



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615921 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201510836953. 6

(22) 申请日 2015. 11. 26

(30) 优先权数据

2014-238641 2014. 11. 26 JP

2015-226812 2015. 11. 19 JP

(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 四方浩之

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

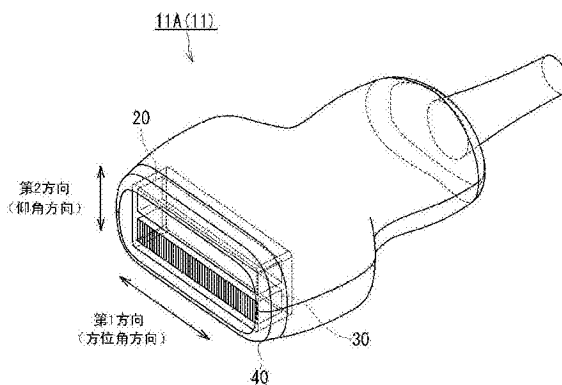
权利要求书3页 说明书17页 附图23页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

作为本发明的一形态的本实施方式涉及超声波探头及超声波诊断装置。提供一种能够在最小次数的发送次序所需要的时间中产生用于生成弹性成像图像的信息的超声波探头及超声波诊断装置。有关本实施方式的超声波探头具备：至少1个第1振子，在弹性成像模式下，作为执行基于声辐射压的激振的激振专用振子而发挥功能；多个第2振子，在上述弹性成像模式下，作为检测通过上述激振产生的剪切波的检测专用振子而发挥功能。



1. 一种超声波探头,其特征在于,具备:
至少 1 个第 1 振子,在弹性成像模式下,作为执行基于声辐射压的激振的激振专用振子而发挥功能;以及
多个第 2 振子,在上述弹性成像模式下,作为检测通过上述激振产生的剪切波的检测专用振子而发挥功能。
2. 一种超声波探头,其特征在于,具备:
激振专用的至少 1 个第 1 振子,对被检体执行基于声辐射压的激振;以及
多个第 2 振子,对于被检体,通过超声波的收发而检测通过上述激振产生的剪切波。
3. 一种超声波探头,其特征在于,具备:
至少 1 个第 1 振子,对被检体执行基于声辐射压的激振;以及
多个第 2 振子,具有与上述第 1 振子不同的大小,通过超声波的收发而检测通过上述激振产生的剪切波。
4. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,
具备具有上述至少 1 个第 1 振子及上述多个第 2 振子、被向被检体内部插入的插入部。
5. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,
上述多个第 2 振子至少沿着方位角方向配置;
作为上述至少 1 个第 1 振子的多个第 1 振子和上述多个第 2 振子在与上述方位角方向正交的仰角方向上排列配置。
6. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,设有:
激振专用超声波振子单元,具备上述至少 1 个第 1 振子,沿着方位角方向具有宽度,沿着与上述方位角方向正交的仰角方向使上述激振用的超声波聚焦;以及
检测专用超声波振子单元,具备上述多个第 2 振子,设在上述激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的一侧。
7. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于,
作为上述激振专用超声波振子单元的 1 个激振专用超声波振子单元设有:1 个第 1 振子、和使从上述 1 个第 1 振子发送的上述激振用的超声波沿着上述仰角方向聚焦的声透镜;
上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。
8. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于,
作为上述激振专用超声波振子单元的 1 个激振专用超声波振子单元设有:配置在沿着上述方位角方向分割的多个区域的各区域中的 1 个第 1 振子、和使从上述各区域的上述 1 个第 1 振子发送的上述激振用的超声波沿着上述仰角方向聚焦的声透镜;
上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。
9. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于,
作为上述激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的两个激振专用超声波振子单元分别设有:1 个振子、和使从上述 1 个振子发送的上述激振用的超声波沿着上述仰角方向聚焦的声透镜;

上述检测专用超声波振子单元被上述两个激振专用超声波振子单元夹着而设置。

10. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在於,

作为上述激振专用超声波振子单元的 1 个激振专用超声波振子单元具备沿着上述仰角方向的多个第 1 振子;

上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。

11. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在於,

作为上述激振专用超声波振子单元的 1 个激振专用超声波振子单元在沿着上述方位角方向分割的多个区域的各区域中具备沿着上述仰角方向的多个第 1 振子;

上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。

12. 如权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在於,

为了切换上述激振用的超声波的发送和上述检测用的超声波的收发的定时,上述激振专用超声波振子单元和上述检测专用超声波振子单元经由有选择地进行接通 / 断开控制的高压开关而并联连接。

13. 一种超声波诊断装置,其特征在於,具有:

权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波探头;

收发部,控制上述至少 1 个第 1 振子的激振用的超声波的发送,控制上述多个第 2 振子的检测用的超声波的收发;以及

硬度推测部,基于与上述检测用的超声波有关的接收信号计算剪切波的声速,基于上述声速推测存在于上述激振区域中的组织的硬度。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

上述超声波探头设有:

激振专用超声波振子单元,具备上述至少 1 个第 1 振子,沿着方位角方向具有宽度,沿着与上述方位角方向正交的仰角方向使上述激振用的超声波聚焦;以及

检测专用超声波振子单元,具备上述多个第 2 振子,设在上述激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的一侧。

15. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

作为上述激振专用超声波振子单元的 1 个激振专用超声波振子单元设有:配置在沿着上述方位角方向分割的多个区域的各区域中的 1 个第 1 振子、和使从上述各区域的上述 1 个第 1 振子发送的上述激振用的超声波沿着上述仰角方向聚焦的声透镜;

上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。

16. 如权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

还具有在上述激振专用超声波振子单元的上述多个区域中对发送上述激振用的超声波所需的区域进行选择的选择部;

上述激振专用超声波振子单元从上述所需的区域所具备的 1 个第 1 振子发送上述激振用的超声波。

17. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

上述 1 个激振专用超声波振子单元在沿着上述方位角方向被分割的多个区域的各区域中,具备沿着上述仰角方向的多个第 1 振子;

上述检测专用超声波振子单元设在上述 1 个激振专用超声波振子单元的沿着上述仰角方向的单侧。

18. 如权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有在上述激振专用超声波振子单元的上述多个区域中对发送上述激振用的超声波所需的区域进行选择的选择部;

上述激振专用超声波振子单元从上述所需的区域所具备的多个第 1 振子发送上述激振用的超声波。

19. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收发部控制上述超声波探头,以并行地使上述检测用的超声波分别相对于沿着上述方位角方向的多个检测位置聚焦;

上述硬度推测部基于接收信号,并行地计算上述多个检测位置处的上述剪切波的声速,上述接收信号涉及来自上述超声波探头的与上述多个检测位置对应上述检测用的超声波。

20. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述硬度推测部在基于来自上述检测专用超声波振子单元的上述多个第 2 振子的超声波的发送而生成的 B 模式图像上,将表示上述组织的硬度的信息重叠而显示到显示器上。

超声波探头及超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请以日本专利申请 2014 - 238641(申请日:2014 年 11 月 26 日)为基础主张优先权。本申请通过参照这些申请而包含该申请的全部内容。

技术领域

[0003] 本发明的作为一形态的本实施方式涉及收发超声波的超声波探头及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 作为乳癌、肝硬变及血管障碍等的诊断方法,作为医者的触诊的替代,有根据超声波的回波信号将生物体内的脏器等组织的硬度定量化并影像化的方法(弹性成像, Elastography)。弹性成像大体上被分类为应变检测型弹性成像和声响照射型弹性成像。应变检测型弹性成像是根据从体外将体表压迫及释放、由自发性地动作的心脏等脏器的运动引起的脏器的变形(应变)、将与周围的组织的相对的硬度定量化并影像化的技术。

[0005] 声响照射型弹性成像是将具有产生声辐射压的比较大能量的激振(日语:加振)用的超声波从体外向生物体内的脏器等组织发送的技术。并且,声响照射型弹性成像通过计算由组织的变位(振动)而在组织周围作为横波产生的剪切波的声速,将组织的硬度(弹性率)定量化并影像化。

[0006] 在它们之中,在声响照射型弹性成像中,首先,通过使用超声波探头的 B 模式用的超声波振子单元来形成激振用的超声波束(激振束),存在于激振位置的组织变位。接着,通过使用相同的超声波振子单元,在激振位置的周围的检测位置形成检测用的超声波束(检测束),从而用组织多普勒法等检测出通过组织的变位而产生的剪切波的波峰(日语:波頭)。

[0007] 并且,在声响照射型弹性成像中,通过计测从激振束的发送时刻到剪切波的波峰到达检测位置的时刻为止的到达时间,计算从激振位置到检测位置的剪切波的声速。此外,计算从激振位置到多个检测位置的剪切波的平均声速,计算各声速相对于平均声速的相对值作为表示组织的硬度的信息。

[0008] 由于在生物体中有粘性,所以剪切波的波峰随着从激振位置离开而变弱。由此,根据以往技术,在从激振位置离开的检测位置,剪切波的波峰的检测精度下降,所以弹性成像图像整体的画质的均匀性下降。

[0009] 所以,在以往技术中,进行将显示范围分割为多个块、将剪切波的检测精度较高的多个检测位置(块)接合而生成 1 张弹性成像图像的处理。为此,需要对应于多个检测位置而进行多个发送次序(一连串的激振脉冲的发送和一连串的检测脉冲的发送的组合),所以弹性成像图像等的帧速率下降多个发送次序所需要的时间量。另一方面,如果想要维持帧速率而减少检测位置的数量,则弹性成像图像的画质的均匀性下降。

[0010] 进而,如果弹性成像图像等的帧速率下降,则实时性受损,此外,还产生通过生物

体内的组织的运动而在图像中产生伪影的害处。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种能够在最小次数的发送次序所需要的时间中产生用于生成弹性成像图像的信息的超声波探头及超声波诊断装置。

[0012] 有关本实施方式的超声波探头具备：至少 1 个第 1 振子，在弹性成像模式下，作为执行基于声辐射压的激振的激振专用振子而发挥功能；多个第 2 振子，在上述弹性成像模式下，作为检测通过上述激振产生的剪切波的检测专用振子而发挥功能。

[0013] 根据上述结构的超声波探头，能够在最小次数的发送次序所需要的时间中产生用于生成弹性成像图像的信息。

附图说明

[0014] 图 1 是表示有关本实施方式的超声波探头及超声波诊断装置的结构概略图。

[0015] 图 2 是表示以往的超声波探头的外观构造的立体图。

[0016] 图 3 是表示以往的超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0017] 图 4 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 1 超声波探头的外观构造的立体图。

[0018] 图 5 是表示第 1 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0019] 图 6 是表示有关本实施方式的超声波探头的控制系统的块图。

[0020] 图 7 是表示有关本实施方式的超声波探头的控制系统的构造图。

[0021] 图 8 是用来说明使用图 2 及图 3 所示的以往的超声波探头的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0022] 图 9 是表示检测位置处的剪切波的时间波形的一例的图。

[0023] 图 10 是用来说明使用图 4 及图 5 所示的第 1 超声波探头的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0024] 图 11 是表示头部的构造的外观图。

[0025] 图 12 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 2 超声波探头的外观构造的立体图。

[0026] 图 13 是表示第 2 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0027] 图 14 是用来说明使用图 12 及图 13 所示的第 2 超声波探头的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0028] 图 15 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 3 超声波探头的外观构造的立体图。

[0029] 图 16 是表示第 3 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0030] 图 17 是用来说明使用图 15 及图 16 所示的第 3 超声波探头的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0031] 图 18 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 4 超声波探头的外观构造的立体图。

[0032] 图 19 是表示第 4 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0033] 图 20 是用来说明使用图 18 及图 19 所示的第 4 超声波探头的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0034] 图 21 是表示第 5 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0035] 图 22 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 6 超声波探头的外观构造的立体图。

[0036] 图 23 是表示第 6 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0037] 图 24 是表示有关本实施方式的超声波探头中的第 7 超声波探头的外观构造的立体图。

具体实施方式

[0038] 参照附图对有关本实施方式的超声波探头及超声波诊断装置进行说明。

[0039] 图 1 是表示有关本实施方式的超声波探头及超声波诊断装置的结构的概念图。

[0040] 图 1 表示有关本实施方式的超声波诊断装置 10。超声波诊断装置 10 具备超声波探头 11 及装置主体 12。

[0041] 超声波探头 11 与装置主体 12 拆装自如地连接。超声波探头 11 设有弹性成像（声响照射型弹性成像）模式下的激振（加压）用的超声波振子单元（以下称作“激振专用振子单元”）20 和弹性成像模式的检测（追踪）用的超声波振子单元（以下称作“检测专用振子单元”）30。另外，检测专用振子单元 30 也兼用在 B 模式及多普勒模式下的超声波的收发中。

[0042] 这里，在图 4 及图 5、图 12 及图 13、图 18 及图 19 和图 21 中表示超声波探头 11 设有 1 个激振专用振子单元 20 的情况下的构造例。此外，在图 15 及图 16 中表示超声波探头 11 设有两个激振专用振子单元 20 (201、202) 的情况下的构造例。如果将超声波探头 11 的声辐射面的一方向定义为第 1 方向（方位角 (azimuth) 方向），将另一方向定义为第 2 方向（仰角 (elevation) 方向），则检测专用振子单元 30 设在激振专用振子单元 20 的沿着第 2 方向的一侧。

[0043] 图 2 是表示以往的超声波探头的外观构造的立体图。图 3 是表示以往的超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0044] 图 2 表示以往的超声波探头 911 的外观构造。以往的超声波探头 911 设有兼用于弹性成像模式下的激振及检测的 1 个超声波振子单元（以下称作“激振及检测兼用的振子单元”）930、和传递与装置主体之间的信号的线缆（未图示）。另外，激振及检测兼用的振子单元 930 也兼用于 B 模式及多普勒模式下的超声波的收发。

[0045] 如图 3 所示，激振及检测兼用的振子单元 930 具备沿着第 1 方向（方位角方向）的多个振子 931s。另外，激振及检测兼用的振子单元 930 也具备声匹配层、背衬 (backing) 及声透镜等，但在图 2 及图 3 中省略其图示。

[0046] 多个振子 931s 分别发送产生声辐射压的比较大能量（声压）的激振用的超声波，并收发与激振用的超声波相比较小的能量的检测用的超声波。

[0047] 此外，多个振子 931s 除了弹性成像模式以外，在 B 模式等中也被使用。在 B 模式中，也可以通过在第 1 方向上依次切换 B 模式用的超声波束（扫描线）的位置来得到静止图像。此外，多个振子 931s 也可以通过在 B 模式下以多个帧得到静止图像来得到运动图像。

[0048] 图 4 是表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 1 超声波探头的外观构造的立体图。图 5 是表示第 1 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0049] 图 4 表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 1 超声波探头 11A 的外观构造。第 1 超声波探头 11A 设有 1 个激振专用振子单元 20、1 个检测专用振子单元 30、头部（外装零件）40 和传递与装置主体 12（在图 1 中图示）之间的信号的线缆（未图示）。检测专用振子单元 30 设在激振专用振子单元 20 的沿着第 2 方向的单侧。

[0050] 激振专用振子单元 20 具备在弹性成像模式中作为执行基于声辐射压的激振的激振专用振子而发挥功能的至少 1 个第 1 振子。在图 5 所示的例子中，激振专用振子单元 20 具备 1 个大径的第 1 振子 21。以下，将大径的第 1 振子称作“大径振子”。大径振子 21 与检测专用振子单元 30 中具备的各振子相比，第 1 方向上的宽度较长，第 2 方向的宽度没有限制。

[0051] 大径振子 21 发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。大径振子 21 在第 1 方向上具有一定程度的宽度，以使从大径振子 21 发送的激振用的超声波经由在第 2 方向上聚焦的声透镜（未图示）成为在第 1 方向上具有宽度的平面波 Fp（在图 10 中图示）。另外，激振专用振子单元 20 也具备声匹配层、背衬及声透镜等，但在图 4 及图 5 中省略其图示。

[0052] 另一方面，检测专用振子单元 30 具备在弹性成像模式中作为检测通过激振产生的剪切波的检测专用振子而发挥功能的多个第 2 振子。在图 5 所示的例子中，检测专用振子单元 30 具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s。多个第 2 振子 31s 分别收发与激振用的超声波相比比较小能量的检测用的超声波。另外，检测专用振子单元 30 也具备声匹配层、背衬及声透镜等，但在图 4 及图 5 中省略其图示。

[0053] 此外，多个第 2 振子 31s 除了弹性成像模式以外，在 B 模式等中也使用。在 B 模式中，通过第 1 方向上依次将 B 模式用的超声波束（扫描线）的位置在第 1 方向上切换，能够得到静止图像。此外，多个第 2 振子 31s 也可以通过在 B 模式中以多个帧得到静止图像来得到运动图像。

[0054] 回到图 1 的说明，装置主体 12 具备处理电路 51、存储电路 52、输入电路 53、显示器 54、收发部（收发电路）55、波形解析部（波形解析电路）56 及硬度推测部（硬度推测电路）57。另外，在图 1 所示的装置主体 12 中，仅表示了进行声响照射型弹性成像所需要的结构，但也可以同时具备在通常的超声波诊断装置中具备的功能、例如用来生成并显示 B 模式图像或多普勒图像的结构。此外，硬度推测部 57 也可以是处理电路 51 执行程序而作为功能实现的部件。

[0055] 处理电路 51 具备 CPU (central processing unit) 及存储器。处理电路 51 综合控制装置主体 12 的各单元。处理电路 51 能够接受收发部 55 的输出，控制进行其波形解析的波形解析部 56 及硬度推测部 57 而生成表示生物体内的脏器等组织的硬度的信息。

[0056] 处理电路 51 除了专用或通用的 CPU (central processing unit) 或 MPU (micro processor unit) 以外，还指面向特定用途的集成电路 (ASIC: application specific integrated circuit) 及可编程逻辑设备等的处理电路。作为可编程逻辑设备，例如可以举出简单可编程逻辑设备 (SPLD: simple programmable logic device)、复合可编程逻辑设备 (CPLD: complex programmable logic device) 及现场可编程门阵列 (FPGA: field

programmable gate array) 等的电路。处理电路 51 将存储在存储电路 52 中或直接装入在处理电路 51 内的程序读出并执行。

[0057] 此外,处理电路 51 既可以由单一的电路构成,也可以通过将多个独立的电路组合构成。在后者的情况下,存储程序的存储电路 52 既可以按照电路单独设置,也可以 1 个存储电路 52 存储与多个电路的功能对应的程序。

[0058] 存储电路 52 是磁盘(硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的记录媒体、及将记录在这些媒体中的信息读出的装置。在存储电路 52 中,保管收发条件、用来执行规定的扫描次序、图像生成、显示处理的控制程序、各种信号数据或图像数据及其他数据。存储电路 52 内的数据也可以向外部装置(未图示)传送。

[0059] 输入电路 53 是用来将来自操作者的各种指示、条件、关注区域(ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等向装置主体 12 取入的输入来自各种开关、按钮、追踪球、鼠标及键盘等的信号的电路。这里,假设输入设备自身也包含在输入电路 53 中。如果由操作者操作输入设备,则输入电路 53 生成与该操作对应的输入信号,向处理电路 51 输出。另外,装置主体 12 也可以具备输入设备与显示器 54 一体地构成的触摸面板。

[0060] 显示器 54 按照来自处理电路 51 的控制信号,显示由硬度推测部 57 生成的弹性成像图像。显示器 54 是液晶显示器面板、等离子显示器面板及有机 EL 面板等的显示设备。

[0061] 收发部 55 控制超声波探头 11 中的激振用的超声波的发送。收发部 55 具备激振用波形生成部 551、激振用发送部 552 及频率设定部 553。激振用发送部 552 在处理电路 51 的控制下,将基于由激振用波形生成部 551 生成的波形的送波信号向激振专用振子单元 20 发送。

[0062] 来自激振用发送部 552 的送波信号在激振专用振子单元 20 的大径振子 21(图 5 中图示)中被变换为超声波信号并发送。由此,从激振专用振子单元 20 朝向组织形成激振面 F_p (在图 10 中图示)。另外,激振用的超声波的发送开始时刻及发送结束时刻由频率设定部 553 设定。这里,所谓频率,表示激振用的超声波的发送的反复频率。

[0063] 此外,收发部 55 控制超声波探头 11 中的检测用的超声波的收发。收发部 55 具备检测用波形生成部 554、检测用发送部 555、检测束计算部 556 及检波部 557。检测用发送部 555 在处理电路 51 的控制下,在激振用的超声波的发送后,以形成基于由检测用波形生成部 554 生成的波形的检测束 F_{t1} 、 F_{t2} (图 10 中图示)的方式,将在第 1 方向上被电子对焦(发送延迟时间及/或接收延迟时间)的送波信号向检测专用振子单元 30 发送。

[0064] 来自检测用发送部 555 的送波信号在检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s(图 5 中图示)中被变换为超声波信号并发送。由此,通过检测专用振子单元 30 收发由声透镜 23 在第 2 方向上聚焦后的检测束 F_{t1} 、 F_{t2} (图 10 中图示)。

[0065] 此外,检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 将起因于通过组织的变位在第 2 方向上传输的剪切波 W (图 10 中图示)的回波信号接收,变换为电信号。检测专用振子单元 30 将电信号向检测束计算部 556 发送。检测束计算部 556 的输出在检波部 557 中进行包络线检波、log 压缩、带通滤波处理及增益控制等的信号处理后,向波形解析部 56 输出,作为表示伴随着剪切波的传输的组织的变化了的信号。

[0066] 波形解析部 56 基于从收发部 55 的检波部 557 输入的信号,进行关于剪切波的解析。作为关于剪切波的解析,例如可以举出根据剪切波的时间波形(相当于图 9 所示的曲

线图)检测峰值、计测成为峰值的时刻(相当于图9所示的“t”)的运算。对于波形解析部56的输出而言,作为表示剪切波的检测位置及解析结果的信号被向硬度推测部57输出。该解析结果例如是表示作为由剪切波带来的组织的变位的峰值的时刻的信号。

[0067] 硬度推测部57基于从波形解析部56输入的信号计算各个检测位置的剪切波的声速,计算多个检测位置处的多个声速的平均声速。硬度推测部57推测各声速相对于平均声速的相对值,作为组织的硬度(弹性率)。硬度推测部57将表示组织的硬度的信号变换为图像信号,使显示器54显示表示组织的硬度的数值、或表示与表示组织的硬度的数值的程度相应的颜色的属性信息(包含色相信息、亮度信息及彩度信息的至少1个信息)的分布的弹性成像图像。

[0068] 此外,硬度推测部57也可以在基于与弹性成像模式交替地进行的B模式的B模式图像上,重叠弹性成像图像并使显示器54显示。进而,硬度推测部57也可以使显示器54显示多个帧的弹性成像图像。

[0069] 图6是表示有关本实施方式的超声波探头的控制系统的块图。图7是表示有关本实施方式的超声波探头的控制系统的构造图。

[0070] 图6及图7表示超声波诊断装置10的第1超声波探头11A和装置主体12。为了切换激振用的超声波的发送和检测用的超声波的收发的定时,超声波探头11A的振子单元20、30经由高压开关(HV-SW)电路被并联连接。HV-SW电路被装置主体12的收发部55驱动。装置主体12的处理电路51择一地将HV-SW电路接通/断开(ON/OFF)控制。HV-SW电路如图7所示,被内置在超声波探头11A的手柄部中。

[0071] 接着,对使用以往的超声波探头911(图2及图3中图示)的剪切波的声速的计算方法与使用第1超声波探头11A(图4及图5中图示)的剪切波的声速的计算方法的差异进行说明。

[0072] 图8是用来说明使用图2及图3所示的以往的超声波探头911的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0073] 图8表示以往的超声波探头911的正交的两方向的剖视图。以往的超声波探头911设有激振及检测兼用的振子单元930。激振及检测兼用的振子单元930具备沿着第1方向的多个振子931s、背衬932及声透镜933。

[0074] 使用图8,说明在沿着第1方向的两个检测位置H1、H2检测剪切波的波峰的情况。

[0075] 首先,激振及检测兼用的振子单元930的多个振子931s发送在第1方向上被电子对焦以向激振位置G1聚焦的激振用的超声波脉冲(激振脉冲)。激振脉冲被在第2方向上聚焦的声透镜933向激振位置G1聚焦。由此,激振及检测兼用的振子单元930对于激振位置G1形成激振用的超声波束(激振束)Bp1。此外,通过从多个振子931s反复发送一连串的激振脉冲,激振及检测兼用的振子单元930对于激振位置G1反复形成激振束Bp1。

[0076] 如果对激振位置G1反复形成激振束Bp1,则通过存在于激振位置G1的组织的变位而产生剪切波。这里,将起因于激振束Bp1、在第1方向上传输的剪切波设为V1。

[0077] 接着,在对于激振位置G1的激振束Bp1的反复形成后,激振及检测兼用的振子单元930的多个振子931s收发以向预先设定的检测位置H1(第1方向上的激振位置G1的周围)聚焦的方式在第1方向上被电子对焦的检测用的超声波脉冲(检测脉冲)。检测脉冲被在第2方向上聚焦的声透镜933向检测位置H1聚焦。由此,激振及检测兼用的振子单元

930 对于检测位置 H1 形成检测用的超声波束（检测束）Bt1。此外，通过从多个振子 931s 反复收发一连串的检测脉冲，激振及检测兼用的振子单元 930 对于检测位置 H1 反复形成检测束 Bt1。

[0078] 如果在检测位置 H1 反复形成检测束 Bt1，则在第 1 方向上传输的剪切波 V1 被检测到。另外，用来形成检测束 Bt1 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0079] 接着，在对于检测位置 H1 的检测束 Bt1 的反复形成后，激振及检测兼用的振子单元 930 对激振位置 G2 反复形成激振束 Bp2。如果对于激振位置 G2 反复形成激振束 Bp2，则通过存在于激振位置 G2 的组织的变位而产生剪切波。这里，设起因于激振束 Bp2 在第 1 方向上传输的剪切波为 V2。

[0080] 接着，在对于激振位置 G2 的激振束 Bp2 的反复形成后，激振及检测兼用的振子单元 930 在检测位置 H2 反复形成检测束 Bt2。如果对于检测位置 H2 反复形成检测束 Bt2，则在第 1 方向上传输的剪切波 V2 被检测到。另外，用来形成检测束 Bt2 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0081] 如果在检测位置 H1 检测出通过激振束 Bp1 产生的剪切波 V1 的波峰而计测到剪切波 V1 的到达时间，则通过组织多普勒法等，根据“t/d”计算检测位置 H1 处的剪切波 V1 的声速。这里，“t”是从激振束 Bp1 的发送时刻到剪切波 V1 的波峰到达检测位置 H1 的时刻为止的到达时间（时刻差）。此外，“d”是从激振位置 G1 到检测位置 H1 的距离。另外，在图 9 中表示检测位置 H1 处的剪切波的时间波形的一例。此外，在检测位置 H1 处的剪切波 V1 的声速的计算后，关于检测位置 H2 处的通过激振束 Bp2 产生的剪切波 V2 的声速也同样地计算。此外，计算两个检测位置 H1、H2 处的平均声速。

[0082] 如以上这样，在以往的超声波探头 911 中，在沿着第 1 方向的两个检测位置 H1、H2 分别检测到在第 1 方向上传输的剪切波 V1、V2 的波峰。由此，在使用以往的超声波探头 911、在沿着第 1 方向的两个检测位置 H1、H2 处分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下，需要用来将组合了一连串的激振脉冲的发送（反复发送）和一连串的检测脉冲的发送（反复发送）的发送次序进行两次的时间。

[0083] 并且，在沿着第 1 方向的 3 个以上的检测位置 H1, H2, …处分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下，需要用来以检测位置的数量进行发送次序的时间。

[0084] 图 10 是用来说明使用图 4 及图 5 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0085] 图 10 表示第 1 超声波探头 11A 的正交的两方向的剖视图。第 1 超声波探头 11A 设有振子单元 20、30 和头部 40。激振专用振子单元 20 具备大径振子 21、背衬 22 及声透镜 23。检测专用振子单元 30 具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s、背衬 32 及声透镜 33。

[0086] 作为声透镜 23、33 的材料，通常选择声阻抗与头部 40 接近而声速不同的树脂，例如硅橡胶。但是，声透镜 23、33 也可以由与形成在头部 40 的内表面上的凹部密接的形状的橡胶部件形成，也可以由用来将振子单元 20、30 与头部 40 粘接的粘接剂形成。

[0087] 头部 40 为了将振子单元 20、30 固定到第 1 超声波探头 11A 的主体上，具有与振子单元 20、30 的形状匹配的形状。头部 40 具有图 11 所示那样的构造，与生物体的体表的接触面是平滑的。作为头部 40 的材料，选择与体表的声匹配良好的树脂，例如聚甲基戊烯。

[0088] 使用图 10,说明在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处检测剪切波的波峰的情况。

[0089] 首先,激振专用振子单元 20 的大径振子 21 发送激振脉冲。激振脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 23 向激振区域 1(在第 1 方向上延伸的多个激振位置的集合)聚焦。由此,激振专用振子单元 20 对于激振区域 1 形成激振用的超声波面(激振面) F_p 。此外,通过从大径振子 21 反复发送一连串的激振脉冲,激振专用振子单元 20 对于激振区域 1 反复形成激振面 F_p 。

[0090] 如果对激振区域 1 反复形成激振面 F_p ,则通过存在于激振区域 1 的组织的变位,产生剪切波。这里,设起因于激振面 F_p 在第 2 方向上传输的剪切波为 W 。

[0091] 通过激振专用振子单元 20 形成的激振面 F_p 在第 2 方向上被声透镜 23 聚焦,但在第 1 方向上没有聚焦效果,所以保持大致平面状的波面。在一定深度形成在第 1 方向上延伸的线状的激振区域 1,通过存在于激振区域 1 中的组织的变位产生的剪切波 W 在第 2 方向上传播。

[0092] 接着,在对于激振区域 1 的激振面 F_p 的反复形成后,检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 收发以向检测位置 J1(第 2 方向上的激振区域 1 的周围)聚焦的方式在第 1 方向上被电子对焦的检测脉冲。检测脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 33 向检测位置 J1 聚焦。由此,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 形成检测束 F_{t1} 。此外,通过从多个第 2 振子 31s 反复收发一连串的检测脉冲,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 反复形成检测束 F_{t1} 。

[0093] 如果对于检测位置 J1 反复形成检测束 F_{t1} ,则在第 2 方向上传输的剪切波 W 被检测到。另外,用来形成检测束 F_{t1} 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0094] 此外,在对于激振区域 1 的激振面 F_p 的反复形成后,与对于检测位置 J1 的检测束 F_{t1} 的反复形成并行(同时)地,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J2 反复形成检测束 F_{t2} 。如果对于检测位置 J2 反复形成检测束 F_{t2} ,则检测出在第 2 方向上传输的剪切波 W 。另外,用来形成检测束 F_{t2} 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0095] 如果在检测位置 J1 检测出由激振面 F_p 产生的剪切波 W 的波峰而计测出剪切波 W 的到达时间,则通过组织多普勒法等,计算检测位置 J1 处的剪切波 W 的声速。此外,与检测位置 J1 处的剪切波 W 的声速的计算并行地,对于检测位置 J2 处的由激振面 F_p 产生的剪切波 W 的声速也同样计算。此外,计算两个检测位置 J1、J2 处的平均声速。

[0096] 如以上这样,在第 1 超声波探头 11A 中,在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2,分别检测在正交的第 2 方向上传输的剪切波 W 的波峰。由此,在使用第 1 超声波探头 11A、在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W 的波峰的到达时间的情况下,一连串的激振脉冲的发送 1 次就足够,并行地进行两个检测位置 J1、J2 处的检测动作。因而,在第 1 超声波探头 11A 中,在两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W 的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。

[0097] 并且,在第 1 超声波探头 11A 中,在沿着第 1 方向的 3 个以上的检测位置 J1, J2, ... 处分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足

够。由此,根据第 1 超声波探头 11A,弹性成像图像的帧速率及基于与弹性成像模式交替地进行的 B 模式的 B 模式图像的帧速率提高。

[0098] 进而,如图 8 所示,在使用以往的超声波探头 911 的情况下,激振位置 G 与检测位置 H1 的间隔和激振位置 G 与检测位置 H2 的间隔不同。在间隔较大的检测位置 H2 处,有通过传播而剪切波 V 变弱(日语:鈍る)的问题。在此情况下,剪切波 V 的波峰的检测精度下降,所以弹性成像图像整体的画质的均匀性下降。另一方面,如图 10 所示,在使用第 1 超声波探头 11A 的情况下,激振区域 1 与多个检测位置 J1、J2 的间隔(最短距离)D 是一定值。由此,在使用第 1 超声波探头 11A 的情况下,弹性成像图像整体的画质的均匀性提高。

[0099] 这里, B 模式图像在激振面 Fp 的形成和检测束 Ft1、Ft2 的形成的组的前后,基于从检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 发送的 B 模式用的超声波而生成。

[0100] 此外,根据图 8 所示的以往的超声波探头 911,一连串的激振脉冲的反复频率受激振及检测兼用的振子单元 930 的频率特性制约。另一方面,根据图 10 所示的第 1 超声波探头 11A,与检测专用振子单元 30 独立而设置发送激振脉冲的激振专用振子单元 20。由此,作为在激振专用振子单元 20 中装备的大径振子 21,可以选择具有用来有效地产生声辐射压的最优的频率特性者、或能够输出最优的声者。

[0101] 另外,在超声波探头 11 中,以检测专用振子单元 30 是具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s 的 1D 构造的情况为例进行说明。但是,检测专用振子单元 30 也可以是具备沿着第 1 方向及第 2 方向的多个振子的 2D 构造。在此情况下,在检测专用振子单元 30 中不需要声透镜 33,不仅是第 1 方向,关于第 2 方向也进行电子对焦。

[0102] (第 2 超声波探头)

[0103] 图 12 是表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 2 超声波探头的外观构造的立体图。图 13 是表示第 2 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0104] 图 12 表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 2 超声波探头 11B 的外观构造。第 2 超声波探头 11B 设有 1 个激振专用振子单元 20、1 个检测专用振子单元 30、头部 40、和传递与装置主体 12(图 1 中图示)之间的信号的线缆(未图示)。检测专用振子单元 30 设在激振专用振子单元 20 的沿着第 2 方向的单侧。

[0105] 如图 13 所示,激振专用振子单元 20 在沿着第 1 方向被分割的多个区域的各区域中具备 1 个大径振子(与多个区域分别对应的多个大径振子 21s)。大径振子 21s 的各振子发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。大径振子 21s 的各振子在第 1 方向上具有一定程度的宽度,以使从各振子发送的激振用的超声波经由在第 2 方向上聚焦的声透镜(未图示)成为在第 1 方向上具有宽度的平面波 Fp1、Fp2(图 14 中图示)。另外,激振专用振子单元 20 也具备声匹配层、背衬及声透镜等,但在图 12 及图 13 中省略其图示。

[0106] 另外,图 12 及图 13 所示的检测专用振子单元 30 的构造及功能与图 4 及图 5 所示是同样的,所以省略说明。

[0107] 图 14 是用来说明使用图 12 及图 13 所示的第 2 超声波探头 11B 的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0108] 图 14 表示第 2 超声波探头 11B 的正交的两方向的剖视图。第 2 超声波探头 11B 设有振子单元 20、30 和头部 40。激振专用振子单元 20 具备大径振子 21s、背衬 22 及声透镜 23。检测专用振子单元 30 具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s、背衬 32 及声透镜 33。

[0109] 使用图 14,说明在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处检测剪切波的波峰的情况。

[0110] 首先,激振专用振子单元 20 的多个大径振子 21s 中的 1 个振子发送激振脉冲。激振脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 23 向激振区域 11 聚焦。由此,激振专用振子单元 20 对于激振区域 11 形成激振面 Fp1。此外,通过从该振子反复发送一连串的激振脉冲,激振专用振子单元 20 对于激振区域 11 反复形成激振面 Fp1。

[0111] 如果对于激振区域 11 反复形成激振面 Fp1,则通过存在于激振区域 11 中的组织的变位而产生剪切波。这里,设起因于激振面 Fp1 在第 2 方向上传输的剪切波为 W1。

[0112] 此外,与对于激振区域 11 的激振面 Fp1 的反复形成并行(同时)地,激振专用振子单元 20 对于激振区域 12 反复形成激振面 Fp2。

[0113] 如果对于激振区域 12 反复形成激振面 Fp2,则通过存在于激振区域 12 中的组织的变位而产生剪切波。这里,设起因于激振面 Fp2 在第 2 方向上传输的剪切波为 W2。

[0114] 由激振专用振子单元 20 形成的激振面 Fp1、Fp2 在第 2 方向上被声透镜 23 聚焦,但在第 1 方向上没有聚焦效果,所以保持大致平面状的波面。在一定深度形成沿第 1 方向延伸的线状的激振区域 11、12,通过存在于激振区域 11、12 中的组织的变位而产生的剪切波 W1、W2 在第 2 方向上传播。

[0115] 接着,在对于激振区域 11 的激振面 Fp1 的形成后,检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 收发以向检测位置 J1(第 2 方向上的激振区域 11 的周围)聚焦的方式在第 1 方向上被电子对焦的检测脉冲。检测脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 33 向检测位置 J1 聚焦。由此,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 形成检测束 Ft1。此外,通过从多个第 2 振子 31s 反复收发一连串的检测脉冲,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 反复形成检测束 Ft1。

[0116] 如果对检测位置 J1 反复形成检测束 Ft1,则第 2 方向上传输的剪切波 W1 被检测到。另外,用来形成检测束 Ft1 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及/或接收延迟时间的。

[0117] 此外,在对于激振区域 12 的激振面 Fp2 的反复形成后,与对于检测位置 J1 的检测束 Ft1 的反复形成并行(同时)地,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J2 反复形成检测束 Ft2。如果对检测位置 J2 反复形成检测束 Ft2,则第 2 方向上传输的剪切波 W2 被检测到。另外,用来形成检测束 Ft2 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及/或接收延迟时间的。

[0118] 如果在检测位置 J1 检测到通过激振面 Fp1 产生的剪切波 W1 的波峰而计测到剪切波 W1 的到达时间,则通过组织多普勒法等,计算检测位置 J1 处的剪切波 W1 的声速。此外,与检测位置 J1 处的剪切波 W1 的声速的计算并行地,对于检测位置 J2 处的通过激振面 Fp2 产生的剪切波 W2 的声速也同样地计算。此外,计算两个检测位置 J1、J2 处的平均声速。

[0119] 如以上这样,在第 2 超声波探头 11B 中,在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2,分别检测出在正交的第 2 方向上传输的剪切波 W1、W2 的波峰。由此,在使用第 2 超声波探头 11B、在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W1、W2 的波峰的到达时间的情况下,并行地进行对于两个激振区域 11、12 的激振动作,并行地进行两个检测位置 J1、J2 处的检测动作。因而,在第 2 超声波探头 11B 中,在两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波

W1、W2 的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。

[0120] 并且,在第 2 超声波探头 11B 中,在沿着第 1 方向的 3 个以上的检测位置 J1, J2, … 处分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。由此,根据第 2 超声波探头 11B,弹性成像图像的帧速率及基于与弹性成像模式交替地进行的 B 模式的 B 模式图像的帧速率提高。

[0121] 进而,在使用第 2 超声波探头 11B 的情况下,激振区域 11 与检测位置 J1 的间隔 D 和激振区域 12 与检测位置 J2 的间隔 D 是一定值。由此,在使用第 2 超声波探头 11B 的情况下,弹性成像图像的画质的均匀性提高。

[0122] 此外,根据第 2 超声波探头 11B,与检测专用振子单元 30 独立地设置发送激振脉冲的激振专用振子单元 20。由此,作为在激振专用振子单元 20 中具备的多个大径振子 21s,可以选择具有用来有效地产生声辐射压的最优的频率特性者、或能够输出最优的声者。

[0123] 除此以外,在第 2 超声波探头 11B 的情况下,通过从沿着第 1 方向的多个区域中选择所需的区域,能够不在沿着第 1 方向的整体范围而在沿着第 1 方向的限定范围中形成激振面 Fp1 (Fp2),在激振脉冲的发送中能够使浪费的能量消耗变少。在此情况下,处理电路 51 (图 1 中图示) 选择激振专用振子单元 20 的多个区域中的、发送激振用的超声波的所需的区域。并且,激振专用振子单元 20 在处理电路 51 的控制下,从大径振子 21s 中的所需的区域所具备的大径振子,发送激振脉冲。

[0124] (第 3 超声波探头)

[0125] 图 15 是表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 3 超声波探头的外观构造的立体图。图 16 是表示第 3 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0126] 图 15 表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 3 超声波探头 11C 的外观构造。第 3 超声波探头 11C 设有沿着第 2 方向的两个激振专用振子单元 20 (201、202)、1 个检测专用振子单元 30、头部 40、和传递与装置主体 12 (图 1 中图示) 之间的信号的线缆 (未图示)。检测专用振子单元 30 被激振专用振子单元 201、202 夹着而设置。

[0127] 如图 16 所示,激振专用振子单元 201、202 分别具备大径振子 211、212。大径振子 211、212 分别发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。大径振子 211、212 在第 1 方向上具有一定程度的宽度,以使从各大径振子发送的激振用的超声波经由在第 2 方向上聚焦的声透镜 (未图示) 成为在第 1 方向上具有宽度的平面波 Fp1、Fp2 (图 17 中图示)。另外,激振专用振子单元 201、202 分别也具有声匹配层、背衬及声透镜等,但在图 15 及图 16 中省略其图示。

[0128] 另外,图 15 及图 16 所示的检测专用振子单元 30 的构造及功能与图 4 及图 5 所示者是同样的,所以省略说明。

[0129] 图 17 是用来说明使用图 15 及图 16 所示的第 3 超声波探头 11C 的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0130] 图 17 表示第 3 超声波探头 11C 的正交的两方向的剖视图。第 3 超声波探头 11C 设有振子单元 201、202、30 和头部 40。激振专用振子单元 201 具备大径振子 211、背衬 221 及声透镜 231。激振专用振子单元 202 具备大径振子 212、背衬 222 及声透镜 232。检测专用振子单元 30 具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s、背衬 32 及声透镜 33。

[0131] 使用图 17,说明在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处检测剪切波的波峰的情

况。

[0132] 首先,激振专用振子单元 201 的大径振子 211 发送激振脉冲。激振脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 231 向激振区域 11 聚焦。由此,激振专用振子单元 201 对于激振区域 11 形成激振面 Fp1。此外,通过从大径振子 211 反复发送一连串的激振脉冲,激振专用振子单元 201 对于激振区域 11 反复形成激振面 Fp1。

[0133] 如果对于激振区域 11 反复形成激振面 Fp1,则通过存在于激振区域 11 中的组织的变位,产生剪切波。这里,设起因于激振面 Fp1 而在第 2 方向上传输的剪切波为 W1。

[0134] 此外,与对于激振区域 11 的激振面 Fp1 的反复形成并行(同时)地,激振专用振子单元 202 对于激振区域 12 反复形成激振面 Fp2。如果对于激振区域 12 反复形成激振面 Fp2,则通过存在于激振区域 12 中的组织的变位,产生剪切波。这里,设起因于激振面 Fp2 而在第 2 方向上传输的剪切波为 W2。

[0135] 由激振专用振子单元 201、202 形成的激振面 Fp1、Fp2 在第 2 方向上被声透镜 231、232 聚焦,但在第 1 方向上没有聚焦效果,所以保持大致平面状的波面。在一定深度中形成沿第 1 方向延伸的线状的激振区域 11、12,通过存在于激振区域 11、12 中的组织的变位而产生的剪切波 W1、W2 在第 2 方向上传播。

[0136] 另外,深度方向上的激振区域 11、12 的位置是同样的,但在图 17 中,为了方便而图 17 示于深度方向上不同的位置。

[0137] 接着,在对于激振区域 11、12 的激振面 Fp1、Fp2 的反复形成后,检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 收发以向检测位置 J1(第 2 方向上的激振区域 11、12 的周围)聚焦的方式在第 1 方向上被电子对焦的检测脉冲。检测脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 33 向检测位置 J1 聚焦。由此,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 形成检测束 Ft1。此外,通过从多个第 2 振子 31s 反复收发一连串的检测脉冲,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 反复形成检测束 Ft1。

[0138] 如果对于检测位置 J1 反复形成检测束 Ft1,则第 2 方向上传输的剪切波 W1、W2 被检测到。另外,用来形成检测束 Ft1 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0139] 此外,在对于激振区域 11、12 的激振面 Fp1、Fp2 的反复形成后,与对于检测位置 J1 的检测束 Ft1 的反复形成并行(同时)地,检测专用振子单元 30 对于检测位置 J2 反复形成检测束 Ft2。如果对于检测位置 J2 反复形成检测束 Ft2,则第 2 方向上传输的剪切波 W1、W2 被检测到。另外,用来形成检测束 Ft2 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0140] 如果在检测位置 J1 分别检测到由激振面 Fp1、Fp2 产生的剪切波 W1、W2 的波峰而计测到剪切波 W1、W2 的到达时间(平均值),则通过组织多普勒法等,计算检测位置 J1 处的剪切波 W1、W2 的声速(平均值)。此外,与检测位置 J1 处的剪切波 W1、W2 的声速的计算并行地,对于检测位置 J2 处的、由激振面 Fp1、Fp2 产生的剪切波 W1、W2 的声速也同样地计算。此外,计算两个检测位置 J1、J2 处的平均声速。

[0141] 如以上那样,在第 3 超声波探头 11C 中,在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2,分别检测在正交的第 2 方向上传输的剪切波 W1、W2 的波峰。由此,为了使用第 3 超声波探头 11C 在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W1、W2 的波峰的到达时间,

并行地进行对于两个激振区域 11、12 的激振动作,并行地进行两个检测位置 J1、J2 处的检测动作。因而,在第 3 超声波探头 11C 中,在两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W1、W2 的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。

[0142] 并且,在第 3 超声波探头 11C 中,在沿着第 1 方向的 3 个以上的检测位置 J1, J2, … 处分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。由此,根据第 3 超声波探头 11C,弹性成像图像的帧速率及基于与弹性成像模式交替地进行的 B 模式的 B 模式图像的帧速率提高。

[0143] 进而,在使用第 3 超声波探头 11C 的情况下,激振区域 11 与检测位置 J1 的间隔 D、激振区域 11 与检测位置 J2 的间隔 D、激振区域 12 与检测位置 J1 的间隔 D、和激振区域 12 与检测位置 J2 的间隔 D 是一定值。由此,在使用第 3 超声波探头 11C 的情况下,弹性成像图像的画质的均匀性提高。

[0144] 此外,根据第 3 超声波探头 11C,与检测专用振子单元 30 独立地设有发送激振脉冲的激振专用振子单元 201、202。由此,作为在激振专用振子单元 201、202 中装备的大径振子 211、212,可以选择具有用来有效地产生声辐射压的最优的频率特性者。

[0145] 除此以外,在将弹性成像图像重叠在使用检测专用振子单元 30 得到的通常的 B 模式图像上而显示的情况下,在第 1 超声波探头 11A(图 4 及图 5 中图示)或第 2 超声波探头 11B(图 12 及图 13 中图示)中,B 模式图像的截面与弹性成像图像的截面稍稍不同。但是,在第 3 超声波探头 11C 中,通过在检测专用振子单元 30 的沿着第 2 方向的两侧配置激振专用振子单元 201、202,能够使检测专用振子单元 30 的中心轴与弹性成像图像的截面的中心一致。

[0146] 另外,也可以对第 3 超声波探头 11C 组合第 2 超声波探头 11B 的构造。即,第 3 超声波探头 11C 的激振专用振子单元 201、202 分别也可以在沿着第 1 方向被分割的多个区域的各区域中具备 1 个大径振子(与多个区域分别对应的多个大径振子)。

[0147] (第 4 超声波探头)

[0148] 图 18 是表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 4 超声波探头的外观构造的立体图。图 19 是表示第 4 超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0149] 图 18 表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 4 超声波探头 11D 的外观构造。第 4 超声波探头 11D 设有 1 个激振专用振子单元 20、1 个检测专用振子单元 30、头部 40、和传递与装置主体 12(图 1 中图示)之间的信号的线缆(未图示)。检测专用振子单元 30 设在激振专用振子单元 20 的沿着第 2 方向的单侧。

[0150] 如图 19 所示,激振专用振子单元 20 的第 2 方向上的宽度比检测专用振子单元 30 的第 2 方向上的宽度大。此外,激振专用振子单元 20 具备沿着第 2 方向的多个第 1 振子 21s。图 19 所示的多个第 1 振子 21s 的各振子发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。另外,激振专用振子单元 20 也具备声匹配层及背衬等,但在图 15 及图 16 中省略其图示。

[0151] 另外,图 18 及图 19 所示的检测专用振子单元 30 的构造及功能与图 4 及图 5 所示者是同样的,所以省略说明。

[0152] 图 20 是用来说明使用图 18 及图 19 所示的第 4 超声波探头 11D 的情况下的剪切波的声速的计算方法的图。

[0153] 图 20 表示第 4 超声波探头 11D 的正交的两方向的剖视图。第 4 超声波探头 11D 设有振子单元 20、30 和头部 40。激振专用振子单元 20 具备沿着第 2 方向的多个第 1 振子 21s 及背衬 22, 不需要具备声透镜。检测专用振子单元 30 具备沿着第 1 方向的多个第 2 振子 31s、背衬 32 及声透镜 33。

[0154] 使用图 20, 说明在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处检测剪切波的波峰的情况。

[0155] 首先, 激振专用振子单元 20 的多个第 1 振子 21s 发送以向激振区域 1 聚焦的方式在第 2 方向上被电子对焦的激振面 F_p 。由此, 激振专用振子单元 20 对于激振区域 1 形成激振面 F_p 。此外, 通过从多个第 1 振子 21s 反复发送一连串的激振脉冲, 激振专用振子单元 20 对于激振区域 1 反复形成激振面 F_p 。

[0156] 如果对激振区域 1 反复形成激振面 F_p , 通过存在于激振区域 1 中的组织的变位而产生剪切波。这里, 设起因于激振面 F_p 而在第 2 方向上传输的剪切波为 W 。

[0157] 通过激振专用振子单元 20 形成的激振面 F_p 在第 2 方向上通过电子对焦被聚焦, 但在第 1 方向上没有聚焦效果, 所以保持大致平面状的波面。在一定深度形成在第 1 方向上延伸的线状的激振区域 1, 通过存在于激振区域 1 中的组织的变位而产生的剪切波 W 在第 2 方向上传播。

[0158] 接着, 在对于激振区域 1 的激振面 F_p 的反复形成后, 检测专用振子单元 30 的多个第 2 振子 31s 收发以向检测位置 J1 (第 2 方向上的激振区域 1 的周围) 聚焦的方式在第 1 方向上被电子对焦的检测脉冲。检测脉冲被在第 2 方向上聚焦的声透镜 33 向检测位置 J1 聚焦。由此, 检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 形成检测束 F_{t1} 。此外, 通过从多个第 2 振子 31s 反复收发检测脉冲, 检测专用振子单元 30 对于检测位置 J1 反复形成检测束 F_{t1} 。

[0159] 如果对于检测位置 J1 反复形成检测束 F_{t1} , 则第 2 方向上传输的剪切波 W 被检测到。另外, 用来形成检测束 F_{t1} 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0160] 此外, 在对于激振区域 1 的激振面 F_p 的反复形成后, 与对于检测位置 J1 的检测束 F_{t1} 的反复形成并行 (同时) 地, 检测专用振子单元 30 对于检测位置 J2 反复形成检测束 F_{t2} 。如果对于检测位置 J2 反复形成检测束 F_{t2} , 则第 2 方向上传输的剪切波 W 被检测到。另外, 用来形成检测束 F_{t2} 的第 1 方向的电子对焦是基于发送延迟时间及 / 或接收延迟时间的。

[0161] 如果在检测位置 J1 检测到由激振面 F_p 产生的剪切波 W 的波峰而计测到剪切波 W 的到达时间, 则通过组织多普勒法等, 计算检测位置 J1 处的剪切波 W 的声速。此外, 与检测位置 J1 处的剪切波 W 的声速的计算并行地, 对于检测位置 J2 处的由激振面 F_p 产生的剪切波 W 的声速也同样地计算。此外, 计算两个检测位置 J1、J2 处的平均声速。

[0162] 如以上这样, 在第 4 超声波探头 11D 中, 在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2, 分别检测出在正交的第 2 方向上传输的剪切波 W 的波峰。由此, 在使用第 4 超声波探头 11D、在沿着第 1 方向的两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W 的波峰的到达时间的情况下, 一连串的激振脉冲的发送只要 1 次就足够, 并行地进行两个检测位置 J1、J2 处的检测动作。因而, 在第 4 超声波探头 11D 中, 在两个检测位置 J1、J2 处分别计测剪切波 W 的波峰的到达时间的情况下, 也只要有进行 1 次发送次序的时间就足够。

[0163] 并且,在第4超声波探头11D中,在沿着第1方向的3个以上的检测位置J1,J2,⋯分别计测剪切波的波峰的到达时间的情况下,也只要有进行1次发送次序的时间就足够。由此,根据第4超声波探头11D,弹性成像图像的帧速率及基于与弹性成像模式交替地进行的B模式下的B模式图像的帧速率提高。

[0164] 进而,在使用第4超声波探头11D的情况下,激振区域1与多个检测位置J1、J2的间隔D是一定值。由此,在使用第4超声波探头11D的情况下,弹性成像图像的画质的均匀性提高。

[0165] 此外,根据第4超声波探头11D,与检测专用振子单元30独立地设置发送激振脉冲的激振专用振子单元20。由此,作为在激振专用振子单元20中具备的多个第1振子21s,可以选择具有用来有效地产生声辐射压的最优的频率特性者、或能够输出最优的声者。

[0166] 除此以外,在使用第4超声波探头11D的情况下,以使激振面Fp向希望的激振区域1聚焦的方式在第2方向上被电子对焦(被赋予发送延迟时间)。并且,在使用第4超声波探头11D的情况下,与使用第1超声波探头11A(图4及图5中图示)的情况相比能够以大口径形成激振面Fp。此外,在第1超声波探头11A中,激振面Fp固定地按照由声透镜23(图10中图示)决定的音场形成,但在第4超声波探头11D中可以控制第2方向的电子对焦,形成对于想要得到弹性成像图像的深度来说最优的音场。

[0167] (第5超声波探头)

[0168] 图21是表示第5超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0169] 图21表示具有将图12及图13所示的第2超声波探头11B和图18及图19所示的第4超声波探头11D的构造组合后的构造的第5超声波探头11E。

[0170] 如图21所示,激振专用振子单元20在沿着第1方向被分割的多个区域的各区域中,具备沿着第2方向的多个第1振子21s。图21所示的多个第1振子21s的各振子发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。

[0171] 第5超声波探头11E的情况下,如使用图14的第2超声波探头11B说明的那样,能够在沿着第1方向的限定范围中形成激振面Fp,能够使在激振脉冲的发送中浪费的能量消耗变少。在此情况下,处理电路51(图1中图示)选择激振专用振子单元20的多个区域中的、发送激振脉冲的所需的区域。并且,激振专用振子单元20在处理电路51的控制下,从在所需的区域中具备的多个第1振子21s,发送激振脉冲。

[0172] 进而,在第5超声波探头11E的情况下,能够得到与图20所示的第4超声波探头11D的情况同样的效果。

[0173] (第6超声波探头)

[0174] 图22是表示有关本实施方式的超声波探头11中的第6超声波探头的外观构造的立体图。图23是表示第6超声波探头的声辐射面侧的构造的图。

[0175] 图22表示有关本实施方式的超声波探头11中的第6超声波探头11F的外观构造。第6超声波探头11F设有1个激振专用振子单元20、1个检测专用振子单元30、头部(外装零件)40、和传递与装置主体12(图1中图示)之间的信号的线缆(未图示)。检测专用振子单元30设在激振专用振子单元20的沿着第2方向的单侧。

[0176] 如图23所示,激振专用振子单元20具备沿着第1方向的多个第1振子21s。多个第1振子21s分别发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。多个第1振子21s

在第 1 方向上具有一定程度的宽度,以使从多个第 1 振子 21s 发送的激振用的超声波经由在第 2 方向上被聚焦的声透镜(未图示)成为在第 1 方向上具有宽度的平面波 Fp(图 10 中图示)。另外,激振专用振子单元 20 还具备声匹配层、背衬及声透镜等,但在图 22 及图 23 中省略其图示。

[0177] 另外,图 22 及图 23 所示的检测专用振子单元 30 的构造及功能与图 4 及图 5 所示者是同样的,所以省略说明。

[0178] 通过从多个第 1 振子 21s 的全部发送激振用的超声波,与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况同样地形成平面波 Fp,计算有关平面波 Fp 的剪切波的声速。此外,通过从多个第 1 振子 21s 的一部分发送激振用的超声波,形成与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况下的平面波 Fp 相比宽度被限制的平面波,计算有关该平面波的剪切波的声速。

[0179] 在第 6 超声波探头 11F 的情况下,能够在沿着第 1 方向的限定范围中形成激振面,能够使在激振脉冲的发送中浪费的能量消耗变少。在此情况下,激振专用振子单元 20 在处理电路 51 的控制下,从多个第 1 振子 21s 的一部分发送激振脉冲。

[0180] 进而,在第 6 超声波探头 11F 的情况下,能够得到与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况同样的效果。在此情况下,激振专用振子单元 20 在处理电路 51 的控制下,从多个第 1 振子 21s 的全部发送激振脉冲。

[0181] (第 7 超声波探头)

[0182] 图 24 是表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 7 超声波探头的外观构造的立体图。

[0183] 图 24 表示有关本实施方式的超声波探头 11 中的第 7 超声波探头 11G 的外观构造。上述第 1~第 6 超声波探头是体外式超声波探头,与此相对地,第 7 超声波探头 11G 是体内式超声波探头。第 7 超声波探头 11G 具有将图 22 所示的第 6 超声波探头 11F 的构造应用到体外式超声波探头的构造,但也可以具有将第 1~第 5 超声波探头 11A~11E 的构造应用到体外式超声波探头的构造。

[0184] 第 7 超声波探头 11G 具备能够插入到被检体内部的插入部 111。插入部 111 设有沿着第 2 方向的 1 个激振专用振子单元 20 和 1 个检测专用振子单元 30。检测专用振子单元 30 设在激振专用振子单元 20 的沿着第 2 方向的单侧。第 2 方向沿着第 6 超声波探头 11F 的轴 R。

[0185] 如图 24 所示,激振专用振子单元 20 具备以第 6 超声波探头 11F 的轴 R 为中心的沿着第 3 方向(圆周方向)的多个第 1 振子 21s。多个第 1 振子 21s 是凸型阵列。

[0186] 多个第 1 振子 21s 分别发送产生声辐射压的比较大能量的激振用的超声波。另外,激振专用振子单元 20 还具备声匹配层、背衬及声透镜等,但在图 24 中省略其图示。

[0187] 另一方面,检测专用振子单元 30 具备沿着第 3 方向的多个第 2 振子 31s。多个第 2 振子 31s 是凸型阵列。表示了检测专用振子单元 30 设在比激振专用振子单元 20 靠前端侧的例子,但并不限于该情况。

[0188] 多个第 2 振子 31s 分别收发与激振用的超声波相比比较小能量的检测用的超声波。另外,检测专用振子单元 30 还具备声匹配层、背衬及声透镜等,在图 24 中省略其图示。

[0189] 此外,多个第 2 振子 31s 除了弹性成像模式以外,在 B 模式等中也被使用。在 B 模式中,通过第 3 方向上依次将 B 模式用的超声波束(扫描线)的位置在第 3 方向上切换,

能够得到静止图像。此外,多个第 2 振子 31s 通过在 B 模式下以多个帧得到静止图像,也能够得到运动图像。

[0190] 通过从多个第 1 振子 21s 的全部发送激振用的超声波,与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况同样地形成平面波 F_p , 计算有关平面波 F_p 的剪切波的声速。此外,通过从多个第 1 振子 21s 的一部分发送激振用的超声波,形成与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况下的平面波 F_p 相比宽度被限制的平面波,计算有关该平面波的剪切波的声速。

[0191] 在第 7 超声波探头 11G 的情况下,能够在沿着第 1 方向的限定范围中形成激振面,能够使在激振脉冲的发送中浪费的能量消耗变少。在此情况下,激振专用振子单元 20 在处理电路 51 的控制下,从多个第 1 振子 21s 的一部分发送激振脉冲。

[0192] 进而,在第 7 超声波探头 11G 的情况下,能够得到与图 10 所示的第 1 超声波探头 11A 的情况同样的效果。在此情况下,激振专用振子单元 20 在处理电路 51 的控制下,从多个第 1 振子 21s 的全部发送激振脉冲。

[0193] 根据以上所述的至少 1 个有关实施方式的超声波探头 11 及超声波诊断装置 10,能够以最小次数的发送次序所需要的时间生成弹性成像图像,此外,能够一边使弹性成像图像整体的画质的均匀性提高一边以高帧速率得到弹性成像图像。

[0194] 以上,说明了本发明的一些实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,并不是要限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围或主旨中,并且包含在权利要求书所记载的发明和其等价的范围中。

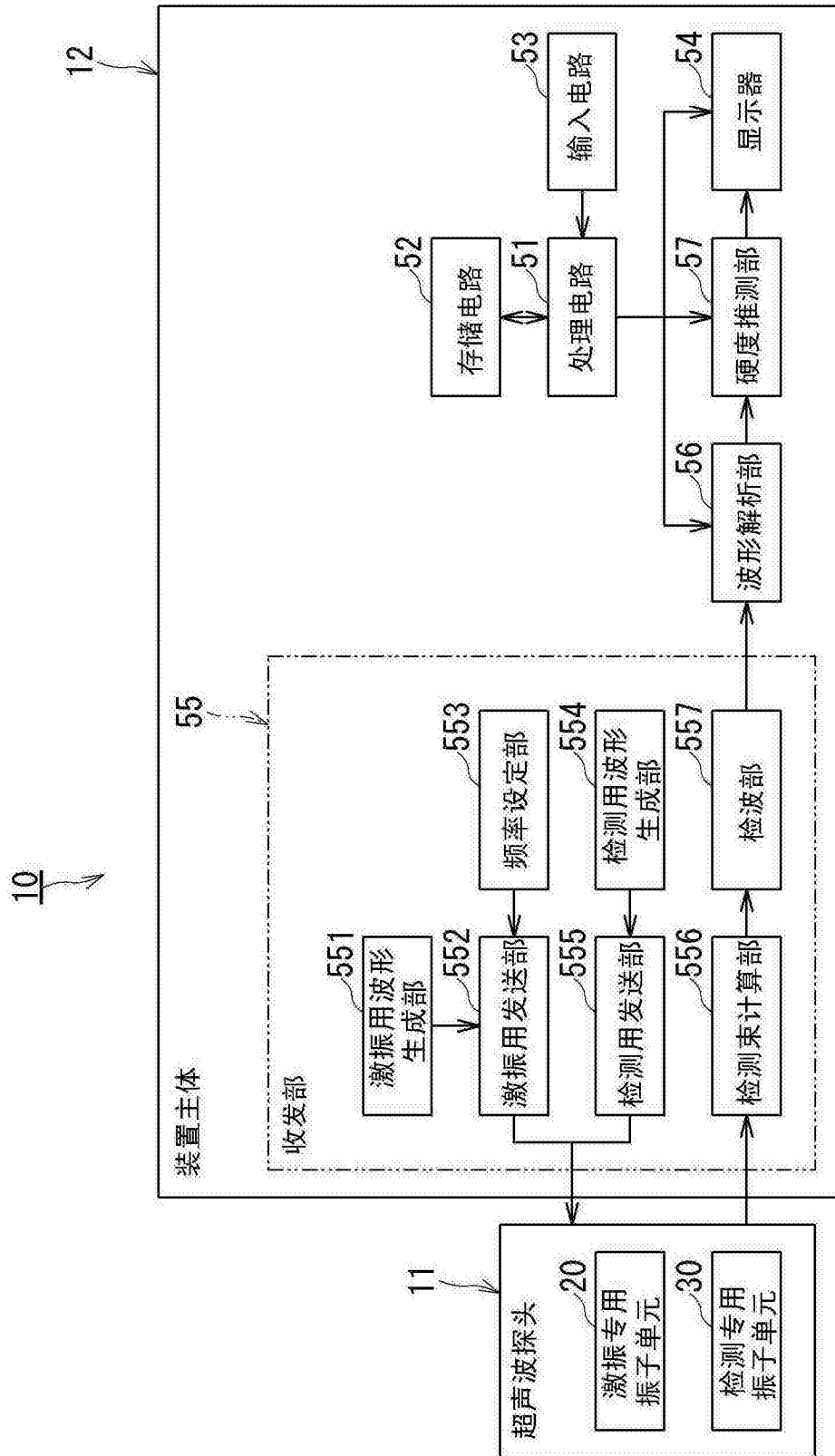


图 1

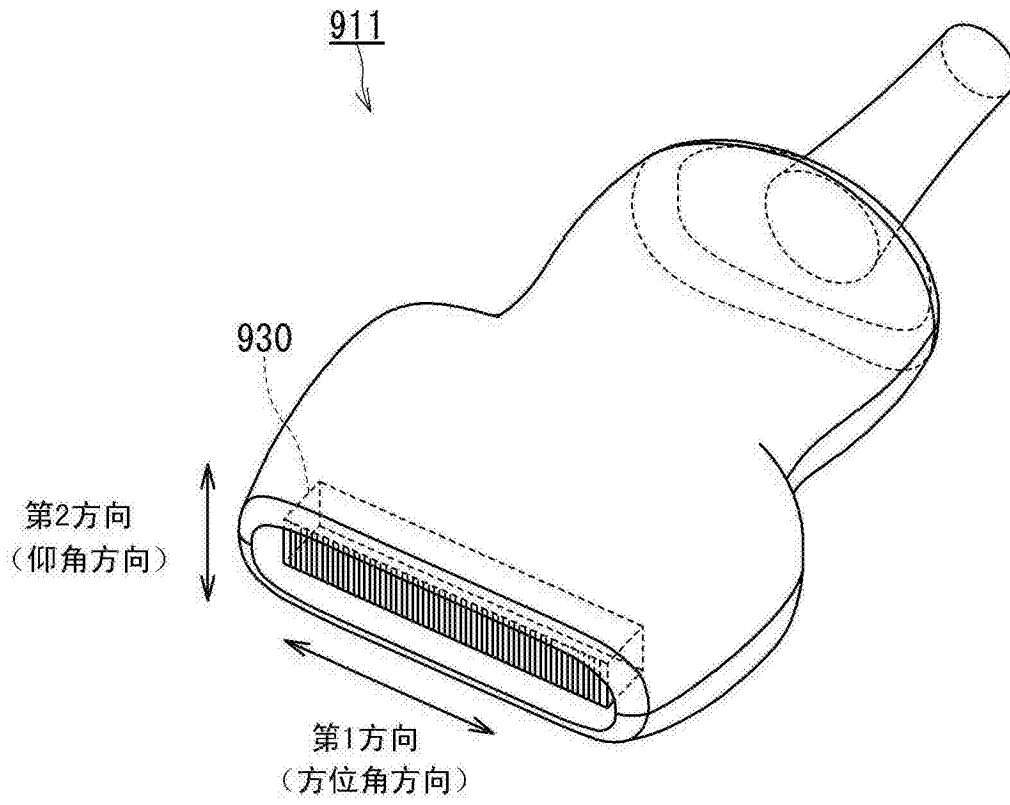


图 2

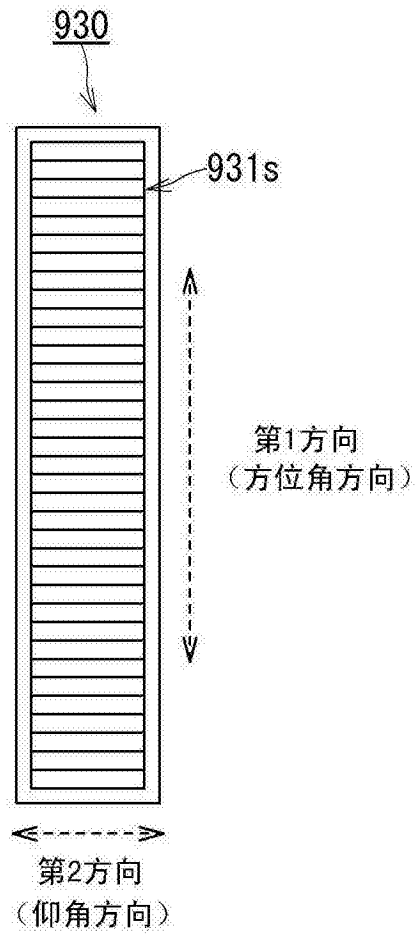


图 3

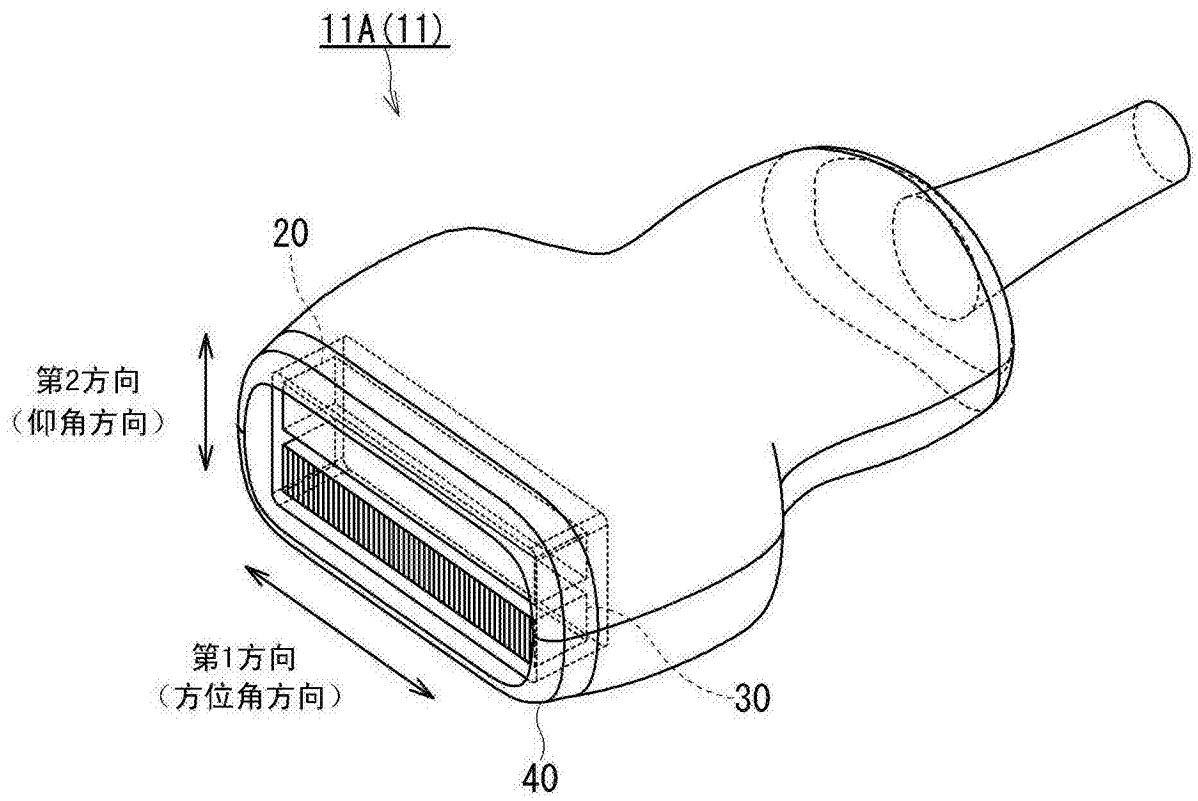


图 4

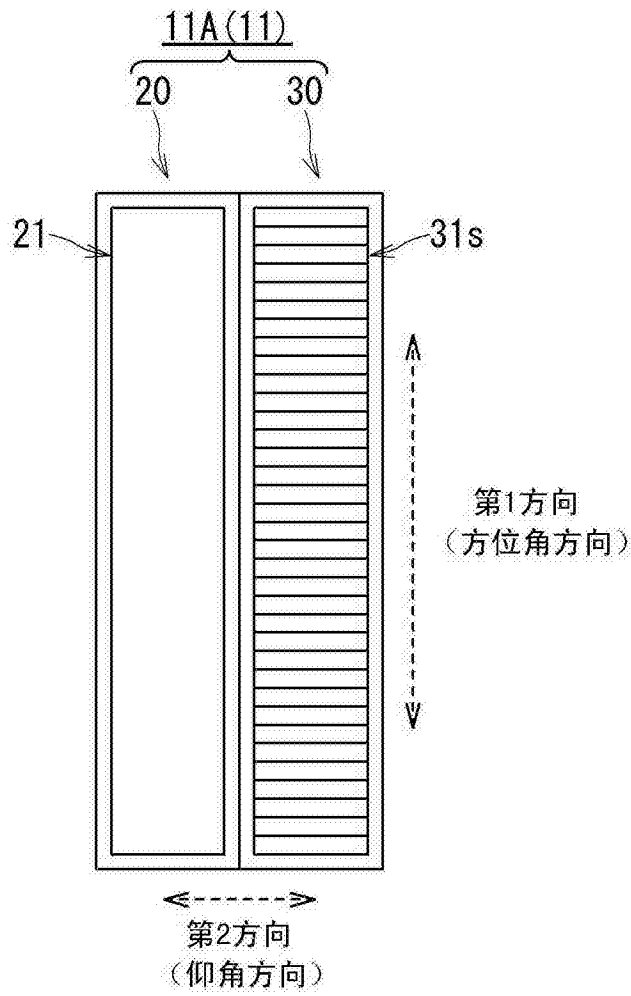


图 5

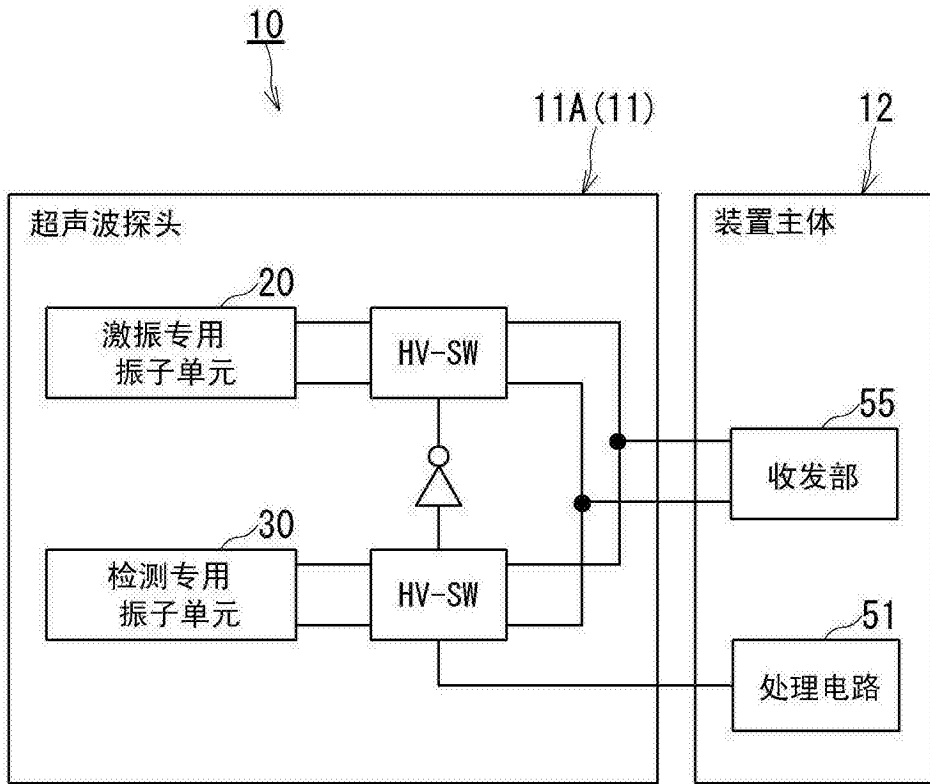


图 6

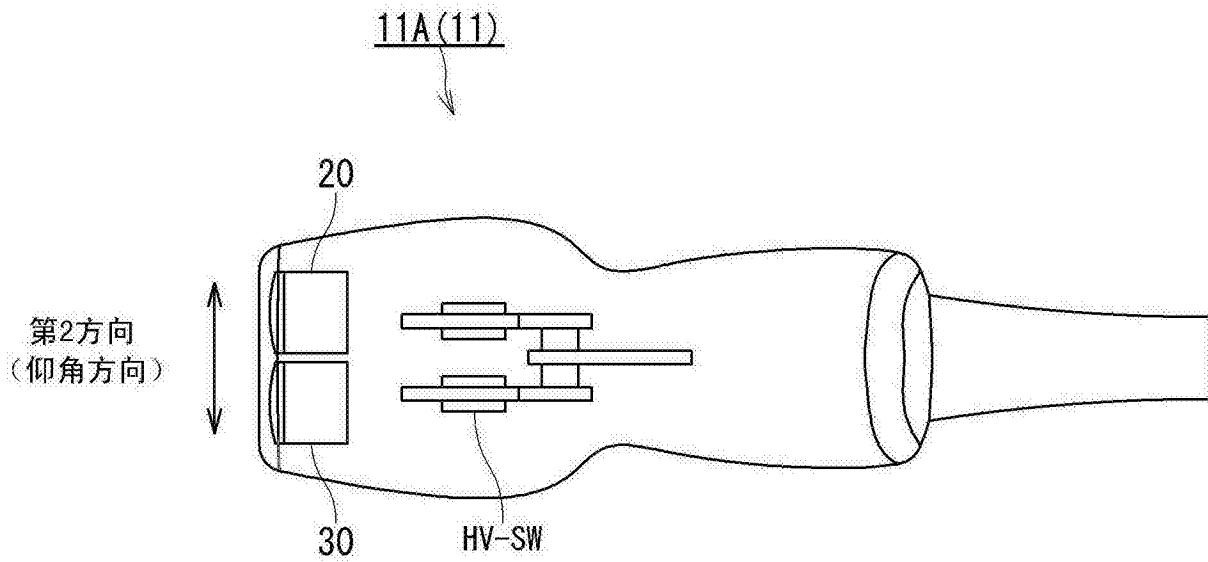


图 7

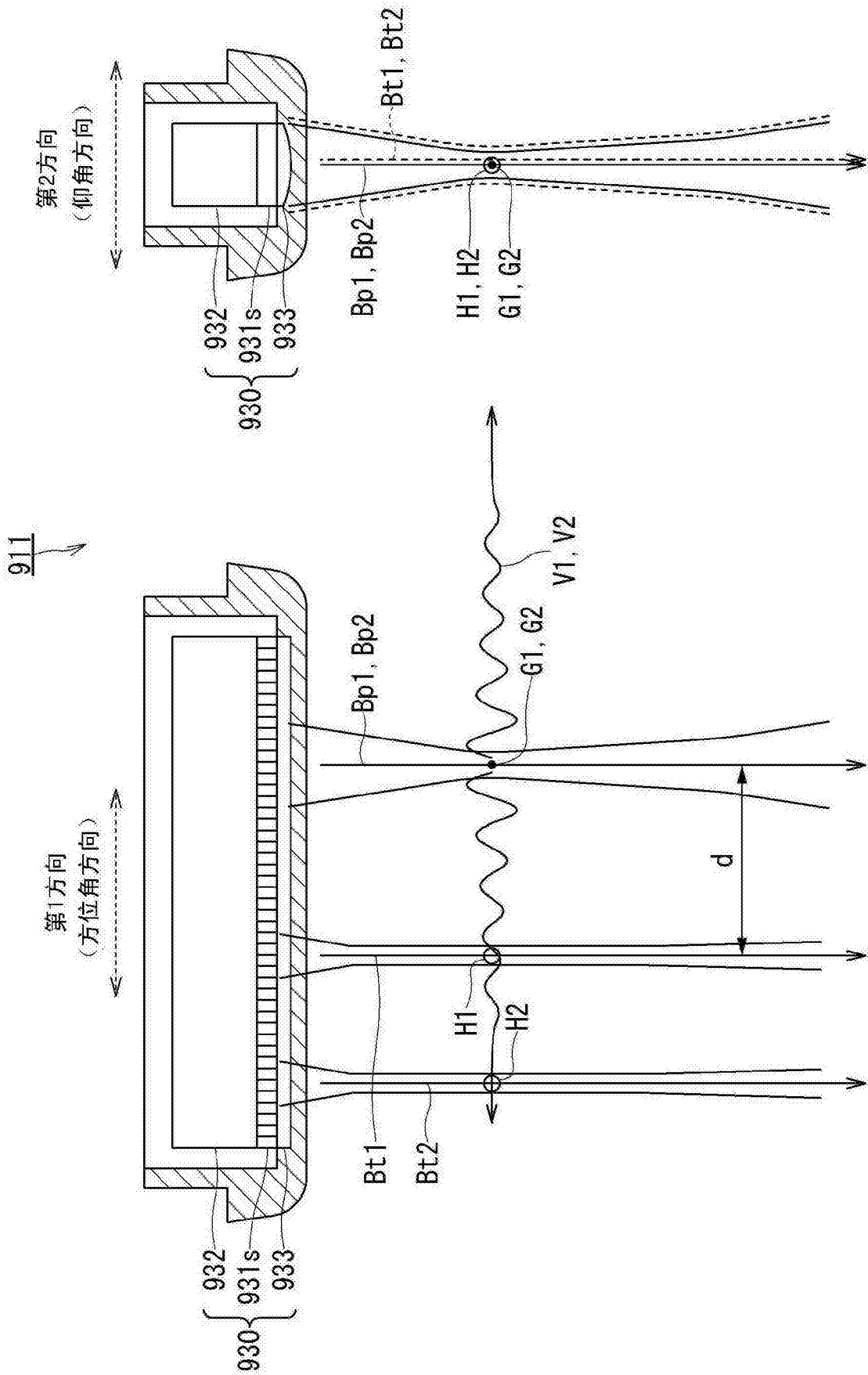


图 8

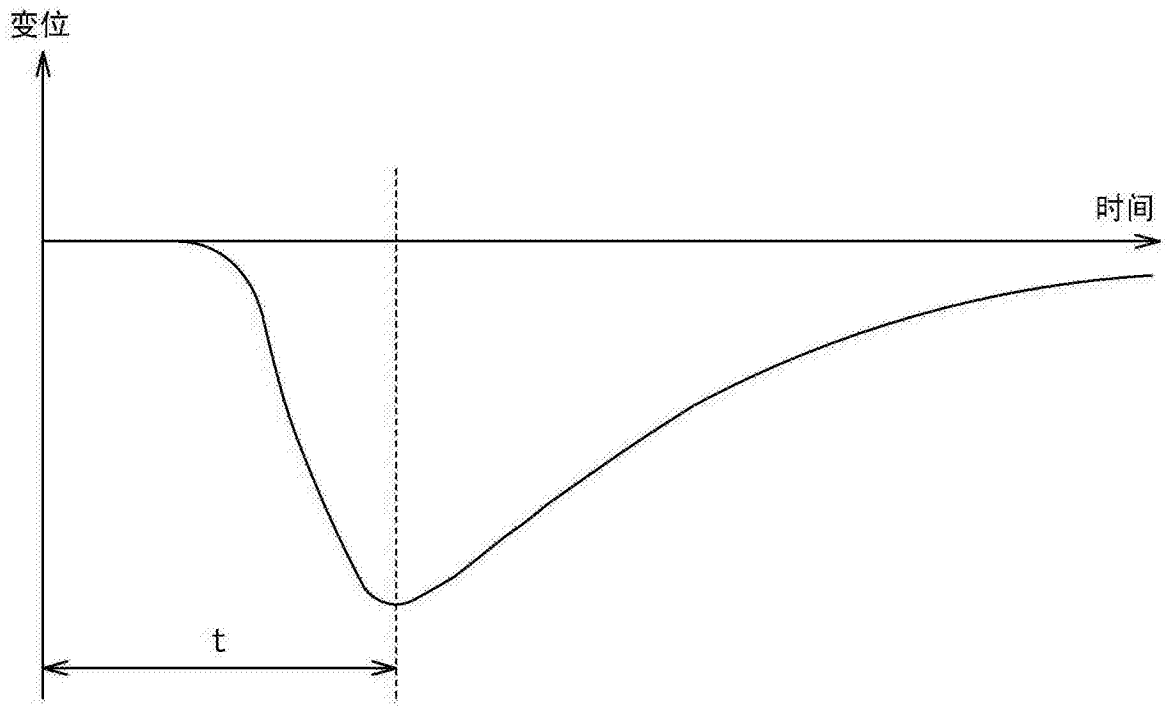


图 9

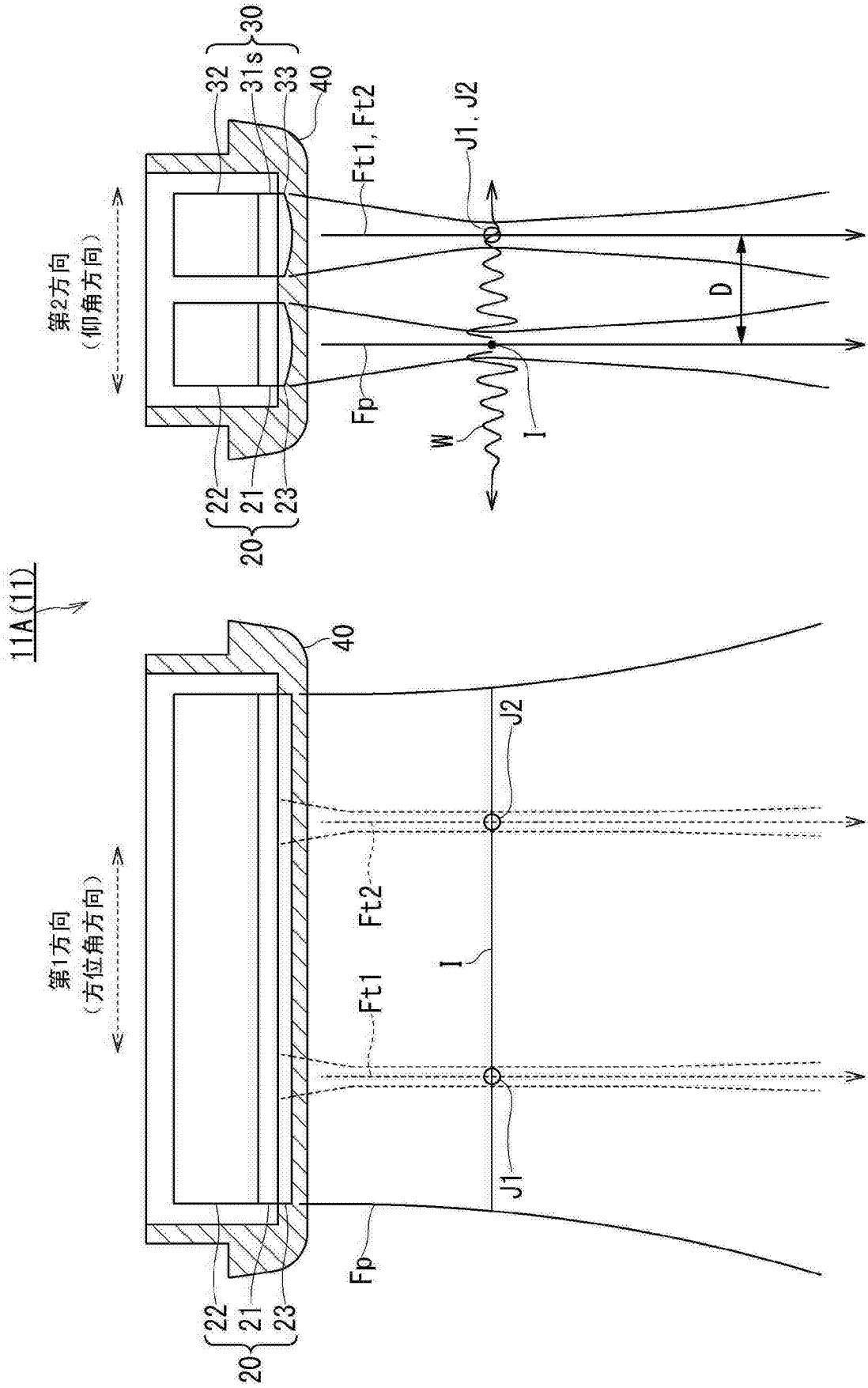


图 10

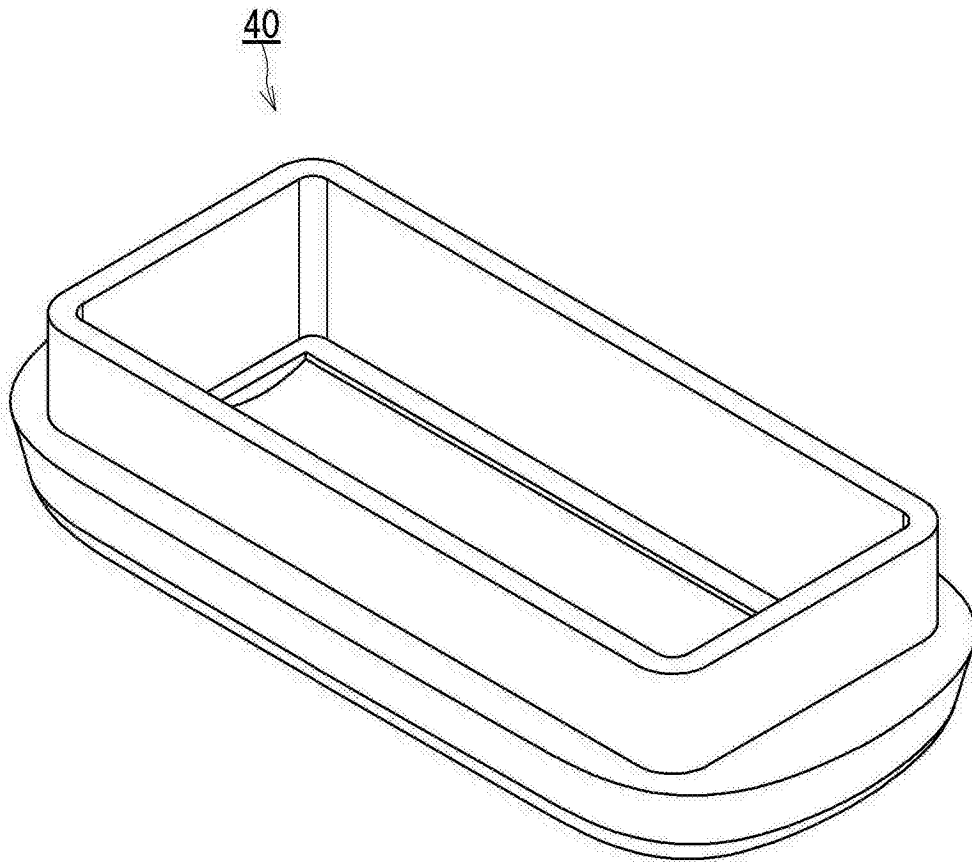


图 11

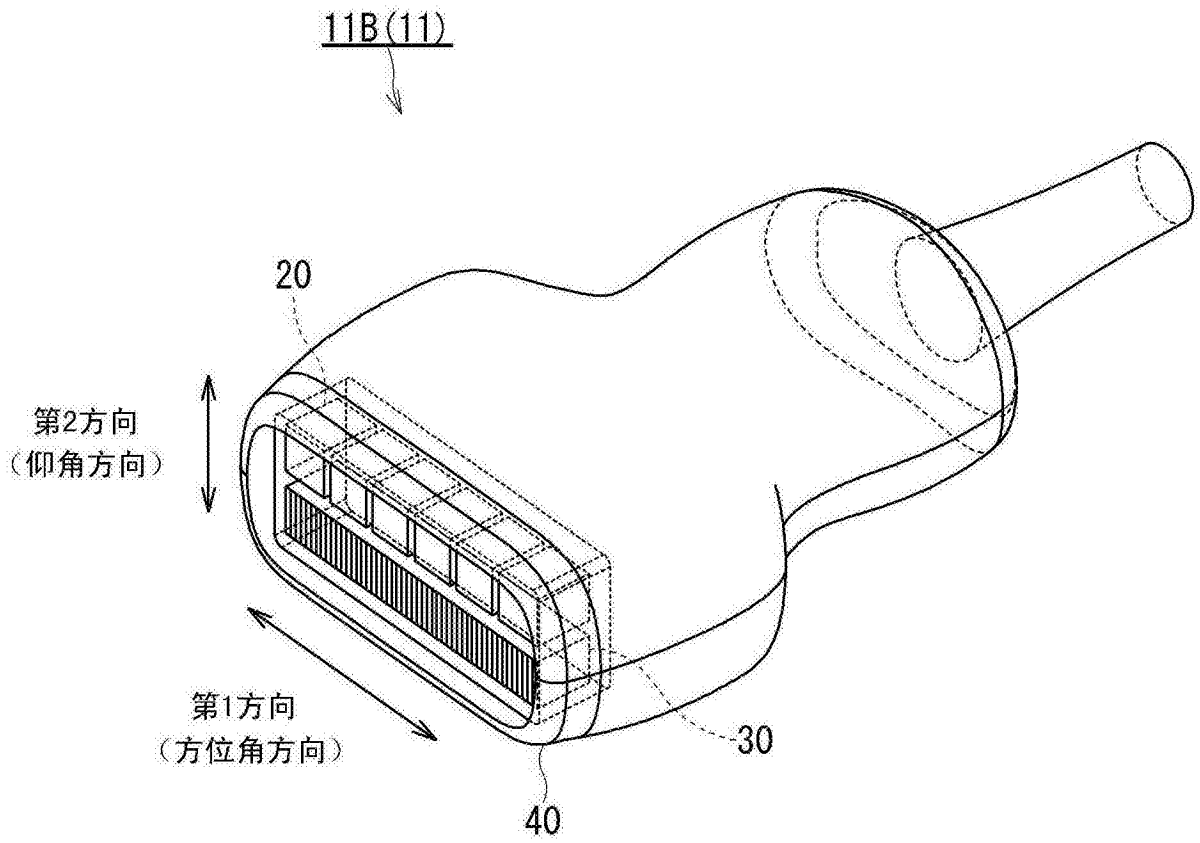


图 12

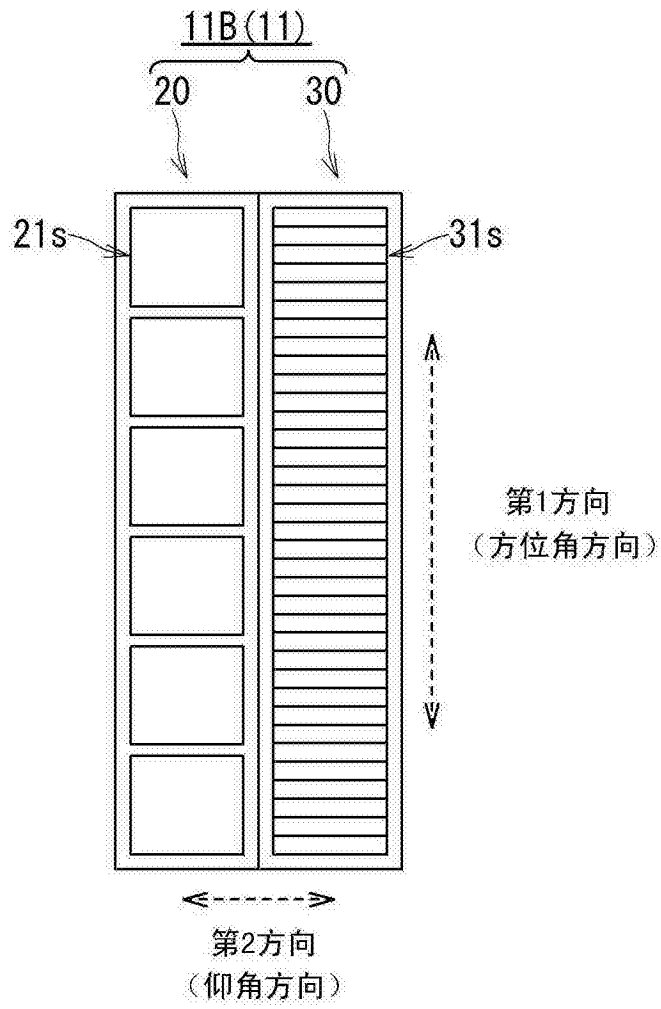


图 13

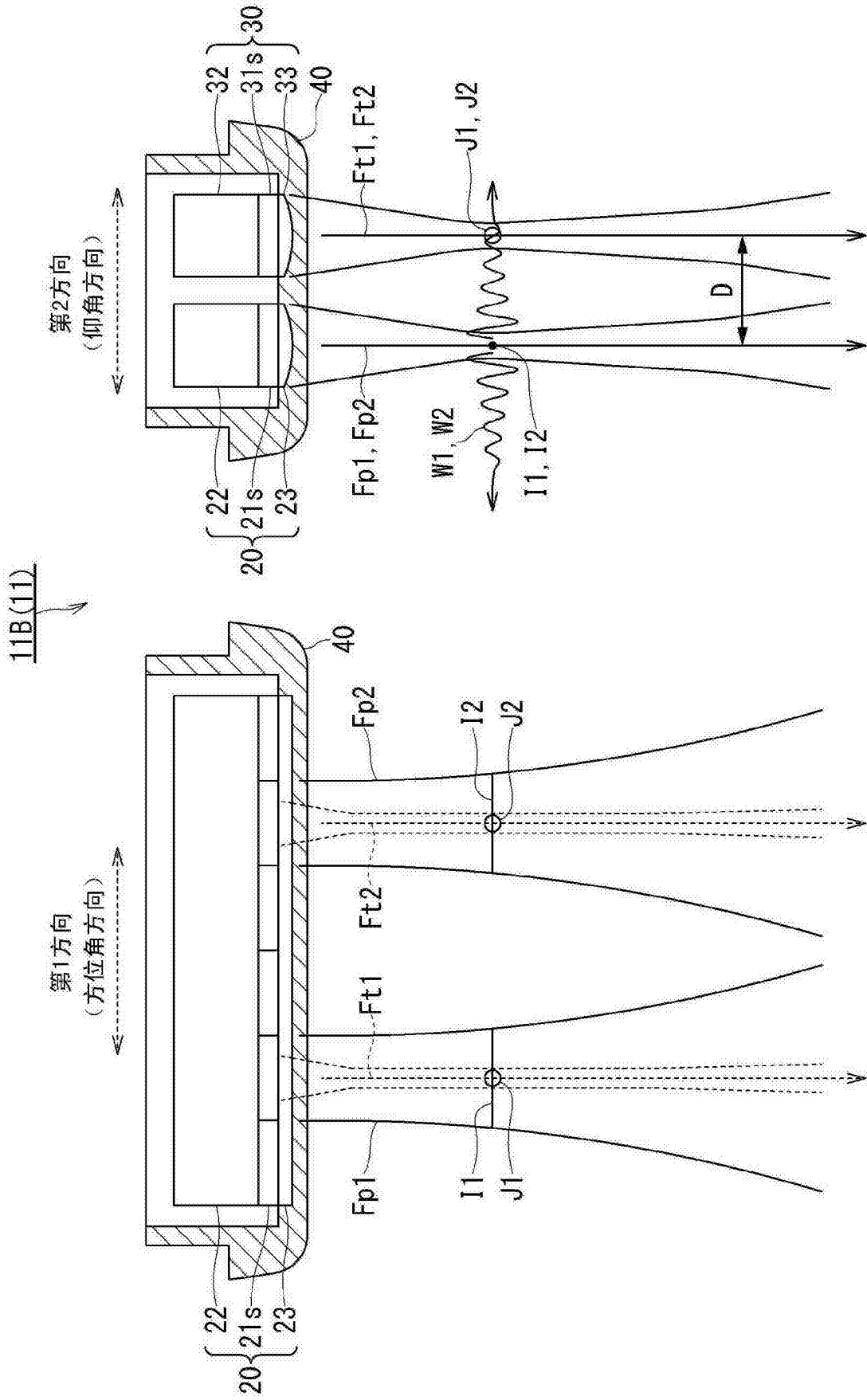


图 14

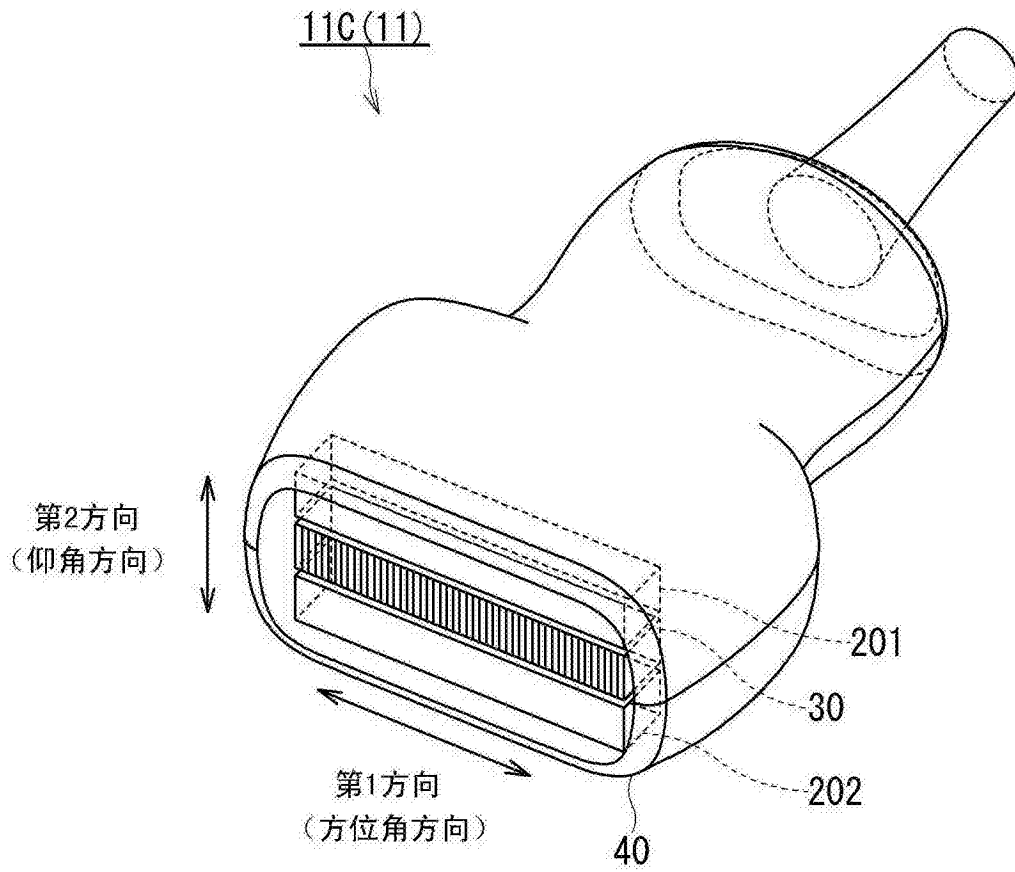


图 15

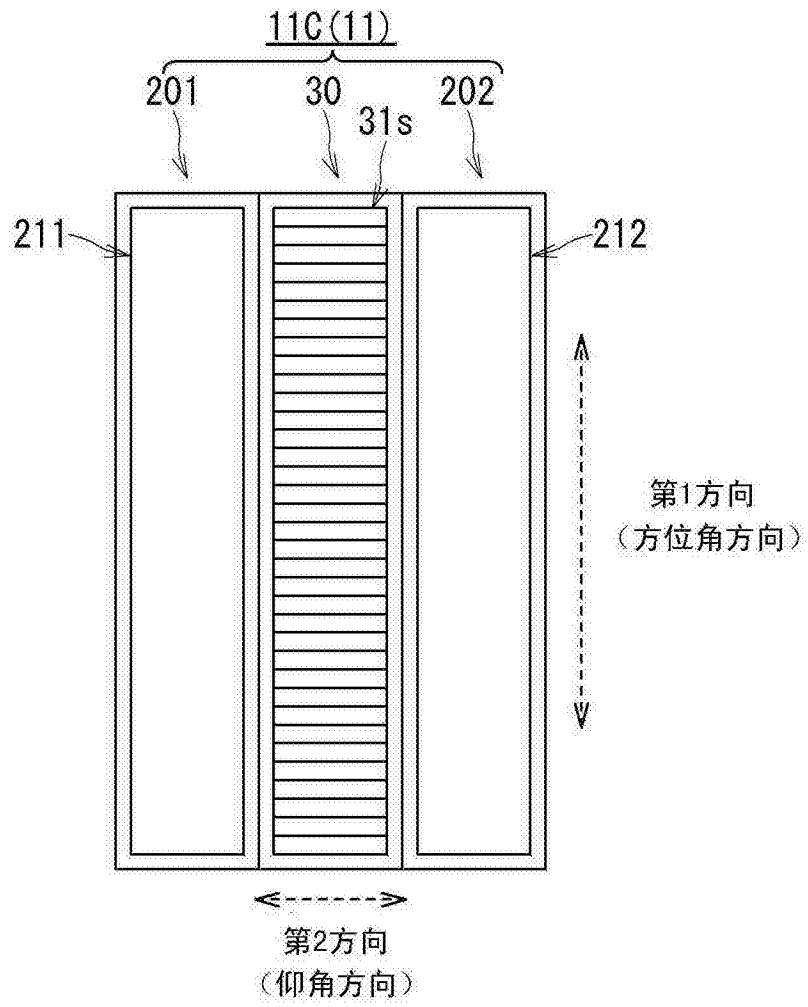


图 16

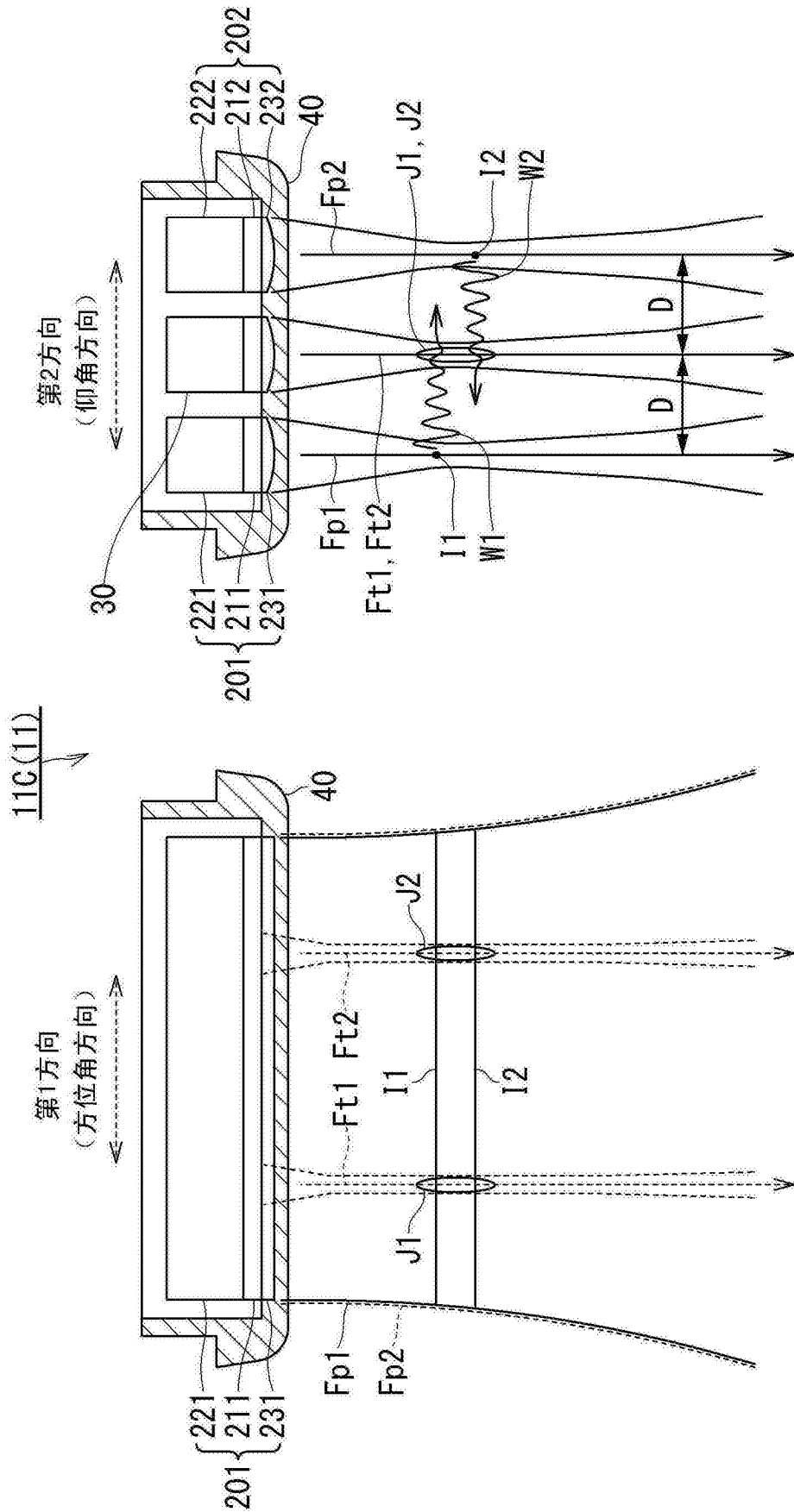


图 17

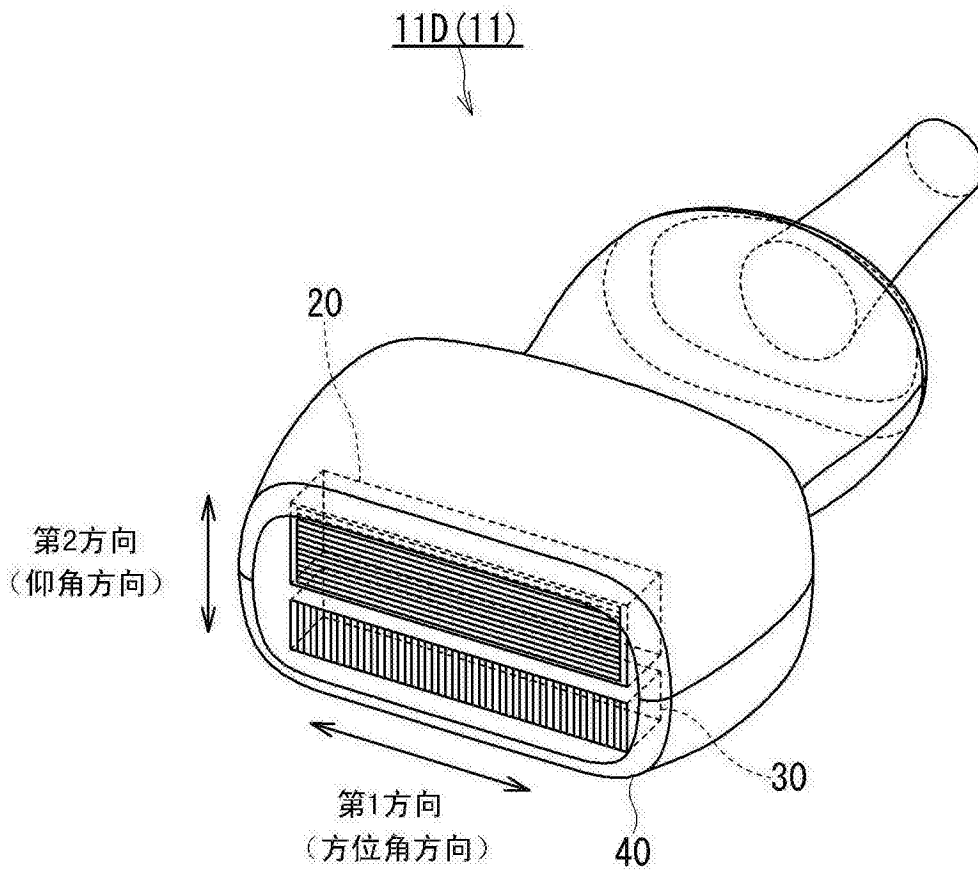


图 18

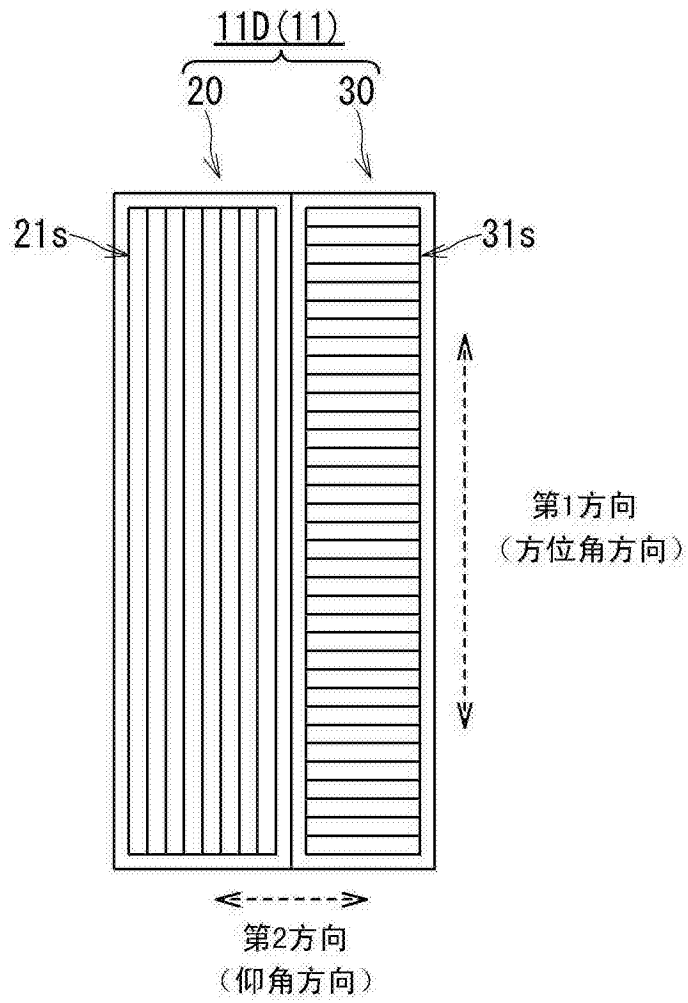


图 19

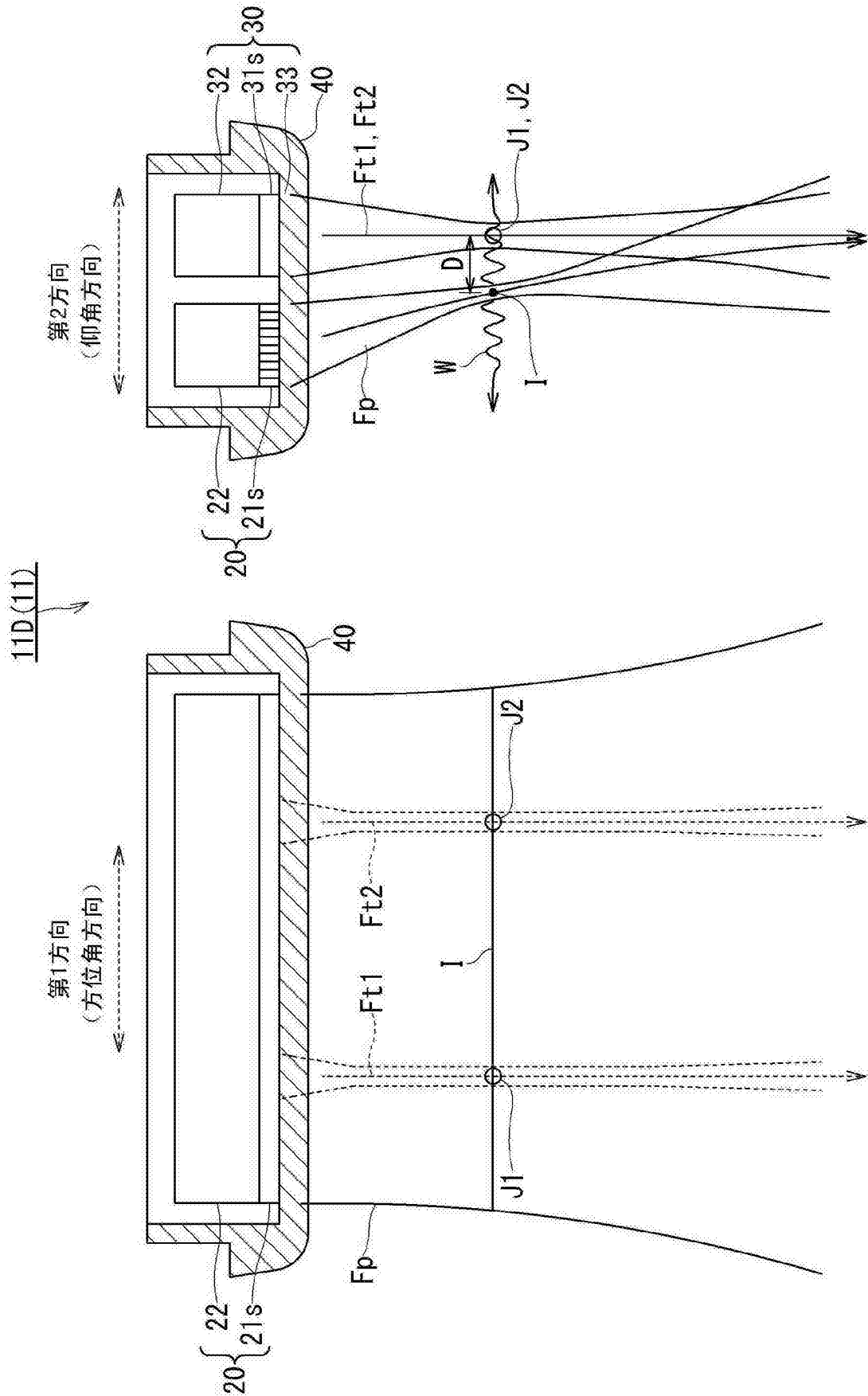


图 20

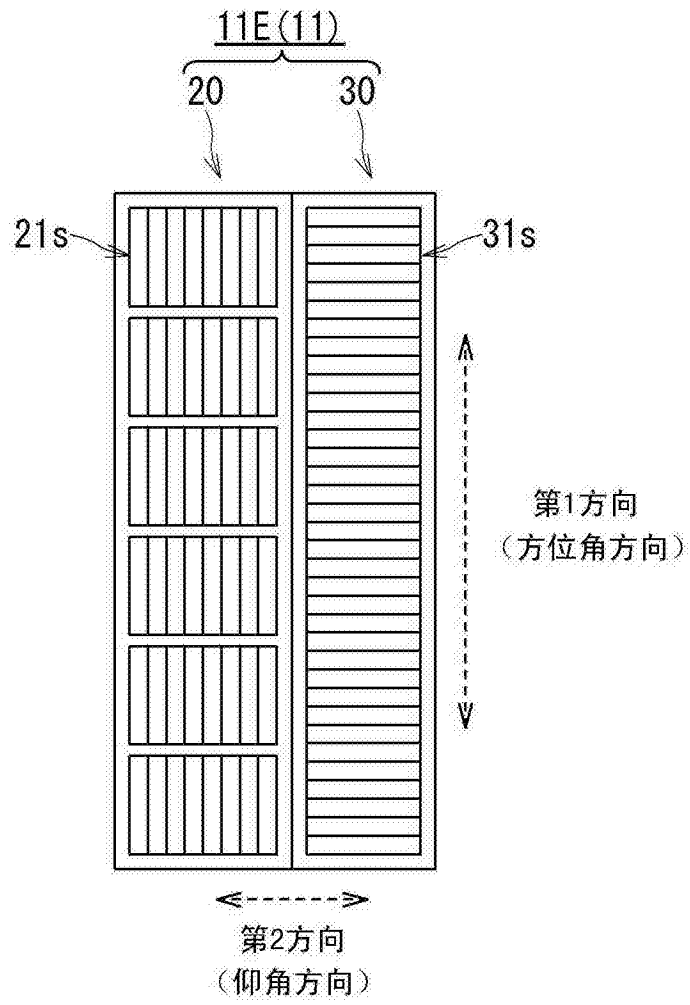


图 21

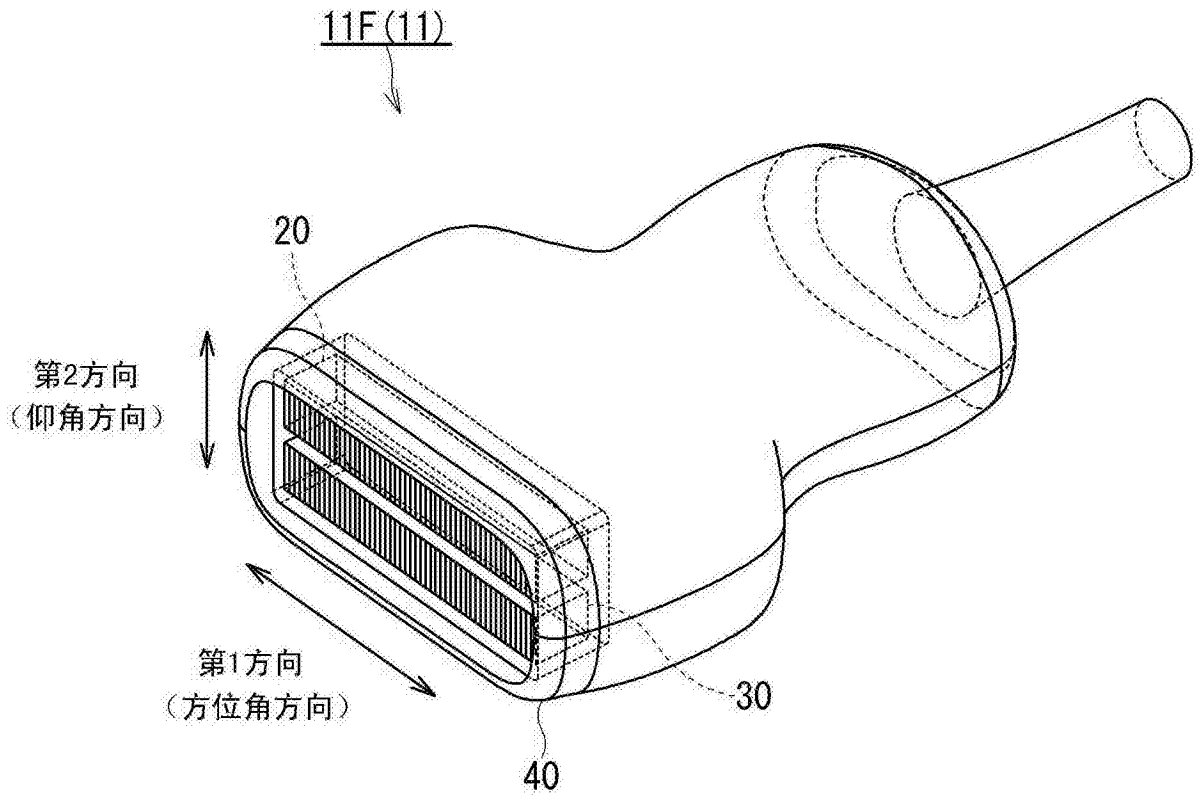


图 22

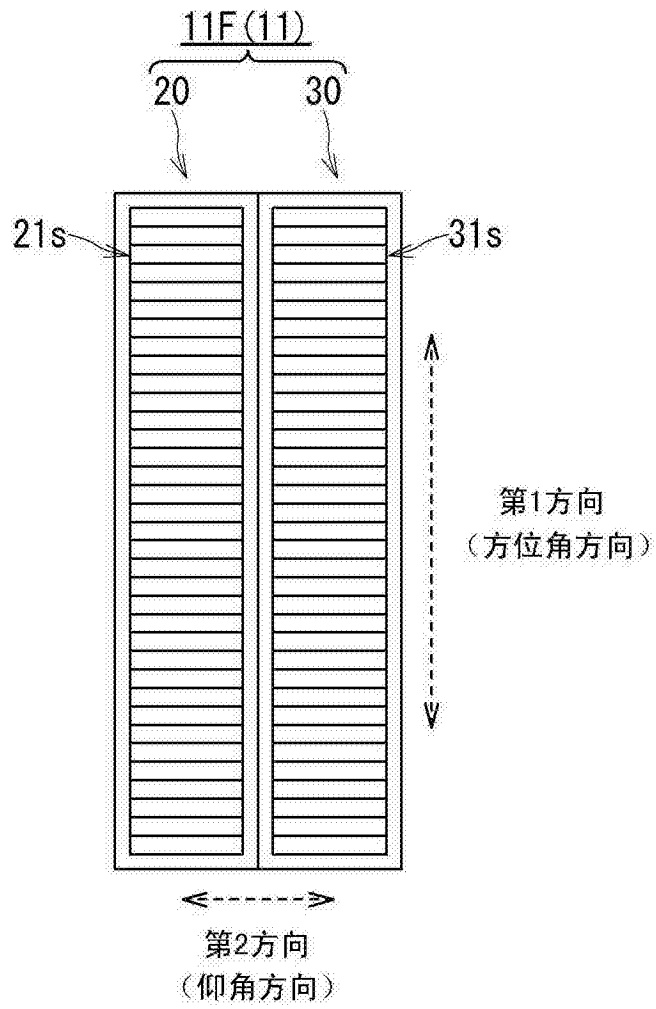


图 23

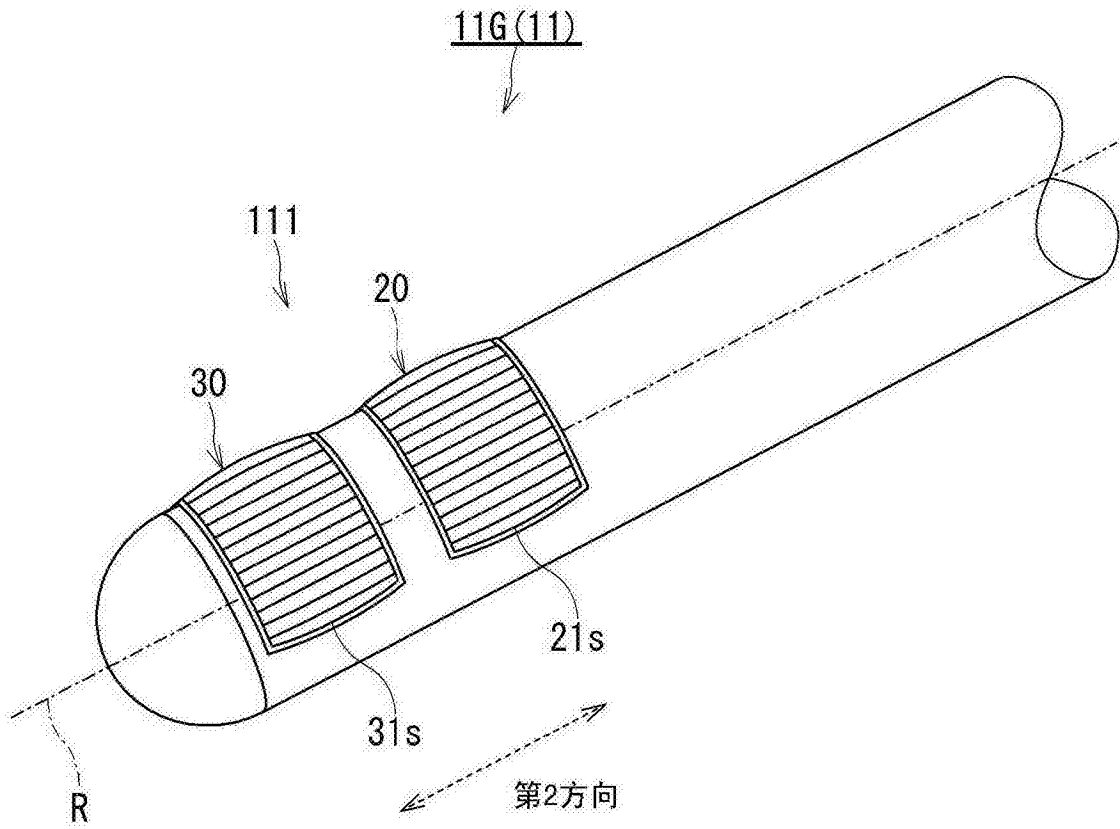


图 24

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波探头及超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN105615921A | 公开(公告)日 | 2016-06-01 |
| 申请号 | CN201510836953.6 | 申请日 | 2015-11-26 |
| [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) | 东芝医疗系统株式会社 | | |
| [标]发明人 | 四方浩之 | | |
| 发明人 | 四方浩之 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/5207 A61B8/12 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/485 | | |
| 优先权 | 2014238641 2014-11-26 JP 2015226812 2015-11-19 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

作为本发明的一形态的本实施方式涉及超声波探头及超声波诊断装置。提供一种能够在最小次数的发送次序所需要的时间中产生用于生成弹性成像图像的信息的超声波探头及超声波诊断装置。有关本实施方式的超声波探头具备：至少1个第1振子，在弹性成像模式下，作为执行基于声辐射压的激振的激振专用振子而发挥功能；多个第2振子，在上述弹性成像模式下，作为检测通过上述激振产生的剪切波的检测专用振子而发挥功能。

