



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069127 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780024282.0

(22)申请日 2017.02.27

(30)优先权数据

2016-091934 2016.04.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/007403 2017.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/187755 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)

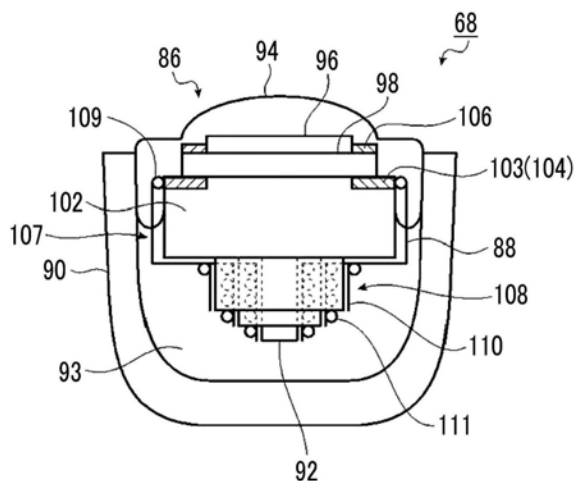
权利要求书2页 说明书14页 附图4页

(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,且进行配线时具有操作性良好的配线结构的超声波振子单元。本发明的超声波振子单元具有:超声波振子阵列,多个振子排列为圆弧状;电极部,设置于多个振子的与长度方向垂直的至少一侧端面,且与振子导通;背衬材料层,配设于超声波振子阵列的背面;及电缆配线部,由柔性印刷配线基板构成,柔性印刷配线基板延长至背衬材料层的下侧并在多个带状片上分离,且具有以梳状具备沿各带状片的长度方向至少1个电极焊盘直线状配置的多个长条状电极部的电缆连接部。



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;及

电缆配线部,其由如下的柔性印刷配线基板构成,该柔性印刷配线基板在与所述电极部的多个电极电连接的多个配线上分别配设有多个电缆,

所述柔性印刷配线基板延长至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下侧,并在多个带状片上梳状分离,

所述电缆配线部具有电缆连接部,该电缆连接部以梳状具备分别设置于所述多个带状片的多个长条状电极部,

各长条状电极部是在各带状片上至少1个电极焊盘沿各带状片的长度方向呈直线状配置而成的电极部。

2. 根据权利要求1所述的超声波振子单元,其中,具有:

阶梯部,与所述背衬材料层的下侧的面抵接地配置了该阶梯部,该阶梯部与沿所述棒状体形状的长度方向的所述背衬材料层的宽度方向垂直,且相对于所述背衬材料层的下侧的面,从所述超声波振子阵列的一侧端部的超声波振子侧朝向另一侧端部的超声波振子侧,在所述背衬材料层的宽度方向上呈阶梯状,

沿所述背衬材料层配置了所述电缆配线部的比所述电缆连接部更靠上侧的部分,

所述柔性印刷配线基板的所述多个带状片沿所述背衬材料层的下侧的面折弯,且到达所述阶梯部的各台阶后再次折弯,从而沿所述阶梯部的各台阶配置,

所述电缆连接部的多个所述长条状电极部被配置于沿所述阶梯部的各台阶配置的各带状片上。

3. 根据权利要求2所述的超声波振子单元,其中,

所述电缆连接部具有与所述阶梯部的台阶数相同数量的所述长条状电极部。

4. 根据权利要求2至3中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

多个所述长条状电极部的宽度窄于沿着配置了各所述长条状电极部的所述阶梯部的各台阶的阶梯差方向的宽度。

5. 根据权利要求2至4中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

随着朝向所述阶梯部的低台阶配置,各所述长条状电极部的长度方向的长度越来越长,且随着朝向所述阶梯部的低台阶配置,各所述长条状电极部所具有的所述电极焊盘的数量越来越多。

6. 根据权利要求2至5中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述电缆连接部将所述长条状电极部各自的所述电极焊盘作为一端而以从所述阶梯部的高台阶朝向低台阶的方式对所述多个电缆进行了配线。

7. 根据权利要求2至6中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述阶梯部的各台阶在沿该台阶配置的所述长条状电极部的长度方向上具有宽于所

述长条状电极部的宽度,且具有越是低台阶则越宽的宽度。

8.根据权利要求2至7中任意一项所述的超声波振子单元,其中,
所述阶梯部由与所述背衬材料层相同的材质形成。

超声波振子单元

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有用于实现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硬质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号公报
- [0012] 专利文献2:日本专利第5399594号公报
- [0013] 专利文献3:日本专利公开平8-004359号公报
- [0014] 专利文献4:日本专利第4980653号公报
- [0015] 专利文献5:日本专利第3802756号公报

发明内容

[0016] 发明要解决的技术课题

[0017] 在专利文献1~5所公开的超声波内窥镜中,在设置于其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。

[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] 在专利文献1及专利文献3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,因此电缆束及柔性印刷配线基板的配线结构复杂,即便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,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,从而存在承受负担的电缆配线断线这一问题。

[0020] 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。

[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及负担难以施加于电缆而断线的危险性少的配线结构,具有适合用于超声波内窥镜的配线结构的超声波振子单元。

[0022] 用于解决技术课题的手段

[0023] 为了实现上述目的,本发明提供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;及电缆配线部,由在与电极部的多个电极电连接的多个配线上分别配设有多个电缆的柔性印刷配线基板构成,柔性印刷配线基板延长至成为与超声波振子阵列相

反的一侧的背衬材料层的下侧,并在多个带状片上梳状分离,电缆配线部具有以梳状具备分别设置于多个带状片的多个长条状电极部的电缆连接部,各长条状电极部在各带状片上沿各带状片的长度方向至少1个电极焊盘直线状配置。

[0024] 并且,优选具有:阶梯部,与背衬材料层的下侧的面抵接配设,与沿棒状体形状的长度方向的背衬材料层的宽度方向垂直,且相对于背衬材料层的下侧的面,从超声波振子阵列的一侧端部的超声波振子一侧朝向另一侧端部的超声波振子一侧,向背衬材料层的宽度方向呈阶梯状,比电缆配线部更靠上侧部分的电缆配线部沿背衬材料层配设,

[0025] 柔性印刷配线基板的多个带状片沿背衬材料层的下侧的面折弯,且到达阶梯部的各台阶后再次折弯,从而沿阶梯部的各台阶配置,电缆连接部的多个长条状电极部配设于沿阶梯部的各台阶配置的各带状片。

[0026] 而且,优选电缆连接部具有与阶梯部的台阶数相同数量的长条状电极部。

[0027] 并且,优选多个长条状电极部的宽度窄于沿着配设有各长条状电极部的阶梯部的各台阶的阶梯差方向的宽度。

[0028] 并且,优选为关于各长条状电极部的长度方向的长度,越沿阶梯部的低台阶配设越长,且关于各长条状电极部所具有的电极焊盘的数量,越沿阶梯部的低台阶配设越多。

[0029] 并且,优选电缆连接部将长条状电极部各自的电极焊盘作为一端而以从阶梯部的高台阶朝向低台阶的方式对多个电缆配线。

[0030] 并且,优选阶梯部的各台阶在沿该台阶配设的长条状电极部的长度方向上具有宽于长条状电极部的宽度,且具有越是低台阶越宽的宽度。

[0031] 并且,优选阶梯部由与背衬材料层相同的材质形成。

[0032] 发明效果

[0033] 根据本发明,能够有效使用用于利用单纯结构的电缆配线部来电连接超声波振子阵列与电缆的空间,因此提高进行配线时的操作性,并且提高制造超声波振子单元时的成功率,且能够小型化超声波振子单元。

附图说明

[0034] 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。

[0035] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的局部放大俯视图。

[0036] 图3是图2所示的内窥镜末端部的I-I线向视图,是示意地表示图2所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的局部剖视图的图。

[0037] 图4是图3所示的内窥镜末端部的II-II线向视图,是图3所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的超声波观察部的一例的横剖视图。

[0038] 图5是表示本发明的电缆配线部的结构的示意图。

[0039] 图6是简略地表示组装了图3所示的层叠体及阶梯部与图5所示的电缆配线部的状态的立体图。

具体实施方式

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 图1所示的超声波检查系统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。

[0043] 如图1所示，超声波检查系统10具有使用后述的本发明的超声波振子单元68(参考图2~图4)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、将用于照明受检体的体腔内的照明光经由光导管(未图示)供给至超声波内窥镜12的光源装置18以及显示从超声波用处理器装置14及内窥镜用处理器装置16获取的超声波图像及内窥镜图像的显示器20。

[0044] 而且，超声波检查系统10具有存放于光源装置18且向超声波内窥镜12供给水的送水泵(未图示)、将使用送水泵而供给至超声波内窥镜12的水进行储存的送水罐22、存放于光源装置18且用于向超声波内窥镜12供给空气的送气泵(未图示)及用于从后述的超声波内窥镜12的内窥镜末端部40吸引观察对象的吸引泵24。

[0045] 超声波用处理器装置14、内窥镜用处理器装置16、光源装置18、送水罐22、吸引泵24、送水泵及送气泵使用超声波内窥镜12的后述的通用塞绳30与超声波内窥镜12连接。

[0046] 超声波检查系统10的超声波内窥镜12为了观察胆囊及胰脏等对象而将末端侧插入于受检体的体腔内，且由配设于超声波内窥镜12的末端侧且用于插入于受检体的体腔内的插入部26、与插入部26的基端部连接设置且医生及技术人员等执刀医用于进行操作的操作部28及一端与操作部28连接而另一端与用于控制超声波内窥镜12的多个装置连接的通用塞绳30构成。

[0047] 超声波检查系统10的超声波用处理器装置14生成并供给用于在后述的超声波内窥镜12的插入部26的内窥镜末端部40的超声波观察部58的超声波振子单元68的超声波振子阵列100(参考图2~图4)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通过超声波振子阵列100接收并获取从被超声波放射的观察对象部位反射的回声信号(数据)，并对所获取的回声信号实施各种信号(数据)处理而生成显示于显示器20的超声波图像。

[0048] 超声波检查系统10的内窥镜用处理器装置16在后述的超声波内窥镜12的插入部26的内窥镜末端部40的内窥镜观察部56(参考图2及图3)中接收并获取从通过来自光源装置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)，并对所获取的图像信号实施各种信号(数据)处理及图像处理而生成显示于显示器20的内窥镜图像。

[0049] 另外，这些处理器装置14及16可以由PC(Personal computer:个人计算机)等处理器构成。

[0050] 超声波检查系统10的光源装置18为了通过后述的超声波内窥镜12的内窥镜观察部56(参考图2及图3)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26的内窥镜末端部40的内窥镜观察部56射出,以照明体腔内的观察对象部位。

[0051] 超声波检查系统10的显示器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及内窥镜图像。显示器20能够仅适当切换显示超声波图像及内窥镜图像中的任一个图像及同时显示两个图像。另外,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可以单独设置,也可以设为使用其他任意方式来显示超声波图像及内窥镜图像。

[0052] 超声波内窥镜12的操作部28具有用于向后述的插入部26的内窥镜末端部40送气或送水的开关即送气送水按钮32、及在超声波内窥镜12的长度方向的内窥镜末端部40侧与送气送水按钮32并列设置且在从内窥镜末端部40导出的处置器具(未图示)的穿刺针的末端穿刺观察对象的同时用于进行吸引的开关即吸引按钮34。

[0053] 而且,超声波内窥镜12的操作部28具有以夹持送气送水按钮32及吸引按钮34的方式在操作部28的两侧面各配设有1个的一对旋钮且通过转动各旋钮而使后述的弯曲部42沿上下左右自如弯曲的弯角钮36、及配设于送气送水按钮32与插入部26之间且插入从内窥镜末端部40导出的钳子、穿刺针及高频刀等处置器具的处置器具插入口(钳道口)38。

[0054] 超声波内窥镜12的插入部26从末端侧依次由具有后述的超声波振子单元68的超声波振子98及摄像部64的观察窗76等的由硬质部件形成的内窥镜末端部(末端硬质部)40、与内窥镜末端部40的基端侧连接设置的弯曲自如的弯曲部42、以及连结弯曲部42的基端侧与操作部28的末端侧之间并且具有柔性的细长的棒状且长尺寸的软性部44构成。

[0055] 超声波内窥镜12的通用塞绳30连接用于控制超声波内窥镜12及超声波内窥镜12的多个装置,且设置于超声波内窥镜12的后端。作为通用塞绳30,在相对于超声波内窥镜12的末端部的另一端部,装卸自如地连接有与超声波用处理器装置14连接的超声波用连接器46以及和与内窥镜用处理器装置16连接的内窥镜用连接器48、光源装置18、送水罐22、吸引泵24、送水泵(未图示)及送气泵(未图示)连接的光源用连接器50。并且,在光源用连接器50中连接有另一端与送水罐22连接的送气送水用软管52a及另一端与吸引泵24连接的吸引用软管52b。

[0056] 操作部28的送气送水按钮32为控制向插入部26的内窥镜末端部40供给空气或水的开关,通往超声波内窥镜12的内部且一端通向后述的内窥镜末端部40的内窥镜观察部56的送气送水喷嘴62的管路(未图示)的另一端及一端与通往送水罐22及送水泵(未图示)或送气泵(未图示)的管路(未图示)的另一端连接。通过按压送气送水按钮32,送水泵或送气泵与连通于送气送水喷嘴62及送水罐22的管路连接,从而储存在送水罐22中的水或空气供给至送气送水喷嘴62。另外,关于送水泵及送气泵的管路连接切换方法,将送气送水按钮32由2级切换式来构成等,能够适当使用周知的方法。

[0057] 操作部28的吸引按钮34为控制插入部26的内窥镜末端部40中的吸引动作的开关,通往超声波内窥镜12的内部且一端通向后述的内窥镜末端部40的处置器具导出口60(参考图3)的后述的处置器具插穿通道61(参考图3)的另一端及一端与通往吸引泵24的管路(未图示)的另一端连接。吸引按钮34与上述送气送水按钮32相同地,通过按压吸引按钮34,处置器具插穿通道61与通往吸引泵24的管路连接,而从处置器具导出口60进行吸引。并且,当在处置器具插穿通道61中插穿有具有穿刺针的处置器具(未图示)时,通过按压吸引按钮

34,从穿刺针的末端吸引观察组织的组织。

[0058] 在图2中示出表示图1所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的局部放大俯视图。并且,图3是图2所示的内窥镜末端部的I-I线向视图,且示意地表示将图2所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部以沿其长度方向的中心线来切割的局部剖视图。如图2及图3所示,插入部26的内窥镜末端部40在其基端侧形成有相对于内窥镜末端部40的底面向内窥镜末端部40的基端方向具有大仰角的斜面即斜面部54,且具有设置于斜面部54且用于获取内窥镜图像的内窥镜观察部56、设置于内窥镜末端部40的末端侧且用于获取超声波图像的超声波观察部58、设置于内窥镜观察部56与超声波观察部58之间且将处置器具(未图示)导出至受检体的体腔内的处置器具导出口60、与操作部28的处置器具插入口38及处置器具导出口60连通且用于插穿处置器具的处置器具插穿通道61、及设置于内窥镜观察部56与处置器具导出口60之间且用于清洗附着于内窥镜观察部56的杂质等的送气送水喷嘴62。

[0059] 另外,在图2所示的例子中,处置器具导出口60设置于内窥镜观察部56与超声波观察部58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56内,也可以设置于比内窥镜观察部56更靠基端侧(弯曲部42侧)。并且,在图3中,示出了后述的电缆配线部88的电缆连接部108,但如上所述,图3是为了说明本发明而示出的示意图,配设于背衬材料层102的宽度方向的两侧面侧的具有电缆连接部108的电极焊盘112的数量的总和优选为与构成超声波振子阵列100的超声波振子98的总数相同。

[0060] 图1所示的插入部26的弯曲部42由多个弯曲块连结而成,且与内窥镜末端部40的基端侧连接设置。并且,弯曲部42通过设置于操作部28的一对弯角钮36的转动能够沿上下左右自如弯曲。如此,通过将弯角钮36用作操作机构以远程且自如地弯曲操作弯曲部42,因此能够使内窥镜末端部40朝向操作员所希望的方向。

[0061] 插入部26的软性部44为连结弯曲部42的基端侧与操作部28的末端侧之间并且具有柔性的细长的棒状且长尺寸的部分,因此即便是具有复杂结构的受检体的体腔内,也能够追随被弯曲操作的弯曲部42而被插入。

[0062] 图2所示的内窥镜末端部40的内窥镜观察部56具有以从斜面部54的中央通过超声波内窥镜12的内部的方式设置且拍摄内窥镜图像的摄像部64、与摄像部64并列设置且用于利用来自光源装置18的照明光照明观察对象部位的照明部66。

[0063] 如图3所示,为了观察胆囊及胰脏等对象而插入于受检体的体内的内窥镜末端部40的超声波观察部58具有:超声波振子单元68,对观察对象收发超声波信号;电缆散开部72,对超声波振子单元68发送超声波的驱动信号,且由电连接与对从超声波振子单元68接收的来自观察对象的反射波的信号进行分析而生成超声波图像的超声波用处理器装置14连接的通用塞绳30的多个电缆70构成;及电缆包覆部74,汇集电缆散开部72。

[0064] 图3所示的内窥镜末端部40的处置器具导出口60设置于摄像部64的末端侧,从处置器具导出口60导出从操作部28的处置器具插入口38插入而通过处置器具插穿通道61的处置器具(未图示)。另外,在图2中,处置器具导出口60位于内窥镜观察部56与超声波观察部58之间,但当通过超声波图像确认从处置器具导出口60导入于体腔内的处置器具的移动时,优选将处置器具导出口60与超声波观察部58靠近配设。

[0065] 并且,虽然未图示,但在处置器具导出口60的内部,可以设置有能够改变从处置器具导出口60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),例如,通过基于设置于操作部28的立起杆(未图示)的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。

[0066] 图2所示的内窥镜末端部40的送气送水喷嘴62设置于摄像部64与处置器具导出口60之间,且用于清洗后述的摄像部64的观察窗76。通过按压操作部28的送气送水按钮32,从送气泵(未图示)或送水泵(未图示)通过设置于超声波内窥镜12内的用于送气或送水的流路(未图示)向送气送水喷嘴62输送空气或水。

[0067] 并且,图3所示的内窥镜末端部40的电缆散开部72由与超声波振子单元68电连接的多个电缆70构成,且为在电缆包覆部74中没有汇集多个电缆70的部分。电缆散开部72在超声波振子单元68及构成电缆散开部72的电缆70的配线部分中,使用焊接或导电胶等电连接方法被固定。

[0068] 图3所示的内窥镜观察部56的摄像部64具有用于对配设于后方的摄像光学系统进行保护的配设于斜面部54的透明的观察窗76、在观察窗76的后方配设于内窥镜末端部40的内部的观察光学系统的物镜78、在内窥镜末端部40的内部配置于物镜78的成像位置的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)等成像元件80、及与通过超声波内窥镜12的内部的管路(未图示)与成像元件80及光源装置18连接的通用塞绳30电连接的信号电缆82。

[0069] 内窥镜观察部56的照明部66与摄像部64并列设置,具有在斜面部54中在观察窗76的两侧并列设置的对配设于后方的照明光学系统进行保护的透明的一对照明窗84、在照明窗84的后方配设于内窥镜末端部40的内部且用于向照明窗84传送来自光源装置18的照明光的光导管(未图示)。

[0070] 摄像部64的观察窗76配设于斜面部54,从观察窗76入射的观察对象的像光通过物镜78成像于成像元件80的成像面。

[0071] 成像元件80对透射观察窗76及物镜78而成像于成像元件80的成像面上的观察对象的像光进行光电转换,并向内窥镜用处理器装置16输出成像信号。从成像元件80输出的成像信号经由信号电缆82及通用塞绳30传送至内窥镜用处理器装置16。内窥镜用处理器装置16对如此被传送的成像信号实施信号处理及图像处理而生成内窥镜光学图像并将该内窥镜图像显示于显示器20。

[0072] 照明部66的照明窗84在摄像部64的观察窗76的两侧并列设置有一对,且连接有将来自光源装置18的照明光引导至观察窗76的光导管(未图示)的射出端。光导管通过超声波内窥镜12的内部而从照明窗84延伸设置至光源装置18,光导管的入射端存放于光源装置18内。由光源装置18发射的照明光在光导管中传播而从照明窗84照射观察对象。

[0073] 图4是图3所示的内窥镜末端部的II-II线向视图,表示图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。

[0074] 图3及图4所示的超声波观察部58的超声波振子单元68配设于超声波观察部58的末端部分,且收发超声波,具有:

[0075] 层叠体86,具有层叠结构;

[0076] 电缆配线部88,与层叠体86及由多个电缆70构成电缆散开部72电连接;

[0077] 壳体90,为了从超声波观察部58的外部保护层叠体86及多个电缆70的配线部分而设置,当将层叠体86的收发超声波的面设为上表面时,包围除了层叠体86的上表面以外的

侧面及下侧面和电缆配线部88;

[0078] 阶梯部92,与层叠体86的壳体90侧的底面抵接配设,且具有用于使电缆配线部88的下端侧顺延的阶梯形状;及

[0079] 填充剂层93,用于为了固定电缆配线部88的配线部分而填埋层叠体86、壳体90及阶梯部92之间的间隙。

[0080] 另外,图4与图3相同地是为了说明本发明而示出的示意图,并不是详细记载细微部分的图,因此关于图4中示出的各部件的配置位置、大小及形状,可以在不脱离本发明的宗旨的范围内适当进行变更是不言而喻的。

[0081] 超声波振子单元68的层叠体86具有层叠结构,具有:

[0082] 声透镜94,当将收发超声波的面设为上表面时,位于最上部,且用于聚集从后述的超声波振子阵列100输出的超声波或从观察对象反射的超声波;

[0083] 声匹配层96,位于声透镜94的下方,且用于耦合构成超声波振子阵列100的超声波振子98与观察对象的声阻抗;

[0084] 超声波振子阵列100,位于声匹配层96的下方,且收发超声波的棒状体的超声波振子98以对齐其棒状体形状的长度方向而成为圆弧状阵列的方式排列有多个;及

[0085] 背衬材料层102,配设于超声波振子阵列100的成为圆弧状的中心侧的背面,机械支承超声波振子阵列100,并且使传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波衰减。

[0086] 如图3及图4所示,声匹配层96及超声波振子阵列100配设为半圆筒状,声透镜94沿配设为半圆筒状的声匹配层96配设。并且,在图3所示的剖视图中,背衬材料层102呈半圆柱形状,但只要背衬材料层102配设成与超声波振子阵列100的下侧面的正面抵接即可,背衬材料层102的下侧面的形状并无特别限定。

[0087] 超声波振子单元68的电缆配线部88使用柔性印刷配线基板而构成。电缆配线部88与后述的超声波振子阵列100的电极部104及构成电缆散开部72的多个电缆70电连接。电缆配线部88配设成延长至成为与超声波振子阵列100相反的一侧的背衬材料层102的下侧。电缆配线部88由振子连接部107及电缆连接部108构成。在此,振子连接部107为沿与超声波振子阵列100的电极部104电连接的层叠体86的背衬材料层102配设的部分。并且,电缆连接部108沿阶梯部92配设,且与电缆散开部72的多个电缆70电连接。

[0088] 而且,如图5及图6所示,超声波振子单元68的电缆配线部88在延长至成为与超声波振子阵列100相反的一侧的背衬材料层102的下侧的部分中,在多个带状片110上梳状分离。电缆配线部88的电缆连接部108为在上述多个带状片110上梳状分离的部分,且以梳状具备分别设置于上述多个带状片110的多个长条状电极部111。而且,如图6所示,电缆配线部88沿层叠体86的背衬材料层102的宽度方向的侧面及阶梯部92配设。

[0089] 另外,图5及图6是为了说明本发明而示出的示意图,配设于背衬材料层102的宽度方向的两侧面侧的电缆连接部108所具有的电极焊盘112的数量的总和优选为与构成超声波振子阵列100的超声波振子98的总数相同。并且,图6是为了说明本发明而在层叠体86中除去声透镜94、声匹配层96及超声波振子阵列100而仅示出了背衬材料层102、电缆配线部88及阶梯部92的图。因此,当本发明的超声波振子单元68配设于超声波观察部58时,优选在层叠体86中配设有电缆配线部88及阶梯部92。

[0090] 图3及图4所示的超声波振子单元68的壳体90由硬质树脂等硬质部件构成,且从外

部保护层叠体86的侧面及下侧面和电缆配线部88。壳体90与后述的层叠体86的声透镜94的侧面及层叠体86的宽度方向的侧面抵接,且配设成包围层叠体86的宽度方向的侧面及下部和电缆配线部88。

[0091] 超声波振子单元68的填充剂层93设置成填埋层叠体86、壳体90及阶梯部92之间的间隙。填充剂层93固定电缆配线部88与电缆70的配线部分,以防止该部分的断线。并且,填充剂层93还担负对配设于内窥镜末端部40的层叠体86及阶梯部92的位置进行固定的作用。

[0092] 而且,超声波振子单元68的填充剂层93优选与背衬材料层102的声阻抗耦合,以使从层叠体86的超声波振子阵列100振荡而传播到其下侧的超声波不会在与背衬材料层102的边界中反射,且使从超声波振子阵列100振荡的超声波在观察对象或其周边部中反射而传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波充分衰减。因此,当将填充剂层93的声阻抗设为 Z_p ,且将背衬材料层102的声阻抗设为 Z_b 时,用下述式(1)表示的填充剂层93及背衬材料层102的声阻抗反射率 Q 优选为50%以下。

[0093] $Q = 100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$

[0094] 其中,声阻抗 Z_p 及 Z_b 的单位为 $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ 。另外,kg表示公斤,m表示米,s表示秒。

[0095] 并且,为了将填充剂层93及背衬材料层102的声阻抗反射率 Q 设为50%以下,例如,可以在填充剂层93的材料中使用与背衬材料层102相同的材料的填充剂,作为背衬材料层102的材料,当使用添加有铁氧体或陶瓷等超声波衰减件的硬质橡胶等时,作为填充剂层93,可以使用添加有陶瓷等导热部件的环氧树脂等。

[0096] 上述声阻抗反射率 Q 为表示填充剂层93与背衬材料层102的边界面中的超声波(声束)反射的容易度的指标,即,表示值越接近0,填充剂层93的声阻抗与背衬材料层102的声阻抗越耦合。若上述声阻抗反射率 Q 为50%以下左右,则能够将因传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波而造成的杂音处理成在使用了超声波振子阵列100中所接收的超声波信号的,超声波用处理器装置14中的超声波图像的生成中不会造成障碍的程度。

[0097] 并且,当从超声波振子单元68的层叠体86的超声波振子阵列100振荡出超声波时,从超声波用处理器装置14传送至超声波振子阵列100的驱动信号成为热能,而超声波振子阵列100发热,因此填充剂层93优选具有散热性。因此,填充剂层93的导热率优选为 $1.0 (\text{W}(\text{m} \cdot \text{K}))$ 以上,例如,作为填充剂层93可以使用添加有陶瓷等导热部件的环氧树脂等。在此,W表示瓦特,m表示米,K表示开尔文。

[0098] 如图3、4及6所示,本发明的特征之一的超声波振子单元68的阶梯部92与成为与层叠体86的超声波振子阵列100相反的一侧的背衬材料层102的下侧的面抵接配设,且具有如下阶梯形状,即,与沿超声波振子98的棒状体形状的长度方向的背衬材料层102的宽度方向垂直,且相对于背衬材料层102的下侧的面,从超声波振子阵列100的矢径方向的一侧端部的超声波振子98一侧朝向另一侧端部的超声波振子98一侧,向背衬材料层102的宽度方向呈阶梯状。并且,阶梯部92的各台阶向背衬材料层102的宽度方向变得越细(越是低级),向长度方向变得越长。另外,为了提高电缆散开部72的多个电缆70及长条状电极部111的各电极焊盘112的配线的操作性以及提高配线部分的耐久性,如后述,阶梯部92的各台阶优选在长度方向上长于沿各台阶配设的各自的长条状电极部111。

[0099] 另外,阶梯部92中所使用的材质只要保持阶梯形状且不会对超声波观察中所使用的信号造成障碍则并无特别限制。因此,作为阶梯部92,能够使用对周知的基座进行加工的

阶梯部等,但也能够使用与背衬材料层102相同的材质,以便不会与层叠体86的背衬材料层102产生声阻抗差。

[0100] 并且,如图3中所例示,超声波振子单元68的阶梯部92优选沿阶梯部92配设的电缆配线部88的电缆连接部108及电缆散开部72的多个电缆70以多个电缆70彼此不会接触等能够有效地进行配线的方式配置。因此,当超声波振子单元68配设于内窥镜末端部40的超声波观察部58时,优选阶梯部92的台阶变低的方向朝向电缆散开部72所处的方向。因此,阶梯部92以其各台阶的长度方向相对于层叠体86的背衬材料层102的下侧面倾斜的方式与背衬材料层102的下侧面抵接配设。另外,阶梯部92只要与背衬材料层102抵接配设即可,也可以使用周知的粘结剂等与背衬材料层102的下侧面粘结。

[0101] 图4及图5所示的电缆配线部88的振子连接部107设置于电缆连接部108的上侧,且为沿层叠体86的背衬材料层102的宽度方向的侧面配设的部件。如图4所示,振子连接部107具有在背衬材料层102的宽度方向的侧面中使用引线接合法及导电胶等方法与超声波振子阵列100的电极部104电连接的端子即多个振子连接端子109。并且,在振子连接部107的下端,在背衬材料层102的宽度方向的侧面下端中,设置有助于使电缆配线部88向阶梯部92侧折弯的第1折弯部113a。另外,振子连接部107的振子连接端子109可以使用简单的方式来与超声波振子阵列100的电极部104电连接,也可以设置于与背衬材料层102相反的一侧的振子连接部107的面。而且,可以根据内窥镜末端部40的形状及层叠体86的形状等,适当变更电连接电极部104与振子连接端子109的位置。即,可以在背衬材料层102的宽度方向的侧面中进行电连接,也可以在背衬材料层102的上表面中进行电连接。

[0102] 如图5所示,本发明的另一特征的电缆配线部88的电缆连接部108为相对于电缆配线部88的与超声波振子阵列100的电极部104配线的振子连接部107相反的一侧的部分,且与电缆散开部72的多个电缆70配线。而且,电缆连接部108分离在多个带状片110上,分别设置于多个带状片110,且以梳状具备具有至少1个电极焊盘112的多个长条形状的长条状电极部111。为了将长条状电极部111以阶梯状排列配置,图4及图6所示,电缆连接部108沿背衬材料层102的底面及阶梯部92的台阶配设。

[0103] 并且,如图4及图6所示,电缆配线部88的电缆连接部108沿阶梯部92的各台阶配设,因此从提高与电缆散开部72的电缆70的配线中的操作性、及使配线于电缆连接部108的长条状电极部111的电缆70彼此不接触等的方面考虑,优选具有与阶梯部92的台阶数相同数量的长条状电极部111。因此,优选为多个长条状电极部111分别沿具有所对应的长度方向的长度的阶梯部92各自的台阶而配设。而且,从配线的操作性及电缆70彼此的接触等与上述相同的理由考虑,优选以不会露出到阶梯部92的各台阶之外的方式,将各长条状电极部111沿阶梯部92的各台阶配设。因此,多个长条状电极部111的宽度优选为分别窄于阶梯部92的各台阶的阶梯差方向的宽度,且优选为短于阶梯部92的各台阶的长度方向的长度。另外,作为沿阶梯部92配设长条状电极部111的方法,例如可以使用周知的粘结剂等。

[0104] 电缆连接部108的长条状电极部111为以电缆连接部108成为梳状的方式设置有多个且沿长条状的带状片110的长度方向至少1个电极焊盘112设置成直线状的电极部,并且分别沿阶梯部92的各台阶配设。即,长条状电极部111沿背衬材料层102的下侧的面折弯,且到达阶梯部92的各台阶后再次折弯,从而配置于沿阶梯部92的各台阶配置的电缆配线部88所具备的多个带状片110上。因此,各长条状电极部111形成为其长度方向相对于振子连接

部107与电缆连接部108的边界即第1折弯部113a斜向延伸。第1折弯部113a为电缆配线部88的带状片110沿背衬材料层102的下侧面折弯的部分。

[0105] 而且,长条状电极部111在其途中具有用于在层叠体86的背衬材料层102与阶梯部92的边界线上再次折弯的第2折弯部113b,在比第2折弯部113b更靠下侧,具有沿长条状电极部111的长度方向以直线状排列的至少1个以上的电极焊盘112。即,被第1折弯部113a与第2折弯部113b夹持的部分沿背衬材料层102的底面,比第2折弯部113b更靠下侧的部分沿阶梯部92的各台阶。

[0106] 并且,关于电缆连接部108的长条状电极部111,越是沿阶梯部92的低台阶配设的部分,长度方向的长度越长,且具有更多的电极。因此,如图3所示,当在内窥镜末端部40中配设超声波振子单元68时,从位于比阶梯部92更靠内窥镜末端部40的基端侧的电缆散开部72向沿阶梯部92配设的多个长条状电极部111的各电极焊盘112的近接变得轻松。如此,根据上述阶梯部92及电缆连接部108,以多个电缆70彼此不接触的方式,能够有效使用内窥镜末端部40内的空间的同时配线多个长条状电极部111与电缆70,并且也能够配线作业中提高操作性。

[0107] 图4所示的层叠体86的声透镜94用于聚集超声波,而且,为了从外部保护层叠于其下方的声匹配层96、超声波振子阵列100及背衬材料层102,而配设成分别抵接于声匹配层96、超声波振子阵列100及背衬材料层102的上表面或侧面,且覆盖至背衬材料层102的宽度方向的侧面的途中。并且,声透镜94为了将从超声波振子阵列100振荡的超声波向观察对象聚集,或将从观察对象反射的超声波向超声波振子阵列100聚集,在层叠体86的宽度方向上具有如覆盖超声波振子阵列100的上部的凸形状。另外,声透镜94在后述的超声波振子阵列100的电极部104及上部电极部106的配线作业结束之后配设于上述位置。并且,声透镜94例如由混炼型硅橡胶或液体硅橡胶等硅酮类树脂、丁二烯类树脂或聚胺酯类树脂等构成。而且,为了取得超声波观察的观察对象即受检体与构成超声波振子阵列100的超声波振子98的声阻抗的耦合且提高超声波对受检体的透射率,根据需要在声透镜94中混合氧化钛、氧化铝或二氧化硅等粉末。

[0108] 层叠体86的声匹配层96由环氧树脂等构成且耦合超声波振子阵列100与观察对象的声阻抗,并且设置成声匹配层96的下表面抵接于超声波振子阵列100的上表面,但在层叠体86的宽度方向上,具有短于超声波振子阵列100的宽度,因此以除去超声波振子阵列100的宽度方向的两端部或任一侧端部的方式,部分覆盖超声波振子阵列100的上表面。因此,从超声波振子阵列100发送的超声波中,有助于对象观察的超声波仅为通过了声匹配层96的超声波,即,仅为从位于比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠内侧区域的超声波振子阵列100发送的超声波。

[0109] 层叠体86的超声波振子阵列100为具有棒状体形状的多个超声波振子98对齐棒状体形状的长度方向而排列为圆弧状的阵列。多个超声波振子98是指例如48~192个长方体形状等棒状体的超声波振子98,因此,超声波振子阵列100为48~192通道的阵列。

[0110] 即,如图3所示的例子,超声波振子阵列100为作为一例多个超声波振子98以一维阵列状指定间距排列的阵列。如此,构成超声波振子阵列100的超声波振子98沿内窥镜末端部40的轴线方向(插入部26的长边轴方向)以凸弯曲状等间隔排列,且根据从超声波用处理器装置14输入的驱动信号而依次被驱动。由此,将排列有图2所示的超声波振子98的范围作

为扫描范围来进行凸面电子扫描。

[0111] 如图4所示,层叠体86的超声波振子阵列100为将超声波信号发送至观察对象且接收从观察对象反射的超声波并转换为电信号的超声波振子阵列,且配置成超声波振子阵列100的成为圆弧状的中心侧的背面抵接于背衬材料层102的上表面。

[0112] 并且,超声波振子阵列100设置于与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的长度方向垂直的至少一侧面,且具有由分别与多个超声波振子98导通的多个振子电极103构成的电极部104。电极部104的振子电极103除了上述多个各超声波振子98以外,还分别与多个各电缆配线部88电连接。并且,在超声波振子阵列100的上表面且没有被声匹配层96覆盖而仅被声透镜94覆盖的面,具有与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98及设置于超声波内窥镜12内的接地电极(未图示)电连接的上部电极部106。

[0113] 另外,超声波振子阵列100的电极部104的各振子电极103配设的位置,只要是不损坏对电缆配线部88及电极部104进行配线时的操作性的程度,则无需为相对于多个超声波振子98的长度方向严格垂直的超声波振子阵列100的两侧面的下侧。因此,在本发明中,相对于构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面垂直是指相对于多个超声波振子98的排列面以负5度至正5度左右的精度来垂直(90度)或大致垂直。而且,如图4所示,振子电极103只要与电缆配线部88的配线不会变得繁琐,则无需配设于超声波振子阵列100的两侧面的下侧,也可以设置于与多个超声波振子98的长度方向垂直的至少一侧端面。

[0114] 并且,构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98由压电元件构成,且具有在锆钛酸铅或聚偏氟乙烯等压电体厚膜的两面形成有电极的结构。并且,超声波振子阵列100的电极部104与电缆配线部88及上部电极部106与配线的电连接的方法只要是不损坏配线作业的操作性的方法,则能够使用引线接合法、焊接、熔焊、使用了各向异性导电片及各向异性导电胶的方法等周知的方法。

[0115] 在超声波观察部58的超声波振子单元68中,若后述的层叠体86的超声波振子阵列100的各超声波振子98被驱动,且对超声波振子98的电极部104及上部电极部106这两个电极施加电压,则压电体振动而依次产生超声波,并向受检体的观察对象部位照射超声波。而且,使用多工器等电子开关依次驱动多个超声波振子98,在沿排列有超声波振子阵列100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。

[0116] 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,超声波检测信号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。

[0117] 层叠体86的背衬材料层102机械支承超声波振子阵列100,并且抑制超声波振子阵列100的振动,而且使传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波衰减,且配设成背衬材料层102的上表面抵接于超声波振子阵列100的下表面,在层叠体86的宽度方向上,具有长于超声波振子阵列100的宽度。另外,背衬材料层102使用硬质橡胶等具有刚性的材料而构成,根据需要添加铁氧体或陶瓷等超声波衰减件。

[0118] 在相对于构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的长度方向垂直的超声波振子阵列100的两侧面的下侧配设的由振子电极103构成的电极部104与电缆配线部88的振子连接部107的多个振子连接端子109电连接。电极部104为了将来自超声波检查系统10的

超声波用处理器装置14的超声波的驱动信号经由电缆散开部72的电缆70向超声波振子阵列100发送,及将超声波振子阵列100接收所反射的超声波并输出的压电信号经由电缆70向进行所接收的超声波信号的分析及超声波图像的生成的超声波用处理器装置14发送而使用。如此,电极部104为配设于超声波振子阵列100的侧面的结构,因此能够较轻松地进行向电极部104的配线,从而能够提高层叠体86的制造成功率。另外,电缆配线部88与电缆70的电连接方法只要是不损坏配线作业的操作性的方法,能够使用引线接合法、焊接、熔焊、使用了各向异性导电片及各向异性导电胶的方法等周知的方法。并且,电极部104可以以电缆配线部88沿背衬材料层102的宽度方向的侧面配设的方式,即设置于相对于多个超声波振子98的排列面垂直的超声波振子阵列100的端面侧,也可以通过延伸设置至背衬材料层102的宽度方向的侧面的上端部,在背衬材料层102的宽度方向的侧面与电缆配线部88的一端连接。

[0119] 在图4所示的超声波振子阵列100的上表面,配设于没有被声匹配层96覆盖而仅被声透镜94覆盖的面上的上部电极部106和由与构成超声波振子阵列100的多个各超声波振子98连接的1个电极构成的设置于超声波内窥镜12内的接地电极(未图示)电连接,且为了将用于使从超声波用处理器装置14发送的从配设于超声波振子阵列100的两侧面的下侧的电极部104发送至构成超声波振子阵列100的各超声波振子98的超声波振荡的驱动信号通过设置于超声波内窥镜12内的接地电极进行接地而使用。并且,上部电极部106配设于超声波振子阵列100的上表面,但如上所述,配设于比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠外侧区域,因此尤其不会影响通过超声波振子阵列100进行的超声波的收发。另外,上部电极部106能够使构成超声波振子阵列100的多个各超声波振子98接地即可,并且,只要是不妨碍上部电极部106中的配线作业的工作效率,则无需一定要由1个电极构成是不言而喻的。

[0120] 如上所述,在本发明中,在沿形成为阶梯状的阶梯部92配设的电缆连接部108的多个长条状电极部111分别配线电缆散开部72的多个电缆70,因此以多个电缆70彼此不会相互接触的方式,且能够有效使用内窥镜末端部40的内部空间而对多个电缆70及多个长条状电极部111进行配线。因此,在电缆配线部88中,使用单纯结构的电极配置来提高多个电缆70与多个长条状电极部111之间的配线中的操作性,并且提高制造超声波振子单元68时的成功率,且能够小型化超声波振子单元。

[0121] 另外,在上述例子中,设成将阶梯部92设置于背衬材料层102的宽度方向的中心侧,在阶梯部92的宽度方向两侧以阶梯状配置电缆配线部88的长条状电极部111的电极焊盘112,但本发明并不限于此,也可以设成将阶梯部92配置于背衬材料层102的宽度方向的中心侧,以阶梯状配置电缆配线部88的长条状电极部111的电极焊盘112。

[0122] 并且,阶梯部92只要能够以阶梯状支承电缆配线部88的多个长条状电极部111,则并无特别限制,可以不是一体部件,也可以由厚度不同的多个长条状的支承部件构成。

[0123] 以上,对本发明进行了详细说明,但本发明并不限于上述实施方式,在不脱离本发明的宗旨的范围内,可以进行各种改良或变更是不言而喻的。

[0124] 符号说明

[0125] 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,22-送水罐,24-吸引泵,26-插入部,28-操作部,30-通用塞绳,32-送气送水按钮,34-吸引按钮,36-弯角钮,38-处置器具插入口,40-内窥镜末端

部,42-弯曲部,44-软性部,46-超声波用连接器,48-内窥镜用连接器,50-光源用连接器,52a、52b-软管,54-斜面部,56-内窥镜观察部,58-超声波观察部,60-处置器具导出口,61-处置器具插穿通道,62-送气送水喷嘴,64-摄像部,66-照明部,68-超声波振子单元,70-电缆,72-电缆散开部,74-电缆包覆部,76-观察窗,78-物镜,80-成像元件,82-信号电缆,84-照明窗,86-层叠体,88-电缆配线部,90-壳体,92-阶梯部,93-填充剂层,94-声透镜,96-声匹配层,98-超声波振子,100-超声波振子阵列,102-背衬材料层,103-振子电极,104-电极部,106-上部电极部,107-振子连接部,108-电缆连接部,109-振子连接端子,110-带状片,111-长条状电极部,112-电极焊盘,113a-第1折弯部,113b-第2折弯部。

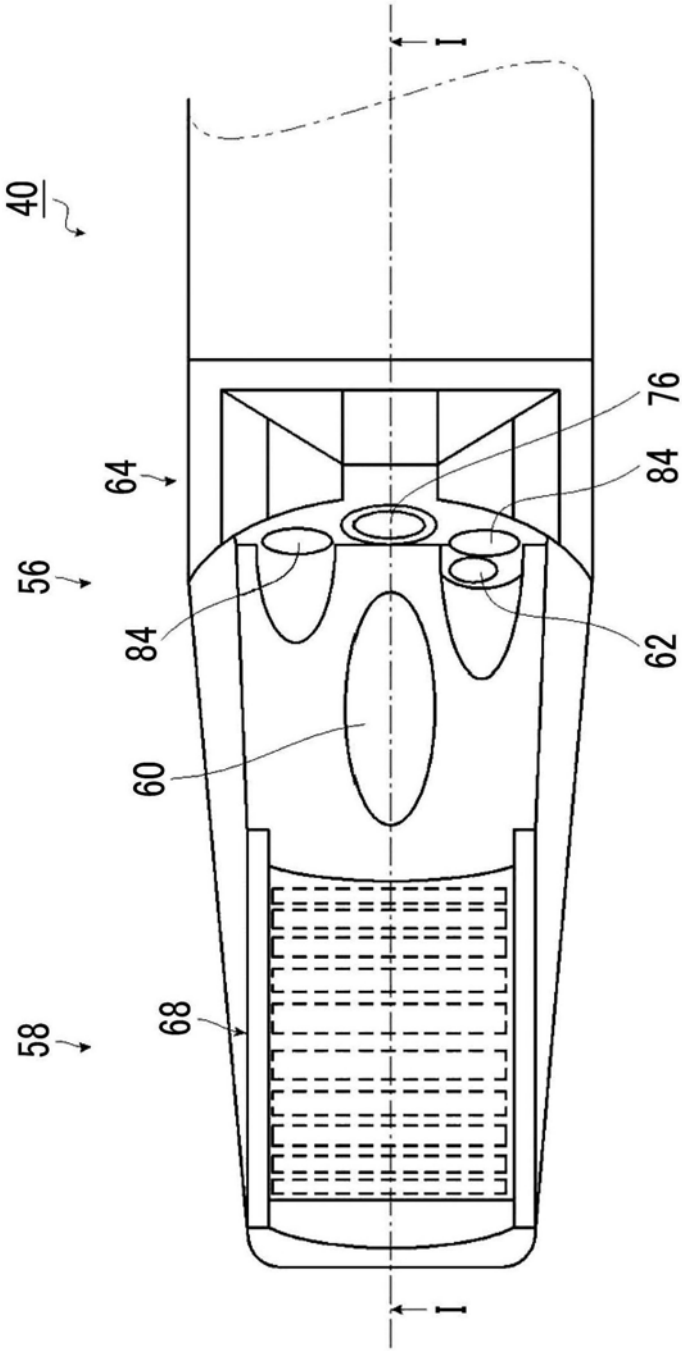


图2

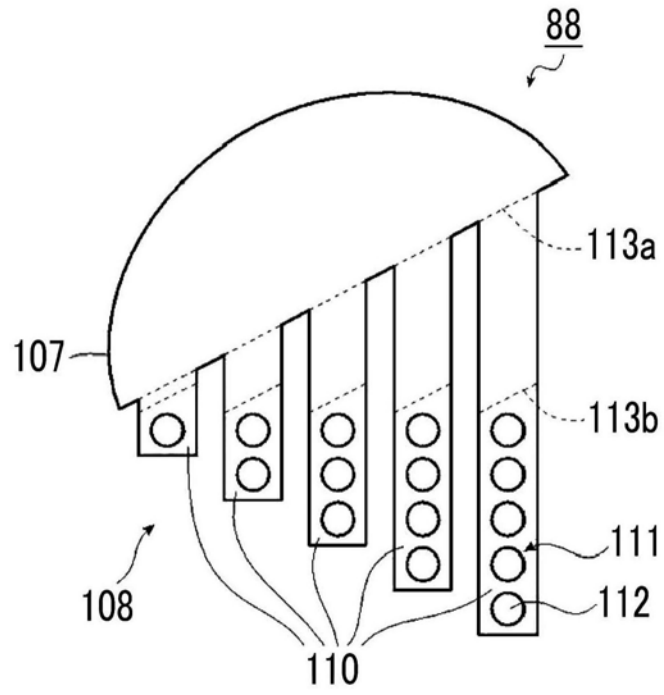


图5

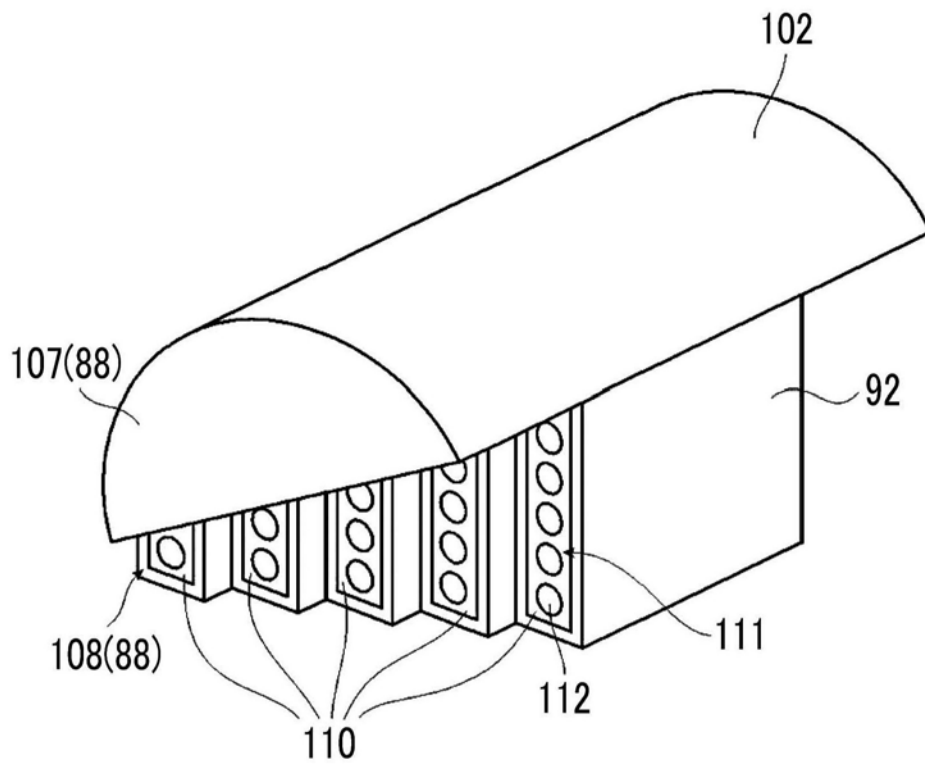


图6

专利名称(译)	超声波振子单元		
公开(公告)号	CN109069127A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780024282.0	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	A61B1/0011 A61B1/00114 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 B06B3/04 H03B1/02 H03B17/00 H05K1/028 H05K1/189		
优先权	2016091934 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，且进行配线时具有操作性良好的配线结构的超声波振子单元。本发明的超声波振子单元具有：超声波振子阵列，多个振子排列为圆弧状；电极部，设置于多个振子的与长度方向垂直的至少一侧端面，且与振子导通；背衬材料层，配设于超声波振子阵列的背面；及电缆配线部，由柔性印刷配线基板构成，柔性印刷配线基板延长至背衬材料层的下侧并在多个带状片上分离，且具有以梳状具备沿各带状片的长度方向至少1个电极焊盘直线状配置的多个长条状电极部的电缆连接部。

