



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106416297 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(21)申请号 201580004620.5

(22)申请日 2015.06.30

(30)优先权数据

2014-135135 2014.06.30 JP

2015-130396 2015.06.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/003281 2015.06.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/002206 JA 2016.01.07

(71)申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 小岛力

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 李洋 青炜

(51)Int.Cl.

H04R 17/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

H01L 41/047(2006.01)

H01L 41/113(2006.01)

H01L 41/29(2006.01)

H04R 31/00(2006.01)

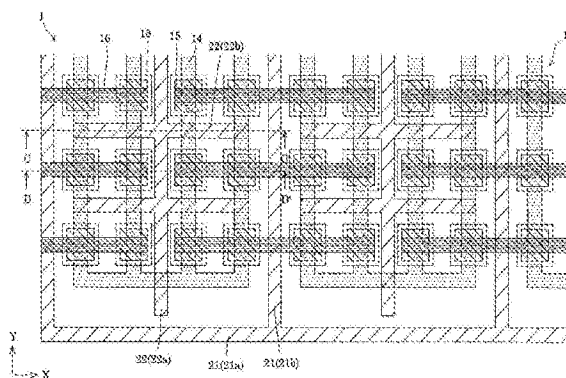
权利要求书1页 说明书10页 附图13页

(54)发明名称

超声波传感器及其制造方法

(57)摘要

本发明涉及超声波传感器及其制造方法。本发明提供一种不会降低元件的特性而使阻抗减少、且从呈阵列状配置的元件高效引出配线而提高可靠性的超声波传感器。是超声波传感器1的特征在于,具备第一电极14、压电体层15以及第二电极16,并具备排列于沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件10,对多个超声波元件的至少一部分进行分组,第一电极14以及上述第二电极16的至少一方按照被分组的超声波元件10而被共用化,对被共用化的第一电极14以及第二电极16的一方连接旁路配线21,旁路配线21的下述 α 值大于连接于旁路配线21的第一电极14或第二电极16的 α 值,旁路配线21的每个单位长度的电阻值小于第一电极14或第二电极16的每个单位长度的电阻值。 α 值=(构成材料的杨氏模量) $\times$ (配线或电极的截面积)。



1. 一种超声波传感器, 其特征在于, 是具备第一电极、压电体层以及第二电极, 并具备沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件的超声波传感器,

对上述多个超声波元件的至少一部分进行分组,

上述第一电极以及上述第二电极的至少一方按照上述被分组的超声波元件而被共用化,

对上述被共用化的上述第一电极以及上述第二电极的一方连接旁路配线,

上述旁路配线的下述 α 值大于连接该旁路配线的上述第一电极以及上述第二电极的 α 值,

在比较每个单位长度的电阻值时, 上述旁路配线的电阻值小于连接该旁路配线的上述第一电极或上述第二电极的电阻值,

α 值 = (构成材料的杨氏模量) $\times$ (配线或电极的截面积)。

2. 根据权利要求1所述的超声波传感器, 其特征在于,

在上述旁路配线与上述第一电极或上述第二电极重叠的区域中, 上述旁路配线被设置在比上述第一电极或上述第二电极靠上方。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波传感器, 其特征在于,

上述被共用化的上述第一电极以及上述第二电极的另一方也被共用化, 设置与该另一方的上述第一电极或上述第二电极电连接的第二旁路配线, 上述第二旁路配线的上述 α 值大于连接该旁路配线的上述第一电极或上述第二电极的 α 值。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的超声波传感器, 其中,

上述旁路配线由与上述第一电极或上述第二电极不同的材料构成。

5. 一种超声波传感器的制造方法, 该超声波传感器具备第一电极、压电体层以及第二电极, 并具备沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件, 上述第一电极以及上述第二电极的至少一方按照多个超声波元件而被共用化, 上述超声波传感器的制造方法的特征在于,

形成上述第一电极、上述压电体层以及上述第二电极后, 对上述第一电极或上述第二电极设置旁路配线, 该旁路配线的下述 α 值大于上述第一电极或上述第二电极的 α 值、且该旁路配线的每个单位长度的电阻值小于上述第一电极或上述第二电极的每个单位长度的电阻值,

α 值 = (构成材料的杨氏模量) $\times$ (配线或电极的截面积)。

超声波传感器及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波传感器及其制造方法。

背景技术

[0002] 以往,已知一种呈阵列状地配置具有开口部的半导体基板、封闭开口部并被形成在半导体基板的表面的绝缘膜层上的两层电极、以及夹在两层电极之间的PZT陶瓷薄膜层的超声波传感器。

[0003] 专利文献1:日本特开2010-164331号公报

[0004] 在这种呈阵列状地配置元件的超声波传感器中,虽然第一电极、第二电极在列方向上共用化而引出,但特别是在共用配线中,随着沿着列方向上与外部连接端子远离,阻抗增大,发送/接收的效率降低,可靠性降低。

[0005] 另外,如果使用通常的电极材料即金(Au)、铜(Cu)等柔软的材料,则能够容易地构成电阻、阻抗较低的电路。然而,对于构成元件的各种电极,为了确保元件的特性,有使用杨氏模量高、硬的材料这种限制,上述的柔软的材料的应用不被优选。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种不会降低元件的特性而减少阻抗、且从呈阵列地状配置的元件高效地引出配线并提高可靠性的超声波传感器及其制造方法。

[0007] 解决上述课题的本发明的方式在于超声波传感器,其特征在于,是具备第一电极、压电体层以及第二电极,并具备沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件的超声波传感器,对上述多个超声波元件的至少一部分进行分组,上述第一电极以及上述第二电极的至少一方按照上述被分组的超声波元件而被共用化,对上述被共用化的上述第一电极以及上述第二电极的一方连接旁路配线,上述旁路配线的构成材料的杨氏模量与截面积的积(以下记载为 α 值)大于与上述旁路配线连接的上述第一电极或上述第二电极的 α 值,上述旁路配线的每个单位长度的电阻值小于与上述旁路配线连接的上述第一电极或上述第二电极的每个单位长度的电阻值。

[0008] 在所述的方式中,通过设置具有规定的 α 值的旁路配线,能够使与该旁路配线连接的第一电极或第二电极的阻抗的增大平均化,并能够高效地进行收发,能够提高可靠性。另外,通过规定上述旁路配线的电阻值,能够更可靠地降低与该旁路配线连接的第一电极或第二电极的阻抗。此外,上述旁路配线为与上述第一或第二电极的构成材料不同的材料,能够容易满足上述 α 值以及电阻值的关系。

[0009] 另外,优选在上述旁路配线与上述第一电极或上述第二电极重叠的区域中,上述旁路配线被设置在比上述第一电极或上述第二电极靠上方。由此,能够提高制造时的成品率,并能够提高可靠性。

[0010] 另外,优选上述被共用化的上述第一以及第二电极的另一个也被共用化,具备第

二旁路配线,该第二旁路配线被设置为与该另一方的上述第一电极或上述第二电极电连接,且该第二旁路配线的上述 α 值大于被连接的上述第一或第二电极的 α 值。由此,能够降低上述第一或第二电极的阻抗。

[0011] 本发明的其它方式在于超声波传感器的制造方法,该超声波传感器具备第一电极、压电体层以及第二电极,并具备沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件,上述第一电极以及上述第二电极的至少一方按照多个超声波元件而被共用化,上述超声波传感器的制造方法的特征在于,形成上述第一电极、上述压电体层以及上述第二电极后,上述第一电极或上述第二电极设置旁路配线,该旁路配线的上述 α 值大于上述第一的电极或上述第二的电极的 α 值,且该旁路配线的每个单位长度的电阻值小于上述第一的电极或上述第二的电极的每个单位长度的电阻值。

[0012] 根据该方式,能够提高制造时的成品率,并能够更可靠地降低上述第一或第二电极的阻抗,能够提高可靠性。

附图说明

[0013] 图1是表示实施方式1所涉及的超声波器件的构成例的剖视图。

[0014] 图2是表示实施方式1所涉及的超声波传感器的构成例的分解立体图。

[0015] 图3是表示超声波传感器元件阵列的构成例的放大立体图。

[0016] 图4是表示实施方式1所涉及的超声波传感器元件的简要构成的俯视图。

[0017] 图5是表示实施方式1所涉及的超声波传感器元件的剖视图。

[0018] 图6是表示实施方式1所涉及的超声波传感器元件的简要构成的俯视图。

[0019] 图7是表示实施方式1所涉及的超声波传感器的剖视图。

[0020] 图8是表示实施方式2所涉及的超声波传感器的简要构成的俯视图。

[0021] 图9是实施方式2所涉及的超声波传感器的剖视图。

[0022] 图10是说明实施方式1所涉及的超声波传感器的制造例的图。

[0023] 图11是说明实施方式1所涉及的超声波传感器的制造例的图。

[0024] 图12是表示超声波诊断装置的一个例子的立体图。

[0025] 图13是表示超声波探头的一个例子的立体图。

具体实施方式

[0026] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。以下说明是表示本发明的一个实施方式,能够在本发明的范围内任意变更。在各图中,标注同一符号的表示同一个部件,适当省略说明。

[0027] (实施方式1)

[0028] 图1是表示搭载了本发明的实施方式1所涉及的超声波传感器的超声波器件的构成例的剖视图。图2是超声波传感器的分解立体图。

[0029] 如图1所示,超声波探头I具备CAV面型的超声波传感器1、与超声波传感器1连接的挠性印刷基板(FPC基板2)、从装置末端(未图示)引出的电缆3、中继FPC基板2以及电缆3的中继基板4、保护超声波传感器1、FPC基板2以及中继基板4的框体5、和填充到框体5以及超声波传感器1之间的耐水性树脂6而构成。

[0030] 从超声波传感器1发送超声波。另外,从测量对象物反射的超声波被超声波传感器1接收。基于这些超声波的波形信号,在超声波探头I的装置终端中,检测与测量对象物有关的信息(位置、形状等)。

[0031] 如后述,根据超声波传感器1,能够确保高可靠性。因此,通过搭载超声波传感器1而成为各种特性优异的超声波器件。本发明能够应用于超声波的发送最优的发送专用型、超声波的接收最优的接收专用型、超声波的发送以及接收最优的收发一体型等任何的超声波传感器1。能够搭载超声波传感器1的超声波器件并不限定于超声波探头I。

[0032] 如图1以及图2所示,超声波传感器1构成为包含超声波元件10、声匹配层30、透镜部件31、和包围板40。超声波元件10构成为包含基板11、振动板50、和压电元件17。在图2中,虽然分开表示包围板40和支承部件41,但实际上两者被一体地构成。

[0033] 将相互正交的两个轴作为X轴以及Y轴,将通过X轴以及Y轴形成的平面作为XY平面时,基板11沿着XY平面。以下,将X轴称为第一方向X,将Y轴称为第二方向Y,将与第一方向X以及第二方向Y中的任何一个都正交的Z轴称为第三方向Z。

[0034] 如图1所示,在基板11形成有多个间隔壁19。通过多个间隔壁19,沿着第一方向X以及第二方向Y划分多个空间20。空间20以在第三方向Z上贯通基板11的方式形成。空间20呈二维状,即,在第一方向X上形成多个且在第二方向Y上形成多个。空间20的排列、形状能够进行各种变形。例如空间20可以呈一维状,即,沿着第一方向X以及第二方向Y的任何一个方向形成多个。另外,空间20从第三方向Z观察时可以是长方形状(第一方向X和第二方向Y的长度比为1:1以外)。

[0035] 声匹配层30被设置在空间20内。通过将具有声匹配能力的树脂等填充到基板11的开口部18等内部来设置声匹配层30,能够防止压电元件17以及测量对象物之间声阻抗急剧地变化,结果能够防止超声波的传播效率降低。虽然声匹配层30能够由例如硅油、硅树脂或硅橡胶构成,但限定于上述例子,能够适当地选择与超声波传感器用途等对应的材料来使用。

[0036] 透镜部件31被设置在基板11的与振动板50相反的一侧。透镜部件31具有使超声波会聚的作用。在利用电子聚焦法使超声波会聚情况等,能够省略透镜部件31。此处,上述声匹配层30具有粘接透镜部件31和基板11的功能。使透镜部件31与基板11(间隔壁19)之间夹设声匹配层30,构成超声波传感器1。

[0037] 在将透镜部件31安装于超声波元件10时、在安装透镜部件31后确保透镜部件31的紧贴性时,有时向声匹配层30侧按压透镜部件31。在不具备透镜部件31的情况下、在替代透镜部件而设置其它部件的情况下,为了确保各部的紧贴性,也有时从声匹配层30侧对振动板50施加按压力。在超声波传感器1中,由于构成为具备支承部件41,所以如上述,即使对振动板50施加规定的外部压力,也能够抑制发生结构变形,确保高可靠性。

[0038] 振动板50以封闭空间20的方式被设置在基板11上。以下,将振动板50的基板11侧的面称为第一面50a,将与第一面50a对置的面称为第二面50b。振动板50由被形成在基板11上的弹性膜12和被形成在弹性膜12上的绝缘体膜13构成。在该情况下,由弹性膜12构成第一面50a,由绝缘体膜13构成第二面50b。

[0039] 包围板40被设置在振动板50的第二面50b侧。在包围板40的中央形成凹部(压电元件保持部32),该压电元件保持部32的周围成为包围板40的缘部40a(参照图2等)。通过压电

元件保持部32覆盖压电元件17的周围的区域(包含压电元件17的上面以及侧面的区域)。因此,相当于压电元件保持部32的底面的面成为包围板40的压电元件17侧的面40b。

[0040] 包围板40在缘部40a中与超声波传感器元件10侧接合。虽然包围板40的接合能够使用粘接剂(未图示),但并不限于上述例子。压电元件保持部32的深度,即第三方向Z的长度约为80 μm ,但并不限于上述的值。压电元件保持部32的深度为确保不阻碍压电元件17的驱动的程度的空间的值即可。另外,压电元件保持部32可以用空气填满,也可以用树脂填满。包围板40的厚度约为400 μm ,但并不限于上述的值。

[0041] 在超声波传感器1中,在包围板40的压电元件17侧的面40b和振动板50的第二面50b之间、且不与压电元件17重合的位置上设置有支承部件41。如此,能够通过支承部件41支承振动板50。因此,例如在安装透镜元件31时、在安装透镜部件31后确保透镜部件31的紧贴性时,即使从声匹配层30侧向振动板50施加规定的压力,也能够防止振动板50在压电元件保持部32内部较大地弯曲。因此,能够抑制发生结构变形,确保高可靠性。

[0042] 支承部件41被设置在不与压电元件17重合的位置上。因此,避免压电元件17被支承部件41过度地束缚。因此,与不设置支承部件41的情况相比,也防止超声波的发送效率、接收效率过度降低。

[0043] 不与压电元件17重合的位置是指从第三方向Z观察时,不与有源部(被第一电极14和第二电极16所夹的部分)重合的位置。特别是在超声波传感器1中,具有比间隔壁19窄的宽度的支持部件41被设置在相邻的空间20间。换言之,在超声波传感器1中,在从第三方向Z观察时,支持部件41甚至不与可动部(振动板50的第二面50b侧中的与空间20对应的部分)重合。因此,与不设置支承部件41的情况相比,可靠地防止超声波发送效率、接收效率过度降低。虽然支承部件41通过粘接剂(未图示)与超声波传感器元件10侧接合,但接合的方法不限于前面的例子。

[0044] 支承部件41具有沿第二方向Y延伸的梁形状。据此,能够在遍及第二方向Y的较宽的范围内支承振动板50。梁形状的支承部件41也可以沿着第一方向X延伸而并不是第二方向Y。梁形状的支承部件41的延伸的一个端部可以远离包围板40的缘部40a。如果延伸方向的至少一个端部与包围板40的缘部40a相接,则被梁形状的支承部件41夹持。

[0045] 梁形状的支承部件41是通过对包围板40进行湿式蚀刻而制作出的。这样,支承部件41通过活用包围板41的构成材料而制作,由此具有与包围板40相同的构成。湿式蚀刻例如与干式蚀刻相比,虽然加工精度差,但能够在短时间内切削较多的区域,所以是适合制成梁形状的支承部件41的方法。

[0046] 压电元件保持部32的中心部分比较远离包围板40的缘部40a。因此,在振动板50中与压电元件保持部32的中心部分对应的中心位置C(参照图2等),在没有支承部件41的情况下,刚性容易变低。因此,支承部件41以支承那样的振动板50的中心位置C的方式被设置。由此,能够确保更高的可靠性。

[0047] 在本发明中,支承部件的数量、配置、形状等能够进行各种选择。例如支承部件41可以是多个。在该情况下,优选支承部件41等间隔地设置在压电元件保持部32内。据此,能够非整体地支承振动板50。因此,优选振动板50的数量是三个以上的奇数。这是因为在压电元件保持部32内等间隔地设置支承部件41时,其正中的支承部件41能够位于振动板50的中心位置C的附近。例如若支承部件41的数量为三个左右则平衡良好。

[0048] 支承部件41也可以只被设置在振动板50的与中心位置C错开的部分。支承部件41也可以不具有梁形状。支承部件41也可以在延伸方向上不是直线状。根据支承部件41的制作方法,虽然存在成为支承部件41的XY平面的截面积根据第三方向Z而不同的形态的情况,但只要能够支承振动板50,该形态也被包含于本发明的支承部件41。

[0049] 图3是表示超声波传感器元件阵列的构成例的放大立体图。图4是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波传感器元件的简要构成的俯视图,图5是A-A'线剖视图以及B-B'线剖视图,图6是表示超声波传感器的简要构成的俯视图,图7是C-C'线剖视图以及D-D'线剖视图。

[0050] 本实施方式的超声波传感器元件10例如由弹性膜12和压电元件17构成,该弹性膜12由被设置在由硅基板构成的基板11的一面的由二氧化硅膜构成,该压电元件17被形成在由氧化锆构成的绝缘体膜13上,并由第一电极14、压电体层15、和第二电极16构成。在基板11的与压电元件17对应的区域形成开口部18,开口部18被间隔壁19划分。

[0051] 基板11能够使用例如单晶硅基板,但不限于此。在本实施方式中,虽然以由二氧化硅等构成的弹性膜12和由氧化锆等构成的绝缘体膜13构成振动板50,但并不限于此,可以是任意一方,或者也可以作为其它的膜。

[0052] 在绝缘体膜13上根据需要经由紧贴层形成压电元件17,该压电元件17由第一电极14;厚度为 $3\mu\text{m}$ 以下,优选 $0.3\sim 0.5\mu\text{m}$ 的薄膜的压电体层15;和第二电极16构成。此处,压电元件17是指包含第一电极14、压电体层15以及第二电极16的部分。

[0053] 通常,在驱动压电元件17的情况下,虽然将任意一个电极作为共用电极,将另一个电极作为个别电极,但在超声波传感器元件10中,由于按照多个超声波传感器元件10进行驱动,扫描,所以任意一个为共用电极而另一个为个别电极这样的区分并不现实。不管为哪个,在使超声波传感器元件10一维或二维地并排的形态的情况下,通过以遍及一方向的方式设置第一电极14、以遍及与一方向正交的方向的方式设置第二电极16,并向适当选择的第一电极14和第二电极16之间施加电压,能够只驱动规定的压电元件17。另外,在选择规定的压电元件17时,通常进行将一系列或多列选择为一个组来驱动。在本实施方式中,第一电极14的四列被捆束而共用化。假设将其称为一信道,该信道遍及第一方向X而设置多个。另外,第二电极16沿着第一方向X呈一系列连续地设置,沿着第二方向设置多列。

[0054] 在这种构成中,若使第二电极16的所有的列共用化,同时驱动一信道内的所有的压电元件17,依次驱动各信道,则能够获得沿着第一方向的一维数据。

[0055] 另外,若按照一系列或多列使第二电极16共用化,以第二电极16共用化一信道内的压电元件17,并依次按组驱动,依次驱动各信道,则能够获得XY方向的二维数据。

[0056] 另外,此处将压电元件17和通过该压电元件的驱动而产生位移的振动板50即弹性膜12以及绝缘体膜13合称为致动装置。在上述例子中,弹性膜12以及绝缘体膜13、根据需要而设置的紧贴层、和第一电极14作为振动板50发挥作用,但并不限于此。例如,不设置振动板50,而压电元件17自身实际上也可以兼有作为振动板的功能。

[0057] 第一电极14、第二电极16只要是具有导电性的便不被限制,例如能够使用铂(Pt)、铱(Ir)、金(Au)、铝(Al)、铜(Cu)、钛(Ti)、不锈钢等金属材料、氧化铟锡(ITO)、掺氟氧化锡(FTO)等氧化锡系导电材料、氧化锌系导电材料、钌酸锶(SrRuO_3)、镍酸镧(LaNiO_3)、掺杂钛酸锶等氧化物导电材料、导电性聚合物等。然而,并不限于上述材料。

[0058] 压电体层15能够代表性地使用锆钛酸铅(PZT)系的钙钛矿结构的复合氧化物。据此,容易确保压电元件17的位移量。

[0059] 另外,压电体层15能够使用不包含铅的例如至少包含铋(Bi)、钡(Ba)、铁(Fe)以及钛(Ti)的钙钛矿结构的复合氧化物。由此,能够实现使用对环境负担小的非铅系材料来制造超声波传感器元件10。

[0060] 这种钙钛矿型结构,即, ABO_3 型结构的A位点配位12个氧,另外,B位点配位6个氧而形成八面体(正八面体)。在不包含铅的上述压电体层15的例子中,Bi、Ba以及Li位于A位点,Fe、Ti位于B位点。

[0061] 在具有包含Bi、Ba、Fe以及Ti的钙钛矿结构的复合氧化物中,其组成式被表示为 $(Bi, Ba)(Fe, Ti)O_3$,但作为代表性的组成,被表示为铁酸铋和钛酸钡的混合晶体。该混合晶体是指利用X光衍射图案无法单独检测铁酸铋或钛酸钡。是包含从混合晶体的组成偏离的组成的。

[0062] 此处的钙钛矿结构的复合氧化物包含由于缺陷/过剩而从化学计量组成偏离的、元素的一部分被置换成其它元素的复合氧化物。即,只要能够取得钙钛矿结构,当然容许由于晶格不匹配、氧损失等所引起的不可避免的组成的偏离,也容许元素的一部分的置换等。

[0063] 而且,钙钛矿结构的复合氧化物的构成不限定于上述例子,也可以构成为包含其它元素。例如优选压电体层15还包含锰(Mn)。如此,容易抑制漏电流,例如作为非铅系的材料,能够实现可靠性高的超声波传感器元件10。

[0064] 可以用锂(Li)、钐(Sm)、铈(Ce)等置换压电体层15的A位点的Bi,也可以用铝(Al)、钴(Co)等置换B位的Fe。由此,提高各种特性,容易实现构成、功能的多样化。在是包含这些其它元素的复合氧化物的情况下,优选构成为具有钙钛矿结构。

[0065] 如图3以及图6所示,超声波传感器1通常在第一方向Z以及与其正交的第二方向Y上二维地并列设置超声波传感器元件10,将第一方向X作为扫描方向,将第二方向Y作为切片方向。在图3所示的构成例以及图6所示的本实施方式中,在作为切片方向的第二方向Y上并列设置16个超声波传感器元件10,在作为扫描方向的第一方向X上并列设置64个超声波传感器元件10,但在图3以及图6中,分别只示出其一部分。在这种超声波传感器1中,在扫描方向上扫描,并且按照沿切片方向延伸的每列驱动,即,通过进行超声波的发送以及接收,能够在切片方向上连续获取切片方向的感测信息。

[0066] 在图3的构成例中,第一电极14按照第二方向Y,即按照沿切片方向延伸的每列共用,在本实施方式中,能够每四列共用化,能够每四列一信道进行驱动。另一方面,第二电极16在第一方向X,即沿扫描方向延伸的每列上连续地设置,使所有的列共用化地连接。图6所示的本实施方式由于利用后述的旁路配线21以及22所以详细的结构不同,但与电极的共用化有关的基本想法、驱动方法与图3的构成例相同。

[0067] 在这种超声波传感器1中,虽然在第一方向X或第二方向Y的一端或两端具备外部连接端子,但随着与外部接续端子距离的远离,各电极的阻抗增大。

[0068] 此处,在本实施方式中,如图6所示,超声波传感器元件10在X方向上每四个分组,按照被分组的四个超声波元件,使第二电极16共用化。另外,对这样被共用化的第二电极16连接旁路配线21。旁路配线21与第二电极16连接,弥补第二电极16的扫描方向以及切片方向的阻抗增大。旁路配线21具有沿第一方向X延伸的第一延伸设置部21a、和从第一延伸设

置部21a向第二方向Y延伸的第二延伸设置部21b。第一延伸设置部21a被设置于第二方向Y的两侧,第二延伸设置部21b以在第一方向X的每四列之间连结第一延伸设置部21a的方式被设置。

[0069] 这种旁路配线21如详细后述那样,在第二电极16的图案化后,以与第二电极16不同的材质形成。由于这是在超声波传感器元件10的制造薄膜工序中同时形成的,所以无法形成任意的膜厚的配线,配线的宽度也不可任意。另外,是因为也有在对上层进行图案化时的下层的薄膜化等工序上的问题,不能够形成小阻抗的配线。而且,通过在与超声波传感器元件10的制造薄膜工序不同的工序中制造,能够提高制造的成品率,并能够以与第一电极14、第二电极16不同的材料且不同的截面积形成。

[0070] 优选旁路配线21使用与第一电极14、第二电极16不同的材料,优选使用电阻率小的材料,能够例举金、银、铜、铝等。此处,不同的材料意味与构成的主成分(占成分中50%以上的成分)不同。在本实施方式中使用金。此外,在形成金的配线的情况下,形成镍铬耐热合金等的基底层作为基底,但在以下的说明中省略基底层的说明。另外,旁路配线21不必为单层,也可以是两层以上的层叠膜,在层叠的情况下,优选形成为整体的电阻值小于第二电极16。

[0071] 此处,旁路配线21为构成该配线的材料的杨氏模量与配线的截面积的积(下称 α 值)大于构成共用化的第二电极16的材料的 α 值、且构成上述配线的材料的每个单位长度的电阻值(以下仅称为电阻值)小于构成共用化的第二电极16的材料的电阻值的配线,由此能够抑制因配线造成的压电元件17的位移的降低,并且减小旁路配线21的阻抗。

[0072] 此外,在本实施方式中,如图6所示,超声波传感器元件10每四列分组,按照被分组的四列超声波元件,使第一电极14共用化。另外,对这样共用化的第一电极14连接第二旁路配线22。第二旁路配线22改善每四列被共用化的第一电极14的延伸设置方向的阻抗的增大。第二旁路配线22具备沿第一电极14的延伸设置方向即第二方向Y延伸的第一延伸设置部22a、和连结第一延伸设置部22a与各列的第一电极14的第二延伸设置部22b。

[0073] 这种第二旁路配线22与旁路配线21同样地,在第一电极14、第二电极16的图案化后,以与第一电极14不同的材质形成。这是在超声波传感器元件10的制造薄膜工序中同时形成的,所以不能够形成任意的膜厚的配线,配线的宽度也不可任意。另外,也有在对上层进行图案化时的下层的薄膜化等工序上的问题,无法形成小阻抗的配线。由此,通过在与超声波传感器元件10的制造薄膜工序不同的其它工序中制造,能够提高制造的成品率,并能够以与第一电极14、第二电极16不同的材料且不同的截面积形成。

[0074] 优选第二旁路配线22与旁路配线21同样地,使用与第一电极14、第二电极16不同的材料,优选使用电阻小的材料,能够例举金、银、铜、铝等。在本实施方式中使用金。此外,在形成金的配线的情况下,虽然形成镍铬耐热合金等的基底层作为基底,但在以下的说明中省略基底层的说明。另外,第二旁路配线22不必为单层,也可以为两层以上的层叠膜,在层叠的情况下,优选形成为整体的电阻值小于第一电极14。

[0075] 此处,第二旁路配线22的 α 值大于被共用化的第一电极14、且电阻值小于被共用化的第一电极14,由此能够抑制压电元件17的位移的降低,并且减小旁路配线22的阻抗。

[0076] 此外,第二旁路配线22未必需要设置,即使只设置旁路配线21也能够如上述那样减小扫描方向的阻抗。

[0077] (实施方式2)

[0078] 图8是表示本发明实施方式2所涉及的超声波传感器的简要构成的俯视图,图9是E-E'线的剖视图以及F-F'线的剖视图。

[0079] 本实施方式的超声波传感器元件10A是经由旁路配线23使第一电极14整体共用化的配线的元件,由于其它的构成基本上与实施方式1相同,所以对于同一构成标注同一符号,省略重复说明。

[0080] 在本实施方式中,超声波传感器元件10A在X方向上每四个分组,按照被分组的四个超声波元件,使第一电极14共用化。第一电极14沿着作为扫描方向的第一方向X延伸设置。对这样被共用化的第一电极14连接旁路配线23。旁路配线23与第一电极14连接,弥补第一电极14的扫描方向以及切片方向的阻抗增大。旁路配线23具有沿第一方向X上延伸的第一延伸设置部23a、和从第一延伸设置部23a向第二方向Y延伸的第二延伸设置部23b。第一延伸设置部23a被设置于第二方向Y的两侧,第二延伸设置部23b以在第一方向X的每四列之间连结第一延伸设置部23a的方式被设置。

[0081] 这种旁路配线23与上述旁路配线21同样地,在第一电极14以及第二电极16的图案化后,以与第一电极14不同的材质形成。这是在超声波传感器元件10A的制造薄膜工序中同时形成的,所以无法形成任意的膜厚的配线,配线的宽度也不可任意。另外,是因为也存在在对上层进行图案化时的下层的薄膜化等工序上的问题,无法形成小阻抗的配线。而且,通过在与超声波传感器元件10A的制造薄膜工序不同的其它工序中制造,能够提高制造的成品率,并能够以与第一电极14、第二电极16不同的材料且不同的截面积形成。此外,旁路配线23以与旁路配线21同样的材料、构成设置即可。

[0082] 另外,在本实施方式中,超声波传感器元件10A每四个分组,按照被分组的四列超声波元件,使第二电极16共用化。第二电极16沿着切片方向延伸设置。对这样被共用化的第二电极连接第二旁路配线24。第二旁路配线24改善每四列被共用化的第二电极16的延伸设置方向的阻抗的增大。第二旁路配线24具备沿作为第二电极16的延伸设置方向的第二方向Y延伸的第一延伸设置部24a、和连结第一延伸设置部24a与各列的第二电极16的第二延伸设置部24b。

[0083] 这种第二旁路配线24与旁路配线21同样地,在第二电极16的图案化后,以与第二电极16不同的材质形成。这是在超声波传感器元件10A的制造薄膜工序中同时形成,无法形成任意的膜厚的配线,配线的宽度也不可任意。另外,也存在对上层进行图案化时的下层的薄膜化等工序上的问题,无法形成小阻抗的配线。如此,通过在与超声波传感器元件10A的制造薄膜工序不同的其它工序中制造,能够提高制造的成品率,能够以与第一电极14、第二电极16不同的材料且不同的截面积形成。此外,第二旁路配线24以与旁路配线21同样的材料、构成设置即可。

[0084] 接下来,参照图10以及图11,对实施方式1的超声波传感器的制造方法的一个例子进行说明。是表示超声波传感器的制造例的剖视图,与图6的D-D'线剖视图对应。

[0085] 首先,如图10的(a)所示,通过对基板11热氧化等形成由氧化硅构成的弹性膜12后,在此之上,对锆进行成膜,例如在500~1200℃的扩散炉中进行热氧化,形成由氧化锆构成的绝缘体膜。由此,如图10的(b)所示,在绝缘体膜13上通过溅射法、蒸镀法等形成第一电极14,并以第一电极14成为规定的形状的方式进行图案化。

[0086] 接下来,如图10的(c)所示,在第一电极14上层叠压电体层15,并进行图案化。压电体层15能够使用例如对将金属络合物溶解/分散在溶剂中而成的溶液进行涂布干燥后,在高温下煅烧而获得由金属氧化物构成的压电材料的、CSD(Chemical Solution Deposition:化学溶液沉积)法形成。此外,并不限于CSD法,例如也可以使用溶胶-凝胶法、激光烧蚀法、溅射法、脉冲激光沉积法(PLD法)、CVD法、气溶胶沉积法等。

[0087] 接着,如图11的(a)所示,在压电体层15上通过溅射法、热氧化等形成第二电极16,并进行图案化,从而形成由第一电极14、压电体层15以及第二电极16构成的压电元件17。

[0088] 再接着,如图11的(b)所示,通过对镍铬等的紧贴层和金层进行成膜,并进行图案化,从而形成旁路配线21以及第二旁路配线22。由此,如图11的(c)所示,形成开口部18,作为超声波传感器1。

[0089] 这样,通过与超声波传感器元件10的制造薄膜工序不同的其它工序中制造,能够提高制造的成品率,能够以与第一电极14、第二电极16不同的材料且不同的截面积形成。另外,旁路配线21为杨氏模量、膜厚以及配线宽度的积(下称 α 值)大于第二电极16、且构成上述配线的材料的每个单位长度的电阻值(以下仅称为电阻值)小于第二电极16的配线。由此,能够反过来抑制第二电极16的 α 值使之减小,且增大第二电极16的电阻值,能够抑制因配线所致的压电元件17的位移降低,同时减小旁路配线21的阻抗。此外,关于第二旁路配线22也相同。

[0090] 另外,在超声波传感器1中,在旁路配线21和第一电极14或第二电极16重叠的区域中,如上述,通过在比第一电极14或第二电极16靠上方设置旁路配线21,能够提高制造时的成品率,并能够提高可靠性。然而,超声波传感器1的结构并不限于此。

[0091] (其它的实施方式)

[0092] 虽然在以上说明的各本实施方式中省略说明,但能够构成为例如振动板50的与压电元件17相反侧成为向测量对象物发送的超声波、从测量对象物反射的超声波(回波信号)的通过区域。据此,能够简化振动板50的与压电元件17相反侧的构成,确保超声波等的良好的通过区域。另外,使电极、配线等电区域、各部件的粘接固定区域远离测量对象物,容易防止它们与测量对象物之间的污染、漏电流。因此,也能够适合应用于特别忌污染、漏电流的医疗用设备例如超声波诊断装置、血压计以及眼压计。

[0093] 另外,在上述的实施方式中,虽然在与第一电极14以及第二电极16同一平面上设置旁路配线21、23、第二旁路配线22、24,但并不限于此,可以按照以规定的组被共用化的第一电极或第二电极的每个组或多个组,三维连接旁路配线。例如对被共用化的第一电极14或第二电极16,可以经由探头端子等连接旁路配线,也可以经由引线接合等连接。

[0094] 此外,虽然在上述的实施方式中省略,但优选将密封包含压电元件17的区域的密封板与基板11接合。由此,能够在物理上保护压电元件17,另外也增加超声波传感器1的强度,所以能够提高结构稳定性。此外,在压电元件17构成为薄膜的情况下,能够提高包含该压电元件17的超声波传感器1的操作性。

[0095] 另外,在上述的实施方式中,示出开口部18在每个压电元件17形成的例子,但并不限于此,也可以与多个压电元件17对应地形成开口部。例如可以设置遍及扫描方向而并列设置的压电元件17的列共用的开口部,或整体为一个开口部。此外,在对这种多个压电元件17设置共用的开口部的情况下,虽然压电元件17的振动状态不同,但也可以从振动板的

与基板11的相反侧设置控制各压电元件17之间的部件等,进行与设置了独立的开口部的情况相同的振动。

[0096] 此处,对使用了上述超声波传感器的超声波诊断装置的一个例子进行说明。图12是表示超声波诊断装置的一个例子的简要构成的立体图,图13是表示超声波探头的侧视图。

[0097] 如这些图所示,超声波诊断装置101具备装置终端102和超声波探头(探头)103。装置终端102和超声波探头103通过电缆104连接。装置终端102和超声波探头103通过电缆104交换电信号。在装置终端102中组装显示器面板(显示装置)105。显示器面板105的画面露出于装置终端102的表面。在装置终端102中,基于从超声波探头103的超声波传感器发送并被检测出的超声波来生成图像。被图像化的检测结果被显示于显示面板105的画面上。

[0098] 超声波探头103具有框体106。在框体106内收纳多个超声波传感器元件10呈第一方向X以及第二方向Y的二维地排列而成的超声波传感器1。超声波传感器1被设置为其表面露出于框体106的表面。超声波传感器1从表面输出超声波,并且接收超声波的反射波。另外,超声波探头103能够具备自由拆装于探头主体103a的探头103b。此时,超声波传感器1能够组装到探头103b的框体106内。此外,超声波传感器1构成为超声波传感器元件10沿第一方向X以及第二方向Y呈二维地排列。

[0099] 附图标记说明

[0100] 1…超声波探头,1…超声波传感器,2…FPC基板,3…电缆,4…中继基板,5…框体,6…耐水性树脂,10、10A…超声波传感器元件,11…基板,12…弹性膜,13…绝缘体膜,14…第一电极,15…压电体层,16…第二电极,17…压电元件,18…开口部,19…间隔壁,20…空间,21、23…旁路配线,22、24…第二旁路配线,21a、22a、23a、24a…第一延伸设置部,21b、22b、23b、24b…第二延伸设置部,30…声匹配层,31…透镜部件,32…压电元件保持部,40…包围板,40a…包围板的缘部,40b…包围板的压电元件侧的面,41…支承部件,50…振动板,50a…第一面,50b…第二面,101…超声波诊断装置,102…装置终端,103…超声波探头(probe),103a…探头本体,103b…探头,104…电缆,105…显示器面板,106…框体。

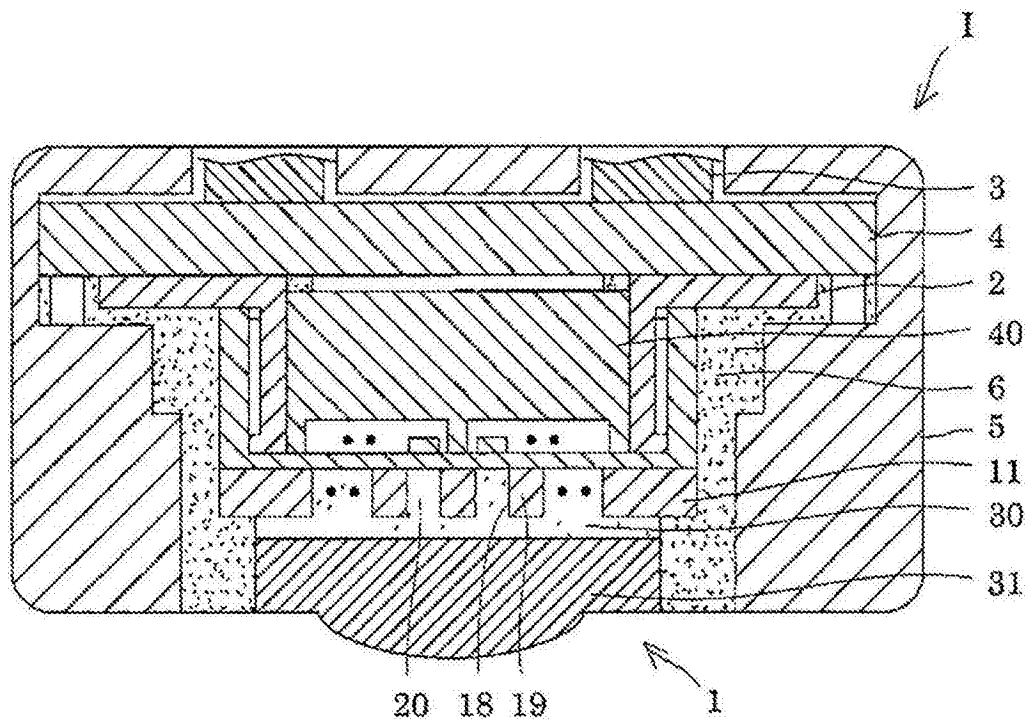


图1

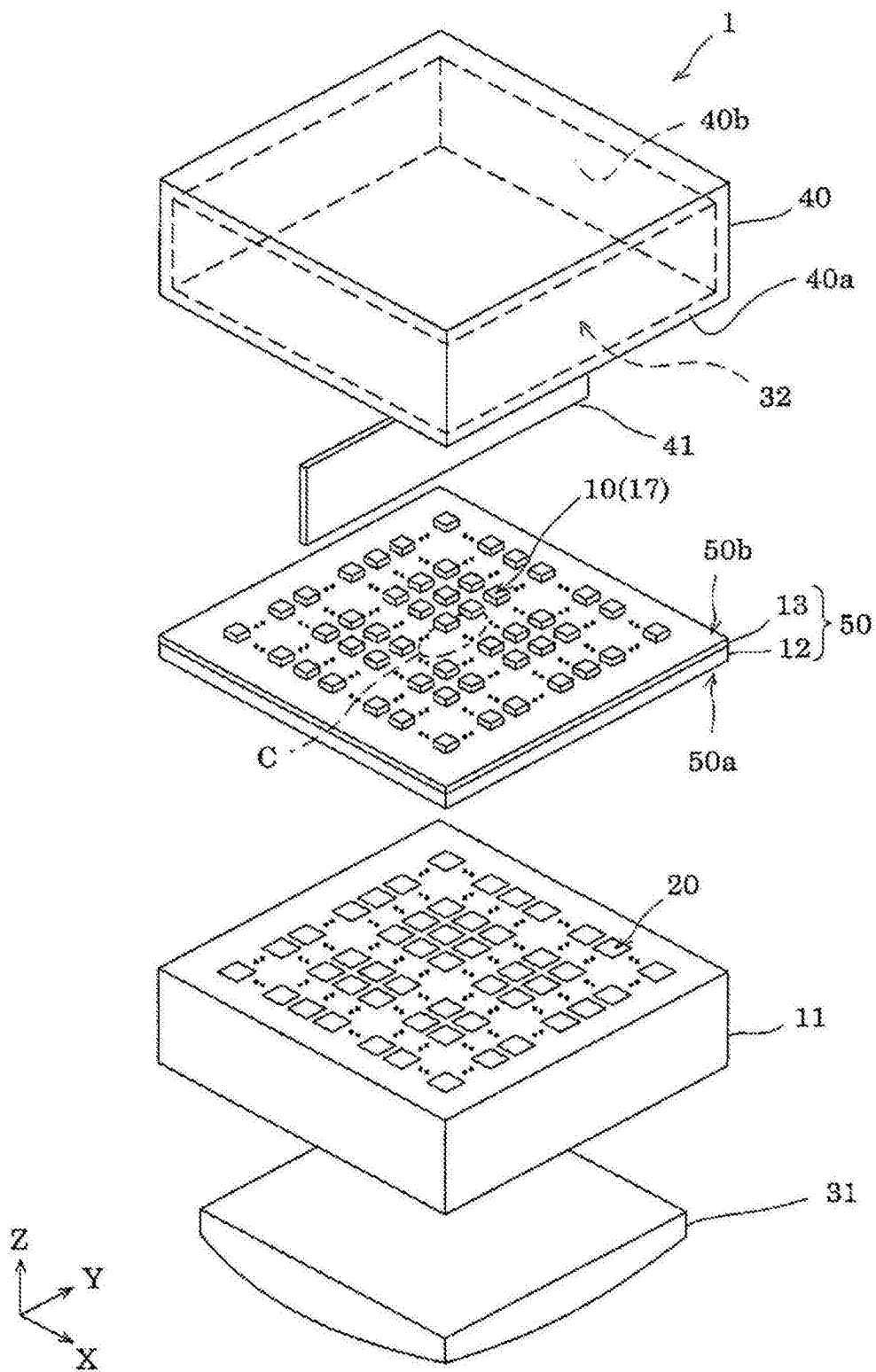


图2

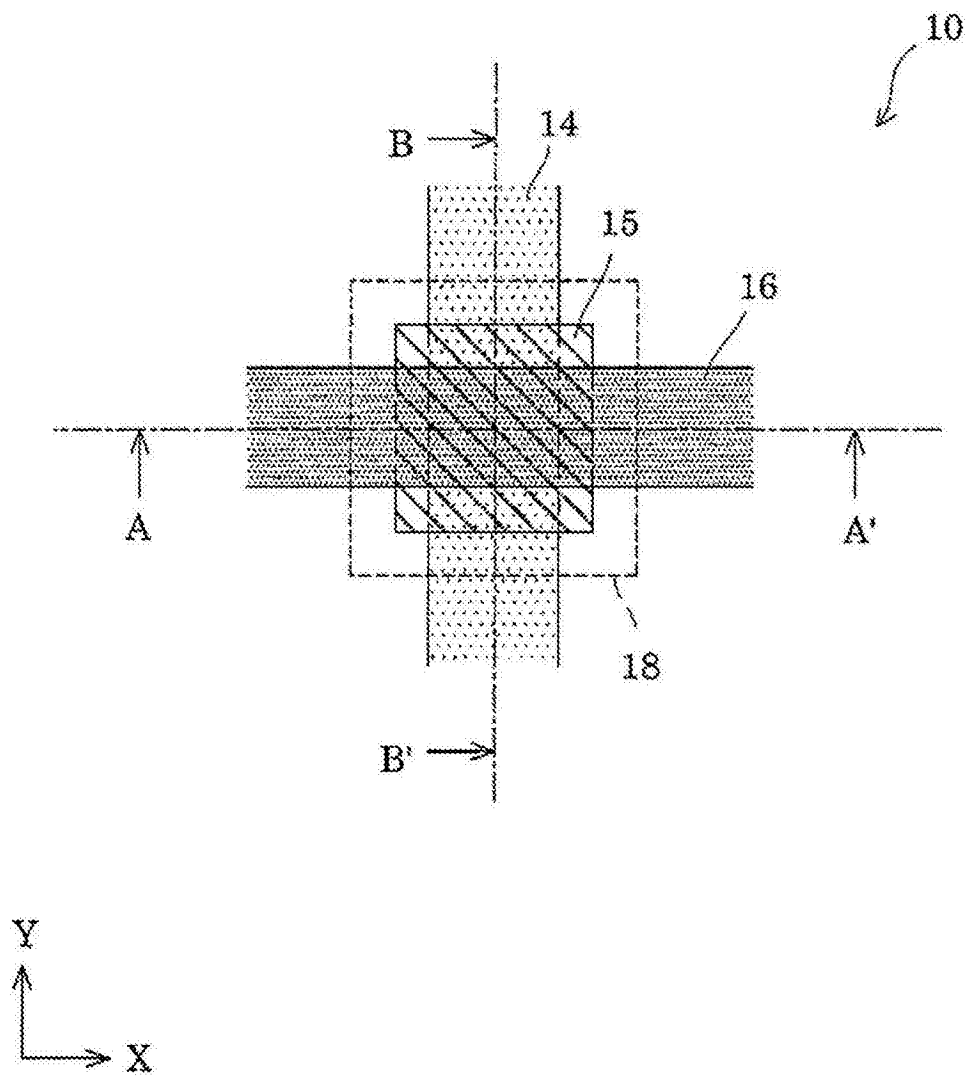


图4

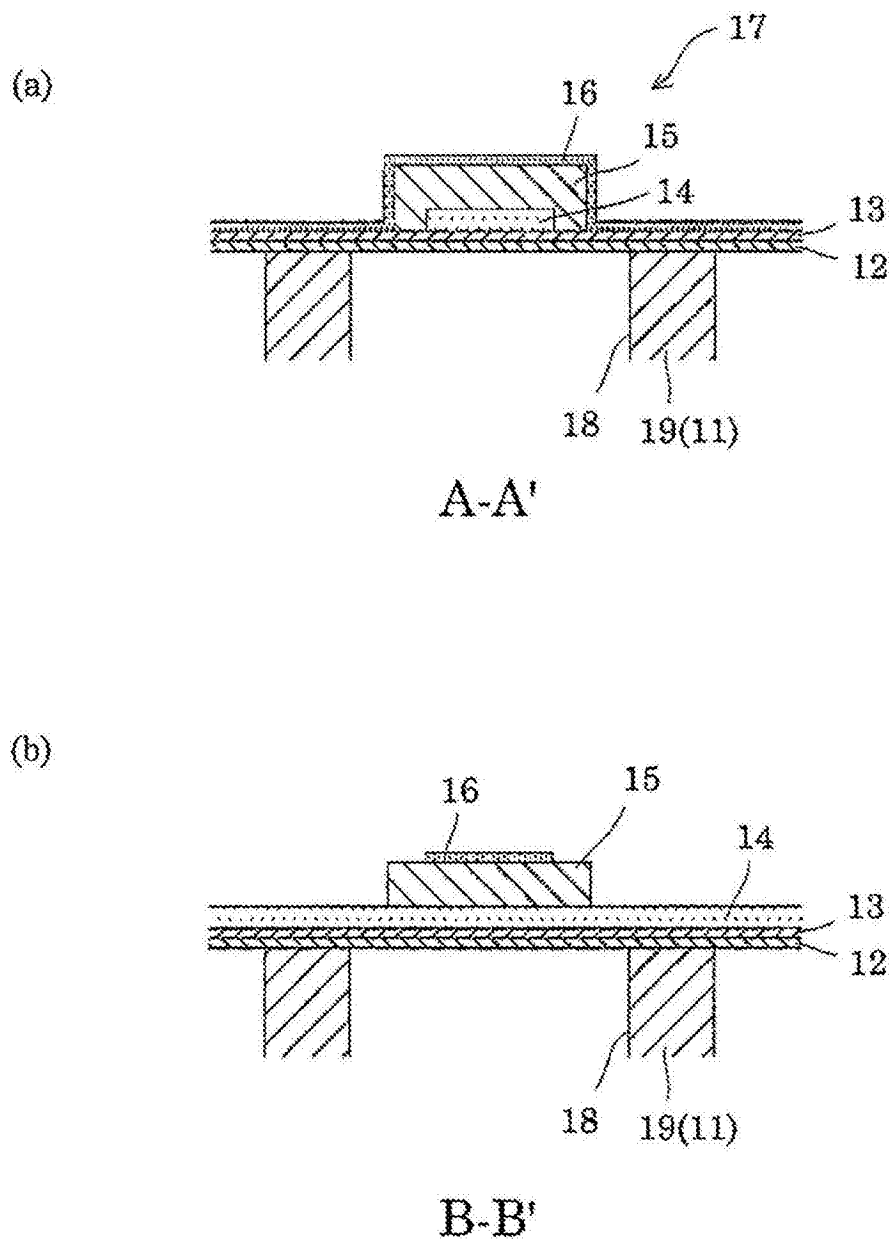


图5

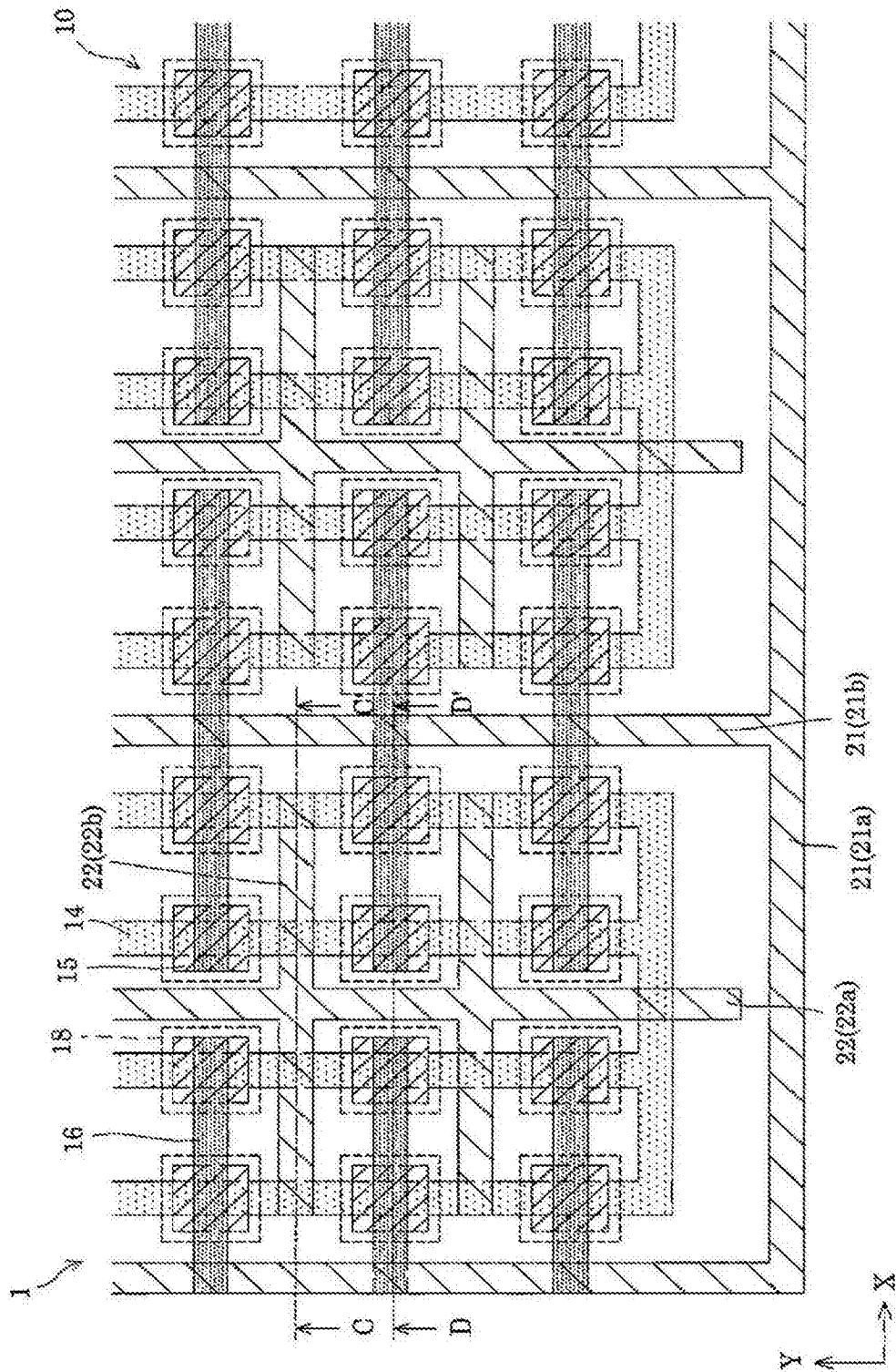


图6

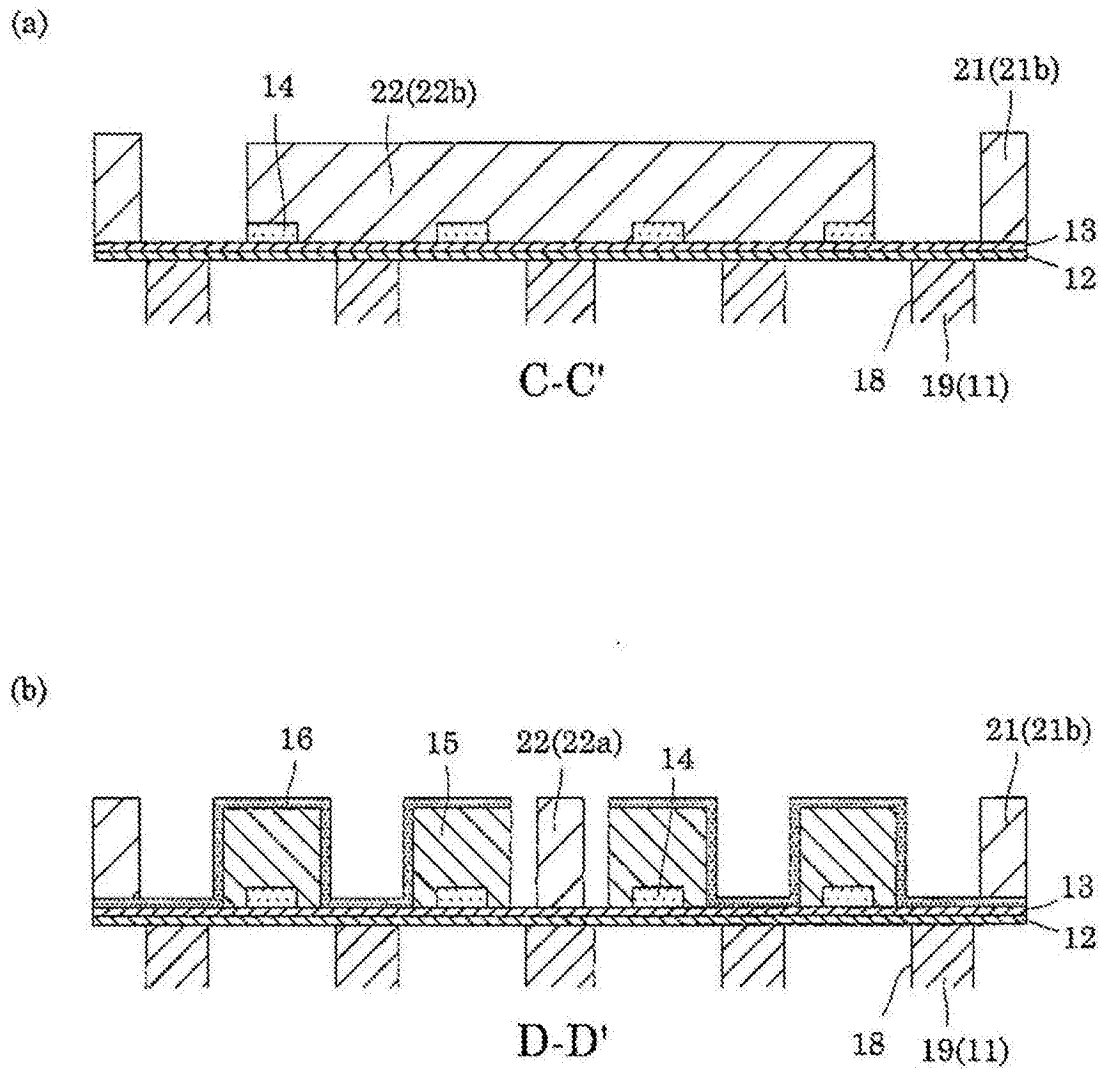


图7

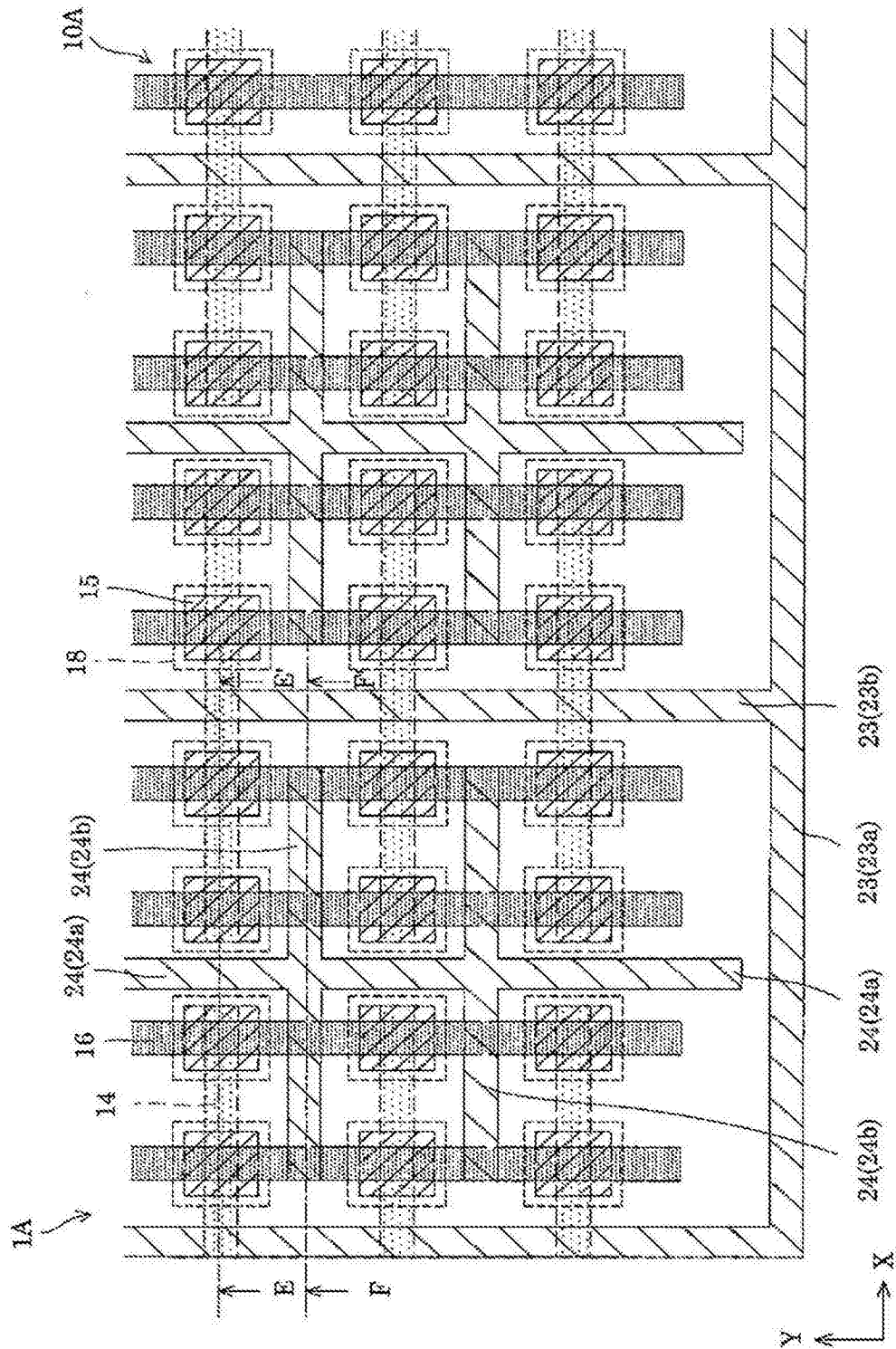


图8

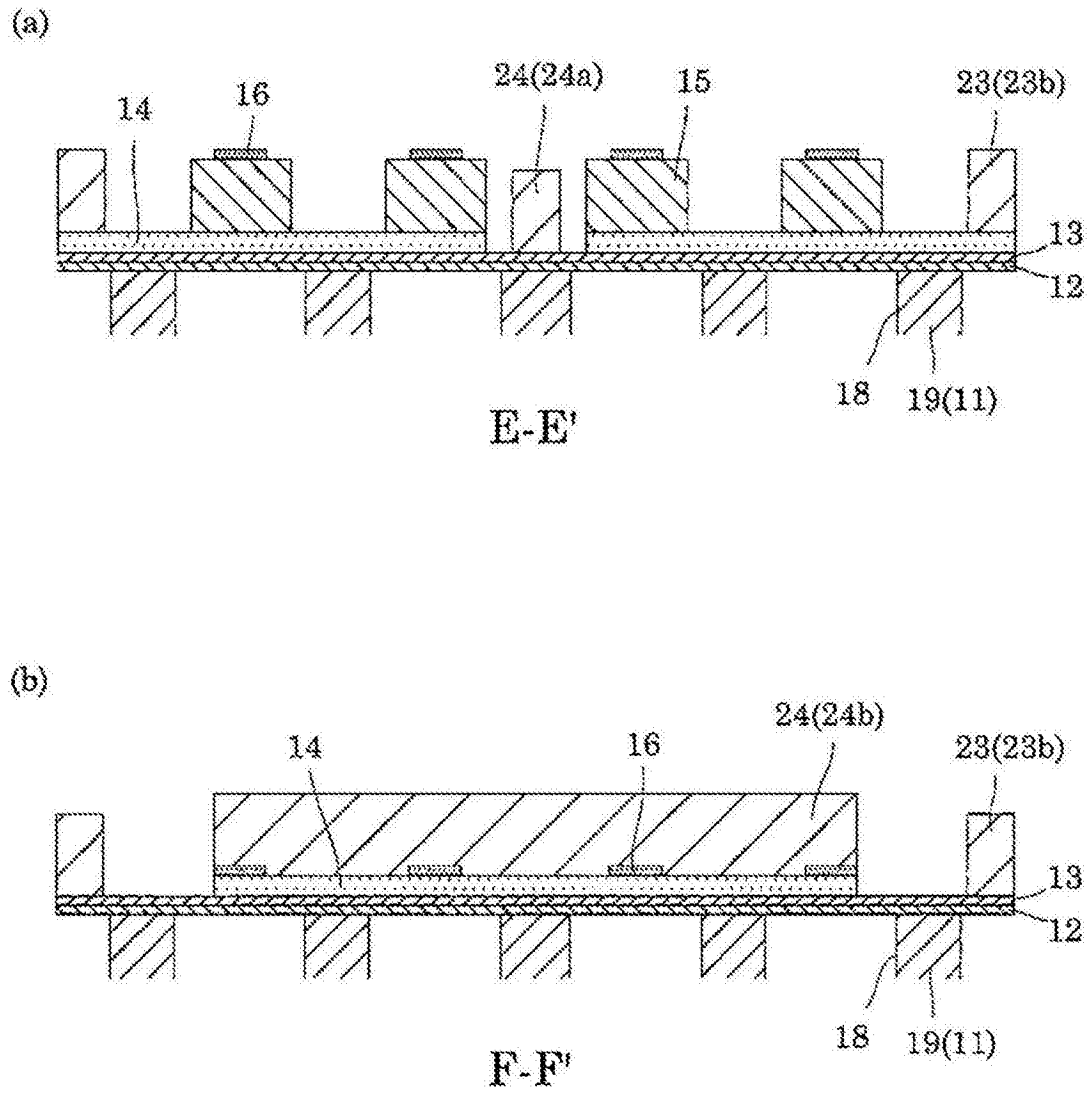
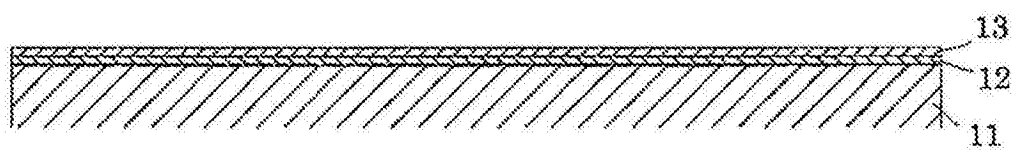
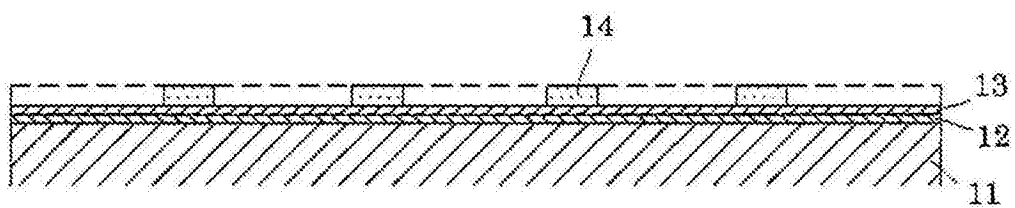


图9

(a)



(b)



(c)

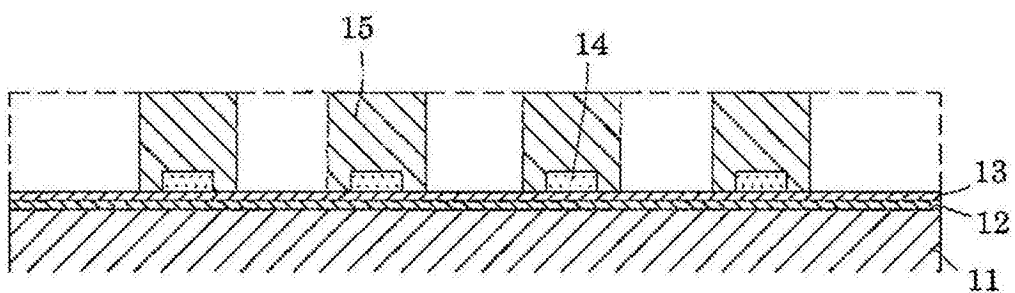


图10

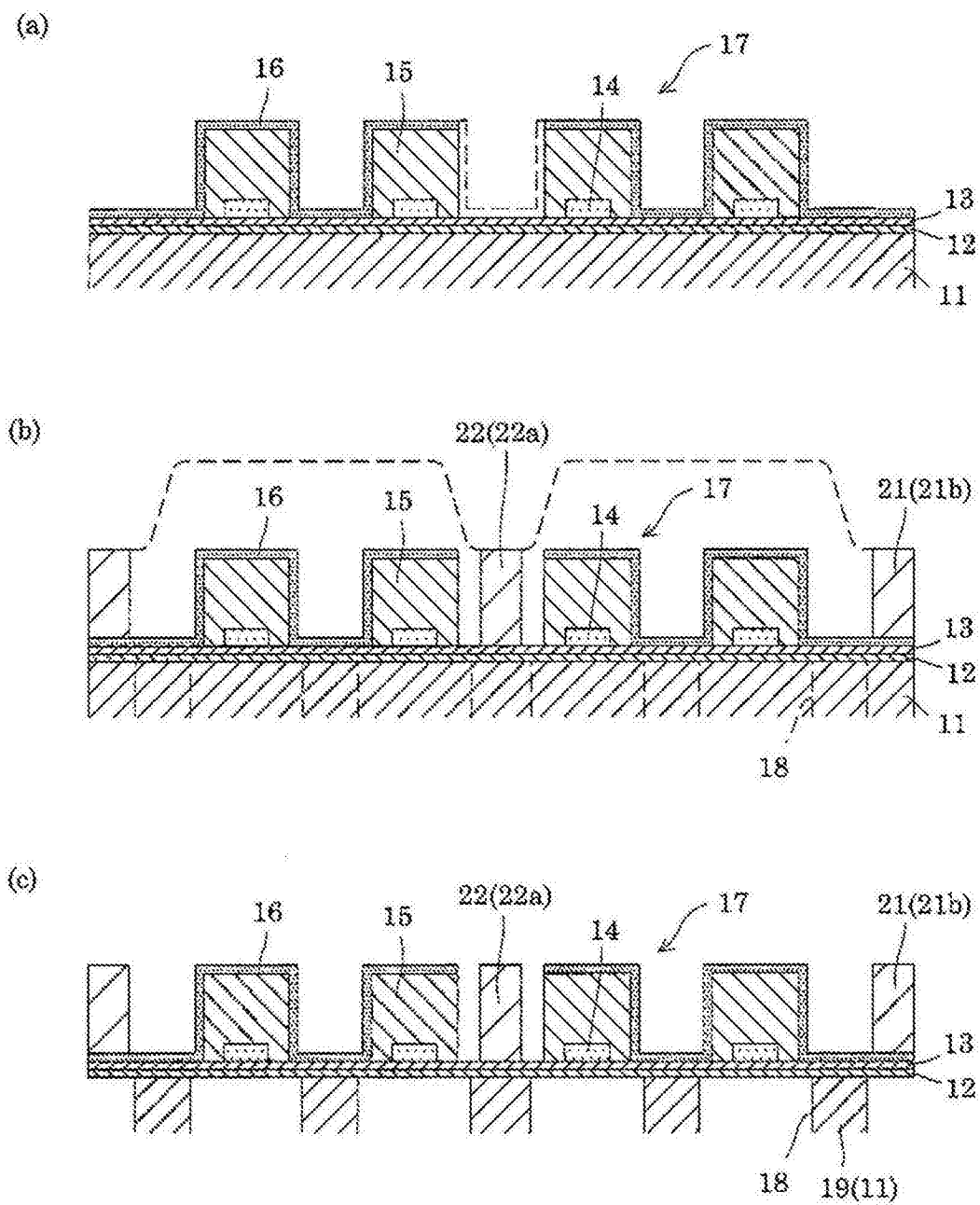


图11

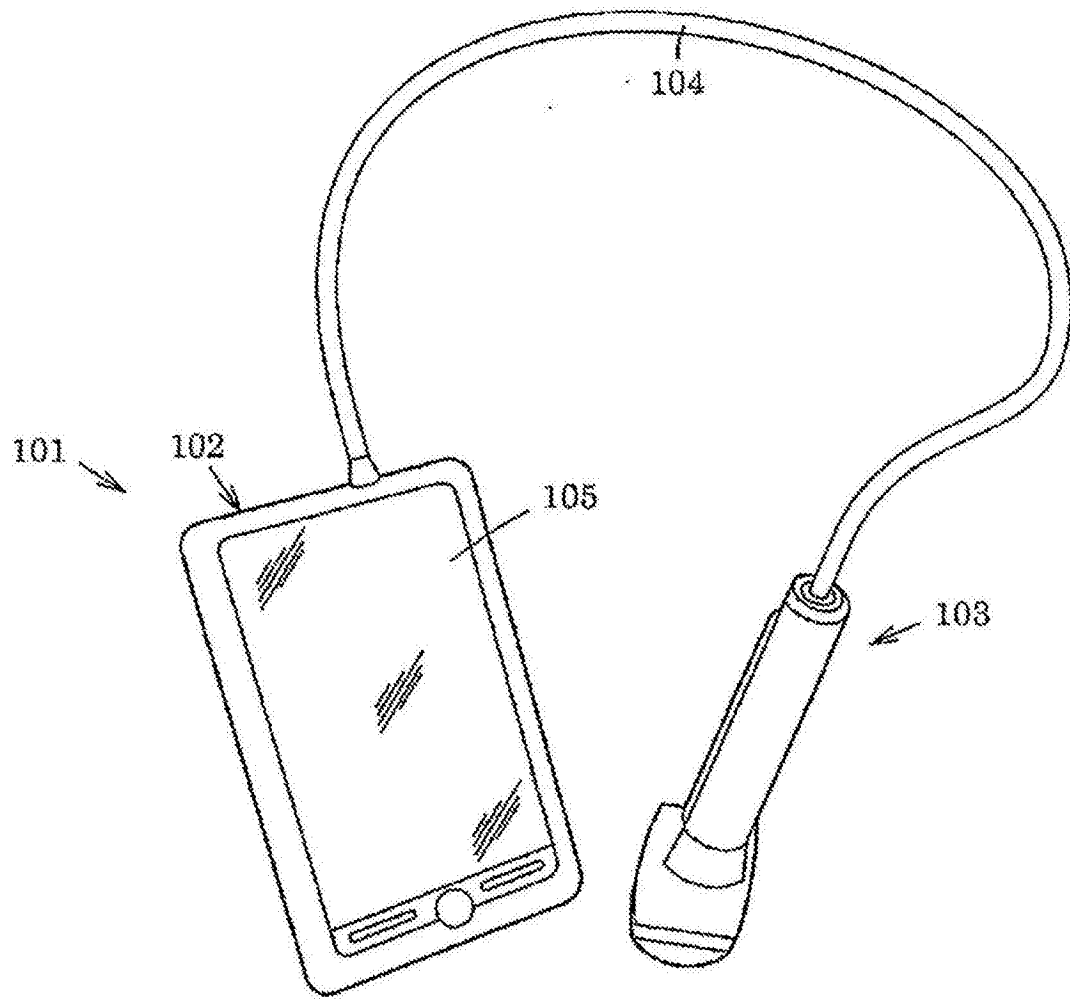


图12

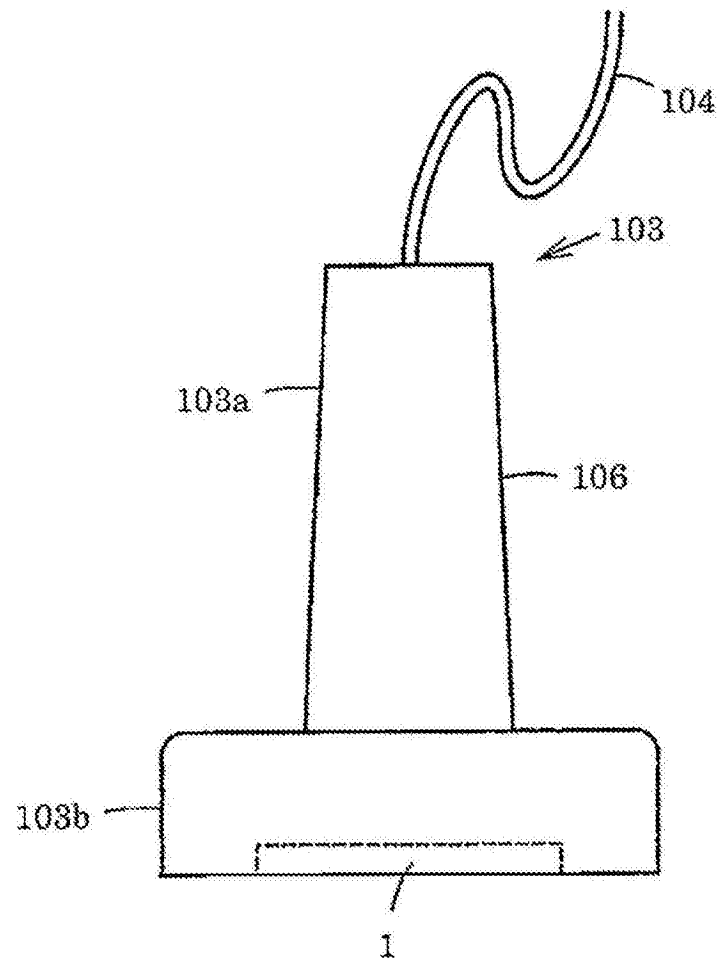


图13

专利名称(译)	超声波传感器及其制造方法		
公开(公告)号	CN106416297A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201580004620.5	申请日	2015-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	小岛力		
发明人	小岛力		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 H01L41/047 H01L41/113 H01L41/29 H04R31/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4427 A61B8/4444 H01L41/047 H01L41/113 H01L41/1132 H01L41/29 H01L41/314 H04R17/00 H04R31/00		
代理人(译)	李洋		
优先权	2015130396 2015-06-29 JP 2014135135 2014-06-30 JP		
其他公开文献	CN106416297B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波传感器及其制造方法。本发明提供一种不会降低元件的特性而使阻抗减少、且从呈阵列状配置的元件高效引出配线而提高可靠性的超声波传感器。是超声波传感器1的特征在于，具备第一电极14、压电体层15以及第二电极16，并具备排列于沿第一方向以及第二方向排列的多个超声波元件10，对多个超声波元件的至少一部分进行分组，第一电极14以及上述第二电极16的至少一方按照被分组的超声波元件10而被共用化，对被共用化的第一电极14以及第二电极16的一方连接旁路配线21，旁路配线21的下述 α 值大于连接于旁路配线21的第一电极14或第二电极16的 α 值，旁路配线21的每个单位长度的电阻值小于第一电极14或第二电极16的每个单位长度的电阻值。 α 值=(构成材料的杨氏模量) $\times$ (配线或电极的截面积)。

