



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107079223 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201680003276.2

(22)申请日 2016.04.15

(30)优先权数据

2015-092991 2015.04.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/062085 2016.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/175050 JA 2016.11.03

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 藤村毅直

(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.

H04R 17/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

H04R 19/00(2006.01)

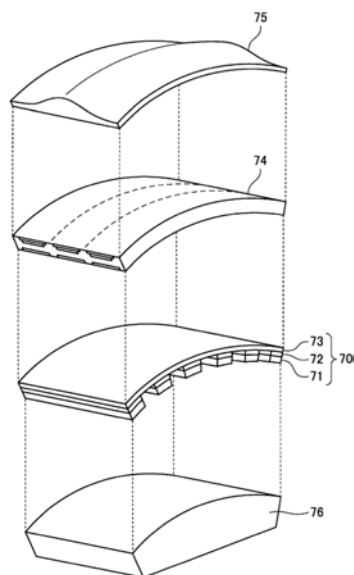
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

超声波振子以及超声波探头

(57)摘要

本发明所涉及的超声波振子具备:多个压电元件,该多个压电元件与电信号的输入相应地射出超声波并且将从外部入射来的超声波转换为电信号;以及掩膜部,其设置于多个压电元件与该超声波振子中的超声波的放射面之间,该掩膜部能够掩蔽在同与超声波的扫描方向平行的平面正交的正视方向上分割为多个区域所得到的分割区域中的任意的分割区域,在已掩蔽的分割区域中,使超声波向与该超声波的传播方向不同的方向反射,在除了已掩蔽的分割区域以外的分割区域中,使超声波在传播方向上通过。



1. 一种超声波振子,其特征在于,具备:

多个压电元件,该多个压电元件与电信号的输入相应地射出超声波并且将从外部入射来的超声波转换为电信号;以及

掩膜部,其设置于所述多个压电元件与该超声波振子中的所述超声波的放射面之间,该掩膜部能够掩蔽在同与所述超声波的扫描方向平行的平面正交的正视方向上分割为多个区域所得到的分割区域中的任意的分割区域,在已掩蔽的分割区域中,使所述超声波向与该超声波的传播方向不同的方向反射,在除了所述已掩蔽的分割区域以外的分割区域中,使所述超声波在所述传播方向上通过。

2. 根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,
所述多个压电元件一维地排列。

3. 根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,
所述掩膜部具有:

多个驻极体部,该多个驻极体部沿着所述正视方向排列且保持电极化来形成电场;

多个中空部,该多个中空部形成与所述驻极体部的配置相应的带状的中空空间;以及

多个对电极,该多个对电极与所述驻极体部相向地设置且呈带状。

4. 根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,
所述掩膜部通过弯曲自如的呈片状的第一片、与呈片状的第二片叠层而成,
所述第一片具有沿着所述正视方向排列且呈长条状的多个第一电极,
所述第二片具有:

多个突出部,该多个突出部从所述第二片的与所述第一片相向的表面突出;以及

多个第二电极,该多个第二电极与所述第一电极相向地设置且呈长条状,

其中,通过所述第一片和所述突出部形成中空空间。

5. 根据权利要求4所述的超声波振子,其特征在于,
所述掩膜部还具备:

第三片,其具有第三电极,该第三片叠层于所述第二片的与靠所述第一片侧相反的一侧的表面;以及

第四片,其具有第二突出部,该第四片叠层于所述第三片的与靠所述第二片侧相反的一侧的表面,所述第二突出部形成在与形成于所述第二片的突出部偏移的位置处。

6. 根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,
所述掩膜部具有:

多个混合部,该多个混合部是混合了体积通过热会发生膨胀的材料而成的,沿着所述正视方向排列;以及

多个电热线,该多个电热线通过各混合部并通过通电来进行发热。

7. 根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,

所述掩膜部具有多个中空部,该多个中空部沿着所述正视方向排列,能够使能传播超声波的流体流通。

8. 根据权利要求3所述的超声波振子,其特征在于,还具备:

声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及

声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,

其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述掩膜部、所述声透镜的顺序进行叠层而得到所述超声波振子。

9. 根据权利要求4所述的超声波振子,其特征在于,还具备:

声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及

声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,

其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述掩膜部、所述声透镜的顺序进行叠层而得到所述超声波振子。

10. 根据权利要求6所述的超声波振子,其特征在于,还具备:

声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及

声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,

其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述声透镜的顺序进行叠层,所述掩膜部设置于所述声透镜。

11. 根据权利要求7所述的超声波振子,其特征在于,还具备:

声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及

声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,

其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述声透镜的顺序进行叠层,所述掩膜部设置于所述声透镜。

12. 一种超声波探头,其特征在于,

在前端具备根据权利要求1所述的超声波振子。

13. 根据权利要求12所述的超声波探头,其特征在于,

该超声波探头是具备被插入到被检体内的插入部的超声波内窥镜,该插入部在前端具有所述超声波振子。

超声波振子以及超声波探头

技术领域

[0001] 本发明涉及一种向观测对象射出超声波并且接收由观测对象反射回的超声波回波并将该超声波回波转换为回波信号后将其输出的超声波振子以及超声波探头。

背景技术

[0002] 为了观测作为观测对象的生物体组织或材料的特性,有时应用超声波。具体地说,超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射回的超声波回波,超声波观测装置能够通过对接收到的超声波回波实施规定的信号处理来获取关于观测对象的特性的信息。

[0003] 超声波振子具备多个压电元件,该多个压电元件将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向观测对象照射并且将由观测对象反射回的超声波回波转换为以电压变化表现的电回波信号后将其输出。例如,将多个压电元件沿着规定的方向排列,通过以电子的方式对与发送和接收有关的元件进行切换或者对各超声波振子的压电体的发送和接收施加延迟,由此来从观测对象获取超声波回波。将这样沿着规定的一个方向发送超声波来获取由观测对象反射回的超声波回波的超声波振子称为1D阵列的超声波振子。

[0004] 关于超声波振子,除了上述的1D阵列的超声波振子以外,还已知一种将多个压电元件以矩阵状配置并将彼此交叉的两个方向设为扫描方向的2D阵列的超声波振子(例如,参照专利文献1)。2D阵列的超声波振子例如能够获取与1D阵列的超声波振子的扫描方向正交的正视方向的超声波回波。2D阵列的超声波振子能够沿着正视方向获得多个超声波图像(剖面像)。因此,例如在内窥镜的前端部设置超声波振子来观察观测对象内,并且在确认从该内窥镜的前端部突出来的穿刺针的位置时,即使使穿刺针的突出方向相对于扫描方向倾斜,也能够从多个超声波图像中确认穿刺针的倾斜方向。

[0005] 专利文献1:日本特开2008-245705号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,2D阵列的超声波振子能够沿着正视方向获得多个剖面像,另一方面,需要多个压电元件以矩阵状设置并将线缆连接于各个压电元件,因此存在与1D阵列的超声波振子相比线缆个数增加且超声波振子的构造变得复杂化这样的问题。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于,提供一种能够利用简单的结构获得沿着正视方向的多个超声波图像的超声波振子和超声波探头。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题并达成目的,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,具备:多个压电元件,该多个压电元件与电信号的输入相应地射出超声波并且将从外部入射来的超声波转换为电信号;以及掩膜部,其设置于所述多个压电元件与该超声波振子中的所述超声波的放射面之间,该掩膜部能够掩蔽在同与所述超声波的扫描方向平行的平面正交的正

视方向上分割为多个区域所得到的分割区域中的任意的分割区域,在已掩蔽的分割区域中,使所述超声波向与该超声波的传播方向不同的方向反射,在除了所述已掩蔽的分割区域以外的分割区域中,使所述超声波在所述传播方向上通过。

[0011] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述多个压电元件一维地排列。

[0012] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述掩膜部具有:多个驻极体部,该多个驻极体部沿着所述正视方向排列且保持电极化来形成电场;多个中空部,该多个中空部形成与所述驻极体部的配置相应的带状的中空空间;以及多个对电极,该多个对电极与所述驻极体部相向地设置且呈带状。

[0013] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述掩膜部通过弯曲自如的呈片状的第一片、与呈片状的第二片叠层而成,所述第一片具有沿着所述正视方向排列且呈长条状的多个第一电极,所述第二片具有:多个突出部,该多个突出部从所述第二片的与所述第一片相向的表面突出;以及多个第二电极,该多个第二电极与所述第一电极相向地设置且呈长条状,其中,通过所述第一片和所述突出部形成中空空间。

[0014] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述掩膜部还具备:第三片,其具有第三电极,该第三片叠层于所述第二片的与靠所述第一片侧相反的一侧的表面;以及第四片,其具有第二突出部,该第四片叠层于所述第三片的与靠所述第二片侧相反的一侧的表面,所述第二突出部形成在与形成于所述第二片的突出部偏移的位置处。

[0015] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述掩膜部具有:多个混合部,该多个混合部是混合了体积通过热会发生膨胀的材料而成的,沿着所述正视方向排列;以及多个电热线,该多个电热线通过各混合部并通过通电来进行发热。

[0016] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,所述掩膜部具有多个中空部,该多个中空部沿着所述正视方向排列,能够使能传播超声波的流体流通。

[0017] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,还具备:声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述掩膜部、所述声透镜的顺序进行叠层而得到所述超声波振子。

[0018] 另外,本发明所涉及的超声波振子的特征在于,在上述发明中,还具备:声匹配层,其使所述压电元件与观测对象之间的声阻抗匹配;以及声透镜,其使通过了所述掩膜部的超声波向外部射出,其中,以所述多个压电元件、所述声匹配层、所述声透镜的顺序进行叠层,所述掩膜部设置于所述声透镜。

[0019] 另外,本发明所涉及的超声波探头的特征在于,在前端具备上述的发明所涉及的超声波振子。

[0020] 另外,本发明所涉及的超声波探头的特征在于,在上述发明中,该超声波探头是具备被插入到被检体内的插入部的超声波内窥镜,该插入部在前端具有所述超声波振子。

[0021] 发明的效果

[0022] 通过本发明,起到能够利用简单的结构获得沿着正视方向的多个超声波图像的效果。

附图说明

- [0023] 图1是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的图。
- [0024] 图2是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。
- [0025] 图3是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的结构的立体图。
- [0026] 图4是示意性地示出从图3所示的向视A方向观察到的超声波振子的结构的俯视图。
- [0027] 图5是示意性地示出从图3所示的向视B方向观察到的超声波振子的结构的俯视图。
- [0028] 图6是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的结构的分解立体图。
- [0029] 图7是示出本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。
- [0030] 图8是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0031] 图9是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0032] 图10是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。
- [0033] 图11是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。
- [0034] 图12是示意性地示出通过图11所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。
- [0035] 图13是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。
- [0036] 图14是示意性地示出通过图13所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。
- [0037] 图15是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。
- [0038] 图16是示意性地示出通过图15所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。
- [0039] 图17是说明本发明的实施方式1的变形例所涉及的超声波振子的结构的图。
- [0040] 图18是说明本发明的实施方式1的变形例所涉及的超声波振子的结构的图。
- [0041] 图19是示出本发明的实施方式2所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。
- [0042] 图20是说明本发明的实施方式2所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0043] 图21是说明本发明的实施方式2所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0044] 图22是说明本发明的实施方式2的变形例所涉及的超声波振子的主要部分的结构的图。
- [0045] 图23是示出本发明的实施方式3所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。
- [0046] 图24是说明本发明的实施方式3所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0047] 图25是说明本发明的实施方式3所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。
- [0048] 图26是示出本发明的实施方式4所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。

图。

[0049] 图27是说明本发明的实施方式4所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。

具体实施方式

[0050] 以下,参照附图来说明用于实施本发明的方式(以下称为实施方式)。此外,并不是要利用以下所说明的实施方式来限定本发明。并且,在附图的记载中,对相同的部分标注相同的标记。

[0051] (实施方式1)

[0052] 图1是示意性地示出本发明的实施方式1所涉及的内窥镜系统的图。内窥镜系统1是使用超声波内窥镜来进行人等被检体内的超声波诊断的系统。如图1所示,该内窥镜系统1具备超声波内窥镜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。

[0053] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子,该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)并向被检体照射,并且将由被检体反射回的超声波回波转换为以电压变化表现的电回波信号后输出。关于超声波振子的结构,后面记述。

[0054] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,超声波内窥镜2能够被插入到被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器官(气管、支气管)来对消化管、呼吸器官进行拍摄。另外,能够使用超声波来对这些器官的周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵膈脏器、血管等)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有对在光学摄像时向被检体照射的照明光进行引导的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置6连接。

[0055] 如图1所示,超声波内窥镜2具备插入部21、操作部22、通用线缆23以及连接器24。插入部21是被插入到被检体内的部分。如图1所示,该插入部21具备:超声波振子7,其设置于前端侧;硬性构件211,其与超声波振子7的基端侧连结;弯曲部212,其与硬性构件211的基端侧连结并能够弯曲;以及可挠管部213,其与弯曲部212的基端侧连结并具有可挠性。在此,虽然省略了具体的图示,但是在插入部21的内部形成有处置器具用贯穿路,该处置器具用贯穿路引导用于传播从光源装置6供给的照明光的光导件、用于传播各种信号的多个信号线缆并且用于使它们贯穿处置器具。

[0056] 超声波振子7可以是凸起型振子、线性振子以及径向型振子中的任一个。在本实施方式1中,设超声波内窥镜2为如下结构来进行说明:将多个压电元件阵列状地设置来作为超声波振子7,以电子的方式对与发送和接收有关的压电元件进行切换、或者对各压电元件的发送和接收施加延迟,来使超声波振子7以电子的方式进行扫描,但是也可以使超声波振子7以机械的方式进行扫描。关于超声波振子7的结构,后面记述。

[0057] 图2是示意性地示出本实施方式1所涉及的内窥镜的插入部的前端结构的立体图。如图2所示,在硬性构件211上具有:照明镜头211a,其对照明光进行集光并向外部射出;物镜211b,其形成摄像光学系统的一部分,用于将来自外部的光取入;以及处置器具突出部211c,其与在插入部21内形成的处置器具用贯穿路连通并使处置器具从插入部21的前端突出。

[0058] 操作部22是与插入部21的基端侧连结且接受由医生等进行的各种操作的部分。如

图1所示,该操作部22具备用于对弯曲部212进行弯曲操作的弯曲旋钮221、以及用于进行各种操作的多个操作构件222。另外,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连通,用于使处置器具贯穿于该处置器具用贯穿路。

[0059] 通用线缆23是从操作部22延伸的、用于传播各种信号的多个信号线缆和配设有用于传播从光源装置6供给的照明光的光纤等的线缆。

[0060] 连接器24设置于通用线缆23的前端。而且,连接器24具备第一连接器241~第三连接器部243,该第一连接器241~第三连接器部243分别连接超声波线缆31、视频线缆41以及光纤线缆61。

[0061] 超声波观测装置3经由超声波线缆31(图1)而与超声波内窥镜2电连接,该超声波观测装置3经由超声波线缆31而向超声波内窥镜2输出脉冲信号并且被从超声波内窥镜2输入回波信号。而且,超声波观测装置3对该回波信号实施规定的处理来生成超声波图像。

[0062] 内窥镜观察装置4经由视频线缆41(图1)而与超声波内窥镜2电连接,经由视频线缆41而被从超声波内窥镜2输入图像信号。而且,内窥镜观察装置4对该图像信号实施规定的处理来生成内窥镜图像。

[0063] 显示装置5使用液晶或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等构成,显示由超声波观测装置3生成的超声波图像、由内窥镜观察装置4生成的内窥镜图像等。

[0064] 光源装置6经由光纤线缆61(图1)而与超声波内窥镜2连接,经由光纤线缆61而向超声波内窥镜2供给对被检体内进行照明的照明光。

[0065] 接着,参照图2~图6来说明设置于插入部21的前端的超声波振子7的结构。图3是示意性地示出本实施方式1所涉及的超声波振子的结构的立体图。图4是示意性地示出从图3所示的向视A方向观察到的超声波振子的结构的俯视图。图5是示意性地示出从图3所示的向视B方向观察到的超声波振子的结构的俯视图。图6是示意性地示出本实施方式1所涉及的超声波振子的结构的分解立体图。此外,在图3、图4中,图示出排列六个压电元件71而成的结构,但是图3、图4是为了便于说明而将超声波振子7的结构简单化的图,实际配设的个数不限于此。在本实施方式1中,设超声波振子7是如图2所示那样的凸起型的、多个压电元件71排列成一行得到的一维阵列(1D阵列)的超声波振子来进行说明。换言之,在本实施方式1所涉及的超声波振子7中,多个压电元件71沿着该超声波振子7的形成曲面的外表面配置。

[0066] 超声波振子7形成棱柱状,具有以使长边方向一致的方式排列而成的多个压电元件71、针对压电元件71的分别设置于该超声波振子7的外表面侧的多个第一声匹配层72、设置于第一声匹配层72的同与压电元件71相接的一侧相反的一侧的第二声匹配层73、设置于第二声匹配层73的同与第一声匹配层72相接的一侧相反的一侧的掩膜部74、设置于掩膜部74的同与第二声匹配层73相接的一侧相反的一侧的声透镜75、以及设置于压电元件71的同与第一声匹配层72相接的一侧相反的一侧的支承构件76。此外,在本实施方式1中,形成如下结构:对每个压电元件71设置第一声匹配层72,并且第二声匹配层73、掩膜部74、声透镜75以及支承构件76将多个压电元件71和第一声匹配层72统一覆盖。超声波振子7既可以以压电元件71为输出单位,也可以以多个压电元件71为输出单位。以下,如图2所示,将压电元件71的长边方向称为正视方向De,将压电元件71的排列方向称为扫描方向Ds。另外,压电元件71、第一声匹配层72以及第二声匹配层73构成压电元件单元700。

[0067] 压电元件71将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向被检体照射,并且将由被检体反射回的超声波回波转换为以电压变化表现的电回波信号后输出。在压电元件71中,在靠支承构件76侧的主表面设置有信号输入输出用电极,并且在压电元件71的靠第一声匹配层72侧的主表面设置有接地用的电极。各电极是使用具有导电性的金属材料或树脂材料形成的。

[0068] 压电元件71是使用PZT陶瓷材料、PMN-PT单晶体、PMN-PZT单晶体、PZN-PT单晶体、PIN-PZN-PT单晶体或弛豫类材料形成的。PMN-PT单晶体是铌镁酸铅和钛酸铅的固溶体的简称。PMN-PZT单晶体是铌镁酸铅和锆钛酸铅的固溶体的简称。PZN-PT单晶体是铌酸铅和钛酸铅的固溶体的简称。PIN-PZN-PT单晶体是铌酸铅、铌酸铅以及钛酸铅的固溶体的简称。弛豫类材料是以使压电常数、介电常数增加为目的、将作为弛豫材料的铅基复合钙钛矿添加到锆钛酸铅(PZT)所得到的三组分类压电材料的统称。用 $Pb(B1, B2)O_3$ 表示铅基复合钙钛矿, B1是镁、铌、钽以及铋中的任一个, B2是铌、钽以及钨中的任一个。这些材料具有优良的压电效应。因此,即使小型化也能够使电阻抗的值变低,从与设置于压电元件71的薄膜电极之间的阻抗匹配的观点来看是优选的。

[0069] 第一声匹配层72和第二声匹配层73使压电元件71与观测对象之间的声阻抗进行匹配以使声(超声波)在压电元件71与观测对象之间高效率地透过。第一声匹配层72和第二声匹配层73由互不相同的材料形成。此外,在本实施方式1中,设为具有两个声匹配层(第一声匹配层72和第二声匹配层73)来进行说明,但是根据压电元件71与观测对象的特性,既可以设为一层,也可以设为三层以上。另外,关于声匹配层,如果已经取得了与观测对象之间的声阻抗的匹配,则也可以是不具有该声匹配层的超声波振子。

[0070] 掩膜部74通过将压电元件71的正视方向De的一部分掩蔽来限制超声波振子7中的正视方向De的超声波的通过。换言之,掩膜部74能够掩蔽在正视方向De上分割为多个区域所得到的分割区域中的任意分割区域,在已掩蔽的分割区域中,使超声波向与该超声波的传播方向不同的方向反射,在除了已被掩蔽的分割区域以外的分割区域中,使超声波在传播方向上通过。

[0071] 图7是示出本实施方式1所涉及的超声波振子的主要部分的结构示意图,是对掩膜部74的结构进行说明的图。掩膜部74具备使用能够使超声波通过的材料形成的片状的主体部740,掩膜部74设置在第二声匹配层73与声透镜75之间。主体部740具有:三个驻极体部741,该三个驻极体部741设置于一个表面并呈长条状,保持电极化来形成电场;三个中空部742,该三个中空部742形成与驻极体部741的配置相应的带状的中空空间,三个对电极743,该三个对电极743在另一个表面与驻极体部741相向地设置且呈带状。设为在中空部742中填充有气体(空气)来进行说明。

[0072] 驻极体部741使用特氟龙(注册商标)等氟树脂、聚对苯二甲酸乙二醇酯(Poly Ethylene Terephthalate:PET)形成并呈长条状、通过保持电极化来形成电场的驻极体(electret)来实现。在本实施方式1中,设为靠中空部742侧(靠对电极743侧)带正电来进行说明。

[0073] 对电极743在未图示的控制部的控制下在被施加电荷与不被施加电荷之间进行切换。对电极743例如当被施加电荷时带负电。对电极743是使用至少能够使超声波通过的材料形成的。

[0074] 当向三个对电极743中的任一个对电极743施加电荷时,掩膜部74能够通过使超声波的行进方向上所存在的中空空间消失来使超声波通过。具体地说,在由驻极体部741、中空部742以及对电极743构成的三个掩膜构造在超声波振子7中沿着正视方向De排列的情况下,掩膜部74沿着正视方向De将进行掩蔽的区域分割为三个区域(分割区域E1~E3)。因此,超声波振子7使正视方向De的一部分的区域被掩蔽的超声波射出。在三个分割区域E1~E3中,当向任一分割区域的对电极743施加电荷时,驻极体部741进入中空部742内而与底面接触,超声波能够在与该对电极743相应的分割区域中通过。例如,当对分割区域E1的对电极743施加电荷时,只从分割区域E1射出超声波。

[0075] 在此,参照图8、图9来对超声波振子7中的利用掩膜部74进行的掩膜处理进行说明。图8是说明本实施方式1所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图,是示出没有向对电极743施加电荷的状态的图。图9是说明本实施方式1所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图,是示出向对电极743施加电荷的状态的图。

[0076] 如图8所示,在没有向对电极743施加电荷的情况下,气体通过中空部742夹在驻极体部741与对电极743之间,因此掩膜部74切断超声波的通过(图8的虚线箭头)。此时,超声波由于中空部742(气体)而朝向与超声波的传播方向不同的方向反射。

[0077] 如图9所示,在向对电极743施加电荷的情况下,驻极体部741被向带负电的对电极743侧吸引而进入中空部742的内部并与中空部742的底部接触,因此掩膜部74使超声波通过(图9的虚线箭头)。

[0078] 这样,通过向对电极743的电荷的施加来通过掩膜部74控制超声波的通过。如果控制向分割区域E1~E3的电荷的施加,则能够使超声波从期望的区域射出。另外,相反地,通过电荷的施加,还能够控制超声波回波的接收区域。

[0079] 返回图3~图6,声透镜75是使用硅、聚甲基戊烯、环氧树脂、聚醚酰亚胺等形成的,声透镜75的一个面呈凸状或凹状而具有集中超声波的功能,使通过了掩膜部74的超声波向外部射出或者将来自外部的超声波回波取入。声透镜75也同样,能够任意设置,也可以是不具有该声透镜75的结构。

[0080] 支承构件76使由于压电元件71的动作而产生的不需要的超声波振动衰减。支承构件76是使用分散有衰减率大的材料例如氧化铝、氧化锆等填料的环氧树脂、分散有上述的填料的橡胶来形成的。

[0081] 关于具有以上结构的超声波振子7,压电元件71通过脉冲信号的输入而发生振动,由此经由第一声匹配层72、第二声匹配层73、掩膜部74以及声透镜75而向观测对象照射超声波。此时,在压电元件71的与配设有第一声匹配层72、第二声匹配层73、掩膜部74以及声透镜75的一侧相反的一侧,压电元件71的振动通过支承构件76发生衰减而使得压电元件71的振动不会被传递。另外,从观测对象反射回的超声波经由声透镜75、掩膜部74、第二声匹配层73以及第一声匹配层72而向压电元件71传递。压电元件71通过传递来的超声波而发生振动,压电元件71将该振动转换为电回波信号,将该电回波信号作为回波信号,经由未图示的配线而向超声波观测装置3输出。

[0082] 接着,对使用上述的超声波振子7来检测穿刺针的突出方向的方法进行说明。图10是示意性地示出本实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。在使用作为处置器具的穿刺针100时,将穿刺针100从处置器具插入口223(参照图1)插入到插入

部21,使穿刺针100的前端从处置器具突出口211c突出。由此,穿刺针100的前端位于超声波振子7的扫描区域内,能够一边通过超声波图像来确认穿刺针100是否突出一边使穿刺针100向关心部位穿刺。

[0083] 然而,超声波图像是与扫描方向Ds平行的剖面像,无法把握正视方向De上的穿刺针100的位置。虽然能够通过超声波图像来确认穿刺针100在扫描方向Ds上的突出位置,但是无法确认穿刺针100在正视方向De上的弯曲。

[0084] 以下,对本实施方式1所涉及的检测穿刺针100在超声波振子7中的正视方向上的位置的检测方法进行说明。图11是说明本实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。在图11中,向分割区域E1中的对电极743施加电荷,利用通过了该分割区域E1的超声波来进行扫描区域R1中的扫描。在图11中,没有向分割区域E2、E3的对电极743施加电荷,因此超声波被各中空部742反射而不会到达声透镜75。在该情况下,在正视方向De的中央部进行超声波扫描。因此,如图11所示,在穿刺针100的长边方向相对于与扫描方向Ds平行的平面弯曲的情况下,穿刺针100的前端脱离扫描区域R1。

[0085] 图12是示意性地示出通过图11所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。图12所示的超声波图像W1是通过图11所示的超声波扫描得到的图像,如上所述,是示出穿刺针100的前端侧脱离了扫描区域R1的情况的图像。如图12所示,在穿刺针100的前端脱离了扫描区域R1的情况下,在超声波图像W1中存在扫描区域R1内所存在的穿刺针100的像(针像200)。

[0086] 图13是说明本实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。此外,设为穿刺针100相对于超声波振子7的弯曲方式与图11相同来进行说明。在图13中,向分割区域E2中的对电极743施加电荷,利用通过了该分割区域E2的超声波来进行扫描区域R2中的扫描。在图13中,没有向分割区域E1、E3的对电极743施加电荷,因此超声波被各中空部742反射而不会到达声透镜75。在该情况下,在正视方向De的一端部进行超声波扫描。因此,如图13所示,在穿刺针100的长边方向相对于与扫描方向Ds平行的平面弯曲的情况下,只有穿刺针100的前端位于扫描区域R2内。

[0087] 图14是示意性地示出通过图13所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。图14所示的超声波图像W2是通过图13所示的超声波扫描得到的图像,如上所述,是示出只有穿刺针100的前端位于扫描区域R2内情况的图像。如图14所示,在只有穿刺针100的前端位于扫描区域R2内的情况下,在超声波图像W2中存在扫描区域R2内所存在的穿刺针100的像(针像201)。

[0088] 图15是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波振子的扫描范围与穿刺针之间的位置关系的图。此外,设为穿刺针100相对于超声波振子7的弯曲方式与图11相同来进行说明。在图15中,向分割区域E3中的对电极743施加电荷,利用通过了该分割区域E3的超声波来进行扫描区域R3中的扫描。在图15中,没有向分割区域E1、E2的对电极743施加电荷,因此超声波被各中空部742反射而不会到达声透镜75。在该情况下,在正视方向De的另一个端部进行超声波扫描。因此,如图15所示,在穿刺针100的长边方向相对于与扫描方向Ds平行的平面弯曲的情况下,穿刺针100位于扫描区域R3的外部。

[0089] 图16是示意性地示出通过图15所示的超声波振子的扫描得到的超声波图像的图。图16所示的超声波图像W3是通过图15所示的超声波扫描得到的图像,如上所述,是示出穿

刺针100位于扫描区域R3的外部的情况的图像。在穿刺针100位于扫描区域R3的外部的情况下,如图16所示,在超声波图像W3中,作为扫描区域R3的像,不存在穿刺针100的像。

[0090] 如上所述,通过调整向分割区域E1~E3的对电极743的电荷的施加,能够获得与分割区域E1~E3对应的扫描区域R1~R3的超声波图像。扫描区域R1~R3的各超声波图像是与在正视方向De上进行分割所得到的区域对应的图像。因此,如上所述,即使在穿刺针100相对于与扫描方向Ds平行的平面弯曲的情况下,也能够通过确认扫描区域R1~R3的各超声波图像来检测穿刺针100的突出方向。通过准确地检测穿刺针100的突出方向,能够更加可靠地进行向关心部位的穿刺。此外,也可以,任意选择两个分割区域,获取在正视方向De上进行分割而得到的两个扫描区域的超声波图像来进行穿刺针的检测等。

[0091] 与此相对,利用以往的1D阵列的超声波振子会得到包含全部扫描区域R1~R3的超声波图像,因此在穿刺针100的突出方向相对于与扫描方向Ds平行的平面弯曲的情况下难以判断穿刺针100的弯曲方向。

[0092] 根据以上所说明的本实施方式1,在超声波振子7中,在第二声匹配层73与声透镜75之间设置有掩膜部74,该掩膜部74能够通过电荷的施加来选择性地控制超声波能否通过在正视方向De上进行分割而得到的区域,因此能够利用简单的结构获得沿着正视方向De的多个超声波图像。根据本实施方式1,与2D阵列的超声波振子相比,能够抑制配线个数的增加并能够获取正视方向的超声波图像。抑制配线个数,因此与2D阵列的超声波振子相比能够小型化。

[0093] 另外,在上述的实施方式1中,如果在只对正视方向De的中央部(扫描区域R1)进行扫描的情况下将对超声波振子7施加的频率(脉冲信号的脉冲间隔)设为高频且在对正视方向De的整体(扫描区域R1~R3)进行扫描的情况下将对超声波振子7施加的频率设为低频,则能够提高近点的分割能力并且能够获取连远点的像都描绘出来的超声波图像。

[0094] 另外,根据上述的实施方式1,驻极体部741使用特氟龙(注册商标)等氟树脂、聚对苯二甲酸乙二醇酯形成,因此能够比较低廉地制造驻极体部741,并且驻极体部741弯曲自如,因此例如即使如凸起型的超声波振子那样需要沿着曲面配设驻极体部741的情况下,也能够使驻极体部741变形为沿着该曲面的形状来制作掩膜部74。

[0095] 此外,通过上述的实施方式1,以1D阵列为例进行了说明,但是即使在与超声波振子的扫描方向(1D阵列上的压电元件的排列方向)大致正交的方向(正视方向)上排列多个压电元件(振荡部)的1.25D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列等,也能够进行应用。此外,在本实施方式1中,将在正视方向De上分割且获取扫描方向Ds上的一个超声波图像这样的1.25D、1.5D以及1.75D包括在一维地排列多个压电元件的结构之内。

[0096] (实施方式1的变形例)

[0097] 图17是说明本发明的实施方式1的变形例所涉及的超声波振子的结构的图,是示出没有向对电极743施加电荷的状态的图。在本变形例中,在上述的实施方式1所涉及的中空部742上设置有多个凸部742a。如图17所示,在本变形例所涉及的掩膜部74的中空部742上设置有凸部742a,该凸部742a向同与驻极体部741相向的底面大致正交的方向突出。凸部742a相对于底面进退自如地设置,在最突出的状态下与驻极体部741的表面抵接。在没有向对电极743施加电荷的情况下,驻极体部741成为被凸部742a支持的状态。

[0098] 图18是说明本发明的实施方式1的变形例所涉及的超声波振子的结构的图,是示

出向对电极743施加电荷的状态的图。在向对电极743施加电荷的情况下,如图18所示,驻极体部741被向带负电的对电极743侧吸引而进入中空部742的内部并与中空部742的底部接触,因此掩膜部74使超声波通过。此时,凸部742a埋没于底面而从该底面退避,因此不妨碍中空部742的底面与驻极体部741之间的接触。

[0099] 根据本变形例,设为在中空部742中设置凸部742a,因此在没有向对电极743施加电荷的状态下,能够通过凸部742a支持驻极体部741来使得驻极体部741与中空部742之间的中空空间的形成更加可靠。驻极体部741需要某种程度的弯曲性,但是通过设置凸部742a,即使在驻极体部741由于自重而向中空部742侧弯曲的情况下也能够利用凸部742a来抑制驻极体部741与中空部742的底面之间的接触,并且能够通过中空部742更加可靠地进行超声波的切断。

[0100] (实施方式2)

[0101] 图19是示出本发明的实施方式2所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。在上述的实施方式1中,作为掩膜部74,使用驻极体来进行了说明,但是在本实施方式2中,作为掩膜部77,使用静电电容型超声波转换器(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer:C-MUT)。

[0102] 掩膜部77使用能够使超声波通过的材料形成并呈片状,设置在第二声匹配层73与声透镜75之间。掩膜部77是由弯曲自如的呈片状的第一片771与呈片状的第二片772叠层而成。第一片771和第二片772例如使用硅膜等形成。第一片771具有呈长条状的三个第一电极771a。另一方面,第二片772具有从与第一片771相向的表面772a突出的多个突出部772b(参照图20)以及与第一电极771a相向地设置且呈长条状的三个第二电极772c。在掩膜部77中形成通过第一片771被突出部772b支持而形成带状的中空空间的多个中空部773。设为在中空部773中填充有气体(空气)来进行说明。

[0103] 具有以上结构的掩膜部77形成在两层电极之间具有空洞(中空空间)的静电电容型超声波转换器(C-MUT)的结构。换言之,掩膜部77在三对第一电极771a和第二电极772c之间分别形成有一个或多个中空部773。在掩膜部77中,通过未图示的电路来将第一电极771a和第二电极772c分别连接,当在该第一电极771a和第二电极772c之间施加直流电压时,在第一电极771a与第二电极772c之间作用静电电力,第一片771(第一电极771a)被向第二片772(第二电极772c)侧吸引。

[0104] 通过向三对第一电极771a和第二电极772c中的任一对施加直流电压来将超声波的行进方向上所存在的中空空间掩埋而使之成为弯折状态,由此掩膜部77能够使超声波通过。具体地说,在由第一电极771a、第二电极772c以及中空部773构成的三个掩膜构造在超声波振子7中沿着正视方向De排列的情况下,掩膜部77沿着正视方向De将进行掩蔽的区域分割成三个区域(分割区域E11~E13)。在三个分割区域E11~E13中,当向任一分割区域的第一电极771a与第二电极772c之间施加直流电压时,第一片771以将中空部773掩埋的方式与第二片772的表面772a接触而能够使超声波在该分割区域中通过。例如,当向分割区域E11的第一电极771a与第二电极772c之间施加直流电压时,只从分割区域E11射出超声波。

[0105] 在此,参照图20、图21来对由超声波振子7中的掩膜部77进行的掩膜处理进行说明。图20是说明本实施方式2所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图,是示出在第一电极771a与第二电极772c之间没有施加直流电压的状态的图。图21是说明本实施方式2所涉

及的超声波在超声波振子中的传播的图,是示出在第一电极771a与第二电极772c之间施加有直流电压的状态的图。图20、图21是将图19所示的区域Q放大得到的图。

[0106] 如图20所示,在第一电极771a与第二电极772c之间没有施加直流电压的情况下,掩膜部77利用中空部773来在第一片771与第二片772之间切断超声波的通过(图20的虚线向视)。

[0107] 如图21所示,在第一电极771a与第二电极772c之间施加有直流电压的情况下,在第一电极771a与第二电极772c之间作用静电电力而第一片771进入中空部773的内部并与第二片772的表面772a接触,因此掩膜部77使超声波通过(图21的虚线向视)。

[0108] 这样,通过向第一电极771a与第二电极772c之间的直流电压的施加来通过掩膜部77控制超声波的通过。如果控制向分割区域E11~E13的直流电压的施加,则能够使超声波从期望的区域射出。另外,相反地,通过电荷的施加,也能够控制超声波回波的接收区域。

[0109] 根据以上所说明的本实施方式2,在超声波振子7中,在第二声匹配层73和声透镜75之间设置有能够通过电荷的施加来选择性地控制超声波能否在对正视方向De上进行分割而得到的区域中通过的掩膜部77,因此与上述的实施方式1同样地能够利用简单的结构获得沿着正视方向De的多个超声波图像。

[0110] 另外,通过本实施方式2,设为在掩膜部77中使用两层电极之间具有空洞的静电电容型超声波转换器(C-MUT)的结构,因此能够高速地对超声波的通过或通过的切断进行控制。

[0111] (实施方式2的变形例)

[0112] 图22是说明本发明的实施方式2的变形例所涉及的超声波振子的主要部分的结构图,是示出电极之间没有施加直流电压的状态的图。在上述的实施方式2中,有时即使是在第一电极771a和第二电极772c之间没有施加直流电压的状态下,也处于第一片771与突出部772b接触的状态,因此导致超声波经由该突出部772b而通过。在本变形例中,对上述的第一片771和第二片772叠层第三片774和第四片775,防止超声波经由突出部772b而通过。

[0113] 具体地说,如图22所示,以第一片771、第二片772、第三片774、第四片775的顺序进行叠层。第三片774和第四片775例如是使用硅膜等形成的。第三片774具有呈长条状的三个第三电极774a。另一方面,第四片775具有从与第三片774相向的表面775a突出的多个突出部775b、以及与第三电极774a相向地设置并呈长条状的三个第四电极775c。在本变形例所涉及的掩膜部中,形成多个中空部776,该中空部776是通过第三片774被突出部775b支持而形成的带状的中空空间。

[0114] 在本变形例中,在将第一片771、第二片772、第三片774、第四片775进行叠层时,突出部775b设置于在超声波的传播方向上不与突出部772b重叠的位置处。换言之,在从与超声波的传播方向正交的方向观察时,突出部772b、775b互不相同地配置。由此,例如,如图22所示,在超声波从第四片775入射的情况下,通过了突出部775b的超声波的向掩膜部77外的通过被中空部773切断,且超声波的通过被中空部776切断,因此超声波不会到达突出部772b。另外,通过向各电极间分别施加直流电压,能够使超声波通过到掩膜部77的外部。

[0115] (实施方式3)

[0116] 图23是示出本发明的实施方式3所涉及的超声波振子的主要部分的结构示意图。图24、图25是说明本发明的实施方式3所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。在

本实施方式3中,通过使发泡体夹杂在超声波的传播路径上来切断超声波的通过。在本实施方式3中,设为对声透镜78设置掩膜部来进行说明。

[0117] 声透镜78是使用硅、聚甲基戊烯、环氧树脂、聚醚酰亚胺等形成的,声透镜78包括一个面呈凸状或凹状而具有集中超声波的功能的镜头主体781。在镜头主体781设置有混合了体积通过热会发生膨胀的材料F而成的三个混合部782。在镜头主体781中,对每个混合部782设置贯通混合部782且与未图示的电路连接的电热线783。材料F可逆地发生反应,通过加热而发生膨胀,当加热停止时收缩。在本实施方式3中,掩膜部包括电热线783和包含材料F的混合部782。本实施方式3所涉及的掩膜部设置在压电元件71与超声波的放射面(声透镜78的表面)之间。

[0118] 如图24所示,在没有向电热线783施加交流电压的情况下,利用具有以上结构的声透镜78来使超声波从材料F中通过。另一方面,当向电热线783施加交流电压(通电)时进行发热,将产生的热传向材料F。如图25所示,当将热传向材料F时,材料F发生膨胀来切断超声波的通过。具体地说,在将与包含材料F的混合部782相应的掩膜构造在超声波振子7中沿着正视方向De排列的情况下,声透镜78(掩膜部)沿着正视方向De将进行掩蔽的区域分割为三个区域(分割区域E21~E23)。在三个分割区域E21~E23中,当向任一分割区域E21~E23的电热线783施加交流电压时,该区域的混合部782的内部产生气泡,超声波的通过被切断。例如,当向与分割区域E22、23相应的电热线783施加交流电压时,只从分割区域E21射出超声波。此外,优选为,在各混合部782间通过隔热件等来防止向相邻的混合部782传递热。

[0119] 根据以上所说明的本实施方式3,在超声波振子7中,在声透镜78的内部设置三个混合部782,各混合部782收容有通过热会发生膨胀的材料F,利用通过各混合部782的电热线783来控制对材料F的加热,由此能够选择从分割区域E21~E23射出的超声波,因此与上述的实施方式1同样地能够利用简单的结构获得沿着正视方向De的多个超声波图像。

[0120] 另外,通过本实施方式3,在声透镜78的规定的区域构成为,混合通过热会发生膨胀的材料F且只设置电热线783,因此不需要上述的中空部742等的形成等,能够简单地制作出来。

[0121] (实施方式4)

[0122] 图26是示出本发明的实施方式4所涉及的超声波振子的主要部分的结构的示意图。图27是说明本发明的实施方式4所涉及的超声波在超声波振子中的传播的图。根据本实施方式4,设为具有以下的声透镜79的构造,该声透镜79通过在超声波的传播路径上设置供流体通过的空间来使超声波的通过与切断可逆地进行。

[0123] 声透镜79是使用硅、聚甲基戊烯、环氧树脂、聚醚酰亚胺等形成的,声透镜79包括一个面呈凸状或凹状而具有集中超声波的功能的镜头主体791。对镜头主体791设置有形成互相平行地延伸的带状的中空空间的三个中空部792。在中空部792中,经由泵和电磁阀793而例如能够使水等能够传播超声波的流体流通。在本实施方式4中,由中空部792和贯穿中空部792的流体构成掩膜部。本实施方式4所涉及的掩膜部设置在压电元件71与超声波的放射面(声透镜79的表面)之间。

[0124] 如图27所示,在具有以上结构的声透镜79中,在中空部792中没有流体流通的情况下,切断超声波的通过。另一方面,当使流体在中空部792中流通时,超声波从流体中通过后从声透镜79向外部射出。具体地说,当将与中空部792相应的掩膜构造在超声波振子7中沿

着正视方向De排列的情况下,在声透镜79(掩膜部)中沿着正视方向De将进行掩蔽的区域分割为三个区域(分割区域E31~E33)。在三个分割区域E31~E33中,当使流体在任一分割区域的中空部792中流通时,在该区域的中空部792中流通的流体使超声波通过。例如,当使流体只在与分割区域E31相应的中空部792中流通时,只从分割区域E31射出超声波。

[0125] 根据以上所说明的本实施方式4,在超声波振子7中,声透镜79的内部设置有能够供水等能够传播超声波的流体流通的三个中空部792,能够通过控制在中空部792中流通的流体来选择从分割区域E31~E33的射出的超声波,因此与上述的实施方式1同样地能够利用简单的结构获得沿着正视方向De的多个超声波图像。

[0126] 另外,根据本实施方式4,使流体在声透镜79的内部流通,因此例如通过该流体将在超声波振子7、特别是声透镜79中产生的热吸收来起到抑制从声透镜79放热的效果。

[0127] 此外,在上述的实施方式3、4中,设为在掩膜部设置声透镜来进行了说明,但是也可以如实施方式1、2那样,将上述的掩膜部设置于与声透镜不同的片,例如配置在第二声匹配层与声透镜之间。

[0128] 目前为止,对用于实施本发明的方式进行了说明,但是不应该将本发明仅限于上述的实施方式和变形例。本发明不限于以上所说明的实施方式和变形例,在不脱离权利要求所记载的技术思想的范围内,能够包含各种实施方式。另外,还可以对实施方式和变形例的结构适当地进行组合。

[0129] 另外,在上述的实施方式1~4和变形例中,设为将分割区域沿着正视方向分割为三个区域来进行了说明,各分割区域既可以被均等地分割,也可以中央部大于两端部,还可以互不相同。另外,分割区域不限于三个,既可以是分割为两个,也可以是分割为四个以上。

[0130] 另外,作为超声波探头,也可以应用没有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在被插入到胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管中来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0131] 另外,作为超声波探头,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。

[0132] 产业上的可利用性

[0133] 如以上那样,本发明所涉及的超声波振子和超声波探头对于利用简单的结构来获得沿着正视方向的多个超声波图像来说是有用的。

[0134] 附图标记说明

[0135] 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:第一声匹配层;73:第二声匹配层;74、77:掩膜部;75、78、79:声透镜;76:支承构件;100:穿刺针;211:硬性构件;212:弯曲部;213:可挠管部;221:弯曲旋钮;222:操作构件;223:处置器具插入口;241:第一连接器部;242:第二连接器部;243:第三连接器部;740:主体部;741:驻极体部;742:中空部;742a:凸部;743:对电极;771:第一片;771a:第一电极;772:第二片;772b、775b:突出部;772c:第二电极;773、776、792:中空部;774:第三片;774a:第三电极;775:第四片;775c:第四电极;781、791:镜头主体;782:混合部;783:电热线。

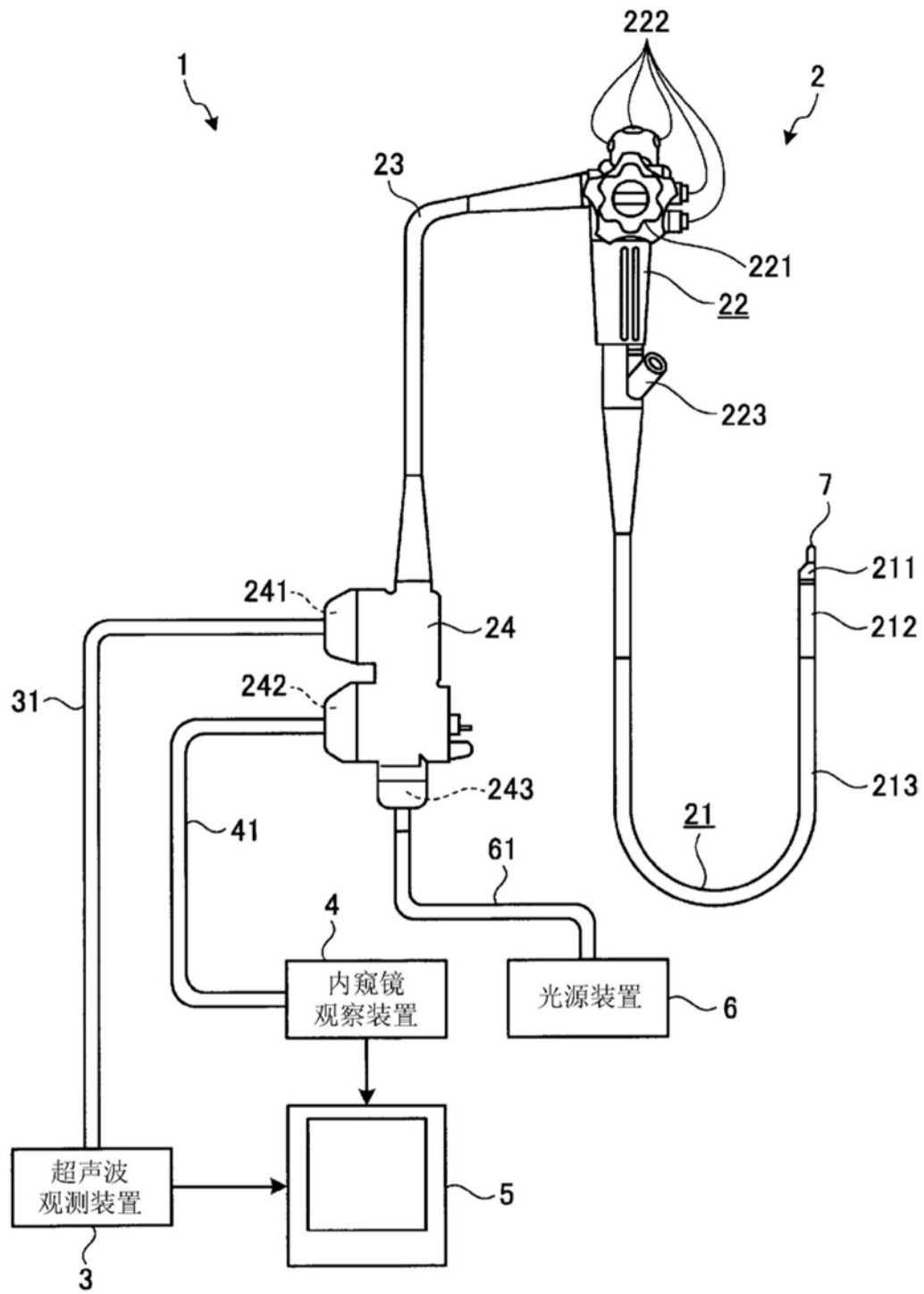


图1

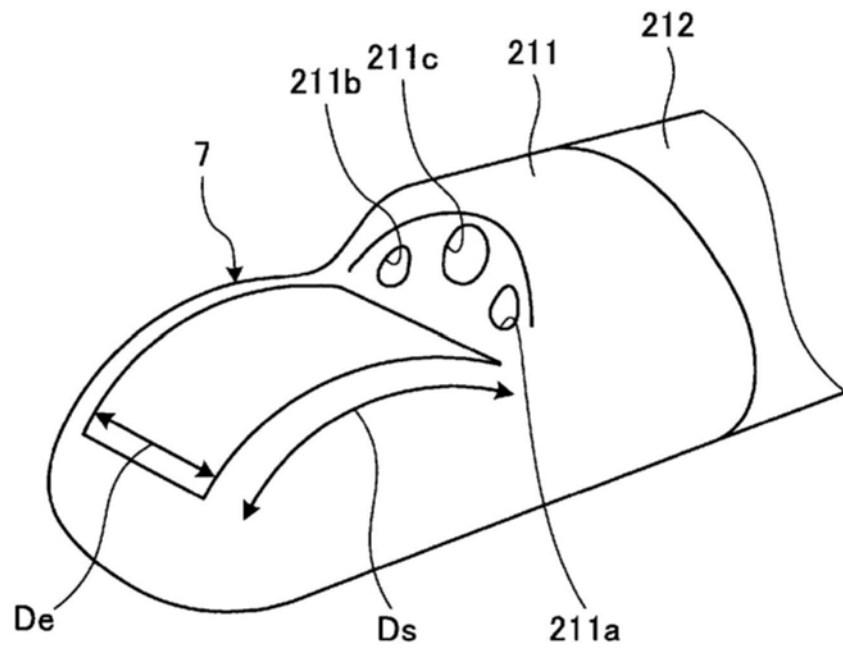


图2

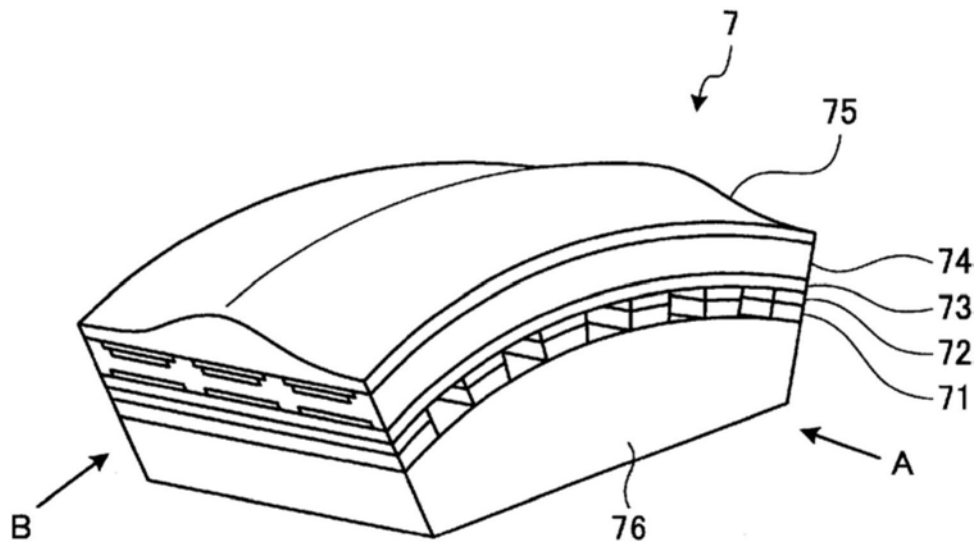


图3

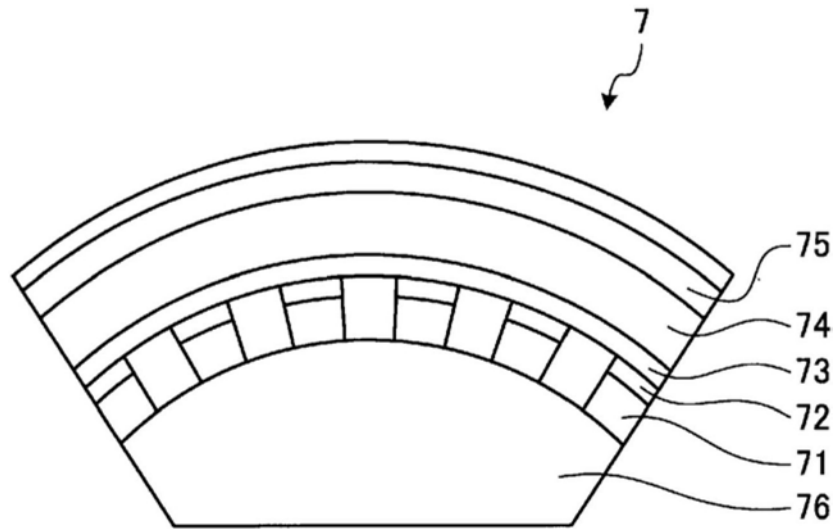


图4

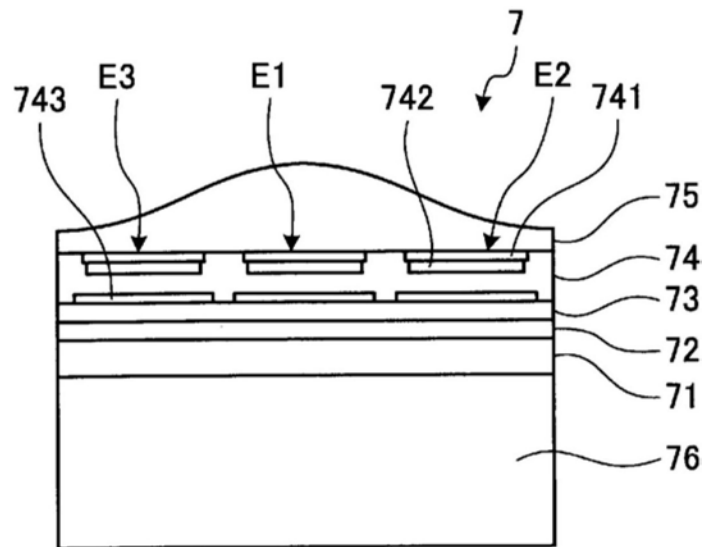


图5

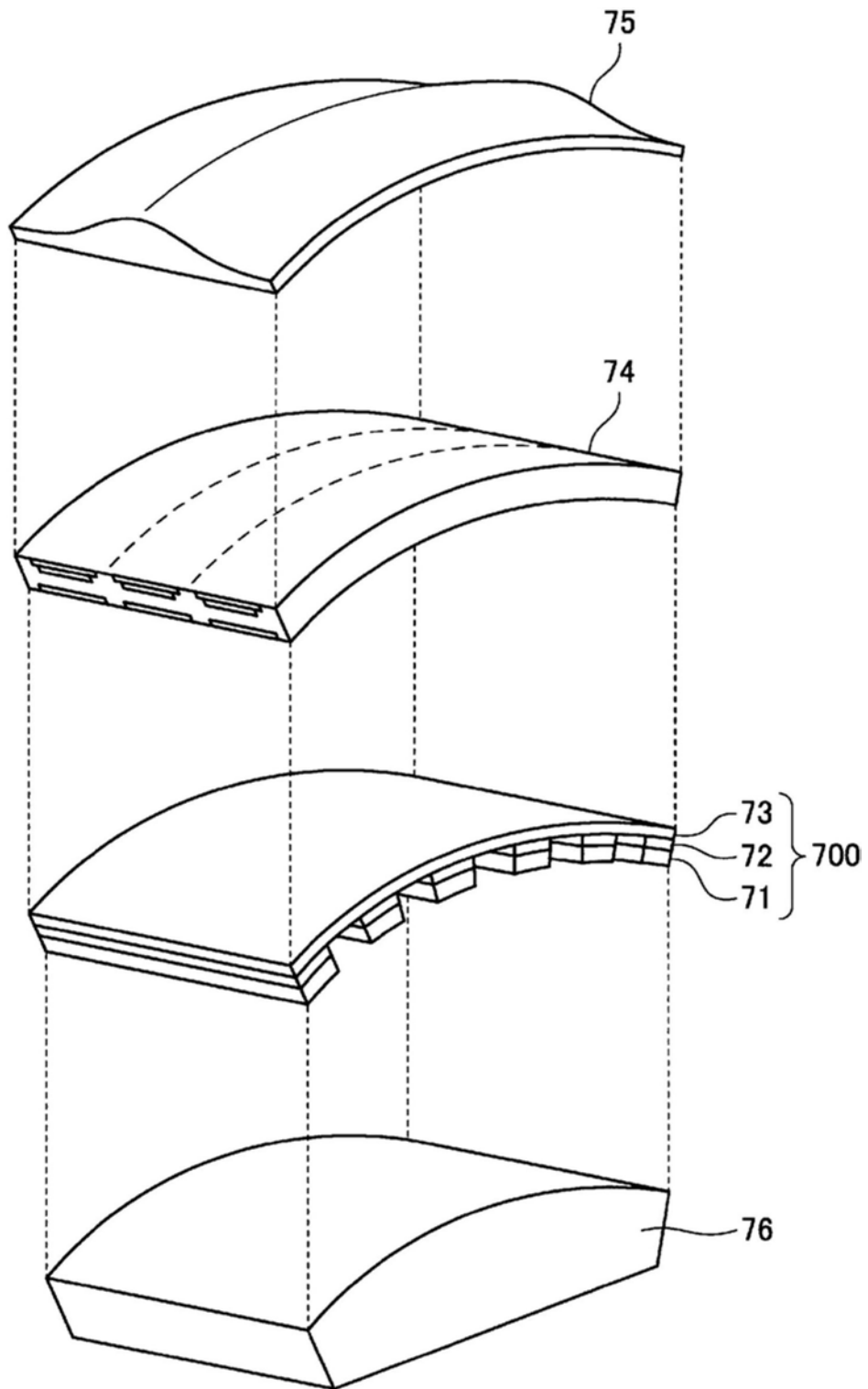


图6

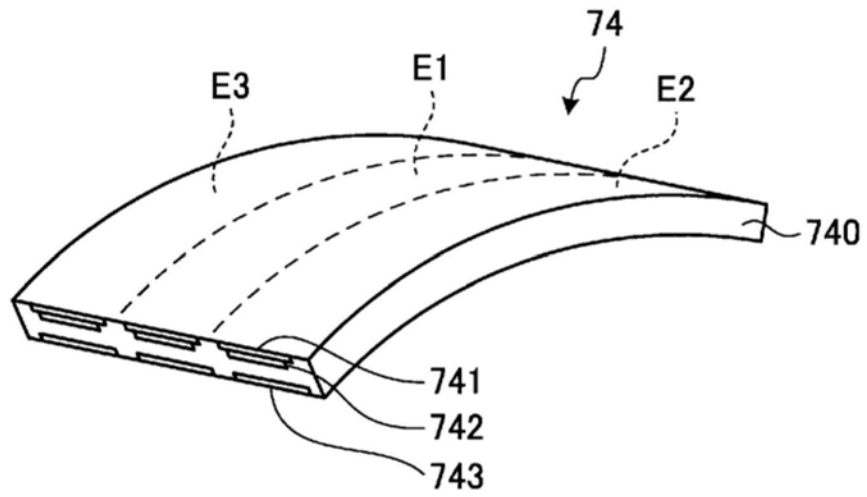


图7

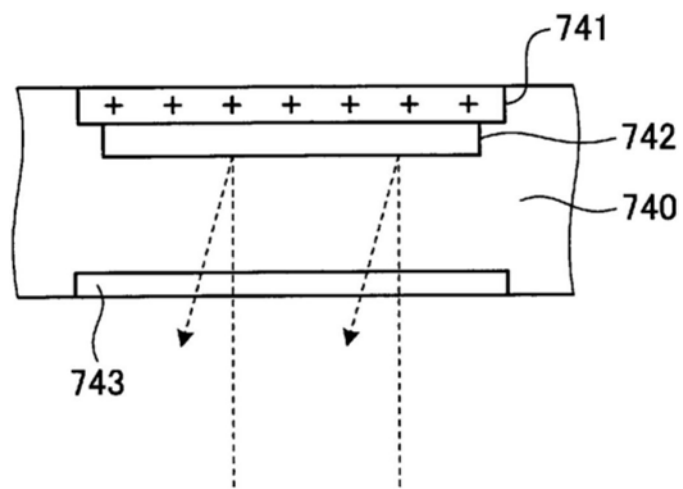


图8

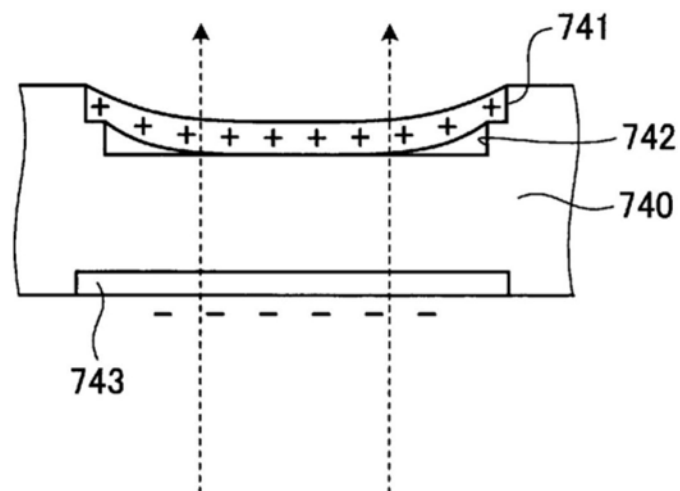


图9

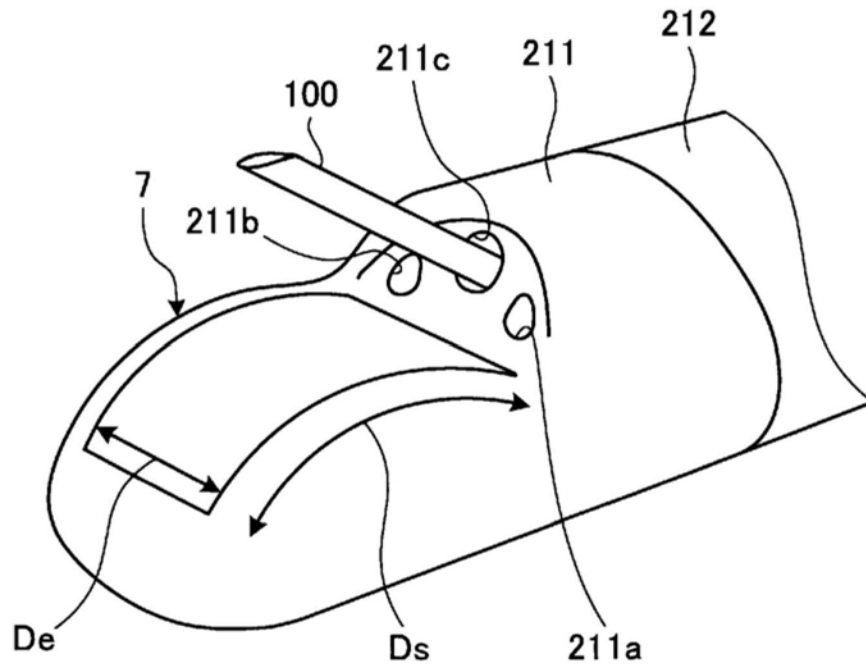


图10

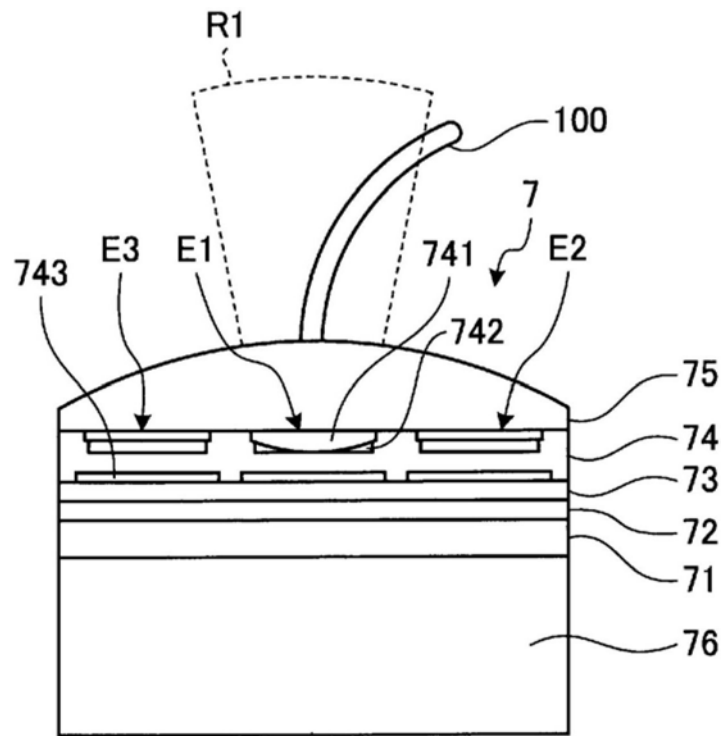


图11

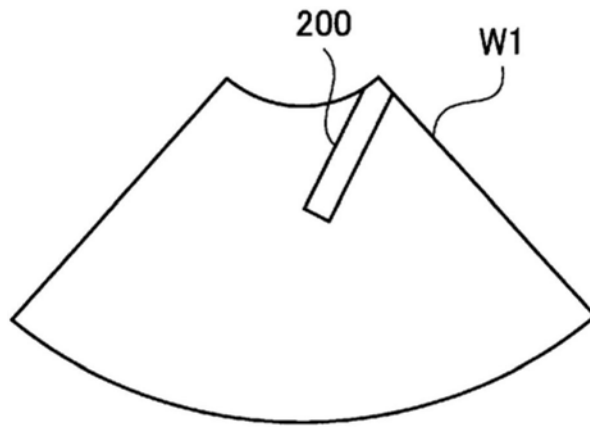


图12

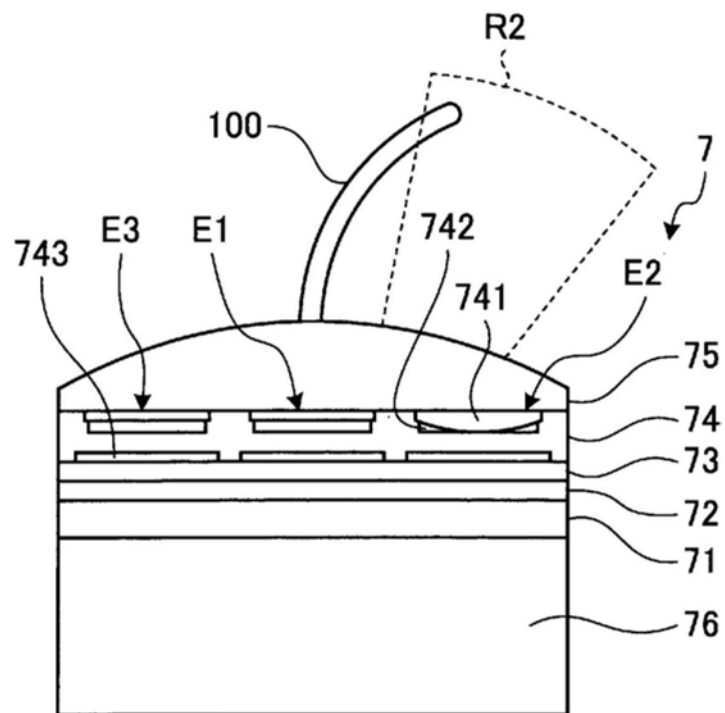


图13

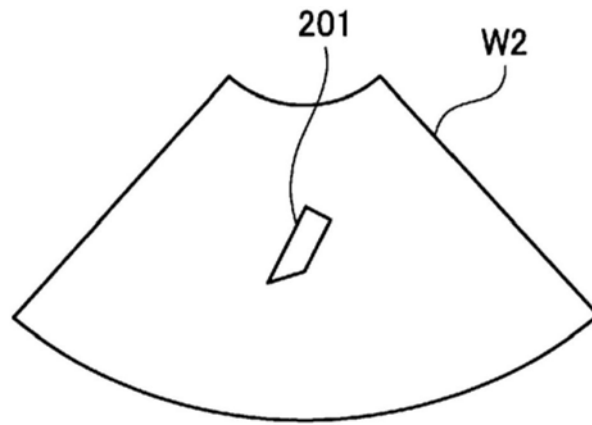


图14

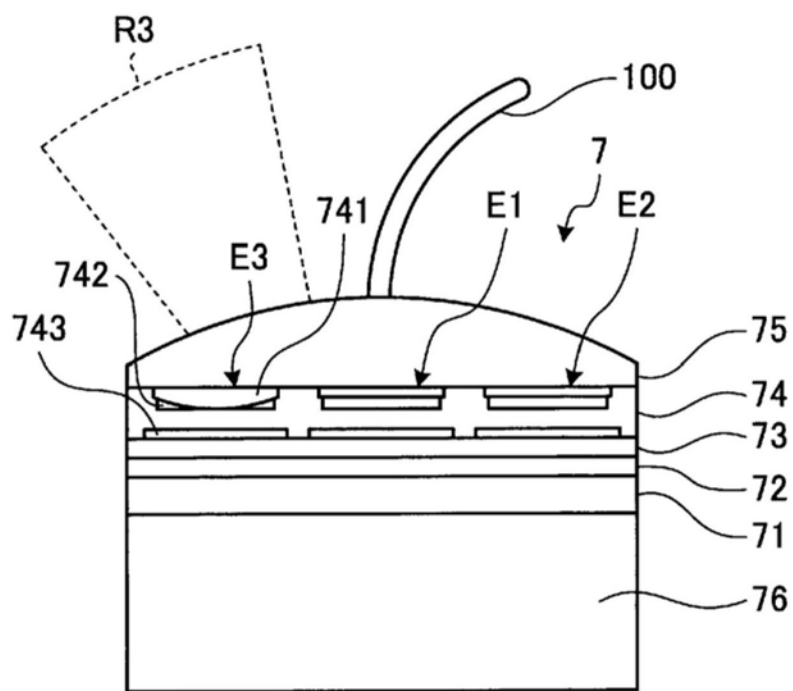


图15

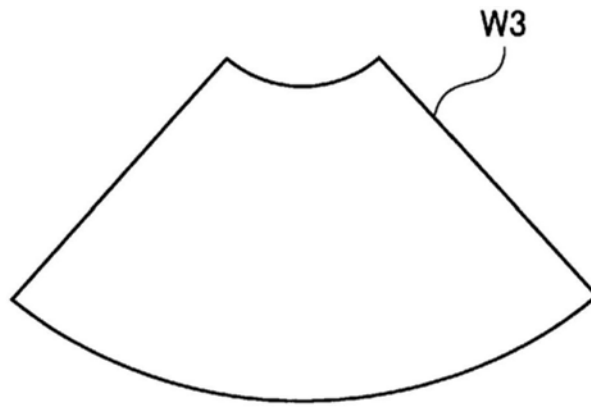


图16

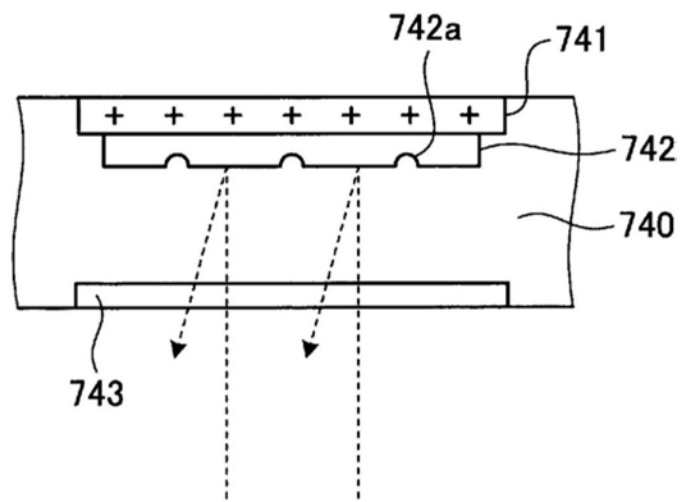


图17

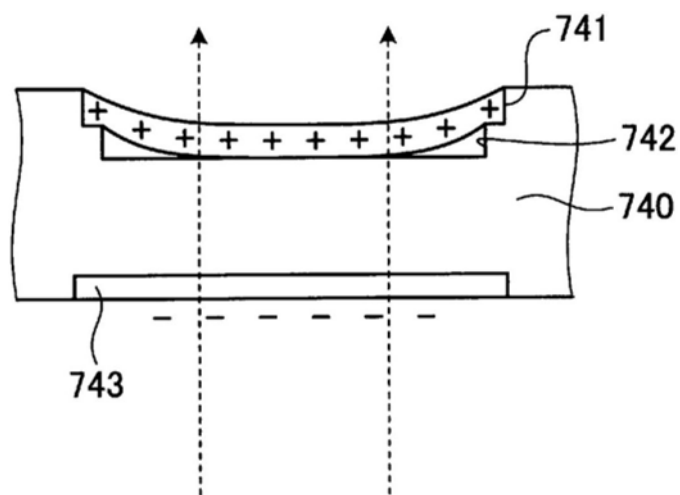


图18

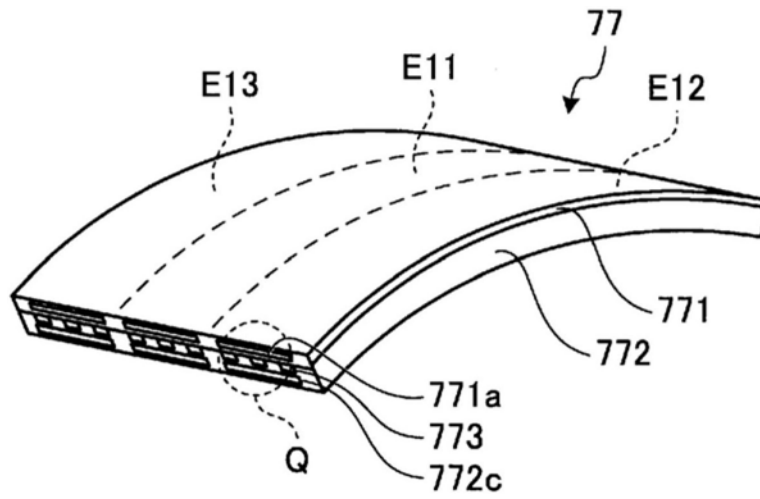


图19

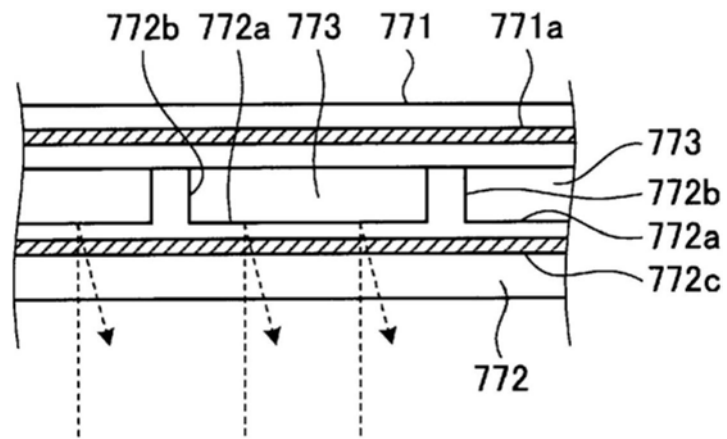


图20

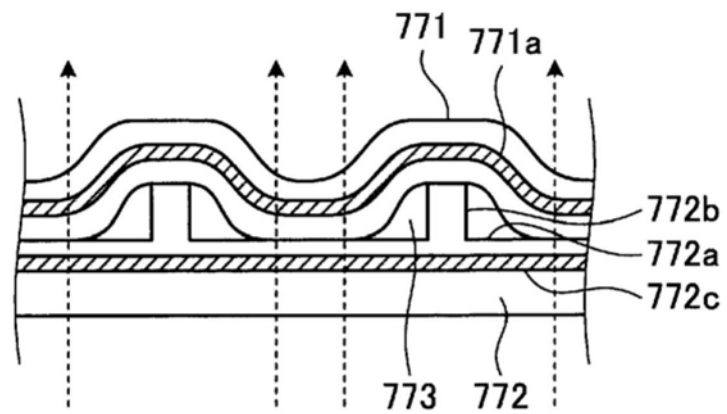


图21

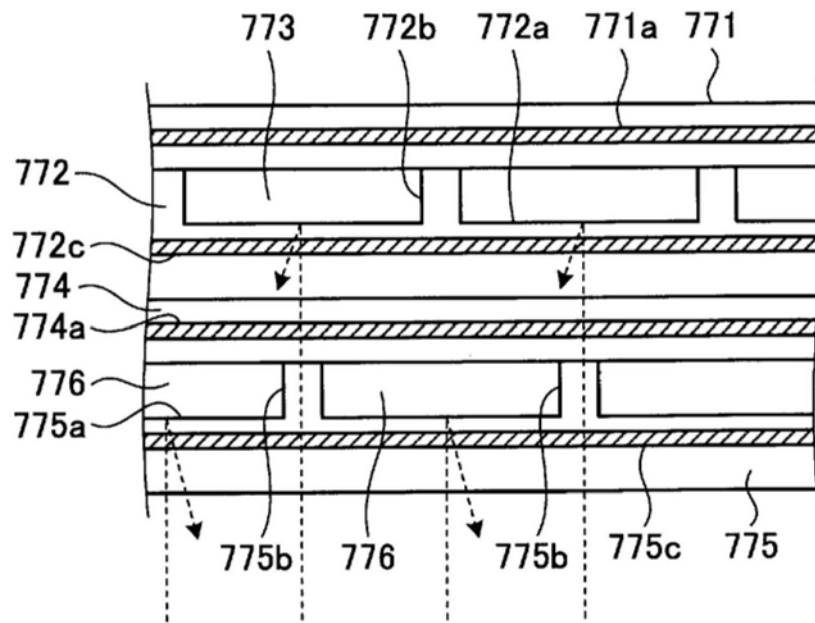


图22

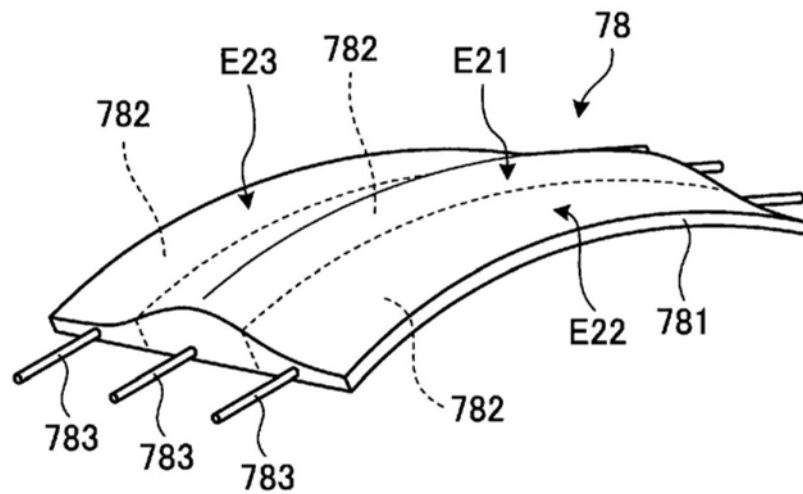


图23

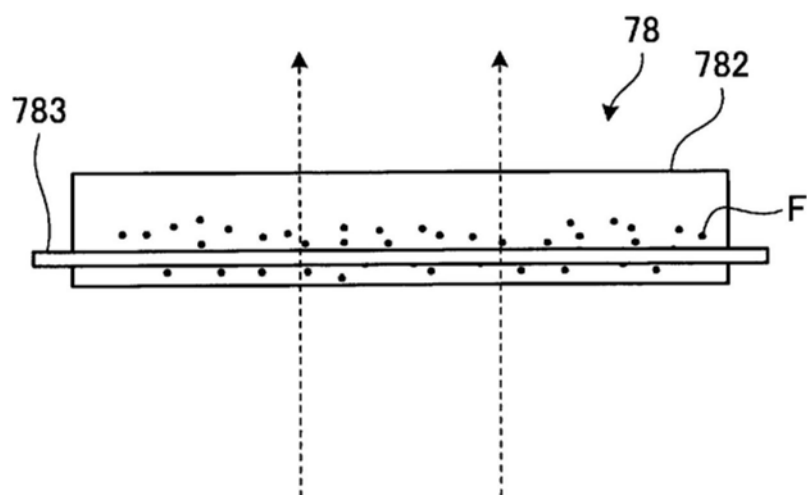


图24

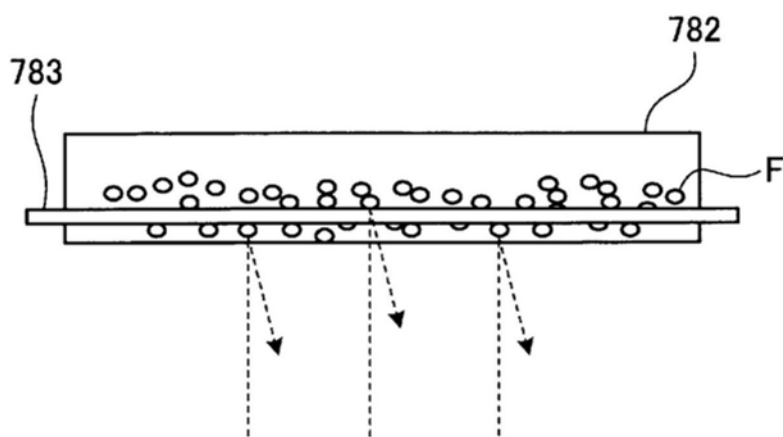


图25

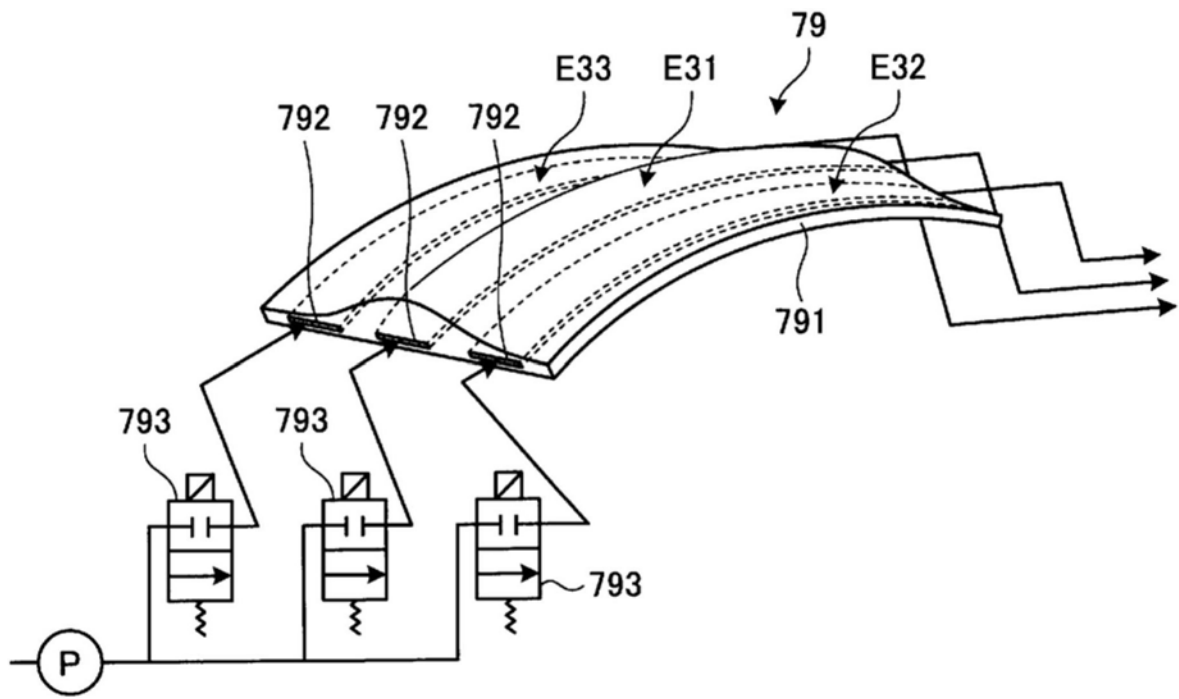


图26

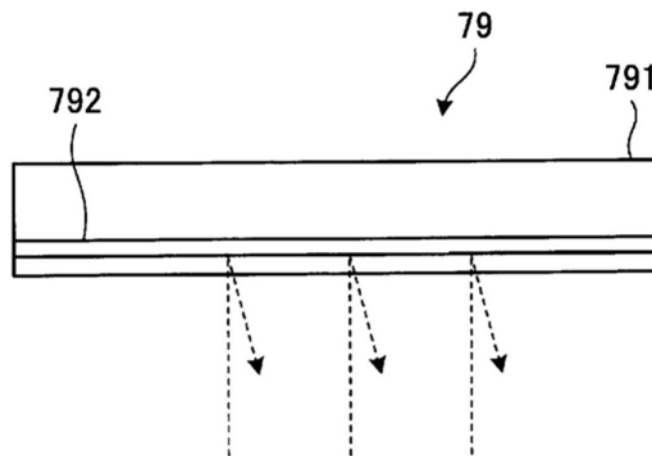


图27

专利名称(译)	超声波振子以及超声波探头		
公开(公告)号	CN107079223A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201680003276.2	申请日	2016-04-15
[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	藤村毅直		
发明人	藤村毅直		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/12 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4281 A61B8/4444 A61B8/4494 B06B1/0622 G10K11/30 G10K11/357 A61B1/00045 A61B1/06 A61B1/307 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 H04R17/00 H04R19/00		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2015092991 2015-04-30 JP		
其他公开文献	CN107079223B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波振子具备：多个压电元件，该多个压电元件与电信号的输入相应地射出超声波并且将从外部入射来的超声波转换为电信号；以及掩膜部，其设置于多个压电元件与该超声波振子中的超声波的放射面之间，该掩膜部能够掩蔽在与与超声波的扫描方向平行的平面正交的正视方向上分割为多个区域所得到的分割区域中的任意的分割区域，在已掩蔽的分割区域中，使超声波向与该超声波的传播方向不同的方向反射，在除了已掩蔽的分割区域以外的分割区域中，使超声波在传播方向上通过。

