



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105796042 A

(43)申请公布日 2016.07.27

(21)申请号 201610028148.5

(22)申请日 2016.01.15

(30)优先权数据

2015-006084 2015.01.15 JP

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京都新宿区西新宿6丁目10番1号

(72)发明人 细越泰嗣

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

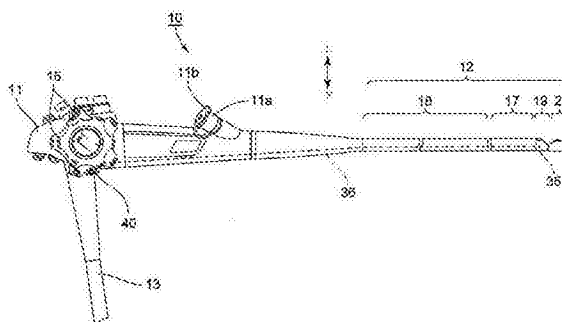
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

具有治疗工具提升基座的内窥镜

(57)摘要

一种具有治疗工具提升基座的内窥镜,其包括:提升基座,其可旋转地安装于内窥镜的插入部分中;凹进部,其形成于插入部分;挠性控制电线,其相对于所述插入部分而沿着挠性控制电线的轴线可移动;联接构件,其设置于凹进部,并且将控制电线的一端连接至提升基座;罩壳,其可拆卸地附接至插入部分以关闭凹进部。所述联接构件包括旋转轴和连接部分,所述旋转轴与提升基座的旋转轴线同轴,所述旋转轴设置于凹进部以相对于提升基座不可旋转并且可拆卸地连接至提升基座;所述连接部分可拆卸并且不可旋转地连接至凹进部中的旋转轴,所述控制电线的一端在偏离于旋转轴的位置处连接至连接部分。



1. 一种内窥镜,包括:

控制部分;

插入部分,其从所述控制部分延伸;

提升基座,其安装于所述插入部分以能够旋转;

凹进部,其在不同于所述提升基座的位置处形成于所述插入部分中;

挠性控制电线,其相对于所述插入部分而沿着所述挠性控制电线的轴线能够移动,所述控制电线的一端设置在所述凹进部中,其中,从所述控制电线的所述一端向所述控制部分延伸的所述控制电线的一部分设置在所述插入部分的内部;

联接构件,其设置于所述凹进部,并且将所述控制电线的所述一端连接至所述提升基座;以及

罩壳,其能够拆卸地附接至所述插入部分以闭合所述凹进部,从而覆盖所述控制电线的所述一端和所述联接构件;

其中,所述联接构件包括旋转轴和连接部分,所述旋转轴与所述提升基座的旋转轴线同轴,所述旋转轴设置于所述凹进部以相对于所述提升基座不能够旋转并且能够拆卸地连接至所述提升基座;所述连接部分能够拆卸并且不能够旋转地连接至所述凹进部中的所述旋转轴,所述控制电线的所述一端在偏离于所述旋转轴的位置处连接至所述连接部分的一部分。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述凹进部包括:

罩壳安置凹进部,其形成于所述插入部分的表面上,所述罩壳能够移动地装配至所述罩壳安置凹进部;

连接部分安置凹进部,其形成于所述罩壳安置凹进部的基表面,并且与所述罩壳安置凹进部的内周面向内径向地间隔开,所述连接部分安置凹进部采用以下方式来安置所述连接部分和所述旋转轴的一部分:使得所述连接部分和所述旋转轴的所述部分能够在所述凹进部中旋转;以及

间隙槽,其形成于所述连接部分安置凹进部的内周面,当所述连接部分位于特定的旋转位置时,所述连接部分的端部设置于所述间隙槽。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜,其中,所述罩壳包括金属罩壳,所述金属罩壳采用水密的方式闭合所述罩壳安置凹进部。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜,其中,在所述插入部分的轴线方向上,成对的内螺纹孔在彼此分隔的位置处形成于所述罩壳安置凹进部的所述基表面,

其中,贯通所述金属罩壳的成对的螺钉与所述成对的内螺纹孔螺旋接合,

其中,所述连接部分安置凹进部包括狭窄部分,所述狭窄部分在所述插入部分的所述轴线方向上的尺寸小于所述连接部分安置凹进部的其余部分,并且

其中,所述狭窄部分设置在所述成对的内螺纹孔之间。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜,其中,所述连接部分相对于所述旋转轴而沿着所述旋转轴的轴线方向能够滑动,

其中,所述内窥镜进一步包括:

第一防止滑动部,其形成于所述旋转轴的中间部分,并且从所述中间部分径向地突出以防止所述连接部分滑向所述提升基座,以及

第二防止滑动部,其形成于所述金属罩壳的内表面上,以防止所述连接部分在所述连接部分未脱离所述旋转轴的位置处从所述提升基座侧滑向所述连接部分的相对侧。

6.根据权利要求3所述的内窥镜,其中,所述罩壳进一步包括外罩壳,所述外罩壳从所述金属罩壳的外部闭合所述罩壳安置凹进部,

其中,当所述外罩壳装配至所述罩壳安置凹进部时,所述外罩壳的外表面与所述插入部分的表面齐平。

具有治疗工具提升基座的内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有治疗工具提升基座的内窥镜,所述治疗工具提升基座被操作用以改变从内窥镜的插入部分的远端向外突出的治疗工具的方向。

背景技术

[0002] 已为本领域技术人员所熟知的是:在内窥镜插入部分的附近设置有可旋转的治疗工具提升基座(raising base)。

[0003] 日本专利公开第3,527,561号所公开的内窥镜为这种类型的内窥镜的示例。该内窥镜设置有控制部分和从控制部分延伸的插入部分,并且在插入部分远端的附近的插入部分的表面上的不同位置处分别进一步设置有提升基座安置凹进部和联接构件安置凹进部。联接构件安置凹进部的内端(联接构件安置凹进部相对于插入部分表面的相对端)与联接构件安置凹进部通信连接。

[0004] 该内窥镜进一步设置有提升基座、控制器以及挠性控制电线,所述提升基座在提升基座安置凹进部中安置为在其中可旋转;所述控制器设置于控制部分;所述挠性控制电线的一端连接至控制器,而另一端与提升基座联接。除了控制电线的远端(在插入部分侧的控制电线的端部)之外,整个控制电线都插入至导线管(该导线管设置为穿过插入部分和所述控制部分)。控制电线的远端设置于联接构件安置凹进部的内部。

[0005] 日本专利公开第3,527,561号所公开的内窥镜进一步设置有助于将控制电线的远端与提升基座进行联接的联接构件。该联接构件设置有旋转轴和连接部分,所述旋转轴沿着提升基座的旋转轴线延伸并且绕其自身的轴线可旋转;所述连接部分连接至旋转轴的外端并且正交于旋转轴而延伸;所述旋转轴和所述连接部分彼此整体形成(即,彼此不可分离)。因此,联接构件的整体形状大致为字母L的形状。

[0006] 此外,旋转轴的内端连接至提升基座,以相对于提升基座不可旋转。联接构件的连接部分设置于联接构件安置凹进部,并且控制电线的远端连接至联接构件的连接部分。控制电线连接至连接部分的位置偏离于旋转轴(沿着旋转轴的径向方向)。

[0007] 因此,通过操作控制器而使得控制电线沿着其轴线前进和后退,这导致联接构件绕旋转轴正向旋转和反向旋转,从而使得相对于旋转轴的旋转被阻止的提升基座(即,所述提升基座与旋转轴整体地旋转)相对于插入部分正向旋转和反向旋转。

[0008] 该内窥镜进一步设置有罩壳,该罩壳可拆卸地附接至插入部分以利用水密的方式来闭合联接构件安置凹进部,从而覆盖控制电线和联接构件两者的远端。因此,利用附接至插入部分的罩壳,即使内窥镜的插入部分插入至测试对象/患者的体腔,测试对象/患者的体液等等粘附至控制电线(其远端)或者联接构件的可能性也很小。

[0009] 因此,在清洁内窥镜时不需要冲洗控制电线或者导线管,这使得可以容易地进行内窥镜清洁操作(相比于具有下述结构的内窥镜:部分地暴露控制电线和导线管,从而需要冲洗控制电线和导线管)。

[0010] 虽然联接构件安置凹进部通过罩壳来以水密的方式闭合,但是与罩壳的水密状态

并不能说是毫无瑕疵的。因此,从水密性来看,希望将联接构件安置凹进部的尺寸(在插入部分的表面上的联接构件安置凹进部的开口面积)制造得尽可能的小。

[0011] 然而,缩小联接构件安置凹进部的尺寸使得难以将联接构件安装至插入部分并且难以将联接构件从插入部分移除(并且难以安装至提升基座并且难以从提升基座移除)。从而,可以使得设置在联接构件安置凹进部中的控制电线部分(即,上述的远端部分;在下文中也称为可变形部分)变形(例如,远离插入部分而沿着向侧面的方向变形)。然而,在联接构件安置凹进部的尺寸较小的情况下,控制电线的可变形部分的长度难免会变短,从而使得可变形部分的可变形量也变小;因此,插入部分移动(例如,沿着其横向方向)的自由度变少。因此,在联接构件的旋转轴沿着其轴线方向的长度较大的情况下,难以执行将旋转轴插入至联接构件安置凹进部的插入操作(以及将旋转轴连接至提升基座的操作)和将旋转轴从联接构件安置凹进部移除的移除操作(以及使旋转轴从提升基座分离的操作)。

发明内容

[0012] 本发明提出了一种内窥镜,其构造为:即使在凹进部(其形成于插入部分的表面上以安置联接构件(其将控制电线和提升基座彼此联接)和连接至联接构件的控制电线的端部)较小并且联接构件的旋转轴较长的情况下,也能够容易地将联接构件安装至插入部分和提升基座并且从插入部分和提升基座移除。

[0013] 根据本发明的一方面,提供了一种内窥镜,其包括:控制部分;插入部分,其从所述控制部分延伸;提升基座,其安装于所述插入部分以可旋转;凹进部,其形成于所述插入部分中不同于所述提升基座的位置处;挠性控制电线,其沿着其轴线而相对于所述插入部分可移动,所述控制电线的一端设置在所述凹进部中,其中,从所述控制电线的一端向所述控制部分延伸的所述控制电线的部分设置在所述插入部分的内部;联接构件,其设置在所述凹进部中,并且将所述控制电线的一端连接至所述提升基座;以及罩壳,其可拆卸地附接至所述插入部分以闭合所述凹进部,从而覆盖所述控制电线的一端和所述联接构件。所述联接构件包括旋转轴和连接部分,所述旋转轴与所述提升基座的旋转轴线同轴,所述旋转轴设置于所述凹进部以相对于所述提升基座不可旋转并且可拆卸地连接至所述提升基座;所述连接部分可拆卸并且不可旋转地连接至所述凹进部中的所述旋转轴,所述控制电线的一端在偏离所述旋转轴的位置处连接至所述连接部分的一部分。

[0014] 合意的是,所述凹进部包括:罩壳安置凹进部,其形成于所述插入部分的表面上,所述罩壳可移动地装配至所述罩壳安置凹进部;连接部分安置凹进部,其形成于所述罩壳安置凹进部的基表面中,并且与所述罩壳安置凹进部的内周面向内径向地间隔开,所述连接部分安置凹进部采用以下方式来安置所述旋转轴和所述连接部分的一部分:使得所述连接部分和所述旋转轴的一部分可以在所述凹进部中旋转;以及间隙槽,其形成于所述连接部分安置凹进部的内周面,当所述连接部分位于特定的旋转位置时,所述连接部分的端部设置于所述间隙槽。

[0015] 合意的是,所述罩壳包括金属罩壳,所述金属罩壳采用水密的方式闭合所述罩壳安置凹进部。

[0016] 合意的是,在所述罩壳安置凹进部的所述基表面中形成有成对的内螺纹孔,所述成对的内螺纹孔设置为在所述插入部分的轴线方向上彼此间隔开,其中,贯通所述金属罩

壳的成对的螺钉与成对的内螺纹孔螺旋接合。所述连接部分安置凹进部包括狭窄部分,所述狭窄部分在所述插入部分的轴线方向上的尺寸小于所述连接部分安置凹进部的其余部分。所述狭窄部分设置在成对的内螺纹孔之间。

[0017] 合意的是,所述连接部分相对于所述旋转轴而沿着旋转轴的轴线方向可滑动,其中,所述内窥镜进一步包括:第一防止滑动部,其形成于所述旋转轴的中间部分,并且从所述中间部分径向地突出以防止所述连接部分滑向所述提升基座;以及第二防止滑动部,其形成于所述金属罩壳的内表面上,以防止所述连接部分从所述提升基座侧的所述连接部分未脱离所述旋转轴的位置处滑向所述连接部分的相对侧。

[0018] 合意的是,所述罩壳进一步包括外罩壳,所述外罩壳从所述金属罩壳的外部闭合所述罩壳安置凹进部。当所述外罩壳装配至所述罩壳安置凹进部时,所述外罩壳的外表面与所述插入部分的表面齐平。

[0019] 根据本发明的内窥镜的联接构件构造为使得旋转轴(其设置在插入部分的凹进部,以绕提升基座的旋转轴线可旋转,相对于提升基座不可旋转并且可拆卸地连接至提升基座)和连接部分(在偏离于旋转轴的位置处,控制电线的一端连接至所述连接部分)可以相互连接与分离。即,当将联接构件安装至插入部分(凹进部)和提升基座以及从插入部分(凹进部)和提升基座分离时,旋转轴和连接部分可以独立地连接和分离。因此,即使形成于插入部分的表面上的凹进部较小并且联接构件的旋转轴较长,也可以将旋转轴(其从控制电线脱离)单独且容易地可拆卸地装配至插入部分(凹进部)和提升基座。

[0020] 此外,将连接部分装配至旋转轴所需的连接部分的移动量(控制电线的变形量)小于将联接构件(所述联接构件由采用不可分离的方式彼此整体地固定的旋转轴和连接部分组成)安装至插入部分(凹进部)和提升基座所需的联接构件的移动量(控制电线的变形量)。因此,即使形成于插入部分的表面上的凹进部较小并且旋转轴较长,也可以容易地将连接部分(其与控制电线结合)安装至旋转轴和从旋转轴移除。

附图说明

[0021] 下面将参考附图来详细地描述本发明,其中:

[0022] 图1为根据本发明的超声内窥镜的实施方案的外部示意图;

[0023] 图2为图1中所示的内窥镜的远端刚性部分的立体图,从所述远端刚性部分的前方观察,超声探头从所述远端刚性部分移除,并且连接部分和旋转轴在所述远端刚性部分处彼此分离;

[0024] 图3为类似于图2的立体图,图3示出了将旋转轴安装至远端刚性部分和提升基座的状态,所述提升基座设置于远端刚性部分;

[0025] 图4为类似于图2的立体图,图4示出了连接部分靠近旋转轴的状态;

[0026] 图5为类似于图2的立体图,图5示出了连接部分连接至旋转轴的状态;

[0027] 图6为在图5中所示的状态下的远端刚性部分的侧视图;

[0028] 图7为类似于图2的立体图,图7示出了将金属罩壳安装至远端刚性部分的状态;

[0029] 图8为类似于图2的立体图,图8示出了将外罩壳安装至远端刚性部分的状态;

[0030] 图9为沿所附箭头方向观察的、沿着图8所示的IX-IX线而呈现的放大的横截面图。

具体实施方式

[0031] 下文将参考图1至图9来讨论根据本发明的内窥镜10的实施方案。在以下描述中,根据图中所示的双箭头的方向来确定前后方向、左右方向以及上下方向(内窥镜10设置有插入部分12和通用管13,并且将插入部分12的远端侧和通用管13的远端侧分别定义为“前侧”和“后侧”)。

[0032] 图1中所示的超声内窥镜10设置有控制部分11、插入部分12、通用管13以及超声图像传输管(未示出)。插入部分12从控制部分11向前延伸。通用管13和超声图像传输管沿着与插入部分12的延伸方向不同的方向而从控制部分11延伸。超声图像传输管连接至超声诊断装置(未示出),而通用管13连接至处理器(未示出)(该处理器用作图像处理器和光源装置)。超声诊断装置和处理器连接至CRT显示器(未示出)。

[0033] 插入部分12设置有弯曲部分17,弯曲部分17根据设置在控制部分11上的控制手柄15的旋转操作而向上、向下、向左和向右弯曲。从弯曲部分17向近端部分延伸的插入部分12的部分形成挠性管部分18,所述挠性管部分18在其自身的重力下弯曲,或者通过由超声内窥镜10的操作者执行的直接操作而弯曲。

[0034] 在插入部分12远端附近的插入部分12的部分包括由硬树脂制成的远端刚性部分19。倾斜表面20形成在远端刚性部分19上。物镜21和照明镜22等等设置在倾斜表面20上。连接至远端刚性部分19的前端表面的超声探头23构成了插入部分12的前端。超声波信号电缆24(见图9)设置为穿过插入部分12、控制部分11以及上述超声图像传输管的内部,超声波信号电缆24为挠性的,并且超声波信号电缆24前端连接至超声探头23。

[0035] 如图1中所示,控制部分11在其前端设置有倾斜并向后突出的工具插入口突出11a。挠性的穿刺针(治疗工具)插入至(穿过)工具插入口突出11a。治疗工具插入管(未示出;治疗工具插入导管)设置在插入部分12的内部,从工具插入口突出11a延伸向远端刚性部分19。工具插入口突出11a的端部开口可以利用橡胶帽11b来关闭与打开。远端刚性部分19在其上侧设置有向下凹进的提升基座安置凹进部28。如图9中所示,在提升基座安置凹进部28左侧(相对于图9而言的右侧)的下端附近,远端刚性部分19设置有轴承凹进部28a,轴承凹进部28a具有向左(朝向相对于图9而言的右侧)凹进的圆形横截面形状。上述的治疗工具插入管的远端连接至提升基座安置凹进部28,并且使得插入至工具插入口突出11a的穿刺针可以从治疗工具插入管的端部开口突出至提升基座安置凹进部28。

[0036] 在沿远端刚性部分19的圆周方向上与提升基座安置凹进部28不同的位置处,远端刚性部分19在其侧面上设置有联接构件安置凹进部(凹进部分)30。联接构件安置凹进部30设置有罩壳安置凹进部31、连接部分安置凹进部32、间隙槽33以及旋转轴安置凹进部34。罩壳安置凹进部31形成于远端刚性部分19的侧面(表面)上,并且在侧视图中大致为矩形。连接部分安置凹进部32形成于罩壳安置凹进部31的基座中,并且在侧视图中具有大致梯形形状。间隙槽33形成于连接部分安置凹进部32的内周表面的上部。旋转轴安置凹进部34形成于连接部分安置凹进部32的底部,朝向提升基座安置凹进部28线性地延伸并且与轴承凹进部28a同轴。

[0037] 如图所示,连接部分安置凹进部32凹进为向内径向地与罩壳安置凹进部31的内周面隔开。连接部分安置凹进部32的下端构成了狭窄部分32a,狭窄部分32a在前后方向上的

尺寸小于连接部分安置凹进部32的其余部分。在前后方向上的狭窄部分32a两侧、罩壳安置凹进部31的底部,联接构件安置凹进部30设置有前后成对的内螺纹孔31a。间隙槽33在前后方向上的宽度小于连接部分安置凹进部32的上端部。此外,如图9中所示,间隙槽33朝向提升基座安置凹进部28而与罩壳安置凹进部31间隔开(间隙槽33与罩壳安置凹进部31彼此不直接地通信连接)。旋转轴安置凹进部34的左端与提升基座安置凹进部28通信连接(见图9)。

[0038] 在远端刚性部分19中设置有电缆插入孔35,电缆插入孔35形成沿着前后方向延伸的通孔。电缆插入孔35的前端开口在连接部分安置凹进部32的内周面的上后侧打开,而电缆插入孔35的后端开口在远端刚性部分19的后端表面打开(见图6)。超声内窥镜10设置有电缆插入管36(见图1),电缆插入管36形成为挠性管,所述挠性管延伸穿过弯曲部分17、挠性管部分18以及控制部分11的内部。电缆插入管36的前端连接至电缆插入孔35的后端,而电缆插入管36的后端设置于控制部分11的内部。

[0039] 在电缆插入孔35和电缆插入管36的内部,超声内窥镜10设置有金属挠性控制电线38,金属挠性控制电线38安装为可以沿着控制电线38的轴线方向前进与后退。如图1中所示,提升基座控制杆40可旋转地安装于控制部分11。提升基座控制杆40的内端设置在控制部分11的内部空间中,突出电缆插入管36的后端的控制电线38的后端连接至提升基座控制杆40的内端。另一方面,控制电线38的前端从电缆插入孔35的前端开口突出至连接部分安置凹进部32。突出至连接部分安置凹进部32的控制电线38的所述前端在图4、图5、图6及图9中以附图标记38a来指代。此外,金属圆柱形连接销39固定至控制电线38的前端38a。

[0040] 金属提升基座45安置于提升基座安置凹进部28。具有大致为矩形横截面形状(横截面为非圆形)的旋转轴连接孔46形成在提升基座45的基座端部,以沿着左右方向延伸穿过提升基座45。提升基座45安置在提升基座安置凹进部28,使得旋转轴连接孔46与轴承凹进部28a和旋转轴安置凹进部34同轴。

[0041] 金属联接构件48安装在连接部分安置凹进部32(间隙槽33)、旋转轴安置凹进部34以及提升基座安置凹进部28(轴承凹进部28a)。联接构件48设置有旋转轴49和连接部分55,旋转轴49和连接部分55设置为单独的构件并且可以彼此连接和从彼此分离。

[0042] 旋转轴49的横截面形状与提升基座45的旋转轴连接孔46的横截面形状相同(因此旋转轴49具有大致为矩形的横截面形状),并且整体地设置有轴体50、轴端部51、第一突缘52以及第二突缘53(第一防止滑动部)。轴体50的轴线沿着左右方向延伸,轴端部51的横截面为圆形并且从轴体50的左端表面突出,第一突缘52和第二突缘53从轴体50的外周缘向外径向地突出,并且在左右方向上(沿着轴体50的轴线方向)彼此间隔开。第一突缘52和第二突缘53的外直径大致等同于旋转轴安置凹进部34的内直径。此外,由弹性材料制成的O形环R可移动地在轴体50的外周缘上装配为位于第一突缘52与第二突缘53之间(见图9)。

[0043] 连接部分55设置有本体部分56和从本体部分56向外径向地突出的左右成对的销安装凸耳57。本体部分56设置有轴连接孔58,轴连接孔58沿着左右方向穿过本体部分56而形成,并且具有与轴体50大致相同(具体地,与旋转轴连接孔46大致相同)的横截面形状。另一方面,左右成对的销安装凸耳57分别设置有左右销安装孔59,销安装孔59形成为具有与连接销39大致相同的横截面形状,并且彼此同轴(销安装孔59在左右方向上对齐)。如图所示,成对的销安装孔59的位置偏离于轴连接孔58(沿着轴连接孔58的径向方向)。固定至控

制电线38的前端38a的连接销39按压装配至成对的销安装凸耳57的销安装孔59中,从而使得控制电线38和连接部分55借助连接销39而彼此结合。

[0044] 当联接构件48安装至连接部分安置凹进部32(间隙槽33)、旋转轴安置凹进部34和提升基座安置凹进部28(轴承凹进部28a)时,联接构件48的连接部分55和旋转轴49独立地安装至这些凹进部32(33)、34和28(28a)。

[0045] 具体地,首先将旋转轴49(具有整体地装配于其上的O形环R)从旋转轴安置凹进部34的右端插入至旋转轴安置凹进部34、提升基座45的旋转轴连接孔46以及提升基座安置凹进部28的轴承凹进部28a,如图3和图9所示。更具体地,轴端部51装配至轴承凹进部28a以相对于轴承凹进部28a可旋转,轴体50的一部分装配至旋转轴连接孔46以相对于提升基座45的旋转轴连接孔46不可旋转,第一突缘52和第二突缘53安装至旋转轴安置凹进部34以相对于旋转轴安置凹进部34可旋转,从第二突缘53向右(轴体50的右端)延伸的轴体50的部分被引入至连接部分安置凹进部32以设置于其内。随即,旋转轴49变为相对于远端刚性部分19(相对于轴承凹进部28a和旋转轴安置凹进部34)而绕旋转轴49的轴线可旋转,因此,提升基座45(其借助旋转轴连接孔46和轴体50而被防止相对于旋转轴49旋转)随旋转轴49(与提升基座45的旋转轴线)相对于远端刚性部分19可旋转。换言之,提升基座45与旋转轴49结合,并且提升基座45的旋转轴线与旋转轴49的旋转轴线同轴。此外,O形环R以水密的方式与旋转轴安置凹进部34的整个内周缘接触,同时进行弹性变形。

[0046] 随后,在使控制电线38的前端(可变形部分)38a变形(弯曲)时,连接部分55的本体部分56靠近旋转轴49的右端(见图4)。随即,连接部分55的成对的销安装凸耳57保持为相对于上下方向而向前倾斜(保持为大致平行于连接部分安置凹进部32的前表面(前倾斜表面))。随后,连接部分55的本体部分56以如下方式装配至轴体50的右端:本体部分56相对于轴体50不可旋转,并且沿着旋转轴49的轴线方向而在轴体50的右端上可滑动。随即,连接部分55完全地安置于连接部分安置凹进部32,并且连接部分55的成对的销安装凸耳57设置在沿着左右方向的、与间隙槽33相同的位置处(见图5和图9)。此外,通过将本体部分56的左端表面与第二突缘53(其用作第一防止滑动部)的接合,防止连接部分55相对于轴体50向左移动。

[0047] 通过上述方式将连接部分55连接至旋转轴49使得控制电线38(连接销39)借助旋转轴49和连接部分55而与提升基座45联接。从而,使设置在控制部分11上的提升基座控制杆40沿着一个旋转方向旋转使得控制电线38相对于插入部分12(相对于电缆插入孔35和电缆插入管36)向后移动,从而使得连接部分55(成对的销安装凸耳57)绕旋转轴49而向后旋转,如图6中的实线所示。由于连接部分55的成对的销安装孔59的位置(连接销39的位置)沿着旋转轴49的径向方向(沿着轴连接孔58的径向方向)而偏离于本体部分56的轴连接孔58,所以经由控制电线38的连接销39而传递至成对的销安装凸耳57的旋转力(旋转扭矩)变大(相比于控制电线38直接地连接至本体部分56的情况),并且该旋转力被传递至旋转轴49和提升基座45。由此,提升基座45随较大的扭矩而沿着向后方向旋转。

[0048] 另一方面,使提升基座控制杆40沿着反方向旋转使得控制电线38相对于插入部分12(相对于电缆插入孔35和电缆插入管36)而向前移动,从而使得连接部分55(成对的销安装凸耳57)绕旋转轴49而向前旋转,由此使得提升基座45向前旋转。

[0049] 如图所示,连接部分55的长度大于连接部分安置凹进部32在上下方向上的尺寸。

然而,连接部分55(成对的销安装凸耳57)从向前倾斜的状态(即以下状态:其中所述一对销安装凸耳57大致平行于连接部分安置凹进部32的前表面(前倾斜表面))的向后旋转使得成对的销安装凸耳57的径向外端移动至间隙槽33(见图6和图9),从而使得连接部分55(成对的销安装凸耳57)在从向前倾斜的状态向后旋转时不会干扰连接部分安置凹进部32(间隙槽33)的内表面。

[0050] 如图7所示,金属罩壳(罩壳)62采用覆盖控制电线38的前端38a和联接构件48的方式而从远端刚性部分19的外部可移动地装配至联接构件安置凹进部30的罩壳安置凹进部31。

[0051] 金属罩壳62的外周缘的形状与罩壳安置凹进部31的内周面的形状相同。因此,将金属罩壳62装配至罩壳安置凹进部31使得金属罩壳62的外周缘与罩壳安置凹进部31的内周面水密接触。此外,两个固定螺钉64插入至形成于金属罩壳62中的两个(前和后)通孔(未示出),并且随着固定螺钉64的螺钉头65被按压在金属罩壳62的外表面上,每个固定螺钉64的外螺纹部分(未示出)被拧入至相应的内螺纹孔31a。从而,利用两个固定螺钉64将金属罩壳62固定至罩壳安置凹进部31(连接部分安置凹进部32)。

[0052] 当金属罩壳62固定至罩壳安置凹进部31时,形成于金属罩壳62的内表面(左侧表面)上的防止移动表面(第二防止滑动部)62a面向轴体50的右端表面,其中,在防止移动表面62a与轴体50之间形成有在左右方向上小于(远远小于)本体部分56(轴连接孔58)的宽度的间隙(见图9)。因此,在如图7所示的金属罩壳62固定至罩壳安置凹进部31的状态下,轴体50与连接部分55的本体部分56的接合不会脱离,并且防止连接部分55从轴体50的右端脱离。

[0053] 由硬树脂制成的外罩壳(罩壳)66从金属罩壳62的外部可移动地装配至罩壳安置凹进部31(见图8)。外罩壳66的外周缘的形状与罩壳安置凹进部31的内周面的形状相同。此外,外罩壳66的外表面(右表面)具有与远端刚性部分19的外周面齐平的曲线形状。因此,将外罩壳66装配至罩壳安置凹进部31使得外罩壳66的外表面与远端刚性部分19的外周面齐平(见图8)。

[0054] 通过以下方式来使用具有上述结构的超声内窥镜10:在超声探头23被由弹性材料(例如,硅橡胶)制成的球囊(未示出)覆盖后并且超声探头23与该球囊之间产生的空间被水填充之后,将插入部分12插入至测试对象/患者的体腔。

[0055] 在将帽11b从工具插入口突出11a脱去之后,如果穿刺针(治疗工具,未示出)的尖端从工具插入口突出11a的开口插入至上述的治疗工具插入管,并且穿刺针继续插入,则穿刺针(治疗工具,未示出)的尖端从治疗工具插入管的前端开口向前突出。随即,在穿刺针的尖端的附近,穿刺针被支撑在提升基座45的上表面上。在此情况下,当从超声探头23发出超声波时,通过超声探头23接收由穿刺针反射的超声波,并且在CRT显示器上将穿刺针的尖端显示为超声波图像。

[0056] 当操作者在监控CRT显示器的同时旋转地操作提升基座控制杆40时,提升基座45旋转。提升基座45的这种旋转使得穿刺针在其尖端附近弯曲,从而改变穿刺针尖端的方向。

[0057] 因此,当超声内窥镜10的插入部分12插入至测试对象/患者的体腔之后,如果操作者利用提升基座45而使穿刺针弯曲,则可以利用穿刺针来执行各种程序。

[0058] 当利用超声内窥镜10对测试对象/患者上执行内窥镜检测时,体液粘附至超声内

窥镜10的插入部分12。从而,当完成内窥镜检测之后,需要利用清洁液等来清洁超声内窥镜10。

[0059] 然而,由于超声内窥镜10的联接构件安置凹进部30(罩壳安置凹进部31)通过金属罩壳62(和外罩壳66)而以水密的方式闭合,并且还由于整体地装配在旋转轴49上的O形环R与旋转轴安置凹进部34的整个内周面水密接触,因此粘附至插入部分12的表面的体液等从罩壳安置凹进部31的开口进入罩壳安置凹进部31、连接部分安置凹进部32或者间隙槽33侧的可能性很小。另外,即使粘附至提升基座45和提升基座安置凹进部28的右侧的体液从旋转轴安置凹进部34的左端开口进入旋转轴安置凹进部34,体液穿过O形环R与旋转轴安置凹进部34的内表面之间的间隙而进入越过O形环R的右侧的可能性也很小。因此,当清洁超声内窥镜10时,在将金属罩壳62和外罩壳66从罩壳安置凹进部31移除之后,不需要冲洗和清洁控制电线38(控制电线38的前端38a)、罩壳安置凹进部31的内表面和连接部分55、连接部分安置凹进部32和间隙槽33。

[0060] 下文将讨论超声内窥镜10的当前实施方案的更多优点。

[0061] 如图9中所示,超声波信号电缆24设置为穿过远端刚性部分19内部的下部,从而使得提升基座45和连接部分安置凹进部32设置在超声波信号电缆24上,以防止对超声波信号电缆24造成干扰。由于这种结构,联接构件安置凹进部30的罩壳安置凹进部31的开口面积必须缩小尺寸(相比于在前后方向上提升基座45和连接部分安置凹进部32设置在与超声波信号电缆24相同的位置的情况)。此外,虽然将金属罩壳62(和外罩壳66)装配至罩壳安置凹进部31降低了体液从罩壳安置凹进部31的开口进入罩壳安置凹进部31、连接部分安置凹进部32以及间隙槽33侧的可能性,但是如果罩壳安置凹进部31的开口面积较大,则体液进入的可能性有可能增大。因此,还从提高罩壳安置凹进部31的水密性的方面看,需要缩小罩壳安置凹进部31的开口面积。但是,如果由于罩壳安置凹进部31的尺寸缩小而使得连接部分安置凹进部32的开口面积变小,则控制电线38的前端38a的长度会变短,这将导致控制电线38的前端38a的可变形量缩小。从而,借助连接销39而与控制电线38的前端38a结合的连接部分55相对于远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)移动的自由度减少。

[0062] 然而,由于在超声内窥镜的当前实施方案中,连接部分55(其与控制电线38结合而制成)和旋转轴49设置为单独的构件,因此即使形成于远端刚性部分19的表面上的联接构件安置凹进部30(罩壳安置凹进部31和连接部分安置凹进部32)的面积较小并且联接构件48的旋转轴49的长度较长,也可以将旋转轴49(其从控制电线38脱离)单独地且容易地装配至远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)和提升基座45(旋转轴连接孔46)。

[0063] 另外,将连接部分55装配至旋转轴49(轴体50)所需的连接部分55的移动量(前端38a的变形量)小于将联接构件(所述联接构件的旋转轴49)安装至远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)和提升基座45(旋转轴连接孔46)所需的联接构件(所述联接构件由通过彼此以不可分离的方式整体固定的旋转轴49和连接部分55组成)的移动量。因此,即使形成于远端刚性部分19的表面上的联接构件安置凹进部30(罩壳安置凹进部31和连接部分安置凹进部32)的面积较小并且联接构件48的旋转轴49的长度较长,也可以容易地将连接部分55(其与控制电线38结合)安装至旋转轴49并且从旋转轴49移除。

[0064] 当联接构件48(旋转轴49和连接部分55)从远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)和提升基座45(旋转轴连接孔46)分离时,也会实现类似的优点。具体地,当联接构件48

从远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)和提升基座45(旋转轴连接孔46)分离时,可以容易地仅仅将经由连接销39而与控制电线38结合的连接部分55从旋转轴49(其装配至联接构件安置凹进部30和提升基座45)分离,并且也可以容易地将旋转轴49(其从控制电线38脱离)从远端刚性部分19(联接构件安置凹进部30)和提升基座45(旋转轴连接孔46)分离。

[0065] 狭窄部分32a(在连接部分安置凹进部32的所有部分中,所述狭窄部分32a在沿着前后方向上的尺寸最小)设置在成对的内螺纹孔31a之间。基于这种结构,金属罩壳62可以通过两个固定螺钉64而稳固地相对于罩壳安置凹进部31(连接部分安置凹进部32)固定,甚至罩壳安置凹进部31和连接部分安置凹进部32的每个开口的面积会缩小。

[0066] 虽然已经基于上述实施方案对本发明进行了描述,但是本发明并不仅限于此;在不脱离本发明的范围的情况下,可以对以上说明的实施方案进行各种修改。

[0067] 例如,连接部分55的轴连接孔58可以由右端闭合的凹进部来代替。

[0068] 此外,可以在连接部分55侧形成突出,以在旋转轴49的右端表面形成凹陷(或者通孔),从而使得该凹陷与上述突出接合以相对于上述突出不可旋转,并且借助上述突出与上述凹陷(或者上述通孔)的接合而使旋转轴49与连接部分55彼此可拆分地连接。

[0069] 如果连接部分安置凹进部32在上下方向的尺寸大于连接部分55在指向上下方向时的长度,则可以忽略间隙槽33。

[0070] 提升基座45与联接构件48中的每个可以由除了金属之外的材料形成。

[0071] 虽然上述实施方案公开了本发明应用的超声内窥镜10,但是本发明也可以应用未装备超声探头(例如,超声探头23)的内窥镜(即,本发明也可以应用至不具有使用超声功能的常规内窥镜)。

[0072] 此外,将除了穿刺针之外的任何治疗工具(例如,造影导管或胎儿镜(baby scope))也可以被用作是利用提升基座45来弯曲的治疗工具(具有挠性)。

[0073] 在本文所描述的本发明的具体实施方案中可以进行各种改变,这种修改在所要求的本发明的精神和范围之内。应当表明的是,本文所包含的所有内容为说明性的,而并不限制本发明的范围。

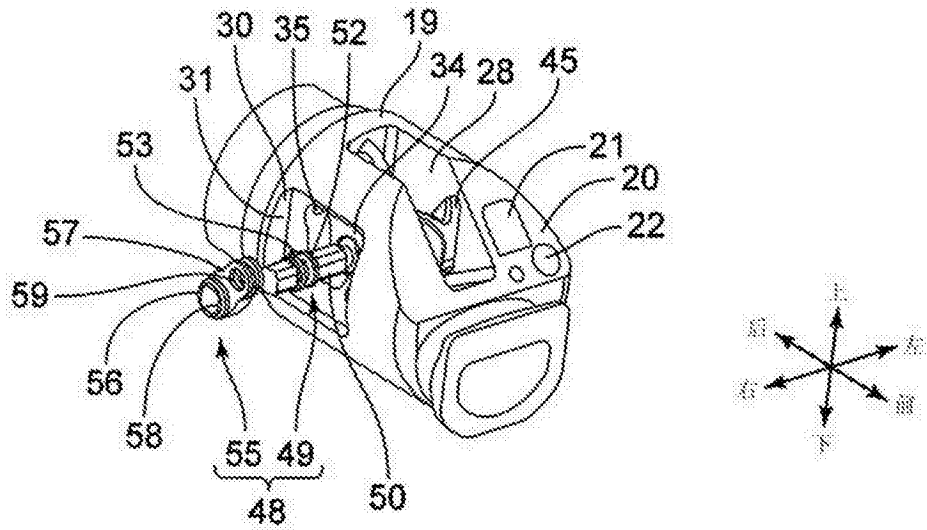


图2

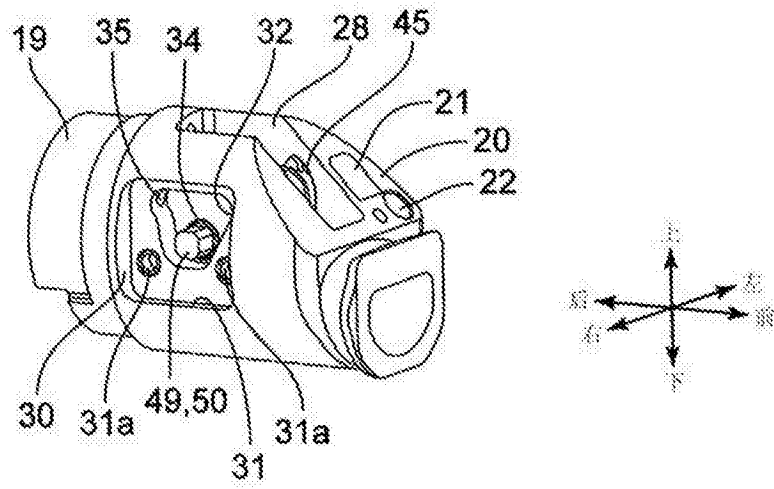


图3

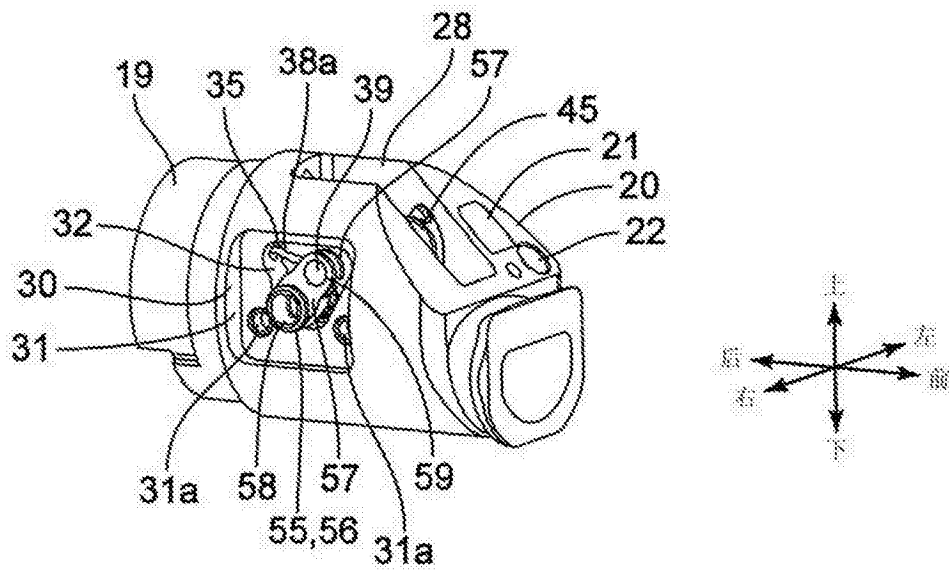


图4

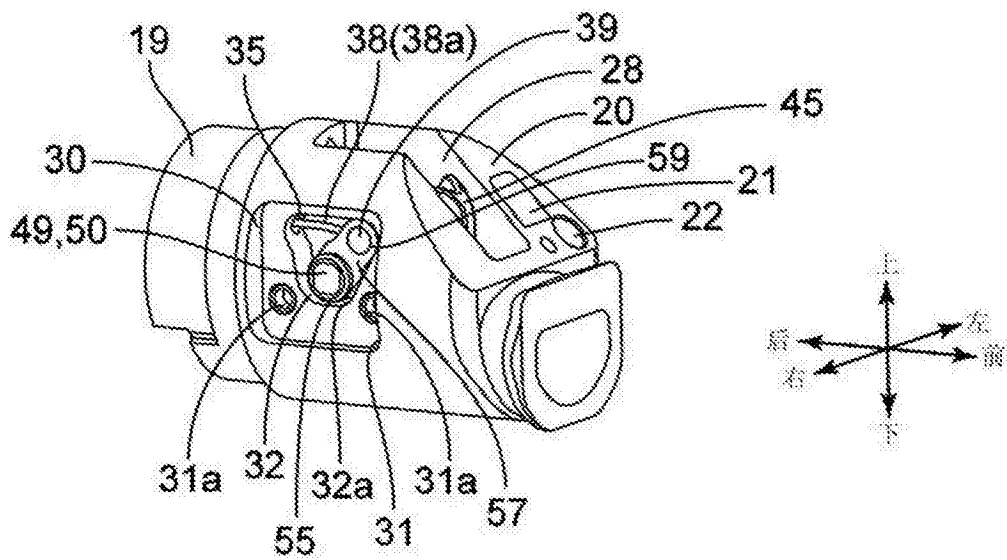


图5

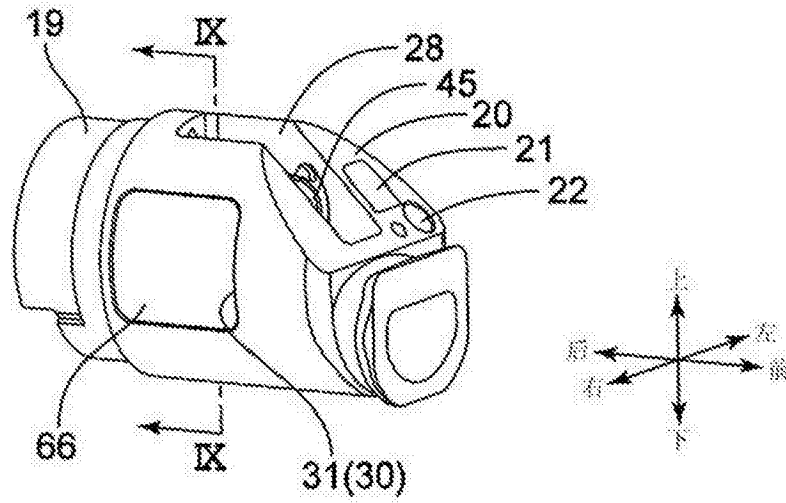


图8

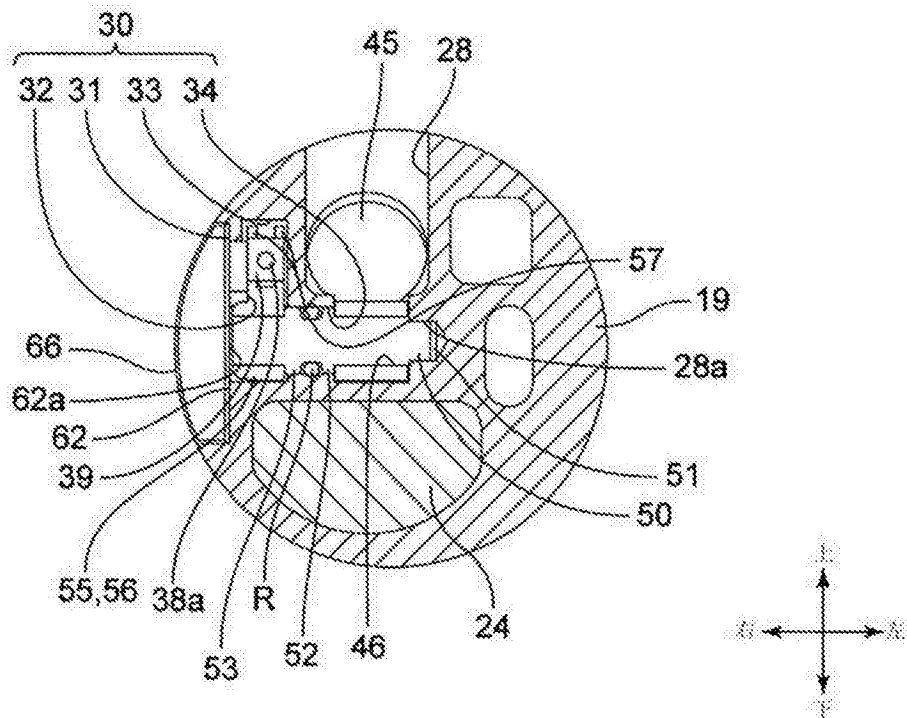


图9

专利名称(译)	具有治疗工具提升基座的内窥镜		
公开(公告)号	CN105796042A	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201610028148.5	申请日	2016-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	细越泰嗣		
发明人	细越泰嗣		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/00066 A61B1/00073 A61B1/0011 A61B1/00183 A61B1/0057 A61B1/018 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4405 A61B8/4422 A61B8/445 A61B10/04 A61B1/00 A61B1/00064		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2015006084 2015-01-15 JP		
其他公开文献	CN105796042B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种具有治疗工具提升基座的内窥镜，其包括：提升基座，其可旋转地安装于内窥镜的插入部分中；凹进部，其形成于插入部分；挠性控制电线，其相对于所述插入部分而沿着挠性控制电线的轴线可移动；联接构件，其设置于凹进部，并且将控制电线的一端连接至提升基座；罩壳，其可拆卸地附接至插入部分以关闭凹进部。所述联接构件包括旋转轴和连接部分，所述旋转轴与提升基座的旋转轴线同轴，所述旋转轴设置于凹进部以相对于提升基座不可旋转并且可拆卸地连接至提升基座；所述连接部分可拆卸并且不可旋转地连接至凹进部中的旋转轴，所述控制电线的一端在偏离于旋转轴的位置处连接至连接部分。

