

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

H04R 19/01 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

H04R 31/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810134673.0

[43] 公开日 2009 年 3 月 4 日

[11] 公开号 CN 101378605A

[22] 申请日 2008.8.15

[21] 申请号 200810134673.0

[30] 优先权

[32] 2007. 8. 28 [33] JP [31] 2007 - 221688

[32] 2007. 8. 28 [33] JP [31] 2007 - 221690

[32] 2007. 8. 28 [33] JP [31] 2007 - 221691

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

[72] 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

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇 张会华

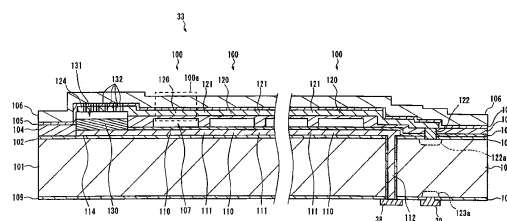
权利要求书 4 页 说明书 47 页 附图 25 页

[54] 发明名称

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

[57] 摘要

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。



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。

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2所述的超声波换能器，其特征在于，

上述驻极体配设在具有与上述第2电极相同电位的第3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。

6. 根据权利要求1~5中任一项所述的超声波换能器,其特征在于,

在上述驻极体与上述第1导电层之间、或在上述驻极体与上述第2导电层之间夹设有绝缘层。

7. 根据权利要求6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。

8. 根据权利要求1~5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。

9. 根据权利要求8所述的超声波换能器, 其特征在于,

在上述驻极体与上述第1导电层之间、或在上述驻极体与上述第2导电层之间夹设有绝缘层。

10. 根据权利要求1~5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。

11. 根据权利要求10所述的超声波换能器, 其特征在于,

在上述驻极体与上述第1导电层之间、或在上述驻极体与上述第2导电层之间夹设有绝缘层。

12. 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。

13. 根据权利要求12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。

14. 根据权利要求12或13所述的超声波换能器，其特征在于，

在上述驻极体与上述第1导电层之间、或在上述驻极体与上述第2导电层之间夹设有空隙部。

15. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有权利要求1~14中任一项所述的超声波换能器。

16. 根据权利要求15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。

17. 一种超声波显微镜，其特征在于，具有权利要求1~14中任一项所述的超声波换能器。

18. 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。

19. 根据权利要求18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

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

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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相比,电极之间的静电电容降低了。

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

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。

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，

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。

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

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立体图。

图3是振子阵列的立体图。

图4是从超声波的发送方向看振子元件的俯视图。

图5是图4的V-V剖视图。

图6是振子部件的等效电路图。

图7是振子部件的形成有驻极体的区域的局部剖视图。

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。

图9是表示第1实施方式的振子阵列的变形例的图。

图10是第2实施方式的振子部件的剖视图。

图11是第3实施方式的振子部件的俯视图。

图12是图11的XII-XII剖视图。

图13是第3实施方式的变形例的振子部件的俯视图。

图14是第4实施方式的振子部件的剖视图。

图15是第5实施方式的振子部件的剖视图。

图16是第5实施方式的变形例的剖视图。

图17是第6实施方式的振子部件的剖视图。

图18是第7实施方式的振子部件的俯视图。

图19是图18的XIX-XIX剖视图。

图20是第7实施方式的变形例的振子部件的俯视图。

图21是第8实施方式的振子单元的俯视图。

图22是图21的XXII-XXII剖视图。

图23是说明振子单元的制造工序的图。

图24是说明振子单元的制造工序的图。

图25是说明振子单元的制造工序的图。

图26是第9实施方式的振子部件的剖视图。

图27是第10实施方式的振子阵列的俯视图。

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

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。

第1实施方式

以下，参照图1～图8对本发明的第1实施方式进行说明。

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。

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。

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。

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。

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。

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）。

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。

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。

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 Micromachined Ultrasonic Transducer），详细后述。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

首先，以下详细说明振子元件100的构造。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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的区域的构造。

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。

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、 HfO_2 膜、 HfAl_2O_5

膜等的Hf(钪)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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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 。

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。

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Dc。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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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）。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第2实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第3实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

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。

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,也可以以单一连续形状配设驻极体。

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。

第4实施方式

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。

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。

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3导电层124b。

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3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。

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。

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。

第5实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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的上方形形成有对二甲苯系树脂膜106。

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 。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第6实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第7实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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1导电层414、与上部电极420电连接的第2导电层424、和夹设于该第1导电层414与第2导电层424之间的驻极体430构成。此外，在驻极体430与第2导电层424之间夹设有作为绝缘层的空隙部431。

并且，驻极体430被第1导电层414和第2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。

换言之，夹设于上述第1导电层414与第2导电层424之间的驻极体430配设成其至少一部分从第1导电层414和第2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。

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。

即，在本实施方式中，将多个上部电极420和多个第2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1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。

这样，通过从上方看互不重叠地配设第2导电层424和第1导电层414，可以防止在配线部发生寄生电容。

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。

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。

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

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。

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。

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。

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。

第8实施方式

以下，参照图21～图25对本发明的第8实施方式进行说明。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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溫度条件下进行的方法即可。

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。

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。

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。

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溫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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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℃。因此，在以往的超声波换能器中，不能将在100℃左右所保持的电荷会消失的FEP等有机膜用作驻极体。

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。

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。

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驻极体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。

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。

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。

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。

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。

第9实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第10实施方式

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

第11实施方式

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。

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。

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。

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。

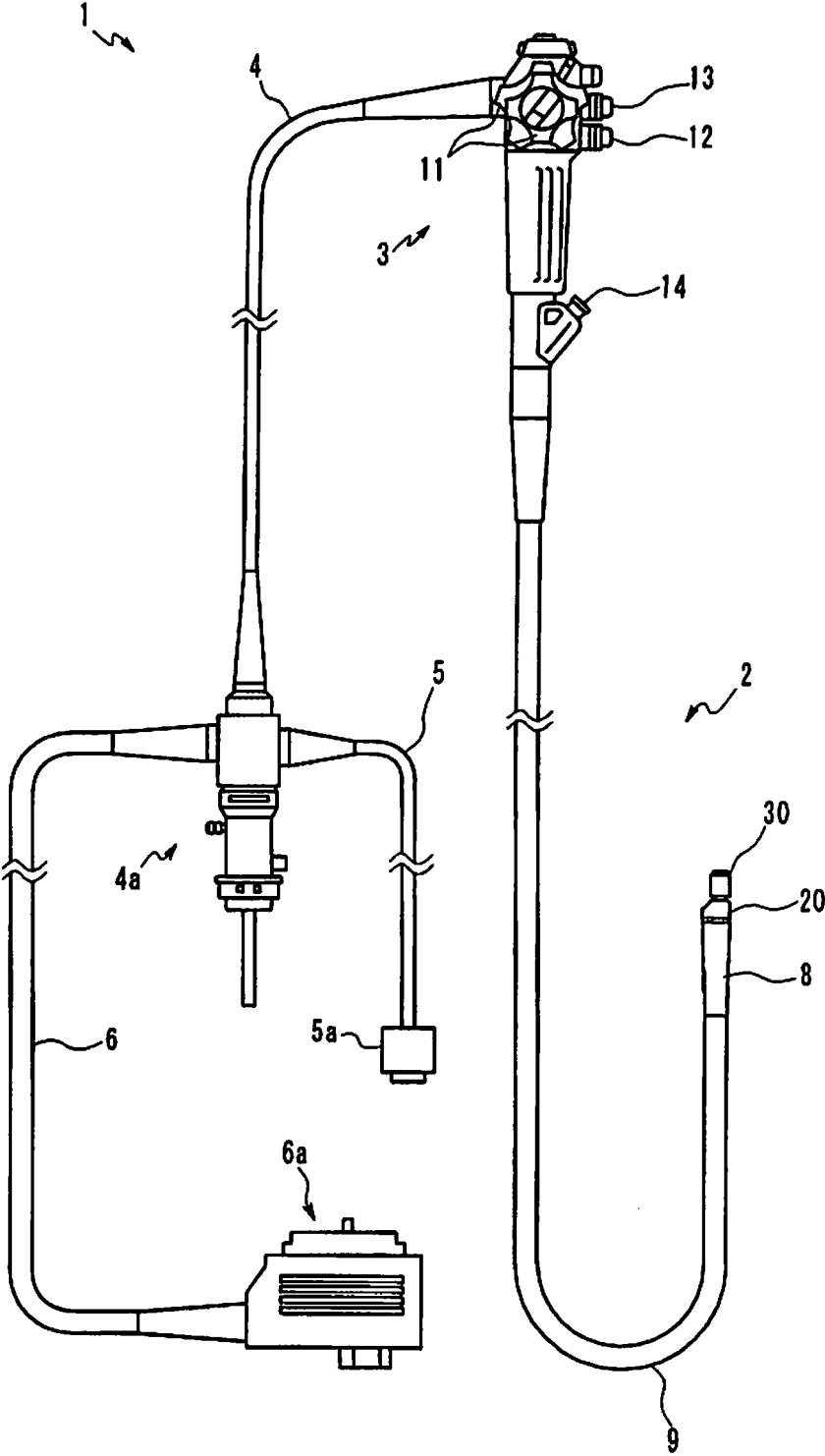


图 1

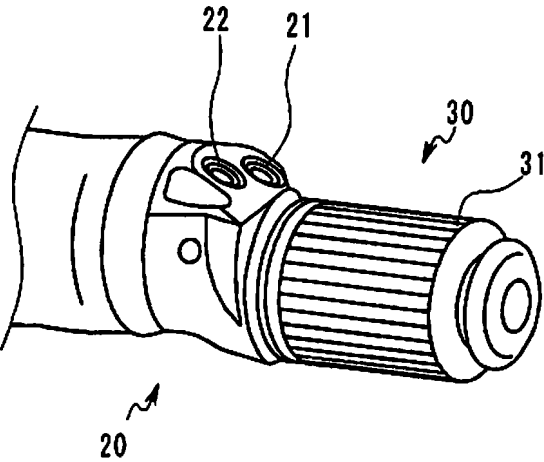


图 2

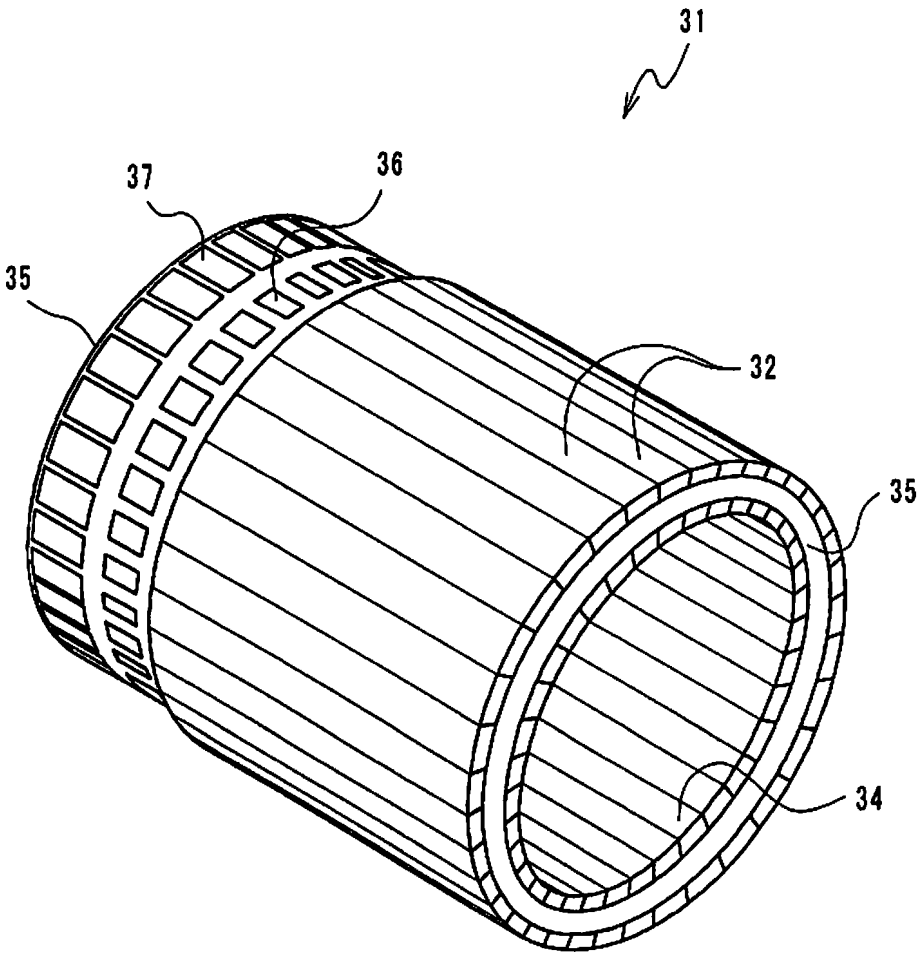


图 3

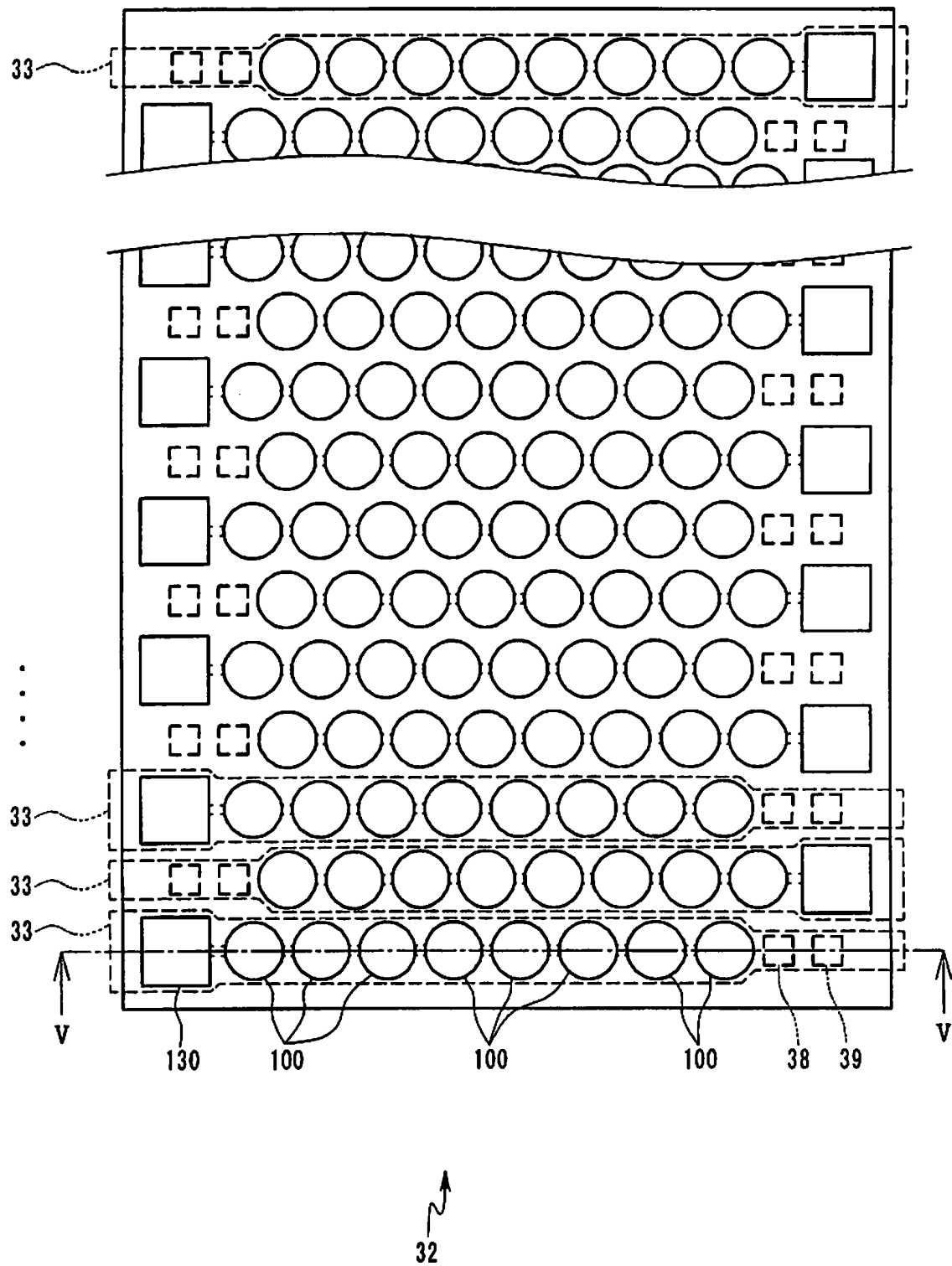
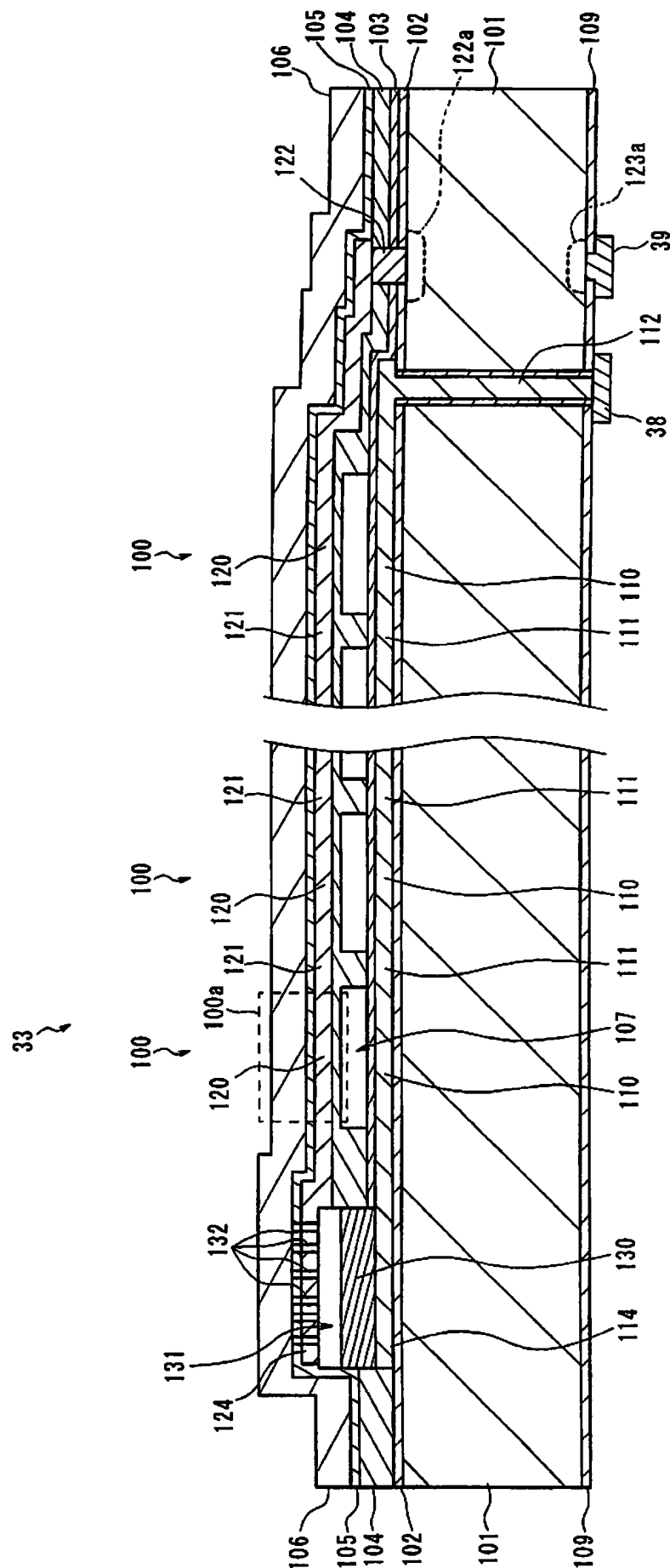


图 4



5

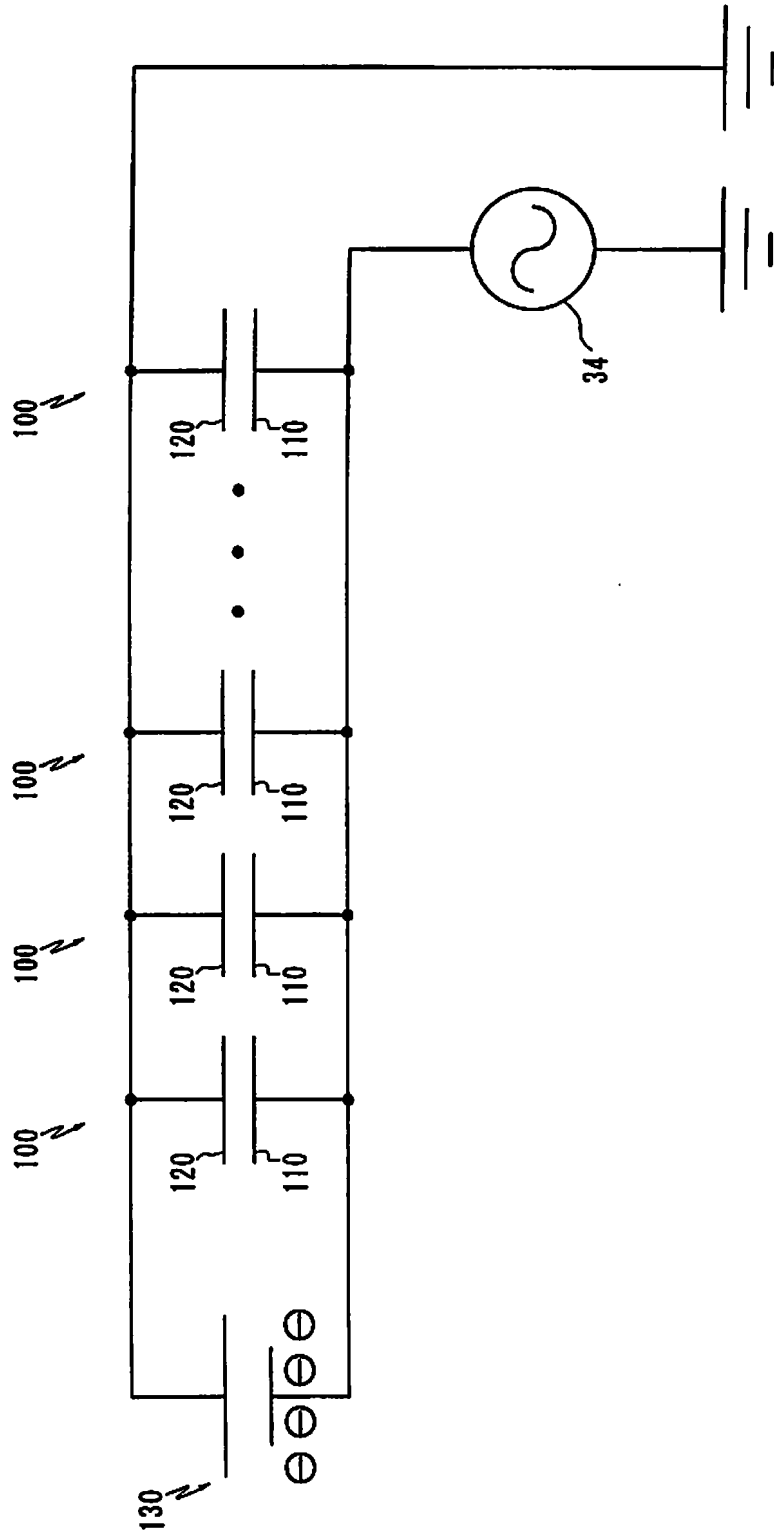


图 6

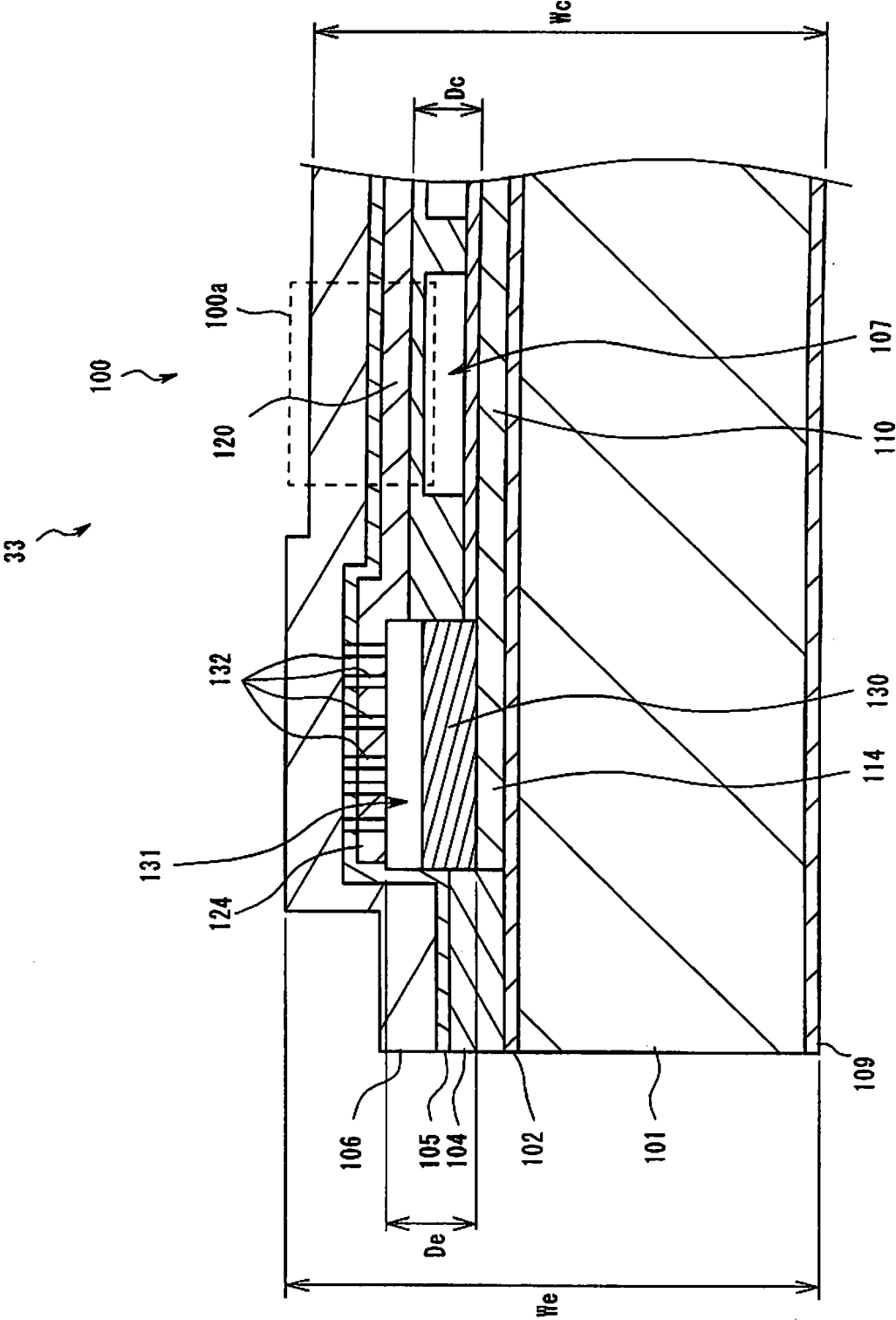


图 7

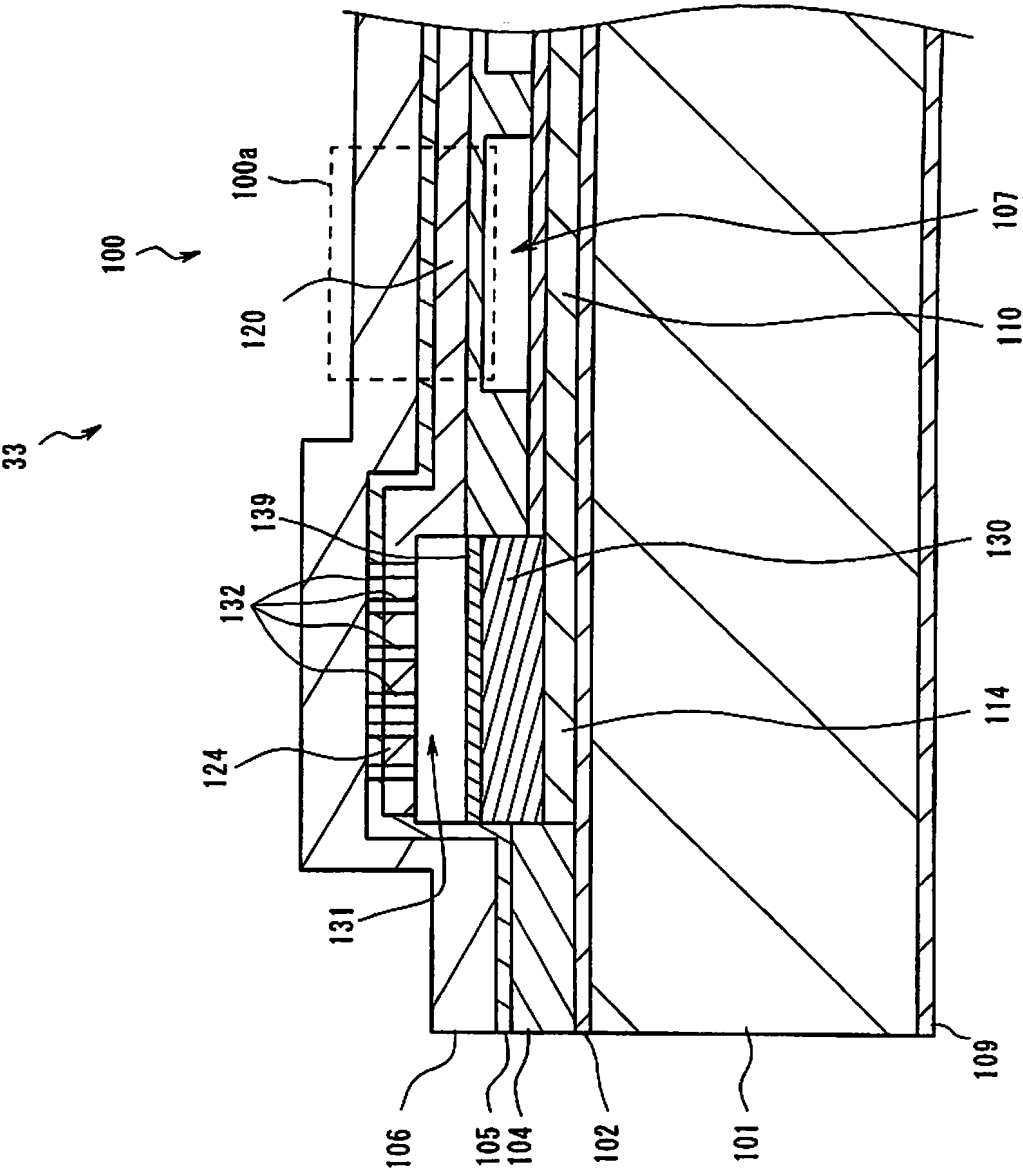


图 8

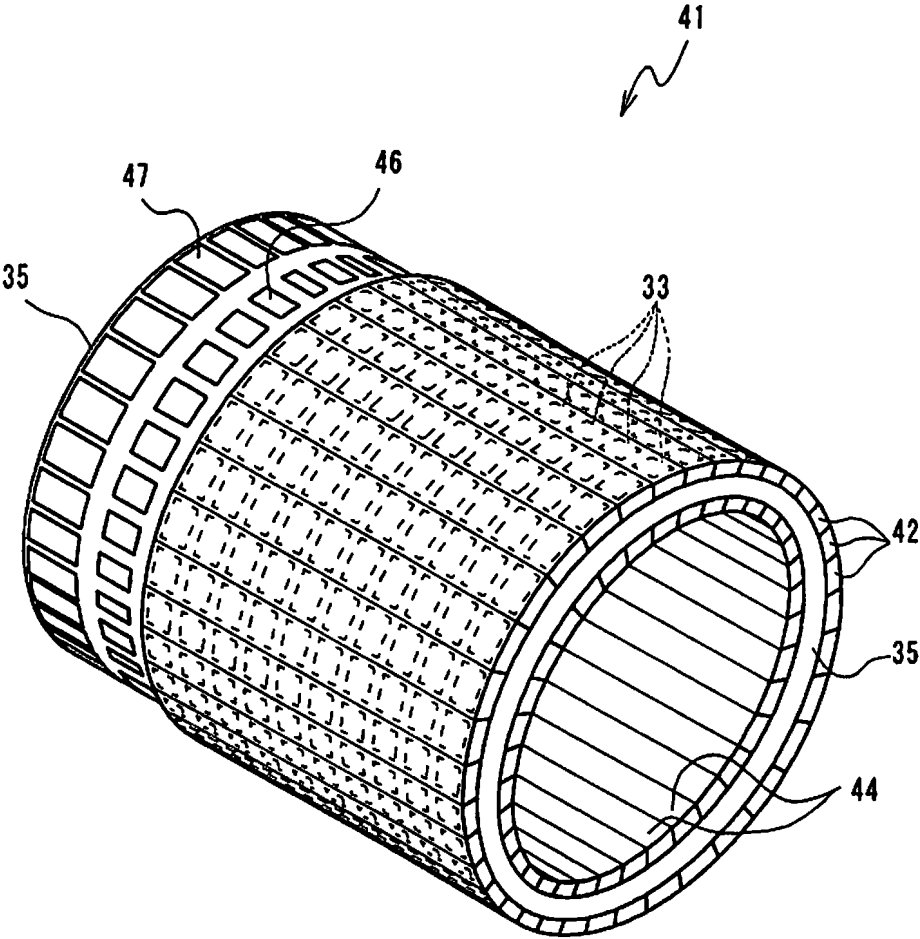


图 9

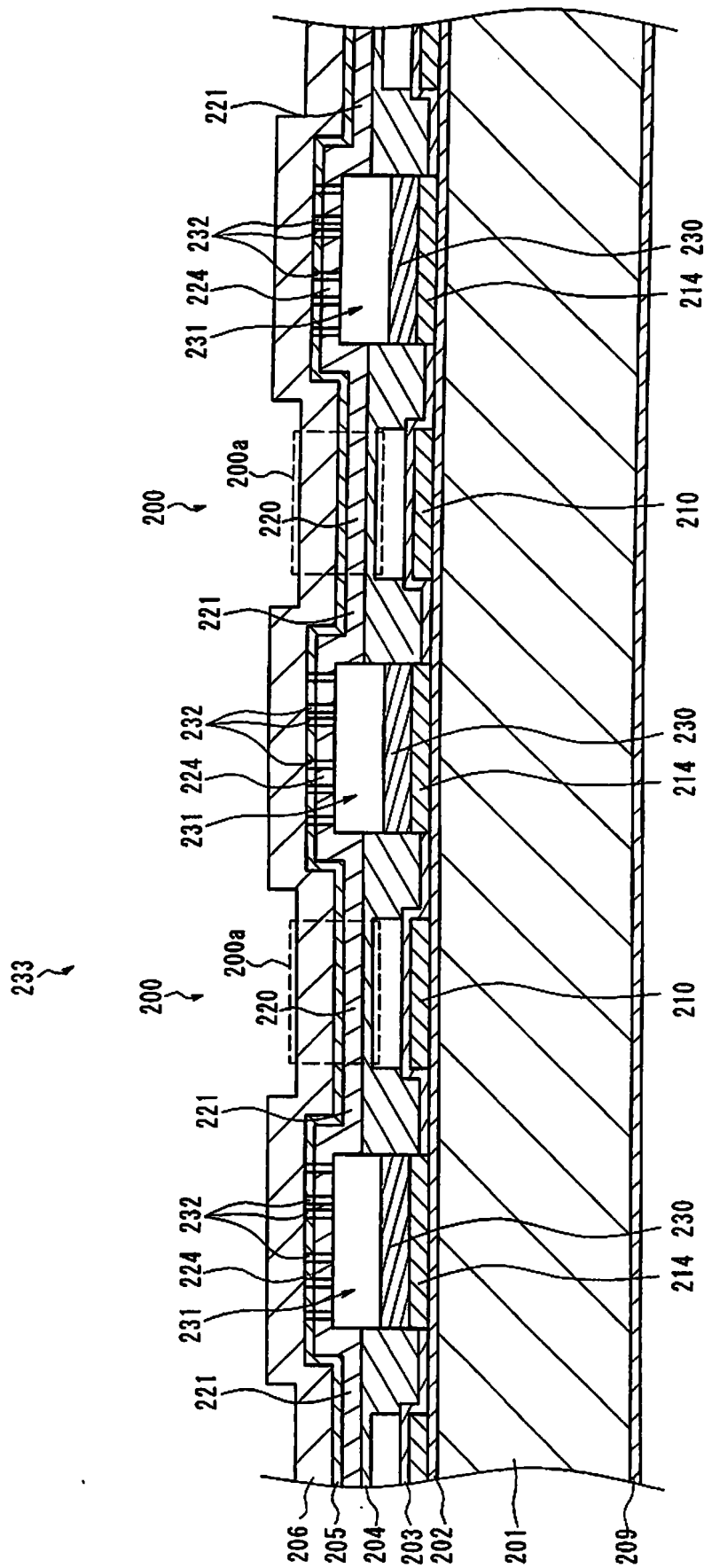


图 12

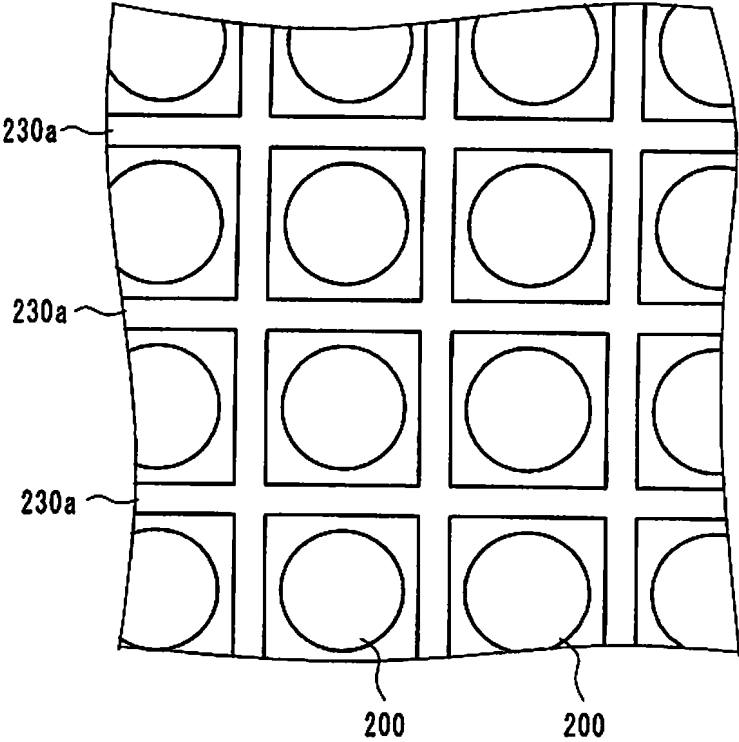


图 13

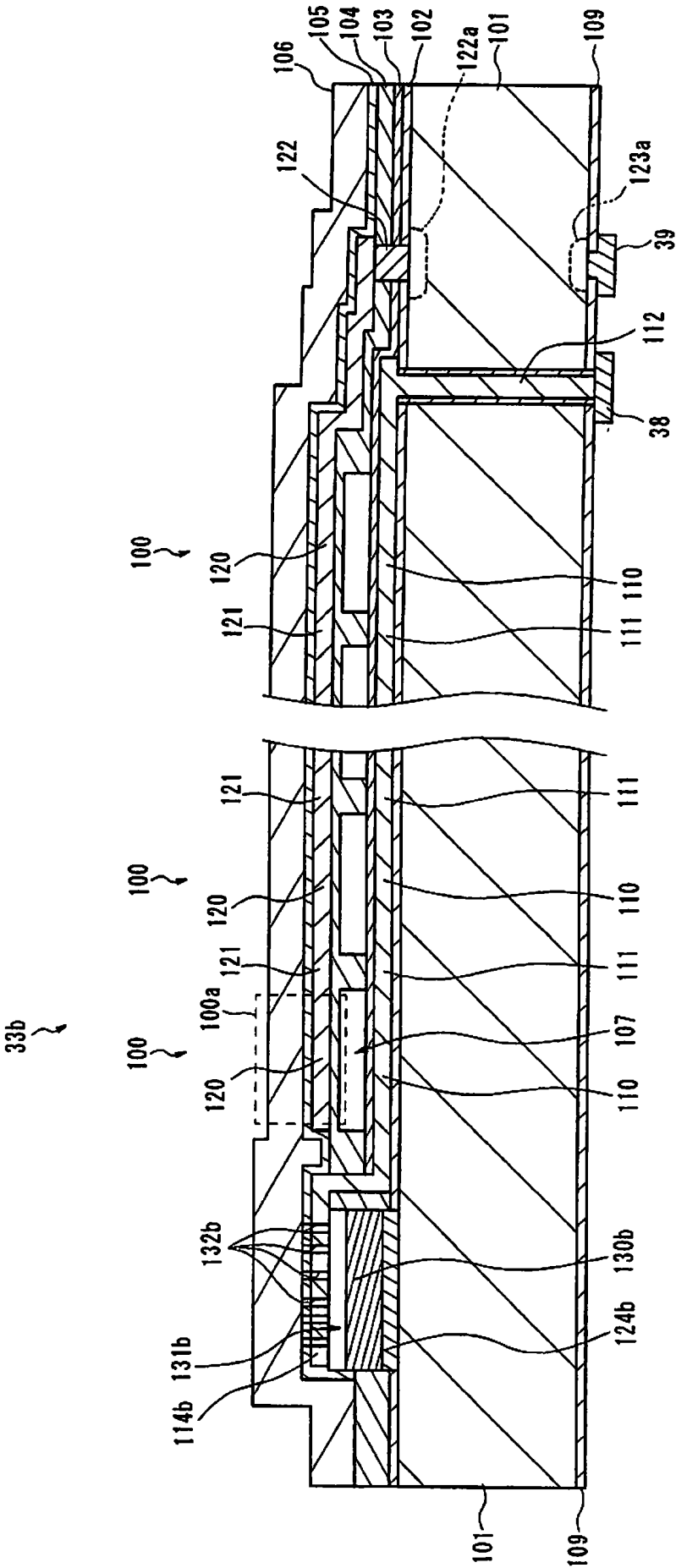


图 14

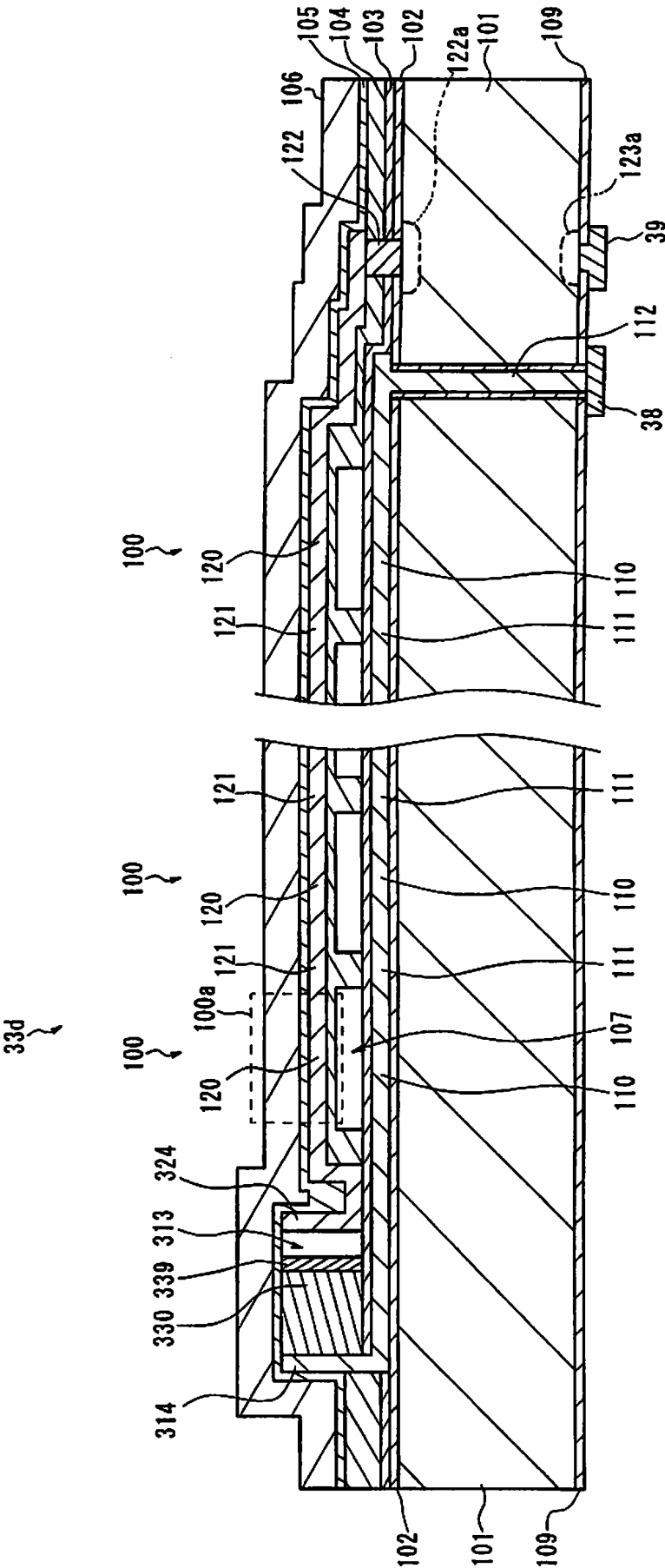
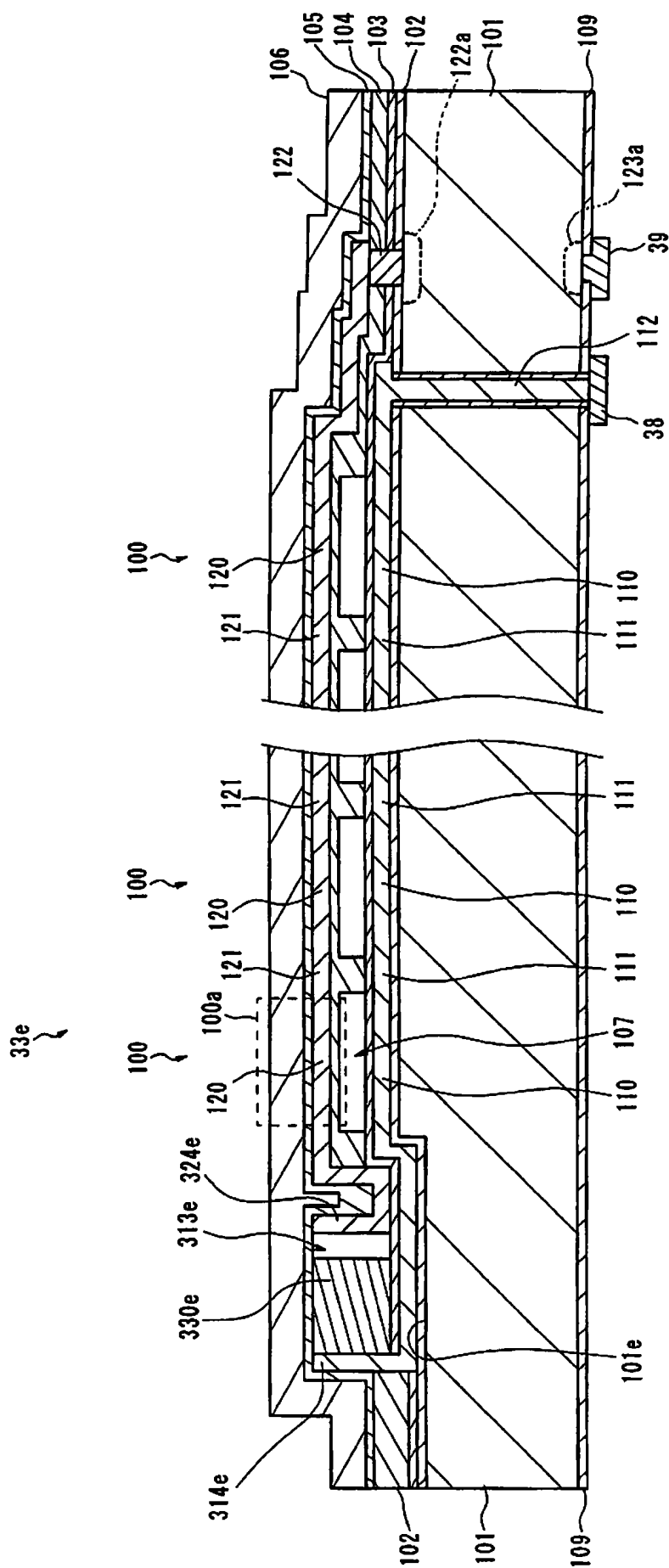


图 16



17

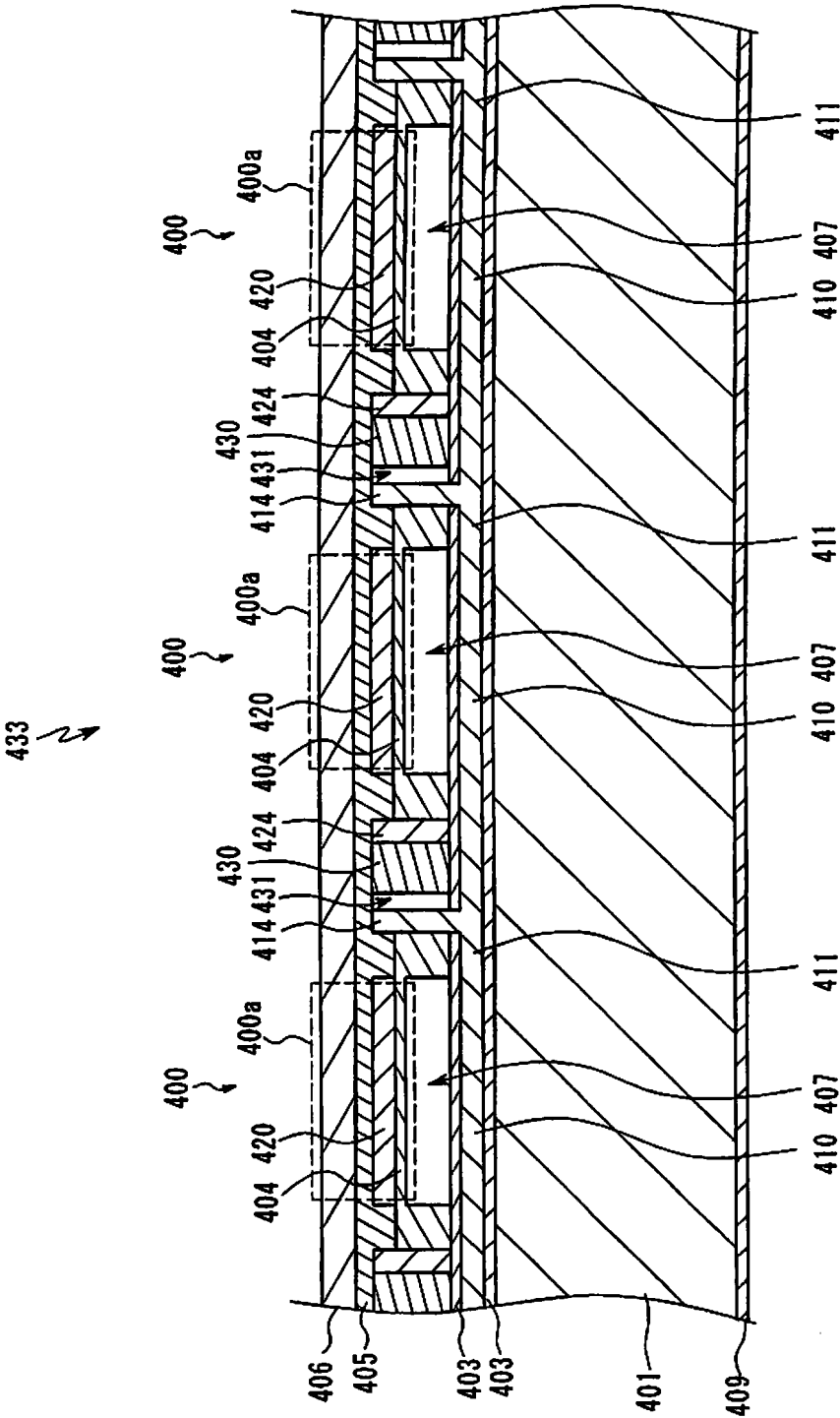


图 19

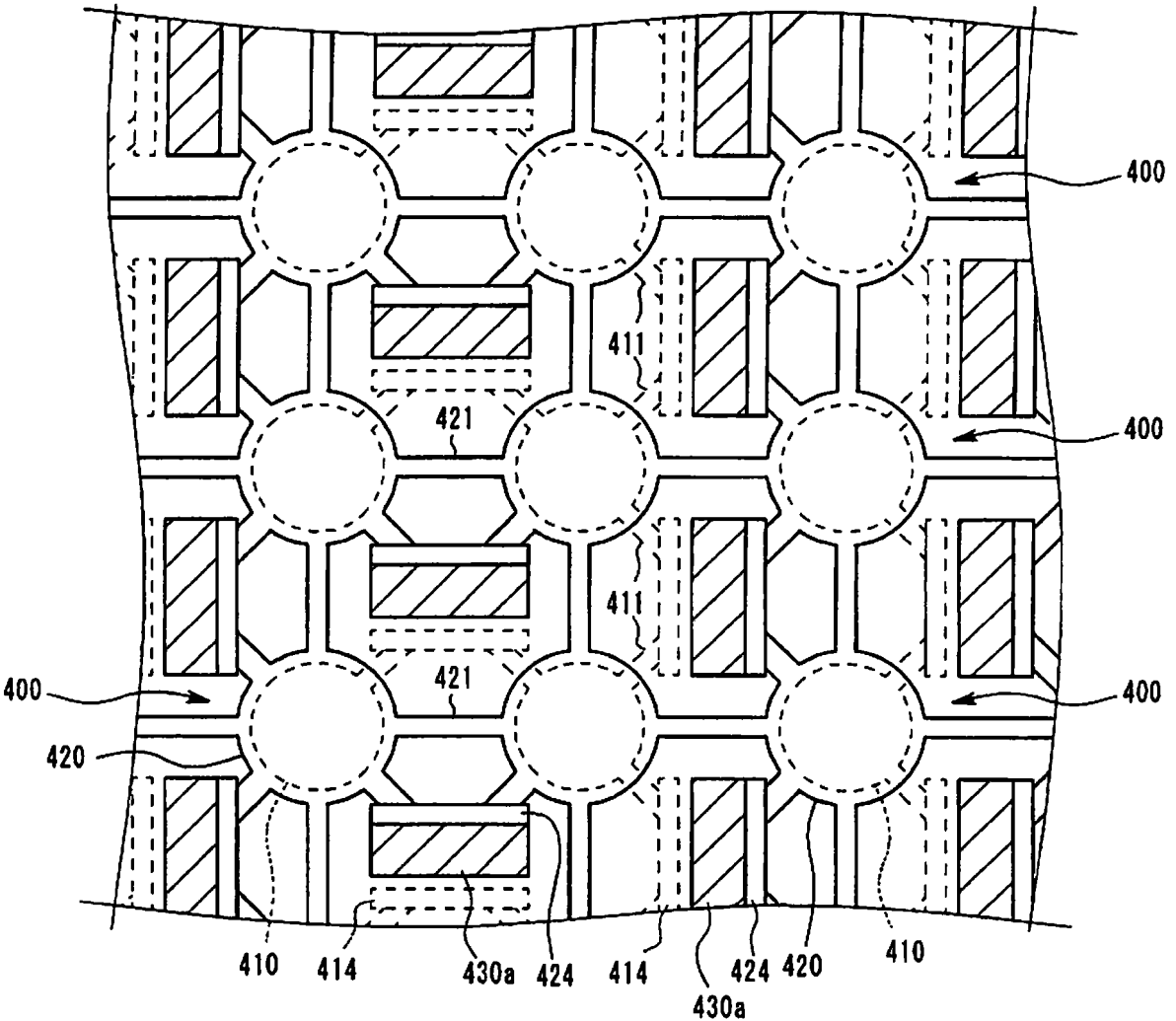


图 20

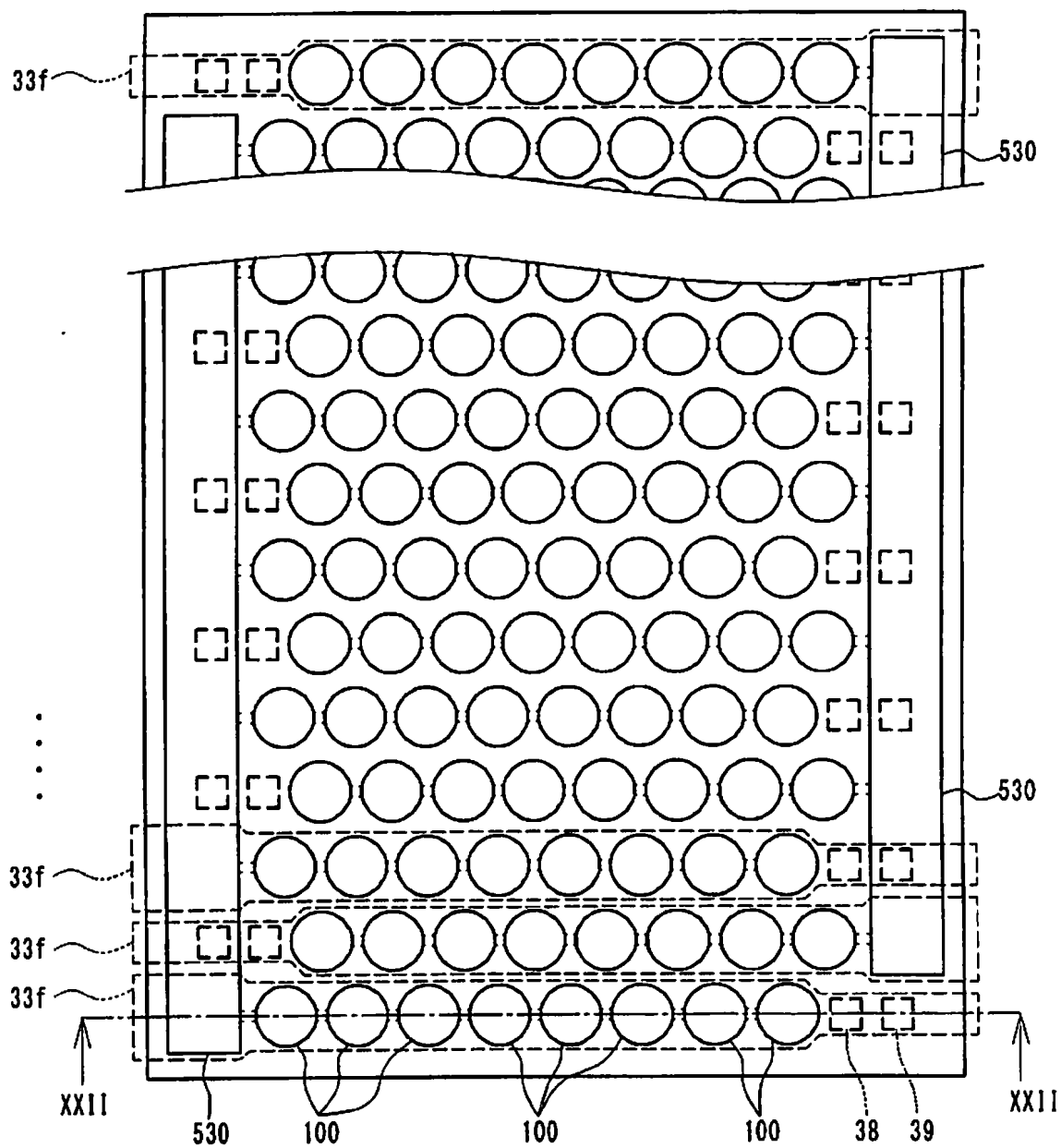


图 21

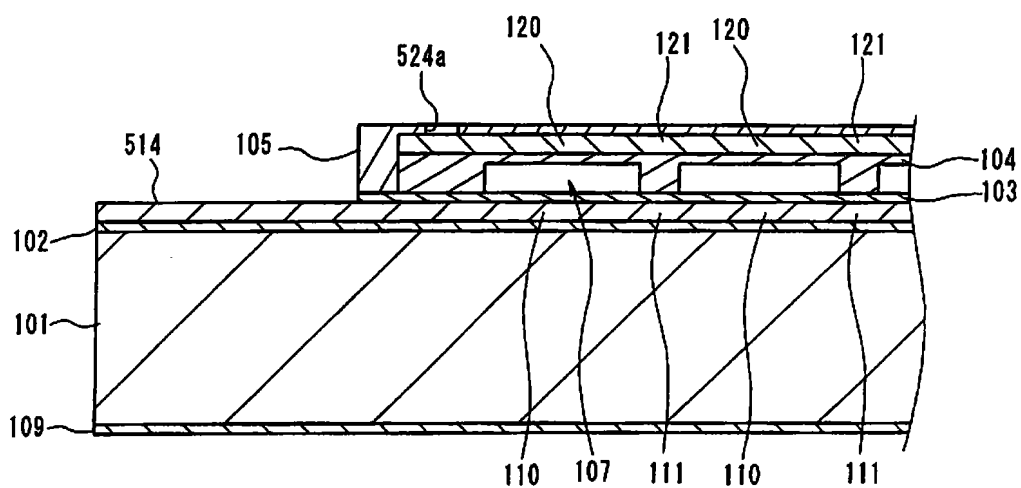


图 23

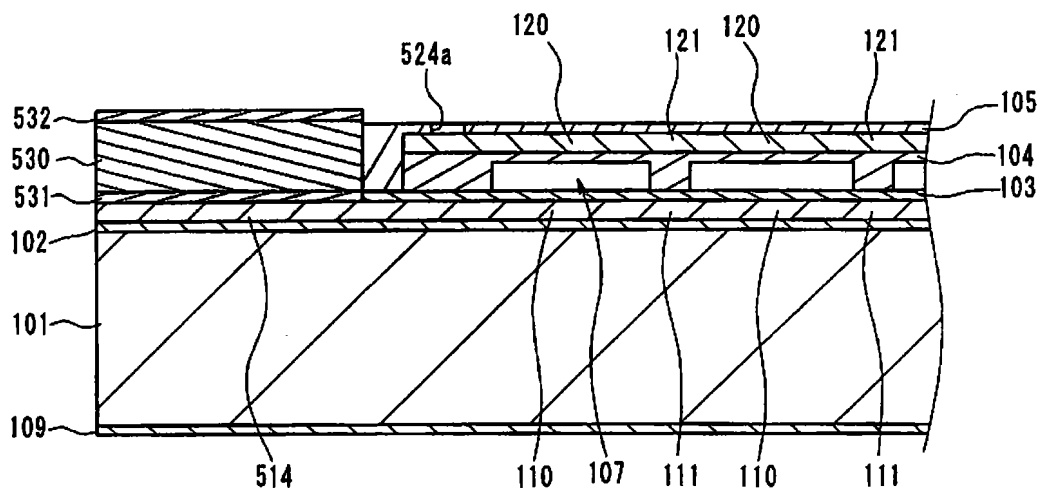


图 24

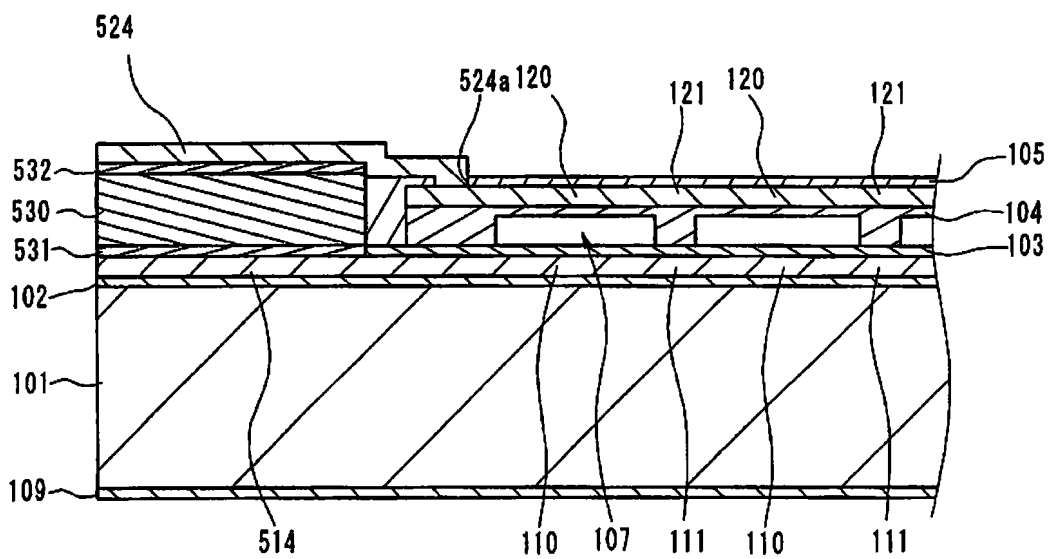
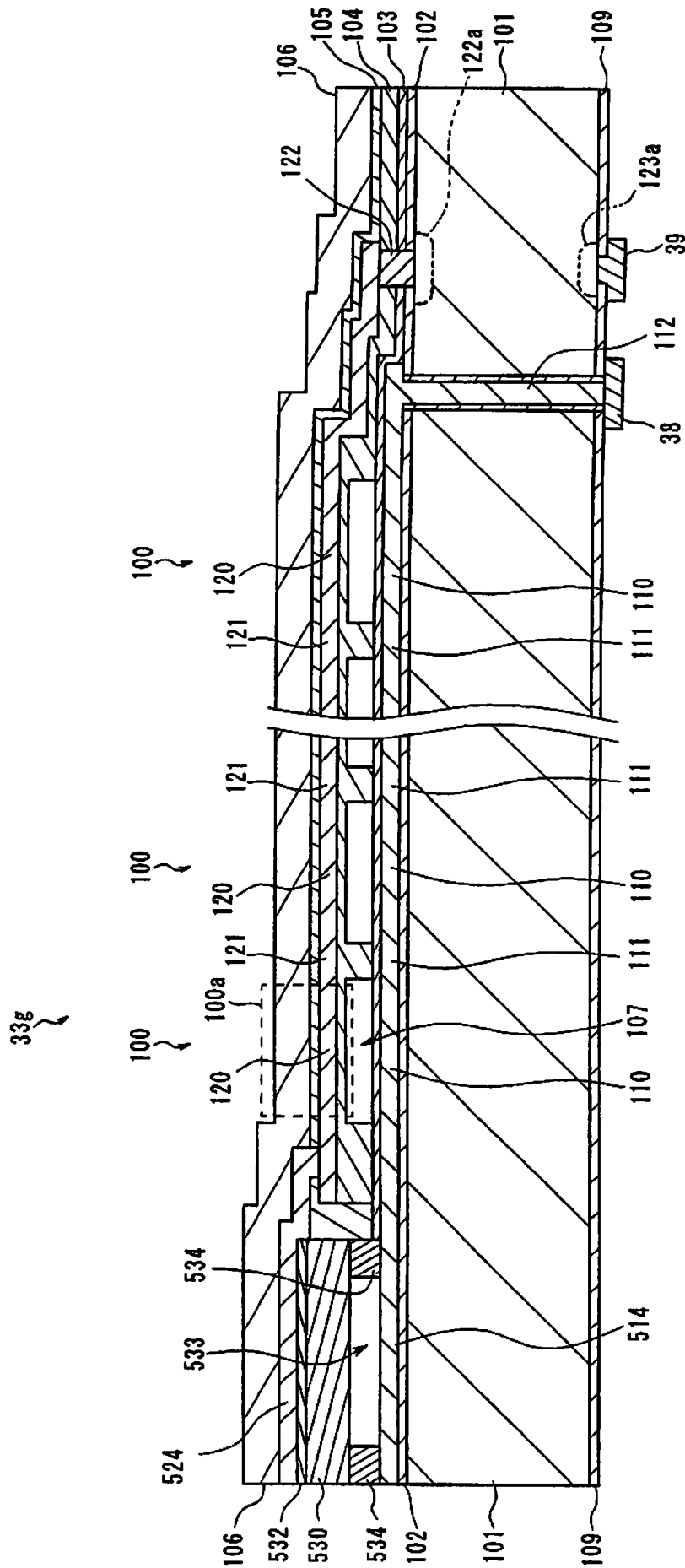


图 25



26

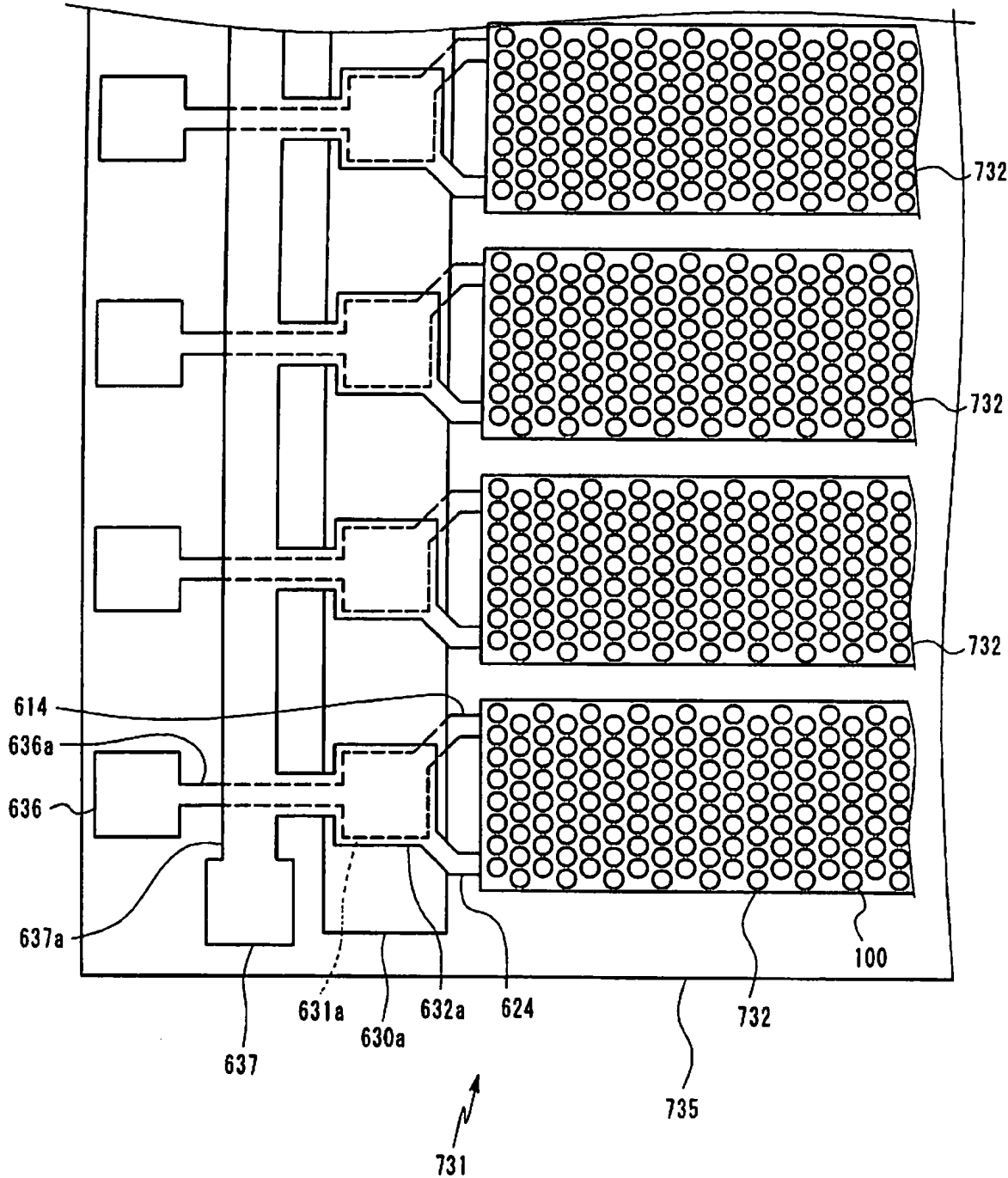


图 27

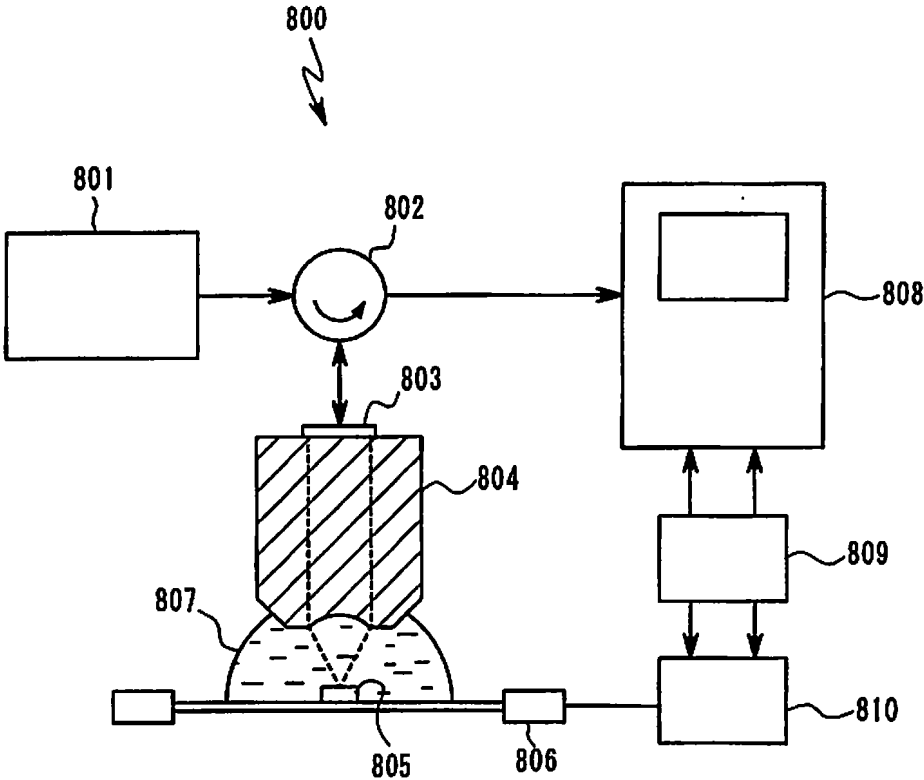


图 28

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	CN101378605A	公开(公告)日	2009-03-04
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		
[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		
优先权	2007221691 2007-08-28 JP 2007221690 2007-08-28 JP 2007221688 2007-08-28 JP		
其他公开文献	CN101378605B		
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。

