



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069126 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780024209.3

(22)申请日 2017.02.27

(30)优先权数据

2016-091935 2016.04.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/007414 2017.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/187756 JA 2017.11.02

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 山本胜也 森本康彦

(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 韩香花 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

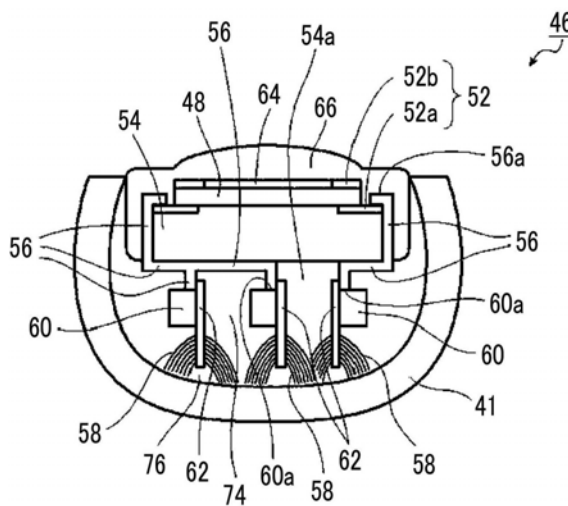
权利要求书2页 说明书17页 附图7页

(54)发明名称

超声波振子单元

(57)摘要

本发明提供一种能够小型化,且具有在对超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线危险性少的配线结构,并且散热效果高,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元。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,具有分别与多个超声波振子导通的多个电极;圆弧状背衬材料层,配设于超声波振子阵列的背面;3片以上的配线基板,与电极部的多个电极电连接;及3个以上的连接器,分别连接有多个电缆,3片以上的配线基板分别安装于3个以上的连接器,并电连接电极部的多个电极与多个电缆,3个以上的连接器在背衬材料层的背面侧沿背衬材料层的宽度方向排列。



1. 一种超声波振子单元,其特征在于,具有:

超声波振子阵列,分别具有棒状体形状的多个超声波振子对齐所述棒状体形状的长度方向而排列为圆弧状而成;

电极部,其设置于所述多个超声波振子的与所述长度方向垂直的至少一侧的端面,且具有分别与所述多个超声波振子导通的多个电极;

圆弧状的背衬材料层,其配置于所述超声波振子阵列的成为所述圆弧状的中心侧的背面;

3片以上的电极用配线基板,它们与所述电极部的多个电极电连接;及

分别连接有多个电缆的3个以上的连接器,

所述3片以上的电极用配线基板分别安装于所述3个以上的连接器,并将所述电极部的多个电极与所述多个电缆电连接,

所述3个以上的连接器在成为与所述超声波振子阵列相反的一侧的所述背衬材料层的背面侧,在沿所述长度方向的所述背衬材料层的宽度方向上排列。

2. 根据权利要求1所述的超声波振子单元,其中,还具有:

3片以上的电缆配线基板,它们分别具备连接有所述多个电缆的电缆配线部,并分别通过所述3个以上的连接器连接该3片以上的电缆配线基板的各电缆配线部与所述3片以上的电极用配线基板。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层在所述超声波振子阵列的背面具有截面为圆弧状的外表面,在与该外表面相反的一侧具有凹部,

在所述背衬材料层的所述凹部内配置所述3个以上的连接器的至少一部分。

4. 根据权利要求3所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层为半圆柱状、将圆柱以与该圆柱的中心线平行的平面切断而成的形状、半圆筒状或弓形状,

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。

5. 根据权利要求3或4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宽度方向的外侧面朝向所述宽度方向的中心侧设置的。

6. 根据权利要求3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为从所述背衬材料层的宽度方向的两侧的两个外侧面中的一个外侧面贯穿至另一个外侧面的贯穿孔、或从所述背衬材料层的宽度方向的至少一个外侧面朝向所述宽度方向的中心侧凹陷的镗孔。

7. 根据权利要求6所述的超声波振子单元,其中,

所述贯穿孔为其截面被挖空成矩形、多边形或圆形的形状,

所述镗孔是从所述背衬材料层的宽度方向的至少一个外侧面朝向所述宽度方向的中心侧形成的,

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

8. 根据权利要求3至7中任意一项所述的超声波振子单元,其中,
所述3个以上的连接器中的2个连接器在所述背衬材料层的所述凹部内分别配置于所述背衬材料层的宽度方向的两侧的2个外侧面侧,
所述3个以上的连接器中的剩余1个以上的连接器在所述背衬材料层的所述凹部内配置于所述2个连接器之间。
9. 根据权利要求3至8中任意一项所述的超声波振子单元,其还具有:
由导热部件形成的填充剂层,其填充被容纳于所述背衬材料层的所述凹部的所述3个以上的连接器中的至少1个连接器、所述3片以上的电极用配线基板及所述多个电缆与所述背衬材料层之间的所述凹部的间隙。
10. 根据权利要求3至9中任意一项所述的超声波振子单元,其还具有:
由导热部件形成的填充剂层,其覆盖所述3片以上的电极用配线基板、所述3片以上的连接器及所述多个电缆各自的至少一部分。
11. 根据权利要求9或10所述的超声波振子单元,其中,
关于所述填充剂层,设所述填充剂层的声阻抗为 Z_p ,且设所述背衬材料层的声阻抗为 Z_b 时,由下述式(1)表示的所述填充剂层及所述背衬材料层的声阻抗反射率 Q 为50%以下,
$$Q=100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$$

其中,声阻抗 Z_p 及 Z_b 的单位为 $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$ 。
12. 根据权利要求9至11中任意一项所述的超声波振子单元,其中,
所述填充剂层的导热率为 $1.0\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上。
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,
所述电极用配线基板为柔性印刷配线基板或刚性印刷电路板。
14. 根据权利要求1至13中任意一项所述的超声波振子单元,其中,
所述电极用配线基板通过热熔敷连接而与所述电极部电连接,且该电极用配线基板配置于沿所述长度方向的所述超声波振子阵列的宽度方向的外侧面。

超声波振子单元

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波振子单元,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。

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、照明部、送气送水口及吸引口。因此,超声波内窥镜的末端部的外径变粗,从而成为降低超声波内窥镜的操作性及增加超声波内窥镜的末端部被插入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1~3)。

[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(FPC:Flexible Printed Circuit)。而且,超声波振子阵列和电缆束及FPC为分体结构,两者使用热压接方法来连接,然后,FPC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,在超声波内窥镜的凸面型超声波探头中,将在背衬材料的凸曲面上作为多列阵列排列而成的多个超声波换能器(超声波振子)与多个屏蔽线(电缆)通过配置于背衬材料的侧面的FPC来连接,并且将由橡胶等弹性体构成的背衬材料的背面与例如由不锈钢(SUS304)等构成的超声波内窥镜的插入部的末端的外装部件(外壳)之间例如通过由氮化铝(AlN)等构成的导热部件来连接。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本专利第4445764号公报

[0010] 专利文献2:日本专利第5399594号公报

[0011] 专利文献3:日本专利第5329065号公报

发明内容

[0012] 发明要解决的技术课题

[0013] 在专利文献1~3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,超声波观察部其外径小,且在电缆中使用极细且昂贵的电缆,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状。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。

[0014] 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。

[0015] 并且,在专利文献1所公开的技术中,由于超声波振子单元的FPC具有被折叠的结构,因此存在电缆束及FPC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FPC,但在配线的操作性上仍存在问题。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FPC时,电缆承受负担,例如被施加负荷,从而存在负荷被施加的电缆配线断线这一问题。

[0016] 并且,在专利文献2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性能,但结束超声波振子与电缆的配线之后,才能首次进行使用了超声波内窥镜的超声波振子的质量的检查。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。

[0017] 并且,超声波振子的输出上限由声透镜表面的温度上升值规定,在专利文献3所公开的技术中,通过用导热部件连接背衬材料与外壳之间来提高超声波振子的散热性能,能够实现更高的输出。然而,在专利文献3所公开的技术中,仅考虑将超声波振子的发热经由背衬材料及导热部件散热到外壳的散热路径,因此存在无法指望进一步提高散热效果这一问题。

[0018] 并且,在专利文献1~3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FPC、印刷电路板(PCB:Printed Circuit Board)或印刷线路板(PWB:Printed Wiring Board)等配线基板。该结构的制造非常困难,存在制造成功率不高这一问题。

[0019] 并且,在专利文献1~3所公开的以往结构中,配线基板配置于背衬材料的侧面的一侧或两侧,因此,如上所述,若通道数变多,则每一片配线基板的电缆配线数增加,从而存在导致连接电缆的电缆焊接部周边的配线结构变得复杂这一问题。

[0020] 并且,如专利文献1及2所公开的技术,在将2个配线基板在背衬材料的两侧面各配置1片且在背衬材料与外壳之间填充填充剂的以往结构中,只有将超声波振子的发热经由背衬材料及填充剂散热到外壳的散热路径,因此存在无法指望进一步提高散热效果这一问题。

[0021] 本发明的目的在于提供一种解决上述以往技术的问题点,能够小型化且具有在对

超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、操作工序的难易度低及电缆不易被施加负荷且断线的危险性少的配线结构,能够期待进一步提高来自发热的超声波振子阵列的散热效果,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元。

[0022] 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,还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。

[0023] 用于解决技术课题的手段

[0024] 为了实现上述目的,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,分别具有棒状体形状的多个超声波振子对齐棒状体形状的长度方向而排列为圆弧状;电极部,设置于多个超声波振子的与长度方向垂直的至少一侧端面,且具有分别与多个超声波振子导通的多个电极;圆弧状背衬材料层,配设于超声波振子阵列的成为圆弧状的中心侧的背面;3片以上的电极用配线基板,与电极部的多个电极电连接;及3个以上的连接器,分别连接有多个电缆,3片以上的电极用配线基板分别安装于3个以上的连接器,并电连接电极部的多个电极与多个电缆,3个以上的连接器在成为与超声波振子阵列相反的一侧的背衬材料层的背面侧,在沿长度方向的背衬材料层的宽度方向上排列。

[0025] 在此,优选超声波振子单元还具有:3片以上的电缆配线基板,分别具备连接有多个电缆的电缆配线部,并分别通过3个以上的连接器连接3片以上的电缆配线基板的各电缆配线部与3片以上的电极用配线基板的电极用配线。

[0026] 并且,优选背衬材料层在超声波振子阵列的背面具有剖面圆弧状的外表面,在与外表面相反的一侧具有凹部,将3个以上的连接器的至少一部分配置于背衬层的凹部内。

[0027] 并且,优选背衬材料层为半圆柱状、将圆柱以与圆柱的中心线平行的平面切割的形状、半圆筒状或弓形状,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。

[0028] 并且,优选背衬材料层的凹部是从背衬材料层的宽度方向的外侧面向着宽度方向的中心侧设置的。

[0029] 并且,优选背衬材料层的凹部为从背衬材料层的宽度方向的两侧的2个外侧面的一个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宽度方向的至少一个外侧面朝向宽度方向的中心侧凹陷的镗孔中的任一个。

[0030] 并且,优选贯穿孔为其剖面挖空成矩形、多边形或圆形的形状,镗孔形成为从背衬材料层的宽度方向的至少一个外侧面朝向宽度方向的中心侧,镗孔为矩形状的镗孔、多边形形状的镗孔、弓形状的镗孔、半圆状的镗孔、角锥状的镗孔或圆锥状的镗孔。

[0031] 并且,优选背衬材料层的凹部为挖空成矩形的形状的贯穿孔。

[0032] 并且,优选3个以上的连接器中的2个连接器在背衬材料层的凹部内,分别配置于背衬材料层的宽度方向的两侧的2个外侧面侧,3个以上的连接器中的剩余1个以上的连接器在背衬材料层的凹部内,配置于2个连接器之间。

[0033] 并且,优选超声波振子单元还具有:填充剂层,填充容纳于背衬材料层的凹部的3个以上的连接器的至少1个连接器、3片以上的电极用配线基板及多个电缆与背衬材料层之间的凹部的间隙且由导热部件构成。

[0034] 并且,优选超声波振子单元还具有:填充剂层,覆盖3片以上的电极用配线基板、3

片以上的连接器及多个电缆各自的至少一部分且由导热部件构成。

[0035] 并且,优选关于填充剂层,当将填充剂层的声阻抗设为 Z_p ,且将背衬材料层的声阻抗设为 Z_b 时,由下述式(1)表示的填充剂层及背衬材料层的声阻抗反射率 Q 为50%以下。

[0036] $Q=100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$

[0037] 其中,声阻抗 Z_p 及 Z_b 的单位为 $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$ 。

[0038] 并且,优选填充剂层的导热率为 $1.0\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上。

[0039] 并且,优选电极用配线基板为柔性印刷配线基板或刚性印刷电路板。

[0040] 并且,优选电极用配线基板通过热熔敷连接而与电极部电连接,且配置于沿长度方向的超声波振子阵列的宽度方向的外侧面。

[0041] 发明效果

[0042] 根据本发明,能够提供一种能够小型化,且具有在对超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、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,能够期待进一步提高来自发热的超声波振子阵列的散热效果,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元。

[0043] 根据本发明,除了上述效果以外,还能够提供一种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

[0044] 图1是表示使用利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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 图10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。

[0055] 图12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。

具体实施方式

[0056] 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进行详细说明。

[0057] 图1是表示使用利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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 首先,图1所示的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)。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 并且,钳道口30用于插穿钳子、穿刺针及高频刀等处置器具。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 弯曲部42通过转动设置于操作部24的一对弯角钮29、29而被远程弯曲操作。由此，能够将末端部40朝向所希望的方向。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 另外，这些超声波用处理器装置14及内窥镜用处理器装置16可以由PC（个人计算机）等处理器构成。

[0074] 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。

[0075] 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，也可以以其他任意方式显示这些超声波图像及内窥镜图像。

[0076] 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。

[0077] 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度方向的中心线切断的纵剖视图。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，是表示超声波观察部的超声波振子单元的结构图。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超声波振子阵列的圆弧结构用中心线切断的横剖视图。

[0078] 如图2及图3所示，在超声波内窥镜12的末端部40，在末端侧设置有用于获取超声波图像的超声波观察部36，在基端侧设置有用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。

[0079] 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)。

[0080] 如图2~图5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。

[0081] 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的端面的电极部52、从图中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、在一端侧与电极部52电连接的3片以上的多片(在图示例中为3片)柔性印刷配线基板(以下,简称为FPC(Flexible Printed Circuit))56、具有安装有FPC56另一端的安装部60a的3个以上的多个(在图示例中为3个)连接器60及分别具备配线连接有多个电缆58的电缆配线部62a且分别安装于连接器60的3片以上的多个(在图示例中为3个)电缆配线基板62。

[0082] 另外,在本说明书中,外或外侧是指超声波内窥镜12的末端部40的外部或朝向外侧,内或内侧是指超声波内窥镜12的末端部40的内部或朝向内部。并且,在本说明书中,上或上侧例如在图3~图5所示的超声波观察部36中,是指超声波振子阵列50的一侧,更准确而言,是指后述的声透镜66的一侧,下或下侧是指外装部件41的一侧。

[0083] 在图示例中,通过将3片FPC56的另一端侧分别安装于3片连接器60的安装部60a,FPC56与电缆配线基板62由连接器60电连接,分别电连接设置于超声波振子阵列50外侧面的电极部52的多个单独电极52a与多根电缆58。另外,虽然未图示,但超声波振子单元46可以具有电极部52的多个共同电极(例如,地线(GND))52b电连接的地线端子。

[0084] 以下说明中视为,电缆配线基板62一体安装于连接器60,连接器60的安装部60a的多个连接芯与分别与电缆配线基板62的电缆配线部62a配线连接的多根电缆58电连接。但本发明并不限于此,可以在连接器60中分开安装FPC56的端部(配线的连接端子)及电缆配线基板62的端部(电缆配线部62a的连接端子)的方式构成。

[0085] 并且,超声波振子单元46还具有层叠于超声波振子阵列50上方的声匹配层64及层叠于声匹配层64上的声透镜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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 超声波振子阵列50为由朝向外侧以凸圆弧状排列多个例如48~192个长方体形状等棒状体形状的超声波振子(换能器)48构成的48~192通道(CH)的阵列。

[0089] 即,关于超声波振子阵列50,多个超声波振子48对齐棒状体形状的长度方向而排列为圆弧状,作为一例,如图示例,以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的长边轴方向)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。

[0090] 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阵列50的宽度方向即超声波振子48的长度方向(EL(标高)方向)的长度短,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共同共同电极(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,共同电极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及共同电极52b构成电极部52。

[0091] 另外,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剂。

[0092] 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。

[0093] 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。

[0094] 如图3及图4所示,电极部52在相对于由多个(48~192)超声波振子48排列而成的圆弧状面即相对于超声波振子48的棒状体形状的长度方向垂直的超声波振子阵列50(各超声波振子48)的端面侧以圆弧状设置,且由分别与多个(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的共同电极。在本发明中,垂直并不限定于90度,还可以包含垂直或大致垂直。例如,包含90度 \pm 5度即85度~95度范围的角度。

[0095] 另外,在图3及图4中,排列为圆弧状的多个电极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。

[0096] 电极部52设置于相对于超声波振子48的排列面即棒状体形状的长度方向垂直的超声波振子阵列50的宽度方向的外侧面即超声波振子48的至少一侧端面,但当超声波振子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。另外,可以将多个电极52a并不设置于超声波振子阵列50的外侧面,而设置于中心侧。由此,即使在沿超声波振子48的宽度方向设为2列等多列的情况下,也能够将多个电极52a设置于超声波振子阵列50的中心侧。如此,通过将多个电极52a除了超声波振子阵列50的两个外侧面以外,还设置于中心侧,能够增加超声波振子48的数量即通道数。

[0097] 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的长度方向

的端面侧的单独电极来构成,但本发明并不限于此,即使在设置于超声波振子阵列50的单独外侧面、两个外侧面及中心侧中的任一侧的情况下,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直接包含共同电极,但也可以包含从共同电极52b通过配线连接的电极。

[0098] 电极部52的多个电极52a及52b优选作为电极焊盘来设置。

[0099] 接着,如图3、图4及图6所示,背衬材料层54为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的成为圆弧状的中心侧的背面(图中下表面)的由背衬材料构成的部件的层。关于背衬材料层54,上表面(图中上侧面)54b形成为剖面凸圆弧状,其内侧面(图中下侧面)54c形成为剖面矩形状,因此具有剖面圆弧状的上表面54b,在与上表面54b相反的内侧具备凹部54a,优选由具备图示例中从背衬材料层54的宽度方向两侧的2个外侧面54e的一侧的外侧面54e贯穿至另一侧的外侧面54e的棱柱(长方体)形状的凹部54a即在下表面侧具有剖面矩形状凹部54a的半圆柱状背衬材料构成。因此,在图示例中,如图示例,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。

[0100] 在此,在图3、图4及图6所示的例子中,背衬材料层54为具有内侧挖空成棱柱形状的凹部54a的半圆柱形状,但本发明并不限于此,只要在背衬材料层的底面与外装部件41之间的空间内,或在背衬材料层的凹部的空间及背衬材料层的底面与外装部件41之间的空间内,能够容纳与连接器60及连接器60连接的多个电缆58,则可以是任何形状。

[0101] 例如,如图7所示的背衬材料层68,可以是具备贯穿半圆柱状(剖面圆弧状)的凹部68a的半圆筒形状,如图8及图9所示的背衬材料层70及71,也可以是具有并不贯穿的棱柱形状的凹部70a及并不贯穿的半圆筒形状的凹部71a的半圆柱形状,如图10所示的背衬材料层72,还可以是不具备凹部的半圆柱形状。此时,图7所示的背衬材料层68的底面68d优选由位于同一平面上的分离的2个平面构成,背衬材料层70、71及72的底面70c、71c及72b优选由均位于同一平面上的连续的1个平面构成。

[0102] 另外,在图6~图10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。

[0103] 而且,本发明中所使用的背衬材料层可以是半圆柱形状,也可以是将圆柱以与其中心线平行平面切断的形状,也可以是具备在半圆柱形状或将圆柱以与其中心线平行的平面切断的形状的背衬材料层中从其底面侧挖空且具有从背衬材料层的一侧的外侧面贯穿至另一侧的外侧面的多边形、半椭圆形状或特异形状等剖面的贯穿凹部的形状,也可以是半圆筒状,也可以是弓形状(具有小于半圆的圆弧的部分圆筒形状)。

[0104] 另外,在本发明中,连接器60多为矩形形状,因此在该情况下,如图3及图6所示的背衬材料层54,最优选使用具有内侧挖空成棱柱形状的凹部54a的半圆柱形状的背衬材料层。

[0105] 并且,在图示例的背衬材料层54中,优选具有能够包含连接器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54e贯穿至另一侧的外侧面54e的棱柱形状的凹部(第1凹部),但本发明并不限于此,只要能够容纳连接器60的至少一部分,则可以是任何凹部。

[0106] 例如,本发明中所使用的背衬材料层的凹部优选是从背衬材料层的外侧面向着中

心侧设置的。因此,凹部更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个外侧面朝向中心侧凹陷的凹部(为本发明的第2凹部)。

[0107] 在此,作为第1凹部,不仅图6所示的背衬材料层54的棱柱形状的凹部54a,如图7所示,也可以是从背衬材料层68的底面侧以圆形挖空的从背衬材料层68的一侧的外侧面68e贯穿至另一侧的外侧面68e的凹部(第1凹部)68a,还可以是上述的多边形状、半椭圆形状或特异形状等的贯穿凹部。图7所示的背衬材料层68具备具有剖面圆弧状的上表面68b及下侧面68c的半圆筒形状。

[0108] 另一方面,作为第2凹部,可以从背衬材料层的至少一个外侧面朝向中心侧镗出而形成的镗孔,例如,可以是分别形成于图8及图9所示的半圆柱形状的背衬材料层70及71的一侧的外侧面70b及71b的棱柱形状(四方形)的镗孔(凹部)70a及半圆筒形状的镗孔(凹部)71a,虽然未图示,可以是形成于半圆柱形状的背衬材料层的一侧的外侧面的圆锥状的镗孔,虽然未图示,也可以是弓形状的镗孔、多边形的镗孔及角锥状的镗孔等。并且,凹部即便不是上述的镗孔,只要从背衬材料层的外侧面向着中心侧设置的,则可以是预先形成于背衬材料层的凹部。

[0109] 这种凹部只要能够容纳连接器60的至少一部分,例如,如圆锥状的镗孔,也可以以朝向远离超声波振子阵列50的方向扩大的方式形成。

[0110] 而且,当如镗孔(凹部)70a及71a那样并不贯穿时,本发明中所使用的凹部优选设置于背衬材料层的两侧的外侧面即两侧的侧面。

[0111] 构成背衬材料层54的背衬材料作为柔软地支撑超声波振子阵列50的各超声波振子48等的缓冲材料而发挥功能。因此,背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,并根据需要添加超声波衰减件(铁氧体、陶瓷等)。

[0112] 因此,在图示例中,超声波振子阵列50在背衬材料层54的成为形成剖面凸圆弧状的上表面的圆弧状的上表面54b上,将多个长方体状的超声波振子48以使其长度方向成为平行的方式优选以等间隔排列,即优选多个超声波振子48以圆弧状且朝向外侧排列。

[0113] 在本发明中,如图3及图4所示,FPC56为在连接器60中安装后使用的电极用配线基板,且具有用于分别与电极部52的多个电极52a电连接的多个配线。在图5所示的例子中,在于3个连接器60中安装3片FPC56后使用。

[0114] 在此,若设为电极部52具有多个例如48~192个电极52a,则在图示例中,优选在3片FPC56中分别具有用于分别与多个电极52a的电极数的1/3例如16~64个规定数的电极52a电连接的多个例如16~64根规定数的配线。即,在图示例中,1片FPC56优选具有设置于一端侧且用于分别与电极部52的规定数的电极52a(电极焊盘)电连接的多个例如16~64个规定数的配线焊盘56a、与规定数的配线焊盘56a电连接的规定数的配线(未图示)及设置于另一端侧且与规定数的配线电连接的多个例如16~64个规定数的连接端子(未图示)。

[0115] 1片FPC56的具备这些规定数的连接端子(未图示)的另一端侧的端部安装于1个连接器60的安装部60a,优选牢固地固定。在此,在安装于1个连接器60的电缆配线基板62上,连接固定有多个例如16~64根规定根数的电缆58,在连接器60的安装部60a具备分别与规定根数的电缆58电连接的多个例如16~64个规定数的连接芯(未图示)及GND部(未图示)。

[0116] 如此,在图5所示的例子中,3片FPC56安装于3个连接器60后使用,因此1个连接器

60优选为在其安装部60a具有规定数的连接芯的多芯例如16~64芯的规定芯数的连接器。

[0117] 在此,作为本发明中所使用的连接器60,只要能够连接FPC56与电缆配线基板62,则并无特别限制,可以使用任何连接器,例如能够使用连接FPC的端部电极的FPC用连接器或由插座及插头构成的基板对FPC连接用连接器等。作为FPC用连接器,例如能够举出0.2mm间距的FVX连接器(Japan Solderless Terminal制)等。并且,作为基板对FPC连接用连接器,例如能够使用0.35mm间距的窄间距连接器F35S(Panasonic Electric Works Co.,Ltd.制)等。

[0118] 在本发明中,作为连接器60,当使用FPC用连接器时,使用在端部贴附有电极的FPC56,在电缆配线基板62上安装FPC用连接器,并将FPC56的端部电极与安装在电缆配线基板62上的FPC用连接器(安装部)连接。

[0119] 另一方面,作为连接器60,当使用基板对FPC连接用连接器时,在FPC56上安装插座而将端部与插座连接,在电缆配线基板62上安装插头,在FPC56中所安装的插座(安装部)中连接电缆配线基板62上所安装的插头。另外,在该情况下,相反地,可以在FPC56上安装插头,在电缆配线基板62上安装插座,并连接两者。

[0120] 如此,通过将1片FPC56的端部例如其端部电极、插座或插头安装于1个连接器60的安装部60a例如其嵌合部、插头或插座而成为一体,并通过FPC56的规定数的连接端子(未图示)与各连接器60的安装部60a的规定数的连接芯(未图示)接触而电连接,电极部52的规定数的电极52a与安装有连接器60的电缆配线基板62的规定根数的电缆58分别一一对应地电连接。

[0121] 另外,如图5所示的例子,优选3个连接器60中的2个连接器60在背衬材料层54的凹部54a内,在背衬材料层54的宽度方向两侧的2个外侧面54e侧分别沿超声波振子48的长度方向配置,剩余1个连接器60在外侧的2个连接器60之间的宽度方向的中心侧沿超声波振子48的长度方向配置。

[0122] 在图示例中,3片FPC56分别接触固定电极部52的多个电极52a与FPC56的配线焊盘56a,由此安装于多个超声波振子48的两端面,3片FPC56中的2片FPC56沿背衬材料层54的一侧的外侧面54e延伸,剩余1片FPC56沿另一侧的外侧面54e延伸,若都到达凹部54a,则沿下侧面54c向背衬材料层54的中心侧折弯延伸。

[0123] 从一侧的外侧面54e沿下侧面54c延伸的2片FPC56中的1片FPC56若到达位于背衬材料层54的凹部54a内的外侧的连接器60的配置位置,则再次折弯而安装于连接器60的安装部60a。2片FPC56中的另一片FPC56沿下侧面54c延伸至背衬材料层54的凹部54a内的中心侧,若到达配置于中心侧的连接器60的配置位置,则再次折弯而安装于连接器60的安装部60a。从另一侧的外侧面54e沿下侧面54c延伸的2片FPC56中的1片FPC56若到达位于背衬材料层54的凹部54a内的外侧的连接器60的配置位置,则再次折弯而安装于连接器60的安装部60a。

[0124] 如此,FPC56为根据背衬材料层54的形状尤其根据凹部54a的形状而折弯后使用的柔性配线基板,但本发明并不限于此,只要能够与电极部52的多个电极52a电连接且在背衬材料层54的下侧或在其凹部54a内能够安装于沿背衬材料层54的宽度方向配置的连接器的60,则可以是任何配线基板。例如,可以是具有如图5所示那样的折弯形状的例子印刷电路板(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,例如也可以使用折弯部分为FPC56等的柔性配线基板与刚性配线基板成为一体的多层基板。

[0125] 但是,当将FPC56安装于超声波振子阵列50的电极部52时,优选以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)彼此接触的方式贴合超声波振子阵列50与FPC56,以将多个配线焊盘56a与多个电极52a(电极焊盘)彼此电连接。

[0126] 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)的电连接优选通过焊接来进行,但也可以将FPC56的端部的配线电极夹在超声波振子48的下部并使用导电性粘结剂来进行。另外,配线焊盘56a与电极52a的电连接并不限于这些连接方法,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,也可以使用利用各向异性导电片或各向异性导电胶来贴合的方法、引线接合法等方法或通过热熔敷进行的方法等公知的方法。

[0127] 在本发明中,根据超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a的电极数即通道数和相对于超声波内窥镜12的超声波观察部36的超声波振子阵列50的尺寸能够适用的尺寸的连接芯数,将通道数分为3个以上的组,而使用分别具有各组的通道数以上的配线焊盘56a的3片以上(图5所示的例子中为3片)FPC56和分别具有各组的通道数以上的连接芯的3个以上(图5所示的例子中为3个)连接器60。

[0128] 即,作为连接器,将多个电缆58分为各组的通道数以上的规定根数的3个以上的组,将各组的规定的电缆58预先与电缆配线基板62的电缆配线部62a配线连接,将配线连接有规定数的电缆58的电缆配线基板62安装于各连接器60,电连接规定数的电缆58与安装部60a的规定的连接芯,以准备分别电连接有规定数的电缆58的3个以上的连接器60。

[0129] 另外,将多个电缆58与电缆配线基板62的电缆配线部62a配线连接的方法、电连接电缆配线部62a与安装部60a的连接芯的方法也并无特别限制,和FPC56的配线焊盘56a与电极部52的电极52a的电连接方法相同地,能够使用通过焊接来进行的方法、使用各向异性导电片或各向异性导电胶的方法、引线接合法等方法或通过热熔敷来进行的方法等公知的方法。

[0130] 并且,作为本发明中所使用的电缆配线基板62,并无特别限制,可以是PCB或PWB等刚性配线基板,也可以是FPC等柔性配线基板,还可以是柔性配线基板与刚性配线基板成为一体的多层基板。

[0131] 另一方面,作为FPC,将超声波振子阵列50的电极部52的多个电极52a分为各组的通道数以上的规定通道数的3个以上的组,将各组的规定的通道数的电极52a预先与各FPC56连接,以准备分别电连接有规定通道数的电极52a的3个以上的FPC56。

[0132] 如此,将预先分别与超声波振子阵列50的电极部52的规定的电极52a电连接的3片以上的FPC56各自的端部分别以一一对应地预先安装于规定数的电缆58经由电缆配线基板62分别电连接的3个以上的连接器60的安装部60a,由此能够轻松地电连接电极部52的多个电极52a与多个电缆58。

[0133] 并且,如后述,通过将2个FPC56配置于超声波振子阵列50的两个外侧,除了自外装部件(外壳)41的通过了填充剂层74及76的散热路径以外,通过在中央配设第3个FPC56,还能够期待自背衬材料层54的中央部的散热效果。

[0134] 通过以上,在本发明中,能够提供一种能够实现超声波振子配线作业的简化、效率化、操作性的提高,能够小型化,且具有在对超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线危险性少的配线结构,能够期待更进一步提高自发热的超声波振子阵列的散热效果,适合用于超声波内窥镜的超声波振子单元。

[0135] 在本发明中,还提供一种在电缆配线之前,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。

[0136] 另外,在本发明中,连接器只要在将FPC56的端部安装于安装部60a时,能够将规定数的电缆58与电极部52的规定数的电极52a电连接,且具有超声波内窥镜12的超声波观察部36的超声波振子单元46所需的尺寸及连接芯数(通道数),则可以是任何连接器,并无特别限制,但需要使用至少3个以上的连接器60。因此,连接器60优选为尽量尺寸小且连接芯数多的连接器,但为了将超声波振子单元46设为高灵敏度,需要对超声波振子48施加高电压而使较多的电流流过,因此连接芯及配线的尺寸也需要一定以上,从而根据超声波振子单元46的尺寸及连接芯数以及连接芯及配线的尺寸等选择即可。作为本发明中所使用的连接器,例如能够举出连接器长度9.4mm且40芯的连接器、连接器长度9.0mm且35芯的连接器等。

[0137] 如此,在本发明中,通过使用连接器长度短的连接器的连接器,能够将3片以上的FPC、PCB或PWB等配线基板配置于超声波内窥镜12内。

[0138] 在本发明中,需要使用3个以上的连接器及3片以上的FPC,其理由在于,若使用2个以下的连接器及2片以下的FPC,如上所述,则难以获得所需的通道数及所需的灵敏度,并且,如后述,自超声波振子单元46的超声波振子阵列50的散热路径限定于经由2片以下的FPC、填充剂层74及76向外装部件(外壳)41的散热路径,无法确保充分的散热路径,难以设为高灵敏度。

[0139] 在本发明中,连接器60需要在背衬材料层54的下侧即成为与超声波振子阵列50相反的一侧的背衬材料层54的背面侧容纳于背衬材料层54的底面54d与外装部件41之间,但优选连接器60的至少一部分包含于背衬材料层54的凹部54a。即,凹部54a优选为能够容纳连接器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、图4及图5所示,3个连接器60各自的大部分容纳于半圆柱状的凹部54a。

[0140] 如此,通过将分别配线连接有规定数的电缆58的3片连接器60的各一部分容纳于背衬材料层54的凹部54a,能够在背衬材料层54的凹部54a与外装部件41之间可靠地配置3片连接器60、3片电缆配线基板62及多个电缆58,在本发明中,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46的小型化,进而能够实现超声波内窥镜12的小型化。

[0141] 在此,在本发明的超声波振子单元46中,如图5所示,优选容纳于背衬材料层54半圆柱状的凹部54a内的3片连接器60、3片电缆配线基板62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3片连接器60、3片电缆配线基板62及多个电缆58的一部分占据的空间由填充剂填充而作为填充剂层74。

[0142] 另外,当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,优选超声波振子单元46即声透镜66、FPC56、填充剂层74以及3片连接器60、3片电

缆配线基板62及多个电缆58的剩余一部分与外装部件41之间的间隙(空间)由散热性良好的填充剂来填埋而作为填充剂层76。

[0143] 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3片连接器60、3片电缆配线基板62及多个电缆58的一部分而防止电缆58等的断线。如此,用填充剂覆盖3片连接器60、3片电缆配线基板62及多个电缆58的至少一部分而形成填充剂层74和/或76,由此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,能够进行多个电缆58部分的保护。

[0144] 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中振荡出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 ,且将背衬材料层54的声阻抗设为 Z_b 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。

[0145] $Q = 100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$

[0146] 其中,声阻抗 Z_p 及 Z_b 的单位为 $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$ 。另外,kg表示公斤,m表示米,s表示秒。

[0147] 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。

[0148] 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。

[0149] 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传送到超声波振子阵列50的驱动信号成为热能,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 $1.0\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上。在此,W表示瓦特,m表示米,K表示开尔文。

[0150] 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。

[0151] 由此,不仅能够将超声波振子阵列50中所产生的热量经由背衬材料层54的宽度方向的两个外侧的2片FPC56、2个连接器60及2片电缆配线基板62并经填充剂层74及76向外装部件41进行散热的同时,从2片电缆配线基板62向多个电缆58进行散热,而且还能够经由背衬材料层54的宽度方向的中心区域、中心侧的1片FPC56、1个连接器60及1片电缆配线基板62并经填充剂层74及76向外装部件41进行散热的同时,从1片电缆配线基板62向多个电缆58进行散热。

[0152] 如此,在本发明中,除了背衬材料层54的宽度方向的两个外侧的散热路径以外,能够增加经由背衬材料层54的宽度方向的中央侧的背衬材料层54的散热路径,因此能够促进超声波振子阵列50的超声波振子48的散热,从而能够抑制超声波振子48及声透镜66表面的温度上升。其结果,能够提高由声透镜66表面的温度上升值规定的超声波振子48的输出上限,提高超声波振子单元46的输出,从而能够设为高输出。

[0153] 在此,在图5所示的超声波振子单元46中,优选将FPC56的至少配线焊盘56a的部分

在配置于超声波振子48的排列面即背衬材料层54的上表面的超声波振子阵列50的电极部52的电极52a上延长贴合,并使用各向异性导电片或各向异性导电胶或通过热熔敷来接合两者,以电连接两者,当然,本发明并不限于此。

[0154] 例如,如图11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。

[0155] 并且,在图12所示的例子中,FPC56(配线焊盘56a)与超声波振子阵列50的电极部52的电极52a的电连接可以是如下方式,即,以与上述例相同地方式贴合并接合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,而电连接FPC56(配线焊盘56a)与超声波振子阵列50的电极部52的电极52a这两者。

[0156] 另外,在图12所示的例子中,使用4片FPC56、4片电缆配线基板62及4个连接器60,但本发明并不限于此,只要使用3片以上的FPC56、3片以上的电缆配线基板62及3个以上的连接器60,则使用几个均可。

[0157] 并且,在图11及图12所示的例子中,与图5所示的例子相同地,使用具有图6所示的棱柱状凹部54a的背衬材料层54,但本发明并不限于此,可以使用具有图7所示的贯穿的半圆柱状凹部68a的半圆筒状背衬材料层68,也可以使用分别具有如图8及图9所示那样没有贯穿的棱柱状凹孔(凹部)70a及没有贯穿的半圆柱状凹孔(凹部)71a的背衬材料层70及71,还可以使用如图10所示那样没有凹孔(凹部)的背衬材料层72,还可以使用其他形状及结构的背衬材料层。

[0158] 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。

[0159] 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。

[0160] 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。

[0161] 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。

[0162] 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,插入于成为处置器具插入口的钳道口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。

[0163] 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。

[0164] 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。

[0165] 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用处理器装置14经由超声波内窥镜12内的电缆58、3片以上的电缆配线基板62、3个以上的连接器、3片以上的FPC56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。

[0166] 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。

[0167] 在本发明中,使用连接器60,但当使用如图10所示那样的背衬材料层72时,当为在背衬材料层72与外壳(外装部件41)之间的空间无法容纳连接器60的尺寸时,优选使用图6~图9所示的背衬材料层54、68、70及71,也将背衬材料层54、68、70及71内的凹部54a、68a、70a及71a包含在内配置连接器60。

[0168] 然而,在该情况下,若在位于端部的超声波振子的背衬材料的下方配置连接器,则存在对超声波振子特性造成影响的顾虑。

[0169] 因此,通过减少每一个连接器的连接芯数即减少每一片电缆配线基板的配线数,能够缩小横向(AZ)方向(参考图3)的连接器的尺寸,从而能够减少在背衬材料内例如在背衬材料层内的凹部配置有元件时的对端部元件的特性影响。

[0170] 如此,通过减少每一个连接器的通道数,缩短连接器长度,从而能够将元件配置于背衬材料层内。

[0171] 另外,在以往结构中,例如每一片PCB等电缆配线基板的电缆配线数增加而电缆焊接部周边的配线结构变得复杂,但在本发明中,通过根据PCB等电缆配线基板来对配线部的空间进行分割,能够避免超声波内窥镜的末端部的电缆彼此的干扰。

[0172] 本发明的超声波振子单元基本上以以上方式构成。

[0173] 以上,对本发明所涉及的超声波振子单元进行了详细说明,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。

[0174] 符号说明

[0175] 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-共同电极,54、68、70、71、72-背衬材料层,54a、68a、70a、71a-凹部,54b、68b-外表面(上表面),54c、68c-下侧面,54d、68d、70c、71c、72b-底面(内侧表面),54e、68e、70b、71b、72a-外侧面,56-柔性印刷配线基板(FPC),56a、56b-配线焊盘,58-电缆,60-连接器,60a-安装部,62-电缆配线基板,62a-电缆配线部,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,EL-长度方向(标高方向),AZ-平行方向(横向方向)。

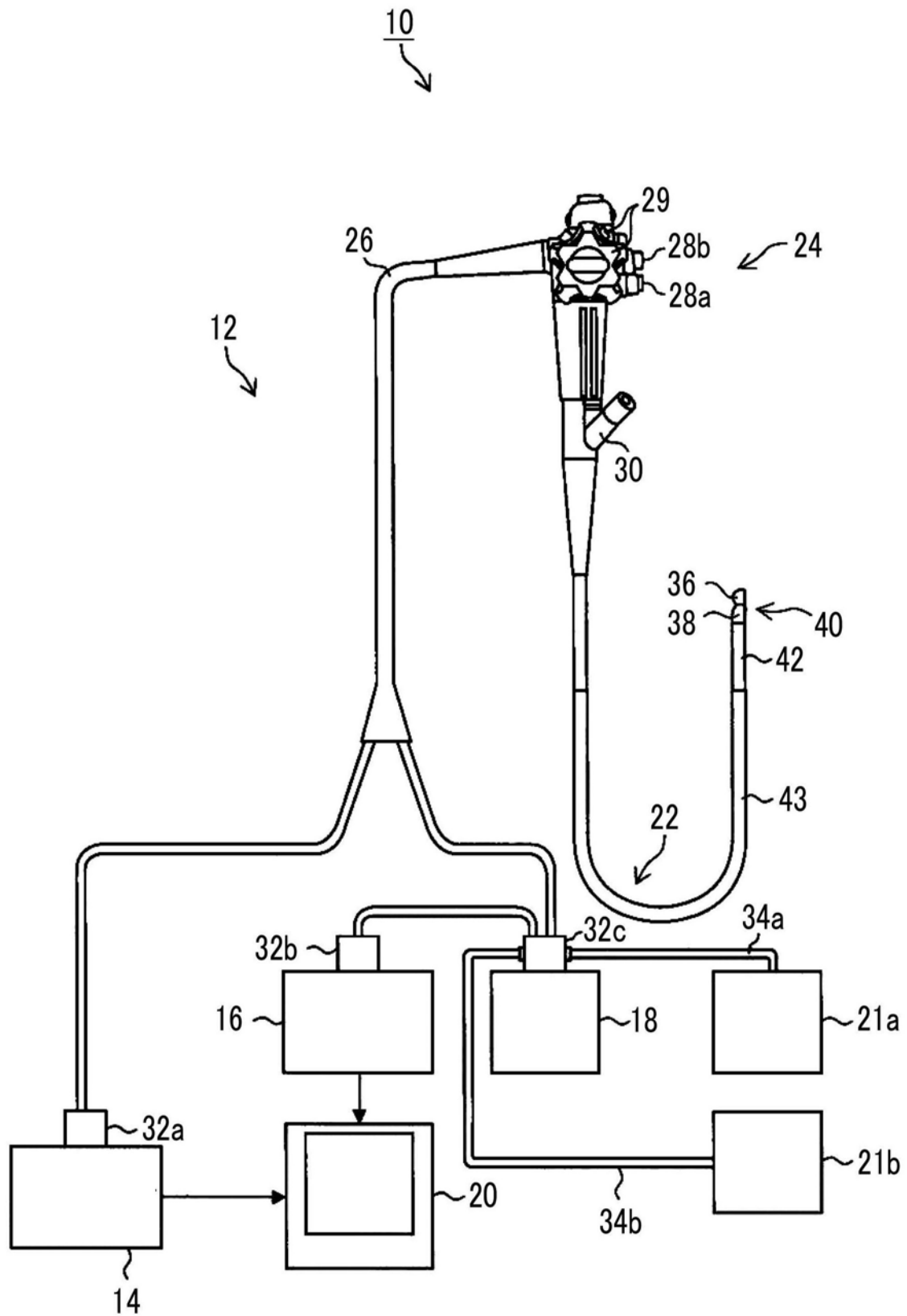


图1

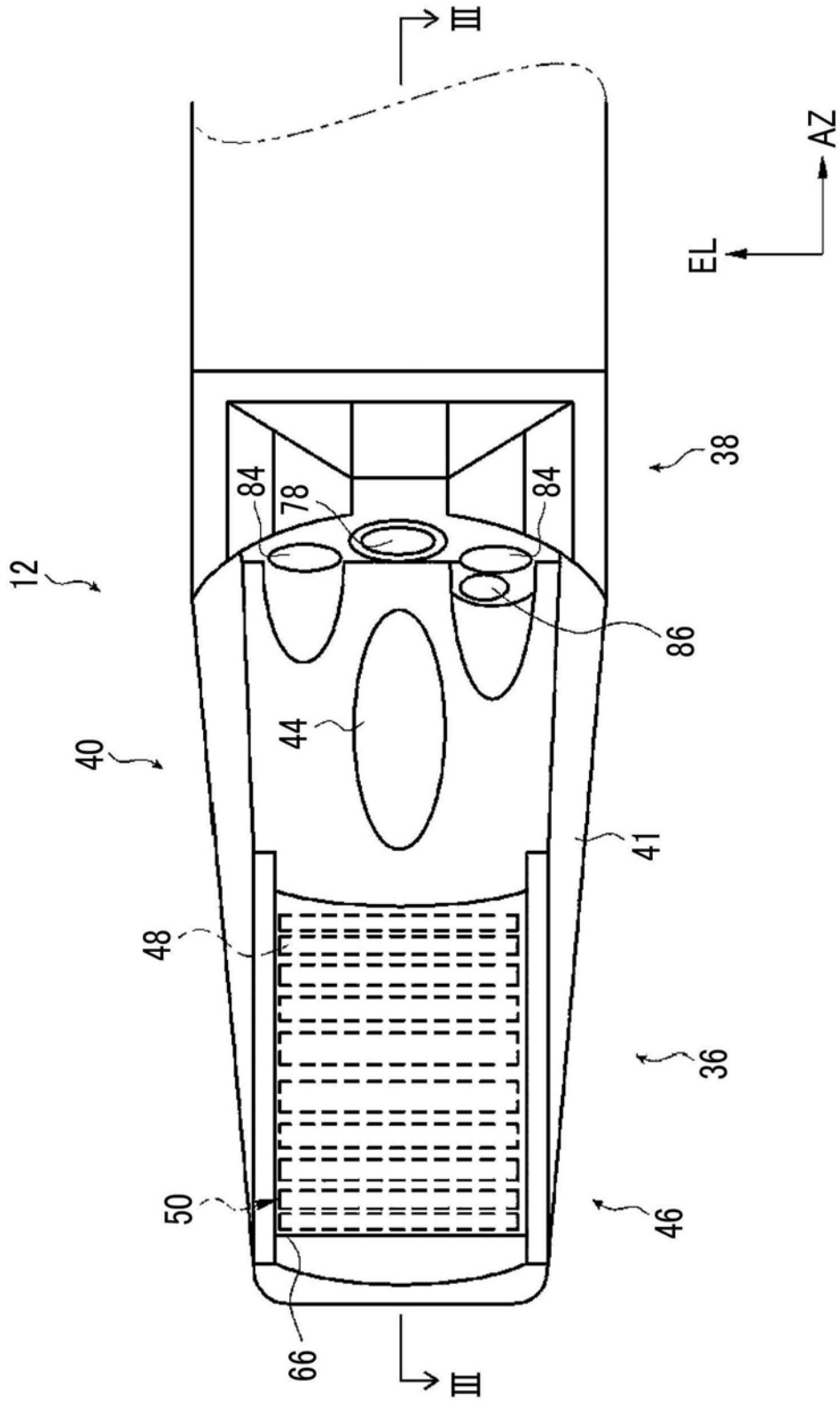


图2

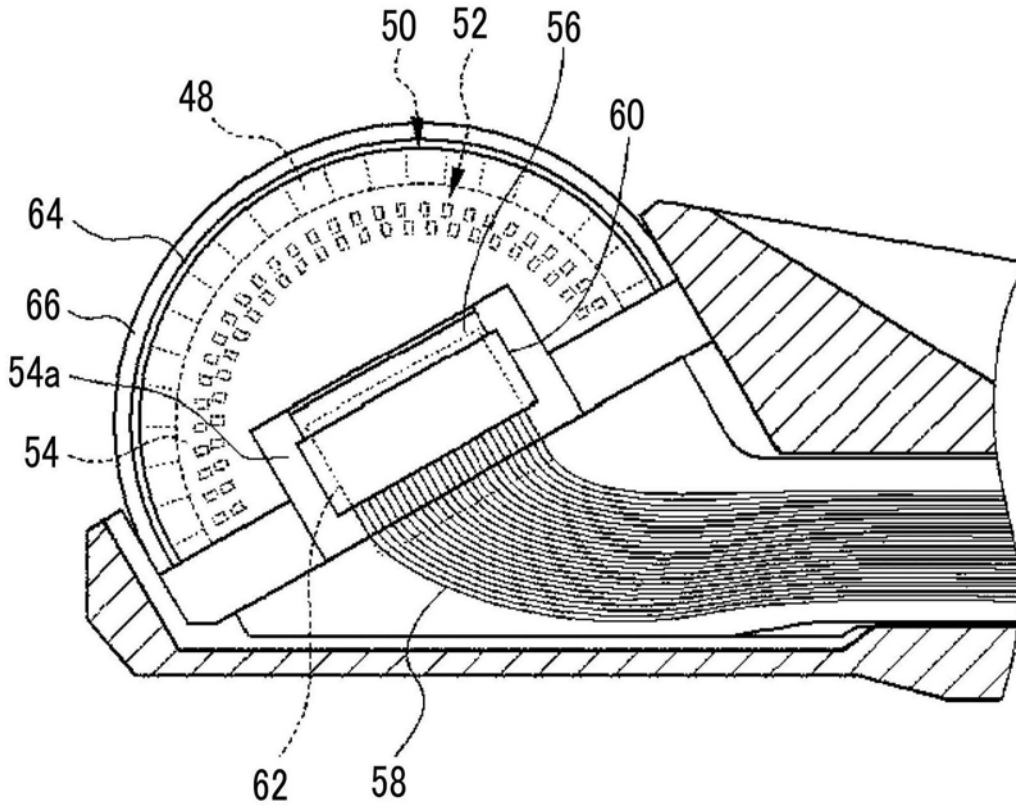


图4

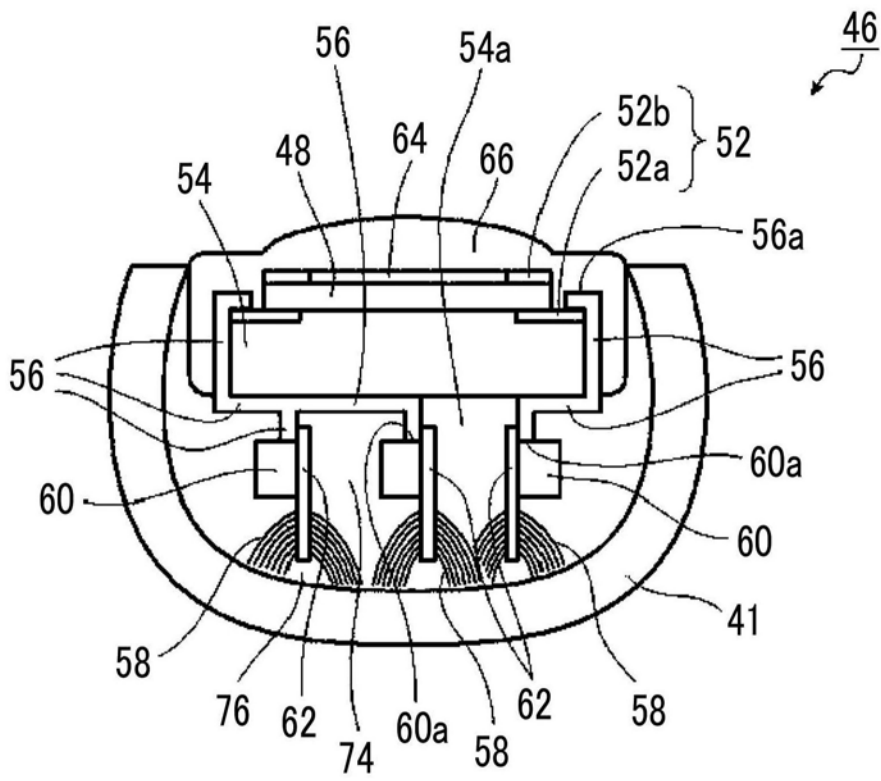


图5

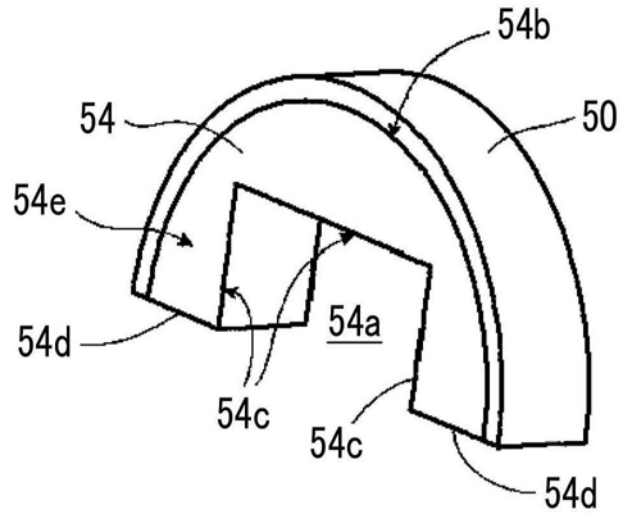


图6

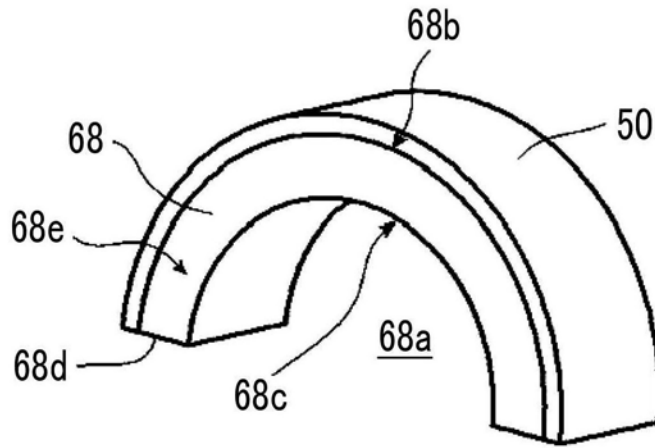


图7

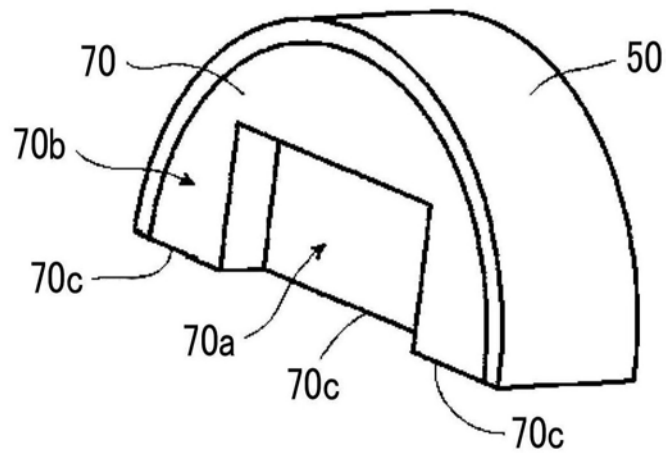


图8

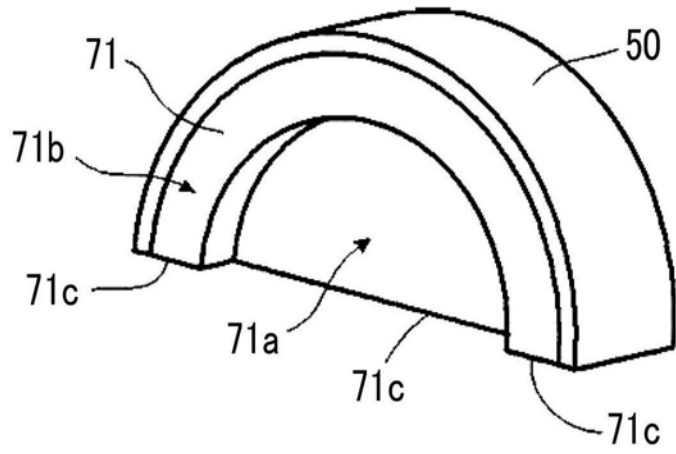


图9

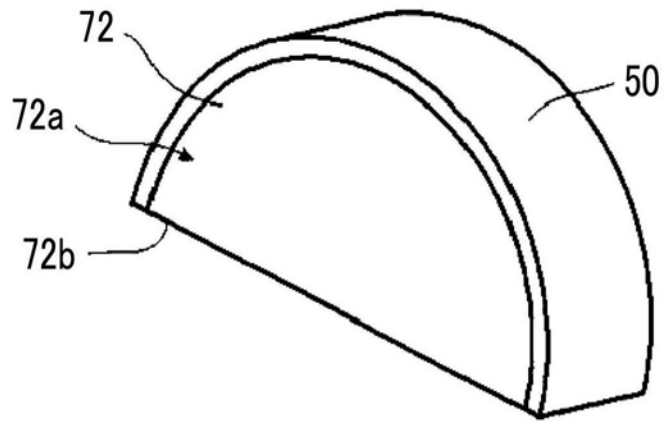


图10

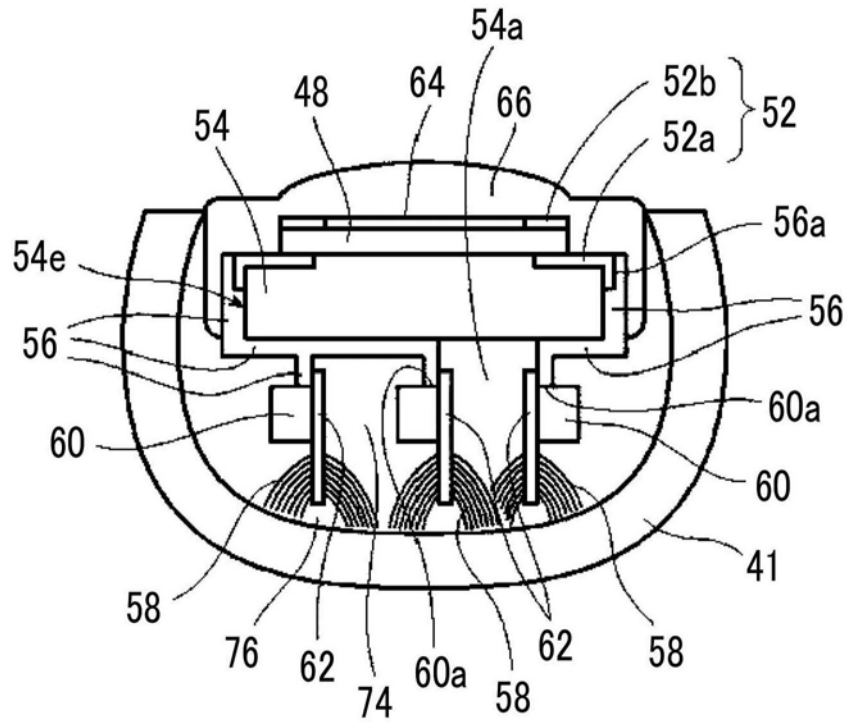


图11

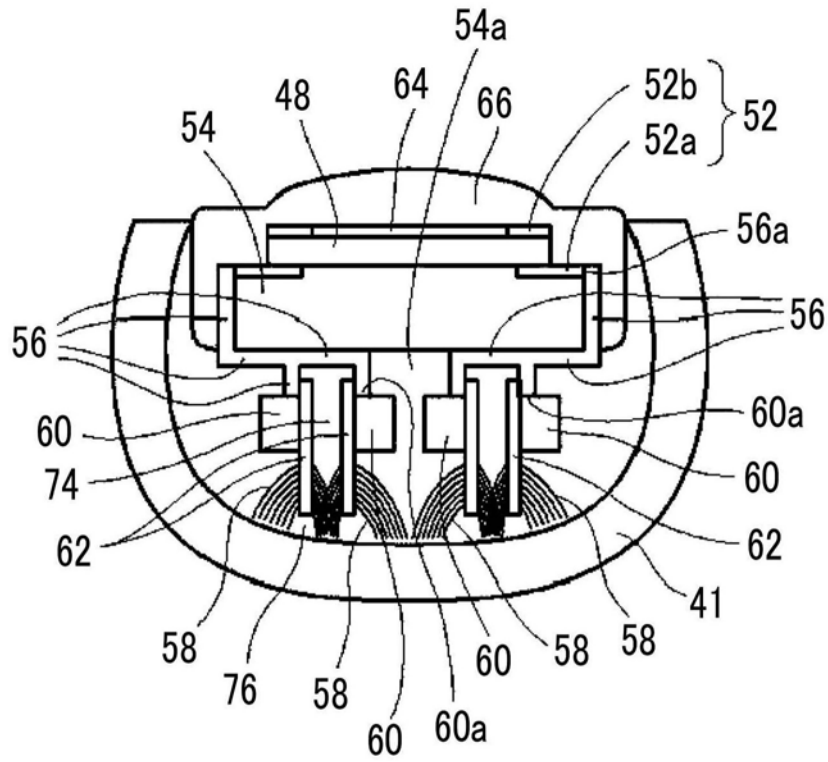


图12

专利名称(译)	超声波振子单元		
公开(公告)号	CN109069126A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780024209.3	申请日	2017-02-27
[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	山本胜也 森本康彦		
发明人	山本胜也 森本康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 A61B8/4488 B06B1/0622		
优先权	2016091935 2016-04-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够小型化，且具有在对超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线危险性少的配线结构，并且散热效果高，适用于超声波内窥镜的超声波振子单元。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，具有分别与多个超声波振子导通的多个电极；圆弧状背衬材料层，配设于超声波振子阵列的背面；3片以上的配线基板，与电极部的多个电极电连接；及3个以上的连接器，分别连接有多个电缆，3片以上的配线基板分别安装于3个以上的连接器，并电连接电极部的多个电极与多个电缆，3个以上的连接器在背衬材料层的背面侧沿背衬材料层的宽度方向排列。

