(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 120131091 A
(43)申请公布日 2025.06.13

(21)申请号 202510375979.9

(22)申请日 2022.01.21

(30)优先权数据
63/141,613 2021.01.26 US

(62)分案原申请数据
202280010846.6 2022.01.21

(71)申请人 港大科桥有限公司
地址 中国香港数码港道100号数码港4号405A室

(72)发明人 郭嘉威 何焯亮 王晓梅 何迪朗 方格 王奎

(74)专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务所(普通合伙) 11481
专利代理师 徐丁峰 付伟佳

(51)Int.Cl.
A61B 17/00(2006.01)
A61B 17/94(2006.01)
A61B 1/005(2006.01)
A61B 1/018(2006.01)
A61B 34/30(2016.01)
A61B 34/00(2016.01)
A61B 90/00(2016.01)

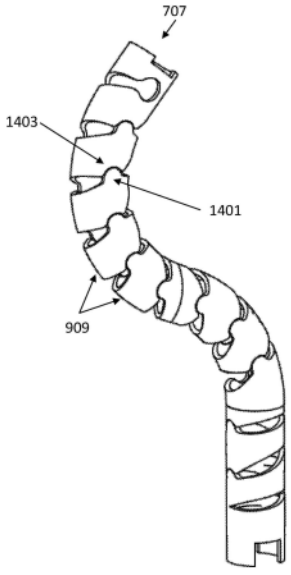
权利要求书1页 说明书12页 附图23页

(54)发明名称

用于内窥镜器械通道的可操纵臂的管状螺旋环状物的耦合关节

(57)摘要

一种形成可操纵臂(301)的螺旋环状物的线圈,具有在每个环状物或肋(909)的一侧上的公耦合关节、以及在肋(909)的另一侧上的母耦合关节。公耦合关节(1401)是无颈的小圆头,母耦合关节(1403)是浅架。由于公耦合关节没有颈,所以母耦合关节无需扣住公耦合关节的头。



CN 120131091 A

1.一种构造为用于内窥镜的活检通道的可操纵臂,包括:

呈空心的管状构件形式的弹性材料的连续结构,

所述管状构件包括螺旋环状物的管状线圈,所述环状物在所述管状线圈的相对侧具有成列的耦合关节;

每个耦合关节在相邻环状物之间,在相邻环状物中的一个上的用于公部分的无颈圆头以及在相邻环状物中的另一个上的用于母部分的浅架;

所述管状构件具有弯曲度,在通过线绳牵拉所述管状线圈的远端上的环状物以靠近时,所述弯曲度变化;

所述连续结构提供偏向性,使得在释放所述牵拉时所述弯曲度变化反转。

2.如权利要求1所述的构造为用于内窥镜的活检通道的可操纵臂,其特征在于,所述管状线圈呈两段,

每段的所述弯曲度变化处于不同的平面。

3.如权利要求1或2所述的构造为用于内窥镜的活检通道的可操纵臂,其特征在于,

所述管状构件在自然状态下是弯曲的,使得所述管状构件具有凹侧和凸侧;

所述环状物在所述凸侧上的边缘间隔开;

所述环状物中的每个在所述凹侧上的边缘抵靠每个相邻环状物的边缘。

4.如权利要求3所述的构造为用于内窥镜的活检通道的可操纵臂,其特征在于,

所述环状物沿所述可操纵臂的不同部分具有不同的螺旋间距和/或间隔变化,以便为所述不同部分提供不同的柔性。

5.如权利要求1所述的构造为用于内窥镜的活检通道的可操纵臂,其特征在于,

所述可操纵臂置于传输管的远端;

所述传输管包括通道,所述线绳穿入所述通道;

所述线绳的近端连接至用于牵拉所述线绳的旋钮和/或操控杆;使得当在所述传输管的近端处通过所述线绳牵拉所述管状构件的所述远端时,所述弯曲度变化。

用于内窥镜器械通道的可操纵臂的管状螺旋环状物的耦合关节

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜外科手术器械领域。

背景技术

[0002] 胃肠道(GI)癌症是全世界最常见的癌症。根据世界卫生组织(WHO)的癌症统计数据,结直肠癌和胃癌在全球范围内分别是与癌症有关的死亡的第二和第三大常见原因,2018年分别达到862,000例和783,000例。虽然晚期GI癌症难以治愈,但早期GI癌症具有明显更好的预后。GI癌症在早期阶段的5年生存率在全世界超过90%。

[0003] GI癌症的常规治疗方法为外科手术,包括切除和吻合,且与显著的发病率和死亡率相关联。

[0004] 胃肠道(GI)外科手术的优选方法包括引导外科手术器械通过内窥镜的器械/活检通道。外科医生使用内窥镜的近端上的控制手柄操纵内窥镜的远端,将柔性的内窥镜通过口腔插入胃部到达目标位置,或从肛门向上插入大肠到达目标位置。内窥镜至少有一个活检通道,从内窥镜的近端将远端末梢处具有外科手术器具的长且柔性的器械插入该活检通道。最常见的柔性内窥镜由Olympus公司制造,其具有直径大至3.7mm的活检通道,但也可小至2.8mm或更小。

[0005] Medrobotics提出一种半机器人内窥镜,具有用于手动外科手术器械的通道(见US10016187B2中的描述)。外科手术器械的直径由多个离散的关节组装而成,以便在由一对对抗线(在相对侧的两根线沿相反的方向牵拉)牵拉时允许关节连接。若要使关节向一个方向弯曲,须牵拉一根线绳,而须释放或推动另一根线绳。离散式关节的设计和组装很复杂,且需要4mm粗的宽大直径。因此,这种外科手术器械的一个主要缺点是其无法适应普通的柔性内窥镜中的活检通道。

[0006] Endomaster提出一种类似的机器人外科手术器械,其也是由离散式的基于关节的机构组装而成(见US20210186309A1中的描述),其存在同样的缺点。

[0007] Lumendi提出一种内窥镜外科手术器械,其包括由例如镍钛(镍钛诺)管的单体柔性材料制成的柔性主干,沿着所述管的侧部开有不连接的、离散的槽(在US20200305906A1中描述)。通过牵拉固定于管的各个侧的线绳,直的管能够向任何方向弯曲。同样,这种设计要求复杂的操作,在牵拉一根线绳的同时释放相对的线绳。此外,这种外科手术器械过粗,无法与普通内窥镜中的活检通道配合使用,必须与其专属配件系统一起使用。

[0008] Endotheia提出一种可与普通内窥镜一起使用的外科手术器械,如在US10441371B2中所描述的。这种设计包括嵌套式的同心镍钛诺管,每根管均是预弯的。这些管具有能够使其延伸通过普通内窥镜的活检通道的总直径。为了使外科手术器械向目标位置弯曲,每根嵌套式的管均延伸到适当的程度以形成所需的弯曲度。无须使用线绳对管进行弯曲。而每个弯管应延伸到什么程度要求复杂的计算,这使得软件和机器人控制相当必要,且即使情况要求进行手动优先控制,其也是不可信的。此外,对细管的提升力对某些手

术操作而言过弱。而且,管不能提供急剧的弯曲,内窥镜须放置在距离目标部位相对较远的位置,使得管延伸地足够远,以提供足够的弯曲度。由此,内窥镜的末梢上的摄像机可能距离外科手术器械的远端过远,无法为操作提供良好的可视化;如果目标部位距离内窥镜的末梢过近,则器械的横向和垂向可及范围可能受到限制。

[0009] 因此,期望能提出一种既提供灵巧的组织操作,又适于与普通内窥镜一起使用的外科手术器械,并为外科医生进行更好的控制提供了可能性。

发明内容

[0010] 第一方面,本发明提出一种用于内窥镜外科手术过程的可操纵臂,包括:具有近端和远端的管状构件;远端适于装配有外科手术端部操控器;管状构件由弹性材料制成;在管状构件的内部从近端延伸的线绳;线绳附接至管状构件的远端且附接至管状构件的侧部;管状构件在纵向上能够具有弯曲度;其中当通过线绳牵拉管状构件的远端时,弯曲度变化;且材料的弹性为管状构件提供偏向性,使得在释放对远端的牵拉时弯曲度变化发生反转。

[0011] 有利地,本发明提供这样一种可能性,即释放牵拉可以使偏向性显现出来,并使可操纵臂恢复到自然状态下的形状。这使得现有技术的可操纵技术中的第二根线绳成为冗余。这种单线绳方案比现有技术中的双线绳方案更容易,后者要求在牵拉一根线绳和释放另一根线绳之间进行额外的协调,并且单线绳方案在可操纵臂的内部为其他部件或线绳节省出空间。

[0012] 管状构件不一定为有实心壁的管,而可以为提供所需的特征和功能的任何纵长构件,例如环状物的线圈。

[0013] 优选地,管状构件沿管状构件的轴线具有第一侧和第二侧;第一侧比第二侧的可压缩性相对更大;第二侧比第一侧的可压缩性相对更小;其中管状构件的附接线绳的侧部为第一侧;且对线绳的牵拉使第一侧压缩,以改变管状构件的弯曲度。有利地,第一侧的较大的可压缩性会适应第二侧的弯曲和弯折,允许整个可操纵臂弯曲和弯折。第一侧的较大的可压缩性和第二侧的较小的可压缩性可以通过采用不同材料制成第一侧和第二侧来提供,或者通过结构设计来提供。

[0014] 优选地,可操纵臂进一步包括在第一侧内的间隙,以提供第一侧的可压缩性;其中牵拉线绳,通过使间隙更合拢且使第二侧朝向第一侧弯曲,而改变管状构件的弯曲度。此特征涉及在结构上提供的可压缩性,其改善了管状构件的材料所提供的固有可压缩性。

[0015] 优选地,可操纵臂进一步包括在管状构件内用于引导线绳的平移的线绳导向件或孔眼。

[0016] 优选地,管状构件在自然状态下是弯的,使得管状构件具有凹侧和凸侧;且管状构件的凸侧为第一侧。有利地,这允许单根线绳可以弯折可操纵臂使其从向一个方向弯曲转为向相反的方向弯曲,直至第一侧的可压缩性允许的程度,有可能使可操纵臂在平面上摆动。

[0017] 在管状构件在内窥镜的活检通道中使用的应用中,与没有弯曲度的相同长度的直的可操纵臂相比,管状构件的弯度有利地允许内窥镜的末梢上的摄像机更靠近目标组织。此外,摄像机的视野不会受到遮挡,因为弯曲度使可操纵臂的主体远离内窥镜的视野中心。

[0018] 优选地,管状构件为螺旋状的环状物的管状线圈;管状构件的弯曲度设置为使得:

环状物在第一侧的边缘间隔开,以提供间隙;环状物中的每个在第二侧的边缘抵靠每个相邻的环状物的边缘;其中第一侧和第二侧位于管状构件的相对侧。抵靠的边缘会防止压缩,并提供可操纵臂围绕其弯折的杠杆作用。

[0019] 螺旋状环状物结构的优点有利之处是从单根原始管上切割出可操纵臂的可能性,其具有经济效益并提供了连续结构。这也提供了利用环状结构的柔性来弯折可操纵臂,同时依靠构成管状构件的材料的刚度来提供偏向性的可能性。在实施例中,将第一侧的环状物描述为可以分开或靠拢的肋,而将第二侧描述为脊。

[0020] 可选地,环状物沿可操纵臂的不同部分具有不同的螺旋间距和/或间隔变化,以便为不同部分提供不同的柔性。

[0021] 优选地,远端部分比近端部分更具有柔性,有利地防止牵拉附接至可操纵臂的较远端部分的线绳会导致较近端部分的意外变形;这样允许对较远端部分的弯曲进行控制,而不影响其他较近端部分的弯曲,对可操纵臂提供更好的控制。

[0022] 优选地,环状物通过对管进行至少一次螺旋状切割而制成。

[0023] 优选地,可操纵臂进一步包括环状物中的至少一个在第二侧的边缘中的至少一个切口。有利地,切口允许脊具有一定程度的可伸展性,从而增加柔性。

[0024] 可选地,管状构件为螺旋状的环状物的管状线圈;且可操纵臂进一步包括相对两列的耦合关节,每列沿管状构件的相对侧布置;每列的耦合关节中的每个可旋转地连接相应两个相邻的环状物;使得相对列的耦合关节提供第二侧;管状构件具有位于管状构件的横截面的中心并沿着其长度的轴线;以及第一侧和第二侧关于管状构件的轴线彼此正交地布置。

[0025] 优选地,管状构件由单件材料制成;使得管状构件为连续结构(即保持为整体结构)。例如,单件材料为单管。有利地,连续结构提供一种可能性,即仅依赖构成该结构的材料的固有强度和刚度,而不要求额外的连接或耦合来联结独立部分。

[0026] 可选地,有附接至第二侧的长度上的纵长弹性件;纵长弹性件通过提供额外的结构刚度来加强偏向性。

[0027] 优选地,管状构件包括至少两个区段;在管状构件内从近端延伸的相应数量的线绳;每根线绳固定于每个区段的远端,最远区段的远端为管状构件的远端;每个区段能够在管状构件的纵向上具有弯曲度,使得当相应的线绳牵拉每个区段的远端时每个区段的弯曲度发生改变;其中材料的弹性为管状构件提供偏向性,使得在释放对每个区段的远端的牵拉时,每个区段的弯曲度变化发生反转。

[0028] 有利地,每个区段均可促成对不同平面的运动,使得可操纵臂的远端末梢有更好的运动自由度。

[0029] 优选地,至少两个区段中的每个的弯曲度变化位于不同的平面内。

[0030] 优选地,每个区段的刚度不同,使得位于可操纵臂的近端附近的区段较大,以便在牵拉不同区段的线绳时,减小各区段之间的机械耦合效应。

[0031] 典型地,可操纵臂置于传输管的远端;传输管沿其轴向方向具有最小的可压缩性和可延展性,具有高的扭转刚度以提供有效扭矩和力传递,力传递包括从牵拉线绳到可操纵臂和端部操控器的力传递,传输管包括通道,线绳与其他必要组件,例如电连接或外科手术功能,如抽吸器或注射用管一并穿入通道中;线绳的近端连接至用于牵拉线绳的旋钮和/

或操控杆;使得当在传输管的近端通过线绳牵拉管状构件的远端时,弯曲度会发生变化。

[0032] 第二方面,本发明提出一种将空心管制成用于内窥镜外科手术过程的可操纵臂的方法,包括以下步骤:

[0033] a)提供具有近端和远端的空心管;

[0034] 远端适于装配有外科手术端部操控器;并且空心管由弹性材料制成;

[0035] b)沿管的长度且周向地切割空心管,以形成螺旋状切割;

[0036] 螺旋状切割沿管的至少一侧形成间隙;

[0037] c)将线绳插入空心管的近端;以及

[0038] d)将线绳附接至空心管,附接在:

[0039] i.管的间隙所在侧;以及

[0040] ii.远离近端使得线绳延伸超过间隙。

[0041] 切割整根空心管形成可操纵臂提供了可操纵臂具有连续结构的可能性。

[0042] 该方法允许为管的直径预先选择单管材料,量身定制可操纵臂的尺寸,以配套内窥镜的通道尺寸。相比之下,依靠将不同的部件组装在一起的现有技术的方法,制造小的可操纵臂是比较困难的。

[0043] 优选地,方法进一步包括以下步骤:将空心管保持在弯曲的位置;以及通过塑性变形或热处理使空心管在自然状态下对弯曲产生记忆。

[0044] 优选地,方法进一步包括以下步骤:切割空心管,使得在环状物中的每个上留有耦合器,用于与相邻的环状物耦合。

附图说明

[0045] 参照图示本发明的可能布置形式的附图将便于对本发明进行进一步描述,其中同样的数字指代同样的部件。本发明的其它实施例也是可能的,因此附图的特定性并不应理解为替代了本发明的先前描述的普遍性。

[0046] 图1示出了出于对比目的的现有技术;

[0047] 图2示出了出于对比目的的现有技术;

[0048] 图3示出了包括本发明的实施例的装置;

[0049] 图4示出了图3所示的装置与内窥镜一起使用的两个视图;

[0050] 图5示出了一个实施例的近距离视图,该视图为图4所示的一部分;

[0051] 图5a示出了装配有钳子的图5所示的实施例;

[0052] 图5b示出了装配有电外科刀的图5所示的实施例;

[0053] 图6为与图5所示的实施例相对应的原型内窥镜的摄像机所拍摄的照片;

[0054] 图7为在图5所示的实施例中发现的更具体的实施例的图示;

[0055] 图8为图7所示的实施例的工作的示意性图示;

[0056] 图9为图7所示的实施例的制造的示意性图示;

[0057] 图10示出了图7所示的实施例的一部分;

[0058] 图11示出了图7所示的实施例的一部分;

[0059] 图12为图7所示的实施例的替代实施例;

[0060] 图13示出了图12所示的实施例的替代视图;

[0061] 图14示出了图12所示的实施例的替代视图；

[0062] 图15示出了图12所示的实施例的变型；

[0063] 图16示出了以图7所示的实施例为基础的实施例；

[0064] 图17为图16所示的实施例的制造的示意性图示；

[0065] 图18为图16所示的实施例的技术图；

[0066] 图19为示出了图16所示的实施例如何操作的示意图；

[0067] 图20为另一个实施例的操作的示意图；

[0068] 图21示出了图20所示的实施例的变型；

[0069] 图21a示出了图20所示的实施例的另一个变型；

[0070] 图22示出了图7所示的实施例的变型；

[0071] 图23示出了图22所示的实施例的制造的示意性图示；

[0072] 图24示出了图22所示的实施例如何操作；

[0073] 图25示出了图7所示的实施例中的可能特征；

[0074] 图26示出了图25所示的特征的变型；以及

[0075] 图27示出了本发明的更普遍的实施例。

具体实施方式

[0076] 图1示出了出于对比目的的现有技术。该现有技术为一种可用于内窥镜外科手术的可操纵臂。该可操纵臂包括能够伸缩地延伸的嵌套式弯段。最细段的端部可以延伸得最远并固定有端部操控器，例如一对钳子或电热刀。每个段均可以完全或部分延伸，促成可操纵臂的整体弯曲，从而到达目标区域。可操纵臂的弯曲并非通过牵拉线绳来实现。

[0077] 图2示出了现有技术的另一个可操纵臂。该可操纵臂大体为纵长构件201，其具有从该纵长构件的侧向侧部切出的一系列部件。纵长构件内的两根线绳固定于纵长构件的远端的相对侧向侧部。为了使纵长构件向一侧弯曲，作为收缩筋-对抗线对，须牵拉一根线绳，同时须释放另一根线绳。

[0078] 图3示出了本发明的一个实施例，是与内窥镜400一起使用的柔性外科手术器械300。

[0079] 柔性外科手术器械300包括传输管307，其构成柔性外科手术器械300的大部分长度。传输管307的远端303安装有可操纵臂301。相应地，可操纵臂301的远端固定有决定柔性外科手术器械300的功能的外科手术端部操控器403(见图4中的插图)，诸如钳子、电热刀、注射针、缝合工具等。

[0080] 图4示出了插入有两个柔性外科手术器械300的内窥镜400。内窥镜400是一种光学仪器，其可通过口腔或肛门伸入到胃肠道(GI)内，并被操纵到达胃肠道内的目标位置以提供视野。内窥镜400可包括连接到其近端的视频显示器、以及位于远端411上的光源和具有大视场的摄像机。从摄像机到视频显示器的图像传输可由光纤系统或传感器芯片系统提供。

[0081] 用于GI手术操作的内窥镜400典型地大于1m。具有两个活检通道的内窥镜400的外径通常大于1.2cm。最常见的GI内窥镜400的内芯设置有一个或两个可以具有2.8mm至3.7mm直径的通道，典型地称为活检通道405或器械通道。活检通道405具有在内窥镜400的近端处

的通道入口413和在内窥镜400的远端411处的通道出口。柔性外科手术器械300可以通过通道入口插入活检通道405中。图4示出的内窥镜400具有两个活检通道405,两个柔性外科手术器械300各使用一个活检通道405。

[0082] 图5为图4中插图的放大图,示出了在内窥镜400的远端411处的盖体401上的摄像机501和光源503的示例性布置。摄像机501提供了外科手术部位、可操纵臂301和端部操控器403的实时视图,以指导外科医生操作可操纵臂301。

[0083] 图5a示出了可操纵臂301,其远端设置有作为端部操控器的钳子505。图5b示出了可操纵臂301,其远端设置有作为端部操控器的电热刀507。其他端部操控器可以安装在可操纵臂301的远端末梢,以决定该臂的最终功能,如注射针和缝合工具等。

[0084] 图6示出了可由摄像机501拍摄的图片,示出两个可操纵臂301,每个均固定有端部操控器403并对组织进行手术操作。图6中的两个可操纵臂301装配有外鞘,当柔性外科手术器械300插入活检通道405内时,其可以减小摩擦,并提供电绝缘。

[0085] 在优选的实施例中,传输管307和可操纵臂301具有2.7㎜或更小的外径,以装配到普通GI内窥镜400所提供的大多数活检通道405内。传输管307的长度可随设计而异,并取决于打算与柔性外科手术器械300一起使用的内窥镜400的长度。

[0086] 通过牵拉穿过传输管307中的至少一个通道的线绳,可移动或弯曲可操纵臂301。一些线绳的远端固定于可操纵臂301内部的不同部分。其余线绳的远端与端部操控器403连接。

[0087] 从柔性外科手术器械300的近端305伸出的线绳309的端部与位于内窥镜400外部的适配器(未示出)耦合。适配器包括旋钮、滑轮或操控杆(未示出),线绳的端部单独地与之连接。每个旋钮、滑轮或操控杆的旋转或平移引起对各个线绳的牵拉。牵拉线绳的近端使可操纵臂301移动或弯曲,或致动端部操控器403。该适配器可以通过电子部件和软件进行机器人操作,以控制可操纵臂301和端部操控器403的运动。

[0088] 在外科手术中,外科医生将内窥镜400插入病人体内,并将内窥镜400导航到胃肠道中的期望位置。适配器可以牵拉或释放从内窥镜400的近端延伸的线绳309。

[0089] 图7示出了可操纵臂301的主要部分,其为塑形成环状物的管状线圈707或螺旋状金属带的金属管。可操纵臂301在自然状态下是弯曲的,因此具有凸侧703和凹侧701。在凹侧701上,环状物的边缘靠拢,每个边缘抵靠每个相邻的环状物的相应边缘,从而防止环状物在凹侧701上的压缩。这在管状线圈707的凹侧701上提供了脊。在凸侧703上,环状物的边缘相互间隔开,这形成了从脊延伸出的肋。凹侧701上的肋的边缘可以移动得更近或彼此进一步分开,以允许脊弯折。可以对可操纵臂301进行弯折,使之变得笔直,或者可选地,甚至弯曲到相反的一侧。然而,金属是有弹性的材料,在可操纵臂301中提供偏向性,以便在移除弯折力时将其恢复到原来的形状。

[0090] 图8为可操纵臂301的关节连接的一系列示意性图示。图中示出了用于控制可操纵臂301的线绳309的端部延伸通过可操纵臂301的内芯,并连接至位于或接近可操纵臂301的远端的肋。为了清楚起见,线绳309以实线表示,但有技术的读者可以了解,由于在可操纵臂301内部,线绳309在很大程度上在视觉上是隐蔽的。线绳309的远端可以通过打结、压接或其他方式固定至肋,以确保线绳309一直固定在肋上。可操纵臂可以由螺旋状的环状物制成,或者可以由管制成,该管具有沿管的侧部切出的区段。

[0091] 最左边的图示出了自然状态下的可操纵臂301,其是弯曲的使得脊是凹陷的(图8a)。肋位于凸侧,并分散开以适应弯曲。当牵拉线绳309时,将一些肋相互拉近,将脊弯折并拉直(图8b)。在进一步牵拉线绳309时,将肋拉得更加地相互靠近,使得可操纵臂301的弯曲度发生反转,现在朝向背离初始弯曲方向的方向弯曲(图8c)。释放牵拉使偏向性得以显现,使可操纵臂301恢复到自然状态的形状。正是这种偏向性使得将可操纵臂拉回到初始的自然状态的第二根线绳成为冗余。

[0092] 因此,可以将可操纵臂301从朝一个方向弯曲移动至朝平面内的另一个方向弯曲。这允许可操纵臂301上的端部操控器403对组织进行操作。这种单线绳方案比现有技术的双线绳方案更容易,后者要求在牵拉一根线绳和释放另一根线绳之间进行额外的协调。另外,第二根线绳的存在会占用可操纵臂301内的空间。

[0093] 图9示意性地示出了制造可操纵臂301的一种优选方式。首先,提供由超弹性材料制成的管901,其直径小到足以通过可操纵臂301预期使用于其上的内窥镜400的活检通道405。典型地,对于通用性应用而言,直径为2.7mm或更小为佳。牵引式传输管307可以具有类似小的直径,这对于通过活检通道而言,非挑战性问题。超弹性材料是指那些有能力承受大的变形并在移除外部负载后立即恢复到其未变形时的形状的材料,如镍钛诺(镍钛合金)和下列合金:Cu-Zn、Cu-Al-Ni、Au-Cd、Au-Cu-Zn和In-TI。

[0094] 如图9a所示,沿着管901的长度进行螺旋状切割,将管901制成管状线圈707。切割可以通过精密加工,例如激光切割、计算机数字控制(CNC)铣削或其他方式进行。图9示出了用于切割管901的激光源903。

[0095] 在管901的一侧进行其他切割,以切开并去除每个环状物的一部分907。这使得在管901的那侧在每两个相邻的环状物之间提供间隙905,其提供肋909(图9b)。间隙905允许肋909相互靠拢,以适应脊911向肋一侧的弯曲。另外,肋909可以进一步分开地移动,以适应脊911朝向脊一侧的弯曲(图9c)。管901的形成脊911的另一侧在环状物之间被切割有小间隙905。

[0096] 应注意的是,螺旋状切割围绕管901的圆周进行,包括管901的成为脊911的一侧。因此,环状物在脊911上的边缘也被切割和分离。然而,每个环在脊一侧的边缘抵靠每个相邻的环的边缘。当通过牵拉线绳309使可操纵臂301弯折时,所述抵靠可以防止脊911压缩。

[0097] 可选地,在其他实施例中,可以仅切割管901的一侧以提供形成肋909的间隙905,而不进行环绕圆周的螺旋状切割,使得管901的形成脊911的一侧保持一体,完全不进行切割。

[0098] 可选地,然后使可操纵臂301保持成期望的形状,并进行热处理或塑性变形以使材料对该形状产生记忆。

[0099] 图10和图11示出肋909和脊911的技术图,未示出脊911呈弯曲状。图10中的左图示出了可操纵臂301的外部图,而图10中的右图是从标有h-h的方向的相应截面图。图11中的左图沿j-j方向的截面图,而图11中的右图示出了可操纵臂301的相应外观。

[0100] 可以对螺旋样式进行变化,以改变螺旋间距(L)、间距变化(M)、匝数、切割厚度、切割形状、槽的位置和大小。可以对这些参数进行调整,以改变脊911的弯曲轮廓、运动范围和刚度,并可根据外科手术应用要求进行选择。于是,可以改变预弯曲度的程度和形状,以满足不同的外科手术要求,例如器械端部操控器403的特定处置角度。

[0101] 可以通过改变间隙和环状物的结构来调整可操纵臂的刚度、柔性和弹性。例如,如果环状物较粗,则可操纵臂具有较小的柔性,且较硬。可选地,如果环状物较窄,则可操纵臂具有更大的柔性。环状物之间的间隙的大小、每个间隙的宽度、间隙的倾斜度(螺旋间距)、间隙的密集程度,这些均可影响柔性和弹性。一般而言,间隙越大且环状物的密度越大,管的可变形性或柔性越强。即便在可操纵臂不是环状物的线圈、而仅仅为具有间隙的管的实施例中,所述间隙沿管的侧壁切入,间隙上的相同变化可以在管的柔性方面产生相似的变化。因此,仅通过将远端切割得更精细,使其具有更多的精细环或更多的切除部分,并使近端具有更少的精细切出的环或更少的切除部分,就有可能制成远端更具柔性、近端少具柔性的可操纵臂。有利地,这防止了牵拉附接至可操纵臂的较远端部分的线绳,导致较近端部分的非故意性变形;这允许远端不会失去超过近端的控制灵敏度,从而使可操纵臂更加灵活自如。

[0102] 可操纵臂301由提供连续结构的金属单体件制成。连续结构指的是通过使材料真实变形、而不是通过独立但相连的关节之间的运动,以连续的方式弯曲且一体的物体。换言之,连续结构典型地由一块材料制成。此外,连续结构不具有可能产生高应力集中的尖锐褶皱或折叠弯曲,连续结构可仅具有逐渐弯曲或笔直的侧部。这样,材料的分子或元素结构可以为连续结构提供强度、刚度、弹性和柔性。

[0103] 连续结构避免了将单独的零件组装至可操纵臂301,并克服现有技术中发现的挑战,其中可操控器械要求以劳动密集型的方式组装复杂的单独零件或者互连关节,而且零件的复杂性可能导致尺寸过大而无法与某些内窥镜400的活检通道405一并使用。此外,这也减少制造时间、复杂性和成本。与本实施例相比,现有技术的由单独零件组成的可操纵臂不能在自然状态下使其弯曲,因为不能对分离的零件进行加热以保留位置记忆。此外,连续结构中使用的材料可以为可操纵臂301提供足够的强度和刚度,以便在外科手术环境中牵引/提升组织,而由分离的零件组成的组装结构不能利用材料的强度做到这一点。

[0104] 优选地,在肋的内表面上设有用于引导线绳309的孔眼2201(见图22)。这些孔眼允许线绳309轴向平移,以便于致动脊911,同时也将线绳309约束在可操纵臂301的内侧。这些孔眼可以由分体制造的额外零件并与可操纵臂组装在一起来提供。

[0105] 图12示出了第二个实施例,其中在每相邻的肋909之间均设有耦合关节1201,以防止肋909在径向上变宽或滑动,或防止围绕可操纵臂长轴的扭转。图13和图14与图12相对应,只是图12中的版本呈现为在自然状态的偏向弯曲。

[0106] 在图13a中可见,耦合关节1201设置在可操纵臂301的相对侧。肋909的边缘在弯曲的凸侧以及凹侧均间隔开。因此,与上述实施例不同,在凹侧上使肋相抵靠不对脊进行限定。替代地,防止肋909压缩的耦合关节1201对脊进行限定,并且耦合关节1201沿可操纵臂301的长度排列成列,使得耦合关节1201提供肋909可绕其旋转的枢轴,脊可以向任何一侧弯曲。换言之,肋909和脊相对于管901的轴线彼此正交地布置。

[0107] 耦合关节1201最小化在关节旋转平面以外的弯曲或扭曲,并防止形成肋909的环状物在径向上松动和扩大。一般而言,耦合关节1201不为可操纵臂301提供额外的刚度,用于在可操纵臂301弯折时恢复到原始形状。弹性和偏向性仍由制造可操纵臂301的材料选择提供,并且可操纵臂301为连续结构。

[0108] 线绳309(图中未示出)在可操纵臂301内延伸,并固定于最远端的肋909中的一个

的边缘上,所述边缘位于肋909在凸侧上的部分上。牵拉线绳309,通过使每个肋909围绕各自的耦合关节1201旋转并使可操纵臂301弯曲可以使肋909关节连接。弯曲仅意味着改变臂的弯曲度。弯曲可意味着将臂从伸直构造弯曲,或将其从弯曲构造拉直。肋909在脊的凸侧上的边缘靠拢,而肋909在凹侧上的边缘打开。进一步牵拉线绳309可将弯曲反转,使可操纵臂301此时向相反的方向弯曲(未示出)。当释放对线绳309的牵拉时,可操纵臂301自然地恢复到记忆的形状。

[0109] 本实施例还通过切割单根镍钛诺管而制成。将所述管的片段切除,以形成散开的螺旋状环状物的线圈,并且这些环状物形成了可操纵臂301的肋909。然而,所述切除在每个肋骨909的一侧留下公耦合关节的形状,而在肋909的另一侧留下母耦合关节的形状。在这种情况下,“侧”不是指整个管的横向侧,而是指线圈的每个肋909的侧。如图所示,每个肋909的下侧的公耦合关节装配到相邻肋的上侧的母耦合关节中。从所述管上切割下之后,可操纵臂301保持成期望的弯曲,所有的耦合关节1201相互匹配并进行热处理以记忆该弯曲。

[0110] 在本实施例的一些变型中,管的围绕耦合关节的脊的两侧可各自固定有线绳,每根线绳将管弯曲到一侧。在这些变型中,所述管可以是预弯的或可以不用预弯。当然,具有预弯的、弹性管允许仅一根线绳就可以使所述管弯折,以弯向相反侧,并通过弹性提供的偏向性使其恢复原来的形状。

[0111] 图14示出公耦合关节1401和母耦合关节1403相互分开且未匹配,各自设置于相邻肋909的正面侧。公耦合关节1401包括颈,其上具有圆形头,其能够装配到母耦合关节1403中,所述母耦合关节1403包括限定圆形间隙的钳口。所述圆形钳口可围绕圆形头旋转,以允许肋909关节连接。请注意,在连续结构的制造过程中,公耦合关节和母耦合关节已相互匹配,图14仅作说明之用。

[0112] 有利地,图12所示的实施例将连续装置的优点(无需组装任何不同零件的一体装置提供了诸如制造简单、易于小型化、基于管材料和/或结构的可选择的刚度、因顺应性而具有的固有对抗力等优点)与基于关节的弯曲段的优点(例如使轴向压缩和平面外弯曲最小化的机械约束)相结合。

[0113] 图15示出了具有更简化设计的耦合关节的变型。在这种情况下,公耦合关节1401仅为没有颈的小圆头,而母耦合关节1403为浅架。由于公耦合关节没有颈,所以母耦合关节无需扣住公耦合关节的头。

[0114] 到目前为止,所描述的实施例仅在一个运动平面内可以被弯折或者弯曲或拉直。为了提供多个运动平面,可以考虑使本发明的实施例模块化,并可从同一根镍钛诺管切割成为不同的区段,作为更大的可操纵臂301的不同部分。于是,图16示出由单根管制成的可操纵臂301,该管经切割使得有两个串联的与图7所示相似的管状线圈707。两个管状线圈707共享相同的轴线,但在角度上偏移,以便每个部分可以在不同的平面内弯曲。因此,管的顶部分1601(如图中所示的顶部)的脊911面向一个方向,而底部分1603的脊911则面向不同的方向。顶部分1601可以由线绳309致动,以在第一平面内弯曲和移动,而底部分1603可以由另一根线绳309致动,以在第二平面内弯曲和移动。底部分1603移动也会使顶部分1601移动,因为顶部分1601从底部分1603延伸。结合起来,这使外科医生在定向可操纵臂301上的端部操控器403时有更大的自由。

[0115] 应注意的是,在本实施例中,同轴的含义并不要求轴线是直线。所述轴线为弯的,

并随着可操纵臂301的弯曲形状而延续。

[0116] 图17示出用多个区段制造可操纵臂301的方法。图17a图示出首先如何沿着且围绕整个管901进行螺旋式切割,并产生环状物的管状线圈707。随后,如图17b所示,在管状线圈707的侧部进行进一步切割,以去除顶部分中的每个环状物的一部分。这就在环状物之间提供间隙905,形成肋909。这种进一步切割也对管的底部分进行,但是针对管状线圈707的不同侧。结果是,底部分的脊911和顶部分的脊911在管901的不同侧上形成。因此,顶部分可以如图17c所示地沿一个方向弯曲,而底部分可以如图17d所示地沿另一个方向弯曲。图18为切割管以在顶部分1601中提供脊911的技术图,该脊911与底部分1603中的脊911在不同侧。最后,将顶部分1601弯曲成一个期望的形状,将底部分1603弯曲成另一个期望的形状,并对其进行热处理(未示出)以对整体形状形成记忆。

[0117] 对管进行切割,使顶部分的脊和底部分的脊沿完全相反的方向弯曲,这仅为可选方案,因为这意味着顶部分和底部分均在同一平面内弯曲,尽管方向相反。可替换地,顶部分的脊和底部分的脊替代地沿轴线在角度上偏移。

[0118] 图19示意性地示出了图16的实施例是如何操作的。在图中,将可操纵臂301的上部分1601在自然状态时朝向图的左侧弯曲。将下部分1603在自然状态时向右侧弯曲。结果是,可操纵臂301的形状呈类似反的字母S。通过牵拉在可操纵臂301内部延伸的一根线绳309,可以减小可操纵臂301的上部分1601的弯曲度,该线绳309固定于上部分1601的最远端的肋中的一个。当进一步牵拉时,弯曲度可以反转为朝向肋侧。

[0119] 类似地,当牵拉线绳309时,可使下部分1603变直。如果进一步牵拉线绳309,弯曲度甚至可以反转为朝向肋侧。在这种情况下,线绳309在可操纵臂301内部延伸,并固定于靠近下部分的远端部分的肋中的一个,或者可选地固定于上部分的最近端部分。这是因为下部分1603的远端部分在上部分1601的近端部分开始的位置结束。因此,下部分1603的最远端的肋刚好是上部分1601的脊911下方的肋。

[0120] 当全力牵拉两根线绳309时,可操纵臂301的反S形突变,可操纵臂301的上部分1601和下部分1603上的所有肋靠拢。

[0121] 图20示出另一个实施例,其包括由前面的实施例组成的不同部分。为了制造图20中的实施例,用不同的方式对同一金属管的不同区段进行切割,使得每个区段可以在不同的平面内弯曲。在可操纵臂301的通道内设置相应数量的线绳,每根线绳309附接至各自区段的远端以控制那个区段的弯曲。

[0122] 图中左边的图20a示出处于自然状态的可操纵臂301。右边的图20b图示出每个部分在各自线绳309的作用下可移动或弯曲的不同方向。

[0123] 图20中的可操纵臂301具有四个部分2001、2003、2005、2007。可操纵臂301的第一远端部分2001与图12所示实施例类似。正好在该第一部分下方的是第二部分2003和第三部分2005,它们共同对应于图16的实施例。

[0124] 第一部分2001和第二部分2003在轴向上偏移,使得第一部分2001可以在第一平面2009内弯曲,而第二部分2003可以在与第一平面2009成角度的第二平面2011内弯曲。第二部分2003和第三部分2005亦在轴向上偏移,使得第三部分2005可以在与第二平面2011成角度的第三平面2013内弯曲。因此,三个部分2001、2003、2005可以在不同的平面2009、2011、2013内移动,并提供三个运动的自由度。

[0125] 如图所示,位于第三部分2005下方的第四部分2007为耦合器,该耦合器装配至传输管307上的相应耦合器,其可以通过包括焊接、胶粘剂或机械方法等的各种方法固定。优选地,该耦合允许可操纵臂301在传输管在内窥镜的近端扭转时旋转,以增加了运动的又一个度。

[0126] 图21示出了图20的实施例的变型。可操纵臂的主要区段包括图16所示的实施例,其两端设置有图12所示的实施例。近端设置有耦合器,用于将该实施例连接至传输管。因此,这个可操纵臂301具有从耦合器延伸的四个不同区段,并且可以各自在不同的平面内弯曲。

[0127] 在图21a所示的又一个实施例中,该实施例包括位于底部的耦合器,顶部接有根据图12所示实施例制造的第二区段,该部分随后在顶部又接有图16所示的两区段式的实施例。端部操控器由图16所示实施例的远端支配。在这个实施例中,两区段式的部分比第二区段更具柔性,因为两区段式的部分内的间隙更大。类似地,图15所示实施例具有更具柔性的远端区段,其连接至柔性较差的近端区段。

[0128] 图22示出另一个实施例,在该实施例中,图7所示实施例中的脊911具有打开的切口2203。切口2203并非围绕可操纵臂301的整个圆周形成,而是仅从可操纵臂的侧部切入脊911中。优选地,切口2203通过从脊911上移除薄块而形成。切口2203在结构上减少了镍钛诺的抵抗力,以允许脊911在线绳309牵拉肋侧时更容易伸直,进而提高动态性能。应注意的是,即使在这种情况下,尽管有切口2203,脊911仍可显著地抵抗压缩。可选地,可以对该实施例的远端部分进行更多的切割,以使远端部分比近端部分更具柔性。

[0129] 图23示出了用激光903对管901进行螺旋式切割以形成肋的过程。图23a中所示的螺旋切割并非沿着管901的整个长度一次性进行。如果沿着管901的整个长度一次性地切割该螺旋,所产生的环状物的管状线圈将过于脆弱,而无法在脊中切割出切口。替代地,每次仅对管的短区段进行螺旋式切割,然后立即对将成为脊的管的一侧进行浅切。之后,从第一次螺旋切割停止的位置继续进行下一部分的螺旋切割。图23c示出在对管进行令人满意的切割后,所产生的可操纵臂301如何弯曲成为期望的形状,并进行热处理以该形状产生记忆,其中脊在凹侧,肋在凸侧。

[0130] 图24图示出图22所示实施例如何操作。图24(a)示出图22所示可操纵臂301的自然状态。图24(b)示出将可操纵臂301拉直,切口打开。图24(c)示出使弯曲反转,以向相反侧弯折,脊上的切口进一步打开。

[0131] 图25示出图7所示实施例的变型,其中通过在脊的内表面固定加强元件2501,例如与脊911的形状一致的刚性但弯曲的金属件,则加强了脊911的刚度。当释放对最远端肋909的牵拉时,加强元件有助于使脊911的形状迅速恢复,从而改善了传输响应时间并缩短机械迟滞。加强元件2501可以被当做弹性件。加强元件有足够的柔性,以便在致动线绳309时使脊911伸直。在本实施例中,线绳未随可操纵臂的弯度而绘制,以表明并非在所有情况下都要求提供线绳导向件以对线绳的平移进行导向。

[0132] 在图20所示的实施例中,脊911的不同区段可每个设置有这样的加强元件。

[0133] 图26示出另一个实施例,其中加强元件2501的条状物并非由非常柔性的材料制成,但加强元件的两端均设置有弹性件2601。弹性件2601固定于脊911内部的适当位置上。当可操纵臂301弯折时,弹性件2601可伸展。然而,弹性件2601加强了可操纵臂301的偏向

性,以便在释放对最远端的肋909的牵拉时,迅速恢复记忆的形状。这改善了传输响应时间并缩短机械迟滞,即在可操纵臂301中可以更容易地看到牵拉线绳309产生的影响。

[0134] 为了进一步改善可操纵臂301的响应,连接至可操纵臂301的所有线绳309优选地是预张紧的。也就是说,所有的线绳309在预期使用时均被拉紧,使得在进一步牵拉线绳309时,即准备移动可操纵臂301的区段。如果线绳309未进行预张紧而是松弛地悬着,则会出现间隙(backlash),导致在可操纵臂301响应于线绳牵拉之前出现延迟。

[0135] 图27示出了更普遍的实施例,其中可操纵臂301包括中空的纵长构件2701,该纵长构件2701在轴线的标记x的一侧更具弹性,在轴线的标记y的另一侧更刚硬。纵长构件经过模制、模铸或热处理,在自然状态下可永久地朝更刚硬的一侧弯曲。中空的纵长构件的材料在自然状态下能够保持弯曲,但又有足够的弹性,可以通过施加适当的力将其拉直,甚至向另一个方向弯曲。与前述的实施例一样,弯曲的弯曲度和偏向性为使用一根线绳309使可操纵臂301在平面内摆动提供了可能性。中空的纵长构件可由两种不同的聚合物共同挤出而成,使得每种聚合物形成中空的纵长构件的一侧。在这种情况下,凸侧可采用更刚硬的材料,使得当线绳309牵拉可操纵臂301的远端时,可操纵臂301不致缩短。凹侧可采用可更延展的材料,该材料可以伸展以适应可操纵臂301的弯折。

[0136] 至此,上述实施例被描述和说明为将线绳309固定于弯曲管的侧部,该侧部距离脊最远。这在将肋牵拉得靠近时提供更好的杠杆作用,以使脊弯曲。然而,本说明书中考虑将线绳固定于弯曲管的脊侧。

[0137] 于是,本实施例包括用于内窥镜400中以操纵外科手术工具的可操纵臂301,包括:具有近端和远端的管状构件;远端适于装配有外科手术的端部操控器;管状构件由弹性材料制成;线绳309在管状构件的内部从近端延伸;线绳附接至管状构件的远端,且附接至管状构件的侧部;管状构件在纵向上可具有弯曲度;其中,当线绳牵拉管状构件的远端时,弯曲度发生变化;材料的弹性为管状构件提供偏向性,使得在释放对远端的牵拉时,弯曲度的变化会反转。

[0138] 虽然上文中已经描述了本发明的优选实施例,但本技术领域的技术人员将能够理解,在不背离本发明所要求的范围的情况下,可以对设计、结构或操作的细节进行改变或变型。

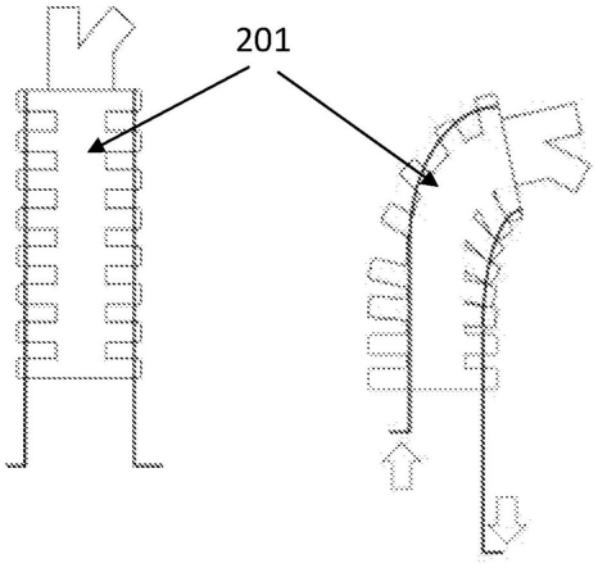
[0139] 例如,尽管根据从管切割已经提及了环状物,但在一些实施方案中,肋仅是脊的延伸,肋是弯的且一端连接至脊而另一端呈自由悬臂状,这也是可能的。

[0140] 例如,柔性的外壳手术器械300可适用于与内窥镜400类似的其他类型的设备,诸如经鼻内窥镜400或经尿道切除镜。在这些设备不具有用于插入柔性外科手术器械300的内部通道时,可以制作额外的外鞘,其可以在设备上滑动,以为柔性外科手术器械300建立通道。



现有技术

图1



现有技术

图2

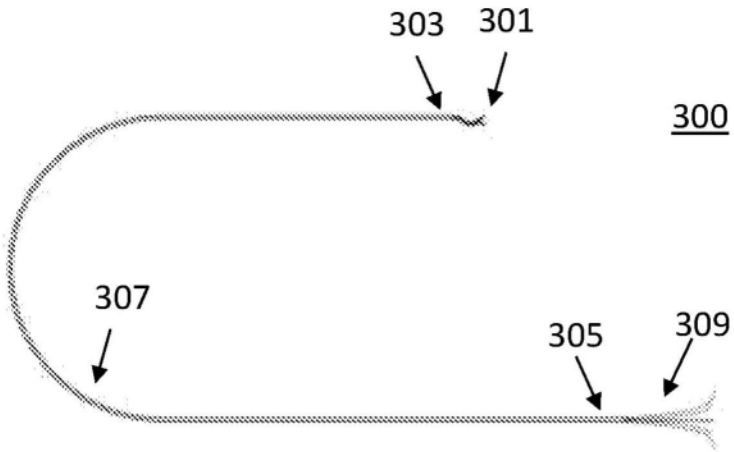


图3

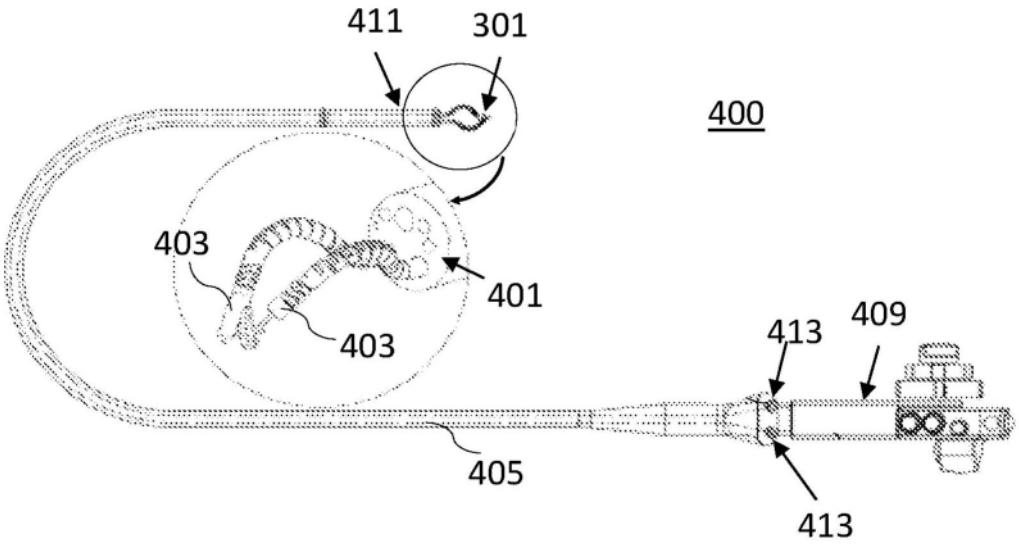


图4

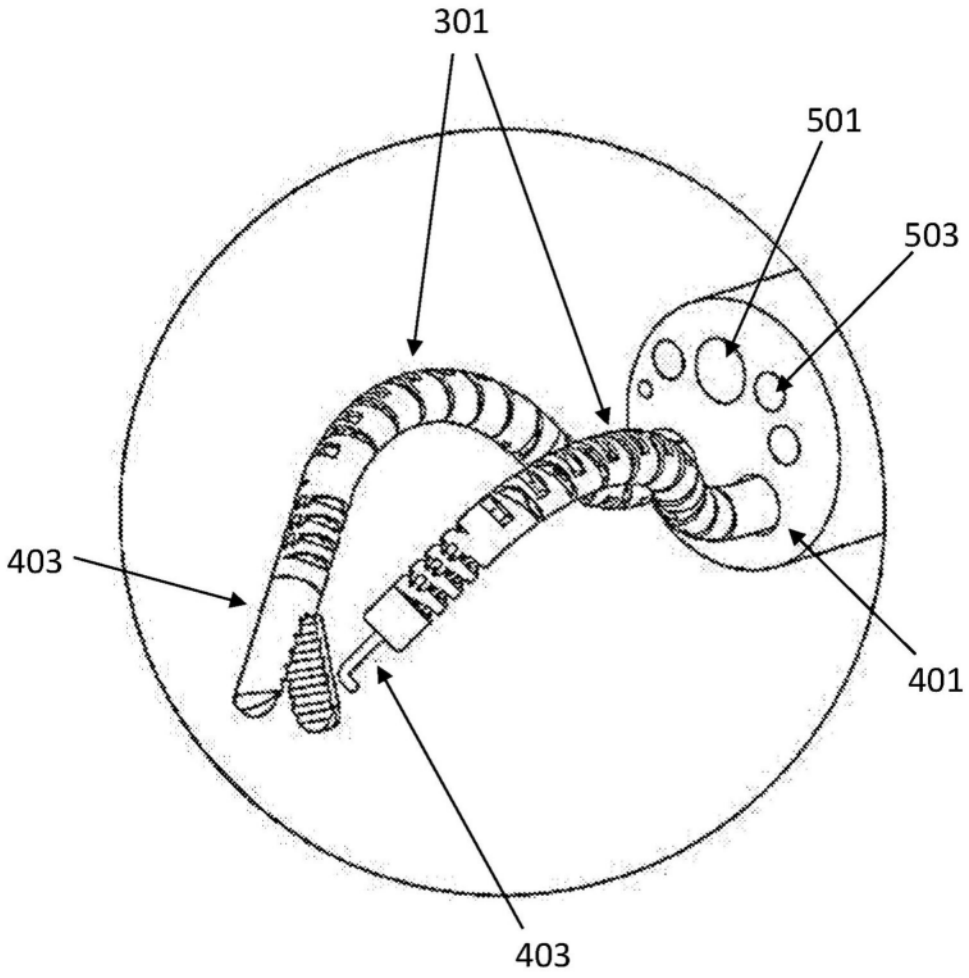


图5

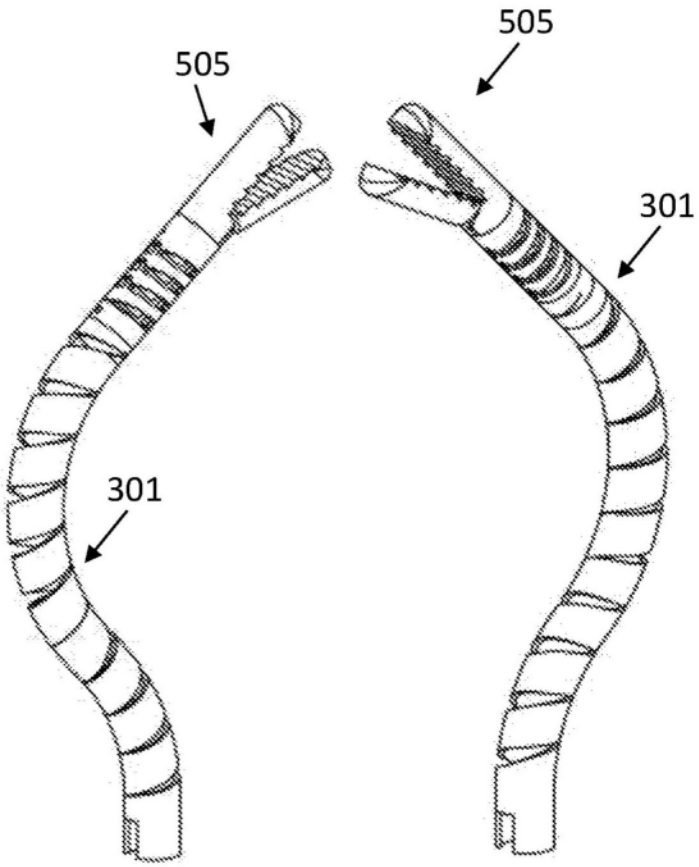


图5a

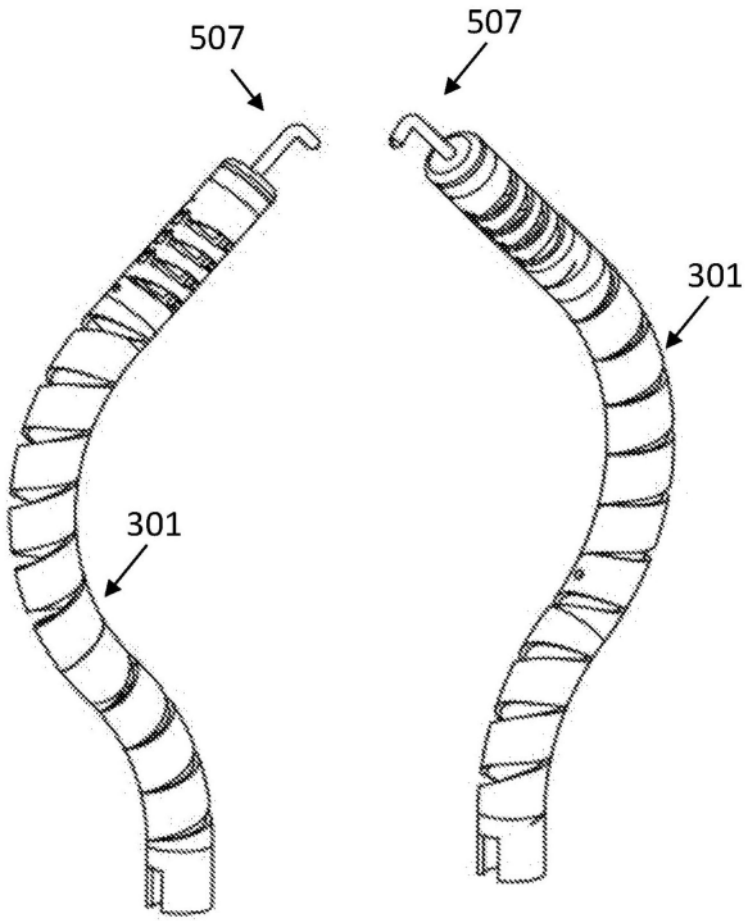


图5b

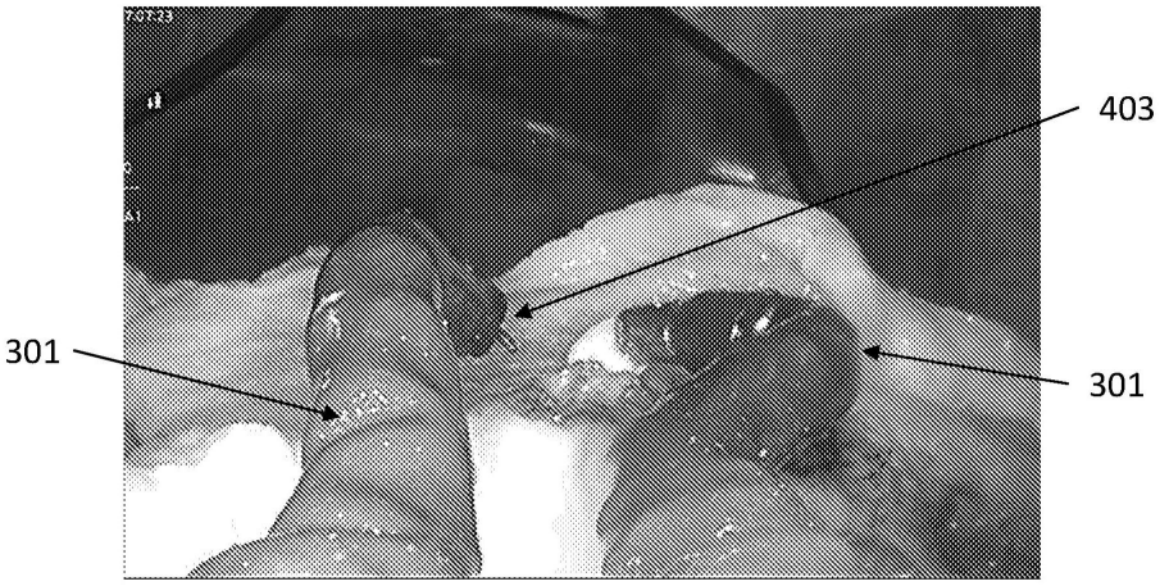


图6

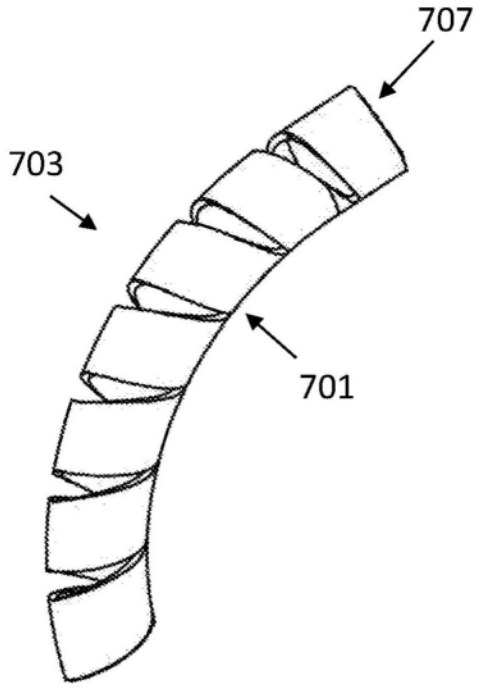


图7

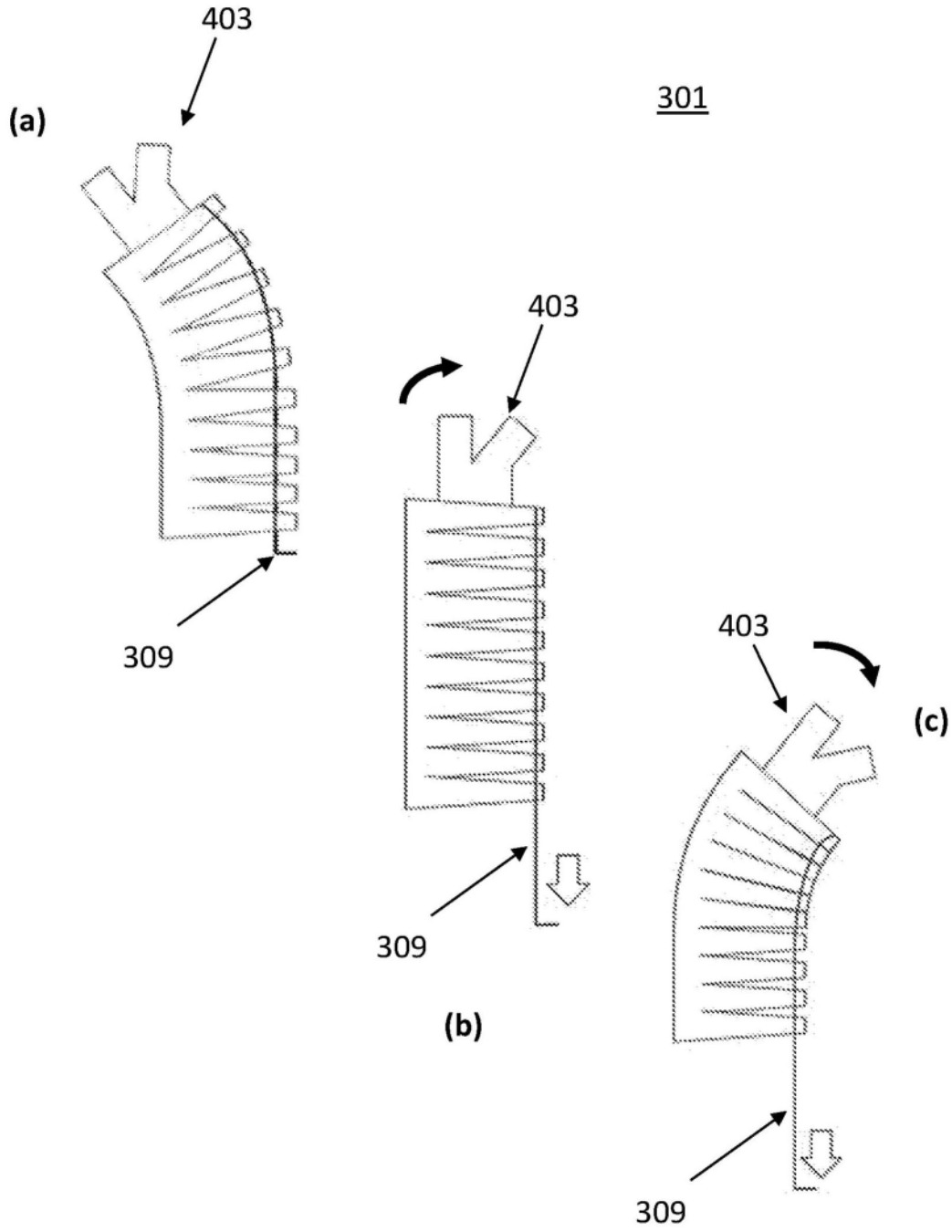


图8

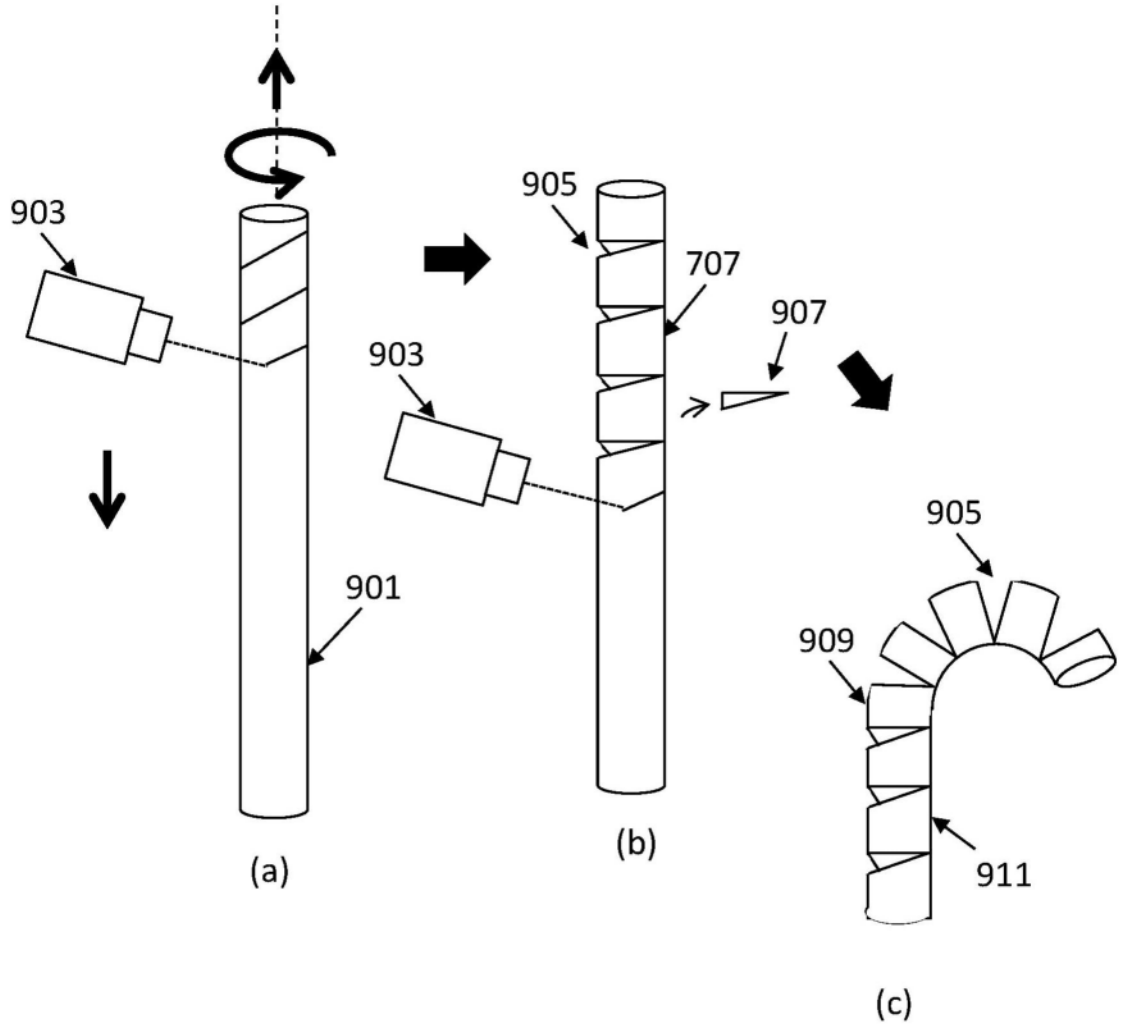


图9

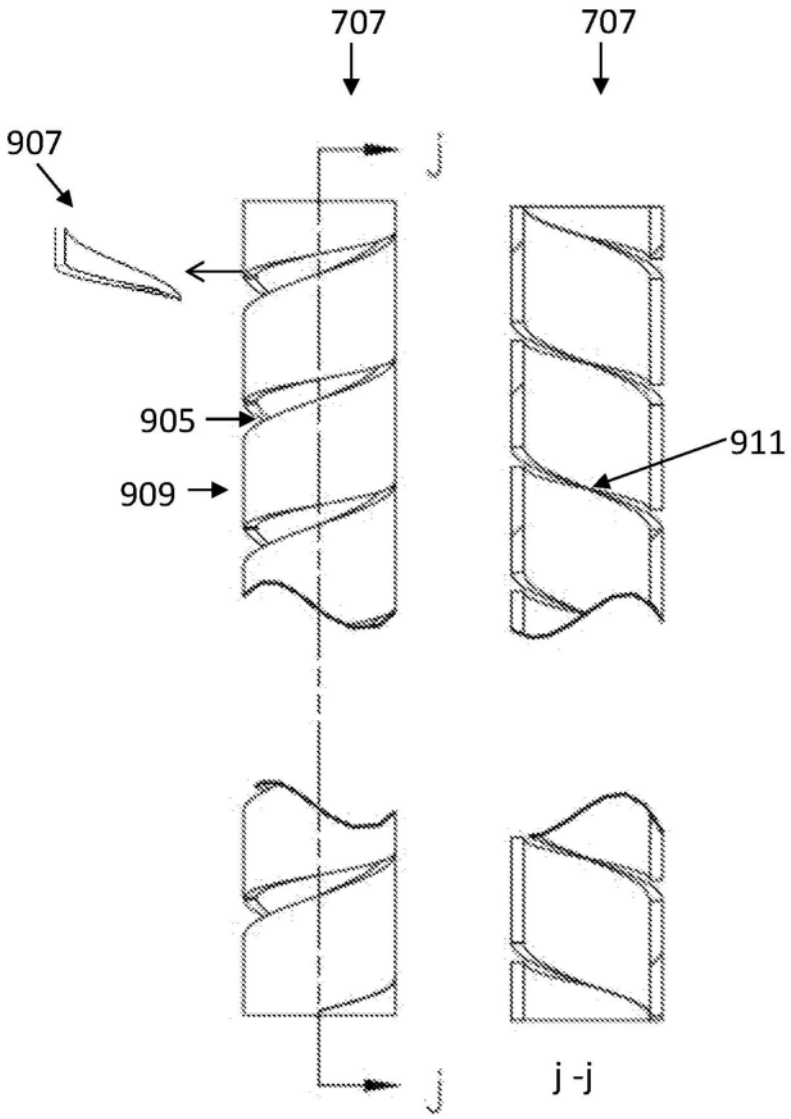


图10

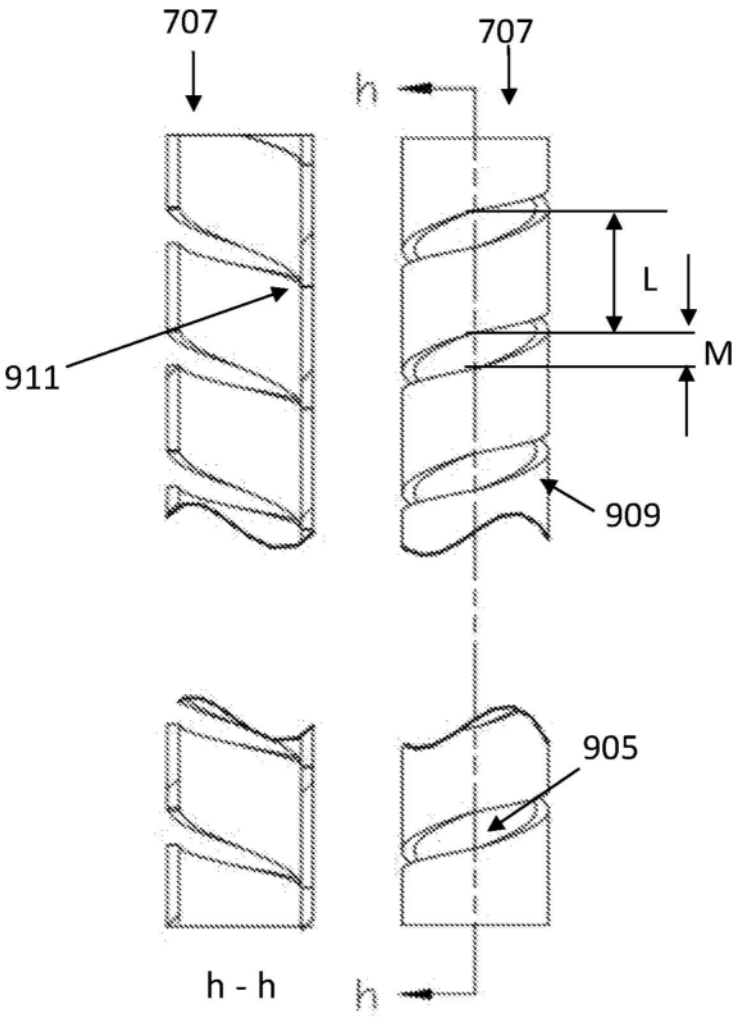


图11

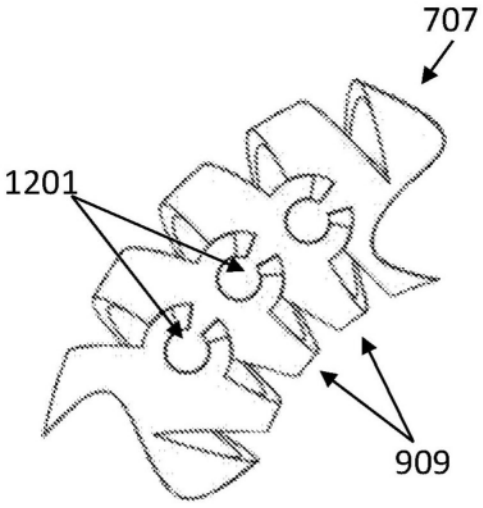


图12

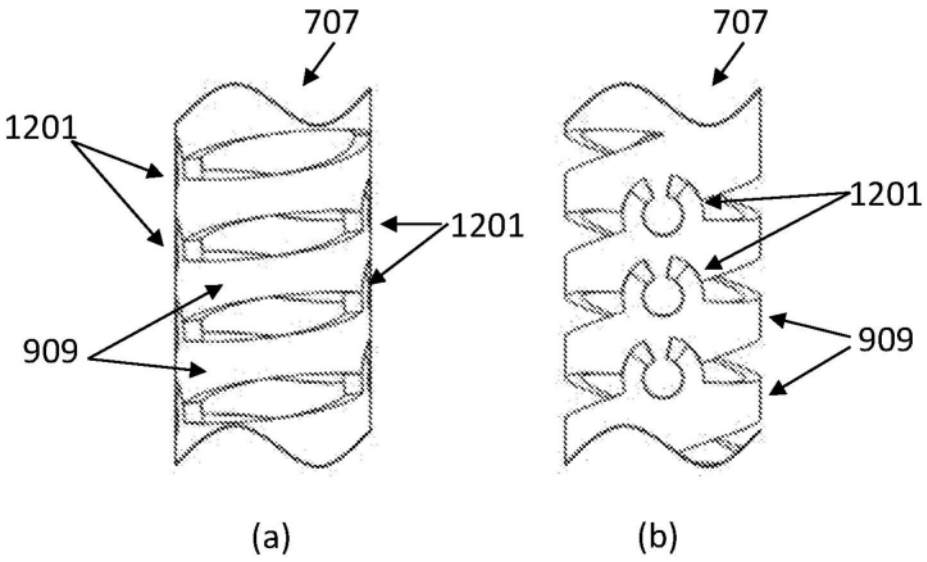


图13

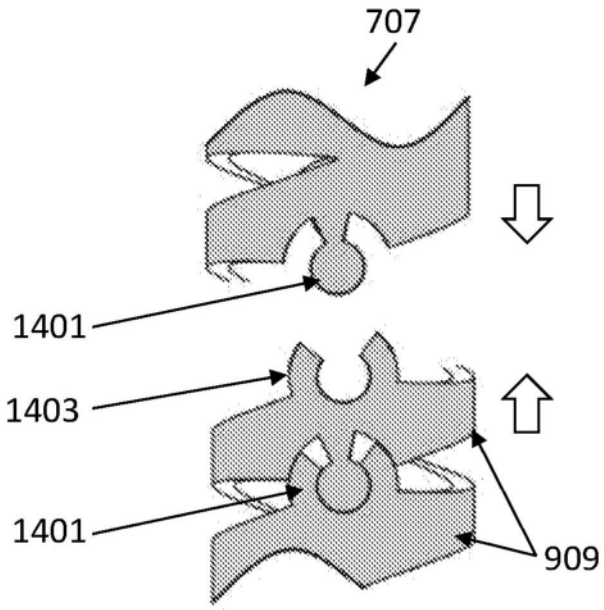


图14

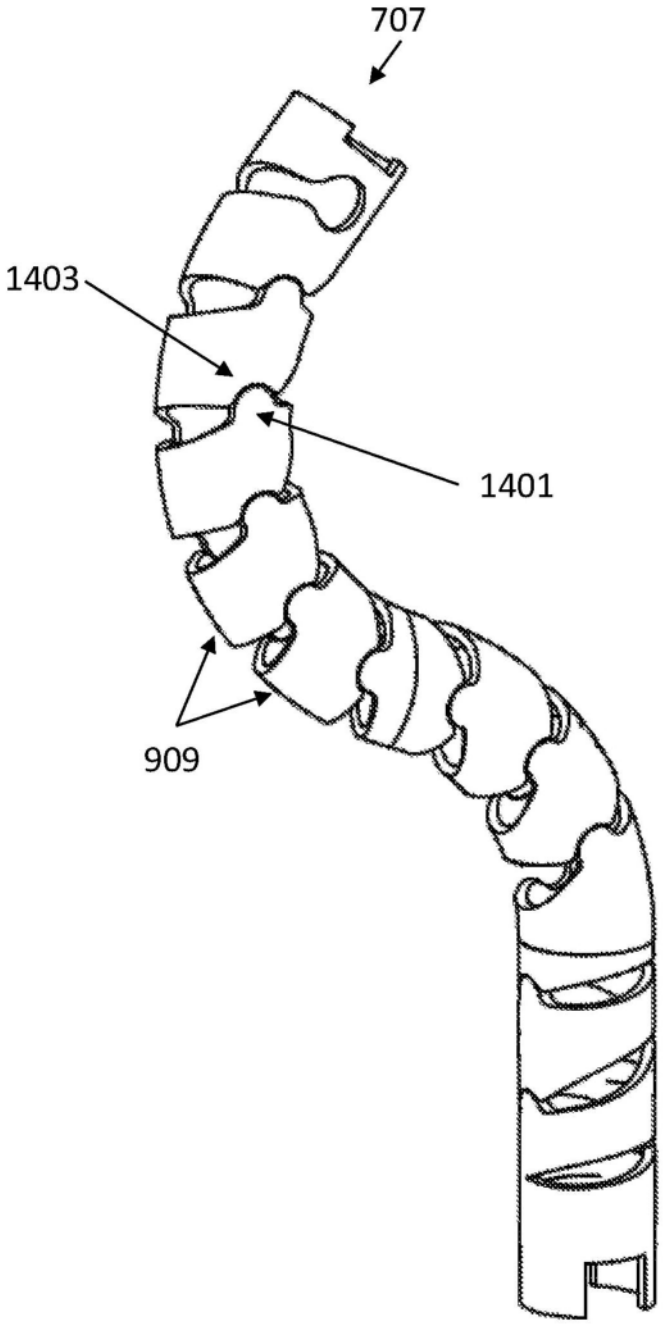


图15

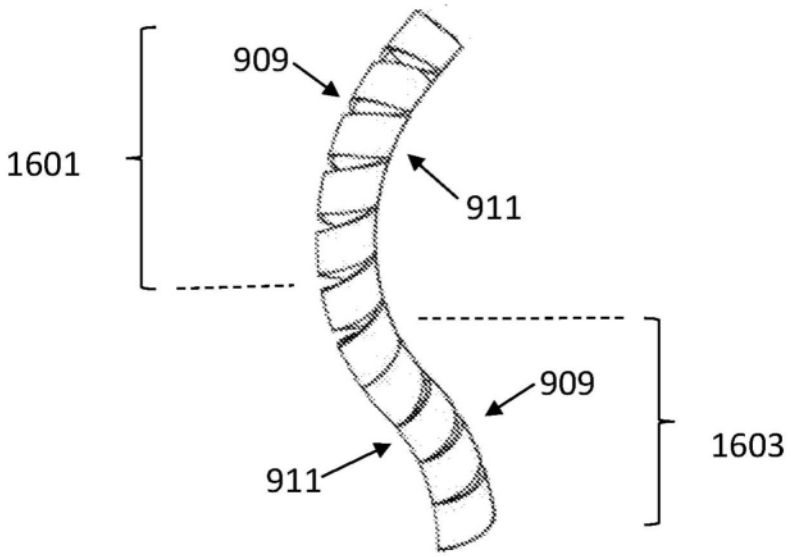


图16

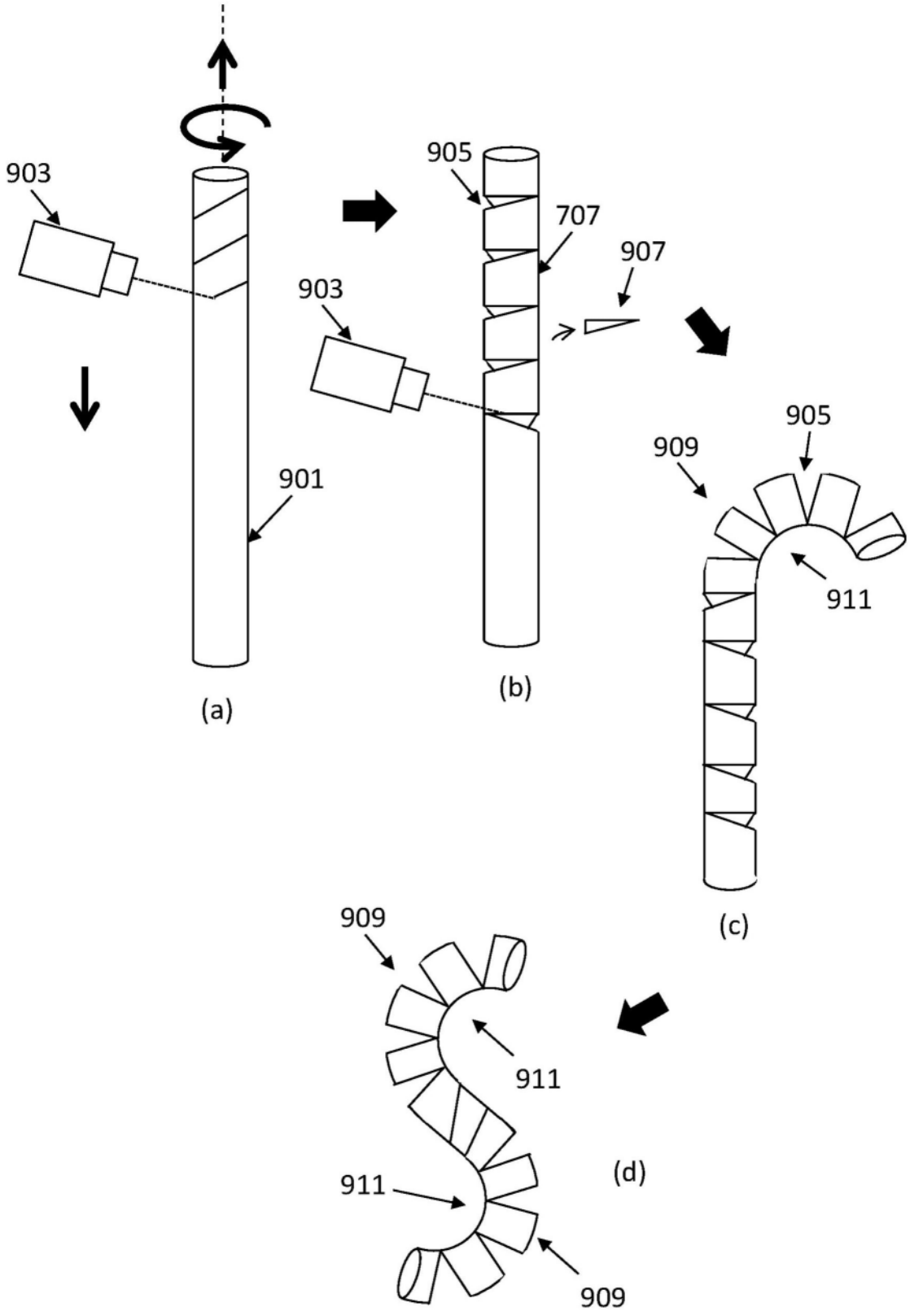


图17

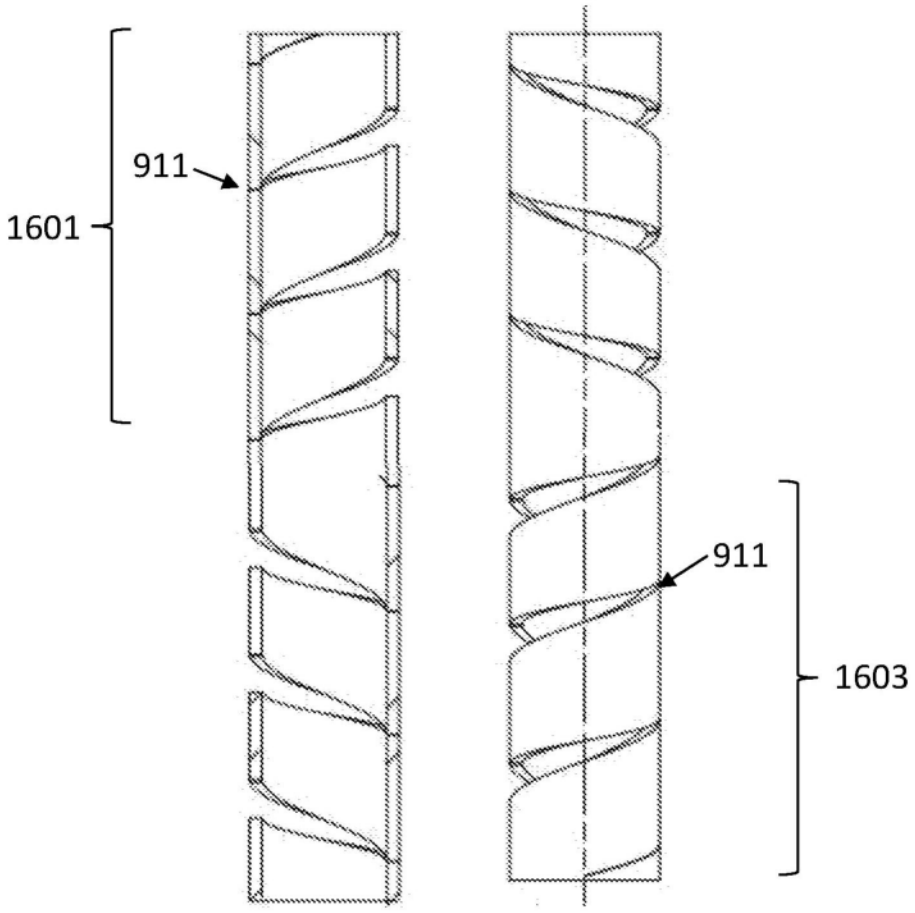


图18

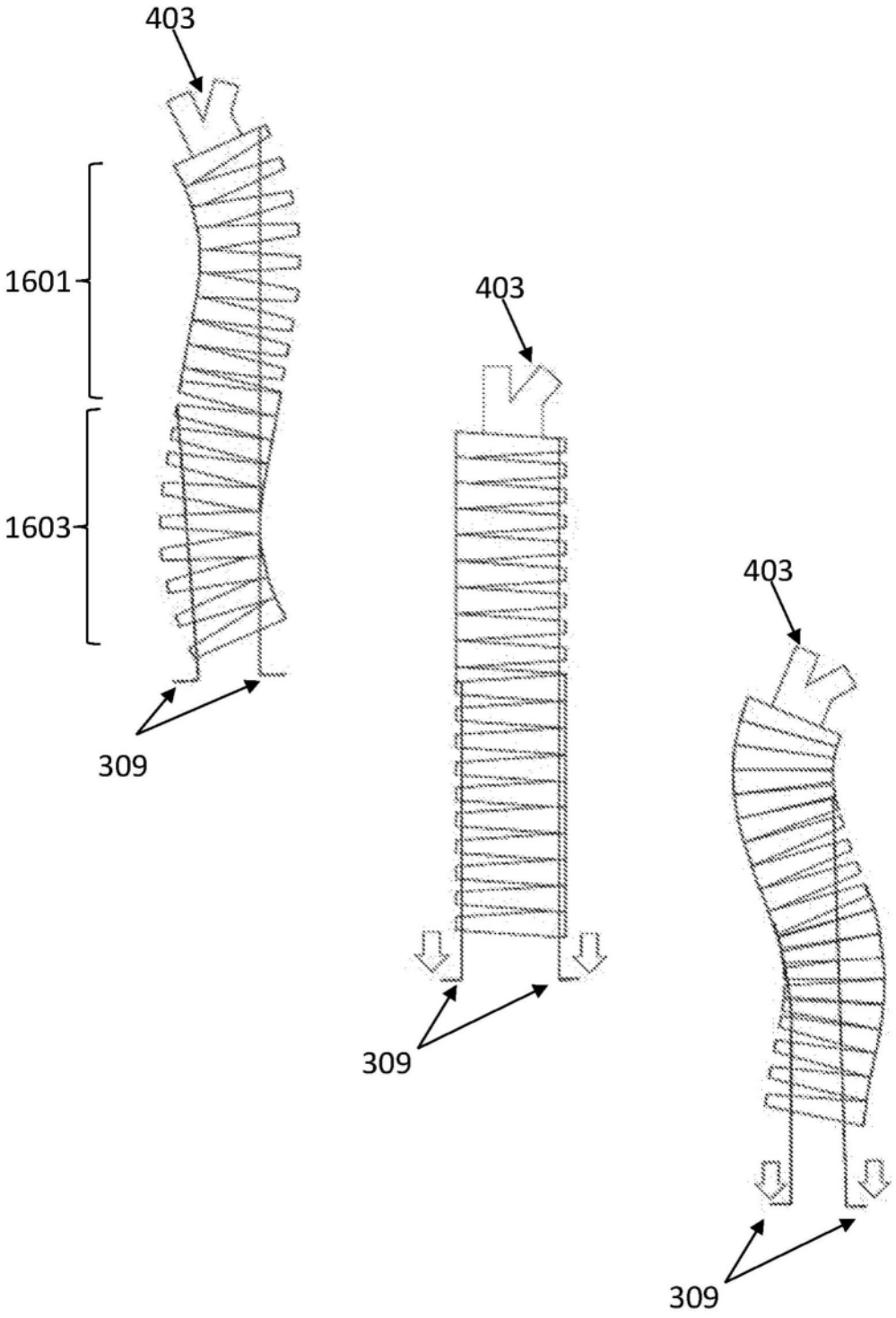


图19

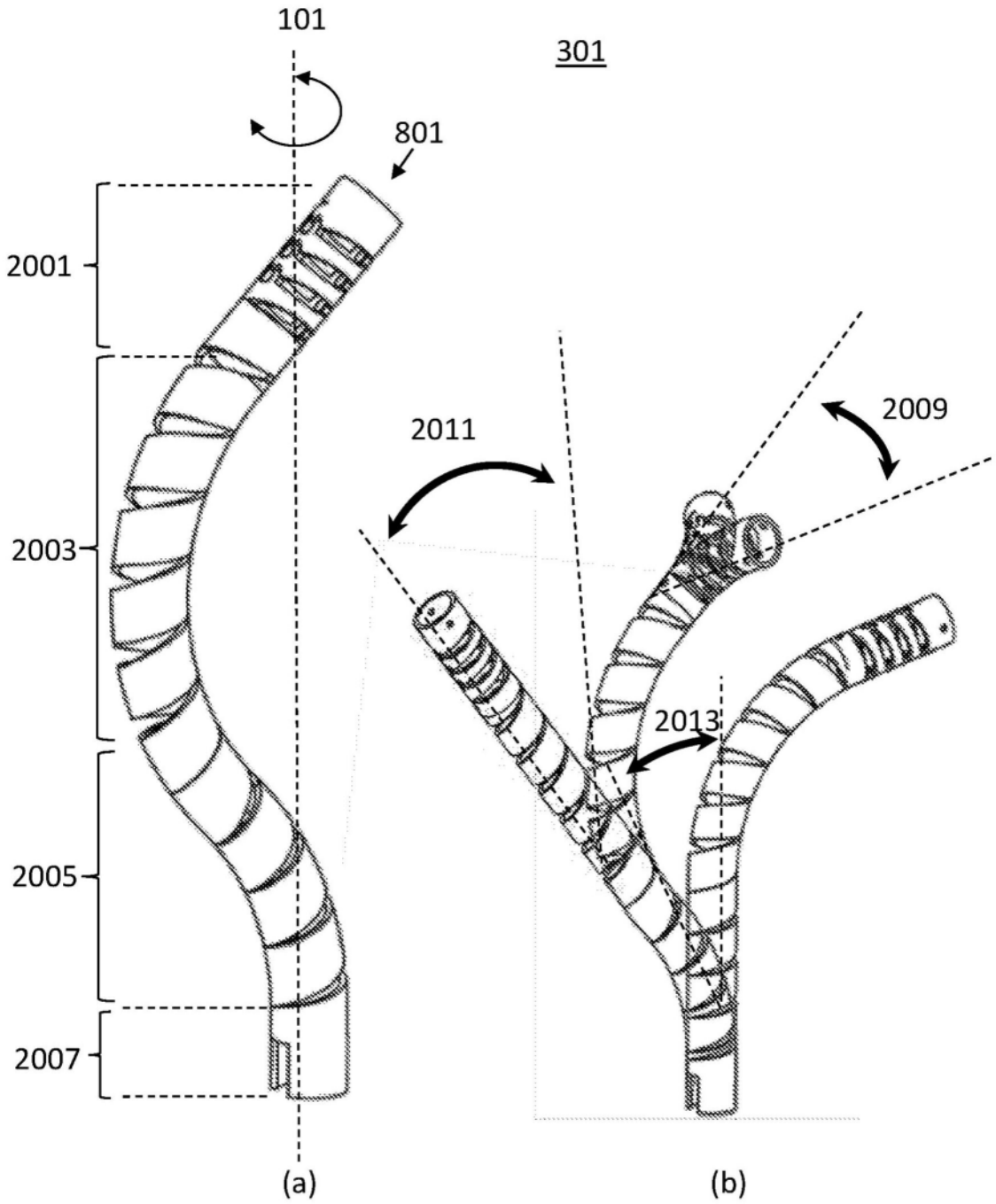


图20

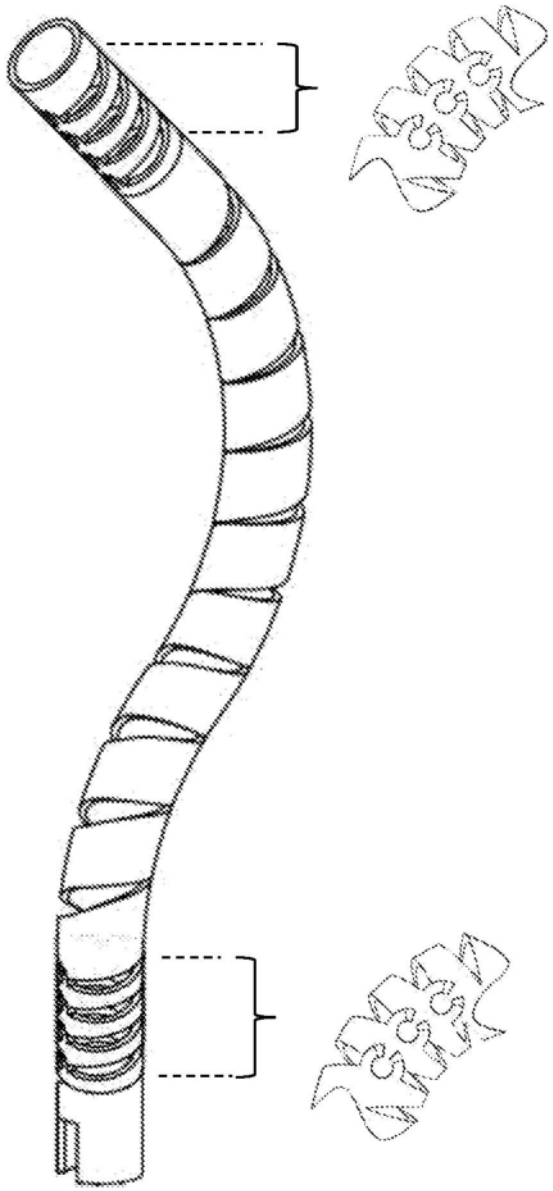


图21

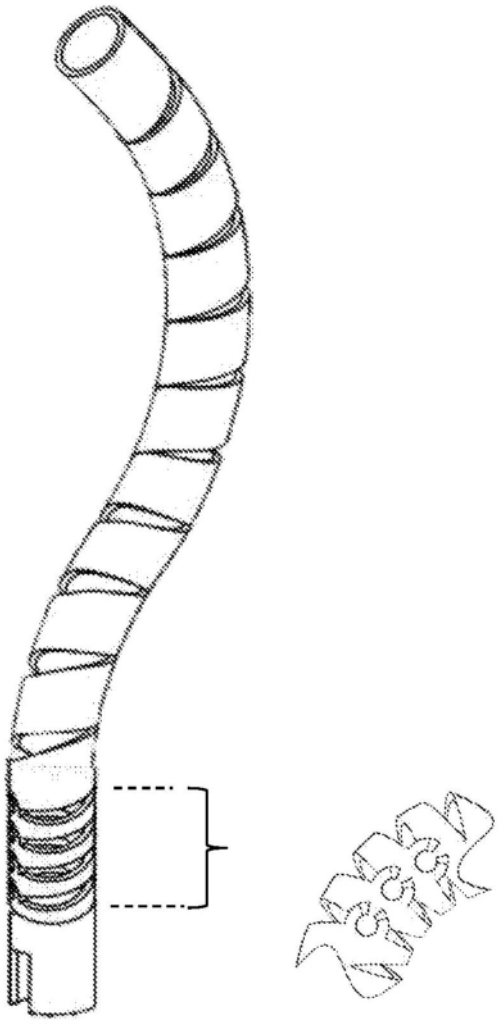


图21a

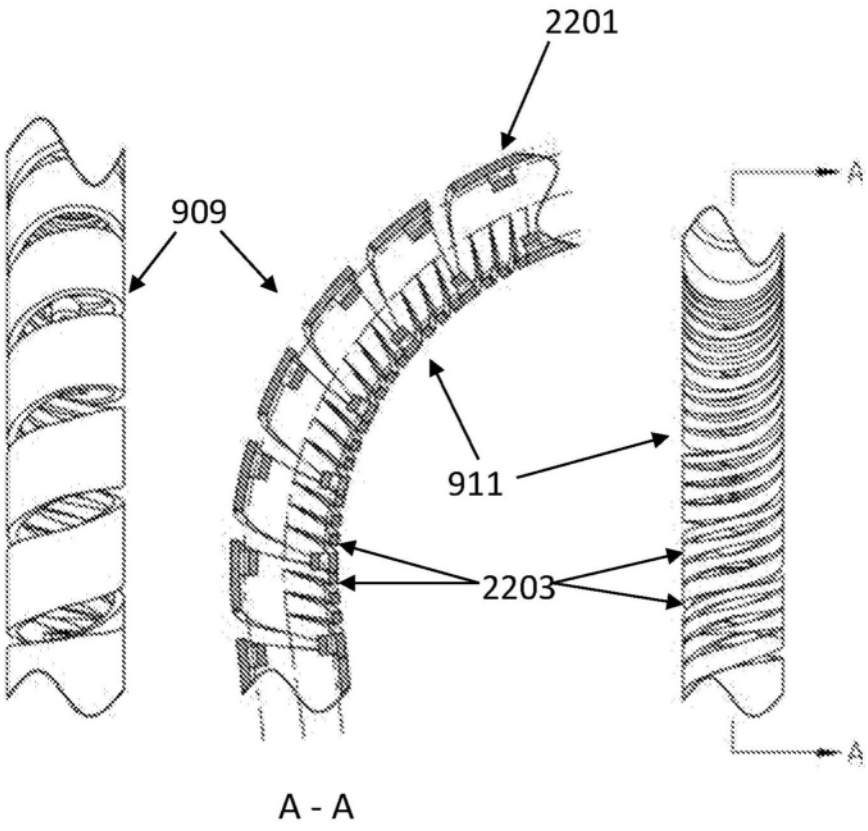


图22

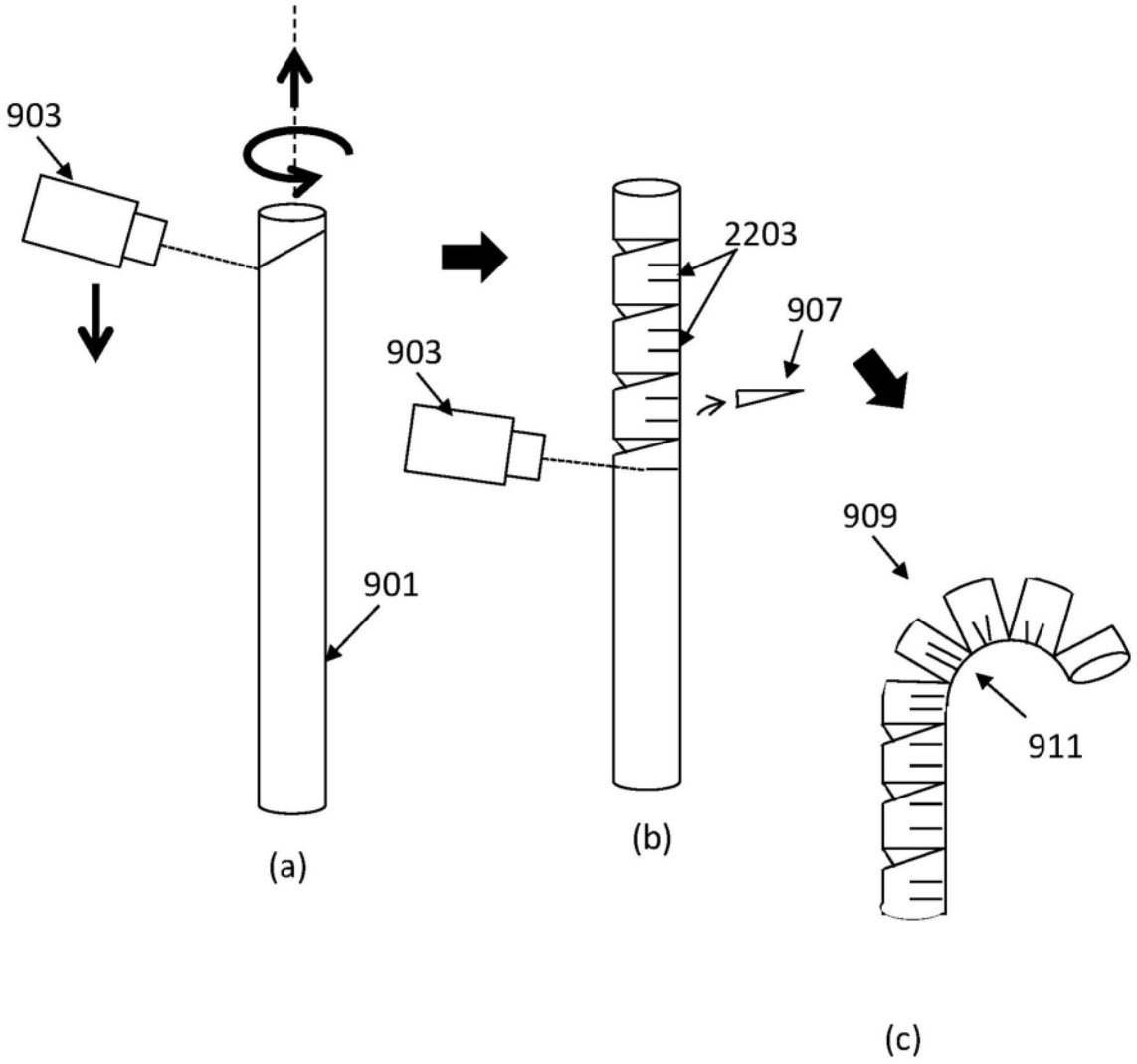


图23

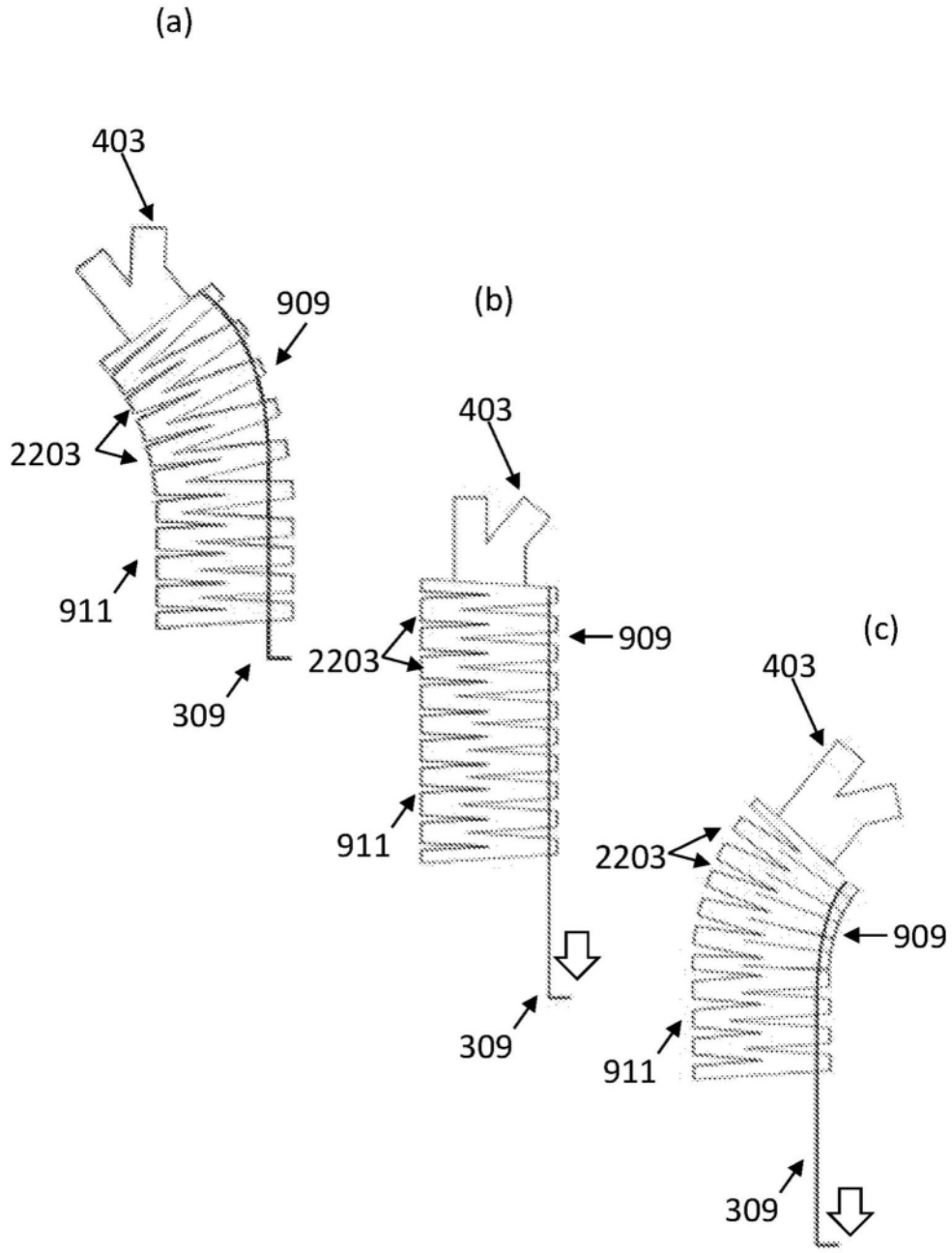

(a)
403
909
2203
911
309
(b)
403
909
2203
911
309
(c)
403
2203
909
911
309

图24

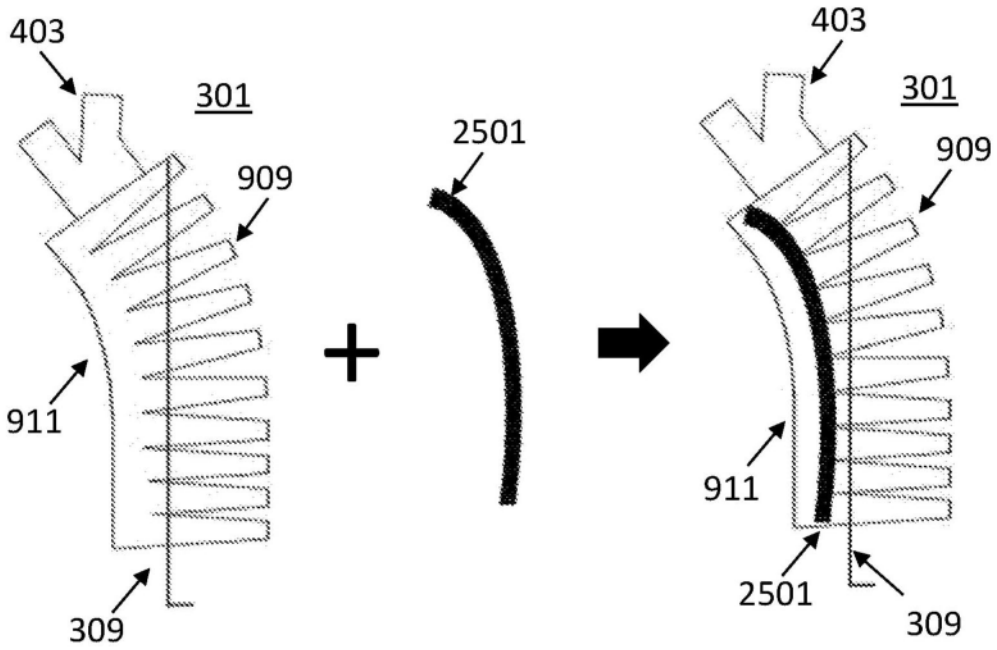

403
301
909
911
309
2501
403
301
909
911
2501
309

图25

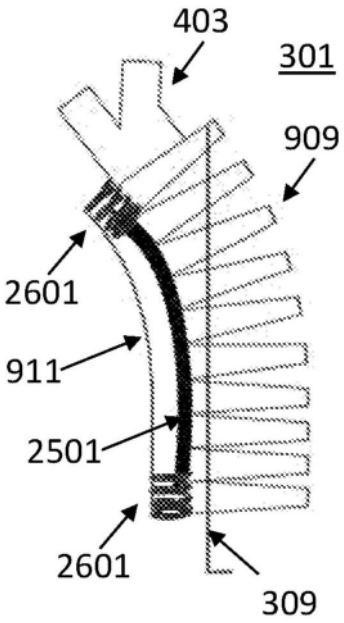

403
301
909
2601
911
2501
2601
309

图26

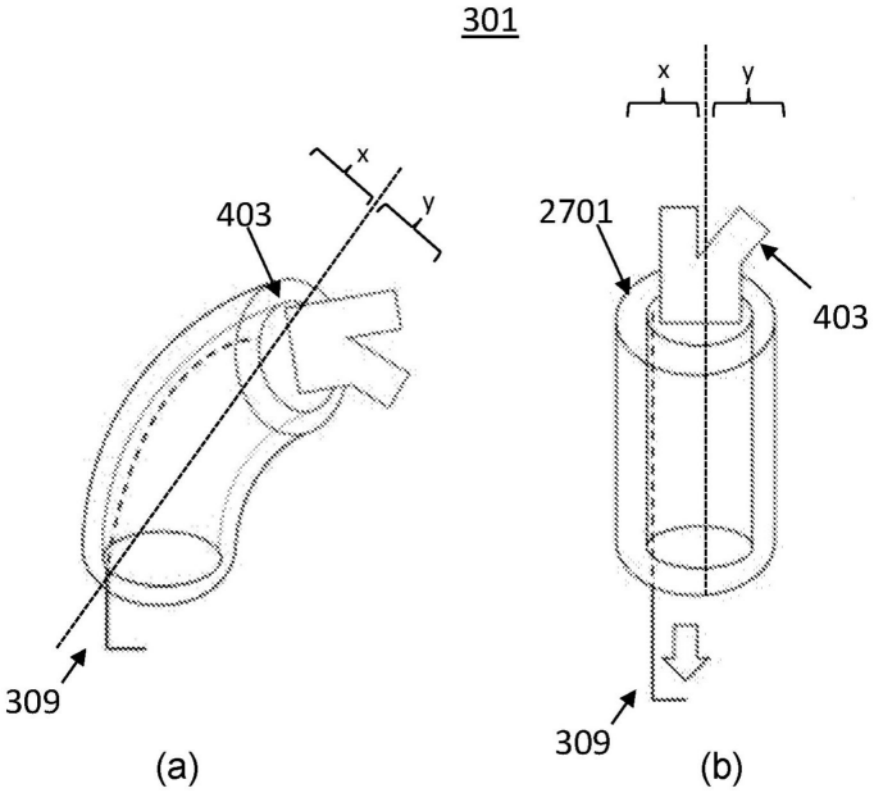


图27