



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072680 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580060046.5

(22)申请日 2015.11.03

(30)优先权数据

102014222600.7 2014.11.05 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/075553 2015.11.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/071320 DE 2016.05.12

(71)申请人 艾普福莱克斯高精技术工厂有限责
任公司

地址 德国爱姆斯

(72)发明人 伯恩哈德·乌伊莱茵

(74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204

代理人 王达佐 王艳春

(51)Int.Cl.

A61B 17/221(2006.01)

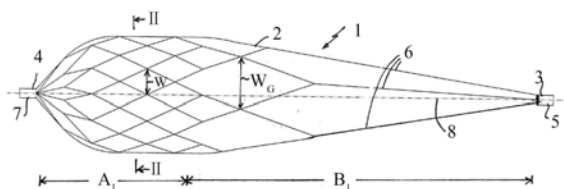
权利要求书1页 说明书8页 附图14页

(54)发明名称

医疗捕捉线器械

(57)摘要

本发明涉及具有捕捉线支架(1)并且具有控制管的医疗捕捉线器械,所述捕捉线支架被设计成可相对于器械管在展开状态与折叠状态之间轴向移动,在展开状态下,所述捕捉线支架向远侧向前移出器械管,在折叠状态下,所述捕捉线支架向近侧向后移动到器械管中,所述控制管可以被接纳在器械管中并且可相对于器械管在轴向方向上相对移动,所述控制管在远端区域中联接至捕捉线支架的近端区域。根据本发明,所述捕捉线支架具有比近侧邻接部分(B1)更密集网格化的远侧封闭部分(A1),和/或所述捕捉线支架具有比远侧邻接部分更密集网格化的近侧扩展部分,和/或所述捕捉线支架由基本上为矩形截面的线区段构成,并且当所述捕捉线支架展开时,所述线区段至少在所述线的具有非切向宽侧的支架子区域中延伸。例如其在内窥镜技术中使用。



1. 一种医疗捕捉线器械,包括:

-捕捉线支架(1、1'),设计成能够相对于器械管(13)在展开状态与折叠状态之间轴向运动,在所述展开状态下,所述捕捉线支架向远侧向前移出所述器械管,在所述折叠状态下,所述捕捉线支架向近侧向后移动到所述器械管中,以及

-控制管(14),能够接纳于所述器械管中,并且能够相对于所述器械管轴向移动,所述控制管(14)在远端区域中联接到所述捕捉线支架的近端区域(3、5),

-其中所述捕捉线支架和所述控制管设计成轴向可移动地推到导向线(12)上,其特征在于,

-所述捕捉线支架包括远侧封闭部分(A₁、A₂),所述远侧封闭部分比近侧邻接部分(B₁、B₂)更密集网格化,和/或

-所述捕捉线支架包括近侧扩展部分(C),所述近侧扩展部分比远侧邻接部分(B₂)更密集网格化,和/或

-所述捕捉线支架由截面大体为矩形的线区段(6)构成,并且当所述捕捉线支架展开时,所述线区段至少在所述线的、具有非切向宽侧(H)的支架子区域中延伸。

2. 根据权利要求1所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述远侧封闭部分比所述近侧扩展部分更密集网格化。

3. 根据权利要求1或2所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述捕捉线支架包括位于所述远侧封闭部分(A₂)与所述扩展部分(C)之间的捕获部分(B₂),其中所述捕获部分比所述封闭部分和所述扩展部分更宽网格化。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述控制管包括与所述导向线的外径大体上对应的内径,以此方式使得当所述控制管被推动到所述导向线上的适当位置中时,所述控制管围绕整个圆周压靠所述导向线,并且能够相对于所述导向线轴向移动。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述捕捉线支架从管状件一体切割。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述捕捉线支架在近侧以后端套筒(5)终止,所述后端套筒通过重叠部固定在所述控制管的远端区域上。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述捕捉线支架在远侧以前端套筒终止,所述前端套筒通过重叠部固定在导向管套筒(16₁、16₂)的近端区域上。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于,所述器械管和/或所述控制管和/或所述捕捉线支架和/或所述导向管套筒至少部分地设置有MR标记(201、202、203)。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的医疗捕捉线器械,其特征还在于导向线(12),所述捕捉线支架和所述控制管能够被轴向移动地推动到所述导向线上。

医疗捕捉线器械

技术领域

[0001] 本发明涉及具有捕捉线支架并且具有控制管的医疗捕捉线器械,所述捕捉线支架被设计成在展开状态与折叠状态之间可相对于器械管轴向移动,在展开状态下,所述捕捉线支架向远侧向前移出器械管,在折叠状态下,所述捕捉线支架向近侧向后移动到器械管中,所述控制管可以被接纳在器械管中并且可相对于器械管轴向移动,所述控制管在远端区域中联接到捕捉线支架的近端区域。本发明更具体地涉及所谓的越过线型的捕捉线器械,其中捕捉线支架和控制管被设计成能够被轴向可移动地推动到导向线上。

背景技术

[0002] 在公开的说明书W0 93/19679A1中公开了这种捕捉线器械,并且由泰利福医疗公司作为用于去除凝块的经皮溶栓器械出售。在这种已知的器械中,捕捉线支架和控制管被设计成在操作期间通过相关联导管系统的外部驱动器旋转,以便在受影响的组织通道中分裂血栓形成材料。为此,控制管形成柔性驱动轴,其近端联接到外部驱动器。捕捉线支架由多个单独的线段形成,所述多个单独的线段从捕捉线支架的近端一直延伸到远端并且在每个端部处聚集,并且它们可以任选地具有围绕支架的纵向轴线的扭曲轮廓。为了增加旋转的线支架的碎裂效果,使支架形成线段具有切割边缘也是可选的。

[0003] 第DE 10 2004 055 375 B4号专利公布公开了一种从管状件一体切割的捕捉线支架。

[0004] 第2014/086917A1公开出版物公开了一种具有以下特殊材料组合的医疗捕捉线器械:捕捉线支架、接收捕捉线支架的器械管以及在器械管中导向的杆状控制元件。捕捉线支架可以从管状件一体切割。此外,器械可以具有所谓的MR标记,以便使器械在磁共振(MR)应用中可见,特别是在核磁共振(NMR)应用或磁共振断层摄影(MRT)应用中。MR标记可以定位在捕捉线支架上和/或控制元件上和/或器械管上,在每种情况下沿着所涉及的器械部件的整个长度或仅其部分定位。

发明内容

[0005] 本发明所解决的技术问题在于提供一种在开始所提到的类型的医疗捕捉线器械,其在上述现有技术至少进行了进一步改进,特别是可以实现良好的捕捉性质和/或相对较低的制造成本。

[0006] 本发明通过提供具有权利要求1所述的特征的医疗捕捉线器械来解决这个问题。有利的发展情况在从属权利要求中阐述,其用语因此通过引用的方式并入本说明书中。

[0007] 根据本发明的一个方面,捕捉线支架具有比近侧邻接部分更密集网格化的远侧封闭部分。通过这种措施,线支架被分成封闭部分和近侧邻接部分,所述封闭部分由于其密集网格化而允许被捕获的颗粒被安全地封闭和固定,所述近侧邻接部分由于其更大的网格宽度而有利于捕获颗粒。根据本发明的另一方面,捕捉线支架具有比远侧邻接部分更密集网格化的近侧扩展部分。这种扩展部分可以支承捕捉线支架的展开行为,并且有助于线支架

在展开状态下的有利成形。根据本发明的又一方面,捕捉线支架由基本上为矩形截面的线区段构成,并且当捕捉线支架展开时,线区段至少在线的具有非切向宽侧的支架子区域中延伸。这意味着所述区域中的线区段以窄侧面或其边缘之一(而不是其宽侧面)径向向外指向,结果是例如可以使其更容易去除诸如凝块材料的粘附到身体组织通道的内壁的材料。

[0008] 在本发明的开发中,远侧封闭部分比近侧扩展部分更密集网格化。捕获颗粒可以容易地固定在更密集网格化的封闭部分中,并且扩展部分可以用于在展开状态下获得线支架的相应的期望形状。

[0009] 在本发明的开发中,捕捉线支架在封闭部分与扩展部分之间具有捕获部分,所述捕获部分比封闭部分和扩展部分更密集网格化。凭借这种支架设计,可以在以下方面进一步优化捕捉线支架的性质:其安全地捕获和固定颗粒的能力,例如待逐出和去除的血栓形成材料的颗粒的能力。

[0010] 在本发明的开发中,控制管具有与导向线的外径基本上对应的内径,以此方式,使得当控制管被推动到导向线上的适当位置中时,控制管围绕整个圆周压靠在导向线上,并且可相对于导向线轴向移动。因此,当控制管被推动到导向线上并沿其移动时,控制管可以在导向线上几乎在整个表面上被引导。

[0011] 在本发明的开发中,捕捉线支架从管状件一体切割。这允许以相对低的成本进行生产,并且可以以非常有利的配置来实现线支架,从而实现关于颗粒的捕获和固定的最佳功能。

[0012] 在本发明的开发中,捕捉线支架在近侧以后端套筒终止,所述后端套筒通过重叠部固定在控制管的远端区域上。这构成了捕捉线支架与控制管的功能上非常安全和可靠的联接。如果从管状件切割捕捉线支架,则可以通过管状件的管状短柱形成端部套筒,从而保持低的生产成本。

[0013] 在本发明的开发中,捕捉线支架在远侧以前端套筒终止,所述前端套筒通过重叠部固定在导向管套筒的近端区域上。再次,当从管状件切割捕捉线支架时,前端套筒可以由管状件的管状短柱形成。当捕捉线支架被推动到导向线上以供使用时,导向管套筒可以辅助捕捉线支架在其相对于导向线的轴向移动中的引导。

[0014] 在本发明的开发中,器械管和/或控制管和/或捕捉线支架和/或导向管套筒至少部分地设置有MR标记。因此,可以在期望的区域中具体地改进器械的MR可视性。

[0015] 在本发明的开发中,捕捉线器械包括导向线,捕捉线支架和控制管可以被轴向可移动地推动到所述导向线上,从而完成器械。

附图说明

[0016] 本发明的有利实施方式在附图中示出并在下文描述。在附图中:

[0017] 图1示出了用于越过线型的医疗捕捉线器械的捕捉线支架的示意性侧视图,

[0018] 图2示出了对应于图1的、具有改进的支架形状的捕捉线支架的视图,

[0019] 图3示出了用于生产图1的捕捉线支架的管切割图案的示意性展开图,

[0020] 图4示出了对应于图3的、用于生产图2的捕捉线支架的视图,

[0021] 图5示出了沿图1中的线V-V的详细截面视图,

[0022] 图6示出了血栓形成组织通道的示意性截面图,

- [0023] 图7示出了来自图6的、导向线被推动穿过血栓形成区域的视图，
- [0024] 图8示出了来自图7的、图1的捕捉线支架被推动到导向线上并且部署在血栓形成区域后面的位置中的视图，
- [0025] 图9示出了捕捉线支架的连接区域和向近侧推动到捕捉线支架的端部套筒上的控制管的示意性纵向截面图，
- [0026] 图10示出了沿图9中的线X-X的横向截面图，
- [0027] 图11示出了图9的、向近侧推动到捕捉线支架的端部套筒中的控制管的变型的视图，
- [0028] 图12示出了沿图11中的线XII-XII的横向截面图，
- [0029] 图13示出了捕捉线支架的远端区域的详细纵向截面图，
- [0030] 图14示出了图13的、向远侧推动的导管套筒的变型的视图，
- [0031] 图15示出了图13的、向远侧推动的导管套筒的变型的视图，
- [0032] 图16示出了MR可见导向线的其上推压有捕捉线支架/控制管单元的远侧部分的示意性纵向截面图，
- [0033] 图17示出了捕捉线支架/控制管单元的远侧部分的示意性纵向截面图，其中MR标记布置在支架的近侧和远侧，
- [0034] 图18示出了图17的、MR标记安装在线支架的线段上的变型的视图，并且
- [0035] 图19至图24示出了不同配置的其他可用的捕捉线支架的示意性侧视图。

具体实施方式

[0036] 在图1中以展开状态示意性示出的捕捉线支架1由在近端区域3与远端区域4之间延伸的线结构2构成。线支架1被分成具有最大开口或网格宽度 w 的相对密集网格的远端侧封闭部分 A_1 和相比而言具有更大的最大开口或网格宽度 w_g 的近侧邻接部分 B_1 。线支架1的近端区域3由后端套筒5形成，为了形成支架，多个线区段6在所示的展开状态下从所述后端套筒以轴向和径向分量延伸。在远侧方向上，线区段6重复地分支，结果形成了示出的类似编织物的线结构2。

[0037] 结构2被选择为使得远侧封闭部分 A_1 中的线支架具有比在近端部分 B_1 中大体上更密集的网格，即，具有小得多的网格宽度 w ，例如网格宽度 w 最多为近侧部分 B_1 的网格宽度 w_g 的一半或最多为近侧部分 B_1 的网格宽度 w_g 的三分之一。在远端区域处，相应的线区段再次一起延伸，在示例中具体地示出了形成远侧支架终端的前端套筒7。导向线可以沿着支架纵向轴线8被推动穿过后端套筒5以及穿过前端套筒7，从而使得线支架1适合在越过线型的捕捉线器械中使用。待捕捉的颗粒，例如，血栓形成颗粒材料可以通过展开支架2在近侧部分 B_1 中借助于相对较大的网格宽度来容易地捕获。此后，颗粒可以以更小的网格宽度 w 安全地固定在更密集网格的远侧封闭部分 A_1 中并且可以被封闭成使得它们不会再次从支架2中出来。

[0038] 图1的捕捉线支架1可以有利地从管状件一体生产，具体地通过从管状件切割，例如，通过激光切割。为此，管状件以相应的切割图案或切开图案切割。图3以展开图示出了相应地切割或切开的管状件9。从图3可以清楚地看出，从管状件9切出的线结构包括多个线区段6，所述多个线区段从近端区域3发出，然后重复地分支，以形成近侧捕获部分 B_1 ，近侧捕

获部分然后合并到由较细的狭缝图案形成的远侧封闭部分A₁中。管状件的相应端部短柱形成线支架的近侧、后端套筒3或远侧、前端套筒4。

[0039] 图2和图4分别对应于图1和图3,示出了根据本发明可以使用的另一捕捉线支架,其具有与图1和图3相比改进的支架设计。此处为了更加清楚,并且在随后的附图中,相同的附图标记用于相同或功能上等同的元件,并且因此可以通过参考关于已经预先描述的附图的说明来相应地获得这些元件的描述。

[0040] 与图1的支架1的结构相比,图2所示的捕捉线支架1'具有类似编织物的线结构2',线结构2'被修改为使得其沿着其大部分长度具有基本上恒定的外径。具体地说,它被分成近侧扩展部分C、远侧封闭部分A₂,并且在近侧扩展部分C与远侧封闭部分A₂之间是基本上是圆柱形的捕获部分B₂。具有相对小的网格宽度w的封闭部分A₂基本上对应于图1的支架1的封闭部分。捕获部分B₂又是具有最大网格宽度W_G的支架部分,以用于容易地通过,从而相对于支架纵向轴线8将颗粒横向地捕捉至支架1'中。在图2的支架1'中,所述捕获部分B₂由近侧扩展部C邻接,其中从近端区域3发出的线区段已经在相对短的长度之后分支,使得离近端区域3已经处于相对短轴向距离的支架1'加宽到其最大支架直径并且合并到捕获部分B₂中。扩展部分C因此支承支架1'的展开,使得支架1'在短轴向长度之后已经达到其最大直径。此外,分支的扩展部分C使此支架配置朝向近端区域3稳定。

[0041] 以此方式,图2的支架1'获得某种程度上圆柱形的形状,而图1的支架1在其大部分长度上具有锥形加宽的线结构,并且特别是在其捕获部分B₁的大部分上。图2的捕捉线支架1'也可以从管状件一体切割。这在图4中以相应的管状件9'的相关联展开图示出。根据图3和图4的比较,特别是图2的支架1'的扩展部分C中的改进的支架形状可以看出。另外,上述针对图1的捕捉线支架1所示的相同的性质和优点也适用于图2的捕捉线支架1'。

[0042] 为了形成成品线支架1、1',相关联的预切割管状件9、9'被纵向压缩,结果其展开以产生所需的线支架1、1'。对于管状件9、9',优选使用超弹性材料,例如镍钛合金,使得成品捕捉线支架1、1'可以从展开状态弹性地拉到折叠状态,并且可以从折叠状态返回到展开状态。为此,其在使用过程中被移动到周围的器械管中并因此被折叠起来,然后可以再次向前移出器械管,从而展开。这本身对本领域技术人员是已知的,这里不需要进一步解释。

[0043] 应当理解,也可以通过从管状件切割来一体生成其他所需的支架配置,为此,如根据上文所述的相关现有技术本身已知的那样,在每种情况下适当地选择切割图案。

[0044] 如果通过适当地切割管状件来生产捕捉线支架,则各个线段或线区段6可以具有大体上矩形的截面,其中它们的截面宽度对应于管状件的管壁厚度,而它们的截面长度对应于从管状件切割线区段或线段的两个相邻狭缝之间的狭缝距离。根据期望的尺寸,截面宽度可以小于或大于截面长度。图5描绘了线区段6的截面宽度b的说明性实施方式,所述截面宽度小于其截面长度l。

[0045] 通过适当地确定现有线支架结构的尺寸,当支架处于其展开状态时,线区段或线段6有可能在一定程度上围绕它们的纵向轴线扭转。在图5的示例中,这由扭转角 β 表示,所讨论的支架区域中的线区段6围绕扭转角从它们的起始位置(所述起始位置在切开和切割管状件9、9'之后并且在展开线支架之前呈现)扭转 to 图5所示的它们在电线支架1、1'展开的位置。

[0046] 在起始位置中,矩形截面的线区段6的主侧面H平行于管状件9、9'的相关联切向平

面,而由切割边缘形成的窄侧面S位于垂直于主侧面H的径向平面中。管状件9、9'的切向平面对应于图5的细节中由点划线指示的支架圆周KU的平行切向平面。因此,当线支架1、1'展开时,在这种情况下,线区段6位于相应的支架区域中,其中它们的主侧面H不与支架圆周KU平行,而是围绕它们的纵向轴线以角度 β 扭转。此外,这还具有这样的效果,如从图5可以看出,线区段6以它们的两个窄侧面S中的一个径向地指向外,或边缘线KL邻接所述两个窄侧面S之一。如果线支架1、1'与其外侧一起使用以逐出粘附到身体组织通道上的材料,那么线区段6、6'的这些面向外的线边缘KL或面向外的窄侧面S可以有利地加强逐出作用,这些材料被逐出之后将被卡在捕捉支架中并牢固地保持在其中。因此,与其中线区段在支架展开时不以这种方式扭转的线支架或其中使用圆形截面的线区段的线支架相比,这种加强动作是在无需附加的线处理措施的情况下获得的,例如,为了获得更大或更小锐度的逐出边缘,对线区段进行附加研磨。

[0047] 图6至图8示出了根据本发明的捕捉线器械的典型使用情况。在所示的示例中,图1的捕捉线支架1被固定在控制管14的远端处。图6示出了身体组织通道10的待治疗的区域,并且在其内壁上通常由于血栓形成材料11的沉积而形成凝块,所述凝块减小了组织通道10的有效截面。首先,如图7所示,导向线12被推入组织通道10中并穿过凝块11并前进越过凝块。

[0048] 由捕捉线支架1和具有周围器械管13的控制管14组成的单元从其近端方向被推动到导向线12上,并沿导向线12前进,直到器械管13位于远侧部分,其中捕捉线支架1以其折叠状态接纳在凝块11的后面。然后,捕捉线支架1向远侧向前移出器械管13,结果如图8所示,它被加宽到其展开状态。为此,在器械管13被牢固地保持的同时,控制管14与远侧联接的捕捉线支架1可以被轴向向前推动,或者在控制管14和捕捉线支架1被牢固地保持的同时,器械管13被拉回直到其释放支架1。可用于这些控制运动的操作元件以及器械管13和控制管14以其近端区域联接的操作元件本身对于本领域技术人员来说是已知的,因此在此不再赘述。

[0049] 从如图8所示的凝块11后面部署的捕捉线支架1的位置开始,捕捉线支架1/控制管单元14与器械管13一起沿导向线12轴向向回移动。一旦线支架1到达凝块11,它就可以将凝块从组织通道10的内壁分离或逐出,并且逐出的血栓形成材料11可以穿过捕获部分B₁的宽网格进入线支架1,在线支架1中其由更密集网格的封闭部分A₁安全地保持并保持捕获。如果需要,线支架1然后可以再次移动到器械管13中,直至被捕获在线支架中的颗粒由其线编织物紧密地封闭的程度。这是通过控制运动来实现的,所述控制运动与上述线支架1离开器械管13的运动相反,即,通过主动地拉回控制管14和线支架1或主动地推进器械管13。最后,控制管/线支架单元1、14与周围器械管13在颗粒被捕获在线支架1中的情况下一同移出组织通道10。根据具体的用途,导向线12也被再次从组织通道10中取出,或者它可以可选地保留在组织通道中。

[0050] 所描述的血栓形成材料11的逐出和捕获由捕捉线支架1的具体的细分配置与其捕获部分B₁及其具有相对更密集网格的封闭部分A₁协助。可以通过如上参照图5所述的矩形截面的线区段6的扭转位置来辅助有效地释放可能更牢固地粘附到组织通道10的内壁的材料,并且在相应的实施方式中有效释放至少可以存在于支架的子区域中。例如,这可以是线支架1具有其最大支架直径的子区域,如图1的支架1或如图2的支架1'中的封闭部分A₁与捕

获部分B₁之间的过渡区域,另外实际上整个捕获部分B₂向近侧直至扩展部分C。以这种方式径向向外转动的窄侧面S或线区段边缘KL提供了线支架1的外圆周的不平滑轮廓或边缘轮廓,所述轮廓可以具有材料逐出效果。因此,在本发明的捕捉线器械中,用于逐出粘附到组织通道的材料(例如图6至图8的血栓形成材料11)的捕捉线支架1、1'不必以适于此目的的旋转运动设置。简单地拉回展开的支架1、1'就足够了,如果需要的话可以用手轻轻地以小于360°的角度来回转动来辅助。

[0051] 图9至图15示出了控制管/线支架联接器和前部、远侧线支架配置的有利的可能实施方式,以捕捉线支架1₁为例,其从管状件一体切割并且例如可以是上面参考图1和图2解释的两种支架类型之一。线支架1₁优选地从管区段一体切割,并且其线区段6在后端套筒5₁中向近侧终止,并且在前端套筒7₁中向远侧终止,如上文结合图1和图2的支架1、1'所述。

[0052] 在图9和图10的说明性实施方式中,捕捉线支架1₁由其后端套筒5₁在近侧固定,并且重叠在控制管14₁的远端区域上,使得控制管14₁以其远端区域封闭待与其紧密接触的后端套筒5₁。为此,控制管14₁可以例如收缩在端部套筒5₁上;或者,它以另一种方式在重叠区域中固定地连接到其上,例如通过粘合剂粘结。后端套筒5₁留出用于导向线穿过的通过通道15₁。

[0053] 在图11和图12的说明性实施方式中,线支架1₁的后端套筒5₁被推动到控制管14₂的远端区域上。再次,线支架1₁的近端套筒5₁和控制管14₂的远端区域彼此牢固地固定,例如,通过粘合剂粘结。在这种情况下,控制管14₂确定用于待被引导通过的导向线的相应通过通道15₂的直径。

[0054] 图13示出了线支架1₁的前部远端区域,其中支架形成线区段6一起在前部远端套筒7₁中延伸。远端套筒7₁留出用于导向线沿支架纵向轴线8穿过的通过通道15₃。

[0055] 在图14的说明性实施方式中,提供远侧导向管套筒16₁,其以近端区域按照重叠的方式固定到前端套筒7₁。为此,在所示的示例中,远侧导向管套筒围绕前端套筒7₁,并且例如通过收缩紧密地封闭前端套筒。替代地,导向管套筒16₁在重叠区域中以另一种方式牢固地连接到远端套筒7₁,例如通过粘合剂粘结。

[0056] 在图15的说明性实施方式中,提供导向管套筒16₂,线支架1₁的远端套筒7₁装配到所述导向管套筒的近端区域16₂上。远端套筒7₁和导向管套筒16₂在重叠区域中例如通过粘合剂粘结来彼此牢固地固定。在所述说明性实施方式中,导向管套筒16₂在该区域中限定用于导向线穿过的通过通道15₄。

[0057] 在图14和图15的说明性实施方式中,导向管套筒16₁、16₂可以帮助在导向线上引导捕捉线支架11,线支架11在使用过程中被推动到所述导向线上。导向管套筒16₁、16₂可以由与控制管14₁、14₂相同的材料或管材料制成。然后,控制管自动地提供相同直径的通过通道,以用于在近侧器械区域(控制管14₁、14₂位于所述区域中)和在线支架1₁的远侧区域中将导向线引导通过。然而,可替代地,一方面可以使用用于控制管的不同管或材料,另一方面使用用于导向管套筒的不同管或材料。

[0058] 图16示出了说明性实施方式,其中在具有根据图11和图12的控制管14₂和根据图15的远侧导向管套筒16₂的实施方式变型中,捕捉线支架1₁处于被推动到导向线12₁上的位置中。导向线12₁具有由芯线17构成的已知结构,所述芯线除了远端区域之外被更弯曲刚性的封套18紧密地包围。在远端区域中,该封套18由更弯曲柔软的封套19邻接,如本身同样已

知的那样。导向线12₁被设计成用于MR应用,为此,芯线17优选地由塑料材料制成,并且在远端区域中,提供MR标记20,在这种情况下,MR标记由芯线17上的MR覆盖物形成,MR覆盖物被嵌入在更弯曲柔软的封套19中。

[0059] 如从图16可以看出,控制管14₂和远侧导向管套筒16₂的内径基本上对应于导向线12₁的外径,其方式为使得控制管14₂和导向管套筒16₂围绕整个圆周压靠在导向线12₁上,但是仍然可以利用够低的致动力保持相对于导向线12₁进行轴向移动。替代地,对于合适的应用情况,可以规定一方面在控制管14₂与导向线12₁之间或另一方面在导向管套筒16₂与导向线12₁之间留下小的环形间隙。如从图16也可以看出,导向管套筒16₂改进了捕捉线支架/控制管单元在其沿着导向线12₁的移动期间的导向。为了清楚起见,在图16中省略了线支架/控制管单元被接纳在其中的器械管。

[0060] 应当理解,如果需要,捕捉线支架/控制管单元和/或器械管也可以设置有MR标记。举例来说,图17和图18示出了两个对应的说明性实施方式,作为图16的捕捉线支架/控制管单元的变型。在图17的说明性实施方式中,在捕捉线支架1₁的远端前部的区域中,将MR标记20₁应用于导向管套筒16₂的外侧。此外,在近侧邻接捕捉线支架1₁的近端的部分中,将MR标记20₂应用于控制管14₂。

[0061] 在图18的说明性实施方式中,MR标记20₃被设置在捕捉线支架1₂上,其就以下事实而言改进:其支架形成线区段6涂覆有MR标记材料,如图18中的点所表示。应当理解,如果需要,可以依次提供具有MR标记材料的捕捉线支架、控制管和/或可选的导向管套筒的任何其他覆盖物/涂层,以提高器械在MR应用中、在一个或多个点处、在一个或多个区域中或器械的整个长度上的可视性。为此,器械管也可以按照本身已知的方式提供有合适的MR标记涂层,其中可以对例如在开始时提到的WO 2014/086917 A1中的所公开的类型器械管或器械管套筒的相应设计进行连接参考。在上述每种情况下,MR标记可被配置为所谓的主动MR标记,或者替代地被配置为所谓的被动MR标记,如本领域技术人员所习惯的那样。

[0062] 还将理解,除了如图1和图2所示的支架配置之外,根据要求和应用情况,本发明还涵盖具有不同支架形状的许多其他支架配置。在这方面,图19至图24示出了一些其他可能的实施方式变型的示例,如果需要,其可以通过从管状件切割而一体地生产。如果需要,根据图19至图24的支架配置也可以部分地或完全地设置有MR标记,以便改进其MR可视性。

[0063] 图19示出了捕捉线支架1₂,其中捕获部分B₃从近端套筒5开始以杯形状敞开,然后圆柱形地延伸并且在远端套筒7之前并入莲座型封闭部分A₃中。图20示出了具有气球状捕获部分B₄的捕捉线支架1₃,所述捕获部分以所谓的无尖端端部合并到莲座型封闭部分A₄中。这种无尖端配置本身是已知的,并且对于某些用途是优选的。图21示出了同样具有无尖端远端的均匀气球状捕捉线支架1₄,其中该线支架1₄与大多数其他现有支架一样,由基本上矩形截面的线区段构成,在如图所示的线支架的展开状态下,这些线区段至少在线支架1₄的具有非切向线宽侧的子区域中延伸,如以上参考图5已说明的那样。

[0064] 图22示出了具有气球状或钟状捕获部分B₅的捕捉线支架1₅,所述捕获部分合并到类似于图19的支架1₂的莲座状封闭部分A₅中。图23示出了具有捕获部分B₆的捕捉线支架1₆,所述捕获部分以梨形加宽并且合并到相对较短的封闭部分A₆中。图24示出了具有准中心对称的洋葱形状的捕捉线支架1₇,其中所述线支架1₇再次由具有基本上矩形截面的线区段构成,并且在如图所示的支架的展开状态下,至少在具有非切向线宽侧的支架区域中延伸,如

以上参考图5已说明的那样。

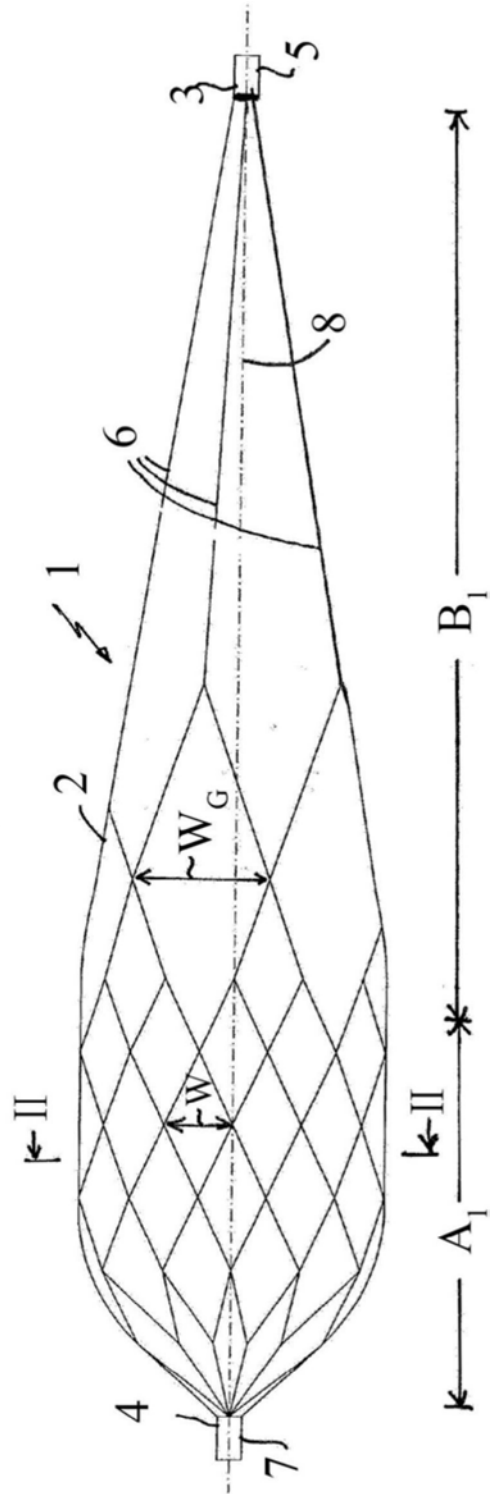


图1

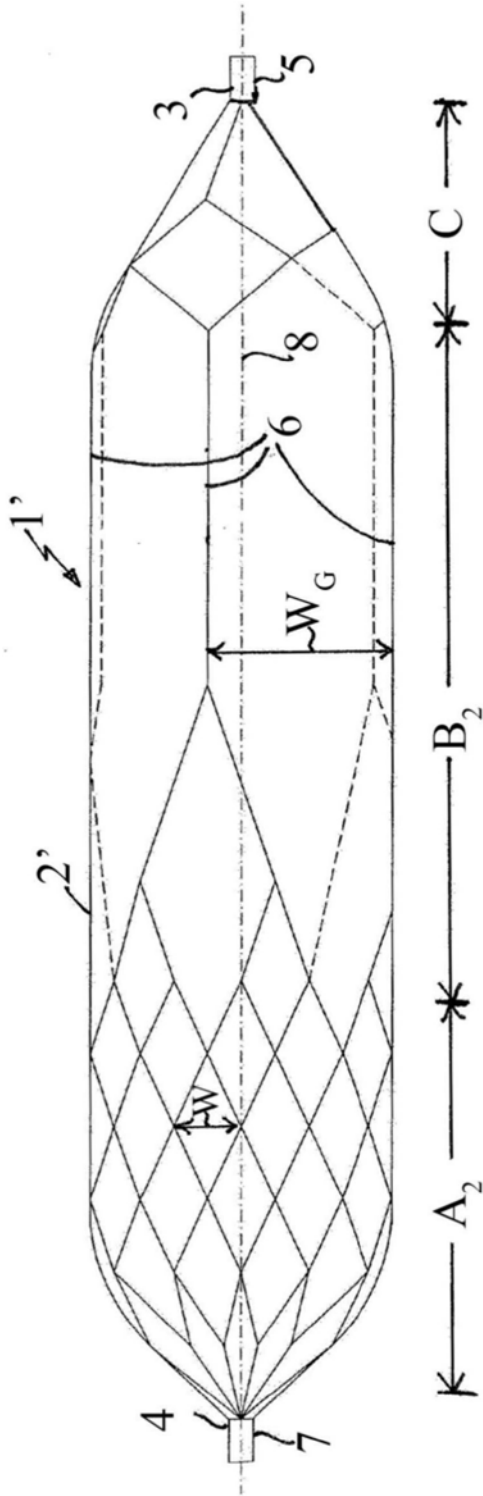


图2

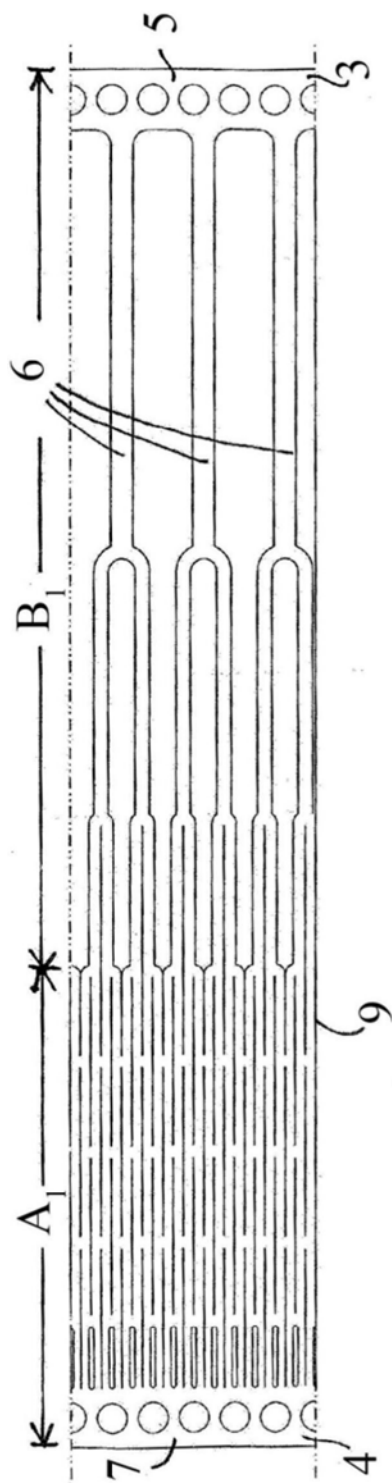


图3

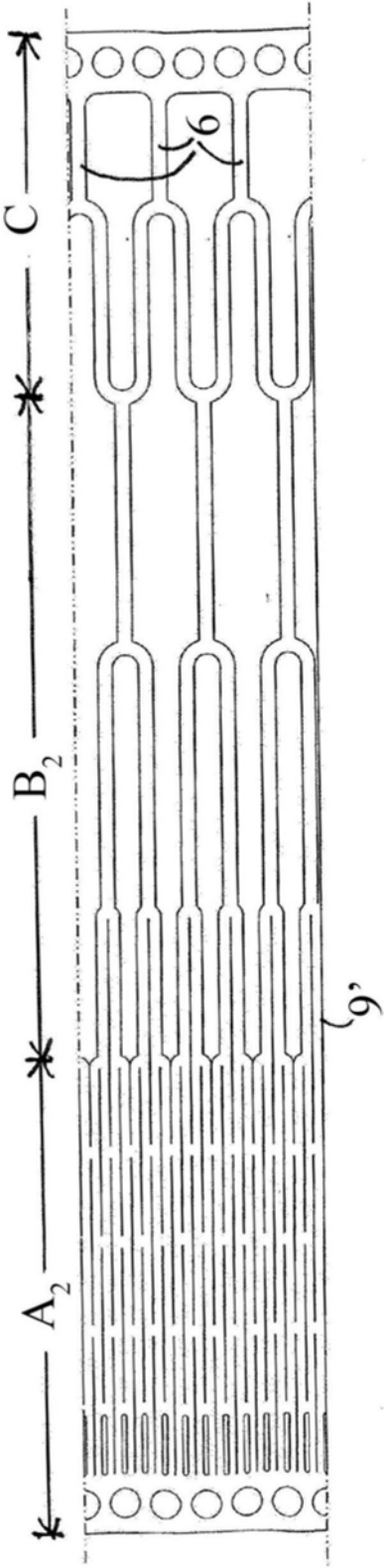


图4

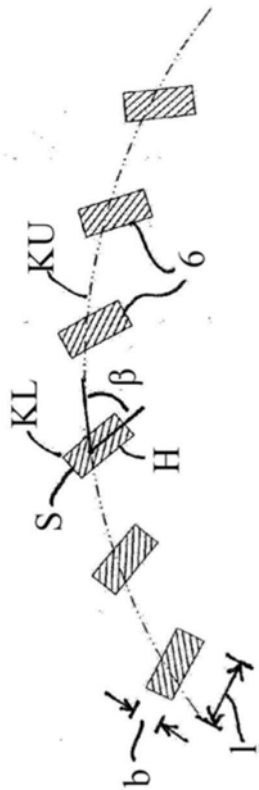
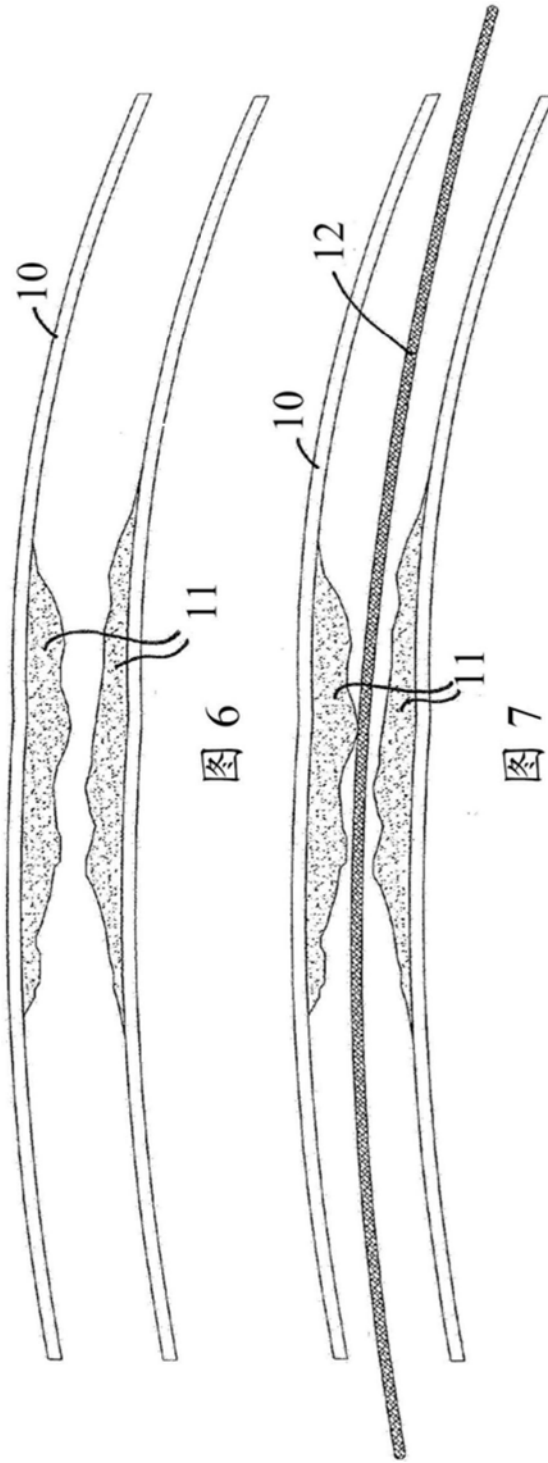


图5



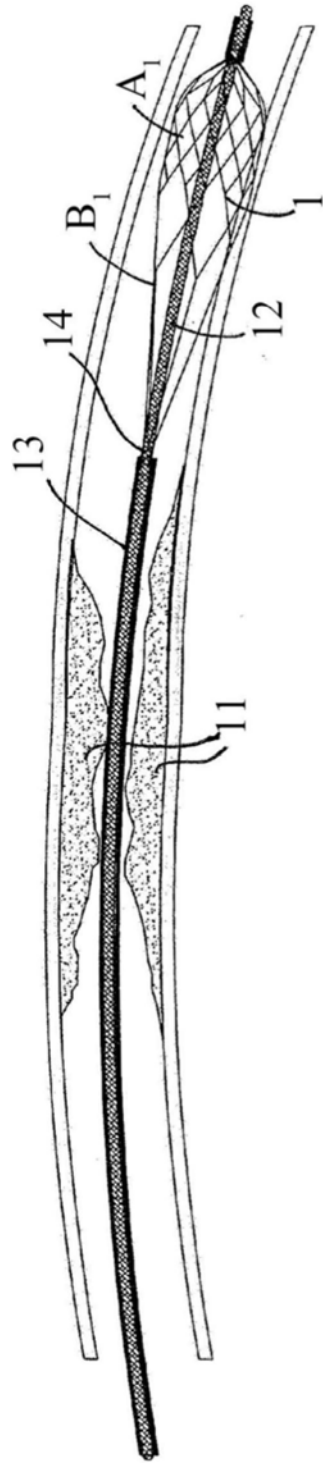


图8

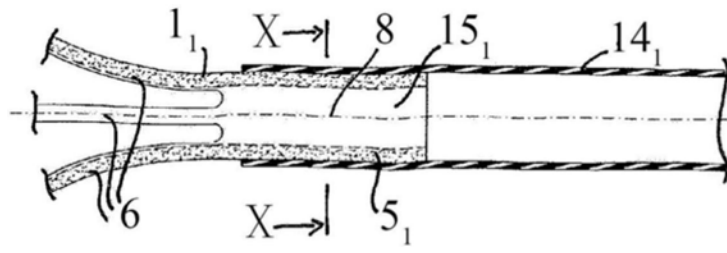


图9

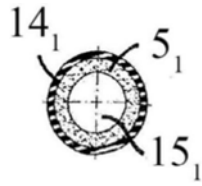


图10

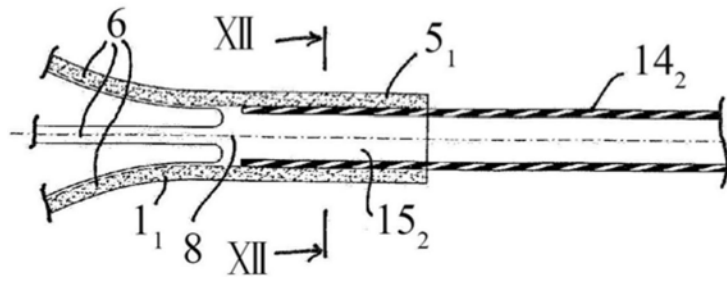


图11

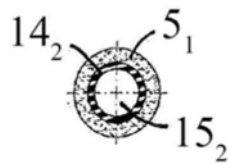


图12

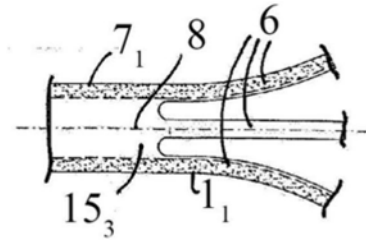


图13

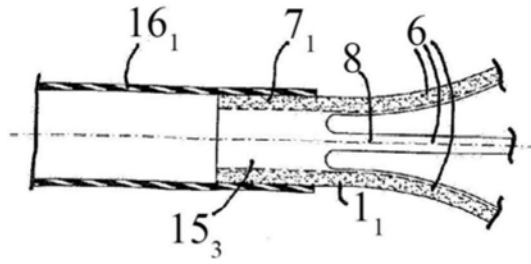


图14

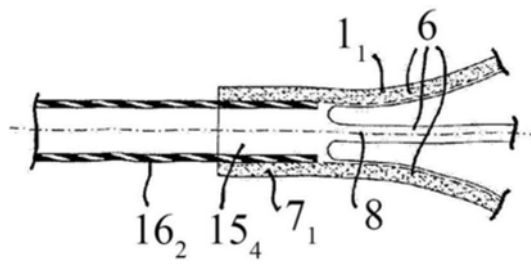


图15

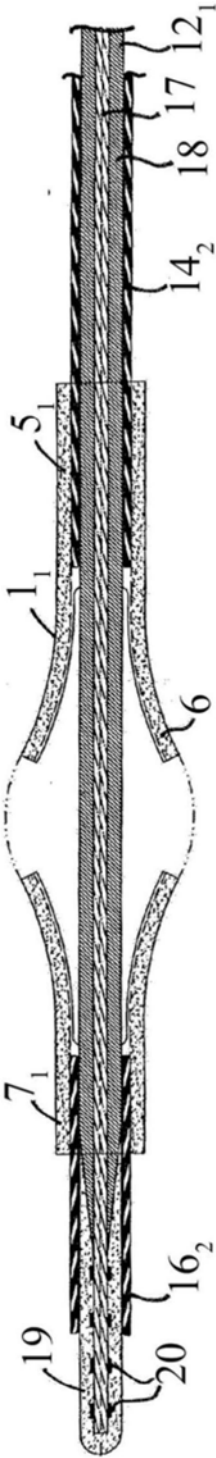


图16

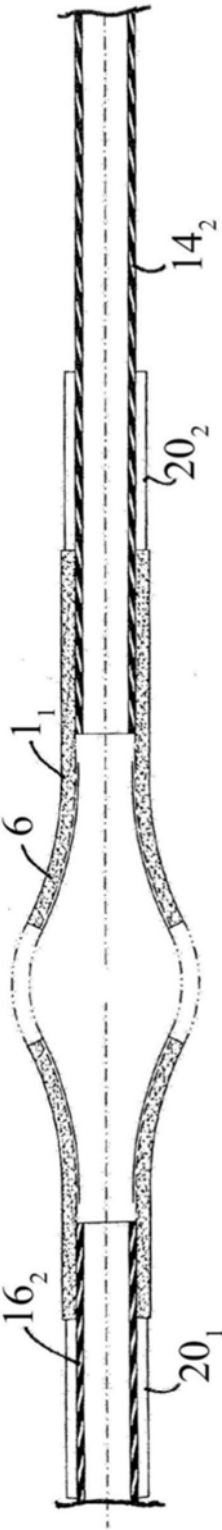


图17

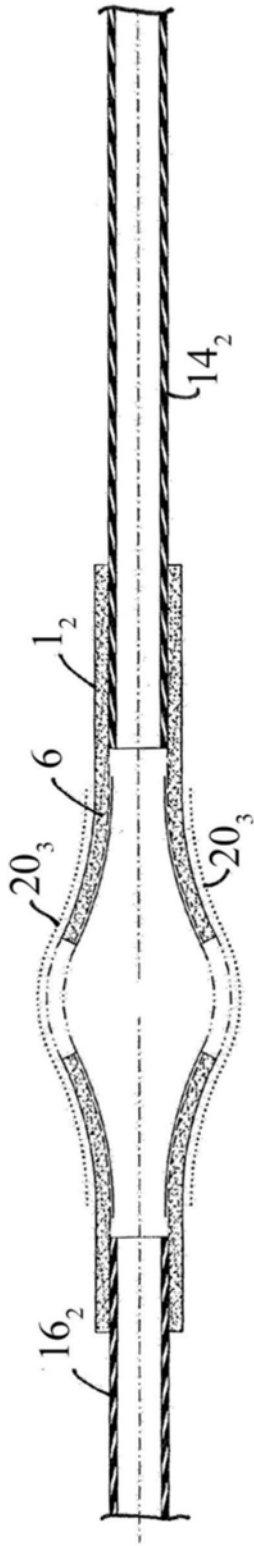


图18

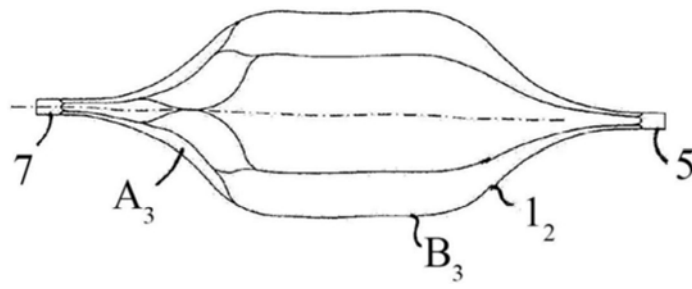


图19

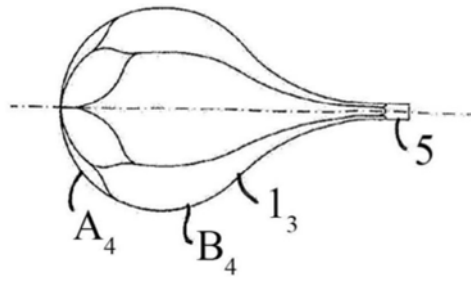


图20

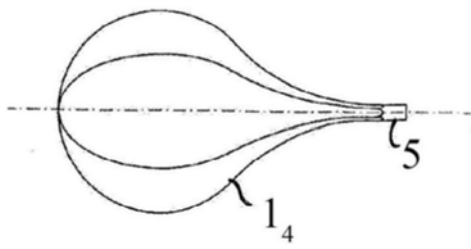


图21

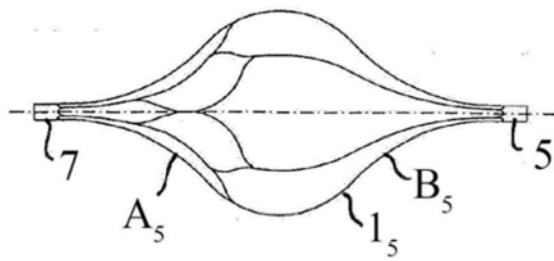


图22

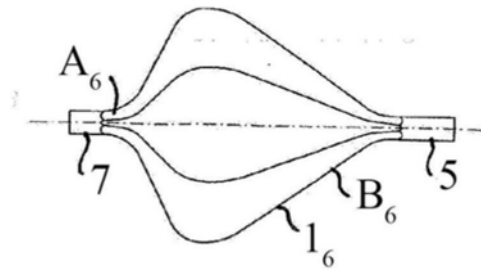


图23

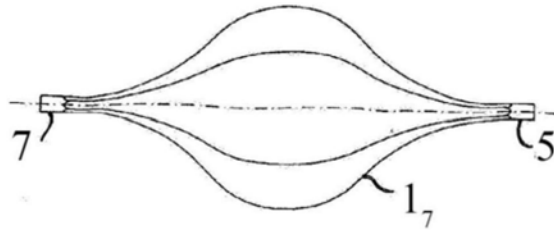


图24

专利名称(译)	医疗捕捉线器械		
公开(公告)号	CN107072680A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580060046.5	申请日	2015-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	艾普福莱克斯高精技术工厂有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	艾普福莱克斯高精技术工厂有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	艾普福莱克斯高精技术工厂有限责任公司		
[标]发明人	伯恩哈德乌伊莱茵		
发明人	伯恩哈德·乌伊莱茵		
IPC分类号	A61B17/221		
代理人(译)	王艳春		
优先权	102014222600 2014-11-05 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及具有捕捉线支架(1)并且具有控制管的医疗捕捉线器械，所述捕捉线支架被设计成可相对于器械管在展开状态与折叠状态之间轴向移动，在展开状态下，所述捕捉线支架向远侧向前移出器械管，在折叠状态下，所述捕捉线支架向近侧向后移动到器械管中，所述控制管可以被接纳在器械管中并且可相对于器械管在轴向方向上相对移动，所述控制管在远端区域中联接到捕捉线支架的近端区域。根据本发明，所述捕捉线支架具有比近侧邻接部分(B1)更密集网格化的远侧封闭部分(A1)，和/或所述捕捉线支架具有比远侧邻接部分更密集网格化的近侧扩展部分，和/或所述捕捉线支架由基本上为矩形截面的线区段构成，并且当所述捕捉线支架展开时，所述线区段至少在所述线的具有非切向宽侧的支架子区域中延伸。例如其在内窥镜技术中使用。

