



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414252 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780040177.6

(22)申请日 2017.05.11

(30)优先权数据

2016-130382 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/JP2017/017858 2017.05.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/003311 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

(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)

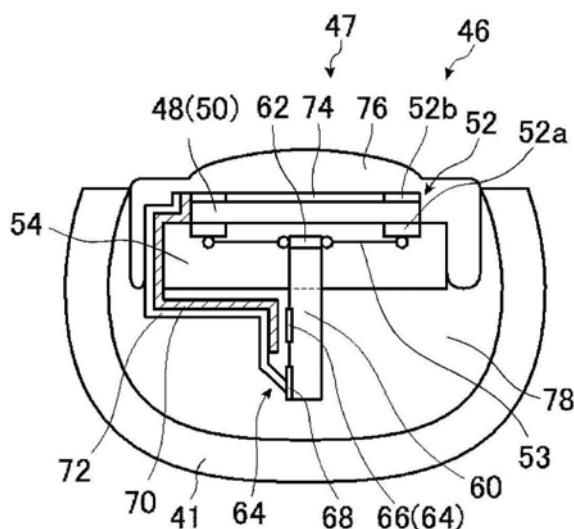
权利要求书2页 说明书22页 附图13页

(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:排列有多个超声波振子的超声波振子阵列、多个超声波振子的背面侧的背衬材料层、具备与多个超声波振子连接的多个电极焊盘的配线基板、具备信号线及屏蔽部件的多个屏蔽电缆、多个信号线与多个电极焊盘电连接的配线部、与屏蔽部件电连接并且具有导热性的地线部、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并与地线部热连接的第一导热部件。



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,该背衬材料层配置于所述多个超声波振子的背面侧;

配线基板,其具备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的多个电极焊盘;

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多个信号线,并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配线基板的所述多个电极焊盘电连接;

具有导热性的地线部,其与所述屏蔽电缆的所述屏蔽部件电连接;以及

第一导热部件,其配置于具备所述超声波振子阵列及所述背衬材料层的层叠体的侧面,相对于所述背衬材料层在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,并与所述地线部热连接。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,

所述第一导热部件向所述层叠体的侧面侧折回,并与所述地线部连接。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波内窥镜,其中,

所述第一导热部件是导电性部件,

所述配线基板相对于所述第一导热部件配置于所述层叠体侧,

在所述第一导热部件覆盖所述配线基板的至少所述配线部的所述多个连接部的区域,在所述第一导热部件与所述多个连接部之间具有绝缘层。

4. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其中,

在所述第一导热部件至少与所述地线部连接的部分,所述绝缘层被去除。

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,

所述第一导热部件相对于所述背衬材料层在与所述超声波振子阵列相反侧,在越过所述背衬材料层而延伸的部分,具有至少包围所述配线基板的侧面的一部分的形状。

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,

所述第一导热部件相对于所述背衬材料层在与所述超声波振子阵列相反侧,在越过所述背衬材料层而延伸的部分,以包围所述配线部及所述地线部的方式折弯,且与所述地线部连接。

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,

所述第一导热部件是导电性部件,

所述第一导热部件和所述地线部使用焊料或银膏连接。

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,

相对于所述背衬材料层在与所述超声波振子阵列相反侧的、越过所述背衬材料层的部分,配置有多个所述配线基板。

9. 根据权利要求1~7中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述多个屏蔽电缆的所述屏蔽部件由金属制成,

所述地线部是电连接有所述多个屏蔽电缆的所述屏蔽部件的集合地线部、设于所述配线部且电连接有所述屏蔽部件的接地线、或设于所述配线基板上且与所述接地线电连接的

地线焊盘。

10. 根据权利要求9所述的超声波内窥镜, 其中,

用于所述第一导热部件与所述集合地线部、所述接地线、或所述地线焊盘的连接的焊料的熔点比用于所述集合地线部、所述接地线、或所述地线焊盘与所述多个同轴电缆的所述屏蔽部件的连接焊料的熔点低。

11. 根据权利要求9或10所述的超声波内窥镜, 其中,

所述接地线或所述地线焊盘设于作为所述第一导热部件侧的面的所述配线基板的表面、作为所述表面的背侧面的所述配线基板的背面、及所述配线基板的所述表面及所述背面的两端面中的至少任一面,

所述第一导热部件与所述接地线、或所述地线焊盘连接。

12. 根据权利要求9~11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与所述超声波振子阵列相反侧的、越过所述背衬材料层的部分, 配置有多个所述配线基板,

多个所述配线基板中的相互相邻地配置的所述配线基板的所述接地线、或所述地线焊盘使用与所述第一导热部件独立的第二导热部件热连接。

13. 根据权利要求9~11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与所述超声波振子阵列相反侧的、越过所述背衬材料层的部分, 配置有多个所述配线基板,

在中心侧或所述配线基板的端面侧, 所述中心侧的配线基板连接所述第一导热部件与所述接地线、或者连接所述第一导热部件与所述地线焊盘,

在外侧或所述配线基板的端面侧, 所述外侧的配线基板连接所述第一导热部件与所述接地线、或者连接所述第一导热部件与所述地线焊盘。

14. 根据权利要求13所述的超声波内窥镜, 其中,

多个所述配线基板中的相互相邻地配置的所述配线基板的所述接地线、或所述地线焊盘使用与所述第一导热部件独立的第二导热部件热连接。

15. 根据权利要求1~14中任意一项所述的超声波内窥镜, 其中,

所述第一导热部件配置于所述层叠体的两侧面, 使用第三导热部件相互连接。

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,近年来,提出了用于将热的产生源即超声波内窥镜的前端部冷却的各种技术方案(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内窥镜,其具有覆盖超声波内窥镜的各部的各外装部件、配设于多个超声波振子的背面的背衬材料层、含有与多个超声波振子电连接的屏蔽线群及与背衬材料层密合的高导热性的填料的信号线收纳部、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,将超声波振子中产生的热经由背衬材料层的背面或屏蔽线群向填料扩散,再将填料的热经由高导热层向外装部件的表面扩散。

[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:日本专利第5399660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。另外,在专利文献2公开的技术中,仅考虑

到将超声波振子中产生的热经由背衬材料层及与填料相接的高导热层向外装部件散热的通道。这样,在专利文献1及2公开的技术中,由于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及2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1或2公开的超声波内窥镜中,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。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 用于解决技术课题的手段

[0017] 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、和配设于多个超声波振子的背面侧的背衬材料层;配线基板,其具备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;多个屏蔽电缆,其具备与多个超声波振子分别电连接的多个信号线,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,该多个连接部将多个屏蔽电缆的多个信号线分别与配线基板的多个电极焊盘电连接;地线部,其与屏蔽电缆的屏蔽部件电连接,并且具有导热性;以及第一导热部件,其配设于具备超声波振子阵列及背衬材料层的层叠体的侧面,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,并与地线部热连接。

[0018] 而且,理想的是,第一导热部件向层叠体的侧面侧折回,并与地线部连接。

[0019] 另外,理想的是,第一导热部件是导电性部件,配线基板相对于第一导热部件配设于层叠体侧,在第一导热部件覆盖配线基板的至少配线部的多个连接部的区域,在第一导热部件和多个连接部之间具有绝缘层。

[0020] 而且,理想的是,在第一导热部件至少与地线部连接的部分,绝缘层被去除。

[0021] 另外,理想的是,第一导热部件在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧,在越过背衬材料层而延伸的部分,具有至少包围配线基板的侧面的一部分的形状。

[0022] 另外,理想的是,第一导热部件在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧,在越过背衬材料层而延伸的部分,以包围配线部及地线部的方式折弯,且与地线部连接。

[0023] 另外,理想的是,第一导热部件是导电性部件,第一导热部件和地线部使用焊料或银膏连接。

[0024] 另外,理想的是,在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧的、越过背衬材料

层的部分,配设有多个配线基板。

[0025] 而且,理想的是,多个屏蔽电缆的屏蔽部件为金属制,地线部是电连接有多个屏蔽电缆的屏蔽部件的集合地线部、设于配线部且电连接有屏蔽部件的接地线、或设于配线基板上且与接地线电连接的地线焊盘。

[0026] 而且,理想的是,用于第一导热部件与集合地线部、接地线、或地线焊盘的连接的焊料的熔点比用于集合地线部、接地线、或地线焊盘与多个同轴电缆的屏蔽部件的连接的焊料的熔点低。

[0027] 另外,理想的是,接地线或地线焊盘设于第一导热部件侧的面即配线基板的表面、表面的背侧面即配线基板的背面、及配线基板的表面及背面的两端面的至少任一面,第一导热部件与接地线、或地线焊盘连接。

[0028] 另外,理想的是,在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧的、越过背衬材料层的部分,配设有多个配线基板,多个配线基板中、相互相邻配设的配线基板的接地线或地线焊盘使用与第一导热部件独立的第二导热部件热连接。

[0029] 或者,理想的是,在相对于背衬材料层与超声波振子阵列相反侧的、越过背衬材料层的部分,配设有多个配线基板,中心侧的配线基板在中心侧或配线基板的端面侧,连接第一导热部件和接地线或地线焊盘,外侧的配线基板在外侧或配线基板的端面侧,连接第一导热部件和接地线或地线焊盘。

[0030] 而且,理想的是,多个配线基板中、相互相邻地配设的配线基板的接地线、或地线焊盘使用与第一导热部件独立的第二导热部件热连接。

[0031] 另外,理想的是,第一导热部件配设于层叠体的两侧面,使用第三导热部件相互连接。

[0032] 发明效果

[0033] 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

[0034] 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。

[0035] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前端部的局部放大俯视图。

[0036] 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前端部的局部纵剖视图。

[0037] 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单元的一例的横剖视图。

[0038] 图5是图3所示的同轴电缆的示意性横剖视图。

[0039] 图6是表示图1~图4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单元的另一例的示意性立体图。

[0040] 图7是图1~图4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单元的另一例的横剖视图。

[0041] 图8是图1~图4所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的另一超声波振子单元的一例的纵剖视图。

[0042] 图9是本发明第二实施方式所涉及的超声波内窥镜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。

[0043] 图10是示意性表示图9所示的超声波观察部的超声波振子单元的立体图。

[0044] 图11是图9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单元的另一例的横剖视图。

[0045] 图12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。

[0046] 图13是图12所示的XIII—XIII线向视图,是图12所示的超声波内窥镜的前端部的局部纵剖视图。

[0047] 图14是图13所示的超声波振子单元的另一例的局部纵剖视图。

[0048] 图15是图13及图14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

[0049] (第一实施方式)

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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)。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。由此,能够使前端部40朝向所期望的方向。

[0064] 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。

[0065] 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、图7及图8)的超声波振子阵列(50:参照图2~图4、图7及图8)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),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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 光源装置18的作用如下: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,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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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,在图4中,为了说明而将图简化,省略了同轴电缆(56:参照图3)。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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构成。

[0075] 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、埋入配设于背衬材料层54且与电极部52电连接的配线基板60、沿着背衬材料层54的宽度方向的侧面配设的绝缘层70、沿着背衬材料层54的宽度方向的侧面侧即相对于绝缘层70与背衬材料层54相反侧配设的铜箔(第一导热部件)72、以及将外装部件41与背衬材料层54之间填埋的填料层78。

[0076] 另外,在图4所示的一例中,配线基板60的一端侧埋入配设于背衬材料层54中,埋入配线基板60的背衬材料层54的部分和与多个超声波振子48导通的电极部52电连接。而且,虽然图4中未图示,但配线基板60的、相对于背衬材料层54与多个超声波振子48相反侧(背衬材料层54的下侧)部分与多个同轴电缆56电连接。

[0077] 如图3所示,一端与配线基板60电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57捆扎成一束,在配线时,各同轴电缆56被拉出,并与配线基板60电连接。如图5所示,多个同轴电缆56在中心侧具备与后述的配线基板60的配线部64的多个连接部66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,在配线基板60中,在与信号线56a电连接的配线部64设于比后述的接地线68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与配线基板60的配线部64配线,以不使多个同轴电缆56弯曲。

[0078] 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。

[0079] 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后述的多个超声波振子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。

[0080] 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74和层叠于声匹配层74上的声透镜76。即,超声波振子单元46由声透镜76、声匹配层74、超声波振子阵列50及背衬材料层54的层叠体47构成。

[0081] 声匹配层74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。

[0082] 安装于声匹配层74上的声透镜76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76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。为了通过声匹配层74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76中根据需要混合氧化钛或氧化铝、二氧化硅等的粉末。

[0083] 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。

[0084] 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。由此,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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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±5度、即85度~95度的范围的角度。

[0091] 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。

[0092] 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,也可以通过从单个电极52a利用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,但也可以含有从振子地线52b利用配线连接的电极。

[0093] 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。

[0094] 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)。

[0095] 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。

[0096] 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,以便能够收纳配线基板60的一部分。

[0097] 超声波振子单元46的填料层78是将外装部件41和背衬材料层54之间填埋的层,也承担将配线基板60、同轴电缆56的信号线56a、铜箔72及各种配线部分固定的作用。另外,填料层78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的边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中产生的热的散热效率,优选填料层78具有散热性。在填料层78具有散热性的情况下,从背衬材料层54、配线基板60、铜箔72及同轴电缆56的屏蔽层56c接受热,因此,能够提高散热效率。

[0098] 超声波振子单元46的配线基板60相对于作为导热部件的铜箔72配设于由超声波振子阵列50及背衬材料层54等构成的层叠体47侧。在图3及图4所示的一例中,配线基板60的超声波振子阵列50侧被埋入配设于背衬材料层54的内部,并且,在背衬材料层54中,与电极部52的多个单个电极52a进行配线。配线基板60具有用于与电极部52的多个单个电极52a电连接的多个电极焊盘62、设于配线基板60的背衬材料层54的下侧部分且由与多个同轴电缆56的信号线56a电连接的端子即多个连接部66构成的配线部64、以及设于配线基板60的背衬材料层54的下侧的端部且与多个同轴电缆56的屏蔽层56c(参照图4及图5)电连接的接地线68。另外,多个电极焊盘62与配线部64的多个连接部66经由设于配线基板60的配线(未图示)等相互导通。另外,在接地线68被接地,且将电极部52的振子地线52b与接地线68电连接等的情况下,可以在多个电极焊盘62上设置与振子地线52b进行配线的电极,且也可以使用穿过层叠体47的侧面的导线53等,使振子地线52b和接地线68导通。当然,作为使振子地线52b和接地线68导通的方法,也可以适当使用上述其他众所周知的方法。

[0099] 此外,配线基板60的多个电极焊盘62与多个单个电极52a的电连接的方法也可以使用在将信号线软钎焊后填充背衬材料并固化等众所周知的连接方法。这样,在背衬材料层54中具有配线基板60的电极焊盘62的结构中,因为多个单个电极52a与多个电极焊盘62的配线部分由背衬材料层54保护,所以相应的部分的断线的可能性降低。另外,配线基板60只要将电极部52和信号线56a电连接即可,不需要埋入背衬材料层54。例如,在将电极部52延长设置到超声波振子阵列50的宽度方向的端面的情况下,也可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(层叠体47的侧面)配设,即,配设于超声波振子阵列50及背衬材料层54和铜箔72之间。在这种情况下,在背衬材料层54固化后,能够进行电极部52与配线基板60的配线,因此,配线时的作业性提高。另外,在多个超声波振子48的数量(超声波振子阵列50的通道数)较多,且在配线基板60上难以确保与多个同轴电缆56的配线空间等的情况下,也可以适当增加配线基板60的配设数量。

[0100] 超声波振子单元46的绝缘层70形成为以沿着超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面的方式贴附,且相对于背衬材料层54在超声波振子阵列50的相反侧越过背衬材料层54(背衬材料层54的下侧)延伸。在铜箔72和超声波振子阵列50及背衬材料层54之间、特别是铜箔72和配线基板60的连接部66之间未形成绝缘层70的情况下,铜箔72与连接部66发生干涉,成为所观测的超声波回波信号(电压信号)中包含铜箔72从外部接收到的噪声的主要因素。因此,绝缘层70优选覆盖连接部66而形成,以使铜箔72不会与配线基板60的配线部64的连接部66接触。因此,如图3及图4所示的一例,在连接配线部64的接地线68和铜箔72的部分也可以去除绝缘层70。另外,由于绝缘层70形成于铜箔72和超声波振子阵列50及背衬材料层54之间,所以优选为具有一定的薄度、或者具有导热性的硅片等具有导热性的绝缘材料。

[0101] 超声波振子单元46的铜箔72贴附配设于超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面侧,即相对于绝缘层70贴附配设于背衬材料层54的相反侧。而且,铜箔72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,并与配线部64的接地线68连接。铜箔72经由超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面及绝缘层70接受从构成超声波振子阵列50的多个超声波振子48产生的热,将其经由接地线68散热。因此,例如,如果是铝箔及导热性的硅片等导热率高的材料,则也可以代替铜箔72而使用。另外,作为铜箔72与接地线68的连接方法,只要能够进行电连接及热连接,优选能够在比一定的温度低的温度下使用的连接方法,以使不会对多个超声波振子48产生因热带来的损伤。因此,作为铜箔72与接地线68的连接方法,可以使用不需要一定以上的热量的焊料或银膏等的众所周知的方法。

[0102] 此外,如图3及图4所示的一例,也可以将铜箔72与配线部64的接地线68连接,但也可以像图7所示的本实施方式的另一例那样,折回到超声波振子单元69的超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面侧并与接地线68连接。即,相对于绝缘层70将铜箔72与绝缘层70一起折回配设,以使朝向与超声波振子阵列50及背衬材料层54相反侧的铜箔72的面与接地线68连接。这样,通过设置绝缘层70及铜箔72,如图3及图4所示的一例,不需要在中途去除绝缘层70,因此,能够削减制造超声波内窥镜12时的作业工序,能够提高配线时的作业性。在此,在图7中,与图4的记载同样,为了进行说明而将图进行了简化,省略了同轴电缆56的信号线56a。

[0103] 在此,为了提高散热效率,也可以将铜箔72配设在超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的两侧面(层叠体47的两侧面)。如图4所示,在仅设有一个配线基板60的情况下,在配线基板60的设有配线部64的面的相反侧,也可以仅将铜箔72贴附于超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面。另外,例如,在将与多个超声波振子48导通的电极部52配设于超声波振子阵列50的宽度方向的两侧面侧的情况下、或者配设有两片以上的配线基板60等情况下,也可以在超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的两侧面侧分别设置绝缘层70和铜箔72。如上所述,在层叠体的两侧面侧分别配设有铜箔72的情况下,为了提高散热效率,如图6所示的本实施方式的另一例所示,优选将各铜箔72用铜箔73等导热部件连接。在图6所示的一例中,使用焊料或银膏等将导热部件即铜箔73穿过配线基板60的宽度方向的侧面侧配设于层叠体47的两侧面侧的铜箔72彼此热连接。因此,特别是在与热连接一对铜箔72、72的配线基板60、60导通的电极部52的多个单个电极52a的数量(超声

波振子阵列50的通道数)存在差的情况下,能够将传导到两铜箔72、72的热经由各自的配线基板60的接地线68均等地向多个同轴电缆56的屏蔽层56c(参照图3及图5)散热。另外,在配设的配线基板60为一片的情况下,与仅在层叠体47的单侧的侧面配设有铜箔72的情况相比,也能够增加来自多个超声波振子48的热的传导通道,因此,散热效率提高。另外,将配设于层叠体的两侧面侧的铜箔72彼此热连接的导热部件只要是导热率高的部件即可,除铜箔73之外,可以使用铝及导热性的硅片等众所周知的导热部件。而且,导热部件的形状不限于图6所示的箔的形状,可以是板状,也可以是线状。

[0104] 此外,图6是用于说明将配设于层叠体的两侧面侧的铜箔72彼此使用导热部件进行热连接的示意图,作为层叠体,仅记载有背衬材料层54,而且,省略了配线基板60、绝缘层70及同轴电缆56等各部的配线。

[0105] 如图3及图4所示,配线基板60的配线部64由与多个同轴电缆56的信号线56a电连接的端子即多个连接部66构成,配设于配线基板60的背衬材料层54的下侧部分。另外,配线部64的多个连接部66经由设于配线基板60的配线等与配线基板60的多个电极焊盘62分别导通。因此,配线部64优选具有至少与电极焊盘62电连接的多个超声波振子48的数量(超声波振子阵列50的通道数)以上的多个连接部66。另外,在多个超声波振子48的数量多等情况下,配线部64也可以由排列成多列的多个连接部66构成。另外,在图3及图4所示的一例中,利用形成于铜箔72的绝缘层70及71将铜箔72侧的面覆盖,以使配线部64不会与配设于层叠体47的宽度方向的侧面的铜箔72发生干涉。此外,在将同轴电缆56的信号线56a与连接部66电连接、且将同轴电缆56的屏蔽层56c与接地线68电连接的情况下,如图4及图5所示的一例,配线部64优选设于配线基板60的、与接地线68相同的面。当然,配线部64也可以设于配线基板60上的任何部位,只要不损害进行配线时的作业性即可。

[0106] 如图3所示,配线基板60的接地线68是与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接,且与沿着层叠体47的侧面配设的铜箔72热连接的导电性的部件。因此,能够将在多个超声波振子48中产生的热经由铜箔72及接地线68向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。另外,在将接地线68与铜箔72热连接时,为了防止接地线68的其他部件与铜箔72热连接的部分的、因热带来的损伤,优选使用低温焊料或银膏等可以在低的温度下使用的热连接方法。例如,优选使用能够在比铜箔72热连接的接地线68与多个同轴电缆56的屏蔽层56c的连接部分低的温度下使用的热连接方法。在接地线68和多个同轴电缆56的屏蔽层56c使用焊料热连接的情况下,对于接地线68和铜箔72,也可以使用熔点比用于接地线68与多个同轴电缆56的屏蔽层56c的连接焊料的熔点低的焊料。

[0107] 另外,接地线68是导电性的部件,因此,在将多个同轴电缆56的屏蔽层56c接地的情况下,可以将与接地线68电连接的多个屏蔽层56c各自的接地电位设定为相同电位,可以进一步将与接地线68连接的铜箔72接地。在这种情况下,铜箔72具有低的电位,因此,在铜箔72接收到来自外部的电磁波等噪声(电压信号)的情况下,也不会与多个超声波振子48发生电磁干扰,因此,能够使多个超声波振子48的超声波回波信号(电压信号)不含来自铜箔72的噪声。

[0108] 在图3、图4及图7所示的一例中,将在多个超声波振子48中产生并传导到铜箔72的热经由接地线68向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。本发明的散热构造只要能够将多个超声波振子48中产生的热向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热即可,也可以不一定经由接

地线68进行散热。在图8所示的本实施方式的另一例中,超声波观察部37具有将多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接的集合地线部58,代替超声波振子单元75的配线基板61不具有图3、图4及图7所示的接地线68。

[0109] 如上所述,集合地线部58是将多个同轴电缆56的屏蔽层56c、及沿着超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面配设的铜箔77(第一导热部件)电连接的导电性的部件,在多个同轴电缆56上,配设于比配线基板61更靠超声波内窥镜13的基端侧。在图8所示的一例中,集合地线部58配设于多个同轴电缆56的、配线基板61与外皮57之间。多个同轴电缆56在与集合地线部58电连接的部分,去除外侧的外皮56d。因此,优选在配线基板61与集合地线部58之间,同轴电缆56至少具有信号线56a和内侧的外皮56b。另外,铜箔77从超声波振子阵列50及背衬材料层54越过配线基板61延长到集合地线部58,并与集合地线部58热连接。因此,在多个超声波振子48中产生的热经由铜箔77及集合地线部58向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。此外,在配设有多片配线基板61的情况下,也可以使用上述说明的方法。在这种情况下,可以将多个超声波振子48中产生的热充分地向与多片配线基板61连接的所有同轴电缆56的屏蔽层56c散热。

[0110] 另外,集合地线部58与铜箔77的热连接方法与图3、图4及图7所示的配线基板60的接地线68同样,优选使用低熔点的焊料或银膏等、使用低温的方法。例如,在使用焊料将集合地线部58与多个同轴电缆56的屏蔽层56c热连接的情况下,也可以使用熔点比用于集合地线部58与多个同轴电缆56的屏蔽层56c的连接的焊料的熔点低的焊料连接集合地线部58和铜箔77。

[0111] 另外,集合地线部58是导电性的部件,因此,与图3、图4及图7所示的配线基板60的接地线68同样,在将多个同轴电缆56的屏蔽层56c接地的情况下,能够将多个屏蔽层56c的接地电位设定为相同电位。在这种情况下,能够将与集合地线部58连接的铜箔77的电位设定为接地电位,因此,能够使多个超声波振子48的超声波回波信号(电压信号)不含来自外部的噪声。

[0112] 根据以上所示的超声波内窥镜12及13的超声波观察部36及37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产生的热传递到作为导热部件的铜箔72或77,进而,经由接地线68或集合地线部58向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。另外,与多个同轴电缆56的信号线56a连接的配线部64的连接部66被绝缘层70或71覆盖,因此,连接部66和铜箔72或77不发生干涉,能够使超声波回波信号(电压信号)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及13的前端部40不占用大的空间。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及13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。

[0113] 如图2及图3所示,内窥镜观察部38由观察窗80、物镜82、固体摄像元件84、照明窗86、洗涤喷嘴88、及由同轴电缆等构成的配线电缆89等构成。

[0114] 观察窗80朝向前端部40的斜上方安装。从观察窗80入射的观察对象部位的反射光通过物镜82在固体摄像元件84的摄像面成像。固体摄像元件84将透过观察窗80及物镜82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

84,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84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89,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。

[0115] 照明窗86隔着观察窗80设于两侧。光导(未图示)的出射端被连接到照明窗86。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86向被观察部位照射。

[0116] 另外,为了清洗观察窗80及照明窗86的表面,洗涤喷嘴88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80及照明窗86喷出空气、或洗涤水。

[0117] 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。

[0118] 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),通过对操作部24的竖立杆(未图示)进行操作的推拉操作改变竖立台的竖立角度,由此,将处置器具向所期望的方向导出。

[0119] 在通过超声波内窥镜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。

[0120] 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内的同轴电缆56的信号线56a、配线基板60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的两电极被施加规定电压。而且,超声波振子48的压电体被激励,经由声透镜76使观察对象部位产生超声波。

[0121] 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。

[0122] (第二实施方式)

[0123] 在以上的图1~图8所示的第一实施方式中,主要对配线基板60为一个的情况说明了具体的散热构造。如上所述,配线基板60不必为一个,在超声波振子阵列50的通道数(超声波振子48的数量)较多、或配线基板60上的配线空间不足的情况下,可以适当增加配设的配线基板60的数量。以下,对在超声波振子单元上配设有多个配线基板的情况进行说明。另外,图9所示的第二实施方式的超声波振子单元246与图4所示的第一实施方式的超声波振子单元46相比,不同点在于,在配设于层叠体47的两侧面侧的与多个超声波振子48热连接的铜箔(第一导热部件)272的形状、及具有多个挠性印刷电路板(以下,简称为FPC

(Flexible Printed Circuit)) 290a及290b,除此之外,具有相同的结构,因此,对于同一构成要素标注同一参照符号,并省略详细的说明。

[0124] 在图9所示的一例中,超声波振子单元246具有设于超声波振子阵列50的外侧面的电极部252、在一端侧与电极部252电连接的相对于背衬材料层54的中心侧配设于最外侧的一对FPC290a、290a、配设于一对FPC290a、290a之间且在一端侧与电极部252电连接的FPC(内侧的FPC) 290b、290b、以及沿着超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的两侧面(层叠体47的侧面)侧配设的铜箔272、272。

[0125] 此外,图9所示的超声波振子单元246上配设的FPC290a及290b的片数不限于图示例的片数,也可以根据多个超声波振子48的数量等适当增减。另外,图9中,为了进行说明而对图进行了简化,省略绝缘层(未图示)及多个同轴电缆(未图示)。当然,在图9所示的本实施方式的超声波振子单元246中,如图3、图4及图7所示的第一实施方式,也可以在铜箔272的背衬材料层54侧的面(内侧面)形成绝缘层,以使铜箔272与后述的FPC290a的配线部264不发生干涉。

[0126] 如图9所示,超声波振子单元246的电极部252以圆弧状设于相对于通过多个超声波振子48的排列得到的圆弧状面、即相对于超声波振子48的棒状体的形状的长边方向垂直的超声波振子阵列50(各超声波振子48)的两端面侧(超声波振子阵列50的宽度方向的两端面侧),由与多个超声波振子48分别导通的多个单个电极252a构成。此外,在本实施方式中,多个单个电极252a设于超声波振子阵列50的两端面侧,但在超声波振子48的数量少的情况下,也可以仅设于单侧。此外,配设电极部252的部位与上述的第一实施方式同样,不限于超声波振子阵列50的宽度方向的侧面侧,也可以是超声波振子阵列50的宽度方向的中心侧。

[0127] 超声波振子单元246的外侧的FPC290a在一端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的单个电极52a电连接,沿着沿层叠体47的侧面配设的内侧的FPC290b延伸配设到背衬材料层54的下侧。在图9所示的一例中,外侧的FPC290a具有用于与电极部52的多个单个电极52a电连接的多个电极焊盘(未图示)、在延伸到背衬材料层54的下侧的部分,由设于FPC290a的与超声波振子单元246的中心侧相反侧的面(外侧面)上且与多个同轴电缆的信号线(未图示)电连接的多个连接部266构成的配线部264、以及设于FPC290a的与配线部264相同的面上且与多个同轴电缆的屏蔽层(未图示)电连接并且与铜箔272热连接的接地线268。因此,在多个超声波振子48中产生的热经由铜箔272及FPC290a的接地线268向多个同轴电缆的屏蔽层散热。

[0128] 此外,在图示例中,作为与电极部52电连接的基板,使用FPC290a及290b,但不特别限定于FPC290a及290b,只要能够与电极部52电连接,且能够延伸到背衬材料层54的下侧即可。例如,也可以使用由硬质的部件构成的配线基板,也可以像图4及图7所示的第一实施方式的配线基板60那样,将一部分埋入背衬材料层54,也可以仅配设于背衬材料层54的下侧。

[0129] 超声波振子单元246的内侧的FPC290b与外侧的FPC290a同样,在一端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的单个电极52a电连接,且沿着层叠体47的侧面延伸配设到背衬材料层54的下侧。在图9所示的一例中,内侧的FPC290b具有用于与电极部52的多个单个电极52a电连接的多个电极焊盘、在延伸到背衬材料层54的下侧的部分,由设于FPC290b的外侧面且与多个同轴电缆的信号线电连接的多个连接部266构成的配线部264、设于FPC290b的与配线部264相同的面上且与多个同轴电缆的屏蔽层电连接的接

地线268、以及设于FPC290b的超声波振子单元246的中心侧的面(内侧面)上且经由设于FPC290b的内部的配线与接地线268导通的地线焊盘292。而且,地线焊盘292与铜箔272热连接。因此,多个超声波振子48中产生的热经由铜箔272、地线焊盘292、FPC290b内部的配线及接地线268向多个同轴电缆的屏蔽层散热。此外,内侧的FPC290b的数量不限于图9所示的一例的配设数,可以根据多个超声波振子48的数量等增减。

[0130] 超声波振子单元246的铜箔272与图3、图4及图6~图8所示的第一实施方式的铜箔72及77同样,是沿着层叠体47的侧面配设且用于传导多个超声波振子48中产生的热的部件。如上所述,铜箔272设置为,沿着层叠体47的侧面配设,且向背衬材料层54的下侧延伸,但还具有至少包围FPC290a及290b的侧面的一部分的形状。在图10所示的一例中,铜箔272具有将背衬材料层54设为上时的、倒丁字形,在背衬材料层54的下侧,将向超声波振子阵列50的端部方向伸出的部分向同一方向折弯多次。这样,在图9所示的一例中,将向铜箔272的背衬材料层54的下侧延伸的部分以包围FPC290a及290b的配线部264、接地线268及地线焊盘292的方式折弯,能够将铜箔272与接地线268或地线焊盘292热连接。因此,在图示例中,因为可以使用铜箔272将外侧的FPC290a的接地线268与内侧的FPC290b的地线焊盘292热连接,所以能够将多个超声波振子48的热充分地向与FPC290a及290b连接的所有同轴电缆的屏蔽层散热。

[0131] 此外,图10是用于说明将铜箔272折弯配设的结构示意图,仅记载构成超声波振子单元246的层叠体中的背衬材料层54,并且省略FPC290a及290b、以及同轴电缆等各部的配线。

[0132] 另外,如图6所示的第一实施方式的一例,在图9所示的一例中,也可以使用铜箔及导线等导热部件(第三导热部件。未图示)将配设于层叠体47的两侧面的一对铜箔272彼此相互热连接。在这种情况下,例如,即使FPC290a及290b的总数为奇数片,且两片铜箔272包围的FPC290b的数量产生偏差,也能够将传导到两片铜箔272、272的多个超声波振子48的热传导到所有与FPC290a及290b连接的同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)。因此,消除了多个同轴电缆的屏蔽层中传导的热偏差,能够将多个超声波振子48的热高效地散热。

[0133] 此外,FPC290a及290b的接地线268及地线焊盘292与铜箔272的热连接方法优选为低熔点的焊料及银膏等使用低的温度的连接方法。而且,优选使用温度比用于除接地线268及地线焊盘292之外的其他部件与铜箔272的热连接部分的连接方法的温度低的热连接方法,将接地线268及地线焊盘292与铜箔272热连接。例如,在使用焊料将接地线268与多个同轴电缆连接的情况下,接地线268及地线焊盘292和铜箔272也可以使用熔点比用于接地线268与多个同轴电缆的连接焊料的熔点低的焊料来热连接。

[0134] 此外,图9及图10所示的本实施方式的铜箔272与图3、图4及图6~图8所示的第一实施方式的铜箔72及77同样,只要能够充分传导在多个超声波振子48中产生的热即可。因此,也可以使用铝箔及导热性的硅片等导热率高的部件代替铜箔272。另外,图中未图示,但为了提高散热效率,铜箔272例如优选与同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)、或电连接多个同轴电缆的屏蔽层的集合地线部(未图示)热连接。另外,铜箔272不限于图9及图10所示的形状,可以适当的使用任何形状,只要能够包围多个FPC290a及290b即可。

[0135] FPC290a及290b的配线部264由与多个同轴电缆的信号线(未图示)电连接的端子即多个连接部266构成,在图9所示的一例中,设于FPC290a及290b的外侧面。构成配线部264

的多个连接部266经由设于FPC290a及290b的配线(未图示)与FPC290a及290b的多个电极焊盘(未图示)导通,该多个电极焊盘与电极部52的多个单个电极52a配线。另外,构成配线部264的多个连接部266的总数优选为至少与多个连接部266导通的多个电极焊盘以上。

[0136] FPC290a及290b的接地线268是与多个同轴电缆的屏蔽层电连接的金属制的部件,在图9所示的一例中,设于FPC290a及290b的外侧面。如上所述,多个同轴电缆连接信号线和配线部264,且连接屏蔽层和接地线268,因此,如图9所示的一例,接地线268优选设于设有配线部264的FPC290a及290b的面上,但也可以根据配线方式适当变更配置。另外,配线部264及接地线268也可以设于FPC290a及290b的内侧面。另外,接地线268也可以设于FPC290a及290b的宽度方向的端面侧(超声波振子阵列50的端部侧)。在这种情况下,在超声波振子阵列50的端部侧能够与铜箔272热连接。

[0137] 内侧的FPC290b的地线焊盘292是经由设于FPC290b的配线与设于FPC290b的外侧面的接地线268导通的、导电性的部件,在图9所示的一例中,设于FPC290b的内侧面。在图示例中,地线焊盘292在FPC290b的内侧面侧与铜箔272的折弯的部分热连接。此外,在图示例中,仅在内侧的FPC290b上设有地线焊盘292,但也可以将其设于外侧的FPC290a,与上述的接地线268同样,也可以设于FPC290a及290b的超声波振子阵列50的端部侧。

[0138] 在图9及图10中,说明了将以包围FPC290a及290b的方式折弯配设的铜箔272与FPC290a及290b的接地线268及地线焊盘292热连接,从而能够将多个超声波振子48的热向多个同轴电缆的屏蔽层散热的情况。将多个290a及290b的接地线268彼此热连接的方法不限于上述方法。在图11所示的本实施方式的另一例中,超声波振子单元294的铜箔295仅与外侧的FPC290a的接地线268热连接,但FPC290a及290b的接地线268及地线焊盘292分别使用铜板296a及296b连接。

[0139] 此外,图11与图9同样,为了进行说明而将图简化,省略在与FPC290a及290b电连接的多个同轴电缆及铜箔295的内侧面形成的绝缘层(未图示)。

[0140] 在图11所示的一例中,铜板(第二导热部件)296a将设于相邻的内侧的FPC290b的内侧面上的地线焊盘292彼此热连接。另外,铜板296b将设于外侧的FPC290a的内侧面上的地线焊盘292与设于内侧的FPC290b的外侧面上的接地线268热连接。因此,在多个超声波振子48中产生的热传导到配设于层叠体47的侧面的铜箔295、外侧的FPC290a的接地线268、设于外侧的FPC290a的配线(未图示)、外侧的FPC290a的地线焊盘292、铜板296b及内侧的FPC290b的接地线268。而且,相邻的各FPC290a及290b的接地线268经由FPC290a及290b、地线焊盘292、以及铜板296a及296b热连接。因此,能够将传导到层叠体47的两侧面侧的铜箔295的多个超声波振子48的热充分地向与多个FPC290a及290b连接的所有同轴电缆(未图示)的屏蔽层(未图示)散热,能够提高散热效率。

[0141] 此外,铜板296a及296b也可以使用其他部件,只要是与铜箔295独立的、能够将相邻的FPC290a及290b的接地线268及地线焊盘292热连接的部件即可。例如,也可以代替铜板296a或296b而使用比焊料线、同轴电缆的信号线粗的导线及网眼状的导电性部件等。作为用于铜板296a及铜板296b的替代的部件,可以使用铝、金及银等导热率高的金属、导热性的陶瓷及导热性的硅等。

[0142] 在以上的本发明的第二实施方式中,将超声波振子单元246及294的多个FPC290a及290b的接地线268相互热连接,从而能够将多个超声波振子48的热向与多个FPC290a及

290b连接的所有同轴电缆的屏蔽层充分地散热。另外,与图1~图8所示的第一实施方式同样,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。

[0143] (第三实施方式)

[0144] 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12及图13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57相同的部件,在图12及图13中,对同轴电缆56及外皮57标注与图3及图5相同的参照符号,省略详细的说明。

[0145] 图12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13是图12所示的XIII-XIII线向视图,是图12所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部纵剖视图。

[0146] 如图12及图13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12及图13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。

[0147] 此外,与图1~图3所示的第一实施方式的超声波内窥镜12及13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。

[0148] 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(80)、物镜(82)、固体摄像元件(84)、照明窗(86)、洗涤喷嘴(88)及配线电缆(89)等。

[0149] 如图12及图13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配线连接且基端侧与外皮57捆扎成一束的多个同轴电缆56构成。

[0150] 在图13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(超声波振子348的内侧的面)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374、以及相对于声匹配层374层叠于超声波振子阵列350的相反侧(声匹配层374的外侧)的声透镜376。如上所述,超声波振子单元346具有由声透镜376、声匹配层374、超声波振子阵列350及背衬材料层354构成的层叠体347。

[0151] 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374、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74、声透镜76、及层叠体47形状不同,但其结构及功能相同,所以省略说明。

[0152] 另外,超声波振子单元346具有:环状板302,其为以与超声波内窥镜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306的位置;支承板304,其与环状板302的与背衬材料层354相反侧的面接合,是具有比环状板302的内径大的外径的圆盘状的板材;圆筒部件306,其相对于背衬材料层354与超声波振子阵列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304接合,用于支承层叠体347;配线基板360,其配设于比圆筒部件306的背衬材料层354更靠超声波内窥镜312的基端侧的外周部分,与多个同轴电缆56及电极部352电连接;铜箔372,其沿着多个超声波振子48及背衬材料层354的、超声波内窥镜312的基端侧的侧面配设,与设于配线基板360的后述的接地线368热连接;以及绝缘层370,其形成于铜箔372的、背衬材料层354侧的面(铜箔372的内侧面)。另外,电极部352和配线基板360使用配线电缆308等电连接。

[0153] 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13所示的一例中,单个电极352a配设于超声波振子348的内侧且超声波振子348的基端侧的端部,与配线基板360的后述的多个电极焊盘362电连接。另外,振子地线352b使用未图示的导线等与设于超声波内窥镜312内的接地部位电连接。如后述,与电极部352的多个单个电极352a电连接的多个电极焊盘362与多个同轴电缆56的信号线56a导通,因此,电极部352的多个单个电极352a与同轴电缆56的信号线56a导通。

[0154] 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为相同的电位,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未必经由配线基板360的电极焊盘362,只要能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,可以使用设置于配线基板360之外的导线等将振子地线352b与接地线368电连接,或者使用导线等将振子地线352b与设于超声波内窥镜312内的接地部位电连接等。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,只要能够与信号线56a及接地部位连接即可。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。

[0155] 如图13所示,超声波振子单元346的配线基板360配设于圆筒部件306的、背衬材料层354的基端侧的外周部分,并与电极部352电连接。配线基板360具有设于其超声波内窥镜312的前端侧(配线基板360的前端侧)的多个电极焊盘362、设于比多个电极焊盘362更靠配线基板360的基端侧的配线部364、以及设于配线基板360的最基端侧的接地线368。多个电极焊盘362是用于与电极部352的多个单个电极352a电连接的部件。另外,配线部364由多个连接部366构成,该多个连接部366是经由设于配线基板360上的配线(未图示)与多个电极焊盘362导通,并且与多个同轴电缆56的信号线56a电连接的端子。另外,接地线368与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接。

[0156] 此外,配线基板360可以使用FPC,也可以形成为包围圆筒部件306的圆筒形状,只要将电极部352的多个单个电极352a与多个同轴电缆56的信号线56a电连接即可。另外,在

多个超声波振子348的数量(超声波振子阵列350的通道数)较多等情况下,可以配设多个配线基板360,也可以以包围圆筒部件306的方式并排配线基板360。

[0157] 超声波振子单元346的铜箔372传导多个超声波振子348中产生的热,沿着多个超声波振子348及背衬材料层354的基端侧的侧面配设,且与配线基板360的接地线368热连接。配线基板360的接地线368与多个同轴电缆56的屏蔽层56c电连接、即热连接,因此,能够将多个超声波振子48的热经由铜箔372向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。此外,铜箔372与图3、图4及图6~图11所示的铜箔72、77及272同样,可以使用铝、金及银等导热率高的金属及导热性的硅等导热性的部件代替,而且,除箔形状之外,还可以使用网眼形状及片形状等具有挠性的众所周知的构造。

[0158] 如图13所示,超声波振子单元346的绝缘层370与图4所示的第一实施方式的绝缘层70同样,形成于铜箔372的背衬材料层354侧的面(背衬材料层354的内侧面)。为了防止电连接多个同轴电缆56的信号线56a的多个连接部366和铜箔372发生干涉,在至少铜箔372与配线基板360的接地线368连接的部分去除绝缘层370。因此,铜箔372与多个同轴电缆56的信号线56a及电极部352的多个单个电极352a不会发生干涉,能够使多个超声波振子348收发的超声波回波信号(电压信号)不含铜箔372从外部接收到的噪声(电压信号)。

[0159] 此外,超声波振子单元346的铜箔372及绝缘层370向配线基板360的接地线368的热连接方法不限于图13所示的一例。在图14所示的本实施方式的另一例中,绝缘层371形成于铜箔372的内侧面的整个面上。而且,铜箔372在与层叠体347热连接的一端的相反侧的端部(铜箔372的前端部分)以铜箔372的外侧面朝向超声波振子单元369的中心侧的方式折回配设。这样,铜箔372的前端部分与配线基板360的接地线368抵接,且与接地线368热连接。此时,如图14所示的一例,配线基板360的配线部364被绝缘层371覆盖,不会与铜箔372发生干涉。

[0160] 在图13及图14所示的一例中,能够将多个超声波振子348中产生的热经由铜箔372及配线基板360的接地线368向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热,而且在铜箔372上形成有绝缘层370及371,从而能够防止铜箔372与配线基板360的配线部364的干涉。这样,在上述说明的本实施方式的散热构造中,使用了接地线368,但也可以使用接地线368以外的部件,只要能够将多个超声波振子348的热向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热即可。在图15所示的本实施方式的另一例中,超声波振子单元375不具有图13及图14的接地线368,而在比配线基板360更靠基端侧具有将多个同轴电缆56的屏蔽层56c分别电连接的导电性的集合地线部358。而且,沿着多个超声波振子348及背衬材料层354的基端侧的侧面配设的铜箔377延长到集合地线部358,并与集合地线部358热连接。因此,根据图15所示的一例的结构,能够将多个超声波振子348的热经由铜箔377及集合地线部358向多个同轴电缆56的屏蔽层56c散热。

[0161] 如图13所示,超声波振子单元346的支承板304抵接配设于环状板302的与背衬材料层354相反侧的面上,是具有比环状板302的内径大的外径的圆盘状的板材。另外,支承板304用于固定环状板302及圆筒部件306的位置。因此,为了固定圆筒部件306的配设位置,优选支承板304与圆筒部件306接合,也可以是与圆筒部件306一体的部件。而且,支承板304在与圆筒部件306接合的情况下,为了固定圆筒部件306的位置,优选还与环状板302接合。此外,支承板304不限于圆盘状,也可以是多边形状等任何形状,只要能够固定环状板302及圆

筒部件306的位置即可。

[0162] 超声波振子单元346的圆筒部件306抵接配设于背衬材料层354的内侧的面、环状板302的内侧的面及支承板304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57覆盖的多个同轴电缆56配设在圆筒部件306的、超声波振子单元346的中心侧(圆筒部件306的内侧)的空间。而且,在圆筒部件306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306的外周侧的多个缝隙309。此外,圆筒部件306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。

[0163] 如图13所示,配线基板360的多个电极焊盘362设于配线基板360的前端侧,使用配线电缆308等与电极部352的多个单个电极352a电连接。另外,多个电极焊盘362经由设于配线基板360的配线(未图示)与构成配线部364的多个连接部366分别导通。另外,在超声波振子单元346中,即使在配设有多个配线基板360的情况下,在超声波振子阵列350的通道数多等、配置多个电极焊盘362等情况下,也可以将电极焊盘362配置多列。此外,多个电极焊盘362与多个单个电极352a的配线不限于图示例的配线电缆308,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362与多个单个电极352a电连接即可。

[0164] 配线基板360的配线部364由多个连接部366构成,这些连接部366是与多个同轴电缆56的信号线56a分别配线的端子,在图13所示的一例中,配设于配线基板360的、多个电极焊盘362和接地线368之间。构成配线部364的多个连接部366的总数优选至少与配线基板360的多个电极焊盘362的总数相同或比该总数多。另外,在超声波振子阵列350的通道数较多等情况下,与多个电极焊盘362同样,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56a与构成配线部364的多个连接部366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。

[0165] 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。

[0166] 符号说明

[0167] 10 超声波检查系统

[0168] 12、13、312 超声波内窥镜

[0169] 14 超声波用处理器装置

[0170] 16 内窥镜用处理器装置

[0171] 18 光源装置

[0172] 20 监视器

[0173] 21a 供水罐

[0174] 21b 吸引泵

[0175] 22 插入部

[0176] 24 操作部

[0177] 26 通用塞绳

[0178] 28a 供气供水按钮

[0179] 28b 吸引钮

[0180] 29 弯角钮

- [0181] 30 处置器具插入口 (钳道口)
- [0182] 32a 超声波用连接器
- [0183] 32b 内窥镜用连接器
- [0184] 32c 光源用连接器
- [0185] 34a 供气供水用管
- [0186] 34b 吸引用管
- [0187] 36、37、336 超声波观察部
- [0188] 38、338 内窥镜观察部
- [0189] 40、340 前端部
- [0190] 41、341 外装部件
- [0191] 42 弯曲部
- [0192] 43 软性部
- [0193] 44 处置器具导出口
- [0194] 45 处置器具通道
- [0195] 46、69、75、246、294、346、369、375 超声波振子单元
- [0196] 47、347 层叠体
- [0197] 48、348 超声波振子
- [0198] 50、350 超声波振子阵列
- [0199] 52、252、352 电极部
- [0200] 52a、252a、352a 单个电极
- [0201] 52b、352b 振子地线
- [0202] 53 导线
- [0203] 54、354 背衬材料层
- [0204] 56 同轴电缆
- [0205] 56a 信号线
- [0206] 56b、56d、57 外皮
- [0207] 56c 屏蔽层
- [0208] 58、358 集合地线部
- [0209] 60、61、206、360 配线基板
- [0210] 62、362 电极焊盘
- [0211] 64、264、364 配线部
- [0212] 66、266、366 连接部
- [0213] 68、268、368 接地线
- [0214] 70、71、270、370 绝缘层
- [0215] 72、73、77、272、295、372、377 铜箔
- [0216] 74、374 声匹配层
- [0217] 76、376 声透镜
- [0218] 78 填料层
- [0219] 80 观察窗

- [0220] 82 物镜
- [0221] 84 固体摄像元件
- [0222] 86 照明窗
- [0223] 88 洗涤喷嘴
- [0224] 89、308 配线电缆
- [0225] 290a、290b 挠性印刷电路板 (FPC)
- [0226] 292 地线焊盘
- [0227] 296a、296b 铜板
- [0228] 302 环状板
- [0229] 304 支承板
- [0230] 306 圆筒部件
- [0231] 309 缝隙
- [0232] EL 长边方向 (俯仰方向)
- [0233] AZ 平行的方向 (方位方向)

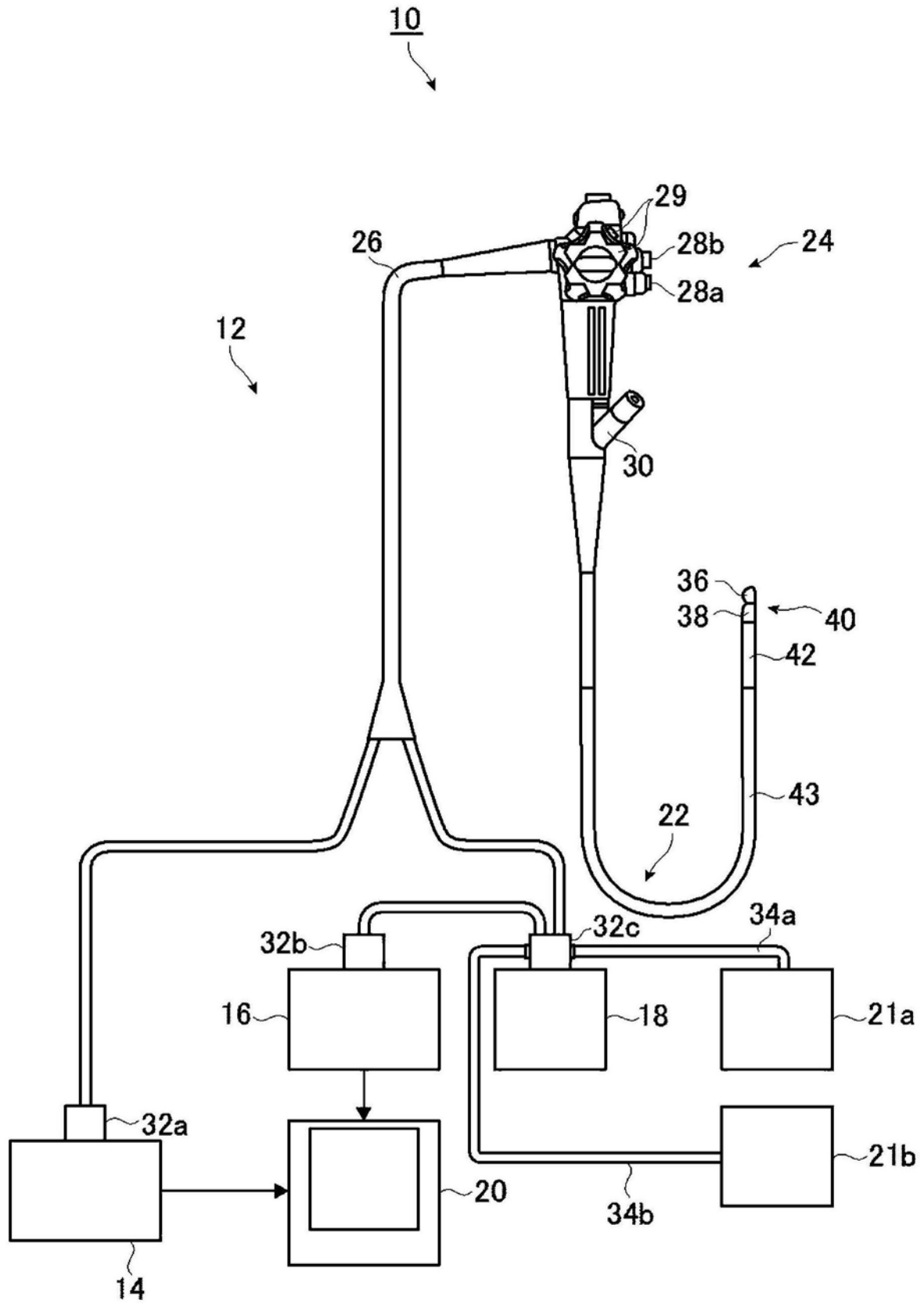


图1

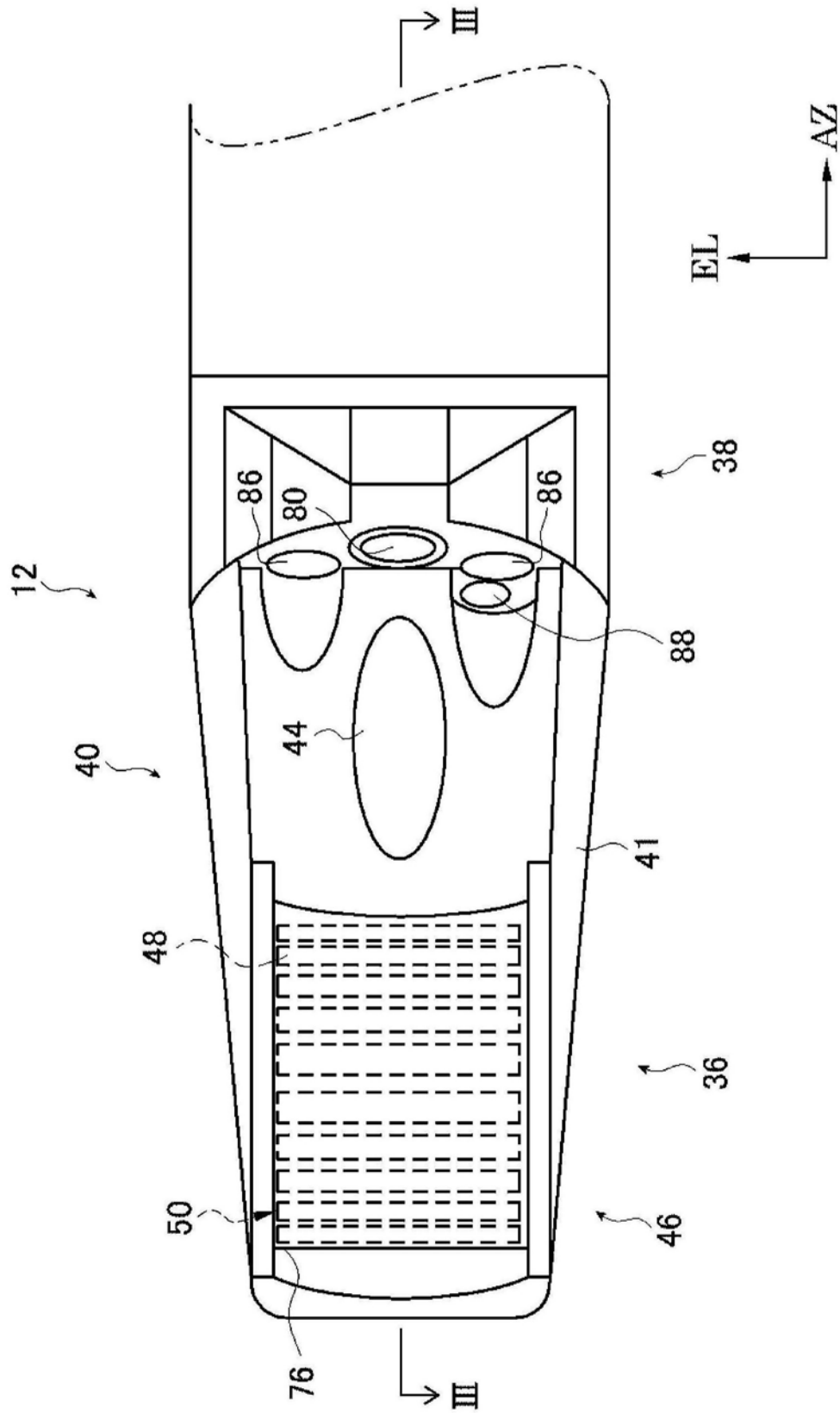


图2

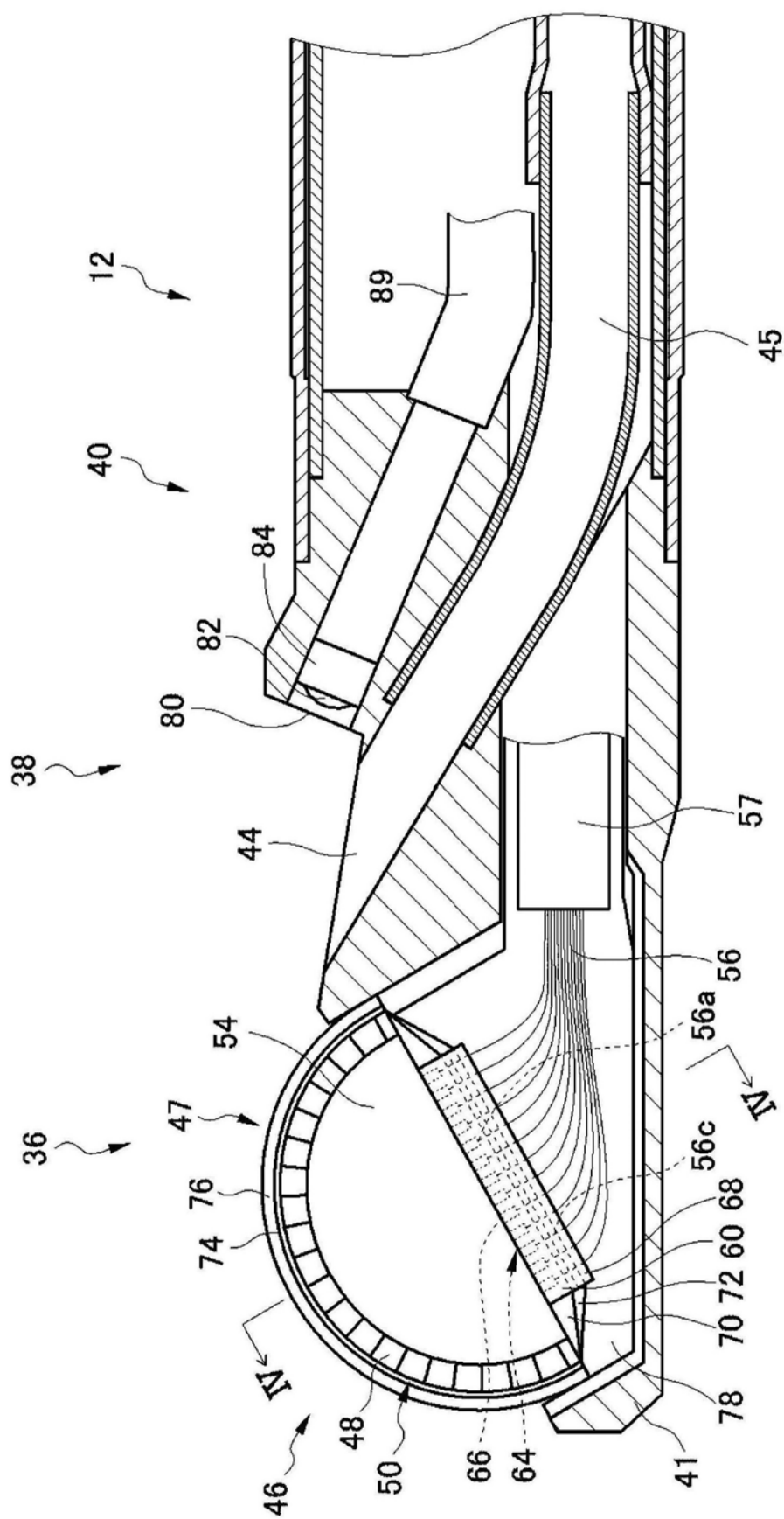


图3

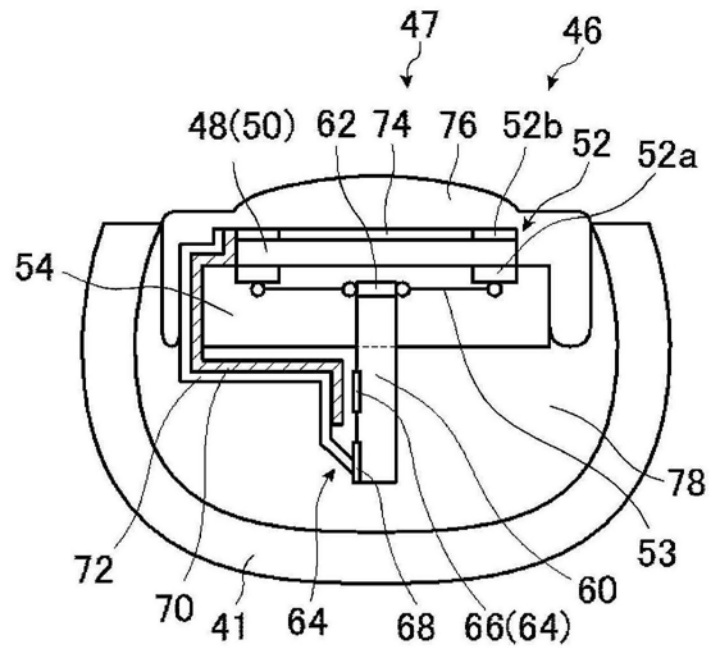


图4

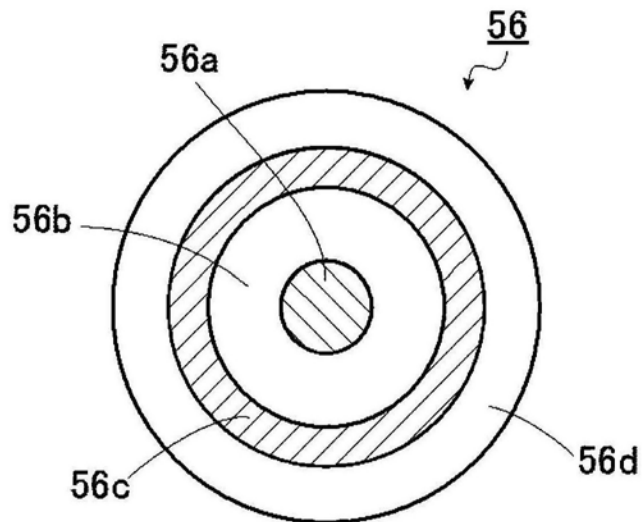


图5

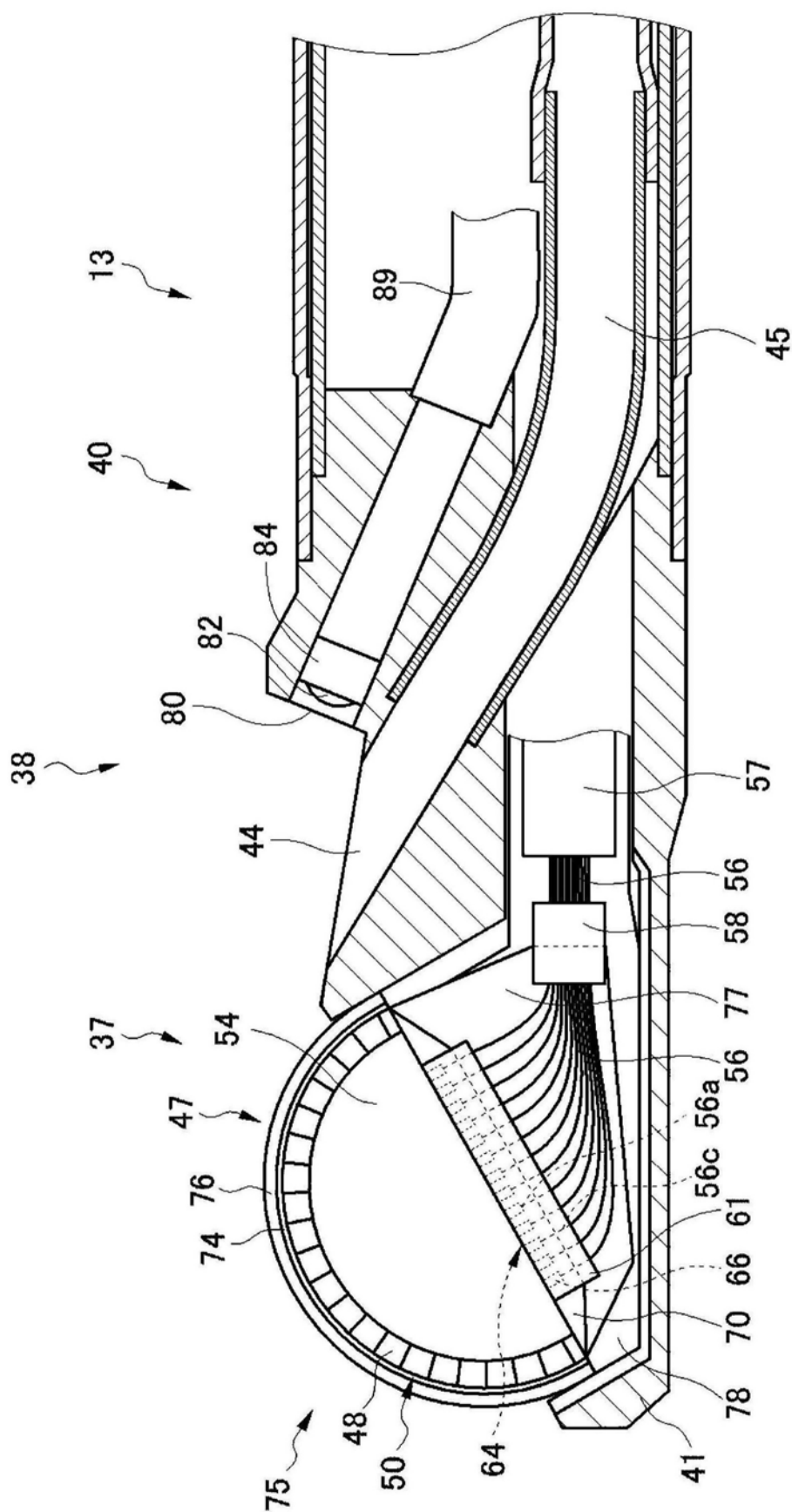


图8

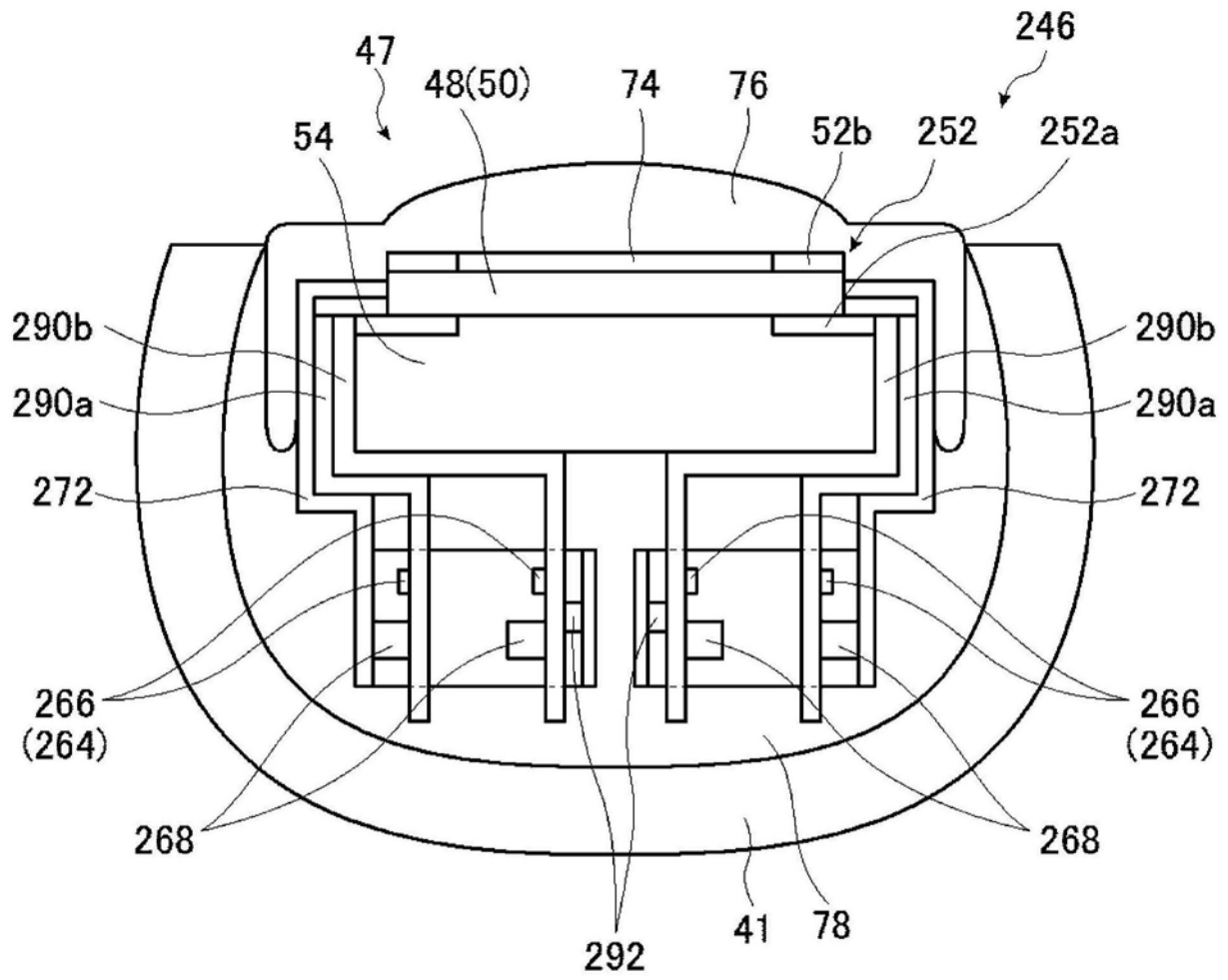


图9

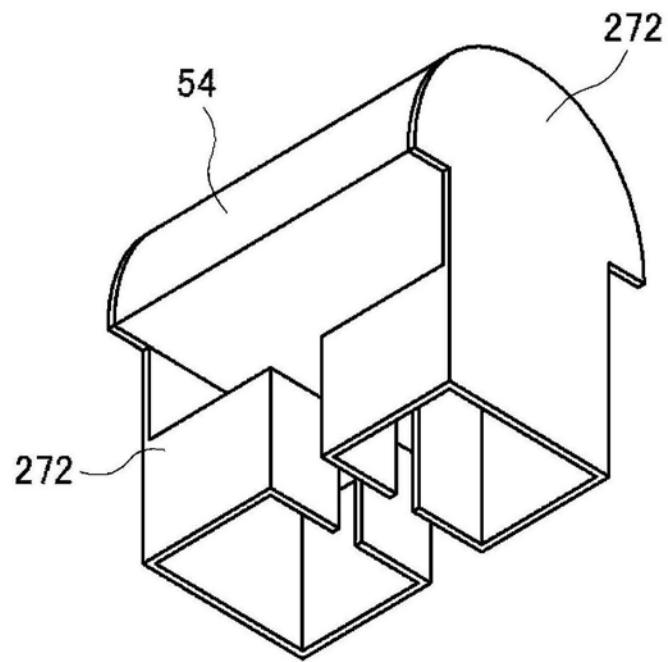


图10

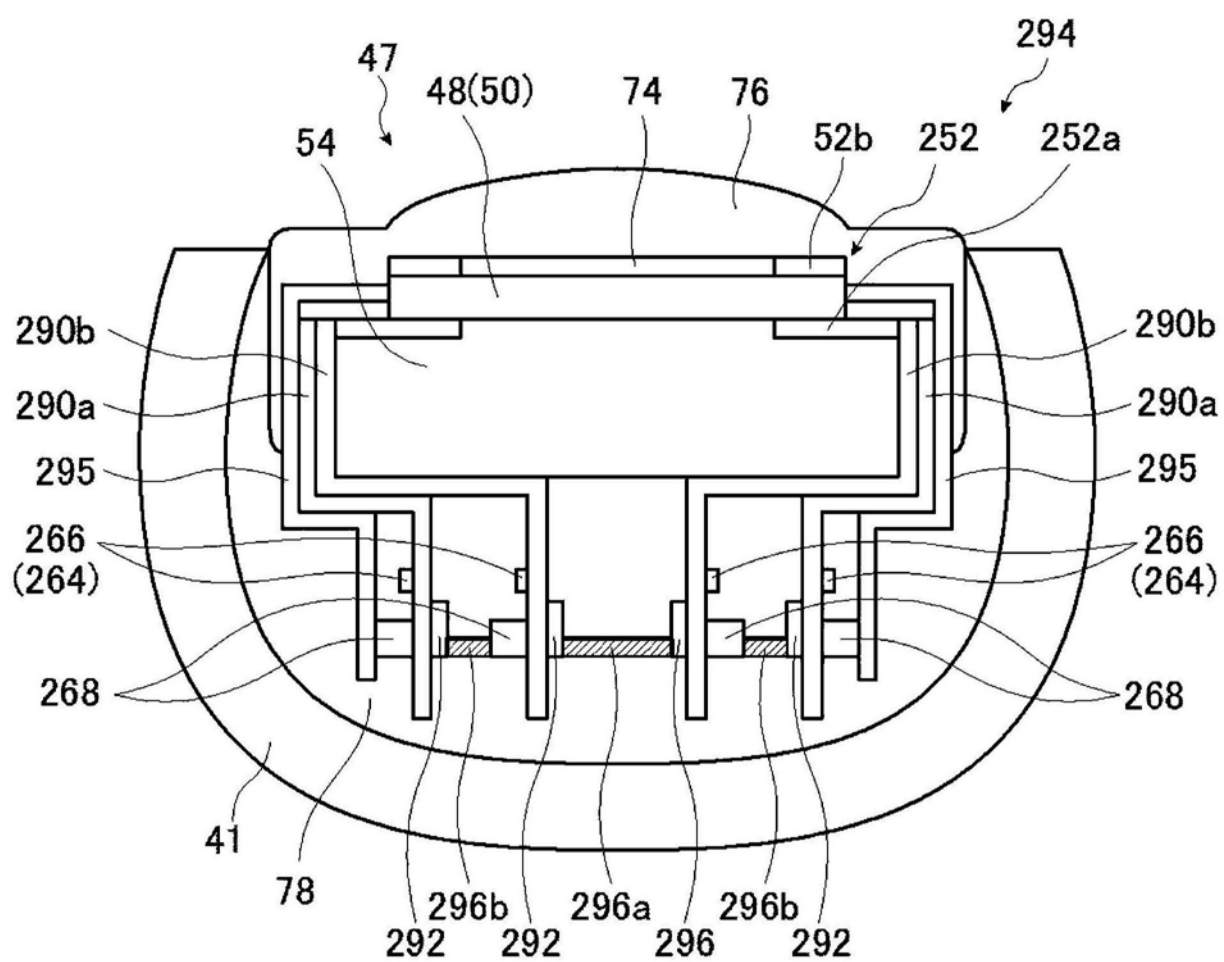


图11

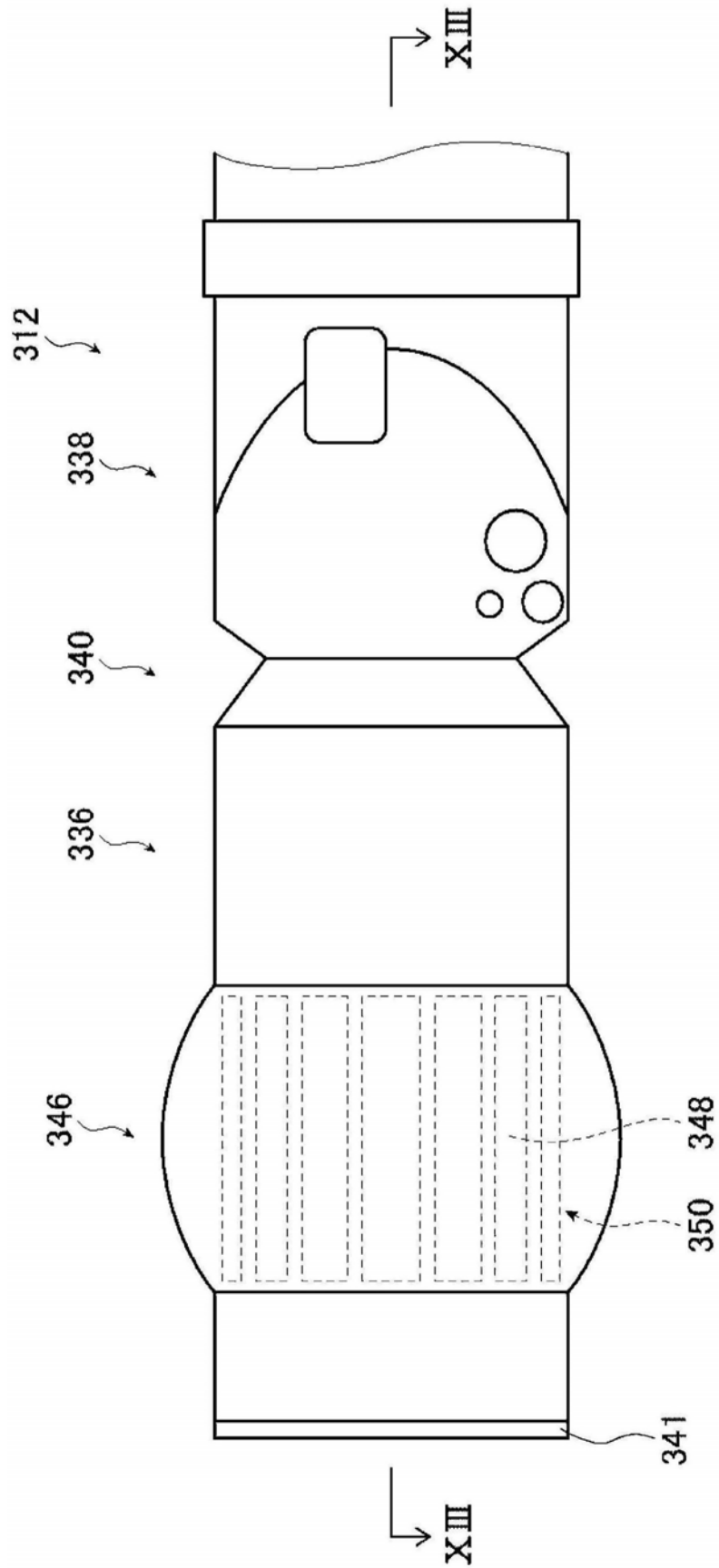


图12

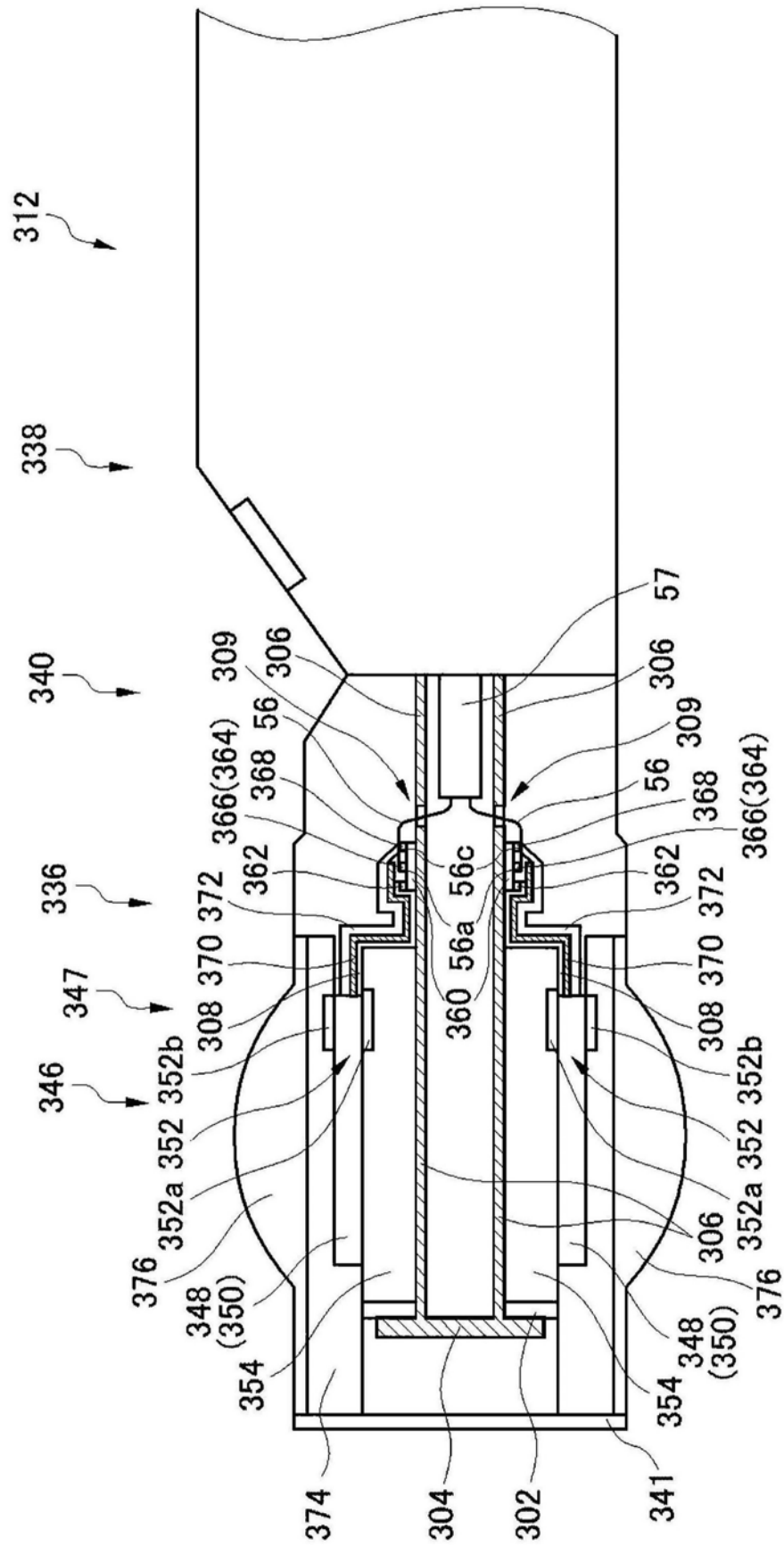


图13

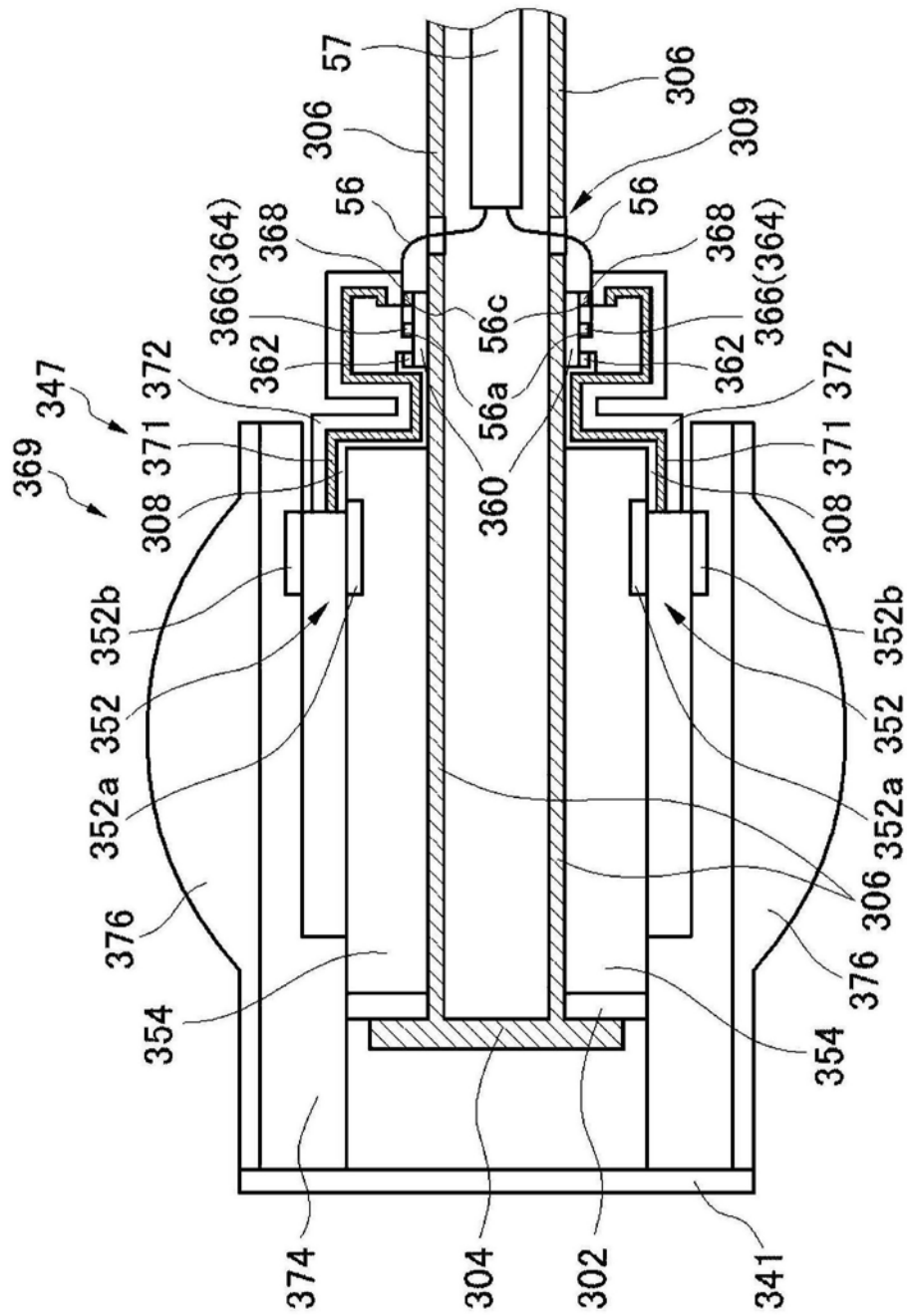


图14

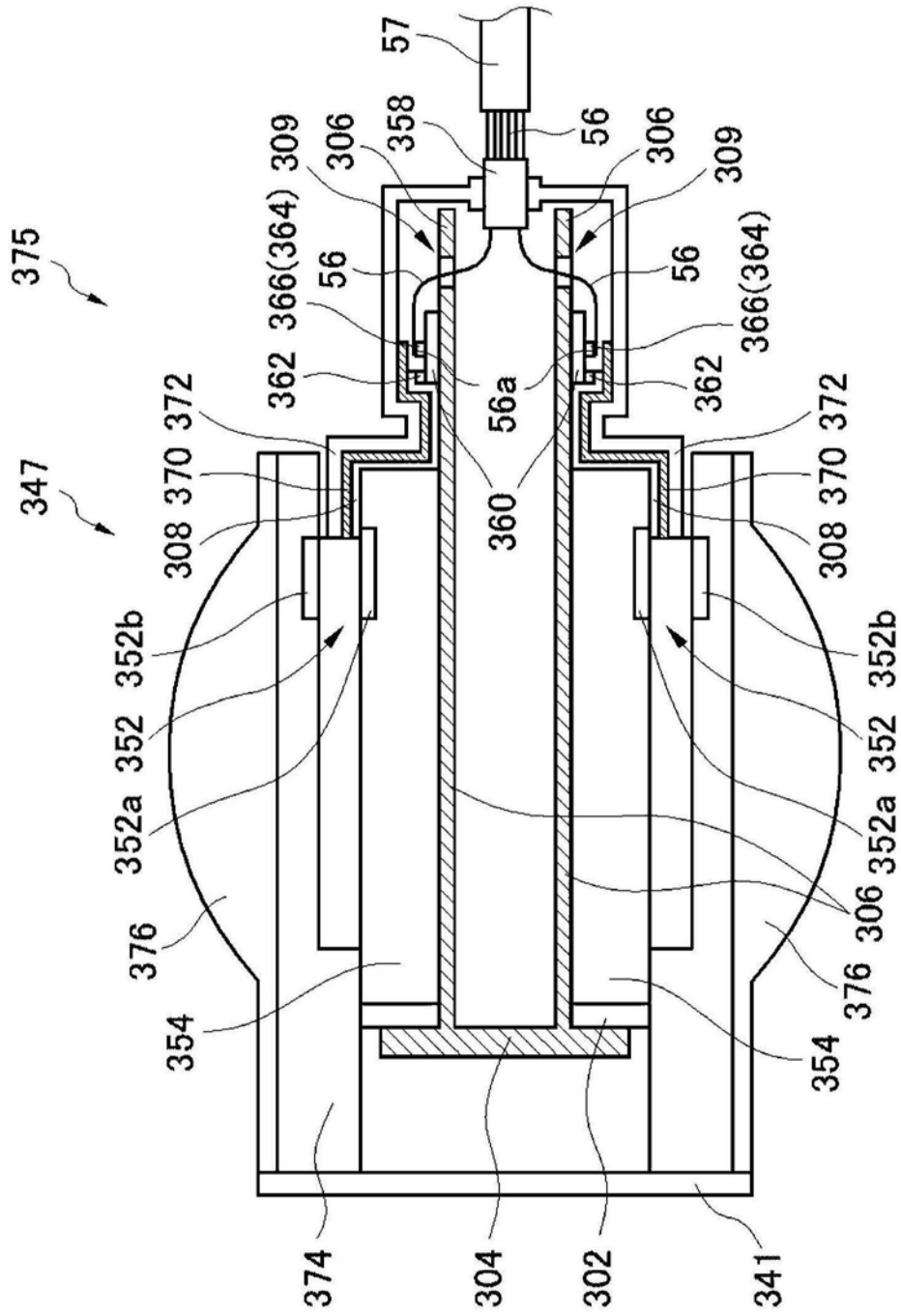


图15

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN109414252A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780040177.6	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	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	A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/12 B06B1/0622 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/546		
优先权	2016130382 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：排列有多个超声波振子的超声波振子阵列、多个超声波振子的背面侧的背衬材料层、具备与多个超声波振子连接的多个电极焊盘的配线基板、具备信号线及屏蔽部件的多个屏蔽电缆、多个信号线与多个电极焊盘电连接的配线部、与屏蔽部件电连接并且具有导热性的地线部、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并与地线部热连接的第一导热部件。

