



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101524283 B

(45) 授权公告日 2011.09.07

(21) 申请号 200910005749.4

审查员 毕亚琼

(22) 申请日 2009.02.06

(30) 优先权数据

029688/2008 2008.02.08 JP

017535/2009 2009.01.29 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 尾名康裕 芝本弘一

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1535243 A, 2004.10.06, 全文.

US 2005/0075572 A1, 2005.04.07, 全文.

CN 1551853 A, 2004.12.01, 全文.

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 24 页

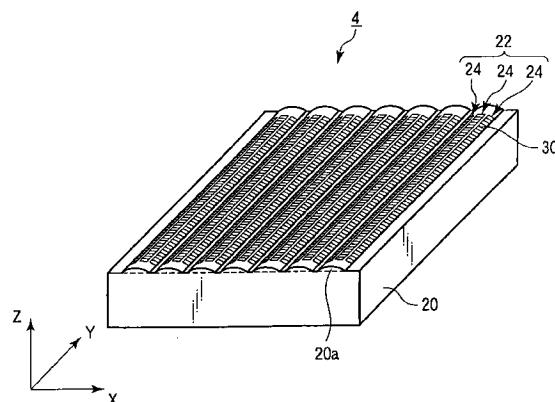
(54) 发明名称

超声波探头以及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供超声波探头和超声波诊断装置。

基座具有多个凸部或凹部。各凸部和凹部分别相当于振动元件一个波道的量。各振动元件具有多个MUT元件。各MUT元件发送接收超声波。即，在各凸部或凹部上排列有多个MUT元件。由此，各振动元件能够发送接收超声波，该超声波具有沿着凸部或凹部的表面弯曲的放射面。



1. 一种超声波探头,具有:

具有多个凸部的基座;以及

排列于所述多个凸部的每个上的多个微加工超音波换能器元件,

所述多个凸部沿着第一方向排列在所述基座上,沿着与所述第一方向大致正交的第二方向相互平行地排列,且分别沿着与所述第一方向和所述第二方向大致正交的第三方向隆起。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,

在多个凸部上分别配置有多个振动元件,

所述多个振动元件的每个具有沿着所述第一方向排列在所述凸部上的多个微加工超音波换能器列,

所述多个微加工超音波换能器列的每个具有沿着所述第二方向配置在所述凸部上的多个所述微加工超音波换能器元件。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探头,

所述多个凸部的每个具有三个平面,

所述三个平面中的一个面与所述第三方向正交,

在所述三个平面上排列有三个以上的所述微加工超音波换能器列。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波探头,

所述多个凸部的每个具有在所述第三方向上弯曲的一个面,

在所述弯曲的一个面上排列有三个所述微加工超音波换能器列。

5. 一种超声波探头,具有:

具有多个凸部的基座;以及

排列于所述多个凸部的每个上的多个微加工超音波换能器元件,

所述多个凸部沿着第一方向和与所述第一方向大致正交的第二方向呈二维状地离散地排列在所述基座上,且分别在与所述第一方向和所述第二方向大致正交的第三方向上隆起。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波探头,

在所述多个凸部上分别配置有多个振动元件,

所述多个振动元件的每个具有沿着所述第一方向和所述第二方向排列的多个所述微加工超音波换能器元件。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,

所述多个凸部的每个具有六个或八个平面,

所述六个或八个平面中的一个面与所述第三方向大致正交,

在所述六个或八个平面上分别排列有多个所述微加工超音波换能器元件。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,

所述多个凸部的每个具有一个平面和一个曲面,

所述一个平面与所述第三方向大致正交,

在所述一个平面和所述一个曲面上分别排列有多个所述微加工超音波换能器元件。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,

所述多个凸部的每个具有一个半球面,

所述半球面在所述第三方向上隆起，

在所述半球面上分别排列有多个所述微加工超音波换能器元件。

10. 一种超声波探头，具有：

基座，具有至少沿着一个方向排列的多个凸部或凹部；以及

多个振动元件，分别排列在所述多个凸部或凹部上，且具有沿着所述凸部或凹部的表面弯曲的超声波放射面。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波探头，

所述多个振动元件的每个具有排列在所述多个凸部或凹部上的多个微加工超音波换能器元件。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波探头，

所述多个振动元件的每个构成一个波道。

13. 一种超声波诊断装置，具有：

权利要求 1 所述的超声波探头；

信号处理部，对来自所述超声波探头的回波信号进行图像处理并产生图像数据；以及显示部，显示所述产生的图像数据。

14. 一种超声波诊断装置，具有：

权利要求 5 所述的超声波探头；

信号处理部，对来自所述超声波探头的回波信号进行图像处理并产生图像数据；以及显示部，显示所述产生的图像数据。

超声波探头以及超声波诊断装置

[0001] 本申请根据 2008 年 2 月 8 日提出的日本在先专利申请 No. 2008-029688 和 2009 年 1 月 29 日提出的日本在先专利申请 No. 2009-017535 提出并主张优先权,所述在先专利申请的所有内容均通过引用合并在本申请中。

技术领域

[0002] 本发明涉及使用 MUT (Micromachining Ultrasound Transducer, 微加工超声波换能器) 元件的超声波探头以及超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波探头通过驱动多个振动元件而从多个振动元件放射超声波。并利用多个振动元件接收由被检体等反射后的超声波。

[0004] 为了对多个振动元件进行延迟控制以形成超声波束,使相位控制的超声波叠加。此时,通过将振动元件的宽度设计为中频率波长的大约 1/2,能够防止振动元件的方向性的降低。

[0005] 例如,在使超声波束从中心倾斜 30 度的情况下,其声压比 0 度方向的声压低大约 3dB 至 6dB。这是因为超声波并不是从各振动元件朝全方位均匀地放射。超声波的频率越高越朝前方尖锐地放射,而在广阔的范围内均匀地放射。因此,在谐波成像法等以高频率波段进行使用的情况下,需要根据使用频率缩小元件宽度。但是,如果缩小元件宽度,则会导致制造上的成品率降低和每个元件的能量的降低。

[0006] 但是,作为振动元件,存在以压电陶瓷为主体的元件、和通过使用微加工技术对半导体基板进行加工而制造的 cMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer : 电容式换能器) 元件等。由于使用压电陶瓷的元件为长方体、cMUT 元件形成在平面上,因此无论是哪种形式,振动元件的超声波放射面都是平面。在日本特开 2005-210710 号公报中,记载了通过使平坦地排列多个 MUT 元件形成的 MUT 列弯曲而使 MUT 列整体的超声波放射面弯曲的技术。日本特开 2005-210710 号公报中所记载的振动元件 (MUT 元件) 是平面型的振动元件。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供遍及广波段都能够维持方向性的超声波探头以及超声波诊断装置。

[0008] 本发明的第一技术方案涉及的超声波探头,具有:具有多个凸部或凹部的基座;以及,排列于所述多个凸部或凹部的每个上的多个 MUT 元件。

[0009] 本发明的第二技术方案涉及的超声波探头,具有:基座,具有至少沿着一个方向排列的多个凸部或凹部;以及,多个振动元件,分别排列在所述多个凸部或凹部上,且具有沿着所述凸部或凹部的表面弯曲的超声波放射面。

[0010] 本发明的第三技术方案涉及的超声波诊断装置,具有:第一技术方案的超声波探

头；信号处理部，基于来自所述超声波探头的回波信号而产生图像数据；以及，显示部，显示所述产生的图像数据。

[0011] 本发明的附加目的和优点将在后面的描述中提出，一部分能够从描述中显而易见地得出，或者可以从本发明的实施中得出。本发明的目的和优点可以通过在下文中特别指出的方法和组合理解并得出。

附图说明

[0012] 合并在本发明中并组成本发明的一部分的附图说明本发明的实施例，并与上面给出的概括描述和后面给出的实施例的详细描述一起用于解释本发明的原理。

[0013] 图 1 是示出本发明的第一实施方式涉及的超声波探头的整体结构的图。

[0014] 图 2 是图 1 的振动元件单元的立体图。

[0015] 图 3 是示出图 2 的基座的立体图。

[0016] 图 4 是示出图 2 的振动元件的结构的图。

[0017] 图 5 是示出图 2 的振动元件的尺寸关系的图。

[0018] 图 6 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S2 的图。

[0019] 图 7 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S3 的图。

[0020] 图 8 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S4 的图。

[0021] 图 9 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S5 的图。

[0022] 图 10 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S6 的图。

[0023] 图 11 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S7 的图。

[0024] 图 12 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S8 的图。

[0025] 图 13 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S9 的图。

[0026] 图 14 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S10 的图。

[0027] 图 15 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S11 的图。

[0028] 图 16 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S11 的其他的图。

[0029] 图 17 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S12 的图。

[0030] 图 18 是示出图 2 的 MUT 元件 30 的电系统的俯视图。

[0031] 图 19 是示出图 2 的振动元件的制造工序的步骤 S13 的图。

[0032] 图 20 是第一实施方式涉及的其他的基座的立体图。

[0033] 图 21 是示出具有图 20 的基座的振动元件的结构的图。

[0034] 图 22 是示出现有型振动元件、半圆柱型振动元件、方型振动元件 A、以及方型振动元件 B 的方向性的模拟结果的图。

[0035] 图 23 是示出现有型振动元件的波形图的图。

[0036] 图 24 是示出第一实施方式涉及的半圆柱形振动元件的波形图的图。

[0037] 图 25 是示出第一实施方式涉及的方型振动元件 A 的波形图的图。

[0038] 图 26 是示出第一实施方式涉及的棱柱型振动元件 B 的波形图的图。

[0039] 图 27 是示出第一实施方式涉及的超声波诊断装置的结构的图。

[0040] 图 28 是示出本发明的第二实施方式涉及的超声波探头的整体结构的图。

[0041] 图 29 是图 28 的振动元件单元的立体图。

- [0042] 图 30 是从上方观察图 29 的振动元件单元的俯视图。
- [0043] 图 31 是图 28 的其他的振动元件单元的立体图。
- [0044] 图 32 是从上方观察图 31 的振动元件单元的俯视图。
- [0045] 图 33 是图 28 的另外的其他的振动元件单元的立体图。
- [0046] 图 34 是从上方观察图 33 的振动元件单元的俯视图。

具体实施方式

[0047] 以下参照附图对本发明的实施方式涉及的超声波探头和超声波诊断装置进行说明。

- [0048] (第一实施方式)

[0049] 图 1 是示出本发明的第一实施方式涉及的超声波探头 1 的整体结构的图。如图 1 所示,超声波探头 1 具有探头外壳 2。在探头外壳 2 的内部收纳有发送接收超声波的振动元件单元 4。

[0050] 图 2 是振动元件单元 4 的立体图。如图 2 所示,振动元件单元 4 具有由石英 (SiO_2) 基板或硅 (Si) 基板等能够用于半导体工艺的材料形成的基座 20。图 3 是示出基座 20 的一例的立体图。如图 2 和图 3 所示,在基座 20 的表面上沿着一个方向配列有多个呈垄状地隆起的凸部 20a。即,基座 20 具有多个凸面。凸部 20a 例如具有半圆柱形状。凸部 20a 的排列方向与凸部 20a 的中心轴方向正交。此处,规定凸部 20a 的排列方向为 X 方向、凸部 20a 的中心轴方向为 Y 方向、与 X 方向和 Y 方向正交的凸部 20 的厚度方向为 Z 方向。凸部 20a 在 Z 方向隆起。各凸部 20a 在 Y 方向相互平行地排列。

[0051] 如图 2 所示,在基座 20 的多个凸部 20a 上通过半导体工艺分别设置有多个振动元件 22。各振动元件 22 具有多个 MUT (Micromachining Ultrasound Transducer, 微加工超音波换能器) 列 24。MUT 列 24 具有沿着 Y 方向排列成一列的多个 MUT 元件 30。一个振动元件 22 所包含的多个 MUT 列 24 中的一列配置在凸部 20a 的顶部。其他的 MUT 列 24 相互隔开相等的间隔配置在凸部 20a 的表面上。在各 MUT 元件 30 上连接有信号线。各振动元件 22 的信号线汇集成一个。即,一个振动元件 22 成为一个波道。更详细地说,汇集排列在各振动元件 22 上的多个 MUT 元件 30 而构成一个波道。各 MUT 元件 30 发送接收超声波。振动元件 22 的超声波放射面不是平面,而是沿着凸部 20a 的表面弯曲。MUT 元件 30 可以是 cMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer : 电容式换能器) 元件或者 pMUT (Piezoelectric Micromachining Ultrasound Transducer : 压电式换能器) 元件中的任一个。以下, MUT 元件 30 是 cMUT 元件。

[0052] 如图 1 所示,在振动元件单元 4 的上表面上,以从探头外壳 2 露出的方式贴附有声透镜 6。声透镜 6 的厚度沿着 Y 轴变化,使超声波会聚。并且,声透镜 6 还具有保护振动元件单元 4 的作用。

[0053] 在振动元件单元 4 的下表面上贴附有用于吸收放射至振动元件单元 4 的后方的超声波或者使其衰减的垫 (未图示)、以及用于支承振动元件单元 4 的支承体 8。并且,在振动元件单元 4 的侧面上贴附有柔性印刷电路板 (FPC) 10。柔性印刷电路板 10 上印制有用于独立地对振动元件单元 4 所包含的多个振动元件 22 输入输出电信号的多条信号线。

- [0054] 探头外壳 2 经由探头缆线 12 与探头连接器 14 连接。探头缆线 12 是将多条信号

线的缆线 16 总括到一起进行包覆的部件。探头连接器 14 与超声波诊断装置主体连接。

[0055] 接下来,对振动元件 22 的详细结构进行说明。以下,设振动元件 22 具有三个 MUT 列 24。图 4 是横截一个振动元件 22 所包含的三个 MUT 列 24 的三个 MUT 元件 30 的 XZ 剖视图。如图 4 所示,在凸部 20a 的顶部设有第一 MUT 列 24-1,在第一 MUT 列的两侧分别设有第二 MUT 列 24-2 和第三 MUT 列 24-3。另外,MUT 列也可以排列有三列以上。

[0056] 各 MUT 元件 30 具有保护层 32。保护层 32 以大致均等的厚度堆积在凸部 20a 的表面上。保护层 32 的材料例如为氮化硅 (SiN)。在保护层 32 的内部,以夹着空洞 38 对置的方式形成有下部电极 34 和上部电极 36。下部电极 34 和上部电极 36 相互平行地形成。下部电极 34 保持为接地电位。在将上部电极 36 作为信号电极进行使用的情况下,为了保护患者,需要使用机壳地进行屏蔽,但在此处省略描述。虽然没有图示,上部电极 36 与信号线连接并被提供来自超声波诊断装置主体的电信号。并且,保护层 32 具有保护下部电极 34 和上部电极 36 的作用。振动板 40 是与保护层 32 相同的材料,并与保护层 32 形成为一体。空洞 38 中可以充满空气或其他气体,也可以是真空。在保护层 32 的上面以覆盖空洞 38 的方式形成有树脂层 42。

[0057] 如果经由未图示的信号线在下部电极 34 和上部电极 36 之间施加随时间变化的电压,则通过库仑力根据时间的不同会在下部电极 34 和上部电极 36 之间产生引力或斥力。通过该引力和斥力的反复,配置在上部电极 36 的下表面上的振动板 40 在与下部电极 34 和上部电极 36 大致垂直的方向(即与凸部 20a 的表面垂直的方向)上振动。进而,通过振动板 40 的振动,在振动方向上放射超声波。如上所述,振动元件 22 具有振动方向相互不同的多个 MUT 元件 30。通过排列在振动元件 22 上的多个 MUT 元件 30 同时接收来自超声波诊断装置主体的驱动信号,振动元件 22 能够放射接近于球面波的超声波。通过对提供给各振动元件 22 的驱动信号进行延迟控制,能够形成尖锐的超声波束。

[0058] 接下来,对振动元件单元 4 的制造方法的一例进行说明。图 5 是示出振动元件 22 的尺寸关系的一例的图。另外,在此先说明振动元件单元 4 的各构成要素的尺寸并不限于本例。如图 5 所示,振动元件 22 的宽度 $WV = 250 \mu m$ 、相邻的振动元件 22 之间的间隔 $I = 50 \mu m$ 、振动元件 22 的长度 $L = 5mm$ 、振动元件 22 的高度 $H = 33.5 \mu m$ 、开口角 $AA = 30^\circ$ 、MUT 元件 30 的宽度 $WM = 60 \mu m$ 、振动元件 22 的端部的基座仰角 $EA = 30^\circ$ 。另外,所谓开口角 AA 是振动元件 22 的第二 MUT 列 24-2 的振动方向和第三 MUT 列 24-3 的振动方向所成的角度。并且,基座仰角 EA 是凸部 20a 的端部处的接触面(接面)与 ZY 平面所成的角度。

[0059] 振动元件 22 使用半导体工艺制作在基座 20 上。首先,对在半导体工艺中的光刻工序中所使用的曝光系统的概要进行说明。第一实施方式涉及的光学系统的概略设计使用下述的式(1)和式(2)进行。

$$[0060] DOF = \pm 0.5 \cdot \lambda / NA^2 \dots (1)$$

$$[0061] R = k \cdot \lambda / NA \dots (2)$$

[0062] DOF:视场深度(聚焦深度)

[0063] R:分辨率

[0064] λ :曝光所使用的光的波长

[0065] NA:透镜的数值孔径

[0066] k:工艺系数(根据工艺条件或抗蚀剂(レジスト)等材料决定的系数)

[0067] 在第一实施方式中,以 $k = 0.8$ 设计了光学系统。并且,将 DOF 设定为基座 20 的凸部 20a 的高度的二倍左右、即 $2 \times 33 \mu\text{m} = 66 \mu\text{m}$ 。作为曝光系统的光源使用氟化氪 (KrF) 准分子激光器,其波长 $\lambda = 0.284 \mu\text{m}$ 。从这些设定值和 (1) 式以及 (2) 式求出分辨率 $R = 4.6 \mu\text{m}$, 数值孔径 $NA = 0.04$ 。并且,信号线的宽度 (样式规则) 设定为 $10 \mu\text{m}$ 。

[0068] 另外,与基座 20 具有平面形状时的数值孔径 NA 相比,第一实施方式中的数值孔径 NA 小。因此,第一实施方式中的曝光时间设定为比基座 20 具有平面形状时长。

[0069] 首先,利用切割等机械加工和蚀刻在石英基板上形成多个半圆柱形状的凸部 20a, 形成如图 3 所示的基座 20 (步骤 S1)。另外,凸部 20a 的形成方法并不仅限于上述方法。例如也可以使用自组织化法。并且,也可以通过使基座 20 的材料流入铸型来一体成形基座 20 和凸部 20a。

[0070] 在形成基座 20 后,如图 6 所示,在基座 20 上形成例如由氮化硅构成的第一保护层 61。并通过溅射在所形成的第一保护层 61 的上面形成第一电极层 62。在所形成的第一电极层 62 的上面形成下部电极图案形成用的第一抗蚀剂层 63 (步骤 S2)。接下来,如图 7 所示,使用如上设定的曝光系统形成用于形成下部电极 34 的抗蚀剂图案 63' (步骤 S3)。所形成的抗蚀剂图案 63' 的大小与下部电极 34 大致相同。接下来,如图 8 所示,以所形成的抗蚀剂图案 63' 作为掩模对第一电极层 62 进行蚀刻。由此形成下部电极 34 (步骤 S4)。

[0071] 在利用除去剂除去残留的抗蚀剂图案 63' 之后,如图 9 所示,在所形成的下部电极 34 和第一保护层 61 的上面形成用于保护下部电极 34 的第二保护层 64 (步骤 S5)。第二保护层 64 例如由氮化硅形成。形成第二保护层 64 后,如图 10 所示,在第二保护层 64 的上面形成用于形成空洞 38 的抗蚀剂的牺牲层 65 (步骤 S6)。接下来,如图 11 所示,在牺牲层 65 的上面形成作为上部电极 36 的保护层和振动板 40 发挥功能的第三保护层 66 (步骤 S7)。第三保护层 66 例如由氮化硅形成。接下来,如图 12 所示,通过溅射在第三保护层 66 的上面形成第二电极层 67。在所形成的第二电极层 67 的上面形成用于形成上部电极图案的抗蚀剂层 68 (步骤 S8)。接下来,如图 13 所示,使用上述的曝光系统形成用于形成上部电极 36 的抗蚀剂图案 68', 以所形成的抗蚀剂图案 68' 作为掩模对第二电极层 67 进行蚀刻。由此形成上部电极 36 (步骤 S9)。

[0072] 在利用除去剂除去残留的抗蚀剂图案 68' 之后,如图 14 所示,在所形成的上部电极 36 的上面形成用于保护上部电极 36 的第四保护层 69 (步骤 S10)。第四保护层 69 例如由氮化硅形成。利用第一保护层 61、第二保护层 64、第三保护层 66、以及第四保护层 69 来构成保护层 32。

[0073] 接下来,如图 15 和图 16 所示,在第三保护层 66 和第四保护层 69 上形成槽 70 和竖孔 71。槽 70 和竖孔 71 形成为从第四保护层 69 到达牺牲层 65。通过形成槽 70 和竖孔 71, 形成 MUT 元件 30 的轮廓 (步骤 S11)。更详细地说,以残留有用于支承上部电极 36 和振动板 40 的四个支承部 72 的方式形成围绕上部电极 36 的周围的第一槽 70-1、第二槽 70-2、第一竖孔 71-1、以及第二竖孔 71-2。

[0074] 接下来,如图 17 所示,利用所形成的竖孔 71 使用除去剂除去牺牲层 65, 从而形成空洞 38 (步骤 S12)。

[0075] 图 18 是示出 MUT 元件 30 的电系统的俯视图。在形成树脂层 42 之前,在第四保护层 69 上形成用于引出下部电极 34 的第一贯通通路和用于引出上部电极 36 的第二贯通通

路。进而,在第三保护层 66 或者第四保护层 69 上,将地线 73 连接在第一贯通通路中,将信号线 74 连接在第二贯通通路中。由此从电极 34 和 36 分别引出信号线和地线。一个 MUT 列 24 所包含的多个 MUT 元件 30 与一条信号线连接,一个振动元件 22 所包含的三个 MUT 列 24 的三条信号线经由第二贯通通路与一条信号线连接。即,一个振动元件 22 构成一个波道。

[0076] 在引出信号线和地线之后,如图 19 所示,在第四保护层 69 的上部形成用于覆盖空洞 38(竖孔 71) 的树脂层 42(步骤 S13)。

[0077] 在上述的说明中说明了凸部 20a 具有半圆柱形状。但是并不限于此。例如,如图 20 所示,凸部 20b 也可以具有棱柱形状。凸部 20b 在 XZ 截面上具有梯形形状。将形成在该具有梯形形状的凸部 20b 上的振动元件称为棱柱型振动元件。并且,将形成在上述的具有半圆柱形状的凸部 20a 上的振动元件 22 称为半圆柱型振动元件 22。

[0078] 图 21 是示出棱柱型振动元件 52 的 ZX 截面的图。如图 21 所示,凸部 20b 具有与 Z 轴正交的第一平面 HM1、以及相互不平行的第二平面 HM2 和第三平面 HM3。在第一平面 HM1 上配置有第一 MUT 列 24-1,在第二平面 HM2 上配置有第二 MUT 列 24-2,在第三平面 HM3 上配置有第三 MUT 列 24-3。方形 MUT 元件 30 以其振动方向与所设置的平面 HM 正交的方式安装。平面 HM1、HM2、以及 HM3 可以完全平坦,也可以稍稍变形。MUT 列 24 所包含的各 MUT 元件 30 的结构与半圆柱型振动元件 22 的 MUT 元件 30 的结构相同。

[0079] 接下来,一边将半圆柱型振动元件 22 和棱柱型振动元件 52 的超声波特性与现有型振动元件的超声波特性进行比较一边进行说明。图 22 是示出现有型振动元件、半圆柱型振动元件、棱柱型振动元件 A、以及棱柱型振动元件 B 的方向性的模拟结果的图。

[0080] 现有型振动元件是由压电陶瓷形成的压电元件。压电元件的宽度为 $250 \mu m$ 。压电元件的宽度设计为超声波波长的 $1/2$ 。因此,宽度 $250 \mu m$ 的压电元件最适用于发送超声波频率为 $3MHz$ 的频带。另一方面,在使用谐波成像法的情况下,发送超声波频率需要 $6MHz$ 的频带的高波段。此处,为了容易进行性能比较,以更高的波段即 $10MHz$ 的频带为例进行模拟。作为参考,在 $10MHz$ 的频带的情况下,现有方法中的最合适的压电元件的宽度为大约 $75 \mu m$ 。此处,假定压电元件的宽度为比现有技术中的理想化元件宽度宽很多的 $250 \mu m$ 进行模拟。即,图 22 中所示的现有型振动元件的宽度为 $250 \mu m$ 。

[0081] 对于棱柱型振动元件 A,振动元件宽度 $WV = 250 \mu m$,与三个平面 HM1、HM2、以及 HM3 内切的内切圆的半径 $Re = 170 \mu m$ 。对于棱柱型振动元件 B,元件宽度 $WV = 366 \mu m$,与三个平面内切的内切圆的半径 $Re = 250 \mu m$ 。棱柱型振动元件 A 和棱柱型振动元件 B 的 MUT 元件的宽度都是 $60 \mu m$ 。

[0082] 图 22 的模拟结果是各振动元件发送的超声波都为 $10MHz$ 时的结果。 $0deg$ 是使超声波放射面的中心与上述的 XYZ 坐标的原点一致时的 Z 轴方向。角度 [deg] 表示距离超声波放射面的中心一定距离的点从 Z 轴朝 X 轴的倾斜角度。声压 [dB] 是将 $0deg$ 处的声压作为 $0dB$ 时的相对声压。理想的是希望声压不根据角度而变化。另外,半圆柱型振动元件、棱柱型振动元件 A、以及棱柱型振动元件 B 所包含的多个 MUT 元件同时放射超声波。即,不对朝向 MUT 元件的驱动信号进行延迟控制。

[0083] 如图 22 所示,对于现有型振动元件的方向性,与 $0deg$ 处的声压相比 $45deg$ 处的声压大约降低至 $-15dB$ 。半圆柱型振动元件的方向性比现有型振动元件的方向性有所改善,与 $0deg$ 处的声压相比 $45deg$ 处的声压被抑制为大约降低至 $-11dB$ 的程度。棱柱型振动元件 A

的方向性也比现有型振动元件的方向性有所改善,与 0deg 处的声压相比 45deg 处的声压被抑制为大约降低至 -9dB。棱柱型振动元件 B 的方向性比半圆柱型振动元件的方向性有所改善,与 0deg 处的声压相比 45deg 处的声压被限制为大约降低至 -8dB 的程度。

[0084] 图 23、图 24、图 25、图 26 是分别示出现有型振动元件、半圆柱型振动元件、棱柱型振动元件 A、以及棱柱型振动元件 B 的波形图的图。波形图是以距离超声波放射面的中心的距离 [mm] 为横轴、以角度 [deg] 为纵轴,用灰度的浓度表示各点处的声压值的图。理想的是灰度浓的部分在纵向笔直。换言之,理想的是声压高或低的部分位于恒定距离处。如图 23、图 24、图 25、图 26 所示,第一实施方式所涉及的半圆柱型振动元件和棱柱型振动元件 A 的方向性比现有型振动元件的方向性好。棱柱型振动元件 B 的方向性从理想状态稍稍偏移,但其原因在于过度增大了振动元件的设计参数。以上,从声压分布和波形图可知,对于元件形状,棱柱型振动元件 A 是妥当的。该棱柱型振动元件 A 的形状与在图 5 和图 21 的说明中所使用的形状相同。

[0085] 接下来对具有超声波探头 1 的超声波诊断装置进行说明。图 27 是示出超声波诊断装置 100 的结构的图。如图 27 所示,超声波诊断装置 100 具有超声波探头 1 和超声波诊断装置主体 110。超声波诊断装置主体 110 以控制电路 112 为中枢,具有发送接收电路 114、信号处理电路 116、以及显示装置 118。

[0086] 发送接收电路 114 产生用于放射超声波的驱动信号,通过将产生的驱动信号提供给各振动元件 22 使各振动元件 22 放射超声波。并且,发送接收电路 114 对从各振动元件 22 提供的回波信号进行延迟加法计算处理。信号处理电路 116 对从发送接收电路 114 提供的回波信号进行图像处理从而产生图像数据。作为产生的图像可以列举 B 模式图像或多普勒图像。显示装置 118 显示产生的图像(例如 B 模式图像或多普勒图像)。

[0087] 上述结构的振动元件单元 4 具有在凸部 20a 或凸部 20b 上配置有多个 MUT 元件 30 的振动元件 22 或振动元件 52。因此,振动元件 22 或振动元件 52 的超声波放射面不是平面形状而是具有凸形状。其结果是,在高频率波段中,与以往的具有平面形状的超声波放射面的振动元件相比,各个振动元件 22 或振动元件 52 能够放射接近于球面波的超声波。这样,根据第一实施方式,不用过度地缩小振动元件宽度,能够提供一种遍及宽波段都能够维持方向性的超声波探头和超声波诊断装置。

[0088] 另外,在第一实施方式中,基座 20 具有多个凸部 20a、20b。但是第一实施方式并不限于此,基座 20 也可以是具有多个凹部。在该情况下,多个振动元件分别配置在多个凹部中。并且,在多个凹部中的每个凹部中都排列有多个 MUT 元件 30。

[0089] (第二实施方式)

[0090] 图 28 是示出本发明的第二实施方式所涉及的超声波探头 200 的整体结构的图。如图 28 所示,超声波探头 200 具有探头外壳 202。在探头外壳 202 的内部收纳有发送接收超声波的振动元件单元 204。在振动元件单元 204 的上表面上以从探头外壳 202 露出的方式贴附有声透镜 206。声透镜 206 例如形成为大致正方形。在振动元件单元 204 的下表面上安装有支承体 208。并且,多个柔性印刷电路板 210 贯通支承体 208 安装在振动元件单元 204 的下表面上。柔性印刷电路板 210 上印制有用于独立地对振动元件 222 输入输出电信号的多条信号线 216。探头外壳 202 经由探头缆线 212 与探头连接器 214 连接。探头连接器 14 与超声波诊断装置主体连接。

[0091] 图 29 是振动元件单元 204 的立体图。图 30 是从上方观察振动元件单元 204 的俯视图。如图 29 和图 30 所示,振动元件单元 204 具有由石英基板或硅基板等能够用于半导体工艺的材料形成的基座 220。在基座 220 的表面上呈二维状地离散地排列有多个凸部 221。即,基座 220 具有多个凸面。凸部 221 具有以与 XY 平面大致平行的平面 221a 为顶点的立体结构。平面 221a 可以完全平坦、也可以稍稍变形。以包围平面 221a 的边缘的方式设置有曲面 221b。曲面 221b 相对于平面 221a 倾斜地形成,连接平面 221a 和基座 220 的表面。换言之,如图 29 所示,凸部 221 具有圆锥的尖端部被除去的立体结构。即,凸部 221 在 XY 平面上具有圆形状。凸部 221 在与基座平面 (XY 平面) 正交的 Z 方向隆起。

[0092] 平面 221a 的直径 WP 例如被设计为 $150 \mu m$ 。并且,凸部 221 的底面的直径 WC 例如被设计为 $300 \mu m$ 。优选相邻的凸部 221 的中心之间的间隔恒定。但是,相邻的凸部 221 的中心之间的间隔也可以不恒定。

[0093] 在多个凸部 221 上通过半导体工艺分别设置有多个振动元件 222。此处,将配置在具有圆锥的尖端部被除去的立体结构的凸部 221 上的振动元件 222 称为半圆锥型振动元件 222。半圆锥型振动元件 222 具有排列在平面 221a 和曲面 221b 上的多个 MUT 元件 230。在各 MUT 元件 230 上连接有信号线 216。在基座 220 内每个半圆锥型振动元件 222 的信号线 216 汇集成一个。即,一个半圆锥型振动元件 222 成为一个波道。更详细地说,汇集排列在各半圆锥型振动元件 222 上的多个 MUT 元件 230 构成一个波道。各 MUT 元件 230 发送接收超声波。半圆锥型振动元件 222 的超声波放射面沿着凸部 221 的表面弯曲。MUT 元件 230 的结构与第一实施方式所涉及的 MUT 元件 30 的结构相同。

[0094] 各 MUT 元件 230 接收来自超声波诊断装置主体 110 (更详细地说,发送接收电路 114) 的驱动信号从而在与平面或者曲面垂直的方向上振动。因此,半圆锥型振动元件 222 具有三维方向的振动方向相互不同的多个 MUT 元件 230。通过使排列在半圆锥型振动元件 222 上的多个 MUT 元件 230 同时接收来自超声波诊断装置主体 110 (更详细地说,发送接收电路 114) 的驱动信号,半圆锥型振动元件 222 能够放射更加接近球面波的超声波。通过对提供给各半圆锥型振动元件 222 的驱动信号进行延迟控制,能够形成三维的尖锐的超声波束。

[0095] 另外,凸部 221 并不仅限于圆锥的尖端部被除去的立体结构。例如,凸部也可以具有球的一半被除去的半球结构。以下,将形成在具有半球结构的凸部上的振动元件称为半球型振动元件。

[0096] 图 31 是具有半球型振动元件 242 的振动元件单元 240 的立体图。图 32 是从上方观察振动元件单元 240 的俯视图。在基座 220 的表面上呈二维状地离散地排列有多个凸部 244。凸部 244 具有球的一半被除去的立体结构。即,凸部 244 具有在 Z 轴方向隆起的一个半球形状的面 (半球面)。半球型振动元件 242 具有排列在凸部 244 上的多个 MUT 元件 230。典型的是,多个 MUT 元件 230 中的一个配置在凸部 244 的顶点。

[0097] 凸部 244 的开口角例如被设计为 60 度。与半球面内切的球的半径例如被设计为 $250 \mu m$ 。

[0098] 另外,凸部 244 也可以不完全是球的一半,也可以是球的一部分被除去的形状。并且,凸部 244 也可以不需要是数学上的严密的球,也可以是变形的球形状。

[0099] 进一步,第二实施方式所涉及的凸部 221 和 244 的形状并不仅限于在 XY 平面呈圆

形。例如,凸部也可以在 XY 平面具有多边形形状。作为多边形,第二实施方式的凸部可以是三角形以上的任意的多边形,但尤其优选为六边形或八边形。以下,将形成于在 XY 平面具有六边形形状的凸部上的振动元件称为六边型振动元件。

[0100] 图 33 是具有六边型振动元件 262 的振动元件单元 260 的立体图。图 34 是从上方观察振动元件单元 260 的俯视图。在基座 220 的表面上呈二维状地离散地排列有多个在 XY 平面具有六边形形状的凸部 261。凸部 261 具有以与 XY 平面大致平行的平面 261a 为顶点的立体结构。平面 261a 关于 XY 平面具有六边形形状。在平面 261a 的六个边上分别设有侧面 261b。六个侧面 261b 都是平面。并且,六个侧面 261b 的每个相对于平面 261a 倾斜地形成,并与基座 220 的表面连接。即,如图 33 所示,凸部 261 具有六棱锥的尖端部被除去的立体结构。六边型振动元件 262 具有排列在平面 261a 和六个侧面 261b 上的多个 MUT 元件 230。

[0101] 半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 的制造方法与将第一实施方式中所记载的制造方法扩张至三维的方法大致相同。因此,省略对半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 的制造方法的说明。并且,从半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 放射的超声波的超声波特性与将第一实施方式中所记载的超声波特性扩张至三维的特性大致相同。因此,省略对从半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 放射出的超声波的超声波特性的说明。

[0102] 根据上述结构,半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 分别配置于呈二维状地离散地排列的多个凸部 221、凸部 244、以及凸部 261。因此,半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 的超声波放射面具有三维的凸形状。其结果是,在高频率波段中,与以往的具有平面形状的超声波放射面的振动元件相比,各个半圆锥型振动元件 222、半球型振动元件 242、以及六边型振动元件 262 能够放射三维地接近于球面波的超声波。这样,根据第二实施方式,不用过度地缩小振动元件宽度,能够提供一种遍及宽波段都能够维持方向性的超声波探头和超声波诊断装置。

[0103] 另外,在第二实施方式中,基座 220 具有多个凸部 221、凸部 244、凸部 261。但是第二实施方式并不仅限于此。例如基座 220 也可以具有多个凹部。凹部关于 XY 截面具有圆形形状或多边形形状。多个振动元件分别配置在多个凹部中。并且,在多个凹部中的每个凹部中都排列有多个 MUT 元件 230。

[0104] 本领域技术人员容易发现附加的优点和变更。因此,本发明在更广阔的方面并不限于此处示出和描述的具体细节和典型的实施例。因此,在不脱离由附加的权利要求及其等同物所定义的总的发明构思的思想和范围的情况下能够做出各种各样的变更。

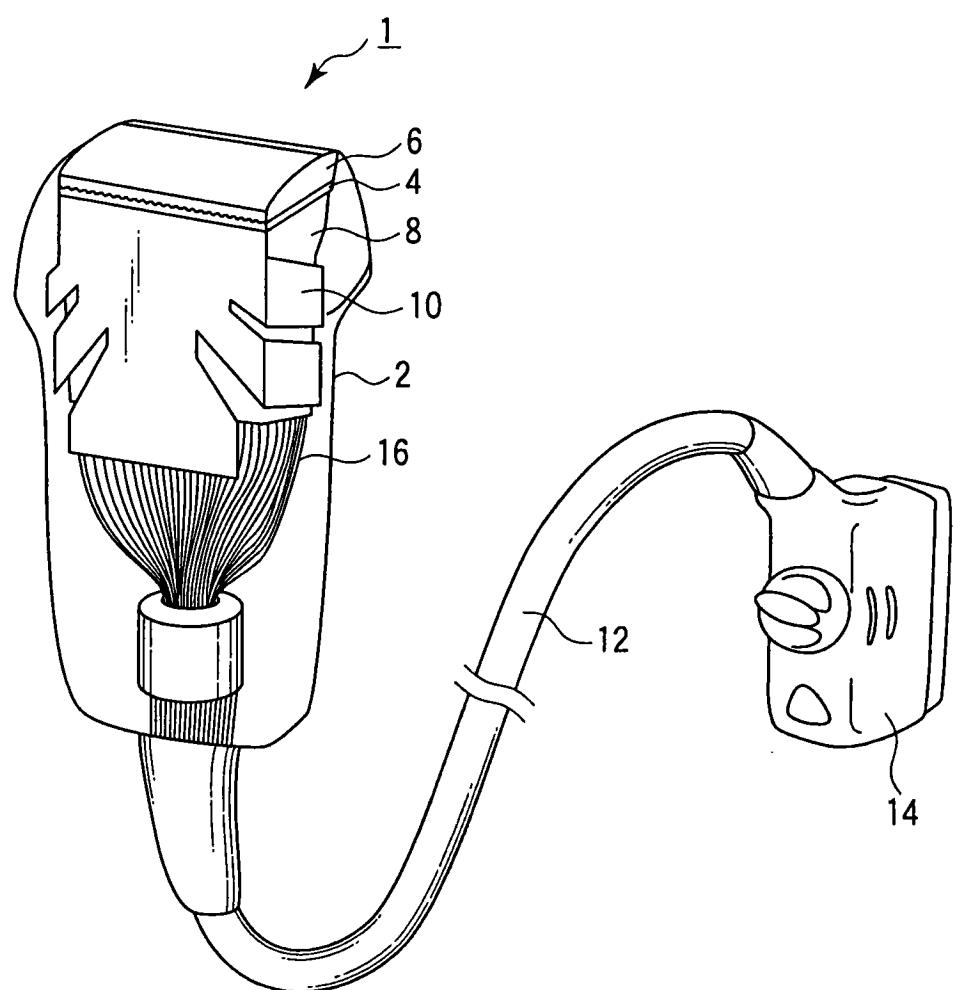


图 1

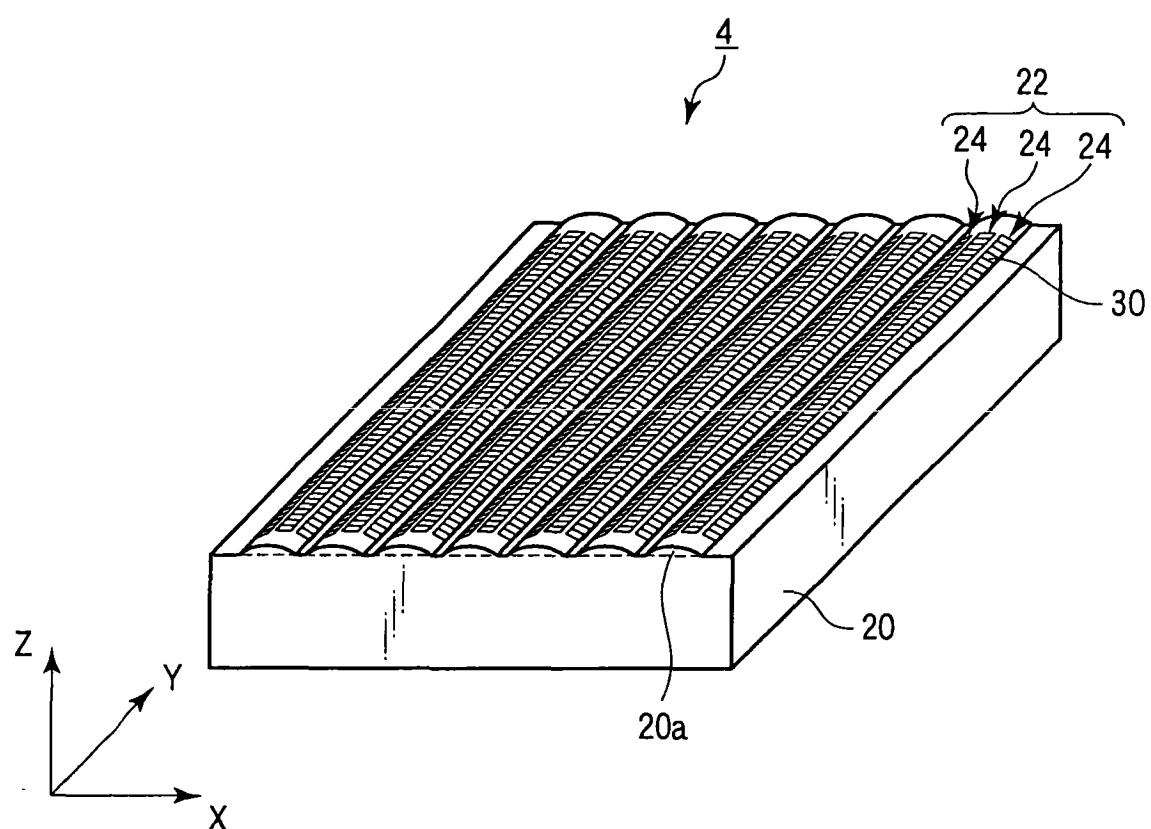


图 2

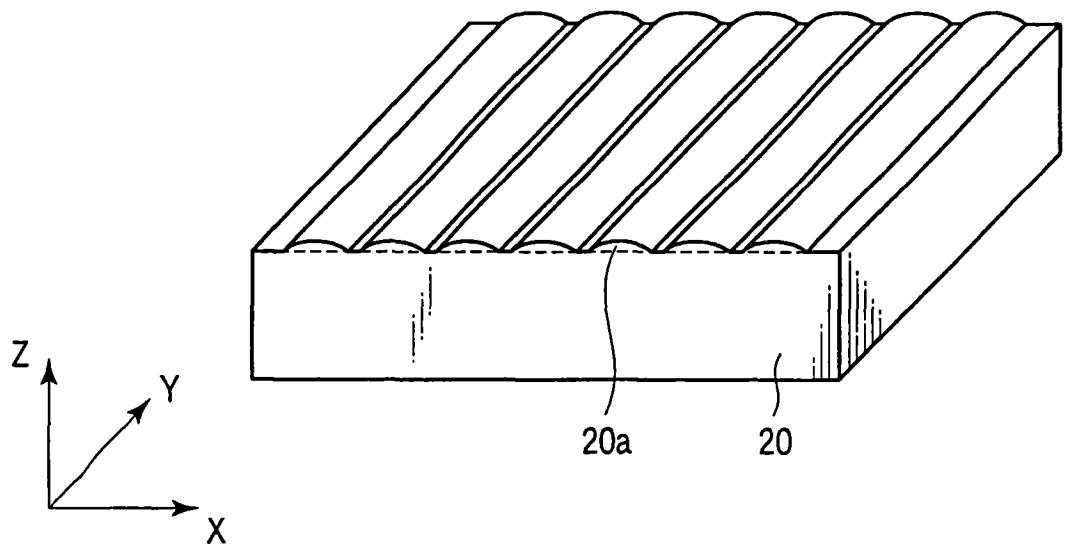


图 3

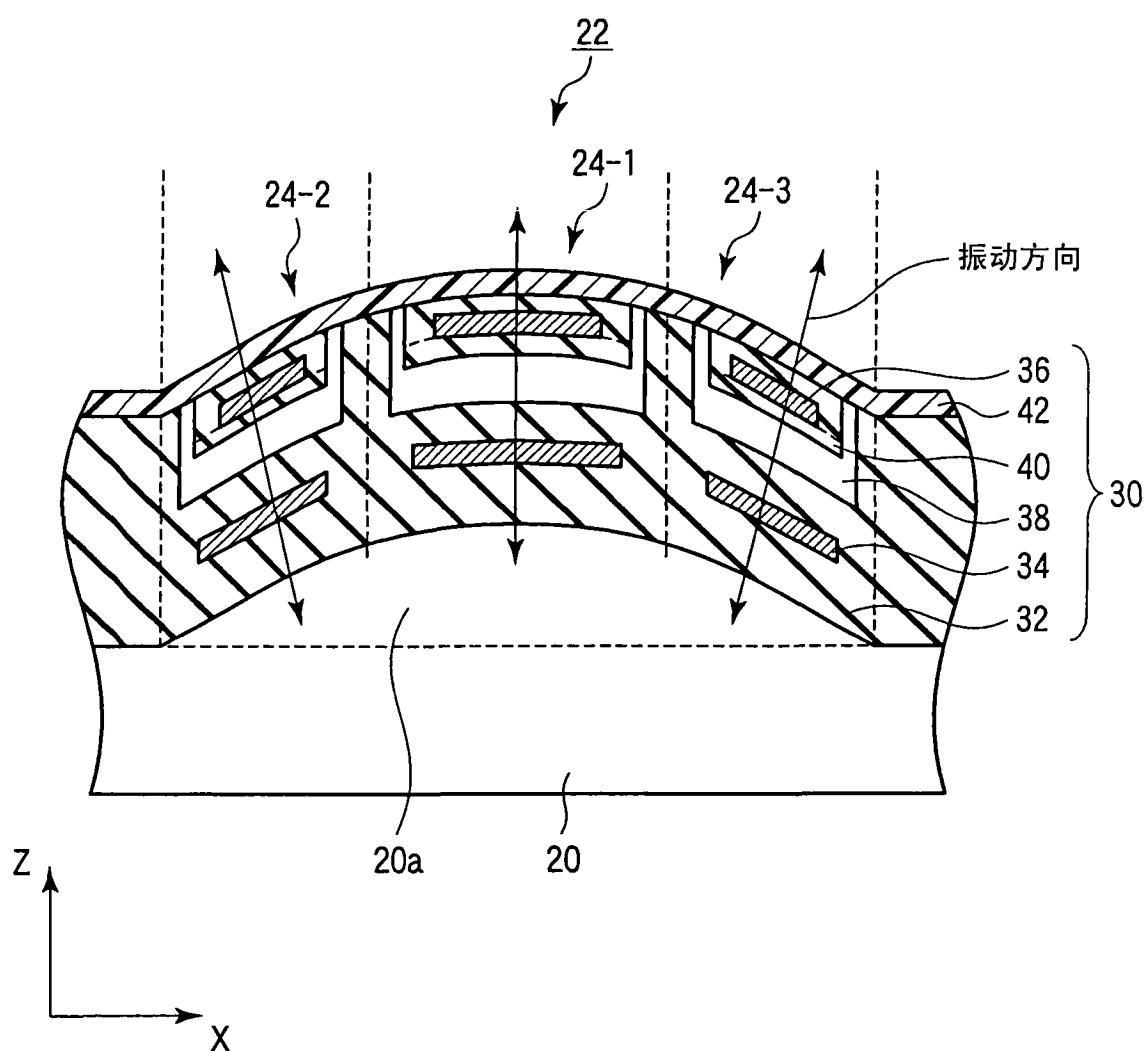


图 4

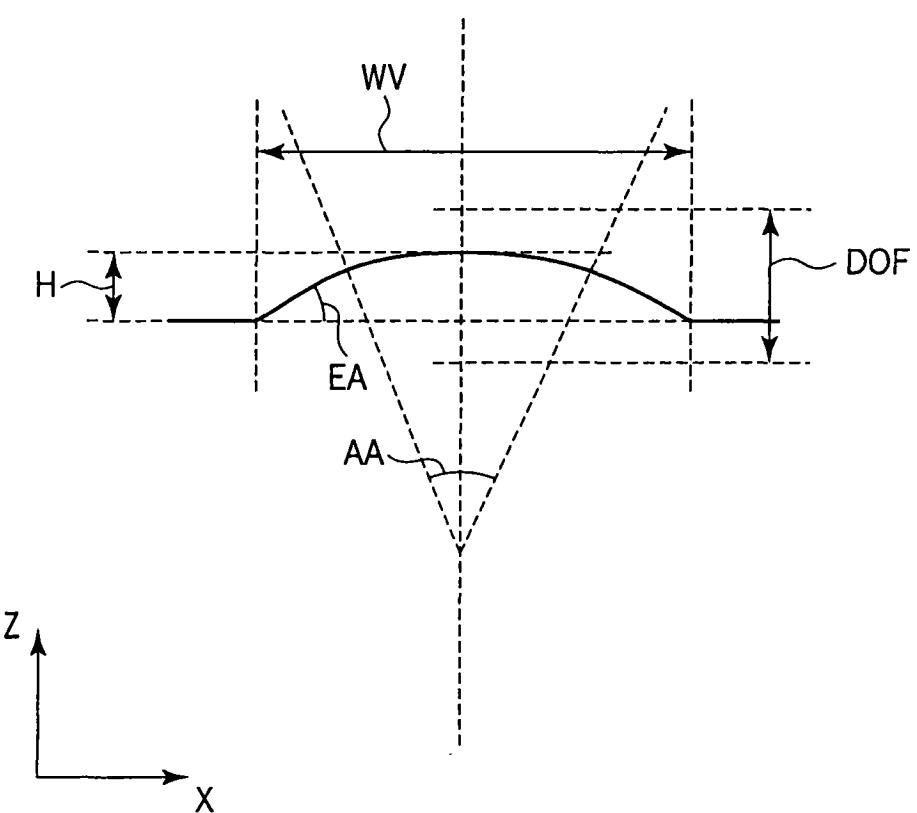


图 5

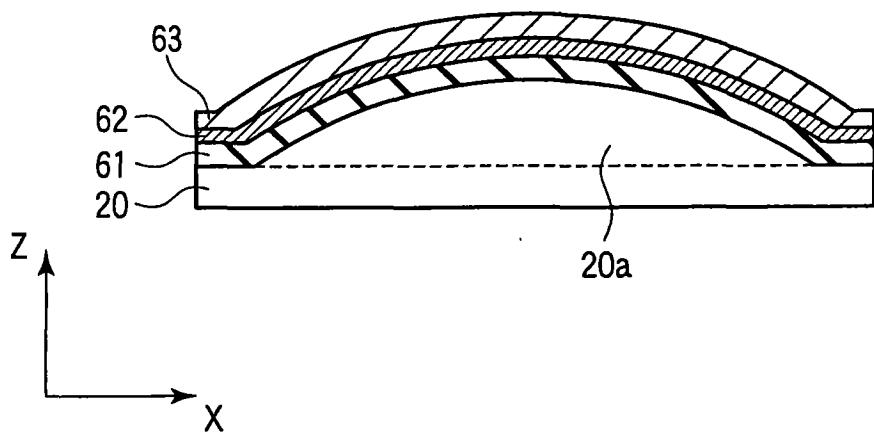


图 6

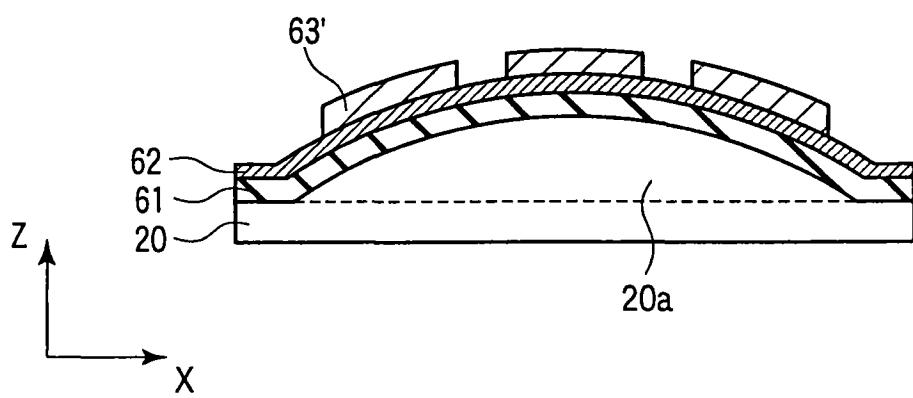


图 7

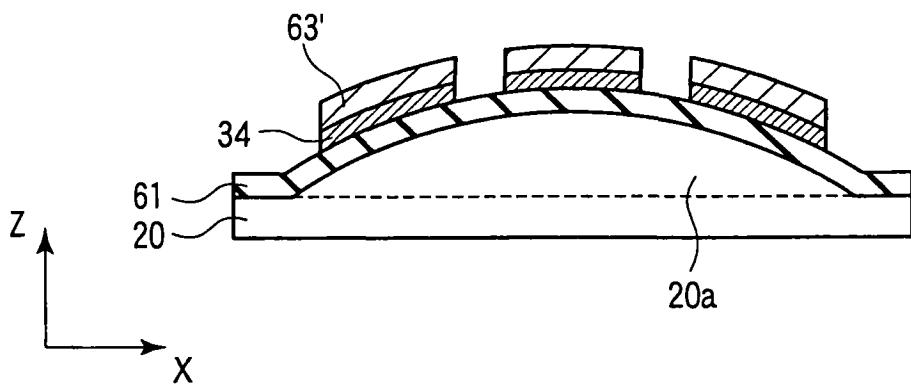


图 8

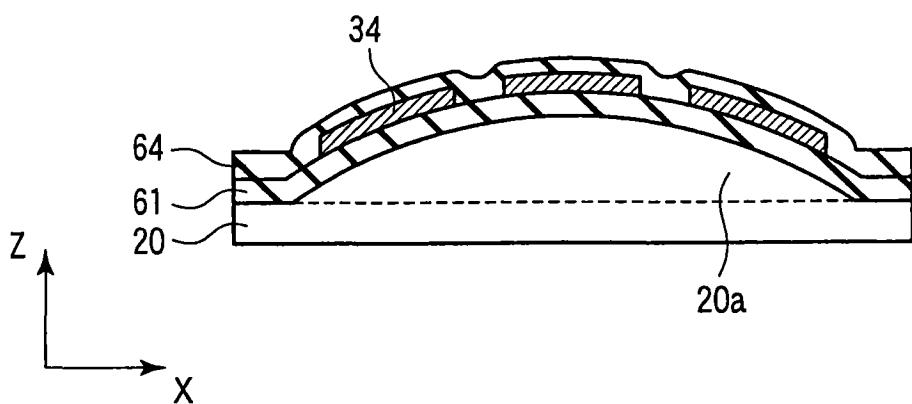


图 9

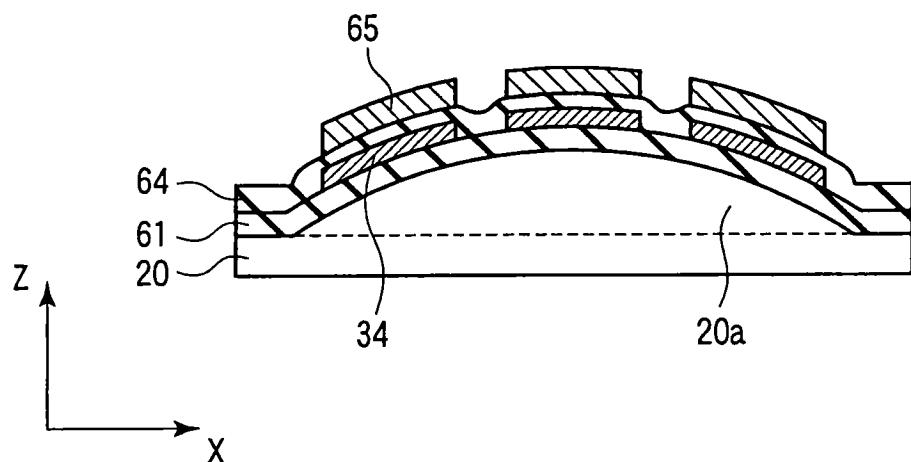


图 10

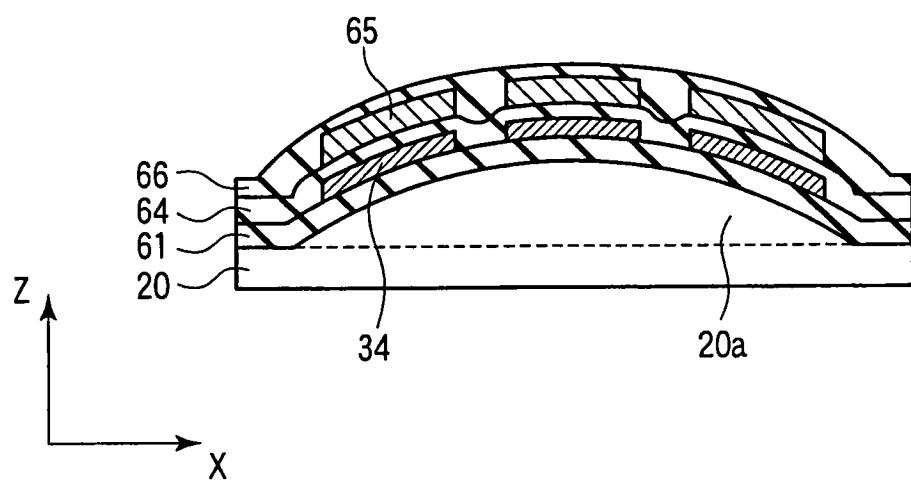


图 11

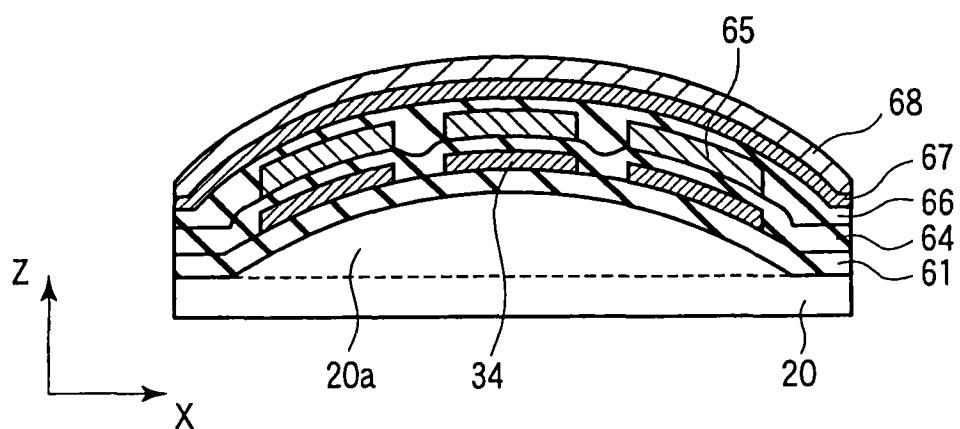


图 12

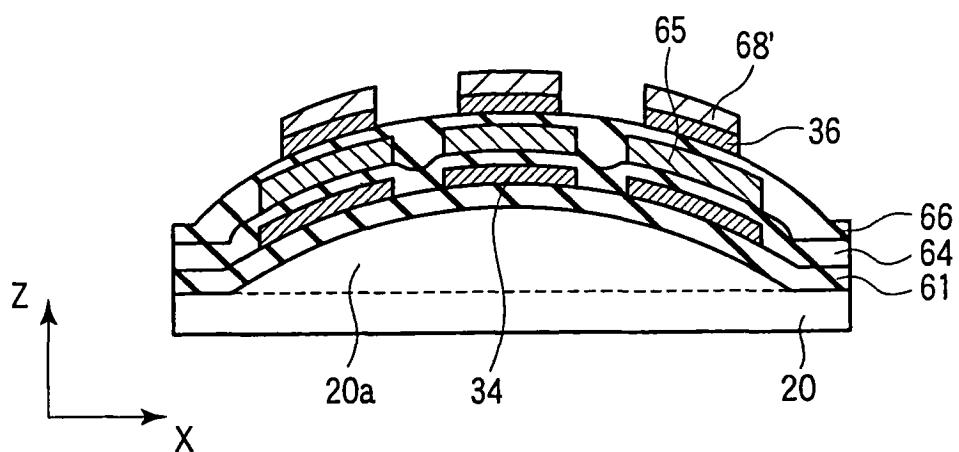


图 13

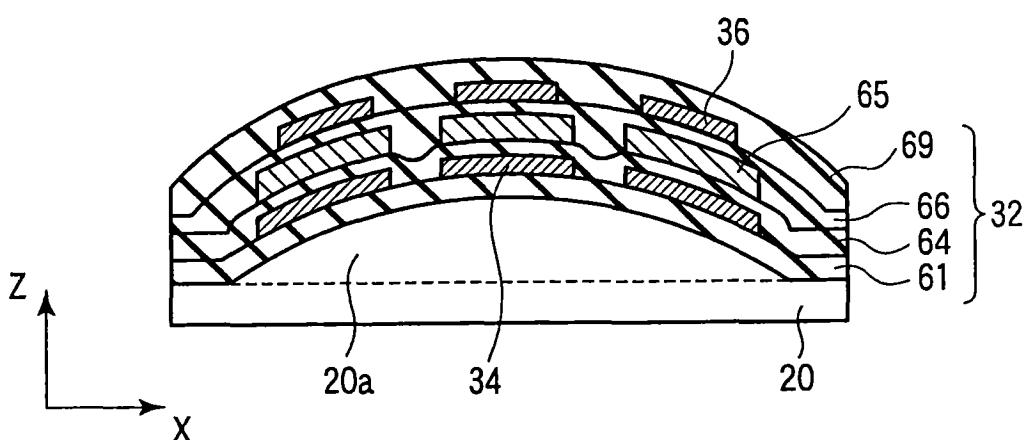
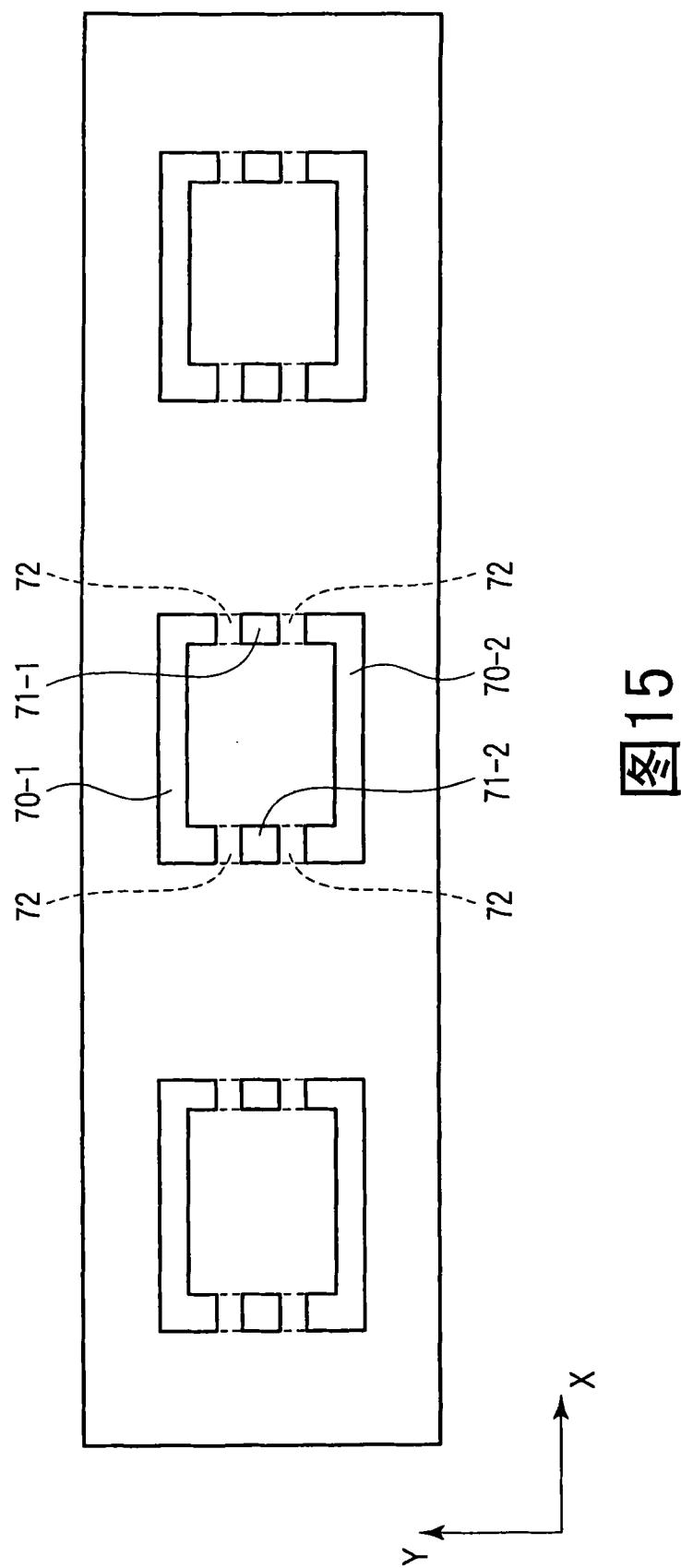


图 14



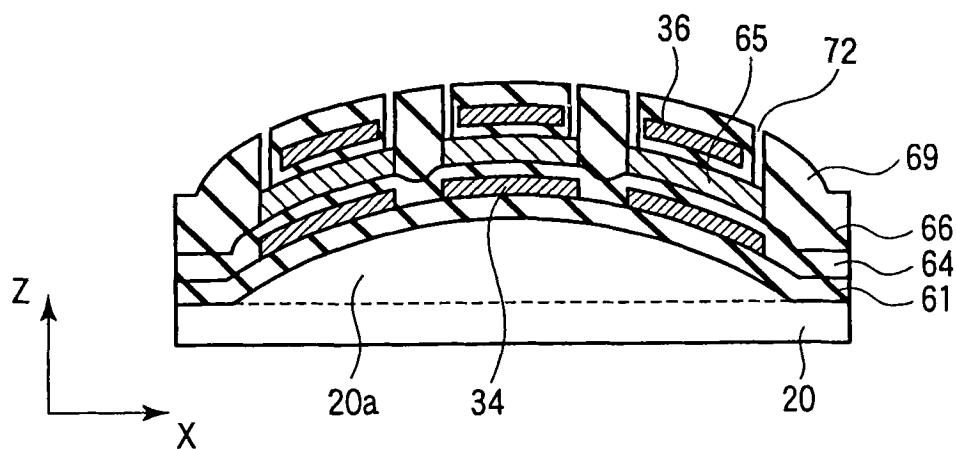


图 16

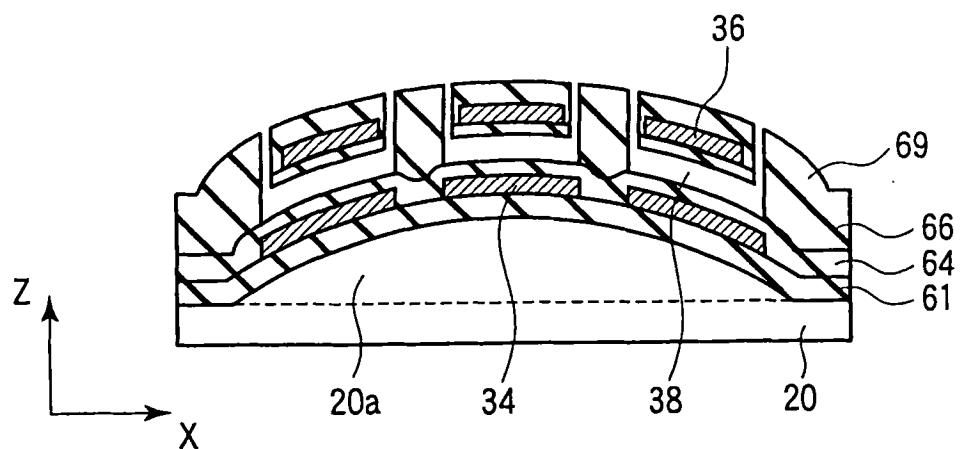


图 17

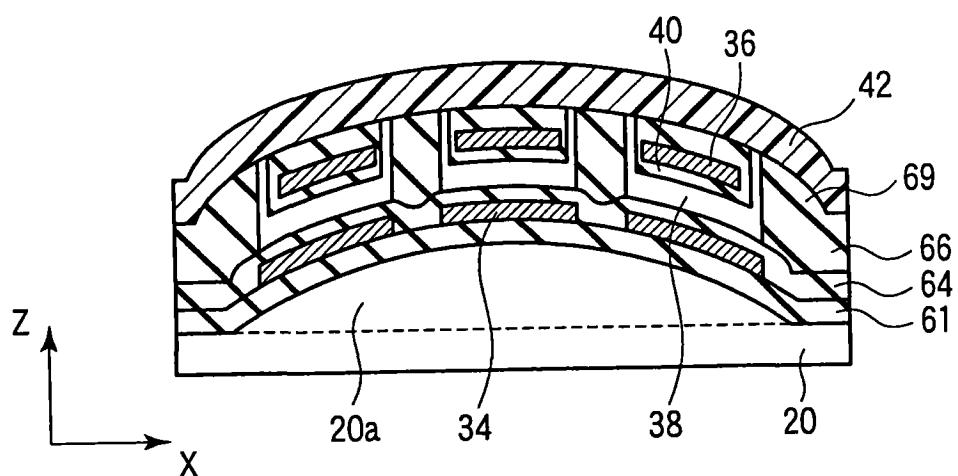


图 19

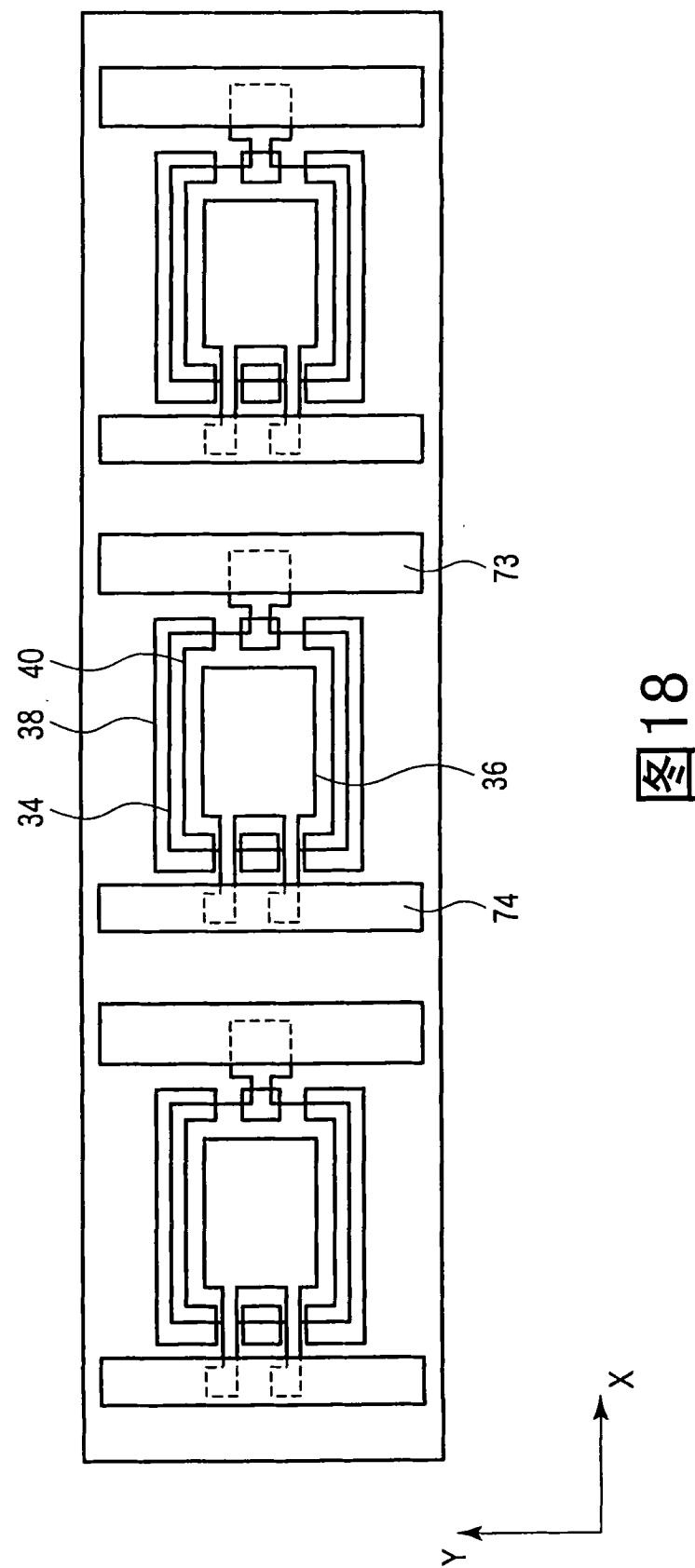


图 18

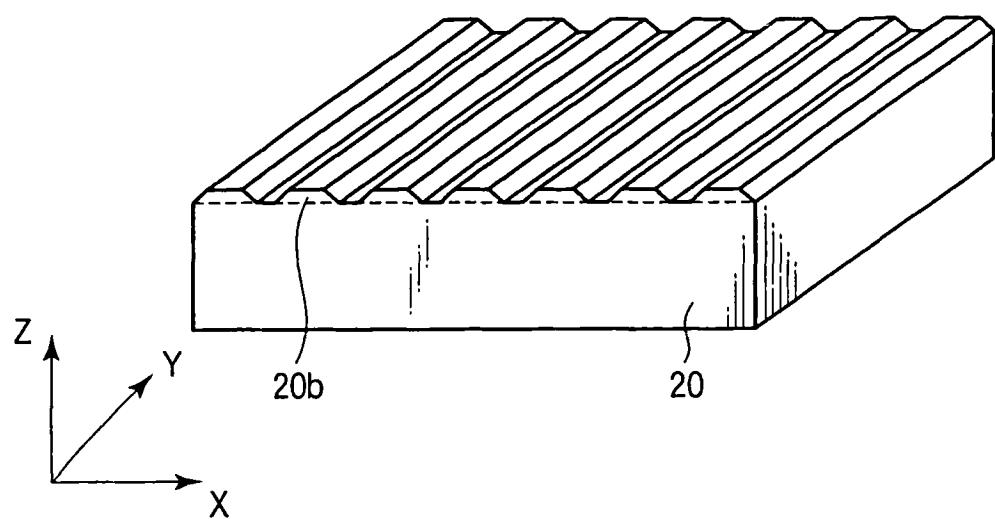


图 20

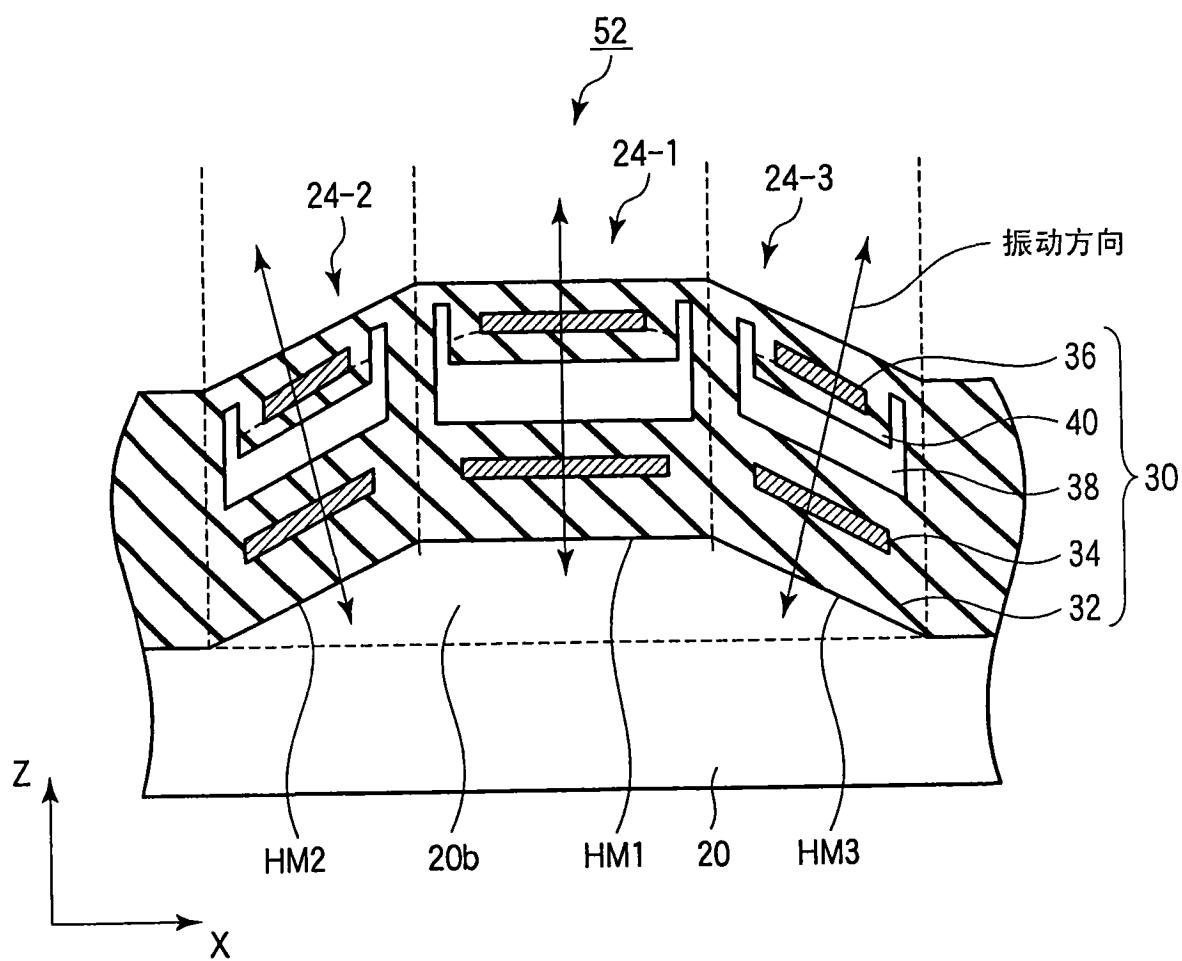


图 21

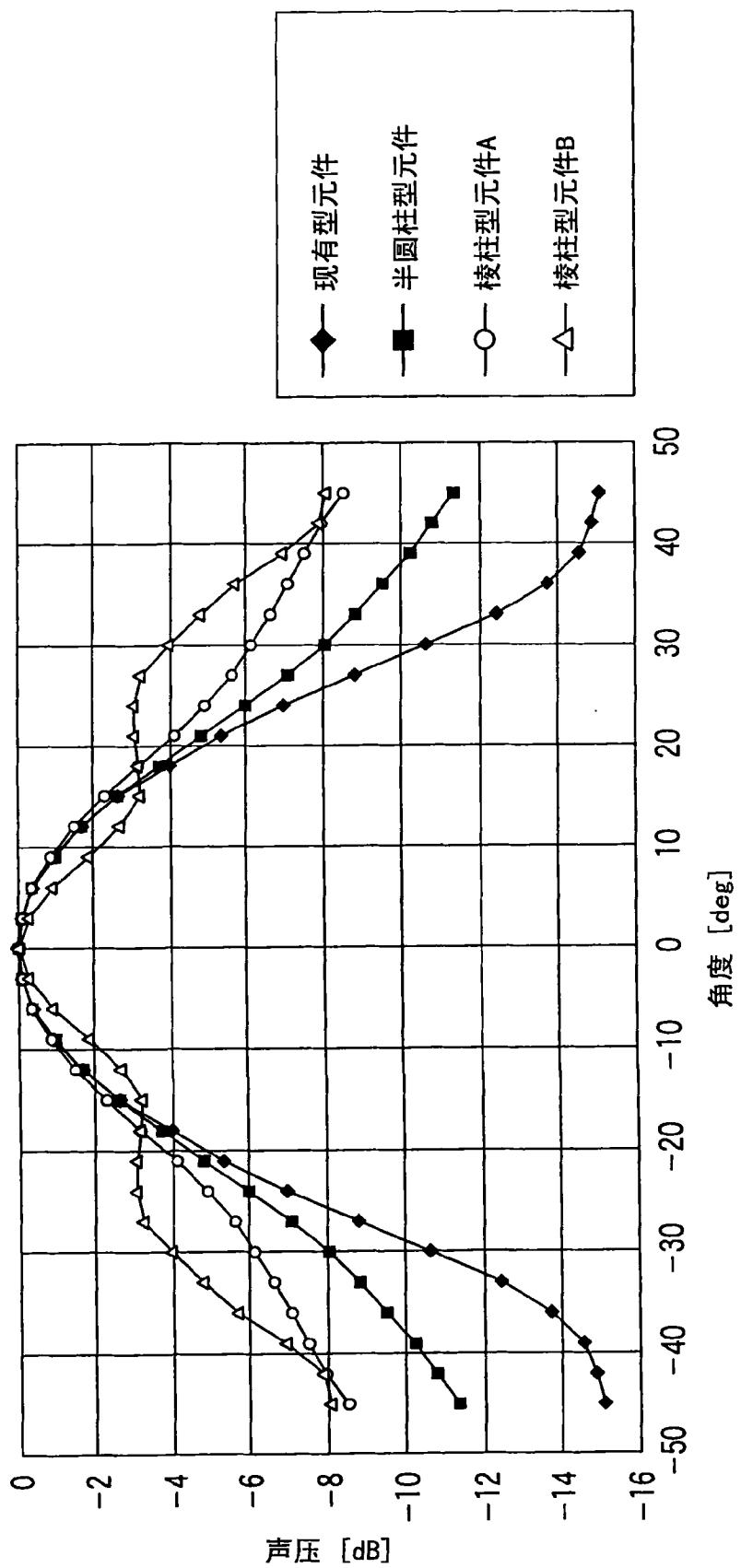


图22

现有型振动元件的波形图

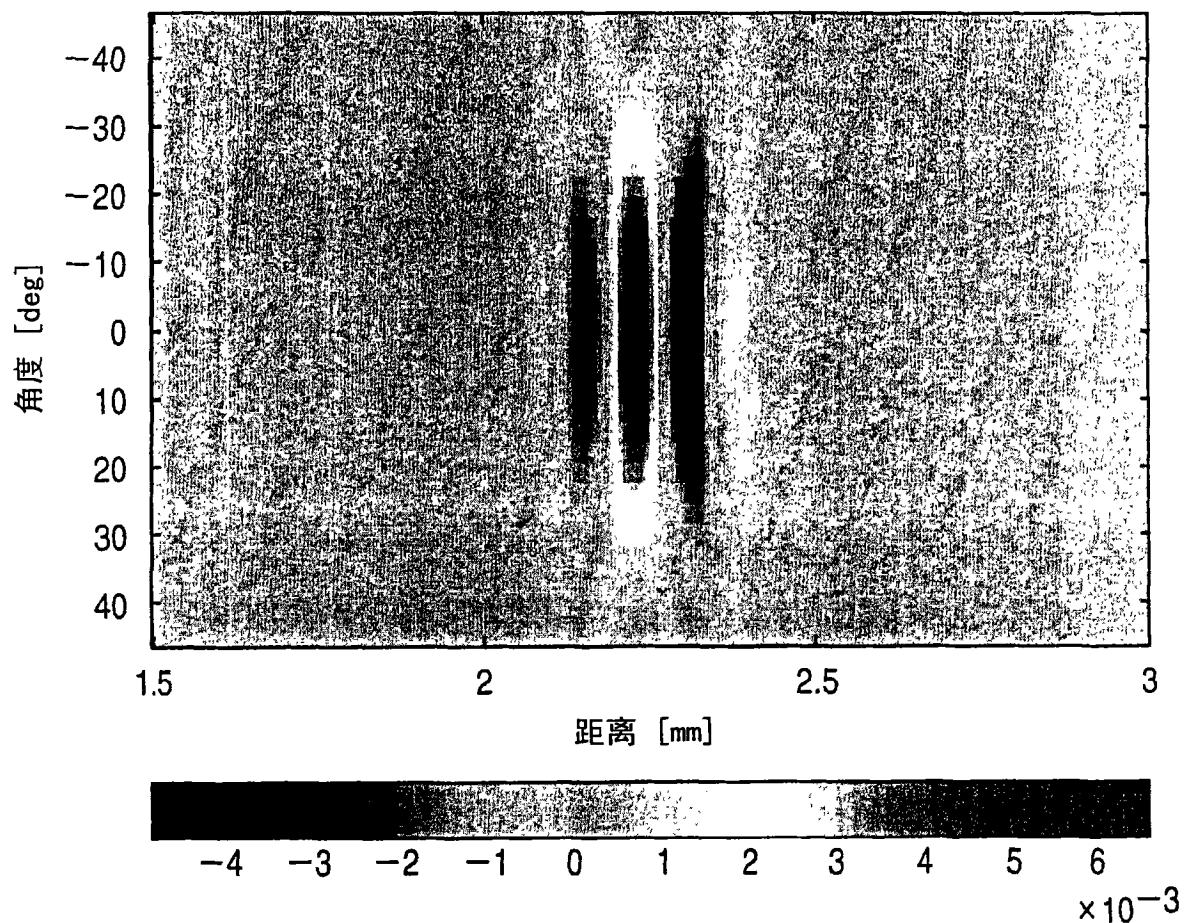


图 23

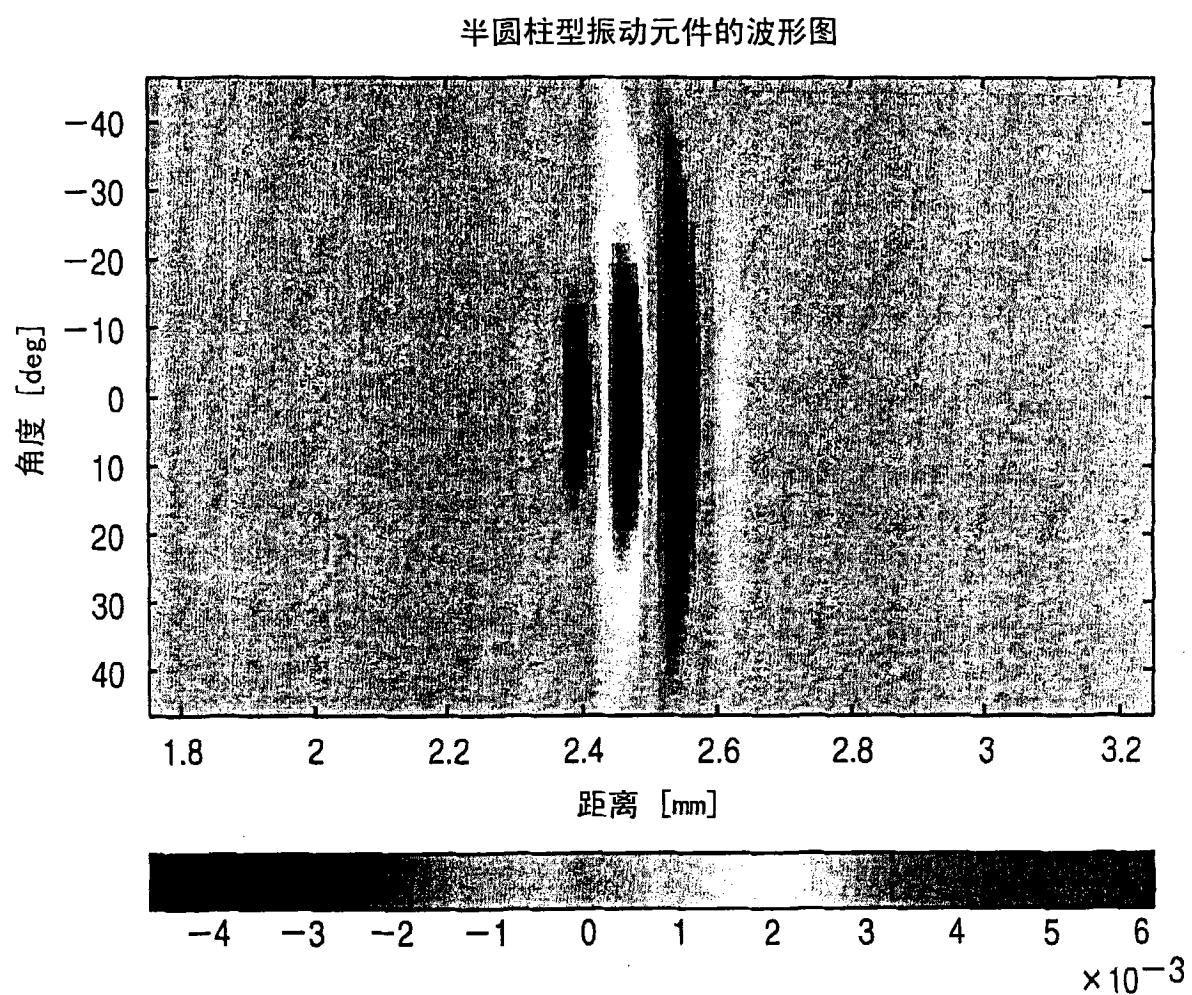


图 24

棱柱型振动元件A的波形图

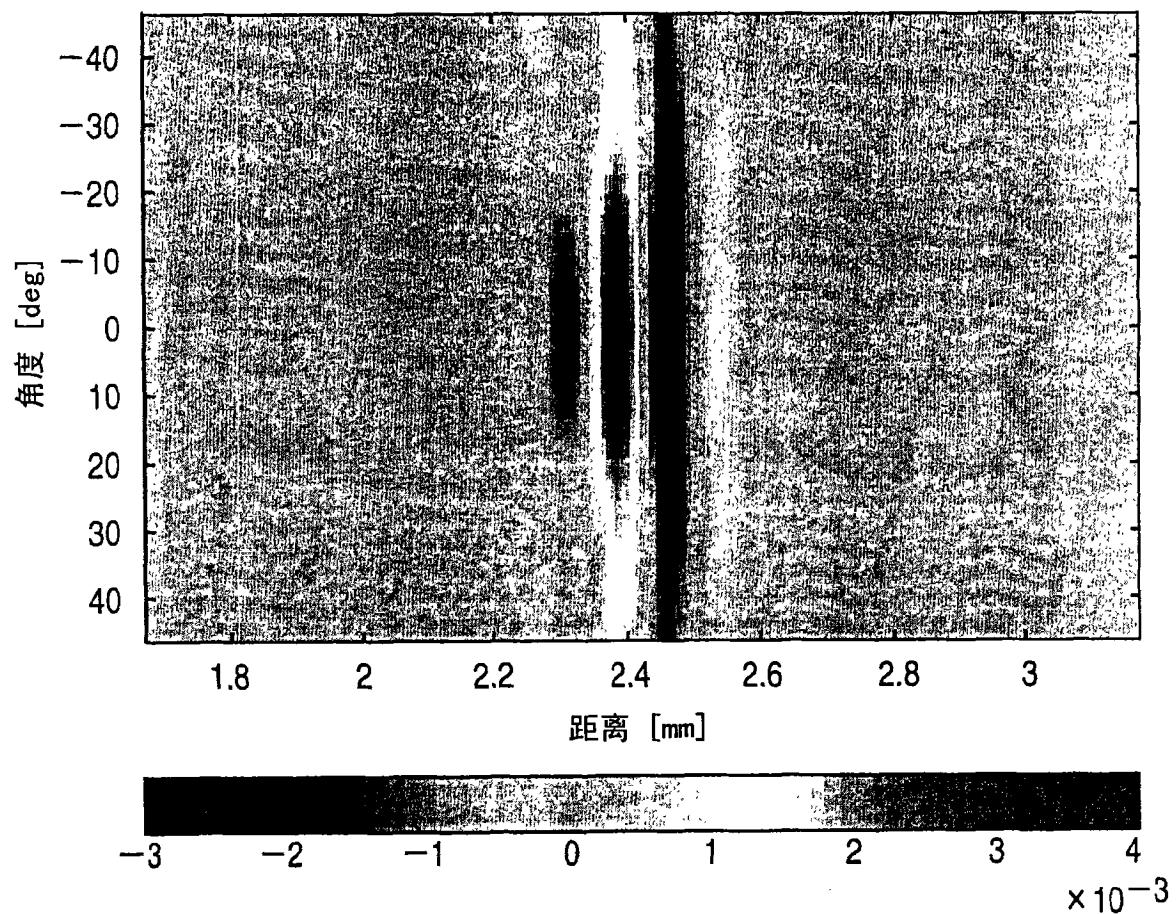


图 25

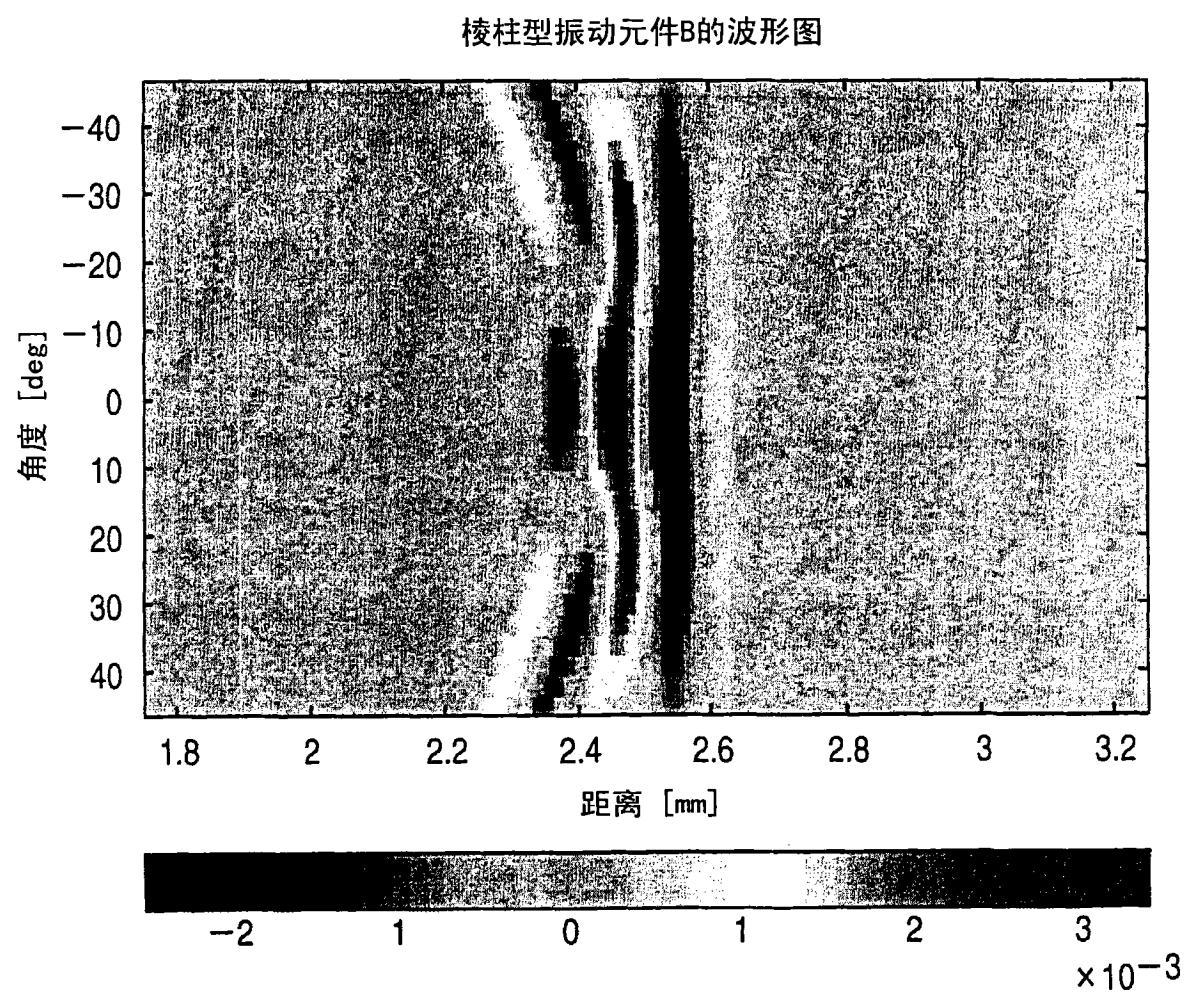


图 26

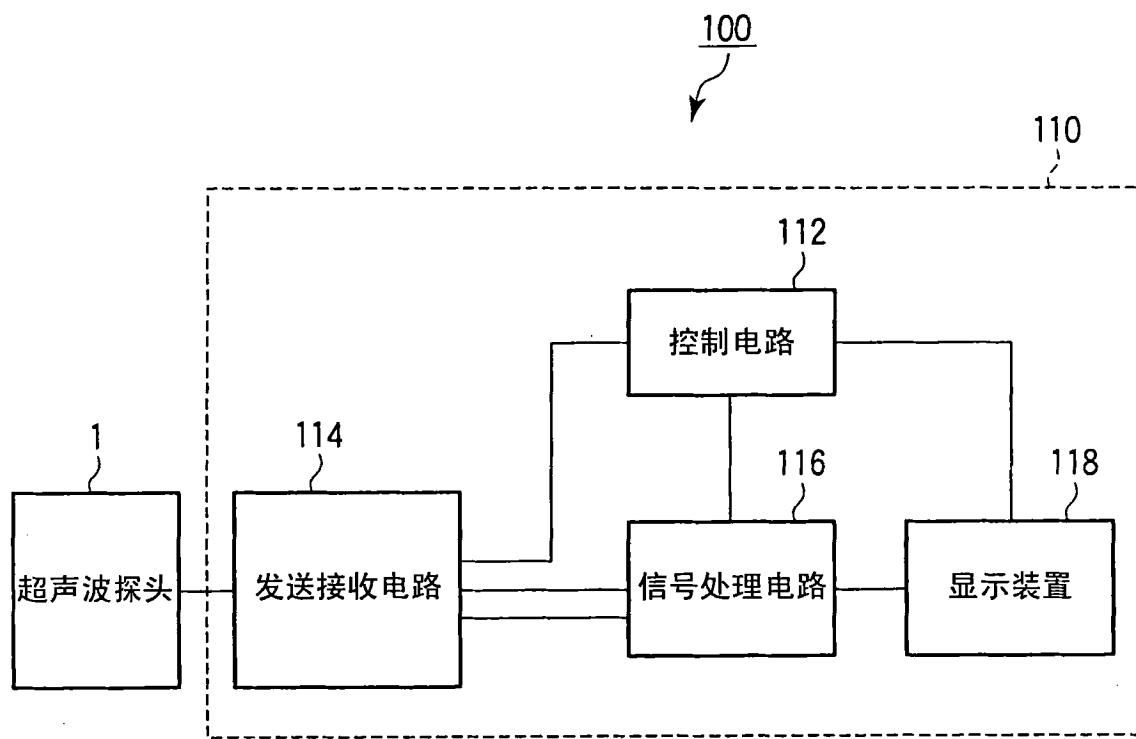


图 27

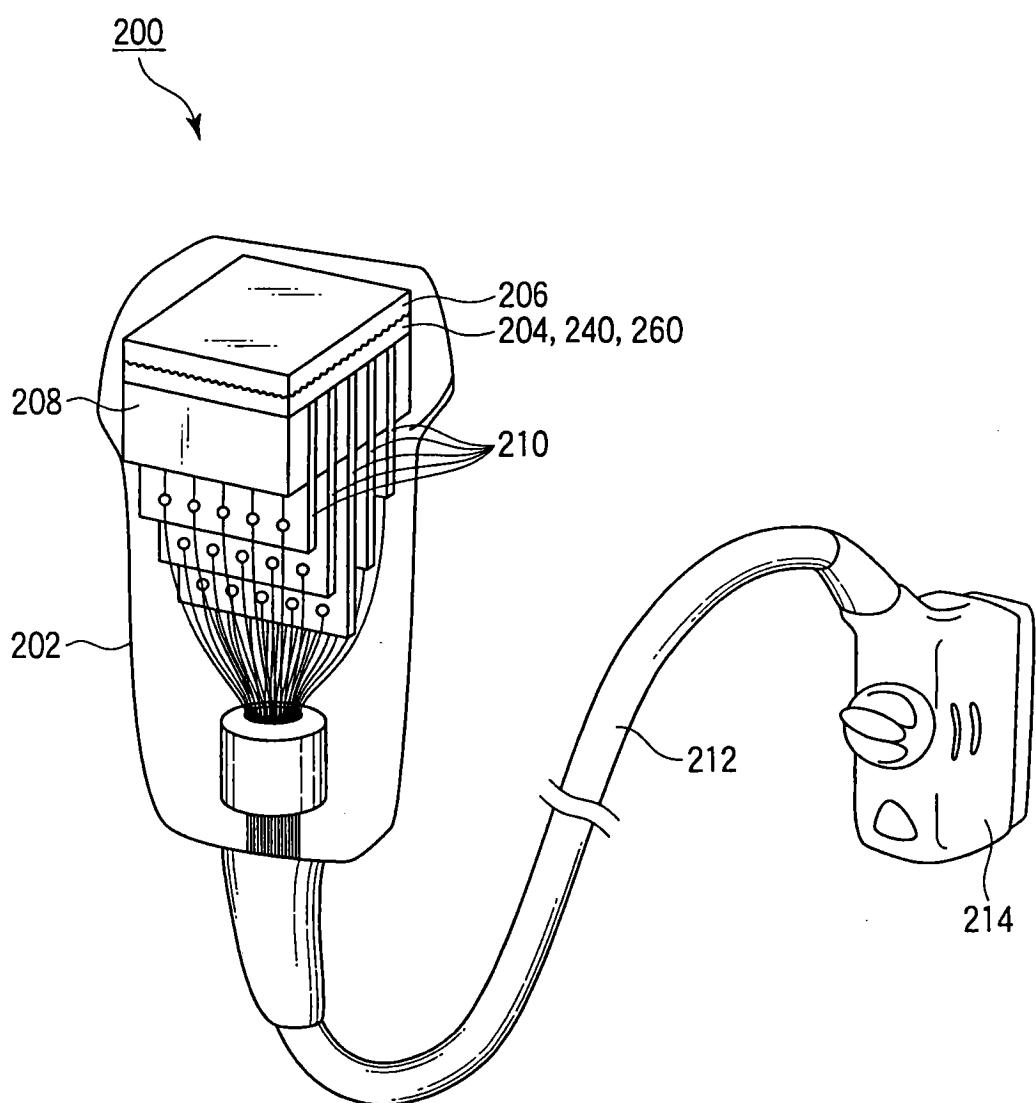


图 28

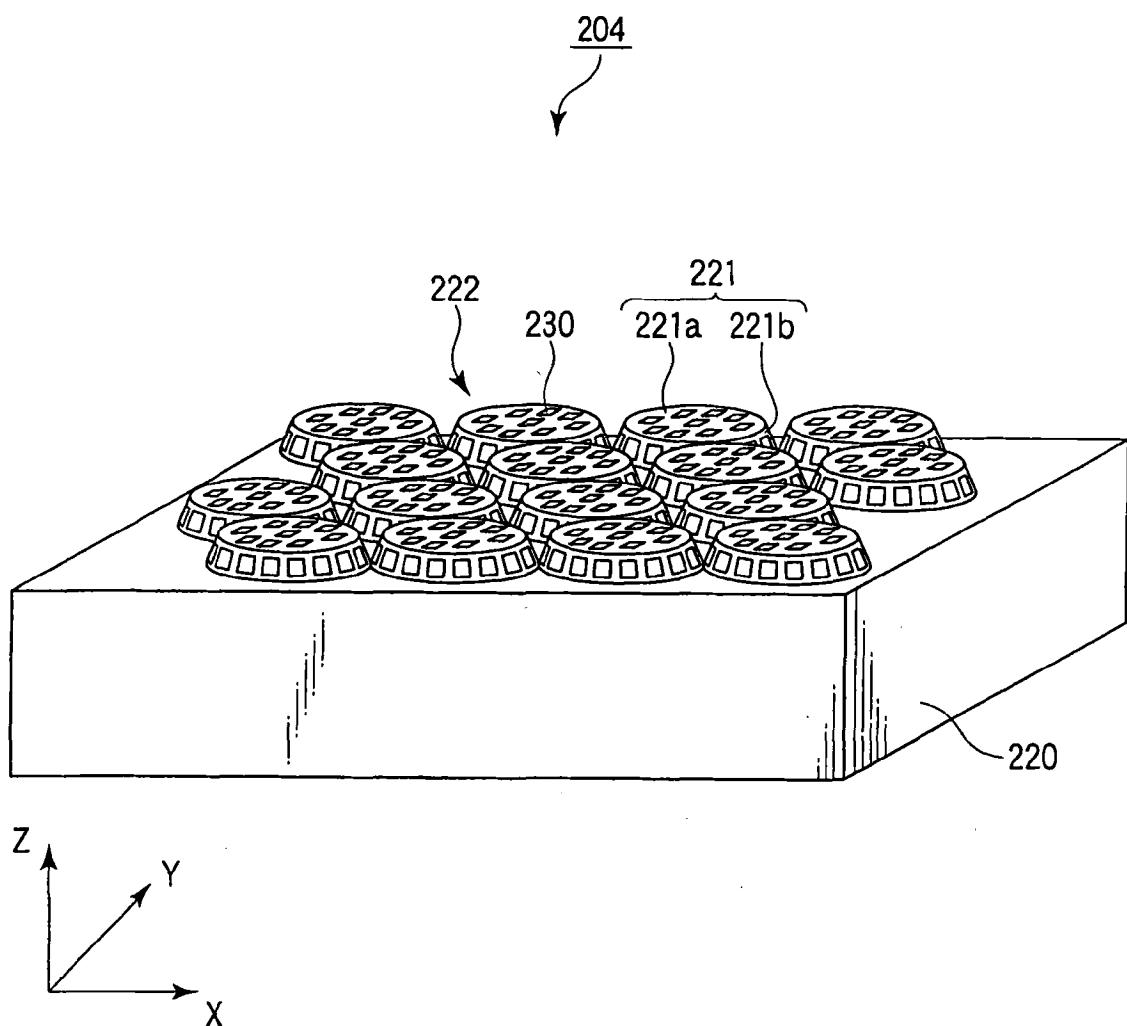


图 29

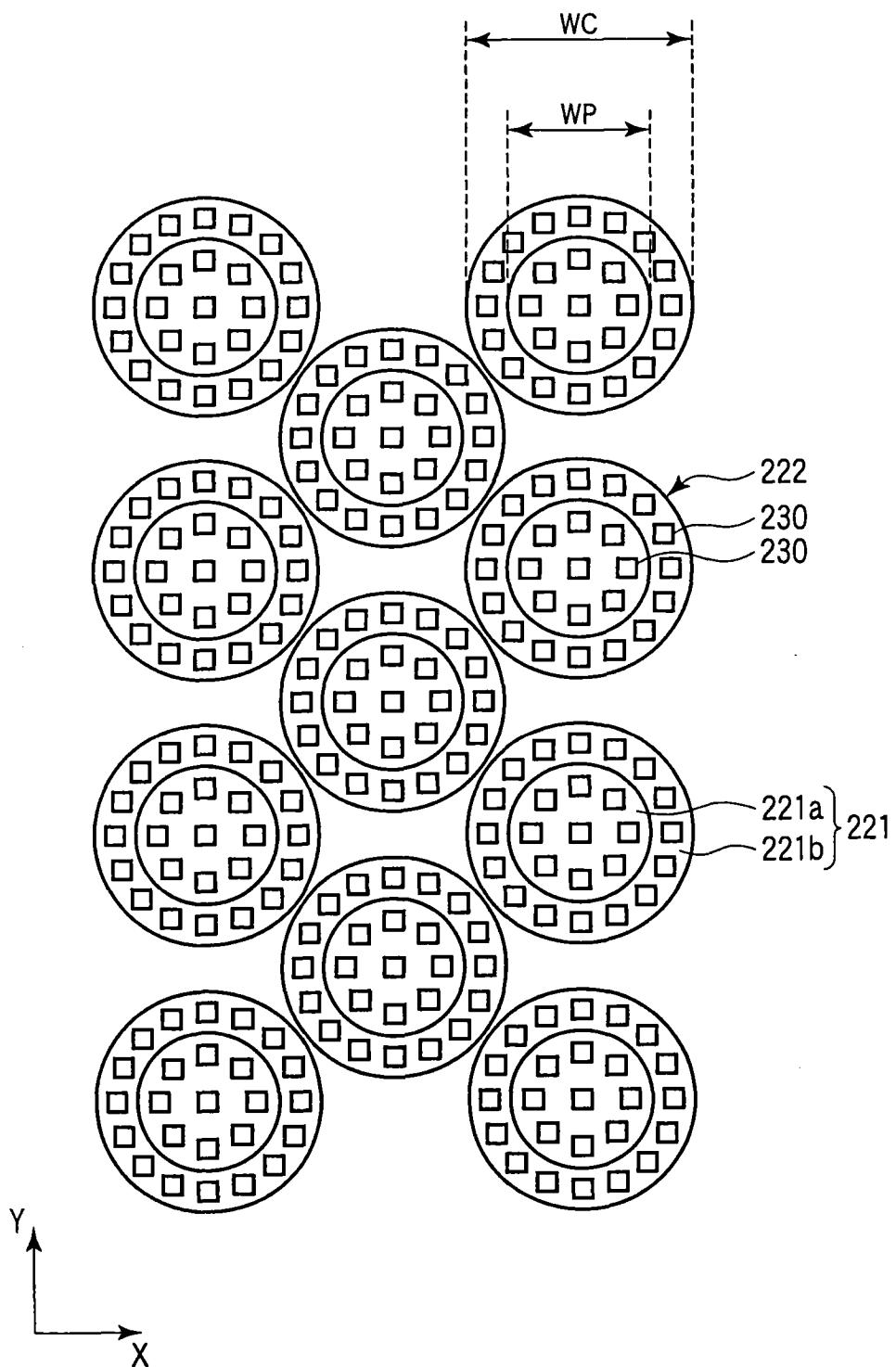


图 30

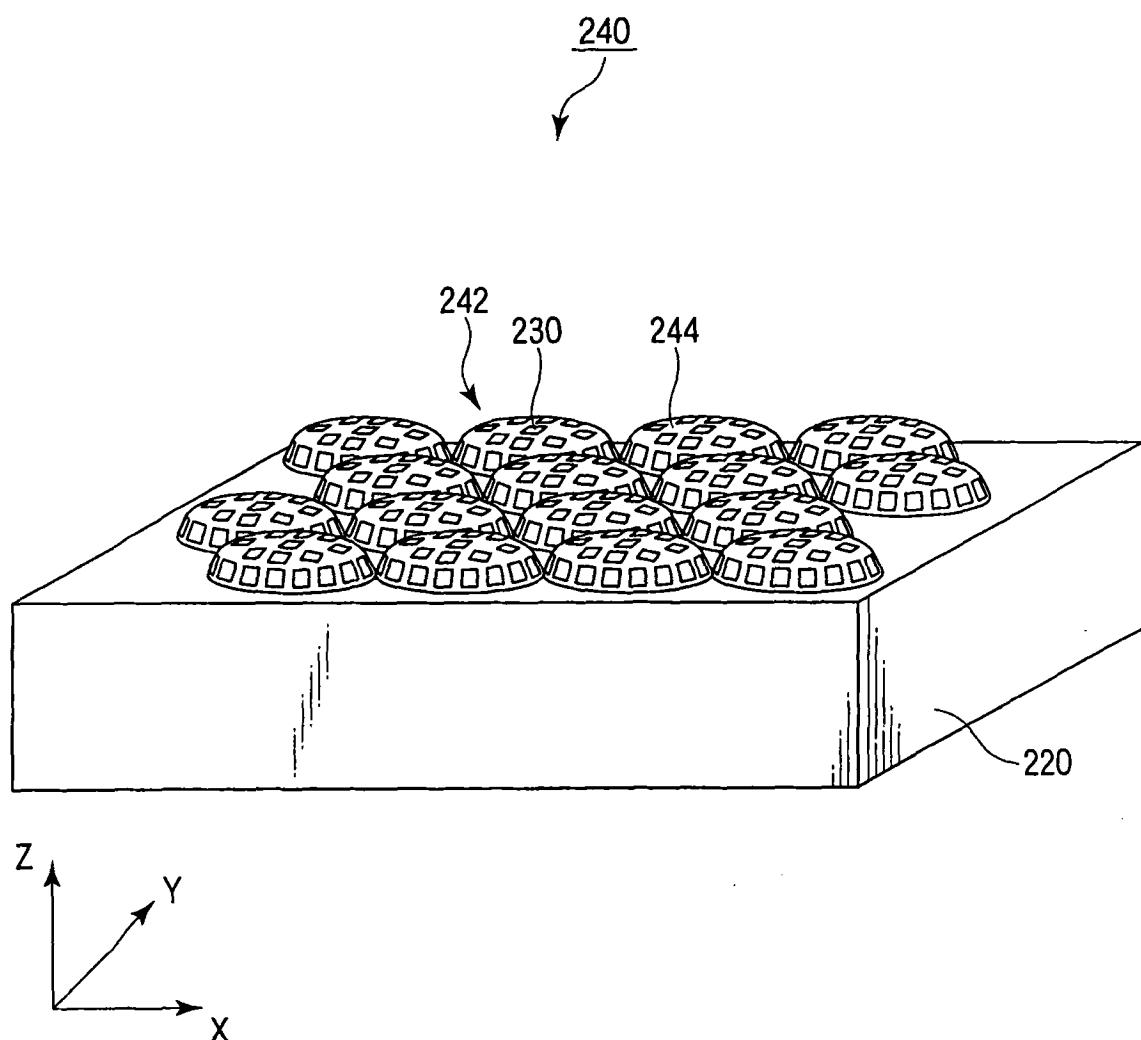


图 31

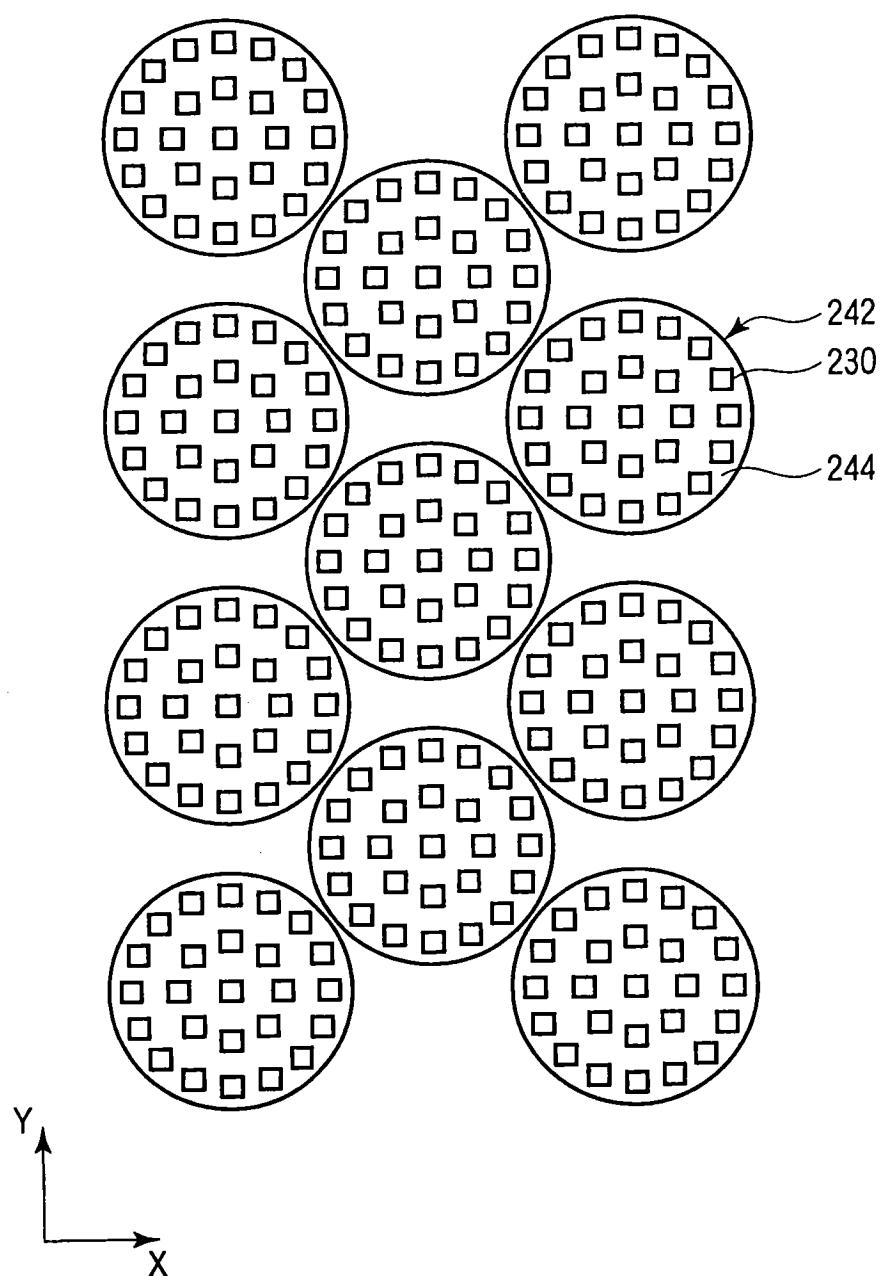


图 32

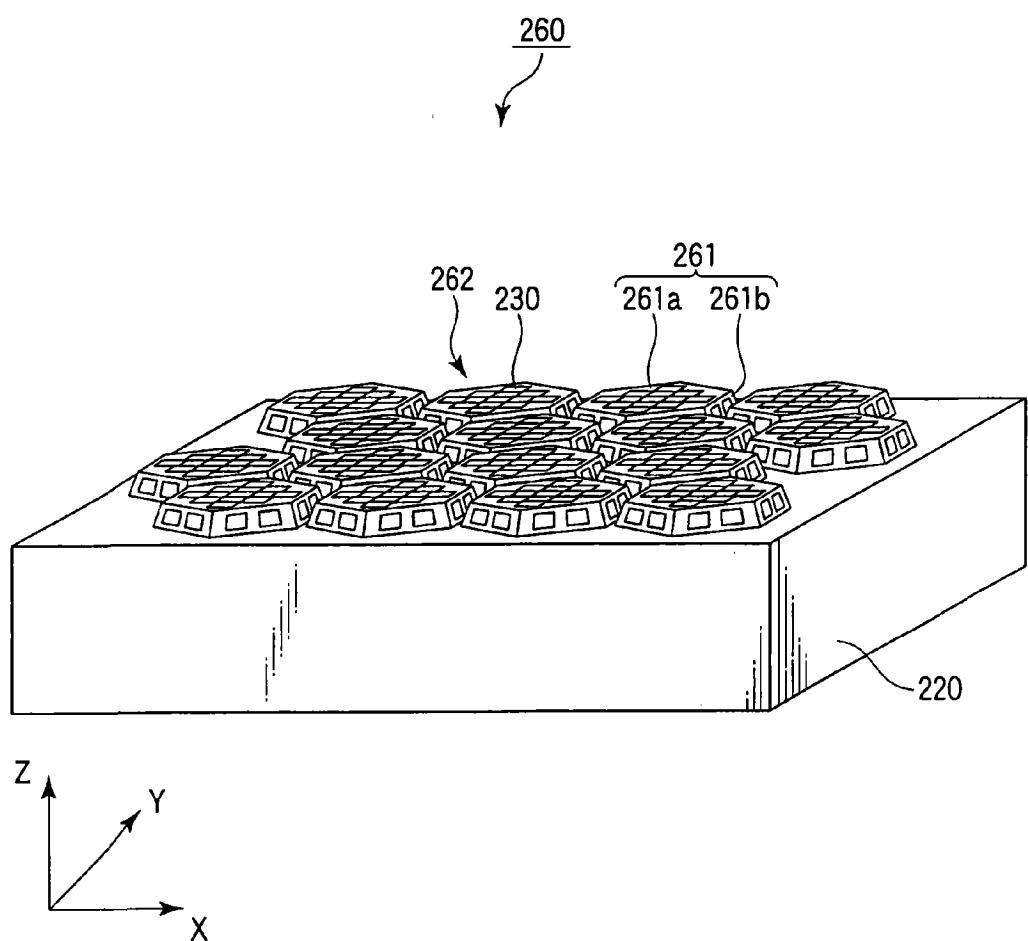


图 33

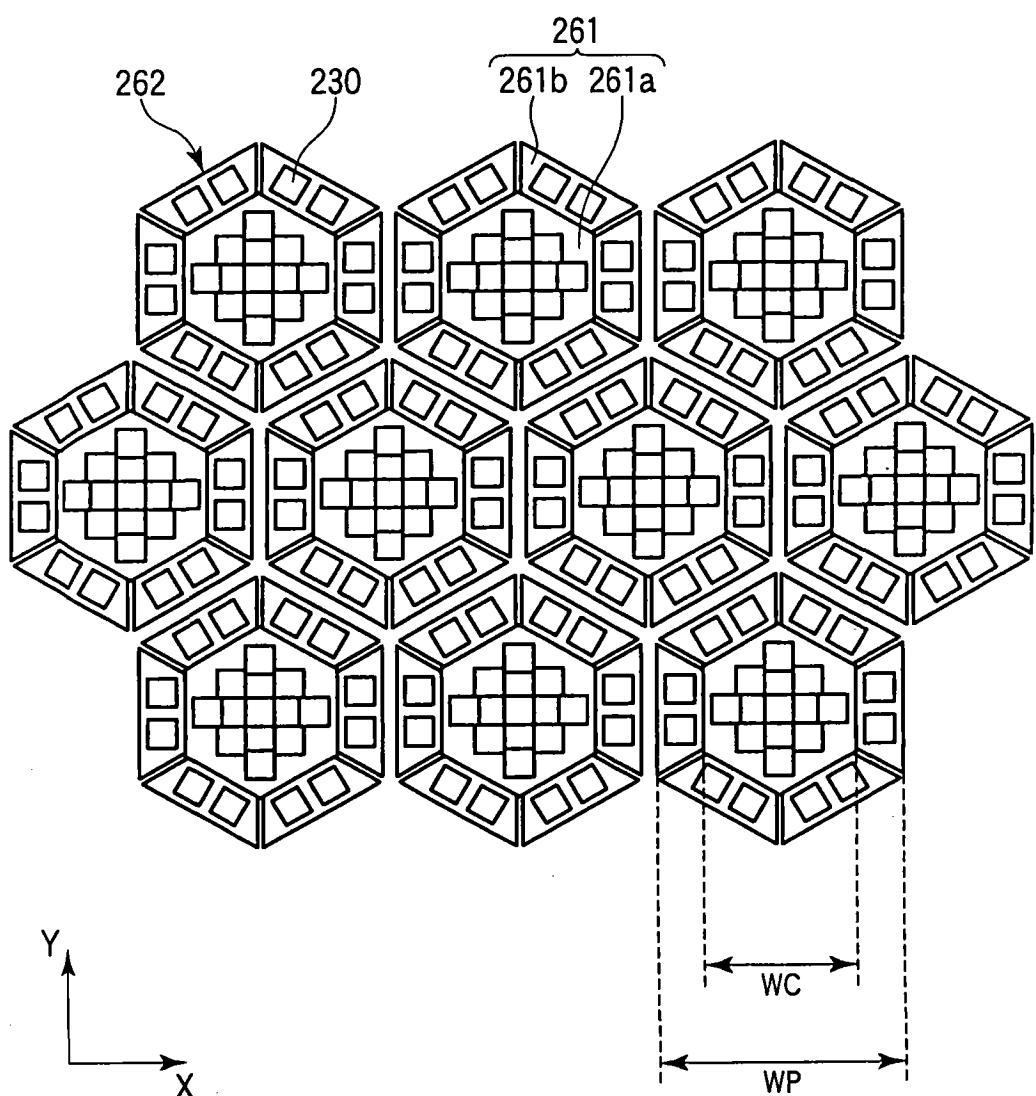


图 34

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波探头以及超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN101524283B | 公开(公告)日 | 2011-09-07 |
| 申请号 | CN200910005749.4 | 申请日 | 2009-02-06 |
| [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 | 尾名康裕 芝本弘一 | | |
| 发明人 | 尾名康裕 芝本弘一 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | B06B1/0622 | | |
| 代理人(译) | 徐冰冰 黄剑锋 | | |
| 优先权 | 2008029688 2008-02-08 JP 2009017535 2009-01-29 JP | | |
| 其他公开文献 | CN101524283A | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

本发明提供超声波探头和超声波诊断装置。基座具有多个凸部或凹部。各凸部和凹部分别相当于振动元件一个波道的量。各振动元件具有多个MUT元件。各MUT元件发送接收超声波。即，在各凸部或凹部上排列有多个MUT元件。由此，各振动元件能够发送接收超声波，该超声波具有沿着凸部或凹部的表面弯曲的放射面。

