



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414253 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780040244.4

(22)申请日 2017.05.11

(30)优先权数据

2016-130195 2016.06.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/017841 2017.05.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/003310 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 冈田知 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)

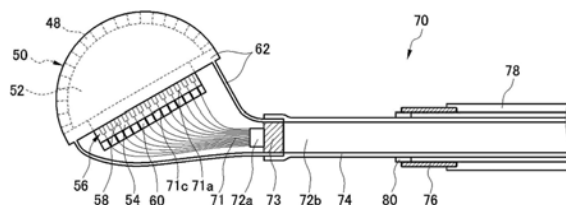
权利要求书2页 说明书19页 附图11页

(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,其具有:具备排列有多个超声波振子的超声波振子阵列及支承多个超声波振子的背衬材料层的层叠体;具备与多个超声波振子分别电连接的多个电缆且具备从外侧覆盖多个电缆的金属制屏蔽部件的电缆部;以及配设于层叠体的侧面的第一导热部件,该第一导热部件延长至接地到框体的屏蔽部件,并与屏蔽部件热连接。



1. 一种超声波内窥镜,其特征在于,具有:

层叠体,其具备排列有多个超声波振子的超声波振子阵列和背衬材料层,该背衬材料层支承所述多个超声波振子;

电缆部,其具备分别与所述多个超声波振子电连接的多个电缆,且具备从外侧覆盖所述多个电缆的由金属制成的屏蔽部件;以及

第一导热部件,其配置于所述层叠体的侧面,

该第一导热部件延长至接地到框体的所述屏蔽部件,并与所述屏蔽部件热连接。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,还具有:

第一绝缘管,其覆盖所述电缆部;

导电性连接管,其在所述超声波内窥镜的基端侧覆盖所述第一绝缘管的一部分;

第二绝缘管,其与所述连接管的所述基端侧的一端连接,在所述超声波内窥镜的基端侧覆盖所述连接管的一部分及所述第一绝缘管的一部分;以及

第二导热部件,其被配置成与所述第一绝缘管及所述连接管双方抵接。

3. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜,其中,

所述第二导热部件填埋所述第一绝缘管与所述连接管之间的至少一部分。

4. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其中,

所述第二导热部件是配置于所述第一绝缘管与所述连接管之间的圆筒形状的部件。

5. 根据权利要求2~4中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述第二导热部件在所述超声波内窥镜的前端侧的端部具有比配置于所述第一绝缘管与所述连接管之间的部分厚的厚壁部,该厚壁部与所述连接管的所述第一导热部件侧的端面抵接。

6. 根据权利要求5所述的超声波内窥镜,其中,

所述第二导热部件具备配置于所述第一绝缘管与所述连接管之间的圆筒形状的部分和所述厚壁部,

所述厚壁部是具有所述连接管的内径以上的外径的圆筒形状的向外凸缘。

7. 根据权利要求2~6中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述电缆部在所述屏蔽部件的外侧具有1层外皮,

所述电缆部的所述外皮至少在被所述第一绝缘管和所述第二导热部件一起覆盖的部分被去除。

8. 根据权利要求7所述的超声波内窥镜,其中,

在所述连接管的所述前端侧所述电缆部的所述外皮被去除而所述屏蔽部件露出,

在所述外皮被去除而所述屏蔽部件露出于所述第一绝缘管的部分,所述第一绝缘管的一部分被去除,所述屏蔽部件露出于外部,

所述第二导热部件与所述屏蔽部件露出于外部的部分抵接,覆盖所述第一绝缘管的被去除的部分,与所述连接管的所述前端侧抵接。

9. 根据权利要求8所述的超声波内窥镜,其中,

还具备设于所述连接管的外侧的绝缘层。

10. 根据权利要求2~9中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

还具有填埋所述第一绝缘管与所述连接管的所述基端侧的部分及所述第二绝缘管之

间的第三导热部件。

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] 超声波内窥镜以经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规定温度以下。

[0003] 而且,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相同,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插入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,其具有:覆盖超声波内窥镜的各部的外装部件;配设于多个超声波振子的背面的背衬材料层;包含与多个超声波振子电连接的屏蔽线组及粘附于背衬材料层上的高导热性填料的信号线收纳部;以及与信号线收纳部及外装部件相接配设的高导热层。根据该结构,在超声波振子中产生的热经由背衬材料层的背面或屏蔽线组向填料扩散,再将填料的热经由高导热层向外装部件的表面扩散。

[0006] 专利文献2中公开的超声波探头具有使超声波振荡的压电部、与压电部和散热板连接的接地线、将探针壳和散热板热连接的导热部、与散热板连接的电缆接地线、以及与电缆接地线连接并冷却电缆接地线的冷却部。另外,公开有电缆接地线在冷却部被接地的情况。根据该结构,超声波振子中产生的热经由接地线及散热板传导到探针壳及被冷却部冷却的电缆接地线而被散热。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2009—240755号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2009—297352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,因此,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中公开的技术中,由于只有向外装部件的散热通道,所以向超声波内窥镜的前端部附近的体腔内散热,在使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,以用于体表的超声波诊断装置为主,因此接地线的直径及散热板的尺寸等较大。因此,通过与压电部连接的接地线,能够确保在超声波振子中产生的热的散热性,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中公开的超声波内窥镜或超声波探头中,为了提高超声波观察部的诊断精度,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。在使用如上方法的情况下,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主要因素。

[0015] 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,尽管如此,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的问题。

[0016] 本发明的目的在于,消除上述现有技术的问题点,提供一种如下的超声波内窥镜,其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,能够提高超声波观察的诊断精度。

[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:层叠体,其具备排列有多个超声波振子的超声波振子阵列、及支承多个超声波振子的背衬材料层;电缆部,其具备与多个超声波振子分别电连接的多个电缆,且具备从外侧覆盖多个电缆的金属制屏蔽部件;以及第一导热部件,其配设于层叠体的侧面,该第一导热部件延长至接地到框体的屏蔽部件,并与屏蔽部件热连接。

[0019] 而且,理想的是,本发明的超声波内窥镜具有:第一绝缘管,其覆盖电缆部;导电性连接管,其在超声波内窥镜的基端侧覆盖第一绝缘管的一部分;第二绝缘管,其与连接管的基端侧的一端连接,在超声波内窥镜的基端侧覆盖连接管的一部分及第一绝缘管的一部分;以及第二导热部件,其配设成与第一绝缘管及连接管双方抵接。

[0020] 而且,理想的是,第二导热部件将第一绝缘管和连接管之间的至少一部分填埋。

[0021] 而且,理想的是,第二导热部件是配设于第一绝缘管和连接管之间的圆筒形状的部件。

[0022] 另外,理想的是,第二导热部件在超声波内窥镜的前端侧的端部具有比配设于第一绝缘管和连接管之间的部分厚的厚壁部,该厚壁部与连接管的第一导热部件侧的端面抵接。

[0023] 而且,理想的是,第二导热部件具备配设于第一绝缘管和连接管之间的圆筒形状的部分和厚壁部,厚壁部是具有连接管的内径以上的外径的圆筒形状的向外凸缘。

[0024] 另外,理想的是,电缆部在屏蔽部件的外侧具有1层外皮,电缆部的外皮至少在与第一绝缘管一起被第二导热部件覆盖的部分被去除。

[0025] 而且,理想的是,电缆部的外皮在连接管的前端侧被去除,将屏蔽部件露出,在去除了外皮并且屏蔽部件露出于第一绝缘管的部分,第一绝缘管的一部分被去除,屏蔽部件

露出于外部,第二导热部件与屏蔽部件露出于外部的部分抵接,覆盖去除了第一绝缘管的部分,与连接管的前端侧抵接。

[0026] 而且,理想的是,本发明的超声波内窥镜具备设于连接管的外侧的绝缘层。

[0027] 而且,理想的是,本发明的超声波内窥镜具有将第一绝缘管和连接管的基端侧的部分及第二绝缘管之间填埋的第三导热部件。

[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向超声波内窥镜的基端侧散热的散热构造,能够将通过驱动超声波振子而产生的热高效地散热,且能够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是表示使用应用了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。

[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1~图3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。

[0034] 图5是图3及图4所示的电缆部的同轴电缆的示意性横剖视图。

[0035] 图6是表示本发明第一实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的另一例的局部纵剖视图。

[0036] 图7是表示本发明第一实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的另一例的局部纵剖视图。

[0037] 图8是表示本发明第一实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的另一例的局部纵剖视图。

[0038] 图9是表示本发明第二实施方式的超声波内窥镜的前端部的局部放大俯视图。

[0039] 图10是图9所示的X—X线向视图,是图9所示的超声波内窥镜的前端部的局部纵剖视图。

[0040] 图11是图9及图10所示的超声波内窥镜的示意性局部纵剖视图。

[0041] 图12是表示本发明第二实施方式的超声波内窥镜的前端部的另一例的局部纵剖视图。

[0042] 图13是表示本发明第二实施方式的超声波内窥镜的前端部的另一例的局部纵剖视图。

[0043] 图14是表示本发明第二实施方式的超声波内窥镜的前端部的另一例的局部纵剖视图。

具体实施方式

[0044] (第一实施方式)

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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)的内窥镜观察部的本发明的超声波内窥镜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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 首先,图1所示的超声波内窥镜12在前端具有拥有作为本发明的特征的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)。

[0051] 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。

[0052] 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)的吸引钮28b,并且设有一对弯角钮29、29及处置器具插入口(也称为钳道口)30。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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)和观察对象部位之间排除,防止超声波及回波信号的衰减。

[0060] 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)的超声波振子阵列(50:参照图2~图4)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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 接着,参照图2~图4详细地说明超声波内窥镜的插入部的前端部的结构。

[0066] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的插入部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插入部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是示意性表示图1~3的超声波内窥镜的插入部的前端部具有的散热构造的局部纵剖视图。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 如图2~图3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、连接于超声波振子单元46的具备多个同轴电缆71的电缆部70构成。

[0070] 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、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52、埋入配设于背衬材料层52且与多个超声波振子48电连接的配线基板54、沿着背衬材料层52的宽度方向的侧面及多个超声波振子48的长边方向的端面配设的铜箔(第一导热部件)62、以及填埋外装部件41和背衬材料层52之间的填料层68。

[0071] 在图示例中,在背衬材料层52中,在与多个超声波振子48的个别电极(未图示)电连接的配线基板54上,设置具有连接多个同轴电缆71的一端的信号线71a的多个连接部58的配线部56。在此,向多个超声波振子48的驱动电压信号及来自多个超声波振子48的超声波回波信号(电压信号)施加到多个超声波振子48的单个电极上。另外,多个同轴电缆71在其另一端与超声波用处理器装置14电连接。这样,多个同轴电缆71的信号线71a与多个超声波振子48分别电连接。而且,配线基板54在配线部56具有经由导线等与超声波振子阵列50的接地电极即振子地线(未图示)电连接的地线部60,地线部60也可以连接于多个同轴电缆71的屏蔽层71c。

[0072] 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52的层叠体47构成。

[0073] 声匹配层64用于取得人体等受检体与超声波振子48之间的声阻抗匹配。

[0074] 安装于声匹配层64上的声透镜66用于使从超声波振子阵列50发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、以及聚氨酯系树脂等构成。为了在声匹配层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。

[0075] 超声波观察部36的电缆部70具有作为本发明的特征的散热构造,如图4所示,电缆部70具有设于中心侧的多条同轴电缆71、被覆多个同轴电缆71的绝缘性的外皮72a、以覆盖外皮72a的方式配设且能够与超声波内窥镜12的框体接地的导电性屏蔽部件73、以及被覆屏蔽部件73的外侧的外皮72b。另外,电缆部70具有覆盖外侧的外皮72b的外周并用于对其进行保护的第一绝缘管74、配设于电缆部70的基端侧(层叠体47的相反侧)且覆盖第一绝缘管74的至少一部分的导电性连接管76、以及与超声波振子单元46的相反侧即连接管76的端部连接且覆盖与连接管76的连接部分和比连接管76更靠通用塞绳26侧的第一绝缘管74的第二绝缘管78。而且,以填埋第一绝缘管74和连接管76之间的至少一部分的方式配设第二导热部件80。此外,电缆部70的屏蔽部件73也可以使用金属制部件等构成,只要从外侧覆盖多个同轴电缆71且具有导电性即可。另外,图4是为了说明而简化了的图,仅记载超声波振子阵列50、背衬材料层52、铜箔62、配线基板54及电缆部70,省略其他部件。

[0076] 在此,本发明中的接地不限于将导电性的部件的电位设定为零,例如也包含通过与电气容量大的部件电连接等,而将导电性部件维持为恒定的低电位的情况。

[0077] 另外,多个同轴电缆71与配线基板54的配线部56的多个连接部58电连接。而且,屏蔽部件73在超声波振子单元46侧的端部与超声波振子单元46的铜箔62热连接。因此,在电缆部70中,同轴电缆71及内侧的外皮72a从超声波振子单元46侧的端部依次在超声波观察部36内露出。另外,露出的内侧的外皮72a的、与超声波振子单元46的相反侧相邻的部分去除外侧的外皮72b,将屏蔽部件73露出,并将露出的屏蔽部件73与铜箔62连接。

[0078] 图2及图3所示的、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。

[0079] 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。

[0080] 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52的底面的方向(AZ(方位(azimuth))方向)的长度短,且后端侧伸出。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。超声波振子阵列50的电极是各自独立于每个超声波振子48的单个电极(未图示),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)(未图示)。例如,多个单个电极配可设于多个超声波振子48的端部的下表面,振子地线可设于超声波振子48的端部的上表面。在这种情况下,可由这些多个单个电极及振子地线构成超声波振子阵列50的电极部(未图示)。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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发送的超声波在对象物被反射的超声波回波,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)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。

[0085] 另外,尽管未图示,但是超声波振子阵列50具有与多个(48~192)的超声波振子48导通的多个(48~192)电极(未图示)。与多个超声波振子48导通的多个电极也可以设于超声波振子阵列50的宽度方向的侧面,也可以像本实施方式那样,设于超声波振子阵列50的宽度方向的中心侧。在与超声波振子48导通的多个电极设于超声波振子阵列50的宽度方向的侧面侧的情况下,在超声波振子48的数量较少的情况下,也可以设于单侧的侧面侧。但是,为了提高超声波诊断的精度,优选超声波振子48的数量较多,因此,与多个超声波振子48导通的多个电极优选设于超声波振子阵列50的宽度方向的两面侧。另外,在像本实施方式那样,与多个超声波振子48导通的多个电极设于超声波振子阵列50的宽度方向的中心侧的情况下,因为能够将配线部分设于背衬材料层52中,所以不会压迫插入部22的前端部40内的空间。因此,在将超声波振子48排列成多列等的情况下,可以有效地利用前端部40内的空间。

[0086] 而且,虽然未图示,但是多个超声波振子48的振子地线(未图示)是与设于上述超声波振子阵列50的宽度方向的中心侧的多个电极(未图示)不同的电极,使用导线等与被接地的部件即配线基板54的配线部56的地线部60电连接。而且,优选超声波内窥镜12内的接地电位为作为基准的相同的电位,因此,多个超声波振子48的振子地线优选为分别连接的共用电极。

[0087] 接着,如图3所示,超声波振子单元46的背衬材料层52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52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52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)。

[0088] 因此,优选的是,超声波振子阵列50是在背衬材料层52的成为形成截面凸圆弧状的上表面的圆弧状的上表面上,将多个长方体形状的超声波振子48在图示例中以其长边方向平行的方式,优选以等间隔排列的阵列,即将多个超声波振子48以圆弧状且朝向外侧排列的阵列。

[0089] 此外,背衬材料层52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所示的大致半圆筒形状,也可以设置有凹部。

[0090] 超声波振子单元46的填料层68是将外装部件41和背衬材料层52之间填埋的层,也承担将配线基板54、多个同轴电缆71、铜箔62及各种配线部分固定的作用。另外,填料层68优选以超过一定水平的精度与背衬材料层52的声阻抗匹配,以使在其与背衬材料层52的界面不会反射从超声波振子阵列50传播到背衬材料层52侧的超声波信号。进而,为了提高将在多个超声波振子48中产生的热的散热效率,优选填料层68具有散热性。在填料层68具有散热性的情况下,从背衬材料层52、配线基板54、铜箔62及多个同轴电缆71等接受热,从而能够提高散热效率。

[0091] 如图3所示,超声波振子单元46的配线基板54的一部分被埋入配设于背衬材料层52中。配线基板54在埋入背衬材料层52中的部分中,具有:与多个超声波振子48导通的多个电极(未图示);使用导线等电连接的多个电极焊盘(未图示);以及地线部60,其与配线部56

及多个超声波振子48的振子地线(未图示)电连接,配线部56由与电缆部70的多个同轴电缆71的信号线71a连接的端子即多个连接部58构成。此外,配线基板54可以是由硬质的材质构成的基板,也可以是挠性印刷电路板(以下,简称为FPC(Flexible printed circuit))。像本实施方式那样,在配线基板54的一部分被埋入配设于背衬材料层52中的情况下,为了固定配线部56的位置以防止配线部分的断线等,配线基板54优选使用硬质的材质构成。另外,例如,在与多个超声波振子48导通的多个电极配设于超声波振子阵列50的宽度方向的侧面,配线基板54沿着背衬材料层52的宽度方向的侧面配设的情况下,从改善配线的作业性等理由出发,优选使用FPC作为配线基板54。

[0092] 超声波振子单元46的铜箔62是沿着超声波振子阵列50及背衬材料层52的宽度方向的侧面贴附配设并用于传导在多个超声波振子48中产生的热的部件。如图3及图4所示,铜箔62中至少一部分分延长到电缆部70的屏蔽部件73并与屏蔽部件73热连接。这样,通过将铜箔62和屏蔽部件73热连接,能够将在多个超声波振子48中产生的热向从外侧覆盖多个同轴电缆71的导电性的屏蔽部件73散热。而且,由于屏蔽部件73是导电性部件,所以在屏蔽部件73在与插入部22的前端部40相反侧的基端部分与超声波内窥镜12的框体等接地的情况下,能够将铜箔62的电位设定为接地电位。因此,可以防止铜箔62相对于从多个超声波振子48获得的超声波回波信号(电压信号)发生电磁干涉。

[0093] 此外,为了将铜箔62的电位设定为接地电位,也可以将铜箔62与配线基板54的地线部60连接。另外,根据上述的理由,本实施方式中使用的铜箔62优选为导电性部件,但只要在散热方面是导热率高的部件即可。因此,代替铜箔62,也可以使用铝箔及导电性硅片等。

[0094] 而且,铜箔62不限于箔形状,优选为网眼形状及比箔厚的片形状等能够从超声波振子阵列50及背衬材料层52的宽度方向的侧面充分地传导热的形状。另外,铜箔62的沿着超声波振子阵列50及背衬材料层52的外侧面贴附配设的部分和延长配设至电缆部70的屏蔽部件73的部分也可以不是一体的。在这种情况下,延长至屏蔽部件73的部分的形状不限于网眼形状及片形状等与贴附于背衬材料层52的侧面的部分相同的形状,也可以是导线形状及棒形状等其他形状。而且,沿着背衬材料层52配设的部分和延长至屏蔽部件73的部分也可以是其他材质。

[0095] 配线基板54的配线部56配设于配线基板54的至少一面,并与电缆部70的多个同轴电缆71的信号线71a电连接,且由与多个电极焊盘(未图示)导通的多个端子即连接部58构成,其中,多个电极焊盘与多个超声波振子48电连接。在图3、图4及图6~图8所示的一例中,配线部56配设于比配线基板54的地线部60更靠背衬材料层52侧。当然,配设配线部56的部位没有特别限制,为了改善配线中的作业性等,也可以将配线部56适当配线在任何部位。另外,构成配线部56的多个连接部58的总数优选至少与超声波振子阵列50的通道数为相同数量。因此,多个连接部58根据需要也可以在配线基板54上配置多列。

[0096] 配线基板54的地线部60是与多个超声波振子48的振子地线(未图示)和多个同轴电缆71的屏蔽层71c连接的导电性部件。在多个同轴电缆71的屏蔽层71c被接地的情况下,地线部60将多个同轴电缆71的屏蔽层71c的接地电位设定为相同的电位。因此,例如,为了增加来自多个超声波振子48的散热通道,也可以进一步与电缆部70的屏蔽部件73电连接。

[0097] 如图5所示,电缆部70的多个同轴电缆71在中心侧具备与配线基板54的配线部56

的多个连接部58电连接的信号线71a,且具有设于信号线71a的外侧的层上的绝缘性外皮71b、设于该外皮71b的外侧的层上且能够在超声波内窥镜12的基端侧(通用塞绳26侧)接地的金属制等导电性屏蔽层71c、以及设于最靠外侧的层上的绝缘性外皮71d。因此,如图3、图4及图6~图8所示的一例,在配线基板54中,在配线部56配设于比地线部60更靠背衬材料层52侧的情况下,能够将多个同轴电缆71的信号线71a与配线部56及地线部60进行配线,以不使多个同轴电缆71弯曲。

[0098] 另外,在图4所示的本实施方式中,在电缆部70的中心侧使用多个同轴电缆71,但也可以使用具有与上述同轴电缆71不同的结构的电缆,只要是具有与多个超声波振子48电连接并用于收发电压信号的信号线及与多个超声波振子48的接地电极(未图示)电连接的、能够接地的金属制等屏蔽部分的电缆(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。

[0099] 如图4所示,电缆部70的第一绝缘管74是用于覆盖保护多个同轴电缆71、内侧的外皮72a及屏蔽部件73的绝缘性管。因此,第一绝缘管74配设为覆盖为了连接铜箔62而去除外侧的外皮72b并露出的屏蔽部件73。在此,第一绝缘管74没有特别限制,也可以使用热收缩管等众所周知的绝缘管,只要具有一定的挠性及绝缘性即可,以便追随插入部22的弯曲部42中的弯曲操作,且保护多个同轴电缆71、屏蔽部件73及屏蔽部件73与铜箔62的连接部分。

[0100] 电缆部70的连接管76是与第二导热部件80抵接,用于将从屏蔽部件73传导的热散热的部件。连接管76优选包围第一绝缘管74的恒定长度的部分,且配设于比前端部40更靠操作部24侧(基端侧),以使其不会向插入部22的前端部40内散热。另外,连接管76的长度只要是不妨碍弯曲部42中的弯曲操作的长度即可,且为了确保散热性,优选尽可能长。而且,为了将从屏蔽部件73传导的热有效地散热,优选由导热率高的材料构成,可以使用不锈钢等金属部件等。

[0101] 电缆部70的第二绝缘管78与第一绝缘管74重叠,从外部保护电缆部70,并且,将连接管76的位置固定在第一绝缘管74的外侧。第二绝缘管78的超声波振子单元46侧(前端侧)的端部与连接管76的、与超声波振子单元46相反侧(基端侧)的一端连接。此时,第二绝缘管78在超声波内窥镜12的基端侧配设为覆盖连接管76的基端侧的一部分及第一绝缘管74的一部分即比连接管76更靠基端侧。

[0102] 此外,第二绝缘管78与第一绝缘管74同样,没有特别限制,只要具有一定的挠性及绝缘性即可,可以使用热收缩管等众所周知的绝缘管。

[0103] 电缆部70的第二导热部件与第一绝缘管74和连接管76抵接配设,将传导到屏蔽部件73的热传导到连接管76。在图4所示的一例中,第二导热部件80是在连接管76的前端侧配设于第一绝缘管74和连接管76之间的圆筒形状的部件。另外,如图4的一例所示,第二导热部件80也可以经由电缆部70的外侧的外皮72b及第一绝缘管74从屏蔽部件73传导热。因此,第二导热部件80优选具有高的导热率,优选由铜或铝等金属、高导热性的陶瓷或导热性的硅等构成。

[0104] 另外,为了从屏蔽部件73充分地传热,第二导热部件80优选配设为填埋第一绝缘

管74和连接管76之间的至少一部分。因此,如图4所示的一例,第二导热部件80不一定具有圆筒形状,可以使用片形状或网眼形状等任何形状的导热部件。另外,为了提高自屏蔽部件73的传热效率,第二导热部件80优选配设为将第一绝缘管74和连接管76之间的空间完全填埋等,以在尽可能宽的面积内与第一绝缘管74和连接管76抵接。而且,第二导热部件80优选引出到比连接管76的前端略微靠前端侧来配设等,以便在修理等时容易拆下。

[0105] 如上所述,通过以与第一绝缘管74和连接管76抵接的方式设置第二导热部件80,能够将在多个超声波振子48中产生的热传导到电缆部70的屏蔽部件73及连接管76。其结果是,除屏蔽部件73之外,还可以形成向连接管76的散热通道,前端部40的超声波观察部36的散热效率提高。

[0106] 在图6所示的另一例中,第二导热部件81具备配设于第一绝缘管74和连接管76之间的圆筒形状的部分和具有连接管76的内径以上的外径的圆筒形状的向外凸缘81a。另外,如图6所示,第二导热部件81优选配设为向外凸缘81a与连接管76的前端侧的端面抵接。在这种情况下,第二导热部件81除第一绝缘管74和连接管76之间之外,还与前端侧的连接管76的端面抵接,因此,能够加宽向连接管76的散热通道。另外,由于向外凸缘81a与连接管76的前端侧的端面抵接,因此能够防止由于伴随超声波内窥镜12的使用过程中的振动等,连接管76相对于第一绝缘管74及第二导热部件81向前端侧移动。而且,由于外径比连接管76的内径大的向外凸缘81a位于比连接管76更靠前端侧的位置,所以在因修理等拆下并重新组装时,能够容易地确定第二导热部件81的插入位置。

[0107] 此外,图6与图4同样,是为了进行说明而简化的图,仅记载超声波振子阵列50、背衬材料层52、铜箔62、配线基板54及电缆部79,其他部件省略。

[0108] 如上所述,在图6所示的一例中,对第二导热部件81在前端侧具有向外凸缘81a的结构进行了说明,但不限于具有圆筒形状,只要与第一绝缘管74和连接管76之间的至少一部分及连接管76的前端侧的端部抵接即可。即,图6所示的第二导热部件81配设为在超声波内窥镜12的前端侧具有比配设于第一绝缘管74和连接管76之间的部分厚的厚壁部(未图示),且该厚壁部与连接管76的前端侧(铜箔62侧)的端面抵接即可。厚壁部具有与图6中的向外凸缘81a同样的效果。而且,第二导热部件81也可以配设为填埋第一绝缘管74和连接管76之间的至少一部分。因此,在这种情况下,如图6所示的一例,能够加宽向连接管76的散热通道,并且能够防止电缆部79的、连接管76的内侧部分相对于连接管76向基端侧及前端侧移动。

[0109] 在此,在图3、图4及图6~图8所示的一例中,第二导热部件80及81经由电缆部70及79的外侧的外皮72b及第一绝缘管74从屏蔽部件73传导热。电缆部70及79的外侧的外皮72b及第一绝缘管74具有低的导热率,因此,成为妨碍将传导至屏蔽部件73的热高效地散热的主要因素。因此,为了提高将传导至屏蔽部件73的热散热的效率,优选屏蔽部件73与第二导热部件80及81直接接触。

[0110] 在图7所示的本实施方式的一例中,电缆部82的外侧的外皮72b在连接管76的前端侧一部分被去除,将屏蔽部件73露出,在屏蔽部件73露出的部分,将第一绝缘管74的一部分去除,使屏蔽部件73露出到外部。而且,圆筒形状的第二导热部件83配设为与屏蔽部件73露出到外部的部分抵接,并覆盖去除了第一绝缘管74的部分,与连接管76的前端侧抵接。在这种情况下,特别是在多个同轴电缆71的屏蔽层71c和电缆部70的屏蔽部件73被电连接到电

缆部70的基端侧等的情况下,与超声波振子单元46的接地电极即电极部(未图示)的振子地线(未图示)导通的屏蔽部件73露出到外部。因此,在图示例中,为了确保屏蔽部件73与超声波内窥镜12内的构造的绝缘性,在连接管76的外侧具备覆盖露出的屏蔽部件73、第二导热部件83、连接管76及第二绝缘管78的绝缘层84。

[0111] 此外,图7与图4及图6同样,是为了说明而简化的图,仅记载超声波振子阵列50、背衬材料层52、铜箔62、配线基板54及电缆部82,其他部件省略。

[0112] 此外,在图7中,第二导热部件83的形状没有特别限制,只要是能够与电缆部82的屏蔽部件73和连接管76抵接的形状即可,可以使用上述中说明的任何形状的导热部件。例如,也可以使用圆筒形状的圆弧的一部分被切离的C字形的导热部件,以便在进行插入部22的前端部40的修理等时容易拆下。另外,配设于连接管76的外侧的绝缘层84只要配设为至少总是覆盖屏蔽部件73的露出的部分即可,可以使用热收缩管等众所周知的绝缘管等作为绝缘层84,只要具有绝缘性即可。

[0113] 但是,作为用于将在多个超声波振子48中产生且传导到图3、图4、图6及图7所示的电缆部70、79及82的屏蔽部件73的热更高效地散热的方法之一,有增加散热通道的方法。在图8所示的本实施方式的一例中,设置有将第一绝缘管74和连接管76的基端侧的部分及第二绝缘管78之间填埋的第三导热部件86。第三导热部件86设置成从连接管76的基端侧延长到电缆部85的基端侧。因此,第三导热部件86从电缆部85的屏蔽部件73传导在第二导热部件80及连接管76传导的热、及在电缆部85的外侧的外皮72b及第一绝缘管74传导的热双方,并将其向基端侧散热。因此,超声波内窥镜12除具有向屏蔽部件73的基端侧散热的散热通道及从连接管76向外部散热的散热通道之外,还具有向第三导热部件86的基端侧的散热通道,因此,能够进一步提高散热效率。

[0114] 此外,图8与图4、图6及图7同样,是为了说明而简化的图,仅记载超声波振子阵列50、背衬材料层52、配线基板54、铜箔62及电缆部85,其他构成要素省略。

[0115] 另外,如上所述,为了提高散热效率,电缆部85的第三导热部件86优选设置成在第一绝缘管74和第二绝缘管78之间延长到比连接管7更靠电缆部85的基端侧。因此,从配设的容易性等理由出发,优选第三导热部件86作为导热层在第一绝缘管74的表面上形成。这样,在将第三导热部件86作为导热层配设的情况下,可以使用涂布或无电解镀敷等方法,至少在与连接管76抵接的部分,另外,优选在比第二导热部件80更靠电缆部85的基端侧,在第一绝缘管74的表面形成导热层。另外,作为导热层配设的第三导热部件86优选为导热率高的材料,且具有能够追随弯曲部42中的弯曲操作的挠性的材料,例如,在作为导热层的形成方法使用涂布的情况下,也可以使用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,另外,在使用无电解镀敷的情况下,也可以使用铜等。

[0116] 此外,上述中,对作为第三导热部件86优选使用形成于第一绝缘管74的导热层的情况进行了说明,但也可以在连接管76的内壁及第二绝缘管78的内壁设置导热层,只要与第一绝缘管74及连接管76抵接并延长到电缆部85的基端即可。另外,第三导热部件86不一定需要配设成层,也可以是网眼形状或片形状等。而且,第三导热部件86没有必要遍及第二绝缘管78覆盖第一绝缘管74的所有部位配设,根据超声波内窥镜12的结构等,也可以局部地配设,也可以与第二导热部件80接触。

[0117] 以上,根据图1~图8所示的超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的结构,能够

将从构成超声波振子阵列50的多个超声波振子48产生的热传到作为导热部件的铜箔62,从铜箔62向电缆部70、79、82及85的屏蔽部件73散热。另外,由于在屏蔽部件73被接地的情况下,铜箔62也具有接地电位,因此,铜箔62与和多个超声波振子48不会产生电磁干扰,能够使超声波回波中不含从外部接收的噪声。另外,因为能够经由第二导热部件80、81及83向连接管76散热、及经由第三导热部件86向电缆部70、79、82及85的基端侧散热,所以具有多个散热通道,能够提高散热效率。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中不占据大的空间。因此,能够在将前端部40的尺寸维持在小型的状态下高效地进行散热。

[0118] 此外,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。

[0119] 内窥镜观察部38包括观察窗88、物镜90、固体摄像元件92、照明窗94、洗涤喷嘴96、及由多个同轴电缆(未图示)等构成的配线电缆98等。

[0120] 观察窗88朝向前端部40的斜上方安装。从观察窗88入射的观察对象部位的反射光通过物镜90在固体摄像元件92的摄像面成像。固体摄像元件92对透过观察窗88及物镜90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92,可举出CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合元件)及CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)等。由固体摄像元件92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98,并通过通用塞绳26传送到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。

[0121] 照明窗94隔着观察窗88设于两侧。光导(未图示)的出射端被连接到照明窗94。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94向被观察部位照射。

[0122] 另外,为了清洗观察窗88及照明窗94的表面,洗涤喷嘴96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88及照明窗94喷出空气、或洗涤水。

[0123] 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动作的结构的情况下,优选接近超声波观察部36配设处置器具导出口44。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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内的电缆部70、79、82或85(参照图3~7)

的多个同轴电缆71、配线基板54、及与构成超声波振子阵列50的多个超声波振子48导通的多个电极(未图示)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66使观察对象部位产生超声波。

[0127] 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。

[0128] (第二实施方式)

[0129] 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具有放射状等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,对具有放射状超声波观察部的散热构造进行说明。此外,图9及图10所示的本实施方式的超声波内窥镜212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236及内窥镜观察部238的前端部240,除此之外,二者具有同样的结构。在放射状超声波观察部236中,特别是使用与图3及图4所示的第一实施方式的电缆部70相同的部件,在图9及图10中,对电缆部70标注与图3及图4相同的参照符号,省略详细的说明。

[0130] 图9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10是图9所示的X-X线向视图,是图9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11是图9及图10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。

[0131] 如图9及图10所示,本实施方式的超声波内窥镜212是在前端部240的超声波观察部236中具有超声波振子单元246的放射状超声波内窥镜,该超声波振子单元246具备将多个超声波振子248排列成圆筒状而形成的超声波振子阵列250。在图9及图10所示的一例中,超声波观察部236配设于比内窥镜观察部238更靠超声波内窥镜212的前端侧。

[0132] 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212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248更靠超声波内窥镜212的前端侧,也可以处于基端侧。

[0133] 另外,本实施方式的超声波内窥镜212的内窥镜观察部238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(88)、物镜(90)、固体摄像元件(92)、照明窗(94)、洗涤喷嘴(96)及配线电缆(98)等。

[0134] 如图9及图10所示,本实施方式的超声波观察部236由超声波振子单元246、安装并保持超声波振子单元246的外装部件241、以及具备与超声波振子单元246配线连接的多个同轴电缆71的电缆部70构成。

[0135] 在图10所示的一例中,超声波振子单元246具有:将多个超声波振子248排列成圆筒状而形成的超声波振子阵列250、与超声波振子阵列250导通的电极部200、从超声波振子单元246的中心侧的面(超声波振子248的内侧的面)侧支承超声波振子阵列250的各超声波

振子248的背衬材料层252、相对于超声波振子阵列250层叠于背衬材料层252的相反侧(超声波振子阵列250的外侧)的声匹配层264、以及相对于声匹配层264层叠于超声波振子阵列250的相反侧(声匹配层264的外侧)的声透镜266。如上所述,超声波振子单元246具有由声透镜266、声匹配层264、超声波振子阵列250及背衬材料层252构成的层叠体247。

[0136] 此外,本实施方式的超声波振子248、超声波振子阵列250、背衬材料层252、声匹配层264、声透镜266、及层叠体247与图2及图3所示的第一实施方式的超声波振子48、超声波振子阵列50、背衬材料层52、声匹配层64、声透镜66、及层叠体47形状不同,但其结构及功能相同,因此省略说明。

[0137] 另外,超声波振子单元246具有:环状板202,其为以超声波内窥镜212的基端侧的侧面与超声波内窥镜212的前端侧的、背衬材料层252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204的位置;支承板203,其为具有比环状板202的内径大的外径的圆盘状的板材;圆筒部件204,其相对于背衬材料层252与超声波振子阵列250的相反侧(背衬材料层252的内侧)的面抵接,在超声波内窥镜212的前端侧的端面与支承板203接合,用于支承层叠体247;配线基板254,其配设于比圆筒部件204的背衬材料层252更靠超声波内窥镜212的基端侧的外周部分,与电缆部70的多个同轴电缆71及电极部200电连接;铜箔(第一导热部件)262,其沿着多个超声波振子248及背衬材料层252的超声波内窥镜212的基端侧的侧面配设,与电缆部70的屏蔽部件73热连接。另外,如图10及图11所示的一例,电极部200和配线基板254使用配线电缆208等电连接。

[0138] 超声波振子单元246的电极部200具有用于向多个超声波振子248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200a和作为多个超声波振子248的接地电极的振子地线200b。在图10所示的一例中,单个电极200a配设成从超声波振子248的内侧且超声波振子248的基端侧的端部引出到背衬材料层252的基端侧的端面侧,并与配线基板254的后述的多个电极焊盘205电连接。另外,虽未图示,振子地线200b使用导线等与设于超声波内窥镜212内的接地部位电连接。如后述,与电极部200的多个单个电极200a电连接的多个电极焊盘205与多个同轴电缆71的信号线71a导通,因此,电极部200的多个单个电极200a与同轴电缆71的信号线71a导通。

[0139] 此外,振子地线200b是相对于多个超声波振子248的接地电极,因此,优选其接地电位为相同的电位,优选为多个超声波振子248的共用电极。而且,振子地线200b未必与多个同轴电缆71的屏蔽层71c导通,只要能够与接地的部位电连接即可。另外,多个单个电极200a及振子地线200b的配设位置不限于图10所示的位置,只要是能够与信号线及地线部位连接的位置即可。即,可以配设于超声波振子248的、超声波内窥镜212的前端侧,也可以以遍及超声波振子248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236的结构适当变更。

[0140] 如图10及图11所示,超声波振子单元246的配线基板254配设于圆筒部件204的、背衬材料层252的基端侧的外周部分,并与电极部200电连接。配线基板254具有设于其超声波内窥镜212的前端侧(配线基板254的前端侧)的多个电极焊盘205、设于比多个电极焊盘205更靠配线基板254的基端侧的配线部256、以及设于配线基板254的最靠基端侧的地线部260。电极焊盘205是用于与电极部200的多个单个电极200a分别电连接的部件。另外,配线部256由多个连接部258构成,该多个连接部258是经由设于配线基板254上的配线(未图示)

与多个电极焊盘205导通并且与多个同轴电缆71的信号线71a电连接的端子。另外,地线部260与多个同轴电缆71的屏蔽层71c电连接。

[0141] 此外,配线基板254可以使用FPC,也可以形成为包围圆筒部件204的圆筒形状,只要将电极部200的多个单个电极200a与多个同轴电缆71的信号线71a电连接即可。另外,在多个超声波振子248的数量(超声波振子阵列250的通道数)较多等情况下,可以配设多个配线基板254,也可以以包围圆筒部件204的方式使配线基板254并排。

[0142] 超声波振子单元246的支承板203抵接配设于环状板202的与背衬材料层252相反侧的面上,是具有比环状板202的内径大的外径的圆盘状的板材。另外,支承板203用于固定环状板202及圆筒部件204的位置。因此,为了固定圆筒部件204的配设位置,优选支承板203与圆筒部件204接合,也可以是与圆筒部件204一体的部件。而且,支承板203在与圆筒部件204接合的情况下,为了固定圆筒部件204的位置,优选还与环状板202接合。此外,支承板203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202及圆筒部件204的位置即可。

[0143] 超声波振子单元246的圆筒部件204抵接配设于背衬材料层252的内侧的面、环状板202的内侧的面及支承板203的与超声波内窥镜的前端侧相反侧的面,是固定层叠体247的部件。另外,电缆部70的多个同轴电缆71的前端侧的一部分配设在圆筒部件204的基端侧、且超声波振子单元246的中心侧(圆筒部件204的内侧)的空间。而且,在圆筒部件204的、背衬材料层252的基端侧部分,设有用于将多个同轴电缆71导出到圆筒部件204的外周侧的多个缝隙206。此外,圆筒部件204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247即可。

[0144] 超声波振子单元246的铜箔262是沿着多个超声波振子248及背衬材料层252的基端侧的侧面配设,用于传导在多个超声波振子48中产生的热的部件。而且,在图10及图11所示的一例中,铜箔262将其一部分延长并与电缆部70的屏蔽部件73电连接。因此,能够将在多个超声波振子248中产生的热经由电缆部70的屏蔽部件73向电缆部70的基端侧散热。

[0145] 另外,与图3、图4及图6~图8所示的第一实施方式的铜箔62同样,铜箔262的一部分被延长的部分也可以使用与沿着超声波振子阵列250及背衬材料层252配设的部分不同的部件构成。即,也可以使用导线或网眼形状的导电性部件等将与铜箔262的超声波振子阵列250及背衬材料层252抵接的部分和电缆部70的屏蔽部件73连接,只要能够将铜箔262与电缆部70的屏蔽部件73电连接或热连接即可。而且,铜箔262可以替代为铝、金或银等导热性高的金属部件、或导热性的硅片等,但在使用导电性部件的情况下,可以将铜箔262或替代铜箔262的导热部件接地。在这种情况下,可以使多个超声波振子248中不包含铜箔262或替代铜箔262的导热部件从外部接收到的噪声。

[0146] 此外,在图11所示的一例中,与图4所示的第一实施方式的一例同样,由于第二导热部件80配设在电缆部70的第一绝缘管74和连接管76之间,所以能够将从铜箔262传导到电缆部70的屏蔽部件73的热传导到连接管76进行散热。此外,图11与图4同样,为了进行说明而简化,仅记载超声波振子单元246和电缆部70,其他构成要素省略。

[0147] 配线基板254的多个电极焊盘205设于配线基板254的前端侧,使用配线电缆208等与电极部200的多个单个电极200a电连接。另外,多个电极焊盘205分别经由设于配线基板254的配线(未图示)与构成配线部256的多个连接部258导通。另外,在超声波振子单元246

中,即使配线了多个配线基板254时,在超声波振子阵列250的通道数较多等、配置多个电极焊盘205等情况下,也可以配置多列电极焊盘205。此外,多个电极焊盘205与多个单个电极200a的配线不限于图示例的配线电缆208,也可以使用导线或FPC等众所周知的配线方法,只要能够将多个电极焊盘205与多个单个电极200a电连接即可。

[0148] 配线基板254的配线部256由多个连接部258构成,该多个连接部258是分别与电缆部70的多个同轴电缆71的信号线71a配线的端子,在图10及图11所示的一例中,配线部256配设于配线基板254的、多个电极焊盘205和地线部260之间。构成配线部256的多个连接部258的总数优选至少与多个电极焊盘205的总数同数量或其以上。另外,在超声波振子阵列250的通道数较多等情况下,与多个电极焊盘205同样,也可以排列多列。此外,虽然未图示,但优选电缆部70的多个同轴电缆71的信号线71a与构成配线部256的多个连接部258的配线部分被绝缘性的树脂等填料(未图示)覆盖,以防止在配线部分中的断线。

[0149] 配线基板254的地线部260配设于配线基板254的基端侧,是与电缆部70的多个同轴电缆71的屏蔽层71c电连接的导电性部件。在图10及图11所示的一例中,地线部260电连接多个同轴电缆71的屏蔽层71c。因此,由于将各同轴电缆71的屏蔽层71c的接地电位设定为相同的电位,所以优选电连接各同轴电缆71的屏蔽层71c的地线部260相互导通。即,例如,地线部260可以是包围圆筒部件204的环状,在设有多个配线基板254的情况下,多个配线基板254的地线部260也可以使用导线等相互电连接。在这种情况下,例如,电极部200的振子地线200b不是共用电极,即使在相互独立的情况下,也能够将多个超声波振子248的接地电位设定为相同的电位。

[0150] 在使用以上的图9~图11说明的本实施方式的散热构造的一例中,与图4所示的第一实施方式的一例同样,能够将在多个超声波振子248中产生的热向电缆部70的屏蔽部件73及连接管76散热。而且,在图6~图8所示的第一实施方式的散热构造中,如果应用图9~图11所示的放射状超声波振子单元246,则在具有放射状超声波振子单元246的超声波内窥镜212中,也可以具有与第一实施方式中说明的散热构造同样的散热构造。

[0151] 例如,图12所示的本实施方式的另一例是图10及图11所示的放射状超声波振子单元246与图6所示的第一实施方式的一例的电缆部79连接的结构。因此,在图12所示的结构中,与图6所示的第一实施方式的一例的结构同样,电缆部79的第二导热部件81具有向外凸缘81a,所以第二导热部件81与连接管76的散热通道增大,散热效率提高。而且,由于第二导热部件81的向外凸缘81a承担相对于连接管76的紧固件的作用,所以能够使电缆部70的、连接管76的内侧部分相对于连接管76不会向前端侧移动。

[0152] 另外,图13所示的本实施方式的另一例是将图10及图11所示的放射状超声波振子单元246与图7所示的第一实施方式的一例的电缆部82连接的结构。因此,根据图13所示的结构,与图7所示的第一实施方式的一例的结构同样,能够提高散热效果。即,在电缆部82的配设第二导热部件83的部分中,将第一绝缘管74及外侧的外皮72b去除,第二导热部件83与电缆部82的屏蔽部件73抵接,因此,能够提高将从铜箔262传导到电缆部82的屏蔽部件73的热向连接管76传导的效率。因此,与图7所示的第一实施方式的一例同样,能够提高散热效率。

[0153] 另外,图14所示的本实施方式的另一例是将图10及图11所示的放射状超声波振子单元246与图8所示的第一实施方式的一例的电缆部85连接的结构。因此,根据图14所示的结构,与图8所示的第一实施方式的一例的结构同样,以将连接管76的至少一部分及第二绝缘

管78和第一绝缘管74之间填埋的方式配设第三导热部件86。因此,能够将经由铜箔262传导到电缆部85的屏蔽部件73的、在多个超声波振子248中产生的热向连接管76及第三导热部件86散热。因此,与图8所示的第一实施方式的一例同样,能够增加散热通道,提高散热效率。

[0154] 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例子当然可以适当组合使用。

[0155] 符号说明

[0156] 10 超声波检查系统

[0157] 12、212 超声波内窥镜

[0158] 14 超声波用处理器装置

[0159] 16 内窥镜用处理器装置

[0160] 18 光源装置

[0161] 20 监视器

[0162] 21a 供水罐

[0163] 21b 吸引泵

[0164] 22 插入部

[0165] 24 操作部

[0166] 26 通用塞绳

[0167] 28a 供气供水按钮

[0168] 28b 吸引钮

[0169] 29 弯角钮

[0170] 30 处置器具插入口(钳道口)

[0171] 32a 超声波用连接器

[0172] 32b 内窥镜用连接器

[0173] 32c 光源用连接器

[0174] 34a 供气供水用管

[0175] 34b 吸引用管

[0176] 36、236 超声波观察部

[0177] 38、238 内窥镜观察部

[0178] 40、240 前端部

[0179] 41、241 外装部件

[0180] 42 弯曲部

[0181] 43 软性部

[0182] 44 处置器具导出口

[0183] 45 处置器具通道

[0184] 46、246 超声波振子单元

[0185] 47、247 层叠体

[0186] 48、248 超声波振子

[0187] 50、250 超声波振子阵列

- [0188] 52、252 背衬材料层
- [0189] 54、254 配线基板
- [0190] 56、256 配线部
- [0191] 58、258 连接部
- [0192] 60、260 地线部
- [0193] 62、262 铜箔(第一导热部件)
- [0194] 64、264 声匹配层
- [0195] 66、266 声透镜
- [0196] 68 填料层
- [0197] 70、79、82、85 电缆部
- [0198] 71 同轴电缆
- [0199] 71a 信号线
- [0200] 71b、71d、72a、72b 外皮
- [0201] 71c 屏蔽层
- [0202] 73 屏蔽部件
- [0203] 74 第一绝缘管
- [0204] 76 连接管
- [0205] 78 第二绝缘管
- [0206] 80、81、83 第二导热部件
- [0207] 81a 向外凸缘
- [0208] 84 绝缘层
- [0209] 86 第三导热部件
- [0210] 88 观察窗
- [0211] 90 物镜
- [0212] 92 固体摄像元件
- [0213] 94 照明窗
- [0214] 96 洗涤喷嘴
- [0215] 98、208 配线电缆
- [0216] 200 电极部
- [0217] 200a 单个电极
- [0218] 200b 振子地线
- [0219] 202 环状板
- [0220] 203 支承板
- [0221] 204 圆筒部件
- [0222] 205 电极焊盘
- [0223] 206 缝隙
- [0224] EL 长边方向(俯仰方向)
- [0225] AZ 平行的方向(方位方向)

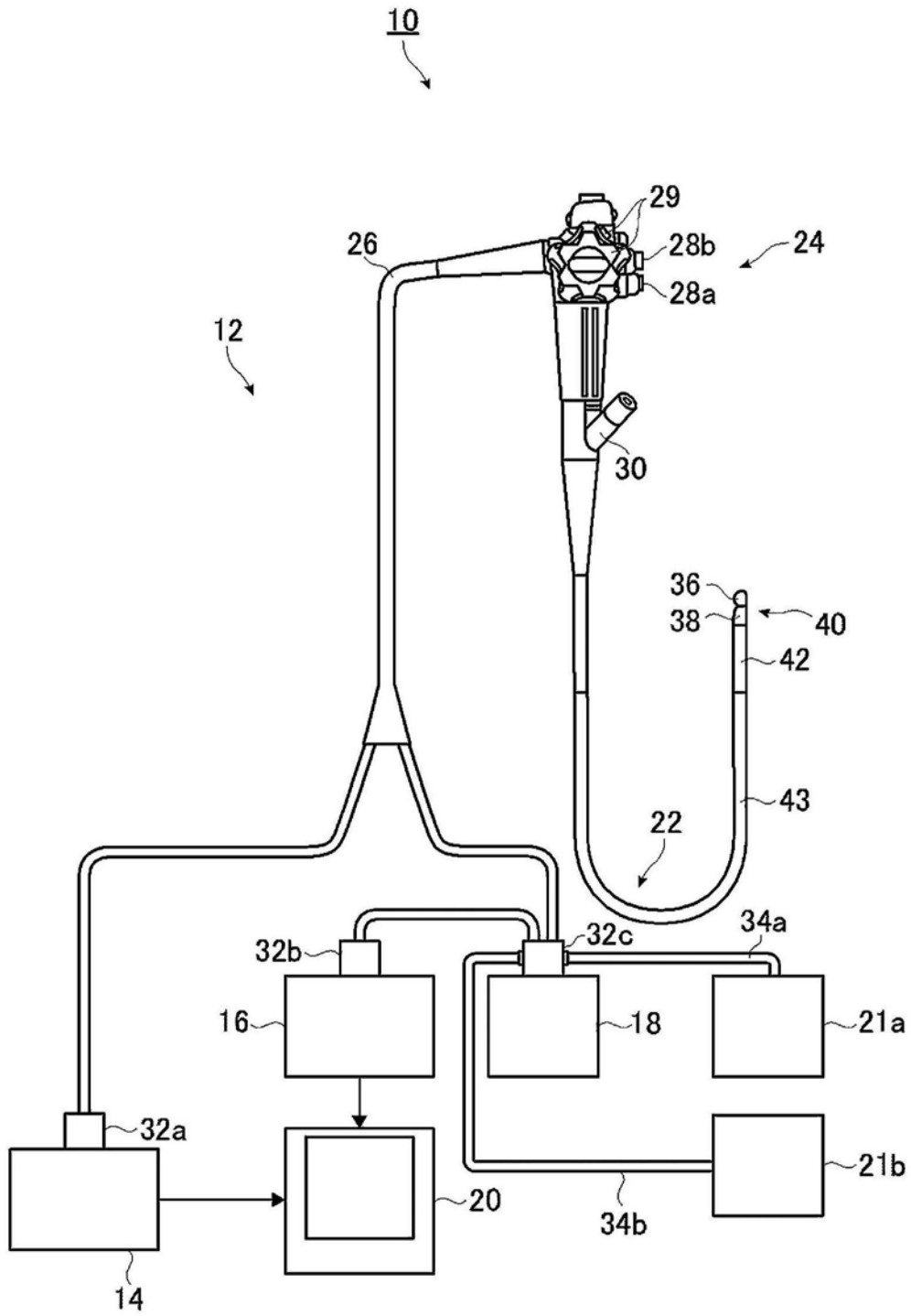


图1

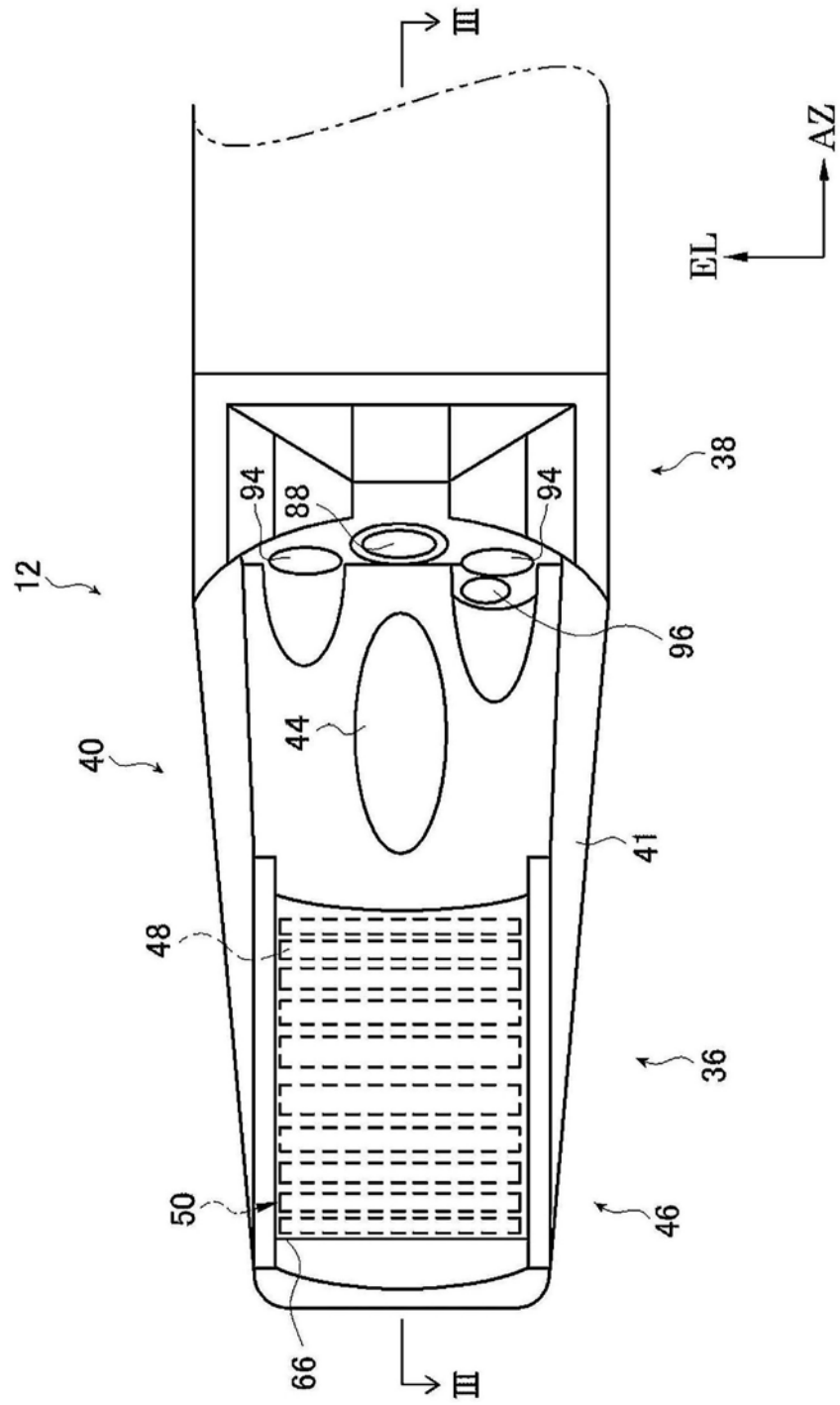


图2

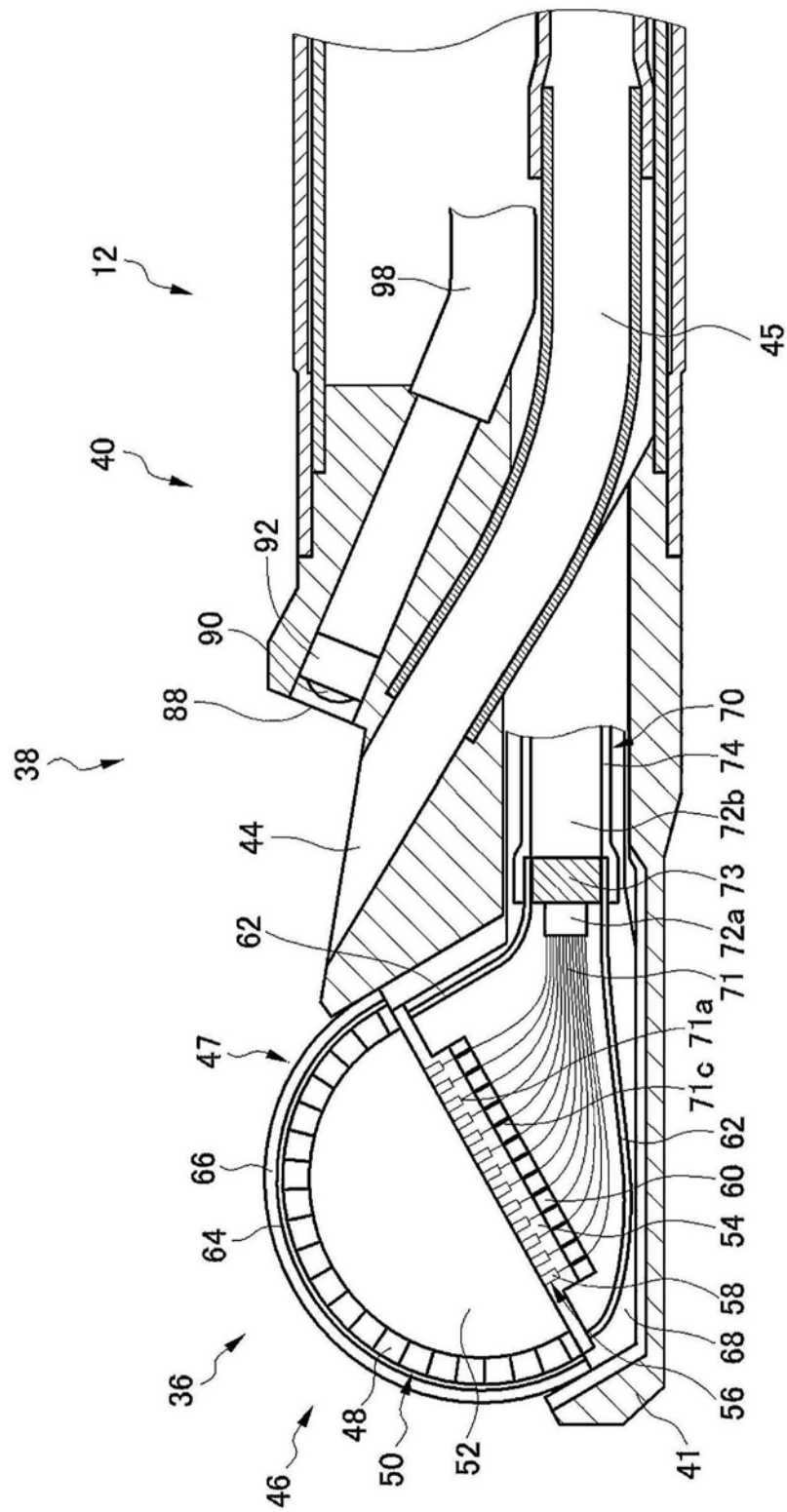


图3

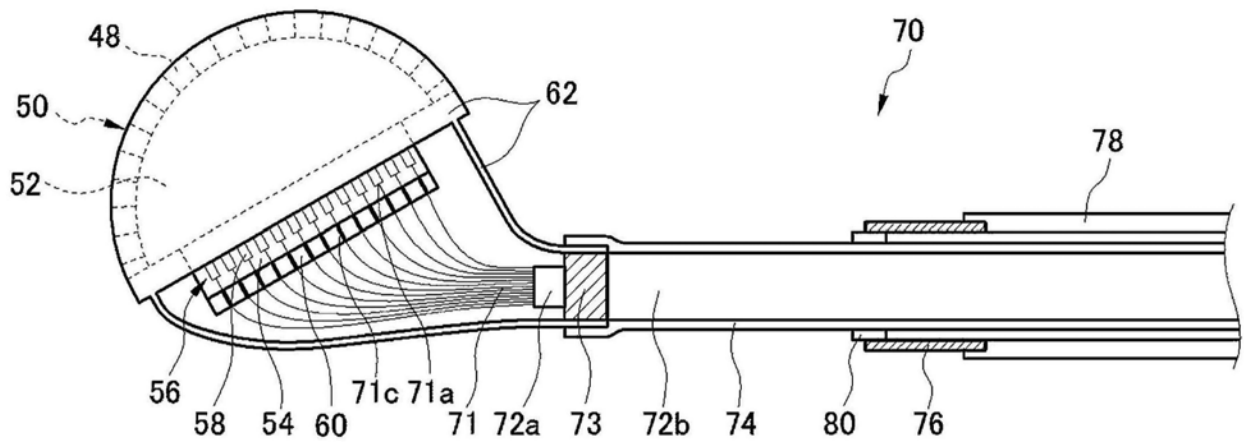


图4

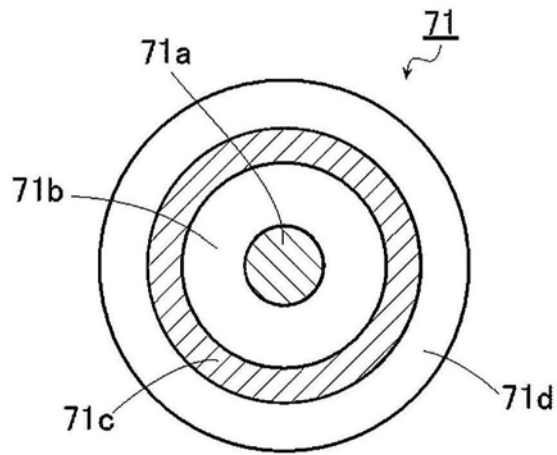


图5

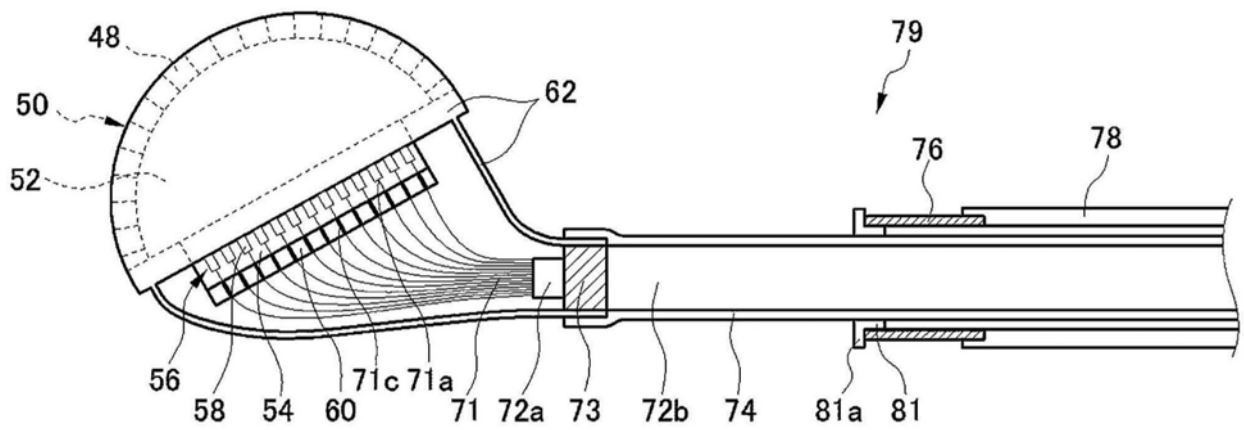


图6

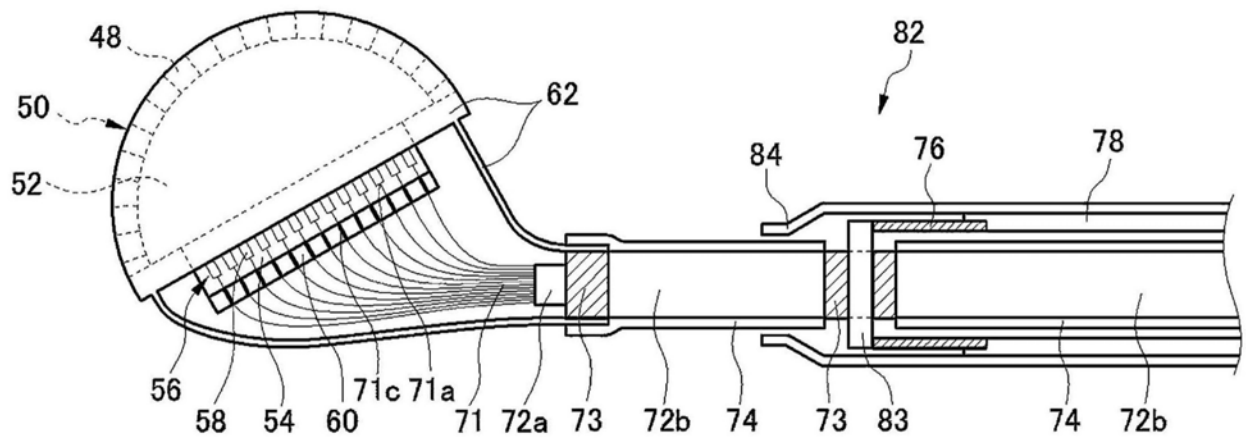


图7

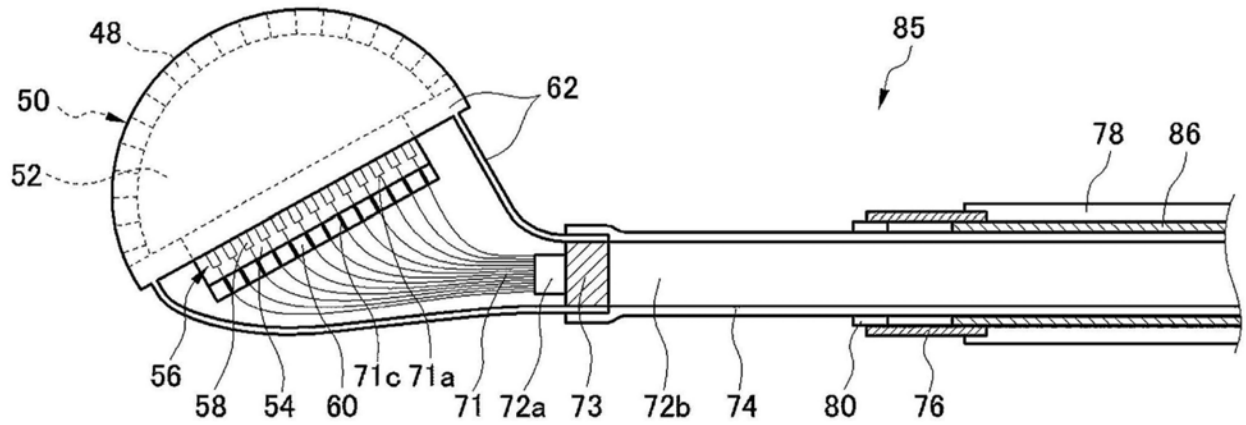


图8

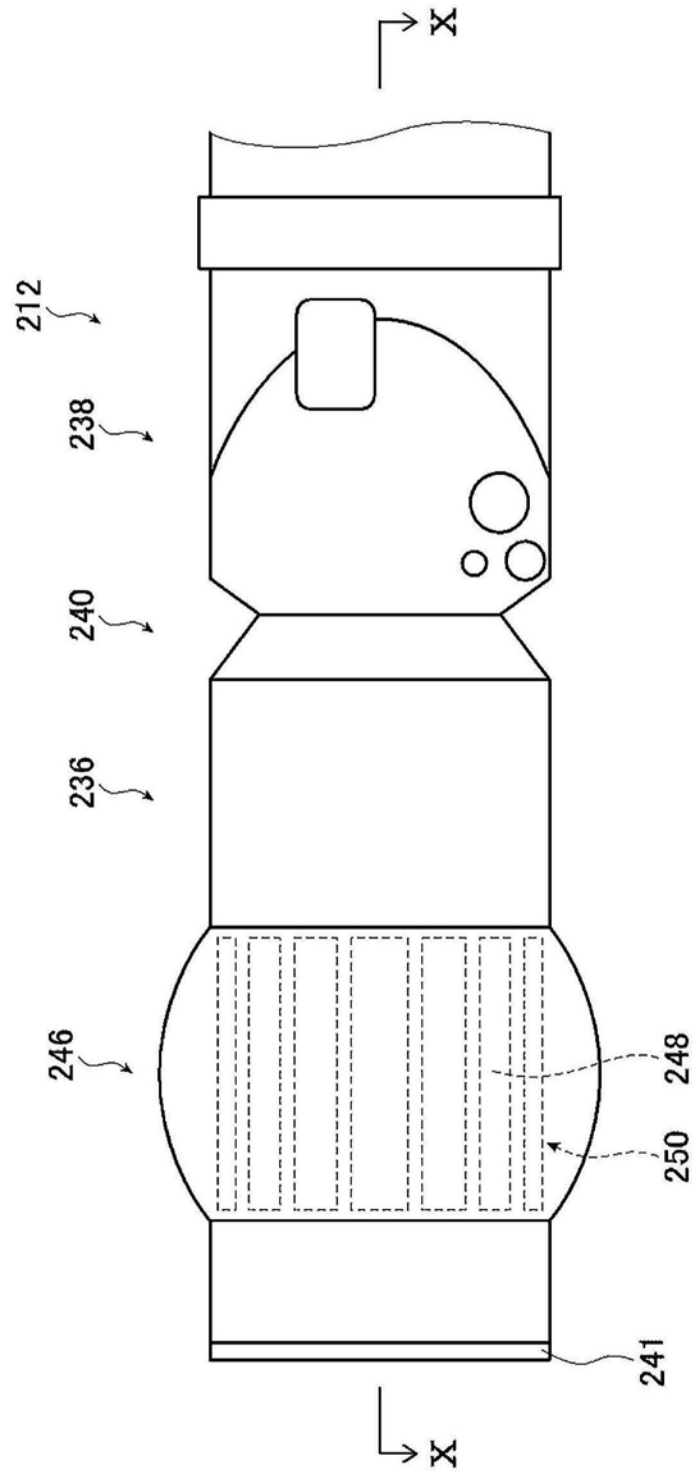


图9

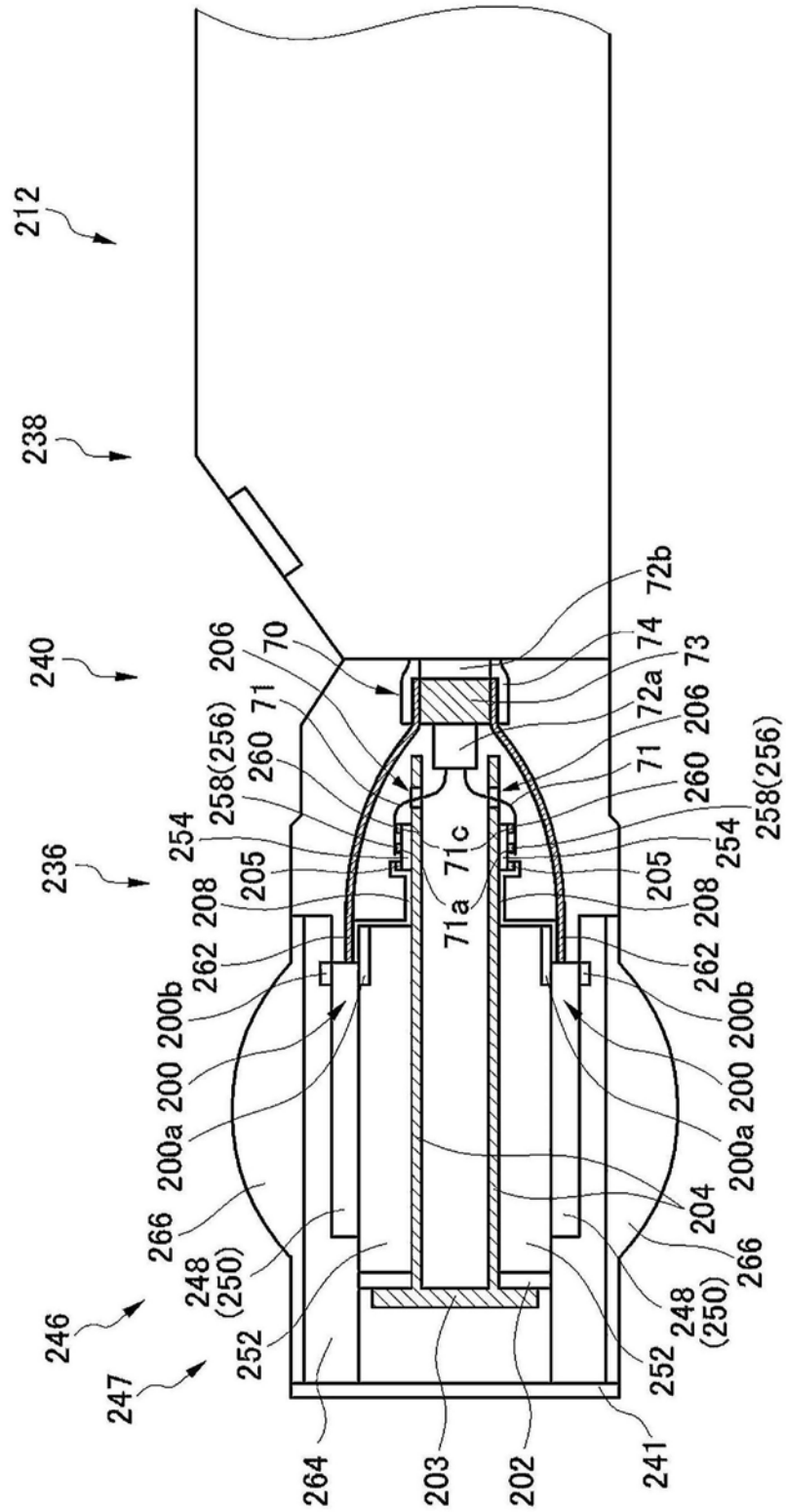


图10

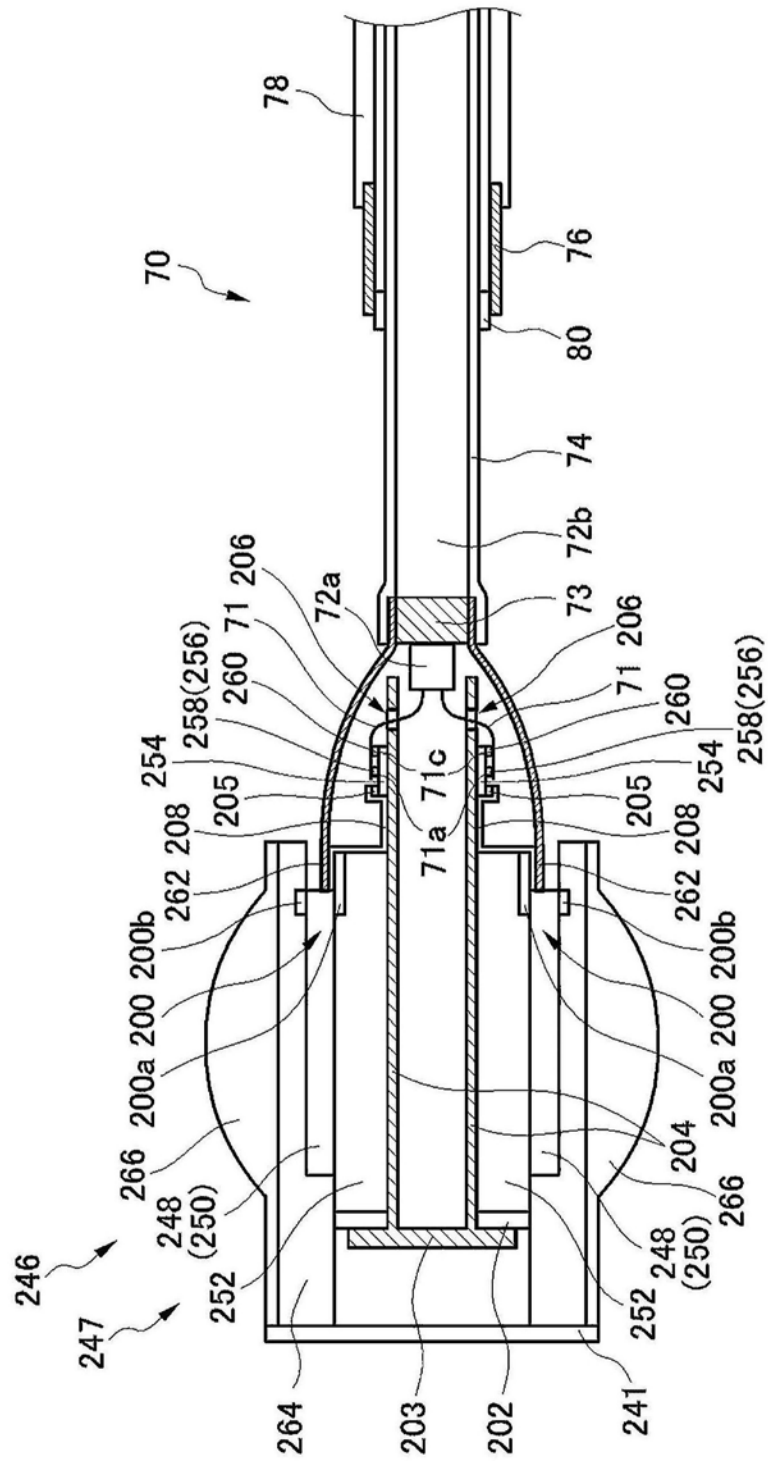


图11

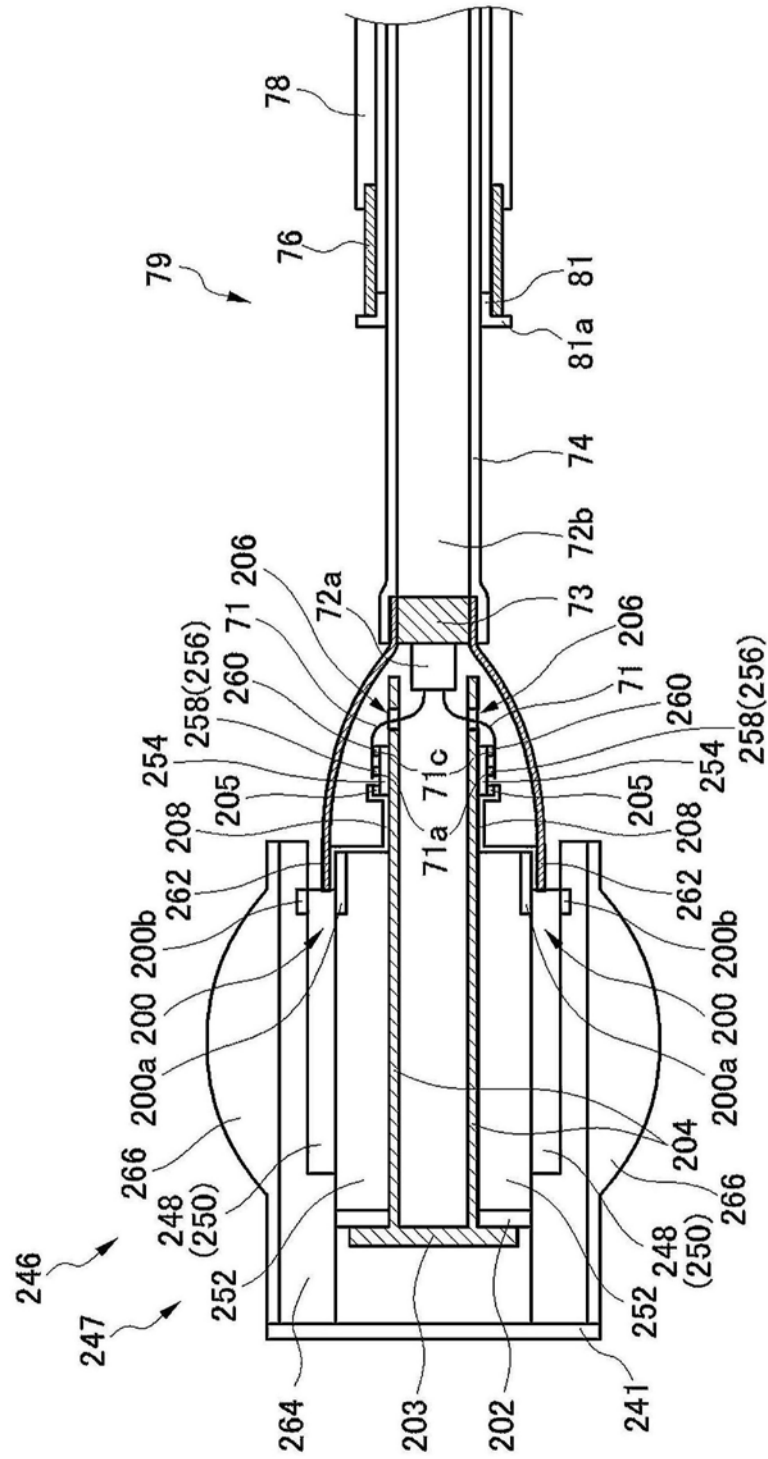


图12

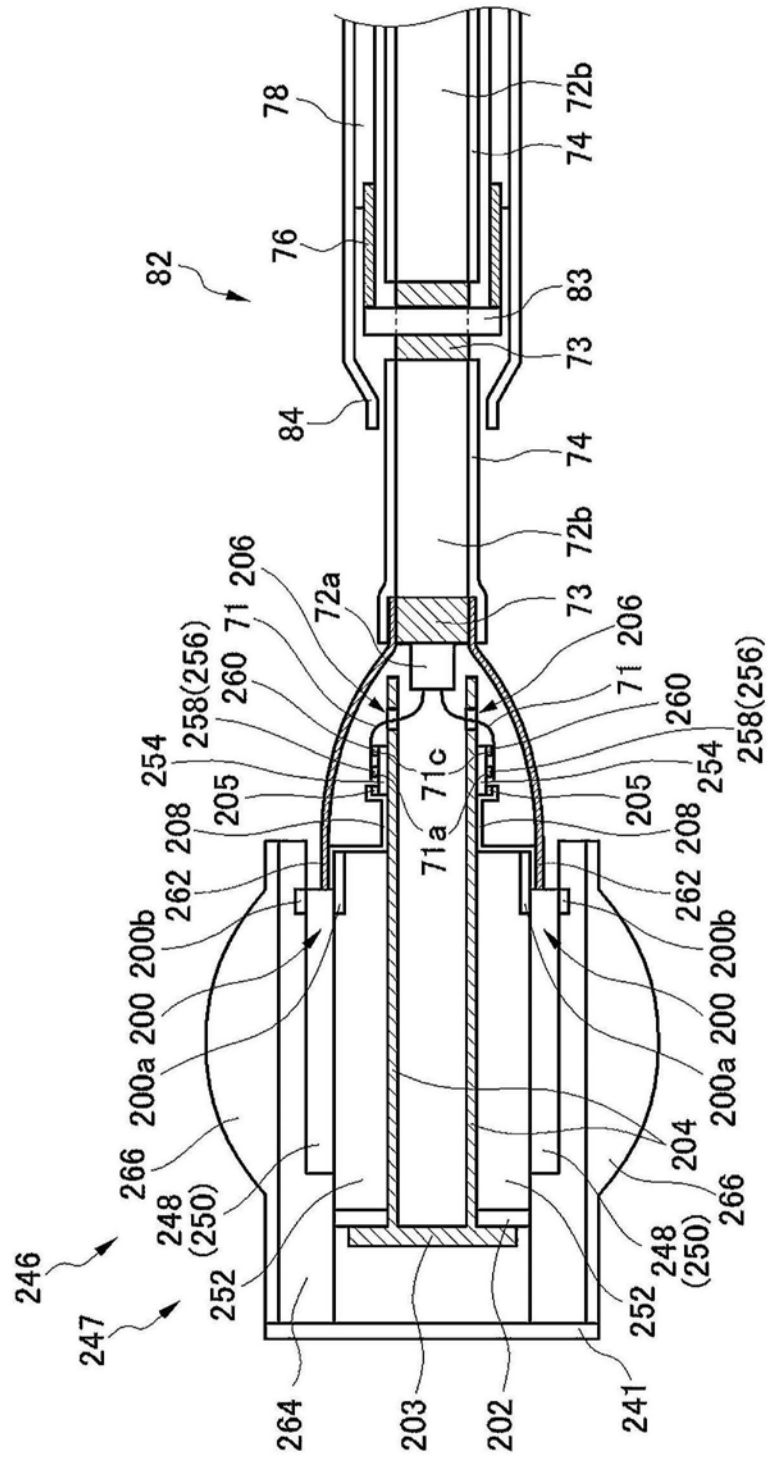


图13

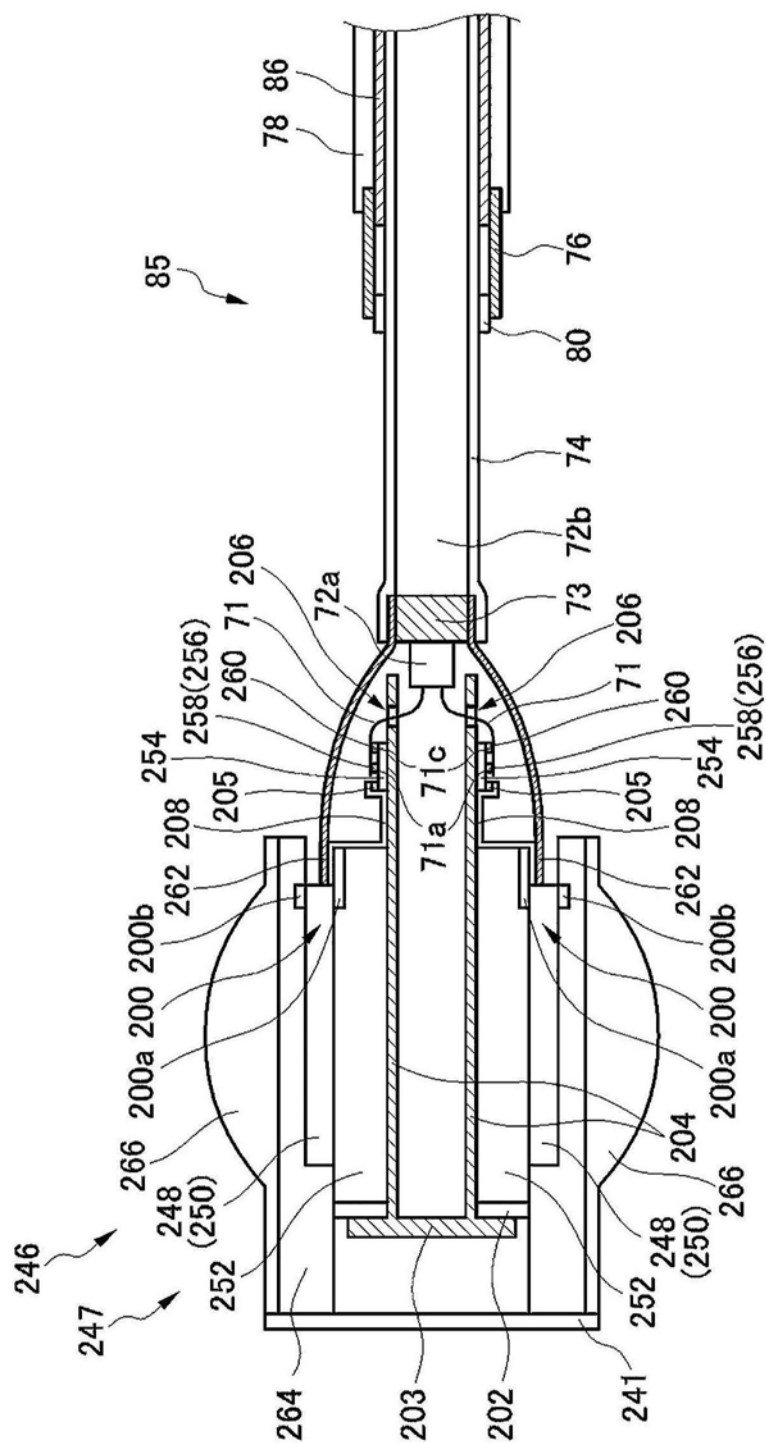


图14

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN109414253A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780040244.4	申请日	2017-05-11
[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 冈田知 森本康彦		
发明人	山本胜也 冈田知 森本康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0622 A61B1/0008 A61B1/018 A61B8/546		
优先权	2016130195 2016-06-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波内窥镜，其具有：具备排列有多个超声波振子的超声波振子阵列及支承多个超声波振子的背衬材料层的层叠体；具备与多个超声波振子分别电连接的多个电缆且具备从外侧覆盖多个电缆的金属制屏蔽部件的电缆部；以及配设于层叠体的侧面的第一导热部件，该第一导热部件延长至接地到框体的屏蔽部件，并与屏蔽部件热连接。

