



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104755008 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 01

(21) 申请号 201380056205. 5

A61B 1/018(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 10. 24

(30) 优先权数据

FI2012A000226 2012. 10. 25 IT

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 04. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059613 2013. 10. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/064638 EN 2014. 05. 01

(71) 申请人 纪元内窥镜有限责任公司

地址 意大利比萨

(72) 发明人 S·戈利尼

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

代理人 宋融冰

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

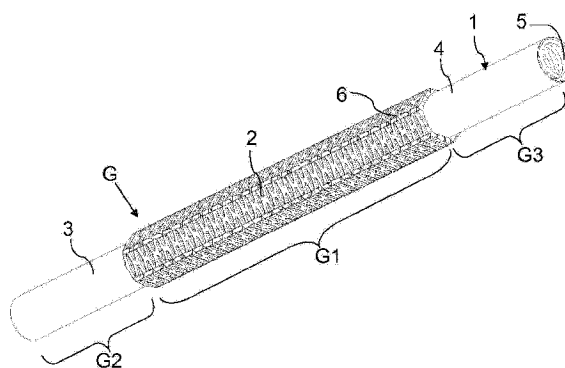
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

柔性可延伸管状导引件及其制造方法

(57) 摘要

一种适于用作尺蠖型移动内窥镜器械中的手术器械通过的操作通道的管状导引件;该导引件固定到内窥镜器械中心体的端部上并具有弹性波纹状中间部分以跟随内窥镜器械中心体的伸长和收缩,而不对器械的通过产生阻碍。



1. 一种柔性可延伸管状导引件 (G), 包括管状件 (1), 其特征在于, 所述管状件 (1) 具有均匀地形成波纹状以允许所述导引件延伸和收缩的中间部分 (2), 轴向设置在所述管状件 (1) 内的弹性件 (5), 所述管状件 (1) 进一步设有固定在所述弹性件 (5) 上的两个端部 (3、4)。

2. 根据权利要求 1 所述的管状导引件, 其中所述管状件 (1) 由以至少 200% 的塑性范围形变为特性的可变形塑性材料制成, 并且所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 通过锚定装置固定到所述弹性件 (5) 上。

3. 根据权利要求 2 所述的管状导引件, 其中所述锚定装置包括两个套管, 所述两个套管由在所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 处紧密围绕所述管状件 (1) 的热收缩塑性材料制成。

4. 根据权利要求 2 所述的管状导引件, 其中所述管状件 (1) 由热收缩材料制成, 所述管状件 (1) 的所述中间部分 (2) 由于塑性形变而均匀地形成波纹状, 所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 进行热收缩以将其自身固定到所述弹性件 (5) 上。

5. 根据前述任一项权利要求所述的管状导引件, 其中所述管状件 (1) 的均匀地形成波纹状的所述中间部分 (2) 包括多个相互连接的折叠 (6), 所述多个折叠 (6) 用于在轴向伸长之后形成大体为多边形凹部 (8) 的纵向带 (7)。

6. 根据权利要求 5 所述的管状导引件, 其中在所述管状件 (1) 的所述中间部分 (2) 上纵向延伸的每个所述带由通过所述折叠 6 限定出的所述凹部 (8) 的排形成。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的管状导引件, 其中每个所述折叠 (6) 与相邻的所述折叠 (6) 通过各自的端部相连以在所述多边形凹部 (8) 的拐角处形成结点 (9)。

8. 根据前述任一项权利要求所述的管状导引件, 适合用作尺蠖型移动内窥镜器械中的手术器械通过的操作通道, 包括可延伸管状中心体, 其中所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 固定到所述中心体的前端和后端, 所述均匀地形成波纹状的中间部分 (2) 在所述中心体内轴向延伸并且可随所述中心体一起延伸。

9. 根据权利要求 8 所述的管状导引件, 其中用于固定到所述中心体的所述前端的所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 具有柔性且不可延伸部分 (4b), 所述柔性且不可延伸部分 (4b) 在所述内窥镜器械的转向部内延伸, 在所述柔性且不可延伸部分 (4b) 的自由端上设有可固定到所述转向部的所述前端上的所述管状件 (1) 的另一个刚性且不可延伸部分 (4c)。

10. 根据前述任一项权利要求所述的管状导引件, 其中所述弹性件为具有圆形钢丝截面的卷簧 (5)。

11. 根据权利要求 1-9 中任一项所述的管状导引件, 其中所述弹性件为具有圆形钢丝截面的卷簧 (5), 在所述卷簧 (5) 的一端处, 卷簧的一段延伸为轴向扁平截面, 特别是所述扁平截面为矩形或椭圆形截面。

12. 一种用于生产根据前述任一项权利要求所述的柔性可延伸管状导引件的方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

将紧密卷绕的弹簧插入适于塑性形变的管状件 (1) 内;

将所述管状件 (1) 的两个端部 (3、4) 牢固固定到所述位于下面的弹簧 (5) 上以使所述两个端部 (3、4) 完全贴附在所述弹簧 (5) 上;

牢固锁定所述端部 (3、4)，并通过拉长放置在所述端部 (3、4) 之间的中间部分 (2) 超出材料的弹性形变阈值但仍在最大塑性形变极限内，使所述中间部分 (2) 产生塑性变形；

解锁所述端部 (3、4) 以使所述中间部分 (2) 收缩并以折叠 (6) 的形式在所述中间部分 (2) 上形成均匀波纹。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，其中所述管状件 (1) 的所述端部 (3、4) 通过由热收缩材料制成并利用热处理在收缩后围绕住所述端部 (3、4) 的套管牢固地固定在所述弹簧 (5) 上。

14. 根据权利要求 12 或 13 所述的方法，其中通过随不超过材料的塑性形变极限的伸长率的伸长的塑性变形，所述端部 (3、4) 中的一个形成有柔性且不可延伸的中间部分 (4b)。

15. 根据权利要求 12-14 中任一项所述的方法，其中所述管状件 (1) 由热收缩材料制成。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中所述热收缩材料为聚烯烃材料或基于聚偏二氟乙烯的材料。

17. 根据权利要求 12-16 中任一项所述的方法，其中所述中间部分的伸长率为 1:5。

18. 根据权利要求 12-17 中任一项所述的方法，其中所述弹簧 (5) 为具有圆形截面钢丝的卷簧，并且所述卷簧端部中的一个由具有轴向扁平截面的卷簧 (13) 的一段组成，特别是，所述扁平截面为矩形截面或椭圆形截面。

柔性可延伸管状导引件及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及特别地但不是唯一地用在用于内窥镜检查的设备和设备中的柔性可延伸管状导引件。本发明还涉及一种用于制造所述管状导引件的方法。

背景技术

[0002] 内窥镜装置用于手术或诊断类操作而被人所知,该操作由直接控制穿过患者身体的器械的运动的外科医生执行。通常,在具体操作中每次所必需的例如微型臂(micro-arms)、微型照相机和/或激光发射器的手术和/或诊断器械与内窥镜装置相关联。

[0003] 内窥镜器械还因其适用于在管状体腔内移动,特别是但是不是唯一地在胃肠道内,以及能够通过所谓的尺蠖型运动沿预定的前进方向运动而被人所知。

[0004] 例如在US-A-5398670、US-A-5906591和W002/068035中描述的能够自动或半自动在患者体腔内移动的这种类型的内窥镜器械。在这些文献中描述的内窥镜器械基本上由具有可变长度的管状中心体和被称为前部和后部的两个端部构成,前部和后部包括固定件,固定件能够将前端部和后端部临时并交替地固定到体腔的壁上,从而使得设备能够向前运动。值得说明的是,在此处以及本说明书的其他部分术语“前”和“后”及其类似词语指的是内窥镜器械在待检查人体区域内的前进方向。

[0005] 特别地,上述文献中描述的具有可变长度的内窥镜器械中心管状体呈现为波纹管形管状体的形式,由此能够分别跟随向其中注入空气和从中吸出空气伸长和收缩。在上述专利申请PCT No. W002/068035中,该将该装置固定到体腔的壁上是通过夹钳装置实现的,其中夹钳装置与可选择地由外部控制单元致动器械的前端部和后端部结合,外部控制单元与波纹管形管状体的连续延伸和收缩同步致动。上述夹钳装置通过气压传动装置致动,在优选实施例中,气压传动装置也由波纹管形元件构成。

[0006] 在伸长阶段,通过压缩空气对波纹管加压从而获得与压缩空气所产生的压力成比例的延长,然而为了缩短波纹管,波纹管内部的压力可逐渐地减小,直到达到一定的真空度。

[0007] EP1792561根据W002/068035公开了一种改进的内窥镜器械。根据该文件,具有可变长度的中心管状体不具有波纹管结构,但却是平的,由弹性材料制成,包括沿其布置的加强结构,并且在其径向上为大体上刚性的,而在其轴向上为可收缩的,具体地由多个刚性环或至少一个卷簧形成。

[0008] 具有尺蠖型移动的全部内窥镜器械只具有诊断功能,即,这些器械只能传输他们所经过的身体区域的图像。事实上,由于能够预测中心体的一系列延长和收缩运动的装置的特殊移动方法,以及传统类型的活体组织检查操作通道不可延伸的事实,不可能将传统类型的活体组织检查操作通道用于手术器械的通道。在传统的内窥镜中,活体组织检查通道大体为在其柔性端部加强的管,以在内窥镜的远端部折叠时,防止形成折叠。为了使内窥镜的中心体能够在移动期间伸长和缩短,由此需要活体组织检查通道在位于内窥镜内的部件内随中心体一起伸长和缩短。

[0009] 为了克服可延伸操作通道的缺点,可以从专利 EP0838200 中得到启发,其中卷绕为螺旋形的塑料管允许空气通过并到达内窥镜顶部的通道。螺旋形使得中心体可以自由伸长和缩短。

[0010] 在上述发明中,螺旋形管用于在肠内吸/吹空气/水。但是这样的解决方案却不能用于活体组织检查操作通道的实施例中,因为需要对其进行修改,使其无法在功能上用作活体组织检查通道。首先,为了容纳 3mm 的操作通道,卷绕为螺旋形的管需要具有大于 3mm 的直径(例如 4mm)。考虑到内窥镜器械的中心体的内径较短(一般为 12mm),形成的螺旋具有过渡的曲率以致在中心体延长的过程中形成结点折弯,即折叠。其次,由于螺旋的相当大的曲率导致的摩擦力,手术器械不能够向前穿过螺旋直至其全部伸出。因此唯一可操作的结构也许是完全延伸以将螺旋“变直”的中心体结构。同时,在该例子中仍存在可能以不可接受的方式增加摩擦力的管的剩余波动。进一步值得说明的是大曲率意味着螺旋具有相当的刚性(例如弹簧),并且如此刚性与中心体的运动是有冲突的,因为刚性会抵消中心体的伸长并使其变形。

[0011] 如 US5662587 中所示出的使用内部具有弹簧的传统波纹管是获得可延伸操作通道的一个良好的解决方案。事实上,弹簧的出现可防止“弯扭”而直线结构允许设备在其内部轻松通过。

[0012] 与这个解决方案相关的困难是制造类型。很难制造一个具有高 L/D 比率(长度比上直径)的波纹管,尤其是在铸造工艺中。具体地,当中心体为静止结构时 L/D 比率为 60,当中心体被伸长时 L/D 比率为 120。此外,插入弹簧也是有困难的并且需要具有足够薄的壁厚以使波纹管不会对于弯曲以及在延伸方向变得过渡刚性而危害其正确操作。

[0013] 最终,用于通过适合包含在上述类型的内窥镜器械中的手术器械的操作通道必须具有以下特征:

[0014] 1、足够大的直径以允许通过 2.8mm 的活检钳,或具有类似尺寸的其他手术器械(因此具有至少 3mm 的通道);

[0015] 2、延伸出至少两倍于其初始长度的能力以能够完全跟上内窥镜的中心体的行程;

[0016] 3、柔性。内窥镜非常柔软而且待安装在内窥镜内部的活检通道也需要是柔软的;

[0017] 4、低弹性系数。在内窥镜的中心体延伸时,活检通道不需要对延伸产生较大阻力以使内窥镜不会发生形变。事实上,如果操作通道在延伸方向上的刚性过大,就会产生弯曲失稳,并且内窥镜会延伸成 S 形而不是直线延伸。这使得内窥镜的中心体相对于操作通道必须更具有刚性。

[0018] 5、强度。通道必须能够承受器械通过所产生的应力而不受到损坏。

[0019] 6、减小的摩擦力。通道必须在不产生过度摩擦力的情况下允许设备通过。

[0020] 7、无弯扭。通道必须不能在任何结构中形成折叠或倒塌。

[0021] 8、小尺寸。内窥镜的中心体的内部空间较小,因此操作通道需要具有较小尺寸以能够容纳在中心体内。

发明内容

[0022] 本发明的主要目的是提供一种柔性可延伸管状导引件,其具有大约几毫米的直

径,并且在无过度摩擦以及不与围绕部件(例如所述导引件插入其中的结构)之间产生干扰的情况下,允许例如外科手术器械的器械通过或滑动。

[0023] 本发明的一个特别目的是提供一种上述类型的管状导引件,该管状导引件适于用作使采用尺蠖型移动的内窥镜器械中的手术设备通过并且能够跟随手术器械的延伸和收缩而不会抵消这些运动的操作通道。

[0024] 本发明进一步的目的是提供一种用于制造上述类型的柔性可延伸管状导引件的方法。

[0025] 这些特征由根据本发明的柔性可延伸导引件及其制造方法实现,该导引件及其制造方法的基本特征分别由权利要求 1 和 8 限定。更多重要的特征包含在从属权利要求中。

[0026] 根据本发明的管状导引件的一个重要特征包括形成其的管状件具有均匀地形成波纹状以允许导引件延伸和收缩的中间部分。在管状件内,弹性件沿轴向设置并且管状件通过其两个端部固定到弹性件上。

[0027] 在本发明的一个优选的实施例中,管状件由热收缩材料制成并且均匀地形成波纹状的中间部分通过其塑性变形形成,而端部用作随着热收缩将管状件固定到内部弹性件上的固件装置。

[0028] 在本发明的另一个实施例中,管状件由具有至少 200% 的塑性范围形变(即大于或等于 200% 的延伸)的适于塑性变形的塑性材料制成,并且作为固定到内部弹性件上的手段,可以预见的是设有两个由热收缩材料制成的套管,套管随着热处理将管状件的端部固定到弹性件上。

[0029] 根据本发明的管状导引件的一个重要优点包括,在将管状导引件应用于具有尺蠖移动的内窥镜的例子中,给医生提供了使用例如活检钳的传统内窥镜器械以与其根据现有技术利用柔性内窥镜进行操作的方式完全相同的方式进行操作的可能性。

附图说明

[0030] 柔性可延伸管状导引件及相关生产方法的特征和优点将参照附图从作为例子给出的而非用于限制目的的实施例的下面描述中变得更加清楚,其中:

[0031] 图 1 示出了根据本发明的管状导引件的一部分的透视图;

[0032] 图 2 具体到 a)、b) 和 c),示出了图 1 中的管状导引件分别处于静止状态、中间延伸状态和完全延伸状态;

[0033] 图 3 是图 1 中导引件的纵向局部剖视放大图;

[0034] 图 4 是根据本发明的具有柔性端部以允许对内窥镜进行操控的管状导引件的纵向图;

[0035] 图 5 示意性地示出了生产工艺的步骤;

[0036] 图 6 示意性地示出了生产工艺所生产的管状导引件;

[0037] 图 7 示意性地示出了用于内窥镜转向部的一段柔性不可延伸导引件的结构;

[0038] 图 8 是图 1 中处于中间延伸状态的管状导引件的 3D 图示;

[0039] 图 9 示出了根据本发明的管状导引件的前部的一个不同的实施例。

具体实施方式

[0040] 参照附图 1-3, 附图标记 1 通常表示根据本发明的由字母 G 表示为一个整体的管状导引件的管状件。管状件 1 的中间部分 2 均匀地形成波纹状, 而两个端部 3 和 4 是光滑的并且牢固地固定到轴向地设置在管状件 1 内的卷簧 5 上。管状件 1 在其中间部分 2 处的波纹由多个折叠 (fold) 6 形成, 多个折叠 6 相互连接以构成大体多边形凹部 8 的纵向带或排 7。在管状件 1 的中间部分 2 上纵向延伸的每个带 7 由折叠 6 所限定的所述凹部 8 的排形成, 每个折叠 6 分别与邻近的多个折叠通过各自的端部相连以在纵向凹部 8 的拐角处形成结点 9。

[0041] 在存在轴向牵引或压缩应力的情况下, 管状件 1 的中间部分 2 会变形, 特别是相应地伸长或缩短。图 2 示出了当存在牵引应力时中间部分 2 是如何变形的。特别地, 图 2a 示出了处于静止状态的管状件 1, 其中折叠 6 非常紧密地靠近彼此并且弹簧 5 的螺距非常窄。在这种情况下, 凹部 8 几乎是闭合的并且呈现出大体扁平的钻石形, 结点 9 具有大体类似于点的尺寸。图 2b 示出了中间延伸状态, 其中折叠 6 部分地拉伸并且内部的弹簧 5 在其每匝之间具有较大的螺距。在这种情况下, 由于牵引应力, 凹部 8 变宽, 并且由于结点 9 的不断扩张, 凹部 8 呈现出大体六边形形状。图 2c 示出了最大拉伸 (至少两倍) 的情况, 其中折叠 6 和结点 9 完全伸展并且表面几乎光滑。弹簧达到最大设计螺距。进一步的伸长是不可能的, 因为折叠 6 已经到达最大伸长并且管状件 1 的中间部分 2 不能进一步伸长。

[0042] 当牵引应力结束时, 弹簧 5 促使管状件 1 中间部分 2 的收缩以逐渐恢复表面波纹。

[0043] 图 3 详细地示出了处于中间延伸状态的中间部分 2 的表面波纹。此处能够注意到的是, 由于作用在中间部分 2 上的轴向牵引应力导致的中间部分 2 的延伸, 折叠 6 的逐步伸长也导致结点 9 的伸长及其随后的延伸。

[0044] 参照图 1 和图 8, 因此, 管状导引件 G 包括与管状件 1 的中间部分 2 相对应且根据施加的轴向应力可延伸的部分 G1 以及与管状件 1 的端部 3 和 4 相对应的两个不可延伸的端部 G2 和 G3, 部分 G1 由于其表面上的波纹使其为可延伸的。由于管状件 1 的端部 3 和 4 本身是不可延伸的, 并且牢固地固定到弹簧 5 的相应部分上, 因此后者在所述部分处也是不可延伸的。

[0045] 通过端 G2 和 G3, 根据本发明的管状导引件 G 连接到内窥镜 (未示出) 的中心体的端部上。

[0046] 预先设置管状导引件 G 的两个端部中的一个, 即前端 (在该例子中示为 G3), 以容纳在内窥镜器械 (转向部) 的部件中, 进而允许内窥镜器械可在全方向上 180° 弯曲, 其中内窥镜器械 (转向部) 意图引导位于其内部的图像传感器。由于这个原因, 管状导引件 G 的前端 G3 必须为柔性并且不可延伸。为了实现该目的, 如图 4 所示, 管状件 1 的前端部 4 具有设置在两个刚性不可延伸部分 4a 和 4c 之间的柔性不可延伸中间部分 4b。前端部 4 的刚性不可延伸部分 4a 连接到内窥镜的中心体的端部, 而刚性不可延伸端部分 4c 固定到转向部的前端上。管状件 1 的柔性不可延伸部分 4b 从内窥镜的中心体的前端伸出并且容纳在转向部内。这样, 管状导引件 G 的端部 G1 能够跟随且不妨碍内窥镜转向部的运动。

[0047] 在其优选的实施例中, 根据本发明的管状导引件的制造方法并未预见使用铸造系统, 而是简单地示意了具有薄壁且其内部设有弹簧的管的塑性变形。管由塑性材料制成, 该塑性材料与管状导引件适于进行塑性范围形变为 200% 的塑性变形的用途一致。在本发明的优选实施例中, 初始管由塑性热收缩材料制成。制造工艺按照如下步骤进行。

[0048] 首先,将紧密卷绕的弹簧插入由塑性热收缩材料制成的管内。在本实施例中,紧密卷绕的弹簧具有 3.6mm 的外径(内径为 3mm)并且无困难地进入具有 3.9mm 内径的塑性热收缩管内。同时参照图 5,管状导引件的活动部分被称为 X,即意图容纳在内窥镜器械的中心体内且的部分具有可变长度,端部 3 和 4 是热收缩的以便完全地贴附在下面的弹簧上。这样,管牢固地固定到弹簧的近端部和远端部。在加热之后,由塑料制成的管具有更小的直径,并且由于弹簧阻止管进行自由收缩,残余拉应力将管牢固地贴附到弹簧上。这使得能够将管牢固地固定到弹簧的端部上。

[0049] 由此,通过示意性地说明并表示为附图标记 12 的适当限制,端部 3 和 4(图 5b)被牢牢地阻挡,并且在具有 X 初始长度的活动部分上施加塑性形变,以将活动部分延长至 5 倍长度。在实践中,施加超出弹性形变阈值的伸长以使管状件的材料在位于其最大塑性形变内的塑性范围内发生变形。在一个实施例中,材料的断裂应变(δ)稍大于 400%,并且事实上材料变形到与 400%的形变(图 5c)相对应的 5X 长度。通过释放限制 12,弹簧的弹性恢复使管状导引件的活动部分的长度变为 1.8X(图 6),同时获得能够达到预期性能的上述折叠 6。由于折叠本身的厚度,折叠的形成防止了弹簧完全恢复到初始长度。

[0050] 热收缩步骤根据传统方法进行,即通过将待热收缩的部分暴露到热气中,加热待热收缩的部分。该暴露可通过传统的气枪或者通过将待热收缩的部分放在烤炉中实现。

[0051] 为了获得意图用于内窥镜器械的转向部的管状件 1 的柔性不可延伸部分 4b,使用与上述塑性形变方法相同的方法,但是将形变系数减小到 1.5(图 7a、7b、7c),即远小于所用材料的塑性形变阈值。然后锁定端部 4a 和 4b(图 7a),端部 4a 和 4b 之间的部分产生塑性形变(图 7b)并释放端部 4a 和 4b(图 7c)。这样,能够很好地将管贴附到弹簧上且不形成折叠。

[0052] 如果只是简单地对管进行热收缩而没有适度的伸长设置,部分 4b 可能会具有过高的刚性;如果弹簧(外径 3.6mm)和塑料管(内径 3.9mm)之间的自由空间没有改变,匝可能会运动到另一个匝的顶部上,危及手术设备的通过。

[0053] 在一个实施例中,使用下述规格参数:

[0054] 弹簧

[0055]

线径	0.3mm
平均直径	3.3mm

[0056]

处于静止状态时弹簧-操作通道齿距	0.5mm
处于最大形变时弹簧齿距	1mm

[0057] 热收缩塑性管

[0058] 内径管 3.9mm

[0059] 厚度 0.13mm

[0060] 使用以大于 400%的断裂应变和介于 10MPa 和 20MPa 之间的抗拉强度为特征的热收缩聚烯烃管。当然,等效热收缩材料,例如 PVDF(聚偏二氟乙烯),也可替代使用。

[0061] 在图 8 中,以 3D 视图对根据本发明的适于与具有尺蠖型移动的内窥镜相结合用作

操作通道的管状导引件 G 进行说明。此处,管状导引件显示为处于伸长状态并且其意图结合在内窥镜操作部件内的前端部 4 相对于导引件的纵向轴线明显地折叠,以突出前端部 4 的部分 4b 的高度柔性。

[0062] 如图 9 所示,根据本发明的管状导引件 G 的一个变化实施例预见了使用具有矩形截面的钢丝的弹簧以实现导引件的端 G3,其中具有矩形截面的钢丝用附图标记 13 表示。更确切地说,在这个例子中,具有矩形截面的弹簧接合在管状件 1 的前端部 4 的部分 4a 和 4b 内。在具体的实施例中,具有圆形截面的弹簧 5 在其一端处具有加宽截面 5a,具有矩形截面 13 的弹簧的一端 13a 接合在加宽截面 5a 内。对设置在相互结合的两个弹簧 5 和 13 上方的热收缩管进行热收缩的过程跟随在已经描述的前端部 4 的形态之后。两个弹簧 5 和 13 在位于两者之间的连接点处进行的热收缩之后保持彼此固定以实现为刚性的且不可延伸的。

[0063] 由于上述描述的内容,可以减小管状导引件 G 的前端 G3 的外径以用于同样的抗弯刚度,并且所述前端的侧面比通过具有圆形截面的弹簧获得的侧面更加光滑。这一结果也能够通过使用具有椭圆形截面钢丝的弹簧或者在任何情况下沿管状件的纵向上大体扁平的弹簧实现。

[0064] 根据本发明的另一变化实施例,管状件 1 由通过例如聚乙烯的塑性材料制成的常规管构成,并且在端部 3 和 4 处,管状件 1 与各个紧密围绕塑性材料管的由热收缩材料制成的管部或套管相连。利用上述管状件构成的管状导引件的生产过程与上述生产过程相同并且预见了由热收缩材料制成的端部的热收缩,以实现了将由塑性材料制成的管状件固定到弹簧上,以及由此实现由塑性材料制成的管状件的中间部分的塑性形变。由于本领域技术人员能够从先前的描述中很容易理解这个变化实施例,因此并未对该变化实施例进行详细说明。

[0065] 一般而言,胶粘物可用作固定由塑性材料制成的管状件或管状件的端部的手段,并且弹簧可使用不同的塑性材料超模压。

[0066] 关于适合应用在本发明中的塑性材料,除聚乙烯外,如果塑性范围形变大于 200%,也可以使用 EVA(乙烯-醋酸乙烯酯)。

[0067] 在没有背离随附权利要求所限定的本发明的保护范围的情况下,可对根据本发明的管状导引件以及相关生产方法进行变化和/或改进。

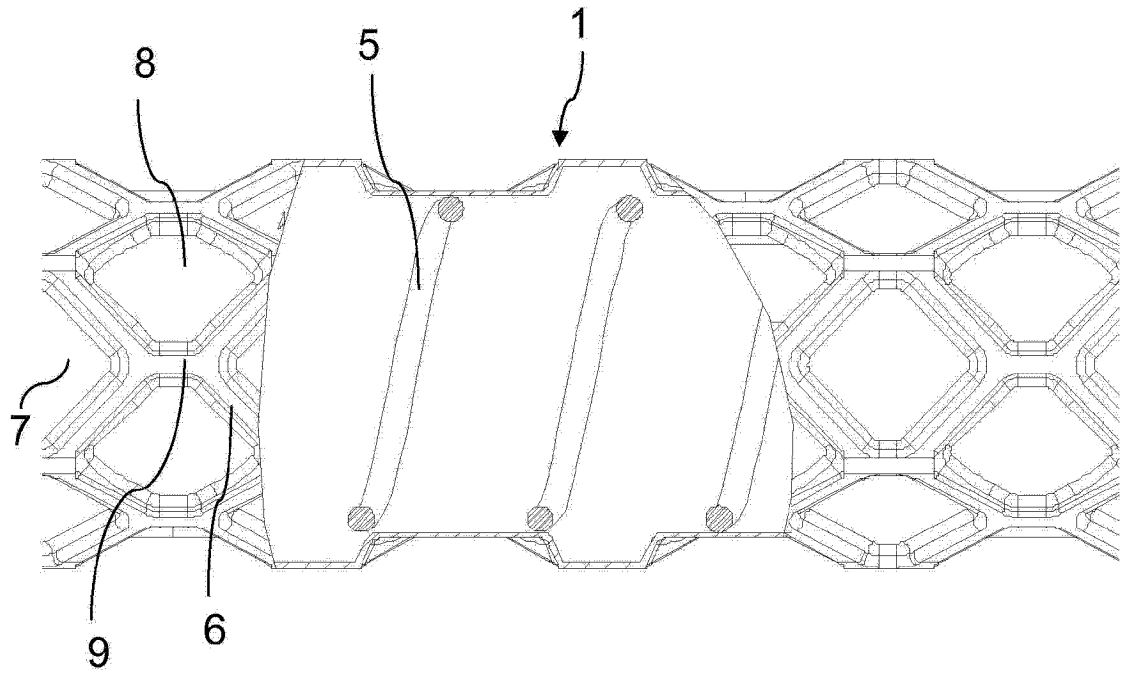


图 3

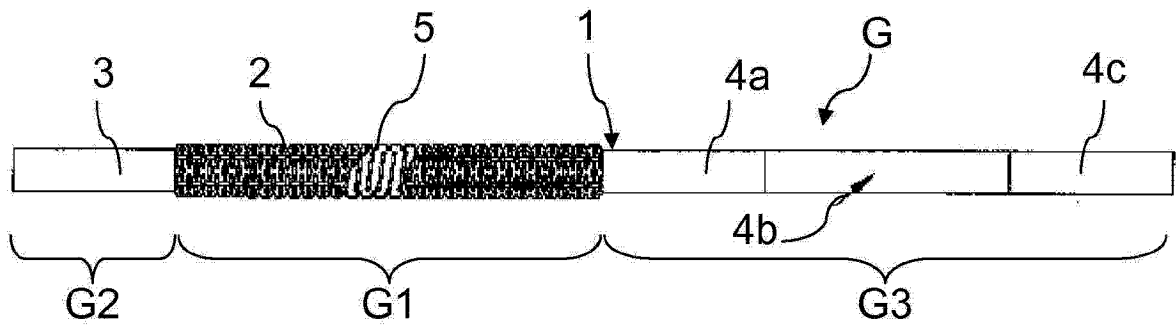


图 4

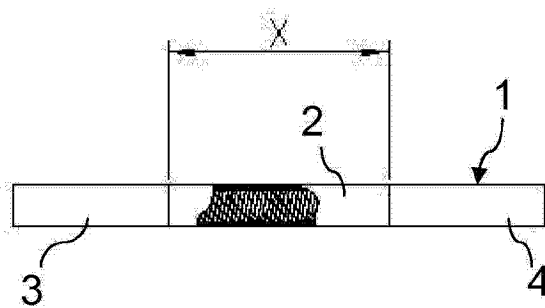


图 5a

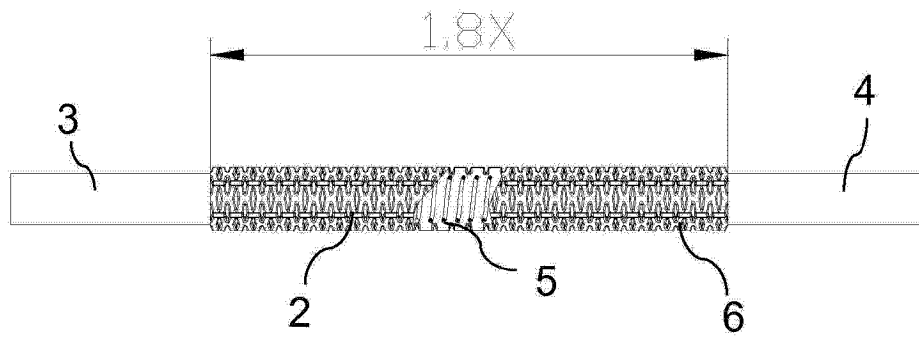
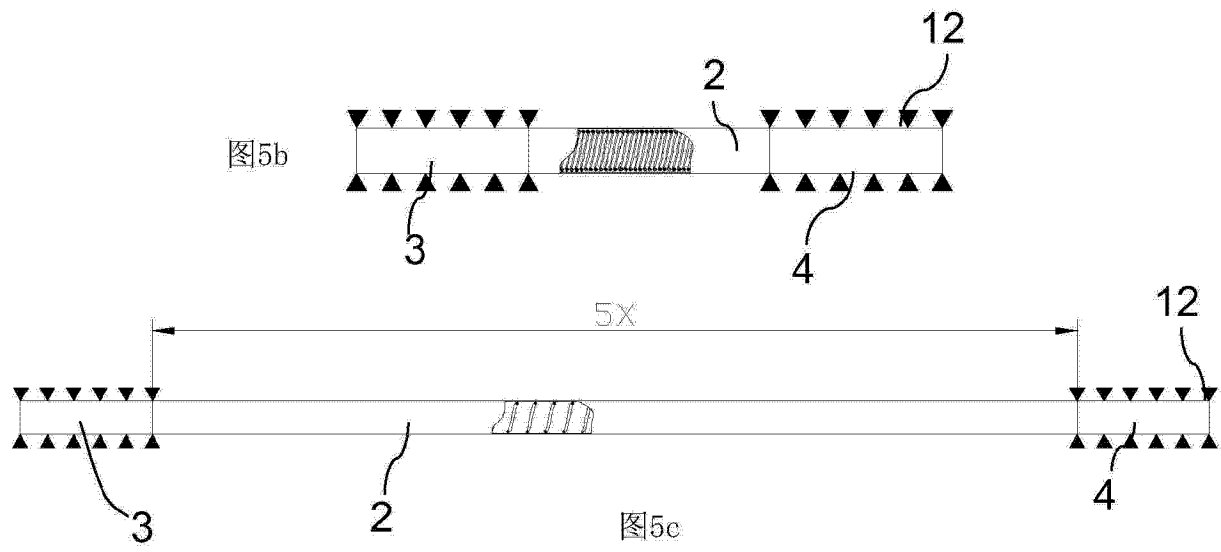


图 6

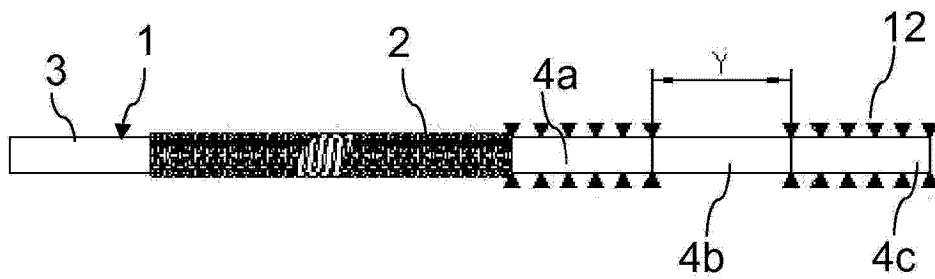


图 7a

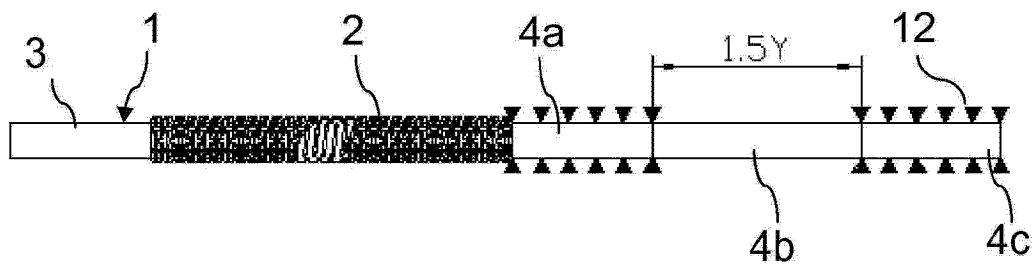


图 7b

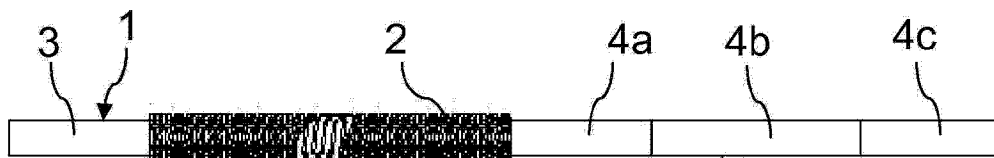


图 7c

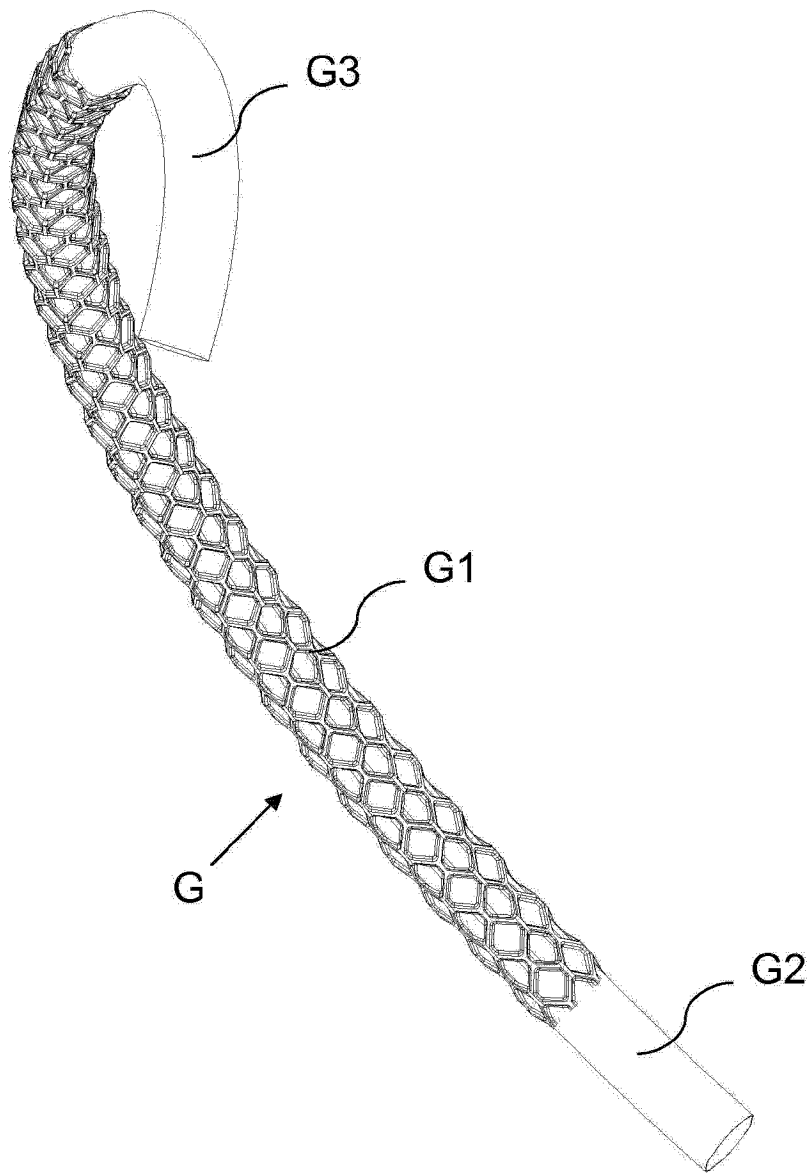


图 8

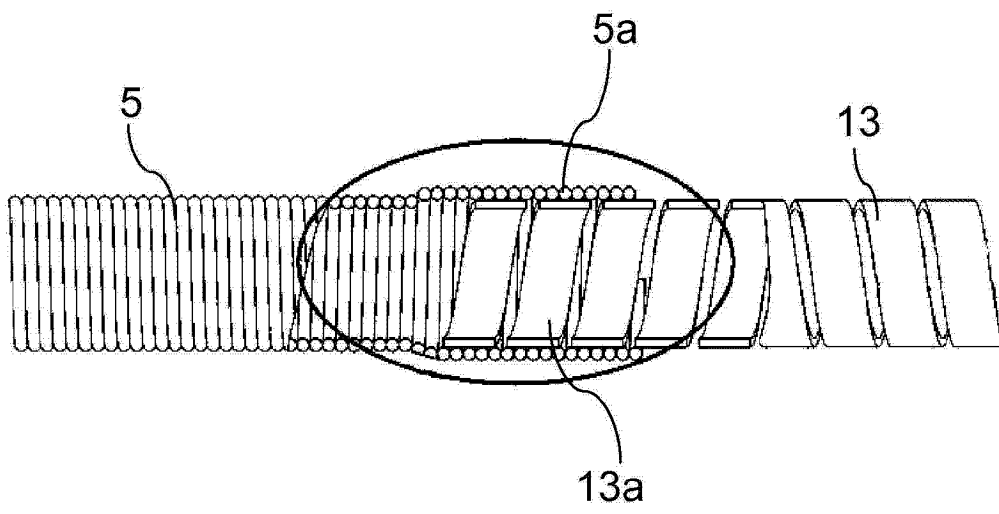


图 9

专利名称(译)	柔性可延伸管状导引件及其制造方法		
公开(公告)号	CN104755008A	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	CN201380056205.5	申请日	2013-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	纪元内窥镜有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	纪元内窥镜有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	纪元内窥镜有限责任公司		
[标]发明人	S戈利尼		
发明人	S·戈利尼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/018		
CPC分类号	A61B1/00073 A61B1/018 A61B1/00075 A61B1/00154 A61B10/04 Y10T29/49908 A61B1/0011 A61B1/0016 A61B17/00234		
优先权	102012902095566 2012-10-25 IT		
其他公开文献	CN104755008B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种适于用作尺蠖型移动内窥镜器械中的手术器械通过的操作通道的管状导引件；该导引件固定到内窥镜器械中心体的端部上并具有弹性波纹状中间部分以跟随内窥镜器械中心体的伸长和收缩，而不对器械的通过产生阻碍。

