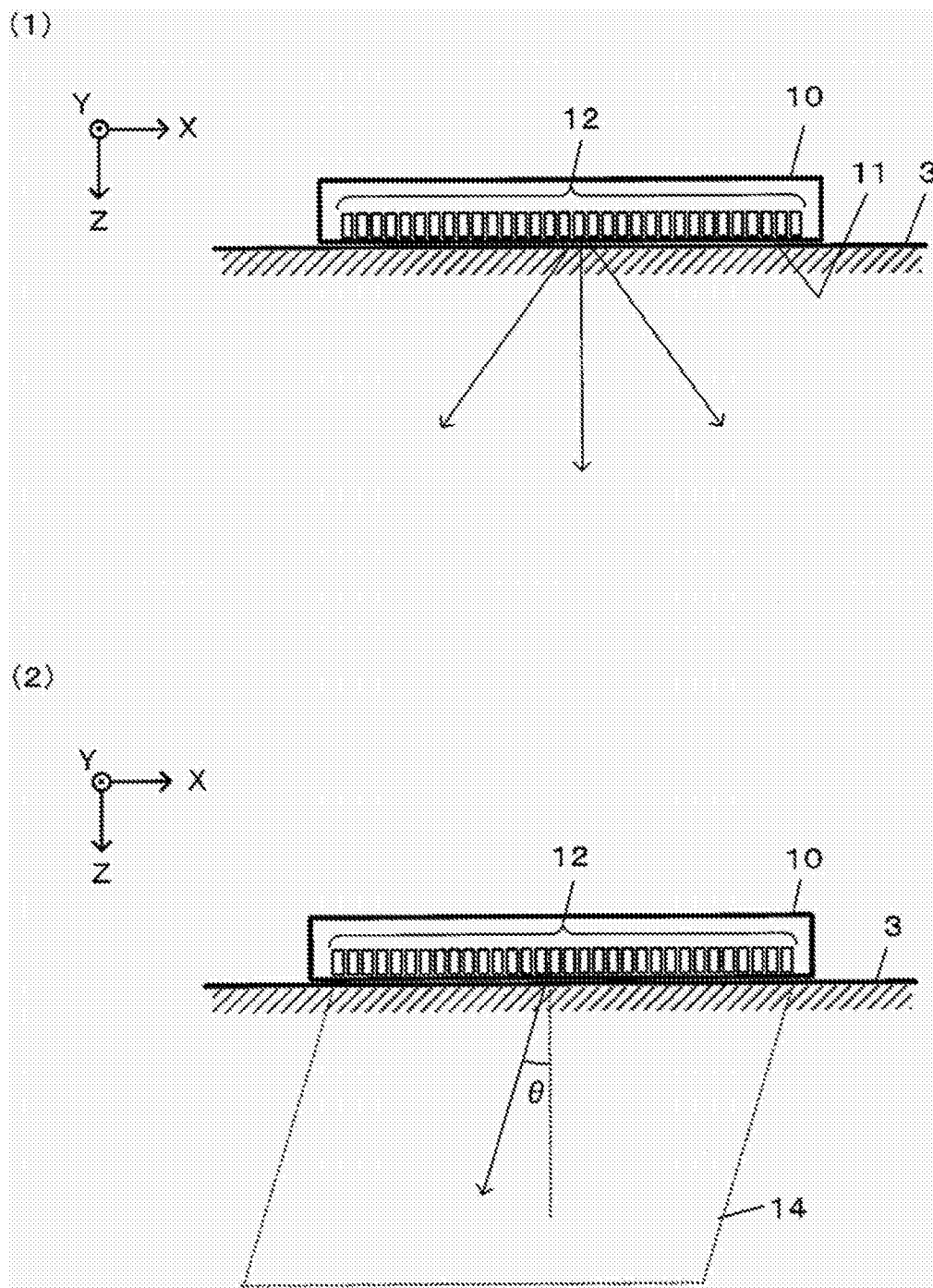


图 2

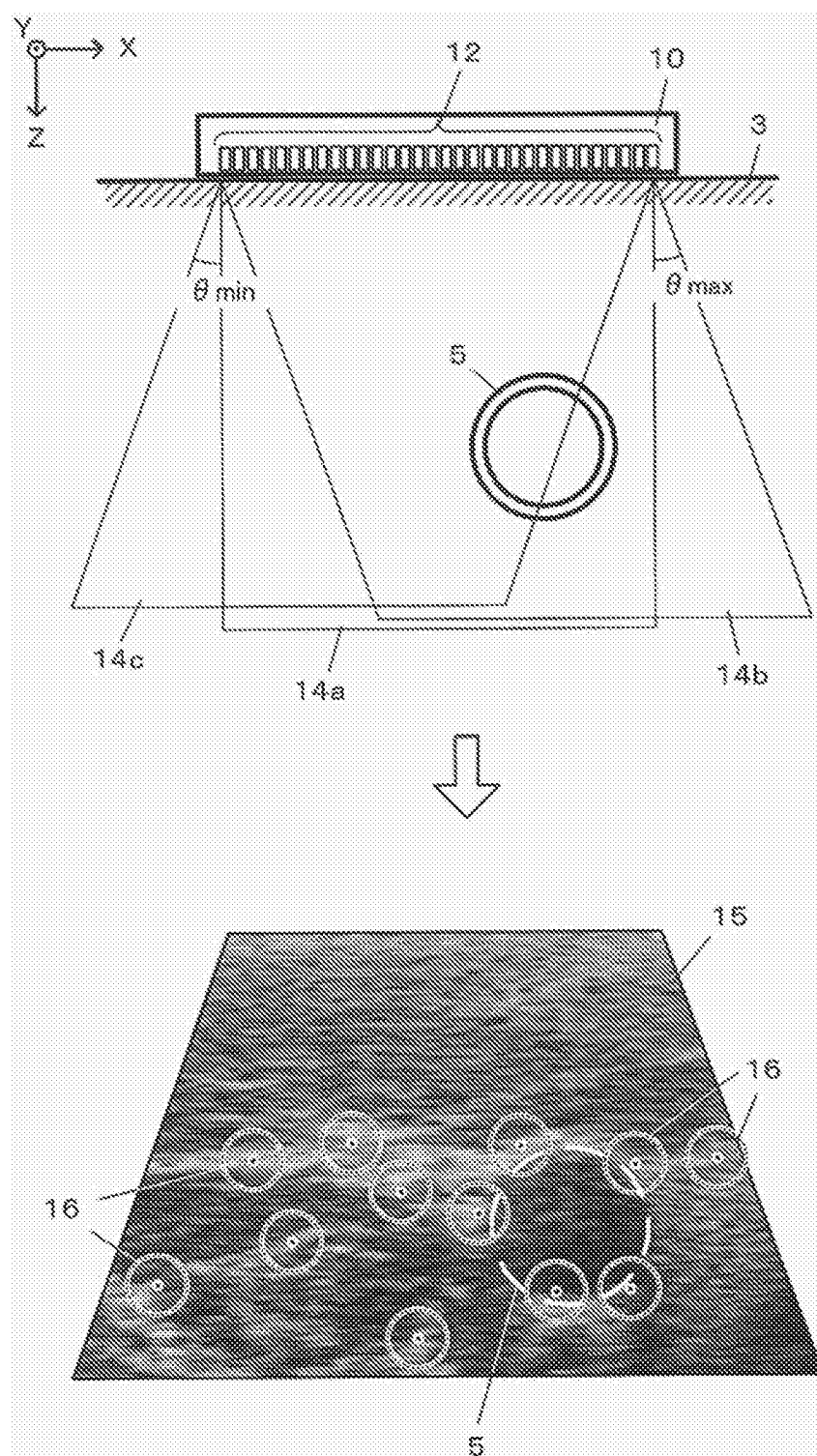


图 3

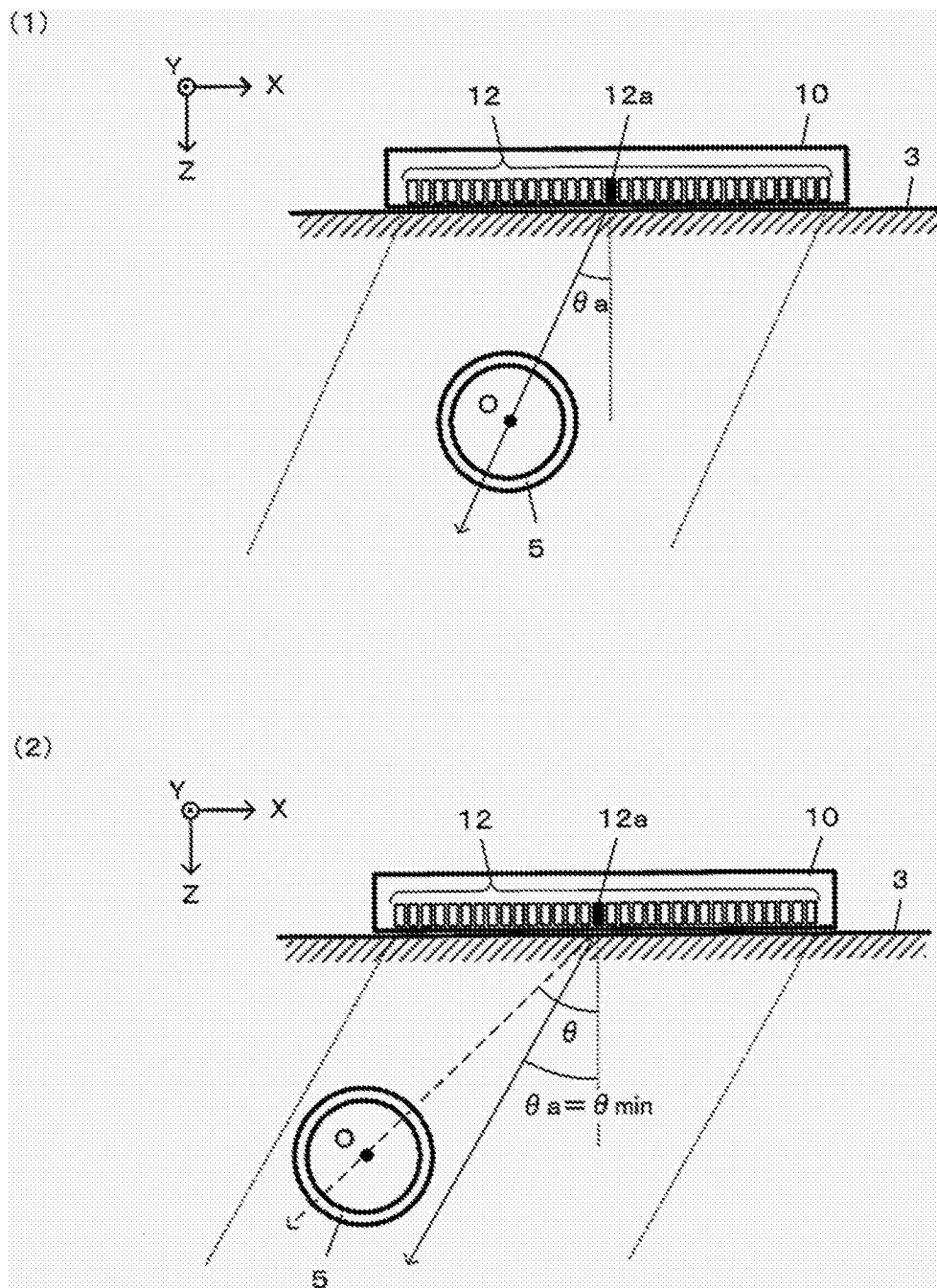


图 4

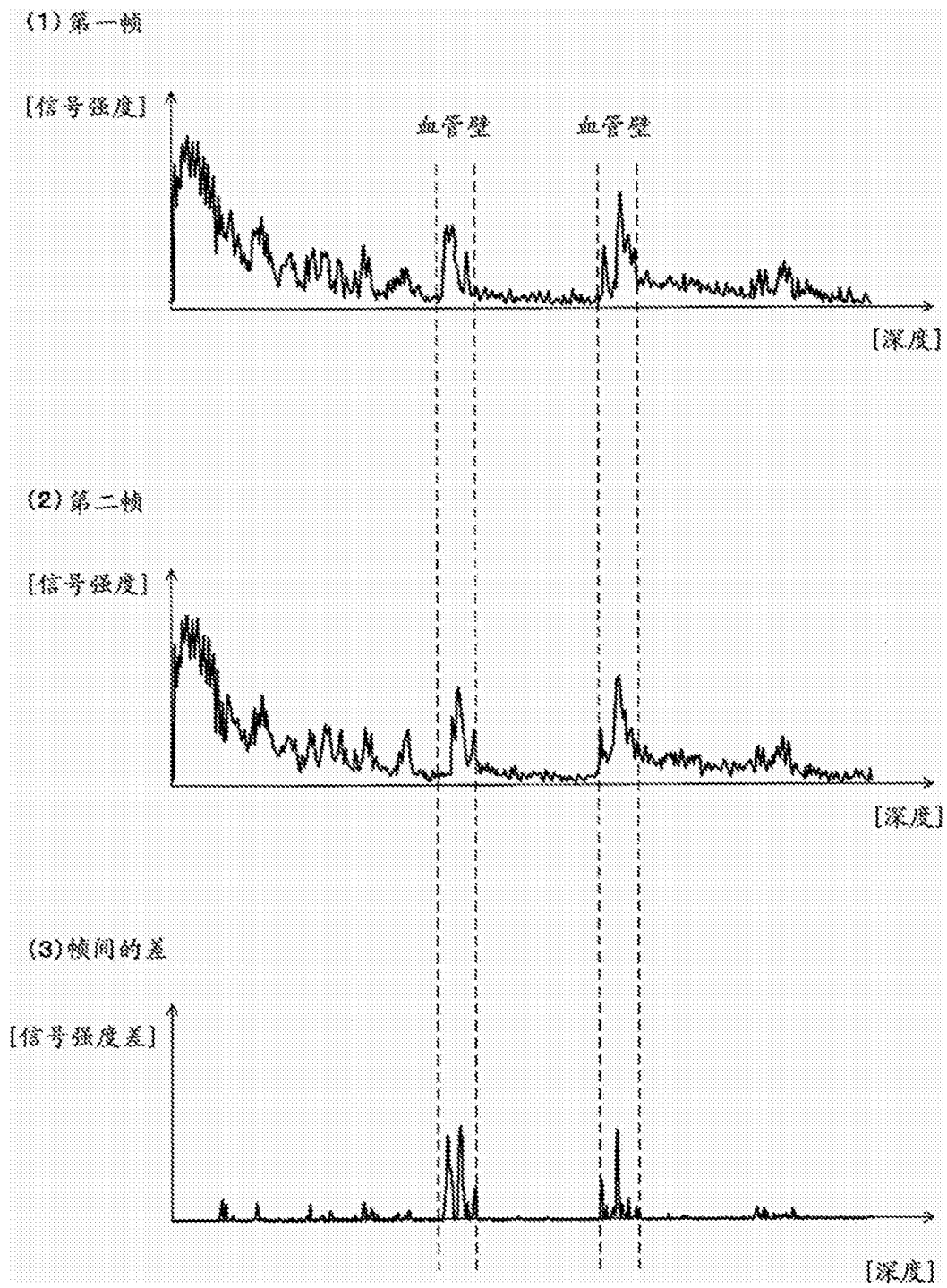


图 5

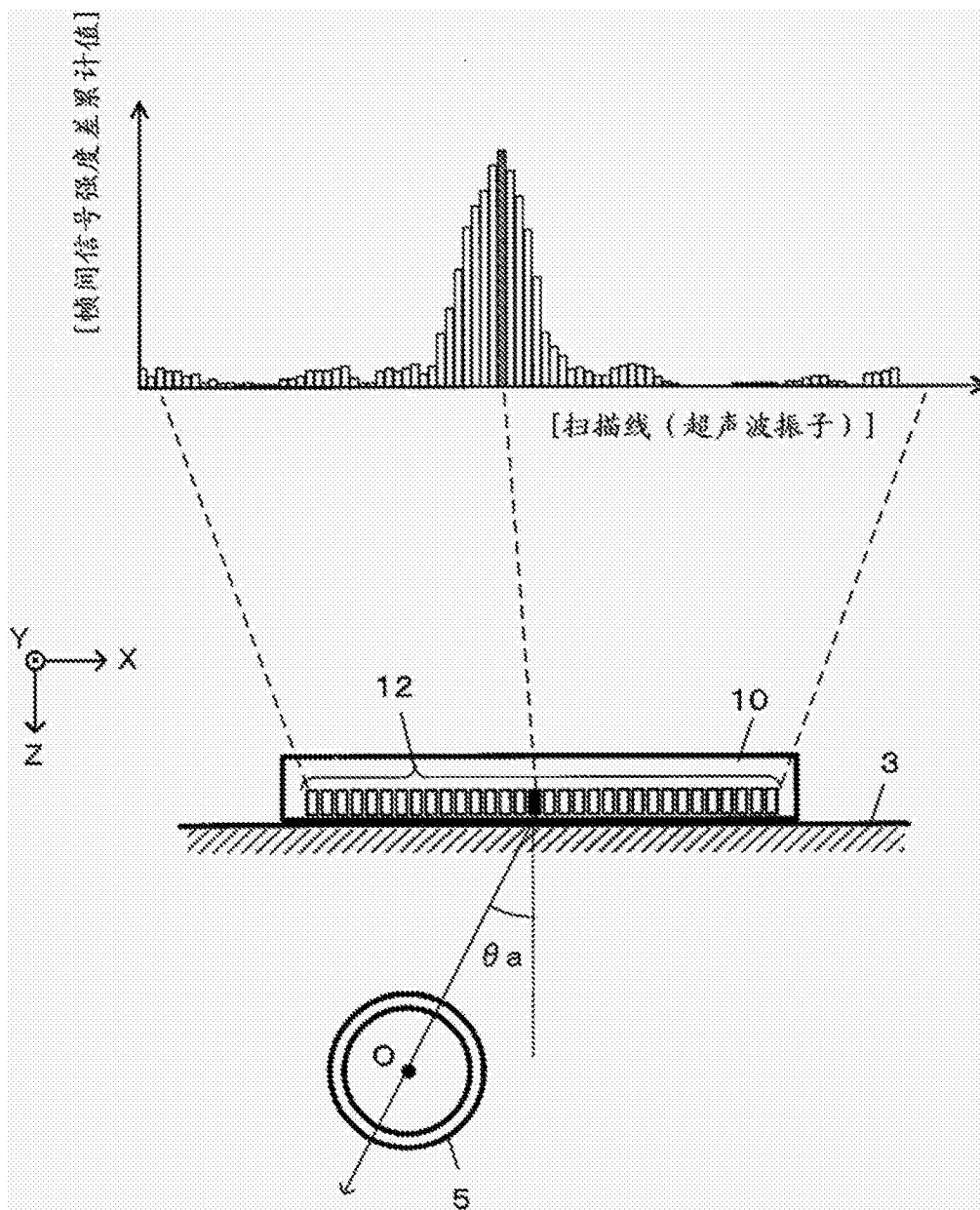


图 6

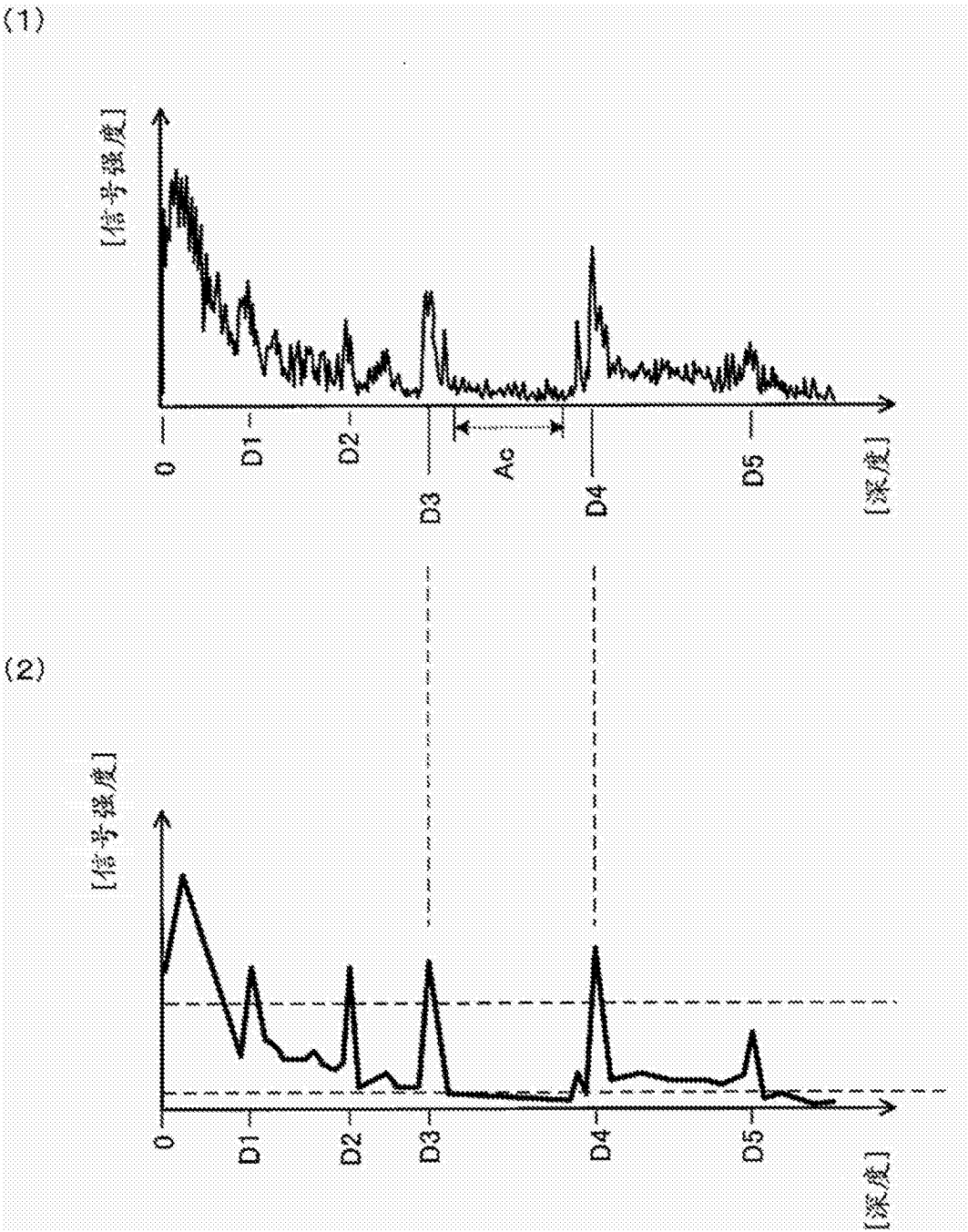


图 7

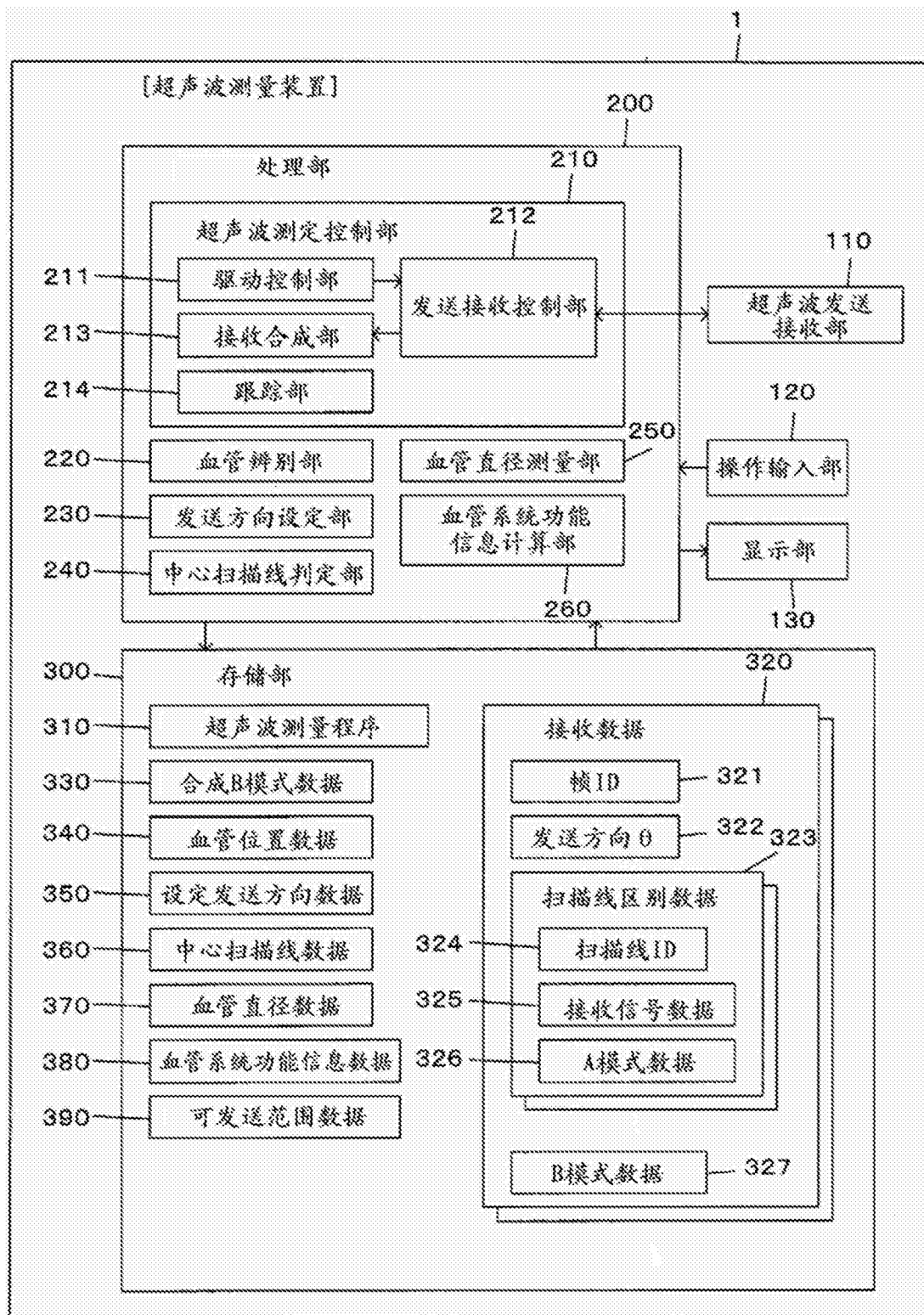


图 8

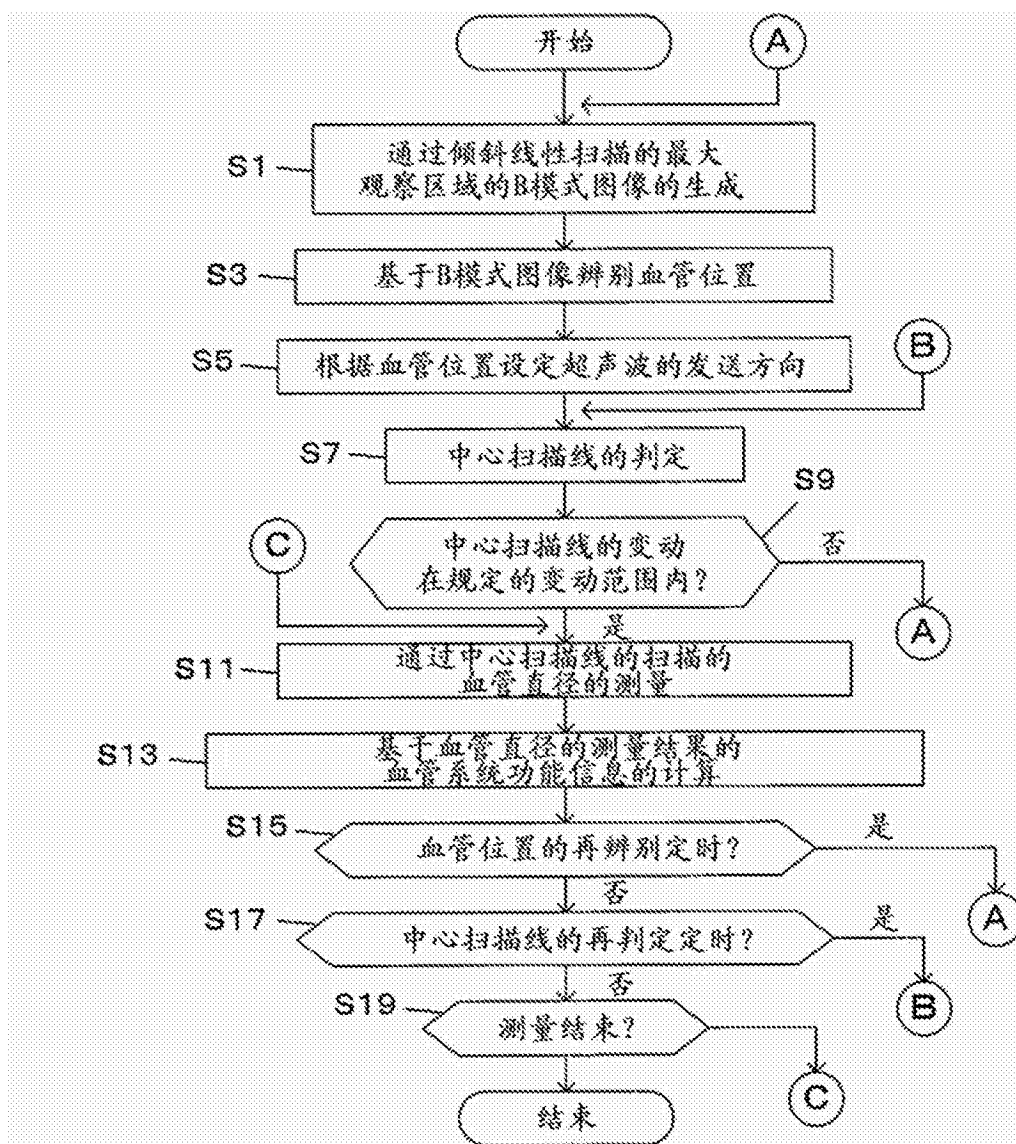


图 9

专利名称(译)	血管搜索装置、超声波测量装置以及血管搜索方法		
公开(公告)号	CN105266850A	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201510363240.2	申请日	2015-06-26
[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	村井清昭		
发明人	村井清昭		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/4405 A61B8/46 A61B8/5223		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014133750 2014-06-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波测量装置。超声波测量装置(1)的超声波测定控制部(210)对血管发送超声波，并接收从上述血管反射的上述超声波生成接收数据。然后，血管辨别部(220)根据上述接收数据辨别上述血管，发送方向设定部(230)使用上述血管位置的辨别结果设定用于测量上述血管的血管直径的上述超声波的发送方向，血管直径测量部(250)向上述发送方向发送上述超声波来测量上述血管的血管直径。

