



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 103597855 B

(45)授权公告日 2016. 10. 19

(21)申请号 201280029137.9

(22)申请日 2012.05.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103597855 A

(43)申请公布日 2014.02.19

(30)优先权数据
2011-153277 2011.07.11 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.11.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2012/063793 2012.05.29

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/008547 JA 2013.01.17

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 松本一哉 唐木和久 长谷川守
若琳胜裕

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 杨谦 胡建新

(51)Int.Cl.
H04R 19/00(2006.01)
A61B 8/12(2006.01)

(56)对比文件
EP 1837087 A2,2007.09.26,
CN 1820191 A,2006.08.16,
US 2006/0179640 A1,2006.08.17,
CN 1799082 A,2006.07.05,
CN 101378605 A,2009.03.04,
CN 1242479 C,2006.02.15,

审查员 杨薇

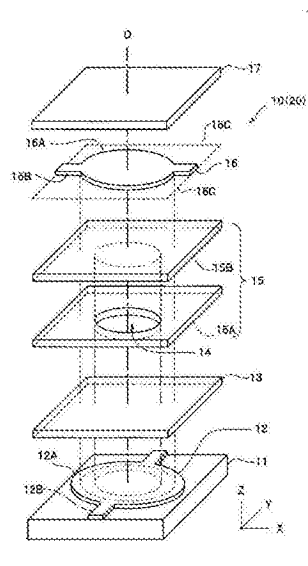
权利要求书1页 说明书8页 附图11页

(54)发明名称

超声波元件以及超声波内窥镜

(57)摘要

超声波元件(20)具备:硅衬底(11);下部电极层(12),具有多个下部电极部(12A)和多个下部布线部(12B),与被施加驱动信号以及偏置信号的下部电极端子(52)连接;下部绝缘层(13);上部绝缘层(15),形成有分别小于下部电极部(12A)的多个空腔(14);上部电极层(16),具有隔着各个空腔(14)与各个下部电极部(12A)对置配置的、比下部电极部(12A)小而比空腔(14)大的多个上部电极部(16A)、和多个上部布线部(16B),与检测电容信号的接地电位的上部电极端子(51)连接;以及保护层(17)。



1. 一种超声波元件,其特征在于,具备:

基体;

下部电极层,与被施加驱动信号以及偏置信号的下部电极端子连接,具有多个下部电极部以及将上述多个下部电极部连接的多个下部布线部;

下部绝缘层;

上部绝缘层,形成有分别小于下部电极部的多个空腔;

上部电极层,与检测电容信号的接地电位的上部电极端子连接,具有隔着各个空腔分别与下部电极部对置配置的、比上述下部电极部小而比上述空腔大的多个上部电极部、和将上述多个上部电极部连接的多个上部布线部;以及

保护层,

上述上部布线部与上述下部布线部被配设为不对置配置,

在包含上述下部电极部的外周部与上述上部电极部的外周部对置配置的区域在内的、上述空腔的整个外周部,具备与接地电位的屏蔽电极端子连接的、进入到上述下部电极部及上述上部电极部的内侧的屏蔽电极部。

2. 如权利要求1记载的超声波元件,其特征在于,

上述空腔是通过蚀刻处理将被上述上部绝缘层所覆盖的由导电性材料构成的牺牲层局部地除去后的区域,

上述屏蔽电极部是未通过上述蚀刻处理被除去的、上述牺牲层的残存区域。

3. 如权利要求2记载的超声波元件,其特征在于,

上述上部绝缘层的上表面平坦。

4. 如权利要求3记载的超声波元件,其特征在于,

上述上部电极部的中央部的厚度比上述外周部的厚度薄。

5. 一种超声波内窥镜,其特征在于,

具有权利要求1至权利要求4任一项记载的超声波元件。

超声波元件以及超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及静电电容型的超声波元件以及具备上述超声波元件的超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 向体内照射超声波、并根据回波信号将体内的状态图像化而进行诊断的超声波诊断法正在普及。超声波诊断法所使用的超声波诊断装置之一为超声波内窥镜(以下、称为“US内窥镜”)。US内窥镜为,在向体内导入的插入部的前端硬性部配设有超声波振子。超声波振子具有的功能为,将电信号变换为超声波而向体内发送,并且对在体内反射的超声波进行接收而变换为电信号。

[0003] 此前,超声波振子主要使用含有环境负担较大的铅的陶瓷压电材料、例如PZT(锆钛酸铅)等。与此相对,Caronti等公开了一种使用MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微机电系统)技术来制造的、材料不含铅的静电电容型超声波振子(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer:电容式微加工超声传感器;以下称为“c-MUT”)。c-MUT为,将上部电极部与下部电极部隔着空洞部(空腔)对置配置的超声波单元(以下称为“US单元”)作为单位元件。并且,将各个电极部通过布线部连接而成的多个US单元排列而构成超声波元件(以下称为“US元件”)。

[0004] US单元为,通过对下部电极部与上部电极部之间施加电压,由此利用静电力来使包含上部电极部的膜(振动部)振动而产生超声波。此外,当从外部入射超声波时,两电极的间隔变化,因此根据静电电容的变化而将超声波变换为电信号。

[0005] US单元具有层叠了多个功能层的构造。因此,当上下的功能层的图案的配设位置错位时,有损特性。例如,当下部电极部和上部电极部未被配设在正确的位置时,对置的电极面积、换言之有效电极面积减少,因此接收灵敏度有可能降低。

[0006] 在日本特开2007-301023号公报中公开有一种上部电极部的大小比空腔的大小小的c-MUT。上述c-MUT为,由于上部电极部的大小较小,因此对置的电极部的面积较小,但即使上部电极部的形成位置错位,只要处于空腔正上部则有效电极面积不变化。

[0007] 本发明的实施方式的目的在于提供特性稳定的超声波元件以及特性稳定的超声波内窥镜。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的实施方式的超声波元件为,具备:基体;下部电极层,与被施加驱动信号以及偏置信号的下部电极端子连接,具有多个下部电极部以及将上述多个下部电极部连接的多个下部布线部;下部绝缘层;上部绝缘层,形成有分别小于下部电极部的多个空腔;上部电极层,与检测电容信号的接地电位的上部电极端子连接,具有隔着各个空腔分别与下部电极部对置配置的、比上述下部电极部小而比上述空腔大的多个上部电极部、和将上述多个上部电极部连接的多个上部布线部;以及保护层。

[0010] 并且,本发明的其他实施方式的超声波内窥镜为,具有超声波元件,该超声波元件具备:基体;下部电极层,与被施加驱动信号以及偏置信号的下部电极端子连接,具有多个下部电极部以及将上述多个下部电极部连接的多个下部布线部;下部绝缘层;上部绝缘层,形成有分别小于下部电极部的多个空腔;上部电极层,与检测电容信号的接地电位的上部电极端子连接,具有隔着各个空腔分别与下部电极部对置配置的、比上述下部电极部小而比上述空腔大的多个上部电极部、和将上述多个上部电极部连接的多个上部布线部;以及保护层。

附图说明

- [0011] 图1是用于说明第一实施方式的超声波内窥镜的外观图。
- [0012] 图2是用于说明第一实施方式的超声波内窥镜的前端部的立体图。
- [0013] 图3是用于说明第一实施方式的超声波内窥镜的前端部的超声波阵列的构成的立体图。
- [0014] 图4是用于说明第一实施方式的超声波元件的构造的俯视图。
- [0015] 图5是用于说明第一实施方式的超声波元件的构造的沿着图4的V-V线的部分截面图。
- [0016] 图6是用于说明第一实施方式的超声波单元的构造的分解图。
- [0017] 图7是用于说明第一实施方式的超声波单元的动作的示意图。
- [0018] 图8是用于说明比较例的超声波单元的层叠错位的示意图。
- [0019] 图9是用于说明第一实施方式的超声波单元的层叠错位的示意图。
- [0020] 图10是表示第二实施方式的超声波元件的下部电极层的图案的俯视图。
- [0021] 图11是表示第二实施方式的超声波元件的上部电极层的图案的俯视图。
- [0022] 图12是用于说明第二实施方式的超声波单元的构造的分解图。
- [0023] 图13A是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0024] 图13B是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0025] 图13C是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0026] 图13D是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0027] 图13E是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0028] 图13F是用于说明第二实施方式的超声波单元的制造方法的截面图。
- [0029] 图14是表示第二实施方式的超声波单元的牺牲层的图案的俯视图。
- [0030] 图15是表示第二实施方式的超声波单元的屏蔽电极部的图案的俯视图。
- [0031] 图16是用于说明第二实施方式的超声波单元的动作的示意图。
- [0032] 图17是用于说明第三实施方式的超声波单元的构造的截面图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图对第一实施方式的超声波元件20以及具有超声波元件20的超声波内窥镜2进行说明。

[0034] <超声波内窥镜的构成>

[0035] 如图1所示那样,US内窥镜2与超声波观测装置3以及监视器4一起构成超声波内窥

镜系统1。US内窥镜2具备:向体内插入的细长的插入部21;配置在插入部21的基端的操作部22;以及从操作部22的侧部延伸出的通用塞绳(universal cord)23。

[0036] 在通用塞绳23的基端部配设有与光源装置(未图示)连接的连接器24A。从连接器24A延伸出经由连接器25A与摄像机控制单元(未图示)能够装卸地连接的电缆25和经由连接器26A与超声波观测装置3能够装卸地连接的电缆26。超声波观测装置3与监视器4连接。

[0037] 插入部21构成为,从前端侧起按顺序连续设置有前端硬性部(以下称为“前端部”)37、位于前端部37的后端的弯曲部38、以及位于弯曲部38的后端而到达操作部22的细径且长尺寸且具有挠性的可挠管部39。并且,在前端部37的前端侧配设有超声波单元30。

[0038] 在操作部22上配设有将弯曲部38向所希望的方向弯曲控制的弯角钮22A、进行送气以及送水操作的送气送水按钮22B、进行吸引操作的吸引按钮22C、以及成为向体内导入的处置工具的入口的处置工具插入口22D等。

[0039] 并且,如图2所示那样,超声波单元(US单元)30在所设置的前端部37上配设有:构成照明光学系统的照明用透镜罩31;观察光学系统的观察用透镜罩32;兼作吸引口的钳子口33;以及未图示的送气送水喷嘴。

[0040] 如图3所示那样,US单元30的超声波阵列(US阵列)40是多个俯视矩形的超声波元件20的长边被连结、并弯曲配置为圆筒状的放射型振子组。即,在US阵列40中,例如在直径2mm的圆筒的侧面,在360度方向上配设有200个短边为0.1mm以下的US元件20。此外,US阵列40为放射型振子组,但US阵列也可以为弯折为凸形状的凸型振子组。

[0041] 在圆筒状的超声波阵列40的端部排列有多个下部电极端子52,其分别与同轴电缆束35的各个信号线62连接。此外,在超声波阵列40的另一个端部排列有多个上部电极端子51。上部电极端子51分别与同轴电缆束35的各个电容检测线61连接。即,同轴电缆束35由具有与多个信号线62以及多个电容检测线61的合计数相同根数的芯线的同轴电缆构成。

[0042] 同轴电缆束35插通前端部37、弯曲部38、可挠管部39、操作部22、通用塞绳23以及超声波电缆26,经由超声波连接器26A与超声波观测装置3连接。

[0043] <收发部的构成>

[0044] 接下来,使用图4、图5以及图6,对US元件20以及超声波单元(US单元)10的构成进行说明。此外,图都是用于说明的示意图,图案的数量、厚度、大小以及大小等的比率与实际不同。

[0045] 如图4所示那样,在US元件20中,多个静电电容型的US单元10配置为矩阵状。另外,为了进行说明而在图4中仅示出一部分US单元10。US单元10的配置也可以为规则的格子配置、交错配置或者三角网格配置等,也可以是随机配置。而且,在US元件20的一个端部配设有下部电极端子52,在另一个端部配设有上部电极端子51。

[0046] 如图5以及图6所示那样,US单元10具有在作为基体的硅衬底11上按顺序层叠的、与下部电极端子52连接的下部电极层12、下部绝缘层(第一绝缘层)13、形成有圆筒状的空腔14的上部绝缘层(第二绝缘层)15、与上部电极端子51连接的上部电极层16以及保护层(第三绝缘层)17。硅衬底11是在硅11A的表面上形成了硅热氧化膜11B、11C而成的基板。

[0047] 即,各个US单元10具有隔着空腔14对置配置的下部电极部12A和上部电极部16A。

[0048] 下部电极层12具有俯视圆形的多个下部电极部12A和从下部电极部12A的边缘部向两个方向延伸配置的多个下部布线部12B。下部布线部12B与同一US元件20的其他US单元

的下部电极部12A连接。并且,下部布线部12B与下部电极端子52连接。

[0049] 上部电极层16具有俯视圆形的多个上部电极部16A和从上部电极部16A的边缘部向两个方向延伸配置的多个上部布线部16B。上部布线部16B与同一US元件20的其他US单元的上部电极部16A连接。并且,上部布线部16B与上部电极端子51连接。

[0050] 即,同一US元件20中所配置的多个US单元10的全部下部电极部12A相互连接,全部上部电极部16A也相互连接。

[0051] 在图5以及图6所示的上述构造的US单元10中,空腔14的正上方区域的上部绝缘层15、上部电极层16及保护层17构成为作为振动部的膜18。

[0052] 并且,在US单元10中,空腔14比下部电极部12A小,上部电极部16A比下部电极部12A小而比空腔14大。即,俯视圆形的下部电极部12A的直径 R_{12} 、圆筒形的空腔14的直径 R_{14} 以及上部电极部16A的直径 R_{16} 都处于以下的(式1)的关系。

[0053] $R_{12} > R_{16} > R_{14}$ (式1)

[0054] 并且,下部电极部12A、空腔14以及上部电极部16A被配设为,各自的圆的中心与垂直于硅衬底11的中心线O一致。

[0055] 此外,下部电极部12A与上部电极部16A隔着空腔14对置配置的部分,为在超声波接收时静电电容变化的电容可变部CE。

[0056] <US元件的动作>

[0057] 接下来,使用图7对US元件20的动作进行说明。下部电极部12A经由下部电极端子52与超声波观测装置3的电压信号产生部3A连接。另一方面,上部电极部16A经由上部电极端子51与电容信号检测部3B连接并成为接地电位。电容信号检测部3B检测电容信号(电流变化)。

[0058] 在超声波产生时,电压信号产生部3A将驱动电压信号施加到下部电极部12A。当下部电极部12A被施加电压时,接地电位的上部电极部16A通过静电力而靠向下部电极部12A,因此包含上部电极部16A的膜18变形。然后,当对下部电极部12A的电压施加消失时,膜18通过弹力而恢复到原来的形状。通过该膜18的变形/恢复来产生超声波。

[0059] 另一方面,在超声波接收时,通过接收的超声波能量而包含上部电极部16A的膜18变形。于是,上部电极部16A与下部电极部12A之间的距离变化,因此其之间的静电电容变化。于是,在电容信号检测部3B中流动与电容变化相伴随的电流。即,接收的超声波能量被变换为电容信号。

[0060] <层叠错位>

[0061] 如已经说明的那样,US单元10在多个下部电极部12A的上侧以共用中心线O的方式形成有空腔14,并且在空腔14的上侧以共用中心线O的方式形成有上部电极部16A。

[0062] 但是,在制造工序中,有时层叠错位、即未层叠形成在正确位置。例如,图8所示的比较例的US单元110为,上部电极部116A和下部电极部112A的大小比空腔114小。在US单元110中,当在上部电极部116A的形成时产生层叠错位(例如 $0.5\mu\text{m}$ 的图案对位错位)时,电容可变部CE会变小。于是,US单元110的灵敏度降低。层叠错位的大小起因于制造偏差,因此US元件120的特性不稳定。

[0063] 与此相对,如图9所示那样,在本实施方式的US单元10中,在上部电极部16A的形成时,即使例如产生 $0.5\mu\text{m}$ 的层叠错位,电容可变部CE的大小也不变化。因此,即使存在制造偏

差,US元件20以及US内窥镜2的特性也稳定。

[0064] 如已经说明的那样,如果“下部电极部12A的直径 $R_{12}>$ 上部电极部16A的直径 $R_{16}>$ 空腔14的 R_{14} ”,则具有上述效果。特别是,按照当前的技术水准,制造时的偏差(层叠错位)为数 μm 、例如 $0.5\sim 5\mu\text{m}$,因此优选为“ $R_{12}=R_{16}+(0.5\sim 5\mu\text{m})$ 、 $R_{16}=R_{14}+(0.5\sim 5\mu\text{m})$ ”。或者,优选为“ $R_{12}=R_{16}\times(1.03\sim 1.10)$ 、 $R_{16}=R_{14}\times(1.03\sim 1.10)$ ”。

[0065] 如果在上述范围内,则即使产生制造偏差导致的层叠错位,电容可变部CE的大小也不变化,因此US元件20以及US内窥镜2的特性稳定。

[0066] <布线部间的寄生电容>

[0067] 并且,如图6等所示那样,US元件20的下部布线部12B的长边方向和上部布线部16B的长边方向正交。即,如图10所示那样,下部布线部12B从下部电极部12A向Y轴方向延伸配置,与此相对,如图11所示那样,上部布线部16B从上部电极部16A向X轴方向延伸配置。

[0068] 在此,在US元件20中,电容信号检测部3B检测的静电电容,为已经说明的电容可变部CE的静电电容与寄生电容的合计。在此,寄生电容是指即使存在膜18的变形也不变化的电容固定部分的静电电容。例如,当下部布线部12B与上部布线部16B对置配置时,在其间产生寄生电容。

[0069] 与此相对,以上部布线部16B与下部布线部12B不对置配置的方式、在相互正交的方向上配设的US元件20为,在上部布线部16B与下部布线部12B之间不产生寄生电容,因此超声波的接收灵敏度较高。

[0070] <第二实施方式>

[0071] 接着,对第二实施方式的US元件20A以及具备US元件20A的超声波内窥镜2A进行说明。US元件20A以及US内窥镜2A与US元件20以及US内窥镜2类似,因此对于相同的构成要素赋予相同的附图标记而省略说明。

[0072] 如图12所示那样,US元件20A的US单元10A为,在包含下部电极部12A的外周部与上部电极部16A的外周部对置配置的区域在内的空腔14的外周部具备屏蔽电极部71。如后述那样,空腔14是上部绝缘层15所覆盖的由导电性材料构成的牺牲层70通过蚀刻处理被局部地除去而成的区域,屏蔽电极部71是牺牲层70的、未通过蚀刻处理被除去的残存区域。并且,屏蔽电极部71与接地电位的屏蔽电极端子53连接。

[0073] <US元件20A的制造方法>

[0074] 接下来,使用图13A~图13F、图14以及图15对US元件20A的制造方法进行简单说明。此外,除了屏蔽电极部71的制作以外,已经说明了的US元件20的制造方法也几乎相同。

[0075] <步骤S11>下部电极层形成

[0076] 通过溅射法等,在硅衬底11的整面上成膜由导电性硅或者金属、例如铜、金或铝构成的导电性材料。然后,在形成了基于光刻的掩模图案之后,通过蚀刻而局部地进行除去,由此形成具有下部电极部12A和下部布线部12B的下部电极层12。

[0077] <步骤S12>下部绝缘层形成

[0078] 以覆盖下部电极层12方式,例如通过CVD法(化学气相生长法)等来成膜由SiN等绝缘性材料构成的下部绝缘层13。

[0079] <步骤S13>牺牲层形成

[0080] 在下部绝缘层13之上,成膜由从导电性材料中选择的、能够通过蚀刻除去

构成的牺牲层材料。然后,如图13A所示那样,在牺牲层70之上形成基于光刻的掩模图案75。

[0081] <步骤S14>牺牲层构图

[0082] 如图13B以及图14所示那样,通过蚀刻处理,牺牲层70经由环状的槽部70A被分离为空腔的形状(圆柱状)的空腔部72和屏蔽电极部71。

[0083] 牺牲层70的厚度成为空腔14的高度,因此例如为 $0.05\sim 0.3\mu\text{m}$,优选为 $0.05\sim 0.15\mu\text{m}$ 。

[0084] <步骤S15>上部绝缘层形成

[0085] 如图13C所示那样,在牺牲层图案(空腔部72以及屏蔽电极部71)的上表面,例如通过与下部绝缘层13同样的方法以及同样的材料来形成上部绝缘层15。此时,如已经说明的那样,在槽部70A的内部也形成上部绝缘层15A。

[0086] 在此,上部绝缘层15形成为覆盖牺牲层图案,因此有时由于牺牲层图案厚度的影响而产生凹凸。于是,在上部绝缘层之上形成的上部电极层与下部电极层的绝缘变差,有时US单元的动作不稳定。

[0087] 因此,在形成上部绝缘层之后,优选对其表面进行平坦化加工。平坦化加工例如能够优选使用化学机械研磨法(CMP法)。

[0088] 上部绝缘层的上表面平坦的US元件的特性稳定。

[0089] 并且,在上部绝缘层15的规定位置上,将空腔部72除去,因此形成流入蚀刻剂的开口部(未图示)。

[0090] <步骤S16>空腔形成(屏蔽电极部形成)

[0091] 接下来,如图13D以及图15所示那样,通过空腔部72的蚀刻除去来形成空腔14。屏蔽电极部71通过上部绝缘层15A而与空腔部72分离,因此未被蚀刻剂除去。即,屏蔽电极部71是牺牲层70的、未通过蚀刻处理而被除去的残存区域。

[0092] 例如,在作为牺牲层70使用钨(W)、作为下部绝缘层13以及上部绝缘层15使用氮化硅(SiN)的情况下,作为蚀刻剂使用过氧化氢水(H_2O_2)。此外,在作为牺牲层70使用导电性多晶硅、作为下部绝缘层13以及上部绝缘层15使用SiN的情况下,作为蚀刻剂使用氟化氙气体(XeF_2)。

[0093] 此外,空腔14不限于圆柱形状,也可以是多棱柱形状等。在空腔14为多棱柱形状的情况下,上部电极部16A以及下部电极部12A的俯视形状也优选为多边形。

[0094] 此外,在俯视形状不是圆形的情况下,上部电极部16A等的图案的大小是较大的图案能够内包较小的图案的大小即可。

[0095] <步骤S17>上部电极层形成

[0096] 如图13E所示那样,通过与下部电极层12同样的方法以及同样的材料,形成具有上部电极部16A和上部布线部16B的上部电极层16。

[0097] <步骤S18>保护层形成

[0098] 如图13F所示那样,US元件20的表面由保护层17覆盖。保护层17不仅具有保护功能,还具有声音匹配层功能以及连结US元件20的功能。

[0099] 此外,虽然省略说明,但在下部电极形成工序中还形成下部电极端子52,在上部电极形成工序中还形成上部电极端子51,在屏蔽电极形成工序(牺牲层形成)中还形成屏蔽电极端子53。保护层17形成为不覆盖下部电极端子52、上部电极端子51以及屏蔽电极端子53。

[0100] 作为保护层17由聚酰亚胺树脂、环氧树脂、丙烯酸树脂或者聚对二甲苯树脂等挠性树脂构成,耐化学药品性能较高、具有弯曲性、容易加工,因此特别优选为聚酰亚胺树脂。此外,保护层17也可以是在第一绝缘层上进一步形成具有生物体适合性的第二绝缘层的双层构造。

[0101] 接下来,将多个超声波元件20在连结方向上弯曲配置为规定直径的放射形状,由此制作US阵列40。例如,US阵列40例如与规定直径的圆筒的外周接合。进而,对US阵列40连接同轴电缆束35,来制作US单元30。

[0102] <US元件20A的动作>

[0103] 接下来,使用图16对US元件20A的动作进行说明。下部电极部12A经由下部电极端子52与超声波观测装置3的电压信号产生部3A连接。屏蔽电极部71经由屏蔽电极端子53而成为接地电位。另一方面,上部电极部16A经由上部电极端子51与电容信号检测部3B连接、并成为接地电位。电容信号检测部3B检测电容信号(电流变化)。

[0104] 但是,在US元件20中,在膜18的外周区域中,存在下部电极部12A与上部电极部16A对置配置的部分。该对置部分形成电容器,但是,是即使接收超声波、静电电容也不变化的寄生电容部(固定电容部)19。当寄生电容部19的静电电容较大时,即使膜18(电容可变部)的静电电容变化,由电容信号检测部3B检测的电容信号(静电电容)的变化率也变小。

[0105] 在此,在US元件20A中,在下部电极部12A与上部电极部16A对置配置的外周部配设有接地电位的屏蔽电极部71。因此,下部电极部12A与屏蔽电极部71对置配置的部分之上的上部电极部16A,与下部电极部12A不形成电容器。即,上部电极部16A的外周部不成为寄生电容的原因。因此,US元件20A与没有屏蔽电极部71的US元件20相比,超声波的接收灵敏度更高。

[0106] 此外,屏蔽电极部71由牺牲层70形成,因此工序数的增加较少而容易进行制造。

[0107] 并且,即使US元件20A的例如绝缘膜的一部分由于灰尘或者缺陷等而被破坏,下部布线部12B的上侧也被接地电位的屏蔽电极部71覆盖。因此,对下部布线部12B施加的电压信号(驱动信号以及偏置信号)不会向US元件20A的外部泄漏。因此,US元件20A以及US内窥镜2A的特性进一步稳定。

[0108] <第三实施方式>

[0109] 接着,对第三实施方式的US元件20B以及具备US元件20B的超声波内窥镜2B进行说明。US元件20B以及US内窥镜2B与US元件20以及US内窥镜2类似,因此对于相同的构成要素赋予相同的附图标记而省略说明。

[0110] 如图17所示那样,在US元件20B中,上部电极部16AB的中央部的厚度比外周部的厚度薄。在此,外周部是指未构成膜的区域。此外,上部布线部16B的厚度优选与上部电极部16AB的外周部为相同厚度。

[0111] 当构成膜18的上部电极部16AB的中央部的厚度较薄时,膜18容易振动,因此具有US单元10B的US元件20B以及US内窥镜2B为高灵敏度。

[0112] 此外,上部电极部16AB的厚度也可以从外周部朝向中央部逐渐变薄。此外,构成膜18的上部电极部16AB也可以具有多个凹部或者贯通孔。即,厚度也可以是指平均膜厚。

[0113] 本发明不限于上述实施方式,在不改变本发明主旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0114] 本申请以2011年7月11日在日本申请的特愿2011-153277号为优先权主张的基础而进行申请,上述的公开内容引用到本申请说明书、权利要求、附图中。

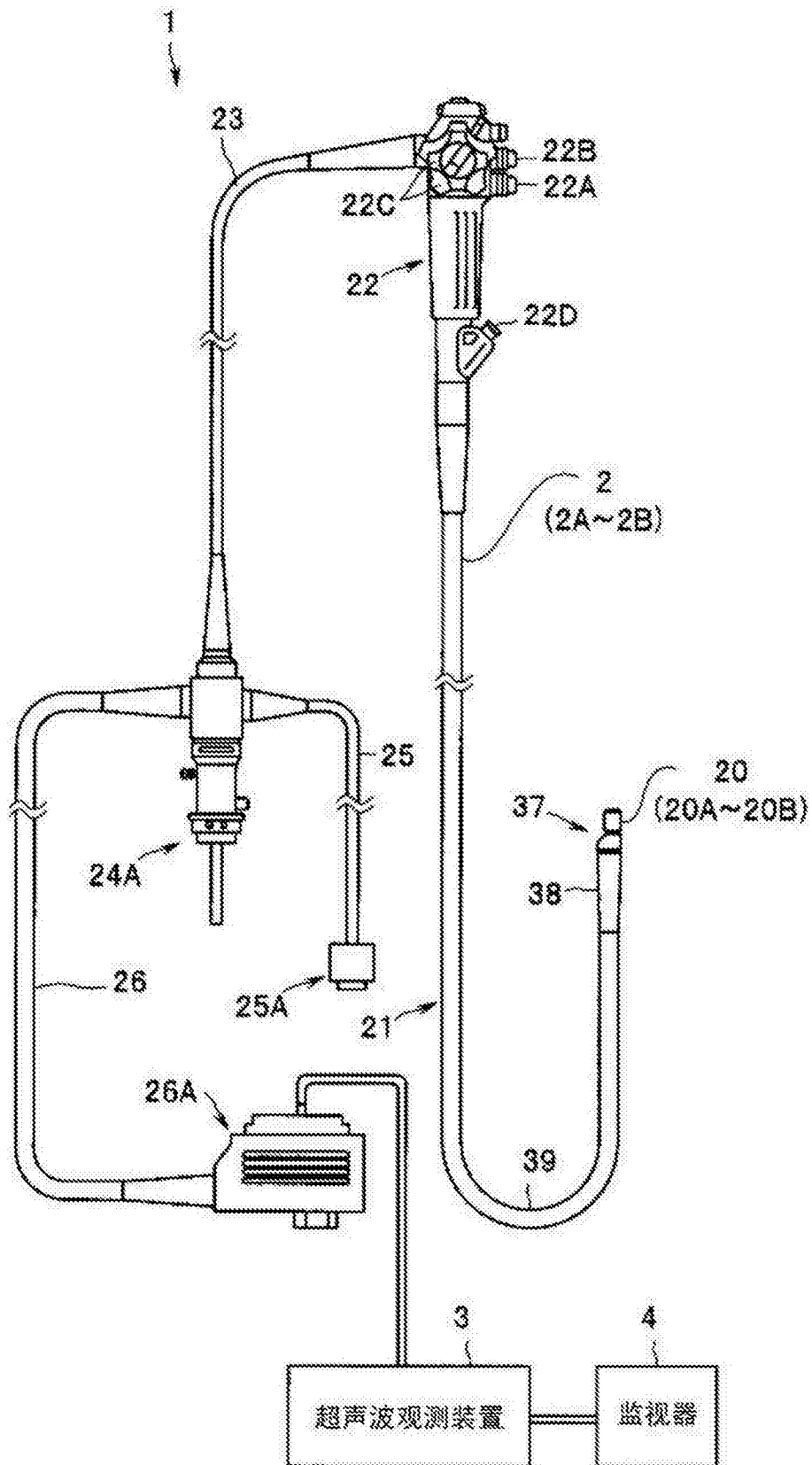


图1

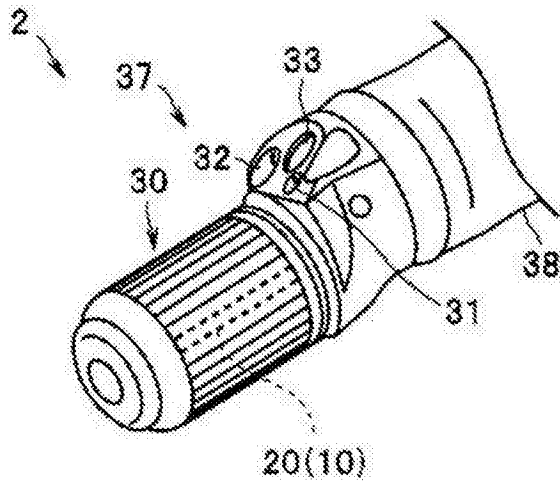


图2

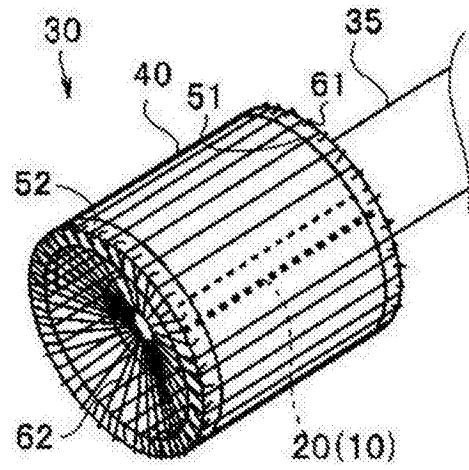


图3

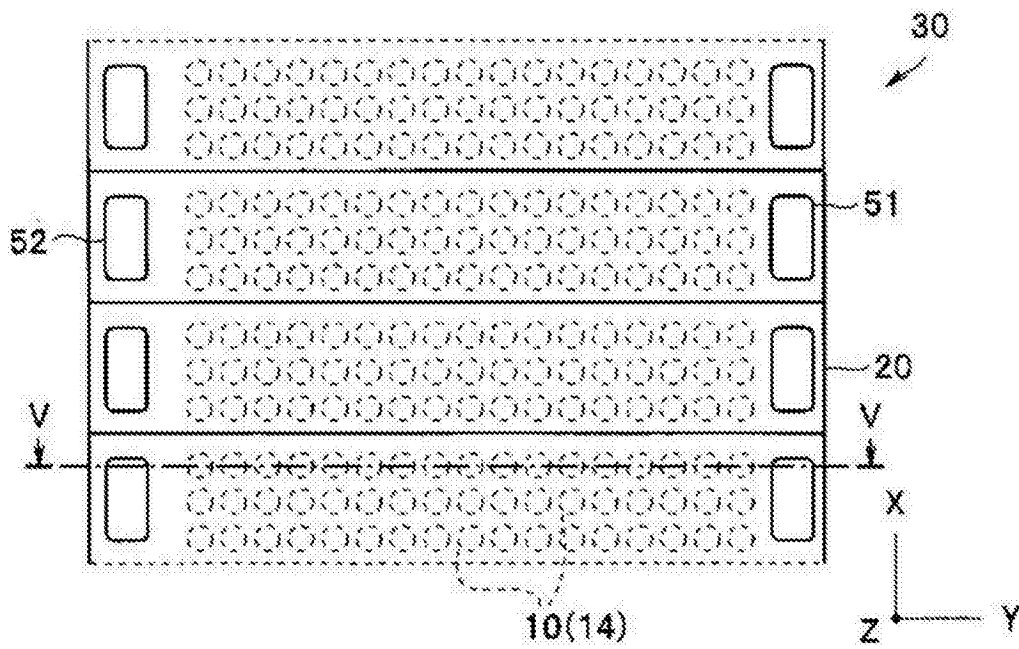


图4

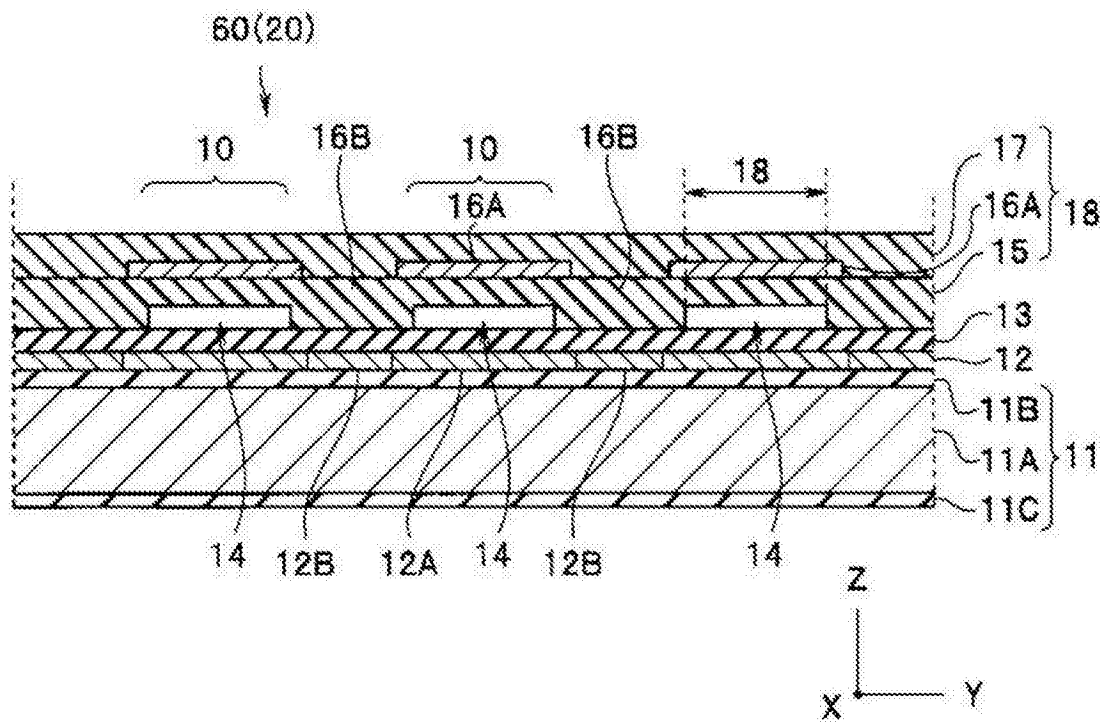


图5

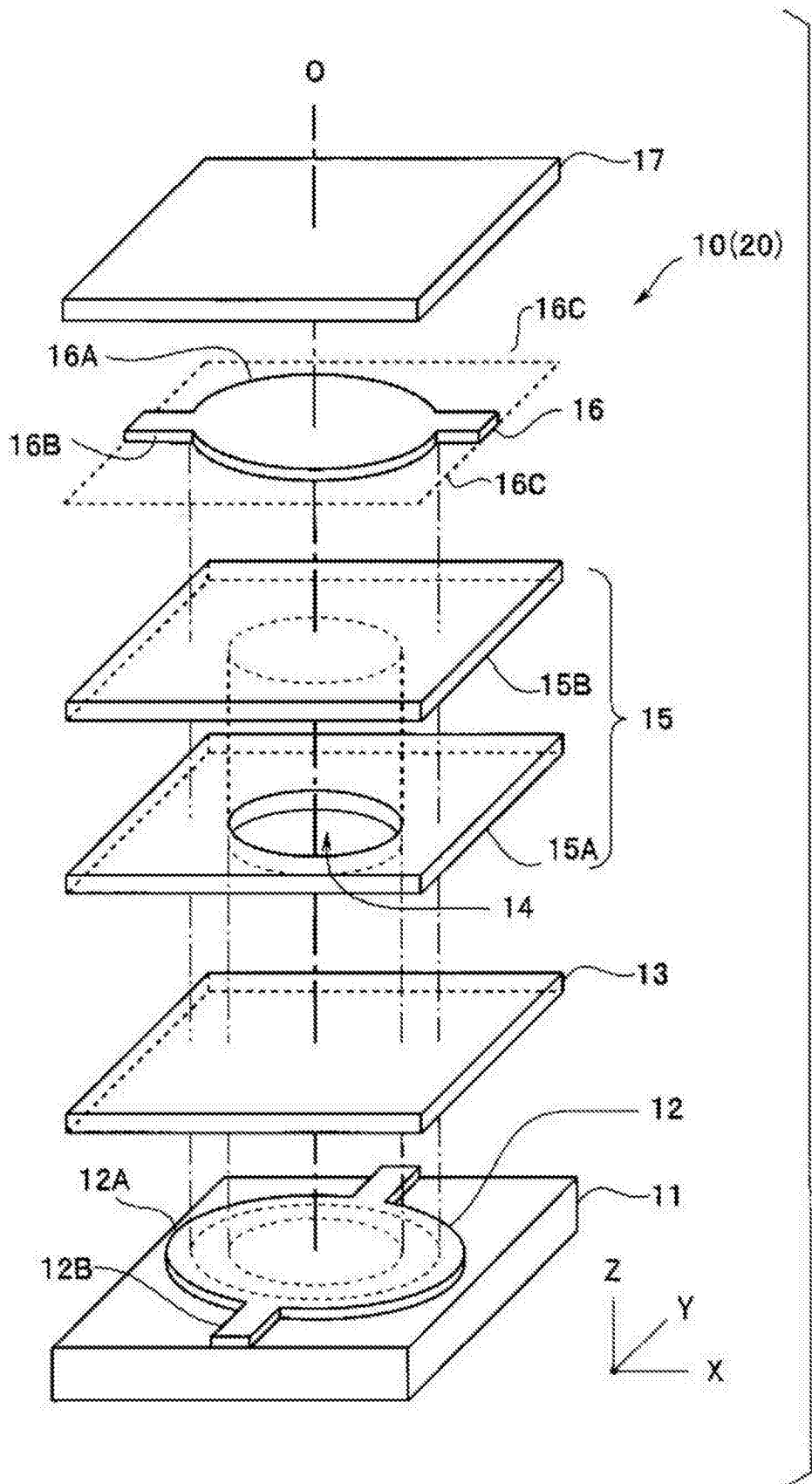


图6

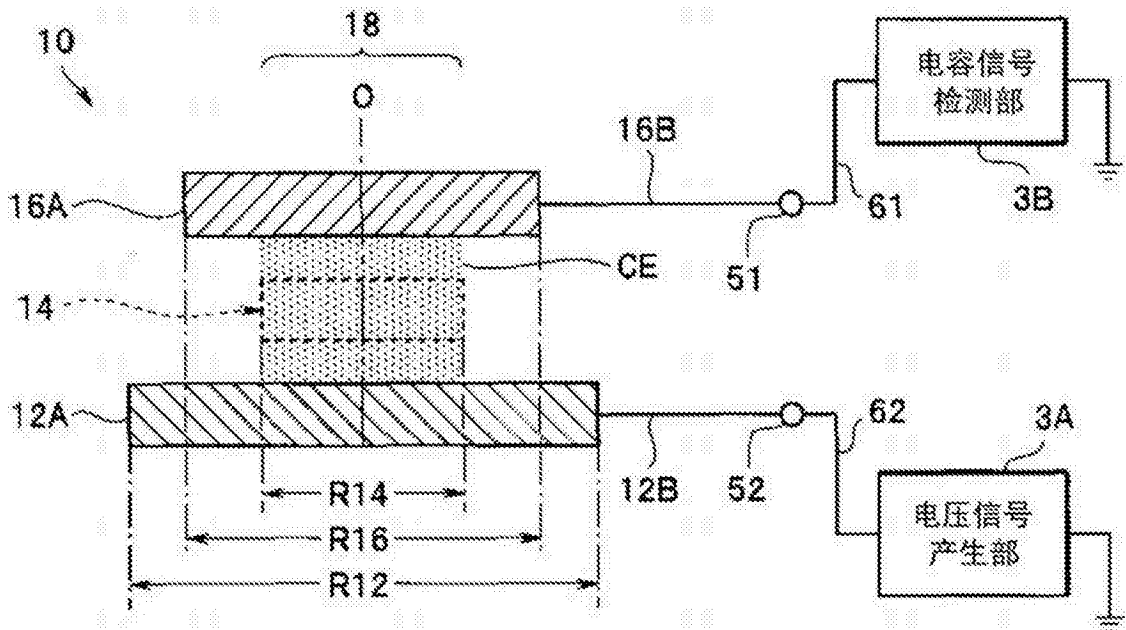


图7

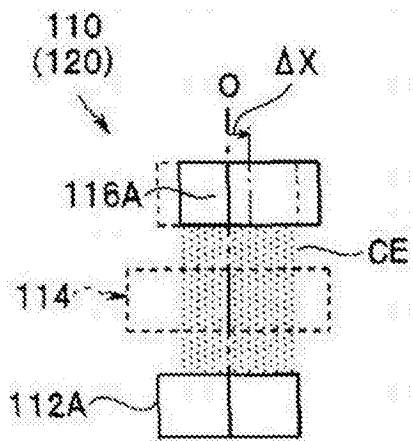


图8

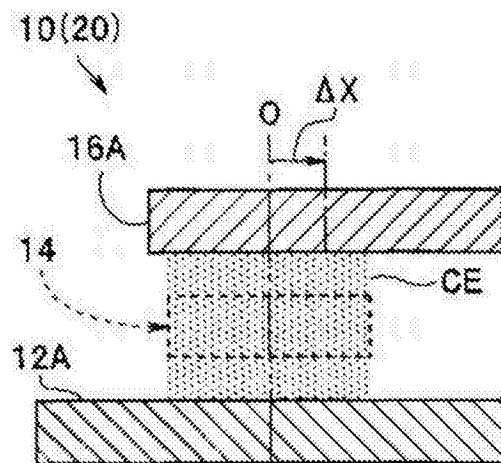


图9

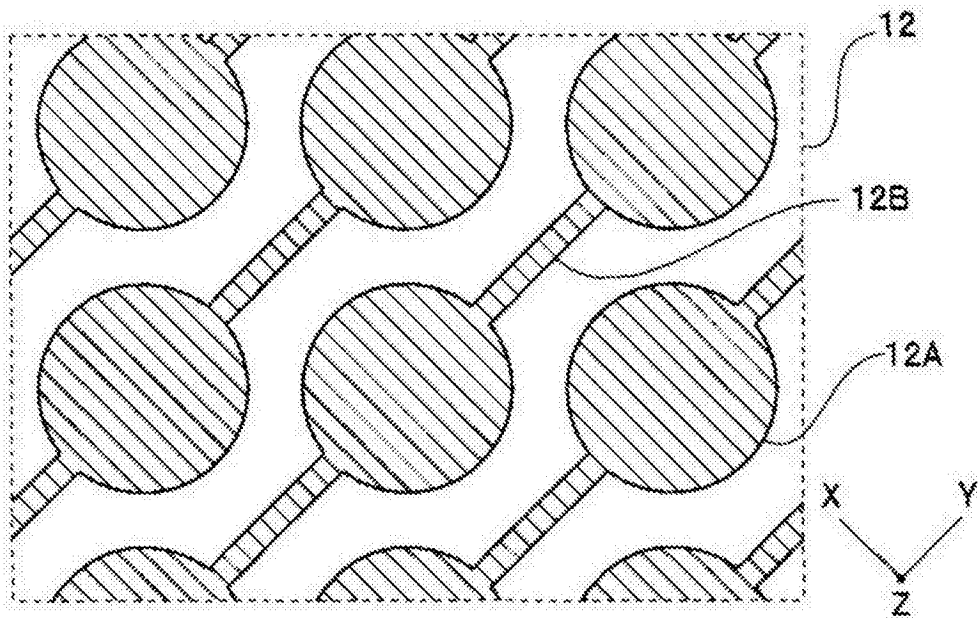


图10

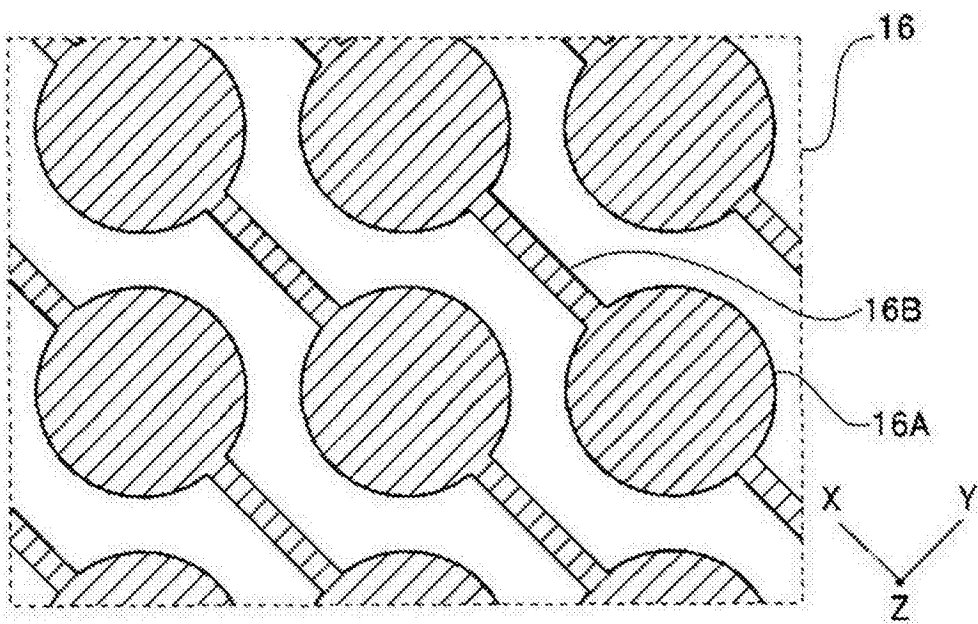


图11

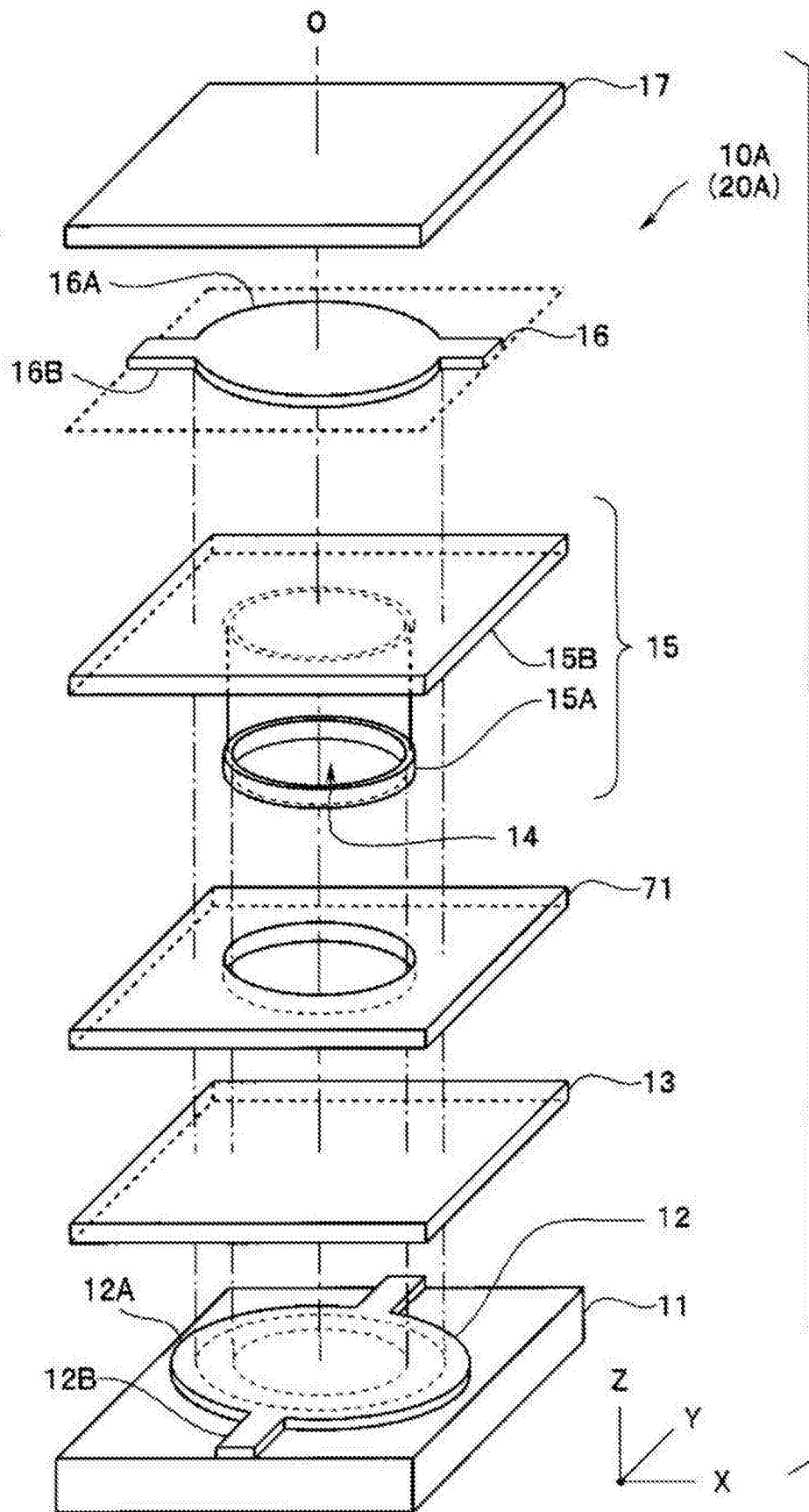


图12

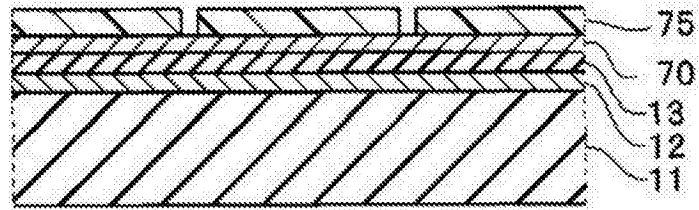


图13A

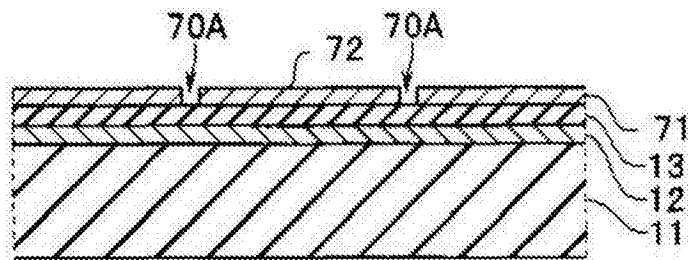


图13B

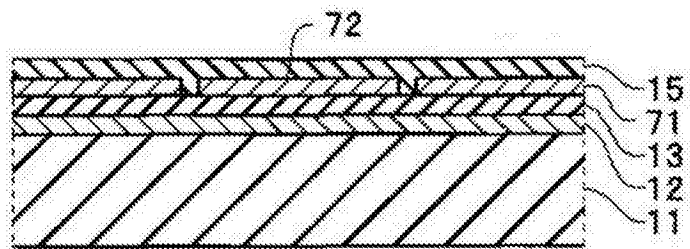


图13C

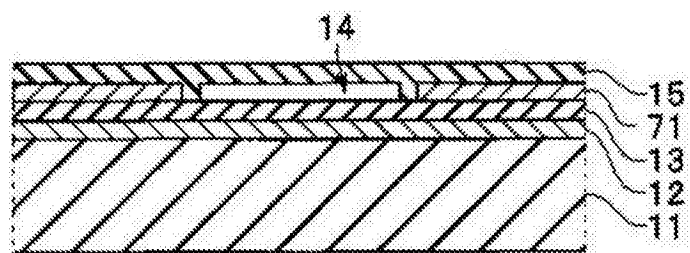


图13D

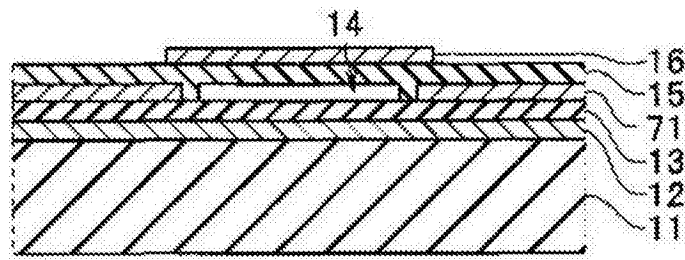


图13E

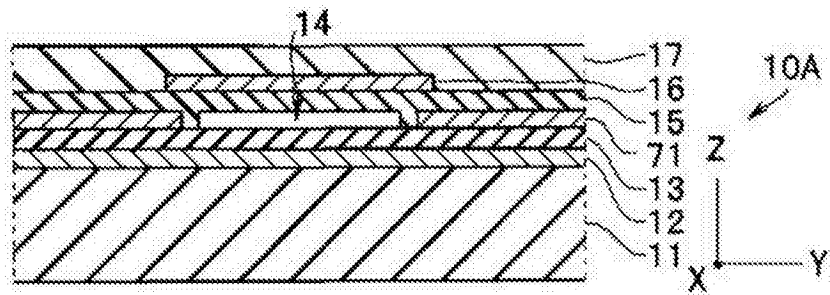


图13F

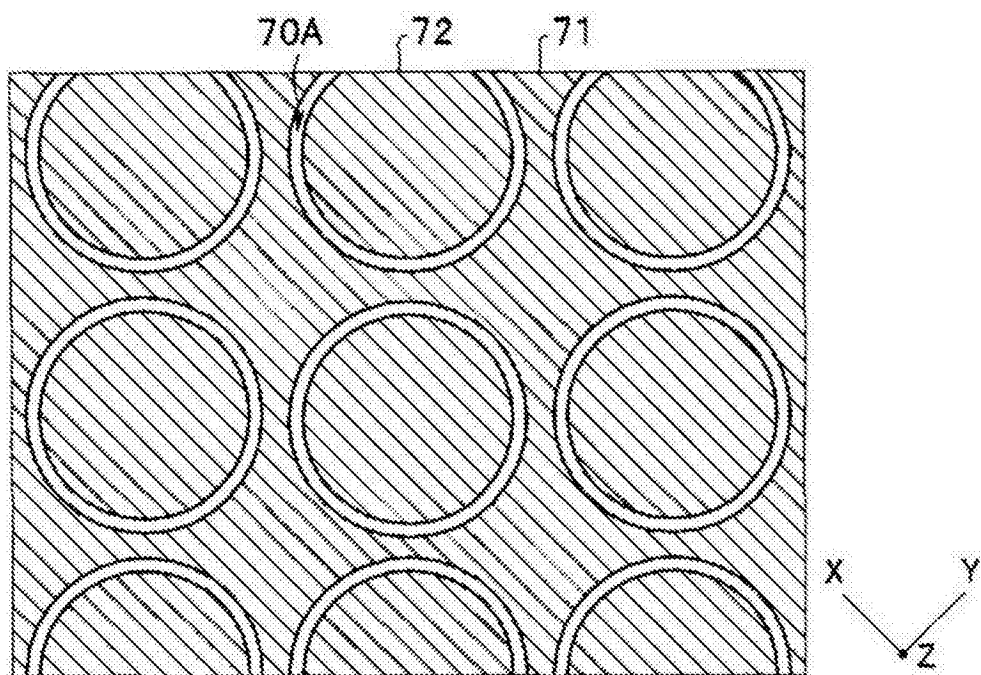


图14

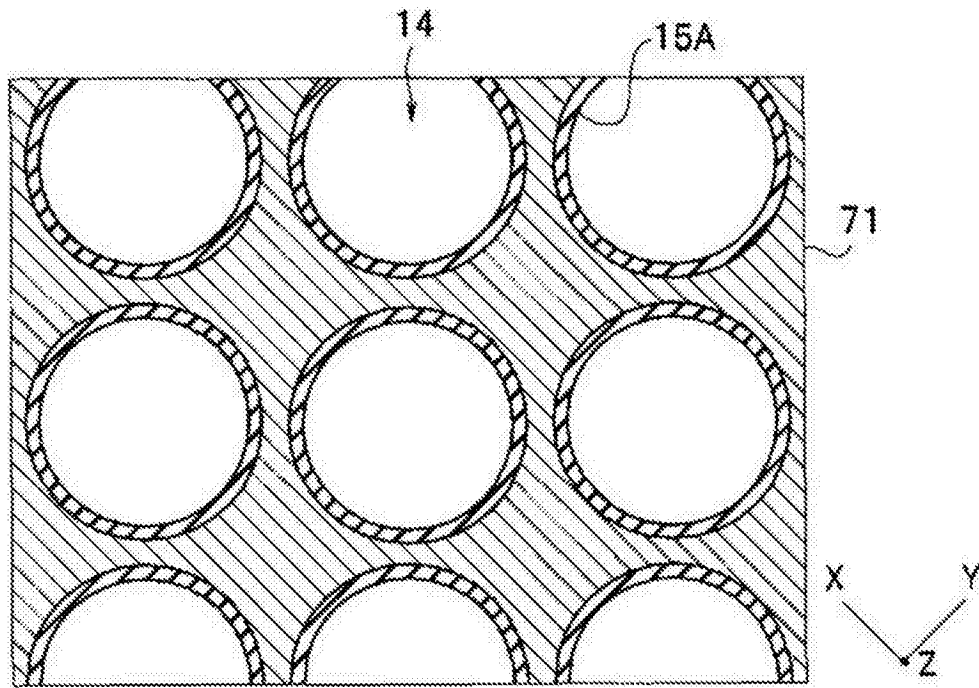


图15

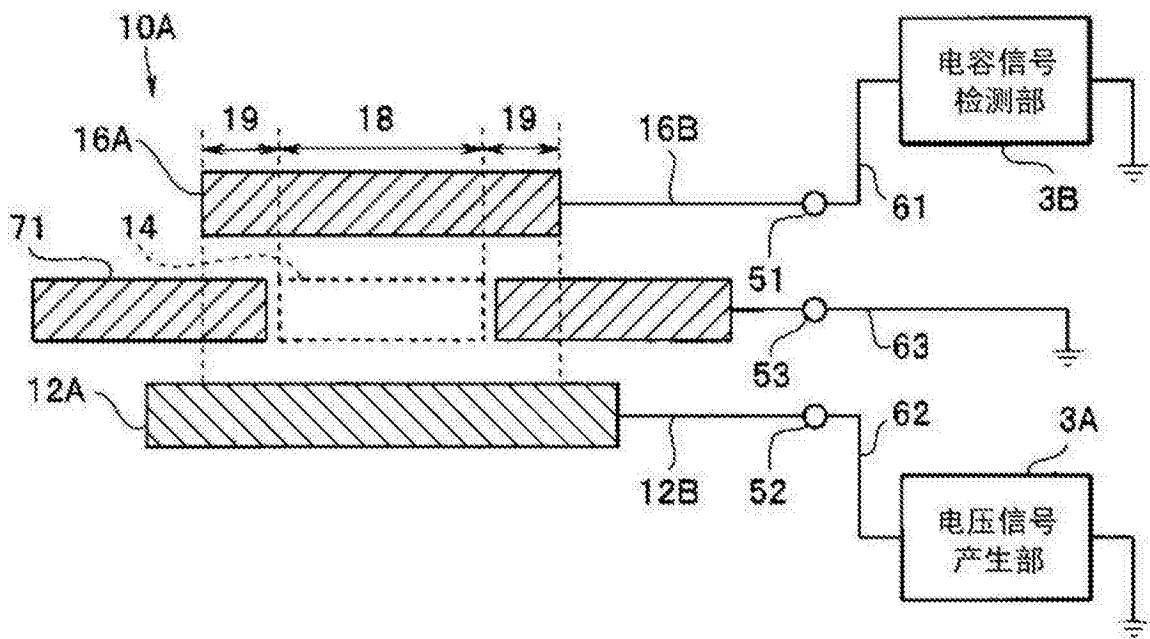


图16

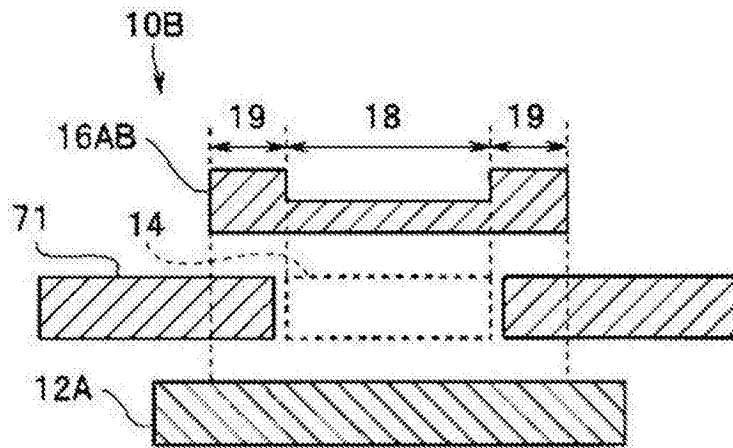


图17

专利名称(译)	超声波元件以及超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN103597855B	公开(公告)日	2016-10-19
申请号	CN201280029137.9	申请日	2012-05-29
[标]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		
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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	松本一哉 唐木和久 长谷川守 若琳胜裕		
发明人	松本一哉 唐木和久 长谷川守 若琳胜裕		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0292 B06B1/0622		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	杨薇		
优先权	2011153277 2011-07-11 JP		
其他公开文献	CN103597855A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波元件 (20) 具备：硅衬底 (11)；下部电极层 (12)，具有多个下部电极部 (12A) 和多个下部布线部 (12B)，与被施加驱动信号以及偏置信号的下部电极端子 (52) 连接；下部绝缘层 (13)；上部绝缘层 (15)，形成有分别小于下部电极部 (12A) 的多个空腔 (14)；上部电极层 (16)，具有隔着各个空腔 (14) 与各个下部电极部 (12A) 对置配置的、比下部电极部 (12A) 小而比空腔 (14) 大的多个上部电极部 (16A)、和多个上部布线部 (16B)，与检测电容信号的接地电位的上部电极端子 (51) 连接；以及保护层 (17)。

