



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475347 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780044600.X

(22)申请日 2017.05.11

(30)优先权数据

2016-101628 2016.05.20 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/017917 2017.05.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/199857 JA 2017.11.23

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 畠山智之

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

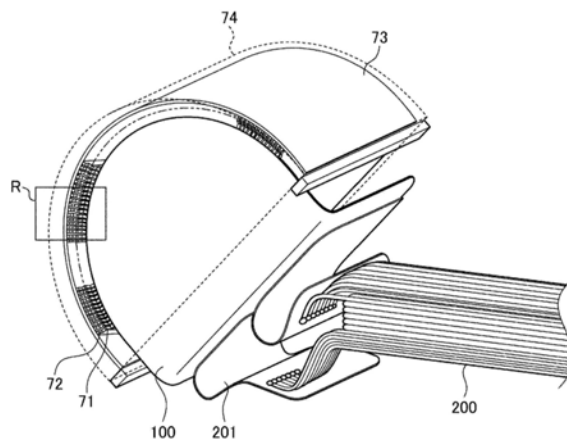
权利要求书1页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

超声波振子组件及超声波内窥镜

(57)摘要

本发明的超声波振子组件包括:多个压电元件,其排列成沿长度方向对齐;电极,其形成在压电元件的表面;以及基板,其具有从至少一个面伸出且分别与多个压电元件的各电极连接的多个布线材,因此能够确保压电元件与布线间的接合强度并增大压电元件的排列密度。



1. 一种超声波振子组件,其特征在于,
该超声波振子组件包括:
多个压电元件,其排列成沿长度方向对齐;
多个电极,其分别形成在各压电元件的表面;以及
基板,其具有从至少一个面伸出且分别与所述多个压电元件的各电极连接的多个布线材。
2. 根据权利要求1所述的超声波振子组件,其特征在于,
所述布线材与所述电极连接的一侧的端部弯曲。
3. 根据权利要求1所述的超声波振子组件,其特征在于,
该超声波振子组件还具备加强层,该加强层设在所述布线材的与同所述电极接触的面相反的那一侧的面。
4. 根据权利要求3所述的超声波振子组件,其特征在于,
所述加强层使用与构成所述基板材料相同的材料而形成。
5. 根据权利要求1所述的超声波振子组件,其特征在于,
所述多个布线材分别从所述基板中的互不相同的多个面伸出。
6. 根据权利要求4所述的超声波振子组件,其特征在于,
在从与所述基板的主面正交的方向观看的俯视图中,所述多个布线材交替地排列。
7. 根据权利要求1所述的超声波振子组件,其特征在于,
所述多个压电元件沿着曲面排列。
8. 一种超声波内窥镜,其特征在于,
该超声波内窥镜具备向被检体内插入的插入部,该插入部在其顶端具有权利要求1所述的超声波振子组件。

超声波振子组件及超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及具有用于向观测对象发送超声波并且接收由观测对象反射来的超声波回波并将其转换为电信号的超声波振子的超声波振子组件及在插入部的顶端具有该超声波振子的超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 为了观测作为观测对象的生物体组织或者材料的特性,有时应用超声波。具体地讲,通过超声波观测装置对从用于收发超声波的超声波振子接收到的超声波回波实施预定的信号处理,从而能够获取与观测对象的特性相关的信息。

[0003] 超声波振子具备多个压电元件,该压电元件用于将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并将其向观测对象照射,并且将由观测对象反射来的超声波回波转换为电回波信号并将其输出。例如通过将多个压电元件沿着预定的方向排列并对与收发相关的元件进行电子切换,从而自观测对象获取超声波回波。

[0004] 作为超声波振子的类别,已知有凸面型、线型、径向型等超声波束的收发方向不同的多个类型。其中,就凸面型的超声波振子而言,多个压电元件沿着曲面排列,它们分别将超声波光束朝向曲面的径向射出(例如参照专利文献1)。在专利文献1中,在平面上排列多个压电元件并连接了柔性基板(Flexible Printed Circuits:FPC,柔性印刷电路)之后,使多个压电元件弯曲而制作凸面型的超声波振子。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特许第2555376号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 然而,在欲缩窄相邻的压电元件之间的距离的情况下,压电元件与从FPC延伸的布线间的接合面积也变小。若压电元件与布线间的接合面积变小,则接合强度会下降。若接合强度下降,则有可能由从外部施加的力导致压电元件与布线间的接合部分断裂。因此,在以往的结构中,缩窄相邻的压电元件之间的距离而增大压电元件的排列密度存在极限。

[0010] 本发明即是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够确保压电元件与布线间的接合强度并增大压电元件的排列密度的超声波振子组件及超声波内窥镜。

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 为了解决上述的问题而达到目的,本发明的超声波振子组件的特征在于,包括:多个压电元件,其排列成沿长度方向对齐;多个电极,其分别形成在各压电元件的表面;以及基板,其具有从至少一个面伸出且分别与所述多个压电元件的各电极连接的多个布线材。

[0013] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,所述布线材与所述电极连接的一侧的端部弯曲。

[0014] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,还具备加强层,该加强层设在所述布线材的与同所述电极接触的面相反的那一侧的面。

[0015] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,所述加强层使用与构成所述基板的材料相同的材料而形成。

[0016] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,所述多个布线材分别从所述基板中的互不相同的多个面伸出。

[0017] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,在从与所述基板的主面正交的方向观看的俯视图中,所述多个布线材交替地排列。

[0018] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的特征在于,所述多个压电元件沿着曲面排列。

[0019] 此外,本发明的超声波内窥镜的特征在于,具备向被检体内插入的插入部,该插入部在其顶端具有上述发明的超声波振子组件。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,起到能够确保压电元件与布线间的接合强度并增大压电元件的排列密度这样的效果。

附图说明

[0022] 图1是示意地表示本发明的实施方式1的内窥镜系统的图。

[0023] 图2是示意地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。

[0024] 图3是示意地表示本发明的实施方式1的超声波振子组件的结构立体图。

[0025] 图4是说明图3所示的超声波振子组件的主要部分的结构图。

[0026] 图5是表示本发明的实施方式1的超声波振子组件的主要部分的结构示意图,是说明互连基板的结构示意图。

[0027] 图6是说明图3所示的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0028] 图7是说明本发明的实施方式1的变形例1的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0029] 图8是说明本发明的实施方式1的变形例2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0030] 图9是说明本发明的实施方式1的变形例3的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0031] 图10是表示本发明的实施方式2的超声波振子组件的主要部分的结构示意图,是说明互连基板的结构示意图。

[0032] 图11是说明本发明的实施方式2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0033] 图12是说明本发明的实施方式2的变形例1的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

[0034] 图13是说明本发明的实施方式2的变形例2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。

具体实施方式

[0035] 以下,参照附图说明用于实施本发明的方式(以下是实施方式)。另外,本发明并不被以下说明的实施方式所限定。并且,在附图的记载中对相同的部分标注相同的附图标记。

[0036] (实施方式1)

[0037] 图1是示意地表示本发明的实施方式1的内窥镜系统的图。内窥镜系统1是使用超声波内窥镜对人等被检体内进行超声波诊断的系统。如图1所示,该内窥镜系统1包括超声波内窥镜2、超声波观测装置3、内窥镜观察装置4、显示装置5以及光源装置6。

[0038] 超声波内窥镜2利用设在其顶端部的超声波振子将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并将其向被检体照射,并且将由被检体反射来的超声波回波转换为以电压变化的方式体现的电回波信号并将其输出。

[0039] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,其能够向被检体的消化管道(食道、胃、十二指肠、大肠)或者呼吸器官(气管、支气管)插入而对消化管道、呼吸器官中的任一者进行拍摄。此外,能够使用超声波拍摄其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)。此外,超声波内窥镜2具有光导件,该光导件用于引导在光学摄像时向被检体照射的照明光。该光导件的顶端部到达超声波内窥镜2向被检体插入的插入部的顶端,另一方面该光导件的基端部连接于用于产生照明光的光源装置6。

[0040] 如图1所示,超声波内窥镜2包括插入部21、操作部22、通用线缆23以及连接器24。插入部21是插入到被检体内的部分。如图1所示,该插入部21包括设在顶端侧且用于保持超声波振子7的硬性的顶端部211、与顶端部211的基端侧连结且能够弯曲的弯曲部212、以及与弯曲部212的基端侧连结且具有挠性的挠性管部213。在此,虽省略了具体的图示,但在插入部21的内部环绕有用于传送从光源装置6供给来的照明光的光导件、用于传送各种信号的多个信号线缆,并且形成有用于供处置器具贯穿的处置器具用贯穿路径等。

[0041] 超声波振子7是将多个压电元件以阵列状设置且通过对与收发相关的压电元件进行电子切换或者对各压电元件的收发施加延迟来进行电子扫描的凸面型的超声波振子。超声波振子7的结构见后述。

[0042] 图2是示意地表示本实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。如图2所示,顶端部211包括:超声波振子组件214,其用于保持超声波振子7;以及内窥镜组件215,其形成摄像光学系统的一部分,具有用于接收来自外部的光的物镜215a和用于会聚照明光并将其射出到外部的照明透镜215b。在内窥镜组件215形成有处置器具突出口215c,该处置器具突出口215c与形成在插入部21内的处置器具用贯穿路径连通,使处置器具自插入部21的顶端突出。处置器具用贯穿路径设置为,与处置器具突出口215c相连的端部附近相对于插入部21的长度轴线倾斜,并使处置器具自处置器具突出口215c向相对于长度轴线倾斜的方向突出。这里所说的长度轴线是指沿着插入部21的长度方向的轴线。在弯曲部212、挠性管部213中,轴向根据各位置而发生变化,但在硬性的顶端部211中,长度轴线是形成恒定的直线的轴线。

[0043] 操作部22是与插入部21的基端侧连结且用于接受来自医生等使用者的各种操作的部分。如图1所示,该操作部22包括用于弯曲操作弯曲部212的弯曲旋钮221和用于进行各种操作的多个操作构件222。此外,在操作部22形成有处置器具插入口223,该处置器具插入口223与处置器具用贯穿路径连通,用于将处置器具贯穿于该处置器具用贯穿路径。

[0044] 通用线缆23是配设有从操作部22延伸且用于传送各种信号的多个信号线缆和用于传送从光源装置6供给来的照明光的光纤等的线缆。

[0045] 连接器24设在通用线缆23的顶端。而且,连接器24包括分别与超声波线缆31、视频线缆41及光纤线缆61连接的第1连接器部241~第3连接器部243。

[0046] 超声波观测装置3借助超声波线缆31(参照图1)与超声波内窥镜2电连接,其借助超声波线缆31向超声波内窥镜2输出脉冲信号,并且从超声波内窥镜2输入回波信号。而且,超声波观测装置3对该回波信号实施预定的处理而生成超声波图像。

[0047] 内窥镜观察装置4借助视频线缆41(参照图1)与超声波内窥镜2电连接,其借助视频线缆41输入来自超声波内窥镜2的图像信号。而且,内窥镜观察装置4对该图像信号实施预定的处理而生成内窥镜图像。

[0048] 显示装置5使用液晶或者有机EL(Electro Luminescence:电致发光)、投影仪、CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管)等而构成,用于显示在超声波观测装置3生成的超声波图像、在内窥镜观察装置4生成的内窥镜图像等。

[0049] 光源装置6借助光纤线缆61(参照图1)连接于超声波内窥镜2,其借助光纤线缆61向超声波内窥镜2供给用于照明被检体内的照明光。

[0050] 接着,参照图2~图5说明设于插入部21的顶端的超声波振子7的结构。图3是示意地表示本实施方式1的超声波振子组件的结构的立体图。图4是说明图3所示的超声波振子组件的主要部分的结构图,是表示图3所示的区域R的结构图。在本实施方式1中,对超声波振子7是图2所示的凸面型的超声波振子且是多个压电元件71排列成一列的一维阵列(1D阵列)进行说明。换言之,在本实施方式1的超声波振子7中,多个压电元件71沿着该超声波振子7的成为曲面的外表面弯曲地排列,其在包含长度轴线且与该长度轴线平行的面上收发超声波。

[0051] 超声波振子7具有呈棱柱状且排列成沿长度方向对齐的多个压电元件71、设在相对于压电元件71靠该超声波振子7的外表面侧的第1声阻匹配层72、设在第1声阻匹配层72的与同压电元件71相邻的一侧相反的那一侧的第2声阻匹配层73、以及设在第2声阻匹配层73的与同第1声阻匹配层72相邻的一侧相反的那一侧的声透镜74。在压电元件71的与同第1声阻匹配层72相邻的一侧相反的那一侧设有未图示的背衬材料。背衬材料用于减弱因压电元件71的动作而产生的无用的超声波振动。背衬材料设有衰减率较大的材料、例如分散有氧化铝、氧化锆等填料的环氧树脂、分散有上述的填料的橡胶而形成。

[0052] 压电元件71用于将电脉冲信号转换为声脉冲并将其向被检体照射,并且将由被检体反射来的超声波回波转换为以电压变化的方式体现的电回波信号并将其输出。在压电元件71的例如靠背衬材料侧的主面设有信号输入输出用电极71a,并且在压电元件71的靠第1声阻匹配层72侧的主面设有接地用的接地用电极71b(参照图6)。各电极使用具有导电性的金属材料或者树脂材料形成。这里所说的主面是指声放射面和与声放射面相向的面,将与主面交叉的面称作侧面。

[0053] 为了在压电元件71和观测对象之间使声音(超声波)高效地透过,第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73使压电元件71的声音阻抗和观测对象的声音阻抗匹配。第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73由互不相同的材料形成。另外,在本实施方式1中,说明具有两个声阻匹配层(第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73)的方式,但根据压电元件71和观测对象的

特性,既可以是一层,也可以是三层以上。

[0054] 第1声阻匹配层72设有与压电元件71的接地用电极71b电连接的接地用电极72a(参照图6)。接地用电极72a由比压电元件71的声音阻抗大的导电性材料形成,其作为非匹配层发挥功能。压电元件71借助接地用电极72a与外部接地。

[0055] 声透镜74包覆第1声阻匹配层72的外表面和第2声阻匹配层73的外表面。声透镜74成为超声波振子7的外表面。声透镜74使用硅、聚甲基戊烯、环氧树脂、聚醚酰亚胺等而形成,其一个面呈凸状或者凹状而具有使超声波汇集的功能,该声透镜74将穿过第2声阻匹配层73的超声波射出到外部、或者接收来自外部的超声波回波。声透镜74可以任意地设置,也可以是不具有该声透镜74的结构。

[0056] 具有以上的结构的超声波振子7通过根据脉冲信号的输入而使压电元件71振动,从而借助第1声阻匹配层72、第2声阻匹配层73及声透镜74向观测对象照射超声波。此时,压电元件71中的与第1声阻匹配层72、第2声阻匹配层73及声透镜74的配设侧相反的那一侧利用背衬材料减弱来自压电元件71的无用的超声波振动。此外,从观测对象反射来的超声波借助声透镜74、第2声阻匹配层73及第1声阻匹配层72向压电元件71传送。利用传送来的超声波使压电元件71振动,压电元件71将该振动转换为电回波信号,将其作为回波信号借助后述的布线材101输出到超声波观测装置3。

[0057] 图5是表示本发明的实施方式1的超声波振子组件的主要部分的结构示意图,是说明互连基板100的结构示意图。超声波振子组件214具备互连基板100,该互连基板100用于互连超声波振子7与成为将该超声波振子7(超声波振子组件214)和超声波观测装置3电连接的路径的一部分的多个信号线200(参照图3)之间的电连接。互连基板100是在超声波振子7的侧部保持于超声波振子7的柔性基板(Flexible Printed Circuits:FPC,柔性印刷电路)。互连基板100相当于本发明的基板,其借助第2互连基板201与多个信号线200电连接。互连基板100是在使用聚醚酰亚胺而形成的基材设置布线图案而成的。此外,互连基板100利用从该互连基板100的一个表面伸出的布线材101与信号输入输出用电极71a电连接。在本实施方式1中,布线材101从互连基板100的一个主面伸出。互连基板100的布线材101所伸出的一侧的缘端呈沿着多个压电元件71的排列的弧形。

[0058] 图6是说明图3所示的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图,是将与压电元件71的排列方向正交且穿过布线材101的平面作为切断面的局部剖视图。布线材101是使用铜或者将铜作为主要成分的合金等导电性材料而形成的飞线。布线材101是从互连基板100的一部分伸出到外部而成的,其呈与信号输入输出用电极71a连接的一侧的端部弯曲而成的字母L形。另外,为了辅助接合部102的形成,也可以在布线材101的表面形成镍/金镀层、锡镀层。

[0059] 布线材101在弯曲而成的顶端部利用接合部102与信号输入输出用电极71a接合。接合部102是利用使用镍、铜、软钎焊料、或者将镍、铜或锡作为主要成分的合金等导电性材料进行的电镀法形成的电镀层。电镀法能够通过控制电压或者时间而对形成接合部102的材料进行量的控制。另外,接合部102既可以利用使用软钎焊料进行的接合而形成,也可以利用熔融软钎焊法而形成。

[0060] 在此,在正确地进行超声波的收发的方面,优选的是,压电元件71的利用接合部102接合的接合部分成为在压电上为非活性的区域。在压电上为非活性是指未分极或者未

施加电场。

[0061] 接着,对制造上述的超声波振子组件214的制造方法进行说明。在制造超声波振子组件214时,首先在压电元件71层叠第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73。此时,压电元件71的接地用电极71b与第1声阻匹配层72的接地用电极72a接触。

[0062] 之后,在使压电元件71的信号输入输出用电极71a与布线材101接触的状态下,利用接合部102将信号输入输出用电极71a和布线材101接合起来。接合部102利用例如上述的电镀法而形成。通过利用电镀法,从而能够抑制将信号输入输出用电极71a和布线材101接合起来时的热量的产生,能够抑制压电元件71的热劣化。此外,通过利用电镀法,从而能够总体地接合多组信号输入输出用电极71a和布线材101,能够降低制造成本。另外,接合部102也可以如上所述利用使用软钎焊料进行的接合、熔融软钎焊法而形成。

[0063] 另外,上述的制造顺序也可以相反。具体地讲,也可以是,在将信号输入输出用电极71a和布线材101接合起来之后在压电元件71层叠第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73。

[0064] 之后,在压电元件71的与第1声阻匹配层72侧相反的那一侧填充背衬材料,并安装声透镜74。并且,将该声透镜74安装于壳体。由此,能制作图2所示的超声波振子组件214。

[0065] 根据以上说明的本实施方式1,由于在将压电元件71和互连基板100接合起来的基础之上利用接合部102将压电元件71的信号输入输出用电极71a和从互连基板100伸出的字母L形的布线材101接合起来,利用与互连基板100一体化的多个布线材101分别与多个压电元件71相接合,因此与将各自独立的多个信号线分别连接于压电元件71的情况相比,能够提高压电元件71和互连基板100连接的位置精度。由此,能够确保压电元件71和布线材101间的接合强度并增大压电元件71的排列密度。

[0066] 此外,根据上述的实施方式1,由于将布线材101的顶端弯曲成字母L形而将其顶端连接于信号输入输出用电极71a,因此能够利用字母L形使从外部施加的应力分散从而降低对压电元件71施加的应力。

[0067] 另外,在上述的实施方式1中,对互连基板100借助第2互连基板201与多个信号线200电连接的方式进行了说明,但也可以不借助第2互连基板201而与多个信号线200直接连接。

[0068] (实施方式1的变形例1)

[0069] 图7是说明本发明的实施方式1的变形例1的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。如图7所示,在本变形例1中,替代上述的布线材101而具有呈平板状地延伸的布线材101A。即便是像本变形例1这样不弯曲成字母L形的布线材也可以应用,与将各自独立的多个信号线分别连接于压电元件71的情况相比,能够提高压电元件71和互连基板100连接的位置精度。

[0070] (实施方式1的变形例2)

[0071] 图8是说明本发明的实施方式1的变形例2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。如图8所示,在本变形例2中,上述的布线材101除了利用接合部102接合的接合部分之外位于沿压电元件71、第1声阻匹配层72及第2声阻匹配层73的层叠方向延伸的区域、即与匹配层相应的区域的外部。通过像本变形例2这样在与匹配层相应的区域外配置布线材101,从而不从压电元件71向布线材101传送超声波,布线材101所反射的超声波不会入射到压电元件71,因此能够抑制压电元件71接收无用的超声波回波的状况。由此,能够抑制

由无用的超声波回波引起的噪音,使由超声波振子7获得的超声波图像高画质化。

[0072] 另外,除了上述的变形例2之外,也可以在与由接地用电极72a形成的非匹配层相应的区域配置布线材101。在该情况下,也如上所述布线材101所反射的超声波不会入射到压电元件71,因此能够抑制压电元件71接收无用的超声波回波的状况。

[0073] (实施方式1的变形例3)

[0074] 图9是说明本发明的实施方式1的变形例3的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。如图9所示,在本变形例3中,在上述的布线材101的配设有互连基板100的一侧且是与同信号输入输出用电极71a接触的一侧相反的那一侧的表面设有能够弹性变形的加强层103。

[0075] 加强层103使用例如与构成互连基板100的材料相同的聚酰亚胺而形成。加强层103从互连基板100的端部延伸到布线材101的顶端,其对布线材101赋予恢复力。由此,在布线材101压接于信号输入输出用电极71a时,能够利用加强层103增大布线材101对压电元件71侧施加的载荷,能够使布线材101与信号输入输出用电极71a的接触更加可靠。此外,通过设置加强层103,从而能够抑制布线材101自互连基板100伸出的一侧的端部的断线、或者抑制布线材101的变形等而提高布线材101的形状稳定性。

[0076] 另外,加强层103只要能够弹性变形、能够对布线材赋予恢复力,就不限于上述的聚酰亚胺。此外,加强层103的厚度只要为互连基板100的厚度以下即可,能够与布线材101对压电元件71侧施加的载荷相应地适当调整。此外,通过与上述的变形例2进行组合,从而能够抑制压电元件71接收无用的超声波回波并且使布线材101与信号输入输出用电极71a的接触更加可靠。

[0077] 此外,加强层103不必设于所有的布线材101,也可以与接合位置等相应地设于一部分布线材101。此外,说明了加强层103从互连基板100的端部延伸到布线材101的顶端的方式,但也可以设在从互连基板100的端部到布线材101的顶端中的一部分。

[0078] (实施方式2)

[0079] 图10是表示本发明的实施方式2的超声波振子组件的主要部分的结构示意图,是说明互连基板的结构示意图。在上述的实施方式1中,说明了布线材101从互连基板100的一个面伸出的方式,但在本实施方式2中,布线材101B、101C分别从互连基板100的彼此相对的面伸出。另外,在图10中,为了进行说明而图示了5根布线材伸出的结构,但与压电元件71的数量相应地设置布线材的实际的根数。布线材101B、101C分别连接于在互连基板100形成的布线图案。

[0080] 在图10所示的互连基板100设有多个布线材101B和多个布线材101C。多个布线材101B分别从互连基板100的一个面伸出。相对于此,多个布线材101C在互连基板100中分别从与布线材101B伸出的面不同的面伸出。在本实施方式2中,说明布线材101B和布线材101C从彼此相对的主面伸出的方式。此外,在本实施方式2中,在从与互连基板100的主面正交的方向观看的俯视图中,多个布线材101B和多个布线材101C交替地排列。布线材101B、101C在互连基板100的侧视图中形成锯齿排列。

[0081] 布线材101B、101C是使用铜或者将铜作为主要成分的合金等导电性材料而形成的飞线。布线材101B、101C呈与信号输入输出用电极71a连接的一侧的端部弯曲而成的字母L形。布线材101B、101C成为相同的形状,且在弯曲方向上对齐保持于互连基板100。

[0082] 图11是说明本实施方式2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图,是将与压电元件71的排列方向正交且穿过布线材101B的平面作为切断面的局部剖视图。布线材101B、101C在弯曲而成的顶端部分别利用接合部102与信号输入输出用电极71a相接合。

[0083] 根据以上说明的本实施方式2,由于与上述的实施方式1同样在将压电元件71和互连基板100接合起来的基础之上利用接合部102将压电元件71的信号输入输出用电极71a和从互连基板100伸出的字母L形的布线材101B、101C接合起来,利用与互连基板100一体化的多个布线材101分别与多个压电元件71接合,因此与将各自独立的多个信号线分别连接于压电元件71的情况相比,能够提高压电元件71与互连基板100连接的位置精度。由此,能够确保压电元件71和布线材101间的接合强度并增大压电元件71的排列密度。

[0084] 此外,根据本实施方式2,由于布线材101B、101C分别从互连基板100的彼此相对的面伸出,在从与互连基板100的主面正交的方向观看的俯视图中交替地配置,因此能够扩宽互连基板100内的布线图案之间的间隔。由此,能够抑制布线图案之间的串扰。

[0085] 另外,在上述的实施方式2中,说明了布线材101B、101C在从与互连基板100的主面正交的方向观看的俯视图中交替地排列的方式,但只要分别从互连基板100的彼此相向的面伸出,就可以在上述的俯视图中设为布线材101B相邻等与锯齿排列不同的配置。

[0086] 此外,在上述的实施方式2中,例示出布线材101B、101C从互连基板100的相向的两个面伸出的方式进行了说明,但并不限于此,只要从互不相同的多个面伸出即可。这里所说的互不相同的面是指在基板的表面上将以预定的曲率半径(例如 90°)弯曲的部分作为分界而区分的多个面。例如也可以是,布线材从侧面伸出。在该情况下,布线材101B、101C既可以分别从相向的两个主面中的一个主面和侧面伸出,也可以分别从另一个主面和侧面伸出,也可以分别从两个主面、另一个主面及侧面伸出。

[0087] 在上述的实施方式2中,说明了作为布线材101B、101C形成相同的形状且在弯曲方向上对齐保持于互连基板100的方式,但只要能够与信号输入输出电极71a连接,就不限于此。例如既可以包含曲率半径不同的方式,也可以使弯曲方向不同。以下,在变形例1、2中说明布线材的其他例子。

[0088] (实施方式2的变形例1)

[0089] 图12是说明本发明的实施方式2的变形例1的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。如图12所示,在本变形例1中,布线材104A、104B以其与接合部102接合的弯曲部分互相交叉的方式配置。若像本变形例1这样以布线材104A、104B的弯曲部分互相交叉的方式配置布线材104A、104B,则压电元件71供布线材104A、104B接合的接合部位与上述的实施方式2相比分开,因此布线材104A、104B对压电元件71施加载荷的位置分散,能够抑制由布线材104A、104B对压电元件71施加载荷的集中。此外,通过接合部位分开,从而能够容易地进行布线材104A、104B与各信号输入输出用电极71a间的接合。

[0090] (实施方式2的变形例2)

[0091] 图13是说明本发明的实施方式2的变形例2的超声波振子组件的主要部分的结构局部剖视图。如图13所示,在本变形例2中,布线材105A、105B以其与接合部102接合的端部相互分离的方式配置。若像本变形例2这样以端部相互分离的方式配置布线材105A、105B,则压电元件71供布线材105A、105B接合的接合部位与上述的实施方式2的变形例1相比进一步分离,因此布线材105A、105B对压电元件71施加载荷的位置分散,能够进一步抑制

布线材105A、105B对压电元件71施加的载荷的集中。

[0092] 至此,说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不应仅被上述的实施方式和变形例所限定。本发明并不限于以上说明的实施方式和变形例,可在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内包含各种各样的实施方式。此外,也可以将实施方式的结构和变形例的结构适当地组合起来。

[0093] 此外,在上述的实施方式1、2中,作为射出超声波并且将从外部入射的超声波转换为回波信号的方式举例说明了压电元件,但并不限于此,也可以是利用MEMS (Micro Electro Mechanical Systems:微电子机械系统)制造的元件、例如C-MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers:电容微机械超声换能器)、P-MUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers:压电微机械超声换能器)。

[0094] 此外,作为超声波内窥镜,也可以不应用于光学系统而应用于使振子机械地旋转而扫描的细径的超声波探头。超声波探头通常在插入到胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管而观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0095] 此外,超声波振子既可以是线型振子,也可以是径向振子,也可以是凸面振子。在超声波振子是线型振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子是径向振子、凸面振子的情况下,其扫描区域呈扇形、圆环形状。此外,超声波内窥镜既可以使超声波振子机械地扫描,也可以呈阵列状设置多个元件作为超声波振子,通过电子切换与收发相关的元件、或者对各元件的收发施加延迟来进行电子扫描。

[0096] 此外,作为超声波内窥镜,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0097] 产业上的可利用性

[0098] 像以上那样,本发明的超声波振子组件和超声波内窥镜对于确保压电元件与布线间的接合强度并增大压电元件的排列密度是有用的。

[0099] 附图标记说明

[0100] 1、内窥镜系统;2、超声波内窥镜;3、超声波观测装置;4、内窥镜观察装置;5、显示装置;6、光源装置;7、超声波振子;21、插入部;22、操作部;23、通用线缆;24、连接器;31、超声波线缆;41、视频线缆;61、光纤线缆;71、压电元件;72、第1声阻匹配层;73、第2声阻匹配层;74、声透镜;100、互连基板;101、101A、101B、101C、104A、104B、105A、105B、布线材;102、接合部;103、加强层;211、顶端部;212、弯曲部;213、挠性管部;214、超声波振子组件;215、内窥镜组件;221、弯曲旋钮;222、操作构件;223、处置器具插入口。

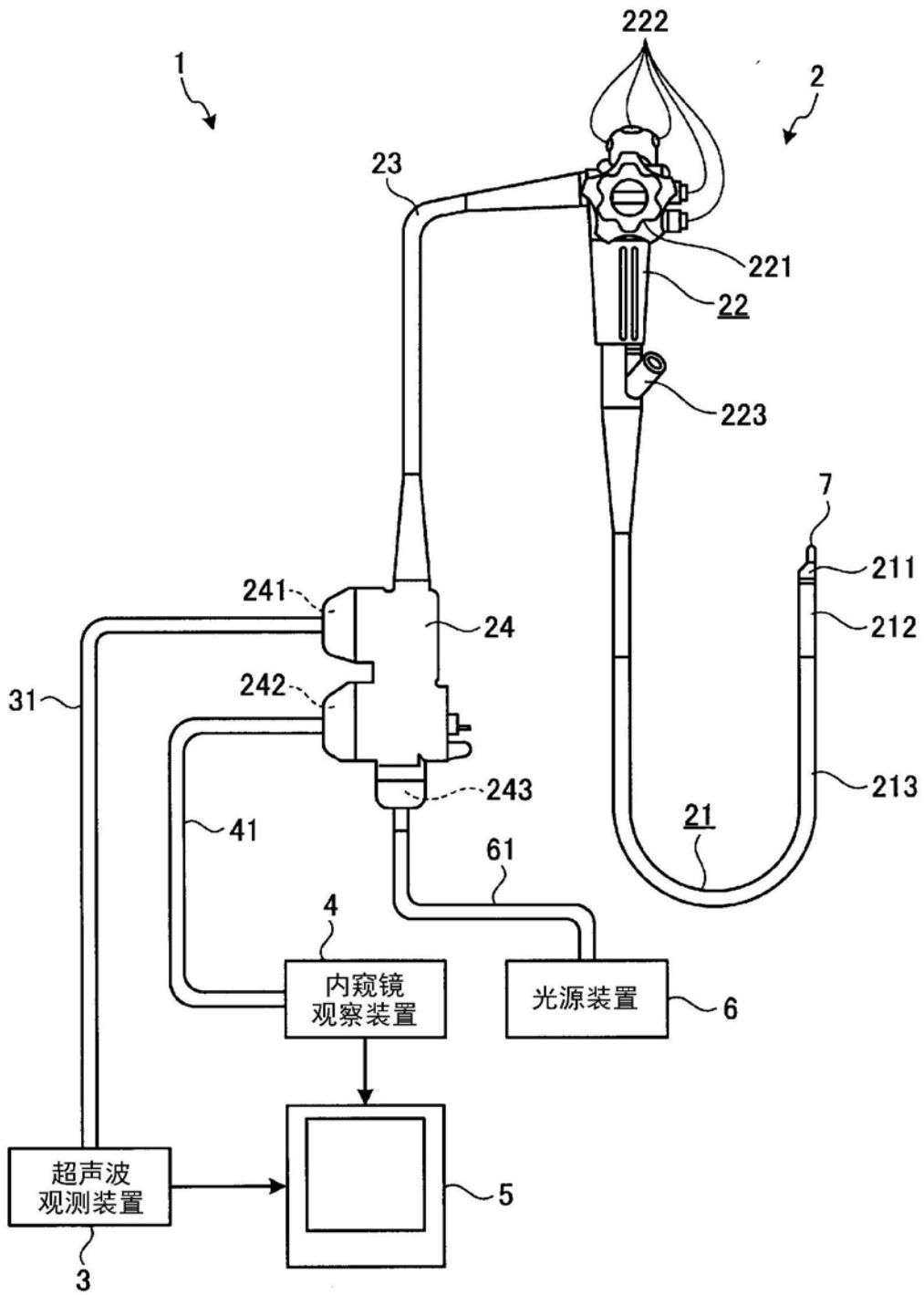


图1

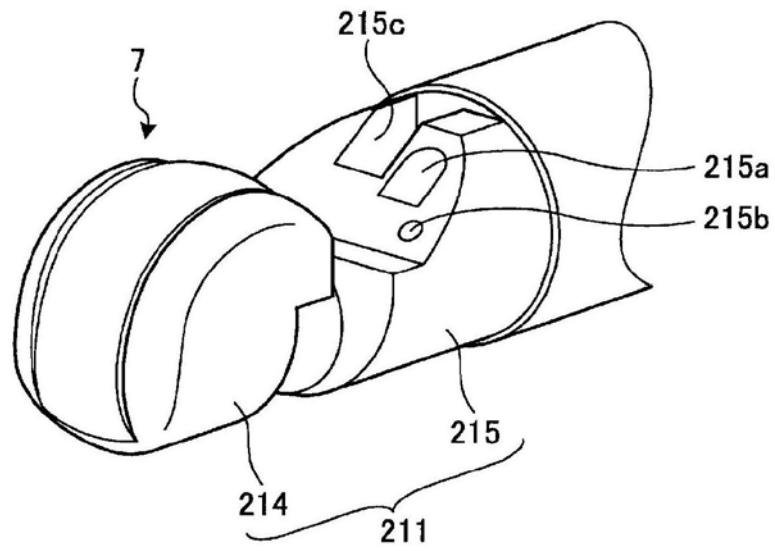


图2

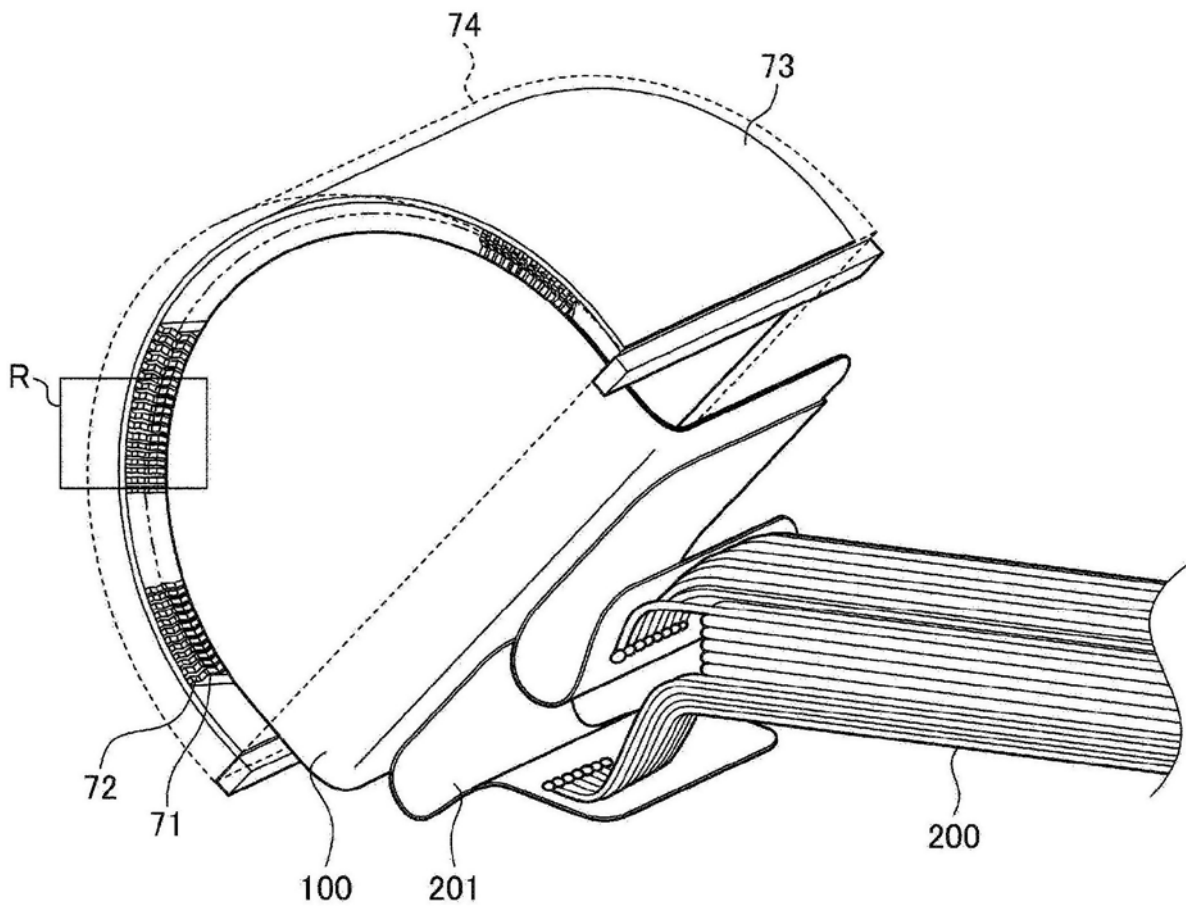


图3

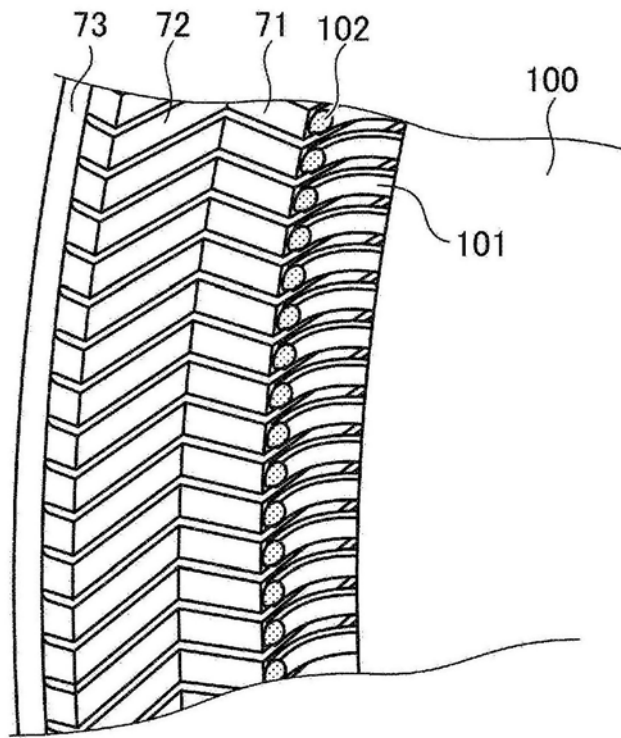


图4

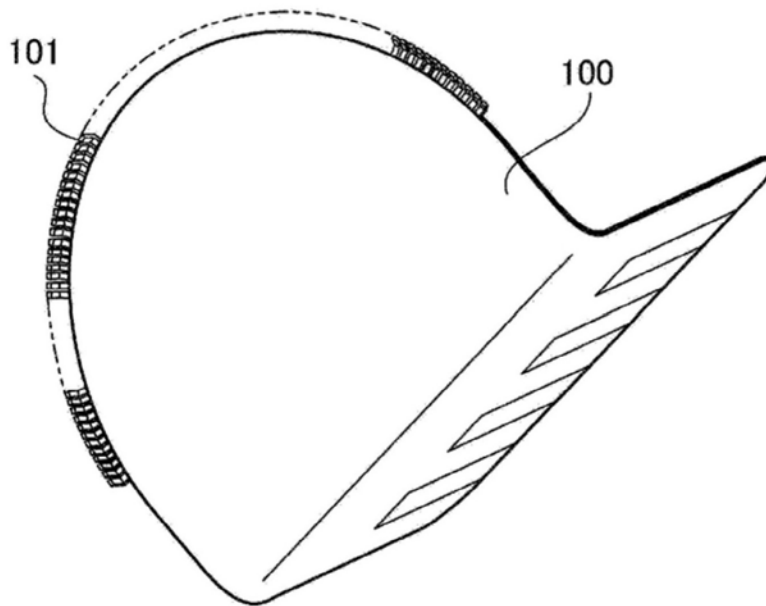


图5

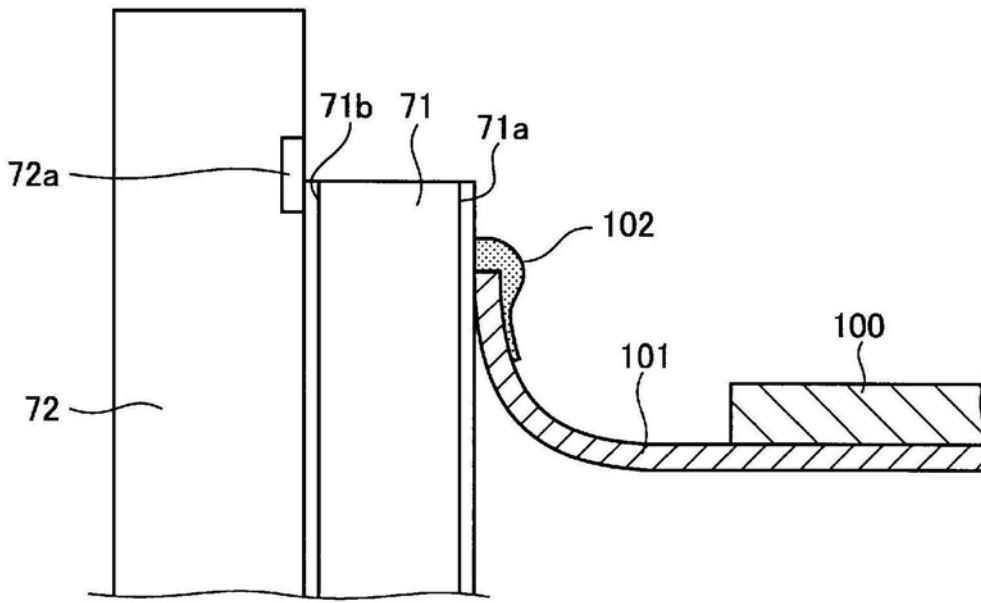


图6

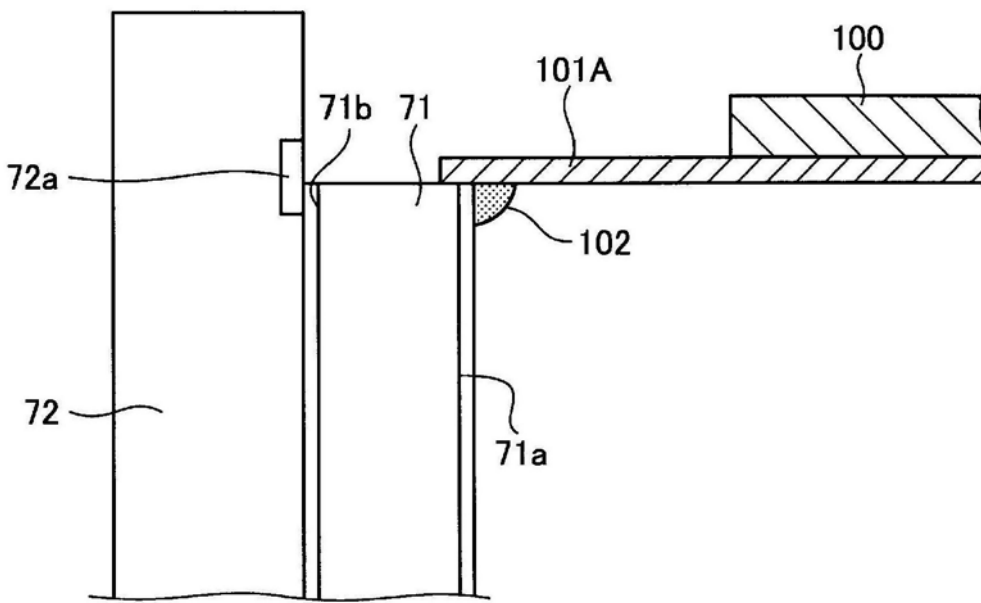


图7

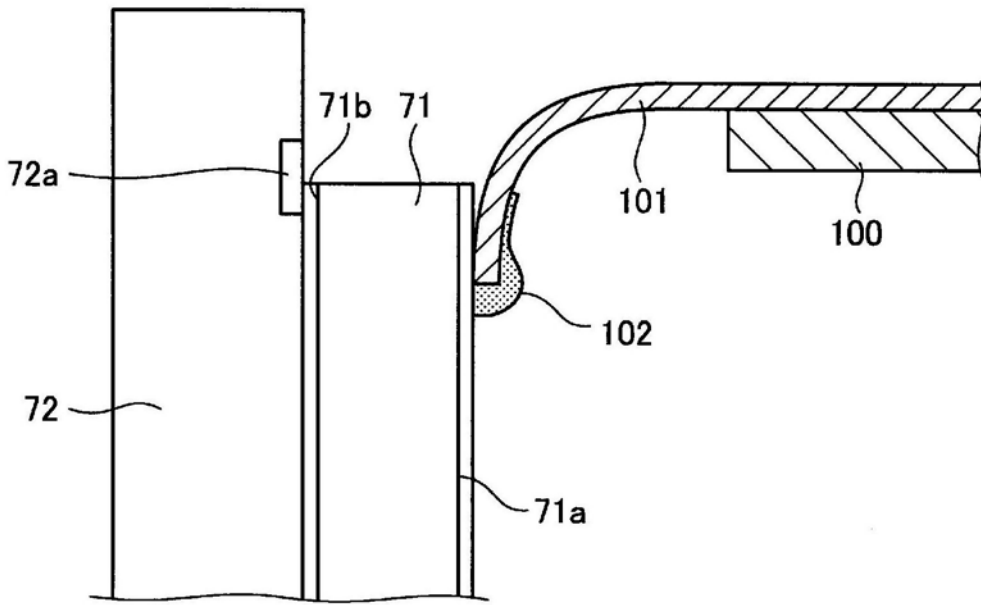


图8

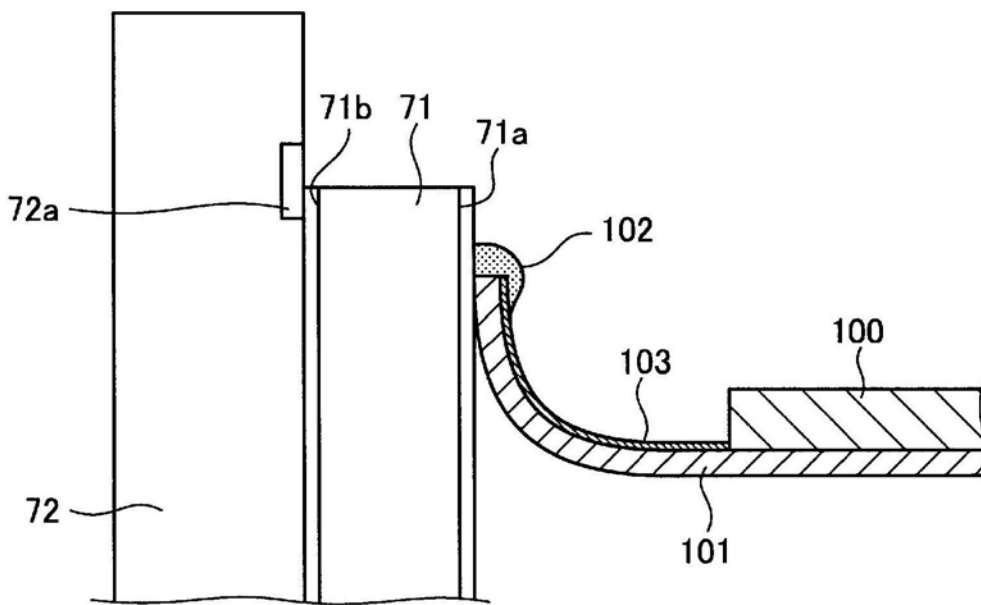


图9

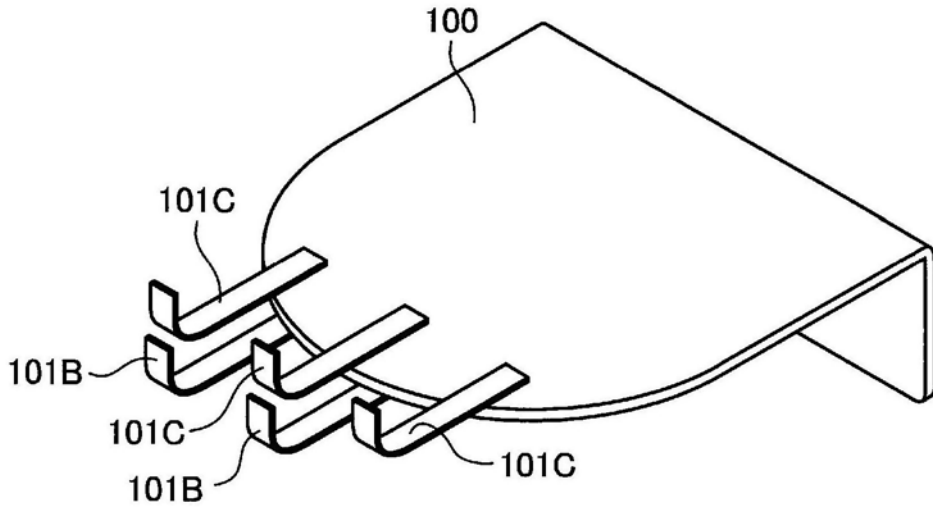


图10

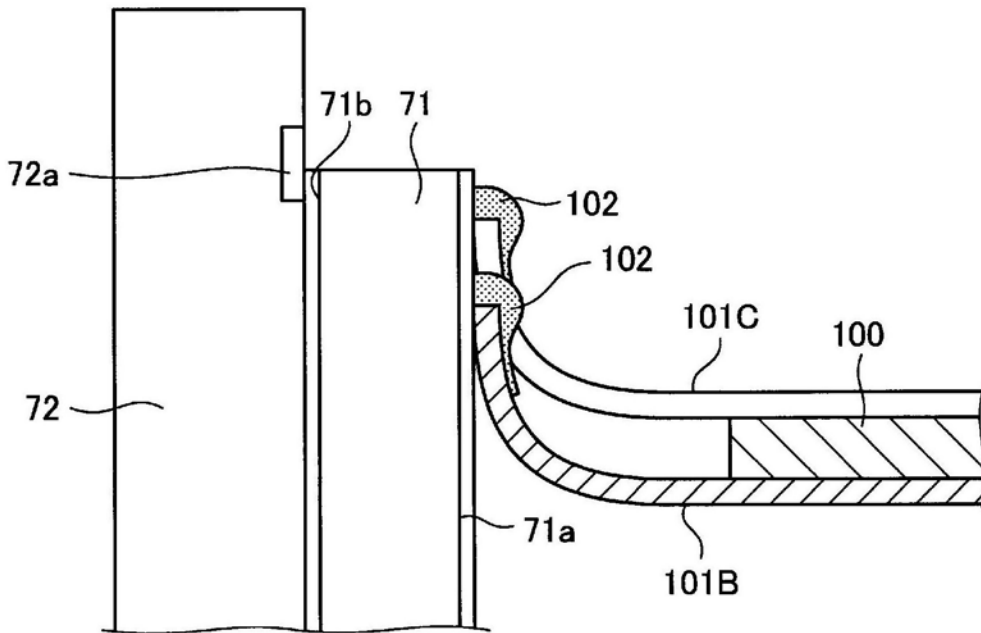


图11

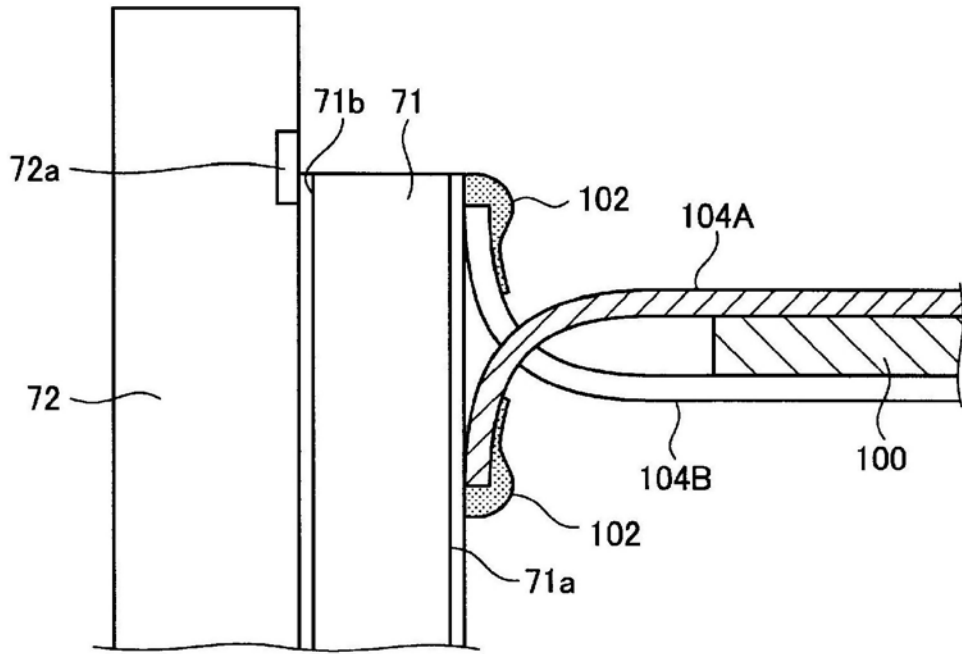


图12

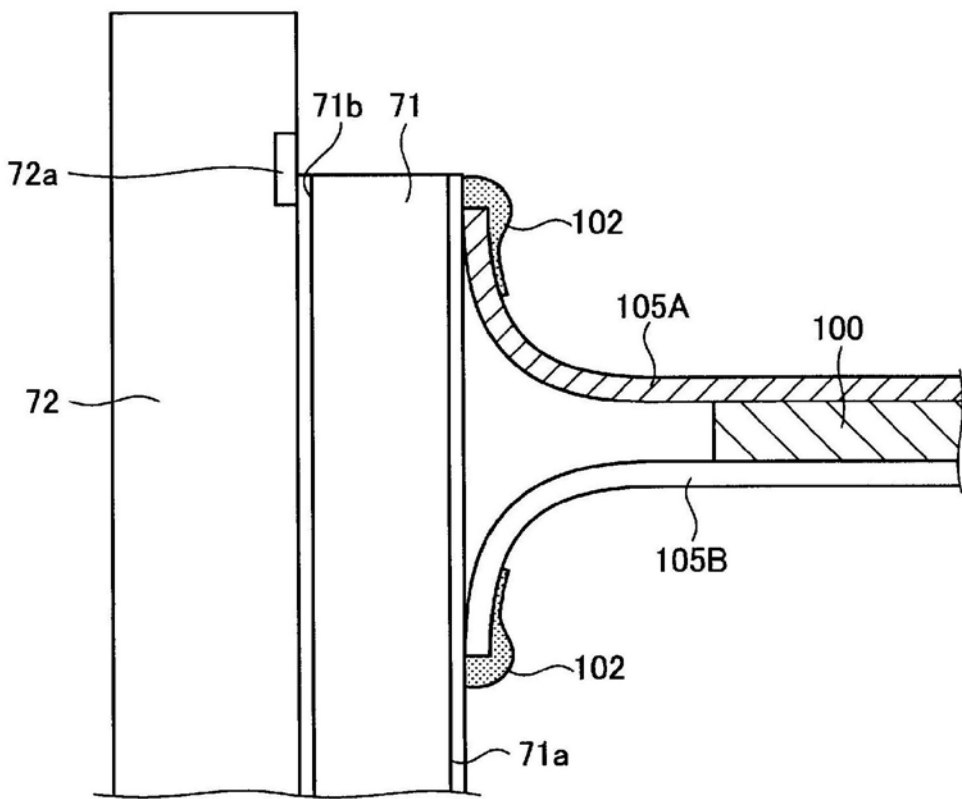


图13

专利名称(译)	超声波振子组件及超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN109475347A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780044600.X	申请日	2017-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	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	畠山智之		
发明人	畠山智之		
IPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2016101628 2016-05-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波振子组件包括：多个压电元件，其排列成沿长度方向对齐；电极，其形成在压电元件的表面；以及基板，其具有从至少一个面伸出且分别与多个压电元件的各电极连接的多个布线材，因此能够确保压电元件与布线间的接合强度并增大压电元件的排列密度。

