



(10) 授权公告号 CN 110353750 B

(45) 授权公告日 2023. 06. 23

(21) 申请号 201910526017.3

(22) 申请日 2015.05.01

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110353750 A

(43) 申请公布日 2019.10.22

(30) 优先权数据
61/987,954 2014.05.02 US
14/701,338 2015.04.30 US

(62) 分案原申请数据
201580023101.3 2015.05.01

(73) 专利权人 W·L·戈尔及同仁股份有限公司
地址 美国特拉华州

(72) 发明人 S·萨姆班达姆

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

专利代理师 江漪

(51) Int.Cl.
A61B 17/11 (2006.01)
A61F 2/06 (2013.01)
A61F 2/90 (2013.01)
A61F 2/91 (2013.01)

(56) 对比文件
CN 102598713 A, 2012.07.18
CN 103200975 A, 2013.07.10
CN 103648438 A, 2014.03.19
CN 103732181 A, 2014.04.16
US 2011257723 A1, 2011.10.20

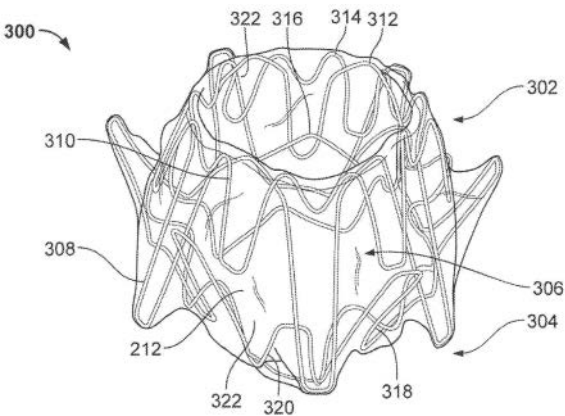
审查员 秦国栋

权利要求书2页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称
吻合装置

(57) 摘要

用于连接各组织层、诸如用于连接胆囊和胃肠道的一部分的可植入医疗装置(40、300、400)，以产生吻合，包括管状结构，该管状结构具有多个并置部(302、304)、中心区域(306)和覆盖材料。装置可在内窥镜下展开且包括具有可变特性的铰接构件(322)的凸缘构件(308、310)，可变特性为诸如长度、角度、形状、材料刚度和线材直径。



1. 一种可植入医疗装置,所述可植入医疗装置具有穿过其的通道和附连在所述通道内的瓣膜组件,所述可植入医疗装置还包括:

中心部,所述中心部具有第一端、第二端和在所述第一端和所述第二端之间延伸的内腔;

第一凸缘部,所述第一凸缘部通过覆盖材料联接到所述中心部的所述第一端;以及

第二凸缘部,所述第二凸缘部通过覆盖材料联接到所述中心部的所述第二端,

所述第一凸缘部包括第一框架,而所述第二凸缘部包括第二框架,所述第二框架与所述第一框架是分立且分离的,并且所述第一凸缘部和所述第二凸缘部构造为独立于彼此地运动。

2. 如权利要求1所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部能顺应于心脏的形态。

3. 如权利要求1所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部和所述第二凸缘部是构造成锚定所述瓣膜组件并密封抵抗回流的锚定部。

4. 如权利要求1所述的可植入医疗装置,其特征在于,还包括沿所述中心部的至少一部分附连的所述覆盖材料,并且所述覆盖材料构造成允许流体流通过所述中心部。

5. 如权利要求3所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述覆盖材料构成至少一个铰接构件,所述铰接构件将所述第一凸缘部和所述第二凸缘部中的至少一者柔性联接到所述中心部,以使得所述第一凸缘部和所述第二凸缘部中所述至少一者相对于所述中心部枢转。

6. 如权利要求1-5中任一项所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一框架包括第一细长构件,而所述第二框架包括与所述第一细长构件分立的第二细长构件。

7. 如权利要求1-5中任一项所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一框架包括多个细长构件。

8. 如权利要求1-5中任一项所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一框架包括多个第一凸缘构件和与所述多个第一凸缘构件分立的多个第二凸缘构件。

9. 如权利要求1所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述中心部是径向可压缩的、而纵向可伸长的。

10. 一种可植入医疗装置,所述可植入医疗装置包括:

中心部,所述中心部具有第一端、第二端和在所述第一端和所述第二端之间延伸的内腔;

第一凸缘部,所述第一凸缘部具有第一铰接构件,所述第一铰接构件将所述第一凸缘部可枢转地联接到所述中心部的所述第一端;以及

第二凸缘部,所述第二凸缘部具有第二铰接构件,所述第二铰接构件将所述第二凸缘部可枢转地联接到所述中心部的所述第二端,其中,所述第一凸缘部和所述第二凸缘部构造为独立于彼此地运动;以及

附连在所述中心部内的瓣膜组件。

11. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部和所述第二凸缘部是构造成锚定所述瓣膜组件并密封抵抗回流的锚定部。

12. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,还包括限定所述中心部的至少一部分的覆盖材料,其中,所述覆盖材料覆盖所述第一凸缘部、所述第二凸缘部以及所述中

心部的至少一部分。

13. 如权利要求12所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述覆盖材料构成第一铰接构件和第二铰接构件。

14. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述中心部是能纵向调节的。

15. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部相对于所述第二凸缘部是分立的。

16. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部包括多个第一凸缘构件,而所述第二凸缘部包括多个第二凸缘构件。

17. 如权利要求16所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第一凸缘部的所述第一凸缘构件基本上是分立的,因而,所述第一凸缘部构造成顺应于心脏的形态。

18. 如权利要求16所述的可植入医疗装置,其特征在于,覆盖材料覆盖所述第一凸缘构件和所述第二凸缘构件中的至少一部分。

19. 如权利要求16所述的可植入医疗装置,其特征在于,覆盖材料包括覆盖所述第一凸缘构件的第一材料片和覆盖所述第二凸缘构件的第二材料片。

20. 如权利要求10所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述中心部构造成允许流体通过它。

21. 一种可植入医疗装置,包括:

多个细长构件,所述多个细长构件形成:

筒部,所述筒部包括第一端、第二端和从所述第一端延伸到所述第二端的内腔,包括至少所述多个细长构件中的第一细长构件;

第一凸缘部分,所述第一凸缘部分联接到所述筒部的第一端,包括至少所述多个细长构件中的第二细长构件和第三细长构件,所述第一凸缘部分包括多个第一凸缘构件;以及

第二凸缘部分,所述第二凸缘部分联接到所述筒部的所述第二端,包括至少所述多个细长构件中的第二细长构件、第四细长构件和第五细长构件,所述第二凸缘部分包括多个第二凸缘构件,所述多个第二凸缘构件与所述多个第一凸缘构件是离散的,并且所述第一凸缘部和所述第二凸缘部构造为独立于彼此地运动;以及

覆盖材料,所述覆盖材料附连到所述多个细长构件的至少一部分,并且形成第一铰接构件和第二铰接构件,所述第一铰接构件将所述筒部的所述第一端柔性地联接到所述第一凸缘部分,所述第二铰接构件将所述筒部的所述第二端柔性地联接到所述第二凸缘部分,使得所述多个第一凸缘构件和所述多个第二凸缘构件能够相对于所述筒部围绕所述第一铰接构件枢转。

22. 如权利要求21所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述多个细长构件彼此离散。

23. 如权利要求22所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述第三细长构件与所述第一细长构件和所述第二细长构件是离散的。

24. 如权利要求22所述的医疗装置,其特征在于,所述多个细长构件包括至少五个细长构件。

25. 如权利要求21所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述筒部是纵向上能收缩的。

26. 如权利要求21所述的可植入医疗装置,其特征在于,所述多个第一凸缘构件具有第一突出角度,而所述多个第二凸缘构件具有不同于所述第一突出角度的第二突出角度。

吻合装置

[0001] 本申请是国际申请号为PCT/US2015/028715,国际申请日为2015年05月01日,进入中国国家阶段的申请号为201580023101.3,名称为“吻合装置”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明总地涉及可植入的医疗装置,且更具体地涉及用于连接组织各层以产生吻合的可植入装置。

背景技术

[0003] 吻合是诸如血管或肠道之类的两个组织结构之间的交叉连接。例如,在冠状动脉旁路移植手术的情形中,移植脉管被吻合至天然冠状动脉,使得血液可流过移植脉管。

[0004] 吻合可以各种方式产生,各种方式包括但不限于:端对端、端对侧和侧对侧的吻合。通常,缝合术被用于产生这种吻合。

发明内容

[0005] 本发明的一方面涉及可植入的医疗装置,包括:(1)筒部,该筒部包括刚性框架,该刚性框架具有第一端部和第二端部;(2)第一凸缘部,该第一凸缘部包括具有第一长度的多个第一凸缘构件和具有第二长度的多个第二凸缘构件,其中,第一长度小于第二长度;(3)第一铰接构件,该第一铰接构件包括覆盖材料且将筒部的第一端部与第一凸缘部柔性地联接;(4)第二凸缘部,该第二凸缘部包括多个第一凸缘构件和多个第二凸缘构件;以及(5)第二铰接构件,该第二铰接构件包括覆盖材料。第二铰接构件将筒部的第二端部与第二凸缘部柔性地联接。第一凸缘构件可具有与第二凸缘构件不同的几何形状和/或刚度。在示例性实施例中,第一凸缘构件从第一和第二铰接构件以小于80度的角度径向延伸,且第二凸缘构件从第一和第二铰接构件以小于90度的角度径向延伸。在某些实施例中,第一凸缘部提供与由第二凸缘部提供的第二并置力不同的第一并置力。此外,第一凸缘部的至少一部分和第二凸缘部的至少一部分可由覆盖材料覆盖。

[0006] 本发明的第二方面涉及可植入的医疗装置,包括:(1)筒部,该筒部包括刚性框架,该刚性框架具有第一端部和第二端部;(2)第一凸缘部,该第一凸缘部包括具有第一长度的多个第一凸缘构件和具有第二长度的多个第二凸缘构件;(3)第一铰接构件,该第一铰接构件包括覆盖材料且将筒部的第一端部与第一凸缘部柔性地联接;(4)第二凸缘部,该第二凸缘部包括具有第三长度的多个第三凸缘构件和具有第四长度的多个第四凸缘构件。第二铰接构件包括覆盖材料且将筒部的第二端部与第二凸缘部柔性地联接。此外,在示例性实施例中,第一长度小于第二长度,且第三长度小于第四长度。此外,第一长度和第二长度中的至少一个与第三长度和第四长度中的至少一个不同。在某些实施例中,第一凸缘构件从第一和第二铰接构件以小于80度的角度径向延伸,且第二凸缘构件从第一和第二铰接构件以小于90度的角度径向延伸。在某些实施例中,第一和第二凸缘构件包括具有第一几何形状

的第一细长构件,且第三和第四凸缘构件包括具有不同于第一几何形状的第二几何形状的第二细长构件。在至少一个实施例中,第一细长构件具有第一刚度,且第二细长构件具有不同于第一刚度的第二刚度。此外,在某些实施例中,第一凸缘构件提供第一并置力,第二凸缘构件提供第二并置力,第三凸缘构件提供第三并置力且第四凸缘构件提供第四并置力。第一、第二、第三、第四并置力各自可有所不同。

[0007] 本发明的第三方面涉及可植入的医疗装置,包括:(1)筒部,该筒部包括刚性框架,该刚性框架具有第一端部和第二端部;(2)第一凸缘部,该第一凸缘部包括具有第一突出角度的多个第一凸缘构件和具有不同于第一突出角度的第二突出角度的多个第二凸缘构件;(3)第一铰接构件,该第一铰接构件包括覆盖材料且将筒部的第一端部与第一凸缘部柔性地联接;(4)第二凸缘部,该第二凸缘部包括具有第一突出角度的多个第一凸缘构件和具有第二突出角度的多个第二凸缘构件;以及(5)第二铰接构件,该第二铰接构件包括覆盖材料且将同步的第二端部与第二凸缘部柔性地联接。在至少一个示例性实施例中,第一突出角度为约5度至80度之间,且第二突出角度为约10度至90度之间。第一凸缘构件具有第一长度,且第二凸缘构件具有第二长度。在某些实施例中,第一长度小于第二长度。在某些其它实施例中,第一凸缘构件包括具有第一几何形状的第一细长构件,且第二凸缘构件包括具有不同于第一几何形状的第二几何形状的第二细长构件。此外,第一细长构件可具有与第二细长构件的刚度不同的刚度。在至少一个实施例中,筒部包括具有第一刚度的细长构件,且第一和第二凸缘部各自包括具有不同于第一刚度的第二刚度的一个或多个细长构件。在另外的实施例中,第一凸缘部提供第一并置力,且第二凸缘部提供与第一并置力不同的第二并置力。此外,第一凸缘构件提供第三并置力,且第二凸缘构件提供与第三并置力不同的第四并置力。

附图说明

[0008] 附图在此用于对本发明的进一步理解,并被包含到本说明书中且构成其一部分,且示出实施例,从而与说明书描述一起用于解释本发明的原理。

[0009] 图1是根据某些实施例的、已植入病人体内以成为病人的胆囊与肠道之间的分流的示例性吻合装置的剖视立体图;

[0010] 图2是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0011] 图3是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0012] 图4A是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0013] 图4B是图4A中的吻合装置的分解图;

[0014] 图5是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的分解图;

[0015] 图6是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0016] 图7是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0017] 图8是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0018] 图9是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0019] 图10是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0020] 图11是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图;

[0021] 图12是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的侧视图。

具体实施方式

[0022] 本领域的技术人员将容易理解,本发明的各方面可通过任何数量的方法和构造成执行预期功能的设备来实现。还应注意此处参考的附图并非一定按比例绘制,而是可扩大来说明本发明的各方面,且在这方面,附图不应被解释为限制性的。

[0023] 本发明涉及用于例如为了绕开管路或器官阻塞而连接各组织层的可植入装置,诸如通过在组织结构之间产生直接的通路(例如,连接胆囊和胃肠道的一部分),以产生便于材料在其间流动的吻合。本文描述的装置可在内窥镜下通过导管可展开(部署)或可输送,且可包括便于组织结构之间的稳固连接(本文中这种连接还可被称作“分流”、“通路”、“分流通路”或“通道”)的自扩张并置机构。这种设计特征简化了植入并减小了并发症的可能性。在某些实施例中,本文提供的装置构造为在植入后可移除。作为一个示例,装置被植入且保持在位,直至胆囊和/或其相关联的管道被清空阻塞,此后装置被移除。在另一示例中,装置保持植入,直至身体围绕该装置长出了组织吻合,且接着装置被移除。在其它实施例中,组织向该装置内和/或围绕装置向内生长,从而将装置永久地植入,且装置不被移除。本文描述的装置可向不是其它类型的治疗(例如胆囊摘除术)的合适候选人的病人提供替代的治疗,和/或避免其它类型治疗(例如,外胆道引流)的已知的并发症。

[0024] 本发明以示例的方式涉及吻合装置。即,应理解,本文件所公开的发明的概念还可应用于其它类型的装置。例如,本发明还提供了可植入装置,在某些实施例中,该可植入装置可用于闭塞组织结构、器官、身体管路、血管和胃肠道等。例如,在某些实施例中,本文提供的装置可用于闭塞间隔缺损。在某些实施例中,本文提供的装置可用于闭塞病人的脉管系统或胃肠道。在某些这种实施例中,装置不包括通过装置的通道。而是,在某些实施例中,覆盖材料密封装置,以抑制、调节或基本阻止材料流过装置。

[0025] 参考图1,根据本文提供的某些示例性吻合装置40可植入病人体内,以产生两个器官、空间、组织结构、管路等和其组合之间的流体连接。例如,在所描述的实施方式中,吻合装置40将(限定了内胆囊空间12的)胆囊10与(限定了内肠道空间22的)肠道20连接。因而,吻合装置40作用为内胆囊空间12与内肠道空间22之间的流体分流装置。当例如在连接内胆囊空间12与内肠道空间22的天然解剖管路中存在流体阻塞时,这种实施可向病人提供有益的治疗。例如,在某些示例中,病人可具有引起病人的胆囊管14和/或胆总管16的阻塞的一个或多个胆石。在这种情形下,吻合装置40可提供流体通路,使得来自胆囊10的胆汁可流入肠道20。如果不是由于吻合装置40,当胆汁被阻塞而不从胆囊10流出来时,可导致胆囊炎(胆囊10的炎症)。

[0026] 尽管本文提供的吻合装置可用于某些实施以减轻或防止上述炎症,但应理解本文提供的吻合装置还可用于病人体内的许多其它类型的实施。例如,本文提供的吻合装置可用于与各种身体组织结构和器官结合使用,诸如但不限于胃、结肠、小肠、胰腺、血管、膀胱、肾和管路等。

[0027] 总体上,本文提供的吻合装置的某些实施例(其中吻合装置40是一个示例)包括第一组织凸缘部42a、第二组织凸缘部42b和位于两者之间的筒部44。筒部44限定了从吻合装置40的第一端部纵向延伸至装置40的第二端部的内腔46。内腔46作用为内胆囊空间12与内肠道空间22之间的连接件(例如,分流通路),使得内胆囊空间12经由吻合装置40与内肠道空间22流体连通。

[0028] 参考图2,示出了吻合装置300,吻合装置300具有筒部306或中心部、第一凸缘部302和第二凸缘部304,筒部306可与本文描述的任何筒部互换。在某些实施例中,装置300的框架或其任何部分可包括诸如弹簧线材(例如,L605钢或不锈钢)、形状记忆合金线材(例如,镍钛诺或镍钛诺合金)、超弹性合金线材(例如,镍钛诺或镍钛诺合金)之类的细长构件、其它合适类型的线材或其组合。在所描述的实施例装置300中,框架包括例如通过缠绕形成的细长元件。在某些实施例中,不同类型的线材用于装置300的不同位置。替代地,装置300或其部分可由同一件前体材料形成,前体材料被切割以产生期望的细长元件框架结构。在某些实施例中,装置300可由一个或多个缠绕线材与一个或多个切割的材料部的组合形成。在某些实施例中,装置300或其部分可由聚合物材料构建。示出了如本文所述带有覆盖材料212的装置300。

[0029] 第一凸缘部302和第二凸缘部304构造为接合位于两者之间的一层或多层组织,并提供抵住组织表面的并置力。由第一凸缘部302和第二凸缘部304提供的并置力可便于将装置300附连至组织并提供耐移位性,使得装置300可如期望地可靠保持定位于病人体内的目标部位。

[0030] 第一凸缘部302和第二凸缘部304(本文中也被称作并置部、凸缘等)可各自包括一个或多个凸缘构件308和310(本文中也被称作锚定构件、并置构件、翅片等)。凸缘构件308和310可具有各种不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。在某些实施例中,两个或更多个凸缘构件具有相同的构造。在某些实施例中,每个凸缘构件具有相同的构造。

[0031] 吻合装置300可构造为塌缩的低轮廓输送构造,在该构造中,框架被径向压缩且纵向伸长,使得凸缘构件308和310基本平行于装置300的纵轴线延伸。在展开或扩张构造中,凸缘构件308和310从筒部306延伸。例如,装置300可具有例如有益的抗疲劳性和弹性特性。在某些实施例中,装置300的材料允许吻合装置被弹性挤压、折叠和/或塌缩成低轮廓构造,用于包含于内腔内,从而用于经导管或内窥镜/胸腔镜输送,且允许吻合装置一旦被定位在本体内的期望的目标部位并从内腔展开就自扩张至可操作的尺寸和构造。

[0032] 在某些实施例中,凸缘构件308和310的长度彼此不同,以在产生通路的基部或孔处提供足够的并置力以及提供迁移阻力。例如,所示的凸缘构件308总地长于凸缘构件310。该构造便于组织的快速且可持续的并置,以形成吻合。在某些实施例中,长度变化的凸缘构件308和310沿周向轴线交替、交错或嵌套。在某些实施例中,每个凸缘部分302和/或304内的凸缘构件308和310长度一致。

[0033] 在某些实施例中,基于装置300将植入于其中的组织结构的尺寸来选择凸缘构件308和310的长度。例如,如果第一身体管路总地包括小于第二身体管路的几何形状,则使凸缘的长度不同可为有利的。在该实施例中,进入较小身体管路的凸缘部包括具有较短长度的凸缘,而较长的凸缘保留在较大的身体管路中。较短的凸缘长度向较小的身体管路提供合适的配合,因而确保了吻合装置所需的足够的接触,而较长的凸缘提供有助于将装置保持在位的抗迁移力。在某些实施例中,短凸缘和长凸缘基于凸缘部而交错、嵌套或分离。

[0034] 吻合装置300(和具有吻合装置300的设计特征的其它实施例)可具有以下优点。使凸缘构件308和310具有不相似的长度可在各种目标位置或区域处提供并置。具有一个或多个这种特定的并置区域可最小化或消除穿过装置内腔的流体或其它内容物的泄漏。离散的凸缘构件308和310的彼此独立运动的设计导致更好的组织/翅片与组织形态的顺应性。更

好的顺应性可最小化组织损伤,尤其是当用于病变的组织床时。凸缘构件308和310的灵活的离散设计可便于通过平行于装置300的内腔来折叠凸缘构件308和310而将装置300移除。凸缘构件308和310设计的该灵活性可在装置的移除期间减小或最小化组织损伤。筒部306上的短的不重叠的正弦状支撑件以及多个凸缘构件308和310使装置300具有顺应性。该顺应性有助于轻易地引导导管通过内窥镜工作通道。在提供纵向顺应性的同时,短的正弦状样式提供了足够的径向强度,以阻止装置300被外部的组织力径向压缩。

[0035] 在某些实施例中,吻合装置300可由诸如线材之类的一个或多个细长构件形成。在某些实施例中,吻合装置300可包括多个分离的细长构件。例如,图2中示出了吻合装置300,其包括细长构件312、314、316、318和320。细长构件312和314可形成第一凸缘部302的一部分,其中,细长构件312形成第一凸缘部302的凸缘构件308,且细长构件314形成第一凸缘部302的凸缘构件310。细长构件316可形成筒部306或中心部的刚性框架的一部分。细长构件318和320可形成第二凸缘部304的一部分,其中,细长构件318形成第二凸缘部304的凸缘构件308,且细长构件320形成第二凸缘部304的凸缘构件310。每个细长构件312、314、316、318和320可为由覆盖材料212连接的分离的细长元件。凸缘构件308和310可附连至覆盖材料212以形成铰接构件322,从而允许凸缘构件308和310相对于筒部306枢转且相对于细长构件316枢转。当凸缘构件308和310弯曲时,铰接构件322也弯曲,从而转动铰接构件322,以产生凸缘构件308和310的枢转动作。细长构件312、314、318和320的近端安装在覆盖材料212中,以形成可枢转地安装于覆盖材料212内或上的铰接构件322。在某些实施例中,可形成吻合装置300,而没有刚性线材从筒部306通过铰接构件322延伸至凸缘部302和304。在某些实施例中,铰接构件322可比具有一个或多个细长构件316的筒部306的各部分更具柔性且有更小的刚性。在某些实施例中,铰接构件322可由覆盖材料212形成而根本没有任何线材材料作为铰接构件322的一部分。

[0036] 在某些实施例中,吻合装置300可包括五个分离的细长构件。例如,诸如细长构件312和314之类的两个细长构件可包括第一凸缘部302,诸如细长构件318和320之类的两个细长构件可包括第二凸缘部304,且诸如细长构件316之类的一个细长构件可包括筒部306。通过使用五个分离的细长元件可允许相对坚固的框架结构,同时还允许如本文描述的第一凸缘部302与第二凸缘部304绕铰接构件322的相对运动。

[0037] 在某些实施例中,吻合装置300可包括三个分离的细长构件。例如,诸如细长构件312之类的一个细长构件可包括第一凸缘部302,诸如细长构件318之类的一个细长构件可包括第二凸缘部304,且一个细长构件可包括筒部306。在某些实施例中,细长构件的数量可改变为适合应用。

[0038] 在某些实施例中,吻合装置300可包括细长构件316用以形成筒部306的刚性框架。第一凸缘部302可包括具有第一长度的多个凸缘构件310和具有第二长度的多个凸缘构件308,第一长度小于第二长度。第一铰接构件322包括覆盖材料212且将筒部306的第一端部与第一凸缘部302柔性地联接。第二凸缘部302可包括多个凸缘构件310和多个凸缘构件308。第二铰接构件322包括覆盖材料212且将筒部306的第二端部与第二凸缘部304柔性地联接。

[0039] 在某些实施例中,将凸缘构件308和310形成为具有相对于彼此的不同长度可允许吻合装置300具有其为特定应用定制的强度。在某些实施例中,凸缘构件308和/或310的长

度可增加,以将力分配在更大的面积上并施加更小的局部力。在某些实施例中,凸缘构件308和/或310的长度可缩短,以将力分配在更小的面积上并施加更大的局部力。在某些实施例中,凸缘构件308的长度可增加,以将力分配在更大的面积上并施加更小的局部力,而凸缘构件310的长度可缩短,以将力分配在更小的面积上并施加更大的局部力。

[0040] 在某些实施例中,吻合装置300可基本绕中心轴线对称。在某些实施例中,吻合装置300无需为对称的,而是特定的凸缘构件308和/或310的长度可缩短和/或加长为适合于给定的应用,从而增加在一个位置的局部力并减小在另一位置的局部力。这可允许吻合装置300为特定的应用定制,诸如某种应用中,病变的组织获益于特定的力分布。在病变组织的应用中,吻合装置300可设计成诸如通过使用细长的凸缘构件308,在该病变组织的面积内施加减小的力。在某些实施例中,第一凸缘部分302的凸缘构件308和310可以在一层组织上的不同位置处、不是由第二凸缘部304的凸缘构件308和310施加的并置力所在位置提供力。

[0041] 在某些实施例中,除长度外,可改变涉及凸缘构件308和310的其它变量,从而改变力分布。例如,可增加或减小凸缘构件308和310中的一个、某些或全部的线材直径。作为附加的示例,可增加或减小凸缘构件308和310中的一个、某些或全部的突出角度。作为附加的示例,可增加或减小凸缘构件308和310中的一个、某些或全部的数量。作为附加的示例,可增加或减小凸缘构件308和310中的一个、某些或全部的材料刚度。除改变长度之外或替代于改变长度,一个或多个凸缘构件308和310中的这些变量的一个或多个可被改变,从而改变凸缘部302和304的力分布。

[0042] 在某些实施例中,凸缘构件308的长度为约10至15毫米。在某些实施例中,凸缘构件310的长度为约5至10毫米。在某些实施例中,筒部306的筒长度从其第一端部至其第二端部为约5至15毫米,且筒直径为约10至25毫米。在某些实施例中,细长构件312、314、316、318和320可具有约0.008英寸(0.02032厘米)至0.012英寸(0.03048厘米)之间的直径。在某些实施例中,尺寸可改变为适合应用。

[0043] 在某些实施例中,吻合装置300可包括筒部306,筒部306包括具有第一端部和第二端部的刚性框架。第二凸缘部302可包括具有第一长度的多个凸缘构件308和具有第二长度的多个凸缘构件310。一个铰接构件322可包括覆盖材料212且可将筒部306的第一端部与第一凸缘部302柔性地联接。第二凸缘部304可包括具有第三长度的多个凸缘构件308和具有第四长度的多个凸缘构件310。另一铰接构件322可将筒部306的第二端部与第二凸缘部304柔性地联接。第一长度可小于第二长度。第一长度和第二长度中的至少一个可与第三长度和第四长度中的至少一个不同。在某些实施例中,第一长度和第二长度都可与第三长度和第四长度中的至少一个不同。在某些实施例中,第一长度和第二长度都可与第三长度和第四长度不同。

[0044] 在某些实施例中,吻合装置300可包括筒部306,筒部306具有刚性框架,且具有第一端部和第二端部。第一凸缘部302可包括具有第一突出角度的多个凸缘构件308和具有第二突出角度的多个凸缘构件310。一个铰接构件322可包括覆盖材料212且可将筒部306的第一端部与第一凸缘部302柔性地联接。第二凸缘部304可包括具有第一突出角度的多个凸缘构件308和具有第二突出角度的多个凸缘构件310。另一铰接构件322可将筒部306的第二端部与第二凸缘部304柔性地联接。在某些实施例中,第一突出角度与第二突出角度不同。在

某些实施例中,第一突出角度等于第二突出角度。

[0045] 在某些实施例中,凸缘构件308和310可在放松的状态下以小于90度的角度从筒部306延伸。在某些实施例中,凸缘构件308可在放松的状态下以约10度至约90度之间的角度从筒部306延伸。在某些实施例中,凸缘构件310可在放松的状态下以约5度至约80度之间的角从筒部306延伸。在某些实施例中,凸缘构件308可在放松的状态下以约30度的角从筒部306延伸。在某些实施例中,凸缘构件310可在放松的状态下以约10度的角从筒部306延伸。在某些实施例中,尺寸和几何形状可改变为适合特定应用。

[0046] 在某些实施例中,覆盖材料212可覆盖基本全部的装置300,包括所有凸缘部302和304以及筒部306。在某些实施例中,覆盖材料212可覆盖少于装置300的全部。在某些实施例中,覆盖材料212可由覆盖装置300的单片材料形成。在其它实施例中,覆盖材料212可由多个分离的材料片材形成。例如,在某些实施例中,覆盖材料212可包括覆盖凸缘部302的凸缘构件308的第一材料层和覆盖凸缘部302的凸缘构件310的第二材料层。在某些实施例中,第二材料层不覆盖第一凸缘构件308。在某些实施例中,覆盖材料212还可具有覆盖筒部306的第三材料层、覆盖凸缘部304的凸缘构件308的第四材料层以及覆盖凸缘部304的凸缘构件310的第五材料层。这可使得设计能对于在凸缘部302或304中的给定的一个中的凸缘构件308和310的每个长度(每段)有不同的覆盖材料212。

[0047] 本文提供的用于装置的细长元件的合适的材料包括各种金属材料,包括具有形状记忆、弹性和超弹性特征的合金。形状记忆是指材料在塑性变形后通过加热至临界温度以上而回复至原始记忆的形状的能力。弹性是材料在载荷下变形且当载荷被释放时回到其原始形状的能力。大多数金属将弹性变形直至少量的应变。超弹性是指材料在应变下变形至比典型弹性合金大得多的程度,而不使该变形成为永久的。例如,本文提供的某些吻合装置的实施例的框架中包括的超弹性材料能够经受大量的弯曲和挠曲并接着回到框架的原始形式而没有变形。在某些实施例中,合适的材料包括已物理地、化学地或以其它方式处理以产生高弹性的各种不锈钢,诸如钴铬合金(例如ELGILOY™、MP35N、L605)、铂/钨合金之类的金属合金。形状记忆和超弹性合金的实施例包括NiTi合金、诸如NiTiPt、NiTiCo、NiTiCr之类的三元形状记忆合金、或诸如铜基形状记忆合金之类的其它形状记忆合金。附加材料可结合形状记忆和弹性合金,诸如外层由镍钛诺构成且内芯为诸如铂或钨之类的不透射线材料的拉填型管子。在该构造中,外层提供了超弹性特性且内芯由于低弯曲应力而保持弹性。

[0048] 在某些实施例中,本文提供的用于构造装置的细长元件可以各种方式处理以增加装置的不透射线性,用于增强的射线成像的可见性。在某些实施例中,装置至少部分为在芯部包含诸如具有增强的不透射线性的材料之类的不同材料的拉填型NiTi。在某些实施例中,装置包括位于第一凸缘部、第二凸缘部和筒部的至少一部分上的不透射线的覆层或镀层。在某些实施例中,一个或多个不透射线的标记附连至装置。在某些实施例中,本文提供的装置的细长元件和/或其它部分也通过超声可见。

[0049] 在某些实施例中,第一凸缘部302、第二凸缘部304和筒部306可包括通过切割管子构成的、相互连接的细长元件的框架。在一个这种实施例中,金属材料(例如,镍钛诺、不锈钢、钴等)管可被激光切割且接着管子扩张并成形为期望的构造。在某些这种实施例中,金属材料热定型为期望的构造,使得材料接收形状记忆,由此,金属将自然地努力获得期望的构造。在某些实施例中,诸如镍钛诺之类的形状记忆材料当暴露于体温时可努力获得期望

的构造。

[0050] 如以下进一步描述的,覆盖材料212可设置于第一凸缘部302、第二凸缘部304和/或筒部306中的某些部分或全部上。在某些实施例中,第一凸缘部302、第二凸缘部304和/或筒部306的各部分可保持没有覆盖材料212。

[0051] 在某些实施例中,吻合装置300(及本文中提供的其它吻合装置的实施例)的材料和构造允许装置被弹性挤压、折叠和/或塌缩成低轮廓输送构造,用于包含于内腔内,从而用于经导管或内窥镜/胸腔镜输送,且允许装置一旦被定位在本体内的期望的目标部位并从内腔展开就自扩张至可操作的尺寸和构造。例如,吻合装置300可构造为处于塌缩的输送构造,在该构造中,多个支撑件308被径向地压缩,使得它们被迫基本平行于筒部306的轴线延伸,且此时,筒部306的直径也被挤压而变得更小。由于使用这种材料和结构,装置300还可具有例如有益的耐疲劳性和弹性特性。

[0052] 在展开后,多个支撑件308以径向的定向和几何形状从筒部306延伸,以将期望水平的并置压力施加至组织上。在某些实施例中,多个支撑件308从筒部306延伸,使得支撑件308与装置300的纵轴线之间的夹角的标称值为约100°、或约90°、或约80°、或约70°、或约60°、或约50°、或约40°、或约30°、或约20°、或约10°等。在某些实施例中,多个支撑件308从筒部306延伸,使得支撑件308与装置300的纵轴线之间的夹角的标称值为以下范围:从约80°至约100°、或从约70°至约90°、或从约60°至约80°、或从约50°至约70°、或从约40°至约60°、或从约30°至约50°、或从约20°至约40°或从约10°至约30°。

[0053] 凸缘构件308和310可包括各种材料,包括但不限于,金属形状记忆材料和超弹性合金。因而,凸缘构件308和310可构造成自扩张至扩张的展开构造,例如包括扩张至预先确定的角度。

[0054] 示出了呈展开或扩张构造的筒部306。在某些实施例中,筒部306如上所述可包括各种金属形状记忆材料和超弹性合金。因而,筒部306可构造为自扩张成展开构造。在某些实施例中,筒部306可以囊体扩张至展开构造,或补充的扩张力可通过囊体膨胀而施加至自扩张的装置。为了适合吻合装置300的预期的使用和/或输送系统,筒部306的直径可制成任何期望的尺寸。例如,在低轮廓输送构造中,吻合装置300可设置在外径为约15Fr. (5mm)的输送套管内。然而,在某些实施例中,可使用小于或大于15Fr. (弗伦奇,法制单位)的套管。例如,在某些实施例中,可使用外径为6Fr.、7Fr.、8Fr.、9Fr.、10Fr.、11Fr.、12Fr.、13Fr.、14Fr.、16Fr.、17Fr.、18Fr.、19Fr.、20Fr.和大于20Fr.的套管。当吻合装置300如所示的构造为其扩张展开构造时,筒部306的直径增加至展开的直径。在某些实施中,将筒部306的展开的外径构造为通过与其内存在有筒部306的组织孔的过盈配合而至少部分地锚定装置300。然而,在某些实施中,筒部306的展开的外径稍小于其内存在有筒部306的组织孔的直径,且凸缘部302和304压缩组织以提供耐迁移性。在某些实施例中,筒部306的完全扩张的直径为约30mm、或约25mm、或约20mm、或约15mm、或约12mm、或约10mm、或约8mm、或约6mm、或约4mm等。在某些实施例中,筒部306的完全扩张的直径为以下范围:从约20mm至约30mm、或从约15mm至约25mm、或从约10mm至约20mm、或从约5mm至约15mm、或从约4mm至约8mm等。

[0055] 吻合装置300还包括覆盖材料212。在某些实施例中,覆盖材料212设置于第一凸缘部302、第二凸缘部304和筒部306的至少一些部分上(或全部上)。在某些实施例中,第一凸缘部302、第二凸缘部304和/或筒部306的某些部分不被覆盖材料212覆盖。

[0056] 在某些实施例中,覆盖材料212为总体上不透流体的。即,在某些实施例中,覆盖材料212可由抑制或减少血液、胆汁和/或其它体液和材料通过覆盖材料212本身的材料制成。在某些实施例中,覆盖材料212具有抑制或阻止组织向内生长和/或内皮化或上皮化到覆盖材料212中的材料组分和构造。如果期望的话,构造为抑制或阻止组织向内生长和/或内皮化的某些这种实施例可更容易地在未来的时间从病人体内移除。在某些实施例中,覆盖材料212或其部分具有微孔结构,该微孔结构提供了组织向内生长构架,以用于吻合装置300的持久的密封和/或补充的锚定强度。

[0057] 在某些实施例中,覆盖材料212包括含氟聚合物,诸如膨胀型聚四氟乙烯(ePTFE)聚合物,或聚偏二氟乙烯(PVDF)聚合物。在某些实施例中,覆盖材料212包括聚酯、硅树脂、聚氨酯、另一种生物相容的聚合物、聚对苯二甲酸乙二醇酯(例如,**Dacron**[®])、生物可吸收的材料、共聚物或其组合和子组合。在某些实施例中,覆盖材料212包括生物可吸收的网。在某些实施例中,生物可吸收的材料还可通过增强装置300与组织之间的附连而提供抗迁移特性直至生物可吸收材料被吸收。

[0058] 在某些实施例中,覆盖材料212(或其部分)由一个或多个化学或物理过程改性,从而增强材料212的一个或多个特性。例如,在某些实施例中,可将亲水涂层施加至覆盖材料212以改善材料212的可湿性和回声半透性。在某些实施例中,覆盖材料212或其部分可由便于内皮细胞附连、内皮细胞迁移、内皮细胞增殖和阻止或促进血栓中的一个或多个的化学成分来改良。在某些实施例中,覆盖材料212或其部分可改性为抗生物结垢的。在某些实施例中,覆盖材料212或其部分可由一个或多个共价键合的药物成分(例如,肝素、抗生素等)改良,或由一个或多个药物成分浸渍。药物成分可在就地释放以促进愈合、减少组织炎症、减少或抑制感染以及促进各种其它治疗性疗法和结果。在某些实施例中,药物成分为皮质类固醇、人类生长因子、抗分裂剂、抗血栓剂、干细胞材料或地塞米松磷酸钠,仅列出某些实施例。在某些实施例中,药理学试剂可被单独地从覆盖材料212输送至目标部位,以促进组织愈合或组织生长。

[0059] 可在将覆盖材料212加入或置于吻合装置300的框架上之前或之后将涂层和处理施加至覆盖材料212。此外,覆盖材料212的一侧或两侧或其部分可被涂敷。在某些实施例中,某些涂层和/或处理施加至位于吻合装置300的某些部分上的覆盖材料212,而其它涂层和/或处理施加至位于吻合装置300的其它部分上的材料212。在某些实施例中,将多个涂层和/或处理的组合施加至覆盖材料212或其部分。在某些实施例中,覆盖材料212的某些部分保留为未涂敷和/或未处理的。在某些实施例中,装置300被全部地或部分地涂敷,以便于或阻止生物反应,诸如但不限于,内皮细胞附连、内皮细胞迁移、内皮细胞增殖和阻止或促进血栓。

[0060] 在某些实施例中,覆盖材料212的第一部分由第一材料形成,且覆盖材料212的第二部分由与第一材料不同的第二材料形成。在某些实施例中,覆盖材料212包括多层材料,多层材料可为相同或不同的材料。在某些实施例中,覆盖材料212的一部分具有与其附连的一个或多个不透辐射的标记,以增强吻合装置300的体内射线成像的可见性,或具有一个或多个回声区以增强超声可见性。

[0061] 在某些实施例中,覆盖材料212的一个或多个部分附连至装置300的框架,诸如筒部306和/或凸缘部302和304。可由各种技术实现该附连,诸如但不限于将覆盖材料212缝合

至装置300的框架、将覆盖材料212粘附至装置300的框架、使用夹子或倒钩来层叠多层覆盖材料212以包围装置300的细长构件的一部分以及将多层覆盖材料通过装置300的框架中的开口层叠在一起。在某些实施例中,覆盖材料212在一系列离散的位置处附连至装置300的框架,从而有利于框架的柔性。在某些实施例中,覆盖材料212松散地附连至装置300的框架。在某些实施例中,覆盖材料212使用其它这种技术或这种技术的组合附连至框架。

[0062] 在某些实施例中,装置300的框架(或其部分)涂敷有粘合剂(例如,氟化乙烯丙烯(FEP)或其它合适的粘合剂),以便于将覆盖材料212附连至框架。可通过使用接触涂敷、粉末涂敷、浸渍涂敷、溅射涂敷或任何其它合适的手段将这种粘合剂施加至框架。

[0063] 图3和4A是根据某些实施例的另一示例性吻合装置400的立体图。吻合装置400被示出具有第一凸缘部402、第二凸缘部404、筒部406和覆盖材料212。第一凸缘部402和第二凸缘部404(本文中也称作为凸缘部、凸缘等)可各自包括一个或多个凸缘构件408和410(本文中也称作为锚定构件、并置构件、翅片等)。凸缘构件408和410可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。覆盖材料212可形成铰接构件422,从而允许凸缘构件408和410相对于筒部406枢转。在某些实施例中,吻合装置400可具有与上述相对于吻合装置300和本文描述的其它吻合装置所描述的相似的特征和功能。

[0064] 在某些实施例中,诸如图4A中所示,一个或多个凸缘构件408可包括在其远端区域处的不透辐射的标记424。在某些实施例中,吻合装置400可包括在吻合装置的某些但不是所有凸缘构件上的不透辐射的标记424。例如,在所示的实施例中,吻合装置400包括在凸缘构件408的远端区域处、但在任何凸缘构件406的远端处的不透辐射的标记424。在某些实施例中,不透辐射的标记424的定位可改变为适合应用。

[0065] 图4B是覆盖材料212移除后的吻合装置400的分解图。吻合装置可包括细长构件412、414、416、418和420。在所示的实施例中,吻合装置400包括五个分离的细长构件。细长构件412限定第一凸缘部402的凸缘构件408。细长构件414限定第一凸缘部402的凸缘构件410。细长构件416限定筒部406的刚性框架。细长构件418限定第二凸缘部404的凸缘构件408。细长构件420限定第二凸缘部404的凸缘构件410。两个细长构件412和414支承第一凸缘部402,两个细长构件418和420支承第二凸缘部404,且一个细长构件416支承筒部406。因而,分离的细长构件412、414、416、418和420可与覆盖材料212结合以形成吻合装置400。细长构件412、414、416、418和420可以组合成使得凸缘构件408与凸缘构件410交替。用于凸缘构件408的铰接件(铰接部)可与凸缘构件410对齐,且用于凸缘构件410的铰接件(铰接部)可与凸缘构件408对齐。由此,每个凸缘构件408和410可分离地铰接。

[0066] 图5是根据某些实施例的另一示例性吻合装置500的分解图;吻合装置500可包括凸缘构件508和细长构件512、516和518。在所示的实施例中,吻合装置500包括三个分离的细长构件。细长构件512限定第一凸缘部的凸缘构件508。细长构件516限定筒部的刚性框架。细长构件518限定第二凸缘部的凸缘构件508。在吻合装置500中,一个细长构件512支承第一凸缘部,一个细长构件518支承第二凸缘部,且一个细长构件516支承筒部。因而,分离的细长构件512、516和518可与覆盖材料212(图5中未示出)结合以形成吻合装置500。吻合装置500具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0067] 图6是根据某些实施例的另一示例性吻合装置600的立体图。吻合装置600被示出具有第一凸缘部602、第二凸缘部604、筒部606和覆盖材料212。第一凸缘部602和第二凸缘

部可各自包括一个或多个凸缘构件608和610。凸缘构件608和610可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。覆盖材料212可形成铰接构件622,从而允许凸缘构件608和610相对于筒部606枢转。在某些实施例中,覆盖物212无需覆盖凸缘构件708的全部。吻合装置600具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0068] 图7是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图。吻合装置700被示出具有第一凸缘部702、第二凸缘部704、筒部706和覆盖材料212。第一凸缘部702和第二凸缘部可各自包括一个或多个凸缘构件708。凸缘构件708可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。覆盖材料212可形成铰接构件722,从而允许凸缘构件708相对于筒部706枢转。在某些实施例中,覆盖物212无需覆盖凸缘构件708的全部。在某些实施例中,与交替的长的凸缘构件和短的凸缘构件708不同,吻合装置700可包括这样的凸缘构件708,这些凸缘构件708围绕每个相应的凸缘部702和704具有基本共同的长度。在某些这种实施例中,可改变凸缘构件708的角度。在某些这种实施例中,可改变凸缘构件708的长度。例如,可对称地或不对称地改变凸缘构件708的长度。吻合装置700具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0069] 图8是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图。吻合装置800被示出具有第一凸缘部802、第二凸缘部804、筒部806和覆盖材料212。第一凸缘部802和第二凸缘部可各自包括一个或多个凸缘构件808。凸缘构件808可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。覆盖材料212可形成铰接构件822,从而允许凸缘构件808相对于筒部806枢转。在某些实施例中,与交替的长的凸缘构件和短的凸缘构件808不同,吻合装置800可包括围绕每个相应的凸缘部802和804的、具有基本共同的长度的各凸缘构件808。在某些这种实施例中,可改变凸缘构件808的角度。在某些这种实施例中,可以与以上讨论的实施例相似的方式改变凸缘构件808的长度。例如,可对称地或不对称地改变凸缘构件808的长度。吻合装置800具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0070] 图9是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图。吻合装置900被示出具有第一凸缘部902、第二凸缘部904、筒部906和覆盖材料212。第一凸缘部902和第二凸缘部可各自包括一个或多个凸缘构件908。凸缘构件908可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。在某些实施例中,覆盖物212无需覆盖凸缘构件908的全部。在某些实施例中,吻合装置900可包括一个或多个附加的加强细长构件924,以减小或阻止在凸缘构件908与筒部906之间的连接点处弯折。加强细长构件924可减小或阻止由凸缘构件908引起的枢转动作,并加强筒部906以及凸缘部902和904。加强细长构件924可减小或阻止植入后吻合装置900的收窄。由于在凸缘构件908的近端处将凸缘构件908与加强细长构件924连接,故而并置力可比带有铰接部的实施例中更高。吻合装置900可具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0071] 图10是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图。吻合装置1000被示出具有第一凸缘部1002、第二凸缘部1004、筒部1006和覆盖材料212。第一凸缘部1002和第二凸缘部可各自包括一个或多个凸缘构件1008。凸缘构件1008可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。在某些实施例中,吻合装置1000可包括定位于或接近筒部1006的边缘的一个或多个附加的加强细长元件1024。加强细长构件1024可减小或阻止由凸缘构件1008引起的枢转动作,并加强筒部1006以及凸缘部1002和1004。加强细长构件1024可为吻合装

置1000提供更直的边缘,且可减小或阻止植入后吻合装置1000的收缩。并置力可比带有铰接部的实施例中的更高。在某些实施例中,覆盖物212无需覆盖凸缘构件1008的全部。吻合装置1000具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0072] 图11是根据某些实施例的另一示例性吻合装置的立体图。吻合装置1100被示出具有第一凸缘部1102、第二凸缘部1104、筒部1106和覆盖材料212。第一凸缘部1102和第二凸缘部可各自包括一个或多个凸缘构件1108。凸缘构件1108可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。在某些实施例中,覆盖物212无需覆盖凸缘构件1108的全部。凸缘构件1108可直接连接至形成筒部1106的刚性框架的一个或多个细长构件1116。该连接可减小或阻止在凸缘构件1108与筒部1106之间的连接点处的弯折。该连接可减小或阻止由凸缘构件1108引起的枢转动作,并加强筒部1106以及凸缘部1102和1104。该连接可减小或阻止植入后吻合装置1100的收窄。由于在凸缘构件1108的近端处将凸缘构件1108与细长构件1116连接,故而并置力可比带有铰接部的实施例中更高。吻合装置1100具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0073] 图12是根据某些实施例的另一示例性吻合装置1200的侧视图。吻合装置1200被示出具有第一凸缘部1202、筒部1206和覆盖材料212。第一凸缘部1202包括凸缘构件1208和1210。凸缘构件1208和1210可具有不同的构造(例如,长度、宽度、形状、角度等)。在图12中,吻合装置被示出如在病人的操作部位那样展开或扩张。由此,第二凸缘部(未示出)在图12中被遮住。覆盖材料212可形成铰接构件1222,这可从而允许凸缘构件1208和1210相对于筒部1206枢转至图12中所示的展开位置。吻合装置1200具有与相对于吻合装置300描述的相似或相同的特征和功能。

[0074] 在某些实施例中,本文提供的装置可用于密封或锚定心瓣膜植入物。心瓣膜植入物使来自心室的血液能够单向流动,且通常具有第一流入端和第二流出端。心脏的收缩引起血液通过瓣膜从流入端流至流出端。在流入端与流出端之间,心脏瓣膜植入物内的瓣膜组件提供单向流动,当在流入端血压较高时,其打开以允许从流入端流至流出端,且当在流出端的压力高于流入端时,其关闭以阻止流动。在某些实施例中,装置包括穿过装置的通道或中心孔,其中,并置部锚定瓣膜组件且抵抗回流而密封。瓣膜组件可附连至通道或中心孔中。装置的并置部可构造为可高度适合心室或血管的形态,且适应于心脏的跳动。在某些实施例中,覆盖材料构造为在阻止围绕并置部流动的同时允许流过管道或孔中的瓣膜组件。

[0075] 应理解到,本文提供的吻合装置的一个或多个设计特征可与本文提供的其它吻合装置的其它特征结合。实际上,可产生结合来自本文提供的两个或更多个吻合装置设计的各种特征的混合设计,且该混合设计在本发明的范围内。

[0076] 以上已参考特定的实施例一般地描述了本申请的发明(内容)。本领域技术人员显然可对实施例进行各种改型和变化而不脱离本发明的精神和范围。因而,实施例覆盖落入由所附权利要求和其等同物范围内的本发明的改型和变化。

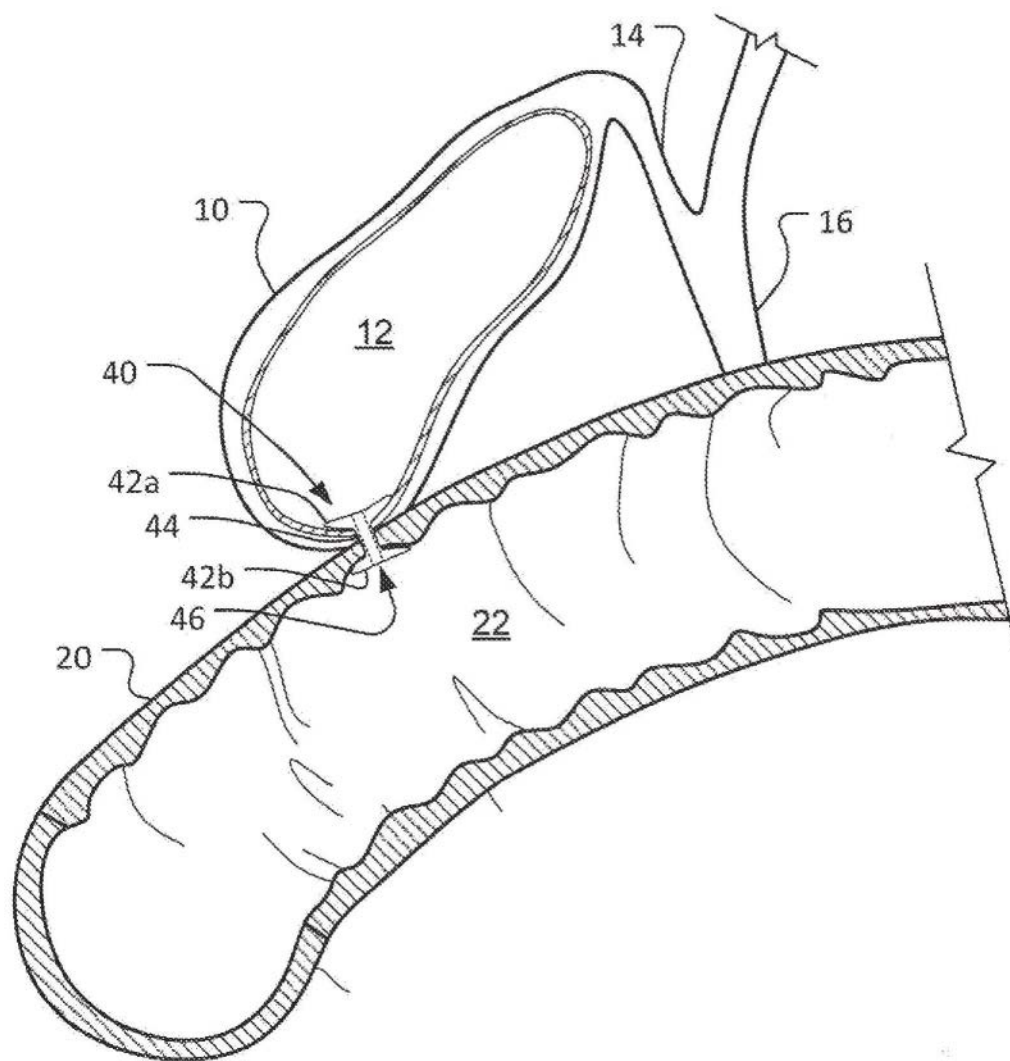


图1

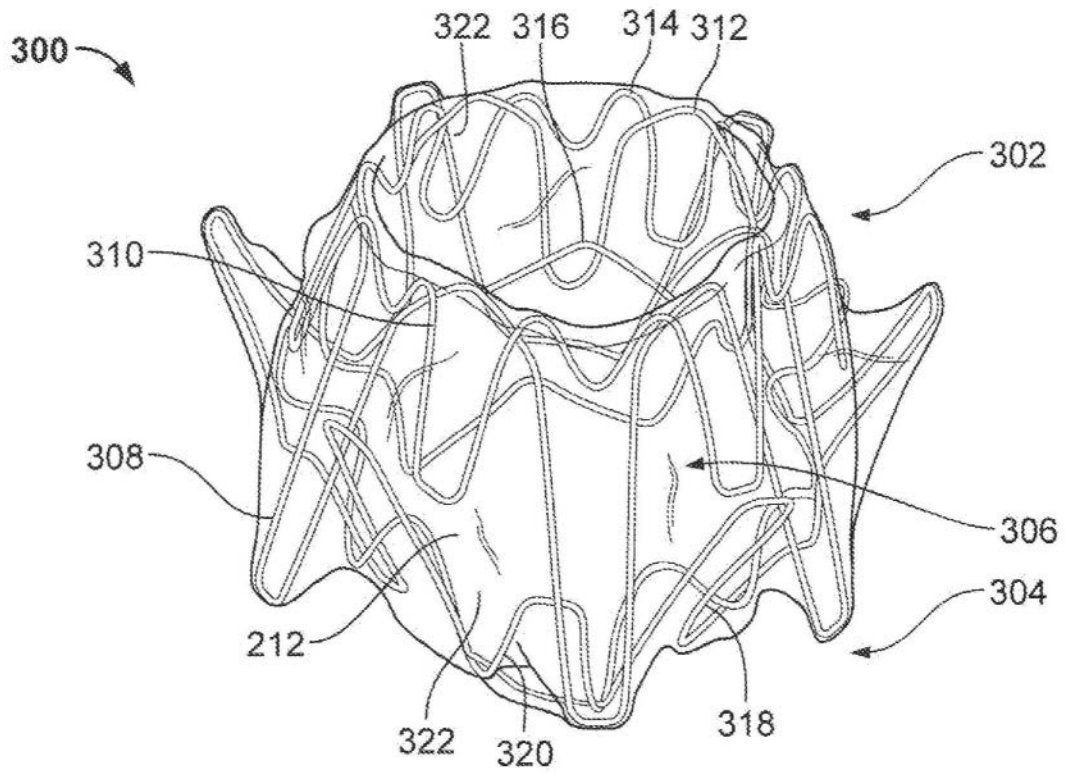


图2

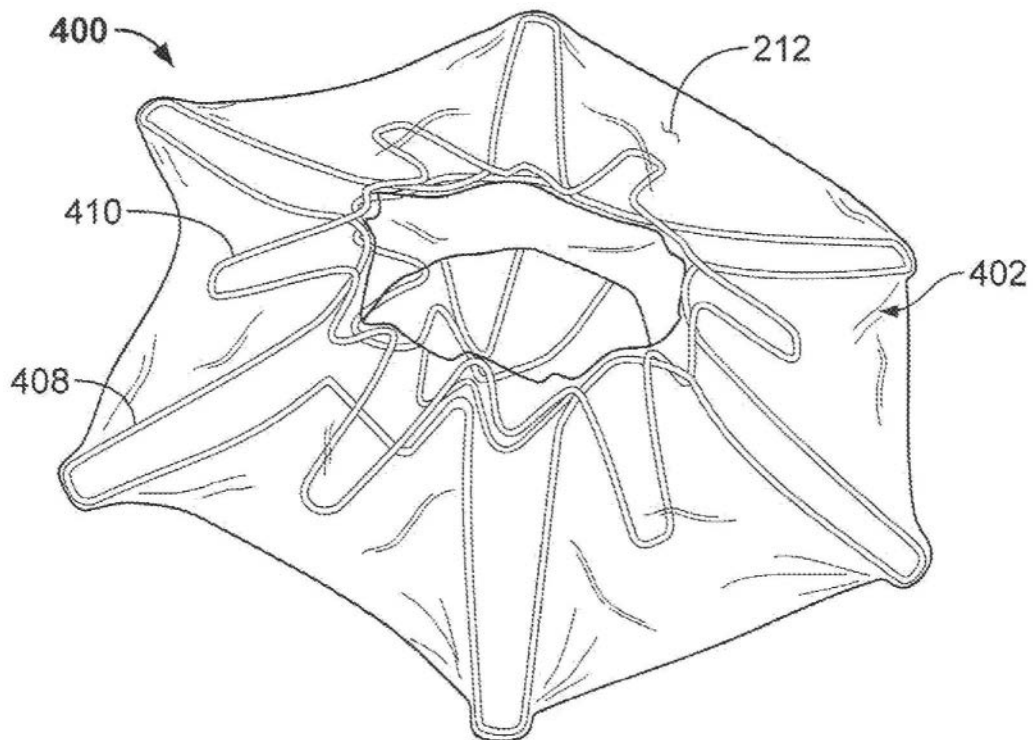


图3

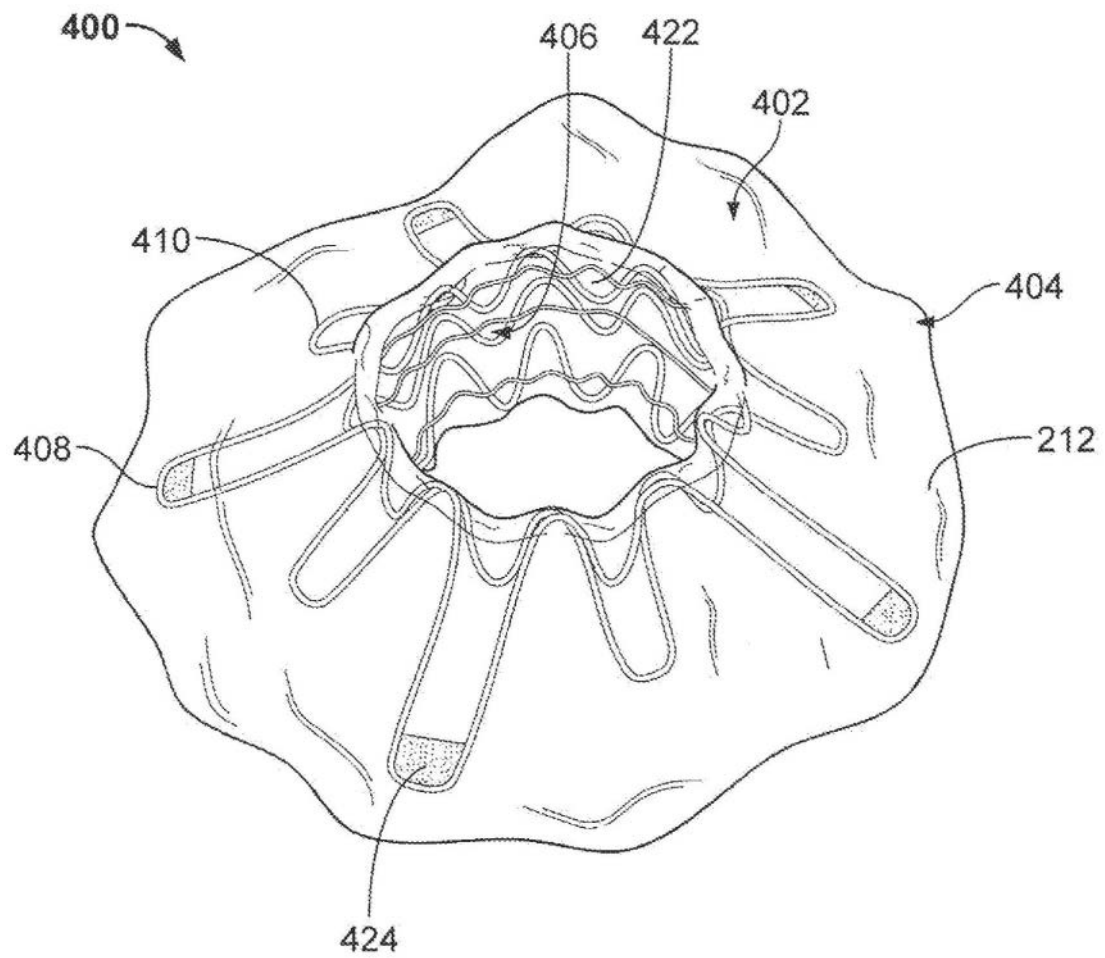


图4A

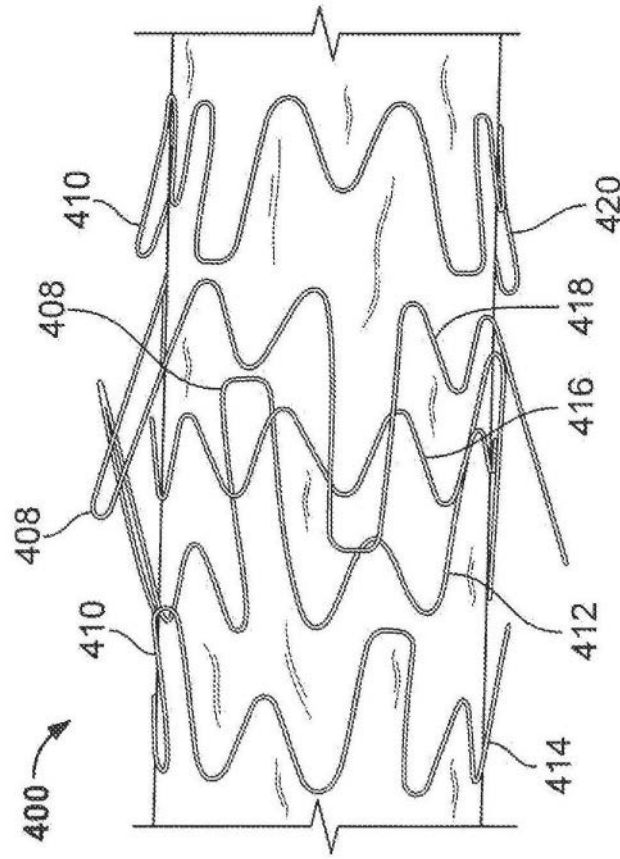


图4B

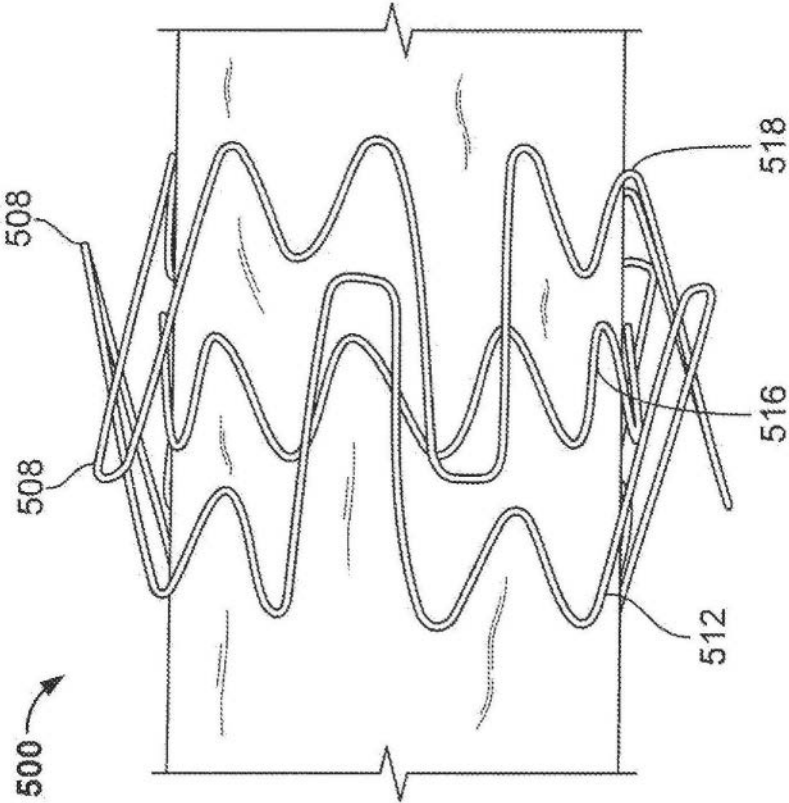


图5

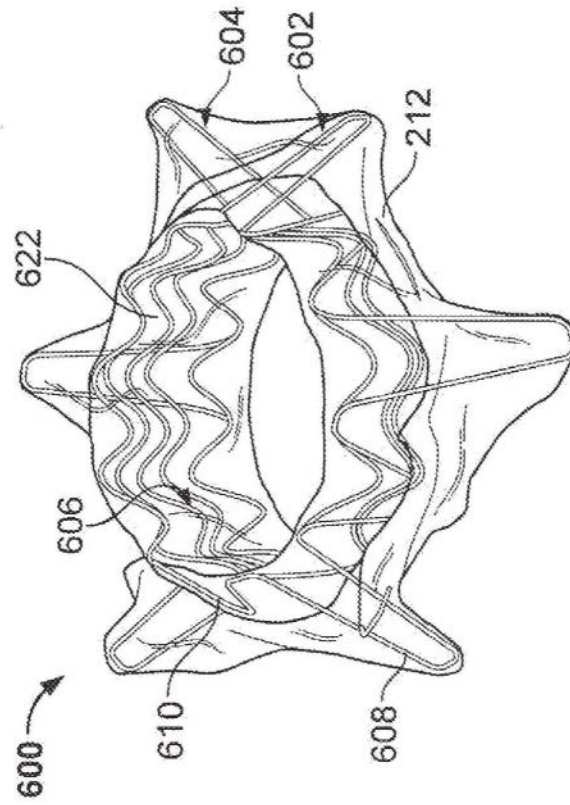


图6

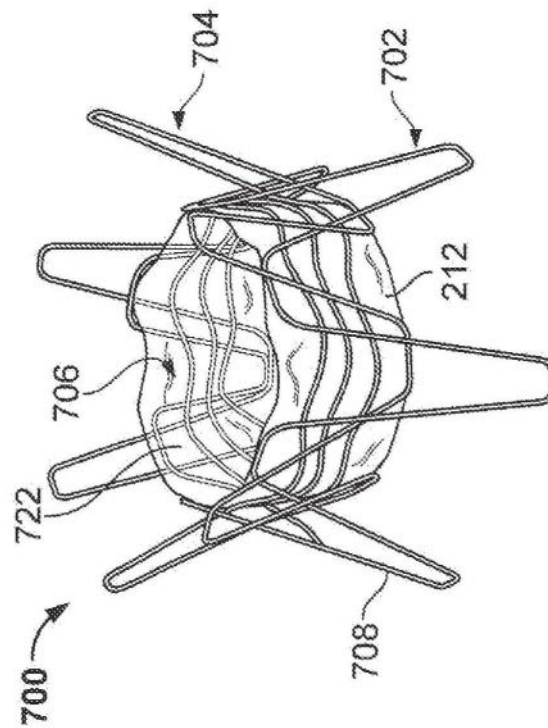


图7

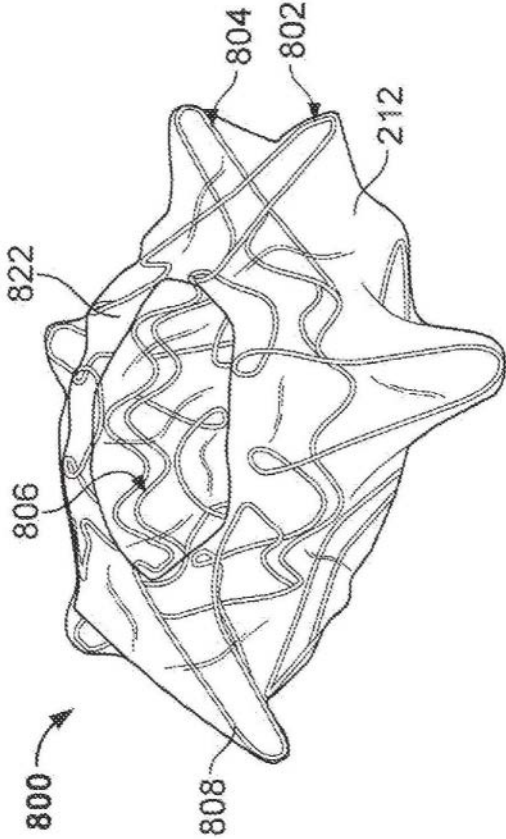


图8

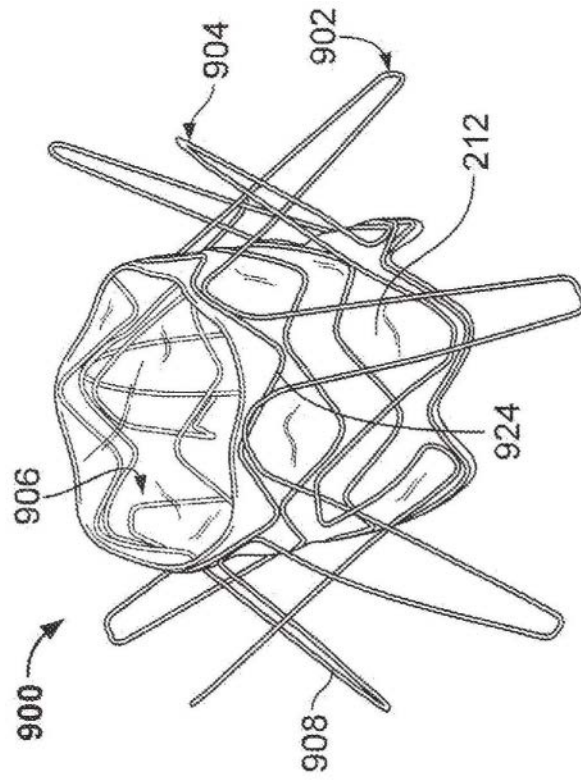


图9

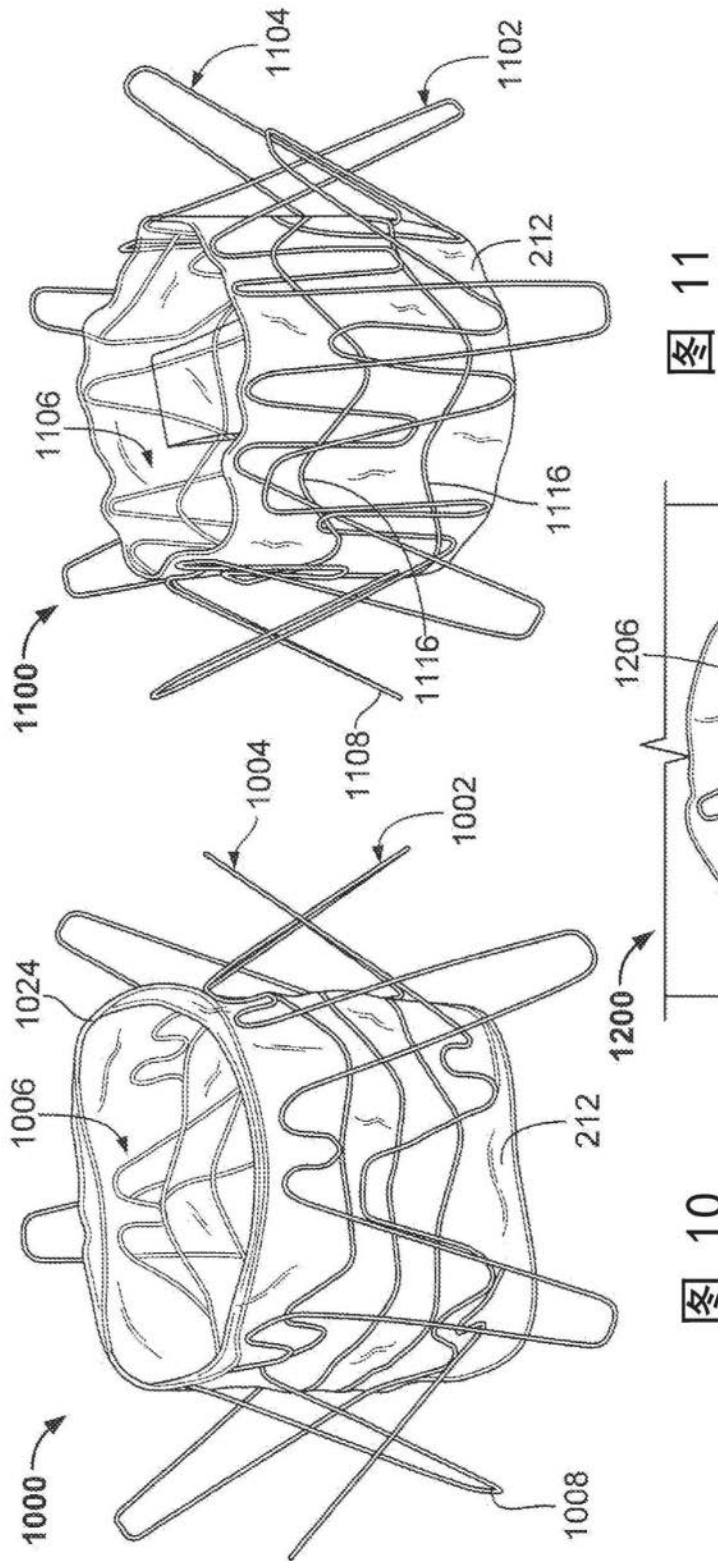


图 10

图 11

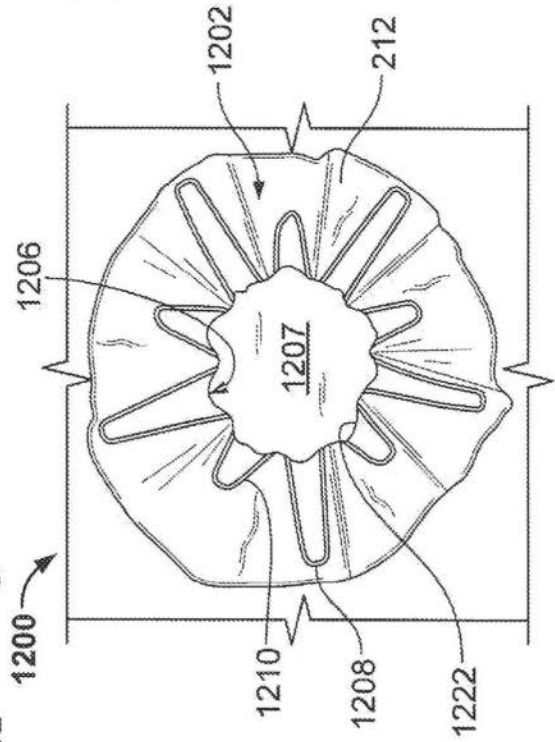


图 12