

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580008443.4

[43] 公开日 2007年3月21日

[11] 公开号 CN 1933761A

[22] 申请日 2005.3.11

[21] 申请号 200580008443.4

[30] 优先权

[32] 2004. 3. 15 [33] JP [31] 073581/2004

[32] 2004. 4. 5 [33] JP [31] 111521/2004

[32] 2004. 7. 27 [33] JP [31] 219214/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/004293 2005. 3. 11

[87] 国际公布 WO2005/087082 日 2005. 9. 22

[85] 进入国家阶段日期 2006. 9. 15

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 田中慎介 泷泽宽伸 青木勲

河野宏尚

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

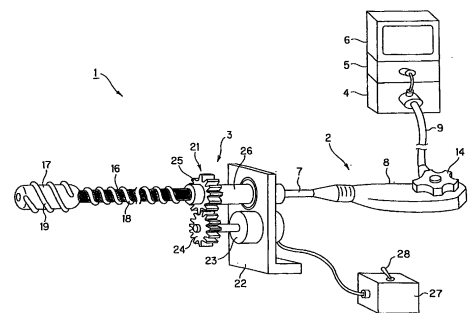
权利要求书 5 页 说明书 56 页 附图 64 页

[54] 发明名称

内窥镜插入辅助装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜插入辅助装置。一种内窥镜插入辅助装置，该装置具有挠性管，在该管的前端设有外径大于等于管的外径的前端部件。在该管的外周面设有螺旋状结构体。



1. 一种内窥镜插入辅助装置，该装置具有：
挠性管；
前端部件，其设在所述管的前端，外径大于等于所述管的外径；
以及
螺旋状结构体，其设在所述管的外周面。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜插入辅助装置，在所述前端部件的外周面上设有螺旋状结构体。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件具有与所述管的中空部连通的贯通孔，内窥镜的插入部可以从所述管的末端侧插通到贯通孔中。
4. 根据权利要求2所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件具有与所述管的中空部连通的贯通孔，内窥镜的插入部可以从所述管的末端侧插通到贯通孔中。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有驱动所述管旋转的旋转驱动单元。
6. 根据权利要求3所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有驱动所述管旋转的旋转驱动单元。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有改变单元，其可以改变设在所述管和所述前端部件的至少一方的外周面上的所述螺旋状结构体从所述外周面突出的高度。
8. 根据权利要求3所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有改变单元，其可以改变设在所述管和所述前端部件的至少一方的外周面上的所述螺旋状结构体从所述外周面突出的高度。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的外径可以改变。
10. 根据权利要求2所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的外径可以改变。

11. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置,设在所述管的外周面上的所述螺旋结构体是中空结构。

12. 根据权利要求 7 所述的内窥镜插入辅助装置,设在所述管和所述前端部件的至少一方的外周面上的所述螺旋状结构体是中空结构,利用通过该中空部从跟前操作部提供的流体来驱动所述改变单元。

13. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置,该装置具有弯曲机构,其使所述管和前端部件的至少一方弯曲。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构是使用通过施加电压而收缩的部件构成的。

15. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构设于所述管的前端附近。

16. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构向至少一个方向弯曲。

17. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构成为通过在跟前操作部侧拉拽线而弯曲。

18. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构可以向多个方向弯曲,该内窥镜插入辅助装置设有控制单元,其进行控制使得即使在弯曲机构弯曲的状态下使管旋转,弯曲方向也恒定。

19. 根据权利要求 13 所述的内窥镜插入辅助装置,所述弯曲机构只能向一个方向弯曲,该内窥镜插入辅助装置设有控制单元,其进行控制使得通过反复进行弯曲、管的旋转、旋转停止、弯曲解除来通过弯曲部分。

20. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置,所述管的与被插通的内窥镜的弯曲部重合的部位附近,由比除此以外的部分柔软的材料构成。

21. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置,所述管的与所述前端部件的连接部附近由柔软材料构成,从而可以弯曲。

22. 根据权利要求 5 所述的内窥镜插入辅助装置,所述旋转驱动单元利用电机的旋转力驱动所述管旋转。

23. 根据权利要求 22 所述的内窥镜插入辅助装置，所述电机具有中空的旋转轴，可以用于将内窥镜的插入部插通于其中。

24. 根据权利要求 5 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转驱动单元使用设于管的外周面上的多个电磁铁、和设于所述多个电磁铁的外周侧的多个电磁铁来构成。

25. 根据权利要求 5 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转驱动单元具有旋转限制单元，在规定值以上的转矩起作用时，该旋转限制单元限制所述管侧的旋转。

26. 根据权利要求 25 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转限制单元使用摩擦面被压接的两个圆板状部件构成。

27. 根据权利要求 25 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转限制单元包括：被压接的两个圆板状部件；和连接部件，其将两个圆板状部件保持成连接状态并可以利用合适的转矩使它们分离。

28. 根据权利要求 25 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转限制单元具有：检测转矩的传感器；和控制单元，其根据所述传感器的输出使旋转驱动单元的旋转驱动停止。

29. 根据权利要求 25 所述的内窥镜插入辅助装置，所述旋转限制单元包括：在所述管的外周面上沿其长度方向配置的多个圆筒部件；和分别设于各个圆筒部件的外周面上的螺旋状结构体。

30. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的形状为朝向前端所述外径变小。

31. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件为越接近前端外径越小的锥形状。

32. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件由可以借助外力而被动弯曲的柔软材料构成。

33. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的形状为外径呈周期性变化。

34. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的形状为硬度呈周期性变化。

35. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件构成为硬度越到前端越柔软、向着后端连续变化。

36. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件的表面被实施了润滑处理。

37. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，所述前端部件构成为将外径与所述管的直径大致相同或大于其直径的多个中空珠体连接成可自由旋转。

38. 根据权利要求 12 所述的内窥镜插入辅助装置，设于所述管的外周面的螺旋状结构体和设于所述前端部件的外周面的螺旋状结构体分别由中空管形成，两个中空管连通。

39. 根据权利要求 9 所述的内窥镜插入辅助装置，改变所述前端部件的外径的单元包括：设于所述前端部件的外周面的充气囊；和对所述充气囊进行流体的供给和排出的供给排出单元。

40. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有向所述插入部的外周面与所述管的内周面之间供给流体的单元。

41. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置，所述插入部的外周面与所述管的内周面之间密闭成可自由旋转，其内部填充了润滑材料。

42. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置，在所述插入部的外周面与所述管的内周面之间还插入有被保持成可自由旋转的管。

43. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有保持体，其安装在内窥镜的插入部的前端侧的侧面，可移动地保持设有所述螺旋状结构体的所述管使其。

44. 根据权利要求 43 所述的内窥镜插入辅助装置，所述保持体具有驱动所述管旋转的旋转驱动单元。

45. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，设有所述螺旋状结构体的所述管可以插通到内窥镜的通道内。

46. 根据权利要求 7 所述的内窥镜插入辅助装置，该装置具有在插入体腔后将螺旋结构体从管上卸下的机构，作为消除所述螺旋结构体的高度使所述管变平坦的单元。

47. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，在所述内窥镜插入辅助装置插入后被插入的内窥镜，是具有可以从下方侧插拔所述内窥镜插入辅助装置的截面形状的专用内窥镜。

48. 根据权利要求 1 所述的内窥镜插入辅助装置，在所述内窥镜插入辅助装置插入后插入内窥镜时，在所述管上重叠其他的管，消除因所述螺旋结构体形成的凹凸，使内窥镜的插入顺利进行。

49. 根据权利要求 3 所述的内窥镜插入辅助装置，与所述管和所述前端部件连通的贯通孔可以作为内窥镜通道，用于将治疗器具插通于其中。

内窥镜插入辅助装置

技术领域

本发明涉及一种使用螺旋状结构体来辅助内窥镜插入的内窥镜插入辅助装置。

背景技术

近年来，内窥镜在医疗领域和工业领域被广泛采用。在把该内窥镜插入体腔内等的弯曲部位时，有时使用内窥镜插入辅助装置以便能够顺利插入。

例如，在作为第1先行例的日本特开昭54-78884号公报中公开了一种光纤内窥镜，使插入部自身形成为螺旋状，通过在手边部侧进行捻动操作，使得容易插入大肠内。

并且，在作为第2先行例的日本实开昭51-73884号公报中公开了一种内窥镜插入辅助装置，其利用铆钉将圆筒和轮（环）多处连接，在外侧设置螺旋状的部件，在其内侧插通有光纤内窥镜，容易插入大肠内。

在上述第1先行例中，具有如下缺点：即不能用于插入部为直线状的普通内窥镜的插入。并且，第2先行例的结构复杂，成本高。

并且，第2先行例由于外径不可改变，与可具有各种直径的体腔的接触不充分，在旋转时有可能推进力不够。

并且，第2先行例中，在拔去时，因螺旋状部件形成的凹凸有可能成为顺利拔去的障碍。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供一种可以通过旋转而使内窥镜顺利推进的内窥镜插入辅助装置。

本发明的内窥镜插入辅助装置的特征在于，该装置具有：挠性管；

前端部件，其设在所述管的前端，具有大于等于所述管的外径的外径；以及螺旋状结构体，其设在所述管的外周面上。

根据上述结构，具有大于等于管的外径的外径的前端部件接触管腔内壁。此时，通过增大前端部件与管腔内壁的接触面积，将管插入管腔，并且不会被结肠襞勾挂。并且，设于管上的螺旋状结构体接触管腔内壁进行旋转，从而将管推进，可以实现顺利插入。

附图说明

图 1 是具有本发明的实施例 1 的内窥镜装置的整体结构图。

图 2 是表示实施例 1 的内窥镜插入辅助装置的外观的透视图。

图 3 是表示图 2 的前端侧的结构图。

图 4 是表示图 1 中的旋转驱动装置的结构剖面图。

图 5 是表示旋转方向和行进方向的关系图。

图 6 是表示将内窥镜的插入部插通到内窥镜插入辅助装置中的状态图。

图 7 是表示在插通有内窥镜的插入部的状态下，可以利用内窥镜的弯曲机构进行弯曲的图。

图 8 是表示向内窥镜和内窥镜插入辅助装置之间的空隙注入了流体的状态的剖面图。

图 9A 是表示使用内窥镜插入辅助装置将内窥镜插入大肠内的状态的说明图。

图 9B 是表示插入肛门内后的状态图。

图 9C 是插入到弯曲的管腔内的深处侧的状态的说明图。

图 10 是表示第 1 变形例的旋转驱动装置的透视图。

图 11A 是将第 2 变形例的旋转驱动装置等分解表示的透视图。

图 11B 是表示具有中空的旋转轴的电机的图。

图 12A 是表示第 3 变形例的旋转驱动装置的剖面图。

图 12B 是表示沿图 12A 的 A-A 线的剖面图。

图 13 是表示第 4 变形例的内窥镜插入辅助装置的概要结构的图。

图 14A 是表示将前端部件插入到插入部位内的状态图。

图 14B 是表示在图 14A 所示状态下使充气囊膨胀的状态图。

图 15 是第 5 变形例的内部结构的概要图。

图 16 是第 6 变形例的内部结构的概要图。

图 17 是本发明的实施例 2 的内窥镜插入辅助装置的整体结构图。

图 18A 是表示使构成螺旋结构体的充气囊膨胀突出的状态图。

图 18B 是表示使构成螺旋结构体的充气囊不膨胀的状态时的图。

图 18C 是表示使充气囊比图 18A 所示进一步膨胀的状态时的图。

图 19 是第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置的整体结构图。

图 20 是在第 1 变形例中使利用中空管构成的螺旋结构体突出的高度部分变平坦的状态图。

图 21 是表示实施例 2 的弯曲部的结构的透视图。

图 22 是表示变形例的弯曲部的结构的透视图。

图 23A 是表示进行了弯曲控制时的前端侧的弯曲形状的图。

图 23B 是表示在弯曲状态下使管旋转时的状态图。

图 24A 是转矩限制器的作用说明图。

图 24B 是表示在图 24A 中有规定转矩以上的转矩作用时的状态图。

图 25 是表示第 2 变形例中的利用细径的密绕线圈状部件形成的螺旋状结构体的图。

图 26A 是表示第 3 变形例的管结构的图。

图 26B 是表示在图 26A 中向外管注入了空气的状态图。

图 27A 是表示第 4 变形例的管结构的图。

图 27B 是表示使图 27A 中的充气囊膨胀的状态图。

图 28A 是表示第 5 变形例的管结构的图。

图 28B 是表示在图 28A 中将螺旋结构体从管上卸下的状态图。

图 29A 是表示第 6 变形例的旋转限制机构的图。

图 29B 是表示在图 29A 中有规定转矩以上的转矩作用时的状态图。

图 30 是表示第 7 变形例的旋转限制机构的结构图。

图 31A 是表示转矩限制器的设置场所的图。

图 31B 是表示将转矩限制器设置在与图 31A 不同的位置上时的图。

图 31C 是表示将转矩限制器设置在与图 31A 和图 31B 不同的位置上时的图。

图 32 是表示第 8 变形例的部分旋转限制机构的结构图。

图 33A 是第 9 变形例的插入到体腔内的作用说明图。

图 33B 是表示插入到比图 33A 所示还深的深处侧的状态图。

图 33C 是表示插入到比图 33B 所示还深的深处侧的状态图。

图 34A 是表示第 10 变形例的前端侧的图。

图 34B 是表示使前端部件弯曲的状态图。

图 35 是表示本发明的实施例 3 的前端侧结构的透视图。

图 36A 是表示第 1 变形例的推进用保持体的结构的图。

图 36B 是表示推进用保持体的内部结构的图。

图 37 是表示第 2 变形例的推进用保持体的概要结构的透视图。

图 38 是表示图 37 所示的推进用保持体的内部结构的图。

图 39 是示出第 3 变形例的安装在内窥镜上的状态下的推进用保持体附近的透视图。

图 40 是表示图 39 所示的推进用保持体的概要结构的透视图。

图 41 是表示图 40 所示的推进用保持体的内部结构的图。

图 42 是表示插通在专用的内窥镜的通道内的第 4 变形例的前端侧的透视图。

图 43A 是表示专用的内窥镜的前端部附近的外观的透视图。

图 43B 是图 43A 的正视图。

图 44 是表示在第 4 变形例中将治疗器具插通到中空部内的状态图。

图 45 是表示本发明的实施例 4 的前端侧结构的透视图。

图 46 是表示第 1 变形例的前端侧结构的透视图。

图 47 是表示第 2 变形例的前端侧结构的透视图。

图 48 是表示第 3 变形例的前端侧结构的透视图。

图 49 是表示第 4 变形例的前端侧结构的透视图。

图 50 是表示设置了外径与管的外径相同的前端部件的内窥镜插入

辅助装置的前端侧结构的透视图。

图 51 是实施例 5 的内窥镜插入辅助系统的整体结构图。

图 52 是表示图 51 所示内窥镜的插入部前端侧及螺旋推进探头前端侧的透视图。

图 53 是表示图 52 所示螺旋状推进部的内部结构的剖面图。

图 54 是表示图 51 所示螺旋驱动部的说明图。

图 55 是表示图 54 所示的电机单元部和挠性轴的连接说明图。

图 56 是表示内窥镜的插入部和螺旋推进探头的动作的第 1 说明图。

图 57 是表示图 56 所示螺旋推进探头的螺旋状推进部的动作的说明图。

图 58 是表示内窥镜的插入部和螺旋推进探头的动作的第 2 说明图。

图 59 是表示第 1 变形例的螺旋状推进部的说明图。

图 60 是表示图 59 所示的螺旋状推进部的内部结构的剖面图。

图 61 是表示第 2 变形例的螺旋状推进部的说明图。

图 62 是表示图 61 所示的螺旋状推进部的内部结构的剖面图。

图 63 是表示第 3 变形例的螺旋状推进部的说明图。

图 64 是表示第 4 变形例的螺旋状推进部的剖面图。

图 65 是图 64 所示的锥状充气囊膨胀的状态下的螺旋状推进部的说明图。

图 66 是图 65 所示的锥状充气囊的正视图。

图 67 是表示第 5 变形例的螺旋状推进部的剖面图。

图 68 是图 67 的行星齿轮的正视图。

图 69 是将图 67 所示的螺旋状推进部安装在挠性旋转轴上时的说明图。

图 70 是表示第 6 变形例的螺旋状推进部的剖面图。

图 71 是表示第 7 变形例的螺旋状推进部的剖面图。

图 72 是表示构成本发明的实施例 6 的内窥镜插入辅助系统的螺旋推进探头前端侧和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 73 是图 72 所示的后端侧充气囊膨胀的状态下的螺旋状推进部的

说明图。

图 74 是表示内窥镜的插入部和螺旋推进探头的动作的第 1 说明图。

图 75 是表示内窥镜的插入部和螺旋推进探头的动作的第 2 说明图。

图 76 是表示内窥镜的插入部和螺旋推进探头的动作的第 3 说明图。

图 77 是表示第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 78 是表示图 77 所示的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的说明图。

图 79 是表示第 2 变形例的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 80 是表示图 79 所示螺旋推进探头的操作部的透视图。

图 81 是表示第 3 变形例的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 82 是表示构成本发明的实施例 7 的内窥镜插入辅助系统的螺旋推进探头前端侧和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 83 是表示图 82 所示的进退移动机构单元的结构说明图。

图 84 是表示第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的说明图。

图 85 是表示图 84 所示的螺旋状推进部的正视图。

图 86 是表示第 2 变形例的内窥镜插入辅助装置和内窥镜的插入部前端侧的透视图。

图 87 是表示图 86 所示的可装卸单元和内窥镜的插入部前端侧的说明图。

图 88 是表示将本发明的实施例 8 的内窥镜用推进装置安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。

图 89 是图 88 的侧视图。

图 90 是图 88 的正视图。

图 91 是旋转驱动方式的原理图。

图 92 是表示体腔内的使用示例图。

图 93 是表示配置在通道内的第 1 变形例的磁场施加部件的横剖面图。
图 94 是表示配置在通道内的第 1 变形例的磁场施加部件的纵剖面图。
图 95 是表示配置在通道内的第 2 变形例的磁场施加部件的横剖面图。
图 96 是表示将第 3 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。
图 97 是表示将第 4 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。
图 98 是表示将第 5 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。
图 99 是表示将第 6 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。
图 100 是表示将第 7 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。

图 101 是利用前端部侧的磁铁和旋转部件侧的磁铁使旋转部件侧应磁力浮起、并将其保持成可自由旋转的说明图。

图 102 是表示将第 8 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。

图 103 是第 8 变形例的作用说明图。

图 104 是第 9 变形例的一部分的图。

图 105 是表示将第 10 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的正视图。

图 106 是表示安装在内窥镜的前端部上的状态的透视图。

图 107 是表示将第 11 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。

图 108 是表示第 13 变形例的安装在内窥镜上的状态下的一部分的剖面图。

图 109 是表示第 13 变形例的安装在内窥镜上的状态下的一部分的剖面图。

图 110 是表示将第 14 变形例安装在内窥镜上的状态的剖面图。

图 111 是表示将第 15 变形例安装在内窥镜上的状态的剖面图。

图 112 是表示将第 16 变形例安装在内窥镜上的状态下的结构的剖面图。

图 113 是表示本发明的实施例 9 的结构的剖面图。

图 114 是旋转驱动的动作原理图。

图 115 是表示本发明的实施例 10 的结构的剖面图。

图 116 是图 115 的正视图。

图 117 是表示安装在内窥镜上的状态的透视图。

图 118 是旋转驱动的动作原理图。

图 119 是表示将第 1 变形例安装在内窥镜上的状态的剖面图。

图 120 是表示将第 1 变形例安装在内窥镜上的状态的透视图。

图 121 是表示将第 2 变形例安装在内窥镜上的状态的剖面图。

图 122 是表示将第 2 变形例安装在内窥镜上的状态的透视图。

图 123 是借助轮的旋转来推进的作用说明图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的各个实施例。

（实施例 1）

参照图 1～图 16 说明本发明的实施例 1。

如图 1 所示，具备实施例 1 的内窥镜装置 1 具有：进行内窥镜检查等的内窥镜 2；可以使该内窥镜 2 插通到内侧，辅助内窥镜 2 插入的实施例 1 的内窥镜插入辅助装置 3；对内窥镜 2 提供照明光的光源装置 4；进行针对内置于内窥镜 2 中的摄像元件的信号处理的摄像机控制单元（简称为 CCU）5；和监视器 6，其被输入从该 CCU 5 输出的视频信号，从而显示通过摄像元件摄像的内窥镜图像。

内窥镜 2 具有：插入体腔内等的具有挠性的细长插入部 7；设于该插入部 7 的后端的操作部 8；从该操作部 8 的侧部延伸的电缆部 9。此处，电缆部 9 的末端连接光源装置 4 和 CCU 5。

并且，插入部 7 具有：前端设有照明窗和观察窗的硬质前端部 11（参照图 6 和图 8）；设在该前端部 11 的后端的可自由弯曲的弯曲部 12（参照图 8）。通过操作设于操作部 8 上的弯曲操作捏柄 14，该弯曲部 12 可以向所期望的方向弯曲。

光源装置 4 对内窥镜 2 的未图示的光导管提供照明光。所提供的照

明光从照明窗射出，照明体腔内部。在被照明的体腔内反射或扩散的光，通过安装于观察窗上的物镜，在配置于该物镜的成像位置上的固体摄像元件上成像作为光学像，在摄像面上进行光电转换。通过固体摄像元件进行了光电转换的信号经由CCU 5进行信号处理，被转换为标准的视频信号后发送给监视器6。并且，在监视器6的显示面显示成像于固体摄像元件上的光学像，作为内窥镜图像。

如图1和图2所示，本实施例的内窥镜插入辅助装置3具有挠性(软性)管16。在该管16的前端设有直径比管16的直径扩大的前端部件17，其具有利用例如树脂等柔软部件形成的合适硬度。

并且，在管16的外表面上设有螺旋状结构体18，将细径的中空或实心的绳状树脂安装成螺旋状，使该部分从外表面呈螺旋状突出。并且，在前端部件17的大致圆筒状的外表面上同样设有螺旋状结构体19。另外，螺旋状结构体18和19也可以连接形成。

在本实施例中的特征是，在管16的外周面上设置螺旋状结构体18，在该管16的前端还设置直径扩大的前端部件17，在该前端部件17的外周面上也设置螺旋状结构体19，通过使管16旋转，尤其可以利用设于前端部件17的外周面上的螺旋状结构体19的大推进力来推进内窥镜。

如图3所示，管16内侧的中空部16a与沿着前端部件17的中心轴设置的贯通孔17a连通。并且，将内窥镜2的插入部7从该中空部16a的后端插进，把插入部7的前端部11配置在贯通孔17a内，再设定为使内窥镜2的照明窗和观察窗在贯通孔17a的前端开口露出的状态，由此可以观察体腔内部。

如图1所示，在该管16的后端设有使该管16旋转的旋转驱动装置21。

如图1和图4所示，该旋转驱动装置21具有：安装在保持体22上的电机23；安装在该电机23的旋转轴上的齿轮24；安装在用于保持管16的后端的筒体26的前端上的齿轮25。该齿轮25与安装在电机23的旋转轴上的齿轮24啮合。通过使电机23旋转，使该齿轮25旋转，从而可以使筒体26和管16旋转。

并且，该电机 23 通过电缆连接电机驱动装置 27。该电机驱动装置 27 内置有驱动用电池，并且也内置有控制电机 23 的转数、旋转方向的控制电路，在该电机驱动装置 27 的上表面还设有操作捏柄 28。

并且，当用户使该操作捏柄 28 向前方侧倾斜时，可以使管 16 移动到前方侧，即可以使电机 23 向推进的方向旋转，当使操作捏柄 28 向后方侧倾斜时，可以使管 16 移动到后方侧，即可以使电机 23 向后退的方向旋转。

另外，如图 4 所示，管 16 的后端安装在筒体 26 的内周面上，该筒体 26 通过被支持成可自由旋转的轴承 29，被保持体 22 保持成可自由旋转。

图 5 表示旋转方向和行进方向的关系。如图 5 所示，螺旋状结构体 18、19 被设置为外螺纹状，通过使管 16 沿顺时针方向旋转，可以使管 16 前进，通过使管 16 沿逆时针方向旋转，可以使管 16 移动到后方侧。

但是，如图 6 所示，可以将内窥镜 2 的插入部 7 插通到该管 16 的中空部 16a 内。即，可以把细径的内窥镜 2 的插入部 7 的前端侧从管 16 的末端插入，使插入部 7 插通直到前端部件 17。在图 6 中，表示使插入部 7 的前端部 11 从前端部件 17 的贯通孔 17a 略微突出的状态。通过形成使内窥镜 2 的前端面在贯通孔 17a 的前端开口处露出的状态，可以使用观察功能。

并且，在内窥镜 2 设有弯曲部 12，所以如图 1 或图 6 所示，在将内窥镜 2 的插入部 7 插通到管 16 内的状态下，如图 7 所示，可以利用内窥镜 2 的弯曲机构使管 16 弯曲。

即，在本实施例中，在把内窥镜 2 插通的状态下，可以使用内窥镜 2 的观察功能和弯曲功能。因此，本实施例的内窥镜插入辅助装置 3 利用简单的结构，实现了具有顺利地辅助内窥镜 2 插入的机构的装置。

并且，如图 8 所示，为了改善可以在不使内窥镜 2 的插入部 7 侧旋转的情况下，使其外周侧的管 16 和前端部件 17 侧顺利地旋转的功能（顺利地旋转功能），也可以从管 16 的末端侧向两者的间隙处注入作为润滑剂的水或空气那样的流体 31。

这样通过向两者的间隙处注入流体 31，使插入部 7 推进，在驱动管

16 侧使其旋转时,内窥镜 2 的插入部 7 侧不旋转,可以维持更顺利的插入。

说明使用这样构成的本实施例的内窥镜插入辅助装置 3 将内窥镜 2 插入体腔内的作用。

图 9A 表示在大肠 37 内使用本实施例的内窥镜插入辅助装置 3,在将内窥镜 2 的插入部 7 插通到该内窥镜插入辅助装置 3 的中空部内的状态下,从肛门 36 插入大肠 37 的深处侧的状态。

在将内窥镜 2 的插入部 7 插入大肠 37 的深处侧时,在使插入部 7 插通到本实施例的内窥镜插入辅助装置 3 内的状态下,从该内窥镜插入辅助装置 3 的前端部件 17 插入到肛门 36 内。

如表示插入到肛门 36 内后的状态的图 9B 所示,在大肠 37 为大致直线状的情况下不需要弯曲操作,利用跟前侧的旋转驱动装置 21 使管 16 的后端旋转,从而可以使前端部件 17 向大肠 37 的深处侧推进。即,在本实施例中,在管 16 的前端,在外径大于管 16 的外径的前端部件 17 的外周面(外表面)上设有螺旋状结构体 19,所以通过在与大肠 37 的内壁面的接触形成的摩擦力起作用的状态下使前端部件 17 旋转,螺旋状结构体 19 按照以螺旋状依次抵接大肠 37 的内壁面的轨迹移动。

并且,可以随着螺旋状的移动轨迹,将前端部件 17 高效地推进到深处侧。

并且,在 S 字结肠等弯曲的部分,如图 9C 所示,在使用内窥镜 2 的观察下,使内窥镜 2 的弯曲部 12 向结肠等的弯曲方向弯曲,通过利用旋转驱动装置 21 进行旋转,使前端部件 17 通过弯曲部分。

这样,如图 9A 所示,可以将前端部件 17 推进到大肠 37 内的深处侧。并且,可以更加顺利地插入深处侧。图 10 表示第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置 3B 的旋转驱动装置 21B 部分的结构。该旋转驱动装置 21B 构成为在电机 23 的旋转轴上安装带轮 41,通过传送带 42,驱动安装在用于保持管 16 的后端的筒体 26 上的带轮 43 使其旋转。

另外,在图 10 中,为了简化起见,省略了图 1 或图 4 所示的用于保持筒体 26 和电机 23 的保持体 22。使用该第 1 变形例时的作用效果,与使用图 1 或图 4 中的齿轮 24、25 时大致相同。

图 11A 分解表示第 2 变形例的旋转驱动装置 21C。该旋转驱动装置 21C 如图 11B 所示，采用具有中空旋转轴 44a 的电机 44。这样，通过使电机 44 形成为中空旋转轴 44a，可以实现把通过电机 44 的旋转形成的旋转驱动力直接传递给管 16 的结构。

即，构成为把管 16 的后端安装在电机 44 的中空旋转轴 44a 的前端上，并且从中空旋转轴 44a 的后端把内窥镜 2 的插入部 7 插通到该旋转轴 44a 的中空部内。

使用该第 2 变形例的旋转驱动装置 21C，可以降低传递损耗，并且可以利用简单的结构实现，可以实现低成本化。

图 12A 表示第 3 变形例的旋转驱动装置 21D 的纵剖面，图 12B 表示沿其 A-A 线的剖面图。

管 16 的后端附近通过轴承 29 被保持用筒体 46 保持成可自由旋转。在管 16 的后端外周面上安装着例如线圈（或电磁铁）47，在与该线圈 47 的外周侧对置的保持用筒体 46 的内周面上也安装有线圈（或电磁铁）48。

如图 12B 所示，两个线圈 47、48 沿周向被分割为多个而形成。并且，把未图示的电源装置设定成向对置的线圈 47、48 之间施加相位错开的交流电流。这样，相对于被固定在保持用筒体 46 的内周面上的线圈 48，相对地向线圈 47 侧施加旋转磁场，可以使线圈 47 与管 16 侧一起旋转。

本变形例具有与图 11A 的第 2 变形例大致相同的效果。另外，在本变形例中，也可以将两个线圈 47、48 中的一个线圈置换为磁铁。例如，若把旋转的一侧的线圈 47 替换为磁铁，则可以不需要向线圈 47 提供电流的触点等结构。

图 13 表示第 4 变形例的内窥镜插入辅助装置 3E 的概要结构。在该内窥镜插入辅助装置 3E 中，具有提供和排出（作为流体的）压缩空气的压缩机 51 作为流体供给排出装置。在本变形例中，设于管 16 上的螺旋状结构体 18 由中空管构成，该中空管的后端连接在压缩机 51 上。

并且，构成该螺旋状结构体 18 的中空管的前端与设于前端部件 17 的外周面上的充气囊 52 连接。另外，在该情况下，螺旋状结构体 19 利

用设于覆盖前端部件 17 的外周面的充气囊 52 的外周面上的富有伸缩性的橡胶等弹性部件形成。

并且，从压缩机 51 通过中空管向充气囊 52 的内侧输送压缩空气，从而可以使充气囊 52 膨胀。

用户通过把开关 53 从断开设为接通状态，可以从压缩机 51 向充气囊 52 输送压缩空气。

图 14A 和图 14B 表示该内窥镜插入辅助装置 3E 的作用说明图。

如图 14A 所示，例如把该内窥镜插入辅助装置 3E 插入体腔 54 内时，如果体腔 54 的内径大于前端部件 17 的外径，则有时即使使前端部件 17 旋转也不能获得充足的推进力。

在这种情况下，用户通过把开关 53 设为接通，使压缩机 51 工作，向充气囊 52 输送压缩空气，如图 14B 所示，可以使充气囊 52 膨胀。

并且，可以使其外周面的螺旋状结构体 19 接触体腔 54 的内壁。通过在该状态下使内窥镜插入辅助装置 3E 旋转，可以设定为能够产生较大推进力的状态，可以在体腔 54 内顺利推进。

并且，通过把该螺旋状结构体 18 使用的中空管配置到前端部件 17 的前端，也可以从中空管后端向前端部件 17 的前端提供空气和水等流体。通过形成这种结构，可以利用所提供的水清洗插通到内窥镜插入辅助装置 3 中的内窥镜 2 的前端的观察窗，或为了使被观察的体腔展开，以确保视野，可以进行送气。

图 15 概要表示第 5 变形例的内窥镜插入辅助装置 3F 的内部结构。在本变形例中，为了提高管 16 和内窥镜 2 的插入部 7 之间的润滑性，在插入部 7 的前端部 11 的外周面与前端部件 17 的内周面之间配置轴承等圆环状的轴承 55，并密闭，使轴承 55 可以旋转，在该密闭的内部填充油等润滑材料 56。

这样，不必使内窥镜 2 侧旋转，可使其外周侧的管 16 和前端部件 17 侧旋转。

图 16 概要表示第 6 变形例的内窥镜插入辅助装置 3G 的内部结构。在本变形例中，为了提高管 16 与内窥镜 2 的插入部 7 之间的润滑性，利

用双重套 57、58 构成管 16。

内侧的套 58 与要插通的内窥镜 2 的插入部 7 基本上正好匹配，在套 57 和 58 之间例如以合适的间隔配置轴承 59。

通过形成这种结构，实现只使外侧的套 57 侧容易地旋转的结构。

（实施例 2）

下面，说明本发明的实施例 2。

图 17 概要表示本发明的实施例 2 的内窥镜插入辅助装置 3H。该内窥镜插入辅助装置 3H 例如在管 16 的后端侧设置旋转驱动装置 60。

该旋转驱动装置 60 具有：安装在管 16 的后端的齿轮 61a；与该齿轮 61a 啮合，通过作为旋转限制单元的转矩限制器 62 与电机 63 连接的齿轮 61b。

并且，设于管 16 的外周面的螺旋状结构体 18 由中空管构成。该中空管的前端封闭，后端连接压缩机 64。

并且，电机 63 和压缩机 64 连接控制部 65，该控制部 65 连接操作部 66。通过该操作部 66 的操作，可以进行电机 63 的旋转和旋转停止的控制及旋转速度的控制、以及打开/关闭压缩机 64 的压缩空气的供给的控制。

操作上述操作部 66，形成通过压缩机 64 例如输送了压缩空气的状态，从而如图 17 或图 18A 所示，可以形成使由富有柔软性的中空管形成的螺旋状结构体 18 从管 16 的外径突出的状态。

另一方面，操作上述操作部 66，形成不通过压缩机 64 输送压缩空气的状态，从而如图 18B 所示，形成使形成螺旋状结构体 18 的中空管不膨胀的状态，可以使该部分的外径处于和管 16 的外径大致相同的状态。

并且，通过调整输送压缩空气的量，可以调整形成螺旋状结构体 18 的从中空管的管 16 表面突出的高度。

例如，从图 18A 所示状态起进一步增大输送压缩空气的量，如图 18C 所示，可以使螺旋状结构体 18 从管 16 的外表面突出的高度更高。

这样，在本实施例中，通过控制对用于形成螺旋状结构体 18 的中空管供给或停止供给压缩空气等流体，可以选择成为形成螺旋状结构体 18 的状态，或成为不形成螺旋状结构体 18 的状态，并且也可以调整螺旋状

结构体 18 从管 16 表面突出的高度。

因此，例如在将管 16 插入体腔内时，如图 18A 或图 18C 所示，形成螺旋状结构体 18 从管 16 的外表面突出的状态时的高度。并且，在拔出管 16 时，如图 18B 所示，使管 16 的表面为平坦面，可以顺利地且用短时间拔出。

另外，也可以如图 19 所示第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置 3H' 那样，将设于管 16 的外周面的构成螺旋状结构体 18 的中空管的前端、与设于前端部件 17 的外周面的构成螺旋状结构体 19 的中空管连接，使中空部分连通。

该情况时，构成螺旋状结构体 19 的中空管的前端被封闭，所以若利用压缩机 64 输送压缩空气，则如图 19 所示，在管 16 的外周面上形成突出的螺旋状结构体 18，并且在前端部件 17 的外周面上也形成突出的螺旋状结构体 19。

另一方面，通过排出压缩空气，如图 20 所示，前端部件 17 的外周面成为大致平坦的外周面，管 16 侧的外周面同样也成为平坦面。另外，通过变更压缩空气的输送量，可以控制螺旋状结构体 18 和 19 从外周面突出的部分的高度。

这样，在本变形例中，在使由中空管形成于管 16 的外周面和前端部件 17 的外周面的螺旋状结构体 18 和 19 连通的状态下，通过控制从外周面突出的部分的高度，可以更加顺利地进行插入时的插入和拔出时的拔出。

并且，在本实施例（也包括第 1 变形例）中，例如在管 16 的前端附近的部分、即与前端部件 17 的后端相邻的部分，形成弯曲部（弯曲单元）67。该弯曲部 67 使用导电性高分子人工肌肉（简称为 EPAM）形成，该人工肌肉可以通过例如施加电压而伸缩。

即，如图 21 所示，管 16 的前端附近例如连接相同尺寸的管状 EPAM 68 并形成为一体，在该管状 EPAM 68 的上下、左右对应的带状部分的两面，分别形成有电极 69。

并且，电极 69 与通过管 16 的内部等的信号线 70 的一端连接。并且，

信号线 70 的另一端如图 17 所示，与安装在管 16 的后端外周面上的成为转子侧的中空圆板状触点部件 71 的同心状触点连接，并通过接触该同心状接点的定子侧触点部件 72，与控制部 65 连接。

并且，通过进行使设于操作部 66 的、例如作为弯曲方向指示操作单元的操纵杆 66a 倾斜的操作，控制部 65 对应于该倾斜操作，向 EPAM 68 的电极 69 施加驱动电压，使弯曲部 67 向（操纵杆 66a）倾斜的方向弯曲。

例如，在操纵杆 66a 向上方向倾斜时，向对应于下方向的电极 69 施加最大的驱动电压，使该部分的 EPAM 68 进行最大伸展，向它们两侧的左右电极 69 施加合适的驱动电压，使该部分的 EPAM 68 稍微伸展，由此可以使弯曲部 67 向未伸展的上方向弯曲。

另外，该 EPAM 68 例如具有应变与施加的电压形成的电场强度的大致平方成比例的特性。

作为使弯曲部 67 弯曲的弯曲装置，也可以使用 EPAM 68 以外的装置。例如也可以取代 EPAM 68，如图 22 所示，采用通过通电而进行收缩的形状记忆合金（简称为 SMA）的 SMA 线 78。

对于该 SMA 线 78，在弯曲部 67 的相当于上下、左右的部分，例如设置成使平行线在前端侧折返，分别在弯曲部 67 的后端附近连接信号线 70。

该信号线 70 的后端侧形成为与 EPAM 68 时相同的结构。并且，通过对想要弯曲的方向的 SMA 线 78 通电，可以使弯曲部 67 弯曲。

此外，也可以利用机械地拉拽与弯曲部 67 连接的线的装置来构成。这样，为了使弯曲部 67 弯曲，可以选择使用几种装置、方法。

这样，在本实施例的内窥镜插入辅助装置 3H 中，在管 16 自身上设置了弯曲机构，所以在内窥镜 2 的插入部 7 未被插通的状态下也可以使其前端侧弯曲。即，在实施例 1 中，在插通了内窥镜 2 的插入部 7 的状态下，利用内窥镜 2 的弯曲功能，可以按图 7 所示进行弯曲，但在本实施例中，在不插通插入部 7 的状态下也可以使管 16 的前端侧弯曲。

即，在本实施例中，如图 23A 所示，可以（在不插通内窥镜的状态下）使管 16 的前端侧向所期望的方向弯曲。另外，如果使弯曲状态下的管 16 旋转，如图 23B 所示前端侧摆动，所以在使管 16 旋转的情况下，

如图 23A 所示，也可以控制弯曲部 67 以将管 16 的弯曲形状维持在仅一个方向上。

并且，在本实施例中，在使电机 63 旋转使管 16 旋转的情况下，可以利用螺旋状结构体 18、19 使管 16 侧更顺利地推进，但如果螺旋状结构体 18、19 被施加了规定值以上的转矩时，利用作为旋转限制单元的转矩限制器 62，使管 16 侧不旋转。

该转矩限制器 62 可以利用基于离合器的滑动结构构成。例如图 24A 所示，使具有摩擦面的旋转传递用的两个圆板 62a、62b 在各自的摩擦面对置、并施加了合适的压力的状态下接触。

因此，若规定的力以上的转矩作用于一个圆板时，如图 24B 所示，两个圆板 62a、62b 处于不传递旋转力的状态。在本实施例的情况下，形成为与电机 63 连接的一侧的圆板 62a 旋转，但另一个圆板 62b 不旋转的状态。

这样，由于设置了转矩限制器 62，所以防止了由于螺旋状结构体 18、19 的旋转而从体腔内壁侧对螺旋状结构体 18、19 施加规定值以上的力。

这样，在本实施例中，与实施例 1 相同，在管 16 和前端部件 17 的外周面设置有螺旋状结构体 18、19，并且设置有使管 16 旋转的旋转驱动机构，所以具有与实施例 1 相同的作用效果。

并且，在（包括第 1 变形例的）本实施例中，可以变更设于管 16 和前端部件 17 的外周面上的螺旋状结构体 18、19 的（从表面突出的）高度，所以能够顺利地进行插入和拔出。

并且，由于设置了作为旋转限制单元的转矩限制器 62，所以能够防止由于螺旋状结构体 18、19 的旋转而从体腔内壁侧对螺旋状结构体 18、19 施加规定值以上的力。

并且，在本实施例中，由于设置了弯曲部 67，所以不必把内窥镜 2 的插入部 7 的前端插通到前端部件 17，通过把本实施例用作引导线，可进行向体腔内的插入等。

图 25 表示第 2 变形例的螺旋状结构体 18b。在本变形例中，在拔出管 16 时，为了可以更加顺利地进行拔出，减小了螺旋的高度。另外，在

图 25 中，将螺旋状结构体 18b 设置成细径的密绕线圈状（在螺旋状结构体 18b 的内侧具有未图示的管 16）。该螺旋状结构体 18b 是较小的螺旋状结构，但由于在每单位长度上设置了较多的螺旋状结构体 18b，所以能够在旋转的情况下维持规定的推进力。

另一方面，在拔出时，由于螺旋状结构体 18b 是较小的凹凸的螺旋状结构，所以能够顺利拔出。

并且，图 26A 和图 26B 表示第 3 变形例的管结构的示例。在本变形例中，基于和图 25 相同的目的，利用柔软的薄壁外管 74 覆盖管 16 表面。该外管 74 的后端侧连接压缩机 64，可以把空气 75 输送到外管 74 内侧，或可以排出所输送的空气。

并且，在插入管 16 时，排出空气，如图 26A 所示，处于使外管 74 紧密贴在螺旋状结构体 18 和管 16 的外表面上形成螺旋状结构的状态。

另一方面，在拔出时，向柔软的外管 74 内注入空气 75 使其膨胀，从而如图 26B 所示形成平滑的表面结构。通过形成这种状态，可以顺利地且利用短时间拔出管 16。

图 27A 和图 27B 表示第 4 变形例的管结构的示例。在本变形例中，与图 25 相同，为了改善拔出时的管 16 的移动性，如图 27A 所示，利用设于管 16 的外表面的螺旋状槽 76 构成螺旋状结构。

并且，在该槽 76 上安装着柔软且薄壁的管 77，可以从其后端进行空气的供给和排出。并且，在插入时成为图 27A 所示状态。

另一方面，在拔出时，向沿着槽 76 内设置的管 77 输送空气使其膨胀，从而如图 27B 所示形成平滑的表面。通过形成这种状态，可以顺利地拔出管 16。

此外，如图 28A 和图 28B 所示第 5 变形例的管结构示例那样，为了改善拔出性，形成为在插入管 16 后，螺旋状结构体 18 从管 16 卸下。即，在本变形例中，如图 28A 所示，螺旋状结构体 18 通过粘接等被固定在管 16 的前端和后端上。

并且，在拔出管 16 时，通过以规定的值以上的力拉拽螺旋状结构体

18 的后端，前端的基于粘接等的固定松开，如图 28B 所示，螺旋状结构体 18 从管 16 卸下。

图 29A 表示第 6 变形例的旋转限制机构 81。在本变形例中，为了维持两个圆板 62a、62b 连接的状态，例如在两个圆板 62a、62b 上粘贴了粘接带 82。

并且，在小于等于规定的转矩值的状态下，如图 29A 所示，在使电机侧的圆板 62a 旋转时，圆板 62b 也旋转。

另一方面，在大于等于规定的转矩值的状态下，如图 29B 所示，粘接带 82 分离或断开等，连接状态被破坏，成为电机侧的圆板 62a 旋转、但圆板 62b 不旋转的状态。这样，在大于等于规定的转矩值的转矩起作用时，进行旋转限制。另外，不限于粘接带 82，也可以是进行连接用的粘接剂等其他手段。例如，也可以是利用磁铁将两个圆板 62a、62b 保持为连接状态，在大于等于规定的转矩值的状态下连接被破坏而分离的连接手段。

图 30 表示第 7 变形例的旋转限制机构 81B。在本变形例中，在电机 63 的旋转轴上连接着检测转矩的转矩传感器 83。即，本变形例不象图 17 那样，在电机 63 的旋转轴上设置转矩限制器 62，而采用转矩传感器 83。

该转矩传感器 83 向控制部 65 输出转矩检测信号。并且，控制部 65 监视转矩检测信号是否大于等于规定的转矩值，在大于等于规定的转矩值时，使电机 63 的旋转停止。或者，也可以设置具有降低旋转速度的功能的旋转速度控制单元，以使转矩值不超过规定值。

图 31A 等表示图 24A 等所示的转矩限制器 62 的设置场所的示例。作为配置转矩限制器 62 的位置，除了电机 63 和齿轮 61b 之间外，齿轮 61a、61b 和 61c、61d 彼此之间、齿轮 61a 和管 16 之间等也适合。图 31A～图 31C 具体表示这些示例。在图 31A 中，转矩限制器 62 的配置与图 17 相同。

即，与安装在管 16 后端的齿轮 61a 啮合的 61b，通过转矩限制器 62 连接电机 63。

在图 31B 所示的变形例中，在图 31A 中的转矩限制器 62 和电机 63

之间还插入有齿轮 61c 和 61d。

并且，在图 31C 所示的变形例中，在管 16 的后端安装中空结构的转矩限制器 62，在该转矩限制器 62 的中空的轴上安装齿轮 61a，使该齿轮 61a 与安装于电机 63 的旋转轴上的齿轮 61b 啮合。

在图 31A 等中，在大于等于规定的值的转矩起作用时，利用转矩限制器 62 限制旋转的传递，但图 32 表示利用不同结构进行部分的旋转限制的结构。

第 8 变形例的内窥镜插入辅助装置 3I，作为前端部件 17、管 16 上的旋转限制机构，具有如下结构：嵌入了在设定为合适长度的圆筒体 85a、86a 上分别设有螺旋状结构体 85b、86b 的圆筒结构体 85、86。

在借助于管 16 外周面和圆筒体 86a 内周面之间的摩擦力，管 16（由于圆筒结构体 86 的外周面接触体腔内壁等）以大于等于某转矩的转矩相对于圆筒结构体 86 旋转时，将产生滑动。通过把圆筒结构体 86 切分为多个，在阻力较大的部分，具体讲在较强地接触周围的体腔内壁而变得不易旋转的部分，旋转停止，除此以外的部位进行旋转，可以获得推进力。前端部件 17 侧也产生大致相同的作用。即，在借助于前端部件 17 外周面和圆筒体 85a 内周面之间的摩擦力，前端部件 17 相对于圆筒结构体 85 以大于等于某转矩的转矩旋转时，将产生滑动。

并且，在圆筒结构体 85 较强地接触体腔内壁而变得不易旋转时，圆筒结构体 85 的旋转停止。另外，前端部件 17 自身的长度比管 16 短，所以只设有一个圆筒结构体 85，但也可以划分为多个。

下面，说明第 9 变形例。在图 17 中，设置了可以在上下、左右四个方向弯曲的弯曲机构，但本变形例的内窥镜插入辅助装置 3J，采用设置只在一个方向弯曲的弯曲部 67b 的弯曲机构。该情况时，在插入时，若按以下所述进行动作，则也容易顺利地插入到弯曲的体腔内。

图 33A~图 33C 表示插入到大肠等体腔 54 内的状态。如图 33A 所示，在插入大致直线状的体腔 54 内时，能够在平直状态下旋转着插入。并且，如图 33B 所示，在到达弯曲部位时，首先停止旋转，向某方向弯曲，观看插入体腔内的内窥镜的图像等，确认当前的弯曲方向。在该方

向与想要前进的方向（体腔的弯曲方向）不同时，再次开始慢慢旋转，使弯曲方向与行进方向吻合。在该状态下，解除弯曲功能，以普通速度开始旋转，沿着弯曲方向进行插入。

通过重复该动作，可以通过弯曲部位，如图 33C 所示，可以插入到更深的深处侧。

下面，说明第 10 变形例。图 34A 和图 34B 表示第 10 变形例的内窥镜插入辅助装置 3K 的前端侧。本变形例使用图 21 中说明的 EPAM，形成前端部件 17B，而不是形成管 16 的前端部分。并且，可以向四个方向或至少一个方向等弯曲。

通过形成可以弯曲的前端部件 17B，可以使前端部件 17B 从图 34A 所示的平直状态起按图 34B 所示弯曲。通过形成使前端部件 17B 可以弯曲的结构，能够更加容易地顺利插入。

即，利用柔软材料构成前端部件 17B 自身，并且装配弯曲功能，从而硬质长度变短，在插入体腔内时，通过使前端部件 17B 对应于该弯曲的部分而弯曲，可以确保良好的插入性。

并且，也可以不装配弯曲功能，而只利用柔软材料构成前端部件，使前端部件根据所施加的力而弯曲。

在该情况下，前端部件沿着肠的弯曲被动地弯曲，所以同样能够确保良好的插入性。

（实施例 3）

下面，说明本发明的实施例 3。图 35 概要表示本发明的实施例 3 的内窥镜插入辅助装置 3L。该内窥镜插入辅助装置 3L 安装在内窥镜 2 的外周面上，用于进行插入辅助。

在实施例 1 和 2 中说明的内窥镜插入辅助装置 3~3K，设有用于插通内窥镜 2 的插入部 7 的中空部，但可以插通到该中空部中的插入部 7 形成为细径。这样，实质上虽然能够观察，但有时也仅限于不具有插通治疗器具用的通道的内窥镜，该情况下将不能进行治疗。

因此，在本实施例中，也可以适用于具有能够插通治疗器具的通道 91 的内窥镜 2。

为此，在本实施例中，如上所述具有安装在内窥镜 2 的外周面上进行插入辅助的结构。

并且，利用该内窥镜插入辅助装置 3L，象引导线那样（在内窥镜 2 之前）插入到想要插入的大肠等体腔内，然后在插入的内窥镜插入辅助装置 3L 之后，能够容易地插入具有难以插入的通道的内窥镜 2 的插入部 7。

本实施例的内窥镜插入辅助装置 3L 利用胶带 93 将作为推进用保持体的筒体 92 固定在内窥镜 2 的前端部 11 上，该筒体 92 可以使在管 16 和设于其前端的前端部件 17 的外周面上设有螺旋状结构体 18、19 的结构体通过。

并且，设有螺旋状结构体 18 的管 16 在该筒体 92 内移动自如地通过。

另外，在本实施例中，在管 16 和前端部件 17 上设置中空部 16a 和贯通孔 17a，可以用来将细径的治疗器具等插通到在其内侧，但也可以形成成为实心的绳状结构。

上述管 16 的后端如在图 17 所示的实施例 2 中说明的那样连接旋转驱动装置 60，通过使管 16 的后端旋转，可以顺利推进管 16。

并且，螺旋状结构体 18 的后端连接图 17 的实施例 2 中所示的压缩机 64，通过供给或排出空气等，可以按照在图 18A 等中说明的那样，调整利用中空管形成的螺旋状结构体 18 的凹凸。

另外，在内窥镜 2 的前端部 11 设有照明窗 94 和观察窗 95。

根据这样构成的本实施例，如图 35 所示，使该内窥镜插入辅助装置 3L 通过筒体 92 内部，并将该筒体 92 固定在进行内窥镜检查 and 治疗的内窥镜 2 的前端部 11 上。

并且，把比内窥镜 2 的前端部 11 还向前方侧突出的内窥镜插入辅助装置 3L 的前端部件 17 先插入大肠等。通过利用旋转驱动机构使管 16 的后端旋转，可以顺利地推进该内窥镜插入辅助装置 3L，并插入到大肠等体腔内的深处侧。

在插入该内窥镜插入辅助装置 3L 后，进行塞入内窥镜 2 的后端侧的操作，从而把内窥镜插入辅助装置 3L 作为引导器，可以顺利地将内窥镜 2 的插入部 7 的前端侧插入大肠等体腔内的深处侧。

在把内窥镜 2 的插入部 7 的前端侧插入大肠等体腔内的深处侧时，在内窥镜插入辅助装置 3L 中，通过利用压缩机 64 排气，可以使管 16 的表面形成为图 18B 所示的平坦表面状态，由此可以顺利将内窥镜 2 插入。

根据本实施例，当然可以用于不具有通道的细径的插入部 7 的内窥镜 2，也可以用于具有通道 91 的较粗的插入部 7 的内窥镜 2，可以用于该内窥镜的插入辅助。

另外，除图 18A~图 18C 的结构外，采用图 25~图 28B 的变形例的结构进行内窥镜 2 的插入作业，也能够获得大致相同的作用效果。

图 36A 表示第 1 变形例的推进用保持体 92B。该推进用保持体 92B 如图 36B 所示，设有使管 16 通过的孔 96a、和与设在管 16 外周面的螺旋状结构体 18 的间距一致的槽，并且形成有具有收纳该螺旋状结构体 18 的螺旋状槽 96b 的螺母状引导器 92B。

根据该第 1 变形例，可以更加高效地推进具有通道 91 的更粗的插入部 7 的内窥镜 2。

图 37 所示的推进用保持体 92C 如图 38 的剖断图所示，具有使内窥镜 2 的插入部 7 的例如前端部 11 附近通过的孔 97a，并且具有孔 97b，其把使设有螺旋状结构体 18 的管 16 通过的螺母状引导器 92B 保持成可自由旋转。

并且，在该推进用保持体 92C 的内部设有旋转驱动用的电机 99，安装在该电机 99 的旋转轴上的齿轮 100a 与安装在螺母状引导器 92B 外周面的齿轮 100b 啮合。另外，齿轮 100a、100b 周围的推进用保持体 92C 部分被切口，以便齿轮 100a、100b 可以旋转。

另外，电机 99 通过未图示的信号线连接跟前侧的控制部 65，通过操作操作部 66 可以控制电机 99 的旋转及旋转停止。

并且，手术医生等用户通过操作操作部 66 驱动电机 99 旋转，可以驱动螺母状引导器 92B 旋转。另外，在螺母状引导器 92B 的内周面设有如图 36B 中说明的使管 16 通过的孔、和使螺旋状结构体 18 嵌合通过的螺旋状槽。

通过形成这种结构，在管 16 被插入大肠等体腔内后，使安装在推进

用保持体 92C 上的旋转驱动用电机 99 旋转时，内窥镜 2 的前端侧可以自动沿着具有类似引导线的作用的管 16 推进。

图 39 是表示将第 2 变形例的内窥镜插入辅助装置 3N 的前端侧安装在内窥镜 2 上的状态。本变形例例如在图 35 所示的内窥镜插入辅助装置 3L 中，使设有螺旋状结构体 18 的管 16 在筒体 92 内通过，但在本变形例中，通过插通有设了螺旋状结构体 18 的管 16 的套 102。

并且，在本变形例中，在该套 102 的前端设置推进用保持体 92D。图 40 表示该推进用保持体 92D。并且，图 41 表示推进用保持体 92D 的内部结构。该推进用保持体 92D 具有与图 38 所示大致相同的结构。

即，如图 41 所示，在该推进用保持体 92D 的内部设有：旋转驱动用的电机 99；安装在该电机 99 的旋转轴上的齿轮 100a；与该齿轮 100a 啮合的齿轮 100b；安装有该齿轮 100b 的螺母状引导器 92B。

并且，手术医生等用户在将管 16 插入体腔内深处后，通过操作操作部 66 驱动电机 99 旋转，可以驱动在推进用保持体 92D 的内部被保持成可自由旋转的螺母状引导器 92B 旋转，可以将套 102 推进到管 16 的前端部。

本变形例利用外周面平坦的套 102 覆盖外周面设有螺旋状结构体 18 的管 16，所以具有顺利进行内窥镜 2 的插入作业的效果。

图 42 是表示将第 3 变形例的内窥镜插入辅助装置 3P 的前端侧插通在专用内窥镜 112 内的状态。本变形例如图 43A 所示，例如使用具有可以从下方侧插拔的前端开口 113（及断面形状与该前端开口 113 相同的通道）的专用内窥镜 112，使内窥镜插入辅助装置 3P 从该前端开口 113 向前方突出，从而可以用来辅助插入。另外，图 43A 表示内窥镜 112 的前端侧的透视图，图 43B 表示正视图。

另外，该内窥镜 112 的插入部 7 及其他部分是与上述内窥镜 2 相同的结构。

本变形例可以像引导线那样使用该内窥镜插入辅助装置 3P。

并且，该内窥镜插入辅助装置 3P 如图 44 所示，可以将治疗器具 114 插通在该管 16 的中空部内并进行治疗。

另外，虽然未图示，但也可以采用将内窥镜插入辅助装置从内窥镜

前端插通到具有粗径通道或多个通道的治疗器具用的内窥镜的通道中来利用的方法。

(实施例 4)

下面,说明本发明的实施例 4。图 45 表示本发明的实施例 4 的内窥镜插入辅助装置 3Q 的前端侧的结构。在本实施例中形成为在前端部件 17 不设置螺旋状结构体的结构。

该内窥镜插入辅助装置 3Q 形成为前端部件 17 的硬度越到前端侧越柔软,朝向后端侧其硬度连续变化的结构。

具体讲,该前端部件 17 如利用虚线表示的那样,利用呈圆锥形状的硬度较高的部件 121、和覆盖该硬度较高的呈圆锥形状的部件 121 的外周面的硬度较低的部件 122 构成。

并且,形成为容易将前端侧顺利插入弯曲的体腔内的结构。例如,在管路的前端侧向下方弯曲时,对应于该弯曲,该前端部件 17 的前端侧按单点划线所示弯曲,从而可以顺利插入。其他结构与实施例 1 等相同。

通过形成这种结构,根据本实施例的前端部件 17 的硬度变化,前端部件 17 容易弯曲,具有改善弯曲跟踪性的效果。

图 46 表示第 1 变形例的内窥镜插入辅助装置 3R 的前端侧的结构。该内窥镜插入辅助装置 3R 形成为使前端部件 17 具有越到其前端侧外径越小的圆锥面 123 的形状、或尖细的锥形状。本变形例具有改善通过封闭的管腔的性能的效果。

图 47 表示第 2 变形例的内窥镜插入辅助装置 3S 的前端侧的结构。该内窥镜插入辅助装置 3S 例如在图 45 所示前端部件 17 的表面涂覆润滑剂 124 等,提高前端部件 17 的表面光滑性。

根据本变形例,通过润滑处理改善前端部件 17 的光滑性,提高插入性。润滑剂可以是光触媒等亲水润滑剂或光滑性良好的特氟纶 (teflon) (注册商标) 等的氟树脂涂层。

图 48 表示第 3 变形例的内窥镜插入辅助装置 3T 的前端侧的结构。该内窥镜插入辅助装置 3T 形成为有将多个中空磁心 125 连接成可自由旋转的前端部件 17。根据这种结构,可以实现使前端部件 17 容易弯曲的结构。

并且，在插入体腔内时，例如前端侧向下侧弯曲时，如双点划线所示可以在该方向弯曲，提高对于弯曲部分的跟踪性。

根据本变形例，形成为前端柔软弯曲的结构，具有提高对于弯曲部的跟踪性的效果。

图 49 表示第 4 变形例的内窥镜插入辅助装置 3Y 的前端侧的结构。该内窥镜插入辅助装置 3Y 形成为使构成前端部件 17 的部件 125 的硬度以规定周期 T 变化的结构。具体讲，在管 16 的前端沿着其长度方向以规定周期 T 形成凸部和凹部并进行磨圆处理，使形成有凹部的部分的硬度更加柔软更容易弯曲。

根据本变形例，硬度在变化，从而前端部件容易弯曲，具有提高弯曲的跟踪性的效果。

在上述的实施例等中，前端部件 17 比管 16 的外径粗，如图 50 所示，作为外径与管 16 的外径相同的前端部件 17'，也可以形成为内窥镜插入辅助装置 3V。

该内窥镜插入辅助装置 3V 在设有螺旋状结构体 18 的管 16 的前端，设置外径与管 16 的外径相同的前端部件 17'。另外，使内窥镜 2 可以插通到中空部内。

在本变形例中，也可以确保在体腔内的良好插入性。

并且，也可以把图 50 所示的前端部件 17' 的形状和硬度应用于上述的前端部件 17。

即，作为前端部件，具有直径与管 16 的外径大致相同或之上的最大外径的装置也属于本发明。

并且，通过部分组合上述的各个实施例等或变更一部分后的装置也属于本发明。

（实施例 5）

下面，参照图 51~图 71 说明本发明的实施例 5。

如图 51 所示，内窥镜插入辅助系统 201 构成为具有：具有插入体腔内的后述的插入部的内窥镜装置 202；用于提高该内窥镜装置 202 的插入部的插入性的内窥镜插入辅助装置 203。

所述内窥镜装置 202 具有：后述的设有观察窗的内窥镜 204；对所述内窥镜 204 提供照明光的光源装置 205；进行针对所述内窥镜 204 的未图示的摄像部的信号处理的 CCU（摄像机控制单元）206；和监视器 207，其被从该 CCU 206 输入视频信号，并显示内窥镜图像。

所述内窥镜插入辅助装置 203 具有：螺旋推进探头 208，其抵接体腔内壁并产生推进力，以便将所述内窥镜 204 的插入部引导到体腔内的目标部位；螺旋驱动部 209，其向该螺旋推进探头 208 的后述的螺旋状推进部 231 提供驱动力；控制该螺旋驱动部 209 的螺旋推进控制装置 210。

首先，说明所述内窥镜装置 202 的结构。

所述内窥镜 204 具有：细长的具有挠性的插入部 211；在该插入部 211 的基端侧连续设置的兼作握持部 212a 的操作部 212。该内窥镜 204 从所述操作部 212 侧部延伸设置有通用塞绳（universal cord）213。在该通用塞绳 213 中插通着未图示的光导管和信号线。设于该通用塞绳 213 的端部的连接器部 214 连接所述 CCU 206。

所述内窥镜 204 的插入部 211 通过连续设置硬质的前端部 215、自由弯曲的弯曲部 216、和尺寸较长的具有挠性的挠性管部 217 而构成。所述前端部 215 设在所述插入部 211 的前端。所述弯曲部 216 设在所述前端部 215 的基端侧。所述挠性管部 217 设在所述弯曲部 216 的基端侧。

所述内窥镜 204 的操作部 212 在基端侧具有握持部 212a。所述握持部 212a 是手术医生握持的部位。在所述操作部 212 的上部侧配置有用于远程操作所述 CCU 206 的未图示的视频开关。并且，在所述操作部 212 设有未图示的用于操作送气动作、送水动作的送气送水开关和用于操作吸引动作的吸引开关。并且，在所述操作部 212 设有弯曲操作捏柄 218，通过握持握持部 212a 并操作弯曲操作捏柄 218，可以操作弯曲部 216 使其弯曲。

并且，在所述操作部 212，在握持部 212a 的前端附近设有治疗器具插入口 221，用于插入活组织检查钳子等治疗器具。该治疗器具插入口 221 在其内部与治疗器具插通用通道 222 连通。治疗器具插入口 221 通过插入钳子等未图示的治疗器具，使治疗器具的前端侧从通过内部的治疗

器具插通用通道 222 形成于前端部 215 的通道开口 222a 突出，可以进行活组织检查等。

在本实施例中，从所述治疗器具插通用通道 222 的通道开口 222a 插入所述螺旋推进探头 208 的后述挠性管的后端侧，将该挠性管的后端侧从所述治疗器具插入口 221 引出，并连接到安装于所述治疗器具插入口 221 的所述螺旋驱动部 209 上。另外，所述螺旋驱动部 209 和所述螺旋推进控制装置 210 通过连接电缆 223 电连接。

并且，在所述操作部 212 设有用于起动停止所述螺旋驱动部 209 的驱动开关 224。该驱动开关 224 的起动信号通过所述 CCU 206 输入所述螺旋推进控制装置 210，根据来自该螺旋推进控制装置 210 的电源电力和控制信号，所述螺旋驱动部 209 驱动，向所述螺旋推进探头 208 提供驱动力。

另外，所述驱动开关 224 也可以连接控制装置 210，并可装卸地安装在操作部 212 上。

所述内窥镜 204 在通用塞绳 213、插入部 211、操作部 212 中插通着未图示的光导管。该光导管的基端侧经过操作部 212 到达通用塞绳 213 的连接部 214，传递来自光源装置 205 的照明光。从光导管传递的照明光通过配置在插入部前端部 215 的未图示的照明光学系统，从照明窗 225 照明患部等的被摄体。

所述被照明的被摄体的反射光作为被摄体像被从与所述照明窗 225 相邻配置的观察窗 226 取入。所取入的被摄体像通过所述物镜光学系统被配置于其成像位置的 CCD（电荷成像元件）等的摄像部摄像，并进行光电转换，被转换为摄像信号。

并且，该摄像信号在从所述摄像部延伸的信号电缆中传递，经过所述操作部 212 到达所述通用塞绳 213 的视频连接器，通过所述连接电缆输出给所述 CCU 206。所述 CCU 206 对来自所述内窥镜 204 的摄像部的摄像信号进行信号处理，生成标准的视频信号，并使监视器 7 显示内窥镜图像。

下面，说明所述内窥镜插入辅助装置 203 的具体结构。

如图 52 所示,所述螺旋推进探头 208 构成为具有设于前端侧的圆筒形状的螺旋状推进部 231、和与该螺旋状推进部 231 连续设置的挠性管 232。

所述螺旋状推进部 231 在包装容器 233 的外周面形成有通过旋转产生推力的、作为推力产生结构部的螺旋状突起 234。该螺旋状突起 234 利用类似橡胶的弹性体或硬质树脂形成。另外,在图中,所述螺旋状突起 234 形成于所述螺旋状推进部 231 的中央部附近,但为了容易推进,也可以形成至圆筒的端部。

如图 53 所示,在所述挠性管 232 中插通有作为挠性旋转轴的挠性轴 235,其用于传递驱动所述螺旋状推进部 231 旋转的驱动力。另外,作为挠性旋转轴,也可以使用转矩管(在管壁面的内部利用树脂一体成型有金属网的管等)或线圈套等,取代所述挠性轴 235。

所述挠性管 232 的后端侧连接所述螺旋驱动部 209,所述挠性轴 235 把来自设于所述螺旋驱动部 209 上的后述的电机单元的旋转力传递给所述螺旋状推进部 231。

所述包装容器 233 利用粘接剂将前端侧容器 236 和后端侧容器 237 连接固定,从而构成为一体。在所述前端侧容器 236 中压入固定有插通于所述挠性管 232 中的所述挠性轴 235 的前端部,从该挠性轴 235 传递驱动力。

并且,在所述后端侧容器 237 上安装所述挠性管 232 的前端侧,并可以通过轴承 238 使得可相对于该挠性管 232 旋转。另外,所述后端侧容器 237 和所述挠性管 232 之间通过 O 型圈 239 形成为水密结构。

因此,所述包装容器 233 借助于从所述挠性轴 235 传递的驱动力,使所述前端侧容器 236 和后端侧容器 237 一体地相对于所述挠性管 232 旋转。

由此,所述螺旋状推进部 231 使所述螺旋状突起 234 抵接体腔内壁,所述包装容器 233 旋转,从而可以在体腔内进退移动,可以在体腔内引导所述内窥镜 204 的插入部 211。

并且,由于所述螺旋状推进部 231 从所述治疗器具插通用通道 222

的通道开口 222a 突出，所以所述螺旋推进探头 208 位于所述内窥镜 204 的观察窗 226 的观察视野范围内，可以把握螺旋状推进部 231 相对体腔内壁的接触状态和动作状态等。

下面，说明产生使所述螺旋状推进部 231 旋转的驱动力的所述螺旋驱动部 209。如上所述，所述螺旋驱动部 209 安装在所述治疗器具插入口 221 上。

如图 54 所示，所述螺旋驱动部 209 构成为具有：安装在所述治疗器具插入口 221 上的电机单元安装部 241；产生使所述螺旋推进探头 208 的所述螺旋状推进部 231 旋转的驱动力的电机单元部 242；作为进退移动单元的滑动器部 243，其使所述电机单元部 242 上下滑动，使所述挠性管 232 进退移动。

所述滑动器部 243 通过使所述电机单元部 242 借助滑动动作而进退移动，使所述挠性管 232 进退移动，可以使所述螺旋状推进部 231 进退移动到规定的位置。因此，所述螺旋推进探头 208 可以使所述螺旋状推进部 231 进退移动到不妨碍所述内窥镜 204 的观察窗 226 的观察视野的位置。

所述滑动器部 243 也可以是手动使所述电机单元部 242 上下滑动的机构，还可以是内置有电机使所述电机单元部 242 上下滑动的电动机构。另外，所述滑动器部 243 具有未图示的使所述电机单元部 242 滑动的滑动槽部，在该滑动槽部设有可以滑动的所述电机单元部 242 的滑动突起部。另外，所述滑动器部 243 可以利用螺钉等卡定部件将所述电机单元部 242 定位固定在规定位置。因此，所述螺旋推进探头 208 被卡定在内窥镜 204 的插入部 211 上。

所述电机单元部 242 连接从所述治疗器具插入口 221 引出的所述挠性管 232 的后端侧。在所述电机单元部 242 的包装部 242a 和所述挠性管 232 之间利用 O 型圈 244 形成为水密结构。

所述电机单元部 242 具有产生旋转力的电机 245、和使该电机 245 的旋转力反转并向输出轴 246a 传递所期望的转矩的齿轮 246。通过所述连接电缆 223 从所述螺旋推进控制装置 210 向所述电机 245 提供电源电

力和控制信号，从而进行驱动。另外，所述电机单元部 242 也可以构成成为内置电池并从该电池提供电源电力。

如图 55 所示，在所述挠性管 232 内，所述挠性轴 235 的后端侧通过连接部 247 连接所述电机单元部 242 的所述输出轴 246a。另外，所述输出轴 246a 通过 D 切嵌入被连接固定在所述连接部 247 上。

由此，所述螺旋驱动部 209 可以将来自所述电机单元部 242 的驱动力传递给所述挠性轴 235，使所述螺旋推进探头 208 的所述螺旋状推进部 231 旋转。

这样构成的内窥镜插入辅助系统 201 按照图 51 中说明的那样使用。在本实施例中，内窥镜 204 被从肛门插入。

手术医生进行从患者的肛门插入内窥镜 204 的插入部 211 的操作。此时，内窥镜 204 的插入部 211 细长且具有挠性，手术医生推拉该插入部 211 将其插入体腔内。

此处，内窥镜装置 202 利用 CCU 206 对通过内窥镜 204 的摄像部摄像的内窥镜像进行信号处理，使监视器 207 显示内窥镜图像。手术医生一面观看显示在该监视器 207 上的内窥镜图像，一面进行内窥镜 204 的插入部 211 的插入操作。

内窥镜 204 的插入部前端部 215 从患者的肛门经过直肠插入结肠。此处，如图 56 所示，内窥镜 204 的插入部前端部 215 在从直肠 S 状部到 S 状结肠的中途，插入部 211 的外周面与体腔内壁的滑动接触面的切线方向的摩擦力变大，在该状态下不容易插入。

在本实施例中，如上所述设置内窥镜插入辅助装置 203，该内窥镜插入辅助装置 203 可以在体腔内引导内窥镜 204 的插入部 211。即，如图 57 所示，内窥镜插入辅助装置 203 使所述螺旋推进探头 208 的螺旋状推进部 231 从形成于内窥镜 204 的插入部前端部 215 上的治疗器具插通用通道 222 的通道开口 222a 突出。

此处，在螺旋状推进部 231 位于所述内窥镜 204 的观察窗 226 的观察视野范围外时，不能把握螺旋状推进部 231 相对体腔内壁的接触状态和动作状态等，难以获取螺旋状推进部 231 的动作定时。

但是，在本实施例中，所述螺旋状推进部 231 位于所述内窥镜 204 的观察窗 226 的观察视野范围内，能够进行观察，所以能够使螺旋状推进部 231 在所期望的定时动作。

即，手术医生可以根据显示于监视器 207 的内窥镜图像，确认螺旋状推进部 231 相对体腔内壁的接触状态和动作状态等，在判断为需要使螺旋状推进部 231 动作时，对设于所述操作部 212 的所述驱动开关 224 进行按下操作，进行起动。

来自驱动开关 224 的起动信号通过所述 CCU 206 传递给所述螺旋推进控制装置 210，该螺旋推进控制装置 210 输出用于驱动所述螺旋驱动部 209 的电源电力和控制信号。

所述螺旋驱动部 209 接收来自所述螺旋推进控制装置 210 的电源电力和控制信号，所述电机单元部 242 驱动，把来自该电机单元部 242 的驱动力传递给所述挠性轴 235。从所述挠性轴 235 传递的驱动力传递给所述螺旋推进探头 208 的所述螺旋状推进部 231。

所述螺旋状推进部 231 使所述包装容器 223 的前端侧容器 236 接受来自所述挠性轴 235 的驱动力，并与在该前端侧容器 236 上一体地粘接固定的后端侧容器 237 一起，相对于所述挠性管 232 一体旋转。

由此，如图 57 所示，所述螺旋状推进部 231 在体腔内管路中，通过使所述螺旋状突起 234 抵接体腔内壁并旋转而向前行进。由该螺旋状推进部 231 引导着，手术医生塞进内窥镜 204 的插入部 211 使其与所述螺旋状推进部 231 一起插入前方，如图 58 所示，使其通过 S 状结肠。

另外，所述内窥镜插入辅助装置 203 的螺旋状推进部 231 也可以通过使所述滑动器部 243 滑动，使挠性管 232 前进，使螺旋状推进部 231 先行进，从而沿着所述挠性管 232 插入内窥镜 204 的插入部 211。

结果，本实施例的内窥镜插入辅助装置 203 可以把握螺旋状推进部 231 相对体腔内壁的接触状态和动作状态等，可以提高内窥镜 204 的插入部 211 的插入性。

并且，本实施例的内窥镜插入辅助装置 203 可以自由装卸地安装在已有的内窥镜 204 上，容易进行清洗及消毒。另外，所述螺旋状推进部

231 也可以构成为设置未图示的 LED (发光二极管, Light Emitting Diode) 等照明单元和摄像部等的摄像单元。

另外, 螺旋状推进部也可以构成为如图 59 和图 60 所示, 利用充气囊覆盖包装容器。

如图 59 和图 60 所示, 螺旋状推进部 231B 构成为利用设有螺旋状突起 234B 的充气囊 251 覆盖包装容器 233B。所述螺旋状突起 234B 例如利用弹性管等可以伸缩的材料形成。

所述包装容器 233B 构成为在前端侧容器 236 上从内部朝向外周表面形成有贯通孔 252, 可以向设于外周的充气囊 251 提供空气。并且, 挠性管 232 除了挠性轴 235 的管路以外, 还兼作为空气供给管路。

另外, 虽然未图示, 但提供空气的压缩机连接所述挠性管 232。该压缩机可以独立构成, 并且也可以设在所述螺旋驱动部 9 内。

由此, 螺旋状推进部 231B 可以在脏器直径较大的部位, 使充气囊 251 膨胀密贴在体腔内壁上。此处, 例如消化管道的管腔直径因体腔内部位和人而不同, 所以通过调整所述充气囊 251 的膨胀量, 可以调整与管腔的接触 (=推进力)。

另外, 使充气囊 251 膨胀的定时, 设为所述驱动开关 224 被按下操作时, 在空气压缩机起动、充气囊 251 膨胀后, 根据来自螺旋推进控制装置 210 的电源电力和控制信号, 所述螺旋驱动部 209 驱动, 向所述螺旋推进探头 208 提供驱动力, 从而螺旋状推进部 231B 旋转。

并且, 螺旋状推进部 231B 在得到内窥镜图像并利用内窥镜 204 观察前方时和拔出内窥镜 204 的插入部 211 时, 吸引空气使充气囊 251 缩小, 以便使所述充气囊 251 不会成为障碍。

另外, 螺旋状推进部 231 也可以构成为如图 61 和图 62 所示, 形成用于吸引在体腔内壁和包装容器之间形成的间隙的吸引孔。

如图 61 和图 62 所示, 螺旋状推进部 231C 在包装容器 233C 上形成用于吸引在体腔内壁和包装容器 233C 之间形成的间隙的吸引孔 253。

所述包装容器 233C 在前端侧容器 236 上从外周表面朝向内部形成有吸引孔 253, 作为设于容器内部的伸缩性防水膜, 利用充气囊 254 防止体

液等进入内部。并且，挠性管 232C 除了挠性轴 235 的管路以外还兼作作为吸引管路。另外，如果构成为体液等可以通过吸引管路排出到体外，则也可以不设置充气囊 254。

另外，虽然未图示，但进行吸引的吸引装置连接所述挠性管 232C。该吸引装置可以独立构成，也可以设在所述螺旋驱动部 209 内。

由此，螺旋状推进部 231C 吸引形成于体腔内壁和包装容器 233C 之间形成的间隙，并利用体腔内壁和包装容器 233C 之间的密贴性使摩擦力增减，从而可以调整推进力。

另外，螺旋状推进部也可以构成为如图 63 所示，使前端侧形成为锥状，以便容易插入较细的管腔。

如图 63 所示，螺旋状推进部 231D 构成为其前端侧形成为锥状。由此，螺旋状推进部 231D 容易插入较细的体腔内管路，并且容易把体腔内管路扩张大。另外，螺旋状推进部 231D 也可以构成为只有前端部分形成为弹性体，从而容易沿着体腔内管路的行进方向。

另外，螺旋状推进部也可以构成为如图 64~图 66 所示，在圆筒形状的包装容器的前端设置锥状充气囊。

如图 64~图 66 所示，螺旋状推进部 231E 构成为在圆筒形状的包装容器 233E 的前端设置锥状充气囊 255。另外，图 65 和图 66 表示锥状充气囊 255 膨胀的状态。

所述包装容器 233E 构成为在前端侧容器 236 上从内部朝向前端外周表面形成有贯通孔 256，可以向设于前端外周的锥状充气囊 255 提供空气。并且，挠性管 232E 除了挠性轴 235 的管路以外还兼作空气供给管路。另外，所述前端侧容器 236 也可以形成为可以使从所述挠性管 232 提供的空气通过的内部形状，不是图中记载的形状。

由此，螺旋状推进部 231E 除获得与所述螺旋状推进部 231D 相同的效果外，例如在如上面所述抵接像 S 状结肠那样的弯曲部时，也可以使锥状充气囊 255 膨胀，使通过弯曲部。

并且，螺旋状推进部 231E 在体腔内管路封闭的部位，通过使所述锥状充气囊 255 膨胀，因为螺旋状推进部 231E 在所述锥状充气囊 255 膨胀

之前已延伸到前头，所以只要进行旋转即可容易行进。

另外，所述螺旋状推进部 231E 也可以只在需要时使所述锥状充气囊 255 膨胀，例如可以每 1 秒使所述锥状充气囊 255 周期性地膨胀。另外，螺旋状推进部也可以构成为如图 67~图 69 所示可以相对挠性管装卸。

如图 67~图 69 所示，螺旋状推进部 231F 构成为可以相对挠性管 232F 装卸。更加具体地说明，所述螺旋状推进部 231F 在一体形成的包装容器 233F 的内部设置用于使该包装容器 233F 旋转的行星齿轮机构 257。另外，也可以设置其他的旋转机构来代替行星齿轮机构 257。

并且，螺旋状推进部 231F 在管固定部件 259 上设置用于推压固定挠性管 232F 的前端侧的锁定机构 258。该锁定机构 258 在所述管固定部件 259 的内周面侧形成有相互对置的槽部 261，在该槽部 261 中埋设的卷簧 262 上设有用于推压固定所述挠性管 232F 的突起 263。另外，锁定机构 258 也可以不形成上述的机械式结构，而形成使用了磁铁的吸附力等的结构。

并且，在所述包装容器 233F 的内周面和所述管固定部件 259 之间设有轴承 238，所述包装容器 233F 可以通过轴承 238 相对所述管固定部件 259 旋转。并且，在所述管固定部件 259 和所述包装容器 233F 的内周面之间利用 O 型圈 264 构成水密状态。另外，在所述管固定部件 259 和所述挠性管 232F 之间利用 O 型圈 265 构成水密状态。

另一方面，安装了可自由装卸的该螺旋状推进部 231F 的挠性管 232F，在前端侧设置用于嵌合所述螺旋状推进部 231 的所述行星齿轮机构 257 的轴 257a 的嵌合部 266。另外，所述挠性管 232F 也可以插通有转矩管 267 来代替所述挠性轴 235。

因此，螺旋状推进部 231F 可以构成为能够在所述挠性管 232F 上自由装卸。

此处，所述挠性管 232F 在安装可自由装卸的所述螺旋状推进部 231F 之前，插通所述内窥镜 204 的治疗器具插通用通道 222，并使管前端侧从通道开口 222a 突出，从而可以将所述螺旋状推进部 231F 可自由装卸地水密地安装在该管前端侧上。

由此，所述螺旋状推进部 231F 在预先安装于所述挠性管 232F 的状态下插通内窥镜 204 的治疗器具插通用通道 222 时，可以防止所述挠性管 232F 由于该治疗器具插通用通道 222 的分支等而抵接从而难以插入所述治疗器具插通用通道 222。

另外，螺旋状推进部也可以构成为如图 70 所示，在包装容器的内部设置电机单元部。

如图 70 所示，螺旋状推进部 231G 构成为在一体形成的包装容器 233G 的内部设置电机单元部 242。所述电机单元部 242 由电机固定部件 268 固定保持着。该电机单元部 242 的输出轴 246a 连接行星齿轮机构 257。

在所述包装容器 233G 的内周面和所述电机固定部件 268 之间设有轴承 238，所述包装容器 233G 可以通过轴承 238 相对所述电机固定部件 268 旋转。另外，在所述包装容器 233G 的内周面和所述电机固定部件 268 之间利用 O 型圈 269 构成水密状态。

并且，在所述电机固定部件 268 的后端侧形成有挠性管 232G 的安装部 268a，所述挠性管 232G 的前端侧嵌入在该安装部 268a 中并被绕线连接固定着。在所述挠性管 232G 中插通有从所述电机单元部 242 延伸的信号线 242b。通过该信号线 242b，所述电机单元部 242 从所述螺旋推进控制装置 210 被提供电源电力和控制信号，从而进行驱动。

另外，在所述包装容器 233G 的外周面设有利用充气囊形成的充气囊突起 271，作为所述螺旋状突起。因此，在所述包装容器 233 和所述电机固定部件 268 形成有贯通孔 272，用于把从所述挠性管 232G 提供的空气引导到所述充气囊突起 271。

所述充气囊突起 271 可以利用提供的空气量调整突起的高度。由此，螺旋状推进部 231G 与所述螺旋状推进部 231B 相同，可以根据体腔内管路的直径变化，优化推进力。

另外，螺旋状推进部 231G 在得到内窥镜图像并利用内窥镜 204 观察前方时和拔出内窥镜 204 的插入部 211 时，吸引空气使充气囊突起 271 缩小，以便使所述充气囊 254 不会成为障碍。

另外，螺旋状推进部也可以如图 71 所示，作为视野确保单元使一部

分构成为透明状，以便不妨碍所述内窥镜 204 的观察视野范围。

如图 71 所示，螺旋状推进部 231H 构成为利用透明形状的材质形成包装容器 233H 和螺旋状突起 234 的一部分。另外，螺旋状推进部 231H 也可以利用透明形状的材质形成行星齿轮等的内置结构物的一部分。

由此，螺旋状推进部 231H 在利用内窥镜 204 观察体腔内管路、例如消化管道内部时，可通过调整角度使透明部分进入观察视野范围内，尽量不妨碍内窥镜 204 的照明光和观察视野。

另外，螺旋状推进部 231 虽然未图示，但作为视野确保单元也可以构成为去除相当于所述螺旋状推进部 231H 的透明部分的部分，在该去除的部分设置充气囊。

该情况时，螺旋状推进部 231 在螺旋推进时使所述充气囊膨胀成为圆筒形状，在利用内窥镜 204 进行观察时使所述充气囊缩小，从而调节成不会成为内窥镜 204 的观察视野范围的障碍。

并且，螺旋状推进部 231 虽然未图示，但作为视野确保单元也可以利用设于治疗器具插通用通道 222 的通道开口 222a 上的钳子顶起功能，在观察时使钳子顶起而离开观察视野范围。

（实施例 6）

下面，参照图 72～图 81 说明本发明的实施例 6。

上述实施例 5 构成为将螺旋推进探头 208 插入内窥镜 204 的治疗器具插通用通道 222 中，但本实施例构成为沿着内窥镜 204 的外周，利用可以装卸的安装部安装螺旋推进探头 208。除此以外的结构与上述实施例 5 相同，所以省略说明，对相同的结构要素赋予相同符号进行说明。

即，如图 72 所示，实施例 6 的内窥镜插入辅助装置构成为，利用作为可以装卸的安装部的可装卸单元 280，将螺旋推进探头 208 安装在内窥镜 204 的插入部 211 上。

所述可装卸单元 280 形成为大致 8 字型的环形状，具有用于嵌入内窥镜 204 的插入部 211 的前端侧的粗径环 281、和用于嵌入所述螺旋推进探头 208 的挠性管 232 的小径环 282。

即，所述可装卸单元 280 在将所述内窥镜 204 的插入部 211 的前端

侧插入所述粗径环 281，并安装在所述内窥镜 204 的插入部 211 上后，将所述螺旋推进探头 208 的挠性管 232 嵌入所述小径环 282，由此可以将所述螺旋推进探头 208 安装在所述内窥镜 204 的插入部 211 的前端侧并可自由装卸。

在本实施例中，至少在内窥镜 204 的插入部前端部 215 和挠性管部 217 这两个部位设有两个可以滑动的所述可装卸单元 280。

由此，所述螺旋推进探头 208 通过使所述挠性管 232 从内窥镜 204 的操作部 212 侧前后移动，可以使挠性管 232 相对所述可装卸单元 280 和内窥镜 204 的插入部 211 滑动，并且前后滑动。

并且，螺旋状推进部 231I 在后端部侧设有后端侧充气囊 283。

如图 73 所示，该后端侧充气囊 283 形成为膨胀到与体腔内管路的直径相同的大小。由此，所述后端侧充气囊 283 可以按照后面所述将所述螺旋状推进部 231I 定位于该体腔内管路中。另外，从所述挠性管 232 向所述后端侧充气囊 283 提供空气。

这样构成的内窥镜插入辅助系统按照在上述实施例 5 中说明的那样使用。手术医生将内窥镜 204 的插入部 211 从患者的肛门插入。此时，内窥镜 204 的插入部 211 细长且具有挠性，所以推拉着该插入部 211 插入到体腔内。

内窥镜插入辅助装置与在上述实施例 5 中说明的相同，按下操作驱动开关 224，通过所述螺旋推进控制装置 210 的控制，所述螺旋驱动部 209 驱动，所述螺旋状推进部 231I 推进。

在本实施例中，如图 74 所示，仅使所述螺旋状推进部 231I 先推进。如图 75 所示，所述螺旋状推进部 231I 到达盲肠后，使所述后端侧充气囊 283 膨胀。

此处，所述螺旋推进探头 208 通过使所述后端侧充气囊 283 膨胀为盲肠的管路直径的大小，将所述螺旋状推进部 231I 卡定在盲肠中。由此，如图 76 所示，所述螺旋推进探头 208 通过把所述挠性管 232 作为引导线，可以将内窥镜 204 插入至盲肠。另外，所述螺旋推进探头 208 也可以在插入内窥镜 204 之前，利用内窥镜 204 事前向大肠内送气使膨胀，在确

保观察视野后，插入内窥镜 204。

另外，螺旋推进探头 208 虽然未图示，但也可以构成为在挠性管 232 内部内置硬度可变功能（线圈套）。该情况时，螺旋推进探头 208 在螺旋状推进部 231I 到达盲肠并利用后端侧充气囊 283 卡定后，提高挠性管 232 的硬度，使容易插入内窥镜 204。另外，螺旋推进探头 208 也可以在插通螺旋状推进部 231I 时，适当起动/停止硬度可变功能，提高插入性。

结果，本实施例的内窥镜插入辅助装置除获得与上述实施例 5 相同的效果外，通过在内窥镜 204 的插入部 211 上安装可装卸单元 280，也可以构成为不具有治疗器具插通用通道 222（或较细）的细径内窥镜。

并且，内窥镜插入辅助装置也可以构成为如图 77 所示，在所述可装卸单元上设置充气囊。

如图 77 所示，可装卸单元 280 构成为在粗径环 281 侧和小径环 282 侧设有两个充气囊 284。在所述可装卸单元 280 上延伸出用于向所述两个充气囊 284 提供空气的空气供给管 285，该空气供给管 285 连接未图示的压缩机。

这样构成的内窥镜插入辅助系统按照在上述实施例 5 中说明的那样使用。手术医生将内窥镜 204 的插入部 211 从患者的肛门插入。此时，内窥镜 204 的插入部 211 细长且具有挠性，所以推拉着该插入部 211 插入到体腔内。

此处，内窥镜插入辅助装置首先使可装卸单元 280 的充气囊 284 膨胀，将内窥镜 204 的插入部前端部 215 固定在肠中后，使螺旋状推进部 231 推进。

如图 78 所示，内窥镜插入辅助装置在螺旋状推进部 231 推进一定程度后，按照在图 73 中说明的那样，使螺旋状推进部 231 的充气囊 234 膨胀。然后，内窥镜插入辅助装置使内窥镜 204 的充气囊 234 缩小，以螺旋状推进部 231 为引导插入内窥镜 204。通过重复上述动作，内窥镜插入辅助装置 203 使内窥镜 204 的插入部前端部 215 到达盲肠。

由此，内窥镜插入辅助装置 203 可以尺蠖式（尺取虫式）地将内窥镜 204 的插入部 211 插入体腔内管路。

并且，内窥镜插入辅助装置也可以构成为如图 79 和图 80 所示，在挠性管 232 设置自由弯曲的弯曲部。

如图 79 所示，螺旋推进探头 208 构成为在挠性管 232 设置自由弯曲的探头弯曲部 286。所述探头弯曲部 286 设在螺旋状推进部 231 的附近后端部，以便具有跟踪性。

并且，如图 80 所示，螺旋推进探头 208 在后端侧设置探头操作部 287。在该探头操作部 287 中内置有构成螺旋驱动部的电机单元部。并且，所述探头操作部 287 设有：使所述探头弯曲部 286 弯曲动作的弯曲操作捏柄 288；起动停止螺旋状推进部 231 的旋转的起动停止开关 289a、及调节螺旋状推进部 231 的旋转方向、旋转速度的旋转方向和速度调节开关 289b 等的开关部 289。

由此，内窥镜插入辅助装置使螺旋状推进部 231 主动地朝向管腔的行进方向，所以螺旋状推进部 231 的行进容易程度提高。并且，内窥镜插入辅助装置在利用内窥镜 204 观察消化管内部时，将螺旋状推进部 231 配置在内窥镜 204 的观察视野外，所以在使所述探头弯曲部 286 弯曲动作时，容易观察体腔内部。

并且，内窥镜插入辅助装置也可以构成为如图 81 所示，设置用于使挠性管 232 进退移动的进退移动机构。

如图 81 所示，内窥镜插入辅助装置构成为使从治疗器具插通用通道 222 通过的牵引用绳 291 通过绳连接部 292 连接挠性管 232。另外，可装卸单元 280B 构成为使小径环 282B 延伸到内窥镜 4 的整个插入部 211，将所述挠性管 232 保持固定在所述插入部 211 侧部。

由此，内窥镜插入辅助装置在从内窥镜 204 的跟前部拉拽所述牵引用绳 291 时，挠性管 232 被向前方拉拽，从而螺旋状推进部 231 前进，通过从跟前部向后方拉拽挠性管 232，可以使螺旋状推进部 231 后退。

因此，内窥镜插入辅助装置改善了由于挠性管 232 较长造成的“按动”动作不易被传递的情况，操作性提高。

(实施例 7)

下面，参照图 82~图 87 说明本发明的实施例 7。

本实施例构成为在上述实施例 6 的可装卸单元 280 上设置进退移动机构。除此以外的结构与上述实施例 5 相同，所以省略说明，对相同构成要素赋予相同符号进行说明。

即，如图 82 所示，本实施例的内窥镜插入辅助装置构成为，在内窥镜 204 的插入部前端部 215 上安装了螺旋推进探头 208C 的可装卸单元 280C 设置进退移动机构单元 300。

所述螺旋推进探头 208C 具有形成得较短的挠性管 301。并且，螺旋状推进部 231 构成为例如与在图 70 中说明的螺旋状推进部 231G 相同，设置了电机单元部 242。另外，所述挠性管 301 的弹性较强，其硬度和弹性得到了优化，在跟踪管腔的行进的同时，能在未被施加力量时马上变直。

提供给所述螺旋推进探头 208C 的电源电力和控制信号，经由通过内窥镜 204 的治疗器具插通用通道 222 的电缆 302 被提供。所述电缆 302 在跟前侧连接螺旋推进控制装置 210。另外，该电缆 302 也可以不通过治疗器具插通用通道 222，而附带于内窥镜 204 的外侧。

如图 83 所示，所述进退移动机构单元 300 构成为具有：产生用于使所述挠性管 301 进退移动的驱动力的电机 303；将来自该电机 303 的驱动力减速等的未图示的锥齿轮；将来自该锥齿轮的旋转传递给所述挠性管 301 使其进退移动的辊子 304。并且，也可以在所述进退移动机构单元 300 内内置螺旋推进部 231 的旋转用电机和机构。

这样构成的内窥镜插入辅助系统按照在上述实施例 5 中说明的那样使用。手术医生将内窥镜 204 的插入部 211 从患者的肛门插入。此时，内窥镜 204 的插入部 211 细长且具有挠性，所以推拉着该插入部 211 插入到体腔内。

内窥镜插入辅助装置与在上述实施例 5 中说明的相同，按下操作驱动开关 224，通过所述螺旋推进控制装置 210 的控制，所述螺旋驱动部 209 驱动，所述螺旋状推进部 231 推进。此时，内窥镜插入辅助装置 203 驱动所述进退移动机构单元 300，使所述挠性管 301 前进。

或者，内窥镜插入辅助装置 203 在得到内窥镜图像利用内窥镜 204

观察前方时和拔出内窥镜 204 的插入部 211 时，将所述进退移动机构单元 300 驱动到所述螺旋状推进部 231 不会成为障碍的规定位置，使挠性管 301 进退移动。

结果，本实施例的内窥镜插入辅助装置除获得与上述实施例 6 相同的效果外，由于螺旋推进探头 208 较短，所以能够做到小型化，容易操作。

另外，螺旋状推进部也可以构成为如图 84 和图 85 所示，作为视野确保单元而去除一部分，以不妨碍内窥镜 204 的观察视野范围。

如图 84 所示，螺旋状推进部 310 也可以构成为作为视野确保单元而去除一部分，以不妨碍内窥镜 204 的观察视野范围。

由此，螺旋状推进部 310 如图 85 所示，尽量不进入内窥镜 204 的观察视野范围内。并且，螺旋状推进部 310 在进行内窥镜观察时被调整为规定的角度。

另外，可装卸单元也可以构成为如图 86 和图 87 所示，不内置电机单元。

如图 86 和图 87 所示，可装卸单元 280D 构成为使从通过内窥镜 204 的治疗器具插通用通道 222 的挠性轴 235 或转矩管传递来的驱动力，经由齿轮 311 进行旋转的传递。

由此，内窥镜插入辅助装置结构简单，装配作业性提高。

（实施例 8）

下面，参照图 88~图 92 说明本发明的实施例 8。

图 88 所示的内窥镜装置 401 构成为具有：内窥镜 402；和内窥镜插入辅助装置（或内窥镜用被检体内推进装置）403，其安装在该内窥镜 402 的前端部并可自由装卸，将内窥镜 402 顺利地导入或插入体腔内等被检体内。

内窥镜 402 具有插入体腔内的细长的插入部 404，在该插入部 404 的基端侧设有未图示的操作部。并且，插入部 404 具有：设于其前端的硬质的前端部 405；设于该前端部 405 的后端的自由弯曲的弯曲部 406；从该弯曲部 406 的后端到达操作部的前端的尺寸较长的柔软部 407（参照

图 92)。

并且，用户操作设于操作部的未图示的弯曲操作捏柄，可以使弯曲部 406 向所期望的方向弯曲。

在该插入部 404 内插通有传送照明光的光导管 408，从未图示的光源装置，向成为该光导管 408 的后端的照明光的入射端提供照明光。该光导管 408 的前端面成为照明光的射出端面。通过该光导管 408 传送的照明光从该射出端面，再经过照明透镜 409 射出到前方侧，照明前方侧的体腔内部。

如图 88 所示，在插入部 404 的前端部 405 设有与安装有照明透镜 409 的照明窗相邻的观察窗（摄像窗），通过安装于该观察窗的物镜 411 使被照明的体腔内的光学像成像。在该成像位置配置有作为摄像元件的例如电荷耦合元件（简称为 CCD）412，CCD 412 对所成像的光学像进行光电转换。

该 CCD 412 通过信号线连接未图示的信号处理装置，通过该信号处理装置将 CCD 412 的输出信号转换为视频信号，在监视器的显示面显示通过 CCD 412 摄像的图像。

并且，在该内窥镜 402 的插入部 404 内设有可以插通钳子等治疗器具的通道 413，该通道 413 的后端侧在插入部 404 的后端附近分支，该分支的一方与治疗器具插入口 414 连通，另一方到达连接未图示的吸引装置的吸引接头。

并且，可以从该治疗器具插入口 414 插入与以下说明的构成内窥镜插入辅助装置 403 的旋转部件 417 分体的磁场施加部件 415。

并且，在插入部 404 的前端部 405 的外周面安装着设有磁铁 416 的可自由旋转的旋转部件 417。

该旋转部件 417 大致呈圆筒形状，如图 89 所示，在其外周面设有形成为螺旋状的突起部 418，通过与旋转部件 417 一起旋转，可以通过该螺旋状的突起部 418 获得推进力。另外，该突起部 418 也可以将中空管安装成为螺旋状，还可以将实心的绳状物安装成为螺旋状。并且，也可以形成为一条、两条或三条以上。

在将上述旋转部件 417 安装于前端部 405 的外周面上时，使用嵌合固定在前端部 405 的后端附近的外周面上的环状固定部件 419、和被固定在前端面上的中空的设有开口 420a 的大致圆板状的固定部件 420。在该固定部件 420 设有通过压入等被安装在通道 413 的前端开口上的突部 421。

即，通过在旋转部件 417 的两侧将固定部件 419 和 420 安装在前端部 405 上，可以将旋转部件 417 在前端部 405 上安装成可自由旋转。该情况时，如图 90 所示，在固定部件 420 上与内窥镜 402 的前端面对置的部分设有确保视野的开口 420a，以不会对照明窗和观察窗挡光。

在该旋转部件 417 的内周面的长度方向例如大致中央附近固定有环状磁铁 416。该磁铁 416 如图 91 所示形成为在圆周方向交替配置 N、S 磁极而磁化的结构。

另一方面，插通在通道 413 内的磁场施加部件 415，在传递旋转力的挠性轴 422 的前端安装有磁铁 423。该挠性轴 422 的后端安装在电机 424 的旋转轴上，通过使电机 424 旋转，可以使挠性轴 422 的前端的磁铁 423 旋转。

如图 91 所示，该磁铁 423 形成为在圆周方向或径向配置有 N、S 磁极的结构，可以利用旋转磁铁方式驱动旋转部件 417 旋转。

即，在交替配置有 S 和 N 磁极的环状磁铁 416 内，使在径向配置有磁极的棒状磁铁 423 旋转，借助磁铁 416、423 彼此的吸引和排斥，外周侧的环状磁铁 416 旋转。

在本实施例中，内窥镜 402 可以使用具有通道 413 的普通内窥镜，所以内窥镜 402 自身形成为可以清洗和杀菌的水密结构。

另一方面，旋转部件 417 例如利用安装了环状磁铁 416 的可以清洗和杀菌的树脂部件等形成。并且，固定部件 419 和 420 也利用可以清洗和杀菌的树脂部件等形成。

并且，磁场施加部件 415 侧结构简单，所以容易形成可以清洗和杀菌的水密结构。

这样，在本实施例中，在内窥镜 402 的通道 413 内分开配置有在前端

部5的外周面可自由旋转地配置的旋转部件417、和使设于该旋转部件417的磁铁416旋转的磁场施加部件415，通过形成这种结构，可以使前端部405不会粗得超过必要程度，而且形成为可以适用于具有通道413的已有内窥镜402的结构。并且，通过形成使旋转部件417侧和磁场施加部件415侧分开的结构，可以简化各自的结构，实现容易达到水密的结构。

参照图92说明基于这种结构的本实施例的作用。在内窥镜402的插入部404的前端部405的外周面的后端附近，首先安装固定部件419，然后将旋转部件417嵌入前端部405的外周面。之后，把固定部件420的突部421压入通道413的前端开口中等，安装固定部件420。由此，用户可以将旋转部件417在前端部405的外周面上安装成可自由旋转。

并且，如图88所示，从治疗器具插入口414插入磁场施加部件415的前端侧。并且，设于磁场施加部件415前端的磁铁423被设定在设于旋转部件417的磁铁416的内周附近相对置的位置。

另外，在挠性轴422的后端侧设置刻度等，预先对磁铁423被设定在与磁铁416的内周（长度方向）的中央位置相对置的位置上时的刻度位置进行标记等，在该位置上，将挠性轴422的后端侧在治疗器具插入口414上固定成可自由旋转。

并且，将安装有旋转部件417的内窥镜402的插入部404插入体腔内。进行内窥镜检查的手术医生例如将插入部404的前端侧从肛门侧插入。

并且，手术医生接通用于驱动磁场施加部件415的电机424的未图示的开关，使该电机424旋转。通过该电机424的旋转，其前端的磁铁423与挠性轴422一起旋转，借助于该磁铁423的旋转磁场，旋转力作用于配置在其外周侧的环状磁铁416。并且，旋转部件17与该磁铁416一起旋转。

在该旋转部件417的外周面设有螺旋状的突起部418，如图92所示，该突起部418旋转，从而与突起部418接触的体腔内壁、具体讲与大肠425的襞状（凹凸状）的内壁面卡合，向旋转部件417作用推进力。即，通过使螺丝旋转，可以将螺丝旋入要安装螺丝的部件的深处侧。

这样，通过使旋转部件417旋转，向旋转部件417作用推进力，可

以在该旋转部件 417 旋转的同时,将可自由旋转地安装有该旋转部件 417 的前端部 405 顺利推进或引导到大肠 425 的深处侧。本实施例具有以下效果。

根据本实施例的结构,在前端部 405 的外周侧安装设有磁铁 416 的大致圆筒形状的旋转部件,将以不接触的方式使该旋转部件磁性旋转的磁场施加部件 415 配置在通道 413 内,所以前端部 405 的外径不会过粗,可以顺利推进前端部 405。

即,在前端部 405 的外周侧安装设有磁铁 416 的大致筒体形状的旋转部件 417,将磁场施加部件 415 配置在通道 413 内,由此可以以不接触的方式使旋转部件 417 磁性旋转。并且,通过将旋转部件 417 侧和磁场施加部件 415 分体构成,可以简化各自的结构,而且容易形成水密结构。

并且,如果能够预先实现内窥镜 402 自身的水密性,则也不会产生对旋转部件 417 与液体等的接触产生障碍。旋转部件 417 容易装卸。并且,根据其结构可知,容易清洗,能够可靠地清洗和杀菌。

并且,本实施例的结构可以安装在已有的内窥镜 402 上。而且,由于可以直接使用除了治疗器具用通道 413 以外的内窥镜 402 的功能,所以能够顺利地做到在使用弯曲功能的同时进行推进。

参照图 93 和图 94 说明第 1 变形例。图 93 利用横剖面表示(内窥镜 402 的)前端部 405 的通道 413 附近,图 94 利用纵剖面表示配置在通道 413 内部的电磁铁 427 附近。

在实施例 8 中,在挠性轴 422 的前端安装了棒状的磁铁 423 作为磁场施加部件 415,但在本变形例中,如图 93 和图 94 所示安装电磁铁 427。

即,在挠性轴 422 的前端,在铁心 428 上设置线圈 429,并设有电磁铁 427。另外,与线圈 429 的两端连接的信号线插通在挠性轴 422 的中空部内,在后端侧连接电池等直流电源。

并且,与实施例 8 相同,利用电机 424 使挠性轴 422 旋转,在该挠性轴 422 旋转的同时,电磁铁 427 也旋转。

通过电磁铁 427 的旋转,其磁场的方向旋转,与使磁铁 423 旋转时相同,产生使配置于电磁铁 427 外周侧的磁铁 416 旋转的力。

另外，也可以在电磁铁 427 上，在线圈 429 中心设置纯铁等强磁性体。该情况时，可以增强电磁铁 427 产生的磁场，从而更加可靠地使磁铁 416 旋转。本变形例具有与实施例 8 大致相同的效果。

图 95 表示第 2 变形例。本变形例通过改变流过在治疗器具用通道 413 内并列配置的电磁铁 427a、427b 的电流，来施加用于使配置于其外周侧的磁铁 416 旋转的磁场。例如图 95 所示，通过改变流过相邻配置的两个电磁铁 427a、427b 的电流的大小，可以对磁铁 416 产生使其旋转的磁场。另外，也可以改变电流的方向。

在该变形例的情况下，不需要通过电机 424 来使磁铁 416 旋转。根据本变形例，具有可以不必使磁场施加部件 415 侧旋转的优点。除此之外具有与实施例 8 大致相同的效果。

图 96 表示第 3 变形例。本变形例使配置于旋转部件 417 内的磁铁 416 为大型磁铁 416B，并且使配置于治疗器具用通道 413 内的可自由旋转的磁铁 423 也为大型磁铁 423B。

即，形成为长度接近旋转部件 417 的长度方向总长的环状磁铁 416B。磁铁 423B 也形成为大致相同的长度。

并且，在本变形例中形成为不使用固定部件 419 和 420 的结构。即，旋转部件 417 形成为与前端部 405 的外周面大致嵌合的内径，以便在前端部 405 的外周面上可自由旋转。该情况时，如果直接保持这种状态，则旋转部件 417 有可能会从前端部 405 沿前端部 405 的长度方向移动，但由于在其内周侧配置有磁铁 423B，所以借助磁铁 416B 和该磁铁 423B 的磁力，可以限制沿长度方向的移动。

根据本变形例，具有可以提高旋转力，并且将旋转部件 417 在前端部 405 上固定成可旋转自如的效果，而且不存在因固定部件 419 和 420 引起的机械约束。

因此，本变形例可以简化结构，而且使磁铁 423B 侧旋转，从而可以使旋转部件 417 以较大的力旋转。并且，不使用固定部件 419、420，即可容易在前端部 405 上装卸旋转部件 417。

图 97 表示第 4 变形例。本变形例利用磁铁 416B 构成第 3 变形例中

的旋转部件 417 整体。根据本变形例，可以提高旋转力。除此之外具有和第 3 变形例相同的效果。

图 98 表示第 5 变形例。本变形例使实施例 8 中的前端侧的固定部件 420 为透明部件，并且设置有使固定部件 420 的前端侧形成为半球形状的半球形状部 420b。根据本变形例，可以确保使用内窥镜 402 的观察，并且通过使前端侧形成为半球形状，可以确保与体腔内壁的圆滑接触。而且，如果固定部件 419 也朝向后侧形成为球状体 419a，则在拔出内窥镜 402 时可以顺利进行。

图 99 表示第 6 变形例。本变形例构成为例如在图 98 所示的第 5 变形例中，从固定部件 420 删除了突部 421，使该固定部件 420 可以与旋转部件 417 一体地（与旋转部件 417 一起）旋转。并且，利用透明部件形成该旋转部件 417，同时将旋转部件 417 的外周面的螺旋状突起部 418 设置至前端侧。

根据本变形例，可以提高推进力。除此之外具有和第 5 变形例相同的效果。图 100 和图 101 表示第 7 变形例。本变形例构成为在实施例 8 的结构中设置磁轴承，以使旋转中心轴和内窥镜 402 的中心轴不会产生偏移。具体讲，在内窥镜 402 的前端部 405 中靠近前端和靠近后端的各个外周面位置上分别设置环状凹部，分别安装环状磁铁 431a、431b。

并且，在旋转部件 417 侧，在磁铁 416 的前后两侧的内周面上设置环状凹部，分别安装环状磁铁 432a、432b，以分别与上述磁铁 431a、431b 对置。

此时的磁铁 431a、431b 如图 101 所示，在半径方向的内侧和外侧形成不同的磁极。具体讲内侧为 N 极、外侧为 S 极。另一方面，磁铁 432a、432b 如图 101 所示，在半径方向的内侧和外侧形成不同的磁极，而且被设定为与磁铁 431a、431b 之间产生斥力。具体讲内侧为 S 极、外侧为 N 极。

因此，对在前端侧对置的磁铁 431a、432a 斥力起作用，对在后端侧对置的磁铁 431b、432b 也是斥力起作用，旋转部件 417 侧被保持为从前端部 405 的外周面浮起的状态。由此，旋转部件 417 可以不与内窥镜 402 接触地旋转，所以旋转效率良好。

图 102 和图 103 表示第 8 变形例。图 102 所示的第 8 变形例构成为在图 103 所示的结构中,对置的磁铁 431a 和 431b、以及磁铁 432a 和 432b 在前端部 405 的长度方向上错开配置。具体讲,将设于内窥镜 402 的前端部 405 侧的磁铁 431a、431b 的间隔,设定得大于设于旋转部件 417 侧的磁铁 432a、432b 的间隔。并且,用户在前端部 405 的外周面上安装了可自由旋转的旋转部件 417 时,按照图 102 所示,在以大间隔安装的磁铁 431a、431b 的内侧,使磁铁 432a、432b 稍微错开(具体讲仅错开 Δ)并相对置。

通过形成这种结构,可以获得图 103 所示的作用。

例如对于旋转部件 17 侧,如图 103 中的左侧所示,即使使其前端侧移动的外力起作用并且旋转部件 17 侧按箭头所示向前端侧偏移,借助于在前端侧对置的磁铁 431a、432a,(因该偏移而接近,因而)更强的磁性斥力也起作用。因此,如图 103 中的右侧所示,借助于该磁性斥力,旋转部件 417 返回到偏移前的状态。在旋转部件 417 向后端侧移动时,同样磁性的返回力起作用。

因此,不需要图 100 所示结构中的固定部件 419 和 420。

根据本变形例,不使用固定部件 419、420,利用简单的结构即可将旋转部件 417 保持成可自由旋转。

图 104 表示第 9 变形例。本变形例构成为与第 7 变形例相同,使用轴承来保持旋转部件 417,以使旋转中心轴和内窥镜 402 的中心轴不会产生偏移。具体讲,如图 104 所示,在向前端部 405 安装旋转部件 417 时,使用轴承 434。

即,在前端部 405 上安装轴承 434,然后将该轴承 434 插入在前端部 405 和旋转部件 417 之间,安装旋转部件 417。在本变形例中,由于轴承 434 难以清洗,所以使用一次性轴承 434

根据本变形例,相比实施例 8 的情况,可以更加可靠地将旋转部件 417 保持成可自由旋转。

图 105 和图 106 表示第 10 变形例。本变形例基于和第 7 变形例相同的理由,在安装旋转部件 417 时使用多个滚子(或滚针轴承) 435。在图

105 中，例如利用设在旋转部件 417 的内周面上的三个位置上的挡块 436 来将 3 个滚子 435 保持成可自由旋转。

该情况时，如图 106 所示，可以将滚子 435 插入设于旋转部件 417 的内周面的挡块 436 中，然后将内窥镜 402 的前端部 405 插入即可。另外，也可以在将滚子 435 插入到中途的状态下，将内窥镜 402 的前端部 405 插入。

根据本变形例，相比实施例 8 的情况，可以更加可靠地将旋转部件 417 保持成可自由旋转。

另外，滚子 435 的数量也可以更多。

图 107 表示第 11 变形例。本变形例基于和第 7 变形例相同的理由，在安装旋转部件 417 时使用滚珠轴承 438。

在本变形例中，例如在固定部件 419 和 420 中与旋转部件 417 对置的面上的多个位置，例如三、四个位置上，形成比半球略大的凹部，在其内部可自由旋转地收纳着滚珠 439。

并且，在旋转部件 417 的与固定部件 419 和 420 对置的面上，分别在周向上形成比半球略小的环状凹部，并且形成有自由旋转地与滚珠 439 接触的滚珠轴承 438。

在本变形例中，也能够可靠地将旋转部件 417 保持成可自由旋转。

下面说明第 12 变形例。本变形例在实施例 8 的结构中，在内窥镜 402 的前端部 405 的外周面与旋转部件 417 的接触部分，通过涂覆等形成有摩擦系数较小的部件例如特氟纶（注册商标）膜。根据本变形例，可以降低摩擦，提高滑动性，可以使旋转部件 417 顺利旋转。下面参照图 108 说明第 13 变形例。本变形例相当于例如图 109 所示结构的变形例。在图 99 所示的结构中，旋转部件 417 向前端侧的移动未受到机械限制，所以如果不使用例如图 96 所示的大磁铁，则有可能从所期望的位置移动。

因此，在本变形例中，即使在使用了小磁铁的情况下，也能够限制旋转部件 417 向前端侧移动。

如图 108 和图 109 所示，在旋转部件 417 的后表面的周向的多个位置，利用弹性部件设有从该旋转部件 417 的轴向向内窥镜 402 的前端部

405 的中心轴侧倾斜突出的轴部 441, 在该轴部 441 上安装着可自由旋转的辊子或轮胎 442。

并且, 轮胎 442 被施力, 使得内窥镜 402 的前端部 405 的外周面与被切口为大致半球形状而形成的圆周槽 443 卡合。因此, 轮胎 442 弹性地压接在圆周槽 443 的内壁上, 可自由旋转地卡合, 同时限制旋转部件 417 向前端侧移动。

根据本变形例, 具有防止旋转部件 417 前后移动的移动防止机构的功能, 可以像使用了轴承那样, 利用轮胎 442 将旋转部件 417 保持成可顺利地自由旋转。

图 110 表示第 14 变形例。本变形例在实施例 8 的结构中, 在通道 413 的前端开口部分形成螺纹孔部 445, 利用固定用螺钉 446 通过固定部件 420 的孔或螺纹孔, 将前端侧的固定部件 420 固定在前端部 405 上。

即, 在实施例 8 中, 形成为利用压入等嵌入方式将前端侧的固定部件 420 固定在通道 413 的前端开口中的结构, 但在本变形例中, 在治疗器具用的通道 413 的前端开口设置螺纹孔部 445, 形成为螺钉固定式。

根据本变形例, 可以把固定部件 420 更加牢靠地固定在前端部 405 上, 因此能够更加可靠地防止旋转部件 417 向前端侧移动。

图 111 表示第 15 变形例。本变形例在内窥镜 402 的前端部 405 的前端侧外周面上设置外螺纹部 451。并且, 使该外螺纹部 451 与在前端外周具有凸缘 452 的圆筒 453 的内周面上设置的内螺纹部 454 螺合, 从而将该圆筒 453 固定在前端部 405 的外周面上。

并且, 利用该圆筒 453 的凸缘 452 和固定部件 419 将旋转部件 417 保持成可自由旋转, 并且限制旋转部件 417 在其长度方向上的移动。根据本变形例, 能够可靠地防止固定部件 420 从所期望的旋转位置移动。

图 112 表示第 16 变形例。在本变形例中, 作为实施例 8 中的突部 421, 形成为与通道 413 的前端开口嵌合的形状, 并从该突部 421 向后方侧设置延伸部 456。该突出部 456 通过从插通于通道 413 内的磁铁 423 的前端突出的连接部件 457 被可自由旋转地连接。具体讲, 在突出部 456 的后端设置扩径部, 在连接部件 457 的前端设置收纳该扩径部的中空部, 并且相

互可自由旋转地连接着。因此，磁铁 423 侧被保持成相对于延伸部 456 侧可自由旋转。根据本变形例，可以容易地把通道 413 内的磁铁 423 配置在旋转部件 417 的磁铁 416 的位置上。本变形例具有和第 15 变形例相同的效果。

(实施例 9)

下面，参照图 113 和图 114 说明本发明的实施例 9。图 113 表示本发明的实施例 9 的内窥镜插入辅助装置。本实施例的内窥镜插入辅助装置 403 与实施例 8 相同，具有旋转部件 417 和固定部件 419 及 420。

另一方面，在内窥镜 402 的前端部 405 的外周面上，设置具有实施例 8 的磁场施加部件 415 的功能的电磁铁 461，该电磁铁 461 的位置与在该电磁铁 461 的外周侧设于旋转部件 417 上的磁铁 416 对置，利用直接驱动方式使旋转部件 417 的磁铁 416 旋转。

即，使用与实施例 8 相同的旋转部件 417 和固定部件 419、420。在本实施例中，与实施例 8 的不同之处是在内窥镜 402 中内置有具产生旋转磁场作用的电磁铁 461。电磁铁 461 被密封，以使水分不能从外部进入。

图 114 表示这种情况下的直接驱动方式的动作原理图。

与旋转磁铁方式相同，在环状磁铁 416 内配置多个在径向上产生磁场的电磁铁 461。通过改变由电磁铁 461 产生的磁场，可以使环状的磁铁 416 旋转。如图 113 所示，在内窥镜 402 侧配置该电磁铁 461，从而构成使设有磁铁 416 的旋转部件 417 旋转的旋转机构。另外，与电磁铁 461 连接的信号线插通到内窥镜 402 内部，与旋转磁场产生用的电源装置连接。

其他结构与在实施例 8 中说明的结构相同，对相同构成要素赋予相同的符号并省略说明。本实施例的侧视图和正视图与实施例 8 中的图 89 和图 90 相同，所以省略图示。

本实施例具有以下效果。

虽然必须将内窥镜 402 作为专用设计，但与实施例 8 相同，容易将旋转部件 417 和内窥镜 402 分别形成水密结构。

另外，作为本实施例的变形例，除了实施例 8 的第 1 变形例～第 3

变形例外，可以直接应用第4变形例～第15变形例。

(实施例10)

下面，参照图115～图118说明本发明的实施例10。图115表示将具有实施例10的内窥镜插入辅助装置安装在内窥镜上的状态下的剖面结构，图116表示图115的正视图，图117表示将内窥镜插入辅助装置安装在内窥镜上的状态的透视图，图118表示旋转驱动的原理图。

具有本实施例的内窥镜装置471由内窥镜402、和在该内窥镜402上可自由装卸的内窥镜插入辅助装置473构成。

在实施例8所示的内窥镜402中为一个通道413，但该实施例的内窥镜402形成为具有多个通道413a和413b的结构。此时，通道413a和413b例如图116所示，在前端部405的前端面上在中心轴上上下方向对称地设置。内窥镜402的其他结构与实施例8所示的内窥镜402相同，所以使用相同符号说明。

并且，在各个通道413a、413b内插通有旋转磁场施加部件474a、474b。旋转磁场施加部件474a、474b在挠性轴475a、475b的前端安装有棒状的磁铁476a、476b，挠性轴475a、475b的后端分别连接电机477a、477b。

并且，电机477a、477b连接旋转控制电路478，通过操作设于该旋转控制电路478上的操作面板479，可以使电机477a、477b以同步状态同相地旋转或反相地旋转。

并且，在本实施例中，在内窥镜402的前端部405的外周面上安装有筒体481。该筒体481具有与前端部405的外周面嵌合的内径，前端部405被插入该筒体481内。

在筒体481的插入前端部405时成为深处侧的端面（前端面）上例如设有突部482a、482b，通过把这些突部482a、482b分别压入通道413a、413b中，筒体481被固定在前端部405上。并且，如图116所示，在该筒体481的前端面上的至少与照明窗和观察窗对置的部分设有开口481a。

并且，如图117所示，在筒体481的外周侧，利用支撑框体485把成为旋转体的磁铁制轮胎（或辊子）483a、483b及非磁铁的伪轮胎

(辘子) 484a、484b 保持成可自由旋转。

更具体地讲，在筒体 481 的外周面的周向的四处上设有向半径外侧方向突出的支撑框体 485a，在各个支撑框体 485a 的前端连续设有环状的支撑框体 485b。在环状的支撑框体 485b 上，在上下方向对置的两处和左右方向对置的两处，分别把磁铁制的圆环或圆板形状的轮胎 483a、483b 和非磁铁制的伪轮胎 484a、484b 安装成可自由旋转。

因此，如图 116 所示，磁铁制的轮胎 483a、483b 以与配置于其内侧的内窥镜 402 的通道 413a、413b 内的磁铁 476a、476b 接近的状态对置。并且，通过利用电机 477a、477b 使配置于通道 413a、413b 内的磁铁 476a、476b 旋转，可以分别使磁铁制的轮胎 483a、483b 旋转。此时，电机 477a、477b 分别沿反方向被驱动着旋转，因此磁铁制的轮胎 483a、483b 彼此沿反方向旋转。

图 118 表示磁铁 476a (476b 也相同) 和轮胎 483a (483b 也相同) 的磁极结构和旋转驱动的原理图。

绕长度方向的轴旋转的棒状磁铁 476a 被磁化为相对于该旋转轴倾斜地交替形成 N、S 的磁极。与此相对，构成轮胎 483a 的环状磁铁被磁化为在周向上交替形成 N、S 的磁极。

因此，通过使棒状磁铁 476a 旋转，在构成轮胎 483a 的环状磁铁上，在接近磁铁 476a 的磁铁部分其磁场周期性地变化。可以利用该周期性地变化的磁场，例如按箭头所示使轮胎 483a 旋转。

本实施例的作用如下。将内窥镜 402 的插入部 404 从前端侧插入体腔内。并且，用户操作操作面板 479，使电机 477a、477b 沿反方向旋转。

这样，配置在通道 413a、413b 内的棒状磁铁 476a、476b 相互沿相反方向旋转。并且如图 118 的原理图所示，磁铁制的轮胎 483a、483b 相互沿反方向旋转。

因此，轮胎 483a、483b 的外周侧发挥向前方推进体腔内壁面的内侧的筒体 481 和前端部 405 侧的作用。

并且，由于可以使轮胎 483a、483b 独立地动作，所以能够改变行进方向。

例如，操作操作面板 479，将电机 477a 侧的旋转速度设定得小于电机 477b 侧的旋转速度，从而可以使前端部 405 的上侧的轮胎 483a 的旋转速度小于下侧的轮胎 483b 的旋转速度，并沿向上侧弯曲的方向推进。

本实施例具有以下效果。

如果使轮胎 483a、483b 的轴承部分形成为采用低摩擦材料的滑动轴承等简单的结构，则清洗性良好。并且，如上所述，由于可以使轮胎 483a、483b 独立地动作，所以能够改变行进方向。

参照图 119 和图 120 说明第 1 变形例。图 119 利用剖面图表示第 1 变形例的结构。本变形例取代实施例 10 中的轮胎 483a、483b，沿长度方向安装了可自由旋转的成对的磁铁制辊子 491a、492a 和 491b、492b。

即，在筒体 481 的外周面上的（与通道 413a、413b 对置的）相当于上下方向的位置上，沿筒体 481 的长度方向设置凹部（槽部），在各槽内收纳磁铁制的辊子 491a、492a 和 491b、492b，并把它们支撑成可自由旋转。

并且，在成对的辊子 491a、492a 之间架设有带形状的履带 493a，在辊子 491b、492b 之间架设有履带 493b，形成履带式驱动机构 494a、494b。

并且，如图 120 所示，取代实施例 10 中的轮胎 484a、484b，沿长度方向安装了可自由旋转的成对的非磁铁制辊子 491c、492c 和 491d、492d。另外，在图 120 中，辊子 491d、492d 在辊子 491c、492c 的相反侧，所以没有图示。

并且，在成对的辊子 491c、492c 之间架设有履带 493c，在辊子 491d、492d 之间架设有履带 493d，形成伪履带式驱动机构 494c、494d。此处，履带 493d 和履带式驱动机构 494d 没有在附图中出现。

并且，在实施例 10 中，棒状磁铁 476a、476b 在与轮胎 483a、483b 对置的部分附近被磁化，但在本变形例中，分别与辊子 491a、492a 和辊子 491b、492b 对置的部分形成为被倾斜磁化的棒状磁铁 476a'、476b'。

其他结构与实施例 10 相同。根据本变形例，分别在前端部 405 的长度方向上设置有成对的辊子 491a、492a 等，所以相比实施例 10，可以更加稳定地推进前端部 405 侧。除此之外具有与实施例 10 相同的效果。

参照图 121~图 123 说明第 2 变形例。图 121 利用剖面图表示第 2 变形例的结构。本变形例设置曲柄推压式的驱动机构 495a、495b，代替第 1 变形例中的履带式驱动机构。

即，如图 121 和图 122 所示，在筒体 481 中的相当于上下方向的位置上，而且沿筒体 481 的长度方向设置凹部（槽部），在前后两处分别收纳着磁铁制的轮子 496a、497a 和 496b、497b，把各个轮子 h（h=496a、497a、496b、497b）在筒体 481 内支撑成可自由旋转。

在各个轮子 h 设有曲柄机构，通过轮子 h 的旋转，一端与轮子 h 连接的推杆 498 可从凹部自由突出或没入凹部（可自由改变突出量）。各个推杆 498 通过杆保持筒体 499 内，被杆保持筒体 499 保持成可自由滑动。

图 123 表示曲柄推压式驱动机构的原理图。如该图 123 所示，轮子 h 旋转大致半圈，推杆 498 向斜后方侧突出，并且突出量逐渐变大，所以其前端向斜后方侧推压体腔内壁 w。因此，设有该轮子 h 的筒体 481 及前端部 405 侧被体腔内壁 w 向成为斜下侧方向的前方侧推压。

图 123 表示例如设于前端部 405 的外周面上侧的 496a、497a 的情况，同样通过设于前端部 405 的外周面下侧的 496b、497b，筒体 481 及前端部 405 侧被向成为斜上侧方向的前方侧推压。即，筒体 481 和前端部 405 被向前方侧推进移动。

并且，如在实施例 10 中说明的那样，通过操作操作面板 479，控制电机 477a、477b 的旋转速度，也可以改变推进的方向。除此之外具有与变形例 1 相同的效果。

另外，对上述各个实施例等进行部分组合等构成的实施例等也属于本发明。

通过使设有螺旋结构体的前端部件等旋转，可以获得较大的推进力，可以在体内等顺利进行内窥镜的插入。

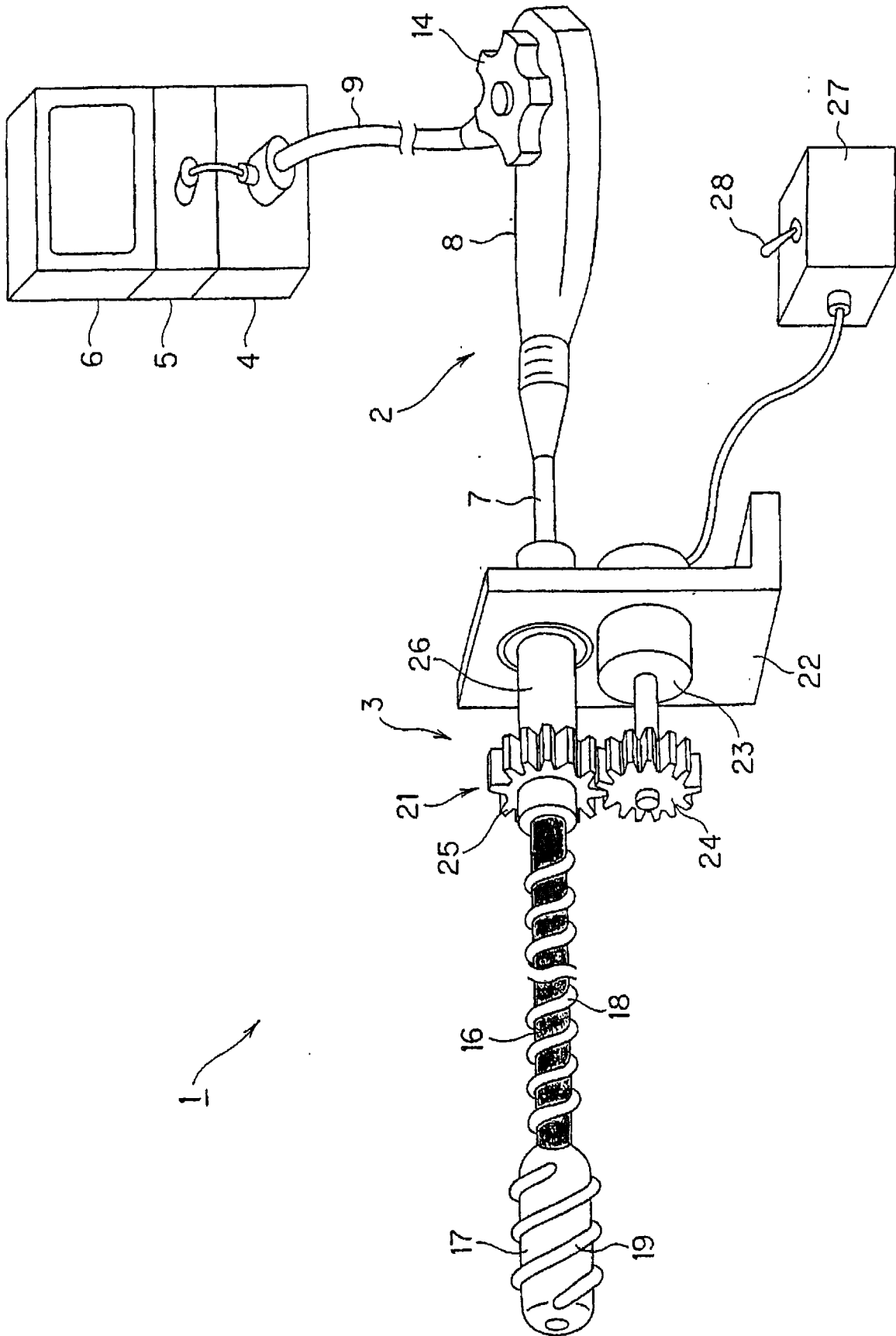


图1

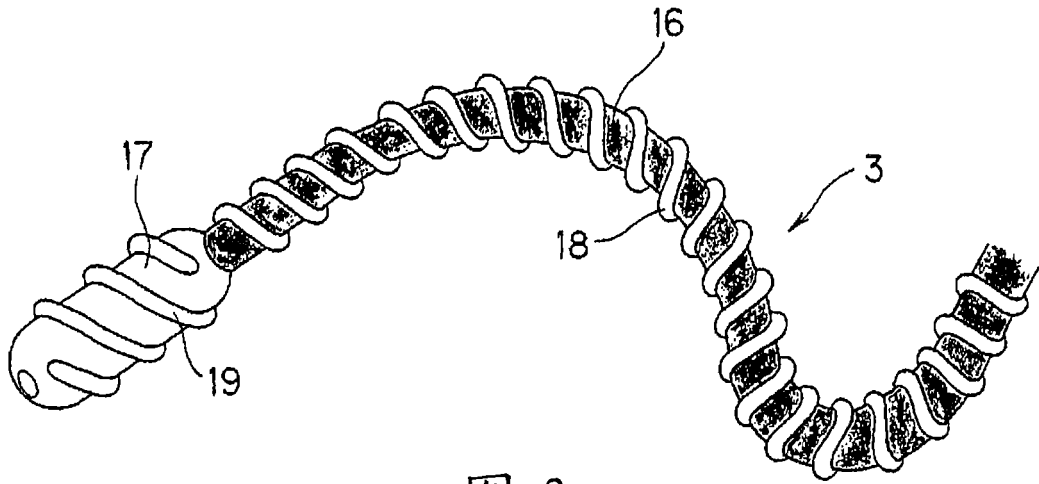


图 2

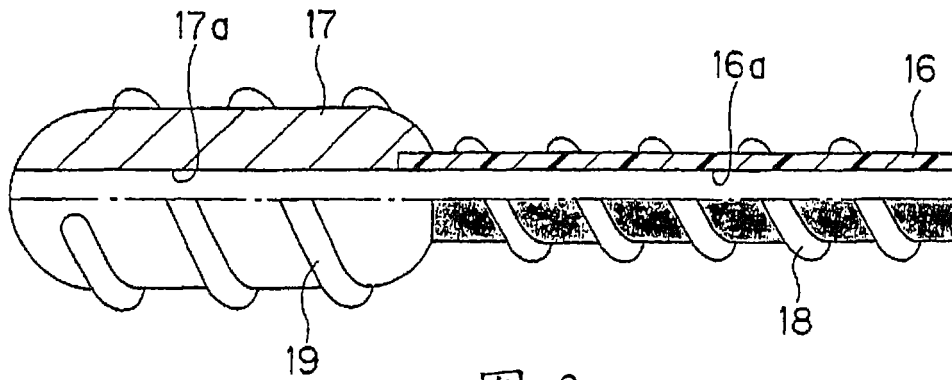


图 3

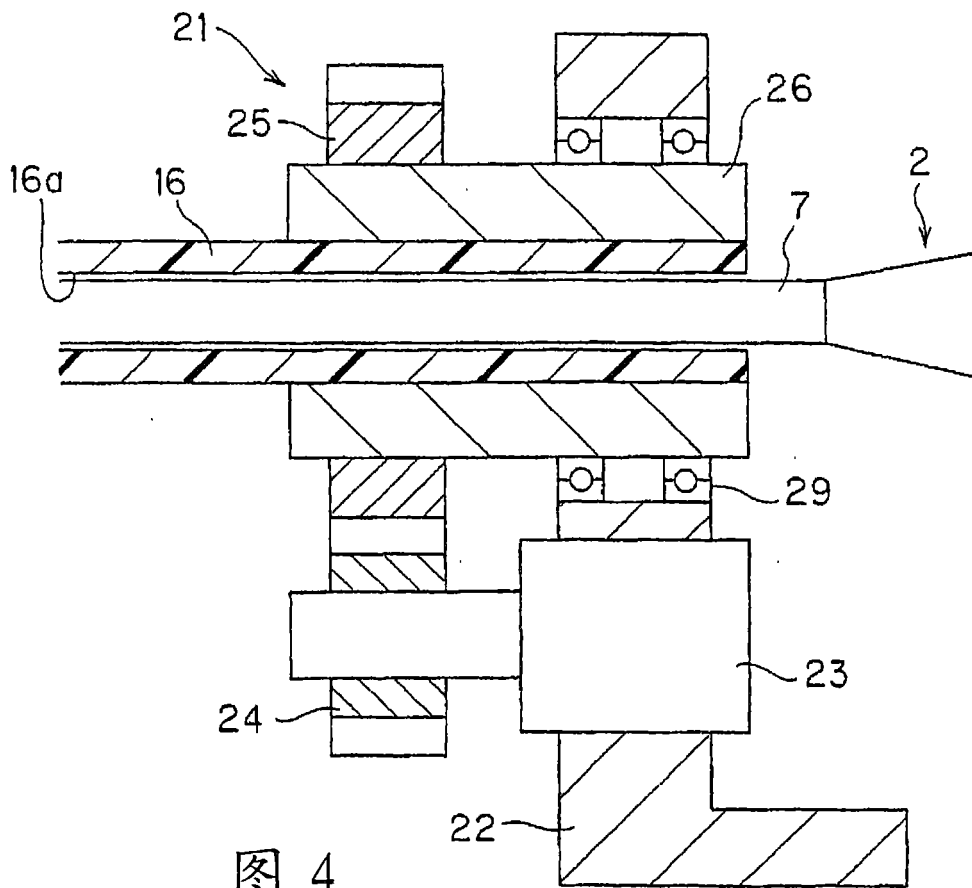


图 4

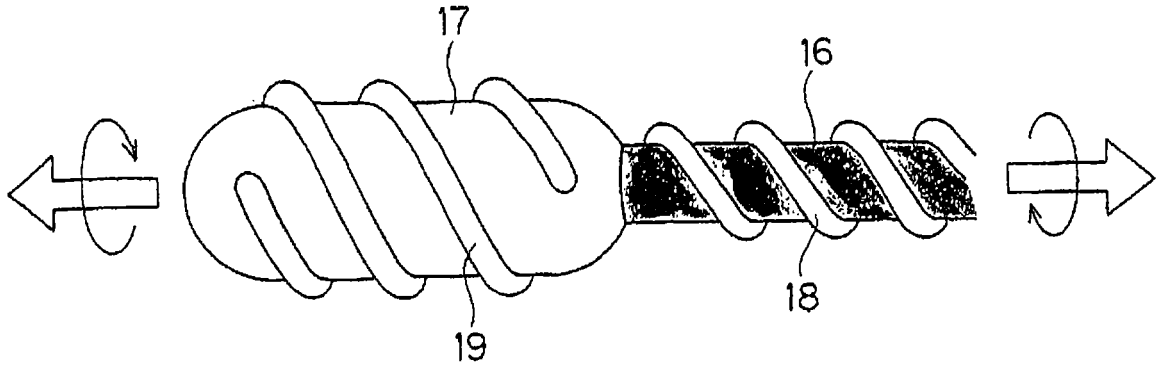


图 5

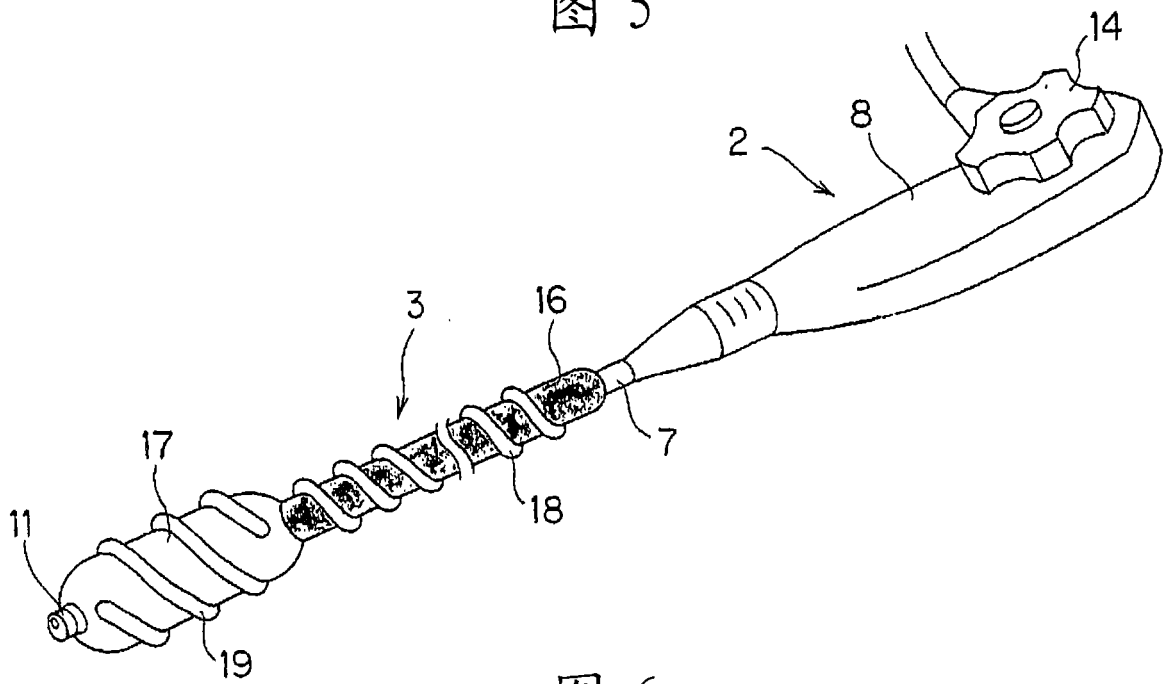


图 6

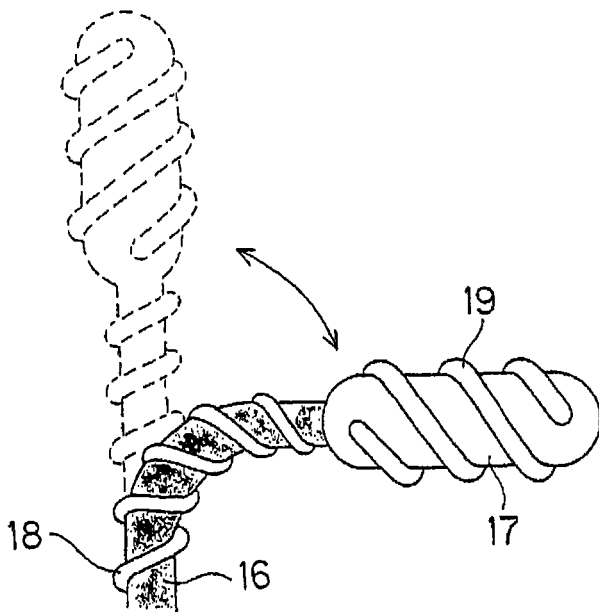


图 7

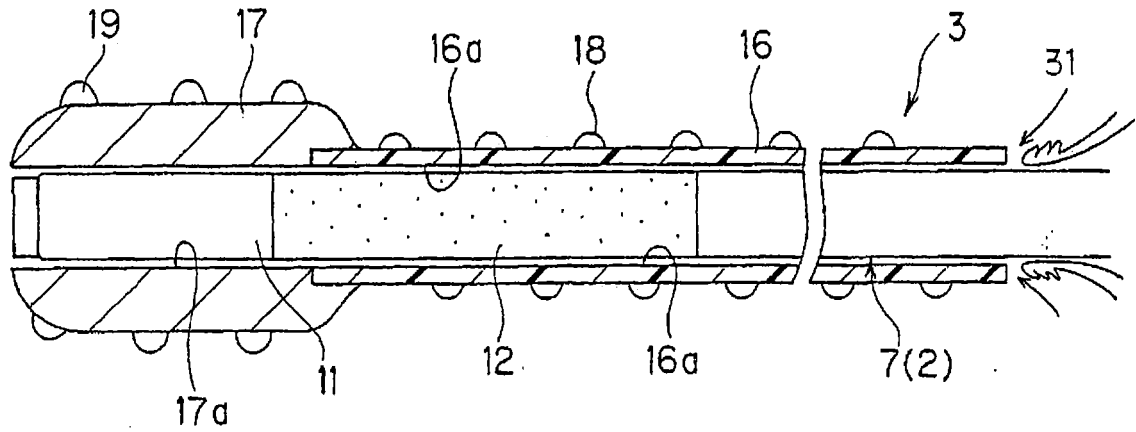


图 8

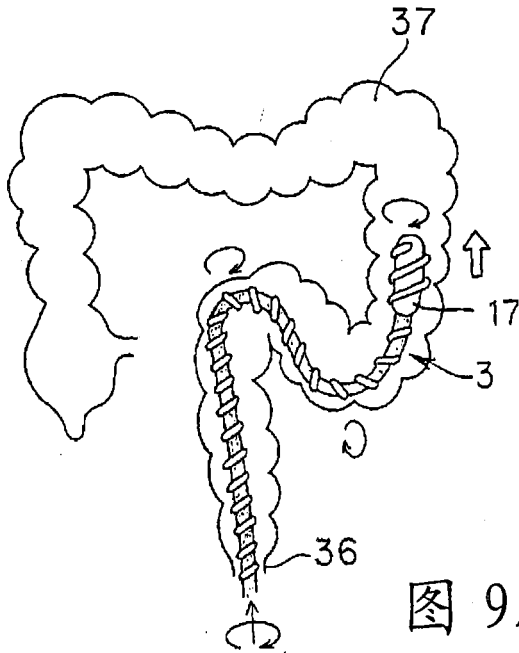


图 9A

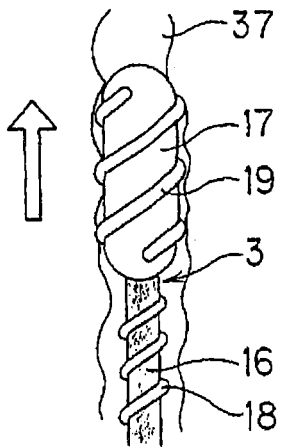


图 9B

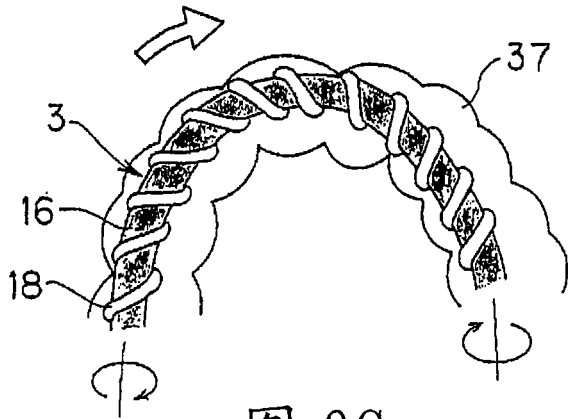


图 9C

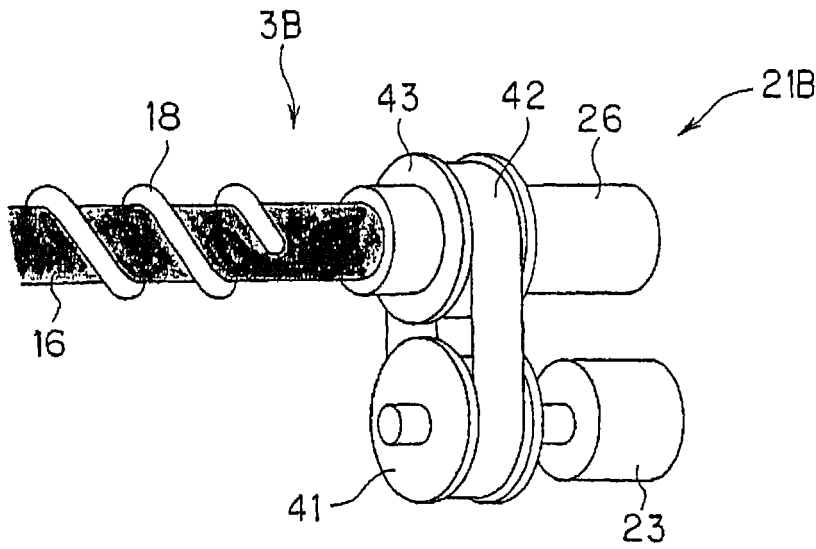


图 10

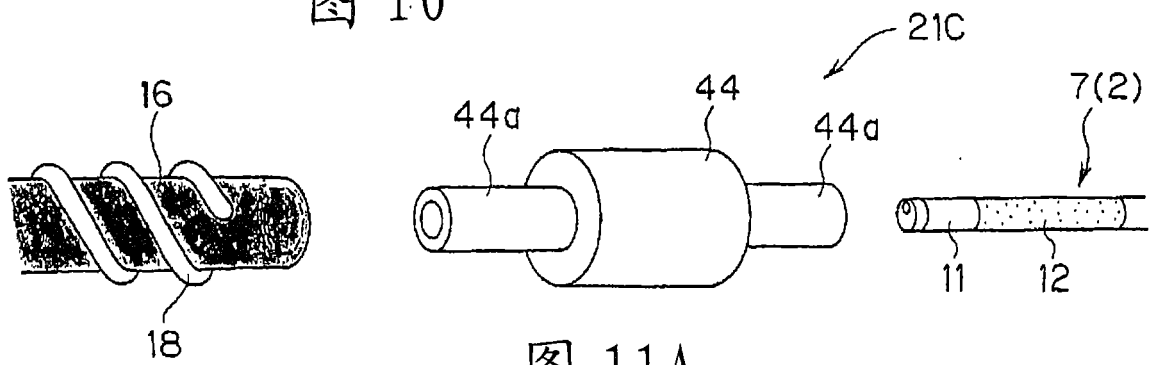


图 11A

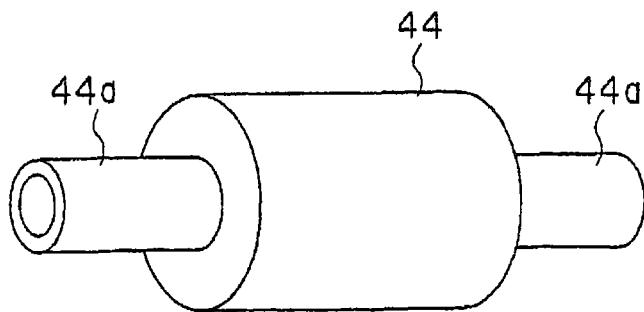


图 11B

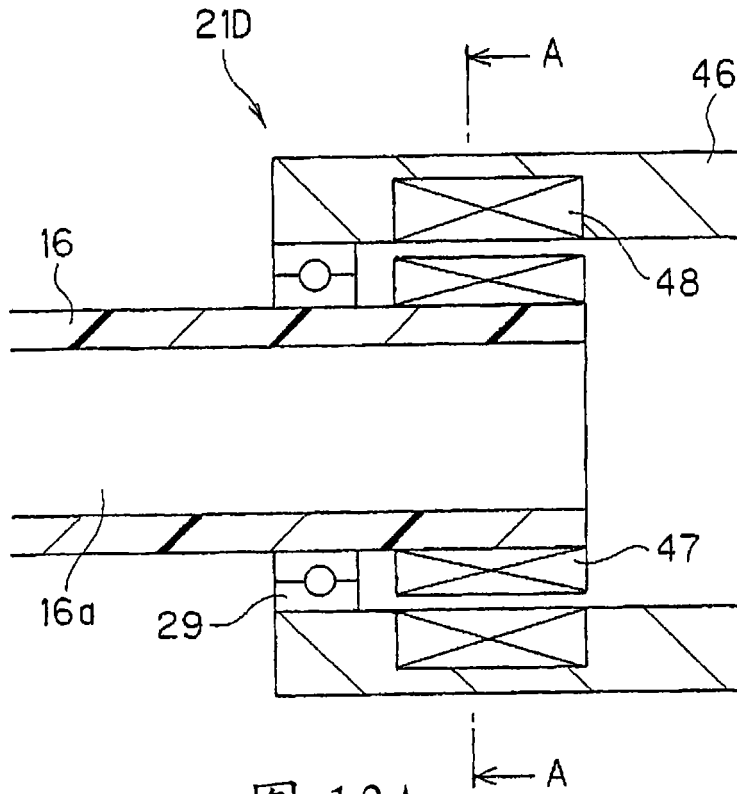


图 12A

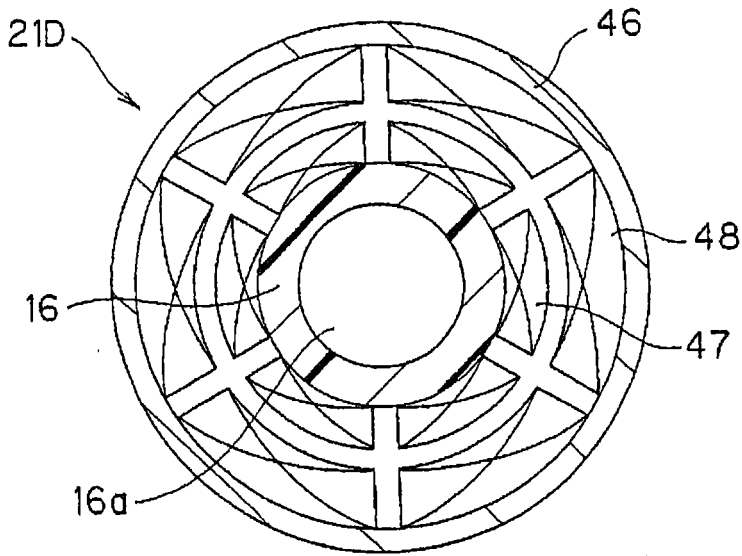


图 12B

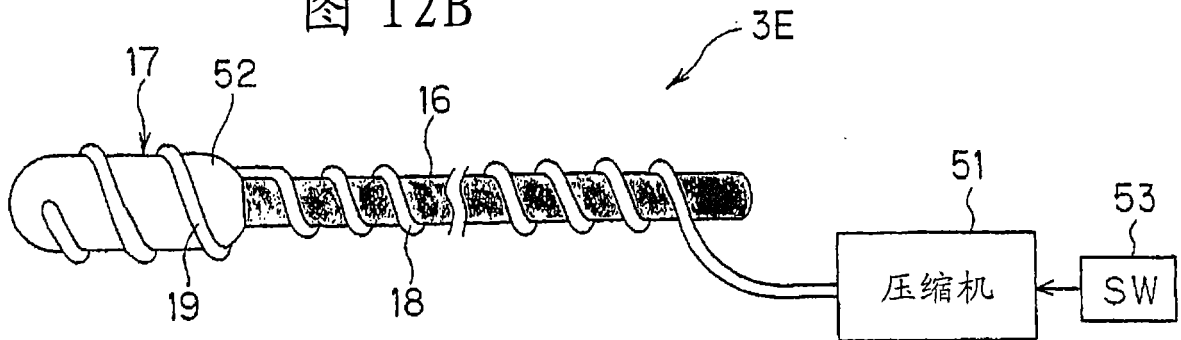
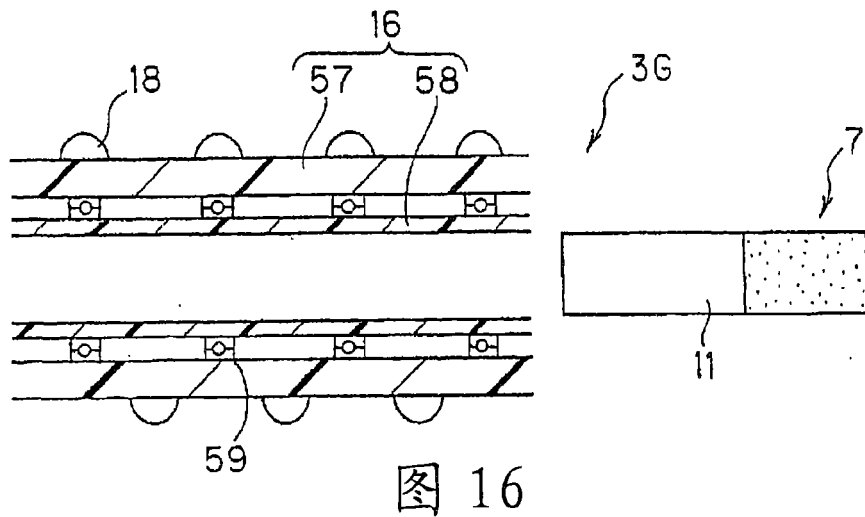
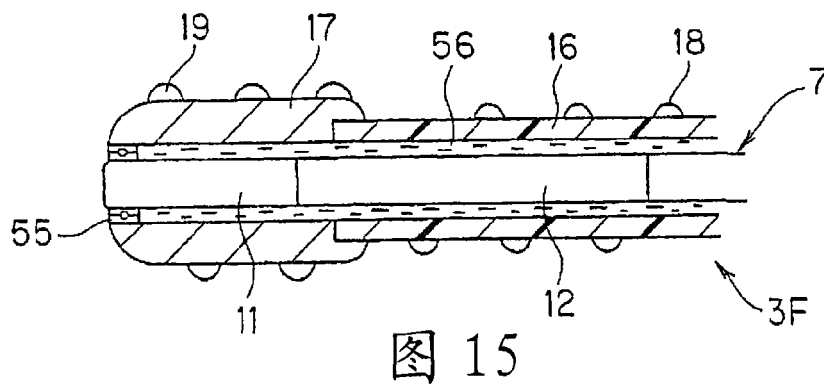
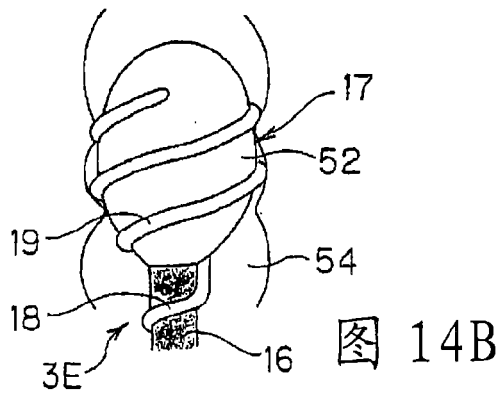
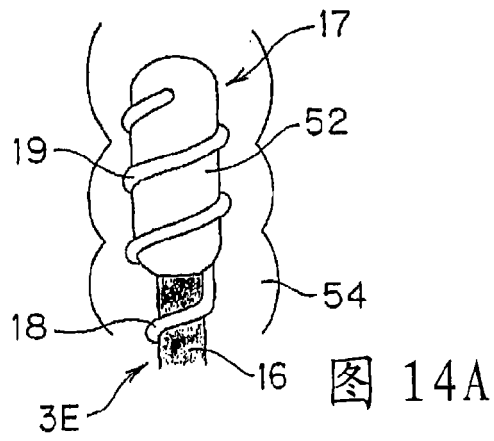


图 13



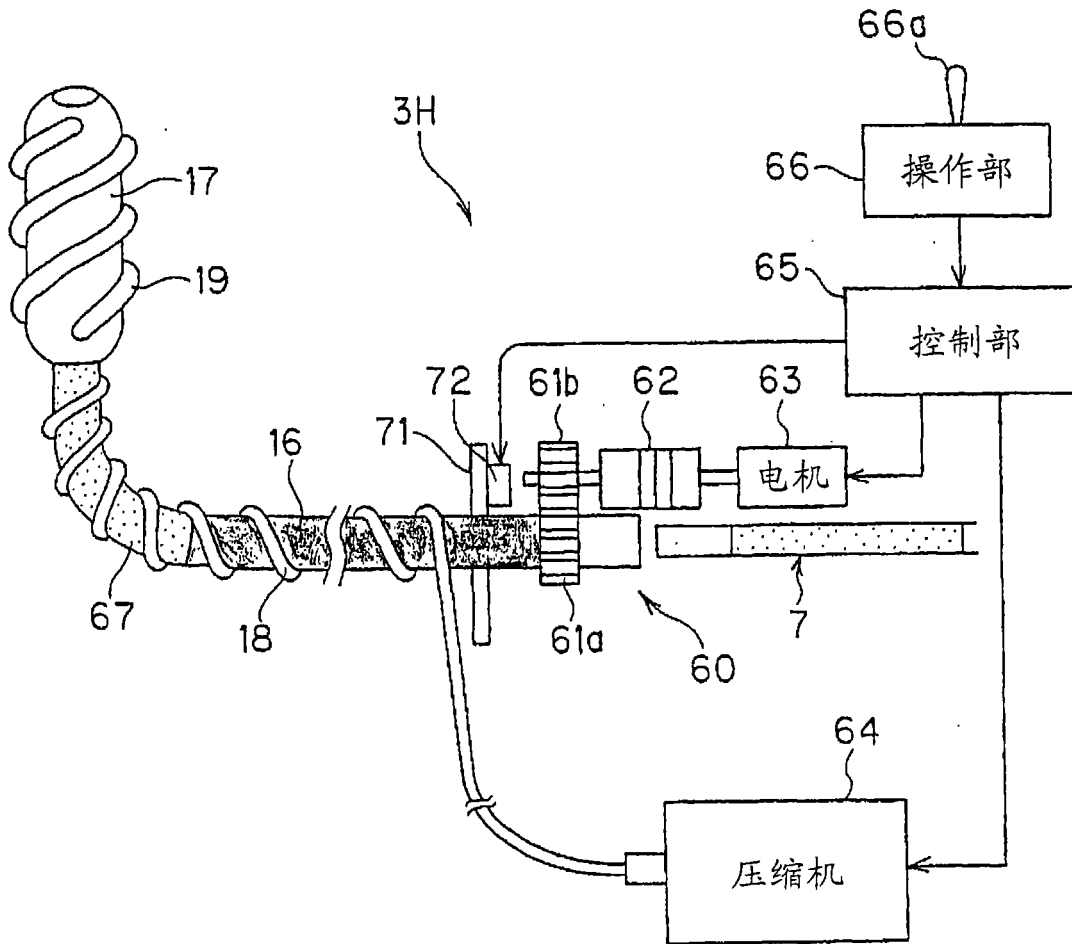


图 17

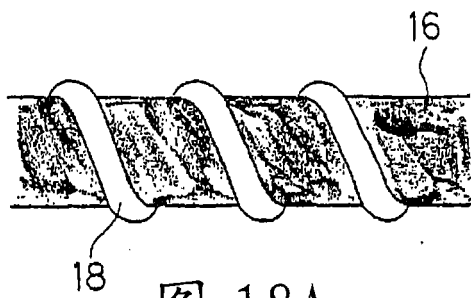


图 18A

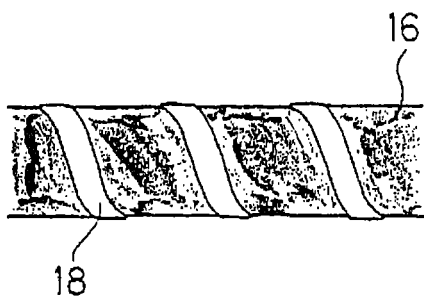


图 18B

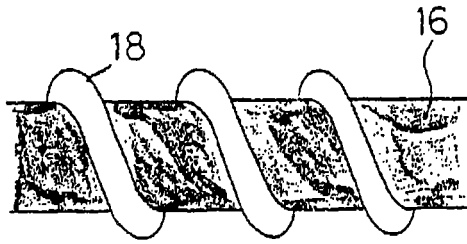


图 18C

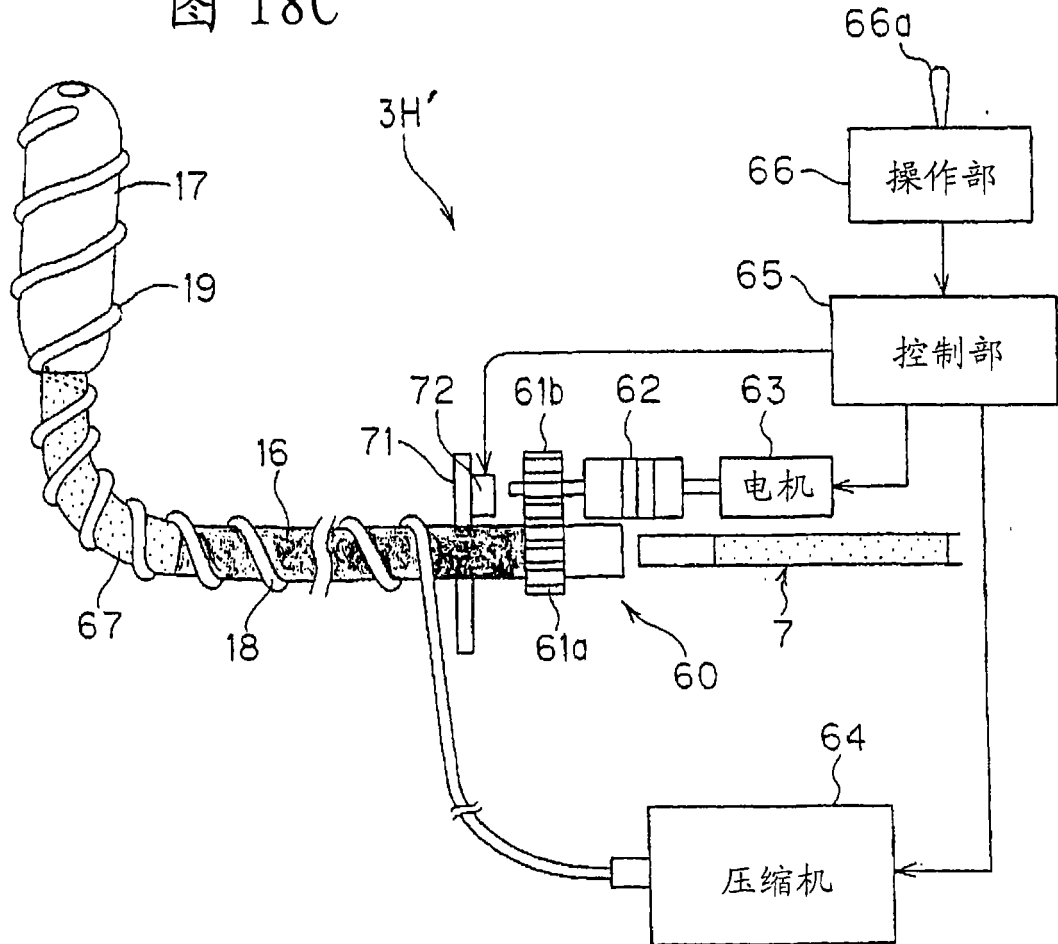


图 19

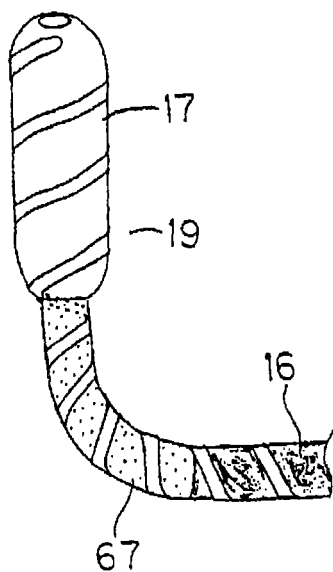


图 20

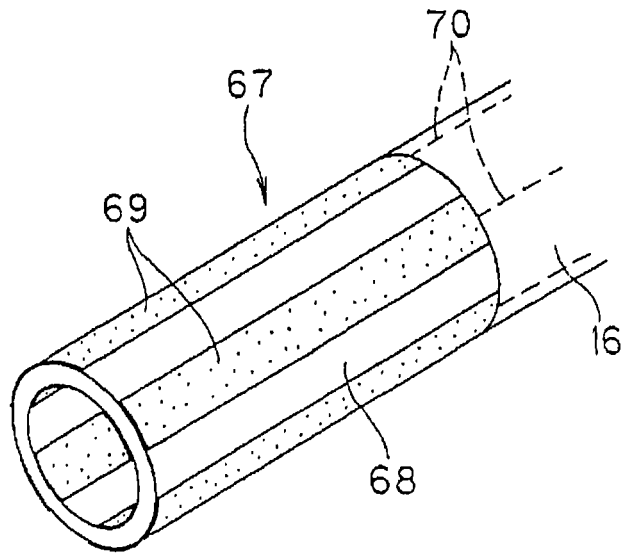


图 21

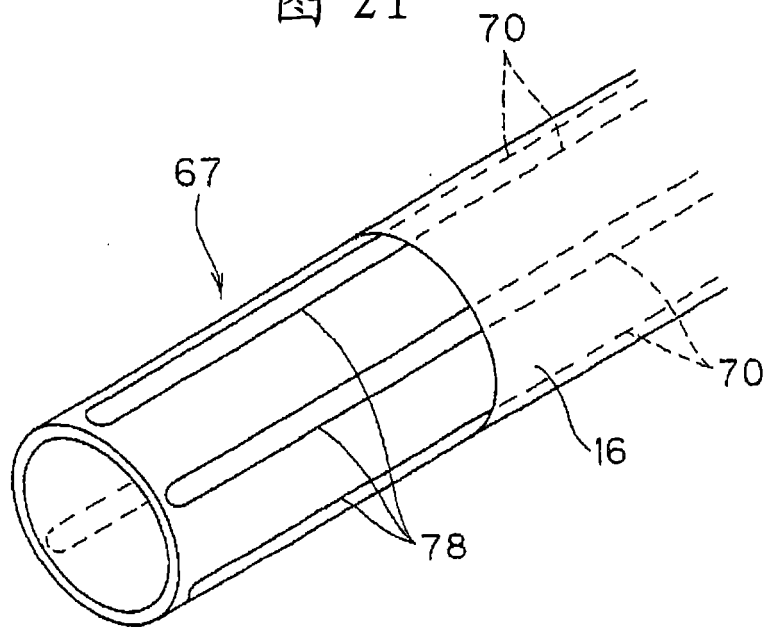


图 22

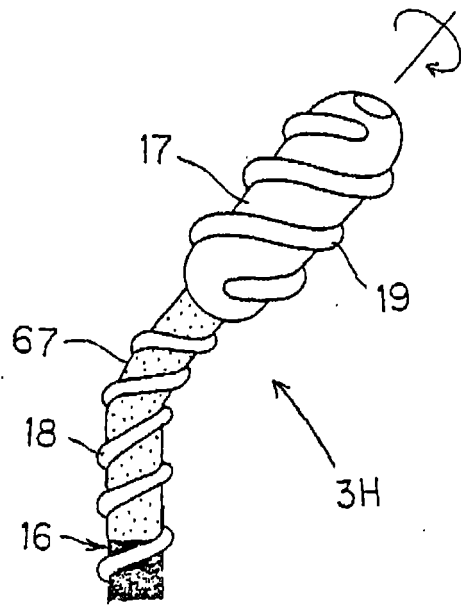


图 23A

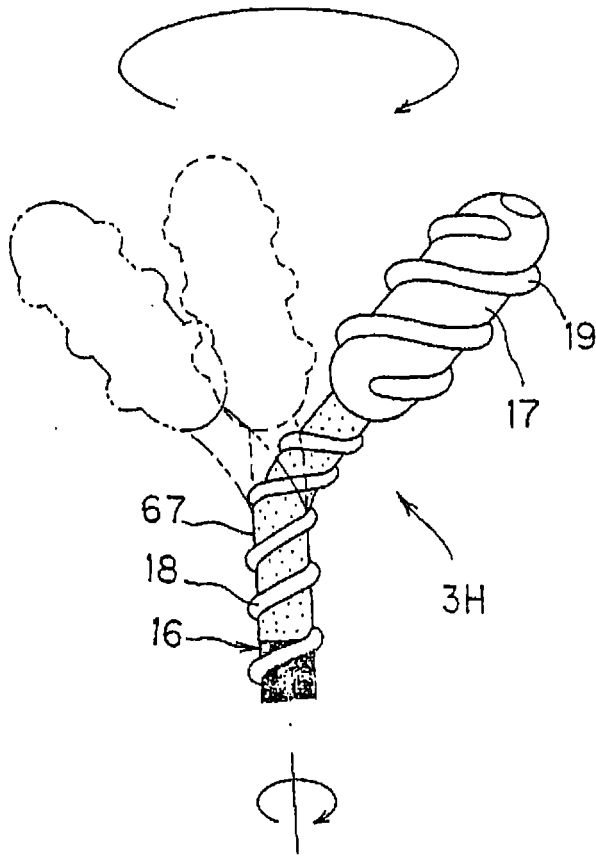


图 23B

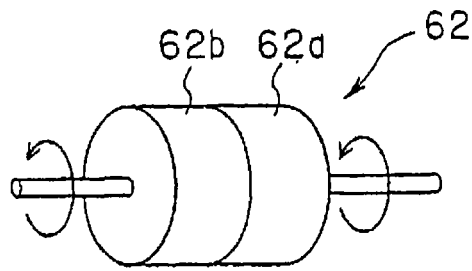


图 24A

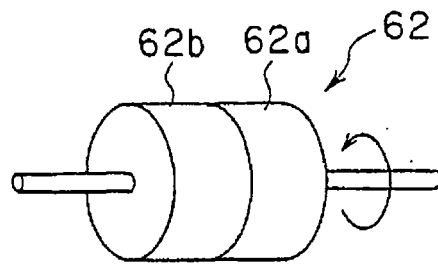


图 24B

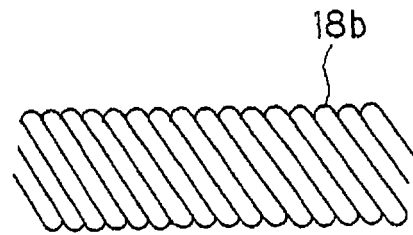


图 25

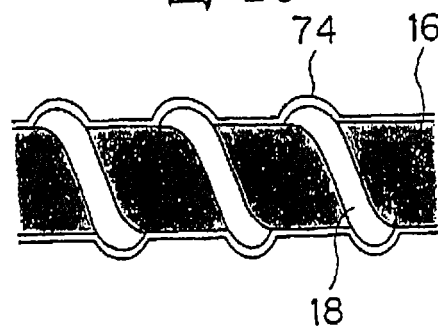


图 26A

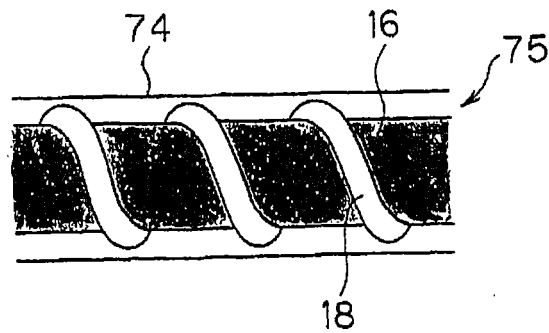


图 26B

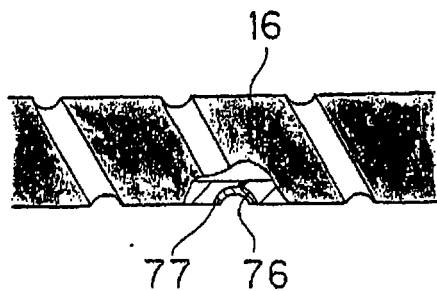


图 27A

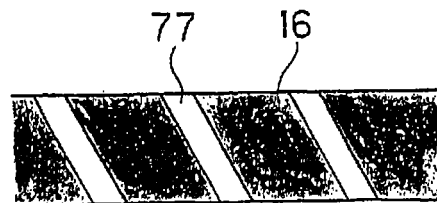


图 27B

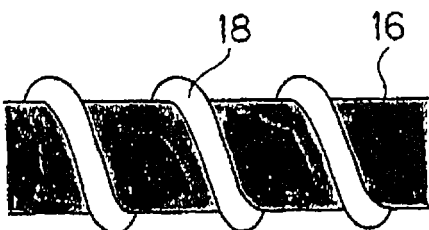


图 28A

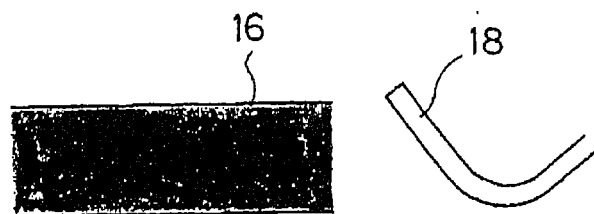


图 28B

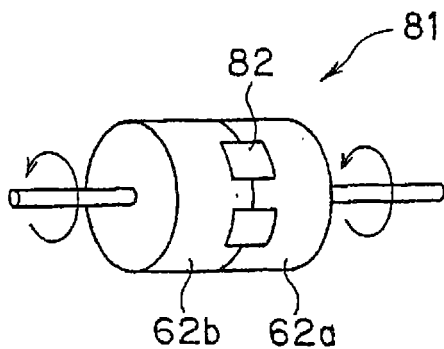


图 29A

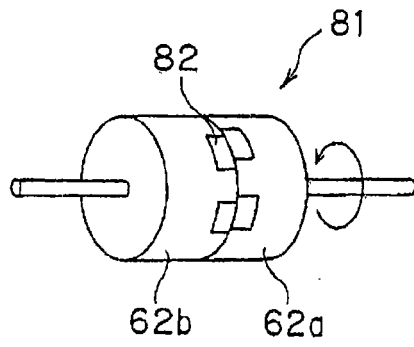


图 29B

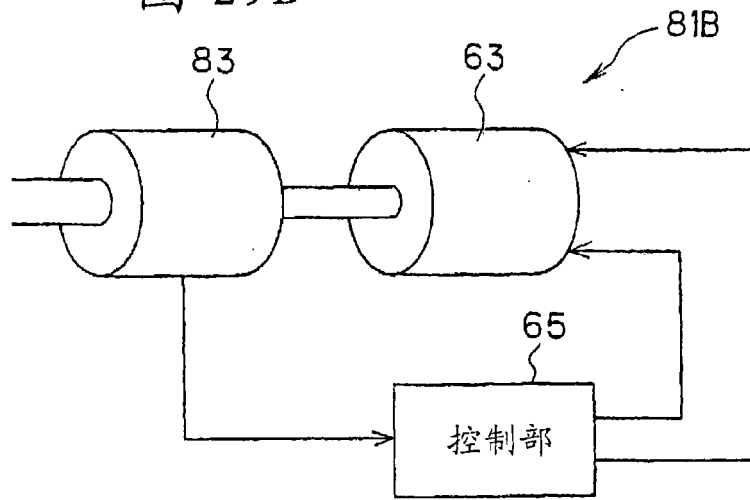


图 30

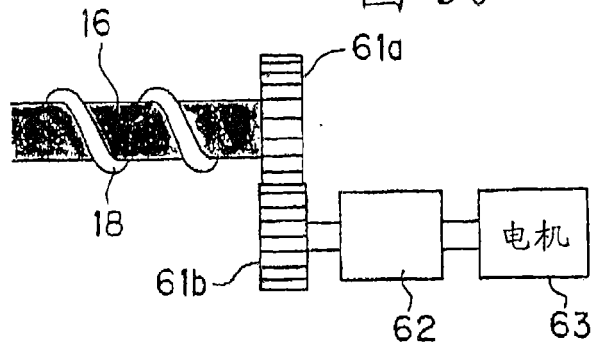


图 31A

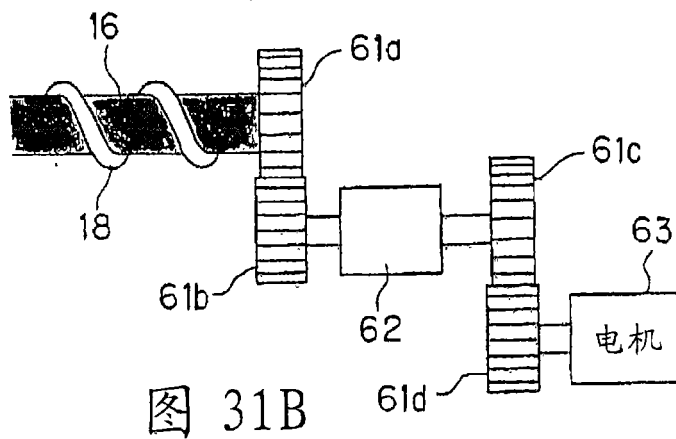


图 31B

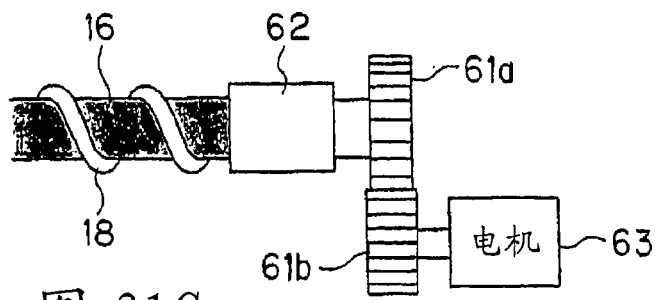


图 31C

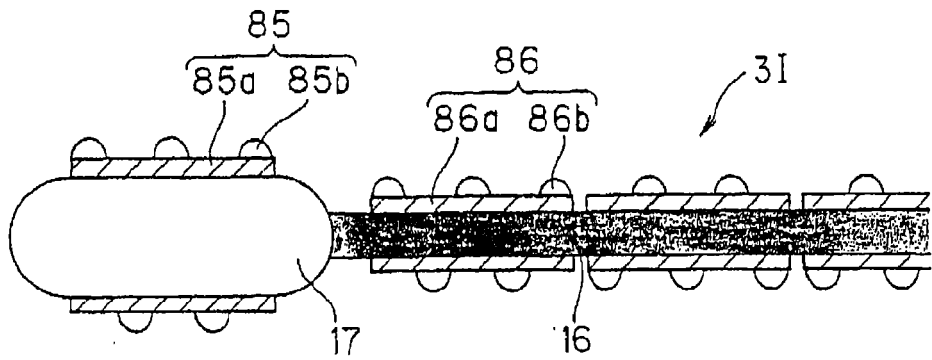


图 32

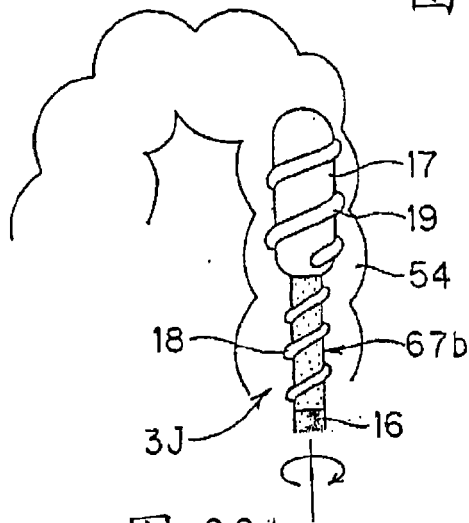


图 33A

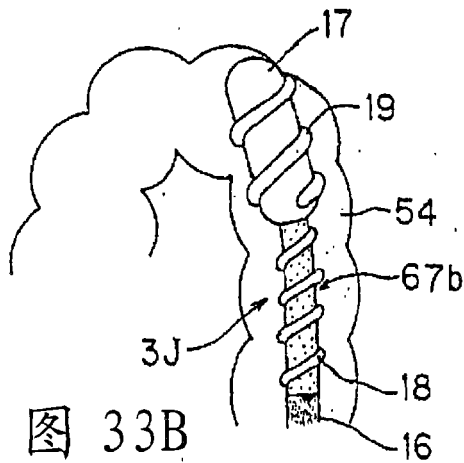
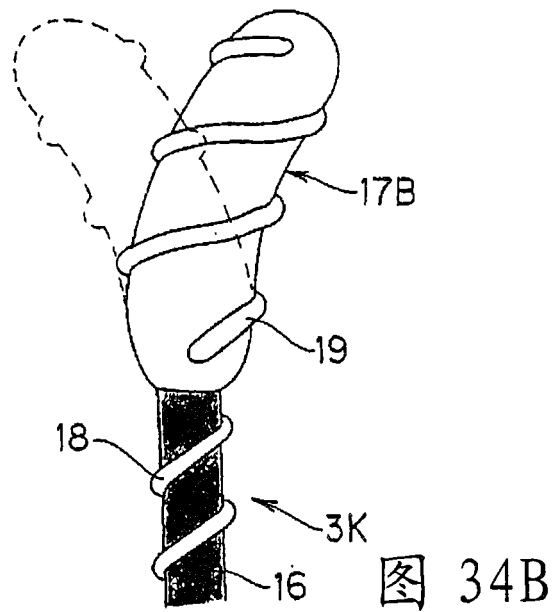
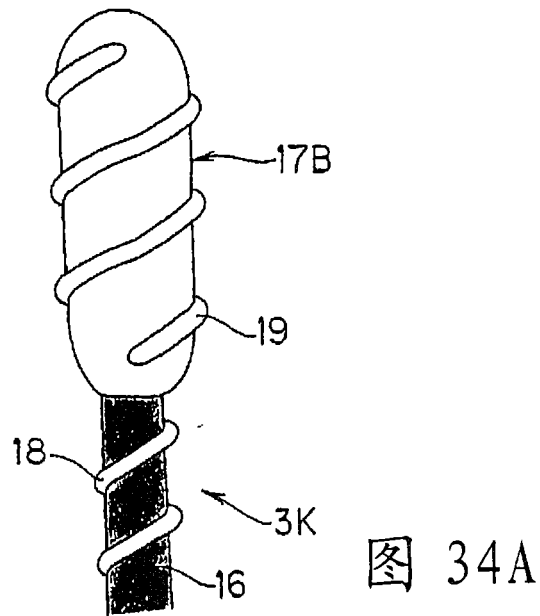
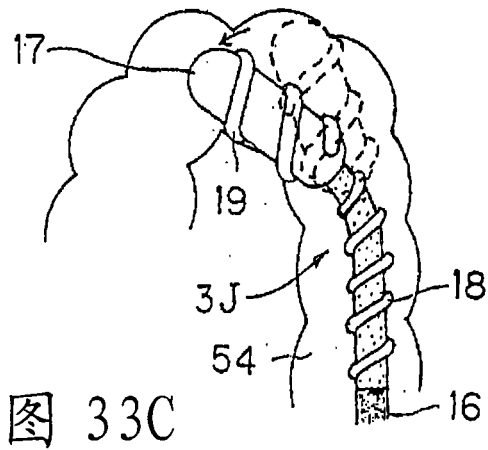


图 33B



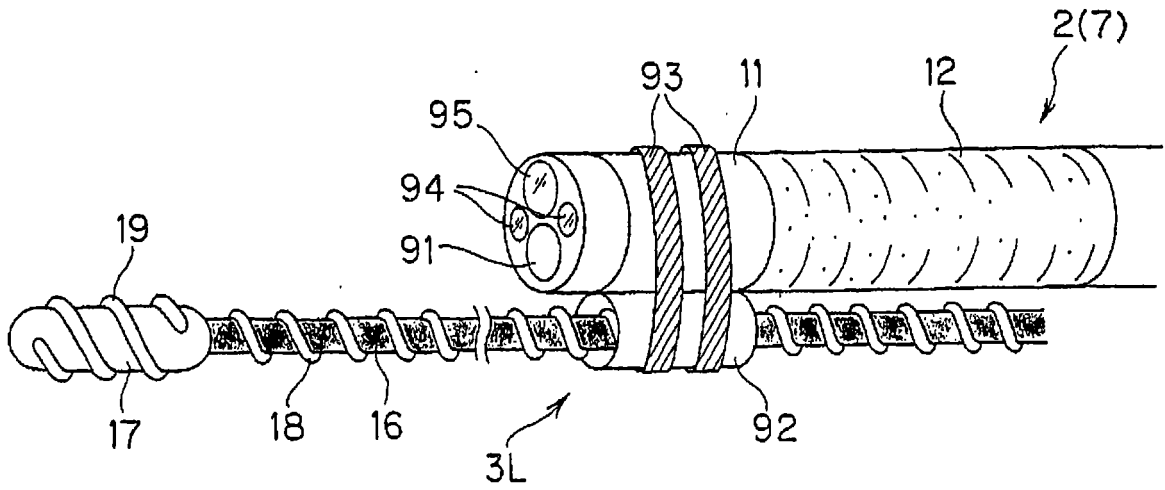


图 35

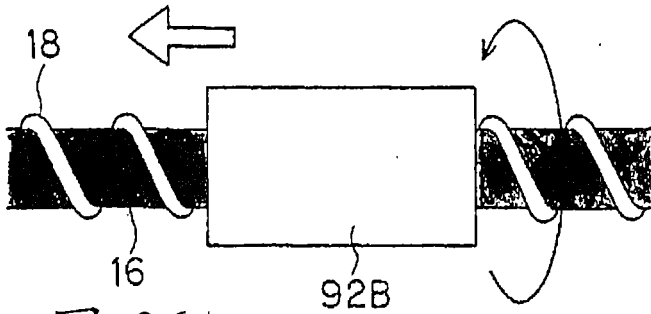


图 36A

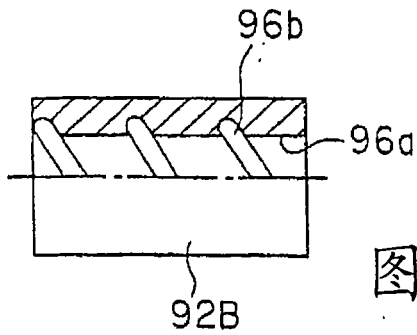


图 36B

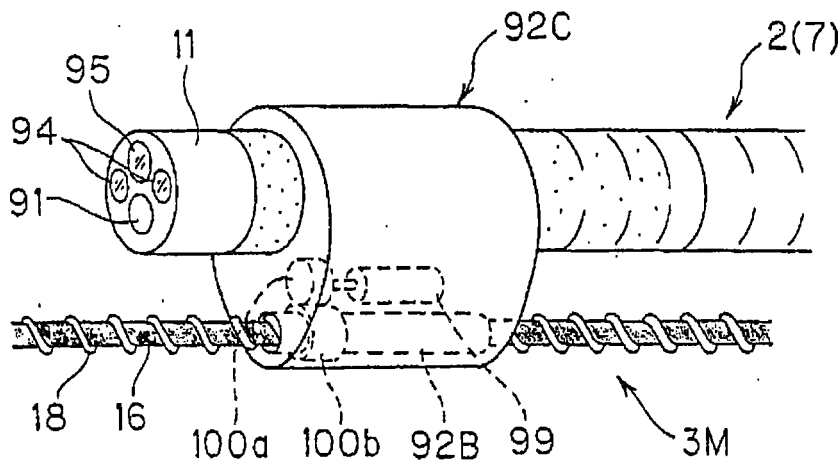


图 37

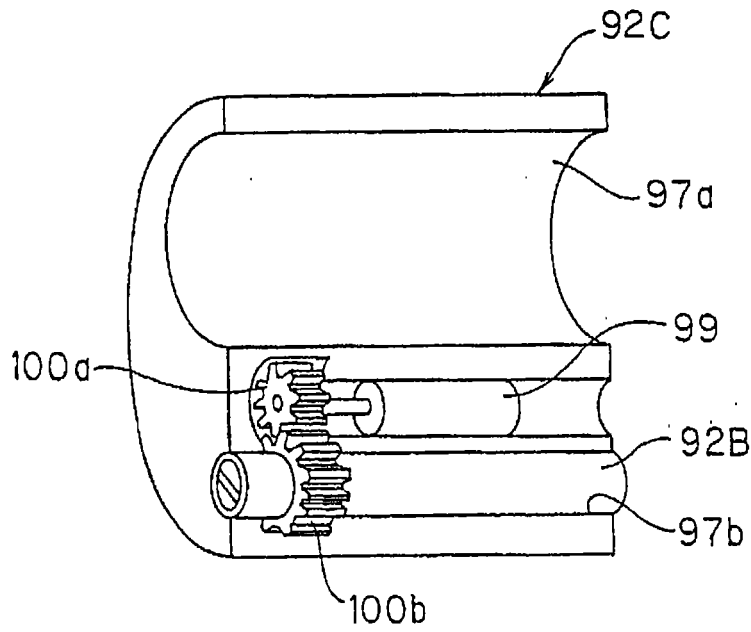


图 38

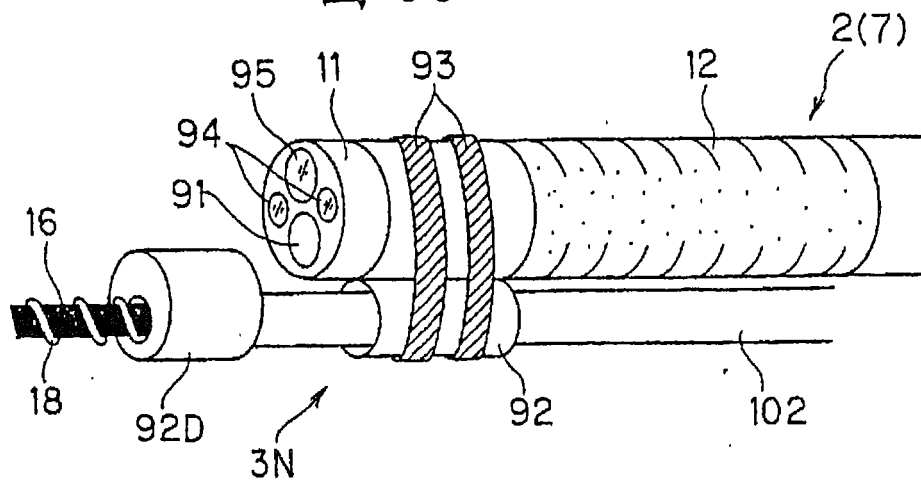


图 39

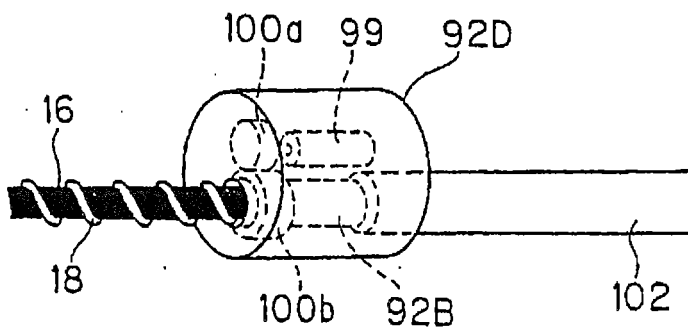


图 40

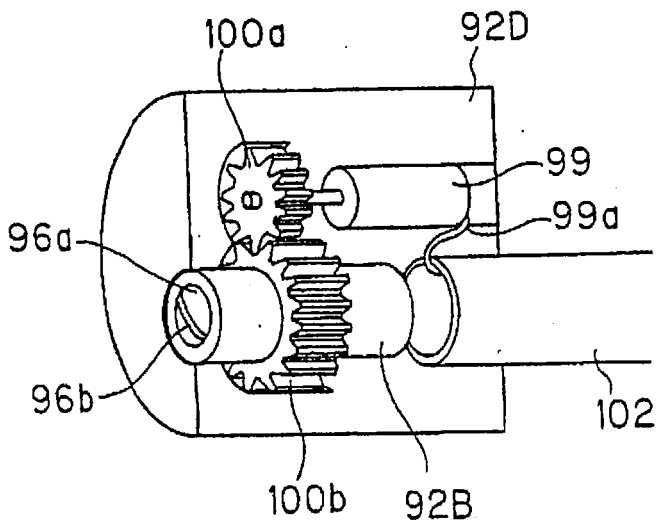


图 41

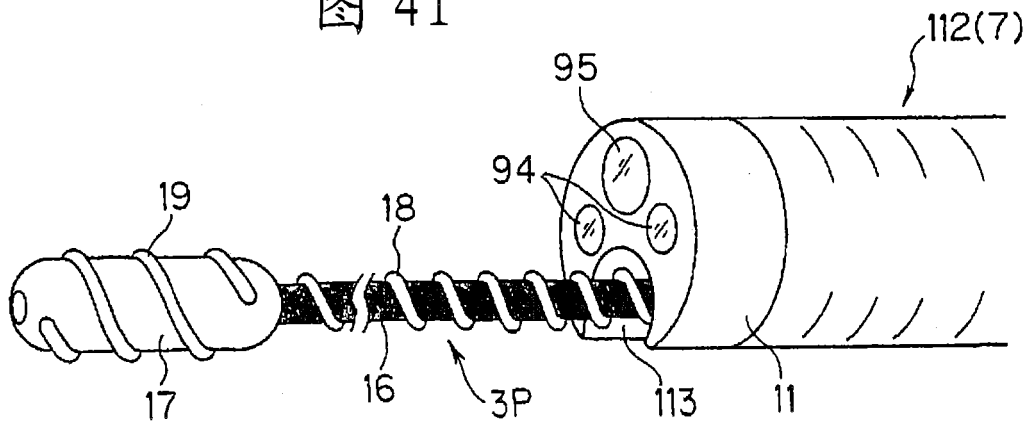


图 42

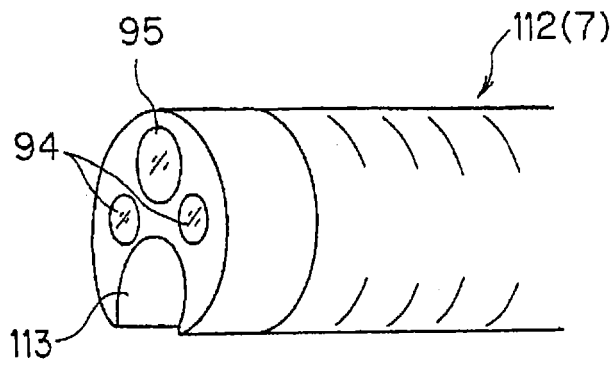


图 43A

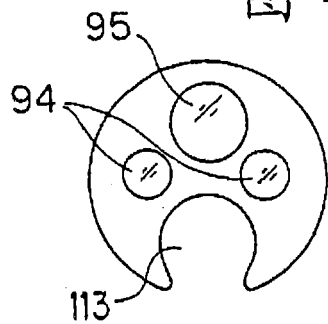


图 43B

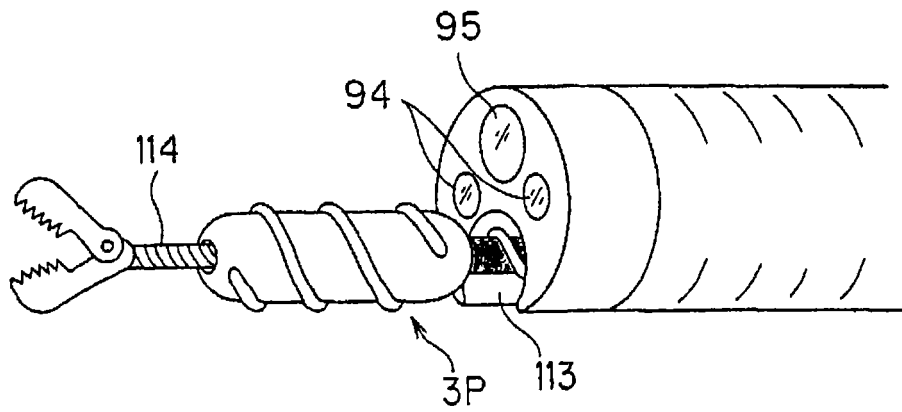


图 44

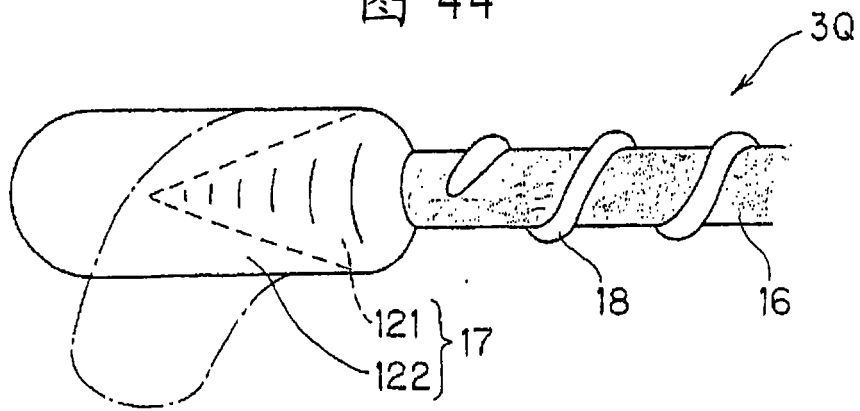


图 45

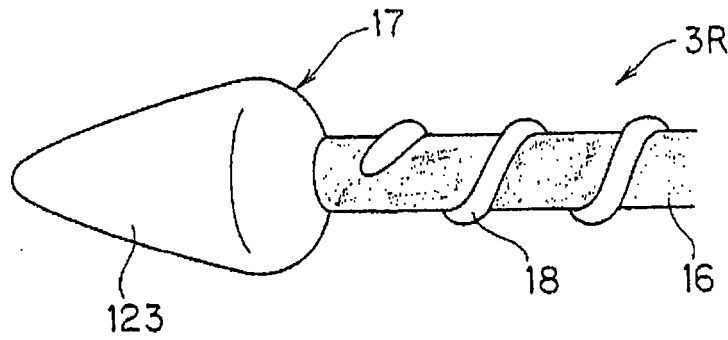


图 46

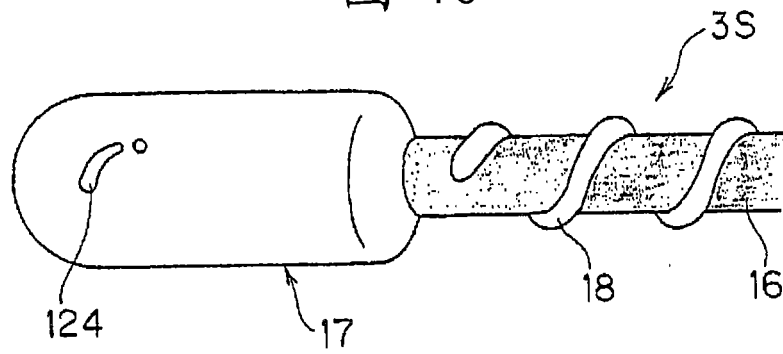


图 47

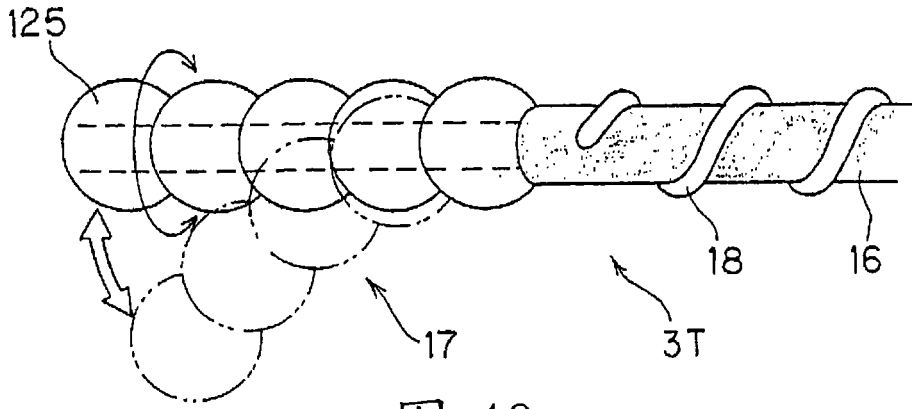


图 48

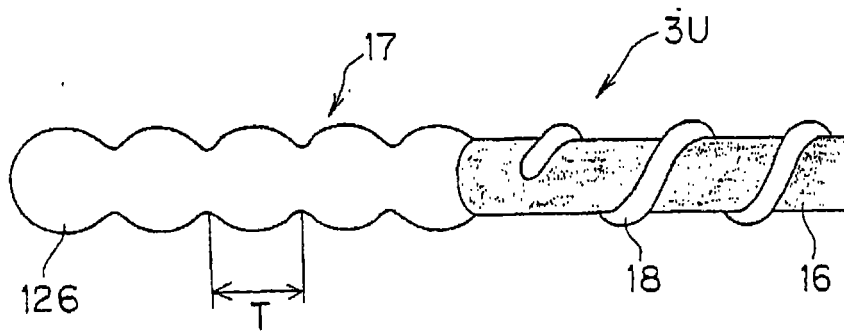


图 49

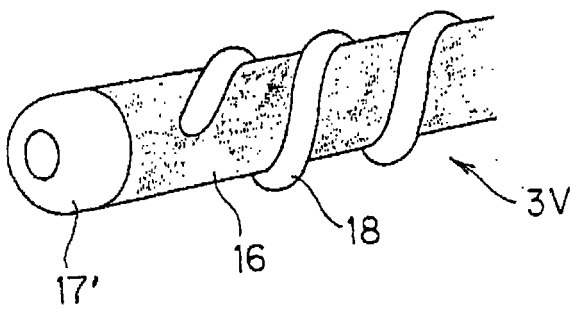


图 50

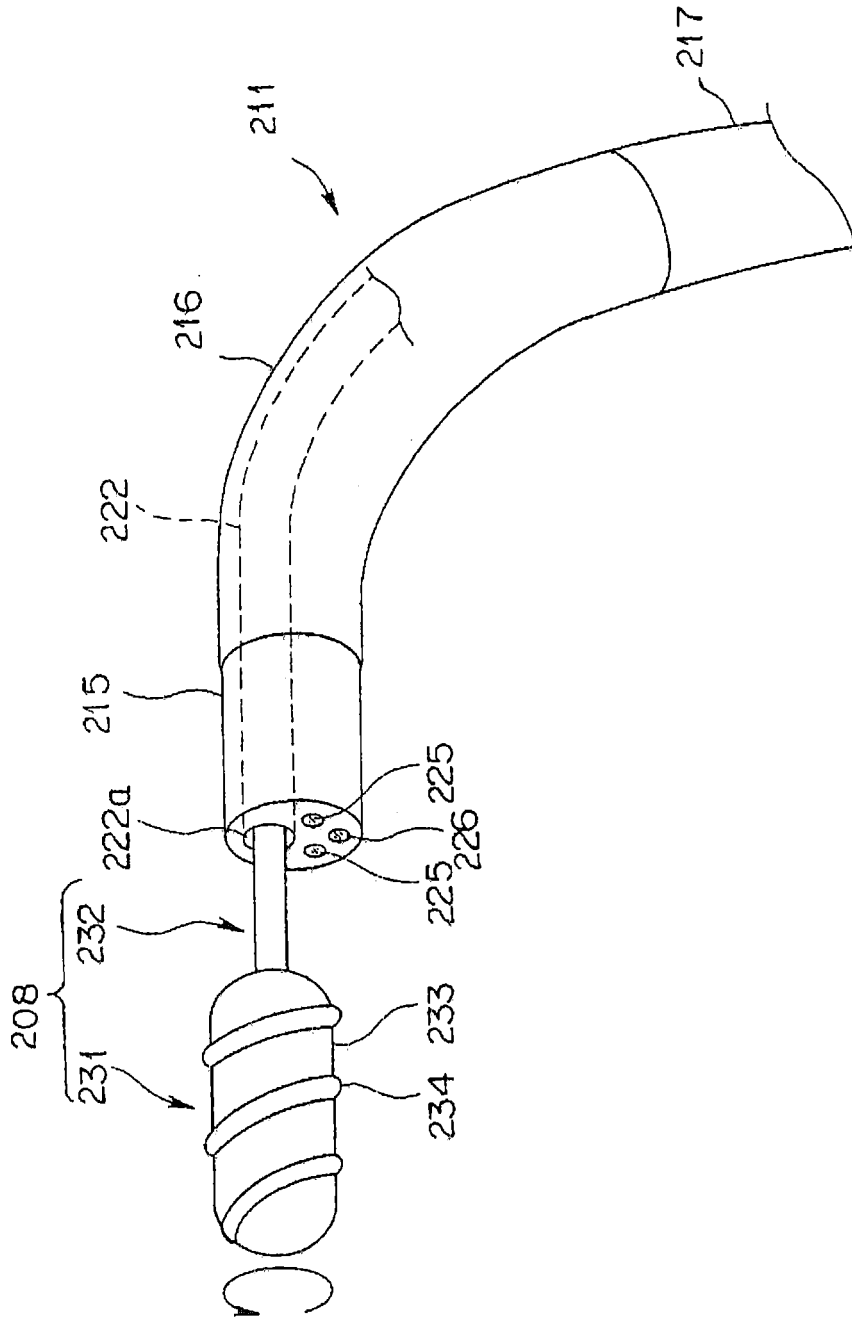


图 52

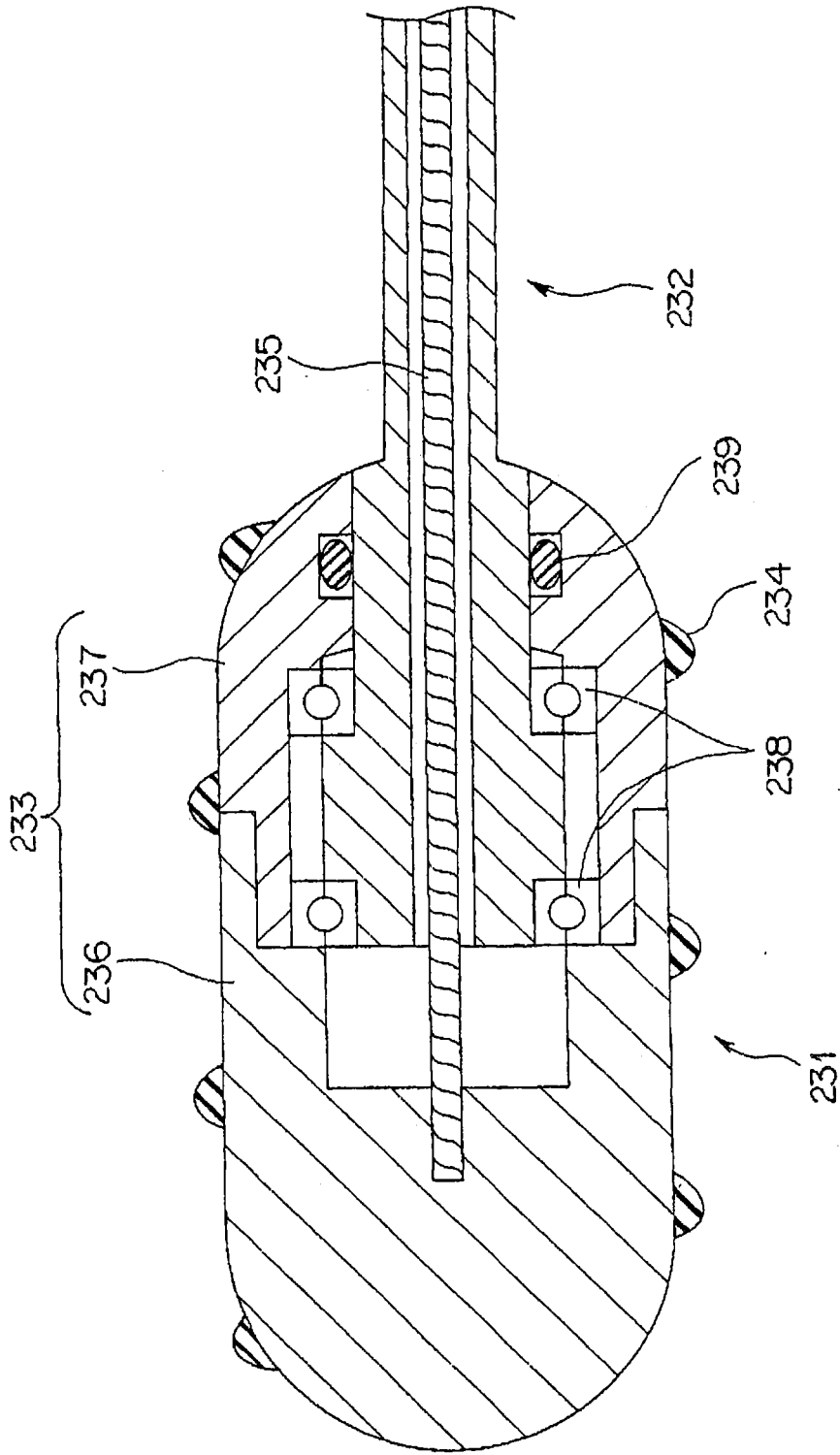


图 53

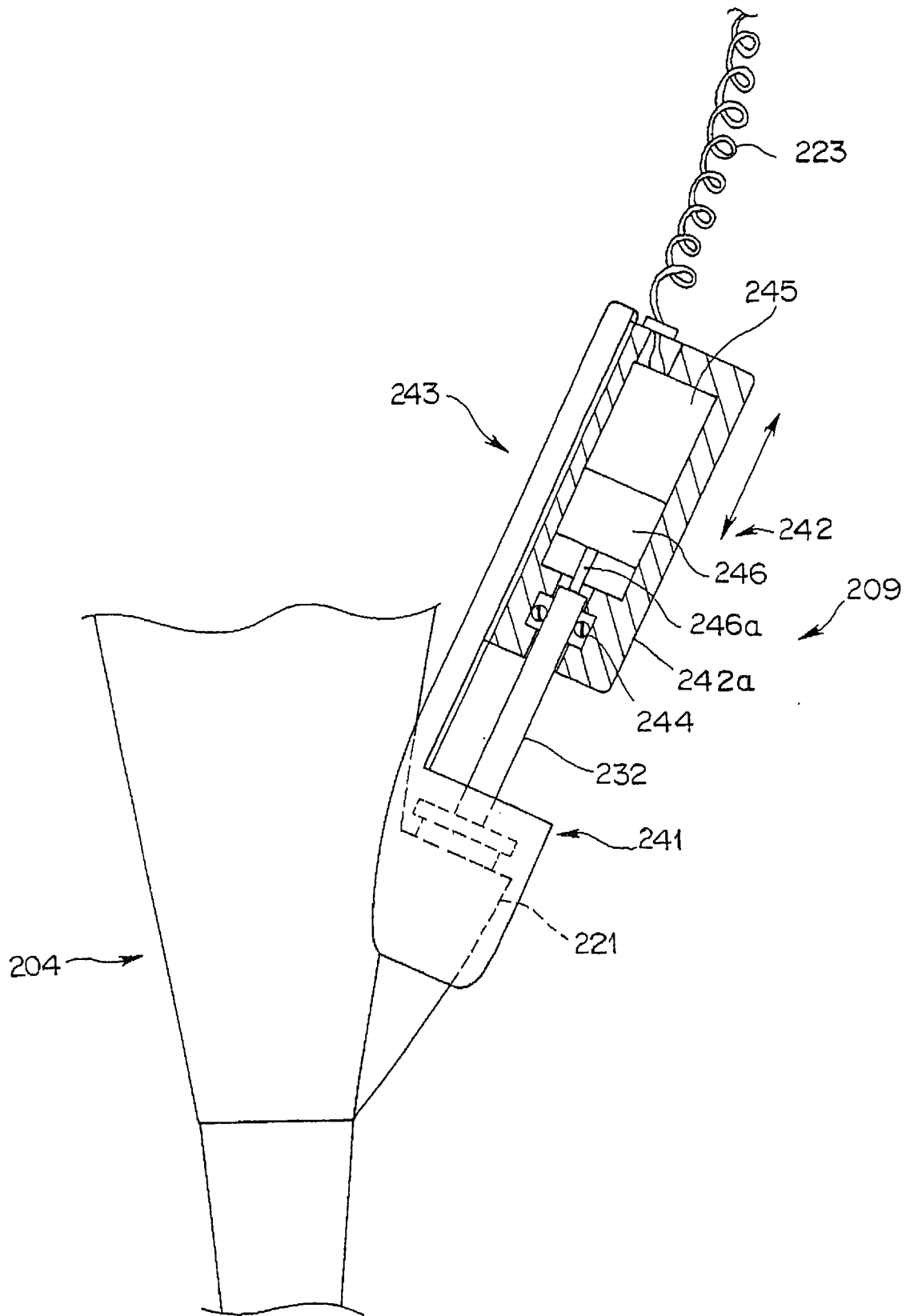


图 54

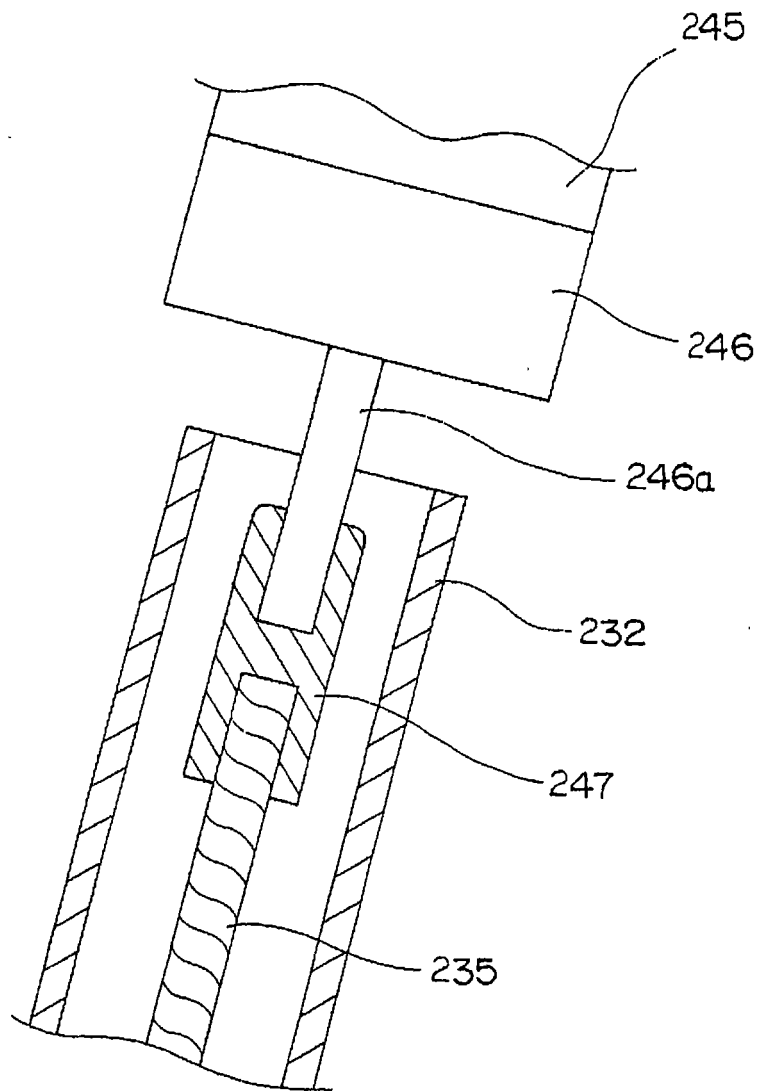


图 55

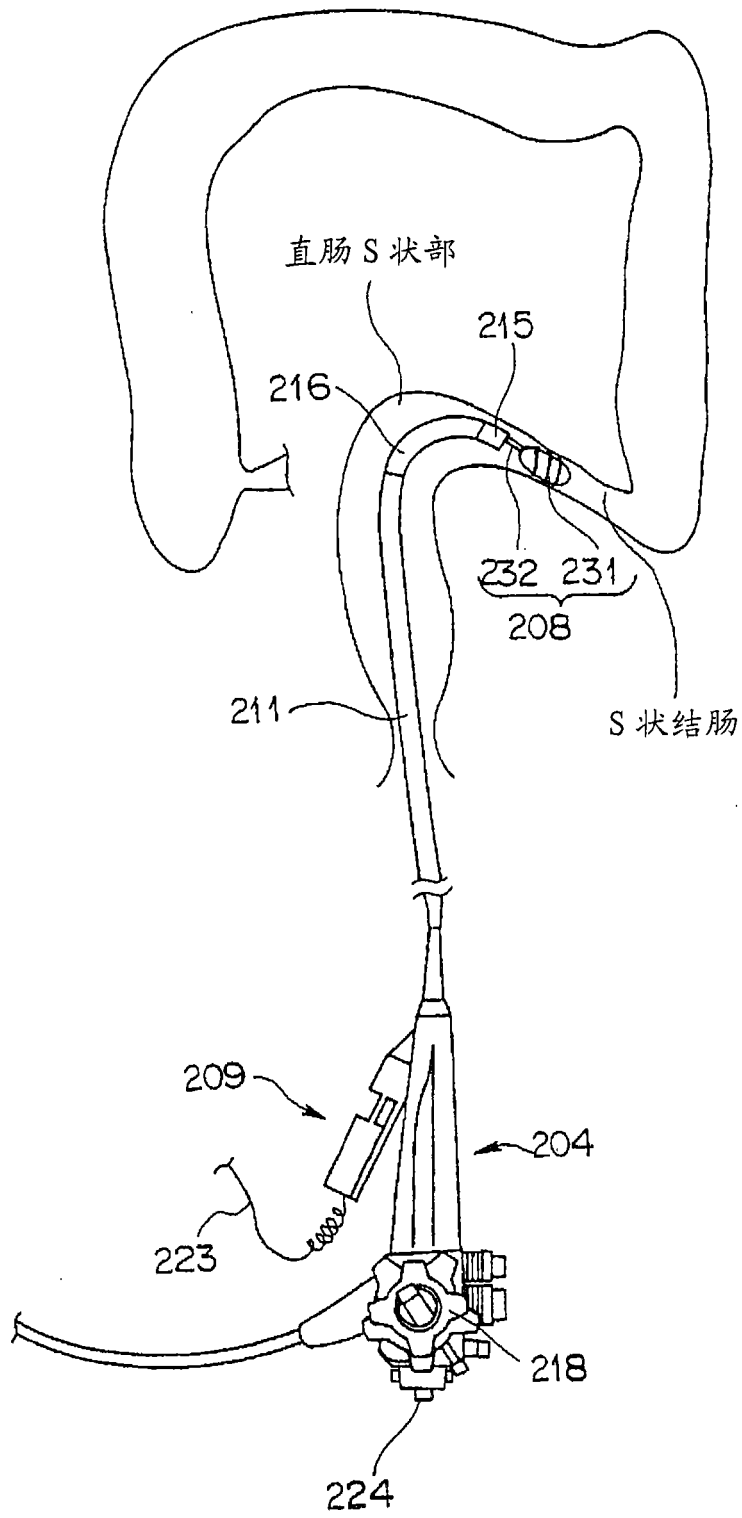


图 56

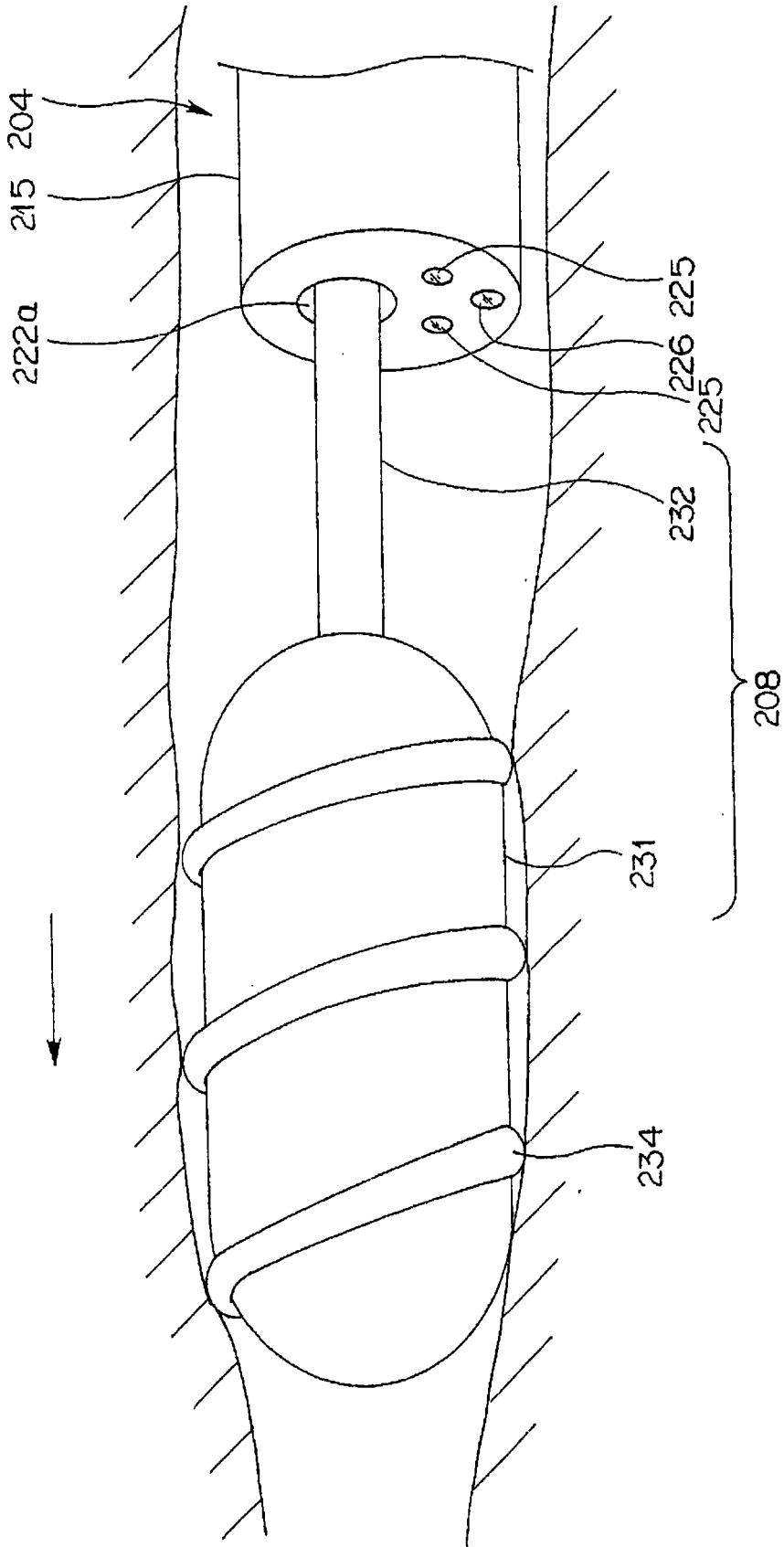


图 57

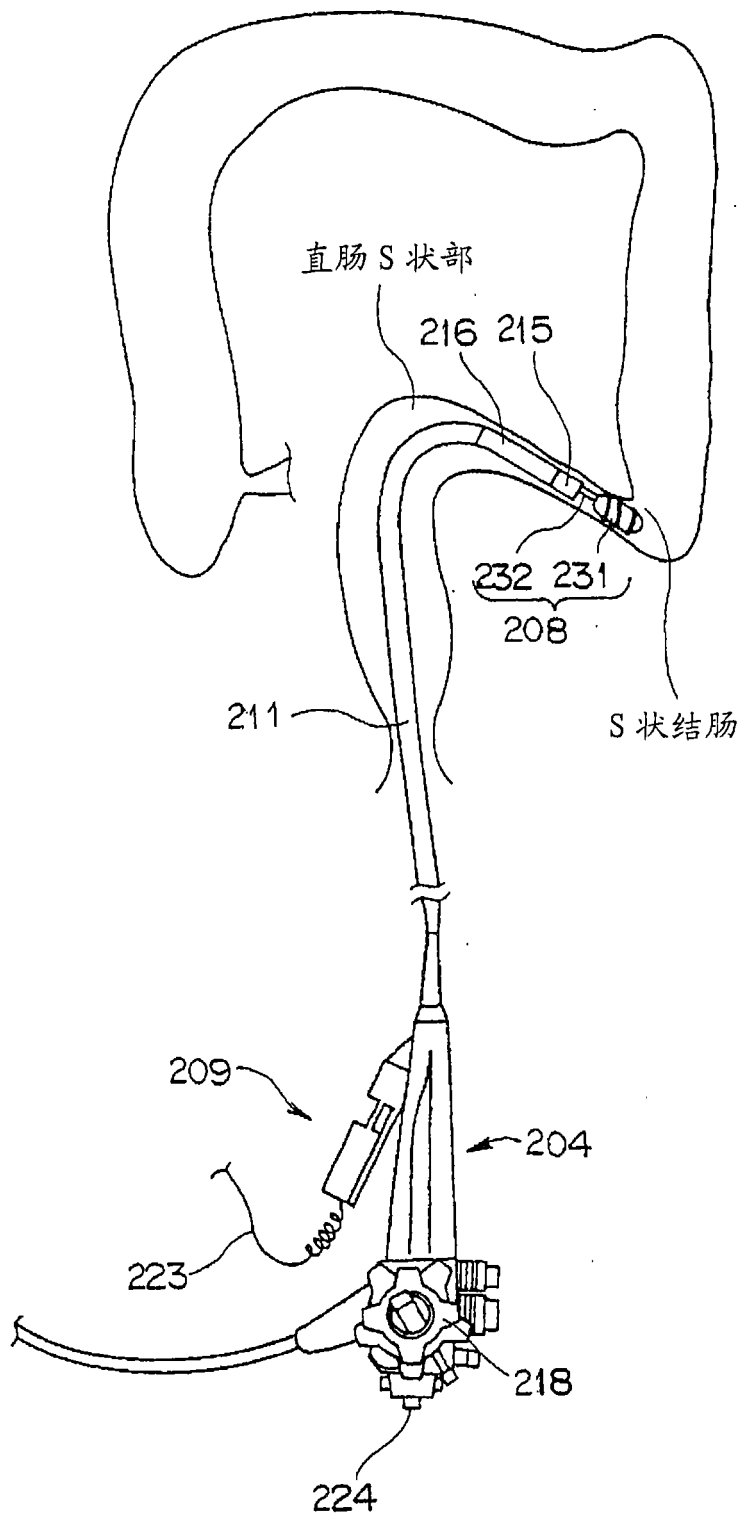


图 58

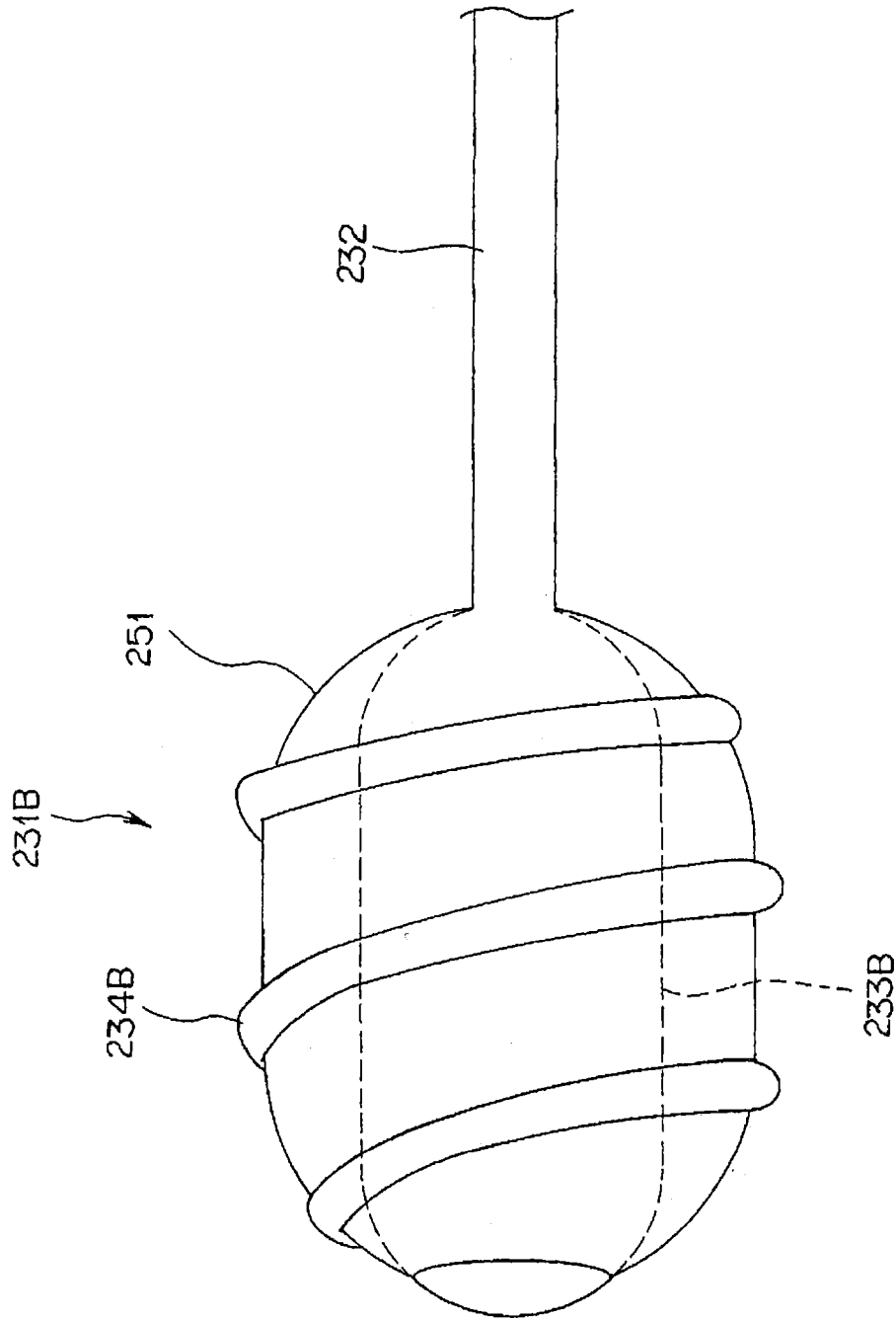


图 59

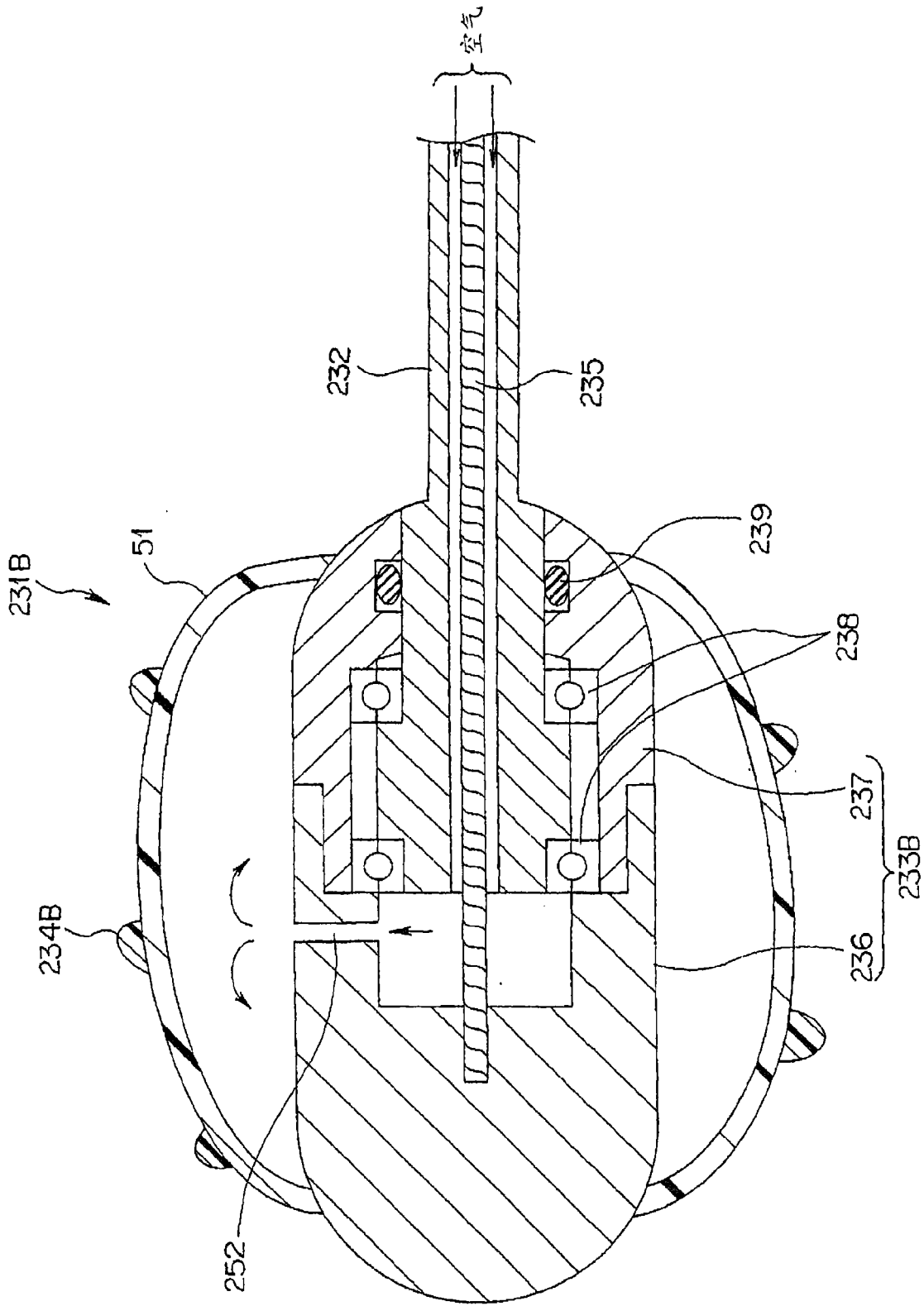


图 60

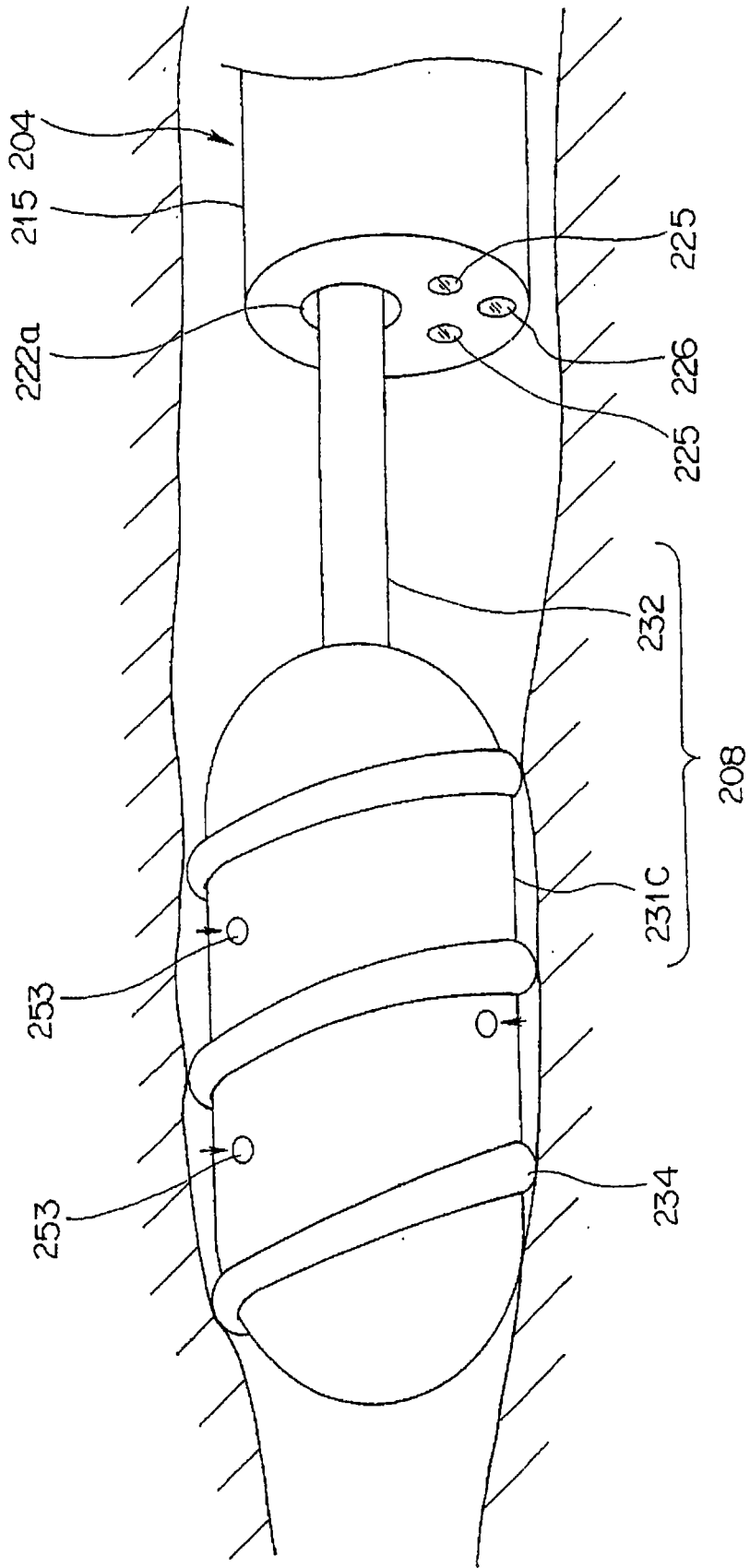


图 61

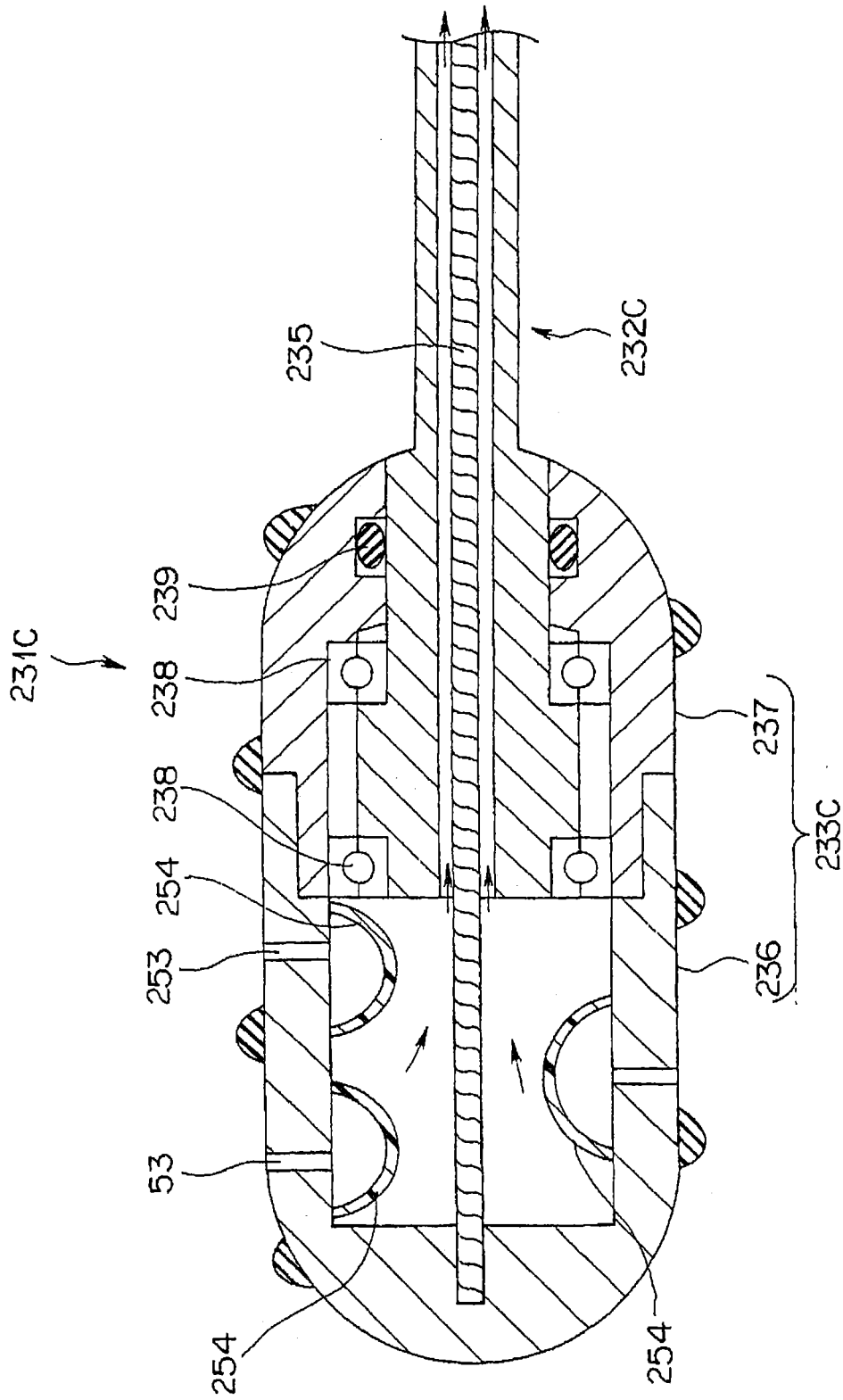


图 62

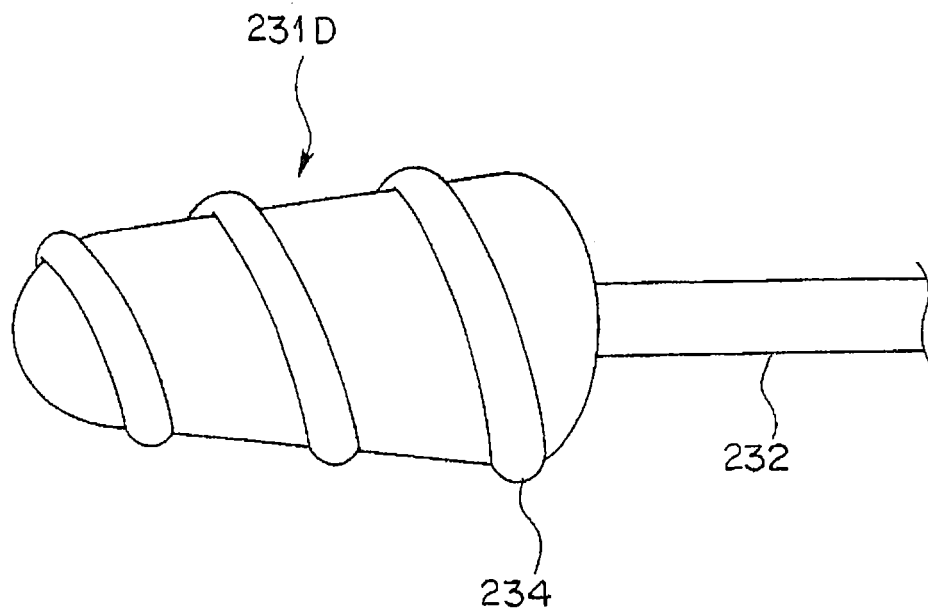


图 63

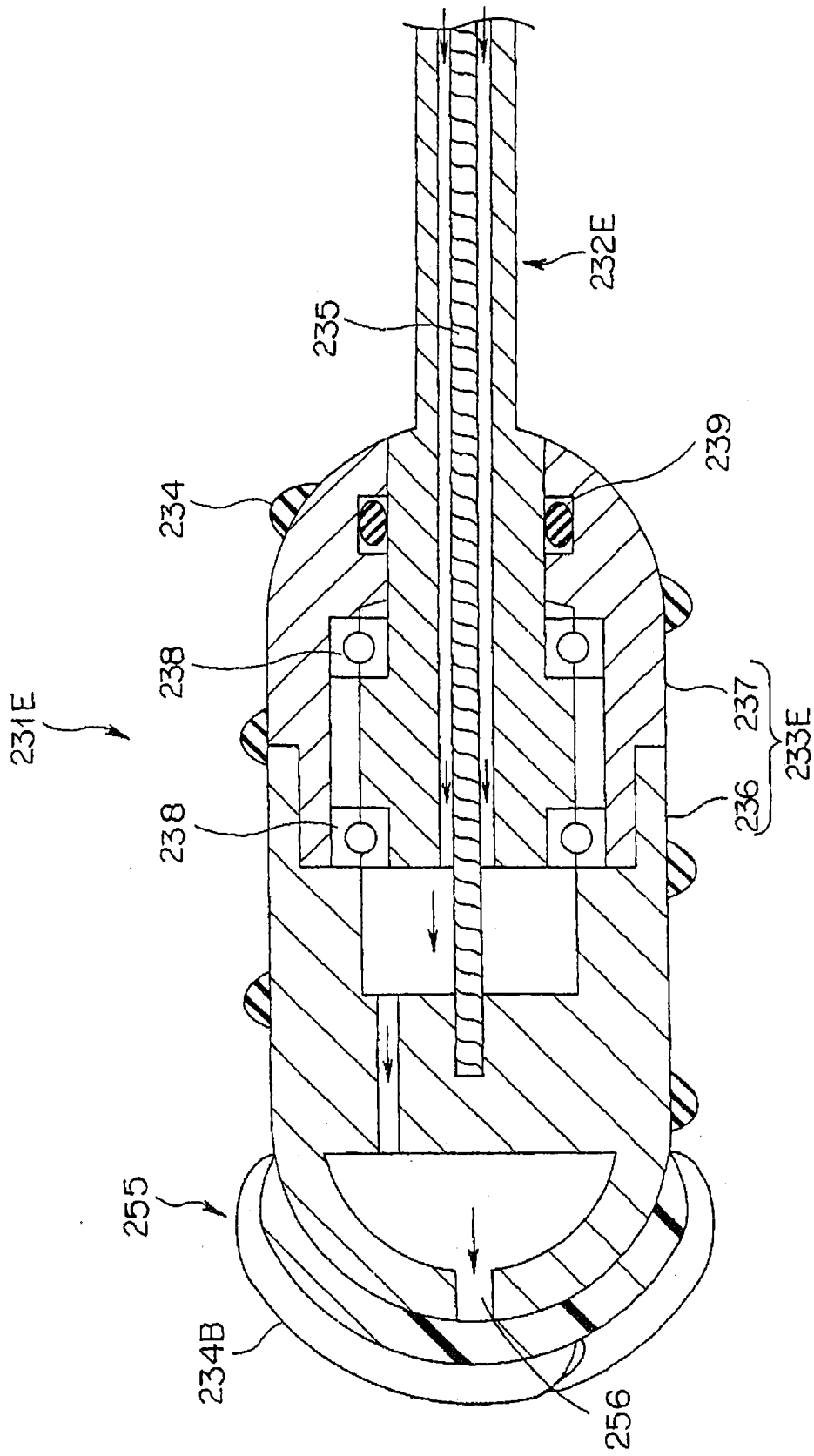


图 64

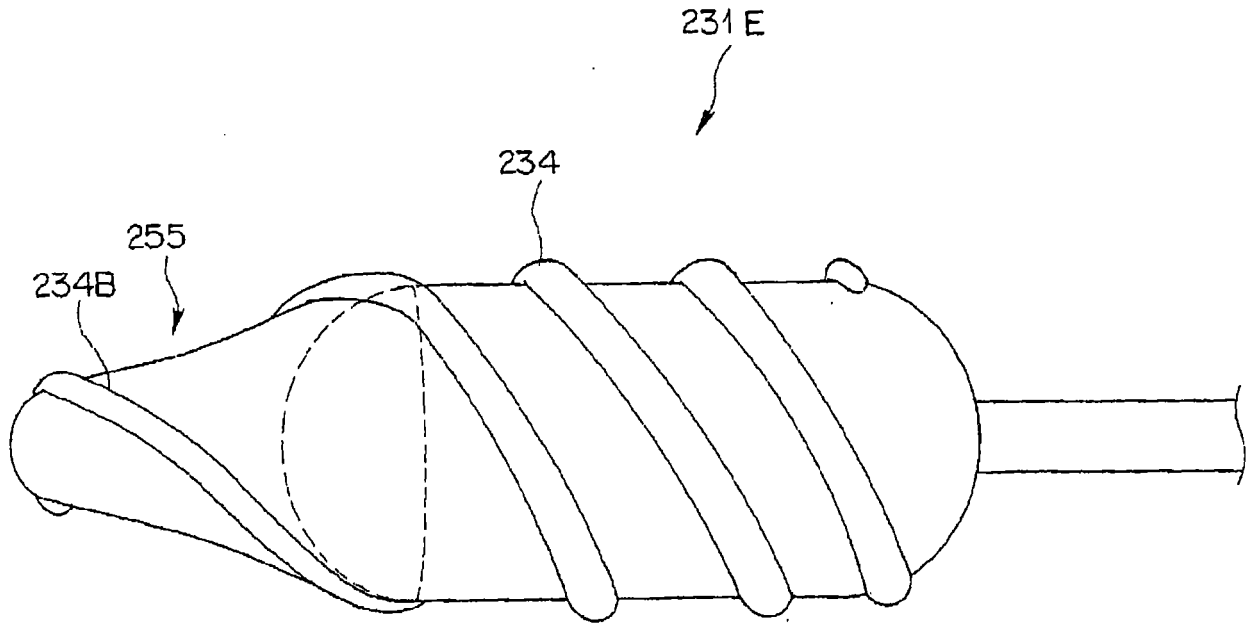


图 65

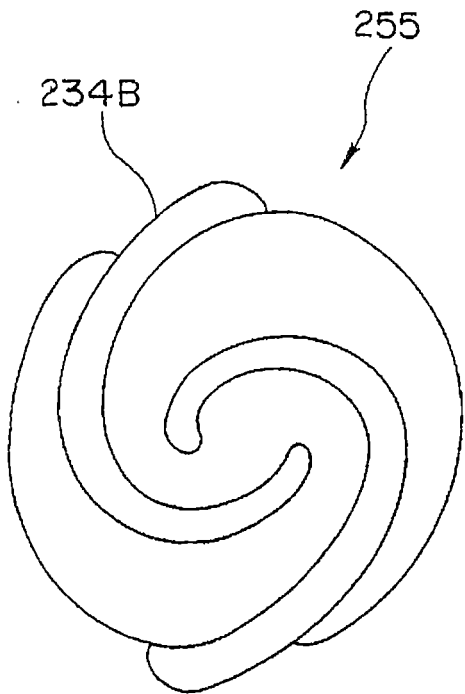


图 66

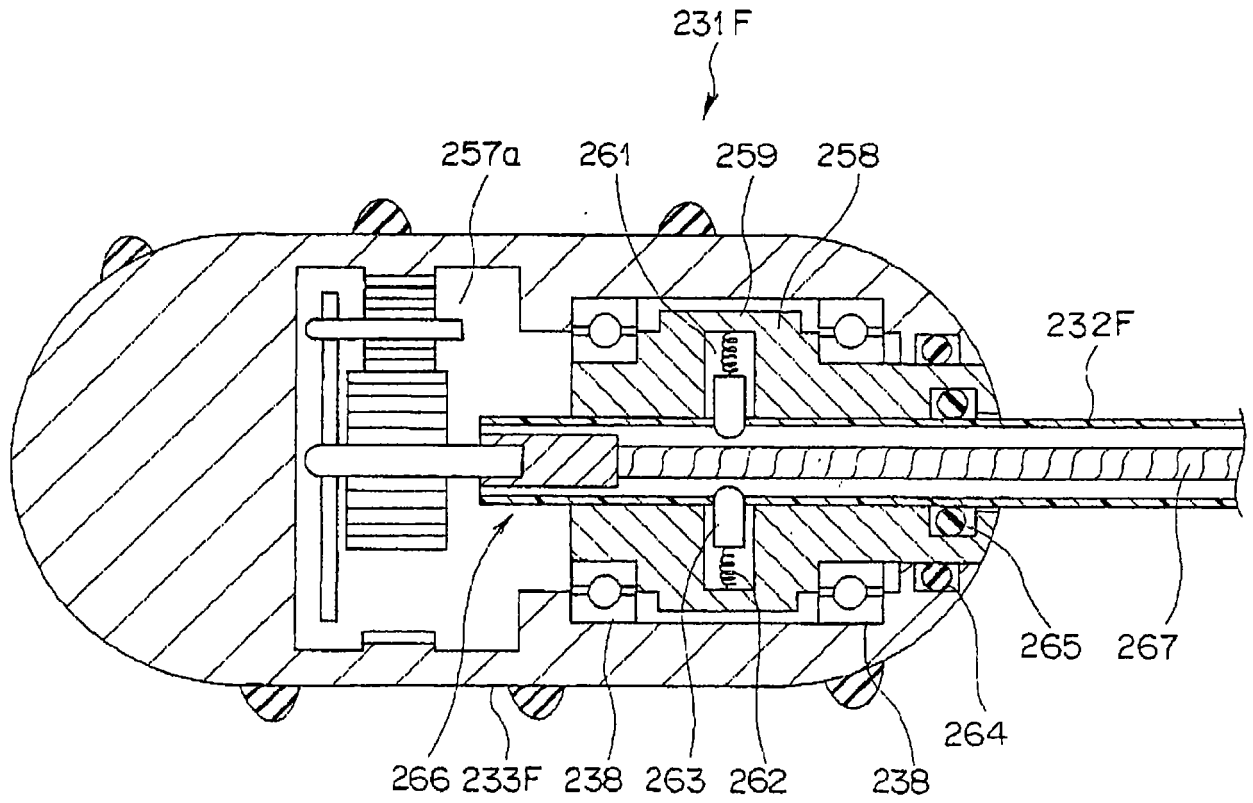


图 67

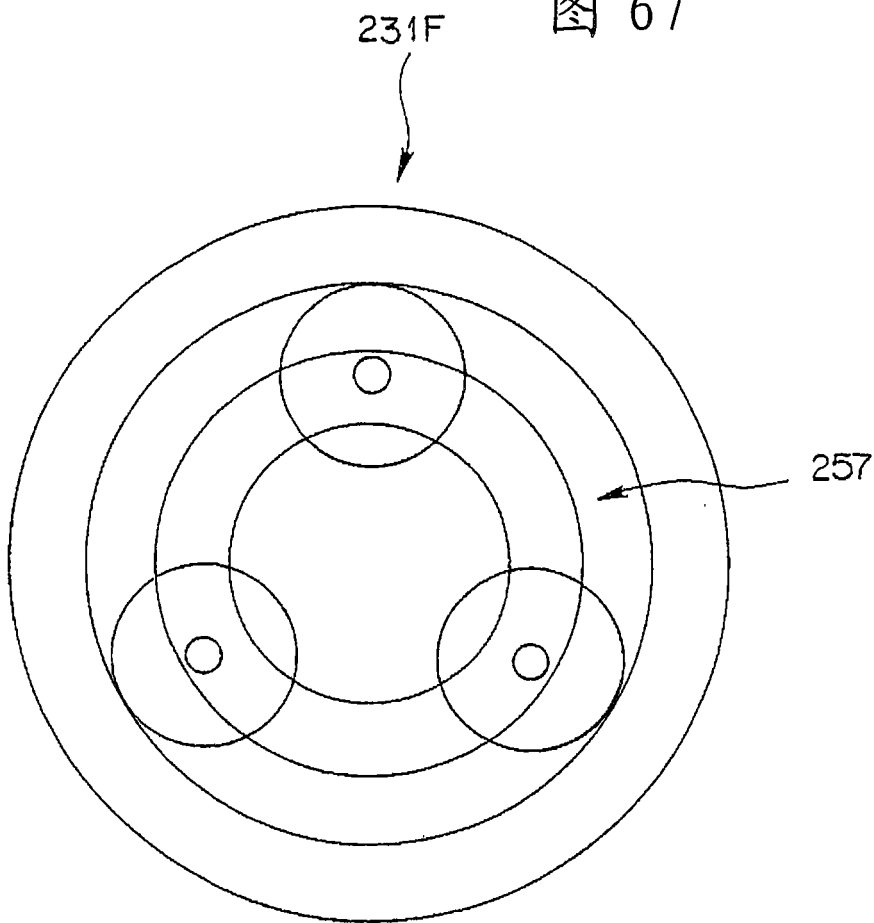


图 68

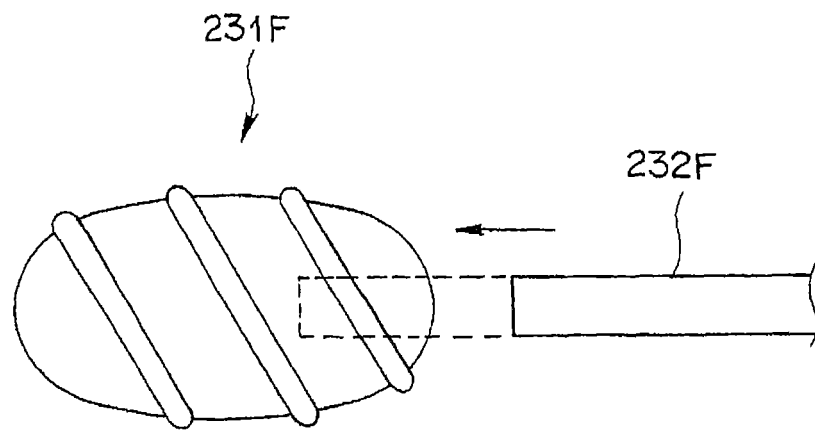


图 69

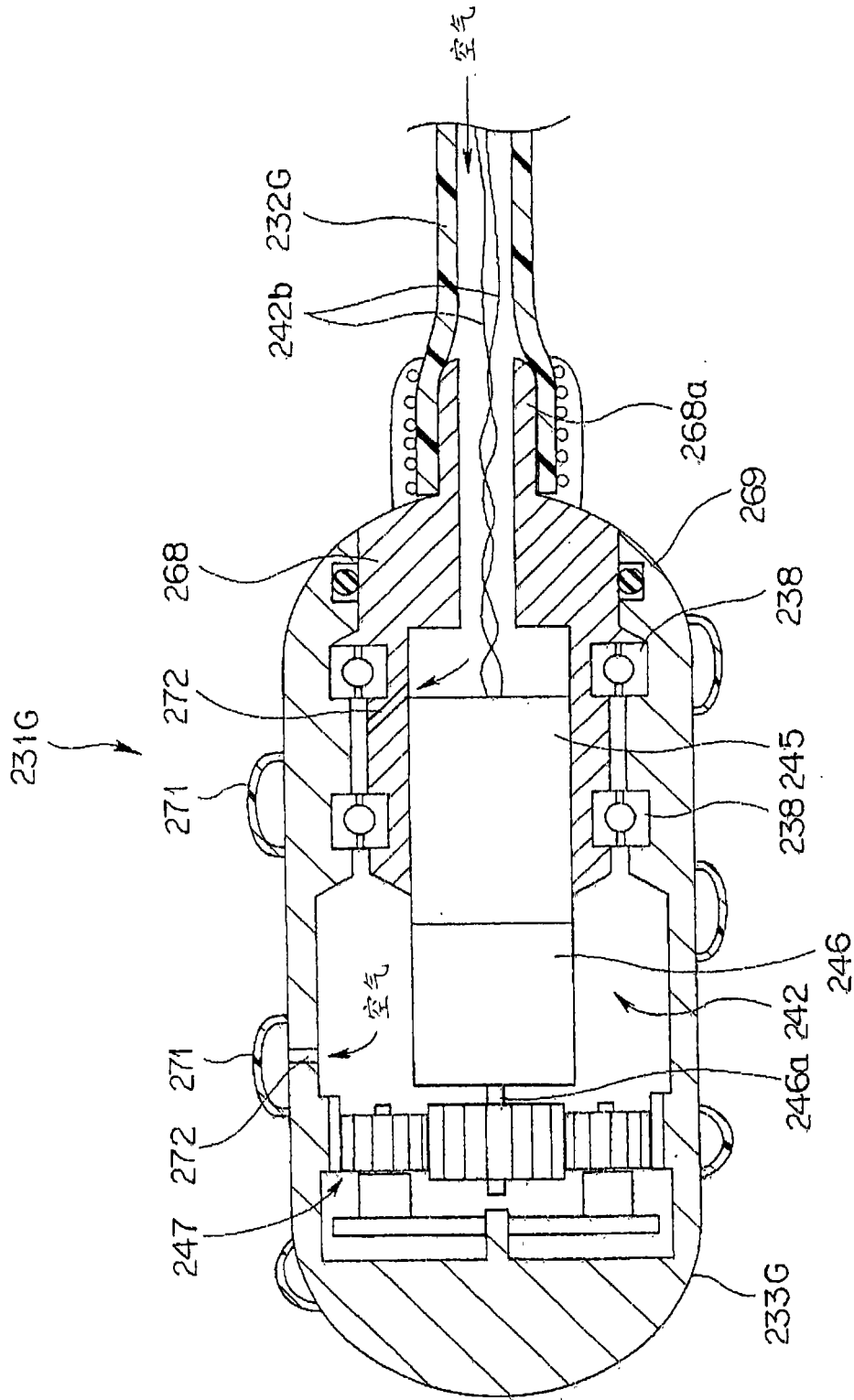


图 70

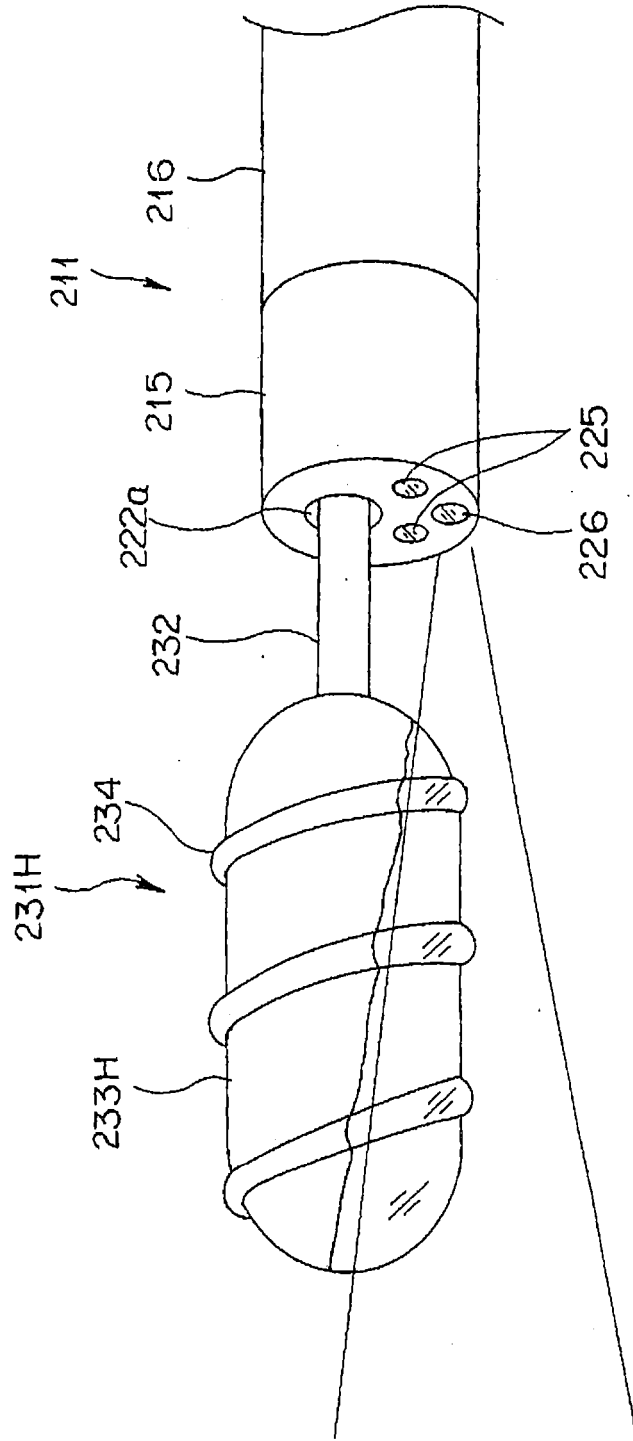


图 71

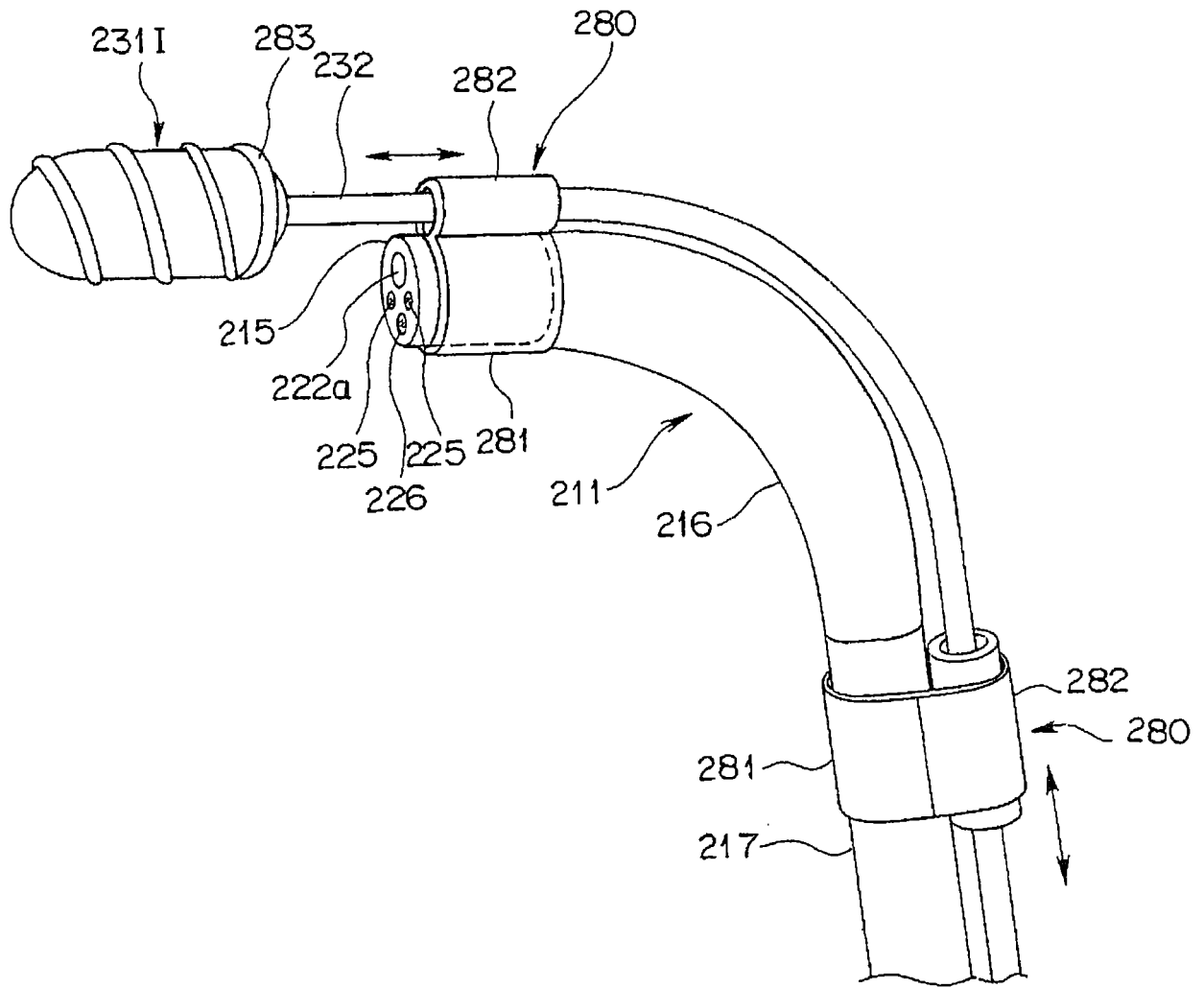


图 72

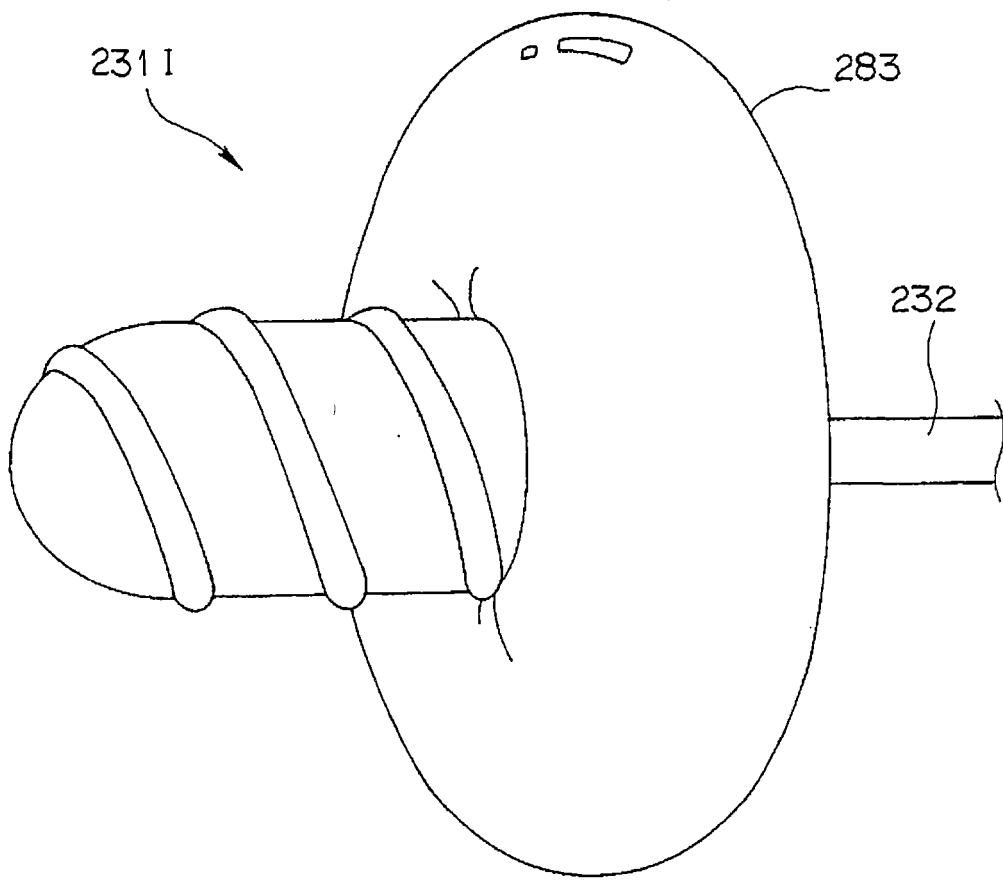


图 73

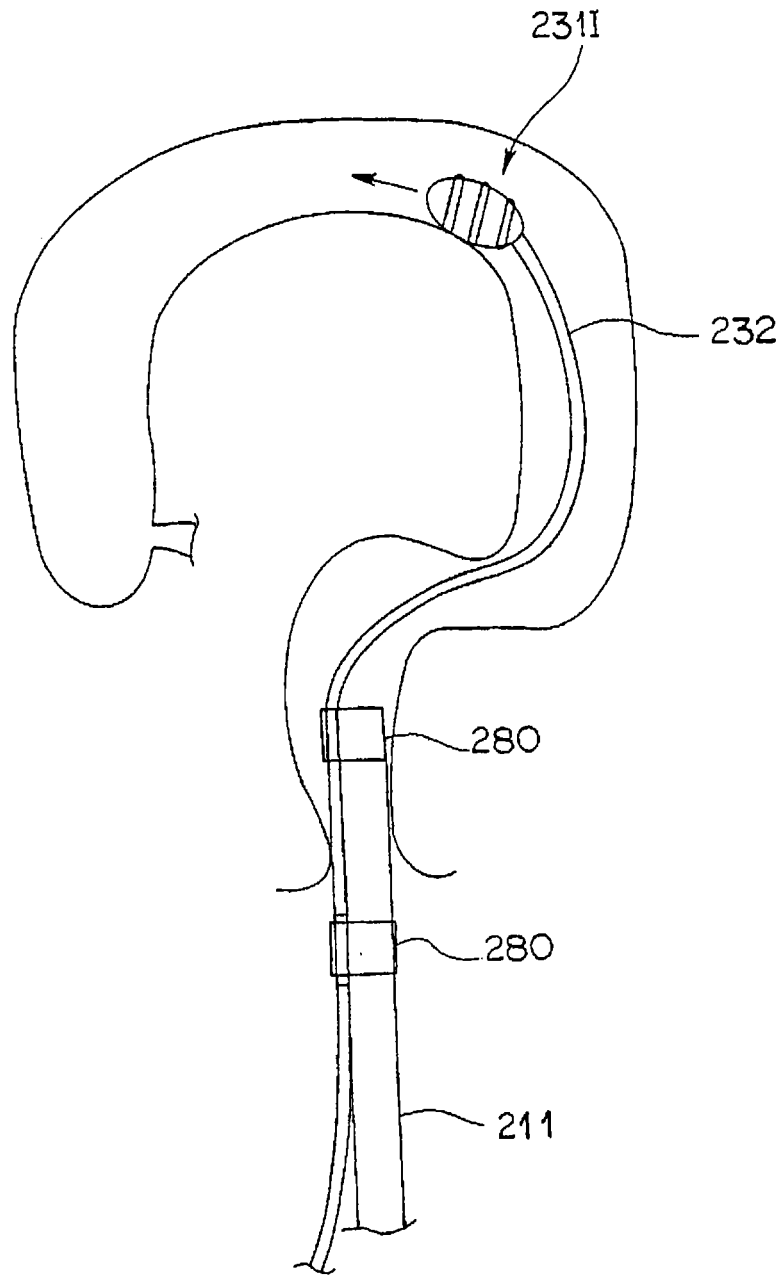


图 74

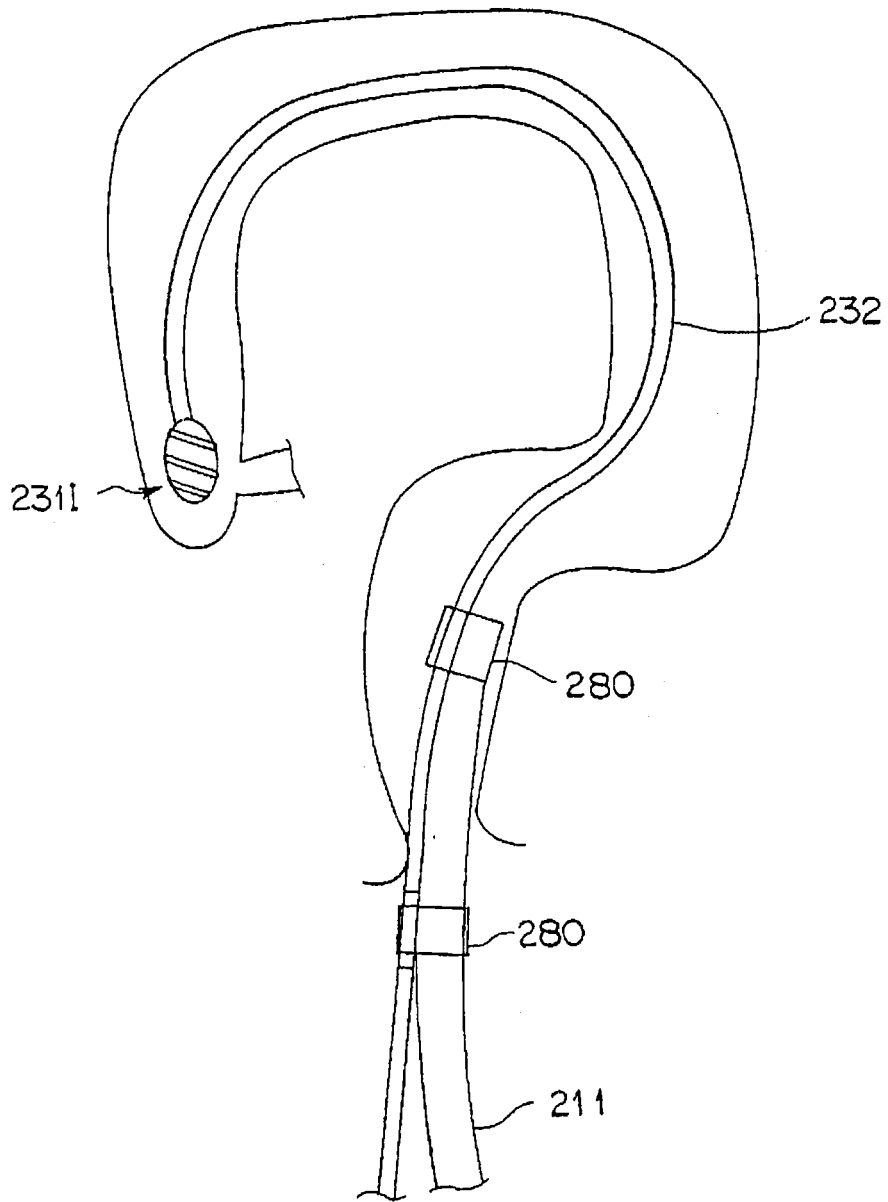


图 75

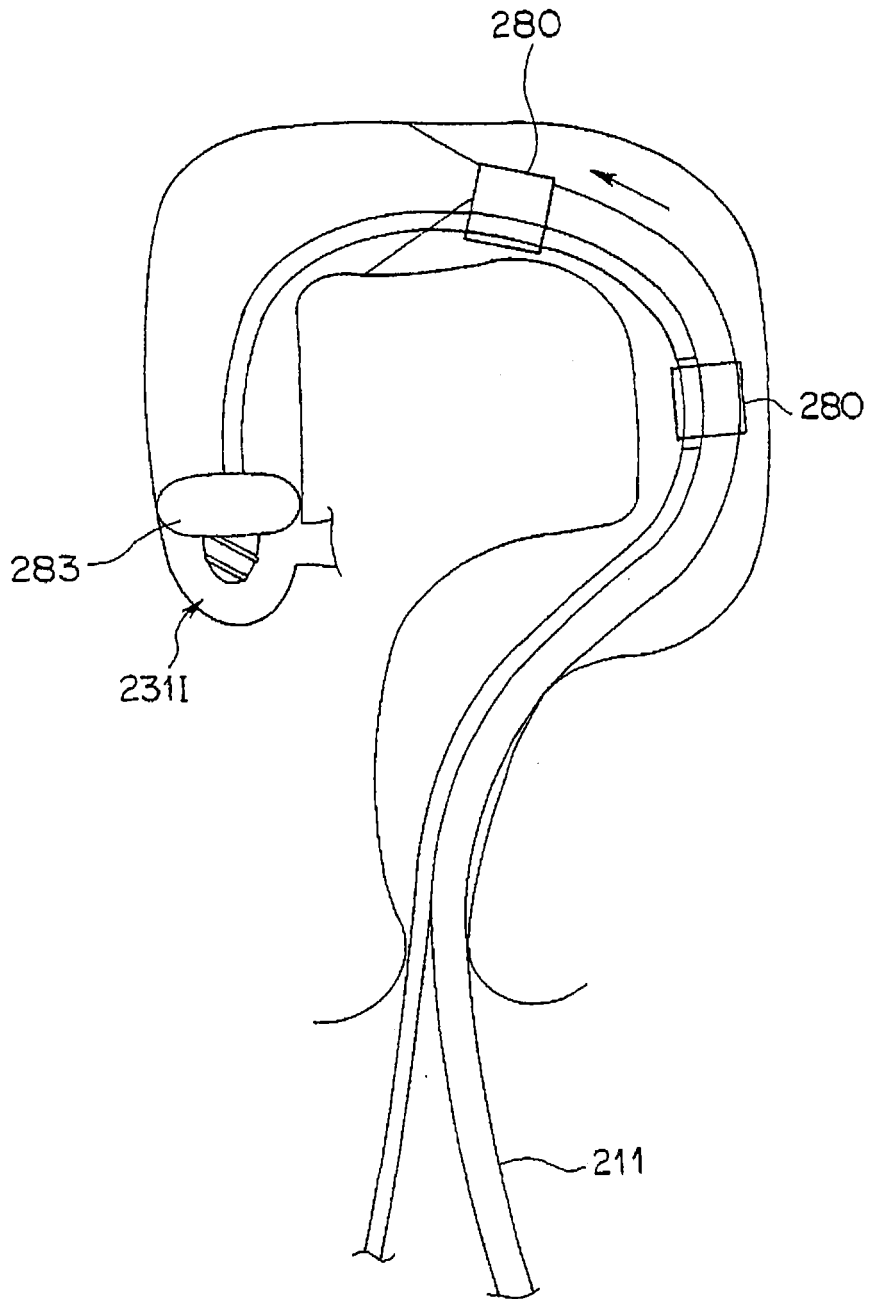


图 76

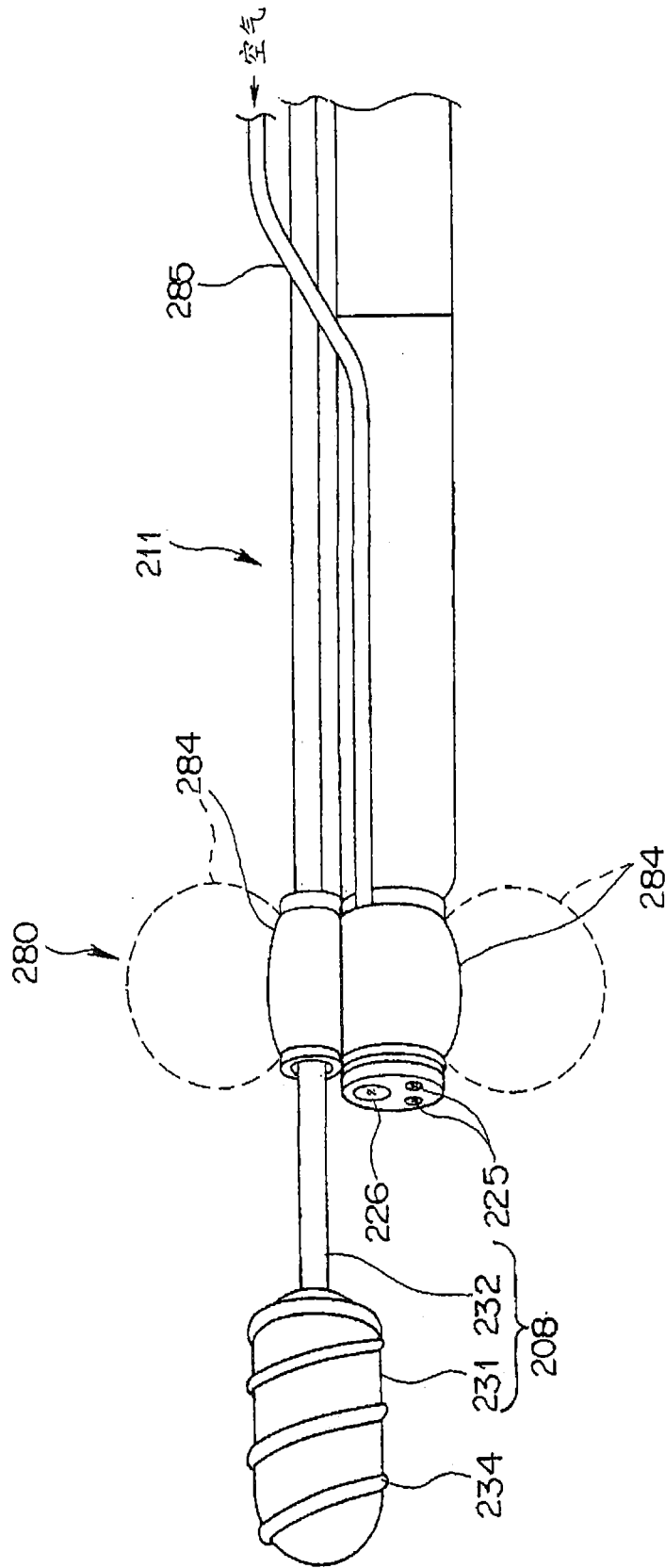


图 77

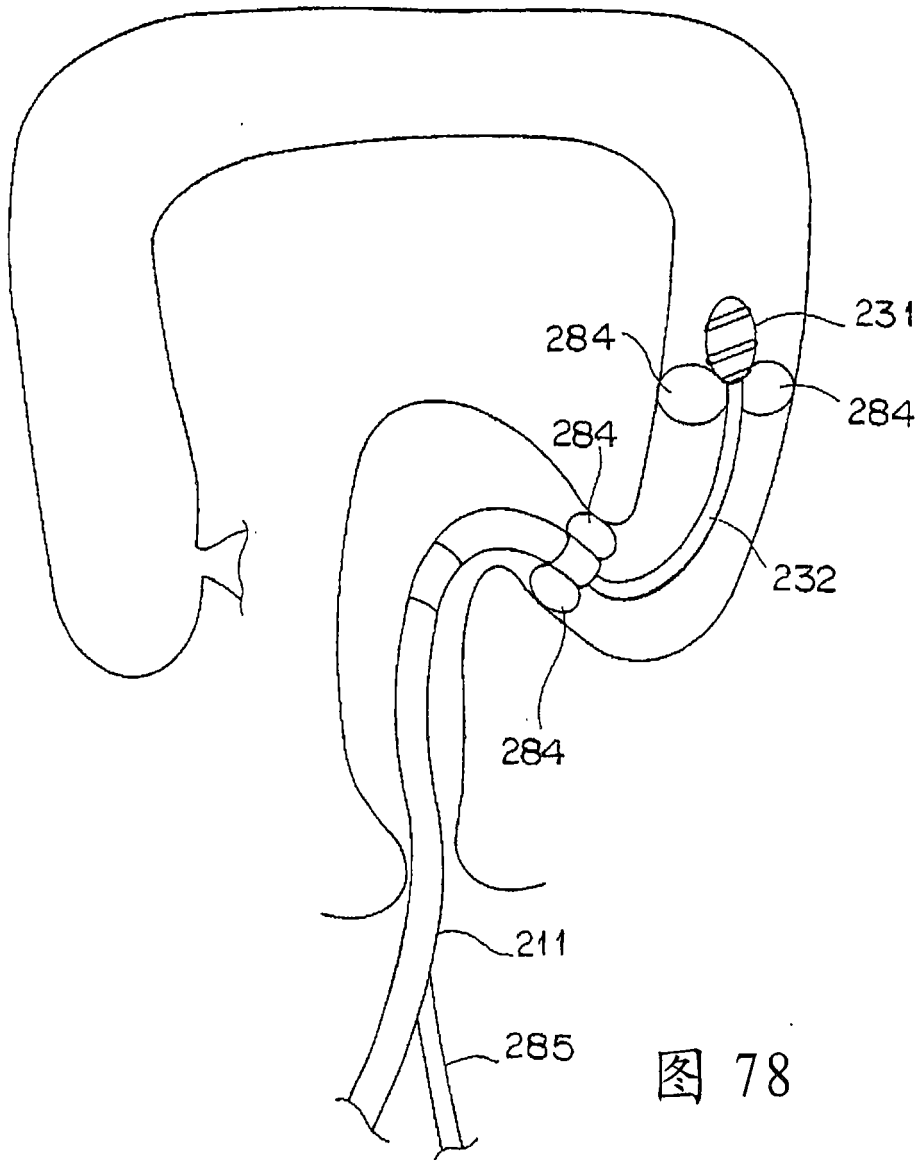


图 78

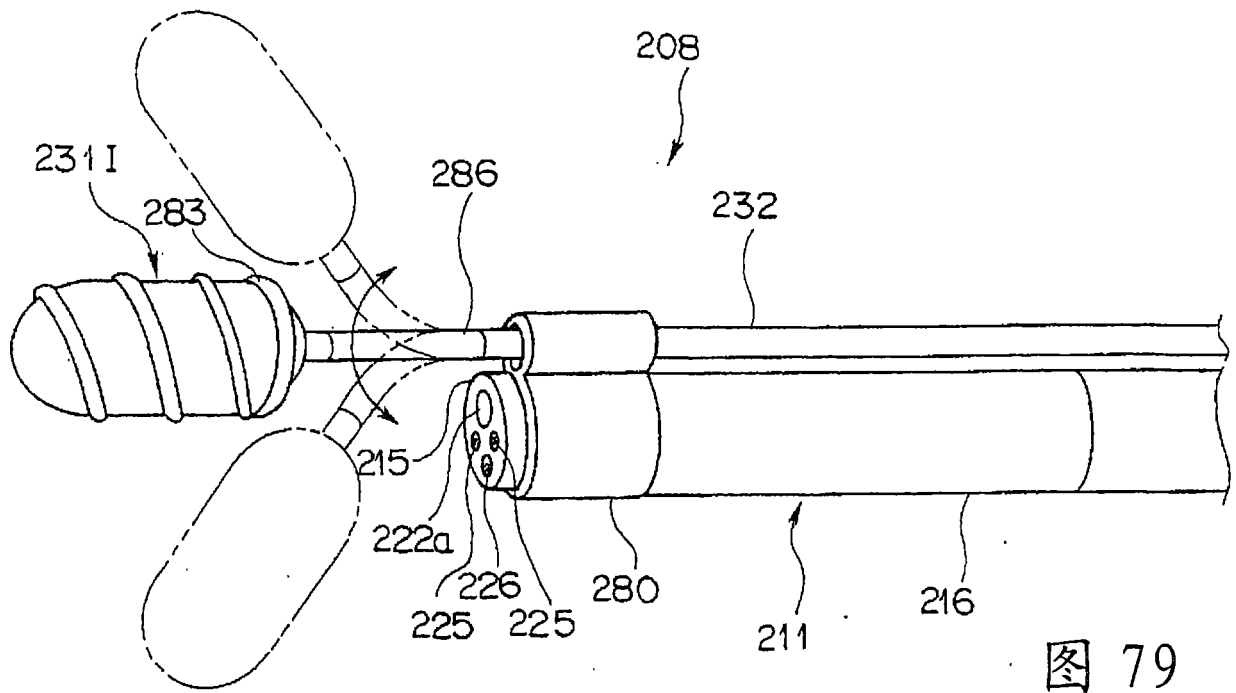


图 79

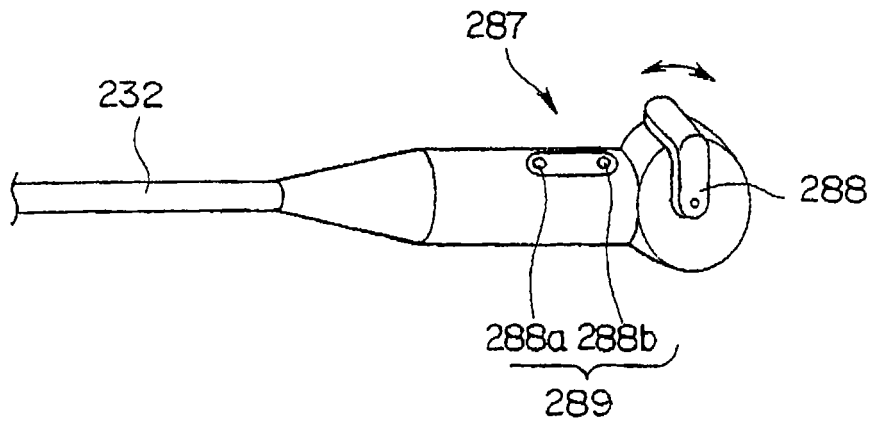


图 80

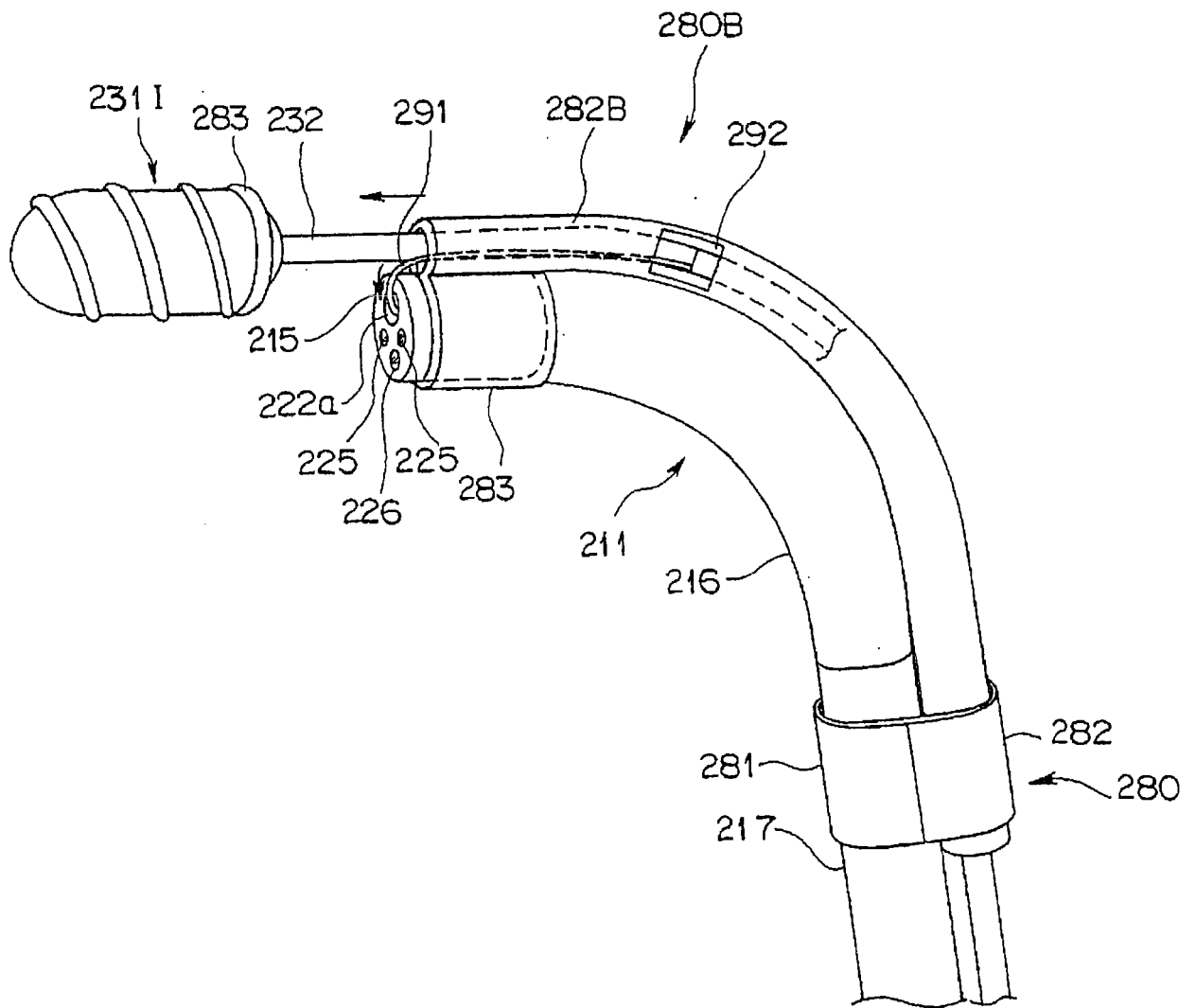


图 81

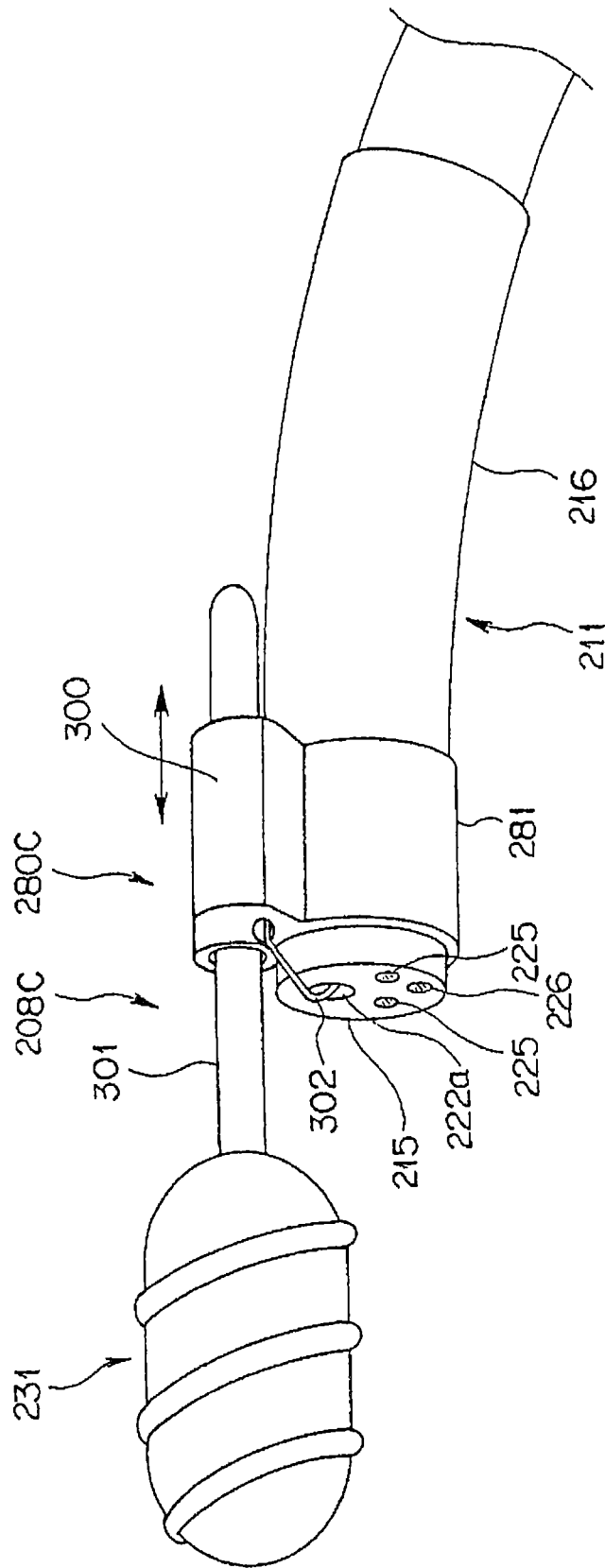


图 82

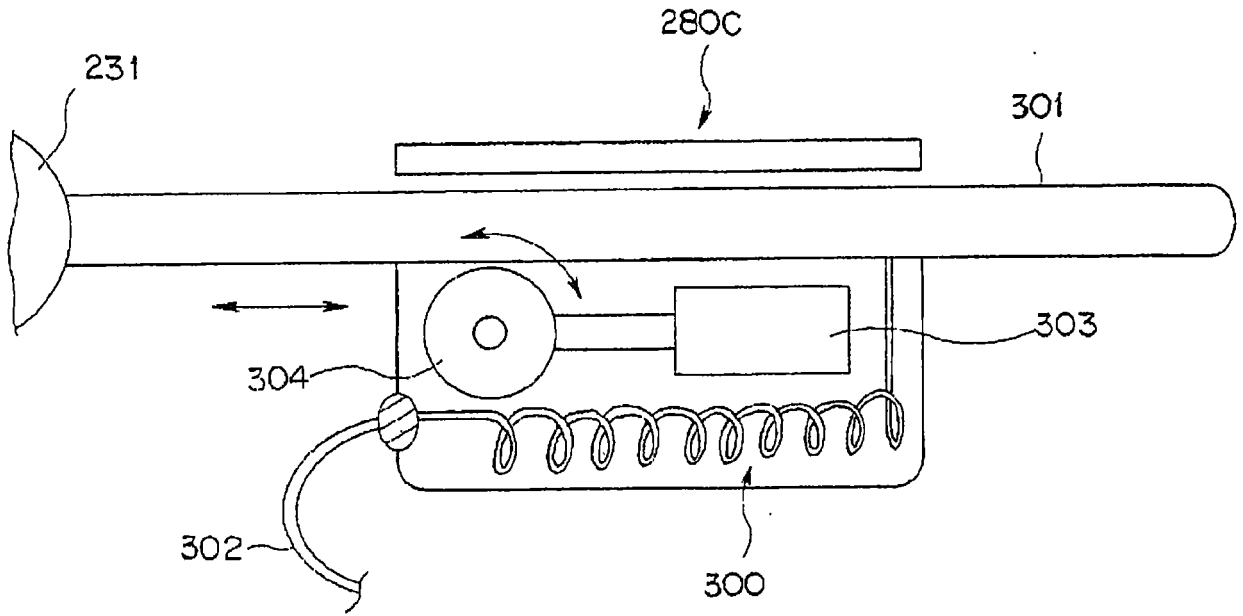


图 83

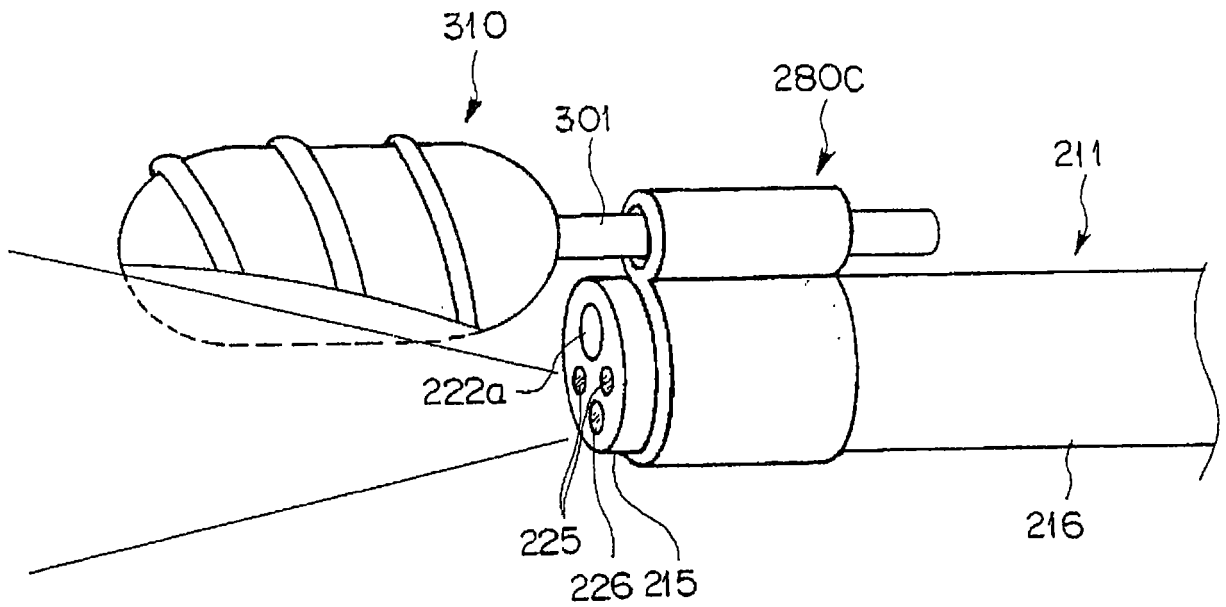


图 84

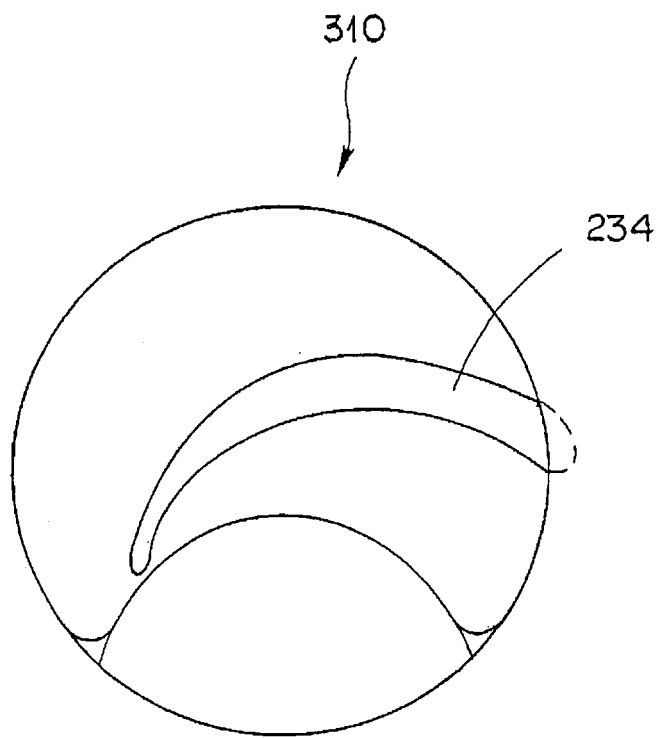


图 85

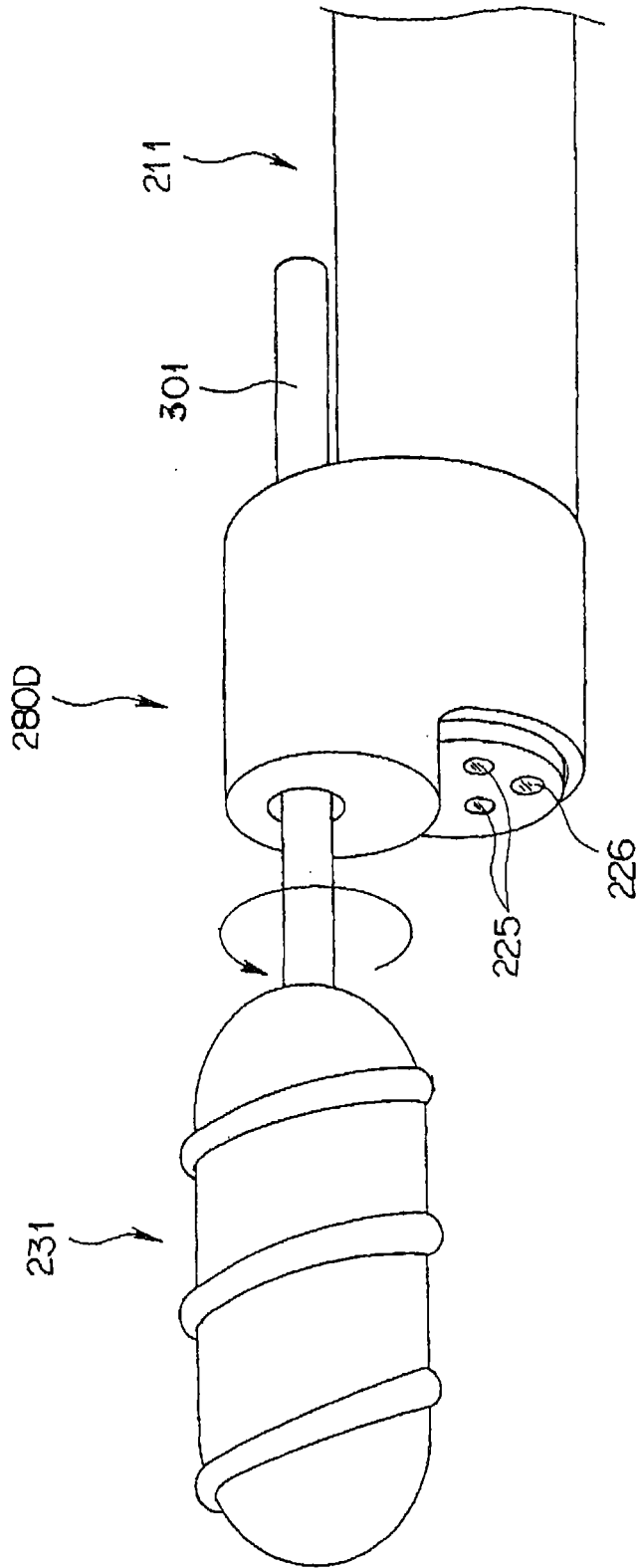


图 86

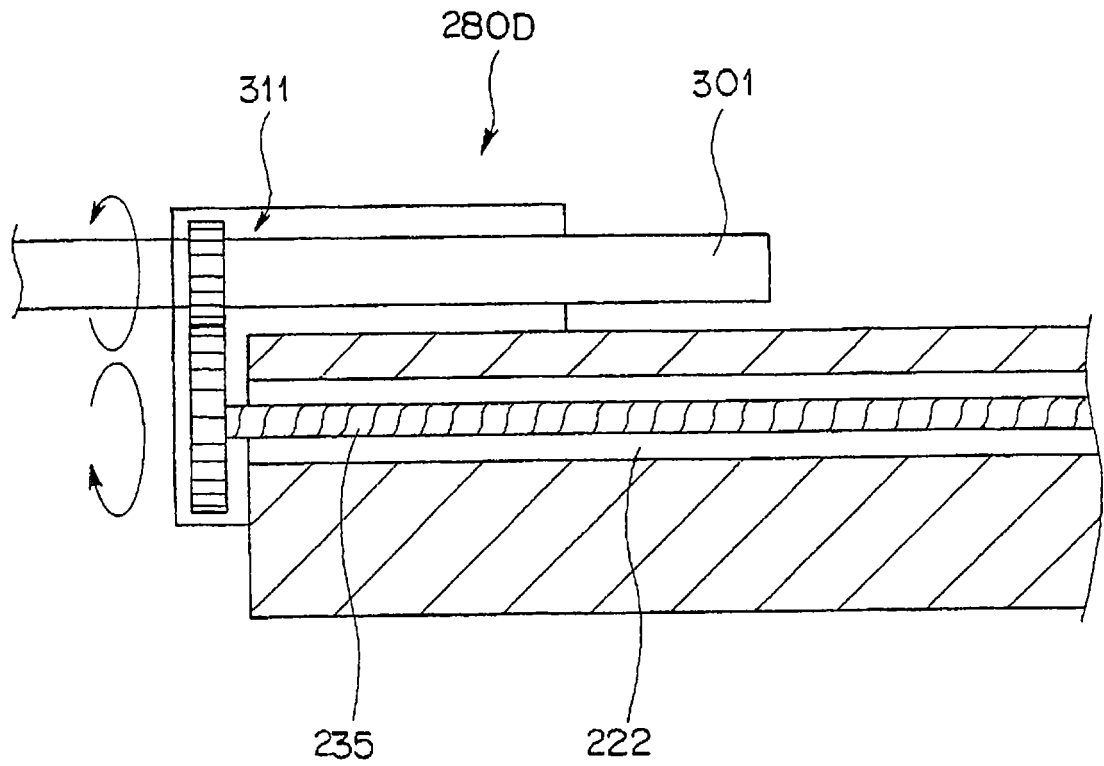


图 87

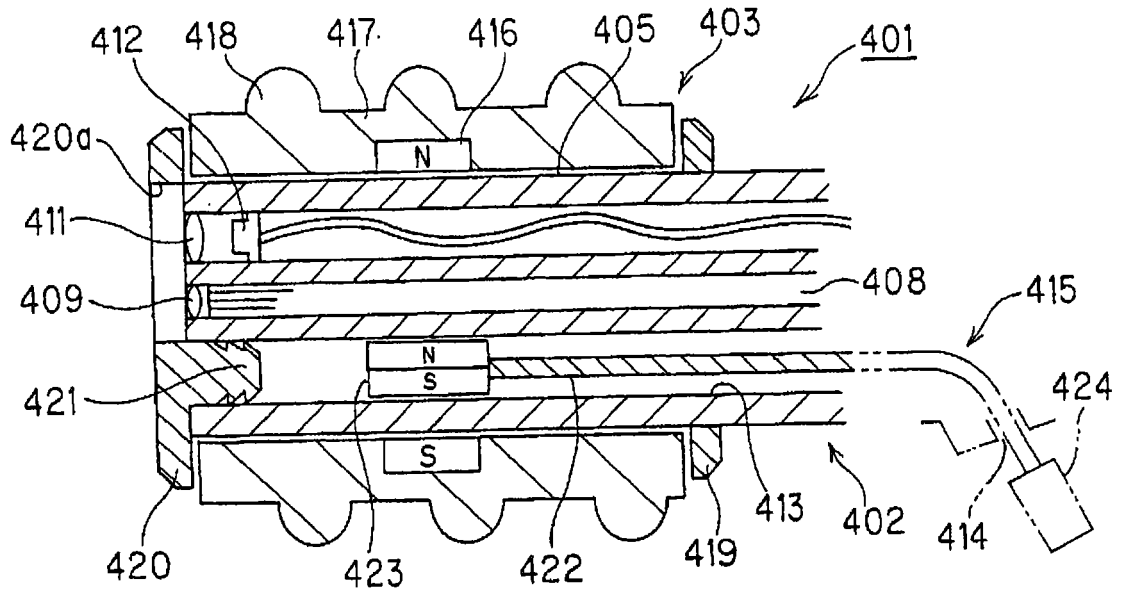


图 88

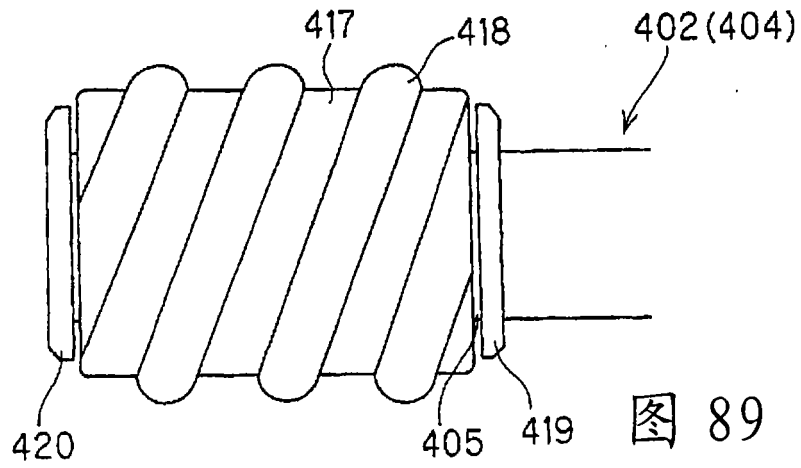


图 89

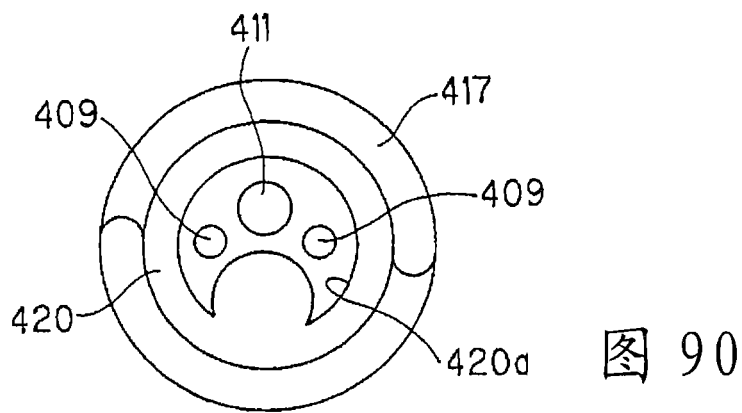


图 90

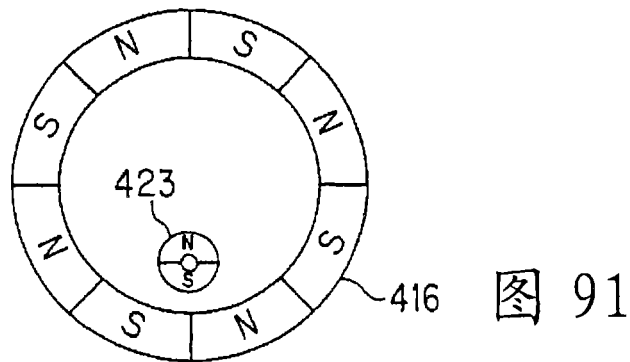


图 91

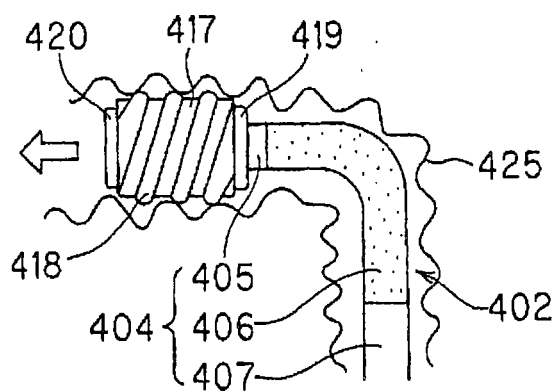


图 92

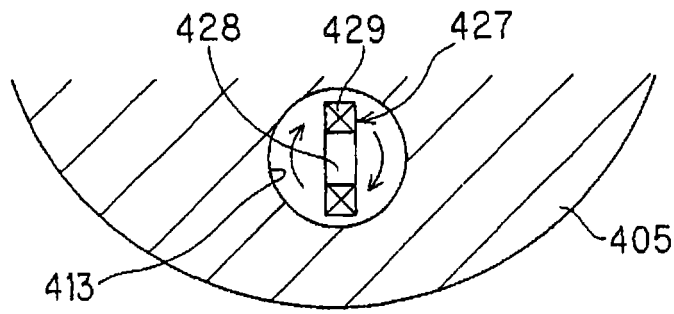


图 93

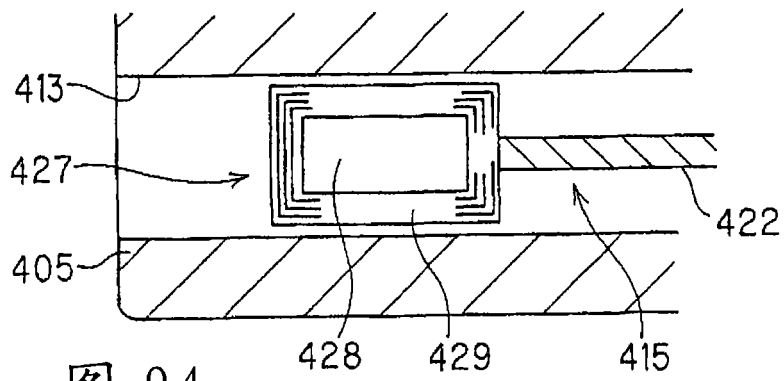


图 94

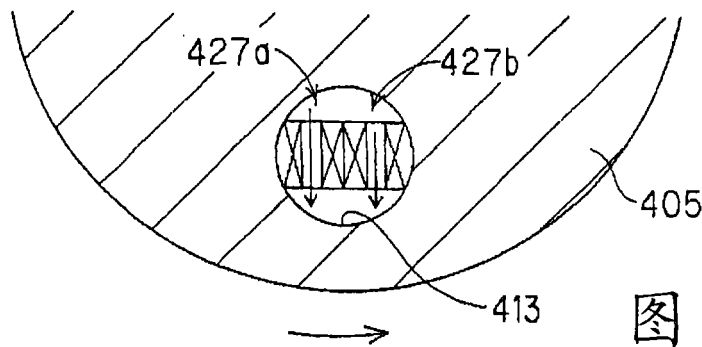


图 95

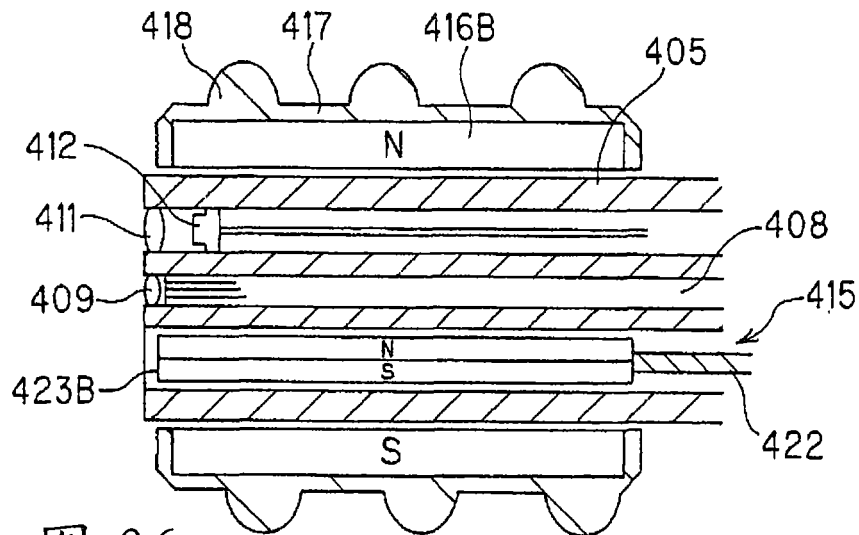


图 96

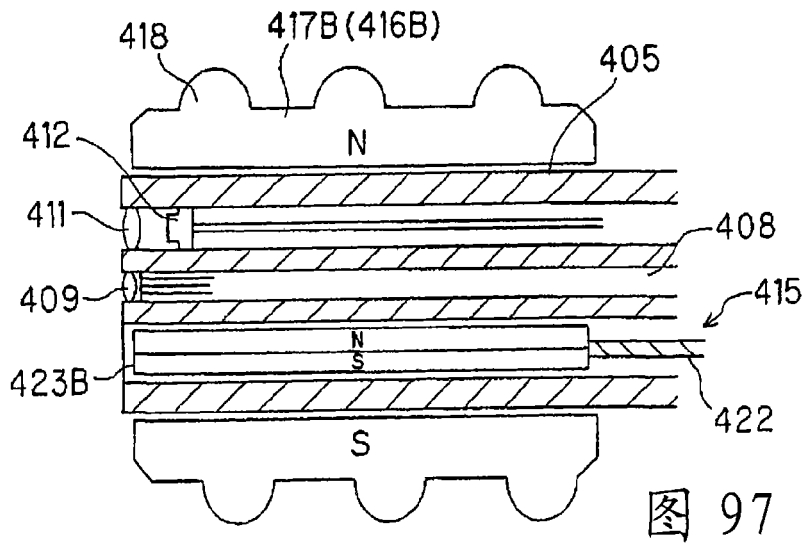


图 97

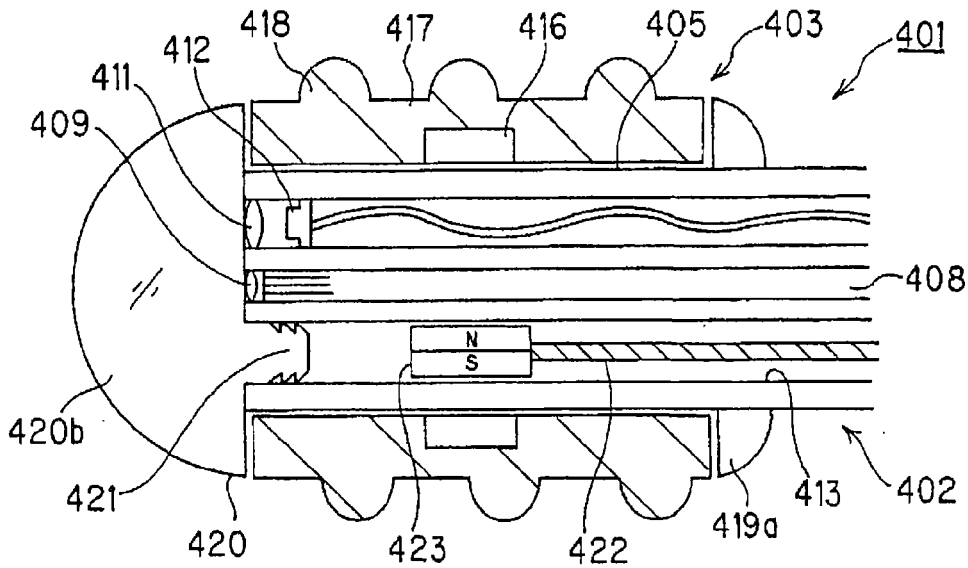


图 98

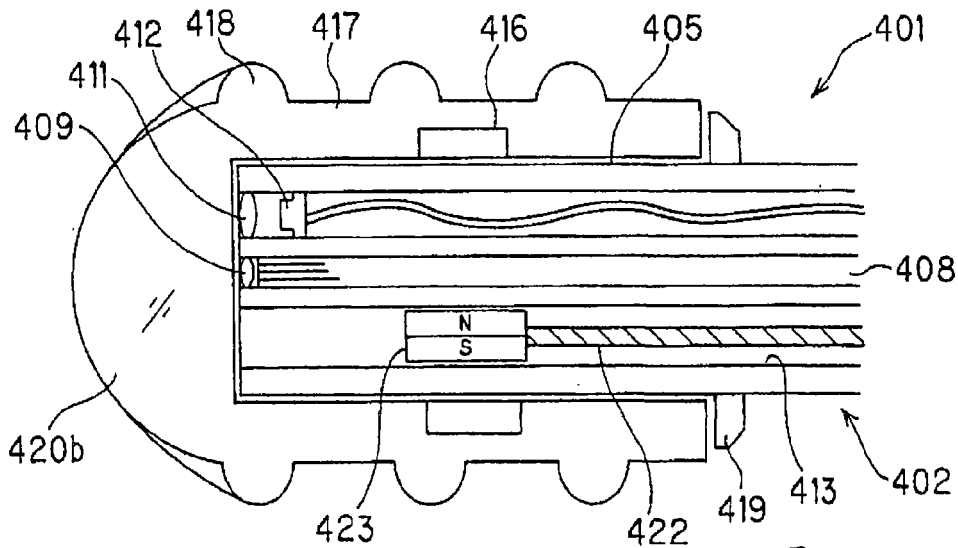


图 99

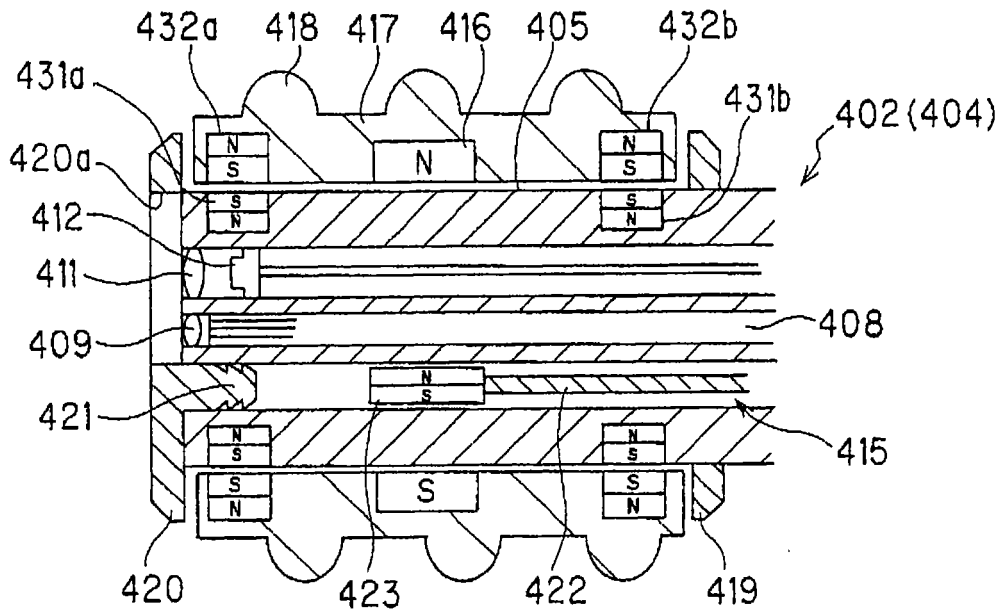


图 100

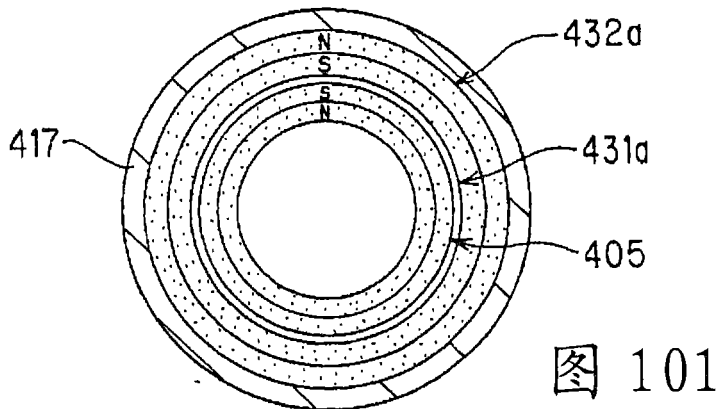


图 101

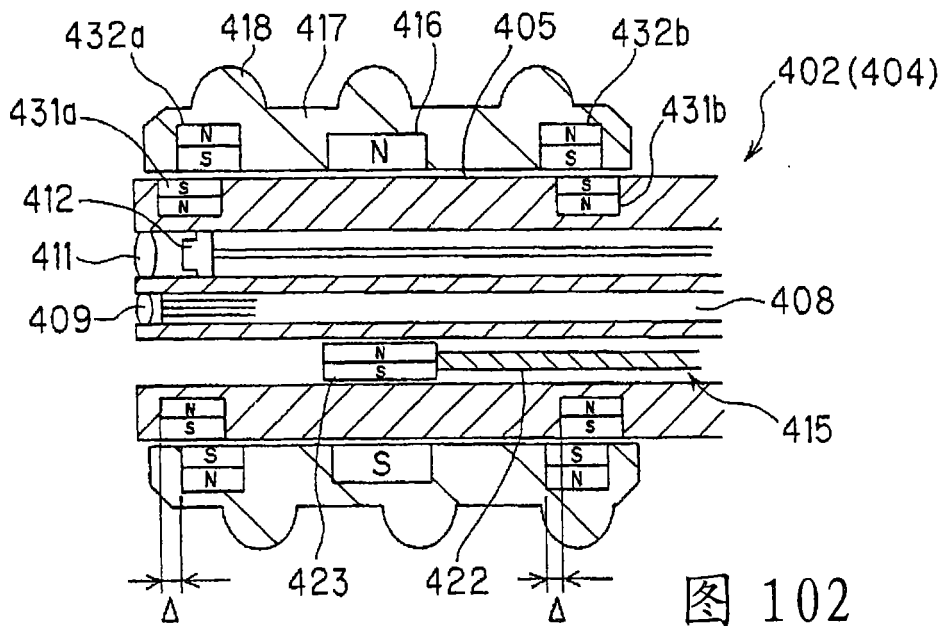


图 102

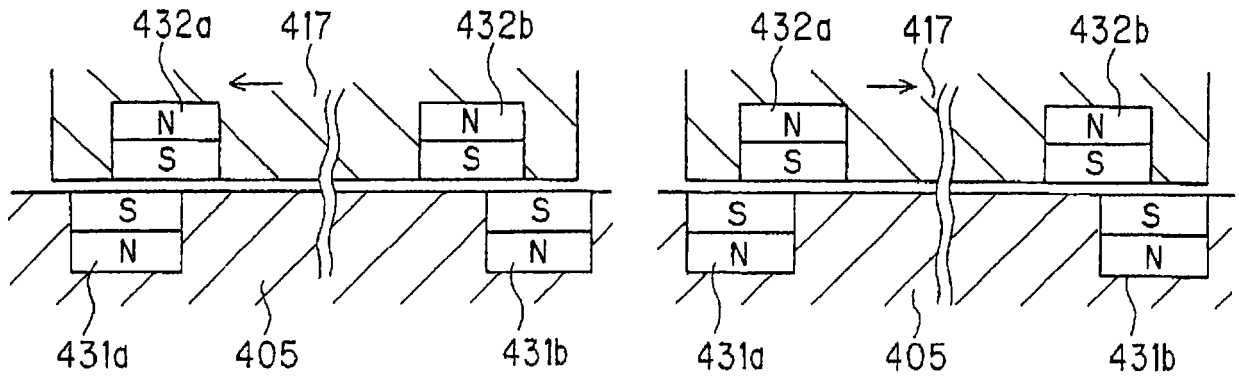


图 103

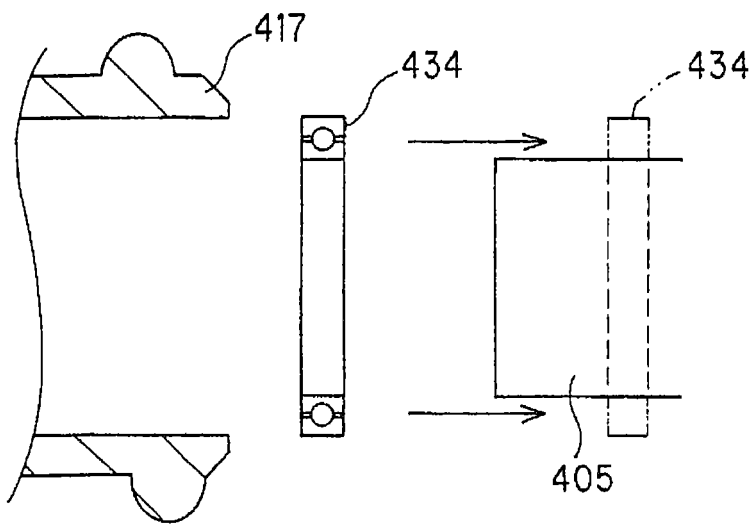


图 104

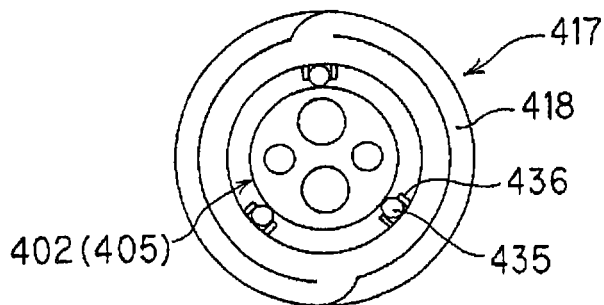


图 105

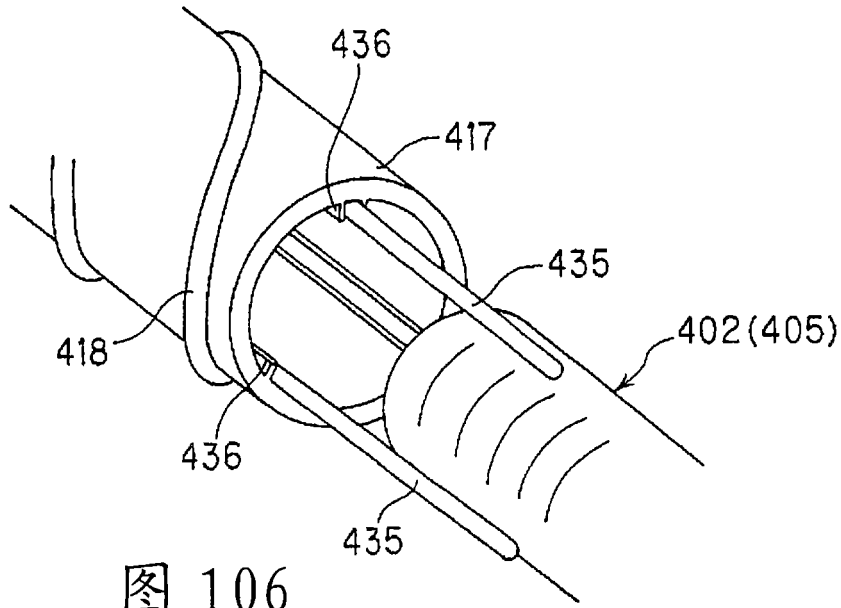


图 106

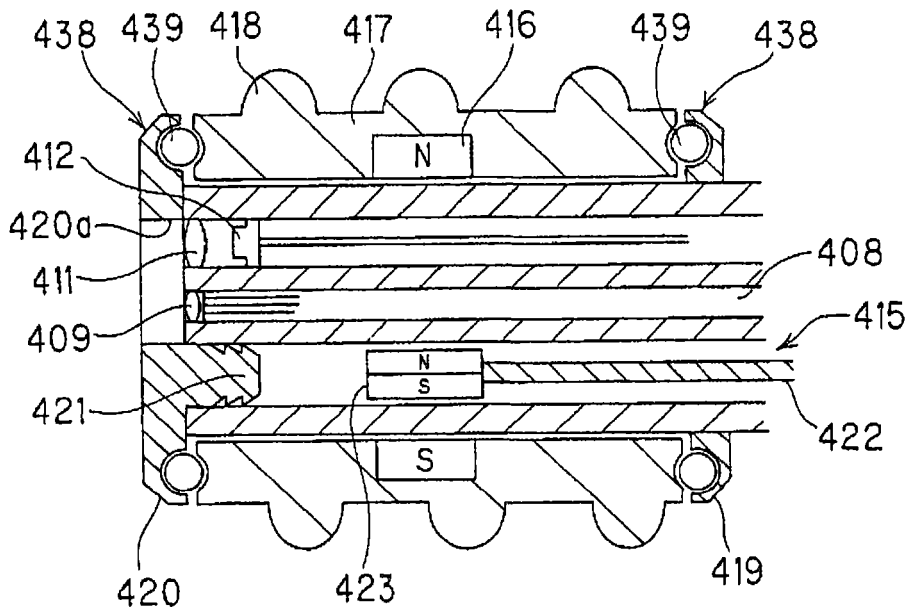


图 107

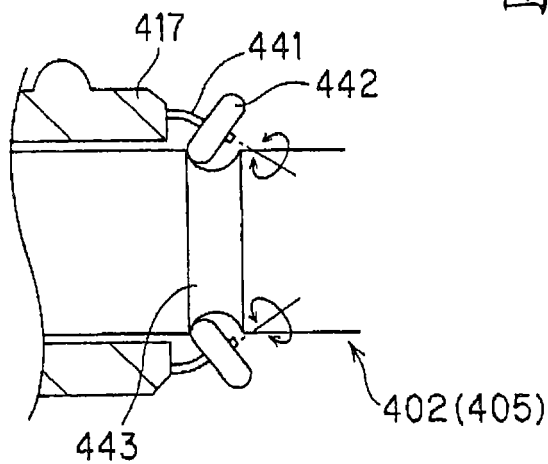


图 108

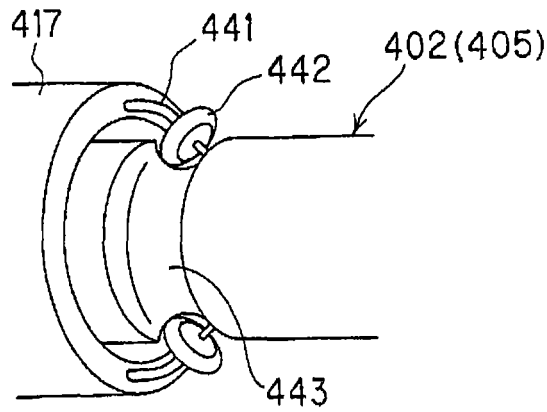


图 109

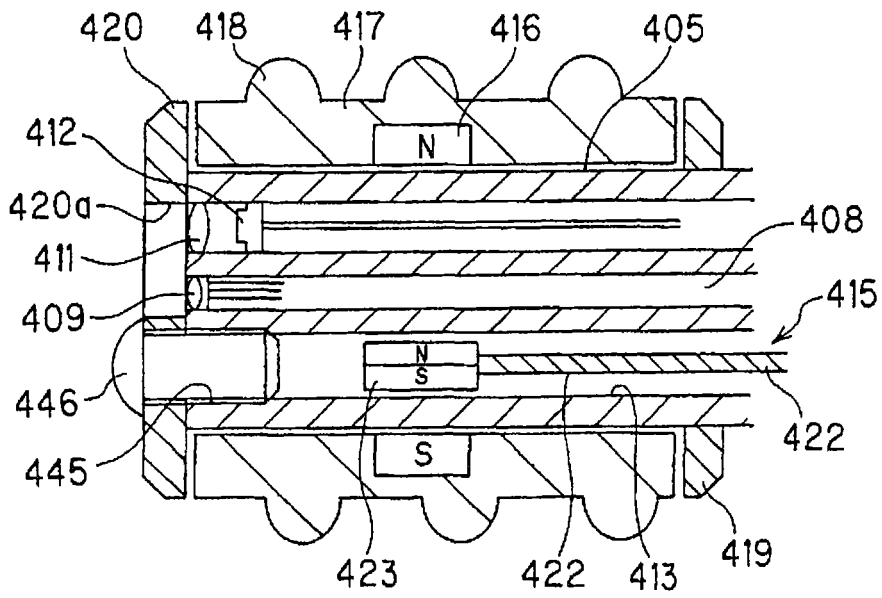


图 110

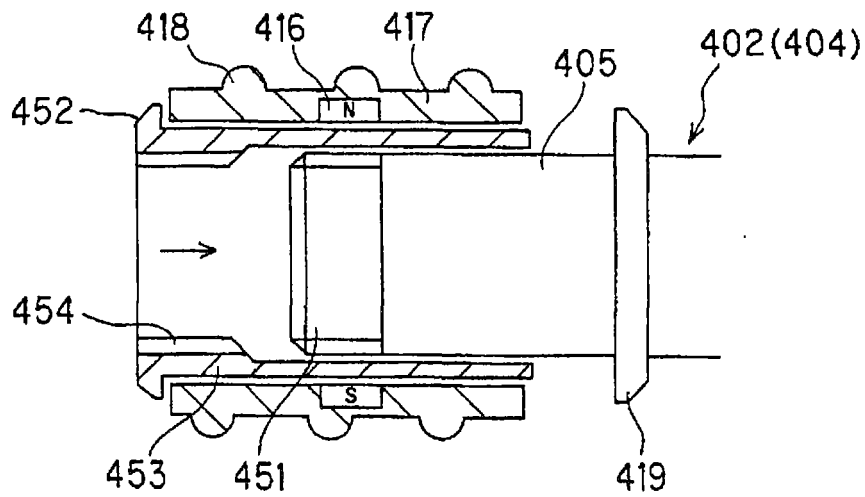


图 111

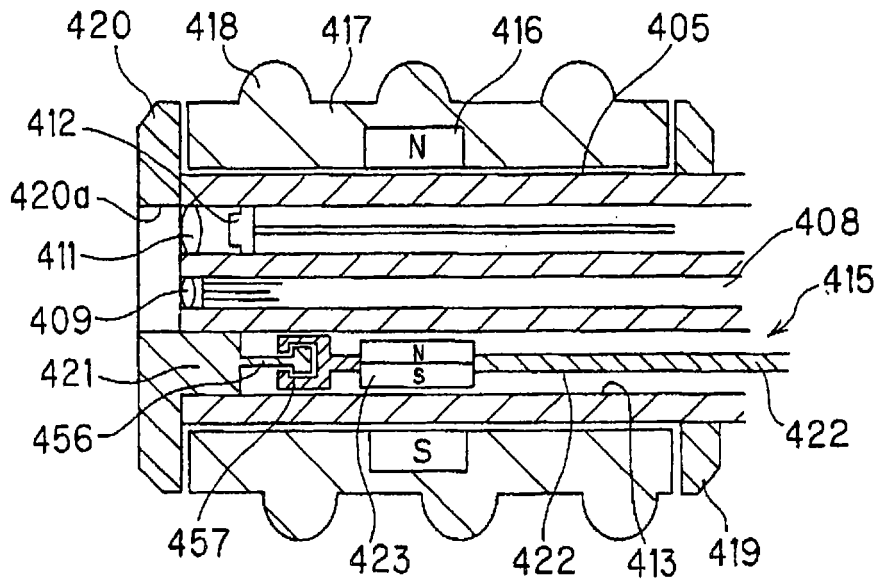


图 112

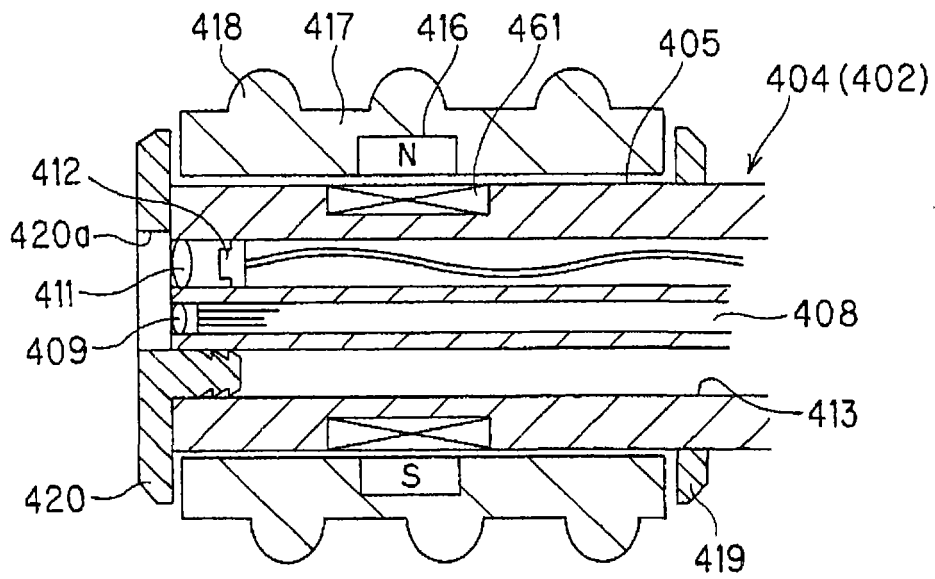


图 113

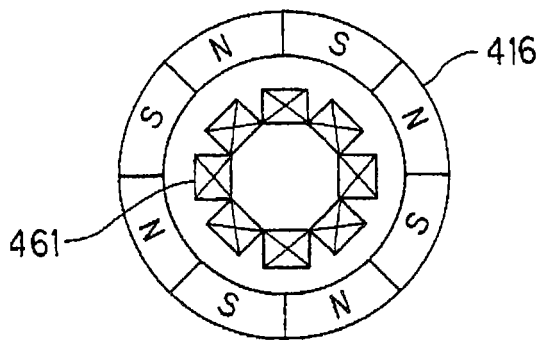


图 114

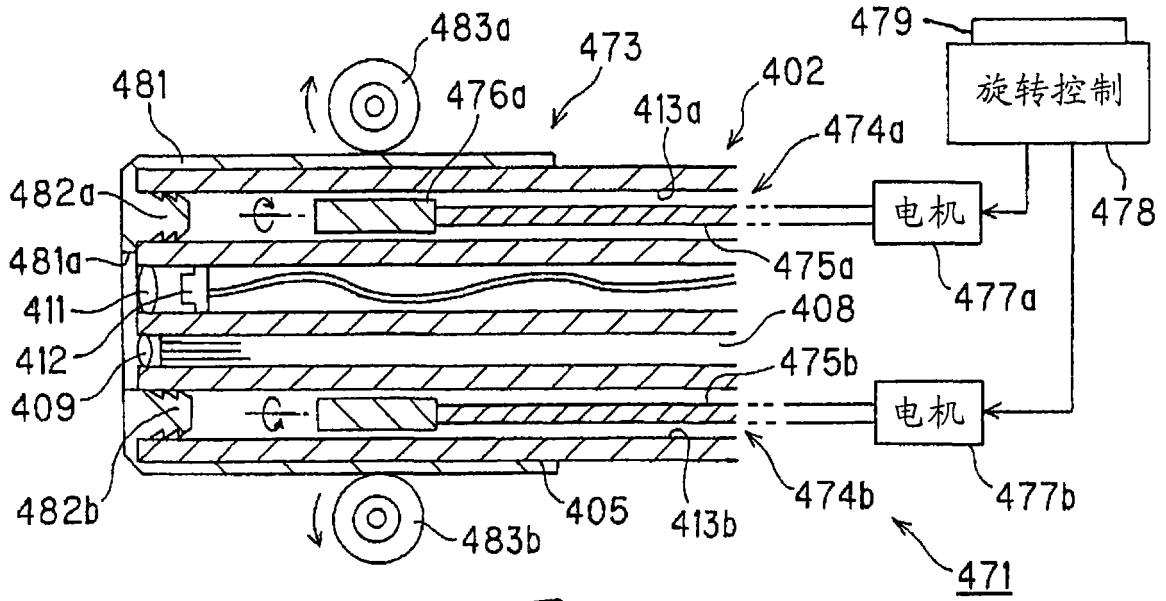


图 115

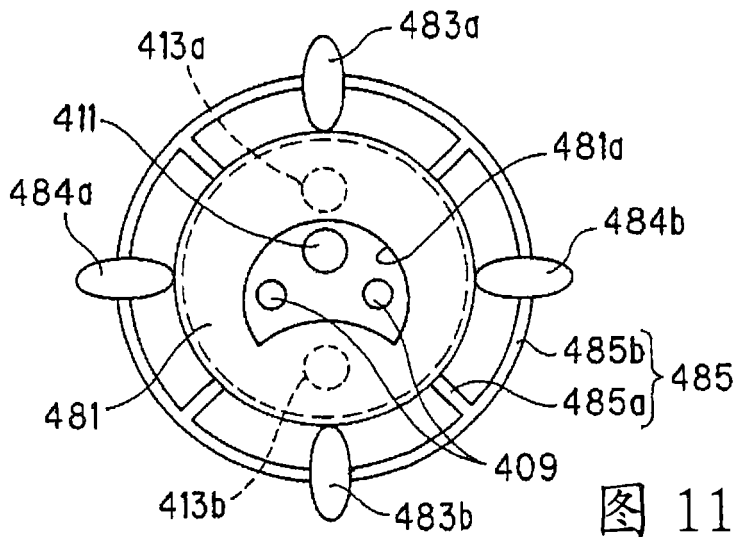


图 116

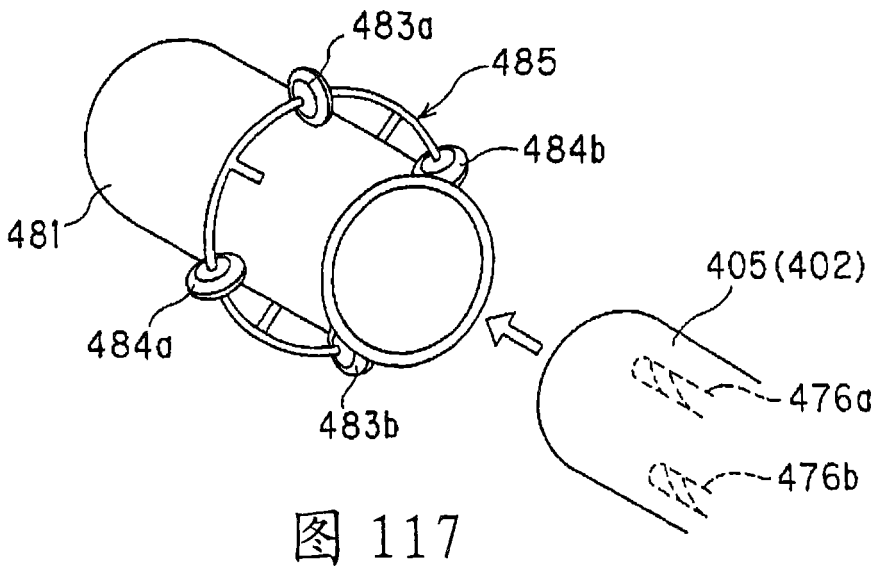


图 117

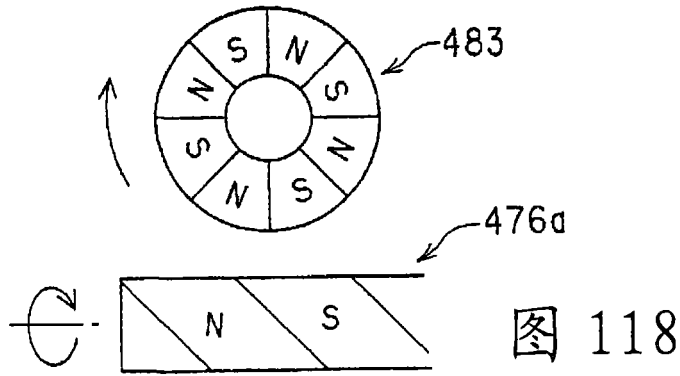


图 118

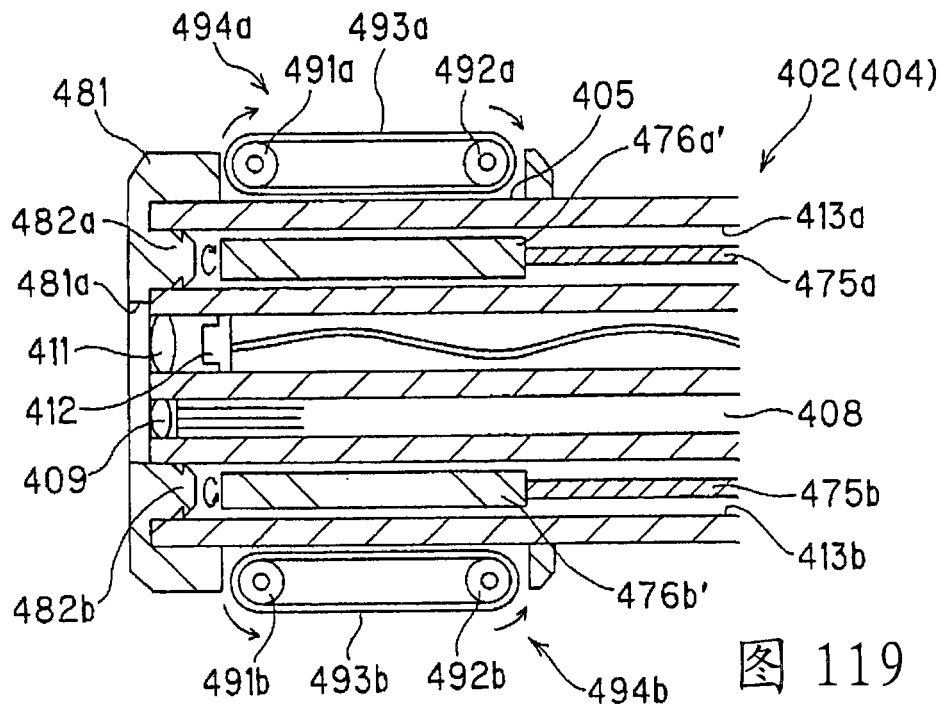


图 119

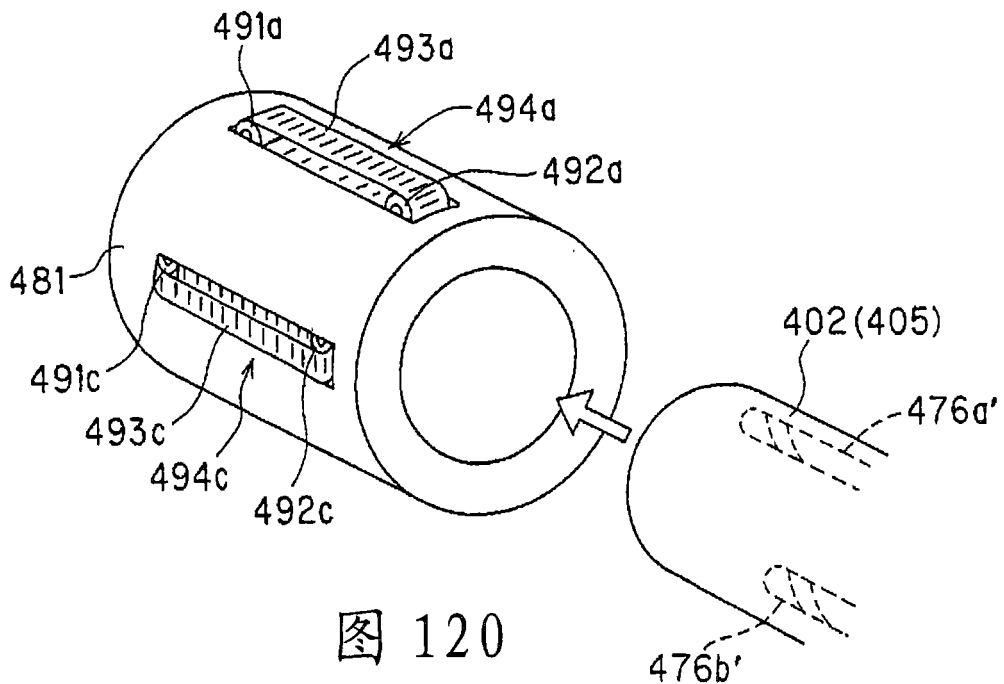


图 120

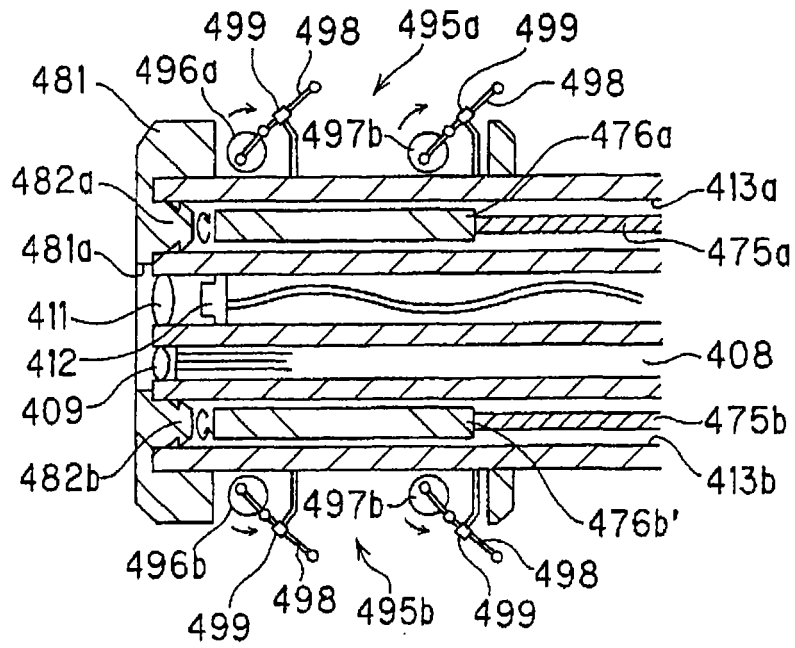


图 121

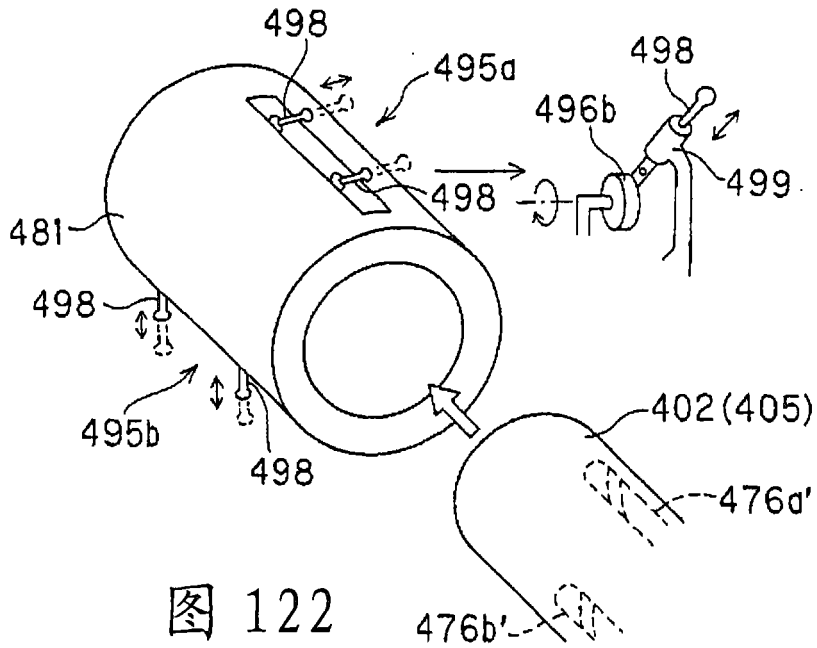


图 122

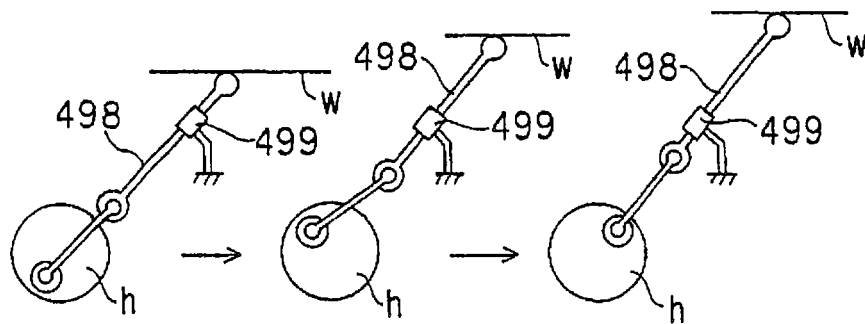


图 123

专利名称(译)	内窥镜插入辅助装置		
公开(公告)号	CN1933761A	公开(公告)日	2007-03-21
申请号	CN200580008443.4	申请日	2005-03-11
[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	田中慎介 泷泽宽伸 青木勲 河野宏尚		
发明人	田中慎介 泷泽宽伸 青木勲 河野宏尚		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0016		
优先权	2004111521 2004-04-05 JP 2004219214 2004-07-27 JP 2004073581 2004-03-15 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜插入辅助装置。一种内窥镜插入辅助装置，该装置具有挠性管，在该管的前端设有外径大于等于管的外径的前端部件。在该管的外周面设有螺旋状结构体。

