



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102202607 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 27

(21) 申请号 200980143414. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 10. 30

A61F 2/07(2013. 01)

(30) 优先权数据

A61F 2/89(2013. 01)

GB0820066. 9 2008. 10. 31 GB

A61F 2/95(2013. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

审查员 黄曦

2011. 04. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2009/005912 2009. 10. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/062362 EN 2010. 06. 03

(73) 专利权人 库克医学技术有限责任公司

地址 美国印第安纳州

(72) 发明人 E·E·拉斯穆森 B·厄伦施莱格

K·M·延森

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

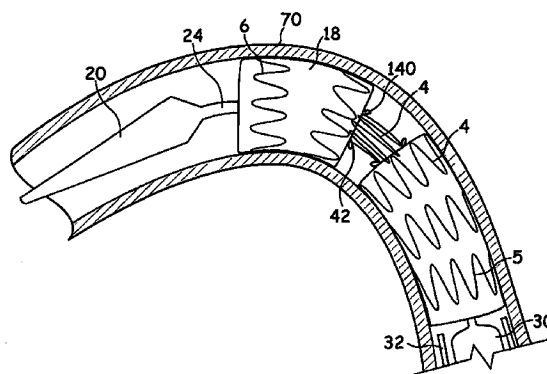
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

用于在弯曲管腔中展开支架移植物的导引器

(57) 摘要

一种导引器 (10), 包括释放线 (42'), 所述释放线 (42') 对至少一个支架 (4') 进行限制, 同时支架移植物 (18) 的剩余部分在展开过程中扩张。通过使受限制支架 (4') 能够在毗邻支架 (4) 之后扩张, 在弯曲本体管腔 (70) 之内展开支架移植物 (18) 的位置, 所述受限制支架 (4') 与毗邻支架 (4) 的内部重叠。



1. 一种导引器,用于展开支架移植物,所述导引器包括:

支架移植物承载器;

释放机构,所述释放机构包括限制机构,其中所述限制机构包括至少一根释放线;

支架移植物,所述支架移植物包括多个支架并安装在所述承载器上,所述支架移植物包括与所述导引器的释放线配合的至少一个收线器,其中在展开过程中所述收线器和所述释放线在径向限制所述支架移植物的至少一个支架的至少一部分,同时毗邻受限制支架部分的所述支架移植物的支架至少一毗邻部分在径向不受限制,因此能够扩张;

所述释放线和所述收线器能够一起操作以使受限制支架扩张,从而与所述支架移植物的扩张部分中的所述毗邻支架的至少一部分的内部重叠。

2. 根据权利要求1所述的导引器,其中可限制支架的所述部分在径向上围绕该部分基本完全受到限制。

3. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中至少所述支架移植物的最近侧支架不受限制。

4. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中至少所述支架移植物的最远侧支架不受限制。

5. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中多于一个支架的至少一部分受所述收线器和所述释放线的限制。

6. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中所述收线器是材料环。

7. 根据权利要求6所述的导引器,其中所述材料环是丝线。

8. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中所述收线器仅设置于受限制支架的一端处。

9. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中所述收线器设置于受限制支架的近侧端和远侧端两者处。

10. 根据权利要求1或2所述的导引器,其中所述支架移植物的多于一个支架受限制。

11. 根据权利要求10所述的导引器,包括仅在一端处设置收线器的至少一个受限制支架以及在近侧端和远侧端两者处设置收线器的至少一个受限制支架。

用于在弯曲管腔中展开支架移植物的导引器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在弯曲管腔之内展开支架移植物 (stent graft) 的导引器。本发明还涉及一种在弯曲管腔之内展开支架移植物的方法以及一种支架移植物。

背景技术

[0002] 支架移植物用来代替或修补身体的脉管,例如动脉。支架移植物通常由生物相容的移植物的管状本体形成,该管状本体具有安装到管状本体内或管状本体上的一个或更多的支架,从而为其提供支撑。支架可以是气球式可扩张支架或者是自扩张支架。

[0003] 已经提出了血管内方法,来治疗主动脉的动脉瘤,特别是在动脉瘤邻近主动脉分叉的位置时。然而,当在主动脉中、在邻近胸主动脉弓 (thoracic arch) 的降主动脉的区域中或者在升主动脉中产生的动脉瘤较高时,由于胸主动脉弓的曲率紧凑,该区域存在主要动脉并且接近心脏,所以用于治疗这些动脉瘤的血管内技术更为困难。在这样的弯曲区域中放置的基本圆柱形的假体会引发问题。

[0004] 支架移植物典型地利用血管内技术在导引设备上展开,在导引设备中,支架移植物通过包鞘而维持在径向收缩的条件下。例如在支架移植物具有自扩张支架的情况下,当撤走包鞘并松开所提供的任何保持装置时,该支架移植物可以在自扩张支架的作用下向着血管壁扩张,以便重新限定血液的流动路径。导引设备在展开之后撤走。

[0005] 目前,通过使支架移植物沿循赋予导引器的曲率,从而使这些支架移植物在弯曲管腔中展开。然而,这会使得不能正确地定位于血管中和假体的管腔中的支架移植物封闭或直径减小。沿着假体的长度还可能发生扭结,并且这些扭结会产生限制管腔中流动的问题。

[0006] 另外,当在弯曲主动脉中展开基本圆柱形的支架移植物时,存在如下危险:支架移植物的近侧端(即,最接近心脏的那端)将并不平整地靠着主动脉壁设置(即,并未定位为垂直于脉管壁),并且血液会在移植物的边缘之下流动,特别是在胸动脉弓的弯曲部的内侧上更是如此,使得支架移植物扭曲和封闭,从而引发严重的问题。

[0007] US 6,974,471、US 2004/0073289、US 7,318,835、US 7,279,003 公开了用于在弯曲本体管腔之内植入假体的现有技术。

[0008] 一般而言,本申请涉及将假体设置在称为胸主动脉弓的区域中的主动脉中,在该区域中,主动脉离开心脏并以大致半圆形弯曲到降主动脉,随后进入到腹主动脉内,之后经由髂动脉进入到下肢内。然而,本发明并不受这样的限制,并且可以涉及将假体设置在人体或动物体的任何部分中的管腔之内,或者替换管腔,然而,其特别涉及弯曲管腔,特别是紧凑的弯曲管腔。

发明内容

[0009] 本发明意在提供一种用于在弯曲管腔之内展开支架移植物的改进的导引器以及方法。

[0010] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于在弯曲管腔中展开支架移植物的导引器,所述导引器包括:承载器,用于包括多个支架的支架移植物;释放机构,所述释放机构包括限制机构,所述限制机构能够操作以在展开过程中将所述支架移植物的至少一个支架的至少一部分保持在径向受限制配置中,同时允许所述支架移植物的至少一部分扩张,其中可限制支架的所述部分在径向上围绕该部分基本完全受到限制;所述释放机构能够操作以使受限制的支架扩张,从而与所述支架移植物的扩张部分中的毗邻支架的至少一部分的内部重叠。

[0011] 所述导引器能使基本圆柱形支架移植物在弯曲管腔中展开,而不需要在展开之前或者在展开过程中将所述支架移植物的弯曲部与所述管腔进行匹配。另外,所述支架移植物能够容纳于弯曲管腔之内,而不会使所述支架集聚在一起,并且也不会产生可能引起血液泄漏的间隙。

[0012] 在优选实施方案中,所述可限制支架并非所述支架移植物的最近侧支架或者所述支架移植物的最远侧支架。这有助于将所述支架移植物的端部牢固地锚固到脉管之内。

[0013] 所述限制机构可以包括释放线,用于与设置在所述可限制支架上的收线机构配合。

[0014] 在展开过程中可以将多于一个支架保持在受限制配置中,同时所述支架移植物的至少一部分扩张。

[0015] 根据本发明的第二方面,提供了一种在弯曲管腔之内展开支架移植物的方法,所述方法包括:(a) 将包括多个支架的支架移植物运送到展开位置;(b) 使所述支架移植物的第一部分扩张,并且将至少一个支架的至少一部分保持在径向受限制配置中,其中可限制支架的所述部分在径向上围绕该部分基本完全受到限制;(c) 在使所述支架移植物的第一部分扩张之后,使受限制支架扩张,从而使所述受限制支架与所述支架移植物的扩张部分中的毗邻支架的至少一部分的内部重叠

[0016] 该方法允许基本圆柱形支架移植物在弯曲管腔之内展开,不论所述管腔的曲率程度如何,并且不需要在展开之前或者在展开过程中将所述支架移植物的曲率与所述管腔的曲率进行匹配。

[0017] 优选地,所述受限制支架并非所述支架移植物的最近侧支架或者所述支架移植物的最远侧支架。这有利于所述支架移植物的正确锚固。

[0018] 根据本发明的第三方面,提供了一种借助于上述导引器并且/或者借助于上述方法用来在弯曲管腔之内展开的支架移植物,所述支架移植物包括多个支架,所述支架移植物包括在所述支架移植物的一部分扩张的同时用于使至少一个支架的至少一部分在展开过程中在径向上受到限制的机构,其中可限制支架的所述部分在径向上围绕该部分基本完全受到限制。

[0019] 所述支架移植物典型地在展开之前为基本圆柱形,但是能够牢固地位于弯曲管腔之内,不论所述管腔的曲率程度如何,并且不需要在展开之前或者在展开过程中将所述支架移植物的曲率与所述管腔的曲率进行匹配。

[0020] 优选地,所述机构并非设置于所述支架移植物的最近侧支架处或者所述支架移植物的最远侧支架处。这有利于牢固地将所述支架移植物锚固于所述管腔之内。

[0021] 所述机构可以包括至少一个收线器,用于与所述导引器的释放线配合。所述收线

器可以是材料环,例如丝线环。

[0022] 在实施方案中,所述机构可以仅设置于所述可限制支架的一端处,例如,所述机构可以仅设置于所述可限制支架的近侧端处。在另一个实施方案中,所述机构可以设置于所述可限制支架的近侧端和远侧端两者处。

[0023] 所述支架移植物可以包括多于一个可限制支架。在实施方案中,其可以包括仅在一端处设置所述机构的至少一个可限制支架以及在近侧端和远侧端两者处设置所述机构的至少一个可限制支架。

附图说明

[0024] 下面参考所附附图仅以实例的方式描述本发明的实施方案,在这些附图中:

[0025] 图 1 和图 2 显示了植入物展开设备的实例;

[0026] 图 3 显示了用于在弯曲管腔中展开的现有技术的支架移植物;

[0027] 图 4 显示了根据本发明的实施方案的支架移植物;

[0028] 图 5 显示了图 4 中的支架移植物的端部视图;

[0029] 图 6 显示了用于展开图 4 中的支架移植物的导引器的实施方案;

[0030] 图 7 显示了在弯曲本体管腔中图 4 中的支架移植物的展开;

[0031] 图 8 显示了在弯曲本体管腔中已展开的图 4 中的支架移植物;

[0032] 图 9 显示了在弯曲本体管腔中支架移植物的另一个实施方案的展开;

[0033] 图 10 显示了在弯曲本体管腔中已展开的图 6 中的支架移植物;

[0034] 图 11 显示了在弯曲本体管腔中支架移植物的另一个实施方案的展开;

[0035] 图 12 显示了在弯曲本体管腔中已展开的图 10 中的支架移植物;并且

[0036] 图 13 显示了支架移植物和植入物展开设备的一种可能配置。

具体实施方式

[0037] 应当理解,附图是示意性的,并且并未按照其实际比例显示各个零件。在许多情况下,附图显示了放大比例的零件,以帮助读者理解。

[0038] 在本说明书中,当提到展开组件时,术语远侧用来表示零件使用中在医疗手术中远离外科医生的一端,该端被包含在患者之内。术语近侧用来表示零件最靠近外科医生的一端,并且该端在实际中处于展开装置或治疗装置的外部操作部分中或者邻近外部操作部分。

[0039] 另一方面,当提到诸如支架或支架移植物的植入物时,术语近侧在脉管植入物的情况下表示使用中最靠近患者心脏的位置,并且术语远侧表示最远离患者心脏的位置。

[0040] 参考图 1 和图 2,植入物展开设备 10 包括外部操纵部段 12、近侧附着区域 14 和远侧附着区域 16。近侧附着区域 14 和远侧附着区域 16 固定植入物 18 的两端。在展开植入物 18 的医疗手术中,近侧附着区域 14 和远侧附着区域 16 将经过患者脉管系统而行进,在该实例中,行进到预期展开位置。位于植入物展开设备 10 的近侧端处的外部操纵部段 12 由外科医生操作以操纵导引器,并且在整个手术中保持在患者之外。

[0041] 植入物展开设备 10 的远侧附着区域 16 包括扩张器尖端 20,扩张器尖端 20 通常在其中具有孔 22,用于容放常规类型的引导线(未显示)。纵向孔 22 还具有通道,用于导引

医疗试剂。例如,可能会希望供应对比剂,以在医疗手术的放置和展开阶段的过程中进行血管造影术。

[0042] 内部导管或套管 24 通常由柔韧性薄壁金属管制成,并且固定到扩张器尖端 20。内部导管 24 是柔韧的,从而使植入物展开设备 10 可以沿着相对曲折的脉管(例如,股动脉)前进,并且使植入物展开设备 10 的远侧端可以在纵向上且旋转地被操纵。内部导管 24 运载将植入患者中的支架 18 或其它设备。在常规方式中,导管 24 经过植入物展开设备 10 延伸到操纵部段 12,结束于连接设备 26 处。

[0043] 连接设备 26 设计为接收注射器,以便于引导试剂进入内部导管 24 内,并且为此目的,连接设备 26 通常具有螺纹鲁尔(luer)锁定连接。

[0044] 所设置的推进器包鞘或杆 30(下文中称为推进器构件)通常由塑料材料制成,并且与内部导管 24 共轴地在径向上安装在内部导管 24 的外侧。推进器构件 30 是“厚壁的”,即,其壁厚优选为引导线导管 24 的壁厚的数倍。在某些情况下,推进器构件 30 和内部导管 24 是同一零件,该零件在携带支架 18 的位置处可以具有不同的外径。

[0045] 包鞘 32 与推进器构件 30 共轴地在推进器构件 30 外侧径向延伸。推进器构件 30 和包鞘 32 在操纵区域 12 的远侧延伸。

[0046] 植入物 18 可以是可由植入物展开设备 10 运送的支架、支架移植物或任何其它植入物或假体,并且通过包鞘 32 而维持在压缩条件下。包鞘 32 在外部操纵部段 12 的包鞘操纵件和止血密封单元 34 的近侧延伸。止血密封单元 34 包括止血密封件(未显示)和侧管 36,侧管 36 通过常规鲁尔锁定 38 被保持到单元 34。

[0047] 包鞘操纵件和止血密封单元 34 还包括夹圈(未显示)和硅密封环(未显示),夹圈将包鞘 32 夹持到止血密封件,硅密封环围绕推进器构件 30 形成止血密封件。侧管 38 便于在推进器构件 30 和包鞘 32 之间引导医疗流体。典型地使用盐水。

[0048] 在组装植入物展开设备 10 的过程中,包鞘 32 在近侧附着区域 16 的扩散器尖端 20 的近侧端上前进,同时植入物 18 通过外部力而保持在受压状态。适合的远侧附着(保持)部段(在该视图中不可见)联接到推进器构件 30,并且在手术过程中保持假体 18 的远侧端 40。假体 18 的远侧端可以具有材料环(未显示),远侧约束线 42 经过该材料环而延伸。远侧约束线还经过近侧附着部段 40 中的孔(图 1 和图 2 中未显示)延伸到内部导管 24 和推进器构件 30 之间的环形区域 44 内。远侧约束线 42 经过环形空间 44 延伸到操纵区域 12,并且在远侧线释放机构 46 处离开环形空间 44。

[0049] 外部操纵部段 12 的近侧部分包括至少一个约束线致动部段 50,约束线致动部段 50 安装在本体 48 上,本体 48 又安装到推进器构件 30 上。内部导管 24 穿过本体 48。远侧线释放机构 46 和近侧线释放机构 50 安装为在本体 48 上可滑动地运动。

[0050] 夹持螺钉 52 防止无意中过早释放假体 18。包含止血密封件(未显示),从而使释放线能够贯穿本体 48 而延伸,而不会在医疗手术的过程中造成不必要的血液损失。

[0051] 外部操纵部段 12 的近侧部分包括针钳 54,针钳 54 安装到本体 48 的近侧端上。针钳 54 具有螺钉帽 56。在拧入时,针钳 54 的钳口(未显示)夹抵内部导管 24 或者联接内部导管 24。在钳口被联接后,内部导管 24 能够只与本体 48 一起运动,从而使其能够只与推进器构件 30 一起运动。随着螺钉帽 56 被夹紧,整个组件可以作为单个件而一起运动。

[0052] 一旦植入物展开设备 10 处于预期展开位置,则撤走包鞘 32,并且释放近侧线释放

机构 50 和远侧线释放机构 46, 以使假体 18 扩张。

[0053] 对于某些手术, 包鞘 32 可以在植入物 18 扩张之后留在原位。利用作为引导件的包鞘 32, 可以将推进器构件 30 和内部导管 24 撤走, 并且替代为另外的零件。

[0054] 图 3 显示了用于在弯曲本体管腔中展开的现有技术的支架移植物 18'。支架移植物 18' 包括基本圆柱形的移植物材料管 1。移植物材料管 1 具有近侧端 2 和远侧端 3。移植物 1 具有数个自扩张锯齿形或著名的 Gianturco Z 形支架 4, 支架 4 沿着管的长度间隔定位, 并且提供在展开时将移植物 1 打开到主动脉壁所需的力。分别位于远侧端 3 和近侧端 2 处的支架 5 和 6 位于移植物 1 的内侧, 并且其它中间支架 4 位于移植物 1 的外侧。

[0055] 支架移植物 18' 包括长度缩减装置, 所述长度缩减装置包括柔韧性材料 8, 例如硅橡胶或类似材料, 其固定于假体 18' 的近侧端 2 处的 9 处, 并且结合于假体 18' 的远侧端 3 的附近的 11 处。长度缩减装置还可以包括形状记忆金属, 例如镍钛诺、镍钛合金, 其以弯曲配置热定形。

[0056] 在展开时, 从展开设备释放移植物 18' 的端部, 并且柔韧性材料 8 占据其缩短的静止位置, 从而使点 9 和 10 一起靠近运动, 这使得支架形成弯曲形状。弯曲的支架移植物 18' 随后能够位于具有相同弯曲的本体管腔之内。

[0057] 图 4 和图 5 显示了根据本发明的实施方案的支架移植物 18。支架移植物 18 由生物相容的移植物材料 1 的管状件形成, 在该实例中, 其具有沿着其长度设置的六个 Z 形支架 4、4'、5、6。在该实施方案中, 在移植物材料 1 的管状件的远侧端 3 和近侧端 2 处看到的支架 5、6 位于管 1 的内侧上, 而中间支架 4、4' 位于管 1 的外侧上。

[0058] 在该实施方案中, 支架 4' 中的一个设置于在其周围基本相等间隔的位置处, 在该实施方案中, 其具有缝制材料环 140。缝制材料环 140 能够与用于展开支架移植物 18 的导引器 10 的释放线 42 联接。其目的在下面描述。

[0059] 为了展开图 4 和图 5 所示的支架移植物 18, 支架移植物 18 以径向受压条件装到展开设备 10' (例如如图 6 所示的展开设备 10') 的内部导管 24 上。图 6 所示的导引器 10' 相似于图 1 和图 2 所示的导引器。然而, 图 6 所示的导引器 10' 包括释放机构, 该释放机构包括触发线 42', 触发线 42' 能够与支架移植物 18 的缝制环 140 联接。受压缩的支架移植物 18 随后以用于展开的常规方式由包鞘 32 覆盖。

[0060] 支架移植物 18 被运送到展开位置, 在该实例中, 其位于弯曲本体管腔 (例如胸主动脉弓) 之内。一旦植入物展开设备 10' 处于预期展开位置, 就撤走包鞘 32, 并且使支架移植物 18 扩张 (参见图 7)。然而, 在释放线 42' 和缝制环 140 之间的联接将单个支架 4' 保持在受限制配置中。受限制支架 4' 通常受限制超过其扩张配置的 50%, 并且可以受限制达 70% 或 80%。这将取决于支架之间的间隔。在实际中, 其将保持在其完全受限制条件下, 从而其围绕植入物展开设备 10' 的导管 24 受到限制。然而, 在实施方案中, 受限制支架 4' 可以在释放限制机构之前部分扩张。在优选实施方案中, 部分扩张包括使受限制支架 4' 扩张到不超过其完全展开直径的 50%。

[0061] 接下来, 将释放线 42' 从缝制环 140 释放, 以允许受限制支架 4' 扩张。

[0062] 一旦受限制支架 4' 已经扩张, 推进器构件 30 和内部导管 24 就可以撤走, 从而将已扩张的支架移植物 18 留在其位 (参见图 8)。

[0063] 图 7 和图 8 显示了该展开过程的改进的定位效果。图 7 显示了撤走包鞘 32 之后

部分展开的支架移植物 18。只有受限制支架 4' 借助于释放线 42 和缝制环 140 而维持于其受压缩状态。支架移植物 18 设置为使受限制支架 4' 定位于弯曲本体脉管 70 的弯曲部的最紧凑部分处。这样,一撤走包鞘 32 就允许支架 4、5、6 扩张,对着本体脉管 70 的壁 有效地联接,这是因为脉管在已扩张部分的支架 4、5、6 所在的位置处不太弯曲。然而,从图 7 可以看到,直接位于受限制支架 4' 的近侧的支架 4 以及直接位于受限制支架 4' 的远侧的支架 4 定位为使得它们在弯曲本体管腔 70 的内侧部分上相比它们向着弯曲部的外侧相互更为接近。这是由于受限制支架 4' 向其拖拽移植物材料 1 和毗邻支架 4 而造成的。因此,如果毗邻支架 4 之间的支架 4' 在它们扩张的同时还未被限制,则毗邻支架 4 能够位于脉管 70 之内,并且在弯曲部的内侧上比它们原本的距离相互更为接近。从而,当允许受限制支架 4' 扩张时,其与弯曲本体脉管 70 的弯曲部的内侧上的其毗邻支架 4 产生重叠 80。这是因为毗邻支架 4 之间的间隙小于受限制支架 4' 的长度。因为允许毗邻受限制支架 4' 的支架 4 首先扩张,所以这些支架适当地联接脉管 70 的壁,并且已扩张的受限制支架 4' 与提供重叠区域 80 的毗邻支架 4 的内部联接。

[0064] 图 9 和图 10 显示了第二实施方案。图 9 和图 10 的实施方案与图 7 和图 8 的实施方案之间的差别是,受限制支架仅在其近侧端处受到限制,从而使其在释放之前且在支架移植物 18 的剩余部分扩张之后形成“圆锥形状”。再次地,当通过从缝制环 140 移走释放线 42 而允许受限制支架 4' 扩张,则受限制支架 4' 扩张,从而使其与直接位于受限制支架 4' 近侧的支架 4 的内部重叠。如图 10 所示,这就产生了受限制支架 4' 与其直接近侧支架 4 之间的单个重叠区域 80。

[0065] 仅限制受限制支架 4' 的近侧端能够为支架移植物 18 提供定位,该定位使得在展开之后流过支架移植物 18 的血液最大化。

[0066] 在第三实施方案中,多于一个受限制支架 4' 具有缝制环 140。在这样的实施方案中,每一个受限制支架 4' 可以在其近侧端和远侧端包括缝制环 140(与图 7 对比),或者如图 11 所示(并且具体而言,提供了两个毗邻受限制支架 4'),每一个受限制支架 4' 仅在一端处(在该实例中,为近侧端)具有缝制环。如图 12 所示,这样的配置使得受限制支架 4' 与直接近侧支架 4、6 的内部重叠而产生多个重叠区域 80。

[0067] 上述实施方案的优点是,能够在弯曲脉管中展开基本直的支架移植物 18。毗邻受限制支架的支架 4 首先扩张,并且正确地锚固于脉管之内。随着受限制支架 4' 在展开的第二阶段的过程中扩张,支架移植物 18 可以用于任何类型的脉管中,无论是直的、仅具有轻微弯曲的还是具有急剧弯曲的脉管。因此获得支架移植物 18 在脉管之内的合适曲率。此外,支架移植物 18 的弯曲部在展开之前并非必须匹配到脉管的弯曲部。另外,外科医生或临床医生不必像利用现有技术中的假体的情况下那样,保证支架移植物在特定方位上展开,以匹配脉管的弯曲部。限制支架 4' 产生了颈部,其使支架移植物 18 的柔韧性提高。这有助于使支架移植物 18 遵从脉管 70 的曲率,无论脉管的曲率程度如何。

[0068] 当然,本领域技术人员将意识到,不同类型的受限制支架 4' 可以在适当位置结合于单个支架移植物 18 之内。另外,受限制支架 4' 可以根据具体要求而位于沿着支架移植物 18 的任意点处。例如,受限制支架 4' 可以位于沿着支架移植物 18 的近侧端处、中间或者任意一个或更多支架中。在另一个修改形式中,可以设想支架移植物 18 的每一个支架可以受到限制,优选地仅在一端处(将优选为在每一个支架 4' 的近侧端处)受到限制。在实

施方案中,受限制支架 4'并不是位于支架移植物 18 的近侧端 2 处的支架 6。这是因为支架移植物 18 的近侧端 2 处的支架 6 会对于锚固和定位支架移植物 18 有用。

[0069] 在另一个修改形式中,释放线 42'可以与线 42 相同,线 42 将支架移植物的近侧端保持到导引器的远侧端。

[0070] 在另一个修改形式中,不同受限制支架 140 的缝制环 140 可以与不同释放线 42'配合。这就能够通过使不同受限制支架 4'按照具体的预期次序释放,从而在预期位置更好地控制展开过程。

[0071] 缝制环 140 可以设置在移植物材料 1 上,而不是在支架 4'上。可以附加地或替代地提供缝制环 140,以在管状移植物 1 内侧而不是外侧与释放线 42 配合。

[0072] 在图 13 所示的约束机构的另一个实例中,可以围绕支架移植物 18 的支架 4'设置在每一端处都具有环 132 的缝制材料丝线 130,并且缝制材料丝线 130 在拉紧时对支架 4'进行限制。在缝制材料丝线 130 的每一端处的环 132 彼此重叠,并且释放线 42'螺旋穿过其中,从而保持环 132 重叠,并且将支架 4'保持在其受限制配置中。撤走释放线 42'使得在缝制材料丝线 130 的每一端处的环 132 分离,并且使得受限制支架 4'扩张。在图 13 所示的实例中,内部导管 24 具有孔 134,缝制材料 132 穿过孔 134 而延伸,以便与释放线 42'联接。可以设想其它适合配置。

[0073] 本文使用的术语丝线旨在包括能够执行所述功能的任何丝状材料,并且例如可以是常规的缝接材料、多股细丝结构(例如由纱线形成的多股细丝结构以及由诸如棉的天然或合成材料、其它生物相容材料或诸如聚酯的聚合物材料形成的多股细丝结构)或者天然材料、其它生物相容材料、诸如金的金属或诸如镍钛合金的合金的单股细丝结构。

[0074] 上述各个实施方案及其修改形式的特征可以按需要彼此替换或组合。还应当理解,本文所附从属权利要求的各个特征可以按照这些权利要求的任何希望的组合而一起使用。

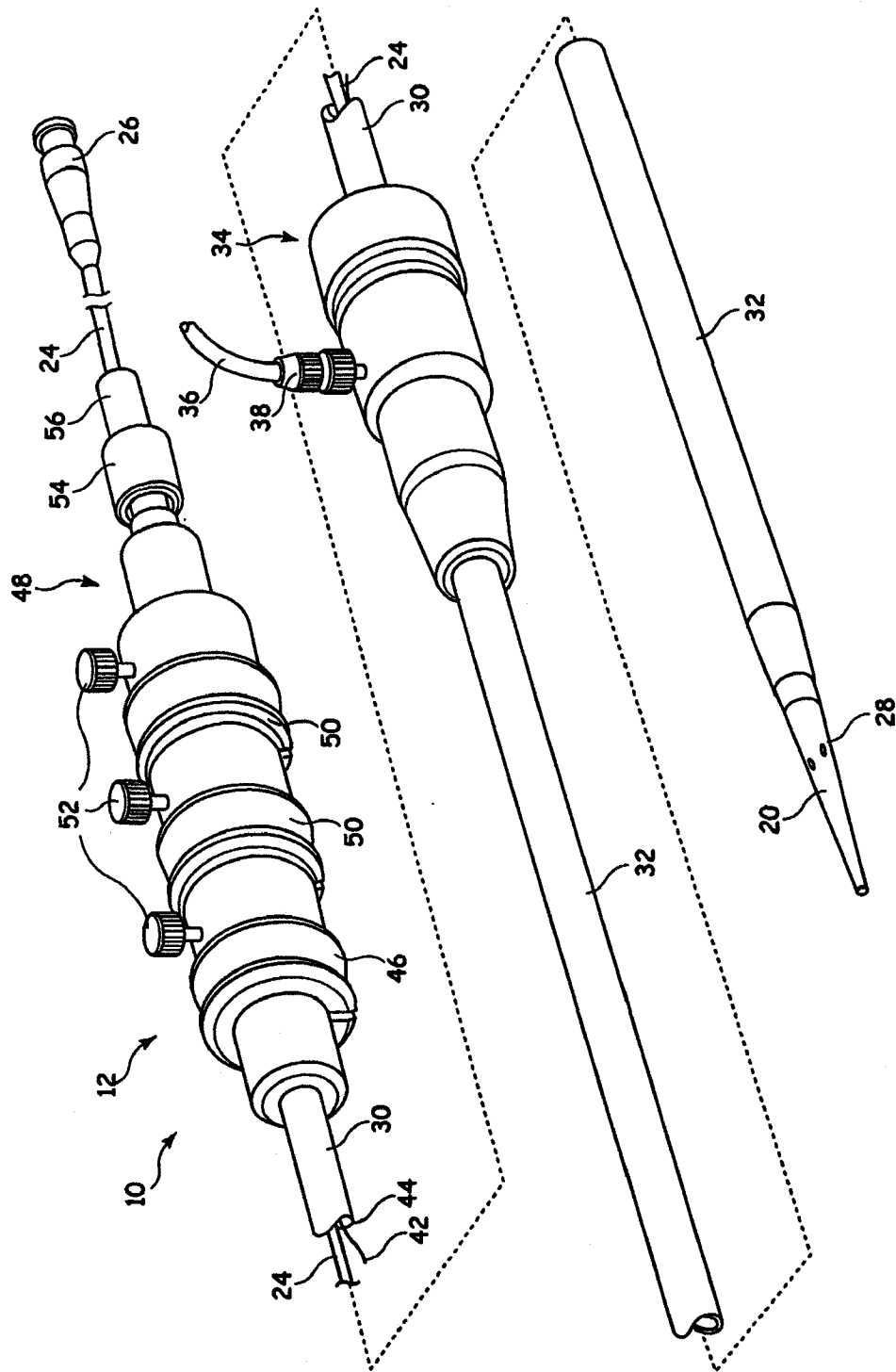


图 1

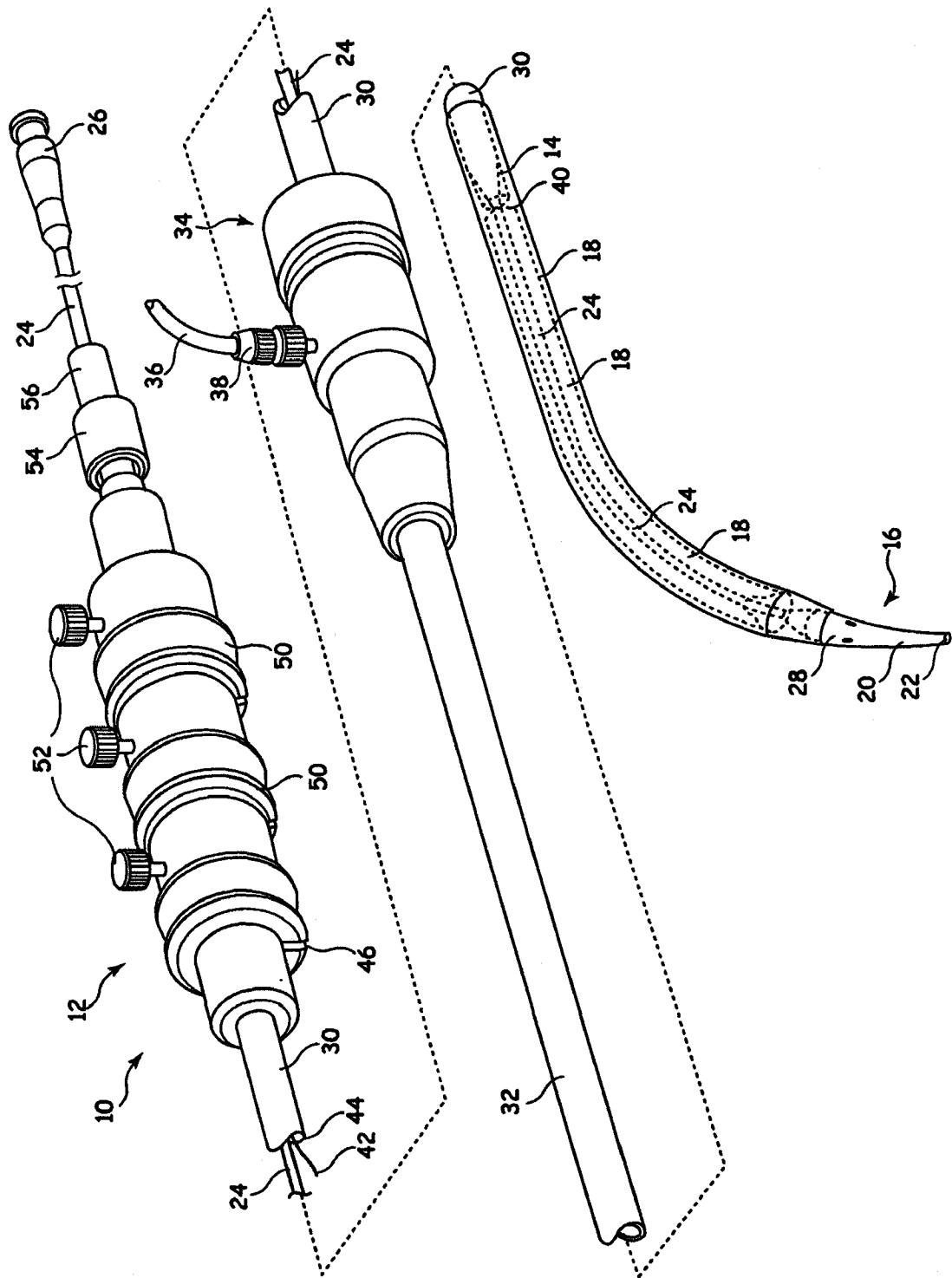


图 2

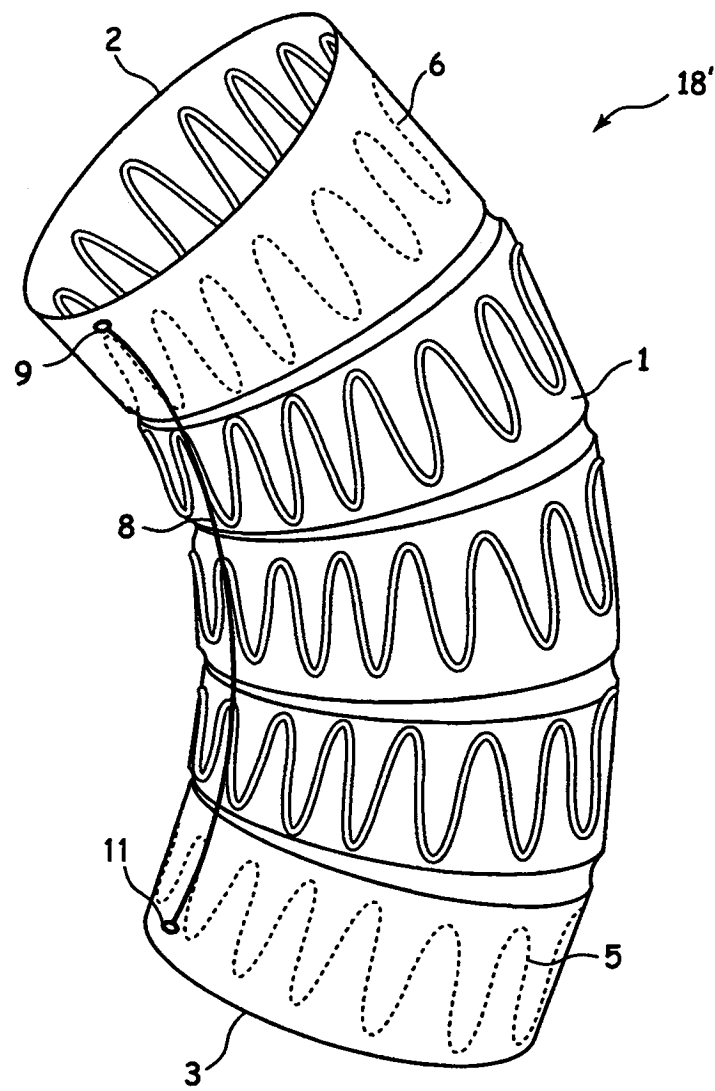


图 3(现有技术)

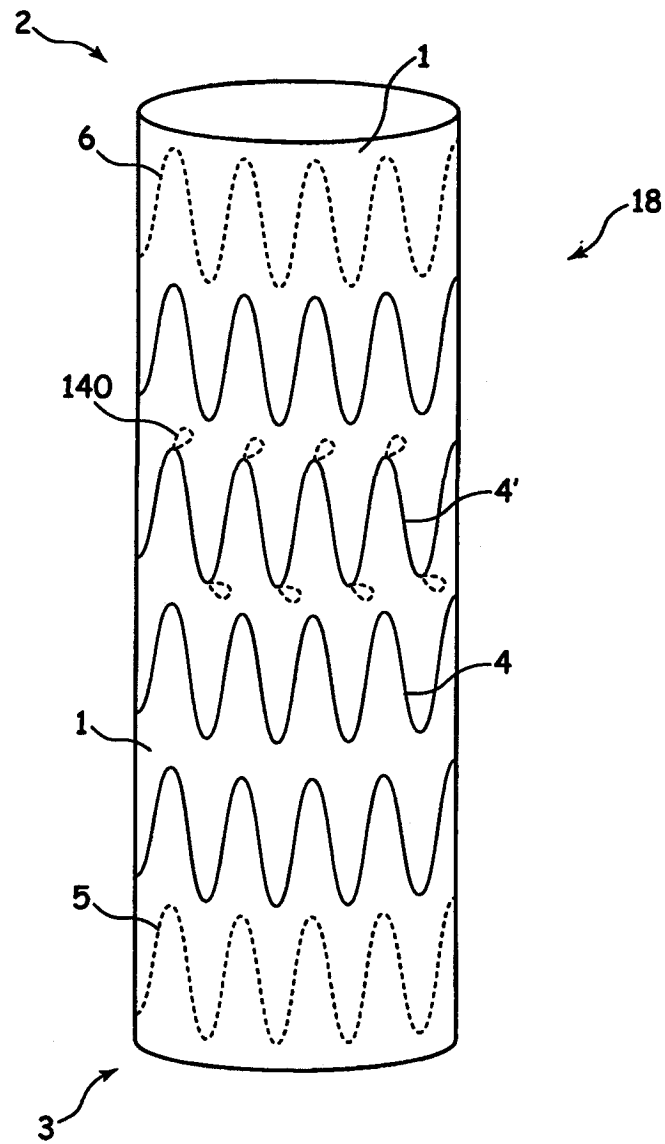


图 4

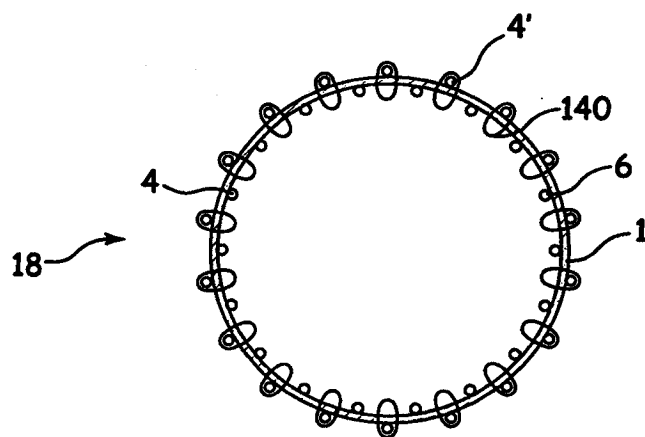


图 5

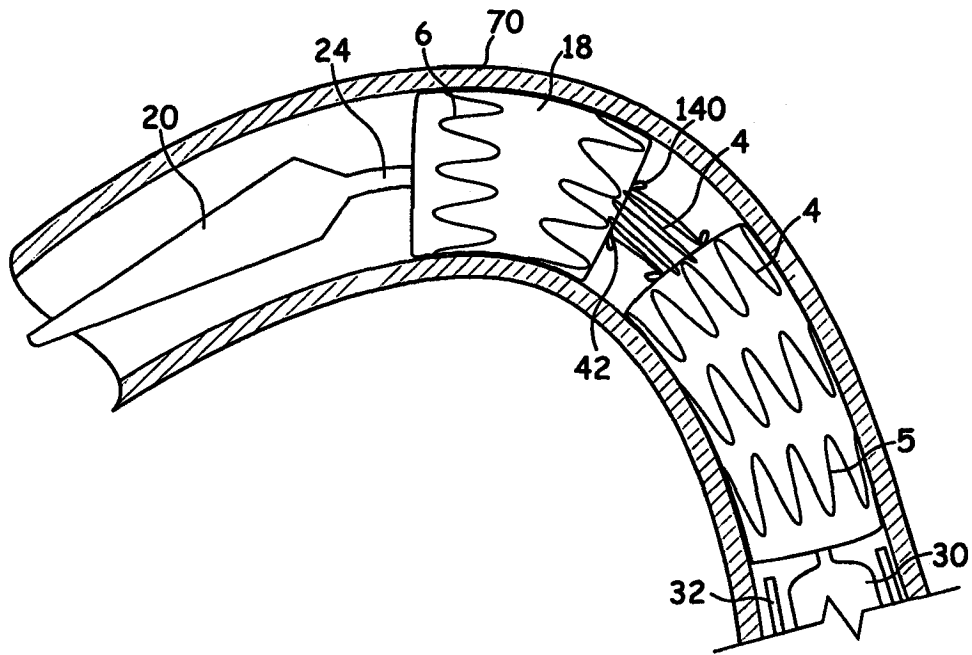


图 7

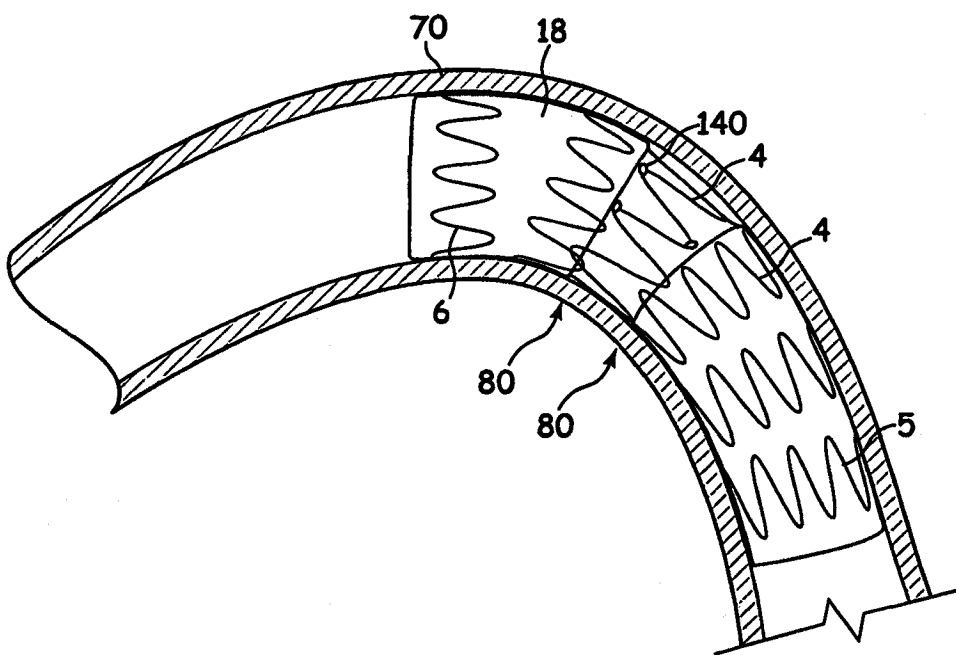


图 8

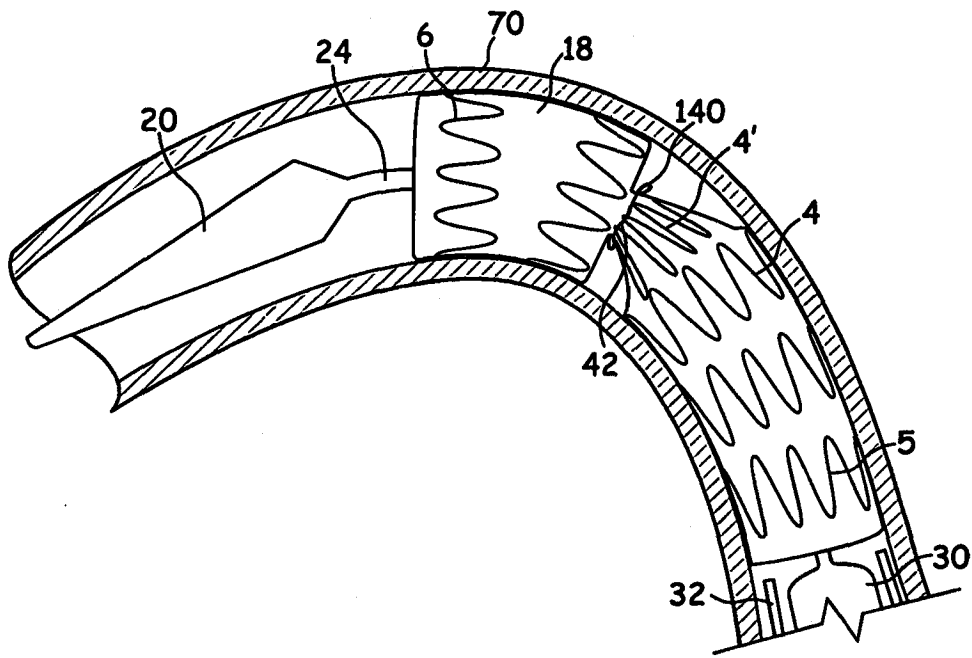


图 9

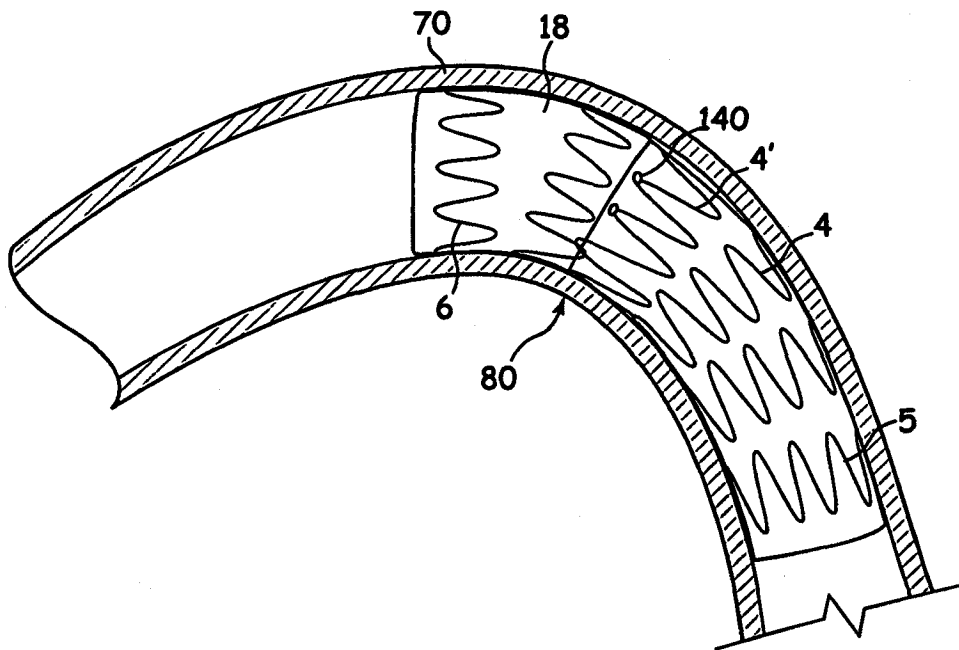


图 10

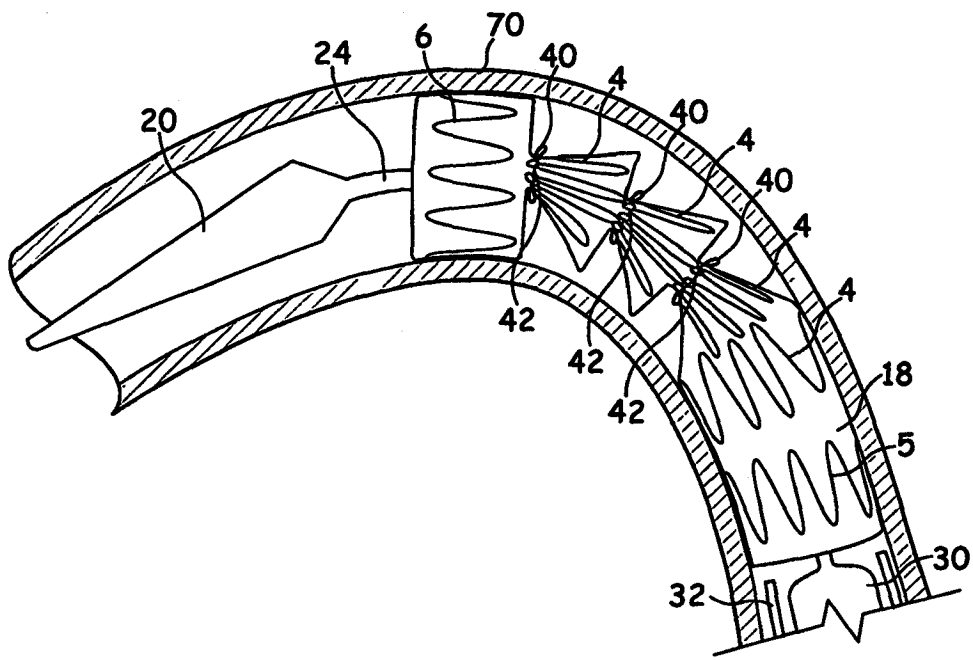


图 11

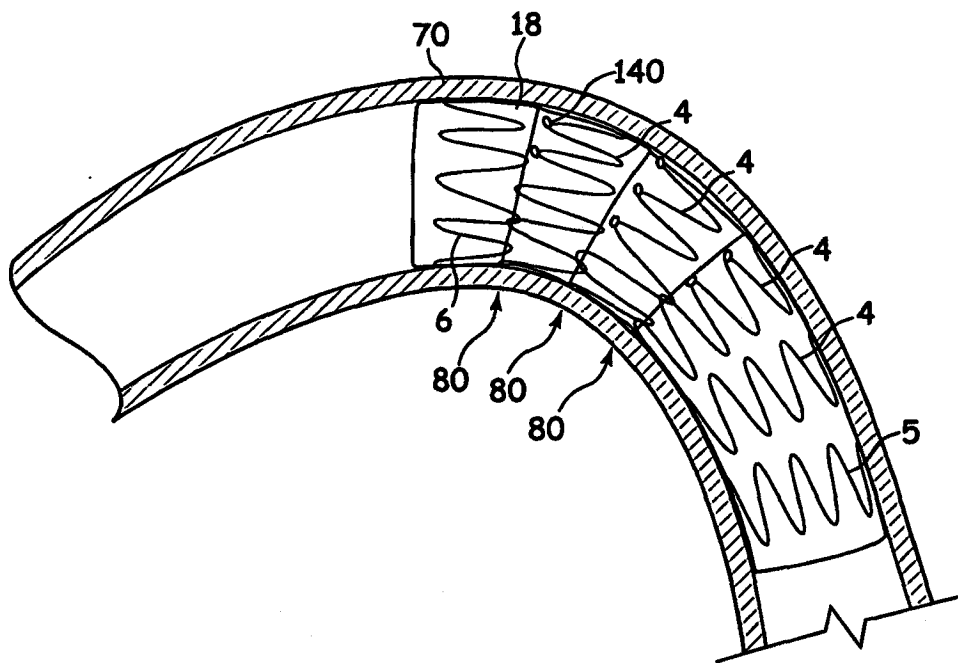


图 12

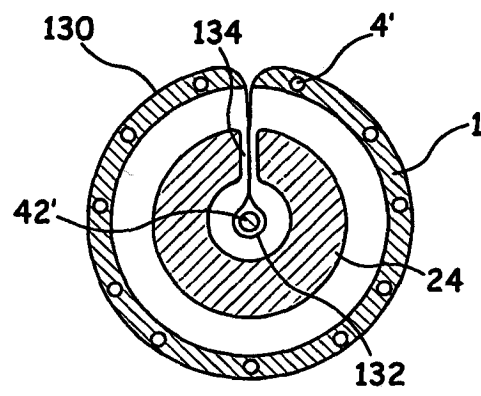


图 13