



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109982625 A

(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201680091043.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.11.29

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.05.23

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/085311 2016.11.29

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/100605 JA 2018.06.07

(71)申请人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 冈崎善朗 杉本尚也 熊谷和敏

(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 池兵

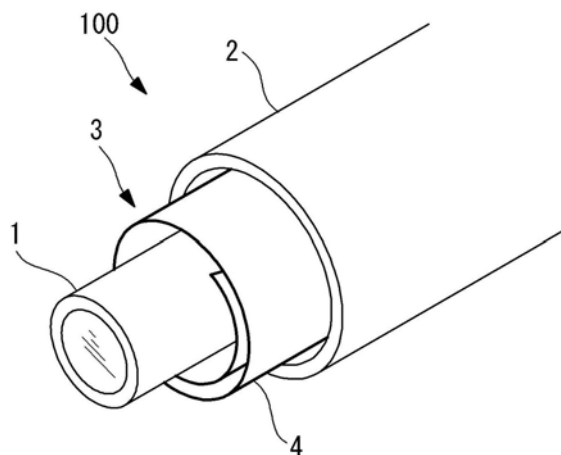
权利要求书1页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

内窥镜系统(100)包括:鞘套(2);内窥镜(1);和能够从鞘套(2)的前端伸出或没入鞘套(2)的视场形成部(3),其具有由绕鞘套(2)的长度方向轴弯曲的片材构成的扩张部件(4)、和能够产生用于使扩张部件(4)在径向上扩张的扩张力的驱动部件(4),扩张部件(4)具有从前端向根端延伸的缝隙,通过绕长度方向轴卷绕,扩张部件(4)能够从扩张形态变形至收缩形态,在扩张形态下,扩张部件(4)具有比鞘套(2)的外径大的外径,在收缩形态下,扩张部件(4)具有比鞘套(2)的内径小的外径。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

筒状的鞘套,其具有长度方向轴且在两端开口;

可被插入到所述鞘套内的内窥镜;和

视场形成部,其配置在所述鞘套内,能够从所述鞘套的前端伸出或没入所述鞘套,

所述视场形成部包括:

扩张部件,其由片状部件构成,所述片状部件绕大致所述长度方向轴弯曲而形成大致筒状,所述扩张部件能够在收缩形态与扩张形态之间变形,在所述收缩形态下,所述扩张部件具有比所述鞘套的内径小的外径,在所述扩张形态下,所述扩张部件具有比所述鞘套的外径大的外径;和

驱动部件,其能够产生用于使所述扩张部件从所述收缩形态向所述扩张形态变形的扩张力,

所述扩张部件在周向的至少1个位置具有从前端向根端延伸的缝隙,通过以所述扩张部件的至少与所述缝隙相邻的端部彼此在径向上重叠的方式将所述扩张部件绕所述长度方向轴卷绕,所述扩张部件能够从所述扩张形态变形至所述收缩形态。

2. 如权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于:

所述扩张部件在所述扩张形态下具有绕所述长度方向轴延伸半周以上的形状。

3. 如权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于:

所述扩张部件在所述扩张形态下具有直径从根端向前端去逐渐增大的形状。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于:

所述扩张部件具有在所述扩张形态下的所述扩张部件的长度方向上延伸的开口部。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于:

所述视场形成部具有在绕所述长度方向轴的周向上排列的多个所述扩张部件,

至少在根端部,在所述周向上相邻的2个所述扩张部件的端部彼此重叠。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统,特别涉及心包用的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,已知将内窥镜从剑突下方插入到心包腔内,不进行开胸手术就能够观察疾患部位的方法(例如,参照专利文献1)。覆盖心脏表面的心包膜与心脏表面紧贴,心脏表面与心包膜之间几乎不存在间隙。从而,为了利用插入到心包腔内的内窥镜来观察心脏表面,需要在内窥镜的前端与心脏表面之间形成空间。但是,插入到心包腔内的内窥镜会从心包膜受到向心脏侧按压的力,因此,难以自如地操作心包腔内的内窥镜,难以将内窥镜的前端保持在离开心脏表面的位置。

[0003] 另一方面,人们提出了一种装置,其能够在消化道内形成用于利用内窥镜进行观察的空间(例如,参照专利文献2)。专利文献2中记载的装置由能够扩大为喇叭形状或缩小为圆筒形状的具有弹性的部件构成。通过使该装置从可将内窥镜插入其中的鞘套的前端伸出并使其扩大为喇叭形状,能够形成内窥镜的视场。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:美国专利申请公开第2004/0064138号说明书

[0007] 专利文献2:日本特开2013-183895号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 但是,专利文献2的装置是利用弹力来维持喇叭形状,因此,当在心包腔内使用的情况下,难以抵抗来自心包膜的压力来维持喇叭形状。另外,为了在术中或术后使装置在体内顺畅地移动,需要使已扩大的装置收缩,但是在为了使得装置能够承受来自心包膜的压力而提高了装置的刚度的情况下,难以使装置在已扩大后再次收缩为圆筒形状,易用性变差。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而做出的,其目的在于提供一种能够在心包腔内形成用于观察心脏的空间的易用性良好的内窥镜系统。

[0011] 用于解决技术问题的手段

[0012] 为了实现上述目的,本发明提供下面的方案。

[0013] 本发明的一个方式是一种内窥镜系统,其包括:筒状的鞘套,其具有长度方向轴且在两端开口;可被插入到所述鞘套内的内窥镜;和视场形成部,其配置在所述鞘套内,能够从所述鞘套的前端伸出或没入所述鞘套,所述视场形成部包括:扩张部件,其由片状部件构成,所述片状部件绕大致所述长度方向轴弯曲而形成大致筒状,所述扩张部件能够在收缩形态与扩张形态之间变形,在所述收缩形态下,所述扩张部件具有比所述鞘套的内径小的外径,在所述扩张形态下,所述扩张部件具有比所述鞘套的外径大的外径;和驱动部件,

其能够产生用于使所述扩张部件从所述收缩形态向所述扩张形态变形的扩张力,所述扩张部件在周向的至少1个位置具有从前端向根端延伸的缝隙,通过以所述扩张部件的至少与所述缝隙相邻的端部彼此在径向上重叠的方式将所述扩张部件绕所述长度方向轴卷绕,所述扩张部件能够从所述扩张形态变形至所述收缩形态。

[0014] 依照本发明,能够将鞘套从体外经皮配置至心包腔内,使配置在鞘套内的包括收缩形态的扩张部件的视场形成部从鞘套的前端伸出,利用驱动部件使扩张部件向扩张形态变形,在扩张形态下,扩张部件具有比鞘套的外径大的直径。扩张形态的扩张部件以在绕鞘套的长度方向轴的周向上覆盖该鞘套的前端前方的区域的方式配置,在鞘套的前端前方,心包膜被扩张部件保持在离开心脏表面的位置。从而,能够在鞘套的前端前方形成空间,因此,能够利用经由鞘套内插入到心包腔内的内窥镜来观察心脏表面。

[0015] 在该情况下,在扩张部件上形成有缝隙,扩张部件能够通过绕长度方向轴卷绕而向收缩形态变形,在收缩形态下,扩张部件具有比鞘套的内径小的外径。从而,即使为了使得扩张形态的扩张部件能够承受来自心包膜的力而提高了扩张部件的刚度,扩张部件也能够容易地从扩张形态变形至收缩形态。从而,能够使扩张部件从扩张形态恢复至收缩形态而容易地收纳在鞘套内,能够实现易用性良好。

[0016] 在上述方式中,也可以是:所述扩张部件在所述扩张形态下具有绕所述长度方向轴延伸半周以上的形状。

[0017] 通过采用这样的结构,能够在鞘套的前端前方更稳定地形成空间。

[0018] 在上述方式中,也可以是:所述扩张部件在所述扩张形态下具有直径从根端向前端去逐渐增大的形状。

[0019] 通过采用这样的结构,能够通过改变扩张部件从鞘套的前端伸出的伸出量,来调节能够在鞘套的前端前方形成的空间的大小。

[0020] 在上述方式中,也可以是:所述扩张部件具有在所述扩张形态下的所述扩张部件的长度方向上延伸的开口部。

[0021] 通过采用这样的结构,能够经由开口部利用内窥镜观察扩张部件的外侧。在以开口部位于心脏侧的方式配置扩张部件时,心脏表面在扩张部件的内侧所形成的空间露出,因此,在扩张部件的内侧也能够观察心脏表面。而且,通过将扩张部件以在开口部的两侧的端部与心脏表面接触的方式配置,能够使扩张部件的位置稳定从而相对于心脏定位。

[0022] 在上述方式中,也可以是:所述视场形成部具有在绕所述长度方向轴的周向上排列的多个所述扩张部件,至少在根端部,在所述周向上相邻的2个所述扩张部件的端部彼此重叠。

[0023] 通过采用这样的结构,与包括单一的扩张部件的情况相比,能够提高扩张部件的设计的自由度。而且,扩张部件彼此在根端部重叠,从而,能够使多个扩张部件更顺畅地从扩张形态变形至收缩形态。

[0024] 发明效果

[0025] 采用本发明,能够得到如下效果:能够在心包腔内形成用于观察心脏的空间并且易用性良好。

附图说明

[0026] 图1A是表示本发明第一实施方式的内窥镜系统的视场形成部被收纳在鞘套内的状态的图。

[0027] 图1B是表示本发明第一实施方式的内窥镜系统的视场形成部伸出到鞘套外侧的状态的图。

[0028] 图2是对图1A和图1B的内窥镜系统在心包腔内的作用进行说明的图。

[0029] 图3是表示图1A和图1B的内窥镜系统中的扩张部件的变形例的图。

[0030] 图4是表示图1A和图1B的内窥镜系统中的扩张部件的另一个变形例的图。

[0031] 图5A是表示图1A和图1B的内窥镜系统的变形例的视场形成部被收纳在鞘套内的状态的图。

[0032] 图5B是表示图1A和图1B的内窥镜系统的变形例的视场形成部伸出到鞘套外侧的状态的图。

[0033] 图6A是表示本发明第二实施方式的内窥镜系统的视场形成部被收纳在鞘套内的状态的图。

[0034] 图6B是表示本发明第二实施方式的内窥镜系统的视场形成部伸出到鞘套外侧的状态的图。

[0035] 图7A是表示本发明第三实施方式的内窥镜系统的视场形成部被收纳在鞘套内的状态的图。

[0036] 图7B是表示本发明第三实施方式的内窥镜系统的视场形成部伸出到鞘套外侧的状态的图。

具体实施方式

[0037] (第一实施方式)

[0038] 下面,参照图1A至图5B对本发明的第一实施方式的内窥镜系统100进行说明。

[0039] 如图1A和图1B所示,本实施方式的内窥镜系统100包括:内窥镜1;可将该内窥镜1插入其中的圆筒状的鞘套2;和视场形成部3,其配置在内窥镜1的前端部的周围,能够从鞘套2的前端伸出或没入鞘套2。图1A表示视场形成部3被收纳在鞘套2内的状态,图1B表示视场形成部3伸出到鞘套2外侧的状态。

[0040] 内窥镜1是心包用的直径细的软性内窥镜。

[0041] 鞘套2具有能够与体内的组织形状相应地弯曲的挠性。鞘套2在两端开口使得内窥镜1可贯通插入其中,鞘套2和配置在该鞘套2内的内窥镜1能够在长度方向上相对移动。如图1A所示,当鞘套2的前端配置在内窥镜1的前端附近时,视场形成部3被收纳在鞘套2内,如图1B所示,通过使鞘套2相对于内窥镜1向根端侧移动,视场形成部3从鞘套2的前端伸出。

[0042] 视场形成部3包括形成为筒状的扩张部件(驱动部件)4,其由具有弹性的1片连续的树脂片构成,可绕鞘套2的长度方向轴弯曲。树脂片的材料例如是聚氨酯类的形状记忆聚合物或热固性树脂。如图1B所示,扩张部件4在不受外力作用的自然状态下具有扩张形态,在该扩张形态下,扩张部件4为直径从根端向前端去逐渐增大的在整周连续的大致圆台筒状。扩张形态的扩张部件4的前端具有比鞘套2的外径大的外径。扩张部件4具有的刚度能够抵抗该扩张部件4在心包腔内从心包膜受到的径向的压力而维持扩张形态。

[0043] 扩张部件4在周向的1个位置具有缝隙4a,该缝隙4a以在母线方向上从前端向根端去的方式形成,将扩张部件4在周向上隔断。如图1A所示,扩张部件4能够以该扩张部件4的至少周向的两端部彼此在径向上重叠的方式卷绕在内窥镜1的侧面的周围,从而弹性变形为具有比鞘套2的内径小的外径的大致圆筒状的收缩形态。

[0044] 收缩形态的扩张部件4以覆盖内窥镜1的前端部的方式配置在内窥镜1的侧面与鞘套2的内表面之间的圆筒状的空间内。当将鞘套2拉向根端侧时,扩张部件4从前端侧起依次扩张而逐渐向扩张形态变形,同时向鞘套2外侧伸出。当将鞘套2向前端侧推压时,扩张部件4从根端侧起依次卷绕而逐渐向收缩形态变形,同时被收纳在鞘套2内。为了使得扩张部件4在向鞘套2内收纳的过程中更容易向收缩形态变形,优选扩张形态的扩张部件4形成为:在缝隙4a处,周向的一个端部与另一个端部相比位于径向内侧。

[0045] 接着,对具有上述结构的内窥镜系统100的作用进行说明。

[0046] 为了使用本实施方式的内窥镜系统100观察心脏,将鞘套2与收纳在该鞘套2中的内窥镜1和视场形成部3一起从剑突下方插入到体内,将鞘套2的前端部配置在心包腔内。接着,在保持内窥镜1和视场形成部3的位置的状态下将鞘套2拉向根端侧,从而使视场形成部3从鞘套2的前端伸出。

[0047] 配置在鞘套2外侧的扩张部件4,如图2所示,以扩张部件4自身具有的弹性恢复力作为扩张力,将心包膜B顶起,同时自扩张至扩张形态。扩张部件4具有的刚度能够抵抗心包膜B将扩张部件4向心脏A侧按压的按压力,因此,扩张部件4能够将心包膜B保持在离开心脏A的表面的位置。从而,能够在鞘套2的前端前方形成空间S,因此,能够将内窥镜1的前端配置在离开心脏A的表面的位置,利用内窥镜1俯视观察心脏A的表面。

[0048] 从而,采用本实施方式,能够通过仅拉动鞘套2的简单操作,在鞘套2的前端前方形成空间S,利用内窥镜1观察心脏A。而且,在大致圆台筒状的由树脂片构成的扩张部件4上设置有母线方向的缝隙4a,因此,即使选择了刚度比较高的材料作为扩张部件4的材料,也能够使扩张部件4容易地弹性变形为能够收纳在鞘套2内的收缩形态,能够实现易用性良好。

[0049] 通过改变扩张部件4从鞘套2的前端伸出的伸出量,扩张部件4的前端处的直径会变化。从而,能够通过调节鞘套2的拉动量,来调节由扩张部件4形成的空间S的大小。

[0050] 在本实施方式中,也可以是:扩张形态的扩张部件41如图3所示的那样,具有以周向的两端部在径向上重叠的方式多于1周地卷绕成大致圆台筒状的形状。

[0051] 在该情况下,扩张部件41的周向的2个端部4b、4c中,配置在外侧的一个端部4c与心脏A的表面接触,扩张部件41在该一个端部4c处被支承。从而,能够使扩张部件41的扩张形态更稳定。

[0052] 本实施方式中,在扩张部件4上仅设置有1个缝隙4a,但是也可以改为在周向上隔开间隔设置有2个以上的缝隙4a。

[0053] 在该情况下,如图4所示,在扩张形态下,扩张部件42在2个端部4d、4e处沿着长度方向被支承,因此,能够使扩张部件42的扩张形态更稳定。而且,通过使扩张部件42在缝隙4a的两侧的端部4d、4e处与心脏A的表面接触,能够使扩张部件42和内窥镜1相对于心脏A定位。

[0054] 在本实施方式中,扩张形态的扩张部件4是在整周连续的大致圆台筒状,但是也可以改为如图5A和图5B所示的那样,圆锥的周向的一部分在长度方向上被切除的大致部分圆

台筒状。在该情况下,优选扩张形态的扩张部件43具有在周向上延伸半周以上的形状。

[0055] 在本变形例中,扩张形态的扩张部件43的径向的横截面是大致U字形或大致C字形,在扩张形态的扩张部件43的径向的一侧,形成由宽度大的缝隙构成的使扩张部件43的内外连通的开口部43a。从而,通过如图5B所示的那样,以扩张部件43的周向的两端部与心脏A的表面接触的方式配置扩张部件43,扩张部件43可在2个位置被支承,因此,相对于来自心包膜的径向的按压力,能够更稳定地维持扩张形态。而且,心脏A的表面经由开口部43a在扩张部件43的内侧露出,因此,能够利用内窥镜1观察心脏A的表面的更广的范围。

[0056] 在本变形例中,也可以如图5B所示的那样,将内窥镜1相对于扩张形态的扩张部件43配置在偏心的位置,更优选配置在向与开口部43a相反的一侧偏心的位置。通过采用这样的结构,能够在内窥镜1的开口部43a侧形成更大的空间,因此,能够使内窥镜1的弯曲部在扩张部件43的内侧向开口部43a侧弯曲从而观察心脏A的表面。扩张部件43在缝隙(开口部43a)的两侧的端部与心脏A的表面接触,从而能够使扩张部件43和内窥镜1相对于心脏A定位。

[0057] 另外,在本实施方式中,也可以是通过在扩张部件4的一部分上开孔而在扩张部件4上设置开口部。

[0058] (第二实施方式)

[0059] 接着,参照图6A和图6B对本发明的第二实施方式的内窥镜系统进行说明。在本实施方式中,主要说明与第一实施方式不同的结构,对于与第一实施方式相同的结构,标注相同的附图标记,省略其说明。

[0060] 如图6A所示,本实施方式的内窥镜系统200包括:内窥镜1;鞘套2;和视场形成部7,其具有扩张部件5和驱动部件6。

[0061] 扩张部件5具有与第一实施方式的扩张部件4同样的结构。但是,构成扩张部件5的树脂片的材料可以不是形状记忆聚合物或热固性树脂,可以是ePTFE(拉伸多孔聚四氟乙烯)或FEP(四氟乙烯-六氟丙烯共聚树脂)那样的低刚度的弹性材料或者不具有弹性的柔软材料。

[0062] 驱动部件6由NiTi(镍钛)或βTi(β钛)那样的形状记忆合金构成,是记忆了环形状的线材。驱动部件6在扩张部件5的前端部沿着周向设置,在与扩张部件5的缝隙5a对应的周向的1个位置被隔断。在图6A和图6B所示的例子中,驱动部件6被嵌入在扩张部件5的前端部的内部,使得驱动部件6的周向的端部不露出。

[0063] 如图6B所示,驱动部件6在不受外力作用的自然状态下具有扩张形态,在该扩张形态下,驱动部件6为具有比鞘套2的外径大的外径的大致圆环状。驱动部件6具有的刚度能够抵抗在心包腔内从心包膜受到的径向的压力而维持扩张形态。如图6A所示,驱动部件6能够以该驱动部件6的至少周向的两端部彼此在径向上重叠的方式卷绕,从而弹性变形为收缩形态,在该收缩形态下,驱动部件6为具有比鞘套2的内径小的外径的大致螺旋状。为了使得驱动部件6更容易向收缩形态变形,优选扩张形态的驱动部件6形成为:在缝隙5a处,周向的一个端部与另一个端部相比位于径向内侧。

[0064] 当将鞘套2拉向根端侧时,设置在扩张部件5的前端部的驱动部件6被配置在鞘套2的外侧,该驱动部件6利用自身的弹性恢复力向扩张形态变形。以此时的驱动部件6的弹性恢复力作为扩张力,比驱动部件6靠根端侧的扩张部件5扩张为大致圆台筒状。当将鞘套2向

前端侧推压时,扩张部件5从根端侧起依次卷绕而逐渐向收缩形态变形,同时被收纳在鞘套2内。此时,伴随扩张部件5向收缩形态的变形,驱动部件6也被卷绕成螺旋状而向收缩形态变形。

[0065] 本实施方式的作用与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0066] 采用本实施方式,除了第一实施方式的效果以外,还能够得到下述效果。由形状记忆合金构成的驱动部件6与第一实施方式的由树脂片构成的扩张部件4相比能产生更大的扩张力,因此,能够提高使扩张部件5扩张时的形状的再现性。而且,形状记忆合金的弹性恢复力与树脂片相比不易受到温度的影响,因此,能够在体内发挥更稳定的扩张力。

[0067] (第三实施方式)

[0068] 接着,参照图7A和图7B对本发明的第三实施方式的内窥镜系统300进行说明。在本实施方式中,主要说明与第一和第二实施方式不同的结构,对于与第一和第二实施方式相同的结构,标注相同的附图标记,省略其说明。

[0069] 如图7A所示,本实施方式的内窥镜系统300包括:内窥镜1;鞘套2;和配置在内窥镜1的前端侧的视场形成部10,其具有多组扩张部件8和驱动部件9。图7A和图7B中,作为一个例子,表示出了2组扩张部件8和驱动部件9,但是也可以是设置有3组以上的扩张部件8和驱动部件9。

[0070] 各扩张部件8由连续的1片树脂片构成,该树脂片具有像椭圆形、长圆形或卵形那样具有长轴且由平滑的曲线构成的形状。该树脂片可以与扩张部件5的树脂片同样具有弹性,也可以不具有弹性。各扩张部件8以该扩张部件8的长轴从内窥镜1的前端大致沿着长度方向伸出的方式,在该扩张部件8的根端部被固定在内窥镜1的前端部,且在内窥镜1的周向上弯曲。

[0071] 多个扩张部件8、优选2个扩张部件8以在内窥镜1的径向上对置的方式,在内窥镜1的周向上排列。从而,在本实施方式中,缝隙设置在周向上相邻的2个扩张部件8之间。周向上相邻的2个扩张部件8的周向的端部至少在根端部彼此重叠,从而,内窥镜1的前端附近在整周范围被扩张部件8覆盖。

[0072] 驱动部件9由NiTi(镍钛)或βTi(β钛)那样的形状记忆合金构成,是记忆了曲线形状或直线形状的线材。驱动部件9沿着各扩张部件8的长轴设置在各扩张部件8上。

[0073] 如图7B所示,驱动部件9在不受外力作用的自然状态下具有扩张形态,在该扩张形态下,驱动部件9以从根端向前端去逐渐向径向外侧位移的方式相对于内窥镜1的长度方向倾斜。从而,多个扩张部件8形成从根端向前端去直径逐渐增大的大致圆台筒状的扩张形态。驱动部件9具有的刚度能够抵抗在心包腔内从心包膜受到的径向的压力而维持扩张形态。如图7A所示,驱动部件9能够弹性变形为收缩形态,在该收缩形态下,驱动部件9沿着内窥镜1的长度方向大致笔直地延伸。从而,多个扩张部件8能够形成从根端大致平行地延伸至前端的大致圆筒状的收缩形态。

[0074] 当将鞘套2拉向根端侧时,驱动部件9利用自身的弹性恢复力从前端侧起依次向径向外侧倾斜从而逐渐向扩张形态变形,同时向鞘套2外侧伸出。以此时的驱动部件9的弹性恢复力作为扩张力,多个扩张部件8也从前端侧起依次在径向上扩张从而逐渐向扩张形态变形。在此,各扩张部件8的直径不是从根端持续扩大至前端,而是从中央附近起向前端缩小,因此,可在周向上相邻的2个扩张部件8之间形成沿着长度方向的开口部8a。

[0075] 当将鞘套2推向前端侧时,多个驱动部件9从根端侧起依次变窄从而逐渐向收缩形态变形,同时被收纳在鞘套2内。伴随着该驱动部件9的变形,多个扩张部件8也从根端侧起依次变窄从而向收缩形态变形。在图7B中,优选将在扩张部件8之间形成的开口部8a中的至少1个开口部8a如图5B所示的那样与观察对象(例如心脏A)接触地配置,从而,不仅能够实现形状的稳定化,而且还能够得到直至观察对象的根端侧的长度方向上的视场。

[0076] 本实施方式的作用与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0077] 采用本实施方式,除了第一和第二实施方式的效果以外,还能够得到下述效果。通过由多个扩张部件8构成视场形成部10,能够利用更简单的驱动部件9实现收缩形态与扩张形态之间的变形。而且,扩张部件8的形状、尺寸、扩张形态下的倾斜角度等设计的自由度提高。

[0078] 在上述第一至第三实施方式中,通过推拉鞘套2来使视场形成部3、7、10从鞘套2的前端伸出或没入鞘套2,但是也可以是改为通过使视场形成部3、7、10相对于鞘套2在长度方向上移动来使视场形成部3、7、10从鞘套2的前端伸出或没入鞘套2,或者,使得既能够通过推拉鞘套2来使视场形成部3、7、10从鞘套2的前端伸出或没入鞘套2,又能够通过使视场形成部3、7、10相对于鞘套2在长度方向上移动来使视场形成部3、7、10从鞘套2的前端伸出或没入鞘套2。例如,也可以是设置与扩张部件4、5、8的根端连接并且从鞘套2的根端向外部延伸的操作部件(省略图示),通过推拉该操作部件来使视场形成部3、7、10在长度方向上移动。

[0079] 作为内窥镜系统100、200、300的另一种使用方法,有如下方法:在使用内窥镜1以外的医学影像装置(例如超声波图像装置或X射线透视装置)观察体内的鞘套2的同时,仅将鞘套2先插入至心包腔内的要求的部位,然后将内窥镜1插入到心包腔内。在这样的情况下,通过与内窥镜1同时或者在内窥镜1之后将视场形成部3、7、10插入到鞘套2内,并使视场形成部3、7、10从已在体内定位的鞘套2的前端伸出,能够在鞘套2的前端前方形成空间。

[0080] 本发明并不限于上述实施方式,可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种改变。例如,通过在图1B和图6B的扩张部件4、5中,如图5B所示的那样,在与观察对象(例如心脏A)接触的位置设置由缝隙4a、5a构成的开口部(或者配置成可通过手动操作使扩张部件4、5绕轴旋转),不仅能够实现扩张部件4、5的形狀的稳定化,而且还能够得到直至观察对象的根端侧的长度方向上的视场。

[0081] 附图标记说明

[0082] 100、200、300 内窥镜系统

[0083] 1 内窥镜

[0084] 2 鞘套

[0085] 3、7、10 视场形成部

[0086] 4、41、42、43、5、8 扩张部件

[0087] 4a、5a 缝隙

[0088] 43a 开口部

[0089] 6、9 驱动部件

[0090] S 空间

[0091] A 心脏

[0092] B 心包膜

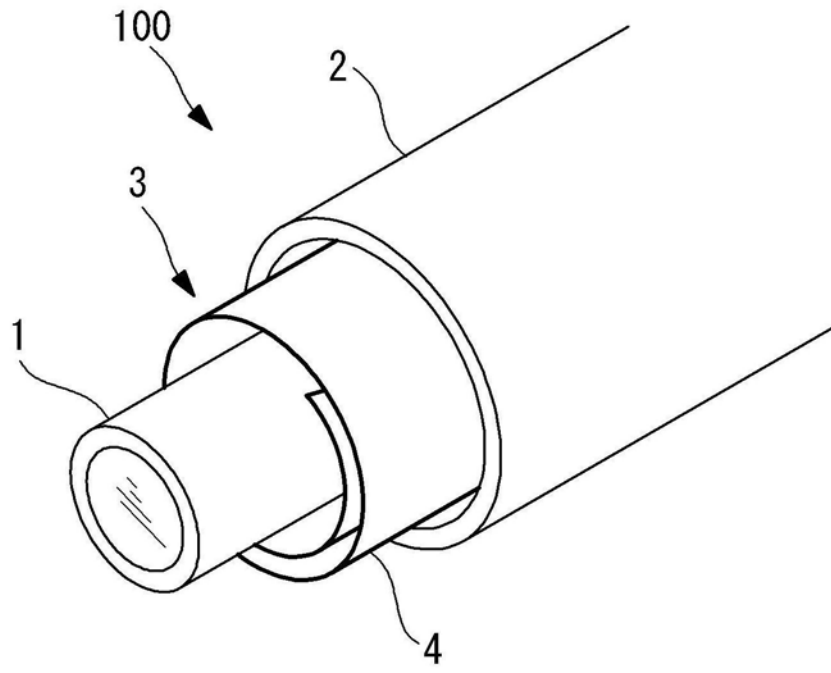


图1A

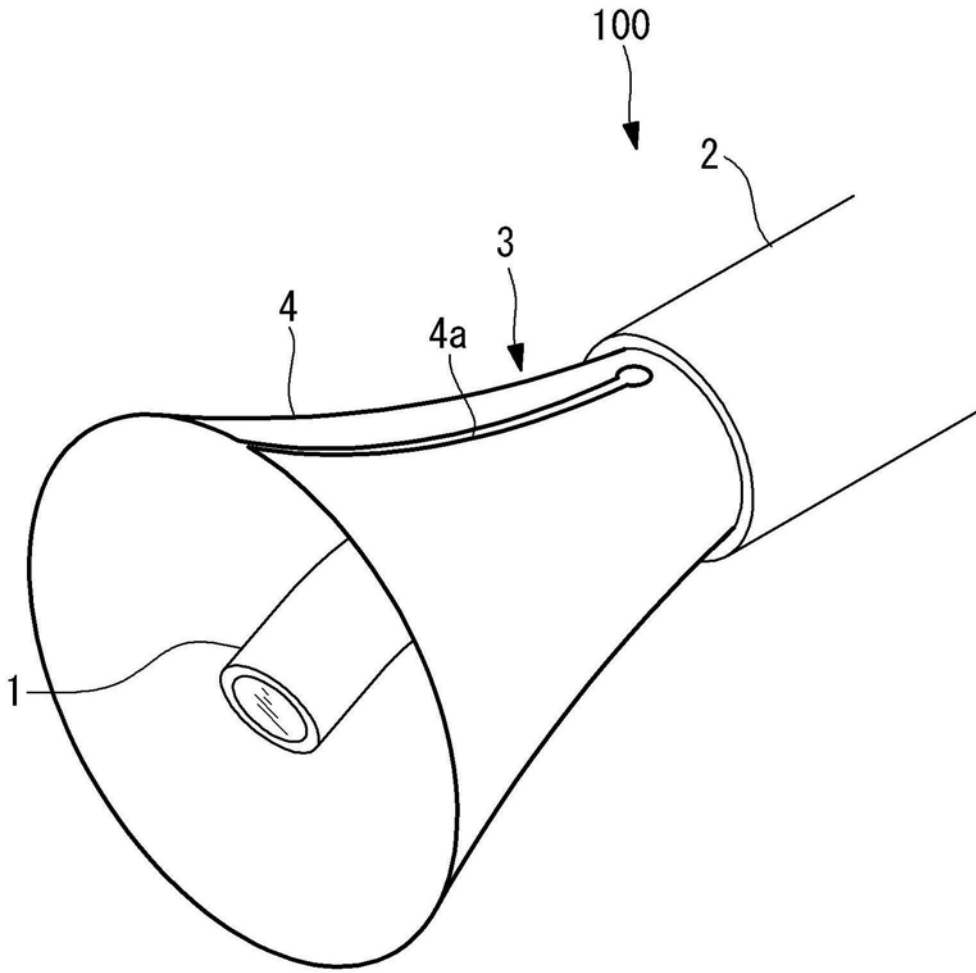


图1B

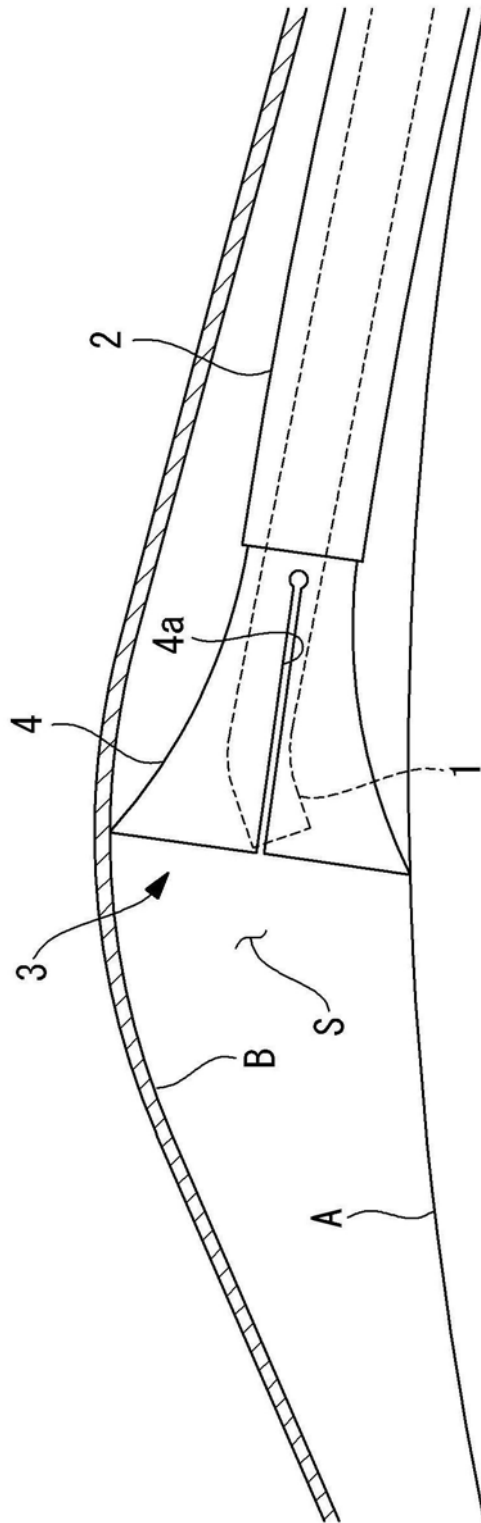


图2

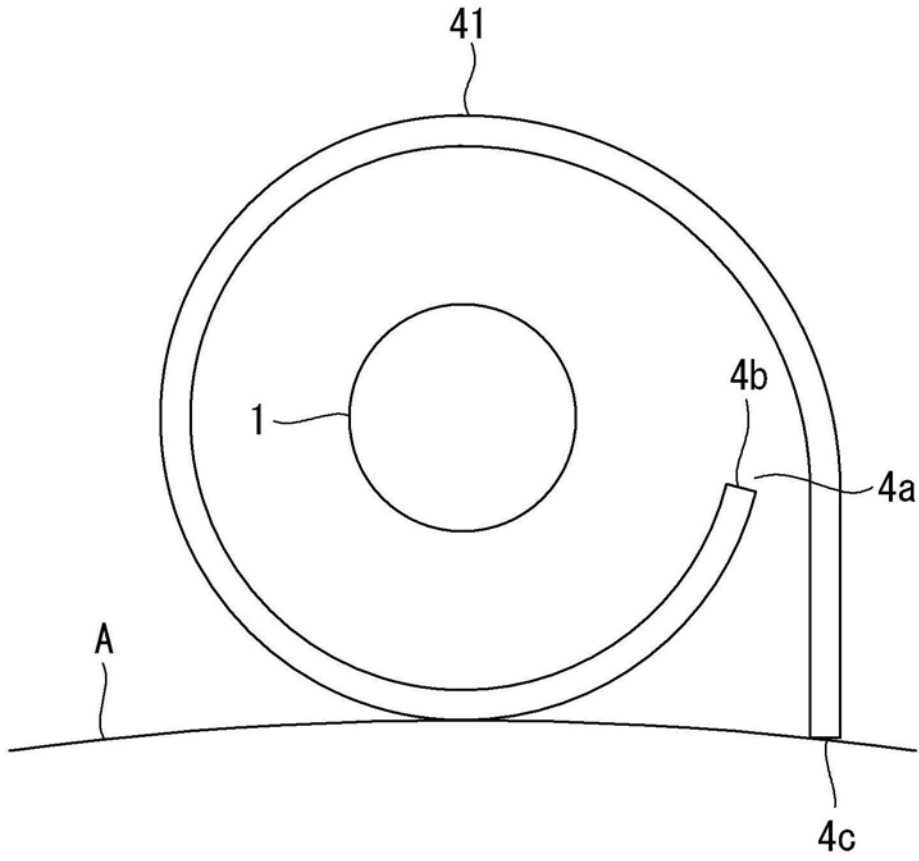


图3

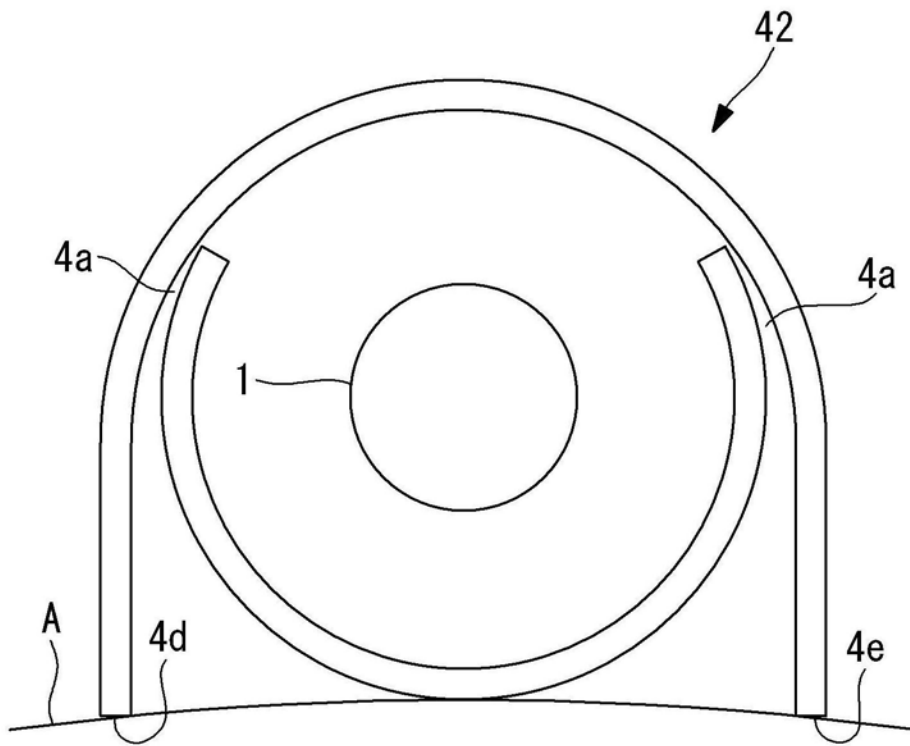


图4

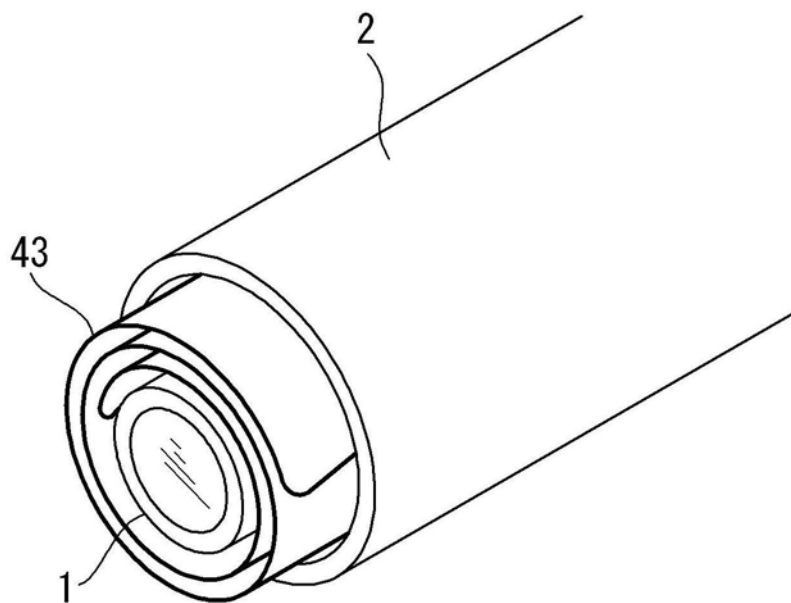


图5A

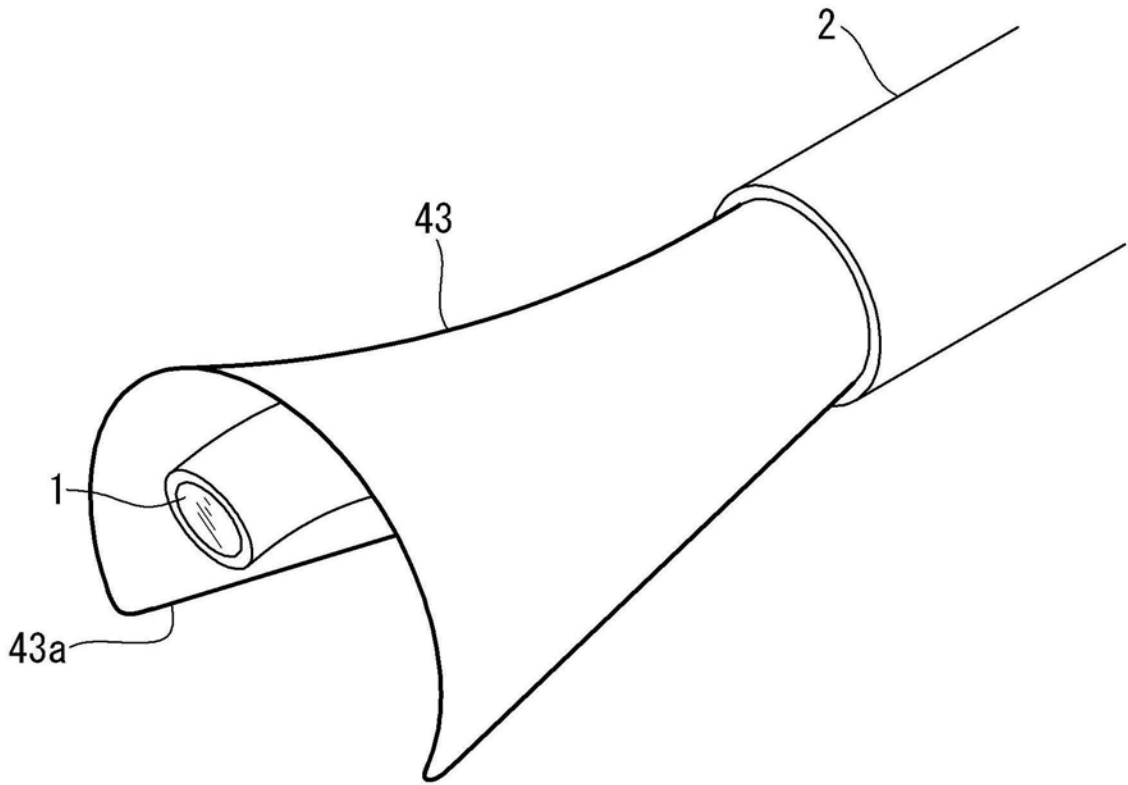


图5B

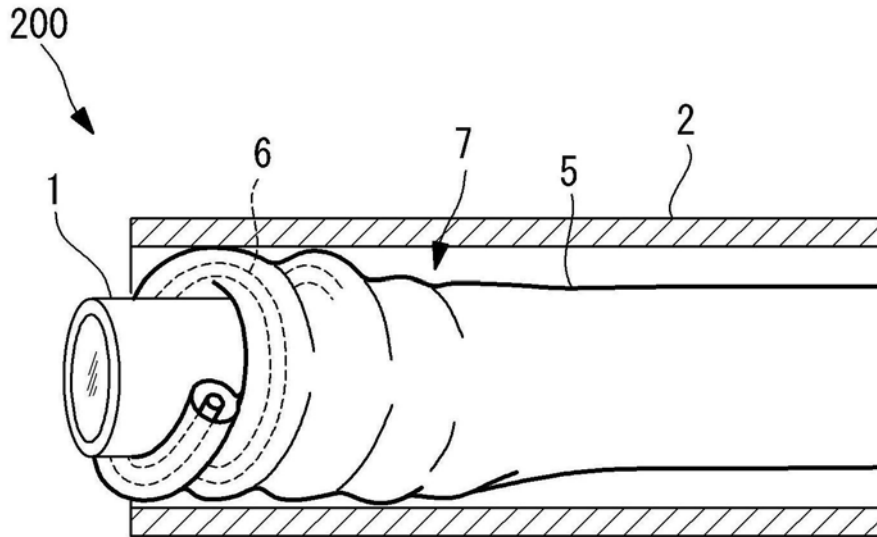


图6A

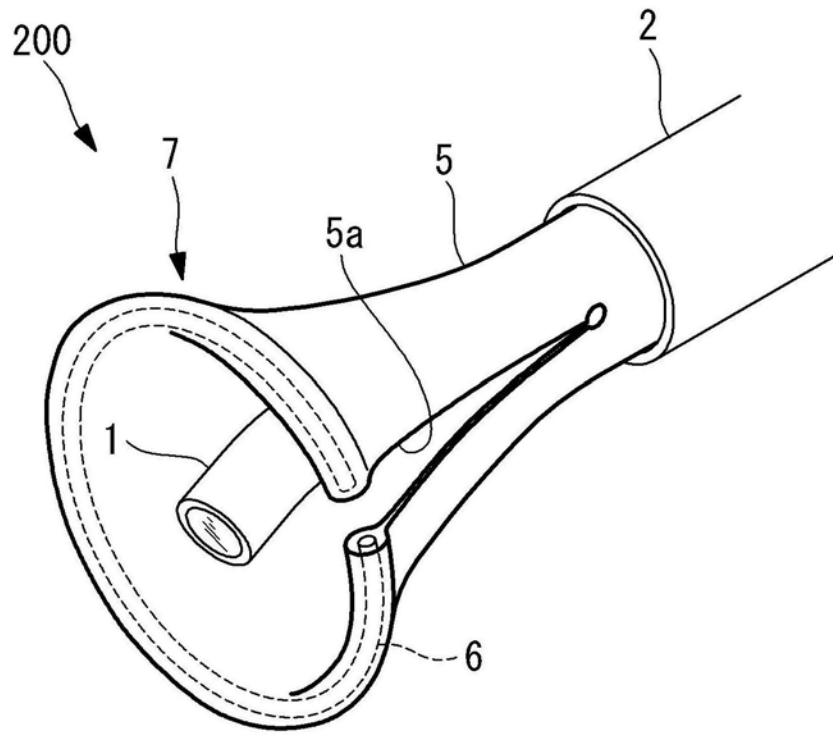


图6B

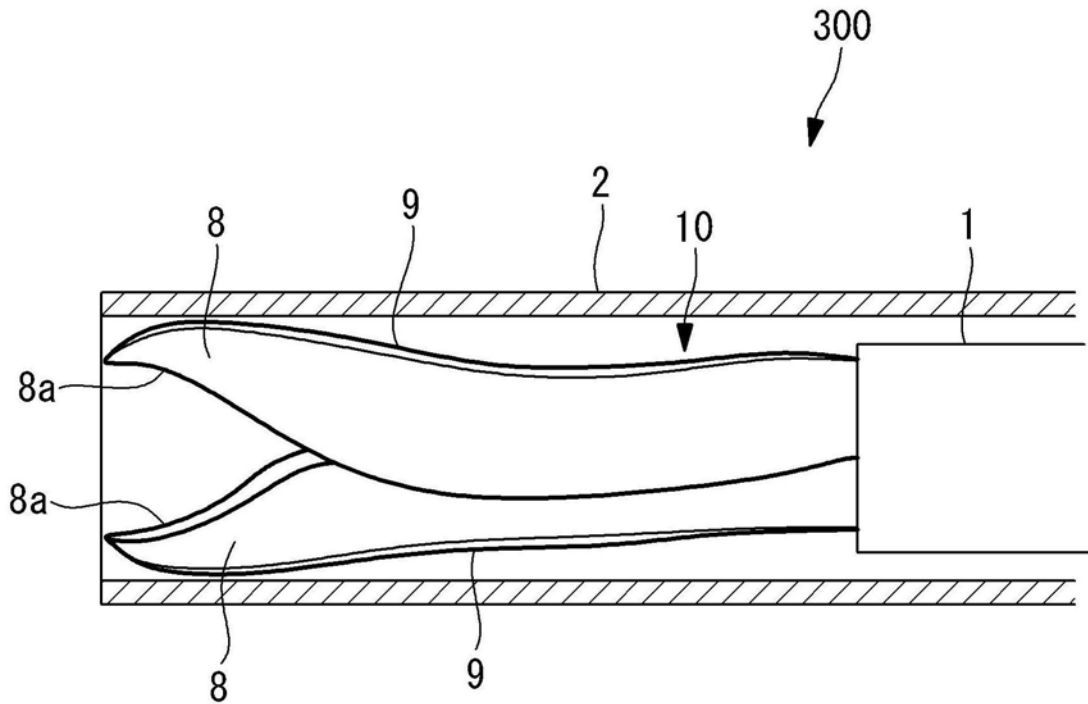


图7A

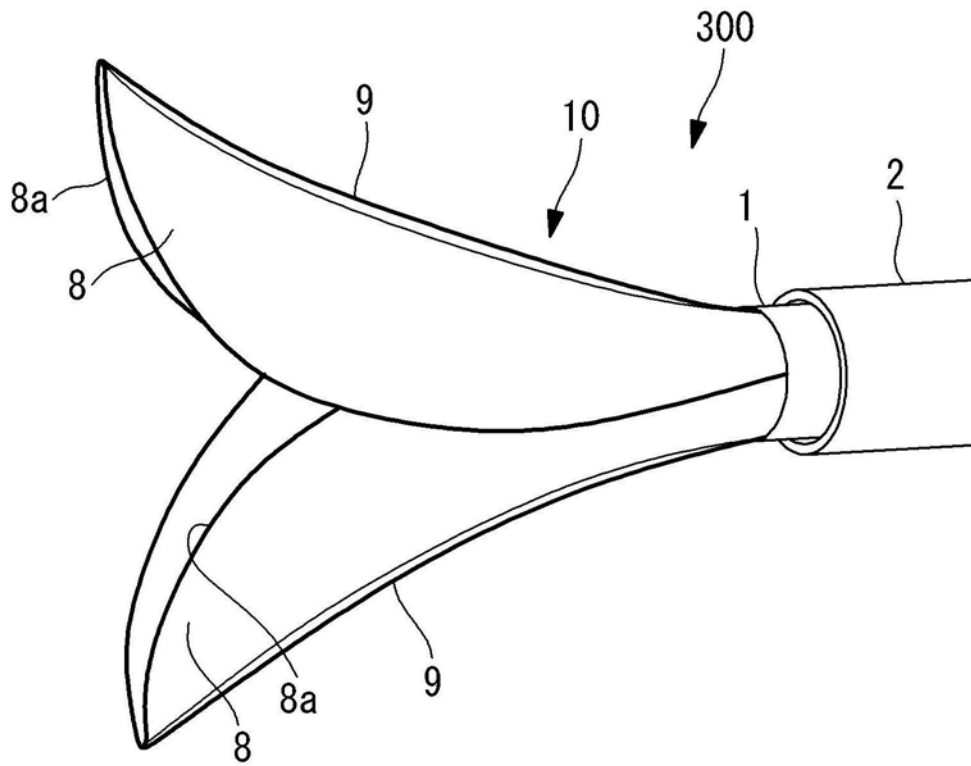


图7B

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109982625A	公开(公告)日	2019-07-05
申请号	CN201680091043.2	申请日	2016-11-29
[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	冈崎善朗 杉本尚也 熊谷和敏		
发明人	冈崎善朗 杉本尚也 熊谷和敏		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00089 A61B1/00135		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统(100)包括：鞘套(2)；内窥镜(1)；和能够从鞘套(2)的前端伸出或没入鞘套(2)的视场形成部(3)，其具有由绕鞘套(2)的长度方向轴弯曲的片材构成的扩张部件(4)、和能够产生用于使扩张部件(4)在径向上扩张的扩张力的驱动部件(4)，扩张部件(4)具有从前端向根端延伸的缝隙，通过绕长度方向轴卷绕，扩张部件(4)能够从扩张形态变形至收缩形态，在扩张形态下，扩张部件(4)具有比鞘套(2)的外径大的外径，在收缩形态下，扩张部件(4)具有比鞘套(2)的内径小的外径。

