



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102858227 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 02

(21) 申请号 201180020626. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 21

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G02B 23/24 (2006. 01)

2010-101273 2010. 04. 26 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 10. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/059788 2011. 04. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02011/136115 JA 2011. 11. 03

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 冈庭杰

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

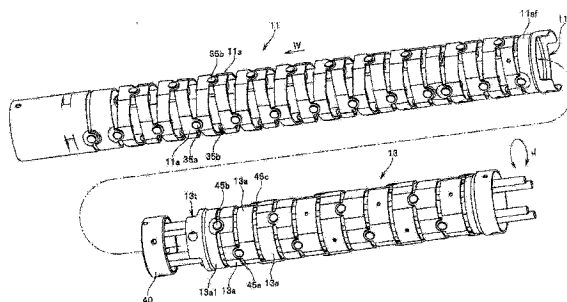
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 13 页

(54) 发明名称

内窥镜

(57) 摘要

内窥镜具有:主动弯曲部(11),其设置在插入部中,相邻的弯曲块(11a)间通过多个转动轴(35a、35b)而连结成转动自如,各转动轴(35a、35b)在弯曲块(11a)的圆周方向J上相差90°,该主动弯曲部(11)根据弯曲操作而弯曲自如;以及被动弯曲部(13),其设置在比主动弯曲部(11)更靠基端侧,相邻的弯曲块(13a)间通过多个转动轴(45a~45c)而连结成转动自如,各转动轴(45a~45c)在圆周方向J上相差60°,该被动弯曲部(13)受到外力时能够自如地被动弯曲。



1. 一种内窥镜,其特征在于,该内窥镜具有:

插入部,其被插入到被检体内;

具有多个弯曲块的主动弯曲部,其设置在所述插入部中,在所述插入部的插入方向上相邻的所述弯曲块间通过多个转动轴而连结成转动自如,各所述转动轴在所述弯曲块的圆周方向上相差 90° ,所述主动弯曲部根据操作者的弯曲操作而弯曲自如;以及

具有多个弯曲块的被动弯曲部,其在所述插入部中设置在比所述主动弯曲部更靠所述插入方向基端侧,在所述插入方向上相邻的所述弯曲块间通过多个转动轴而连结成转动自如,各转动轴在所述圆周方向上相差 60° ,所述被动弯曲部不根据操作者的弯曲操作而弯曲,当受到外力时能够自如地被动弯曲。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,

所述主动弯曲部具有如下结构:在所述插入方向上相邻的所述弯曲块间通过对置的2个第1转动轴而连结成在上下方向上转动自如,并且,通过在所述弯曲块的圆周方向上与所述第1转动轴相差 90° 的位置处对置的2个第2转动轴而连结成在左右方向上转动自如,

所述被动弯曲部具有如下结构:在所述插入方向上相邻的所述弯曲块间通过在所述插入方向上位于与所述第1转动轴同轴位置的对置的2个第3转动轴而连结成转动自如,通过在所述圆周方向上与所述第3转动轴相差 60° 的位置处对置的2个第4转动轴而连结成转动自如,并且,通过在所述圆周方向上与所述第3转动轴和第4转动轴相差 60° 的位置处对置的2个第5转动轴而连结成转动自如。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的最大弯曲角度与弯曲方向无关,在整周上大于 30° 且小于 90° 。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的最大弯曲角度与弯曲方向无关,在整周上大于 30° 且小于 90° 。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的弯曲角度最大的方向与所述主动弯曲部弯曲的上下方向一致。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的弯曲角度最大的方向与所述主动弯曲部弯曲的上下方向一致。

7. 根据权利要求3所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的弯曲角度最大的方向与所述主动弯曲部弯曲的上下方向一致。

8. 根据权利要求4所述的内窥镜,其特征在于,

所述被动弯曲部的弯曲角度最大的方向与所述主动弯曲部弯曲的上下方向一致。

内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及具有被插入到被检体内的插入部的内窥镜。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域和工业用领域中广泛利用内窥镜。在医疗领域中使用的内窥镜通过将细长的插入部插入到作为被检体的体腔内,能够观察体腔内的脏器,并且根据需要,使用插入到内窥镜所具有的处置器械的贯穿插入通道内的处置器械进行各种处置。

[0003] 并且,在工业用领域中使用的内窥镜通过将内窥镜的细长的插入部插入到喷气式发动机内或工场的配管等被检体内,能够进行被检体内的被检部位的损伤和腐蚀等的观察或各种处置等检查。

[0004] 通常,在内窥镜的插入部的插入方向的前端侧(以下简称为前端侧),多个弯曲块连结成沿着插入方向转动自如,具体而言,在插入方向上相邻的弯曲块间通过位于在该弯曲块的圆周方向上分别相差 90° 的位置的多个构成转动轴的铆钉而连结成转动自如,由此,设置有在上下左右方向和对该上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如的弯曲部。

[0005] 另外,以下将弯曲块间通过位于在该弯曲块的圆周方向上分别相差 90° 的位置的多个构成转动轴的铆钉而连结成在上下左右方向上转动自如的结构弯曲称为双轴弯曲。

[0006] 弯曲部根据操作者的弯曲操作,通过牵引贯穿插入到插入部内的 4 根弯曲线内的任意一根或多根弯曲线,在上述方向上弯曲自如。另外,以下将通过弯曲线而弯曲的弯曲部称为主动弯曲部。

[0007] 并且,公知有如下结构:在插入部中,在比主动弯曲部更靠插入方向的基端侧(以下简称为基端侧)设有柔软的被动弯曲部,该被动弯曲部无法根据操作者的弯曲操作而弯曲,但是,受到外力时,能够自如地被动弯曲。

[0008] 例如在日本特开 2006-218231 号公报所记载的内窥镜中公开了如下结构:被动弯曲部使用弯曲块,并且,使被动弯曲部的曲率半径比主动弯曲部的曲率半径大。

[0009] 根据该结构,被动弯曲部可以具有如下功能:在插入部通过例如肠时,通过缓和由主动弯曲部和被动弯曲部构成的弯曲部整体的弯曲角度,防止由于弯曲部的弯曲角度过大而引起的、伴随插入部的送入而导致弯曲部使肠的屈曲部突起这样的已知的突起现象。另外,以往日本特开 2006-218231 号公报所记载的被动弯曲部也具有进行上述双轴弯曲的结构。

[0010] 这里,图 16 是概略地示出进行双轴弯曲的弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图。另外,最大弯曲角度是指由于相邻的弯曲块的周端部抵接而限制向该方向弯曲的状态。

[0011] 在图 16 中,箭头 Y1 以上方向为例示出了向上下左右方向的最大弯曲角度,箭头 Y2 以上方向和左方向的中间方向为例示出了向上下方向和左右方向的中间方向的最大弯曲角度,在虚线所示的圆 X 示出理想的最大弯曲角度的轨迹的情况下,作为理想的最大弯曲

角度,如圆 X 所示,使弯曲部在上下方向上弯曲、在左右方向上弯曲、或者在上下左右的中间方向(以下称为扭转方向)上弯曲、即在 360° 的任意方向上弯曲,但是,优选最大弯曲角度相同。

[0012] 但是,在双轴弯曲的情况下,如图 16 所示,在几何学上可知,扭转方向的弯曲相对于上下左右方向的弯曲,如后述图 18 所示,最大弯曲角度为 $1/\cos(\pi/4) \approx 1.41$ 倍 ($Y_2=1.41Y_1$),即,产生由于最大弯曲角度的差异而引起的 1.41 倍的角度间隔。

[0013] 即,实际的进行双轴弯曲的弯曲部的最大弯曲的轨迹如图 16 所示的实线 T1 那样成为矩形状,在双轴弯曲的结构中,当使弯曲部在扭转方向上弯曲时,与上下左右方向的弯曲相比,存在最大弯曲角度过大的问题。

[0014] 这样,当弯曲角度由于弯曲方向而不同时,例如在主动弯曲部中,在向扭转方向弯曲时,最大弯曲角度变动,存在看不见被摄体的问题。

[0015] 并且,在被动弯曲部中,将插入部插入肠中,沿着肠的屈曲使弯曲部弯曲,在使插入部行进到屈曲部的前端时,存在使操作者感到不舒服感的问题。

[0016] 具体而言,在使主动弯曲部向上方向弯曲的状态下,当推入插入部时,被动弯曲部按压肠壁,由此,虽然同样向上方向进行最大弯曲,但是,如上所述,进行双轴弯曲的被动弯曲部在向上方向进行最大弯曲的状态下,还能够向扭转方向弯曲,所以,通过来自肠壁的按压而向扭转方向弯曲,设于插入部中的摄像单元所拍摄的内窥镜图像发生旋转,其结果,存在使操作者感到不舒服感的问题。

[0017] 进而,当弯曲角度由于弯曲方向而大不相同,该弯曲状态下的曲率半径也大不相同。具体而言,例如,相对于上方向,在扭转方向中,曲率半径大约减小为 $1/1.41$ 倍,由于插入方向而以较小的曲率半径弯曲,由此,引起肠的突起现象,存在插入性差的课题。

[0018] 由此,不限于主动弯曲部和被动弯曲部,需要减小由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异。即,如图 16 所示,需要使最大弯曲角度的轨迹近似圆 X。

[0019] 鉴于这种情况,在日本特开 2004-141366 号公报中公开了如下的主动弯曲部的结构:作为主动弯曲部中的双轴弯曲的课题的解决方案,在插入方向上相邻的弯曲块间通过位于在该弯曲块的圆周方向上分别相差 45° 的位置的多个构成转动轴的铆钉而连结成转动自如,由此,在上下左右方向和对该上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如。

[0020] 另外,以下将弯曲块间通过位于在该弯曲块的圆周方向上分别相差 45° 的位置的多个构成转动轴的铆钉而连结成在上下左右方向上转动自如的结构的弯曲称为四轴弯曲。

[0021] 这里,图 17 是概略地示出进行四轴弯曲的弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图,图 18 是示出相对于弯曲轴数量的角度间隔的图。

[0022] 如图 17 所示,如日本特开 2004-141366 号公报那样,如果具有主动弯曲部进行四轴弯曲的结构,则在四轴弯曲的情况下,在几何学上可知,扭转方向内的上下方向与左右方向之间的方向(UL 方向、UR 方向、DL 方向、DR 方向)的最大弯曲角度 Y_3 (在图 17 中,代表性示出 UL 方向)与上下左右方向的最大弯曲角度 Y_1 相同($Y_1=Y_3$),如图 18 所示,除了 UL 方向、UR 方向、DL 方向、DR 方向以外的扭转方向的最大弯曲角度 Y_4 (在图 17 中,代表性示出 UL 方向与上方向之间的扭转方向)成为上下左右方向和 UL 方向、UR 方向、DL 方向、DR 方向的最大弯曲角度 Y_1 (在图 17 中,代表性示出下方向)、 Y_3 的 $1/\cos(\pi/8) \approx 1.08$ 倍,所

以, $(Y4=1.08Y1(Y3))$, 实际的最大弯曲的轨迹如图 17 所示的实线 T2 那样成为 8 边形状, 所以, 近似圆 X, 能够尽可能地减小由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异。

[0023] 另外, 如图 18 所示, 可知, 连结弯曲块间的铆钉的数量越多、即弯曲轴的数量越多, 由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异越小, 由于进行 n 轴弯曲的弯曲部的最大弯曲角度的差异而引起的角度间隔成为 $1/\cos(\pi/2n)$ 。

[0024] 但是, 在将四轴弯曲应用于被动弯曲部的情况下, 如上所述, 存在能够尽可能地减小由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异的优点, 但是, 与双轴弯曲相比, 由于弯曲块的数量和连接弯曲块间的铆钉的数量增多, 所以, 制造成本增大, 而且, 由于在被动弯曲部的弯曲块内突出的铆钉的数量也增多, 所以, 存在弯曲块内的空间变窄、或者铆钉容易与弯曲块的内置物接触的问题。

[0025] 进而, 当在插入方向上以与双轴弯曲的情况相同的长度制造被动弯曲部时, 在双轴弯曲中需要 2 个弯曲块, 与此相对, 在四轴弯曲中需要 4 个弯曲块, 所以, 与双轴弯曲相比, 必须较薄地形成各块, 因此, 存在弯曲块的强度降低的问题。

[0026] 即, 如图 18 所示, 越是增加弯曲轴的数量, 由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异越小, 但是, 相反, 存在制造成本增大、内窥镜的内置物或弯曲块的强度降低的问题。

[0027] 这里, 图 19 是概略地示出使用仅具有主动弯曲部的内窥镜抬起横向结肠的动作的图, 图 20 是概略地示出使用具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜进行抬起横向结肠的动作的图, 图 21A 是概略地示出使仅具有主动弯曲部的内窥镜通过肠的肝弯曲部的动作的图, 图 21B 是概略地示出使具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜通过肠的肝弯曲部的动作的图, 图 22 是概略地示出使具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜通过肠的乙状结肠的动作的图。

[0028] 在使用通常使用的仅具有主动弯曲部的内窥镜的插入部进行已知的横向结肠 P 的抬起动作的情况下, 一般如下进行动作: 如图 19 所示, 在使主动弯曲部 102 弯曲而使插入部 100 的前端部 101 通过横向结肠 P 的下垂部 N 后, 在将前端部 101 勾挂在横向结肠 P 上的状态下, 拉回插入部。然后, 在横向结肠 P 被抬起而成为直线的状态下, 插入部 100 被推入而行进。

[0029] 但是, 如图 20 所示, 当使用在主动弯曲部 202 的基端侧形成有被动弯曲部 203 的插入部 200 进行横向结肠 P 的抬起动作时, 由于柔软地形成被动弯曲部 203, 所以, 被动弯曲部 203 没有抬起横向结肠 P 而挠曲, 当该挠曲角度过大时, 在将前端部 201 勾挂在横向结肠上并拉回插入部时, 对前端部 201 赋予与勾挂相反方向的力, 其结果, 前端部 201 扭曲, 存在前端部 201 的勾挂脱离的问题。

[0030] 并且, 如图 21A 所示, 在使前端部 101 通过横向结肠 P 的肝弯曲部 Q 时, 在通常的仅设有主动弯曲部 102 的内窥镜中, 在前端部 101 到达肝弯曲部 Q 的屈曲部的状态下, 通过从该屈曲部起使插入部 100 逆时针旋转, 能够使前端部 101 通过肝弯曲部 Q, 但是, 如图 21B 所示, 在设有被动弯曲部 203 的内窥镜中, 当被动弯曲部 203 过于弯曲时, 在设计过程中, 前端部 201 不到达肝弯曲部 Q 的屈曲部, 存在对此后的插入部 200 的插入造成障碍的问题。

[0031] 进而, 如图 22 所示, 在插入部 200 通过乙状结肠 S 时, 在设有被动弯曲部 203 的内窥镜中, 当被动弯曲部 203 过于弯曲时, 由于对插入部 200 施加的力从 S1 逆转为 S2, 所以, 存在使其行进的力难以良好地从插入部 200 的基端侧传递到前端部 201 的问题。

[0032] 即,在图 20 ~ 图 22 的任意一种情况下,都希望构成为不管弯曲方向如何都能够防止被动弯曲部过于弯曲。

[0033] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供具有如下结构的内窥镜:降低制造成本并抑制弯曲块的强度降低,同时尽可能地减小被动弯曲部中由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异,并且,能够防止被动弯曲部由于弯曲方向而过于弯曲,并且能够防止曲率半径减小。

发明内容

[0034] 用于解决课题的手段

[0035] 本发明的一个方式的内窥镜具有:插入部,其被插入到被检体内;具有多个弯曲块的主动弯曲部,其设置在所述插入部中,在所述插入部的插入方向上相邻的所述弯曲块间通过多个转动轴而连结成转动自如,各所述转动轴在所述弯曲块的圆周方向上相差 90° ,所述主动弯曲部根据操作者的弯曲操作而弯曲自如;以及具有多个弯曲块的被动弯曲部,其在所述插入部中设置在比所述主动弯曲部更靠所述插入方向基端侧,在所述插入方向上相邻的所述弯曲块间通过多个转动轴而连结成转动自如,各转动轴在所述圆周方向上相差 60° ,所述被动弯曲部不根据操作者的弯曲操作而弯曲,当受到外力时能够自如地被弯曲。

附图说明

[0036] 图 1 是示出本实施方式的内窥镜的图。

[0037] 图 2 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的前端部的局部剖视图。

[0038] 图 3 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的主动弯曲部的局部剖视图。

[0039] 图 4 是示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的主动弯曲部和被动弯曲部的连接部位附近的局部剖视图。

[0040] 图 5 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的被动弯曲部的局部剖视图。

[0041] 图 6 是从图 5 中的 VI 的方向观察图 5 的被动弯曲部的图。

[0042] 图 7 是在连接前的状态下示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的构成主动弯曲部的弯曲块和构成被动弯曲部的弯曲块的立体图。

[0043] 图 8 是放大示出构成图 7 的被动弯曲部的弯曲块的立体图。

[0044] 图 9 是概略地示出进行三轴弯曲的图 1 的被动弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图。

[0045] 图 10 是概略地示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的被动弯曲部在多个方向上最大弯曲的状态的立体图。

[0046] 图 11 是概略地示出在使图 1 的主动弯曲部在肠内弯曲的状态下、被动弯曲部的最大弯曲角度大于 30° 且小于 90° 的状态的图。

[0047] 图 12A 是概略地示出使主动弯曲部弯曲而使图 1 的内窥镜的插入部的前端部通过大肠的横向结肠的下垂部的状态的图。

[0048] 图 12B 是概略地示出在勾挂住通过图 12A 的下垂部的前端部的状态下向基端侧牵拉插入部、从而抬起下垂部使横向结肠成为直线的动作的图。

[0049] 图 12C 是概略地示出在使横向结肠成为直线的状态下使内窥镜的前端进入肝弯曲部的动作的图。

[0050] 图 13A 是示出使主动弯曲部弯曲而使图 1 的内窥镜的插入部的前端部进入屈曲的前端的状态的图。

[0051] 图 13B 是概略地示出推入图 13A 的插入部并将主动弯曲部和被动弯曲部推碰到屈曲部上的状态的图。

[0052] 图 13C 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使主动弯曲部通过屈曲部的状态的图。

[0053] 图 13D 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使被动弯曲部通过屈曲部的中途状态的图。

[0054] 图 13E 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使被动弯曲部通过屈曲部的状态的图。

[0055] 图 14 是概略地示出图 1 的内窥镜的插入部的挠性管部的结构的局部剖视图。

[0056] 图 15 是从图 14 中的 XV 的方向观察图 14 的挠性管部的编织层和外皮树脂的局部立体图。

[0057] 图 16 是概略地示出进行双轴弯曲的弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图。

[0058] 图 17 是概略地示出进行四轴弯曲的弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图。

[0059] 图 18 是示出相对于弯曲轴数量的角度间隔的图。

[0060] 图 19 是概略地示出使用仅具有主动弯曲部的内窥镜抬起横向结肠的动作的图。

[0061] 图 20 是概略地示出使用具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜进行抬起横向结肠的动作的图。

[0062] 图 21A 是概略地示出使仅具有主动弯曲部的内窥镜通过肠的肝弯曲部的动作的图。

[0063] 图 21B 是概略地示出使具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜通过肠的肝弯曲部的动作的图。

[0064] 图 22 是概略地示出使具有主动弯曲部和被动弯曲部的内窥镜通过肠的乙状结肠的动作的图。

具体实施方式

[0065] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。另外,附图是示意性的,应该留意到各部件的厚度与宽度的关系、各个部件的厚度的比率等与现实不同,在附图相互之间,当然也包含彼此的尺寸关系和比率不同的部分。

[0066] 图 1 是示出本实施方式的内窥镜的图,图 2 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的前端部的局部剖视图,图 3 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的主动弯曲部的局部剖视图,图 4 是示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的主动弯曲部和被动弯曲部的连接部位附近的局部剖视图,图 5 是在图 1 的内窥镜的插入部中设置的被动弯曲部的局部剖视图。

[0067] 并且,图 6 是从图 5 中的 VI 的方向观察图 5 的被动弯曲部的图,图 7 是在连接前的状态下示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的构成主动弯曲部的弯曲块和构成被动弯曲部的弯曲块的立体图,图 8 是放大示出构成图 7 的被动弯曲部的弯曲块的立体图。

[0068] 进而,图 9 是概略地示出进行三轴弯曲的图 1 的被动弯曲部在弯曲方向上的最大弯曲角度的分布的图,图 10 是概略地示出在图 1 的内窥镜的插入部中设置的被动弯曲部在多个方向上最大弯曲的状态的立体图,图 11 是概略地示出在使图 1 的主动弯曲部在肠内弯曲的状态下、被动弯曲部的最大弯曲角度大于 30° 且小于 90° 的状态的图。

[0069] 如图 1 所示,内窥镜 1 具有被插入到被检体内的插入部 5、在该插入部 5 的基端侧连续设置的操作部 6、从该操作部 6 延伸出的通用缆线 7、在该通用缆线 7 的延伸端设置的连接器 8,构成主要部分。另外,内窥镜 1 经由连接器 8 而与控制装置或照明装置等外部装置电连接。

[0070] 在操作部 6 上设有对后述主动弯曲部 11 进行弯曲操作的上下弯曲操作用旋钮(以下简称为旋钮)3、左右弯曲操作用旋钮(以下简称为旋钮)4。

[0071] 插入部 5 由前端部 9、弯曲部 10、挠性管部 15 构成,沿插入方向 W 形成为细长。

[0072] 在前端部 9 内设有对被检体内进行观察的图 2 所示的摄像单元 20、对被检体内进行照明的未图示的照明单元等。

[0073] 并且,弯曲部 10 由主动弯曲部 11、以及在该主动弯曲部 11 的基端侧设置的被动弯曲部 13 构成。

[0074] 主动弯曲部 11 根据操作者的弯曲操作,伴随着通过旋钮 3 或旋钮 4 的操作而进行的被贯穿插入到插入部 5 内的后述弯曲线 21 ~ 24 (图 3 中,弯曲线 23、24 未图示)的牵引松弛,在上下左右的 4 个方向和对上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如。

[0075] 详细地讲,如图 3 所示,主动弯曲部 11 通过多个弯曲块 11a、包覆该多个弯曲块 11a 的外周的编织层 31、以及包覆该编织层 31 的外周的外皮树脂 32 构成主要部分。

[0076] 多个弯曲块 11a 如图 3、图 7 所示,沿着插入方向 W 以转动自如的方式连结多个弯曲块 11a,具体而言,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 11a 间通过位于在该弯曲块 11a 的圆周方向 J 上分别相差 90° 的位置的构成转动轴的多个铆钉 35a、35b 而连结成转动自如。

[0077] 更具体而言,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 11a 间通过对置的 2 个构成第 1 转动轴(图 3、图 7 中仅图示 1 个)的铆钉 35a 而连结成在上下方向上转动自如,并且,通过在圆周方向 J 上与铆钉 35a 相差 90° 的位置处对置的 2 个构成第 2 转动轴的铆钉 35b 连结成在左右方向上转动自如。

[0078] 另外,弯曲块 11a 间如图 3、图 7 所示,例如在第一个弯曲块 11a 与第二个弯曲块 11a 通过铆钉 35a 连结的情况下,如第二个弯曲块 11a 与第三个弯曲块 11a 通过铆钉 35b 连结,进而,第三个弯曲块 11a 与第四个弯曲块 11a 通过铆钉 35a 连结……那样,相邻的弯曲块 11a 通过铆钉 35a 和铆钉 35b 交替连结。

[0079] 由此,主动弯曲部 11 具有在上下左右方向和对上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如的结构。即,具有在多个方向上进行上述双轴弯曲的结构。

[0080] 另外,如图 3 所示,在主动弯曲部 11 内贯穿插入有位于在弯曲块 11a 的圆周方向 J 上分别相差 90° 的位置的 4 根弯曲线 21 ~ 24 (图 3 中仅图示弯曲线 21、22)。4 根弯曲线 21 ~ 24 分别在圆周方向 J 上位于与 2 个铆钉 35a 和 2 个铆钉 35b 同轴的位置。

[0081] 并且,4 根弯曲线 21 ~ 24 在主动弯曲部 11 中由设于各弯曲块 11a 上的线支承部 27 支承,各线 21 ~ 24 的前端与多个弯曲块 11a 中的位于最靠插入方向 W 的前端侧的弯曲

块 11a 连接。其结果,伴随弯曲线 21 ~ 24 的牵引松弛,伴随铆钉 35a、铆钉 35b 中的任意一方的转动,主动弯曲部 11 进行双轴弯曲。

[0082] 被动弯曲部 13 无法根据操作者的弯曲操作而弯曲,但是,受到外力时,以被动的方式在上下左右的 4 个方向和对上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如。即,被动弯曲部 13 具有如下结构:不是通过弯曲线或其他弯曲动作单元以主动的方式弯曲,而是以被动的方式弯曲。

[0083] 详细地讲,如图 5 所示,被动弯曲部 13 通过多个弯曲块 13a、包覆该多个弯曲块 13a 的外周的编织层 131、包覆该编织层 131 的外周的外皮树脂 32 构成主要部分。

[0084] 多个弯曲块 13a 如图 5 ~ 图 8 所示,沿着插入方向 W 以转动自如的方式连结多个弯曲块 13a,具体而言,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 13a 间通过位于在该弯曲块 13a 的圆周方向 J 上分别相差 60° 的位置的构成转动轴的多个铆钉 45a ~ 45c 而连结成转动自如。

[0085] 更具体而言,如图 6 所示,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 13a 间通过在插入方向 W 上位于与主动弯曲部 11 的铆钉 35a 同轴位置的対置的 2 个构成第 3 转动轴的铆钉 45a 而连结成转动自如。并且,通过在弯曲块 13a 的圆周方向 J 上与铆钉 45a 相差 60° 的位置处対置的 2 个构成第 4 转动轴的铆钉 45b 连结成转动自如。进而,通过在弯曲块 11a 的圆周方向 J 上与铆钉 45a、铆钉 45b 相差 60° 的位置处対置的 2 个构成第 5 转动轴的铆钉 45c 连结成转动自如。

[0086] 另外,弯曲块 13a 间如图 5、图 7 所示,例如在第一个弯曲块 13a 与第二个弯曲块 13a 通过铆钉 45a 连结的情况下,如第二个弯曲块 13a 与第三个弯曲块 13a 通过铆钉 45b 连结,进而,第三个弯曲块 13a 与第四个弯曲块 13a 通过铆钉 45c 连结,并且,第四个弯曲块 13a 与第五个弯曲块 13a 通过铆钉 45a 连结……那样,相邻的弯曲块 13a 通过铆钉 45a、铆钉 45b、铆钉 45c 交替连结。

[0087] 由此,如图 10 所示,主动弯曲部 13 具有在上下左右方向和对上下左右的 4 个方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如的结构。具体而言,具有如下结构:在使被动弯曲部 13 在上下方向上弯曲时,全部铆钉 45a ~ 45c 转动,在左右方向上弯曲时,仅铆钉 45b、45c 转动。

[0088] 另外,以下将弯曲块 13a 间通过位于在该弯曲块 13a 的圆周方向 J 上分别相差 60° 的位置的多个铆钉 45a ~ 45c 而连结成在上下左右方向上转动自如的结构的弯曲称为三轴弯曲。

[0089] 并且,如图 9 所示,在被动弯曲部 13 进行三轴弯曲的情况下,在几何学上可知,上下左右的中间方向即上述扭转方向中、在圆周方向 J 上与左右方向错开 60° 的方向中的最大弯曲角度 Y5 与左右方向的最大弯曲角度 Y1 相同($Y1=Y5$),如上述图 18 所示,除去在圆周方向 J 上与左右错开 60° 的方向以外的扭转方向的最大弯曲角度 Y6 成为左右方向和在圆周方向 J 上与该左右方向错开 60° 的方向的最大弯曲角度 Y1、Y5 的 $1/\cos(\pi/6) \approx 1.15$ 倍 ($Y6=1.15Y1(Y5)$)。

[0090] 即,与最大弯曲角度 Y1、Y5 相比,最大弯曲角度 Y6 的由于最大弯曲角度的差异而引起的角度间隔成为 1.15 倍。另外,如图 16、图 18 所示,在双轴弯曲的情况下,该角度间隔如上所述为 1.41 倍,如图 16、图 17 所示,在四轴弯曲的情况下,该角度间隔如上所述为 1.08 倍,所以,可知,与从三轴弯曲变更为四轴弯曲的情况下的变化 ($1.15-1.08=0.07$) 相

比,从双轴弯曲变更为三轴弯曲的情况下的变化($1.41-1.15=0.26$)显著增大角度间隔的变化。

[0091] 另外,如上所述,关于最大弯曲角度,使被动弯曲部 13 在上下方向上弯曲、在左右方向上弯曲、或者在扭转方向上弯曲、即在 360° 的任意方向上弯曲,但是,优选最大弯曲角度相同。即,优选图 9 所示的最大弯曲角度成为虚线所示的圆 X 的轨迹。

[0092] 因此,由于本实施方式中的被动弯曲部 13 的实际的最大弯曲角度的轨迹如图 9 所示的实线 T3 那样成为 6 边形状,所以近似圆 X,因此,虽然与上述图 17 所示的四轴弯曲相比,稍微增大由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异,但是,与上述图 16 所示的双轴弯曲相比,能够显著减小由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异。

[0093] 即,如图 10 所示,被动弯曲部 13 构成为,即使被动弯曲部 13 从非弯曲状态起在 360° 的任意方向上最大弯曲,最大弯曲角度也大致恒定。

[0094] 并且,关于进行三轴弯曲的弯曲块 13a,当被动弯曲部 13 的插入方向 W 的长度恒定时,在双轴弯曲中,为了在上下左右方向上弯曲,需要 2 个弯曲块,与此相对,在三轴弯曲中,需要 3 个弯曲块,所以,在插入方向 W 上变短,但是,在四轴弯曲中,需要 4 个弯曲块,与进行四轴弯曲的弯曲块相比,在插入方向 W 上较长,因此,与在四轴弯曲中使用的弯曲块相比,能够确保强度。

[0095] 这里,在本实施方式中,如图 9 所示,规定为被动弯曲部的弯曲角度最大的方向、具体而言为其他弯曲角度的 1.15 倍的箭头 Y6 的方向与上下方向一致($Y6=Y7$)。这是因为,通常内窥镜的操作主要利用上下方向的弯曲操作,所以,与左右方向或其他方向相比,有时希望在上下方向上大幅弯曲。

[0096] 另外,至此针对各弯曲方向上的最大弯曲角度叙述了其关系,但是,该关系也适用于曲率半径。具体而言,在设最大弯曲角度中的最小弯曲方向上的最大弯曲角度为 θ_3 、最大弯曲方向上的最大弯曲角度为 θ_4 的情况下,由 $\theta_4=\alpha \times \theta_3$ 定义。

[0097] 这里,如上所述,如果是双轴弯曲,则 α 为 1.41,如果是三轴弯曲,则 α 为 1.15,如果是四轴弯曲,则 α 为 1.08。并且,当设 θ_3 的情况下的曲率半径为 r_3 、 θ_4 的情况下的曲率半径为 r_4 时,由于构成弯曲管的弯曲块的长度不变,所以各自的弧形的长度不变,因此,能够定义为 $2 \times r_3 \times \theta_3 = 2 \times r_4 \times \theta_4$ 。

[0098] 由此,由于 $r_4=r_3 \times \theta_3 / \theta_4=r_3 \times \theta_3 / (\alpha \times \theta_3)$,所以,成为 $(1/\alpha) \times r_3$,可知曲率半径为角度间隔的倍数的倒数倍。

[0099] 进而,被动弯曲部 13 具有进行上述三轴弯曲的结构,并且,通过将弯曲块 13a 的个数、弯曲块 13a 间的插入方向 W 上的间隔、图 5 所示的块间的角度 θ_2 设定为规定值,如图 11 所示,最大弯曲角度被设定为大于 30° 且小于 90° 。

[0100] 另外,众所周知,如图 8 所示,在多个弯曲块 13a 中,伴随铆钉 45a ~ 45c 的转动,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 13a 彼此接触,由此规定被动弯曲部 13 的弯曲角度。

[0101] 另外,如果由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异减小,则认为在主动弯曲部 11 中也可以采用三轴弯曲结构。但是,如上所述,在三轴弯曲的情况下,具有在上下方向上弯曲时全部铆钉 45a ~ 45c 转动、在左右方向上弯曲时仅铆钉 45b、45c 转动的结构,而且,当将三轴弯曲的结构应用于主动弯曲部 11 时,各弯曲线 21 ~ 24 中的 2 根线在圆周方向 J 上与铆钉 45a 同轴,但是,其余 2 根线在圆周方向 J 上位于与其余铆钉 45b、45c 错开的

位置。

[0102] 因此,在进行三轴弯曲时,牵引各弯曲线 21 ~ 24 中的任意一方,当位于在圆周方向 J 上与弯曲线错开的位置的铆钉 45b、45c 分别向不同方向旋转时,在插入方向 W 上相邻的弯曲块 11a 分别向不同方向旋转。因此,由于弯曲线由构成主动弯曲部 11 的弯曲块 11a 的线支承部 27 保持,所以弯曲线由于相邻的弯曲块 11a 向不同方向旋转而无法保持直线形状,成为锯齿状。其结果,无法从弯曲线对主动弯曲部 11 赋予充分的牵引力。由此,在本实施方式中,主动弯曲部 11 采用双轴弯曲的结构。

[0103] 返回图 5,在贯穿插入到被动弯曲部 13 的多个弯曲块 13a 内的上述 4 根弯曲线 21 ~ 24 的外周包覆有已知的螺旋管 91 ~ 94(图 5 中,螺旋管 93、94 未图示),螺旋管 91 ~ 94 通过焊接等固定在接头 40 上。

[0104] 并且,如图 8 所示,在被动弯曲部 13 中的多个弯曲块 13a 中的位于最前端侧的弯曲块 13a1 中,铆钉 45b 具有嵌入在形成于以半圆状向基端侧突出的枢轴支承部的孔中的结构,在从前端起第 2 个弯曲块 13a2 中,铆钉 45b 具有嵌入在形成于以半圆状向前端侧突出的枢轴支承部的孔中的结构,在按照使各孔重叠的方式使双方的枢轴支承部重合后,通过嵌入各孔中的铆钉 45b,弯曲块 13a1 和弯曲块 13a2 连结成转动自如,但是,此时,按照弯曲块 13a2 的枢轴支承部位于弯曲块 13a1 的枢轴支承部的径向内侧的方式重合。

[0105] 这是因为,在相反地按照使弯曲块 13a2 的枢轴支承部位于径向外侧的方式与弯曲块 13a1 的枢轴支承部重合的情况下,为了防止弯曲块 13a1 的外形增大,通常采用如下结构:在弯曲块 13a1 的枢轴支承部中设置半圆状的凹部,在该凹部中嵌入弯曲块 13a2 的以半圆状突出的枢轴支承部,但是,由于上述编织层 131 的前端通过焊锡等固定在弯曲块 13a1 上,所以,当在弯曲块 13a1 中形成凹部时,在固定编织层 131 的前端时,焊锡流入凹部中,传递到凹部的底面而固定铆钉 45b 的转动。另外,在弯曲块 13a1 中,如果沿着插入方向 W 增加焊锡的粘接面积,则能够解决该问题,但是,该情况下,由于被动弯曲部 13 和主动弯曲部 11 的连接范围沿着插入方向 W 变长,所以并不理想。

[0106] 并且,当然,如图 8 所示,即使按照弯曲块 13a2 的枢轴支承部位于弯曲块 13a1 的枢轴支承部的径向内侧的方式重合,焊锡也会流入铆钉 45b 而固定铆钉 45b 的转动。

[0107] 但是,在图 8 所示的结构中,与上述按照使弯曲块 13a2 的枢轴支承部位于径向外侧的方式与弯曲块 13a1 的枢轴支承部重合的结构中的从编织层 131 的前端到形成于弯曲块 13a1 中的半圆状的凹部的插入方向 W 的距离相比,从编织层 131 的前端到铆钉 45b 的插入方向 W 的距离长凹部的半径的量,所以,焊锡难以流入铆钉 45b。

[0108] 另外,以上情况在被动弯曲部 13 的后端侧也同样,在多个弯曲块 13a 中的位于最基端侧的弯曲块 13a9 的以半圆状突出的枢轴支承部上,重合从基端侧起的第 2 个弯曲块 13a8 的以半圆状突出的枢轴支承部时,按照弯曲块 13a8 的枢轴支承部位于弯曲块 13a9 的枢轴支承部的径向内侧的方式重合。

[0109] 并且,如图 4、图 7 所示,在未包覆外皮树脂 32 的各弯曲块 11a、13a 的外周包覆有编织层 31、131 的状态下,具有以上结构的主动弯曲部 11 和被动弯曲部 13 经由接头 40 而连接。

[0110] 具体而言,如图 7 所示,在多个弯曲块 11a 中的位于最基端侧的弯曲块 11af 的基端侧外周形成有凹部 11h,在多个弯曲块 13a 中的位于最前端侧的弯曲块 13a1 的前端侧外

周形成有与凹部 11h 嵌合的凸部 13t, 在凸部 13t 与凹部 11h 嵌合的状态下, 各弯曲块 11af、13a1 通过螺钉等固定在接头 40 上。

[0111] 这是因为, 与仅在使弯曲块 11af 的后端侧的外周端面与弯曲块 13a1 的前端侧的外周端面结合的状态下将各弯曲块 11af、13a1 固定在接头 40 上的构造相比, 能够沿插入方向 W 缩短主动弯曲部 11 与被动弯曲部 13 的连接长度。

[0112] 并且, 在用于主动弯曲部 11 与被动弯曲部 13 的连接凹凸部位未包覆编织层 31、131。即, 编织层 31 通过焊锡等固定在凹部 11h 的前端侧, 编织层 131 通过焊锡等固定在凸部 13t 的后端侧。由此, 凹凸部位未粘接编织层 31、131。

[0113] 这是因为, 通常, 在形成主动弯曲部 11 时, 如果在弯曲块 11af 的后端形成凹部, 则在弯曲块 11a 的外周包覆并固定编织层 31 时, 向凹部的前端侧凹陷的部分必须去除编织层, 所以该去除作业困难。

[0114] 这是因为, 被动弯曲部 13 也同样, 通常, 在形成被动弯曲部 13 时, 如果在弯曲块 13a1 的前端形成凸部, 则在弯曲块 13a 的外周包覆编织层 131 时, 必须去除向凸部的前端侧突出的部分的两侧的编织层, 所以该去除作业困难。

[0115] 即, 这是因为, 当在凹部 11h、凸部 13t 中粘接固定编织层 31、131 时, 在从凹凸部中去除编织层时, 必须按照凹凸形状来切断编织层, 该切断作业困难。但是, 如果不在凹部 11h、凸部 13t 中粘接编织层 31、131, 则在从凹凸部中去除编织层时, 忽视凹凸形状, 只要以圆周状切断各编织层即可, 所以切断作业非常容易。

[0116] 由此, 如图 4 所示, 成为在接头 40 的外周末包覆编织层 31、131 的状态。另外, 该结构还发挥如下作用: 在接头 40 中的主动弯曲部 11 与被动弯曲部 13 的接合部中, 防止外径增大编织层 31、131 的粘接的量。

[0117] 并且, 如图 4 所示, 被动弯曲部 13 的内径 c 设定为主动弯曲部 11 的内径 a 以上, 该主动弯曲部 11 的内径 a 设定为比接头 40 的内径 b 大 ($b < a \leq c$)。

[0118] 这是因为, 由于贯穿插入被动弯曲部 13 内的螺旋管 91 ~ 94 比弯曲线 21 ~ 24 粗, 所以, 螺旋管 91 ~ 94 容易干涉铆钉 45a ~ 45c, 因此, 如果被动弯曲部 13 的内径 c 比接头 40 的内径 b 大、进而形成成为主动弯曲部 11 的内径 a 以上, 则螺旋管 91 ~ 94 位于铆钉 45a ~ 45c 的径向内侧, 所以, 能够防止螺旋管 91 ~ 94 干涉铆钉 45a ~ 45c。

[0119] 另外, 主动弯曲部 a 的内径形成成为比接头 40 的内径 b 大的理由也同样, 通过使弯曲线 21 ~ 24 位于铆钉 35a、35b 的径向内侧, 能够防止弯曲线 21 ~ 24 干涉铆钉 35a、35b。

[0120] 并且, 主动弯曲部 11 和被动弯曲部 13 也可以不使用接头 40, 而作为一连串的弯曲部而一体形成。

[0121] 这样, 在本实施方式中, 示出被动弯曲部 13 具有如下结构: 通过三轴弯曲, 在上下左右方向和对该上下左右的 4 方向进行复合后的方向上 360° 弯曲自如。

[0122] 由此, 与上述图 17 所示的四轴弯曲相比稍微增大由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异, 但是, 与上述图 16 所示的双轴弯曲相比, 显著减小由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异。

[0123] 并且, 关于进行三轴弯曲的弯曲块 13a, 当被动弯曲部 13 的插入方向 W 的长度恒定时, 与进行双轴弯曲的弯曲块相比, 在插入方向 W 上缩短, 但是, 与进行四轴弯曲的弯曲块相比, 在插入方向 W 上变长, 所以, 与在四轴弯曲中使用的弯曲块相比, 能够确保强度。

[0124] 并且,连结进行三轴弯曲的弯曲块 13a 间的铆钉的数量和弯曲块的数量比连结进行双轴弯曲的弯曲块间的铆钉的数量和弯曲块的数量多,但是,由于比连结进行四轴弯曲的弯曲块间的铆钉的数量和弯曲块的数量少,所以能够最大程度地抑制制造成本。

[0125] 即,在将三轴弯曲结构应用于被动弯曲部 13 时,可知,当考虑最大弯曲角度的偏差、制造成本、弯曲块的强度时,是最佳的。

[0126] 如上所述,能够降低制造成本并抑制弯曲块 13a 的强度降低,同时尽可能地减小被动弯曲部 13 中由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异。

[0127] 并且,通过减小被动弯曲部 13 的由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异,能够防止由于被动弯曲部 13 在扭转方向上大幅弯曲而导致的上述内窥镜图像的旋转。

[0128] 并且,在本实施方式中,示出被动弯曲部 13 具有上述进行三轴弯曲的结构,并且,通过将弯曲块 13a 的个数、弯曲块 13a 间的插入方向 W 上的间隔、图 5 所示的块间的角度 $\theta 2$ 设定为规定值,如图 11 所示,最大弯曲角度被设定为大于 30° 且小于 90° 。

[0129] 另外,以下使用图 12、图 13 示出其效果。

[0130] 图 12A 是概略地示出使主动弯曲部弯曲而使图 1 的内窥镜的插入部的前端部通过大肠的横向结肠的下垂部的状态的图,图 12B 是概略地示出在勾挂住通过图 12A 的下垂部后的前端部的状态下向基端侧牵拉插入部、从而抬起下垂部使横向结肠成为直线的动作的图,图 12C 是概略地示出在使横向结肠成为直线的状态下使内窥镜的前端进入肝弯曲部的动作的图。

[0131] 图 13A 是示出使主动弯曲部弯曲而使图 1 的内窥镜的插入部的前端部进入屈曲部的前端的状态的图,图 13B 是概略地示出推入图 13A 的插入部并将主动弯曲部和被动弯曲部推碰到屈曲部上的状态的图,图 13C 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使主动弯曲部通过屈曲部的状态的图,图 13D 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使被动弯曲部通过屈曲部的中途状态的图,图 13E 是概略地示出沿着屈曲部的壁面使被动弯曲部通过屈曲部的状态的图。

[0132] 当设定为被动弯曲部 13 的最大弯曲角度大于 30° 且小于 90° 时,如图 12A 所示,使插入部 5 贯穿插入大肠的横向结肠 P,使主动弯曲部 11 弯曲,在使前端部 9 通过横向结肠 P 的下垂部 N 后,在将前端部 9 勾挂在横向结肠 P 上的状态下,在拉回插入部 5 而使横向结肠成为直线时,不会由于被动弯曲部 13 过于弯曲而使前端部 9 扭曲。因此,如图 12B 所示,前端部 9 相对于横向结肠 P 的勾挂不会脱离。

[0133] 由此,能够可靠地使横向结肠 P 成为直线。进而,如图 12C 所示,由于能够可靠地使前端部 9 向肝弯曲部 Q 的屈曲部行进,所以,即使设有被动弯曲部 13,也能够确保与仅具有主动弯曲部的内窥镜相同的操作性。

[0134] 并且,如图 13A 所示,在使内窥镜 1 的插入部 5 通过屈曲部 G 时,首先,在使主动弯曲部 11 向上方向弯曲的状态下,使前端部 9 通过到屈曲部 G 的前端,当推入插入部时,如图 13B 所示,伴随插入部 5 的推入操作,被动弯曲部 13 按压肠壁,由此,与主动弯曲部 11 同样向上方向最大弯曲。

[0135] 此时,如上所述,由于被动弯曲部 13 的上方向与扭转方向之间的最大弯曲角度的差异减小,所以,能够防止由设于插入部 5 中的摄像单元 20 拍摄的内窥镜图像旋转。

[0136] 并且,当被动弯曲部 13 以较小的曲率半径弯曲时,存在该过于弯曲的被动弯曲部 13 使屈曲部 G 的壁面突起这样的已知的突起现象,但是,通过将被动弯曲部 13 的最大弯曲

角度设定为大于 30° 且小于 90° ,如图 13C ~图 13D 所示,能够沿着屈曲部 G 的壁面使主动弯曲部 11 和被动弯曲部 13 顺畅地通过。这是因为,由于插入方向上的曲率半径之差减小,不容易引起突起现象。

[0137] 另外,将被动弯曲部 13 的最大弯曲角度的下限值设定为 30° 是因为,由于被动弯曲部 13 过于不弯曲也会妨碍屈曲部 G 的通过,所以为了通过例如图 13A ~图 13E 所示的 180° 的屈曲部 G,需要最低 30° 的更大的弯曲。

[0138] 如上所述,能够提供具有如下结构的内窥镜 1 :降低制造成本并抑制弯曲块 13a 的强度降低,同时尽可能地减小被动弯曲部 13 中由于弯曲方向而导致的最大弯曲角度的差异,并且,能够防止被动弯曲部 13 由于弯曲方向而过于弯曲,并且能够防止曲率半径减小。

[0139] 图 14 是概略地示出图 1 的内窥镜的插入部的挠性管部的结构的局部剖视图。

[0140] 但是,如图 14 所示,挠性管部 15 通常构成为,沿着插入方向 W 在细长的花线 50 的外周包覆有编织层 51,在该编织层 51 的外周包覆有外皮树脂 52。另外,花线 50 通过将带状的板卷绕成螺旋状而形成。

[0141] 并且,在挠性管部 15 中,众所周知有如下结构 :以提高插入部 5 的插入性为目的,例如通过使外皮树脂的硬度不同,随着从前端朝向基端而变硬。即,挠性管部 15 的与被动弯曲部 13 的基端连续形成的前端侧柔软地形成。

[0142] 由此,当挠性管部 15 的前端侧的较软的部位(以下称为第 1 软性部)在插入方向 W 上的长度不足时,在被动弯曲部 13 与挠性管部 15 的连接部通过屈曲部之前,挠性管部 15 的较硬的部位进入屈曲部,有时妨碍插入部通过屈曲部。

[0143] 因此,在本结构中,如图 14 所示,将第 1 软性部的插入方向 W 的长度 L1 设定为被动弯曲部 13 的后端附近的最大弯曲时的曲率半径 $R \times \pi / 2$ 以上。即,在被动弯曲部 13 的最大弯曲角度被设定为小于 90° 的情况下,L1 的长度被设定为被动弯曲部 13 以 90° 弯曲时的长度以上。

[0144] 由此,由于能够充分确保第 1 软性部的插入方向 W 的长度 L1,所以,不会妨碍插入部 5 对屈曲部的通过性。

[0145] 并且,如图 14 所示,在本结构中,在第 1 软性部与硬质部之间形成有比第 1 软性部硬、且比硬质部软的第 2 软性部。具体而言,在从第 1 软性部的基端到已知的硬度可变机构 49 中的线圈 70 的前端之间形成有第 2 软性部,该硬度可变机构 49 可以改变贯穿插入挠性管部 15 内的硬质部中的挠性管部 15 的硬度。

[0146] 另外,第 2 软性部的插入方向 W 的长度 L2 也设定为被动弯曲部 13 的后端附近的最大弯曲时的曲率半径 $R \times \pi / 2$ 以上。

[0147] 由此,由于能够充分确保第 2 软性部的插入方向 W 的长度 L2,即,能够在挠性管部 15 的前端侧充分确保未由硬度可变机构 49 改变硬度的范围,所以,不会妨碍插入部 5 对屈曲部的通过性。

[0148] 并且,在本结构中,如图 5、图 14 所示,硬度可变机构 49 的前端固定在被动弯曲部 13 与挠性管部 15 的接合部位中。

[0149] 这是因为,由于被动弯曲部 13 较软,当硬度可变机构 49 的前端固定在主动弯曲部 11 与被动弯曲部 13 的连接部位中时,伴随硬度可变机构 49 的伸缩动作,有时被动弯曲部 13 非意图地弯曲。

[0150] 但是,如果以在插入方向 W 上自由可动的方式固定硬度可变机构 49 的前端等,则能够防止被动弯曲部 13 非意图地弯曲,所以也可以在接头 40 上固定硬度可变机构 49 的前端。

[0151] 图 15 是从图 14 中的 XV 的方向观察图 14 的挠性管部的编织层和外皮树脂的局部立体图。

[0152] 但是,构成挠性管部 15 的花线 50、编织层 51、外皮树脂 52 分别具有优良的弹性,但是,为了提高耐久性,一般使外皮树脂 52 浸透到花线 50 或编织层 51 而一体地形成。

[0153] 但是,当使花线 50、编织层 51、外皮树脂 52 一体化时,由于妨碍彼此的移动,所以,存在推入挠性管部 15 的力的传递性降低的问题。

[0154] 因此,在本结构中,如图 14、图 15 所示,编织层 51 由在一个方向上卷绕的多个单线束 51a 和在与一个方向相反的另一个方向上卷绕的多个单线束 51b 构成,以依次切换卷绕方向不同的单线束彼此的内外关系的方式进行编织,进而,以从内侧向外侧伸出的单线束再次进入内侧之前与卷绕方向不同的 2 束以上的单线束交叉的方式进行编织,在该编织层 51 中,通过芯材和熔融条件的优化,外皮树脂 52 在熔融状态下以不会进入花线 50 的外周面内侧的方式进入编织层 51 的单线束的隙间内,进入的树脂 52 在编织层 51 的内周面中与至少 1 根以上的单线束交叉而变宽,该变宽的部分位于单线束 51a、51b 的交叉区域外。即,具有如下结构:在编织层 51 的内周面中,在单线束 51a 与单线束 51b 的交叉区域 K 中未附着树脂 52。

[0155] 根据这种结构,由于单线束 51a 和单线束 51b 没有被树脂 52 完全固定,进而花线 50 没有被树脂 52 固定,所以,单线束 51a、51b 容易移动,因此,能够提高推入挠性管部 15 的力的传递性。

[0156] 但是,挠性管部 15 的基端部公知有如下结构:通过在设于挠性管部 15 的基端部的内部的内侧接头与设于连接有挠性管部的基端部的操作部的前端侧的外侧接头之间夹入花线 50、编织层 51、外皮树脂 52,从而固定在操作部的前端侧。

[0157] 但是,在该结构中,由于外侧接头仅与外皮树脂接触,所以,存在如下问题:在外侧接头与花线 50、编织层 51 之间无法取得电导通,无法躲避挠性管部 15 内的静电,而且,在与高频处置器械一起使用内窥镜的情况下,无法躲避挠性管部 15 内的高频电流。

[0158] 因此,在本结构中,如图 14 所示,与以往同样地构成为,在外侧接头 62 的前端侧部位 62s 与内侧接头 60 之间的铆接部 V 中,通过夹入花线 50、编织层 51、外皮树脂 52,固定挠性管部 15 的基端侧,并且,在铆接部 V 以外,外侧接头 62 与内侧接头 60 电连接。

[0159] 具体而言,构成为通过在内侧接头 60 的后端侧沿着插入方向 W 形成有多个狭缝 61,从而自由变形,设有外径形成比外侧接头 62 的内径大的弹簧嵌合部 60s,在该弹簧嵌合部 60s 嵌入外侧接头 62 的前端部位 62s 的后方的区域内时,向径向外侧扩展的弹簧嵌合部 60s 由于外侧接头 62 而向径向内侧缩径,由此,外侧接头 62 与内侧接头 60 电接触。

[0160] 并且,构成为通过将弹簧嵌合部 60s 的内径 f 设定为比其他内侧接头 60 的部位的內径 e 大($e < f$),即使由于外侧接头 62 而产生弹簧嵌合部 60s 的缩径,也不会比挠性管部 15 的最小内径小。

[0161] 进而,在外侧接头 62 的使弹簧嵌合部 60s 嵌入的部位的內周面形成有锥面 62t,该锥面 62t 随着从前端侧朝向基端侧,使外侧接头 62 的內周面的直径减小。

[0162] 并且,构成为在弹簧嵌合部 60s 的前端侧的外周形成有凸缘部 60m,在该凸缘部 60m 的与锥面接触的基端侧的角部形成有倒角部 60mt。

[0163] 如上所述,由于弹簧嵌合部 60s 通过倒角部 60mt 和锥面 62t 而顺畅地嵌入外侧接头 62 内,并且,内侧接头的凸缘部 60m 和弹簧嵌合部 60s 可靠地与外侧接头 62 接触,所以,能够可靠地取得花线 50、编织层 51 相对于外侧接头 62 的电导通。

[0164] 本申请以 2010 年 4 月 26 日在日本申请的日本特愿 2010-101273 号为优先权主张的基础进行申请,上述内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

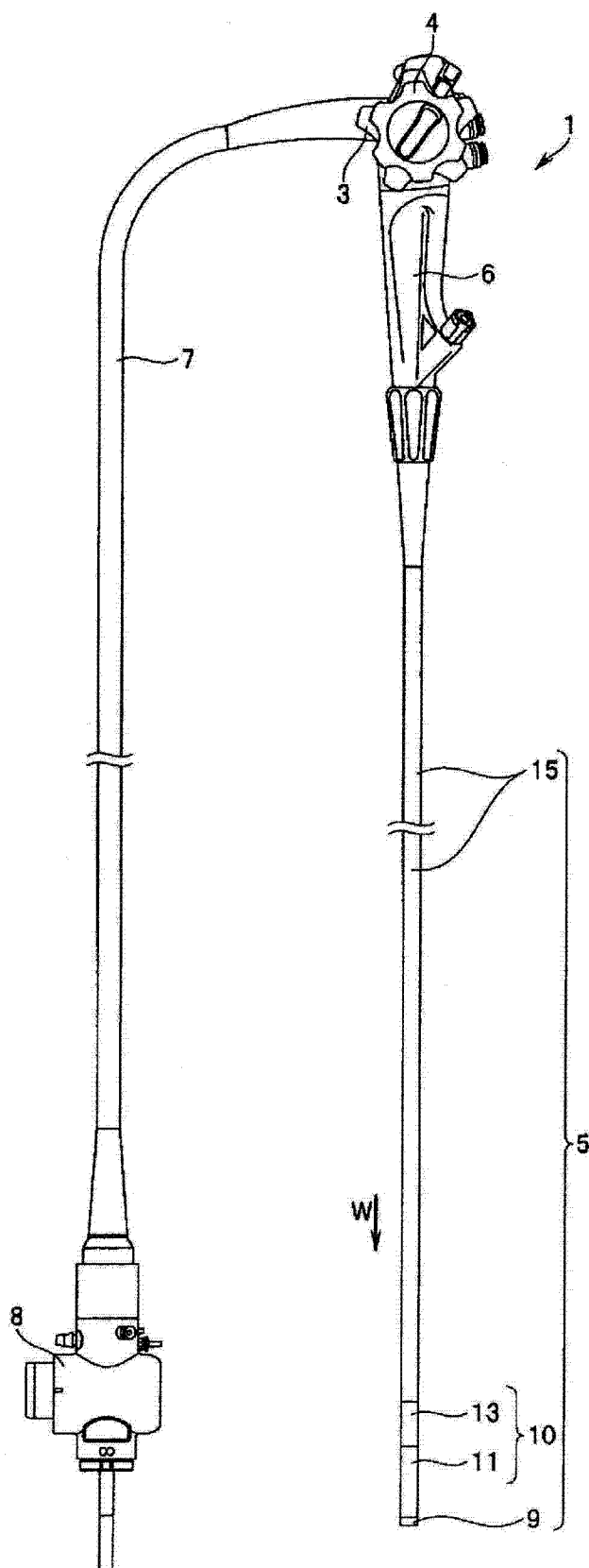


图 1

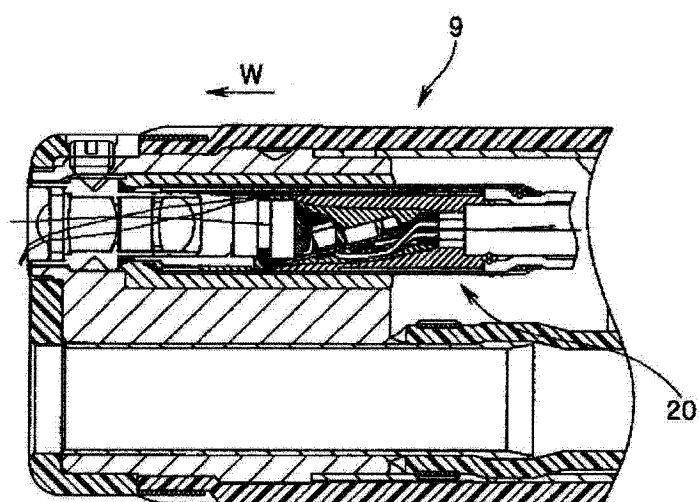


图 2

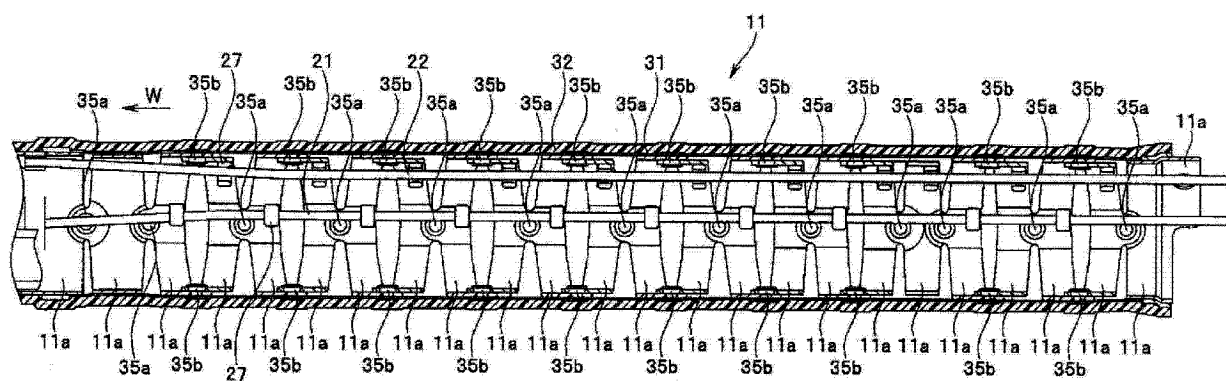


图 3

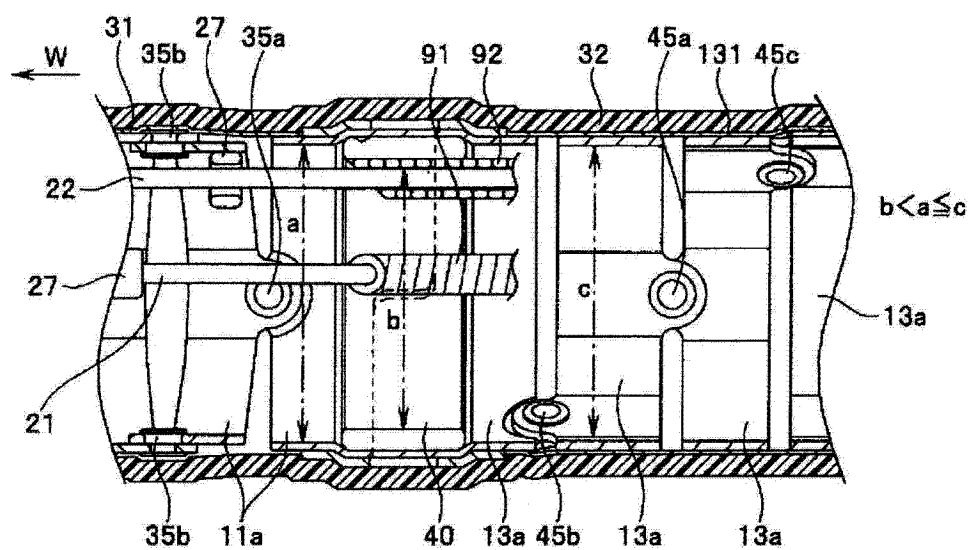


图 4

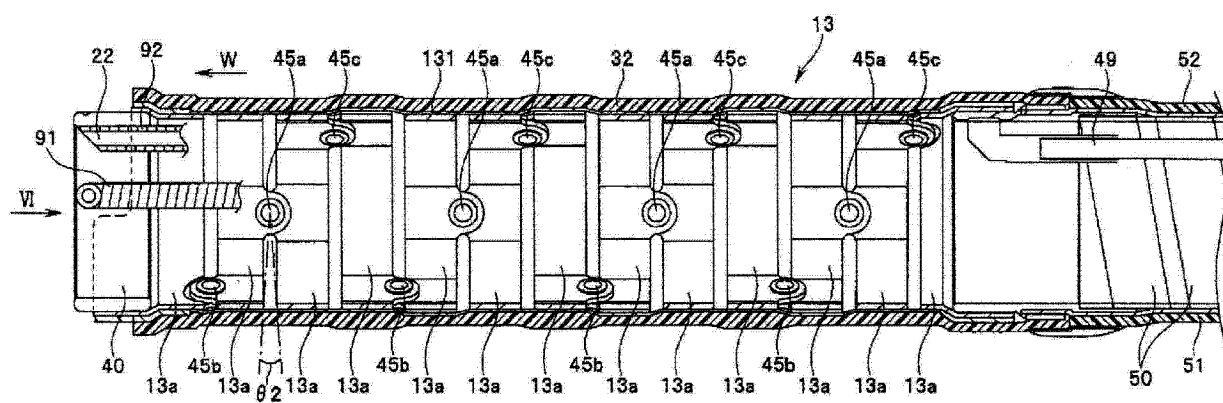


图 5

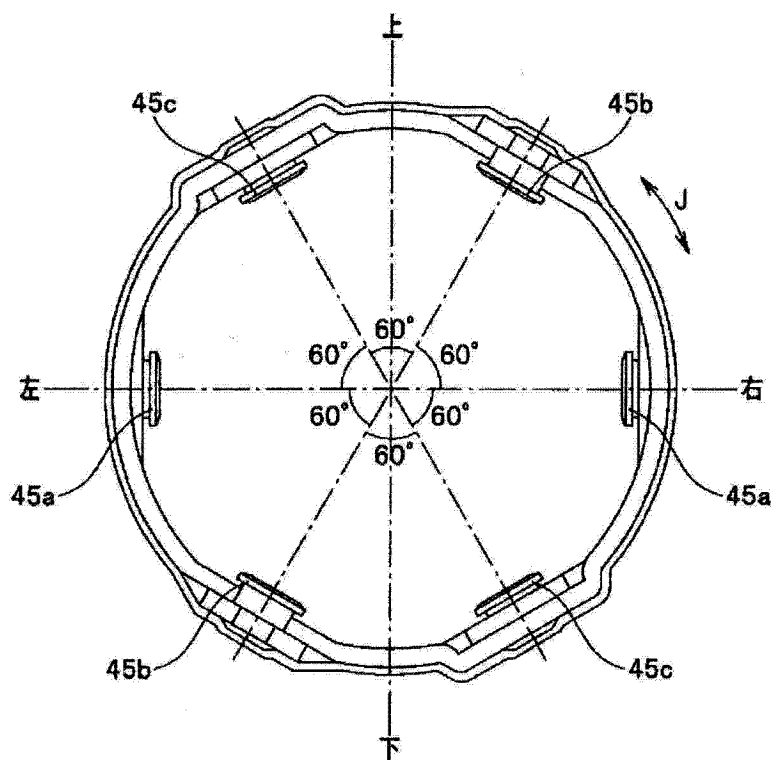


图 6

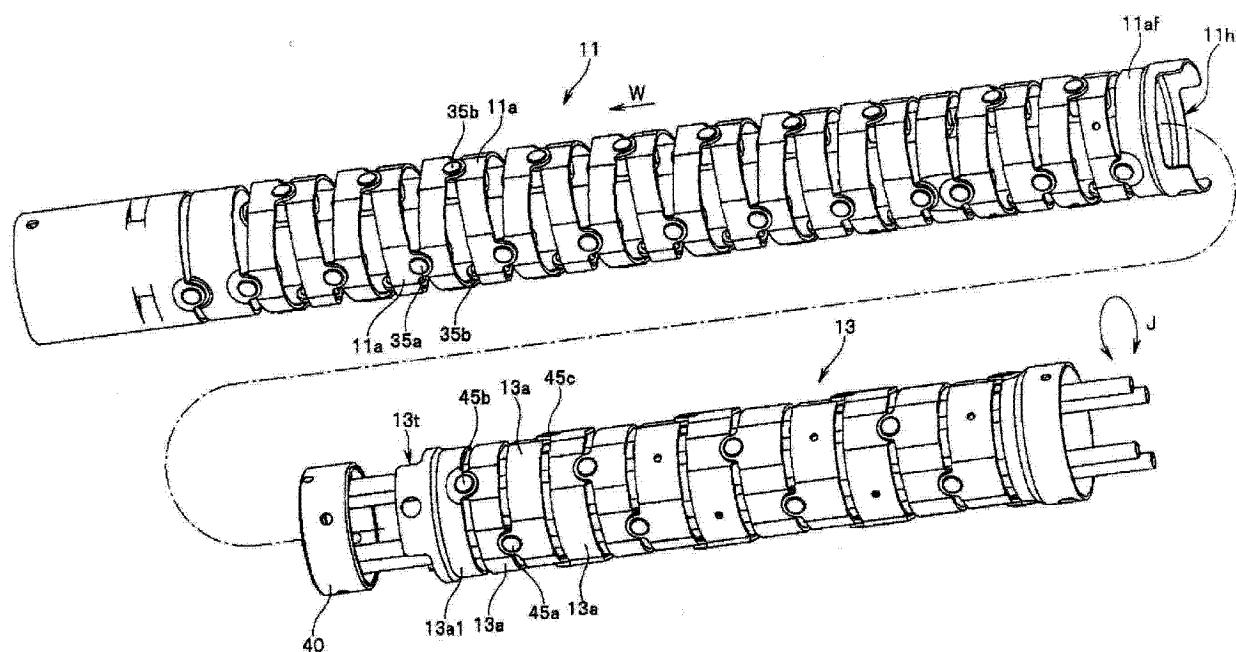


图 7

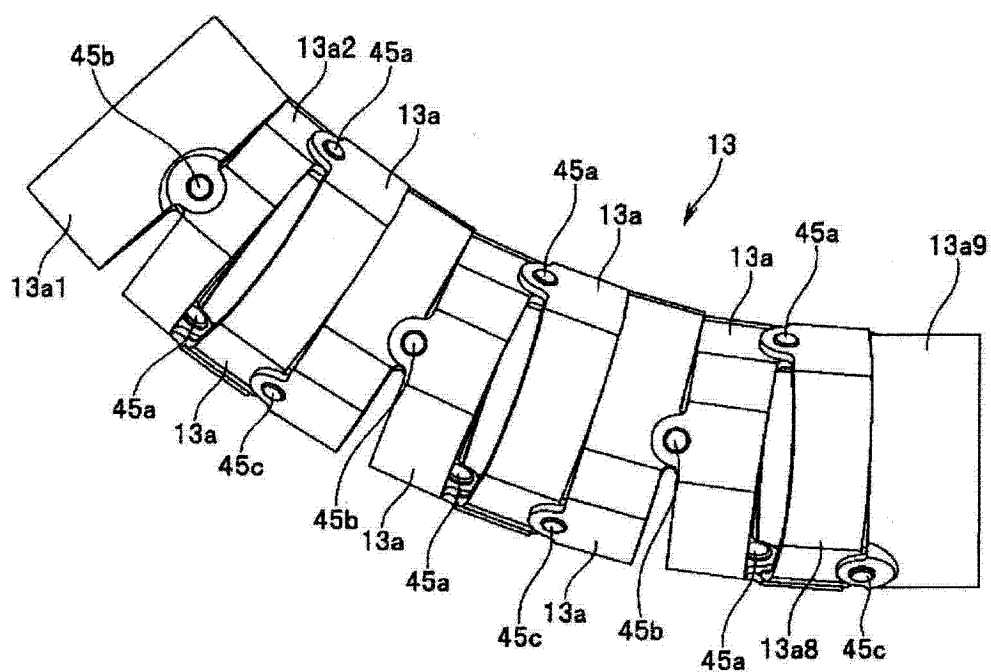


图 8

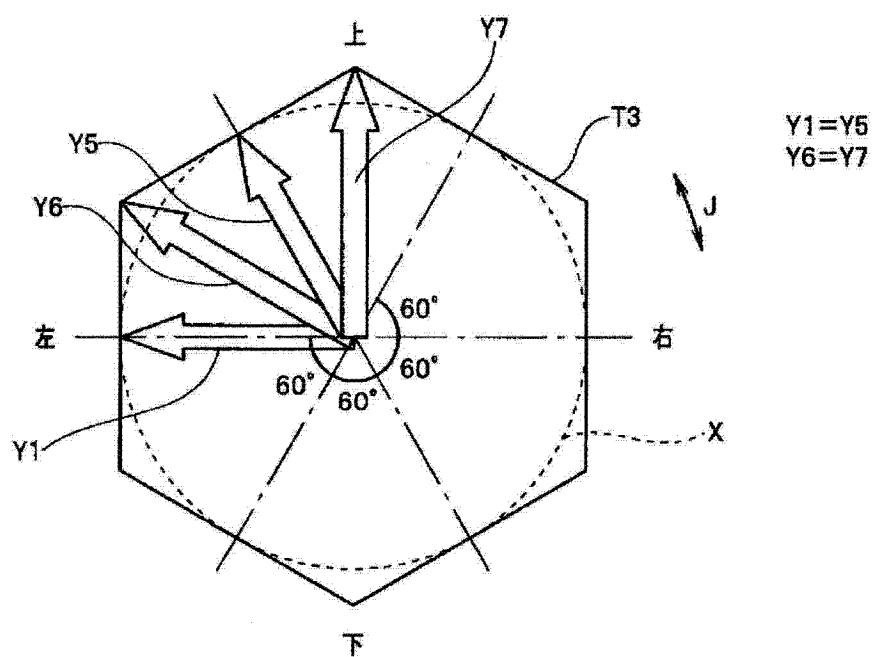


图 9

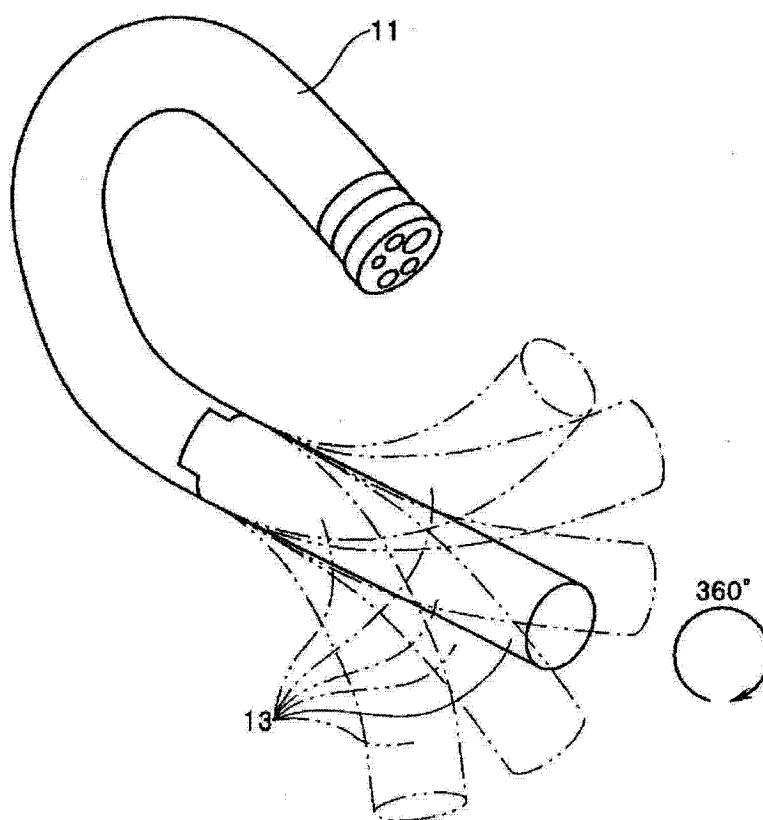


图 10

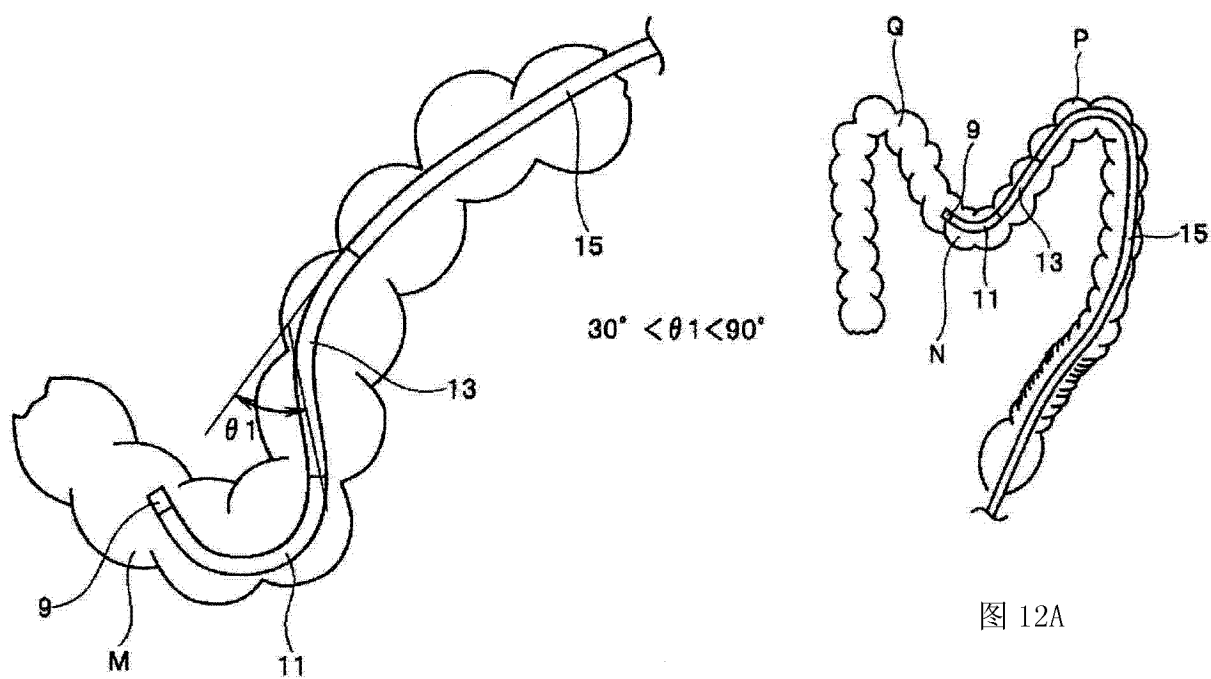


图 11

图 12A

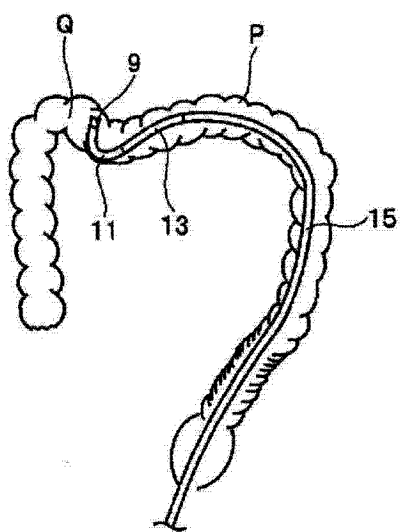


图 12B

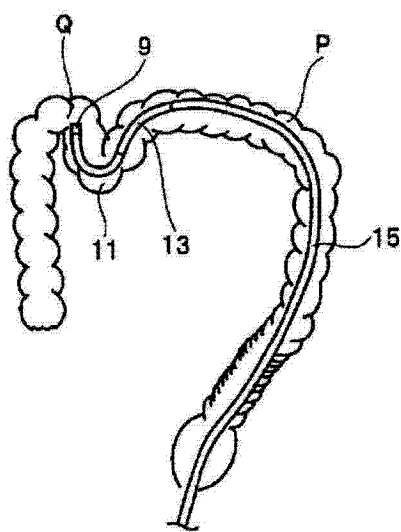


图 12C

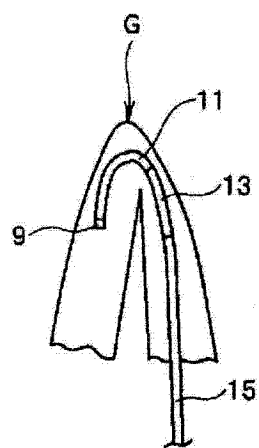


图 13A

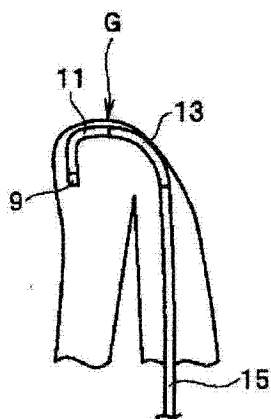


图 13B

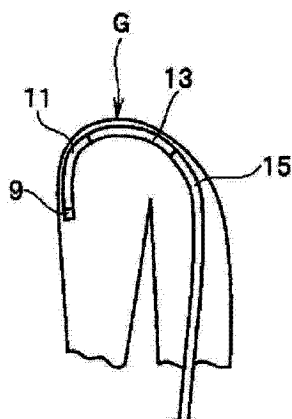


图 13C

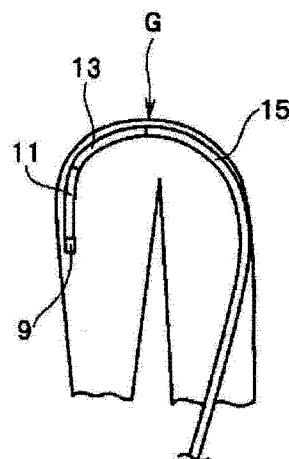


图 13D

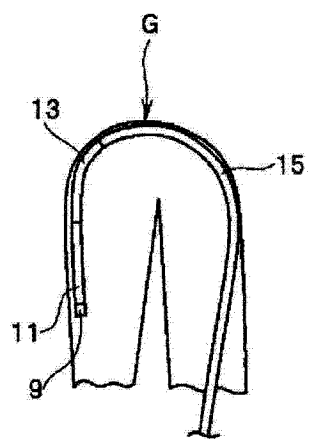


图 13E

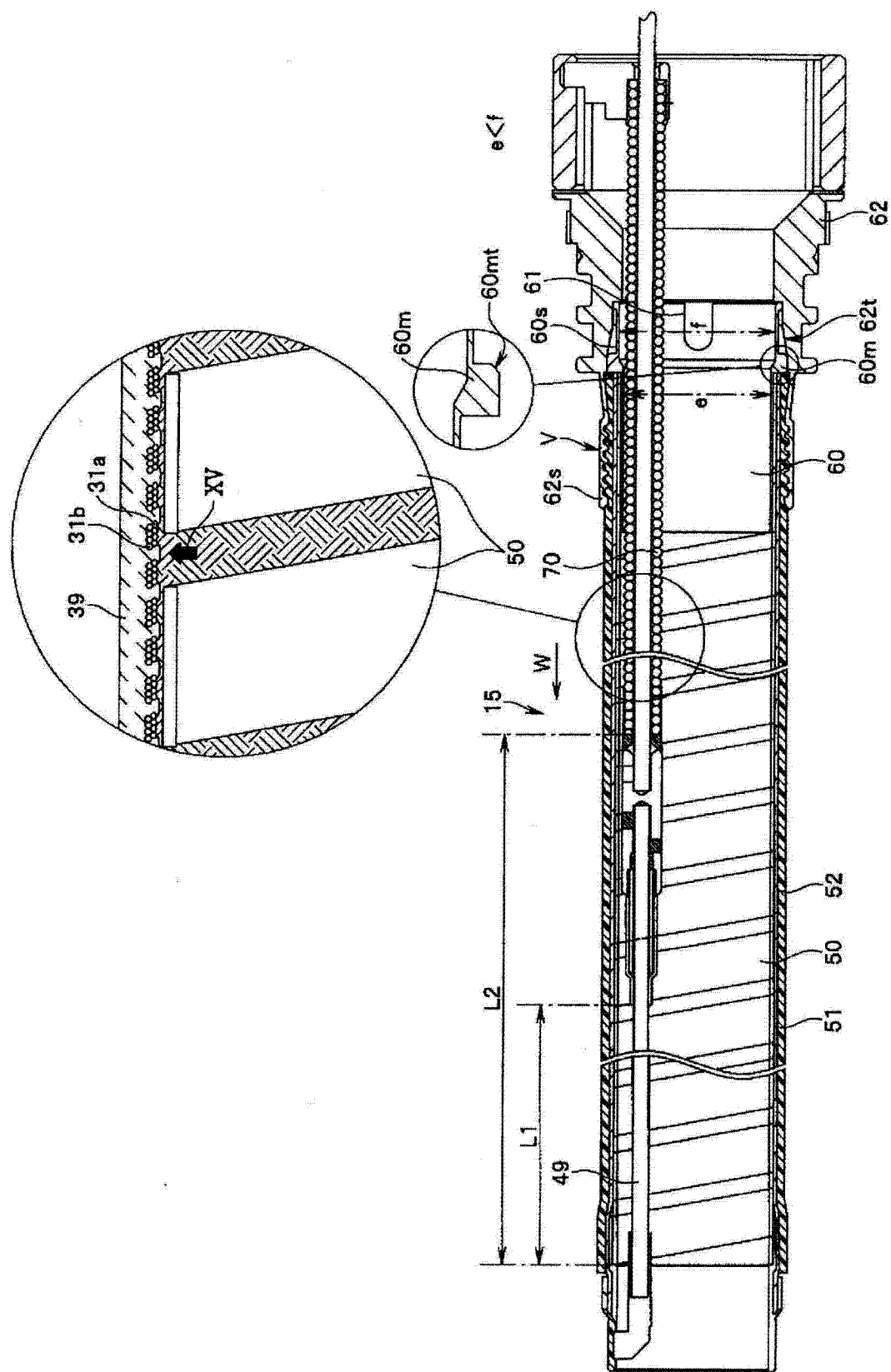


图 14

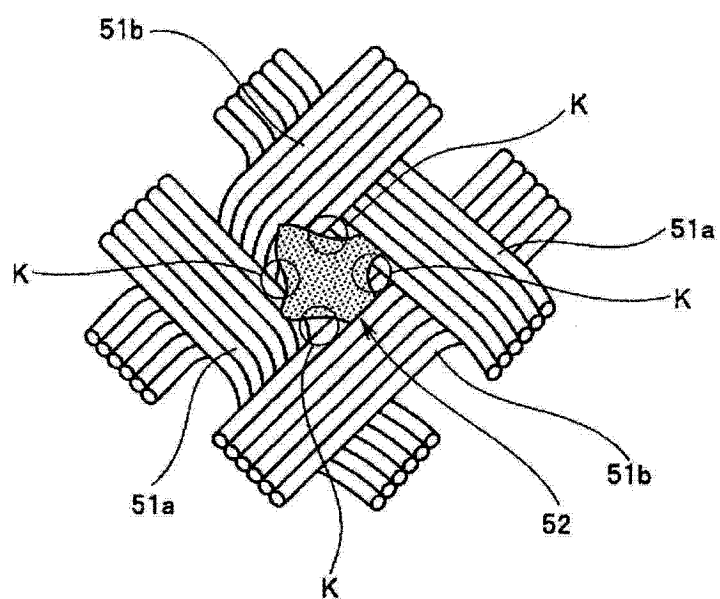


图 15

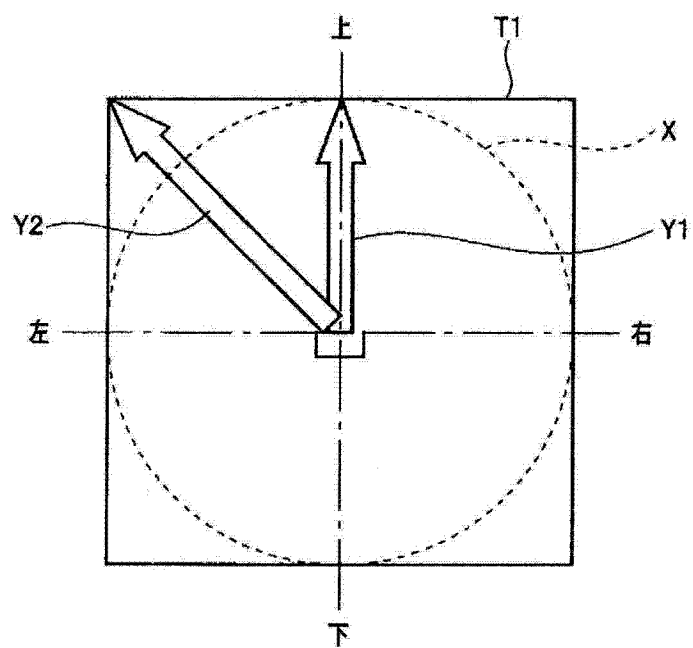


图 16

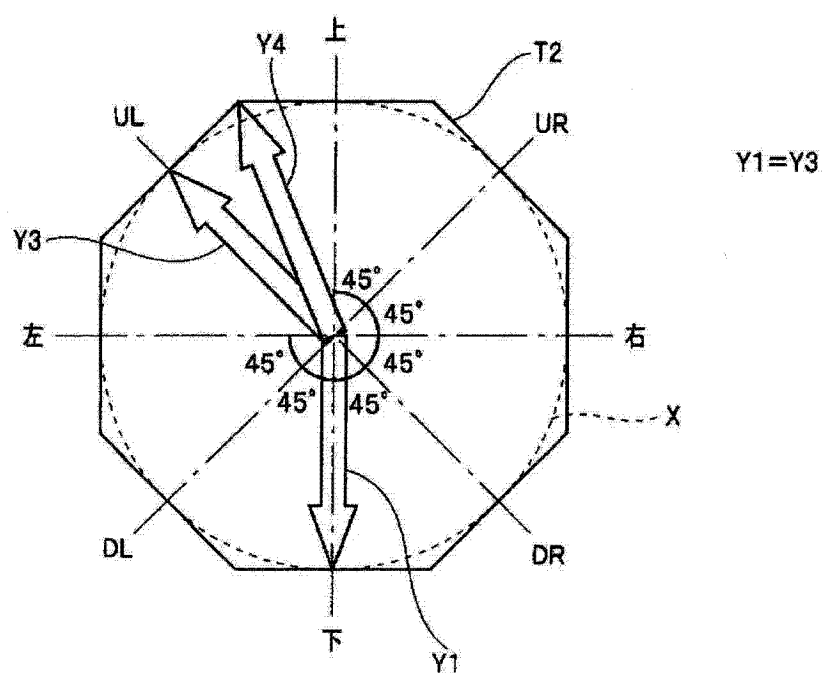


图 17

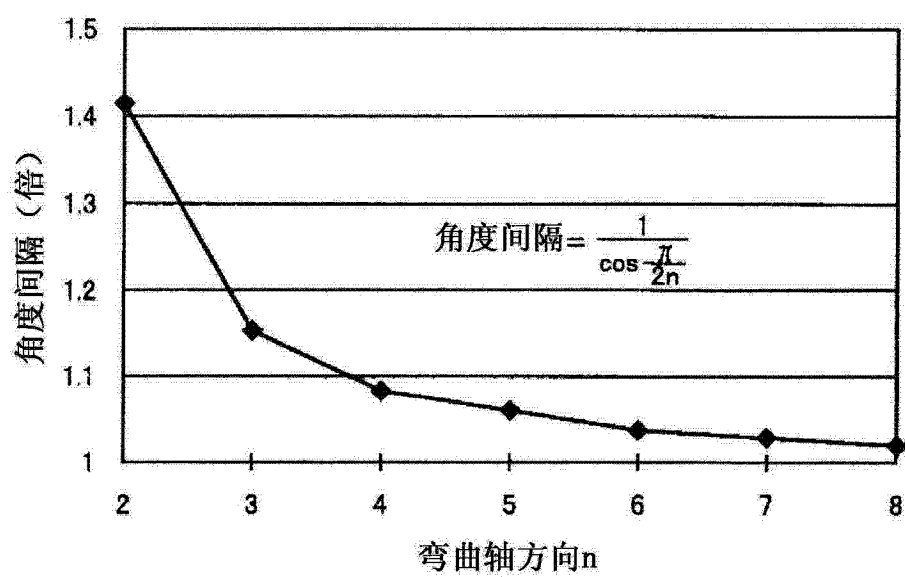


图 18

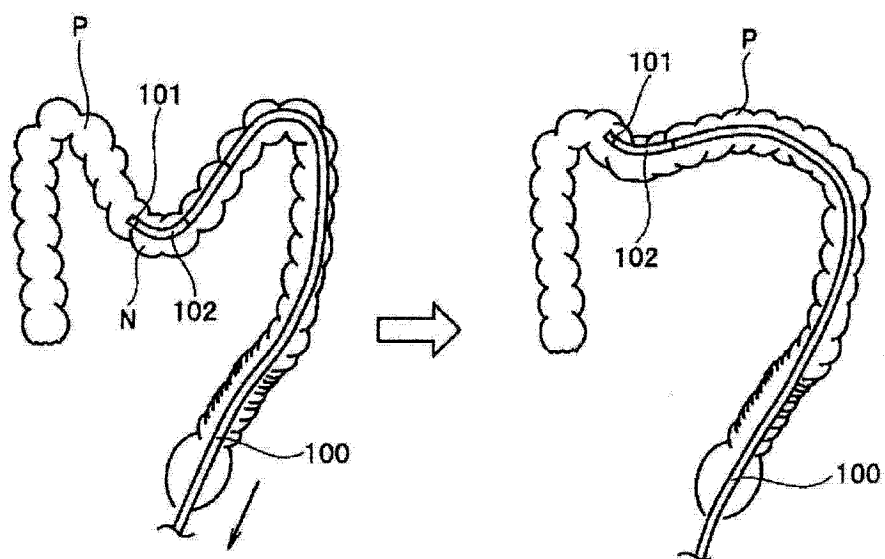


图 19

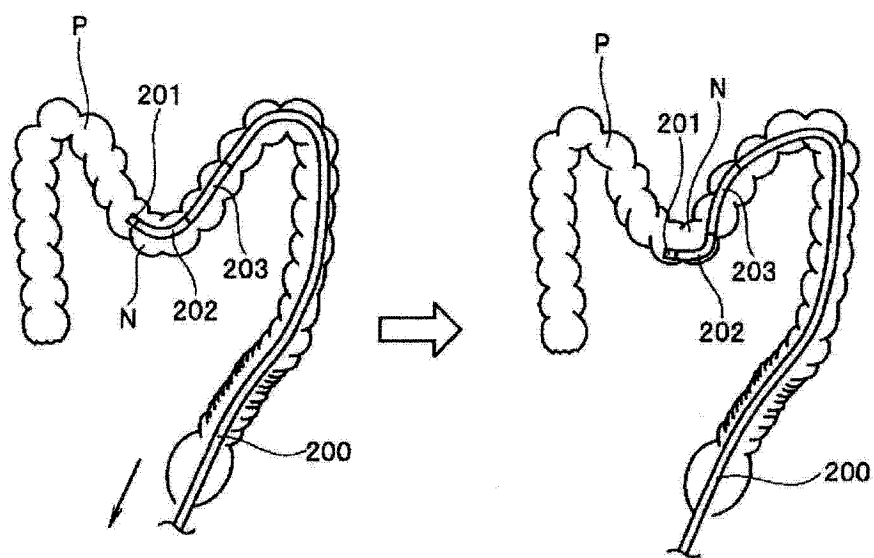


图 20

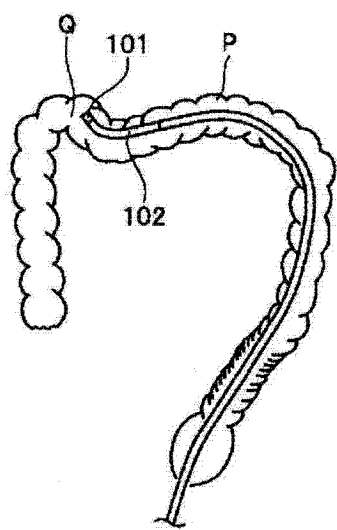


图 21A

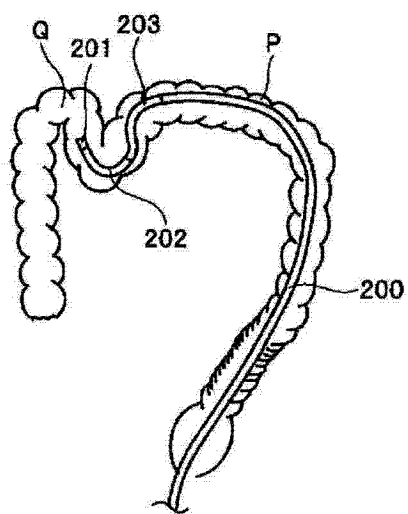


图 21B

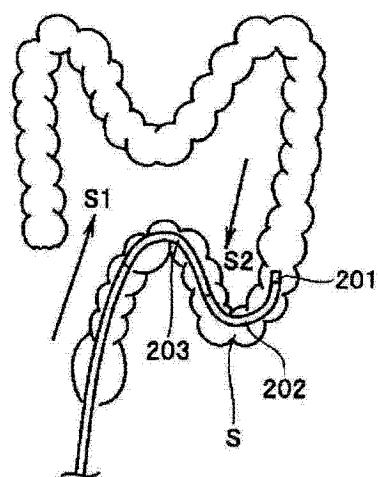


图 22

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN102858227A	公开(公告)日	2013-01-02
申请号	CN201180020626.3	申请日	2011-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	冈庭杰		
发明人	冈庭杰		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0055 G02B23/2476 A61B1/0056		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010101273 2010-04-26 JP		
其他公开文献	CN102858227B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜具有：主动弯曲部（11），其设置在插入部中，相邻的弯曲块（11a）间通过多个转动轴（35a、35b）而连结成转动自如，各转动轴（35a、35b）在弯曲块（11a）的圆周方向J上相差90°，该主动弯曲部（11）根据弯曲操作而弯曲自如；以及被动弯曲部（13），其设置在比主动弯曲部（11）更靠基端侧，相邻的弯曲块（13a）间通过多个转动轴（45a~45c）而连结成转动自如，各转动轴（45a~45c）在圆周方向J上相差60°，该被动弯曲部（13）受到外力时能够自如地被动弯曲。

