



(21) 申请号 201780070691.4
(22) 申请日 2017.10.04
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110072473 A
(43) 申请公布日 2019.07.30
(30) 优先权数据
 62/404,102 2016.10.04 US
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2019.05.15
(86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/US2017/055183 2017.10.04
(87) PCT国际申请的公布数据
 W02018/067727 EN 2018.04.12
(73) 专利权人 微仙美国有限公司
 地址 美国加利福尼亚州
(72) 发明人 P·蓬 H·源
(74) 专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
 限公司 44205
 专利代理师 江侧燕
(51) Int.Cl.
 A61B 17/00 (2006.01)
 A61F 2/01 (2006.01)
 A61F 2/06 (2013.01)
 A61F 2/90 (2013.01)
 A61F 2/95 (2013.01)
 A61F 2/966 (2013.01)

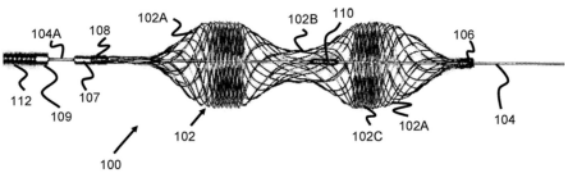
A61F 2/82 (2013.01)
(56) 对比文件
 CN 101011301 A,2007.08.08
 CN 102499732 A,2012.06.20
 CN 104918565 A,2015.09.16
 CN 2518525 Y,2002.10.30
 US 2004267349 A1,2004.12.30
 US 2005049669 A1,2005.03.03
 US 2010087908 A1,2010.04.08
 US 2010185271 A1,2010.07.22
 US 2007106370 A1,2007.05.10
 CN 101912323 A,2010.12.15
 US 9060777 B1,2015.06.23
 US 2016193061 A1,2016.07.07
 US 2015133989 A1,2015.05.14
 US 2014200648 A1,2014.07.17
 CN 101495070 A,2009.07.29
 US 2012245520 A1,2012.09.27
 US 6027510 A,2000.02.22
 CN 101102814 A,2008.01.09
 AU 2014200734 A1,2014.03.06
 US 2005171572 A1,2005.08.04
 CN 102335052 A,2012.02.01
 US 2006030920 A1,2006.02.09
 US 2014081380 A1,2014.03.20
 CN 104042376 A,2014.09.17

审查员 胡谭秋

权利要求书1页 说明书7页 附图14页

(54) 发明名称
 用于支架输送的方法及装置

(57) 摘要
 本发明公开了一种用于辅助自膨胀支架的膨胀,特别是在高度弯曲或曲折的血管内膨胀的方法、装置及工具。具有可膨胀的远端网状部分的细长的推进器位于自膨胀支架内,在输送时膨胀以向支架提供额外的膨胀力从而确保支架正确地膨胀。



1. 一种支架输送装置,包括:

芯线(104);其特征在于,

网状部分(102),所述网状部分(102)围绕芯线设置,所述芯线(104)从推进器主体(112)向远端部分延伸,并且进一步具有压缩的配置和径向膨胀的配置;以及

支架,所述支架设置在所述网状部分上;

当所述网状部分处于径向膨胀的配置时,所述网状部分形成多个球,以便在患者血管的弯曲部分周围支撑打开支架,其中所述多个球相互连接,其中所述多个球中的至少一个包括具有第一孔隙率的第一区域和具有第二孔隙率的第二区域,并且其中所述第一孔隙率大于所述第二孔隙率。

2. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述芯线(104)贯穿推进器主体(112)的内腔。

3. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述芯线(104)附接至推进器主体(112)的远端。

4. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述支架(12)与推进器主体(112)接合。

5. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述网状部分(102)的近端固定至推进器主体(112)的远端。

6. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述网状部分(102)在芯线(104)上纵向地滑动。

7. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述芯线(104)的至少一部分从推进器主体(112)的远端暴露。

8. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述网状部分(102)的近端连接在推进器主体(112)的远端,并且其中所述芯线(104)从推进器主体延伸至网状部分中,并终止于网状部分的最近端球内。

9. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述多个球中的每一个具有选自如下的形状:球体、椭球体、细长的圆柱体或圆锥体。

10. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述多个球中的每一个的形状为具有近端增大或近端减小的圆锥形状。

11. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中网状部分(102)的远端在芯线(104)上滑动,并且其中网状部分(102)的近端相对于芯线(104)纵向地固定。

12. 根据权利要求1所述的支架输送装置,进一步包括标记带(107),所述标记带(107)固定在芯线(104)上并且位于网状部分(102)内。

13. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述多个球包括第一球、第二球以及处于第一球和第二球之间的直径减小的部分。

14. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述多个球中的每一个通过直径减小的无约束卷曲部分与所述多个球中的另一个相互连接。

15. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中所述多个球中的每一个的中心部分具有比所述多个球中的每一个的远端部分和近端部分更低的孔隙率。

16. 根据权利要求1所述的支架输送装置,其中具有所述第二孔隙率的所述第二区域包括所述多个球中的至少一个的远端部分、中心部分或近端部分中的至少一部分。

用于支架输送的方法及装置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2016年10月4号提交的名称为“用于输送和使用支架的方法(Methods For Delivering and Using a Stent)”的美国临时申请序列号62/404,102的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 通常,支架是管状装置,其通过导管或类似的输送装置被输送至患者的血管系统。支架可以用于治疗各种不同的病症,包括狭窄和动脉瘤。当用于治疗狭窄(血管变窄)时,支架用于压迫血栓并打开血管以允许正常的血液流动。当用于治疗动脉瘤时,低孔隙度的支架可以用于限制流向血管的血流量(所谓的分流支架)以促进动脉瘤凝结成块并减少动脉瘤破裂的风险。可替代地,支架可以用作支撑架,以将其他栓塞材料(例如栓塞线圈)保持在动脉瘤内。

[0004] 当支架部署在血管的大体上线性部分时,支架输送通常是直向的。例如,输送导管的远端在期望的输送位置附近前进,并且外护套被抽出,允许支架在血管内膨胀。即使在这些线性血管的情况下,由于诸如支架的尺寸、输送导管的尺寸以及血管的尺寸这些变量,支架输送也仍然是具有挑战性的。通常,当支架必须部署在血管的曲折或严重弯曲的部分处或附近时,自膨胀支架可能很难正确部署。例如,图1示出了自膨胀支架12(例如,美国专利号9,439,791中描述的,其全部内容通过引用并入本文)部署在血管10的严重弯曲的部分中。当导管14释放支架12时,它形成抵靠血管10的外弯曲的表面的平坦或塌陷的部分12A。图2示出了第二平坦或塌陷的部分12A,当支架12进一步膨胀时该第二平坦或塌陷的部分12A形成为抵靠血管10的第二弯曲的外表面。当产生塌陷的部分12A时,医生唯一的替代方案是尝试旋转导管14和/或部分地缩回并重新部署支架12。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种用于辅助自膨胀支架的膨胀,特别是在高度弯曲或曲折的血管内的膨胀的方法、装置及工具。

[0006] 一个实施例涉及支架输送装置,该支架输送装置包括细长的推进器,该推进器在其远端具有自膨胀的网状部分。优选地,网状部分包括通过直径减小的区域彼此连接的一个或多个网状球。可选地,网状部分的不同区域,例如球的中间区域,可以具有更密集的编织部分,且编织部分每英寸具有更高的纬数(pic)。

[0007] 在一个实施例中,网状部分设置在从推进器的远端延伸的芯线上。网状部分可以在芯线上纵向地滑动,近端可以固定至芯线或推进器,或者远端可以固定至芯线。

[0008] 网状部分可以包含一个球部分或者包含多个球部分(例如在2个和10个之间或者更多)。进一步,球部分可以具有各种不同的形状,例如球形、球状体、细长圆柱形、圆锥形或菱形。

[0009] 在一个实施例中,芯线可以终止于推进器的远端或者终止于第一球部分内的中

途。通过不一直延伸穿过网状部分,辅助装置可以更灵活地适应更高的血管曲率。

[0010] 在一个实施例中,结构线构件在球之间延伸并在直径减小的区域上延伸。这些结构线构件有助于捕获在支架输送手术过程中脱落的凝块或其他碎片。

[0011] 在一个实施例中,在装置的远端处包括远端保护装置。远端保护装置可以包括具有过滤器或类似结构的相对较大的可膨胀的网状球,以捕捉在支架部署期间脱落的任何材料。远端保护装置可以与网状部分一起编织,或者可以是连接在芯线的远端附近的单独的结构。

[0012] 本发明还涉及一种部署支架的方法,该方法包括:将支架的远端部分暴露在脉管系统的弯曲区域内;在支架内膨胀支架辅助装置的网状部分从而向支架的内部施加径向膨胀力;完全展开支架,然后取出支架辅助装置。

[0013] 本发明还涉及一种工具,该工具包括:导管、导管内的推进器、附接至推进器的远端的自膨胀网状部分和设置在网状部分上的支架。

附图说明

[0014] 参考附图,本发明的实施例的这些和其他方面、特征和优点将能够从以下对本发明的实施例的描述中变得显而易见,其中:

[0015] 图1示出了部署在血管的曲折部分中的支架;

[0016] 图2示出了图1中进一步部署在血管的曲折部分中的支架;

[0017] 图3示出了根据本发明的处于膨胀配置的支架辅助装置的一个实施例;

[0018] 图4示出了根据本发明的支架内图3的支架辅助装置的远端;

[0019] 图5示出了根据本发明的支架内图3的支架辅助装置;

[0020] 图6示出了图3的支架辅助装置,其有助于将支架部署在曲折的血管系统内;

[0021] 图7示出了图3的支架辅助装置,其有助于进一步部署图6中的支架;

[0022] 图8示出了根据本发明的支架辅助装置的另一个实施例;

[0023] 图9示出了根据本发明的支架辅助装置的另一个实施例,其中支架辅助装置具有多个网状球;

[0024] 图10示出了用于本发明的网状球的多个不同的可能的形状;

[0025] 图11示出了根据本发明的支架辅助装置的另一个实施例,其中支架辅助装置具有终止于网状部分的近端位置内的芯线;

[0026] 图12示出了根据本发明的支架内图11的支架辅助装置;

[0027] 图13示出了根据本发明的图11的支架辅助装置的近端球;

[0028] 图14示出了根据本发明的图11的支架辅助装置的远端尖端;

[0029] 图15示出了根据本发明的支架辅助装置,其中支架辅助装置具有位于球之间的线框架构件;

[0030] 图16示出了根据本发明的支架辅助装置,其中支架辅助装置具有附接至其网状部分的远端保护装置;

[0031] 图17示出了根据本发明的支架辅助装置,其中支架辅助装置具有与其网状部分隔开的远端保护装置。

具体实施方式

[0032] 现在将参考附图描述本发明的具体实施例。但是,本发明可以以许多不同的形式实施,并且不应该被解释为限于这里阐述的实施例;相反,提供这些实施例是为了使本公开彻底和完整,并且向本领域技术人员充分传达本发明的范围。在附图中示出的实施例的详细描述中使用的术语并不旨在限制本发明。在附图中,相同的标记表示相同的元件。

[0033] 本发明大体上涉及可以在部署期间在自膨胀支架12的内部通道内膨胀以提供额外的膨胀力的装置,该额外的膨胀力有助于支架12径向地膨胀并保持这种径向地膨胀状态。这种额外的膨胀力在高度曲折的血管10中特别有用,如图1和2中所示并且所讨论的,高度曲折的血管10倾向于迫使支架12形成塌陷的部分12A。

[0034] 请注意图3及以后的内容,除非另有说明,否则图中右侧的任何事物都被认为是远端(在患者/患者脉管系统的方向上),而图中左侧的任何事物都被认为是近端(在远离患者/患者脉管系统或患者/患者脉管系统之外的方向)。

[0035] 图3示出了根据本发明的实施例的可膨胀的支架辅助装置100。可以认为支架辅助装置100是用于机械地推动或机械地输送支架12的较宽的输送系统或推进器的远端部分。支架辅助装置100包括具有细长的圆柱形状的推进器主体112,该推进器主体112的顶端具有不透射线的(例如,钽)标记带109和暴露于推进器主体112远端的静止或固定的芯线104。

[0036] 在一个实施例中,芯线贯穿推进器主体112的内腔,其中只暴露芯线104的远端区段。在另一个实施例中,芯线104附接至推进器主体112的远端。芯线104包括固定的不透射线的标记带107。在一个示例中,支架12包括具有细长的标记线圈区域的多个近端设置的扩口端或环以及位于标记带109和107内-在位置104A处-的一个或多个扩口端或环,从而在输送期间维持支架。细长的标记线圈区域保持支架扩口/环固定在标记带107和109之间。标记带107、109的直径的尺寸大约为0.0135英寸,而芯线104的直径的尺寸大约为0.003英寸。如图4-5最佳所示,当支架被套在输送导管14内时,支架采用第一、塌陷配置。当推进器主体112被推动穿过导管14的远端或当导管14缩回时,支架膨胀到其热定形的可膨胀形状。当支架从导管14完全推出时,固定的(pinned)支架环/扩口将会膨胀使得它们不再保持在位置104A处。类似的支架和输送系统/配置可以在先前合并的美国专利号9,439,791中看到。

[0037] 支架辅助装置100进一步包括网状部分102,其中网状部分102沿着芯线104设置。该网状部分的目的在于在支架12上提供额外的、向外的径向力,以助于支架12膨胀并在手术过程中保持膨胀的形状。网状部分102由多根线材形成,并且被热定形为可膨胀的形状使得网状部分在从上覆的输送导管14释放时自膨胀。

[0038] 优选地,网状部分102被编织和热定形以形成一个或多个球102A(例如如图3中所示的2个球-或者也可以有更多个球),其中每个球通过直径减小的部分102B连接。网状部分包括多个卷曲点(近端卷曲点108、远端卷曲点106)。可以通过自身焊接、粘附或者使用金属带(例如不透射线的标记带)来对线材进行卷边而产生卷曲点106、108。在各种实施例中,卷曲点106/108可以在芯线104上浮动/滑动或者将以下面解释的方式固定至芯线104。

[0039] 网状部分102可以以各种不同的配置编织。例如,12、16、24、36或48根线材可以以1x1、1x2或其他线材配置的方式编织在一起。

[0040] 处于其膨胀配置的网状部分102的开口的孔隙率或尺寸会随着网状部分102的长度而变化。在图3所示的实施例中,球102A的径向中心部分102C具有较低的孔隙率(即,较高

数量的线材或较高的每英寸纬数)。这产生了网状部分102的更强硬更坚固的区域,其可以潜在地提供更高的向外的径向力并且当支架接触网状部分102时不太可能与支架12的线材缠在一起。

[0041] 其他实施例可以具有以这种方式加强的网状部分102的其他部件,例如球102A的端部或直径减小的区域102B。在一个实施例中,网状部分102的线材由镍钛合金组成,并且直径的范围大约在0.001和0.0015英寸之间。网中还包括不透射线的(例如,钽)线材以增强可视化并提供增加编织物中的刚度的区域,从而进一步增强抵靠上覆支架12的接触力。也可以使用具有镍钛合金夹套和钽芯的拉制填充管,反之亦然。

[0042] 可以以多种不同的方式产生网状部分102。例如,具有形状类似于球102A的球状区域和形状类似于区域102B的直径减小的区域的心轴可以用于产生网状部分的形状。可以在心轴上编织线材然后热定形以得到形状,或者也可以将预编织的网柱放置于心轴上再进行热定形。

[0043] 可替代地,可以使用具有连续的圆柱直径的心轴,其中网状部分首先在所述心轴上进行编织。然后将网状部分102从心轴取下,并在位置处选择性地施加系带或标记带以产生直径减小的区域102B。然后进行随后的热处理以得到例如图3所示的形状。

[0044] 在一个实施例中,芯线104相对于推进器主体112的其他部件保持固定位置。卷曲点108固定至芯线104,而卷曲点106在所述芯线104上纵向地滑动或浮动。由于编织的网状结构在径向膨胀时,倾向于缩短长度,纵向可滑动的卷曲点106允许网状部分102的远端在其从导管14暴露并开始径向地膨胀时向近侧移动。

[0045] 如果支架12与血管相比尺寸过大,则存在抵靠血管壁的高径向力,这将导致支架12卡住。这也可以导致网状部分102卡住,因为它也可能相对于血管尺寸过大,因此可能卡在血管或支架线材中。为了避免网状部分102以膨胀形状被卡住的情况,芯线包括位于两个卷曲点106和108之间的固定的标记带110,其中固定的标记带110用作支撑以确保卷曲点106不会向近端缩短太远。

[0046] 可替代的实施例也是可能的,包括卷曲点106、108中的任一个固定/可滑动的配置,或者卷曲点106、108都固定或都可滑动的情况。为了得到可滑动的卷曲点,卷曲点内直径将必须至少稍微大于芯线直径。在一个示例中,芯线直径大约为0.003英寸,而任意滑动的卷曲点的内直径大约为0.005-0.006英寸。为了产生固定的卷曲点,在一个示例中,卷边工具、粘合剂或焊接可用于机械地将卷曲点固定至芯线104。

[0047] 芯线104由镍钛合金丝组成。如图4中最佳所示,芯线104的远端包括相对柔软的远端尖端114,例如,其由围绕下面的镍钛合金丝盘绕的钽丝或铂丝构成。钽或铂盘绕的线材有助于可视化,使得用户可以知道线材104的远端定位在哪里,而线圈将提供增加的柔韧性使得当部分114撞击血管壁时,将不会卡在血管壁上。如图4中所示,柔软的远端尖端114具有预设的J形形状,或者可以是可融合的(meld-able)使得用户可以通过所提供的心轴得到该J形形状。成角度的J形形状在操作系统穿过血管分支时特别有用。该远端尖端可以消除对用于将导管和支架追踪到目标治疗区域的单独的引导丝的需要。

[0048] 图4-5大体上示出了支架12在输送时如何采用其膨胀配置以及网状部分如何有助于保持支架撑开。在图4中,支架12刚刚从导管14释放,其中支架12的远端部分采用其扩展形状。在图5中,网状部分102A膨胀抵靠支架12的近端部分并且有助于通过提供抵靠支架12

的近端部分的支撑力来保持支架打开。在图5中,要么网状部分仅仅利用一个球102A,要么支架12仅仅部分地部署使得暴露一定量的支架,其仅仅对应于网状部分102的远端部分。

[0049] 操作时,如图6和7所示,导管14的远端在医生期望部署支架12的区域处或附近前进。然后导管14从支架12缩回或者将支架12从导管的内部通道向外推。如图7所示,当支架12围绕患者的血管10的弯曲的部分部署时,网状部分102并且特别是球状物102A径向地膨胀并从支架12内向外推动以打开支架。

[0050] 导管通常包括位于距其远端尖端3厘米处的不透射线的标记带,使得用户能够排列位于沿着输送推进器某处的标记带,以确定支架近端的位置。在这方面,医生可以根据推进器的纵向位置判断支架何时完全展开或几乎完全展开。图3以及之前的说明描述了连接至推进器主体112的标记带109以及沿着芯线104的标记带107。这些标记中的任一个都可以与导管3厘米标记对齐,以确定支架是否完全展开或几乎完全展开。一旦支架12完全展开,推进器主体112向近端缩回,导致网状部分102向后移动到导管14的通道中。

[0051] 在一些实施例中,芯线104相对于推进器主体112的主体自由地移动。该可移动的芯线104允许医生根据卷曲点106和108的配置,手动地控制网状部分102的膨胀和/或收缩。

[0052] 例如,图8示出了支架辅助装置120的实施例,其中芯线104可以独立于推进器主体112移动以选择性地增加网状球部分102A的半径,进而增大抵靠上覆支架112的径向推力。在该实施例中,推进器主体112包括一内腔,该内腔沿着推进器主体的长度延伸并在其近端和远端处打开。可以独立于推进器主体112推动和拉动芯线104穿过该内腔,允许用户/医生独立于推进器主体112操作芯线104的近端。

[0053] 近端的卷曲点108要么固定至推进器主体112,要么固定至芯线104。如果近端的卷曲点108固定至芯线104(而不是固定至推进器主体112),所述近端的卷曲点108相对靠近推进器主体112放置,使得当芯线缩回时,卷曲点将立刻紧靠推进器主体112,阻止网状部分102的任何进一步的近端移动。远端的卷曲点106在芯线104上纵向地移动。芯线104包括另一个固定的远端标记带122,该标记带122是网状卷曲点106的远端,其中所述固定的远端标记带122固定至芯线。当用户/医生收缩芯线104时,远端标记带122将会接触卷曲点106并且由于卷曲点106可以滑动,这将导致卷曲点106向近侧向内移动,这将增加网状部分102A的径向轮廓,由于远端标记122所施加的推动力,网状部分102纵向地收缩。这样的话,用户可以通过独立地控制网状球102A的直径来选择性地增大施加到支架的径向膨胀力。与图3中的实施例一样,标记带110提供一支撑面以限制远端卷曲点106可以浮动的程度。

[0054] 另一个可替代的实施例类似于图8中的装置120。但是,在该实施例中,推进器主体112内腔大于卷曲点106、108,使得网状部分102的所有或一部分可以通过向近侧拉动芯线104而缩回到推进器主体112内。近端卷曲点108可以在芯线108上滑动,而远端卷曲点106固定至芯线104。缩回芯线104导致近端卷曲点108进入输送推进器主体112。进一步缩回芯线104导致网状部分102也进入推进器主体112(这样做的能力将取决于推进器主体112的内径相比于网状部分102大多少);但是,即使有将网状部分102的近端部分置于推进器主体112的能力,也允许用户定制网状部分102接触上覆支架的程度。

[0055] 在一个示例中,芯线采用第一、缩回配置,其中网状部分102的全部或部分容纳于推进器主体112内。然后,用户输送支架12,并且如果存在跟踪问题,其中支架12卡在支架的一部分将不会打开的曲折弯曲处,那么用户可以向远侧推动芯线使得网状部分102暴露

并且网状球区段102A接触支架12并推动支架打开。这主要是通过近端卷曲点108在该实施例中的滑动能力来实现的,因为这将允许网状部分102纵向地膨胀并因此径向地缩回。

[0056] 可替代地,如果近端卷曲点108固定至芯线104但是远端卷曲点106相对于芯线104滑动,那么该功能也是可能的。在该设置中,当芯线104缩回在推进器主体112内时,近端卷曲点108将进入推进器主体112,然后随着更多的网状部分102缩回在推进器主体112内,网状部分102将纵向地膨胀,向远侧推动可滑动的远端卷曲点106,这进而有助于网状部分102继续的径向缩回/纵向膨胀。相反,如果卷曲点106、108都是固定的,那么网状部分102将具有相对固定的形状并且将很难得到径向压缩/纵向膨胀的形状,以适配在推进器主体112内。

[0057] 图9示出了支架辅助装置130,其具有六个球102A,而不是前面附图的之前支架辅助装置实施例中所示的两个球。预期可以包括许多球102A作为网状部分的一部分(例如1、2、3、4、5、6、7、8、9或10+个球)。选定这些球102A的数量、长度及直径以对应于与其一起使用的特定支架12的长度和膨胀直径。

[0058] 除了球102A的数量,球102A可以具有各种不同的形状(例如,所有的球可以具有相同的形状或存在混合的形状)。图10示出了示例性球形状,其包括球形形状132、椭球体133、细长的圆柱体134、近端增加的圆锥形135、近端减少的圆锥形136或者具有近端和远端减少的锥形的圆锥部的类菱形的形状137。通过将网状部分102编织在具有期望形状的心轴上然后热定形以在膨胀时确定形状来将这些形状施加到网状部分102。可替代地,可以通过如下方式来产生这些形状:将网102编织在具有均匀一致形状(例如圆柱形)的心轴上,热定形心轴上的形状,移除网状部分102,然后将部分形状打结或者在这些部分形状周围选择性地放置标记带来得到图10中所示的形状。

[0059] 先前的实施例讨论了贯穿整个网状部分102的芯线104,其中网状部分直接位于芯线104上。可替代的实施例可以利用芯线104,其中芯线104终止于网状部分102的远端附近的位置处。该较早的端点可以为网状部分提供一定程度的独立性,以符合脉管系统的曲折状态,从而进一步有助于促进支架完全膨胀。

[0060] 例如,图11、12、13和14示出了支架辅助装置140的另一个实施例,其中芯线104终止于网状部分102内或其近侧。参见图11,芯线104的芯线尖端区段142位于第一、最近端球102A内。在一个示例中,芯线尖端142可以是围绕芯线104的镍钛合金丝或远端盘绕的钽丝或铂丝。在另一个示例中,芯线104终止于推进器主体112的主体内,只留下芯线尖端142(例如围绕镍钛合金丝盘绕的铂丝或钽丝)暴露于第一、最近端的球102A内。可以在图13的放大视图中看见该尖端区段142。网状部分102的近端通过近端卷曲点108直接固定至推进器主体112的主体或者紧邻推进器主体112的主体。

[0061] 可选地,网状部分102的远端可以包括与其连接的远端尖端114,类似于先前描述的实施例,以便在支架12下方提供引导表面,以及提供软血管接触表面以帮助放置支架12而不会产生血管创伤。如图14中最佳所示,远端尖端114包括下覆的镍钛合金丝,其具有位于最远端网状球102A内的近端激光焊接球114A。钽丝或铂丝的线圈114B缠绕在镍钛合金丝和网状部分102的最远端部分上。铂丝或钽丝的线圈114C也缠绕在镍钛合金丝上,与钽/铂线圈114B的一部分相互缠绕并沿着镍钛合金丝的剩余远端长度延伸。可选地,可以在尖端114的远端施加粘合剂或焊接。此外,下覆镍钛合金丝可以是平整的或以其他方式成形的。

[0062] 通常,一旦支架在患者体内展开,血栓就会移位并向下移动,导致脉管系统下游的进一步并发症。以下讨论涉及帮助收集或捕获在支架部署过程中移位的血栓的实施例。

[0063] 图15示出了利用网状部分102的支架辅助装置150的实施例,其中线框架构件152在膨胀的球102A之间延伸。这些线框架构件152可以为球102A提供进一步的结构支撑,并且可以帮助捕捉/获取手术过程中形成的血凝块。优选地,这些线框架构件152由与构成网状部分102的直径相同或更大的线材组成,并且附接至网状部分102的线材,或者附接至下覆芯线104或其组合,使得线框架构件152膨胀并缩回网状部分102。

[0064] 在一个实施例中(如图15所示),使用四个等距线框架构件152;每个都在膨胀时形成向外弧形形状,这些形状与球102A的直径相似。但是,线框架构件152可交替地具有围绕网状部分102的螺旋形状、球102A之间的线性形状或类似的几何形状。

[0065] 图16-17示出了支架辅助装置实施例,其具有捕获脱落的血栓的远端网状元件。在图16中,支架辅助装置160利用具有相对较大网状球162的网状部分102捕获血凝块、血栓或在部署支架12期间脱落的其他碎片,网状球162包含凹形过滤器164,其中凹形过滤器164在手术期间用作远端保护。凹形过滤器164由细网、织物、聚合物膜或类似的已知过滤器材料组成。此外,过滤器164的其他形状也是可能的,例如圆形平面。较大的网状球162可以由网状部分102的线材编织而成,形成互连的网状结构。在手术期间,网状球162可以向远侧推进经过支架12(或者在支架12之前部署)使得网状球162可以在支架12之前膨胀接触血管。

[0066] 交替地,如图17中所示的装置166,网状球162可以固定在芯线104的远端附近,与网状部分102隔开。该位置允许医生在部署支架12之前或开始时更容易地部署球162和过滤器164。该单独的网状球162可以配置为在芯线104上纵向地滑动或者可以锁定在适当位置以防止滑动。

[0067] 本文所公开的实施例利用了用于输送支架12和网状部分102的共同的输送推进器主体112。其他实施例可以利用连接至第一、细长的输送推进器的支架12,该输送推进器具有穿过其中的通道。用于支架辅助装置的第二推进器主体112位于第一推进器内,允许用户单独且独立地移动支架和支架辅助装置。

[0068] 应理解到,本发明还涉及一种工具,该工具包括导引器管、设置在导引器管内的推进器主体112、附接至推进器主体112的说明书中描述的任何支架辅助实施例以及位于导引器管的远端附近并位于推进器主体112的网状部分102上的支架。使用时,医生可以将导引器管连接至导管14的近端中心,然后将推进器(包括网状部分102)和支架12推到导管14中。

[0069] 虽然已经根据诸如推进器主体112、芯线104和网状部分102的单独的部件描述了本发明,但是应该理解,这些部件中的一个或多个也可以理解为推进器、支架辅助系统或者支架辅助装置。

[0070] 尽管已经根据特定实施例和应用描述了本发明,但是根据该教导,本领域普通技术人员可以在不脱离要求保护的发明的精神或超出要求保护的发明的范围的情况下产生另外的实施例和修改。相应地,应理解到,本文中的附图和描述是作为示例提供的,以便于理解本发明,并且不应该被解释为限制其范围。

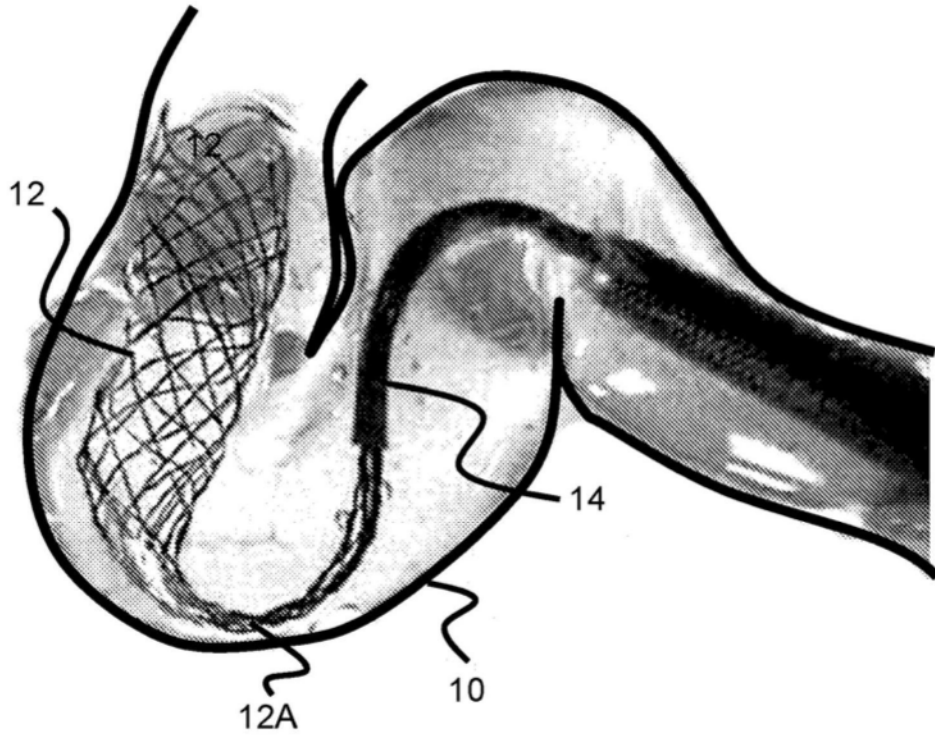


图1

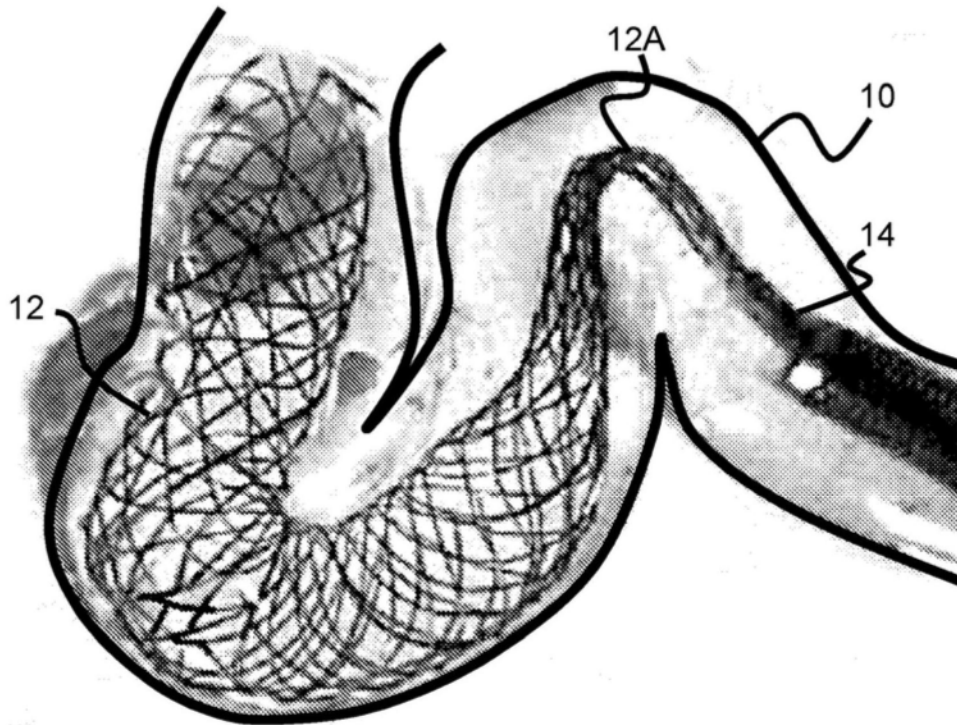


图2

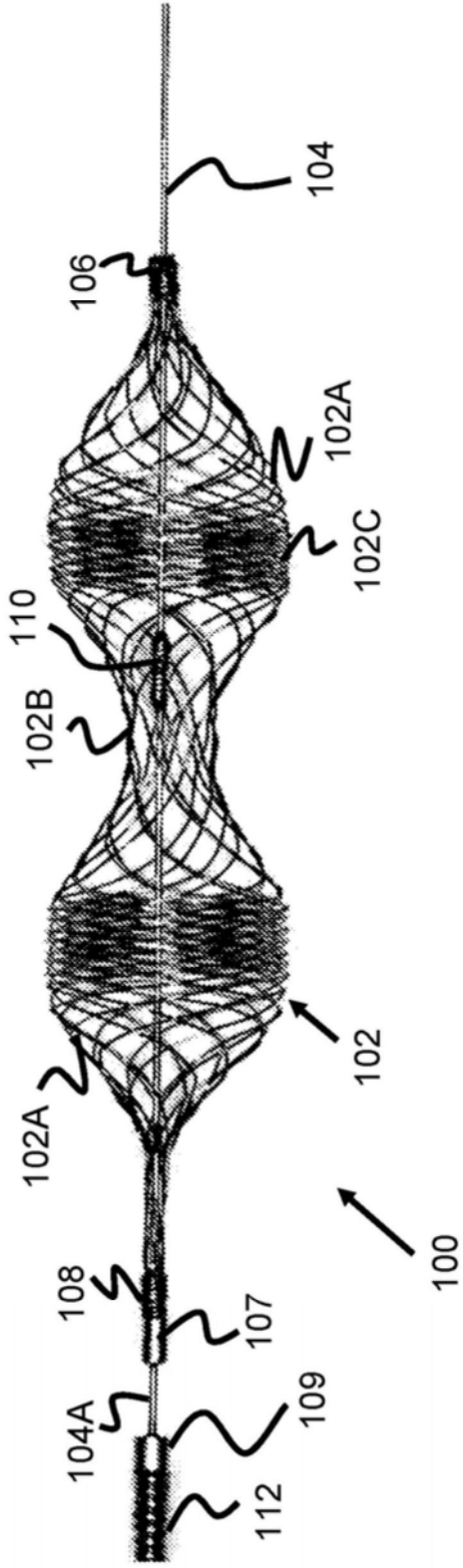


图3

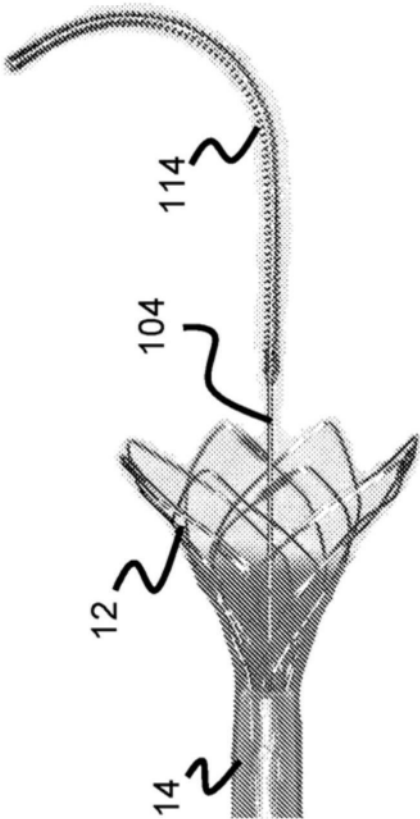


图4

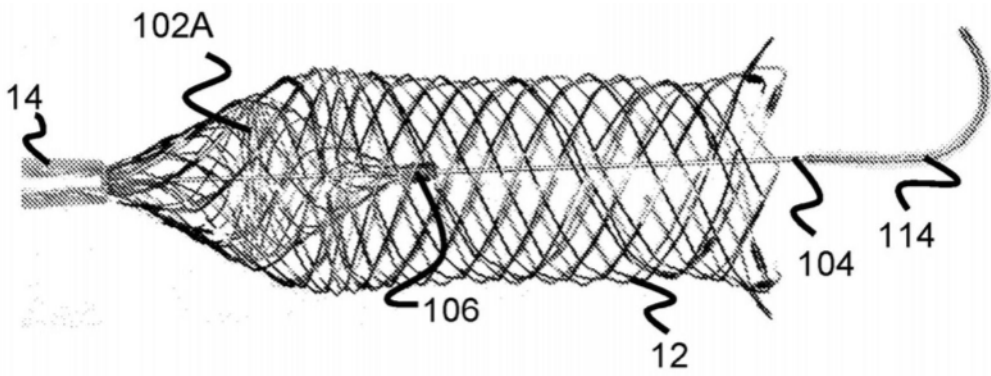


图5

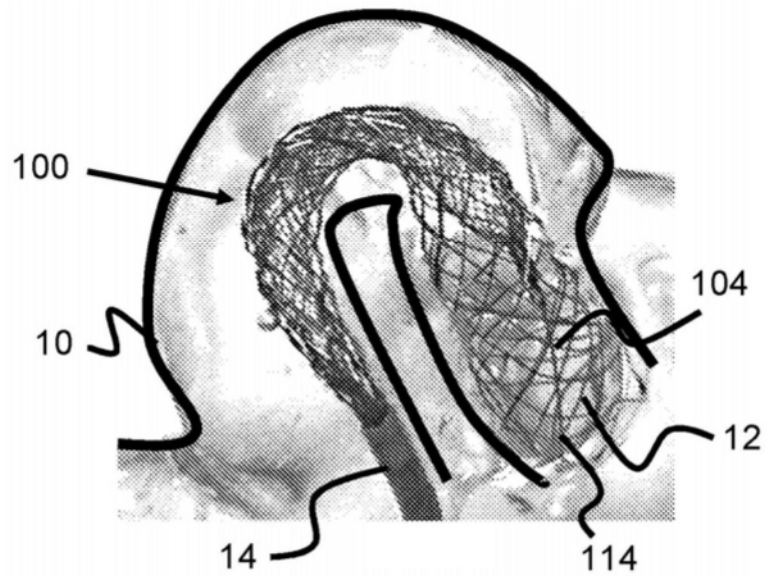


图6

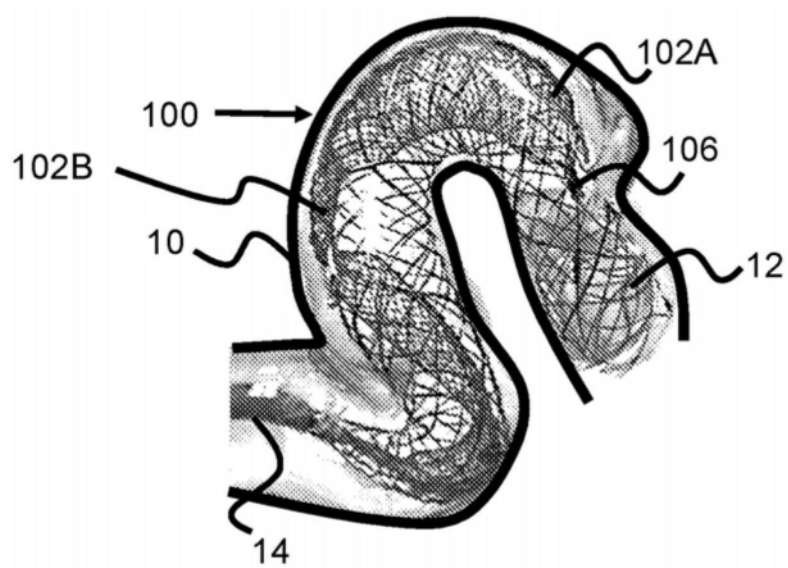


图7

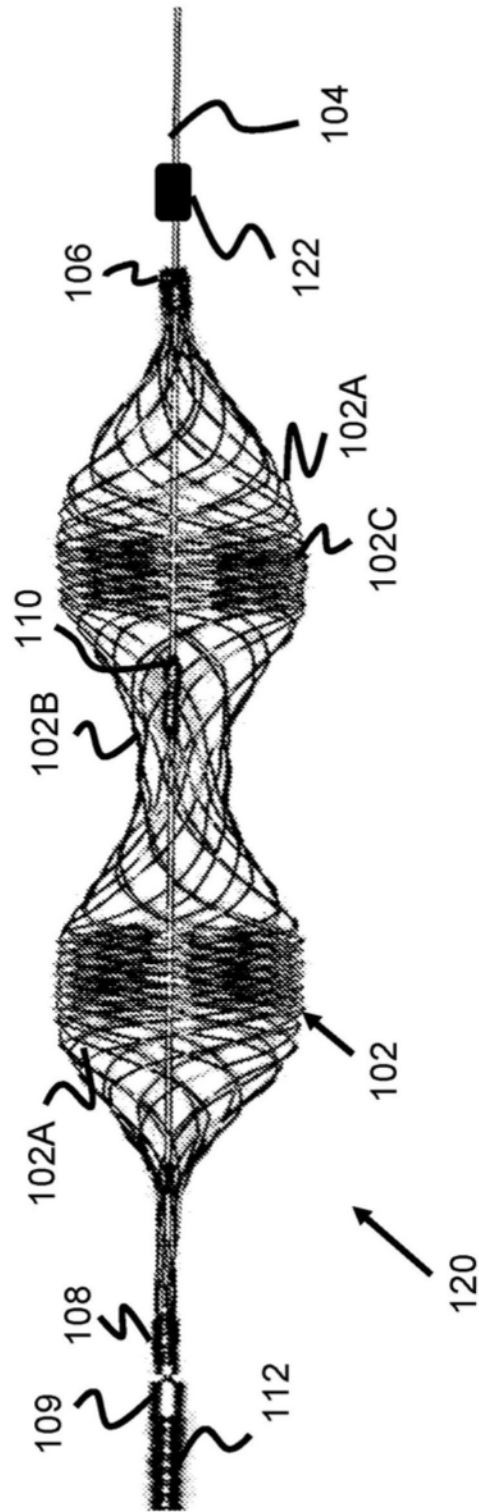


图8

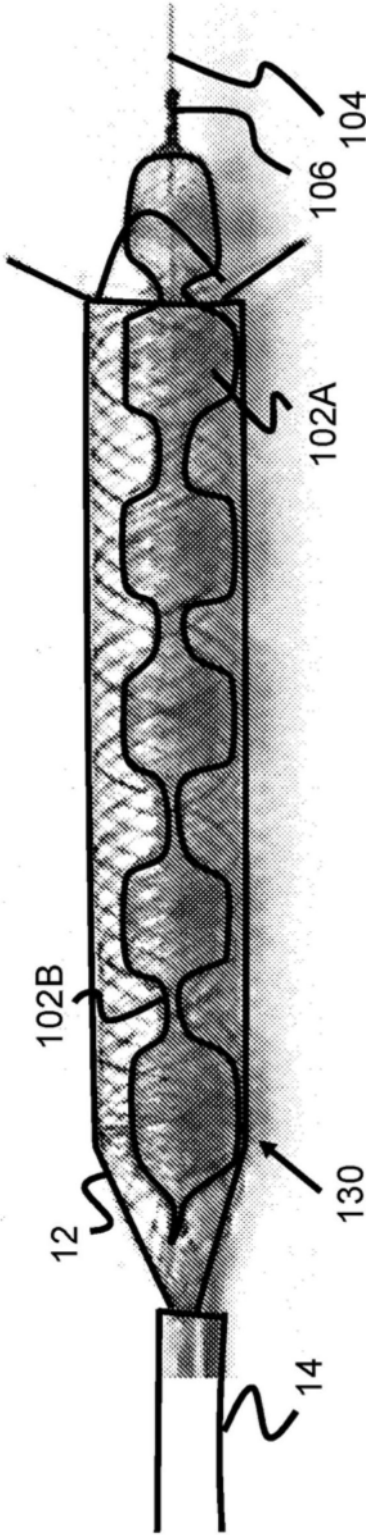


图9

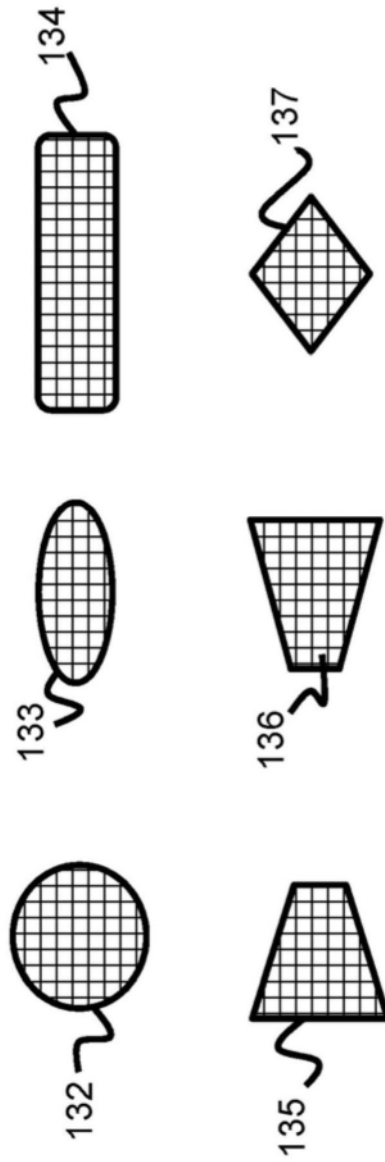


图10

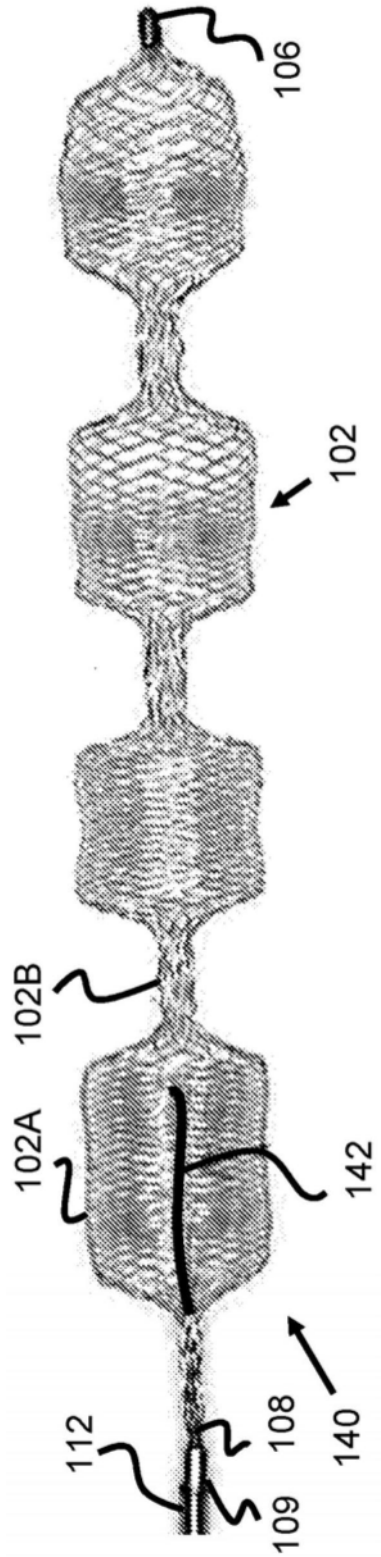


图11

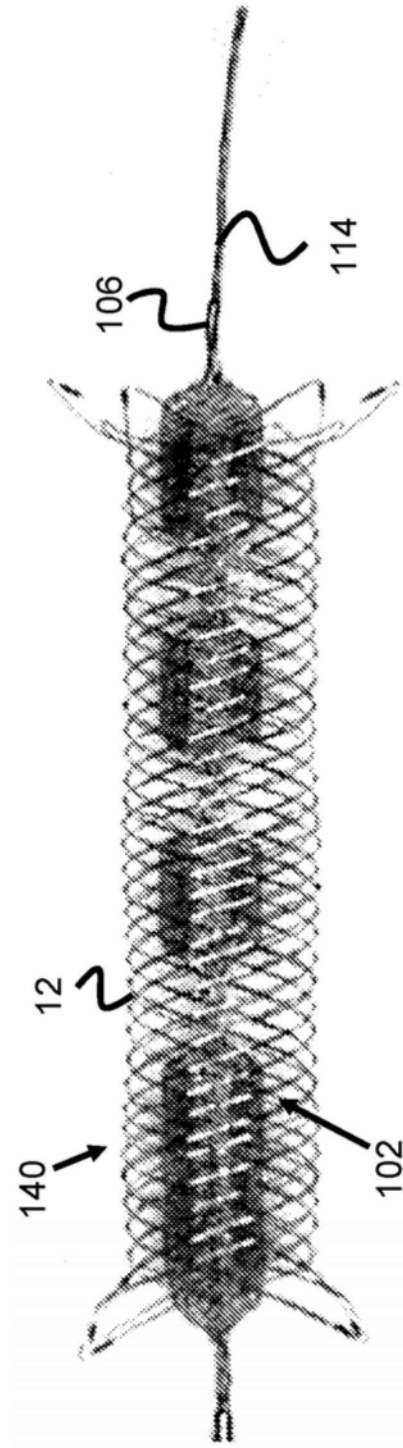


图12

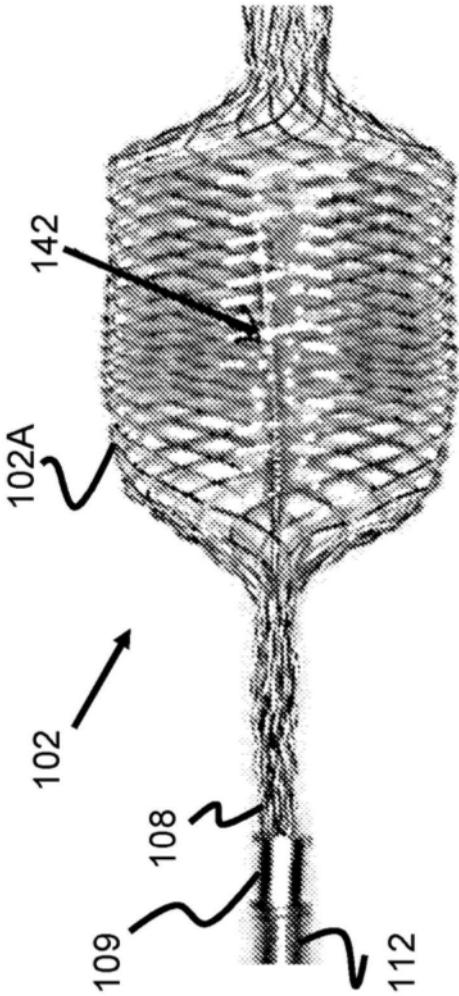


图13

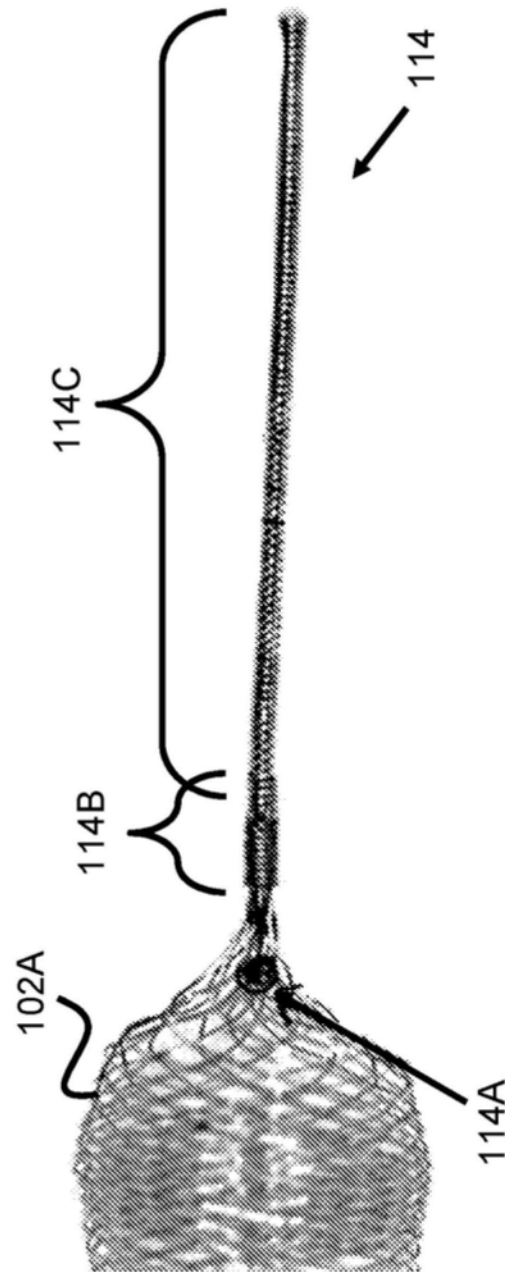


图14

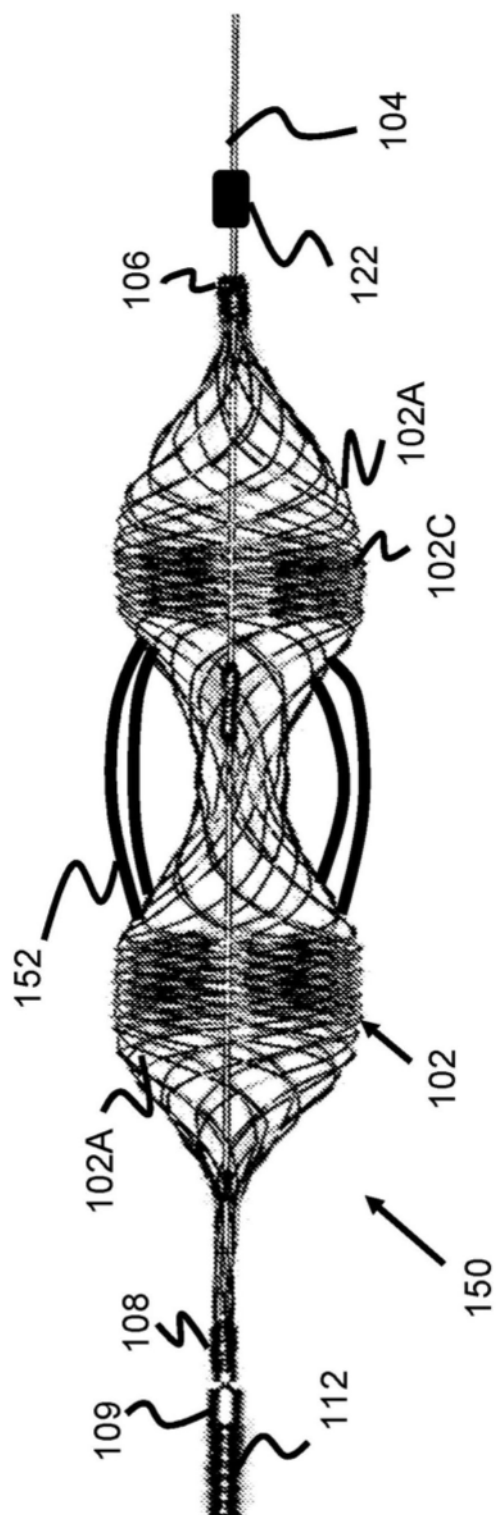


图15

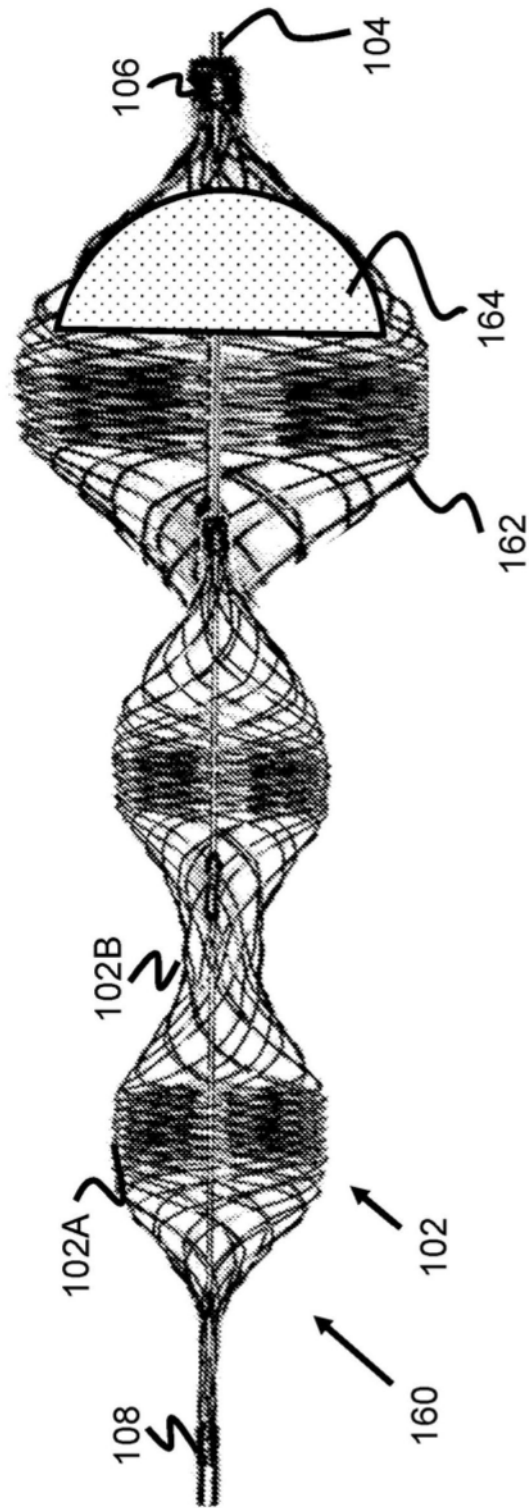


图16

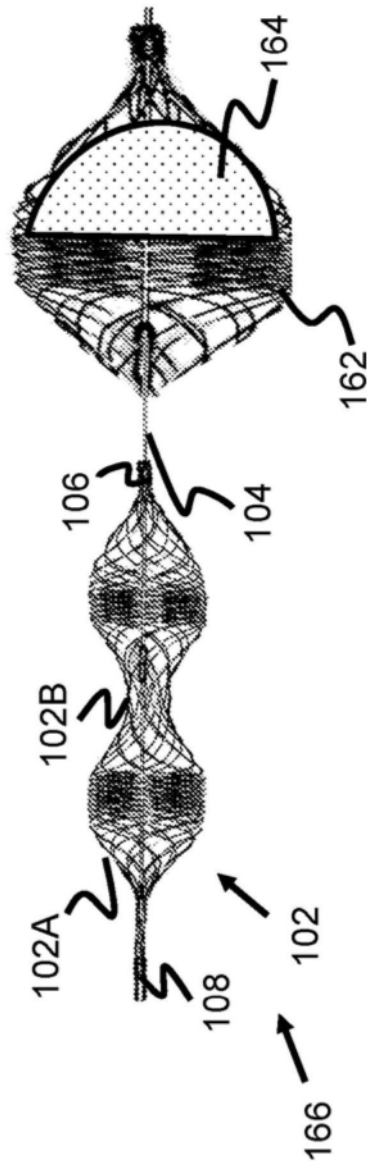


图17