



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104703548 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201380052176. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 04

A61B 8/12(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-222591 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/JP2013/077178 2013. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/054809 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 山形仁 阿部康彦

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 高迪

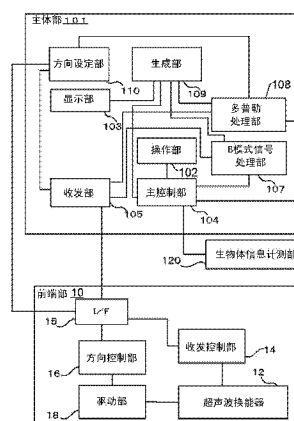
权利要求书3页 说明书28页 附图19页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波诊断装置能够以规定期间对体内组织的状态进行观察。超声波诊断装置具有超声波收发部和控制部。超声波收发部在被插入被检体内的状态下通过收发超声波来得到被检体的规定部位的生物体信息。控制部基于与周期性地动作的规定部位的状态相应地设定的触发信号、或者与该状态相应地求出的触发信号,使超声波收发部发送超声波。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波收发部,通过在被插入被检体内的状态下收发超声波来得到被检体的规定部位的生物体信息;以及

控制部,基于与周期性地动作的所述规定部位的状态相应地设定的、或者与该状态相应地求出的触发信号,使所述超声波收发部发送超声波。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述触发信号是基于所述规定部位的非周期性的动作而求出的。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部从用于持续地观察所述规定部位的所述周期性或者所述非周期性的动作的生物体信息计测部,接受基于该动作的所述触发信号。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体信息计测部为心电仪,
所述控制部从所述心电仪接受基于所述规定部位的非周期性的动作的所述触发信号。

5. 权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述心电仪进行心电波形的解析,
所述控制部接受与所述心电仪进行解析的结果是出现了非周期性的所述心电波形这一情况相应地输出的所述触发信号。

6. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体信息计测部是心音监视器或者呼吸监视器,
所述控制部从所述心音监视器或者所述呼吸监视器接受基于所述非周期性的动作的所述触发信号。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部,
从所述心音监视器或者所述呼吸监视器接受所述触发信号,并且接受基于所述周期性的动作的周期信息,

在接受到所述触发信号时,遍及基于所述周期信息的多个周期而使所述超声波收发部发送超声波。

8. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:
收容部,收容所述超声波收发部;以及
振动传感器,被收容于所述收容部,检测基于所述规定部位的所述周期性的或者所述非周期性的动作的振动。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述触发信号中包含从所述振动传感器接受的与所述振动有关的振动信息,
所述控制部,
处理所述触发信号,将所述振动信息分为基于被检体的心音的心音信息和基于被检体的呼吸的呼吸信息,

从所述心音信息检测所述非周期性的的心音,使所述超声波收发部执行所述超声波的发送,

从所述呼吸信息检测所述非周期性的呼吸,使所述超声波收发部执行所述超声波的发

送。

10. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体信息计测部为心电仪,
所述控制部,
从所述心电仪接受所述触发信号,
基于所述触发信号,求出预先设定的心电时相,与该心电时相相应地使所述超声波收发部发送所述超声波。

11. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述触发信号是与所述规定部位的所述周期性的动作相应地设定的、与多个周期的经过有关的时间信息,

所述控制部与所述时间信息中的第一时间的经过相应地,使所述超声波收发部以比该第一时间短的第二时间来发送超声波。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述时间信息是根据基于所述规定部位的动作的心搏、脉搏或者心音而求出的。

13. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体信息计测部为心电仪,
所述控制部,
基于来自所述心电仪的信号对心搏数进行计数,在所计数的心搏数到达规定的心搏数时,接受所述触发信号。

14. 如权利要求 1 ~ 13 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波收发部具有能够使超声波的发送方向变更的变更部,并且在被插入被检体内的状态下向被设定的方向发送超声波,

所述控制部,
基于所得到的所述生物体信息,求出朝向所述规定部位的方向,以使所述超声波的发送方向朝着该方向的方式控制所述变更部。

15. 如权利要求 1 ~ 7、10 ~ 14 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,具有:
胶囊状的收容部,至少收容所述超声波收发部;

主体部;

接口,在所述超声波收发部与所述主体部之间收发信号;以及
电源线,至少向所述超声波收发部供给电力。

16. 如权利要求 8 或 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述收容部形成为胶囊状,

所述收容部具有:

所述超声波收发部;

接口,与相对于收容部为外部装置的主体部之间收发信号;以及
电源线,至少向所述超声波收发部供给电力。

17. 如权利要求 15 或 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述主体部具有:

电源,与所述电源线连接;

所述控制部 ;以及

信号处理部,与所述接口连接,从所述超声波收发部接受基于反射波的接收信号并对信号进行处理,

所述收容部通过所述接口而与所述主体部连接。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 医用图像诊断装置是为了进行检查及诊断,不通过外科手术切除组织而将被检体内的组织的信息图像化为医用图像(断层图像、血流图像等)的装置。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)装置及超声波诊断装置等。

[0003] 在一个例子中,医用图像在拍摄被检体之后被存储到医疗机构内的医用图像保管系统(例如PACS;Picture Archiving and Communication Systems)。之后,由阅片医等从图像保管系统读出医用图像来进行阅片。在另一例子中,医用图像在拍摄被检体后立刻(实时地)被图像化而供医师等阅览。即,有时为了掌握该时刻的被检体内的状态而利用医用图像。作为其他例子,医用图像有时被用作为进行了经过观察等而对被检体内的状态监视一定期间的目的。从该监视的观点来看,有时使用超声波诊断装置。即,考虑不产生被检体的辐射问题这一点,想到使用超声波诊断装置的状况。

[0004] 此外,对被检体内的状态监视一定期间时,根据该期间的长度,有时很难使被检体停留在架台(X射线CT装置、MRI装置等)上。需要使被检体停留在X射线照射部与检测器之间的X射线诊断装置也存在同样问题。关于这一点,在超声波诊断装置的情况下,不需要架台等,通过超声波探头等在与观察部位之间收发超声波,由此得到体内组织的信息并将其图像化。而且,也不会像MRI装置这样由于倾斜磁场线圈的振动而产生噪声。

[0005] 但是,在从体外得到体内组织的超声波图像的超声波探头(TEE;transesophageal echocardiography;探头)(例如专利文献1)。根据经食道超声波探头,从食道或上部消化器官进行超声波的收发,所以能够不受上述组织的影响而取得所希望的观察部位的超声波图像。

[0006] 作为结构的一个例子,经食道超声波探头具备:具有规定长度的导中管部、具有超声波换能器的前端部、以及将该导中管部与前端部连接的弯曲部。导中管部至前端部被插入至体腔内、例如食道或胃等上部消化器官中。因此,导中管部形成为可弯折。此外,导中管部的位于前端部侧的另一端连接有把持部。把持部供操作者保持,并且设置有在弯曲部或前端部的操作等中使用的操作部。此外,在从把持部起经过导中管部至前端部之间,设置有用于将弯曲部弯曲的引线。

[0007] 受到来自把持部的操作而引线被驱动时,弯曲部弯曲,前端部朝向规定方向。前端部朝向规定方向,通过前端部的超声波换能器朝向所希望的检查部位收发超声波,由此能够从例如食道的规定位置得到表示心脏的状态的图像。

[0008] 现有技术文献

- [0009] 专利文献
[0010] 专利文献 1
[0011] 特开平 5-161649 号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的课题

[0013] 超声波诊断装置中的超声波换能器由于收发超声波而温度可能上升。例如压电元件在将被施加的电压转换成超声波时,由于内部损失而引起发热。对被检体内的状态监视一定期间的情况下,可能会由于温度上升的问题而难以继续监视。如上述那样,有时还向被检体内插入超声波的收发部,因此希望抑制过度的温度上升。

[0014] 本实施方式的目的在于,在超声波诊断装置中能够对体内组织的状态观察规定期间。

[0015] 用于解决课题的手段

[0016] 本实施方式的超声波诊断装置具有超声波收发部和控制部。超声波收发部在被插入被检体内的状态下通过收发超声波来获得被检体的规定部位的生物体信息。控制部基于与周期性地动作的规定部位的状态相应地设定的触发信号,或者与该状态相应地求出的触发信号,使超声波收发部发送超声波。

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 是表示前端部的概略侧面图。

[0019] 图 2B 是表示图 2A 的概略 A-A' 截面图与概略 B-B' 截面图所示的各部分的位置关系的概略图。

[0020] 图 2C 是表示在图 2A 的超声波换能器中附加了偏置件后的状态的概略截面图。

[0021] 图 2D 是表示挠性印刷电路基板的概略立体图。

[0022] 图 3A 是表示超声波换能器的概略立体图。

[0023] 图 3B 是表示超声波换能器的概略立体图。

[0024] 图 3C 是表示超声波换能器的概略立体图。

[0025] 图 3D 是表示超声波换能器的概略立体图。

[0026] 图 4 是表示第一实施方式的超声波诊断装置的前端部的功能结构的一个例子的概略框图。

[0027] 图 5 是表示第一实施方式的超声波诊断装置的主体部的功能结构的一个例子的概略框图。

[0028] 图 6 是表示第一实施方式中由生成部生成的 B 模式图像的一个例子的概略图。

[0029] 图 7A 是表示第一实施方式中由生成部生成的多普勒光谱图像的一个例子的概略图。

[0030] 图 7B 是表示第一实施方式中由生成部生成的多普勒光谱图像和心电波形的一个例子的概略图。

[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 是表示第一实施方式的超声波诊断装置的动作的概略的流程图。
- [0033] 图 10 是表示第三实施方式的超声波诊断装置的动作的概略的流程图。
- [0034] 图 11 是表示第五实施方式的超声波诊断装置的主体部的功能结构的一个例子的概略框图。
- [0035] 图 12 是表示第五实施方式的超声波诊断装置的动作的概略的流程图。
- [0036] 图 13 是表示第五实施方式的超声波诊断装置的动作的概略的流程图。
- [0037] 图 14 是表示第五实施方式的超声波诊断装置的动作的概略的流程图。

具体实施方式

[0038] 参照图 1～图 14,对第一实施方式～第六实施方式的超声波诊断装置进行说明。

[0039] [第一实施方式]

[0040] 首先,参照图 1 说明第一实施方式的超声波诊断装置 100 的整体结构的概略。图 1 是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置 100 的概略结构的外观图。第一实施方式的超声波诊断装置 100 从生物体信息计测部 120(参照图 5)接受与生物体信息(心电波形等)的设定相应的解析结果,进行间歇摄像。

[0041] 如图 1 所示,本实施方式的超声波诊断装置 100 具有主体部 101、前端部 10 等。前端部 10 与主体部 101 经由缆线 11 而连接。在图 1 的例子中,在缆线 11 的端部形成的连接器 11a 被连接于主体部 101,在主体部 101 设置有用于接受该连接器 11a 的连接部 101a。此外,在主体部 101 设置有:在超声波诊断装置 100 的操作中使用的操作部 102;以及显示由超声波诊断装置 100 生成的图像以及其他图像的显示部 103。另外,图 1 是超声波诊断装置 100 的示例。因此,关于主体部 101 的结构、缆线 11、操作部 102、显示部 103 的配置或结构等,不限于图 1 所示例的情况,能够适当地变更。例如也可以不是图 1 那样的主体部 101,而是主体部 101 构成为便携式的超声波诊断装置。

[0042] <前端部的结构>

[0043] 接下来,参照图 2A、图 2B 及图 3A 对前端部 10 的结构进行说明。图 2A 是表示前端部 10 的概略侧面图。图 2B 是图 2A 的概略 A-A' 截面图和概略 B-B' 截面图,是表示这些截面图所示的各部的位置关系的概略图。另外,在图 2B 中,省略了缆线 11、方向控制部 16 以及驱动部 18 的图示。图 3A 是表示一维排列地遍及支撑体的外周面的整周设置有超声波振子 12a 的超声波换能器 12 的概略立体图。

[0044] (前端部的概要)

[0045] 在图 1 及图 2A 所示的例子中,作为用于收发超声波的器件,使用胶囊形状的前端部 10。如图 2B 所示,前端部 10 在形成为椭圆体状的收容部 10a 的内部具备超声波换能器 12、收发控制部 14 以及 I/F(接口)15(参照图 4)等。另外,有时在收容部 10a 的内部具备方向控制部 16 以及驱动部 18,但是图 2B 中省略了其图示。

[0046] 此外,如图 2B 所示,在前端部 10 为椭圆体状的情况下,例如在收容部 10a 的长轴方向的一端侧连接着缆线 11,缆线 11 内的信号线或用于向前端部 10 供给电力的电源线被引入到收容部 10a 内部。这些线与收发控制部 14、方向控制部 16、驱动部 18 连接。另外,如下面所记载的那样,在将收容部 10a 设为留置在被检体内的组织中的结构的情况下,能够设为通过缆线 11 来限制前端部 10 在被检体内的行进的结构。例如能够设为在固定于被

检体的组织的一部分上的固定部（未图示）还固定缆线 11 的一部分的结构。作为该固定部，能够列举出安装于被检体的护齿（mouth piece）等。通过在护齿设置固定部，能够将缆线 11 插入到被检体内的长度限定为规定范围。由此，能够将前端部 10 在被检体内固定。

[0047] 此外，前端部 10 也可以是使收容部 10a 膨胀而使收容部 10a 与食道等被检体的体内组织紧贴的结构。通过使收容部 10a 与体内组织紧贴，能够使前端部 10 留置在体内。虽未进行图示，但是在这样的结构中，收容部 10a 构成为双重的袋状。在收容部 10a 的内部的袋部分收容有超声波换能器 12。收容部 10a 的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，构成为能够从缆线 11 内的管 11c（参照图 2B）注入流体、即无菌水等液体等。通过流体的注入而使收容部 10a 膨胀，通过流体的排出而使收容部 10a 收缩。另外，在前端部 10 的收容部 10a 的内部设置有超声波换能器 12，而关于收发控制部 14、方向控制部 16 及驱动部 18 等是否设置在前端部 10，能够根据超声波换能器 12 的结构（元件排列等）来适当地变更。

[0048] （超声波换能器的整体以及各部的结构）

[0049] 在图 2B 的例子的前端部 10 中，使用了将长方形的超声波振子 12a 以圆环状排列了 1 列（一维排列）而得到的超声波换能器 12（参照图 3A）。在超声波换能器 12 中，超声波振子 12a 被配置在未图示的支撑体的外周面上。另外，以下将在支撑体上配置的通过将背面构件、压电元件、前面电极、背面电极、声学匹配层层叠而得的构造体记作“超声波振子 12a”。此外，将支撑体、超声波振子 12a 的组以及声学透镜 12c 的集合记作“超声波换能器 12”。对超声波振子 12a 进行支撑的支撑体（未图示）例如沿着中心轴而形成成为内侧中空的圆筒状。或者，也能够将支撑体形成为圆柱状。在为了变更超声波的发送方向（超声波束角等）而需要使超声波振子 12a 的整体倾动的情况下，该支撑体被连接于驱动部 18。超声波振子 12a 是通过从支撑体的外周面以放射状朝向外侧层叠背面构件、压电元件、前面电极、背面电极及声学匹配层而构成的。

[0050] 未图示的压电元件中，在背面构件侧（支撑体侧）的面上设置有背面电极，在其相反的一侧（声学透镜侧）的面上设置有前面电极。压电元件将对背面电极以及前面电极施加的电压变换为超声波。该超声波被发送给被检体。此外，压电元件接受来自被检体的反射波，变换为电压（回波信号）。作为压电元件的材料，一般使用 PZT（Piezoelectric element/ 锆钛酸铅 / $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ ）。但是，也可以使用 PVDF（PolyVinylidene DiFluoride/ 聚偏二氟乙烯 / $(\text{CH}_2\text{CF}_2)_n$ ）。作为压电元件而使用 PVDF 薄膜的情况下，具有挠性而容易构成前端部 10。此外，能够减小超声波振子 12a 的层叠方向的厚度，能够实现前端部 10 的小型化。此外，具有耐冲击性。此外，作为压电元件，可以使用钛酸钡（ BaTiO_3 ）、PZNT（ $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ ）单晶、PMNT（ $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ ）单晶等。另外，压电元件既可以是单层，也可以使用多个层的压电元件。

[0051] 另外，也可以是，将全部压电元件当中的一部分用作热释电元件，使其与未图示的温度检测用电路连接。该电路从该热释电元件接受热释电电压值或者热释电电流值，基于这些值求出超声波振子 12a 附近的温度。另外，该电路既可以配置于前端部 10 也可以配置于主体部 101。前端部 10 被配置在被检体内，因此，操作者能够识别其温度这一点从监视检查部位的观点来看是有效的。

[0052] 与各压电元件的前面电极的声学透镜 12c 侧相邻地设置有声学匹配层。即，声学

匹配层配置在压电元件与声学透镜 12c 之间。声学匹配层用于在压电元件和被检体之间使声学阻抗匹配。此外,声学匹配层有时沿层叠方向设置有 2 层以上。该情况下,声学匹配层阶段性地使用声学阻抗不同的材料。根据这样的结构,在压电元件与声学透镜 12c 之间使声学阻抗阶段性地变化,能够获得声学的匹配。

[0053] 与各压电元件的背面电极的支撑体侧相邻地设置有背面构件。背面构件将超声波发送时向与超声波的照射方向相反的一侧(后方)放射的超声波吸收,抑制各压电元件的多余振动。通过背面构件,抑制了振动时从各压电元件的背面的反射,能够避免给超声波脉冲的收发带来负面影响。另外,作为背面构件,从声学衰减、声学阻抗等观点来看,能够使用含有 PZT 粉末或钨粉末等的环氧树脂、填充有聚氯乙烯或铁素体粉末的橡胶、或者在多孔质的陶瓷中含浸了环氧树脂等树脂的材料等、任意材料。

[0054] 〈声学透镜〉

[0055] 声学透镜 12c(参照图 2B)用于将收发的超声波集束而整形为束状。作为声学透镜 12c 的材料,使用声学阻抗与生物体接近的硅树脂等。另外,在超声波振子 12a 被二维排列、并且能够通过电子扫描将超声波集束而整形为束状的情况下,有时不设置声学透镜 12c。

[0056] 此外,在前端部 10 从被检体的食道插入、超声波的发送方向朝向心脏这样的用途来使用的情况下,如图 2C 所示,也可以在声学透镜 12c 与超声波振子 12a 之间附加楔形的偏置件 12f。声学透镜 12c 相对于超声波振子 12a 的支撑体倾斜。根据这样的结构,来自压电元件的超声波的方向被向不同的方向集束。通过偏置件 12f 的倾斜角,不需要用于从留置于食道的前端部 10 的超声波振子 12a 朝向心脏发送超声波的驱动控制,或者能够使驱动控制简单。

[0057] 在图 3A 所示的结构中,接受与来自主体部 101 的超声波的发送方向有关的指示信号,为了进行超声波的发送方向的调整,通过后述的方向控制部 16 以及驱动部 18 来执行超声波换能器 12 的倾动。但是,在设置有偏置件 12f 的情况下,也可以设为不进行倾动的结构。

[0058] (超声波换能器的其他例子)

[0059] 参照图 3B~图 3D 对超声波换能器 12 的结构的其他例子进行说明。图 3B~图 3D 是表示超声波换能器 12 的概略立体图。其中,图 3C 示出了一维排列的超声波换能器 12,图 3B 以及图 3D 示出了二维排列的超声波换能器 12。此外,图 3B 示出了相对于支撑体遍及整周设置有超声波振子 12a 的超声波换能器 12,图 3C 以及图 3D 示出了在支撑体的外周面的一部分设置有超声波振子 12a 的超声波换能器 12。

[0060] 图 3B 的例子中,遍及支撑体的外周面的整周二维排列有超声波振子 12a。该结构中,由后述的收发控制部 14 驱动的元件的切换、超声波(超声波束)的偏转、集束能够通过电子扫描来执行。图 3B 所示的超声波换能器 12 中,不仅在元件的排列方向(方位角(Azimuth)方向)上,在与该方向实质正交的仰角(Elevation)方向上也能够通过电子扫描来进行超声波的偏转、集束。因此,有时不需要超声波换能器 12 的旋转、倾动。该情况下,不设置方向控制部 16 以及驱动部 18。而且,有时不设置声学透镜 12c。

[0061] 在图 3C 的例子中,在支撑体的外周面的周向的一部分上一维排列有超声波振子 12a。在一部分上排列的状态是指,例如支撑体为圆筒状的情况下,在包含于以其中心轴为中心的规定的角度范围(例如 60°) 内的外周面上,超声波振子 12a 并列设置的状态。该结

构中,接受来自主体部 101 的指示信号,通过后述的方向控制部 16 以及驱动部 18,执行超声波换能器 12 的旋转以及倾动的一方或者双方。

[0062] 在图 3D 的例子中,在支撑体的外周面的周向的一部分上二维地排列有超声波振子 12a。该结构中,接受来自主体部 101 的指示信号,通过后述的方向控制部 16 以及驱动部 18 执行超声波换能器 12 的旋转。在一部上排列的状态是指,例如支撑体为圆筒状的情况下,在包含于以其中心轴为中心的规定角度范围(例如 60°) 内的外周面上,超声波振子 12a 在方位角方向以及仰角方向上并列设置的状态。

[0063] (前端部的变形例)

[0064] 此外,作为压电元件而使用了 PVDF 那样的声学阻抗低的元件的情况下,能够使用不吸收朝向背面构件放射的超声波而将其反射这样的结构的背面构件。例如能够使用兼作超声波振子 12a 的支撑体和背面构件的材料。通过作为背面构件而采用形状记忆合金,从而能够使用下述结构的前端部 10。参照图 2D 对该前端部 10 的变形例进行说明。

[0065] 即,收容部 10a 构成为,在将前端部 10 插入被检体时前端部 10 整体成为收缩的状态。此外,如图 2D 所示,声学匹配层至压电元件配置在挠性印刷电路板 12d(FPC; Flexible Printed Circuits) 上。该挠性印刷电路板 12d 上能够配置具有收发控制部 14 等的功能的 IC12e 等。收发控制部 14 与压电元件的电极通过形成于挠性印刷电路板 12d 的图案等而被电连接。此外,挠性印刷电路板 12d 形成在由形状记忆合金构成的背面构件上。

[0066] 此外,收容部 10a 构成为,在被插入被检体之后而例如位于食道时,通过经由缆线 11 注入水等液体而成为前端部 10 整体膨胀的状态(参照图 2B)。此外,若收容部 10a 膨胀,则在其内部形成了规定的空间。作为背面构件的形状记忆合金构成为在该膨胀的状态下复原成例如图 3A 所示的圆柱状或者圆筒状。此外,前端部 10 通过将被注入收容部 10a 的液体排出(吸引等),其整体收缩。

[0067] 超声波换能器 12 被挠性印刷电路板 12d、作为形状记忆合金的背面构件支撑,若收容部 10a 收缩,则超声波换能器 12 与其相应地整体收缩。根据这样的结构,前端部 10 在收缩时小型化,因此,操作者能够随意使其伸缩。因此,前端部 10 能够容易进行相对于被检体内的插入及排出。

[0068] (收发控制部)

[0069] 接下来,参照图 4 对前端部 10 的收发控制部 14 进行说明。图 4 是表示第一实施方式的超声波诊断装置 100 的前端部 10 的功能结构的一个例子的概略框图。如图 4 所示,收发控制部 14 具有发送部 141、接收部 142 以及切换部 143。以下,分别说明各部。

[0070] (发送部)

[0071] 前端部 10 的发送部 141 具有发送控制部 141a、发送波形产生部 141b 以及发送放大器 141c。发送部 141 经由 I/F15,从主体部 101(收发部 105 等/图 5) 接受与超声波的发送有关的指示信号。发送部 141 包括由发送控制部 141a 控制的时钟产生电路、发送延迟电路等(未图示)。时钟产生电路是产生用于决定超声波的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。例如,时钟电路对发送延迟电路赋予基准时钟信号。发送延迟电路将被赋予了规定的延迟时间的驱动信号向发送波形产生部 141b 发送。另外,规定的延迟时间是根据超声波的发送焦点而被决定的。

[0072] 发送波形产生部 141b 例如具有未图示的脉冲电路,脉冲电路是内置与对应于各超声波振子 12a 的单独路径(信道)相当的个数的脉冲、产生发送驱动脉冲的电路。即,脉冲电路以规定的反复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)反复产生定频脉冲。该定频脉冲被分配为信道数,被发送至发送延迟电路。

[0073] 发送控制部 141a 中的发送延迟电路对定频脉冲赋予与发送方向以及发送聚焦有关的延迟时间。然后,在基于被延迟的各定频脉冲的定时,产生发送驱动脉冲。该产生的发送驱动脉冲被发送放大器 141c 放大后发送给切换部 143。发送延迟电路这样对脉冲电路赋予的延迟,用于进行超声波的发送聚焦,将超声波集束成束状。由此,决定了超声波的发送指向性。进而,发送延迟电路使对各定频脉冲赋予的发送延迟时间变化,来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。

[0074] (切换部)

[0075] 切换部 143 具备与超声波的收发有关的开关,进行与发送部 141 和接收部 142 的切换有关的控制。如后述那样,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,将超声波振子 12a 中的几个元件作为发送用而使其与发送部 141 连接,其他几个元件作为接收用而使其与接收部 142 连接。

[0076] 此外,在通过主体部 101 侧的扫描模式设定为并行地执行 B 模式和脉冲多普勒模式(PWD;Pulsed Wave Doppler)的情况下,交错地反复进行如下控制:与 B 模式相应地依次切换被驱动的元件的控制;切换为朝向所设定的采样体(采样门)发送超声波的元件的控制。在 B 模式中,使进行驱动的元件群沿元件排列方向依次错开,来控制超声波的发送方向等。

[0077] 此外,切换部 143 进行二维排列时的超声波换能器 12 中的、包含 m 行 $\times$ n 列的元件群(振子群)的各子阵列的切换。与切换部 143 的开关连接的子阵列的各元件被施加从发送放大器 141c 接受的发送驱动脉冲,从而压电元件被驱动。

[0078] (接收部)

[0079] 前端部 10 中的接收部 142 接受与由被检体反射的超声波相应的回波信号。接收部 142 对由超声波换能器 12 接收到的回波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,将模拟的回波信号变换为整相后的(即接收束形式的)数字的数据。具体例如下所述。

[0080] 接收部 142 具有接收放大器 142a、A/D 变换部 142b 以及延迟加法部 142c。接收部 142 也可以具有子阵列延迟加法部(未图示)。接收放大器 142a 将从超声波换能器 12 接收到的回波信号按照每个接收信道进行放大。A/D 变换部 142b 将放大后的回波信号变换为数字信号。变换为数字信号后的回波信号被存储在未图示的数字存储器中。另外,数字存储器按照每个信道(或者各元件)而设置,回波信号存储在对应的存储器中。此外,回波信号存储在与回波信号的接收时刻相应的地址中。A/D 变换部 142b 能够将与回波信号的带宽相对应地进行了过滤的数据剔除。另外,在具有子阵列延迟加法部(未图示)的情况下,能够对来自超声波振子 12a 中的接近的元件的回波信号进行加法。

[0081] 延迟加法部 142c 对变换为数字信号后的回波信号赋予用于决定接收指向性的延迟时间。该接收延迟时间按照每个元件而被计算。此外,延迟加法部 142c 对被赋予了延迟时间的回波信号进行加法。回波信号基于计算出的必要的延迟时间,被适当地从数字存储

器读出而被进行加法。一边使接收聚焦位置沿着发送束变更一边重复该加法处理。通过加法处理,来自与接收指向性相应的方向的反射成分被强调。由接收部 142 处理后的接收束信号经由 I/F15、收发部 105 等,被发送给信号处理部(B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108)。

[0082] (方向控制部・驱动部)

[0083] 方向控制部 16 从主体部 101 接受与超声波的发送方向有关的指示信号,控制驱动部 18。例如,为了与在主体部 101 侧设定的 ROI(Region Of Interest) 相应地改变超声波的放射面的朝向或者角度,方向控制部 16 进行使驱动部 18 驱动的控制。驱动部 18 例如由超声波马达等微致动器构成,被方向控制部 16 控制而被驱动。此外,驱动部 18 与超声波换能器 12 连接。通过该结构,驱动部 18 被驱动而超声波换能器 12 旋转或者倾动。通过驱动部 18 被驱动,能够改变超声波换能器 12 中的超声波的发送方向。

[0084] <生物体信息计测部的结构>

[0085] 图 5 中,生物体信息计测部 120 与主体部 101 连接。生物体信息计测部 120 生成生物体信号等表示被检体的状态的信息,将所生成的信息向主体部 101 发送。作为生物体信息计测部 120 有:生物体电子器具(心电仪、脑波计、肌电计等)、呼吸器系统器具(呼吸流量计、电子式呼吸计(肺活量计)、呼吸阻力计等)以及医用监视装置(单个监视装置(床边监视器)、多个监视装置(中心监视器))等。医用监视装置用于监视心电图・血压・呼吸数・体温・脉搏・血中氧饱和度・呼气气体分压等健康状况征兆。图 5 中,生物体信息计测部 120 设置在主体部 101 的外部,但是也可以是,一部分被包含在主体部 101 侧的内部,在主体部 101 中进行计测的处理。

[0086] 此外,在第一实施方式中,主体部 101 从生物体信息计测部 120 接受生物体信息(心电波形等)的解析结果。即,生物体信息计测部 120 构成为,按照设定而实时地执行生物体信息的解析,将其解析结果发送给主体部 101。以下,对生物体信息为心电波形且生物体信息计测部 120 实时地解析心电波形的例子进行说明。另外,生物体信息计测部 120 具备例如与被检体接触的电极等、从被检体直接取得心电波形的构件。此外,作为其他例子,生物体信息计测部 120 也可以从外部的心电仪取得心电波形来执行专门解析。

[0087] 生物体信息计测部 120 通过解析装置,与各个心搏波形的特征、相邻心搏之间间隔等相应地进行自动分类。此外,对每个心搏波形赋予编号、分类、与前一心搏之间的 R-R 间隔(R 波的时间间隔)等信息来加以保存。作为具体例,生物体信息计测部 120 从被检体接受心电信号,进行滤波处理。滤波处理包括:相对于心电信号的噪声的除去、基线变动的除去这样的波形整形处理。进行了滤波处理后的全部心电波形被存储在存储部等中。

[0088] 此外,生物体信息计测部 120 从与所存储的全部心搏对应的心电波形,用已知方法检测 QRS 波形,或者进行相对于前一心搏的 R-R 间隔的运算等处理。此外,生物体信息计测部 120 预先存储在波形的分类中利用的标准的波形数据。标准的波形数据按照每个分类而设定有多个,若选择了所希望的分类(正常心搏、心室期外收缩等),则读出与所选择相应的标准的波形数据。生物体信息计测部 120 基于标准的波形数据,求出与所存储的全部心搏之间的相似度。如果相似度为阈值以上,则该相似度高的部分的波形作为与所选择的分类相当的波形而被提取。

[0089] 作为标准的波形数据的一个例子,有成为典型的异常波形的模型的标准的波形数

据。通过与该异常波形的波形数据的对比,被判定为相似度比阈值高的波形作为所选择的该典型的异常波形而被提取。此外,也可以是,将 R-R 间隔的变动率为规定的比例(例如 10%)以上、且 P 波未被识别出的情况,解析为异常(心房颤动)。也可以是,生物体信息计测部 120 在通过解析而提取了该异常波形的情况下,向主控制部 104 不发送心电波形而是发送表示检测到异常的意思的触发信号。另外,以下将表示检测到异常的意思的触发信号记作“异常检测触发”。

[0090] 以上,第一实施方式的生物体信息计测部 120 通过某种方法,从心电仪实时地接受被检体的心电波形,提取特定的心电波形,向主体部 101 发送。主控制部 104 接受由生物体信息计测部 120 提取到的特定的心电波形。该特定的心电波形不限为 1 种。另外,以下,主要以通过该特定的心电波形来表示被检体内的组织的异常的状况为例进行说明。进而,有时将该情况的特定的心电波形记作“表示异常的心电波形”。“表示异常的心电波形”是周期性地动作的规定部位基于非周期性的动作而得的波形(非周期性的心电波形)的一个例子。此外,也可以是主体部 101 具有执行上述生物体信息计测部 120 的解析处理的功能。该情况下,也可以是,生物体信息计测部 120 不具有上述的解析功能,只是将心电波形向主体部 101 发送。

[0091] <主体部的结构>

[0092] 接下来,参照图 5 对主体部 101 的各部的控制以及各部的处理进行说明。该图所示的超声波诊断装置 100 为了取得表示例如心脏等生物体组织的形态的图像(参照图 6)、或表示血流状态的图像(参照图 7A)而被使用。如图 5 所示,超声波诊断装置 100 中,主体部 101 上连接有前端部 10 以及生物体信息计测部 120。另外,前端部 10 相当于“超声波收发部”的一个例子。图 5 是表示第一实施方式的超声波诊断装置 100 的主体部 101 的功能结构的一个例子的概略框图。

[0093] 主体部 101 在其内部,具有用于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,设置有操作部 102、显示部 103、主控制部 104、收发部 105、B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108、生成部 109 及方向设定部 110。另外,生物体信息计测部 120 也可以被包含在超声波诊断装置 100 的结构中。此外,主体部 101 中也可以包含有经由缆线 11 而与前端部 10 连接的电源。

[0094] (操作部)

[0095] 操作部 102 接受操作者的操作,将与该操作内容相应的信号或信息向装置各部输入。此外,操作部 102 不限于鼠标等指示器件或键盘,能够使用任意的用户界面。也能够将操作部 102 中的输入单元例如构成为与显示部 103 一体的触摸面板中的软键盘(softkey)。另外,操作部 102 也可以具有经由网络或媒介接受信号或信息的输入的功能。另外,以下,所谓超声波图像,不限于 B 模式图像那样的形态图像,还包含基于血流或组织的运动信息的波形图像、基于血流或组织的运动信息的色彩或明度的彩色显示。

[0096] 此外,例如操作者操作了操作部 102 中的结束按钮或 FREEZE 按钮时,超声波的收发结束,或者成为暂时停止状态。此外,操作者经由操作部 102 能够在后述的间歇摄像的控制中设定进行几次心搏的摄像。该设定信息被存储在收发部 105 的未图示的存储部中。此外,经由操作部 102,能够执行超声波的扫描模式等的初始设定。此外,还能够进行多普勒模式中的采样体(采样门)的指定操作。此外,还能够进行与左心室射血分数等生物体信息

的监视有关的设定。

[0097] (显示部)

[0098] 显示部 103 显示超声波图像、操作画面及设定画面等。能够使用如下的任意的显示装置: CRT(Cathode Ray Tube)、液晶显示器(LCD; Liquid Crystal Display)、等离子显示器(Plasma Display Panel)、有机 EL(OELD; Organic Electro-Luminescence)、FED(Field Emission Display; 场致电场发射显示器)等。

[0099] (主控制部)

[0100] 主控制部 104 由 CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory) 等构成。CPU 将控制程序适当地在 RAM 上展开, 由此作为控制部 104 发挥功能。即, 主控制部 104 执行主体部 101 中的以下的各部的控制。

[0101] (收发部 / 发送部)

[0102] 主体部 101 的收发部 105 按照所选择的扫描模式, 向前端部 10 的收发控制部 14 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号(驱动信号)。但是, 与该驱动有关的信号与接受到由生物体信息计测部 120 提取到的特定的心电波形或者异常检测触发的情况相对地地被发送。例如, 首先, 主控制部 104 从生物体信息计测部 120 接受特定的心电波形。主控制部 104 与接受到特定的心电波形或者异常检测触发的情况相应地, 向收发部 105 发送触发信号。另外, 在主体部 101 中, 有时不仅是特定的心电波形, 还实时地取得心电波形并显示于显示部 103。因此, 主控制部 104 在接受到特定的心电波形的情况下, 向收发部 105 发送触发信号。

[0103] 此外, 收发部 105 的发送部从主控制部 104 接受到触发信号后, 以得到预先规定的心搏数的超声波图像的方式将与超声波换能器 12 的驱动有关的信号向前端部 10 发送。预先规定的心搏数是在超声波诊断装置 100 开始对被检体进行监视的定时或者在其前后由操作者等设定的。收发部 105 为了进行所设定的心搏数的摄像, 从生物体信息计测部 120 实时地取得心电波形。

[0104] 另外, 在特定的心电时相中进行摄像的情况下, 主控制部 104 接受由生物体信息计测部 120 提取到的特定的心电时相中的心电波形。主控制部 104 基于该特定的心电时相的心电波形, 向收发部 105 发送触发信号。此外, 也可以是, 在开始了监视的时刻, 不管有无来自主控制部 104 的触发信号, 都执行规定心搏数的超声波的发送。

[0105] 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 按照所选择的扫描模式控制收发部 105。通过所选择的扫描模式, 变更发送频率、发送驱动电压等。另外, 作为扫描模式、B 模式、能量多普勒模式(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/ 或者 CFM; Color Flow Mapping)、组织多普勒模式(TDI; Tissue Doppler Imaging)、M 模式等, 还能够选择它们复合而成的扫描模式。

[0106] (收发部 / 接收部)

[0107] 在主体部 101 的收发部 105 中, 接收部从前端部 10 接受由发送部 141 实施过规定处理后的数字的回波信号。回波信号被发送至信号处理部(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] 信号处理部具有 B 模式信号处理部 107 以及多普勒信号处理部 108。B 模式信号处理部 107 从收发部 105 的接收部接受接收信号,进行接收信号的振幅信息的影像化。具体地说,B 模式信号处理部 107 对接收束信号进行带通滤波处理,然后,对输出信号的包络线进行检波,对检波得到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] 多普勒信号处理部 108 作为多普勒处理,通过对接收束信号进行相位检波而取出多普勒偏移频率成分,通过实施高速傅立叶变换 (FFT 处理;Fast Fourier Transform),进行接收束信号(多普勒信号)的频率解析而提取多普勒偏移。通过使用多普勒偏移,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,生成针对多点提取了平均速度、离散、能量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 也可以构成为进行彩色多普勒处理。通过彩色多普勒处理来进行血流或组织的运动信息的影像化。血流或组织的运动信息中有速度、分布或者能量等信息。例如多普勒信号处理部 108 处理接收束信号、关心区域内的彩色血流映射 (CFM) 图像的 RAW 数据。具体地说,多普勒信号处理部 108 对来自收发部 105 的接收部的接收束信号进行正交检波。接着,多普勒信号处理部 108 对正交检波后的回波信号通过自相关性法进行频率解析。通过频率解析,多普勒信号处理部 108 在样本的各点计算血流的平均速度值或离散值。并且,多普勒信号处理部 108 生成将计算出的平均流速值或离散值用彩色来表现的彩色血流映射图像的 RAW 数据。此外,多普勒信号处理部 108 基于正交检波后的接收束信号,计算血流的能量值。并且,多普勒信号处理部 108 生成将计算出的能量值用彩色来表现的彩色血流映射图像的 RAW 数据。

[0113] 这些信号处理部将实施了信号处理后的 RAW 数据(超声波栅格数据)向生成部 109 发送。另外,本实施方式的 B 模式信号处理部 107 以及多普勒信号处理部 108 能够对二维的回波数据以及三维的回波数据的双方进行处理。

[0114] (生成部)

[0115] 接着,参照图 6、图 7A 以及图 7B 对生成部 109 的处理进行说明。图 6 是表示第一实施方式中由生成部 109 生成的 B 模式图像 BI 的一个例子的概略图。图 7A 是表示第一实施方式中由生成部 109 生成的多普勒光谱图像的一个例子的概略图。图 7B 是表示将图 7A 的多普勒光谱图像与从生物体信息计测部 120 接受的心电波形并行地显示的状态的一个例子的概略图。图 8 是表示用于通过从食道接近来得到图 6 所示的 B 模式图像 BI 的截面的位置关系的概略画面数据图。生成部 109 接受基于预先设定的心搏数的回波信号的 RAW 数据,生成该心搏数的超声波图像数据。

[0116] 生成部 109 基于从信号处理部 (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 具有例如 DSC (Digital Scan Converter: 数字扫描转换器)。生成部 109 将由扫描线的信号列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 对由 B 模式处理部实施了信号处理后的 RAW 数据实施扫描转换处理,由此,生成将被检体的组织的每个形态的信号强度用亮度来表现的 B 模式图像数据(参照图 6)。另外,如图 8 所示,图 6 是通过从食道接近而得到的四腔断层图像。图 6 中示出了左心房 LA、超声波的发送方向

L1 以及二尖瓣 M。此外,图 6 中还显示了心电波形 W。

[0117] 此外,生成部 109 对彩色多普勒处理或者多普勒处理后的 RAW 数据实施坐标变换,生成能够显示在显示部 103 上的彩色血流映射图像的数据、多普勒图像的数据。例如生成部 109 基于由多普勒信号处理部 108 对多普勒信号(回波信号)实施的基于 FFT(Fast Fourier Transform) 的频率解析的结果,生成将移动体的速度信息(血流的速度信息或组织的速度信息)沿着时间序列进行了描绘的多普勒光谱图像(参照图 7A)。

[0118] 另外,图 7A 中,纵轴作为频率 f (速度 v),横轴作为时间 t ,进行光谱的显示(FFT 显示)。此外,该波形显示中,波高值表示速度的大小,亮度表示多普勒光谱的强度(相当于多普勒信号的能量)。另外,图 7A 中优先考虑图的清晰度而对灰度进行反转显示(图 7B 中也相同)。

[0119] 若经由前端部 10 随时间经过地进行超声波的收发,则经由上述的工序由生成部 109 依次生成多普勒光谱图像。显示部 103 依次显示所生成的图像,由此,频率 f (对象物体的速度 v) 时刻变化的样态被作为图案来显示。

[0120] 此外,生成部 109 能够经由主控制部 104,从与主体部 101 连接的生物体信息计测部 120 取得心电波形。生成部 109 基于所取得的心电波形,如图 7B 所示,生成能够使多普勒光谱图像与心电波形同步地并行显示的图像。

[0121] 此外,例如生成部 109 根据彩色血流映射图像的 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、能量图像、或者作为这些的组合图像的彩色血流映射图像。此外,生成部 109 也可以是根据 B 模式图像 BI(参照图 6)、彩色血流映射图像以及多普勒图像,将任意的图像彼此合成来生成合成图像。例如,在 B 模式图像 BI(或者 MPR 图像)上进行基于血流或组织的运动信息的彩色显示,生成彩色血流映射图像,并且,生成基于脉冲多普勒模式的多普勒光谱图像,进而,基于从生物体信息计测部 120 取得的心电波形,生成能够将彩色血流映射图像、多普勒光谱图像及心电波形并行显示的图像。

[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 也能够显示体绘制图像及 MPR 图像。该情况下,信号处理部基于由超声波换能器 12 接收到的回波信号,根据 RAW 数据直接生成表示被检体内的组织的三维形状等的体数据。或者,根据由数字扫描转换器生成的图像数据来生成。生成部 109 从信号处理部取得体数据,生成体绘制图像。此外,生成部 109 也能够根据体数据生成 MPR(Multi-Planar Reconstruction) 图像。

[0123] (方向设定部)

[0124] 方向设定部 110 设定前端部 10 中的超声波换能器 12 对超声波的发送方向。发送方向的设定是基于操作者经由操作部 102 进行的操作、或者从后述的探索部 111(参照图 11) 接受到发送方向数据而进行的。方向设定部 110 向前端部 10 的收发控制部 14 或者方向控制部 16 发送所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,存储采样体及发送方向数据。

[0125] 作为方向设定部 110 关于超声波的发送方向的设定而受到的操作,能够列举出扫描模式的选择操作、采样体的设定操作、超声波换能器 12 的旋转操作/倾动操作等。此外,方向设定部 110 按照扫描模式(连续波多普勒模式等),在前端部 10 的超声波换能器 12 中

设定被施加驱动信号的元件（或者信道）。

[0126] 与扫描模式的选择操作及采样体的设定操作相应的超声波的发送方向的设定信息（驱动的元件、相对于超声波放射面的角度 / 方向等），经由收发部 105 被发送至前端部 10 的收发控制部 14。与超声波换能器 12 的旋转操作 / 倾动操作相应的超声波的发送方向的设定信息（超声波换能器 12 的倾动角度、旋转量等）被发送至前端部 10 的方向控制部 16。另外，方向设定部 110 相当于“变更部”的一个例子。此外，方向设定部 110 在与前端部 10 的方向控制部 16 及驱动部 18 的组合中相当于“变更部”的一个例子。此外，方向设定部 110 在与收发部 105 及前端部 10 的收发控制部 14 的组合中相当于“变更部”的一个例子。

[0127] <动作>

[0128] 接下来，参照图 9 对本实施方式中的间歇摄像的控制的流程进行说明。图 9 是表示第一实施方式的超声波诊断装置 100 的动作的概略的流程图。

[0129] （步骤 01）

[0130] 由操作者进行了初始设定后，体内组织的监视开始。所谓初始设定，包括经由操作部 102 进行的扫描模式的选择、发送焦点或采样体的设定等。此外，初始设定中包括成为能够通过生物体信息计测部 120 取得被检体的生物体信息的状况的设定。例如，心电仪的设定、生物体信息计测部 120 的解析部的设定等。此外，初始设定中包括前端部 10 被插入被检体内并且观察对象组织与前端部 10 被对位的设定。此外，通过操作者，进行实施间歇的超声波摄像时成为基准的心搏数的设定。

[0131] （步骤 02）

[0132] 由生物体信息计测部 120 开始心电波形的计测后，从生物体信息计测部 120 向主控制部 104 发送心电波形。此外，也存在如下情况：通过预先在生物体信息计测部 120 中进行设定，生物体信息计测部 120 对所取得的心电波形进行解析而提取到的特定的心电波形（R 波・T 波等）被发送至主控制部 104。

[0133] （步骤 03）

[0134] 主控制部 104 判断是否从生物体信息计测部 120 接收到了表示异常的心电波形（异常检测触发、异常的波形）。在 S03 中判断为未接收到表示异常的心电波形的情况下（S03；否），主控制部 104 重复该判断。

[0135] （步骤 04）

[0136] 在 S03 中判断为接收到了表示异常的心电波形的情况下（S03；是），主控制部 104 向收发部 105 发送触发信号。接受触发信号，收发部 105 从未图示的存储部读出用于进行预先设定的间歇摄像的心搏数的数据。收发部 105 读出心搏数的数据后，进而从主控制部 104 接收自生物体信息计测部 120 接收到的实时的心电波形。收发部 105 基于实时的心电波形，按照表示特定的波形（R 波等）的定时，使前端部 10 开始超声波的收发。

[0137] （步骤 05）

[0138] 在 S04 中前端部 10 开始了超声波的收发后，由收发部 105 接收到回波信号，经由多个信号处理而由生成部 109 生成超声波图像。收发部 105 开始超声波的发送、并且开始心电波形的接收后，从这些时刻起开始计测间歇摄像的结束的定时。即，收发部 105 例如基于实时接收到的心电波形，判断预先设定的心搏数的摄像是否已结束。在 S05 中判断为所

设定的心搏数的摄像还未结束的情况下(S05;否),收发部 105 继续该判断。

[0139] 作为其他例子,也可以是,在主控制部 104 中根据实时接收到的心电波形求出一心搏的经过时间。即,主控制部 104 基于一心搏的经过时间,求出所设定的多个心搏的摄像时间。主控制部 104 在判断为所设定的心搏数的摄像已结束的情况下,向收发部 105 发送摄像结束的触发。

[0140] 在由收发部 105 判断为间歇摄像已结束的情况下(S05;是),不向前端部 10 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号,使间歇摄像结束。

[0141] <作用·效果>

[0142] 对以上所说明的本实施方式的超声波诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0143] 本实施方式中的超声波诊断装置 100 即使在由操作者进行了初始设定后开始体内组织的监视,也不是立即从主控制部 104 发送触发信号(异常检测触发),不从收发部 105 向前端部 10 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号。在本实施方式中,体内组织的摄像开始的定时是主控制部 104 从生物体信息计测部 120 接收到了特定的心电波形或者异常检测触发时。此外,在超声波的发送开始之后,若预先设定的心搏数的摄像结束,则主体部 101 的收发部 105 使间歇摄像暂时结束。根据这样的结构,能够防止一直在被检体内持续发送超声波。因此,能够避免因长期间的超声波的发送产生发热的问题。

[0144] 而且,超声波诊断装置 100 具有由生物体信息计测部 120 计测被检体的状态发生了变化时等、应该摄像的定时来取得超声波图像的结构。换句话说,超声波诊断装置 100 能够避免被检体的状态长期间没有变化却仍在持续取得超声波图像。作为其结果,进行监视的超声波图像的阅览者不用被迫进行不必要的图像的阅览,因此能够减少阅览者的负担。而且,能够实现超声波检查的高效化。

[0145] 此外,本实施方式的超声波诊断装置 100 具有构成为在胶囊状的收容部 10a 中收容有超声波换能器 12 的前端部 10。该情况下,有时主体部 101 相对于收容部 10a 被称作外部装置。这样的前端部 10 被插入被检体内。与此相对,在经食道超声波探头被插入食管的情况下,成为从把持部起至前端部为止的导中管部被留置于食管的状态。例如在从食管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,导中管部也被留置于食管。然而,在持续观察心脏等检查部位的期间,成为导中管部至前端部一直被留置于被检体的食管的状态。

[0146] 经食道超声波探头的导中管部以及前端部在内部不仅具备与超声波换能器进行信号收发的信号线及电源等,还具备用于使前端部弯曲的引线。换句话说,被检体要以内置引线等的导中管部等留置于食管的状态持续进行忍耐。然而,在观察时间变为长期间的情况下,根据被检体的状态,有可能会成为负担。作为其结果,有时无法将经食道超声波探头使用于检查部位的持续的观察中。为了避免该问题而从体外收发超声波的情况下,不得不考虑存在于超声波的收发方向上的组织的影响。如本实施方式那样为胶囊型,且通入到缆线 11 内部的线也设为电源线和信号线的程度而被抑制成最少的话,与使用经食道超声波探头的情况相比,能够减少被检体的负担。

[0147] <变形例 1>

[0148] 接下来,对第一实施方式的变形例 1 进行说明。在上述第一实施方式的超声波诊断装置 100 中,基于特定的心电波形或波形的异常来计测间歇摄像的定时。但是,第一实施

方式不限于这样的结构。例如,也可以是,开始超声波检查的监视,并且,并行地执行心音监视器对被检体的心音的监视。心音监视器具有心音仪和解析部等。心音仪通过体导音传感器或麦克风检测心音并将其变换为电信号,作为波形来记录。该结构中,主控制部 104 从作为生物体信息计测部 120 的心音监视器,接收基于例如因心脏病而产生的各种过度心音或心杂音等的波形数据或异常检测触发。或者,主控制部 104 从心音监视器,接收基于 I 音与 II 音之间的时间间隔、II 音与 I 音之间的时间间隔的大小变化等的异常检测触发。心音监视器基于规定部位的周期性的动作而输出的信息是“周期信息”的一个例子。这样,主控制部 104 接收来自心音监视器的异常波形、或者异常检测触发等,由此向收发部 105 发送触发信号。

[0149] 收发部 105 控制前端部 10,取得根据预先设定的心音推断出的心搏数的超声波图像。另外,也可以将该变形例 1 与利用心电仪的上述实施方式组合。

[0150] 〈变形例 2〉

[0151] 接下来,对第一实施方式的变形例 2 进行说明。上述第一实施方式的超声波诊断装置 100 中,基于特定的心电波形或波形的异常计测间歇摄像的定时。但是,第一实施方式不限于这样的结构。例如,也可以是,开始超声波检查的监视,并且,并行地执行呼吸监视器对被检体的呼吸的监视。呼吸监视器捕捉由被检体的呼吸产生的运动,并输出该呼吸监视器信号。该呼吸监视器例如为能够以将被检体的腹部等包围的方式进行安装的带状的压力传感器。此外,作为其他例子,有测定被检体的呼吸的流量的气流传感器。或者,也可以是如下装置:通过摄像机等对被检体的观察部位进行摄影,在摄影到的动态图像等中对被检体的观察部位的运动进行解析,由此求出由被检体的呼吸产生的、观察部位的外形上的运动状态。

[0152] 呼吸监视器根据基于被检体的呼吸的呼吸监视器信号,生成呼吸波形。呼吸波形是横轴表示时间、纵轴表示呼吸的深度的表示呼吸等级的波形。例如,在该波形中,纵轴的上方向表示吸气等级的高度,下方向表示呼气等级的高度。吸气等级的最大值与呼气等级的最大值的中间值成为呼气与吸气切换的边界值。

[0153] 在该结构中,主控制部 104 从作为生物体信息计测部 120 的呼吸监视器接收与各种呼吸相关的信息。例如,接收基于呼吸次数的异常(无呼吸(包括呼吸停止)、缓慢呼吸、频繁呼吸)、换气量的异常、呼吸的周期性异常(Cheyne-Stokes 呼吸)及不规则的异常等、异常检测触发。呼吸监视器基于规定部位的周期性的动作而输出的信息是“周期信息”的一个例子。主控制部 104 接收异常检测触发等,从而向收发部 105 发送触发信号。

[0154] 收发部 105 控制前端部 10,取得预先设定的呼吸的多个周期数的超声波图像。另外,也可以在该变形例 2 中组合变形例 1、以及利用心电仪的上述实施方式的一方或双方。

[0155] 〈变形例 3〉

[0156] 接下来,对第一实施方式的变形例 3 进行说明。该变形例中,如上述那样,使前端部 10 中的发送部 141、接收部 142 的大部分功能,由主体部 101 的收发部 105 的接收部来执行。由此,有时能够简化收容部 10a 的内部的结构。收发部 105 的功能例如如以下所述那样。

[0157] (发送部 - 变形例 3)

[0158] 主体部 101 的收发部 105 的发送部包括由主控制部 104 控制的时钟产生电路、发

送延迟电路以及脉冲电路（未图示）等。时钟产生电路是用于决定超声波的发送定时、发送频率的时钟信号的电路。例如时钟电路对发送延迟电路赋予基准时钟信号。发送延迟电路将被赋予了规定的延迟时间的驱动信号向脉冲电路供给。另外，规定的延迟时间根据超声波的发送焦点而被决定。此外，脉冲电路是内置与对应于各超声波振子 12a 的独立路径（信道）相当的个数的脉冲、产生发送驱动脉冲的电路。

[0159] 即，脉冲电路反复产生用于形成规定的反复频率（PRF）的发送超声波的定频脉冲。发送延迟电路对定频脉冲赋予与发送方向以及发送聚焦有关的延迟时间。并且，在基于被延迟了的各定频脉冲的定时，产生发送驱动脉冲。所产生的该发送驱动脉冲经由缆线 11 被发送至前端部 10，经由收发控制部 14 被供给至超声波换能器 12 中的各超声波振子 12a。所供给的发送驱动脉冲激励各压电元件振荡。这样，发送延迟电路对脉冲电路赋予延迟，由此，被实施超声波的发送聚焦，超声波被集束成束状。由此，超声波的发送指向性被决定。而且，发送延迟电路通过改变对各定频脉冲赋予的发送延迟时间，来控制来自超声波放射面的超声波发送方向。

[0160] （接收部 - 变形例 3）

[0161] 主体部 101 的收发部 105 的接收部接受与被主控制部 104 控制而由被检体反射的超声波相应的回波信号。收发部 105 的接收部接收由前端部 10 接收到的回波信号，对该回波信号进行延迟・加法处理，由此，将模拟的回波信号变换为整相后的（即接收束形式的）数字的数据。具体例子如下所述。

[0162] 收发部 105 的接收部例如具有未图示的预放大电路、A/D 变换器、接收延迟电路、加法器。预放大电路将从超声波换能器 12 接收到的回波信号按照每个接收信道进行放大。A/D 变换器将放大后的回波信号变换为数字信号。变换成数字信号后的回波信号被存储在数字存储器中。另外，数字存储器按照每个信道（或者各元件）分别设置，回波信号被存储在对应的存储器中。此外，回波信号被存储在与该回波信号的接收时刻相应的地址中。

[0163] 接收延迟电路对被变换成数字信号后的回波信号，赋予用于决定接收指向性所需的延迟时间。该接收延迟时间按照每个元件分别被计算。加法器对被赋予了延迟时间后的回波信号进行加法。回波信号基于计算出的所需的延迟时间，适当地被读出并被进行加法。一边使接收聚焦位置沿着发送束上改变一边重复该加法处理。通过加法处理，来自与接收指向性相应的方向的反射成分被强调。由收发部 105 的接收部处理后的接收束信号被发送至号处理部（B 模式信号处理部 107、多普勒信号处理部 108）。

[0164] [第二实施方式]

[0165] 接下来，对第二实施方式的超声波诊断装置 100 进行说明。第一实施方式中，从直接检测被检体的生物体信号的装置（心电仪）接收成为进行间歇摄像的触发的信息。与此相对，第二实施方式中，从前端部 10 接收成为进行间歇摄像的触发的信息。而且，接收到成为进行间歇摄像的触发的信息之后，对该信息进行滤波处理，进行将信息分类成多个的处理，关于该点也不同于第一实施方式。其他部分与第一实施方式的超声波诊断装置 100 相同。以下，仅对它们的不同点进行说明。

[0166] 基于被检体的呼吸、搏动等而在被检体内产生振动。第二实施方式的超声波诊断装置 100 中，通过在前端部 10 的内部设置的振动传感器（未图示）来检测被检体内产生的振动。例如伴随着呼吸、搏动等而在其他体内组织（食道等）中产生振动。振动传感器检

测该振动。第二实施方式中,振动传感器反复进行该检测动作。

[0167] 《振动传感器》

[0168] 振动传感器中能够使用 3 轴加速度传感器。例如将收容部 10a 形成为胶囊状的情况下,优选为小型。而且,为了设为间歇摄像的触发,还求出分辨率。从该观点出发,有时使用 3 轴加速度传感器。3 轴加速度传感器是针对 X 轴、Y 轴、Z 轴这 3 轴分别检测与振动相关的信号信息(振动信息)。

[0169] 《前端部》

[0170] 前端部 10 中设置有与第一实施方式同样的超声波收发系统,除此之外,还设置有振动传感器、以及进行由振动传感器检测到的检测信号的处理(放大、A/D 变换等)的处理部。向主体部 101 的检测信号的发送中也可以利用经由 I/F15 而被用于超声波的收发的信号线。此外,也可以利用与检测信号的发送中使用的超声波系统不同的另外的信号线。

[0171] 《过滤》

[0172] 经由缆线 11 内而到达主体部 101 的检测信号被主控制部 104 进行滤波处理。即,主控制部 104 进行滤波处理,将检测信号中的噪声除去。此外,主控制部 104 从通过滤波处理而除去了噪声后的检测信号中,提取基于心音的由体内组织的振动引起的成分(心音信息)、以及基于呼吸音的由体内组织的振动引起的成分(呼吸信息)。

[0173] 《关于心音》

[0174] 主控制部 104 基于与提取到的心音有关的检测信号的数据,求出波形数据。此外,主控制部 104 进而根据该波形,求出基于 I 音与 II 音之间的时间间隔、II 音与 I 音之间的时间间隔的大小变化等的、异常检测触发。主控制部 104 与从检测信号求出的异常波形、或者求出了异常检测触发等情况相应地,向收发部 105 发送触发信号。收发部 105 控制前端部 10。使得取得根据预先设定的心音推断出的心搏数的超声波图像。

[0175] 《关于呼吸》

[0176] 主控制部 104 基于与提取到的心音有关的检测信号的数据,求出波形数据。此外,主控制部 104 进而根据该波形,求出由被检体的呼吸产生的运动。例如,接收基于呼吸次数的异常(无呼吸(包括呼吸停止)、缓慢呼吸、频繁呼吸)、换气量的异常、呼吸的周期性异常(Cheyne-Stokes 呼吸)及不规则的异常等的、异常检测触发。主控制部 104 通过接收异常检测触发等,向收发部 105 发送触发信号。

[0177] 收发部 105 控制前端部 10,使得取得预先设定的呼吸的多个周期的超声波图像。

[0178] <作用·效果>

[0179] 对以上所说明的本实施方式的超声波诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0180] 本实施方式的超声波诊断装置 100 中,即使由操作者进行了使体内组织的监视开始的操作,也不立即从主控制部 104 发送触发信号,不从收发部 105 向前端部 10 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号。本实施方式中,体内组织的摄像开始的定时是,接收来自前端部 10 的振动传感器的检测信号并由主控制部 104 求出了异常检测触发时。此外,在超声波的发送开始之后,若预先设定的量的摄像结束,则主体部 101 的收发部 105 使间歇摄像暂时结束。根据这样的结构,能够防止一直持续在被检体内发送超声波。因此,能够避免基于长期间的超声波的发送而引起发热的问题。

[0181] 而且,超声波诊断装置 100 具有由生物体信息计测部 120 监视被检体的状态发生

了变化时等、应该摄像的定时来取得超声波图像的结构。换句话说,超声波诊断装置 100 能够避免被检体的状态长期间没有变化但仍持续取得超声波图像的情况。作为其结果,能够避免进行监视的超声波图像的阅览者被迫进行不必要的图像的阅览,因此,能够减少阅览者的负担。进而,能够实现超声波检查的高效化。

[0182] 此外,第二实施方式中也是,如果与第一实施方式同样,采用胶囊状的前端部 10,并且将通入到缆线 11 内部的线设为电源线和信号线的程度而抑制成最少的话,与使用经食道超声波探头的情况相比,能够减少被检体的负担。

[0183] [第三实施方式]

[0184] 接下来,对第三实施方式进行说明。在第一实施方式以及第二实施方式中构成为,通过基于生物体信号的信息的周期性的变化、以及根据基于生物体信号的信息取得了特异的的信息的情况,主控制部 104 向收发部 105 发送与超声波发送有关的触发信号。与此相对,在第三实施方式的超声波诊断装置 100 中,主控制部 104 基于从生物体信息计测部 120 接受的周期性的信息,定期地将与超声波的发送有关的触发信号向收发部 105 发送。其他部分与第一实施方式的超声波诊断装置 100 相同。以下,仅对它们的不同点进行说明。

[0185] 第三实施方式的主控制部 104 从生物体信息计测部 120,接收基于生物体信号的波形之中的、周期性地产生的特征性波形的信息。以下,对生物体信息计测部 120 为心电仪的例子进行说明。该例子中,生物体信息计测部 120 中,每当 P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波等在心电波形中示出时,向主控制部 104 发送触发信号。

[0186] <动作>

[0187] 此外,主控制部 104 控制超声波诊断装置 100 的各部,使得生成预先设定的心电时相中的超声波图像(包括多普勒光谱图像、彩色血流映射等)。接下来,上述的例子中,参照图 10 对本实施方式的间歇摄像的控制的流程进行说明。图 10 是表示第三实施方式的超声波诊断装置 100 的动作的概略的流程图。

[0188] (步骤 11)

[0189] 由操作者进行了初始设定后,体内组织的监视开始。初始设定中,除了第一实施方式说明过的项目之外,在监视心脏的情况下,还包括想要生成的超声波图像中的所希望的心电时相的设定。在以下的说明中设为,为心脏的监视,且设定成预先取得扩张期的多普勒光谱图像。此外,关于进行间歇的超声波摄像时成为基准的心搏数的设定,设定为每 20 心搏进行 2 心搏的摄像。

[0190] (步骤 12)

[0191] 由生物体信息计测部 120 开始心电波形的计测后,生物体信息计测部 120 在特定的波形所示的定时向主控制部 104 发送触发信号,以取得所设定的心电时相、即扩张期的超声波图像。例如生物体信息计测部 120 在实时地取得的心电波形中 R 波、T 波被示出的定时,向主控制部 104 发送触发信号。

[0192] (步骤 13)

[0193] 主控制部 104 从 S01 中的监视的开始时刻起,从生物体信息计测部 120 接受基于特定的波形(R 波等)的触发信号,基于触发信号求出被检体的心搏数。此外,第三实施方式中,在初始设定中,作为进行间歇摄像的间隔而设定了规定的心搏数。主控制部 104 判断被检体的心搏数是否到达了所设定的心搏数。S11 的例子中,设定为 20 心搏,因此,主控制

部 104 从监视的开始时刻起基于触发信号对被检体的心搏数进行计数,在计数到 20 心搏之前 (S13 ;否),反复进行该 S12、S13 的判断。

[0194] (步骤 14)

[0195] S13 的判断结果为到达了所设定的心搏数即 20 心搏时 (S13 ;是),主控制部 104 从生物体信息计测部 120 接收与例如 R 波相应的触发信号以及与 T 波对应的触发信号。主控制部 104 向收发部 105 发送触发信号,以取得所设定的心电时相的超声波图像、即扩张期的脉冲多普勒模式中的多普勒光谱图像。

[0196] (步骤 15)

[0197] 接受触发信号后,收发部 105 从未图示的存储部读出预先设定的进行间歇摄像的心搏数的数据。收发部 105 读出心搏数的数据后,进而基于从主控制部 104 接收到的、与 R 波相应的触发信号、表示 T 波的触发信号,使前端部 10 执行超声波的收发。

[0198] (步骤 16)

[0199] S15 中开始了前端部 10 的超声波的收发后,通过接收部接收到回波信号,经由多个信号处理而由生成部 109 生成超声波图像。若收发部 105 开始超声波的发送并且开始心电波形的接收,则从这些时刻起开始计测间歇摄像的结束的定时。即,收发部 105 例如基于实时地接收到的心电波形,判断预先设定的心搏数的摄像是否已结束。在 S16 中判断为所设定的心搏数的摄像还未结束的情况下 (S16 ;否),收发部 105 使该判断继续。

[0200] 作为其他例子,也可以是,在主控制部 104 中根据实时地接收到的心电波形,求出一心搏的经过时间。即,主控制部 104 基于一心搏的经过时间,求出所设定的多个心搏的摄像时间。主控制部 104 在判断为所设定的心搏数的摄像已结束的情况下,向收发部 105 发送摄像结束的触发。

[0201] 由收发部 105 判断为间歇摄像已结束的情况下 (S16 ;是),不向前端部 10 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号,使间歇摄像结束。

[0202] <作用・效果>

[0203] 对以上所说明的本实施方式的超声波诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0204] 本实施方式的超声波诊断装置 100 中,即使由操作者进行了使体内组织的监视开始的操作,也不立即从主控制部 104 发送触发信号收,不从发部 105 向前端部 10 发送与超声波换能器 12 的驱动有关的信号。本实施方式的摄像是基于从生物体信息计测部 120 接受的周期性的信息,与定期地将与超声波的发送有关的触发信号向收发部 105 发送的情况相应地而被执行的。此外,在超声波的发送开始后,若预先设定的量的摄像结束,则主体部 101 的收发部 105 使间歇摄像暂时结束。根据这样的结构,能够防止一直持续在被检体内发送超声波。因此,能够避免基于长期间的超声波的发送而引起发热的问题。

[0205] 而且,超声波诊断装置 100 具有由生物体信息计测部 120 监视被检体的状态发生了变化时等、应该摄像的定时来取得超声波图像的结构。换句话说超声波诊断装置 100 能够避免被检体的状态长期间没有变化却仍在持续取得超声波图像。作为其结果,进行监视的超声波图像的阅览者不用被迫进行不必要的图像的阅览,因此能够减少阅览者的负担。而且,能够实现超声波检查的高效化。

[0206] 此外,第三实施方式中也是,如果与第一实施方式同样,采用胶囊状的前端部 10,并且将通入到缆线 11 内部的线设为电源线和信号线的程度而抑制成最少的话,与使用经

食道超声波探头的情况相比,能够减少被检体的负担。

[0207] [第四实施方式]

[0208] 接下来,对第四实施方式进行说明。第三实施方式中,基于从生物体信息计测部 120 接受的周期性的信息,定期地将与超声波的发送有关的触发信号向收发部 105。与此相对,在第四实施方式的超声波诊断装置 100 中,主控制部 104 求出被检体的一心搏的时间,基于该时间和预先设定的摄像的时间间隔进行间歇摄像。其他部分与第三实施方式的超声波诊断装置 100 相同。以下,仅对它们的不同点进行说明。

[0209] 在第四实施方式中也是,由操作者进行了初始设定后,体内组织的监视开始。初始设定中除了第一实施方式中说明过的项目之外,还包括进行间歇摄像的时间间隔的设定。例如,进行间歇的超声波摄像时成为基准的时间间隔被设定为 20 秒。而且,在初始设定中,还有进行摄像的时间的设定。通过这些设定,在第四实施方式中设定为例如每 20 秒钟执行 2 秒的摄像。设定时间被存储在未图示的存储部中。

[0210] 主控制部 104 判断监视的开始时刻起是否经过了所设定的时间。主控制部 104 在经过了所设定的时间时,将用于使超声波的发送开始的触发信号向收发部 105 发送。收发部 105 若接受触发信号则基于初始设定,进行使前端部 10 中的超声波的发送开始的控制。进而,收发部 105 读出所设定的摄像时间的数据,判断从超声波的开始是否经过了设定时间。

[0211] 若经过了摄像时间,则收发部 105 使前端部 10 中的超声波的发送停止。若摄像结束,则主控制部 104 再次对到下次摄像为止的时间进行计数。在第四实施方式中,在超声波诊断装置 100 本身不具备生成基于生物体信号的触发信号的功能的情况下,以及在超声波诊断装置 100 未连接有具有生成触发信号的功能的装置的情况下,也能够进行间歇摄像。

[0212] 另外,本实施方式中,触发信号对应于与规定部位的周期性的动作相应地设定的多个与周期的经过有关的时间信息,能够与该时间信息中的第一时间的经过相应地,使得在前端部 10 中以比该第一时间短的第二时间发送超声波。另外,该时间信息也可以根据基于规定部位的动作的心搏、脉搏或者心音来求出。

[0213] [第五实施方式]

[0214] 接下来,参照图 11 ~ 图 14 对第五实施方式进行说明。图 11 是表示第五实施方式的超声波诊断装置的主体部的功能结构的一个例子的概略框图。如图 11 所示,第五实施方式的主体部 101 中设置有探索部 111。

[0215] (方向设定部)

[0216] 本实施方式的方向设定部 110 除了第一实施方式的功能之外,还接受来自探索部 111 的发送方向数据,进行发送方向的设定。详细情况将在以下的探索部 111 的说明中描述。

[0217] 另外,方向设定部 110 相当于“变更部”的一个例子。此外,方向设定部 110 在与前端部 10 的方向控制部 16 以及驱动部 18 的组合中相当于“变更部”的一个例子。此外,方向设定部 110 在与收发部 105 以及前端部 10 的收发控制部 14 的组合中相当于“变更部”的一个例子。

[0218] (探索部)

[0219] 探索部 111 在正由超声波诊断装置 100 进行用于得到超声波图像的超声波的收发

时,为了进行检查部位的位置和超声波的发送方向的调整,进行超声波的发送方向的探索。探索基于多普勒模式中的由超声波的收发而得到的多普勒信号。即,探索是通过判断多普勒信号中的超声波的发送方向(或者采样体)是否适应产生血流的所希望的对象来进行的。另外,作为前提而由探索部 111 实施该调整功能的情况下,不管由操作者选择的扫描模式是何种扫描模式,主控制部 104 都控制前端部 10 而使得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波信号、或者通过信号处理部实施了信号处理后的多普勒图像的 RAW 数据,为了便于说明,以下有时也进行同样的记载。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、彩色多普勒模式及能量多普勒模式等、用于取得血流信息的扫描模式的某个,为了便于说明,以下有时也进行同样的记载。

[0220] 例如,在选择了 B 模式而生成了 B 模式图像的情况下,主控制部 104 进行催促在所显示的 B 模式图像 BI 上设定采样体的控制。由操作者设定了采样体后,前端部 10 根据从收发部 105 接受的控制信号,交错地反复进行 B 模式的扫描和脉冲多普勒模式的多普勒信号的取得。探索部 111 基于所取得的多普勒信号,进行用于进行检查部位的位置和超声波的发送方向的调整的探索。例如在心脏射血分数的监视中能够使用超声波换能器 12 中的超声波的发送方向的探索。

[0221] 作为探索部 111 的第一方式,分别比较表示随时间经过而得到的多普勒信号的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。探索部 111 的探索处理的一个例子如下述那样。

[0222] 《超声波的发送开始》

[0223] 作为前提,在被检体内插入前端部 10,并且由操作者选择了扫描模式,超声波的发送开始后,主体部 101 的收发部 105 的接收部随时间经过而取得基于该扫描模式的回波信号。基于该回波信号,通过信号处理部、生成部 109 等,生成与扫描模式相应的超声波图像,显示部 103 适当地显示该超声波图像。另外,在所选择的扫描模式的多普勒模式的情况下,仅取得基于所选择的扫描模式的回波信号。换句话说,不进行扫描模式的切换处理。

[0224] 《探索的开始》

[0225] 在扫描模式为 B 模式的情况下,B 模式信号处理部 107 将基于回波信号的 RAW 数据向生成部 109 发送,并且,多普勒信号处理部 108 将多普勒信号向探索部 111 发送。此外,主体部 101 的收发部 105 为了探索部 111 的探索处理,而实施多普勒模式下的超声波的发送。即收发部 105 从上述发送开始时刻进行起算,以经过规定时间(所设定的任意的时间)为契机,使前端部 10 实施多普勒模式下的超声波的发送。此时,方向设定部 110 不仅在最初发送了超声波的方向上,而且还使前端部 10 依次变更发送方向地发送超声波。另外,进行探索处理的时间间隔能够任意地设定。

[0226] 《基于心电波形的超声波发送》

[0227] 探索处理中,变更发送方向来发送超声波的间隔能够设为由操作者设定的任意的时间间隔。例如,基于探索部 111 从生物体信息计测部 120 接受的心电波形,主控制部 104 求出规定的心电时相(扩张期等)。进而,探索部 111 在求出的每个心电时相,向收发部 105 发送与超声波的发送定时有关的控制信号。所谓规定的心电时相为,扩张期或收缩期、或者收缩早期、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,不限

于主控制部 104 在规定的心电时相中发送与超声波的发送定时有关的控制信号。作为其他例子,也可以是,主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 接受的心电波形,求出规定的心电时相,针对依次得到的多普勒信号之中与该规定的心电时相对应的多普勒信号,求出后述的信号强度。

[0228] 另外,在探索部 111 进行探索处理的情况下也需要进行多普勒模式的初始设定。例如所选择的扫描模式开始、或者在其前后,由主控制部 104 来进行用于催促设定采样体的报告。报告例如包括使显示部 103 显示规定的字符串的处理、输出声音的导引的处理等。若经过了规定时间,则方向设定部 110 经由收发部 105,首先将与初始设定相应的方向作为发送方向,使前端部 10 发送超声波。接下来,方向设定部 110 经由收发部 105,使得向初始设定的发送方向的周围,例如与初始设定的方向相邻的方向,发送超声波。

[0229] 《信号强度信息的计算》

[0230] 收发部 105 的接收部分别依次取得多普勒模式中的发送方向不同的多普勒信号。该多普勒信号为由多普勒信号处理部 108 得到的、来自血流(观察对象为血流的情况;CWD 或血流 PWD)或者来自组织(观察对象为组织的情况;组织 PWD)的信号。以下,只要没有特别说明,那么观察对象为血流。该情况下,将成为噪声的来自组织的成分被除去后的来自血流的信号,作为多普勒信号提取。多普勒信号处理部 108 将多普勒信号向探索部 111 发送。探索部 111 将从信号处理部依次得到的多普勒信号,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 从所存储的发送方向分别不同的多普勒信号取得表示信号的强度的信号强度信息。信号强度信息例如为脉冲多普勒模式中的血流的灵敏度信息,该情况下,能够将多普勒光谱图像所示的波形中的振幅值或者亮度值等,作为血流的灵敏度信息。另外,也可以是,探索部 111 每当取得多普勒信号时从该多普勒信号取得信号强度信息。该情况下,探索部 111 将依次取得的信号强度信息和超声波的发送方向的信息存储在未图示的存储部中。

[0231] 《信号强度的比较》

[0232] 此外,探索部 111 分别比较例如与规定的心电时相对应的、不同方向的多普勒信号,求出信号强度更大的多普勒信号。在信号强度的比较中,针对示出最大信号强度的多普勒信号,与所对应的超声波的发送方向的信息一起进行存储。另外,由探索部 111 求出信号强度的定时也可以是每当探索部 111 取得多普勒信号时。此外,也可以是,在接下来记载的探索处理结束后,探索部 111 根据各时刻的多普勒信号求出最大的信号强度。

[0233] 《探索的结束》

[0234] 基于方向设定部 110 的控制而进行的、超声波的发送以及与其相应的多普勒信号的取得的处理直到满足规定的条件为止继续。规定的条件例如能够列举出规定发送次数的结束、规定的范围(相对于音源的规定角度范围)中的发送结束、或者规定时间的经过。探索部 111 若在该周期中最后接受所取得的多普勒信号,则作为该周期的结束,求出该信号强度信息。即探索部 111 将多普勒信号与其之前的具有最大信号强度的多普勒信号进行比较。探索部 111 通过进行该比较,结束探索处理的 1 周期,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 将所确定的超声波的发送方向的信息向方向设定部 110 发送。

[0235] 《方向设定的更新》

[0236] 方向设定部 110 比较执行上述探索处理之前的超声波的发送方向与从探索部 111 接受的超声波的发送方向的信息。如果它们之间存在差异,则方向设定部 110 基于从探索部 111 接受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 基于更新后的设定,通过前端部 10 的发送部 141、或者方向控制部 16 及驱动部 18,将超声波的发送方向变更为新的方向。另外,本实施方式的方向设定部 110 以及探索部 111 相当于“控制部”的一个例子。

[0237] 以上为探索部 111 的探索处理的一个例子。另外,作为其他例子,由操作者最初选择了连续波多普勒模式的情况下,也可以是,不像上述那样等待规定时间的经过,而是与超声波的发送的开始相应地,求出多普勒信号的信号强度。该情况下,也可以是,基于依次得到的多普勒信号,使相同发送方向的信号强度的变化持续地进行求解。但是,在连续波多普勒模式中,连续地执行超声波的发送和接收,因此,如上述那样,关于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、探索超声波的发送方向,也优选按照规定时间间隔来执行。

[0238] 有时会因被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等而导致超声波诊断装置的观测对象与超声波的发送方向之间产生错位。特别是,在不是向超声波的发送方向中的深度方向的错位,而是在从该超声波的发送方向偏离的方向(正交方向等)上观察的对象发生了错位的情况下,超声波诊断装置中的监视很难继续。因此,每当产生错位时,不得不调整前端部 10 中的超声波换能器 12 的旋转或倾动、超声波束的聚焦、发送方向等。或者,每当产生错位时,不得不调整采样体位置(深度)。

[0239] PWD 模式具有距离分辨率。例如,在正在进行 PWD 模式的监视的情况下,不仅进行超声波束的发送方向的调整,而且还要针对该超声波束的音线(扫描线)上的距离方向进行采样体位置(深度)的调整。

[0240] 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,一边改变超声波束的聚焦位置(深度),一边进行求出普勒信号的信号强度最大的位置(深度)的调整。

[0241] 但是,操作者要持续进行错位的观察,并且进行这些调整是非常繁琐的。若要使操作者负担这些操作,则可能会导致超声波诊断装置对被检体内的监视的操作效率降低。而且,在长期监视的情况下,操作者很难始终持续监视超声波的发送方向是否适当,有碍于监视的实现。关于该点,如果是具备上述那样的探索部 111 的超声波诊断装置 100,则能够定期地实施超声波的发送方向的调整,因此消除了这些问题。换句话说,在被检体内的监视中,不迫使操作者进行繁琐的处理,提高操作效率,此外,长期的监视也可以进行应对。

[0242] <动作>

[0243] 接下来,参照图 12~图 14 对本实施方式中并列显示 B 模式图像、多普勒光谱图像以及心电波形、且按照每规定时间执行探索处理的控制的流程进行说明。图 12~14 是表示第五实施方式的超声波诊断装置 100 的动作的概略的流程图。

[0244] (步骤 21)

[0245] 通过操作者,经由操作部 102 进行了初始设定后,主控制部 104 进行上述实施方式的间歇摄像的控制。

[0246] (步骤 22)

[0247] 主控制部 104 判断从监视开始的时刻起是否经过了规定时间。在 S22 中判断为未经过规定时间（例如操作者设定的任意的时间）的情况下（S22；否），主控制部 104 反复该判断。

[0248] （步骤 23）

[0249] 在 S22 中判断为经过了规定时间的情况下（S22；是），主控制部 104 经由收发部 105，开始与探索处理有关的前端部 10 的超声波的收发。此外，在显示部 103 显示有 B 模式图像 BI 的情况下（参照图 6），主控制部 104 在此也可以进行催促采样体的指定的报告。通过操作者，经由操作部 102，将 B 模式图像 BI 上的任意区域作为采样体来指定。图 6 中将从左心房 LA 经过二尖瓣 M 到达左心室的线、且为从左心系的中央附近经过的发送方向 L1，通过虚线来表示。所指定的采样体被发送至方向设定部 110，通过方向设定部 110，经由收发部 105，将与来自音源的超声波的发送方向有关的信息向前端部 10 发送。另外，采样体的指定也可以在 S23 之前被设定。

[0250] （步骤 24）

[0251] 收发部 105 从前端部 10 接受基于多普勒模式的回波信号。基于此，多普勒信号处理部 108 将多普勒信号向探索部 111 发送。探索部 111 基于与规定的心电时相对应的多普勒信号，生成信号强度信息。由探索部 111 生成的信号强度信息与超声波的发送方向的信息一起被存储在未图示的存储部中。

[0252] （步骤 25）

[0253] 主控制部 104 基于从生物体信息计测部 120 接受的心电波形，计测探索处理中的下一次超声波的发送定时。主控制部 104 在这次的超声波的发送定时到来之前（S25；否）反复该处理。

[0254] （步骤 26）

[0255] 在 S25 中基于心电波形判断为下一次超声波的发送定时已到来的情况下（S25；是），主控制部 104 使方向设定部 110 将前端部 10 的超声波发送方向从初始设定的方向向其周围的方向进行变更来发送超声波。另外，在初始设定中的扫描模式不是多普勒模式的情况下，主控制部 104 在超声波的发送定时到来时，切换为多普勒模式后使方向设定部 110 变更超声波发送方向。

[0256] （步骤 27）

[0257] 收发部 105 的接收部接受变更发送方向后发送的与超声波有关的回波信号，向多普勒信号处理部 108 发送。探索部 111 基于从多普勒信号处理部 108 接受的多普勒信号，生成信号强度信息，与对应的超声波的发送方向的信息一起，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 接受的心电波形求出规定的心电时相，在依次得到的多普勒信号当中与该规定的心电时相对应地求出信号强度。

[0258] （步骤 28）

[0259] 主控制部 104 判断是否满足规定发送次数的结束、规定的范围（相对于音源的规定角度范围）的发送结束或者规定时间的经过等这样的、探索处理的结束条件。在 S28 中判断为不满足条件的情况下（S28；否），主控制部 104 反复 S25～S28 的处理。

[0260] （步骤 29）

[0261] 在 S28 中判断为满足探索处理的结束条件的情况下（S28；是），探索部 111 分别从

未图示的存储部读出信号强度信息来进行对比。另外,也可以是,每当从 S25 依次得到信号强度信息时,都与之前的信号强度信息进行对比。该情况下,由于已经求出了暂定的最大信号强度,因此,将最后得到的信号强度与其前一时刻的暂定的最大信号强度进行对比。

[0262] (步骤 30)

[0263] 探索部 111 进行 S29 的对比的结果,确定信号强度最大的超声波发送方向。

[0264] (步骤 31)

[0265] 探索部 111 将确定的超声波发送方向的信息向方向设定部 110 发送。

[0266] (步骤 32)

[0267] 方向设定部 110 比较预先设定的方向和 S31 中接受的发送方向的信息,判断它们之间是否有差异。

[0268] (步骤 33)

[0269] 在 S32 的判断的结果为有差异的情况下(S32 ;是),方向设定部 110 基于 S31 中接受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。

[0270] (步骤 34)

[0271] 方向设定部 110 基于更新后的设定,判断是否需要由方向控制部 16 以及驱动部 18 使超声波换能器 12 旋转或者倾动。将超声波的发送方向变更为新的方向。

[0272] (步骤 35)

[0273] 在 S34 中判断为需要使超声波换能器 12 旋转或者倾动的情况下(S34 ;是),方向设定部 110 通过方向控制部 16 以及驱动部 18,使超声波换能器 12 旋转或者倾动。但是,在二维阵列的超声波换能器 12 的情况下,也有时不进行该判断。

[0274] (步骤 36)

[0275] 方向设定部 110 通过前端部 10 的发送部 141 将基于间歇摄像的监视的超声波的发送方向变更为新的方向。在 S34 中判断为不需要使超声波换能器 12 旋转或者倾动的情况下(S34 ;否),方向设定部 110 不进行 S35,而结束该处理。

[0276] 在 S32 的判断的结果为无差异的情况下(S32 ;否),方向设定部 110 不进行 S33 ~ 36,而结束处理。

[0277] 〈变形例 1〉

[0278] 接下来,对第五实施方式的变形例 1 进行说明。上述第五实施方式的超声波诊断装置 100 构成为,基于由探索处理得到的信号强度来探索最佳的超声波的发送方向。但是,第五实施方式不限于这样的结构。例如,探索部 111 中的探索处理也可以是基于由生成部 109 生成的表示血流信息的波形来执行的。

[0279] 《基准的波形数据的生成》

[0280] 未图示的存储部中存储有成为基准的第二波形数据。第二波形被作为与探索处理中依次生成的第一波形进行比较的对象。该第二波形数据例如在监视的开始时刻或者其前后预先生成。该第二波形数据对应于规定的心电时相。

[0281] 《探索的开始》

[0282] 此外,主体部 101 的收发部 105 为了得到探索部 111 的探索处理中使用的第一波形,而实施多普勒模式的超声波的发送。即,收发部 105 从上述第二波形的取得时刻开始起算,以经过规定时间为契机,使前端部 10 实施多普勒模式的超声波的发送。另外,进行探索

处理的时间间隔能够任意设定。

[0283] 《基于心电波形的超声波发送》

[0284] 探索处理中,变更发送方向来发送超声波的间隔与第二波形中的心电时相对应地被设定。

[0285] 《波形图像的生成》

[0286] 多普勒信号处理部 108 对从收发部 105 的接收部接受的回波信号进行与第五实施方式同样的信号处理,将多普勒光谱图像的 RAW 数据向生成部 109 发送。生成部 109 基于 RAW 数据依次生成多普勒光谱图像。波形也可以是基于 M 模式图像(M 模式中收集到的图像)的波形。但是,第一波形与第二波形是在同样的扫描模式中取得的。

[0287] 《第一波形的生成》

[0288] 此时,主控制部 104 根据从生物体信息计测部 120 接受的心电波形,求出与第二波形的心电时相对应的心电时相,并向探索部 111 发送。探索部 111 从由生成部 109 生成的波形图像,提取对应于与第二波形的心电时相对应的心电时相的波形。探索部 111 将该波形设为第一波形。

[0289] 《波形的相似度的计算》

[0290] 此外,探索部 111 对所存储的第二波形与探索处理中依次生成的第一波形分别求出相似度。相似度例如通过相互相关运算来求出。探索部 111 将第一波形及第二波形的重叠面积为峰值时,作为相似度高时,求出将此时的 2 个波形的相位差。探索部 111 基于该相位差,求出 2 个波形的相似度。所求出的相似度信息通过探索部 111,与超声波的发送方向的信息一起被存储在未图示的存储部中。

[0291] 《相似度的比较》

[0292] 此外,探索部 111 比较不同方向的第一波形彼此,求出与第二波形的相似度更高的第一波形。针对相似度的比较中成为相似度最高的第一波形,将其与对应的超声波的发送方向的信息一起进行存储。

[0293] 该变形例中,如上述那样,探索最佳而得超声波的发送方向。与该发送方向的信息有关的方向设定部 110 的处理与上述第五实施方式同样。另外,也可以将该变形例 1 和上述第五实施方式组合。

[0294] <作用・效果>

[0295] 对以上所说明的本实施方式的超声波诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0296] 本实施方式的超声波诊断装置 100 按照每规定时间向预先设定的超声波发送方向及其周围的方向发送超声波,得到与不同发送方向对应的多个多普勒信号。此外,探索部 111 基于多普勒信号,探索最佳的超声波的发送方向。如果产生位置偏移,则方向设定部 110 将超声波的发送方向变更为该发送方向。因此,由于被检体的呼吸、搏动、体动、咽喉反射、呕吐反应等而导致被检体内的前端部 10 位移,从而观测的对象与超声波的发送方向产生了错位,也不用迫使操作者进行繁琐的处理,能够使超声波的发送方向变更以与上述位移相应地进行追随,能够继续进行被检体内的监视。而且,即使进行长期的监视,也能够避免有损操作效率的事态。

[0297] [第六实施方式]

[0298] 接下来,对第六实施方式进行说明。第五实施方式构成为,超声波诊断装置 100 通

过探索部 111 的探索处理,探索最佳的超声波的发送方向。对此,第六实施方式也相同。但是,在第六实施方式中,探索部 111 对应于未探索到适当的超声波的发送方向的情况,执行错误的报告、超声波的监视(超声波的收发)的结束等处理。其他部分与第五实施方式的超声波诊断装置 100 相同。以下,仅对它们的不同点进行说明。

[0299] (探索处理-信号强度)

[0300] 第六实施方式的探索部 111 存储信号强度的阈值。探索部 111 在探索处理中,确定出最大信号强度后,将其信号强度与该阈值进行对比。探索部 111 在信号强度低于阈值的情况下,作为未探索到适当的超声波的发送方向,经由未图示的报告部报告操作者可识别的错误信息。报告部例如使显示部 103 显示错误消息。此外,报告部使未图示的声音输出部输出规定的声音。此外,探索部 111 在该情况下,不将超声波的发送方向的信息向方向设定部 110 发送。

[0301] 此外,作为探索部 111 的其他处理,探索部 111 在信号强度低于阈值的情况下,作为未探索到适当的超声波的发送方向,向主控制部 104 发送该意思的信息。主控制部 104 接受该信息,使前端部 10 的超声波的发送中止。另外,作为未探索到适当的超声波的发送方向的情况,能够列举出前端部 10 的位移大的情况。该情况下,有可能处于即使通过由方向设定部 110 进行超声波换能器 12 的旋转·倾动、或电子扫描的超声波的发送方向的变更也无法使观测对象包含在 ROI 中的状态。

[0302] (探索处理-相似度)

[0303] 第六实施方式的探索部 111 存储相似度的阈值。探索部 111 在探索处理中确定出相似度最高的超声波的发送方向后,将该相似度与该阈值对比。探索部 111 在相似度低于阈值的情况下,作为未探索到适当的超声波的发送方向,经由未图示的报告部报告操作者可识别的错误信息。关于报告部,与上述同样。此外,关于主控制部 104 使前端部 10 的超声波的发送中止的结构,也与上述同样。

[0304] <作用·效果>

[0305] 对以上所说明的本实施方式的超声波诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0306] 本实施方式构成为,在未探索到适当的超声波的发送方向的情况下,超声波诊断装置 100 执行错误的报告、超声波的发送等。例如,在即便通过超声波换能器 12 的旋转·倾动、电子扫描的超声波的发送方向的变更也无法使观测对象包含在 ROI 内的状态下,操作者首先需要识别出该状态。此外,在该状态下,需要使前端部 10 移动。关于该点,本实施方式中,操作者在前端部 10 相对于被检体的位移较大的情况下,能够进行适当的应对。

[0307] [效果]

[0308] 根据以上说明的第一~第六实施方式的超声波诊断装置 100,与被检体的体内组织的周期性的动作或者状态相应地间歇地进行摄像。根据这样的结构,能够防止一直持续在被检体内发送超声波。因此,能够避免基于长期间的超声波的发送而引起发热的问题。

[0309] 此外,上述的第一实施方式~第六实施方式可以适当组合。此外,不仅能够应用在采用胶囊状的前端部 10 的结构中,还能够应用在经食道超声波探头中。

[0310] 以上说明了本发明的实施方式,但是上述实施方式只是作为例子来提示,并不意欲限定发明的范围。新的实施方式能够以其他各种方式来实施,在不脱离发明宗旨的范围内进行各种省略、置换和变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及宗旨内,并且包

含在权利要求书所记载的发明及其等同的范围内。

[0311] 附图标记的说明：

[0312] 100 超声波诊断装置

[0313] 10 前端部

[0314] 10a 收容部

[0315] 11 缆线

[0316] 11a 连接器

[0317] 12a 超声波振子

[0318] 101 主体部

[0319] 103 显示部

[0320] 104 主控制部

[0321] 107 B 模式信号处理部

[0322] 108 多普勒信号处理部

[0323] 109 生成部

[0324] 110 方向设定部

[0325] 111 探索部

[0326] 120 生物体信息计测部

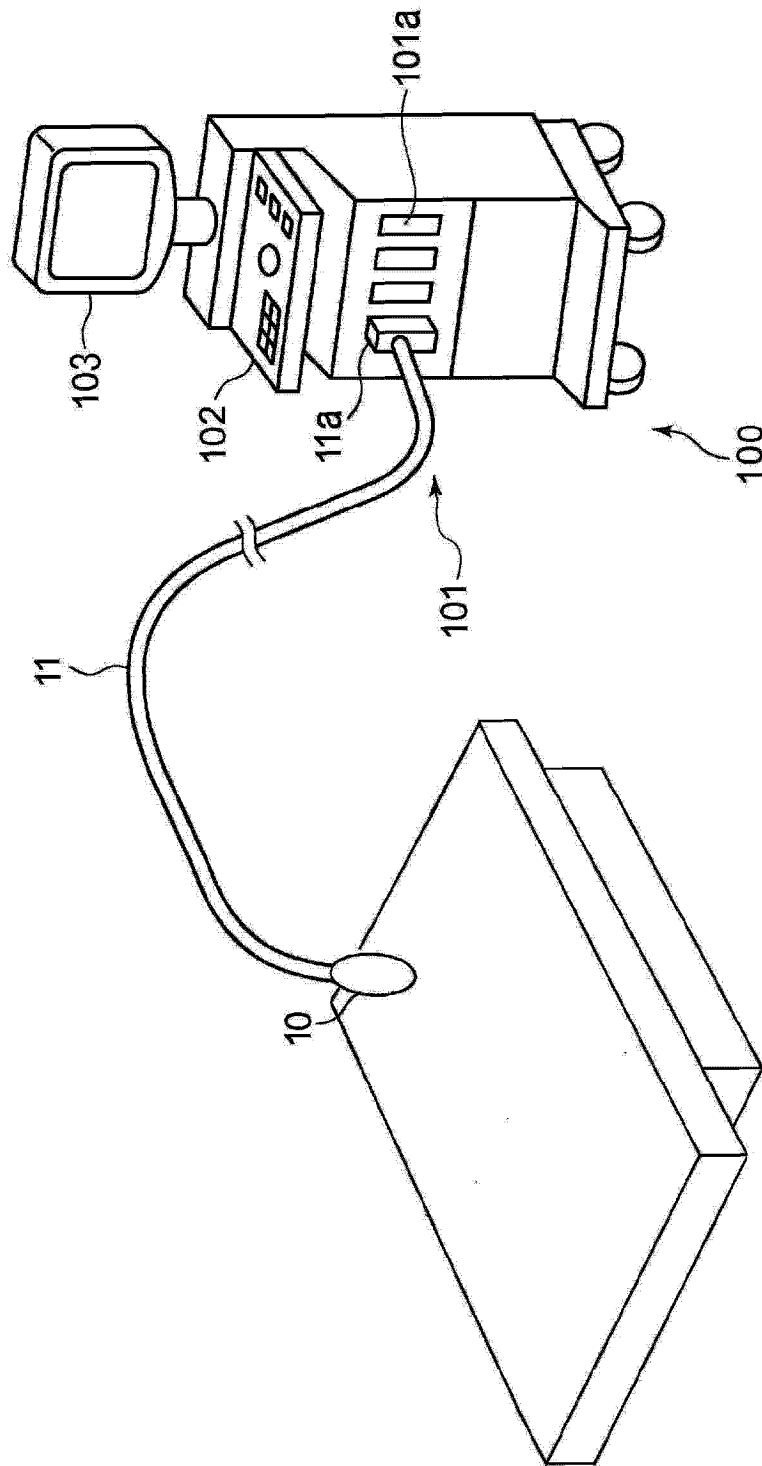


图 1

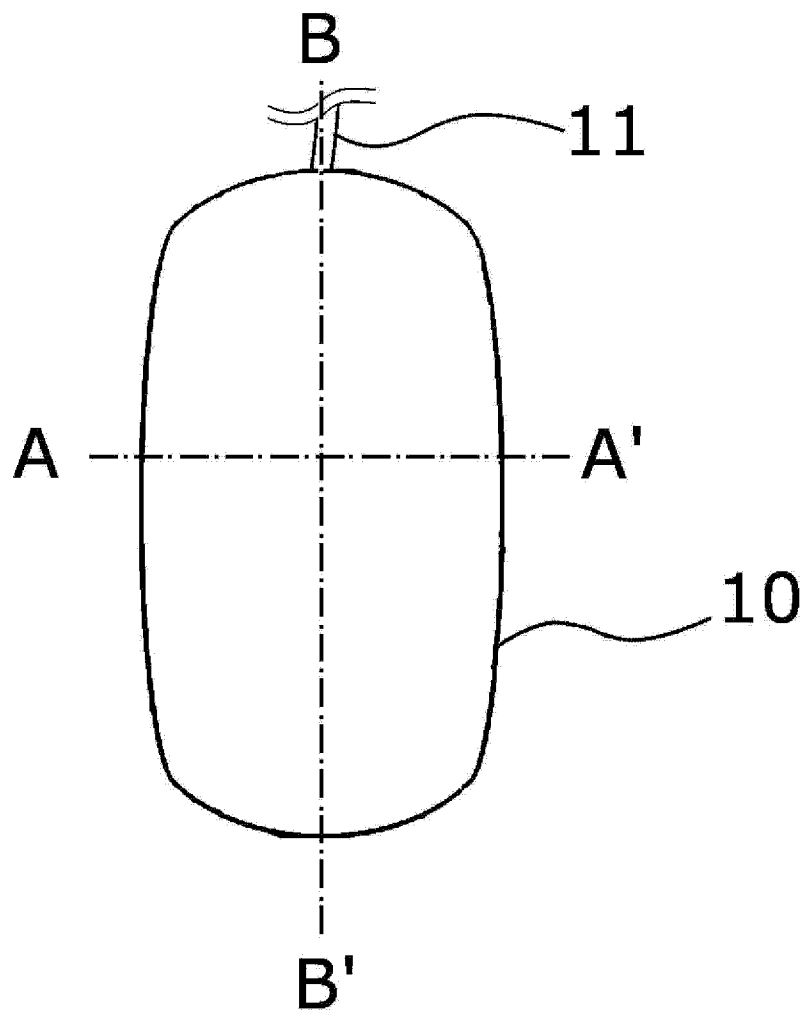


图 2A

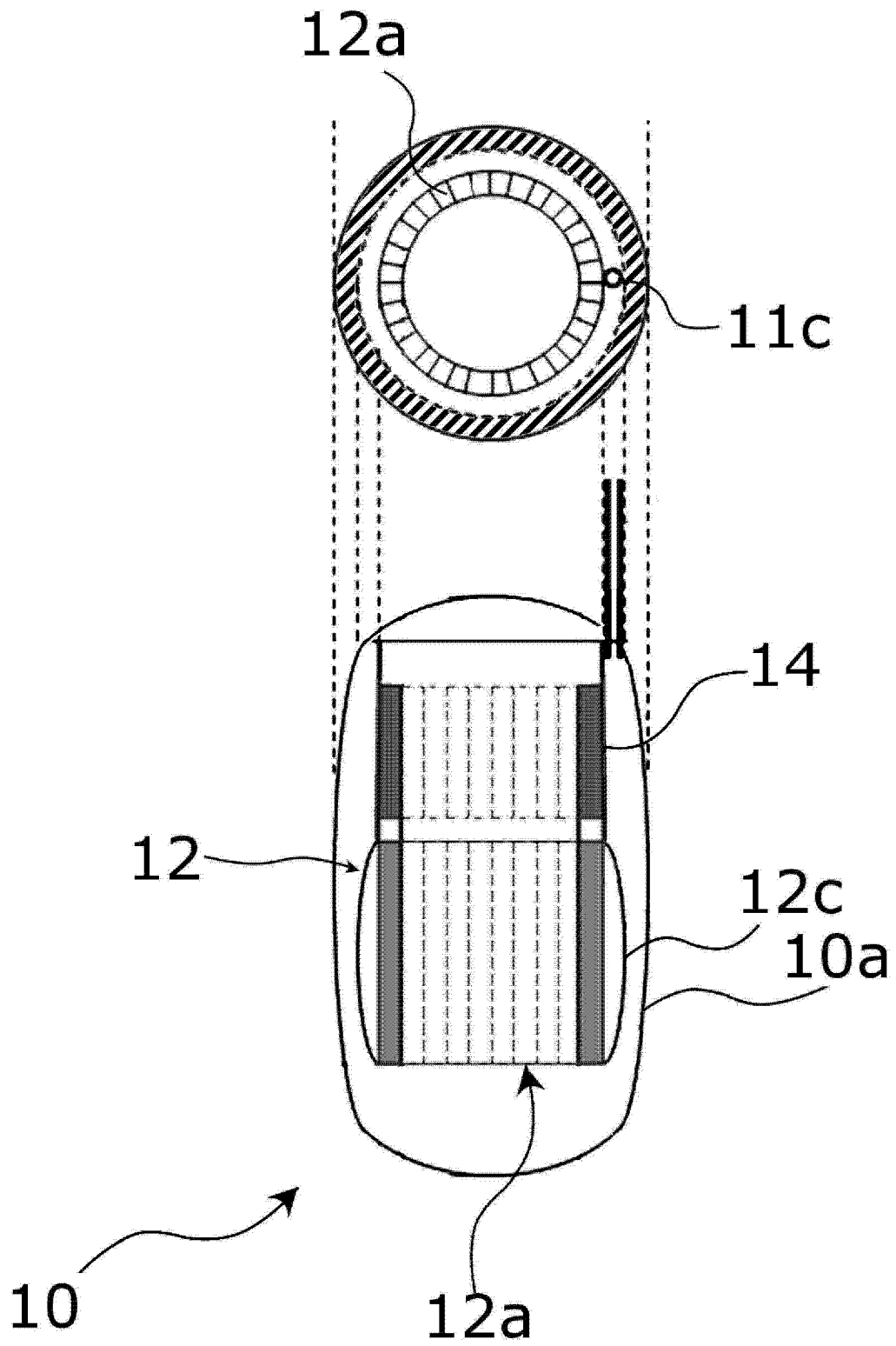


图 2B

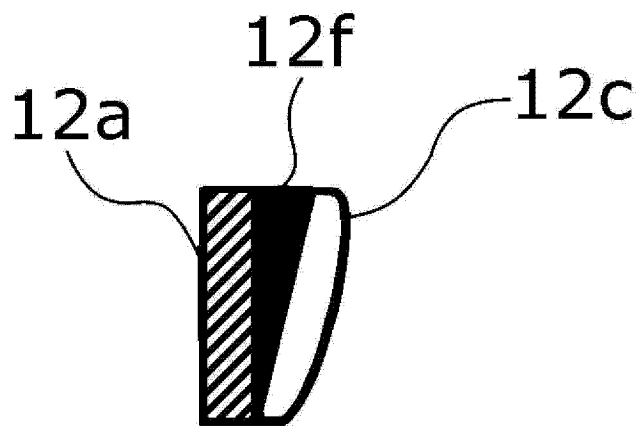


图 2C

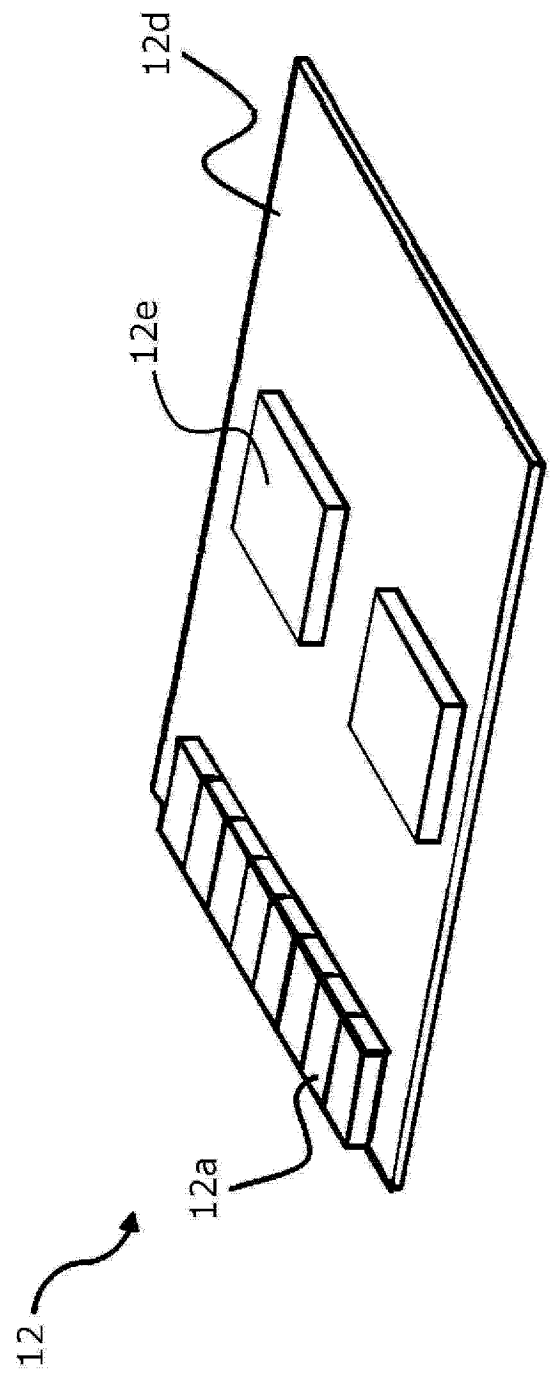


图 2D

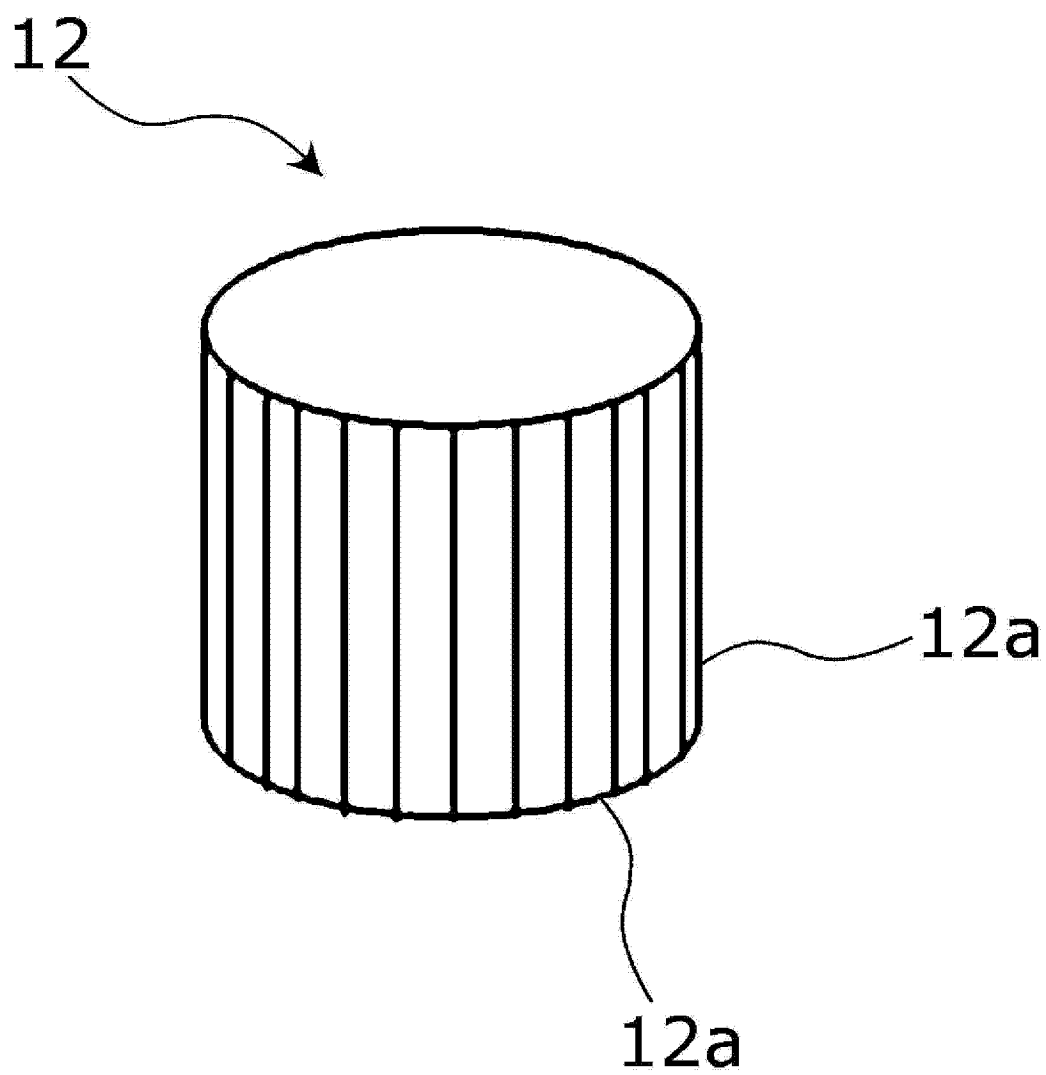


图 3A

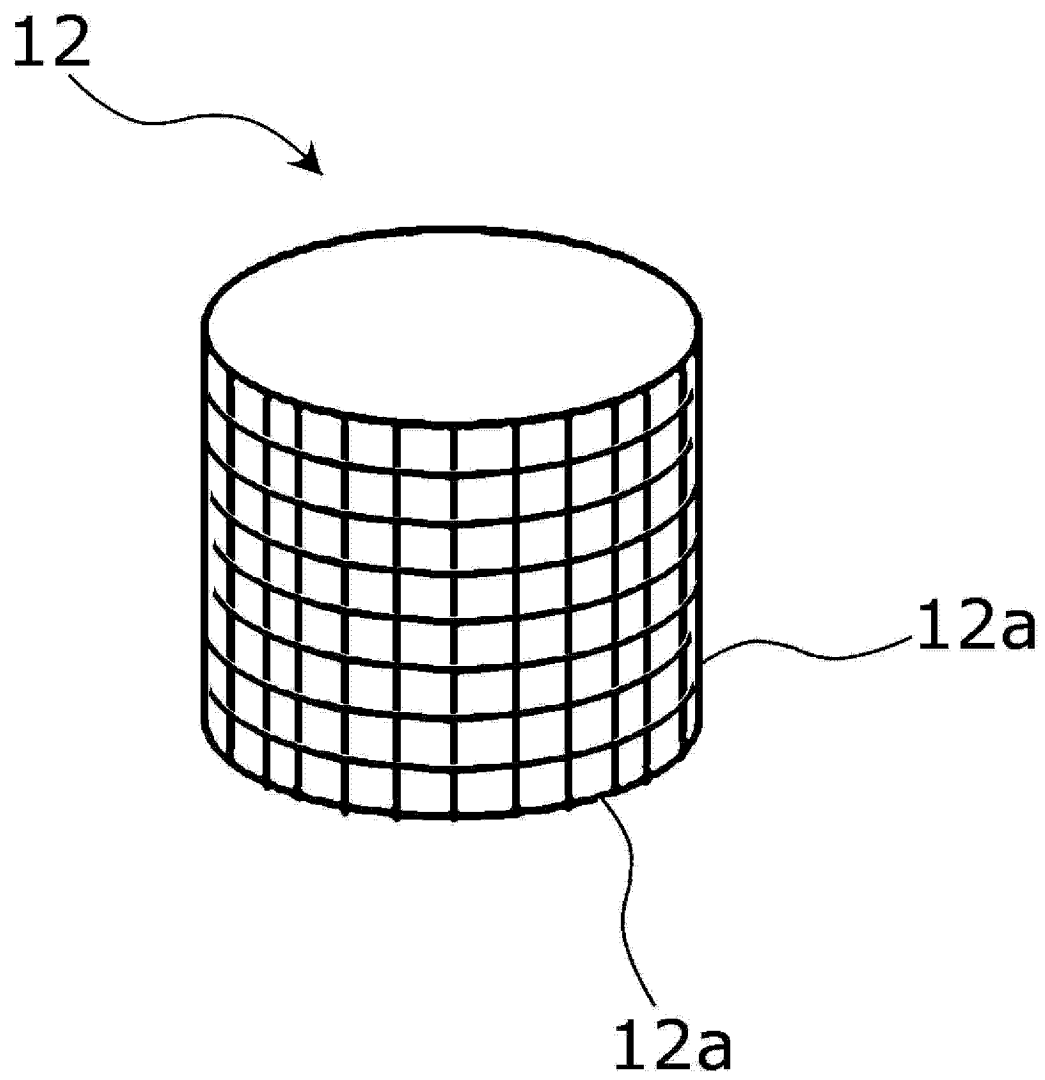


图 3B

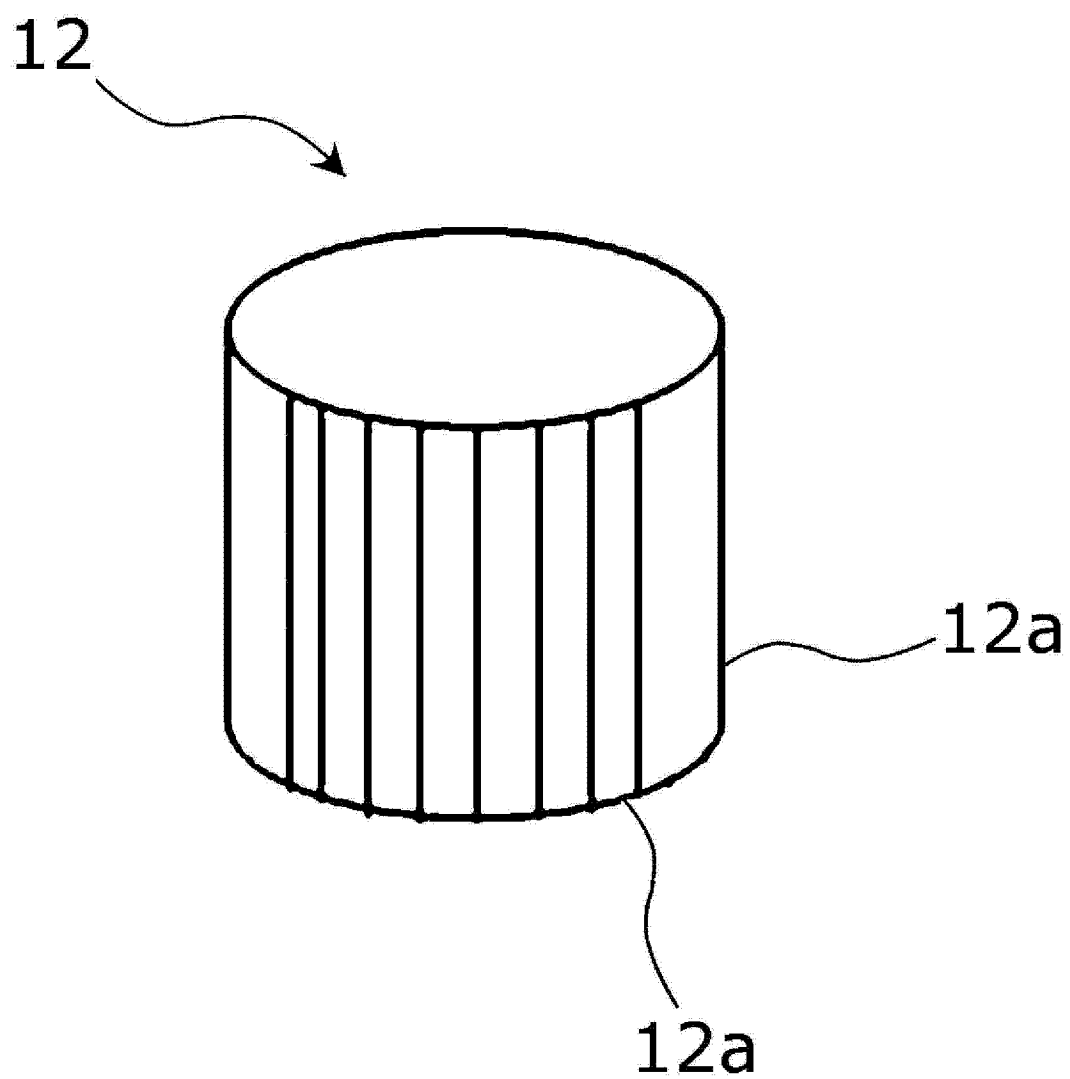


图 3C

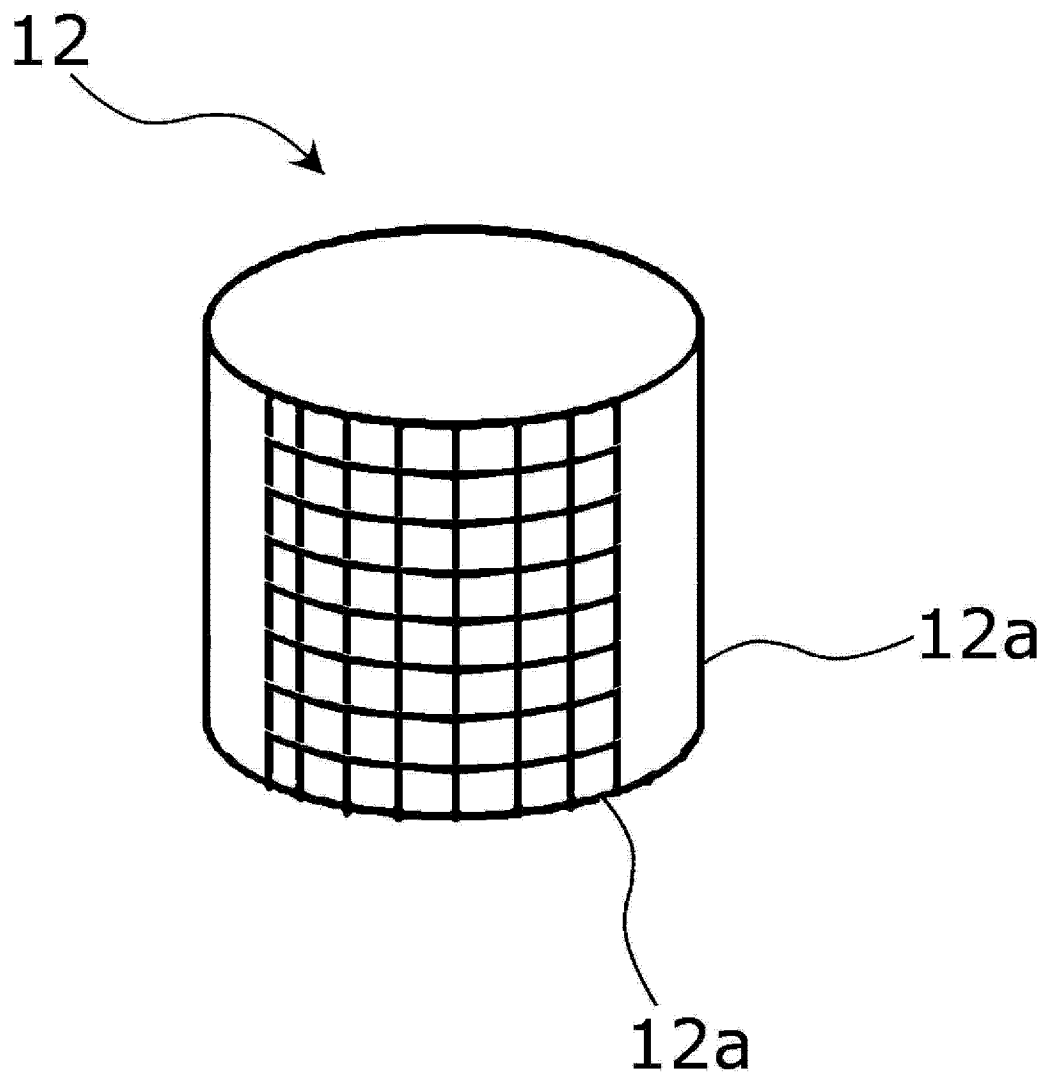


图 3D

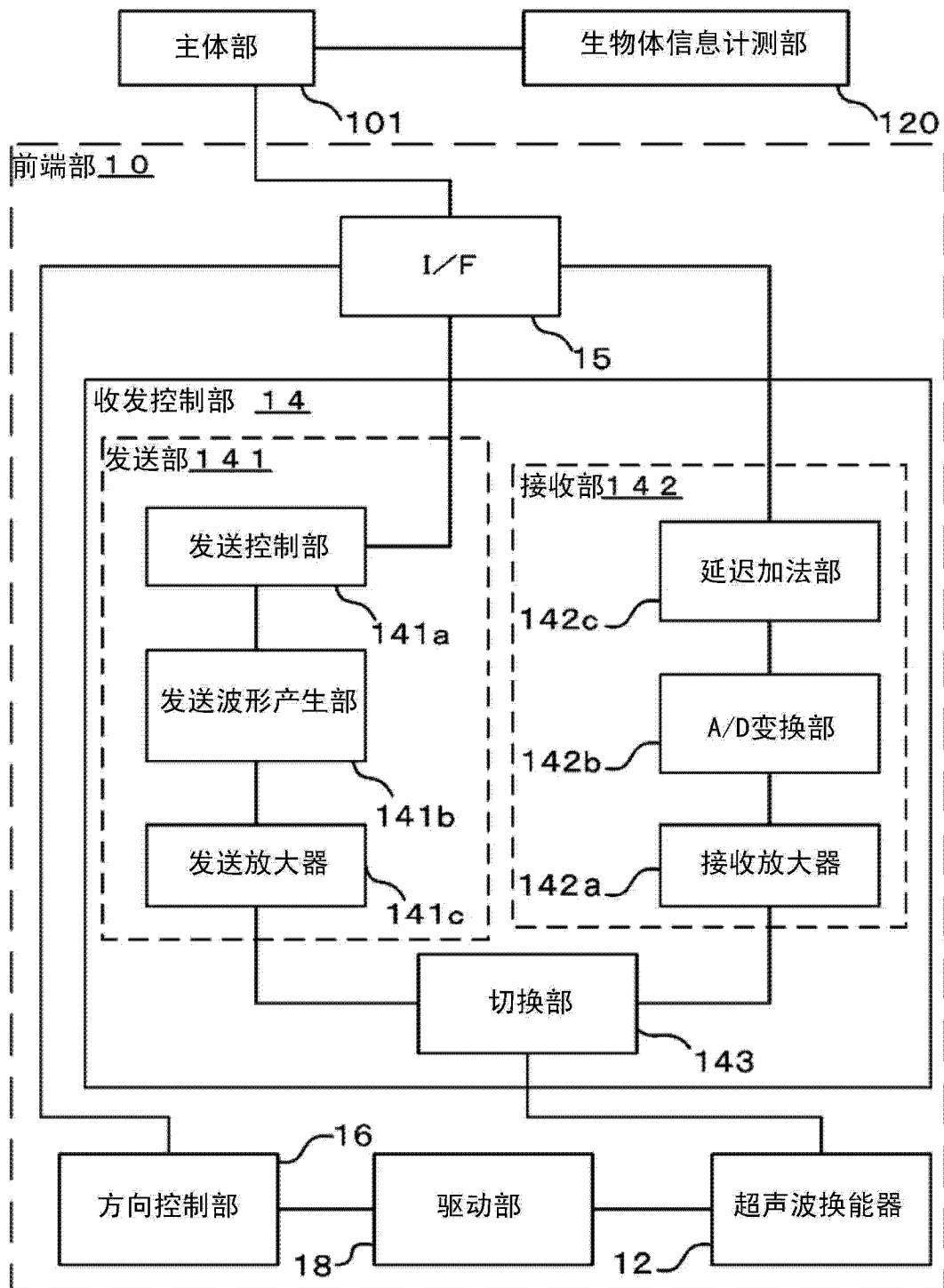


图 4

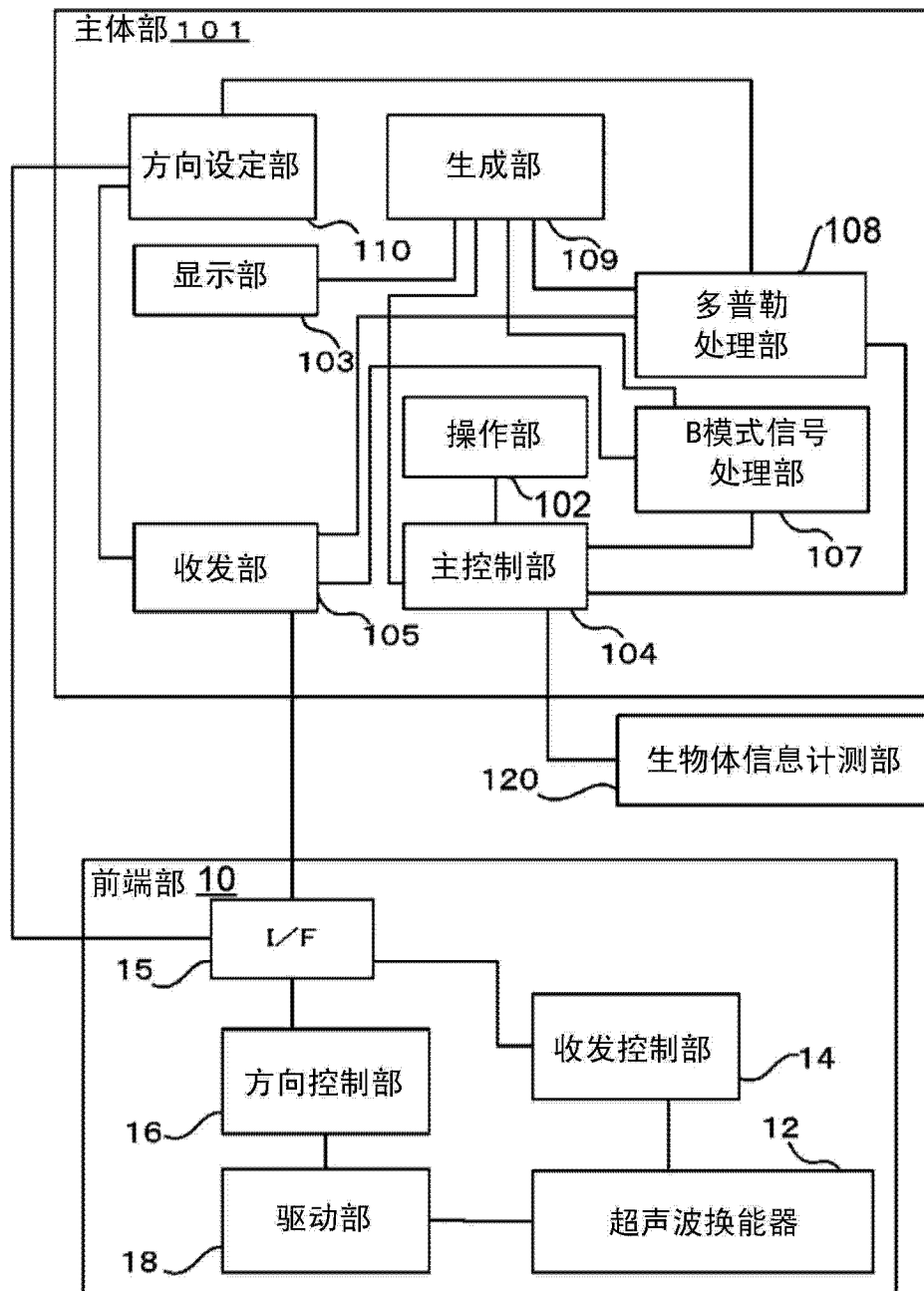


图 5

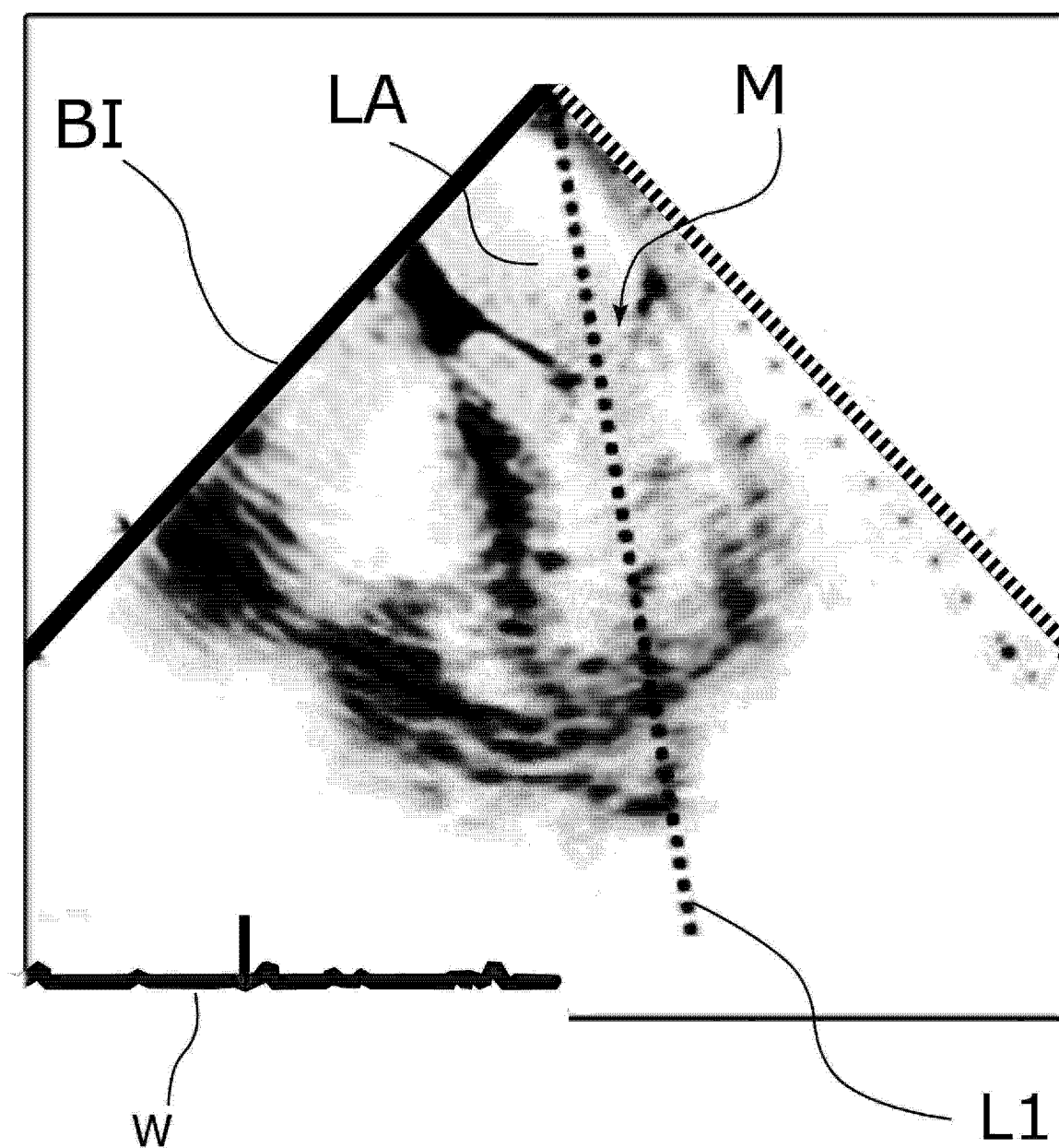


图 6

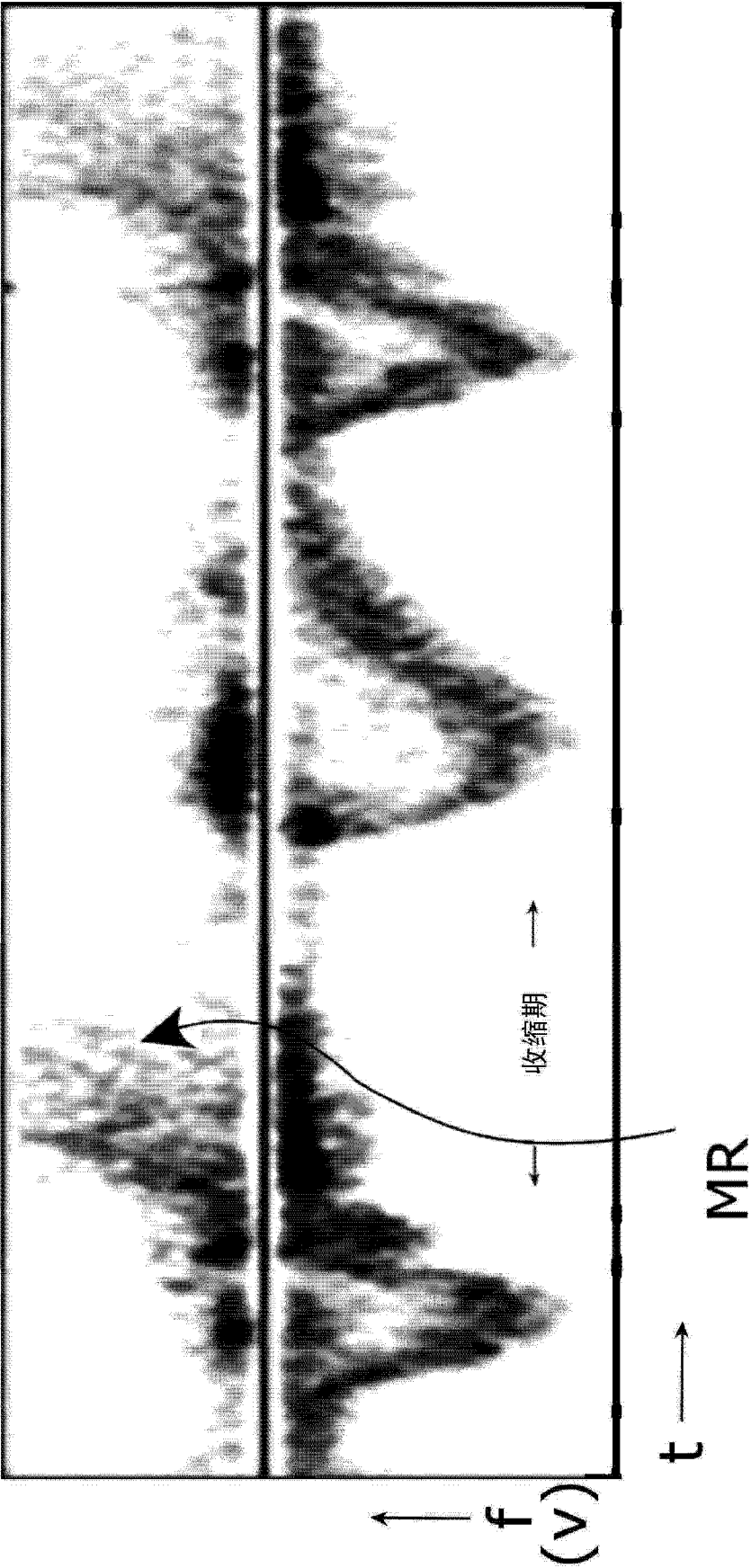


图 7A

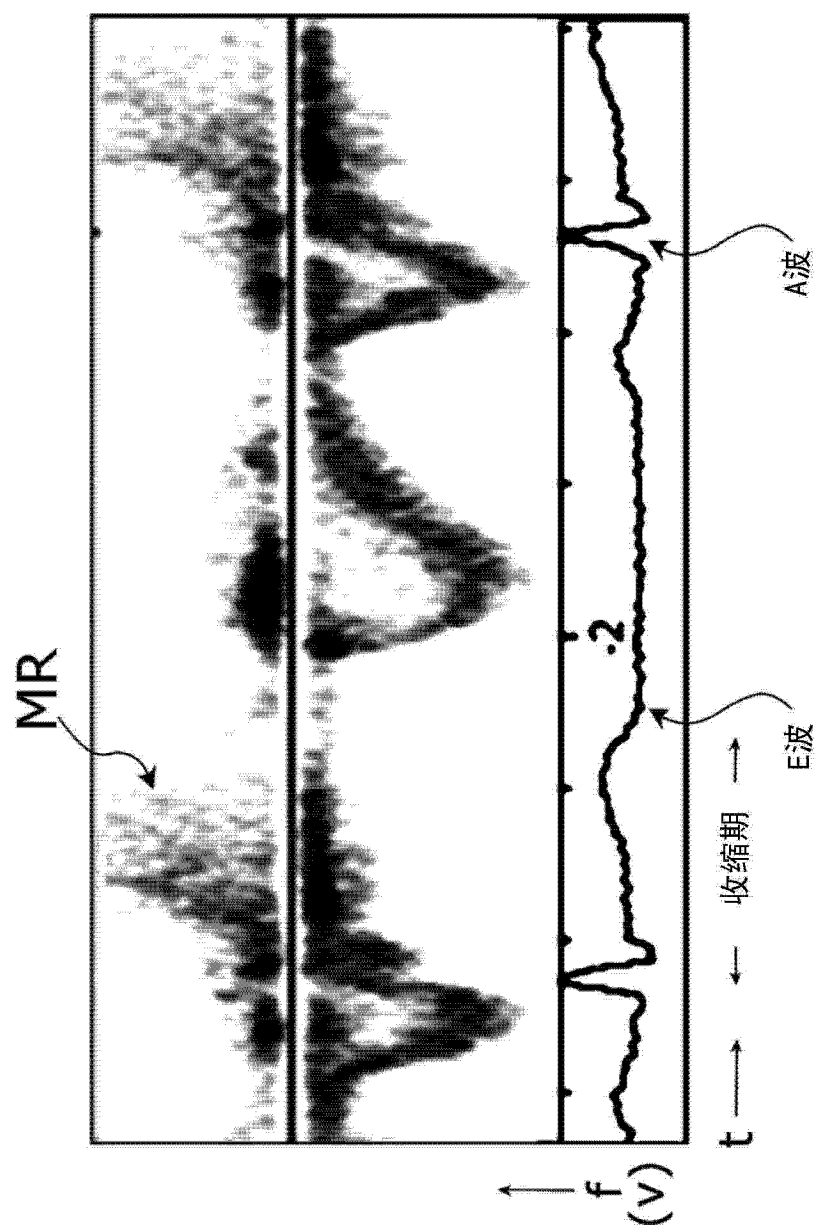


图 7B



图 8

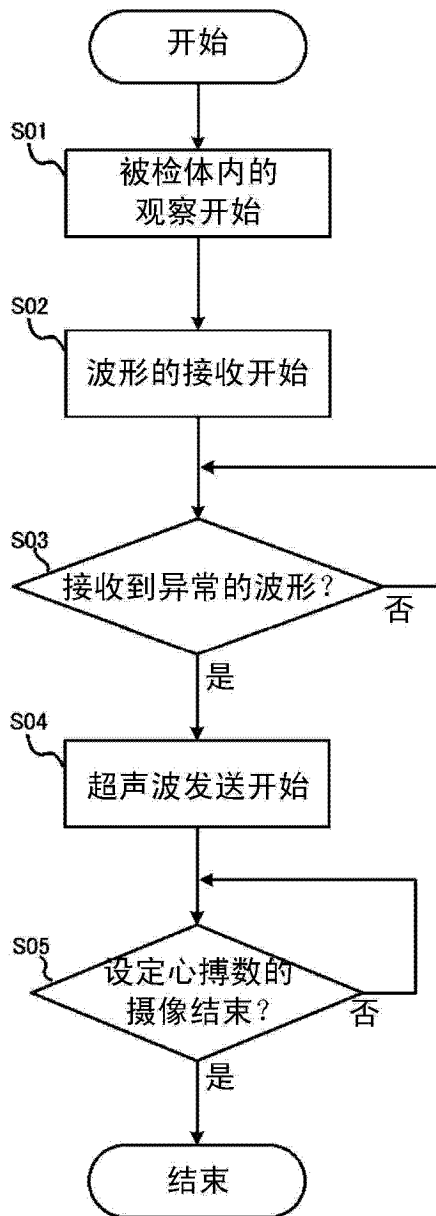


图 9

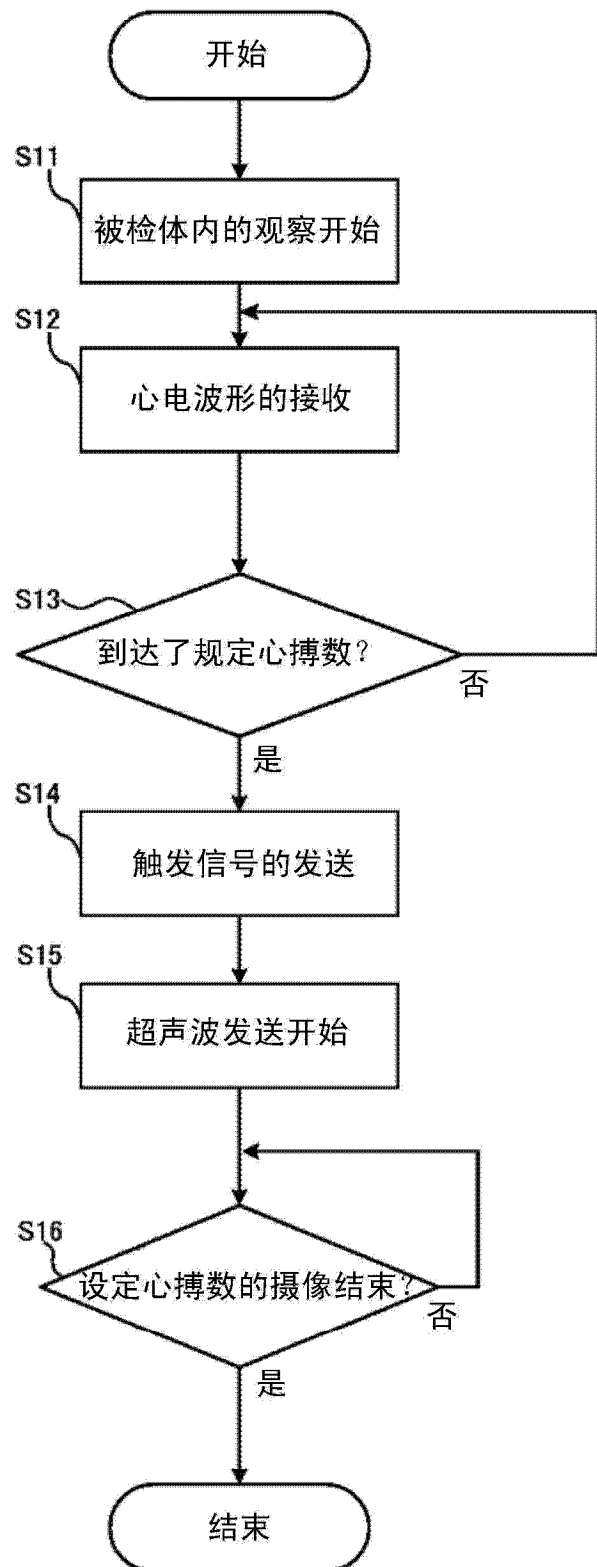


图 10

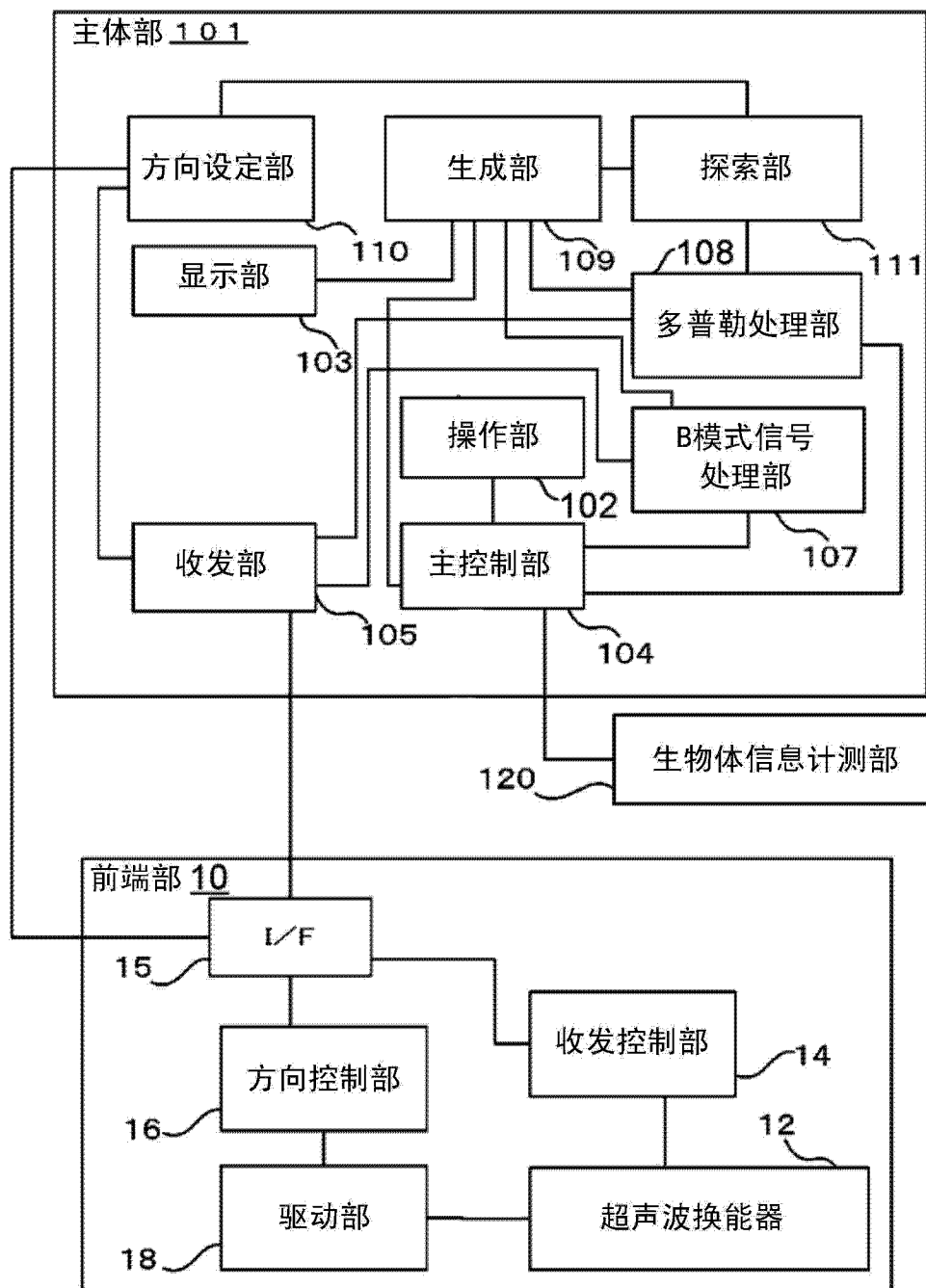


图 11

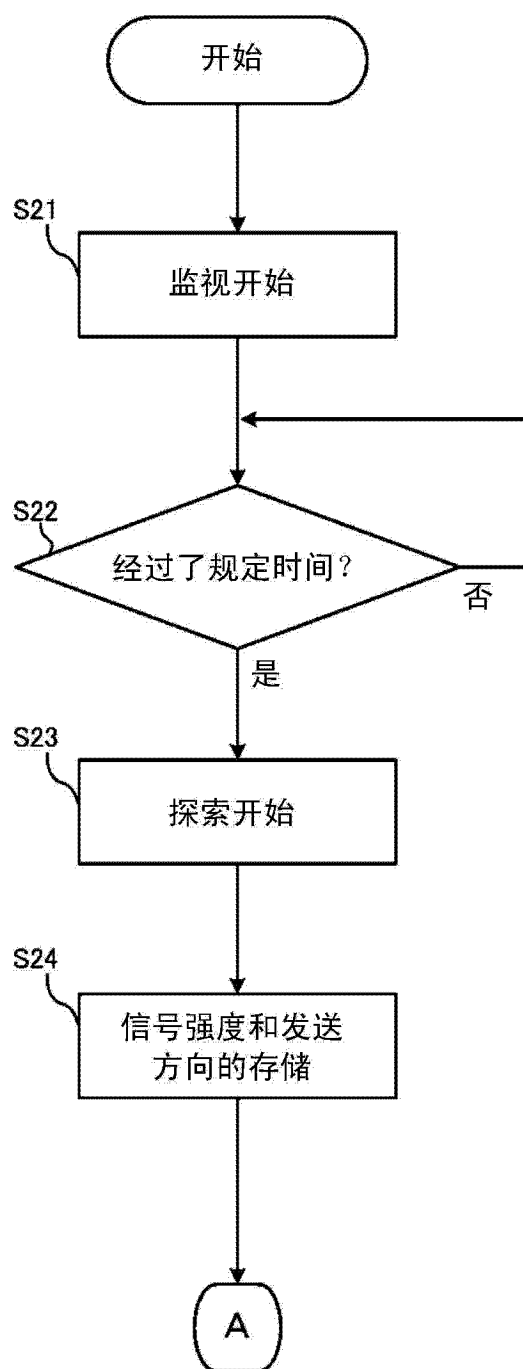


图 12

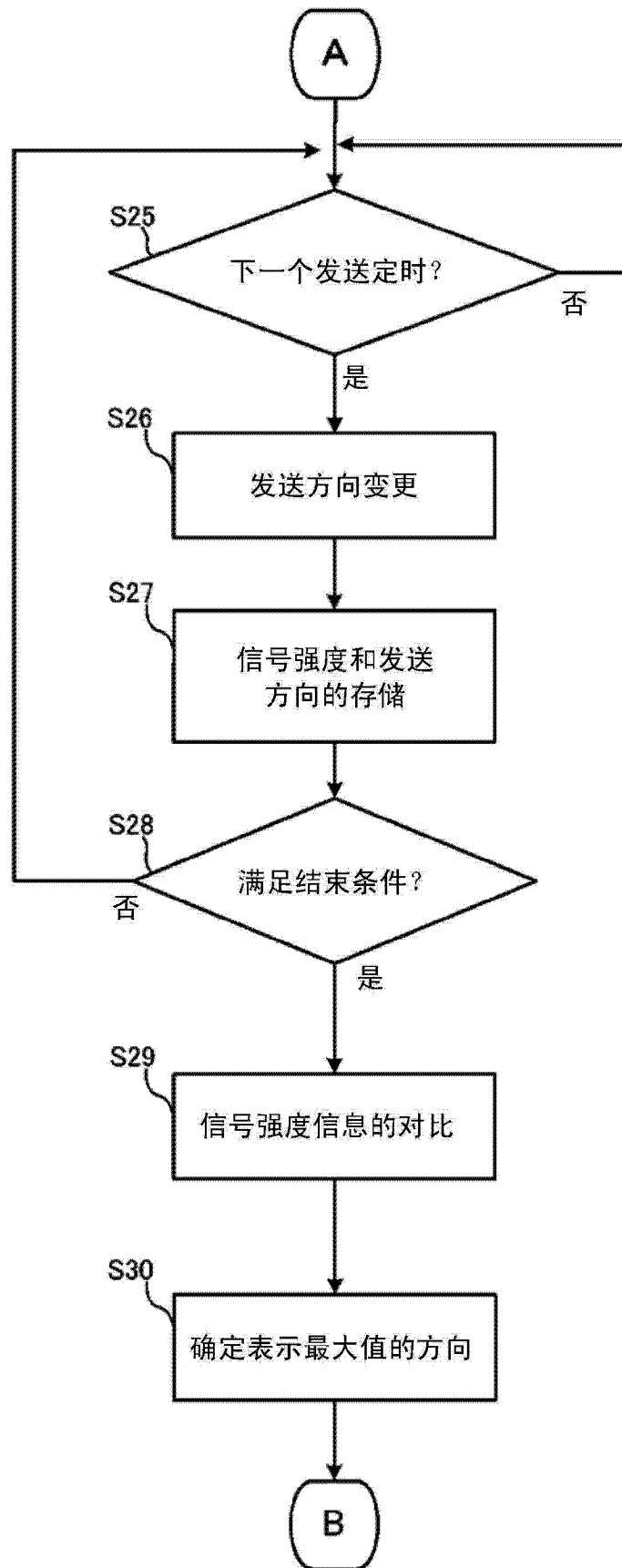


图 13

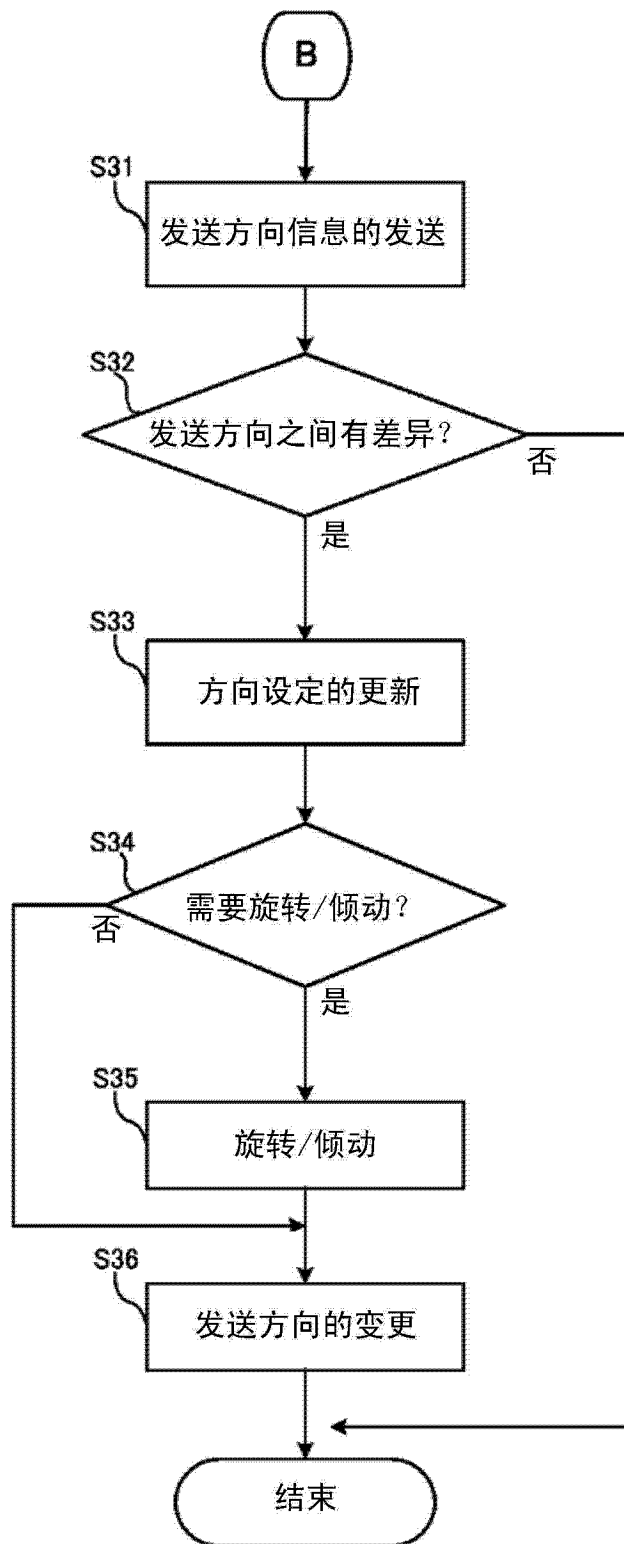


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104703548A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201380052176.5	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	山形仁 阿部康彦		
发明人	山形仁 阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/543 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/046 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/0816 A61B5/7264 A61B5/7282 A61B5/7292 A61B7/04 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/5292 A61B8/54 A61B2562/0204 A61B2562/0247		
代理人(译)	高迪		
优先权	2012222591 2012-10-04 JP		
其他公开文献	CN104703548B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置能够以规定期间对体内组织的状态进行观察。超声波诊断装置具有超声波收发部和控制部。超声波收发部在被插入被检体内的状态下通过收发超声波来得到被检体的规定部位的生物体信息。控制部基于与周期性地动作的规定部位的状态相应地设定的触发信号、或者与该状态相应地求出的触发信号，使超声波收发部发送超声波。

