



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107708573 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201680036931.4

(22)申请日 2016.03.31

(30)优先权数据

2015-126052 2015.06.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/060836 2016.03.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/208250 JA 2016.12.29

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 北原俊弘

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

代理人 龙淳 何中文

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

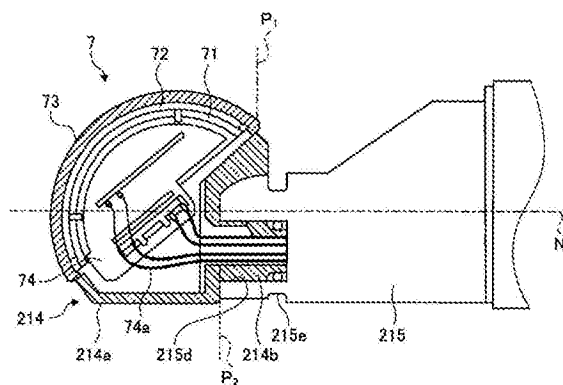
权利要求书1页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

超声波内窥镜

(57)摘要

本发明提供一种超声波内窥镜,其包括可被插入受检体内的插入部,该超声波内窥镜包括:超声波功能部(214),其设置在插入部的前端,具有在包含该插入部的长度方向轴(N)并且与该长度方向轴(N)平行的面上发送和接收超声波的超声波振子(71);和内窥镜功能部(215),其至少具有可将球囊卡止的槽形状的球囊卡止部(215e)和摄像光学系统,可在内窥镜功能部(215)上拆装超声波功能部(214),通过超声波振子(71)的内窥镜功能部(215)侧的端部并与该插入部的长度方向轴(N)正交的第一平面(P1),与通过内窥镜功能部(215)的超声波功能部(214)侧的形成超声波功能部(214)与内窥镜功能部(215)的边界的端部的第二平面(P2)相比,在插入部的长度方向上位于根端侧。



1. 一种超声波内窥镜,其包括可被插入受检体内的插入部,该超声波内窥镜的特征在于,包括:

超声波功能部,其设置在所述插入部的前端,具有在包含所述插入部的长度方向轴并且与该长度方向轴平行的面上发送和接收超声波的超声波振子;和

内窥镜功能部,其与所述超声波功能部连接,至少具有可将球囊卡止的槽形状的球囊卡止部和摄像光学系统,

通过所述超声波振子的所述内窥镜功能部侧的端部且与该插入部的长度方向轴正交的第一平面,与通过所述内窥镜功能部的所述超声波功能部侧的形成所述超声波功能部与所述内窥镜功能部的边界的端部的第二平面相比,在所述插入部的长度方向上位于根端侧。

2. 如权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于:

所述超声波功能部相对于所述内窥镜功能部可拆装。

3. 如权利要求1或2所述的超声波内窥镜,其特征在于:

还包括转动抑制单元,其抑制所述超声波功能部相对于所述内窥镜功能部绕与所述长度方向轴平行的轴的转动。

4. 一种超声波内窥镜,其包括可被插入受检体内的插入部,该超声波内窥镜的特征在于,包括:

超声波功能部,其设置在所述插入部的前端,具有在包含所述插入部的长度方向轴并且与该长度方向轴平行的面上发送和接收超声波的超声波振子;

内窥镜功能部,其至少具有摄像光学系统;和

球囊卡止部,其连接所述超声波功能部和所述内窥镜功能部,并且为可将球囊卡止的槽形状,

通过所述超声波振子的所述内窥镜功能部侧的第一端部且与该插入部的长度方向轴正交的第一平面,与通过所述球囊卡止部的所述超声波功能部侧的第二端部的第二平面相比,在所述插入部的长度方向上位于根端侧。

5. 如权利要求4所述的超声波内窥镜,其特征在于:

在所述长度方向上从所述超声波振子在压电元件的排列方向上的前端侧的端部到所述第二端部的第一距离,比所述超声波功能部的两端部之间在所述长度方向上的第二距离小。

6. 如权利要求4所述的超声波内窥镜,其特征在于:

设在所述长度方向上从所述超声波振子在压电元件的排列方向上的前端侧的第三端部到所述第二端部的距离为 $m_1$ ,所述第一端部与所述第三端部之间的距离为 $m_2$ ,所述第一端部与所述第三端部之间在所述长度方向上的距离为 $m_3$ ,在与所述长度方向轴正交的方向上从所述第三端部到所述超声波振子的端部的最大距离为 $m_4$ ,所述超声波振子的曲面的曲率半径为 $R$ ,通过所述第一端部和所述超声波振子的曲面的曲率中心的直线与通过所述第三端部和所述曲率中心的直线所成的角度为 $\theta_1$ ,平行于所述长度方向轴的直线与通过所述第一端部和所述第三端部的直线所成的角度为 $\theta_2$ 时,满足下式(1)~(4)的关系。

$$m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1/2) \cdots \cdots (1)$$

$$m_3 = m_2 \cos \theta_2 \cdots \cdots (2)$$

$$m_1 < m_3 \cdots \cdots (3)$$

$$D_2 < m_4 < D_1 \cdots \cdots (4)$$

## 超声波内窥镜

### 技术领域

[0001] 本发明涉及包括超声波振子的超声波内窥镜,该超声波振子对观测对象发射超声波,并且接收被观测对象反射的超声波回波将其转换为回波信号后输出。

### 背景技术

[0002] 为了观测作为观测对象的活体组织或材料的特性,有时会应用超声波。具体而言,超声波观测装置通过对从发送和接收超声波的超声波振子接收到的超声波回波实施规定的信号处理,能够取得关于观测对象的特性的信息。

[0003] 超声波振子具有多个压电元件,该压电元件将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并对观测对象照射该超声波脉冲,并且将被观测对象反射的超声波回波转换为电回波信号后输出。例如,通过将多个压电元件沿规定方向排列,并以电子方式切换进行发送和接收的元件或者使各元件的发送和接收延迟,从观测对象获得超声波回波。

[0004] 已知超声波振子有凸面型(convex,凸阵型)、线阵型(linear)、径向型(radial)等超声波束的发送和接收方向不同的多种类型。其中,凸面型超声波振子沿曲面排列多个压电元件,该多个压电元件分别在曲面的径向发射超声波束(例如参考专利文献1)。专利文献1公开了将凸面型超声波振子设置在超声波内窥镜的插入部的前端的结构。

[0005] 专利文献1:日本特开2004-254942号公报

### 发明内容

[0006] 发明要解决的技术问题

[0007] 然后,专利文献1公开的超声波内窥镜存在如下问题:当增大凸面型超声波振子的曲面(通过多个压电元件的前端的曲面)的曲率半径时,超声波振子在插入部的长度方向上的延伸长度变长。

[0008] 本发明是鉴于上述技术问题而完成的,其目的在于提供一种能够增加超声波振子的曲率半径而不会导致大型化的超声波内窥镜。

[0009] 用于解决技术问题的手段

[0010] 为了解决上述技术问题,实现上述目的,本发明的超声波内窥镜包括可被插入受检体内的插入部,该超声波内窥镜的特征在于,包括:超声波功能部,其设置在所述插入部的前端,具有在包含所述插入部的长度方向轴并且与该长度方向轴平行的面上发送和接收超声波的超声波振子;和内窥镜功能部,其至少具有可将球囊(ballon)卡止的槽形状的球囊卡止部和摄像光学系统,可在所述内窥镜功能部上拆装所述超声波功能部,通过所述超声波振子的所述内窥镜功能部侧的端部且与该插入部的长度方向轴正交的第一平面,与通过所述内窥镜功能部的所述超声波功能部侧的形成所述超声波功能部与所述内窥镜功能部的边界的端部的第二平面相比,在所述插入部的长度方向上位于根端侧。

[0011] 另外,本发明的超声波内窥镜的特征在于,在上述技术方案中,所述超声波功能部相对于所述内窥镜功能部可拆装。

[0012] 另外,本发明的超声波内窥镜的特征在于,在上述技术方案中,还包括转动抑制单元,其抑制所述超声波功能部相对于所述内窥镜功能部绕与所述长度方向轴平行的轴的转动。

[0013] 另外,本发明的超声波内窥镜包括可被插入受检体内的插入部,该超声波内窥镜的特征在于,包括:超声波功能部,其设置在所述插入部的前端,具有包含所述插入部的长度方向轴并且在与该长度方向轴平行的面上发送和接收超声波的超声波振子;内窥镜功能部,其至少具有摄像光学系统;和球囊卡止部,其连接所述超声波功能部和所述内窥镜功能部,并且为可将球囊卡止的槽形状,通过所述超声波振子的所述内窥镜功能部侧的第一端部且与该插入部的长度方向轴正交的第一平面,与通过所述球囊卡止部的所述超声波功能部侧的第二端部的第二平面相比,在所述插入部的长度方向上位于根端侧。

[0014] 另外,在上述发明中,本发明的超声波内窥镜的特征在于:在所述长度方向上从所述超声波振子在压电元件的排列方向上的前端侧的端部到所述第二端部的第一距离,比所述超声波功能部的两端部之间在所述长度方向上的第二距离小。

[0015] 另外,本发明的超声波内窥镜的特征在于,在上述技术方案中,设在所述长度方向上从所述超声波功能部的所述长度方向轴的前端侧的第三端部到所述第二端部的距离为 $m_1$ ,所述第一端部与所述第三端部之间的距离为 $m_2$ ,所述第一端部与所述第三端部之间在所述长度方向上的距离为 $m_3$ ,在与所述长度方向轴正交的方向上从所述第三端部到所述超声波振子的端部的最大距离为 $m_4$ ,所述超声波振子的曲面的曲率半径为 $R$ ,通过所述第一端部和所述超声波振子的曲面的曲率中心的直线与通过所述第三端部和所述曲率中心的直线所成的角度为 $\theta_1$ ,平行于所述长度方向轴的直线与通过所述第一端部和所述第三端部的直线所成的角度为 $\theta_2$ 时,满足下式(1)~(4)的关系。

$$[0016] \quad m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1/2) \cdots \cdots (1)$$

$$[0017] \quad m_3 = m_2 \cos \theta_2 \cdots \cdots (2)$$

$$[0018] \quad m_1 < m_3 \cdots \cdots (3)$$

$$[0019] \quad D_2 < m_4 < D_1 \cdots \cdots (4)$$

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,可以获得能够增大超声波振子的曲率半径而不会导致大型化的效果。

## 附图说明

[0022] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1的内窥镜系统的图。

[0023] 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前端结构的立体图。

[0024] 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前端结构的立体图。

[0025] 图4是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波功能部的结构的部分截面图。

[0026] 图5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前端结构的立体图。

[0027] 图6是示意性地表示从前端侧观看本发明的实施方式1的超声波内窥镜的插入部

时的结构的俯视图。

[0028] 图7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前端结构的立体图。

[0029] 图8是示意性地表示本发明的实施方式1的变形例的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。

[0030] 图9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前端结构的立体图。

[0031] 图10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前端结构的立体图。

[0032] 图11是示意性地表示本发明的实施方式2的超声波功能部的结构的部分截面图。

[0033] 图12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前端结构的侧视图。

### 具体实施方式

[0034] 下面,参考附图对用于实施本发明的方式(以下称为实施方式)进行说明。本发明并不限于下面说明的实施方式。在附图中,对于相同的部分赋予相同的附图标记。

[0035] (实施方式1)

[0036] 图1是示意性地表示本发明的实施方式1的内窥镜系统的图。内窥镜系统1是使用超声波内窥镜对人体等受检体内进行超声波诊断的系统。如图1所示,该内窥镜系统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和光源装置6。

[0037] 超声波内窥镜2在其前端部将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)对受检体进行照射,并且将由受检体反射的超声波回波转换为以电压变化表示的电回波信号后输出。

[0038] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,可被插入受检体的消化道(食道、胃、十二指肠、大肠)或者呼吸器官(气管/支气管)中,对消化道或呼吸器官进行摄像。并且,能够使用超声波对消化道和呼吸器官周围的脏器(胰腺、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)进行摄像。超声波内窥镜2具有在进行光学摄像时引导对受检体照射的照明光的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的可被插入受检体内的插入部的前端,该光导件的根端部与产生照明光的光源装置6连接。

[0039] 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和连接器24。插入部21是可被插入受检体内的部分。如图1所示,该插入部21包括:设置在前端侧,保持超声波振子7的刚性的前端部211;与前端部211的根端侧连结且可弯曲的弯曲部212;和与弯曲部212的根端侧连结且具有柔性的柔性管部213。这里,省略了具体的图示,在插入部21的内部设置有用于传输从光源装置6供给的照明光的光导件和用于传输各种信号的多个信号线缆,并且形成有供处置器具插通其中的处置器具用插通路径。在本说明书中,将插入部21的超声波振子7一侧称为前端(也称为插入部21的长度方向上(参考图4)的一端),将与操作部22相连的一侧称为根端(也称为插入部21的长度方向上的另一端)。

[0040] 超声波振子7可以是凸面型振子和线阵型振子中的任一种。在本实施方式1中,说明了超声波内窥镜2的如下结构:超声波振子7将多个压电元件呈阵列状设置,通过对进行

发送和接收的压电元件以电子方式进行切换或使各压电元件的发送和接收延迟,使该超声波振子7进行电子式扫描,但是,超声波内窥镜2也可以是使超声波振子7进行机械式扫描的结构。关于超声波振子7的结构将在后文叙述。

[0041] 图2是示意性地表示本实施方式1的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。图3是示意性地表示本实施方式1的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图,是从与图2相反的方向观看时的插入部的前端结构的立体图。如图2所示,前端部211包括:保持超声波振子7的超声波功能部214;和具有观察窗215a和照明窗215b的内窥镜功能部215,该观察窗215a使光入射到包括收集外部光的物镜等的摄像光学系统,该照明窗215b为将照明光聚光后向外部出射的照明光学系统的一部分。在内窥镜功能部215形成有与在插入部21内形成的处理器具用插通路径连通的处理器具伸出口215c,处理器具可经该处理器具伸出口215c从插入部21的前端伸出。内窥镜功能部215在一端与超声波功能部214可拆装地连接,在另一端与弯曲部212连接。处理器具用插通路径设置成,与处理器具伸出口215c相连的端部附近相对于插入部21的长度方向轴N倾斜,并且处理器具从处理器具伸出口215c在相对于长度方向轴N倾斜的方向上伸出。此处所述的长度方向轴N,是沿插入部21的长度方向的轴。在弯曲部212和柔性管部213中轴方向根据位置的不同而发生变化,但在刚性的前端部211中,长度方向轴N是成固定不变的直线的轴。

[0042] 操作部22是与插入部21的根端侧连结、接受医师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操作钮221和用于进行各种操作的多个操作部件222。在操作部22形成有与处理器具用插通路径连通、用于将处理器具插通在该处理器具用插通路径中的处理器具插入口223。

[0043] 通用线缆23是从操作部22延伸的配置有多个信号线缆和光纤等的线缆,其中,信号线缆用于传输各种信号,光纤用于传输从光源装置6供给的照明光。

[0044] 连接器24设置在通用线缆23的前端。连接器24包括与超声波线缆31连接的第一连接器部241、与视频线缆41连接的第二连接器部242和与光纤线缆61连接的第三连接器部243。

[0045] 超声波观测装置3经超声波线缆31(图1)与超声波内窥镜2电连接,经超声波线缆31对超声波内窥镜2输出脉冲信号并且从超声波内窥镜2输入回波信号。超声波观测装置3对该回波信号实施规定处理而生成超声波图像。

[0046] 内窥镜观察装置4经视频线缆41(图1)与超声波内窥镜2电连接,经视频线缆41从超声波内窥镜2输入图像信号。内窥镜观察装置4对该图像信号实施规定处理而生成内窥镜图像。

[0047] 显示装置5用液晶或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)、投影仪、CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管)等构成,显示由超声波观测装置3生成的超声波图像和由内窥镜观察装置4生成的内窥镜图像等。

[0048] 光源装置6经光纤线缆61(图1)与超声波内窥镜2连接,经光纤线缆61向超声波内窥镜2供给将受检体内照明的照明光。

[0049] 接着,参考图2~4对设置在插入部21的前端的超声波振子7的结构进行说明。图4是示意性地表示本实施方式1的超声波功能部的结构的部分截面图,是以通过插入部21的长度方向轴的平面为截断面的部分截面图。在本实施方式1中,超声波振子7为图2所示的凸

面型的超声波振子,并为具有将多个压电元件排列成一排的压电元件组71的一维阵列(1D阵列)。换言之,在本实施方式1的超声波振子7中,多个压电元件71沿该超声波振子7的曲面形状的外表面配置,在包含长度方向轴N且与该长度方向轴N平行的面上发送和接收超声波。

[0050] 超声波振子7具有:包括多个呈棱柱状的压电元件的压电元件组71,该多个压电元件以使各自的长度方向对齐的方式排列;在压电元件组71的位于该超声波振子7的外表面侧的位置设置的声匹配层72;在声匹配层72的与压电元件组71接触侧相反的一侧设置的声学透镜73;将压电元件组71的各压电元件与插通在插入部21中的线缆电连接的中继电路板74;和在压电元件组71的与声匹配层72接触侧相反的一侧设置的背衬材(未图示)(参考图4)。背衬材填充于在声匹配层72与收纳中继电路板74的杯状壁部之间形成的中空空间中。插通在插入部21中的线缆74a与中继电路板74连接。

[0051] 压电元件将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)对受检体进行照射,并且将由受检体反射的超声波回波转换为以电压变化表示的电回波信号后输出。

[0052] 声匹配层72为了使声波(超声波)在压电元件组71与观测对象之间的容易传播,使压电元件与观测对象的声阻匹配。声匹配层72可以为由相互不同的材料构成的多层结构,也可以根据压电元件和观测对象的特性而采用单层结构。

[0053] 声学透镜73覆盖在声匹配层72和壁部的外表面。声学透镜73形成超声波振子7的外表面的一部分。声学透镜73使用硅酮、聚甲基戊烯、环氧树脂或聚醚酰亚胺等形成,声学透镜73的一个面形成成为凸状或凹状而具有使超声波会聚的功能,使通过声匹配层72后的超声波向外部出射,或者收集来自外部的超声波回波。声学透镜73可任意地设置,也可以是不具有该声学透镜73的结构。

[0054] 背衬材使因压电元件的动作而产生的不必要的超声波振动衰减。背衬材使用衰减率大的材料形成,该衰减率大的材料例如是分散配置有氧化铝或锆等填料的环氧树脂,或者是分散配置有上述填料的橡胶。

[0055] 如上所述,超声波功能部214与内窥镜功能部215可拆装地连接。具体而言,超声波功能部214具有:保持超声波振子7的主体部214a;和从主体部214a突出,与内窥镜功能部215连接的突出部214b。内窥镜功能部215具有:设置在与弯曲部212连接侧相反的一侧的端部的、与超声波功能部214连接的孔即孔部215d;和可将球囊(未图示)卡止的槽形状的球囊卡止部215e。超声波功能部214与内窥镜功能部215通过突出部214b与孔部215d嵌合而连接。此时,也可以用粘接剂或螺栓固定等众所周知的方法将两者固定。

[0056] 具有上述结构的超声波振子7,通过输入脉冲信号而使各压电元件振动,经声匹配层72和声学透镜73对观测对象照射超声波。此时,在压电元件中,在与配置声匹配层72和声学透镜73的一侧相反的一侧,压电元件的振动因背衬材而衰减,不传递压电元件的振动。从观测对象反射的超声波经声匹配层72和声学透镜73向各压电元件传播。压电元件因传播来的超声波而振动,压电元件将该振动转换为电回波信号,回波信号经未图示的配线向超声波观测装置3输出。

[0057] 接着,参考图4说明超声波功能部214中的超声波振子7的结构。如图4所示,通过超声波振子7的内窥镜功能部215侧的端部且与该插入部21的长度方向轴N正交的平面P<sub>1</sub>(第一平面),与通过内窥镜功能部215的形成该内窥镜功能部215与超声波功能部214的边界的

端部、即孔部215d的超声波功能部214侧的端部的平面P<sub>2</sub>(第二平面)相比,在插入部21的长度方向上位于根端侧。

[0058] 例如,在不改变压电元件的大小和数量地增大了超声波振子7的曲面(通过多个压电元件的前端的曲面)的曲率半径的情况下,即使超声波振子7尺寸变大,也不使超声波振子7的前端侧的端部变长,而是使超声波振子7的根端侧的端部向插入部21的长度方向的根端侧延伸,只要满足平面P<sub>1</sub>与平面P<sub>2</sub>的位置关系,则即使超声波振子7尺寸变大,也能够不使插入部21在长度方向上的延伸长度变长地构成插入部21。

[0059] 图5是示意性地表示本实施方式1的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。如图5所示,超声波振子7的外表面不与在从处理器具伸出口215c伸出的处理器具的延伸方向上延伸的轴L<sub>1</sub>发生干扰。因此,超声波振子7即使满足上述平面P<sub>1</sub>与平面P<sub>2</sub>的位置关系,也不妨碍从处理器具伸出口215c伸出的处理器具的动作。

[0060] 图6是示意性地表示从前端侧观看本实施方式1的超声波内窥镜的插入部时的结构的俯视图。如图6所示,通过与插入部21的长度方向正交的方向上的超声波振子7的中心、且与插入部21的长度方向平行的轴L<sub>2</sub>,相对于通过观察窗215a的中心、且与插入部21的长度方向平行的轴L<sub>3</sub>偏移。因此,例如即使在声学透镜73的外表面为在与插入部21的长度方向正交的方向上凸出的形状的情况下,超声波振子7也不遮挡入射到观察窗215a的光。

[0061] 图7是示意性地表示本实施方式1的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。如图7所示,超声波振子7的外表面不与入射到观察窗215a的光的光轴L<sub>4</sub>(摄像光学系统的摄像光轴)和从作为照明光学系统的一部分的照明窗215b出射的照明光的光轴L<sub>5</sub>发生干扰。因此,超声波振子7即使满足上述平面P<sub>1</sub>与平面P<sub>2</sub>的位置关系,也不遮挡入射到摄像光学系统的观察光和从照明窗215b出射的照明光。

[0062] 依照以上说明的本实施方式1,通过超声波振子7的内窥镜功能部215侧的端部且与该插入部21的长度方向轴正交的平面P<sub>1</sub>,与通过内窥镜功能部215的形成该内窥镜功能部215与超声波功能部214的边界的端部、即孔部215d的超声波功能部214侧的端部的平面P<sub>2</sub>相比,在插入部21的长度方向上位于根端侧,因此能够不使超声波振子7的延伸长度变长,能够增大超声波振子7的曲率半径而不会导致大型化。

[0063] 在上述实施方式1中,以1D阵列为例进行了说明,但也能够应用在与超声波振子的扫描方向(1D阵列中的压电元件的排列方向)大致正交的方向(仰角(elevation)方向)上排列多个压电元件(振荡部)的1.25D阵列、1.5D阵列或1.75D阵列等。在本实施方式1中,作为一维地排列多个压电元件的方式,还包括将在仰角方向上被分割、并且在扫描方向上取得一个超声波图像的1.25D、1.5D和1.75D。

[0064] 在上述实施方式1中,说明了将超声波功能部214和内窥镜功能部215独立设置的方式,但如果满足上述平面P<sub>1</sub>与平面P<sub>2</sub>的位置关系,则也可以将两者一体地设置。

[0065] (实施方式1的变形例)

[0066] 图8是示意性地表示本实施方式1的变形例的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图。在本变形例中,在上述实施方式1中的主体部214a设置有凸部214c,在孔部215d的外周面设置有凹部215f。

[0067] 具体而言,凸部214c设置在主体部214a的与内窥镜功能部215连接的一侧的端部。凹部215f与凸部214c的形成位置对应地设置在孔部215d的外周面中与超声波功能部214接

触的面。凸部214c可与凹部215f嵌合,以至至少绕插入部21的长度方向轴转动的方向上的侧面与凹部215f的壁面接触的方式与凹部215f嵌合。

[0068] 依照本变形例,在主体部214a设置有凸部214c、在孔部215d的外周面设置有凹部215f,凸部214c以至至少绕与插入部21的长度方向轴平行的轴N转动的方向上的侧面与凹部215f的壁面接触的方式与凹部215f嵌合,因此能够使超声波功能部214相对于内窥镜功能部215定位,并且能够抑制超声波功能部214绕插入部21的长度方向轴的转动。

[0069] (实施方式2)

[0070] 图9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前端结构的立体图。图10是示意性地表示本实施方式的2的超声波内窥镜的插入部的前端结构的立体图,是从与图9相反的方向观看时的插入部的前端结构的立体图。在上述实施方式1中,说明了在前端部211独立地设置超声波功能部214和内窥镜功能部215的方式,但在本实施方式2的前端部216,一体地设置超声波功能部216a和内窥镜功能部216b。

[0071] 如图9所示,前端部216包括:保持超声波振子7的超声波功能部216a;具有观察窗216ba和照明窗216bb的内窥镜功能部216b,该观察窗216ba使光入射到包括收集外部光的物镜等的摄像光学系统,该照明窗216bb为将照明光聚光后向外部出射的照明光学系统的一部分;和球囊卡止部216c,其设置在超声波功能部216a与内窥镜功能部216b之间,连接超声波功能部216a和内窥镜功能部216b,并且形成为可将球囊卡止的槽形状。在内窥镜功能部216b形成有与在插入部21内形成的处理器具用插通路径连通的处理器具伸出口216bc,处理器具可经该处理器具伸出口216bc从插入部21的前端伸出。内窥镜功能部216b在一端与超声波功能部216a相连,在另一端与弯曲部212连接。

[0072] 接着,参考图11说明超声波功能部216a中的超声波振子7的结构。图11是示意性地表示本实施方式2的超声波功能部的结构的部分截面图,是以通过插入部21的长度方向轴N的平面为截断面的部分截面图。如图11所示,通过超声波振子7的内窥镜功能部216b侧的端部(第一端部)、且与该插入部21的长度方向轴N正交的平面 $P_3$ (第一平面),与通过球囊卡止部216c的超声波功能部216a侧的端部(第二端部)的平面 $P_4$ (第二平面)相比,在插入部21的长度方向上位于根端侧。

[0073] 例如,在不改变压电元件的大小和数量地增大了超声波振子7的曲面(通过多个压电元件的前端的曲面)的曲率半径的情况下,不是使超声波振子7的前端侧的端部变长,而是使超声波振子7的根端侧的端部向插入部21的根端侧延伸,只要满足平面 $P_3$ 与平面 $P_4$ 的位置关系,则即使超声波振子7尺寸变大,也能够不使插入部21在长度方向的延伸长度变长地构成插入部21。

[0074] 图12是示意性地表示本实施方式2的超声波内窥镜的插入部的前端结构的侧视图,是说明前端部216中的各部分的长度关系的图。设内窥镜功能部216b的最大直径为 $D_1$ ,内窥镜功能部216b的最小直径为 $D_2$ ,超声波振子7在压电元件的排列方向上的前端侧的端部(第三端部)为 $Q_1$ ,根端侧的端部(第一端部)为 $Q_2$ ,在插入部21的长度方向上从端部 $Q_1$ 到球囊卡止部216c的超声波功能部216a侧的端部(第二端部)的距离(第一距离)为 $m_1$ ,端部 $Q_1$ 、 $Q_2$ 之间的距离为 $m_2$ ,端部 $Q_1$ 、 $Q_2$ 之间在插入部21的长度方向上的距离(第二距离)为 $m_3$ ,在与插入部21的长度方向正交的方向上从端部 $Q_1$ 到超声波振子7的端部的最大距离为 $m_4$ ,超声波振子7的曲面(通过多个压电元件的前端的曲面)的曲率半径为 $R$ ,通过端部 $Q_1$ 和超声波振子7

的曲面的曲率中心的直线与通过端部 $Q_2$ 和该曲率中心的直线所成的角度为 $\theta_1$ , 平行于插入部21的长度方向的直线与通过端部 $Q_1$ 、 $Q_2$ 的直线所成的角度为 $\theta_2$ 时, 满足下式(1)~(4)的关系。

$$[0075] \quad m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1/2) \cdots \cdots (1)$$

$$[0076] \quad m_3 = m_2 \cos \theta_2 \cdots \cdots (2)$$

$$[0077] \quad m_1 < m_3 \cdots \cdots (3)$$

$$[0078] \quad D_2 < m_4 < D_1 \cdots \cdots (4)$$

[0079] 像上述实施方式1那样, 超声波振子7的外表面不与在从处理器具伸出口216bc伸出的处理器具的延伸方向上延伸的轴(轴 $L_1$ )发生干扰。因此, 超声波振子7即使满足上述平面 $P_3$ 与平面 $P_4$ 的位置关系, 也不妨碍从处理器具伸出口216bc伸出的处理器具的动作。

[0080] 通过与插入部21的长度方向正交的方向上的超声波振子7的中心、且与插入部21的长度方向平行的轴(轴 $L_2$ ), 相对于通过观察窗216ba的中心、且与插入部21的长度方向平行的轴(轴 $L_3$ )偏移。因此, 例如即使在声学透镜73的外表面形成为在与插入部21的长度方向正交的方向上凸出的形状的情况下, 超声波振子7也不遮挡入射到观察窗216ba的光。

[0081] 超声波振子7的外表面不与入射到观察窗216ba的光的光轴(光轴 $L_4$ )和从作为照明光学系统的一部分的照明窗216bb出射的照明光的光轴(光轴 $L_5$ )发生干扰。因此, 超声波振子7即使满足上述的平面 $P_3$ 与平面 $P_4$ 的位置关系, 也不遮挡入射到观察光学系统的观察光和从照明窗216bb出射的照明光。

[0082] 依照以上说明的本实施方式2, 通过超声波振子7的内窥镜功能部216b侧的端部、且与该插入部21的长度方向轴正交的平面 $P_3$ , 与通过球囊卡止部216c的超声波功能部216a侧的端部的平面 $P_4$ 相比, 在插入部21的长度方向上位于根端侧, 因此不使超声波振子7的延伸长度变长, 能够增大超声波振子7的曲率半径而不会导致大型化。

[0083] 以上说明了本发明的实施方式, 但本发明并不仅限于上述实施方式和变形例。本发明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中记载的技术思想的范围内, 可以包括各种实施方式。并且, 也可以将实施方式和变形例的结构适当组合。

[0084] 作为超声波内窥镜, 也可以应用没有设置光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在插入胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管中, 观察其周围脏器(胰腺、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0085] 作为超声波内窥镜, 也可以应用从受检体的体外照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0086] 产业上的可利用性

[0087] 如上所述, 利用本发明的超声波内窥镜, 能够增大超声波振子的曲率半径而不会导致大型化。

[0088] 附图标记的说明

[0089] 1 内窥镜系统

[0090] 2 超声波内窥镜

[0091] 3 超声波观测装置

[0092] 4 内窥镜观察装置

[0093]	5	显示装置
[0094]	6	光源装置
[0095]	7	超声波振子
[0096]	21	插入部
[0097]	22	操作部
[0098]	23	通用线缆
[0099]	24	连接器
[0100]	31	超声波线缆
[0101]	41	视频线缆
[0102]	61	光纤线缆
[0103]	71	压电元件组
[0104]	72	声匹配层
[0105]	73	声学透镜
[0106]	74	中继电路板
[0107]	211, 216	前端部
[0108]	212	弯曲部
[0109]	213	柔性管部
[0110]	214, 216a	超声波功能部
[0111]	214a	主体部
[0112]	214b	突出部
[0113]	214c	凸部
[0114]	215, 216b	内窥镜功能部
[0115]	215a, 216ba	观察窗
[0116]	215b, 216bb	照明窗
[0117]	215c, 216bc	处理器具伸出口
[0118]	215d	孔部
[0119]	215e, 216c	球囊卡止部
[0120]	215f	凹部
[0121]	221	弯曲操作钮
[0122]	222	操作部件
[0123]	223	处理器具插入口
[0124]	241	第一连接器部
[0125]	242	第二连接器部
[0126]	243	第三连接器部

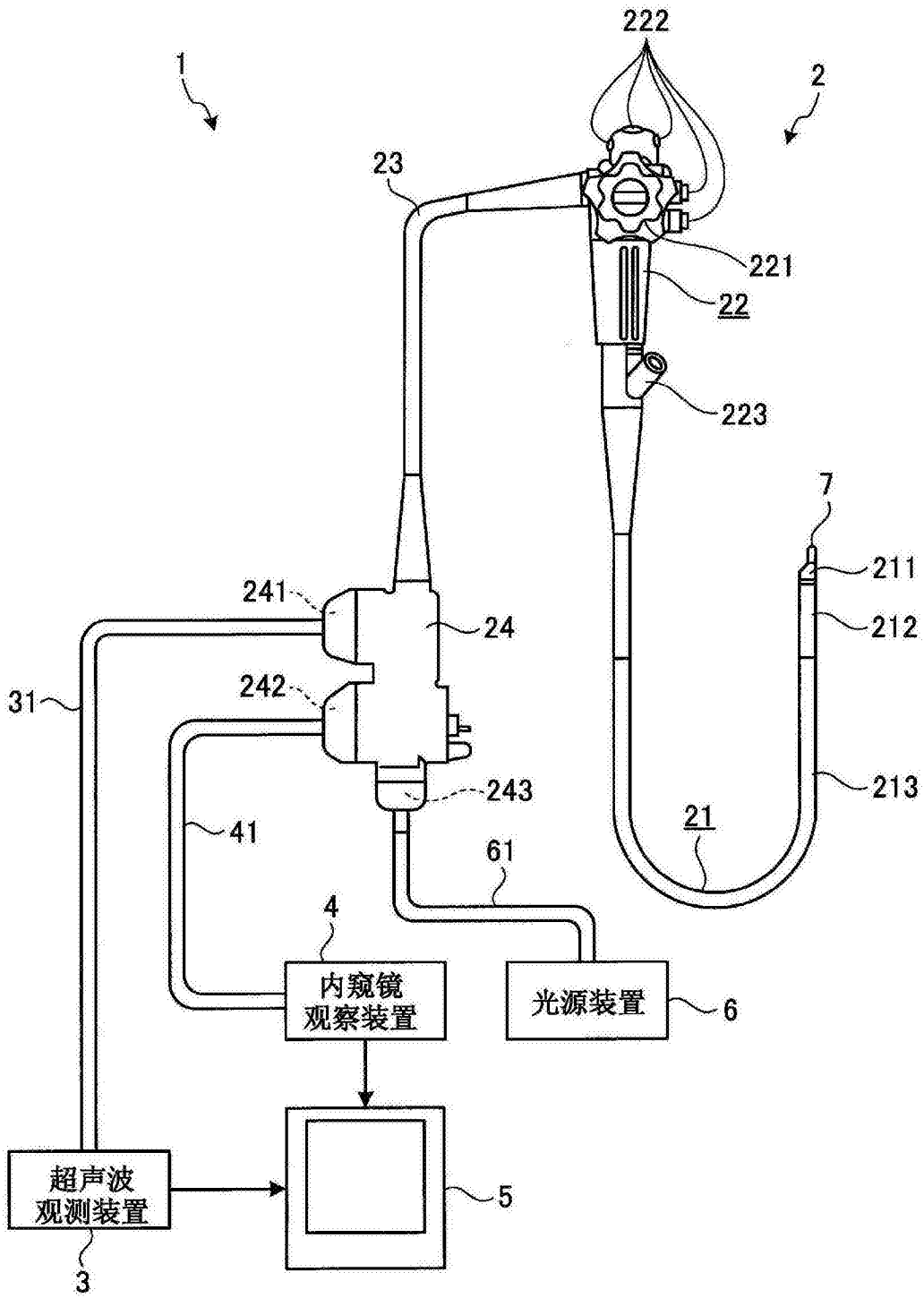


图1

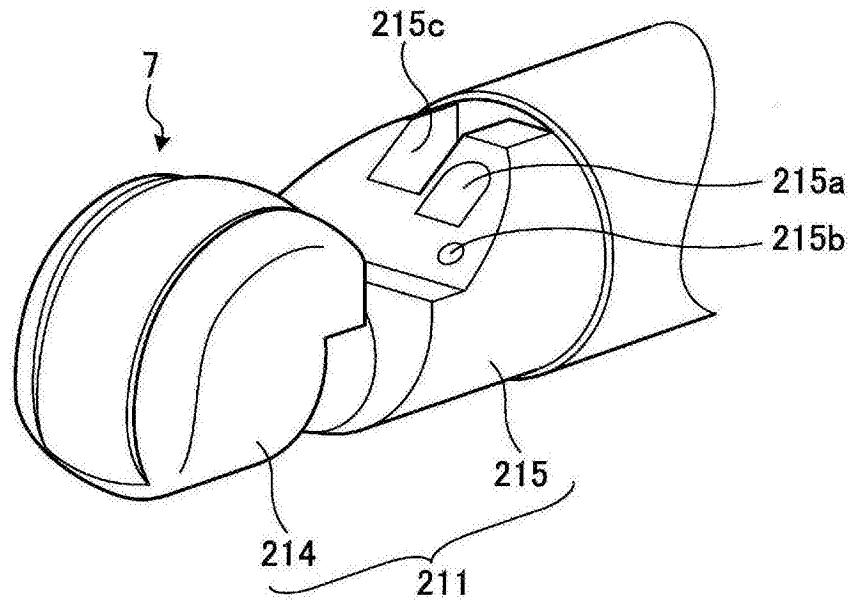


图2

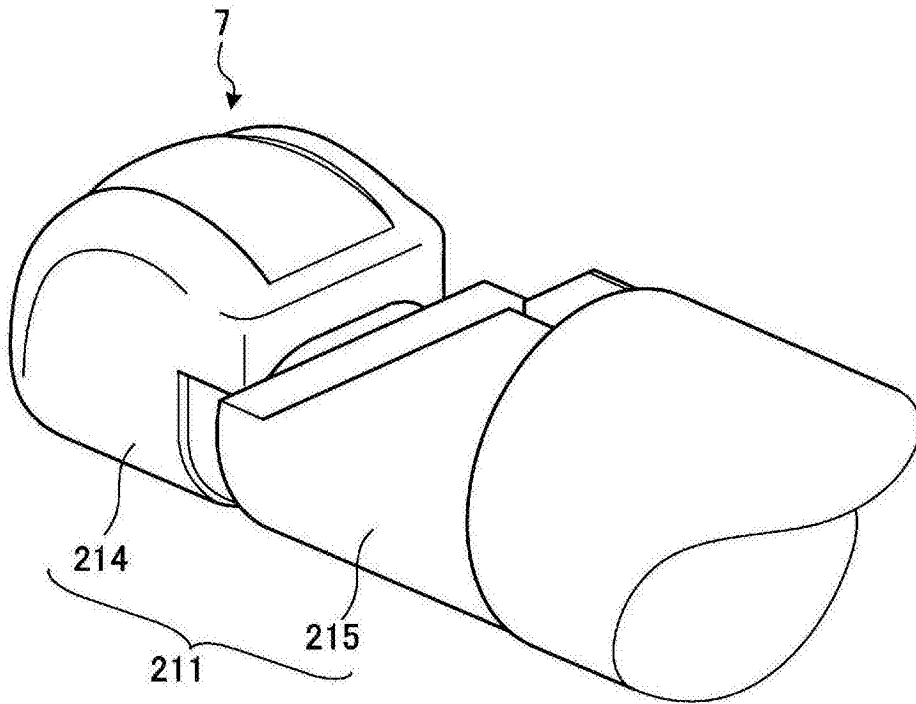


图3

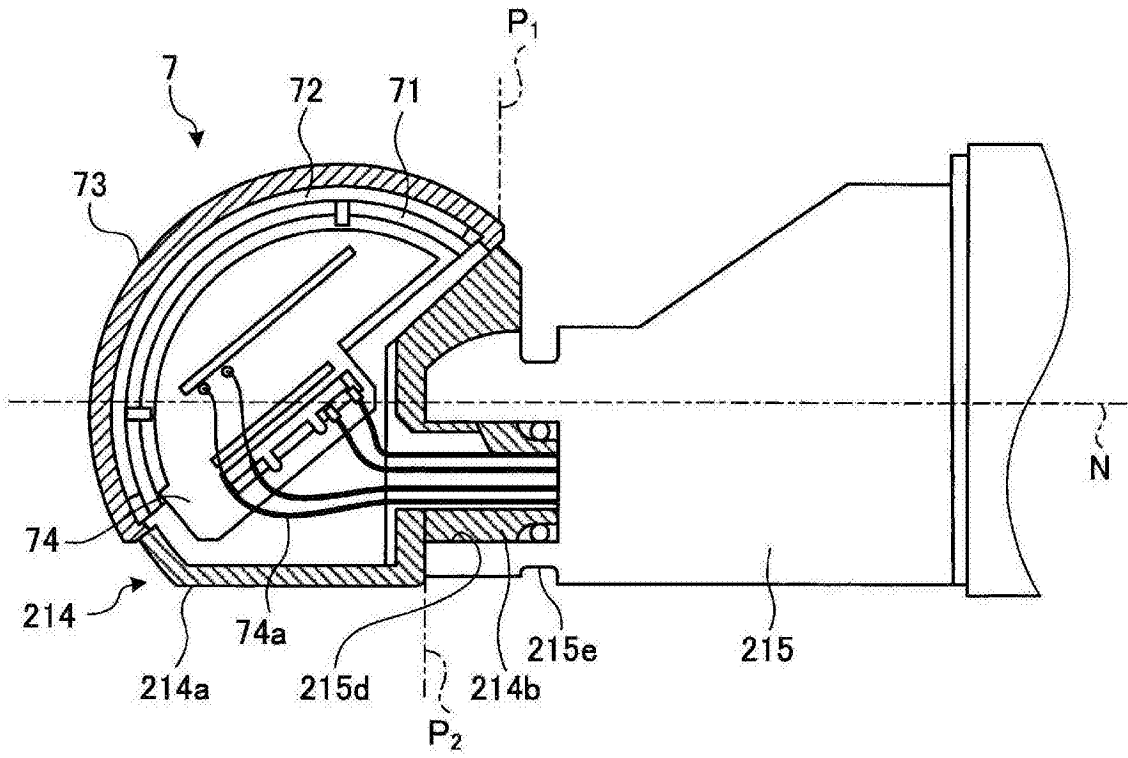


图4

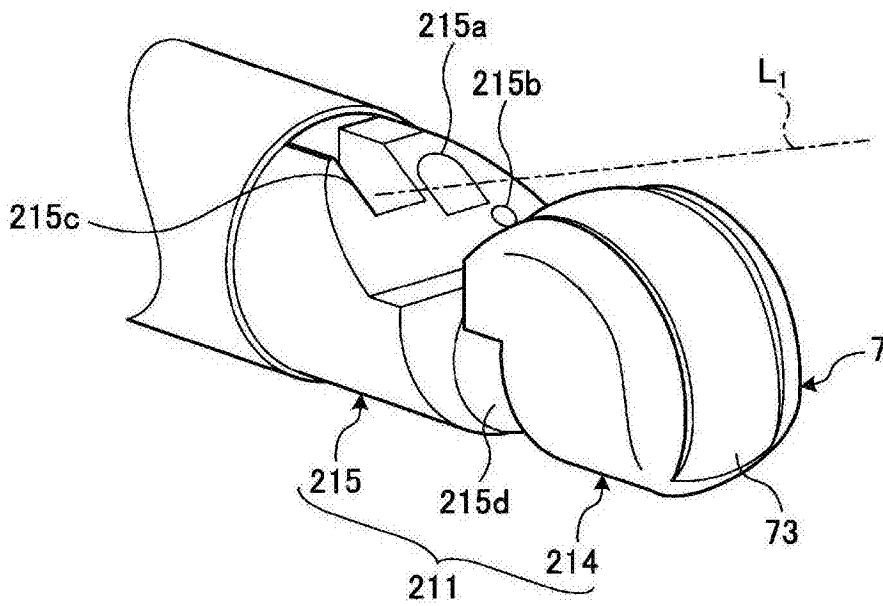


图5

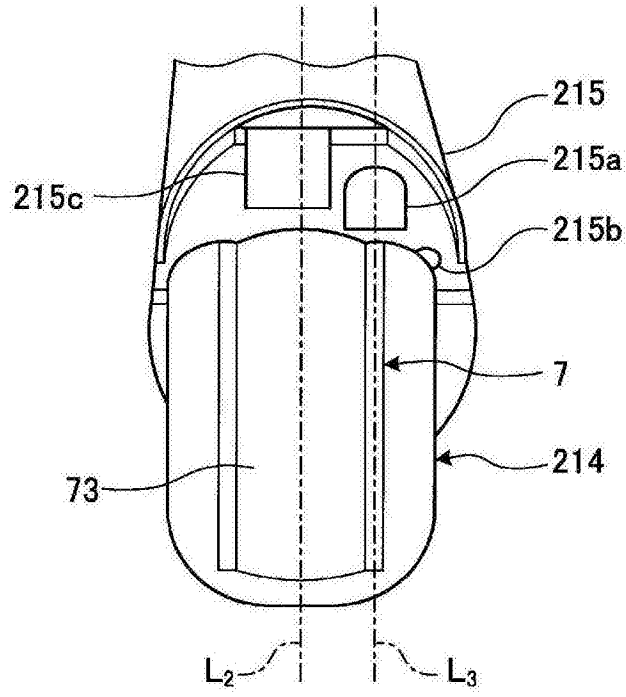


图6

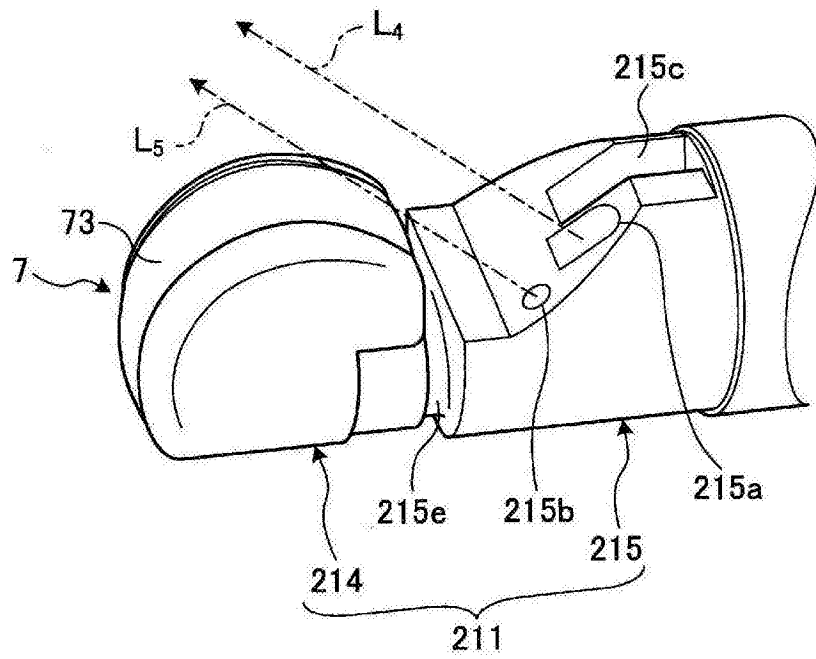


图7

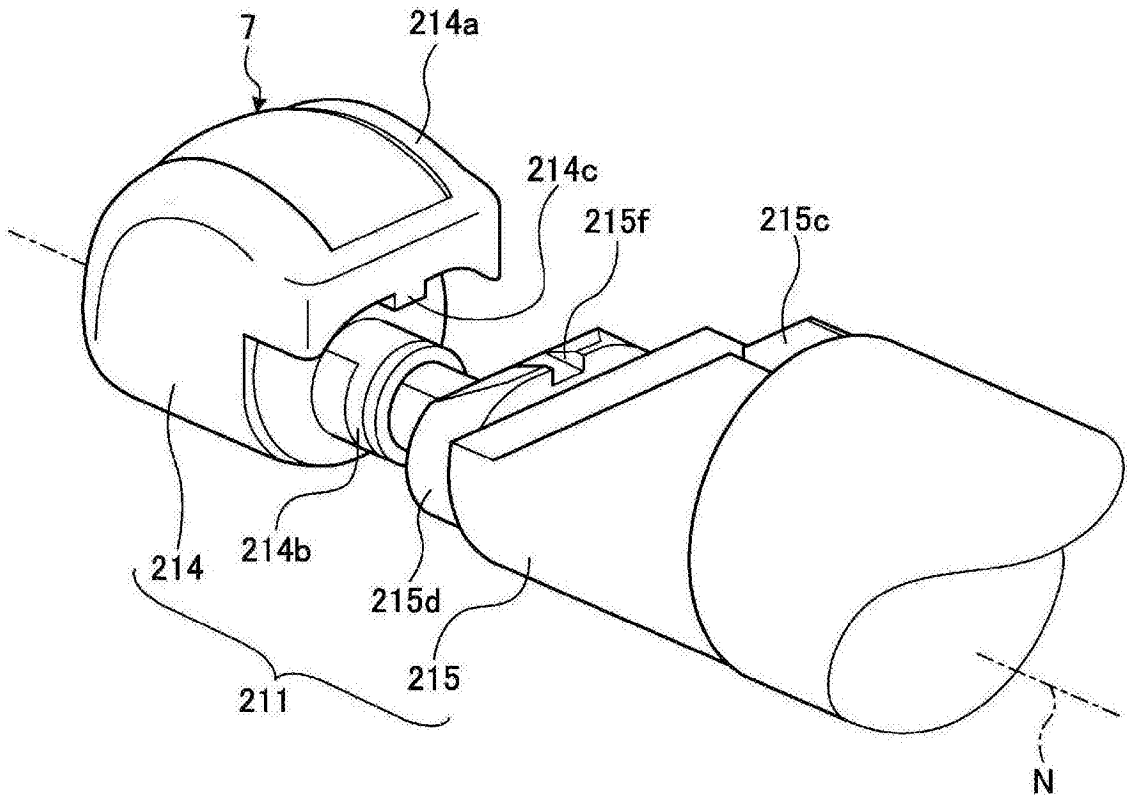


图8

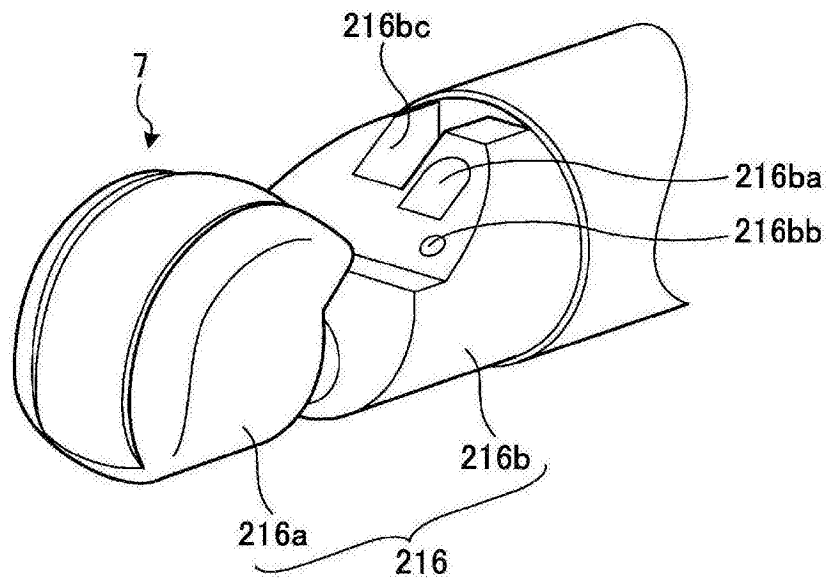


图9

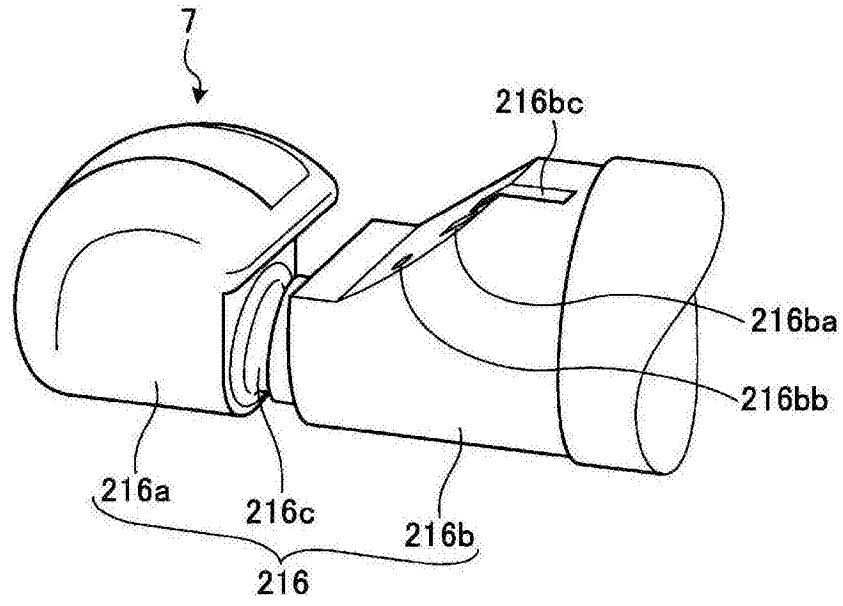


图10

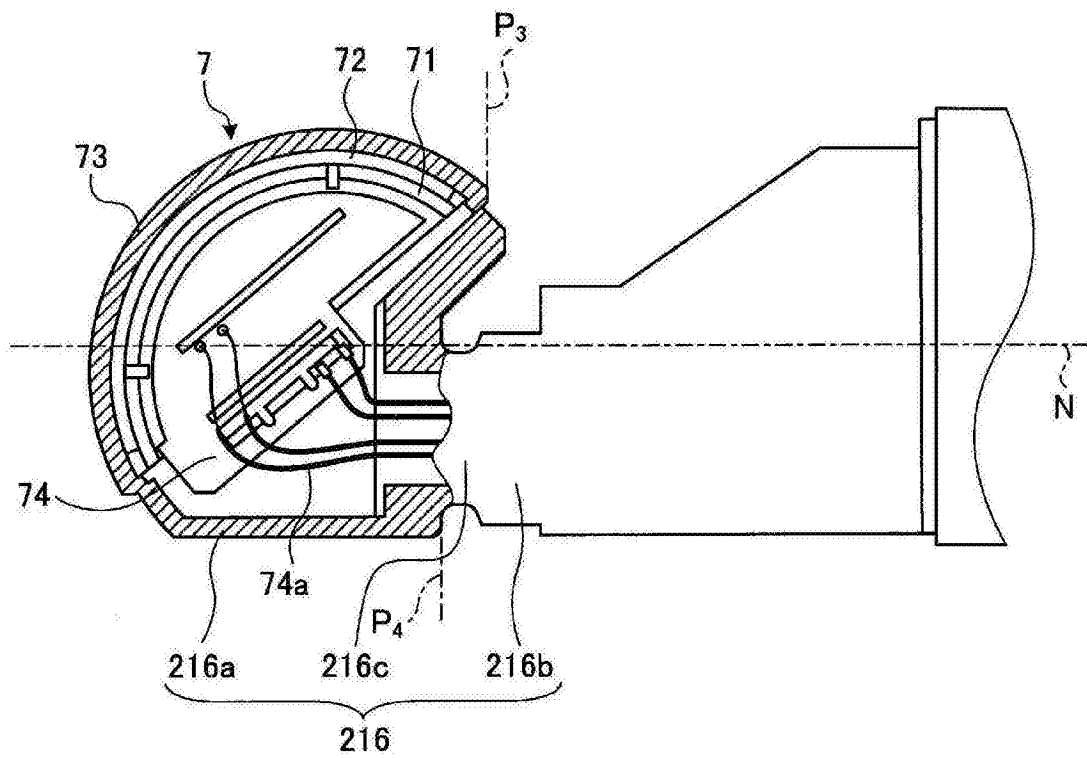


图11

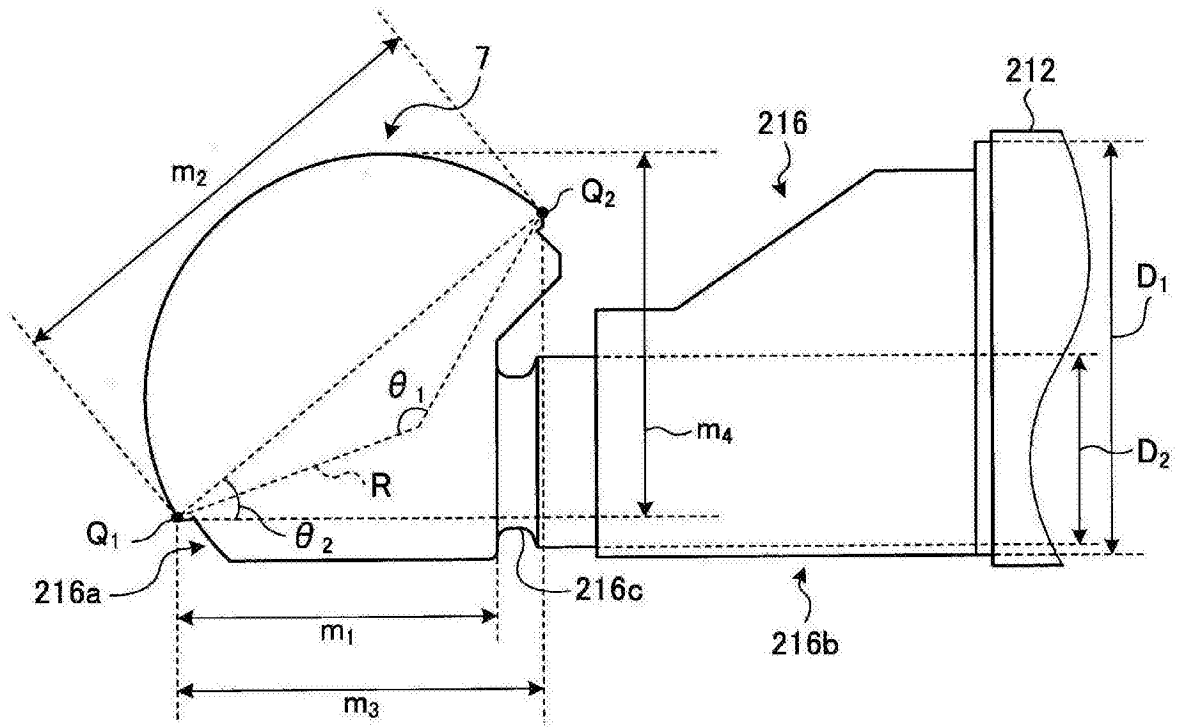


图12

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN107708573A</a>	公开(公告)日	2018-02-16
申请号	CN201680036931.4	申请日	2016-03-31
[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	北原俊弘		
发明人	北原俊弘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00082 A61B1/00096 A61B1/00174 A61B8/4483		
代理人(译)	何中文		
优先权	2015126052 2015-06-23 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">SIPO</a>	

摘要(译)

本发明提供一种超声波内窥镜，其包括可被插入受检体内的插入部，该超声波内窥镜包括：超声波功能部(214)，其设置在插入部的前端，具有在包含该插入部的长度方向轴(N)并且与该长度方向轴(N)平行的面上发送和接收超声波的超声波振子(71)；和内窥镜功能部(215)，其至少具有可将球囊卡止的槽形状的球囊卡止部(215e)和摄像光学系统，可在内窥镜功能部(215)上拆装超声波功能部(214)，通过超声波振子(71)的内窥镜功能部(215)侧的端部并与该插入部的长度方向轴(N)正交的第一平面(P1)，与通过内窥镜功能部(215)的超声波功能部(214)侧的形成超声波功能部(214)与内窥镜功能部(215)的边界的端部的第二平面(P2)相比，在插入部的长度方向上位于根端侧。

