



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101396289 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 06

(21) 申请号 200810161056. X

(22) 申请日 2008. 09. 26

(30) 优先权数据

2007-254952 2007. 09. 28 JP

(73) 专利权人 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 11219

代理人 梁晓广 关兆辉

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1892211 A, 2007. 01. 10,

US 2007/0038157 A1, 2007. 02. 15,

JP 特开 2006-129965 A, 2006. 05. 25,

审查员 李林霞

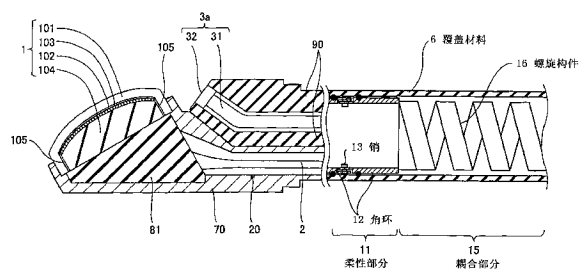
权利要求书1页 说明书7页 附图11页

(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,所述超声波内窥镜包括具有引导端的插入部分,所述插入部分的所述引导端包括:

包括多个超声波换能器的超声波换能器部分;

光学固定构件,所述光学固定构件固定光导部分和成像部分,所述光导部分用于将光施加到要检查的对象,所述成像部分用于对所述对象光学成像;

柔性部分;

用于容纳位于所述插入部分的引导端处的所述超声波换能器部分的外部构件,所述光学固定构件被附接到所述外部构件的比所述超声波换能器部分更接近所述柔性部分的位置中;以及,

导热部分,所述导热部分具有不小于  $2\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$  的导热系数,并且所述导热部分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的背面。

2. 如权利要求 1 所述的超声波内窥镜,其中,所述导热部分和所述外部构件之一具有电绝缘属性。

3. 如权利要求 1 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,所述多个超声波换能器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。

4. 如权利要求 1 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  $10\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ 。

5. 如权利要求 4 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

[0001] 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

[0002] 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的内部,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。

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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。

[0007] 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。

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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

[0015] 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;

[0016] 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;

[0017] 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的剖面图;

[0018] 图 4 是用于说明超声波换能器的配置的透视图;

[0019] 图 5 是 FPC 的配置的说明的平面图;

[0020] 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;

[0021] 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;

[0022] 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;

[0023] 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；

[0024] 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；

[0025] 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

[0026] 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

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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 SUS304 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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在 FPC105 内形成的布线图形而分别连接到多个超声波换能器 102。

[0039] 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。

[0040] 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%。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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换能器运行地更有效。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换能器数量的 N 倍,并且每个压电材料层的厚度是单层压电换能器的  $1/N$ ,并且超声波换能器 102 的电阻抗是单层压电换能器的  $1/N^2$  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。

[0045] 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。

[0046] 图 5 是用于说明 FPC105 的配置的平面图。在附图内所示的 FPC105 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,FPC105 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 FPC105,并且背衬材料 104 的背表面可以被连接到导热构件 81。FPC105 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 FPC105 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 FPC105 不重叠的位置。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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%。

[0050] 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。

[0051] 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 SUS304 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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 SUS304 的不锈钢)形成。



[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

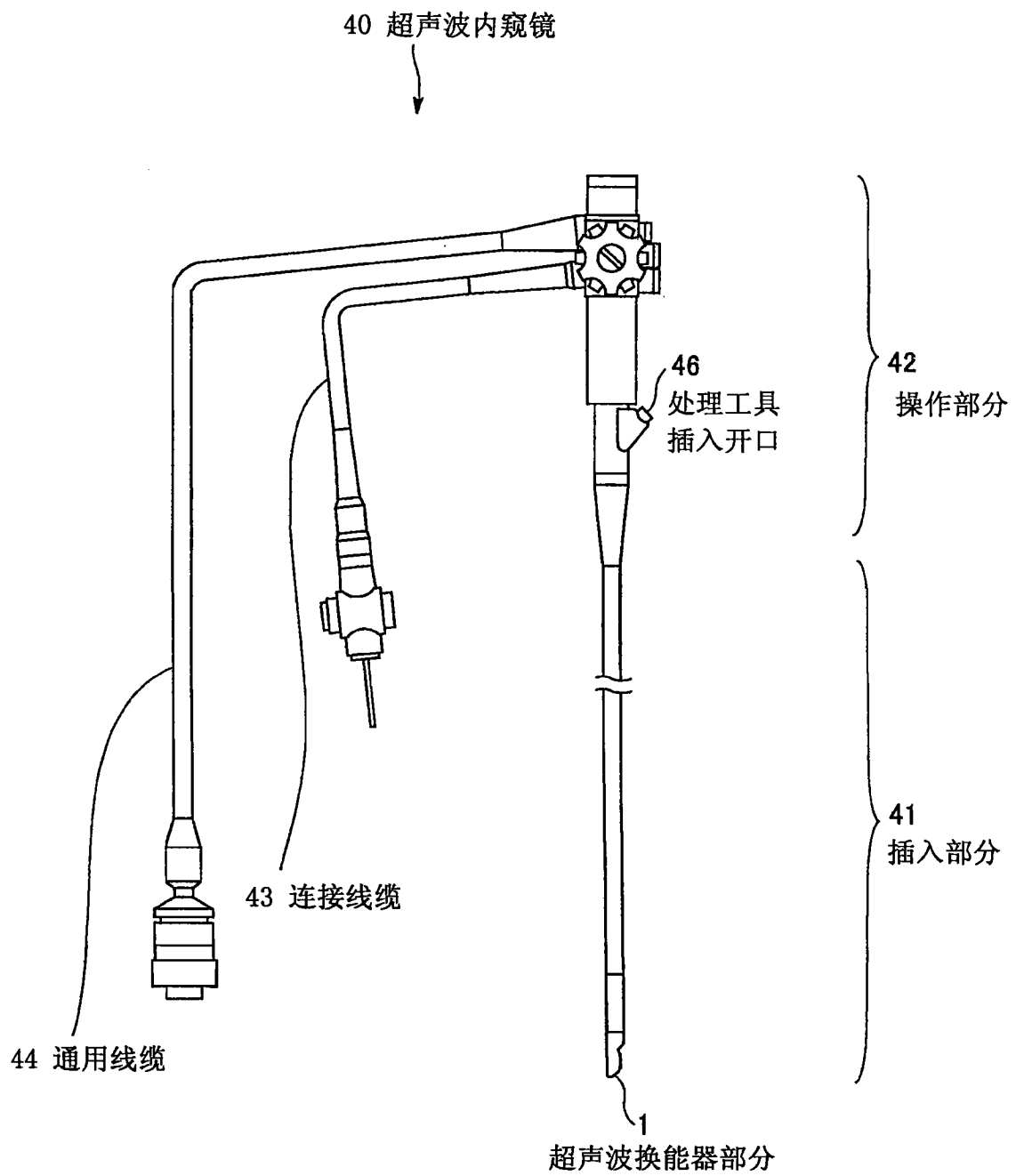


图 1

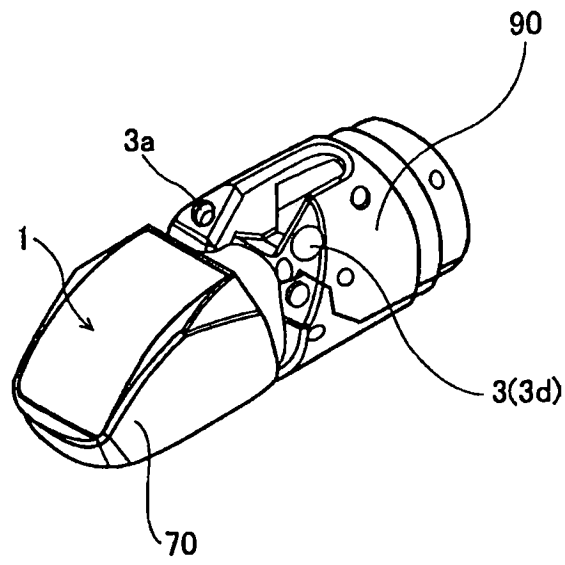


图 2

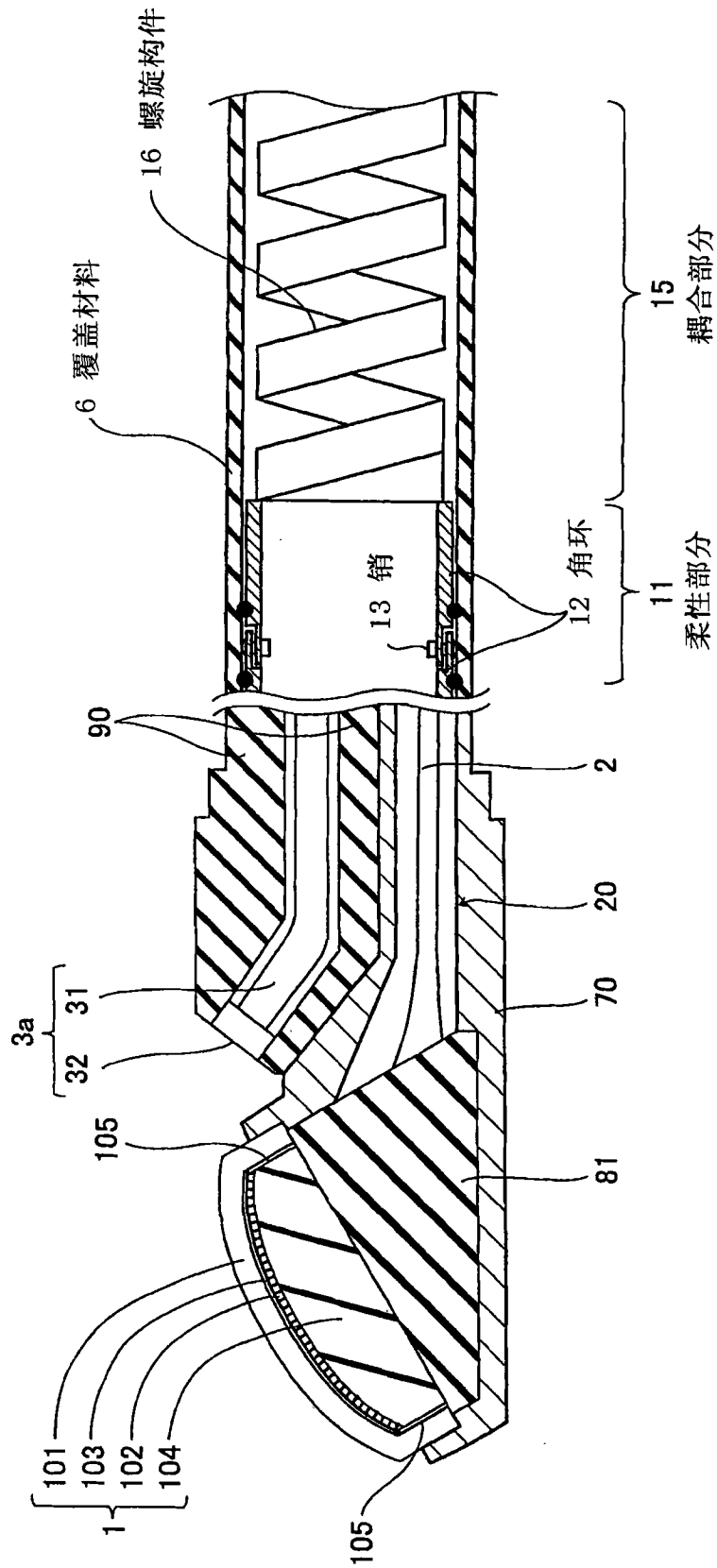


图3

102

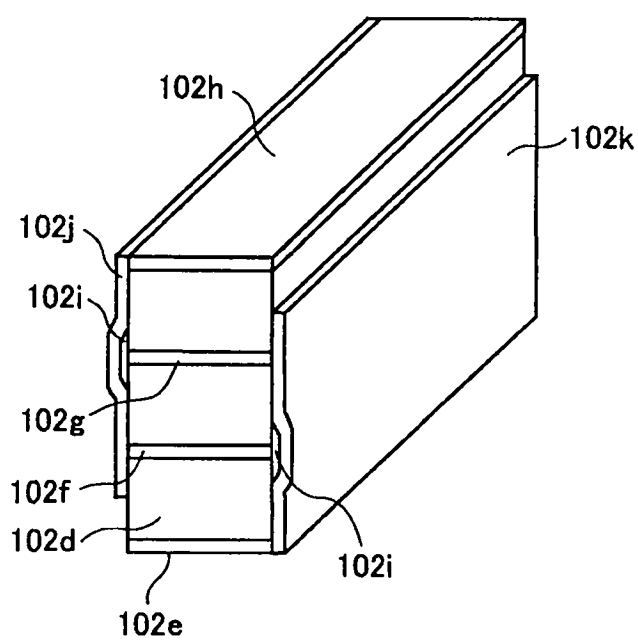


图 4

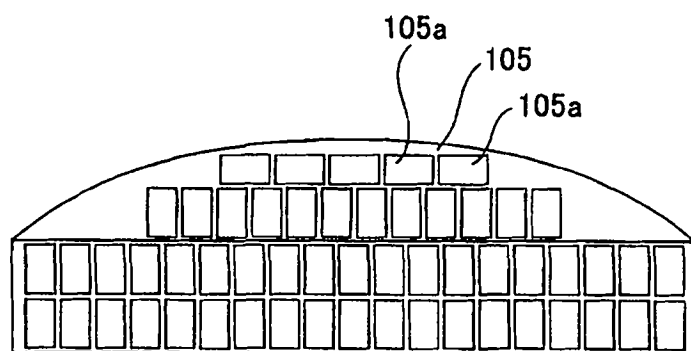


图 5

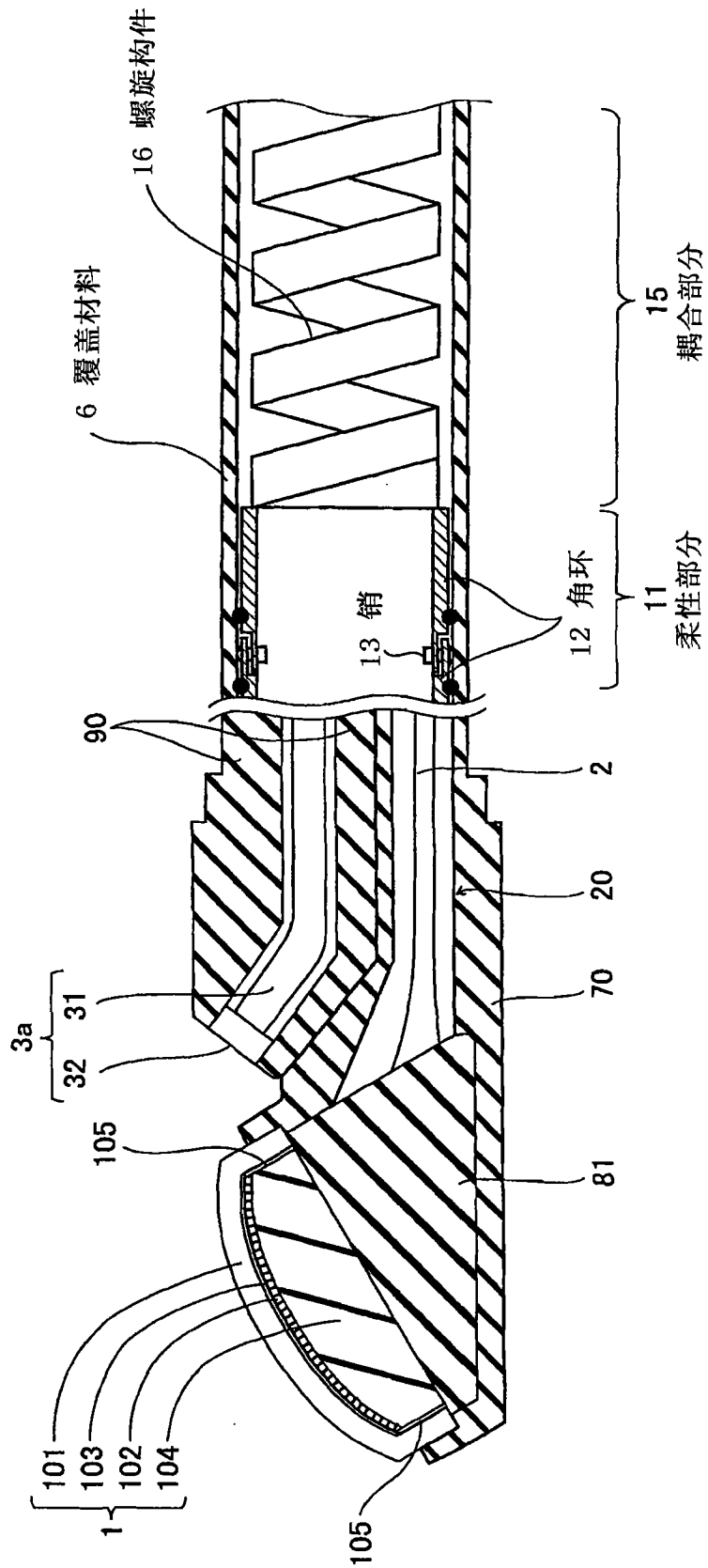
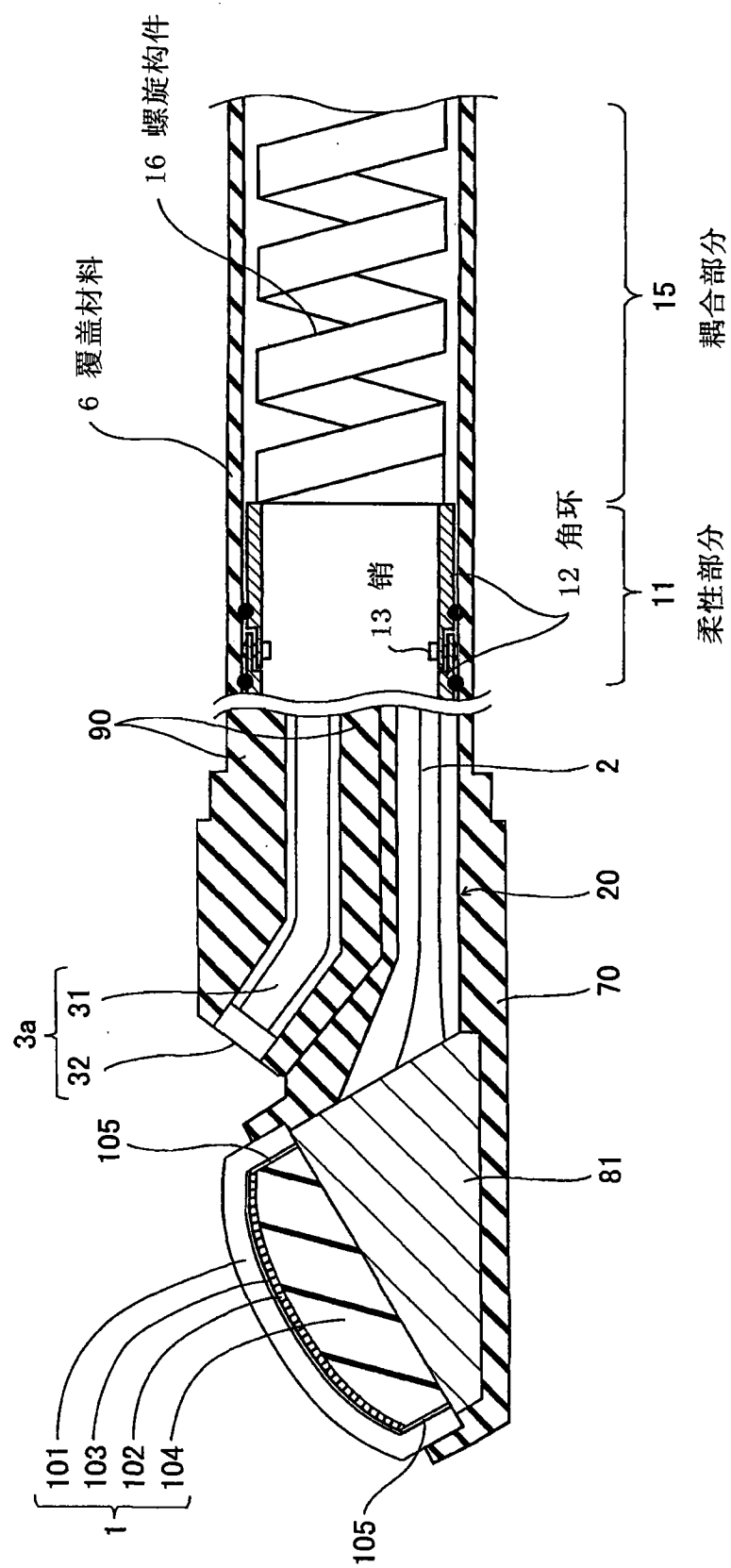


图6



七

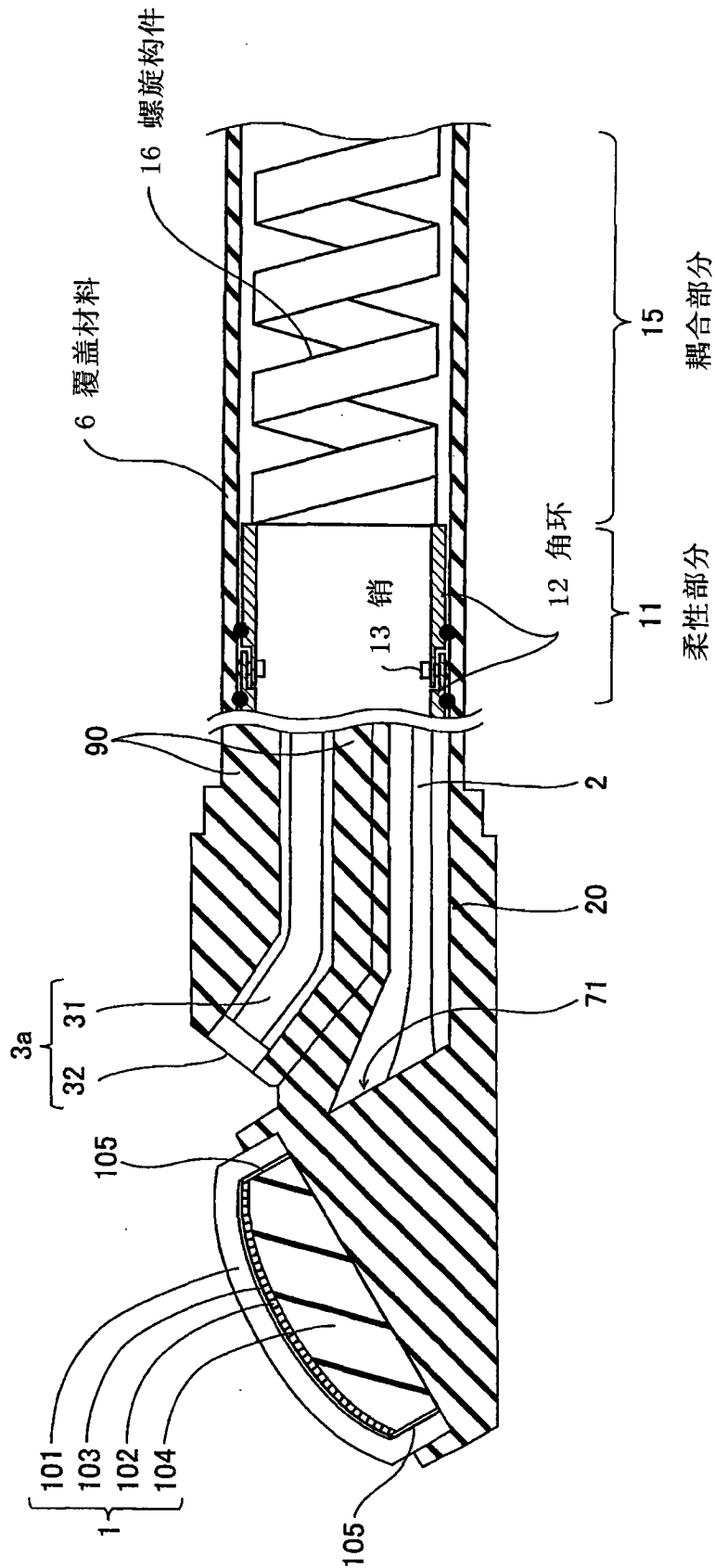


图8



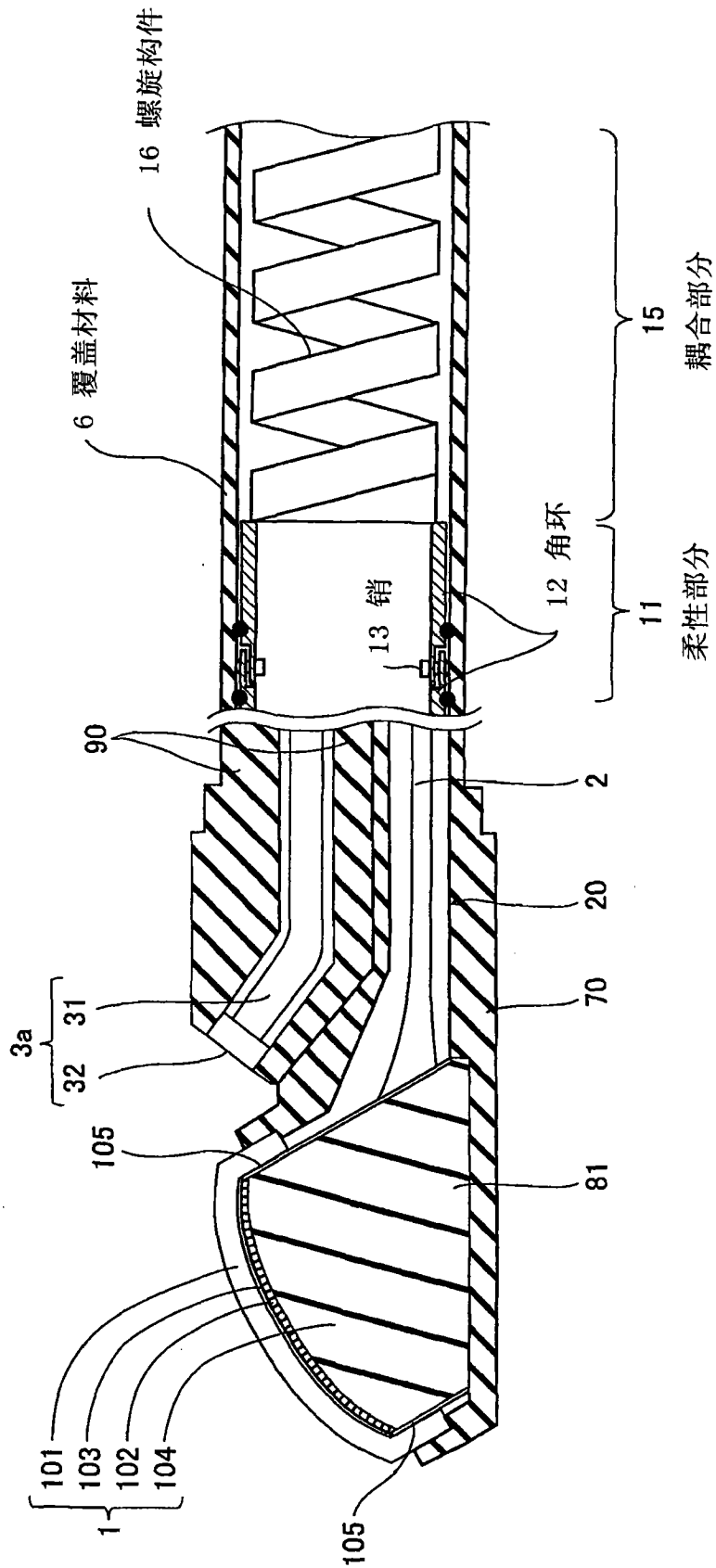


图9

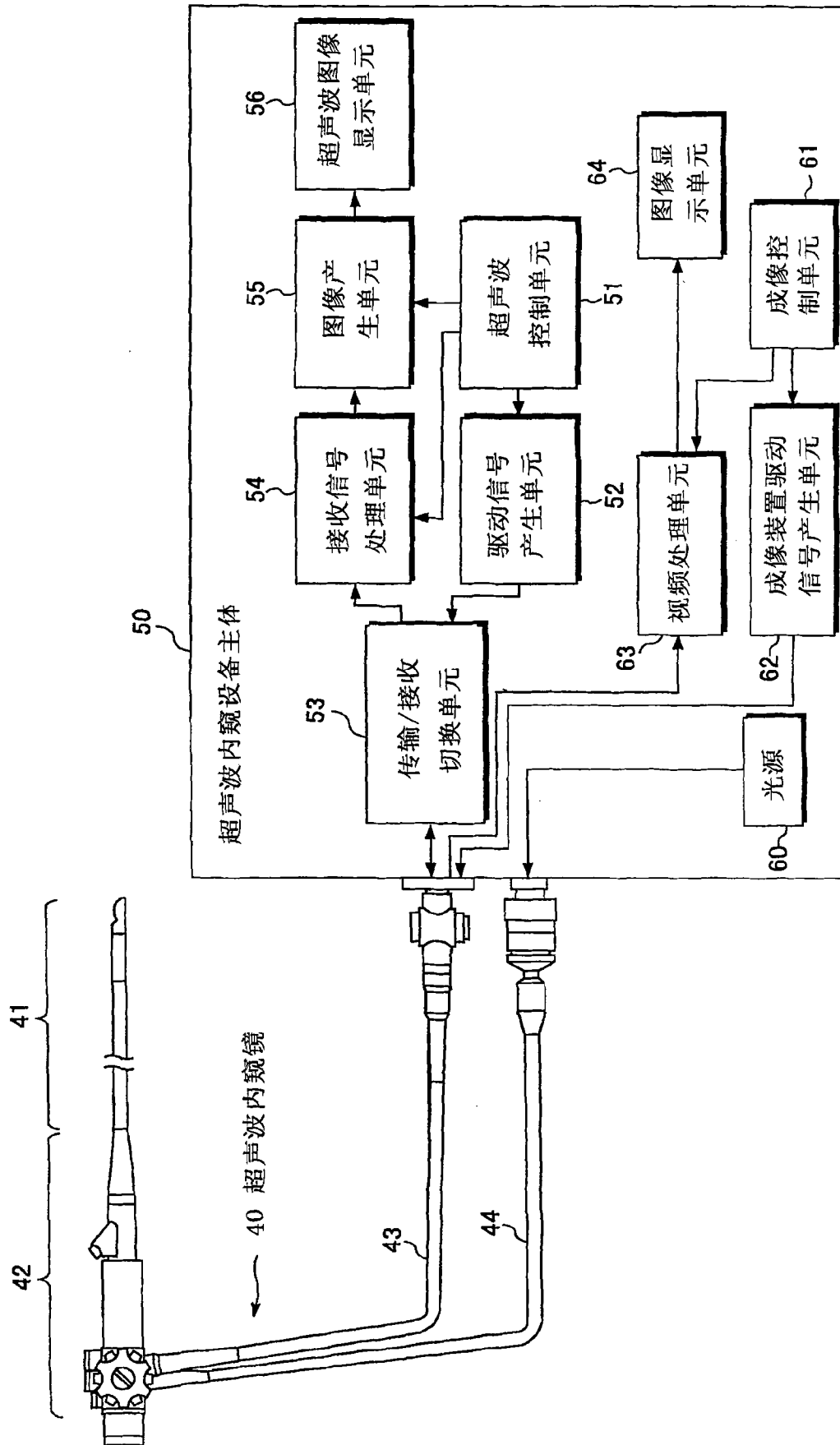


图10

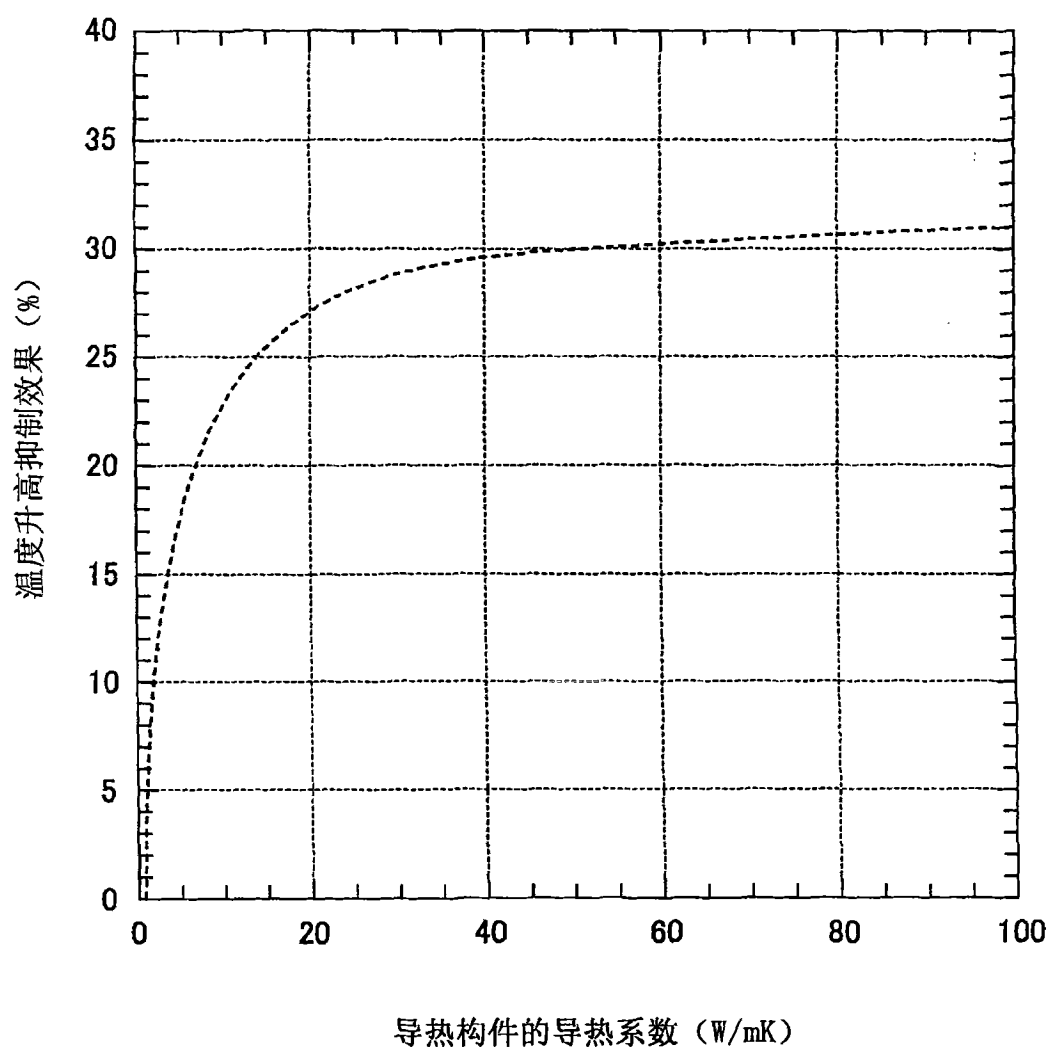


图 11

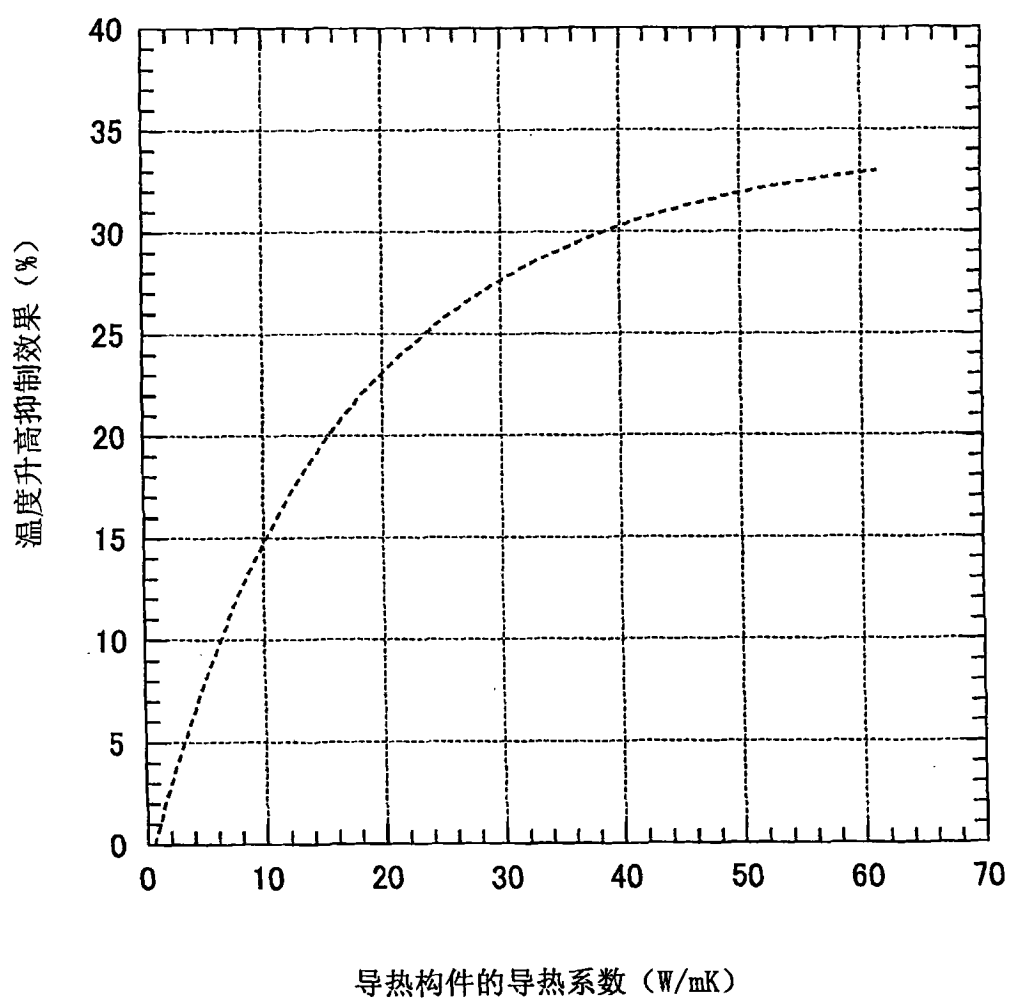


图 12

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波内窥镜                                         |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101396289B</a>                   | 公开(公告)日 | 2013-11-06 |
| 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<br>大泽敦                                    |         |            |
| 发明人            | 永野和彦<br>大泽敦                                    |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/00 A61B8/546                             |         |            |
| 审查员(译)         | 李林霞                                            |         |            |
| 优先权            | 2007254952 2007-09-28 JP                       |         |            |
| 其他公开文献         | CN101396289A                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 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。

