



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110494084 A

(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201880023883.4

(22)申请日 2018.04.03

(30)优先权数据

2017-073879 2017.04.03 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/014328 2018.04.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/186422 JA 2018.10.11

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 谷口优子 若林胜裕 吉田晓

佐藤直 今桥拓也

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

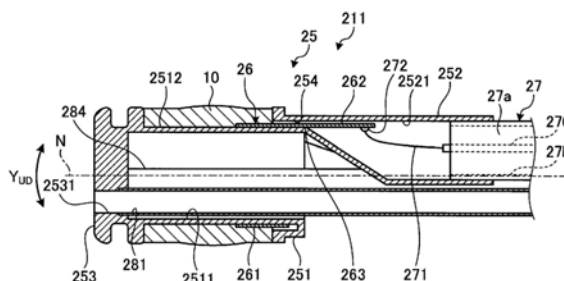
权利要求书2页 说明书12页 附图14页

(54)发明名称

超声波内窥镜

(57)摘要

本发明的超声波内窥镜包括:插入部,其具有顶端硬质部、弯曲部以及挠性管部;径向型的超声波振子;拍摄部,其用于拍摄插入部的长度方向的前方的视野的图像;通道,其一端在顶端硬质部的长度方向的顶端具有开口;以及超声波线缆,其具有分别与多个压电元件电连接的多根同轴线、包覆该多根同轴线的金属制的综合屏蔽层以及包覆综合屏蔽层的绝缘性的封套,封套在包覆多根同轴线的状态下从挠性管部经由弯曲部到达顶端硬质部的基端侧,并且,固定于顶端硬质部的基端侧且靠近外周的位置。



1. 一种超声波内窥镜,其特征在于,

该超声波内窥镜包括:

插入部,其具有硬质性的顶端硬质部、连结于所述顶端硬质部的基端侧且向至少一个方向弯曲自如的弯曲部以及连结于所述弯曲部的基端侧且具有挠性的挠性管部;

超声波振子,其将能够收发超声波的多个压电元件沿着所述顶端硬质部的周向呈环状排列而成,用于沿与所述插入部的长度方向垂直的方向照射所述超声波;

拍摄部,其设于所述顶端硬质部,用于拍摄所述插入部的长度方向的前方的视野的图像;

通道,其贯穿于所述插入部的内部,该通道的一端在所述顶端硬质部的长度方向的顶端具有开口;以及

超声波线缆,其具有分别与所述多个压电元件电连接的多根同轴线、包覆该多根同轴线的金属制的综合屏蔽层以及包覆所述综合屏蔽层的绝缘性的封套,所述封套在包覆所述多根同轴线的状态下从所述挠性管部经由所述弯曲部到达所述顶端硬质部的基端侧,并且,固定于所述顶端硬质部的基端侧且靠近外周的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述多个压电元件和所述多根同轴线经由柔性基板电连接。

3. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述柔性基板具有:

第1连接部,其呈环状弯曲,并与所述多个压电元件电连接;

第2连接部,其形成为向与所述第1连接部的弯曲形态相同的一侧弯曲的环状,并与所述第1连接部和所述多根同轴线电连接;以及

连结部,其连结所述第1连接部和所述第2连接部,

所述连结部的沿着所述第1连接部和所述第2连接部的周向延伸的长度比所述第2连接部的周向的长度小。

4. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述第2连接部的周向的长度比所述第1连接部的周向的长度小。

5. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述第2连接部的周向的长度比所述第1连接部的周向的长度大。

6. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述柔性基板具有第1柔性基板和第2柔性基板,该第1柔性基板和第2柔性基板各自具有所述第1连接部、所述第2连接部以及所述连结部,

所述第1柔性基板和所述第2柔性基板的各连结部的一部分重叠。

7. 根据权利要求6所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述第1柔性基板的所述第2连接部和所述第2柔性基板的所述第2连接部沿着所述长度方向排列。

8. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,

所述第2连接部沿着长度方向形成为曲折状。

9. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,

在所述第2连接部具有分别与所述多根同轴线连接的多个电极,

所述多个电极形成于所述柔性基板的单侧的面。

10. 根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其特征在于,
在所述第2连接部具有分别与所述多根同轴线连接的多个电极,
所述多个电极形成于所述柔性基板的两面。

11. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜,其特征在于,
所述柔性基板具有分别与所述多个压电元件电连接的多个第1电极以及分别与所述第1电极和所述多根同轴线电连接的多个第2电极,
各第2电极的连接面的长度方向沿着所述同轴线的芯线所进入的方向倾斜。

12. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于,
在所述顶端硬质部的穿过所述封套的端部的截面中,穿过所述超声波线缆的中心和所述通道的中心的直线穿过所述插入部的中心轴线。

13. 根据权利要求12所述的超声波内窥镜,其特征在于,
所述直线与相当于由所述拍摄部拍摄的图像的上下方向的方向平行。

超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波内窥镜,该超声波内窥镜包括:径向型的超声波振子,其向观测对象射出超声波,并且,接收由观测对象反射来的超声波回波,将其转换为回波信号并输出;以及光学系统,其用于对被检体内进行观察。

背景技术

[0002] 为了观测作为观测对象的生物体组织或者材料的特性,有时应用超声波。具体而言,超声波观测装置能够通过对从用于收发超声波的超声波振子接收来的超声波回波实施预定的信号处理,从而获取与观测对象的特性相关的信息。

[0003] 超声波振子具备多个压电元件,该多个压电元件用于将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向观测对象照射,并且,将由观测对象反射来的超声波回波转换为电回波信号并输出。例如,将多个压电元件沿着预定的方向排列,电子地切换与收发有关的元件,或对各元件的收发施加延迟,从而从观测对象获取超声波回波。

[0004] 已知超声波振子具有凸面型、直线型、径向型等超声波的扫描范围不同的多个种类。其中,径向型的超声波振子的多个压电元件环绕预定的轴线排列,沿与该轴线正交的径向射出超声波束。例如,在专利文献1中公开了一种超声波内窥镜,其具备插入部,该插入部贯穿有:前方视野光学系统,其在顶端具有径向型的超声波振子,用于观察被检体内;以及通道,其使处置器具从顶端突出,或者抽吸被检体内的液体或者气体等流体。专利文献1所公开的超声波内窥镜的形成有布线图案的柔性基板设于前方视野光学系统、通道的周围。柔性基板在从超声波振子的基端侧向弯曲部延伸且与弯曲部的基端侧相连的挠性管部的顶端连接于超声波线缆。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2002-153469号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 在专利文献1所公开的超声波内窥镜中,有可能噪声叠加于在柔性基板传输的信号,导致所得到的图像的画质劣化。为了抑制噪声,例如在柔性基板的外周设置由金属箔等导电性材料形成的屏蔽层即可,但在该情况下,用于配设柔性基板的空间增大,导致插入部的粗径化。像这样,抑制因噪声造成的画质劣化和抑制插入部的粗径化存在此消彼长的关系。

[0010] 本发明是鉴于上述而完成的,其目的在于提供一种超声波内窥镜,在具备径向型的超声波振子、前方视野光学系统以及通道的结构中,能够降低噪声并且抑制插入部的粗径化。

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 为了解决上述课题,实现目的,本发明的超声波内窥镜的特征在于,该超声波内窥镜包括:插入部,其具有硬质性的顶端硬质部、连结于所述顶端硬质部的基端侧且向至少一个方向弯曲自如的弯曲部以及连结于所述弯曲部的基端侧且具有挠性的挠性管部;超声波振子,其将能够收发超声波的多个压电元件沿着所述顶端硬质部的周向呈环状排列而成,用于沿与所述插入部的长度方向垂直的方向照射所述超声波;拍摄部,其设于所述顶端硬质部,用于拍摄所述插入部的长度方向的前方的视野的图像;通道,其贯穿于所述插入部的内部,该通道的一端在所述顶端硬质部的长度方向的顶端具有开口;以及超声波线缆,其具有分别与所述多个压电元件电连接的多根同轴线、包覆该多根同轴线的金属制的综合屏蔽层以及包覆所述综合屏蔽层的绝缘性的封套,所述封套在包覆所述多根同轴线的状态下从所述挠性管部经由所述弯曲部到达所述顶端硬质部的基端侧,并且,固定于所述顶端硬质部的基端侧且靠近外周的位置。

[0013] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述多个压电元件和所述多根同轴线经由柔性基板电连接。

[0014] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述柔性基板具有:第1连接部,其呈环状弯曲,并与所述多个压电元件电连接;第2连接部,其形成为向与所述第1连接部的弯曲形态相同的一侧弯曲的环状,并与所述第1连接部和所述多根同轴线电连接;以及连结部,其连结所述第1连接部和所述第2连接部,所述连结部的沿着所述第1连接部和所述第2连接部的周向延伸的长度比所述第2连接部的周向的长度小。

[0015] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述第2连接部的周向的长度比所述第1连接部的周向的长度小。

[0016] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述第2连接部的周向的长度比所述第1连接部的周向的长度大。

[0017] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述柔性基板具有第1柔性基板和第2柔性基板,该第1柔性基板和第2柔性基板各自具有所述第1连接部、所述第2连接部以及所述连结部,所述第1柔性基板和所述第2柔性基板的各连结部的一部分重叠。

[0018] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述第1柔性基板的所述第2连接部和所述第2柔性基板的所述第2连接部沿着所述长度方向排列。

[0019] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述第2连接部沿着长度方向形成为曲折状。

[0020] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,在所述第2连接部具有分别与所述多根同轴线连接的多个电极,所述多个电极形成于所述柔性基板的单侧的面。

[0021] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,在所述第2连接部具有分别与所述多根同轴线连接的多个电极,所述多个电极形成于所述柔性基板的两面。

[0022] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述柔性基板具有分别与所述多个压电元件电连接的多个第1电极以及分别与所述第1电极和所述多根同轴线电连接的多个第2电极,各第2电极的连接面的长度方向沿着所述同轴线的芯线所进入

的方向倾斜。

[0023] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,在所述顶端硬质部的穿过所述封套的端部的截面中,穿过所述超声波线缆的中心和所述通道的中心的直线穿过所述插入部的中心轴线。

[0024] 另外,本发明的超声波内窥镜在上述发明的基础上,其特征在于,所述直线与相当于由所述拍摄部拍摄的图像的上下方向的方向平行。

[0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明,产生如下效果:在具备径向型的超声波振子、前方视野光学系统以及通道的结构中,能够降低噪声,并且抑制插入部的粗径化。

附图说明

[0027] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜系统的图。

[0028] 图2是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的侧视图。

[0029] 图3是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。

[0030] 图4是图1所示的A-A线剖视图。

[0031] 图5是图2所示的B-B线剖视图。

[0032] 图6是说明本发明的实施方式1的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0033] 图7是图6所示的柔性基板的展开图。

[0034] 图8是示意性地表示本发明的实施方式2的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的剖视图。

[0035] 图9是说明本发明的实施方式2的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0036] 图10是图9所示的柔性基板的展开图。

[0037] 图11是说明本发明的实施方式2的变形例1的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0038] 图12是说明本发明的实施方式2的变形例2的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0039] 图13是图12所示的柔性基板的展开图。

[0040] 图14是说明本发明的实施方式3的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0041] 图15是图14的向视C方向的平面图。

[0042] 图16是说明本发明的实施方式4的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0043] 图17是示意性地表示本发明的实施方式5的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的剖视图。

[0044] 图18是说明本发明的实施方式5的超声波内窥镜所具备的柔性基板与线缆的连接

形态的示意图。

[0045] 图19是说明本发明的实施方式的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的一例的示意图。

具体实施方式

[0046] 以下,参照附图说明用于实施本发明的方式(以下,称为实施方式)。另外,本发明并不由以下说明的实施方式限定。并且,在附图的记载中,对相同的部分标注相同的附图标记。

[0047] (实施方式1)

[0048] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜系统的图。内窥镜系统1是使用超声波内窥镜进行人等被检体内的超声波诊断的系统。如图1所示,该超声波内窥镜系统1包括超声波内窥镜2、超声波观测装置3、内窥镜观察装置4、显示装置5以及光源装置6。

[0049] 超声波内窥镜2是在具有由透镜等构成的观察光学系统和拍摄元件的内窥镜观察部中组合了超声波探头的内窥镜,具有内窥镜观察功能和超声波观测功能。超声波内窥镜2在其顶端具有超声波振子,该超声波振子用于将从超声波观测装置3发送来的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向被检体照射,并且,将由被检体反射来的超声波回波转换为通过电压变化来表示的电回波信号并输出。关于超声波振子的结构,将在后述。

[0050] 超声波内窥镜2具有拍摄光学系统和拍摄元件,被向被检体的消化道(食道、胃、十二指肠、大肠)或者呼吸道(气管、支气管)插入,能够进行消化道、呼吸道的拍摄。另外,能够使用超声波对其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胰管、淋巴结、纵隔内的脏器、血管等)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有在光学拍摄时引导向被检体照射的照明光的光导。该光导的顶端到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的顶端,另一方面,基端部与产生照明光的光源装置6连接。

[0051] 如图1所示,超声波内窥镜2包括插入部21、操作部22、通用线缆23以及连接器24。插入部21是向被检体内插入的部分。如图1所示,该插入部21包括:顶端硬质部211,其具有设于顶端侧的超声波振子10;弯曲部212,其连结于顶端硬质部211的基端侧,能够弯曲;以及挠性管部213,其连结于弯曲部212的基端侧,具有挠性。此处,虽省略具体的图示,但在插入部21的内部贯穿有用于传输从光源装置6供给来的照明光的光导、用于传输各种信号的多个信号线缆,并且,贯穿有通道(后述的处置器具通道),该通道供形成供处置器具贯穿的处置器具用贯穿路径。关于插入部21的顶端结构,将在后述。

[0052] 操作部22是连结于插入部21的基端侧,用于接受来自医生等的各种操作的部分。如图1所示,该操作部22包括用于对弯曲部212进行弯曲操作的弯曲旋钮221和用于进行各种操作的多个操作构件222。另外,在操作部22形成有处置器具插入部223,该处置器具插入部223与处置器具通道连通,供处置器具贯穿于该处置器具用贯穿路径。

[0053] 通用线缆23是从操作部22延伸且配设有用于传输各种信号的多个信号线缆以及用于传输从光源装置6供给来的照明光的光纤等的线缆。

[0054] 连接器24设于通用线缆23的顶端。而且,连接器24包括分别与超声波线缆31、视频线缆41以及光源装置6连接的第1连接器部241~第3连接器部243。

[0055] 超声波观测装置3经由超声波线缆31(参照图1)而与超声波内窥镜2电连接,经由超声波线缆31向超声波内窥镜2输出脉冲信号,并且从超声波内窥镜2输入回波信号。然后,超声波观测装置3对该回波信号实施预定的处理,生成超声波图像。

[0056] 内窥镜观察装置4经由视频线缆41(参照图1)而与超声波内窥镜2电连接,经由视频线缆41输入来自超声波内窥镜2的图像信号。然后,内窥镜观察装置4对该图像信号实施预定的处理,生成内窥镜图像。

[0057] 显示装置5使用液晶或者有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等构成,用于显示由超声波观测装置3生成的超声波图像、由内窥镜观察装置4生成的内窥镜图像等。

[0058] 光源装置6经由光纤线缆61向超声波内窥镜2供给照明光。

[0059] 图2是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的侧视图。图3是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。图4是图1的A-A线剖视图。图5是图2所示的B-B线剖视图。为了便于说明,图2和图3仅示出了超声波振子10和顶端硬质部211的结构。

[0060] 顶端硬质部211具有使用硬质性的材料形成的硬性构件25、至少一部分设于硬性构件25的内部的柔性基板26以及上述的超声波振子10。顶端硬质部211的外表面由超声波振子10和硬性构件25构成,具有硬质性。硬性构件25具有:功能部251,其在侧部保持超声波振子10;以及保持部252,其从功能部251的基端侧延伸,用于保持经由柔性基板26而与超声波振子10电连接的超声波线缆27。另外,在硬性构件25上,相对于超声波振子10在顶端侧和基端侧分别形成有能够卡定球囊的一端和另一端的球囊卡定部,该球囊能够填充超声波介质。

[0061] 在功能部251形成有:第1孔部2511;凹部2512,其形成功能部251的外周面的一部分,供超声波振子10安装;以及保持孔2531~2534,其分别与第1孔部2511连通。功能部251设有:处置器具通道281,其与形成于插入部21内的处置器具用贯穿路径连通,使处置器具从插入部21的顶端突出,或者抽吸被检体内的液体或者气体等流体;光导282,其用于引导照明光;前方视野光学部283,其由一个或者多个透镜、拍摄元件等构成,供用于生成被检体内的前方视野图像的观察光入射;以及送气送水管284,在其顶端配置有喷嘴,用于向被检体内送入液体或者气体等流体。处置器具通道281、光导282以及送气送水管284、与前方视野光学部283的拍摄元件连接的线缆贯通于第1孔部2511。前方视野光学部283相当于拍摄部。

[0062] 如图4所示,在硬性构件25形成有:保持孔2531,其用于保持处置器具通道281的端部;保持孔2532,其用于保持光导282的端部;保持孔2533,其用于保持位于前方视野光学部283的顶端的光学构件;以及保持孔2534,其用于保持送气送水管284的端部。处置器具通道281、光导282、前方视野光学部283、送气送水管284分别液密地保持于保持孔2531~2534。处置器具通道281在长度方向的顶端具有开口,该开口与保持孔2531连通。

[0063] 另一方面,保持部252形成有能够保持超声波线缆27的第2孔部2521。第2孔部2521呈随着从顶端侧向基端侧去而逐渐扩径之后、形成为均匀的直径并延伸的孔形状。保持部252的外径中的最大直径比功能部251的第1孔部2511的直径小。

[0064] 在硬性构件25中,功能部251的凹部2512和保持部252的第2孔部2521经由连通部254连通。

[0065] 超声波振子10是如下这样的径向振子：绕着与插入部21的长度方向（例如硬性构件211的中心轴线N方向）平行的轴线，沿与长度方向垂直的方向照射超声波，从而对超声波的照射位置进行扫描。超声波振子10的多个压电元件沿着周向排列，通过电子地切换与收发有关的压电元件，或对各压电元件的收发施加延迟，从而使其电子地扫描。超声波振子10根据脉冲信号的输入，通过使压电元件振动而向观测对象照射超声波。另外，从观测对象反射来的超声波向压电元件传递。压电元件因传递来的超声波而振动，压电元件将该振动转换为电信号，作为回波信号经由柔性基板26、超声波线缆27等向超声波观测装置3输出。

[0066] 超声波振子10使各压电元件依次振动，沿周向依次照射超声波，接收由观测对象反射来的超声波回波。即，超声波振子10用于接收形成该超声波振子10的周围的圆环状的扫描面的截面图像的超声波回波。另外，在超声波振子10的外表面，该超声波振子10的沿着插入部21的长度方向的中央部相比于该长度方向的两端部向与长度方向垂直的方向突出。超声波振子10例如由声透镜构成外表面。声透镜朝向中央部形成为凸状，具有会聚超声波的功能，将压电元件所发送的超声波向外部射出，或者将来自外部的超声波回波取入。另外，在本实施方式1中，说明了超声波振子10的声透镜在利用了硅酮那样音速比观测对象的音速慢的材料的情况下形成为凸状，但也可以是利用音速比观测对象的音速快的声透镜材料形成为凹状。

[0067] 超声波振子10与柔性基板26连接。柔性基板26的中心轴线N方向的一端侧与超声波振子10连接，另一端侧经由连通部254进入保持部252的第2孔部2521。在柔性基板26的一侧，与超声波振子10的各压电元件相连的电极和形成于柔性基板26的布线图案利用软钎焊料等导电性的固定构件固定。在另一侧，柔性基板26在该第2孔部2521与超声波线缆27连接。

[0068] 图6是说明本发明的实施方式1的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。图7是图6所示的柔性基板的展开图。如图6所示，柔性基板26具有：第1连接部261，其与超声波振子10连接；第2连接部262，其与超声波线缆27的各芯线271连接；以及连结部263，其将第1连接部261的周向的中央部和第2连接部262连结起来。

[0069] 第1连接部261以同一主面相面对的方式弯曲，形成周向的一部分断开的环状。在第1连接部261沿周向形成有与超声波振子10的各电极连接的电极（图7的多个电极264）。此处所说的主面是指具有最大面积的面。

[0070] 第2连接部262向与第1连接部261相同的一侧弯曲。在第2连接部262分别形成有如下这样的电极（图7的电极265）：各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部262的电极（电极264）中的任一者连接，且与超声波线缆27的芯线（图5所示的芯线271）连接。

[0071] 上述的布线图案穿过连结部263。连结部263在配设于硬性构件25的状态（参照图5）下贯穿连通部254。

[0072] 另外，在柔性基板26中，在将周向的长度设为宽度时，第2连接部262的宽度（图7的宽度 w_1 ）和连结部263的宽度（图7的宽度 w_2 ）相同。

[0073] 超声波线缆27通过利用绝缘性的封套27a包覆根据所连接的压电元件的数量而设置的多根同轴线270地构成。封套27a包覆集中为一束的多根同轴线270。另外，在封套27a的内周设有综合屏蔽层27b。图4的虚线所示的圆表示该封套27a的外径。同轴线270由导电性的芯线（芯线271）、包覆该芯线271的电介质层（未图示）、包覆电介质层的屏蔽层（未图示）

以及包覆屏蔽层的绝缘性的保护覆膜(未图示)形成。在图5中,为了便于说明,示出了仅一根芯线271延伸出来,利用软钎焊料272连接于柔性基板26的例子,但实际上存在与连接的压电元件的数量相同数量的芯线(同轴线270)。

[0074] 超声波线缆27在将封套27a从保持部252的基端侧插入的状态下被保持部252保持。此时,封套27a被压入保持部252,或者利用粘接材料等粘合于保持部252的第2孔部2521。各同轴线270以被封套270包覆到保持部252的状态下贯穿于插入部21,芯线271在保持部252的第2孔部2521暴露。即,各同轴线270在从挠性管部213经由弯曲部212到达顶端硬质部211的基端侧的期间被封套27a包覆,以确保了绝缘性的状态固定于保持部252。

[0075] 此处,保持部252位于靠近功能部251的外周的位置。因此,被保持部252保持的超声波线缆27也位于靠近功能部251的外周的位置。即,在本实施方式1中,超声波线缆27在与中心轴线N方向正交的径向上位于靠近硬性构件25的外周的位置(参照图4)。另外,在本实施方式1中,在顶端硬质部211的穿过封套27a的端部的截面中,穿过中心轴线N且与该中心轴线N正交的直线L穿过超声波线缆27的中心和通道281的中心。在硬性构件25中,超声波线缆27和通道281的外径比其他的内容物的外径大。因此,超声波线缆27和通道281沿着穿过中心轴线N且与该中心轴线N正交的直线L配置,从而能够将顶端硬质部211的直径抑制为最小限度。并且,该直线L与弯曲部212的弯曲方向且相当于所拍摄的图像的上下方向的弯曲方向 Y_{UD} (参照图4和图5)平行,从而在向 Y_{UD} 方向弯曲时,能够抑制在与弯曲方向 Y_{UD} 垂直的左右方向 Y_{LR} 上的偏移。

[0076] 在以上说明的本实施方式1中,使利用绝缘性的封套27a包覆多根同轴线270而成的超声波线缆27在位于弯曲部212的顶端的绝缘性的硬性构件25处连接,在该硬性构件25处使芯线271暴露而与柔性基板26连接。根据本实施方式1,在利用封套27a和配置于其内侧的综合屏蔽层27b将多根同轴线形成为一束的状态下,使超声波线缆27贯穿于弯曲部212,因此能够降低叠加于同轴线的噪声和从同轴线辐射的噪声。另外,将多根同轴线270汇集成一束的超声波线缆27穿过弯曲部212,因此插入部21中超声波线缆27所占有的区域与使用柔性基板的情况相比变小,能够抑制粗径化。由此,在具备径向型的超声波振子10、前方视野光学部283以及通道281的结构中,能够降低噪声,并且抑制插入部的粗径化。相对于此,在以往那样的在弯曲部的基端侧连接同轴线和柔性基板,使该柔性基板贯穿于弯曲部的结构中,容易受到噪声的影响,另外,为了确保噪声的耐性,需要使柔性基板的厚度变厚,因此难以实现细径化。

[0077] 另外,根据上述的实施方式1,保持部252和超声波线缆27能够利用压入、粘接材料进行连接,因此能够确保绝缘性,并且将超声波线缆27简单地连接于硬性构件25。

[0078] 另外,根据上述的实施方式1,超声波线缆27以利用封套27a包覆同轴线270的状态配置于弯曲部212内,因此不容易引起同轴线的断线。另外,利用包覆多根同轴线270的封套27a和保持该封套27a的保持部252,确保多根同轴线270的耐电压性能,从而能够做成电安全性高的超声波内窥镜。

[0079] 另外,在上述实施方式1中,超声波线缆27从挠性管部213到弯曲部212以利用封套27a包覆同轴线而成的一束的状态贯穿,因此难以与其他的内容物缠绕,能够提高修缮时的作业性。

[0080] (实施方式2)

[0081] 图8是示意性地表示本发明的实施方式2的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的剖视图。图9是说明本发明的实施方式2的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。图10是图9所示的柔性基板的展开图。

[0082] 本实施方式2的超声波内窥镜2的顶端硬质部211代替具备上述实施方式1的结构(参照图2)的柔性基板26而具备柔性基板26A。除变更了柔性基板之外,与上述实施方式1的结构相同。柔性基板26A具有:第1连接部261,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波振子10连接;第2连接部262a,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波线缆27的各芯线271连接;以及连结部263a,其将第1连接部261和第2连接部262a的周向的中央部彼此间连结起来。

[0083] 在第2连接部262a分别形成有如下这样的电极(图10的电极265):各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部262的电极中的任一者连接,且与超声波线缆27的芯线(图8所示的芯线271)连接。另外,虽未图示各同轴线270的接地线,但该接地线在基端侧的封套27a的端部附近汇成一束,与压电元件的接地侧(外周面侧)的电极经由设于柔性基板26A的专用的图案连接,或者经由另外设置的连接用线缆连接。

[0084] 上述的布线图案穿过连结部263a。连结部263a在配设于硬性构件25的状态下贯穿连通部254。

[0085] 另外,在柔性基板26A中,第1连接部261的宽度(图10的宽度 w_3)、第2连接部262a的宽度(图10的宽度 w_4)以及连结部263a的宽度(图10的宽度 w_5)具有 $w_5 < w_3$ 、 $w_5 < w_4$ 的关系。

[0086] 在以上说明的本实施方式2中,使用第1连接部261的宽度(图10的宽度 w_3)、第2连接部262a的宽度(图10的宽度 w_4)以及连结部263a的宽度(图10的宽度 w_5)具有 $w_5 < w_4 < w_3$ 的关系的柔性基板26A,将超声波振子10和超声波线缆27电连接。由此,与上述实施方式1的柔性基板26的第2连接部262相比较,能够增大在周向上相邻的电极265之间的距离。其结果,能够进一步可靠地抑制相邻的芯线271之间的干涉,并且,能够在制造时提高使芯线271与电极265连接时的作业性。

[0087] 另外,与超声波线缆27的各芯线271连接的第2连接部262a不需要为圆环状,能够设为螺旋状,或者弯折。通过将第2连接部262a设为螺旋状,能够使能够进行与线缆的连接的宽度 w_4 变宽。使能够进行与线缆的连接的宽度 w_4 变宽而设为 $w_5 < w_3 < w_4$,使线缆侧的电极265的间距为线缆的芯线的粗细以上,从而柔性基板与线缆之间的定位变容易,布线作业变容易。

[0088] (实施方式2的变形例1)

[0089] 图11是说明本发明的实施方式2的变形例1的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0090] 本变形例1的柔性基板26B是两个柔性基板(第1柔性基板26a、第2柔性基板26b)的一部分重叠而成的。

[0091] 第1柔性基板26a具有:第1连接部261a,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波振子10连接;第2连接部262b,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波线缆27的各芯线271连接;以及连结部263b,其将第1连接部261a和第2连接部262b的周向的中央部彼此间连结起来。

[0092] 第2柔性基板26b具有与第1柔性基板26a同样的结构。第2柔性基板26b具有第1连

接部261a、第2连接部262b以及连结部263b。

[0093] 第1连接部261a的与超声波振子10的各电极连接的电极264沿着环绕方向形成。在第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的各第1连接部261a形成有分别连接于超声波振子10的各压电元件的多个电极264。

[0094] 在第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的各第2连接部262b分别形成有如下这样的电极265:各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部262a的电极中的任一者连接,且与超声波线缆27的芯线(图8所示的芯线271)连接。

[0095] 在本变形例1中,形成于实施方式2的第1连接部261的所有电极264分开配置于第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的各第1连接部261a。另外,形成于实施方式2的第2连接部262a的所有电极264分开配置于第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的各第2连接部261b。因此,形成于各第1连接部261a和各第2连接部262b的电极264、265的个数能够为形成于上述实施方式2的第1连接部261和第2连接部262a的电极的个数的一半左右。

[0096] 上述的布线图案穿过连结部263b。

[0097] 另外,第1连接部261a的宽度、第2连接部262b的宽度以及连结部263b的宽度具有与上述实施方式2的宽度的关系($w_5 < w_4 < w_3$) 相同的关系。

[0098] 关于第1柔性基板26a和第2柔性基板26b,彼此的第1连接部261a和第2连接部262b在中心轴线N方向上分别相邻,并且连结部263c、263d的一部分重叠地配设于硬性构件25。重叠的连结部263b贯穿于连通部254。

[0099] 在以上说明的本变形例1中,形成将第1柔性基板26a和第2柔性基板26b重叠而成的柔性基板26B。由此,能够将形成于一个第1连接部261a和一个第2连接部262b的电极264、265的数量减半。其结果,能够降低形成于第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的布线图案的布线密度,能够应对多元件化。

[0100] 另外,根据本变形例1,使连结部263b重叠地贯穿于连通部254,因此能够在不减小各柔性基板的连结部的宽度的前提下配设于硬性构件25。其结果,即使在使用多个柔性基板的情况下,也能够降低连结部263b的布线密度,增大布线的线宽。通过增大布线的线宽,能够抑制布线电阻的增大。

[0101] 另外,在本变形例1中,说明了第1柔性基板26a和第2柔性基板26b的各第2连接部262b在中心轴线N方向上相邻的情况,但也可以是一部分重叠。

[0102] (实施方式2的变形例2)

[0103] 图12是说明本发明的实施方式2的变形例2的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。图13是图12所示的柔性基板的展开图。

[0104] 本变形例2的柔性基板26C是两个柔性基板(第1柔性基板26c、第2柔性基板26d)的一部分重叠而成的。

[0105] 第1柔性基板26c具有:第1连接部261b,其呈弧状延伸,与超声波振子10连接;第2连接部262b,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波线缆27的各芯线271连接;以及连结部263c,其将第1连接部261b的周向的一端和第2连接部262b的周向的中央部连结起来。

[0106] 上述的布线图案穿过连结部263c。连结部263c在配设于硬性构件25的状态下贯穿连通部254。

[0107] 第2柔性基板26d具有：第1连接部261c，其形成为向与第1连接部261b相反的方向弯曲的弧状地延伸，与超声波振子10连接；第2连接部262b，其形成为环绕方向的一部分断开的环状，与超声波线缆27的各芯线271连接；以及连结部263d，其将第1连接部261c的周向的一端和第2连接部262b的周向的中央部连结起来。

[0108] 上述的布线图案穿过连结部263d。连结部263c在配设于硬性构件25的状态下贯穿连通部254。第2柔性基板26d的、由连结部263d的连结而形成的第1连接部261c与第2连接部262b之间的长度 d_2 比第1柔性基板26c的、由连结部263c的连结而形成的第1连接部261b与第2连接部262b之间的长度 d_1 大。

[0109] 关于第1柔性基板26c和第2柔性基板26d，彼此的第2连接部262b相邻，并且连结部263b的一部分重叠地配设于硬性构件25。重叠的连结部263c、263d贯穿于连通部254。此时，第1连接部261b、261c彼此向相反侧呈弧状延伸，形成具有沿着凹部2512的表面的内径的间断的筒。

[0110] 以上说明的本变形例2与上述变形例1同样，能够降低布线图案的布线密度，能够应对多元件化。

[0111] 另外，根据本变形例2，能够在压电元件的基端侧端部进行压电元件和两张柔性基板26c、26d的连接，压电元件和柔性基板的线连接变得更容易。

[0112] 并且，根据本变形例2，能够使第2连接部262b的宽度相比于第1连接部261b宽，从而在实施方式2中也如记载的那样，能够使进行与线缆的连接的电极265的间距为线缆的芯线的粗细以上，柔性基板和线缆的定位变容易，布线作业变容易。

[0113] (实施方式3)

[0114] 图14是说明本发明的实施方式3的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。图15是图14的向视C方向的平面图，是表示第2连接部262D的结构平面图。

[0115] 本实施方式3的超声波内窥镜2的顶端硬质部211代替具备上述实施方式1的结构(参照图2)的柔性基板26而具备柔性基板26D。除变更了柔性基板之外，与上述实施方式1的结构相同。柔性基板26D具有：第1连接部261，其形成为周向的一部分断开的环状，与超声波振子10连接；第2连接部262c，其形成为周向的一部分断开的环状，与超声波线缆27的各芯线271连接；以及连结部263e，其将第1连接部261和第2连接部262c连结起来。

[0116] 第2连接部262c沿着长度方向形成为延伸方向反转的曲折状。在第2连接部262c分别形成有如下这样的电极(例如电极265)：各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部261的电极中的任一者连接，且与超声波线缆27的芯线的芯线271连接。在图14的向视C方向上，与第2连接部262c外切的圆的直径比第2孔部2521的内径小。在本实施方式3中，构成第2连接部262c的带状的结构部的长度方向与上述中心轴线N方向正交。另外，也可以使用沿着与上述中心轴线N方向平行的长度方向形成为曲折状的带状的结构部形成第2连接部262c。

[0117] 上述的布线图案穿过连结部263e。连结部263e在配设于硬性构件25的状态下贯穿连通部254。

[0118] 在以上说明的本实施方式3中，使用具有形成为曲折状的第2连接部262c的柔性基板26D，将超声波振子10和超声波线缆27电连接。由此，与上述实施方式1的柔性基板26的第2连接部262相比，能够增大相邻的电极265之间的距离。其结果，能够进一步可靠地抑制相

邻的芯线271之间的干涉。

[0119] (实施方式4)

[0120] 图16是说明本发明的实施方式4的超声波内窥镜所具备的柔性基板的结构的示意图。

[0121] 本实施方式4的超声波内窥镜2的顶端硬质部211代替具备上述实施方式1的结构(参照图2)的柔性基板26而具备柔性基板26E。除变更了柔性基板之外,与上述实施方式1的结构相同。柔性基板26E具有:第1连接部261,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波振子10连接;第2连接部262d,其形成为周向的一部分断开的环状,与超声波线缆27的各芯线271连接;以及连结部263f,其将第1连接部261和第2连接部262d的周向的中央部彼此间连结起来。

[0122] 在第2连接部262d分别形成有如下这样的电极265:各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部262的电极中的任一者连接,且与超声波线缆27的芯线的芯线271连接。电极265形成于与第1连接部261的形成有电极264的那一侧相同的侧,电极265的长度方向与第2连接部262d的宽度方向平行。各电极265在第2连接部262d的表面沿着与第2连接部262d的宽度方向垂直的方向形成。另外,第2连接部262d的宽度比连结部263f的宽度大。

[0123] 上述的布线图案穿过连结部263f。连结部263f在配设于硬性构件25的状态下贯穿连通部254。

[0124] 在以上说明的本实施方式4中,在第2连接部262d的表面,将各电极265沿着与宽度方向垂直的方向形成。在这样的结构中也是,能够降低上述这样的布线图案的布线密度,能够应对多元件化。

[0125] 另外,在上述实施方式4中,说明了电极265的长度方向与第2连接部262d的宽度方向平行的情况,但既可以是电极265的长度方向与第2连接部262d的宽度方向平行,也可以使电极265的长度方向相对于第2连接部262d的宽度方向倾斜(例如成锐角)。

[0126] (实施方式5)

[0127] 图17是示意性地表示本发明的实施方式5的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的剖视图。图18是说明本发明的实施方式5的超声波内窥镜所具备的柔性基板与线缆间的连接形态的示意图。

[0128] 本实施方式5的超声波内窥镜2的顶端硬质部211代替具备上述实施方式1的结构(参照图2)的柔性基板26而具备柔性基板26F。在上述实施方式1~4中,说明了在柔性基板中,将第1连接部和第2连接部连结的连结部贯穿连通部,但本实施方式5的同轴线的一部分贯穿连通部254。

[0129] 柔性基板26F由主体部261d形成,该主体部261d形成为周向的一部分断开的环状,在一端侧与超声波振子10连接,在另一端侧与超声波线缆27的各芯线271连接。

[0130] 主体部261d形成为环绕方向的一部分断开的环状。在主体部261d上,与超声波振子10的各电极连接的电极264沿着环绕方向形成,并且沿着环绕方向分别形成有如下这样的电极265:各电极利用未图示的布线图案与形成于第1连接部261的电极中的任一者连接,并与超声波线缆27的芯线271连接。

[0131] 同轴线270从第2孔部2521到连通部254以芯线271被保护覆膜274覆盖的状态延伸,在穿过连通部254时,成为屏蔽层273暴露的状态。各同轴线270在凹部2512处以芯线271

(或者绝缘层)暴露的状态沿着柔性基板26F环绕,利用软钎焊料272与连接对象的电极265连接。

[0132] 电极265随着远离连通部254而相对于中心轴线N倾斜。即,电极265的连接面的长度方向沿着连接对象的同轴线270的芯线271所进入的方向倾斜。

[0133] 在以上说明的本实施方式5中,同轴线270贯穿连通部254,将沿着芯线271所进入的方向倾斜的电极265和芯线271连接起来。在这样的结构中也是,能够降低上述这样的布线图案的布线密度,能够应对多元件化。另外,电极265的长度方向相对于芯线271对齐,因此能够降低施加于与电极265连接的芯线271的应力。

[0134] 另外,在上述实施方式5中,也可以不经由柔性基板26F地将同轴线270和压电元件直接连接起来。

[0135] 另外,在上述实施方式5中,说明了电极265的长度方向与主体部261d的宽度方向平行的情况,但既可以是电极265的长度方向与主体部261d的宽度方向平行,也可以使电极265的长度方向相对于主体部261d的宽度方向倾斜(例如以长度方向和宽度方向成锐角的方式倾斜)。

[0136] 到此为止,说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不应仅由上述实施方式和变形例限定。本发明并不限于以上说明的实施方式和变形例,在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内,能够包含各种各样的实施方式。另外,也可以将实施方式和变形例的结构适当进行组合。

[0137] 在上述实施方式1~5中,说明了电极264、265设于柔性基板的一侧的面的例子,但电极的形成面既可以是相反侧的面,也可以例如如图19所示的柔性基板26G所示,将电极265分别形成于两面。另外,说明了多个电极沿着周向排成一系列的例子,但也可以将这些电极沿着周向排成多列。

[0138] 产业上的可利用性

[0139] 如上所述,本发明的超声波内窥镜在具备径向型的超声波振子、前方视野光学系统以及通道的结构中,在降低噪声并且抑制插入部的粗径化的方面有用。

[0140] 附图标记说明

[0141] 1、超声波内窥镜系统;2、超声波内窥镜;3、超声波观测装置;4、内窥镜观察装置;5、显示装置;6、光源装置;10、超声波振子;21、插入部;22、操作部;23、通用线缆;24、连接器;25、硬性构件;26、26A~26G、柔性基板;27、31、超声波线缆;41、视频线缆;61、光纤线缆;211、顶端硬质部;212、弯曲部;213、挠性管部;251、功能部;252、保持部;261、261a~261c、第1连接部;261d、主体部;262、262a~262d、第2连接部;263、263a~263f、连结部;270、同轴线。

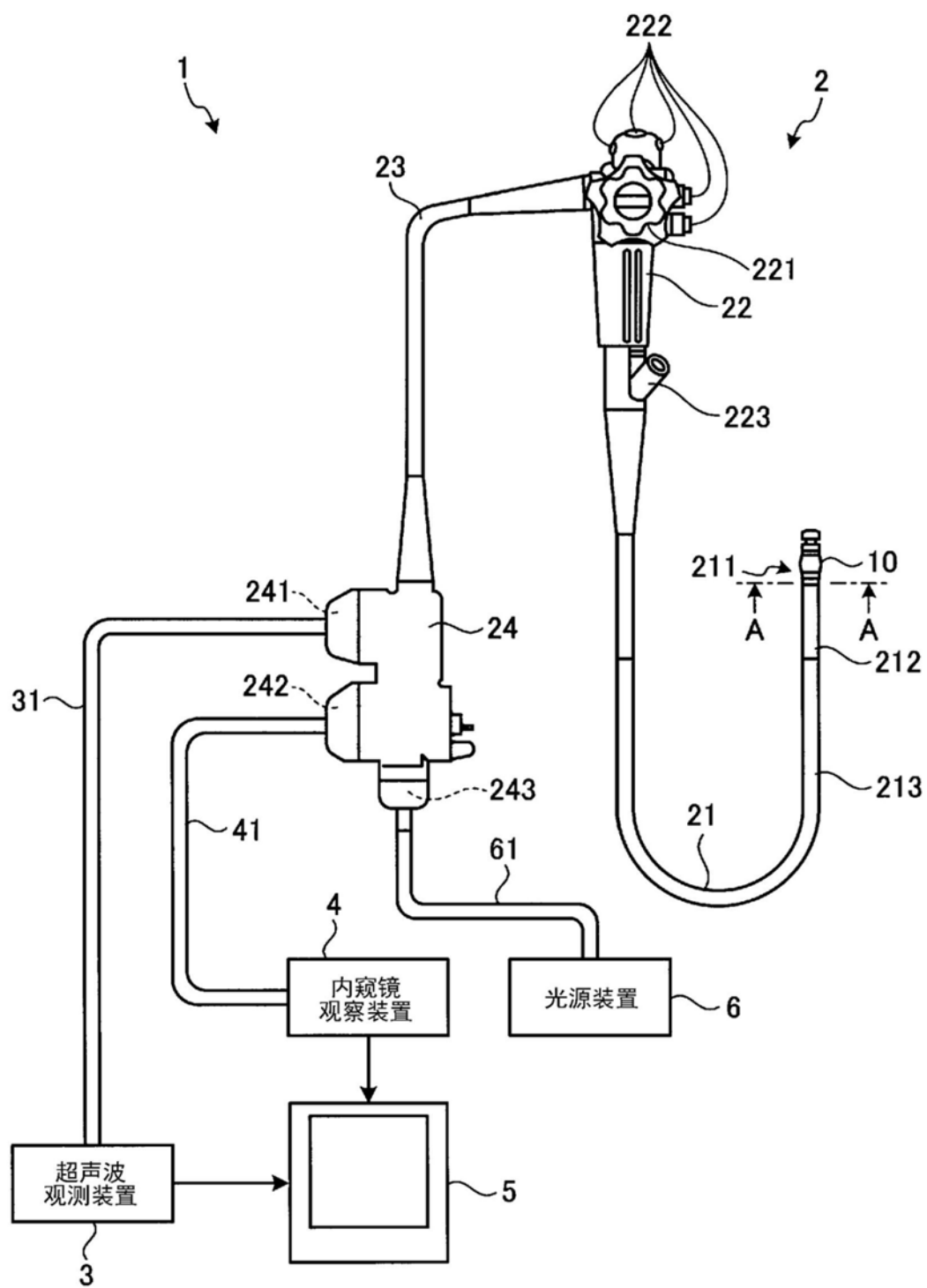


图1

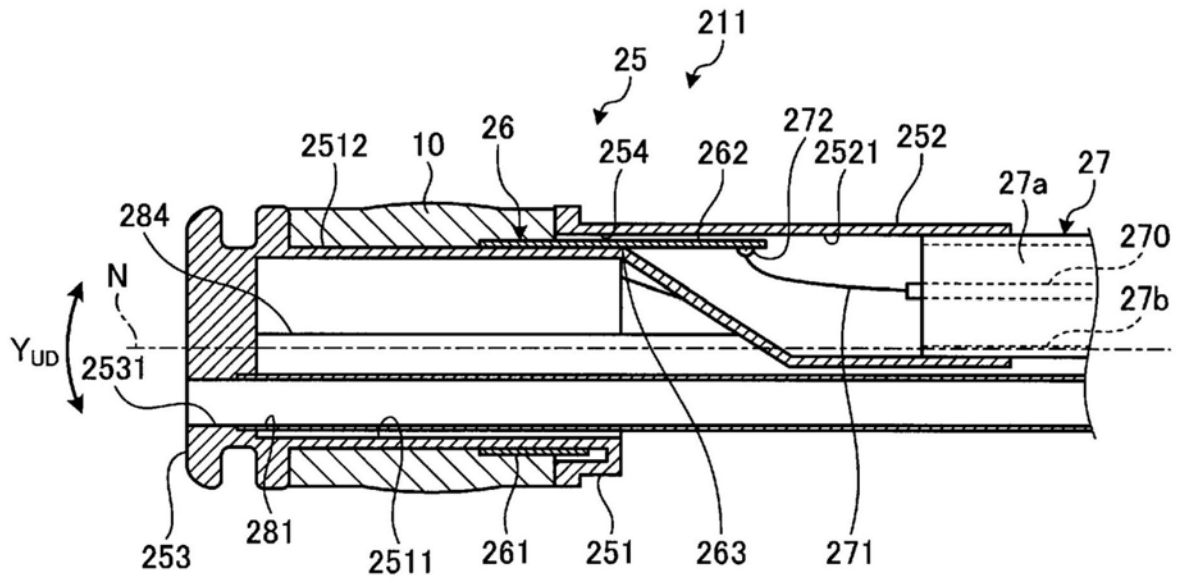


图5

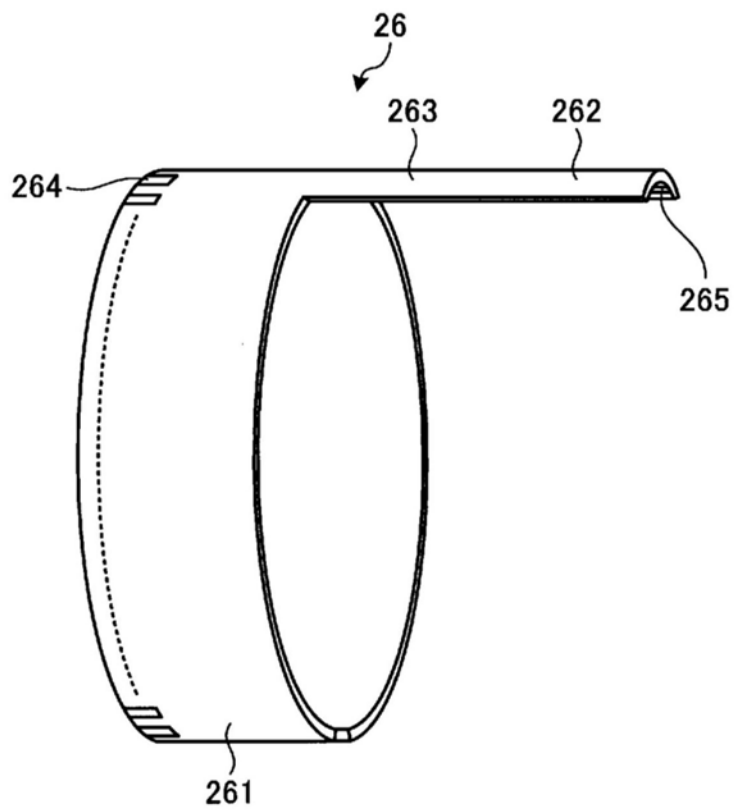


图6

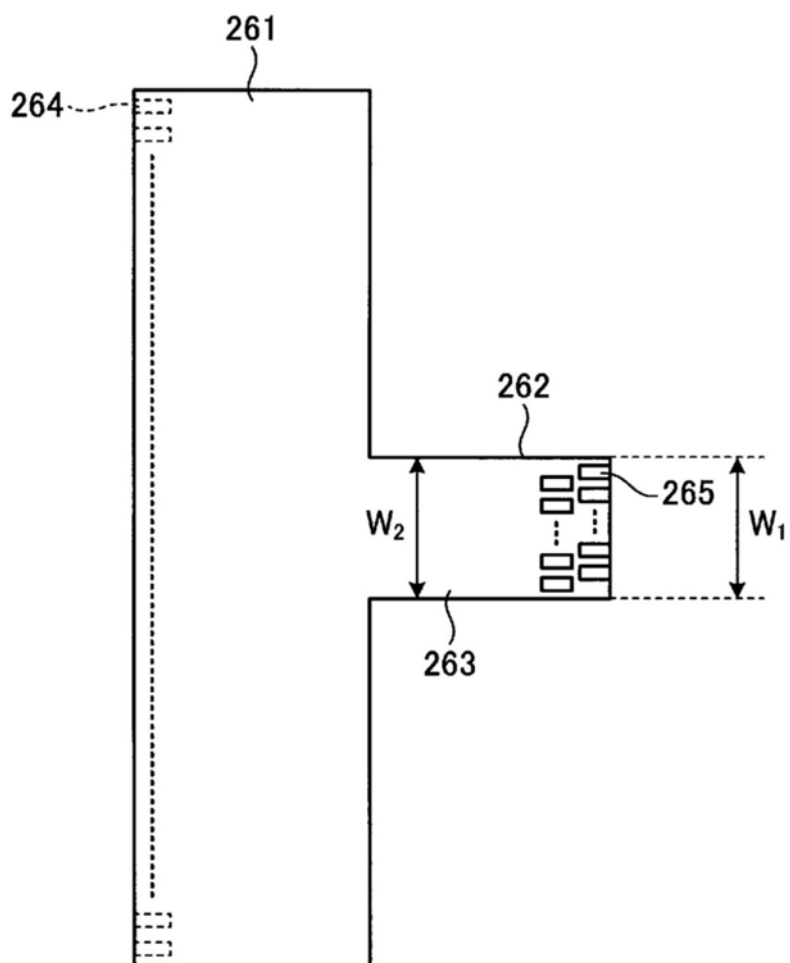


图7

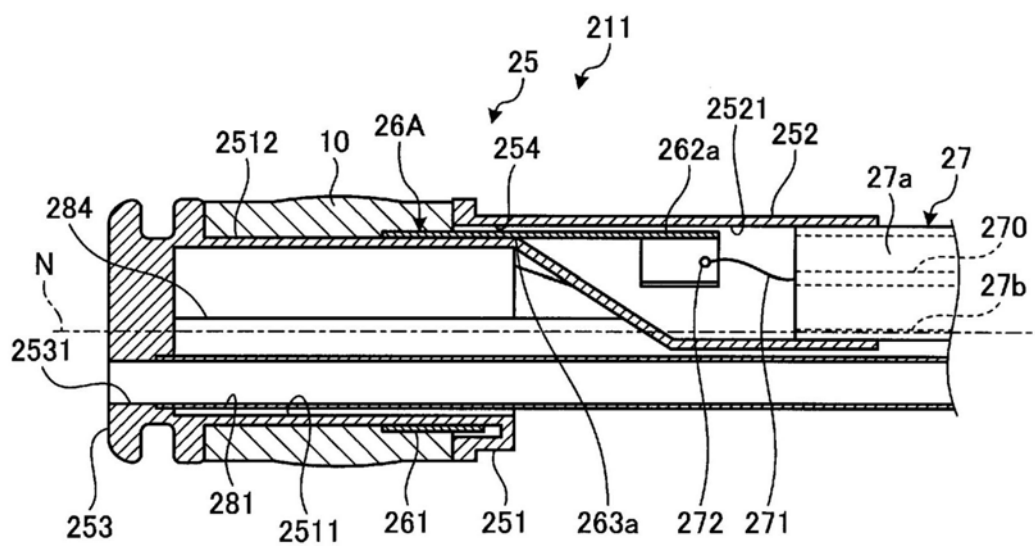


图8

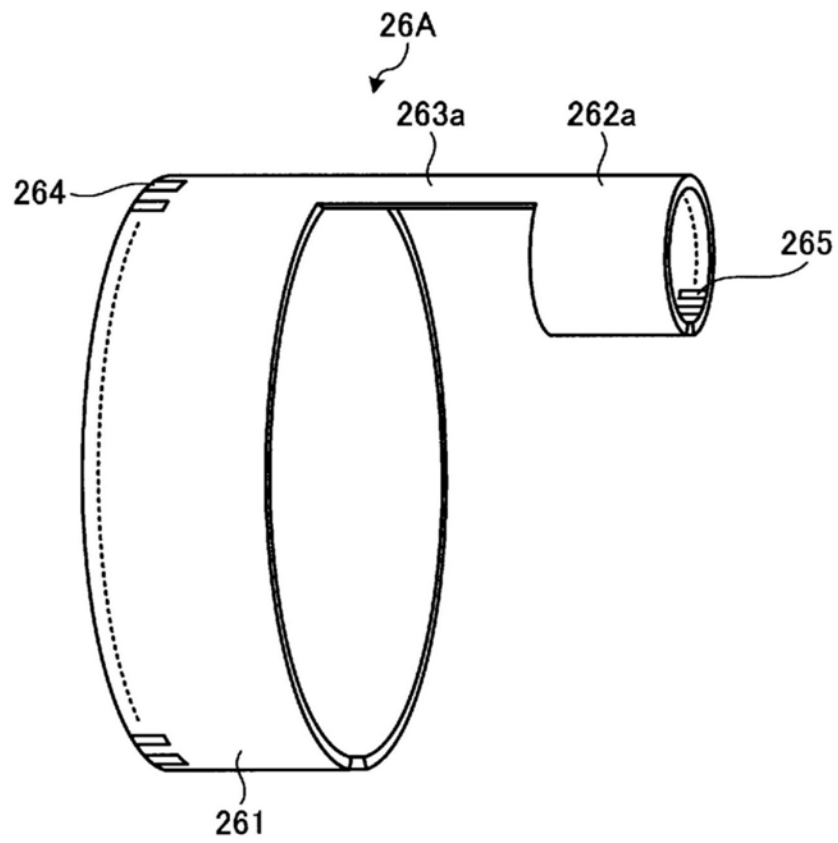


图9

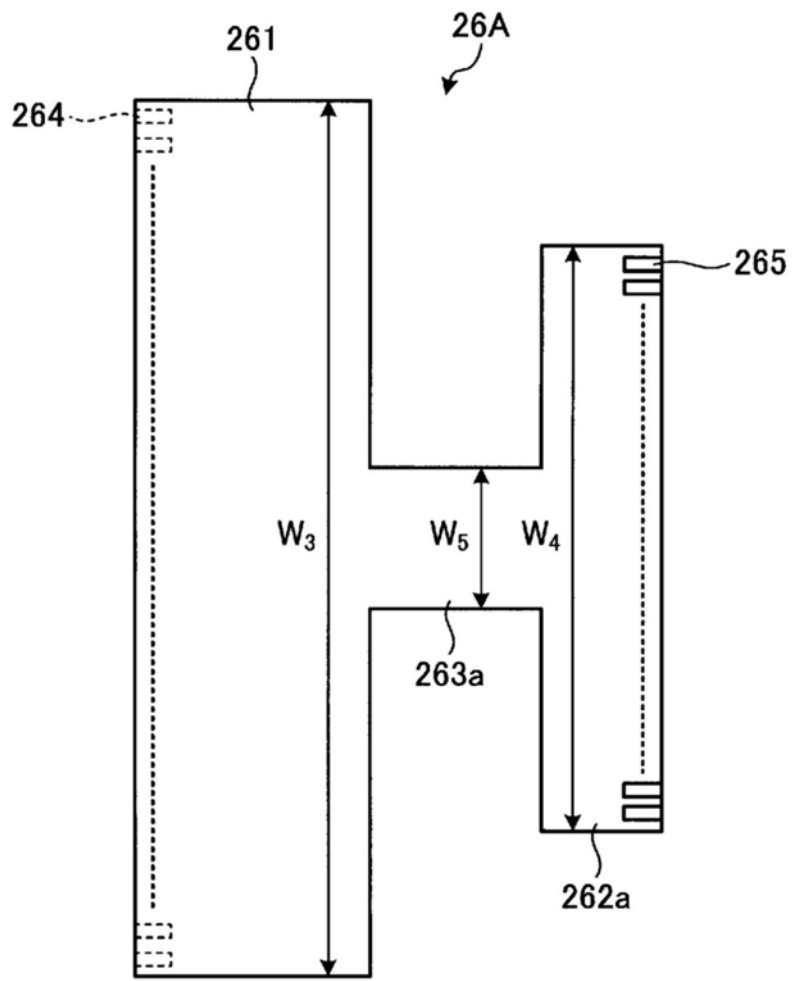


图10

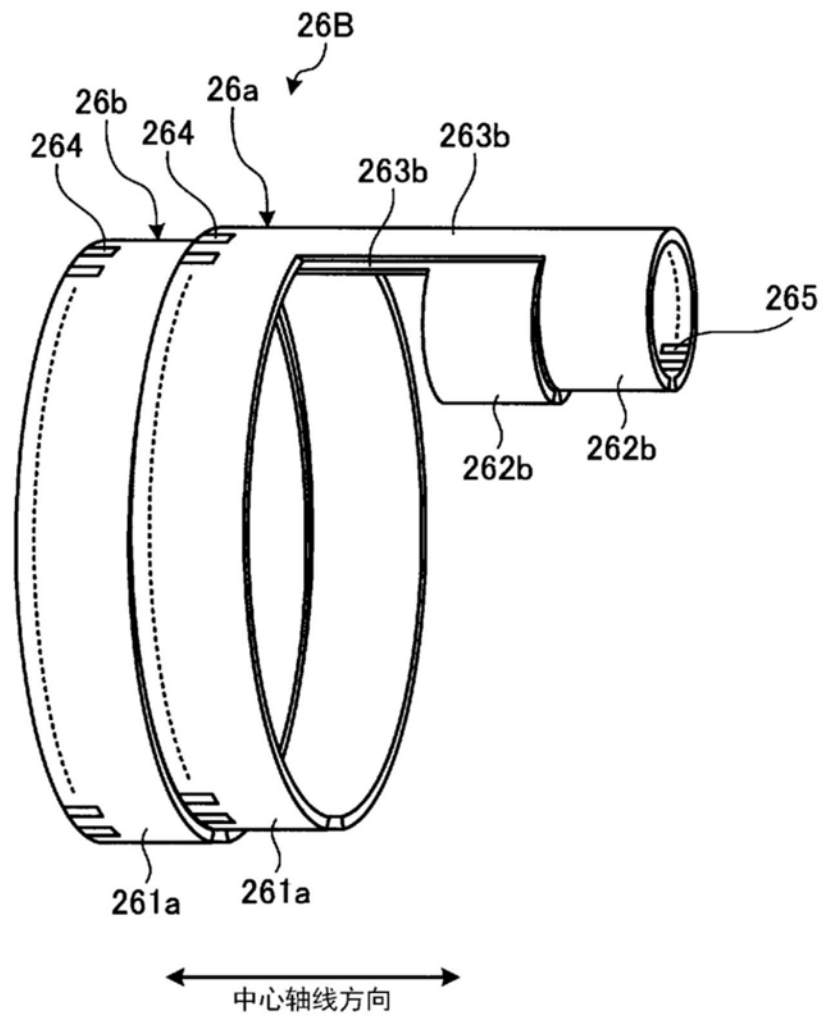


图11

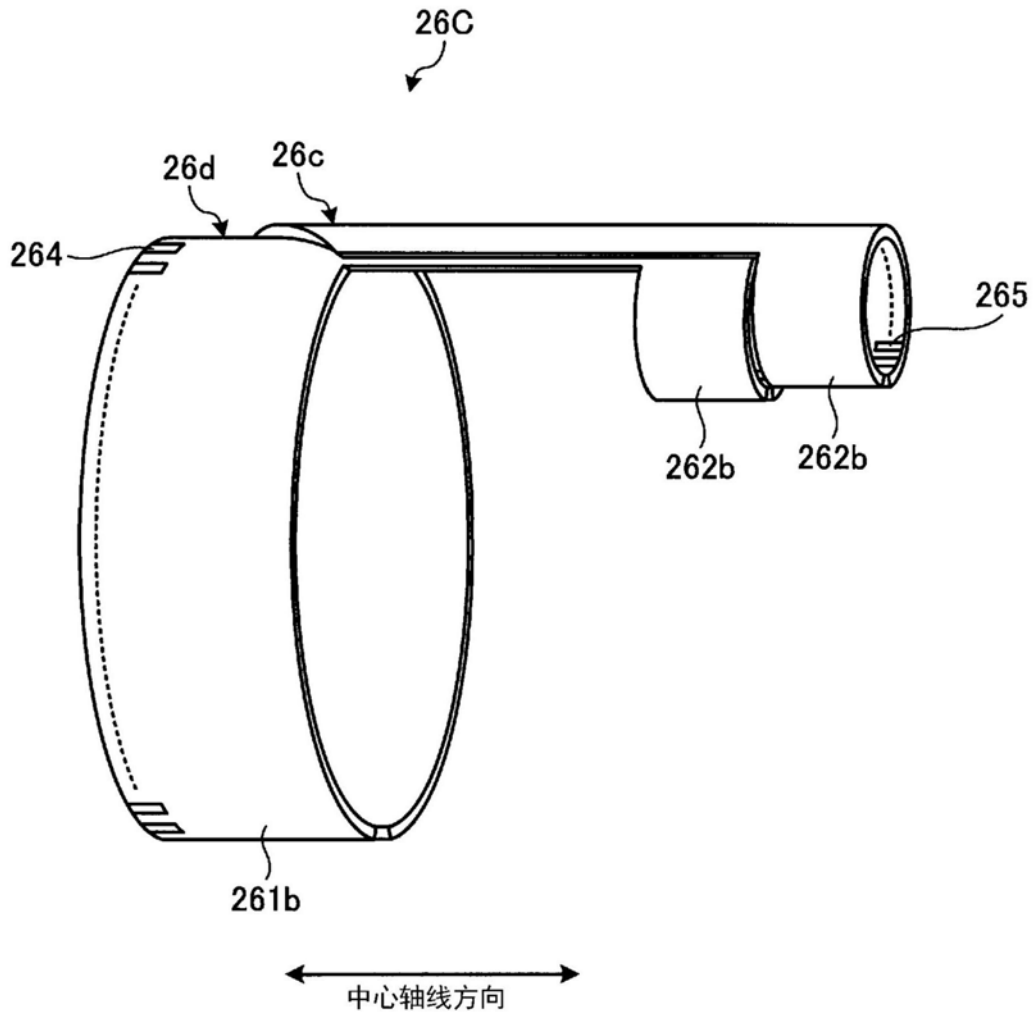


图12

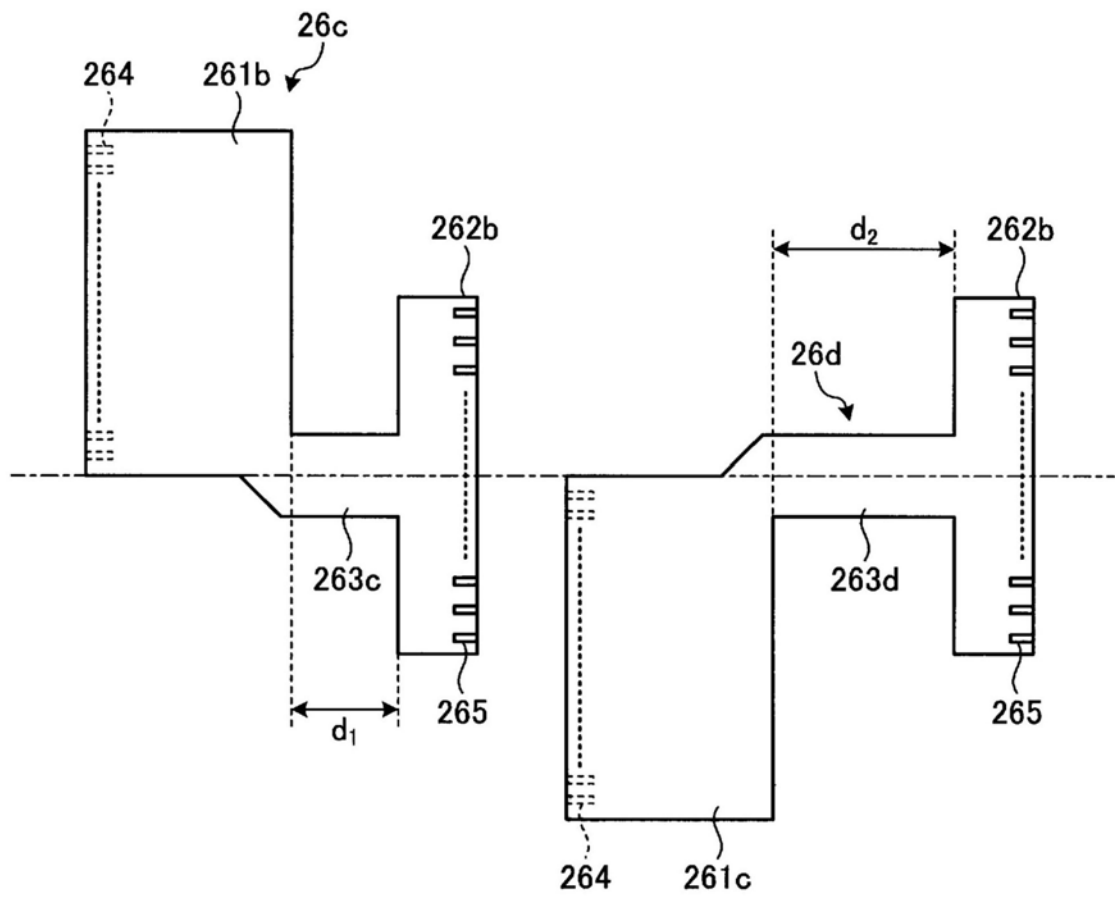


图13

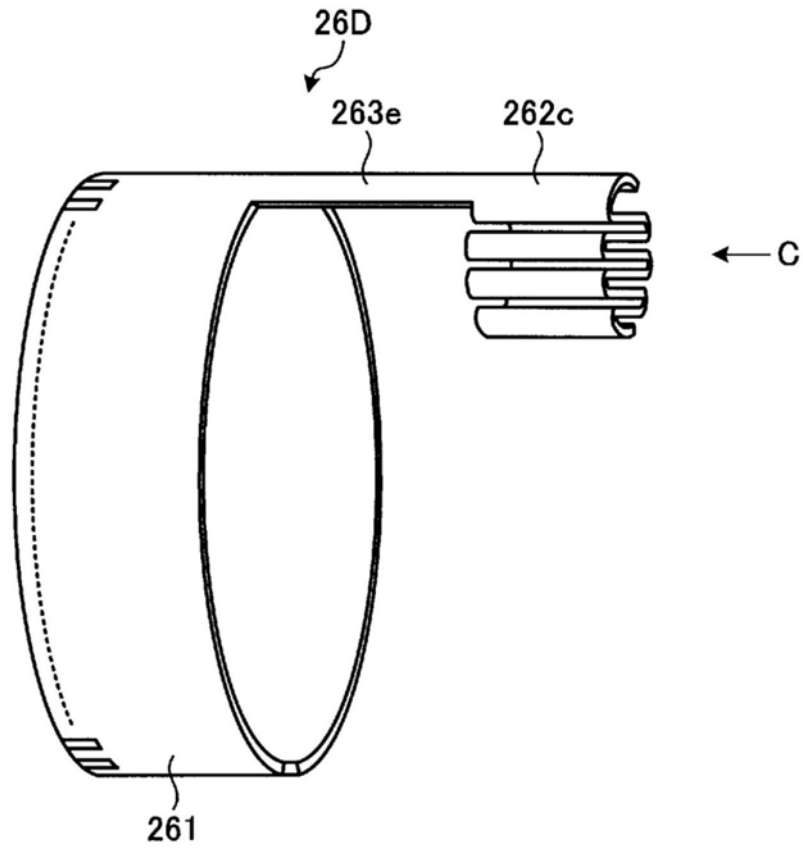


图14

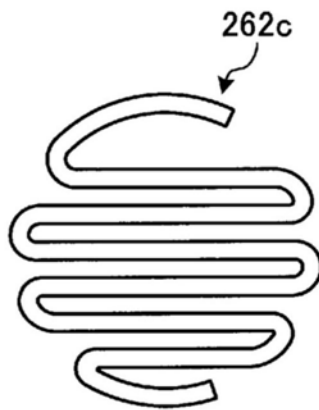


图15

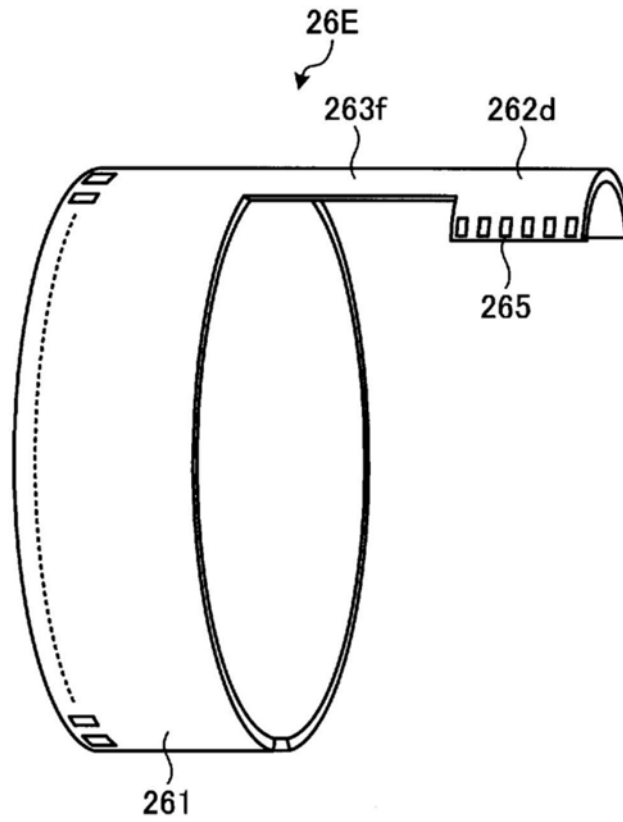


图16

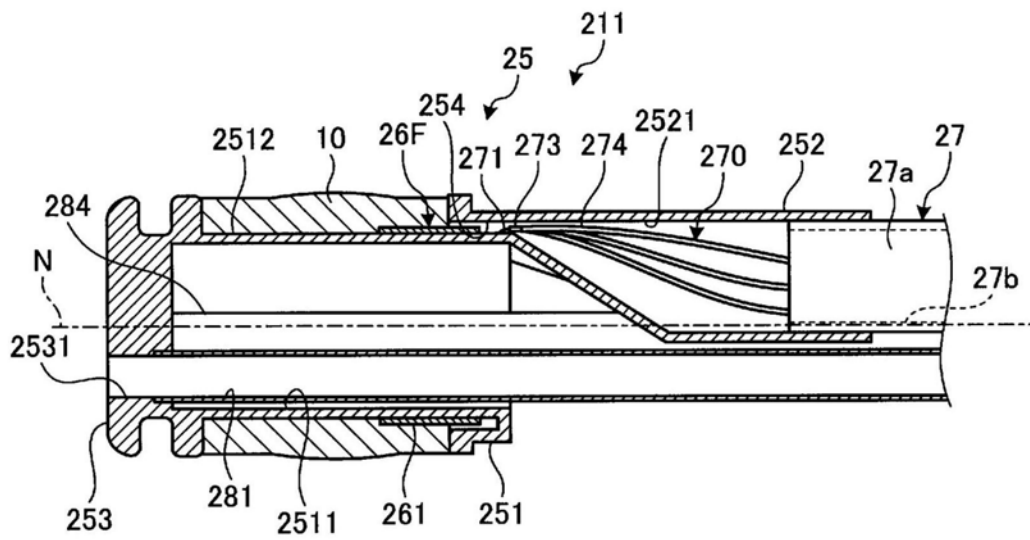


图17

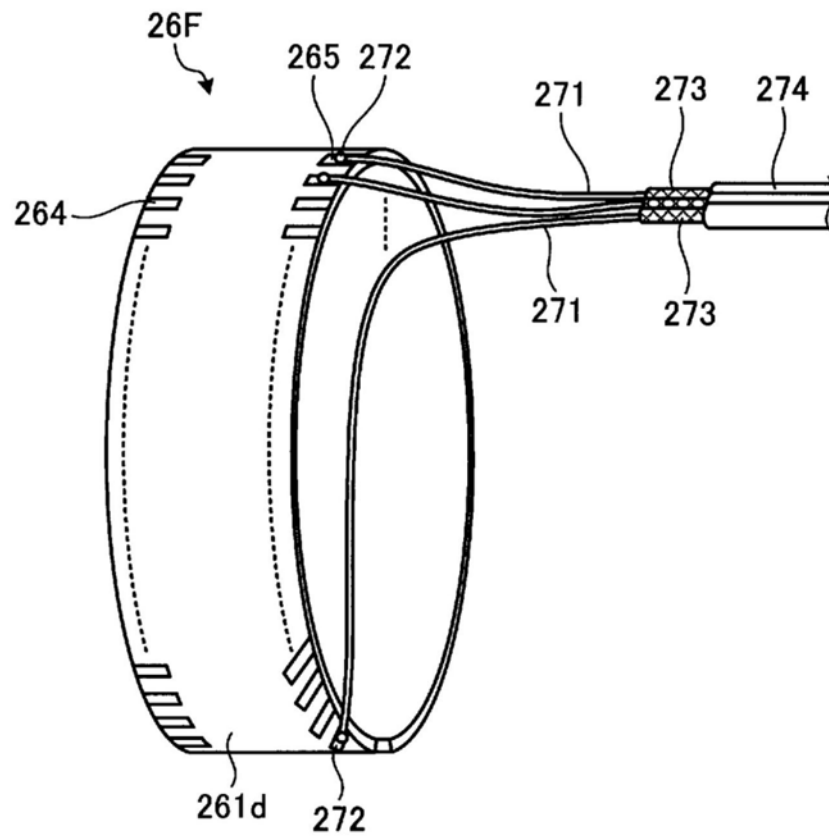


图18

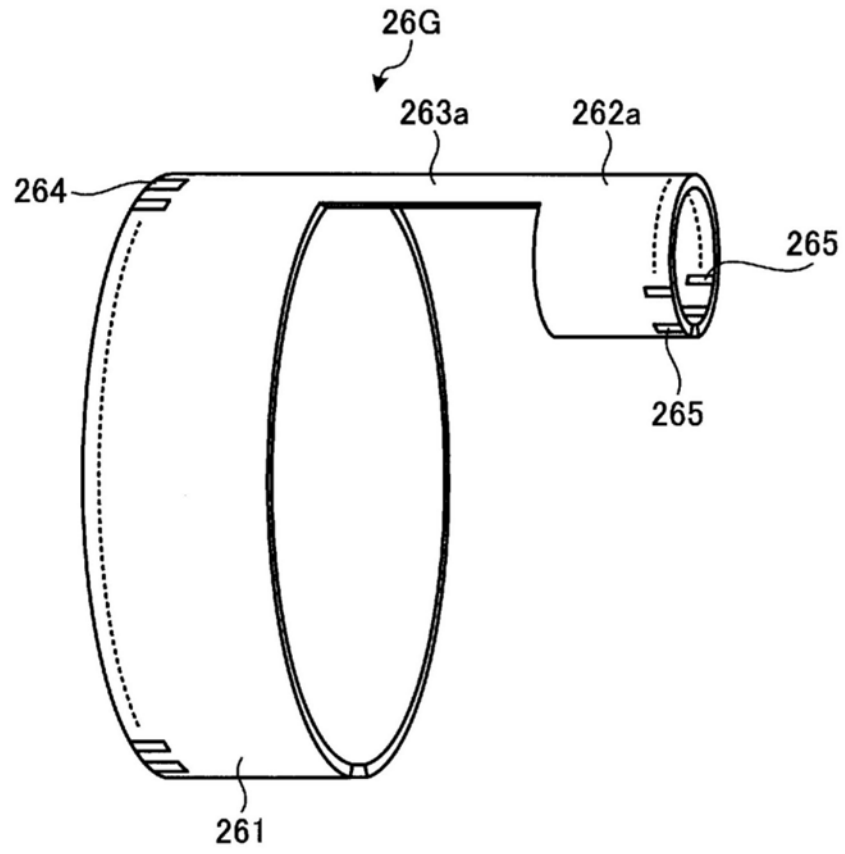


图19

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN110494084A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201880023883.4	申请日	2018-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	谷口优子 若林胜裕 吉田晓 佐藤直 今桥拓也		
发明人	谷口优子 若林胜裕 吉田晓 佐藤直 今桥拓也		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 B06B1/0633 B06B1/0215 B06B1/0625 B06B2201/76		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2017073879 2017-04-03 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波内窥镜包括：插入部，其具有顶端硬质部、弯曲部以及挠性管部；径向型的超声波振子；拍摄部，其用于拍摄插入部的长度方向的前方的视野的图像；通道，其一端在顶端硬质部的长度方向的顶端具有开口；以及超声波线缆，其具有分别与多个压电元件电连接的多根同轴线、包覆该多根同轴线的金属制的综合屏蔽层以及包覆综合屏蔽层的绝缘性的封套，封套在包覆多根同轴线的状态下从挠性管部经由弯曲部到达顶端硬质部的基端侧，并且，固定于顶端硬质部的基端侧且靠近外周的位置。

