

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 1/00 (2006.01)  
G02B 23/24 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610067183.4

[45] 授权公告日 2010年1月6日

[11] 授权公告号 CN 100577086C

[22] 申请日 2006.4.5

[21] 申请号 200610067183.4

[30] 优先权

[32] 2005.4.5 [33] JP [31] 2005-109095

[32] 2005.4.5 [33] JP [31] 2005-109097

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 仓康人 安达胜贵

[56] 参考文献

CN2889157Y 2007.4.18

CN1219855A 1999.6.16

EPO288309A1 1988.10.26

JP54-78883A 1979.6.23

JP10-113396A 1998.5.6

US4329980 1982.5.18

WO2004/086957A2 2004.10.14

JP54-160083A 1979.12.18

US5591202A 1997.1.7

审查员 陈昭阳

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇

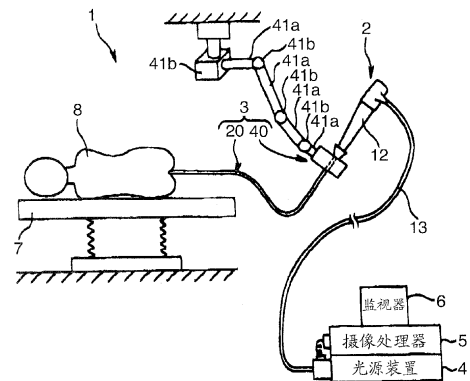
权利要求书4页 说明书28页 附图20页

[54] 发明名称

内窥镜用插入部以及内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜用插入部以及内窥镜系统，其可容易地向大肠等的体腔内插入内窥镜、不给患者造成痛苦、可提高内窥镜插入部对体腔内的插入性。本发明的内窥镜用插入部，具有插入部，其可插入被检体内；推进力产生部，其设在该插入部的外周面侧，可绕内窥镜插入部的中心轴线旋转；摩擦力降低用螺旋部，其作为设在该推进力产生部、用于降低该推进力产生部与体腔内壁之间产生的摩擦力的摩擦力降低机构，设在螺旋形状部外周的规定位置、例如设在基端侧。



1. 一种内窥镜用插入部，其特征在于，具有：

插入部，其能够插入被检体内；

推进力产生部，其设在上述插入部的外周面侧，能够绕上述插入部的中心轴线旋转；

摩擦力降低机构，其设在上述推进力产生部上，用于降低该推进力产生部与体腔内壁之间产生的摩擦力。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力产生部由螺旋形状部构成。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述摩擦力降低机构是设在上述螺旋形状部外周面上的螺旋部。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述摩擦力降低机构设在上述螺旋形状部的基端侧。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述螺旋部是将比构成上述螺旋形状部的线更细的柔软线螺旋缠绕而成的，并且连接该螺旋缠绕的相邻的螺旋的中心之间的距离比连接构成上述螺旋形状部的相邻的螺旋的中心之间的距离长。

6. 一种内窥镜用插入部，其特征在于，具有：

插入部，其能够插入被检体内；

推进力产生部，其设在上述插入部的外周面侧，能够绕上述插入部的中心轴线旋转；

推进力降低机构，其设在上述推进力产生部上，用于降低由该推进力产生部产生的推进力。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜用插入部，其特征在于，在上述推进力产生部上设有用于产生推进力的螺旋形状部。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力降低机构设在上述螺旋形状部的基端侧。

9. 根据权利要求7所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上

述推进力降低机构是每规定间隔设在上述推进力产生部上的与上述螺旋形状部相连接的表面光滑的连接体。

10. 根据权利要求7所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力降低机构由多段螺旋形状部沿插入部的中心轴线连接而成，各段螺旋形状部的节距朝向上述插入部的基端侧逐段地增加。

11. 根据权利要求7所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力降低机构由多段螺旋形状部沿插入部的中心轴线连接而成，各段螺旋形状部的螺旋槽朝向上述插入部的基端侧逐段地变浅。

12. 根据权利要求9所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力产生部由多段上述螺旋形状部和上述连接体沿插入部的中心轴线交替连接而成，各螺旋形状部的长度与各连接体的长度相等。

13. 根据权利要求9所述的内窥镜用插入部，其特征在于，上述推进力产生部由多段上述螺旋形状部和上述连接体沿插入部的中心轴线交替连接而成，越靠近上述插入部基端侧的螺旋形状部的长度越短，越靠近上述插入部基端侧的连接体的长度越长。

14. 一种内窥镜系统，其特征在于，具有：

内窥镜用插入部，其为权利要求1至13中任一项所述的内窥镜用插入部；

旋转装置，其使上述内窥镜用插入部的上述推进力产生部绕中心轴线朝规定方向旋转。

15. 一种内窥镜系统，其特征在于，具有：

插入部，其是细长的，具有挠性；

插入部引导部，其具有挠性，配置在上述插入部的外周侧，在插入部引导部的外周面形成有螺旋形状部，该螺旋形状部通过与体腔内壁抵接被旋转而产生推进力；

引导部旋转装置，其使上述插入部引导部绕中心轴线朝规定方向旋转；

摩擦力降低机构，其设在上述插入部引导部，用于降低对体腔内壁的摩擦力。

16. 根据权利要求15所述的内窥镜系统，其特征在于，上述摩擦力降低机构是将比构成上述插入部引导部的上述螺旋形状部的线更细的柔软线螺旋缠绕而成的。

17. 根据权利要求15所述的内窥镜系统，其特征在于，上述摩擦力降低机构是设在上述螺旋形状部外周面的螺旋部。

18. 根据权利要求15所述的内窥镜系统，其特征在于，上述摩擦力降低机构设在上述螺旋形状部的基端侧。

19. 根据权利要求17所述的内窥镜系统，其特征在于，上述螺旋部是将比构成上述螺旋形状部的线更细的柔软线螺旋缠绕而成的，连接该螺旋缠绕的相邻的螺旋的中心之间的距离比连接构成上述螺旋形状部的相邻的螺旋的中心之间的距离长。

20. 一种内窥镜系统，其特征在于，具有：

插入部，其是细长的，具有挠性；

插入部引导部，其具有挠性，配置在上述插入部的外周侧，在插入部引导部的外周面形成有螺旋形状部，该螺旋形状部通过与体腔内壁抵接旋转而产生推进力；

引导部旋转装置，其使上述插入部引导部绕中心轴线朝规定方向旋转；

推进力降低机构，其设在上述插入部引导部，用于降低该插入部引导部的推进力。

21. 根据权利要求20所述的内窥镜系统，其特征在于，上述推进力降低机构是设在上述插入部引导部的与上述螺旋形状部相连接的表面光滑的连接体。

22. 根据权利要求20所述的内窥镜系统，其特征在于，上述推进力降低机构设在上述螺旋形状部的基端侧。

23. 根据权利要求20所述的内窥镜系统，其特征在于，由多段螺旋形状部沿插入部的中心轴线连接而成，各段螺旋形状部的节距朝向上述插入部的基端侧逐段地增加。

24. 根据权利要求20所述的内窥镜系统，其特征在于，上述推进力降低机构由多段螺旋形状部沿插入部的中心轴线连接而成，各段螺旋形状部的螺旋槽朝向上述插入部的基端侧逐段地变浅。

25. 根据权利要求21所述的内窥镜系统，其特征在于，上述推进力产生部由多段上述螺旋形状部和上述连接体沿插入部的中心轴线交替连接而成，各螺旋形状部的长度与各连接体的长度相等。

26. 根据权利要求21所述的内窥镜系统，其特征在于，上述推进力产生部由多段上述螺旋形状部和上述连接体沿插入部的中心轴线交替连接而成，越靠近上述插入部基端侧的螺旋形状部的长度越短，越靠近上述插入部基端侧的连接体的长度越长。

## 内窥镜用插入部以及内窥镜系统

### 技术领域

本发明涉及内窥镜的内窥镜用插入部以及内窥镜系统，特别涉及用于导入体腔内的内窥镜用插入部以及内窥镜系统。

### 背景技术

以往，内窥镜广泛用于医疗领域。上述内窥镜通过将内窥镜插入部插入体腔内，观察体腔内的患部等，或根据需要处理具穿过钳子通道内，进行治疗处置。

通常，内窥镜插入部在前端侧设有弯曲部。该弯曲部由多个弯曲段体构成。通过牵引与上述弯曲段体连接的操作线，从而使上述弯曲部例如朝上下方向/左右方向弯曲动作。由操作者转动操作设在操作部的例如弯曲把手可进行操作线的牵引。

操作者把上述内窥镜插入部插入构造复杂的体腔内、例如插入大肠等那样绕360°圈的管腔内时，操作弯曲把手使弯曲部弯曲动作，并且一边捻转插入部，一边将内窥镜插入部的前端部朝着观察目的部位插入。但是，上述的内窥镜操作中，要把插入部短时间内顺利地插入构造复杂的大肠内深部，需要熟练的技术。

经验少的操作者，在把内窥镜插入部插入深部时，因看不见插入方向而有可能较费事、或者使肠的行走状态产生大的变化。为此，在现有技术中，提出了各种提高内窥镜插入部的插入性的方案。例如，在日本特开平10-111996号公报（下面称为专利文献1）中，揭示了能容易且低伤害地把医疗器具导入到生物体管腔深部的医疗器具推进装置。该推进装置中，在旋转部件上设有相对于该旋转部件的轴向倾斜的肋，该肋作为推进力产生部。因此，上述专利文献1记载的推进装置，使旋转部件作旋转动作，从而旋

转部件的旋转力被肋变换为推进力，与推进装置相连接的医疗器具在上述推进力的作用下朝深部方向移动。由此，上述专利文献1记载的推进装置，可以低伤害地、不对患者身体造成负担地把医疗器具插入体腔内。

但是，上述专利文献1记载的医疗器具推进装置，不能够一边观察大肠内部一边向大肠等弯曲体腔内插入。因此，上述公报记载的医疗器具推进装置，当医疗器具到达了例如大肠的各弯曲部时，有时旋转部件与大肠的弯曲部产生抵接等，医疗器具不容易插入到大肠内。

这时，操作者有时不能很快地判断出其应对方法。另外，有可能尽管医疗器具的前端部分到达了盲肠部附近，可是操作者仍然继续进行医疗器具旋转部件的旋转动作。另外，把医疗器具插入到大肠等的体腔内后，操作者还要将内窥镜插入部沿着医疗器具进行插入大肠内的插入动作，因此再次带来麻烦。

## 发明内容

本发明是鉴于上述问题而作出的，其目的是提供能容易地将内窥镜插入部插入大肠等的体腔内、不给患者造成痛苦、提高内窥镜插入部对体腔内插入性的内窥镜用插入部、以及内窥镜系统。

为了实现上述目的，本发明的第1内窥镜用插入部，其特征在于，具有：插入部，其可插入被检体内；推进力产生部，其设在上述插入部的外周面侧，可绕上述插入部的中心轴线旋转；摩擦力降低机构，其设在上述推进力产生部，用于降低该推进力产生部与体腔内壁之间产生的摩擦力。

本发明的第2内窥镜用插入部，其特征在于，具有：插入部，其可插入被检体内；推进力产生部，其设在上述插入部的外周面侧，可绕上述插入部的中心轴线旋转；推进力降低机构，其设在

上述推进力产生部，用于降低由该推进力产生部产生的推进力。

本发明的第1内窥镜系统，其特征在于，具有：细长的插入部，其具有挠性；插入部引导部，其具有挠性，配置在上述插入部的外周侧，在外周面形成有螺旋形状部，该螺旋形状部通过与体腔内壁抵接旋转而产生推进力；引导部旋转装置，其使上述插入部引导部绕中心轴线朝规定方向旋转；摩擦力降低机构，其设在上述插入部引导部，用于降低对体腔内壁的摩擦力。

本发明的第2内窥镜系统，其特征在于，具有：细长的插入部，其具有挠性；插入部引导部，其具有挠性，配置在上述插入部的外周侧，在外周面形成有螺旋形状部，该螺旋形状部通过与体腔内壁抵接被旋转而产生推进力；引导部旋转装置，其使上述插入部引导部绕中心轴线朝规定方向旋转；推进力降低机构，其设在上述插入部引导部，用于降低该插入部引导部的推进力。

## 附图说明

图1是表示第1实施方式之内窥镜系统的整体构造图。

图2是表示图1所示导入管的前端部近旁的外观图。

图3是表示图1所示导入管以及内窥镜的说明图。

图4是图3的A-A线剖视图。

图5是表示旋转机构部的构造的说明图。

图6是表示螺旋形状部的构造特性的说明图。

图7是图3所示螺旋管的外观图。

图8是表示图7所示螺旋管构造的截面说明图。

图9是表示把贯穿配置有插入部的导入管从肛门插入的状态的说明图。

图10是把贯穿配置有插入部的导入管的前端部主体插入到盲肠部近旁的状态的说明图。

图11是表示第2实施方式之内窥镜系统的整体构造图。

图12是表示图11所示内窥镜插入部和内窥镜旋转装置（下面简称为旋转装置）的连接の説明图。

图13是沿长度方向将图12所示内窥镜插入部剖切表示的局部剖视图。

图14是图13所示导入管（引导管）的外观图。

图15是表示图14所示导入管（引导管）构造の説明图。

图16是表示螺旋形状部的构造特性的説明图。

图17是插入到大肠内的内窥镜插入部的説明图。

图18是内窥镜插入部呈 $\alpha$ 环状地插入S状结肠部的説明图。

图19是插入到肠深部的内窥镜插入部的説明图。

图20是表示图14变型例的导入管（引导管）的外观图。

图21是在规定位置设有作为覆盖机构的覆盖带而构成的导入管（引导管）的外观图。

图22是构成第3实施方式之内窥镜系统的导入管（引导管）的外观图。

图23是表示图22变型例的导入管（引导管）的外观图。

## 具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的一实施方式。

### 第1实施方式

图1至图10表示本发明的内窥镜用插入部以及内窥镜系统。图1是表示第1实施方式之内窥镜系统的整体构造图，图2是表示图1的导入管（引导管）的前端部近旁的外观图，图3是表示图1所示导入管以及内窥镜的説明图，图4是图3的A-A线剖视图，图5是表示旋转机构部的构造的説明图，图6是表示螺旋形状部的构造特性的説明图，图7是图3所示螺旋管的外观图，图8是表示图7所示

螺旋管构造的截面说明图，图9是表示把贯穿配置有插入部的导入管从肛门插入的状态的说明图，图10是把贯穿配置有插入部的前端部主体插入到盲肠近旁的状态的说明图。

如图1所示，本实施方式的内窥镜系统1，主要由内窥镜2和内窥镜用插入辅助具3构成。内窥镜2具有作为外部装置的光源装置4、摄像处理器5和监视器6。光源装置4向内窥镜2供给照明光。摄像处理器5具有进行各种控制的控制电路和信号处理电路等，供给使设在内窥镜2上的未图示的摄像元件驱动的驱动信号，并且，把用摄像元件进行光电变换后传送过来的电信号生成为影像信号，向监视器6输出，监视器6的画面接收从摄像处理器5输出出来的影像信号而显示内窥镜图像。

内窥镜2具有内窥镜插入部11和操作部12。内窥镜插入部11是细长的、具有挠性的内窥镜用插入部。操作部12设在该内窥镜插入部11的基端侧。该内窥镜2从操作部12侧部伸出有通用绳13。

内窥镜用插入辅助具3主要由导入管20和旋转装置40构成。导入管20贯穿配置有上述内窥镜插入部11，作为把该内窥镜插入部11向体腔内深部方向引导的插入部。旋转装置40使该导入管20的后述螺旋管23旋转。

上述旋转装置40主要由其一端部安装在检查室的天花板上的例如臂部41和安装在该臂部41的另一端的旋转机构部42构成。臂部41由多个例如长度不同的臂构件41a和可自由转动地连接相邻臂构件41a的关节部41b构成。这样，使用者只要用很小的力，就可以使旋转机构部42的位置移动到任意位置。另外，上述旋转机构部42的详细构造在后面说明。

如图2至图4所示，上述导入管20具有：由观察窗部件24及弹性罩管21构成的插入部罩10、与该插入部罩10连设的基端侧构成部件22、配置在插入部罩10外周侧的并作为对本导入管20产生推

进力的推进力产生部的螺旋管23。即，作为插入部的上述导入管20具有作为推进力产生部的螺旋管23，该螺旋管23设在该导入管20的外周面侧，绕上述导入管20的中心轴线旋转。

上述弹性罩管21是细长的管状，由摩擦阻力小的部件、例如由PTFE（四氟乙烯树脂）等的氟系树脂等形成。在上述弹性罩管21上，沿轴向贯通地形成有供内窥镜插入部11穿过的贯通孔21a。另外，在该弹性罩管21上，还沿轴向贯通地形成有作为送气送水通道的贯通孔21b。另外，如图4所示，在上述弹性罩管21上还沿轴向贯通地形成有贯通孔21c，该贯通孔21c作为处置具穿过用通道或吸引用通道。

在上述弹性罩管21的前端侧前表面，在上述贯通孔21a的前端侧开口，通过粘接等方式与上述弹性罩管21一体地配置有观察窗部件24。上述贯通孔21a的基端侧与形成在上述基端侧构成部件22上的后述通孔22a连通。

上述观察窗部件24由具有光学特性的透明树脂部件、例如聚碳酸酯等形成。把内窥镜插入部11穿入设置在上述贯通孔21a内时，构成上述内窥镜插入部11的一部分的前端部15的前表面与观察窗部件24的内侧面抵接。上述观察窗部件24水密地闭塞住弹性罩管21的前面开口，并起到内窥镜2的观察窗的作用。

上述贯通孔21b的一端侧与配置在弹性罩管21前端部近旁的送气送水管嘴25连通。该送气送水管嘴25的开口与上述观察窗部件24相对。另外，在贯通孔21b的另一端侧，设有突出设置到基端侧构成部件22外周的管头部26。送气送水管27a的一端与该管头部26连接。并且，在该送气送水管27a的另一端连结设置送气送水装置27。该送气送水装置27可由送气送水用按钮开关28进行驱动控制。

因此，当例如污物等附着在观察窗部件24上时，使用者通过

任意驱动送气送水装置27，使规定的流体例如空气或液体等的流体，通过贯通孔21b从送气送水管嘴25的开口例如如箭头所示地喷出水，从而将附着的污物冲走。另外，例如通过使空气从送气送水管嘴25的开口喷出，可以将附着在观察窗部件24表面上的水滴除去。

上述贯通孔21c，与形成在上述基端侧构成部件22的规定部位的通道开口部连通。在将该贯通孔21c用作处置具穿过用通道时，使用者把例如活检针和活检钳子等处置具插入上述通道开口部。该上述处置具穿过作为处置具通道的贯通孔21c，从弹性罩管21的前端开口露出到外部。由此，使用者可进行规定的处置。另外，将贯通孔21c用作吸引用通道时，通道开口部与吸引管路（未图示）连接，该吸引管路具有管路连接部件的一端，使该管路连接部件的另一端从例如规定的吸引装置（未图示）延伸出。该吸引装置可以通过吸引用按钮开关29进行驱动控制。

因此，在贯穿配置在上述贯通孔21a内的内窥镜2中，在内窥镜插入部11的前端面仅设置构成观察光学系统的观察窗18、和构成照明光学系统的照明窗19，可以使插入部细径化。

上述螺旋管23例如是由不锈钢制等构成，将规定直径尺寸的金属线螺旋缠绕而具有规定的挠性。在该螺旋管23的外表面，由金属线的表面形成有螺旋形状部23b。

另外，该螺旋管23在上述螺旋形状部23b的内周面与上述弹性罩管21的外周面之间形成有间隙23c，螺旋管23覆盖上述弹性罩管21的外周面，相对于该弹性罩管21的外周面可沿周向（绕轴线）自由转动。

另外，如后所述，上述螺旋管23借助上述旋转装置40的旋转机构部42而沿周向（绕轴线）旋转。另外，上述螺旋管23并不限定于1条，例如也可以使用缠绕成2条、4条等多条而成的螺旋管。

另外，上述螺旋管23由金属线缠绕形成为螺旋状时，可以改变该金属线间的密接度，也可以设置各种螺旋角度，从而可以调节其推进力和前进速度等。另外，金属线23a最好是从前端朝着基端卷绕成左旋的螺旋状，可提高内窥镜插入部11往大肠内的插入性。

在上述弹性罩管21的外周面前端部，设有用于防止上述螺旋管23脱落的凸部21d。上述螺旋管23的前端部23da与凸部21d的后面部21dd抵接，通过卡定于此，可以限制螺旋管23向前方移动。另外，螺旋管23的后端部23db与基端侧构成部件22的前面部22e抵接，通过卡定于此，可限制螺旋管23向后方移动。

因此，在前端侧借助凸部21d的后面部21dd使螺旋管23的前端部23da卡定，在后端侧借助基端侧构成部件22的前面部22e使螺旋管23的后端部23db卡定，从而可以保持螺旋管23经常覆盖弹性罩管21外面侧的状态。

另一方面，插入部罩10的基端侧构成部件22是比弹性罩管21粗的管状部件，由滑动性良好的树脂部件、例如由聚缩醛等形成。在该基端侧构成部件22的内部穿设通孔22a，以使得上述内窥镜2的操作部12的前端侧的一部分（防折部12a的一部分）贯穿配置在该通孔22a内。

在上述基端侧构成部件22的通孔22a的后端侧内周面上，突出设置有向内侧突出地形成的多个卡定用凸部22b。当内窥镜插入部11穿过弹性罩管21的内部、并且操作部12的前端侧的一部分配置在基端侧构成部件22内部时，该卡定用凸部22b与形成在上述操作部12的防折部12a上的周槽12b嵌合。由此，卡定用凸部22b将内窥镜2固定保持在本导入管20上。另外，在基端侧构成部件22的前面部22e处，嵌合着弹性罩管21的基端部21e的一部分。由此，上述弹性罩管21与基端侧构成部件22形成为一体。

另一方面，如图5所示，上述旋转机构部42具有作为框体的旋转部主体43、电动机44、旋转力传递部件45、导入管（引导管）保持部46。电动机44产生使螺旋管23绕导入管（引导管）中心轴线（下面简称为绕轴线）朝规定方向旋转的驱动力。该电动机44固定在旋转部主体43的例如侧壁上。

在电动机44的电动机轴44a上一体地固定有旋转力传递部件45。旋转力传递部件45由具有弹性的树脂部件形成。导入管（引导管）保持部46与固定在电动机轴44a上的旋转力传递部件45相对地配置。导入管（引导管）保持部46固定在旋转部主体43的例如底部。在导入管（引导管）保持部46的、与旋转力传递部件45相对的平面部上，形成有与螺旋管23或基端侧构成部件22的外形形状大致一致的半圆形凹部（未图示）。

并且，上述旋转机构部42中，在旋转力传递部件45与导入管（引导管）保持部46的凹部之间，如图5所示，以夹持构成导入管20的螺旋管23的状态配置该螺旋管23。因此，在图3所示状态、即内窥镜插入部11穿过弹性罩管21的内部、并且卡定用凸部22b和周槽12b嵌合着状态的导入管20中，把该导入管20的螺旋管23如图5所示那样配置在旋转力传递部件45与导入管（引导管）保持部46之间。在该状态下，驱动电动机44时，固定在电动机轴44a上的旋转力传递部件45旋转，其旋转驱动力通过旋转力传递部件45传递给螺旋管23。

受到旋转力的螺旋管23，在该螺旋形状部23b的内周面与上述弹性罩管21之间形成的间隙23c中，相对于弹性罩管21绕轴线旋转。借助该螺旋管23的旋转，在螺旋形状部23b与体腔内壁的接触部分，产生了阳螺纹相对于阴螺纹移动那样的推进力。由此，螺旋管23一边旋转，一边沿上述导入管20的轴向移动。

这时，螺旋管23的一端（前端部23da），在与上述弹性罩管

21的凸部21d抵接的位置，其位置被限制。螺旋管23的另一端（后端部23db），在与基端侧构成部件22的前面部22e抵接的位置，其位置被限制。由此，螺旋管23与弹性罩管21成为一体。因此，随着螺旋管23的移动，弹性罩管21也朝着与螺旋管23的移动方向相同的方向移动。

同时，弹性罩管21和内窥镜2借助卡定用凸部22b和周槽12b的嵌合而成为一体。因此，内窥镜2朝着与由螺旋管23、弹性罩管21构成的导入管20的移动方向相同的方向移动，向体腔内管路的深部进入。

在此，螺旋管23由于与大肠内壁接触，其外径必须要增大。因此，要增大螺旋管23的外径时，螺旋形状部23b的每转一圈的缠绕长度（金属线23a的缠绕长度）加长，所以，每转一圈的螺旋形状部23b与肠壁的接触面积增大，相应地，每转一圈的螺旋形状部23b与肠壁的摩擦力也增大。

因此，对于上述增大的摩擦力，必须增大螺旋管23每转一圈的力矩，所以对于恒定的旋转力，难以得到来自螺旋形状部23b的推进力，可能会出现不能进入的情况。为此，本实施方式中设置了摩擦力降低机构，该摩擦力降低机构可以降低螺旋管23的螺旋形状部23b对体腔内壁的摩擦力。

首先参照图6说明螺旋形状部23b的构造特性。

如图6所示，螺旋形状部23b由螺距P（以下简称为节距）、螺距角PA、线径D定义。上述节距P是指连结相邻螺旋的中心彼此之间的距离。上述螺距角PA是指相对于长度方向中心轴线的螺旋卷绕夹角（倾斜角度）。上述线径D是指构成螺旋的金属线的直径。

下面，说明本实施方式的螺旋管23的构造。

如图7、图8所示，本实施方式的螺旋管23，在上述螺旋形状部23b外周的规定位置、例如在基端侧具有摩擦降低用螺旋部51

作为摩擦力降低机构。

上述摩擦降低用螺旋部51，是将比构成上述螺旋形状部23b的金属线23a更细、更柔软的、例如硅、聚氨酯、不锈钢等摩擦降低用线51a螺旋缠绕在上述螺旋形状部23b的外周并粘接固定而形成的。

该摩擦降低用螺旋部51的摩擦降低用线51a的线径 $D_{51}$ ，例如大致为上述螺旋形状部23b的金属线23a的线径 $D_{23}$ 的 $1/2$ 。上述螺旋管23的外径为10mm时，该摩擦降低用线51a的线径 $D_{51}$ 例如为1~2mm。这时，上述螺旋管23的金属线23a的线径 $D_{23}$ 例如为2~4mm。

另外，上述摩擦降低用螺旋部51的螺距角 $PA_{51}$ 例如为 $120^\circ$ 。另一方面，上述螺旋形状部23b的螺距角 $PA_{23}$ 例如为 $105^\circ$ 。另外，上述摩擦降低用螺旋部51的节距 $P_{51}$ 为上述螺旋形状部23b的节距 $P_{23}$ 的大致3倍。每转一圈的移动距离、即导程 $L_{51}$ ，是上述螺旋形状部23b的导程 $L_{23}$ 的大致3倍。因此，这时，上述螺旋管23的每转一圈的推进量是仅设置上述螺旋形状部23b的情况的大致3倍。

由此，在上述螺旋管23中，上述摩擦降低用螺旋部51的每转一圈的接触面积是上述螺旋形状部23b每转一圈的接触面积的 $(D_{51}/D_{23}) \times (L_{23}/L_{51}) = D_{51}L_{23}/D_{23}L_{51}$ 、例如是大约为 $(1/2) \times (1/3) =$ 大致 $1/6$ 。因此，上述摩擦降低用螺旋部51与体腔内壁的接触面积比上述螺旋形状部23b与体腔内壁的接触面积小，所以，上述螺旋管23与上述螺旋形状部23b相比，摩擦力降低。

另外，上述摩擦降低用螺旋部51，不限于上述螺旋形状，可以缩短或加长节距 $P_{51}$ 、或改变摩擦降低用线51a的密接度、或设定各种螺距角 $PA_{51}$ 。另外，该摩擦降低用螺旋部51，最好将上述摩擦降低用线51a与螺旋形状部23b的金属线23a同样地、缠绕成

左旋的螺旋状。

下面，说明上述构造的内窥镜系统1的作用。

首先，医务工作者（简称为工作人员）准备好内窥镜2和构成内窥镜用插入辅助具3的导入管20。然后，使构成内窥镜用插入辅助具3的旋转装置40的臂部41移动，将旋转机构部42配置在所希望的位置。

接着，把构成导入管20的螺旋管23的所希望部位，配置在构成旋转机构部42的导入管（引导管）保持部46与旋转力传递部件45之间。这样，成为导入管20的基端部侧被旋转机构部42保持的状态。这时，把导入管20的前端部侧例如配置在床7上。

然后，从构成导入管20的基端侧构成部件22的开口，将内窥镜插入部11插入到导入管20的内部。这样，内窥镜插入部11被导入管20覆盖住，使内窥镜2例如往大肠内插入的准备工作完毕。另外，工作人员在准备内窥镜2、导入管20、和旋转装置40的同时，也进行作为周边装置的光源装置4、摄像处理器5、监视器6的准备。

下面，说明把被导入管20覆盖着的内窥镜2插入大肠的步骤。

首先，操作者（未图示）握住导入管20的前端侧，把导入管20的前端部从横躺在床7上的患者8的肛门插入大肠内。于是，形成在导入管20的螺旋管23外表面上的螺旋形状部23b与肠壁接触。这时，螺旋形状部23b与肠壁的接触状态，是阳螺纹与阴螺纹的关系。另外，在监视器6的画面，通过观察窗18显示出由内窥镜2的摄像元件拍摄的内窥镜图像。

在螺旋形状部23b与肠壁接触的状态，用规定的操作使旋转机构部42的电动机44进行旋转驱动。于是，通过电动机44的电动机轴44a使旋转力传递部件45旋转。由此，旋转驱动力被传递到配置在该旋转力传递部件45与导入管（引导管）保持部46之间的螺旋管23。因此，如图9中箭头R所示，螺旋管23朝绕轴线方向开始旋

转。

这时，在旋转着的螺旋管23的螺旋形状部23b与肠壁的接触部分，是阳螺纹相对于阴螺纹移动的关系，即，产生使螺旋管23前进的推进力。如上所述，螺旋管23的一端（前端部23da）在与上述弹性罩管21的凸部21d抵接的位置，其位置被限制。螺旋管23的另一端（后端部23db）在与基端侧构成部件22的前面部22e抵接的位置，其位置被限制，所以，螺旋管23和弹性罩管21成为一体。

因此，螺旋管23不会从弹性罩管21中脱落，与弹性罩管21的凸部21d的后面部21dd抵接，一边推压它一边前进。这样，由螺旋管23和弹性罩管21构成的导入管20，在该推进力作用下向大肠内深部前进。

因此，在导入管20的基端侧构成部件22，周槽12b与卡定用凸部22b嵌合，从而内窥镜2与其成为一体。因此，随着导入管20的移动，内窥镜2也朝相同方向移动，被导入被检者体腔内深部。如上所述，上述螺旋管23在上述螺旋形状部23b的外周规定位置，具有摩擦降低用螺旋部51作为摩擦力降低机构。因此，随着往体腔内插入的进行，上述摩擦降低用螺旋部51代替上述螺旋形状部23b与体腔内壁接触，借助从螺旋形状部23b传来的旋转力而旋转。另外，上述螺旋形状部23b，具有良好的弹性(Elasticibility)，不容易弯折，并且对上述摩擦降低用螺旋部51的旋转传递性好。

上述摩擦降低用螺旋部51与上述螺旋形状部23b同样地产生使上述螺旋管23前进的推进力，如上所述，该推进力通过螺旋形状部23b传递给导入管20，与内窥镜2一起被朝向被检者体腔内深部导入。

即，从肛门71插入的、贯穿配置有内窥镜插入部11的导入管20，借助上述的推进力以及操作者的手操作、弯曲操作等，从直

肠72朝着S状结肠部73前进。然后，导入管20通过S状结肠部73，再通过作为S状结肠部73与蠕动性差的降结肠部74的交界的弯曲部、作为降结肠部74与蠕动性好的横结肠部75的交界的脾弯曲部76、作为横结肠部75与升结肠部78的交界的肝弯曲部77。然后，如图10所示，导入管20到达目的部位即盲肠部79近旁。

这时，上述摩擦降低用螺旋部51，与上述螺旋形状部23b相比，每转一圈与体腔内壁的接触面积例如大致为其1/6倍。因此，上述螺旋管23中，由于摩擦降低用螺旋部51与体腔内壁的接触面积比螺旋形状部23b与体腔内壁的接触面积小，所以，与上述螺旋形状部23b相比，降低与肠壁之间的摩擦力。

由此，螺旋管23可以防止作用于其与肠壁之间的摩擦力增大，能得到良好的推进力。因此，导入管20插入体腔内时，能发挥充分的推进功能，能容易地将内窥镜插入部11插入体腔内。

另外，在该状态时，操作者进行将导入管20推入等的手操作时，穿过有内窥镜插入部11的导入管20，只需很小的力就能向体腔内深部被导入。另外，导入管20中，有时会有例如污物等附着在观察窗部件24上。这时，操作者按压操作二次送气送水用按钮开关28。于是，送气送水装置27起动而送水，通过上述贯通孔21b从送气送水管嘴25的开口，如箭头所示地例如喷出水。这样，导入管20把附着在观察窗部件24上的污物等冲走。

另外，操作者按压操作一次送气送水用按钮开关28。于是，送气送水装置27起动而送气，通过上述贯通孔21b从送气送水管嘴25的开口，如箭头所示地例如喷出空气。这样，导入管20可把附着在观察窗部件24表面上的水滴除去。另外，操作者按压操作吸引按钮开关29时，于是，吸引装置起动，导入管20从上述贯通孔21c的开口吸引体液等。

然后，操作者从监视器6的画面上显示的内窥镜图像，判断出

导入管20的前端部已到达盲肠部79近旁时，例如指示工作人员停止电动机44的驱动。在此，操作者为了进行大肠的内窥镜检查，来回地拉动内窥镜插入部11而进行检查。然后，检查结束后，从导入管20中拔出内窥镜插入部11，将导入管20废弃掉，再把内窥镜插入部11插入配置到新的导入管20内。这样，不必进行内窥镜2的清洗、消毒，就可以进行下一个检查。

结果，导入管20上，由于在上述螺旋形状部23b的外周规定位置设置摩擦降低用螺旋部51作为摩擦力降低机构，所以，该摩擦降低用螺旋部51代替上述螺旋形状部23b而与体腔内壁接触，可以降低作用于其与体腔内壁之间的摩擦力，可发挥充分的推进功能，容易将内窥镜插入部11插入体腔内。

另外，导入管20由于贯穿配置有内窥镜的插入部，所以在检查中，可确实防止内窥镜插入部11直接与体腔壁等接触。因此，在检查结束后，不必清洗、消毒，可以把从导入管中拔出的内窥镜放入新的导入管内再使用，医务工作者免去了每次检查后都要清洗、消毒内窥镜和导入管的麻烦。

另外，本实施方式中，被导入管20覆盖着的内窥镜插入部11所插入的管腔是大肠，但是，插入内窥镜插入部11的管腔，并不限定是大肠，也可以是从口腔插入的食道、胃、小肠等的管腔。

另外，本实施方式中的导入管20的旋转方向，可以只朝着一个方向（前进的方向），也可以以一定的周期或任意切换地进行左右旋转。通过组合左右旋转，导入管20可在体腔内反复进行前进和后退。这样，在前进时，万一导入管20的前端被肠壁的小凹部等挂住时，通过后退可以解除该挂住。并且，再次前进时，由于肠的位置和导入管20的位置稍微错开，所以不会再挂住，可顺利地前进。

另外，在本实施方式中，是在一次性套（disposable sheath）

应用本发明而构成导入管（引导管）20，但本发明并不限于此，也可在与内窥镜插入部形成为一体的全一次性管（full disposable）、或在形成为比内窥镜的可挠管部硬的管即内窥镜用罩管（以下简称为罩管）应用本发明而构成导入管20。总之，只要通过设置摩擦降低用螺旋部51，降低大直径螺旋管23与体腔内壁的摩擦力，能得到充分的推进功能者即可。

## 第2实施方式

下面，参照附图说明本发明的第2实施方式。

图11至图21表示本发明的内窥镜用插入部以及内窥镜系统。图11是表示第2实施方式之内窥镜系统的整体构造图。图12是表示图11所示内窥镜插入部和内窥镜旋转装置（下面简称为旋转装置）的连接の説明图。图13是沿长度方向将图12所示内窥镜插入部剖切表示的局部剖视图。图14是图13所示导入管（引导管）的外观图。图15是表示图14所示导入管（引导管）构造の説明图。图16是表示螺旋形状部的构造特性的説明图。图17是插入到大肠内的内窥镜插入部的説明图。图18是内窥镜插入部呈 $\alpha$ 环状地插入S状结肠部的説明图。图19是插入到肠深部的内窥镜插入部的説明图。图20是表示图14变型例的导入管（引导管）的外观图。图21是在规定位置设有作为覆盖机构的覆盖带的导入管（引导管）的外观图。

如图11所示，本实施方式的内窥镜系统1a，主要由内窥镜插入部11、旋转装置9、保护管36、摄像处理器5和监视器6构成。旋转装置9用于使该内窥镜插入部11绕中心轴线朝规定方向旋转。保护管36用于保持内窥镜插入部11的旋转。摄像处理器5由旋转装置9和电缆线9a连接，与第1实施方式中说明的摄像处理器相同。监视器6显示由内窥镜插入部11摄制的图像，与第1实施方式中说明的监视器相同。

摄像处理器5具有信号处理电路。该摄像处理器5，供给使内置于内窥镜插入部11中的后述摄像元件16驱动的驱动信号，并且，把由摄像装置进行光电变换后传送来的电信号生成为影像信号，输出给监视器6。监视器6接收从摄像处理器5输出的影像信号，在监视器6的画面上显示内窥镜图像。

内窥镜插入部11在内窥镜前端部（下面简称为前端部）11a与连接器部47之间具有导入管（引导管）20，作为插入部引导部，也是推进力产生部。该内窥镜插入部11以动配合状态穿过用于防止与手术室内的床接触的保护管36内。这样，可防止内窥镜插入部11与床等直接接触。另外，内窥镜插入部11的连接器部47，与从旋转装置9的一侧面突出的筒体、即插入部保持部14连接。

如图12所示，内窥镜插入部11的前端部11a，具有大致圆筒形的孔部、即照相机单元收容部11A。在照相机单元收容部11A内收容并固定着照相机单元32。照相机单元32作为摄像单元，内置有观察光学系统和照明光学系统。

另外，旋转装置9的插入部保持部14，具有从前端面突出的大致圆筒形凸部16和多个销17（图中是2个）。销17及凸部16与内窥镜插入部11的连接器部47嵌合时，插入部保持部14与内窥镜插入部11连接。照相机单元32，在前端面的大致中央具有观察窗18，在该观察窗18的近旁具有照明窗19，电缆线32a从基端侧穿入内窥镜插入部11的内部。

下面，参照图13，详细说明内窥镜插入部11和旋转装置9。

如图13所示，在固定于前端部11a的照相机单元32，具有：配置在观察窗18后方的观察光学系统18a、配置在观察光学系统18a后方的摄像元件（下面简称为CCD）35a、从2个照明窗19到后方分别配置的2个照明光学系统19a、分别配置在这些照明光学系统19a后方的2个发光二极管（下面简称为LED）35b。

另外，从照相机单元32的基端侧伸出有与CCD35a连接的图像信号电缆线、和与LED35b连接的电缆线32a。另外，图像信号电缆线和LED电源电缆线最好是大致相同的电压，这样，可以防止各电缆线相互接近引起的各种损伤，例如由电磁感应等引起CCD35a和LED35b的损伤。

在插入部主体11B上形成贯通孔11b，从照相机单元32伸出的电缆线32a穿过该贯通孔11b。该插入部主体11B是具有挠性的大致筒体，其前端部11a为单凸缘。另外，插入部主体11B，其基端固定在连接器部47上，外套有导入管（引导管）20。

该导入管（引导管）20，是在内窥镜插入部11的前端部11a与连接器部47之间，例如把不锈钢制的、规定直径尺寸的金属线3A以螺旋状地在插入部主体11B的外周部缠绕2层而形成的具有规定挠性的管。

另外，该导入管（引导管）20，也可以是将多条（例如4条）金属线3A螺旋缠绕而成的。螺旋缠绕的金属线3A，可以提高金属线间的密接度，也可以设定各种螺旋角度。因此，在导入管（引导管）20的外表面，设有由金属线3A的表面形成的螺旋形状部3a。另外，该金属线3A，最好从前端朝着基端缠绕成左旋的螺旋状。换言之，金属线3A最好缠绕成与左螺纹的螺纹槽相同方向的螺旋，这样，插入体腔内时，尤其是插入大肠内时，使旋转装置9的插入部保持部14绕着内窥镜插入部11的中心轴线朝左方向旋转，可提高与大肠内壁的紧密贴合性，提高内窥镜插入部11往大肠内插入的插入性。

连接器部47具有在基端面大致中央具有的大致圆柱形的孔即嵌合孔47a、和在该嵌合孔47a的周围具有的2个销孔47b。因此，当插入部保持部14的凸部16与嵌合孔47a嵌合、插入部保持部14的2个销17分别与2个销孔47b嵌合时，连接器部47与插入部

保持部14连接。

嵌合孔47a在端面上具有3个接触端子47A, 这些接触端子47A分别与多个电缆线32a连接。在连接连接器部47和插入部保持部14时, 连接器部47的3个接触端子47A分别与插入部保持部14的凸部16的3个接触销16a接触, 从而, 将CCD35a和LED35b与旋转装置9电连接。

插入部保持部14, 在其旋转轴上具有与其相同中心轴线的集电装置(下面称为集电环)38, 插入部保持部14由旋转装置9的侧板和例如轴承50保持, 可绕中心轴线方向旋转。另外, 在插入部保持部14的基端部分的外周, 例如形成有正齿轮形状的齿轮槽14a。

基端部分的齿轮槽14a与设在电动机49的电动机轴前端部分的正齿轮49a啮合, 从而, 该插入部保持部14被电动机49驱动, 绕着中心轴线朝规定方向转动, 在此是从基端朝着前端看时往左方向旋转。

由此, 插入到体腔内、尤其是插入到大肠内时, 由旋转装置9使插入部保持部14旋转, 螺旋形状部3a与大肠内壁紧密接触着旋转, 从而导入管(引导管)20得到了阳螺纹相对于阴螺纹作用那样的推进力。这里, 导入管(引导管)20的构造是, 从前端部11a的后端侧到连接器部47在全周范围内在内窥镜插入部11的外周面上形成有上述螺旋形状部3a。

这时, 插入到体腔内的内窥镜插入部11, 由于从前端部11a的后端侧到插入体腔内的规定部位, 螺旋形状部3a与大肠内的肠壁紧密接触, 能得到上述的推进力。于是, 内窥镜插入部11越插入到体腔内深部, 与大肠内的肠壁紧密接触而得到推进力的螺旋形状部3a的长度越大, 该增大部分的螺旋形状部3a, 使得进一步往体腔内插入的推进力增加。

因此，导入管（引导管）20得到的推进力比操作者所需要的大，在肠内过度地进入，从而使肠的行走状态产生大的变化，对体腔内的插入性变差。

另外，如上所述，由于螺旋形状部3a是紧密接触缠绕的层叠多条螺旋体，所以加工（制作）困难，特别是越长越不容易加工，加工性越差。为此，在本实施方式中，对导入管（引导管）20设置有使该导入管（引导管）20的推进力降低的推进力降低机构。

即，如图14和图15所示，导入管（引导管）20形成每规定间隔用连接体30（30a、30b...）将螺旋形状部3a连接起来作为推进力降低机构。更具体地说，上述导入管（引导管）20是由螺旋形状部31a、连接体30a、螺旋形状部31b、连接体30b、螺旋形状部31c...构成的。

上述连接体30a、30b...，在其两端的台阶部37分别粘接固定有螺旋形状部3a（31a、31b、31c...），可与这些螺旋形状部3a（31a、31b、31c...）一体地旋转。

上述连接体30，由具有柔软性的部件形成，例如由聚氨酯管、或PTFE（四氟乙烯树脂）等的氟系树脂形成。该连接体30（30a、30b...）的表面是光滑面，摩擦系数 $\mu$ 例如为0.015~0.020。另外，摩擦系数 $\mu$ 是平行地作用在二个物体接触面上的摩擦力与垂直地作用在该面上的垂直压力之比。

另外，图16表示上述螺旋形状部3a的构造特性。

如图16所示，上述螺旋形状部3a由螺距P（以下简称为节距P）、螺距角PA、线径D定义。上述节距是指连接相邻螺旋的中心之间的距离。上述螺距角是指相对于长度方向中心轴线的螺旋缠绕角度（倾斜角度）。上述线径是指构成螺旋的金属线的直径。上述螺旋槽的深度是指相邻螺旋之间所形成的槽的角度。

在本实施方式中，上述螺旋形状部31a、31b、31c...的节距P、

螺距角PA、线径D都相同。

另外，上述导入管（引导管）20中，其螺旋形状部31a、31b、31c...的长度 $L_{31a}$ 、 $L_{31b}$ 、 $L_{31c}$ ...、以及上述连接体30a、30b...的长度 $L_{30a}$ 、 $L_{30b}$ ...，分别是相同的长度。即，上述导入管（引导管）20，是交替地将上述螺旋形状部3a和连接体30连设而构成的，它们的构成比率是各为一半。因此，本实施方式的导入管（引导管）20，与从前端部11a的后端侧到连接器部47在全周范围在内窥镜插入部11的外周面上都形成螺旋形状部3a的情况相比，摩擦力大致为其1/2左右，得到的推进力也大致为其1/2左右。

另外，本实施方式的导入管（引导管）20，与从前端部11a的后端侧到连接器部47在全周范围在内窥镜插入部11的外周面上形成螺旋形状部3a的情况相比，可以只构成一半螺旋形状部3a，所以，相应地加工性好、重量也减轻。

下面说明上述构造的本实施方式内窥镜系统1a的动作。

先说明用于将内窥镜插入部11插入到大肠内的准备步骤。

要将内窥镜插入部11插入大肠内、例如盲肠部时，首先，医生或护士（下面称为操作者）把内窥镜插入部11插入保护管36的管内。然后，使从保护管36突出的内窥镜插入部11的连接器部47连接到旋转装置9的插入部保持部14上。这时，操作者把插入部保持部14的2个销17分别插入连接器部47的2个销孔47b，使插入部保持部14的凸部16嵌合到连接器部47的嵌合孔47a内。这样，用于将内窥镜插入部11往大肠内插入的准备工作完毕。另外，在准备内窥镜插入部11的同时，也进行摄像处理器5、监视器6的准备。

下面，参照图17、图18说明把内窥镜插入部11插入患者大肠内的步骤。

首先，操作者握住内窥镜插入部11的前端部分，把内窥镜插

入部11的前端部11a,从横躺在床上等的患者肛门71(参照图17)向大肠内插入。于是,形成在内窥镜插入部11外表面上的螺旋形状部3a(31a、31b、31c...)与患者的肠壁接触。这时,形成在内窥镜插入部11上的螺旋形状部3a与肠壁的接触状态,是阳螺旋与阴螺旋的关系。

在该接触状态,操作者驱动旋转装置9的电动机49,使内窥镜插入部11成为绕其轴线左旋转的状态。于是,内窥镜插入部11朝着插入方向绕轴线左旋转,安装在该插入部保持部14上的内窥镜插入部11的连接部47朝着插入方向绕轴线左旋转。该旋转从内窥镜插入部11的基端部交替地传递到螺旋形状部3a和连接体30,最终被传递到达前端部11a,内窥镜插入部11成为绕轴线朝左方向旋转的状态。

这样,在旋转着的内窥镜插入部11的螺旋形状部3a与肠壁褶皱的接触部分,产生了像阳螺旋相对于阴螺旋移动那样的、使内窥镜插入部11前进的推进力。于是,内窥镜插入部11在推进力作用下,在大肠内向深部前进。

这时,操作者也可以进行手操作,将握住的内窥镜插入部11推进。于是,如图17所示,从肛门71插入的内窥镜插入部11,借助推进力及操作者的手操作,从直肠72朝着S状结肠部73前进。然后,内窥镜插入部11到达S状结肠部73。

内窥镜插入部11通过S状结肠部73时,例如如图18所示,在S状结肠部73,一边形成 $\alpha$ 环形状,一边沿着肠壁前进。这时,在从前端部11a的后端侧到连接部47在全周范围内在内窥镜插入部11的外周面上都形成螺旋形状部3a时,由于与环状的肠壁部分接触的外周部分都是螺旋形状部3a,所以,该全部的接触部分产生推进力,环渐渐变大,阻止前端的推进。

但是,在本实施方式中,如上所述,交替地连设有螺旋形状

部3a和连接体30，所以，与在沿内窥镜插入部11的全周都形成由螺旋形状部3a的情况相比，只有一半部分形成螺旋形状部3a，所以，不产生过度的推进力。因此，导入管（引导管）20不会过度地在肠内前进，插入性不会变差。这样，不会对患者造成痛苦，提高内窥镜插入部11往体腔内插入的插入性。

并且，内窥镜插入部11通过了S状结肠部73后，沿着作为S状结肠部73与蠕动性差的降结肠部74的交界的弯曲部、作为降结肠部74与蠕动性好的横结肠部75的交界的脾弯曲部76、作为横结肠部75与升结肠部78的交界的肝弯曲部77的壁顺利地前进，如图19所示，不使大肠状态变化，即可到达例如作为目的部位的盲肠部79近旁。

在该内窥镜插入部11插入患者大肠内期间，操作者一边确认监视器6画面上显示的大肠内图像，一边利用内窥镜插入部11的推进力以及将握着的内窥镜插入部11推进的手操作，将内窥镜插入部11插入到大肠深部。

由于内窥镜插入部11的旋转，监视器6的画面上的图像也是旋转的，这时，摄像处理器5进行图像处理，使得监视器6画面上显示的图像不旋转。即，摄像处理器5进行图像处理，使得只把与内窥镜插入部11的前端部11a的旋转周期同步的、规定相位位置的静止图像显示在监视器6的画面上，把图像处理后的影像信号供给监视器6，显示在监视器6的画面上。

操作者从监视器6所显示的内窥镜图像中，判断导入管（引导管）20已到达盲肠部79近旁时，停止旋转装置9的电动机49的旋转。这样，导入管（引导管）20停止前进。然后，进行盲肠部79近旁的内窥镜检查。

结果，第2实施方式的内窥镜系统1a，由于只有一半部分形成螺旋形状部3a，所以，与在内窥镜插入部11全周上形成螺旋形状

部3a的情况相比,不产生过度的推进力。因此,第2实施方式的内窥镜系统1a,能向大肠等的体腔内容易地插入内窥镜插入部,不会给患者造成痛苦,提高内窥镜插入部11往体腔内插入的插入性。另外,第2实施方式的内窥镜系统1a,由于只有一半部分形成螺旋形状部3a,所以相应地加工性好,重量也减轻。

另外,在本实施方式中,是在具有观察光学系统(照相机单元32)并与内窥镜插入部形成为一体的全一次性管导入管(引导管)20应用本发明而构成为插入部引导部。但本发明并不限于此,也可在一次性套应用本发明而构成为导入管(引导管)20。另外,当然也可在形成为比内窥镜的可挠管部硬的管即内窥镜用罩管应用本发明而构成为导入管(引导管)20。

另外,导入管(引导管)也可以是朝着基端侧减少螺旋形状部地构成为推进力降低机构。

如图20所示,导入管(引导管)20B这样地形成:从前端部到规定距离,只设置螺旋形状部3a,从规定距离以后,增加连接体30B(30Ba、30Bb...)的部分,在基端侧,螺旋形状部3a比连接体30B少。

更具体地说,上述导入管(引导管)20B由螺旋形状部31Ba、连接体30Ba、螺旋形状部31Bb、连接体30Bb、螺旋形状部31Bc、连接体30Bc、螺旋形状部31Bd、连接体30Bd、螺旋形状部31Be...构成。上述连接体30B是由与上述连接体30同样地具有柔软性的材料形成,例如由聚氨酯管、或PTFE(四氟乙烯树脂)等氟系树脂形成。该连接体30(30a、30b...)的表面是光滑面,摩擦系数 $\mu$ 例如是0.015~0.020。

上述螺旋形状部31Ba的长度 $L_{31Ba}$ ,例如是上述螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 和上述连接体30a的长度 $L_{30a}$ 之和。另外,上述螺旋形状部31Bb、31Bc的长度 $L_{31Bb}$ 、 $L_{31Bc}$ ,例如是上述连接体30Ba、

30Bb的长度 $L_{30Ba}$ 、 $L_{30Bb}$ 的大致2倍。另外，上述螺旋形状部31Bd、31Be的长度 $L_{31Bd}$ 、 $L_{31Be}$ ，例如是上述连接体30Bc、30Bd的长度 $L_{30Bc}$ 、 $L_{30Bd}$ 的大致1/3。

即，上述导入管（引导管）20B这样形成：在前端侧形成规定长度长的螺旋形状部3a，以使前端侧容易得到规定的推进力，螺旋形状部3a的构成比率比连接体30的构成比率高，并且，朝着基端侧，使螺旋形状部3a的构成比率比连接体30的构成比率低。

因此，导入管（引导管）20B与上述导入管（引导管）20相比，前端侧容易进入体腔内深部，并且，从基端侧得到的推进力例如为1/4倍左右，朝着基端侧推进力降低。由此，导入管（引导管）20B可得到与上述第1实施方式同样的效果，而且基端侧不得到多余的推进力，只是前端侧得到推进力，随着插入到体腔内深部，可得到恰当的推进力。

另外，导入管（引导管）也可以采用覆盖螺旋形状部的覆盖机构构成为推进力降低机构。

如图21所示，导入管（引导管）20C在规定位置设置规定长度的覆盖带39构成为覆盖机构。

该覆盖带39，是由与上述连接体30同样地具有柔软性的部件形成，例如由聚氨酯管或PTFE（四氟乙烯树脂）等氟系树脂形成。该覆盖带39的表面是光滑面，摩擦系数 $\mu$ 例如为0.015~0.020。另外，为了提高润滑性，覆盖带39也可以通过涂敷处理形成。

另外，在图21中，覆盖带39例如是用粘接剂粘贴在螺旋形状部3a的规定位置，但是，虽未图示，也可以构成为与螺旋形状部3a同样地缠绕而覆盖住螺旋形状部3a的规定部分。由此，导入管（引导管）20C除了具有与上述第1实施方式同样的效果外，由于只粘贴覆盖带39，所以制作简单。

### 第3实施方式

图22和图23表示本发明的内窥镜用插入部及内窥镜系统。图22是构成第3实施方式之内窥镜系统的导入管（引导管）的外观图。图23是表示图22的变型例的导入管（引导管）的外观图。

上述第2实施方式中是按规定间隔用连接体30连接螺旋形状部3a而构成推进力降低机构的。而本实施方式中用螺旋形状部本身构成推进力降低机构。其余的构造与上述第2实施方式相同，其说明从略。对相同的构造标注相同的附图标记进行说明。

如图22所示，构成第3实施方式之内窥镜系统的导入管（引导管）20D在该螺旋形状部3d的基端侧构成有推进力降低机构，即，朝着基端侧按规定间隔改变螺旋形状部3d的节距来作为推进力降低机构。

更具体地说，上述螺旋形状部3d由螺旋形状部31Da、螺旋形状部31Db、螺旋形状部31Dc构成，螺旋形状部31Db和螺旋形状部31Dc是使金属线扁平而形成的，以使得宽度扩宽成例如上述螺旋形状部31Db的线径是上述螺旋形状部31Da的线径 $D_{31Da}$ 的大致3.5倍、上述螺旋形状部31Dc的线径是螺旋形状部31Da的大致7倍，上述螺旋形状部31Da、31Db、31Dc由这些金属线缠绕而成。即，上述螺旋形状部3d中，上述螺旋形状部31Db的节距 $P_{31Db}$ 是节距 $P_{31Da}$ 的大致3.5倍，上述螺旋形状部31Dc的节距 $P_{31Dc}$ 是节距 $P_{31Da}$ 的大致7倍，构成节距 $P_{31Da} < P_{31Db} < P_{31Dc}$ 的关系。

另外，上述螺旋形状部31Da的长度 $L_{31Da}$ ，是例如上述第2实施方式中说明的上述螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 和上述连接体30a的长度 $L_{30a}$ 之和。另外，上述螺旋形状部31Db的长度 $L_{31Db}$ ，是上述螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 的2倍，上述螺旋形状部31Dc的长度 $L_{31Dc}$ ，是上述螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 的4倍。另外，上述螺旋形状部31Da、螺旋形状部31Db、螺旋形状部31Dc，除了上述节距及线径以外，螺距角度PA全部相同。

由此，螺旋形状部3d中，由于前端侧的螺旋形状部31Da的节距 $P_{31Da}$ ，比上述螺旋形状部31Db的节距 $P_{31Db}$ 、上述螺旋形状部31Dc的节距 $P_{31Dc}$ 小，所以，每转一圈的摩擦力大，用于推进的螺旋旋合力强。

因此，上述螺旋形状部3d，在具有上述螺旋形状部31Da的前端侧容易得到推进力，由于越到上述螺旋形状部31Db、31Dc和基端侧，节距越增大，所以，每转一圈的摩擦力减小，推进力降低。因此，导入管（引导管）20D插入体腔内的长度越长，推进力越低。结果，第3实施方式的内窥镜系统，可得到与上述第2实施方式同样的效果。

另外，导入管（引导管）也可以朝着基端侧使螺旋形状部的螺旋槽深度渐渐变浅地构成为推进力降低机构。

如图23所示，导入管（引导管）20E也可以在该螺旋形状部3e的基端侧这样构成推进力降低机构，即，朝着基端侧按规定间隔使螺旋形状部3e的螺旋槽渐渐变浅地构成为推进力降低机构。

更具体地说，上述螺旋形状部3e由螺旋形状部31Ea、螺旋形状部31Eb、螺旋形状部31Ec构成，将金属线的线径形成为小直径，以使得例如上述螺旋形状部31Eb的线径 $D_{31Eb}$ 是上述螺旋形状部31Ec的线径 $D_{31Ec}$ 的大致3.5倍、上述螺旋形状部31Ea的线径 $D_{31Ea}$ 是上述螺旋形状部31Ec的线径 $D_{31Ec}$ 的大致7倍，螺旋形状部31Ea、31Eb、31Ec是由缠绕这些金属线而成。

即，上述螺旋形状部3e中，上述螺旋形状部31Ea的螺旋槽深度比上述螺旋形状部31Eb、31Ec的螺旋槽深，另外，上述螺旋形状部31Eb的螺旋槽深度比上述螺旋形状部31Ec的螺旋槽深。

另外，上述螺旋形状部31Ea的长度 $L_{31Ea}$ ，是例如上述第2实施方式中说明的上述螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 与上述连接体30a的长度 $L_{30a}$ 之和。另外，上述螺旋形状部31Eb的长度 $L_{31Eb}$ 是上述

螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 的2倍，上述螺旋形状部31Ec的长度 $L_{31Ec}$ 是螺旋形状部31a的长度 $L_{31a}$ 的4倍。

另外，上述螺旋形状部3e中，上述螺旋形状部31Eb的节距 $P_{31Eb}$ 是节距 $P_{31Ec}$ 的大致3.5倍，上述螺旋形状部31Ea的节距 $P_{31Ea}$ 是节距 $P_{31Ec}$ 的大致7倍。另外，上述螺旋形状部31Ea、螺旋形状部31Eb、螺旋形状部31Ec，除了节距及线径外，螺距角PA全部相同。

由此，螺旋形状部3e中，前端侧的螺旋形状部31Ea形成得比螺旋形状部31Eb、螺旋形状部31Ec的直径粗，从而上述螺旋形状部31Ea的节距 $P_{31Ea}$ 比上述螺旋形状部31Eb的节距 $P_{31Eb}$ 、上述螺旋形状部31Ec的节距 $P_{31Ec}$ 大，但是，螺旋形状部31Ea的螺旋槽深度比上述螺旋形状部31Eb、上述螺旋形状部31Ec的槽深度深，所以，每转一圈的摩擦力增强，用于推进的推进力增大。

因此，上述螺旋形状部3e中，在具有螺旋形状部31Ea的前端侧容易得到推进力，由于越到上述螺旋形状部31Eb、31Ec和基端侧，螺旋槽深度变浅，所以，每转一圈的摩擦力减小，推进力降低。因此，导入管（引导管）20E插入体腔内的长度越长，推进力越降低，可得到与上述第2实施方式同样的效果。

另外，本发明并不局限于上述实施方式，在不超出本发明精神的范围内，可作各种变型。

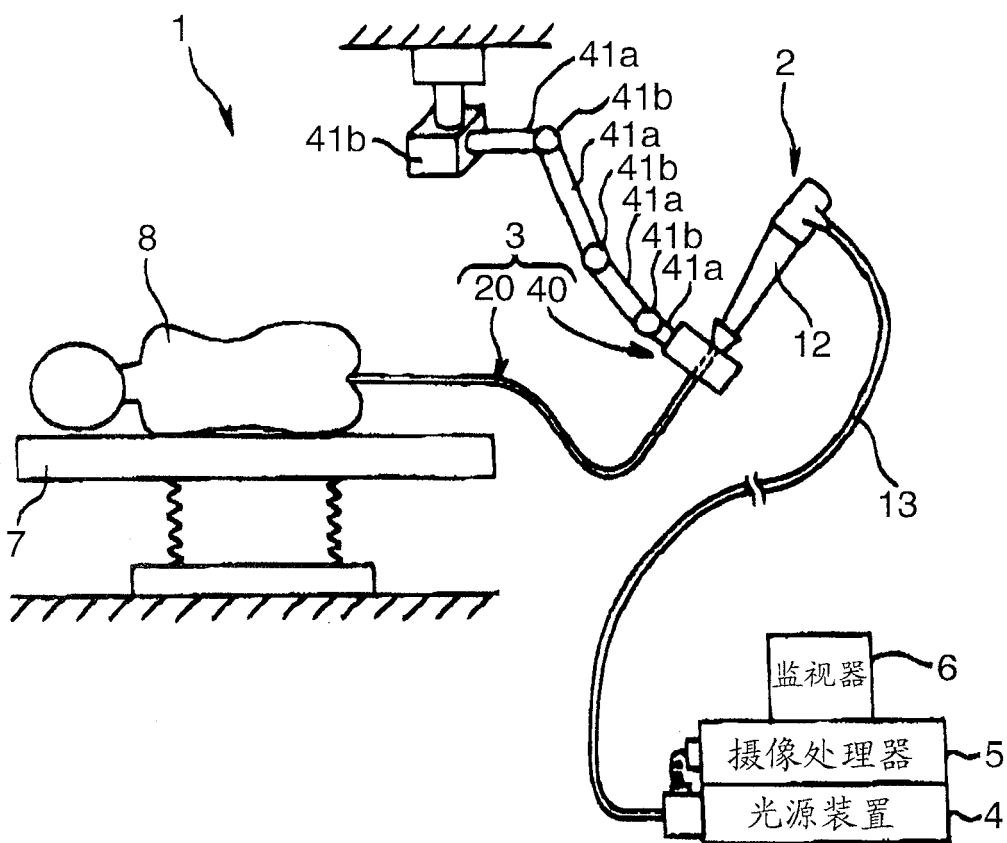


图 1

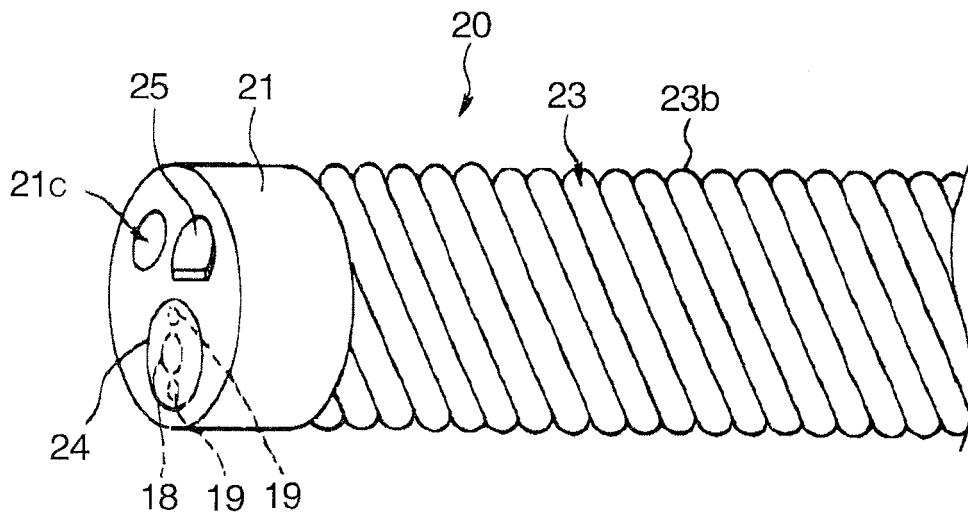


图 2

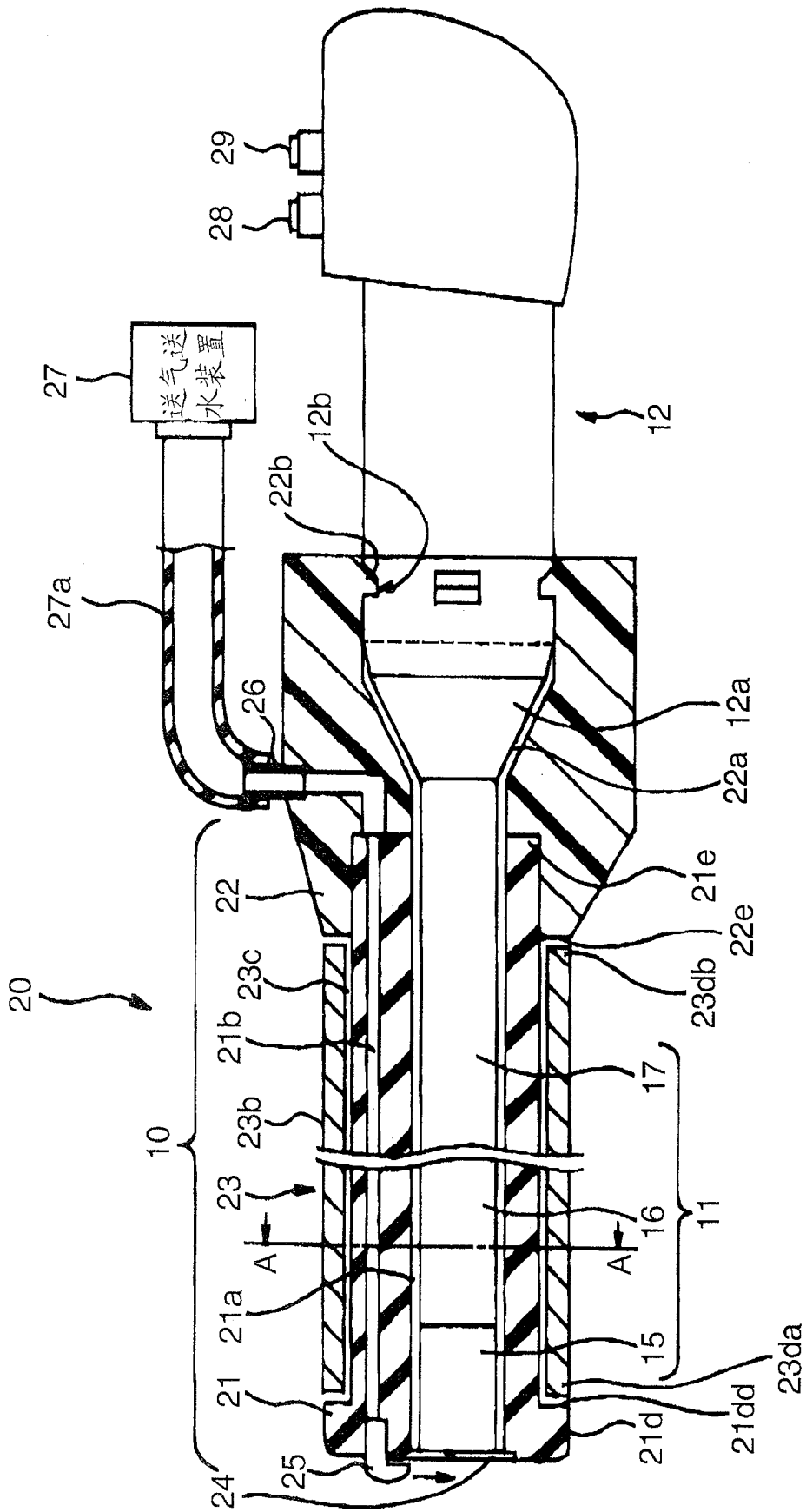


图 3

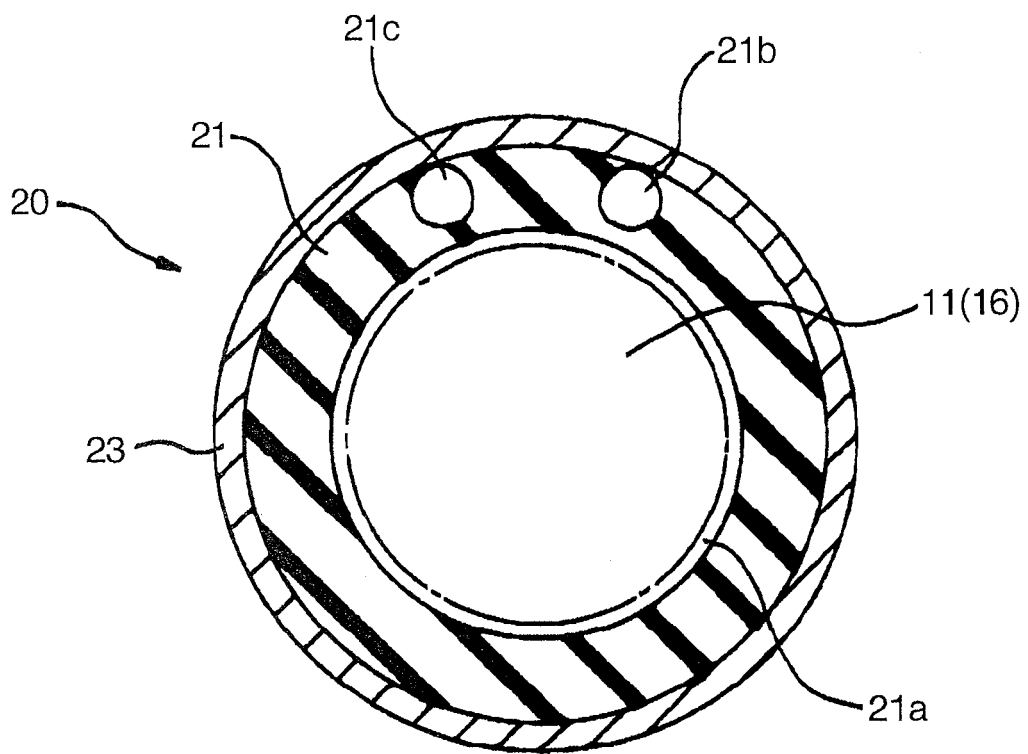


图 4

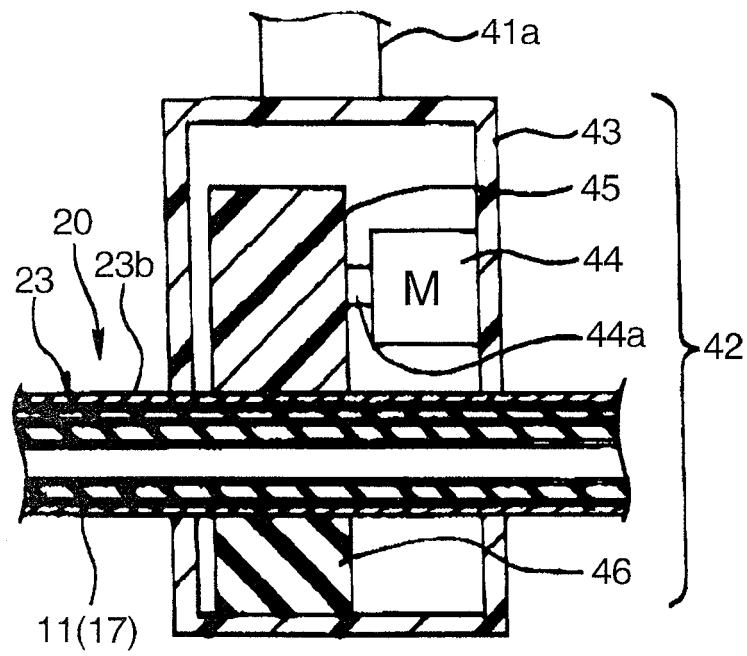


图 5

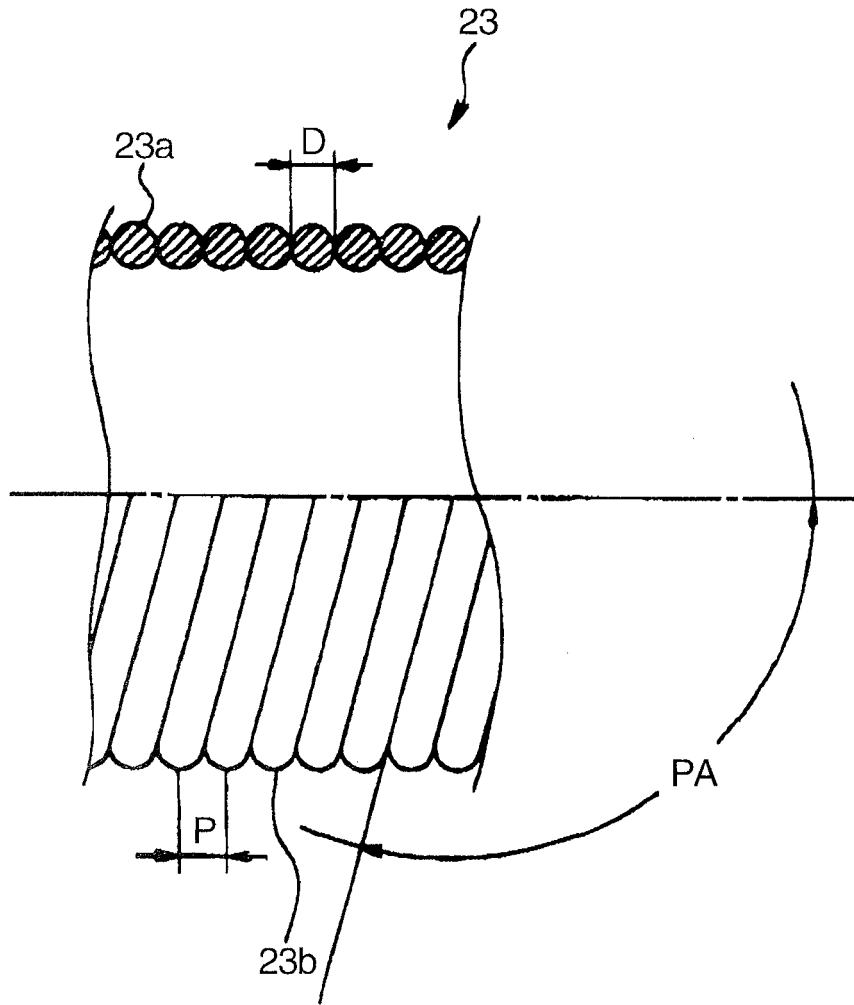


图 6

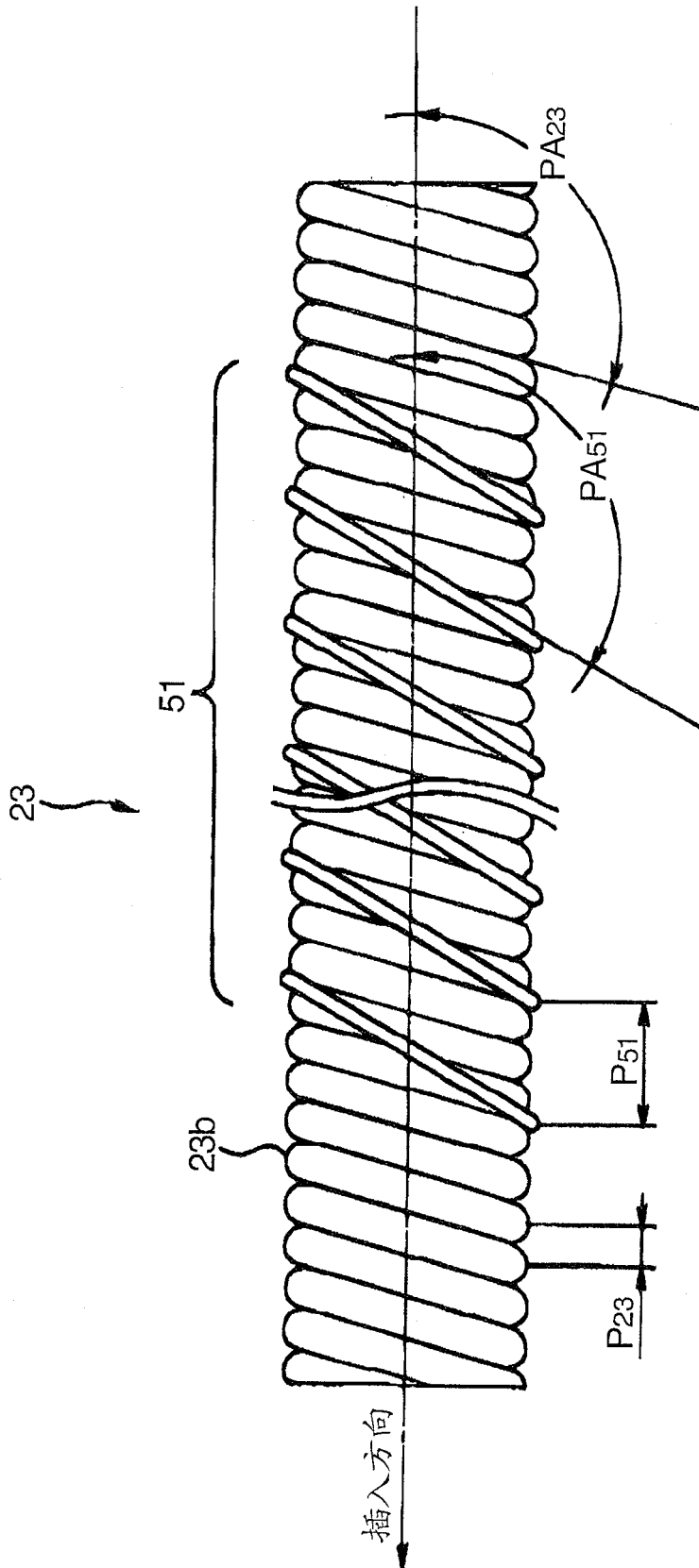


图 7

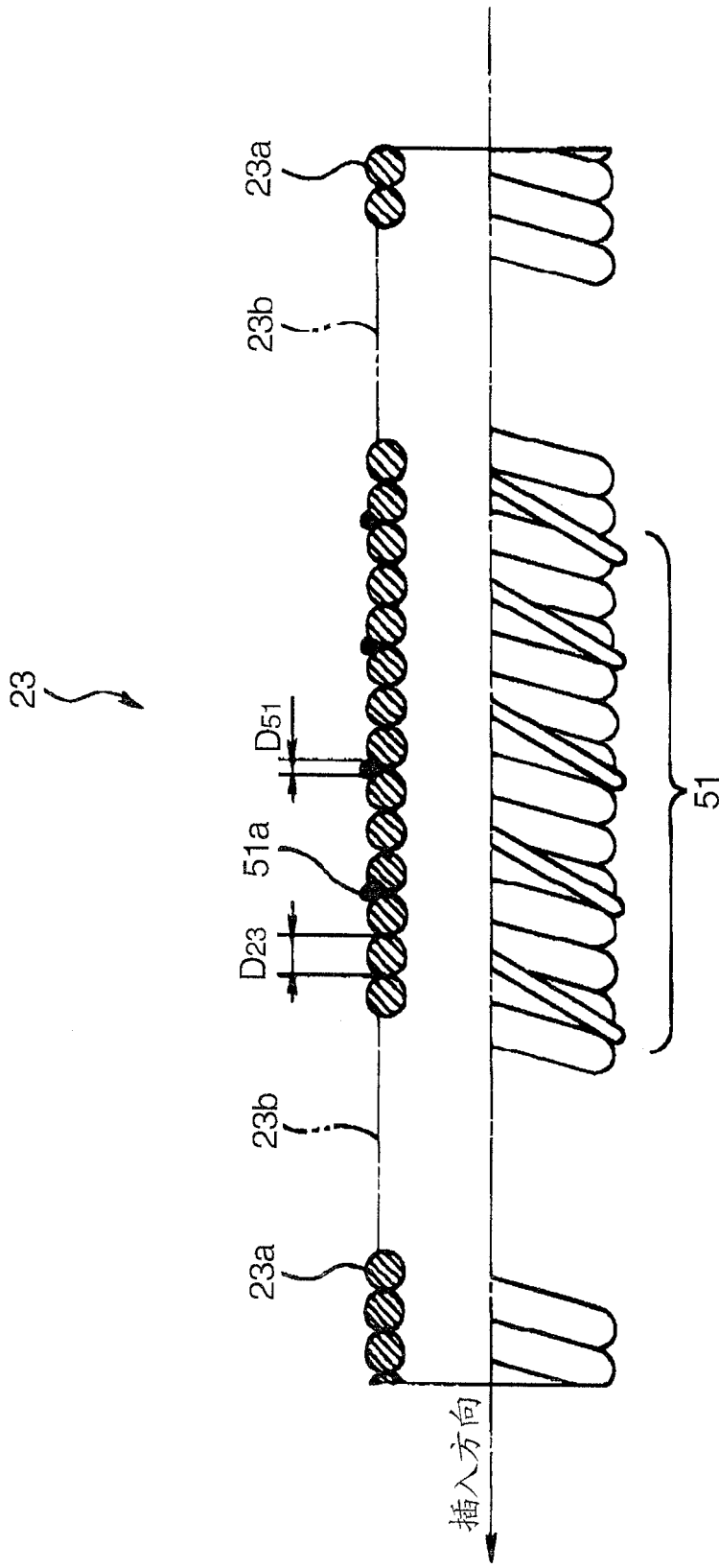


图 8

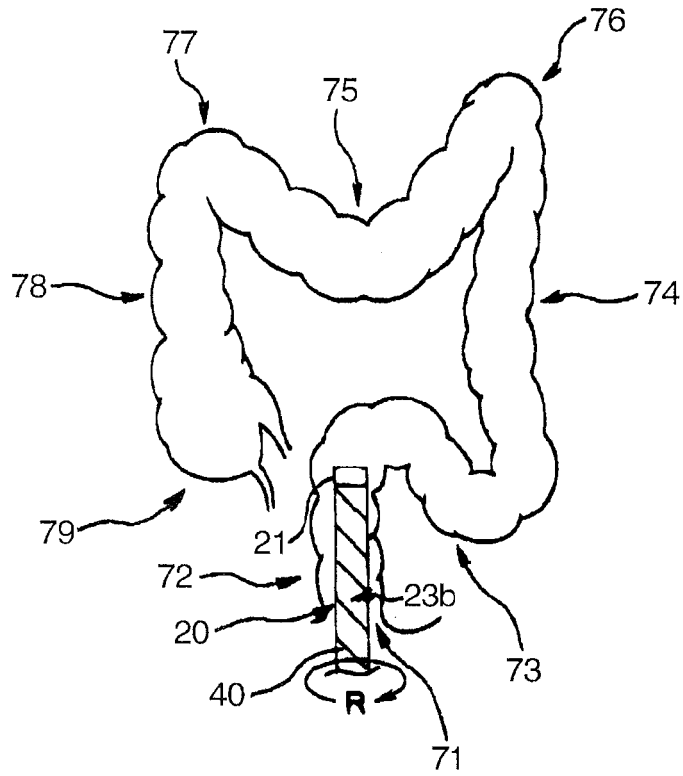


图 9

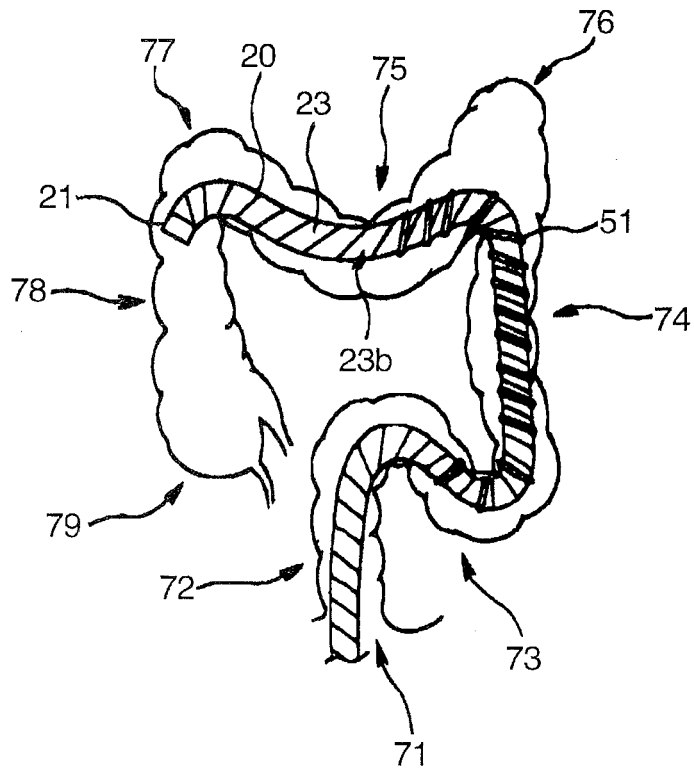


图 10



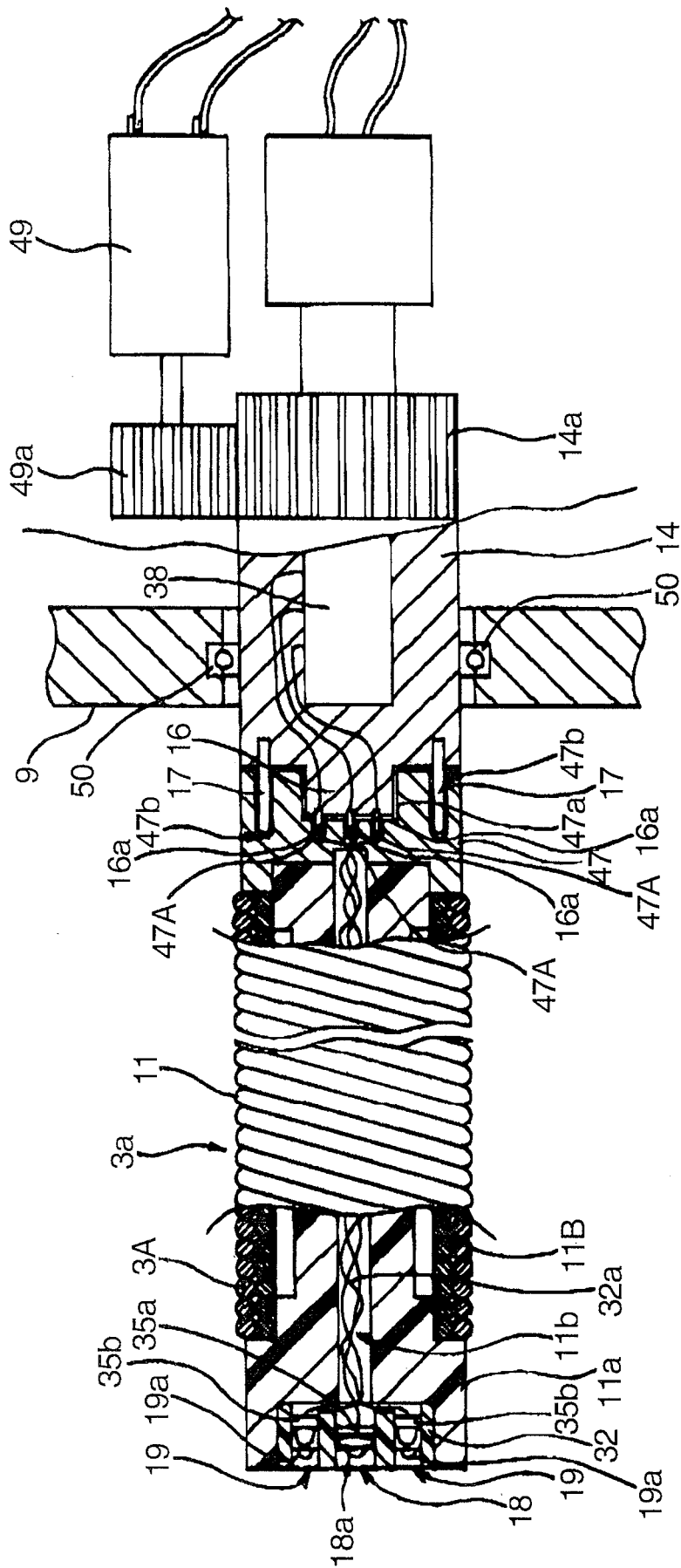


图 13

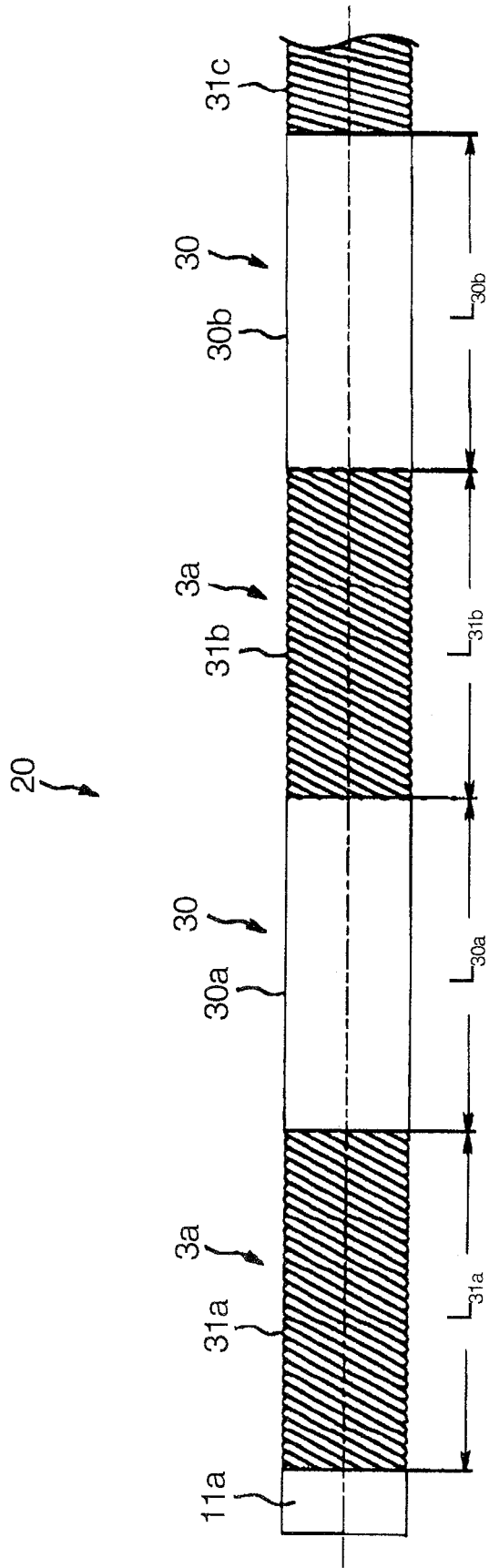


图 14

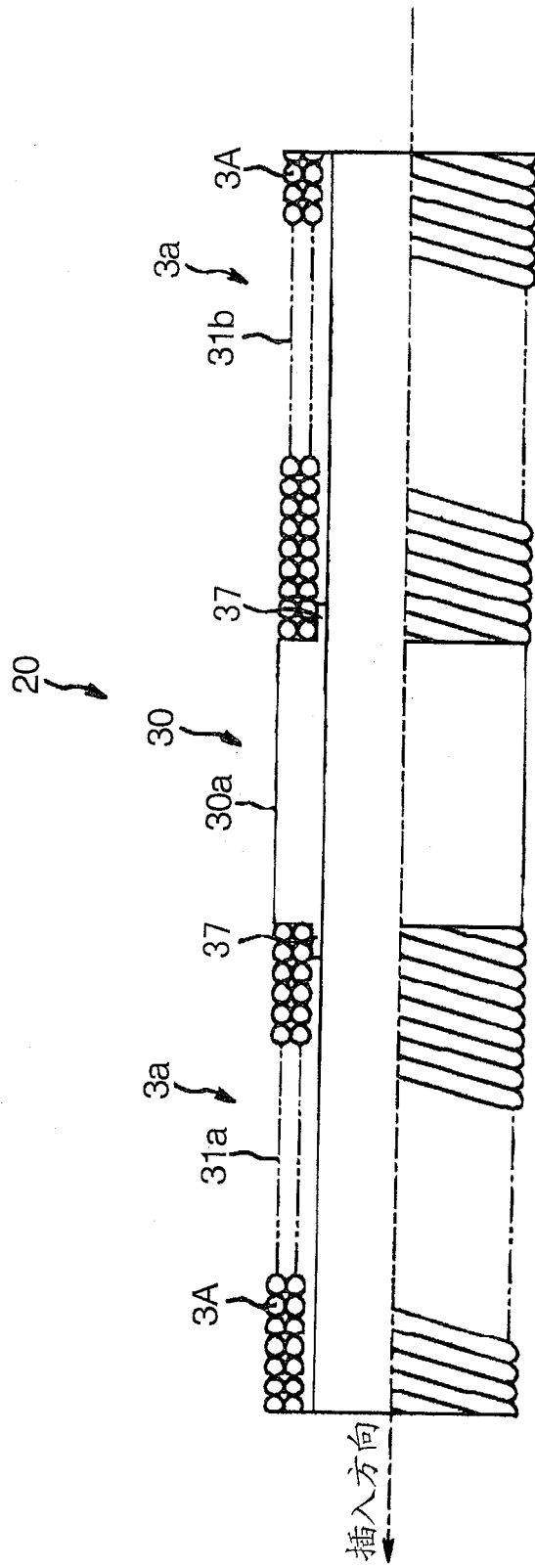


图 15

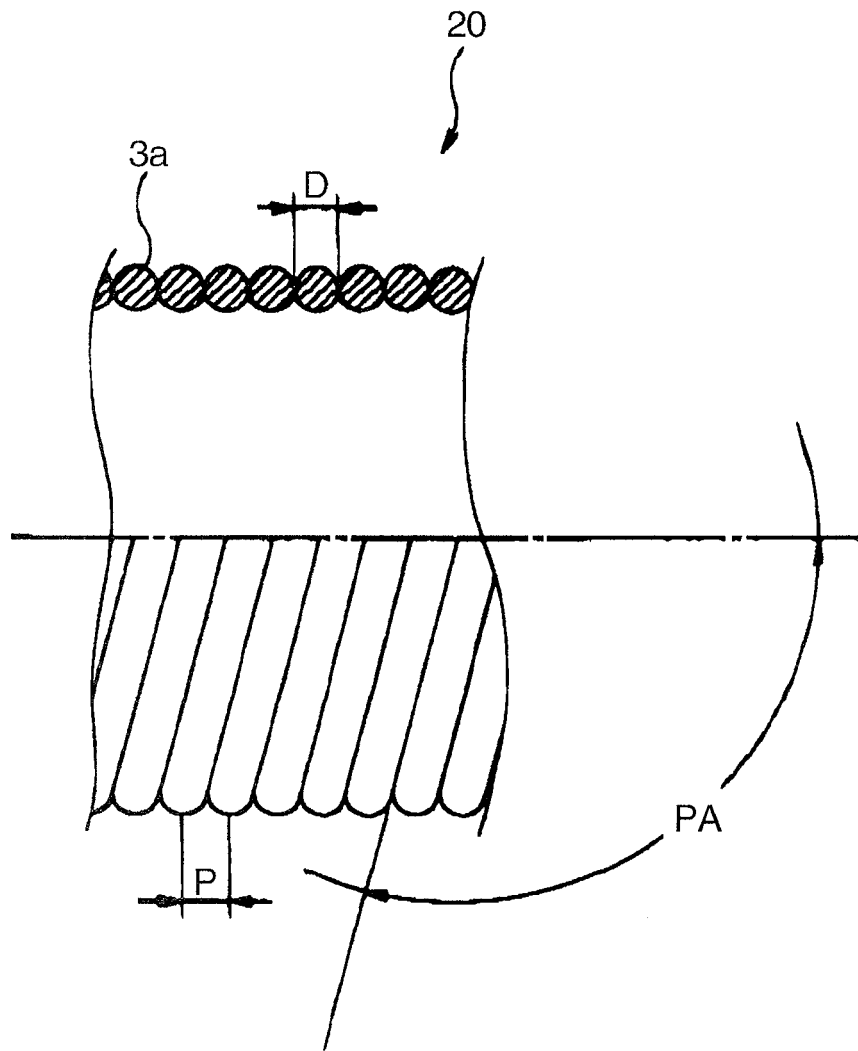


图 16

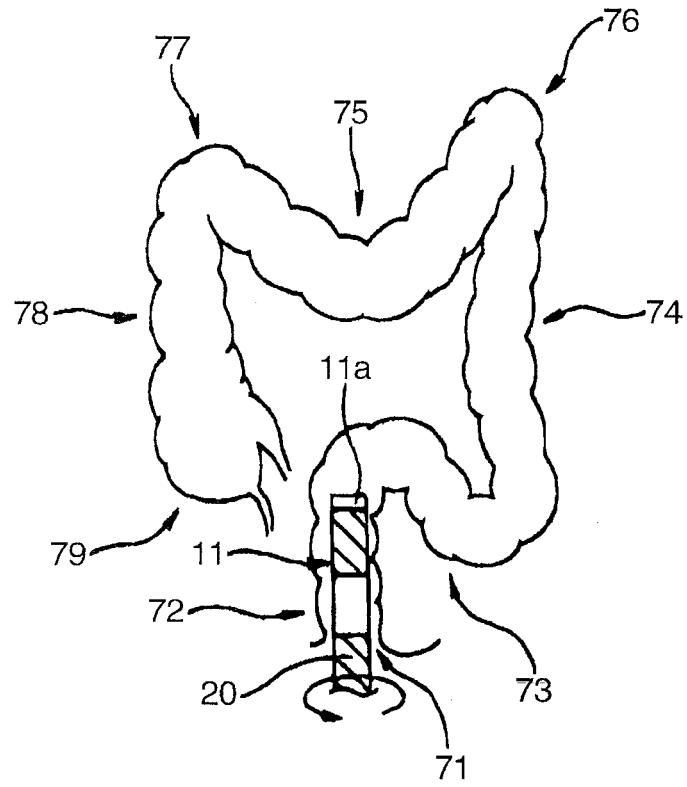


图 17

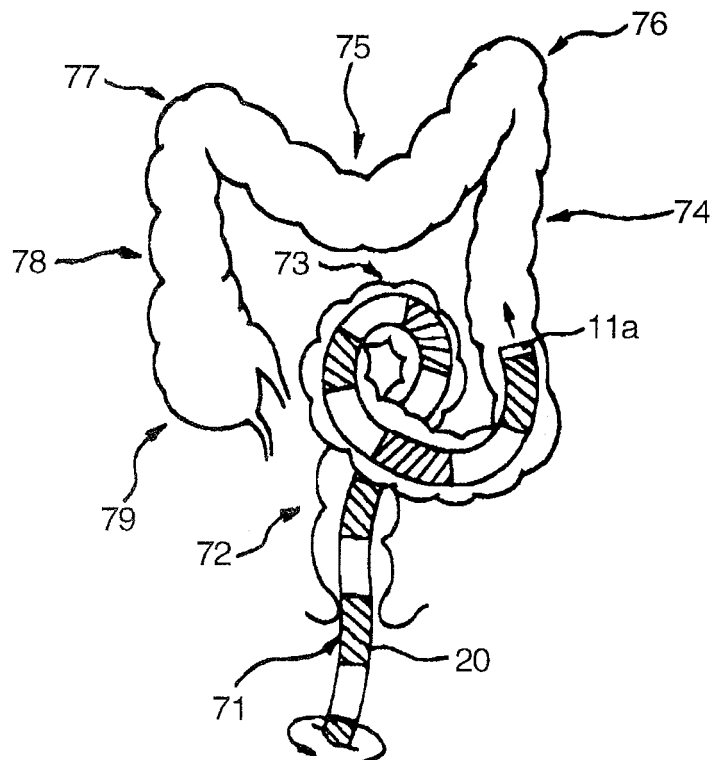


图 18

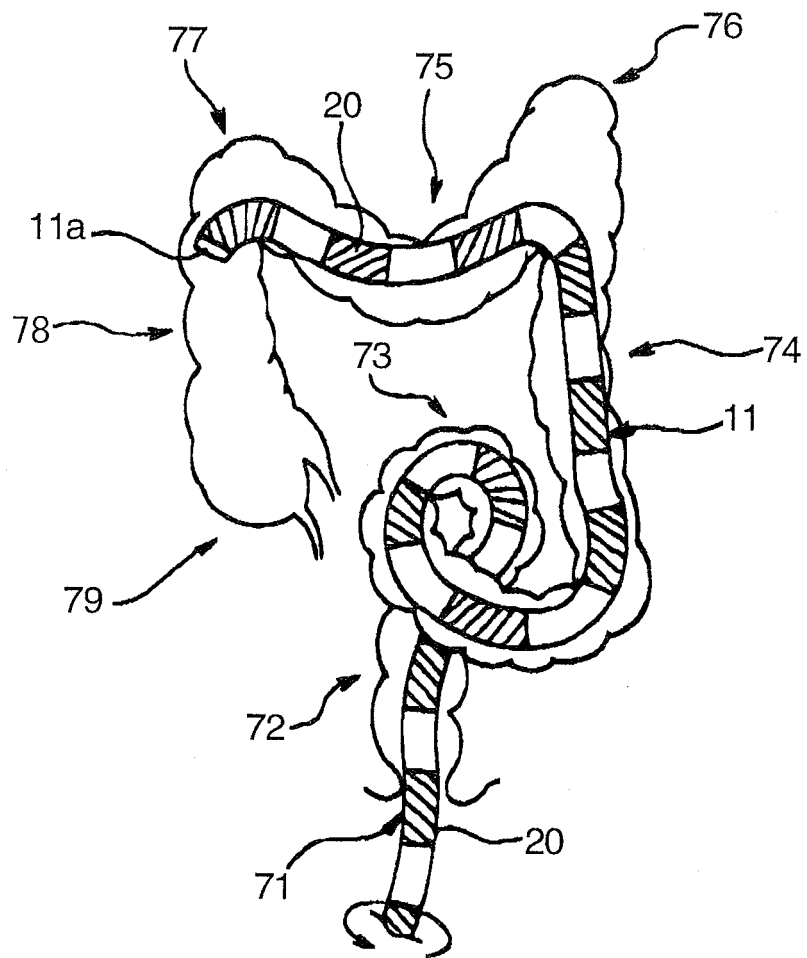


图 19

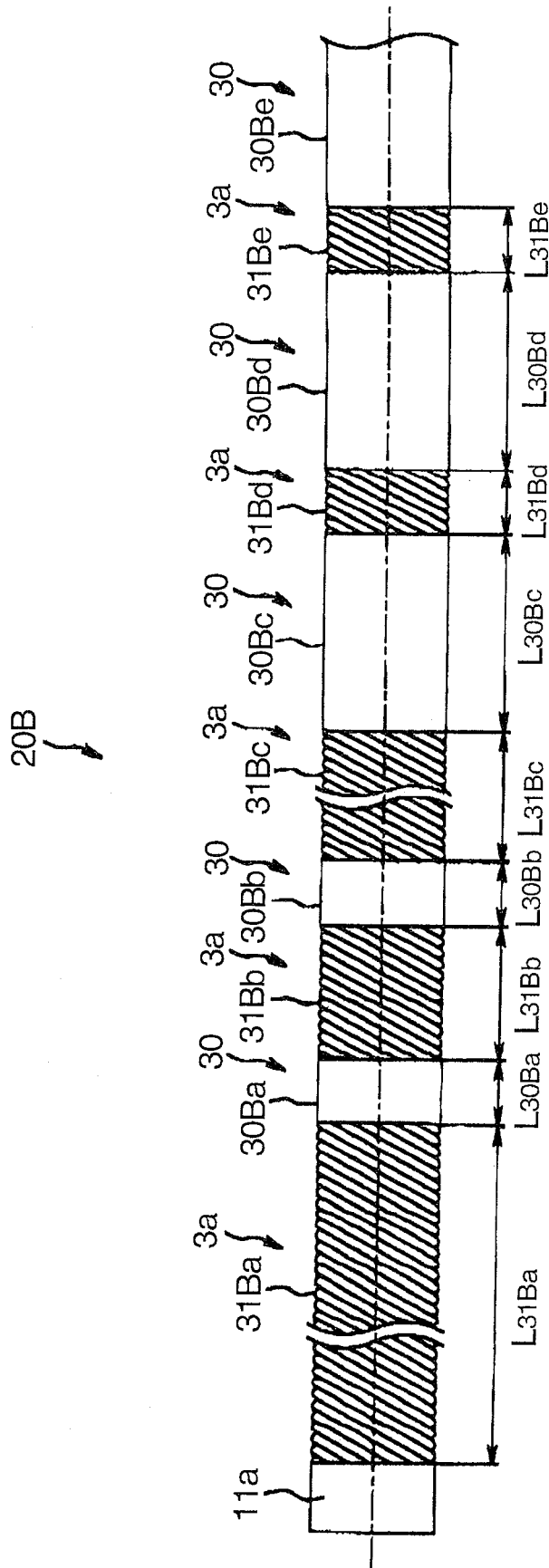


图 20

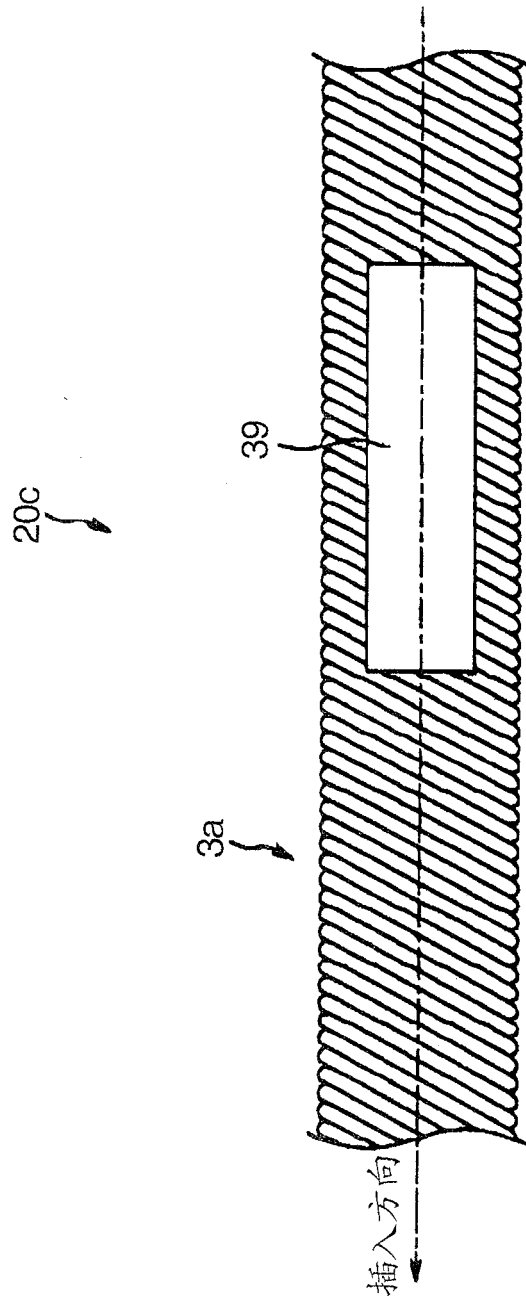


图 21

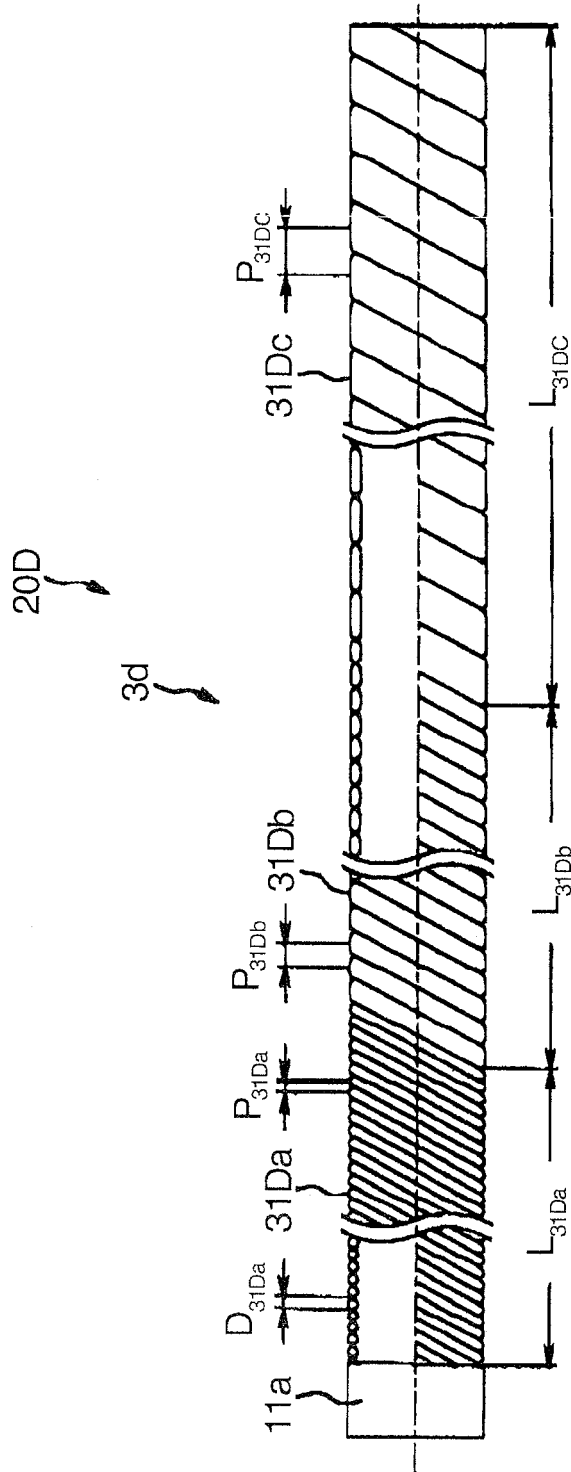


图 22

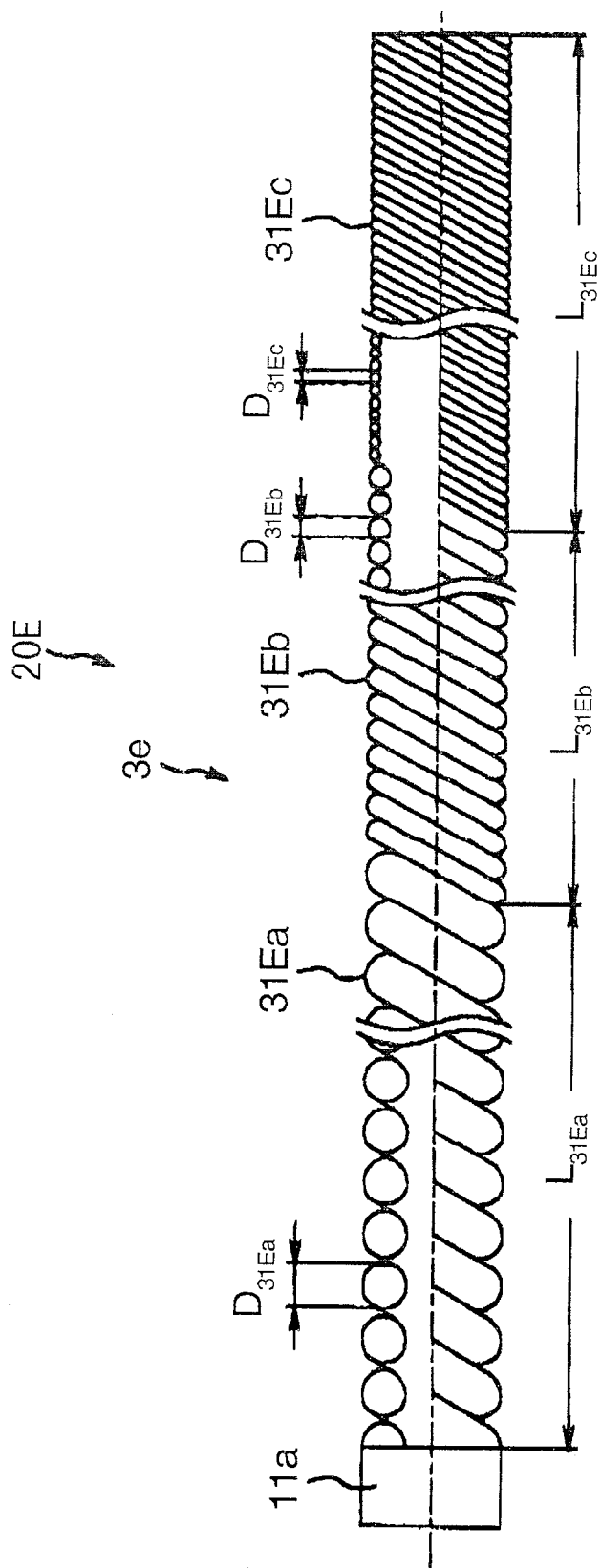


图 23

专利名称(译)	内窥镜用插入部以及内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN100577086C</a>	公开(公告)日	2010-01-06
申请号	CN200610067183.4	申请日	2006-04-05
[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	仓康人 安达胜贵		
发明人	仓康人 安达胜贵		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0016		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2005109095 2005-04-05 JP 2005109097 2005-04-05 JP		
其他公开文献	CN1846599A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用插入部以及内窥镜系统，其可容易地向大肠等的体腔内插入内窥镜、不给患者造成痛苦、可提高内窥镜插入部对体腔内的插入性。本发明的内窥镜用插入部，具有插入部，其可插入被检体内；推进力产生部，其设在该插入部的外周面侧，可绕内窥镜插入部的中心轴线旋转；摩擦力降低用螺旋部，其作为设在该推进力产生部、用于降低该推进力产生部与体腔内壁之间产生的摩擦力的摩擦力降低机构，设在螺旋形状部外周的规定位置、例如设在基端侧。

