



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414250 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780039481.9

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22)申请日 2017.06.26

代理人 韩香花 黄纶伟

(30)优先权数据

2016-130112 2016.06.30 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/023370 2017.06.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/003737 JA 2018.01.04

(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 冈田知

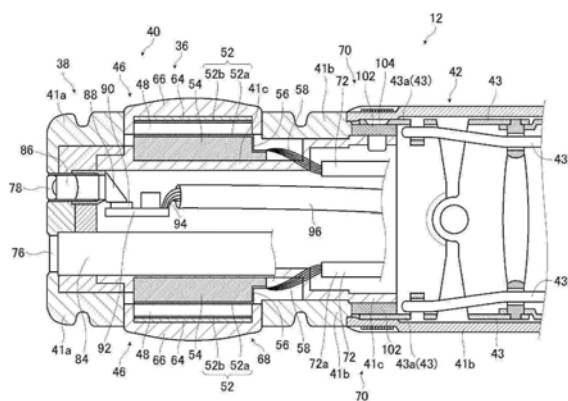
权利要求书2页 说明书22页 附图11页

(54)发明名称

超声波内窥镜

(57)摘要

本发明公开了一种超声波内窥镜,在超声波内窥镜的前端部具备超声波振子单元,超声波振子单元至少由超声波振子阵列和第一导热部件构成,在超声波振子阵列中,多个超声波振子排列成圆筒形状,第一导热部件配设为与超声波振子阵列热接触,超声波内窥镜还具有:与超声波振子阵列电连接的多个电缆和从超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长配设的导电性构造体,超声波振子单元和导电性构造体经由绝缘性的第二导热部件连接。由此,提供一种超声波内窥镜,其在担保电气安全性的基础上,具有能够将超声波振子中产生的热传递到收纳于前端部内的导电性内窥镜构造物并从该构造物有效地散热的散热构造,能够抑制超声波振子表面的热上升,防止消化道灼伤。



1. 一种超声波内窥镜, 其在前端部具备多个超声波振子, 所述超声波内窥镜的特征在于,

在所述前端部具备所述超声波振子单元,

所述超声波振子单元至少由超声波振子阵列和第一导热部件构成,

在所述超声波振子阵列中, 所述多个超声波振子呈圆筒形状排列,

所述第一导热部件配置为与所述超声波振子阵列热接触,

所述超声波内窥镜还具有:

多个电缆, 它们与所述超声波振子阵列电连接; 以及

导电性构造体, 其配置为从所述超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长,

所述超声波振子单元和所述导电性构造体经由绝缘性的第二导热部件连接。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第一导热部件是与所述超声波振子阵列相接的圆筒形状的导电性部件。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波内窥镜, 其中,

所述导电性构造体是弯角组装体的前端侧环零件。

4. 根据权利要求1或2所述的超声波内窥镜, 其中,

所述导电性构造体是将所述多个电缆的屏蔽件连接而成的集合地线, 该导电性构造体经由所述第二导热部件与所述第一导热部件连接。

5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件与所述第一导热部件、或所述导电性构造体装卸自如地连接。

6. 根据权利要求1~5中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件的耐电压为1.5kV以上。

7. 根据权利要求1~6中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件的厚度为3mm以下。

8. 根据权利要求1~7中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件的导热率为0.5W/mK以上。

9. 根据权利要求1~8中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件是陶瓷部件、散热片、散热垫或绝缘涂层。

10. 根据权利要求1~9中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第二导热部件是由陶瓷制成的螺丝。

11. 一种超声波内窥镜, 其在前端部具备多个超声波振子, 所述超声波内窥镜的特征在于,

在所述前端部具备所述超声波振子单元,

所述超声波振子单元至少由超声波振子阵列和导热部件构成,

在所述超声波振子阵列中, 所述多个超声波振子呈圆筒形状排列,

所述导热部件配置为与所述超声波振子阵列热接触,

所述超声波内窥镜还具有:

多个电缆, 它们与所述超声波振子阵列电连接; 以及

导电性构造体, 其配置为从所述超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长,

所述超声波振子单元和所述导电性构造体经由所述导热部件连接。

12. 根据权利要求11所述的超声波内窥镜,其中,  
所述导电性构造体是将所述多个电缆的屏蔽连接而成的集合地线,该导电性构造体经由所述导热部件与所述超声波振子阵列连接。

13. 根据权利要求1~12中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,  
所述前端部具有钳子出口,  
该钳子出口配置于比所述多个超声波振子更靠前端侧的位置处。

14. 根据权利要求1~13中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,  
所述多个超声波振子为辐射状。

## 超声波内窥镜

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波内窥镜,特别是涉及在前端部具有散热构造的超声波内窥镜,该散热构造用于散发在用于插入到体腔内的超声波内窥镜的超小型超声波振子中产生的热。

### 背景技术

[0002] 在使用超声波摄像的超声波诊断装置中,通常,具备与受检体接触使用的体表用超声波探头、插入受检体的体腔内使用的体腔内用超声波探头(probe)。而且,近年来,使用光学观察受检体内的内窥镜和体腔内用的超声波探头组合成的超声波内窥镜。

[0003] 当使用超声波探头朝向人体等受检体发送超声波束并且接收在受检体中产生的超声回波时,取得超声波图像信息。

[0004] 基于该超声波图像信息,在与超声波内窥镜连接的超声波内窥镜装置主体的显示部显示受检体内存在的物体(例如内脏或病变组织等)的超声波图像。

[0005] 作为发送及接收超声波的超声波换能器(超声波振子阵列),通常使用在表现压电效应的材料(压电体)的两面形成有电极的多个超声波振子(压电振子)。

[0006] 当向这些超声波振子的电极施加电压时,压电体由于压电效应而伸缩,产生超声波。多将个超声波振子一维或二维状排列形成超声波振子阵列,通过依次驱动该多个超声波振子,能够形成沿所期望的方向发送的超声波束。

[0007] 另外,超声波振子通过接收传播的超声波而伸缩,生成电信号。该电信号被用作超声波的检测信号。

[0008] 这种具备多个超声波振子的超声波内窥镜以经消化道观察胆囊或胰腺为主要目的,将超声波观察部设置在内窥镜的前端部。在超声波内窥镜的前端部,除超声波观察部之外,与未设置超声波观察部的通常的内窥镜同样,还设有光学传感器、照明、供气口、供水口及吸引口。这样,在插入到受检者的体腔内、尤其是上部消化道或支气管等的超声波内窥镜中,为了减轻受检者的身体的负担,要求超声波内窥镜的插入部的小径化、及前端部、特别是超声波观察部的小型化。

[0009] 另外,在超声波内窥镜的前端部,存在超声波振子及内窥镜的光源等发热因素。但是,超声波内窥镜的插入部、尤其是前端部是与人体等生物体的内部直接接触的部位。因此,从防止低温灼伤等安全上的理由出发,要求将插入部的表面温度设为规定的温度以下。

[0010] 因此,要求将前端部维持在小型,同时,具有用于使前端部的表面温度降低的装置的超声波内窥镜,近年来,提出了用于冷却热的产生源即超声波内窥镜的前端部的各种技术方案(参照专利文献1、2、及3)。

[0011] 专利文献1中公开有一种具备插入部的超声波内窥镜,该插入部具有弯曲部。该插入部具有背衬材料、外装部件、配设于外装部件内并且与背衬材料的背面及外装部件的内面相接的导热部件。此外,背衬材料具有配置多个超声波换能器的前表面。另外,外装部件是在插入部的前端收容多个超声波换能器的不锈钢(SUS)制等部件。根据该结构,在超声波

换能器中产生并传导到背衬材料的热、及接受超声波换能器的超声波而在背衬材料中产生的热经由背衬材料传导到导热部件。进而，传导到导热部件的热经由导热部件传导到外装部件，从外装部件散发到超声波内窥镜的外部。因此，在专利文献1中，促进了从超声波换能器部向外部的散热。

[0012] 专利文献2中公开有一种超声波内窥镜，其位于支承多个超声波换能器的背衬材料的下部，在收纳多个信号线(屏蔽线组)的信号线收纳部填充高导热性的填料。而且，该超声波内窥镜在信号线收纳部的底面、侧面以及后面配置有铜箔等高导热层。通过该结构，专利文献2的超声波内窥镜使超声波换能器的发热经由背衬层、信号线收纳部内的高导热性的填料、及高导热层扩散到外装材料的表面而高效地散热。

[0013] 专利文献3中公开有一种在多个压电元件的接地电极侧分别设有作为导热材料的单个的金属薄板的超声波探头。该超声波探头经由绝缘性导热材料与位于支承压电元件的背衬材料的下部的散热用基台热连接，该绝缘性导热材料是将这些单个的金属薄板接合于共用的金属薄板、或背衬材料的端面而形成的。通过该结构，专利文献3的超声波探头将压电元件中产生的热经由单个的金属薄板、共用的金属薄板、或绝缘性导热材料散发到散热用基台。

[0014] 现有技术文献

[0015] 专利文献

[0016] 专利文献1:日本专利第5329065号公报

[0017] 专利文献2:日本特开2009-240755号公报

[0018] 专利文献3:日本特开2008-22077号公报

## 发明内容

[0019] 发明要解决的课题

[0020] 但是，在专利文献1中公开的超声波内窥镜中，由于仅考虑了将在超声波振子及背衬材料层中产生的热经由导热部件散发到外装部件的散热通道，所以存在不能期望进一步改善散热效果的问题。而且，在专利文献1中公开的技术中，虽然热不会停滞在超声波振子及背衬材料层，但由于是向SUS等外装部件的散热，所以将会向超声波内窥镜的前端部附近的体腔内散热。在此，因为热从外装部件扩散，所以在一定程度上抑制了温度上升，但存在会使超声波内窥镜的前端部的外装部件的温度、及前端部周围的温度上升的问题。

[0021] 另外，在专利文献2中公开的超声波内窥镜等中，由于使用高频处置器具，因此前端主体壳体(外装体)使用绝缘性树脂。为了能够进行内窥镜的洗涤、消毒、灭菌，对前端主体壳体要求耐药性，通常使用聚砜、聚苯砜、聚醚酰亚胺。因此，前端主体壳体的导热率差，并且即使在绝缘性树脂上粘贴导热率高的部件，也存在热没有很好地跑掉的课题。

[0022] 另外，专利文献2及3中公开的技术是使热最终扩散到外装体以进行散热，所以与专利文献1中公开的技术同样，外装体的表面温度有可能上升。

[0023] 此外，专利文献3中公开的技术是用于受检体的体表的技术，所以即使使热扩散到外装体进行散热，也可以高效地向体外散热。但是，如果将专利文献3中公开的技术应用于受检体的体腔内使用的超声波内窥镜，则会导致外装体的表面温度的上升，所以存在难以满足将插入部的表面温度设定为规定温度以下的要求等问题。

[0024] 目前,在超声波内窥镜中,为了提高诊断精度,将超声波换能器(振子)层叠化,以增加超声波的发送输出,或者增加超声波振子的数量,以提高接收灵敏度。

[0025] 其结果是,来自超声波振子的散热量增大,因超声波振子的发热,与体腔内壁相接的插入部、尤其是配置超声波振子的前端部的温度可能上升。

[0026] 而且,在超声波内窥镜中,为了改善所得到的超声波图像的画质等以提高诊断精度,除提高接收灵敏度之外,还考虑提高驱动超声波振子的驱动电压。但是,在这种超声波内窥镜中,因提高驱动电压导致的超声波振子(超声波换能器)的发热,有可能引起进一步的温度上升。

[0027] 这样,在为了实现超声波图像的画质等的改善带来的诊断精度的提高,增大超声波振子的数量、或使超声波振子的驱动电压上升、或者增加超声波的发送输出的情况下,在专利文献1~3中公开的技术中存在问题。该问题可能会使与人体等生物体的内部直接接触的超声波内窥镜的前端部、及外装部件等的周围的温度上升至容许温度以上。

[0028] 因此,需要维持插入部的小径化或前端部的小型化,并且抑制发热或温度上升,尤其是如何散发所产生的超声波振子的热成为重要的问题。

[0029] 在此,由于超声波内窥镜内的金属制内窥镜构造物的热容量较大,且导热性高,因此通过使超声波振子的发热经由铜箔等导热部件跑到金属制内窥镜构造物,能够使热跑到内窥镜基端侧。但是,由于用于驱动超声波振子的驱动信号施加有10V~100V的电压,所以包含铜箔在内的超声波振子构造和内窥镜构造需要采用电绝缘。因此,存在难以使传导到导热性高的铜箔的热跑到内窥镜构造物的问题。

[0030] 本发明的目的是,解决上述现有技术的问题点,提供一种超声波内窥镜,该超声波内窥镜维持插入部为小径、且维持前端部为小型,同时,担保电气安全性,除此之外,具有能够将将在超声波振子中产生的热传递到收纳于前端部内的例如导电性的内窥镜构造物,再从该构造物有效地散热的散热构造。进而,本发明的目的在于,提供一种超声波内窥镜,其能够抑制超声波振子表面的热上升,防止消化道灼伤,其结果是,能够提高超声波诊断的诊断精度。

[0031] 用于解决课题的手段

[0032] 为了实现上述目的,本发明第一方面的超声波内窥镜的前端部具备多个超声波振子,该超声波内窥镜的特征在于,在前端部具备超声波振子单元,超声波振子单元至少由超声波振子阵列和第一导热部件构成,在超声波振子阵列中,多个超声波振子排列成圆筒形状,第一导热部件配设为与超声波振子阵列热接触,超声波内窥镜还具有:多个电缆,其与超声波振子阵列电连接;以及导电性构造体,其配设为从超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长,超声波振子单元和导电性构造体经由绝缘性的第二导热部件连接。

[0033] 在此,理想的是,第一导热部件是与超声波振子阵列相接的圆筒形状的导电性部件。

[0034] 另外,理想的是,导电性构造体是弯角组装体的前端侧环零件。

[0035] 另外,理想的是,导电性构造体是将多个电缆的屏蔽连接而成的集合地线,且经由第二导热部件与第一导热部件连接。

[0036] 另外,理想的是,第二导热部件相对于第一导热部件、或导电性构造体装拆自如地连接。

- [0037] 另外,理想的是,第二导热部件的耐电压为1.5kV以上。
- [0038] 另外,理想的是,第二导热部件的厚度为3mm以下。
- [0039] 另外,理想的是,第二导热部件的导热率为0.5W/mK以上。
- [0040] 另外,理想的是,第二导热部件是陶瓷部件、散热片、散热垫或绝缘涂层。
- [0041] 另外,理想的是,第二导热部件是陶瓷制螺丝。
- [0042] 为了实现上述目的,本发明的第二方面的超声波内窥镜的前端部具备多个超声波振子,该超声波内窥镜的特征在于,在前端部具备超声波振子单元,超声波振子单元至少由超声波振子阵列和导热部件构成,在超声波振子阵列中,多个超声波振子排列成圆筒形状,导热部件配设为与超声波振子阵列热接触,超声波内窥镜还具有:多个电缆,其与超声波振子阵列电连接;以及导电性构造体,其配设为从超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长,超声波振子单元和导电性的构造体经由导热部件连接。
- [0043] 在此,理想的是,导电性构造体是将多个电缆的屏蔽连接而成的集合地线,且经由导热部件与超声波振子阵列连接。
- [0044] 另外,理想的是,前端部具有钳子出口,该钳子出口配置于比多个超声波振子更靠前端侧的位置。
- [0045] 在上述第一及第二方面中,理想的是,多个超声波振子为辐射状。
- [0046] 发明效果
- [0047] 根据本发明,能够提供一种如下的超声波内窥镜,即,在将插入部维持为小径、且将前端部维持为小型的同时,担保电气安全性,而且,具有散热构造,该散热构造能够将将在超声波振子中产生的热传递到收纳于前端部内的例如导电性内窥镜构造物,从该构造物高效地散热,能够抑制超声波振子表面的热上升,防止消化道灼伤,其结果是,能够提高超声波诊断的诊断精度。

## 附图说明

- [0048] 图1是表示使用本发明一实施方式所涉及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。
- [0049] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前端部的一例的外观的局部放大立体图。
- [0050] 图3是图2所示的超声波内窥镜的前端部的纵剖视图。
- [0051] 图4是将图2所示的超声波内窥镜的前端部的一部分分解表示的立体图。
- [0052] 图5是示意性表示图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的一例的纵剖视图。
- [0053] 图6是示意性表示在图5所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部使用的同轴电缆的一例的结构剖视图。
- [0054] 图7是示意性表示由在图5所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部使用的多个同轴电缆构成的屏蔽电缆的一例的剖视图。
- [0055] 图8是图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的另一例的示意性纵剖视图。
- [0056] 图9是图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的另一例的示意性纵剖视图。
- [0057] 图10是图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的另一例的示意性纵剖视图。

[0058] 图11是图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的另一例的示意性纵剖视图。

[0059] 图12是图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的另一例的示意性纵剖视图。

### 具体实施方式

[0060] 以下,基于附图所示的最佳实施方式详细地说明本发明所涉及的超声波内窥镜。

[0061] (第一实施方式)

[0062] 图1是表示使用本发明一实施方式所涉及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。图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前端部的一例的外观的局部放大立体图。图3是图2所示的超声波内窥镜的前端部的纵剖视图。图4是将图2所示的超声波内窥镜的前端部的一部分分解表示的立体图。图5是示意性表示图3所示的超声波内窥镜的前端部的散热构造的纵剖视图。此外,是为了说明本实施方式的超声波内窥镜的散热构造,图5是强调表示与散热构造有关的部件等的图。因此,图5是仅强调记载说明所需的部分,说明不使用的部分简化或省略表示的图。

[0063] 图1所示的超声波检查系统10能够经由受检体的体腔即食道、胃、十二指肠、小肠及大肠等消化道进行在从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腺的观察。该超声波检查系统10具备配置成圆筒状的多个超声波振子,将具有超声波观察部和内窥镜观察部的本发明的超声波内窥镜插入受检体的体腔内。此外,超声波观察部取得超声波断层图像。另外,内窥镜观察部取得内窥镜光学图像。进而,超声波断层图像以下称为超声波图像,内窥镜光学图像以下称为内窥镜图像。通过该结构,超声波检查系统10在观察受检体的内窥镜图像的同时取得受检体的观察对象部位的超声波图像。

[0064] 另外,本发明的超声波内窥镜配置对于具备在超声波检查中发热的多个超声波振子的辐射状的超声波振子单元承担散热效果的作用的第一导热部件、例如载置并支承超声波振子单元的金属环。而且/或者,在本发明的超声波内窥镜中,在多个超声波振子的侧面或地线上配置承担屏蔽及散热效果的作用的铜箔等薄的金属板等导电性导热部件。通过该结构,本发明的超声波内窥镜在确保从超声波振子传递到导电性导热部件的热绝缘的状态下使热有效地跑掉,能够抑制超声波振子表面的热上升,从而防止消化道的灼伤。在此,第一导热部件例如是超声波振子单元。

[0065] 因此,在本发明中,将第一导热部件尽可能地配置到接近配置在前端主体的外装部件内的导热性高的导电性的构造体。通过该结构,在本发明中,从多个超声波振子将热经由导电性导热部件传递到超声波内窥镜的导电性构造体,并使热从导电性构造体跑掉。此时,在本发明中,为了进一步担保电气安全性,在导电性的构造体和导电性的第一导热部件之间配置绝缘性的第二导热部件,在第一导热部件和导电性的构造体之间设置导热性高的绝缘层。通过该结构,在本发明中,在确保绝缘的同时将热传递到超声波内窥镜的导电性构造体。

[0066] 此外,第一导热部件例如是金属环等导电性导热部件、和/或铜箔、或与铜箔连接的导热性高的导电性导热部件。另外,导热性高的导电性构造体例如是弯角组装体的前端侧环零件等金属制内窥镜构造物、或与多个超声波振子连接的屏蔽电缆的多个电缆的集合

地线。

[0067] 如图1所示,超声波检查系统10构成为具备:前端部具有散热构造的本发明第一实施方式的超声波内窥镜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、向超声波内窥镜12供给对体腔内进行照明的照明光的光源装置18、以及显示超声波图像和/或内窥镜图像的监视器20。

[0068] 另外,超声波检查系统10还具备储存洗涤水等的供水罐21a和吸引体腔内的吸引物的吸引泵21b。另外,超声波检查系统10还可以具备将供水罐21a内的洗涤水、或外部的空气等气体供给到超声波内窥镜12内的管路(未图示)的未图示的供给泵等。

[0069] 首先,如图1~图5所示,本发明的超声波内窥镜12在前端部40具有具备作为本发明的特征的散热构造70的超声波观察部36和内窥镜观察部38,对受检体的体腔内进行摄影,分别取得超声波图像(回波信号)及内窥镜图像(图像信号)。

[0070] 超声波内窥镜12在前端部具备内窥镜观察部38和超声波观察部36,由插入受检体的体腔内的插入部22、连续设置于插入部22的基端部,用于供医师或技师等手术医生进行的操作部24、以及一端连接于操作部24的通用塞绳26构成。

[0071] 在操作部24并列设置有开闭来自供水罐21a的供气供水管路(未图示)的供气供水按钮28a、及开闭来自吸引泵21b的吸引管路(未图示)的吸引按钮28b,并且设有一对弯角钮29、29及处置器具插入口(钳道口)30。

[0072] 在此,供水罐21a用于储存向超声波内窥镜12内的供气供水管路供给的洗涤水等,以进行超声波内窥镜12的内窥镜观察部38等的洗涤等。此外,供气供水按钮28a用于使从供水罐21a经由供气供水管路供给的空气等气体及洗涤水等水从插入部22的前端侧的内窥镜观察部38喷出。

[0073] 另外,吸引泵21b在吸引管路(未图示)中进行吸引,以便从超声波内窥镜12的前端侧吸引体腔内的吸引物。此外,至此,所谓吸引物也包含所供给的洗涤水等。吸引按钮28b用于通过吸引泵21b的吸引力从插入部22的前端侧吸引体腔内的吸引物。

[0074] 另外,处置器具插入口30用于插通钳子或穿刺针、高频手术刀等处置器具。

[0075] 在通用塞绳26的另一端部设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、以及与光源装置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分别装拆自如地连接于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。另外,连接供水罐21a的供气供水用管34a及连接吸引泵21b的吸引用管34b等连接到光源用连接器32c。

[0076] 插入部22从前端侧起依次包括:前端部(前端硬质部)40,其由硬质部件形成,具有超声波观察部36和内窥镜观察部38;弯曲部42,其连续设置于前端部40的基端侧,连结多个弯曲件(弯角环)而成并且弯曲自如;细长且长条的具有挠性的软性部44,其连结弯曲部42的基端侧和操作部24的前端侧之间。

[0077] 如图5所示,弯曲部42由弯角组装体构成,该弯角组装体具有将形成为环状的环状零件即多个弯角环(结节环)43沿轴向连续枢接的弯角环构造。在弯角环43的内部,沿着内周面的轴向以规定间隔配设有多个操作线43b。该操作线43b的基端与通过设于操作部24的一对弯角钮29、29来转动的滑轮(未图示)连接。由此,当转动操作一对弯角钮29、29使滑轮转动时,操作线被牵引,弯曲部42向所期望的方向弯曲。这样,通过操作一对弯角钮29、29,

能够远程操作弯曲部42使其弯曲,以使前端部40朝向所期望的方向。

[0078] 另外,也可以在前端部40装拆自如地安装向内部注入了覆盖超声波观察部36的超声波传递介质(例如水、油等)的囊体。由于超声波及回波信号在空气中显著衰减,因此,通过向该囊体注入超声波传递介质使其膨胀,并与观察对象部位抵接,能够将空气从超声波观察部36的超声波振子阵列50和观察对象部位之间排除,防止超声波及回波信号的衰减。

[0079] 此外,超声波用处理器装置14生成并供给用于使超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的超声波观察部36的超声波振子阵列50产生超声波的超声波信号(数据)。另外,超声波用处理器装置14通过超声波振子阵列50接收并取得从放射超声波的观察对象部位反射的回波信号(数据)。进而,超声波用处理器装置14对所取得的回波信号实施各种信号(数据)处理,生成在监视器20显示的超声波图像。

[0080] 内窥镜用处理器装置16在超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的内窥镜观察部38接收并取得从被来自光源装置18的照明光照明的观察对象部位取得的摄像图像信号(数据)。进而,内窥镜用处理器装置16对所取得的图像信号实施各种信号(数据)处理及图像处理,生成在监视器20显示的内窥镜图像。

[0081] 此外,这些处理器装置14及16也可以由PC(个人计算机)等处理器构成。

[0082] 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并取得图像信号,产生由红色(R)、绿色(G)及蓝色(B)等3原色光构成的白色光或特定波长光等照明光。而且,光源装置18将所产生的照明光供给到超声波内窥镜12,并通过超声波内窥镜12内的光导(未图示)等进行传输。进而,光源装置18从超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的内窥镜观察部38出射所传输的光,对体腔内的观察对象部位进行照明。

[0083] 监视器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生成的各视频信号并显示超声波图像或内窥镜图像。这些超声波图像或内窥镜图像的显示能够进行适当切换,以使监视器20仅显示任一方的图像或同时显示双方的图像等。此外,可以单个地设置用于显示超声波图像的监视器和用于显示内窥镜图像的监视器,也可以以其他任何方式显示这些超声波图像和内窥镜图像。

[0084] 接着,参照图2~图5详细地说明超声波内窥镜的插入部的前端部及弯曲部的结构。

[0085] 如图2~图5所示,在超声波内窥镜12的前端部40,设有用于在基端侧取得超声波图像的超声波观察部36和用于在前端侧取得内窥镜图像的内窥镜观察部38。

[0086] 超声波内窥镜12的前端部40具备:覆盖在前端侧的内窥镜观察部38的内窥镜部件的前端的罩状的前端部件41a、配置于基端侧的超声波观察部36的基端侧的基端侧环41b、以及紧固固定前端部件41a和基端侧环41b的SUS等金属环41c。在此,前端部件41a及基端侧环41b为外装部件,均由硬质树脂等硬质部件构成。

[0087] 在金属环41c的内侧的环内部的前端部分,配设有内窥镜观察部38的内窥镜部件,在与其连接的环内部(内圆周内)收纳有从内窥镜部件延伸到基端侧的管路及输送路等各种部件。另外,在比内窥镜观察部38靠基端侧的金属环41c的外侧部分(外周),卷绕有超声波观察部36的圆筒状的超声波振子阵列50并一体化,构成振子单元46。此外,根据加工及组装的便利性,金属环41c也可以由包含具有局部地切去的部分的圆筒状部件的两个圆筒状部件构成。但是,因为金属环41c通过该组合而实现必要的功能,所以在本发明中被作

为一个部件处理。

[0088] 从上面能够看出,超声波内窥镜12的前端部40可分解为包含前端部件41a、基端侧环41b及金属环41c的超声波振子单元46。

[0089] 另外,内窥镜观察部38由设于前端面的处置器具导出口76、观察窗78、照明窗80及洗涤(供气供水)喷嘴82等构成。

[0090] 处置器具导出口76是向基端侧延伸,且以与操作部24的处置器具插入口30连通的方式延伸的处置器具通道84的出口。从操作部24的处置器具插入口30插入到处置器具通道84的钳子等处置器具从处置器具导出口76突出,进行受检体的处置。

[0091] 此外,处置器具导出口是所谓的钳子出口。另外,处置器具插入口是所谓的钳道口。进而,处置器具通道是所谓的钳子管路。

[0092] 在图2~图5所示的例子中,处置器具导出口76设于前端部40的前端的内窥镜观察部38,但本发明不特别限定于图示例,可设置于任何部位,只要是比超声波观察部36的多个超声波振子48更靠超声波内窥镜12的前端侧即可。

[0093] 即,应用了本发明的散热构造的超声波内窥镜需要是处置器具导出口配置于比超声波振子更靠前端侧的超声波内窥镜。

[0094] 物镜86、棱镜88及固体摄像元件90配置在观察窗78的后方(基端侧)。从观察窗78入射的观察对象部位的反射光由物镜86取入。被取入的反射光的光路通过棱镜88折弯成直角,在固体摄像元件90的摄像面上成像。固体摄像元件90将透过观察窗78及物镜86、棱镜88并在摄像面上成像的观察对象部位的反射光进行光电转换,输出摄像信号。作为固体摄像元件,可举出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。

[0095] 固体摄像元件90搭载于基板92上,在基板92上形成有与固体摄像元件90电连接的电路图案。在该电路图案的电极上连接有多个配线电缆94。配线电缆94由用绝缘管包覆配线而形成的部件构成。基板92的电路图案也输送作为光学图像的内窥镜图像的信号,因此,基板92的电路图案和配线电缆94形成摄像元件信号输送路径。而且,多个配线电缆94朝向弯曲部42延伸,从操作部24插通到通用塞绳26内,最终与内窥镜用连接器32b连接。内窥镜用连接器32b与内窥镜用处理器装置16连接。此外,多个配线电缆94优选通过由屏蔽部件覆盖而制成屏蔽电缆96。

[0096] 这样,由固体摄像元件90输出的摄像图像信号经由从插入部22延设到操作部24的配线电缆94,通过通用塞绳26输送到内窥镜用处理器装置16。内窥镜用处理器装置16对所输送的摄像信号实施各种信号处理及图像处理,将其作为内窥镜光学图像显示于监视器20。

[0097] 另外,照明窗80隔着观察窗78设有两个。光导98(参照图3)的出射端连接于照明窗80。光导98从插入部22延设到操作部24,光导98的入射端被连接到经由通用塞绳26连接的光源装置18。即,光导98朝向弯曲部42延伸,从操作部24插通到通用塞绳26内,最终与光源用连接器32c连接。光源用连接器32c与光源装置18连接。由光源装置18发出的照明光在光导98中传播并从照明窗80照射到被观察部位。

[0098] 另外,在洗涤喷嘴82上连接有供气供水通道(管路)100。供气供水通道100朝向弯曲部42延伸,从操作部24插通到通用塞绳26内。进而,供气供水通道100与光源用连接器32c

连接,且经由供气供水用管34a与供水罐21a连接。洗涤喷嘴82从供水罐21a经由超声波内窥镜12内的供气供水通道100朝向观察窗78及照明窗80喷出空气或洗涤水,以便清洗观察窗78及照明窗80的表面。

[0099] 接着,参照图5对超声波观察部36进行说明。

[0100] 如图5所示,构成超声波观察部36的超声波振子单元46具有:多个超声波振子(换能器)48排列成圆筒状的超声波振子阵列50、具备与多个超声波振子48对应的多个单个电极52a及与多个超声波振子48共用的共用电极52b的电极部52、将多个单个电极52a分别连接的挠性印刷电路板(FPC)56、以及支承卷绕于外周的超声波振子阵列50的金属环41c。

[0101] 另外,超声波振子单元46还具有层叠于超声波振子阵列50上的声匹配层64和层叠于声匹配层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68构成。此外,能够说,该层叠体68在通过嵌合等方法结合的状态下与金属环41c一体化。

[0102] 声匹配层64设于超声波振子阵列50的外周,用于取得人体等受检体与超声波振子48之间的声阻抗匹配。

[0103] 安装于声匹配层64的外周上的声透镜66用于使从超声波振子阵列50发出的超声波朝向观察对象部位聚焦。声透镜66例如由硅系树脂(混炼型(millable)硅橡胶(HTV橡胶)、液体硅橡胶(RTV橡胶)等)、丁二烯系树脂、聚氨酯系树脂等构成。为了通过声匹配层64取得受检体与超声波振子48之间的声阻抗匹配,提高超声波的透射率,在声透镜66中根据需要混合氧化钛或氧化铝、二氧化硅等的粉末。

[0104] 超声波振子阵列50是由排列成圆筒状的多个、例如48~192个长方体形状的超声波振子(换能器)48构成的多通道、例如48~192通道(CH)的阵列。

[0105] 即,作为一例,超声波振子阵列50是多个超声波振子48像图示例那样以规定节距排列成圆筒形的二维阵列状的阵列。这样,构成超声波振子阵列50的各超声波振子48以等间隔排列成以前端部40的轴线方向(插入部22的长轴方向)为中心的圆筒状。而且,各超声波振子48基于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,将排列超声波振子48的范围作为扫描范围进行径向电子扫描。

[0106] 超声波振子阵列50配置于圆筒状的背衬材料层54的外周面上。超声波振子48具有在例如PZT(锆钛酸铅)或PVDF(聚偏二氟乙烯)等压电体厚膜的底面形成有电极的结构。一电极是独立于每个超声波振子48的单个电极52a,另一电极是与所有超声波振子48共用的共用电极(例如地线(接地)电极)52b。

[0107] 此外,尽管省略图示,但是在相邻的两个超声波振子48彼此的间隙填充有环氧树脂等填料。

[0108] 在超声波观察部36的超声波振子单元46中,超声波振子阵列50的各超声波振子48被驱动,超声波振子48的两电极52a及52b被施加电压。当施加电压时,压电体振动并依次产生超声波,且超声波朝向受检体的观察对象部位照射。而且,通过利用多路复用器等电子开关依次驱动多个超声波振子48,超声波在沿着配置有超声波振子阵列50的圆筒面的扫描范围、例如距圆筒面的中心数十mm左右的范围径向扫描。其结果是,超声波振子阵列50的各超声波振子48在产生超声波时发热,而且,背衬材料层54也由于超声波的作用而发热。

[0109] 另外,当超声波振子阵列50接收到从观察对象部位反射的回波信号(超声回波)

时,压电体振动并产生电压,作为与接收到该电压的超声回波对应的电信号(超声波检测信号)输出到超声波用处理器装置14。而且,在超声波用处理器装置14中对各种信号实施处理后,将其作为超声波图像显示在监视器20上。

[0110] 如图5所示,电极部52在圆筒状的超声波振子阵列50的排列成圆筒状的多个(48~192)超声波振子48上,沿着圆筒状排列的中心线设于超声波振子阵列50的外侧面或内侧面。

[0111] 在图示例中,分别与多个(48~192)超声波振子48导通的电极部52的多个(48~192)单个电极52a分别与多个超声波振子48的内侧面(内周面侧)连接。在图示例中,与多个(48~192)超声波振子48共用的电极部52的共用电极52b分别与多个超声波振子48的外侧面(外周面侧)连接。

[0112] 电极部52的多个单个电极52a及共用电极52b优选设置为电极焊盘。

[0113] 背衬材料层54从下表面侧、即内周面侧支承超声波振子阵列50的各超声波振子48。

[0114] 接着,背衬材料层54是支承排列成阵列状的多个超声波振子48的部件的层。如图5所示,背衬材料层54由排列成圆筒状的多个超声波振子48的内侧(中心侧)的背衬材料构成。即,背衬材料层54由配设于超声波振子阵列50的内周面侧(中心侧)的背衬材料构成。背衬材料层54也形成为圆筒状。

[0115] 构成背衬材料层54的背衬材料作为柔性地支承超声波振子阵列50的各超声波振子48等的缓冲材料起作用。因此,背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,根据需要添加有超声波衰减材料(铁素体、陶瓷等)。

[0116] 因此,在图示例中,超声波振子阵列50在圆筒状的背衬材料层54的圆筒状的外表面(外周面)上使将多个长方体形状的超声波振子48排列成其长边方向与圆筒的中心平行。而且,优选的是,超声波振子阵列50以等间隔排列。即,超声波振子阵列50是多个超声波振子48在圆筒状的背衬材料层54的外周面上排列成圆筒状而形成的阵列。

[0117] 如图5所示,FPC56安装于背衬材料层54的基端侧的侧面。FPC56一方面具有与电极部52的多个单个电极52a电连接的多个图案配线,另一方面,将多条同轴电缆58的信号线58a通过配线进行连接。FPC56的一端部的多个连接部分别与设于超声波振子阵列50的内侧面的多个单个电极52a电连接。多条同轴电缆58的信号线58a分别通过配线连接到FPC56的另一端部的多个连接部。这样,超声波振子阵列50的各超声波振子48的单个电极52a与各同轴电缆58的信号线58a电连接。

[0118] 此外,尽管图中未图示,但是电极部52的共用电极52b通过配线与接地棒或集合地线等连接。优选多条同轴电缆58的屏蔽部件58c分别连接到接地棒或集合地线。

[0119] 此外,在本发明中,也可以将与电极部52的共用电极52b连接的FPC56的地线配线等与弯角环43、及集合地线等的内窥镜构造物连接,用于散热。

[0120] 但是,从向电极部52的多个单个电极52a的连接容易度来看,FPC56优选由例如挠性印刷电路板(以下,简称为FPC(Flexible Printed Circuit))、印刷电路板(以下,称为PCB(Printed Circuit Board))、或印刷线路板(以下,称为PWB(Printed Wired Board))等配线基板构成。而且,优选FPC56具有用于分别与电极部52的多个(48~192)单个电极52a电连接的多个(48~192)配线,且具有分别与多个(48~192)配线连接的多个连接部。

[0121] 在这种情况下,FPC56也可以由一个配线基板、例如FPC等挠性的配线基板、或PCB、或PWB等刚性的配线基板构成。进而,FPC56也可以由将FPC等挠性的配线基板和PCB、或PWB等刚性的配线基板一体化而形成的多层基板构成。例如,作为FPC56,能够使用将具有多个(48~192)配线的FPC和具有多个(48~192)连接部的刚性的配线基板以多个(48~192)配线和多个(48~192)连接部分别连接的方式一体化形成的基板。此外,所谓上述多个(48~192)配线,是用于分别与电极部52的多个(48~192)单个电极52a电连接的配线。而且,所谓上述多个(48~192)连接部,是通过配线连接多条同轴电缆58的信号线58a的连接部。

[0122] 由此,能够将FPC56的多个配线和超声波振子阵列50的电极部52的多个单个电极52a分别容易地电连接。

[0123] 在此,FPC56的多个配线和超声波振子阵列50的电极部52的多个单个电极(电极焊盘)52a的电连接可以使用各向异性导电性片材或各向异性导电性糊来进行,另外,也可以通过热粘接进行。此外,它们的电连接不限于这些连接方法,可以使用任何方法,只要不阻碍配线的作业性,且作业工序的难度不高即可。具体而言,也可以使用引线接合、软钎焊等公知的方法。

[0124] 由此,能够提供一种使用具有如下配线构造的超声波振子单元的超声波内窥镜,即,能够实现超声波振子配线作业的简化、高效化、作业性的改善,能够使超声波振子阵列小型化,且在进行超声波振子阵列的各电极及多个电缆的配线时,作业性好,作业工序的难度低,负载不易施加到电缆,断线的危险性小的配线构造。

[0125] 由此,能够实现超声波振子配线作业的简化、高效化、作业性的改善。而且,通过上述结构,能够实现超声波振子阵列的小型化。而且,通过上述结构,在进行超声波振子阵列的各电极及多个电缆的配线时,作业性好,作业工序的难度低。由此,能够提供使用具有负载不易施加到电缆且断线的危险性小的配线构造的超声波振子单元的超声波内窥镜。

[0126] 如图6所示,用于本发明的同轴电缆58在中心具备信号线58a,在信号线58a的外周具备第一绝缘层58b,在第一绝缘层58b的外周具备屏蔽部件58c,在屏蔽部件58c的外周具备第二绝缘层58d。换言之,同轴电缆58是从中心侧起将信号线58a、第一绝缘层58b、屏蔽部件58c、第二绝缘层58d层叠成同心圆状而形成的。

[0127] 在此,在本发明中,如图7所示,多个同轴电缆58用作一根屏蔽电缆72,其中,将多个同轴电缆58用最外层的外皮72a包裹在其内部。

[0128] 此外,由用于本发明的多个超声波电缆构成的屏蔽电缆不限于将多个同轴电缆58用外皮72a包裹的屏蔽电缆72。例如,也可以是非同轴电缆,该非同轴电缆是将中心的导体的外周用电介质等绝缘层包裹的多个信号线和由作为屏蔽部件起作用的导体构成的多个加蔽线(drain wire)随机混杂配置成一根电缆单元而制成的。另外,也可以是将中心的导体的外周用电介质等绝缘层包裹的多个信号线配置于中心侧,且将作为屏蔽部件起作用的多个外部的导体配置在多个信号线的周围,并将整体用遮蔽材料包裹而制成一根电缆单元的非同轴电缆。

[0129] 此外,如上所述,一根屏蔽电缆72的多个同轴电缆58的各屏蔽部件58c与连接电极部52的共用电极52b的接地棒等电连接。

[0130] 作为这种接地棒,能够是任何部件,只要是能够将多个同轴电缆58的多个屏蔽部件58c通过例如焊锡等电连接的部件即可,只要是用于超声波内窥镜的现有公知的接地棒

即可。

[0131] 此外,在进行多个屏蔽部件58c向接地棒的电连接及上述的多个信号线58a向FPC56的多个连接部各自的电连接时,首先,将一条屏蔽电缆72的前端侧的外皮72a剥离并去除,取出多个同轴电缆58。接着,将取出的多个同轴电缆58的前端侧的第二绝缘层58d剥离并去除,将多个屏蔽部件58c暴露在外侧。最后,将露出到外侧的多个屏蔽部件58c保留基端侧,而将其前端部的屏蔽部件58c切断去除,并且,将第二绝缘层58d剥离去除,使多个信号线58a露出在外侧。

[0132] 这样,以露出到多个同轴电缆58的外侧的状态被保留的多个屏蔽部件58c通过焊锡等分别与接地棒电连接。

[0133] 另外,露出到多个同轴电缆58的前端的外侧的多个信号线58a通过焊锡等分别与FPC56的多个连接部电连接。

[0134] 此外,也可以代替接地棒,使用将多个同轴电缆58的多个屏蔽部件58c捆扎到一起并连接的集合地线,通过导电性部件使电极部52的共用电极52b与集合地线连接。

[0135] 在此,在向超声波内窥镜12的前端部40的金属环41c安装超声波振子单元46时,安装于超声波振子单元46的层叠体68的背衬材料层54的侧面的FPC56与多个同轴电缆58(信号线58a、屏蔽部件58c等)的连接部的空间、多个同轴电缆58之间的间隙、及多个同轴电缆58穿过的间隙(空间)优选散热性好的填料填充,作为填料层(未图示)。在此,作为形成填料层的填料,可以使用任何填料,只要是环氧树脂、或硅系填料等非导电性的填料即可。

[0136] 这种填料层是为了将超声波振子单元46的FPC56与基端侧环41b之间的间隙、尤其是配线在FPC56上的多个同轴电缆58与基端侧环41b之间的间隙填充而设置的。而且,该填料层将FPC56与多个同轴电缆58的配线部分及延长部分的一部分固定,能够防止FPC56的多个连接部的同轴电缆58的信号线58a的连接不良的产生、接地棒等上的同轴电缆58的屏蔽部件58c的连接不良的产生、及同轴电缆58等的松动导致的断线。这样,通过将FPC56及多个同轴电缆58的至少一部分用散热性好的填料覆盖,形成填料层,能够进行本发明的超声波内窥镜12的前端部40的超声波振子单元46、及处理超声波观察部36的组件处理时的多个同轴电缆58部分的保护。

[0137] 进而,优选填料层进行其与背衬材料层54的声阻抗匹配,以使从超声波振子阵列50振荡并传播到其下侧的超声波在与背衬材料层54的边界处不被反射,且从超声波振子阵列50振荡的超声波在观察对象或其周边部反射,并能够使传播到超声波振子阵列50的下侧的超声波充分衰减。

[0138] 进而,填料层优选进行其与背衬材料层54的声阻抗匹配。作为优选的理由,首先是因为从超声波振子阵列50振荡并传播到其下侧的超声波在与背衬材料层54的边界不反射。其次是因为,从超声波振子阵列50振荡的超声波在观察对象或其周边部反射,能够使传播到超声波振子阵列50的下侧的超声波充分衰减。因此,在将填料层的声阻抗设为 $Z_p$  ( $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ )、且将背衬材料层54的声阻抗设为 $Z_b$  ( $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ )时,下述式(1)所示的填料层与背衬材料层54的声阻抗反射率 $Q$  (%) 优选为50%以下。

[0139]  $Q=100 \times |Z_p - Z_b| / (Z_p + Z_b) \cdots (1)$

[0140] 该声阻抗反射率 $Q$ 是表示填料层和背衬材料层54的边界面中的超声波(声束)的反射的容易度的指标。即,表示声阻抗反射率的值越接近0%,填料层的声阻抗和背衬材料层

54的声阻抗越匹配。如果上述的声阻抗反射率为50%以下的程度,则由传播到超声波振子阵列50的下侧的超声波导致的噪声能够使用在超声波振子阵列50中接收的超声波信号进行处理,以使得在超声波用处理器装置14中生成超声波图像方面不会成为问题。

[0141] 另外,当超声波从超声波振子单元46的超声波振子阵列50振荡时,从超声波用处理器装置14向超声波振子阵列50输送的驱动信号成为热能。

[0142] 由于超声波振子阵列50因该热能而发热,所以填料层优选具有散热性。因此,填料层的导热率优选为1.0W/mK以上。

[0143] 本发明的超声波内窥镜12的前端部40的超声波观察部36如上述构成。

[0144] 参照图5对本发明第一实施方式的超声波内窥镜12的散热构造70进行说明。

[0145] 如图5所示,本实施方式的散热构造70由作为本发明的第一导热部件、即导电性导热部件起作用的金属环41c、及将金属环41c与内窥镜构造物的导电性构造体即弯角环43的前端环43a电绝缘(遮断)并热连接的绝缘性的第二导热部件构成。在此,弯角环43的前端环43a是本发明的弯角组装体的前端侧环。

[0146] 如图5所示,本实施方式的散热构造70由本发明的第一导热部件和第二导热部件构成。本发明的第一导热部件是作为导电性导热部件起作用的金属环41c。第二导热部件是将金属环41c与内窥镜构造物的导电性构造体即弯角环43的前端环43a电绝缘(遮断)并热连接的绝缘性的第二导热部件。在此,弯角环43的前端环43a是本发明的弯角组装体的前端侧环。

[0147] 此外,在本发明中,所谓将两个部件电连接,是指以电流在两个部件间良好地流通的方式,使两个部件直接接触并固定、或者通过焊锡或导电性粘合剂等接合并固定。

[0148] 另外,所谓将两个部件热连接,是指以在两个部件间良好地产生热传递且从一部件向另一部件良好地传播热的方式,使两个部件直接接触并固定、或者通过焊锡或导热性粘合剂等接合并固定。

[0149] 在本发明的超声波内窥镜12中,将超声波振子单元46的层叠体68直接放置并接触安装于圆筒状的金属环41c的外周面上。将圆筒状的金属环41c穿通并嵌合在超声波振子单元46的层叠体68的圆筒状的背衬材料层54的内孔内。通过该结构,使背衬材料层54的内周面与金属环41c外周面直接接触。由此,在超声波振子单元46中,超声波振子阵列50(的多个超声波振子48)与金属环41c电导通、即不连接。但是,多个超声波振子48及背衬材料层54的发热被传递到金属环41c。

[0150] 在本发明中,金属环41c作为圆筒形状的第一导热部件起作用。进而,金属环41c作为圆筒形状的导电性导热部件起作用。

[0151] 在此,本发明的第一导热部件的导热率优选为0.5W/mK以上。若这些导热部件的导热率低于0.5W/mK,则不能将由多个超声波振子48及背衬材料层54产生的热高效地向本发明的内窥镜构造物即前端环43a散热。由此,有可能使超声波振子单元46的表面温度上升,在体腔表面产生低温灼伤等。

[0152] 此外,作为本发明的第一导热部件起作用的金属环41c,能够使用SUS等目前公知的金属制圆筒状部件。

[0153] 这里所说的本发明的第一导热部件例如是金属环41c。

[0154] 此外,在图5所示的示例中,在超声波振子单元46中,所谓直接接触于圆筒状的金

属环41c上,是指支承层叠体68的超声波振子阵列50(多个超声波振子48)的背衬材料层54,所以没有与超声波振子48电连接。即,在本实施方式中,设定为将金属环41c(第一导热部件)连接到超声波振子48时,使两者绝缘的构造。但是,由于金属环41c和超声波振子48被接近配置,因此不能确保耐压,有可能从超声波振子48向作为导电性导热部件的金属环41c放电。因此,最好是在与内窥镜构造物确保绝缘的状态下将超声波振子48与金属环41c连接。

[0155] 此外,金属环41c是在前端部40支承超声波振子单元46的圆筒形状的导电性部件。因此,金属环41c也是经由背衬材料层54与超声波振子阵列50相接的圆筒形状的导电性部件。另外,金属环41c从前端部40的超声波观察部36延伸到弯曲部42的弯角环43的前端环43a处。而且,前端环43a和金属环41c隔着树脂制的基端侧环41b通过树脂制的螺丝104被固定。因此,前端环43a和金属环41c不仅未电连接而且也未热连接。

[0156] 因此,在本实施方式中,使热传递(导热)到金属环41c的多个超声波振子48及背衬材料层54的热高效且安全地放出到作为内窥镜构造物的弯角环43的前端环43a。因此,形成将绝缘性的第二导热部件(绝缘性导热部件102)夹入作为第一导热部件的金属环41c和作为内窥镜构造物的弯角环43的前端环43a之间的结构。

[0157] 这样,金属环41c经由绝缘性导热部件102与前端环43a热连接,但被电绝缘、或遮断。因此,多个超声波振子48及背衬材料层54经由作为第一导热部件的金属环41c、及绝缘性导热部件102与前端环43a热连接,但被电绝缘、或遮断。

[0158] 因此,首先,将前端部40a的超声波振子48及背衬材料层54的发热经由金属环41c等的第一导热部件(导电性导热部件)及绝缘性导热部件102传导到作为内窥镜构造物的弯角环43的前端环43a。进而,通过将该热从前端环43a传导到弯曲部42的多个弯角环43的基端侧,能够将该热经由软性部44从操作部24散发到外部。

[0159] 此外,金属环41c是超声波振子单元46的构成部件,所以超声波振子单元46和作为内窥镜构造物的弯角环43的前端环43a经由绝缘性导热部件102被连接。

[0160] 作为绝缘性导热部件102,可以使用任何部件,只要能够将作为第一导热部件的金属环41c与前端环43a热连接,并且能够电绝缘、或遮断即可。作为绝缘性导热部件102,例如能够使用散热硅橡胶、或散热片等,进而,也可以使用陶瓷部件、散热垫、或DLC(Diamond-like Carbon:类金刚石碳)涂层、或石蜡涂层等绝缘涂层,只要具有导热性即可。

[0161] 在此,绝缘性导热部件102的耐电压优选为1.5kV以上。如果绝缘性导热部件102的耐电压低于1.5kV,则通过绝缘性导热部件102不可能将作为第一导热部件的金属环41c与作为内窥镜构造物的前端环43a电绝缘、或遮断。假如因使用高频处置器具等,在内窥镜构造物产生放电或漏电时,经由金属环41c在超声波振子单元46的表面产生放电或漏电,有可能对体腔表面施加电击等负担、或者导致短路而产生低温灼伤等。

[0162] 另外,绝缘性导热部件102的导热率优选为0.5W/mK以上。其理由是因为,与作为导电性导热部件的金属环41c同样,绝缘性导热部件102需要将由多个超声波振子48及背衬材料层54产生的热传导到本发明的内窥镜构造物即前端环43a,因此,存在与第一导热部件的情况相同的理由。

[0163] 另外,绝缘性导热部件102的厚度优选为3mm以下。绝缘性导热部件102的厚度没有特别限制,只要绝缘性导热部件102具有与第一导热部件相同的导热率即可。但是,通常,与金属环41c等第一导热部件相比,绝缘性导热部件102的导热率较低。因此,在这种情况下,

当绝缘性导热部件102的厚度超过3mm时,导热可能变差,弯曲部42的尺寸增大到必要以上。

[0164] 在图5所示的散热构造70中,具有利用作为导电性导热部件的金属环41c和作为内窥镜构造物的前端环43a将绝缘性导热部件102夹入二者其间的结构。由此,能够将绝缘性导热部件102装拆自如地配置于前端环43a的内周面上,修理性得到改善。

[0165] 在图示例中,将绝缘性导热部件102配置于前端环43a的内周面上,但也可以配置于前端环43a的外周面上,也可以配置于内外两周面上。进而,这样,在要求绝缘性和导热性的情况下,优选绝缘性的导热部件配置在内窥镜构造物的表面的一部分或全部。

[0166] 此外,在图5所示的例子中,金属环41c和超声波振子48被接近配置。因此,在不能确保耐压而有可能从超声波振子48向作为导电性导热部件的金属环41c放电的情况下,也可以设定为将与绝缘性导热部件102同样的绝缘性导热部件夹入金属环41c和背衬材料层54之间的结构。

[0167] 此外,也可以将作为第二导热部件的绝缘性导热部件102直接与超声波振子阵列50连接。但是,通常,与作为导电性导热部件的金属环等相比,绝缘性导热部件102的导热率不高。因此,当绝缘性导热部件102到前端环43a等内窥镜构造物的距离变长时,热不易传递到前端环43a等。因此,优选尽量缩短绝缘性导热部件102的长度。因此,优选设置第一导电性部件,缩短绝缘性导热部件102到内窥镜构造物的距离。

[0168] 在图5所示的散热构造70中,设定为将绝缘性导热部件102夹入金属环41c和前端环43a之间的结构。但是,本发明不限于此。如图8所示的散热构造70a,也可以使用作为本发明的绝缘性的第二导热部件起作用的陶瓷制螺丝106,代替夹入绝缘性导热部件102且将前端环43a和金属环41c隔着基端侧环41b进行固定的树脂制螺丝104。

[0169] 图8所示的超声波内窥镜12a的前端部40a的散热构造70a由作为第一导热部件的金属环41c和作为绝缘性的第二导热部件的陶瓷制螺丝106构成。

[0170] 陶瓷制螺丝106被插入前端环43a的插通孔并拧入前端环43a的螺丝孔,与前端环43a抵接并紧固。而且,陶瓷制螺丝106作为绝缘性的第二导热部件起作用,该绝缘性的第二导热部件将作为第一导热部件的金属环41c与前端环43a热连接。另外,陶瓷制螺丝106相对于前端环43a装拆自如,因此,散热构造70a便于修理。

[0171] 此外,陶瓷制螺丝106具有与绝缘性导热部件102同样的耐电压及导热率。

[0172] 这样,金属环41c经由陶瓷制螺丝106与前端环43a热连接。但是,因为金属环41c相对于内窥镜构造物不开放,所以与内窥镜构造物电绝缘、或遮断。

[0173] 因此,在图8所示的散热构造70a中,首先将前端部40a的超声波振子48及背衬材料层54的发热经由金属环41c等第一导热部件、及作为绝缘性导热部件起作用的陶瓷制螺丝106传递到作为内窥镜构造物的前端环43a。接着,与图5所示的散热构造70同样,散热构造70a能够将热从弯曲部42传导到软性部44,并从操作部24散发到外部。

[0174] 在通过如上所述的图1~图7所示的超声波内窥镜12观察体腔内时,首先,将插入部22插入体腔内,一边用监视器20观察在内窥镜观察部38取得的内窥镜光学图像,一边探索观察对象部位。

[0175] 接着,当前端部40到达观察对象部位,并发出取得超声波断层图像的指示时,从超声波用处理器装置14经由超声波内窥镜12内的同轴电缆58、FPC56及电极部52向超声波振子48输入驱动控制信号。当被输入驱动控制信号时,对超声波振子48的两电极施加规定电

压。而且,超声波振子48的压电体被激励,经由声透镜66使观察对象部位产生超声波。

[0176] 此外,此时,前端部40的超声波振子48及背衬材料层54发热。产生的热首先传导到构成散热构造70的金属环41c。接着,经金属环41c传导的热经由与金属环41c连接的绝缘性导热部件102高效地传导到作为内窥镜构造物的前端环43a。从前端环43a经由插入部22的弯曲部42及软性部44传导到操作部24。进而,传导到操作部24的热高效地散发到受检体的体腔的外部。因此,超声波内窥镜12的前端部40的温度上升被抑制,所以超声波内窥镜12不会对前端部40接触的体腔表面造成低温灼伤等损伤。另外,因为在金属环41c与前端环43a之间夹装有绝缘性导热部件102,所以假如即使前端环43a和/或处置器具通道(钳子管)84等其他内窥镜构造物产生放电或漏电流,该电流也不会流到前端部40。因此,本发明的超声波内窥镜12不会对受检体造成因电气负荷产生的负担。

[0177] 如上所述,在照射了超声波之后,来自观察对象部位的回波信号被超声波振子48接收。该超声波的照射及回波信号的接收在通过多路复用器等电子开关使驱动的超声波振子48移动的同时反复进行。由此,超声波在观察对象部位扫描。在超声波用处理器装置14中,接收回波信号并基于从超声波振子48输出的检测信号,生成超声波断层图像。生成的超声波断层图像显示在监视器20上。

[0178] 此外,在使用图8所示的散热构造70a的情况下,也同样地能够获得超声波断层图像。

[0179] 本发明第一实施方式的超声波内窥镜基本上如上构成。

[0180] 在图5及图8所示的散热构造70及70a中,将作为内窥镜构造物的导电性的构造体设定为弯角环43的前端环43a,将第一导热部件设定为金属环41c。但是,本发明不限于此,也可以将导电性的构造体设定为其他内窥镜构造物,也可以另外设置导热部件。

[0181] 以下,参照图9~图12,说明其他各种实施方式的散热构造。与图5同样,为了说明其他各种实施方式的超声波内窥镜的散热构造,图9~图12是强调表示与散热构造相关连的部件等的图。因此,图9~图12是仅强调记载说明所需的部分、将说明中不使用的部分简化或省略表示的图。

[0182] (第二实施方式)

[0183] 图9是示意性表示本发明第二实施方式的超声波内窥镜的前端部的一例的局部剖视图。

[0184] 图9所示的超声波内窥镜12b的前端部40b作为内窥镜构造物即导电性的构造体具备多个同轴电缆58的集合地线110。图9所示的超声波内窥镜12b的前端部40b除在下述点上不同以外,与图5所示的超声波内窥镜12的前端部40具有相同的结构,因此,对于同一结构要素标注同一参照符号,并省略其说明。此外,所谓下述点,意味着将超声波振子单元46经由第二导热部件108与集合地线110热连接。例如,意味着将超声波振子阵列50经由作为第一导热部件的金属环41c及第二导热部件108与集合地线110热连接。

[0185] 图9所示的超声波内窥镜12b的前端部40b的散热构造70b具备内窥镜构造物的导电性构造体即集合地线110、作为第一导热部件的金属环41c、将金属环41c与集合地线110热连接的第二导热部件108。在此,作为第一导热部件的金属环41c和第二导热部件108构成本发明的导热部件。

[0186] 集合地线110是将屏蔽电缆72的多个同轴电缆58的屏蔽部件58c密接并用金属制

的环状体捆扎而成。所有屏蔽部件58c及金属制的环状体不仅电连接而且热连接。

[0187] 此外,多个同轴电缆58在集合地线110上,包含其前后在内,屏蔽部件58c成为外表面。与FPC56的多个连接部连接的前端仅为信号线58a。在集合地线110与FPC56的多个连接部之间,第一绝缘层58b成为外表面。信号线58a由第一绝缘层58b包覆,多个信号线58a相互绝缘。

[0188] 第二导热部件108没有特别限制,只要是能够将在多个超声波振子48及背衬材料层54中产生且传递到金属环41c的热传递到集合地线110的部件即可。第二导热部件108能够是任何部件,只要具有导热性且能够柔性地收纳于超声波内窥镜12b的前端部40b的狭窄空间内即可。作为第二导热部件108,必须是具有导热性且能够柔性地收纳在狭窄的空间内的部件,所以例如能够举出具备芯线的电缆等导热性电缆、金属线等导热性线材、或金属网部件等导热性网等。

[0189] 在使用这些导热部件作为第二导热部件108的情况下,为了使热传递效率良好,优选使用具备比同轴电缆58的信号线58a粗的芯线的电缆、或比信号线58a粗的金属线。

[0190] 另外,作为第二导热部件108,在要求能够收纳于狭窄的空间的柔软性的情况下,优选使用金属编组的网状部件。

[0191] 进而,通过使用绝缘性导热部件作为第二导热部件108,能够提高噪声耐量。作为绝缘性导热部件,例如能够使用散热硅橡胶、或散热片等。

[0192] 此外,在图9所示的第二实施方式的散热构造70b中,也可以像图5及图8所示的第一实施方式的散热构造70及70a那样,使用绝缘性导热部件102或陶瓷制螺丝106。

[0193] 在本实施方式的散热构造70b中,首先,将前端部40b的超声波振子48及背衬材料层54的发热经由金属环41c等第一导热部件及第二导热部件108传递到作为内窥镜构造物的集合地线110。接着,能够将集合地线110的热放出到多个同轴电缆58的屏蔽部件58c,并从弯曲部42传导到软性部44,从操作部24、进而从通用塞绳26散发到外部。

[0194] (第三实施方式)

[0195] 图10是示意性表示本发明第三实施方式的超声波内窥镜的前端部的一例的局部剖视图。

[0196] 图10所示的超声波内窥镜12c的前端部40c除在下述点上不同以外,与图9所示的超声波内窥镜12b的前端部40b具有同一结构,因此,对于同一结构要素标注同一参照符号并省略其说明。所谓下述点,意味着作为导热部件的第一导热部件具有铜箔112而代替金属环41c,且将超声波振子单元46的超声波振子阵列50经由导热部件的第一导热部件即铜箔112、及第二导热部件108a与集合地线110热连接。

[0197] 图10所示的超声波内窥镜12c的前端部40c的散热构造70c具备集合地线110、作为第一导热部件的铜箔112、以及将铜箔112与集合地线110热连接的第二导热部件108a。在此,作为第一导热部件的铜箔112和第二导热部件108a构成本发明的导热部件。

[0198] 如图10所示,铜箔112是与多个超声波振子48直接连接的导热部件。铜箔112粘贴于多个超声波振子48及背衬材料层54的基端侧的侧面,并进一步向基端侧延伸,连接到集合地线110。铜箔112起到将多个超声波振子48屏蔽,并且使在多个超声波振子48及背衬材料层54中产生的热放出到集合地线110的作用。

[0199] 铜箔112与第二导热部件108a一起构成散热构造70c。铜箔112粘贴于超声波振子

阵列50的多个超声波振子48,至少配设于超声波振子阵列50的侧面、即层叠体68的基端侧面。进而,具体而言,铜箔112配设于超声波振子阵列50及背衬材料层54的基端侧面。

[0200] 另外,通过将铜箔112粘贴于超声波振子阵列50及背衬材料层54的外侧面来进行铜箔112向多个超声波振子48的连接即可。铜箔112的粘贴优选使用焊锡、银糊或导电性粘合剂等导电性部件、或硅系的非导电性粘合剂等进行。

[0201] 铜箔112不限于箔形状,优选为网眼形状及片形状等能够从超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面充分地传导热的形状。

[0202] 此外,作为本发明的导热部件、例如第一导热部件,使用铜箔112,但本发明不限于此,能够是任何部件,只要是导热性好的部件即可。例如,在薄的板状体的情况下,也可以是铝箔、金箔或银箔等金属箔。另外,也可以是板金等金属板、例如铜板。进而,也可以是即使不是薄的板状体也可以用作导电性导热部件的部件、例如金属编组的网状部件、金属网、具备比同轴电缆58的信号线58a粗的芯线的电缆。

[0203] 另外,在图示例中,铜箔112与多个超声波振子48直接连接,但本发明不限于此。铜箔112也可以与固定于多个超声波振子48的基板和/或散热板连接,只要能够进行导热即可。

[0204] 此外,在图10所示的超声波振子单元46中,具有铜箔112的散热构造70c仅设置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的一侧面。但是,本发明不限于此。具有铜箔112的散热构造70c也可以设于层叠体68的两侧面。

[0205] 在本实施方式的散热构造70c中,首先,将前端部40c的超声波振子48及背衬材料层54的发热经由铜箔112等第一导热部件及第二导热部件108a传递到作为内窥镜构造物的集合地线110。接着,在本实施方式的散热构造70c中,与图9所示的散热构造70b同样,使集合地线110的热放出到多个同轴电缆58的屏蔽部件58c。进而,在本实施方式的散热构造70中,能够将放出到屏蔽部件58c的热从弯曲部42传导到软性部44,从操作部24、进而从通用塞绳26散发到外部。

[0206] 图11是示意性表示本发明第三实施方式的超声波内窥镜的前端部的另一例的局部剖视图。

[0207] 图11所示的超声波内窥镜12d的前端部40d除在以下点不同以外,与图10所示的超声波内窥镜12c的前端部40c具有同一结构,因此,对于同一结构要素标注同一参照符号并省略其说明。所谓以下的点,首先意味着除具有铜箔112之外,还具有第二导热部件108b及金属环41c、绝缘性导热部件102。其次意味着将超声波振子单元46的超声波振子阵列50经由铜箔112、第二导热部件108b、金属环41c及绝缘性导热部件102与弯角环43的前端环43a热连接。

[0208] 图11所示的超声波内窥镜12d的前端部40d的散热构造70d具备弯角环43的前端环43a、铜箔112、将铜箔112与金属环41c热连接的第二导热部件108b、以及将金属环41c与前端环43a连接的绝缘性导热部件102。在此,铜箔112、第二导热部件108b及金属环41c构成本发明的导热部件。

[0209] 即,在本实施方式中,设定为在向超声波振子48连接金属环41c时,使两者导通的构造。在该构造中,通过将铜箔112连接到超声波振子48的地线,且将铜箔112连接到金属环41c,将超声波振子48的地线连接到导电性的第一导热部件。

[0210] 在本实施方式的散热构造70d中,将铜箔112连接到前端部40d的超声波振子48及背衬材料层54。接着,将铜箔112和金属环41c通过第二导热部件108b热连接。进而,与第一实施方式同样,通过绝缘性导热部件102将金属环41c与前端环43a热连接、并电绝缘。

[0211] 这样,将超声波振子48及背衬材料层54的发热传递到第一导热部件、第二导热部件108b及由第一导热部件构成的本发明的导热部件。接着,将传递的热通过绝缘性导热部件102放出到前端环43a。进而,与图5及图8所示的散热构造70及70a同样,将前端环43a的热依次传递到多个弯角环43并从弯曲部42传导到软性部44。最终,传导到软性部44的热能够从操作部24散发到外部。

[0212] 此外,在本实施方式中,与图5所示的第一实施方式同样,使用绝缘性导热部件102。但是,在本实施方式中,也可以使用作为绝缘性导热部件起作用的图8所示的陶瓷制螺丝106,来代替绝缘性导热部件102。

[0213] 此外,铜箔112是导热部件的第一导热部件。另外,金属环41c与第一实施方式同样,作为另一个第一导热部件起作用。

[0214] 图12是示意性表示本发明第三实施方式的超声波内窥镜的前端部的另一例的局部剖视图。

[0215] 图12所示的超声波内窥镜12e的前端部40e除在下述点不同以外,与图11所示的超声波内窥镜12c的前端部40c具有同一结构,因此,对于同一结构要素标注同一参照符号并省略其说明。所谓下述点,首先意味着图12所示的超声波内窥镜12e的前端部40e作为内窥镜构造物即导电性的构造体具有多个同轴电缆58的集合地线110。除此之外,意味着将超声波振子单元46经由导热部件与集合地线110热连接。此外,这里所说的导热部件例如是作为第一导热部件的金属环41c及第二导热部件108。

[0216] 图12所示的超声波内窥镜12e的前端部40e的散热构造70e作为内窥镜构造物具备弯角环43的前端环43a和集合地线110,还具备铜箔112、第二导热部件108b、绝缘性导热部件102、以及另一个第二导热部件108。第二导热部件108b将铜箔112与金属环41c热连接。绝缘性导热部件102将金属环41c与前端环43a连接。另一个第二导热部件108将金属环41c与集合地线110连接。

[0217] 铜箔112、第二导热部件108b、金属环41c及另一个第二导热部件108构成本发明的导热部件。

[0218] 在此,在图12所示的超声波内窥镜12e的前端部40e的散热构造70e中,铜箔112、第二导热部件108b、绝缘性导热部件102、金属环41c、前端环43a示出与图11所示的散热构造70d相同的结构。进而,在图12所示的超声波内窥镜12e的前端部40e的散热构造70e中,金属环41c和集合地线110示出与图9所示的散热构造70b相同的结构。

[0219] 因此,图12所示的散热构造70e具有将图11所示的散热构造70d与图9所示的散热构造70b组合而获得的结构,具有将它们组合而获得的功能,且发挥将这些效果组合而获得的效果。

[0220] 此外,在图12所示的第三实施方式的散热构造70e中,如图5及图8所示的第一实施方式的散热构造70及70a,也可以使用陶瓷制螺丝106代替绝缘性导热部件102。

[0221] 在本实施方式的散热构造70e中,将前端部40e的超声波振子48及背衬材料层54的发热传递到本发明的导热部件。接着,在本实施方式的散热构造70e中,使传递来的热通过

绝缘性导热部件102放出到前端环43a。进而,在本实施方式的散热构造70e中,与图5及图8所示的散热构造70及70a同样,能够将前端环43a的热依次传递到多个弯角环43,从弯曲部42传递到软性部44,并从操作部24散发到外部。进而,在本实施方式的散热构造70e中,将前端部40e的超声波振子48及背衬材料层54的发热经由金属环41c等第一导热部件、及第二导热部件108传递到作为内窥镜构造物的集合地线110。接着,能够使集合地线110的热放出到多个同轴电缆58的屏蔽部件58c,并从弯曲部42传导到软性部44,再从操作部24、进而从通用塞绳26散发到外部。

[0222] 此外,在此,本发明的导热部件由铜箔112等第一导热部件、第二导热部件108b及金属环41c等另一个第一导热部件构成。

[0223] 以上列举各种实施方式及各种实施例对本发明所涉及的超声波内窥镜详细地进行了说明,但本发明不限于以上的示例,不用说,在不脱离本发明的宗旨的范围内能够进行各种改良或变形。

[0224] 符号说明

[0225] 10 超声波检查系统

[0226] 12、12a、12b、12c、12d、12e 超声波内窥镜

[0227] 14 超声波用处理器装置

[0228] 16 内窥镜用处理器装置

[0229] 18 光源装置

[0230] 20 监视器

[0231] 21a 供水罐

[0232] 21b 吸引泵

[0233] 22 插入部

[0234] 24 操作部

[0235] 26 通用塞绳

[0236] 28a 供气供水按钮

[0237] 28b 吸引钮

[0238] 29 弯角钮

[0239] 30 处置器具插入口(钳道口)

[0240] 32a 超声波用连接器

[0241] 32b 内窥镜用连接器

[0242] 32c 光源用连接器

[0243] 34a 供气供水用管

[0244] 34b 吸引用管

[0245] 36 超声波观察部

[0246] 38 内窥镜观察部

[0247] 40、40a、40b、40c、40d、40e 前端部

[0248] 41a 前端部件

[0249] 41b 基端侧环

[0250] 41c 金属环(第一导热部件)

- [0251] 42 弯曲部
- [0252] 43 弯角环
- [0253] 43a 前端环
- [0254] 43b 操作线
- [0255] 44 软性部
- [0256] 46 超声波振子单元
- [0257] 48 超声波振子(换能器)
- [0258] 50 超声波振子阵列
- [0259] 52 电极部
- [0260] 52a 单个电极
- [0261] 52b 共用电极
- [0262] 54 背衬材料层
- [0263] 56 挠性印刷电路板(FPC)
- [0264] 58 同轴电缆
- [0265] 58a 信号线
- [0266] 58b 第一绝缘层
- [0267] 58c 屏蔽部件
- [0268] 58d 第二绝缘层
- [0269] 64 声匹配层
- [0270] 66 声透镜
- [0271] 68 层叠体
- [0272] 70、70a、70b、70c、70d、70e 散热构造
- [0273] 72、96 屏蔽电缆
- [0274] 72a 外皮
- [0275] 76 处置器具导出口(钳子出口)
- [0276] 78 观察窗
- [0277] 80 照明窗
- [0278] 82 洗涤(供气供水)喷嘴
- [0279] 84 处置器具通道(钳子管路)
- [0280] 86 物镜
- [0281] 88 棱镜
- [0282] 90 固体摄像元件
- [0283] 92 基板
- [0284] 94 配线电缆
- [0285] 98 光导
- [0286] 100 供气供水通道(管路)
- [0287] 102 绝缘性导热部件
- [0288] 104 螺丝
- [0289] 106 陶瓷制螺丝

- [0290] 108、108a、108b 第二导热部件
- [0291] 110 集合地线
- [0292] 112 铜箔(第一导热部件)
- [0293] EL 长边方向(仰角方向)
- [0294] AZ 平行的方向(方位方向)

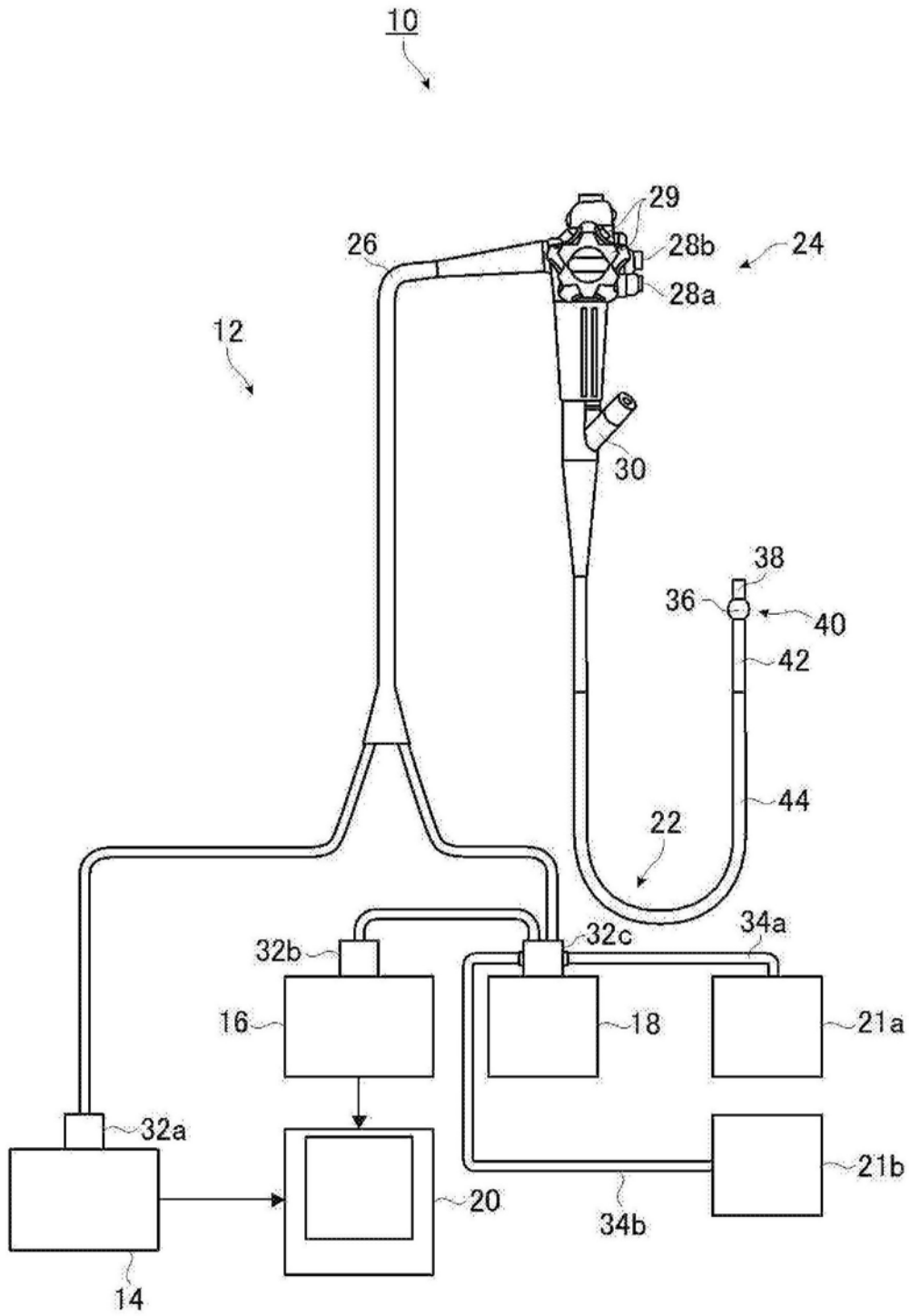


图1

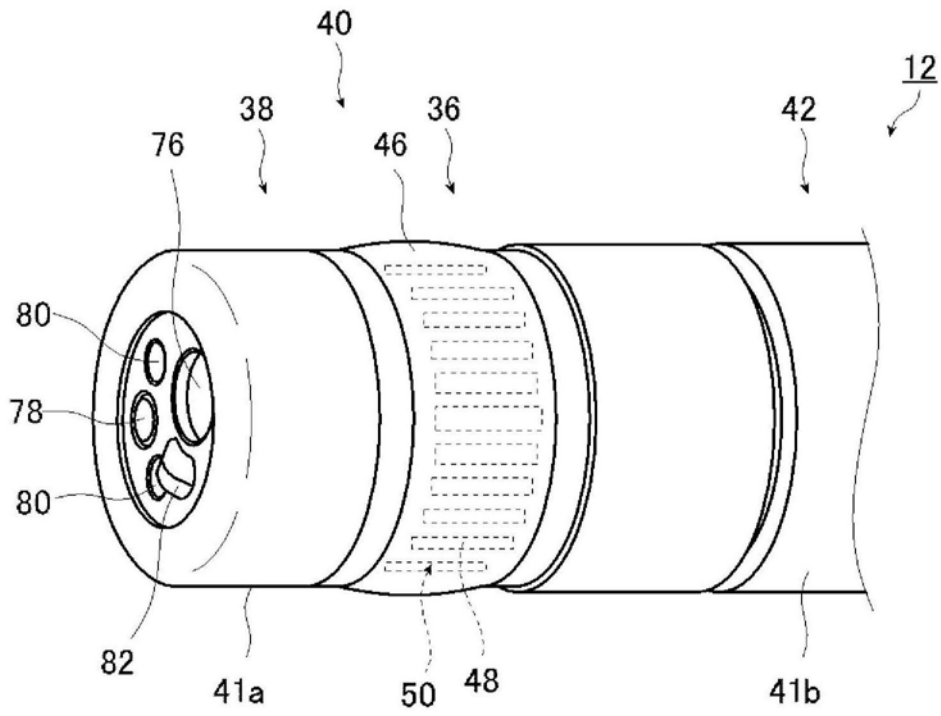


图2



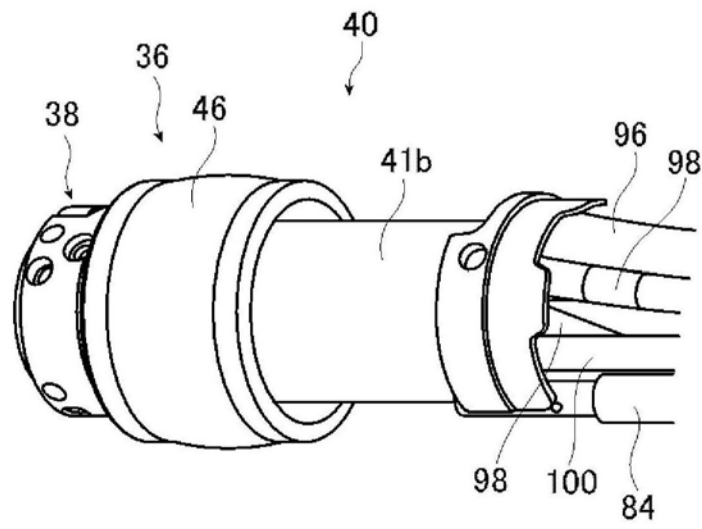


图4

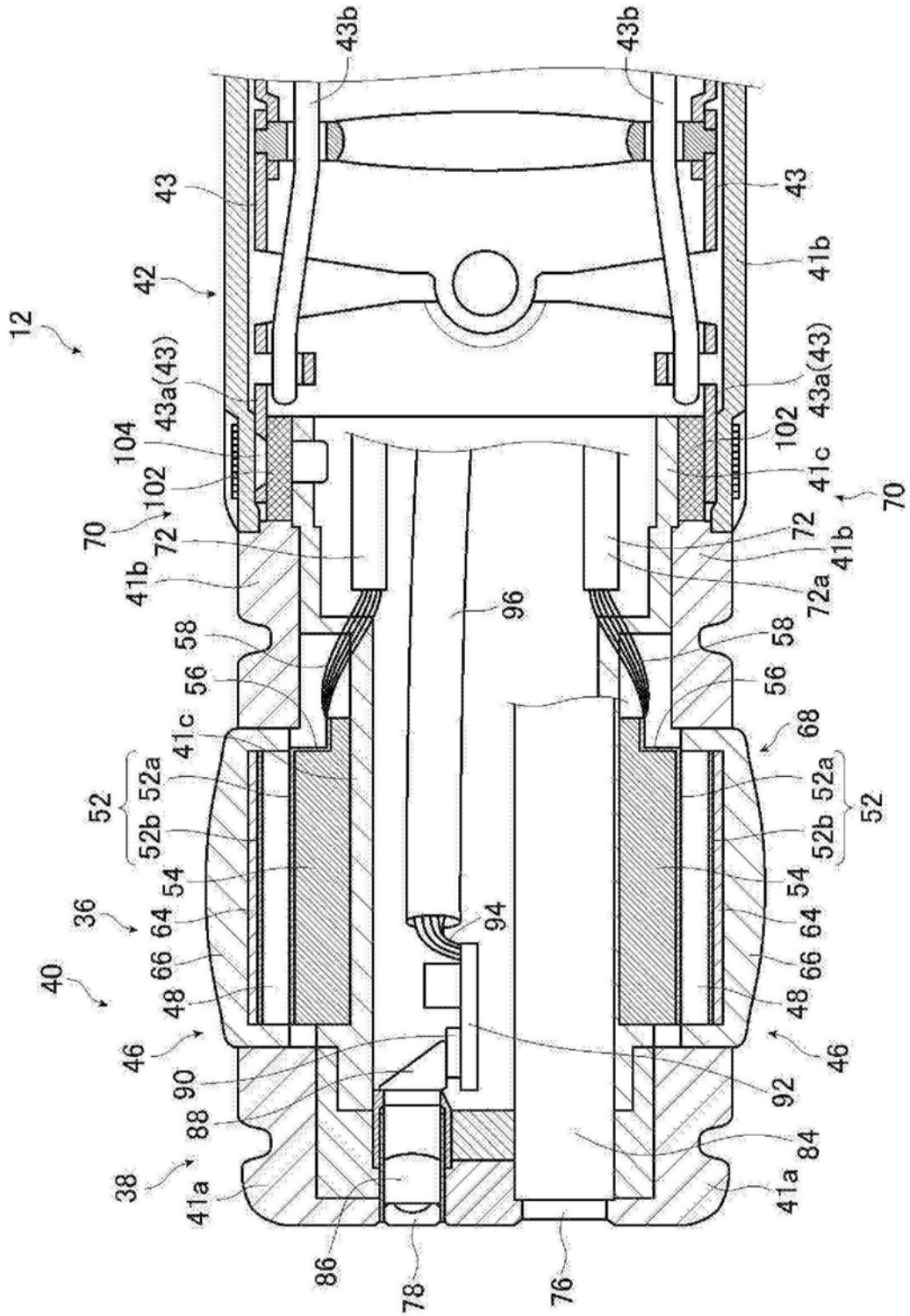


图5

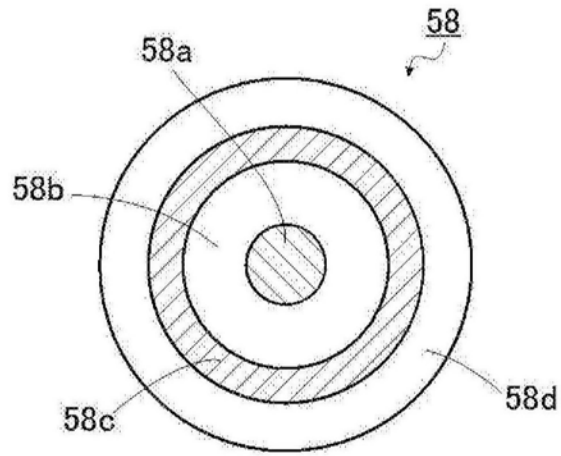


图6

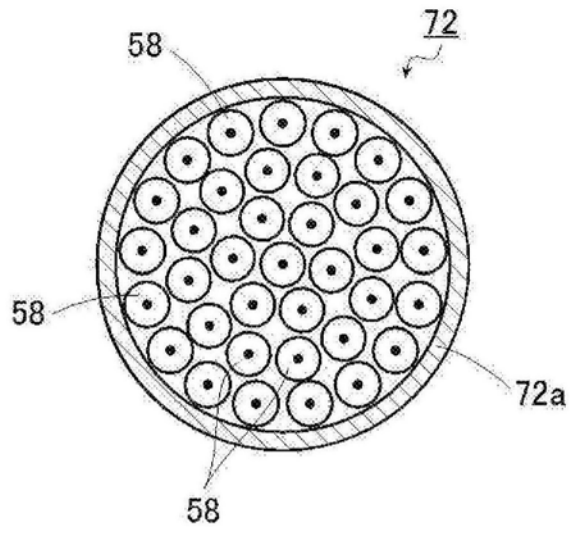


图7



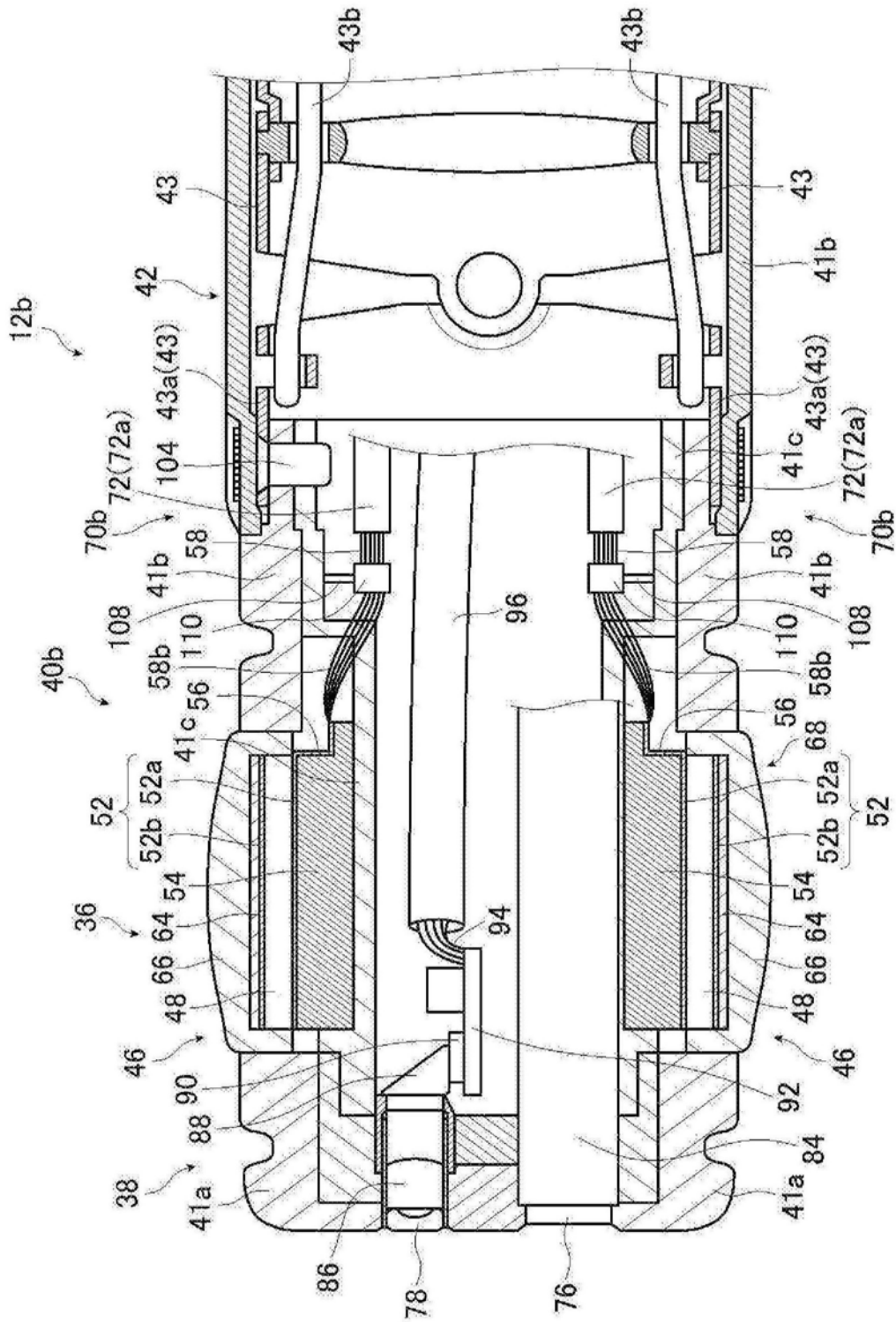


图9

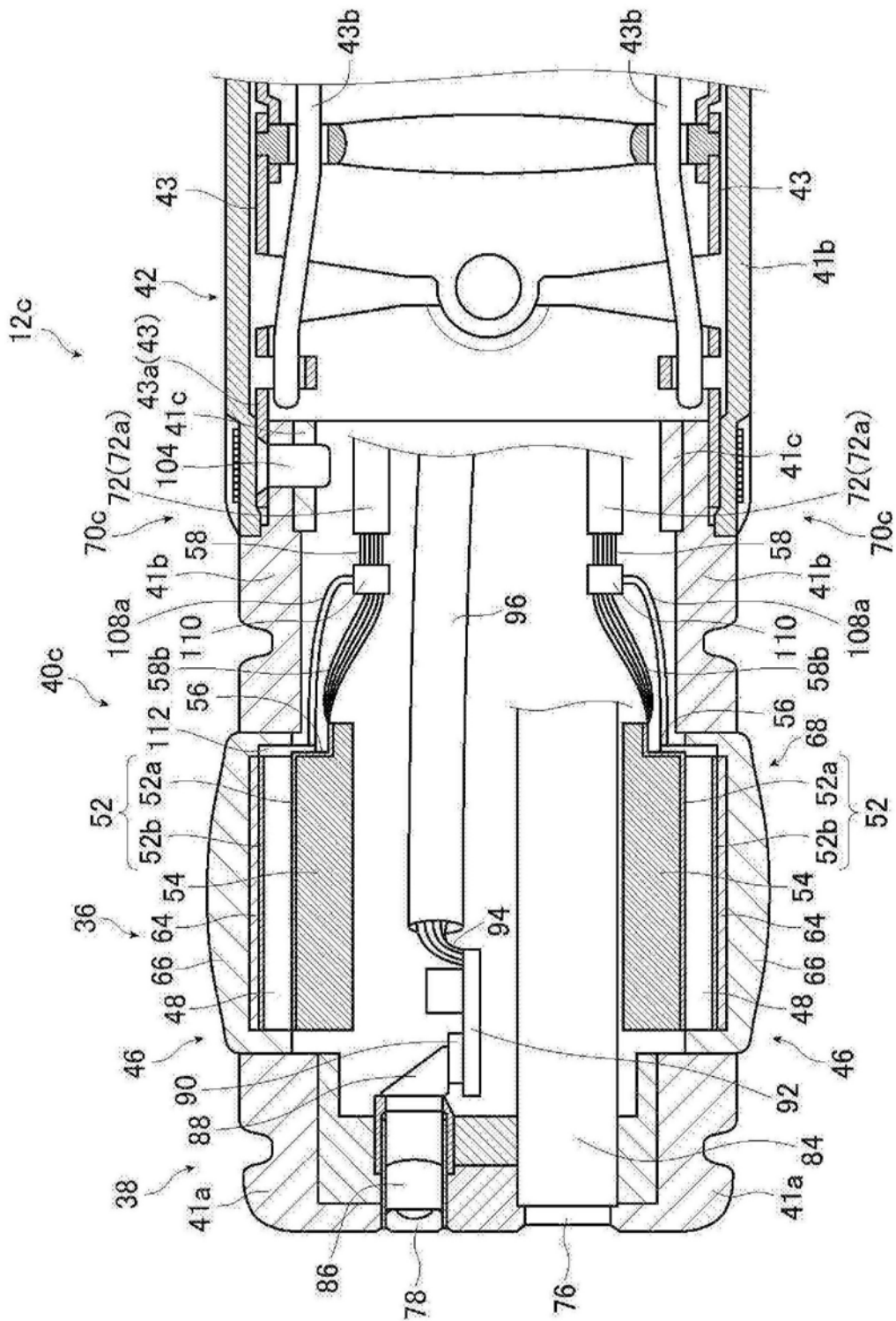


图10

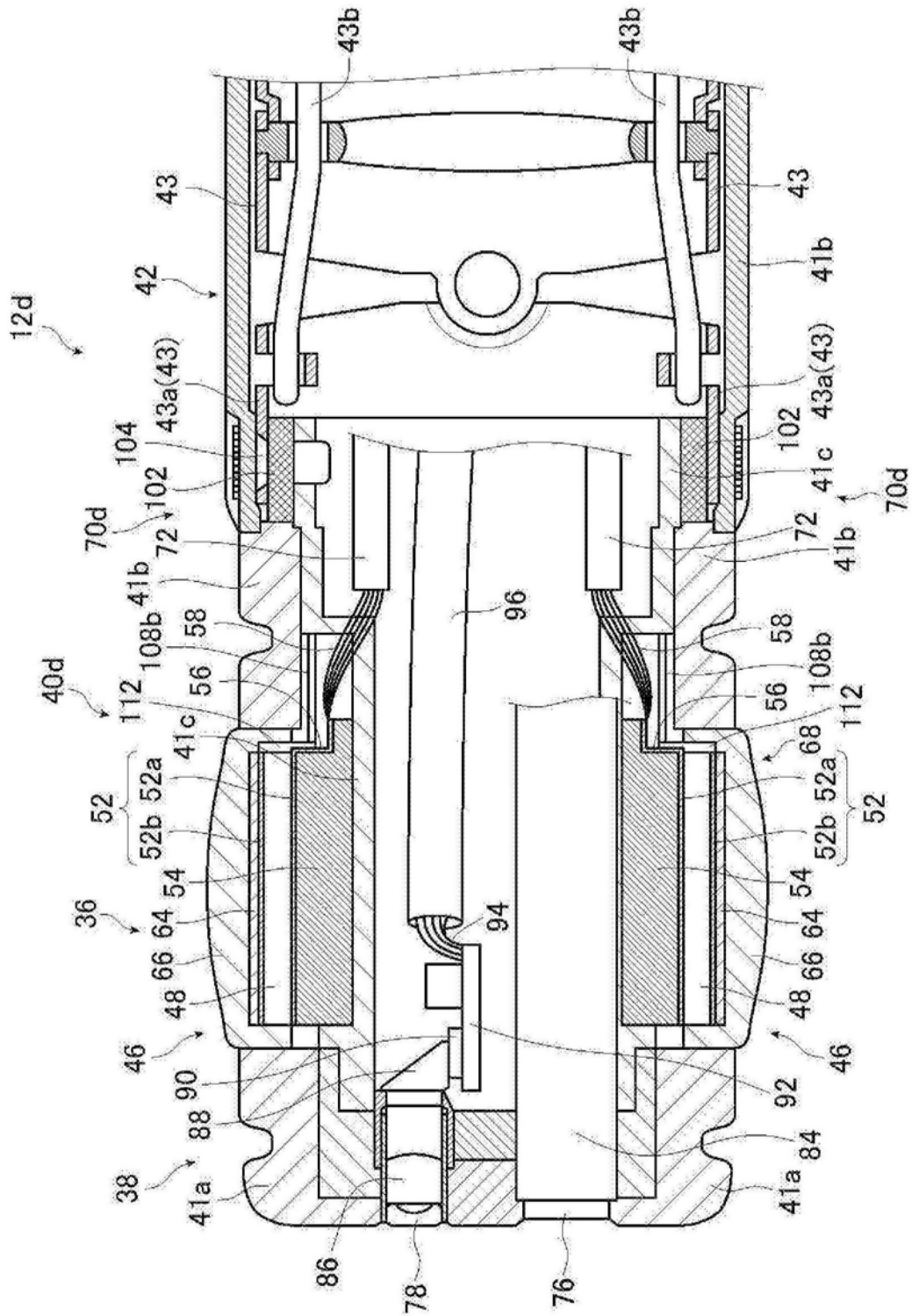


图11

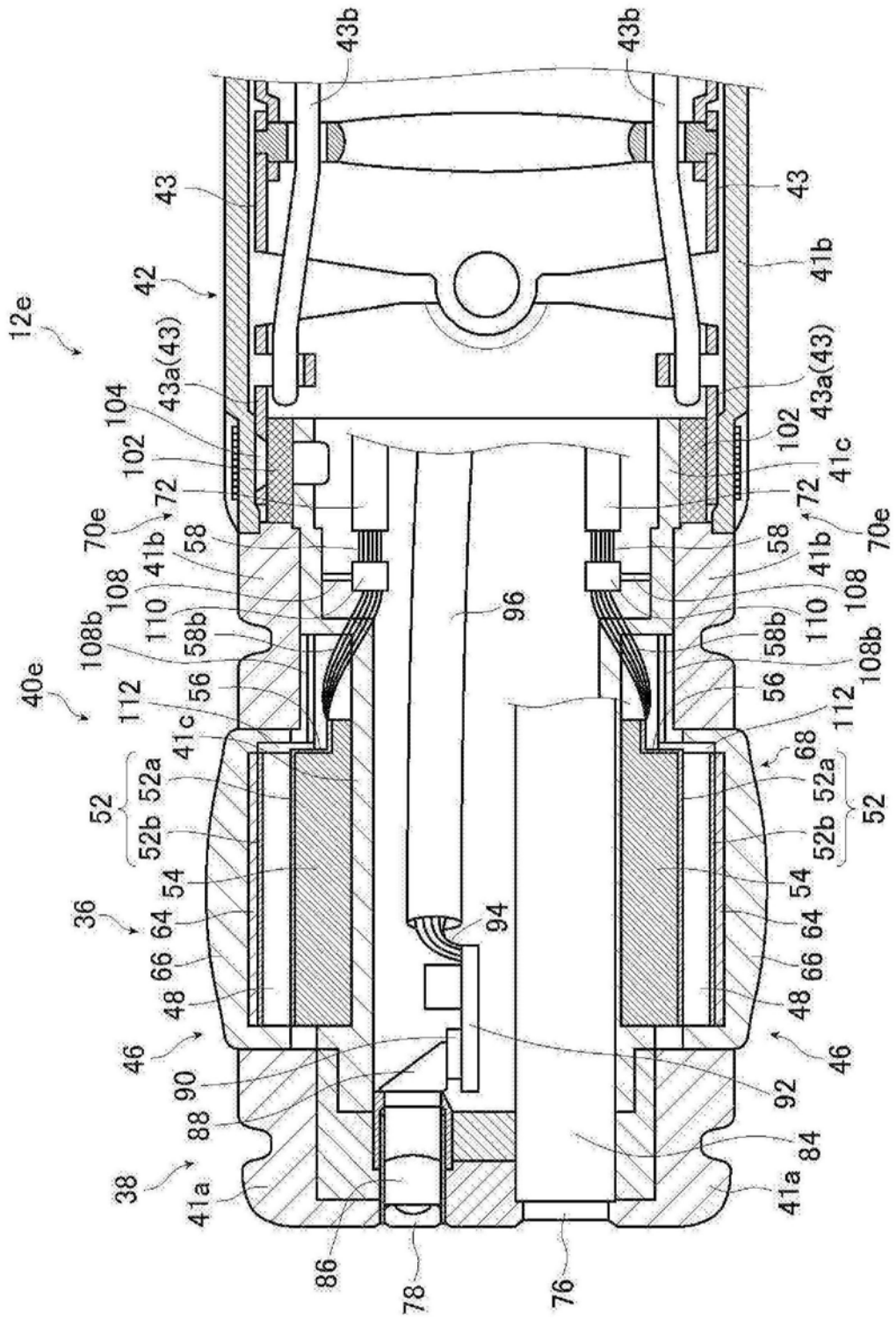


图12

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN109414250A</a>	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780039481.9	申请日	2017-06-26
[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 冈田知		
发明人	森本康彦 山本胜也 冈田知		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/4466 A61B8/4494 A61B8/546 A61B8/12		
优先权	2016130112 2016-06-30 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波内窥镜，在超声波内窥镜的前端部具备超声波振子单元，超声波振子单元至少由超声波振子阵列和第一导热部件构成，在超声波振子阵列中，多个超声波振子排列成圆筒形状，第一导热部件配设为与超声波振子阵列热接触，超声波内窥镜还具有：与超声波振子阵列电连接的多个电缆和从超声波内窥镜的前端侧朝向基端侧延长配设的导电性构造体，超声波振子单元和导电性构造体经由绝缘性的第二导热部件连接。由此，提供一种超声波内窥镜，其在担保电气安全性的基础上，具有能够将在超声波振子中产生的热传递到收纳于前端部内的导电性内窥镜构造物并从该构造物有效地散热的散热构造，能够抑制超声波振子表面的热上升，防止消化道灼伤。

