

1. 一种超声波换能器,其特征在于,该超声波换能器包括振子元件、第1导电层、第2导电层和驻极体,

上述振子元件具有第1电极、隔着空隙部配设于该第1电极上的振动膜、支承在该振动膜上的第2电极,

上述第1导电层与上述第1电极电连接,

上述第2导电层与上述第1导电层相对配设,并与上述第2电极电连接,

上述驻极体配设在上述第1导电层与上述第2导电层之间,且在从利用上述振动膜振动而产生的超声波的发送方向看时,该驻极体配设在与上述振子元件不重叠的区域,该驻极体保持电荷,对上述第1电极与上述第2电极之间赋予规定的电位差,

上述驻极体直接接触于上述第1导电层和上述第2导电层中的至少一方,或者上述驻极体夹着绝缘层接触于上述第1导电层和上述第2导电层中的至少一方。

2. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,

上述驻极体具有相对于上述第1导电层和上述第2导电层中的至少一方在上述超声波发送方向露出的区域。

3. 根据权利要求2所述的超声波换能器,其特征在于,

上述第2导电层配设于上述第1导电层上方,

在从上述超声波的发送方向看时,在上述第2导电层的与上述驻极体重叠的区域内形成有贯通孔。

4. 根据权利要求2所述的超声波换能器,其特征在于,

上述第1导电层和上述第2导电层被配设成:在与上述第1电极和上述第2电极相对的方向正交的方向上相对。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波换能器,其特征在于,

由上述绝缘层隔开的上述第1导电层与上述第2导电层之间的间隔大于上述振子元件中的由上述空隙部隔开的上述第1电极与上述第2电极之间的间隔。

6. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波换能器,其特征在于,

具有覆盖上述超声波发送方向一侧表面的保护膜,该保护膜的与上述驻极体重叠的区域比上述保护膜的与上述振子元件重叠的区域更向上述超声波发送方向突出。

7. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波换能器,其特征在于,

具有覆盖上述超声波发送方向一侧表面的保护膜,该保护膜的上述超声波发送方向一侧表面是平面状。

8. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,

上述驻极体贴附于上述第1导电层上。

9. 根据权利要求8所述的超声波换能器,其特征在于,

具有分别与多个振子元件对应设置的多个第1导电层,
单一的上述驻极体贴附于该多个第1导电层上。

10. 根据权利要求8或9所述的超声波换能器,其特征在于,

在上述驻极体与上述第2导电层之间夹设有空隙部。

11. 一种超声波换能器,其特征在于,该超声波换能器包括振子元件、第1导电层、第2导电层和驻极体,

上述振子元件具有第 1 电极、隔着空隙部配设于该第 1 电极上的振动膜、支承在该振动膜上的第 2 电极，

上述第 1 导电层与上述第 1 电极电连接，

上述第 2 导电层的电位与上述第 2 电极的电位相同，

上述驻极体配设在上述第 1 导电层与上述第 2 导电层之间，且在从利用上述振动膜振动而产生的超声波的发送方向看时，该驻极体配设在与上述振子元件不重叠的区域，该驻极体保持电荷，对上述第 1 电极与上述第 2 电极之间赋予规定的电位差，

上述驻极体配设在上述第 2 导电层的上方，

上述第 1 导电层配设在上述驻极体的上方，且在从上述超声波的发送方向看时，在上述第 1 导电层的与上述驻极体重叠的区域内形成有贯通孔，

上述驻极体与上述第 2 导电层接触，上述驻极体与上述第 1 导电层之间夹设有绝缘层。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波换能器，其特征在于，

具有覆盖上述超声波发送方向一侧表面的保护膜，该保护膜的与上述驻极体重叠的区域比上述保护膜的与上述振子元件重叠的区域更向上述超声波发送方向突出。

13. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有权利要求 1～12 中任一项所述的超声波换能器。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

该超声波诊断装置是在导入到生物体内的插入部配设有上述超声波换能器而成的超声波内窥镜。

15. 一种超声波显微镜，其特征在于，具有权利要求 1～12 中任一项所述的超声波换能器。

16. 一种超声波换能器的制造方法，该超声波换能器包括振子元件和驻极体，

上述振子元件具有形成于基板上的第 1 电极、隔着空隙部配设于该第 1 电极上的振动膜、支承在该振动膜上的第 2 电极，

上述驻极体由保持电荷、并对上述第 1 电极与上述第 2 电极之间赋予规定电位差的有机膜构成，其特征在于，该制造方法包括如下工序：

在上述基板上形成上述振子元件；

形成第 1 导电层，该第 1 导电层与上述振子元件的第 1 电极电连接，且延伸到上述基板上与上述振子元件不重叠的区域，

在与形成上述振子元件和第 1 导电层的工序不同的工序形成上述驻极体；

在上述基板上的与上述振子元件不重叠的区域，将上述驻极体贴附到上述第 1 导电层上；

在上述驻极体的同与上述第 1 导电层相对的面相反一侧的面上形成第 2 导电层；

将上述第 2 导电层与上述第 2 电极电连接。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波换能器的制造方法，其特征在于，

将上述驻极体贴附到上述第 1 导电层上的工序、形成上述第 2 导电层的工序、将上述第 2 导电层与上述第 2 电极电连接的工序是在如下条件下实施的，即，上述驻极体的温度为上述驻极体保持的电荷量发生降低的规定温度以下。

超声波换能器及其制造方法、超声波诊断装置及超声波显微镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有驻极体的电容式超声波换能器、超声波换能器的制造方法、超声波诊断装置及超声波显微镜。

背景技术

[0002] 对被检体照射超声波、并利用其回波信号来诊断被检体状态的超声波诊断法正广为普及。该超声波诊断法所使用的超声波诊断装置之一有在医疗领域所使用的超声波内窥镜。

[0003] 超声波诊断装置不限于用于医疗领域，在工业领域中为了诊断是否存在产生于被检体（试样）上的伤痕、裂纹、空洞等缺陷也使用超声波诊断装置，这些用于工业领域的超声波诊断装置作为无损检查装置、无损探伤装置，这是公知的。

[0004] 此外，还公知如下这样的所谓的利用 $V(z)$ 曲线的解析法：通过对被检体（试样）照射超声波来评价被检体的声音特性，从而来对被检体的弹性性质定量化、或评价薄膜构造。作为根据这样的 $V(z)$ 曲线来解析被检体性质的装置，公知有超声波显微镜。

[0005] 在这些超声波诊断装置、超声波显微镜中，配设有用于将电信号转换为超声波并将其发送、或接收超声波并将其转换为电信号的超声波换能器。

[0006] 以往，作为超声波换能器，主要使用陶瓷压电材料 PZT（锆钛酸铅）等的压电元件，但近年来，日本特表 2005-510264 号公报所公开那样的、使用微加工技术制造的电容式超声波换能器（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer；以下称为 c-MUT）受到关注。

[0007] c-MUT 具有夹着空隙部而相对的一对平板状电极（平行平板电极），利用含有一方电极的膜（膜片 membrane）的振动来进行超声波的收发。在接收超声波时，c-MUT 为了基于一对电极之间的静电电容的变化而将超声波信号转换为电信号，必须在接收超声波期间在一对电极之间连续供给较高电压的 DC 偏压。

[0008] 为了解决该问题，日本特开平 2-52599 号公报中公开了一种通过在一对电极之间设置驻极体（驻极体绝缘膜）而不需要施加 DC 偏压的 c-MUT（电容式超声波换能器）。此外，在日本特表 2005-506783 号公报中公开了一种将驻极体化了的膜设置在一对电极的正上方、即设置在发送超声波一侧的超声波换能器。

[0009] c-MUT 发送的超声波的声压和将接收的超声波转换为电压信号的灵敏度依存于一对电极之间的静电电容。例如，在平行平板电极之间配设了驻极体的情况下，通过配设驻极体而使平行平板电极之间距离变大，与不配设驻极体的情况下相比，电极之间的静电电容降低了。

[0010] 即，在电极之间配设了驻极体的情况下，难以利用充分的声压和灵敏度来收发超声波。

发明内容

[0011] 本发明是鉴于上述问题点而做成的,其目的在于提供一种通过具有驻极体而不需要施加 DC 偏压、同时可利用充分的声压和灵敏度来收发超声波的电容式超声波换能器、超声波换能器的制造方法、超声波诊断装置及超声波显微镜。

[0012] 为了达到上述目的,本发明的超声波换能器的特征在于, 该超声波换能器包括振子元件、第 1 导电层、第 2 导电层和驻极体,

[0013] 上述振子元件具有第 1 电极、隔着空隙部配设于该第 1 电极上的振动膜、支承在该振动膜上的第 2 电极,

[0014] 上述第 1 导电层与上述第 1 电极电连接,

[0015] 上述第 2 导电层与上述第 1 导电层相对配设,并与上述第 2 电极电连接,

[0016] 上述驻极体配设在上述第 1 导电层与上述第 2 导电层之间,且在从利用上述振动膜振动而产生的超声波的发送方向看时,该驻极体的至少一部分配设在与上述振子元件不重叠的区域,该驻极体保持电荷,对上述第 1 电极与上述第 2 电极之间赋予规定的电位差。

[0017] 通过以下参照附图的说明,本发明上述和其它目的、特征和优点将变得更容易理解。

附图说明

[0018] 图 1 是表示超声波内窥镜的概略结构的说明图。

[0019] 图 2 是表示超声波内窥镜前端部分的结构的立体图。

[0020] 图 3 是振子阵列的立体图。

[0021] 图 4 是从超声波的发送方向看振子元件的俯视图。

[0022] 图 5 是图 4 的 V-V 剖视图。

[0023] 图 6 是振子部件的等效电路图。

[0024] 图 7 是振子部件的形成有驻极体的区域的局部剖视图。

[0025] 图 8 是第 1 实施方式的变形例的形成有驻极体的区域的局部剖视图。

[0026] 图 9 是表示第 1 实施方式的振子阵列的变形例的图。

[0027] 图 10 是第 2 实施方式的振子部件的剖视图。

[0028] 图 11 是第 3 实施方式的振子部件的俯视图。

[0029] 图 12 是图 11 的 XII-XII 剖视图。

[0030] 图 13 是第 3 实施方式的变形例的振子部件的俯视图。

[0031] 图 14 是第 4 实施方式的振子部件的剖视图。

[0032] 图 15 是第 5 实施方式的振子部件的剖视图。

[0033] 图 16 是第 5 实施方式的变形例的剖视图。

[0034] 图 17 是第 6 实施方式的振子部件的剖视图。

[0035] 图 18 是第 7 实施方式的振子部件的俯视图。

[0036] 图 19 是图 18 的 XIX-XIX 剖视图。

[0037] 图 20 是第 7 实施方式的变形例的振子部件的俯视图。

[0038] 图 21 是第 8 实施方式的振子单元的俯视图。

[0039] 图 22 是图 21 的 XXII-XXII 剖视图。

- [0040] 图 23 是说明振子单元的制造工序的图。
- [0041] 图 24 是说明振子单元的制造工序的图。
- [0042] 图 25 是说明振子单元的制造工序的图。
- [0043] 图 26 是第 9 实施方式的振子部件的剖视图。
- [0044] 图 27 是第 10 实施方式的振子阵列的俯视图。
- [0045] 图 28 是表示超声波显微镜概略结构的说明图。

具体实施方式

[0046] 以下,参照附图对本发明的优选实施方式进行说明。另外,在以下说明所使用的各图中,将各构成要素在图上做成可识别程度的大小,因此,对每一构成要素的缩小比例不同。本发明并非仅限定于这些图中记载的构成要素的数量、构成要素的形状、构成要素的大小比例以及各构成要素的相对位置关系。

[0047] 第 1 实施方式

[0048] 以下,参照图 1 ~ 图 8 对本发明的第 1 实施方式进行说明。

[0049] 图 1 是表示超声波内窥镜的概略结构的说明图。图 2 是表示超声波内窥镜前端部分的结构的立体图。图 3 是振子阵列的立体图。

[0050] 在本实施方式中,对将本发明应用于作为超声波诊断装置的超声波内窥镜的例子进行说明。如图 1 所示,本实施方式的超声波内窥镜 1 主要由导入到体腔内的细长插入部 2、位于该插入部 2 基端的操作部 3、从该操作部 3 侧部延伸出的通用连接缆 4 构成。

[0051] 在上述通用连接缆 4 的基端部设有与未图示的光源装置连接的内窥镜连接器 4a。从该内窥镜连接器 4a 延伸出电缆 5 和超声波缆线 6,该电缆 5 通过电连接器 5a 可自由装卸地连接于未图示的摄像机控制单元,该超声波缆线 6 通过超声波连接器 6a 可自由装卸地连接于未图示的超声波观测装置。

[0052] 上述插入部 2 是自前端侧起依次连设前端硬性部 20、弯曲部 8、挠性管部 9 而构成的,该前端硬性部 20 由硬质树脂构件形成,该弯曲部 8 位于该前端硬性部 20 的后端且可自由弯曲,该挠性管部 9 位于该弯曲部 8 的后端且为延伸至上述操作部 3 的前端部的直径细的长杆形,且具有挠性。此外,在上述前端硬性部 20 的前端侧设有用于收发超声波的超声波收发部 30,关于该超声波收发部 30 的详细情况将在后述。

[0053] 在上述操作部 3 上设有用于将上述弯曲部 8 向所希望的方向弯曲控制的角度旋钮 11、用于进行送气和送水操作的送气送水按钮 12、用于进行吸引操作的吸引按钮 13、成为导入到体腔内的处理器具的入口的处理器具插入口 14 等。

[0054] 如图 2 所示,在前端硬性部 20 上设有构成对观察部位照射照明光的照明光学部的照明透镜(未图示)、构成捕捉观察部位的光学像的观察光学部的物镜 21、作为用于吸引切除下的部位 或使处理器具突出的开口的吸引兼钳子口 22、和用于进行送气送水的送气送水口(未图示)。

[0055] 如图 3 所示,设于前端硬性部 20 前端的超声波收发部 30 具有振子阵列 31、驱动电路 34 和 FPC35。FPC35 是具有挠性、且在两面形成有安装面的线路板(挠性线路板),在超声波收发部 30 中,该 FPC35 以与前端硬性部 20 的插入轴线大致平行的轴线为中心轴线地卷绕成大致圆筒状地配设。

[0056] 在圆筒状FPC35的外周面上设有作为超声波振子阵列的振子阵列31。振子阵列31具有沿周向排列于FPC35外周面上的本实施方式的作为超声波换能器的多个振子单元32。从FPC35外周面的法线方向看时,振子单元32为大致长方形状,振子单元32以宽度方向作为FPC35的周向地等间隔排列于圆筒状FPC35的外周面上。振子阵列31例如由数十~数百个振子单元32构成,本实施方式的振子阵列31具有128个振子单元32。并且,各振子单元32具有48个振子部件33。

[0057] 本实施方式的振子单元32是利用微加工技术形成在由低电阻的硅半导体构成的硅基板上的电容式超声波换能器,属于所谓的MEMS(Micro Electro Mechanical Systems微机电系统)的技术范围。这样的利用微加工技术形成的电容式超声波换能器通常称为c-MUT(Capacitive MicromachinedUltrasonic Transducer),详细后述。

[0058] 在本实施方式的振子阵列31中,在一个振子单元32内配设多个的振子部件33构成用于收发超声波的最小驱动单位。振子部件33分别向FPC35的安装面的法线方向、即圆筒状FPC35的径向朝外地发送超声波。

[0059] 另一方面,在圆筒状FPC35的内周面上、即与安装有振子阵列31的安装面相反一侧的安装面上,安装有多个驱动电路34。驱动电路34具有用于驱动振子部件33的脉冲发生器、选择电路等电路,且与各个振子部件33电连接。

[0060] 此外,驱动电路34与形成在圆筒状FPC35外周面上的多个信号电极36和接地电极37电连接。信号电极36和接地电极37与穿过超声波缆线6内且一端同超声波连接器6a电连接的同轴缆线的另一端电连接。因此,驱动电路34与超声波观测装置电连接。

[0061] 具有上述结构的超声波收发部30可利用配设于圆筒形状FPC35外周面上的二维振子阵列31进行可实现扇形扫描的电子式径向扫描,该电子式径向扫描基本上在与前端硬性部20的插入轴线大致正交的平面上呈放射状收发超声波。

[0062] 接着,以下参照图4~图7对本实施方式的作为电容式超声波换能器的振子单元32的详细结构进行说明。图4是从超声波的收发一侧看振子单元32的俯视图。即,在图4中,向与纸面正交且离开纸面的方向发送超声波。图5是图4的V-V剖视图。图6是振子部件33的等效电路图。图7是振子部件的形成有驻极体的区域的局部剖视图。

[0063] 如图4所示,本实施方式的振子单元32是排列有多个振子部件33而构成的。在图4中,虚线围起来的细长区域表示一个振子部件33。

[0064] 振子部件33具有多个振子元件100。此外,振子部件33具有分别与构成该振子部件33的上述多个振子元件100电连接的驻极体130、信号电极焊盘38、接地电极焊盘39。

[0065] 在本实施方式中,振子部件33具有沿细长区域的长度方向直线状排列的8个振子元件100、和配设于细长区域一端将8个振子元件100全部并联电连接的一个驻极体130。

[0066] 在同一振子部件33中,振子元件100全部被并联电连接,通过经信号电极焊盘38输入来自超声波观测装置的驱动信号来同时发送同相位的超声波。

[0067] 如图5所示,本实施方式的振子部件33是利用使用了半导体工艺等的微加工技术而形成在由低电阻的硅半导体构成的硅基板101上的、具有层叠构造的电容式超声波换能器。

[0068] 另外,在以下的对层叠构造的说明中,关于各层的上下关系,将沿法线方向远离硅基板101表面的方向作为上方向。例如,在图5的剖视图中,称为上部电极120配设于下部

电极 110 的上方。此外,各层的厚度是指在硅基板 101 表面的法线方向上的各层尺寸。此外,在以下的说明中,为了便于说明,将硅基板 101 表面中的形成有振子元件 100 的面称为元件形成面,将与形成振子元件 100 的面相反一侧的面称为背面。

[0069] 硅基板 101 由具有导电性的低电阻硅构成,在两表面上分别形成有具有电绝缘性的硅氧化膜、即第 1 绝缘膜 102 和背面绝缘膜 109。第 1 绝缘膜 102 和背面绝缘膜 109 是通过对硅基板 101 进行热氧化而形成的高温氧化膜。另外,第 1 绝缘膜 102 和背面绝缘膜 109 也可以是硅氮化膜。

[0070] 首先,以下详细说明振子元件 100 的构造。

[0071] 振子元件 100 具有夹着大致圆柱状的空隙部即腔室 107 而相对的一对平行平板电极、即下部电极 110(第 1 电极)和上部电极 120(第 2 电极)。并且,具有该振子元件 100 的振子部件 33 是利用振子元件 100 的包括上部电极 120 的具有弹性的膜状构造体、即膜片 100a(振动膜)的振动来收发超声波的。

[0072] 在第 1 绝缘膜 102 上形成有作为导电层的下部电极 110,从上方看时该下部电极 110 为大致圆形。下部电极 110 是通过利用溅镀形成 Mo(钼)膜并形成图案而形成的。下部电极 110 中,从上方看,相邻的振子元件 100 的下部电极 110 彼此之间通过下部电极配线 111 而相电连接。

[0073] 另外,下部电极 110 为层叠构造的下层部,且形成在硅氧化膜上,构成该下部电极 110 的材料除 Mo 以外,优选是例如 W(钨)、Ti(钛)、Ta(钽)等高熔点金属或其合金,但若是能够在其后的制造工序中避免高温热处理,则不限定于这些材料,也可以是 Al(铝)、Cu(铜)等。此外,下部电极 110 可以具有层叠了两种以上导电性材料的多层构造。

[0074] 在从上方看为细长形状的振子部件 33 的、与配设有驻极体 130 的端部相反一侧的端部,以振子部件 33 为单位设有贯通硅基板 101 而形成的晶圆贯通电极 112。晶圆贯通电极 112 与硅基板 101 电绝缘,且与下部电极 110 和形成在背面绝缘膜 109 上的信号电极焊盘 38 电连接。

[0075] 即,同一振子部件 33 内的全部下部电极 110 借助下部电极配线 111、晶圆贯通电极 112 与形成在硅基板 101 背面的信号电极焊盘 38 电连接。

[0076] 在下部电极 110 上以覆盖该下部电极 110 的方式形成有具有电绝缘性的第 2 绝缘膜 103。在本实施方式中,第 2 绝缘膜 103 是硅氧化膜,利用等离子 CVD 法进行成膜。另外,第 2 绝缘膜 103 也可以是硅氮化膜、氮化铪 (HfN)、铪酸氮化物 (HfON) 等。

[0077] 在第 2 绝缘膜 103 上隔着腔室 107 地形成有具有电绝缘性的第 3 绝缘膜 104。在本实施方式中,第 3 绝缘膜 104 是硅氧化膜,利用等离子 CVD 法进行成膜。另外,第 3 绝缘膜 104 也可以是硅氮化膜。

[0078] 在第 2 绝缘膜 103 和第 3 绝缘膜 104 之间形成有密闭成大气压、加压或减压状态的空隙层、即腔室 107。在此,减压状态是指压力低于大气压的状态,也包括所谓的真空状态。腔室 107 为大致圆柱形状,从上方看设置成与下部电极 110 大致同心。

[0079] 在本实施方式中,腔室 107 是通过公知技术的牺牲层蚀刻而形成的,在牺牲层蚀刻时所使用的用于将腔室 107 内与第 3 绝缘膜 104 上层连通的牺牲层除去孔被未图示的塞子堵住。另外,腔室 107 也可以用将机械或化学的微细加工后的晶圆彼此间接合的方法来形成。

[0080] 在第3绝缘膜104上形成有从上方看为大致圆形的导电层、即上部电极120。从上方看,上部电极120与下部电极110大致同心,即上部电极120设于与下部电极110相对的位置。在本实施方式中,上部电极120是通过利用溅镀形成Al膜并形成图案而形成的。

[0081] 上部电极120中,从上方看时,相邻的振子元件100的上部电极120彼此之间通过上部电极配线121电连接。另外,构成上部电极120的材料除Al以外,例如可以是Cu、W、Ti、Ta等具有导电性的材料。此外,上部电极120可以具有层叠了两种以上导电性材料的多层构造。

[0082] 上部电极配线121与贯通电极122在从上方看为细长形状的振子部件33的、与配设有驻极体130的端部相反一侧的端部电连接。贯通电极122贯通第1绝缘膜102、第2绝缘膜103和第3绝缘膜104,并通过与形成上部电极120和上部电极配线121相同的工序而形成,该贯通电极122借助欧姆接触区域122a与硅基板101电连接。

[0083] 此外,在背面绝缘膜109上形成有接地电极焊盘39,接地电极焊盘39借助欧姆接触区域123a与硅基板101电连接。

[0084] 即,同一振子部件33内的全部上部电极120借助上部电极配线121、贯通电极122、硅基板101而与形成在硅基板101背面的接地电极焊盘39电连接。

[0085] 在上部电极120上形成有具有电绝缘性的保护膜105。在本实施方式中,保护膜105是硅氮化膜,利用等离子CVD法形成膜。另外,保护膜105也可以由除硅氮化物以外的硅氧化膜、氮化铪(HfN)、铪酸氮化物(HfON)等构成。特别是HfN和HfON,由于可得到高密度的膜,因此优选用作保护膜。

[0086] 此外,在保护膜105上形成有具有耐水性、抗药品性等的、生物体适合性和电绝缘性优良的对二甲苯系树脂膜106。

[0087] 振子单元32例如通过焊锡接合、各向异性导电膜接合、超声波接合等公知方法安装于FPC35上。由此,上述振子部件33的振子元件100借助信号电极焊盘38和接地电极焊盘39与安装于FPC35的相反一侧的驱动电路34电连接。

[0088] 通过在振子元件100的背面侧设置信号电极焊盘38和接地电极焊盘39,可减少安装面积,可缩短前端硬性部20,从而提高超声波内窥镜1的操作性。

[0089] 另外,在上述结构中,下部电极110、上部电极120和腔室107从上方看为大致圆形,但它们的形状不限于本实施方式,例如也可以是正六边形、矩形等多边形或其他形状。膜片100a和腔室107的尺寸取决于在观察时使用的超声波的波长和输出功率。

[0090] 接着,以下详细说明本实施方式的超声波换能器的配设有驻极体130的区域的结构。

[0091] 在本实施方式中,如上所述,作为电荷保持部件的驻极体130配设在从上方看为细长形状的振子部件33的端部。驻极体130具有持久保持极性为正或负的电荷的功能。

[0092] 本实施方式的驻极体130由无机膜构成,具体而言,是通过电晕放电使利用等离子CVD法等形成的硅氧化膜带电而形成的。另外,驻极体130也可以由硅氮化膜、HfO₂膜、HfAl₂O₅膜等的Hf(铪)氧化物等其他无机膜构成。此外,驻极体130也可以是多种上述无机膜层叠而成。

[0093] 如图6的等效电路图所示,在单一的振子部件33内,驻极体130的保持负电荷的一侧与上述多个振子元件100的各个下部电极110电连接。由于振子元件的上部电极120

接地,因此,驻极体 130 对作为振子元件 100 的一对电极的下部电极 110 与上部电极 120 之间赋予电位差。

[0094] 即,振子元件 100 在电气性上成为与在下部电极 110 和上部电极 120 之间施加 DC 偏压的状态相同的状态,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33 不从外部施加 DC 偏压就可进行超声波的收发。

[0095] 因此,具有本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33 的超声波诊断装置,不需要以往的 c-MUT 那样的用于施加 DC 偏压的电路、配线,可实现装置的小型化。此外,流过 DC 偏压源、配线的电流值变小,可降低耗电。由此,可实现驱动电路的进一步小型化,还可防止因驱动电路发热而产生的振子元件的特性变动。

[0096] 具体如图 7 的局部剖视图所示,本实施方式的驻极体 130 夹设于同振子元件 100 的下部电极 110 电连接的下部导电层 114(第 1 导电层)与同上部电极 120 电连接的上部导电层 124(第 2 导电层)之间。另外,在本实施方式中,下部导电层 114 是由利用与下部电极 110 相同的半导体工艺形成的 Mo 构成的导电层。上部导电层 124 是由利用与上部电极 120 相同的半导体工艺形成的 Al 构成的导电层。

[0097] 此外,在驻极体 130 与上部导电层 124 之间夹设有作为绝缘层的空隙部 131。在本实施方式中,该空隙部 131 是利用公知技术的牺牲层蚀刻而形成的。另外,空隙部 131 只要是使驻极体 130 与上部导电层 124 电绝缘的构件即可,也可以是其他绝缘膜、例如硅氧化膜、硅氮化膜等。

[0098] 在上部导电层 124 的上方,与振子元件 100 同样地形成有具有电绝缘性的保护膜 105。如上所述,在本实施方式中,保护膜 105 是硅氮化膜。

[0099] 此外,在配设于驻极体 130 上方的上部导电层 124 和保护膜 105 上,穿设有沿厚度方向贯通该上部导电层 124 和保护膜 105 的无数微细贯通孔 132。该贯通孔 132 仅形成在从上部导电层 124 和保护膜 105 的上方看为与驻极体 130 重叠的区域。在本实施方式中,贯通孔 132 的直径为 μm 级(直径为数 μm),以规定的分布密度随机分散设置。

[0100] 另外,穿设于上部导电层 124 和保护膜 105 上的贯通孔 132 的形态不限于本实施方式,贯通孔 132 也可以规则排列,例如矩阵状排列。

[0101] 在保护膜 105 的上方与振子元件 100 同样地形成有对二甲苯系树脂膜 106。

[0102] 此外,如图 7 所示,在振子部件 33 中,配设了驻极体 130 的区域形成为比形成有振子元件 100 的区域向上方(超声波的发送方向)突出。具体而言,振子部件 33 的配设有驻极体 130 的区域的厚度 W_e 大于形成有振子元件 100 的区域的厚度 W_c 。

[0103] 如此,在与振子元件 100 相邻的区域具有比形成有振子元件 100 的区域向超声波的发送方向突出的结构,从而本实施方式的振子部件 33 可以防止因与其他物体接触而破坏振子元件 100 的膜片 100a。

[0104] 此外,在本实施方式中,作为在形成有驻极体 130 的区域中相互相对的平行平板电极的上部导电层 124 与下部导电层 114 之间的间隔 D_e 大于振子元件 100 的上部电极 120 与下部电极 110 之间的间隔 D_c 。因此,可抑制在不用于超声波的发送和接收的区域发生寄生电容,可提高超声波单元的驱动效率。

[0105] 在此,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33 的、利用电晕放电对驻极体 130 进行的带电处理,是在如下状态下与电极 114 之间进行的,上述状态是:在成为驻极体

130的硅氧化膜上形成空隙部131、上部导电层124和保护膜105，并进一步形成了沿厚度方向贯通上部导电层124和保护膜105的贯通孔132。电极114本来用于输入超声波收发信号，但在该电晕放电的带电处理中，用作电晕放电的对电极。

[0106] 即，利用电晕放电对驻极体130进行的带电处理是在形成驻极体130之后的形成层构造的半导体工艺全部结束之后、在驻极体130的至少一部分通过贯通孔132露出到上方的状态下进行的。

[0107] 并且，在上述驻极体130的带电处理之后，通过旋转涂敷法(spin coat method)等形成对二甲苯系树脂膜106，从而完成振子部件33的元件形成面一侧的构造。

[0108] 以下，说明具有上述结构的本实施方式的超声波换能器和超声波诊断装置的效果。

[0109] 在本实施方式的振子部件33中，从超声波的发送方向、即从作为振子元件100的一对电极的下部电极110和上部电极120的层叠方向看时，驻极体130配设在与振子元件100不重叠的相分离开的区域。因此，在本实施方式的振子部件33中，可分别独立地设定驻极体130的厚度、下部电极110与上部电极120之间的距离。

[0110] 例如，与以往的在一对平行平板电极之间配设了驻极体的电容式超声波换能器相比，本实施方式的振子部件33可以使一对平行平板电极（在本实施方式中为下部电极110与上部电极120）之间的距离（间隙）更小，且可以使作为电荷保持部件的驻极体130更厚。

[0111] 因此，采用本实施方式，与以往相比，可减小下部电极110与上部电极120之间的距离而增大两电极之间的静电电容，提高了发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度，并且可将驻极体130的厚度做成可使该驻极体130持久稳定保持电荷的厚度。

[0112] 此外，本实施方式的振子部件33未沿厚度方向层叠配设下部电极110、上部电极120和驻极体130，因此，可构成得薄于以往的电容式超声波换能器。

[0113] 同样，与沿厚度方向层叠振子元件和驻极体而构成的以往的电容式超声波换能器相比，本实施方式的振子部件33可进一步减薄超声波发送方向上的厚度。

[0114] 因此，本实施方式的作为超声波换能器的振子部件33比以往更薄，且在以低电压驱动时具有更高的发送超声波的声压和更高的接收超声波的灵敏度，还可持久维持其特性。

[0115] 换言之，在发挥规定的发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度时，本实施方式实现了长期维持初始性能、比以往更薄、且能够以低电压驱动的超声波换能器。

[0116] 此外，采用本实施方式，可以将具有薄型且可以低电压驱动的振子部件33的超声波诊断装置构成为比以往寿命长且小型。例如，若是如图1所示那样的超声波内窥镜1，则可以使振子阵列31的外径比以往更小，可以进一步实现对被检者的负担少的诊断。

[0117] 此外，在本实施方式的振子部件33中，在配设于驻极体130上层的上部导电层124和保护膜105上形成有沿厚度方向贯通该上部导电层124和保护膜105的贯通孔132。在上部导电层124和保护膜105的形成工序完成了的时刻，驻极体130配设在从超声波的发送方向看为与振子元件100分离开的区域上，因此，驻极体130的至少一部分通过该贯通孔132而露出到上方（超声波的发送方向）。

[0118] 在具有如此结构的本实施方式的振子部件33中，利用电晕放电对驻极体130实施

带电处理的工序可以在形成了上部导电层 124 和保护膜 105 之后容易地实施。在该带电处理中,由电晕放电产生的电荷不会全部被覆盖驻极体 130 的导电层、即上部导电层 124 捕捉,一部分电荷会通过贯通孔 132 到达驻极体 130 上。并且,在驻极体 130 的带电处理结束之后,进行形成对二甲苯系树脂膜 106 的工序,完成振子部件 33 的元件形成面一侧的构造。另外,对二甲苯系树脂中含氟 (F) 的部分抗药品性较高,因此优选。

[0119] 换言之,在本实施方式中,是在由半导体工艺形成的层构造全部形成了之后对驻极体 130 进行带电处理的,因此,在对驻极体 130 完成了带电处理之后,不存在使该驻极体 130 的温度为高温的工序。

[0120] 通常,作为电荷保持部件的驻极体具有在高温时放出电荷从而使所保持的电荷量降低的性质。例如,本实施方式的由硅氧化膜构成的驻极体 130,在达到大约 400℃以上的温度时,会发生带电量降低。若驻极体 130 所保持的电荷量降低,则施加于下部电极 110 与上部电极 120 之间的直流电压成分会降低,因此,尤其是振子部件 33 的接收超声波的灵敏度会降低。

[0121] 例如,利用半导体工艺形成在以往的一对平行平板电极之间配设有驻极体的电容式超声波换能器的情况下,在对驻极体实施了带电处理之后,在上层侧的电极和绝缘膜的成膜中使用在 400℃以上的温度下进行的处理时,驻极体的带电量会降低,超声波换能器的灵敏度会降低。对于该问题,考虑有如下方法: 在驻极体的带电处理后,将超声波换能器的制造工序全部在 400℃以下进行,从而来防止驻极体的带电量的降低。但是,采用这样的方法,会受可使用的成膜方法的限制而增加必须的制造装置,工序变得复杂化,因此,存在招致成本增加这样的问题。

[0122] 但是,如上所述,具有本实施方式结构的振子部件 33 具有如下结构:不必将完成了带电处理后的驻极体 130 加热到使该驻极体 130 所保持的电荷量降低的温度,就可以制造该驻极体 130。

[0123] 因此,与以往相比,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33 可进一步提高驻极体 130 所保持的电荷量,在以低电压驱动时具有更高的接收超声波的灵敏度。此外,本实施方式的振子部件 33 的制造工序中不需要以较低温度例如 400℃以下的处理温度进行的半导体工艺,因此,可以利用更通用的半导体制造装置以低成本进行制造。

[0124] 另外,在上述的本实施方式中,对驻极体 130 是对硅氧化膜等的单层或多层无机膜实施了带电处理而成的例子进行了说明,但驻极体 130 的形态不限于此。

[0125] 例如,驻极体 130 可以由有机膜构成,具体而言,是通过利用电晕放电使通常被称为 FEP 的氟树脂带电而形成的,也可以由 FEP 以外的氟树脂、聚酰亚胺、聚丙烯、聚甲基戊烯等其他有机膜构成。

[0126] 公知由这些有机膜构成的驻极体是从以往就用于其他领域的形态的驻极体,可长期稳定保持电荷。但是,由有机膜构成的驻极体具有在高温时所保持的电荷量会降低的性质,特别是在该由有机膜构成的驻极体在比由无机膜构成的驻极体的温度低的 100℃~200℃左右的温度时会发生其所保持的电荷量降低,因此,难以将由有机膜构成的驻极体适用于利用半导体工艺形成的电容式超声波换能器。

[0127] 但是,在本实施方式的振子部件 33 中,如上所述,由于是在半导体工艺结束之后实施对驻极体的带电处理,因此即使由有机膜构成驻极体,也不会发生该驻极体所保持的

电荷量降低。

[0128] 因此,采用本实施方式,可以由可比以往长时间稳定保持电荷的有机膜构成振子部件33的驻极体,可以提供比以往更长寿命的电容式超声波换能器。

[0129] 此外,在上述的实施方式中,保持负电荷的驻极体130与同振子元件100的下部电极110电连接的下部导电层114相接触地形成。并且,在该驻极体130与上部导电层124之间夹设有作为绝缘层的空隙部131。

[0130] 特别是在振子部件33发送超声波时自驱动电路34输出而被赋予给下部电极110的电压信号具有负极性的情况下,这样的形态有效。这是由于,在这样的形态下,由驻极体130对下部电极110与上部电极120之间施加负极性的直流电压成分,而且还可防止驻极体130所保持的电荷从作为接地电位的上部导电层124流出。

[0131] 此外,为了使驻极体130更可靠地保持电荷,由绝缘膜覆盖驻极体130的周围整面是有效的。另外,不言而喻,覆盖该驻极体130周围整面的绝缘膜可以分成多个绝缘膜。

[0132] 例如,如图8所示,作为本实施方式的变形例,若为通过在驻极体130的下层侧和上层侧中的至少一方形成绝缘层139而做成由绝缘性膜覆盖驻极体130的周围整面的结构,则可以使驻极体130更可靠地保持电荷。

[0133] 在图8所示的本实施方式的变形例中,在驻极体130由硅氧化膜构成时,优选是覆盖驻极体130的第2绝缘膜104、保护膜105和绝缘层139由硅氮化膜构成。

[0134] 另外,根据自驱动电路34输出的信号的极性和将该信号施加于下部电极110或上部电极120中的哪一方上,来适当改变驻极体130所保持的电荷极性以及夹设作为绝缘层的空隙部131的位置,并不限定于上述实施方式。

[0135] 此外,在具有超声波换能器的超声波诊断装置中,为了屏蔽外来噪声、提高S/N比,有时利用与超声波换能器电独立地接地的导电层、即屏蔽层来覆盖该超声波换能器。

[0136] 在将该屏蔽层适用于上述实施方式时,若例如由屏蔽层覆盖振子单元32的工序是在驻极体130所保持的电荷量会降低的温度下进行的,则在屏蔽层的重叠于驻极体130上的区域上与上部导电层124同样地形成贯通孔,通过该贯通孔对驻极体130实施带电处理。

[0137] 若例如由屏蔽层覆盖振子单元32的工序是在比驻极体130所保持的电荷量会降低的温度还低的温度下进行的,则在对驻极体130实施带电处理之后形成屏蔽层,不需要形成贯通孔。

[0138] 另外,本实施方式的振子部件是将导电性硅基板101作为基材而构成的,振子部件也可以形成在由具有电绝缘性的石英、蓝宝石、水晶、矾土、氧化锆、玻璃、树脂等绝缘性材料构成的基材上。

[0139] 此外,本实施方式的超声波内窥镜是以进行电子式径向扫描的超声波内窥镜为例进行说明的,但扫描方式不限于此,也可以采用线性扫描、凸面扫描、机械式扫描等。

[0140] 此外,振子阵列也可以是将用于收发超声波的最小驱动单位构成为二维排列的二维阵列的形态。将这样形态的例子作为本实施方式的一变形例示于图9中。

[0141] 在本变形例中,在圆筒状FPC35的外周面上设有作为二维超声波振子阵列的振子阵列41。振子阵列41具有沿周向排列于FPC35外周面上的多个振子单元42。从FPC35外周面的法线方向看时,振子单元42为大致长方形状,振子单元42以宽度方向为周向地等

间隔排列于圆筒状 FPC35 的外周面上。振子阵列 41 例如由数十～数百个振子单元 42 构成，本实施方式的振子阵列 41 具有 128 个振子单元 42。振子单元 42 是在其长度方向上排列多个振子部件 33 而构成的。在本变形例中，一个振子单元 42 构成为一维排列有 64 个振子部件 33。

[0142] 并且，在本变形例的振子阵列 41 中，与上述实施方式不同，振子部件 33 构成用于收发超声波的最小驱动单位。即，一维排列振子部件 33 而构成的振子单元 42 构成一维的超声波振子阵列，通过排列多个该振子单元 42 来构成作为二维超声波振子阵列的振子阵列 41。

[0143] 配设于 FPC35 内周面上的多个驱动电路 44 与各个振子部件 33 电连接。此外，驱动电路 44 与形成在圆筒状 FPC35 外周面上的多个信号电极 46 和接地电极 47 电连接。另外，在图 10 中将信号电极 46 表示为一个电极，但信号电极 46 可以对应于振子部件 33 的数量被分割，对一个振子部件 33 配设一个信号电极。

[0144] 具有上述结构的振子阵列 41 的超声波内窥镜可同时或交替进行所谓的电子式径向扫描和所谓的电子式扇形扫描，该电子式径向扫描是在与前端硬性部 20 的插入轴线大致垂直的平面上以放射状收发超声波，该电子式扇形扫描是在包括前端硬性部 20 的插入轴线的平面上以放射状收发超声波。即，本变形例的超声波内窥镜可通过进行体腔内的三维超声波扫描来取得三维超声波图像。此外，具有振子阵列 41 的超声波内窥镜也可通过进行复合进行电子式径向扫描和线性扫描的三维超声波扫描来取得三维超声波图像，上述线性扫描使进行该电子式径向扫描的平面沿前端硬性部 20 的插入轴线方向移动。

[0145] 另外，不言而喻，不仅如上述变形例那样的、将用于收发超声波的最小驱动单位配置成阵列状的形态包含于本发明，仅使用该最小驱动单位的超声波换能器的形态也包含于本发明。

[0146] 此外，本实施方式的超声波诊断装置既可以是不具有光学观察窗的超声波探头型诊断装置，也可以是胶囊型超声波内窥镜。此外，超声波诊断装置也可以是从被检体的体表面上向体腔内进行超声波扫描的所谓体外式超声波诊断装置。此外，超声波诊断装置也可以是工业领域所使用的无损检查装置、无损探伤装置。

[0147] 第 2 实施方式

[0148] 以下，参照图 10 对本发明的第 2 实施方式进行说明。图 10 是第 2 实施方式的振子部件的剖视图。

[0149] 在第 2 实施方式中，与第 1 实施方式的不同点仅在于形成驻极体的区域的结构。因此，以下仅说明该不同点，并且，对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记，适当省略其说明。

[0150] 如图 10 所示，与第 1 实施方式相比，本实施方式的振子部件是具有振子部件 33a 的形成驻极体 130 的区域不比形成振子元件 100 的区域向超声波的发送方向突出的结构。

[0151] 本实施方式的振子部件 33a 通过在硅基板 101 的形成驻极体 130 的区域形成凹部 101a 而消除了发送超声波一侧的表面凹凸。

[0152] 通过做成这样的结构，本实施方式的作为超声波换能器的振子单元，提高了在形成振子元件 100 的半导体工艺中图案形成的精度。

[0153] 即，与第 1 实施方式相比，本实施方式的振子部件可提高 振子元件 100 的尺寸精

度,可形成声音特性均匀的振子元件 100。

[0154] 第 3 实施方式

[0155] 以下,参照图 11 和图 12 对本发明的第 3 实施方式进行说明。图 11 是本实施方式的超声波振子部件 233 的俯视图。图 12 是图 11 的 XII-XII 剖视图。

[0156] 在第 3 实施方式中,与第 1 实施方式的结构的不同点仅在于形成振子元件的区域与形成驻极体的区域的位置关系。因此,以下仅说明该不同点,并且,对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0157] 如图 11 所示,本实施方式的振子部件 233 具有从上方(超声波的发送方向)看为矩阵状排列的多个振子元件 200、和从上方看形成在与该振子元件 200 分离开的区域上的多个驻极体 230。在图 11 中,为了便于说明,用实线表示由与振子元件 200 的上部电极 220 相同的导电层形成的图案,用虚线表示由与下部电极 210 相同的导电层形成的图案,用双点划线表示配设有驻极体 230 的区域。

[0158] 具体而言,在着眼于振子部件 233 的一部分的 2 行 2 列中相互相邻排列的 4 个部位的振子元件 200 时,驻极体 230 配设于在与超声波发送方向正交的方向上同该 4 个部位的振子元件 200 均距离相等的位置处。即,在包括 2 行 2 列的该 4 个部位振子元件 200 中位于对角的 2 个部位的振子元件 200 的中心、且由与超声波发送方向平行的平面切断的截面(图 12)中,配设振子元件 200 的区域和配设驻极体 230 的区域交替排列。

[0159] 如图 12 所示,本实施方式的振子部件 233 与第 1 实施方式相同,通过使用半导体工艺等微加工技术形成在由低电阻的硅半导体构成的硅基板 201 上,该硅基板 201 的两表面分别形成有具有电绝缘性的硅氧化膜、即第 1 绝缘膜 202 和背面绝缘膜 209。

[0160] 配设振子元件 200 的区域和配设驻极体 230 的区域的结构与第 1 实施方式相同,因此省略其详细说明,以下仅说明其结构。

[0161] 振子元件 200 具有下部电极 210、上部电极 220 和腔室 207,该下部电极 210 作为导电层,从上方看为大致圆形,该上部电极 220 作为导电层,与该下部电极相对配设,且从上方看为大致圆形,上述腔室 207 为夹设于该下部电极 210 与上部电极 220 之间的大致圆筒状的空隙部。并且,为了使下部电极 210 和上部电极 220 电绝缘,在下部电极 210 和上部电极 220 的靠腔室 207 一侧分别配设有第 2 绝缘膜 203 和第 3 绝缘膜 204。此外,在上部电极 220 上方配设有保护膜 205 和对二甲苯系树脂膜 206。

[0162] 本实施方式的振子元件 200 利用具有弹性的膜状构造体、即膜片 200a(振动膜)的振动来收发超声波,该膜片 200a 由上述振子元件 200 的上部电极 220、第 3 绝缘膜 204、保护膜 205 和对二甲苯系树脂膜 206 构成。

[0163] 另一方面,配设驻极体 230 的区域由与振子元件 200 的下部电极 210 电连接的下部导电层 214、与上部电极 220 电连接的上部导电层 224、和夹设于该下部导电层 214 与上部导电层 224 之间的驻极体 230 构成。此外,在驻极体 230 与上部导电层 224 之间夹设有作为绝缘层的空隙部 231。

[0164] 并且,在配设于驻极体 230 上方的上部导电层 224 和保护膜 205 上,穿设有沿厚度方向贯通该上部导电层 224 和保护膜 205 的无数微细贯通孔 232。

[0165] 此外,如图 11 所示,在本实施方式中,在除了配设振子元件 200 和配设驻极体 230 的区域以外的区域,由与上部电极 220 相同的导电层形成的图案(图 11 中的实线)同由与

下部电极 210 相同的导电层形成的图案（图 11 中的虚线）相互不重叠地配设。

[0166] 即，在本实施方式中，将多个上部电极 220 与多个上部导电层 224 电连接的上部电极配线 221、和将多个下部电极 210 与多个下部导电层 214 电连接的下部电极配线 211 交替或改变角度地配置于从上方看互不相同的区域。

[0167] 如此，通过从上方看互不重叠地配设上部导电层 224 和下部导电层 214，可以防止在配线部发生寄生电容。

[0168] 具有如上那样结构的振子部件 233 的本实施方式的振子部件，具有与上述第 1 实施方式相同的效果，并且还具有以下这样的效果。

[0169] 本实施方式的振子单元通过将驻极体 230 配设在多个振子元件 200 之间，从而在从超声波发送方向看振子部件时，可使不用于超声波的发送和接收的区域的面积小于第 1 实施方式。换言之，可提高振子部件的超声波收发面的利用效率。

[0170] 因此，本实施方式的振子部件可更高效率地发送和接收超声波，可提供更小型的超声波诊断装置。

[0171] 另外，驻极体 230 只要是保持足够对振子部件的振子元件 200 施加直流电压的量的电荷即可，如图 11 所示，即使不配设在多个振子元件 200 之间的全部区域上也可以。

[0172] 此外，在上述的本实施方式中，驻极体分开配设在多个区域上，但只要是在与形成有振子元件的区域不同的相分离开的区域内，也可以以单一的连续形状配设驻极体。

[0173] 例如，如图 13 所示，可以在填充矩阵状排列的多个振子元件 200 之间的区域那样的格子状区域内配设驻极体 230a。

[0174] 第 4 实施方式

[0175] 以下，参照图 14 对本发明的第 4 实施方式进行说明。图 14 是第 4 实施方式的振子部件的剖视图。

[0176] 在第 4 实施方式中，与第 1 实施方式的结构的不同点仅在于形成驻极体的区域的结构。因此，以下仅说明该不同点，并且，对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记，适当省略其说明。

[0177] 如图 14 所示，与第 1 实施方式相比，本实施方式的振子部件中，在振子部件 33b 的形成有驻极体 130b 的区域中，与振子元件 100 的下部电极 110 电连接的第 1 导电层 114b 配设于驻极体 130b 的上方，在驻极体 130b 的下方配设有与振子元件 100 的上部电极 120 相同电位的第 2 导电层 124b。

[0178] 进一步具体而言，在驻极体 130b 与作为接地电位的硅基板 101 之间配设与该硅基板电连接的第 2 导电层 124b。并且，在驻极体 130b 的上方隔着空隙部 131 相对配设第 1 导电层 114b。

[0179] 在配设于该驻极体 130b 上方的第 1 导电层 114b 上，在从上方、即从超声波的发送方向看为与驻极体 130b 重叠的区域上穿设有沿厚度方向贯通该第 1 导电层 114b 的无数贯通孔 132b。

[0180] 与第 1 实施方式相同，在驻极体 130b 上形成了第 1 导电层 114b 之后，通过贯通孔 132b 进行本实施方式的驻极体 130b 的带电处理。即，即使是如本实施方式这样在驻极体 130b 的上方形成与下部电极 110 电连接的第 1 导电层 114b 的情况下，也可得到与第 1 实施方式相同的效果。

[0181] 第 5 实施方式

[0182] 以下,参照图 15 对本发明的第 5 实施方式进行说明。图 15 是第 5 实施方式的振子部件的剖视图。

[0183] 在第 5 实施方式中,与第 1 实施方式的结构的不同点仅在于形成驻极体的区域的结构。因此,以下仅说明该不同点,并且,对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0184] 具体而言,本实施方式的驻极体 330 是夹设于第 1 导电层 314 与第 2 导电层 324 之间,该第 1 导电层 314 与振子元件 100 的下部电极 110 电连接,该第 2 导电层 324 与上部电极 120 电连接。

[0185] 在此,在本实施方式中,第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 是相互大致平行相对配设的平板状电极,其相互相对的面配设为与硅基板 101 表面的法线方向大致平行。即,第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 分别具有与振子部件 33c 的超声波发送方向大致平行的平面部,该平面部相互相对地配设。

[0186] 因此,本实施方式中的驻极体 330 被第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 在与硅基板 101 表面大致平行的方向、即与超声波发送方向大致正交的方向上夹持。

[0187] 即,本实施方式的驻极体 330 如上述那样对振子元件 100 的下部电极 110 与上部电极 120 之间赋予电位差,该驻极体 330 产生的电场的方向与振子元件 100 的超声波发送方向、即下部电极 110 和上部电极 120 的层叠方向大致正交。

[0188] 换言之,夹设于上述第 1 导电层 314 与第 2 导电层 324 之间的驻极体 330 配设成其至少一部分自第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 在振子部件 33c 的超声波发送方向、即作为振子元件 100 的一对电极的下部电极 110 与上部电极 120 的层叠方向露出。

[0189] 此外,在驻极体 330 与第 2 导电层 324 之间夹设有作为绝缘层的空隙部 331。在本实施方式中,该空隙部 331 是利用公知技术的牺牲层蚀刻而形成的。另外,空隙部 331 只要是使驻极体 330 与第 2 导电层 324 电绝缘的构件,可以是其他绝缘膜、例如硅氧化膜、硅氮化膜等。

[0190] 在上述第 1 导电层 314、第 2 导电层 324、驻极体 330 及空隙部 331 的上方形成有具有电绝缘性的保护膜 105。此外,在保护膜 105 的上方形成有对二甲苯系树脂膜 106。

[0191] 此外,如图 15 所示,在振子部件 33c 中,配设有驻极体 330 的区域形成为比形成振子元件 100 的区域更向上方(超声波发送方向)突出。具体而言,振子部件 33c 的配设有驻极体 330 的区域的厚度 W_e 大于形成有振子元件 100 的区域的厚度 W_c 。

[0192] 如此,通过在与振子元件 100 相邻的区域具有比形成振子元件 100 的区域更向超声波发送方向突出的结构,本实施方式的振子部件 33c 可以与第 1 实施方式相同防止因与其他物体接触而破坏振子元件 100 的膜片 100a。

[0193] 具有以上说明的结构的本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33c 的、利用电晕放电对驻极体 330 进行的带电处理,是在利用半导体工艺形成配设有振子元件 100 和驻极体 330 的区域的工序结束之后实施。

[0194] 即,利用电晕放电对驻极体 330 进行的带电处理是在形成了保护膜 105 之后隔着该保护膜 105 而进行的。然后,在上述驻极体 330 的带电处理之后,利用旋转涂敷法等形成对二甲苯系树脂膜 106,从而完成振子部件 33c 的元件形成面侧的构造。

[0195] 以下,说明具有上述结构的本实施方式的超声波换能器及超声波诊断装置的效果。

[0196] 在本实施方式的振子部件 33c 中,从超声波的发送方向、即从作为振子元件 100 的一对电极的下部电极 110 和上部电极 120 的层叠方向看时,驻极体 330 配设在与振子元件 100 互不重叠的相分离开的区域。因此,在本实施方式的振子部件 33c 中,可分别独立地设定驻极体 330 的厚度、下部电极 110 与上部电极 120 之间的距离。

[0197] 因此,与以往的在一对平行平板电极之间配设了驻极体的电容式超声波换能器相比,本实施方式的振子部件 33c 可以使一对平行平板电极(在本实施方式中为下部电极 110 与上部电极 120)之间的距离(间隙)更小,且可以使作为电荷保持部件的驻极体 330 更厚。

[0198] 因此,采用本实施方式,与以往相比,可减小下部电极 110 与上部电极 120 之间距离而增大两电极之间的静电电容,提高了发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度,并且可将驻极体 330 的厚度做成可使该驻极体 330 持久稳定保持电荷的厚度。

[0199] 此外,本实施方式的振子部件 33c 未沿厚度方向层叠配设下部电极 110、上部电极 120 和驻极体 330,因此,可构成为薄于以往的电容式超声波换能器。

[0200] 此外,在本实施方式中,驻极体 330 被在与硅基板 101 表面大致平行的方向、即与超声波发送方向大致正交的方向上夹持。因此,如图 15 中的 t 所示,驻极体 330 的厚度由在被第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 夹持的方向上的驻极体 330 的尺寸来定义。

[0201] 即,在本实施方式中,可与振子部件 33c 的超声波发送方向上的厚度独立地设定驻极体 330 的厚度 t。因此,采用本实施方式,可以进一步减薄振子部件 33c 的超声波发送方向上的厚度。

[0202] 此外,即使与在一对电极之间不配设驻极体、而沿厚度方向层叠振子元件和驻极体而构成的以往的电容式超声波换能器相比,本实施方式的振子部件 33c 可以进一步减薄在超声波发送方向上的厚度。

[0203] 因此,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33c 比以往更薄,且在以低电压驱动时具有更高的发送超声波的声压和更高的接收超声波的灵敏度,还可持久维持其特性。

[0204] 换言之,在发挥规定的发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度时,本实施方式实现了长期维持初始性能、比以往更薄、且能够以低电压驱动的超声波换能器。

[0205] 此外,采用本实施方式,可以将具有薄型且可以低电压驱动的振子部件 33c 的超声波诊断装置构成为比以往寿命长且小型。例如,若是如图 1 所示那样的超声波内窥镜 1,可以使振子阵列 31 的外径比以往更细,可以实现对被检者的负担更少的诊断。

[0206] 此外,在本实施方式的振子部件 33c 中,驻极体 330 被配设成其至少一部分相对于第 1 导电层 314 和第 2 导电层 324 在振子部件 33c 的超声波发送方向上露出,且在露出该驻极体 330 的区域上仅形成保护膜 105 和对二甲苯系树脂膜 106。另外,对二甲苯系树脂中含有氟(F)的树脂抗药品性较高,因此优选。

[0207] 在具有这样结构的本实施方式的振子部件 33c 中,利用电晕放电对驻极体 330 实施带电处理的工序容易在形成了保护膜 105 之后实施。换言之,在本实施方式中,是在由半导体工艺形成的层构造全部形成了之后对驻极体 330 进行带电处理的,在对驻极体 330 完

成了带电处理之后,不存在使该驻极体 330 的温度为高温的工序、例如 CVD 那样的工序。

[0208] 通常,作为电荷保持部件的驻极体具有在高温时放出电荷、所保持的电荷量降低的性质。例如,本实施方式的由硅氧化膜构成的驻极体 330,在达到大约 400℃以上的温度时会发生带电量降低。若驻极体 330 所保持的电荷量降低,则施加于下部电极 110 与上部电极 120 之间的直流电压成分会降低,因此,尤其是振子部件 33c 的接收超声波的灵敏度会降低。

[0209] 但是,与第 1 实施方式相同,采用本实施方式,振子部件 33c 具有不必将完成了带电处理后的驻极体 330 加热到会使该驻极体 330 所保持的电荷量降低的温度就可以制造该驻极体 330 的结构。

[0210] 因此,与以往相比,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33c 可进一步提高驻极体 330 所保持的电荷量,在以低电压驱动时具有更高的接收超声波的灵敏度。

[0211] 此外,本实施方式的振子部件 33c 不需要在较低温度下、例如在 400℃以下的处理温度下进行的半导体工艺,因此,可以利用更通用的半导体制造装置以低成本进行制造。

[0212] 另外,在本实施方式的振子部件 33c 的形成工序中,在利用电晕放电对驻极体 330 进行带电处理时与第 1 实施方式不同,是在驻极体 330 的上层侧不存在导电层的状态下进行带电处理的。因此,与第 1 实施方式相比,在本实施方式中,在进行带电处理时,不会发生应注入到驻极体 330 中的电荷经导电层而漏出,可以更高效率地进行驻极体的带电处理。

[0213] 另外,在上述的本实施方式中,对驻极体 330 是对硅氧化膜等的单层或多层无机膜实施了带电处理而成的例子进行了说明,但驻极体 330 的形态不限于此。

[0214] 例如,驻极体 330 可以由有机膜构成,具体而言,是通过利用电晕放电使通常被称为 FEP 的氟树脂带电而形成的,也可以由 FEP 以外的氟树脂、聚酰亚胺、聚丙烯、聚甲基戊烯等其他有机膜构成。

[0215] 公知由这些有机膜构成的驻极体是从以往就用于其他领域的形态的驻极体,可长期稳定保持电荷。但是,由有机膜构成的驻极体具有在高温时所保持的电荷量会降低的性质,特别是在该由有机膜构成的驻极体在比由无机膜构成的驻极体的温度低的 100℃~200℃左右的温度时会发生其所保持的电荷量降低,因此,难以将由有机膜构成的驻极体适用于利用半导体工艺形成的电容式超声波换能器。

[0216] 但是,在本实施方式的振子部件 33c 中,如上所述,由于是在半导体工艺结束之后实施对驻极体的带电处理,因此即使由有机膜构成驻极体,也不会发生该驻极体所保持的电荷量降低。

[0217] 因此,采用本实施方式,可以由以往可长时间稳定保持电荷的有机膜构成振子部件 33c 的驻极体,可以提供比以往更长寿命的电容式超声波换能器。

[0218] 此外,在上述的实施方式中,保持负电荷的驻极体 330 与同振子元件 100 的下部电极 110 电连接的第 1 导电层 314 接触地形成。并且,在该驻极体 330 与第 2 导电层 324 之间夹设有作为绝缘层的空隙部 331。

[0219] 特别是在振子部件 33c 发送超声波时自驱动电路 34 输出而被赋予给下部电极 110 的电压信号具有负极性的情况下,这样的形态有效。这是由于,在这样的形态下,由驻极体 330 对下部电极 110 与上部电极 120 之间施加负极性的直流电压成分,而且还可防止驻极体 330 所保持的电荷从接地电位的第 2 导电层 324 流出。

[0220] 此外,为了利用驻极体 330 更可靠地保持电荷,由绝缘膜覆盖驻极体 330 的周围是有效的。另外,不言而喻,覆盖驻极体 330 周围的绝缘膜可以分成多个绝缘膜。

[0221] 如图 16 所示,例如作为本实施方式的变形例,若通过在驻极体 330 与空隙层 331 之间形成绝缘层 339 而做成由绝缘性膜覆盖驻极体 330 的周围的结构,则可以利用驻极体 330 更可靠地保持电荷。在图 16 所示的本实施方式的变形例中,在驻极体 330 由硅氧化膜构成时,优选覆盖驻极体 330 的第 2 绝缘膜 104、保护膜 105 和绝缘层 339 由硅氮化膜构成。

[0222] 第 6 实施方式

[0223] 以下,参照图 17 对本发明的第 6 实施方式进行说明。图 17 是第 6 实施方式的振子部件的剖视图。

[0224] 在第 6 实施方式中,与第 5 实施方式的结构的不同点仅在于形成驻极体的区域的结构。因此,以下仅说明该不同点,并且,对于与第 5 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0225] 如图 17 所示,与第 5 实施方式相比,本实施方式的振子部件的结构是,振子部件 33e 的形成有驻极体 330e 的区域不是相对于形成振子元件 100 的区域向超声波发送方向突出。

[0226] 本实施方式的振子部件 33e 通过在硅基板 101 的形成有驻极体 330e 的区域形成凹部 101e 而消除了发送超声波一侧的表面凹凸。

[0227] 通过做成这样的结构,本实施方式的作为超声波换能器的振子部件 33e,提高了在形成振子元件 100 的半导体工艺中图案形成的精度。

[0228] 即,与第 5 实施方式相比,本实施方式的振子部件 33e 可提高振子元件 100 的尺寸精度,可形成声音特性均匀的振子元件 100。

[0229] 第 7 实施方式

[0230] 以下,参照图 18 和图 19 对本发明的第 7 实施方式进行说明。图 18 是本实施方式的超声波振子部件 433 的俯视图。图 19 是图 18 的 XIX-XIX 剖视图。

[0231] 在第 7 实施方式中,与第 5 实施方式的结构的不同点仅在于形成振子元件的区域与形成驻极体的区域的位置关系。因此,以下仅说明该不同点,并且,对于与第 5 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0232] 如图 18 所示,本实施方式的振子部件 433 具有从上方(超声波的发送方向)看为矩阵状排列的多个振子元件 400、和从上方看形成在与该振子元件 400 分离开的区域上的多个驻极体 430。在图 18 中,为了便于说明,用实线表示由与振子元件 400 的上部电极 420 相同的导电层形成的图案,用虚线表示由与下部电极 410 相同的导电层形成的图案,用斜剖面线表示配设有驻极体 430 的区域。

[0233] 驻极体 430 配设于矩阵状排列的多个振子元件 400 的各振子元件 400 之间的区域。例如,在本实施方式中,在沿行方向排列的各振子元件 400 的中间配设有驻极体 430。即,在包括同一行排列的多个振子元件 400 的中心、且由与超声波发送方向平行的平面切断的截面(图 19)中,配设振子元件 400 的区域和配设驻极体 430 的区域交替排列。

[0234] 如图 19 所示,本实施方式的振子部件 433 与第 5 实施方式相同,通过使用半导体工艺等微加工技术形成在由低电阻的硅半导体构成的硅基板 401 上,该硅基板 401 的两表面分别形成有具有电绝缘性的硅氧化膜、即第 1 绝缘膜 402 和背面绝缘膜 409。

[0235] 配设振子元件 400 的区域和配设驻极体 430 的区域的结构与第 5 实施方式相同，因此省略其详细说明，以下仅说明其结构。

[0236] 振子元件 400 具有下部电极 410、上部电极 420 和腔室 407，该下部电极 410 作为导电层，从上方看为大致圆形，该上部电极 420 作为导电层，与该下部电极相对配设，且从上方看为大致圆形，上述腔室 407 为夹设于该下部电极 410 与上部电极 420 之间的大致圆筒状的空隙部。并且，为了使下部电极 410 和上部电极 420 电绝缘，在下部电极 410 和上部电极 420 的靠腔室 407 一侧分别配设有第 2 绝缘膜 403 和第 3 绝缘膜 404。此外，在上部电极 420 上方配设有保护膜 405 和对二甲苯系树脂膜 406。

[0237] 本实施方式的振子元件 400 利用具有弹性的膜状构造体、即膜片 400a(振动膜)的振动来收发超声波，该膜片 400a 由上述振子元件 400 的上部电极 420、第 3 绝缘膜 404、保护膜 405 和对二甲苯系树脂膜 406 构成。

[0238] 另一方面，配设驻极体 430 的区域由与振子元件 400 的下部电极 410 电连接的第一导电层 414、与上部电极 420 电连接的第二导电层 424、和夹设于该第一导电层 414 与第二导电层 424 之间的驻极体 430 构成。此外，在驻极体 430 与第二导电层 424 之间夹设有作为绝缘层的空隙部 431。

[0239] 并且，驻极体 430 被第一导电层 414 和第二导电层 424 在与硅基板 401 表面大致平行的方向、即与超声波发送方向大致正交的方向上夹持。

[0240] 换言之，夹设于上述第一导电层 414 与第二导电层 424 之间的驻极体 430 配设成其至少一部分从第一导电层 414 和第二导电层 424 向振子部件 433 的超声波发送方向、即作为振子元件 400 的一对电极的下部电极 410 与上部电极 420 的层叠方向露出。

[0241] 此外，如图 18 所示，在本实施方式中，在除了配设有振子元件 400 和配设有驻极体 430 的区域以外的区域，由与上部电极 420 相同的导电层形成的图案（图 18 中的实线）同由与下部电极 410 相同的导电层形成的图案（图 18 中的虚线）相互不重叠地配设。

[0242] 即，在本实施方式中，将多个上部电极 420 和多个第二导电层 424 电连接的上部电极配线 421 沿行列方向配设，另一方面，将多个下部电极 410 和多个第一导电层 414 电连接的下部电极配线 411 以从上方看与上述上部电极配线 421 成 45 度角的方式配设。

[0243] 这样，通过从上方看互不重叠地配设第二导电层 424 和第一导电层 414，可以防止在配线部发生寄生电容。

[0244] 具有如上这样结构的振子部件 433 具有与上述第 5 实施方式相同的效果，并且还具有以下这样的效果。

[0245] 本实施方式的振子部件通过将驻极体 430 配设在多个振子元件 400 之间，从而在从超声波发送方向看振子部件时，可使不用于发送和接收超声波的区域的面积小于第 5 实施方式。换言之，可提高振子部件的超声波收发面的利用效率。

[0246] 因此，本实施方式的振子部件可更高效率地发送和接收超声波，可提供更小型的超声波诊断装置。

[0247] 另外，驻极体 430 只要是保持足够对振子部件 433 的振子元件 400 施加直流电压的量的电荷即可，如图 18 所示，即使不配设在多个振子元件 400 之间的全部区域上也可以。

[0248] 此外，在上述的本实施方式中，驻极体分开配设在多个区域上，但若是在与形成有振子元件的区域不同的相分离开的区域内，也可以以单一的连续形状配设驻极体。

[0249] 例如,如图 20 所示,在着眼于 2 行 2 列中相互相邻排列的 4 个部位的振子元件 400 时,驻极体 430a 可以配设于在与超声波发送方向正交的方向上同该 4 个部位的振子元件 400 均距离相等的位置处。

[0250] 此外,以上到第 7 实施方式为止的驻极体的带电处理方法示出的是电晕放电法,但带电处理方法不限定于电晕放电法,例如也可以是电子束照射法、离子注入法,只要是可以在其他层中形成固定电荷的方法即可。

[0251] 第 8 实施方式

[0252] 以下,参照图 21 ~ 图 25 对本发明的第 8 实施方式进行说明。

[0253] 以下仅说明第 8 实施方式与第 1 实施方式的不同点,此外,对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0254] 图 21 是从超声波发送一侧看振子单元的俯视图。即,在图 21 中,与纸面正交地、且向离开纸面的方向发送超声波。图 22 是图 21 的 XXII-XXII 剖视图。图 23 ~ 图 25 是说明振子单元的制造方法的图。

[0255] 如图 21 所示,本实施方式的振子单元 32f 是排列有多个振子部件 33f 而构成的。在图 21 中,虚线围起来的细长区域表示一个振子部件 33f。

[0256] 振子部件 33f 具有多个振子元件 100。此外,振子部件 33f 具有分别与构成该振子部件 33f 的上述多个振子元件 100 电连接的驻极体 530、信号电极焊盘 38、接地电极焊盘 39。

[0257] 驻极体 530 用于保持电荷、对振子元件 100 供给 DC 偏压,对此将后详述。此外,在本实施方式的振子单元 32f 中,一个驻极体 530 与多个振子部件 33f 电连接,对构成各个振子部件 33f 的多个振子元件 100 供给 DC 偏压。

[0258] 在本实施方式中,振子部件 33f 具有沿细长区域的长度方向直线状排列的 8 个振子元件 100、和配设于细长区域一端将 8 个振子元件 100 全部并联电连接的一个驻极体 530。

[0259] 在同一振子部件 33f 中,振子元件 100 全部被并联电连接,通过经信号电极焊盘 38 输入来自超声波观测装置的驱动信号来同时发送同相位的超声波。

[0260] 此外,构成同一振子单元 32f 的全部振子部件 33f 的信号电极焊盘 38 被相互电连接,因此如上所述,一个振子部件 33f 构成用于收发超声波的最小驱动单位。

[0261] 如图 22 所示,与第 1 实施方式相同,本实施方式的振子部件 33f 是利用使用半导体工艺等微加工技术形成在由低电阻硅半导体构成的硅基板 101 上的具有层叠构造的电容式超声波换能器。

[0262] 本实施方式中的形成振子元件 100 的区域的结构与第 1 实施方式相同,因此省略其说明,以下,详细说明本实施方式的超声波换能器的配设有驻极体 530 的区域的结构。

[0263] 在本实施方式中,作为电荷保持部件的驻极体 530 借助在常温下固化的粘接剂而贴附配设于从上方看为细长形状的振子部件 33f 的端部。驻极体 530 具有持久保持极性为正或负的电荷的功能。

[0264] 本实施方式的驻极体 530 由有机膜构成,具体而言,是通过利用电晕放电使通常被称为 FEP 的氟树脂带电而形成的。另外,驻极体 530 还可以由 FEP 以外的氟树脂、聚酰亚胺、聚丙烯等其他有机膜构成。

[0265] 此外,具体而言,如图 22 所示,本实施方式的驻极体 530 构成为在厚度方向的两表面上的至少一部分上形成有下部导电层 531 和上部导电层 532。下部导电层 531 和上部导电层 532 例如是铜、金、铝等具有导电性的金属膜,利用蒸镀、CVD、粘接、喷墨法等公知的金属膜形成技术而配设于驻极体 530 的两表面上。

[0266] 并且,在本实施方式的振子部件 33f 中,形成于驻极体 530 下侧表面上的下部导电层 531(第 1 导电层)通过具有导电性的下部电极配线 514 与多个振子元件 100 的下部电极 110 电连接。另一方面,形成于驻极体 530 上侧表面上的上部导电层 532(第 2 导电层)通过具有导电性的上部电极配线 524 与多个振子元件 100 的上部电极 120 电连接。上部电极配线 524 是利用现有的低温膜形成技术形成的具有导电性的膜。

[0267] 即,在单一的振子部件 33f 内,驻极体 530 与上述多个振子元件 100 的下部电极 110 和上部电极 120 电连接。在此,由于振子元件 100 的上部电极 120 接地,因此,驻极体 530 对作为振子元件 100 的一对电极的下部电极 110 与上部电极 120 之间赋予电位差。

[0268] 此外,在驻极体 530 及配设于其上方的上部导电层 532、上部电极配线 524 上,与振子元件 100 同样地形成有对二甲苯系树脂膜 106。另外,若对二甲苯系树脂膜 106 含有抗药品性较高的氟(F),则更优选。

[0269] 以下说明具有上述结构的本实施方式的振子单元 32f 的制造方法。另外,在以下的说明中,除了形成有驻极体 530 的区域以外的制造方法是利用半导体工艺进行的公知方法,因此省略该说明或简单说明。

[0270] 首先,如图 23 所示,利用半导体工艺和作为在所谓的 MEMS 技术领域的公知技术的牺牲层蚀刻在低电阻的硅基板 101 上形成作为构成振子元件 100 的一对平行平板电极的下部电极 110 和上部电极 120、夹设于该两电极之间的腔室 107,上述硅基板 101 的两表面上分别形成有作为硅氧化膜的第 1 绝缘膜 102 和背面绝缘膜 109。

[0271] 具体而言,将由 Mo 构成的导电层制成图案而形成多个下部电极 110、和与该多个下部电极 110 电连接且从振子部件 33 端部延伸出的下部电极配线 114。接着,在多个下部电极 110 上形成第 2 绝缘膜 103 和第 3 绝缘膜 104,并利用牺牲层蚀刻在第 2 绝缘膜 103 和第 3 绝缘膜 104 之间形成多个腔室 107。

[0272] 接着,在分别与多个下部电极 110 隔着腔室 107 相对的位置将由 Al 构成的导电层制成图案而形成上部电极 120。接着,覆盖该上部电极 120 上面地形成具有电绝缘性的保护膜 105。

[0273] 并且,在振子部件 33f 的配设有驻极体 530 的端部侧形成沿厚度方向贯通保护膜 105、且与上部电极 120 电连接的导通孔 124a。

[0274] 在以上工序结束了的状态下,在硅基板 101 的元件形成面 侧,在成为振子部件 33f 的区域的配设有驻极体 530 的端部侧,与下部电极 110 电连接的下部电极配线 514、和形成于保护膜 105 上且与上部电极 120 电连接的导通孔 524a 在上方即超声波发送方向露出。在此,在从上方看硅基板 101 的元件形成面的状态下,下部电极配线 514 和导通孔 524a 形成在相互分离开的不同区域。

[0275] 接着,如图 24 所示,用在常温下固化的粘接剂将驻极体 530 贴附于下部电极配线 514 上,该驻极体 530 是在与利用上述半导体工艺在硅基板 101 上形成层叠构造的工序不同的工序中形成的。

[0276] 在此,如上所述,驻极体 530 是通过利用电晕放电使被称为 FEP 的氟树脂带电而形成的,并在驻极体 530 的两表面上形成有作为金属膜的下部导电层 531 和上部导电层 532。因此,通过利用粘接剂将驻极体 530 贴附于下部电极配线 514 上来将下部电极配线 514 和下部导电层 531 电连接。

[0277] 另外,在进行了带电处理后的驻极体 530 上形成下部导电层 531 和上部导电层 532 的工序是在驻极体 530 所保持的电荷不损失的温度条件下进行的。例如,如本实施方式这样,在驻极体 530 是对被称为 FEP 的氟树脂进行带电处理而成的情况下,当将该驻极体 530 加热到 100℃ 以上时,其所保持的电荷量会降低。因此,在本实施方式中,在驻极体 530 上形成下部导电层 531 和上部导电层 532 的工序是在驻极体 530 的温度为 100℃ 以下的条件下进行的。

[0278] 同样,利用粘接剂将驻极体 530 贴附于下部电极配线 514 上的工序也是在驻极体 530 所保持的电荷不损失的温度条件下进行的,在本实施方式中,是在驻极体 530 的温度为 100℃ 以下的条件下进行的。

[0279] 此外,将驻极体 530 配设于下部电极配线 514 上的方法不限于使用粘接剂,只要是将下部电极配线 514 和下部导电层 531 电连接、且在驻极体 530 所保持的电荷不损失的温度条件下进行的方法即可。

[0280] 在以上工序结束了的状态下,在硅基板 101 的元件形成面侧,在成为振子部件 33f 的区域的配设有驻极体 530 的端部侧,与上部电极 120 电连接的导通孔 524a 和形成于驻极体 530 上的上部导电层 532 向上方即超声波发送方向露出。

[0281] 接着,如图 25 所示,形成作为具有导电性的金属膜的上部电极配线 524,以将形成于保护膜 105 上的导通孔 524a 和上部导电层 532 电连接。

[0282] 在本实施方式中,上部电极配线 524 是利用公知的低温金属膜形成技术而形成的。通过该工序,将上部电极 120 和形成于驻极体 530 上的上部导电层 532 电连接。

[0283] 另外,将形成于保护膜 105 上的导通孔 524a 和上部导电层 532 电连接的方法不限于本实施方式,只要是将上部电极配线 524 和上部导电层 532 电连接、且在驻极体 530 所保持的电荷不损失的温度条件下进行的方法即可。例如可以是通过引线接合或线焊接等低温配线形成工艺将与导通孔 524a 电连接的电极焊盘和与上部导电层 532 电连接的电极焊盘电连接的形态。此外,例如也可以是利用粘接剂贴附金属膜的方法、利用喷墨法或分配 (dispense) 法将导电性膏描绘成配线的形态等。

[0284] 在以上参照图 23 ~ 图 25 说明了的工序之后,进一步利用旋转涂敷法 (spin coat method) 或蒸镀法等低温工艺在上层侧形成对二甲苯系树脂膜 106,从而形成图 21 和图 22 所示的本实施方式的振子单元 32f。另外,对二甲苯系树脂膜 106 的形成可以在将振子单元 32f 安装到 FPC35 上之后进行。

[0285] 以下,说明具有上述结构的本实施方式的超声波换能器和超声波诊断装置的效果。

[0286] 在本实施方式的振子单元 32f 中,从超声波的发送方向、即从作为振子元件 100 的一对电极的下部电极 110 和上部电极 120 的层叠方向看时,驻极体 530 配设在与振子元件 100 互不重叠的区域。因此,本实施方式的振子单元 32f 构成为比以往的沿厚度方向、即超声波发送方向层叠 c-MUT 和驻极体而成的超声波换能器薄。

[0287] 但是,由于要使驻极体 530 保持高密度的带电电荷和具有充分的抗劣化性,因此,优选是使驻极体 530 的厚度为数 μm ~ 数 $10\mu\text{m}$ 。另一方面,在通常的 c-MUT 中,为了得到可实现充分的超声波声压和灵敏度的电极之间的静电电容,优选是电极之间距离为 $1\mu\text{m}$ 以下。即,在电极之间配设驻极体的以往的 c-MUT 不能确保得到所必须的静电电容的电极之间距离,不能利用充分的声压和灵敏度收发超声波。

[0288] 对此,本实施方式的振子单元 32f 可分别独立地设定驻极体 530 的厚度、和下部电极 110 与上部电极 120 之间的距离(间隙)。即,采用本实施方式,提高了振子单元 32f 的设计自由度,因此例如与以往相比,可减小下部电极 110 与上部电极 120 之间的距离而增大两电极之间的静电电容,提高了发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度,并且可将驻极体 530 的厚度做成可使该驻极体 530 持久稳定保持电荷的厚度。并且,在该状态下,可以将振子单元 32f 构成得比以往更薄。

[0289] 因此,采用本实施方式,振子单元 32f 的在超声波发送方向上的厚度薄于以往,且具有更高的发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度,并且驻极体 530 的性能稳定,从而可更长期维持其性能。

[0290] 换言之,本实施方式的振子单元 32f 实现了比以往更高效率的超声波换能器,在发挥规定的发送超声波的声压和接收超声波的灵敏度时,本实施方式实现了长期维持所期望的性能、比以往更薄、且能够以低电压驱动的超声波换能器。

[0291] 但是,在采用以往的沿厚度方向、即超声波发送方向层叠 c-MUT 和驻极体而成的超声波换能器时,存在因在对驻极体进行带电处理后的制造工序中的气体介质成分、湿度、温度的影响而使驻极体的性能发生劣化这样的问题。

[0292] 例如,在层叠 c-MUT 和驻极体而成的以往的超声波换能器中,在形成驻极体之后,需要进一步使用半导体工艺形成硅氧化膜等层叠构造。即,在其后的半导体工艺中,会将驻极体加热到数百°C。因此,在以往的超声波换能器中,不能将在 100°C 左右所保持的电荷会消失的 FEP 等有机膜用作驻极体。

[0293] 因此,作为针对驻极体保持的电荷消失的对策,在以往的超声波换能器中,由即使在更高温下仍可保持电荷的例如由硅化合物构成的无机膜来构成驻极体。

[0294] 然而,由硅化合物等无机膜构成的驻极体与由有机膜构成的驻极体相比,存在带电处理后的电荷保持性较差,难以持久稳定保持电荷这样的问题。即,在具有无机膜的驻极体而构成的以往的超声波换能器中,发送超声波的声压和对于接收超声波的灵敏度等特性会因时间而发生变动。

[0295] 另一方面,在本实施方式中,在与形成振子元件 100 的半导体工艺不同的工序中做成立极体 530,并在构成振子元件 100 的层叠构造全部形成之后将驻极体 530 贴附于振子单元 32f 上。而且,在所保持的电荷不损失的温度条件下将驻极体 530 贴附于振子单元 32f 上,进而与振子元件 100 的下部电极 110 和上部电极 120 电连接。换言之,在本实施方式中,由有机膜构成的 驻极体 530 不会在带电处理后加热到所保持电荷减少或消失的温度。

[0296] 因此,与以往的具有无机膜驻极体的超声波换能器相比,本实施方式的作为超声波换能器的振子单元 32f 可使用可更长时间稳定保持电荷的有机膜的驻极体,因此可更长期恒定保持特性。

[0297] 另外,在具有超声波换能器而构成的超声波诊断装置中,为了屏蔽外来噪声、提高

S/N 比,有时利用与超声波换能器电独立地接地的导电层、即屏蔽层来覆盖该超声波换能器。

[0298] 在将该屏蔽层适用于上述实施方式时,若例如由屏蔽层覆盖振子元件 100 的工序是在驻极体 530 所保持的电荷量会降低的温度下进行的,则在该屏蔽层形成到振子元件 100 上之后实施将驻极体 530 配设于下部电极配线 514 上的工序。若例如由屏蔽层覆盖振子元件 100 的工序是在比驻极体 530 所保持的电荷量会降低的温度低的温度下进行的,则无此限制。

[0299] 此外,在上述实施方式中,驻极体 530 是借助上部导电层 532、上部电极配线 524 和上部电极 120 而与作为接地电位的硅基板 101 电连接的,但也可以是例如上部导电层 532 通过引线接合等直接与形成在硅基板 101 上的电极焊盘连接的结构。

[0300] 第 9 实施方式

[0301] 以下,参照图 26 对本发明的第 9 实施方式进行说明。图 26 是第 9 实施方式的振子部件的剖视图。

[0302] 在第 9 实施方式中,与第 8 实施方式的结构的不同点仅在于配设驻极体的区域的结构。因此,以下仅说明该不同点,并且,对于与第 1 实施方式相同的构成要素标注相同的附图标记,适当省略其说明。

[0303] 在本实施方式的振子单元中,在自振子部件 33g 一端延伸 出而形成的下部电极配线 514 与配设于该下部电极配线 514 上的驻极体 530 之间夹设有空隙层 533。

[0304] 具体而言,在下部电极配线 514 上,形成以规定间隔将驻极体 530 和下部电极配线 514 分离开的垫片 534,将驻极体 530 贴附于该垫片 534 上。

[0305] 例如如上述第 8 实施方式那样,在驻极体 530 的表面上直接配设了作为导电层的下部导电层 531 和上部导电层 532 时,有时在被驻极体 530 与导电层的界面附近的缺陷所捕集的电荷之间,驻极体 530 的带电状态被中和,结果,成为与驻极体 530 所保持的电荷量降低了相同的状态。

[0306] 但是,在本实施方式的振子部件中,通过在驻极体 530 与同被供给有信号电压的下部电极 110 电连接的下部电极配线 514 之间设置空隙层 533,从而可消除在上述的导电层的界面附近的缺陷捕集电荷这样的影响。

[0307] 即,采用本实施方式,可更有效地将驻极体 530 所保持的电荷用作供给到振子元件 100 的下部电极 110 和上部电极 120 之间的直流电压成分,可构成具有更高发送超声波的声压和更高接收超声波的灵敏度的振子部件。

[0308] 第 10 实施方式

[0309] 以下,参照图 27 对本发明的第 10 实施方式进行说明。图 27 是本实施方式的超声波振子阵列 731 的俯视图。

[0310] 在上述第 8 实施方式中,是一个驻极体与多个振子部件电连接、对构成振子部件的多个振子元件分别供给直流电压成分的结构,但在本实施方式中,是一个驻极体与多个振子单元电连接的结构。

[0311] 如图 27 所示,本实施方式的作为超声波换能器的超声波振子阵列 731 构成为在 FPC735 的安装面上安装有由多个振子元件 100 构成的多个振子单元 732。

[0312] 在着眼于单一振子单元 732 时,与构成该单一振子单元 732 的全部振子元件 100

的下部电极 110 电连接的下部电极配线 614、下部电极焊盘 631a、信号电极配线 636a 和信号电极焊盘 636 形成在 FPC735 上。

[0313] 另外,这些与下部电极 110 电连接的下部电极配线 614、下部电极焊盘 631a、信号电极配线 636a 和信号电极焊盘 636 中的下部电极配线 614 和信号电极配线 636a 形成为 FPC735 下层侧的导电图案,与 FPC735 表面绝缘。另一方面,下部电极焊盘 631a 和信号电极焊盘 636 是在 FPC735 的安装面侧的最上面露出而形成的导电图案。

[0314] 并且,在与多个振子单元 732 对应设置的多个下部电极焊盘 631a 上贴附有单一的驻极体 630a,并且该单一的驻极体 630a 与多个下部电极焊盘 631a 电连接。此外,在该驻极体 630a 的与贴附于下部电极焊盘 631a 上与该下部电极焊盘 631a 相对的面相反一侧的面上、即与 FPC735 相反一侧的面上,与下部电极焊盘 631a 的位置对应地形成有上部导电层 632a。

[0315] 该上部导电层 632a 借助通过引线接合等而形成的上部电极配线 624 而与构成单一振子单元 732 的全部振子元件 100 的上部电极 120 电连接。

[0316] 此外,形成于驻极体 630a 上的全部多个上部导电层 632a 借助接地电极配线 637a 与在 FPC735 的安装面侧的最上面露出而形成的共用接地电极焊盘 637 电连接。即,在本实施方式的振子阵列 631 中,全部振子单元 732 的振子元件 100 的上部电极 120 与共用接地电极焊盘 637 电连接。

[0317] 在具有上述结构的超声波振子阵列 731 中,多个振子单元 732 与单一的驻极体 630a 电连接,一个振子单元 732 构成用于收 发超声波的最小驱动单位。并且,驻极体 630a 对构成振子单元 732 的振子元件 100 的下部电极 110 与上部电极 120 之间赋予电位差。

[0318] 采用上述本实施方式,可以将形成为芯片状的振子单元 732 和对该振子单元 732 的振子元件 100 赋予电位差的驻极体 630a 分别配设在 FPC735 上的互不重叠的不同区域上。

[0319] 即,与如第 8 实施方式那样对每一振子单元配设驻极体的情况相比,采用本实施方式可进一步减薄整个振子阵列的厚度。

[0320] 此外,与第 8 实施方式相比,构成为可增大驻极体的大小,因此,可以更容易进行驻极体的形成和贴附工序。

[0321] 第 11 实施方式

[0322] 以下,参照图 28 对本发明的第 11 实施方式进行说明。第 11 实施方式是将上述本发明的超声波换能器应用于超声波显微镜的实施方式。图 28 是说明本实施方式的超声波显微镜结构的图。

[0323] 超声波显微镜 800 将在高频振荡器 801 产生的高频信号经循环器 802 施加到本发明的超声波换能器 803 上而转换为超声波。用声透镜 804 汇聚该超声波,并在该汇聚点配置试样 805。试样 805 被样品保持架 806 保持,在试样 805 与声透镜 804 的透镜面之间填充水等耦合剂 807。来自试样 805 的反射波经声透镜 804 而被换能器 803 接收,并转换为电气反射信号。从超声波换能器 803 输出的与接收超声波对应的电信号经循环器 802 而输入到显示装置 808。由被扫描电路 809 控制的扫描装置 810 来在水平面内沿 XY 这两轴方向驱动样品保持架 806。

[0324] 以上这样构成的超声波显微镜 800,通过对试样 805 照射超声波来评价试样 805 的

声音特性,从而可对试样 805 的弹性性质定量化,或评价薄膜构造。

[0325] 另外,本发明不限于上述实施方式,在不违反从权利要求书和整个说明书读出的发明要旨或思想的范围内,可进行适当变更,伴随这样变更的超声波换能器、超声波换能器的制造方法、超声波诊断装置和超声波显微镜也包含于本发明的保护范围中。

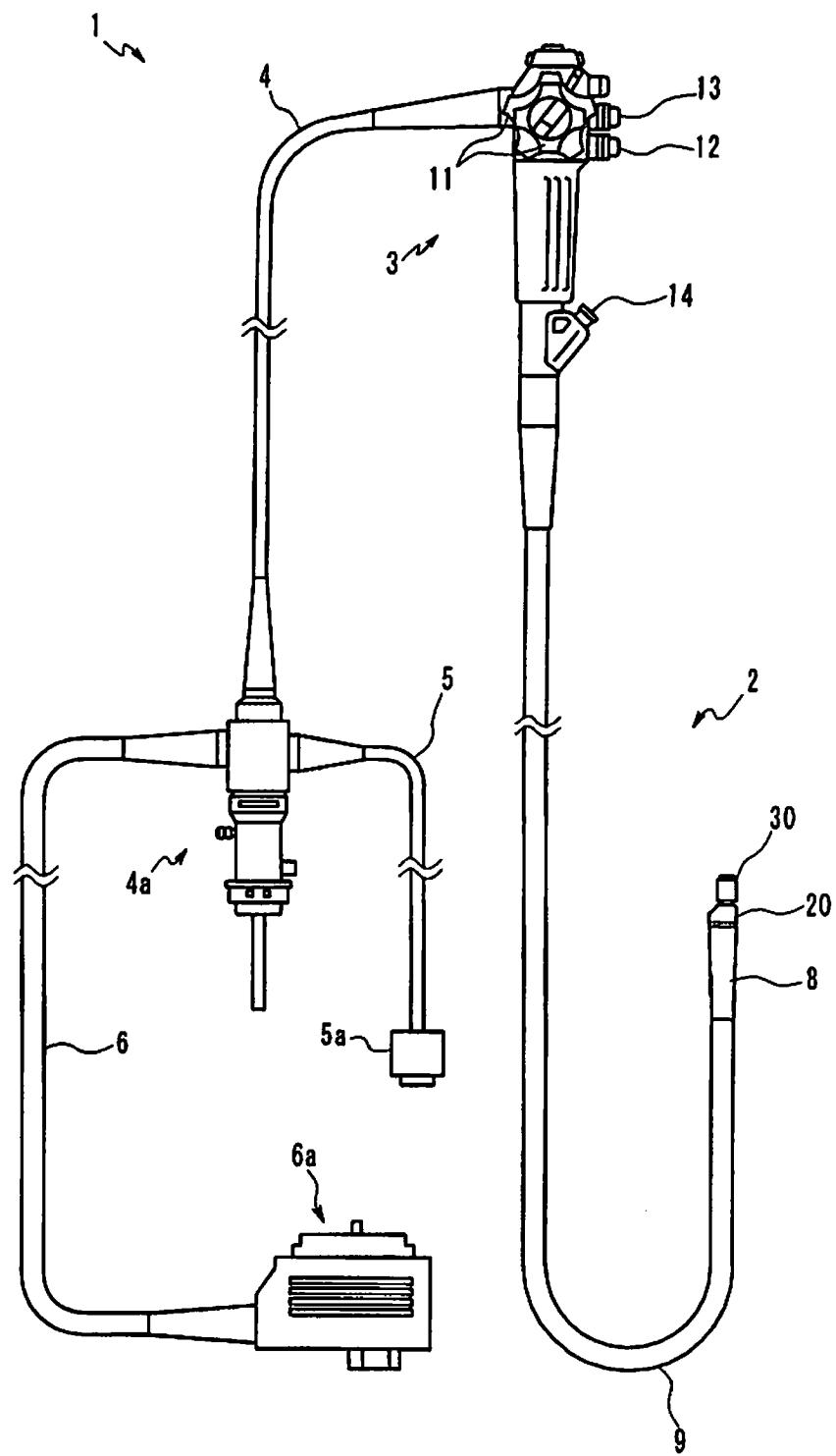


图 1

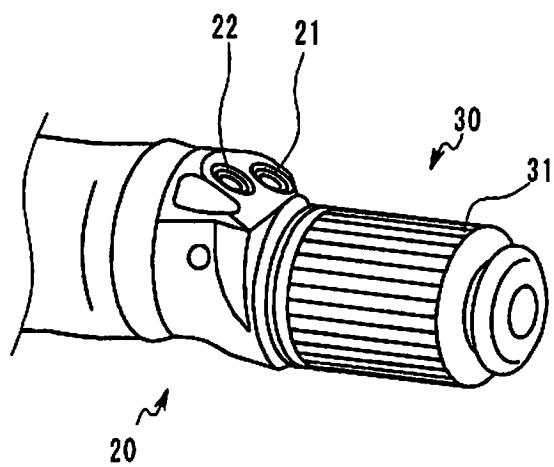


图 2

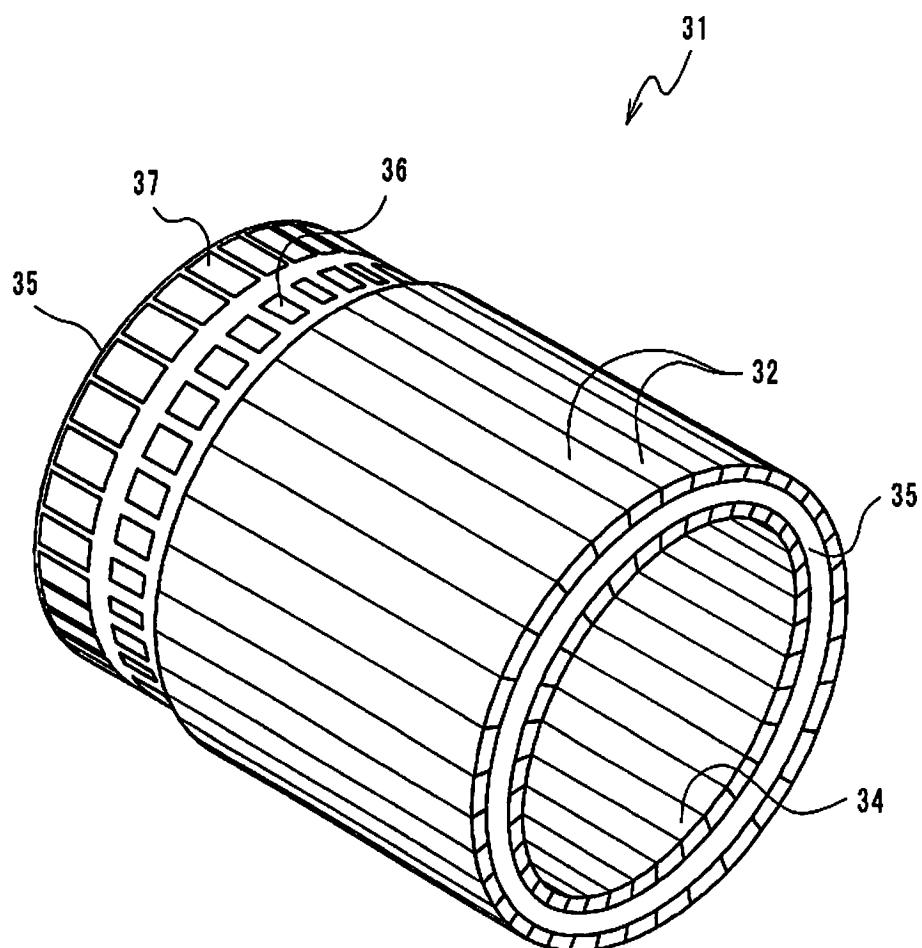


图 3

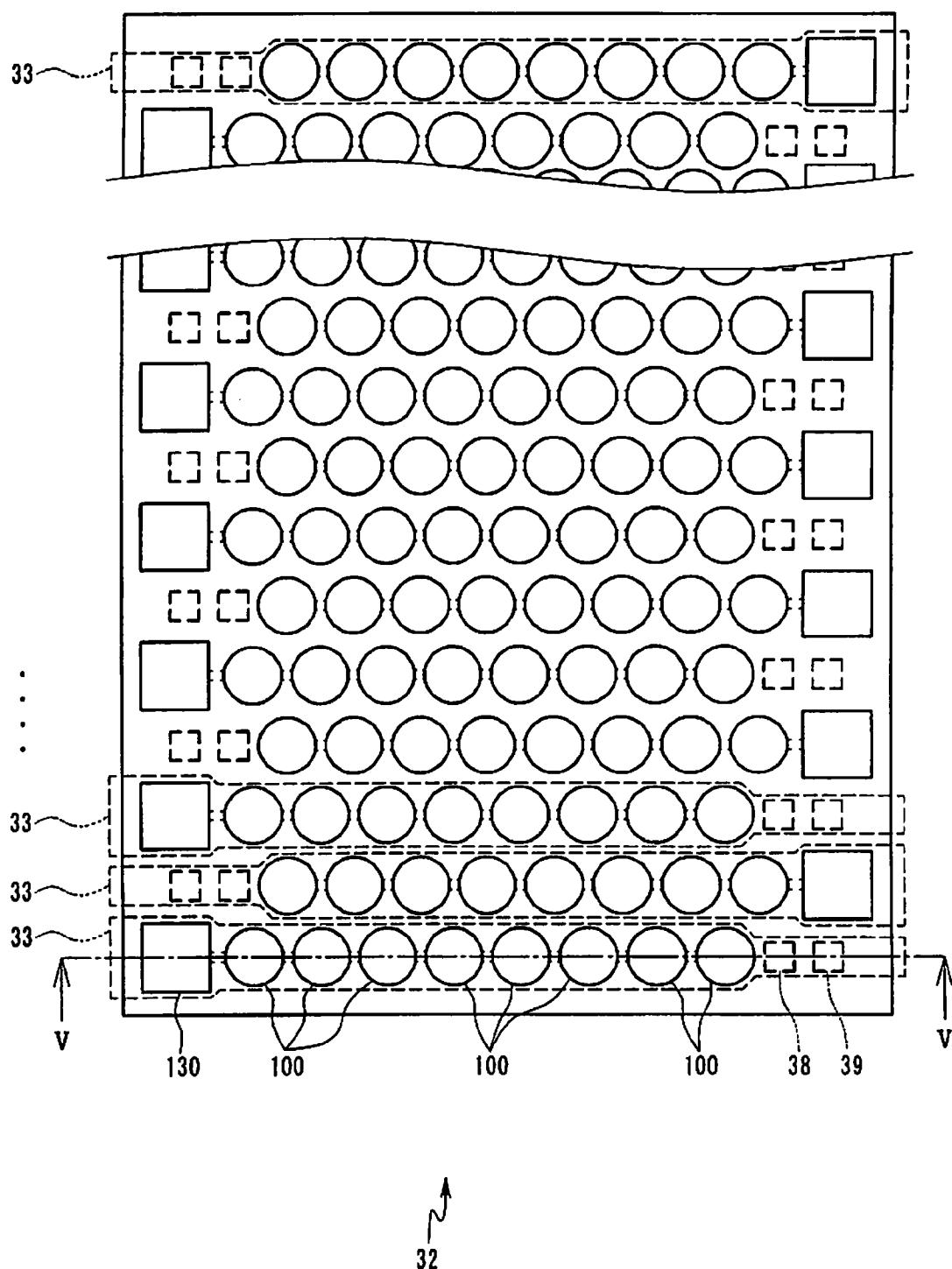
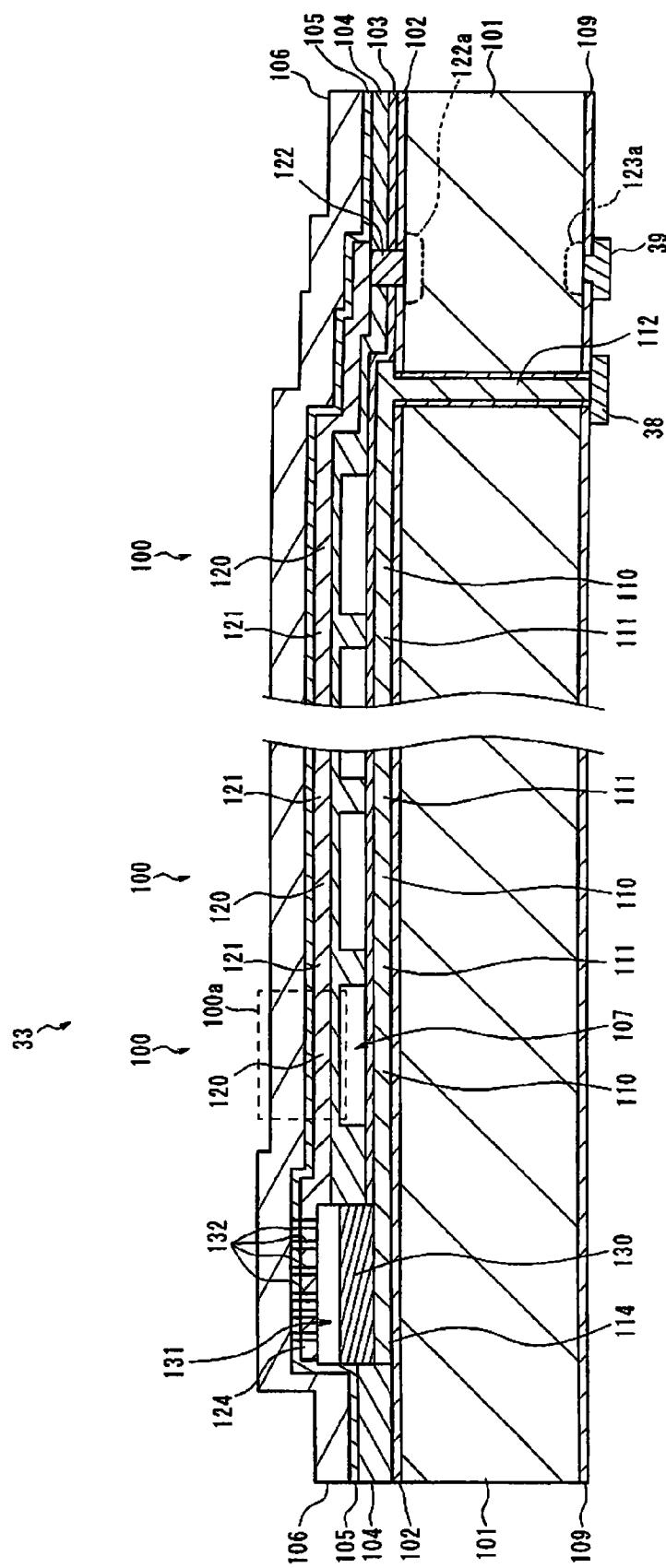


图 4



5

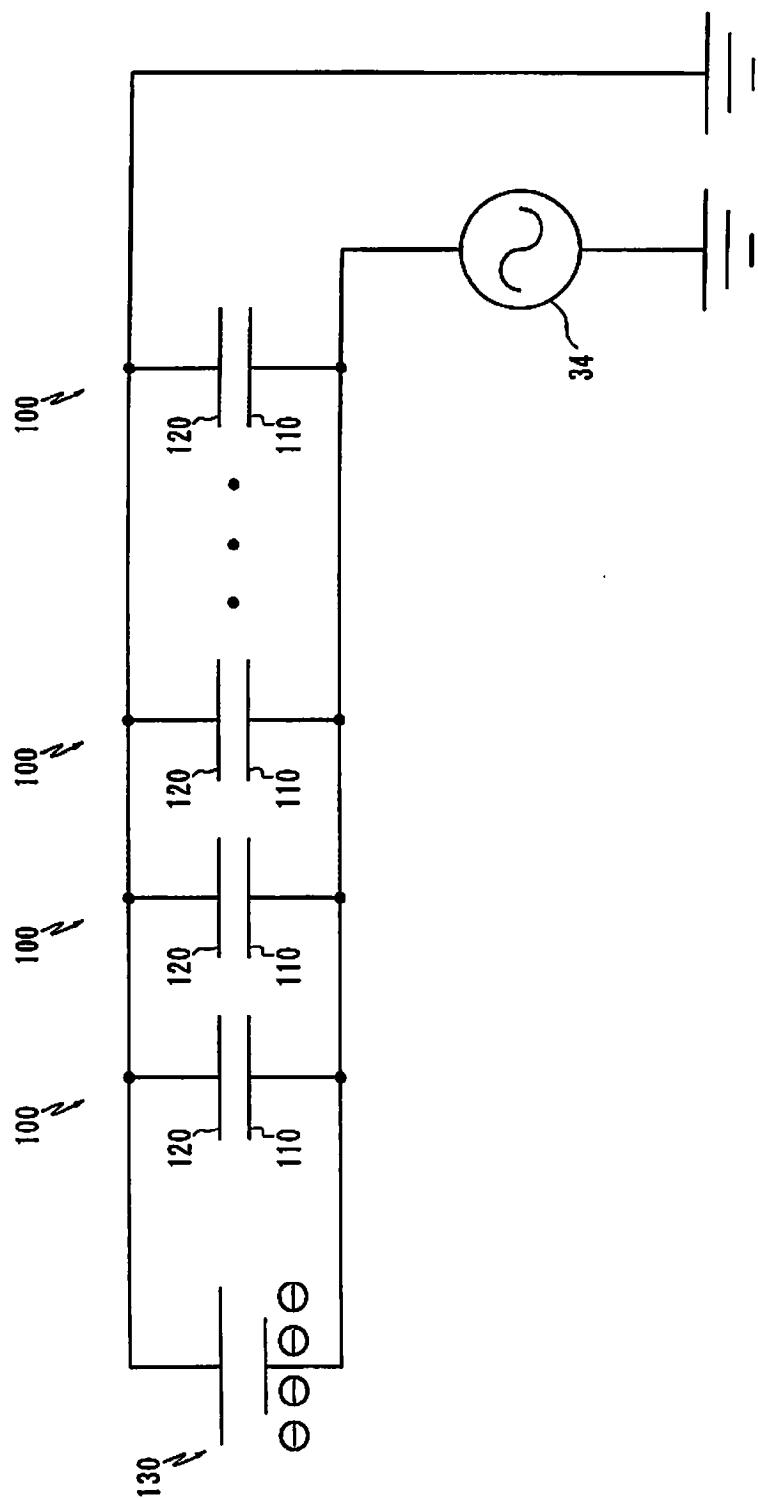
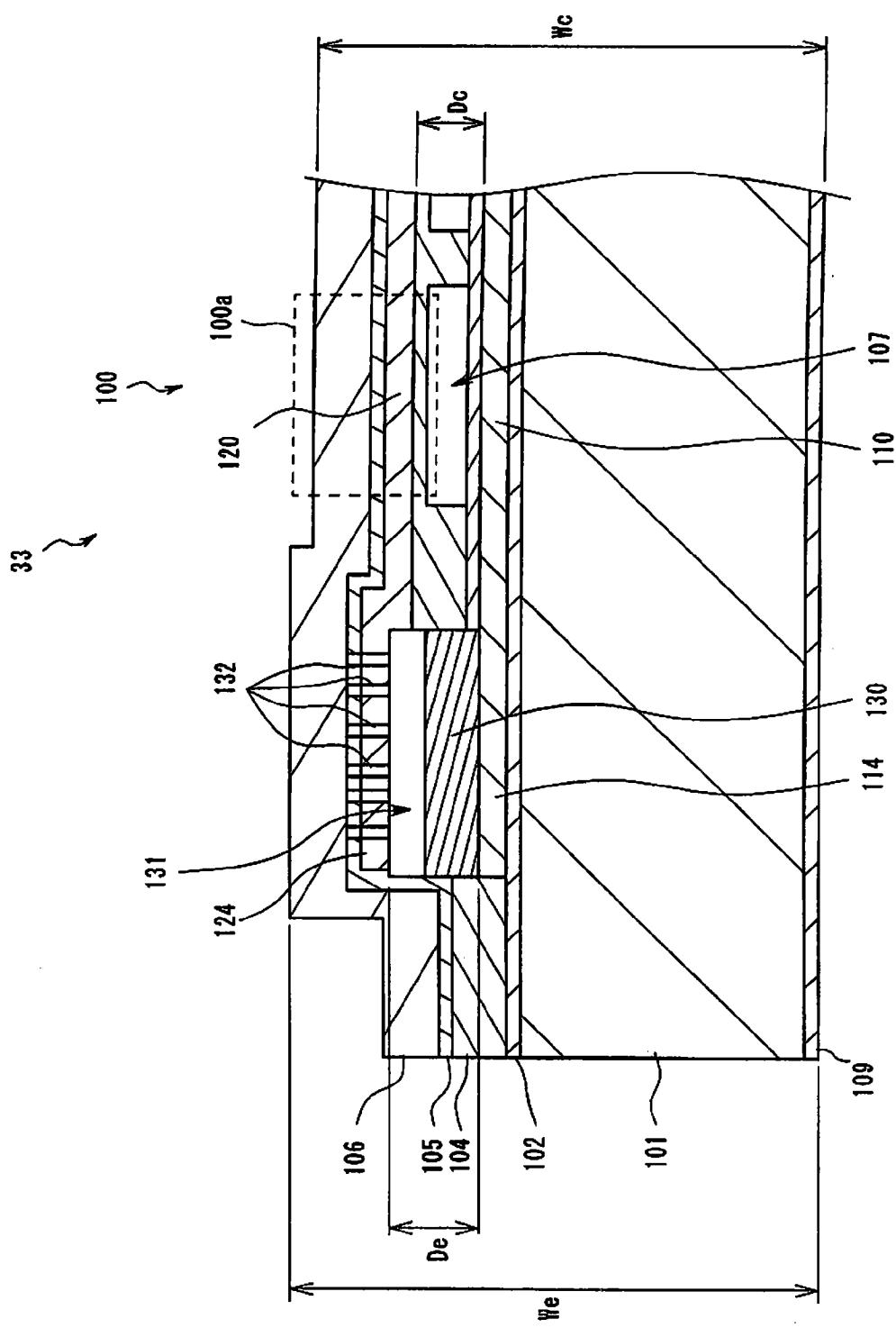
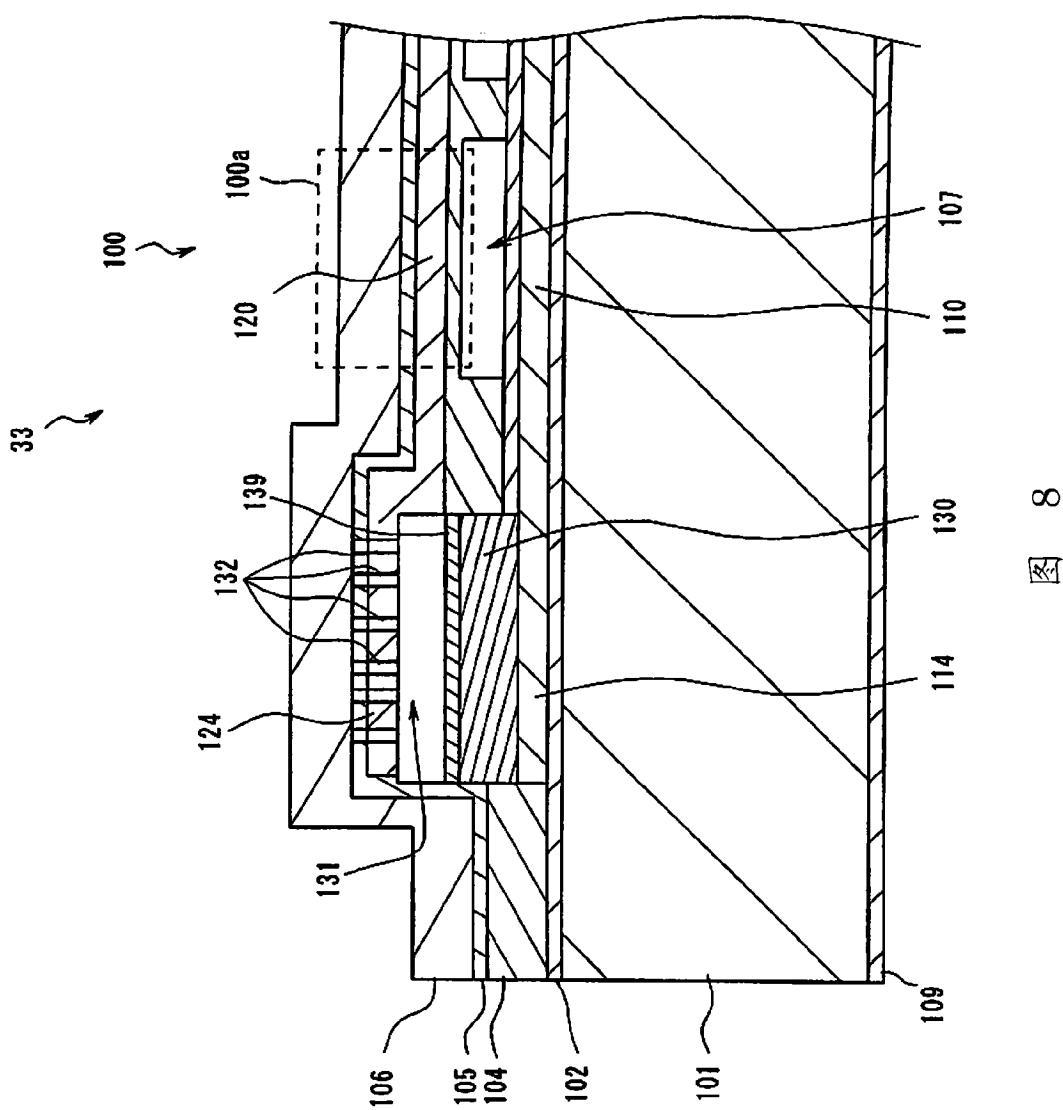


图 6



7



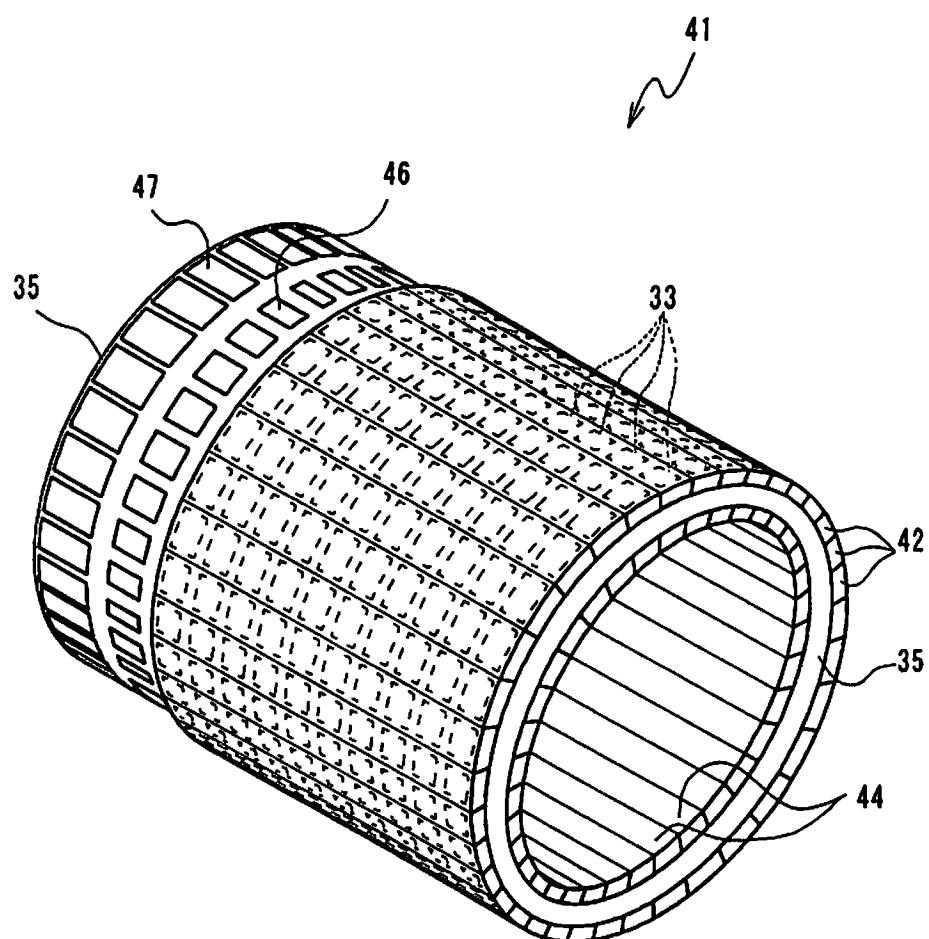


图 9

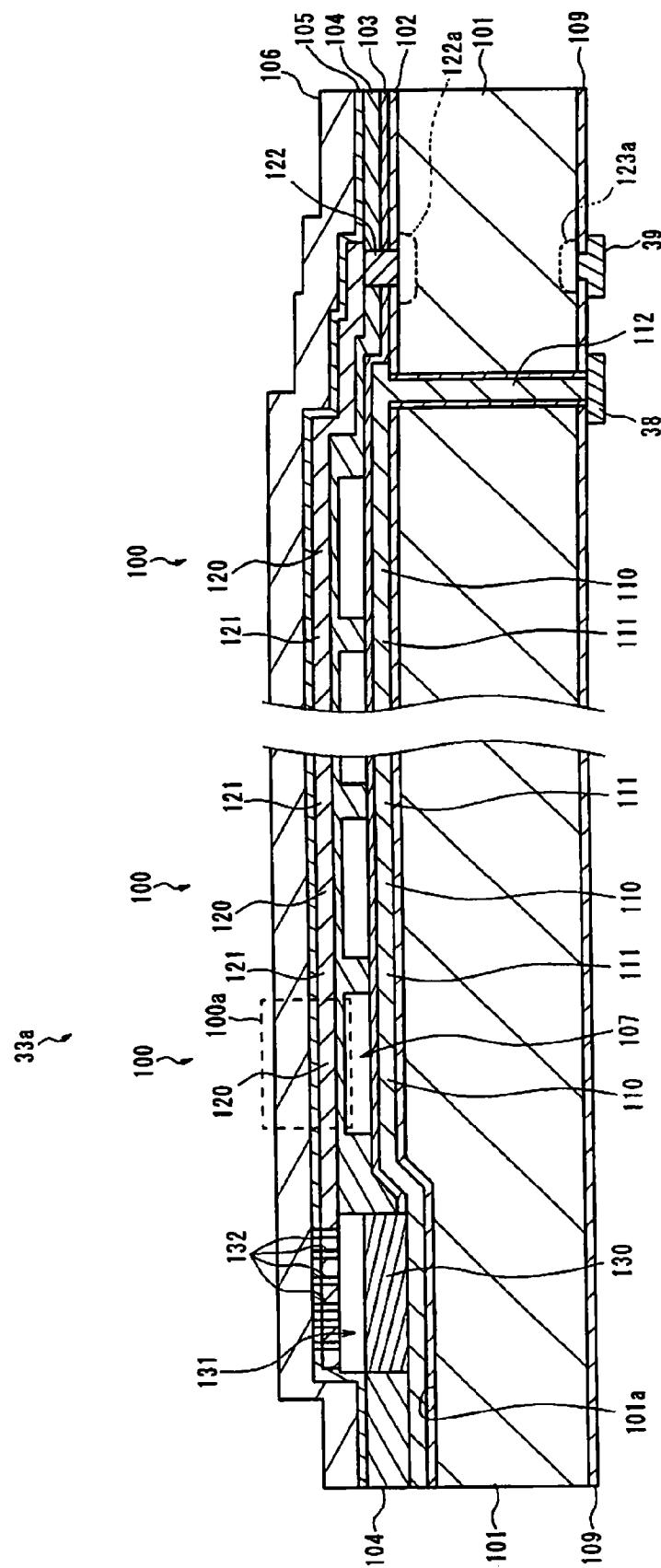


图 10

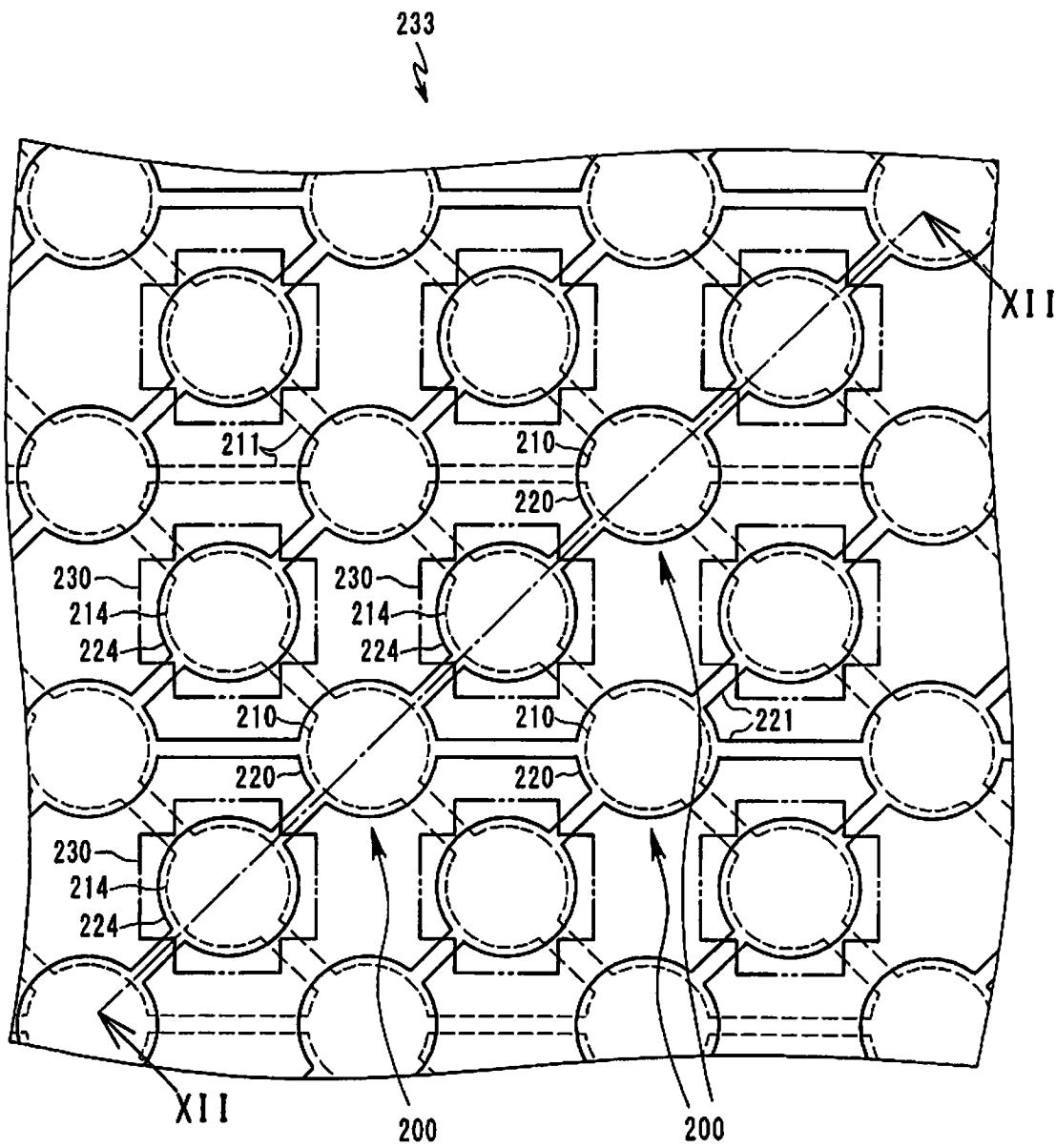
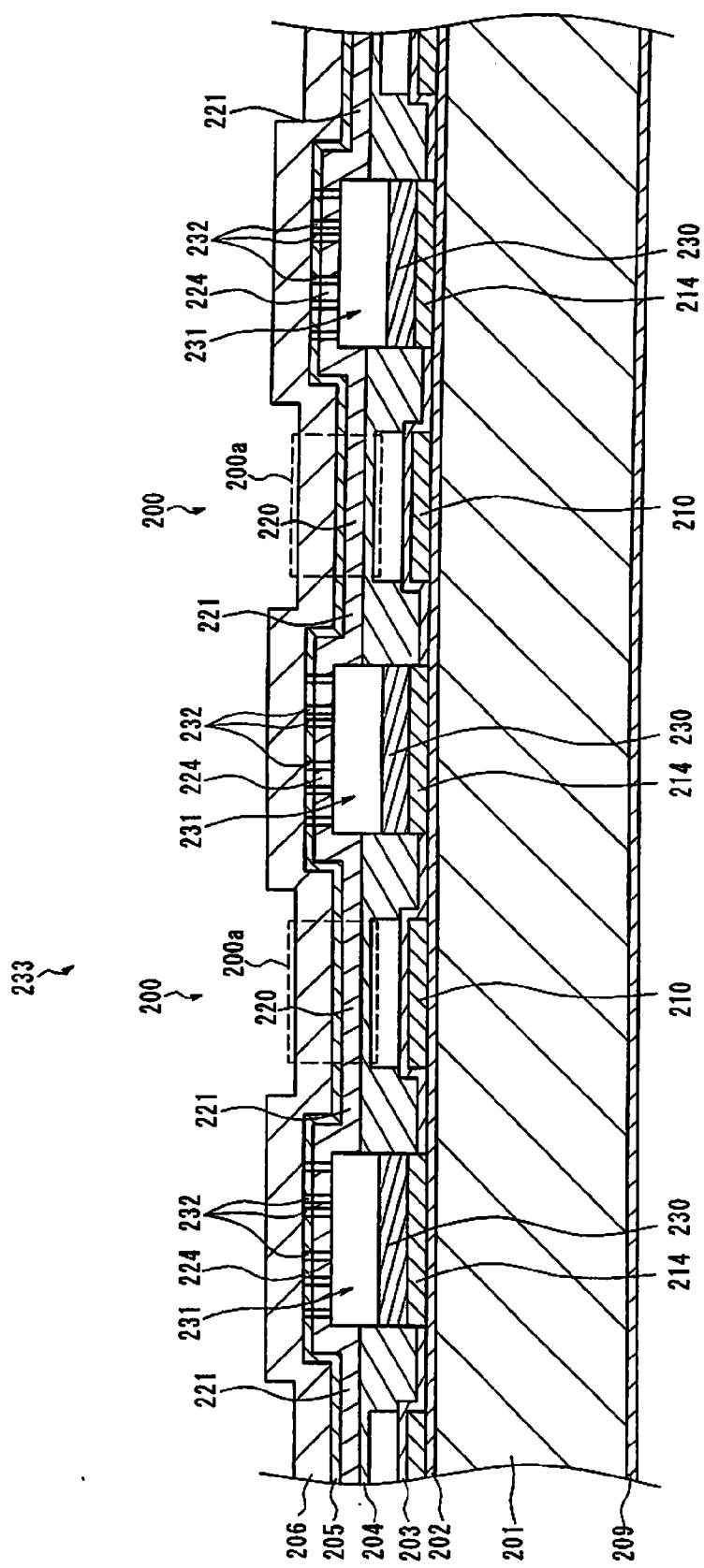


图 11



12
文

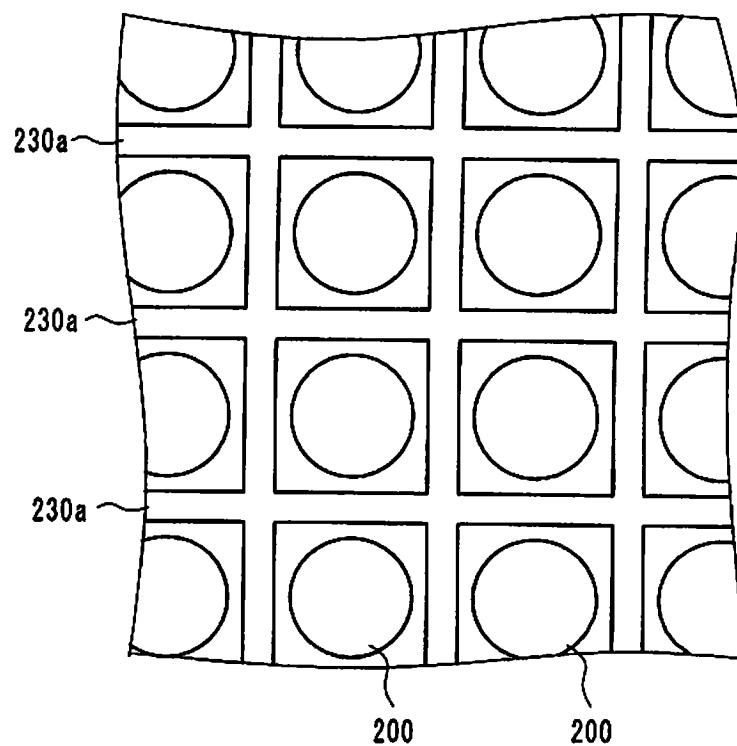
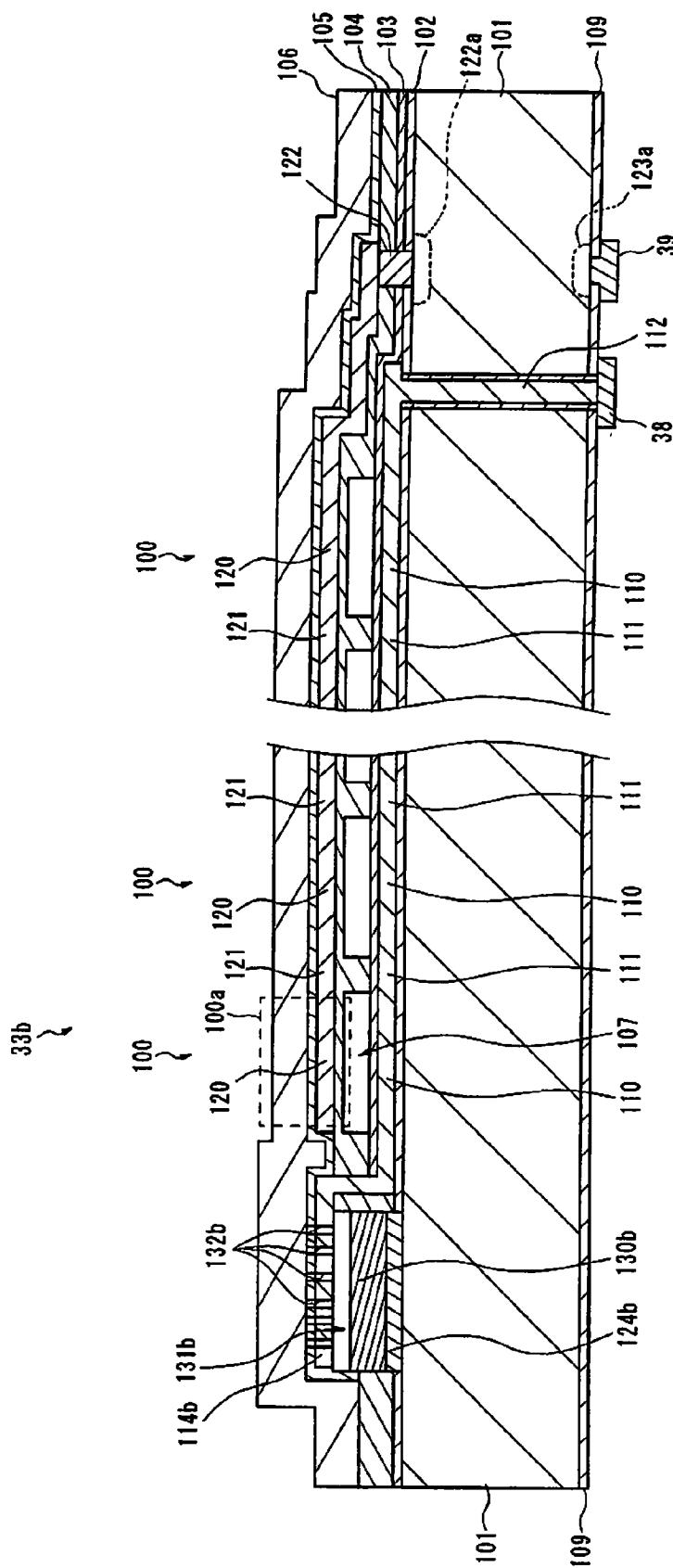


图 13



14
四

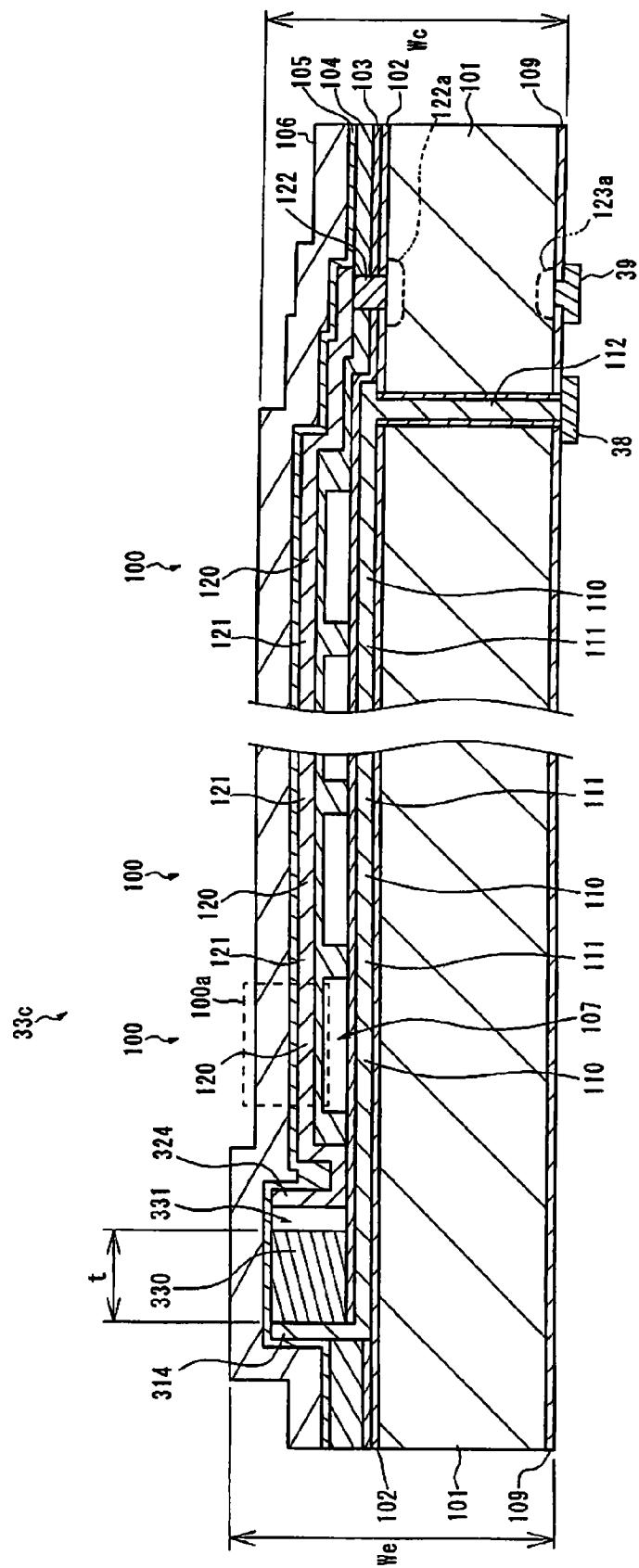


图 15

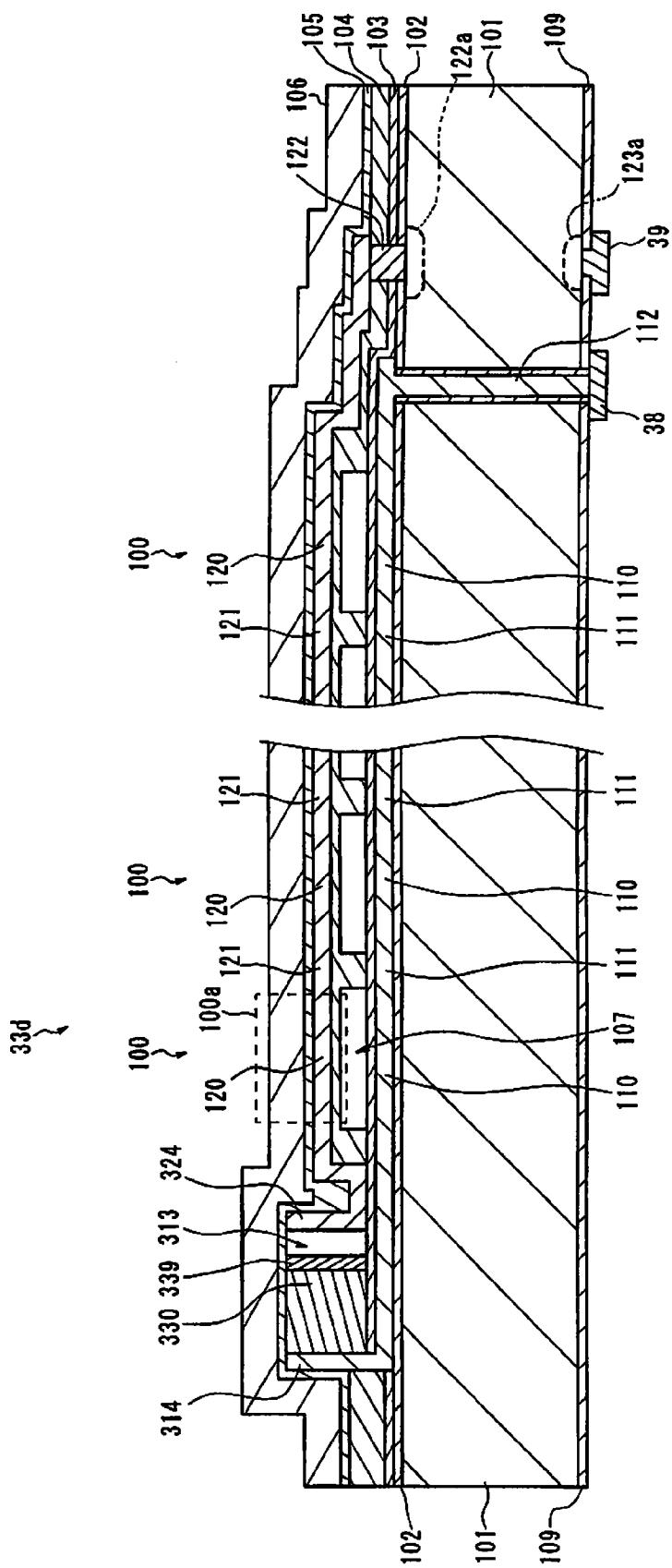


图 16

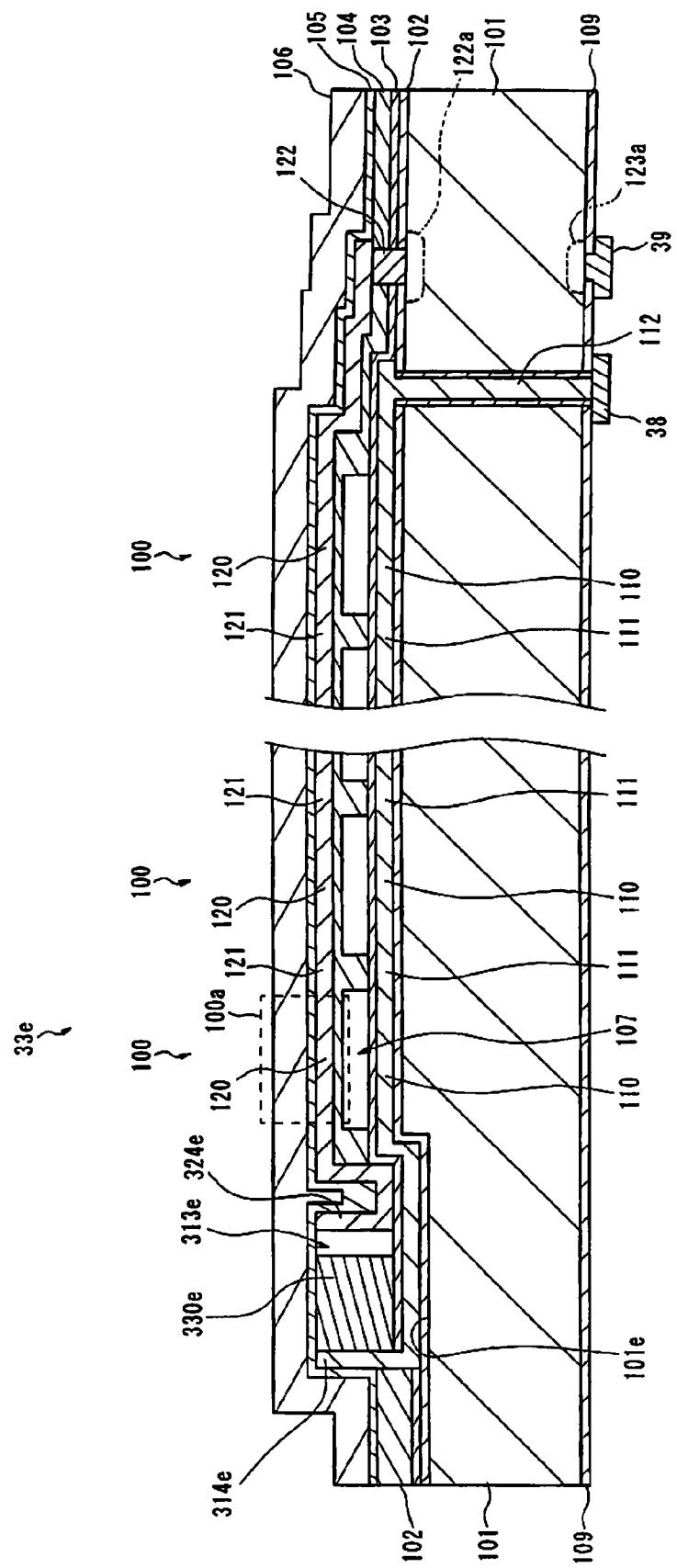


图 17

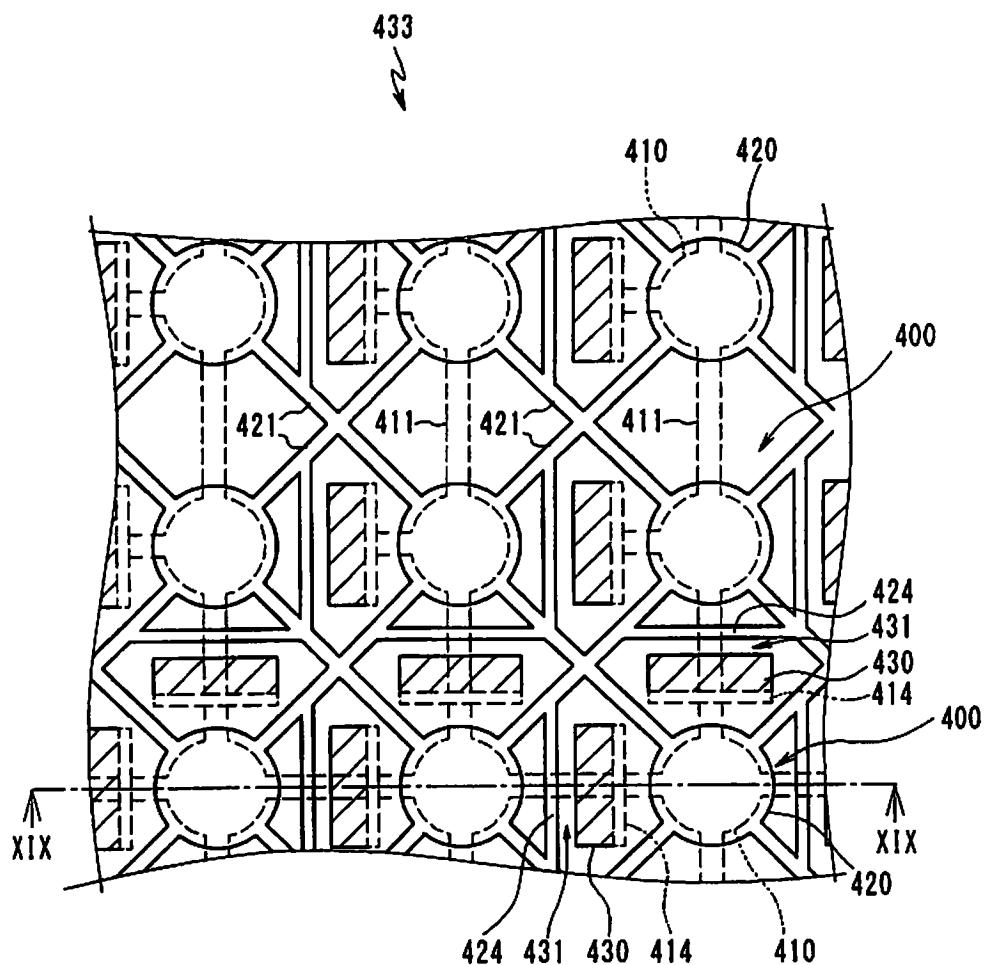


图 18

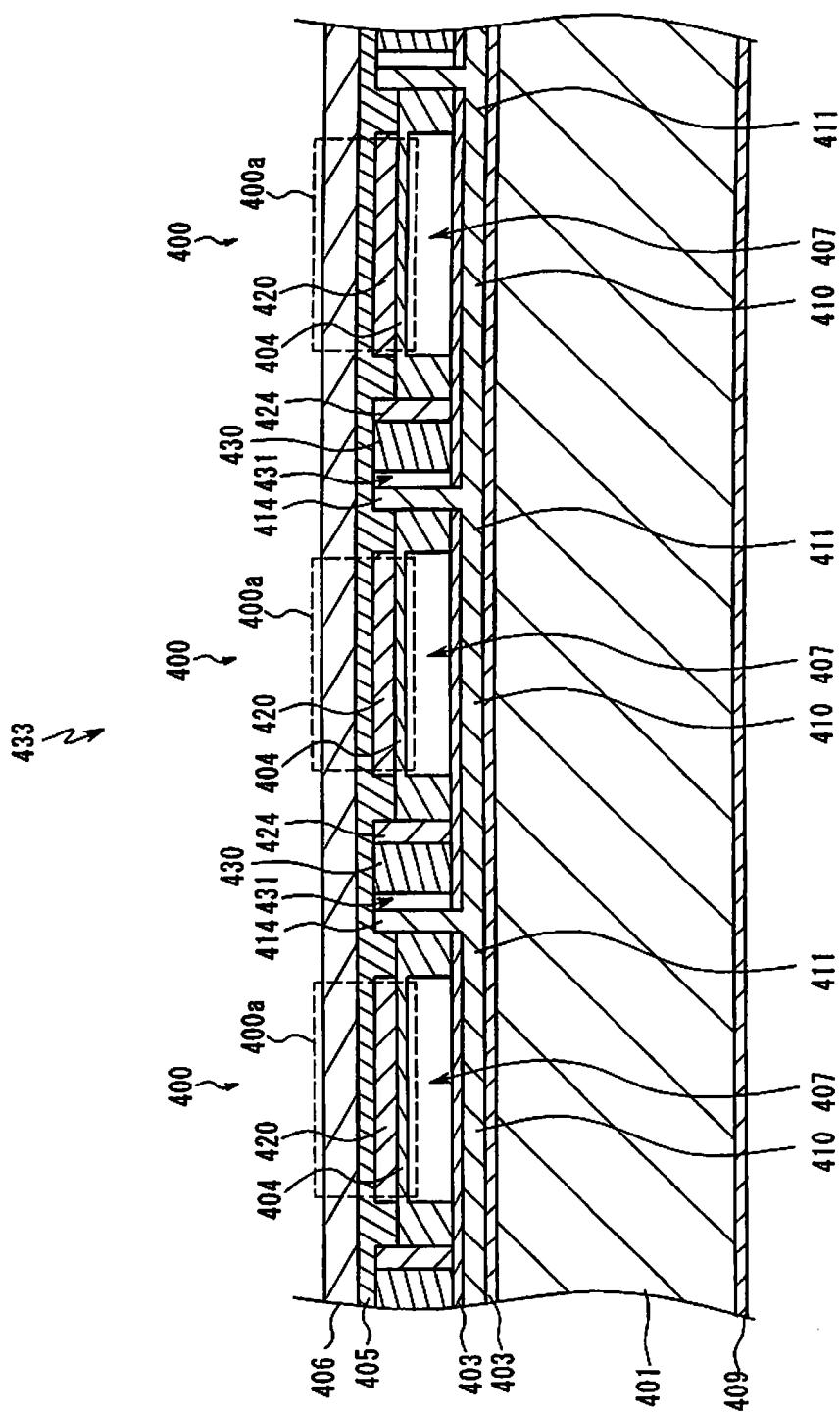


图 19

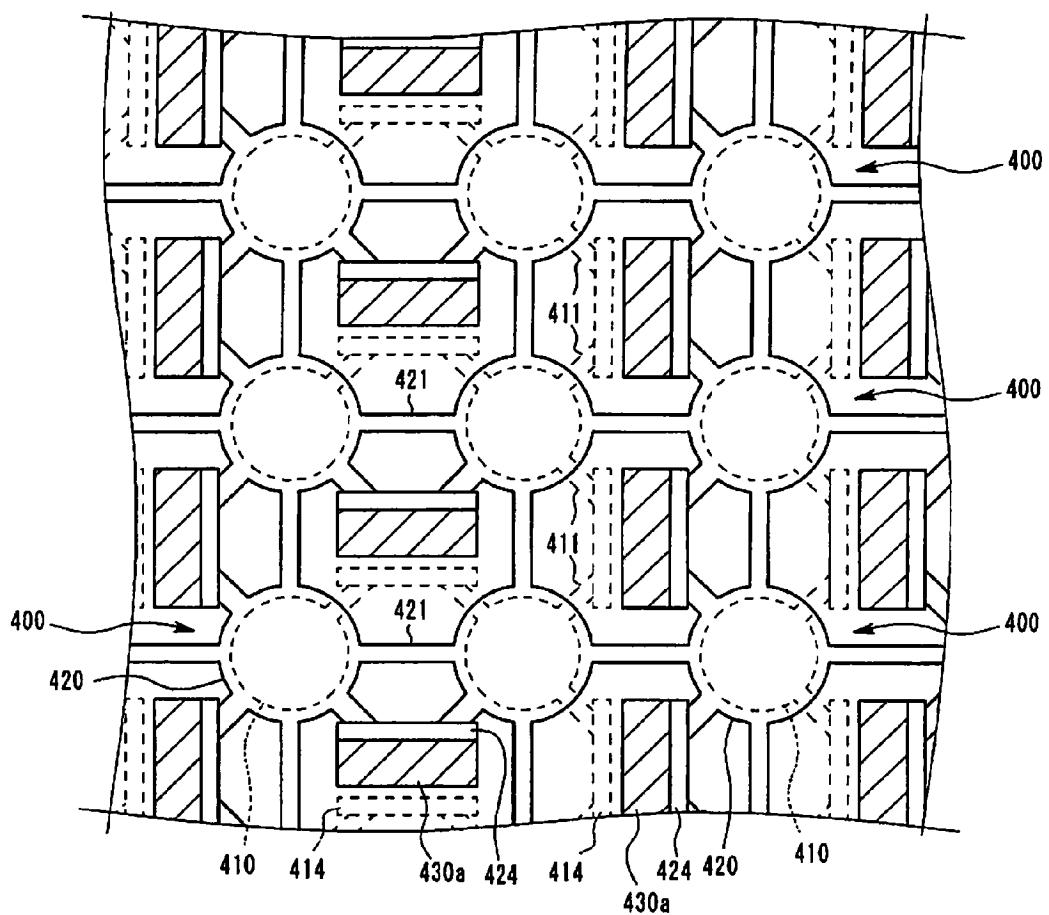


图 20

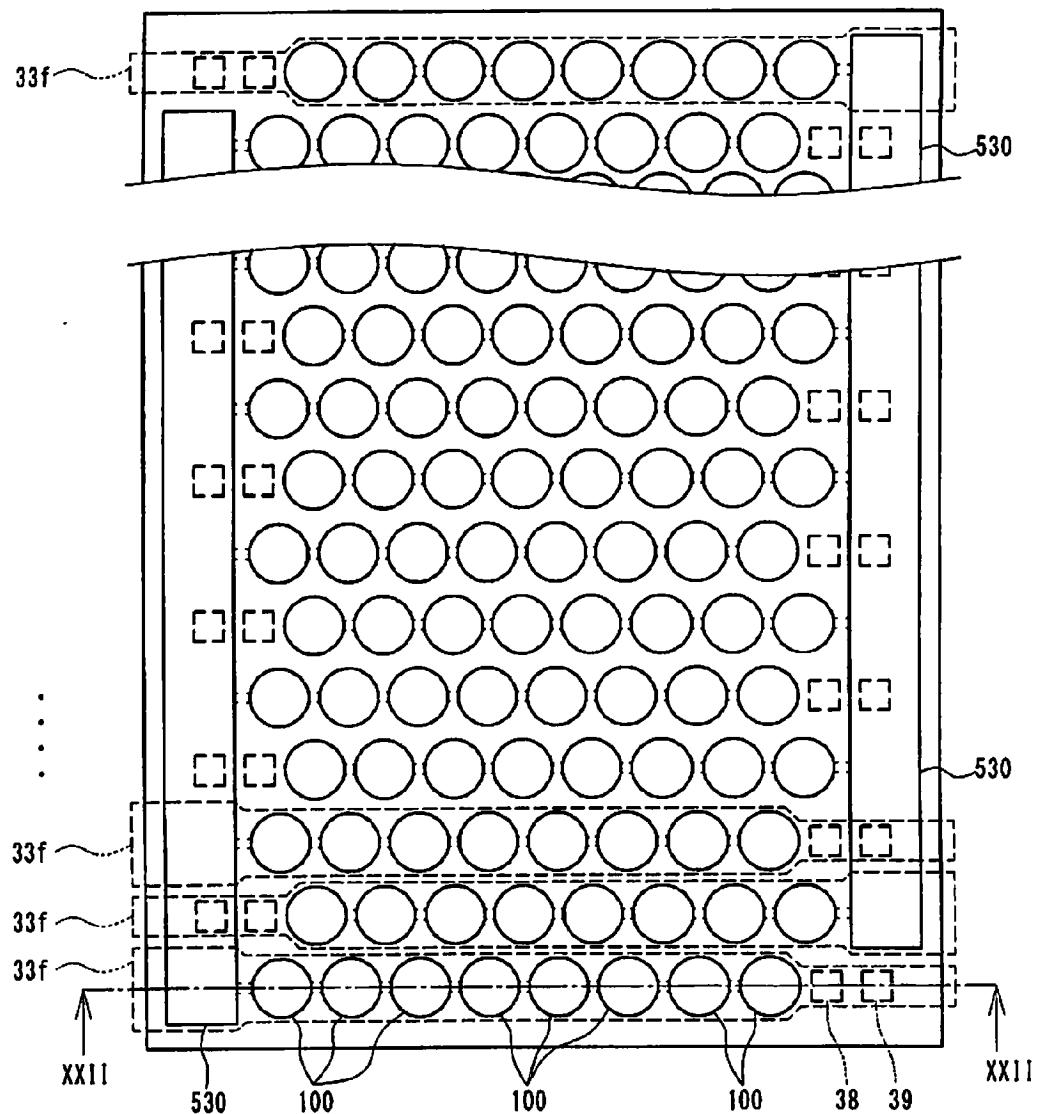
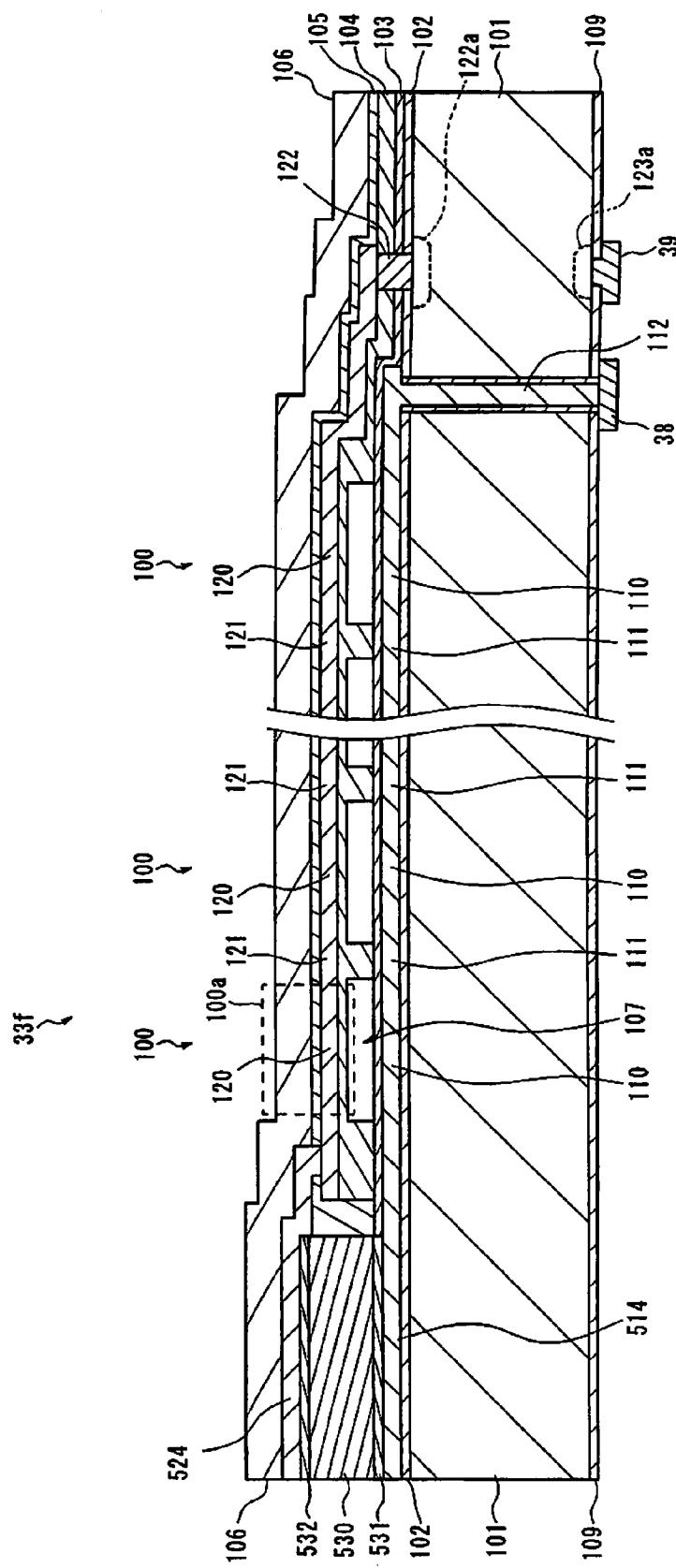


图 21



22

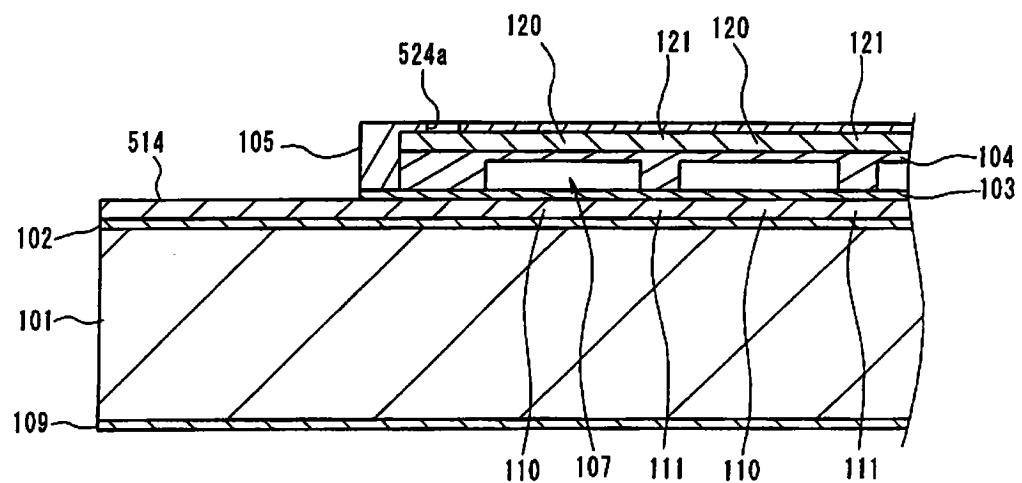


图 23

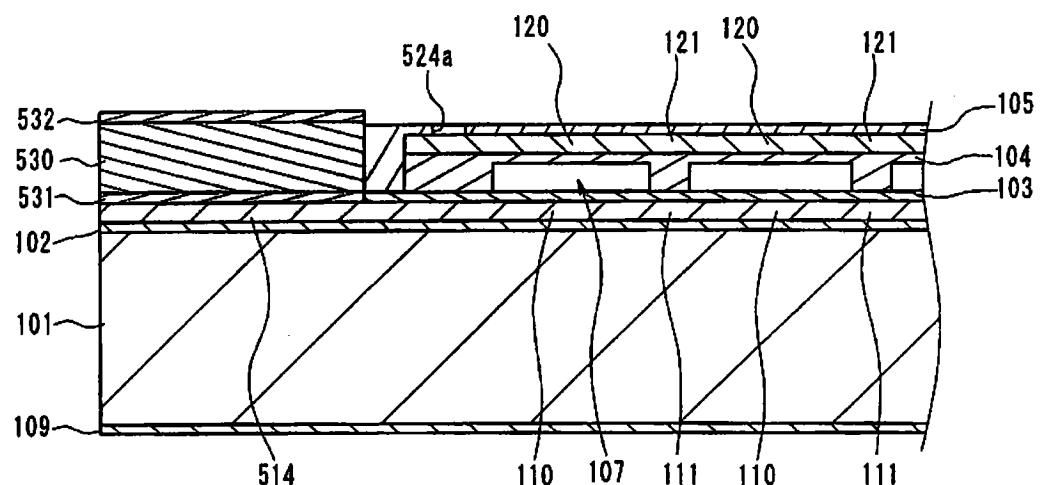


图 24

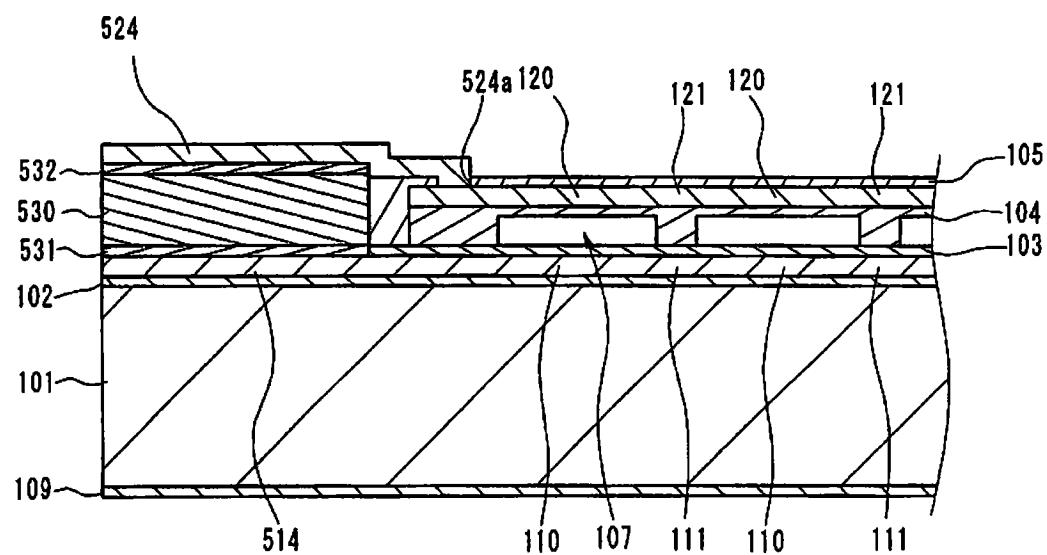
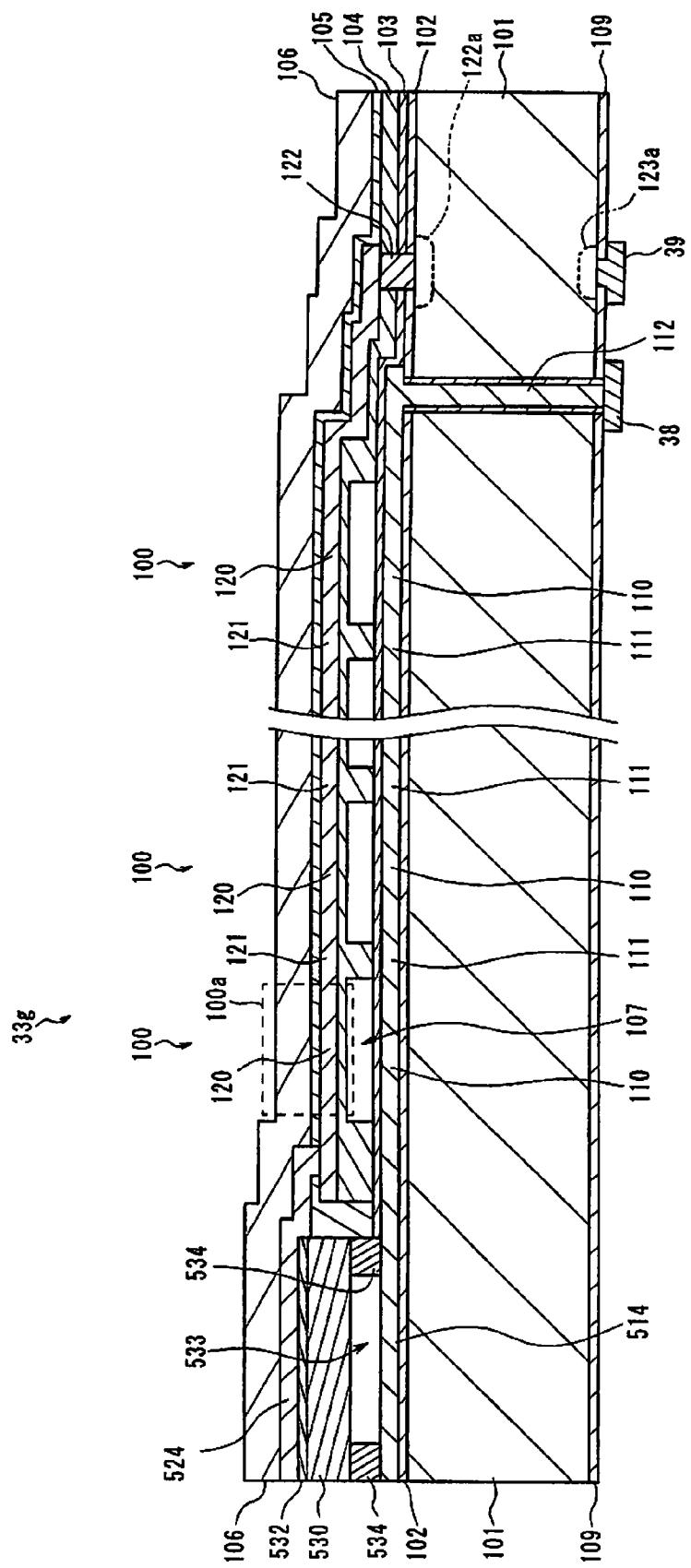


图 25



26
圖

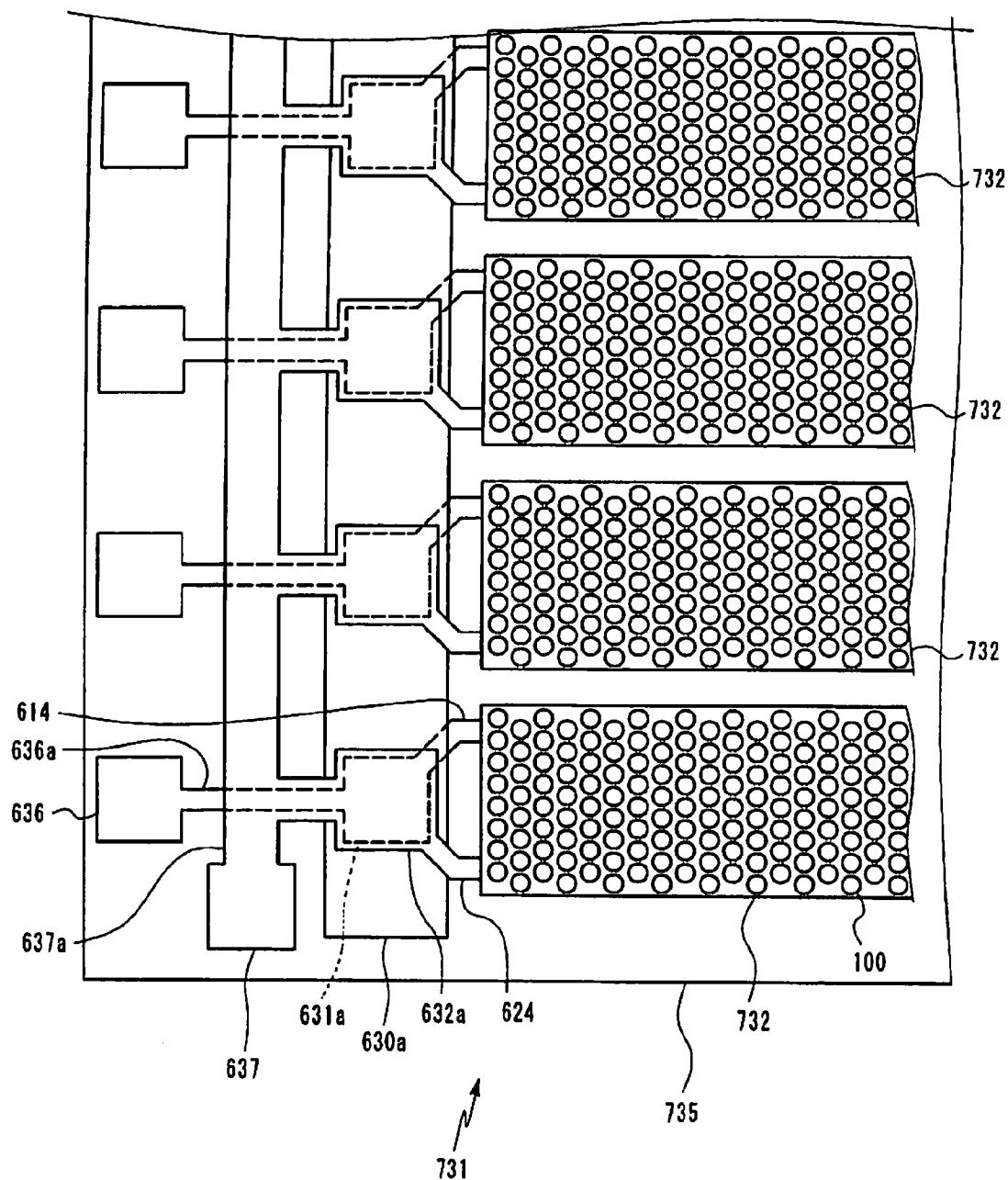


图 27

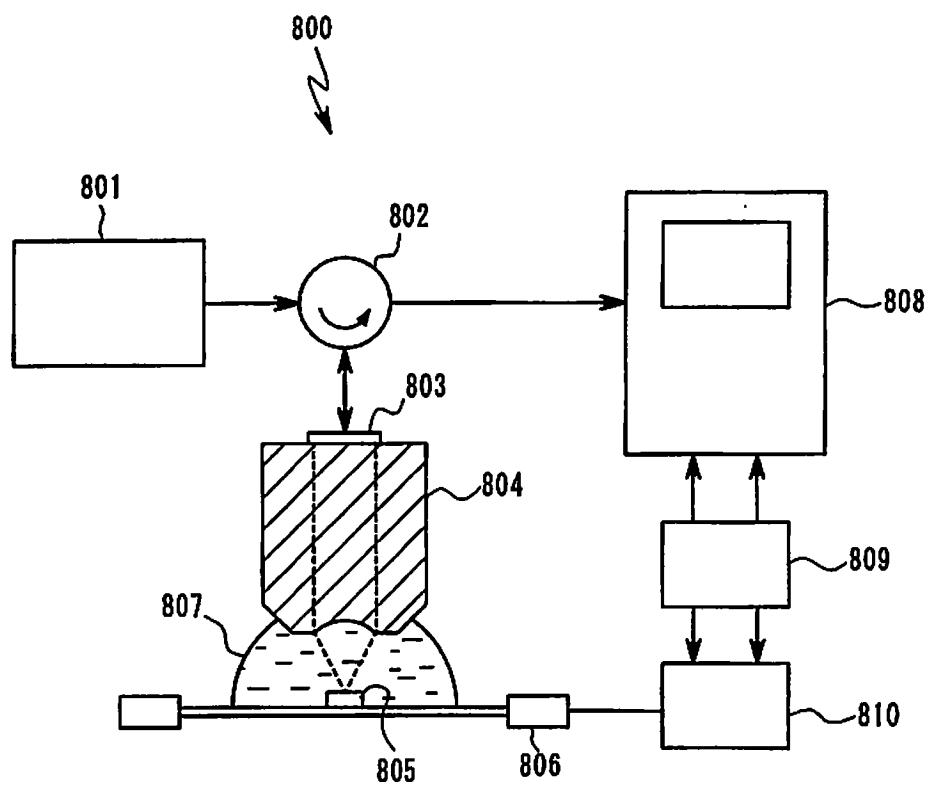


图 28

专利名称(译)	超声波换能器及其制造方法、超声波诊断装置及超声波显微镜		
公开(公告)号	CN101378605B	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	CN200810134673.0	申请日	2008-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	若林胜裕 安达日出夫 长谷川守 松本一哉 唐木和久 神谷宜孝		
发明人	若林胜裕 安达日出夫 长谷川守 松本一哉 唐木和久 神谷宜孝		
IPC分类号	H04R19/01 A61B8/12 H04R31/00		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	杨崴		
优先权	2007221691 2007-08-28 JP 2007221690 2007-08-28 JP 2007221688 2007-08-28 JP		
其他公开文献	CN101378605A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种超声波换能器及其制造方法、超声波诊断装置及超声波显微镜。该超声波换能器的特征在于，包括振子元件和驻极体，该振子元件具有第1电极、隔着空隙部配设于该第1电极上的第2电极，该驻极体对上述第1电极和上述第2电极之间赋予电位差，在从超声波的发送方向看时，上述驻极体的至少一部分配设在与上述振子元件不重叠的区域。

