



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103597855 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201280029137. 9

代理人 杨谦 胡建新

(22) 申请日 2012. 05. 29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

H04R 19/00 (2006. 01)

2011-153277 2011. 07. 11 JP

A61B 8/12 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

申请人 奥林巴斯株式会社

(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

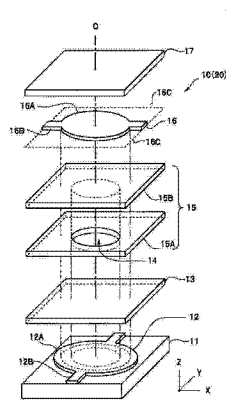
权利要求书1页 说明书8页 附图11页

(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。

2. 如权利要求 1 记载的超声波元件,其特征在于,

上述上部布线部与上述下部布线部被配设为不对置配置。

3. 如权利要求 2 记载的超声波元件,其特征在于,

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、上述空腔的外周部,具备与接地电位的屏蔽电极端子连接的屏蔽电极部。

4. 如权利要求 3 记载的超声波元件,其特征在于,

上述空腔是上述上部绝缘层所覆盖的由导电性材料构成的牺牲层通过蚀刻处理而被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。

5. 如权利要求 4 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。

6. 如权利要求 5 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。

7. 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 6 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旨在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 R12、圆筒形的空腔 14 的直径 R14 以及上部电极部 16A 的直径 R16 都处于以下的(式 1)的关系。

[0053] $R12 > R16 > R14$ (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 0 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] 如已经说明了的那样,US 单元 10 在多个下部电极部 12A 的上侧以共用中心线 0 的方式形成有空腔 14,并且在空腔 14 的上侧以共用中心线 0 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 116A 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 $R12 >$ 上部电极部 16A 的直径 $R16 >$ 空腔 14 的 $R14$ ”,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“ $R12 = R16 + (0.5 \sim 5\mu\text{m})$ 、 $R16 = R14 + (0.5 \sim 5\mu\text{m})$ ”。或者,优选为“ $R12 = R16 \times (1.03 \sim 1.10)$ 、 $R16 = R14 \times (1.03 \sim 1.10)$ ”。

[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、能够通过蚀刻除去的材料构成的牺牲层材料。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 74 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 74 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 16A 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 16A 的外周部为相同厚度。

[0111] 当构成膜 18 的上部电极部 16A 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 16A 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 16A 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。

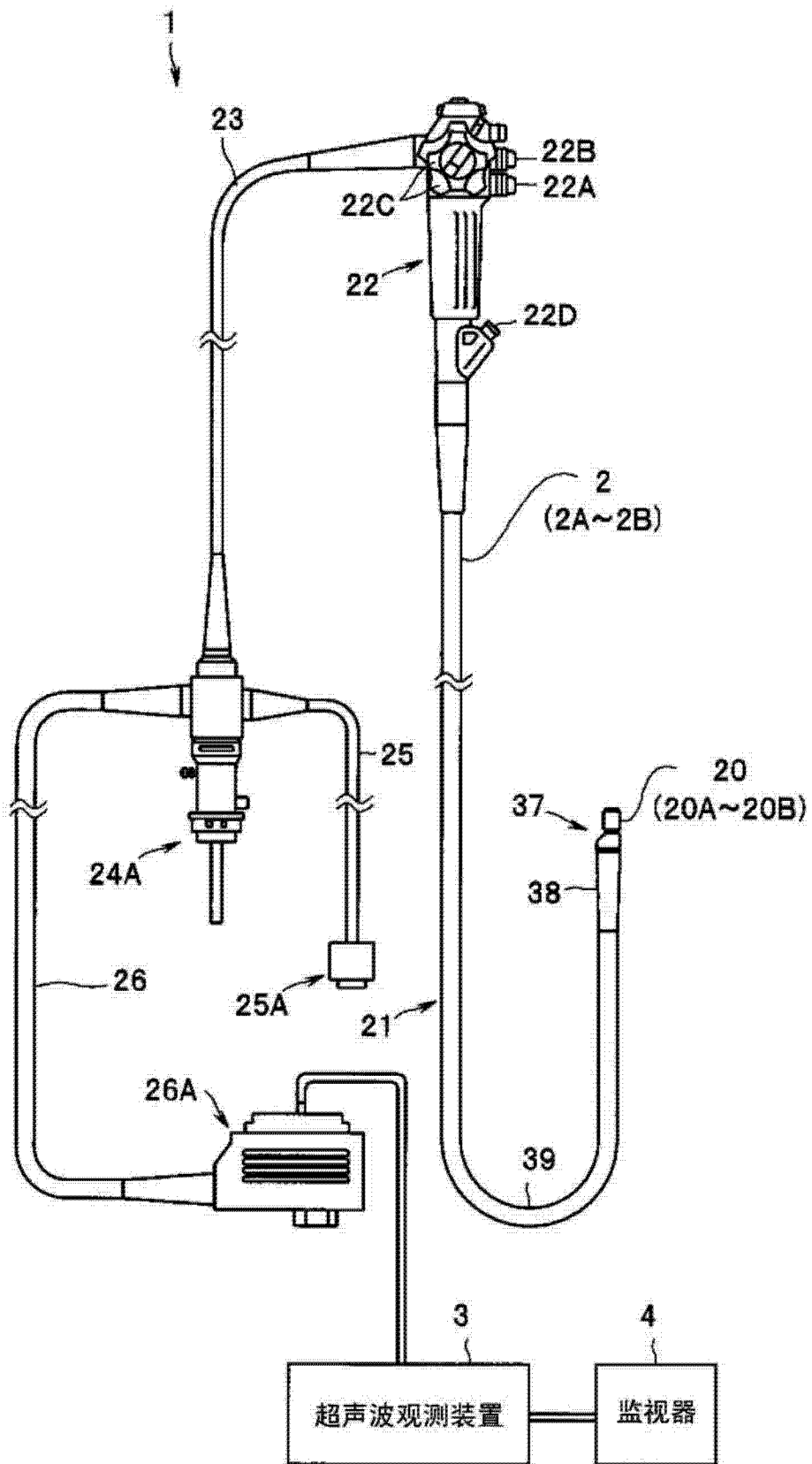


图 1

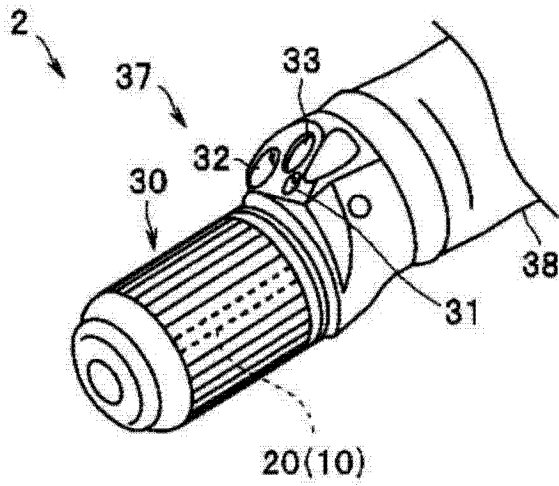


图 2

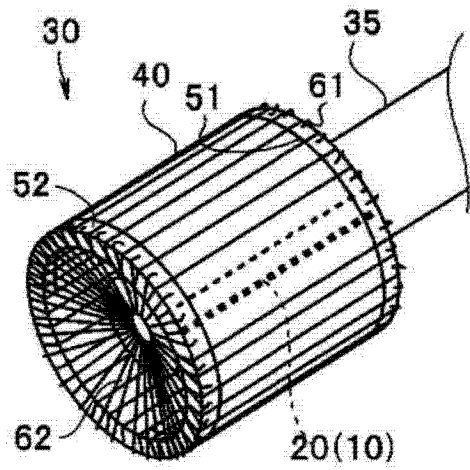


图 3

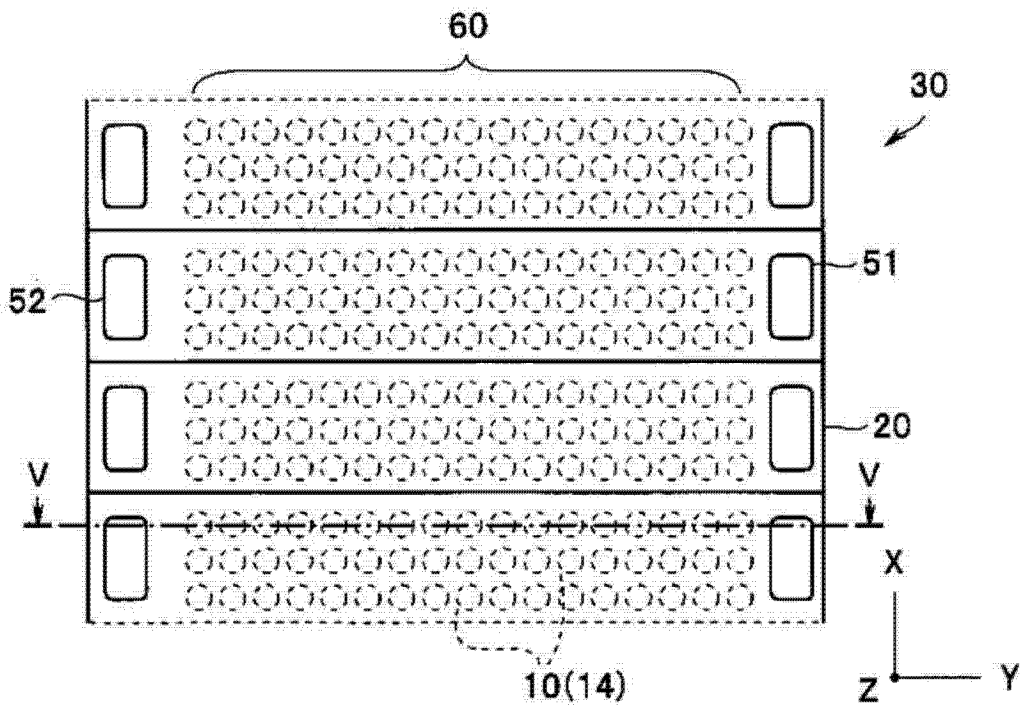


图 4

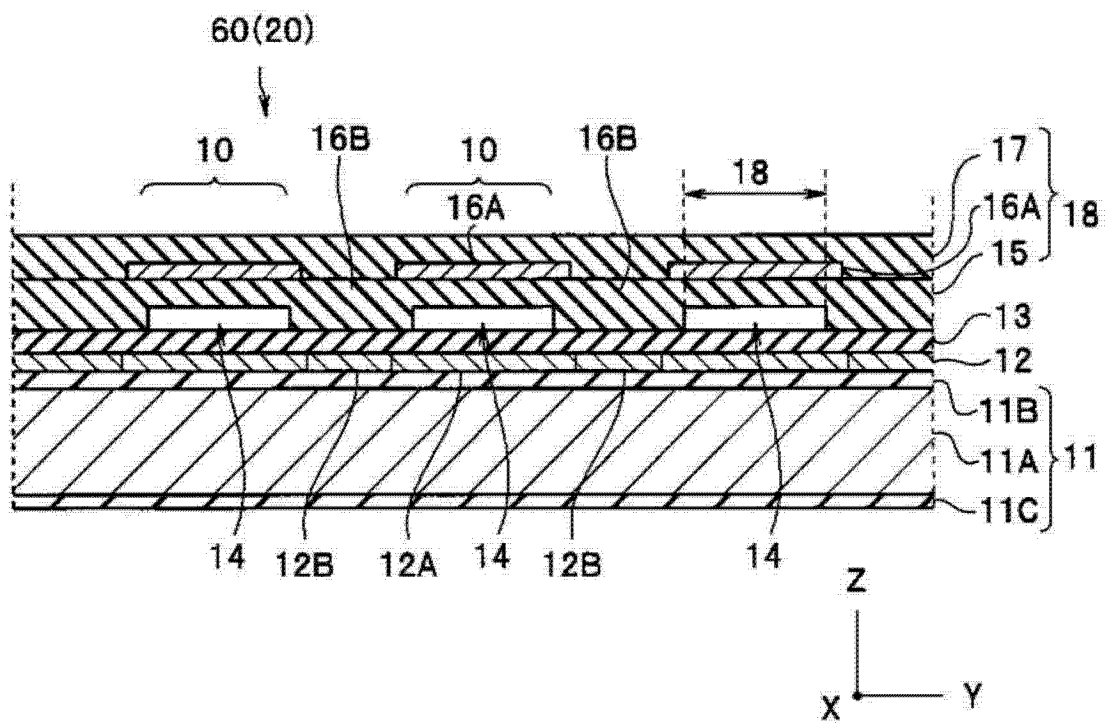


图 5

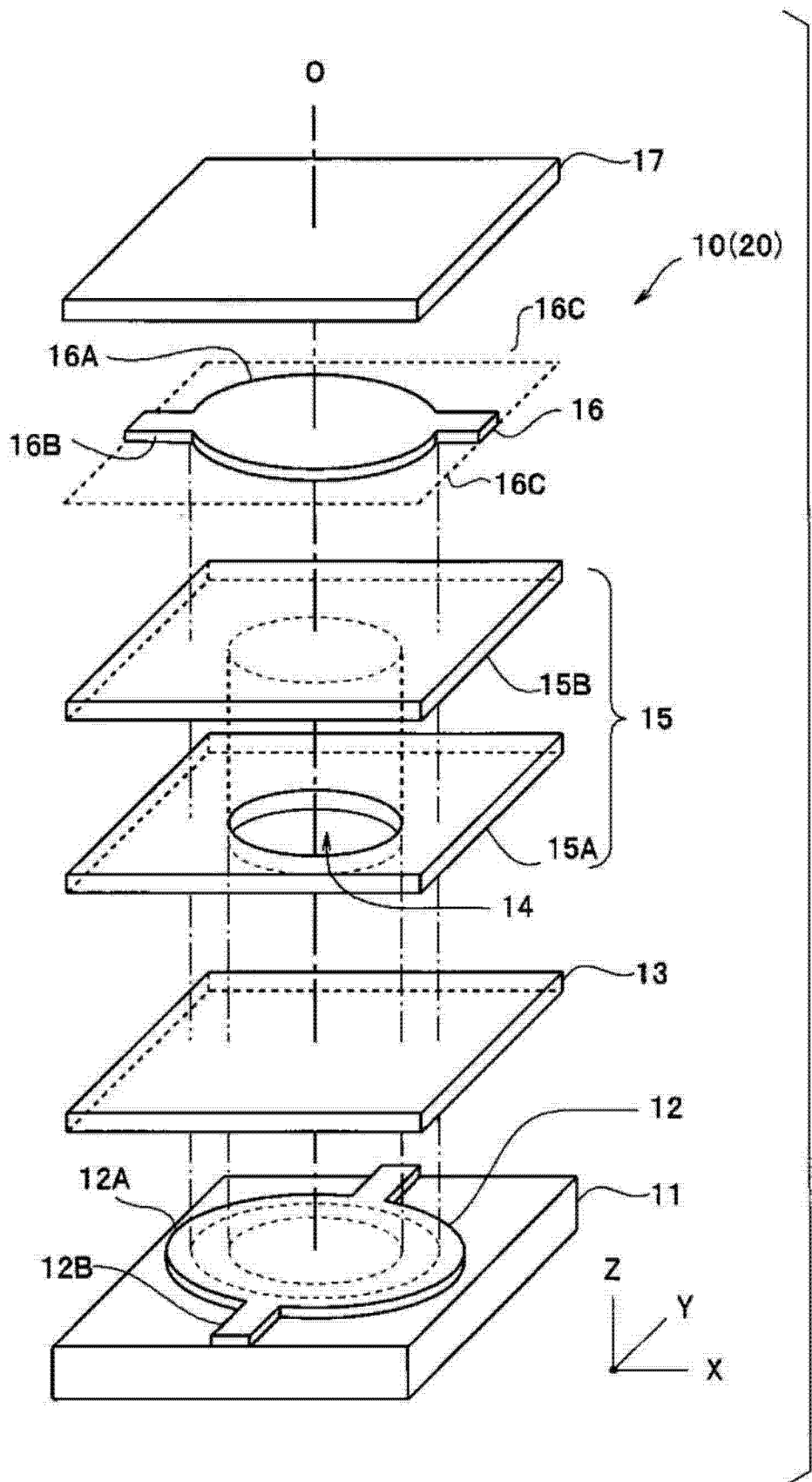


图 6

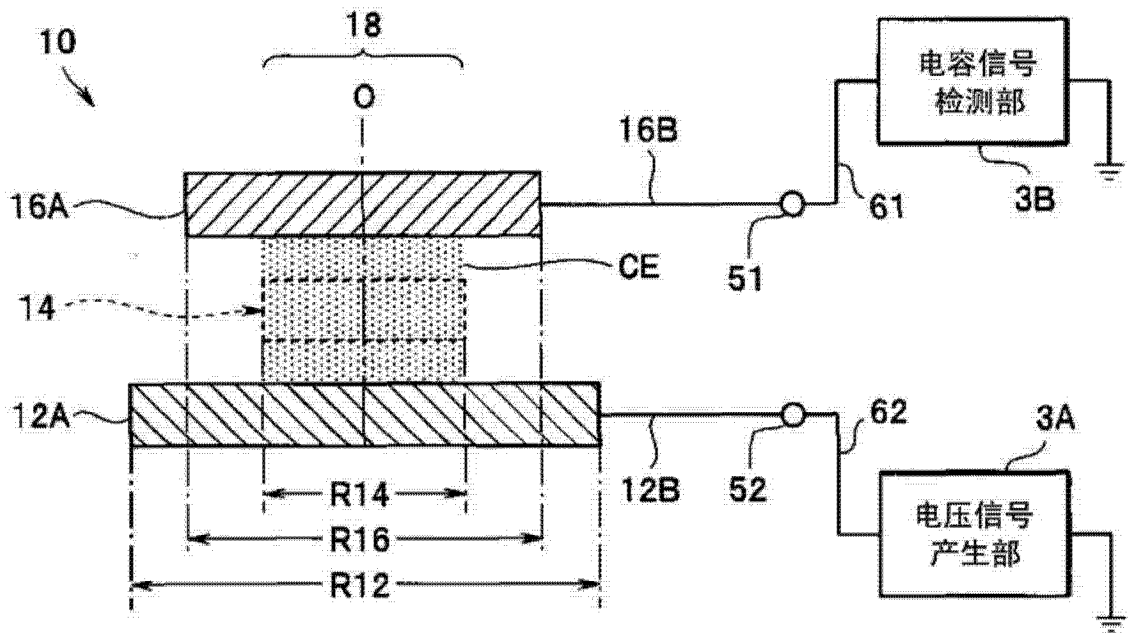


图 7

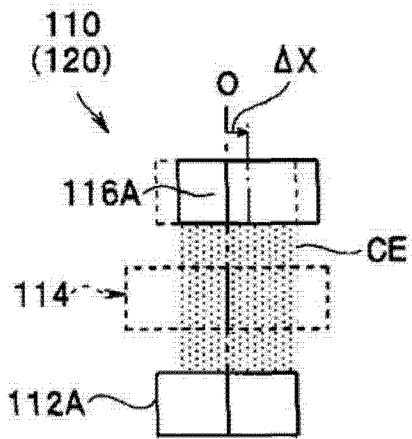


图 8

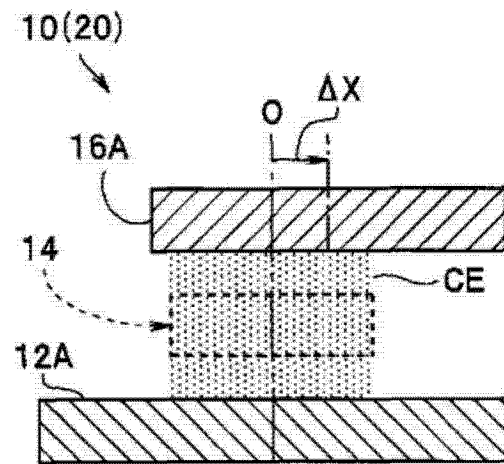


图 9

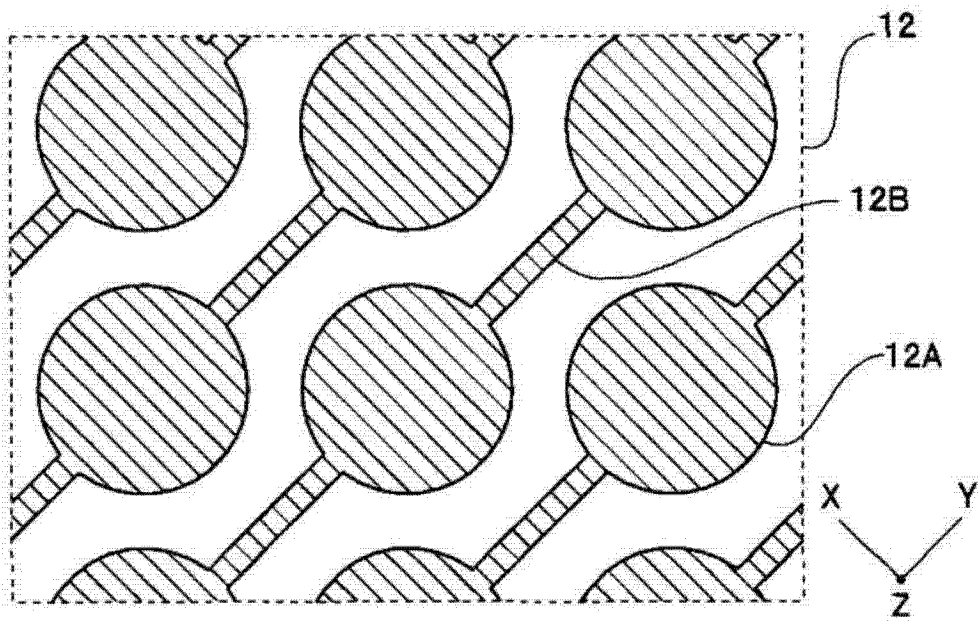


图 10

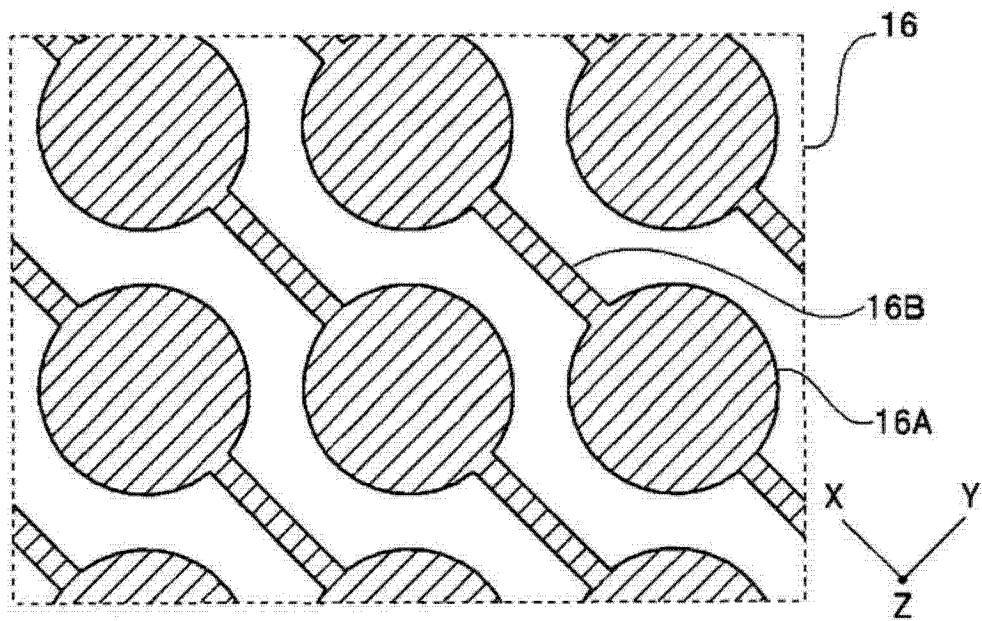


图 11

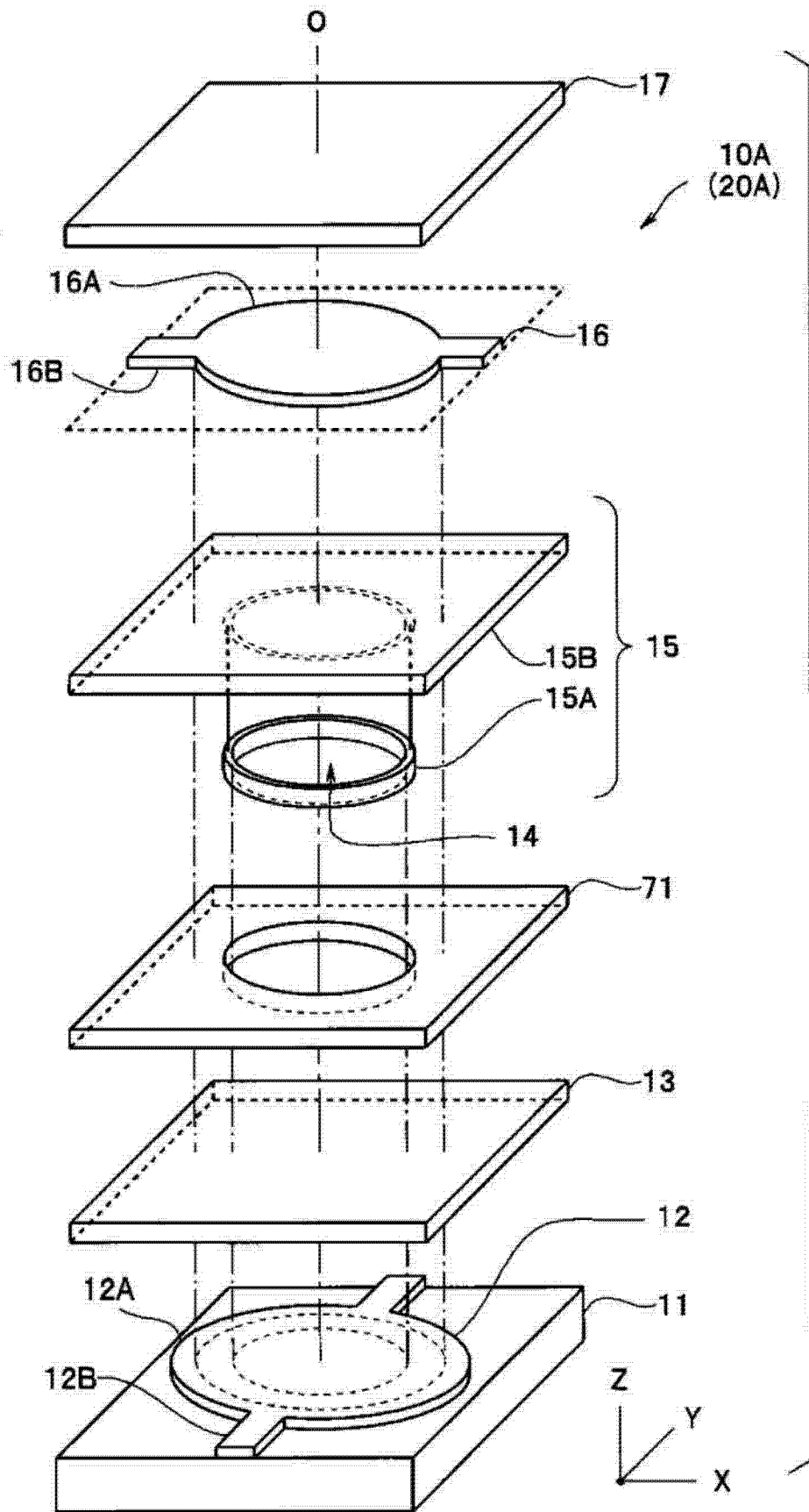


图 12

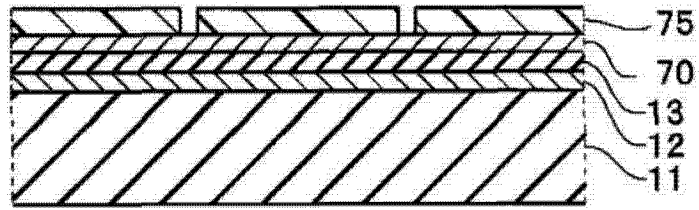


图 13A

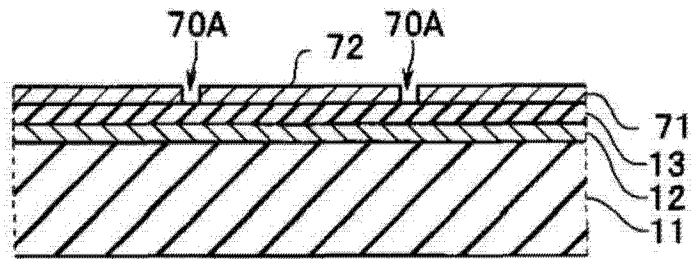


图 13B

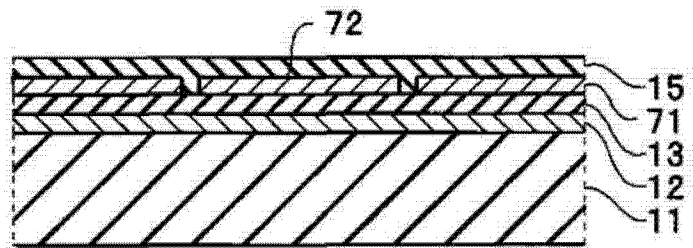


图 13C

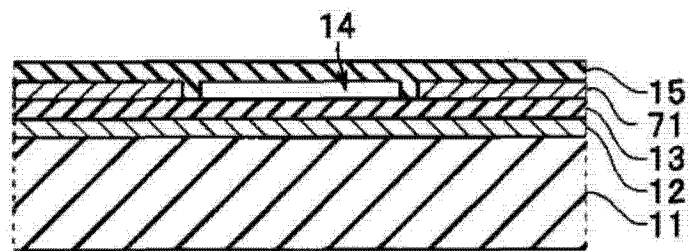


图 13D

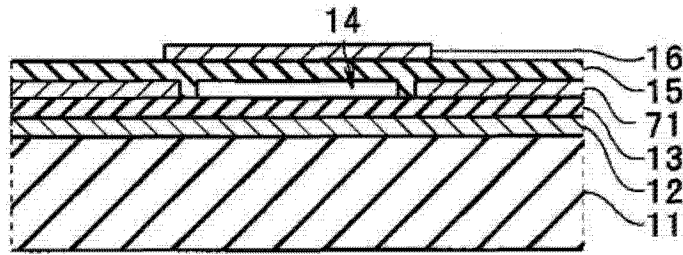


图 13E

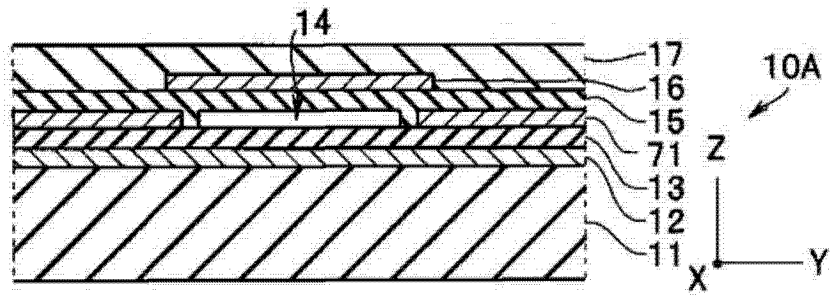


图 13F

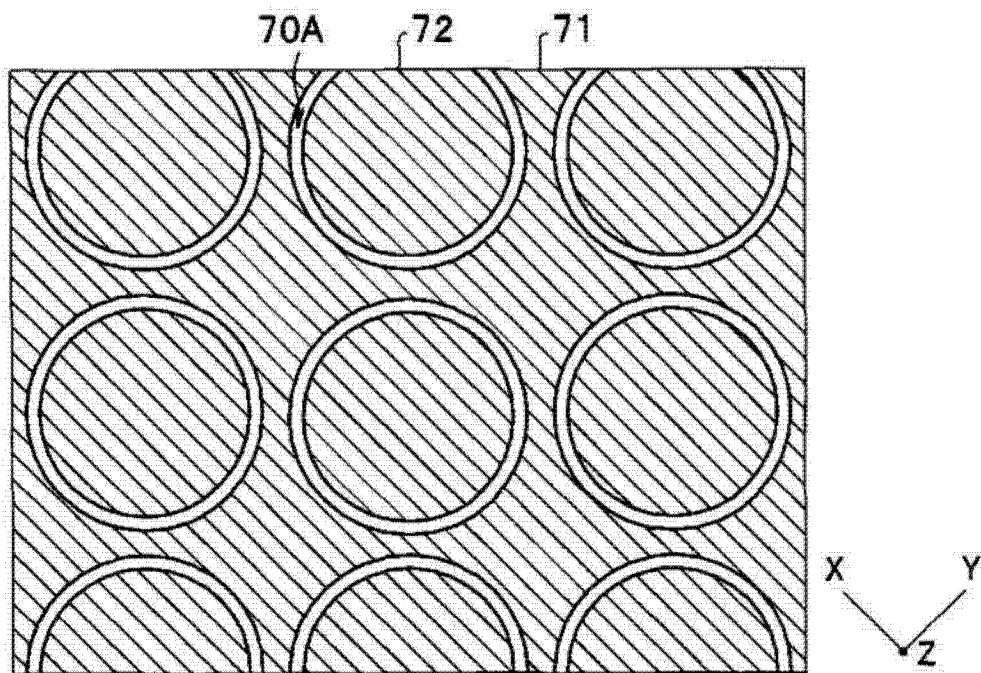


图 14

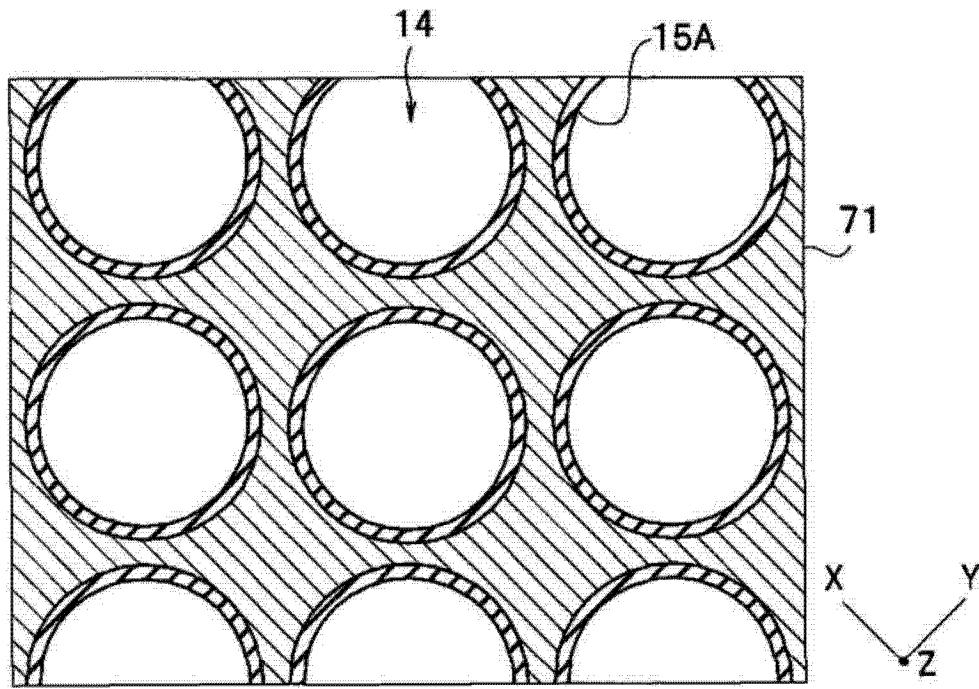


图 15

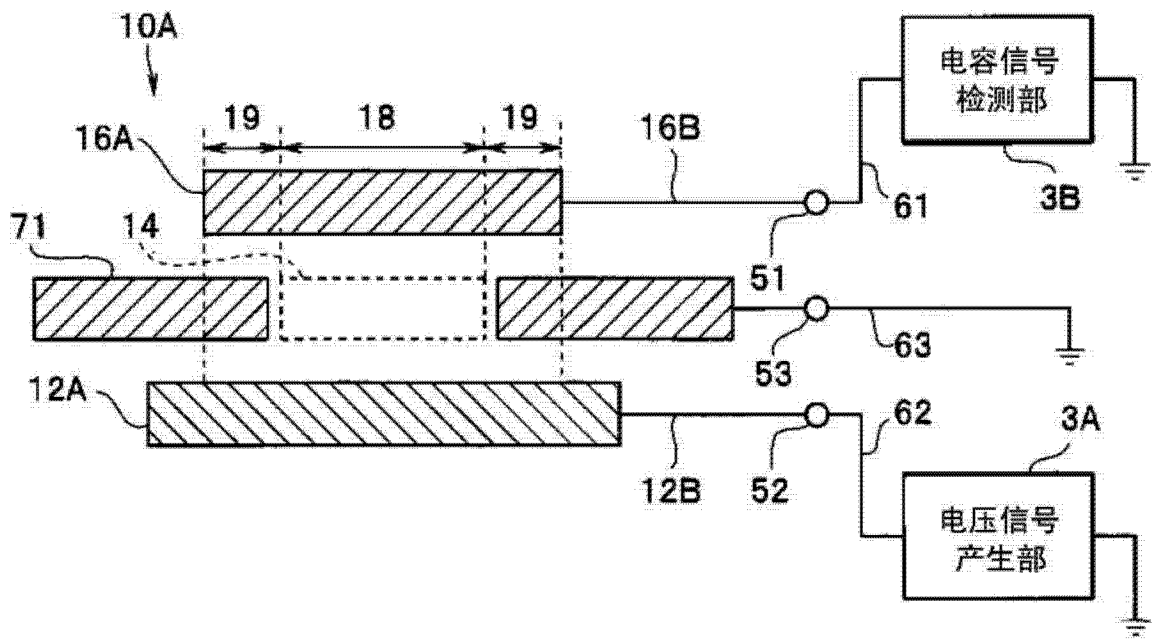


图 16

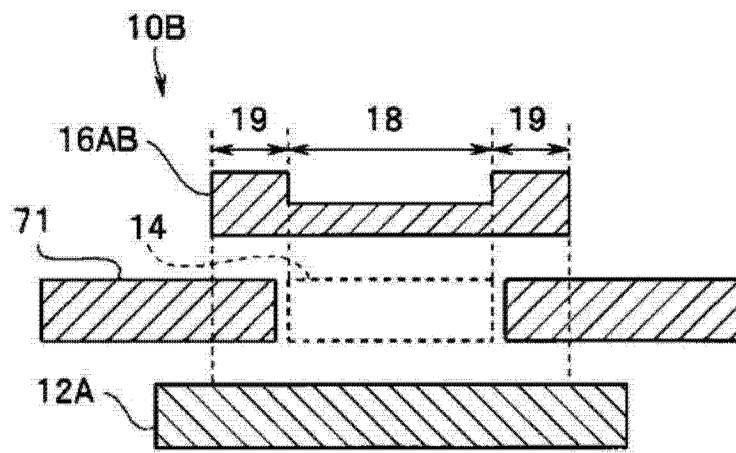


图 17

专利名称(译)	超声波元件以及超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN103597855A	公开(公告)日	2014-02-19
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)	奥林巴斯医疗株式会社 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	A61B8/4483 A61B8/12 A61B8/445 B06B1/0292 B06B1/0622		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2011153277 2011-07-11 JP		
其他公开文献	CN103597855B		
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)。

