(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119317412 A
(43)申请公布日 2025.01.14

(21)申请号 202380044608.1
(22)申请日 2023.04.17
(30)优先权数据
63/332,989 2022.04.20 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.12.03
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2023/018834 2023.04.17
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/205087 EN 2023.10.26
(71)申请人 爱德华兹生命科学公司
地址 美国加利福尼亚州
(72)发明人 Y·卡希尔 E·卡拉皮迪恩 R·玛尤
(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245
专利代理师 王永伟
(51)Int.Cl.
A61F 2/915(2006.01)

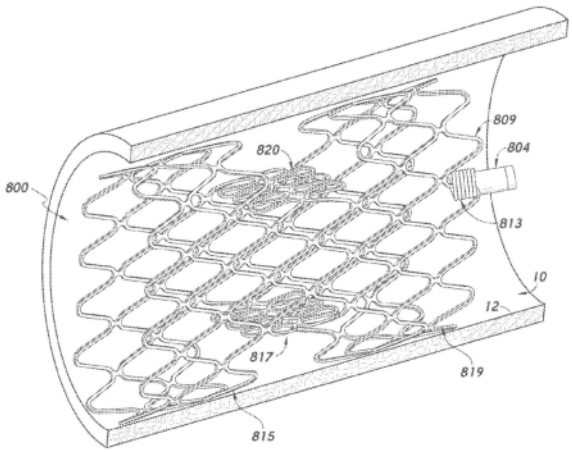
权利要求书2页 说明书22页 附图16页

(54)发明名称

椭圆形主动脉支架

(57)摘要

一种支架包括可弹性变形支柱的网状结构，所述可弹性变形支柱的网状结构形成第一端部分、第二端部分和中间部分，所述中间部分位于所述第一端部分与所述第二端部分之间，且包括至少部分地延伸跨越由所述第一端部分和所述第二端部分形成的管腔的一个或多个支撑臂。



CN 119317412 A

1.一种支架,其包括:

可弹性变形支柱的网状结构,其形成:

第一端部分;

第二端部分;以及

中间部分,其位于所述第一端部分与所述第二端部分之间,且包括至少部分地延伸跨越由所述第一端部分和所述第二端部分形成的管腔的一个或多个支撑臂。

2.根据权利要求1所述的支架,其中所述第一端部分被配置成接触血管的血管壁。

3.根据权利要求2所述的支架,其中所述可弹性变形支柱的网状结构被配置成在所述血管内从第一配置到第二配置径向扩张成与所述血管壁直接接触,所述第一配置界定第一主要尺寸、第一次要尺寸、第一横截面积、第一横截面形状和第一周长,且所述第二配置界定第二主要尺寸、大于所述第一次要尺寸的第二次要尺寸、大于所述第一横截面积的第二横截面积和所述第一周长。

4.根据权利要求3所述的支架,其中所述第一主要尺寸大于所述第二主要尺寸。

5.根据权利要求3或权利要求4所述的支架,其中所述第一次要尺寸小于所述第二次要尺寸。

6.根据权利要求3至5中任一项所述的支架,其中所述第一横截面形状包括椭圆形形状。

7.根据权利要求3至6中任一项所述的支架,其中所述血管为主动脉,且其中所述第一周长近似或超过所述主动脉的周长。

8.根据权利要求1至7中任一项所述的支架,其中所述一个或多个支撑臂包括被配置成长度增加的张力弹簧。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的支架,其中所述第一端部分为大体上椭圆形的,且所述第一端部分沿着长轴的长度大于所述第一端部分沿着短轴的宽度。

10.根据权利要求9所述的支架,其中所述第一端部分被配置成响应于血流而变形,使得所述第一端部分的所述长度至少部分地减小且所述第一端部分的所述宽度至少部分地增加。

11.根据权利要求9或权利要求10所述的支架,其中所述第二端部分为大体上椭圆形的,且所述第二端部分沿着长轴的长度大于所述第二端部分沿着短轴的宽度。

12.根据权利要求11所述的支架,其中所述第二端部分被配置成响应于血流而变形,使得所述第二端部分的所述长度至少部分地减小且所述第二端部分的所述宽度至少部分地增加。

13.根据权利要求9至12中任一项所述的支架,其中所述中间部分为大体上椭圆形的。

14.根据权利要求9至13中任一项所述的支架,其中所述中间部分为大体上矩形的。

15.根据权利要求9至14中任一项所述的支架,其中所述中间部分的长度小于所述第一端部分的所述长度,且所述中间部分的宽度大致等于所述第一端部分的所述宽度。

16.根据权利要求15所述的支架,其中所述中间部分包括沿着所述短轴延伸的两个支撑臂和沿着所述长轴延伸的两个侧面。

17.根据权利要求16所述的支架,其中所述中间部分的所述两个侧面中的每一个与所述第一端部分和所述第二端部分的侧面共面。

18.根据权利要求9至17中任一项所述的支架,其中所述中间部分的所述长度大致为所述第一端部分的所述长度的一半。

19.根据权利要求9至18中任一项所述的支架,其中所述中间部分的所述长度大致为所述第一端部分的所述长度的百分之七十五。

20.根据权利要求1至19中任一项所述的支架,其中所述一个或多个支撑臂被配置成响应于血压增加到阈值量以上而扩张。

21.根据权利要求1至20中任一项所述的支架,其中所述第一端部分形成大体上沿着所述第一端部分的短轴延伸的大体上修圆端部。

22.根据权利要求21所述的支架,其中所述一个或多个支撑臂包括在所述中间部分的任一端处的多组两个成角度的支撑臂,所述支撑臂在与所述第一端部分的所述修圆端部共面的点处联接。

23.根据权利要求1至22中任一项所述的支架,其中所述中间部分具有大体上六边形形状。

椭圆形主动脉支架

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求2022年4月20日提交的名称为“椭圆形主动脉支架(OVAL AORTIC STENT)”的美国临时申请第63/332,989号的优先权,所述美国临时申请的公开内容特此以全文引用的方式并入。

背景技术

[0003] 本公开大体上涉及用于血管修复的装置和方法。

[0004] 例如治疗、递送和/或部署导管的导管系统可用于在内部治疗患者。举例来说,递送导管系统可用于在体内的位置处递送和部署假体装置,例如人工心脏瓣膜。可使用经导管技术将人工心脏瓣膜递送到患者体内的治疗部位(例如,主动脉瓣、二尖瓣、三尖瓣和/或肺动脉瓣位置)。

发明内容

[0005] 本文中描述用于通过在初始植入期间引起血管的横截面几何形状的暂时变化而不改变血管的周壁长度或使血管的周壁长度变化最小来恢复对非顺应性血管结构的顺应性的系统、装置和方法。更具体地,血管的松弛/舒张横截面形状可改变为非圆形形状,和/或当经受增加的压力时(例如,在心脏收缩期间),血管可呈现圆形(或更圆形)形状。由于可用圆形形状实现最高的面积与周边比率,因此提供非圆形形状与圆形(或更圆形)形状之间的过渡的装置可允许横截面积扩大。因此,本文中的一些实例可允许血管横截面积在心脏舒张/心脏收缩之间的扩大/缩小而不需要血管壁的高弹性。

[0006] 为了概述本公开,本文已经描述了某些方面、优点和新颖特征。应当理解,根据任何特定实例,不一定可以实现所有此类优点。因此,所公开的示例可以以实现或优化如本文所教导的一个优点或一组优点的方式进行,而不必实现如本文可以教导或建议的其它优点。

[0007] 应理解,本文中所公开的元件中的每一个可与本文中所公开的任何和所有元件一起使用,即使元件的具体组合可能未在本文中的图式中明确展示。换句话说,基于对特定装置的解释,本领域技术人员将两个此类装置中的某一个的特征组合应该没有什么困难。因此,应理解,许多元件是可互换的,且本发明涵盖其所有排列。

[0008] 通过考虑以下详细描述,本发明的其它目标、特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0009] 出于说明的目的,在附图中描绘各种实例,且所述实例决不应被解释为限制本发明的范围。另外,不同公开示例的各种特征可以组合以形成作为本公开的部分的附加示例。在所有附图中,参考标号可以重复使用来表示参考元件之间的对应关系。

[0010] 图1示出具有与本发明公开内容的某些实例相关的各种特征的心脏和相关联动脉的实例表示。

[0011] 图2A和图2B描绘具有弹性的血管壁的血管。

[0012] 图3A和图3B描绘具有无弹性的和/或已失去弹性的血管壁的血管。

[0013] 图4A和图4B描绘根据一个或多个实例的植入血管内的顺应性支架。

[0014] 图5A至图5D描绘根据一些实例的支架的视图。

[0015] 图6提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式以及呈扩张和/或呈扩张形式的实例支架的俯视图。

[0016] 图7A和图7B描绘根据一个或多个实例的具有支架部分的血管,所述支架部分具有管腔,血液可自由地流过所述管腔。

[0017] 图8描绘根据一个或多个实例的位于血管内的实例支架。

[0018] 图9A描绘具有用于部署支架的递送导管的系统的实例。

[0019] 图9B、图9C和图9D描绘使用递送导管在血管内部署支架的侧视图。

[0020] 图10提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式以及呈扩张和/或呈扩张形式的实例支架的俯视图。

[0021] 图11提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式以及呈扩张和/或呈扩张形式的包括成角度的支撑臂的实例支架的俯视图。

具体实施方式

[0022] 本文提供的标题只是为了方便,并不一定影响所要求保护的发明的范围或含义。

[0023] 尽管下文公开了某些优选示例和示例,但是本发明的主题超出了具体公开的示例,扩展到其它替代示例和/或用途,以及其修改和等同物。因此,由此产生的权利要求的范围不受下文描述的特定示例中的任一示例的限制。例如,在本文公开的任何方法或过程中,该方法或过程的动作或操作可以以任何合适的顺序执行,并且不必限于任何特定公开的顺序。各种操作可以以可有助于理解某些实例的方式依次被描述为多个分立操作;然而,描述的次序不应被解释为暗示这些操作是次序相关的。另外,本文所描述的结构、系统和/或装置可以体现为一体化部件或单独部件。为了比较各种实施例,描述了这些实例的某些方面和优点。不一定所有这些方面或优点都通过任何特定实例来实现。因此,例如,各种示例可以以实现或优化本文教导的一个优点或一组优点的方式执行,而不一定实现本文也教导或建议的其它方面或优点。

[0024] 在人类和其它脊椎动物中,通过包括各种动脉、毛细血管、静脉和冠状血管的血液循环系统促进整个身体的血液循环,所述动脉、毛细血管、静脉和冠状血管与心脏一起工作以将血液供应到身体的各个区域。心脏通常包括具有四个泵送腔室的肌肉器官,其中其流动至少部分地由各种心脏瓣膜(即,主动脉瓣、二尖瓣(或双尖瓣)、三尖瓣和肺动脉瓣)控制。瓣膜可以被配置成响应于在心动周期的各个阶段(例如,舒张和收缩)期间存在的压力梯度而打开和关闭,以至少部分地控制血液到心脏的相应区域和/或血管(例如,肺动脉、主动脉等)的流动。瓣膜可允许心脏与心血管系统的各个动脉之间的流体流动。

[0025] 图1示出具有与本发明公开内容的某些实例相关的各种特征的心脏1和相关联动脉15的实例表示。心脏1包含四个腔室,即左心房2、左心室3、右心室4和右心房5。心脏1还包含用于辅助血液在其中循环的四个瓣膜,包含将右心房5与右心室4分开的三尖瓣8。三尖瓣8通常可以具有三个尖瓣或瓣叶,并且通常可以在心室收缩(即心脏收缩)期间闭合,而在心

室扩张(即心脏舒张)期间打开。心脏1的瓣膜还包含肺动脉瓣9,所述肺动脉瓣将右心室4与肺动脉分开,并且可被配置成在心脏收缩期间打开以使得血液可朝向肺泵送,且在心脏舒张期间闭合以防止血液从肺动脉泄漏回到心脏中。肺动脉瓣9通常具有三个尖瓣/瓣叶(未展示)。心脏1还包含二尖瓣6,所述二尖瓣通常具有两个尖瓣/瓣叶(未展示),且将左心房2与左心室3分开。二尖瓣6通常可被构造成在心脏舒张期间打开,使得左心房2中的血液可以流入左心室3中,并且有利地在心脏舒张期间闭合,以防止血液漏回左心房2中。主动脉瓣7将左心室3与主动脉11分开。主动脉瓣7被配置成在心脏收缩期间打开以允许离开左心室3的血液进入主动脉11,且在心脏舒张期间关闭以防止血液漏回左心室3中。

[0026] 主动脉经由主动脉瓣7耦合到心脏,其中升主动脉11由心脏1产生且产生无名动脉27、左颈总动脉25和左锁骨下动脉29,之后继续作为降胸主动脉13且进一步作为腹主动脉15。

[0027] 例如主动脉15的动脉可利用动脉顺应性通过血管壁的拉伸来存储和释放能量。如本文中所描述,动脉“顺应性”可指动脉血管随着跨壁压的增加而扩张且体积增加的能力,或者动脉或其部分在施加扩张或压缩力时抵抗朝向其原始尺寸的回缩的趋势。

[0028] 在正常顺应性血管中,通过血管壁的响应于心跳的拉伸和缩回而发生体积扩大和缩小。老化、高血压和其它因素可能导致血管系统中的血管壁的弹性降低,从而导致血管顺应性降低。此血管顺应性降低(也称为动脉僵硬度或血管僵硬度)可能导致在舒张压到收缩压变化期间的体积变化最小。取决于发生降低的血管顺应性的位置,患者的健康会受损。举例来说,主动脉15中的顺应性丧失可导致脉压增加(例如,收缩压增加和/或舒张压降低),且可导致左心室工作负荷增加(和/或心脏效率降低)。主动脉顺应性丧失也可对冠状动脉灌注具有不利影响。改善血管顺应性恢复的治疗可包含添加附接到血管系统的顺应性腔室,其中顺应性腔室提供附加的顺应性。此类腔室可能引入挑战,例如血栓形成和疲劳问题。

[0029] 本发明提供用于通过在初始植入期间引起血管的横截面几何形状的暂时变化而不改变血管的周壁长度或使血管的周壁长度变化最小来恢复对非顺应性血管结构的顺应性的系统、装置和方法。更具体地,血管的松弛/舒张横截面形状可改变为非圆形形状,和/或当经受增加的压力时(例如,在心脏收缩期间),血管可呈现圆形(或更圆形)形状。由于可用圆形形状实现最高的面积与周边比率,因此提供非圆形形状与圆形(或更圆形)形状之间的过渡的装置可允许横截面积扩大。因此,本文中的一些实例可允许血管横截面积在心脏舒张/心脏收缩之间的扩大/缩小而不需要血管壁的高弹性。

[0030] 一些实例系统可包括弹性弹簧状装置,所述弹性弹簧状装置可将血管的横截面形状扭曲(例如,经由推动、拉动等)为可在心脏舒张时(即,在较低的所施加压力期间)具有较小横截面积的横截面形状。在心脏收缩时(即,在较高的所施加压力期间),弹性装置可扩张或以其它方式弯曲以增加血管的横截面积(例如,经由血管和/或装置几何形状的变化,但血管和/或装置周长的变化几乎没有或没有),以提供期望的附加的顺应性。

[0031] 在一些实例中,支架和/或类似装置可向放置其的任何血管提供附加的顺应性(即,附加的体积随着恒定的压力变化而变化)。术语“支架”根据其广泛和普通的含义在本文中使用,且可指被配置为植入血管中以改善血管的顺应性的任何装置。此附加的顺应性可有益于可能遭受增加的收缩压(例如,高血压)的脉动血流系统的任何部分。一些实例装

置可被配置成以恒定的心输出量将收缩流转换为舒张流(例如,产生增加的心脏效率),这在主动脉和/或冠状动脉灌注中可能是高度有益的。可受益于附加的顺应性的血管的实例可包含主动脉、肺动脉和/或上腔静脉/下腔静脉。

[0032] 在一些实例中,当处于舒张/松弛/偏置状态时,柔性支架和/或其它植入物可用于将非顺应性/非弹性血管重塑为非圆形形状。非圆形形状可包含椭圆形、三角形、花生形、8字形等。支架和/或其它植入物可被配置为朝向非圆形形状偏置,和/或可能够响应于压力而变形为圆形/更圆形形状(且因此变形为较大横截面积)。举例来说,通过非顺应性/非弹性血管的血流可能够引起本文中所描述的支架和/或类似装置的变形。非圆形形状的周长可与更圆形形状相同或类似。以这种方式,支架和血管可维持相同的周长和/或具有最小的周长变化,同时响应于血流变化而改变形状。在一些实例中,非圆形形状可具有比更圆形形状更小的横截面积。当心脏跳动时,血管可变形为更圆形形状,之后支架/植入物可被配置成将血管压回和/或拉回更非圆形形状。以这种方式,支架/植入物可被配置成恢复对原本非顺应性血管的一些顺应性。

[0033] 在一些实例中,支架可部署在血管内。然而,一个或多个支架可另外或替代地被配置为围绕血管的外表面定位。支架可包括一个或多个钩和/或适于帮助将支架固定到血管壁的组织的其它附接机构。

[0034] 支架可包括界定细长管状构件的支架壁,所述细长管状构件具有带第一开口的第一端。管状构件还可包括具有第二开口的第二端、在第一开口与第二开口之间延伸的管腔,和/或在第一端与第二端之间延伸的支架长度。支架壁可包括开孔壁,和/或可适于例如经由向外引导的钩和/或内皮化固定到血管的血管壁。支架壁和/或至少部分地由支架壁包围的管腔可被配置成形成横截面形状、横截面积、主要尺寸和/或次要尺寸。支架可在第一配置与第二配置之间弹性变形,其中支架朝向第一配置偏置。第一配置可界定支架的各种特性,例如,主要尺寸可为第一主要尺寸,次要尺寸可为第一次要尺寸,横截面积可为第一横截面积,且横截面形状可为第一横截面形状。第二配置可界定支架的各种特性,例如,主要尺寸可为第二主要尺寸,次要尺寸可为第二次要尺寸,横截面积可为第二横截面积,且横截面形状可为第二横截面形状。第一次要尺寸可小于第二次要尺寸,第一主要尺寸可大于第二主要尺寸,和/或第一横截面积可小于第二横截面积。

[0035] 在一些实例中,一个或多个支架可至少部分地由例如镍钛诺的形状记忆材料构成。支架可被配置为朝向第一横截面形状偏置。第一横截面形状可为任何形状,包含椭圆形、三角形、花生形、8字形和/或肾形。

[0036] 支架可被配置为以压缩配置经皮递送到血管。一旦在血管内,支架和/或支架的支架壁可被配置为径向扩张成与血管壁(例如,主动脉的主动脉壁)直接表面接触。在一些实例中,支架可被配置为扩张以使得支架的管腔的周长可至少在支架扩张之前近似和/或超过血管的周长。在一些情况下,被配置成扩张到比天然血管至少稍大的周长的支架可提供改善的牵引力和/或对血管内的迁移的阻力。此外,具有近似和/或大于血管的周长的支架可增加和/或确保与血管的积极接合和/或最大化顺应性效应。支架壁和/或支架壁的一部分可被配置为内皮化到血管壁中。在一些实例中,血管可为主动脉,和/或管腔的第二横截面积可近似其中部署支架的主动脉区段的横截面积。

[0037] 支架可适于在支架和/或支架壁在血管内的径向扩张且扩张成与血管壁直接接触

之后物理地保持在特定配置中,这可为支架例如经由内皮化固定到血管壁提供时间。举例来说,支架可包括和/或可被配置成附接到张力线,所述张力线可被配置成将支架物理地保持处于特定的期望配置,例如其中张力线适于将支架主要尺寸或次要尺寸约束为期望大小(例如,将支架保持处于更椭圆形形状或更圆形形状)。张力线可被配置为可溶解在患者的血液中。张力线可被配置为由例如介入心脏病专家的用户从支架经皮移除。

[0038] 本文中所描述的用于提供对天然血管的顺应性的一些系统可包含导管和/或例如支架的植入物。导管可包括导管远侧部分、导管近侧部分和/或从导管远侧部分延伸到导管近侧部分的细长导管主体。在一些实例中,导管可适于导管远侧部分在患者的脉管系统内经皮推进到血管。导管远侧部分可包括适于使支架径向扩张成与血管壁接触的可扩张球囊。导管远侧部分可包括适于防止支架径向扩张的可缩回鞘。举例来说,导管远侧部分可被配置成防止支架从第一(例如,压缩)配置扩张到第二(例如,扩张)配置。

[0039] 一些实例装置可包含混合/复合结构,例如具有适于将装置固定在患者脉管系统内的支架的装置,所述支架与用于在心脏跳动时响应于血压而在较小横截面积与较大横截面积之间变形的自扩张/偏置支架组合。举例来说,装置可包括远侧支架,所述远侧支架在扩张配置中可包括远侧支架管腔和远侧支架横截面积。远侧支架可包括远侧支架壁,所述远侧支架壁具有开孔配置,所述开孔配置适于直接接合血管的血管壁和/或允许血液从远侧支架管腔流动到血管壁。装置还可包括近侧支架,所述近侧支架具有与远侧支架类似的配置,例如具有带近侧支架管腔和近侧支架横截面积的扩张配置,和/或包括近侧支架壁,所述近侧支架壁具有开孔配置,所述开孔配置适于直接接合血管壁且允许血液从近侧支架管腔流动到血管壁。装置还可包含被配置为定位在远侧支架与近侧支架之间的中间支架,中间支架由记忆材料形成且形成中间支架管腔。中间支架可被配置为在第一配置与第二配置之间弹性变形,和/或可被配置为朝向第一配置偏置,其中在第一配置中,中间支架和/或中间支架管腔可包括第一横截面形状、第一横截面积、第一主要尺寸和第一次要尺寸。第一次要尺寸可小于第一主要尺寸,和/或第一横截面积可小于远侧支架横截面积和/或小于近侧支架横截面积。装置可包括在远侧支架与近侧支架之间且沿着中间支架部分的中间支架壁延伸的衬里。衬里可适于防止血液流过其中。

[0040] 在第二配置中,中间支架和/或中间支架管腔可具有第二横截面形状、第二横截面积、第二主要尺寸和/或第二次要尺寸,其中第一次要尺寸小于第二次要尺寸。第一主要尺寸可小于第二主要尺寸。远侧支架和近侧支架可适于径向扩张成与血管壁(例如,主动脉的主动脉壁)接触。管腔的第二横截面积可近似主动脉的横截面积。

[0041] 远侧支架和近侧支架可至少部分地由可塑性变形材料(例如,不锈钢或钴合金)构成,从而产生更圆形的横截面。中间支架可至少部分地由形状记忆材料(例如,镍钛诺)构成。中间支架的第一横截面形状可具有任何形状,例如椭圆形、三角形、肾形、花生形和/或8字形。

[0042] 一些实例可涉及用于恢复对血管的顺应性的方法。方法可包含提供包括递送导管和/或支架的系统,其中递送导管具有导管远侧部分、导管近侧部分和导管细长主体。递送导管可适于推进到患者的脉管系统中以将导管远侧部分定位在期望血管内。支架可为如本文中所公开的任何植入物。方法可涉及将导管远侧部分推进通过患者的脉管系统到达期望血管、将导管远侧部分定位在期望血管中的期望治疗部位处、将支架径向扩张成在期望治

疗部位处与血管壁接触和/或从患者的脉管系统移除递送导管。导管远侧部分可包括可扩张球囊,其中径向扩张支架可涉及扩张球囊。当导管远侧部分被推进通过患者的脉管系统时,支架可被配置成定位在可扩张球囊上。导管远侧部分可包括被配置成至少部分地在支架上方滑动的鞘,使得当导管远侧部分被推进通过患者的脉管系统时,鞘可被配置成至少部分地定位在支架上方。

[0043] 在期望治疗部位处将支架径向扩张成与血管壁接触之后,支架可被配置成由处于期望配置的约束件物理地保持,例如保持在第一配置或第二配置中。在从患者移除递送导管之后(例如,包含在支架已经内皮化或以其它方式固定到血管壁以后和/或之后数小时或数天),可从支架释放约束件,使得支架可不再保持在第一配置或第二配置中和/或可采用任一配置和/或在所述配置之间变形。在一些实例中,约束件可包括张力线。释放约束件可涉及切割和/或移除张力线。张力线可为可吸收的,且从约束件释放支架可被配置成响应于可吸收张力线暴露于患者的血液而发生。可吸收张力线可适于在足够的时间内吸收,使得在可吸收张力线被吸收且支架从约束件释放之前,支架可被内皮化或以其它方式固定到血管壁。

[0044] 支架可包括管状/圆柱形形状、简单环、C形夹子/夹具和/或弹簧状机构。在一些实例中,支架可至少部分地由例如镍钛诺的形状记忆材料构成,这可允许支架变形以使得血管在经受外力(例如,由血流引起的力)时呈现圆形形状且接着返回到非圆形形状以减小血管横截面积。

[0045] 在一些实例中,支架可至少部分地自扩张,例如在由例如镍钛诺的记忆材料形成的情况下。支架可被配置成经由导管递送到血管中、周围或附近的期望位置。导管可包括可扩张球囊,以帮助将支架展开成与血管牢固地初始接触,例如其中球囊将支架扩张到大于其编程/偏置状态的展开大小/直径。展开大小/直径甚至可大于支架可稍后在由于血流/心跳而扩张时实现的扩张大小/直径。此展开大小/直径可足以将支架嵌入或以其它方式固定到血管壁。在一些实例中,支架可至少部分地开孔,以便避免阻塞分支血管。然而,在另一实例中,支架可被完全覆盖,以便将主动脉或其它血管与流体压力(例如,动脉瘤区域或受损的血管壁)隔离。

[0046] 支架可包括倒钩和/或其它附接机构,其可防止迁移和/或可帮助将支架可靠地保持到血管壁,以便使得血管横截面形状响应于支架形状变化而变化。此类倒钩和/或其它附接装置可适于接合其中部署支架的血管的壁。

[0047] 在一些实例中,支架可包括从主支架主体(例如,本文中所公开的主支架主体中的任一个)延伸的一个或多个锚。一个或多个锚中的每一个可适于部署成与分支血管或其它血管结构的组织接合,例如其中分支血管远离主血管分支。分支血管可具有可小于其中部署主支架主体的主血管的直径的直径。锚中的一个或多个可在主支架主体的第一端与第二端之间的位置处从主支架主体延伸,或者从主支架主体的第一端或第二端延伸。锚中的一个或多个可适于部署成与肾动脉的壁接触,或部署到髂动脉的壁中。锚中的一个或多个可包括线形结构(例如,由形状记忆材料形成),和/或可适于在分支血管内通过和/或适于接合例如髂动脉或肾动脉的分支血管的壁组织。锚中的一个或多个可包括锚支架主体,所述锚支架主体具有界定锚支架管腔的锚支架壁,和/或锚支架主体可适于径向扩张成与例如髂动脉或肾动脉的分支血管的壁接触。锚支架主体可至少部分地由形状记忆材料构成,和/

或可朝向其中锚支架管腔包括非圆形的横截面形状(例如,椭圆形、三角形、花生形或肾形)的配置偏置。在一些实例中,锚支架主体可具有在0.5cm与7cm的范围内的总长度。

[0048] 在一些实例中,支架可包括一个或多个支撑臂,所述一个或多个支撑臂被配置成在某些血压条件下至少部分地抵抗支架的变形。举例来说,在舒张压期间,支撑臂可被配置成将支架保持处于松弛形式(例如,大体上椭圆形的横截面形状)。在收缩压期间,支撑臂可被配置成屈服和/或拉伸以允许支架变形到第二配置(例如,大体上圆形的横截面形状)。支架可包括任何数目个支撑臂,和/或支撑臂可位于支架的中心轴附近和/或远离支架的中心轴。在一些实例中,一个或多个支撑臂可被配置成横向地延伸跨越由支架形成的管腔。

[0049] 在一些实例中,包含如本文中所描述的一个或多个支架的系统可用于腔内修复(例如,腹主动脉瘤(AAA)腔内修复)。举例来说,导管可插入患者的血管中以在动脉瘤处或附近递送支架。支架可被配置成充当移植物,和/或可被配置成在血管内从不太圆的形状扩张和/或变形为更圆形形状,以形成用于血流的更稳定通道。

[0050] 本文中所描述的系统、装置和/或方法可用于各种基于导管的手术中,包含微创手术和经皮手术。在一些实例中,方法/系统/装置可涉及通过小胸部(或腹部)切口的经主动脉递送。在其它实例中,方法/系统/装置可用于微创手术中。在又其它实例中,方法/系统/装置可用于经皮手术中,例如经由一个或多个导管进入患者的动脉系统(例如,通过股骨或肱动脉)。

[0051] 图2A和图2B描绘具有弹性的血管壁12的血管10。处于舒张压(图2A)的血管10可具有相对小的直径14a和横截面积16a,但在收缩压(图2B)中,血管壁12拉伸,使得血管10呈现较大的直径14b和横截面积16b。

[0052] 图3A和图3B描绘具有无弹性的和/或已失去弹性的血管壁12的血管10。舒张直径14a和/或舒张横截面积16a(图3A)可仅略小于收缩直径14b和收缩横截面积16b(图3B)。

[0053] 图4A和图4B描绘植入血管10内的顺应性支架700。支架700可被配置成恢复对血管10的顺应性。支架700可包括被配置成接合血管壁12的支架壁。响应于舒张压,支架700可被配置成具有带长轴26a和短轴28a的椭圆形舒张形状。支架700可被配置成使得血管10呈现对应的舒张椭圆形形状和/或舒张横截面积16a。响应于收缩压,支架700可被配置成呈现更圆形的收缩形状,这可使得血管壁12呈现其中支架短轴28b接近或等于支架长轴26b和/或具有扩大的收缩横截面积16b的对应更圆形的收缩形状。

[0054] 图5A至图5D描绘根据一些实例的支架500的视图。图5A示出沿着支架500的长轴的第一侧视图,图5B示出沿着支架500的短轴的第二侧视图,图5C提供支架500的第一透视图,且图5D提供支架500的第二透视图。如本文中所使用,术语“主要”和“次要”是相对术语,和/或支架500可包括可具有比第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b更大的长度的第一主要侧面502a和/或第二主要侧面502b。在一些实例中,第一主要侧面502a可大体上跨越支架的管腔510从第二主要侧面502b定位。类似地,第一次要侧面504a可大体上跨越支架500的管腔510从第二次要侧面504b定位。第一主要侧面502a和第二主要侧面502b可沿着第一平面延伸,和/或第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b可沿着第二平面延伸。

[0055] 本文中所描述的支架500的各种部件可以是单独部件,和/或可包括相同部件的延伸部。举例来说,第一主要侧面502a、第一次要侧面504a、第二主要侧面502b和/或第二次要侧面504b可以不是单独部件,和/或可指支架500的非不同部分。支架500可不包括本文中所

描述的部件之间的不同分离点和/或过渡点。然而,出于本文中的说明性目的,可以不同术语描述这些部件。

[0056] 支架500可被配置成在支架500的默认和/或静止状态中形成大体上椭圆形的管腔510。举例来说,支架500的侧面可至少部分地弯曲,特别是在例如第一主要侧面502a与第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b之间的过渡区512处。在一些实例中,至少在支架500的默认和/或静止形式下,第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b可具有比第一主要侧面502a和/或第二主要侧面502b相对更大的曲率。

[0057] 在一些实例中,支架500可包括一个或多个支柱506的网状结构,所述网状结构可互连和/或在支柱506之间形成一个或多个单元508。由支柱506形成的一个或多个单元508可具有大体上菱形和/或矩形形式。

[0058] 支架500可包括被配置成至少部分地延伸跨越支架500的管腔510的一个或多个支撑臂520。一个或多个支撑臂520可包括支架500的中间部分517。中间部分517可位于支架500的第一端部分515与第二端部分519之间。第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519可各自延伸大致短轴的全长(例如,从第一主要侧面502a延伸到第二主要侧面502b)。第一端部分515和/或第二端部分519可类似地延伸大致长轴的全长(例如,从第一次要侧面504a延伸到第二次要侧面504b)。然而,中间部分517可不延伸长轴的全长。在一些实例中,中间部分517可延伸大致长轴的长度的一半。换句话说,支架500可具有跨越第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519的大体上恒定宽度,和/或可具有跨越第一端部分515和第二端部分519的大体上恒定深度。然而,支架500可在中间部分517处具有较小深度。

[0059] 中间部分517可形成大体上椭圆形的内管腔530,所述内管腔可具有比由第一端部分515和/或第二端部分519形成的管腔510更小的面积。在一些实例中,内管腔530可包括支架500的管腔510的子区段。

[0060] 支柱506可被配置成相对于彼此弯曲和/或导航以向支架500提供柔性。举例来说,支柱506可被配置成弯曲以允许支架500在导管和/或其它递送装置内呈现大体上压缩的形式。在从导管和/或其它递送装置移除时,支架500和/或支柱506可被配置成松弛和/或呈现默认的扩张和/或松弛形式。支架500可被配置以使得当放置在血管内时,第一端部分515和/或第二端部分519的第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b可接触血管壁和/或对血管壁施加力。

[0061] 中间部分517可包括被配置成至少部分地延伸跨越支架500的管腔510的一个或多个支撑臂520。在一些实例中,支撑臂520可包括一个或多个张力弹簧525,所述一个或多个张力弹簧被配置成天然地呈现卷曲和/或压缩形式和/或响应于血压变化和/或血压增加到阈值量以上而扩张和/或变直。一个或多个张力弹簧525可具有呈静止/压缩/卷曲形式的大体上波浪形形式。此外,一个或多个张力弹簧525可具有一定刚性,和/或可至少部分地抵抗扩张和/或变直。因此,一个或多个张力弹簧525可被配置成仅响应于增加的压力(例如,在90mmHg至160mmHg的范围内)而变形、扩张和/或变直,和/或可在移除此压力之后返回到静止和/或卷曲形式。

[0062] 一个或多个张力弹簧525可被配置成形成一个或多个环527,所述一个或多个环可具有液滴形状以向支撑臂520提供稳定性和/或刚性。张力弹簧525可以风琴形状对准,如图5B中最佳地展示。

[0063] 如图5A中最佳地展示,当面向第一主要侧面502a和/或第二主要侧面502b观察时,支架500可具有可变宽度。举例来说,第一端部分515和/或第二端部分519可具有可大于中间部分517的宽度的大体上相等的宽度。第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519中的每一个的宽度可在每一个单独部分上大体上恒定。换句话说,支架500的宽度可不为锥形的,和/或可从第一端部分515突然改变到中间部分517和/或从中间部分517突然改变到第二端部分519。

[0064] 如图5B中最佳地展示,当面向第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b观察时,支架500可具有大体上恒定的宽度(即,深度)。支撑臂520可被配置成以图5A至图5D中所展示的松弛和/或压缩形式呈现大致等于第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519的第一主要侧面502a与第二主要侧面502b之间的距离的长度。

[0065] 一个或多个支撑臂520可被配置成至少部分地延伸跨越由第一端部分515和/或第二端部分519形成的管腔。举例来说,第一端部分515和/或第二端部分519可在大小上大致相等,和/或可对准以使得由第一端部分515形成的管腔线性地延伸到由第二端部分519形成的管腔。中间部分517的一个或多个支撑臂520可横向地延伸跨越由第一端部分515形成的管腔与由第二端部分519形成的管腔之间的空间。举例来说,流过第一端部分515和/或第二端部分519的管腔的血液可接触一个或多个支撑臂520。一个或多个支撑臂520可包括被配置成响应于力(例如,血压变化)而增加长度的张力弹簧和/或至少部分卷曲的线形结构。

[0066] 第一端部分515、第二端部分519和/或中间部分517可被配置成接触一个或多个血管壁。举例来说,支架500和/或第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519的第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b可被配置成接触呈图5A至图5D中所展示的松弛和/或未扩张形式的一个或多个血管壁。响应于血流和/或血压变化,一个或多个支撑臂520可被配置成扩张,和/或第一端部分515和/或第二端部分519可被配置成弯曲和/或变形为更圆形形式。因此,支架500和/或第一端部分515和/或第二端部分519的第一主要侧面502a和/或第二主要侧面502b可被配置成接触一个或多个血管壁和/或在血管壁上施加压紧力。

[0067] 支架500和/或第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519可包括可弹性变形支柱506的网状结构,所述可弹性变形支柱被配置成响应于血流和/或血压变化而弯曲和/或变形。举例来说,支柱506可被配置成径向地扩张,和/或第一端部分515、中间部分517和/或第二端部分519可被配置成从第一配置(例如,图5A至图5D中所展示的静止和/或未扩张配置)径向地扩张到第二配置(例如,更圆形形式;参见图6)。支架500的不与第一配置中的一个或多个血管壁接触的一个或多个部分可移动成与第二配置中的一个或多个血管壁直接接触。支架500的周长可在第一配置与第二配置之间保持不变。当从第一配置移动到第二配置时,支架500的横截面积可增加。

[0068] 第一配置中的第一主要侧面502a与第二主要侧面502b之间的距离可界定支架500的第一次要尺寸。第一配置中的第一次要侧面504a与第二次要侧面504b之间的距离可界定第一主要尺寸。当支架500从第一配置移动到第二配置时,支架500可呈现大于第一次要尺寸的第二次要尺寸(例如,第一主要侧面502a与第二主要侧面502b之间的距离)。类似地,当支架500从第一配置移动到第二配置时,支架500可呈现小于第一主要尺寸的第二主要尺寸(例如,第一次要侧面504a与第二次要侧面504b之间的距离)。

[0069] 支架500可在图5A至图5D中所展示的静止状态中具有大体上椭圆形的横截面形

状。支架500的周长可超过和/或近似主动脉和/或其它血管的周长和/或横截面积。因此,随着支架500在第二配置中变形为更圆形的横截面形状,支架500的侧面可越来越多地压靠在主动脉和/或其它血管的壁上。

[0070] 在图5A至图5D中所展示的支架500的第一配置中,第一端部分515和/或第二端部分519(例如,沿着长轴)的长度(例如,第一次要侧面504a与第二次要侧面504b之间的距离)可大于第一端部分515和/或第二端部分519(例如,沿着短轴)的宽度(例如,第一主要侧面502a与第二主要侧面502b之间的距离)。第一端部分515和/或第二端部分519可被配置成响应于血流和/或血压变化而变形,使得第一端部分515和/或第二端部分519的长度至少部分地减小,和/或第一端部分515和/或第二端部分519的宽度至少部分地增加。

[0071] 中间部分517可具有大体上椭圆形和/或矩形形状。举例来说,中间部分517可沿着第一主要侧面502a和/或第二主要侧面502b大体上平坦。此外,中间部分517的一个或多个支撑臂520可大体上线性地延伸跨越支架500的第一主要尺寸。因此,中间部分517可包括四个大体上笔直的侧面。中间部分517、第一端部分515和/或第二端部分519的拐角和/或边缘可为大体上修圆的。

[0072] 第一配置中的中间部分517的长度(例如,中间部分517的支撑臂520之间的距离)可小于第一端部分515和/或第二端部分519的长度。第一配置中的中间部分517的宽度(例如,第一主要侧面502a与第二主要侧面502b之间的距离)可大致等于第一端部分515和/或第二端部分519的宽度。在第一配置中,中间部分517的长度可大致为第一端部分515的长度和/或第二端部分519的长度的一半、百分之七十五和/或小于百分之一百的任何其它量。在第二配置中,当支架500呈现更圆形形式时,中间部分517的宽度可增加超过第一端部分515和/或第二端部分519的宽度。

[0073] 中间部分517可包括沿着支架500的第一主要侧面502a延伸的第一侧面和/或沿着支架500的第二主要侧面502b延伸的第二侧面。中间部分517的第一侧面和/或第二侧面可与第一端部分515和第二端部分519的对应侧面共面。

[0074] 一个或多个支撑臂520可为大体上笔直的。第一端部分515和/或第二端部分519可包括沿着第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b和/或沿着支架500的短轴的大体上修圆的端部和/或边缘。

[0075] 虽然第一端部分515和第二端部分519展示为具有大体上笔直的侧面(例如,沿着第一主要侧面502a、第二主要侧面502b、第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b),但第一端部分515和/或第二端部分519可具有锥形和/或倾斜侧面。举例来说,第一端部分515和/或第二端部分519可沿着第一次要侧面504a和/或第二次要侧面504b逐渐变窄和/或减小宽度,使得第一端部分515和/或第二端部分519的宽度在中间部分517处或附近最小。

[0076] 在一些实例中,支架500的至少一部分和/或支架500的支柱506和/或单元508的至少一部分可至少部分地由覆盖物覆盖。覆盖物可被配置成增加支柱506的摩擦和/或关闭单元508以减少通过单元508的血流。

[0077] 一个或多个支撑臂520可至少部分地由镍钛诺和/或具有形状记忆特征的其它材料和/或合金构成。举例来说,镍钛诺支撑臂520可被配置成在达到可能发生支撑臂520变形的水平(例如,大致8%的应变)之前增加应变。以这种方式,支撑臂520可抵抗舒张压,和/或可被配置成仅响应于收缩压和/或增加的压力和/或处于或高于给定量的压力而变形和/或

扩张。

[0078] 虽然支架500展示为包括两个支撑臂520,但支架500可包括任何数目个支撑臂520。举例来说,支架500可包括四个支撑臂520。

[0079] 图6提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式605(在图6中使用实线示出)和呈扩张和/或呈扩张形式607(在图6中使用虚线示出)的实例支架600的俯视图。支架600可被配置成响应于支架600所在的血管和/或其它解剖结构内和/或周围的压力变化而从静止形式605扩张到扩张形式607。

[0080] 支架600可包括一个或多个支撑臂620,所述一个或多个支撑臂被配置成延伸跨越由支架600形成和/或由支架600的第一端部分和第二端部分形成的管腔610。支架600的中间部分可形成内管腔630(例如,在中间部分的支撑臂620之间)。在一些实例中,支架600可在静止形式605中具有大体上椭圆形和/或丸形形式,其中支架600的一个或多个端部分形成修圆边缘604(例如,图5的次要侧面504a、504b),和/或其中一个或多个端部分和/或中间部分形成大体上笔直的侧面602(例如,图5的主要侧面502a、502b)。支架600可包括第一主要侧面602a、第二主要侧面602b、第一次要侧面604a和/或第二次要侧面604b。

[0081] 当支架600经历压力变化时,支架600可被配置成呈现更弯曲和/或大体上圆形的扩张形式607。如图6中所展示,扩张形式607可使得支撑臂620延伸以延伸跨越支架600的较大宽度。支撑臂620的延伸可通过形成支架600的支柱606的弯曲和/或导航和/或通过减小支架600的中间部分的长度来实现。

[0082] 在松弛形式605中,支架600可具有相对小的横截面积。支架600可被配置成响应于主动脉血压增加而扩张到扩张形式607(例如,在心脏收缩期间)。因此,支架600可呈现更圆形横截面,这可增加支架600的横截面积(例如,通过支架600的支柱606的弯曲和/或移动),同时大体上维持支架600的圆周。横截面积的增加可促进心脏收缩的脉动电击的吸收。在心脏收缩之后,支架600和/或血管可返回到松弛形式605和/或大体上椭圆形形状。返回到松弛形式605可迫使血液通过主动脉。因此,可使通过主动脉的血压脉搏平滑以模仿更顺应性主动脉的性能。

[0083] 支架600部分可在静止和/或默认形式605中具有带长轴26a和短轴28a的大体上非圆形(例如,椭圆形)形状。当血管10中的血压增加时,支架600可被配置成允许血液穿过管腔610和/或压靠血管壁12。在压力增加的时段期间,支架600可被配置成至少部分地沿着支架600的长轴26a压缩,使得支架600呈现扩张形式607的不太椭圆形/更圆形形状,其中长轴26b可比其在血压增加之前更短,和/或血管10可具有比在图6的更椭圆形形状中更大的横截面积。

[0084] 虽然形成支架600的支柱606可至少部分地柔性以使得能够改变支架600的横截面积,但支柱606可至少部分地抵抗形状变化。举例来说,如果支架600太有反应(例如,太柔性),那么支架600可能无法充分地抵抗心脏收缩期间的血压增加,和/或会过早地改变形状。因此,支柱606可被配置成响应于压力超过阈值量而弯曲和/或改变形状。在一些实例中,支柱606可变厚,然而,支柱606的变厚可能在支柱606弯曲时使得支柱606的材料上的应力增加。

[0085] 支架600的中间部分可被配置成至少部分地延伸跨越支架600的管腔610以形成支架600的支撑臂和/或弦。因此,中间部分可提供增加的环化阻力,和/或可增加在心脏收缩

之后将支架600拉回到松弛形式605的力。

[0086] 中间部分(例如,支撑臂)的至少一部分可由具有更弯曲形状的张力弹簧和/或支柱606形成,以为延伸跨越支架600的管腔610的支撑臂提供增加的弹簧行为。支撑臂的张力弹簧可被调谐(例如,通过其几何形状和/或使用支柱606的热处理)以允许支撑臂至少部分地独立于支架600的管状几何形状而具有弹簧行为。在一些实例中,支撑臂可和/或支架600的其它支柱606可至少部分地由一种或多种形状记忆合金(例如,镍钛诺)构成,以允许支撑臂具有相对高的阻力直到达到阈值血压水平和/或允许当达到阈值血压水平时从松弛形式605移动到扩张形式607。举例来说,支架600可被配置成在心脏收缩期间的给定点处和/或在心脏收缩开始时不立即从松弛形式605移动到扩张形式607。举例来说,支撑臂可被调谐以使得在阈值血压下达到马氏体应力。

[0087] 松弛形式605下的支架600的椭圆形形状可提供在松弛形式605与扩张形式607之间沿着支架600的短轴的相对高的横截面变化。支架600的大部分体积变化可在舒张压以上施加和/或不在心脏收缩开始时立即施加。在一些实例中,支架的中间部分可包括一个或多个双相弹簧。

[0088] 在一些实例中,支架600可由激光切割的海波管(hypotube)形成。

[0089] 图7A和图7B描绘具有支架700部分的血管10,所述支架部分具有管腔710,血液可自由地流过所述管腔。在图7中,支架700部分可具有带长轴26a和短轴28a的大体上非圆形(例如,椭圆形)形状。当血管10中的血压增加时,支架700可被配置成允许血液穿过管腔710和/或压靠血管壁12。因此,血压可在血管壁12中,特别是在大致平行于支架长轴26a延行的血管壁部分中产生张力48。张力48可导致血管10沿着支架700的长轴26a压缩支架700,使得支架700呈现如图7B中所描绘的不太椭圆形/更圆形形状,其中长轴26b可比其在血压增加之前更短(图7中所展示),和/或血管10可具有比在图7的更椭圆形形状中更大的横截面积。支架700可包括横向地延伸跨越支架700的管腔的一个或多个支撑臂720。

[0090] 对于闭合/覆盖的支架700,可防止血液流过支架700以向外压靠血管壁12。相反,压力负荷可经由支架700的衬里材料(例如,聚合物膜、生物假体材料、布等)直接作用到支架700上。对于此类闭合/覆盖/有衬里的支架700,支架700的一种或多种材料可在支架700与血管壁12之间和/或在支架700与可部署在同一血管10中的一个或多个邻近支架之间产生密封。此密封可使用支架700的外表面中的偏转来实现,例如呈支架700的外表面中的升高和/或降低的特征的形式。此类特征的实例可包含在支架700的远端和/或近端处的升高和/或降低的特征(例如,升高的凸块或边缘或降低的槽),以改进在前支架边缘和/或后支架边缘处和/或抵靠天然解剖结构的密封。例如凸块和/或脊和/或槽的升高和/或降低的特征可被配置为沿着支架700的长度定位在各种位置处。升高和/或降低的特征可以各种方式形成,例如使用顺应性材料,例如布、泡沫、弹性体等。

[0091] 图8描绘根据一个或多个实例的位于血管10内的实例支架800。支架可为开放的(即,可允许血液流过支架800)。在一些实例中,支架800可被配置成至少部分地接触血管10的一个或多个血管壁12和/或将力施加到所述一个或多个血管壁。

[0092] 支架800可包括第一端部分815、中间部分817和/或第二端部分819。在一些实例中,第一端部分815和/或第二端部分819可被配置成接合和/或接触血管10的一个或多个壁12。中间部分817可具有小于第一端部分815和/或第二端部分819的宽度的宽度,和/或可不

配置成接触血管10的壁12。中间部分817可包括由张力弹簧和/或类似机构形成的一个或多个可扩张支撑臂820。

[0093] 虽然在一些实例中,支架800可包括单个长度的线性管,但支架可包括多个长度的线性管和/或其它形式。举例来说,支架800可包括Y形结构,其中可提供具有分叉端的支架以配合解剖分叉。在此实例中,Y形的各个部分可朝向相同的一般形状偏置,和/或可朝向不同形状偏置。举例来说,Y形结构的主要基部/腿部可朝向第一形状(例如,椭圆形形状)偏置,Y形的左上臂部分可朝向第二形状(例如,肾形)偏置,和/或Y形的右上臂部分可朝向第三形状(例如,圆形形状)偏置。本文中所公开的形状的任何组合可应用于本文中所描述的各种实例的装置的各种部分。

[0094] 在一些实例中,支架800可包括一个或多个传感器804,所述一个或多个传感器可包含压力传感器和/或其它传感器。老化和/或其它因素可导致动脉系统中的弹性降低,和/或可导致血管顺应性丧失(例如,动脉僵硬度和/或血管僵硬度)。举例来说,主动脉中的顺应性丧失可导致脉压(例如,收缩压)增加,和/或可导致左心室工作负荷增加。主动脉顺应性丧失也可对冠状动脉灌注具有不利影响。添加耦合到本文中所描述的支架800的一个或多个传感器804可帮助量化和/或监测恢复的顺应性和/或降低的僵硬度的影响。传感器804可并入本文中所描述的支架中的任一个中。

[0095] 主动脉顺应性丧失可增加中心脉压和/或收缩压,和/或降低舒张压。一个或多个机载压力传感器804可提供准确的中心血压测量(例如,主动脉中的压力),和/或可监测恢复的顺应性的压力益处。压力传感器804可定位在椭圆形支架800上,使得传感器804可在支架800完全展开之前至少部分地暴露于主动脉压。举例来说,传感器804可在支架800的经导管递送期间定位在支架800的远端处。传感器804可提供基础压力数据以测量由于支架800的展开和/或主动脉顺应性的恢复而产生的压力变化。

[0096] 一个或多个传感器804可用于跟踪支架800的移动,和/或可提供从支架800的收缩形状到舒张形状的体积变化的定量测量。一个或多个传感器804可包括产生体积变化数据的接近和/或位置传感器,所述体积变化数据可与产生关于恢复的顺应性量的定量数据的压力变化数据耦合。

[0097] 一个或多个传感器804可包括温度传感器,所述温度传感器被配置成提供可用于各种医疗应用中的中心温度测量。举例来说,温度传感器可用于结合感应电流估计血流。

[0098] 虽然传感器804在图8中展示为耦合到第二端部分819,但一个或多个传感器804可耦合到支架800的任何部分,包含第一端部分815和/或中间部分817。传感器804可使用任何合适的附接装置和/或机构耦合到支架800。举例来说,如图8中所展示,一个或多个线圈813可用于至少部分地封闭支架800的传感器804和/或一个或多个支柱809,以将传感器804固定到支架800。

[0099] 图9A描绘具有用于部署支架900的递送导管142的系统140的实例。递送导管142可包括带手柄148的近端146,所述柄部上具有控制件。递送导管142还可包括适于例如经由经皮方法推进到血管中的远端150。系统140还可包括被配置成在递送期间覆盖和/或保护支架900的可缩回鞘152。在一些实例中,鞘152可被配置为缩回以允许支架900在期望部署位置处扩张。导管142可包括可扩张球囊154,所述可扩张球囊可选择性地扩张以便使支架900牢固地扩张成与血管壁接触。对于自扩张支架,球囊154可添加进一步扩张以抵靠血管壁牢

固地接合支架900。在一些实例中,系统140的部件可被配置为经由各种方法装载到递送导管142上。举例来说,径向起皱、折叠和/或滚动可用于装载到导管142上。

[0100] 图9B、图9C和图9D描绘使用递送导管142在血管156内部署支架900的侧视图。递送导管142的远端150可被推进到血管156中到达期望部署位置,如图9B中所描绘。鞘152可被缩回,此时自扩张支架900可被配置成径向扩张,如图9C中所展示。球囊154可被扩张,以扩张支架900和/或过度扩张自扩张支架900,从而将支架900牢固地压靠在血管156的壁上,如图9D中所描绘。在支架900被正确部署之后,可从患者抽出导管142。在抽出导管142之前,鞘152可被推进到闭合位置(例如,在球囊154上方返回)。在支架900部署在血管156中的情况下,支架900可被配置成在心脏舒张和/或心脏收缩期间根据需要使血管156变形,以响应于患者的心跳而改变血管横截面积,以便恢复一些血管顺应性。支架900可包括第一端部分915、中间部分917和/或第二端部分919。

[0101] 包含经由鞘152将导管142推进到适当位置的各种治疗方法在本公开的范围内。在一些实例中,动脉通路可经由尺寸设定成供用于一些手术中的通路鞘152获得。可在患者体内产生通向内部血管156(例如,股动脉)的切口。通路鞘152的远端可被推进通过切口和内部血液且进入目标血管156内的期望位置,其中导管手柄148在患者体外定位成邻近切口/通路部位。回声和/或荧光透视和/或其它可视化技术可用于确认支架900的正确位置。治疗和/或植入物部署可例如通过在目标位置处部署支架900来发生。一旦确认正确部署,就可从患者移除导管142,且可例如经由缝合线闭合一个或多个切口。

[0102] 图10提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式1005(在图10中使用实线示出)和呈扩张和/或呈扩张形式1007(在图10中使用虚线示出)的实例支架1000的俯视图。支架1000可被配置成响应于支架1000所在的血管和/或其它解剖结构内和/或周围的压力变化而从静止形式1005扩张到扩张形式1007。

[0103] 支架1000可包括一个或多个支撑臂1020,所述一个或多个支撑臂被配置成延伸跨越由支架1000形成和/或由支架1000的第一端部分和/或第二端部分形成的管腔1010。支架1000的中间部分可形成内管腔1030(例如,在中间部分的支撑臂1020之间)。在一些实例中,支架1000可在静止形式1005中具有大体上椭圆形和/或丸形形式,其中支架1000的一个或多个端部分形成修圆边缘1004(例如,图5的次要侧面504a、504b),和/或其中一个或多个端部分和/或中间部分形成大体上笔直的侧面1002(例如,图5的主要侧面502a、502b)。支架1000可包括第一主要侧面1002a、第二主要侧面1002b、第一次要侧面1004a和/或第二次要侧面1004b。

[0104] 当支架1000经历压力变化时,支架1000可被配置成呈现更弯曲和/或大体上圆形的扩张形式1007。如图10中所展示,扩张形式1007可使得支撑臂1020延伸以延伸跨越支架1000的较大宽度。支撑臂1020的延伸可通过形成支架1000的支柱的弯曲和/或导航和/或通过减小支架1000的中间部分的长度来实现。

[0105] 在松弛形式1005中,支架1000可具有相对小的横截面积。支架1000可被配置成响应于主动脉血压增加而扩张到扩张形式1007(例如,在心脏收缩期间)。因此,支架1000可呈现更圆形横截面,这可增加支架1000的横截面积(例如,通过支架1000的支柱的弯曲和/或移动),同时大体上维持支架1000的圆周。横截面积的增加可促进心脏收缩的脉动电击的吸收。在心脏收缩之后,支架1000和/或血管可返回到松弛形式1005和/或大体上椭圆形形状。

返回到松弛形式1005可迫使血液通过主动脉。因此,可使通过主动脉的血压脉搏平滑以模仿更顺应性主动脉的性能。

[0106] 支架1000部分可在静止和/或默认形式1005中具有带长轴26a和短轴28a的大体上非圆形(例如,椭圆形)形状。当血管10中的血压增加时,支架1000可被配置成允许血液穿过管腔1010和/或压靠血管壁12。在压力增加的时段期间,支架1000可被配置成至少部分地沿着支架1000的长轴26a压缩,使得支架1000呈现扩张形式1007的不太椭圆形/更圆形形状,其中长轴26b可比其在血压增加之前更短,和/或血管10可具有比在图10的更椭圆形形状中更大的横截面积。

[0107] 虽然形成支架1000的支柱可至少部分地柔性和/或可变形以使得能够改变支架1000的横截面积,但支柱可至少部分地抵抗形状变化。举例来说,如果支架1000太有反应(例如,太柔性),那么支架1000可能无法充分地抵抗心脏收缩期间的血压增加,和/或会过早地改变形状。因此,支柱可被配置成响应于压力超过阈值量而弯曲和/或改变形状。在一些实例中,支柱可变厚,然而,支柱的变厚可能在支柱弯曲时使得支柱的材料上的应力增加。

[0108] 支架1000的中间部分可被配置成至少部分地延伸跨越支架1000的管腔1010以形成支架1000的支撑臂和/或弦。因此,中间部分可提供增加的环化阻力,和/或可增加在心脏收缩之后将支架1000拉回到松弛形式1005的力。

[0109] 中间部分(例如,支撑臂1020)的至少一部分可由具有更弯曲形状的张力弹簧和/或支柱形成,以为延伸跨越支架1000的管腔1010的支撑臂提供增加的弹簧行为。支撑臂的张力弹簧可被调谐(例如,通过其几何形状和/或使用支柱的热处理)以允许支撑臂至少部分地独立于支架1000的管状几何形状而具有弹簧行为。在一些实例中,支撑臂可和/或支架1000的其它支柱可至少部分地由一种或多种形状记忆合金(例如,镍钛诺)构成,以允许支撑臂具有相对高的阻力直到达到阈值血压水平和/或允许当达到阈值血压水平时从松弛形式1005移动到扩张形式1007。举例来说,支架1000可被配置成在心脏收缩期间的给定点处和/或在心脏收缩开始时不立即从松弛形式1005移动到扩张形式1007。举例来说,支撑臂可被调谐以使得在阈值血压下达到马氏体应力。

[0110] 松弛形式1005下的支架1000的椭圆形形状可提供在松弛形式1005与扩张形式1007之间沿着支架1000的短轴的相对高的横截面变化。支架1000的大部分体积变化可在舒张压以上施加和/或不在心脏收缩开始时立即施加。在一些实例中,支架的中间部分可包括一个或多个双相弹簧。

[0111] 中间部分可具有任何合适的长度和/或中间部分的支撑臂1020之间的任何合适的距离。举例来说,一个或多个支撑臂1020可位于支架1000的次要侧面1004附近和/或邻近于所述次要侧面,如图10中所展示。中间部分的长度和/或中间部分的支撑臂1020之间的任何距离可大致为支架1000沿着长轴26a的长度的一半,和/或可大于支架1000的长度的一半(例如,大致为支架1000的长度的百分之七十五和/或支架1000的长度的3/4)。

[0112] 支撑臂1020可被配置成支撑支架1000而不干扰支架1000的起皱。在一些实例中,一个或多个支撑臂1020可竖直地安置在支架1000的第一端部分和/或第二端部分的壁和/或侧面之间。一个或多个支撑臂1020可至少部分地偏离支架的中心轴,和/或可在支架1000的修圆次要侧面1004附近和/或邻近于所述修圆次要侧面。

[0113] 支架1000可包括任何数目个支撑臂1020,和/或支撑臂1020可具有任何合适的大小。支撑臂1020的弹簧常数和/或其它几何特征可被选择以在经受不超过期望阈值的压力时抵抗支架1000的变形,和/或可被配置成在升高的压力(例如,在90mmHg至160mmHg的范围内)下屈服。

[0114] 图11提供根据一个或多个实例的呈默认和/或静止形式1105(在图11中使用实线示出)和呈扩张和/或呈扩张形式1107(在图11中使用虚线示出)的实例支架1100的俯视图。支架1100可被配置成响应于支架1100所在的血管和/或其它解剖结构内和/或周围的压力变化而从静止形式1105扩张到扩张形式1107。

[0115] 支架1100可包括一个或多个支撑臂1120,所述一个或多个支撑臂被配置成延伸跨越由支架1100形成和/或由支架1100的第一端部分和/或第二端部分形成的管腔1110。支架1100的中间部分可形成内管腔1130(例如,在中间部分的支撑臂1120之间)。在一些实例中,支架1100可在静止形式1105中具有大体上椭圆形和/或丸形形式,其中支架1100的一个或多个端部分形成修圆边缘1104(例如,图5的次要侧面504a、504b),和/或其中一个或多个端部分和/或中间部分形成大体上笔直的侧面1102(例如,图5的主要侧面502a、502b)。

[0116] 当支架1100经历压力变化时,支架1100可被配置成呈现更弯曲和/或大体上圆形的扩张形式1107。如图11中所展示,扩张形式1107可使得支撑臂1120延伸以延伸跨越支架1100的较大宽度。支撑臂1120的延伸可通过形成支架1100的支柱的弯曲和/或导航和/或通过减小支架1100的中间部分的长度来实现。

[0117] 在松弛形式1105中,支架1100可具有相对小的横截面积。支架1100可被配置成响应于主动脉血压增加而扩张到扩张形式1107(例如,在心脏收缩期间)。因此,支架1100可呈现更圆形横截面,这可增加支架1100的横截面积(例如,通过支架1100的支柱的弯曲和/或移动),同时大体上维持支架1100的圆周。横截面积的增加可促进心脏收缩的脉动电击的吸收。在心脏收缩之后,支架1100和/或血管可返回到松弛形式1105和/或大体上椭圆形形状。返回到松弛形式1105可迫使血液通过主动脉。因此,可使通过主动脉的血压脉搏平滑以模仿更顺应性主动脉的性能。

[0118] 支架1100部分可在静止和/或默认形式1105中具有带长轴26a和短轴28a的大体上非圆形(例如,椭圆形)形状。当血管11中的血压增加时,支架700可被配置成允许血液穿过管腔710和/或压靠血管壁12。在压力增加的时段期间,支架700可被配置成至少部分地沿着支架1100的长轴26a压缩,使得支架1100呈现扩张形式1107的不太椭圆形/更圆形形状,其中长轴26b可比其在血压增加之前更短,和/或血管11可具有比在图7的更椭圆形形状中更大的横截面积。

[0119] 虽然形成支架1100的支柱可至少部分地柔性和/或可变形以使得能够改变支架1100的横截面积,但支柱可至少部分地抵抗形状变化。举例来说,如果支架1100太有反应(例如,太柔性),那么支架1100可能无法充分地抵抗心脏收缩期间的血压增加,和/或会过早地改变形状。因此,支柱可被配置成响应于压力超过阈值量而弯曲和/或改变形状。在一些实例中,支柱可变厚,然而,支柱的变厚可能在支柱弯曲时使得支柱的材料上的应力增加。

[0120] 支架1100的中间部分可被配置成至少部分地延伸跨越支架1100的管腔1110以形成支架1100的支撑臂和/或弦。因此,中间部分可提供增加的环化阻力,和/或可增加在心脏

收缩之后将支架1100拉回到松弛形式1105的力。

[0121] 中间部分(例如,支撑臂1120)的至少一部分可由具有更弯曲形状的张力弹簧和/或支柱形成,以为延伸跨越支架1100的管腔1110的支撑臂提供增加的弹簧行为。支撑臂的张力弹簧可被调谐(例如,通过其几何形状和/或使用支柱的热处理)以允许支撑臂至少部分地独立于支架1100的管状几何形状而具有弹簧行为。在一些实例中,支撑臂可和/或支架1100的其它支柱可至少部分地由一种或多种形状记忆合金(例如,镍钛诺)构成,以允许支撑臂具有相对高的阻力直到达到阈值血压水平和/或允许当达到阈值血压水平时从松弛形式1105移动到扩张形式1107。举例来说,支架1100可被配置成在心脏收缩期间的给定点处和/或在心脏收缩开始时不立即从松弛形式1105移动到扩张形式1107。举例来说,支撑臂可被调谐以使得在阈值血压下达到马氏体应力。

[0122] 松弛形式1105下的支架1100的椭圆形形状可提供在松弛形式1105与扩张形式1107之间沿着支架1100的短轴的相对高的横截面变化。支架1100的大部分体积变化可在舒张压以上施加和/或不在心脏收缩开始时立即施加。在一些实例中,支架的中间部分可包括一个或多个双相弹簧。

[0123] 中间部分可具有大体上六边形形状,如图11中所展示。举例来说,中间部分可至少部分地沿着第一主要侧面1102a和/或第二主要侧面1102b延伸,和/或可在中间部分的任一端处形成多组两个支撑臂1120。中间部分可包括第一支撑臂1120a和/或第二支撑臂1120b,所述支撑臂被配置成延伸到支架1100的第一次要侧面1104a处或附近的点和/或形成所述点。举例来说,由第一支撑臂1120a和第二支撑臂1120b形成的点可大致与由支架1100的第一端部分和/或第二端部分形成的第一次要侧面1104a成一直线和/或共面。中间部分可类似地包括一组两个支撑臂1120,所述支撑臂形成在第二次要侧面1104b处或与所述第二次要侧面成一直线的点,如图11中所展示。因此,中间部分可具有大致等于支架1100的第一端部分和/或第二端部分的宽度的宽度。

[0124] 第一支撑臂1120a和第二支撑臂1120b可互连,和/或可延伸到彼此中。在一些实例中,支架的第一次要侧面1104a处的在第一支撑臂1120a与第二支撑臂1120b之间的接头可连接到支架1100的第一端部分和/或第二端部分的在第一次要侧面1104a处的修圆侧面和/或延伸到所述修圆侧面中。第一支撑臂1120a和/或第二支撑臂1120b可大体上成角度,和/或可分别在大致45度角度下从第一主要侧面1102a和/或第二主要侧面1102b延伸,和/或可彼此成角度。

[0125] 可使用各种方法、元件和其组合来防止根据本发明的支架和/或其它装置的迁移。举例来说,支架壁和/或突出倒钩的内皮化可用于将装置固定到血管壁。除了此类元件/技术以外和/或代替此类元件/技术,本发明的装置可包含适于延伸到分支血管/结构中的锚,所述锚可用于将装置锚固在其中部署主支架主体的主血管中。举例来说,装置可包括适于部署在主血管中以提供对其的顺应性的主支架主体(例如,本申请中先前论述的支架组合件中的任一个),例如其中主支架主体适于从较小横截面积改变到较大横截面积。装置还可具有以非平行方式从主支架主体延伸的一个或多个锚。特定锚可各自包括锚支架主体,所述锚支架主体适于部署(例如,经由径向扩张)成与副血管或其它血管结构的组织(例如,壁组织)接触,所述副血管或其它血管结构可从主血管分支和/或以其它方式大体上侧向延伸。注意,取决于特定应用,多个锚和/或支架可被使用,和/或可从沿着主支架主体的长度

和/或径向周长的不同位置延伸。一个或多个锚可优选地定位在当副血管/结构从主血管分支/延伸时可与副血管/结构对准的位置处。在一些实例中,锚可为自扩张的或可塑性变形的(例如,经由球囊扩张)。一旦扩张或以其它方式部署成与副血管/结构的组织接触,锚就可形成大体上圆形管腔、椭圆形管腔、花生形管腔等,和/或可适于维持大体上恒定的横截面积,和/或可适于响应于血流而从较小的横截面积改变到较大的横截面积配置。

[0126] 根据本公开的一个或多个实施方式,一种支架包括:可弹性变形支柱的网状结构,其形成第一端部分、第二端部分和中间部分,所述中间部分位于第一端部分与第二端部分之间且包括至少部分地延伸跨越由第一端部分和第二端部分形成的管腔的一个或多个支撑臂。

[0127] 第一端部分可被配置成接触血管的血管壁。在一些实例中,可弹性变形支柱的网状结构被配置成在血管内从第一配置到第二配置径向扩张成与血管壁直接接触,第一配置界定第一主要尺寸、第一次要尺寸、第一横截面积、第一横截面形状和支架壁的第一周长,且第二配置界定第二主要尺寸、大于第一次要尺寸的第二次要尺寸、大于第一横截面积的第二横截面积和支架壁的第一周长。

[0128] 在一些实例中,第一主要尺寸大于第二主要尺寸。第一次要尺寸可小于第二次要尺寸。

[0129] 第一横截面形状可包括椭圆形形状。在一些实例中,血管为主动脉,且其中第一周长近似或超过主动脉的周长。

[0130] 在一些实例中,一个或多个支撑臂包括被配置成长度增加的张力弹簧。第一端部分可为大体上椭圆形的,且第一端部分沿着长轴的长度可大于第一端部分沿着短轴的宽度。

[0131] 第一端部分可被配置成响应于血流而变形,使得第一端部分的长度至少部分地减小且第一端部分的宽度至少部分地增加。在一些实例中,第二端部分为大体上椭圆形的,且第二端部分沿着长轴的长度大于第二端部分沿着短轴的宽度。

[0132] 在一些实例中,第二端部分被配置成响应于血流而变形,使得第二端部分的长度至少部分地减小且第二端部分的宽度至少部分地增加。中间部分可为大体上椭圆形的。

[0133] 中间部分可为大体上矩形的。在一些实例中,中间部分的长度小于第一端部分的长度,且中间部分的宽度大致等于第一端部分的宽度。

[0134] 在一些实例中,中间部分包括沿着短轴延伸的两个支撑臂和沿着长轴延伸的两个侧面。中间部分的两个侧面中的每一个可与第一端部分和第二端部分的侧面共面。

[0135] 中间部分的长度可大致为第一部分的长度的一半。在一些实例中,中间部分的长度大致为第一部分的长度的百分之七十五。

[0136] 在一些实例中,一个或多个支撑臂被配置成响应于血压增加到阈值量以上而扩张。

[0137] 第一部分可形成大体上沿着第一部分的短轴延伸的大体上修圆端部。在一些实例中,一个或多个支撑臂包括在中间部分的任一端处的多组两个成角度的支撑臂,所述支撑臂在与第一部分的修圆端部共面的点处联接。

[0138] 在一些实例中,中间部分具有大体上六边形形状。

[0139] 本公开的一些实施方式涉及一种用于提供对天然血管的顺应性的系统。所述系统

包括:导管,其包括导管远侧部分,所述导管远侧部分被配置为在患者的脉管系统内经皮推进到天然血管;以及支架,其可释放地固定到导管远侧部分,且形成在支架的第一开口与第二开口之间延伸的管腔、具有第一宽度的第一端部分、具有大致等于第一宽度的宽度的第二端部分、具有小于第一宽度的宽度的中间部分以及从中间部分至少部分地延伸跨越管腔的一个或多个支撑臂。

[0140] 在一些实例中,第一端部分被配置成固定到血管的血管壁。在一些实例中,支架被配置成在血管内从第一配置到第二配置径向扩张成与血管壁直接接触,第一配置界定第一主要尺寸、第一次要尺寸、第一横截面积、第一横截面形状和支架壁的第一周长,且第二配置界定第二主要尺寸、大于第一次要尺寸的第二次要尺寸、大于第一横截面积的第二横截面积和支架壁的第一周长。

[0141] 第一主要尺寸可大于第二主要尺寸。在一些实例中,第一横截面形状包括椭圆形形状。

[0142] 在一些实例中,血管为主动脉,且其中第一周长近似或超过主动脉的周长。一个或多个支撑臂可包括被配置成长度增加的张力弹簧。

[0143] 第一端部分可为大体上椭圆形的,且第一端部分沿着长轴的长度大于第一端部分沿着短轴的宽度。在一些实例中,第一端部分被配置成响应于血流而变形,使得第一端部分的长度至少部分地减小且第一端部分的宽度至少部分地增加。

[0144] 在一些实例中,第二端部分为大体上椭圆形的,且第二端部分沿着长轴的长度大于第二端部分沿着短轴的宽度。第二端部分可被配置成响应于血流而变形,使得第二端部分的长度至少部分地减小且第二端部分的宽度至少部分地增加。

[0145] 中间部分可为大体上椭圆形的。在一些实例中,中间部分为大体上矩形的。

[0146] 在一些实例中,中间部分的长度小于第一端部分的长度,且中间部分的宽度大致等于第一端部分的宽度。中间部分可包括沿着短轴延伸的两个支撑臂和沿着长轴延伸的两个侧面。

[0147] 中间部分的两个侧面中的每一个可与第一端部分和第二端部分的侧面共面。在一些实例中,中间部分的长度大致为第一部分的长度的一半。

[0148] 中间部分的长度可大致为第一部分的长度的百分之七十五。

[0149] 在一些实例中,一个或多个支撑臂被配置成响应于血流变化而扩张。第一部分可形成大体上沿着第一部分的短轴延伸的大体上修圆端部。

[0150] 一个或多个支撑臂可包括在中间部分的任一端处的多组两个成角度的支撑臂,所述支撑臂在与第一部分的修圆端部共面的点处联接。在一些实例中,中间部分具有大体上六边形形状。

[0151] 取决于实例,在本文中描述的任何过程或算法的某些动作、事件或功能可以以不同的顺序执行,可以全部被添加、合并或省略。因此,在某些实例中,并非所有描述的动作或事件都是实践过程必要的。

[0152] 某些实例

[0153] 实例1:一种用于提供对天然血管的顺应性的系统,所述系统包括:导管,其包括导管远侧部分,所述导管远侧部分被配置成在患者的脉管系统内经皮推进到天然血管;以及支架,其可释放地固定到导管远侧部分,且形成在支架的第一开口与第二开口之间延伸的

管腔、具有第一宽度的第一端部分、具有大致等于第一宽度的宽度的第二端部分、具有小于第一宽度的宽度中间部分以及从中间部分至少部分地延伸跨越管腔的一个或多个支撑臂。

[0154] 实例2:根据实例1所述的系统,其中第一端部分被配置成固定到血管的血管壁。

[0155] 实例3:根据实例2所述的系统,其中支架被配置成在血管内从第一配置到第二配置径向扩张成与血管壁直接接触,第一配置界定第一主要尺寸、第一次要尺寸、第一横截面积、第一横截面形状和第一周长,且第二配置界定第二主要尺寸、大于第一次要尺寸的第二次要尺寸、大于第一横截面积的第二横截面积和第一周长。

[0156] 实例4:根据实例3所述的系统,其中第一主要尺寸大于第二主要尺寸。

[0157] 实例5:根据实例3或实例4所述的系统,其中第一横截面形状包括椭圆形形状。

[0158] 实例6:根据实例3至5中任一项所述的系统,其中血管为主动脉,且其中第一周长近似或超过主动脉的周长。

[0159] 实例7:根据实例1至6中任一项所述的系统,其中一个或多个支撑臂包括被配置成长度增加的张力弹簧。

[0160] 实例8:根据实例1至6中任一项所述的系统,其中第一端部分为大体上椭圆形的,且第一端部分沿着长轴的长度大于第一端部分沿着短轴的宽度。

[0161] 实例9:根据实例8所述的系统,其中第一端部分被配置成响应于血流而变形,使得第一端部分的长度至少部分地减小且第一端部分的宽度至少部分地增加。

[0162] 实例10:根据实例8或实例9所述的系统,其中第二端部分为大体上椭圆形的,且第二端部分沿着长轴的长度大于第二端部分沿着短轴的宽度。

[0163] 实例11:根据实例10所述的系统,其中第二端部分被配置成响应于血流而变形,使得第二端部分的长度至少部分地减小且第二端部分的宽度至少部分地增加。

[0164] 实例12:根据实例8至11中任一项所述的系统,其中中间部分为大体上椭圆形的。

[0165] 实例13:根据实例8至12中任一项所述的系统,其中中间部分为大体上矩形的。

[0166] 实例14:根据实例8至13中任一项所述的系统,其中中间部分的长度小于第一端部分的长度,且中间部分的宽度大致等于第一端部分的宽度。

[0167] 实例15:根据实例14所述的系统,其中中间部分包括沿着短轴线延伸的两个支撑臂和沿着长轴线延伸的两个侧面。

[0168] 实例16:根据实例15所述的系统,其中中间部分的两个侧面中的每一个与第一端部分和第二端部分的侧面共面。

[0169] 实例17:根据实例8至16中任一项所述的系统,其中中间部分的长度大致为第一端部分的长度的一半。

[0170] 实例18:根据实例8至17中任一项所述的系统,其中中间部分的长度大致为第一端部分的长度的百分之七十五。

[0171] 实例19:根据实例1至18中任一项所述的系统,其中一个或多个支撑臂被配置成响应于血流变化而扩张。

[0172] 实例20:根据实例1至19中任一项所述的系统,其中第一端部分形成大体上沿着第一端部分的短轴延伸的大体上修圆端部。

[0173] 实例21:根据实例20所述的系统,其中一个或多个支撑臂包括在中间部分的任一端处的多组两个成角度的支撑臂,所述支撑臂在与第一端部分的修圆端部共面的点处联

接。

[0174] 实例22:根据实例1至21中任一项所述的系统,其中中间部分具有大体上六边形形状。

[0175] 本文中使用的条件性语言,例如其中“可以”、“能够”、“可”、“可能”、“例如”等,除非另外明确地陈述,或在所使用的上下文中另有理解,否则一般性地旨在且通常旨在表达某些实例包括某些特征、元件和/或步骤,而其他实例不包括某些特征、元件和/或步骤。因此,这种条件性语言通常并不旨在暗示特征、元件和/或步骤在任何情况下都是一个或多个实例所必需的,或者一个或多个实例在具有或没有作者输入或提示的情况下必须包括用于决定这些特征、元件和/或步骤是否被包括在任一特定实例中或将在任一特定实例中执行的逻辑。术语“包括”、“包含”“具有”等是同义词,以其通常意义使用,并且以开放式的方式包含地使用,并且不排除附加的元件、特征、行动作、操作等。此外,术语“或”以非排斥性意义使用(且不以排斥性意义使用),以便在例如被使用一连接元件的列表时,术语“或”表示列表中的元件中的一个、一些或全部。除非另外具体地陈述,否则在上下文中通常被理解为用于表达项目、术语、元件等的连接性语言,例如短语“X、Y和Z中的至少一个”,可为X、Y或Z。因此,这种连接性语言通常不旨在暗示某些实例需要X中的至少一个、Y中的至少一个和Z中的至少一个各自存在。

[0176] 应了解,在实例的以上描述中,出于简化本公开和帮助理解各种发明方面中的一个或多个的目的,有时将各种特征一起分组在单个实例、附图或其描述中。然而,本公开的这种方法不应被解释为反映任何权利要求需要比该权利要求中明确记载的特征更多的特征的意图。此外,在本文的特定实例中示出和/或描述的任何部件、特征或步骤可以应用于任何其他实例或与任何其他实例一起使用。此外,对于每个示例,没有组件、特征、步骤或组件、特征或步骤的组是必要的或不可或缺的。因此,预期本文中公开的和下面要求保护的本发明的范围不应受上文所描述的特定示例的限制,而应仅通过清楚地阅读所附权利要求来确定。

[0177] 本文中所公开的每一个实例的每一个元件和其相应元件可以与本文中所公开的任何其它实例和其相应元件一起使用。列出的所有尺寸都作为实例,且根据本发明的装置可具有在这些特定值和范围之外的尺寸。装置和其元件的尺寸和形状取决于特定应用。除非另外指出,否则本文中所使用的所有技术和科学术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。为了促进对本公开的各种实例的审查,提供以下术语解释:

[0178] 除非上下文另外明确地指示,否则单数术语“一(a)”、“一(an)”和“所述(the)”包含复数个指代物。除非上下文另外明确地指示,否则术语“或”是指所陈述的替代元件中的单个元件,或两个或更多个元件的组合。术语“包含”意指“包括”。举例来说,包含或包括A和B的装置含有A和B,但可任选地含有C或除A和B之外的其它部件。此外,包含或包括A或B的装置可含有A或B或A和B,以及任选地一个或多个其它部件,例如C。

[0179] 术语“受试者”是指人和其它动物受试者两者。在某些实例中,受试者是人或其它哺乳动物,例如灵长类动物、猫、狗、牛、马、啮齿动物、绵羊、山羊或猪。在特定实例中,受试者是人类患者。

[0180] 尽管与本文中所描述的方法类似或等效的方法可用于本公开的实践或测试中,但

下文描述了合适的方法和材料。在冲突的情况下,将以包含术语的本发明说明书为准。另外,材料、方法和实例仅是说明性的,并且不意图为限制性的。

[0181] 鉴于可应用所公开的本发明的原理的许多可能的实例,应认识到,所示出的实例仅为本发明的实例且不应被视为限制本发明的范围。相反,本发明的范围由以下权利要求限定。因此,我们要求在这些权利要求的范围和精神内的所有内容作为我们的发明。

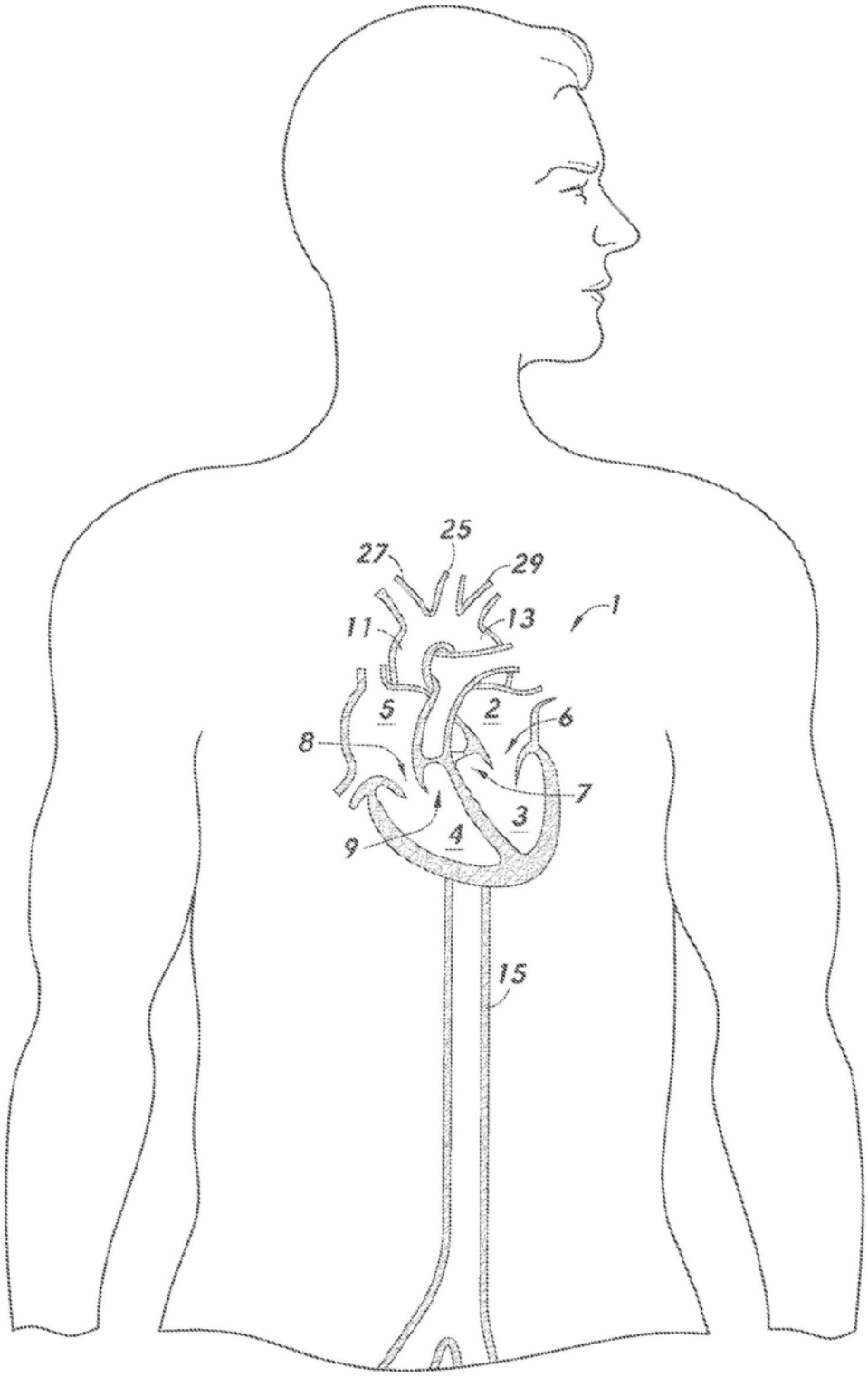


图1

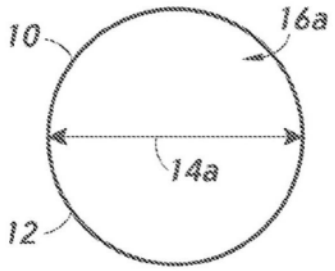


图2A

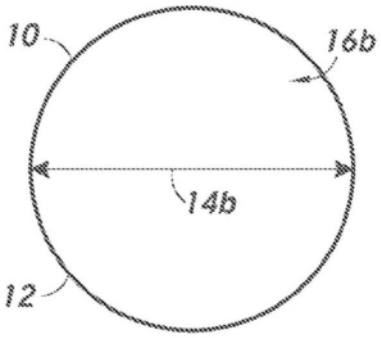


图2B

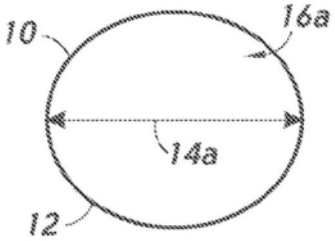


图3A

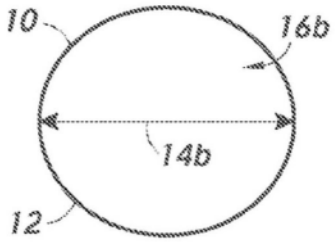


图3B

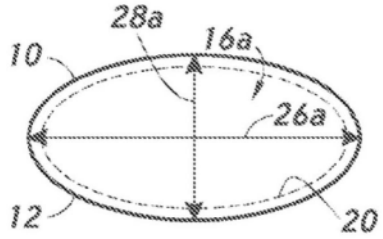


图4A

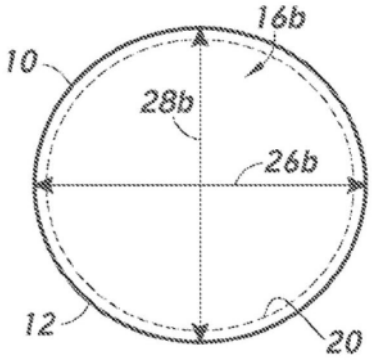


图4B

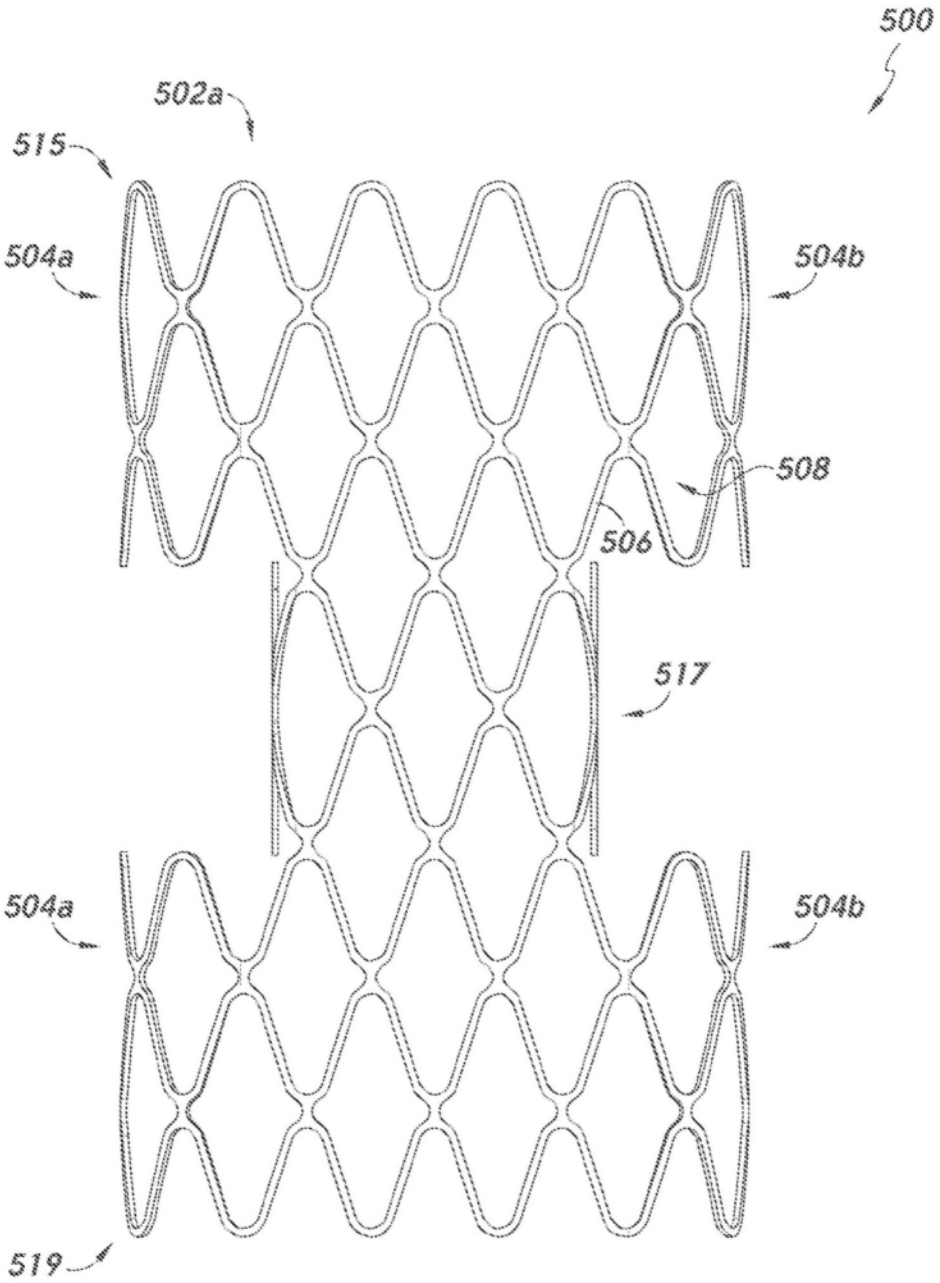


图5A

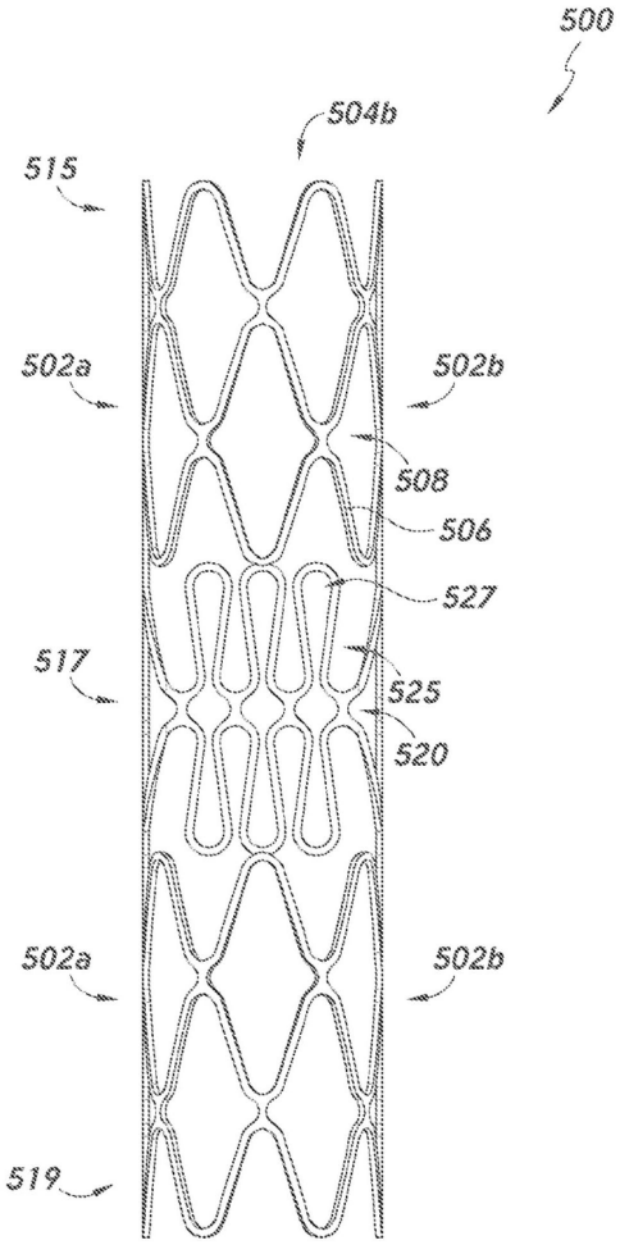


图5B

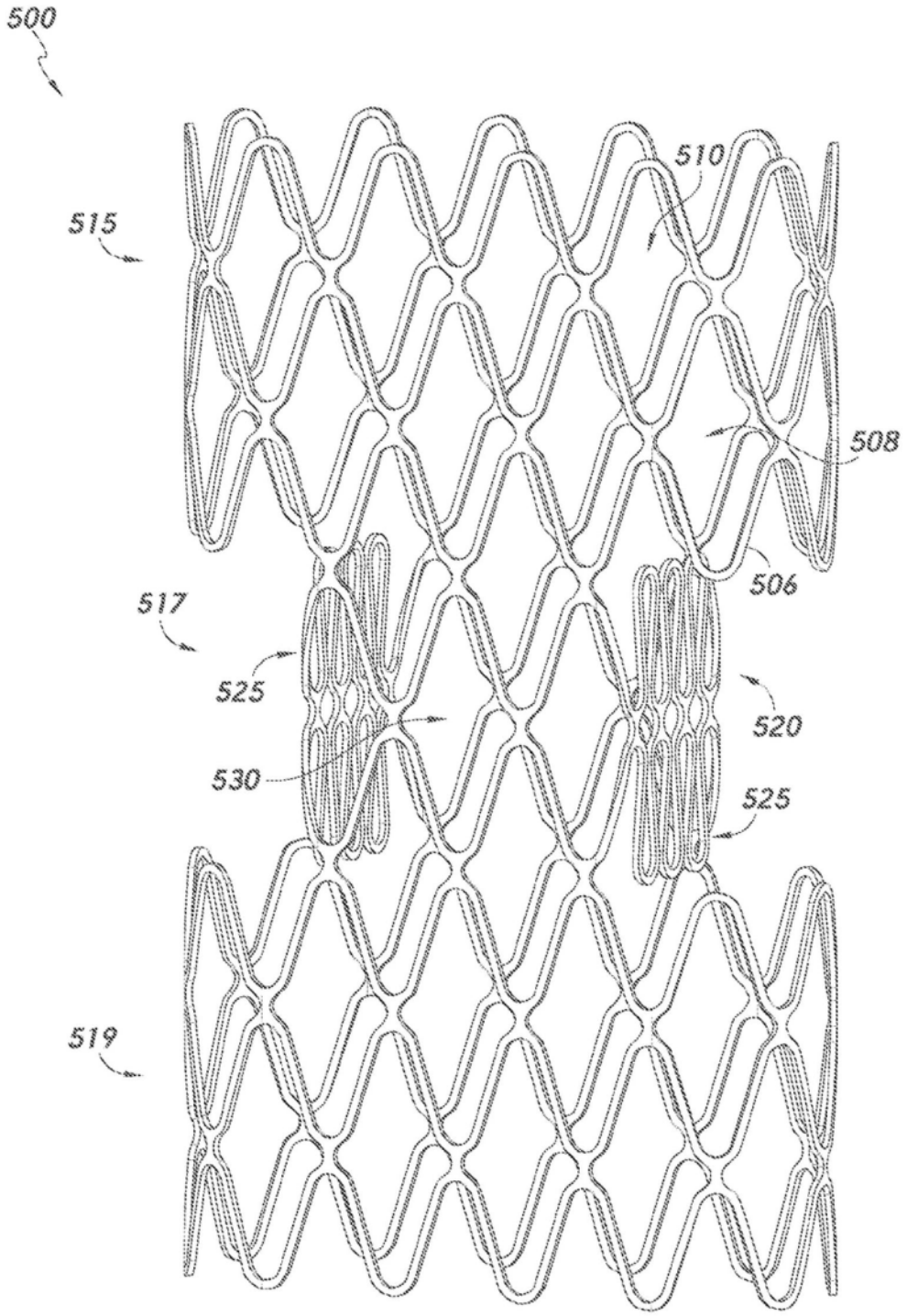


图5C

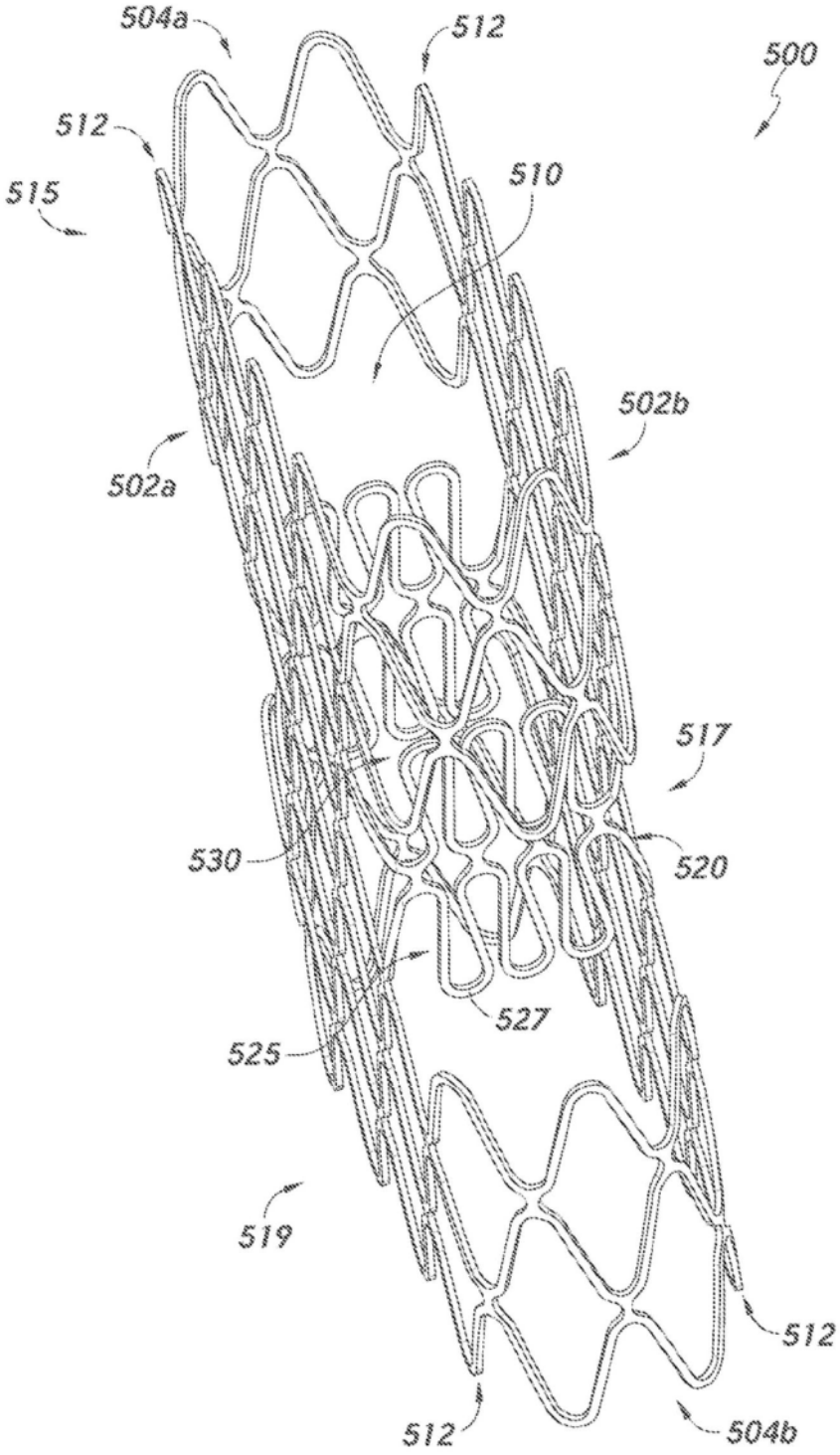

504a
512
500
512
510
515
502b
502a
517
530
520
527
525
519
512
512
504b

图5D

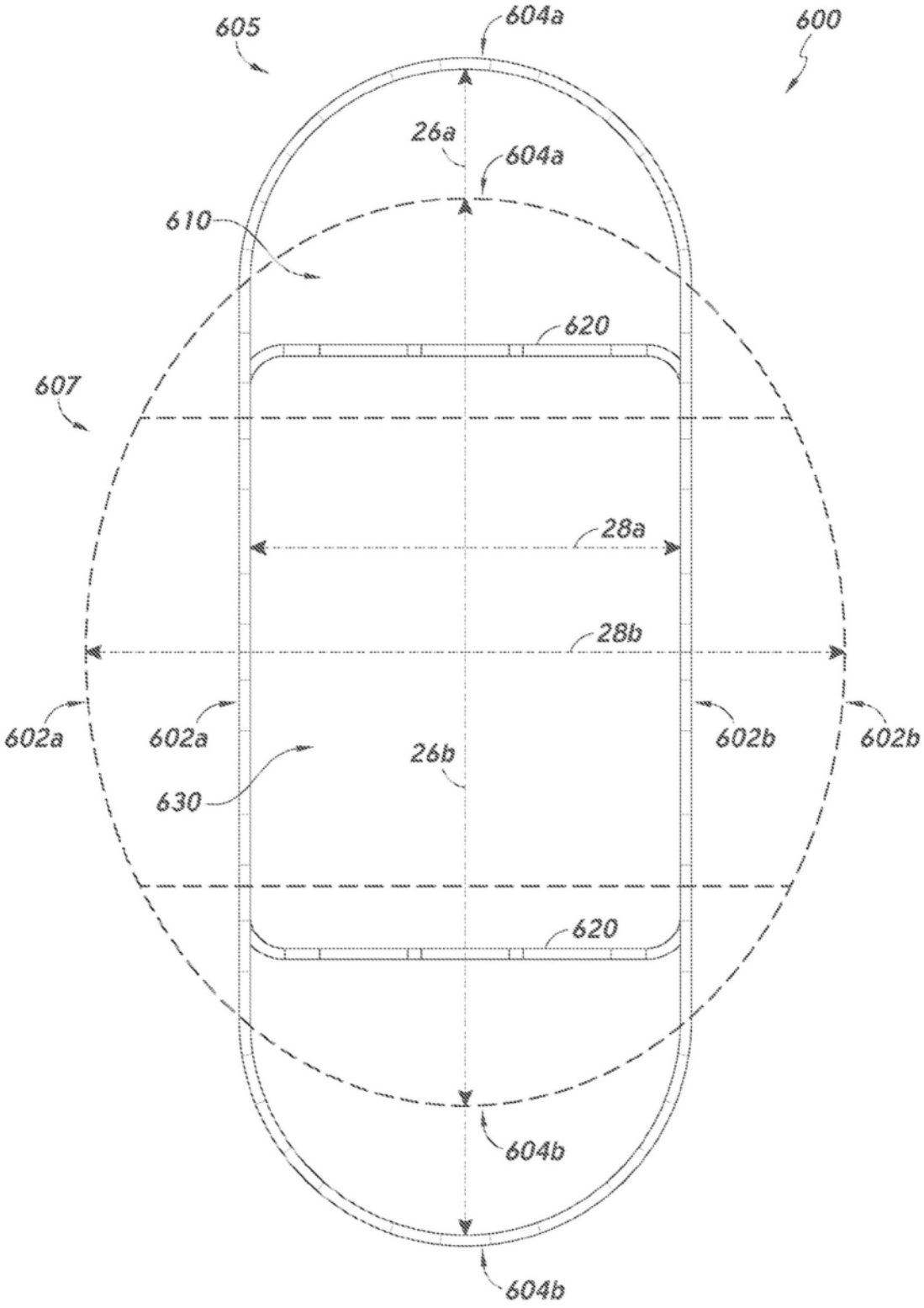

605
604a
600
26a
604a
610
620
607
28a
28b
602a
602a
602b
602b
26b
630
620
604b
604b

图6

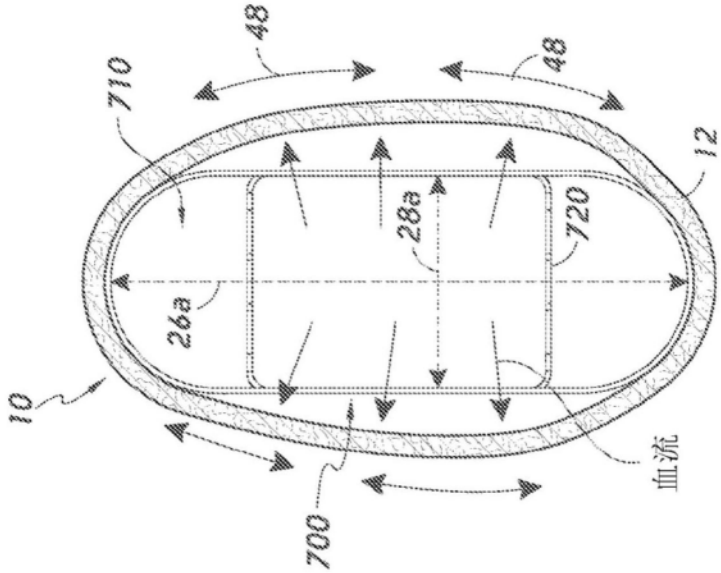


图7A

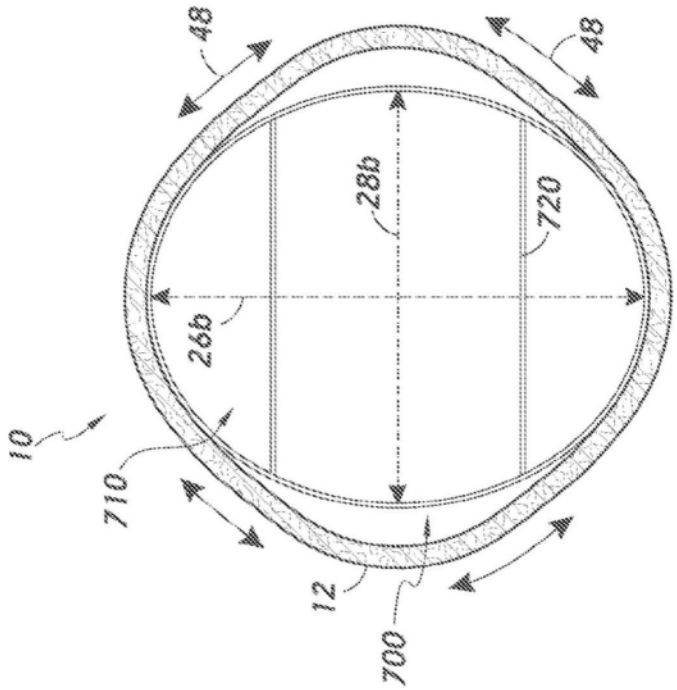


图7B

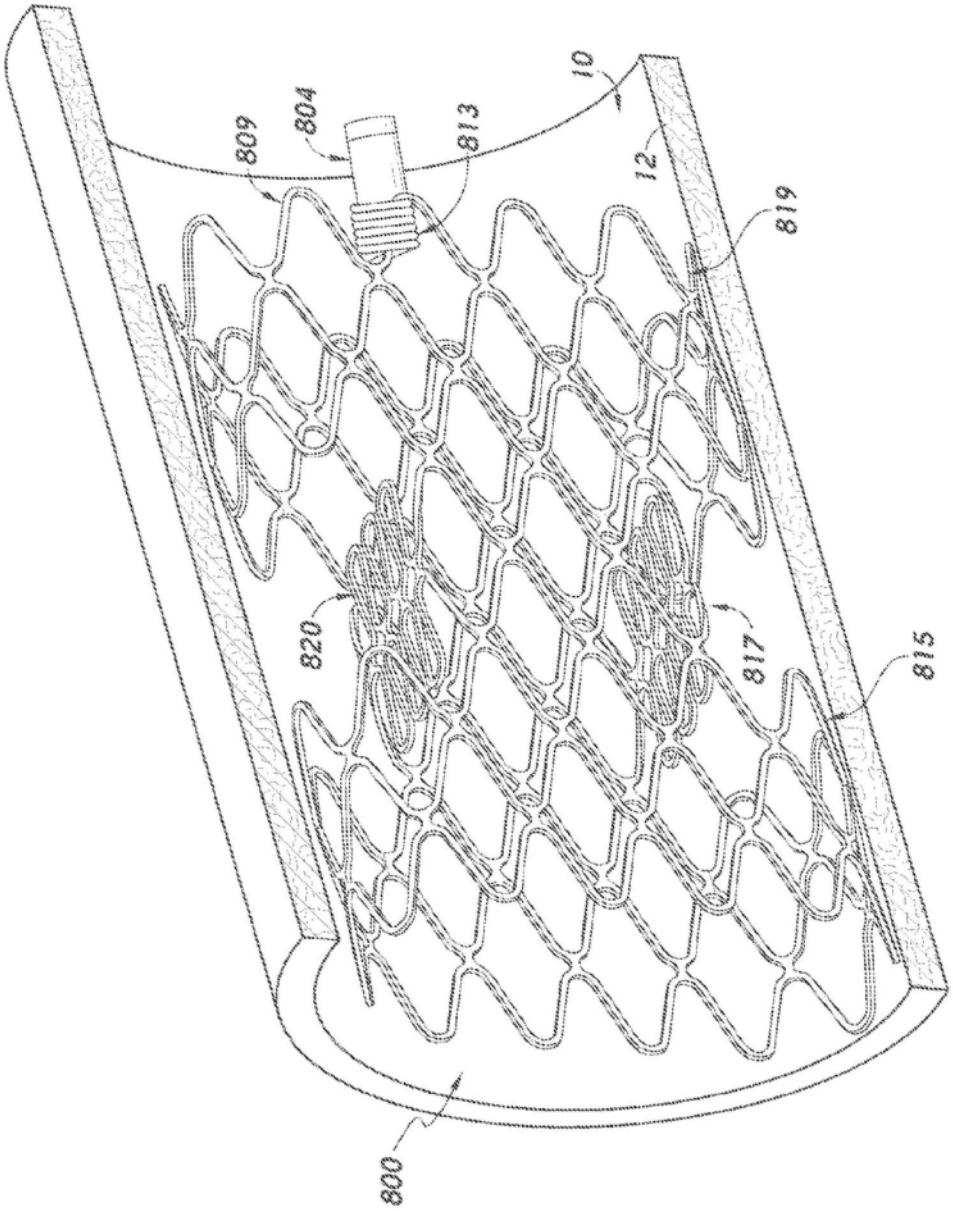


图8

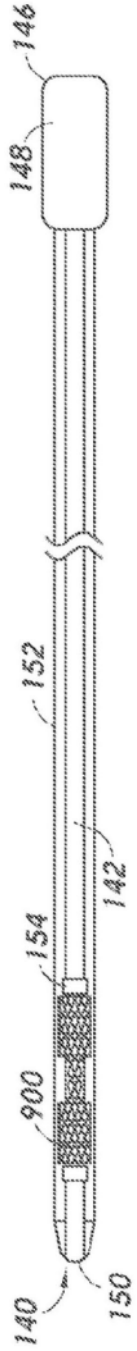


图9A

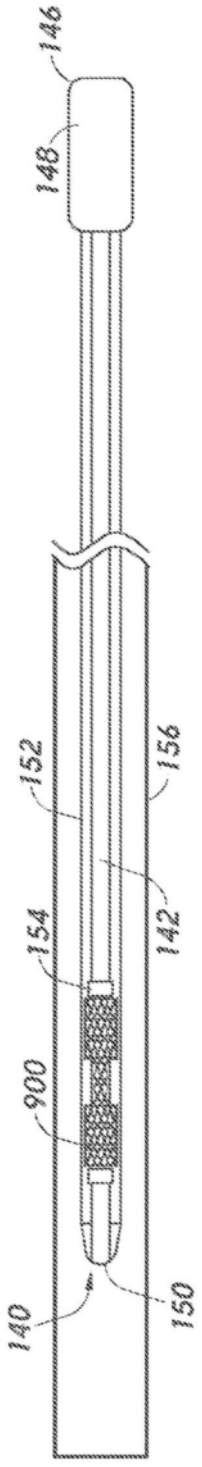


图9B

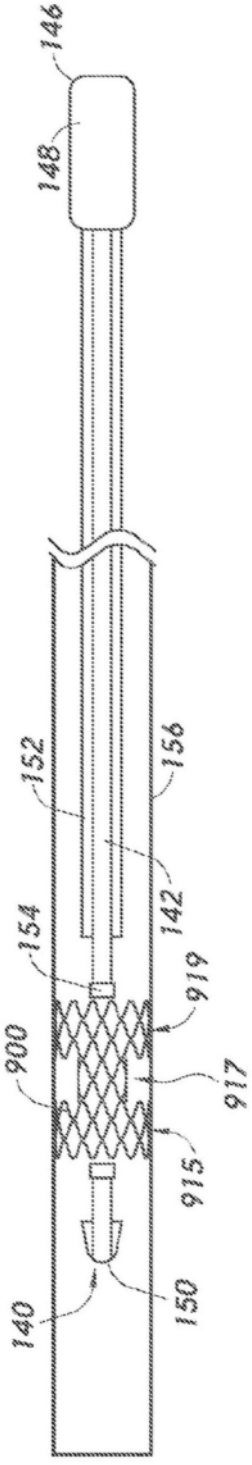


图9C

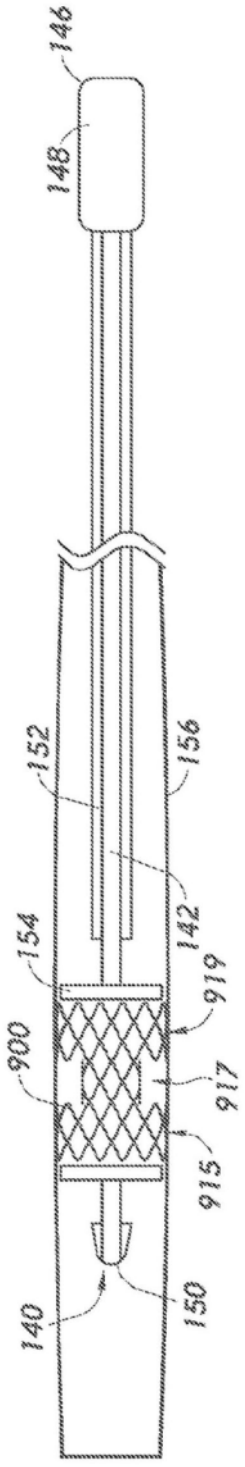


图9D

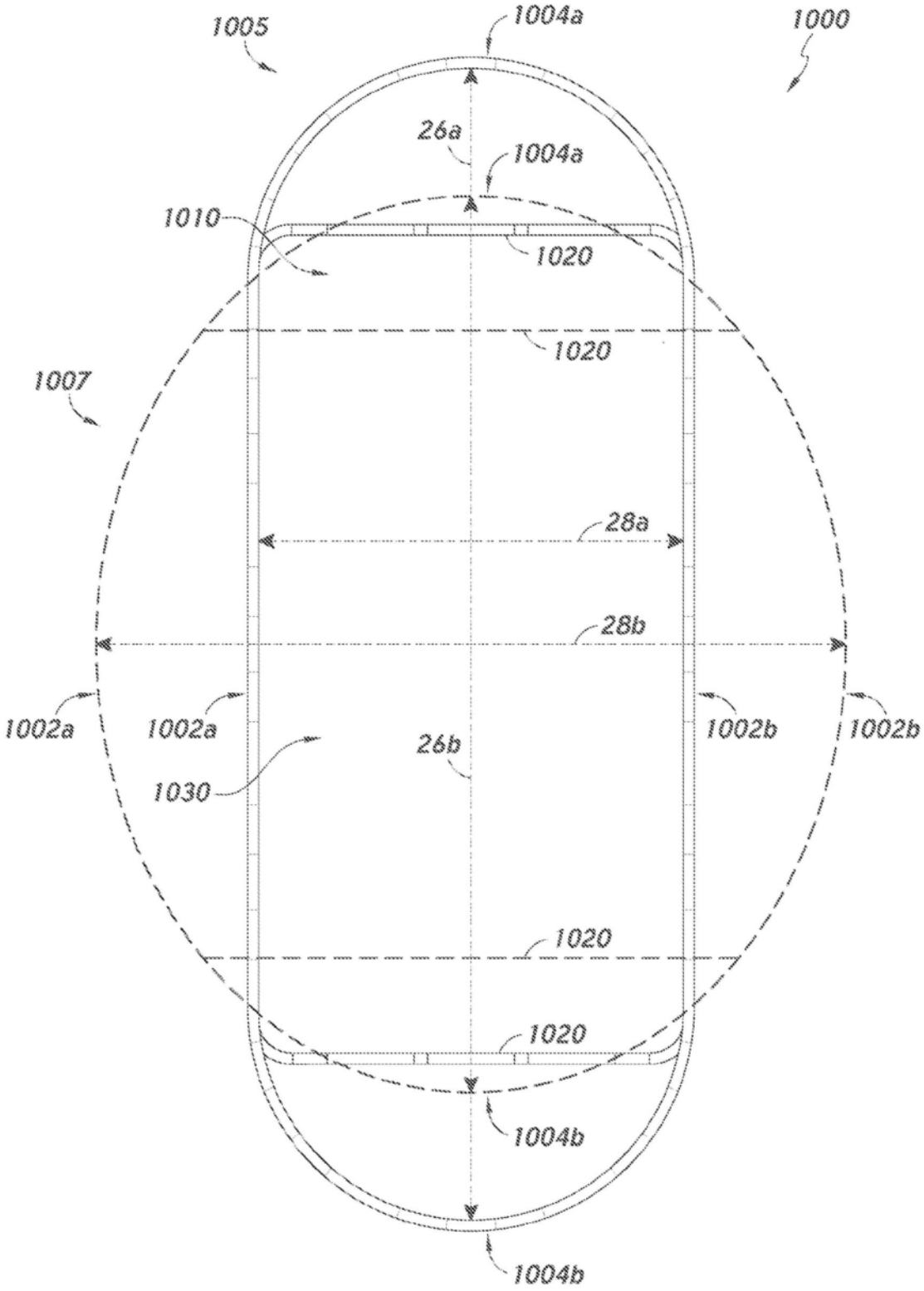

1005
1004a
1000
26a
1004a
1010
1020
1020
1007
28a
28b
1002a
1002a
1002b
1002b
26b
1030
1020
1020
1004b
1004b

图10

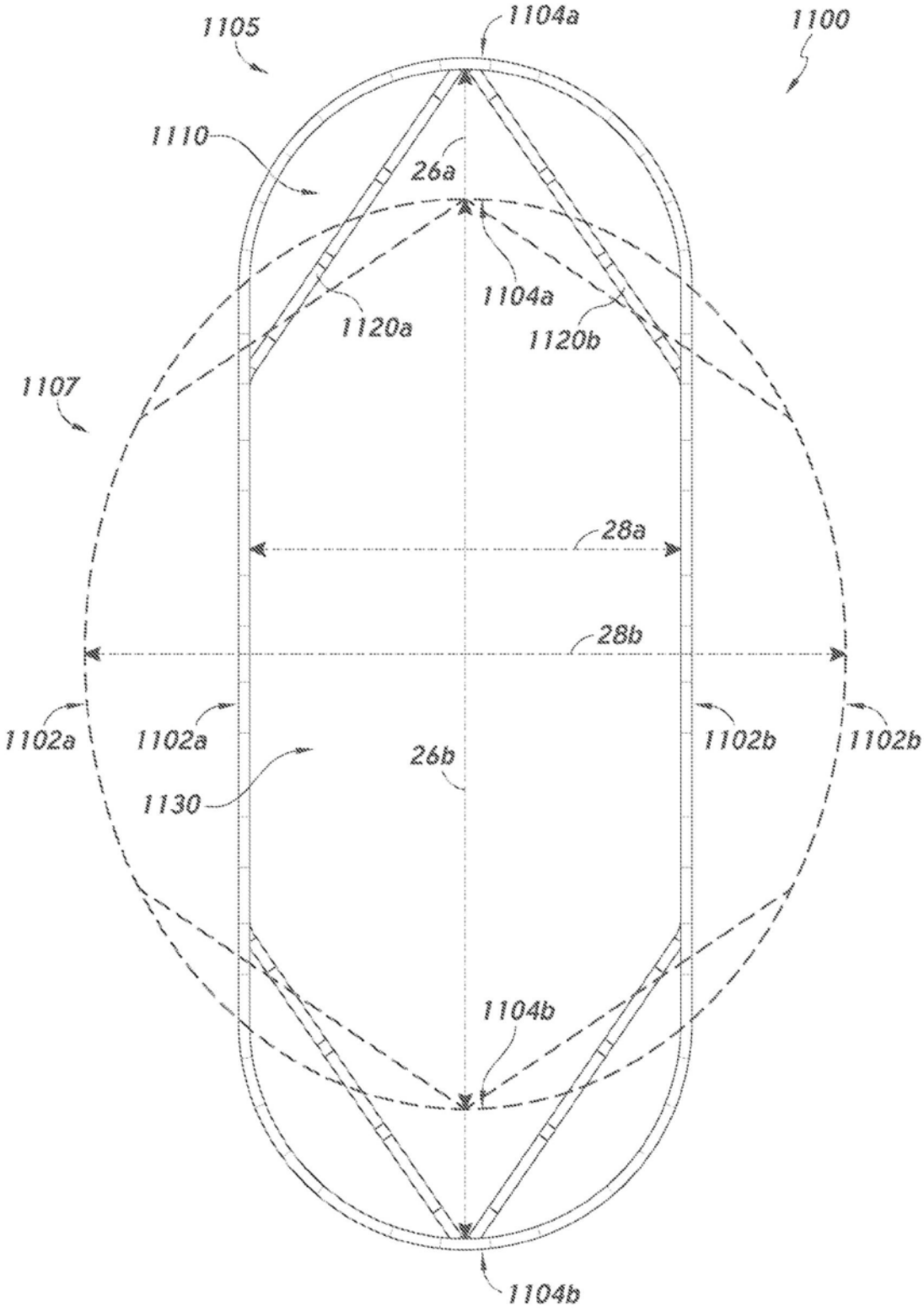

1105
1104a
1100
1110
26a
1104a
1120a
1120b
1107
28a
28b
1102a
1102a
1102b
1102b
26b
1130
1104b
1104b

图11