



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104703547 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201380052105. 5

代理人 徐殿军

(22) 申请日 2013. 10. 04

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

2012-222590 2012. 10. 04 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 04. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/077177 2013. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/054808 JA 2014. 04. 10

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 阿部康彦

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

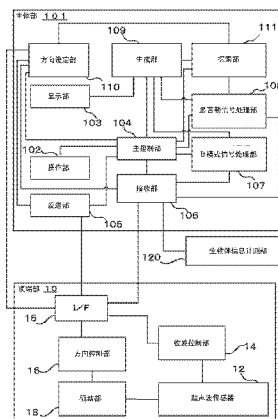
权利要求书2页 说明书32页 附图26页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置,在规定的期间内观察体内组织的状态的情况下,通过减轻操作者的负担,提高超声波诊断装置的检查效率。该超声波诊断装置具备超声波收发部与控制部。超声波收发部具有变更部,并且在被插入被检体内的状态下,向设定的方向发送超声波,取得被检体的观察部位的生物体信息。变更部能变更超声波的发送方向。控制部根据所取得的生物体信息,求出朝向观察部位的方向,控制变更部,以使超声波的发送方向朝向该方向。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波收发部,具有能变更超声波的发送方向的变更部,并且在被插入到被检体内的状态下,向所设定的方向发送超声波,取得被检体观察部位的生物体信息;和

控制部,根据所取得的所述生物体信息,求出朝向所述观察部位的方向,控制所述变更部,以使所述超声波的发送方向朝向该方向。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波收发部通过持续地收发超声波、或以规定间隔反复收发超声波,取得所述生物体信息,

还具备显示部,根据所述生物体信息,显示表示所述观察部位的状态的信息。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述生物体信息中包含表示所述被检体的血流信息的多普勒信号,

所述观察部位是所述超声波的观察对象、即血流的位置,

所述控制部根据所述多普勒信号的信号强度、或基于所述多普勒信号的波形图案,求出朝向所述观察部位的方向。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波收发部取得表示所述被检体的血流信息的多普勒信号,作为所述生物体信息,

所述控制部通过以依次变更超声波的发送方向的方式控制所述变更部,求出所述多普勒信号的信号强度最大的超声波的发送方向,作为朝向所述观察部位的方向。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部每隔规定的时间间隔,求出所述多普勒信号的信号强度最大的超声波的发送方向,作为朝向所述观察部位的方向。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当由所述超声波收发部取得的所述多普勒信号的信号强度低于事先存储的阈值时,所述控制部求出所述多普勒信号的信号强度最大的超声波的发送方向,作为朝向所述观察部位的方向。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备生成部,根据多普勒信号,生成第 1 波形图案,所述多普勒信号由所述超声波收发部取得,作为所述生物体信息,表示所述被检体的血流信息,

所述控制部以变更超声波的发送方向的方式控制所述变更部,并且,从每个发送方向上生成的所述第 1 波形图案中,求出与事先存储的第 2 波形图案最相似的相似波形图案,求出生成所述相似波形图案时的发送方向,作为朝向所述观察部位的方向。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部每隔规定的时间间隔,求出所述相似波形图案。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述生成部根据规定的超声波的发送方向下的多普勒信号,生成第 3 波形图案,

所述控制部求出所述第 3 波形图案与所述第 2 波形图案的相似度,当求出的相似度低于事先存储的阈值时,开始进行求出所述相似波形图案的处理。

10. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

将基于所述超声波收发部的超声波的发送方向设定为所述被检体的左心室的方向，所述超声波收发部取得来自所述左心室的所述多普勒信号，作为所述生物体信息。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述控制部依次接收所述被检体的心电波形，求出规定的心时相，并且根据所述心时相控制所述超声波收发部，以便发送超声波来取得所述多普勒信号。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述规定的心时相是扩张期。

13. 根据权利要求 4 或 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，将所述超声波收发部收容在胶囊状的收容部中，所述收容部进一步收容有在所述收容部与主体部之间收发信号的接口、和向所述超声波收发部供电的电源线。

14. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，根据通过事先确定的取得条件取得的所述生物体信息，生成并存储所述第 2 波形图案。

15. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述生物体信息中包含表示所述被检体的血流信息的多普勒信号，所述控制部根据依次取得的所述多普勒信号，求出所述观察部位的位置。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述生物体信息包含心腔内容积、心脏射血率和观察部位的血流信息中的至少一种。

17. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述主体部具有连接于所述电源线的电源、所述控制部、和信号处理部，所述信号处理部连接于所述接口并处理从所述超声波收发部接收到的信号，所述收容部通过所述接口与所述主体部连接。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及一种超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 医用图像诊断装置是如下装置,为了进行检查、诊断,不伴随外科手术的组织切除地将被检体内的组织的信息作为医用图像(断层图像,血流图像等)进行图像化。作为医用图像诊断装置,有X射线诊断装置,X射线CT(Computed Tomography)装置,MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置,超声波诊断装置等。

[0003] 一例中,在撮像被检体之后,将医用图像存储在医疗机构内的医用图像保管系统(例如PACS;Picture Archiving and Communication Systems)中。之后,读片医生等从医用图像保管系统中读出医用图像,进行读片。在另一例中,在撮像被检体之后,立即(实时)显示医用图像,让医生等阅览。这样,医生等有时为了立即把握被检体内的状态而利用医用图像。作为再一例,为了观察经过等,有时将医用图像用于对被检体内的状态在一定时间内进行监视的目的。在该监视中,有时使用超声波诊断装置。此时,考虑到不产生被检体遭受辐射的问题这点,使用超声波诊断装置。

[0004] 另外,作为检查、诊断的一例,当在一定期间中监视被检体内的状态时,有时因该期间长度不同而难以将被检体留在架台(gantry)(X射线CT装置、MRI装置等)上。需要将被检体留在X射线照射部与检出器之间的X射线诊断装置也一样。在这点上,超声波诊断装置不需架台等。超声波诊断装置通过由超声波探针等对观察部位收发超声波,从而得到体内组织的信息后将其图像化。并且,超声波诊断装置也不象MRI装置那样,因倾斜磁场线圈的振动而产生噪声。

[0005] 其中,当是在体外对观察部位收发超声波的超声波探针的情况下,有时会受到存在于体外至期望的观察部位之间的组织(骨或肺等)的影响。为了解决该问题,超声波诊断装置中使用经食道超声波探针(TEE;transesophageal echocardiography;探针)(例如专利文献1)。使用经食道超声波探针的超声波诊断装置在食道或上部消化器官中对观察部位进行超声波的收发。因此,使用经食道超声波探针的超声波诊断装置能不受上述组织(骨或肺等)的影响,取得期望的观察部位的超声波图像。

[0006] 作为构成一例,经食道超声波探针具有导管部、顶端部与弯曲部。导管部具有规定长度。顶端部具有超声波传感器。弯曲部将该导管部与顶端部连接。将从导管部至顶端部插入到体腔内、例如食道、胃等上部消化器官。因此,导管部可弯曲地形成。此外,在导管部中,在与顶端部侧相反侧的另一端连接着把持部。把持部由操作者把持。此外,在把持部设置有操作部。操作部用于操作弯曲部或顶端部等。此外,从把持部通过导管部直至顶端部之间设置有引线。引线用于弯曲弯曲部。

[0007] 通过接受对把持部中设置的扫描部的操作,驱动引线。通过驱动引线,弯曲弯曲部。通过弯曲弯曲部,顶端部朝向规定方向。经食道超声波探针将顶端部朝向规定方向,再由顶端部的超声波传感器向期望的检查部位收发超声波。由此,使用经食道超声波的超声

波诊断装置能从例如食道的规定位置取得表示心脏状态的图像。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1 :日本特开平 5 - 161649 号公报

[0011] 发明概要

[0012] 发明要解决的技术问题

[0013] 因为体腔内受到搏动或呼吸的影响,所以有时经食道超声波探针的顶端部与期望的观察部位的相对位置会变化。如上所述,在一定期间中监视观察部位的情况下,超声波诊断装置的操作者要始终持续监视顶端部的位移,根据需要进行位置调整,担心成为操作者的负担,有可能使该检查的效率低下。

发明内容

[0014] 本发明的实施方式的目的,在于在一定期间内观察体内组织的状态的情况下,通过减轻操作者的负担,来提高超声波诊断装置的检查效率。

[0015] 用于解决技术问题的手段

[0016] 涉及该实施方式的超声波诊断装置具备超声波收发部与控制部。超声波收发部具有变更部,并且,在被插入被检体内的状态下,向所设定的方向发送超声波,使用从被检体的观察部位得到的超声波接收信号,取得生物体信息。变更部能变更超声波的发送方向。控制部根据取得的生物体信息,求出朝向观察部位的方向,控制变更部,以使超声波的发送方向朝向该方向。

附图说明

[0017] 图 1 是表示超声波诊断装置的概略立体图。

[0018] 图 2A 是表示顶端部的概略侧面图。

[0019] 图 2B 是表示图 2A 的概略 A-A' 剖视图与概略 B-B' 剖视图所示各部的位置关系的概略图。

[0020] 图 2C 是表示图 2A 的超声波传感器附加了支管(offset)后的状态的概略剖视图。

[0021] 图 2D 是表示柔性印刷基板的概略立体图。

[0022] 图 3A 是表示超声波传感器的概略立体图。

[0023] 图 3B 是表示超声波传感器的概略立体图。

[0024] 图 3C 是表示超声波传感器的概略立体图。

[0025] 图 3D 是表示超声波传感器的概略立体图。

[0026] 图 4 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置顶端部的功能构成一例的概略框图。

[0027] 图 5 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置主体部的功能构成一例的概略框图。

[0028] 图 6 是表示由第 1 实施方式中的生成部生成的 B 模式图像一例的概略图。

[0029] 图 7A 是表示由第 1 实施方式中的生成部生成的多普勒频谱图像一例的概略图。

[0030] 图 7B 是表示由第 1 实施方式中的生成部生成的多普勒频谱图像与心电波形一例

的概略图。

- [0031] 图 8 是表示得到图 6 的 B 模式图像的位置关系的概略图。
- [0032] 图 9 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0033] 图 10 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0034] 图 11 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0035] 图 12A 是表示第 1 实施方式中超声波传感器的变形例的概略立体图。
- [0036] 图 12B 是图 12A 的概略 C—C' 剖视图。
- [0037] 图 13 是表示涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0038] 图 14 是表示涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0039] 图 15 是表示涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0040] 图 16 是表示涉及第 4 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0041] 图 17 是表示涉及第 5 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0042] 图 18 是表示涉及第 5 实施方式的超声波诊断装置的动作概略的流程图。
- [0043] 图 19 是表示断层像上设定的轮廓线与操作点的概略图。
- [0044] 图 20A 是表示由主控制部执行的心腔内容积计测的具体例的概要的概略图。
- [0045] 图 20B 是表示由主控制部执行的心腔内容积计测的具体例的概要的概略图。

具体实施方式

[0046] 参照图 1～图 20B,说明涉及第 1 实施方式～第 7 实施方式的超声波诊断装置。

[0047] [第 1 实施方式]

[0048] 首先,参照图 1 来说明涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 的整体构成的概略。图 1 是表示涉及本发明实施方式的超声波诊断装置 100 的概略构成的外观图。

[0049] 如图 1 所示,涉及本实施方式的超声波诊断装置 100 具有主体部 101、顶端部 10 等。顶端部 10 与主体部 101 经缆线 11 连接。在图 1 的实例中,在缆线 11 的端部设置有连接器 11a。在主体部 101 中设置有连接部 101a。连接部 101a 与连接器 11a 可连接地构成。另外,在主体部 101 中设置操作部 102 与显示部 103。操作部 102 用于操作超声波诊断装置 100。显示部 103 显示由超声波诊断装置 100 生成的图像和其他图像。另外,图 1 是超声波诊断装置 100 的示例。因此,主体部 101 的构成、缆线 11、操作部 102、显示部 103 的配置或构成等不限于图 1 的示例,能适当变更。例如有时不是图 1 的主体部 101,而将主体部 101 构成为便携型的超声波诊断装置。

[0050] <顶端部的构成>

[0051] 下面,参照图 2A、图 2B 和图 3A 来说明顶端部 10 的构成。图 2A 是表示顶端部 10 的概略侧面图。图 2B 是图 2A 的概略 A—A' 剖视图和概略 B—B' 剖视图,是表示这些剖视图所示的各部的位置关系的概略图。图 2B 中,省略缆线 11、方向控制部 16 和驱动部 18 的图示。图 3A 是表示在支撑体的外周面整周设有超声波振子 12a 的 1 维排列的超声波传感器 12 的概略立体图。

[0052] (顶端部的概要)

[0053] 在图 1 和图 2A 所示实例中,作为用于进行超声波的收发的器件的顶端部 10 为胶囊形状。如图 2B 所示,顶端部 10 具有收容部 10a。收容部 10a 形成为椭圆体状。收容部

10a 在其内部具备超声波传感器 12、收发控制部 14 和接口 (I/F) 15 (参照图 4) 等。另外, 有时收容部 10a 在其内部具备方向控制部 16 和驱动部 18。在图 2B 中, 省略该情况下具备的方向控制部 16 和驱动部 18 的图示。

[0054] 另外, 如图 2B 所示, 在椭圆体状顶端部 10 的情况下, 例如在收容部 10a 的长轴方向一端侧连接缆线 11。再将缆线 11 内的信号线或电源线通入收容部 10a 内部。这些线连接于收发控制部 14 或方向控制部 16、驱动部 18。另外, 在构成为使收容部 10a 置留在被检体内的组织中的情况下, 能构成为由缆线 11 来阻止顶端部 10 在被检体内的行进。例如, 能构成为进一步将缆线 11 的一部分固定在被检体的部分组织上固定的固定部 (未图示) 上。作为该固定部, 可以举出安装在被检体上的喉舌 (mouthpiece) 等。通过在喉舌上设置固定部, 能将缆线 11 插入被检体内的长度限制在规定的范围。由此, 能将顶端部 10 置留在被检体内。

[0055] 另外, 也可构成为使顶端部 10 中的收容部 10a 膨胀, 使收容部 10a 紧贴食道等被检体的体内组织。通过使收容部 10a 紧贴体内组织, 能使顶端部 10 置留在体内组织中。虽未图示, 但在这种构成中, 将收容部 10a 构成为 2 重的袋状。在收容部 10a 内部的袋部分中收容超声波传感器 12。收容部 10a 外侧的袋部分与缆线 11 连接。缆线 11 与该外侧的袋部分连通, 构成为能从缆线 11 内的导 (pipe) 管 11c (参照图 2B) 注入流体、即无菌水等液体或空气等气体等。通过注入流体, 收容部 10a 膨胀, 通过排出流体, 收容部 10a 收缩。另外, 在顶端部 10 的收容部 10a 的内部设有超声波传感器 12, 但除此以外, 对于是否在顶端部 10 设置收发控制部 14、方向控制部 16、驱动部 18 等, 可对应于超声波传感器 12 的构成 (元件排列等) 来适当变更。

[0056] (超声波传感器的整体和各部的构成)

[0057] 在图 2B 实例中的顶端部 10 中使用的超声波传感器中, 将长方形的超声波振子 12a 以圆环状排列成 1 列 (1 维排列) (参照图 3A)。超声波传感器 12 中, 超声波振子 12a 配置在未图示的支撑体的外周面上。另外, 下面, 将层叠了在支撑体上配置的背材、背面电极、压电元件、前面电极及音响匹配层的构造体记载为“超声波振子 12a”。另外, 下面, 将支撑体、超声波振子 12a 的组和音响透镜 12c 统一记载为“超声波传感器 12”。支撑体 (未图示) 支撑超声波振子 12a。支撑体例如沿中心轴形成为内侧中空的圆筒状。此外, 也能将支撑体形成为圆柱状。为了变更超声波的发送方向 (超声波波束 (beam) 角等), 在需要使超声波振子 12a 整体偏斜的情况下, 将该支撑体连接于驱动部 18。超声波振子 12a 构成为从支撑体的外周面以放射状向外侧层叠背材、背面电极、压电元件、前面电极、音响匹配层。

[0058] 在未图示的压电元件中, 在背材侧 (支撑体侧) 的面上设有背面电极, 在其相反侧 (音响透镜侧) 的面上设有前面电极。压电元件将施加于背面电极和前面电极的电压变换为超声波。将该超声波发送到被检体。此外, 压电元件接收从被检体反射的反射波, 变换为电压 (回声信号)。作为压电元件的材料, 一般使用 PZT (Piezoelectric element (压电元件) / 锆钛酸铅 / $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$)。此外, 作为压电元件, 也能使用 PVDF (PolyVinylidene DiFluoride (聚偏氟乙烯) / 聚偏 (二) 氟乙烯 / $(\text{CH}_2\text{CF}_2)_n$)。在使用 PVDF 薄膜作为压电元件的情况下, 由于 PVDF 薄膜有可挠性, 因此容易构成顶端部 10。另外, 在使用 PVDF 薄膜作为压电元件的情况下, 能够使超声波振子 12a 的层叠方向厚度变薄, 实现顶端部 10 的小型化。此外 PVDF 薄膜具有耐冲击性。除此以外, 作为压电元件, 能使用钛酸钡 (BaTiO_3),

PZNT ($\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3 - \text{PbTiO}_3$) 单结晶, PMNT ($\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3 - \text{PbTiO}_3$) 单结晶等。另外, 压电元件可以是单层, 也能使用多层的压电元件。

[0059] 另外, 全部压电元件中的一部分也可连接于未图示的温度检出电路上。连接于温度检出电路上的压电元件用作热电元件。温度检出电路从该热电元件接收热电电压值或热电电流值, 根据这些值求出超声波振子 12a 附近的温度。另外, 温度检出电路既可配置在顶端部 10, 也可配置在主体部 101。因为将顶端部 10 配置在被检体内, 所以操作者能识别超声波振子 12a 附近的温度这一点, 在检查部位的监视中是有效的。

[0060] 在各压电元件的前面电极中的音响透镜 12c 侧, 邻接于前面电极地设置有音响匹配层。由此, 音响匹配层配置在压电元件与音响透镜 12c 之间。音响匹配层在压电元件与被检体之间使音响阻抗匹配。此外, 有时在层叠方向上设置 2 层以上的音响匹配层。此时, 音响匹配层使用了音响阻抗阶段性地不同的材料。根据这种构成, 能在压电元件与音响透镜 12c 之间使音响阻抗阶段性变化, 取得音响匹配。

[0061] 在各压电元件的背面电极中的支撑体侧, 邻接于背面电极地设置有背材。背材吸收在发送超声波时向超声波照射方向的相反侧(后方)放射的超声波, 抑制各压电元件多余的振动。背材抑制各压电元件振动时从各压电元件的背面反射超声波。因此, 通过设置背材, 能避免对超声波的收发产生坏影响。另外, 作为背材, 根据音响衰减、音响阻抗等特性, 可使用包含 PZT 粉末或钨粉末等在内的环氧树脂、填充了聚氯乙烯或铁素体粉末的橡胶、或在多孔陶瓷中浸含了环氧等的树脂的材料等任意材料。

[0062] 〈音响透镜〉

[0063] 音响透镜 12c (参照图 2B) 将收发的超声波集束而整形成波束状。作为音响透镜 12c 的材料, 使用具有接近生物体的音响阻抗的材料、即硅等。另外, 在超声波传感器 12 中, 有时在超声波振子 12a 被 2 维排列且超声波传感器 12 能够通过电子扫描将超声波集束后整形为波束状的情况下, 不设置音响透镜 12c。

[0064] 另外, 在顶端部 10 被插入到被检体的食道、且以超声波的发送方向朝向心脏这样的用途使用的情况下, 也可如图 2C 所示, 在音响透镜 12c 与超声波振子 12a 之间附加楔状支管 12f。通过附加支管 12f, 音响透镜 12c 相对超声波振子 12a 的支撑体倾斜。根据这种构成, 来自压电元件的超声波的方向向不同方向集束。利用支管 12f 的倾角, 不需要用于使超声波从置留在食道内的顶端部 10 的超声波振子 12a 向心脏发送的驱动控制。或者, 通过该倾角, 该驱动控制变简便。

[0065] 在图 3A 所示构成中, 后述的方向控制部 16 和驱动部 18 从主体部 101 接收涉及超声波发送方向的指示信号, 执行超声波传感器 12 的偏斜。利用该偏斜, 调整超声波的发送方向。另外, 在设置有支管 12f 的情况下, 也能构成为不执行偏斜。

[0066] (超声波传感器的另一例)

[0067] 参照图 3B ~ 图 3D, 说明超声波传感器 12 的构成的另一例。图 3B ~ 图 3D 是表示超声波传感器 12 的概略立体图。其中, 图 3C 是 1 维排列的超声波传感器 12, 图 3B 和图 3D 表示 2 维排列的超声波传感器 12。另外, 图 3B 表示超声波振子 12a 相对支撑体遍及整周而设置的超声波传感器 12。图 3C 和图 3D 表示在支撑体的外周面的一部分设置超声波振子 12a 的超声波传感器 12。

[0068] 在图 3B 的例中, 在支撑体外周面的整周上 2 维排列超声波振子 12a。在该构成

中,后述的收发控制部 14 能通过电子扫描来执行要驱动的超声波振子的切换、和超声波(超声波波束)的偏向和集束。图 3B 所示的超声波传感器 12 的构成中,收发控制部不仅能在超声波振子的排列方向(方位(Azimuth)方向)上,还能在与该方向实质正交的高度(Elevation)方向上,通过电子扫描进行超声波的偏向和集束。因此,在该构成中,有时不需要超声波传感器 12 的旋转和偏斜。此时,不设置方向控制部 16 和驱动部 18。并且,在此情况下,有时不设置音响透镜 12c。

[0069] 在图 3C 的例中,在支撑体外周面的部分周向上 1 维地排列超声波振子 12a。所谓部分排列的状态是在例如支撑体为圆筒状的情况下、在从其中心轴起到外周面的周向的角度含在规定角度范围(例如 60°) 中的外周面上、排列设置超声波振子 12a 的状态。在该构成中,后述的方向控制部 16 和驱动部 18 接收来自主体部 101 的指示信号,执行超声波传感器 12 的旋转和偏斜之一或双方。

[0070] 在图 3D 的例中,在支撑体外周面的部分周向上 2 维地排列超声波振子 12a。在该构成中,后述的方向控制部 16 和驱动部 18 接收来自主体部 101 的指示信号,执行超声波传感器 12 的旋转。所谓部分排列的状态是在例如支撑体为圆筒状的情况下,在从其中心轴起到外周面的周向的角度含在规定角度范围(例如 60°) 中的外周面上,沿方位方向和高度方向排列设置超声波振子 12a 的状态。

[0071] (顶端部的变形例)

[0072] 另外,在使用 PVDF 那样的音响阻抗低的元件作为压电元件的情况下,可使用不吸收朝向背材放射的超声波而使其反射那样的背材。例如,可使用兼作超声波振子 12a 的支撑体与背材的材料。通过采用形状记忆合金作为背材,能构成下面那样的构成的顶端部 10。参照图 2D 来说明该顶端部 10 的变形例。

[0073] 收容部 10a 构成为在将顶端部 10 插入被检体时、顶端部 10 整体成为收缩的状态。此外,如图 2D 所示,在柔性印刷基板 12d(FPC;Flexible Printed Circuits)上配置音响匹配层至压电元件。在该柔性印刷基板 12d 能够配置具有收发控制部 14 等功能的 IC(Integrated Circuit)12e 等。IC12e 具有收发控制部 14 等的功能。收发控制部 14 与压电元件的电极通过柔性印刷基板 12d 上所形成的图案等电连接。此外,柔性印刷基板 12d 形成在由形状记忆合金构成的背材上。

[0074] 此外,收容部 10a 构成为,在插入被检体后,例如在位于食道时,通过经由缆线 11 注入空气、水等液体,成为顶端部 10 整体膨胀的状态(参照图 2B)。此外,在收容部 10a 膨胀时,在其内部形成规定的空间。作为背材的形状记忆合金构成为,在其膨胀的状态下复原为例如图 3A 所示的圆柱状或圆筒状。此外,顶端部 10 通过排出(吸引等)注入到收容部 10a 的液体,其整体收缩。

[0075] 超声波传感器 12 由柔性印刷基板 12d 或作为形状记忆合金的背材支撑。因此,若收容部 10a 收缩,则相应地,超声波传感器 12 其整体也收缩。根据这种构成,顶端部 10 在收缩时小型化。由此,操作者能使顶端部 10 任意伸缩。因此,操作者容易将顶端部 10 插入和排出被检体内。

[0076] (收发控制部)

[0077] 下面,参照图 4 来说明顶端部 10 的收发控制部 14。图 4 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 的顶端部 10 之功能构成一例的概略框图。如图 4 所示,收发控制部

14 构成为具有发送部 141、接收部 142 和切换部 143。下面,按照各部进行说明。

[0078] (发送部)

[0079] 顶端部 10 的发送部 141 构成为具有发送控制部 141a、发送波形发生部 141b 和发送放大器 141c。发送部 141 经接口 (I/F) 15 从主体部 101 (收发部 105 等 / 图 5) 接收涉及超声波发送的指示信号。发送部 141 构成为包含时钟发生电路和发送延迟电路等 (未图示)。发送控制部 141a 控制时钟发生电路及发送延迟电路。时钟发生电路是发生用于确定超声波的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。例如,时钟电路向发送延迟电路提供基准时钟信号。发送延迟电路将被赋予了规定的延迟时间的驱动信号发送给发送波形发生部 141b。另外,根据超声波的发送聚焦 (focus) 点来确定规定的延迟时间。

[0080] 发送波形发生部 141b 具有例如未图示的脉冲发生器 (脉冲发生器) 电路。脉冲发生器电路是内置有与对应于各超声波振子 12a 的单独路径 (通道) 相当的脉冲发生器、并发生发送驱动脉冲的电路。即,脉电路以规定的反复频率 (PRF :Pulse Repetition Frequency) 反复发生比率脉冲 (rate pulse)。该比率脉冲按通道数分配,发送到发送延迟电路。

[0081] 发送控制部 141a 中的发送延迟电路向比率脉冲提供与发送方向和发送聚焦有关的延迟时间。之后,以基于各延迟后的比率脉冲的定时,发生发送驱动脉冲。该发生的发送驱动脉冲由发送放大器 141c 放大后发送到切换部 143。这样,发送延迟电路提供给脉冲发生器电路的延迟用于进行超声波的发送聚焦 (将超声波集束成波束状)。由此,确定超声波的发送指向性。进而,发送延迟电路使提供给各比率脉冲的发送延迟时间变化,从而控制来自超声波振子 12a 的超声波放射面的超声波发送方向。

[0082] (切换部)

[0083] 切换部 143 进行涉及发送部 141 与接收部 142 的切换的控制。切换部 143 具备涉及超声波收发的开关。如后所述,在主体部 101 侧的扫描模式被设定为连续波多普勒模式 (CWD ;Continuous Wave Doppler) 的情况下,切换部 143 将超声波振子 12a 的几个元件作为发送用元件,连接于发送部 141,将其他几个元件作为接收用元件,连接于接收部 142。

[0084] 此外,在主体部 101 侧的扫描模式设定成并行执行 B (Brightness) 模式与脉冲多普勒模式 (PWD ;Pulsed Wave Doppler) 的情况下,切换部 143 交替地反复如下两种控制,即 :将按照 B 模式驱动的元素依次切换的控制、和切换到朝向所设定的样品容积 (采样门) 发送超声波的元件的控制。在 B 模式下,使驱动的元素组在元件排列方向上错开,以控制超声波的发送方向等。

[0085] 此外,切换部 143 进行 2 维排列时的超声波传感器 12 中的包含 m 行 \times n 列元件组 (振子组) 在内的各子阵列的切换。向切换部 143 的开关上连接的子阵列的各元件,施加来自发送放大器 141c 的发送驱动脉冲,驱动压电元件。

[0086] (接收部)

[0087] 顶端部 10 的接收部 142 接收对应于由被检体反射的超声波的回声信号。接收部 142 对超声波传感器 12 接收到的回声信号进行放大后,进行延迟加法处理。通过接收部 142 的延迟加法处理,将模拟的回声信号变换为整相后的 (即接收波束被聚束后的) 数字数据。具体例如下。

[0088] 接收部 142 构成为具有接收放大器 142a、A/D 变换部 142b 和延迟加法部 142c。接

收部 142 也可具有子阵列延迟加法部（未图示）。接收放大器 142a 将从超声波传感器 12 接收到的回声信号按照每个接收通道进行放大。A/D 变换部 142b 将放大后的回声信号变换为数字信号。将变换为数字信号后的回声信号存储在未图示的数字存储器中。另外，对每个通道（或各元件）设置数字存储器。将回声信号存储在对应的数字存储器中。此外，回声信号存储在与该回声信号的接收时刻对应的地址中。A/D 变换部 142b 能对应于回声信号的频带宽度来间隔剔除过滤后的数据。另外，接收部 142 在具有子阵列延迟加法部（未图示）的情况下，子阵列延迟加法部能将来自于超声波振子 12a 中的邻近的元件的回声信号进行加法运算。

[0089] 延迟加法部 142c 向变换为数字信号后的回声信号提供确定接收指向性所需的延迟时间。按照每个元件计算该接收延迟时间。此外，延迟加法部 142c 将被提供了延迟时间的回声信号进行加法运算。延迟加法部 142c 根据计算出的需要的延迟时间，从数字存储器中适当读出回声信号后相加。延迟加法部 142c 一边将接收聚焦位置沿发送波束上进行变更，一边反复该加法处理。通过加法处理，延迟加法部 142c 强调来自与接收指向性相应的方向的反射成分。由接收部 106 处理后的接收波束信号经接口 (I/F) 15、接收部 106 等发送到信号处理部 (B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108)。

[0090] （方向控制部・驱动部）

[0091] 方向控制部 16 从主体部 101 接收涉及超声波发送方向的指示信号，控制驱动部 18。例如，为了根据主体部 101 侧所设定的 ROI (Region Of Interest) 来改变超声波放射面的朝向或角度，方向控制部 16 进行使驱动部 18 驱动的控制。驱动部 18 例如由超声波电机等微促动器构成。驱动部 18 由方向控制部 16 控制并驱动。此外，驱动部 18 连接于超声波传感器 12。利用该构成，通过驱动驱动部 18，超声波传感器 12 旋转或偏斜。通过驱动驱动部 18，能变更超声波传感器 12 中超声波的发送方向。

[0092] <主体部的构成>

[0093] 下面，参照图 5 来说明主体部 101 各部的控制和各部的处理。该图所示的超声波诊断装置 100 用于取得例如表示心脏等生物体组织形态的图像（参照图 6）或表示血流状态的图像（参照图 7A）。如图 5 所示，超声波诊断装置 100 中，在主体部 101 上连接着顶端部 10 和生物体信息计测部 120。另外，顶端部 10 相当于“超声波收发部”的一例。图 5 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 的主体部 101 之功能构成的一例的概略框图。

[0094] 主体部 101 在其内部具有进行超声波诊断装置 100 中的输入输出、运算、控制等各处理的单元（参照图 5）。图 5 中，作为主体部 101 的功能，具有操作部 102、显示部 103、主控制部 104、发送部 105、接收部 106、B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108、生成部 109、方向设定部 110、探索部 111。另外生物体信息计测部 120 也可包含在超声波诊断装置 100 自身中。此外主体部 101 中也可包含经缆线 11 而与顶端部 10 连接的电源。

[0095] （操作部）

[0096] 操作部 102 接受操作者的操作，向装置各部输入对应于该操作内容的信号或信息。此外，操作部 102 中不限于鼠标等定点设备和键盘，也能使用任意的用户接口。也能将操作部 102 中的该信号或信息的输入部件构成为，例如与显示部 103 一体的触摸屏中的软键 (soft key)。另外，操作部 102 也可具有经网络或媒介而接收信号或信息的输入的功能。另外，下面中所谓超声波图像不仅是 B 模式图像那样的形态图像，也包含基于血流或组

织运动信息的波形图像、和基于血流或组织运动信息的色彩和亮度的彩色显示图像。

[0097] 此外,例如,若操作者对操作部 102 中的终止按钮或暂停(FREEZE)按钮进行操作,则超声波的收发变为终止、或暂停状态。此外,操作者通过操作部 102,能选择超声波的扫描模式。操作者经操作部 102,能进行涉及超声波收发的扫描模式的选择操作、初始设定。另外,操作者经操作部 102,还能进行多普勒模式下的样品容积(采样门)的指定操作。另外,操作者经操作部 102,还能执行心脏射血率等、涉及生物体信息监视的设定。

[0098] (显示部)

[0099] 显示部 103 显示超声波图像、操作画面、设定画面等。显示部 103 可使用 CRT(Cathode Ray Tube)、液晶显示器(LCD;Liquid Crystal Display)、等离子体显示器(PlasmaDisplayPanel)、有机 EL(OELD;Organic Electro-Luminescence)、FED(Field Emission Display;场致发射显示器)等任意显示装置。

[0100] (主控制部)

[0101] 主控制部 104 由 CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等构成。CPU 通过将控制程序在 RAM 上适当展开,从而主控制部 104 作为执行主体部 101 的各部的控制的功能部而发挥作用。由此,主控制部 104 执行主体部 101 中的以下的各部的控制。

[0102] (发送部)

[0103] 主体部 101 的发送部 105 根据所选择的扫描模式,向顶端部 10 的收发控制部 14 发送涉及超声波传感器 12 的驱动的信号。例如,主控制部 104 通过操作部 102 接受扫描模式(扫描序列)的选择操作。通过该操作,主控制部 104 对应于所选择到的扫描模式来控制收发部 105。利用选择到的扫描模式,变更发送频率、发送驱动电压等。作为扫描模式,能选择 B 模式、功率多普勒模式(PDI;Power Doppler Imaging)、脉冲多普勒模式、连续波多普勒模式、彩色多普勒模式(CDI;Color Doppler Imaging/或 CFM;Color Flow Mapping)、组织多普勒模式(TDI;Tissue Doppler Imaging)、M(Motion)模式等,进而还能选择基于它们的复合的扫描模式。

[0104] 另外,在脉冲多普勒模式中,发送波束的方向和发送聚焦点(与观测区域的位置和深度方向有关的范围)由样品容积(采样门)设定。样品容积例如通过操作者在显示的 B 模式图像上、利用操作部 102 指定任意范围,从而经方向设定部 101 来设定。在是连续波多普勒模式的情况下,发送波束所占的空间区域是观测区域。

[0105] 此外,在实施探索部 111 的探索处理的情况下,对应于规定时间的经过、通过上述的任一多普勒模式,发送部 105 将取得被检体内的观察部位的血流或组织的运动信息的控制信号发送到顶端部 10 的发送部 141。在该处理中,对应于规定的触发来变更多普勒模式下超声波的发送方向。细节记载在探索部 111 的说明中。

[0106] (接收部)

[0107] 主体部 101 的接收部 106 从顶端部 10 接收由接收部 142 实施了规定处理后的数字回声信号(接收波束信号)。将回声信号发送到信号处理部(B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108)。

[0108] (信号处理部·B 模式信号处理部)

[0109] 信号处理部 108 具有 B 模式信号处理部 107 和多普勒信号处理部 108。B 模式信号

处理部 107 从接收部 106 接收接收波束信号,进行接收波束信号的振幅信息的影像化。具体地,B 模式信号处理部 107 对接收波束信号进行带通滤波处理,之后,对带通滤波处理后的接收波束信号的包络线进行检波,对检波后的数据实施基于对数变换的压缩处理。由此,B 模式信号处理部 107 生成 B 模式图像的 RAW 数据。

[0110] (信号处理部·多普勒信号处理部)

[0111] 作为多普勒处理,多普勒信号处理部 108 通过对接收波束信号进行相位检波,取出多普勒偏移频率成分,实施高速傅立叶变换(FFT 处理;Fast Fourier Transform)。由此,多普勒信号处理部 108 进行接收波束信号(多普勒信号)的频率解析,对多普勒偏移进行提取。多普勒信号处理部 108 通过使用多普勒偏移,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回声成分,并生成对多点提取了平均速度、离散、功率等移动体信息的多普勒图像的 RAW 数据。

[0112] 此外,多普勒信号处理部 108 也可构成为进行彩色多普勒处理。通过彩色多普勒处理,进行血流信息的影像化。血流或组织的运动信息中有速度、分布、或功率等信息。例如,多普勒信号处理部 108 处理接收波束信号,并生成关心区域内的彩色血流图(CFM(color flow mapping))图像的 RAW 数据。具体地,多普勒信号处理部 108 对来自接收部 106 的接收波束信号进行正交检波。接着,多普勒信号处理部 108 利用自相关法来频率解析正交检波后的回声信号。多普勒信号处理部 108 通过频率解析对样品的各点算出血流的平均速度值或离散值。之后,多普勒信号处理部 108 生成用彩色表现所算出的平均流速值或离散值之彩色血流图图像的 RAW 数据。此外,多普勒信号处理部 108 根据正交检波后的接收波束信号,算出血流的功率值。之后,多普勒信号处理部 108 生成用彩色表现所算出的功率值之彩色血流图图像的 RAW 数据。

[0113] 这些信号处理部将实施了信号处理后的 RAW 数据(超声波光栅数据)发送给生成部 109。另外,涉及本实施方式的 B 模式信号处理部 107 和多普勒信号处理部 108 能处理 2 维的回声数据和 3 维的回声数据双方。

[0114] (生成部)

[0115] 下面,参照图 6、图 7A、图 7B、及图 8 来说明生成部 109 的处理。图 6 是表示由第 1 实施方式中的生成部 109 生成的 B 模式图像一例的概略图。图 7A 是表示由第 1 实施方式中的生成部 109 生成的多普勒频谱图像一例的概略图。图 7B 是表示并行显示图 7A 的多普勒频谱图像与从生物体信息计测部 120 输入的心电波形 W 的状态的一例的概略图。图 8 是表示通过来自食道的靠近(approach)而得到图 6 所示 B 模式图像 BI 的剖面的位置关系之概略画面数据图。

[0116] 生成部 109 根据从信号处理部(B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108)输出的信号处理后的 RAW 数据,生成超声波图像数据。生成部 109 例如具有 DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)。生成部 109 将由扫描线的信号串表示的信号处理后的 RAW 数据变换为由正交坐标系表示的图像数据(扫描转换处理)。例如,生成部 109 通过对由 B 模式处理部实施了信号处理的 RAW 数据实施扫描转换处理,从而生成用亮度表现被检体组织的每个形态的信号强度之 B 模式图像数据(参照图 6)。另外,如图 8 所示,图 6 是基于从食道的靠近的四腔剖面像。图 6 中示出左心房 LA、涉及超声波的发送方向的虚线 L1 和二尖瓣(mitral valve)M。此外,图 6 中还显示心电波形 W。

[0117] 此外,生成部 109 对接受了彩色多普勒处理或多普勒处理后的 RAW 数据实施坐标变换,生成能在显示部 103 中显示的彩色血流图图像的数据、多普勒图像的数据。例如,生成部 109 根据多普勒信号处理部 108 对多普勒信号(回声信号)通过 FFT(Fast Fourier Transform)进行频率解析的结果,生成沿时间系列描绘移动体的速度信息(血流的速度信息或组织的速度信息)的多普勒频谱图像(参照图 7A)。

[0118] 另外,图 7A 中,设纵轴为频率 f (速度 v),横轴为时间 t ,进行频谱的显示(FFT 显示)。此外,在该波形显示中,线宽度表示速度的大小,亮度表示多普勒频谱的强度(相当于多普勒信号的功率)。另外,图 7A 以图的易视性为优先,将灰度反转后显示(图 7B 中相同)。

[0119] 若通过顶端部 10 而随时间经过进行超声波的收发,则经上述工序,通过生成部 109 依次生成多普勒频谱图像。显示部 103 依次显示所生成的图像,从而将频率 f (对象物体的速度 v) 时刻变化的样子显示为图案。

[0120] 此外,生成部 109 能经由接收部 106 和主控制部 104,从连接于主体部 101 的生物体信息计测部 120 取得心电波形。生成部 109 根据取得的心电波形,如图 7B 所示,生成能使多普勒频谱图像与心电波形同步并行显示的图像。

[0121] 此外,例如生成部 109 根据彩色血流图图像的 RAW 数据,生成表示移动体信息(血流信息或组织的移动信息)的平均速度图像、离散图像、功率图像、或作为它们的组合图像的彩色血流图图像。此外,生成部 109 也可根据 B 模式图像、彩色血流图图像和多普勒图像,将任意图像彼此合成后,生成合成图像。例如,生成部 109 在 B 模式图像(或 MPR(Multi-Planar Reconstruction) 图像)上重叠基于血流或组织的运动信息的彩色显示图像后,生成彩色血流图图像,同时,生成基于脉冲多普勒模式的多普勒频谱图像。进而,生成部 109 还可以基于从生物体信息计测部 120 取得的心电波形,生成并行显示彩色血流图图像、多普勒频谱图像与心电波形的图像。

[0122] 此外,在主体部 101 的信号处理部中具有未图示的体数据处理部的情况下,生成部 109 也可显示体绘图图像或 MPR 图像。此时,信号处理部根据超声波传感器 12 接收到的回声信号,生成表示被检体内的组织的 3 维形状等的体数据。另外,信号处理部例如对该体积数据实施体绘图处理,并生成 RAW 数据。生成部 109 从信号处理部取得体绘图后的 RAW 数据,生成体绘图图像。此外,生成部 109 也能根据体数据生成 MPR 图像。

[0123] (方向设定部)

[0124] 方向设定部 110 对顶端部 10 中的超声波传感器 12 发送超声波的发送方向进行设定。发送方向的设定根据操作者经操作部 102 的操作或从后述的探索部 111 接收发送方向数据来进行。方向设定部 110 向顶端部 10 的收发控制部 14 或方向控制部 16 发送设定的发送方向数据。此外,方向设定部 110 具备未图示的存储部,存储样品容积或发送方向数据。

[0125] 作为方向设定部接受的关于超声波发送方向的设定的操作,例如可以举出扫描模式的选择操作、样品容积的设定操作、超声波传感器 12 的旋转操作/偏斜操作等。此外,方向设定部 110 对应于扫描模式(连续波多普勒模式等),设定在顶端部 10 的超声波传感器 12 中被施加驱动信号的元件(或通道)。关于接受来自探索部 111 的发送方向数据的、发送方向的设定处理,记载在探索部 111 的说明中。

[0126] 将与扫描模式的选择操作、样品容积的设定操作相应的超声波发送方向的设定信

息（要驱动的元件、相对超声波放射面的角度 / 方向等）经发送部 105 发送到顶端部 10 的收发控制部 14。将与超声波传感器 12 的旋转操作 / 偏斜操作相应的超声波发送方向的设定信息（超声波传感器 12 的偏斜角度、旋转量等）发送到顶端部 10 的方向控制部 16。另外，方向设定部 110 相当于“变更部”的一例。此外，方向设定部 110 在与顶端部 10 的方向控制部 16 和驱动部 18 的组合中，相当于“变更部”的一例。此外，方向设定部 110 在与发送部 105 和顶端部 10 的收发控制部 14 的组合中相当于“变更部”的一例。这些“变更部”的一例通过上述构成能变更超声波的发送方向。

[0127] （探索部）

[0128] 探索部 111 在超声波诊断装置 100 收发用于取得超声波图像的超声波时，探索超声波的发送方向，以调整检查部位的位置与超声波的发送方向。该探索是基于由多普勒模式下的超声波的收发得到的多普勒信号而进行的。具体地，该探索通过判断多普勒信号中超声波的发送方向（或样品容积）是否适应于产生血流的期望观察对象来进行。另外，作为前提，在实施基于探索部 111 的该调整的情况下，主控制部 104 无论操作者选择的扫描模式是哪个扫描模式，均控制顶端部 10，以便与超声波图像的取得并行地取得多普勒信号。另外，所谓多普勒信号，表示通过上述多普勒模式得到的回声信号、或由信号处理部实施了信号处理后的多普勒图像的 RAW 数据。另外，为了便于说明，下面也对多普勒信号进行同样的记载。此外，所谓多普勒模式，表示脉冲多普勒模式、连续波多普勒模式、彩色多普勒模式、功率多普勒模式等、用于取得血流信息的扫描模式之一。另外，为了便于说明，下面对多普勒模式进行同样的记载。

[0129] 例如，在选择 B 模式、生成 B 模式图像的情况下，主控制部 104 进行控制，督促在所显示的 B 模式图像 BI 上设定样品容积。若操作者设定样品容积，则顶端部 10 按照从发送部 105 接收到的控制信号，交替地反复 B 模式的扫描、与基于脉冲多普勒模式的多普勒信号的取得。探索部 112 根据取得的多普勒信号，进行检查部位的位置与超声波发送方向的调整用的探索。例如，可以在心脏射血率监视中用于超声波传感器 12 的超声波发送方向的探索。

[0130] 作为第 1 方式的探索部 111，比较各个随时间经过取得的表示多普勒信号强度的信号强度信息，求出信号强度最大的超声波的发送方向。如此求出的发送方向相当于收发时的超声波波束朝向观察部位的方向。探索部 111 的探索处理的一例如下。

[0131] 《超声波的发送开始》

[0132] 作为前提，将顶端部 10 插入被检体内且操作者选择扫描模式、开始发送超声波。之后，主体部 101 的接收部 106 的接收部随时间经过取得基于该扫描模式的回声信号。根据该回声信号，信号处理部、生成部 109 等生成对应于扫描模式的超声波图像，显示部 103 适当显示该超声波图像。另外，在选择扫描模式是多普勒模式的情况下，仅取得基于选择的扫描模式的回声信号。该情况下，不执行扫描模式的切换处理。

[0133] 《探索的开始》

[0134] 在扫描模式是 B 模式的情况下，B 模式信号处理部 107 向生成部 109 发送基于回声信号的 RAW 数据，且多普勒信号处理部 108 向探索部 111 发送多普勒信号。并且，主体部 101 的发送部 105 为了探索部 111 的探索处理，实施基于多普勒模式的超声波发送。发送部 105 以从上述发送开始时刻开始起算、经过规定时间（设定的任意时间）为契机，让顶端部

10 实施基于多普勒模式的超声波发送。此时,方向设定部 110 不仅在最初发送超声波的方向,还通过使顶端部 10 边依次变更发送方向边发送超声波。另外,进行探索处理的时间间隔可任意设定。

[0135] 《基于心电波形的超声波发送》

[0136] 在探索处理中,变更发送方向后发送超声波的时间间隔设为按照操作者设定的每个任意时间间隔。例如,根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形,主控制部 104 求出规定的心时相(扩张期等)。进而,主控制部 104 也可在每个求出的心时相、向发送部 105 发送涉及超声波发送定时的控制信号。所谓规定的心时相是扩张期或收缩期、收缩早期、收缩中期、收缩末期、扩张早期、扩张中期或扩张末期等。另外,探索处理中,主控制部 104 不限于在规定的的心时相发送涉及超声波发送定时的控制信号的构成。作为另一例,主控制部 104 也可构成,根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形,求出规定的心时相,对依次取得的多普勒信号中的对应于该规定心时相的时间下的多普勒信号,求出后述的信号强度。

[0137] 另外,即便在进行基于探索部 111 的探索处理的情况下,也需要多普勒模式的初始设定。例如,进行如下通知,即:督促开始所选择的扫描模式、或在其前后督促利用主控制部 104 设定样品容积。例如,让显示部 103 显示规定的字符串的处理,输出声音的引导的处理等,相当于该通知。若经过规定时间,则方向设定部 110 经发送部 105,首先将对应于初始设定的方向作为发送方向向顶端部 10 发送超声波。接着,方向设定部 110 经发送部 105,使顶端部 10 向初始设定的发送方向的周围、例如与初始设定方向邻接的方向发送超声波。

[0138] 《信号强度信息的取得》

[0139] 接收部 106 依次取得多普勒模式中发送方向不同的各个多普勒信号。该多普勒信号是由多普勒信号处理部 108 取得的来自血流(观察对象为血流的情况下;CWD 或血流 PWD)或来自组织(观察对象为组织的情况下;组织 PWD)的信号。下面,如果不特别说明,则观察对象为血流。该情况下,将提取去除了成为噪声的来自组织的成分后的来自血流的信号,作为多普勒信号。多普勒信号处理部 108 向探索部 111 发送多普勒信号。探索部 111 将从信号处理部依次取得的多普勒信号与超声波的发送方向的信息一起存储在未图示的存储部中。此外,探索部 111 从存储的发送方向各不相同的多普勒信号中取得表示信号强度的信号强度信息。信号强度信息例如是脉冲多普勒模式中的血流的灵敏度信息,此时,可将多普勒频谱图像所示波形中的振幅值或亮度值等设为血流的灵敏度信息。另外,探索部 111 也可在每次取得多普勒信号时从该多普勒信号中取得信号强度信息。此时,探索部 111 将依次求出的信号强度信息与超声波的发送方向的信息存储在未图示的存储部中。

[0140] 《信号强度的比较》

[0141] 此外,探索部 111 比较例如对应于规定心时相的、不同方向上的各个多普勒信号,求出信号强度大的多普勒信号。关于信号强度的比较中表示最大信号强度的多普勒信号,将其与对应的超声波发送方向的信息一起存储。另外,探索部 111 求出信号强度的定时可以是每次探索部 111 取得多普勒信号时。另外,也可构成,在下面记载的探索处理终止后,探索部 111 根据各时刻的多普勒信号求出最大信号强度。

[0142] 《探索的终止》

[0143] 在满足规定条件之前,持续进行按照方向设定部 110 的控制的、超声波的发送和

与之对应的多普勒信号的取得的处理。作为规定条件,例如可以举出规定发送次数的结束,规定范围(与声源所成的规定角度范围)下的发送完成,或规定时间的经过。1个规定条件相当于1个循环。探索部111若在该循环中接收最后取得的多普勒信号,则终止该循环,求出其信号强度信息。此外,探索部111与之前的循环的具有最大信号强度的多普勒信号相比较。探索部111通过进行该比较,完成探索处理的1次循环,确定与具有最大信号强度的多普勒信号对应的超声波的发送方向的信息。探索部111将确定的超声波的发送方向的信息发送到方向设定部110。

[0144] 《方向设定的更新》

[0145] 方向设定部110比较执行上述探索处理前的超声波的发送方向、与从探索部111接收到的超声波的发送方向的信息。若二者之间存在差异,则方向设定部110根据从探索部111接收到的超声波的发送方向的信息,更新超声波的发送方向的设定。此外,方向设定部110根据更新后的设定,利用顶端部10的发送部141或方向控制部16和驱动部18,将超声波的发送方向变更为新方向。本实施方式的方向设定部110和探索部111相当于“控制部”的一例。

[0146] 以上是探索部111的探索处理的一例。另外,作为另一例,也可在操作者最初选择连续波多普勒模式的情况下,如上所述,不等待经过规定时间,对应于超声波发送的开始而求出多普勒信号的信号强度。该情况下,也可根据依次取得的多普勒信号,继续求出同一发送方向下的信号强度的变化。其中,连续波多普勒模式中连续执行超声波的发送与接收。因此,像如上所述基于信号强度的发送方向的探索那样变更超声波的发送方向并探索超声波的发送方向优选的是,每隔规定时间间隔来执行。

[0147] 有时因为被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,超声波诊断装置观测的对象与超声波的发送方向会错开。特别是,观察对象不是向超声波发送方向上的深度方向错开,而是向偏离该方向的方向(正交方向等)错开的情况下,超声波诊断装置的监视难以继续。因此,每当产生错开,都需要调整顶端部10中的超声波传感器12的旋转、偏斜,或超声波波束的聚焦、发送方向等。或每当产生错开,都需要调整样品容积位置(深度)。

[0148] PWD模式具有距离分辨率。例如,在进行PWD模式的监视的情况下,不仅调整超声波波束的发送方向,还在该超声波波束的声线(sound ray)(扫描线)的距离方向上进行样品容积位置(深度)的调整。

[0149] 另一方面,CWD模式不具有距离分辨率。例如,在进行CWD模式的监视的情况下,边改变超声波波束的聚焦位置(深度),边进行求出多普勒信号的信号强度最大的位置(深度)之调整。

[0150] 但是,操作者持续进行错开的观察并对其进行调整非常复杂。若操作者负担这些操作,则担心基于超声波诊断装置的被检体内的监视的作业效率低下。并且在长期监视的情况下,若操作者负担这些作业,则操作者难以一直持续监视超声波的发送方向是否适当,所以妨碍监视的实现。在这方面,根据具备上述探索部111的超声波诊断装置100,因为定期实施超声波的发送方向的调整,所以这些问题得到消除。即,根据具备探索部111的超声波诊断装置100,在被检体内监视中不强迫操作者进行复杂处理,作业效率提高。另外,根据具备上述探索部111的超声波诊断装置100,也能对应于长期监视。

[0151] (生物体信息计测部)

[0152] 图 5 中,生物体信息计测部 120 连接于主体部 101。生物体信息计测部 120 生成生物体信号等表示被检体状态的信息,并将生成的信息发送给主体部 101。作为生物体信息计测部 120,相当于生物体电器(心电图扫描计、脑电波扫描计、肌电图扫描计等)、呼吸器类器具(呼吸流量计、电子式呼吸计(肺活量计)、呼吸电阻计等)、和医用监视装置(单个监视装置(病床监视器)、多个监视装置(中央监视器))等。医用监视装置监视心电图、血压、呼吸数、体温、脉搏、血中氧气饱和度、呼气气体分压等生命特征。

[0153] 例如,在生物体信息计测部 120 是心电图扫描计的情况下,主控制部 104 经接收部 106 等从生物体信息计测部 120 接收心电波形。图 5 中,生物体信息计测部 120 设置在主体部 101 的外部,但也可,生物体信息计测部 120 的一部分包含在主体部 101 侧的内部,在主体部 101 进行计测处理。

[0154] <动作>

[0155] 下面,参照图 9~图 11 来说明本实施方式中一边并列显示 B 模式图像、多普勒频谱图像和心电波形、一边每隔规定时间执行探索处理的控制的流程。图 9~图 11 是表示涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 的动作概略的流程图。

[0156] (步骤 S01)

[0157] 操作者经操作部 102,执行扫描模式的选择操作和初始设定(收发方向、发送聚焦点、接收聚焦点、样品容积设定等)。主控制部 104 经主体部 101 的发送部 105、顶端部 10 的 I/F15,将与对应于扫描模式的超声波传感器 12 的驱动控制有关的控制信号发送给顶端部 10 的收发控制部 14。另外,此时,主控制部 104 也可构成为,经接收部 106 等,从生物体信息计测部 120 取得心电波形。显示部 103 也可显示心电波形。

[0158] (步骤 S02)

[0159] 收发控制部 14 在一例中,在基于通过发送波形发生部 141b 进行了延迟的速率脉冲的定时,发生发送驱动脉冲。发送驱动脉冲由发送放大器 141c 放大,之后发送到切换部 143。由此,驱动规定的超声波振子 12a。这样,从超声波传感器 12 放射规定的超声波。如此开始超声波的发送。在扫描模式是 B 模式的情况下,接收部 106 将从顶端部 10 接收到的回声信号发送到 B 模式信号处理部 107。B 模式号处理部 107 通过进行信号处理,生成 RAW 数据。生成部 109 根据该 RAW 数据,生成 B 模式图像。将 B 模式图像适当显示在显示部 103 中。

[0160] (步骤 S03)

[0161] 主控制部 104 判断从基于选择到的扫描模式的超声波的发送开始时刻起算、是否经过了规定时间。在步骤 S03 中,在判断为未经过规定时间(例如操作者设定的任意时间)的情况下(步骤 S03;否),主控制部 104 反复该判断。

[0162] (步骤 S04)

[0163] 在步骤 S03 中,在判断为经过了规定时间的情况下(步骤 S03;是),主控制部 104 经发送部 105,开始收发涉及探索处理的顶端部 10 的超声波。此外,在显示部 103 中显示了 B 模式图像 BI 的情况下(参照图 6),主控制部 104 也可在这里进行督促样品容积的位置指定的通知,以便取得多普勒信号。操作者经由操作部 102 将 B 模式图像中的任意区域指定为样品容积。样品容积的方向,在图 6 中,用虚线 L1 表示从左心房 LA 穿过二尖瓣 M 而到达左心室的线,即通过左心系统的中央附近的发送方向。在 PW 多普勒的情况下,样品容积的

深度（采样门）例如设定为左心室腔内未接触二尖瓣的虚线 L1 的位置。将所指定的样品容积的方向及深度发送到方向设定部 110，方向设定部 110 经发送部 105，将与来自声源的超声波的发送方向有关的信息发送到顶端部 10。也可构成为在步骤 S04 之前设定样品容积的位置指定。

[0164] （步骤 S05）

[0165] 主控制部 104 判断步骤 S01 中选择的扫描模式是否是多普勒模式。该判断的结果，在判断为扫描模式是多普勒模式的情况下（步骤 S05；是），前进到步骤 S07。

[0166] （步骤 S06）

[0167] 步骤 S05 的判断结果，在判断为扫描模式不是多普勒模式的情况下（步骤 S05；否），主控制部 104 为了开始探索处理，将扫描模式切换为多普勒模式。

[0168] （步骤 S07）

[0169] 为了探索处理，主控制部 104 经发送部 105，让顶端部 10 实施基于多普勒模式的超声波发送。在步骤 S01 中选择的扫描模式是多普勒模式以外的扫描模式（B 模式等）的情况下，在以多普勒模式发送之后，交替地切换步骤 S01 中选择到的扫描模式与多普勒模式。

[0170] （步骤 S08）

[0171] 接收部 106 从顶端部 10 接收基于多普勒模式的回声信号。多普勒信号处理部 108 将通过对该回声信号实施信号处理所取得的多普勒信号发送给探索部 111。探索部 111 基于与规定心时相相应的时间下的多普勒信号，生成信号强度信息。将探索部 111 生成的信号强度信息与超声波的发送方向信息一起存储在未图示的存储部中。

[0172] （步骤 S09）

[0173] 主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形，计算探索处理中的下一超声波的发送定时。主控制部 104 反复该处理，直到下一超声波的发送定时到来为止（步骤 S09；否）。

[0174] （步骤 S10）

[0175] 在步骤 S09 中，在根据心电波形判断为下一超声波的发送定时到来的情况下（步骤 S09；是），主控制部 104 控制方向设定部 110，使顶端部 10 的超声波发送方向从初始设定的方向变更到其周围的方向，发送超声波。另外，在初始设定的扫描模式不是多普勒模式的情况下，主控制部 104 在将扫描模式切换到多普勒模式之后，变更顶端部 10 的超声波发送方向。

[0176] （步骤 S11）

[0177] 接收部 106 接收涉及变更发送方向后发送的超声波的回声信号，发送给多普勒信号处理部 108。探索部 111 根据从多普勒信号处理部 108 接收到的多普勒信号，生成信号强度信息，与对应的超声波的发送方向信息一起，存储在未图示的存储部中。另外，主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形，求出规定的心时相，求出依次取得的多普勒信号中的与该规定心时相对应的时间下的信号强度。

[0178] （步骤 S12）

[0179] 主控制部 104 判断是否满足了规定发送次数的完成、规定范围（与声源所成的规定角度范围）的发送完成、或规定时间的经过等探索处理的终止条件。在步骤 S12 中，主控制部 104 判断为未满足探索处理的终止条件的情况下（S12；否），主控制部 104 执行反复步

骤 S09 ~ 步骤 S12 的处理的控制。

[0180] (步骤 S13)

[0181] 在步骤 S12 中,在主控制部 104 判断为满足了探索处理的终止条件的情况下(步骤 S12 ;是),探索部 111 从未图示的存储部中读出各个信号强度信息并比较。另外,也可构成为每当探索部 111 通过反复步骤 S09 ~ 步骤 S11 的处理依次取得信号强度信息时,就与前一信号强度信息进行比较。此时,因为已求出暂定的最大信号强度,所以探索部 111 比较最后取得的信号强度与之前时刻下的暂定最大信号强度。

[0182] (步骤 S14)

[0183] 对于探索部 111 而言,步骤 S13 的比较结果是,确定信号强度最大的超声波发送方向。

[0184] (步骤 S15)

[0185] 探索部 111 将确定的超声波发送方向的信息发送给方向设定部 110。

[0186] (步骤 S16)

[0187] 方向设定部 110 比较事先设定的发送方向与步骤 S15 中接收到的发送方向的信息,判断二者之间是否存在差异。

[0188] (步骤 S17)

[0189] 步骤 S16 的判断结果,在方向设定部 110 判断为事先设定的发送方向与步骤 S15 接收到的发送方向的信息存在差异的情况下(步骤 S16 ;是),方向设定部 110 根据步骤 S15 接收到的超声波的发送方向的信息,更新超声波发送方向的设定。

[0190] (步骤 S18)

[0191] 方向设定部 110 根据更新后的设定,判断是否需要由方向控制部 16 和驱动部 18 使超声波传感器 12 旋转或偏斜。

[0192] (步骤 S19)

[0193] 在步骤 S18 中,方向设定部 110 判断为需要使超声波传感器 12 旋转或偏斜的情况下(步骤 S18 ;是),方向设定部 110 通过方向控制部 16 和驱动部 18,使超声波传感器 12 旋转或偏斜。其中,在使用 2 维阵列的超声波传感器 12 的情况下,有时不进行该判断。

[0194] (步骤 S20)

[0195] 方向设定部 110 利用顶端部 10 的发送部 141,在将超声波的发送方向变更为新的方向后,发送超声波。步骤 S18 中,方向设定部 110 在判断为不必使超声波传感器 12 旋转或偏斜的情况下(步骤 S18 ;否),方向设定部 110 不执行步骤 S19 的处理,而执行该步骤 S20 的处理。

[0196] 步骤 S16 的判断结果,在方向设定部 110 判断为事先设定的发送方向与步骤 S15 中接收到的发送方向的信息不存在差异的情况下(S16 ;否),方向设定部 110 不执行步骤 S17 ~ 步骤 S20 的处理,终止处理。

[0197] <作用、效果>

[0198] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0199] 本实施方式的超声波诊断装置 100 每隔规定时间向事先设定的超声波发送方向及其周围方向发送超声波,取得对应于不同发送方向的多个多普勒信号。并且,探索部 111 比较对应于不同发送方向的多个多普勒信号的信号强度信息,探索信号强度最大的超声波

的发送方向。方向设定部 110 将顶端部 10 的超声波发送方向变更为该发送方向。因此,即便因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,被检体内的顶端部 10 产生位移,导致观测对象与超声波的发送方向错开,超声波诊断装置 100 也不会强迫操作者进行复杂处理,能与上述位移相应地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。并且,即便长期监视,超声波诊断装置 100 也能避免其作业效率受损的事情。

[0200] 此外,本实施方式的超声波诊断装置 100 具有顶端部 10。顶端部 10 作为一例,构成为在胶囊状的收容部 10a 中收容有超声波传感器 12。这种顶端部 10 被插入被检体内。与此相对地,在将一般的经食道超声波探针插入食道的情况下,变为从把持部至顶端部的导管部置留在食道中的状态。例如,在从食道的规定位置向心脏收发超声波的情况下,至少在收发超声波的期间,导管部还置留在食道中。即,在继续观察心脏等观察部位的期间,从导管部至顶端部为始终置留在被检体食道中的状态。

[0201] 经食道超声波探针的导管部和顶端部在内部不仅具备与超声波传感器进行信号的交换的信号线、用于供电的电源线等,还具备用于弯曲顶端部的引线。即,被检体成为,在内置引线等的导管部分等置留在食道中的状态下持续忍耐。在观察的时间为长时间的情况下,担心因被检体的状态而成为负担。结果,有时无法将经食道超声波探针用于观察部位的继续观察。为了避免该问题,在从体外收发超声波的情况下,需要考虑从体外至观察部位之间存在的组织(骨或肺等)的影响。如本实施方式那样,若顶端部 10 构成为以胶囊型将通入缆线 11 内部的线也以电源线和信号线的程度抑制到最小,则与使用经食道超声波探针的情况相比,能减轻被检体的负担。此外,若使用沿中心轴贯通的、具有中空的圆筒状的支撑体,则即便顶端部 10 长期置留在规定部位,食道也能维持其功能。

[0202] 〈变形例 1〉

[0203] 下面,参照图 12A 和图 12B 来说明第 1 实施方式的变形例 1。图 12A 是表示第 1 实施方式的超声波传感器 12 的变形例 1 的概略立体图。图 12B 是图 12A 的概略 C—C' 剖视图。如图 12A 和图 12B 所示,涉及该变形例 1 的超声波传感器 12 形成为超声波振子 12a 的支撑体 12k 的直径从轴向一端面朝向另一端面逐渐变大,底部变宽。

[0204] 在该构成中,超声波振子 12a 相对于收容部 10a 的长轴(顶端部 10 的插入方向的轴)倾斜设置。由此,如上述实施方式所示,即便超声波传感器 12 不通过致动器等偏斜,也能将位于与例如插入到食道中部附近的顶端部 10 的超声波传感器 12 的超声波放射面成仰视的位置关系之心脏等包含在 ROI 中。

[0205] 因此,不需要驱动部 18 的驱动控制,能够实现收容部 10a 的内部省空间化。

[0206] 此外,即便观察对象与超声波发送方向产生错开,变形例 1 的超声波诊断装置也不会强迫操作者进行复杂的处理,能与顶端部 10 的位移相应地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。

[0207] 〈变形例 2〉

[0208] 下面,说明第 1 实施方式的变形例 2。在该变形例中,主体部 101 的发送部 105、接收部 106 执行第 1 实施方式的顶端部 10 中的发送部 141、接收部 142 的一大半功能。由此,有时能简化收容部 10a 的内部构成。发送部 105 和接收部 106 的功能例如下述那样。

[0209] (发送部—变形例 2)

[0210] 主体部 101 的发送部 105 包含时钟发生电路、发送延迟电路和脉冲发生器电路

(未图示)等而构成。时钟发生电路、发送延迟电路和脉冲发生器电路等由主控制部 104 控制。时钟发生电路是发生确定超声波的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。例如,时钟发生电路向发送延迟电路提供基准时钟信号。发送延迟电路向脉冲发生器电路提供被赋予了规定延迟时间的驱动信号。另外,规定的延迟时间是根据超声波的发送聚焦点而确定的。另外,脉冲发生器电路是内置有个数与对应于各超声波振子 12a 的单独路径(通道)相当的脉冲发生器、并发生发送驱动脉冲的电路。

[0211] 脉冲发生器电路以规定的反复频率(PRF)反复发生用于形成发送超声波的比率脉冲。发送延迟电路向比率脉冲提供涉及发送方向和发送聚焦的延迟时间。之后,以基于各延迟后的比率脉冲的定时,发生发送驱动脉冲。经缆线 11 向顶端部 10 发送该发生的发送驱动脉冲,经收发控制部 14 提供给超声波传感器 12 中的各超声波振子 12a。所提供的发送驱动脉冲激励各压电元件。这样,通过发送延迟电路向比率脉冲提供发送延迟时间,实施超声波的发送聚焦,将超声波集束成波束状。由此,确定超声波的发送指向性。进而,发送延迟电路使提供给各比率脉冲的发送延迟时间变化,从而控制来自超声波放射面的超声波发送方向。

[0212] (接收部—变形例 2)

[0213] 主体部 101 的接收部 106 由主控制部 104 控制。主体部 101 的接收部 106 接收与由被检体反射的超声波相应的回声信号。接收部 106 接收顶端部 10 接收到的回声信号,并对该回声信号进行延迟加法处理。从而,接收部 106 将模拟回声信号变换为整相后的(即接收聚束后的)数字数据。具体例如下所述。

[0214] 接收部 106 具有例如未图示的前置放大器电路、A/D 变换器、接收延迟电路与加法器。前置放大器电路按照每个接收通道将从超声波传感器 12 接收到的回声信号进行放大。A/D 变换器将放大后的回声信号变换为数字信号。将变换为数字信号后的回声信号存储在未图示的数字存储器中。另外,按照每个通道(或各元件),设置有数字存储器。将回声信号存储在对应的存储器中。此外,将回声信号存储在与该回声信号的接收时刻相应的地址中。

[0215] 接收延迟电路向变换为数字信号的回声信号提供为了确定接收指向性所需的延迟时间。按照每个元件计算该接收延迟时间。加法器将被提供了延迟时间的回声信号进行加法运算。加法器根据计算出的所需的延迟时间适当从数字存储器读出回声信号并进行加法运算。加法器边将接收聚焦位置沿发送波束上进行变更,边反复该加法处理。加法器通过加法处理,强调从对应于接收指向性的方向反射的反射成分。将由接收部 106 处理后的接收波束信号发送到信号处理部(B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108)。

[0216] [第 2 实施方式]

[0217] 下面,说明涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置 100。第 2 实施方式中,与第 1 实施方式相比,探索部 111 的处理内容不同。其他部分与涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 一样。下面主要说明这些不同点。

[0218] 第 1 实施方式中,探索部 111 构成为,根据多普勒信号的信号强度,来求出最佳的超声波发送方向。与此相对地,第 2 实施方式的超声波诊断装置 100 中,探索部 111 的探索处理是基于由生成部 109 生成的表示血流信息的波形来执行。

[0219] 《探索部的概要》

[0220] 例如,第2实施方式的探索部111也可将基于事先存储的多普勒信号的波形、与基于在探索处理中依次取得的多普勒信号的波形(例如图7A)进行比较。比较的多普勒信号的波形彼此最好以使心时相同步的规定期间(例如1个心周期)单位来比较。比较的结果,探索部111也可构成为,通过求出与基于事先存储的多普勒信号的波形之间的相似度最大的方向,求出超声波的发送方向。在上述第1实施方式中,说明根据多普勒信号的信号强度求出发送方向的实例。这里,在脉冲多普勒的情况下,若样品容积接触心肌组织或瓣膜,则接收波束信号出现饱和,与从血流取得信号的情况相比,有时多普勒信号的信号强度突出变大。在这种情况下,探索部111对多普勒信号的信号强度的期待值设置上限值,期望在期待值的范围内,探索取得信号强度最大值的方向。这里,如后所述,探索部111通过探索规定期间内的多普勒波形的相似度最大的方向,能在减轻饱和的影响的同时推定高精度的发送方向。另外,对于基于事先存储的多普勒信号的波形(基准的波形),在下面记载为“第2波形”。将基于通过探索处理而依次取得的多普勒信号的波形,记载为“第1波形”。第2波形相当于“第2波形图案”的一例。第1波形相当于“第1波形图案”的一例。

[0221] 《基准波形数据的生成》

[0222] 涉及第2波形的第2波形数据存储在未图示的存储部中。第2波形在探索处理中为与第1波形比较的比较对象。根据例如选择的扫描模式下的事先确定的取得条件,从开始收发超声波时起至经过规定时间后为止,取得该第2波形数据。该情况下,若操作者选择的扫描模式是B模式,则主控制部104经发送部105控制顶端部10,以交替地反复切换如下的控制,即:对应于B模式的超声波传感器12的电子扫描的控制、和对应于多普勒模式的超声波收发的控制。反复该控制切换,直到经过规定时间。此时的多普勒模式下的超声波的发送方向是在初始设定中设定的方向。初始设定在超声波的发送开始定时或其前后由操作者执行。另外,在第2波形的生成中,与探索处理不同,不进行发送方向的变更,在所设定的方向上发送超声波。

[0223] 此外,主控制部104为了生成第2波形数据,控制顶端部10的收发控制部14,以在规定的的心时相(扩张期等)取得多普勒信号。由于该控制,主控制部104从生物体信息计测部120取得心电波形。生成部109根据多普勒信号,生成表示多普勒模式下的波形的图像(多普勒频谱图像等)。

[0224] 探索部111从表示多普勒模式下的波形的图像中提取出与心电波形中的规定的心时相对应的波形。探索部111生成该波形,作为第2波形,并存储在存储部中。另外,也可不执行上述第2波形数据的生成处理,而存储事先取得的表示波形的数据,作为第2波形数据。作为一例,探索部111也可使用表示与被检体的状态相应的标准的波形的波形数据。此外,作为另一例,探索部111也可参照当前的被检体状态,从基于从过去自同一被检体取得的多普勒信号的波形中,提取特定波形,将该特定波形用作第2波形。

[0225] 《探索的开始》

[0226] 主体部101的发送部105为了取得探索部111的探索处理中使用的第1波形,实施多普勒模式的超声波发送。发送部105以从上述第2波形的取得时刻起算、经过规定时间为契机,使顶端部10实施基于多普勒模式的超声波发送。另外,进行探索处理的时间间隔可任意设定。

[0227] 《基于心电波形的超声波发送》

[0228] 在探索处理中,变更发送方向后发送超声波的间隔可对应于第 2 波形的心时相来设定。主控制部 104 从生物体信息计测部 120 接收心电波形。此外,主控制部 104 根据心电波形,求出与第 2 波形中的心时相(例如扩张期)对应的心时相。进而,主控制部 104 再根据该心时相,向发送部 105 发送与超声波发送定时有关的控制信号。另外,探索处理中,主控制部 104 不限于在规定的的心时相发送与超声波发送定时有关的控制信号的构成。作为另一例,主控制部 104 也可构成为,根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形,求出规定的心时相,对应于依次取得的多普勒信号中的该规定的心时相,生成后述的第 1 波形。

[0229] 《波形图像的生成》

[0230] 多普勒信号处理部 108 对从接收部 106 接收到的回声信号执行与第 1 实施方式一样的信号处理,将多普勒模式的 RAW 数据发送到生成部 109。生成部 109 根据 RAW 数据,依次生成多普勒频谱图像。

[0231] 《第 1 波形的生成》

[0232] 此时,主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形,求出与第 2 波形的心时相对应的心时相,发送给探索部 111。探索部 111 从由生成部 109 生成的多普勒频谱图像中,提取出与第 2 波形的心时相对应心时相的波形。探索部 111 对每个超声波的发送方向依次生成该波形,作为第 1 波形。

[0233] 《波形的相似度的算出》

[0234] 探索部 111 求出存储的第 2 波形、与探索处理中依次生成的第 1 波形各自的相似度。相似度例如通过互相关运算求出。探索部 111 根据第 1 波形与第 2 波形的互相关系数数值,求出 2 个波形的相似度。求出的相似度与超声波的发送方向信息一起,由探索部 111 存储在未图示的存储部中。

[0235] 《比较相似度》

[0236] 探索部 111 比较各个不同方向下的第 1 波形,求出与第 2 波形的相似度最高的第 1 波形。将相似度比较中、相似度最高的第 1 波形,与对应的超声波发送方向信息一起存储。相似度最高的第 1 波形相当于“相似波形图案”的一例。

[0237] <动作>

[0238] 下面,参照图 13 ~ 图 15 来说明该实施方式中一边并列显示多普勒频谱图像和心电波形一边每隔规定时间执行探索处理的控制流程。图 13 ~ 图 15 是表示涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置 100 的动作的概略的流程图。

[0239] 另外,通过并列显示多普勒频谱图像和心电波形,例如如图 7B 所示,进行左心室流入血流的收缩期的峰值的监视。此时,通过取得心电波形,能区别与多普勒波形相对的心时相(收缩期或扩张期)。这里,如图 7B 所示,在观察到扩张期产生的左心室流入血流的情况下,表示血流方向的波形的极性被检测为负(图的下侧)。另外,如图 7B 所示,在收缩期检测出反向(正方向(图的上侧))波形的极性成分的情况下,意味着存在二尖瓣反流(图 7B;MR)。其中,若仅以波形极性来进行二尖瓣反流 MR 的判断,则该判断有可能是误判断。这是因为若顶端部 10 相对左心室流入血流(观察对象)位移,则超声波发送方向错开。由此,有可能接收在收缩期具有相同的正(图的上侧)极性的大动脉射血血流的多普勒信号,而将该多普勒信号的波形误检出为二尖瓣逆流 MR。为了避免这种误检出,重要的是探索部 111 在该监视中执行参考了心时相的探索处理。

[0240] (步骤 S31)

[0241] 操作者经操作部 102 执行扫描模式的选择操作和初始设定(收发方向、发送聚焦点、接收聚焦点、样品容积设定等)。主控制部 104 经主体部 101 的发送部 105、顶端部 10 的 I/F15,将与对应于扫描模式的超声波传感器 12 的驱动控制有关的控制信号发送给顶端部 10 的收发控制部 14。另外,此时,主控制部 104 也可构成为,经接收部 106 等,从生物体信息计测部 120 取得心电波形。显示部 103 也可进一步显示心电波形(例如图 7B)。

[0242] (步骤 S32)

[0243] 收发控制部 14 驱动超声波振子 12a,由此,放射规定的超声波。这样开始发送超声波。在扫描模式是多普勒模式的情况下,接收部 106 将从顶端部 10 接收到的回声信号发送到多普勒信号处理部 108。多普勒信号处理部 108 通过进行信号处理,生成 RAW 数据。生成部 109 根据该 RAW 数据,生成多普勒频谱图像,并将该图像适当显示在显示部 103 中。

[0244] (步骤 S33)

[0245] 主控制部 104 判断步骤 S01 中选择到的扫描模式是否是多普勒模式。该判断的结果,在判断为扫描模式是多普勒模式的情况下(步骤 S33;是),前进到步骤 S35。

[0246] (步骤 S34)

[0247] 步骤 S33 的判断结果,在判断为扫描模式不是多普勒模式的情况下(步骤 S33;否),主控制部 104 为了开始探索处理,将扫描模式切换为多普勒模式。

[0248] (步骤 S35)

[0249] 为了探索处理,主控制部 104 经发送部 105,使顶端部 10 实施基于多普勒模式的超声波发送。之后,经接收部 106 从顶端部 10 向主体部 101 发送回声信号,由多普勒信号处理部 108 进行信号处理。生成部 109 从多普勒信号处理部 108 接收 RAW 数据,之后生成多普勒频谱图像。探索部 111 从该多普勒频谱图像中,提取与心电波形中的规定的心时相对应的波形。探索部 111 生成该波形作为第 2 波形,并存储在存储部中。

[0250] (步骤 S36)

[0251] 主控制部 104 判断从基于选择到的扫描模式的超声波发送开始的时刻、或第 2 波形的生成时刻起算、是否经过了规定时间。在步骤 S36 中,在判断为未经过规定时间的情况下(步骤 S36;否),主控制部 104 反复该判断。

[0252] (步骤 S37)

[0253] 在步骤 S37 中,在判断为经过了规定时间的情况下(步骤 S36;是),主控制部 104 经发送部 105,开始与探索处理有关的顶端部 10 的超声波收发。主控制部 104 在步骤 S31 中选择到的扫描模式不是多普勒模式的情况下,为了开始探索处理,将扫描模式切换为多普勒模式。

[0254] (步骤 S38)

[0255] 接收部 106 从顶端部 10 接收基于多普勒模式的回声信号。多普勒信号处理部 108 将对该回声信号实施了信号处理的多普勒信号发送到生成部 109。生成部 109 生成多普勒频谱图像。

[0256] (步骤 S39)

[0257] 探索部 111 从生成部 109 生成的多普勒频谱图像中,提取出与第 2 波形的心时相对应的心时相的波形。探索部 111 生成该波形,作为第 1 波形。探索部 111 将第 1 波形与

超声波的发送方向信息一起存储在未图示的存储部。

[0258] (步骤 S40)

[0259] 主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 输入的心电波形,计算探索处理中的下一超声波的发送定时。主控制部 104 反复该处理,直到下一超声波的发送定时到来(步骤 S40;否)。

[0260] (步骤 S41)

[0261] 在步骤 S40 中,在根据心电波形判断为下一超声波发送定时到来的情况下(步骤 S40;是),主控制部 104 控制方向设定部 110,将顶端部 10 的超声波发送方向从初始设定的方向变更为其周围的方向后发送超声波。另外,在初始设定的扫描模式不是多普勒模式的情况下,主控制部 104 在将扫描模式切换为多普勒模式之后,变更顶端部 10 的超声波发送方向。

[0262] (步骤 S42)

[0263] 接收部 106 接收与变更发送方向后发送的超声波有关的回声信号,发送给多普勒信号处理部 108。生成部 109 根据多普勒信号处理部 108 处理后的多普勒信号,生成多普勒频谱图像。探索部 111 从由生成部 109 生成的多普勒频谱图像中,提取与第 2 波形的心时相对应的心时相的波形。探索部 111 生成该波形,作为第 1 波形。探索部 111 将该第 1 波形与对应的超声波发送方向信息一起,存储在未图示的存储部中。

[0264] (步骤 S43)

[0265] 主控制部 104 判断是否满足了规定发送次数的完成、规定范围(与声源所称的规定角度范围)中的发送完成、或规定时间的经过等探索处理的终止条件。在步骤 S42 中,在主控制部 104 判断为不满足探索处理的终止条件的情况下(步骤 S43;否),主控制部 104 执行反复步骤 S40~步骤 S42 的处理的控制。

[0266] (步骤 S44)

[0267] 在步骤 S42 中,在主控制部 104 判断为满足了探索处理的终止条件的情况下(步骤 S43;是),探索部 111 从未图示的存储部中读出各个第 1 波形,与第 2 波形比较。比较的结果是,求出各个第 1 波形与第 2 波形的相似度(互相关运算等)。进而,探索部 111 求出各个第 1 波形中、与第 2 波形的相似度最高的第 1 波形。

[0268] 另外,探索部 111 也可构成为,每当通过反复步骤 S40~步骤 S42 的处理而依次生成第 1 波形,就与第 2 波形进行比较,求出相似度。进而也可以在该构成中,由探索部 111 暂定地确定到之前的时刻为止求出的相似度中、相似度最高的第 1 波形。在这种构成的情况下,探索部 111 比较最后取得的第 1 波形的相似度与之前求出的最高值的相似度。

[0269] (步骤 S45)

[0270] 对于探索部 111 而言,步骤 S44 的比较结果是,确定与相似度最高的第 1 波形对应的超声波的发送方向。

[0271] (步骤 S46~步骤 S50)

[0272] 关于发送发送方向的信息(步骤 S46)、判断发送方向有无差异(步骤 S47)、方向设定的更新(步骤 S48)、判断是否旋转或偏斜超声波传感器 12(步骤 S49)、使超声波传感器 12 旋转或偏斜的控制(步骤 S50)、向新的方向发送超声波(步骤 S51),与第 1 实施方式一样,所以省略说明。

[0273] <作用、效果>

[0274] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0275] 本实施方式的超声波诊断装置 100 每隔规定时间,向事先设定的超声波发送方向与其周围方向发送超声波,取得对应于不同发送方向的多个多普勒信号。此外,探索部 111 将与不同的发送方向对应的多个第 1 波形的每个与事先存储的第 2 波形(基准波形)进行比较。比较的结果是,探索部 111 求出与第 2 波形的相似度。探索部 111 求出所求出的相似度中、相似度最高的第 1 波形。探索部 111 将与该第 1 波形对应的超声波的发送方向发送给方向设定部 110。方向设定部 110 将超声波的发送方向变更为该发送方向。右侧,即便因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,被检体内的顶端部 10 产生位移,导致观测对象与超声波的发送方向错开,超声波诊断装置 100 也不会强迫操作者进行复杂处理,能与上述位移相应地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。并且,即便长期监视,也能避免超声波诊断装置 100 的作业效率受损的事情。

[0276] 此外,第 2 实施方式中,超声波诊断装置 100 也可与第 1 实施方式一样,具有胶囊状顶端部 10。进而,顶端部 10 也可构成为,将通入缆线 11 内部的线以电源线和信号线的程度抑制到最小。由此,与使用经食道超声波探针的情况相比,能减轻被检体的负担。

[0277] [第 3 实施方式]

[0278] 下面,说明涉及第 3 实施方式的超声波诊断装置 100。第 2 实施方式构成为,将成为基准的第 2 波形与定期生成的第 1 波形进行比较、求出相似度最高的超声波的发送方向。与此相对地,第 3 实施方式的探索部 111 不仅执行第 2 实施方式的探索处理,还与之并行地执行涉及第 1 实施方式的探索处理。其他部分与涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置 100 一样。下面主要说明这些不同点。

[0279] 第 2 实施方式的多普勒信号处理部 108 为了生成第 1 波形,根据多普勒模式中的回声信号,生成多普勒频谱图像的 RAW 数据。第 3 实施方式中,多普勒信号处理部 108 将该 RAW 数据或回声信号发送给探索部 111。探索部 111 与第 1 波形的相似度的运算并行地求出信号强度。此外,第 3 实施方式中,对相似度进行加权,进而对信号强度也进行与相似度的加权对应的加权。因此,探索部 111 能进行将相似度的高低与信号强度的大小建立关联后的评价。探索部 111 根据相似度和信号强度的权重,对每个超声波发送方向进行评价。探索部 111 根据该评价,确定最佳的超声波发送方向,并发送给方向设定部 110。

[0280] <作用、效果>

[0281] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置 100 的作用和效果。

[0282] 本实施方式的超声波诊断装置 100 构成为,根据相似度和信号强度双方来探索最佳的超声波的发送方向。由此,能提高超声波的发送方向的探索精度。

[0283] [第 4 实施方式]

[0284] 下面,说明涉及第 4 实施方式的超声波诊断装置 100。涉及第 4 实施方式的超声波诊断装置 100 与第 1 实施方式及第 3 实施方式相比,不同之处在于探索部 111 的探索处理的开始定时。其他部分与涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 100 一样。下面主要说明这些不同点。

[0285] 第 1 实施方式构成为探索部 111 按照规定时间进行探索处理。与此相对地,第 4 实施方式的超声波诊断装置 100 的探索部 111 继续地或断续地求出规定的超声波的发送方

向下的信号强度。另外,下面,将探索部 111 继续地或断续地求出规定的超声波发送方向下的信号强度,记载为“监视信号强度”或仅记载为“监视”。此外,探索部 111 在通过监视取得的信号强度低于事先存储的阈值的情况下,开始探索处理。

[0286] <动作>

[0287] 下面,参照图 16 来说明本实施方式中通过监视信号强度来执行探索处理的控制流程。图 16 是表示涉及第 4 实施方式的超声波诊断装置 100 的动作用的概略的流程图。另外,操作者进行扫描模式等的初始设定、利用所选择的扫描模式发送超声波的处理与第 1 实施方式一样,所以省略说明。

[0288] (步骤 S61)

[0289] 主控制部 104 判断初始设定中选择到的扫描模式是否是多普勒模式。

[0290] (步骤 S62)

[0291] 步骤 S61 的判断结果,在判断为扫描模式不是多普勒模式的情况下(步骤 S61;否)、主控制部 104 为了开始监视处理,将扫描模式切换为多普勒模式。

[0292] (步骤 S63)

[0293] 步骤 S62 中,将扫描模式切换为多普勒模式的情况下,或步骤 S61 的判断结果判断为初始设定中选择到的扫描模式为多普勒模式的情况下(步骤 S61;是),执行监视处理。为了监视处理,主控制部 104 经发送部 105 使顶端部 10 实施基于多普勒模式的超声波发送。在初始设定中选择到的扫描模式是多普勒模式以外的扫描模式(B 模式等)的情况下,在基于多普勒模式的发送之后,交替地切换初始设定中选择到的扫描模式与多普勒模式。

[0294] (步骤 S64)

[0295] 接收部 106 从顶端部 10 接收基于多普勒模式的回声信号。多普勒信号处理部 108 将对该回声信号实施了信号处理后的多普勒信号发送给探索部 111。探索部 111 根据与规定的心时相对应的时间下的多普勒信号,生成信号强度信息。

[0296] (步骤 S65)

[0297] 探索部 111 比较所生成的信号强度信息与事先存储的阈值。在信号强度信息中的信号强度为阈值以上的情况下(步骤 S65;是),反复步骤 S63 ~ 步骤 S65 的处理。

[0298] (步骤 S66)

[0299] 步骤 S65 的比较结果,在探索部 111 判断为信号强度低于阈值的情况下(步骤 S65;否),主控制部 104 经发送部 105 开始与探索处理有关的顶端部 10 的超声波收发。

[0300] 关于基于探索处理的超声波发送方向的选定和超声波发送方向的设定的更新与第 1 实施方式或第 3 实施方式一样。之后,主控制部 104 反复上述步骤 S63 ~ 步骤 S66 的处理。

[0301] <作用、效果>

[0302] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0303] 本实施方式的超声波诊断装置 100 若开始选择到的扫描模式下的超声波的收发,则执行规定方向下的信号强度的监视。此外,若信号强度低于阈值,则探索部 111 开始探索处理。探索处理中,探索部 111 比较对应于不同发送方向的多个多普勒信号的信号强度信息,求出信号强度最大的超声波的发送方向。方向设定部 110 将顶端部 10 中的超声波的发送方向变更为该发送方向。因此,即便因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,

被检体内的顶端部 10 产生位移,导致观测对象与超声波的发送方向错开,超声波诊断装置 100 也不会强迫操作者进行复杂处理,能与上述位移相应地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。并且,即便长期监视,也能避免超声波诊断装置 100 其作业效率受损的事情。

[0304] 此外,即便在第 4 实施方式中,超声波诊断装置 100 也可与第 1 实施方式一样,具有胶囊状的顶端部 10。进而,顶端部 10 也可构成为将通入缆线 11 内部的线以电源线和信号线的程度抑制到最小。由此,与使用经食道超声波探针的情况相比,能减轻被检体的负担。

[0305] 第 4 实施方式中,探索部 111 根据需要执行探索处理。由此,超声波诊断装置 100 能以适当的定时,进行超声波的发送方向的修正。由此,超声波诊断装置 100 能进一步防止产生观察对象与超声波发送方向的错开的状态。并且,超声波诊断装置 100 能抑制无用的超声波的收发。

[0306] [第 5 实施方式]

[0307] 下面,说明涉及第 5 实施方式的超声波诊断装置 100。第 5 实施方式中,与第 2 实施方式、第 3 实施方式相比,探索部 111 执行的探索处理的开始定时不同。其他部分与涉及第 2 实施方式的超声波诊断装置 100 一样。下面主要说明这些不同点。

[0308] 在第 2 实施方式中,探索部 111 构成为,每隔规定时间进行探索处理。与此相对地,第 5 实施方式中的超声波诊断装置 100 的探索部 111 继续地或断续地生成规定的超声波的发送方向下的基于多普勒信号的波形(下面记载为“第 3 波形”)。第 3 波形相当于“第 3 波形图案”的一例。并且,探索部 111 求出第 3 波形与事先存储的第 2 波形的相似度。另外,下面,将探索部 111 继续地或断续地求出规定的超声波发送方向下的相似度,记载为“监视相似度”或仅记载为“监视”。此外,探索部 111 在通过监视取得的相似度低于事先存储的阈值的情况下,开始探索处理。

[0309] <动作>

[0310] 下面,参照图 17 来说明本实施方式中通过信号强度的监视来执行探索处理的控制流程。图 17 是表示涉及第 5 实施方式的超声波诊断装置 100 的动作概略的流程图。另外,操作者执行扫描模式等的初始设定、通过选择到的扫描模式来发送超声波的处理与第 2 实施方式一样,所以省略说明。此外,生成并存储第 2 波形的处理也与第 2 实施方式一样,所以省略说明。

[0311] (步骤 S71)

[0312] 主控制部 104 判断在初始设定中选择到的扫描模式是否是多普勒模式。

[0313] (步骤 S72)

[0314] 步骤 S71 的判断结果,在判断为扫描模式不是多普勒模式的情况下(步骤 S71;否),主控制部 104 为了开始监视处理,将扫描模式切换为多普勒模式。

[0315] (步骤 S73)

[0316] 在步骤 S72 中,在将扫描模式切换为多普勒模式的情况下、或步骤 S71 的判断结果判断为初始设定中选择到的扫描模式为多普勒模式的情况下(步骤 S71;是),执行监视处理。为了监视处理,主控制部 104 经发送部 105 使顶端部 10 实施基于多普勒模式的超声波发送。在初始设定中选择到的扫描模式是多普勒模式以外的扫描模式(B 模式等)的情况

下,在基于多普勒模式的发送之后,交替地切换在初始设定中选择到的扫描模式与多普勒模式。

[0317] (步骤 S74)

[0318] 接收部 106 从顶端部 10 接收基于多普勒模式的回声信号。多普勒信号处理部 108 将该回声信号实施了信号处理后的 RAW 数据发送给生成部 109。生成部 109 生成基于 RAW 数据的多普勒频谱图像。探索部 111 根据在监视处理中通过生成部 109 生成的多普勒频谱图像,生成第 3 波形。

[0319] (步骤 S75)

[0320] 此外,探索部 111 求出第 3 波形与事先存储的第 2 波形的相似度。

[0321] (步骤 S76)

[0322] 探索部 111 比较所求出的相似度与事先存储的阈值。在第 3 波形的相似度为阈值以上的情况下(步骤 S76 ;是),反复步骤 S73 ~步骤 S76 的处理。

[0323] (步骤 77)

[0324] 步骤 S65 的比较结果,在探索部 111 判断为相似度低于阈值的情况下(步骤 S76 ;否),主控制部 104 经发送部 105 开始与探索处理有关的顶端部 10 的超声波的收发。

[0325] 关于基于探索处理的超声波发送方向的选定和超声波发送方向的设定的更新与第 2 实施方式或第 3 实施方式一样。之后,主控制部 104 反复上述步骤 S73 ~步骤 S77 的处理。

[0326] <作用、效果>

[0327] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0328] 本实施方式的超声波诊断装置 100 若开始所选择到的扫描模式下的超声波的收发,则进行规定方向下的第 3 波形与第 2 波形的相似度的监视。此外,探索部 111 当相似度低于阈值时,则开始探索处理。探索处理中,探索部 111 求出对应于不同发送方向的多个第 1 波形的每个与第 2 波形的相似度。探索部 111 求出对应于这些相似度中相似度最高的第 1 波形的超声波的发送方向。方向设定部 110 将顶端部 10 中超声波的发送方向变更为该发送方向。因此,即便因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,被检体内的顶端部 10 产生位移,导致观测对象与超声波的发送方向错开,超声波诊断装置 100 也不会强迫操作者进行复杂处理,能对应于上述位移地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。并且,即便长期监视,也能避免超声波诊断装置 100 其作业效率受损的事情。

[0329] 此外,第 5 实施方式中,超声波诊断装置 100 也可与第 1 实施方式一样,具有胶囊状的顶端部 10。进而,顶端部 10 也可构成为将通入缆线 11 内部的线以电源线和信号线的程度抑制到最小。由此,与使用经食道超声波探针的情况相比,能减轻被检体的负担。

[0330] 此外,第 5 实施方式中,探索部 111 根据需要来执行探索处理。由此,超声波诊断装置 100 能以适当的定时,修正超声波的发送方向。由此,超声波诊断装置 100 能进一步防止产生观察对象与超声波发送方向的错开的状态。并且,超声波诊断装置 100 能抑制无用的超声波的收发。

[0331] [第 6 实施方式]

[0332] 下面,说明涉及第 6 实施方式的超声波诊断装置 100。第 5 实施方式中构成为,执行规定方向下的第 3 波形与第 2 波形的相似度监视,结果,若相似度低于阈值,则开始探索

处理。与此相对地,第6实施方式的探索部111不仅执行第5实施方式的监视处理,还与之并行地执行涉及第4实施方式的监视处理。其他部分与涉及第5实施方式的超声波诊断装置100一样。下面主要说明这些不同点。

[0333] 第5实施方式中的探索部111若开始所选择到的扫描模式下的超声波的收发,则进行规定方向下的第3波形与第2波形的相似度的监视。第6实施方式中,与该第3波形和第2波形的相似度的监视并行地执行规定方向的多普勒信号的信号强度的监视。这里所谓的“规定方向”是与第3波形中的超声波的发送方向相同的方向。此外,第6实施方式的探索部111在相似度和信号强度之一或双方低于各自的阈值时,开始探索处理。另外,探索处理只要与第1实施方式~第3实施方式的任一种是相同的处理即可。

[0334] <作用、效果>

[0335] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0336] 本实施方式的超声波诊断装置100构成为,通过监视相似度和信号强度,来测量探索处理的开始定时。通过该构成,超声波诊断装置100能以适当的定时,修正超声波的发送方向。由此,能防止产生观测对象与超声波发送方向错开的状态。并且,能抑制无用的超声波的收发。

[0337] [第7实施方式]

[0338] 下面,说明第7实施方式。第1~第6实施方式的探索部111构成为,通过上述任一探索处理,探索最佳的超声波发送方向。该构成中,第7实施方式也一样。但是,第7实施方式的探索部111对应于未探索到适当的超声波发送方向的情况,执行错误通知、超声波监视(收发超声波)终止等处理。其他部分与涉及第1~第6实施方式的超声波诊断装置100一样。下面主要说明这些不同点。

[0339] (探索处理—信号强度)

[0340] 第7实施方式的探索部111存储信号强度的阈值。探索部111若在探索处理中确定最大的信号强度,则比较该信号强度与该阈值。探索部111在信号强度低于阈值的情况下,判断为未能探索到适当的超声波发送方向。并且,探索部111经未图示的通知部,通知操作者能识别的错误信息。通知部例如使显示部103显示错误消息。另外,通知部让未图示的声音输出部输出规定的声音。此外,探索部111在此情况下不向方向设定部110发送超声波的发送方向信息。

[0341] 此外,作为探索部111的另一处理,探索部111在信号强度低于阈值的情况下,判断为未能探索到适当的超声波发送方向。此外,探索部111将该含义的信息发送给主控制部104。主控制部104通过接收该信息,使基于顶端部10的超声波的发送中止。另外,作为探索部111未能探索到适当的超声波发送方向的情况,能够举出顶端部10的位移大的情况。此时,有可能变为即便方向设定部110旋转、偏斜超声波传感器12或通过电子扫描变更超声波的发送方向,观测对象也不包含在ROI中的状态。

[0342] (探索处理—相似度)

[0343] 第7实施方式的探索部111存储相似度的阈值。探索部111若在探索处理中确定相似度最高的超声波的发送方向,则比较该相似度与该阈值。探索部111在相似度低于阈值的情况下,判断为未能探索到适当的超声波发送方向。之后,探索部111经未图示的通知部,通知操作者能识别的错误信息。通知部的构成与上述一样。此外,主控制部104中止顶

端部 10 发送超声波的构成也与上述一样。

[0344] 如第 3 实施方式那样,在探索处理中使用信号强度和相似度双方的情况下,探索部 111 执行上述处理的组合。

[0345] <作用、效果>

[0346] 说明以上说明的涉及本实施方式的超声波诊断装置的作用和效果。

[0347] 在本实施方式中,构成为在探索部 111 在未能探索到适当的超声波的发送方向的情况下,执行错误的通知、超声波的发送的中止等。例如,在即便旋转、偏斜超声波传感器 12 或通过电子扫描变更超声波的发送方向、观测对象也不包含在 ROI 中的状态下,操作者首先需要识别该状态。此外,该状态下需要使顶端部 10 移动。对于这点,根据本实施方式,操作者能在顶端部 10 相对被检体的位移大的情况下进行适当处理。

[0348] [使用例]

[0349] 下面,说明第 1 ~ 第 7 实施方式中超声波诊断装置 100 的使用例。说明超声波诊断装置 100 实施心脏射血率的监视的使用例。

[0350] (B 模式图像的显示)

[0351] 超声波诊断装置 100 当实施心脏射血率的监视时,使显示部 103 显示心脏的 B 模式图像。该处理例如下面所示。首先,操作者经操作部 102,进行选择 B 模式作为扫描模式的初始设定。发送部 105 对应于初始设定,将涉及 B 模式的超声波传感器 12 的驱动控制信号发送给顶端部 10。通过顶端部 10 的发送部 141 驱动超声波传感器 12,之后向被检体发送超声波。

[0352] 顶端部 10 经接收部 142 等向主体部 101 发送回声信号。主体部 101 经接收部 106 等,向 B 模式信号处理部 107 发送回声信号。B 模式信号处理部 107 对回声信号实施信号处理,并生成涉及 B 模式回声信号的 RAW 数据。生成部 109 从 B 模式信号处理部 107 接收 RAW 数据,生成 B 模式图像数据。生成部 109 根据 B 模式图像数据,使显示部 103 显示 B 模式图像。接着,操作者将顶端部 10 插入被检体内。操作者边参照 B 模式图像,边将顶端部 10 插入被检体内。

[0353] (轮廓线的设定)

[0354] 操作者将顶端部 10 插入到被检体的食道的规定位置,进而进行超声波传感器 12 的位置调整(旋转、偏斜等),或调整超声波波束角,从而将心脏包含在 ROI 中。由此,使显示部 103 显示表示心脏断层像的 B 模式图像。进而,在表示心脏的 B 模式图像中,由主控制部 104 在心肌与心腔的边界(下面记载为“心肌/心腔边界”)设定轮廓线。作为一例,主控制部 104 通过接收操作者的手动的设定或使用 ACT(Automated - Contour - Tracking)法等自动手法,从而抽取相当于心内腔的边界位置的轮廓线。该轮廓线在利用 modified - Simpson 法或 Area - Length 法等求出用于算出心脏射血率的心腔内容积之时使用。

[0355] 参照图 19 来说明该轮廓线的具体设定例。图 19 是表示在心尖二腔剖面上设定的轮廓线与操作点的概略图。如图 19 所示,操作者经操作部 102 在断层像上所示的心腔内的规定位置设定闭曲线 B1。主控制部 104 如图 19 所示,在设定的闭曲线上,以规定间隔配置多个操作点 R1、R2、R3...RN。此外,主控制部 104 使该操作点的每个向心肌以放射状移动。主控制部 104 使操作点沿例如闭曲线 B1 中各操作点 R1、R2、R3...RN 的法线方向 C1、C2、C3...CN 移动。

[0356] 主控制部 104 边使操作点 R1、R2、R3...RN 以放射状移动,边继续求出对应于各操作点 R1、R2、R3...RN 位置的断层图像数据的像素值。之后,主控制部 104 检出像素值急剧变化的位置,作为心肌与心腔的边界位置。进而,主控制部 104 通过将检出的多个边界位置连接,生成轮廓数据。该轮廓数据的生成方法中,主控制部 104 对图像数据依次读出对应于在心腔内以放射状移动的操作点 R1、R2、R3...RN 的位置之像素值,求出像素值的变化量。此外,主控制部 104 根据该变化量,检出超声波的反射少的心腔内与反射较大的心肌的边界(心肌/心腔边界)。

[0357] (采样门的设定)

[0358] 进而,操作者经操作部 102,重合于表示心脏的 B 模式图像地设定采样门。图 6 中,省略采样门的图示,但示出脉冲多普勒的超声波的发送方向(与声源所成的波束角)。例如,操作者重合于图 6 的虚线 L1 来设定采样门。另外,该虚线 L1 从断层像所示的左心房 LA 通过二尖瓣 M 到达左心室,通过左心系统的中央附近。并且,采样门例如设定在二尖瓣 M 附近的左心室的腔内区域中。该方向是容易较大地检出血流强度的方向。

[0359] (心腔内容积的计测)

[0360] 图 20A 和图 20B 表示由主控制部 104 执行的心腔内容积计测的具体例。主控制部 104 通过操作部 102 接收选择操作,从未图示的存储部中存储的时间系列的 B 模式图像数据中,选择相当于期望期间 T0 的 M 张图像数据 P1 ~ 图像数据 PM,单独存储在存储部中。此外,主控制部 104 从对图像数据 P1 ~ 图像数据 PM 的每个生成的轮廓数据中检出瓣膜环(valve annulus),并以该瓣膜环的位置为基准,设定心脏的长轴 FL。进而,主控制部 104 经过用间隔 Δh 将长轴 FL 分割成 J 份后的分割点 h_j ($j = 1$ 至 J),相对于长轴 FL 引垂线。主控制部 104 算出该垂线与轮廓数据 E 相交的 2 个交点 f_{1j} 及 f_{2j} 之间的长度 X_j ($j = 1$ 至 J) (参照图 20A)。

[0361] 接着,主控制部 104 将上述步骤求出的长度 X_1 ~ 长度 X_j 设为直径,使用以事先设定的间隔 Δh 为高度的微小圆柱之和来近似体积的方法、所谓的 Modified - Simpson 法,来计测各时相下的心腔内容积(参照图 20B)。之后,对于计测到的各时相的心腔内容积而言,将其时相作为附带信息,存储在主控制部 104 的未图示的存储电路中。

[0362] (心脏射血率的计测)

[0363] 进而,主控制部 104 从主控制部 104 的存储电路中存储的心腔内容积数据中,读出收缩末期的心腔内容积 V_{xs} 与扩张末期的心腔内容积 V_{xd} ,根据下式 (1) 算出心脏射血率 Z_x 。

$$[0364] \quad Z_x = (V_{xd} - V_{xs}) / V_{xd} \times 100(\%) \quad (1)$$

[0365] 另外,继续进行这种心脏射血率的计测,直到操作者终止该计测,或所设定的监视时间经过。

[0366] (监视处理)

[0367] 主控制部 104 在第 1 ~ 第 6 实施方式之一的探索处理的开始定时开始探索处理。例如,超声波诊断装置 100 通过探索部 111 依次求出图 6 的上述方向下的第 3 波形。探索部 111 监视第 3 波形与第 2 波形的相似度。例如,在通过蠕动运动、顶端部 10 相对于被检体的观察部位相对位移的情况下,涉及探索部 111 监视的第 3 波形与第 2 波形的相似度低于阈值。由此,超声波诊断装置 100 开始探索处理。

[0368] (探索处理)

[0369] 探索处理中,顶端部 10 根据从发送部 105 接收到的控制信号,向经过所设定的采样门的超声波的发送方向、和与该发送方向成规定角度邻接的周围方向,发送超声波。探索部 111 求出对应于的不同发送方向的多个第 1 波形的每个与第 2 波形的相似度。探索部 111 求出对应于这些相似度中相似度最高的第 1 波形的超声波发送方向。此外,探索部 111 判断最高相似度是否不低于设定的阈值。在探索到适当的超声波发送方向的情况下,方向设定部 110 根据该超声波的发送方向的信息,变更超声波的波束角。此时,方向设定部 110 经顶端部 10 的方向控制部 16,驱动驱动部 18,实施超声波传感器 12 的旋转/偏斜等。或者进而,也可通过边改变采样门的深度边比较波形的相似度,从而探索部 111 求出相似度最高的深度,将采样门变更到求出的深度。

[0370] (错误处理)

[0371] 探索部 111 在未能探索到适当的超声波发送方向的情况下,例如使显示部 103 显示“发送方向错误”等错误消息,进而使声音输出部输出表示错误的声音。并且,探索部 111 也可在未能探索到适当的超声波发送方向的情况下,向主控制部 104 发送错误信号。主控制部 104 将其接收,使基于超声波的监视终止。操作者通过错误通知,能识别顶端部 10 位移,能通过缆线 11 以手动来调整顶端部 10 的位置。此外,操作者通过操作部 102 驱动驱动部 18,使超声波传感器 12 旋转/偏斜,执行超声波辐射面的操作,以将心脏包含在 ROI 中。

[0372] 另外,超声波诊断装置 100 不仅能监视心脏射血率,还能监视心腔内容积(包含左心室容积、左心房容积等)或二尖瓣附近的左心室流入血流或二尖瓣反流。此外,超声波诊断装置 100 也可构成为,还考虑操作者阅览超声波图像后清楚地识别产生错开的情况,经操作部 102 等的操作立即实施探索处理。

[0373] [效果]

[0374] 根据以上说明的涉及第 1~第 7 实施方式的超声波诊断装置 100,即便因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等,被检体内的顶端部 10 产生位移,导致观测对象与超声波的发送方向错开,也不会强迫操作者进行复杂处理,能与上述位移相应地追随地变更超声波的发送方向,继续被检体内的监视。并且,即便长期监视,也能避免超声波诊断装置 100 其作业效率受损的事情。

[0375] 此外,上述第 1 实施方式~第 7 实施方式能适当组合。另外,这些实施方式不仅构成为采用胶囊状顶端部 10,也能使用经食道超声波探针。

[0376] 虽然说明了本发明的实施方式,但上述实施方式是作为例加以提示的,不打算限定发明的范围。这些新的实施方式能以其他方式实施,在不脱离发明宗旨的范围下,能进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含在发明范围或宗旨中,同时,包含在权利要求记载的发明与其均等的范围中。

[0377] 符号说明

[0378] 100 超声波诊断装置

[0379] 10 顶端部

[0380] 10a 收容部

[0381] 11 缆线

[0382] 11a 连接器

- [0383] 12a 超声波振子
- [0384] 12d 柔性印刷基板
- [0385] 12f 支管
- [0386] 12k 支撑体
- [0387] 101 主体部
- [0388] 103 显示部
- [0389] 104 主控制部
- [0390] 107 B模式信号处理部
- [0391] 108 多普勒信号处理部
- [0392] 109 生成部
- [0393] 110 方向设定部
- [0394] 111 探索部
- [0395] 120 生物体信息计测部

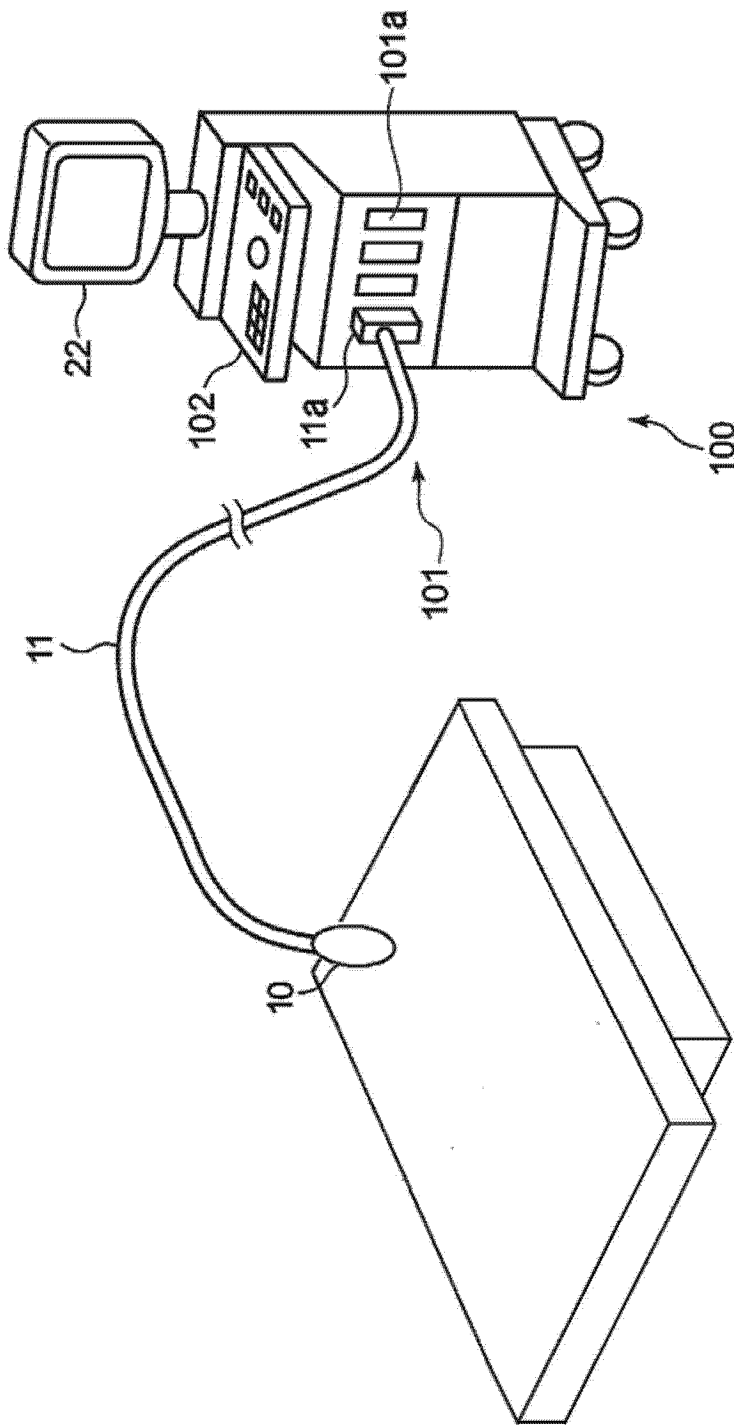


图 1

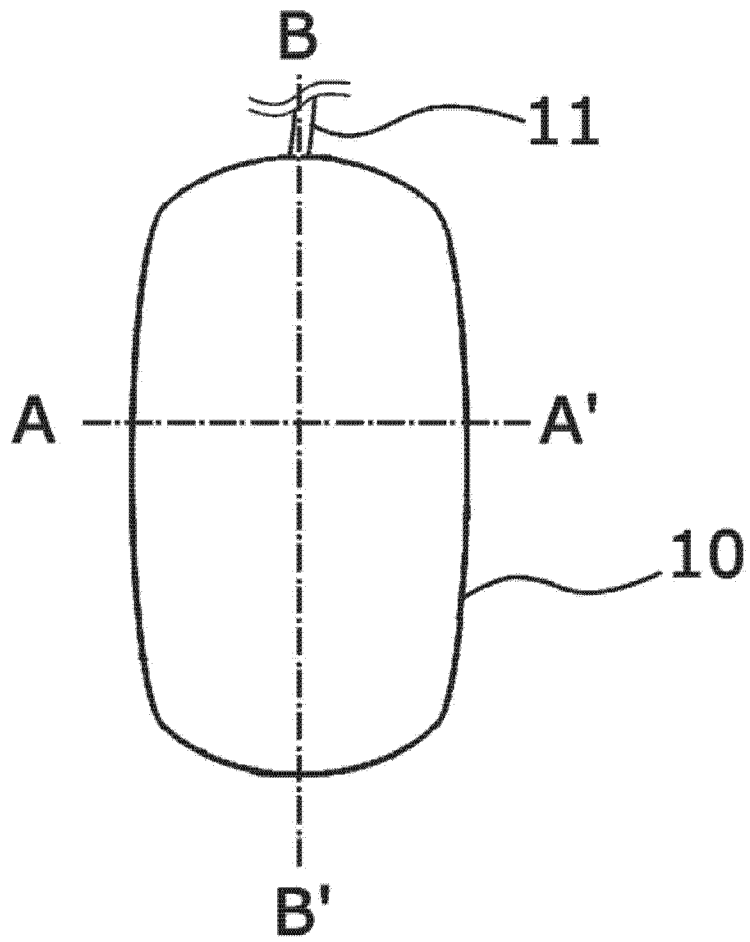


图 2A

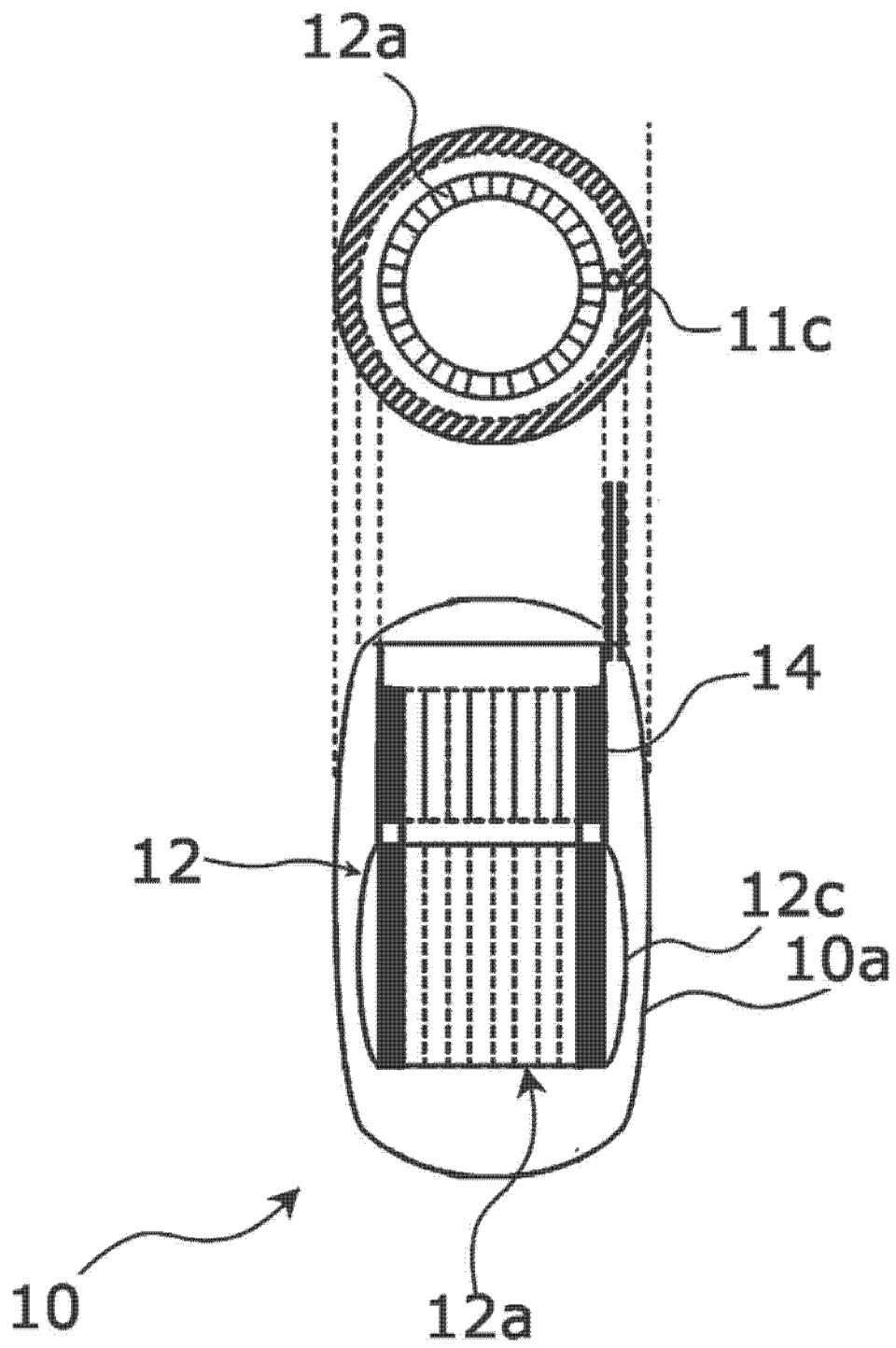


图 2B

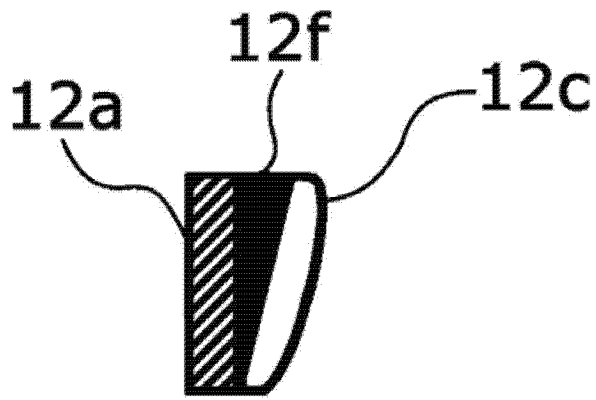


图 2C

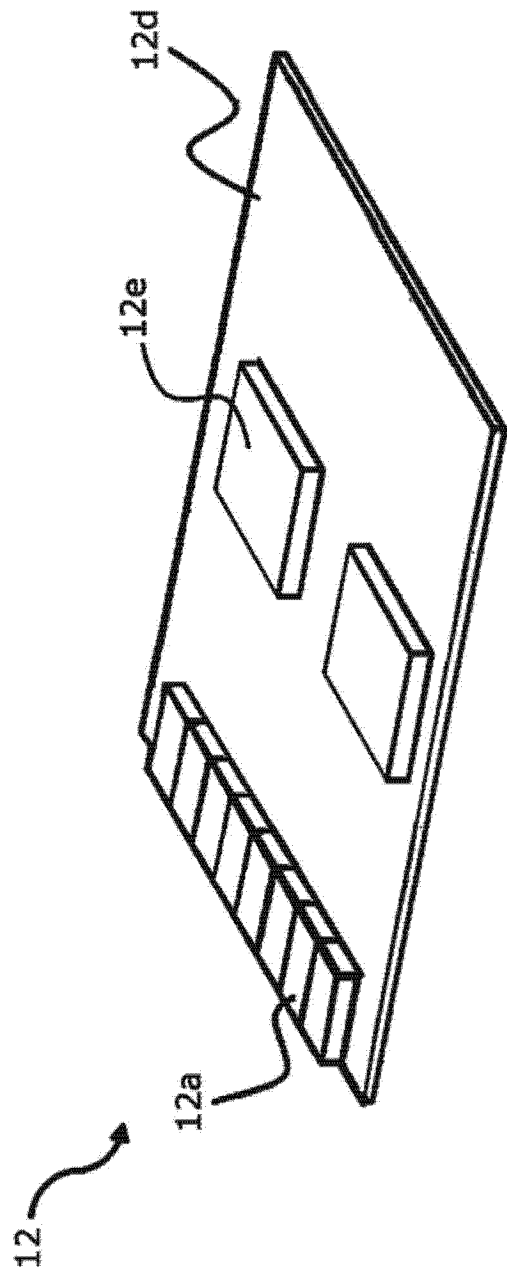


图 2D

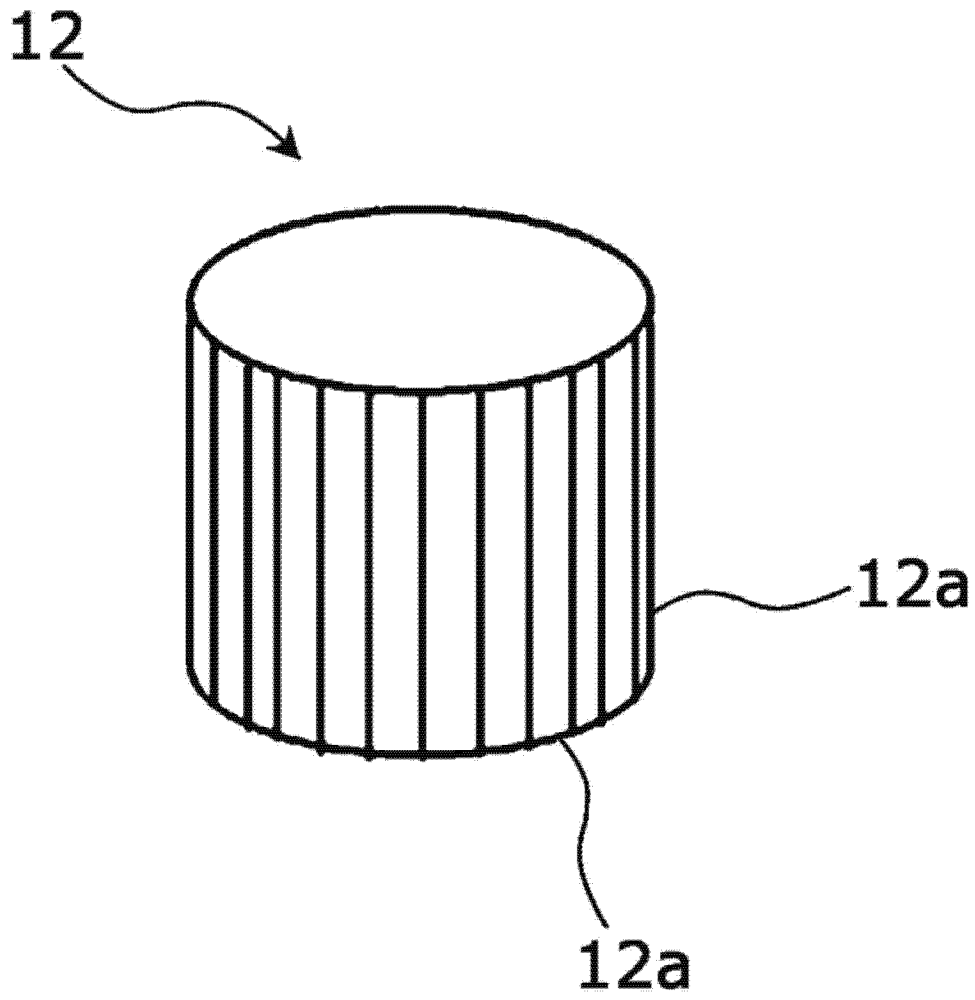


图 3A

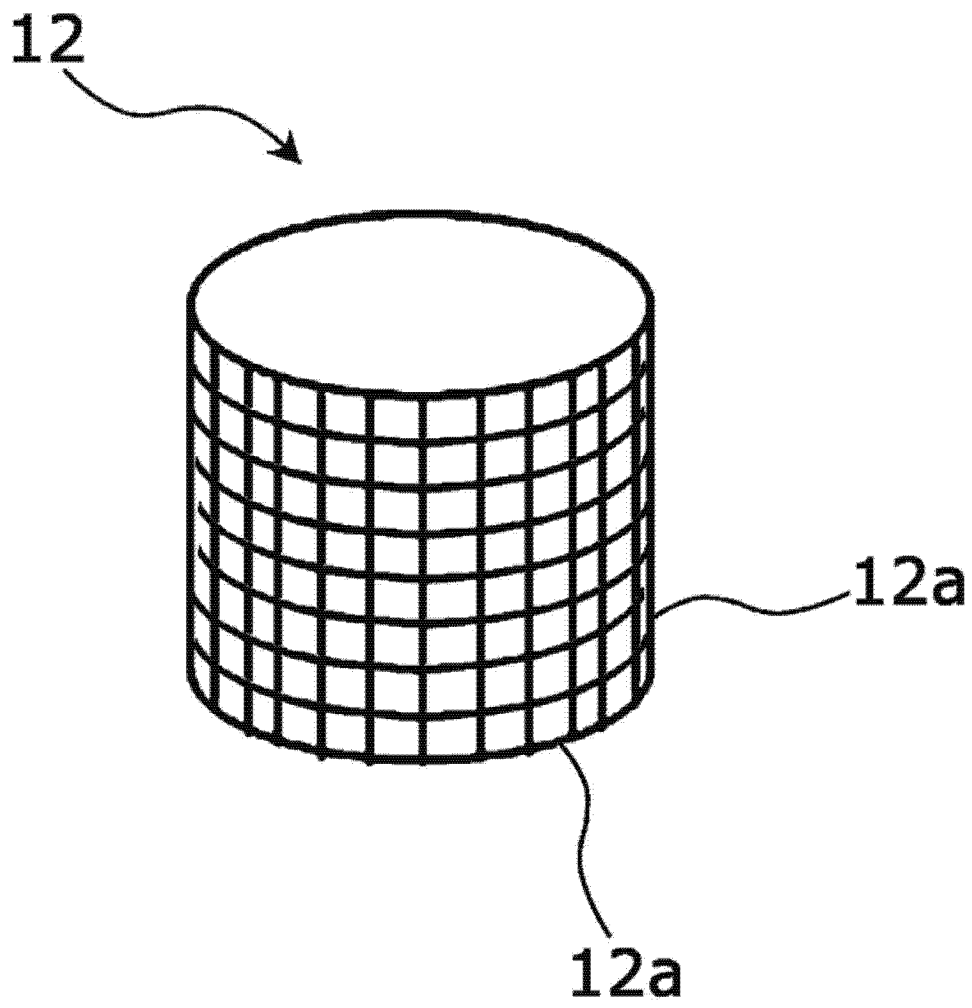


图 3B

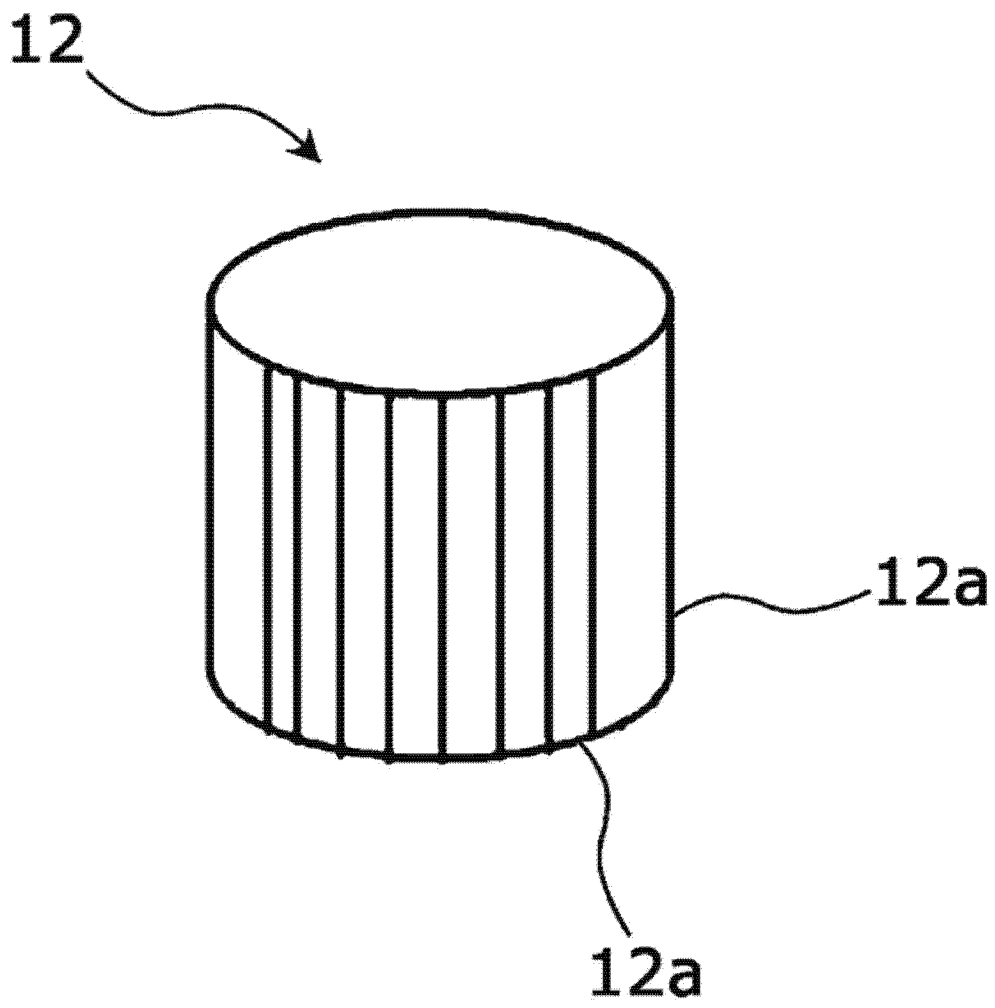


图 3C

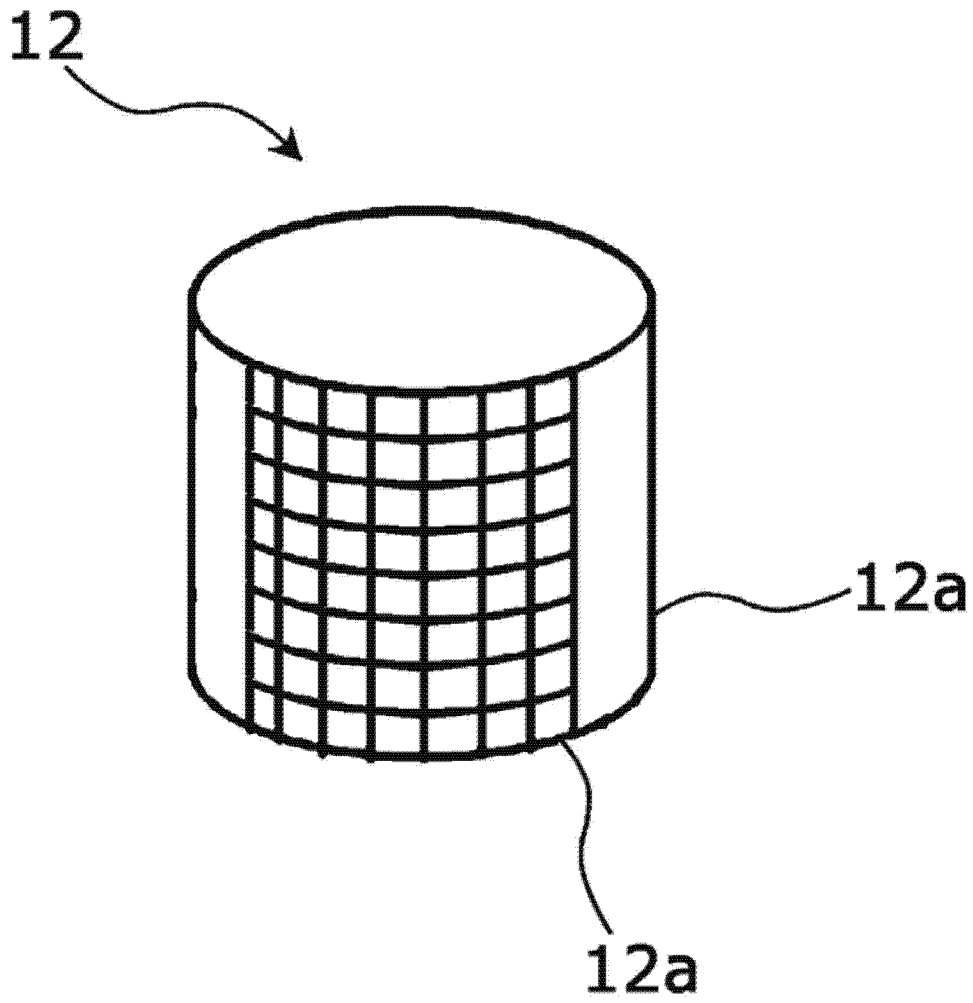


图 3D

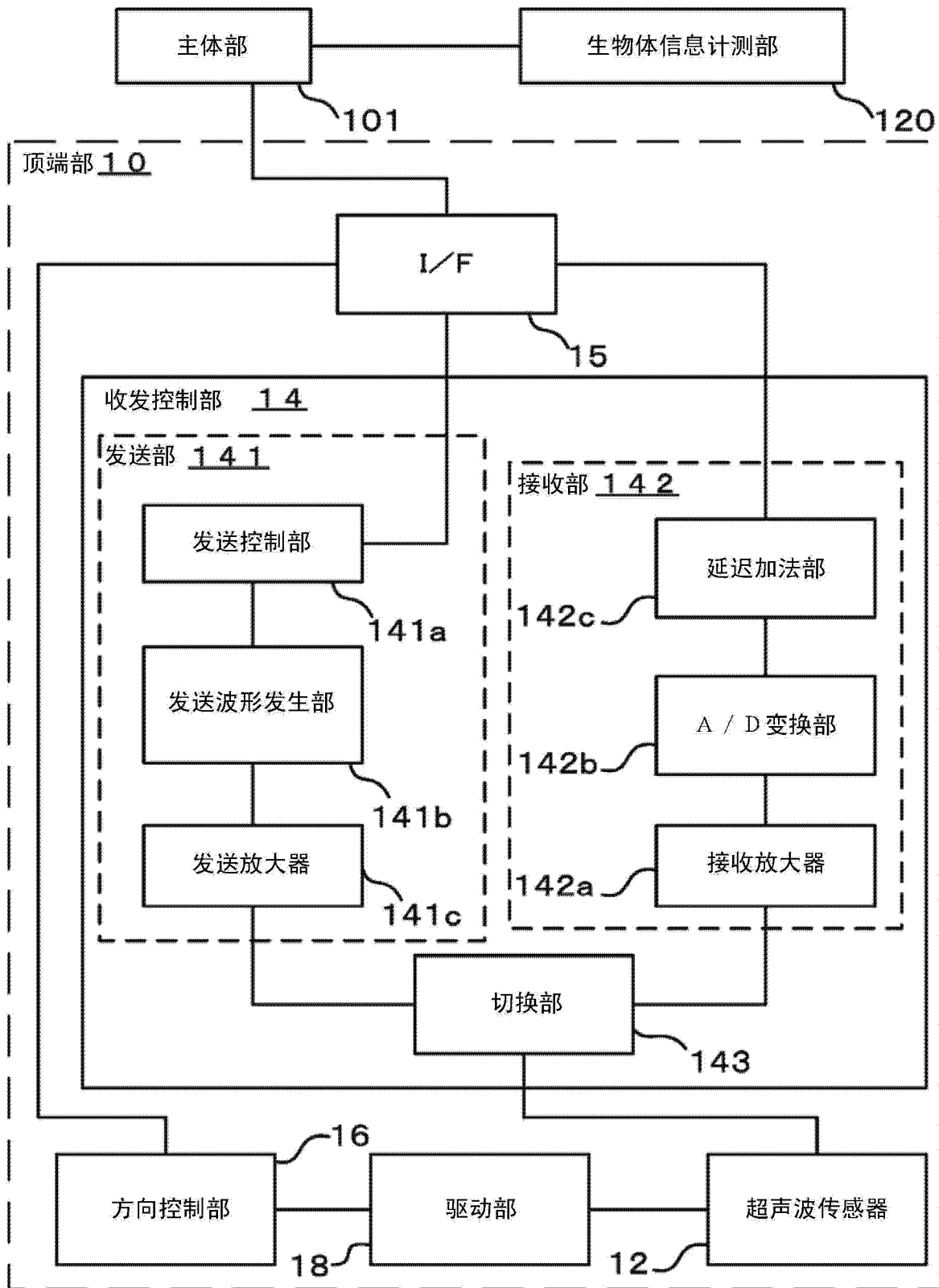


图 4

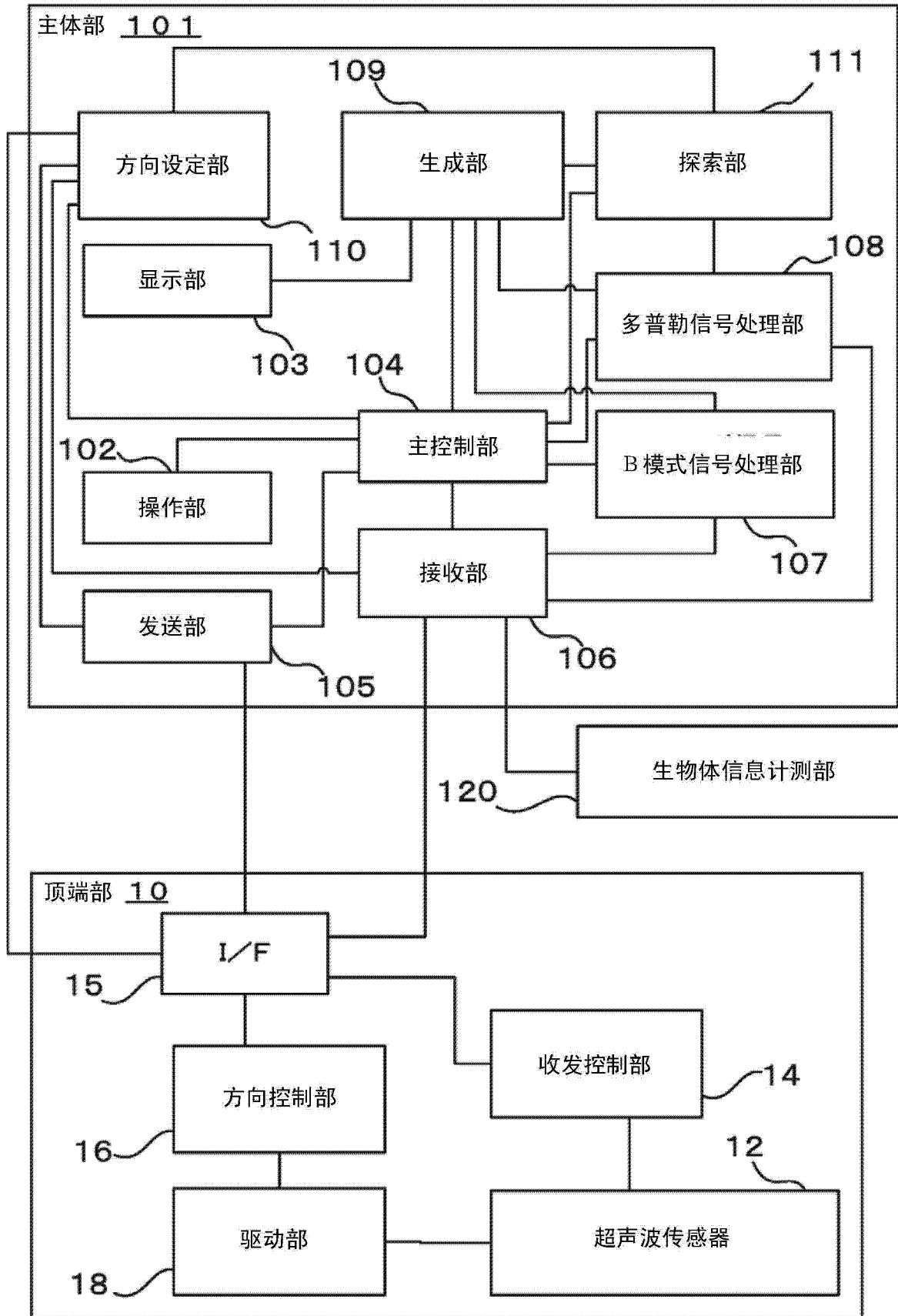


图 5

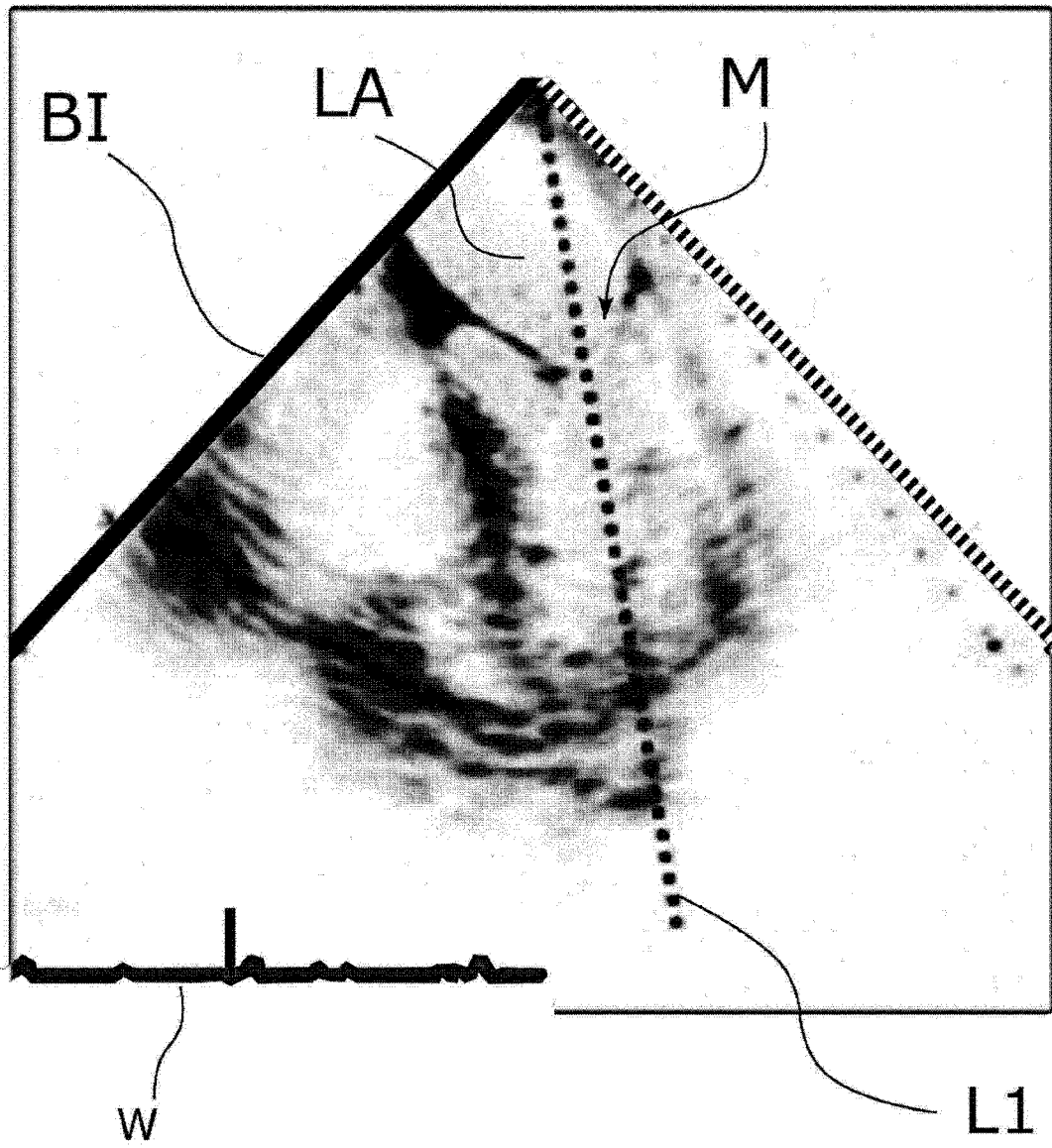


图 6

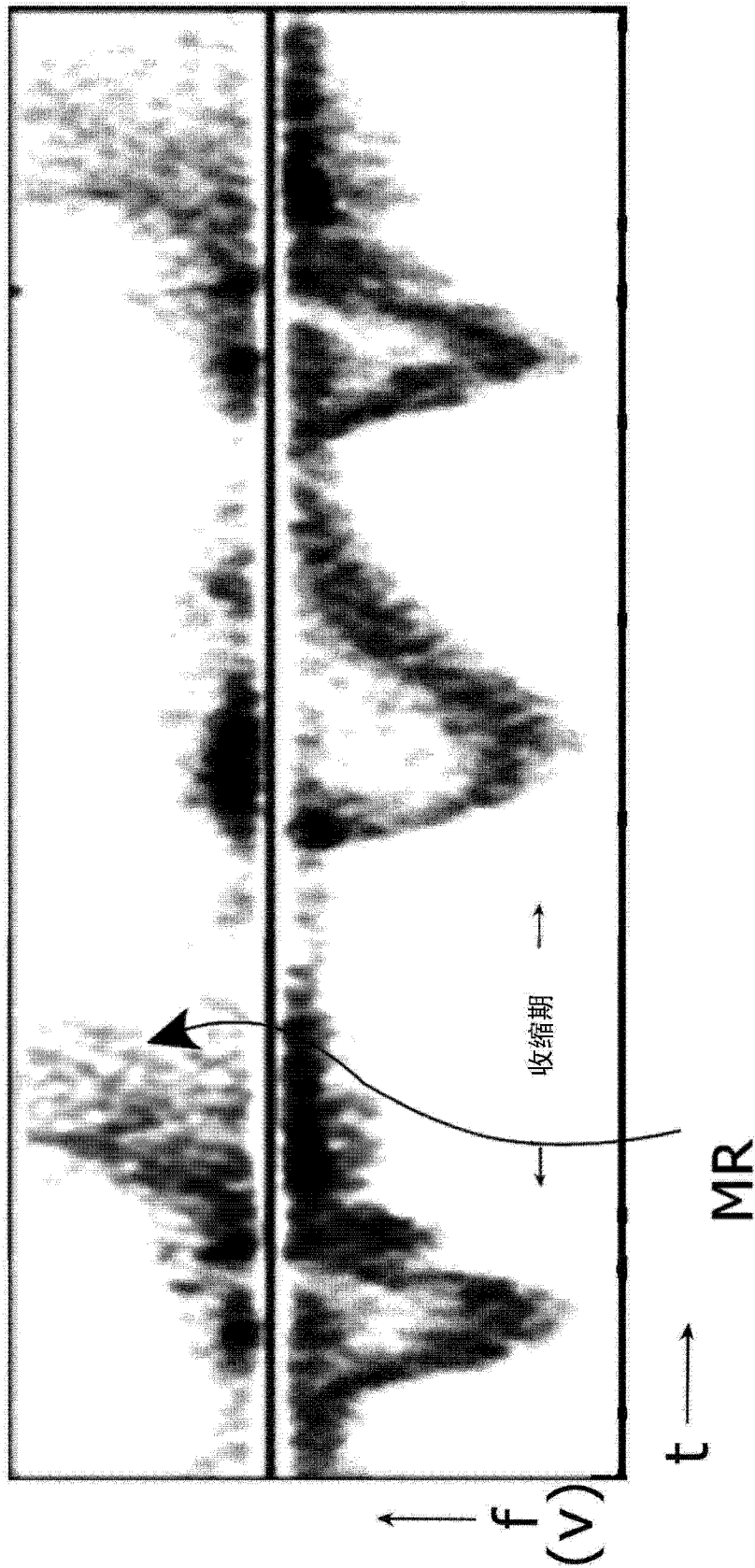


图 7A

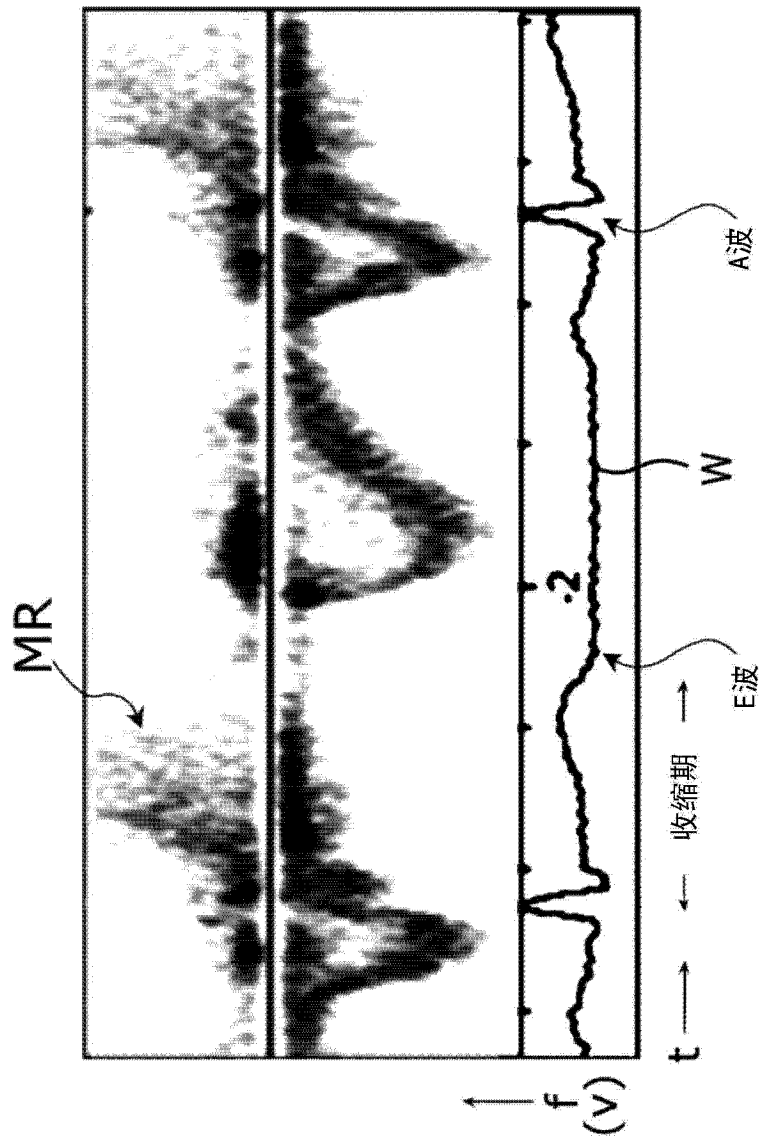


图 7B

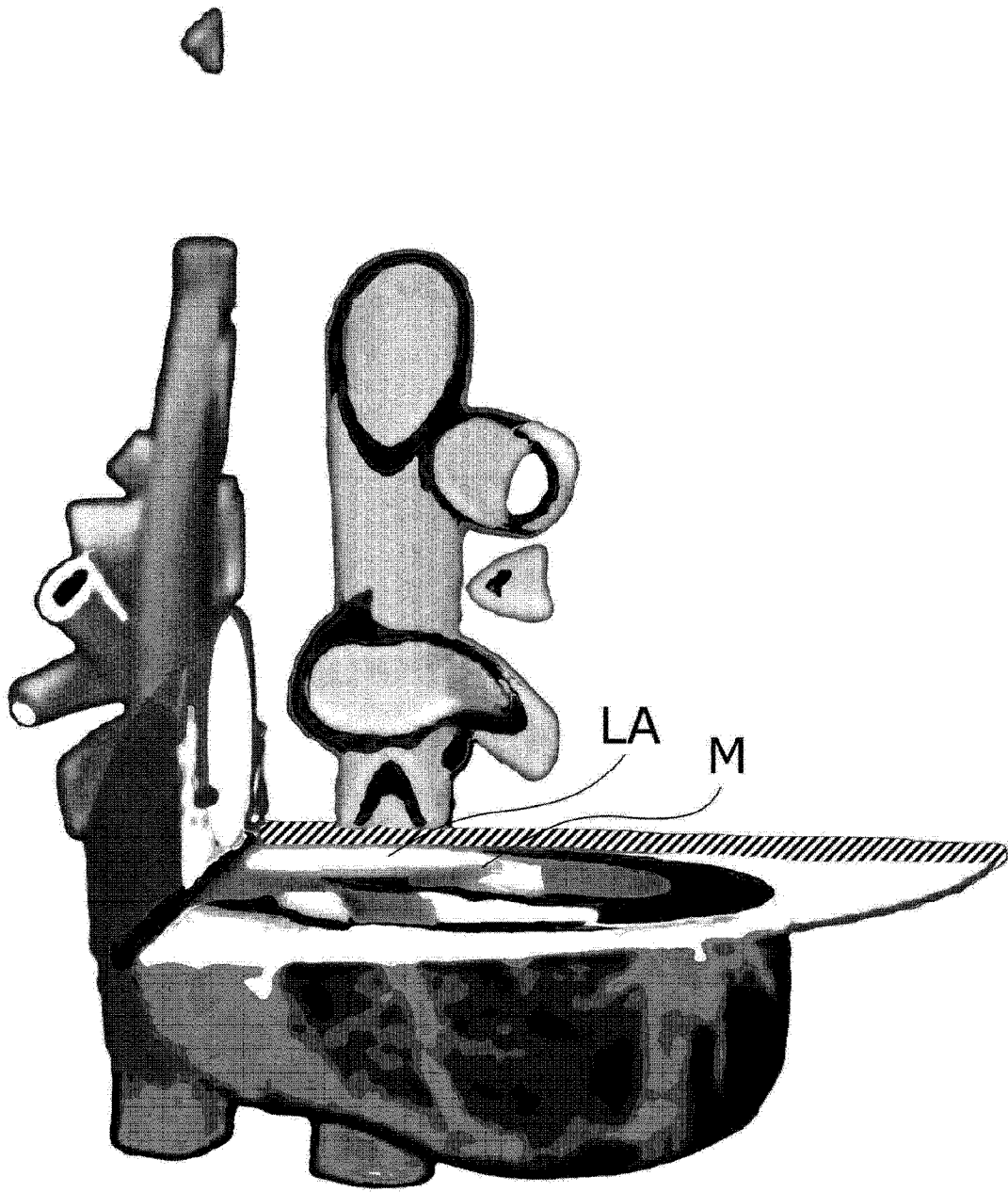


图 8

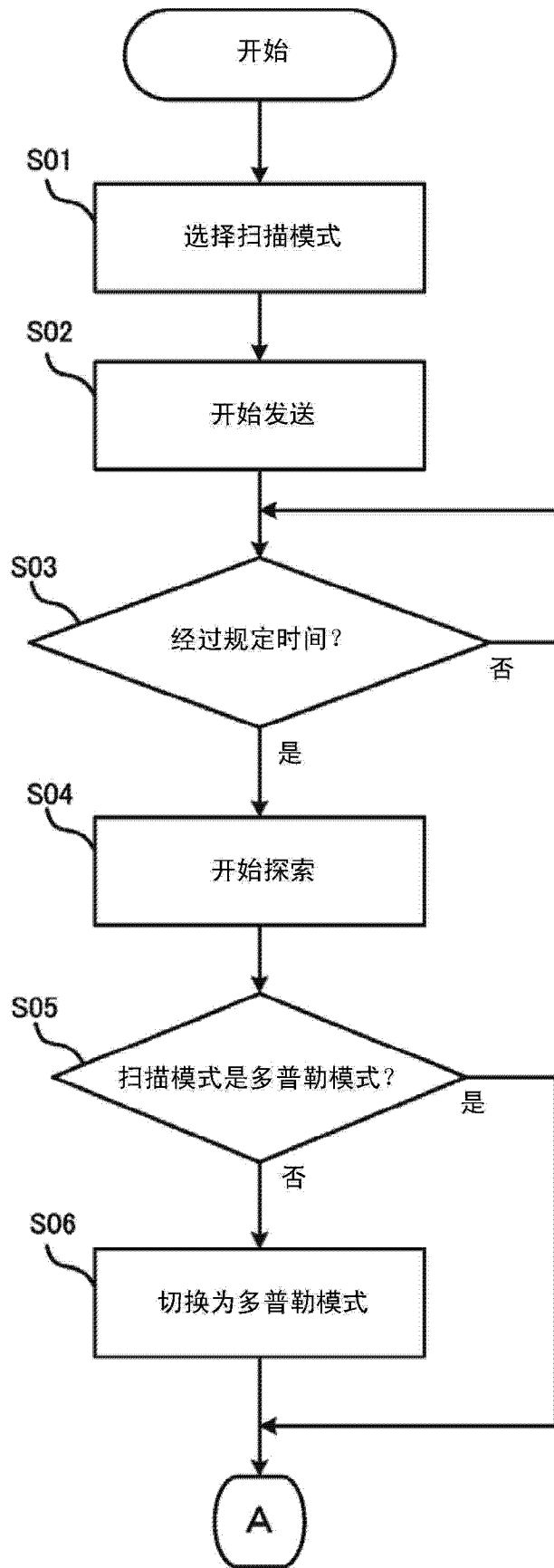


图 9

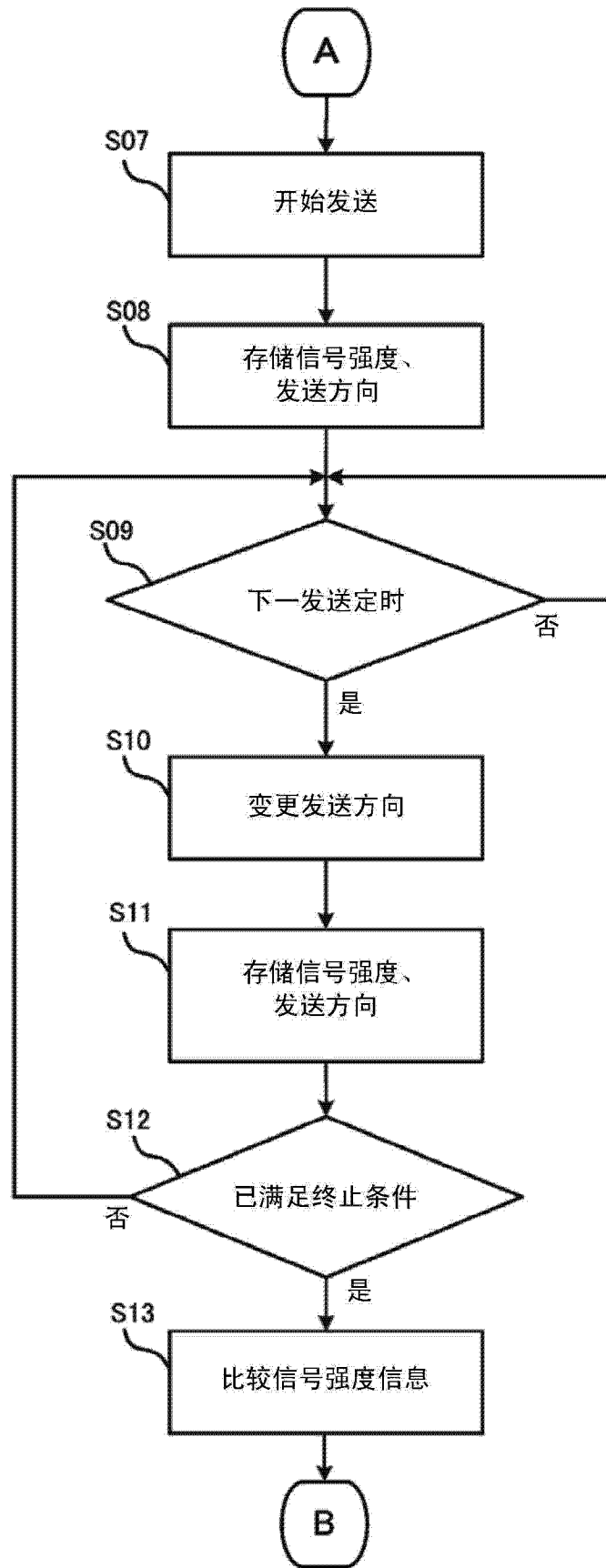


图 10

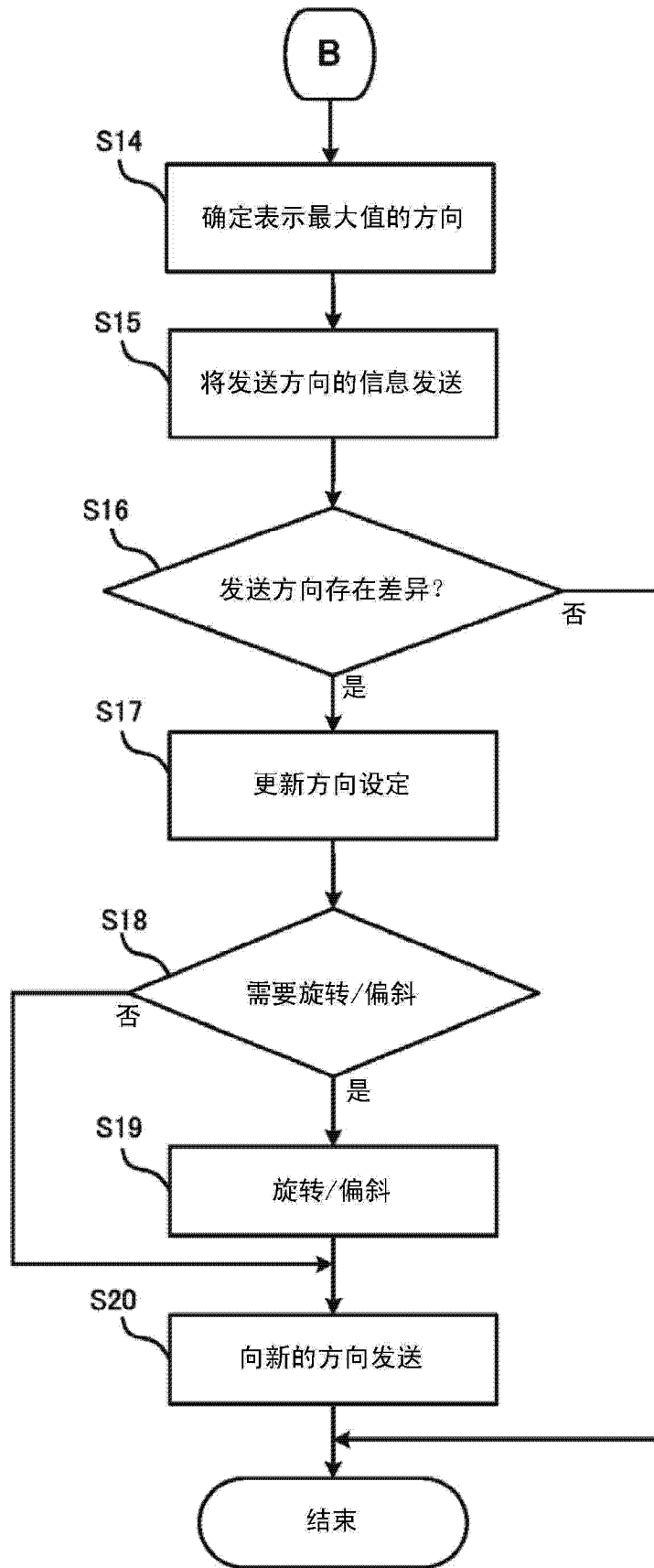


图 11

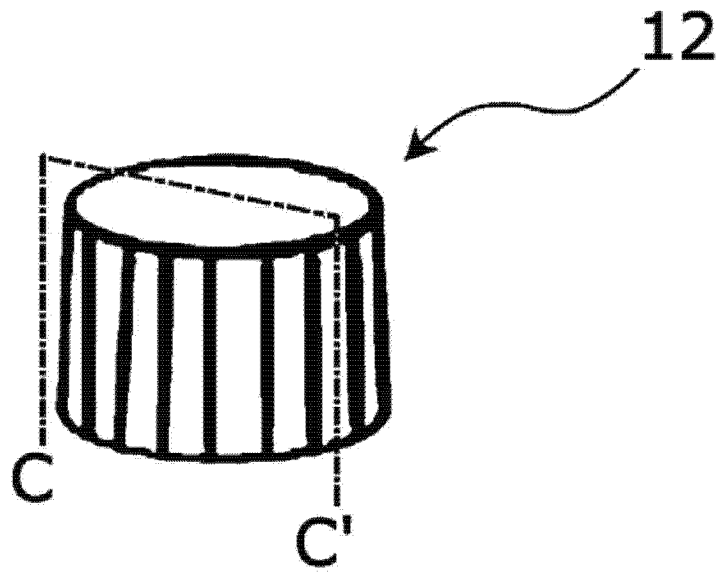


图 12A

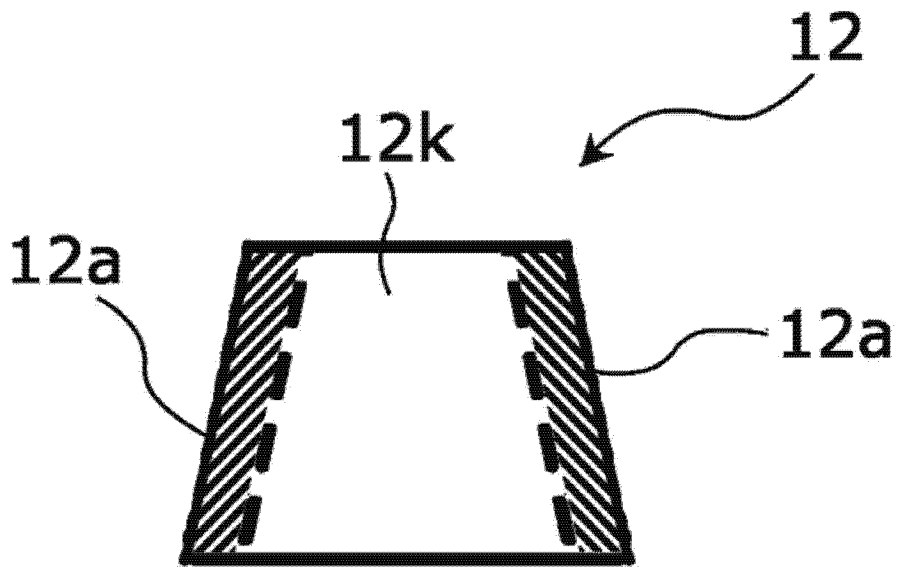


图 12B

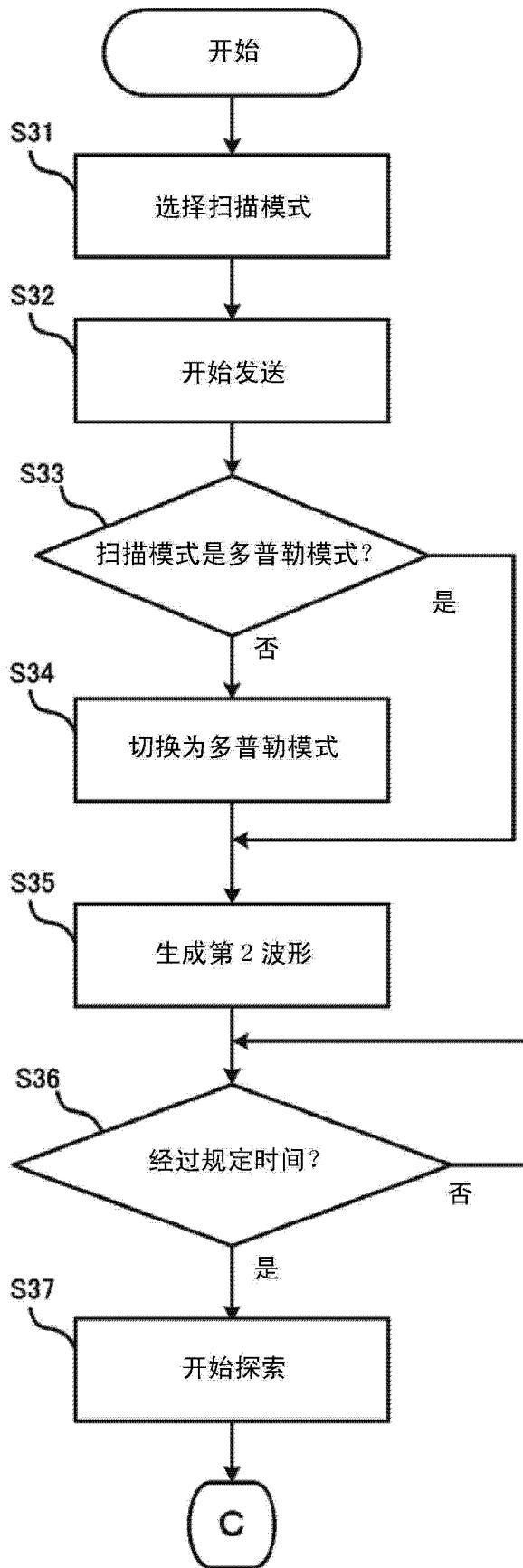


图 13

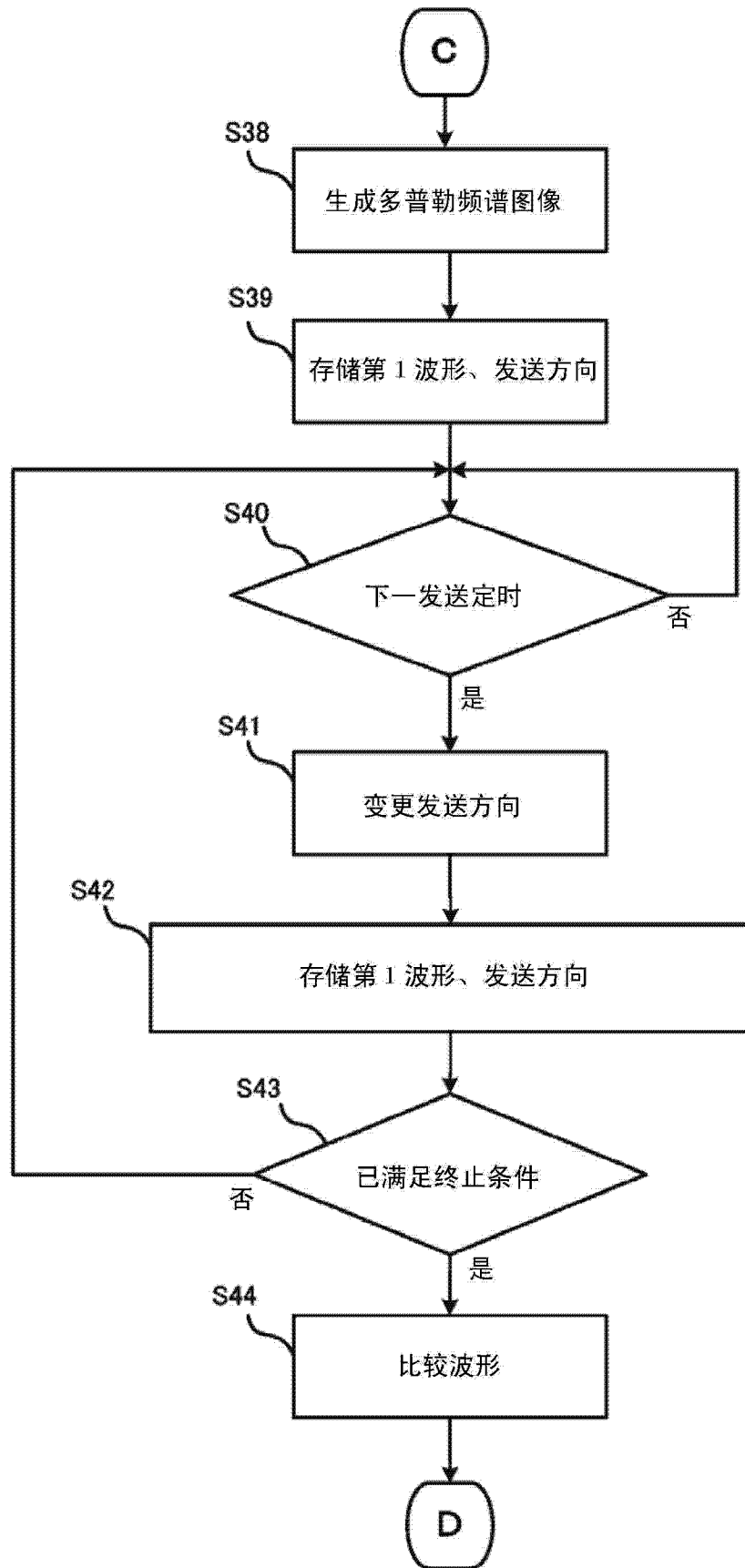


图 14

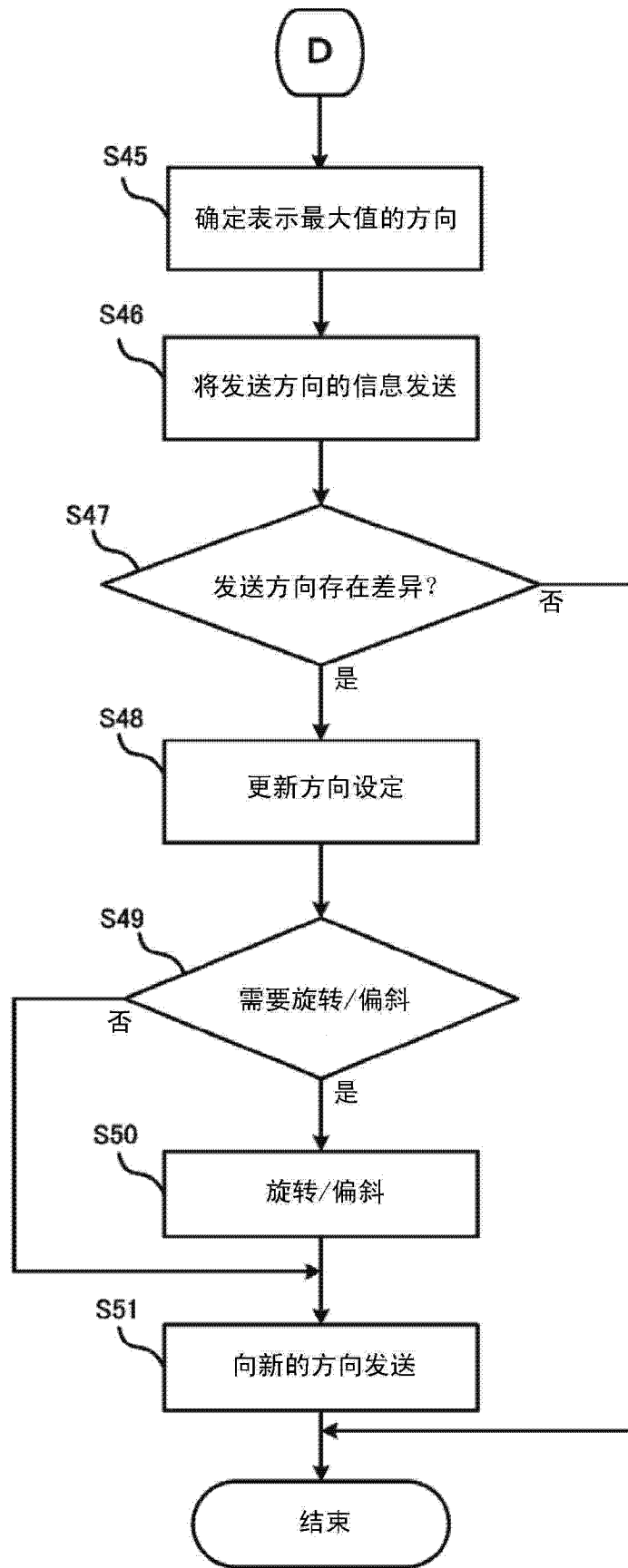


图 15

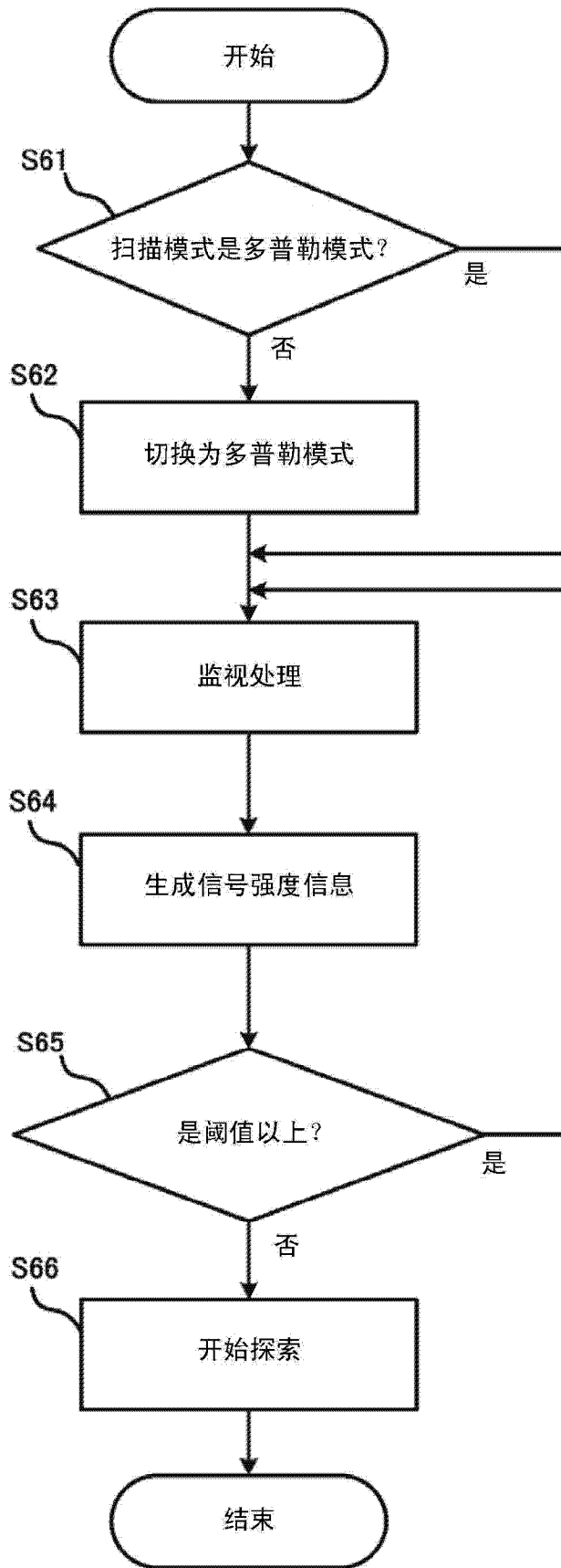


图 16

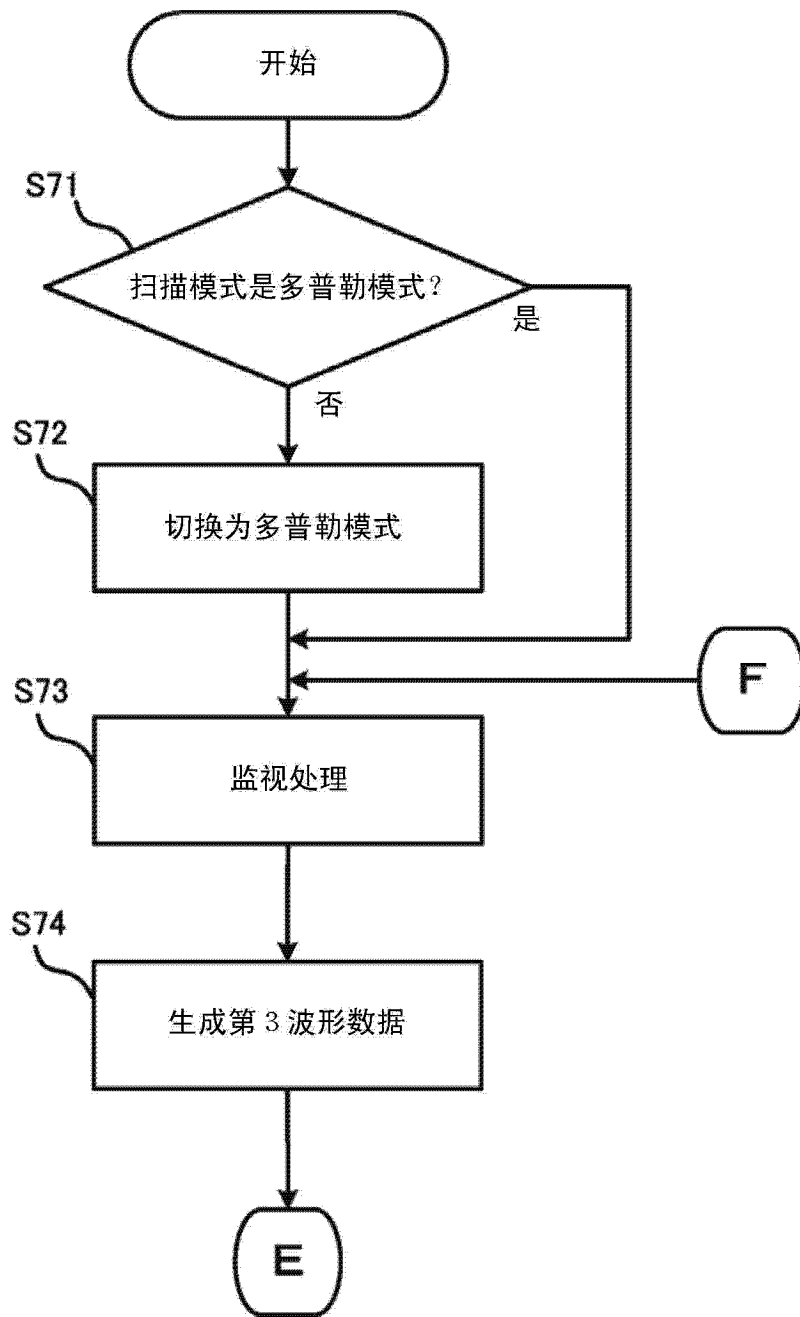


图 17

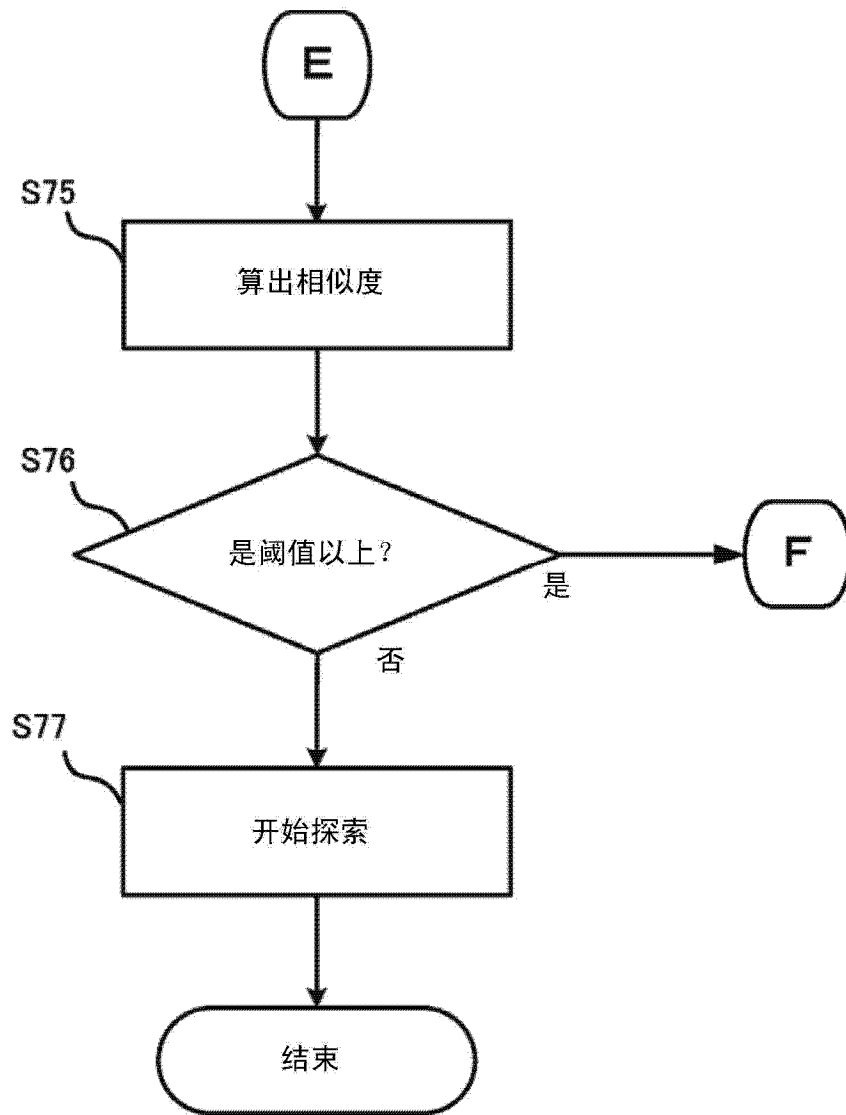


图 18

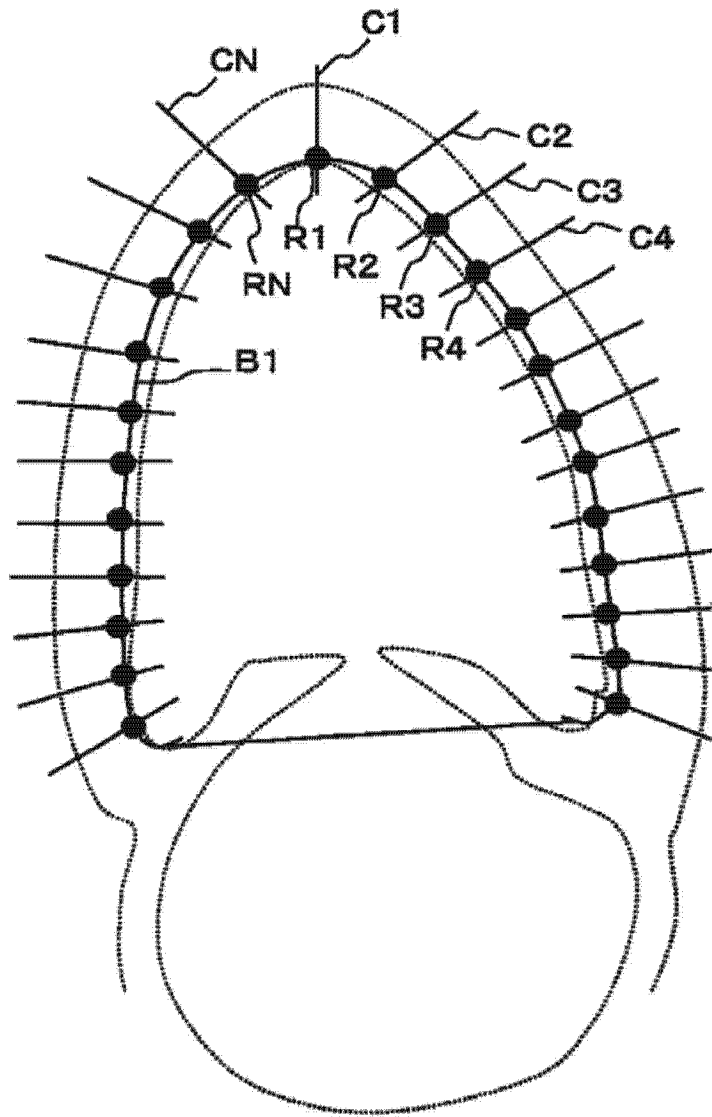


图 19

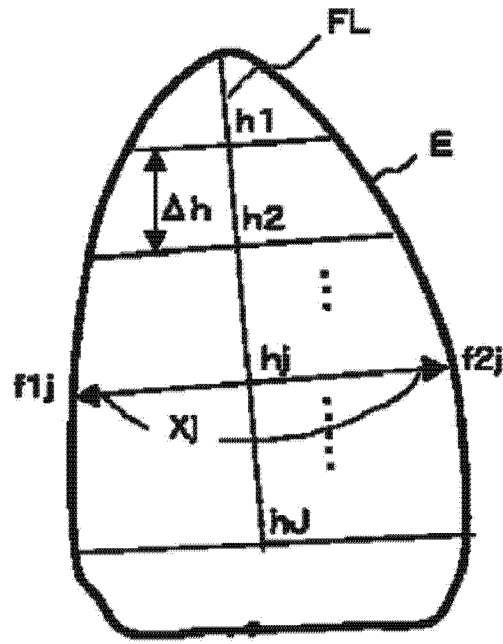


图 20A

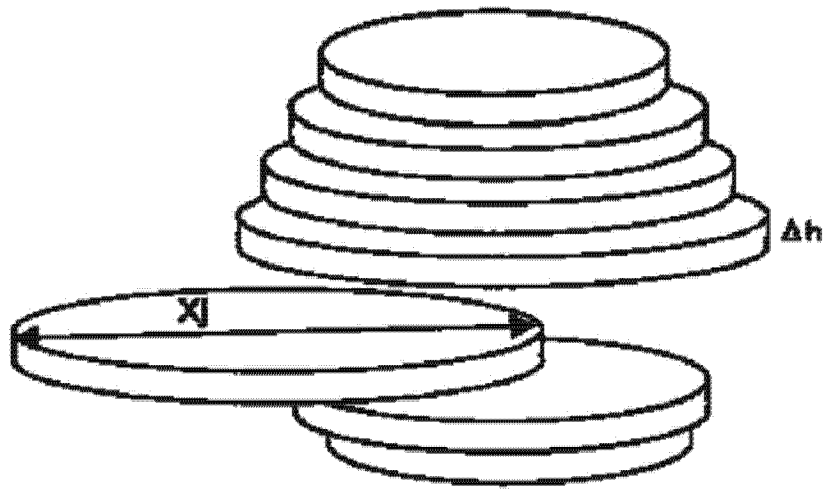


图 20B

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104703547A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201380052105.5	申请日	2013-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5292 A61B8/54 A61B8/543 A61B8/065		
优先权	2012222590 2012-10-04 JP		
其他公开文献	CN104703547B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，在规定期间内观察体内组织的状态的情况下，通过减轻操作者的负担，提高超声波诊断装置的检查效率。该超声波诊断装置具备超声波收发部与控制部。超声波收发部具有变更部，并且在被插入被检体内的状态下，向设定的方向发送超声波，取得被检体的观察部位的生物体信息。变更部能变更超声波的发送方向。控制部根据所取得的生物体信息，求出朝向观察部位的方向，控制变更部，以使超声波的发送方向朝向该方向。

