



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112770682 B

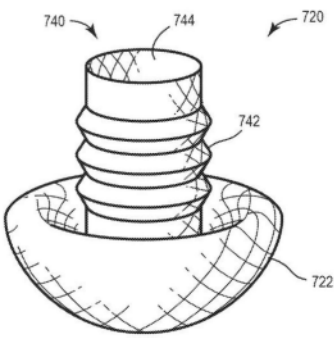
(45) 授权公告日 2025. 01. 28

(21) 申请号 201980009282.2	(73) 专利权人 星系疗法股份有限公司
(22) 申请日 2019.01.17	地址 美国加利福尼亚州
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 112770682 A	(72) 发明人 A·巴德尔丁 E·L·R·佩雷拉 T·J·乌尔夫 O·O·扎达特
(43) 申请公布日 2021.05.07	(74) 专利代理机构 余姚德盛专利代理事务所 (普通合伙) 33239
(30) 优先权数据 15/875,767 2018.01.19 US	专利代理师 周积德
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2020.07.20	(51) Int.Cl. A61B 17/12 (2006.01)
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/US2019/013909 2019.01.17	(56) 对比文件 CN 107530523 A, 2018.01.02 US 2013066357 A1, 2013.03.14
(87) PCT国际申请的公布数据 W02019/143755 EN 2019.07.25	审查员 王培丞

权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54) 发明名称
治疗动脉瘤的系统和方法

(57) 摘要
用于治疗血管中的动脉瘤的设备,包括布置在线材上的闭塞元件,该闭塞元件包括用于覆盖动脉瘤的颈部的盖以及内部锚固构件。盖被构造成为当从管的远端推出时,从管中的压缩构造扩展到扩展构造,以覆盖动脉瘤的颈部。盖包括形成半球形的网状材料的球体,该半球包括通过将球体的顶部折叠到球体的底部中而形成的两层网。内部锚固构件联接至盖的第二表面并从盖的第二表面延伸,并且构造成为接触动脉瘤的内表面。内部锚固构件可以是盖的中央部分延伸的圆柱形杆。



1. 用于治疗血管中的动脉瘤的设备,所述设备包括:

布置在线材上的闭塞元件,所述闭塞元件包括用于覆盖动脉瘤的颈部的盖和内部锚固构件,

其中,所述盖被构造成当从所述管的远端推出时从管中的压缩构造扩展到扩展构造以覆盖所述动脉瘤的颈部;

其中,所述盖包括双层网,该双层网包括折叠到外层的内层,使得所述盖的内层的内表面包括凹面,并且其中所述盖的外层被配置为抵靠与动脉瘤的颈部相邻的动脉瘤内表面;并且

其中,所述内部锚固构件联接到所述盖的第二表面并从所述盖的第二表面延伸,并造成接触动脉瘤的内表面。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述内部锚固构件包括从所述盖的中央部分延伸的圆柱形杆。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述圆柱形杆由形成为圆柱形主体的网状材料片形成。

4. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述圆柱形杆是可压缩的,使得所述杆被构造成当压在所述动脉瘤的内表面上时收缩。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述圆柱形杆包括形成折痕状结构的多个折叠部。

6. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述圆柱形杆被封闭在构造成接触所述动脉瘤的内表面的远端。

7. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述圆柱形杆围绕线圈的一个或多个环。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述盖和所述内部锚固构件由相同的网状材料形成。

9. 根据权利要求1所述的设备,还包括外部锚固构件,所述外部锚固构件联接到所述盖并且被构造成布置在靠近所述动脉瘤的血管内。

10. 用于治疗血管中的动脉瘤的设备,所述设备包括:

可拆卸地设置在推丝上的闭塞元件,所述闭塞元件由用于覆盖动脉瘤的颈部的盖构成,所述盖被构造成当从导管的远端推出时从所述导管腔中的压缩构造扩展到扩展构造,其中所述盖包括双层网,该双层网包括折叠到外层的内层,使得所述盖的内层的内表面包括凹面,并且其中所述盖被构造成抵靠与所述动脉瘤的颈部相邻的动脉瘤的内表面,并覆盖所述动脉瘤的颈部。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述双层网由网状球形成。

12. 根据权利要求10或11所述的设备,其中,所述双层网包括多根线或纤维。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述线或纤维编织在一起。

14. 根据权利要求10或11所述的设备,其中,所述盖被构造成当其从所述导管展开时已经处于双层构造。

15. 根据权利要求10或11所述的设备,其中,所述盖朝所述扩展构造偏置。

16. 根据权利要求10或11所述的设备,其中,所述盖具有小于100微米的厚度。

17. 根据权利要求10或11所述的设备,其中,处于所述扩展构造的盖具有的盖直径大于

动脉瘤颈部的直径。

18. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述闭塞装置被构造成促进内皮化。

19. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述闭塞装置被构造成可生物降解或可生物吸收的。

20. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述网包括致密的微米网。

21. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述闭塞元件是从所述推丝可电气拆卸的。

22. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述闭塞元件是从所述推丝可机械拆卸的。

23. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述闭塞元件被构造成从所述推丝滑下。

24. 根据权利要求10或11所述的设备, 其中, 所述盖包括金属。

治疗动脉瘤的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年1月19日提交的美国申请第15/875,767号的优先权和权益,其全部内容通过引用合并于本文中。

背景技术

[0003] 动脉瘤是血管,通常是动脉的异常膨出或减弱,并且可以具有许多并发症。血管膨出会破坏周围组织或对周围组织施加压力。在大脑中,这可能导致各种副作用,例如视力受损,言语受损,平衡能力受损等。此外,动脉瘤形成的容积并不沿着血液通过血管的主要流动路径。因此,它可以用作血液停滞的位置,并且由于涡旋的涡流,可以有助于血栓栓塞的形成。如果动脉瘤破裂,会引起严重的内部出血。

[0004] 可以通过开放式手术从外部治疗动脉瘤。这样的程序通常包括用诸如血管钳或结扎线的装置封闭动脉瘤的入口或“颈部”。然而,这样的开放式手术程序可能是高度侵入性的,并且可能导致对邻近组织的创伤和其他副作用。

[0005] 还可以通过血管内程序治疗动脉瘤。在一种程序中,使用导管将可拆卸长度的线材(例如,线圈)插入动脉瘤的内部容积。线圈旨在填充动脉瘤的体积,以减少流入动脉瘤的血流,引起血流的停滞并刺激动脉瘤内的凝血。在大型脑动脉瘤的情况下,用多个线圈填充动脉瘤可导致肿块效应,可能引起脑肿胀,并成为新症状的独立原因。在另一程序中,对于颈部较大的动脉瘤,支架的辅助使用有助于将线圈保持在动脉瘤内。由于需要额外的抗血栓药物,这种方法在治疗破裂的动脉瘤时有禁忌症。在另一程序中,利用在血管中扩展的临时气囊将线圈保持在动脉瘤的体积中。一旦确保线圈的质量,就对气囊放气并取下。在又一程序中,将支架装置放置在动脉中以促进血液流过动脉瘤。这导致动脉瘤内的血液停滞和动脉瘤体积内的血栓形成。但是,放置了支架装置的主动脉的侧分支可能会被困住或“被监禁”,这会妨碍其进入侧分支。在其他情况下,侧支会被堵塞,可能导致中风。另外,这样的程序通常需要使用附加的抗血栓药物,这限制了在破裂动脉瘤的治疗环境中使用这种装置。支架装置通常形成有相对紧密的编织。虽然紧密编织增加了支架装置在转移血流方面的有效性,但它也阻碍或阻止了进入动脉瘤或被监禁动脉的体积。在动脉瘤不能凝结的情况下,支架装置对动脉瘤的闭塞防止了将栓塞装置放置在动脉瘤内部的可能性。然后可能需要其他程序,例如放置其他支架或进行开放式手术来处理残留物。

[0006] 所有涉及包装动脉瘤体积的程序都存在几个常见的缺点。首先,可能需要许多线圈来填充动脉瘤的体积,这既耗时又增加了完成程序所需的时间。此外,线圈可以随着时间被压实以占据动脉瘤的总体积的较小百分比。线圈的足够大的压实可以被认为是动脉瘤的复发并且可能需要进一步的治疗。

[0007] 提供改进的治疗动脉瘤的系统和方法将是有利的。

[0008] 发明概述

[0009] 一个实施方案涉及用于治疗血管中的动脉瘤的设备,该设备包括布置在金属线上的闭塞元件,该闭塞元件包括用于覆盖动脉瘤的颈部的盖以及内部锚固构件。盖被构造成

当从管的远端推出时,从管中的压缩构造扩展到扩展构造,以覆盖动脉瘤的颈部。盖包括形成成为半球的网状材料的球体,该半球包括通过将球体的顶部折叠到球体的底部中而形成的两层网。内部锚固构件联接至盖的第二表面并从盖的第二表面延伸,并且构造成接触动脉瘤的内表面。内部锚固构件可以是从盖的中央部分延伸的圆柱形杆。

[0010] 一个实施方案涉及用于治疗血管中的动脉瘤的设备,该设备包括设置在线材上的闭塞元件。该闭塞元件包括:用于覆盖动脉瘤的颈部的盖;用于接触动脉瘤的内表面的内部锚固构件;以及连接该盖和内部锚固构件的中心杆。闭塞元件在盖的外表面上联接至线材。盖和内部锚固构件构造成当从管的远端推出时从设置在管中的压缩构造扩展到扩展构造以定位在动脉瘤内。盖和内部锚固构件具有基本相似的直径,并且其中中心杆的直径小于盖和内部锚固构件的直径。

[0011] 一个实施方案涉及用于治疗血管中的动脉瘤的设备,该设备包括布置在线材上的闭塞元件。闭塞元件包括用于覆盖动脉瘤的颈部的盖以及内部锚固构件。盖被构造成当从管的远端推出时,从管中的压缩构造扩展到扩展构造,以覆盖动脉瘤的颈部。该盖包括双层网,该双层网包括折叠到外层的内层,使得盖的内层的内表面包括凹面。内部锚固构件直接联接至盖的内表面并从盖的内表面延伸,并且构造成接触动脉瘤的内表面。

[0012] 本发明能够具有其他实施方案并且能够以各种方式被实践或执行。可选的示例性实施方案涉及权利要求中通常可以叙述的其他特征和特征的组合。

附图说明

[0013] 本发明的这些和其他特征、方面和优点将从下面简要描述的以下描述、所附权利要求以及附图中所示的所附示例性实施方案中变得显而易见。

[0014] 图1是根据示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0015] 图2是图1的动脉瘤闭塞装置的示意性截面仰视图。

[0016] 图3A-3E是根据示例性实施方案的部署图1的动脉瘤闭塞装置的导管的示意性侧视截面图。

[0017] 图4是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0018] 图5是根据示例性实施方案的在导管内部的图4的闭塞装置的示意性截面图。

[0019] 图6是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0020] 图7是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0021] 图8是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0022] 图9是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造成闭塞动脉瘤。

[0023] 图10是根据示例性实施方案的在导管内部的图7的闭塞装置的示意性截面图。

[0024] 图11是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构

造成闭塞动脉瘤。

[0025] 图12是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性截面仰视图。

[0026] 图13是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性截面仰视图。

[0027] 图14是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性截面仰视图。

[0028] 图15是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造造成闭塞动脉瘤。

[0029] 图16是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造造成闭塞动脉瘤。

[0030] 图17是根据示例性实施方案的用于动脉瘤闭塞装置的外部锚固构件的示意性仰视图。

[0031] 图18A是根据示例性实施方案的用于动脉瘤闭塞装置的盖的示意性俯视图。

[0032] 图18B是处于部分折叠的构造的图18A的盖的示意性侧视图。

[0033] 图19是根据另一示例性实施方案的被构造为闭塞动脉瘤的血管内装置的示意性侧视图。

[0034] 图20是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性截面侧视图,血管内装置被构造造成闭塞动脉瘤。

[0035] 图21是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性侧视图,血管内装置被构造为闭塞动脉瘤。

[0036] 图22是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性侧视图,血管内装置被构造为闭塞动脉瘤。

[0037] 图23A是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性仰视图。

[0038] 图23B是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性仰视图。

[0039] 图24是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性侧视图,血管内装置被构造为闭塞动脉瘤。

[0040] 图25是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0041] 图26A是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0042] 图26B是根据示例性实施方案的图26A的动脉瘤闭塞装置的示意性俯视图。

[0043] 图27是根据另一示例性实施方案的动脉瘤的示意性侧视图,血管内装置被构造为闭塞动脉瘤。

[0044] 图28是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0045] 图29是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0046] 图30是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0047] 图31是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0048] 图32A是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0049] 图32B是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0050] 图32C是根据示例性实施方案的动脉瘤闭塞装置的示意性侧视图。

[0051] 发明详述

[0052] 大体上参考图1至图14,示出了根据一些示例性实施方案的构造成治疗动脉瘤10的动脉瘤闭塞装置。动脉瘤10是在血管12的壁13中的向外延伸的膨出,并且具有通过颈部

16处的开口与血管12流体连通的内部容积14。动脉瘤10可以在血管12的壁13由于疾病或外伤而变弱的部分处发生。在一个实施方案中,动脉瘤10可以沿着动脉,例如颅动脉(例如,基底动脉、大脑中动脉等)。如图所示,动脉瘤10仅是示例性的,并且应当理解,本文所述的闭塞装置可用于治疗各种尺寸和位置的动脉瘤。例如,动脉瘤10可以位于血管的两个分支之间。

[0053] 参考图1-3E,示出了根据一个示例性实施方案的闭塞装置20,该闭塞装置20布置在动脉瘤10的颈部16中,以中断或停止血管12和动脉瘤的内部容积14之间的血流,从而减小了动脉瘤10破裂的可能性。闭塞装置20被构造为低矮的装置,以最小化对周围物体例如血管12的侧分支18的破坏。闭塞装置20可以被构造为可生物降解或可生物吸收的材料,并且可以被构造为促进内皮化。

[0054] 闭塞装置20包括构造成设置在动脉瘤10的内部容积14内的内盖22(例如,板、膜等)。完全扩展时,内盖22的外径大于颈部16的直径。内盖22是薄的,柔性的,凹入的主体,其可以变形(例如,塌陷)以通过颈部16插入到动脉瘤10的内部容积14中(例如,通过导管插入)并且打开以至少部分地闭塞颈部16。如本文所用,凹面旨在描述轮廓被形成为沿一侧具有中空或空腔的任何主体。如图1所示,在一个示例性实施方案中,内盖22可以是大致圆顶形的。在另一实施方案中,内盖22可具有设置在颈部16中并通向内部容积14的另一凹形(例如,圆锥形)。在一个实施方案中,盖22可为盘形。

[0055] 内盖22由柔性的(例如,柔软的)生物相容性材料形成,该材料可以塌缩成用于将血管内递送至动脉瘤10的微导管。内盖22的柔性使其能够顺应动脉瘤10的内表面15的形状并更有效地阻止了血液在动脉瘤10和血管12之间的流动。紧密地顺应动脉瘤10的内表面15的形状还有助于内盖22粘附到动脉瘤10的组织上和新组织的形成以封闭颈部16。

[0056] 内盖22的尺寸可以设置成适合特定的动脉瘤10。如图1-2所示,内盖22的直径大于颈部16的直径,以使内盖22的外围部分24接触动脉瘤10的内表面15。内盖22的柔性允许内盖22相对于颈部16的尺寸而言尺寸较大,而不会损坏(例如,破裂)动脉瘤10。例如,直径约5mm的内盖可用于闭塞具有直径最大为4mm的颈部的动脉瘤;可以使用具有约8mm直径的内盖来闭塞具有直径为4-6mm的颈部的动脉瘤;并且直径约12mm的内盖可用于闭塞具有直径为6-10mm的颈部的动脉瘤。

[0057] 在一个实施方案中,内盖22可由生物相容性金属或金属合金形成,例如铂、不锈钢、钛、钛镍合金(例如镍钛诺)。例如,内盖22可以是由片状镍钛诺形成的凹盘。镍钛诺合金可以被构造成经历二次热定形以形成期望的凹形。根据示例性实施方案,内盖22可具有小于100微米的厚度,以实现期望的柔性。在另一个实施方案中,内盖22可以形成为相对致密的网,例如37微米的网,该网由联接在一起(例如,焊接,软焊,编织等)的多根线或纤维形成。

[0058] 在另一个实施方案中,内盖22可以由生物相容性聚合物形成,例如聚四氟乙烯(PTFE)、改性聚氨酯、硅树脂或其他合适的聚合物。在其他示例性实施方案中,内盖22可以由涂覆有聚合物(例如,聚对二甲苯、PTFE、PFE等)的金属或合金形成,以增加润滑性和生物相容性并降低血栓形成性。内盖22可以形成为实心片或膜,或者可以是相对致密的网。在一些实施方案中,内盖22可包括激光钻孔的尼龙片材,以提供用于内皮化的基质,同时减小片段的体积。另一个实施方案可以涉及两次光子聚合或生物相容性材料的3D打印,以将内盖

22直接形成在递送系统上,或覆盖附接到递送系统的骨架框架,从而允许在处理时定制内盖22的最终形状。

[0059] 现在参考图3A-3D,示出了根据示例性实施方案的内盖22通过导管30部署。参考图3A,包括推丝32的导管30穿过血管12前进到动脉瘤10的位置。导管30的远端34穿过颈部16前进并进入动脉瘤10的内部容积14或血管12的靠近颈部16的部分。推丝32位于导管30中形成的管腔内。导管30可以具有单个管腔,或者推丝32可位于导管30内形成的多个管腔中的一个管腔内。内盖22联接到推丝32的远端36,并以塌缩构造容纳在管腔内。在塌缩构造中,内盖22的外围部分24相比于与推丝36联接的中央部分26在上游(例如,更靠近远端34)。参考图3B,推丝32相对于导管30在管腔内移动,直到内盖22开始从导管30的端部34露出。内盖22被构造成,当其清除导管30的端部34时,在内部容积14内扩展(例如,由于内盖22的内部弹力)为扩展构造。通过在推丝32被推进(例如,推动)时保持导管30静止,通过保持推丝32固定并缩回导管30(例如,脱鞘),或者通过导管30和推丝32的运动的组合,可以使推丝32相对于导管30运动。内盖22可以与导管30的远端34一起部分地部署在血管12内或动脉瘤10内。

[0060] 参考图3C,在将内盖22从导管30完全展开之前,将导管30的远端34推进到动脉瘤10的内部容积14中。参考图3D,在内盖22从导管30展开时,导管30和/或推丝32缩回,直到内盖22抵靠动脉瘤的内表面15就位。参考图3E,推丝32的远端36与内盖22分离,使得导管30和推丝32可从血管12撤回,同时内盖22保持在动脉瘤10的颈部16或下部中。可以通过任何合适的电气或机械切割装置将推丝32从内盖22上拆下。可替代地,可通过缩回线材32除去内盖22,使内盖22接合管30的远端并从线材32上滑下。

[0061] 在一个实施方案中,内盖22可以形成为朝打开、扩展位置偏置。在另一实施方案中,内盖22可包括由肋构件或花键支撑的网,该肋构件或花键从内盖22的中心向外辐射。在一个实施方案中,肋构件或花键可偏向打开位置。在一个实施方案中,肋构件和花键以颠倒的伞操作方式操作,并且一旦达到完全打开位置就锁定在完全打开位置。

[0062] 现在参考图4-5,示出了根据示例性实施方案的闭塞装置120,该闭塞装置120布置在动脉瘤10的下部中以破坏或停止血管12与动脉瘤的内部容积14之间的血流流动,从而降低了动脉瘤10会破裂的可能性。闭塞装置120被构造为低矮的装置,以最小化对周围主体(例如,血管12的侧分支18)的破坏。闭塞装置120可以被构造为可生物降解或可生物吸收的材料,并且可以被构造为促进内皮化。

[0063] 闭塞装置120包括设置在动脉瘤10的内部容积14内并且类似于上述内盖22的内盖122(例如,板、膜等)。闭塞装置120还包括设置在动脉瘤10内的内部锚固构件140。内部锚固构件140构造成将内盖122锚固动脉瘤10内,靠近颈部16。内部锚固构件140提供相对刚性的主体,其支撑内盖122,并减小了由于血管12中的血液的流体压力而导致内盖122从颈部16移位的可能性。

[0064] 根据示例性实施方案,内部锚固构件140包括由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)形成的线圈的一个或多个环。金属线圈可以类似于血管内卷绕程序中通常使用的线圈。内部锚固构件140联接到内盖122,并且包括至少一个与动脉瘤10的内表面15接触的线圈。内部锚固构件140的环未填充整个内部容积14或填充内部容积14的大部分。相反,内部锚固构件140可仅包括少量的环。在一个示例性实施方案中,内部锚固

构件140可包括线圈的单个环。在另一个实施方案中,锚固构件140包括大量基本上填充内部容积14的环。内部锚固构件140的环的取向、数量和大小可以根据动脉瘤10的大小和形状而变化。

[0065] 现在参考图5,根据示例性实施方案,内盖122和内部锚固构件140被示出为布置在导管30内。内盖122联接到推丝32的远端36,并且以塌缩构造容纳在导管30的管腔内。在塌缩构造中,内盖122的外围部分124与在第一表面144上联接推丝36的中央部分126相比位于上游(例如,更靠近远端34)。内部锚固构件140与内盖122的与第一表面142相对的第二表面146联接并在内盖122上游布置在导管30的管腔内。

[0066] 类似于上面参照图3A-3E描述的过程,包括内盖122和内部锚固构件140的闭塞装置120被部署在动脉瘤10内。在导管30的远端34定位成靠近动脉瘤10的颈部16的情况下,推丝32相对于导管30在管腔内移动。推丝移动以引起锚固构件140到达内部容积14,并在内部容积14中盘绕。

[0067] 在一个实施方案中,推丝32具有圆形的实心截面,而锚固构件140具有盘绕的横截面(例如,像电话线一样),以利于在内部空间14中盘绕。在一个实施方案中,推丝32和锚固构件140具有圆形实心截面。在一实施方案中,推丝32和锚固构件具有盘绕的实心截面。

[0068] 在完成锚固构件140的盘绕之后,将内部锚固构件140推出导管,并推入内部容积14,在这里它与动脉瘤10的内表面15接触。推丝32进一步移动直到内盖122开始从导管30的端部34露出以在内部空间14内扩展成扩展构造为止。然后将导管30和/或推丝32缩回,直到内盖122抵靠在动脉瘤10的内表面15上并且由内部锚固构件140保持在适当位置。推丝32的远端36与内盖122的第一表面146分离,使得在内部锚固构件140联接在第二表面146上的情况下,在内盖22保留在动脉瘤10的颈部16或下部中时,导管30和推丝32可以从血管12中退回。

[0069] 参照图6,在一个示例性实施方案中,锚固构件140可具有可变的刚度。例如,内部锚固构件140可以在近端146处相对柔韧并且在远端148处相对坚硬。相对坚硬的远端148可以被构造提供额外的支撑以加强动脉瘤10的壁。内部锚固构件140的相对坚硬的部分可以用作框架构件以在动脉瘤的内部容积14中创建结构,而更柔顺的部分用于填充动脉瘤的内部容积并支撑内盖122。可以以各种方式来控制内部锚固构件140的刚度,例如通过改变线圈的厚度、线圈的半径和/或通过改变用于形成线圈的材料。

[0070] 内部锚固部件的更柔软的部分可包括可移除的护套或层,以促进锚固部件140的内部的较坚硬部分在动脉瘤10内的定位。一旦远端148和内部锚固构件140的较坚硬部分被定位,可将护套移除。

[0071] 在一个实施方案中,内部锚固构件140的刚度可以沿着内部锚固构件140的长度在远端148和近端146之间平滑地或递增地过渡。在其他示例性实施方案中,内部锚固构件140可以包括两个或更多个不同的区域或部分,每个区域或部分具有不同的刚度或其他特征。内部锚固构件140可包括标记或其他指示器以描绘从一个区域到另一区域的过渡。在一个实施方案中,指示器可以是外部的,例如设置在联接到推丝的外轴上的指示器,每个外部指示器对应于从具有第一刚度的区域到具有第二刚度的区域的过渡。在另一个实施方案中,指示器可以是内部的,例如在区域之间的内部锚固构件140上的不透射线的指示器(例如,铂涂层)。

[0072] 在一个实施方案中,可以利用具有可变刚度的锚固构件140而无需内盖122。在这样的实施方案中,锚固构件140填充内部空间14。在一个实施方案中,可以利用数个锚固构件140。在一个实施方案中,首先采用的锚固构件140具有变化的刚度(例如,厚度),其大于下一采用的锚固构件的变化的刚度(例如,厚度)。

[0073] 现在参考图7-10,示出了根据示例性实施方案的闭塞装置220,该闭塞装置220布置在动脉瘤20的下部中靠近颈部26处或在颈部26处,以中断或阻止血管22与动脉瘤20的内部容积14之间的血流流动,从而降低了动脉瘤20破裂的可能性。闭塞装置220被构造为低矮的装置,以最小化对周围主体(例如血管22的侧分支28)的破坏。闭塞装置220可以被构造为可生物降解或可生物吸收的材料,并且可以被构造为促进内皮化。

[0074] 闭塞装置220包括内盖222(例如,板、膜等),其布置在动脉瘤10的内部空间14内并且类似于上述内盖22、122。闭塞装置220还包括内部锚固构件240,其布置在动脉瘤10内并且类似于上述内部锚固构件140。内部锚固构件240构造成将内盖222锚固在动脉瘤20内,靠近或位于颈部16处。闭塞装置220还包括外部锚固构件250,该外部锚固构件250布置在血管12内,靠近动脉瘤10。外部锚固构件250提供了相对刚性的主体,该主体支撑内盖222并且减小了由于血管12中的血液的流体压力而导致内盖222从颈部16移位的可能性。

[0075] 参照图7,根据示例性实施方案,外部锚固构件250包括由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)形成的线圈的环252。金属线圈可以类似于血管内卷绕程序中通常使用的线圈。在一个实施方案中,环252联接到内盖222并且接触血管12的壁13。在一个实施方案中,环252被定向为垂直于通过血管12的血液流动。在一个实施方案中,可以使用多个线圈或环252。

[0076] 参照图8,根据示例性实施方案,外部锚固构件250包括第一环254和第二环256。环254和256可以是由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)形成的线圈的环。环254和256中的至少一个联接至内盖222并接触血管12的壁13。第一环254绕血管12的内周延伸,使得其定向成垂直于血液穿过血管12的流动。第二环256定向成平行于穿过血管12的血液流动。第二环256由直径较小的线圈形成,基本上不阻碍血液通过血管。在其他实施方案中,外部锚固构件250可包括两个以上的环。环的取向、数量和大小可以根据血管12的大小和形状而变化。

[0077] 参照图9,根据另一个示例性实施方案,外部锚固构件250包括由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)或合适的生物相容性聚合物形成的支架258。支架258以塌缩状态通过导管30被引入到血管12,靠近动脉瘤10。一旦被部署到血管12中,支架258就扩展以接合在血管12的壁上。支架258可以是可自我扩展的,也可以使用其他装置(例如可充气的气囊)进行扩展。支架258的全部或一部分可以用不透射线的材料(例如铂)涂覆或覆盖,以允许支架258的可视化(例如,在支架258放置期间和之后)。

[0078] 支架258并非旨在闭塞动脉瘤10的颈部16,而是形成一种结构以利于内盖222的放置和锚固。因此,支架258不需要与颈部16一样宽或比颈部16宽,但是可以是相对较短的主体(例如,短于动脉瘤10的颈部16的宽度)。支架258的相对较短的长度减小了外部锚固构件250将破坏诸如血管12的侧分支18之类的周围物体的可能性。此外,支架258可具有不致密的相对开放的构造,具有可变的细胞形态,可以从颈部16向近端在血管12中延伸。在其他实施方案中,支架258可以是固体构件,例如由厚度相对较薄的金属或合金形成的带。

[0079] 在另一个实施方案中,外部锚固构件250可以是临时构件,其在闭塞装置320已经被放置在动脉瘤的颈部16中并且已经被联接到动脉瘤10的壁之后与导管30一起被移除。例如,外部锚固构件可以是在血管12中靠近动脉瘤扩展的气囊,以提供临时结构来支撑内盖222。

[0080] 现在参考图10,根据示例性实施方案,内盖222、内部锚固构件240和外锚固构件250被示出为布置在导管30内。外部锚固构件250联接至推丝32的远端36,并且以塌缩构造容纳在导管30的管腔内。外部锚固构件250联接至内盖222,该内盖222以塌缩构造被容纳在外部锚固构件250上游的导管30的管腔中。外部锚固构件250可例如通过粘合剂联接至内盖222。在塌缩构造中,内盖222的外围部分224在第一表面244上的中央部分226的上游,外部锚固构件250联接至中央部分226。内部锚固构件240与内盖222的与第一表面242相对的第二表面246联接,并且设置在内盖222上游的导管30的管腔内。

[0081] 与上面参考图3A-3E描述的过程类似,包括内盖222和内部锚固构件240的闭塞装置220被部署在动脉瘤20内。在导管30的远端34定位成靠近动脉瘤10的颈部16的情况下,推丝32相对于导管30在管腔内移动。将内部锚固构件240推出导管并推入内部容积14中,在内部容积14中与动脉瘤20的内表面25接触。推丝32进一步移动,直到内盖222开始从导管30的端部34露出来,以在内部容积14内扩展成扩展构造。然后,使导管30和/或推丝32缩回,直到内盖222抵靠动脉瘤20的内表面25就位,并由内部锚固构件240保持在适当位置。推丝32进一步移动,直到外部锚固构件250从导管30出来。外部锚固构件250可以是,例如,一个或多个环252、254或256,或支架258。推丝32的远端36与外部锚固构件分离,从而使得内部锚固构件240联接到第二表面246且外部锚固构件250设置在血管12中的情况下,在内盖222保持在动脉瘤20的颈部16附近或在其内的同时,导管30和推丝32可从血管22中退回。在其他实施方案中,推丝32可以直接联接至内盖222,并且外部锚固构件250可以分开地(例如,与另一导管分开地)部署。

[0082] 现在参考图11至图14,示出了根据示例性实施方案的闭塞装置320,其布置在动脉瘤10的颈部16中以破坏或停止血管12与动脉瘤的内部容积14之间的血流流动,从而减小动脉瘤10破裂的可能性。闭塞装置320被构造为低矮的装置,以最小化对诸如血管12的侧分支18之类的周围物体的破坏。闭塞装置320可以被构造为可生物降解或可生物吸收的材料,并且可以被构造为促进内皮化。

[0083] 闭塞装置320包括内盖322(例如,板、膜等),其布置在动脉瘤10的内部容积14内并且类似于上述内盖22、122或222。闭塞装置320还包括在动脉瘤10附近设置在血管12中的外盖360。外盖360可以联接至内盖322,从而提供相对刚性的主体以支撑内盖。外盖360降低了内盖322由于血管32中的血液的流体压力而从颈部16移位的可能性。外盖360可以代替或附加于诸如内部锚固部件140或外部锚固部件250之类的其他装置而被利用,以将内盖322固定在颈部16中。

[0084] 参考图11,根据示例性实施方案,外盖360是由诸如金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍-钛合金等)的合适的生物相容性材料或聚合物(例如PTFE等)形成的相对较薄的构件(例如,板、片等)。根据示例性实施方案,外盖360具有小于2mm的厚度。根据一个优选的实施方案,外盖360具有小于1mm的厚度。外盖360是低矮的主体,其基本上不阻碍血液流过血管12。外盖360包括外围部分362和设置在颈部16中的中央部分364,该外围部分362围绕动脉瘤10

的颈部163接触血管12的壁13。中央部分364可以与内盖322整体形成,或者可以(例如,通过合适的粘合剂)联接到内盖322。外盖360的全部或部分可以用不透射线的材料例如铂涂覆或覆盖,以允许外盖360的可视化(例如,在放置外盖360期间和之后)。在实施方案中,外盖360在面积小于颈部16的中央区域(例如,颈部的面积的90%,75%或50%)处附接至内盖。在一实施方案中,中央区域具有圆形形状。

[0085] 外盖360不旨在闭塞动脉瘤10的颈部16,而是形成便于锚定内盖322的结构。因此,外盖360不需要完全覆盖颈部16。因此,外盖360可以被成形为使得颈部16的部分未被覆盖和/或可以由多孔材料(例如,网)形成。参考图12,在一个实施方案中,外盖360可以是完全覆盖颈部16使得外盖360的外围部分362围绕整个颈部16延伸的片。

[0086] 参考图13,在另一个实施方案中,外盖360可以包括多个段或区段,例如从颈部16向外延伸的径向凸角366。每个凸角366可以包括设置在颈部16内的中央部分364和延伸超出颈部16以接触血管12的壁13的外围部分362。

[0087] 参考图14,在另一个实施方案中,外盖360可包括螺旋体368。螺旋体368的内环可形成中央部分364,而螺旋体368的外环可形成外围部分362。

[0088] 可以按照与内盖322相同的程序从导管上部署外盖360。因此,可以将外盖360构造为可塌缩的,以便其可以联接到内盖322并容纳在导管内。外盖360可被构造使得在导管内,中央部分364联接至内盖322,并且定位在外围部分362的上游。内盖322可如参考图3A-D所述地部署。一旦将内盖322从导管上部署并定位在颈部16中,就可以进一步推进导管的推丝以部署外盖360。血管12内的血液的流体压力迫使外盖360抵靠血管12的壁13。在其他实施方案中,推丝32可直接联接至内盖322,并且外盖360可分开地部署(例如,与另一导管分开地部署)。

[0089] 现在参考图15-16,示出了根据示例性实施方案的闭塞装置420,其布置在动脉瘤10的下部,例如颈部16中。闭塞装置420包括内盖422(例如,板、膜等),内盖422设置在动脉瘤10的内部容积14内。闭塞装置420还包括设置在动脉瘤10内的内部锚固构件440和/或外部锚固构件450。内部锚固构件440构造成将内盖422锚固在动脉瘤10内、在颈部16中。根据示例性实施方案,内部锚固构件440包括由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金,等等)形成的一个或多个撑杆或臂。内部锚固构件440联接到内盖422,并且构造成延伸超过内盖422的外围以接触动脉瘤10的内表面15。因此,内部锚固构件440可以用于促进内盖422在具有相对较宽的颈部16的动脉瘤10中的定位。内部锚固构件440的撑杆或臂未填充整个内部容积14或内部容积14的大部分。由于动脉瘤10的尺寸随着血管的愈合而缩小,因此减小了动脉瘤10的“质量效应”,从而减小了动脉瘤对周围组织施加的压力。内部锚固构件440的臂的取向、数量和长度可以根据动脉瘤10的大小和形状而变化。内部锚固构件440的臂可以被构造成塌缩在一起以通过微导管输送,与上述微导管30类似。

[0090] 仍参考图15至图16,外部锚固构件450包括设置在颈部16处并联接至内盖422的第一部分452(例如,远端部分)和设置在血管12中的第二部分454(例如,近端部分)。外部锚固构件450由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)或合适的生物相容性聚合物形成。外部锚固构件450的全部或部分可以用不透射线的材料例如铂涂覆或覆盖,以允许外部锚固构件450的可视化(例如,在外部锚固构件450的放置期间和之后)。外部锚固构件450以塌缩(例如,拉直)的状态通过导管被引入到靠近动脉瘤10的血管12。一旦部

署到血管12中,外部锚固构件450就扩展,使得外部锚固构件的至少部分压靠在血管12的壁上。外部锚固构件450可以形成为单个连续的螺旋,螺旋的环被形成为具有可变的特性(例如,直径、厚度、柔韧性等)。例如,第一部分452可以形成为具有相对较小的直径的挠性线圈,而第二部分454可以形成为具有较大的相对刚性的线圈,其提供增加的向外径向力,以便于沿着血管13的壁定位外部锚固构件450。

[0091] 参考图17,根据另一示例性实施方案,外部锚固构件460的部分可以形成为双螺旋。根据其他示例性实施方案,外部锚固构件可以形成为多种其他形状(例如,腹板形、星形等),以提供期望的柔韧性并在动脉瘤的颈部处为内盖提供支撑。

[0092] 参考图18A至图18B,根据另一示例性实施方案,用于闭塞装置的内盖470可以是星形主体。内盖470可以形成(例如,折痕,刻痕,模制)以沿着预定折叠线折叠和塌缩。

[0093] 现在参考图19,示出了具有外部锚固构件482的闭塞装置480。外部锚固构件482是可重新捕获的主体,其可以具有各种形状(例如,笔直、螺旋、多螺旋、凹形等)。外部锚固构件482形成为相对开放的结构,其具有最少数量的区段,这些区段形成能够在最小化与血管壁的接触的同时定位和固定闭塞装置480的框架。外部锚固构件482的开放性质具有监禁分支血管或以其他方式改变通过血管的血流的低风险。

[0094] 参考图20,示出了根据另一示例性实施方案的用于闭塞装置490的内部锚固构件494。内部锚固构件494包括联接至盖492的中心线496和联接至中心线496的一根或多条外部线498。外部线498从中心线496向外延伸以接触动脉瘤10的内表面15。内部锚固构件494以塌缩(例如,拉直)的状态通过导管30被引入到动脉瘤10中。一旦被部署到动脉瘤10中,则导管30被退回,从而允许外线498向外扩张,使得外线298的至少部分接触内表面15以将盖492定位并锚固在颈部16中。

[0095] 参照图21,示出了根据示例性实施方案的闭塞装置520。闭塞装置520设置在动脉瘤10的颈部16中或附近,以破坏或阻止血管12与动脉瘤10的内部容积14之间的血流,从而降低了动脉瘤10破裂的可能性。闭塞装置520被构造为低矮的装置,从而最小化对诸如血管的侧分支的周围物体的破坏。闭塞装置520可以被构造为可生物降解或可生物吸收的材料,并且可以被构造为促进内皮化。

[0096] 闭塞装置520包括设置在动脉瘤10的内部空间14内的内盖522。内盖522设置成覆盖动脉瘤10的颈部16。内盖522由相对致密的网形成,例如由联接在一起(例如,焊接,软焊,编织等)的多根线或纤维形成的微米网。在该实施方案中,内盖522是双层网。双层网首先形成为网状球。在一些实施方案中,网状球塌缩到微导管30中以用于血管内递送至动脉瘤10。当从微导管30释放盖522时,推丝32保持网状球的上部中央部分,使得网状球被释放并扩展为半球形。双层盖522由网状球形成,其中,球的第一上部包进球的第二下部之上并进入球的第二下部,从而形成双层半球形状,使得内盖522的内表面包括凹面,如图21-22所示。球的扩展形状取决于球的上部中心和球的下部中心之间的距离,因此可以通过移动线材来进行调整。

[0097] 包括内盖522的闭塞装置520可以类似于上面参考图3A-3E描述的过程被部署在动脉瘤20内。在导管30的远端34定位成靠近动脉瘤10的颈部16的情况下,推丝32相对于导管30在管腔内移动。内盖522开始从导管30的端部34露出,以在内部容积14内扩展成扩展构造。在一个实施方案中,内盖522以网状球的形式出现。然后缩回导管30和/或推丝32,直到

内盖522抵靠动脉瘤10的内表面25就位。内盖522的双层是通过将球体的顶部包到底部上而形成的,例如通过抽出推丝32直到顶部与底部会合。在其他实施方案中,内盖522已经以双层构造从导管30展开,并且最初并不呈现为球形。

[0098] 现在参考图22,示出了根据另一示例性实施方案的闭塞装置520,其中闭塞装置520还包括外部锚固机构550。外部锚固构件550联接至内盖522并为其提供支撑,并且减小了内盖522将由于血管12中的血液的流体压力而从颈部16移开的可能性。在所示的实施方案中,外部锚固机构550由从颈部16向外延伸的两个或更多个段或区段(例如径向凸角566)形成。每个凸角566可以由镍钛合金、聚合物或类似材料制成的单线环形成。除了环之外,凸角566可以是内盖522延伸的实心的,基本上平坦的材料片。每个凸角566可以包括被构造为设置在颈部16内的中央部分564和被构造为延伸超过颈部16以与血管12的壁13接触的外围部分562。该线环可形成为在中央部分564附近具有较窄的部分而在外围部分562附近具有较宽的部分,类似于桨形。在一些实施方案中,较窄部分和较宽部分分别具有均匀的直径,如图23A所示的闭塞装置520的仰视图所示。在其他实施方案中,环的直径在最中央部分和最外围部分之间连续变宽,如图23B中所示的闭塞装置520的仰视图所示。除了所示的那些以外,凸角566还可以具有其他形状和大小。闭塞装置520可以具有从两个到八个凸角566的任何位置。

[0099] 返回参考图22,闭塞装置520的凸角566以角570联接到内盖522。在一些实施方案中,在内盖522的侧面与径向凸角的平面之间形成的角570在15度和45度之间。以此方式,凸角566用作夹子以接合在颈部16附近的血管12的壁13,并保持闭塞装置520在动脉瘤12的下部、在颈部16附近的定位。

[0100] 参考图24,在一个示例性实施方案中,示出了具有内部锚固构件640的闭塞装置620,其布置在动脉瘤10内。内部锚固构件640构造成将内盖622锚固在动脉瘤10的下部内,在颈部16处或附近。内部锚固构件640提供了相对刚性的主体,该主体支撑内盖622,并且减小了由于血管12中的血液的流体压力使内盖622从颈部16移开的可能性。根据示例性实施方案,内盖622是类似于内盖522形成的双层。内盖622具有与动脉瘤10的内表面15接触的外围部分。

[0101] 根据示例性实施方案,内部锚固构件640包括由合适的生物相容性金属或合金(例如,铂、不锈钢、镍钛合金等)形成的线圈的一个或多个环。金属线圈可以是弹簧状的,并且可以类似于在血管内盘绕程序中通常使用的线圈。内部锚固构件640联接到内盖622,并且包括至少一个线圈,该线圈接触动脉瘤10的内表面15。在所示的实施方案中,内部锚固构件640的环未填充整个内部容积14或内部容积14的大部分。相反,内部锚固构件640仅包括就像杆一样从盖622延伸的单组环。在一些实施方案中,锚固构件640可以是软网线圈。在其他实施方案中,锚固构件640可包括大量基本上填充内部容积14的环。内部锚固构件640的环的取向、数量和大小可根据动脉瘤10的大小和形状而变化。

[0102] 可替代地,内盖622和内盖522可以利用如本公开中所描述的任何内部锚固构件来实现。此外,尽管未在图24中示出,闭塞装置620可包括如本公开中所描述的任何外部锚固构件,包括但不限于外部锚固构件250、360、450、460、482和550。

[0103] 参考图25,在一个示例性实施方案中,示出了具有内部锚固构件740的闭塞装置720。内部锚固构件740构造成将内盖722锚固在动脉瘤10的下部内,在颈部16处或附近。内

部锚固构件740提供支撑内盖722并降低内盖722将通过血管12中的血液的流体压力而从颈部16移开的可能性的相对刚性的主体。根据一个示例性实施方案,内盖722是双层的,类似于内盖522、622形成。内盖722具有与动脉瘤10的内表面15接触的外围部分。

[0104] 根据示例性实施方案,内部锚固构件740与内部锚固构件640相似之处在于,内部锚固构件740像杆一样从盖722的大致中央部分延伸。在该实施方案中,与内部锚固构件640不同,内部锚固构件740是由网状材料片制成的圆柱形杆。圆柱形杆可以被封闭在杆的与动脉瘤10的内表面15接触的远端处。网状材料可以被包裹在形成线圈的一组环周围或者可以是自支撑的。内部锚固构件740可以包括形成折痕型结构的多个折叠部742,当将其压在动脉瘤10的内表面15上时可以收缩。在一些实施方案中,网状材料是非常细的高密度的丝网。网状材料可以是与金属交错的镍钛合金和细丝的组合。在一些实施方案中,内部锚固构件740的顶端744被覆盖或封闭。

[0105] 图25的内部锚固构件740可以与盖722一起构造为整体结构。例如,相同的网片可以用于形成盖722,盖722具有形成内部锚固构件740的杆的延伸部分。在其他实施方案中,盖722和内部锚固构件740是联接或模制在一起的单独的元件。

[0106] 尽管在图25中未示出,但是闭塞装置720可包括如本公开中所描述的任何外部锚固构件,包括但不限于外部锚固构件250、360、450、460、482和550。

[0107] 参考图26A-B,在一个示例性实施方案中,示出了用于闭塞装置的内盖822。在该实施方案中,内盖是多层内盖822。内盖822包括彼此重叠地布置并且可单独移动的多个叶片824。叶片824围绕内盖822的中央部分布置。在图26A中的侧视图中,内盖822被示出为处于部分收缩的构造,其中叶片紧密地围绕中央部分定位。在图26B是俯视图,示出了处于扩展构造的内盖,例如当内盖822被部署在动脉瘤10的颈部16附近时,叶片824被伸出或扇形展开,从而它们延伸离开内盖822的中央部分。内盖822的叶片824的至少一部分构造成在处于扩展构造时接触动脉瘤10的内表面15。

[0108] 根据示例性实施方案,内盖822的各个叶片824由网状材料制成,例如生物相容性金属或金属合金,例如铂、不锈钢、钛、钛镍合金(例如,镍钛合金)。内盖822的叶片824可以由诸如37微米网的相对密集的网形成,该网由联接或模制在一起的多根线材或纤维形成。内盖822可与如本文其他地方所述的内部锚固构件结合使用,包括但不限于以下描述且在图27-32中示出的内部锚固构件和中心杆。

[0109] 图27-32分别描绘了具有相似整体结构的闭塞装置。例如,其中所示的每个实施方案均包括内盖(922、1022、1122、1222、1322、1422、1522、1622)和内部锚固部件(940、1040、1140、1240、1340、1440、1540、1640),通过中心杆(930、1030、1130、1230、1330、1430、1530、1630)连接。在这些实施方案中,内盖和内部锚固构件是具有基本相似直径的盘。中心杆可以是圆柱体,其直径小于内盖和内部锚固构件的直径。内盖、内部锚固构件和中心杆均由网状材料构成,类似于上述的闭塞装置。在图27-32的一些实施方案中,内盖由较高密度的网制成,而内部锚固构件由较低密度的网制成。

[0110] 参照图27-32示出并描述了各种布置和组合。可以预期的是,本设计不限于所示的实施方案,而是在图27-32中描述的各种特征可以彼此以其他组合和布置结合使用。此外,在图27-32中所示的任何实施方案也可以可以利用图26A-26B所示的多层盖822。所示的实施方案还可结合任何外部锚固构件,包括但不限于上述外部锚固构件(250、360、450、460、

482和550)。

[0111] 参照图27,在一个示例性实施方案中,示出了闭塞装置920,其布置在动脉瘤10内。闭塞装置920具有通过中心杆930连接的内盖922和内部锚固构件940。中心杆930可以是圆柱体。内盖922和内部锚固构件940每个均大体上凹入,且凹面朝向杆930并且彼此面对。内盖922、内部锚固构件940和中心杆930可以分开构造并联接在一起。在其他实施方案中,三个元件由单个片材形成并且是一体的。在该实施方案中,内盖922和内部锚固机构940均由网状材料的单层盘构成。

[0112] 参照图28,在一个示例性实施方案中,示出了闭塞装置1020。闭塞装置1020具有通过中心杆1030连接的内盖1022和内部锚固构件1040。内盖1022和内部锚固构件1040每个均大体上凹入,凹面面向杆1030并且彼此面对。内盖1022、内部锚固构件1040和中心杆1030可以分开构造并且联接在一起。在其他实施方案中,三个元件由单个片材形成并且是一体的。图28的闭塞装置1020与闭塞装置920的不同之处在于,内盖1022和内部锚固机构1040均由双层网状材料构成,该双层网状材料可以以与上述内盖522、622或722相似的方式形成。

[0113] 参考图29,在一个示例性实施方案中,示出了闭塞装置1120。闭塞装置1120具有通过中心杆1130连接的内盖1122和内部锚固构件1140。内盖1122和内部锚固构件1140每个均大体上凹入,且凹面朝向杆1130并且彼此面对。内盖1122、内部锚固构件1140和中心杆1130可以分开构造并联接在一起。在其他实施方案中,三个元件由单个片材形成并且是一体的。图29的闭塞装置1120与闭塞装置920的不同之处在于,内盖1122由单层网状材料构成,内部锚固机构1140由双层网状材料构成,其可以与上述内盖522、622或722类似的方式形成。

[0114] 参考图30,在一个示例性实施方案中,示出了闭塞装置1220。闭塞装置1220具有通过中心杆1230连接的内盖1222和内部锚固构件1240。内盖1222和内部锚固构件1240均大体上凹入,且凹面面向杆1230并且彼此面对。内盖1222、内部锚固构件1240和中心杆1230可以分开构造并且联接在一起。在其他实施方案中,三个元件由单个片材形成并且是一体的。图30的闭塞装置1220与闭塞装置920的不同之处在于,内部锚固机构1240由单层网状材料构成,而内盖1222由双层网状材料构成,其可以以与上述内盖522、622或722类似的方式形成。

[0115] 参照图31,在一个示例性实施方案中,示出了闭塞装置1320。闭塞装置1320具有内盖1322和内部锚固构件1340,它们通过中心杆1330连接。图31的闭塞装置1320与图30的闭塞装置1220不同之处在于,内部锚固机构1240由单层网状材料构成,而内盖1222由双层网状材料构成,其可以与内盖522、622或722类似的方式形成,然而,在该实施方案中,内部锚固机构1340是中心杆1330的单层端部,该端部张开以形成杆1330的无创伤端1332。除了张开的内部锚固机构1340(表示为闭塞装置1320的部分)之外,闭塞装置还可包括张开的内盖。

[0116] 图32A-32C描绘了根据示例性实施方案的对闭塞装置的其他修改。这些附图中的每一个均描绘了闭塞装置,该闭塞装置具有通过中心杆连接的内盖和内部锚固机构,类似于图27-31。在图32A-32C的实施方案中,示出了内盖和内部锚固机构可以具有形状上的变化。例如,内盖和/或内部锚固机构可以具有平坦的,未弯曲的形状。替代地,内盖和/或内部锚固机构可以具有成角度的或弯曲的形状。在该替代实施方案中,内盖和/或内部锚固机构可具有带有倾斜或凸起边缘的基本平坦的中央部分。如上所述的图28描绘了闭塞装置1020,其中内盖1022和内部锚固构件1040都成角度或弯曲。图32A描绘了闭塞装置1420,其

中内盖1422和内部锚固构件1440均是直的。图32B描绘了闭塞装置1520,其中内盖1522是成角度的并且内部锚固构件1540是直的。图32C描绘了闭塞装置1620,其中内盖1622是直的并且内部锚固构件1640是成角度的。

[0117] 如各种示例性实施方案中所示的动脉瘤闭塞装置的元件的构造和布置仅是说明性的。尽管在本公开中仅详细描述了一些实施方案,但是审阅本公开的本领域技术人员将容易理解,许多修改是可能的(例如,各种元件的大小、尺寸、结构、形状和比例的变化,参数值的变化,安装布置的变化,材料的使用的变化,颜色的变化,取向的变化等),不实质上脱离本文所述主题的新颖的教导和优点。例如,示出为整体形成的元件可以由多个部件或元件构成,元件的位置可以颠倒或以其他方式改变,并且分立元件的性质或数量或位置可以改变或变化。应当注意,系统的元件和/或组件可以由提供足够的强度、耐久性或生物相容性的多种材料中的任何一种构成。在不脱离本发明的范围的情况下,可以在优选和其他示例性实施方案和医疗程序的设计、操作条件和布置上进行其他替换、修改、改变和省略。

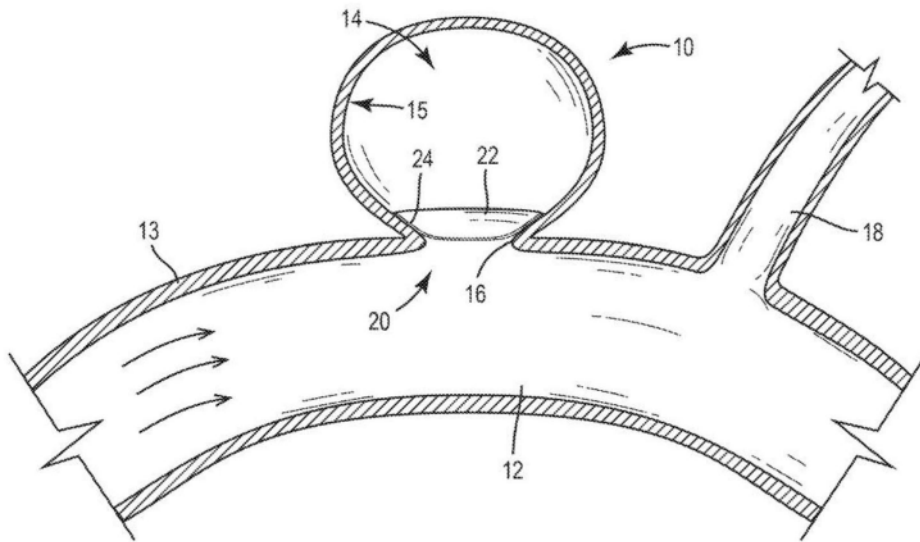


图1

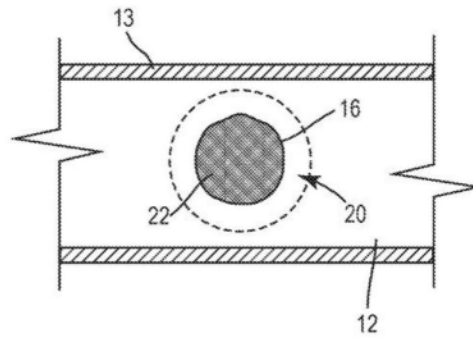


图2

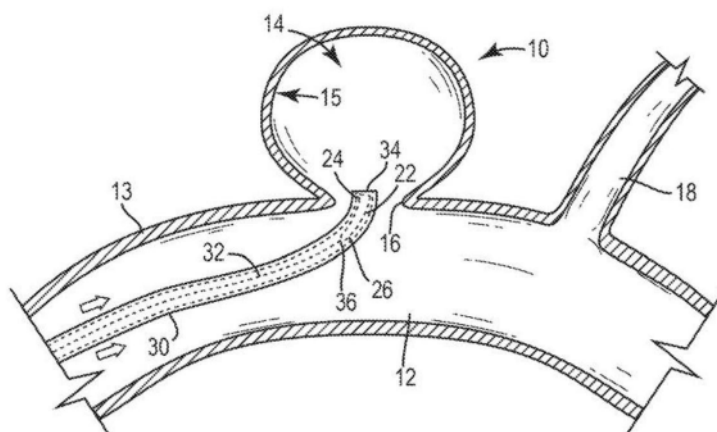


图3A

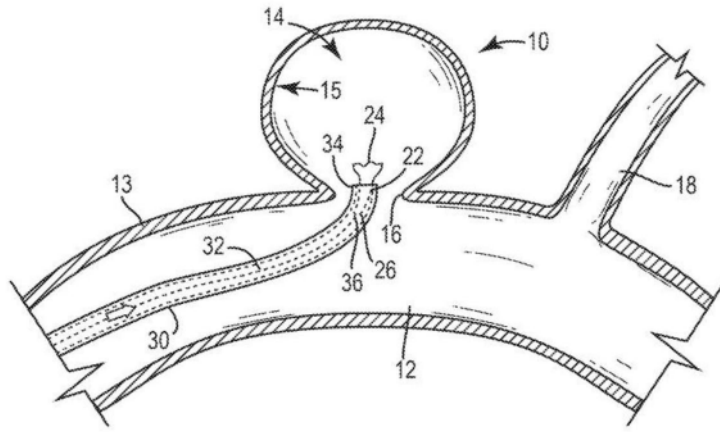


图3B

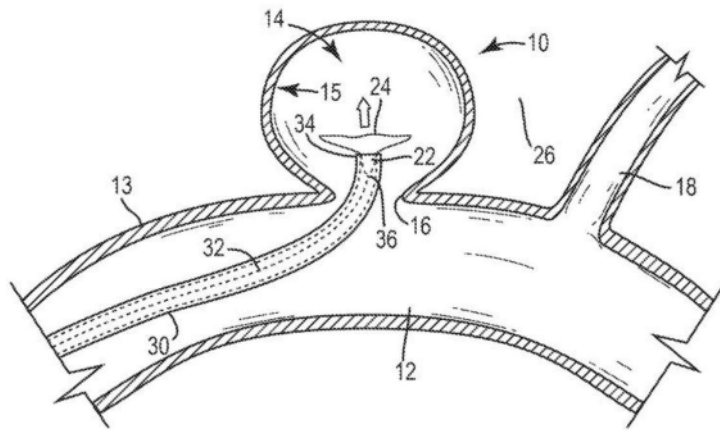


图3C

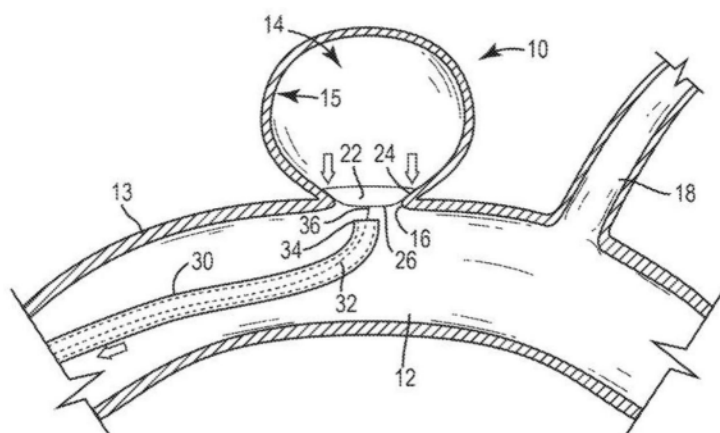


图3D

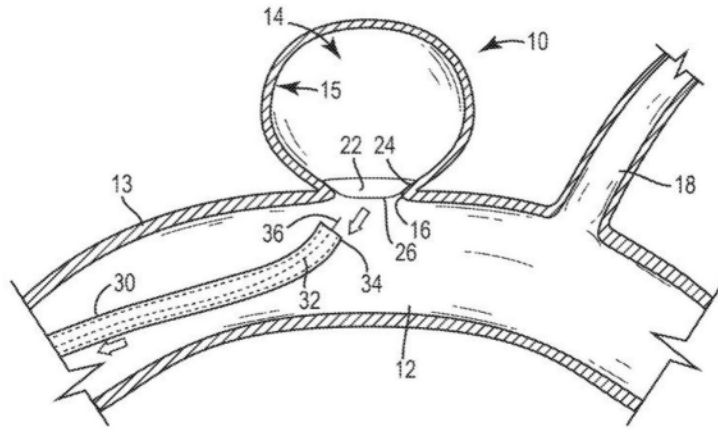


图3E

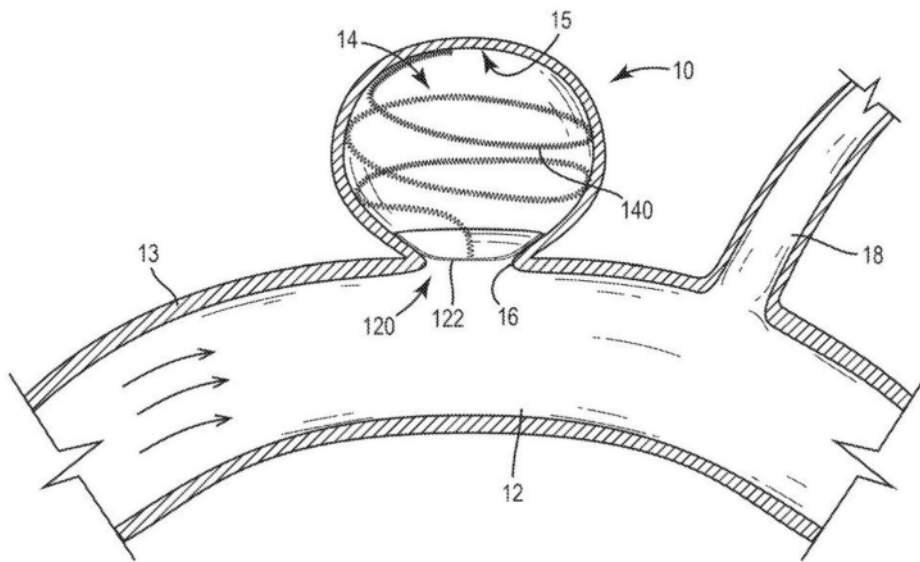


图4

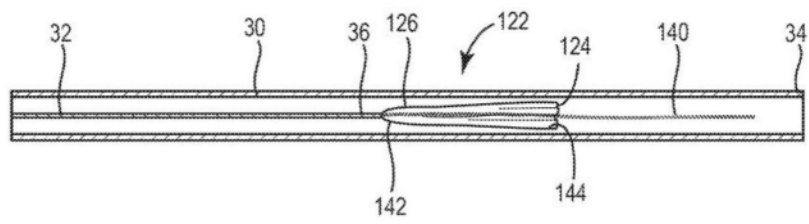


图5

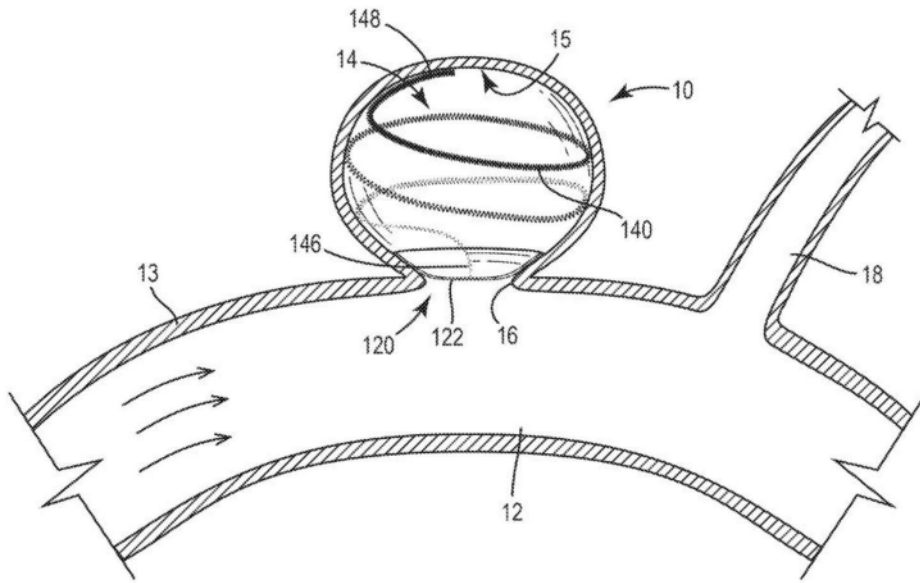


图6

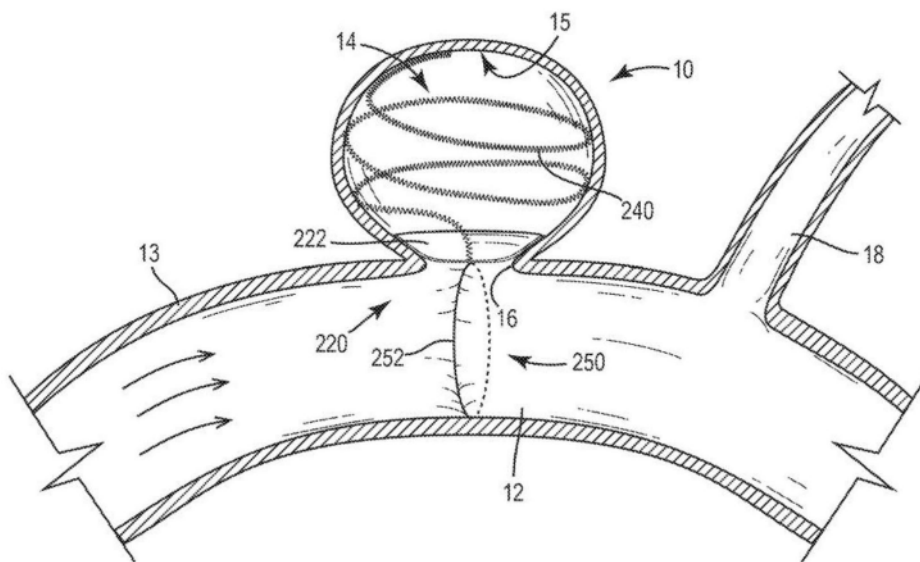


图7

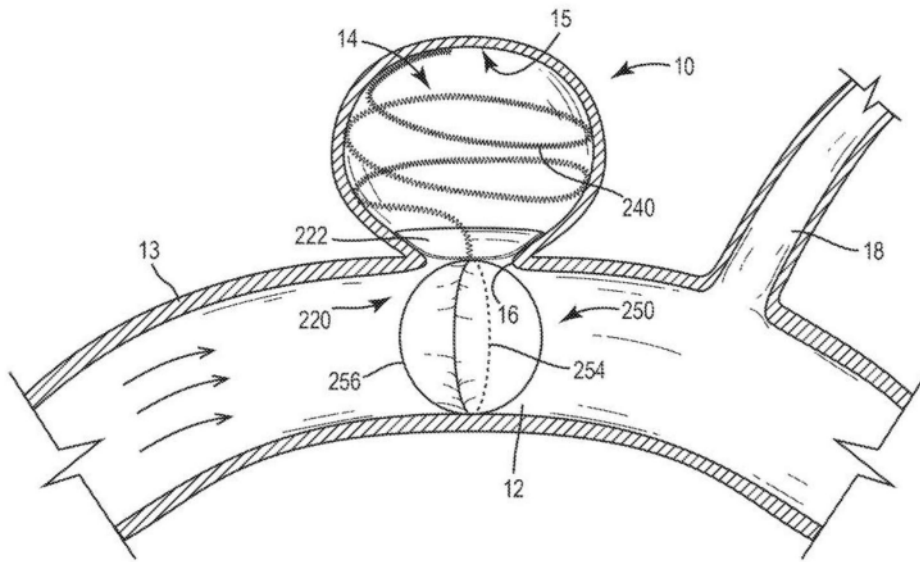


图8

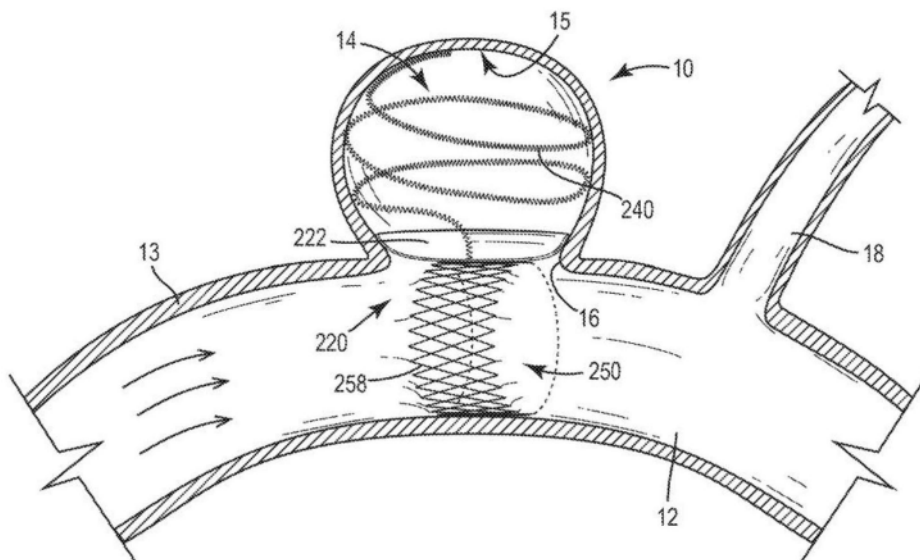


图9

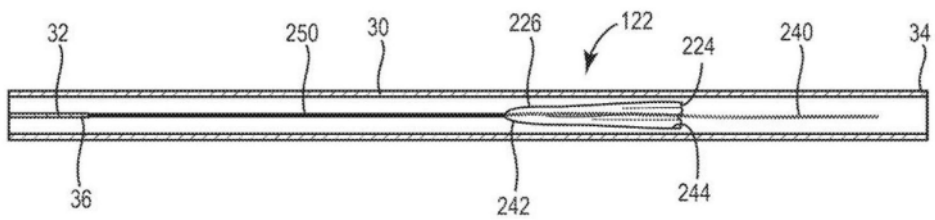


图10

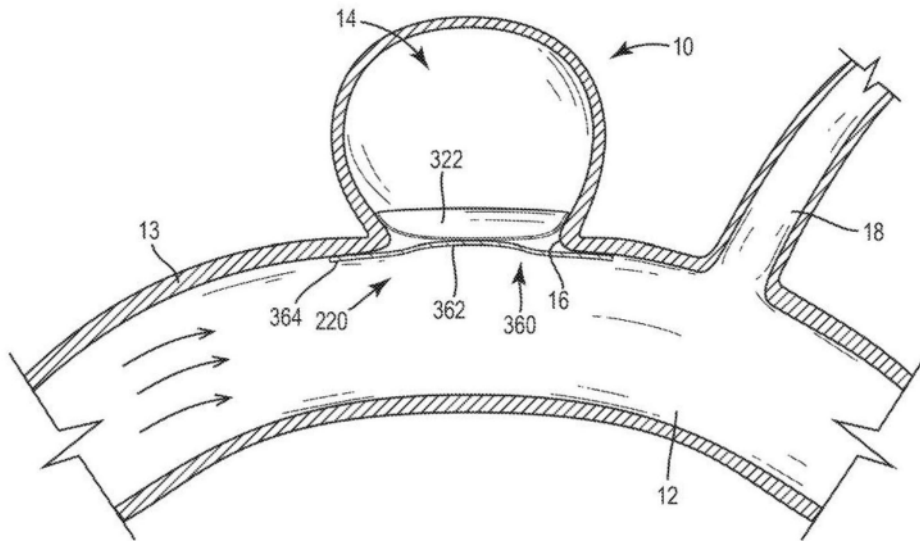


图11

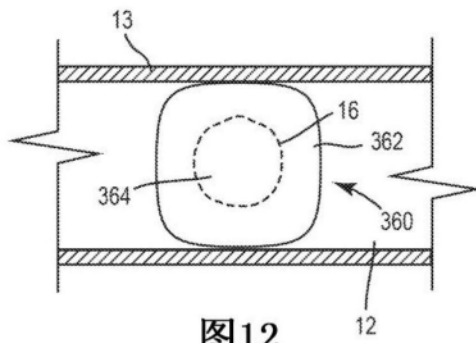


图12

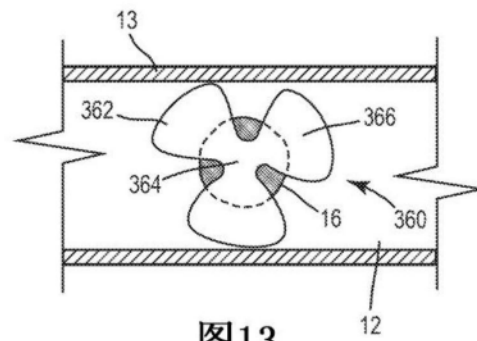


图13

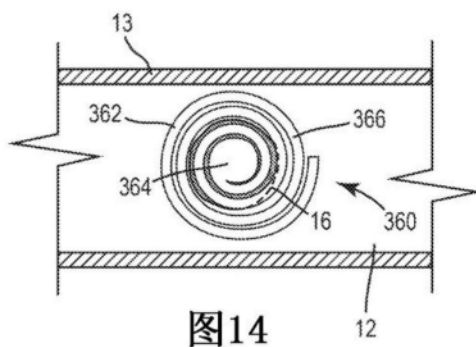


图14

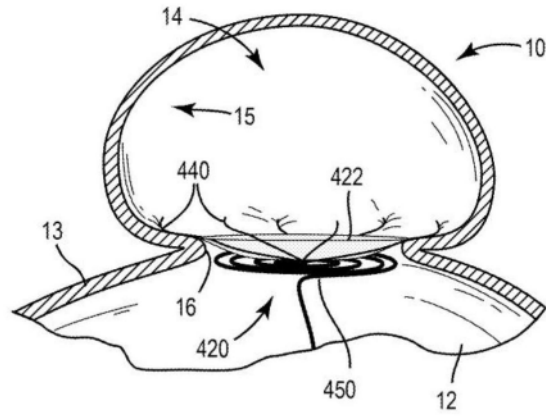


图15

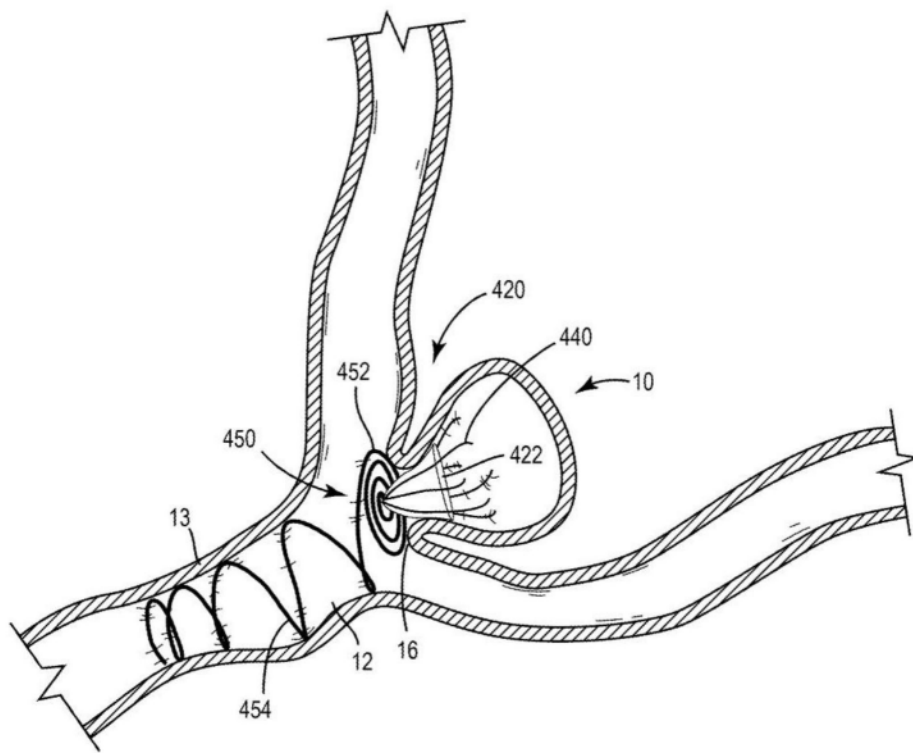
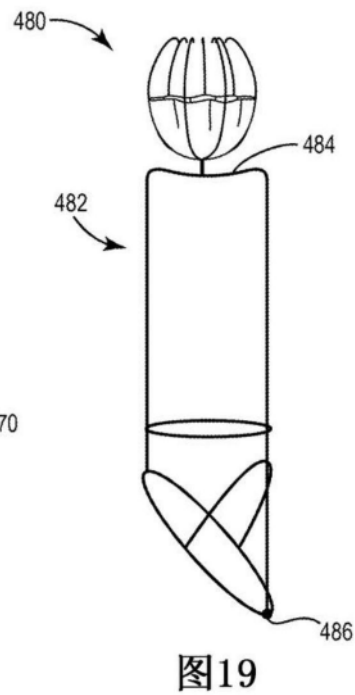
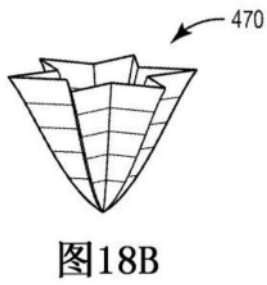
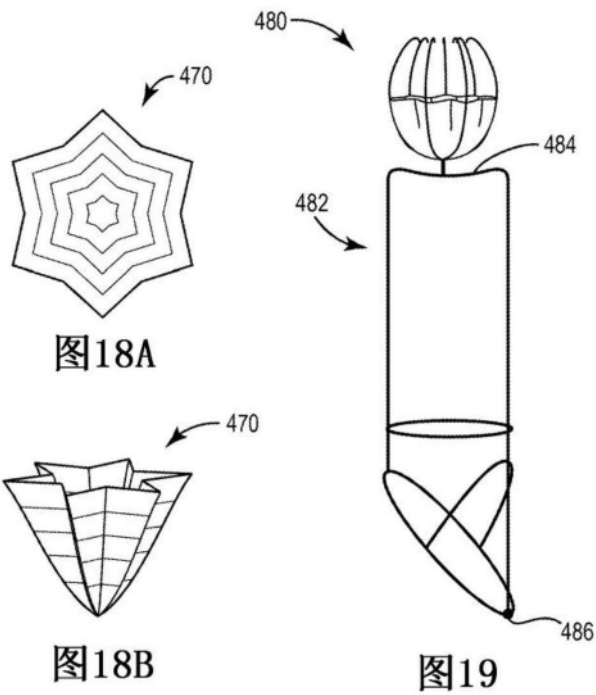


图16



图17



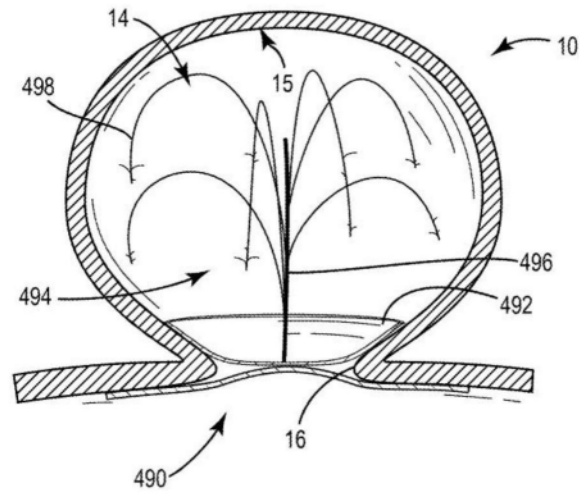


图20

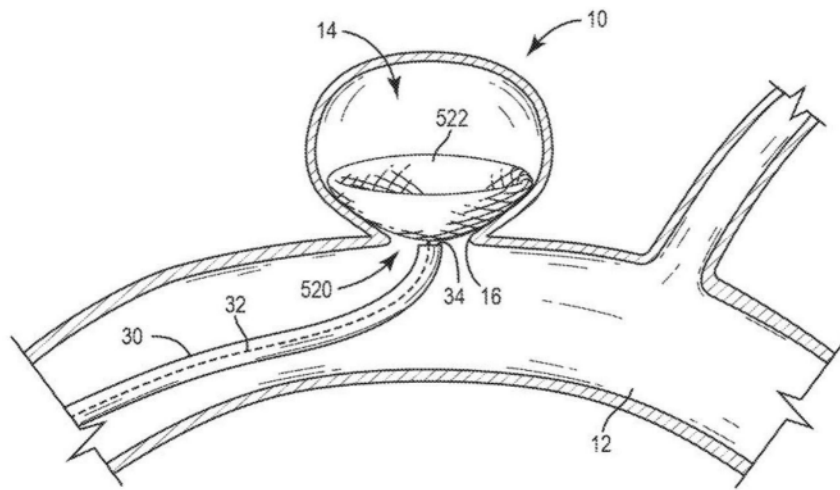


图21

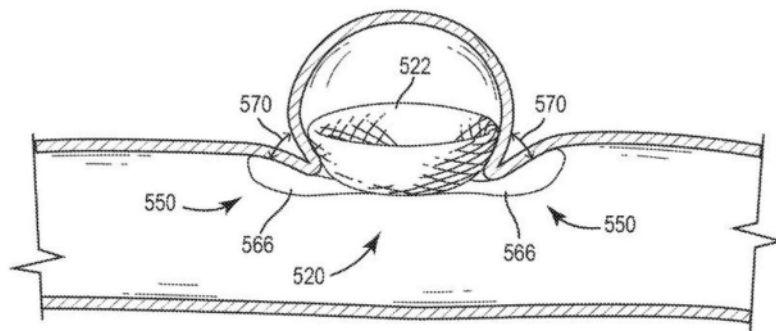


图22

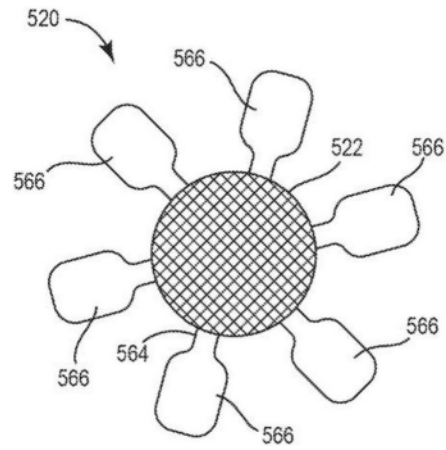


图23A

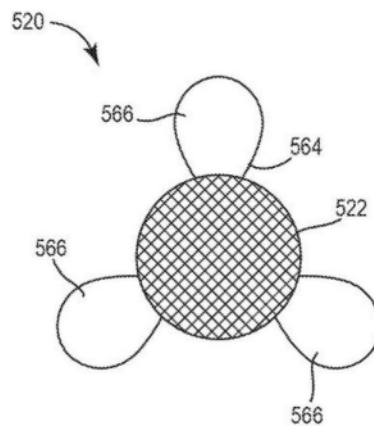


图23B

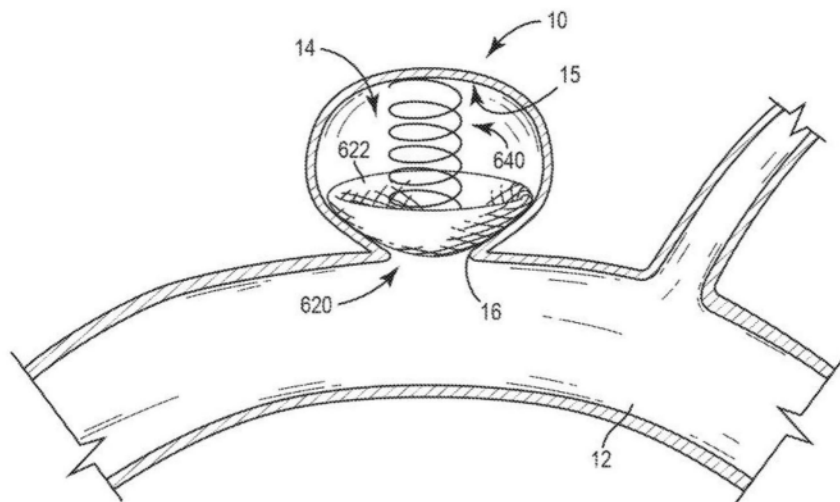


图24

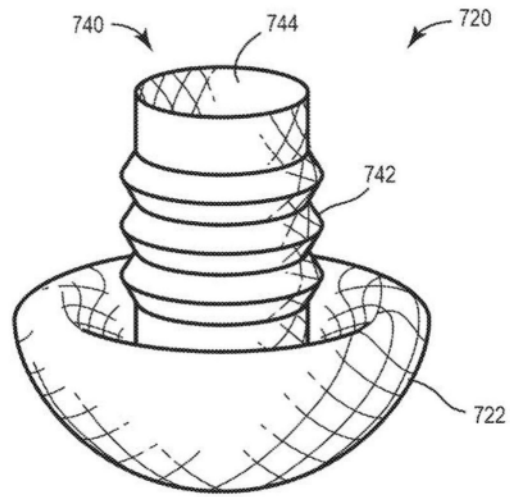


图25

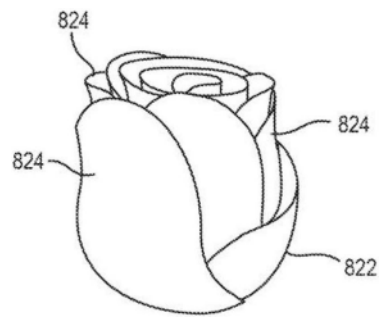


图26A

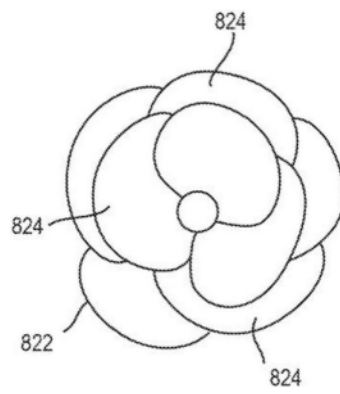


图26B

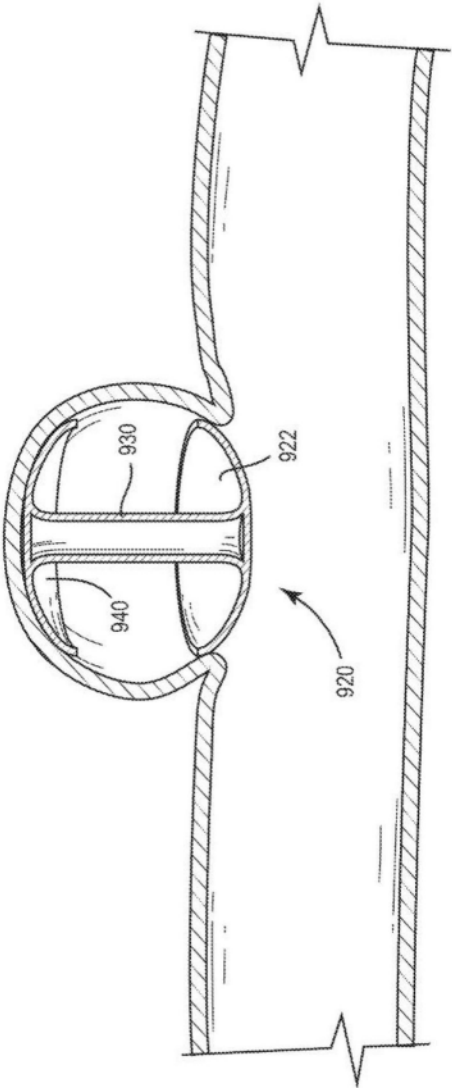


图27

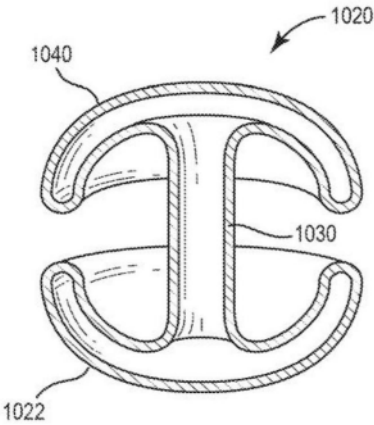


图28

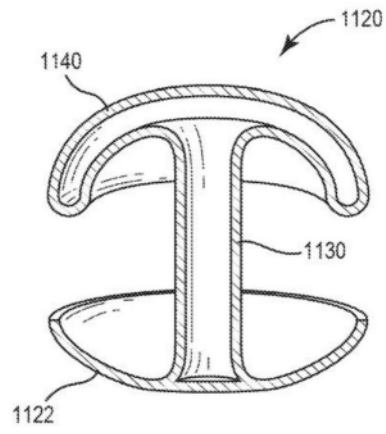


图29

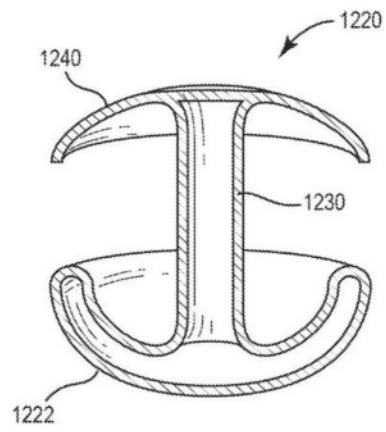


图30

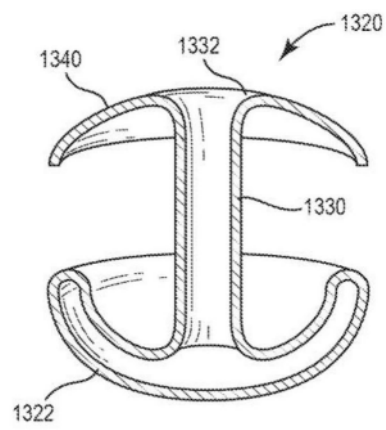


图31

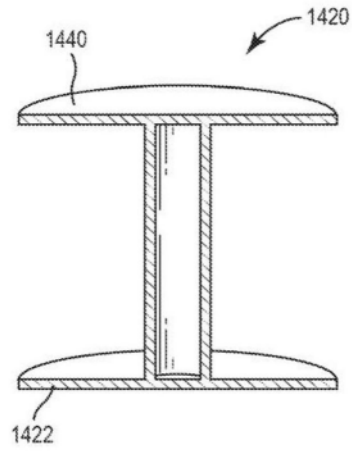


图32A

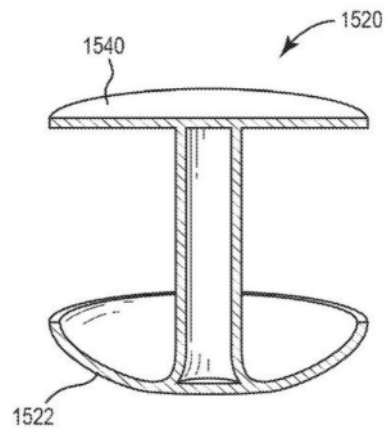


图32B

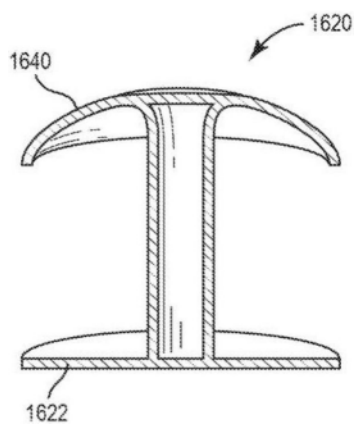


图32C