

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61M 25/09 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580019958.4

[43] 公开日 2008年2月13日

[11] 公开号 CN 101124008A

[22] 申请日 2005.5.13

[21] 申请号 200580019958.4

[30] 优先权

[32] 2004.5.14 [33] US [31] 60/571,026

[32] 2004.5.14 [33] US [31] 60/571,118

[86] 国际申请 PCT/US2005/016761 2005.5.13

[87] 国际公布 WO2005/113053 英 2005.12.1

[85] 进入国家阶段日期 2006.12.18

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 加里·L·朗

格雷戈里·J·巴科斯

奥马尔·J·瓦克哈里阿

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 苏娟

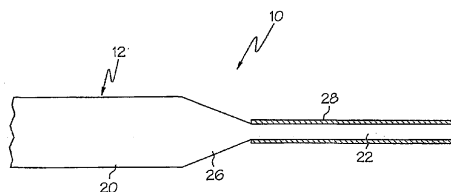
权利要求书 3 页 说明书 33 页 附图 25 页

[54] 发明名称

导丝结构

[57] 摘要

第一医疗导丝结构包括可伸出医疗器械的远端的医疗导丝，并具有第一和第二部分，其中第一部分的弯曲力矩惯量小于第二部分的弯曲力矩惯量。第二导丝结构包括可伸出具有机械化导丝驱动组件的医疗器械的远端的医疗导丝。所述医疗导丝具有一外表面，该外表面包括一系列重复的分开的面突起元件。表面突起元件的一个例子是外螺纹。间隔开的表面突起元件适于与机械化导丝驱动组件可操作地接合。



1、一种导丝结构，其包括医疗导丝，所述医疗导丝包括作为环状轨道延伸超出医疗器械的远端的工作部分，其中所述工作部分具有最大环状轨道长度，并包括第一和第二部分，它们加起来具有大于最大环状轨道长度的 90% 的长度，第一部分具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分具有第二弯曲力矩的惯量，第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小。

2、根据权利要求 1 所述的导丝结构，其中，第一部分和第二部分大体上具有相同的材料组成，其中第一部分具有大体恒定的第一直径，第二部分具有大体恒定的第二直径，并且第一直径小于第二直径。

3、根据权利要求 2 所述的导丝结构，其中，所述工作部分包括从第二部分延伸到第一部分的第三部分，第三部分具有一定的长度并具有变化的第三直径，该第三直径在接近第二部分时大体上等于第二直径，在接近第一部分时大体上等于第一直径。

4、根据权利要求 1 所述的导丝结构，其中，所述工作部分包括围绕第一部分的光滑套筒。

5、一种导丝结构，其包括医疗导丝，所述医疗导丝包括作为环状轨道延伸超出具有机械化导丝驱动组件的医疗器械的远端的工作部分，其中工作部分具有外表面，所述外表面具有一系列重复的间隔开的表面突起元件，其适于与机械化导丝驱动组件可操作地接合。

6、根据权利要求 5 所述的导丝结构，其中，所述工作部分包括第一和第二部分，其中表面突起元件存在于第二部分上但不存在于第一部分上。

7、根据权利要求 6 所述的导丝结构，其中，所述工作部分具有最大环状轨道长度，第一和第二部分加起来具有大于最大环状轨道长度的 90% 的长度，其中第一部分具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分具有第二弯曲力矩的惯量，其中第一弯曲力矩的惯量比第二弯

曲力矩的惯量小。

8、根据权利要求5所述的导丝结构，其中，所述表面突起元件选择包括周期性螺纹、周期性齿、周期性的孔和周期性槽的组。

9、根据权利要求5所述的导丝结构，其中，所述表面突起元件是外螺纹。

10、根据权利要求9的导丝结构，其中，所述工作部分包括第一和第二部分，其中外螺纹存在于第二部分上但不存在于第一部分上。

11、根据权利要求10所述的导丝结构，其中，所述工作部分具有最大环状轨道长度，其中第一和第二部分加起来具有大于最大环状轨道长度的90%的长度，第一部分具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分具有第二弯曲力矩的惯量，其中第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小。

12、根据权利要求11所述的导丝结构，其中，所述工作部分适于与患者在腔内接触。

13、根据权利要求12所述的导丝结构，其中，医疗器械是包括柔性插入管的结肠镜，并且该医疗器械的远端是结肠镜的柔性插入管的远端。

14、根据权利要求11所述的导丝结构，其中，所述工作部分包括仅仅围绕第一部分的光滑套筒。

15、根据权利要求11所述的导丝结构，其中，第一部分和第二部分大体上具有相同的材料组成，其中第一部分具有大体恒定的第一直径，在不考虑外螺纹的条件下第二部分具有大体恒定的第二直径，其中第一直径小于第二直径，工作部分包括从第二部分延伸到第一部分的第三部分，第三部分具有一定的长度并具有变化的第三直径，该第三直径在接近第二部分时大体上等于第二直径，在接近第一部分时大体上等于第一直径。

16、一种制备权利要求11所述的导丝结构的方法，包括下列步骤：

a) 获取具有一直径的单根芯线;

b) 对芯线进行机加工形成第一截面、第二截面和从第二截面向第一截面延伸的过渡截面, 其中第一和第二截面都具有大体上恒定的直径, 其中第一直径小于第二直径;

c) 获取螺旋弹簧;

d) 将螺旋弹簧设置成围绕第二截面; 和

e) 将螺旋弹簧与第二截面以冶金方式连接, 其中第一截面大体上限定了除任意套筒外的第一部分, 其中与螺旋弹簧以冶金方式连接的第二截面大体上限定了第二部分。

17、一种制备权利要求 11 所述的导丝结构的方法, 包括下列步骤:

a) 获取单根芯线; 和

b) 对芯线进行机加工形成除任意套筒外的第一部分, 并形成包括外螺纹的第二部分。

18、一种导丝结构, 其包括具有可伸出医疗器械的远端的医疗导丝, 其中所述医疗导丝包括第一和第二部分, 第一部分具有第一弯曲力矩的惯量, 第二部分具有第二弯曲力矩的惯量, 其中第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小, 第一部分具有当医疗导丝完全延伸时延伸超出医疗器械的远端的自由端。

19、一种导丝结构, 其包括具有可伸出医疗器械的远端的医疗导丝, 其中所述医疗器械具有机械化的导丝驱动组件, 该医疗导丝包括外表面, 所述外表面具有一系列重复的间隔开的表面突起元件, 其适于与机械化导丝驱动组件可操作地接合, 医疗导丝具有当其完全延伸时延伸超出医疗器械的远端的自由端。

20、根据权利要求 19 所述的导丝结构, 其中, 所述表面突起元件是外螺纹。

导丝结构

相关专利申请的交叉引用

本专利申请要求 2004 年 5 月 14 日提交的序列号为 60/571, 026 和 2004 年 5 月 14 日提交的序列号为 60/571, 118 的美国临时申请的优先权，它们的全部内容通过引用而包含于本申请中。

本专利申请包含下列参考文献：2004 年 6 月 10 日出版的美国专利申请公开文本 2004/0111019；2004 年 6 月 10 日出版的美国专利申请公开文本 2004/0111020；2004 年 10 月 7 日出版的美国专利申请公开文本 2004/0199087；2004 年 10 月 7 日出版的美国专利申请公开文本 2004/0199088；2004 年 11 月 18 日出版的美国专利申请公开文本 2004/0230096；

技术领域

本发明总的涉及导丝结构，更具体地涉及医疗导丝。

背景技术

医生通常使用长的柔性内窥镜进入并在患者的胃肠（GI）道内观察组织。对于上部 GI，医生可将内窥镜插入到已使用镇静剂的患者口腔中检查并处理食管、胃和近端十二指肠中的组织。对于下部 GI，医生可经过已使用镇静剂的患者肛门插入结肠镜检查直肠和结肠。一些内窥镜具有工作通道，直径通常大约为 2.5-3.5 毫米，从手持件中的开口延伸到柔性插入管的远侧部分。医生可将医疗装置插入到工作通道中帮助诊断或者治疗在患者体内的组织。医生通常使用柔性活检钳经过内窥镜的工作通道从 GI 管道的粘膜衬层进行组织活检。

柔性内窥镜的插入，尤其是插入到结肠中，对患者来说可能是

非常耗时而且非常不舒适的手术，即使在患者已经使用药物进行镇静时也是如此。医生通常需要数分钟来推动柔性内窥镜经过盘旋的乙状结肠以及降结肠、横向结肠和升结肠部分。医生可在插入或者除去内窥镜的过程中诊断和/或治疗结肠内的组织。柔性内窥镜可能会在结肠（例如在乙状结肠或结肠的脾曲处）中“成环”从而难以进一步使内窥镜沿着结肠行进。当形成环时，施加的推动内窥镜的力拉伸肠系膜并引起患者痛苦。基于患者的解剖结构和医生在操纵柔性内窥镜方面的经验，结肠的一些部分可能没有检查到，由此导致增加了未诊断出疾病的风险。

导丝已经用于辅助将导管及其它器械引入到人体中的许多部位。许多导丝的医疗应用和特定设计已经用于心血管应用。但是，与血管系统相反，存在许多与在 GI 道中使用导丝有关的具体困难。因为肠更曲折、更软并且一般直径更大。此外，在小肠和结肠的情况下，它们比大多数动脉或静脉更长。

科学家和工程师们仍在继续探求改进的医疗导丝。

发明内容

本发明的导丝结构的第一种实施方式包括医疗导丝。所述医疗导丝包括作为环状轨道（loop track）延伸超出医疗器械的远端的工作部分。该工作部分具有最大环状轨道长度，并包括第一和第二部分，它们加起来具有大于最大环状轨道长度的 90% 的长度。第一部分具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分具有第二弯曲力矩的惯量。第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小。

本发明的导丝结构的第二种实施方式包括医疗导丝。所述医疗导丝包括作为环状轨道延伸超出具有机械化导丝驱动组件的医疗器械的远端的工作部分。工作部分具有外表面，所述外表面具有一系列重复的间隔开的表面突起元件，其适于与机械化导丝驱动组件可操作地接合。

本发明的导丝结构的第一种实施方式的替代方式包括医疗导

丝。所述医疗导丝可延伸超出医疗器械的远端。医疗导丝包括第一和第二部分，其中第一部分具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分具有第二弯曲力矩的惯量，其中第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小。第一部分具有当医疗导丝完全延伸时延伸超出医疗器械的远端的自由端。

本发明的导丝结构的第二种实施方式的替代方式包括医疗导丝。所述医疗导丝可延伸超出具有机械化的导丝驱动组件的医疗器械的远端。该医疗导丝包括外表面，所述外表面具有一系列重复的间隔开的表面突起元件，其适于与机械化导丝驱动组件可操作地接合。医疗导丝具有当其完全延伸时延伸超出医疗器械的远端的自由端。

通过本发明的一种或多种实施方式获得了许多优点和好处。在一种应用中，带有环状轨道或者非环状轨道的导丝包括第一部分，所述第一部分具有比第二部分的弯曲力矩惯量小的弯曲力矩惯量，这使得第一部分在患者的体腔中更容易延伸，接着第二部分的延伸和临时锚定也更容易，并且医疗器械的行进也更容易，如同本领域技术人员所能理解的那样。在相同或者不同的应用中，具有环状轨道或者非环状轨道的导丝包括外表面，所述外表面具有一系列重复的间隔开的表面突起元件，例如外螺纹，这允许其与机械化导丝驱动组件可操作地接合，用于改进导丝的延伸和医疗器械的行进，如同本领域技术人员理解的那样。在利用机械化导丝驱动组件的一种实施方式中，当机械化导丝驱动组件的表面突起元件接合元件设置在靠近柔性内窥镜的导管（插入管）的远端时，对于导管来说在结肠中“成环”的可能性较小，在结肠镜检查期间引起患者的痛苦也较小。

附图说明

图 1 是本发明的导丝结构的第一种实施方式的一部分的侧剖视图，包括以横截面示出的光滑套筒；

图 2 是在具有导管的医疗器械的第一种实施方式中采用的图 1 的导丝结构的部分切除的示意性侧剖视图，为了清楚起见其中省去了套筒；

图 3 是本发明的导丝结构的第二种实施方式的一部分的侧视图，包括外螺纹并包括以横截面示出的光滑套筒；

图 4 是在具有导管的医疗器械的第二种实施方式中采用的图 3 的导丝结构的部分切除的示意性侧剖视图，为了清楚起见其中省去了套筒；

图 5 是在结肠镜检查期间采用的结肠镜插入管形式的图 4 的组件的远端部分的示意图；

图 6 是导在具有导管的医疗器械的第一种实施方式中采用的引线结构的第一种实施方式的替代的部分切除的示意性侧剖视图，为了清楚起见其中省去了套筒；

图 7 是导在具有导管的医疗器械的第二种实施方式中采用的引线结构的第二种实施方式的替代的示意性侧剖视图，为了清楚起见其中省去了套筒；

图 8 是图 4 的导管的远端部分的更详细的视图，显示了包括电动机、正齿轮和螺母齿轮（nut gear）的机械化导丝驱动组件的具体实施方式；

图 9 是图 8 的螺母齿轮的外部侧视图；

图 10 是图 9 的螺母齿轮的外部主视图；

图 11 是沿着图 10 中的线 11-11 截取的螺母齿轮的剖视图；

图 12 是图 4 的机械化导丝驱动组件的另一种具体实施方式的示意图；

图 13 是图 7 的机械化导丝驱动组件的具体实施方式的示意图；

图 14 是本发明的医疗器械的第三种实施方式的一部分的示意性侧视图，包括导管和医疗导丝；

图 15 是图 14 的医疗器械的导管的主视图，其中除去了医疗导丝以显示两个导丝通路开口；

图 16 是图 14 的机械化导丝驱动组件的具体实施方式的示意图，显示出导线长度定标器和力/扭矩限制离合器；

图 17 是本发明的医疗器械的第四种实施方式的示意性侧剖视图，包括被关节运动导管和医疗导丝；

图 18 是图 17 的机械化导丝驱动组件的具体实施方式的示意图，包括电动机和齿轮箱，其中需要注意的是电动机设置在导管中；

图 19 是本发明的医疗器械的第五种实施方式的示意性侧剖视图，包括被关节运动导管和医疗导丝，其中医疗器械的机械化导丝驱动组件设置在医疗器械的手柄中，其中为了清楚起见，延伸到齿轮箱近端的医疗导丝的第二部分的一部分（包括其外螺纹）已经被省去；

图 20 是本发明的医疗器械的第六种实施方式的示意性侧剖视图，包括被关节运动导管和医疗导丝，其中医疗器械的机械化导丝驱动组件设置在医疗器械的手柄和导管之外，其中为了清楚起见，延伸到齿轮箱近端的医疗导丝的第二部分的一部分（包括其外螺纹）已经被省去；

图 21 是本发明的医疗器械的第七种实施方式的示意性侧剖视图，包括环状轨道导丝和具有导轨的增加的导管；

图 22 是图 21 的导管的透视图，显示导管的导轨中的槽口，为了清楚起见省去了导丝和导丝通路开口；

图 23 是图 22 的导轨的更详细的俯视图，其中导轨已经设置为打开以显示槽口的横向程度；

图 24 是图 22 的导管的远端视图还有具有含切割刀形式的医疗装置的工作通道的辅助医疗装置的实施方式；

图 25 是与具有连接器形式的辅助医疗装置的实施方式一起的图 22 的导管的远端视图，其中连接器与导轨连接并沿着其滑动，并且连接器本身适于滑动容纳图 24 的辅助医疗装置形式的第二种医疗器械的导轨连接部分；

图 26 是本发明的医疗器械的第八种实施方式的部分切除的示意

性侧剖视图，包括非环形轨道导丝和具有导轨的增加的导管；

图 27 是与辅助医疗装置的实施方式一起的图 26 的导管的远端视图，其中为了清楚起见省去了导丝和导丝通路开口。

具体实施方式

在详细解释本发明的各种实施方式之前，应当注意的是，每种实施方式并不限于其在附图和说明书中解释的部件和步骤的构造和设置的细节的应用或者使用。本发明示出的实施方式可在其它实施方式、变化和变型中执行或包含于其它实施方式、变化和变型中，并可以各种方式实践或实施。此外，除非特别说明，为了方便读者，在本文中采用的术语和表述为描述本发明的解释性实施方式的目的而选择，而不是出于限制本发明的目的。

还应理解的是，一种或者多种下列描述的表述、实施方式、例子等可与任何一个或多个其它下列描述的表述、实施方式、例子等组合。

导丝结构

本发明的第一方面涉及导丝结构。导丝结构 10 的第一种实施方式在图 1-2 中显示，其包括医疗导丝 12。医疗导丝 12 包括作为环状轨道延伸超出医疗器械 18 的远端 16 的工作部分 14。工作部分 14 具有最大环状轨道长度，包括第一部分 20 和第二部分 22，二者的长度加起来大于最大环状轨道长度的 90%。第一部分 20 具有第一弯曲力矩惯量，第二部分 22 具有第二弯曲力矩惯量。第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。需要注意的是，将第一弯曲力矩惯量描述为小于第二弯曲力矩惯量等同于将第一部分 20 描述为比第二部分 22 更具柔性。

需要注意的是，术语“部分”的意思是非交叠部分，还应当注意的是，环状轨道的长度是沿着环状轨道从第一部分 20 开始延伸超出医疗器械 18 的远端 16 处到第二部分 22 开始延伸超出医疗器械 18 的远端 16 处的距离。需要进一步注意的是，当工作部分 14 没有作

为环形轨道完全延伸超出医疗器械 18 的远端 16 时，环状轨道的延伸超出医疗器械 18 的远端 16 的长度小于环状轨道的最大长度。

医疗导丝 12 适于导引医疗器械 18。在一种变化中，医疗导丝 12 适于导引医疗器械 18 的柔性导管（也称为柔性插入管）24。在一种改变中，第一和/或第二部分 20 和/或 22 设置为从导管 24 内部的通路延伸超出导管 24 的远端 16。在一种未显示的实施例中，第一部分 20 和第二部分 22 从同一通路延伸。在未显示的不同变型中，第一和/或第二部分设置为从导管的外表面外侧延伸超过导管的远端，第二或者两个部分通过导管外表面上的导轨结合。其它改变留给本领域技术人员。导管的例子包括但不限于：心血管导管、肺导管、以及内窥镜的插入管，诸如胃镜和结肠镜的插入管。在图 1-2 的实施方式的一种实现中，工作部分 14 适于与患者的内腔接触。患者的体腔的例子包括但不限于：上部 GI（胃肠）道、下部 GI 道和血管通道。医疗器械 18、导管 24 和/或体腔的其它例子留给本领域技术人员。

在图 1-2 的导丝实施方式的一种构造中，第一部分 20 和第二部分 22 具有大体上相同的材料组成，其中第一部分 20 具有大体上恒定的第一直径，第二部分 22 具有大体上恒定的第二直径，其中第一直径小于第二直径。在一种变化中，工作部分 14 包括从第二部分 22 延伸到第一部分 20 的第三部分 26。第三部分 26 具有一定的长度，并具有变化的第三直径，该第二直径在接近第二部分 22 时大体上等于第二直径，在接近第一部分 20 时大体上等于第一直径。在一种变型中，第三部分 26 的变化的第三直径大体上从靠近第二部分 22 向靠近第一部分 20 线性减小。在不同的变化中，除靠近第一部分 20 和第二部分 22 处之外，第三部分 26 的第三直径小于第一和第二直径。

在图 1-2 的导丝实施方式的一种实现方式中，工作部分 14 包括围绕第一部分 20 的光滑套筒 28。套筒 28 形成易于通过患者（人类或者非人类）的体腔的摩擦较小的表面。用作套筒 28 的材料例子包括但不限于，聚四氟乙烯（PTFE），例如可购自 Zeus Inc

(Orangeburg, SC) 的 Striped Teflon[®]PTFE。在一种方法中, 套筒 28 可通过本领域公知的加热—收缩工艺施加在第一部分 20 上方。在一种变化中, 除套筒 28 之外 (或者除任何套筒之外) 的工作部分 14 是单件式的。

在图 1-2 的导丝实施方式的一种解释中, 除任何套筒之外的工作部分 14 由超弹性合金 (例如购自 Nitinol Devices & Components (Fremont, CA) 的镍钛诺) 制成, 并具有适于插入到患者体腔中的直径。在一个例子中, 第一部分 20 具有大于 1 米的长度和基本上为 0.46 毫米的直径, 第二部分 22 具有大于 1 米的长度和基本上为 0.76 毫米的直径, 第三部分 26 具有基本上为 0.08 米的长度, 并且套筒 28 具有基本上为 0.11 毫米的壁厚。其它尺寸选择留给本领域技术人员。

使用图 1-2 的导丝实施方式的导丝结构 10 的一种技术包括从远端 16 将第一部分 20 插入到导管 24 的第一导丝通路中, 并从远端 16 将第二部分 22 插入到导管 24 的第二导丝通路中。然后, 随着工作部分 14 延伸超过导管 24 远端 16 的一个最小距离, 导管 24 可手动插入到患者体腔中最初的距离。然后, 从患者体外手动推动连接到第一部分 20 的第一导丝腿 12', 以便将第一部分 20 的至少一部分延伸超过导管 24 的远端 16。然后, 从患者体外推动连接到第二部分 22 的第二导丝腿 12'', 以便将第二部分 22 的至少一部分延伸至少超出导管 24 的远端 16, 并抵靠体腔壁临时锚定第二部分 22。然后, 第一部分 20 (由医生或者通过使用外科夹钳、弹簧夹或者套爪) 相对于导管 24 固定, 并将导管 24 手动推动到体腔中更远的距离, 同时从患者体外手动拉动第二导丝腿 12'', 使第二部分 22 至少缩回一些。当需要将导管 24 完全插入到体腔中时重复 (在前两个句子中描述的) 最后两步。

在图 1-2 的导丝实施方式的一个未显示的例子中, 医疗导丝包括表面突起零件, 从而依靠体腔壁改善医疗导丝的临时锚定。在一种变化中, 表面突起元件存在于第二部分上而不存在于第一部分。在

相同或者不同变化中，表面突起元件是外螺纹。

在图 3-5 中显示了本发明的导丝结构 110 的第二种实施方式。图 3-5 的导丝实施方式的第一种表现形式是一种包括医疗导丝 112 的导丝结构 110。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道延伸超过医疗器械 118 的远端 116 的工作部分 114，该工作部分 114 具有机械化导丝驱动组件 130。工作部分 114 包括外表面 132，该外表面 132 具有适于与机械化导丝驱动组件 130 可操作接合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 134。

在图 3-5 的导丝实施方式的第一种表现形式的一种设置中，工作部分 114 包括第一部分 120 和第二部分 122，表面突起元件 134 存在于第二部分 122 上而不存在于第一部分 120 上。在一种变化中，表面突起元件 134 选自包括周期性螺纹（也称为外螺纹 136）、周期性齿、周期性孔和周期性沟槽的组。在相同或者不同设置中，工作部分 114 具有最大环状轨道长度，其中第一部分 120 和第二部分 122 一起具有比最大环状轨道长度的 90% 大的长度，其中第一部分 120 具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分 122 具有第二弯曲力矩的惯量，其中第一弯曲力矩的惯量小于第二弯曲力矩的惯量。

图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式是包括医疗导丝 112 的导丝结构 110。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道延伸超过医疗器械 118 的远端 116 的工作部分 114，该工作部分 114 具有机械化导丝驱动组件 130。工作部分 114 包括外表面 132，该外表面 132 具有适于与机械化导丝驱动组件 130 可操作接合的外螺纹 136。

应当注意的是，前面描述的用于图 3-5 的导丝实施方式的第一种表现形式的设置可等同适用于图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式，其中外螺纹 136 为表面突起元件 134。在图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的一种实现方式中，工作部分 114 适于与患者的内腔接触。在一个例子中，医疗器械 118 是具有柔性插入管（也已知为柔性导管）124 的结肠镜，医疗器械 118 的远端 116 是结肠镜的柔性插入管 124 的远端。图 5 显示了在结肠镜检查过程中设置在

患者的结肠 138 中的医疗导丝 112 的工作部分 114。在一种图 3-5 中未显示的变化中，插入管 124 包括成像器、光路和至少一个用于插入医疗装置的医疗装置通路（也就是说，工作通道），例如在结肠镜检查过程中对息肉进行活检的导线勒除器。

在图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的一种运行方式中，工作部分 114 包括仅仅环绕第一部分 120 的光滑套筒 128。在一种变化中，除了套筒 128 之外的工作部分 114 主要由镍钛合金组成。在一种应用中，镍钛合金是镍钛诺。

在图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的一种构造中，第一部分 120 和第二部分 122 具有大致相同的材料组成，其中第一部分 120 具有大体上恒定的第一直径，如果不考虑外螺纹 136，第二部分 122 具有大体上恒定的第二直径，其中第一直径小于第二直径。在一种变化中，工作部分 114 包括从第二部分 122 向第一部分 120 延伸的第三部分 126，其中第三部分 126 具有一定长度，并具有变化的第三直径，该第三直径其在接近第二部分 122 时大体上等于第二直径，在接近第一部分 120 时大体上等于第一直径。在一种改变中，第三部分 126 的第三直径大体上从靠近第二部分 122 向靠近第一部分线性减小。在不同的改变中，除靠近第一部分 120 和第二部分 122 之外，第三部分 26 的第三直径小于第一和第二直径。

制备图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的导丝结构 110 的第一种方法包括步骤 a) 到步骤 e)。步骤 a) 包括获取具有一定直径的单根芯线。步骤 b) 包括对芯线进行机加工形成第一截面、第二截面和从第二截面向第一截面延伸的过渡截面，其中第一和第二截面都具有大体上恒定的直径，第一直径小于第二直径。步骤 c) 包括获取螺旋弹簧。步骤 d) 包括将螺旋弹簧设置成围绕第二截面。步骤 e) 包括将螺旋弹簧与第二截面冶金方式连接，其中第一截面大体上限制了除任意套筒 128 外的第一部分 120，其中与螺旋弹簧冶金方式连接的第三部分 126 大体上限制了第二部分 122。

在第一种方法的一种实现方式中，步骤 e) 选自包括焊接和激光

焊接的组。在第一种方法中，冶金方式连接的螺旋弹簧限定了外螺纹 136。在相同或不同实现方式中，螺旋弹簧是镍钛诺螺旋弹簧，其直径在 0.13 毫米和 0.51 毫米之间(在一种构造中大致为 0.30 毫米)。在一种变化中，对于细螺距应用，外螺纹 136 具有每英寸 40 个螺纹的恒定螺距，确定螺距为 0.025 英寸，对于粗螺距应用，具有每英寸 10 个螺纹的恒定螺距，确定螺距为 0.10 英寸。在一种变化中，外螺纹 136 具有沿着第二部分 122 长度上变化的螺距。

制备图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的导丝结构 110 的第二种方法包括步骤 a) 和步骤 b)。步骤 a) 包括获取单根芯线。步骤 b) 包括对芯线进行机加工形成除任意套筒 128 外的第一部分 120，并形成包括外螺纹 136 的第二部分 122。

使用图 3-5 的导丝实施方式的第二种表现形式的导丝结构 110 的一种技术包括从远端 116 将第一部分 120 插入到导管 124 的第一导丝通路中，并从远端 116 将第二部分 122 插入到导管 124 的第二导丝通路中，以接合机械化导丝驱动组件 130。然后，随着工作部分 114 延伸超过导管 24 的远端 116 最小距离，导管 124 可手动插入到患者体腔中最初的距离。然后，从患者体外手动推动连接到第一部分 120 的第一导丝腿 112'，将第一部分 120 的至少一部分延伸超过导管 124 的远端 116。然后，使用机械化导丝驱动组件 130 推动第二部分 122，以将第二部分 122 的至少一部分延伸超出导管 124 的远端 116，并抵靠体腔壁临时锚定第二部分 122。然后，将导管 124 手动推动到体腔中更远的距离，同时使用机械化导丝驱动组件 130 拉动第二部分 122，使至少一部分第二部分 122 缩回导管 124 中。当需要将导管 124 完全插入到体腔中时重复最后两步。

在图 6 中显示了包括医疗导丝 212 的导丝结构 210 的第一种实施方式的替代方式。医疗导丝 212 可延伸超出医疗器械 218 的远端 216。医疗导丝 212 包括第一部分 220 和第二部分 222，其中第一部分 220 具有第一弯曲力矩的惯量，第二部分 222 具有第二弯曲力矩的惯量，其中第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。第一部分

220 具有当医疗导丝 212 完全延伸时伸出医疗器械 218 的远端 216 的自由端 221。需要注意的是，所述自由端 221 使医疗导丝 212 成为无环状轨道的医疗导丝。

在图 6 的导丝结构 210 的一种应用中，锚定通常由第一部分 220 向后折叠并使第二部分 222 开始向后折叠形成。在一种变化中，医疗导丝 212 的可延伸超出导管 224 的远端 216 的部分具有较长的长度。在一个例子中，第一部分 220 具有 50 毫米到 1 米之间的长度，并具有基本上为 0.25 毫米的直径，第二部分 222 具有超过 1 米的长度并具有基本上为 0.76 毫米的直径，第三部分 226 具有基本上为 0.08 米的长度。

使用图 6 的导丝结构 210 的一种技术包括从近端 217 将第一导丝部分 220 插入到导管 224 的导丝通路中。导丝结构 210 的进一步行进将导致第二导丝部分 222 从近端 217 行进到同一导丝通路中。将导管 224 手动插入到患者的体腔中。然后，在患者体外从近端 217 手动的使第二导丝部分 222 行进，以将第一部分 220 和至少一部分第二部分 222 延伸超出导管 24 的远端 216，从而将第二部分 222 暂时锚定在体腔壁上。然后，将导管 224 手动推动进入体腔更远的距离，同时从患者体外手动拉动第二部分 222。当需要将导管 224 完全插入到体腔中时重复最后两步。

在图 7 中显示了导丝结构的第二种替代实施方式。图 7 的导丝结构 310 的第一种表现形式包括可延伸超过医疗器械 318 的远端 316 的医疗导丝 312，该医疗导丝 312 具有机械化导丝驱动组件 330。医疗导丝 312 包括外表面 332，该外表面 332 具有适于与机械化导丝驱动组件 330 可操作地接合的一系列重复的间隔开的表面增高零件 334。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸出医疗器械 318 的远端 316 的自由端 321。需要注意的是，所述自由端 321 使医疗导丝 312 成为非环状轨道的医疗导丝。

图 7 的导丝结构 310 的第二种表现形式包括可延伸超出医疗器械 318 的远端 316 的医疗导丝 312，该医疗导丝 312 具有机械化导丝

驱动组件 330。医疗导丝 312 包括外表面 332，该外表面 332 具有适于与机械化导丝驱动组件 330 可操作地接合的外螺纹 336。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸出医疗器械 318 的远端 316 的自由端 321。

在图 7 的导丝结构 310 的第二种表现形式的一种应用中，当外螺纹 336 沿着体腔壁设置时，外螺纹 336 本身用于锚定医疗导丝 312，而不取决于任何医疗导丝向后折叠，特别是当外螺纹 336 从医疗器械 318 的远端 316 延伸到体腔中更远时。在一个例子中，第一部分 320 具有 50 毫米到 1 米之间的长度，并具有基本上为 0.25 毫米的直径，第二部分 322 具有超过 1 米的长度，并具有基本上为 0.76 毫米的直径，第三部分 326 具有基本上为 0.08 米的长度。

使用图 7 的导丝结构 310 的第二种表现形式的一种技术包括从远端 316 将第二部分 322 插入到导管 324 的导丝通路中，以与机械化导丝组件 330 接合。在一种变化中，机械化导丝驱动组件 330 用于在导管 324 中拉动所有的导丝结构 310，包括第二部分 322 和第一部分 320。如果存在导管 324 的第二导丝通路的话，使它完全打开，以便用于其它附件。然后，使用机械化导丝驱动组件 330 推动第一部分 320 和一部分第二部分 322，使它们延伸超出导管 324 的远端 316，并将第二部分 322 临时锚定在体腔壁中。然后，将导管 324 手动推动到体腔中更远的距离，同时使用机械化导丝驱动组件 330 拉动第二部分 322，使至少一部分第二部分 322 缩回导管 324 中。当需要将导管 324 完全插入到体腔中时重复最后两步。

具有医疗导丝的医疗器械

本发明的第二方面涉及具有医疗导丝的医疗器械。本发明的医疗器械 18 的第一种实施方式在图 1-2 中显示，其包括柔性导管 24 和医疗导丝 12。导管 24 具有可插入到患者体腔中的远端 16。医疗导丝 12 包括可作为环状轨道延伸超出导管 24 的远端 16 的工作部分 14。工作部分 14 具有最大环状轨道长度，包括第一部分 20 和第二部分 22，二者的长度加起来大于最大环状轨道长度的 90%。第一部

分 20 具有第一弯曲力矩惯量，第二部分 22 具有第二弯曲力矩惯量。第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。在一个例子中，导管 24 是柔性内窥镜（内窥镜成像器、工作通道等为了清楚起见在图 1-2 中被省去）的插入管。

现在描述用于操作图 1-2 的医疗器械的实施方式的医疗器械 18 的方法，其中医疗导丝 12 包括具有设置在患者体外并连接至第一部分 20 的自由端的第一导丝腿 12'，并包括具有设置在患者体外并连接到第二部分 22 的自由端的第二导丝腿 12''。所述方法包括步骤 a) 到步骤 d)。步骤 a) 包括将导管 24 的远端 16 手动插入到患者体腔中最初的距离。步骤 b) 包括手动推动第一导丝腿 12' 将至少一部分第一部分 20 延伸超出导管 24 的远端 16。步骤 c) 包括手动推动第二导丝腿 12''，将至少一部分第二部分 22 伸出导管 24 的远端 16 并将第二部分 22 暂时锚定在体腔壁中。步骤 d) 包括相对于导管 24 固定第一导丝腿 12' 并将导管 24 手动推动到体腔中更远的距离，同时手动拉动第二导丝腿 12''，将至少一部分第二部分 22 缩回。在该方法的一种拓展中，重复步骤 c) 和步骤 d)。

本发明的医疗器械 118 的第二种实施方式在图 3-5 和 8-11 中显示。图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第一种表现形式是用于包括柔性导管 124、机械化导丝驱动组件 130 和医疗导丝 112 的医疗器械 118。导管 124 具有可插入到患者体腔中的远端 116。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道延伸超出导管 124 的远端 116 的工作部分 114。工作部分 114 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 130 可操作地接合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 134 的外表面 132。

在图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第一种表现形式的一种设置中，机械化导丝驱动组件 130 包括设置在导管 124 中向着导管 124 的远端 116 的表面突起元件接合元件 140。“向着远端”的意思是距离远端比距离近端更近。表面突起元件接合元件的例子包括但不限于螺母齿轮 (nut gear) 142、涡轮、辐条齿轮等。需要注意的是，前面描述的图 3-5 的导丝实施方式的第一种表现形式的设置、变化等

同样适用于图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第一种表现形式。

图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式是用于包括柔性导管 124、机械化导丝驱动组件 130 和医疗导丝 112 的医疗器械 118。导管 124 具有可插入到患者体腔中的远端 116。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道延伸超出导管 124 的远端 116 的工作部分 114。工作部分 114 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 130 可操作地接合的外螺纹 136 的外表面 132。

在图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式的第一种构造中，机械化导丝驱动组件 130 包括电动机 144、正齿轮 146 和螺母齿轮 142。电动机 144 具有可旋转电动机轴 148，正齿轮 146 与电动机轴 148 连接。螺母齿轮 142 包括通过正齿轮 146 接合的外齿 150。螺母齿轮 142 包括与医疗导丝 112 的外螺纹 136 螺纹接合的内螺纹 152。正齿轮 146 和螺母齿轮 142 设置在导管 124 中。

在第一种构造的一种变化中，电动机 144 设置在导管 124 中。在未显示的不同变化中，电动机设置在导管近端外侧，其中电动机的电动机轴是柔性电动机轴。在一种未显示的修改中，电动机设置在医疗器械的手柄中。在另一种未显示的修改中，电动机设置在托架中。电动机的其它位置留给本领域技术人员。在一种应用中，电动机 144 是旋转电动机。在不同应用中，机械化导丝驱动组件包括线性电动机。

在图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式的第二种构造（未显示）中，机械化导丝驱动组件 130 不包括电动机但包括医生用于延伸医疗导丝的非电动机驱动机构。在一个例子中，非电动机驱动机构包括具有连接到可操作地与医疗导丝连接的齿轮箱的可旋转柔性输出轴的手动曲柄。其它例子留给本领域技术人员。

在图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式的一种实现方式中，工作部分 114 包括第一部分 120 和第二部分 122。外螺纹 136 存在于第二部分 122 上而不存在于第一部分 120 上。在一种变化中，工作部分 114 具有最大环状轨道长度，其中第一部分 120

和第二部分 122 一起具有比最大环状轨道长度的 90% 大的长度。在这种变化中, 第一部分 120 具有第一弯曲力矩的惯量, 第二部分 122 具有第二弯曲力矩的惯量, 其中第一弯曲力矩的惯量小于第二弯曲力矩的惯量。在一种改变中, 工作部分 114 包括从第二部分 122 向第一部分 120 延伸的第三部分 126, 其中第三部分 126 具有一定长度, 并具有变化的第三直径。变化的第三直径在接近第二部分 122 时基本上等于第二直径, 在接近第一部分 120 时基本上等于第一直径。在一个例子中, 螺母齿轮 142 的内螺纹 152 设置为与导管 124 的远端 116 的距离与医疗导丝 112 的工作部分 114 的第三部分 126 的长度大体上相等。

在图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式的一种配置中, 导管 124 是柔性内窥镜 (内窥镜成像器、工作通道等为了清楚起见在图 3-5 和 8-11 中省去) 的插入管。在一种变化中, 工作部分 114 包括仅仅环绕第一部分 120 的光滑套筒 128。在材料的一种选择中, 除套筒 128 之外的工作部分 114 主要包括镍钛合金。在一种应用中, 镍钛合金是镍钛诺。

该段落更详细地描述了机械化导丝驱动组件 130 的实施方式的一种构造。如图 8 中所示, 可以看出医疗导丝 112 的第一部分 120 在导管 124 中从第一导丝通路 154 延伸, 可以看出医疗导丝 112 的第二部分 122 在导管 124 中从第二导丝通路 156 中延伸。在这种构造中, 导管 124 包括更具刚性的部分 158 (例如注塑成型的聚碳酸酯或者具有以蛤壳模式配合在一起的两个半壳的其它塑料部分), 该更具刚性的部分 158 容纳机械化导丝驱动组件 130 并具有限制电动机 144 的固定肋 (stabilizing rib) 160。医疗器械 118 还包括为电动机 114 供电的导线 162。在一个例子中, 电动机 144 为微型 DC (直流) 电动机, 例如带具有减速比为 64: 1 的齿轮箱的 Faulhaber 电动机, 型号为 0816-006 (可购自 Florida, Clearwater 的 MicroMo Electronics, Inc.)。在该例子中, 正齿轮 146 具有 12 个齿, 节径为 8 毫米, 并由齿轮轴承 164 支承在其无电动机一侧。在该例子中, 螺

母齿轮 142 具有 6 或者 12 个外齿 150, 并由一对凸台 166 线性约束。因此, 电动机 144 的旋转和倒转导致医疗导丝 112 的第二部分 122 的伸出和缩回。在一种应用中, 在结肠镜检查期间经过第一导丝通路将空气引入体腔中。在一种未显示的替代构造中, 正齿轮设置在两个通用接头之间, 这两个通用接头一起设置在两个更小的电动机之间, 如本领域技术人员理解的那样, 为导管提供更张紧的弯曲半径。其它构造留给本领域技术人员。

现在描述用于操作图 3-5 和 8-11 的医疗器械实施方式的第二种表现形式的医疗器械 118 的方法, 其中医疗导丝 112 包括具有设置在患者体外并连接至第一部分 120 的自由端的第一导丝腿 112'。所述方法包括步骤 a) 到步骤 d)。步骤 a) 包括将导管 124 的远端 116 手动插入到患者体腔中最初的距离。步骤 b) 包括手动推动第一导丝腿 112', 以将至少一部分第一部分 120 延伸超出导管 124 的远端 116。步骤 c) 包括使用机械化导丝驱动组件 130 将至少一部分第二部分 122 伸出导管 124 的远端 116 并将第二部分 122 暂时锚定在体腔壁中。步骤 d) 包括将导管 124 手动推动到体腔中更远的距离, 同时使用机械化导丝驱动组件 130 拉动第二部分 122, 以将至少一部分第二部分 122 缩回到导管 124 中。在该方法的一种拓展中, 重复步骤 c) 和步骤 d)。

在图 6 中显示了医疗器械 218 的第一种实施方式的替代方式, 其包括柔性导管 224 和医疗导丝 212。导管 224 具有可插入到患者体腔中的远端 216。医疗导丝 212 可伸到导管 224 的远端 216 之外。医疗导丝 212 包括第一部分 220 和第二部分 222, 其中第一部分 220 具有第一弯曲力矩的惯量, 第二部分 222 具有第二弯曲力矩的惯量, 其中第一弯曲力矩的惯量比第二弯曲力矩的惯量小。第一部分 220 具有当医疗导丝 212 完全延伸时可伸出导管 224 的远端 216 的自由端 221。

在图 7 中显示了医疗器械的第二种实施方式的替代方式。图 7 的医疗器械 318 的第一种表现形式包括柔性导管 324、机械化导丝驱

动组件 330 和医疗导丝 312。导管 324 具有可插入到患者体腔中的远端 316。医疗导丝 312 可伸出导管 324 的远端 316。医疗导丝 312 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 330 可操作地结合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 334 的外表面 332。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸出导管 324 的远端 316 的自由端 321。

图 7 的医疗器械 318 的第一种表现形式包括柔性导管 324、机械化导丝驱动组件 330 和医疗导丝 312。导管 324 具有可插入到患者体腔中的远端 316。医疗导丝 312 可伸到导管 324 的远端 316 之外。医疗导丝 312 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 330 可操作地接合的外螺纹 336 的外表面 332。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸出导管 324 的远端 316 的自由端 321。

具有受控导丝进给装置的医疗器械

本发明的第三个方面涉及具有受控导丝进给的医疗器械，其第一种实施方式在图 3-4 和 12 中显示。图 3-4 和 12 的实施方式的另一种表现形式是包括柔性导管 124、医疗导丝 112 和机械化导丝驱动组件 130 的医疗器械 118。导管 124 具有可插入到患者体腔中的远端 116。机械化导丝驱动组件 130 适于与医疗导丝 112 可操作地接合并将医疗导丝 112 伸出导管 124 的远端 116。机械化导丝驱动组件 130 包括电动机 144，还包括采用驱动力来驱动电动机 144 的控制器 168，其中驱动力具有预定的上限。

在本发明的第三方面的最广泛应用中，如前一段所述，医疗导丝 112 可以是环状轨道或者非环状轨道的医疗导丝，医疗导丝 112 可具有带不同弯曲惯量指数和/或不同直径（或者其它不同横截面形状/大小）的部分，但这不是必须的，并且医疗导丝 112 可具有诸如外螺纹 136 等表面突起元件 134，但这也不是必须的。在一种未显示的解释中，机械化紧带轮将具有光滑外表面的医疗导丝伸出导管的远端。

在图 3-4 和 12 的实施方式的另一种表现形式的一种设置中，电动机 144 是响应于控制器 168 的驱动力产生扭矩的旋转电动机。在

一种变化中,电动机 144 是 DC(直流)电动机,其中驱动力是电流,其中扭矩与电流有关,其中预定的上限是预定的电流上限,其中控制器 168 包括将电流限制到预定电流上限的限流器 170。在一种实现方式中,预定电流上限是通过 DC 电动机的扭矩的最小测定实验建立的,并且是在无需任何预定电流上限的使用医疗器械 118 的至少一次医疗手术中至少一个患者的舒适水平。其它类型的驱动力,例如但不限于脉宽调制(PWM)和其它类型的电动机留给本领域技术人员。在一个例子中,导线 169 为控制器 168 供电,导线 162 从控制器 168 为电动机 144 供电。

在图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表现形式的一种实现方式中,医疗导丝 112 包括可作为环状轨道延伸超过导管 124 的远端 116 的工作部分 114,其中工作部分 114 具有最大环状轨道长度,并包括加在一起具有比最大环状轨道长度的 90%大的长度的第一部分 120 和第二部分 122。在该实现方式中,第一部分 120 具有第一弯曲力矩的惯量,第二部分 122 具有第二弯曲力矩的惯量,其中第一弯曲力矩的惯量小于第二弯曲力矩的惯量。在该实现方式中,机械化导丝驱动组件 130 适于可操作接合第二部分,但不与第一部分接合。

在图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表达的一种构造中,电动机 144 设置在导管 124 的远端 116 的大约 50 厘米处。在一种变化中,导管 124 是柔性内窥镜的插入管。需要注意的是,在一种利用中,使电动机 144 向着、甚至靠近导管 124 的远端 116 的设置减小了延伸到齿轮箱 172 的电动机轴 148 的长度,如本领域技术人员理解的那样,这缓解了与电动机驱动力有关的患者的不适。在一种改变中,齿轮箱 172 包括正齿轮 146 和在图 8 中显示的机械化导丝驱动组件 130 的特定实施方式的螺母齿轮 142 设置。

图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表现形式是用于包括柔性导管 124、医疗导丝 112 和机械化导丝驱动组件 130 的医疗器械 118。导管 124 具有可插入到患者体腔中的远端 116。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道伸出导管 124 的远端 116 的工作部分 114,其中工作部分

114 包括具有一系列重复的间隔开的表面突起元件 134 的外表面 132。机械化导丝驱动组件 130 包括电动机 144，还包括采用驱动力来驱动电动机 144 的控制器 168，其中驱动力具有预定的上限。

在图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表现形式的一种使用方式中，工作部分 114 包括第一部分 120 和第二部分 122，其中表面突起元件 134 存在于第二部分 122 上而不存在于第一部分 120 上。需要注意的是，前面描述的图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表现形式的设置、实现方式、构造等同样适用于在图 3-4 和 12 的实施方式的第二种表现形式。

图 3-4 和 12 的实施方式的第三种表现形式是用于包括柔性导管 124、医疗导丝 112 和机械化导丝驱动组件 130 的医疗器械 118。导管 124 具有可插入到患者体腔中的远端 116。医疗导丝 112 包括可作为环状轨道伸出导管 124 的远端 116 的工作部分 114，其中工作部分 114 包括具有外螺纹 136 的外表面 132。机械化导丝驱动组件 130 适于可操作地与外螺纹 136 接合。机械化导丝驱动组件 130 包括电动机 144，还包括采用驱动力来驱动电动机 144 的控制器 168，其中驱动力具有预定的上限。

在图 3-4 和 12 的实施方式的第三种表现形式的一种采用方式中，工作部分 114 包括第一部分 120 和第二部分 122，其中外螺纹 136 存在于第二部分 122 上而不存在于第一部分 120 上。需要注意的是，前面描述的图 3-4 和 12 的实施方式的第三种表现形式的设置、实现方式、构造等同样适用于在图 3-4 和 12 的实施方式的第三种表现形式。

本发明的第三个方面的第二种实施方式在图 7 和 13 中显示。图 7 和 13 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 324、医疗导丝 312 和机械化导丝驱动组件 330 的医疗器械 318。导管 324 具有可插入到患者体腔中的远端 316。医疗导丝 312 可伸出导管 324 的远端 316。医疗导丝 312 包括具有一系列重复的间隔开的表面突起元件 334 的外表面 332。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸

出导管 324 的远端 316 的自由端 321。机械化导丝驱动组件 330 适于可操作地接合表面突起元件 334。机械化导丝驱动组件 330 包括电动机 344，还包括采用驱动力来驱动电动机 344 的控制器 368，其中驱动力具有预定的上限。

图 7 和 13 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 324、医疗导丝 312 和机械化导丝驱动组件 330 的医疗器械 318。导管 324 具有可插入到患者体腔中的远端 316。医疗导丝 312 可伸出导管 324 的远端 316。医疗导丝 312 包括具有外螺纹 336 的外表面 332。医疗导丝 312 具有当医疗导丝 312 完全延伸时伸出导管 324 的远端 316 的自由端 321。机械化导丝驱动组件 330 适于可操作地接合外螺纹 336。机械化导丝驱动组件 330 包括电动机 344，还包括采用驱动力来驱动电动机 344 的控制器 368，其中驱动力具有预定的上限。

在图 7 和 13 的实施方式的第二种表现形式的一个例子中，导线 369 为控制器 368 供电，导线 362 从控制器 368 为电动机 344 供电。具有导管和医疗导丝的医疗器械

本发明的第四方面涉及具有导管和导丝的医疗器械，其为在图 14-16 中显示的实施方式。图 14-16 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 424 和医疗导丝 412 的医疗器械 418。导管 424 具有可插入患者体腔中的大致为圆头形的远端部分 417，其具有至少一个导丝通路开口 474。医疗导丝 412 具有可伸出所述至少一个导丝通路开口 474 的工作部分 414。

具有大致圆头形的导管远端部分 417 是导管远端部分 417，其横截面具有大体为圆形的周界，其中当向着远端 416 运动时圆形的尺寸连续减小，如侧剖视图所示，其中远端 416 是圆的或者平的。在一种变化中，远端部分 417 大致为半球形，远端 416 为圆的，如图 14 所示。在未显示的不同变化中，远端部分大体上为截锥形，远端为平的。其它变化，包括大体上为抛物线的远端部分留给本领域技术人员。

在图 14-16 的实施方式的第二种表现形式的最广泛应用中，如前

面第二段所述，医疗器械 418 可具有机械化导丝驱动组件 430，但这不是必须的，医疗导丝 412 可以是环状轨道或者非环状轨道医疗导丝，医疗导丝 412 可具有不同弯曲力矩指数和/或不同直径（或者其它不同横截面形状/大小）的部分，但这也不是必须的，医疗导丝 412 可具有表面突起元件 434，例如外螺纹 436，但这同样也不是必须的。

在图 14-16 的实施方式的第二种表现形式的一种实现方式中，工作部分 414 是可作为环状轨道延伸超出所述至少一个导丝通路开口 474。在一种变化中，工作部分 414 具有最大环状轨道长度，包括第一部分 420 和第二部分 422，其中第一部分 420 和第二部分 422 的长度加起来大于最大环状轨道长度的 90%。其中第一部分 420 具有第一弯曲力矩惯量，第二部分 422 具有第二弯曲力矩惯量，其中第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。在相同或不同变化中，医疗器械 418 包括机械化导丝驱动组件 430，工作部分 414 包括第一部分 420 和第二部分 422，第二部分 422 包括适于与机械化导丝驱动组件 430 可操作地接合的一系列重复的分离的表面突起元件 434，机械化导丝驱动组件 430 包括向着远端 416 设置在导管 424 中的表面突起元件接合元件 440。在一个例子中，表面突起元件 434 是外螺纹 436。

图 14-16 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 424、医疗导丝 412 和至少一个导线长度定标器 476 和 478 的医疗器械 418。导管 424 具有可插入患者体腔中的远端部分 416。医疗导丝 412 具有可伸出导管 424 的远端 416 的工作部分 414。所述至少一个导线长度定标器 476 和 478 可与医疗导丝 412 可操作地连接，以测定伸出导管 424 的远端 416 的工作部分 414 的长度。

在图 14-16 的实施方式的第二种表现形式的最广泛应用中，如前一段所述，医疗器械 418 可具有机械化导丝驱动组件 430，但这不是必须的，医疗导丝 412 可以是环状轨道或者非环状轨道医疗导丝，医疗导丝 412 可具有不同弯曲力矩指数和/或不同直径（或者其它不同横截面形状/大小）的部分，但这也不是必须的，医疗导丝可具有表面突起元件 434，例如外螺纹 436，但这同样也不是必须的。

需要注意的是，导线长度定标器 476 和 478 是测定从延伸的导线的参考位置的延伸长度的任何装置，所述装置对本领域技术人员而言是公知的。还应注意，图 14-16 的实施方式的第二种表现形式的执行、变化、例子等对于图 14-16 的实施方式的第二种表现形式来说同样适用。

在图 14-16 的实施方式的第二种表现形式的一种应用中，所述至少一个导线长度定标器 476 和 478 包括可操作地与第二部分 422 连接的第一导线长度定标器 476，以测定伸出导管 424 的远端 416 的第二部分 422 的长度。在一种变化中，至少一个导线长度定标器 476 和 478 包括可操作地与第一部分 420 连接的第二导线长度定标器 478，以测定伸出导管 424 的远端 416 的第一部分 420 的长度。应当注意的是，如同本领域技术人员理解的那样，这种应用和/或变化可用于或者不用于机械化导丝驱动组件 430。在一种修改中，其中采用机械化导丝驱动组件 430，机械化导丝驱动组件 430 包括具有电动机轴 449 的电动机 444，第一导线长度定标器 476 包括可操作的与电动机轴 449 连接的编码器 480。在一种未显示的实现方式中，第一和第二导线长度定标器 476 和 478 包括临床医生可观察的控制台上的显示器（例如圆形或数字显示器）。在一种未显示的拓展中，导管 424 包括长度标记。在一个例子中，导线 462 为电动机 444 供电。

图 14-16 的实施方式的第三种表现形式是包括柔性导管 424、医疗导丝 412 和力/扭矩限制离合器 482 的医疗器械 418。导管 424 具有可插入患者体腔中的远端部分 416。医疗导丝 412 具有可伸出导管 424 的远端 416 的工作部分 414。力/扭矩限制离合器 482 可操作地与医疗导丝 412 连接。

在图 14-16 的实施方式的第三种表现形式的最广泛应用中，如前一段所述，医疗器械 418 可具有机械化导丝驱动组件 430，但这不是必须的，医疗导丝 412 可以是环状轨道或者非环状轨道医疗导丝，医疗导丝 412 可具有不同弯曲力矩指数和/或不同直径（或者其它不同横截面形状/大小）的部分，但这也不是必须的，医疗导丝 412 可

具有表面突起元件 434，例如外螺纹 436，但这同样也不是必须的。在一个未显示的例子中，医疗导丝由临床医生手动延伸，力/扭矩限制离合器包括力限制离合器。在另一个例子中，采用机械化导丝驱动组件 430，包括电动机 444，其中电动机 444 是旋转电动机，其中力/扭矩限制离合器 482 是扭矩限制离合器。其它例子留给本领域技术人员。

在图 14-16 的实施方式的第三种表现形式的一种实现中，医疗器械 418 还包括机械化导丝驱动组件 430，其中医疗导丝 412 适于与机械化导丝驱动组件 430 可操作地接合，其中机械化导丝驱动组件 430 包括力/扭矩限制离合器 482。在一种变化中，力/扭矩限制离合器 482 包括滑动离合器 483。在一种修改中，机械化导丝驱动组件 430 包括旋转轴（例如但不限于电动机轴 448）和齿轮箱 472，其中齿轮箱 472 适于与医疗导丝 412 可操作地接合，其中滑动离合器 483 设置在旋转轴（例如电动机轴 448）和齿轮箱 472 之间，并可操作地与它们连接。在一个例子中，机械化导丝驱动组件 430 包括可操作地与旋转轴（例如电动机轴 448）连接的电动机 444。

在图 14-16 的实施方式的第三种表现形式的一种构造中，图 16 的滑动离合器 483 包括由柔性（在该构造中）旋转轴（例如电动机轴 448）旋转并包括六个指状突起的耦合器（未显示）。六个指状突起围绕滑动离合器 483 的六边形输出轴 481。耦合器还包括多个 O 形环，其围绕并将压力施加到指状突起。当运动的医疗导丝 412 遇到阈值阻力时，六边形输出轴 481 停止旋转，旋转的指状突起在六边形输出轴 481 的角上滑动。当医疗导丝 412 遇到的阻力降低到阈值阻力以下时，旋转的指状突起停留在六边形输出轴 481 的平面上。在该方式中，当遇到阈值阻力时，滑动离合器 483 的这种构造使六边形输出轴 481 的旋转中断，但当阻力降低到阈值以下时允许旋转。滑动离合器和/或力/扭矩限制离合器 482 的其它构造留给本领域技术人员。

具有导丝和关节运动的导管的医疗器械

本发明的第五个方面涉及具有导丝和关节运动导管的医疗器械，其第一种实施方式在图 17-18 中显示。图 17-18 的实施方式的第 一种表现形式是包括柔性导管 524 和医疗导丝 512 的医疗器械 518。导管 524 具有可插入患者体腔中的远端 516 和关节运动部分 584，其中关节运动部分 584 适于从患者体外控制。医疗导丝 512 包括可作为环状轨道伸出导管 524 的远端 516 的工作部分 514。工作部分 514 具有最大环状轨道长度，包括第一部分 520 和第二部分 522，二者的长度加起来大于最大环状轨道长度的 90%。第一部分 520 具有第一弯曲力矩惯量，第二部分 522 具有第二弯曲力矩惯量。第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。

在图 17-18 的实施方式的第 一种表现形式的最广泛应用中，如前段所述，医疗器械 518 可包括机械化导丝驱动组件 530，但这不是必须的，医疗导丝 512 可具有表面突起元件 534，例如外螺纹 536，但这也不是必须的。

在图 17-18 的实施方式的第 一种表现形式的一种设置中，关节运动部分 548 向着（在一个例子中靠近）远端 516 设置。在一种变化中，医疗器械 518 包括具有控制输入装置 588 的手柄 586，其中手柄 586 与导管 524 连接，其中控制输入装置 588 可操作地与关节运动部分 584 连接。控制输入装置的例子包括但不限于：旋转控制旋钮，控制开关和控制按钮。在一种修改中，控制输入装置 588 包括控制旋钮 590，医疗器械 518 包括两个控制索 592，它们每个都具有与关节运动部分 584 中的对应锚定点 594 连接的一端，并且都具有可操作地与控制旋钮 590 连接的另一端，其中控制旋钮 590 的旋转使关节运动部分 584 沿着一个方向弯曲，控制旋钮 590 的反方向旋转使关节运动部分 584 沿着相反方向弯曲，如同本领域技术人员理解的那样。用于弯曲关节运动部分 548 的其它机构留给本领域技术人员。在一种应用中，导管 524 是柔性内窥镜（内窥镜成像器、工作通道等为了清楚起见在图 17-18 中省去）的插入管。

图 17-18 的实施方式的第 二种表现形式是包括柔性导管 524、机

械化导丝驱动组件 530 和医疗导丝 512 的医疗器械 518。导管 524 具有可插入患者体腔中的远端 516 和关节运动部分 584, 其中关节运动部分 584 适于从患者体外控制。医疗导丝 512 包括可作为环状轨道伸出导管 524 的远端 516 的工作部分 514。工作部分 514 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 530 可操作地接合的一系列重复间隔开的表面突起元件 534。

在图 17-18 的实施方式的第二种表现形式的一种设置中, 关节运动部分 548 向着 (在一个例子中靠近) 远端 516 设置。在一种变化中, 医疗器械 518 包括具有控制输入装置 588 的手柄 586, 其中手柄 586 与导管 524 连接, 其中控制输入装置 588 可操作地与关节运动部分 584 连接。

在图 17-18 的实施方式的第二种表现形式的一种实现方式中, 工作部分 514 包括第一部分 520 和第二部分 522, 表面突起元件 534 存在于第二部分 522 上而不存在于第一部分 520 上。在一种变化中, 工作部分 514 具有最大环状轨道长度, 其中第一部分 520 和第二部分 522 一起具有比最大环状轨道长度的 90% 大的长度。在该变化中, 第一部分 520 具有第一弯曲力矩的惯量, 第二部分 522 具有第二弯曲力矩的惯量, 其中第一弯曲力矩的惯量小于第二弯曲力矩的惯量。

图 17-18 的实施方式的第三种表现形式是包括柔性导管 524、机械化导丝驱动组件 530 和医疗导丝 512 的医疗器械 518。导管 524 具有可插入患者体腔中的远端 516 和关节运动部分 584, 其中关节运动部分 584 适于从患者体外控制。医疗导丝 512 包括可作为环状轨道伸出导管 524 的远端 516 的工作部分 514。工作部分 514 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 530 可操作地接合的外螺纹 536。

前述图 17-18 的实施方式的第二种表现形式的设置、实现方式等同样适用于图 17-18 的实施方式的第三种表现形式, 其中所述第二种表现形式的表面突起元件 534 是所述第三中表现形式的外螺纹 536。在一种修改中, 工作部分 514 包括从第二部分 522 延伸到第一部分 520 的第三部分 526, 其中第三部分 526 具有一定的长度, 并具有变

化的第三直径，该第三直径在接近第二部分 522 时基本上等于（第二部分 522 的）第二直径，在接近第一部分 520 时基本上等于（第一部分 520 的）第一直径。

在图 17-18 的实施方式的第三种表现形式的一种实现方式中，机械化导丝驱动组件 530 包括设置在导管 524 中的电动机 544。在一种变化中，导线 526 为电动机 544 供电，电动机 544 旋转可操作地与齿轮箱 572 连接的电动机轴 548，所述齿轮箱 572 可操作地与医疗导丝 512 连接。在相同或者不同实现方式中，导管 524 是柔性内窥镜的插入管。

在图 19 中显示了本发明的第五方面的第二种实施方式，其中为了清楚起见，省去了延伸靠近齿轮箱 672 的医疗导丝 612 的第二部分 622（包括其上的外螺纹 636）的一部分，但应类似于在图 18 中显示的齿轮箱/导丝设置。图 19 的医疗器械 618 的实施方式等同于在图 17-18 中的医疗器械的实施方式，区别为：机械化导丝驱动组件 630 的电动机 644 设置在手柄 686 中，而不是设置在导管 624 中，而且更长的柔性电动机轴 648 可操作的将电动机 644 与齿轮箱 672 连接。在图 19 中还显示了关节运动部分 684、控制输入装置 688、控制索 692、锚定点 694 和为电动机 644 供电的导线 662。

在图 20 中显示了本发明的第五方面的第三种实施方式，其中为了清楚起见，省去了延伸靠近齿轮箱 672 的医疗导丝 612 的第二部分 622（包括其上的外螺纹 636）的一部分，但应类似于在图 18 中显示的齿轮箱/导丝设置。图 20 的医疗器械 718 的实施方式等同于在图 17-18 中的医疗器械 518 的实施方式，区别为：当完全延伸时医疗导丝 712 具有伸出远端 716 的自由端 721，而且机械化导丝驱动组件 730 的电动机 744 设置在手柄 786 和导管 724 之外，第二齿轮箱 773 设置在手柄 786 中，长柔性电动机轴 648 可操作的将电动机 744 与第二齿轮箱 773 连接，而且连接轴 796 可操作地连接第二齿轮箱 773 和第一齿轮箱 772。在图 20 中还显示了关节运动部分 784、控制输入装置 788、控制索 792、锚定点 794 和为电动机 744 供电的导线 762。

图 20 的实施方式的第一种表现形式是包括柔性导管 724 和医疗导丝 712 的医疗器械 718。导管 724 具有可插入患者体腔中的远端部分 716 和关节运动部分 784, 其中关节运动部分 784 适于从患者体外控制。医疗导丝 712 可伸出导管 724 的远端 716。医疗导丝 712 包括第一部分 720 和第二部分 722。第一部分 720 具有第一弯曲力矩惯量, 第二部分 722 具有第二弯曲力矩惯量, 其中第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。第一部分 720 具有当医疗导丝 712 完全延伸时可伸出导管 724 的远端 716 的自由端 721。

在图 20 的实施方式的第一种表现形式的最广泛应用中, 如前段所述, 医疗器械 718 可包括机械化导丝驱动组件 730, 但这不是必须的, 医疗导丝 712 可具有表面突起元件 734, 例如外螺纹 736, 但这也不是必须的。

图 20 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 724、机械化导丝驱动组件 730 和医疗导丝 712 的医疗器械 718。导管 724 具有可插入患者体腔中的远端 716 和关节运动部分 784, 其中关节运动部分 784 适于从患者体外控制。医疗导丝 712 可伸出导管 724 的远端 716。医疗导丝 712 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 730 可操作地接合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 734 的外表面 732。该医疗导丝 712 具有当其完全延伸时可伸出导管 724 的远端 716 的自由端 721。

图 20 的实施方式的第三种表现形式是包括柔性导管 724、机械化导丝驱动组件 730 和医疗导丝 712 的医疗器械 718。导管 724 具有可插入患者体腔中的远端 716 和关节运动部分 784, 其中关节运动部分 784 适于从患者体外控制。医疗导丝 712 可伸出导管 724 的远端 716。医疗导丝 712 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 730 可操作地接合的外螺纹 736 的外表面 732。该医疗导丝 712 具有当其完全延伸时可伸出导管 724 的远端 716 的自由端 721。

具有导丝和增加的导管的医疗器械

本发明的第六方面涉及具有导丝和增加的导管的医疗器械, 其

第一种实施方式在图 21-24 中显示。图 21-24 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 824 和医疗导丝 812 的医疗器械 818。导管 824 具有可插入患者体腔中的远端 816，导管 824 适于滑动容纳附加医疗装置 801 的导轨连接部分 800。医疗导丝 812 包括可作为环状轨道伸出导管 824 的远端 816 的工作部分 814。工作部分 814 具有最大环状轨道长度，包括第一部分 820 和第二部分 822，二者的长度加在一起大于最大环状轨道长度的 90%。第一部分 820 具有第一弯曲力矩惯量，第二部分 822 具有第二弯曲力矩惯量，其中第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。

在图 20-24 的实施方式的第二种表现形式的最广泛应用中，如前段所述，医疗器械 818 可包括机械化导丝驱动组件 830，但这不是必须的，医疗导丝 812 可具有表面突起元件 834，例如外螺纹 836，但这也不是必须的。

附加医疗装置 801 的例子包括但不限于第二医疗器械 802，例如不具有医疗导丝的医疗器械，以及如图 25 的替代实施方式中所示（其中在图 24 和 25 中相同的附图标记表示相同元件），适于滑动容纳诸如不具有医疗导丝的医疗器械的第二医疗器械 802 的导轨连接部分的连接器 803。其它例子留给本领域技术人员。在材料的一种选择中，连接器主要由聚四氟乙烯（PTFE）构成。在一种实现方式中，PTFE 减小了滑动摩擦力。

在图 20-24 的实施方式的第二种表现形式的一种构造中，导管 824 包括导轨 804，其中导轨 804 适于连接并滑动容纳附加医疗装置 801 的导轨连接部分 800。在一种变化中，导轨 804 是导管 824 的一体部分。在材料的一种选择中，导管 824 主要由聚氨酯构成。在另一种未显示的变化中，导轨与导管可松开地连接。在一种改变中，导轨 804 设置在导管 824 的外表面上。在另一种未显示的改变中，导轨设置在导管的内表面上。在一种设计中，导轨 804 包括多个横向延伸的槽口 805（见图 21-22，特别参见在图 23 中的导轨 804 的详细图示）。在一种实现方式中，槽口 805 提供了柔性。

在图 20-24 的实施方式的第一种表现形式的一种应用中，导管 824 是柔性内窥镜（内窥镜成像器、工作通道等为了清楚起见在图 21-24 中省去）的插入管，附加医疗装置 801 包括适于容纳医疗器具 807 的工作通道 806。在一种变化中，工作通道 807 是柔性圆管 808 的内部，该柔性圆管的外表面适于连接到导轨 804 并沿着其滑动。在一个例子中，连接元件由匹配的舌与槽设置提供。在未显示的不同应用中，不存在工作通道，医疗器具本身适于与导轨连接并沿着其滑动。医疗器具 807 的例子包括但不限于成像器、搅拌器、切割刀、超声端部执行器、金属丝勒除器等。在一种未显示的改变中，导管包括两个或者更多导轨。

需要注意的是，图 21-24 的实施方式的第一种表现形式的导管 824 可描述为增加的导管，允许具有小的导管直径，该具有医疗导丝 812 的导管允许更容易地插入到患者体腔中。对于特定医疗手术而言如果需要的话，可将附加医疗装置 801 增加到导管 824。如果治疗上需要，连续的附加医疗装置可设置到治疗部位，在从患者体内退出时导管 824 用作附加医疗装置的导轨，并将其保持到直到医疗手术完成。

图 21-24 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 824、机械化导丝驱动组件 830 和医疗导丝 812 的医疗器械 818。导管 824 具有可插入患者体腔中的远端 816，导管 824 适于滑动容纳附加医疗装置 801 的导轨连接部分 800。医疗导丝 812 包括可作为环状轨道伸出导管 824 的远端 816 的工作部分 814。工作部分 814 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 830 可操作地接合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 834 的外表面 832。

在图 20-24 的实施方式的第二种表现形式的一种构造中，导管 824 包括导轨 804，其中导轨 804 适于连接并滑动容纳附加医疗装置 801 的导轨连接部分 800。在一种变化中，导轨 804 包括多个横向延伸的槽口 805。在图 20-24 的实施方式的第一种表现形式的一种应用中，导管 824 是柔性内窥镜的插入管，附加医疗装置 801 包括适于

容纳医疗器具 807 的工作通道 806。

在图 21-24 的实施方式的第二种表现形式的一种实现中,工作部分 814 包括第一部分 820 和第二部分 822,表面突起元件 834 存在于第二部分 822 上而不存在于第一部分 820 上。在一种变化中,工作部分 814 具有最大环状轨道长度,第一部分 820 和第二部分 822 一起具有比最大环状轨道长度的 90%大的长度。在该变化中,第一部分 820 具有第一弯曲力矩的惯量,第二部分 822 具有第二弯曲力矩的惯量,其中第一弯曲力矩的惯量小于第二弯曲力矩的惯量。

在图 21-24 的实施方式的第二种表现形式的例子中,表面突起元件 834 是外螺纹 836。在一种改变中,工作部分 814 包括从第二部分 822 向第一部分 820 延伸的第三部分 826,其中第三部分 826 具有一定的长度并具有变化的第三直径,该第三直径在接近第二部分 822 时基本上等于(第二部分 822 的)第二直径,在接近第一部分 820 时基本上等于(第一部分 820 的)第一直径。

需要注意的是,图 21-24 的实施方式的第二种表现形式的构造、应用等同样适用于图 21-24 的实施方式的第二种表现形式。在图 21-24 的实施方式的第二种表现形式的一种实现中,机械化导丝驱动组件 830 包括设置在导管 824 中的电动机 844。

本发明的第六方面的第二种实施方式在图 26-27 中显示。图 26-27 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 924 和医疗导丝 912 的医疗器械 918。导管 924 具有可插入患者体腔中的远端 916,导管 924 适于滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900。医疗导丝 912 包括第一部分 920 和第二部分 922。其中第一部分 920 具有第一弯曲力矩惯量,第二部分 922 具有第二弯曲力矩惯量,其中第一弯曲力矩惯量小于第二弯曲力矩惯量。第一部分 920 具有当医疗导丝 912 完全延伸时可伸出导管 924 的远端 916 的自由端 921。

在图 26-24 的实施方式的第二种表现形式的广泛应用中,如前段所述,医疗器械 918 可包括机械化导丝驱动组件 930,但这不是必须的,医疗导丝 912 可具有表面突起元件 934,例如外螺纹 936,但

这也不是必须的。在图 26-27 的实施方式的第二种表现形式的一种构造中，导管 924 包括适于连接并滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900 的导轨 904。

图 26-27 的实施方式的第二种表现形式是包括柔性导管 924、机械化导丝驱动组件 930 和医疗导丝 912 的医疗器械 918。导管 924 具有远端 916，导管 924 适于滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900。医疗导丝 912 可伸出导管 924 的远端 916。医疗导丝 912 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 930 可操作地接合的一系列重复的间隔开的表面突起元件 934 的外表面 932。医疗导丝 912 具有当其完全延伸时伸出导管 924 的远端 916 的自由端 921。在图 26-27 的实施方式的第二种表现形式的一种构造中，导管 924 包括适于连接并滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900 的导轨 904。

图 26-27 的实施方式的第三种表现形式是包括柔性导管 924、机械化导丝驱动组件 930 和医疗导丝 912 的医疗器械 918。导管 924 具有远端 916，导管 924 适于滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900。医疗导丝 912 可伸出导管 924 的远端 916。医疗导丝 912 包括具有适于与机械化导丝驱动组件 930 可操作地接合的外螺纹 936 的外表面 932。医疗导丝 912 具有当其完全延伸时伸出导管 924 的远端 916 的自由端 921。在图 26-27 的实施方式的第三种表现形式的一种构造中，导管 924 包括适于连接并滑动容纳附加医疗装置 901 的导轨连接部分 900 的导轨 904。

通过本发明的一个或多个实施方式获得了许多益处和优点。在一种应用中，带有包括具有比第二部分的弯曲力矩惯量小的第一弯曲力矩惯量的第一部分的环状轨道或非环状轨道导丝允许更容易地在患者体腔中延伸第一部分，接着更容易地延伸并临时锚定第二部分，并更容易地使医疗器械行进，如同本领域技术人员所理解的那样。在相同或不同应用中，带有包括具有诸如外螺纹等一系列重复的间隔开的表面突起元件的外表面的环状轨道或非环状轨道导丝允许其与机械化导丝驱动组件可操作地接合，从而改善导丝的延伸和

医疗器械的行进，如同本领域技术人员所理解的那样。在一种利用机械化导丝驱动组件的实现方式中，当机械化导丝驱动组件的表面突起元件结合元靠近地件定位在柔性内窥镜的导管（插入管）的远端时，对于导管来说在结肠中“成环”的倾向较小，从而在结肠镜检查期间对患者引起的痛苦也较少。

虽然已经通过描述许多表现形式、实施方式、方法及其例子等对本发明进行了描述，这并不是想将所附的权利要求书的精神和范围限制得如此详细。在不背离本发明的范围的前提下，大量的其它变化、改变和替代对本领域技术人员来说将是可想到的。应当理解，前述说明仅仅作为例子提供，在不背离所附的权利要求书的精神和范围的前提下其它修改对本领域技术人员来说是可想到的。

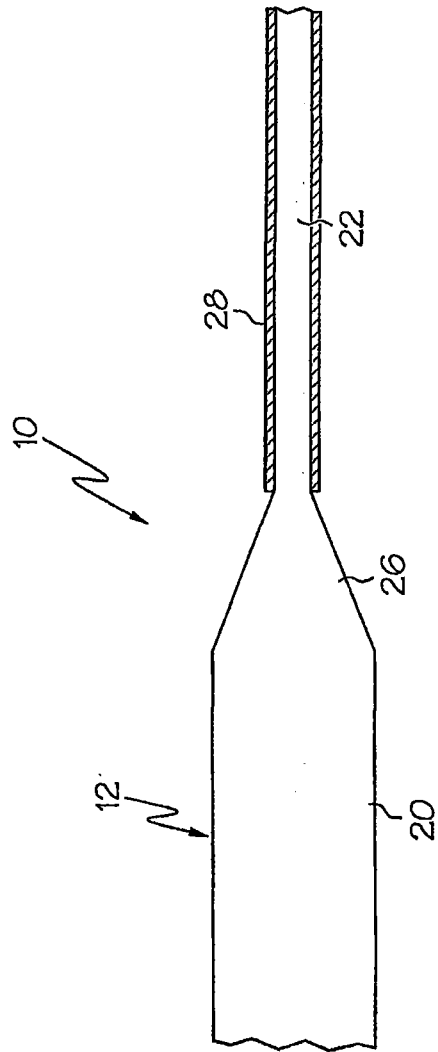


图 1

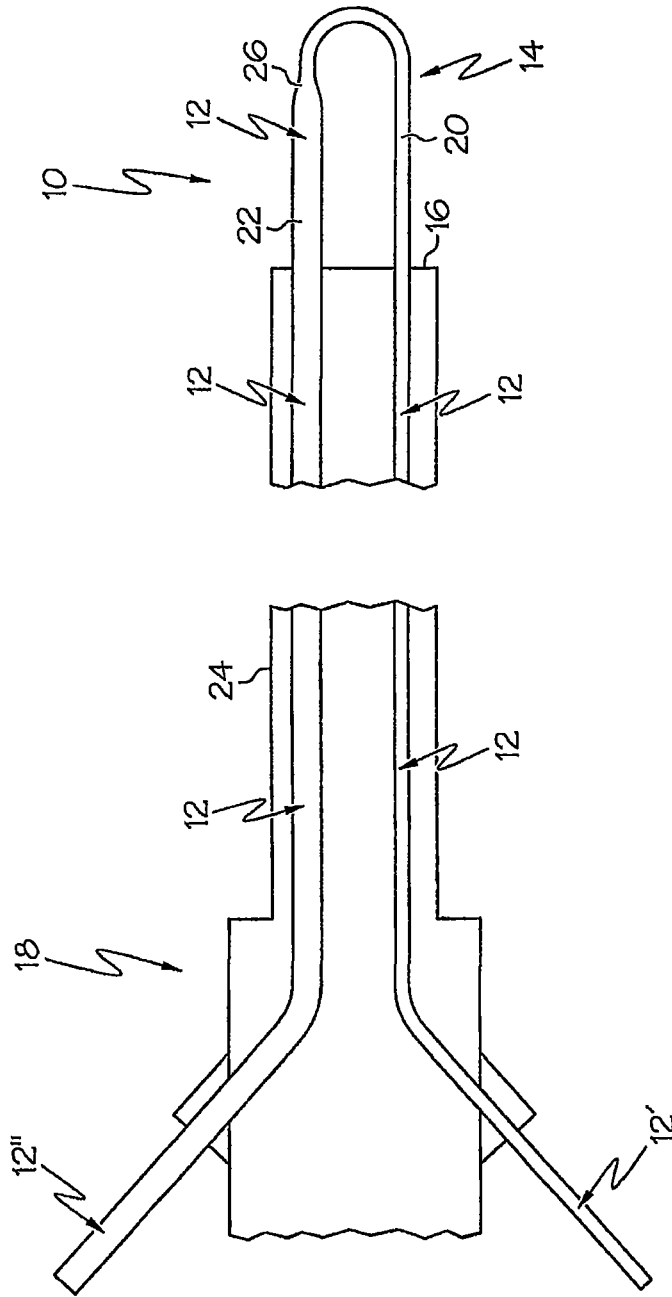


图 2

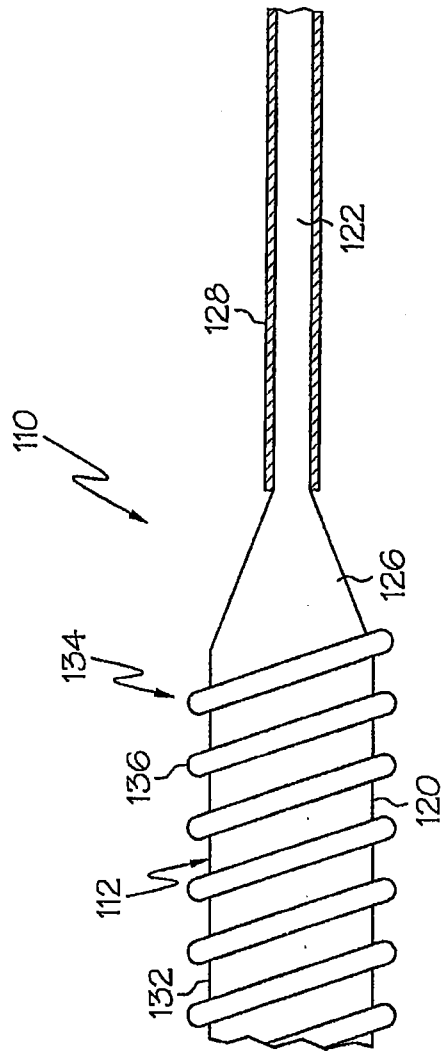


图 3

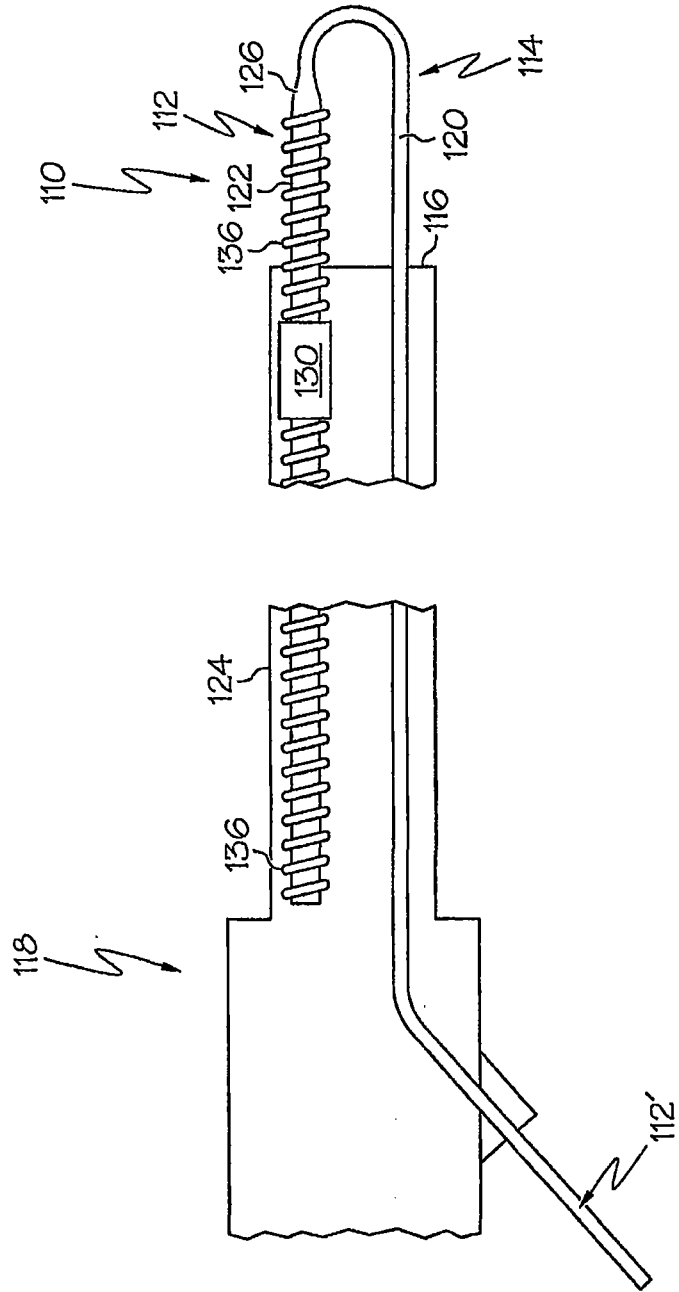


图 4

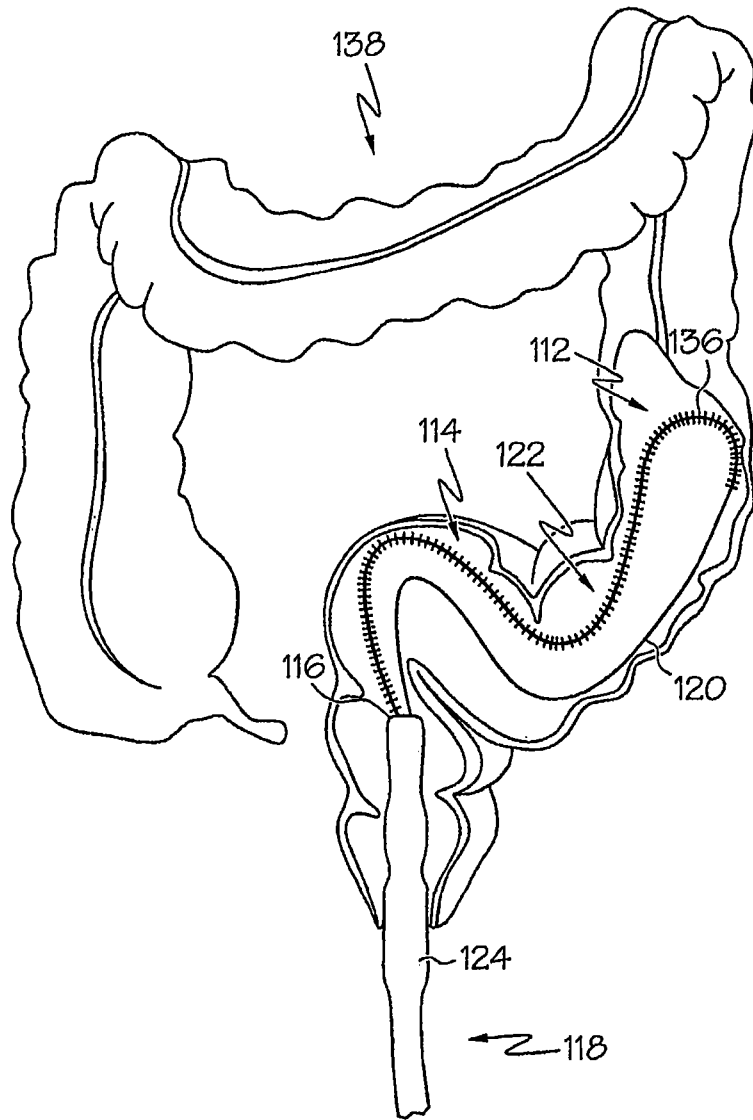


图 5

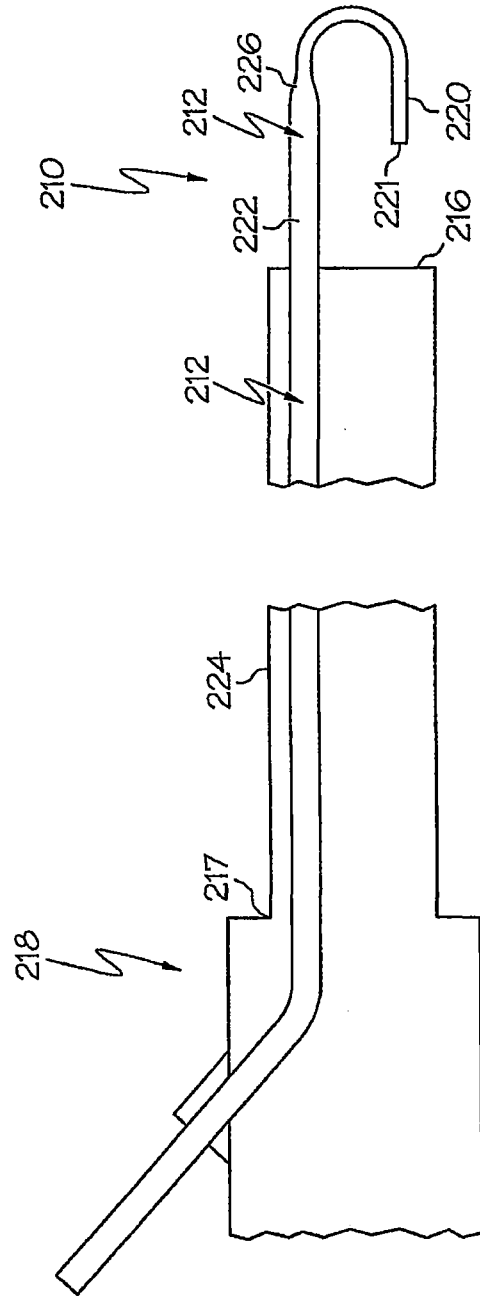


图 6

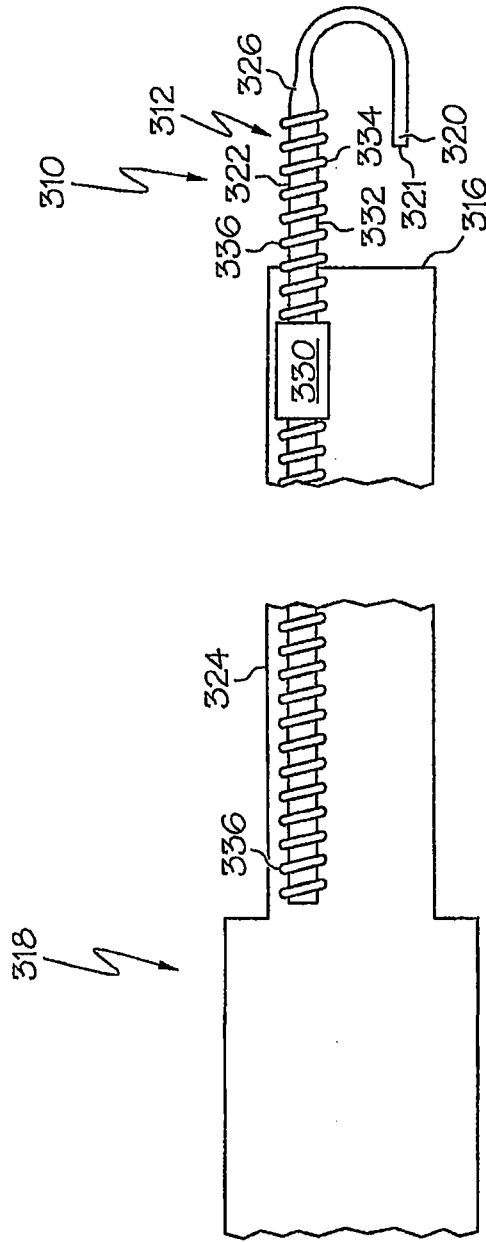


图 7

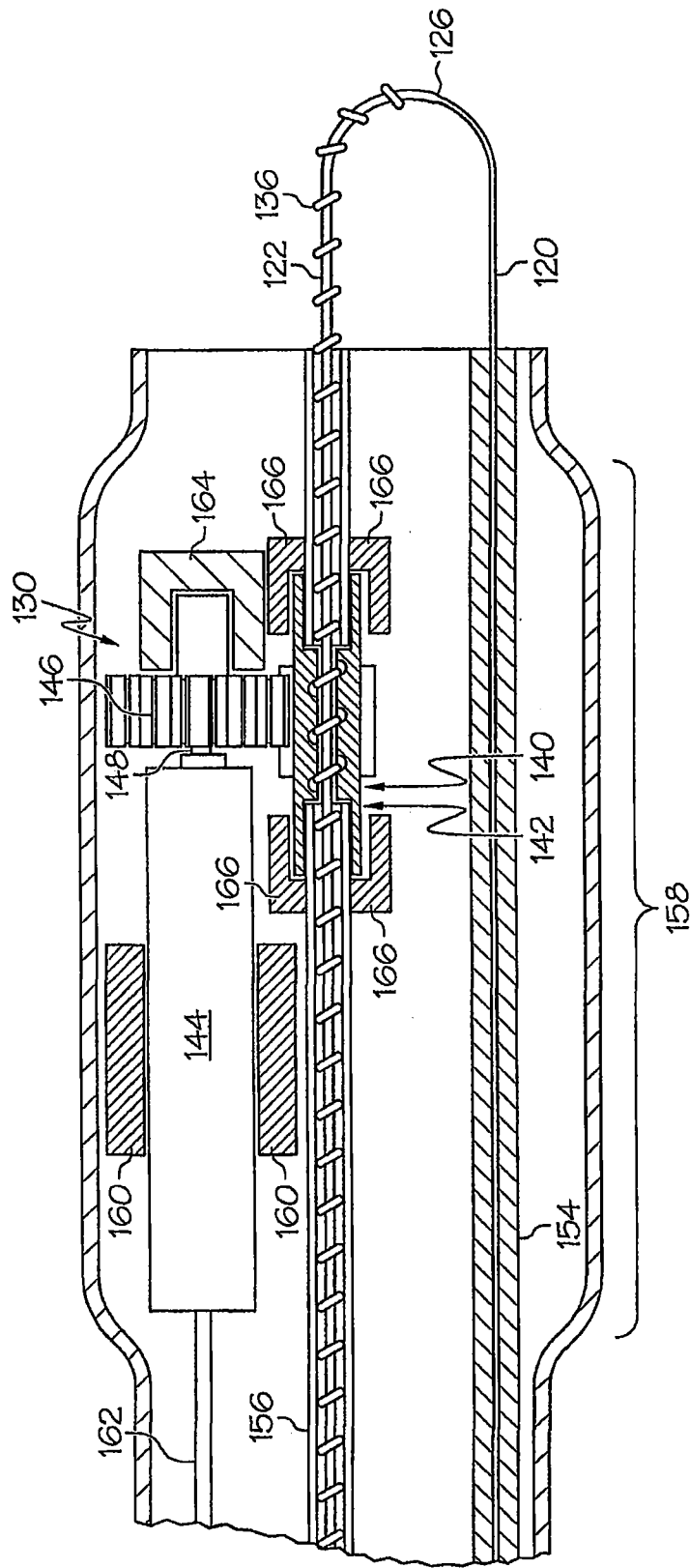


图 8

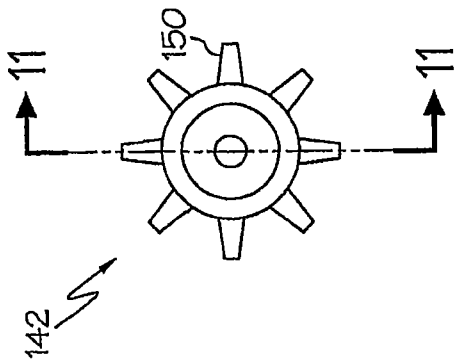


图 10

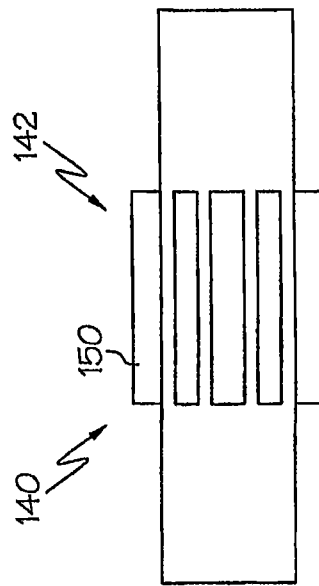


图 9

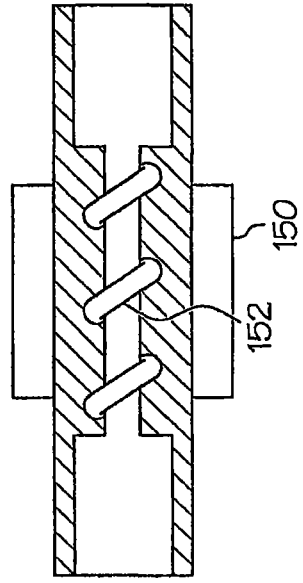
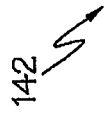


图 11

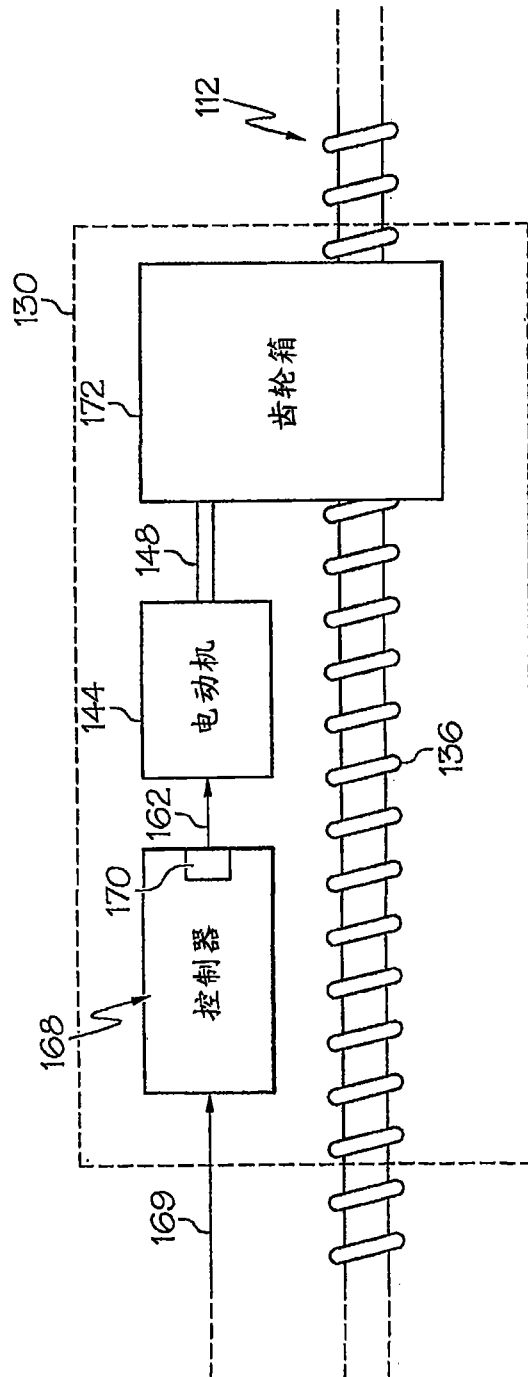


图 12

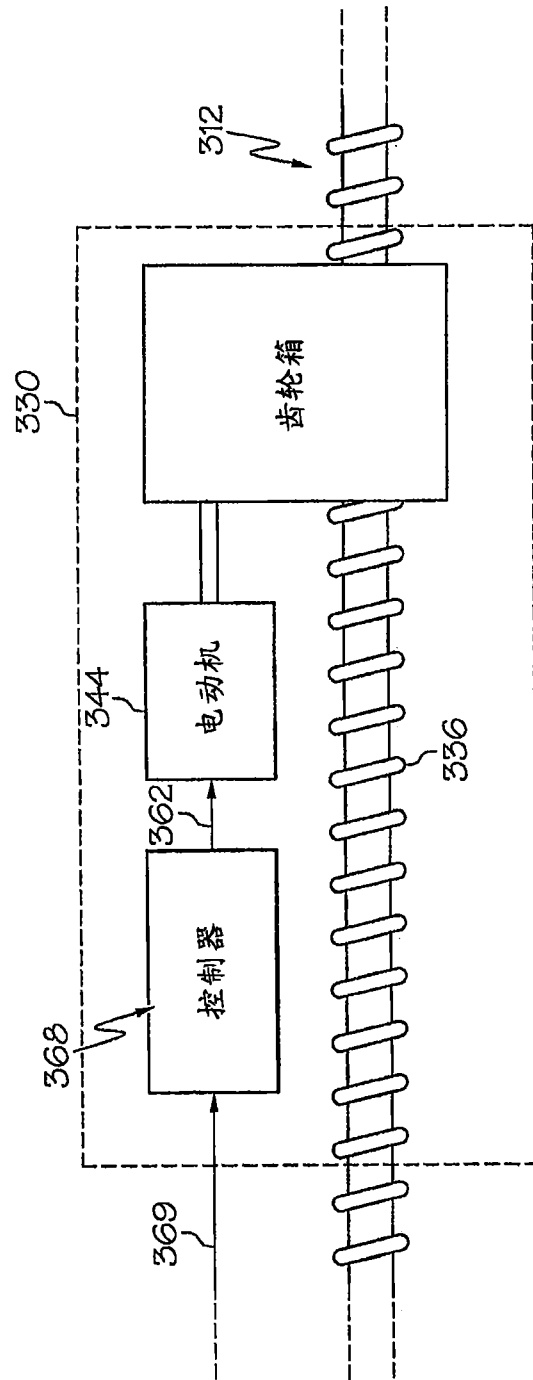


图 13

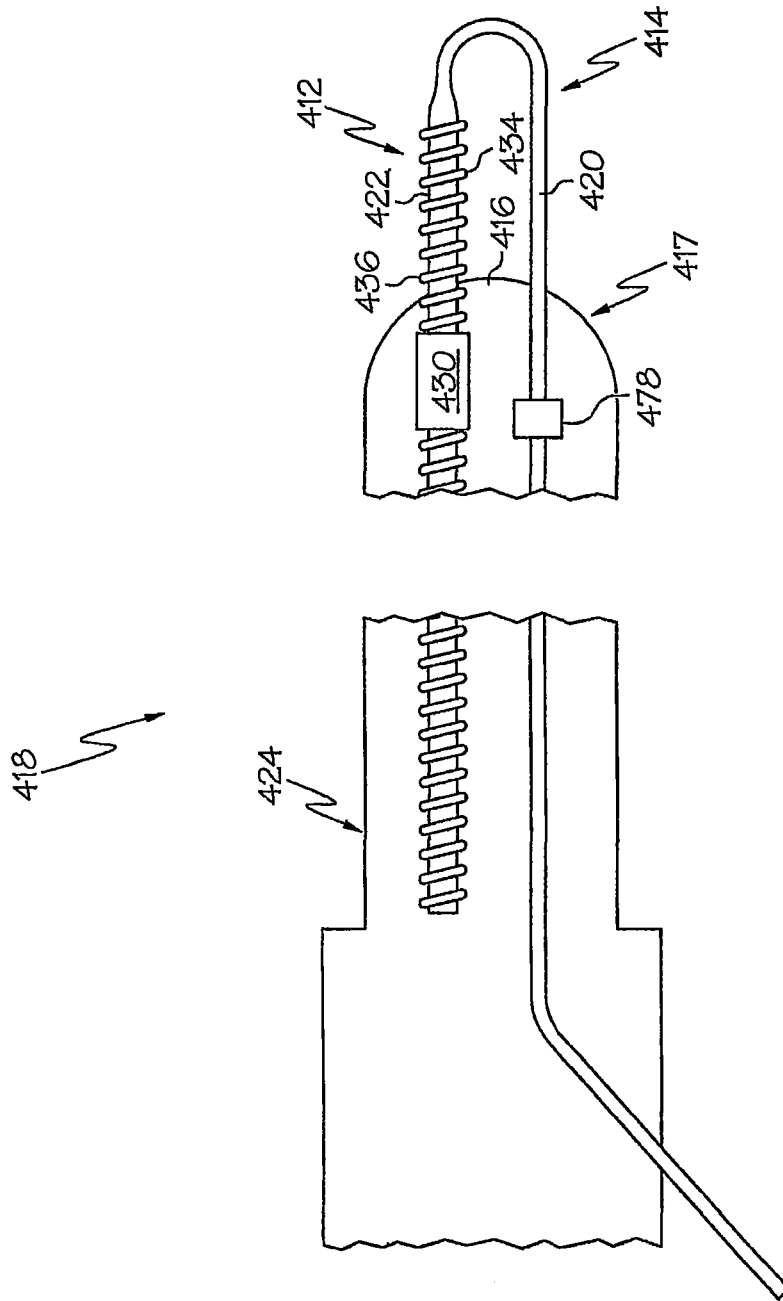


图 14

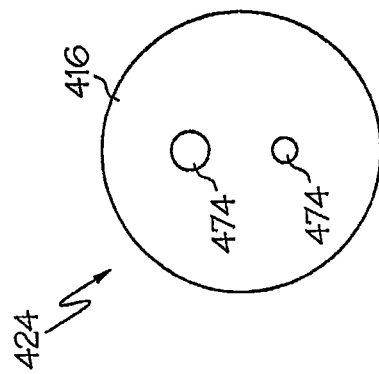


图 15

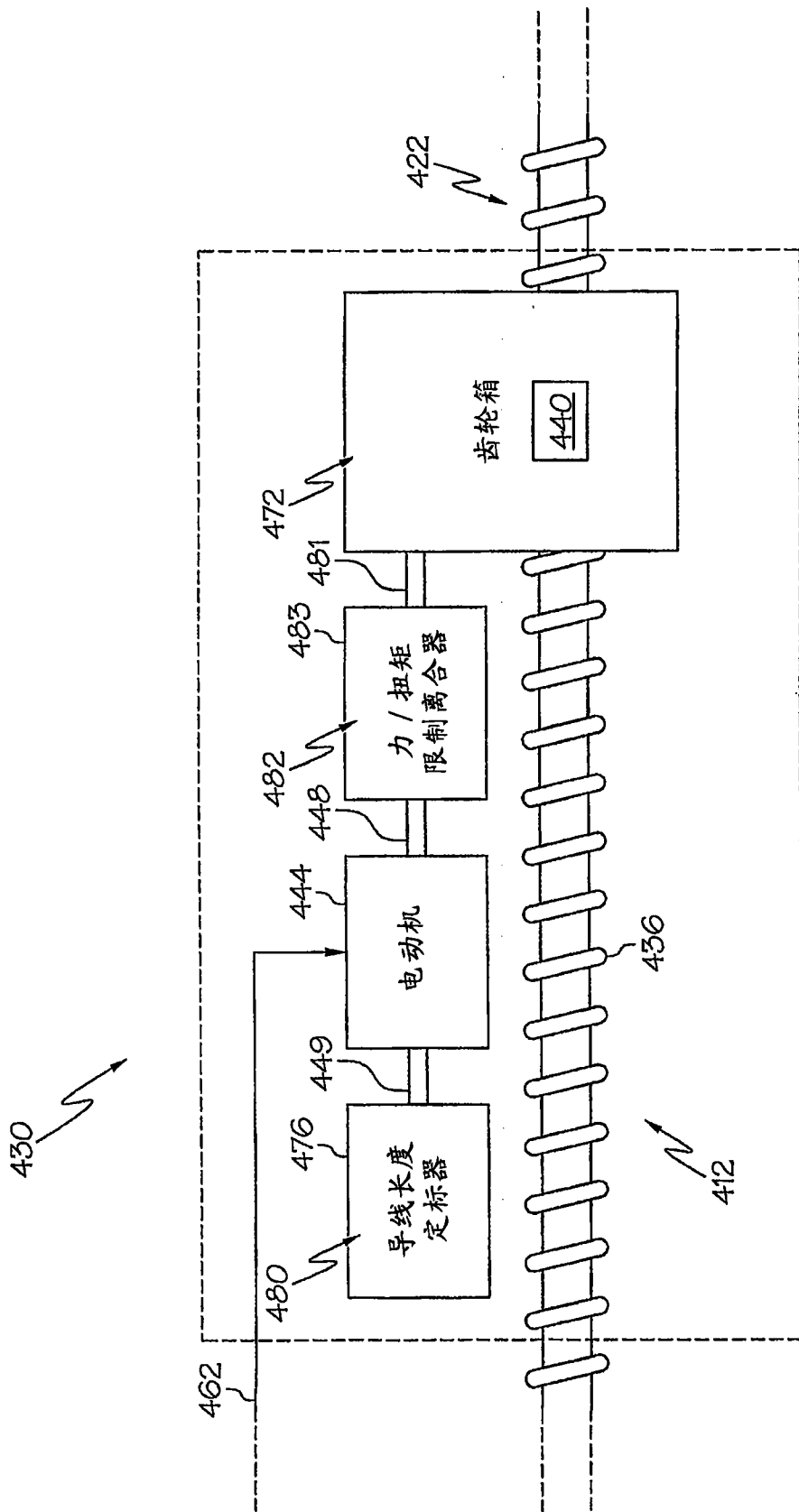


图 16

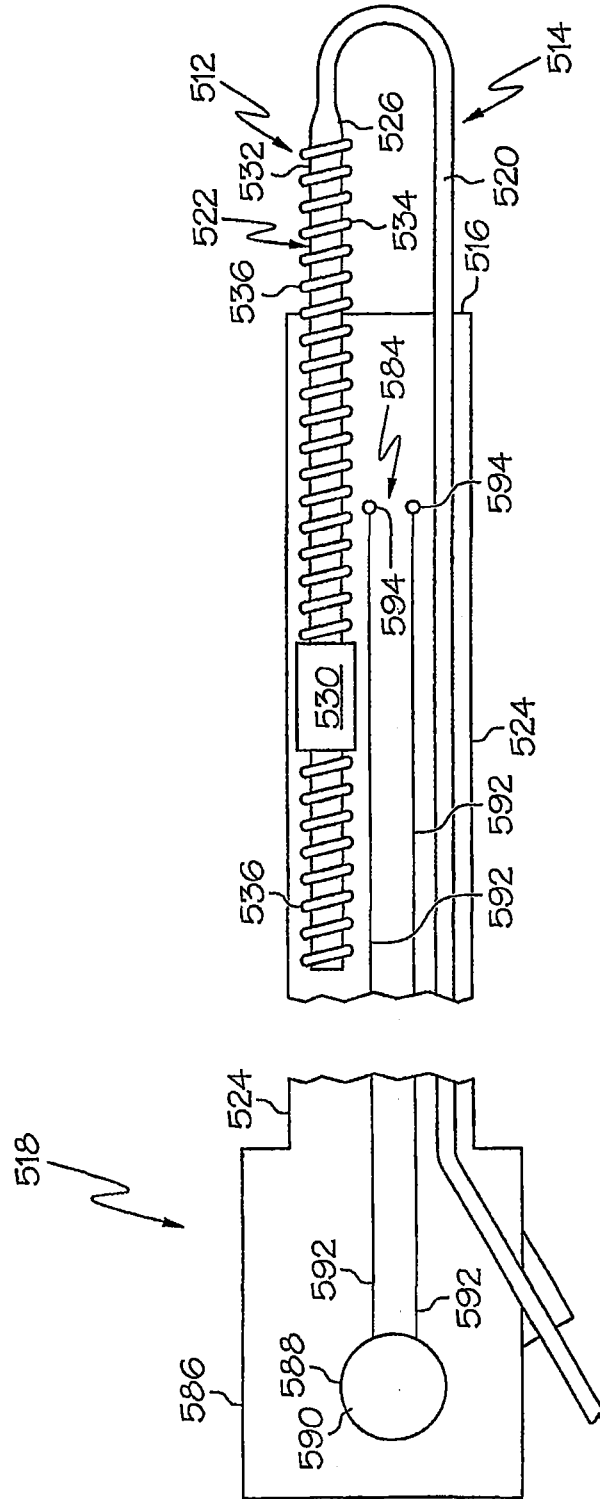


图 17

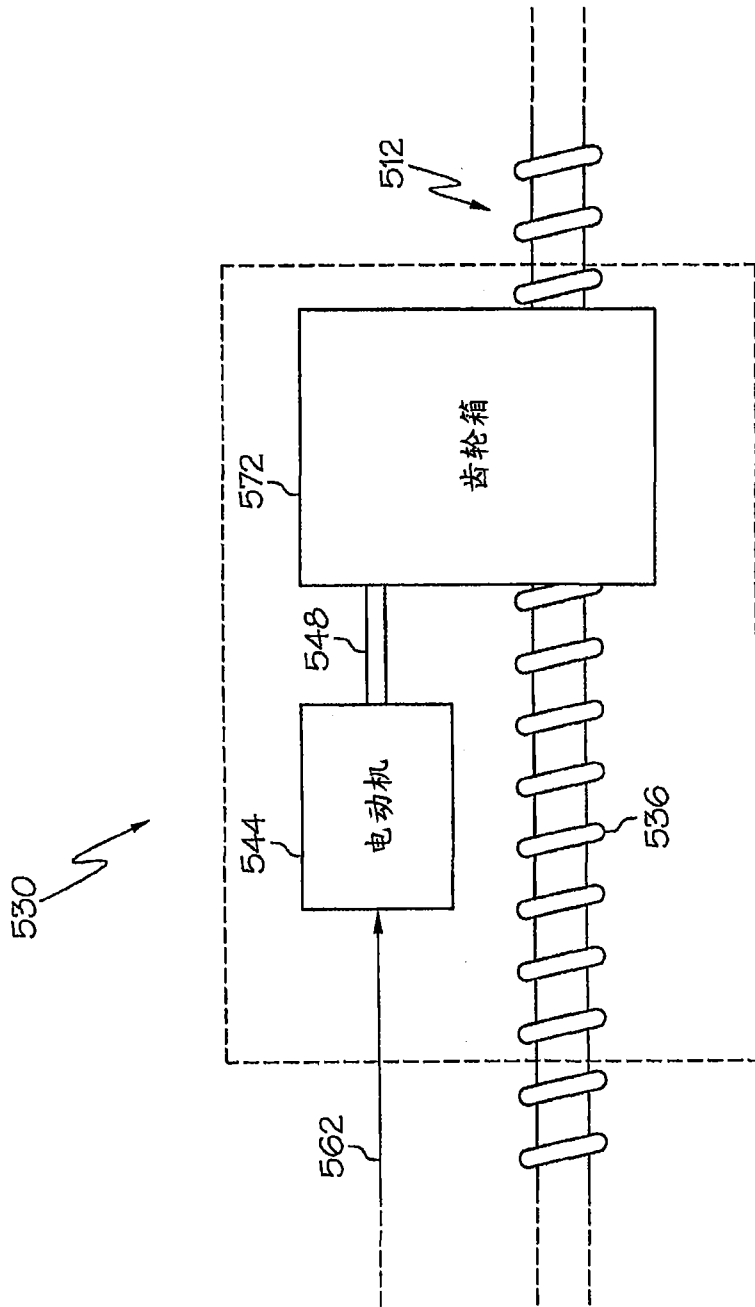


图 18

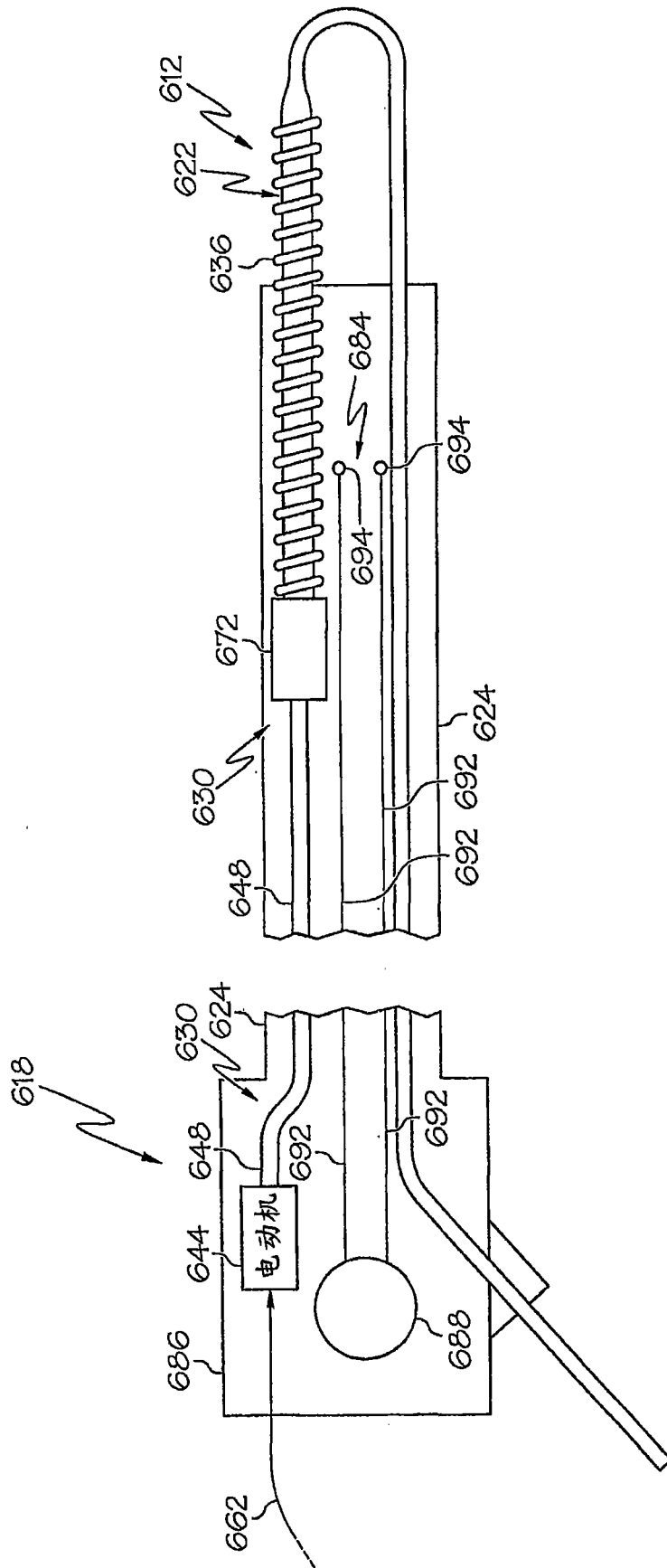


图 19

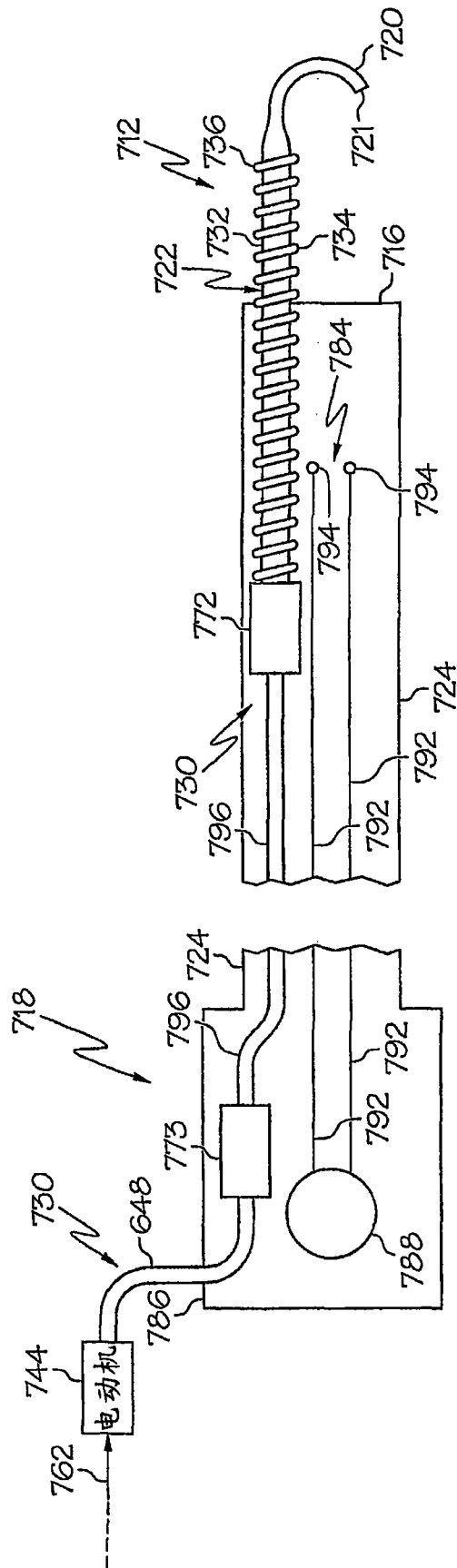


图 20

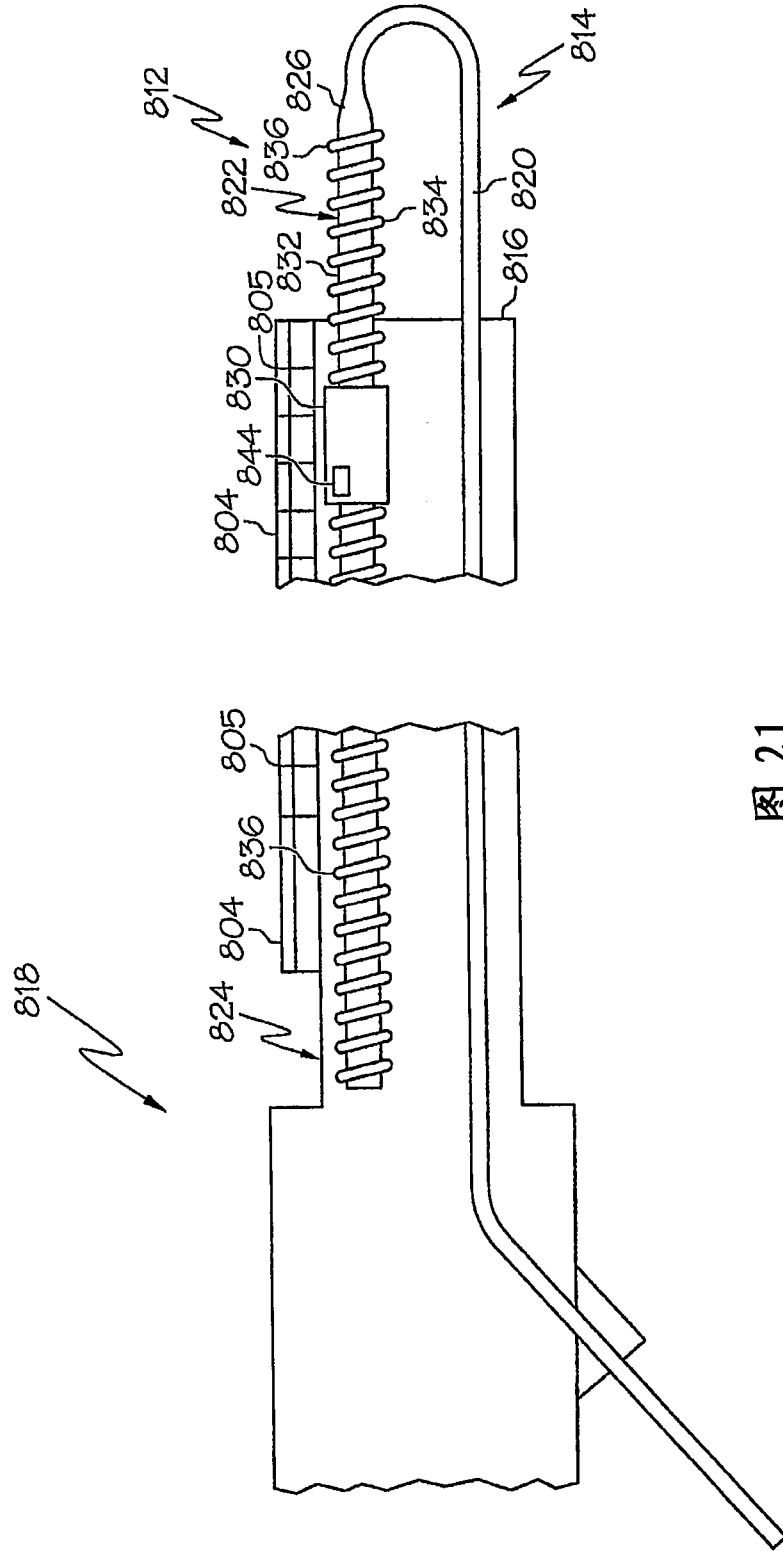


图 21

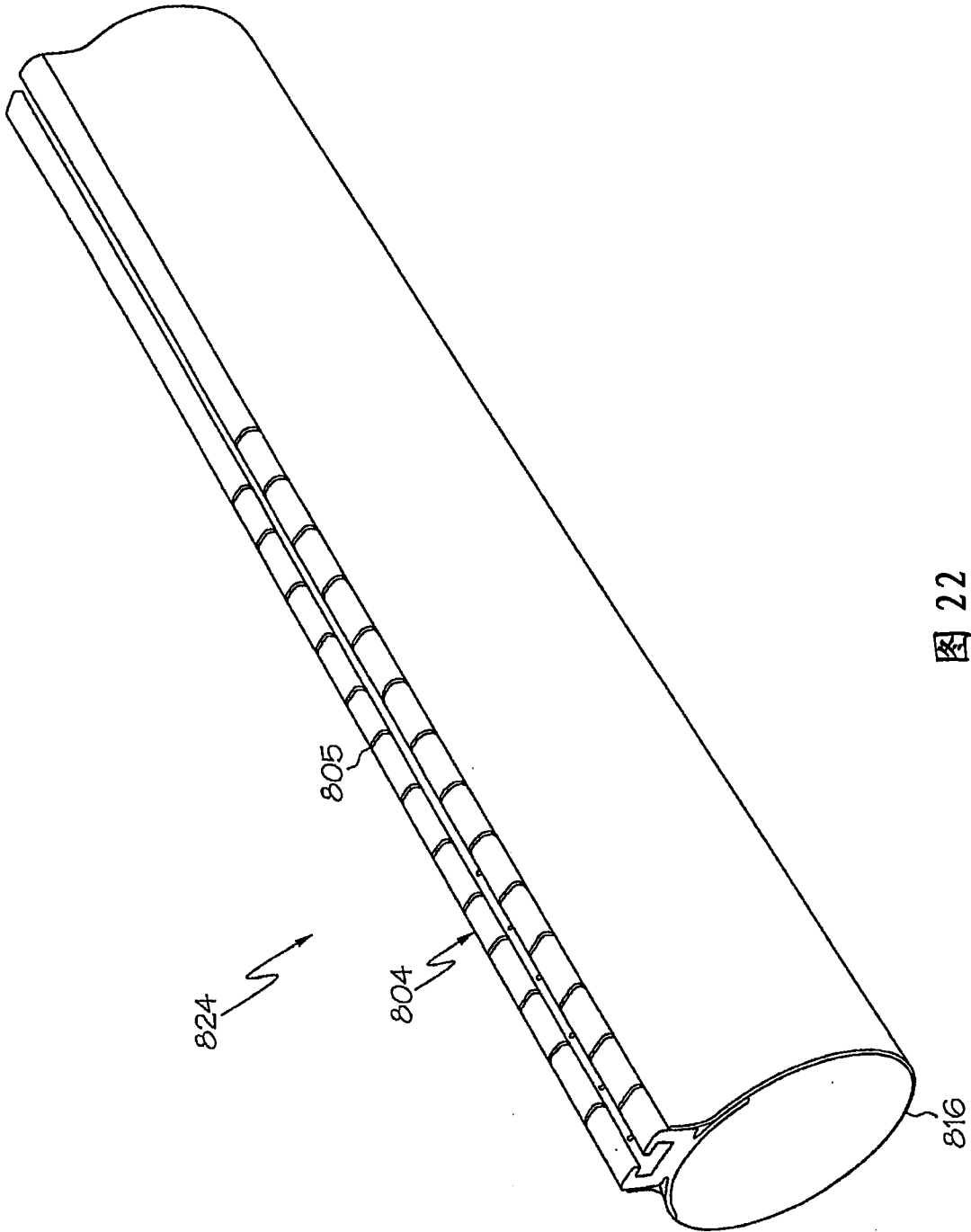


图 22

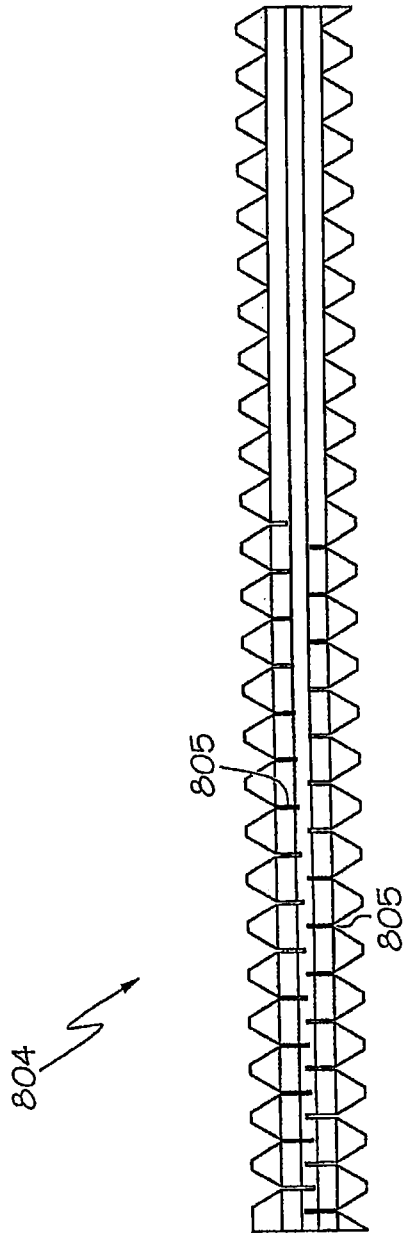


图 23

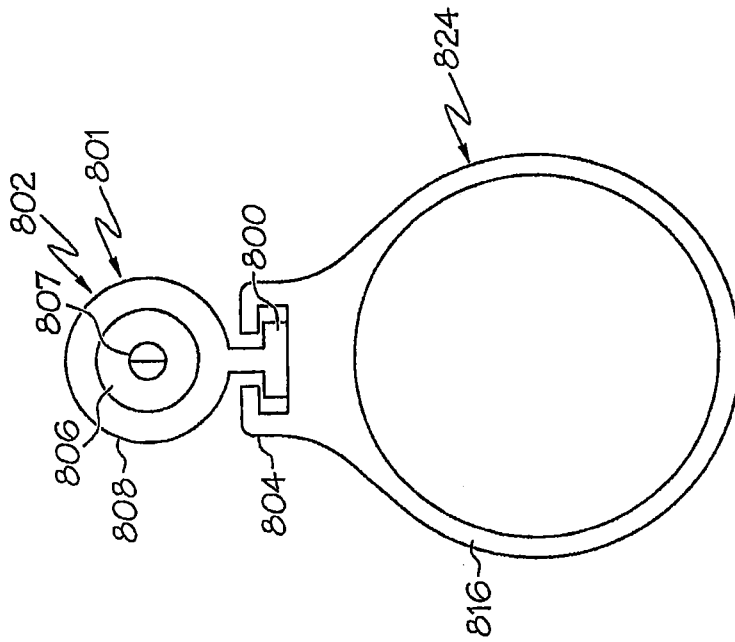


图 24

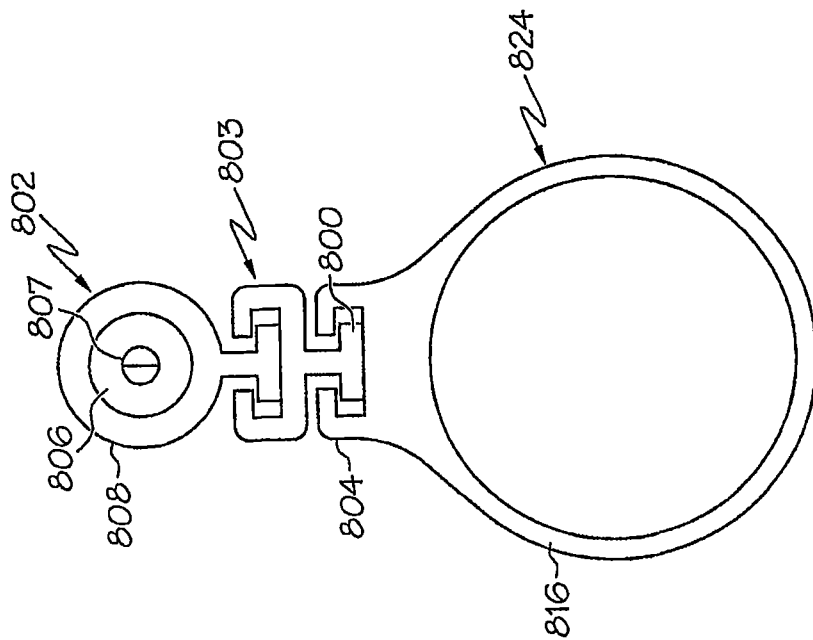


图 25

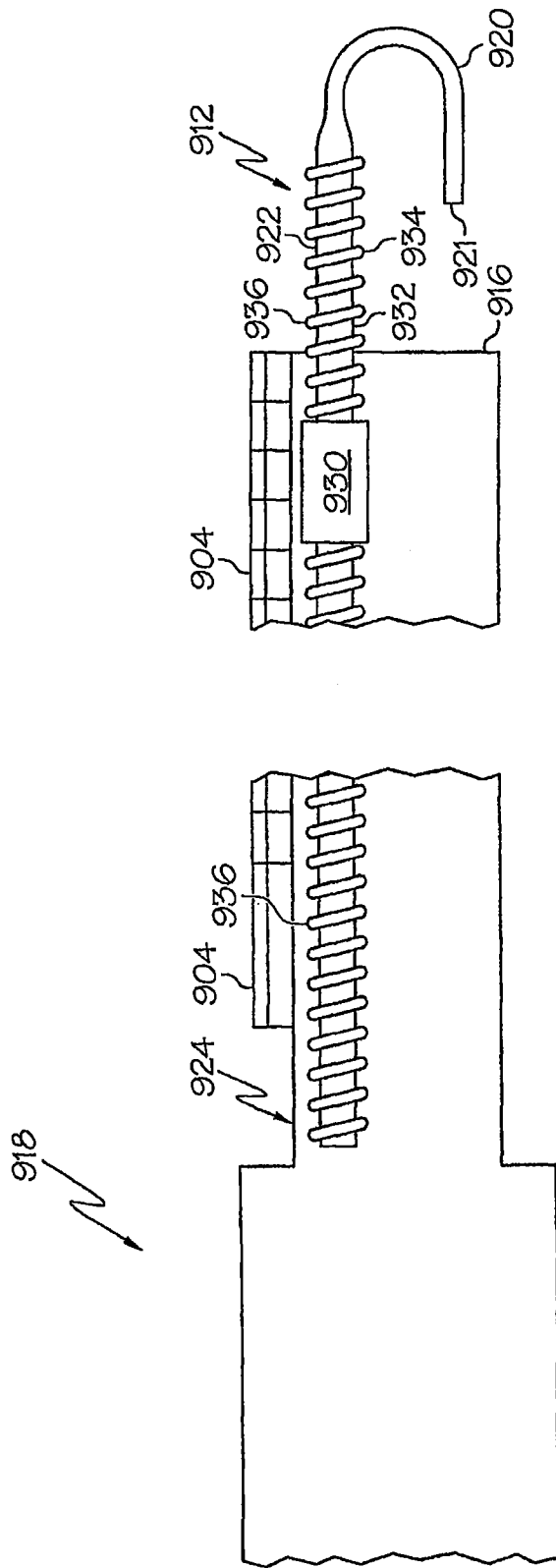


图 26

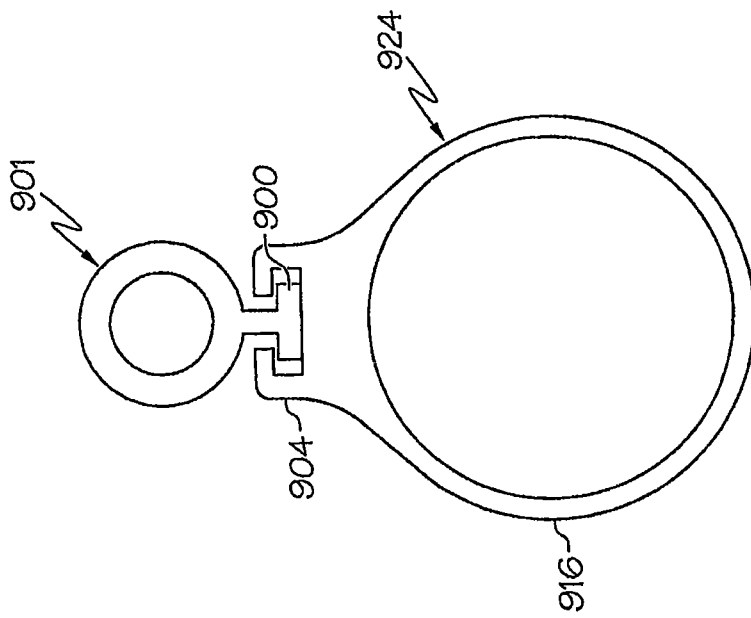


图 27