



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108882921 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201780022077.0

(22)申请日 2017.02.23

(30)优先权数据

2016-074547 2016.04.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/006740 2017.02.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/169349 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 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)

H04R 17/00(2006.01)

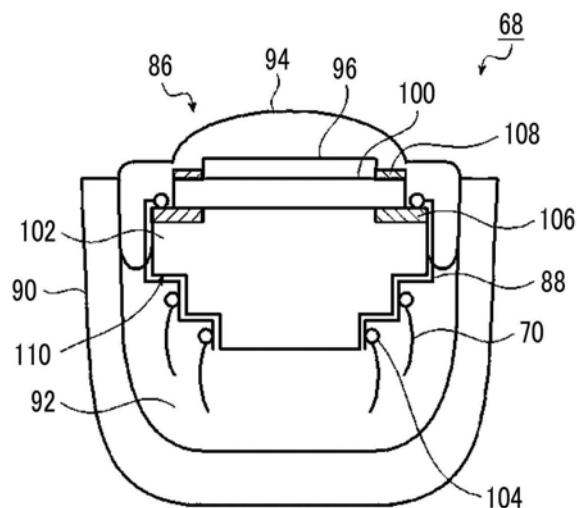
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(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多个超声波振子以半圆筒状排列而成的超声波振子阵列、设置于与多个超声波振子的排列面垂直的超声波振子阵列的端面的超声波振子阵列的电极部及配设于超声波振子阵列的内侧的背面的背衬材料层，与多个超声波振子的排列面垂直的背衬材料层的宽度向与多个超声波振子的排列面相反的一侧变窄，与电极部电连接的电缆配线部沿背衬材料层的宽度设置。



1. 一种超声波振子单元,其特征在于,具有:

多个超声波振子以半圆筒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所述多个超声波振子的排列面垂直的端面侧,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处于内侧的背面;及

电缆配线部,其在与所述电极部的多个电极电连接的多个配线上分别配置有多个电缆,

与所述多个超声波振子的排列面垂直的方向上的所述背衬材料层的宽度随着朝向与所述多个超声波振子的排列面相反的一侧而变窄,

所述电缆配线部是沿着所述背衬材料层的宽度设置的。

2. 根据权利要求1所述的超声波振子单元,其特征在于,

所述背衬材料层在比设置于所述超声波振子阵列的上表面的声匹配层的宽度方向的侧面更靠外侧的区域中,随着朝向与所述多个振子的排列面相反的一侧而变窄。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波振子单元,其还具有:

柔性印刷配线基板,其粘贴于所述超声波振子阵列的侧面侧,且与所述电极部的多个电极电连接,

所述电缆配线部在经由所述柔性印刷配线基板与所述电极部的多个电极电连接的多个配线上分别配置有多个电缆。

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,

所述背衬材料层在自与所述超声波振子阵列抵接的面起的厚度为3mm以内的区域且比所述声匹配层的宽度方向的侧面更靠外侧的区域中,随着朝向与所述多个超声波振子的排列面相反的一侧而变窄。

5. 根据权利要求1至4中任意一项所述的超声波振子单元,其中,

所述背衬材料层在自与所述超声波振子阵列抵接的面起的厚度超过3mm的区域且比所述声匹配层的宽度方向的侧面更靠内侧的区域中,随着朝向与所述多个超声波振子的排列面相反的一侧而变窄。

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,

在所述背衬材料层中,所述背衬材料层的宽度随着朝向与所述多个超声波振子的排列面相反的一侧而以阶梯状变窄。

7. 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,

在所述背衬材料层中,所述背衬材料层的宽度随着朝向与所述多个超声波振子的排列面相反的一侧而以倾斜状变窄。

8. 根据权利要求1至7中任意一项所述的超声波振子单元,其还具有:

壳体,其包围所述背衬材料层的宽度方向的侧面、电缆配线部及所述背衬材料层的下侧;及

填充剂层,其填埋所述背衬材料层与所述壳体之间的间隙。

9. 根据权利要求8所述的超声波振子单元,其中,

关于所述填充剂层,当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,用下述式(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 $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ 。

10. 根据权利要求8或9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。

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装置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,尝试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(参考专利文献1~专利文献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
- [0012] 专利文献2:日本专利第5399594号
- [0013] 专利文献3:日本专利公开平8-004359号
- [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] 但是,通常,设置于超声波内窥镜的末端部的超声波观察部中,超声波振子以阵列状配设,在各超声波振子中配设有电缆,但超声波观察部其外径小,且超声波观察部内的配线作业复杂,因此多为手工进行。因此,除了在外径小的超声波观察部内的电缆的处理复杂以外,还需要在超声波观察部内以高密度配线电缆,因此操作性差,从而成为超声波内窥镜的制造成本变高的主要原因。如此,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。

[0018] 并且,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。

[0019] 并且,在专利文献1、专利文献2、专利文献4及专利文献5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。

[0020] 本发明是为了解决这种以往的问题点而完成的,其目的在于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。

[0021] 用于解决技术课题的手段

[0022] 为了实现上述目,本发明提供一种超声波振子单元,其特征在于,具有:

[0023] 超声波振子阵列,多个超声波振子以半圆筒状且朝向外侧排列而成;

[0024] 电极部,设置于与多个超声波振子的排列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;

[0025] 背衬材料层,配设于与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;及

[0026] 电缆配线部,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,

[0027] 相对于多个超声波振子的排列面垂直的背衬材料层的宽度向与多个超声波振子的排列面相反的一侧变窄,

[0028] 电缆配线部沿背衬材料层的宽度设置。

[0029] 并且,优选为背衬材料层在比设置于超声波振子阵列的上表面的声匹配层的宽度方向的侧面更靠外侧的区域中,向与多个振子的排列面相反的一侧变窄。

[0030] 优选为还具有柔性印刷配线基板,该柔性印刷配线基板粘贴于超声波振子阵列的侧面侧,且与电极部的多个电极电连接,

[0031] 电缆配线部在经由柔性印刷配线基板与电极部的多个电极电连接的多个配线上配设有多个电缆。

[0032] 并且,优选为背衬材料层在自与超声波振子阵列抵接的面的厚度为3mm以内的区域且比声匹配层的宽度方向的侧面更靠外侧的区域中,向与多个超声波振子的排列面相反的一侧变窄。

[0033] 并且,优选为背衬材料层在自与超声波振子阵列抵接的面的厚度超过3mm的区域且比声匹配层的宽度方向的侧面更靠内侧的区域中,向与多个超声波振子的排列面相反的一侧变窄。

[0034] 并且,优选为背衬材料层中,背衬材料层的宽度向与多个超声波振子的排列面相反的一侧以阶梯状变窄。

[0035] 或者,优选为背衬材料层中,背衬材料层的宽度向与多个超声波振子的排列面相反的一侧以倾斜状变窄。

[0036] 并且,优选为具有:

[0037] 壳体,从背衬材料层的宽度方向的侧面包围至电缆配线部及背衬材料层的下侧;及

[0038] 填充剂层,填埋背衬材料层与壳体之间的间隙。

[0039] 优选为关于填充剂层,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,用下述式(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。

[0040] $Q=100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots \cdots (1)$

[0041] 其中,声阻抗 Z_p 及 Z_b 的单位为 $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ 。

[0042] 并且,优选为填充剂层的导热率为 $1.0\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 以上。

[0043] 发明效果

[0044] 在本发明中,沿向与超声波振子的排列面相反的一侧变窄的背衬材料层设置电缆配线部。

[0045] 由此,根据本发明,能够确保用于在超声波振子阵列中配设电缆的空间,因此能够提高进行配线时的操作性,并且使用简单的结构来小型化超声波振子单元。

附图说明

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 图3是图2所示的内窥镜末端部的I-I线向视图,是图2所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的局部剖视图。

[0049] 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。

[0050] 图5是将实施方式2的超声波内窥镜的内窥镜末端部以沿其长边方向且通过内窥镜末端部的宽度方向的中央的方式切割的纵剖视图。

[0051] 图6是图5所示的内窥镜末端部的III-III线向视图,是图5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。

具体实施方式

[0052] 以下,根据附图所示的优选为实施方式对本发明的超声波振子单元进行详细说明。

[0053] 在图1中示出表示使用本发明的超声波振子单元被适用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。

[0054] 超声波检查系统10具有配设于超声波检查系统10的末端且拍摄受检体的体腔内的超声波内窥镜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。

[0055] 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对观察对象进行吸引的吸引泵24。

[0056] 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。

[0057] 为了观察胆囊及胰脏等对象而将超声波检查系统10的超声波内窥镜12的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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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的长边方向的内窥镜末端部40侧中与送气送水按钮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。

[0064] 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(钳子口)38。

[0065] 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且长尺寸的软性部44构成。

[0066] 超声波内窥镜12的通用塞绳30连结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。

[0067] 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。

[0068] 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的处置器具插穿通道61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对象的组织。

[0069] 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,在图3中示出图2所示的内窥镜末端部的I-I线向视图且图2所示的超声波内窥镜的内窥镜末端部的局部剖视图。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。

[0070] 插入部26的弯曲部42由多个弯曲件连结而成,且设置于内窥镜末端部40的基端侧。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。

[0071] 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,也会能够追随被弯曲操作的弯曲部42而被插入。

[0072] 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。

[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。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。

[0074] 另外,图4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,因此在图4中示出的每个部件的配置位置、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。

[0075] 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)。

[0076] 并且,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。

[0077] 并且,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为超声波振子

单元68及电缆70的配线部分中使用焊接或导电胶等电连接方法来固定的部分,因此对机械外力较弱,且容易出现断线。因此,为了防止断线,对电缆散开部72用后述的超声波振子单元68的填充剂层92来进行固定。

[0078] 内窥镜观察部56的摄像部64具有用于保护配设于后方的摄像光学系统的配设于斜面部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。

[0079] 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中与观察窗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)。

[0080] 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。

[0081] 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对所传送的成像信号实施信号处理及图像处理之后,作为内窥镜光学图像显示于显示器20。

[0082] 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发射的照明光沿着光导管从照明窗84照射观察对象。

[0083] 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的末端侧的上部且收发超声波,具有:层叠体86,具备层叠结构;电缆配线部88,与由层叠体86及多个电缆70构成的电缆散开部72电连接;壳体90,为了从外部保护超声波观察部58而包围层叠体86的侧面及下侧面和电缆配线部88;及填充剂层92,为了固定电缆配线部88的配线部分而填埋层叠体86与壳体90之间的间隙。

[0084] 超声波振子单元68的层叠体86具有:声透镜94,具有层叠结构,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;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及观察对象的声阻抗;超声波振子阵列100,位于声匹配层96的下方,以阵列状排列有多个收发超声波的细长的超声波振子98;及背衬材料层102,位于超声波振子阵列100的下方,机械支承该超声波振子阵列100,并且使传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波衰减。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而配设。并且,在图3所示的剖视图中,背衬材料层102呈半圆柱形状。

[0085] 超声波振子单元68的电缆配线部88与后述的超声波振子阵列100的电极部106及构成电缆散开部72的多个电缆70电连接,且沿形成于后述的背衬材料层102的宽度方向的

侧面的阶梯状的阶梯部110而配设,在与阶梯部110的各台阶对应的部位,具有排列有多个电极焊盘的配线焊盘列104。即,电缆配线部88所具有多个配线焊盘列104沿背衬材料层102的阶梯部110从下端以阶梯状排列。并且,电缆配线部88可以使用硬质配线基板来构成,但从配设的容易性考虑,优选为使用柔性印刷配线基板等柔性配线机构来构成。

[0086] 超声波振子单元68的壳体90由硬质树脂等硬质部件构成,且用于从外部保护层叠体86的侧面及下侧面和电缆配线部88,与后述的层叠体86的声透镜94的层叠体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。

[0087] 超声波振子单元68的填充剂层92设置成埋壳90与层叠体86之间的间隙,尤其埋其背衬材料层102与电缆配线部88之间的间隙,且固定电缆配线部88及电缆70的配线部分而防止该部分的断线。

[0088] 而且,超声波振子单元68的填充剂层92优选为与背衬材料层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92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92及背衬材料层102的声阻抗反射率 Q 优选为50%以下。

[0089] $Q = 100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \dots\dots (1)$

[0090] 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。

[0091] 并且,为了将填充剂层92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92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92,可以使用添加有陶瓷等导热部件的环氧树脂等。

[0092] 上述声阻抗反射率为表示填充剂层92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92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。

[0093] 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92优选为具有散热性。因此,填充剂层92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92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。

[0094] 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106及上部电极部108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。

[0095] 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。

[0096] 层叠体86的超声波振子阵列100为超声波振子98以半圆筒状排列而将超声波信号发送至观察对象及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的下表面抵接于背衬材料层102的上表面。关于超声波振子阵列100,在相对于构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面垂直的超声波振子阵列100的两侧面的下侧具有与多个超声波振子98及电缆配线部88电连接的电极部106,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108。

[0097] 在此,关于电极部106配设的位置,只要是不损坏对电缆配线部88及电极部106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的排列面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的排列面的法线以负5度至正5度范围内的精度来垂直或大致垂直。

[0098] 另外,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,能够使用锆钛酸铅或聚偏氟乙烯等周知的压电元件。并且,超声波振子阵列100的电极部106与电缆配线部88的电连接及上部电极部108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。

[0099] 本发明的特征即层叠体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。并且,为了将超声波振子阵列100的电极部106及电缆散开部72的电缆70的配线中所需的空间确保为较宽,而在背衬材料层102的宽度方向的侧面中,背衬材料层102具有向与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面相反的一侧变窄的阶梯状的阶梯部110。另外,背衬材料层102由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,根据需要添加铁氧体或陶瓷等超声波衰减件。

[0100] 在相对于构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面垂直的超声波振子阵列100的两侧面的下侧配设的电极部106与电缆配线部88的上端电连接,且为了将来自

超声波检查系统10的超声波用处理器12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12发送而使用。如此,电极部106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106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106以电缆配线部88配设成沿背衬材料层102的宽度方向的侧面的方式,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的端面侧即可,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。

[0101] 在超声波振子阵列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覆盖的面的上部电极部108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个电极焊盘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106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108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中,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108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108中的配线作业的工作效率,无需一定要由1个电极焊盘构成是不言而喻的。

[0102] 形成于背衬材料层102的宽度方向的侧面的阶梯部110是为了将电极部106及电缆70的配线中所需的空间确保为较宽,且为了使配线在电极部106的多个电缆70彼此之间不会重叠而设置的。背衬材料层102具有使传播到超声波振子阵列100的下侧的来自超声波振子阵列100的超声波及来自观察对象的反射波衰减的作用,因此阶梯部110优选设置成不会对从超声波振子阵列100振荡的超声波的输出造成影响。因此,阶梯部110在自背衬材料层102与超声波振子阵列100抵接的面的厚度为3mm以内的区域中,优选在背衬材料层102的宽度方向的侧面仅形成于比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠外侧的区域。并且,阶梯部110在自背衬材料层102与超声波振子阵列100抵接的面的厚度超过3mm的区域中,能够形成于背衬材料层102的宽度方向的侧面且比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠内侧的区域。另外,阶梯部110的各台阶的高度及背衬材料层102的宽度方向上的台阶的宽度向与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面相反的一侧变窄,且只要是不会损坏在沿阶梯部110配设的电缆配线部88对电缆散开部72的电缆70进行配线时的操作性的程度,则可以适当变更。

[0103] 如上所述,在本实施方式中,电缆配线部88的配线焊盘列104沿层叠体86的背衬材料层102的阶梯部110以阶梯状排列,因此能够充分地确保用于对电缆散开部72的电缆70及电缆配线部88进行配线的空间,且配置在电缆配线部88的多个电缆70彼此之间不会重叠,从而配线作业中的操作性得以提高。并且,电缆70及电缆配线部88的配线部分被填充剂层92填埋,因此在制作超声波内窥镜12时及使用超声波内窥镜12时等,电缆70断线的危险性

变低。而且,电缆配线部88在超声波振子阵列100的宽度方向的端面侧与超声波振子阵列100的电极部106连接,因此电缆配线部88及电极部106的配线较轻松,从而能够提高制造超声波振子单元68时的成功率。

[0104] 在图1~图4所示的实施方式1的超声波观察部58的超声波振子单元68中,层叠体86的背衬材料层102具有阶梯部110,由此能够充分地确保电缆配线部88及电缆70的配线中所需的空间,并且能够使与电缆配线部88连接的多个电缆70彼此之间不重叠,但即便将背衬材料层102所具有的阶梯形状的阶梯部110设为倾斜形状,也能够发挥相同的效果。

[0105] 在图5中示出将具有本实施方式(实施方式2)的超声波振子单元的内窥镜末端部沿其长边方向且以通过超声波观察部的宽度方向的中心的方式切割的剖视图。并且,在图6中示出图5所示的内窥镜末端部的III-III线向视图且图5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。图5及图6所示的内窥镜末端部240的超声波观察部258除了超声波振子单元268的背衬材料层202不具有阶梯形状以外,具有与图1~图4所示的超声波内窥镜12的超声波观察部58相同的结构。

[0106] 如图6所示,关于层叠体286的背衬材料层202,为了将超声波振子阵列100的电极部106及电缆散开部72的电缆70的配线中所需的空间确保为较宽,而在背衬材料层202的宽度方向的侧面具有向与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面相反的一侧以倾斜状变窄的倾斜部112。

[0107] 并且,与超声波振子阵列100的电极部106及电缆70电连接的电缆配线部88沿形成于背衬材料层202的宽度方向的侧面的倾斜部112而配设。

[0108] 形成于背衬材料层202的宽度方向的侧面的倾斜部112设置成将超声波振子阵列100的电极部106及电缆散开部72的电缆70的配线中所需的空间确保为较宽,且使与电极部106电连接的多个电缆70彼此之间不会重叠。背衬材料层202具有使传播到超声波振子阵列100的下侧的超声波衰减的作用,因此倾斜部112与图4所示的阶梯部110相同地,优选设置成不会对从超声波振子阵列100振荡的超声波的输出造成影响。因此,倾斜部112在自背衬材料层202与超声波振子阵列100抵接的面的厚度为3mm以内的区域中,优选在背衬材料层202的宽度方向的侧面仅形成于比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠外侧的区域。并且,倾斜部112在自背衬材料层202与超声波振子阵列100抵接的面的厚度超过3mm的区域中,能够形成于背衬材料层202的宽度方向的侧面且比声匹配层96的宽度方向的侧面更靠内侧的区域。另外,倾斜部112倾斜的斜率只要是向与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面相反的一侧变窄且不会损坏在沿倾斜部112配设的电缆配线部88对电缆70进行配线时的操作性的程度,则可以适当变更,该斜率可以在倾斜部112的倾斜的途中不同。

[0109] 如上所述,通过在层叠体286的背衬材料层202的宽度方向的侧面,沿朝向与构成超声波振子阵列100的多个超声波振子98的排列面相反的一侧以倾斜状形成的倾斜部112配设与超声波振子阵列100的电极部106及电缆散开部72的电缆70电连接的电缆配线部88,能够确保用于对电极部106及电缆70进行配线的充分的空间,并能够使所配线的多个电缆70彼此之间不会重叠。

[0110] 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。

[0111] 符号说明

[0112] 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、240-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、258-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、268-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、286-层叠体,88-电缆配线部,90-壳体,92-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、202-背衬材料层,104-配线焊盘列,106-电极部,108-上部电极部,110-阶梯部,112-倾斜部。

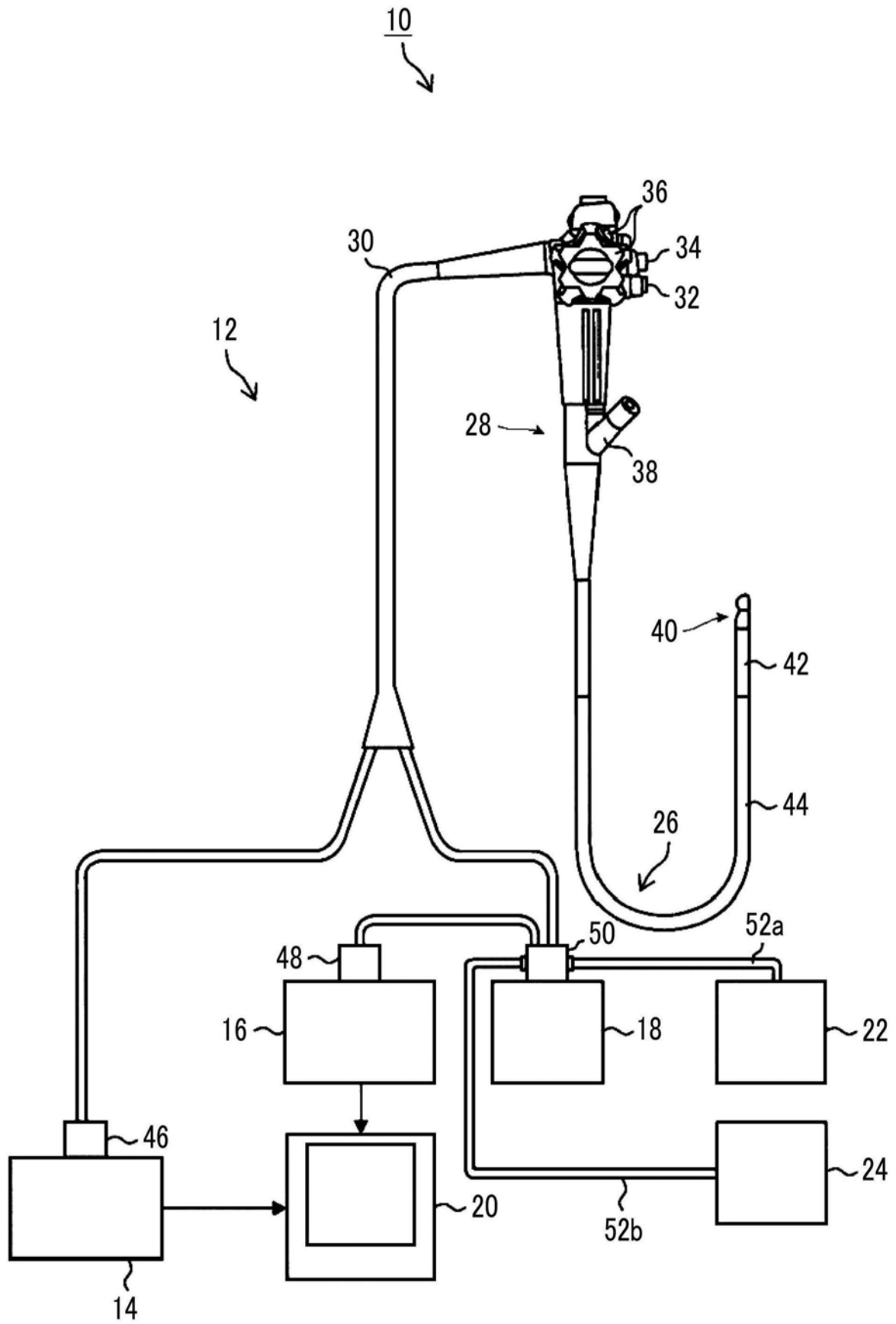


图1

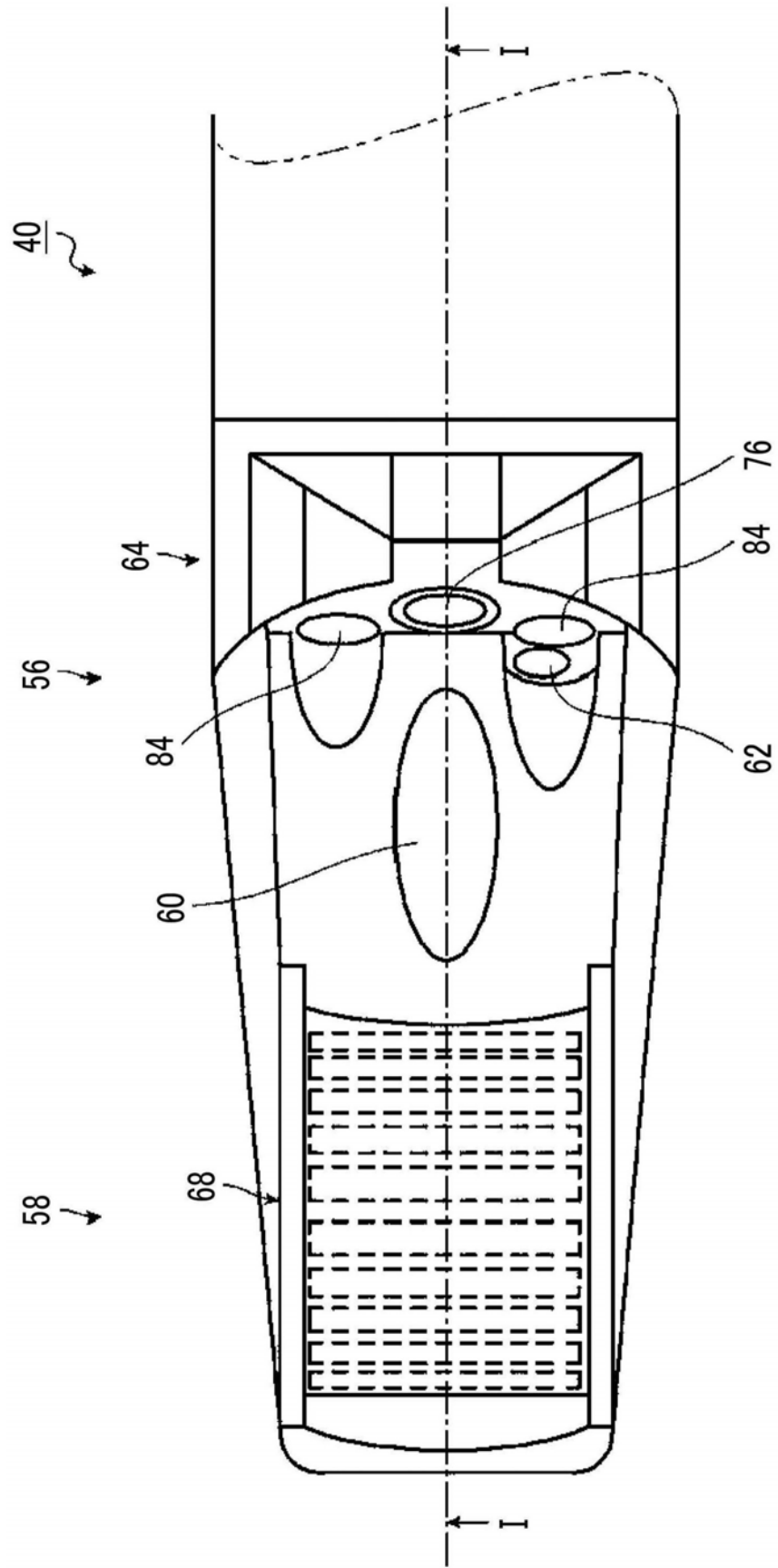


图2

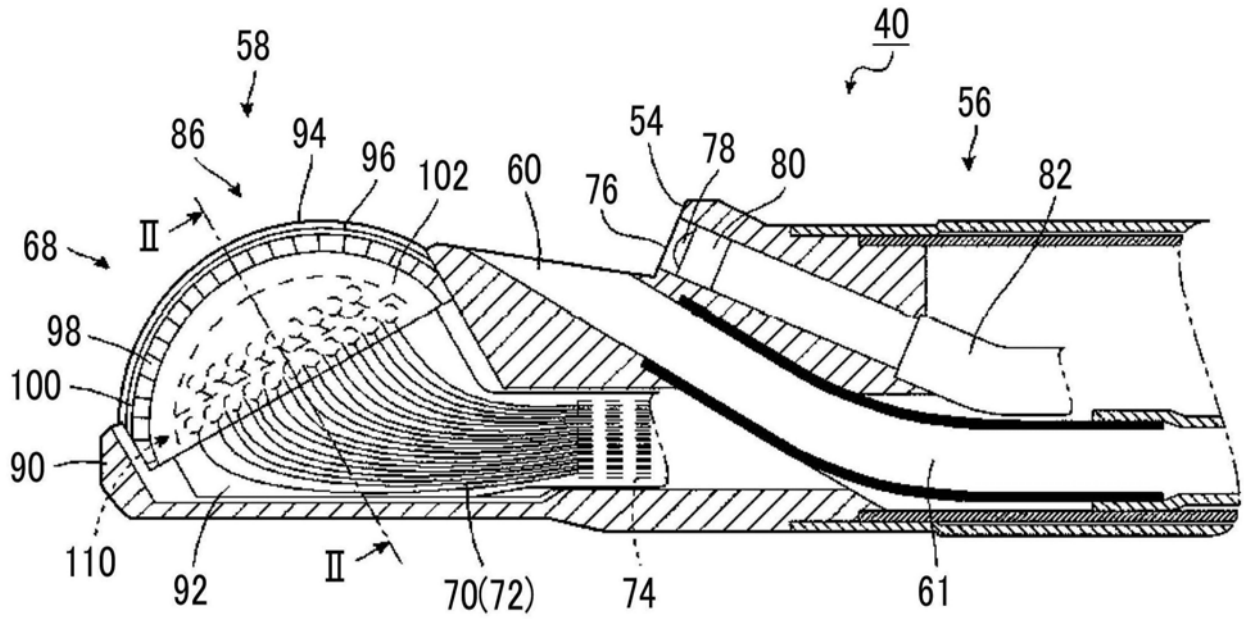


图3

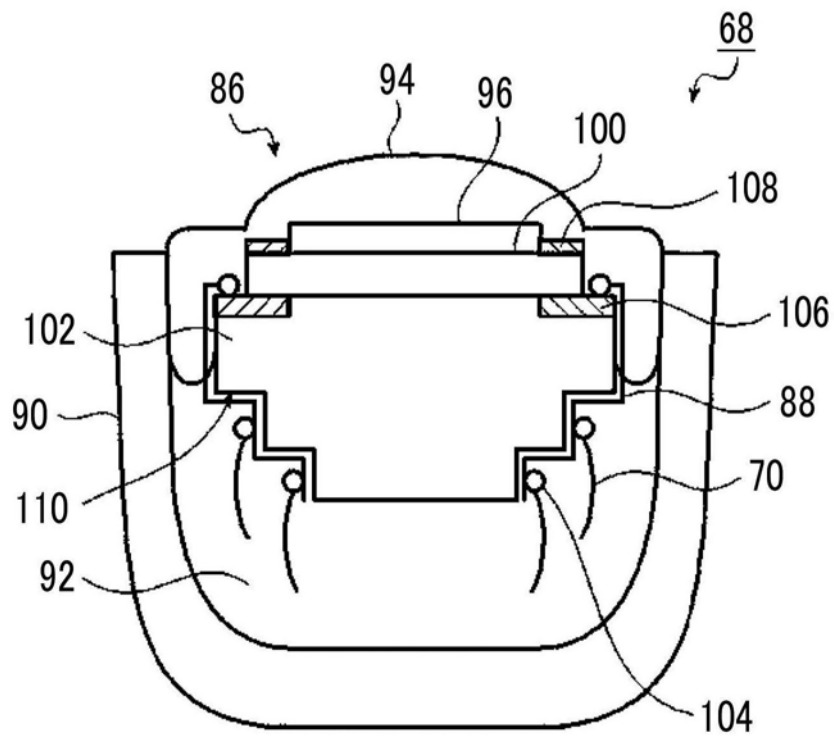


图4

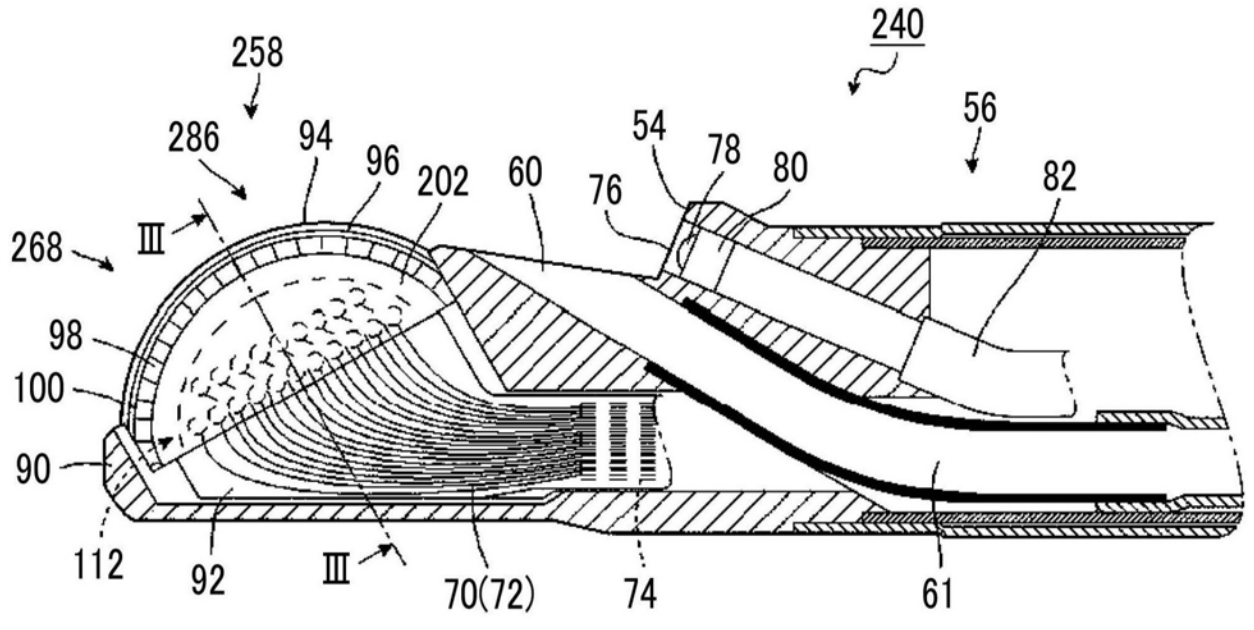


图5

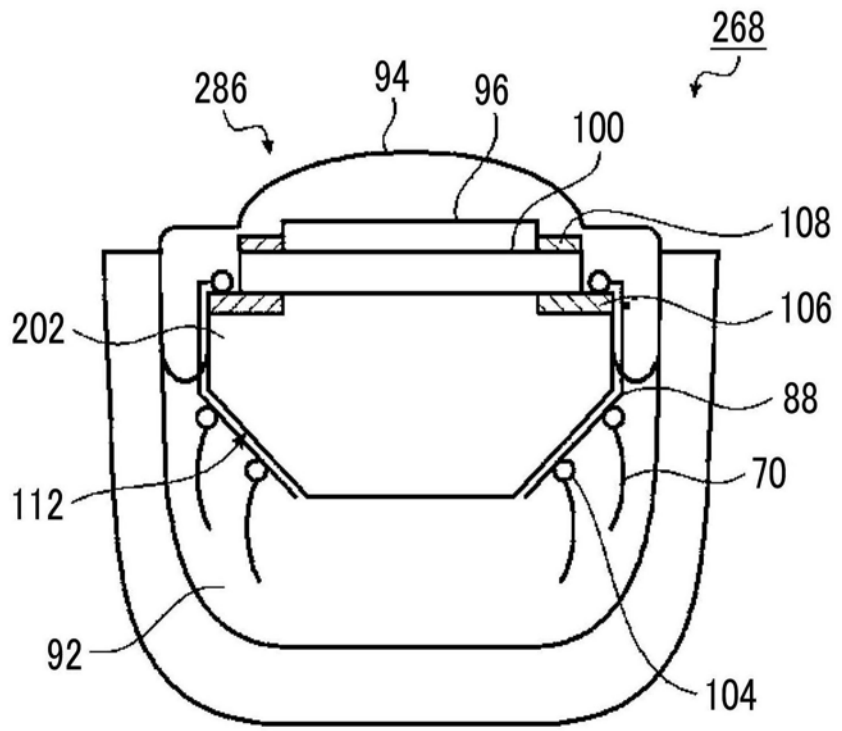


图6

专利名称(译)	超声波振子单元		
公开(公告)号	CN108882921A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201780022077.0	申请日	2017-02-23
[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 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0633 B06B1/0677 H04R17/00 A61B8/4488 G01S15/8934		
优先权	2016074547 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多个超声波振子以半圆筒状排列而成的超声波振子阵列、设置于与多个超声波振子的排列面垂直的超声波振子阵列的端面的超声波振子阵列的电极部及配设于超声波振子阵列的内侧的背面的背衬材料层，与多个超声波振子的排列面垂直的背衬材料层的宽度向与多个超声波振子的排列面相反的一侧变窄，与电极部电连接的电缆配线部沿背衬材料层的宽度设置。

