



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108882919 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201780020045.7

(22)申请日 2017.02.24

(30)优先权数据

2016-074448 2016.04.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/006963 2017.02.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/169374 JA 2017.10.05

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 森本康彦 山本胜也

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟 韩香花

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

H04R 17/00(2006.01)

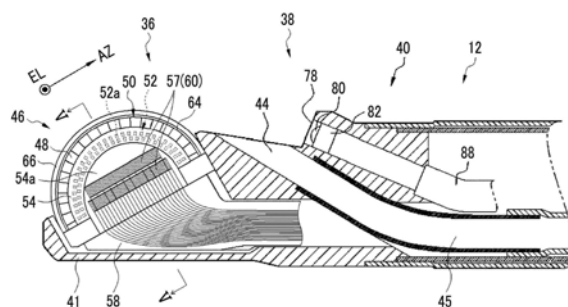
权利要求书2页 说明书15页 附图10页

(54)发明名称

超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜

(57)摘要

本发明提供一种能够小型化,且具有配线超声波振子阵列的各电极及多个电缆时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。超声波振子单元具有:超声波振子阵列,排列有多个超声波振子;电极部,设置于超声波振子阵列的端面侧,且具有分别与多个超声波振子导通的多个电极;背衬材料层,配设于超声波振子阵列的背面,具有截面圆弧状的外表面,在与外表面相反的内侧具备凹部;配线基板,具有与电极部的多个电极电连接的多个配线;及电缆配线部,配线连接有分别与多个配线连接的多个电缆,在背衬材料层的凹部包含电缆配线部的至少一部分而成。超声波内窥镜具备超声波振子单元。



1. 一种超声波振子单元,其特征在于,具有:

多个超声波振子以圆弧状且朝向外侧排列而成的超声波振子阵列;

电极部,其设置于所述超声波振子阵列的相对于由所述多个超声波振子排列而成的圆弧状面垂直的端面侧,且具有分别与所述多个超声波振子导通的多个电极;

背衬材料层,其被配置于所述超声波振子阵列的相对于所述多个超声波振子的排列面成为内侧的背面,具有截面为圆弧状的外表面,且在与该外表面相反的内侧具备凹部;

配线基板,其具有与所述电极部的多个电极电连接的多个配线;及

电缆配线部,分别与所述多个配线连接的多个电缆与该电缆配线部配线连接,

在所述背衬材料层的所述凹部包含所述电缆配线部的至少一部分而成。

2. 根据权利要求1所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层为弓形状、半圆筒状、将圆柱以与中心线平行的平面来切断而成的形状或半圆柱状,

所述背衬材料层的底面为位于同一平面上的连续的1个平面或位于同一平面上的分离的2个平面。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层的所述凹部是从所述背衬材料层的外侧面向着中心侧设置的。

4. 根据权利要求1至3中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层的所述凹部为从所述背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的贯穿孔或从所述背衬材料层的至少一个外侧面朝向中心侧凹陷的镗孔中的任一个。

5. 根据权利要求4所述的超声波振子单元,其中,

所述贯穿孔为以圆形或多边形凿开的形状或半圆形状,

所述镗孔是通过从所述背衬材料层的至少一个外侧面朝向中心侧镗出而形成,

所述镗孔为弓形状的镗孔、半圆状的镗孔、多边形形状的镗孔、角锥状的镗孔或圆锥状的镗孔。

6. 根据权利要求1至5中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层的所述凹部被形成为朝向远离所述超声波振子阵列的方向扩大。

7. 根据权利要求1至6中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

在所述背衬材料层的外侧面的两侧分别配置有所述电缆配线部,

所述背衬材料层的所述凹部为了配置各个所述电缆配线部而设置于所述背衬材料层的外侧面的两侧,或者被设置成贯穿两侧。

8. 根据权利要求1至6中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述电缆配线部在所述配线基板中设置于所述背衬材料层的中心侧的面。

9. 根据权利要求1至8中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

被容纳于所述背衬材料层的所述凹部中的所述电缆配线部与所述背衬材料层之间的所述凹部的间隙由填充剂填埋。

10. 根据权利要求9所述的超声波振子单元,其中,

所述电缆配线部的至少一部分被所述填充剂覆盖。

11. 根据权利要求1至10中任意一项所述的超声波振子单元,其还具有:

电缆单元,其具备所述配线基板及所述电缆配线部,由所述配线基板的所述多个配线

与分别和所述电缆配线部配线连接的所述多个电缆连接而成。

12. 根据权利要求11所述的超声波振子单元, 其中,

所述电缆单元为具有作为所述配线基板的柔性印刷配线基板及具有所述电缆配线部的刚性印刷电路板的多层配线基板。

13. 根据权利要求1至12中任意一项所述的超声波振子单元, 其中,

所述配线基板具有柔性印刷配线基板、印刷电路板或两者。

14. 根据权利要求12或13所述的超声波振子单元, 其中,

所述柔性印刷配线基板通过热粘接而与所述电极部电连接, 且配置于所述超声波振子阵列的外侧面。

15. 根据权利要求12或13所述的超声波振子单元, 其中,

所述柔性印刷配线基板使用各向异性导电片或各向异性导电胶而与所述电极部电连接, 且配置于所述超声波振子阵列的外侧面。

16. 根据权利要求12至15中任意一项所述的超声波振子单元, 其中,

进而, 所述柔性印刷配线基板配置于所述超声波振子阵列的外侧面, 在容纳有所述电缆配线部的所述背衬材料层的所述凹部的间隙中注入填充剂来填埋。

17. 一种超声波内窥镜, 其用于对受检体的体腔内进行拍摄而分别获取超声波图像及内窥镜图像, 所述超声波内窥镜的特征在于, 具有:

插入部, 其被插入于所述体腔内;

超声波观察部, 其设置于所述插入部的末端, 具备权利要求1~16中任意一项所述的超声波振子单元, 用于获取所述超声波图像;

内窥镜观察部, 其设置于所述插入部中的比所述超声波观察部更靠基端侧的位置处, 且具备射出对所述体腔内的拍摄对象部位进行照明的照明光的照明光学系统及对通过来自该照明光学系统的所述照明光照明的所述拍摄对象部位进行拍摄的摄像光学系统; 及

处置器具通道, 其设置于所述插入部中的比所述超声波观察部更靠基端侧的位置处, 且具备用于将处置器具插入于所述体腔内的处置器具导出口。

超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜,尤其涉及一种具有用于实现插入于体腔内的超声波内窥镜中所使用的超小型超声波振子的超声波振子配线结构的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 以经消化管观察胆囊或胰脏为主要目的,超声波内窥镜在内窥镜的末端部设置有超声波观察部。为了将超声波内窥镜安全地插入于消化管,在超声波内窥镜的末端部,除了超声波观察部以外,与没有设置超声波观察部的常规内窥镜相同地,还设置有光学传感器、照明机构、送气口、送水口及吸引口。因此,超声波内窥镜的末端部的外径变大,从而成为降低超声波内窥镜的操作性及增加被插入超声波内窥镜的末端部的患者负担的主要原因。

[0003] 于是,为了提高超声波内窥镜的操作性及减轻患者的负担,要求超声波观察部的小型化,近年来,提出有改善配线作业中的操作性,并且小型化超声波内窥镜的超声波观察部的各种方案(参考专利文献1~5)。

[0004] 专利文献1公开有超声波振子单元,其具有:分别具有声匹配层、压电元件及背面制动层的超声波振子阵列;在超声波振子阵列的宽度方向的中央部附近与该各压电元件电连接的硬质基板;由多个信号芯线构成的信号电缆束;夹装在硬质基板及信号电缆束之间并电连接两者的柔性印刷配线基板。而且,超声波振子阵列和电缆束及柔性印刷配线基板为分体结构,两者使用热压接方法来连接,然后,柔性印刷配线基板构成为多次折叠的形状。

[0005] 专利文献2中公开有超声波内窥镜,其具有收发超声波的超声波收发部、与超声波收发部的背面侧电连接的配线基板、与配线基板电连接的多个驱动配线、及容纳配线基板并保持超声波收发部的壳体。配线基板具有与多个超声波振子在其宽度方向的中央部附近电连接的刚性电路板及包扎驱动配线的包覆部,且以驱动配线被包覆部包扎的状态插入于壳体。

[0006] 专利文献3中公开有如下内容,即,在超声波探头中,信号线在配置于凸曲面上的超声波振子阵列的两侧交替连接,通过在两面形成有导电电路的单一柔性印刷配线基板,从一侧面侧导出电极。

[0007] 专利文献4中公开有电子扫描式超声波探头,其具有同轴电缆总成,该同轴电缆总成具有在超声波振子单元的振子基板上以从超声波振子阵列的宽度方向的中央部附近延伸的方式排列且用于与超声波振子电连接的焊盘电极组的各焊盘电极、和梳状的引线状电极组。在连接超声波振子单元的焊盘电极与同轴电缆总成的引线时,进行各焊盘电极与梳状的引线状电极组的定位。

[0008] 专利文献5中公开有超声波探头,其具备印刷电路板,该印刷电路板具有在超声波振子阵列的宽度方向的中央部附近分别与超声波振子阵列的电极电连接,且分别与超声波振子阵列的一半电极电连接的第1及第2信号图案组。第1及第2信号图案组分别在不同的方

向上与同轴电缆配线。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本专利第4445764号

[0012] 专利文献2:日本专利第5399594号

[0013] 专利文献3:日本专利公告平8-4359

[0014] 专利文献4:日本专利第4980653号

[0015] 专利文献5:日本专利第3802756号

发明内容

[0016] 发明要解决的技术课题

[0017] 在专利文献1~5中所公开的超声波内窥镜中,在设置于末端部的超声波观察部以阵列状配设有多个超声波振子,在各超声波振子中配线有电缆。例如,对于通道数多如48~192个,并且超声波观察部其外径小,且在电缆中使用极微细的昂贵的电缆,因此超声波观察部内的配线成为复杂的作业,在狭小的末端部内手工进行多个配线为现阶段。因此,在外径小的超声波观察部内的电缆的处理复杂且成为高填充,即,除了电缆的处理复杂以外,还需在超声波观察部内以高密度配线电缆,因此成为操作性差、超声波内窥镜的制造成本变高的主要原因。

[0018] 为了提高操作性及改善患者负担,虽然要求超声波观察部的小型化,但如上所述,从超声波观察部的制造稳定性及其制造成本的观点考虑,存在超声波观察部的小型化非常困难这一问题。

[0019] 并且,在专利文献1及3所公开的技术中,由于超声波振子单元的柔性印刷配线基板具有被折叠的结构,因此存在电缆束及柔性印刷配线基板的配线结构复杂这一问题。并且,通过热压接来连接超声波振子阵列与电缆束及柔性印刷配线基板,但在配线的操作性中仍存在问题。尤其,在专利文献1中,在制造超声波振子单元时,在多次折叠柔性印刷配线基板时电缆承受负担,例如施加有负荷,从而存在施加有负荷的电缆配线断线这一问题。

[0020] 并且,在专利文献2、4及5所公开的技术中,通过使用简单的结构来减轻配线作业的操作,但在超声波振子及电缆的配线结束之后,才能首次进行使用于超声波内窥镜的超声波振子的质量的检测。因此,由于具有一定的产品率,当超声波振子的质量出现了问题时,超声波振子及已配线的多个微细且昂贵的电缆等的超声波振子的配线中所使用的组件及材料均无法使用,而造成浪费,从而损失大,其结果,存在超声波内窥镜的制造成本变高这一问题。

[0021] 并且,在专利文献1、2、4及5所公开的技术中,均在超声波振子阵列的宽度方向的中央部附近,电连接超声波振子阵列的电极与配线基板。该结构的制造非常困难,存在制造成功率不高这一问题。

[0022] 本发明的目的在于提供一种解决上述以往技术的问题点,能够小型化,且具有配线超声波振子阵列的各电极及多个电缆时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。

[0023] 并且,本发明另一目的在于提供一种解决上述以往技术的问题点,且除了上述目的以外,在电缆配线之前,能够检查超声波振子阵列、制造稳定性高、不会导致成本增高、适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。

[0024] 用于解决技术课题的手段

[0025] 为了实现上述目,本发明的超声波振子单元的特征在于,具有:超声波振子阵列,多个超声波振子以圆弧状且朝向外侧排列而成;电极部,设置于相对于由多个超声波振子排列而成的圆弧状面垂直的超声波振子阵列的端面侧,且具有分别与多个超声波振子导通的多个电极;背衬材料层,配设于相对于多个超声波振子的排列面成为内侧的超声波振子阵列的背面,具有截面圆弧状的外表面,且在与该外表面相反的内侧具备凹部;配线基板,具有与电极部的多个电极电连接的多个配线;及电缆配线部,配线连接有分别与多个配线连接的多个电缆,在背衬材料层的凹部包含电缆配线部的至少一部分而成。

[0026] 在此,优选背衬材料层为弓形状、半圆筒状、将圆柱以与中心线平行的平面来切割的形状或半圆柱状,且优选背衬材料层的底面为位于同一平面上的连续的1个平面或位于同一平面上的分离的2个平面。

[0027] 并且,优选背衬材料层的凹部设置成比背衬材料层的外侧面更靠向中心侧。

[0028] 并且,优选背衬材料层的凹部为从背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的贯穿孔或从背衬材料层的至少一侧的外侧面朝向中心侧凹陷的镗孔中的任一个。

[0029] 并且,优选贯穿孔为以圆形或多边形凿开的形状或半圆形状,镗孔是通过从背衬材料层的至少一侧的外侧面朝向中心侧镗出而形成,镗孔优选为弓形状的镗孔、半圆状的镗孔、多边形形状的镗孔、角锥状的镗孔或圆锥状的镗孔。

[0030] 并且,优选背衬材料层的凹部形成为朝向远离超声波振子阵列的方向扩大。

[0031] 并且,优选在背衬材料层的外侧面的两侧分别配置有电缆配线部,背衬材料层的凹部为了配置各电缆配线部而设置于背衬材料层的外侧面的两侧,或设置成贯穿两侧。

[0032] 并且,优选电缆配线部在配线基板中设置于背衬材料层的中心侧的面。

[0033] 并且,优选进而,容纳于背衬材料层的凹部的电缆配线部与背衬材料层之间的凹部的间隙由填充剂填埋。

[0034] 并且,优选电缆配线部的至少一部分被填充剂覆盖。

[0035] 并且,优选还具有:电缆单元,具备配线基板及电缆配线部,且配线基板的多个配线与分别和电缆配线部配线连接的多个电缆连接而成。

[0036] 并且,优选电缆单元为具有配线基板即柔性印刷配线基板及具有电缆配线部的刚性印刷电路板的多层配线基板。

[0037] 并且,优选配线基板具有柔性印刷配线基板、印刷电路板或这两者。

[0038] 并且,优选柔性印刷配线基板通过热粘接与电极部电连接,且配置于超声波振子阵列的外侧面。

[0039] 并且,优选柔性印刷配线基板使用各向异性导电片或各向异性导电胶与电极部电连接,且配置于超声波振子阵列的外侧面。

[0040] 并且,优选进而,柔性印刷配线基板配置于超声波振子阵列的外侧面,在容纳有电缆配线部的背衬材料层的凹部的间隙中注入填充剂来填埋。

[0041] 并且,为了实现上述目的,本发明的超声波内窥镜用于对受检体的体腔内进行摄

影而分别获取超声波图像及内窥镜图像,该超声波内窥镜优选具有:插入部,插入于体腔内;超声波观察部,设置于插入部的末端,具备上述超声波振子单元,且用于获取超声波图像;内窥镜观察部,在插入部中,设置于比超声波观察部更靠基端侧,且具备射出照明体腔内的摄影对象部位的照明光的照明光学系统及拍摄通过来自该照明光学系统的照明光照明的摄影对象部位的摄像光学系统;及处置器具通道,在插入部中,设置于比超声波观察部更靠基端侧,且具备用于将处置器具插入体腔内的处置器具导出口。

[0042] 发明效果

[0043] 根据本发明,能够提供一种能够小型化,且具有配线超声波振子阵列的各电极及多个电缆时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。

[0044] 根据本发明,能够提供一种除了上述效果以外,在电缆配线之前能够检查超声波振子阵列、制造稳定性高、不会导致成本增高、适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。

附图说明

[0045] 图1是表示使用适用本发明的超声波振子单元的超声波内窥镜的超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0046] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的末端部的局部放大俯视图。

[0047] 图3是图2所示的III-III线向视图,是图2所示的超声波内窥镜的末端部的局部纵剖视图。

[0048] 图4是图2所示的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的局部放大剖视图。

[0049] 图5是图3所示的V-V线向视图,是图3所示的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的一例的横剖视图。

[0050] 图6是表示图4所示的超声波观察部的超声波振子单元的背衬材料层的结构的一例的立体图。

[0051] 图7是表示本发明的超声波振子单元的背衬材料层的结构的另一例的立体图。

[0052] 图8是表示本发明的超声波振子单元的背衬材料层的结构的另一例的立体图。

[0053] 图9是表示本发明的超声波振子单元的背衬材料层的结构的另一例的立体图。

[0054] 图10是本发明的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的另一例的横剖视图。

[0055] 图11是本发明的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的另一例的横剖视图。

[0056] 图11A是本发明的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的另一例的横剖视图。

[0057] 图12是表示本发明的超声波振子单元的制造方法的一工序的说明图。

[0058] 图13是表示图12所示的本发明的制造方法中制造出的中间制造物的俯视图。

[0059] 图14是表示本发明的超声波振子单元的制造方法的另一工序的说明图。

[0060] 图15是表示本发明的制造方法中制造出的超声波振子单元的俯视图。

[0061] 图16是以图15所示的P-P线切割的横剖视图。

[0062] 图17是本发明的制造方法中制造出的超声波振子单元的横剖视图。

具体实施方式

[0063] 以下,根据附图所示的优选实施方式对本发明所涉及的超声波振子单元及使用该超声波振子单元的超声波内窥镜进行详细说明。

[0064] 图1是表示使用利用本发明的超声波振子单元的本发明的超声波内窥镜的超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0065] 图1所示的超声波检查系统10经由受检体的体腔即食道、胃、十二指肠、小肠及大肠等消化管能够进行自患者等受检体的体表的超声波检查中难以检查的胆囊或胰脏的观察,且具备本发明的超声波振子单元,并将具有获取超声波断层图像(以下,称为超声波图像)的超声波观察部、及获取内窥镜光学图像(以下,称为内窥镜图像)的内窥镜观察部的本发明的超声波内窥镜插入于受检体的体腔内,而一边观察受检体的内窥镜图像一边获取受检体的观察对象部位的超声波图像。

[0066] 如图1所示,超声波检查系统10构成为具备使用本发明的超声波振子单元(46:参考图2~图5)的本发明的超声波内窥镜12、生成超声波图像的超声波用处理器装置14、生成内窥镜图像的内窥镜用处理器装置16、将照明体腔内的照明光供给至超声波内窥镜12的光源装置18及显示超声波图像和/或内窥镜图像的显示器20。

[0067] 并且,超声波检查系统10还具备储存清洗水等的送水罐21a及吸引体腔内的吸引物(也包含所供给的清洗水等)的吸引泵21b。另外,虽然未图示,但超声波检查系统10还可以具备将送水罐21a内的清洗水或外部空气等气体供给至超声波内窥镜12内的管路(未图示)的供给泵等。

[0068] 首先,本发明的超声波内窥镜12在末端具有由本发明的超声波振子单元(46:参考图2~图5)构成的超声波观察部36及内窥镜观察部38,并对受检体的体腔内进行摄影而分别获取超声波图像(回声信号)及内窥镜图像(图像信号)。

[0069] 超声波内窥镜12在末端具备超声波观察部36及内窥镜观察部38,且由用于插入于受检体的体腔内的插入部22、与插入部22的基端部连接设置且用于医生及技术人员等执刀医进行操作的操作部24以及一端与操作部24连接的通用塞绳26构成。

[0070] 在操作部24,并列设置有从送水罐21a开闭送气送水管路(未图示)的送气送水按钮28a及开闭自吸引泵21b的吸引管路(未图示)的吸引按钮28b,并且设置有一对弯角钮29、29及处置器具插入口(也称为钳道口)30。

[0071] 在此,送水罐21a用于储存为了超声波内窥镜12的内窥镜观察部38等的清洗等而供给至超声波内窥镜12内的送气送水管路的清洗水等。另外,送气送水按钮28a为了从插入部22的末端侧的内窥镜观察部38喷出从送水罐21a经送气送水管路被供给的空气等气体及清洗水等水而使用。

[0072] 并且,吸引泵21b为了从超声波内窥镜12的末端侧吸引体腔内的吸引物(也包含所供给的清洗水等)而对吸引管路(未图示)进行吸引。吸引按钮28b为了通过吸引泵21b的吸引力从插入部22的末端侧吸引体腔内的吸引物而使用。

[0073] 并且,钳道口30用于插穿钳子、穿刺针及高频刀等处置器具。

[0074] 在通用塞绳26的另一端部设置有与超声波用处理器装置14连接的超声波用连接器32a、与内窥镜用处理器装置16连接的内窥镜用连接器32b及与光源装置18连接的光源用连接器32c。超声波内窥镜12经由这些各连接器32a、32b及32c分别与超声波用处理器装置14、内窥镜用处理器装置16及光源装置18装卸自如地连接。并且,在光源用连接器32c中连

接有连接送水罐21a的送气送水用软管34a及连接吸引泵21b的吸引用软管34b等。

[0075] 插入部22从末端侧依次由通过硬质部件形成且具有超声波观察部36及内窥镜观察部38的末端部(末端硬质部)40、与末端部40的基端侧连接设置且连结多个弯曲块而成并且弯曲自如的弯曲部42、以及连结弯曲部42的基端侧与操作部24的末端侧之间并且具有柔韧性的细长且长尺寸的软性部43构成。

[0076] 弯曲部42通过转动设置于操作部24的一对弯角钮29、29而进行远程弯曲操作。由此,能够将末端部40朝向所希望的方向。

[0077] 并且,在末端部40,可以在内部装卸自如地安装覆盖超声波观察部36的注入了超声波传输介质(例如,水、油等)的球囊。超声波及回声信号在空气中显著衰减,因此在该球囊中注入超声波传输介质而使其膨胀,并抵接于观察对象部位,由此从超声波观察部36的超声波振子(超声波换能器)阵列(50:参考图2~图5)与观察对象部位之间排出空气,从而能够防止超声波及回声信号的衰减。

[0078] 另外,超声波用处理器装置14生成并供给用于在超声波内窥镜12的插入部22的末端部40的超声波观察部36的超声波振子单元(46)的超声波振子阵列(50:参考图2~图5)中产生超声波的超声波信号(数据)。并且,超声波用处理器装置14用于生成通过超声波振子阵列(50)接收并获取从被超声波照射的观察对象部位反射的回声信号(数据),对所获取的回声信号实施各种信号(数据)处理并显示于显示器20的超声波图像。

[0079] 内窥镜用处理器装置16用于生成在超声波内窥镜12的插入部22的末端部40的内窥镜观察部38接收并获取由来自光源装置18的照明光照明的观察对象部位获取的拍摄图像信号(数据),对所获取的图像信号实施各种信号(数据)处理及图像处理并显示于显示器20的内窥镜图像。

[0080] 另外,这些处理器装置14及16可以由PC(个人计算机)等处理器构成。

[0081] 光源装置18为了通过超声波内窥镜12的内窥镜观察部38拍摄体腔内的观察对象部位而获取图像信号,产生由红光(R)、绿光(G)及蓝光(B)等三原色光构成的白色光或特定波长光等照明光而供给至超声波内窥镜12,并通过超声波内窥镜12内的光导管(未图示)等进行传播,从超声波内窥镜12的插入部22的末端部40的内窥镜观察部38射出,以照明体腔内的观察对象部位。

[0082] 显示器20接收由超声波用处理器装置14及内窥镜用处理器装置16生成的各视频信号而显示超声波图像或内窥镜图像。关于这些超声波图像或内窥镜图像的显示,能够仅适当切换任意一侧的图像并显示于显示器20或同时显示两者的图像等。另外,可以单独设置用于显示超声波图像的显示器及用于显示内窥镜图像的显示器,也可以以任意方式显示这些超声波图像及内窥镜图像。

[0083] 接着,参考图2~图4对超声波内窥镜的插入部的末端部的结构进行详细说明。

[0084] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的末端部及其附近的局部放大俯视图。图3是图2所示的III-III线向视图,是将图2所示的超声波内窥镜的末端部用沿其长边方向的中心线切割的纵剖视图。图4是图3所示的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的局部放大纵剖视图。图5是图2所示的V-V线向视图,是图2所示的超声波内窥镜的末端部的超声波观察部的超声波振子阵列的圆弧结构用中心线切割的横剖视图。

[0085] 如图2及图3所示,在超声波内窥镜12的末端部40,在末端侧设置有助于获取超声

波图像的超声波观察部36,在基端侧设置有助于获取内窥镜图像的内窥镜观察部38,在它们之间设置有处置器具导出口44,且均安装保持于成为超声波内窥镜12的末端部40的末端部主体的由硬质树脂等硬质部件构成的外装部件41。

[0086] 在图2所示的例子中,处置器具导出口44设置于超声波观察部36与内窥镜观察部38之间,但本发明并不特别限定于图示例,可以设置于内窥镜观察部38内,也可以设置于比内窥镜观察部38更靠基端侧(弯曲部42侧)。

[0087] 如图2~图4所示,超声波观察部36由本发明的超声波振子单元46及安装并保持超声波振子单元46的外装部件41构成。

[0088] 超声波振子单元46具有由多个超声波振子(换能器)48构成的超声波振子阵列50、设置于超声波振子阵列50的外侧面的电极部52、从下表面侧支承超声波振子阵列50的各超声波振子48的背衬材料层54、与电极部52电连接的柔性印刷配线基板(以下,简称为FPC(Flexible Printed Circuit:柔性印制电路))56及配线连接有与FPC56连接的多根电缆58的电缆配线部60。在此,在图示例中,FPC56及电缆配线部60作为电缆单元62而被一体化。

[0089] 并且,超声波振子单元46还具有在超声波振子阵列50的上方层叠的声匹配层64及在声匹配层64上层叠的声透镜66。即,超声波振子单元46由声透镜66、声匹配层64、超声波振子阵列50及背衬材料层54的层叠体构成。

[0090] 声匹配层64用于取得人体等受检体与超声波振子48之间的声阻抗耦合。

[0091] 安装于声匹配层64上的声透镜66用于使从超声波振子阵列50发射的超声波朝向观察对象部位收敛。声透镜66例如由硅酮类树脂(混炼型硅橡胶(HTV橡胶)、液体硅橡胶(RTV橡胶)等)、丁二烯类树脂及聚氨酯类树脂等构成。通过声匹配层64取得受检体与超声波振子48之间的声阻抗耦合,并提高超声波的透射率,因此根据需要在声透镜66中混合氧化钛、氧化铝及二氧化硅等粉末。

[0092] 超声波振子阵列50为由以圆弧状且朝向外侧排列多个例如48~192个长方体形状的超声波振子(换能器)48构成的48~192通道(CH)的阵列。

[0093] 即,超声波振子阵列50作为一例,多个超声波振子48以图示例的方式一维阵列状以规定的间距排列。如此,构成超声波振子阵列50的各超声波振子48沿末端部40的轴线方向(插入部22的长边轴向)以凸弯曲状等间隔排列,并根据从超声波用处理器装置14输入的驱动信号依次被驱动。由此,将排列有图2所示的超声波振子48的范围作为扫描范围而进行凸面电子扫描。

[0094] 关于超声波振子阵列50,与和背衬材料层54的底面54d平行的方向(AZ(横向)方向)相比,与AZ方向正交的超声波振子48的长边方向(EL(标高)方向)长度短,且配置成以后端侧伸出的方式倾斜。如图5所示,超声波振子48例如具有在PZT(锆钛酸铅)或PVDF(聚偏氟乙烯)等压电体厚膜的两面形成有电极的结构。一侧电极成为按每个超声波振子48分别独立的单独电极52a,另一侧电极成为所有超声波振子48通用的通用电极(例如,接地(ground)电极)52b。在图示例中,多个单独电极52a从多个超声波振子48的端部的下表面延伸至成为其排列面的背衬材料层54的外表面(上表面)54b,通用电极52b设置于超声波振子48的端部的上表面。这些多个单独电极52a及通用电极52b构成电极部52。

[0095] 另外,虽然省略图示,但在相邻的2个超声波振子48之间的间隙中填充有环氧树脂等填充材料。

[0096] 在超声波观察部36的超声波振子单元46中,若驱动超声波振子阵列50的各超声波振子48并对超声波振子48的两个电极施加电压,则压电体振动而依次产生超声波,并朝向受检体的观察对象部位照射超声波。而且,通过用多工器等电子开关依次驱动多个超声波振子48,在沿配设有超声波振子阵列50的曲面的扫描范围内,例如在从曲面的曲率中心至数十mm左右的范围内超声波进行扫描。

[0097] 并且,若接收从观察对象部位反射的回声信号(超声波回声),则压电体振动而产生电压,并作为与接收了该电压的超声波回声相应的电信号(超声波检测信号)而输出至超声波用处理器装置14。而且,在超声波用处理器装置14中,实施各种信号处理之后,作为超声波图像显示于显示器20。

[0098] 如图3及图4所示,电极部52由通过在相对于由多个(48~192)超声波振子48排列而成的圆弧状面垂直的超声波振子阵列50的(各超声波振子48的)端面侧以圆弧状设置的部分而分别与多个(48~192)超声波振子48导通的多个(48~192)电极52a构成。另外,在电极部52可以包含多个超声波振子48的通用电极。在本发明中,垂直并不限定于90度,还可以包含大致垂直。例如,包含90度±5度即85度~95度范围的角度。

[0099] 另外,在图3及图4中,以圆弧状排列的多个电极52a及由它们构成的电极部52被背衬材料层54挡住而无法看见,但为了便于理解以虚线来表示。

[0100] 电极部52设置于相对于超声波振子48的排列面垂直的超声波振子阵列50的外侧面,但超声波振子48的数量较少时,可以设置于单侧的外侧面,但优选超声波振子48的数量多的方式,因此多个电极52a优选设置于超声波振子阵列50的两个外侧面。

[0101] 另外,在图5所示的例子中,将多个电极52a由设置于各超声波振子48的长边方向的端面侧的单独电极来构成,但本发明并不限于此,只要与超声波振子48的单独电极52a导通,则可以由从单独电极通过配线连接的其他电极构成。并且,在电极部52直接包含通用电极,但也可以包含从通用电极52b通过配线连接的电极。

[0102] 电极部52的通用电极52a及52b优选作为电极焊盘来设置。

[0103] 接着,如图3及图6所示,背衬材料层54配设于相对于多个超声波振子48的排列面成为内侧,即超声波振子阵列50的背面(下表面)的背衬材料构成部件层。关于背衬材料层54,上表面(上侧面)54b形成为截面凸圆弧状,其下侧面54c形成为截面凹圆弧状,因此具有截面圆弧状的外表面54b,在与外表面54b相反的内侧具备凹部,优选具备图示例中从背衬材料层54的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的半圆柱状的凹部54a,即由在下面侧具有截面圆弧状凹部54a的半圆筒状背衬材料构成。因此,如图示例所示,背衬材料层54的底面(内侧表面)54d优选由位于同一平面上的分离的2个平面构成。

[0104] 在此,在图3及图6所示的例子中,背衬材料层54为半圆筒状,但本发明并不限于此,如图7、图8及图9所示的背衬材料层68、69及70,可以是半圆柱形状。此时,背衬材料层68、69及70的底面68c、69c及70c优选由位于同一平面上的连续的1个平面构成。另外,在图6~图9中,为了便于说明,在本发明的超声波振子单元的构成要件中省略了超声波振子阵列及背衬材料层以外的构成要件。

[0105] 而且,本发明中所使用的背衬材料层可以优选为弓形状(具有小于半圆的圆弧的局部圆筒形状),也可以是将圆柱以与中心线平行的平面来切割的形状,还可以是半圆柱形状或具备在将圆柱以与中心线平行的平面来切割的形狀的背衬材料层中从其底面侧凿开

并从背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的半椭圆形状、多边形形状或特异形状等贯穿凹部的形状。

[0106] 并且,在图示例的背衬材料层54中,具有能够包含电缆配线部60的至少一部分的凹部54a。在图示例中,凹部54a为从背衬材料层54的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的半圆柱状的凹部(第1凹部),但本发明并不限于此,只要能够容纳电缆配线部60的至少一部分,则可以是任何凹部。

[0107] 例如,本发明中所使用的背衬材料层的凹部优选设置成比背衬材料层的外侧面更靠向中心侧。因此,凹部优选为从背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的凹部(为本发明的第1凹部)或从背衬材料层的至少一侧的外侧面朝向中心侧凹陷的凹部(为本发明的第2凹部)。

[0108] 在此,作为第1凹部,可以从背衬材料层的底面侧以圆形凿开的从背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的凹部(第1凹部),也可以是上述的半椭圆形状、多边形形状或特异形状等的贯穿凹部。

[0109] 另一方面,作为第2凹部,可以从背衬材料层的至少一侧的外侧面朝向中心侧镅出而形成的镅孔,例如,可以是分别形成于图7、图8及图9所示的半圆柱形状的背衬材料层68、69及70的一侧的各外侧面68b、69b及70b的半圆状的镅孔68a、四方形的镅孔69a及圆锥状的镅孔70a,虽然未图示,但也可以是弓形状的镅孔、多边形的镅孔、角锥状的镅孔等。并且,凹部即便不是上述的镅孔,只要设置成比背衬材料层的外侧面更靠向中心侧,则可以是预先形成于背衬材料层的凹部。

[0110] 这种凹部例如如圆锥状的镅孔70a,优选形成成为朝向远离超声波振子阵列50的方向扩大。

[0111] 而且,本发明中所使用的凹部在如镅孔68a、69a及70a那样没有贯穿的情况下,优选设置于背衬材料层的两侧外侧面即两侧侧面。

[0112] 构成背衬材料层54的背衬材料作为柔软地支承超声波振子阵列50的各超声波振子48等的内衬材料而发挥功能。因此,背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,并根据需要添加有超声波衰减件(铁氧体、陶瓷等)。

[0113] 因此,在图示例中,超声波振子阵列50在背衬材料层54的形成为截面凸圆弧状的上表面的圆弧状外表面54b上将多个长方体状的超声波振子48以其长边方向成为平行的方式排列,优选以等间隔排列,即多个超声波振子48以圆弧状且朝向外侧排列而成。

[0114] FPC56为本发明中所使用的配线基板,如图3及图4所示,具有用于分别与电极部52的多个(48~192)电极52a电连接的多个(48~192)配线。即,在图示例中,FPC56具有用于分别与电极部52的多个电极52a(电极焊盘)电连接的多个(48~192)配线焊盘56a、用于分别与配线连接有多根(48~192)电缆58的电缆配线部60电连接的多个(48~192)配线焊盘57及用于分别连接这些多个配线焊盘56a与多个配线焊盘57的多个配线(未图示)。

[0115] 电缆配线部60预先配线连接有分别与FPC56的多个(48~192)配线连接的多根(48~192)电缆58。

[0116] 在图5所示的例子中,电缆配线部60共享FPC56的多个配线焊盘57,在多个(48~192)配线焊盘57中预先分别配线连接有多根(48~192)电缆58。

[0117] 另外,在图5所示的例子中,FPC56及电缆配线部60作为被一体化的电缆单元62而

构成。

[0118] 在此,电缆单元62使用1个配线基板,例如使用FPC56等柔性配线基板与印刷电路板(以下,称为PCB(Printed Circuit Board))或印刷配线基板(以下,称为PWB(Printed Wired Board))等刚性配线基板成为一体的多层基板。在电缆单元62中,将FPC56的多个配线焊盘57设置于刚性配线基板上,在多个配线焊盘57中预先配线连接多根电缆58而设置电缆配线部60,以使分别与多个配线焊盘57导通的FPC56的多个配线焊盘56a和超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a(电极焊盘)彼此接触的方式,贴合超声波振子阵列50与电缆单元62的FPC56而使多个配线焊盘56a与多个电极52a(电极焊盘)彼此电连接。

[0119] 在此,FPC56的多个配线焊盘56a与超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a(电极焊盘)的贴合(即,电连接)优选使用各向异性导电片或各向异性导电胶来进行,并且,优选通过热粘接来进行。另外,配线焊盘56a与电极52a的电连接并不限制于这些连接方法,只要不妨碍配线的操作性且操作工序的难易度不高,则可以使用任何方法,也可以使用引线接合、焊接等方法等公知的方法。

[0120] 如此,在本发明中,能够提供能够实现超声波振子配线作业的简化、效率化及操作性的提高,能够小型化,且具有配线超声波振子阵列的各电极及多个电缆时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构,并且适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元。

[0121] 在上述例子中,将FPC56及电缆配线部60作为被一体化的电缆单元62来构成,但本发明并不限于此,可以不一体化而作为单独的部件来构成。即,可以将FPC56设为上述结构,并将一侧电缆配线部60作为具有用于分别与FPC56的多个配线焊盘56a电连接的多个(48~192)配线焊盘且在多个配线焊盘中预先分别配线连接有多根电缆58的结构来构成。

[0122] 在该情况下,首先,以使FPC56的多个配线焊盘56a与电缆配线部60的多个配线焊盘彼此接触的方式贴合FPC56与设置有电缆配线部60的配线基板而将多个配线焊盘56a与电缆配线部60的多个配线焊盘彼此电连接。

[0123] 接着,以与上述例子相同的方式进行对与电缆配线部60成一体的FPC56的超声波振子阵列50的贴合即可。

[0124] 如此,通过预先在配线有电缆58的FPC56等包含柔性基板的小型基板上进行配线,并贴合该小型基板(FPC56的配线焊盘56a)与超声波振子阵列50(电极部52的电极52a),能够实现超声波振子的配线工序的简化。

[0125] 或,首先,可以以与上述例子相同的方式进行对FPC56的超声波振子阵列50的贴合,接着,以与上述例子相同的方式贴合超声波振子阵列50上所粘贴的FPC56与设置有电缆配线部60的配线基板。

[0126] 这些贴合(即,电连接)也和配线焊盘56a与电极52a的电连接相同地,优选使用各向异性导电片或各向异性导电胶来进行,并且,优选通过热粘接来进行。另外,这些电连接也并不限制于这些方法,只要不妨碍配线的操作性且操作工序的难易度不高,则可以使用任何方法,也可以使用引线接合、焊接等方法等公知的方法。

[0127] 在该情况下,相同地,也能够实现超声波振子的配线工序的简化。

[0128] 在此,在本发明中,要求超声波振子单元46的小型化,因此作为与电极部52电连接

的本发明的配线基板,如图示例所示,优选使用FPC56等柔性配线基板。然而,本发明并不限定于此,可以使用PCB或PWB等刚性配线基板,也可以组合使用柔性配线基板及刚性配线基板。

[0129] 并且,由于多个电缆58极细,因此若要稳定地配置于末端部40的外装部件41内,则电缆配线部60优选使用PCB或PWB等刚性配线基板来构成,但本发明并不限定于此,可以使用如FPC那样的柔性基板来构成,也可以组合使用它们。即,电缆配线部60可以使用如上述那样的本发明中所使用的配线基板来构成。

[0130] 并且,如上所述,电缆单元62具备FPC56等配线基板及电缆配线部60,且FPC56的多个配线焊盘56a与和电缆配线部60配线连接的多个电缆58分别连接而成。在此,与电极部52电连接的配线基板及构成电缆配线部60的配线基板并无特别限定,因此能够将电缆单元62使用各种配线基板来构成,但其中,优选为使用具有FPC56等柔性配线基板、具有电缆配线部60的PCB或PWB等刚性配线基板即被一体化的多层配线基板来构成的电缆单元62。

[0131] 在本发明中,电缆配线部60需要其至少一部分包含于背衬材料层54的凹部54a。即,凹部54a需为能够容纳电缆配线部60的至少一部分的空间。另外,在本发明的超声波振子单元46中,如图3及4所示,2个配线焊盘57进而2个电缆配线部60容纳于半圆柱状的凹部54a,如图5所示,电缆配线部60、多个电缆58的配线部分、多个电缆58延伸的延长部分的一部分以从背衬材料层54的两侧的外侧面朝向中心侧的方式容纳于凹部54a。

[0132] 如此,在本发明中,通过将配线连接有多个电缆58的电缆配线部60容纳于背衬材料层54的凹部54a,能够有效地使用超声波内窥镜12的末端部40的超声波观察部36内的空间。其结果,能够实现超声波振子单元的小型化,进而能够实现超声波内窥镜12的小型化。

[0133] 在此,在本发明的超声波振子单元46中,如图5所示,被背衬材料层54的两侧的外侧面的电缆单元62和背衬材料层54包围的半圆柱状凹部54a内所容纳的电缆配线部60及多个电缆58与背衬材料层54之间的凹部54a的间隙,即没有被背衬材料层54的凹部54a内的电缆配线部60、多个电缆58的配线部分及它们的延长部分的一部分占据的空间优选由填充剂填埋而用作填充剂层74。

[0134] 另外,在将本发明的超声波振子单元46安装于超声波内窥镜12的末端部40的外装部件41时,超声波振子单元46即声透镜66、电缆单元62、填充剂层74及多个电缆58与外装部件41之间的间隙(空间)优选由散热性良好的填充剂填埋并用作填充剂层76。

[0135] 这种填充剂层74及76是为了填埋背衬材料层54的凹部54a内的间隙及超声波振子单元46与外装部件41之间的间隙而设置的,能够固定电缆配线部60和多个电缆58的配线部分及延长部分的一部分而防止电缆58等的断线。如此,通过填充剂覆盖电缆配线部60及多个电缆58的至少一部分而形成填充剂层74和/或填充剂层76,能够在处理本发明的超声波振子单元46及超声波观察部36的总成时保护电缆58部分。

[0136] 而且,填充剂层74优选与背衬材料层54的声阻抗耦合,以使从超声波振子阵列50中振荡而传播到其下侧的超声波不在与背衬材料层54的边界中反射,且从超声波振子阵列50中振荡的超声波在观察对象或其周边部反射而能够充分衰减传播到超声波振子阵列50的下侧的超声波。因此,当将填充剂层74的声阻抗设为 Z_p ($\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$),且将背衬材料层54的声阻抗设为 Z_b ($\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$)时,由下述式(1)表示的填充剂层74及背衬材料层54的声阻抗反射率 Q 优选为50%以下。

[0137] $Q=100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$

[0138] 该声阻抗反射率Q为表示填充剂层74与背衬材料层54的边界面上的超声波(声束)反射的容易度的指标,即,表示值越接近0%,填充剂层74的声阻抗与背衬材料层54的声阻抗越耦合。若上述声阻抗反射率为50%以下左右,则能够以如下方式进行处理,即,在使用超声波振子阵列50中所接收的超声波信号而在超声波处理器装置14中生成超声波图像中,由传播到超声波振子阵列50下侧的超声波造成的杂音不会带来问题。

[0139] 另外,在填充剂层76中,也与填充剂层74相同地,优选取得与背衬材料层54的声阻抗的耦合。

[0140] 并且,在从超声波振子单元46的超声波振子阵列50振荡超声波时,从超声波用处理器装置14传送至超声波振子阵列50的驱动信号成为热能,从而超声波振子阵列50发热,因此填充剂层76优选具有散热性。因此,填充剂层76的导热率优选为1.0W/mK以上。

[0141] 另外,在填充剂层74中,也与填充剂层76相同地,优选使用散热性良好的填充剂。

[0142] 在此,在图5所示的超声波振子单元46中,关于电缆单元62的FPC56(配线焊盘56a)与超声波振子阵列50的电极部52的电极52a的电连接,优选使用各向异性导电片或各向异性导电胶或者通过热粘接来接合FPC56的末端部分的侧面的配线焊盘56a与超声波振子阵列50的外侧面(超声波振子48的端面)的电极部52的电极52a,当然本发明并不限于此。

[0143] 例如,如图10所示,也可以是如下方式,即,使超声波振子阵列50的电极部52的电极52a从背衬材料层54的上表面54b(超声波振子48的排列面)延伸至外侧面54e,使电缆单元62的FPC56的至少配线焊盘56a部分的厚度与其相应的量变薄,贴合并接合延伸至背衬材料层54的外侧面54e的电极52a的延长部分与厚度变薄的FPC56的配线焊盘56a的部分,并用焊锡等电连接两者。

[0144] 并且,在图11所示的例子中,也可以是如下方式,即,将电缆单元62的FPC56的至少配线焊盘56a的部分贴合并接合在配置于超声波振子48的排列面即图7所示的背衬材料层68的上表面的超声波振子阵列50的电极部52的电极52a,并电连接两者。

[0145] 另外,在图11所示的例子中,使用具有没有贯穿的凹部(凹部)68a的背衬材料层68,但本发明并不限于此,可以使用图5、图6及图10所示的具有贯穿的半圆柱状凹部54a的半圆筒状背衬材料层54,也可以使用分别具有如图8及图9所示那样没有贯穿的凹部69a及70a的背衬材料层69及70,还可以使用其他形状及结构的背衬材料层。

[0146] 另外,在图5、图10及图11所示的例子中,设置成比背衬材料层54或68的外侧面更靠向中心侧,但本发明并不限于此。

[0147] 如图11A所示,也能够背衬材料层68的外侧面侧设置电缆配线部60。但是,如图11A所示,需要使构成电缆单元62的配线基板沿背衬材料层68的凹部68a的内壁面向中心侧弯折,并且在其外侧设置电缆配线部60,因此可能会导致FPC等配线基板的结构变得复杂。即,在图11A所示的例子中,FPC56的部分与图5、图10及图11所示的例子相同地,贴附于超声波振子阵列50的外侧面的电极部52,与FPC56连续的配线基板部分沿凹部68a的内壁面向中心侧弯折,接着向图中下方弯折,在向下方弯折的配线部分的外侧面设置电缆配线部60。

[0148] 另外,在图11A所示的例子,的情况下,也与图11所示的例子相同地,可以使用图5、图6及图10所示的背衬材料层54,也可以使用图8及图9所示的背衬材料层69及70,还可以使用其他形状及结构的背衬材料层。

[0149] 内窥镜观察部38由观察窗78、物镜80、固体成像元件82、照明窗84、清洗喷嘴86及配线电缆88等构成。

[0150] 观察窗78安装成朝向末端部40的斜上方。从观察窗78入射的观察对象部位的反射光通过物镜80成像于固体成像元件82的成像面。固体成像元件82对透射观察窗78及物镜80而成像于成像面的观察对象部位的反射光进行光电转换,并输出成像信号。作为固体成像元件82,能够举出CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)及CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)等。通过固体成像元件82输出的拍摄图像信号经由从插入部22延伸设置至操作部24的配线电缆88并通过通用塞绳26传送至内窥镜用处理器装置16。内窥镜用处理器装置16对所传送的成像信号实施各种信号处理及图像处理,并作为内窥镜光学图像显示于显示器20。

[0151] 照明窗84隔着观察窗78设置于两侧。在照明窗84中连接有光导管(未图示)的射出端。光导管从插入部22延伸设置至操作部24,该入射端与经由通用塞绳26连接的光源装置18连接。通过光源装置18发射的照明光沿着光导管从照明窗84照射至被观察部位。

[0152] 并且,清洗喷嘴86为了清洗观察窗78及照明窗84的表面而从送水罐21a经超声波内窥镜12内的送气送水管路向观察窗78及照明窗84喷出空气或清洗水。

[0153] 并且,在末端部40设置有处置器具导出口44。处置器具导出口44与插穿插入部22内部的处置器具通道45连接,插入于处置器具插入口30的处置器具经由处置器具通道45从处置器具导出口44导入于体腔内。另外,处置器具导出口44位于超声波观察部36与内窥镜观察部38之间,但当为通过超声波图像确认从处置器具导出口44导入至体腔内的处置器具的移动时,优选靠近配设于超声波观察部36。

[0154] 虽然未图示,但可以在处置器具导出口44的内部设置改变从处置器具导出口44导入于体腔内的处置器具的导出方向的立起台。在立起台中安装有钢丝(未图示),通过基于操作部24的立起杆(未图示)操作的推拉操作而立起台的立起角度发生变化,由此处置器具沿所希望的方向被导出。

[0155] 当通过超声波内窥镜12观察体腔内时,首先,将插入部22插入于体腔内,通过显示器20一边观察内窥镜观察部38中所获取的内窥镜光学图像,一边搜索观察对象部位。

[0156] 接着,若末端部40到达观察对象部位且发出获取超声波断层图像的命令,则驱动控制信号从超声波处理器装置14经由超声波内窥镜12内的电缆58、电缆单元62及电极部52输入于超声波振子48。若输入驱动控制信号,则规定的电压施加于超声波振子48的两个电极。而且,超声波振子48的压电体被激励,超声波经由声透镜66发射到观察对象部位。

[0157] 在照射超声波之后,由超声波振子48接收来自观察对象部位的回声信号。通过多工器等电子开关错开所驱动的超声波振子48的同时重复进行该超声波的照射及回声信号的接收。由此,超声波扫描观察对象部位。在超声波处理器装置14中,根据接收回声信号而从超声波振子48输出的检测信号,生成超声波断层图像。所生成的超声波断层图像显示于显示器20。

[0158] 本发明的超声波振子单元46能够以如下方式进行制造。

[0159] 超声波振子单元46的制造方法的特征在于实现超声波振子阵列50向多个超声波振子48的配线工序的简化,对配线工序进行详细说明,但视为超声波振子单元46的各构成要件及各部件的制造已完成。

[0160] 并且,参考图12~图17对本发明的超声波振子单元46的制造方法进行说明,但图12~图17并不是表示实际上的构成要件及部件的图,而是仅记载说明所需的部分并省略了说明中不使用的部分的用于说明的图。

[0161] 首先,如图12所示,准备背衬材料层54、由多个超声波振子48构成的超声波振子阵列50、声匹配层64及声透镜66的层叠体即超声波振子总成90。

[0162] 并且,如图12所示,准备具有在超声波振子阵列50的外侧面通过与超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a(参考图4及图5)贴合而能够电连接的多个连接用电极92a、电极之间的间距间隔大于多个连接用电极92a的多个检查用电极92b及分别导通它们的配线92c的检查用柔性基板92。

[0163] 接着,如图13所示,以使检查用柔性基板92的多个连接用电极92a与超声波振子总成90的超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a接合的方式,将检查用柔性基板92粘贴在超声波振子阵列50的电极部52,以电性接合多个连接用电极92a与多个电极52a。

[0164] 如此,如图13所示,制造检查用柔性基板92贴合在超声波振子总成90上的超声波振子检查总成94。

[0165] 使用该超声波振子检查总成94的多个检查用电极92b,进行超声波振子阵列50的多个超声波振子48的检查。多个检查用电极92b的电极之间的间距间隔大于超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a,因此例如电缆端部成为夹子状连接器,从而能够使用通过用夹子状连接器来夹住检查用电极92b而实现导通的夹具,因此能够轻松地进行检查。

[0166] 以往,只有在超声波振子总成90的超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a上连接多个电缆58之后,才能够进行超声波振子阵列50的多个超声波振子48的检查,因此当检查中超声波振子48不合格时,变得无法使用极细且昂贵的多个电缆58,因此变得成本增高,但通过设为本发明的超声波振子单元46的结构,能够实现成本降低。

[0167] 接着,如图14所示,从检查中超声波振子阵列50的各超声波振子48合格的超声波振子检查总成94中,沿超声波振子总成90的背衬材料层54的凹部54a的半圆形状切割检查用柔性基板92,制造仅贴附有多个连接用电极92a的超声波振子总成96。

[0168] 另外,此时,可以从超声波振子检查总成94中剥离并去掉已粘贴的检查用柔性基板92整体。

[0169] 另一方面,如图14所示,准备具有对多个连接用电极92a或超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a能够进行基于粘贴的接合的配线焊盘56a的FPC56、和形成有具有预先配线连接有多个电缆58的配线焊盘57的电缆配线部60的配线基板的多层FPC等由多层配线基板构成的电缆单元62。

[0170] 另外,关于电缆单元62的电缆配线部60,其至少一部分在图示例中2个配线焊盘57形成为容纳于背衬材料层54的半圆形状的凹部54a。在图示例中,形成有电缆配线部60的配线基板成为与背衬材料层54的半圆形状的凹部54a相同的半圆形状。

[0171] 将图14所示的超声波振子总成96或90与电缆单元62以多个连接用电极92a或多个电极52a与FPC56的配线焊盘56a接合的方式进行粘贴,而电连接多个连接用电极92a或多个电极52a与配线焊盘56a。此时,电缆单元62以使电缆配线部60容纳于背衬材料层54的凹部54a的方式将电缆配线部60朝向内侧粘贴于超声波振子总成96或90。

[0172] 如此,能够制造图15及图16所示的本发明的超声波振子单元46。图15是超声波振

子单元46的侧视图。如图15所示,从外侧只能看见电缆单元62的外侧面,而不能看到电缆配线部60。

[0173] 另一方面,图16是图5的P-P线剖视图,是超声波振子单元46的横剖视图。如图16所示,电缆单元62的电缆配线部60容纳于背衬材料层54的凹部54a内。

[0174] 并且,背衬材料层54的凹部54a由电缆单元62的电缆配线部60及多个电缆58填埋,但没有全部被填埋,而存在间隙98。

[0175] 接着,考虑到背衬性、声匹配性和/或散热性等,在该间隙98中注入填充剂,以制作填充剂层74。

[0176] 如此,能够制造最终的本发明的超声波振子单元46。

[0177] 本发明的超声波振子单元基本上以如上方式构成,且以如上方式制造。

[0178] 但是,在本发明中,图示例的背衬材料层54成为半圆筒状(环形),也可以设为如下配置,即,当描绘同一圆弧时,在该圆弧的上半部分包含电缆配线部的至少一部分。

[0179] 并且,以电缆配线部60与背衬材料层54不进行干扰的方式,在上述圆弧及电缆配线部60的重叠部的背衬材料层中设置有铰孔,但也可以仅空出空间。

[0180] 如此,在本发明的超声波振子单元中,将背衬材料层54的凹部54a设置成比背衬材料层54的外侧面更靠向中心侧,且在超声波内窥镜12的末端部40的超声波观察部36的中心部侧的面上进行,由此能够有效地使用超声波内窥镜12内的空间。

[0181] 并且,由包含FPC56等柔性基板的小型基板(FPC56的配线焊盘56a)构成的电缆单元62与超声波振子阵列50(电极部52的电极52a)的电极配线及贴附也可以在超声波振子阵列50的外侧面(超声波振子48的端面)上进行。

[0182] 以上,对本发明所涉及的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜进行了详细说明,但本发明并不限于以上的例子,在不脱离本发明的宗旨的范围内,可以进行各种改良或变形是不言而喻的。

[0183] 符号说明

[0184] 10-超声波检查系统,12-超声波内窥镜,14-超声波用处理器装置,16-内窥镜用处理器装置,18-光源装置,20-显示器,21a-送水罐,21b-吸引泵,22-插入部,24-操作部,24-通用塞绳,28a-送气送水按钮,28b-吸引按钮,29-弯角钮,29、30-处置器具插入口(钳道口),32a-超声波用连接器,32b-内窥镜用连接器,32c-光源用连接器,34a-送气送水用软管,34b-吸引用软管,36-超声波观察部,38-内窥镜观察部,40-末端部,41-外装部件,42-弯曲部,43-软性部,44-处置器具插入口,46-超声波振子单元,48-超声波振子,50-超声波振子阵列,52-电极部,52a-单独电极,52b-通用电极,54、68、69、70-背衬材料层,54a、68a、69a、70a-凹部,54b-外表面(上表面),54c-下侧面,54d、68c、69c、70c-底面(内侧表面),54e、68b、69b、70b-外侧面,56-柔性印刷配线基板(FPC),56a、56b、57-配线焊盘,58-电缆,60-电缆配线部,62-电缆单元,64-声匹配层,66-声透镜,74、76-填充材料层,78-观察部,80-物镜,82-固体成像元件,84-照明窗,86-清洗喷嘴,88-配线电缆,90、96-超声波振子总成,92-检查用柔性基板,92a-连接用电极,92b-检查用电极,92c-配线,94-超声波振子检查总成,98-间隙,EL-长边方向(标高方向),AZ-平行方向(横向方向)。

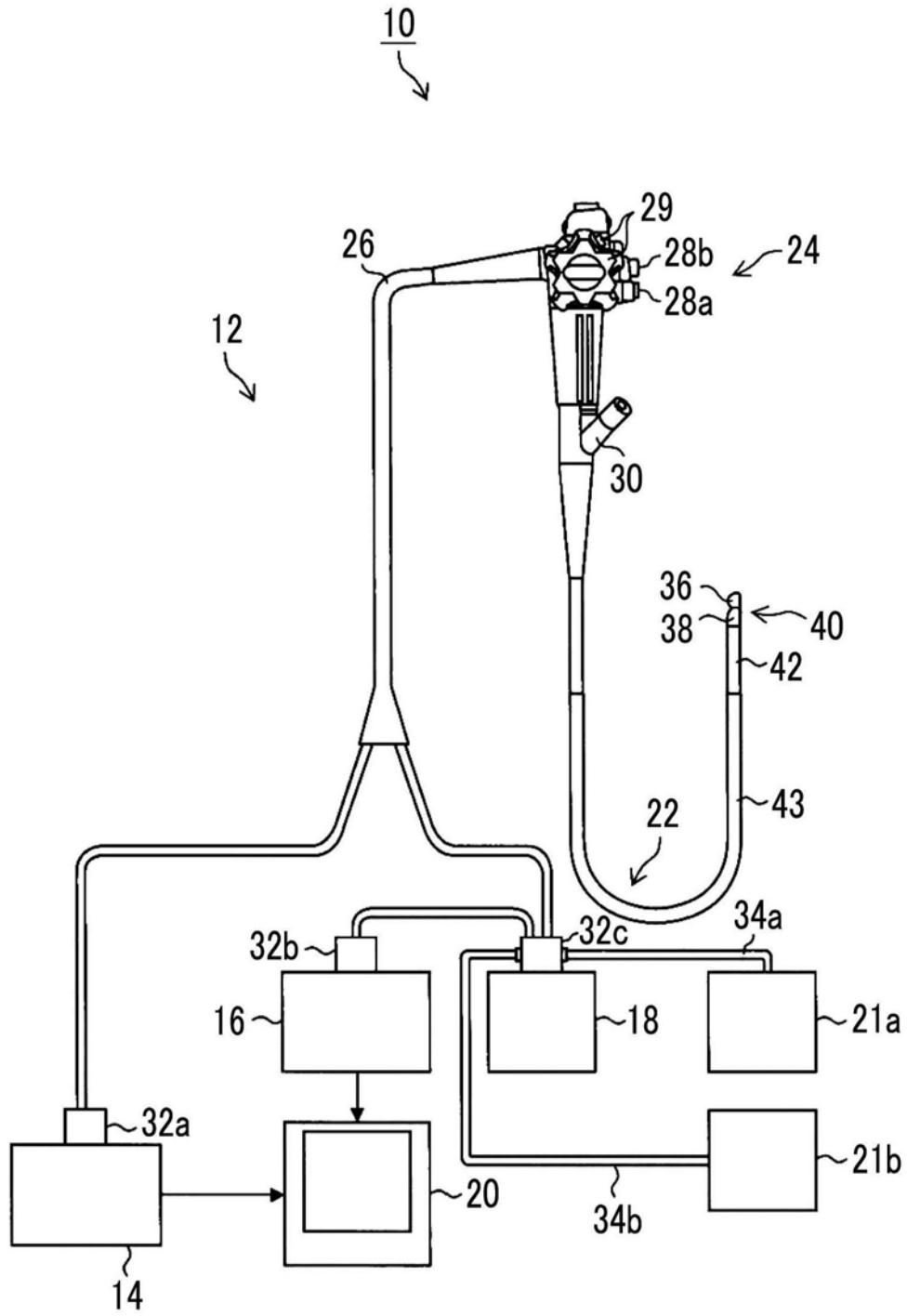


图1

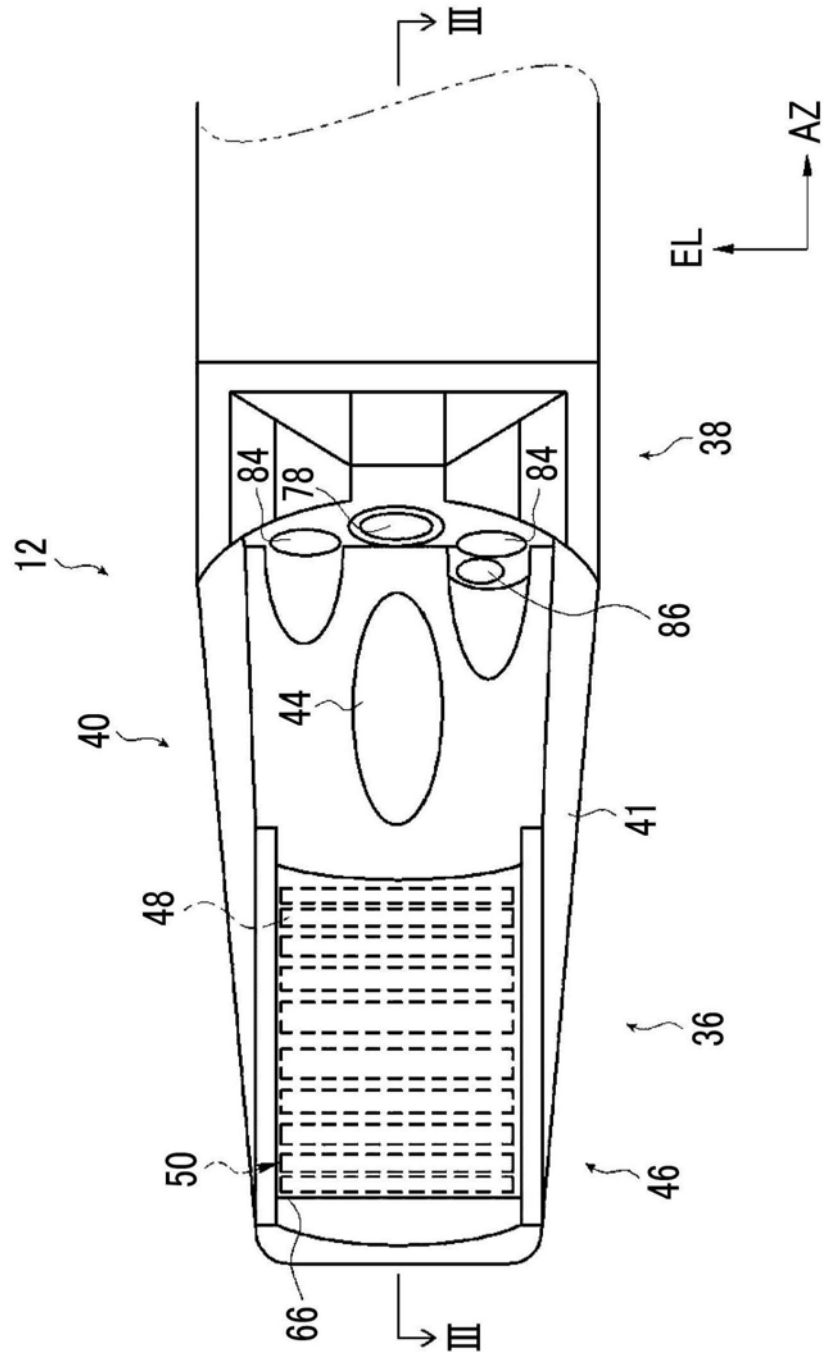


图2

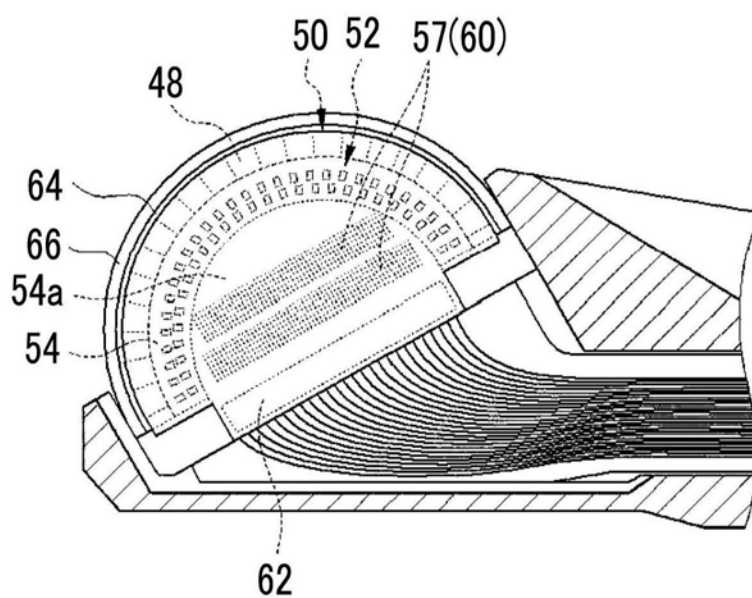


图4

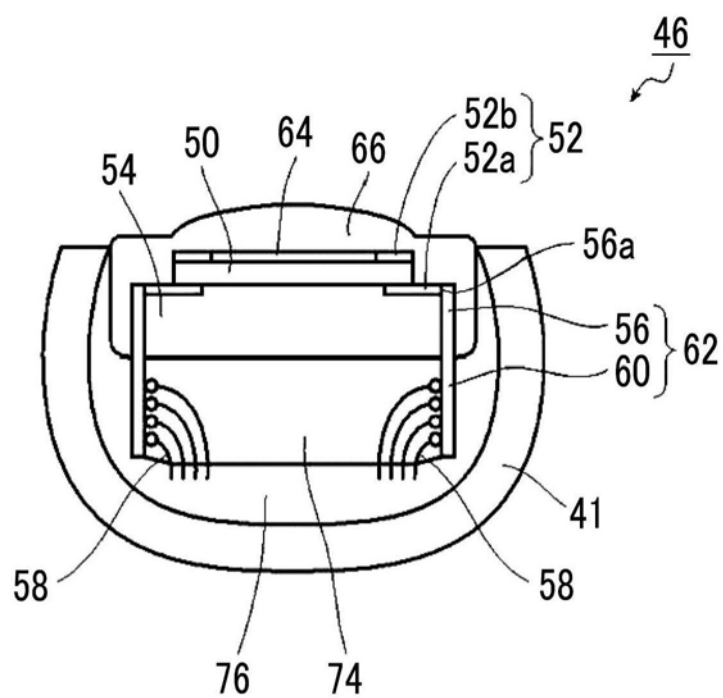


图5

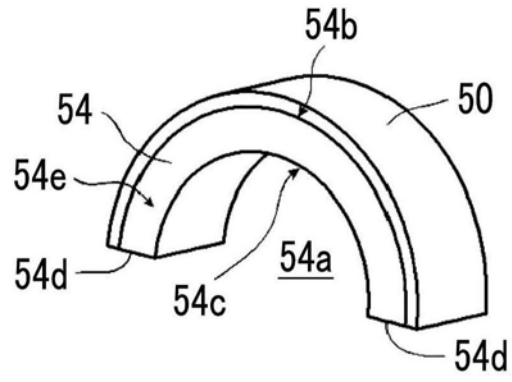


图6

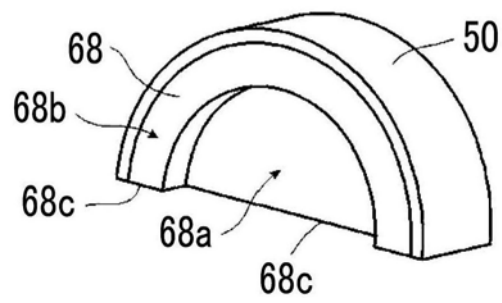


图7

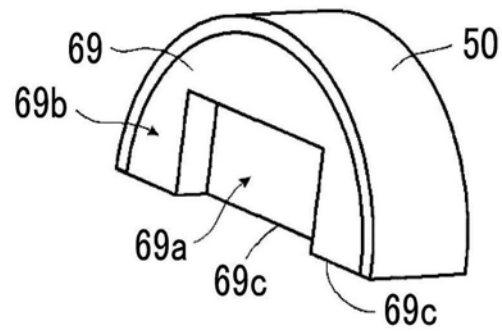


图8

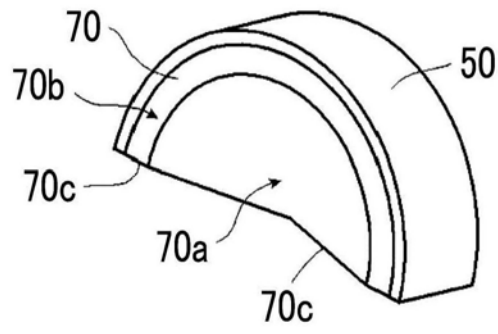


图9

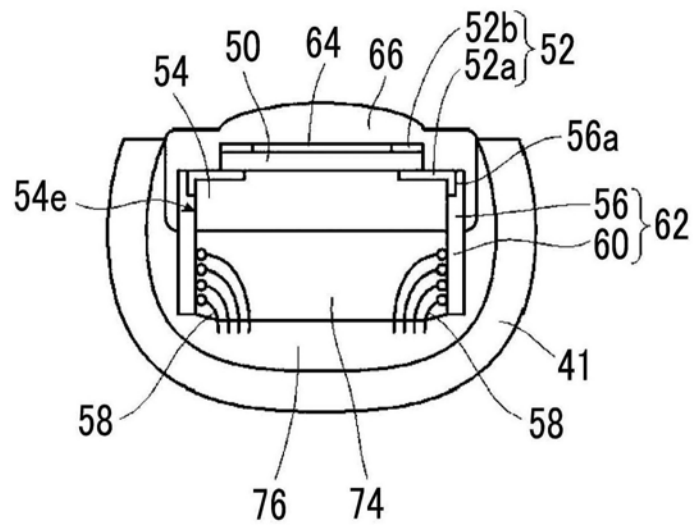


图10

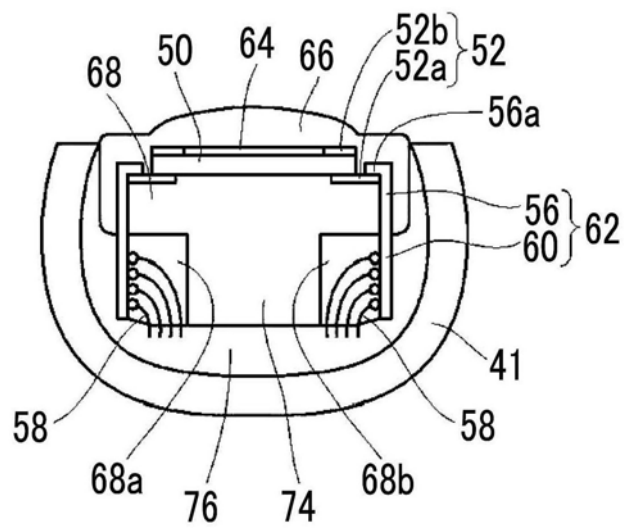


图11

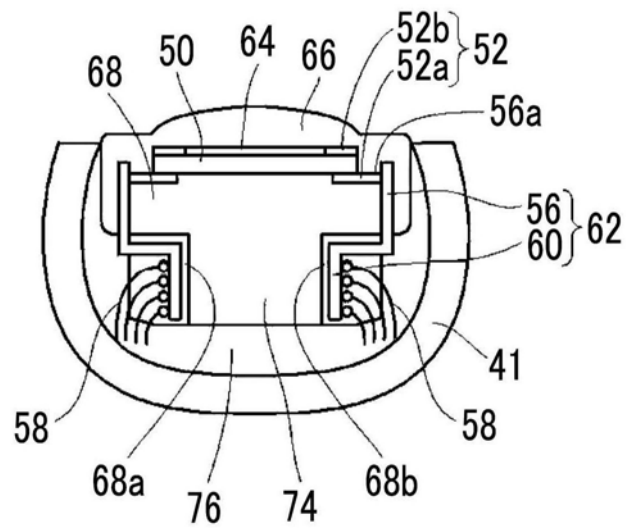


图11A

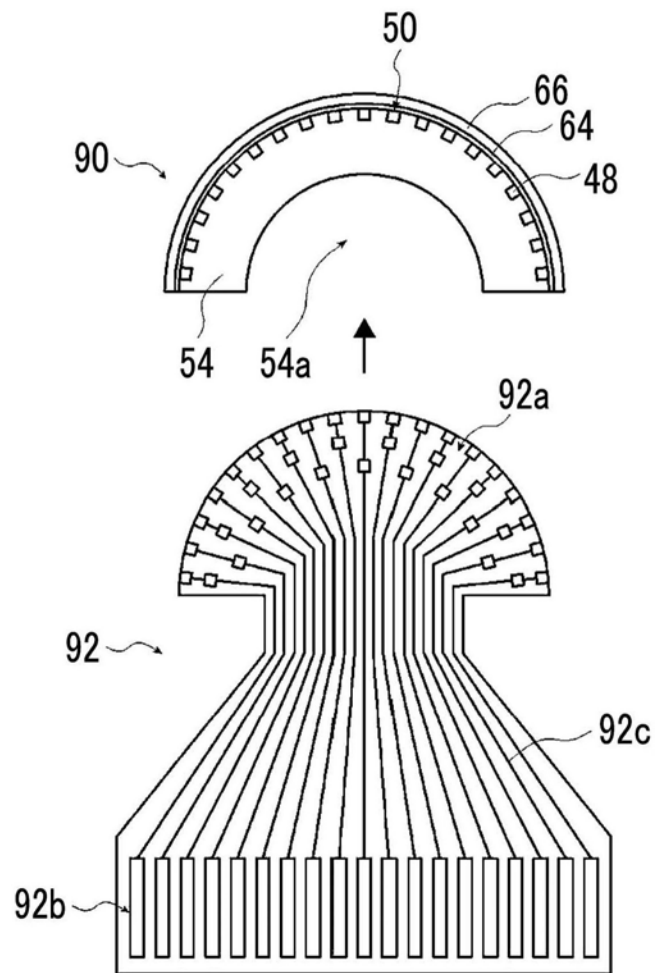


图12

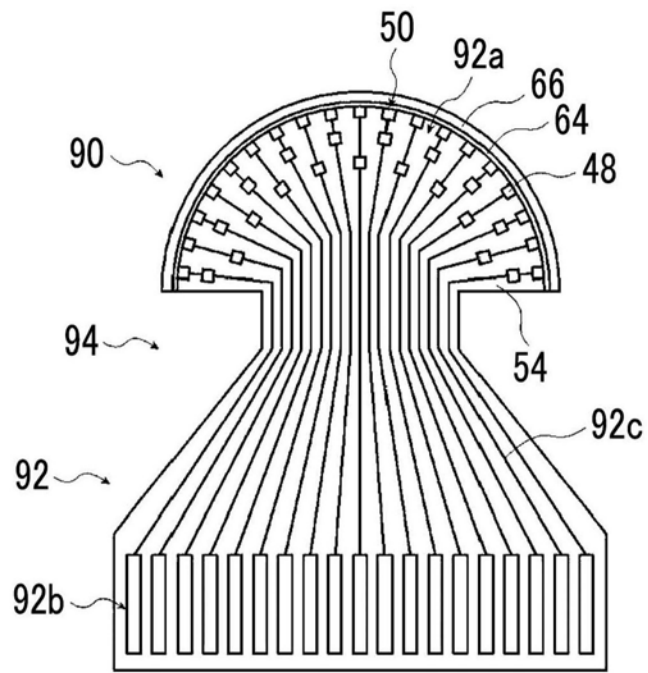


图13

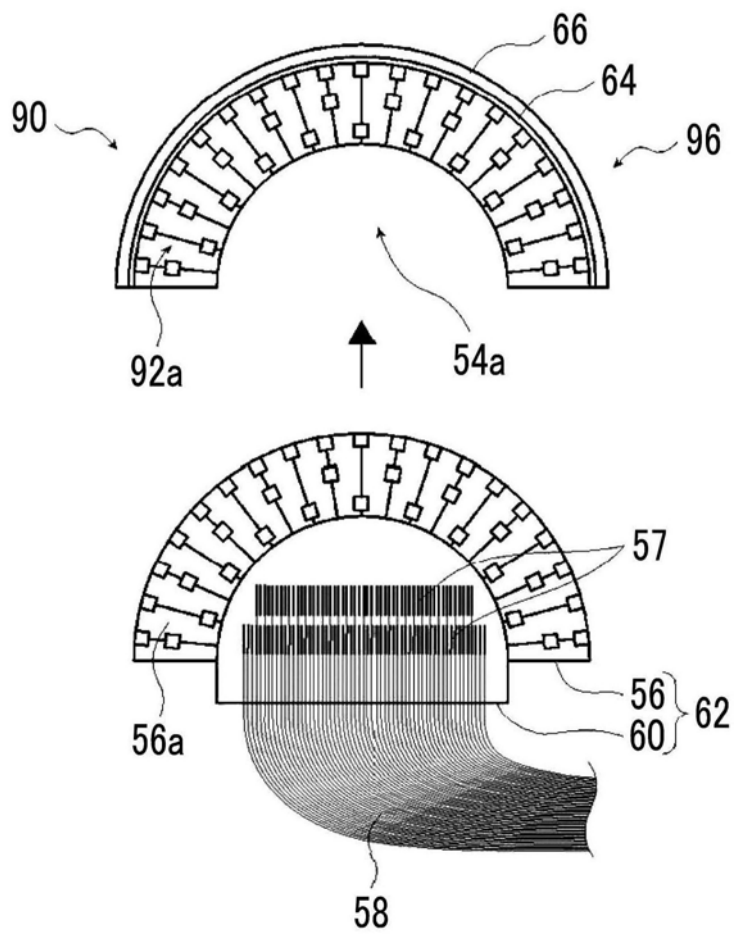


图14

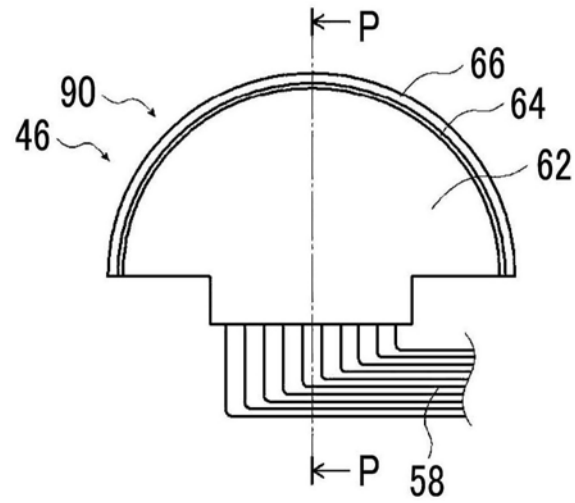


图15

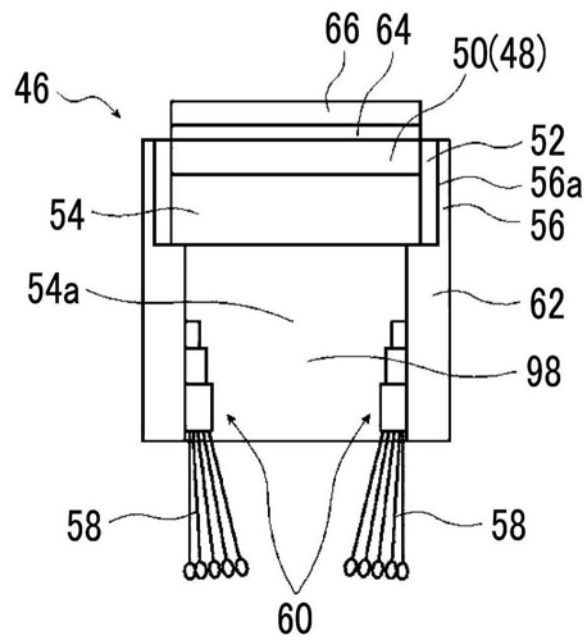


图16

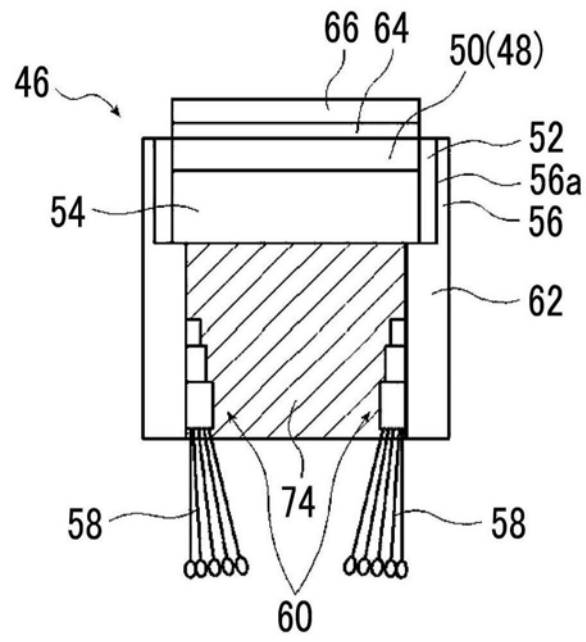


图17

专利名称(译)	超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN108882919A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201780020045.7	申请日	2017-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本康彦 山本胜也		
发明人	森本康彦 山本胜也		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0625 H04R17/00 A61B1/00082 A61B1/00096 A61B1/00114 A61B1/018 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4455 A61B8/4461		
优先权	2016074448 2016-04-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够小型化，且具有配线超声波振子阵列的各电极及多个电缆时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构，适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元及使用该单元的超声波内窥镜。超声波振子单元具有：超声波振子阵列，排列有多个超声波振子；电极部，设置于超声波振子阵列的端面侧，且具有分别与多个超声波振子导通的多个电极；背衬材料层，配设于超声波振子阵列的背面，具有截面圆弧状的外表面，在与外表面相反的内侧具备凹部；配线基板，具有与电极部的多个电极电连接的多个配线；及电缆配线部，配线连接有分别与多个配线连接的多个电缆，在背衬材料层的凹部包含电缆配线部的至少一部分而成。超声波内窥镜具备超声波振子单元。

