



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109328037 A

(43)申请公布日 2019.02.12

(21)申请号 201780038946.9

(22)申请日 2017.05.15

(30)优先权数据

2016-130083 2016.06.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/018176 2017.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/003322 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 山本胜也 森本康彦 冈田知

(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)

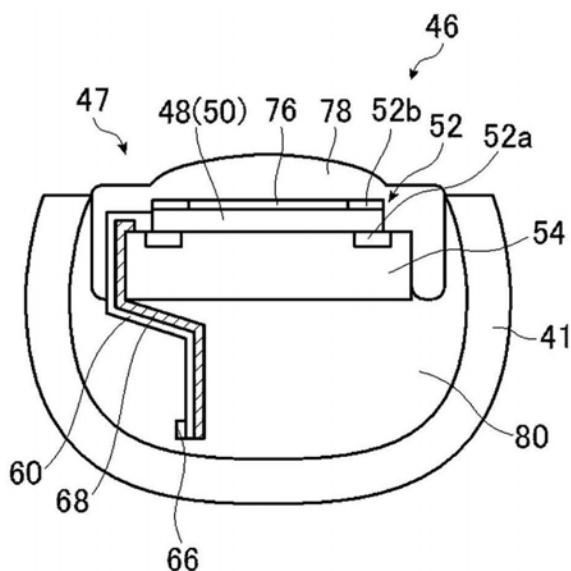
权利要求书2页 说明书22页 附图9页

(54)发明名称

超声波内窥镜

(57)摘要

超声波内窥镜具有:排列有多个超声波振子的超声波振子阵列;支承超声波振子的背衬材料层;具备信号线和相对于信号线的屏蔽部件的屏蔽电缆;具备相对于背衬材料层向超声波振子阵列的相反侧延伸,且与屏蔽部件电连接的地线部的挠性印刷电路板;设于挠性印刷电路板的至少一面且与地线部连接将多个超声波振子的发热向地线部散热的导热层。



1. 一种超声波内窥镜,其特征在于,具有:

多个超声波振子排列而成的超声波振子阵列;

背衬材料层,其支承所述多个超声波振子;

挠性印刷电路板,其具备多个电极焊盘,该多个电极焊盘相对于所述背衬材料层向与
所述超声波振子阵列相反侧延伸,且与所述超声波振子阵列的所述多个超声波振子分别电
连接;

多个屏蔽电缆,其具备与所述多个超声波振子分别电连接的信号线,且具备针对所述
多个信号线的屏蔽部件;

配线部,其具备多个连接部,所述多个连接部将所述多个屏蔽电缆的多个信号线分别
与所述挠性印刷电路板的所述多个电极焊盘电连接;

地线部,其设于所述挠性印刷电路板上,与所述屏蔽电缆的屏蔽部件电连接;以及

导热层,其设于所述挠性印刷电路板的至少一个面上,与所述地线部连接,将所述多个
超声波振子的发热向所述地线部进行散热。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,

所述导热层至少设于所述挠性印刷电路板的在相对于所述背衬材料层与所述超声波
振子阵列相反侧越过所述背衬材料层而延伸的部分。

3. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜,其中,

所述挠性印刷电路板的在相对于所述背衬材料层与所述超声波振子阵列相反侧越过
所述背衬材料层而延伸的部分为平面部分。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述导热层设置为如下:在所述挠性印刷电路板的至少一面上与所述超声波振子阵列
的所述多个超声波振子热连接,从所述超声波振子阵列起沿着所述背衬材料层而越过所述
背衬材料层之后向相对于所述背衬材料层与所述超声波振子阵列相反侧延伸,该导热层与
所述地线部连接。

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,

所述导热层设置于所述挠性印刷电路板的至少一面的在相对于所述背衬材料层与所
述超声波振子阵列相反侧越过所述背衬材料层而延伸的部分,

还具有将所述超声波振子阵列的所述多个超声波振子和所述导热层热连接的第一导
热部件。

6. 根据权利要求5所述的超声波内窥镜,其中,

所述导热层仅设于所述挠性印刷电路板的越过所述背衬材料层而延伸的部分的与所
述背衬材料层相反侧的一个面,

所述第一导热部件在所述挠性印刷电路板的与所述背衬材料层相反侧的一个面上将
所述多个超声波振子和所述导热层热连接。

7. 根据权利要求5所述的超声波内窥镜,其中,

所述导热层设于所述挠性印刷电路板的两个面,

所述第一导热部件在所述挠性印刷电路板的与所述背衬材料层相反侧的一个面上,将
所述多个超声波振子和设置于相同侧的一个面的所述导热层热连接,

设于所述挠性印刷电路板的两个面的两个所述导热层相互热连接。

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,
设于所述挠性印刷电路板的与所述配线部相同侧的面的所述导热层以除了所述配线部的所述多个连接部之外包围所述多个连接部的方式配置。
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,
相对于所述背衬材料层,在所述超声波振子阵列的相反侧配置有多个所述挠性印刷电路板。
10. 根据权利要求9所述的超声波内窥镜,其中,
还具有第二导热部件,所述第二导热部件将分别设于所述多个挠性印刷电路板上的多个所述导热层相互连接。

超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波内窥镜,特别是涉及前端部具有用于将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所产生的热进行散热的构造的超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 超声波内窥镜以通过消化道进行胆囊、或胰腺的观察为主要目的,在内窥镜的前端部设有超声波观察部。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,但由于超声波内窥镜的前端部是与人体等生物体的内部直接接触的部位,所以从防止低温灼伤等安全上的理由出发,要求插入部的表面温度在恒定的温度以下。

[0003] 进而,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,还设有照明部及吸引口等。因此,超声波内窥镜的前端部的外径变粗,成为超声波内窥镜的操作性降低及被插入了超声波内窥镜的前端部的患者的负担增加的因素。

[0004] 鉴于此,寻求一种具有用于将前端部维持小型同时降低前端部的表面温度的装置的超声波内窥镜。因此,近年来,提出了用于将超声波振子中产生的热散热的各种技术方案(参照专利文献1及2)。

[0005] 专利文献1中公开有一种超声波内窥镜,其具备具有弯曲部的插入部,在该插入部,包括:具有配置有多个超声波振子的前表面的背衬材料层、在插入部的前端收容多个超声波振子的外装部件、配设于外装部件内且与背衬材料层的背面及外装部件的内面相接的导热部件。根据该结构,在超声波振子中产生并传导到背衬材料层的热、及背衬材料层中产生的热经由背衬材料层向导热部件传导,再经由导热部件向外装部件传导,从外装部件向超声波内窥镜的外部散热。

[0006] 专利文献2中公开有一种超声波探头,其具有使超声波振荡的压电元件、与压电元件电连接且设于压电元件的背面的信号用电极、用于机械支承压电元件的背衬材料层、配设于信号用电极和背衬材料层之间的导热部件、以及以与导热部件抵接的方式设于背衬材料层的周边的散热材料。根据该结构,压电元件中产生的热经由导热部件向散热材料散热。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本专利第5329065号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2000-184497号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的技术课题

[0012] 但是,在专利文献1中公开的技术中,仅考虑到将超声波振子及背衬材料层中产生的热经由导热部件向外装部件散热的散热通道。这样,在专利文献1公开的技术中,由于对超声波振子及背衬材料层中产生的热均只考虑了向外装部件的散热通道,所以存在不能期

望散热效果的进一步提高的问题。而且,在专利文献1公开的技术中,因为只是向外装部件的散热通道,所以将会向超声波内窥镜的前端部附近的体腔内散热,在超声波振子的驱动电压上升的情况下,存在使超声波内窥镜的前端部周围的温度上升的问题。

[0013] 另外,在专利文献2公开的技术中,以与生物体接触而进行超声波观察的超声波诊断装置的超声波探头为主,因此,导热部件及散热板等的尺寸较大。因此,压电元件和导热部件接触的面积较大,虽然可以确保散热性,但是在前端部内的空间狭窄的超声波内窥镜中,存在难以确保充分的散热性的问题。

[0014] 另外,在专利文献1或2公开的超声波内窥镜或超声波探头中,为了提高超声波诊断的诊断精度,例如需要使用将超声波振子层叠化而增加超声波的发送输出的方法、增加超声波振子的配设数量而提高对超声波回波的接收灵敏度的方法、及增大多个超声波振子的驱动电压等方法。在使用这种方法的情况下,来自多个超声波振子的散热量增大,因此,成为与患者的体腔内壁相接的超声波内窥镜的插入部、特别是配设多个超声波振子的超声波内窥镜的前端部表面的温度上升的因素。

[0015] 尽管除操作性的提高及患者负担的改善之外,还要求超声波诊断中的精度的提高,但是仍存在很难将超声波振子的插入部设为小径,且将前端部维持在小型,同时将在超声波内窥镜的前端部产生的热高效地散热等问题。

[0016] 本发明的目的在于,消除上述现有技术的问题点,提供一种超声波内窥镜,具有能够将插入部设为小径,且将前端部维持在小型,同时将在超声波振子中产生的热高效地散热的散热构造,其结果是,能够提高超声波诊断中的诊断精度。

[0017] 用于解决技术课题的手段

[0018] 为了实现上述目的,本发明的超声波内窥镜的特征在于,具有:超声波振子阵列,其排列有多个超声波振子;背衬材料层,其支承多个超声波振子;挠性印刷电路板,其具备相对于背衬材料层向与超声波振子阵列相反侧延伸,且与超声波振子阵列的多个超声波振子分别电连接的多个电极焊盘;屏蔽电缆,其具备与多个超声波振子分别电连接的信号线,且具备相对于多个信号线的屏蔽部件;配线部,其具备多个连接部,所述多个连接部将多个屏蔽电缆的多个信号线分别与挠性印刷电路板的多个电极焊盘电连接;地线部,其设于挠性印刷电路板上,与屏蔽电缆的屏蔽部件电连接;以及导热层,其设于挠性印刷电路板的至少一个面,与地线部连接,将多个超声波振子的发热向地线部散热。

[0019] 进而,理想的是,导热层至少设于挠性印刷电路板的、在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧越过背衬材料层而延伸的部分。

[0020] 进而,理想的是,挠性印刷电路板的、在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧越过背衬材料层而延伸的部分为平面部分。

[0021] 另外,理想的是,导热层设置为,在挠性印刷电路板的至少一面与超声波振子阵列的多个超声波振子热连接,从超声波振子阵列沿着背衬材料层并越过背衬材料层,在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧延伸,并与地线部连接。

[0022] 或者,理想的是,导热层设于挠性印刷电路板的至少一面、在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧越过背衬材料层而延伸的部分,还具有将超声波振子阵列的多个超声波振子和导热层热连接的导热部件。

[0023] 进而,理想的是,导热层仅设于挠性印刷电路板的越过背衬材料层而延伸的部分

的、与背衬材料层相反侧的一个面,导热部件在挠性印刷电路板的与背衬材料层相反侧的一个面将多个超声波振子和导热层热连接。

[0024] 进而,理想的是,导热层设于挠性印刷电路板的两面,导热部件在挠性印刷电路板的与背衬材料层相反侧的一个面,将多个超声波振子和设于相同侧的一个面的导热层热连接,设于挠性印刷电路板的两面的两个导热层相互热连接。

[0025] 另外,理想的是,设于挠性印刷电路板的与配线部相同侧的表面的导热层以除配线部的多个连接部之外包围多个连接部的方式配设。

[0026] 另外,理想的是,相对于背衬材料层在超声波振子阵列的相反侧,配设有多个挠性印刷电路板。

[0027] 进而,理想的是,本发明的超声波内窥镜还具有第二导热部件,该第二导热部件将分别设于多个挠性印刷电路板上的多个导热层相互连接。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明,通过在超声波内窥镜的前端部分设置散热构造,能够将因超声波振子的驱动而产生的热有效地散热,提高超声波振子的输出,而不会增加超声波内窥镜的受检体即患者的负担。

附图说明

[0030] 图1是表示使用本发明的超声波内窥镜的超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0031] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部放大俯视图。

[0032] 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插入部的前端部的局部纵剖视图。

[0033] 图4是图3所示的IV—IV线向视图,是图3所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的超声波观察部的超声波振子单元的一例的横剖视图。

[0034] 图5是图3所示的同轴电缆的示意性横剖视图。

[0035] 图6是图3及图4所示的超声波振子单元的另一例的局部横剖视图。

[0036] 图7是图3及图4所示的超声波振子单元的另一例的局部横剖视图。

[0037] 图8是表示图3~图7所示的超声波振子单元的导热层、及挠性印刷电路板的配线部以及地线部的结构的另一例的示意性局部放大图。

[0038] 图9是本发明第二实施方式的超声波观察部的超声波振子单元的一例的局部横剖视图。

[0039] 图10是本发明第三实施方式的超声波内窥镜的前端部的局部放大俯视图。

[0040] 图11是图10所示的XI—XI线向视图,是图10所示的超声波内窥镜的前端部的局部纵剖视图。

[0041] 图12是图11所示的超声波振子单元的另一例的局部纵剖视图。

[0042] 图13是图11及图12所示的超声波振子单元的另一例的局部纵剖视图。

具体实施方式

[0043] (第一实施方式)

[0044] 以下,基于附图所示的最佳实施方式详细说明本发明所涉及的超声波内窥镜。

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

[0046] 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,将具有取得超声波断层图像(以下,称为超声波图像)的超声波观察部36和取得内窥镜光学图像(以下,称为内窥镜图像)的内窥镜观察部38的本发明的超声波内窥镜12插入受检体的体腔内,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。

[0047] 如图1所示,超声波检查系统10具备:具有作为本发明的特征的散热构造的超声波内窥镜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、将对体腔内照明的照明光向超声波内窥镜12供给的光源装置18、显示超声波图像和/或内窥镜图像的监视器20而构成。

[0048] 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(也包含供给的洗涤水等)的吸引泵21b。此外,虽然未图示,但是超声波检查系统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)的供给泵等。

[0049] 首先,图1所示的超声波内窥镜12在前端具有拥有本发明的特征即散热构造的超声波观察部36和内窥镜观察部38,拍摄受检体的体腔内部,分别取得超声波图像(回波信号)及内窥镜图像(图像信号)。

[0050] 超声波内窥镜12由插入部22、操作部24以及通用塞绳26构成,其中,插入部22在前端具备超声波观察部36和内窥镜观察部38,可插入受检体的体腔内,操作部24连续设置于插入部22的基端部,用于医师或技师等手术医生进行操作,通用塞绳26的一端连接于操作部24。

[0051] 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。

[0052] 在此,供水罐21a是用于为了进行超声波内窥镜12的内窥镜观察部38等的洗涤等而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的罐。此外,供气供水按钮28a用于从插入部22的前端侧的内窥镜观察部38喷出从供水罐21a经由供气供水管路供给的空气等气体及洗涤水等水。

[0053] 另外,吸引泵21b为了从超声波内窥镜12的前端侧吸引体腔内的吸引物(也包含所供给的洗涤水等)而对吸引管路(未图示)进行吸引。吸引按钮28b用于使用吸引泵21b的吸引力从插入部22的前端侧吸引体腔内的吸引物。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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，连结多个弯曲件而成并且弯曲自如；细长且长条的具有挠性的软性部43，其连结弯曲部42的基端侧和操作部24的前端侧之间。

[0057] 弯曲部42通过转动设于操作部24的一对弯角钮29、29被远程弯曲操作。因此，能够使前端部40朝向所期望的方向。

[0058] 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（超声波换能器）阵列（50：参照图2～图4、图6及图7）和观察对象部位之间排除，防止超声波及回波信号的衰减。

[0059] 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的超声波振子单元（46：参照图2～图4、69：参照图6、72：参照图7）的超声波振子阵列（50：参照图2～图4、图6及图7）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用于在超声波振子阵列（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），并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上显示的超声波图像。

[0060] 内窥镜用处理器装置16用于在超声波内窥镜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），并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上显示的内窥镜图像。

[0061] 此外，这些处理器装置14及16也可以使用PC（个人计算机）等处理器构成。

[0062] 光源装置18的作用如下：为了使用超声波内窥镜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，光源装置18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，并将所产生的照明光供给到超声波内窥镜12，通过超声波内窥镜12内的光导（未图示）等进行传输，并从超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的内窥镜观察部38出射，对体腔内的观察对象部位进行照明。

[0063] 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，以使在监视器20上仅显示任一方的图像或同时显示双方的图像等。此外，可以单独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，也可以在其他任何方式中显示这些超声波图像和内窥镜图像。

[0064] 接着，参照图2～图4详细说明本实施方式的超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的结构。

[0065] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前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前端部用沿着其长边方向的中心线切断的纵剖视图。图4是图3所示的IV—IV线向视图，是图3所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的超声波振子阵列的圆弧构造的用中心线切断的横剖视图。在此，图4

为了说明而将图简化,省略了同轴电缆(56:参照图3)及配线部(62:参照图3)的连接部(64:参照图3)。

[0066] 如图2及图3所示,在超声波内窥镜12的前端部40,在前端侧设有用于取得超声波图像的超声波观察部36,在基端侧设有用于取得内窥镜图像的内窥镜观察部38,在它们之间设有处置器具导出口44,均被安装并保持于成为超声波内窥镜12的前端部40的前端部主体的、由硬质树脂等硬质部件构成的外装部件41。

[0067] 在图2所示的例子中,处置器具导出口44设于超声波观察部36和内窥镜观察部38之间,但本发明不特别限定于图示例,可以设于内窥镜观察部38内,也可以设于比内窥镜观察部38更靠基端侧(弯曲部42侧)的位置。

[0068] 如图2~图4所示,超声波观察部36由超声波振子单元46、安装并保持超声波振子单元46的外装部件41、配线连接于超声波振子单元46的多个同轴电缆56构成。

[0069] 在图4所示的一例中,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、设于超声波振子阵列50的宽度方向的端部侧的电极部52、从下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、沿着背衬材料层54的宽度方向的侧面配设并且与电极部52电连接的挠性印刷电路板(以下,简称为FPC(Flexible Printed Circuit))60、FPC60的设于与背衬材料层54对置的面的导热层68、以及填埋外装部件41和背衬材料层54之间的填料层80。另外,FPC60被配线连接于其一端与超声波用处理器装置14电连接的多个同轴电缆56的另一端。

[0070] 另外,如图3所示,与FPC60的配线部62连接的多个同轴电缆56在插入部22的前端部40的基端侧(通用塞绳26侧)使用外皮58捆扎成一束,在配线时,各同轴电缆56被拉出,并与FPC60电连接。如图5所示,多个同轴电缆56在中心侧具备与FPC60的配线部62的多个连接部64电连接的信号线56a,且具有设于信号线56a的外侧的层的绝缘性外皮56b、设于该外皮56b的外侧的层且能够在超声波内窥镜12的基端侧(通用塞绳26侧)接地的导电性屏蔽层56c、以及设于最外侧的层的绝缘性外皮56d。因此,如图3所示的一例,在FPC60中,在配线部62配设于比地线部66更靠背衬材料层54侧的情况下,能够将多个同轴电缆56的信号线56a与配线部62配线,以不使多个同轴电缆56弯曲。

[0071] 在此,本发明中的接地不限于使导电性的部件的电位为零,例如,也包含与电气容量大的部件进行连接等,将导电性部件维持在恒定的低电压的情况。

[0072] 此外,在图3所示的一例中,使用了同轴电缆56,但也可以使用具有与上述的同轴电缆56不同的结构的电缆,只要是具有用于与多个超声波振子48电连接并收发电压信号的信号线及与多个超声波振子48的振子地线52b电连接的、能够接地的屏蔽部件的电缆(屏蔽电缆)即可。例如,虽未图示,但作为屏蔽电缆,能够使用具有如下众所周知的构造的电缆,即:在中心侧具备被绝缘性的外皮包覆的多个信号线和可接地的多个导线,且具有包覆多个信号线及导线的外皮的电缆单元等。此外,电缆单元的信号线及导线的配置不限于上述结构,多个信号线及导线也可以在包覆它们的外侧的外皮内随机配置。

[0073] 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76和层叠于声匹配层76上的声透镜78。即,超声波振子单元46由声透镜78、声匹配层76、超声波振子阵列50及背衬材料层54的层叠体47构成。

[0074] 声匹配层76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。

[0075] 安装于声匹配层76上的声透镜78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78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、以及聚氨酯系树脂等构成。为了在声匹配层76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78中根据需要混合氧化钛或氧化铝、二氧化硅等的粉末。

[0076] 超声波振子单元46的超声波振子阵列50是由朝向外侧排列成凸圆弧状的多个、例如48~192个长方体形状的超声波振子(换能器)48构成的48~192通道(CH)的阵列。

[0077] 即,作为一例,超声波振子阵列50是多个超声波振子48像图示例那样以预定的节距排列成一维阵列状的阵列。这样,构成超声波振子阵列50的各超声波振子48沿着前端部40的轴线方向(插入部22的长轴方向)以等间隔排列成凸弯曲状,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。因此,将图2所示的排列有超声波振子48的范围作为扫描范围进行凸面电子扫描。

[0078] 进而,超声波振子阵列50被倾斜配置为,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的长边方向(EL(俯仰(elevation))方向)的长度比与平行于背衬材料层54的底面的方向(AZ(方位(azimuth))方向)的长度短,且后端侧伸出。如图4所示,超声波振子48具有在例如PZT(锆钛酸铅)或PVDF(聚偏二氟乙烯)等压电体厚膜的两面形成有电极的结构。一电极是各自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共用的共用电极即振子地线(振子接地电极)52b。在图示例中,多个单个电极52a配设于多个超声波振子48的端部的下表面,振子地线52b设于超声波振子48的端部的上表面。这些多个单个电极52a及振子地线52b构成电极部52。

[0079] 此外,在相邻的两个超声波振子48彼此的间隙中填充有环氧树脂等填料。

[0080] 在超声波观察部36的超声波振子单元46中,当超声波振子阵列50的各超声波振子48被驱动,超声波振子48的两电极被施加电压时,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的曲面的扫描范围、例如距曲面的曲率中心数十mm左右的范围扫描。

[0081] 另外,当接收到从观察对象部位反射的回波信号(超声波回波)时,压电体振动并产生电压,作为与接收到该电压的超声波回波对应的电信号(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。

[0082] 如上所述,在向多个超声波振子48施加驱动电压,分别构成多个超声波振子48的压电体振动,产生朝向对象物发送的超声波时、及多个超声波振子48接收到从多个超声波振子48发送的超声波被对象物反射的超声波回波,压电体振动产生超声波回波信号(电压信号)时,在构成多个超声波振子48的各压电体中产生热。作为将超声波图像高精细化、即用于提高超声波诊断的精度方法之一,有使多个超声波振子48的驱动信号(电压信号)的输出增加的方法,但驱动电压越增加,在压电体中产生的热越多。因此,通过在超声波内窥镜12的前端部40设置作为本发明的特征的散热构造,能够将在压电体中产生的热有效地散热,能够提高超声波诊断的精度。

[0083] 如图3、及图4所示,超声波振子单元46的电极部52以圆弧状设置在与多个(48~

192) 超声波振子48排列成的圆弧状面垂直的超声波振子阵列50的(各超声波振子48的)端面侧,且由与多个(48~192)超声波振子48分别导通的多个(48~192)单个电极52a构成。此外,在电极部52包含多个超声波振子48的振子地线52b。在此,在本发明中,所谓垂直,不限于90度,包含大致垂直、例如90度 $\pm$ 5度、即85度~95度的范围的角度。

[0084] 而且,电极部52设置在与超声波振子48的排列面垂直的超声波振子阵列50的端面侧,但是在超声波振子48的数量较少的情况下,也可以是单侧的端面侧。优选超声波振子48的数量较多,因此,优选将多个单个电极52a设于超声波振子阵列50的两外侧面。此外,也可以将多个单个电极52a设于中心侧而不是设于超声波振子阵列50的端面侧。例如,在将超声波振子48沿宽度方向设置两列等、设置有多列超声波振子48的情况下,通过将多个单个电极52a设于超声波振子阵列50的中心侧,即使通道数较多,也能够高效地进行配线。这样,通过将多个单个电极52a除了设于超声波振子阵列50的两外侧面之外还设于中心侧,能够增多超声波振子48的数量、即通道数。

[0085] 此外,在图4所示的一例中,由设于各超声波振子48的长边方向的端面侧的单个电极52a构成多个单个电极52a,但本发明不限于此,即使在设于超声波振子阵列50的单外侧面、两外侧面及中心侧的任一侧的情况下,也可以使用与单个电极52a配线连接的其他电极构成,只要与超声波振子48的单个电极52a导通即可。另外,在电极部52直接含有振子地线52b,但也可以含有与振子地线52b配线连接的电极。另外,电极部52的多个单个电极52a及振子地线52b优选设置为电极焊盘。

[0086] 接着,如图3及图4所示,超声波振子单元46的背衬材料层54是由配设于相对于多个超声波振子48的排列面成为内侧的、即超声波振子阵列50的背面(下表面)的背衬材料构成的部件的层。因此,背衬材料层54具有机械且柔性地支承超声波振子阵列50,并且使从多个超声波振子48振荡、或者从观察对象反射并传播的超声波信号中传播到背衬材料层54侧的超声波衰减的作用。因此,背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,并根据需要添加有超声波衰减材料(铁素体、陶瓷等)。

[0087] 因此,优选超声波振子阵列50是在背衬材料层54的成为形成截面凸圆弧状的上表面的圆弧状的上表面上,以在图示例中使多个长方体形状的超声波振子48与其长边方向平行的方式,以等间隔排列的阵列,即,优选将多个超声波振子48以圆弧状且朝向外侧排列。

[0088] 此外,背衬材料层54的形状只要是不损害上述的作用的形状即可,可以具有图3及图4所示的大致半圆筒形状,也可以设置有凹部,以便能够收纳FPC60及导热层68的一部分。

[0089] 图3及图4所示的超声波振子单元46的填料层80是将外装部件41和背衬材料层54之间填埋的层,也承担将FPC60、同轴电缆56及各种配线部分固定的作用。另外,填料层80优选以超过一定水平的精度与背衬材料层54的声阻抗匹配,以使在其与背衬材料层54的界面不会反射从超声波振子阵列50传播到背衬材料层54侧的超声波信号。进而,为了提高将在多个超声波振子48中产生的热散热的效率,优选填料层80由具有散热性的部件构成。在填料层80具有散热性的情况下,从背衬材料层54、FPC60及同轴电缆56等接受热,因此,能够提高散热效率。

[0090] 超声波振子单元46的FPC60在一端具有与多个超声波振子48的多个单个电极52a电连接的多个电极焊盘(未图示),且沿着由超声波振子阵列50及背衬材料层54等构成的层

叠体47的宽度方向的侧面弯曲配设。另外,FPC60配设为,在相对于背衬材料层54与超声波振子阵列50相反侧,越过背衬材料层54而延伸。另外,FPC60的、在相对于背衬材料层54与超声波振子阵列50相反侧越过背衬材料层54而延伸的部分(背衬材料层54的下侧)是没有弯曲的平坦的平面部分。进而,FPC60在背衬材料层54的下侧具有配线部62和导电性地线部66,其中,配线部62具备与多个同轴电缆56的信号线56a配线的多个连接部64,导电性地线部66与超声波振子48的振子地线52b电连接并且被接地。这样,通过以FPC60向背衬材料层54的下侧延伸的方式弯曲配设FPC60,不会大幅占据插入部22的前端部40内的空间,因此,能够在将前端部40的尺寸维持在小型的同时,有效地使用前端部40内的空间进行各种配线。

[0091] 此外,电极部52的单个电极52a与FPC60的电极焊盘的连接方法也可以采用使用焊锡线、导电性糊等的连接方法、或使用引线接合等众所周知的电气连接方法,只要能够进行电连接即可。

[0092] 另外,FPC60沿着层叠体47的宽度方向的单侧的侧面仅配设有一片,但在超声波振子阵列50的通道数(超声波振子48的数量)多等情况下,也可以适当增加配设的FPC60的数量。另外,FPC60如果将电极部52与多个同轴电缆56的信号线56a电连接,则不需要沿着层叠体47的宽度方向的侧面配设。例如,在将电极部52设于层叠体47的宽度方向的中心侧等的情况下,也可以将1个以上的FPC60埋入配设于背衬材料层54,也可以将FPC60的多个电极焊盘(未图示)配设为与背衬材料层54的下侧面对置。

[0093] 超声波振子单元46的导热层68是用于将在多个超声波振子48中产生的热向FPC60的地线部66传导的部件。在图4所示的一例中,导热层68一体形成于FPC60的背衬材料层54侧的单侧的面,与FPC60一起从超声波振子阵列50沿着背衬材料层54向背衬材料层54的下侧延伸。另外,导热层68与超声波振子阵列50的多个超声波振子48热连接。因此,能够设置散热通道而不会在很大程度上占据插入部22的前端部40内的空间。另外,为了高效地传导在多个超声波振子48中产生的热,导热层68优选使用铜、铝或银等导热率高的金属原材料、高导热性的陶瓷、或导热性的硅片等。尤其是在导热层68由金属原材料构成的情况下,优选像图4所示的一例那样,在电极部52的多个单个电极52a与FPC60连接的部分去除导热层68,以使导热层68与多个单个电极52a不会发生干扰。进而,为了高效地传导多个超声波振子48中产生的热,导热层68优选与多个超声波振子48抵接。此外,也可以适当使用其他结构形成导热层68,只要多个单个电极52a与导热层68彼此不发生干扰即可。

[0094] 另外,在图4所示的一例中,导热层68延长到与超声波振子阵列50相反侧(背衬材料层54的下侧)的FPC60的端部而形成,在背衬材料层54的下侧的端部,与配设于与导热层68相反侧的FPC60的面的地线部66热连接。在图示例中,导热层68和地线部66使用设于FPC60内的配线(未图示)热连接,但也可以使用焊锡线或导线等众所周知的部件热连接,只要是能够充分地传热的部件即可。另外,将导热层68与地线部66热连接的方法没有特别限制,只要能够充分地传热、且不会对多个超声波振子48及其连接部分带来热造成的损伤等的影响即可。例如,优选使用软钎焊或采用了银糊的连接方法等,在软钎焊的情况下,优选使用低熔点的焊料。另外,导热层68也可以从形成导热层68的面穿过FPC60的内部形成于FPC60,以使其与地线部66导通。这样,在导热层68形成于FPC60的背衬材料层54侧的面的情况下,FPC60的配设于与背衬材料层54相反的一侧的面的配线部62的多个连接部64不易与

导热层68发生干扰。即,多个连接部64与多个同轴电缆56的信号线56a的配线构造变得简单,配线的作业性得以改善。

[0095] 此外,在图4所示的一例中,导热层68作为FPC60的层之一而设置,但也可以使用涂布等方法形成。在涂布于FPC60的面上而形成导热层68的情况下,例如,可以使用Creative Materials公司制环氧粘合剂122-07或信越硅胶公司制散热用油脂X-23-8033-1等作为导热层68。另外,在图4所示的一例中,导热层68形成于FPC60的背衬材料层54侧的面上,但也可以设于FPC60的、与背衬材料层54相反侧的面上,只要能够传导多个超声波振子48中产生的热即可,且为了提高导热效率,也可以设于两面。另外,在导热层68形成于FPC60的背衬材料层54的相反侧的情况下,仅在比多个连接部64更靠背衬材料层54侧形成导热层68等,优选以防止多个连接部64与导热层68的干扰的方式形成导热层68。

[0096] 另外,在图4所示的一例中,导热层68仅形成于FPC60的背衬材料层54侧的一侧的面,但可以配设于FPC60的与背衬材料层54相反侧的面,也可以配设于两面,只要能够将多个超声波振子48中产生的热向地线部66传导即可。即,导热层68也可以配置在FPC60的至少一面且向背衬材料层54的下侧延伸。

[0097] 根据以上说明的结构,导热层68一体形成于FPC60的至少一侧的面上,且沿着多个超声波振子48及背衬材料层54的宽度方向的侧面向背衬材料层54的下侧延伸。因此,能够在将插入部22的前端部40维持在小型的同时,将多个超声波振子48中产生的热经由FPC60的地线部66向超声波内窥镜12内的接地部位散热。而且,由于导热层68相对于FPC60无间隙地形成,因此能够防止以将外装部件41和背衬材料层54之间填埋的方式形成填料层80时的、填料的填充不良。

[0098] 但是,像上述说明的那样,在FPC60的至少一侧的面上形成有导热层68的部分具有比未形成导热层68的FPC60厚的厚度,且导热层68的刚性增加,因此不易弯曲。因此,因插入部22的前端部40的结构,有时例如难以与导热层68一起弯曲配设FPC60。因此,通过例如仅在除了FPC60弯曲的部分之外的部分形成导热层68,能够容易地配设FPC60。在图6所示的一例中,以沿着超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面抵接的方式弯曲配设FPC60。另外,导热层70仅设于FPC60的、与背衬材料层54相反侧的面、且向背衬材料层54的下侧延伸的部分。进而,超声波振子单元69具有在一端与超声波振子阵列50的多个超声波振子48热连接、在另一端与导热层70热连接的导热部件71。为了不妨碍FPC60的弯曲性,优选导热部件71在FPC60弯曲的部分不与FPC60连接。即,优选导热部件71仅在一端与多个超声波振子48与导热层70分别连接,且不具有其他连接点。此外,在图6所示的一例中,导热部件71与FPC60的弯曲部分处于分离的位置,但如上所述,也可以接触,只要导热部件71与FPC60的弯曲部分不具有连接点即可。

[0099] 此外,导热部件71可以使用铜、铝、金或银等导热率大的金属部件、及导热性的硅片等,只要能够将从多个超声波振子48中产生的热充分地传导到导热层70即可。另外,导热部件71的形状可以使用箔形状、线形状或网形状等众所周知的形状,只要除了导热效率之外,还能够容易地配设即可。进而,从配设的容易性出发,优选导热部件71具有比FPC60更长的从多个超声波振子48到导热层70的长度。

[0100] 另外,在导热部件71的一端与多个超声波振子48的热连接中,尤其是在导热部件71使用金属构成的情况下,优选将导热部件71与电极部52的单个电极52a以不发生电干扰

的方式连接,以使超声波回波信号(电压信号)中不含噪声。即,优选导热部件71在除多个单个电极52a之外的部分与多个超声波振子48抵接。此外,在电极部52的振子地线52b通过与地线部66或同轴电缆56的屏蔽层56c电连接等而被接地的情况下,导热部件71与振子地线52b可以彼此干扰。另外,导热部件71与多个超声波振子48及导热层70的热连接方法没有特别限制,只要能够将来自超声波振子48的热充分地向导热层70传热,且防止多个超声波振子48的损伤等、对超声波振子48的热影响即可。作为这种连接方法,可以使用采用了低熔点的焊锡或银糊的连接方法等、不需要高的温度的众所周知的连接方法。

[0101] 另外,在图6所示的一例中,对在向背衬材料层54的下侧延伸的部分仅在FPC60的一侧面配设导热层70的方式进行了说明,但为了提高导热的效率,也可以在FPC60的两面形成导热层70。

[0102] 在像以上所说明的那样,仅在FPC60的、向背衬材料层54的下侧延伸的平面部分形成导热层70,并在FPC60沿着背衬材料层54弯曲的部分,以与FPC60的弯曲部分分离的方式配设将多个超声波振子48与导热层70热连接的导热部件71,由此,能够将FPC60及导热层70容易地配设于超声波振子单元69。另外,由于可以在背衬材料层54的下侧,作为FPC60的层形成导热层70,减少超声波振子单元69具有的间隙构造,因此,能够防止形成填料层80时的、填料的填充不良。

[0103] 在图6所示的一例中,导热层70形成于FPC60的与背衬材料层54相反侧的面,但也可以配设于FPC60的背衬材料层54侧的面。图7表示本实施方式的超声波振子单元的另一例。在图7所示的一例中,超声波振子单元72具有配设于FPC60向背衬材料层54的下侧延伸的部分、即FPC60的与背衬材料层54侧相反侧的一部分的导热层73a和配设于背衬材料层54侧的面的导热层73b。配设于FPC60的两面的导热层73a及73b分别通过设于FPC60的内部的配线(未图示)热连接。因此,导热部件71从多个超声波振子48传导到导热层73a的热通过FPC60的内部的配线进行传导。另外,在图7所示的一例中,FPC60的背衬材料层54侧的导热层73b与地线部66通过FPC60热连接,但热连接方法没有特别限制,只要导热层73b与地线部66被充分地热连接即可。例如,也可以使用软钎焊或银糊等众所周知的连接方法将导线、焊锡丝或铜箔等导热率高的金属部件、或导热性的硅片等热连接。

[0104] 此外,在图6及图7中,与图4同样,为了进行说明而将图简化,省略同轴电缆56(参照图3及图5)、配线部62(参照图3)及连接部64(参照图3)。

[0105] 根据以上的结构,仅在FPC60的、向背衬材料层54的下侧延伸的部分将导热层73a及73b分别配置于FPC60的两面,且导热层73a及73b经由FPC60热连接。因此,除了容易向超声波振子单元72配设FPC60及导热层73a及73b之外,配线部62的多个连接部64与同轴电缆56的信号线56a的配线也变得容易,配线时的作业性也得以改善。

[0106] FPC60的配线部62的多个连接部64是经由设于FPC60的内部的配线(未图示)与电极部52的多个单个电极52a电连接的端子,与多个同轴电缆56的信号线56a进行配线,其中,电极部52的多个单个电极52a与多个超声波振子48导通。在图4所示的一例中,多个连接部64配设于FPC60的、与地线部66相同的面,且比地线部66更靠背衬材料层54侧。当然,配设多个连接部64的部位没有特别限制,为了改善配线的作业性,也可以适当配设于任何部位。另外,多个连接部64的总数优选至少与超声波振子阵列50的通道数相同。因此,多个连接部64根据需要也可以在FPC60上配置成多列。

[0107] 在图3及图4所示的一例中,FPC60的地线部66是经由FPC60内的配线(未图示)与电极部52的振子地线52b电连接的导电性的电极,与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接。因此,与地线部66电连接的多个同轴电缆56的屏蔽层56c能够分别将接地电位设为同一电位。进而,地线部66与配设于FPC60的任一面的导热层68热连接。这样,通过将导热层68与地线部66热连接,能够使用简单的结构将多个超声波振子48中产生的热散热。另外,在图3、图4、图6及图7所示的例子中,地线部66配置于FPC60的背衬材料层54的下侧的端部、且FPC60的与背衬材料层54相反的一侧的面,但也可以根据插入部22的前端部40的结构或配线的结构等,适当变更配设的位置。例如,地线部66也可以配设于FPC60的向背衬材料层54侧的面及背衬材料层54的下侧延伸的部分且背衬材料层54侧。

[0108] 此外,即使在与地线部66连接的多个同轴电缆56的屏蔽层56c未接地等、地线部66未接地的情况下,地线部66也会将来自多个超声波振子48的热向热容量比导热层68及地线部66大的部件传导,因此具有散热效果。在地线部66被接地的情况下,尤其是在导热层68由金属构成的情况下,导热层68不会与多个超声波振子48的超声波回波信号(电压信号)发生干扰,因此,能够使超声波回波信号中不含来自外部的噪声。

[0109] 但是,例如,在图4所示的一例中,在FPC60的与配线部62同一侧的面上形成有导热层68的情况下,各信号线56a与多个连接部64配线的多个同轴电缆56和导热层68与地线部66的配线处于相同的面,因此,配线变得复杂。因此,可以在FPC60的表面配设导热层68,简化配线构造,以使多个连接部64与导热层68及地线部66不会发生干扰。在图8所示的一例中,FPC60的地线部66配设于FPC60的一端侧,多个连接部64与地线部66相邻配设。另外,FPC60的、配设于与配线部62同一面的导热层74以除了多个连接部64之外包围多个连接部64的方式、且以与地线部66热连接的方式形成。这样,由于是以不与多个连接部64发生干扰的方式、且以与地线部66连接的方式形成导热层74,所以不需要使用采用了软钎焊或银糊的连接方法将导热层74与地线部66进行连接,配线部62中的多个配线不会变得复杂。因此,能够改善配线部62中的配线作业时的作业性,还可以减少配线部62中的断线的可能性。

[0110] 此外,图8是为了说明导热层74的结构而简化的示意图,仅在FPC60的、与配线部62同一面形成导热层74的情况下,也可以在除了多个连接部64之外的部分、且至少向背衬材料层54的下侧延伸的部分的一侧的整个面上形成导热层74。

[0111] 根据以上所示的本实施方式的超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的结构,能够将构成超声波振子阵列50的多个超声波振子48产生的热传递到导热层68、70、73a、73b或74,进而,经由地线部66传递到同轴电缆56的屏蔽层56c等超声波内窥镜12内的接地部位进行散热。另外,导热层68、70、73a、73b或74以不与同多个同轴电缆56的信号线56a连接的配线部62的多个连接部64发生干扰的方式形成,因此,能够使超声波回波中不含从外部接收的噪声。而且,以上说明的散热构造均是简单的构造,在超声波内窥镜12的前端部40不占据大的空间。因此,能够在将插入部22的前端部40的尺寸维持在小型的状态下高效地进行散热。另外,在本实施方式中,对凸状的超声波内窥镜12的散热构造进行了说明,但以上的散热构造不依赖于超声波内窥镜的形状,当然也可以应用于具有放射状等其他形状的超声波内窥镜。

[0112] 内窥镜观察部38由观察窗82、物镜84、固体摄像元件86、照明窗88、洗涤喷嘴90、及由多个同轴电缆(未图示)等构成的配线电缆92等构成。

[0113] 观察窗82朝向前端部40的斜上方安装。从观察窗82入射的观察对象部位的反射光通过物镜84在固体摄像元件86的摄像面成像。固体摄像元件86对透过观察窗82及物镜84成像于摄像面的观察对象部位的反射光进行光电转换,并输出摄像信号。作为固体摄像元件86,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。由固体摄像元件86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92,并通过通用塞绳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,并将其作为内窥镜光学图像显示在监视器20上。

[0114] 照明窗88隔着观察窗82设于两侧。光导(未图示)的出射端被连接到照明窗88。光导从插入部22延设到操作部24,其入射端与经由通用塞绳26连接的光源装置18连接。由光源装置18发出的照明光经光导传播并从照明窗88向被观察部位照射。

[0115] 另外,为了清洗观察窗82及照明窗88的表面,洗涤喷嘴90从供水罐21a经由超声波内窥镜12内的供气供水管路朝向观察窗82及照明窗88喷出空气、或洗涤水。

[0116] 另外,在前端部40设有处置器具导出口44。处置器具导出口44与插通到插入部22的内部的处置器具通道45连接,被插入到处置器具插入口30的处置器具经由处置器具通道45从处置器具导出口44导入体腔内。此外,处置器具导出口44位于超声波观察部36和内窥镜观察部38之间,但在采用通过超声波图像确认从处置器具导出口44导入体腔内的处置器具的结构的动作的情况下,优选接近超声波观察部36配设处置器具导出口44。

[0117] 虽未图示,但在处置器具导出口44的内部也可以设置可改变从处置器具导出口44向体腔内导入的处置器具的导出方向的竖立台。在竖立台上安装有导线(未图示),通过使用对操作部24的竖立杆(未图示)进行操作的推拉操作的方法,改变竖立台的竖立角度,以将处置器具向所期望的方向导出。

[0118] 在使用超声波内窥镜12观察体腔内时,首先,将插入部22插入体腔内,在利用监视器20观察在内窥镜观察部38取得的内窥镜光学图像的同时,探索观察对象部位。

[0119] 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经由配置在超声波内窥镜12内的多个同轴电缆56、FPC60及电极部52将驱动控制信号输入超声波振子48。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78使观察对象部位产生超声波。

[0120] 在照射超声波之后,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。

[0121] (第二实施方式)

[0122] 在图1~图8所示的第一实施方式中,主要对在超声波振子单元配设有一片FPC的情况进行了说明,但也可以根据超声波振子阵列的通道数配设多个FPC。图9表示本发明第二实施方式的超声波观察部的超声波振子单元的局部横剖视图。此外,图9与第一实施方式的图4、图6及图7同样,是为了说明而进行了简化的图,省略了配线部62的多个连接部(未图

示)及配设于多个连接部的多个同轴电缆(未图示)。另外,图9所示的第二实施方式的超声波振子单元246与图6所示的第一实施方式的超声波振子单元69相比,不同点在于,在层叠体47的两侧面侧具有:FPC260a,其具备与多个超声波振子48热连接的导热部件71和进一步热连接的导热层273a及273b;FPC260b,其在一对FPC260a、260a之间具备导热层273b;第二导热部件294,其将多个FPC260a及260b的导热层273a及273b热连接,除此之外,具有相同的结构,因此,对于相同的结构要素标注相同的参照符号,并省略详细的说明。

[0123] 在图9所示的一例中,超声波振子单元246具有相对于背衬材料层54的中心侧配设于最外侧的一对FPC(外侧的FPC)260a、260a、配设于一对FPC260a、260a之间的FPC(内侧的FPC)260b、260b、以及将4片的FPC260a、260a、260b、260b相互热连接的第二导热部件294。在一对外侧的FPC260a、260a上,与第一实施方式的图6所示的一例同样,在FPC260a的与背衬材料层54相反侧的面(外侧面)形成有导热层273a,导热层273a与多个超声波振子48经由导热部件(第一导热部件)71热连接。另外,在多个FPC260a及260b的背衬材料层54侧的面(内侧面)上形成有导热层273b,分别相邻的FPC260a和260b、及260b和260b的导热层273b和地线部66经由第二导热部件294热连接。

[0124] 此外,图9是为了进行说明而简化了的图,省略了配设于FPC260a及260b的配线部(未图示)、多个连接部(未图示)及与配线部和地线部66连接的同轴电缆(未图示)。

[0125] 超声波振子单元246的多个外侧的FPC260a配设为,在一端分别与配设于超声波振子阵列50的宽度方向的端面侧的电极部52的多个单个电极52a电连接,且沿着多个超声波振子48及背衬材料层54的侧面弯曲并向背衬材料层54的下侧延伸。另外,在图示例中,外侧的FPC260a具有:向背衬材料层54的下侧延伸的、在平坦的平面部分形成于外侧面的导热层273a;设于FPC260a的平面部分中的与背衬材料层54相反侧的端部(下端部)的外侧面,且与多个同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)电连接的地线部66;设于FPC260a的外侧面,且由与多个同轴电缆的信号线(未图示)电连接的多个连接部(未图示)构成的配线部(未图示);以及经由设于FPC260a内的配线(未图示)与地线部66热连接的内侧FPC260b。另外,导热层273a经由导热部件71与多个超声波振子48热连接,因此,在多个超声波振子48中产生的热经由与导热层273a连接的地线部66向多个同轴电缆的屏蔽层散热。

[0126] 此外,在图示例中,在层叠体47的宽度方向的两侧面配设有一对FPC260a,但也可以根据超声波振子阵列50的通道数,仅在层叠体47的宽度方向的两侧面侧中的一方配设FPC260a。另外,在图示例中,在FPC260a的外侧面形成有与多个超声波振子48热连接的导热层273a,但也可以在FPC260a的内侧面形成有与多个超声波振子48热连接的导热层273b。进而,也可以在FPC260a的两面,形成与多个超声波振子48热连接的导热层273a及273b。另外,FPC260a只要与电极部52的多个单个电极52a电连接即可,不需要沿着层叠体47的宽度方向的侧面配设。例如,在将多个单个电极52a配设于背衬材料层54的宽度方向的中心侧时,也可以将从背衬材料层54中穿过并延长到下侧的、与多个单个电极52a导通的配线分别与各FPC260a及260b电连接等,以背衬材料层54的下侧或一部分埋入背衬材料层54的方式配设多个FPC260a及260b。

[0127] 超声波振子单元246的内侧的FPC260b与外侧的FPC260a同样配设为,在一端分别与配设于超声波振子阵列50的宽度方向的端面侧的电极部52的多个单个电极52a电连接,且沿着多个超声波振子48及背衬材料层54的侧面弯曲并向背衬材料层54的下侧延伸。在图

9所示的一例中,内侧的FPC260b除了未在外侧面形成导热层273a之外,具有与外侧的FPC260a相同的结构,且具有:设于FPC260a的平面部分的下端部的外侧面,且与多个同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)电连接的地线部66;设于FPC260b的外侧面,且由与多个同轴电缆的信号线(未图示)电连接的多个连接部(未图示)构成的配线部(未图示);以及经由设于FPC260b内的配线(未图示)与地线部66热连接的内侧的FPC260b。另外,内侧FPC260b的地线部66经由第二导热部件294与形成于相邻的外侧FPC260a的内侧面的导热层273b热连接。进而,内侧FPC260b的导热层273b经由第二导热部件294与相邻的内侧FPC260b的导热层273b热连接。

[0128] 此外,在图示例中,与外侧的FPC260a同样,一对FPC260b配设在层叠体47的宽度方向的两侧面,但也可以根据超声波振子阵列50的通道数,仅在层叠体47的宽度方向的侧面的一方配设FPC260a,也可以增加内侧的FPC260b的配设数量。另外,在图示例中,在FPC260b上未形成与多个超声波振子48热连接的导热层273a及273b,但也可以在FPC260b的外侧面、内侧面或两面形成与多个超声波振子48热连接的导热层273a及273b。在这种情况下,由于可以经由内侧FPC260b的地线部66及第二导热部件294将多个超声波振子48的热向多个同轴电缆的屏蔽层散热,所以未必需要在外侧FPC260a形成与多个超声波振子48热连接的导热层273a或273b。另外,与上述的外侧FPC260a同样,内侧FPC260b不必沿着层叠体47的宽度方向的侧面配设,只要与电极部52的多个单个电极52a电连接即可。

[0129] 在图9所示的一例中,超声波振子单元246的导热层273a形成于外侧FPC260a的外侧面、且向背衬材料层54的下侧延伸的部分,在背衬材料层54侧的一端与导热部件71热连接,在另一端与FPC60的地线部66热连接。另外,超声波振子单元246的导热层273b形成于FPC260a及260b的内侧面的至少一部分、且向背衬材料层54的内周侧延伸的部分。在图9所示的一例中,一对外侧FPC260a、260a的导热层273b、273b经由设于外侧FPC260a内的配线(未图示)与配设于相反侧的面的地线部66热连接。另外,设于内侧FPC260b的内侧面的导热层273b经由内侧FPC260b内的配线与FPC260b的、配设于与导热层273b相反侧的面的地线部66热连接。

[0130] 此外,形成导热层273a及273b的部位不限于图9所示的一例,只要能够将在多个超声波振子48中产生的热传导到地线部66即可。例如,也可以像图7所示的第一实施方式那样,将形成于FPC260a及FPC260b的内侧面的导热层273b形成于一侧的整个面上,且为了实现与导热部件71的热连接,也可以将配设于FPC260a及FPC260b的外侧面的导热层273a形成于外侧面的一部分。进而,如第一实施方式的图4所示,也可以不设置导热部件71,而在多个FPC260a及260b的一侧或两侧的整个面形成导热层273a或273b。

[0131] 超声波振子单元246的第二导热部件294用于将分别形成于多个FPC260a或260b的多个导热层273a及273b相互热连接。因此,可以将在多个超声波振子48中产生的热经由各地线部66充分地向与多个FPC260a及260b连接的所有同轴电缆的屏蔽层散热。另外,第二导热部件294优选为导热率高的部件,可以使用铜、黄铜、铝、金及银等金属、导热性的硅或高导热性的陶瓷等。另外,第二导热部件294的形状没有特别限制,只要对热的传导没有阻碍即可,可以适当使用像线形状、箔形状、网形状或销那样容易连接到FPC260a或260b的地线部66及导热层273b的形状。

[0132] 另外,第二导热部件294只要能够将多个FPC260a及260b的地线部66分别电连接即

可,因此,也可以将多个FPC260a及260b的地线部66彼此热连接而不经由导热层273b。

[0133] 与图3、图4及图6~图8所示的第一实施方式的地线部66同样,图9所示的FPC260a及260b的地线部66是与多个同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)电连接的导电性部件。因此,能够将经由与多个超声波振子48热连接的导热部件71、形成于FPC260a及260b的导热层273a或273b、及第二导热部件294传导的热向多个同轴电缆的屏蔽层散热。另外,地线部66在图示例中设于FPC260a及260b的外侧面,但也可以设于FPC260a及260b的内侧面,只要与导热层273a或273b、及多个同轴电缆的屏蔽层热连接且不损害与多个屏蔽层配线时的作业性即可。进而,地线部66的配置不特别限定于图9所示的部位,只要是设于FPC260a及260b的配置即可。

[0134] 如以上所说明,根据图9所示的第二实施方式,多个FPC260a及260b被配设在超声波振子单元246上的情况下,可以将相邻的FPC260a及260b的地线部66与导热层273b、及相邻的FPC260b彼此的导热层273b分别热连接。因此,能够将在多个超声波振子48中产生的热经由导热部件71、导热层273a及273b、第二导热部件294、及地线部66充分地向多个同轴电缆的屏蔽部件散热。

[0135] 另外,与第一实施方式同样,在本实施方式中,也对凸状超声波内窥镜的散热构造进行了说明,但以上的散热构造不依赖于超声波内窥镜的形状,当然也可以应用于放射状等具有其他形状的超声波内窥镜。

[0136] (第三实施方式)

[0137] 以上,对本发明的散热构造主要应用于凸状超声波内窥镜的情况进行了说明,但也可以将本发明的散热构造应用于放射状等具有凸状以外的超声波观察部的超声波内窥镜。在本实施方式中,对放射状超声波观察部具有的散热构造进行说明。此外,图10及图11所示的本实施方式的超声波内窥镜312与图1~图3所示的第一实施方式的超声波内窥镜12的不同点在于,替代具有具备凸状超声波观察部36及内窥镜观察部38的前端部40,具有具备放射状超声波观察部336及内窥镜观察部338的前端部340,除此之外,二者具有同样的结构。在放射状超声波观察部336中,特别是使用与图3及图5所示的第一实施方式的同轴电缆56及外皮58相同的部件,在图10及图11中,对同轴电缆56及外皮58标注与图3及图5相同的参照符号,省略详细的说明。

[0138] 图10是表示本实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部放大俯视图。另外,图11是图10所示的XI-XI线向视图,是图10所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部纵剖视图。另外,图12是图10及图11所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的示意性局部纵剖视图。

[0139] 如图10及图11所示,本实施方式的超声波内窥镜312是在前端部340的超声波观察部336中具有超声波振子单元346的放射状超声波内窥镜,该超声波振子单元346具备将多个超声波振子348排列成圆筒状而形成的超声波振子阵列350。在图10及图11所示的一例中,超声波观察部336配设于比内窥镜观察部338更靠超声波内窥镜312的前端侧。

[0140] 此外,与图1~图3所示的第一实施方式的超声波内窥镜12同样,本发明的超声波内窥镜312也可以具备导出钳子、穿刺针及高频手术刀等处置器具的机构。另外,供这些处置器具导出的处置器具导出口(未图示)可以处于比多个超声波振子348更靠超声波内窥镜312的前端侧,也可以处于基端侧。

[0141] 另外,本实施方式的超声波内窥镜312的内窥镜观察部338具有与图2及图3所示的第一实施方式的超声波内窥镜12的内窥镜观察部38同样的结构,当然具有观察窗(82)、物镜(84)、固体摄像元件(86)、照明窗(88)、洗涤喷嘴(90)及配线电缆(92)等。

[0142] 如图10及图11所示,本实施方式的超声波观察部336由超声波振子单元346、安装并保持超声波振子单元346的外装部件341、以及与超声波振子单元346配线连接的多个同轴电缆56构成。

[0143] 在图11所示的一例中,超声波振子单元346具有:将多个超声波振子348排列成圆筒状而形成的超声波振子阵列350、与超声波振子阵列350导通的电极部352、从超声波振子单元346的中心侧的面(超声波振子348的内侧的面)侧支承超声波振子阵列350的各超声波振子348的背衬材料层354、相对于超声波振子阵列350层叠于背衬材料层354的相反侧(超声波振子阵列350的外侧)的声匹配层376、以及相对于声匹配层376层叠于超声波振子阵列350的相反侧(声匹配层376的外侧)的声透镜378。如上所述,超声波振子单元346具有由声透镜378、声匹配层376、超声波振子阵列350及背衬材料层354构成的层叠体347。

[0144] 此外,本实施方式的超声波振子348、超声波振子阵列350、电极部352、背衬材料层354、声匹配层376、声透镜378及层叠体347与图2~图4所示的第一实施方式的超声波振子48、超声波振子阵列50、电极部52、背衬材料层54、声匹配层76、声透镜78、及层叠体47形状不同,但其结构及功能相同,所以省略说明。

[0145] 另外,超声波振子单元346具有:FPC360,其配设为与声匹配层376的与声透镜378相反侧的面、超声波振子阵列350的宽度方向的侧面及背衬材料层354抵接,并与电极部352电连接;导热层368,其设于FPC360的背衬材料层354侧的面;环状板300,其为以与超声波内窥镜312的前端侧相反侧(超声波内窥镜312的基端侧)的宽度方向的侧面与超声波内窥镜312的前端侧的、背衬材料层354的宽度方向的侧面抵接的方式配设的环状的板材,用于固定后述的圆筒部件304的位置;支承板302,其与环状板300的与背衬材料层354相反侧的面接合,是具有比环状板300的内径大的外径的圆盘状的板材;以及圆筒部件304,其与背衬材料层354的超声波振子阵列350的相反侧(背衬材料层354的内侧)的面抵接,在超声波内窥镜312的前端侧的端面与支承板302抵接接合,用于支承层叠体347。

[0146] 超声波振子单元346的电极部352具有用于向多个超声波振子348分别收发驱动信号及超声波回波信号等电压信号的单个电极352a和多个超声波振子348的接地电极即振子地线352b。在图11所示的一例中,单个电极352a配设于超声波振子348的内侧且超声波内窥镜312的基端侧的端部,与FPC360的多个电极焊盘(未图示)电连接。另外,振子地线352b配设于超声波振子348的外侧且超声波内窥镜312的基端侧的端部,与不同于FPC360的电极焊盘的电极焊盘电连接,其中,FPC360与单个电极352a电连接。如后述,与多个单个电极352a电连接的多个电极焊盘与多个同轴电缆56的信号线56a导通,与振子地线352b电连接的电极焊盘与同轴电缆56的屏蔽层56c导通。因此,单个电极352a与同轴电缆56的信号线56a导通,振子地线352b与同轴电缆56的屏蔽层56c导通。

[0147] 此外,振子地线352b是相对于多个超声波振子348的接地电极,因此,优选其接地电位分别是相同的电位,因此,优选为多个超声波振子348的共用电极。而且,振子地线352b未必经由FPC360的电极焊盘(未图示),只要能够与接地的部位电连接即可,另外,不需要与多个同轴电缆56的屏蔽层56c导通。例如,可以使用设置于FPC360之外的导线等将振子地线

352b与地线部366电连接。另外,多个单个电极352a及振子地线352b的配设位置不限于图11所示的位置,只要能够与同轴电缆56的信号线56a及设于超声波内窥镜312内的接地部位连接即可。即,可以配设于超声波振子348的、超声波内窥镜312的前端侧,也可以遍及超声波振子348的内侧的面或外侧的面各个面的整个面的方式配设,还可以根据超声波观察部336的结构适当变更。

[0148] 超声波振子单元346的FPC360配设为,沿着超声波振子阵列350、背衬材料层354及比背衬材料层354更靠超声波内窥镜312的基端侧(以下,也简称为背衬材料层354的基端侧)的圆筒部件304并越过背衬材料层354,将电极部352的多个单个电极352a及振子地线352b与多个同轴电缆56电连接。另外,FPC360具有:配设于一端侧的、与电极部352的多个单个电极352a及振子地线352b电连接的多个电极焊盘(未图示);配设于背衬材料层354的基端侧的、由与多个同轴电缆56的信号线56a电连接的多个端子即多个连接部364构成的配线部362;以及配设于另一端侧的、与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接的导电性部件即地线部366。这样,由于从电极部352到圆筒部件304上,沿着超声波振子单元346的基端侧的形状配设FPC360,所以配线时的作业空间变宽,能够有效地使用超声波内窥镜312的前端部340内的空间。进而,例如,由于与电极部352的配线使用了FPC360,所以也可以不设置为了改善配线时的作业性而与电极部352电连接的中继点,从而,可以提高配线时的作业效率,并且可以将配线构造设定为更简单的结构。

[0149] 此外,为了经由FPC360将排列成环状的电极部352的所有单个电极352a与多个同轴电缆56的信号线56a电连接,也可以设置多片FPC360。另外,在配设有多个FPC360的情况下,FPC360的背衬材料层354的基端侧的部分也可以具有平坦的平面形状。另外,在图11所示的一例中,FPC360具有恒定的厚度,但只不过是用于说明的示意图,当然不是实际的尺寸比例。

[0150] 超声波振子单元的导热层368与图4所示的第一实施方式同样,形成于FPC360的背衬材料层354侧的面上,将多个超声波振子348中产生的热传递到FPC360的地线部366。如图11所示,导热层368例如优选配设为将导热层368形成于比电极部352更靠超声波振子单元346的中心侧的位置等,不使其与电极部352的多个单个电极352a发生干扰。另外,导热层368经由设于FPC360内的配线(未图示)将热向地线部366传导。这样,图11所示的本实施方式的超声波振子单元346与图4所示的第一实施方式的一例同样,能够将多个超声波振子348中产生的热经由地线部366向与地线部366电连接的多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。此外,在图11所示的一例中,导热层368配设于FPC360的背衬材料层354侧的面上,但也可以形成于FPC360的背衬材料层354的相反侧的面,也可以形成于两面,只要能够传导从多个超声波振子348产生的热即可。

[0151] 但是,在图11所示的本实施方式的一例中,导热层368形成于FPC360沿着超声波振子348、背衬材料层354及背衬材料层354的基端侧的圆筒部件304弯曲的部分。因此,由于增加了将FPC360及导热层368相加的厚度,且导热层368的刚性施加到FPC360,所以成为将FPC360及导热层368配设于超声波振子单元346时的作业性降低的主要因素。在图12所示的本实施方式的另一示例中,与图6所示的第一实施方式的一例同样,仅在FPC360不弯曲、即越过背衬材料层354而延伸的部分形成有导热层370。如图12所示,超声波振子单元369具有在一端与导热层370热连接且在另一端与多个超声波振子348热连接的导热部件(第一导热

部件) 371。因此,在FPC360弯曲的部分,导热部件371传导热,将该热向导热层370传导。导热部件371与图6所示的第一实施方式的导热部件71同样,可以使用铜、铝、金或银等导热率高的金属部件或导热性硅等构成,进而,为了改善配设时的作业性等,可以使用导线形状、箔形状、或网眼形状等具有挠性的形状。因此,与图6所示的第一实施方式同样,可以在改善配设时的作业性的同时,使用简单的结构将多个超声波振子348中产生的热向地线部366及多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。

[0152] 此外,图12中,为了方便说明而将附图简化,省略与FPC360的地线部366设于相同的面的配线部362及与配线部362的多个连接部364电连接的同轴电缆56的信号线56a。如图12所示的一例,在导热层370形成于FPC360的、与配线部362相同的面的情况下,例如,优选像图8所示的第一实施方式的一例那样,以包围配线部362的方式配设导热层370等,将导热层370与配线部362绝缘。

[0153] 另外,在图12所示的本实施方式的一例中,导热层370形成于FPC360的与背衬材料层354相反侧的面,但只要能够传导多个超声波振子348中产生的热,则即使在超声波振子单元369具有导热部件371的情况下,也可以将导热部件371配设于FPC360的背衬材料层354侧。在图13中,与图7所示的第一实施方式同样,在超声波振子单元372的FPC360越过背衬材料层354而延伸的平面部分,在FPC360的两面形成有导热层373a及373b。即,在FPC360的平面部分、且与背衬材料层354相反侧的面、且导热层370侧的端部形成有导热层373a,在背衬材料层354侧的面的整个面形成导热层373b。导热层373a和373b经由设于FPC360的内部的配线(未图示)相互热连接。另外,导热层373b和FPC360的地线部366与图12所示的本实施方式的超声波振子单元369的另一示例同样,经由FPC360热连接。因此,能够将多个超声波振子单元346中产生的热经由导热部件371、导热层373a、373b及FPC360向地线部366及多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。

[0154] 此外,在图13所示的本实施方式的一例中,导热层373a仅配设于导热部件371侧的端部,但可以延长并一直形成到地线部366。该情况下,由于可以加宽向地线部366的散热通道,所以能够提高导热层373a及373b中的总热传导效率,即,能够提高散热效率。另外,图13与图12同样,为了方便说明而将附图简化,省略了设于FPC360的与地线部366相同的面的配线部362及与配线部362的多个连接部364电连接的同轴电缆56的信号线56a。

[0155] 在此,返回图11进行说明。如图11所示,超声波振子单元346的支承板302抵接配设于环状板300的与背衬材料层354相反侧的面上,是具有比环状板300的内径大的外径的圆盘状的板材。另外,支承板302用于固定环状板300及圆筒部件304的位置。因此,为了固定圆筒部件304的配设位置,优选支承板302与圆筒部件304接合。因此,支承板302也可以是与圆筒部件304一体的部件。而且,支承板302在与圆筒部件304接合的情况下,为了固定圆筒部件304的位置,优选还与环状板300接合。此外,支承板302不限于圆盘状,也可以是多边形等任何形状,只要能够固定环状板300及圆筒部件304的位置即可。

[0156] 超声波振子单元346的圆筒部件304抵接配设于背衬材料层354的内侧的面、环状板300的内侧的面及支承板302的与超声波内窥镜的前端侧相反侧的面,是固定层叠体347的部件。另外,被外皮58包覆的多个同轴电缆56配设在圆筒部件304的、超声波振子单元346的中心侧(圆筒部件304的内侧)的空间。而且,在圆筒部件304的、背衬材料层354的基端侧部分,设有用于将多个同轴电缆56导出到圆筒部件304的外周侧的多个缝隙306。此外,圆筒

部件304也可以使用金属或树脂等任何部件构成,只要能够支承层叠体347即可。

[0157] 在FPC360的超声波振子阵列350侧的端部设有多个电极焊盘(未图示)。FPC360的多个电极焊盘是与电极部352的多个单个电极352a及振子地线352b电连接的多个电极。这些多个电极焊盘中、与多个单个电极352a电连接的焊盘经由设于FPC360的配线(未图示)与配线部362的多个连接部364导通,与振子地线352b电连接的焊盘经由设于FPC360的其他配线(未图示)与地线部366导通。因此,FPC360的多个电极焊盘的总数优选至少为多个超声波振子348的总数(超声波振子阵列350的通道数)以上。

[0158] FPC360的配线部362由多个连接部364构成,这些连接部364是与多个同轴电缆56的信号线56a分别配线连接的端子,在图11所示的一例中,配设于比地线部366更靠超声波振子单元346的前端侧的位置。构成配线部362的多个连接部364的总数优选至少与FPC360的多个电极焊盘(未图示)的总数相同或比该总数多。另外,在超声波振子阵列350的通道数较多且在配线时成为作业性降低的主要因素的情况下,也可以排列成多列。此外,虽然图中未图示,但优选多个同轴电缆56的信号线与多个连接部364的配线部分被绝缘性的树脂等填料(未图示)覆盖,以防止配线部分断线。

[0159] FPC360的地线部366是与FPC360的多个电极焊盘导通且与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接的导电性部件,其中,FPC360的多个电极焊盘与电极部352的振子地线352b导通。因此,在多个同轴电缆56的屏蔽层56c被接地的情况下,且导热层368(参照图11)、370(参照图12)、373a(参照图13)、373b(参照图13)及导热部件371(图12)由导电性部件构成的情况下,能够将与地线部366导通的导热层368、370、373a、373b、导热部件371、及电极部352的振子地线352b接地。因此,除将振子地线352b接地之外,能够使多个超声波振子348接收的超声波回波信号(电压信号)中不包含来自外部的噪声。

[0160] 如上所述,根据设置在使用图10~图13进行了说明的第三实施方式的放射状超声波内窥镜312的散热构造,均能够使用简单的结构将多个超声波振子348中产生的热传导到配设于FPC360的地线部366。进而,由于地线部366与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接,所以传导到地线部366的热可向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。因此,能够使用简单的结构将多个超声波振子348中产生的热高效地散热。另外,能够仅在FPC360的平面部分形成导热层370(参照图12)、373a(参照图13)及373b(参照图13),且使用导热部件371将导热层370、373a及373b与多个超声波振子348热连接,从而,能够容易地进行散热构造的配设。

[0161] 以上,对具有本发明所涉及的散热构造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例子,当然,在不脱离本发明的宗旨的范围内也可以进行各种改良或变形。另外,以上所示的实施方式及多个示例当然可以适当组合使用。

[0162] 符号说明

[0163] 10 超声波检查系统

[0164] 12、312 超声波内窥镜

[0165] 14 超声波用处理器装置

[0166] 16 内窥镜用处理器装置

[0167] 18 光源装置

[0168] 20 监视器

[0169] 21a 供水罐

- [0170] 21b 吸引泵
- [0171] 22 插入部
- [0172] 24 操作部
- [0173] 26 通用塞绳
- [0174] 28a 供气供水按钮
- [0175] 28b 吸引钮
- [0176] 29 弯角钮
- [0177] 30 处置器具插入口 (钳道口)
- [0178] 32a 超声波用连接器
- [0179] 32b 内窥镜用连接器
- [0180] 32c 光源用连接器
- [0181] 34a 供气供水用管
- [0182] 34b 吸引用管
- [0183] 36、336 超声波观察部
- [0184] 38、338 内窥镜观察部
- [0185] 40、340 前端部
- [0186] 41、341 外装部件
- [0187] 42 弯曲部
- [0188] 43 软性部
- [0189] 44 处置器具导出口
- [0190] 45 处置器具通道
- [0191] 46、69、72、246、346、369、372 超声波振子单元
- [0192] 47、347 层叠体
- [0193] 48、348 超声波振子
- [0194] 50、350 超声波振子阵列
- [0195] 52、352 电极部
- [0196] 52a、352a 单个电极
- [0197] 52b、352b 振子地线
- [0198] 54、354 背衬材料层
- [0199] 56 同轴电缆
- [0200] 56a 信号线
- [0201] 56b、56d、58 外皮
- [0202] 56c 屏蔽部件
- [0203] 60、260a、260b、360 挠性印刷电路板 (FPC)
- [0204] 62、362 配线部
- [0205] 64、364 连接部
- [0206] 66、366 地线部
- [0207] 68、70、73a、73b、74、273a、273b、368、370、373a、373b 导热层
- [0208] 71、371 导热部件 (第一导热部件)

- [0209] 76、376 声匹配层
- [0210] 78、378 声透镜
- [0211] 80 填料层
- [0212] 82 观察窗
- [0213] 84 物镜
- [0214] 86 固体摄像元件
- [0215] 88 照明窗
- [0216] 90 洗涤喷嘴
- [0217] 92 配线电缆
- [0218] 294 第二导热部件
- [0219] 300 环状板
- [0220] 302 支承板
- [0221] 304 圆筒部件
- [0222] 306 缝隙
- [0223] EL 长边方向(俯仰方向)
- [0224] AZ 平行的方向(方位方向)

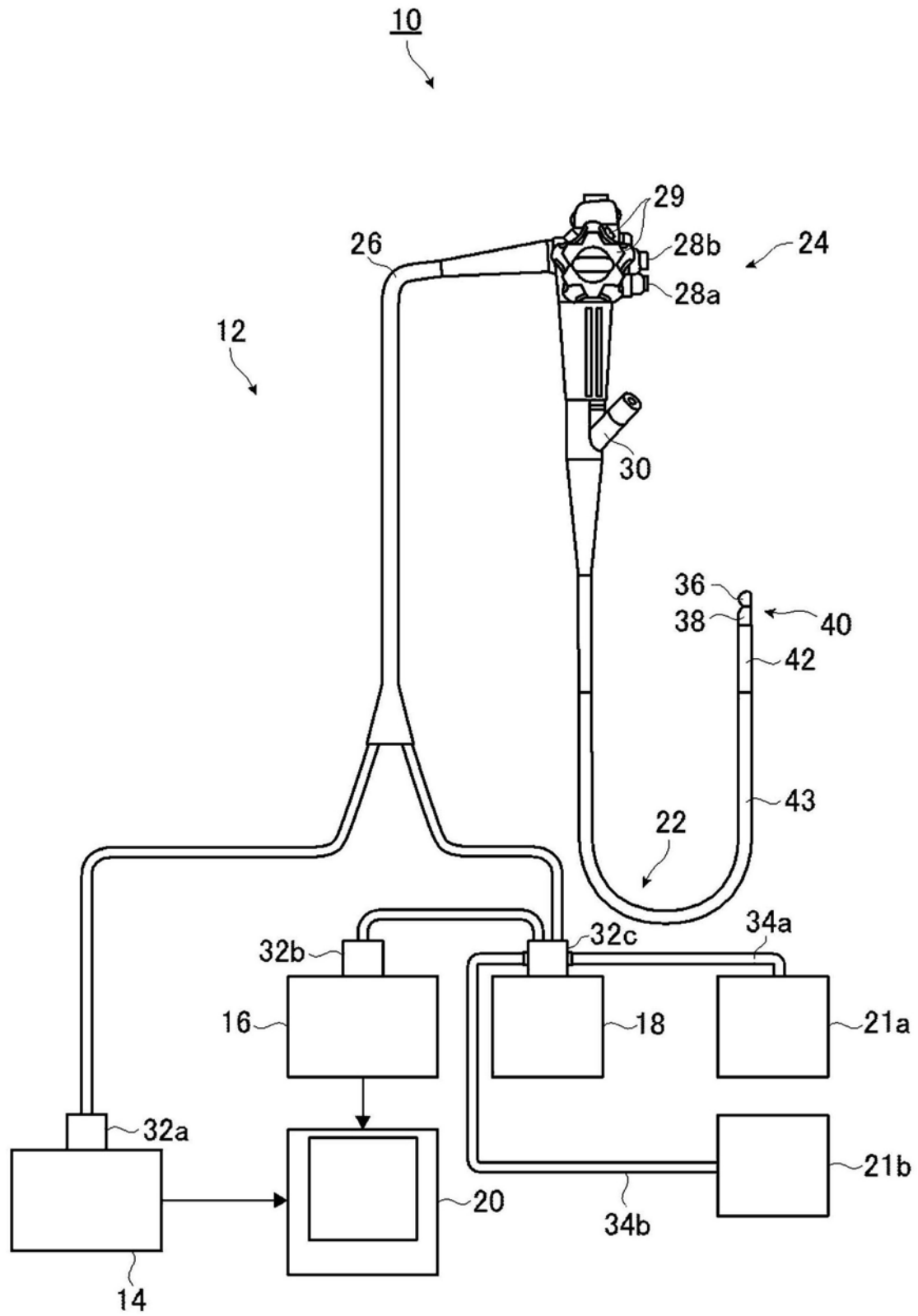


图1

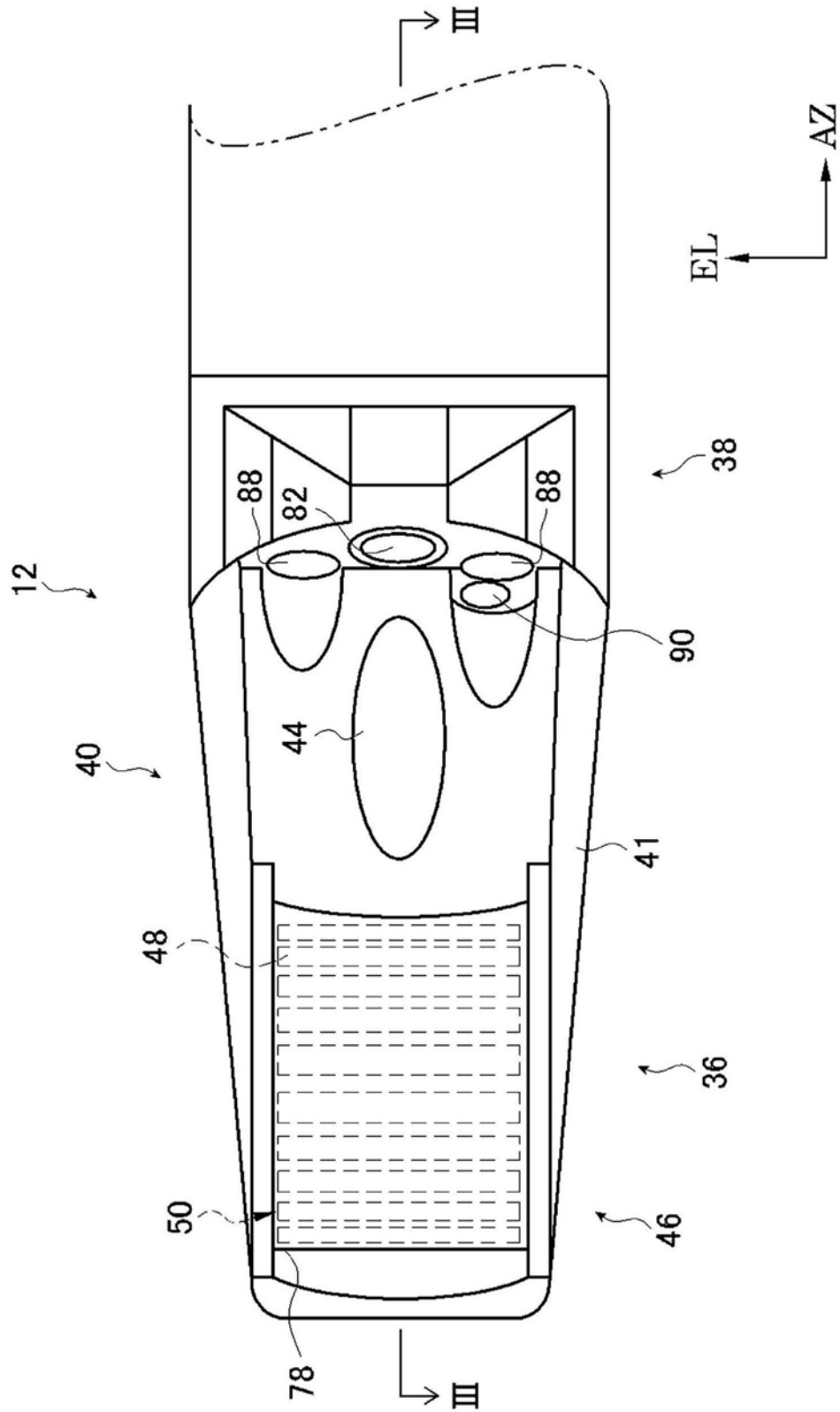


图2

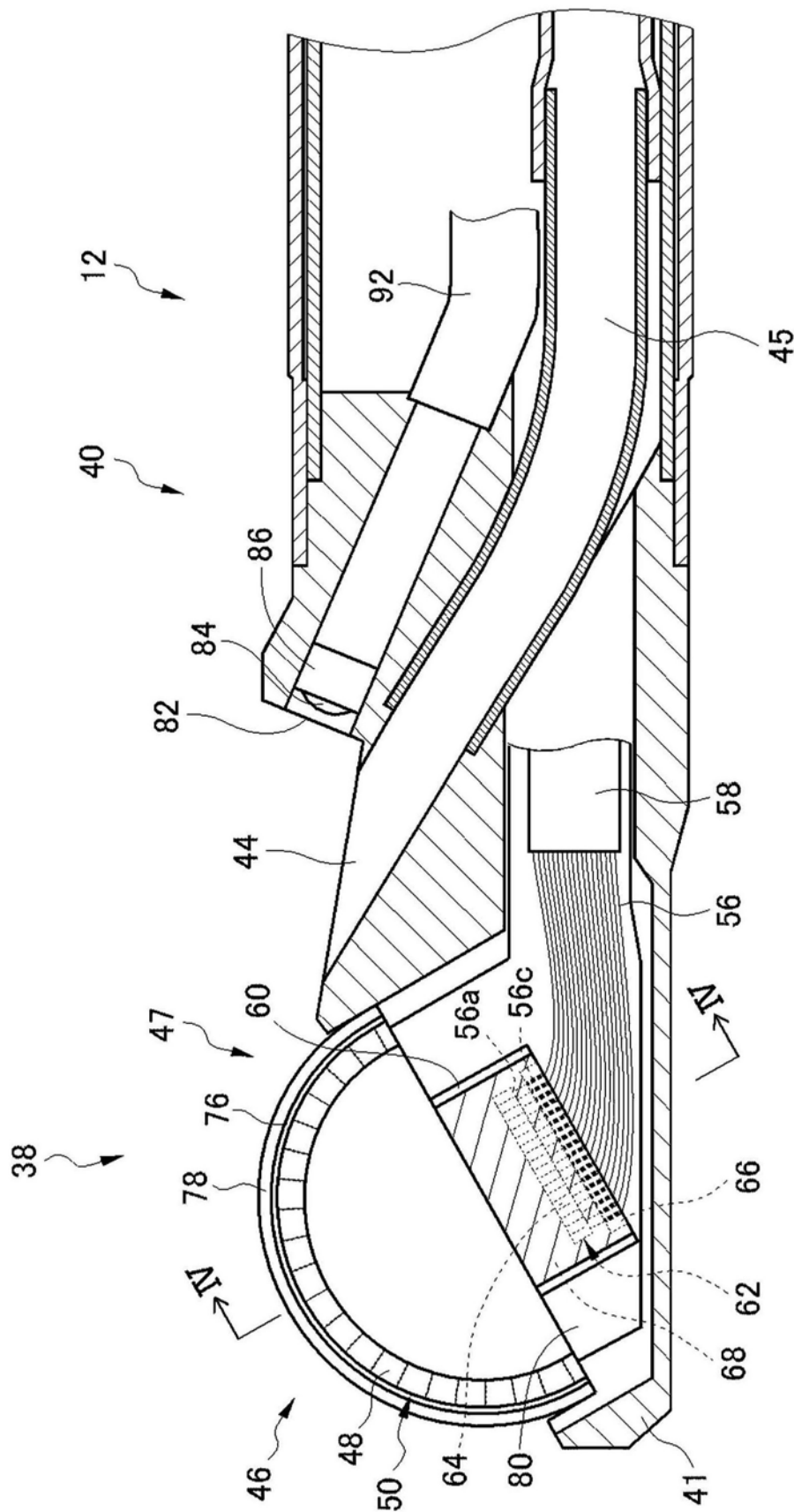


图3

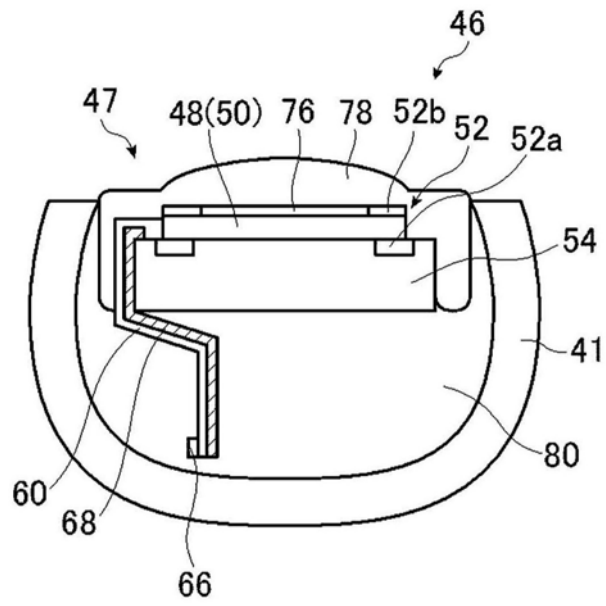


图4

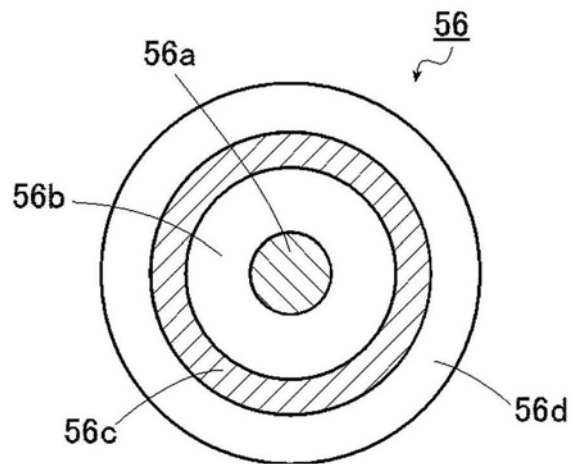


图5

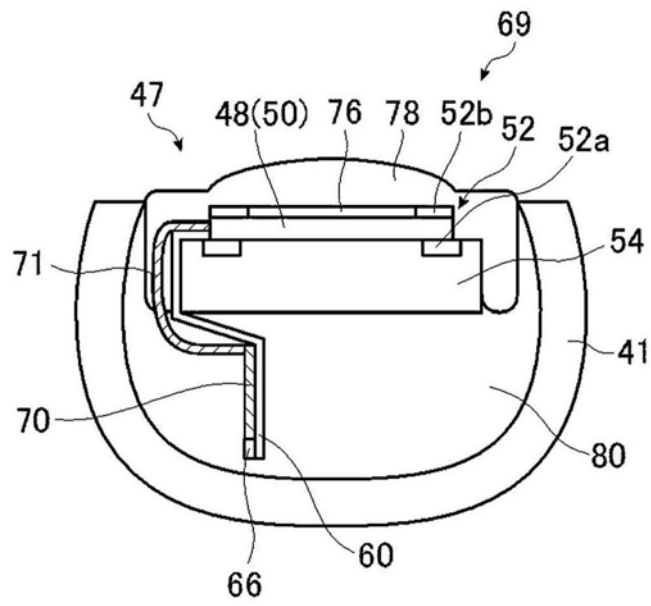


图6

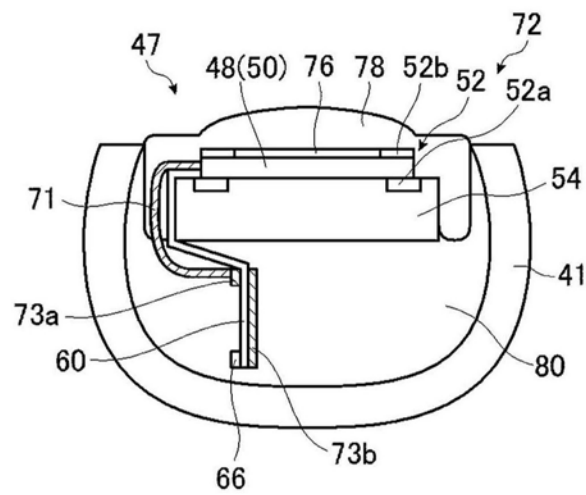


图7

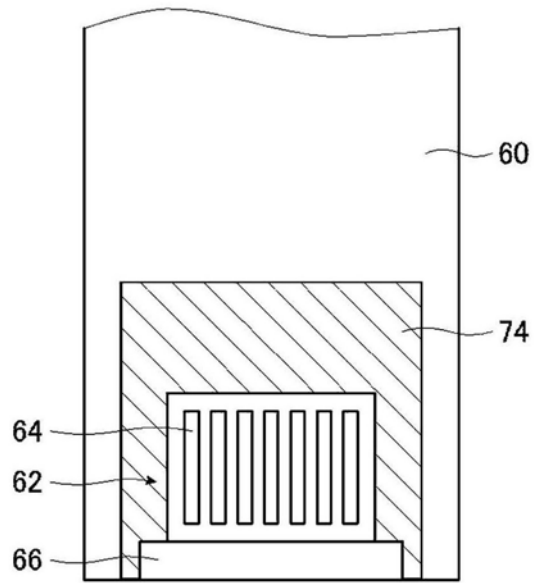


图8

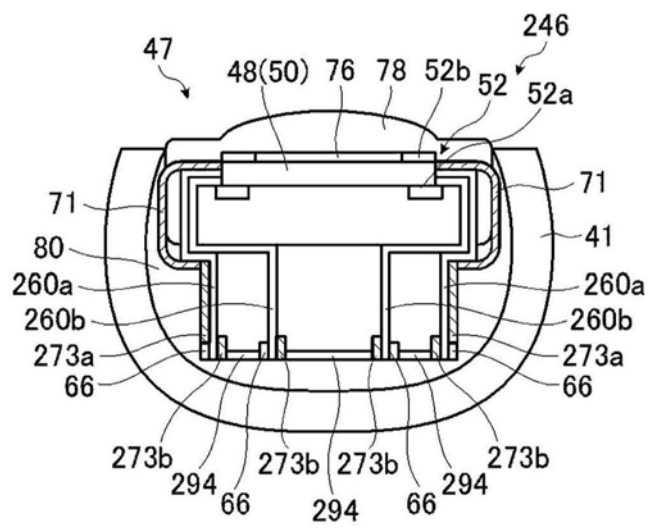


图9

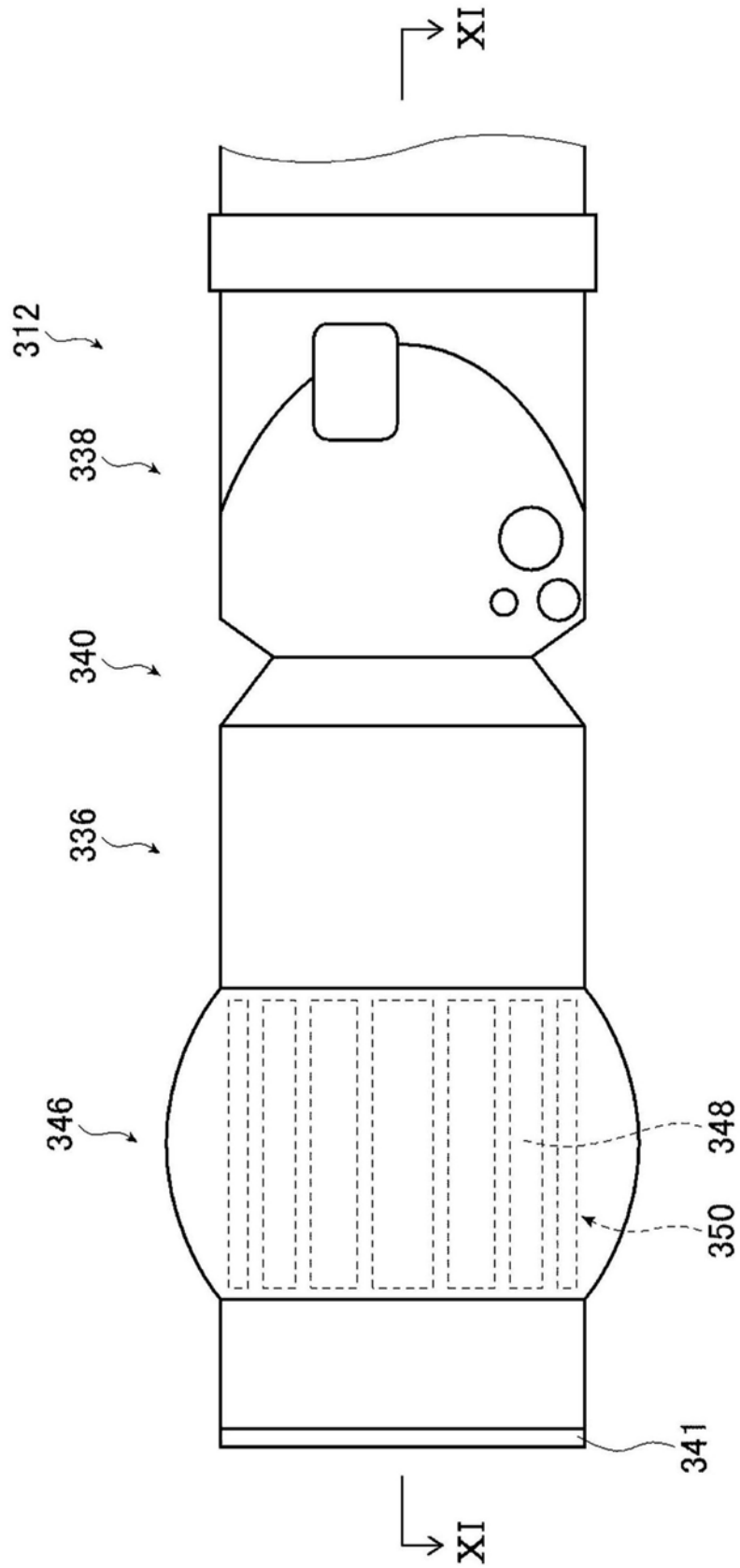


图10

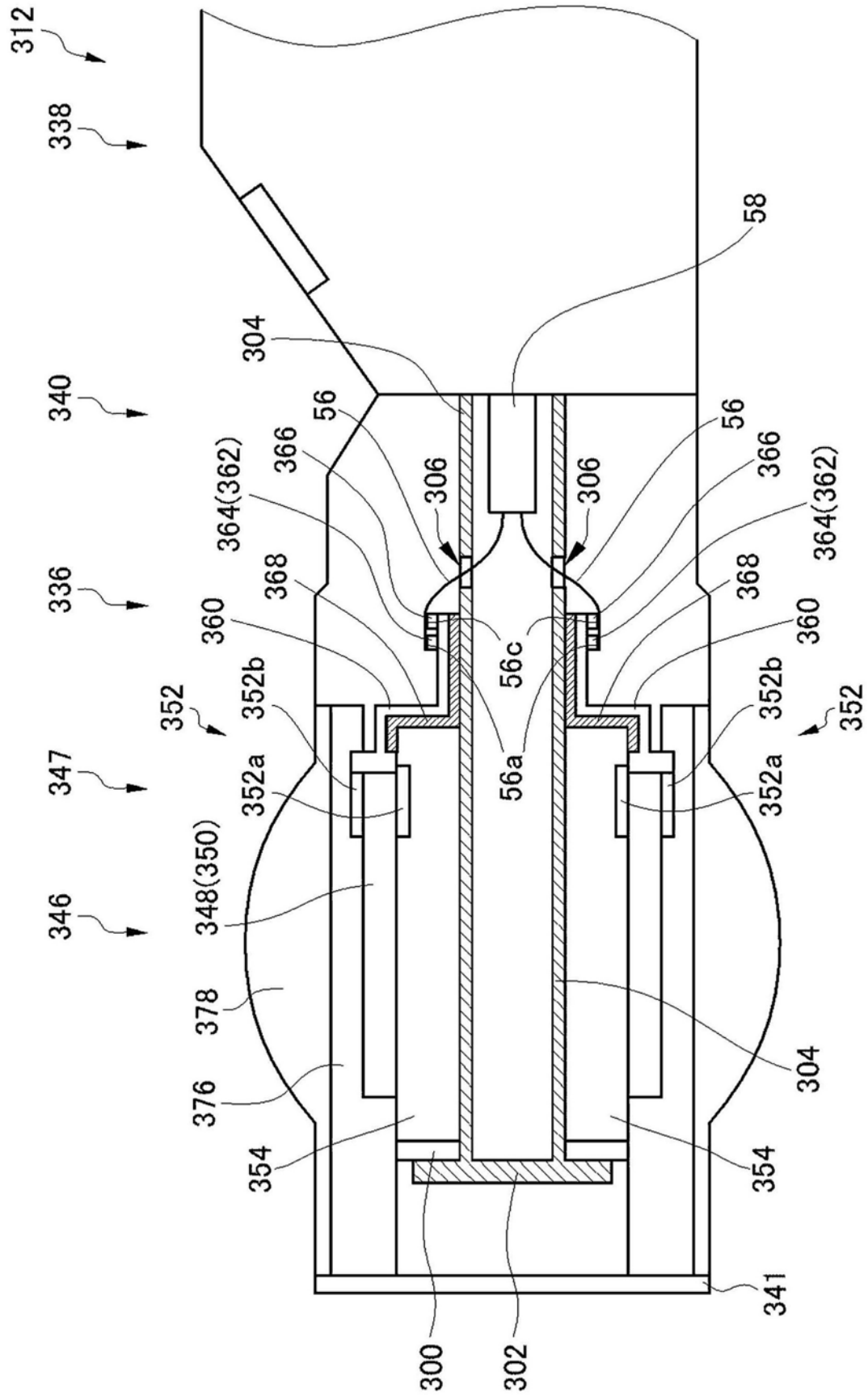


图11

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN109328037A	公开(公告)日	2019-02-12
申请号	CN201780038946.9	申请日	2017-05-15
[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 冈田知		
发明人	山本胜也 森本康彦 冈田知		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0622 A61B1/128 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/546		
优先权	2016130083 2016-06-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波内窥镜具有：排列有多个超声波振子的超声波振子阵列；支承超声波振子的背衬材料层；具备信号线和相对于信号线的屏蔽部件的屏蔽电缆；具备相对于背衬材料层向超声波振子阵列的相反侧延伸，且与屏蔽部件电连接的地线部的挠性印刷电路板；设于挠性印刷电路板的至少一面且与地线部连接将多个超声波振子的发热向地线部散热的导热层。

