



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104055609 B

(45)授权公告日 2017. 11. 24

(21)申请号 201410087733.3

(22)申请日 2014.03.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104055609 A

(43)申请公布日 2014.09.24

(30)优先权数据

13/792466 2013.03.11 US

(73)专利权人 德普伊新特斯产品有限责任公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 R.斯拉札斯 J.A.洛伦佐

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 胡斌

(51)Int.Cl.

A61F 2/95(2013.01)

(56)对比文件

CN 102481197 A, 2012.05.30,

US 2012143304 A1, 2012.06.07,

审查员 杨静萱

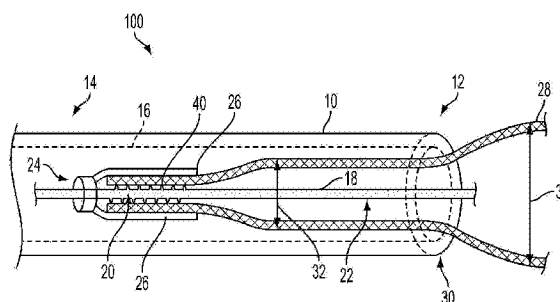
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

支架递送系统和方法

(57)摘要

本发明提供了一种能有效地将支架定位在血管内的系统。所述系统包括递送导管和延伸穿过所述导管的芯线。所述芯线包括接合表面区域和设置在所述芯线上的捕获构件,所述接合表面区域和所述捕获构件相配合以接合支架,使得所述支架能够随着所述芯线的推进或回缩进行推进或回缩。所述接合表面区域和所述捕获构件通常能够被配置成当所述支架的一部分设置在所述导管的内腔内时来接合所述支架,并且当所述支架的任何部分均不在所述内腔内时来释放所述支架。



1. 一种支架递送系统,包括:

递送导管,所述递送导管具有内径和贯穿延伸的内腔;

芯线,所述芯线延伸穿过所述递送导管的所述内腔并且能够相对于所述内腔运动,所述芯线具有小于所述递送导管的内径的外径,以及位于其外表面的至少一部分上的接合表面区域,所述接合表面区域包括表面特征、较低硬度区域和较高摩擦力区域中的至少一种,使得支架能以足够的力固定到所述芯线而允许所述支架随着所述芯线一起运动;

捕获构件,所述捕获构件设置在所述递送导管内,并且在所述接合表面区域近侧的位置处附接到所述芯线,所述捕获构件具有至少一个压缩构件,所述压缩构件被偏置成非捕获取向,并且被配置成通过压缩力取向成与所述接合表面区域对齐的捕获取向;以及

能够选择性部署的支架,所述支架设置在所述递送导管内并且围绕所述芯线,所述支架具有大于所述芯线的外径的内径、以及能够在松弛状态外径与小于所述松弛状态外径的压缩状态外径之间变化的外径,所述支架被配置成使其近侧部分固定在所述接合表面区域和所述捕获构件之间,并且当所述支架的近端设置在所述递送导管内时,所述支架能够相对于所述递送导管沿着近侧方向和远侧方向运动,并且在所述捕获构件处于所述非捕获取向时,所述支架从所述接合表面区域和所述捕获构件释放。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述表面特征选自齿状物、倒钩、和栓。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述捕获构件包括一对相对的钳口。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述相对的钳口在所述非捕获取向中打开并且在所述捕获取向中闭合。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中所述钳口能够因受到所述递送导管的内径的约束而运动到所述闭合、捕获取向。

6. 根据权利要求4所述的系统,其中所述钳口能够在所述钳口不受所述递送导管约束时运动到所述打开、非捕获取向。

7. 根据权利要求4所述的系统,其中所述钳口能够通过所述芯线相对于所述递送导管的运动而在所述捕获取向和非捕获取向之间运动,使得所述钳口在设置于所述递送导管内时处于所述捕获取向,并且使得所述钳口在所述钳口位于所述递送导管的远端的远侧时处于所述非捕获取向。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中当所述支架固定在所述接合表面和所述捕获构件之间时,所述支架能够推进到所述递送导管的远端之外,并且能够相对于所述递送导管回缩。

9. 一种支架递送装置,包括:

递送导管,所述递送导管具有内径和贯穿延伸的内腔;和

芯线,所述芯线延伸穿过所述递送导管的内腔并且能够相对于所述递送导管运动,所述芯线具有小于所述递送导管的内径的外径、位于其外表面的至少一部分上的接合表面区域,所述接合表面区域包括表面特征、较低硬度区域和较高摩擦力区域中的至少一种,使得支架能以足够的力固定到所述芯线而允许所述支架随着所述芯线一起运动;以及

捕获构件,所述捕获构件设置在所述递送导管内,并且在所述接合表面区域近侧的位置处附接到所述芯线,所述捕获构件被所述递送导管约束到捕获取向,使得所述捕获构件的至少一部分与所述接合表面区域对齐,并且被配置成在所述捕获构件不受所述递送导管

约束时处于非捕获取向。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述表面特征选自齿状物、倒钩、和栓。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中所述捕获构件包括一对相对的钳口。

12. 根据权利要求11所述的装置,其中所述相对的钳口在所述非捕获取向中打开并且在所述捕获取向中闭合。

13. 根据权利要求11所述的装置,其中所述钳口能够通过所述芯线相对于所述递送导管的运动而在所述捕获和非捕获取向之间运动,使得所述钳口在设置于所述递送导管内时处于所述捕获取向,并且使得所述钳口在所述钳口位于所述递送导管的远端的远侧时处于所述非捕获取向。

14. 根据权利要求9所述的装置,其中当所述支架固定在所述接合表面和所述捕获构件之间时,所述支架能够推进到所述递送导管的远端之外,并且能够相对于所述递送导管回缩。

支架递送系统和方法

技术领域

[0001] 本发明整体涉及血管内植入物递送系统和方法,更具体地讲涉及导管支架递送系统和方法。

背景技术

[0002] 诸如动脉瘤和其他动静脉畸形之类的血管疾病和缺陷通常发生在大动脉的接合部附近,例如,大脑基底处的大脑动脉环中。随着动脉瘤的演变,它们通常形成为从血管壁突出的囊状动脉瘤并且具有颈部和穹窿部。作为另外一种选择,动脉瘤可形成为使受影响血管的横截面扩张的梭状畸形。

[0003] 当动脉瘤和其他畸形位于关键组织附近或者无法随时到达畸形部位时,对其进行治疗就尤为困难。这两个难点对于颅内动脉瘤而言尤其如此。由于颅内血管周围的脑组织很敏感,因此手术治疗颅内脉管系统缺陷具有挑战性和危险性。

[0004] 外科手术的可供选择的替代方案包括通过导管递送装置来进行血管内植入物(例如,管状、自扩张支架形式的闭塞装置)的血管内递送。在一个此类手术中,将血管内植入物保存在递送导管的远端中。将远端首先插入患者的非颅内脉管系统,通常为腹股沟的股动脉内,并且引导到动脉瘤。一旦导管的远端定位后,就利用导管内的按压表面来将支架朝远侧推进或按压穿过导管。随着支架的推进,其从导管露出并且在血管内的当前位置中自扩张。此类递送机构为仅按压型系统;递送机构将支架按压出导管,但支架不能在导管内沿着相反方向运动。

[0005] 其他机构包括双缓冲器系统,其中支架在两个按压表面(支架的一个近侧表面和一个远侧表面)之间被径向压缩。当整个支架保持在导管内时,支架能够在导管内推进和回缩。然而,如果支架的远侧部分推进到导管的末端之外,则用于回缩导管的能力将丧失,因为支架的直径增大到超过最远侧缓冲器的直径。此时,该系统为仅按压型系统。另一种类型的递送机构需要特定结构被包括在支架的近端上。递送机构捕获支架的近侧部分上的结构,以使其能够推进和回缩。尽管可能有用,但在支架上提供此类结构不一定为可行的或实用的。

[0006] 因此,仍需要能有效递送血管内植入物并且允许血管内植入物的较高操纵度的改善的方法和装置。

发明内容

[0007] 本发明提供了用于便利且有效地部署支架的递送系统。所述系统包括递送导管例如微导管、延伸穿过导管并且具有接合表面区域的芯线、和附接到芯线的捕获构件。捕获构件能够选择性地抓持支架,并且将其保持在捕获构件与芯线的接合表面之间的芯线上,使得支架可随着芯线的推进或回缩进行推进或回缩。接合表面区域和捕获构件通常可被配置成当支架的至少一部分设置在导管的内腔内时来接合支架,并且当支架的任何部分均不在内腔内时来释放支架。

[0008] 在一些实施例中,支架递送系统包括递送导管,所述递送导管具有内径和贯穿延伸的内腔。所述系统还包括芯线,所述芯线延伸穿过递送导管的内腔并且能够相对于递送导管运动。芯线具有小于递送导管的内径的外径、以及位于芯线外表面的至少一部分上的接合表面区域。捕获构件设置在递送导管内,并且在接合表面区域近侧的位置处附接到芯线。捕获构件具有至少一个压缩构件,所述压缩构件被偏置成非捕获取向,并且被配置成通过压缩力取向成与接合表面区域对齐的捕获取向。所述系统还可具有设置在递送导管内并且围绕芯线的可选择性部署的支架。支架具有大于芯线外径的内径、以及能够在松弛状态外径与小于松弛状态外径的压缩状态外径之间变化的外径。支架被配置成使其近侧部分固定在接合表面区域和捕获构件之间,并且能够在支架的近端设置在递送导管内时相对于递送导管沿着近侧方向和远侧方向运动,并且支架在捕获构件处于非捕获取向时从接合表面区域和捕获构件释放。

[0009] 芯线的接合表面区域可为表面特征、较高摩擦力区域、和较低硬度区域中的一种。在一个实施例中,表面特征选自齿状物、倒钩、和栓。捕获构件可包括一对相对的钳口,其中相对的钳口在非捕获取向中打开并且在捕获取向中闭合。钳口能够因受到递送导管内径的约束而运动到闭合、捕获取向。钳口能够在钳口不受递送导管约束时,例如在钳口的至少一部分延伸超过递送导管的远端时运动到打开、非捕获取向。钳口能够通过芯线相对于递送导管的运动而在捕获取向和非捕获取向之间运动,使得钳口在设置于递送导管内时处于捕获取向,并且在位于递送导管远端的远侧时处于非捕获取向。当支架固定在接合表面和捕获构件之间时,可将支架推进到递送导管的远端之外并且相对于递送导管回缩。

[0010] 在另一方面,部署支架的方法包括将支架递送组件定位在患者体内,其中支架递送组件包括递送导管、定位在递送导管内并且能够相对于递送导管运动的芯线、以及设置在芯线上和递送导管内的径向可压缩支架。根据所述方法,支架通过捕获构件捕获在递送导管内,使得支架能够在支架设置在递送导管内时朝近侧和朝远侧运动。根据所述方法的另一个方面,将支架朝远侧推进到递送导管的捕获极限之外,以从捕获构件释放支架并且将支架部署在患者体内的所需位置。捕获极限可为递送导管的远端。

[0011] 根据一个实施例,支架通过捕获构件捕获在递送导管内,使得支架能够在支架的至少一部分未设置在递送导管内时朝近侧和朝远侧运动,并且使得在支架的内表面被设置在芯线上的接合表面接合的同时,支架通过压缩构件在接合表面上保持就位。

[0012] 在另一个实施例中,支架递送装置可包括递送导管,所述递送导管具有内径和贯穿延伸的内腔。芯线延伸穿过递送导管的内腔并且能够相对于递送导管运动。芯线具有小于递送导管的内径的外径、以及位于芯线外表面的至少一部分上的接合表面区域。捕获构件设置在递送导管内,并且在接合表面区域近侧的位置处附接到芯线。捕获构件通过递送导管约束到捕获取向,使得捕获构件的至少一部分与接合表面区域对齐。捕获构件还被配置成在捕获构件不受递送导管约束时处于非捕获取向。芯线的接合区域可包括表面特征、较高摩擦力区域、和较低硬度区域中的至少一种。表面特征可选自齿状物、倒钩、和栓。

[0013] 捕获构件可包括一对相对的钳口。相对的钳口可在非捕获取向中打开并且在捕获取向中闭合。钳口能够通过芯线相对于递送导管的运动而在捕获取向和非捕获取向之间运动,使得钳口在设置于递送导管内时处于捕获取向,并且使得钳口在钳口的至少一部分位于递送导管远端的远侧时处于非捕获取向。当支架固定在接合表面和捕获构件之间时,可

将捕获构件推进到递送导管的远端之外并且相对于递送导管回缩。

附图说明

[0014] 通过以下结合附图所作的详细描述,将更充分地理解本发明,在附图中:

[0015] 图1为具有位于导管内腔内的捕获构件的示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0016] 图2为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的图1的血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0017] 图3为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的另一个示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0018] 图4为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的另一个示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0019] 图5为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的另一个示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0020] 图6为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的另一个示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0021] 图7为具有推进到导管内腔之外的捕获构件的另一个示例性血管内植入物递送系统的局部透明示意图;

[0022] 图8为根据本发明的示出将支架递送到血管内的示例性血管内植入物递送系统的示意图;并且

[0023] 图9为根据本发明的在将支架递送到血管内之后的示例性血管内植入物递送系统的示意图。

具体实施方式

[0024] 现在将描述某些示例性实施例以从整体上理解本文所公开的系统 and 装置的结构、功能、制造和使用的原理以及本文所公开的方法的原理。这些实施例的一个或多个实例在附图中示出。本领域的技术人员将会理解,在本文中具体描述的和在附图中示出的系统、装置和方法为非限制性的示例性实施例,并且本发明的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施例进行图解说明或描述的特征可与其他实施例的特征进行组合。这种修改形式和变型形式旨在包括在本发明的范围内。

[0025] 此外,在本公开内容中,实施例的相同编号的部件通常具有相同的特征,因而在一个具体实施例中,不一定完整地详细说明每个相同编号的部件的每个特征。外,就在公开的系统、装置和方法的描述中使用线性或圆形尺寸而言,这样的尺寸无意限制可以与这样的系统、装置和方法结合使用的形状的类型。本领域的技术人员将会认识到,可以为任何几何形状容易地确定这样的线性和圆形量纲的等效方案。所述系统和装置及其部件的大小和形状可以至少取决于将在其中使用所述系统和装置的受试者的解剖学、将与所述系统和装置一起使用的部件的大小和形状、以及将在其中使用所述系统和装置的方法和手术。

[0026] 为了治疗血管疾病和缺陷(例如,动脉瘤和其他动静脉畸形),可在血管内递送血管内植入物,例如支架。例如,可将支架递送到囊状动脉瘤部位,并且定位成使得闭塞或阻

塞到达动脉瘤壁的血压和血流。在支架的定位过程中,重要的是适当地放置支架,使得能够阻塞到达动脉瘤的颈部的血流,同时不会不必要地阻塞到达邻近血管组织的血流。

[0027] 本发明涉及用于血管内植入物例如支架的递送系统。所述系统采用具有贯穿延伸的芯线的递送导管、以及设置在芯线上并且能够从芯线选择性部署的支架。芯线能够通过导管的内腔进行推进或回缩,并且能够有效地将导管从进入位置引导到脉管系统内的最终递送位置,例如,从腿部中的股动脉引导到大脑中的大脑动脉环。如将在下文中所说明的,设置在芯线上的结构允许支架被选择性地抓持和操纵,使得支架能够随着芯线的推进或回缩而选择性地推进或回缩,前提条件是支架的至少一部分设置在导管的内腔内。当支架的任何部分均不在内腔内时可从芯线释放支架。通过允许支架甚至在支架的一部分处于扩张位置之后仍能通过导管进行推进和回缩,递送导管提供增强的操纵度并且因而有利于支架的精确布置。

[0028] 图1示出了支架递送系统100的示例性实施例,所述支架递送系统100包括具有接合表面区域20和捕获构件24的芯线18、以及支架28。递送导管10具有远端12、近端14、和贯穿延伸的内腔16。芯线18延伸穿过递送导管10的内腔16并且可相对于递送导管10运动,使得芯线18能够通过内腔16朝远侧推进以及通过内腔16朝近侧回缩。如上所述,芯线18包括位于芯线18的外表面22的至少一部分上的接合表面区域20、以及在接合表面区域20近侧的位置处附接到芯线18的捕获构件24。捕获构件24可具有至少一个压缩构件26,所述压缩构件26被偏置成非捕获取向,并且被配置成通过压缩力取向成与接合表面区域的一部分对齐的捕获取向。当处于捕获取向时,压缩构件26的至少一部分延伸跨过接合表面区域20的至少一部分,使得压缩构件26有效地设置在接合表面区域20上。

[0029] 图1示出了因递送导管10的约束而呈捕获取向的压缩构件。即,递送导管10约束压缩构件26,以使其充分地克服偏置力以将压缩构件保持在捕获取向中,这样压缩构件抓持并且压缩支架的至少近侧部分。在这种构型中,支架28接合在压缩构件26和接合表面区域20之间,因此在支架的至少一部分保持在递送导管10的内腔中时可根据需要来通过内腔16进行前推或后拉(即,推进或回缩)。

[0030] 图2示出了系统100用以释放支架28的能力,在此过程中压缩构件26朝远侧运动超过递送导管10的远端12而形成非捕获取向,由此来移除压缩力。即,当捕获构件24未设置在内腔16内时,由递送导管的内壁施加到压缩构件26的压缩力消失,并且压缩构件26呈现其自然、非捕获取向。支架28因而被释放并且不再能够被操纵。

[0031] 递送导管10可接合能够选择性部署的支架,使得支架28保持在递送导管10内,直至达到所需释放点(称为捕获极限30)。在一些实施例中,捕获极限30为从压缩构件26移除压缩力、由此允许压缩构件26从捕获取向运动到非捕获取向的点。在一个实施例中,如图2所示,捕获极限30与导管10的远端12一致。

[0032] 递送装置可被配置成操纵任何血管内植入物。在一些实施例中,血管内植入物为管状支架28,例如,自扩张支架。示例性的支架可具有适用于预期手术的任何长度,并且通常具有约10mm至约100mm的长度。自扩张支架可包括下述支架,所述支架为径向可压缩的,以使其具有第一、受约束直径,所述第一、受约束直径小于支架呈现其自然状态时的第二、无约束直径。因此,当支架不再经受保持受约束直径的压缩力时,自扩张支架将从第一、受约束直径扩张到第二、无约束直径。

[0033] 如图1和2所示,支架28可具有大于芯线18的外径的内径。例如,内径可在约0.003英寸至约0.030英寸的范围内。支架28还可具有外径,所述外径可在松弛(即,无约束)状态外径34和压缩(即,受约束)状态外径32(其小于松弛状态外径34)之间变化。在一些实施例中,无约束直径34大于递送导管10的内径,并且其充分大于支架28将被植入的血管的内径,以便允许并且保持适当的定位。一般来讲,血管直径将在约2mm至约5mm的范围内并且因此支架的无约束外径可在约2.5mm至约5.5mm的范围内,但支架可具有任何所需的直径。

[0034] 受约束直径32的尺寸设定成使得可例如通过在接合表面区域20的外部与支架28的内表面之间具有间隙配合或轻微过盈配合来将支架28设置在芯线上。支架28可被配置成使得支架28的近侧部分36固定在接合表面区域20和捕获构件24之间,并且使得支架28的近侧部分36在设置于递送导管10内时能够相对于递送导管10运动。通过接合支架28的近侧部分36,可操纵支架28,甚至当远侧部分38处于无约束形式时亦是如此,前提条件是支架的至少一部分设置在递送导管内。图2示出了下述状态,其中当压缩构件26处于非捕获取向,由此允许支架28的近侧部分36从受约束直径32扩展到无约束直径34时使得支架28从接合表面区域20和捕获构件24释放。

[0035] 在一些实施例中,递送导管10为本领域的技术人员已知类型的微导管,其具有从导管的近端14延伸到导管的远端12的内腔16。内腔16的内径可在导管的整个长度上为均一的,或者内径可为沿其长度变化的。例如,内腔16可具有介于约0.01至约0.05英寸范围内的内径。示例性的直径包括约0.016英寸、0.021英寸、0.027英寸、0.035英寸、和0.044英寸、以及这些值中间的尺寸。导管10的外径的尺寸应设定成允许导管10推进穿过患者的脉管系统,例如,具有至少略小于其所穿过的任何血管的内径的尺寸;例如,小于约5mm。另外,导管10应为柔性的,以便可操纵地穿过脉管系统。导管10可任选地包括射线不可透部分和有助于递送的亲水性涂层。导管可由本领域的技术人员已知的多种合适的材料形成,所述材料包括不锈钢、镍钛诺、铂、钨、聚四氟乙烯 (PTFE)、聚酰胺、聚醚、聚氨酯、硅氧烷、本领域的技术人员已知的具有所需机械性能的各种其他聚合物和共聚物、以及编织纤维。

[0036] 芯线18可被配置成在其上设置有血管内植入物,并且提供植入物穿过递送导管10的内腔16的操纵性。如上所述,芯线18可穿过递送导管10的内腔16并且延伸到递送导管的远端12之外。例如,可将芯线18的远侧部分通过递送导管内腔穿送到脉管系统内,使得可将递送导管10和其中的任何植入物引导到所需部位,例如,动脉瘤部位。另外,芯线18的近端能够被定位成允许用户操纵芯线18,使得芯线18可在内腔16中朝导管的远端12推进或者在内腔16中朝导管10的近端14回缩。芯线18还可相对于递送导管10旋转。本领域的技术人员将会知道,芯线应具有刚度特性以使其可用于血管内递送技术。在示例性实施例中,芯线18具有小于内腔16的内径的外径。例如,芯线直径可在约0.003英寸至约0.020英寸的范围内。

[0037] 如图1-7所示,芯线18的接合表面区域20可呈现多种形式。例如,接合表面区域20可为表面特征40、较低硬度区域42、和较高摩擦力区域44中的一种。接合表面区域20的维度(如,长度和直径)应使得支架28能够以足够的力固定到芯线,由此允许支架随着芯线18一起运动。

[0038] 在一个实施例中,接合表面区域20可包括表面特征40,所述表面特征40被配置成将支架28在接合表面区域20上保持就位。表面特征40可包括齿状物46、倒钩48、或栓50中的至少一种。图1-2示出了包括螺纹表面特征40的表面特征。图3示出了包括齿状物46的表面

特征。图4示出了倒钩表面特征48。图5示出了具有从芯线向外延伸的栓结构50的表面特征。表面特征40可设置为同心地围绕芯线18,螺旋形地围绕芯线18,或者可从芯线18的仅一部分延伸。

[0039] 如上所述,表面特征40的维度应使得支架28能够在捕获构件24的辅助下以足够的力固定到芯线18,由此允许支架28随着芯线18一起运动。表面特征40应足够小,以在支架28处于无约束取向时允许支架28从接合表面区域20释放,并且应小于内腔16的内径以便允许穿过内腔的运动,例如,表面特征40可具有介于约0.003英寸至约0.05英寸范围内的外径。表面特征可沿着芯线18从捕获构件24朝远侧延伸,以便具有足够的表面积来有效地接合支架28。表面特征40可设置在接合表面区域20的长度的仅一部分上,或者表面特征40可设置在接合表面区域20的整个长度上。例如,表面特征40可具有介于约1mm至约10mm范围内的长度。

[0040] 在其他实施例中,接合表面区域20可包括较低硬度区域42,例如,低硬度聚合物。较低硬度区域42可直接设置在芯线上,使得较低硬度区域42中的芯线外径与芯线其余部分上的芯线外径基本上相同,或者较低硬度区域42可设置在芯线上,使得接合表面区域20的直径大于芯线的直径,如图6所示。在一些实施例中,低硬度区域42可具有约40肖氏硬度D至约10肖氏硬度A的硬度范围。例如,可将硅氧烷涂层涂覆到芯线的一部分上以形成接合表面。其他低硬度聚合物可包括聚氨酯弹性体、聚酰胺、聚醚、硅氧烷、腈、以及合成和天然橡胶。如上所述,较低硬度区域42的维度应使得支架28能够在捕获构件24的辅助下以足够的力固定到芯线18,由此允许支架28随着芯线18一起运动。较低硬度区域42的直径应足够小,以在支架28处于无约束取向时允许支架28从接合表面区域20释放,并且应小于内腔16的内径以便允许穿过内腔的运动,例如,较低硬度区域42可具有介于约0.003英寸至约0.05英寸范围内的外径。较低硬度区域42可沿着芯线18从捕获构件24朝远侧延伸,以便具有足够的表面积来有效地接合支架28。较低硬度区域可包括接合表面区域20的整个表面积,或者其可设置在接合表面区域20的仅一部分上。例如,较低硬度区域可具有介于约1mm至约10mm范围内的长度。

[0041] 在另一个实施例中,如图7所示,接合表面区域可为较高摩擦力区域44。较高摩擦力区域44可由纹理化金属形成,例如,具有比芯线的其余部分更硬的肋状特征、交叉影线特征、点刻特征、浅凹特征、或任何其他特征。作为另外一种选择,较高摩擦力区域可呈涂层的形式,所述涂层提供高摩擦力表面,这类似于上文参照较低硬度区域42所述。例如,可将高摩擦力微纤维、钨合金涂层、以及其他金属和聚合物涂层设置在接合表面区域上,以在接合表面区域和支架之间提供高摩擦力。如上所述,较高摩擦力区域44的维度应使得支架28能够在捕获构件24的辅助下以足够的力固定到芯线18,由此允许支架28随着芯线18一起运动。较高摩擦力区域44的直径应足够小,以在支架28处于无约束取向时允许支架28从接合表面区域20释放,并且应小于内腔16的内径以便允许穿过内腔的运动,例如,较高摩擦力区域44可具有介于约0.003英寸至约0.05英寸范围内的外径。较高摩擦力区域44可沿着芯线18从捕获构件24朝远侧延伸,以便具有足够的表面积来有效地接合支架28。较高摩擦力区域44可包括接合表面区域20的整个表面积,或者其可设置在接合表面区域20的仅一部分上。例如,较高摩擦力区域44可具有介于约1mm至约10mm范围内的长度。

[0042] 如上所述,捕获构件24可包括至少一个压缩构件26。在一些实施例中,压缩构件26

包括一个或多个钳口构件26。钳口26被布置为在芯线18上的同一轴向位置中铰接在一起的径向杆,所述径向杆被成形为偏置到非捕获取向。非捕获取向是指打开位置,其中在芯线18和钳口构件26之间的角度足够大,使得支架不被钳口构件26接触,并且因此允许支架呈现松弛、无约束直径34。当存在多个钳口时,它们可围绕芯线18设置在彼此附近,使得钳口26彼此相对。捕获构件24被配置成填充支架28与内腔16的内壁之间的空间,使得支架26在捕获构件和接合表面20之间保持就位,同时保持足够的间隙以允许支架28能够通过内腔16被操纵,即,在导管10的内腔内朝近侧和朝远侧运动。示例性的钳口构件26具有足够大的长度以在捕获位置中提供足够的力来将支架28保持就位,而且具有足够小的长度以便不显著影响导管10的柔性。例如,钳口或压缩构件26可具有介于约1mm至约10mm范围内的长度。

[0043] 作为上述钳口的替代形式,本领域的技术人员将会知道,捕获构件24可由能将支架28有效压缩到接合表面区域20的任何构件形成。例如,可使用夹头型构件、衬圈、夹具、或弹簧结构。本领域的技术人员将会知道,捕获构件24可由任何合适的材料形成,例如,不锈钢、镍钛诺、铂、钨、聚四氟乙烯(PTFE)、聚氯乙烯、以及其他金属和聚合物材料。

[0044] 图8示出了用于将支架28递送到具有动脉瘤104的血管102的系统100的使用。如图所示,在捕获取向中,支架28的近端由压缩捕获构件26的钳口进行抓持,使得支架28能够在血管102和导管10内被操纵。将导管的远端12设置在靶动脉瘤104的远端附近,使得支架28的远侧部分112以其无约束形式靠近血管102。一旦导管的远端12位于需要放置的大致区域中时,用户就可通过在导管10内推进和回缩支架28,并且也可任选地推进和回缩导管10来操纵支架28,以实现支架28的远侧部分112的最佳定位。然后将导管10运动到动脉瘤104的相对侧,同时根据需要来推进和回缩支架28,以确保保持适当的放置。当支架28离开导管的远端12时,支架28扩张到其无约束直径,但只要支架28的近侧部分被捕获构件24接合,支架28就可重新回缩到导管10内。

[0045] 图9示出了完全定位在血管102内以治疗动脉瘤104的支架28。如此定位的支架28能够通过横跨动脉瘤104的长度来限制到达动脉瘤104的血流。如图所示,一旦支架28根据需要进行定位后,就将捕获构件24推进到导管10的远端之外,以允许捕获构件24呈现其非捕获取向。当在非捕获取向中时,支架28的近侧部分不再接合在接合表面区域20与捕获构件24之间,并且支架的近侧部分呈现其无约束直径。一旦支架28设置在其所需位置并且从捕获构件24释放时,就可从脉管系统移出递送导管10。

[0046] 本领域的技术人员将会知道,本发明可应用于常规微创手术和开放性手术器械,也可应用于机器人辅助手术。尽管在多种情况下,本说明书将颅内脉管系统、动脉瘤、和被配置成用于它们的治疗的支架用作示例性的递送位置和植入物,但这仅为举例说明。本文所述的方法和装置事实上能够应用于任何脉管系统、缺陷、和血管内植入物。

[0047] 本文所公开的装置可设计为使用一次后丢弃,也可设计为供多次使用。然而,在任一种情况下,所述装置均可进行修复,以在至少一次使用后再次使用。重新调理可包括如下步骤的任何组合:拆卸该装置、接着清洁或置换特定部分以及后续组装。特别是,所述装置可以拆卸,而且可以任意组合选择性地置换或移除该装置任意数目的特定零件或部分。清洗和/或置换特定部分后,该装置可以在修复设施处重新组装以便随后使用,或者在即将进行外科手术前由外科手术队重新组装。本领域的技术人员将会知道,装置的修复可利用多种用于拆卸、清洗/置换和重新组装的技术。这些技术的使用以及所得的修复装置均在本发

明的范围内。

[0048] 本领域的技术人员根据上述实施例,将认识到本发明的更多特征和优点。因此,本发明不受已经具体地示出和描述的内容限制,除了如由所附权利要求指出的之外。本文引述的所有出版物和参考文献都明确地以引用方式全文并入本文中。

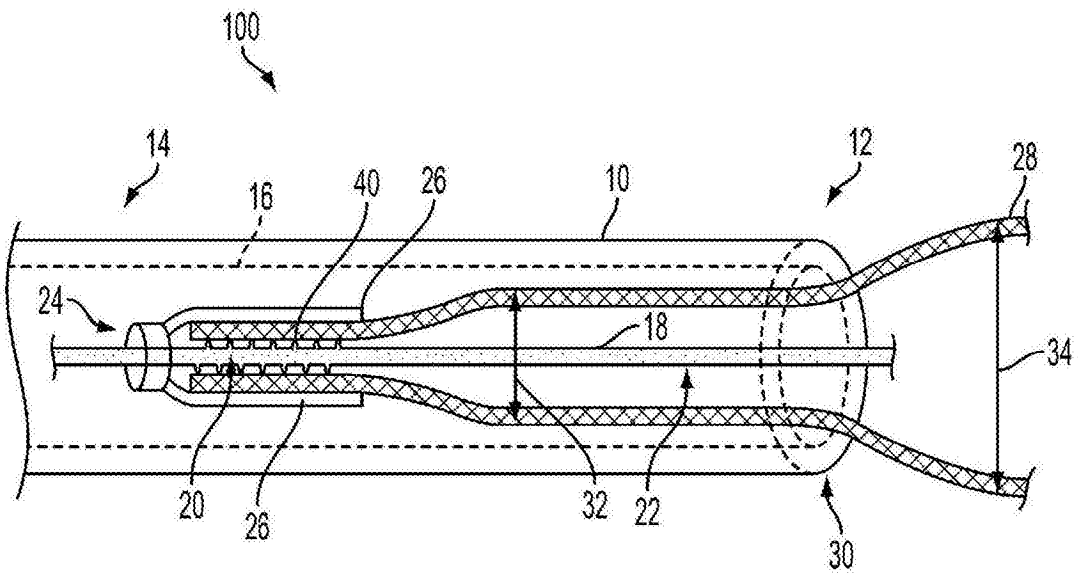


图1

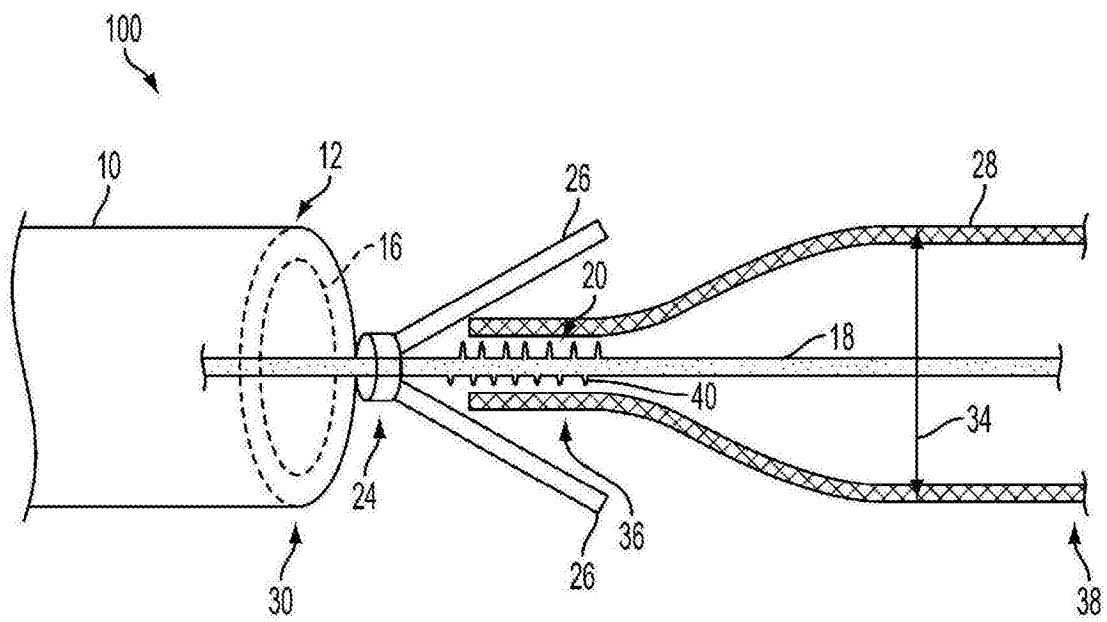


图2

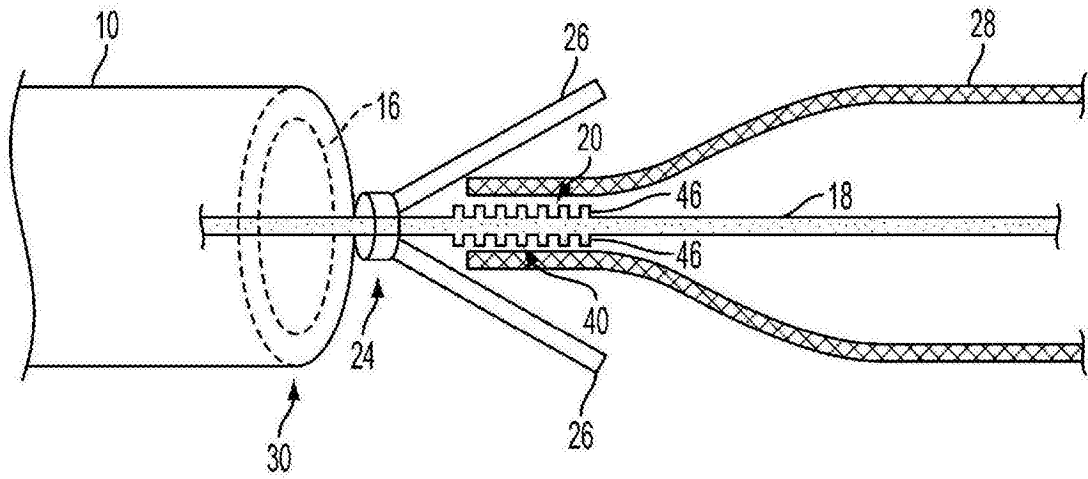


图3

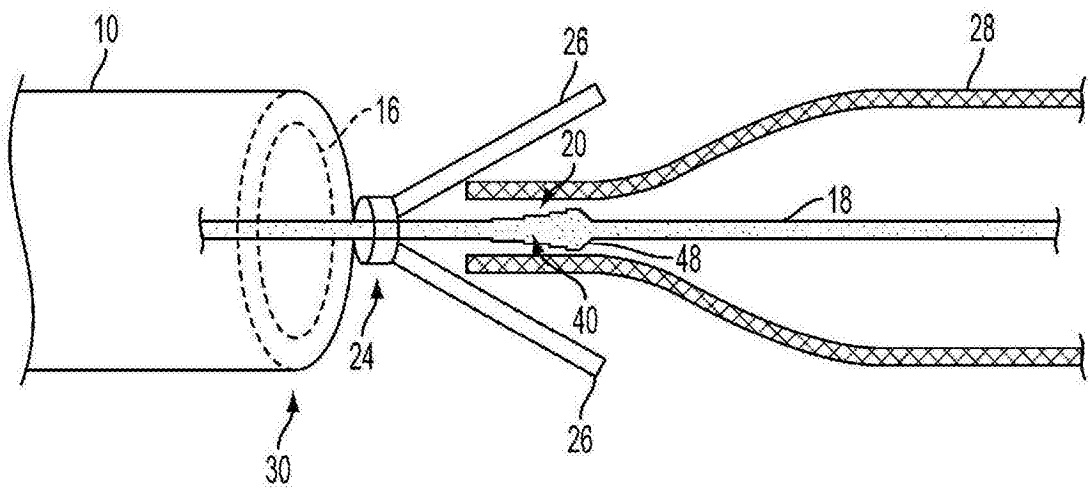


图4

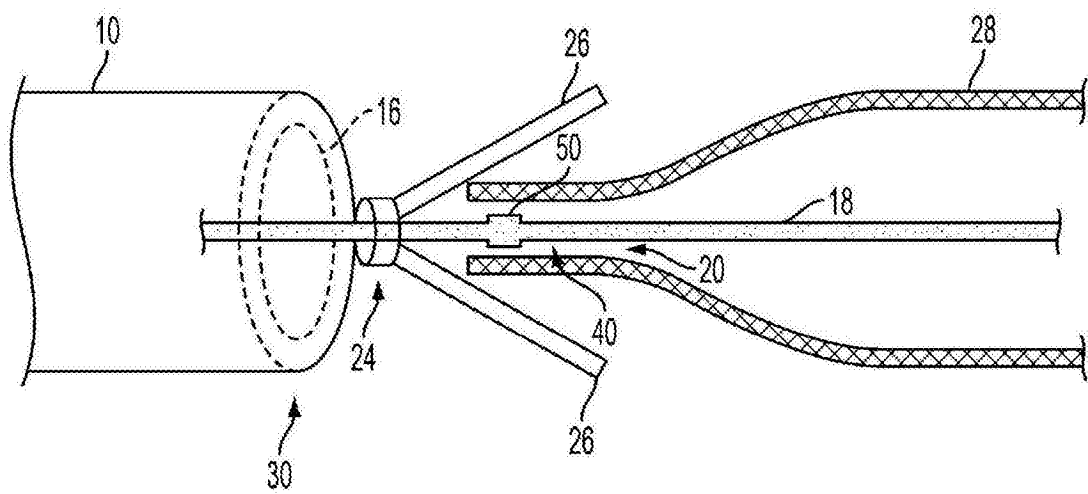


图5

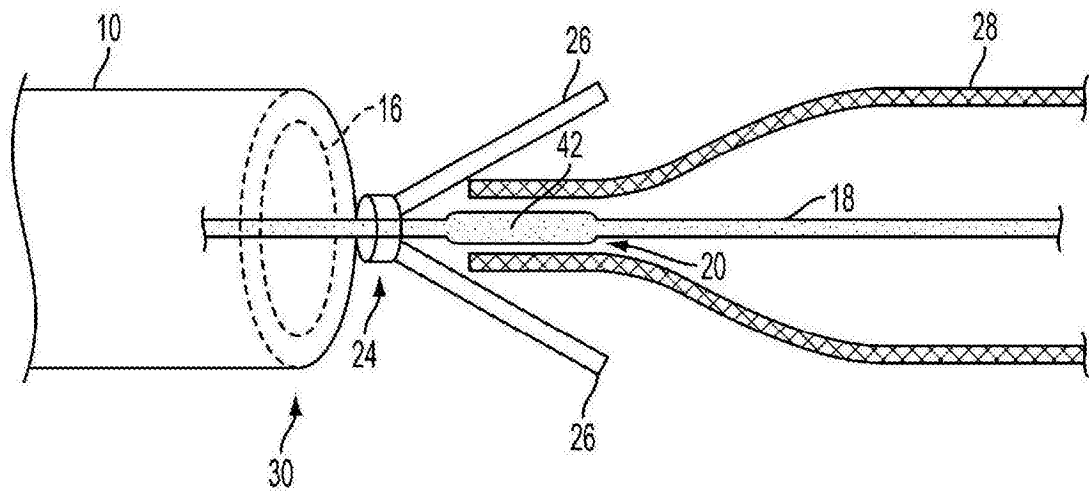


图6

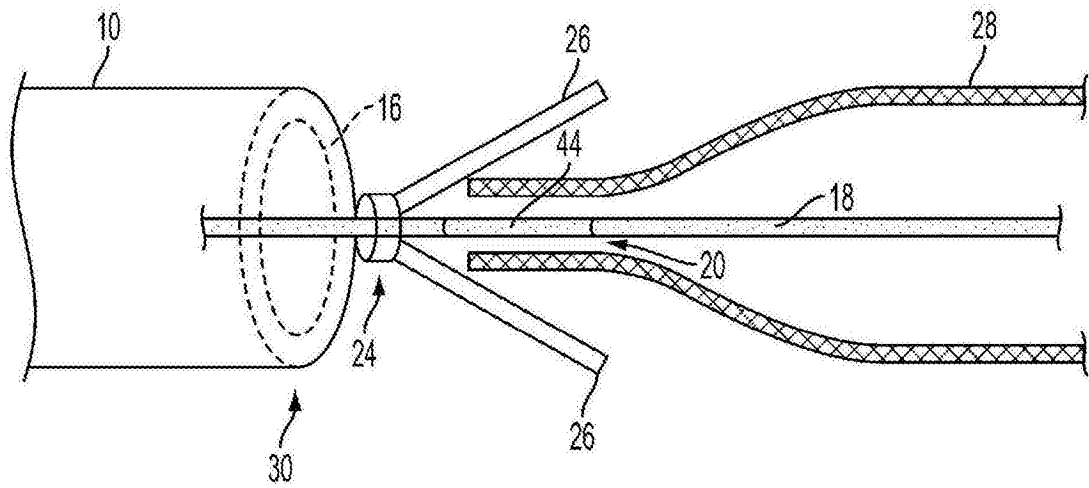


图7

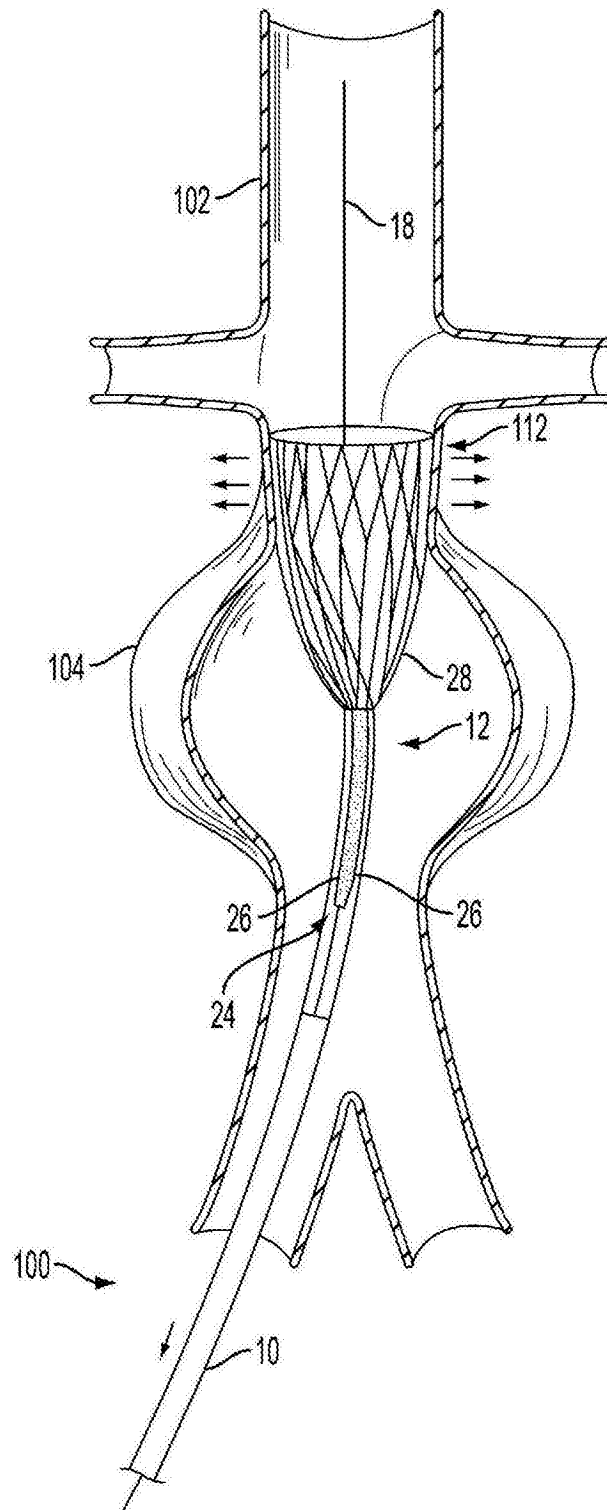


图8

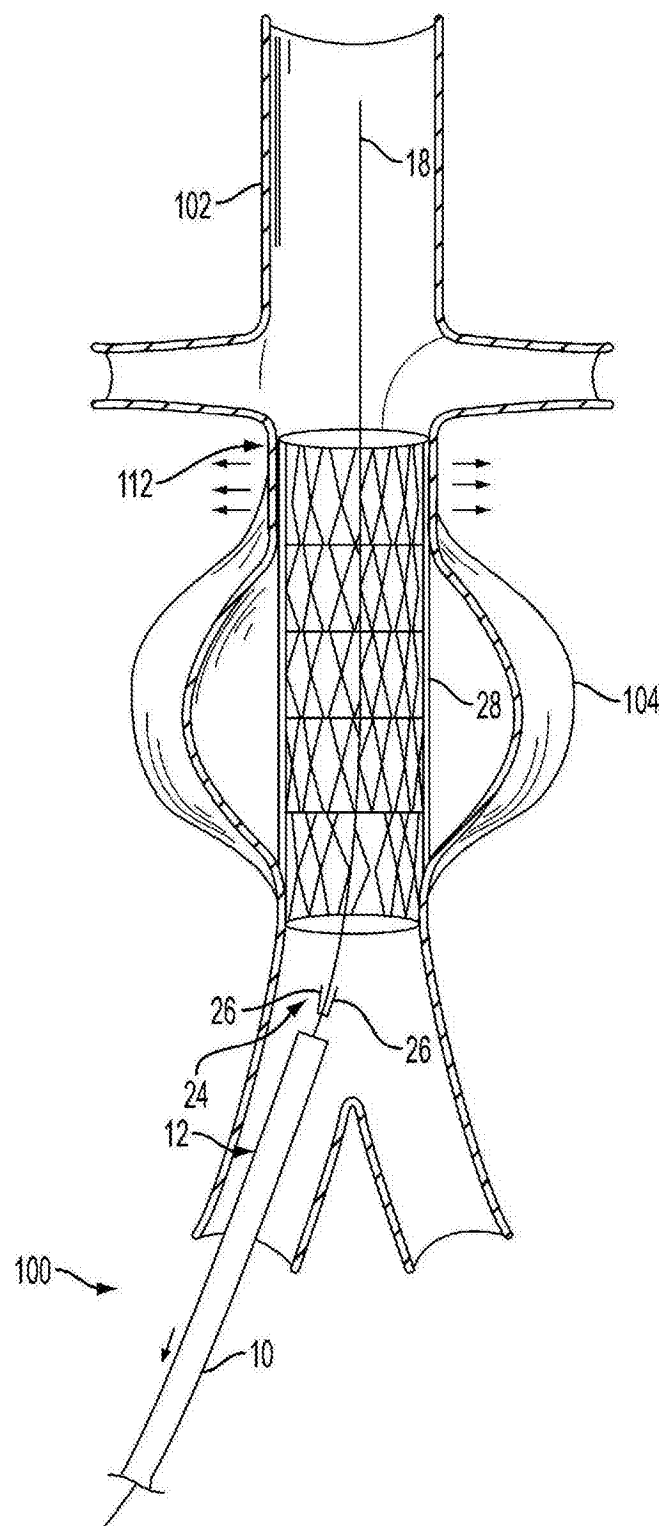


图9