

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810161056. X

[43] 公开日 2009 年 4 月 1 日

[11] 公开号 CN 101396289A

[22] 申请日 2008.9.26

[21] 申请号 200810161056. X

[30] 优先权

[32] 2007. 9.28 [33] JP [31] 2007-254952

[71] 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 永野和彦 大泽敦

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 梁晓广 关兆辉

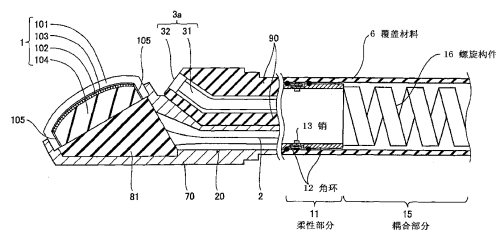
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 12 页

[54] 发明名称

超声波内窥镜

[57] 摘要

一种超声波内窥镜，其中，能够利用减小的直径来抑制温度升高。所述超声波内窥镜包括：包括多个超声波换能器的超声波换能器部分；用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；以及导热部分，其被提供在所述外部构件内，并且分别连接到所述外部构件的内表面和所述超声波换能器部分。优选地，所述导热部分具有等于或大于 $10\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ 的导热系数。而且，优选地，所述导热构件和所述外部构件之一具有电绝缘属性。



1. 一种超声波内窥镜，包括：
包括多个超声波换能器的超声波换能器部分；
用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；以及，
导热部分，其被提供在所述外部构件内，并且分别连接到所述外部构件的内表面和所述超声波换能器部分。
2. 如权利要求1所述的超声波内窥镜，其中，所述导热部分的导热系数不小于 $2 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。
3. 如权利要求1所述的超声波内窥镜，其中，所述导热构件和所述外部构件之一具有电绝缘属性。
4. 一种超声波内窥镜，包括：
包括多个超声波换能器的超声波换能器部分；以及
用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；
其中，所述外部构件包括连接到所述超声波换能器部分的导热部分。
5. 如权利要求1或者4所述的超声波内窥镜，其中，所述超声波换能器部分还包括：
背衬材料，所述多个超声波内窥镜被布置在所述背衬材料的表面上；
至少一个布线板，被提供在所述背衬材料的至少一个侧面上，并且具有电连接到所述多个超声波换能器的多个电极焊片；以及
连接到所述多个电极焊片的信号线，用于将信号分别传输到所述多个超声波换能器；
其中，所述导热部分被连接到所述背衬材料的背面。

6. 一种超声波内窥镜，包括：

包括多个超声波换能器的超声波内窥镜部分；以及，

用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；

其中，所述超声波换能器部分包括连接到所述外部构件的内表面的导热部分。

7. 如权利要求6所述的超声波内窥镜，其中，所述导热部分包括背衬材料，所述多个超声波换能器被布置在所述背衬材料的表面上，所述背衬材料的背面被连接到所述外部构件的内表面，并且所述超声波换能器部分还包括：

至少一个布线板，其被提供在所述背衬材料的至少一个侧面上，并且具有电连接到所述多个超声波换能器的多个电极焊片；以及

连接到所述多个电极焊片的信号线，用于将信号分别传输到所述多个超声波换能器；

8. 如权利要求1、4或者6所述的超声波内窥镜，其中，所述外部构件的导热系数不小于 $10 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。

9. 如权利要求8所述的超声波内窥镜，其中，所述外部构件由不锈钢形成。

超声波内窥镜

技术领域

本发明涉及一种用于上消化器官、支气管等体腔检查的超声波内窥镜。

背景技术

在医疗领域中，已经开发了各种成像技术，以便观察要检查的对象内部，并且进行诊断。其中，特别地，通过传输和接收超声波而获取对象内部信息的超声波成像使能够进行实时图像观察，并且不像其它的医疗图像技术那样受到辐射，其它的医疗图像技术诸如X射线摄影术或者RI（放射性同位素）闪烁照像机。于是，超声波成像以高安全水平被作为成像技术用于广泛范围的科室，不仅包括产科的胎儿诊断，而且包括妇科、循环系统、消化系统等等。

超声波成像是一种图像产生技术，其使用超声波的特性，即波在具有不同的声阻抗的区域之间的边界（例如在结构之间的边界）处被反射。通常，使用超声波成像的超声波诊断设备设有身体表面超声波探头，该超声波探头与对象接触地使用，或者使用超声波成像的超声波诊断设备设有腔内超声波探头，其通过插入对象的体腔内而被使用。而且，近些年来，已经使用与用于光学观察对象内部的内窥镜和用于腔内的超声波探头结合的超声波内窥镜。

通过使用所述超声波内窥镜，向诸如人体的对象传输超声波束，并且接收在对象内产生的超声波回声，并且由此获取超声波图像信息。根据该超声波图像信息，在对象内存在的结构（例如内部器官或患病的组织等）的超声波图像被显示在连接到所述超声波内窥镜的超声波内窥设备主体的显示单元上。

作为用于传输或者接收超声波的超声波换能器，一般使用具有在表达压电性能的材料（压电材料）的两侧上形成的电极的振动器（压电振动器）。当向振动器的电极施加电压时，压电材料由于压电效应而扩展和收缩，并且产生超声波。于是，多个振动器被一维或者二维地布置，并且振动器被依序驱动，从而可以形成要在期望的方向上传输的超声波束。此外，所述振动器通过接收传播的超声波而扩展和收缩，并且产生电信号。这些电信号被用作超声波的接收信号。

当传输超声波时，具有高能的驱动信号被提供到超声波换能器。在这一点上，不是将所述驱动信号的全部能量转换为声能，而是将相当大部分的能量变为热量，并且，已经存在超声波探头在使用期间温度上升的问题。然而，所述超声波内窥镜的插入部分直接与诸如人体的活体直接接触地使用，并且为了低温灼伤等的安全原因，已经做出了将超声波内窥镜的插入部分的表面温度控制到预定温度或者更少的要求。

作为现有技术，日本专利申请公开JP-A-9-140706公开了一种技术，其通过使用热收集装置来收集从在探头内的热源产生的热，并且通过使用诸如热管的热传送装置将由所述热收集装置收集的热引导到远离热源的位置。然而，当将超声波探头插入人体内时，超声波探头的外径需要更小，而热传送装置的直径需要较大以获得所述热传送装置的足够高的热传送系数。因此，难于将JP-A-9-140706的技术应用到要插入到人体内的超声波内窥镜。

日本专利申请公开JP-P2006-204552A公开了一种技术，其通过经由导热部分将在振动器部分和电路板中产生的热传送到屏蔽壳，并且使包括制冷剂进给器和制冷剂管的热吸收部分吸收被传送到屏蔽壳的热，来冷却振动器部分。然而，当将超声波探头插入人体内时，超声波探头的外径需要较小，并且难于将JP-P2006-204552A的技术应用到要

插入到人体内的超声波内窥镜。

日本注册实用新型JP-Z-3061292公开了与在超声波换能器内的集成电路接触地提供的热传送结构，用于将那里产生的热提取到外部，并且由热传送结构提取的热被传送到在通信电缆内的作为散热片的导电材料。然而，在超声波内窥镜内，信号电缆具有小的剖面面积，并且在所述信号电缆用于散热的情况下，由于小的剖面面积，未获得足够的散热效果。

日本专利申请公开JP-A-63-242246公开了一种超声波探头，其具有在头壳的引导端上安装的强制进给冷却构件。在超声波探头中，在所述强制进给冷却构件中提供了冷却管，并且通过流动通过所述冷却管的冷却介质（例如水）来冷却超声波换能器部分。然而，当提供了冷却管时，超声波探头的外径变得较大。

如上所述，在传统的超声波探头结构中，当试图减小超声波探头的温度升高时，所述超声波探头的外径变得较大。于是，期望新的在超声波内窥镜中的散热结构的开发。

发明内容

已经考虑到上述问题而实现了本发明。本发明的目的是提供一种具有新的散热结构的超声波内窥镜。

为了达到所述目的，根据本发明的一个方面的一种超声波内窥镜包括：包括多个超声波换能器的超声波换能器部分；用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；以及导热部分，其被提供在所述外部构件内，并且分别连接到所述外部构件的内表面和所述超声波换能器部分。

根据本发明，在所述超声波换能器部分内产生的热经由所述导热

部分而传送到所述外部构件，并且从所述外部构件的表面被释放到所述外部。因此，可以通过提供的新的散热结构，促进在超声波换能器部分内产生的热从所述外部构件的表面的散热。

附图说明

图1是示出了根据本发明的相应实施例的超声波内窥镜的外观的示意图；

图2是示出了按照第一实施例的超声波内窥镜的插入部分的引导端的透视图；

图3是示出了按照第一实施例的超声波内窥镜的插入部分的引导端的结构剖面图；

图4是用于说明超声波换能器的配置的透视图；

图5是FPC的配置的说明的平面图；

图6是用于说明按照第二实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图；

图7是用于说明按照第三实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图；

图8是用于说明按照第四实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图；

图9是用于说明按照第五实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图；

图10示出了包括根据本发明的相应实施例的超声波内窥镜和超声波内窥设备主体的超声波内窥设备；

图11是示出了在第一实施例内的导热构件的导热系数和温度升高抑制效应的模拟结果的图；以及

图12是示出了在第二实施例内的外部构件的导热系数和温度升高抑制效应的模拟结果的图。

具体实施方式

以下，参见附图来详细说明本发明的实施例。相同的附图标号将被分配到相同的部件元件，并且将省略对其的说明。

图1是示出了根据本发明的相应实施例的超声波内窥镜的外观的示意图。如图1中所示，超声波内窥镜40包括插入部分41、操作部分42、

连接线缆43和通用线缆44。插入部分41包括：细长管，其由具有柔性的构件形成，用于插入到要检查的对象的体内（例如支气管内）；以及，在插入部分41的引导端的超声波换能器部分1。

操作部分42被提供在插入部分41的基底座，并且经由连接线缆43和通用线缆44连接到超声波内窥设备主体（未示出）。在操作部分42内提供的处理工具插入开口46是用于引入诸如穿刺针或者钳的处理工具的孔。通过在操作部分42内操作处理工具来在要检查的对象的体腔内执行各种治疗。

图2是示出了根据本发明的第一实施例的超声波内窥镜的插入部分的引导端的透视图。图3是示出了根据第一实施例的超声波内窥镜的插入部分的引导端的结构剖视图。如图中所示，根据所述实施例的超声波内窥镜的插入部分的引导端具有：用于传输和接收超声波的超声波换能器部分1；用于在超声波换能器部分1和超声波内窥设备主体之间传输信号的信号线2；光导向部分3a，用于向染病部分施加光；成像部分3（在图2内所示），用于光学成像所述染病部分；外部构件70，用于容纳信号线2的引导端和超声波换能器部分1；附接到外部构件70的光学固定构件90，用于固定成像部分3和光导部分3a；柔性部分11，其有柔性用于支撑外部构件70和光学固定构件90；耦合部分15，用于将柔性部分11耦合到操作部分42（在图1中示出）；以及覆盖材料6，用于覆盖至少柔性部分11和耦合部分15。例如，所述引导端的外径是6.9毫米或者更少。例如，外部构件70由诸如SUS 304的不锈钢形成，并且光学固定构件90由诸如聚醚酰亚胺的树脂形成。

成像部分3具有在光学固定构件90中提供的观察窗3d、在观察窗3d中装配的物镜和在所述物镜的成像位置提供的诸如CCD相机的固态图像传感器或者图像引导装置的输入端。光导向部分3a具有在光学固定构件90中提供的照明窗口32和用于从照明窗口32输出光的光纤31。在照明窗32中装配了照明透镜。

柔性部分11被通过以交错的方式来彼此位移90度地布置支撑点来配置，其中所述支撑点用于弯曲多个陀螺形角环12。所述陀螺形角环12通过销13而彼此连接，从而可以相对移置陀螺样角铁环12，由此形成铰链结构。耦合部分15包括螺旋构件16。例如，螺旋构件16由不锈钢形成。例如，覆盖材料6由含氟橡胶的电绝缘材料形成。

例如，超声波换能器部分1是凸型多行阵列，并且被倾斜地提供在外部构件70的引导端的上部上。超声波换能器部分1具有：提供在背衬材料104的上表面上的多个超声波换能器102；以及例如，覆盖多个超声波换能器102的声透镜101。一个或者一些声匹配层103被提供在声透镜101和超声波换能器102之间。例如，多个超声波换能器102被布置在5行内。

声匹配层103由Pyrex（注册商标）玻璃或者包含金属粉末的环氧树脂形成，其容易传播超声波，用于提供在作为活体的对象和超声波换能器102之间的声阻抗的匹配。由此，从超声波换能器102传输的超声波有效地在对象内传播。

例如，声透镜101由硅橡胶形成，并且从外部构件70的上表面暴露。声透镜101聚焦超声波束，所述超声波束已经从超声波换能器102传输并且在所述对象内以预定深度通过声匹配层103传播。

例如，背衬材料104由诸如橡胶的弹性体形成，或者可以包括由弹性体形成的基底材料和具有比所述基底材料更高的导热率的填充料组成的混合物。在这种情况下，作为所述填充料，铁氧体、钨或者氧化铝等被使用。超声波换能器部分1被容纳在外部构件70内，并且暴露声透镜101。因为由超声波换能器102产生的超声波也被施加到背衬材料104，所以热也从背衬材料104产生。

导热构件81被连接到背衬材料104的背面。导热构件81位于外部构件70内并在超声波换能器部分1之下。优选的是，导热构件81被连接到背衬材料104的后面的整个表面，但是可以连接到其中的一部分（例如所述背面的一半以上的部分）。而且，导热构件81也连接到外部构件70的内表面的一部分，例如与背衬材料104相对的部分。优选的是，导热构件81大面积地与外部构件70的内表面接触。例如，导热构件81由诸如氮化铝（AlN）的具有等于或者大于 $2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热率的电绝缘材料形成。导热构件81的导热系数优选地等于或者大于 $10\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。例如，导热构件81和背衬材料104经由例如具有高的导热系数的粘结剂彼此连接，并且导热构件81和外部构件70的内表面经由例如所述粘结剂彼此连接。

例如，信号线2包括例如多个屏蔽线，并且延伸到在导热构件81周围的背衬材料104的侧面。信号线2穿过信号线固定部分20。所述多条屏蔽线分别连接到在背衬材料104的一个或者两个侧面上提供的一个或者两个FPC（柔性印刷电路）15的电极焊片，并且经由所述电极焊片和FPC 105内形成的布线图形而分别连接到多个超声波换能器102。

在上述的配置中，在超声波换能器102中产生的热经由背衬材料104传到导热构件81，并且在背衬材料104中产生的热传到导热构件81。已经被传到导热构件81的热传到外部构件70，并且从外部构件70被向外释放。因此，抑制了在超声波换能器部分1内驻留热，因此，可以抑制在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高。在具有高的导热率的填充料在背衬材料104中被混合的情况下，效果变得特别巨大。而且，因为导热构件81和外部构件70由绝缘材料形成，所以可以保证超声波换能器部分1与外部的电绝缘。

图11示出了在所述实施例中所示的结构中的导热构件81的导热系数和温度升高抑制效果的模拟结果。如图11中所示，与其中电极被提

供在背衬材料的下表面上的结构相比较，在所述实施例中所示的结构中，当导热构件81的导热系数是 $2.5 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 时，可以将声透镜101的表面的温度升高减少15%，并且，当导热构件81的导热系数是 $10 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 时，可以将声透镜101的表面的温度升高减少24%。

而且，不必提高用于提供导热构件81的超声波内窥镜的插入部分的引导端的直径。因此，超声波内窥镜40的插入部分的引导端的直径不被增大。

图4是用于说明超声波换能器102的配置的透视图。超声波换能器102包括由PZT等形成的多个压电材料层102d、下电极层102e、在所述多个压电材料层102d之间交替地插入的内部电极层102f和102g、上电极层102h、绝缘膜102i和侧面电极102j和102k。

下电极层102e连接到在所述附图右侧的侧面电极102k，并且与在附图左侧的侧面电极102j绝缘。上电极层102h连接到侧面电极102j并且与侧面电极102k绝缘。而且，内部电极层102f连接到侧面电极102j，并且通过绝缘膜102i与侧面电极102k绝缘。另一方面，内部电极层102g连接到侧面电极102k，并且通过绝缘膜102i与侧面电极102j绝缘。超声波换能器102的多个电极以这种方式被形成，用于向三层的压电材料层102d的施加电场的三对电极被并联连接。压电材料层的数量不限于三个，而是可以是2或者4或者更多。

在多层超声波换能器102内，与压电材料层102d接触的电极的面积大于单层元件的面积，并且电阻抗较低。因此，多层超声波换能器已经提高了振动输出，并且对于所施加的电压，比具有相同尺寸的单层压电振动器运行地更有效。具体地，如果压电材料层102d的数量是N，则压电材料层的数量是单层压电振动器数量的N倍，并且每个压电材料层的厚度是单层压电振动器的 $1/N$ ，并且超声波换能器102的电阻抗是单层压电振动器的 $1/N^2$ 倍。因此，超声波换能器102的电阻抗可以通过

增加或者减少堆叠的压电材料层102d的数量来调整，因此，容易提供在驱动电路或者前置放大器和其本身之间的电阻抗匹配，并且可以改善灵敏度。

另一方面，由于超声波换能器102的堆叠形式，电容增加了，并且从超声波换能器102产生的热量变大。然而，因为在所述实施例内提供了导热构件81，因此，在超声波换能器102内产生的热经由外部构件70被有效地释放到外部，因此，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。

图5是用于说明FPC 105的配置的平面图。在附图内所示的FPC 105被附接到侧表面，所述侧面表面与背衬材料104的侧面的图3中所示的剖面几乎平行。如上所述，FPC 105被提供在背衬材料104的侧表面上，并且将信号线2的屏蔽线连接到超声波换能器102。多个电极焊片105a被沿背衬材料104的侧表面布置，并且连接到信号线2的屏蔽线。因为所述布置，所以不必在背衬材料104的背表面上提供FPC 105，并且背衬材料104的背表面可以被连接到导热构件81。FPC 105的部分可以从侧表面向背衬材料104的背表面的外围延伸。在这种情况下，在位于所述外围的FPC 105的部分上也提供了电极焊片105a。而且，导热构件81被连接到背衬材料104的背表面上的导热构件81和FPC 105不重叠的位置。

如上所述，根据本发明的第一实施例，在超声波换能器102内产生的热经由背衬材料104传到导热构件81。已经传到导热构件81的热传到外部构件70，并且从外部构件70被释放到外部。因此，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。而且，因为外部构件70由电绝缘材料形成，所以可以保证外部构件70的外表面与超声波换能器部分1的电绝缘。

图6是用于说明根据本发明的第二实施例的超声波内窥镜的配置

的剖视图，并且对应于在第一实施例中的图3。根据所述实施例的超声波内窥镜除了外部构件70由电绝缘材料形成之外，具有与根据第一实施例的超声波内窥镜相同的配置。例如，外部构件70由树脂构成，并且优选地具有等于或者大于 $10 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热系数。

图12示出了在所述实施例中示出的结构中外部构件70的导热系数和温度升高抑制效果的模拟结果。如图12中所示，与其中电极被提供在背衬材料的下表面上的结构相比较，在所述实施例中示出的结构中，当外部构件70的导热系数是 $2 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 时，声透镜101的表面的温度升高可以被减小4%，并且，当外部构件70的导热系数是 $10 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 时，声透镜101的表面的温度升高可以被减小14%。

同样，根据所述实施例，与第一实施例的情况相同，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。

图7是用于说明根据本发明的第三实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图，并且对应于在第一实施例中的图3。根据所述实施例的超声波内窥镜除了导热构件81由导电材料（例如包括诸如SUS 304或者铜的不锈钢的金属）形成，以及外部构件70由电绝缘材料形成之外，具有与根据第一实施例的超声波内窥镜相同的配置。例如，外部构件70由树脂构成，并且优选地具有等于或者大于 $10 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热系数。

而且，根据所述实施例，与第一实施例的情况相同，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。

图8是用于说明根据本发明的第四实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图，并且对应于在第二实施例中的图6。根据所述实施例的超声波内窥镜除了未提供导热构件81，外部构件70的内部表面的一部分是内凸的，以及突出部分71被连接到背衬材料104的背面之外，与第二实施例相同。例如，突出部分71和背衬材料104经由具有高的导热率的粘

结剂而彼此连接。

根据所述实施例，在超声波换能器102中产生的热经由背衬材料104传到外部构件70，并且从外部构件70的外表面被释放到外部。而且，在背衬材料104中产生的热也传到外部构件70，并且从外部构件70的外表面向外部释放。因此，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。而且，因为外部构件70由电绝缘材料形成，所以外部构件70的外表面与超声波换能器部分1的电绝缘可以被保证。

图9是用于说明根据本发明的第五实施例的超声波内窥镜的配置的剖视图，并且对应于在第二实施例中的图6。根据所述实施例的超声波内窥镜除了未提供导热构件81，以及背衬材料104的背面连接到外部构件70的内表面之外，与第二实施例相同。例如，外部构件70和背衬材料104经由具有高的导热率的粘结剂而彼此连接。

根据所述实施例，在超声波换能器102中产生的热经由背衬材料104传到外部构件70，并且从外部构件70的外表面被释放到外部。而且，在背衬材料104中产生的热也传到外部构件70，并且从外部构件70的外表面向外部释放。因此，在超声波内窥镜40的插入部分的引导端的温度升高可以被抑制。而且，因为外部构件70由电绝缘材料形成，所以外部构件70的外部表面与超声波换能器部分1的电绝缘可以被保证。

在上述的相应实施例中，超声波换能器102具有通过堆叠多个压电材料层而形成的结构不是必须的，但是可以具有单个压电材料层。而且，所述超声波内窥镜可以没有成像部分3或者用于光学观察对象的光导向部分3a。此外，在第四和第五实施例中，外部构件70可以由导电材料（例如诸如SUS 304的不锈钢）形成。

图10示出了包括根据本发明的相应实施例的超声波内窥镜和超声波内窥设备主体的超声波内窥设备。在超声波换能器部分1（图3）中

包括的多个超声波换能器经由插入部分41、操作部分42和连接线缆43通过多条屏蔽线而电连接到超声波内窥设备主体50内。那些屏蔽线将在超声波内窥设备主体50内产生的多个驱动信号传输到相应的超声波换能器，并且将从相应的超声波换能器输出的多个接收信号传输到超声波内窥设备主体50。

超声波内窥设备主体50包括超声波控制单元51、驱动信号产生单元52、传输/接收切换单元53、接收信号处理单元54、图像产生单元55、超声波图像显示单元56、光源60、成像控制单元61、成像装置驱动信号产生单元62、视频处理单元63和图像显示单元64。

超声波控制单元51使用超声波换能器部分1来控制成像操作。例如，驱动信号产生单元52包括多个驱动电路（脉冲等），并且产生要分别用于驱动多个超声波换能器的多个驱动信号。传输/接收切换单元53在将驱动信号输出到超声波换能器部分1和输入来自超声波换能器部分1的接收信号之间切换。

例如，接收信号处理单元54包括多个前置放大器、多个A/D转换器、数字信号处理电路或者CPU，并且对于从所述多个超声波换能器输出的接收信号进行预定信号处理，诸如放大、相位匹配和增加、以及检测。图像产生单元55根据已经被进行了所述预定信号处理的接收信号来产生代表超声波图像的图像数据。超声波图像显示单元56根据以这种方式产生的图像数据来显示超声波图像。

光源60发出要用于对象照明的光。从光源60输出的光通过插入部分41的照明窗口32（图3）经由通用线缆44的光纤31（图3）而照明对象。被照明的对象由成像部分3通过插入部分41的观察窗口3d（图2）被成像，并且从成像部分3输出的视频信号经由连接线缆43被输入到超声波内窥设备主体50的视频处理单元63。

成像控制单元61使用成像部分3来控制成像操作。成像装置驱动信号产生单元62产生要被提供到成像部分3的驱动信号。视频处理单元63根据从成像部分3输入的视频信号来产生图像数据。图像显示单元64输入来自视频处理单元63的图像数据，并且显示对象的图像。

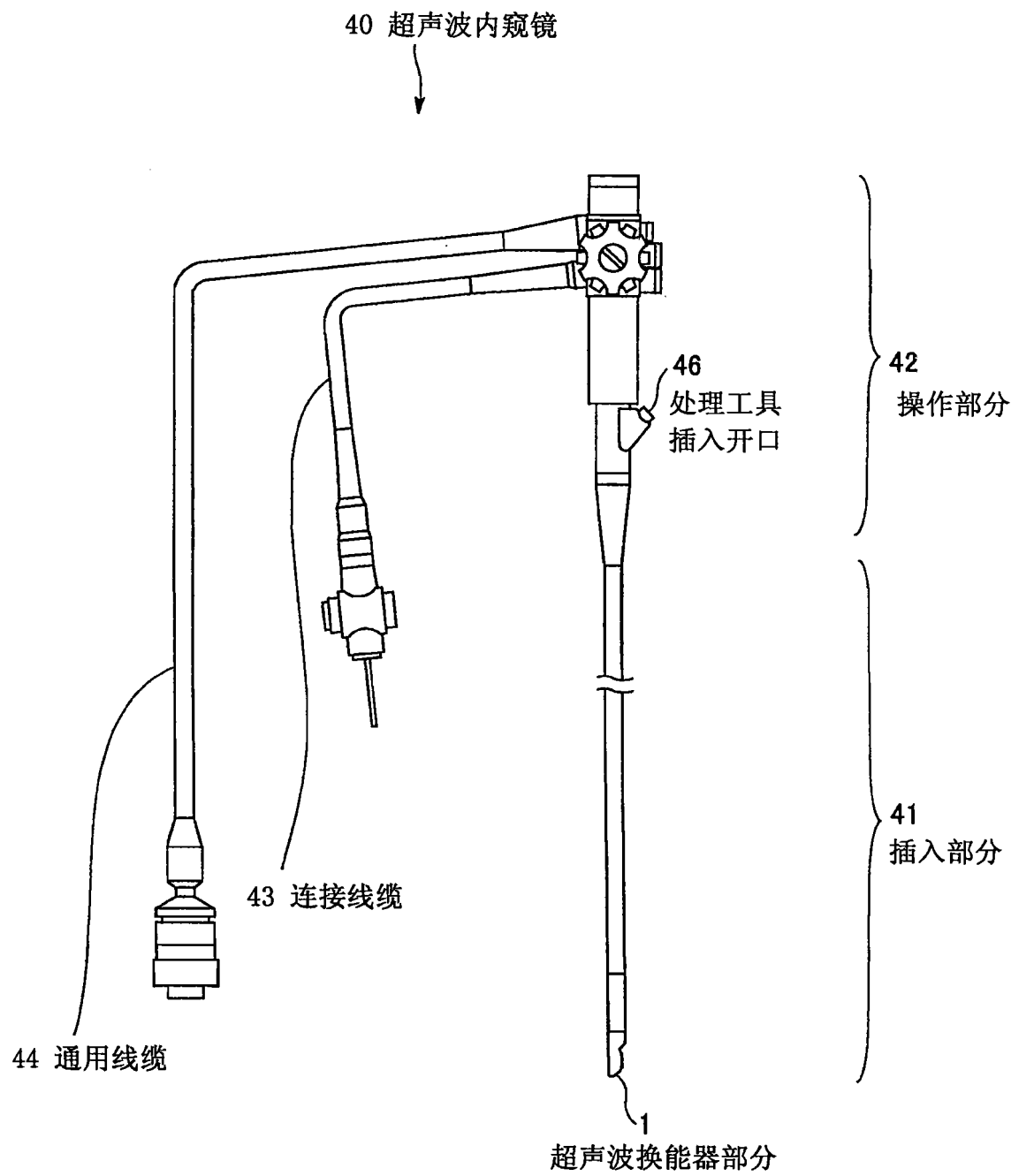


图1

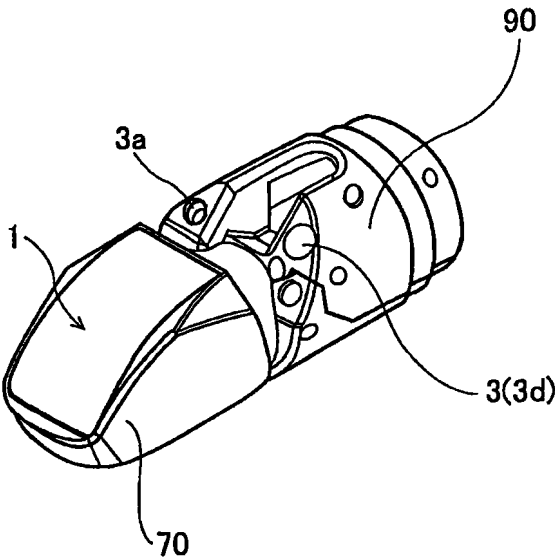


图2

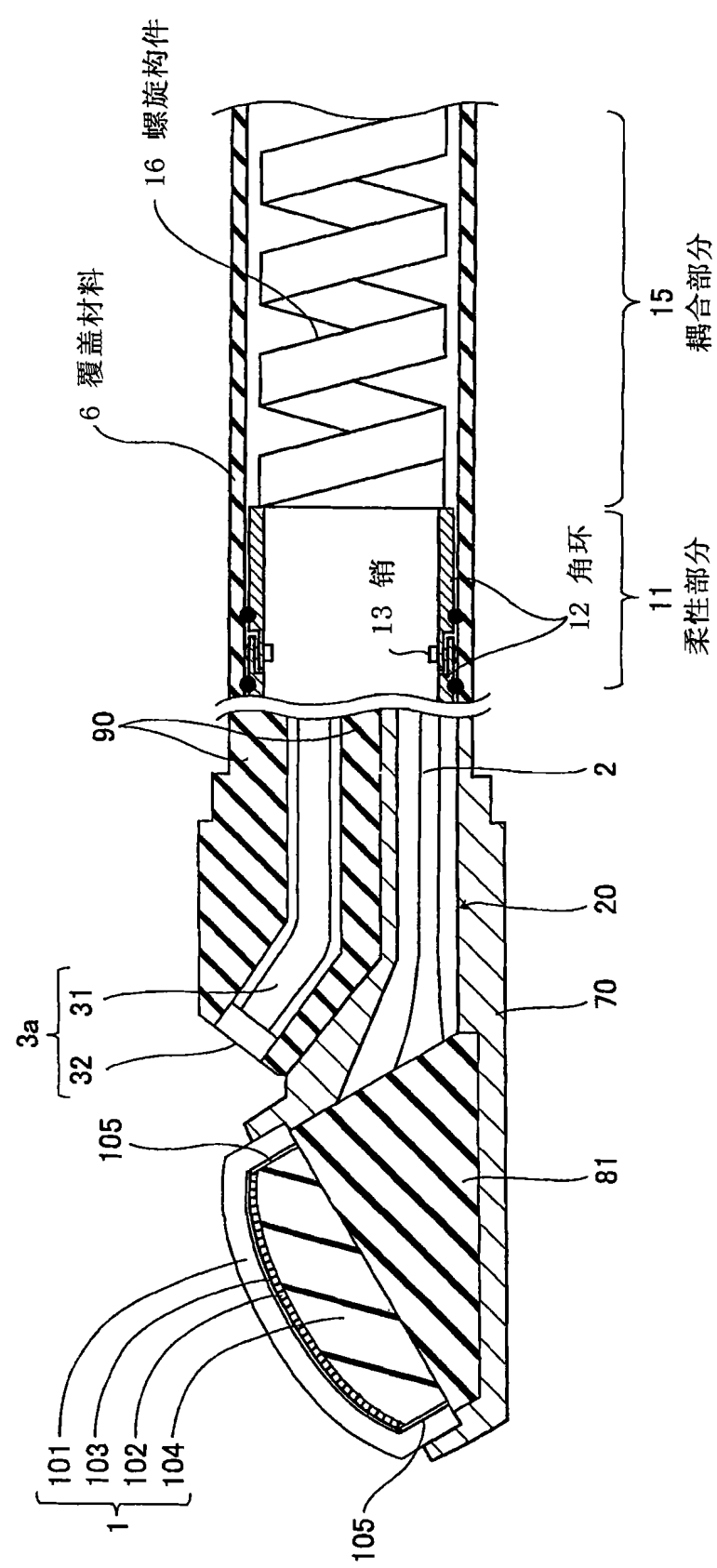


图3

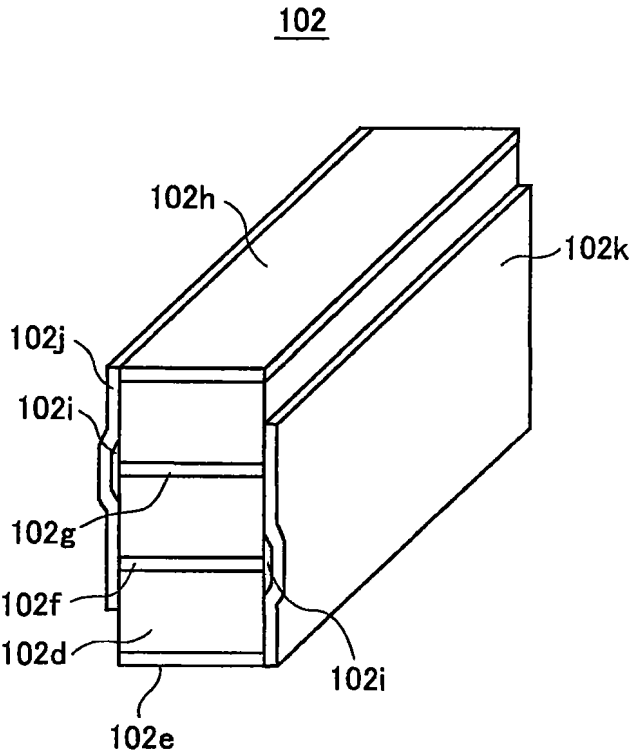


图4

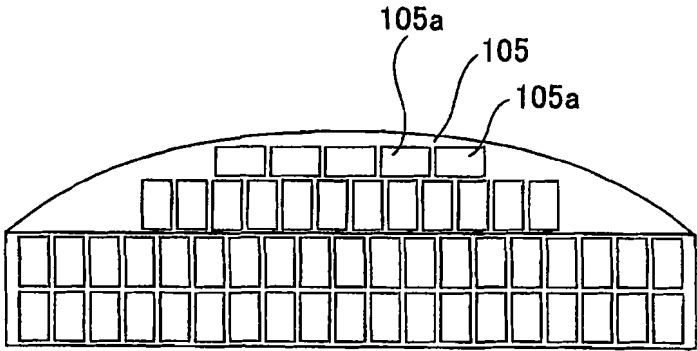


图5

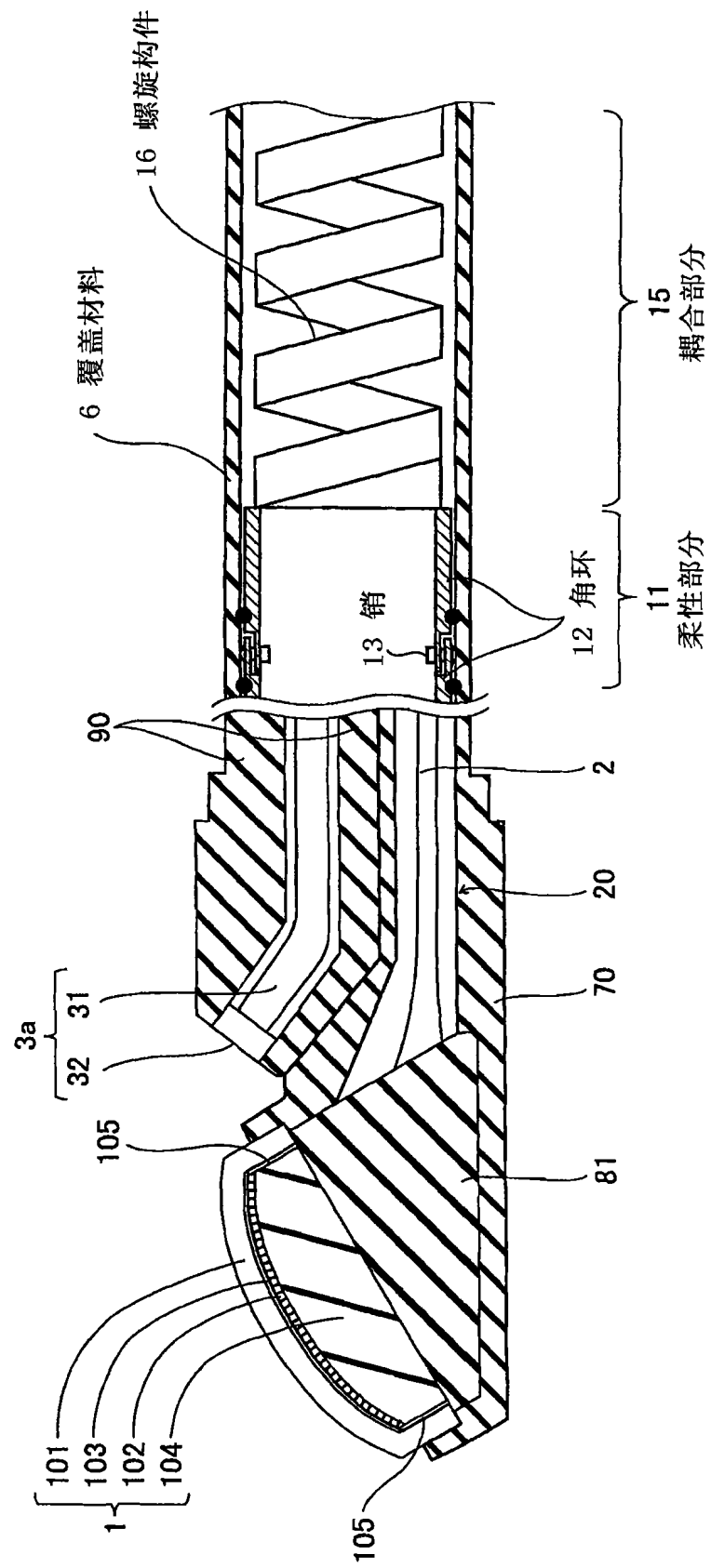


图6

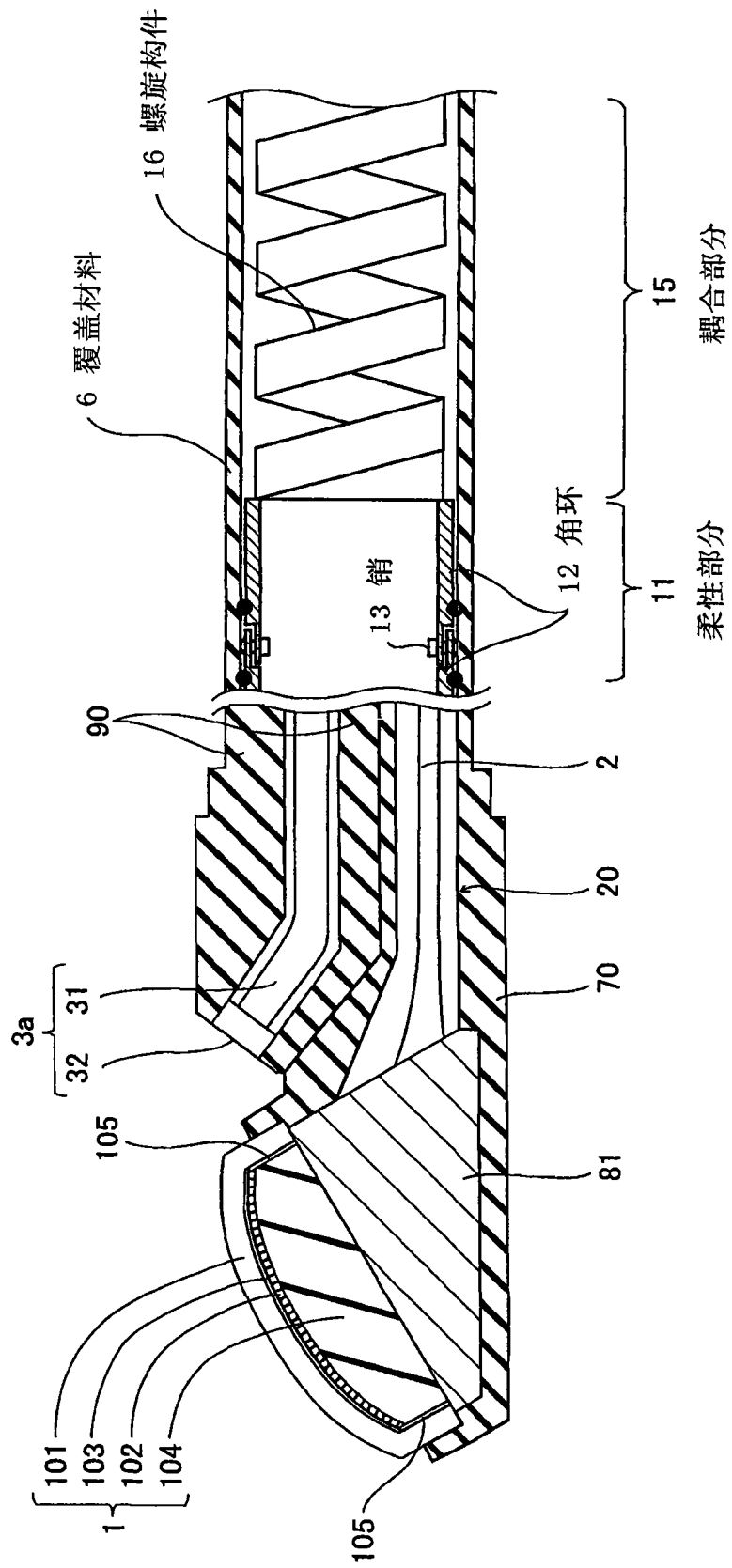


图7

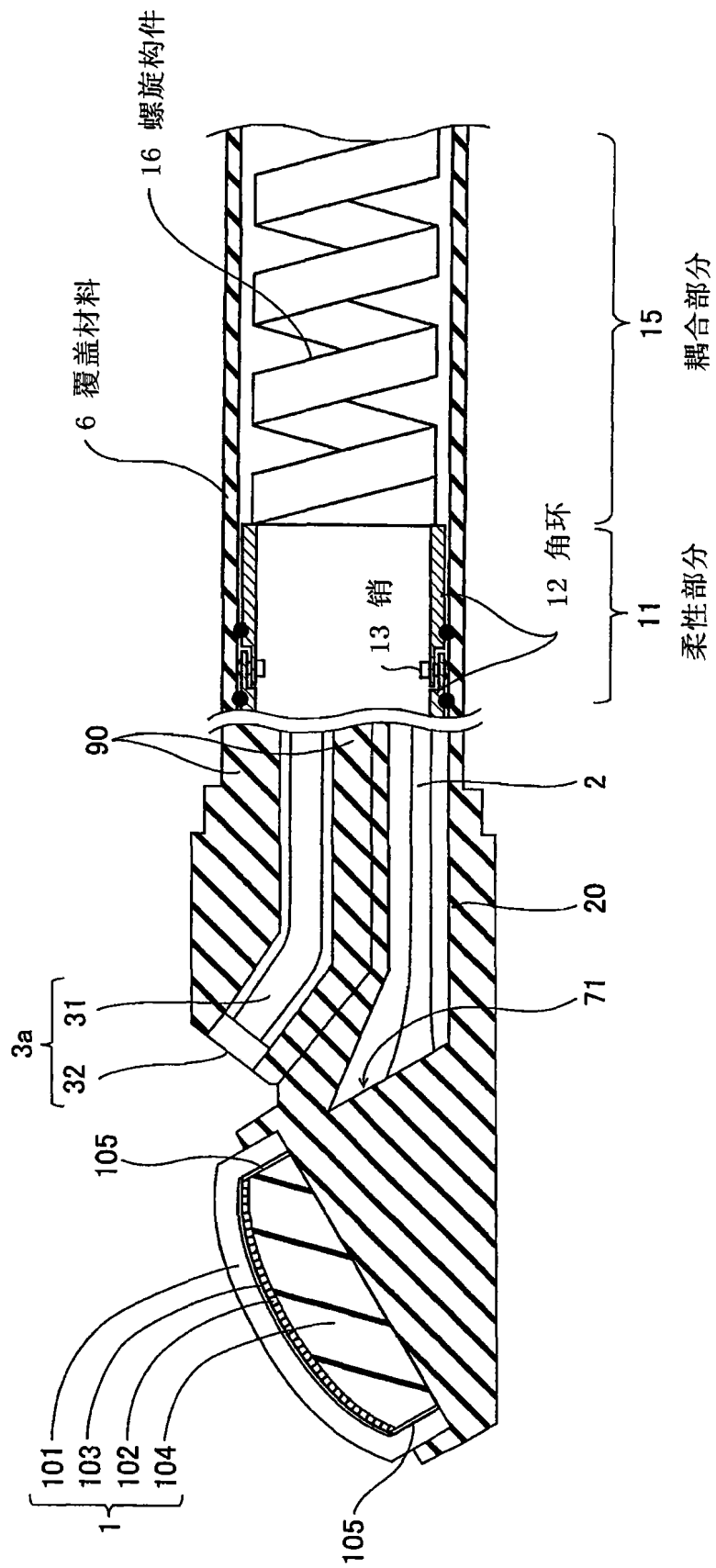


图8

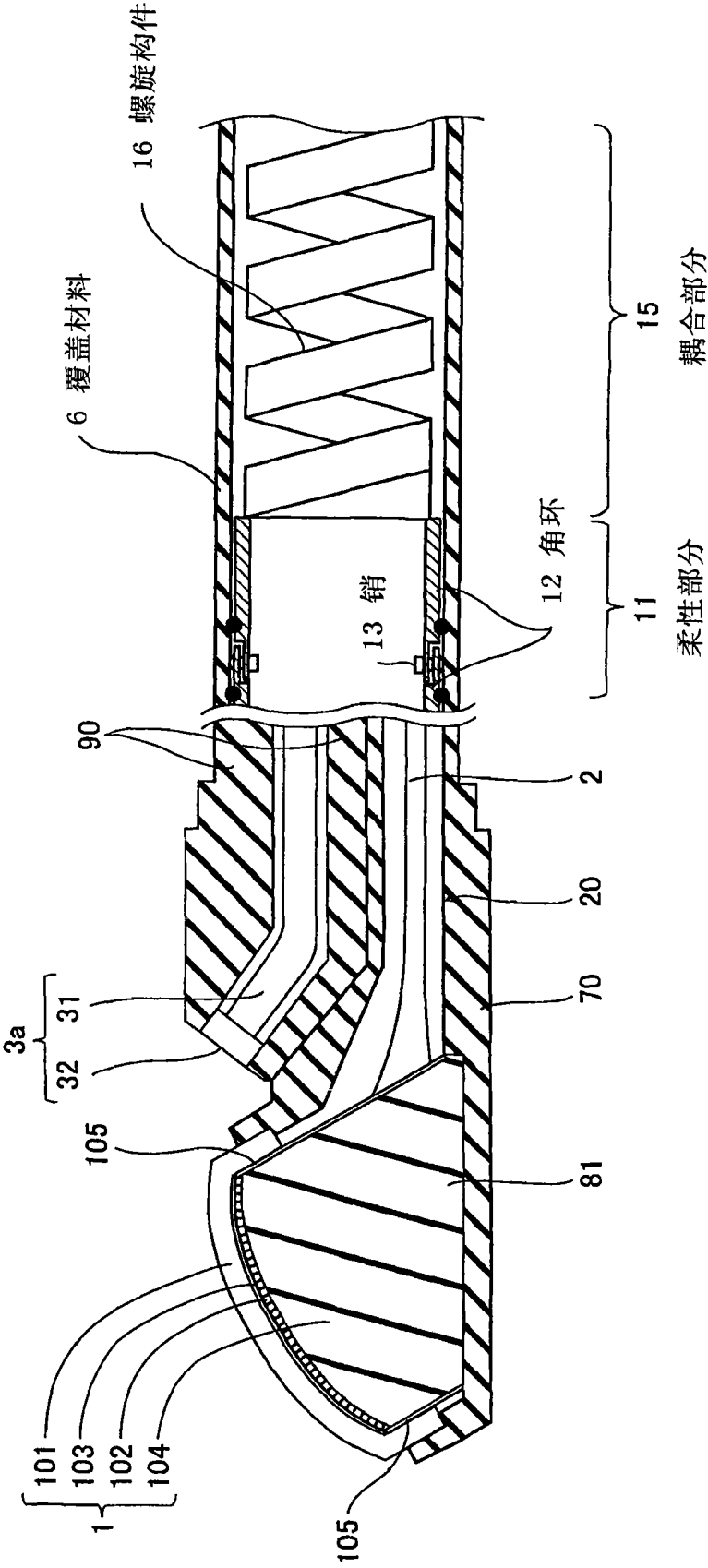


图9

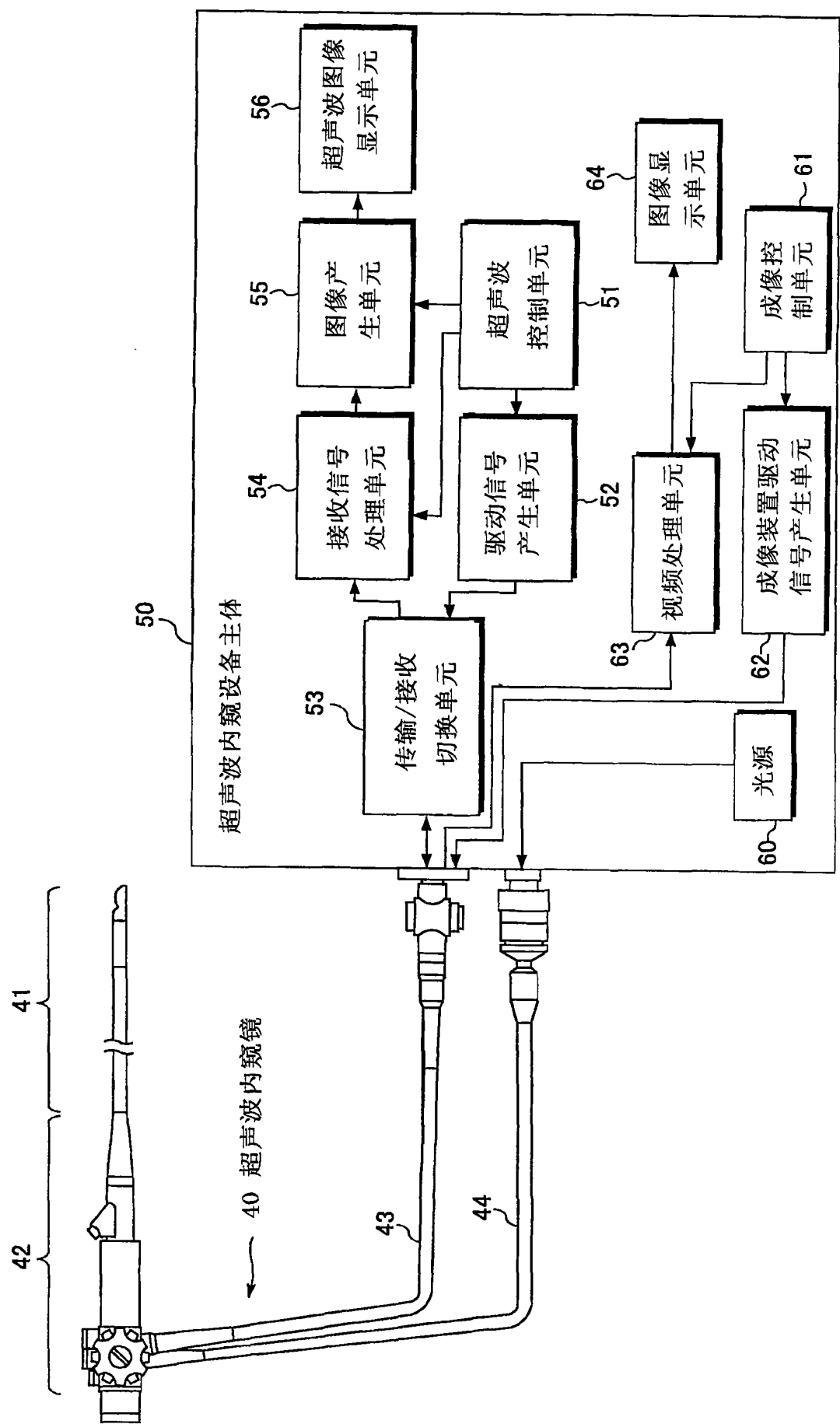


图10

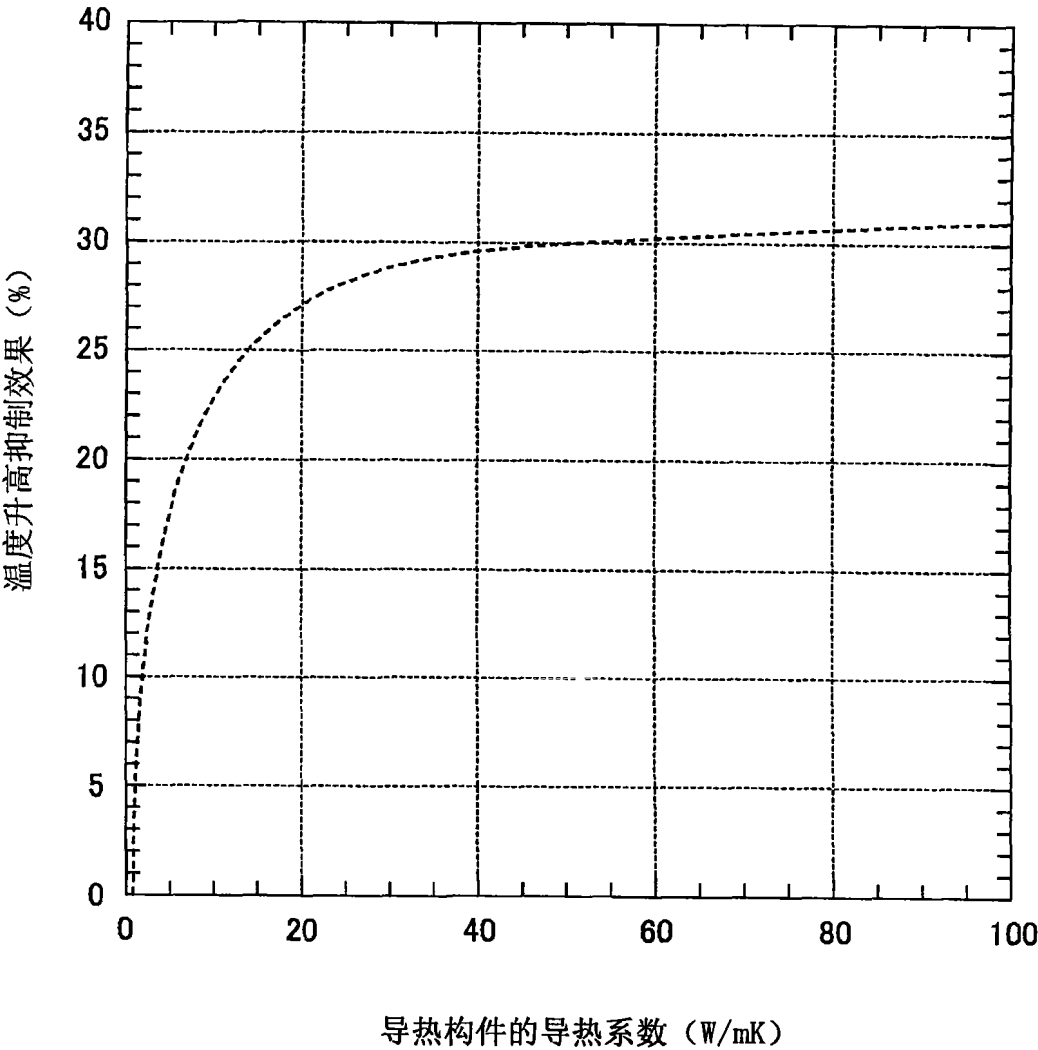


图11

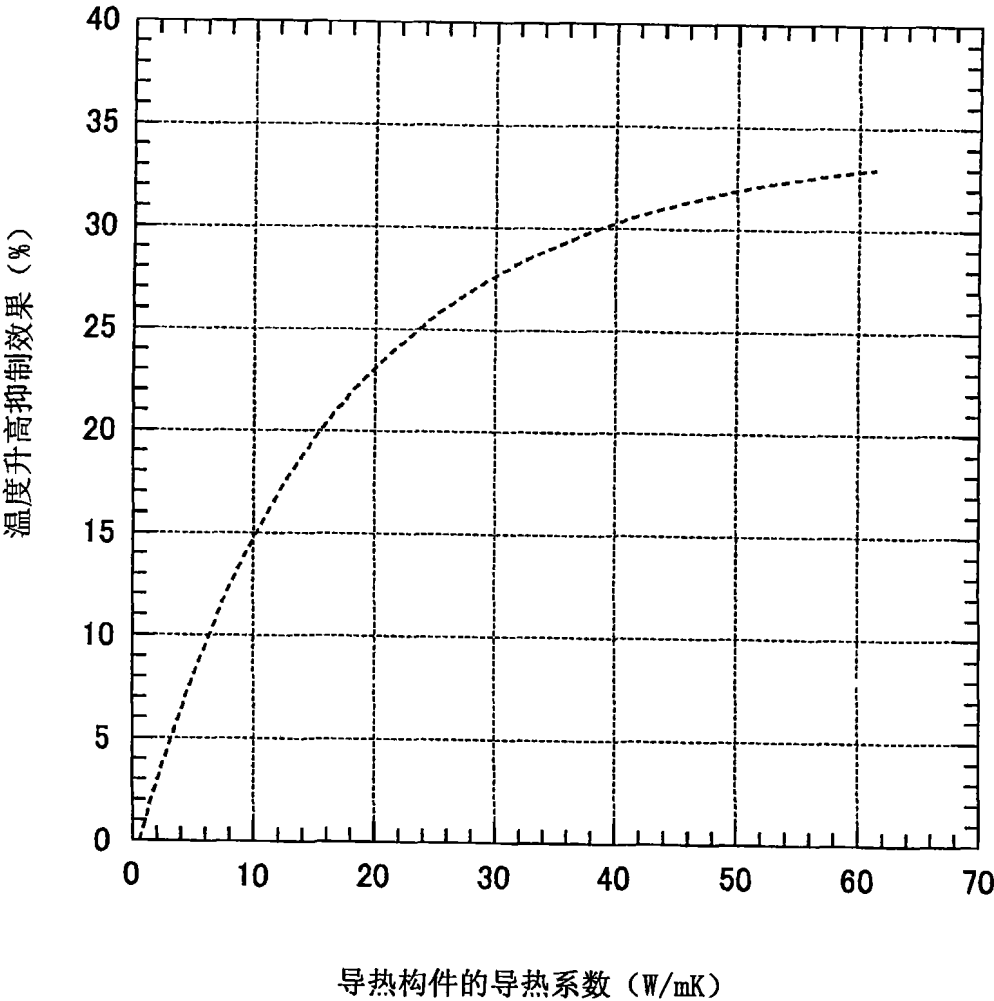


图12

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN101396289A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200810161056.X	申请日	2008-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	永野和彦 大泽敦		
发明人	永野和彦 大泽敦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/546		
优先权	2007254952 2007-09-28 JP		
其他公开文献	CN101396289B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波内窥镜，其中，能够利用减小的直径来抑制温度升高。所述超声波内窥镜包括：包括多个超声波换能器的超声波换能器部分；用于容纳所述超声波换能器部分的外部构件；以及导热部分，其被提供在所述外部构件内，并且分别连接到所述外部构件的内表面和所述超声波换能器部分。优选地，所述导热部分具有等于或大于 $10\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 的导热系数。而且，优选地，所述导热构件和所述外部构件之一具有电绝缘属性。

