

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2017年7月6日 (06.07.2017)



(10) 国际公布号
WO 2017/114302 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61F 2/82 (2013.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2016/111686
- (22) 国际申请日: 2016年12月23日 (23.12.2016)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201511027977.3 2015年12月30日 (30.12.2015) CN
- (71) 申请人: 先健科技(深圳)有限公司 (LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CO., LTD) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 肖本好 (XIAO, Benhao); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。 张德元 (ZHANG, Deyuan); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。 舒畅 (SHU, Chang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二

路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。 王逸斐 (WANG, Yifei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。

- (74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ,

[见续页]

(54) Title: LUMINAL STENT

(54) 发明名称: 管腔支架

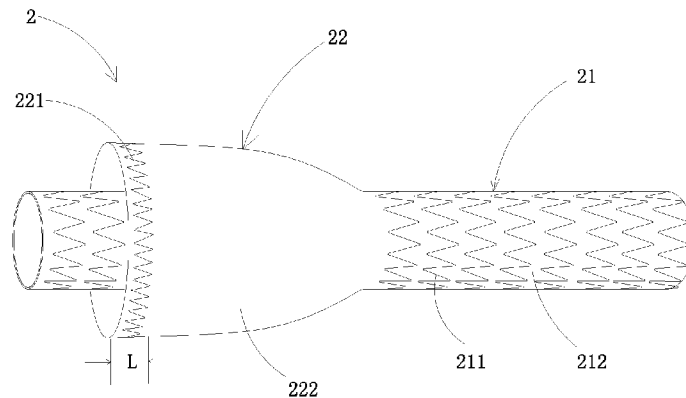


图 3

(57) Abstract: A luminal stent (2) comprises a first tubular body (21) and a second tubular body (22) sleeved on the first tubular body (21), and at least one end of the second tubular body (22) is sealingly connected to an outer surface of the first tubular body (21). In a radial support section of the luminal stent (2), the first tubular body (21) comprises at least one first radial support structure (211) arranged in a circumferential direction thereof, and the second tubular body (22) comprises at least one second radial support structure (221) arranged in a circumferential direction thereof and a coating film (222) covering the second radial support structure (221). The second radial support structure (221) has greater radial deformability than the first radial support structure (211). After implanted, the luminal stent can form a semi-closed gap between the first tubular body and the second tubular body or between the second tubular body and a lumen wall, and blood flowing into the gap can be employed as a filler material to plug a type I endoleak channel, thus preventing blood from flowing in an aneurysm body or a dissection location.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2017/114302 A1



BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种管腔支架(2)包括第一管体(21)和套设于第一管体(21)外的第二管体(22),第二管体(22)的至少一端与第一管体(21)的外表面密封连接。在管腔支架(2)的径向支撑段内,第一管体(21)包括至少一个沿其周向排布的第一径向支撑结构(211),第二管体(22)包括至少一个沿其周向排布的第二径向支撑结构(221)和覆盖第二径向支撑结构(221)的覆膜(222),第二径向支撑结构(221)的径向变形能力大于第一径向支撑结构(211)的径向变形能力。植入后,可在第一管体和第二管体之间或在第二管体与管腔壁之间形成半封闭的间隙,流入上述间隙的血液可作为填充材料封堵 I 型内漏通道,避免血液流入瘤体或夹层处。

说明书

发明名称：管腔支架

技术领域

本发明涉及植入医疗器械，尤其涉及一种管腔支架及管腔支架系统。

背景技术

目前可采用管腔支架实施腔内隔绝术来隔离人体管腔内的病变区域，例如，可采用管腔支架在血管中隔绝动脉夹层或动脉瘤。此类方法具有手术创伤小、术中输血量少、术后恢复快及住院时间短等优点，因此已逐步取代传统的开腔手术。管腔支架通常具有径向膨胀能力，利用其径向支撑力紧贴血管腔壁而固定于管腔中。为防止支架脱落，支架需具有足够大的径向支撑力，而径向支撑力越大，支架径向展开后的刚性越强。然而，由于个体差异，管腔内壁形态各异，且管腔内壁还可能存在钙化斑块而改变管腔内壁的形貌，具有较大刚性的管腔支架有可能造成支架与管腔贴壁不良，使得支架与病变管腔壁之间无法完全封闭。

例如，参见图 1，管腔 12 内壁上的斑块 13 可使得支架 11 与管腔 12 内壁之间存在间隙 14，血流可经由该间隙 14 流向瘤腔或者夹层假腔，产生 I 型内漏。或者，为同时开通主体血管和分支血管，可采用烟囱技术、潜望镜技术、或三明治技术将多个支架配合使用，分别将管腔支架植入主体血管和分支血管。例如参见图 2，主体支架 15 和分支支架 16 的一端并排植入管腔 12 中，主体支架 15 的另一端与较大的主体血管连通（图中未示出），分支支架 16 的另一端与较小的分支血管连通（图中未示出）。为确保流入分支血管的血流通畅，分支支架 16 的径向支撑力需大于主体支架 15 的径向支撑力，这样会导致并排植入处主体支架 15 更易于径向变形，从而在分支支架 16、主体支架 15、以及管腔 12 内壁之间形成间隙 17，由此产生 I 型内漏，血流可经由该间隙 17 流向瘤腔或者夹层假腔。

这种 I 型内漏可能出现在胸主动脉、腹主动脉或其它管腔中。若血流持续流入，可引起夹层假腔或者动脉瘤腔继续增大，并最终导致其破裂的严重后果，使腔内隔绝治疗失败。由此，对于腔内隔绝术中的管腔支架而言，为提高手术效果和治愈成功率，尽量避免支架与管腔的 I 型内漏尤为重要。

发明内容

本发明要解决的技术问题在于，针对现有技术的缺陷，提供一种可避免内漏形成的管腔支架。

本发明解决其技术问题所采用的技术方案是：提供了一种管腔支架，包括第一管体和第二管体，所述第二管体套设于所述第一管体外，且至少一端与所述第一管体的外表面密封连接；所述管腔支架具有径向支撑段；在该径向支撑段内，所述第一管体包括至少一个沿其周向排布的第一径向支撑结构，所述第二管体包括至少一个沿其周向排布的第二径向支撑结构和覆盖所述第二径向支撑结构的覆膜，且所述第二径向支撑结构的径向变形能力大于所述第一径向支撑结构的径向变形能力。

在根据本发明实施例的管腔支架中，在相同径向力作用下，所述第二径向支撑结构的径长变化量大于所述第一径向支撑结构的径长变化量；或者，在相同径向力作用下，所述第二径向支撑结构的径长变化率大于所述第一径向支撑结构的径长变化率；或者，在发生相同径向变化率或相同径向变化量时，所述第一径向支撑结构需要的径向外力比所述第二径向支撑结构需要的径向外力大。

在根据本发明实施例的管腔支架中，在相同的径向力作用下，所述第一径向支撑结构的径长变化量或径长变化率分别是该第二径向支撑结构的径长变化量或径长变化率的 1.05 倍~10 倍或 2 倍~5 倍。

在根据本发明实施例的管腔支架中，在发生相同径向变化率或相同径向变化量时，所述第一径向支撑结构需要的径向外力是所述第二径向支撑结构需要的径向外力的 1.05 倍~10 倍或 2 倍~5 倍。

在根据本发明实施例的管腔支架中，自然展开状态下，在所述径向支撑段

中的同一位置处,所述第二管体的径长是所述第一管体的径长的 1.3 倍~3 倍。

在根据本发明实施例的管腔支架中,自然展开状态下,在所述径向支撑段中的同一位置处,所述第二管体的径长比所述第一管体的径长大 2~30mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述第二管体的另一端开放;或者所述第二管体的另一端与所述第一管体的外表面密封连接。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述第二管体的最大径长处位于所述径向支撑段内,且所述最大径长处设有所述第二支撑结构。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述第二管体的最大径长处位于所述第二管体开放一端的端口附近;或者位于第二管体的中间部分。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述第二径向支撑结构为波形环状物,在自然展开状态下,所述波形环状物的任一波形沿周向的最大宽度 m 与该波形处的第二管体的周长 D 满足 $m \leq D/8$ 或 $m \leq D/10$ 或 $m_1 \leq D/12$ 或 $m_1 \leq D/13$ 或 $m_1 \leq D/14$ 。

在根据本发明实施例的管腔支架中,在自然展开状态下,所述波形环状物的任一波形沿周向的最大宽度 m 为 1.5~5mm、或 1.5~7mm、或 1.5~8mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述波形环状物由金属丝绕制形成,所述金属丝的直径为 0.05~0.32mm、或 0.1~0.35mm、或 0.2~0.4mm;或者,所述波形环状物由金属管切割形成,形成所述波形环状物的金属杆的线径为 0.05~0.32mm、或 0.1~0.35mm、或 0.2~0.4mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述波形的波形高度为 2~6mm、或 3~7mm、或 4~8mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中,至少一圈所述波形环状物的任一波峰与相邻的另一圈所述波形环状物中最接近的一个波峰之间的轴向间距小于该圈波形环状物的波形高度。

在根据本发明实施例的管腔支架中,所述第二径向支撑结构为包括多个网格的网状结构,在自然展开状态下,任一所述网格沿周向的最大宽度 m_1 与该网格处的第二管体的周长 D 满足 $m_1 \leq D/12$ 或 $m_1 \leq D/13$ 或 $m_1 \leq D/14$ 。

在根据本发明实施例的管腔支架中,在自然展开状态下,任一所述网格沿

周向的最大宽度 m_1 为 1.5~5mm、或 1.5~7mm、或 1.5~8mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中，在自然展开状态下，任一所述网格沿轴向的最大长度为 4~12mm、或 6~14mm、或 8~16mm。

在根据本发明实施例的管腔支架中，在所述径向支撑段中，所述第一管体还包括覆盖第一径向支撑结构的覆膜。

在根据本发明实施例的管腔支架中，所述第一管体的至少一端具有多个沿平行于所述第一管体的纵向轴延伸的凸片，且相邻两个凸片之间均具有缝隙。

在根据本发明实施例的管腔支架中，所述第一管体包括四个沿所述第一管体的纵向中心轴方向依次排列的波圈，四个所述波圈通过方形连接环相连。

在根据本发明实施例的管腔支架中，所述第一管体包括筒形内覆膜、波圈及环形外覆膜，所述波圈夹设在筒形内覆膜及环形外覆膜之间，且所述波圈的至少部分波峰和/或波谷裸露在外。

在根据本发明实施例的管腔支架中，所述第一管体上设有覆膜，所述第一管体端部附近的覆膜上形成有贯穿覆膜的孔或者所述第一管体的靠近所述第一管体端部的波圈未被覆膜全部覆盖。

依据本发明实施例的管腔支架植入后，可在第一管体和第二管体之间形成半封闭的间隙，或在第二管体与管腔壁之间形成半封闭的间隙，流入上述间隙的血液可作为填充材料封堵 I 型内漏通道，避免血液流入瘤体或夹层处。第一管体和第二管体均具有径向支撑力且第二管体相比第一管体相具有较大的径向变形能力，因此植入管腔后在管腔壁的径向压缩下仍能通过其径向支撑力与管腔壁贴覆；同时，在血流的冲击下，第一管体和第二管体均能保持径向支撑形貌，避免褶皱、内翻、坍塌等变形的发生，尤其是可以确保管腔支架的近端端面处不发生变形，从而避免流入管腔的血液受阻。

附图说明

下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明，附图中：

图 1 是现有技术中单个管腔支架植入具有斑块的管腔后的示意图；

图 2 是现有技术中两个管腔支架配合植入管腔后的示意图；

图 3 是依据本发明第一实施例的一示例管腔支架的结构示意图；
图 4 是依据本发明第一实施例的另一示例管腔支架的结构示意图；
图 4A 是图 4 中的管腔支架的示意图；
图 5 是平板挤压法测试依据本发明第一实施例的管腔支架的示意图；
图 6 是平板挤压法测试依据本发明第一实施例的管腔支架的示意图；
图 7 是依据本发明第一实施例的管腔支架在自然展开状态的径向截面图；
图 8 是图 7 的管腔支架在径向压缩后的径向截面图；
图 9A 是依据本发明第一实施例的单个管腔支架植入具有斑块的管腔后的示意图；
图 9B 是依据本发明第一实施例的单个管腔支架植入管腔后的轴向截面图；
图 10 是第一实施例中第二管体的一示例多圈波形环状物的示意图；
图 11 是另一具体实施方式中第二管体的多圈波形环状物的示意图；
图 12 是依据本发明第二实施例的管腔支架的示意图；
图 13A 是图 12 的管腔支架的一具体结构的示意图；
图 13B 是图 13A 中的管腔支架植入管腔后的轴向截面图；
图 14 是依据本发明第三实施例的管腔支架的示意图；
图 15 是依据本发明第四实施例的管腔支架的一示例结构的示意图；
图 16 是依据本发明第四实施例的管腔支架的另一示例结构的示意图；
图 17 是图 16 中第二管体的切割网状结构的示意图；
图 18 是图 17 的局部放大图；
图 19 是依据本发明第五实施例的管腔支架系统的示意图；
图 20 是图 19 中管腔支架系统的近端径向截面图；
图 21 是依据本发明第五实施例的管腔支架系统另一示例结构的示意图；
图 22 是依据本发明第六实施例再的管腔支架系统的示意图；
图 23 是图 22 中的管腔支架系统植入后在肾动脉附近的径向截面图；
图 24 是图 22 中的管腔支架系统植入后在髂动脉附近的径向截面图。
图 25 是本发明第七实施例提供的管腔支架的示意图；

图 26 是本发明第八实施例提供的管腔支架的示意图；

图 27 是图 26 中的第一管体的示意图；

图 28 是图 27 中的 P 部分的放大图；

图 29 是图 26 中的第一管体被弯曲后的状态图；

图 30 是本发明第九实施例提供的管腔支架的示意图；

图 31 是本发明第十实施例提供的管腔支架的示意图；

第 32 是图 31 中的管腔支架的第一管腔的未覆盖环形外覆膜的多个波圈组的示意图。

具体实施方式

为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解，现对照附图详细说明本发明的具体实施方式。

第一实施例

参见图 3，依据本发明第一实施例的管腔支架 2 包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 套设于第一管体 21 外、并覆盖第一管体 21 的至少一部分，第二管体 22 的一端与第一管体 21 的外周表面密封连接。

具体而言，第一管体 21 具有径向膨胀能力，可在外力作用下可被压缩并在外力撤销后自膨胀或通过机械膨胀（例如球囊扩张膨胀）恢复至初始形状并保持初始形状，由此植入管腔后可通过其径向支撑力紧贴管腔壁而固定于管腔内。第一管体 21 包括设于整个管体上的第一径向支撑结构 211，例如可采用记忆合金材料（例如镍钛合金）制备该第一径向支撑结构 211，使其具有自膨胀能力。该第一径向支撑结构 211 可以是沿轴向排布的多圈波形环状物，也可以是由金属丝编织形成的网状结构，也可以是通过金属管切割形成的切割网状结构，本领域的普通技术人员可根据需要选择合适的第一径向支撑结构 211，此处不再一一赘述。且，该第一管体 21 还至少在未被第二管体 22 覆盖的区域中包括第一覆膜 212，该第一覆膜 212 可以是 PET 膜或 PTFE 膜，可通过缝合或热熔方式覆盖第一径向支撑结构 211。

第二管体 22 具有径向膨胀能力，即可在外力作用下可被压缩并在外力撤销后自膨胀或通过机械膨胀（例如球囊扩张膨胀）恢复至初始形状并保持初始形状，由此植入管腔后可通过其径向支撑力贴覆管腔壁。第二管体 22 包括设于至少一部分管体上的第二径向支撑结构 221，例如可采用记忆合金材料（例如镍钛合金）制备该第二径向支撑结构 221，使其具有自膨胀能力。该第二径向支撑结构 221 可以是沿轴向排布的多圈波形环状物，也可以是由金属丝编织形成的网状结构，也可以是通过金属管切割形成的切割网状结构，本领域的普通技术人员可根据需要选择合适的第二径向支撑结构 221，此处不再一一赘述。而且，该第二管体 22 的整个管体上还包括第二覆膜 222，该覆膜可以是 PET 膜或 PTFE 膜，可通过缝合或热熔方式覆盖第二径向支撑结构 221。

第二管体 22 的一端与第一管体 21 可通过第二覆膜 222 与第一覆膜 212 热熔实现密封连接，也可通过将第二覆膜 222 缝合到第一覆膜 212 上来实现密封连接。本领域的普通技术人员可根据需要选择合适的密封方式，此处不再赘述。

管腔支架 2 具有至少一径向支撑段，在该径向支撑段中，第一管体 21 包括至少一个沿其周向排布的第一径向支撑结构 211，第二管体 22 包括至少一个沿其周向排布的第二径向支撑结构 221 和覆盖该第二径向支撑结构 221 的第二覆膜 222。第二管体 22 的最大径长处可位于该径向支撑段内，且在最大径长处设有上述第二径向支撑结构 221。例如，第二管体 22 的最大径长处可位于第二管体 22 开放一端的端口处，或者可位于第二管体 22 的中间部分。

参见图 3，示例地，管腔支架 2 包括径向支撑段 L，该径向支撑段 L 位于第二管体 22 中远离密封连接的开放一端附近。在上述径向支撑段 L 中，第二管体 22 覆盖第一管体 21，且第二管体 22 具有第二径向支撑结构 221。参见图 4，另一示例中，管腔支架 2 包括径向支撑段 L1，该径向支撑段 L1 为整个第二管体 22。同样，在该径向支撑段 L1 中，第二管体 22 覆盖第一管体 21，且第二管体 22 具有第二径向支撑结构 221。

在上述径向支撑段（例如径向支撑段 L 或 L1）内，第二径向支撑结构 221 的径向变形能力大于第一径向支撑结构 211 的径向变形能力，即，在相同的径

向力作用下（包括径向作用力大小和方向、以及作用时间均分别相同），径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量小于同一位置处的第二径向支撑结构 221 的径长变化量；或者，在相同的径向力作用下（包括径向作用力大小和方向、以及作用时间均相同），径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化率小于同一位置处的第二径向支撑结构 221 的径长变化率，该变化率为径长变化量与原始径长的比值。

在相同的径向力作用下，径长变化量越大或径长变化率越大，则表明径向支撑结构的径向变形能力越强，而径向支撑性能越差，反之亦然。或者，在上述径向支撑段（例如径向支撑段 L 或 L1）内，在发生相同径向变化率或相同径向变化量时，第一径向支撑结构 211 需要的径向外力比第二径向支撑结构 221 需要的径向外力大。所需径向力越大，则表明径向变形能力越弱，而径向支撑性能越强，反之亦然。

参见图 5，可采用平板挤压法，即采用两块相互平行的平板 18 在径向支撑段内沿径向支撑段圆周的切向方向夹持该管体 21 和 22，测试过程中始终保持两块平板为平行，在平板 18 上施加相同的径向力 F 来测试径向支撑段中第一径向支撑结构 211 和第二径向支撑结构 221 的径长变化量 ΔR 或径长变化率 $\Delta R/R$ ，该径向力 F 的方向与挤压处的管体 21 和 22 的一直径平行。或者，可采样上述平板挤压法，将径向支撑段内的第一径向支撑结构 211 或径向支撑段内的第二径向支撑结构 221 从原始尺寸 R（图 5）压缩到 R/2（图 6）时测得的所需要施加的径向力 F1 来评价径向支撑力或径向支撑性能，该评价结果与通过径长变化量或径长变化率的评价结果是等效的。其中，在径向作用条件相同（径向力的作用时间和作用方式均相同）的情况下，若管体从原始尺寸 R 压缩到 R/2 所需施加的径向力 F1 的力值越小，则表明管体的径向径向变形能力越强，而径向支撑性能越差，反之亦然。

上述的平板挤压法仅为一种示例测试方法，并不是对本发明的限制，本领域的普通技术人员可采用任意适合的方法进行与平板挤压法等效的测试，例如，还可在管腔的周向上均匀施加径向作用力进行测试，具体地，可采用 Machine Solution Inc（MSI）公司 RX550-100 型号的径向支撑力测试仪。

在本发明的一具体实施方式中，在相同的径向力所用下，径向支撑段中第二径向支撑结构 221 的径长变化量是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.05 倍~10 倍，进一步可以是 2 倍~5 倍。或者，在相同的径向力所用下，径向支撑段中的第二径向支撑结构 221 的径长变化率是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化率的 1.05 倍~10 倍，进一步可以是 2 倍~5 倍。或者，在同一测试条件下，第一径向支撑结构 211 从原始尺寸 R 压缩到 R/2 时所需要施加的径向力是第二径向支撑结构 221 从原始尺寸 R 压缩到 R/2 时所需要施加的径向力的 1.05 倍~10 倍，进一步可以是 2 倍~5 倍。

与第一径向支撑结构 211 相比，若第二径向支撑结构 221 的径向变形能力过大，则径向支撑性能过弱，将导致第二径向支撑结构在释放过程无法完全径向展开，从而出现褶皱或塌陷的现象，因此第二径向支撑结构 221 的径向变形能力通常不超过第一径向支撑结构 211 的径向变形能力的 10 倍。当然，若第二径向支撑结构 221 的径向变形能力与第一径向支撑结构 211 的径向变形能力差异不大，则第二管体 22 植入后仍有可能造成内漏的形成。因此，第二径向支撑结构 221 的径向变形能力通常比第一径向支撑结构 211 的径向变形能力的 1.05 倍大。具体地，第二径向支撑结构 221 的径向变形能力是第一径向支撑结构 211 的径向变形能力的 2~5 倍，例如 3 倍、4 倍等等。

应当知晓，此处所述的径向变形能力为管体在受到外部径向作用力时，例如第一管体 21 或第二管体 22 植入后受到管腔径向挤压时，管体对该外部径向作用力产生的径向反作用力。若在相同的外部径向作用力下，管体产生的径向反作用力越大，则表明该管体具有较弱的径向变形能力、而具有较大的径向支撑力或较佳的径向支撑性能，反之亦然。例如当第一径向支撑结构 211 和第二径向支撑结构 221 植入同一位置受到同一管腔径向挤压时，第一径向支撑结构 211 产生的径向反作用力较大，第二径向支撑结构 221 产生的径向反作用力较小，因此第一径向支撑结构 211 相比第二管体 22 具有更大的径向支撑力或具有更佳的径向支撑性能、而具有较弱的径向变形能力。而若管体自身并不具有前述径向膨胀能力，例如仅具有覆膜而无径向支撑结构的管体，在受到外部径向作用力时会被压缩，但在外力撤销后并不能恢复至初始形状并保持在初始形

状，则此种管体对该外部径向作用力产生的径向反作用力基本可以忽略，针对这种结构的管体比较径向支撑力或径向支撑性能是没有意义的。

另，第二径向支撑结构 221 沿周向设置，进一步地，第二径向支撑结构 221 沿周向连续设置，植入后当第二径向支撑结构 221 某处受到径向作用力而发生变形时，第二径向支撑结构 221 可将该变形或受力沿周向传递，从而实现第二管体顺应管腔壁的形貌并紧贴管腔壁，且该第二径向支撑结构 221 能够主动堵塞其周围的小缝隙，避免第二管体与管腔壁之间形成血流泄露通道。

基于以上阐述可知，当上述管腔支架 2 植入人体管腔后，在其所述的径向支撑段内，管腔支架 2 包括第一管体 21 和覆盖第一管体 21 的第二管体 22，第一管体 21 的径向变形能力较弱，可紧贴管腔壁而使整个管腔支架固定于管腔中，避免发生移位或从管腔中脱落；而第二管体 22 因具有第二径向支撑结构 221 而具有径向支撑力，可径向膨胀而贴覆管腔壁，不会在管腔壁与第二管体 22 之间因径向支撑力不够而形成间隙。并且，因第二管体 22 的径向变形能力优于第一管体 21 的径向变形能力，其与第一管体 21 同时植入到同一管腔位置处时，第二管体 22 易于顺应管腔内壁的形貌变形，从而避免在第二管体 22 与管腔内壁之间形成间隙，切断形成 I 型内漏的通道或开口。

例如，参见图 7，在自然状态下，即未受到外部径向力或外部径向挤压下，第一管体 21（即第一径向支撑结构）和第二管体 22（即第二径向支撑结构）均可径向膨胀展开。参见图 8，在受到外部径向力或外部径向挤压下，例如置于需治疗的血管某部位时，第一管体 21 在血管壁的径向挤压下将保持径向形貌基本不变，可避免管腔支架 2 移位或脱落；第二管体 22 将在该血管的径向挤压下顺应变形并同时保持径向膨胀展开，而不会发生径向坍塌、陷落、翻转等变形。

第二管体 22 的一端可与第一管体 21 的外周表面密封连接，第二管体 22 的另一端开放，或者第二管体 22 的另一端与第一管体 21 的外周表面连接，该连接可以是密封连接，也可以是部分密封连接。具体参见图 4A，管腔支架 2 具有近端 23 和远端 24，此处定义植入后血流从近端 23 流向远端 24。第二管体 22 位于第一管体 21 的近端 23 附近，第二管体 22 靠近远端 24 的管口与第

一管体 21 的外周表面密封连接，形成封闭管口，第二管体 22 靠近近端 23 的管口开放。

具体地，参见图 9A，若上述管腔支架 2 植入到具有斑块 13 的管腔中，在受到管腔产生的径向力或径向挤压下，第一管体 21 保持径向形貌基本不变，不会移位或脱落，并保持血流通道通畅；第二管体 22 可在斑块 13 处顺应变形，同时仍通过其径向膨胀能力确保贴覆管腔内壁和斑块表面，从而在填充第一管体 21 与管腔内壁形成的间隙的同时，不会在第二管体 22 与管腔内壁和斑块表面之间再形成间隙，切断了形成 I 型内漏的通道或开口，避免血液流入瘤体或夹层 18 处。

参见 9B，第二管体 22 靠近近端 23 的一端为开放管口，植入后第二管体 22 顺应管腔 12 内壁变形，并在第二管体 22 与第一管体 21 之间形成间隙 20，当血液从近端 23 流入管腔支架 2 时，血液同时流入间隙 20，因第二管体 22 靠近远端 24 的管口封闭，则流入该间隙 20 中的血液可起到密封填充效果，并且此部分血液在该间隙 20 中会直接血栓化，使得密封填充效果更佳。在此密封过程中，不需要事先在管腔支架 2 中或植入管腔支架 2 后加入其它的密封或填充材料，只需正常血液循环中流入的血液即可实现密封，不会额外增加密封或填充材料带来的生物学风险。

或者，径向支撑段内的第一管体 21 可仅包括第一径向支撑结构 211，而不包括第一覆膜 212。可以理解的是，与图 3 所示的结构相比，第一管体 21 仍可通过其较大径向支撑力使整个管腔支架 2 固定与管腔中，第二管体 22 仍可通过其较小的径向支撑力顺应管腔内壁的形貌变形，并贴覆管腔内部，尽可能避免在第二管体 22 与管腔内壁之间形成间隙。将管腔支架植入血管部分后，第一管体 21 与第二管体 22 之间流入的血液将通过第一径向支撑结构 211 的空隙流入第一管体 21 形成的通道，从而再次进入血液循环。

在上述管腔支架 2 的具体结构中，自然展开状态下，上述径向支撑段（例如径向支撑段 L 或 L1）的同一位置处，第二管体 22 的径长是第一管体 21 的径长的 1.3 倍~3 倍，由此，在此处，第一管体 21 与第二管体 22 之间形成间隙空间。应当知晓，在径向支撑段中，第一管体 21 的径长和第二管体 22 的径

长可分别为各自的径向支撑结构在径向自然展开时形成的径长，例如，第二管体 22 在此处的径长即为第二径向支撑结构 221 在此处的径长。

或者，上述径向支撑段（例如径向支撑段 L 或 L1）的同一位置处，第二管体 22 的径长比第一管体 21 的径长大 2~30mm，由此，在此处，第一管体 21 与第二管体 22 之间形成间隙空间。具体地，当第一管体 21 的径长为 20~48mm 时，对应的管腔支架一般用于主动脉位置，包括升主动脉、主动脉弓、胸降主动脉以及腹主动脉，此时同一位置处的第二管体 22 的径长比第一管体的径长大 2~20mm；当第一管体 21 径长为 4~20mm 时，对应的管腔支架一般用于分支血管，如弓部分支、肾动脉、髂动脉等，此时同一位置处的第二管体 22 的径长比第一管体 21 的最大径长大 3~30mm。同样地，在径向支撑段中，第一管体 21 的径长和第二管体 22 的径长可分别为各自的径向支撑结构在径向自然展开时形成的径长。

因第二管体具有径向膨胀能力，即可在外力作用下可被压缩并在外力撤销后自膨胀或通过机械膨胀（例如球囊扩张膨胀）恢复至初始形状并保持初始形状，因此第一管体与第二管体之间的径长差或径长比可在较大的范围内取值。若需要第一管体与第二管体之间的径长差或径长比较小，例如径长差小至 2mm 或 3mm 或 4mm，第一管体与第二管体之间因均具有径向膨胀能力而不会彼此贴附在一起，仍具有间隙空间，并可保持间隙空间通畅；若需要第一管体与第二管体之间的径长差或径长比较大，例如径长差大于 10mm，第二管体仍能有效紧贴管腔壁，而不会在血流的冲击下发生翻转。因此，依据本发明实施例的管腔支架适用范围广，且封堵泄露的稳定性高。

下面将结合第一管体和第二管体的径长来阐述两者的径长变化量，当然，径长变化率的情况相同或近似。当第一径向支撑结构 211 的直径介于 18~48mm 范围时，支架一般用于主动脉位置，包括升主动脉、主动脉弓、胸降主动脉以及腹主动脉以及各分支血管。此时，若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.3 倍~1.8 倍，第二径向支撑结构 221 的径长变化量略大于该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量，例如第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构

211 的径长变化量的 1.05 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.8 倍~2 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.1 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 2 倍~3 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.2 倍。

而当第一径向支撑结构 211 的直径介于 10~18mm 范围时, 支架一般用于主动脉弓分支、髂动脉位置等。此时, 若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.3 倍~1.8 倍, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量略大于该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量, 例如第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.1 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.8 倍~2 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.2 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 2 倍~3 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.25 倍。

而当第一径向支撑结构 211 的直径小于 10mm 时, 支架一般用于肾动脉、股动脉或颈动脉等。此时, 若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.3 倍~1.8 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量略大于该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量, 例如第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.2 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 1.8 倍~2 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.25 倍。若第二径向支撑结构 221 的直径是第一径向支撑结构 211 的直径的 2 倍~3 倍时, 第二径向支撑结构 221 的径长变化量至少是该径向支撑段中第一径向支撑结构 211 的径长变化量的 1.35 倍。

在第二径向支撑结构 221 的一具体实施方式中，参见图 10，第二径向支撑结构 221 包括至少一圈波形环状物 2221，图中示出了四圈波形环状物 2221，但是其仅用作举例，并不是对本发明的限制，本领域的技术人员可根据需要选择合适数量的波形环状物 2221。该波形环状物 2221 可由金属丝绕制而成，例如可采用记忆合金（包括镍钛合金）丝绕制成预定波形而成，可选择丝径（即直径）为 0.05mm~0.4mm 的金属丝，该波形可以是 Z 形波、U 形波或正弦波等。或者，也可采用金属管切割形成上述波形环状物，形成波形环状物的金属杆的线径为 0.05mm~0.4mm。图中示出的为第二径向支撑结构 221 沿轴向展开的示意图，因此此处的轴向展开宽度 D 即为该第二径向支撑结构 221 处的第二管体 22 的周长。

另，若采用相同丝径的金属丝，则第二径向支撑结构 221 的径长越大，该第二径向支撑结构 221 的等效丝径越小，反之亦然。从这里可以看出，可通过增大第二径向支撑结构 221 的径长来达到减少丝径的效果。在其它条件相同的情况下，径向支撑结构的等效丝径越小，则该径向支撑结构的径向变形能力越大。

例如，在一具体实施方式中，若第一径向支撑结构与第二径向支撑结构具有相同的波形结构以及采用相同丝径的金属丝制成，则第二径向支撑结构因其具有较大的径长使其等效丝径小于第一径向支撑结构的等效丝径，从而使得第二径向支撑结构的径向变形能力大于第一径向支撑结构的径向变形能力。

具体地，当第二径向支撑结构 221 的径长为 4~20mm 时，形成波形的丝径介于 0.05mm~0.32mm；当第二径向支撑结构 221 的径长为 20~50mm 时，绕制波形的丝径介于 0.1mm~0.35mm；当第二径向支撑结构 221 的径长为 50~80mm 时，绕制波形的丝径介于 0.2mm~0.4mm。上述丝径范围内的金属丝具有较高的弯曲柔顺性，由其绕制形成的波形环状物具有较好的径向变形能力。

任意一圈波形环状物 2221 包括多个波形，相邻的波形之间彼此连接。任一波形包括两个互连的支撑件，这两个支撑件彼此相邻且成一定夹角，该波形沿周向的最大宽度 m 与该波形所在的波形环状物对应的第二管体 22 的周长 D

满足 $m \leq D/12$ ，且 m 介于 $1.5 \sim 8\text{mm}$ 的范围内。具体地， m 可以是相邻的两个支撑件之间最大的相对周向间距。

从以上可以看出，在一周向径向支撑结构中，例如一圈周向排布的波形环状物中，两个相邻的支撑件之间的最大周向间距满足 $m \leq D/12$ ，例如还可以是 $m \leq D/8$ 或 $m \leq D/10$ 或 $m \leq D/13$ 或 $m \leq D/14$ 。该最大周向间距（即波形沿周向的最大宽度）虽然无法提供足够的径向支撑力而固定于管腔中，但是也足以使得径向支撑结构贴覆管腔壁，且因最大周向间距较小而使得径向支撑结构能够嵌入细小的缝隙中，从而贴覆各种形貌的管腔内壁并避免内漏的形成。而管腔支架固定于管腔中所需的径向支撑力可由第一管体中的第一径向支撑结构提供。

为进一步提高第二径向支撑结构顺应管腔内壁的变形能力，可设置上述波形环状物的波形高度介于 $2 \sim 8\text{mm}$ 。具体地，当第二径向支撑结构 221 的径长为 $4 \sim 20\text{mm}$ 时，波形高度介于 $2\text{mm} \sim 6\text{mm}$ ；当第二径向支撑结构 221 的径长为 $20 \sim 50\text{mm}$ 时，绕制波形的丝径介于 $3\text{mm} \sim 7\text{mm}$ ；当第二径向支撑结构 221 的径长为 $50 \sim 80\text{mm}$ 时，绕制波形的丝径介于 $4\text{mm} \sim 8\text{mm}$ 。波形高度越小，顺应管腔内壁的形貌发生变形的能力越强。

波形环状物 2221 的至少一个波形具有内圆角 2222，内圆角 2222 沿周向的最大宽度 n 满足 $n \leq 1.5\text{mm}$ 。 n 值越小，第二管体 22 顺应管腔内壁的变形能力越强，则填充间隙的能力越强，因此封堵内漏的能力越强。

第二径向支撑结构 221 可包括多圈沿轴向排布的波形环状物 2221，多圈波形环状物 2221 之间的排布方式有多种，例如，参见图 10，第二径向支撑结构 221 至少包括相邻的两圈波形环状物 2221，两者彼此间隔开且无区域重叠，即一圈波形环状物的任一波峰与相邻的另一圈波形环状物的任一波谷之间具有轴向间距，其中最小的轴向间距可小于 3mm 。为避免第二管体 22 短缩，还可设置连接杆 2223，连接多个波形环状物 2221。又例如，参见图 11，第二径向支撑结构 221 至少包括相邻的两圈波形环状物 2221，其中一圈波形环状物的波形嵌入相邻的另一圈波形环状物的波形中，即一圈波形环状物的任一波峰与相邻的另一圈波形环状物中最接近的一个波峰之间的轴向间距小于该圈波

形环状物的波形高度。以图中的波形环状物 2221 为例，其嵌入到轴向上相邻的另一波形环状物中，嵌入的深度 $H1$ 满足 $H1 \leq H/3$ ，其中 H 为该嵌入的波形环状物 2221 自身的波高（即波峰与波谷之间的轴向间距）。

第二实施例

参见图 12，与第一实施例的管腔支架的区别在于，依据第二实施例的管腔支架 2 的第二管体 22 靠近近端 23 的管口与第一管体 21 的外周表面密封连接，形成封闭管口，第二管体 22 靠近远端 24 的管口开放。上述的第二管体 22 均位于第一管体 21 的近端 23 附近，但是本领域的技术人员应当知晓，图示仅用作举例，并不是对本发明的限制，本领域的技术人员可基于本发明的教导，将第二管体 22 设于第一管体 21 的远端 24 附近。

参见图 13A 和 13B，具体地，第二管体 22 可进一步包括直管段 221a、锥管段 222a、以及连接段 223a，连接段 223a 与第一管体 21 密封连接，锥管段 222a 连接连接段 223a 与直管段 221a，第二管体的最大径长处位于直管段 221a 内，因此至少在直管段 221a 中设有第二径向支撑结构（图中未示出）。

植入后第二管体 22 顺应管腔 12 的内壁变形，连接段 223a 和锥管段 222a 因径长相对较小可能与管腔 12 内壁之间形成间隙 20，直管段 221a 的径长相对较大且通过第二径向支撑结构可完全贴覆管腔 12 内壁，若在直管段 221a 植入的管腔 12 壁某处形貌不光滑，直管段 221a 可顺应形貌变形，但是直管段 221a 的其他部分依靠其径向膨胀性能仍能贴覆管腔 12 内壁。当血液流入管腔支架 2 时，血液同时流入连接段 223a 和锥管段 222a 与管腔 12 内壁可能形成的间隙 20 中，或者还可能流入直管段 221a 与管腔 12 内壁形成的间隙内（图中未详细示出）；然而，直管段 221a 与管腔 12 内部贴覆的部分依靠其径向支撑力将阻碍血液进一步流入，置留在上述各间隙内的血液血栓化后形成密封，从而切断了形成 I 型内漏的通道或开口，避免血液流入瘤体或夹层 18 处。

第三实施例

参见图 14，与第二实施例的管腔支架的区别在于，依据第三实施例的管腔支架 2 的第二管体 22 的两个管口均与第一管体 21 的外周表面密封连接，均形成两个封闭管口。此时，若第二管体 22 的两个管口均密封，则与第二实施

例类似,同样可以在植入后切断形成 I 型内漏的通道或开口。在此密封过程中,同样不需要事先在管腔 12 支架 2 中或植入后加入其它的密封或填充材料,只需正常血液循环中流入的血液即可实现密封,不会额外增加密封或填充材料带来的生物学风险。

第四实施例

第四实施例的管腔支架与第一实施例的管腔支架大致相同,不同之处在于,第二径向支撑结构包括网状结构,例如编织网状结构或切割网状结构。示例地,参见图 15,第二管体 22 的径向支撑结构中包括编织网状结构;参见图 16,第二管体 22 的径向支撑结构中包括切割网状结构。

参见图 17 和 18,第二径向支撑结构 221 包括切割网状结构,具有多个网格 2224。该网状结构可由金属网管切割形成,例如可由记忆合金(包括镍钛合金)网管经激光切割一体形成,该金属网管的厚度可以是 0.05mm~0.4mm,切割中,围合形成上述网格 2224 的连接杆 2225 的直径可以为 0.05mm~0.4mm。具体地,当第二径向支撑结构 221 的径长为 4~20mm 时,连接杆 2225 的直径介于 0.05mm~0.32mm;当第二径向支撑结构 221 的径长为 20~50mm 时,连接杆 2225 的直径介于 0.1mm~0.35mm;当第二径向支撑结构 221 的径长为 50~80mm 时,连接杆 2225 的直径介于 0.2mm~0.4mm。上述丝径范围内的金属丝具有较高的弯曲柔顺性,由其绕制形成的波形环状物具有较好的径向变形能力。

切割形成的任一网格 2224 的最大宽度 $m1$ 与该网格 2224 处的第二管体 22 的周长 D 满足 $m1 \leq D/12$ 。具体地,当第二径向支撑结构 221 的径长为 4~20mm 时,满足 $m1 \leq D/12$,且 $m1$ 介于 1.5~5mm 的范围。当第二径向支撑结构 221 的径长为 20~50mm 时,满足 $m1 \leq D/13$,且 $m1$ 介于 1.5~7mm 的范围。当第二径向支撑结构 221 的径长为 50~80mm 时,满足 $m1 \leq D/14$,且 $m1$ 介于 1.5~8mm 的范围。 $m1$ 越小,则填缝的效果越好。

为进一步提高第二径向支撑结构顺应管腔内壁的变形能力,可设置上述网格沿轴向的最大长度介于 4~16mm。具体地,当第二径向支撑结构 221 的径长为 4~20mm 时,网格沿轴向的最大长度介于 4~12mm。当第二径向支撑结

构 221 的径长为 20~50mm 时, 网格沿轴向的最大长度介于 6~14mm。当第二径向支撑结构 221 的径长为 50~80mm 时, 网格沿轴向的最大长度介于 8~16mm。

网状结构的至少一个网格 2224 具有内圆角 2222, 内圆角 2222 沿周向的最大宽度 $n1$ 满足 $n1 \leq 1.5\text{mm}$ 。 $n1$ 值越小, 第二管体 22 顺应管腔内壁的变形能力越强, 则填充间隙的能力越强, 因此封堵内漏的能力越强。

第五实施例

第五实施例提供了一种管腔支架系统, 该管腔支架系统包括至少一个依据上述第一实施例到第四实施例中任一的管腔支架 2, 其中可以是多个管腔支架 2 相互配合植入管腔中, 也可以是一个或多个该管腔支架 2 与其它现有不具备第二径向支撑结构的管腔支架配合植入管腔中。为方便区分, 以下将依据本发明实施例的管腔支架 2 统称为第一管腔支架 2, 其它现有不具备第二径向支撑结构的管腔支架可统称为第二管腔支架 3。第一管腔支架 2 的数量至少为一个, 即可以是一个或两个, 甚至更多。例如, 可采用一个常规的第二管腔支架 3 与一个依据本发明实施例的第一管腔支架 2 配合应用于烟囱技术、或潜望镜技术、或三明治技术中。又例如, 可采用一个常规的第二管腔支架 3 与两个依据本发明实施例的第一管腔支架 2 配合应用于腹主动脉中, 其中第二管腔支架 3 植入腹主动脉中, 两个第一管腔支架 2 分别植入肾动脉中。以上仅用作举例, 并不是对本发明的限制, 本领域的技术人员可基于本发明的教导, 根据具体的植入管腔情况, 选择合适数量和类型的管腔支架形成管腔支架系统, 配合植入, 以确保血流通畅。

参见图 19, 主动脉弓 191 处通常具有三个分支血管, 例如可采用烟囱技术在此处重建血流通道。图中的箭头为血流方向, 以上已定义血流从近端流向远端。植入后, 请一并参见图 20, 第一管腔支架 2 的近端和第二管腔支架 3 的近端开口朝向一致、且并排设于主动脉弓 191 血管中, 其中第一管腔支架 2 为依据本发明实施例的、具有第一管体 21 和第二管体 22 的管腔支架, 第二管腔支架 3 可选用一个第一管腔支架 2, 也可选用现有不具备第二径向支撑结构的管腔支架。在本图示中, 第二管腔支架 3 为常规的覆膜支架, 例如可以采用

直管型覆膜支架。第一管腔支架 2 的远端伸入一个分支血管，例如左锁骨下动脉 192，血液可从主动脉弓 191 血管经由第一管腔支架 2 流入分支血管，从而重建分支血管通道。作为简略示意，图 20 中示出第一管腔支架 2 包括第一管体 21 和第二管体 22，其中第二管体 22 覆盖第一管体 21 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 21 的近端端面，第一管腔支架 2 的具体结构参见图 3。第一管腔支架 2 的近端与第二管腔支架 3 的近端并排设置，第二管体 22 的近端端面可与第二管腔支架 3 的近端端面基本齐平，第一管体 21 相对地向近端延伸突出。

参见图 20，植入后，在管腔壁的径向压缩作用下，第一管腔支架 2 与第二管腔支架 3 的近端区域在主动脉弓 191 血管内相互径向挤压，在该径向支撑段内，作为主体支架的第二管腔支架 3 在作为分支支架的第一管腔支架 2 的挤压下顺应变形；为确保分支血管血流通畅，第一管腔支架 2 的第一管体 21 具有较大的径向支撑力，可在挤压过程中避免管腔丢失，而第二管体 22 因径向支撑力较小，可同时顺应管腔壁形貌、以及第二管腔支架 3 的形貌变形，从而在第一管体 21 与第二管体 22 之间形成间隙 20。该间隙 20 填充了现有技术中主体支架与分支支架之间的 I 型内漏通道，因该间隙 20 的一端开放、另一端封闭，因此流入该间隙 20 的血流可作为密封填充材料封堵 I 型内漏通道，避免血流进入瘤体或夹层处，同时确保第二管体 22 通畅，血流可顺利流入分支血管。进一步地，当血流冲向上述半封闭间隙 20 时，在压力作用下形成漩涡，改变血流方向，有利于血液流入第一管体 21，促进分支血管内血流的通畅性并确保了分支血管中血流的流速。

参见图 21，在另一示例中，可采用潜望镜技术重建血管通道，作为主体支架的第二管腔支架 3 的远端可与作为分支支架的第一管腔支架 2 的近端并排设置，图中箭头示出了血流方向，此处对于单个管腔支架而言，血液均从该管腔支架的近端流向远端。具体地，第一管腔支架 2 包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 覆盖第一管体 21 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 21 的近端端面。第一管腔支架 2 的近端与第二管腔支架 3 的远端并排设置，第二管体 22 的近端端面可与第二管腔支架 3 的远端端面基本齐平，第一管体

21 相对第二管体 22 延伸突出。植入后，在管腔（例如主动脉弓 191）壁的径向压缩作用下，可第二管腔支架 3 的远端、第一管体 21、第二管体 22 以及管腔壁之间形成半封闭间隙（图中未示出），以及还将在第一管体 21 与第二管体 22 之间形成半封闭间隙（图中未示出），从而阻断 I 型内漏通道的产生，避免血液流入瘤体或夹层处。另外，血流可从第二管腔支架 3 的远端逆向进入第一管腔支架 2 的近端，如箭头 A 所示，在这种情形下，血流对上述半封闭间隙的冲击力较小，进一步可阻断 I 型内漏的形成。

第六实施例

参见图 22，依据本发明实施例的管腔支架也可用于腹主动脉 193 处，若在腹主动脉 193 中植入支架，根据瘤体或夹层 18 的形貌，需考虑肾动脉和/或髂动脉两处分支血管。图中的箭头为血流方向，以上已定义，对于单个管腔支架而言，血流从近端流向远端。可采用多个第一管腔支架 42,43 和一个第二管腔支架 41 配合植入；其中第一管腔支架 42,43 为依据本发明实施例的具有第一管体和第二管体的管腔支架，第二管腔支架 41 可选用与第一管腔支架 42,43 类型相同或不同的管腔支架，在本图示中，第二管腔支架 41 为常规的覆膜支架，例如直管型覆膜支架。

参见图 22 和 23，在肾动脉 194,195 处，两个第一管腔支架 42,43 和一个第二管腔支架 41 配合植入，两个第一管腔支架 42,43 的近端和第二管腔支架 41 的近端开口朝向一致、且并排设于腹主动脉血管 193 中，两个第一管腔支架 42,43 的远端分别伸入一个分支血管，即右肾动脉 194 或左肾动脉 195，血液可从腹主动脉血管 194 经由第一管腔支架 42,43 流入分支血管。

具体地，第一管腔支架 42 包括第一管体 421 和第二管体 422，第二管体 422 覆盖第一管体 421 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 421 的近端面。第一管腔支架 42 的近端与第二管腔支架 41 的近端并排设置，第二管体 422 的近端面可与第二管腔支架 41 的近端面基本齐平，第一管体 421 相对地向近端延伸突出。同样地，第一管腔支架 43 包括第一管体 431 和第二管体 432，第二管体 432 覆盖第一管体 431 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 431 的近端面。第一管腔支架 43 的近端与第二管腔支架 41 的近端并排设置，第

二管体 43 的近端端面可与第二管腔支架 41 的近端端面基本齐平，第一管体 431 相对地向近端延伸突出。

参见图 23，植入后，在腹主动脉血管 193 的管腔壁的径向压缩作用下，第一管腔支架 42 与第二管腔支架 41 的近端区域在腹主动脉血管 193 内相互径向挤压，在该径向支撑段内，作为主体支架的第二管腔支架 41 在作为分支支架的第一管腔支架 42 的挤压下顺应变形；为确保分支血血管血流通畅，第一管腔支架 42 的第一管体 421 具有较大的径向支撑力，可在挤压过程中避免管腔丢失，而第二管体 422 因径向支撑力较小，可顺应管腔壁形貌、以及顺应第二管腔支架 41 的形貌变形，从而在第一管体 421 与第二管体 422 之间形成间隙 420。该间隙 420 填充了现有技术中主体支架与分支支架之间的 I 型内漏通道，而因该间隙 420 的一端开放、另一端封闭，因此流入该间隙 420 的血流可作为密封填充材料封堵 I 型内漏通道，同时确保第二管体 422 通畅，血流可顺利流入分支血管。进一步地，当血流冲向上述半封闭间隙 420 时，在压力作用下形成漩涡，改变血流方向，有利于血液流入第一管体 421，促进分支血管内血流的通畅性并确保了分支血管血流的流速。同样地，第一管腔支架 43 的第一管体 431 与第二管体 432 之间也可形成间隙 430，该间隙 430 填充了现有技术中主体支架与分支支架之间的 I 型内漏通道。

参见图 22 和 24，在髂动脉 196,197 处，两个第一管腔支架 44,45 配合植入，两个第一管腔支架 44,45 的近端开口朝向一致、且并排设于腹主动脉血管 193 中，两个第一管腔支架 44,45 的远端分别伸入一个分支血管，即右髂动脉 196 或左髂动脉 197，血液可从腹主动脉血管 193 经由第一管腔支架 44,45 流入分支血管 196,197。

具体地，第一管腔支架 44 包括第一管体 441 和第二管体 442，第二管体 442 覆盖第一管体 441 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 441 的近端端面；第一管腔支架 45 包括第一管体 451 和第二管体 452，第二管体 452 覆盖第一管体 451 的一部分近端区域，但未覆盖第一管体 451 的近端端面。两个第一管腔支架 44,45 的近端并排设置，且近端端面基本齐平，例如两个第一管体 441,451 的近端端面基本齐平和/或两个第二管体 442,452 的近端端面基本齐

平。

参见图 24，植入后，在腹主动脉血管 193 的管腔壁的径向压缩作用下，两个第一管腔支架 44,45 在腹主动脉血管 193 内相互径向挤压，在该径向支撑段内，两个第一管体 441,451 因径向支撑力相对较大而变形不明显，而两个第二管体 442,452 因径向支撑力较小，可顺应管腔壁形貌、以及顺应第一管体的形貌变形，从而在各自的第一管体与第二管体之间形成间隙，例如间隙 440 和 450。该间隙的一端开放、另一端封闭，因此流入该间隙的血流可作为密封填充材料封堵 I 型内漏通道，避免血液流入瘤体或夹层处，同时确保血流可顺利流入两个第一管体。

第七实施例

参见图 25，依据本发明第七实施例的管腔支架 2 与本发明第一实施例的管腔支架 2 大体上相似，其包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 套设于第一管体 21 外、并覆盖第一管体 21 的至少一部分，第二管体 22 的一端与第一管体 21 的外周表面密封连接；本实施例的管腔支架 2 与第一实施例的管腔支架 2 的区别之处仅在于，第七实施例的第一管体 21 的每一端均具有多个沿平行于第一管体 21 的纵向轴延伸的凸片 27，且相邻两个凸片 27 之间均具有缝隙 28。凸片 27 可以通过，例如去除第一实施例中的第一管体 21 的最靠近第一管体 21 的端部的波圈中的两个相邻的波峰之间的覆膜形成。本发明中的所述波圈是指围绕第一管体 21 的纵向中心轴的环形波状物。

当本实施例中的管腔支架 2 采用图 19、图 21 或者图 22 所示的方法植入人体后，即使本实施例中的第一管体 21 的血流入口端的侧壁在血管内因主体支架及血管壁挤压而向管腔内汇聚在一起，血流也可以从而本实施例中的第一管体 21 的血流入口端的两个凸片 211 之间的缝隙 28 流入第一管体 21 的内部，从而避免了血流无法从因主体支架及血管壁的挤压而封闭的第一管体的血流入口端进入相应的分支血管的风险，提高了手术的安全有效性。需要说明的是，其他实施例中，比如在图 3 所示的第一管体 21 的血流入口端（即图 3 中第一管体 21 的左侧端）附近的覆膜（例如：从左至右数的第一圈波圈与血流入口端之间的覆膜或者从左至右数的第一圈波圈至第二圈波圈之间的覆膜）上形成

贯穿覆膜的孔，或者图 3 所示的第一管体 21 的靠近血流入口端（即图 3 中第一管体 21 的左侧端）的第一圈波圈未被覆膜全部覆盖（即从左至右数的第一圈波圈的朝向左侧的多个波峰裸露在外），也可以保证即使是在血流入口端的入口被血管堵塞的情况下，仍然可以有血流通过第一管体流向分支血管。

需要特别说明的是，图 25 中为了更清晰地显示出第一管体 21 的结构，特意采用简单的虚线来表示第二管体 22，事实上，本实施例中的第二管体 22 与第一实施例中的第二管体 22 相同；本实施例中的第一管体 21 与第一实施例中的第一管体 21 大体上相似，区别之处仅在于，本实施例中的第一管体 21 的两端均具有多个凸片 27，也就是说，将第一实施例中的第一管体 21 的两端中每端最靠近相应端部的波圈中的每两个相邻的波峰之间的薄膜均去除即可得到本实施例中的第一管体 21，即将第一实施例中的管腔支架 2 的第一管体 21 的每端最靠近相应端部的波圈中的每两个相邻的波峰之间的薄膜均去除即可得到本实施例中的管腔支架 2。

可以理解的是，其他实施例中，根据实际需要，也可以仅在第一管体 21 的血流入口端形成多个凸片 27，也就是说，第一管体 21 的血流出口端可以不设置多个凸片 211。

还可以理解的是，其他实施例中，也可以根据需要，将第一实施例中的第一管体 21 的最靠近血流入口端的波圈中，一对相邻的波峰之间的薄膜可以不去除，只要该多个波峰中，至少两对相邻的波峰之间的薄膜去除即可，即可以形成多个凸片即可。

第八实施例

参见图 26，依据本发明第八实施例的管腔支架 2 与本发明第七实施例的管腔支架 2 大体上相似，其包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 套设于第一管体 21 外、并覆盖第一管体 21 的至少一部分，第二管体 22 的一端与第一管体 21 的外周表面密封连接；本发明第八实施例的管腔支架 2 与第七实施例中的管腔支架的区别之处仅在于，本实施例中的第一管体 21 的除两端头的波圈之外的每圈波圈 23 均夹设于一个环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 之间，且每个波圈 218 的波峰裸露在外，每个波圈 218 的波谷均被相应的环形

外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 包覆（参阅图 27 及图 28）。环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 可以是 PET 膜或 PTFE 膜，可通过缝合或热熔方式使得环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 夹持第一管体 21 的波圈。

请参阅图 29，由于每个波圈的波峰裸露在外（也就是说，每个波圈的波峰均未被环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 包覆），每个波圈的波峰可以与环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 相分离（也就是说，每个波圈的波峰可以相对环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 翘起），如此，待第一管体 21 被弯曲时，在小弯侧，相邻两个波圈中，一个波圈可以和另一个波圈交叠，从而提高了第一管体 21 的柔软性。本发明中，所述小弯侧是指第一管体 21 被弯曲时，弯曲半径小的一侧。此外，正是由于小弯侧的波峰裸露在外，所以弯曲的过程中，小弯侧的波峰不易刺穿筒形内覆膜，提高了第一管体 21 的使用寿命。

可以理解的是，其他实施例中，也可以仅使得第一管体 21 的小弯侧的波峰裸露，也可以实现本发明的目的。

第九实施例

参见图 30，依据本发明第九实施例的管腔支架 2 与本发明第七实施例的管腔支架 2 大体上相似，其包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 套设于第一管体 21 外、并覆盖第一管体 21 的至少一部分，第二管体 22 的一端与第一管体 21 的外周表面密封连接。本发明第九实施例的管腔支架 2 与第七实施例中的管腔支架的区别之处仅在于，本实施例中的第一管体 21 的除两端头的波圈之外的每圈波圈 218 均夹设于一个环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 之间，且环形外覆膜 219 位于其所夹持的波圈 218 的波峰与波谷之间，波圈 218 的波峰与波谷均裸露在外。环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 可以是 PET 膜或 PTFE 膜，可通过缝合或热熔方式使得环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 夹持第一管体 21 的波圈。

由于每个波圈的波峰和波谷裸露在外（也就是说，每个波圈的波峰及波谷均未被环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 包覆），每个波圈的波峰及波谷均可以与环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 相分离（也就是说，每个波圈的波峰与波谷均可以相对环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 翘起），如此，待第一管体

21 被弯曲时，在小弯侧，相邻两个波圈中，一个波圈可以和另一个波圈交叠，从而提高了第一管体 21 的柔软性。此外，正是由于波圈的波峰与波谷裸露在外，所以弯曲的过程中，波圈的波峰或者波谷不易刺穿筒形内覆膜，提高了第一管体 21 的使用寿命。

优选地，环形外覆膜 219 沿第一管体 21 的纵向中心轴线方向的宽度大于或者等于其所夹持的波圈的波峰与波谷之间的沿第一管体 21 的纵向中心轴线方向的距离的三分之一，且小于或者等于其所夹持的波圈的波峰与波谷之间的沿第一管体 21 的纵向中心轴线方向的距离至三分之二，以保证波圈无法从覆膜上脱离的同时，又裸露出波圈的波峰及波谷。

可以理解的是，其他实施例中，也可以仅使得第一管体 21 的小弯侧的波峰裸露，也可以实现本发明的目的。

第十实施例

参见图 31，依据本发明第十实施例的管腔支架 2 与本发明第一实施例的管腔支架 2 大体上相似，其包括第一管体 21 和第二管体 22，第二管体 22 套设于第一管体 21 外、并覆盖第一管体 21 的至少一部分，第二管体 22 的一端与第一管体 21 的外周表面密封连接；本实施例的管腔支架 2 与第一实施例的管腔支架 2 的区别之处仅在于，第十实施例的第一管体 21 包括筒形内覆膜 210、第一波圈组 211、第二波圈组 212、第三波圈组 213、第四波圈组 214 及设于波圈组上的环形外覆膜 219。其中，第二波圈组 212 位于第一波圈组 211 与第三波圈组 213 之间，第三波圈组 213 位于第二波圈组 212 及之间，且四组波圈组之间通过方形连接环 215 相连，也就是说，第一波圈组 211、第二波圈组 212、第三波圈组 213、第四波圈组 214 沿第一管体 21 的纵向中心轴方向依次排列。环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 可以是 PET 膜或 PTFE 膜，可通过缝合或热熔方式使得环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 夹持第一管体 21 的波圈。可以理解的是，第一波圈组 211、第二波圈组 212、第三波圈组 213、第四波圈组 214 即为第一管体 21 的裸支架的一部分。

请一并参阅图 32，第一波圈组 211 包括相连的第一波圈 211a、第二波圈 211b 及第三波圈 211c。第一波圈 211a 具有两个相邻的较高波峰 2111、多个较

低波峰 2112、及多个波谷 2113；多个较低波峰 2112 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，多个波谷 2113 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，且多个较低波峰 2112 位于多个较高波峰 2111 和多个波谷 2113 之间。第二波圈 211b 的多个波峰、第三波圈 211c 的多个波峰及多个较低波峰 2112 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。第二波圈 211b 的多个波谷、第三波圈 211c 的多个波谷及多个波谷 2113 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。

第二波圈组 212 包括相连的第一波圈 212a、第二波圈 212b 及第三波圈 212c。第一波圈 212a 具有一个较高波峰 2121、多个较低波峰 2122、及多个波谷 2123；多个较低波峰 2122 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，多个波谷 2123 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，且多个较低波峰 2122 位于较高波峰 2121 和多个波谷 2123 之间。较高波峰 2121 与第一波圈 211a 的相邻两个较高波峰 2111 之间的波谷 2113 勾绕连接为一体，以将第一波圈 211a 与第一波圈 212a 相连，即将第一波圈组 211 与第二波圈组 212 相连。第二波圈 212b 的多个波峰、第三波圈 212c 的多个波峰及多个较低波峰 2122 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。第二波圈 212b 的多个波谷、第三波圈 212c 的多个波谷及多个波谷 2123 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。

第三波圈组 213 包括相连的第一波圈 213a、第二波圈 213b 及第三波圈 213c。第一波圈 213a 具有两个相邻的较高波峰 2131、多个较低波峰 2132、及多个波谷 2133；多个较低波峰 2132 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，多个波谷 2133 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，且多个较低波峰 2132 位于多个较高波峰 2131 和多个波谷 2133 之间。第一波圈 213a 的两个较高波峰 2131 中，左侧的波峰 2131 与第一波圈 212a 的距较高波峰 2121 最近的左侧的波谷 2113 勾绕在一起，右侧的波峰 2131 与第一波圈 212a 的距较高波峰 2121 最近的右侧的波谷 2113 勾绕在一起，以将第一波圈 212a 与第一波圈 213a 相连，即将第二波圈组 212 与第三波圈组 213 相连。第二波圈 213b 的多个波峰、第三波圈 213c 的多个波峰及多个较低波峰 2132 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。第二波圈 213b 的多个波谷、第三波圈 213c 的多个波谷及多个波谷 2133 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。

第四波圈组 214 包括相连的第一波圈 214a、第二波圈 214b 及第三波圈 214c。第一波圈 214a 具有一个较高波峰 2141、多个较低波峰 2142、及多个波谷 2143；多个较低波峰 2142 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，多个波谷 2143 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐，且多个较低波峰 2142 位于较高波峰 2141 和多个波谷 2143 之间。较高波峰 2141 与第三波圈 213a 的相邻两个较高波峰 2131 之间的波谷 2133 勾绕连接为一体，以将第三波圈 213a 与第四波圈 212a 相连，即将第一波圈组 211 与第二波圈组 212 相连。第二波圈 214b 的多个波峰、第三波圈 214c 的多个波峰及多个较低波峰 2142 在第一管体 21 的纵向中心轴方向平齐。第二波圈 214b 的多个波谷、第三波圈 214c 的多个波谷及多个波谷 2143 的纵向中心轴方向平齐。

如此，第一波圈组 211、第二波圈组 212、第三波圈组 213、第四波圈组 214 之间即可由方形连接环 215 连为一体。

可以理解的是，每个波圈组中，第二波圈和/或第三波圈可以省略不要，只要每个波圈组中均有第一波圈，且四个波圈组可以通过方形连接环相连即可。还可以理解的是，四个波圈组中，也可以有一个、两个或者三个波圈组中，第二波圈和/或第三波圈省略不要，只要每个波圈组中均有第一波圈，且四个第一波圈可以通过方形连接环相连即可。还可以理解的是，第一波圈组 211 中，也可以没有第一波圈和/或第二波圈，此时，第三波圈的波谷也可以与第二波圈组的较高波峰勾绕，以连接第一波圈组及第二波圈组。

每个波圈组上还设有环形外覆膜 219，且环形外覆膜 219 位于其所夹持的波圈组的波峰与波谷之间，波圈组的波峰与波谷均裸露在外。

由于每个波圈组的波峰和波谷裸露在外（也就是说，每个波圈组的波峰及波谷均未被环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210），每个波圈组的波峰及波谷均可以与环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 相分离（也就是说，每个波圈组的波峰与波谷均可以相对环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 翘起），如此，待第一管体 21 被弯曲时，在小弯侧，相邻两个波圈组中，一个波圈组可以和另一个波圈组交叠，从而提高了第一管体 21 的柔软性。此外，正是由于波圈组的波峰与波谷裸露在外，所以弯曲的过程中，波圈组的波峰或者波谷不易刺穿筒形

内覆膜，提高了第一管体 21 的使用寿命。

优选地，本实施例中，第一管体 21 两端的波圈均被环形外覆膜 219 覆盖，也就是说，两端的波圈均被环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210，如此，可以更好地提高第一管体 21 的柔性。此外，本实施例中，波圈组之间不仅通过环形外覆膜 219 及筒形内覆膜 210 相连为一体，还通过方形连接环 215 相连为一体，故，在增加了第一管体 21 的稳定性的同时，还提高了第一管体 21 的柔性，延长了第一管体 21 的使用寿命。

可以理解的是，其他实施例中，第一管体的裸支架也可以包括经由方形连接环相连的第一波圈组、第二波圈组、第三波圈组及第四波圈组。

综上，依据本发明实施例的管腔支架包括第一管体和覆盖第一管体至少一部分径向支撑段的第二管体，当管腔支架植入后，可在第一管体和第二管体之间形成半封闭的间隙，或在第二管体与管腔壁之间形成半封闭的间隙，流入上述间隙的血液可作为填充材料封堵 I 型内漏通道，避免血液流入瘤体或夹层处。

另，第一管体和第二管体均具有径向支撑能力，即均具有径向支撑力，因此植入管腔后在管腔壁的径向压缩下仍能通过其径向支撑力与管腔壁贴覆；同时，在血流的冲击下，第一管体和第二管体均能保持径向支撑形貌，避免褶皱、内翻、坍塌等变形的发生，尤其是可以确保管腔支架的近端端面处不发生变形，从而避免流入管腔的血液受阻。

另，第二管体相比第一管体相具有较大的径向变形能力，因此在管腔壁的径向压缩作用下，第一管体可确保管腔不丢失而保持血流通畅，而第二管体可在确保贴覆管腔壁的同时顺应管腔壁和第一管体变形，通过第一管体与第二管体之间的间隙、或者第二管体与管腔壁之间的间隙阻止 I 型内漏的形成。

另，依据本发明实施例的支架系统中，依据本发明实施例的管腔支架可与其它常规管腔支架配合，或多个依据本发明实施例的管腔支架彼此配合，植入具有分支血管的管腔处，在隔绝瘤体或夹层的同时确保分支血管的血流通畅，且防止 I 型内漏的形成。

权利要求书

1、一种管腔支架，其特征在于，包括第一管体和第二管体，所述第二管体套设于所述第一管体外，且至少一端与所述第一管体的外表面密封连接；所述管腔支架具有径向支撑段；在该径向支撑段内，所述第一管体包括至少一个沿其周向排布的第一径向支撑结构，所述第二管体包括至少一个沿其周向排布的第二径向支撑结构和覆盖所述第二径向支撑结构的覆膜，且所述第二径向支撑结构的径向变形能力大于所述第一径向支撑结构的径向变形能力。

2、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，在相同径向力作用下，所述第二径向支撑结构的径长变化量大于所述第一径向支撑结构的径长变化量；或者，在相同径向力作用下，所述第二径向支撑结构的径长变化率大于所述第一径向支撑结构的径长变化率；或者，在发生相同径向变化率或相同径向变化量时，所述第一径向支撑结构需要的径向外力比所述第二径向支撑结构需要的径向外力大。

3、根据权利要求 2 所述的管腔支架，其特征在于，在相同的径向力作用下，所述第一径向支撑结构的径长变化量或径长变化率分别是该第二径向支撑结构的径长变化量或径长变化率的 1.05 倍~10 倍或 2 倍~5 倍。

4、根据权利要求 2 所述的管腔支架，其特征在于，在发生相同径向变化率或相同径向变化量时，所述第一径向支撑结构需要的径向外力是所述第二径向支撑结构需要的径向外力的 1.05 倍~10 倍或 2 倍~5 倍。

5、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，自然展开状态下，在所述径向支撑段中的同一位置处，所述第二管体的径长是所述第一管体的径长的 1.3 倍~3 倍。

6、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，自然展开状态下，在所述径向支撑段中的同一位置处，所述第二管体的径长比所述第一管体的径长大 2~30mm。

7、根据权利要求 1-6 任一项所述的管腔支架，其特征在于，所述第二管体的另一端开放；或者所述第二管体的另一端与所述第一管体的外表面密封连

接。

8、根据权利要求 7 所述的管腔支架，其特征在于，所述第二管体的最大径长处位于所述径向支撑段内，且所述最大径长处设有所述第二支撑结构。

9、根据权利要求 8 所述的管腔支架，其特征在于，所述第二管体的最大径长处位于所述第二管体开放一端的端口附近；或者位于第二管体的中间部分。

10、根据权利要求 1-6 任一项所述的管腔支架，其特征在于，所述第二径向支撑结构为波形环状物，在自然展开状态下，所述波形环状物的任一波形沿周向的最大宽度 m 与该波形处的第二管体的周长 D 满足 $m \leq D/8$ 或 $m \leq D/10$ 或 $m \leq D/12$ 或 $m \leq D/13$ 或 $m \leq D/14$ 。

11、根据权利要求 10 所述的管腔支架，其特征在于，在自然展开状态下，所述波形环状物的任一波形沿周向的最大宽度 m 为 1.5~5mm、或 1.5~7mm、或 1.5~8mm。

12、根据权利要求 10 所述的管腔支架，其特征在于，所述波形环状物由金属丝绕制形成，所述金属丝的直径为 0.05~0.32mm、或 0.1~0.35mm、或 0.2~0.4mm；或者，所述波形环状物由金属管切割形成，形成所述波形环状物的金属杆的线径为 0.05~0.32mm、或 0.1~0.35mm、或 0.2~0.4mm。

13、根据权利要求 10 所述的管腔支架，其特征在于，所述波形的波形高度为 2~6mm、或 3~7mm、或 4~8mm。

14、根据权利要求 10 所述的管腔支架，其特征在于，至少一圈所述波形环状物的任一波峰与相邻的另一圈所述波形环状物中最接近的一个波峰之间的轴向间距小于该圈波形环状物的波形高度。

15、根据权利要求 1-6 任一项所述的管腔支架，其特征在于，所述第二径向支撑结构为包括多个网格的网状结构，在自然展开状态下，任一所述网格沿周向的最大宽度 m_1 与该网格处的第二管体的周长 D 满足 $m_1 \leq D/12$ 或 $m_1 \leq D/13$ 或 $m_1 \leq D/14$ 。

16、根据权利要求 15 所述的管腔支架，其特征在于，在自然展开状态下，任一所述网格沿周向的最大宽度 m_1 为 1.5~5mm、或 1.5~7mm、或 1.5~8mm。

17、根据权利要求 15 所述的管腔支架，其特征在于，在自然展开状态下，任一所述网格沿轴向的最大长度为 4~12mm、或 6~14mm、或 8~16mm。

18、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，在所述径向支撑段中，所述第一管体还包括覆盖第一径向支撑结构的覆膜。

19、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，所述第一管体的至少一端具有多个沿平行于所述第一管体的纵向轴延伸的凸片，且相邻两个凸片之间均具有缝隙。

20、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，所述第一管体包括四个沿所述第一管体的纵向中心轴方向依次排列的波圈，四个所述波圈通过方形连接环相连。

21、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，所述第一管体包括筒形内覆膜、波圈及环形外覆膜，所述波圈夹设在筒形内覆膜及环形外覆膜之间，且所述波圈的至少部分波峰和/或波谷裸露在外。

22、根据权利要求 1 所述的管腔支架，其特征在于，所述第一管体上设有覆膜，所述第一管体端部附近的覆膜上形成有贯穿覆膜的孔或者所述第一管体的靠近所述第一管体端部的波圈未被覆膜全部覆盖。

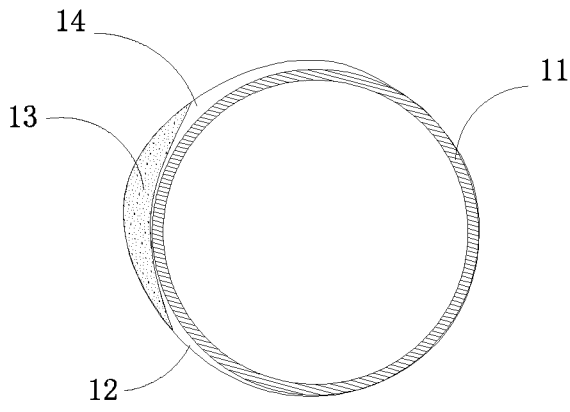


图 1

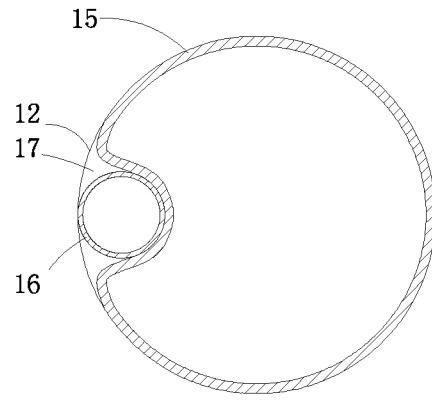


图 2

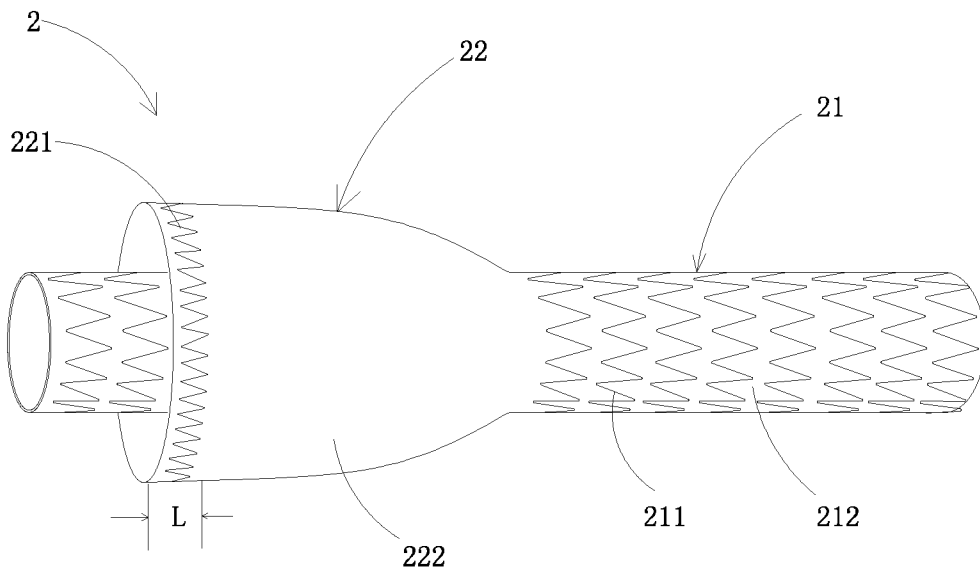


图 3

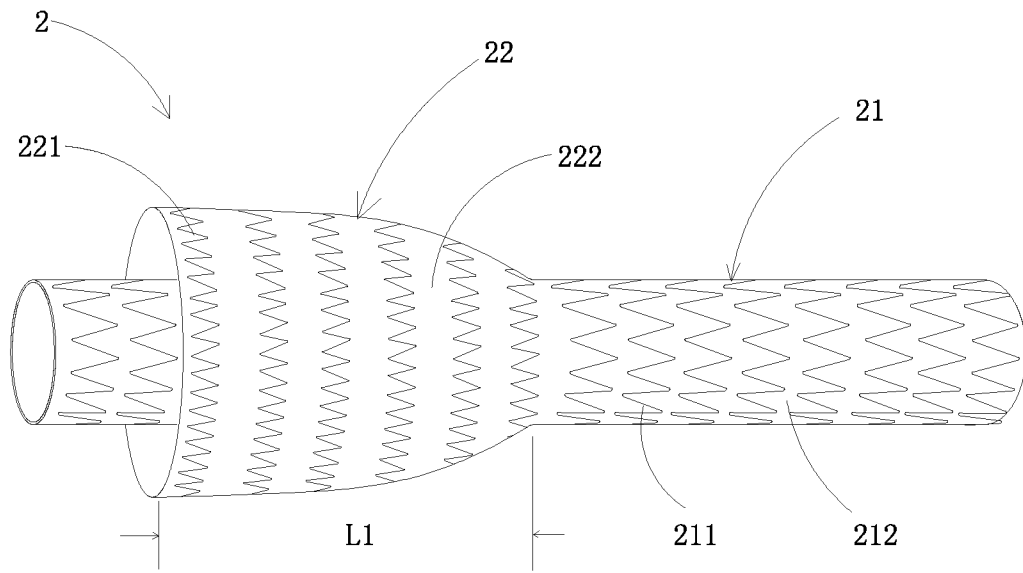


图 4

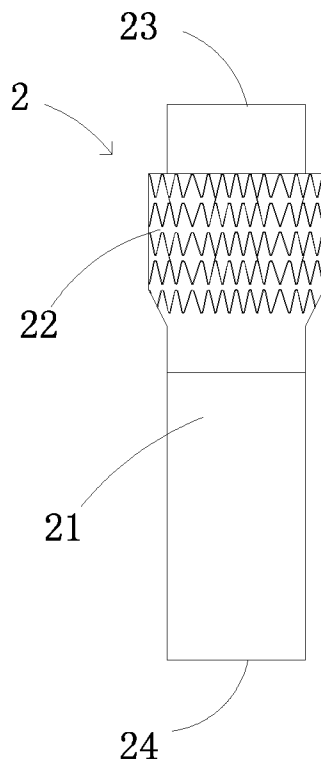


图 4A

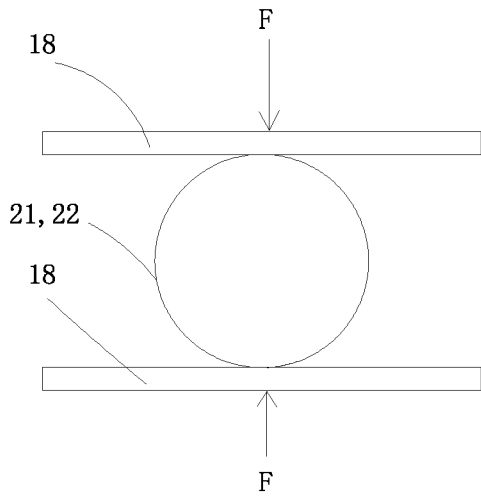


图 5

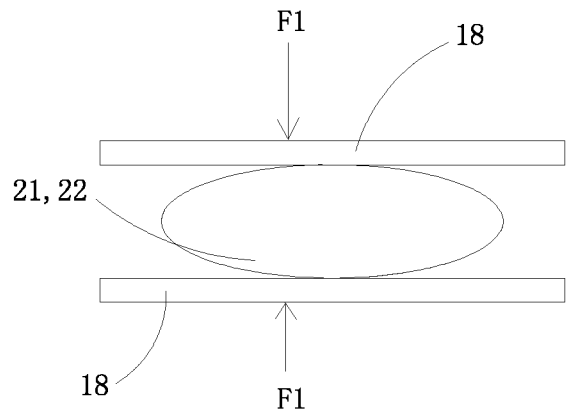


图 6

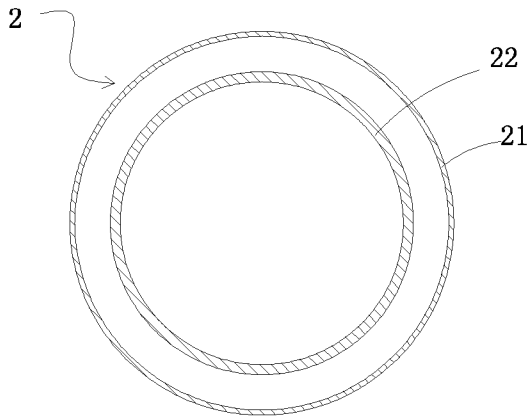


图 7

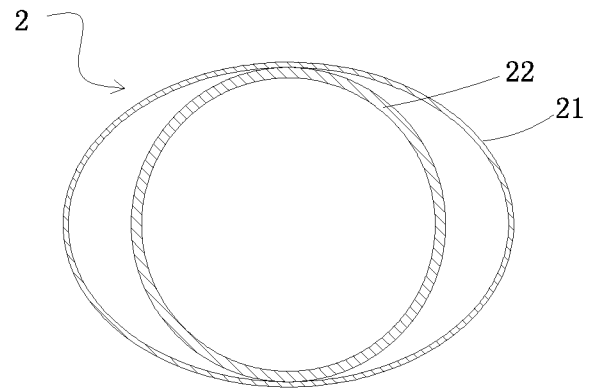


图 8

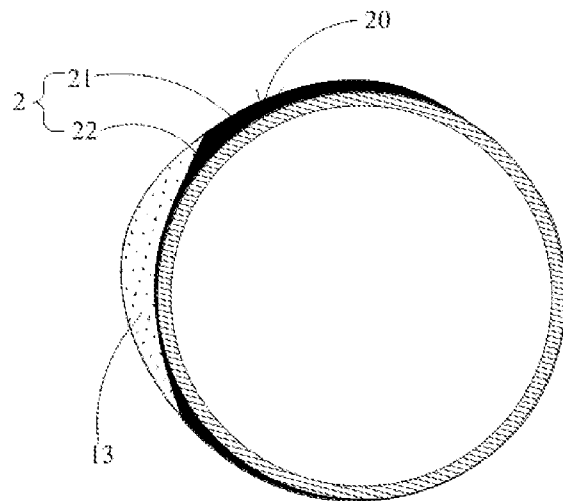


图 9A

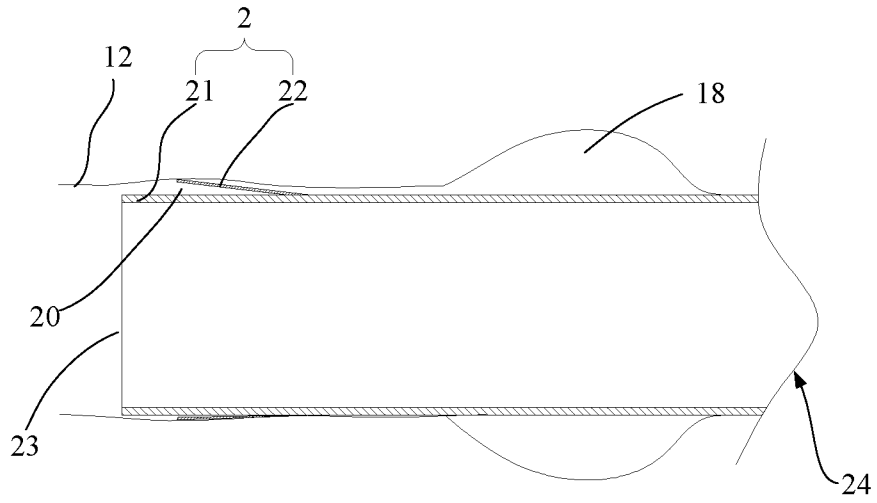


图 9B

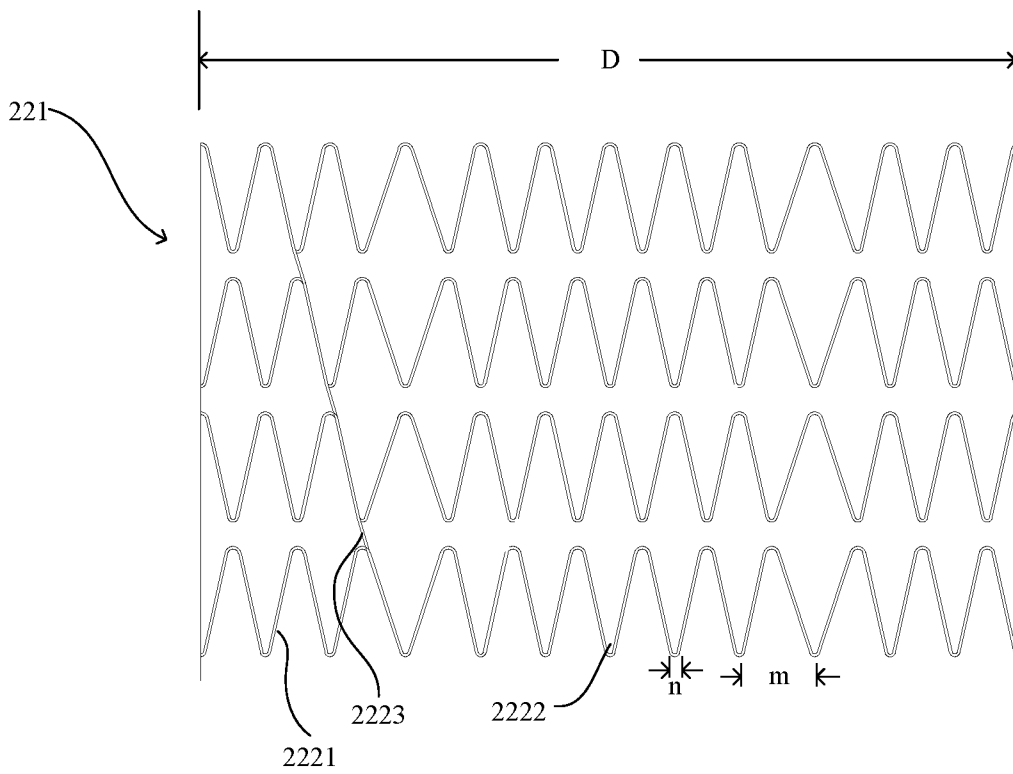


图 10

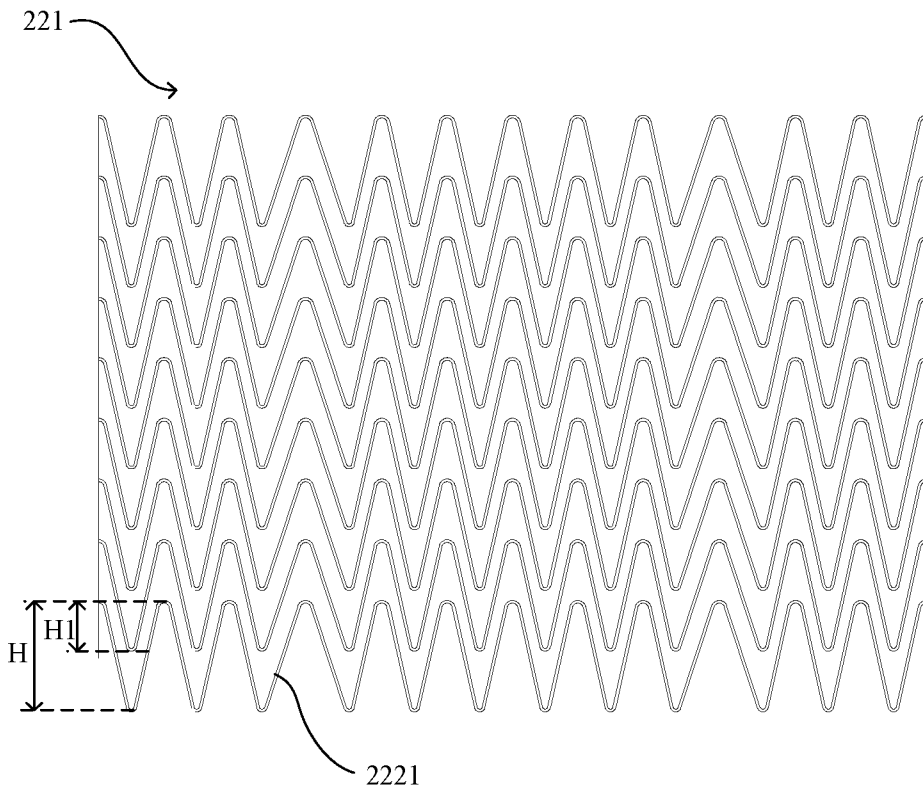


图 11

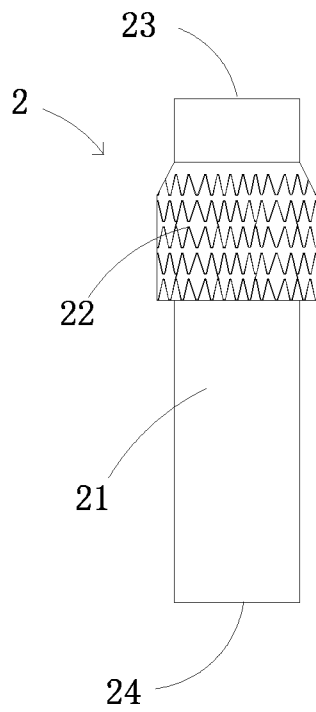


图 12

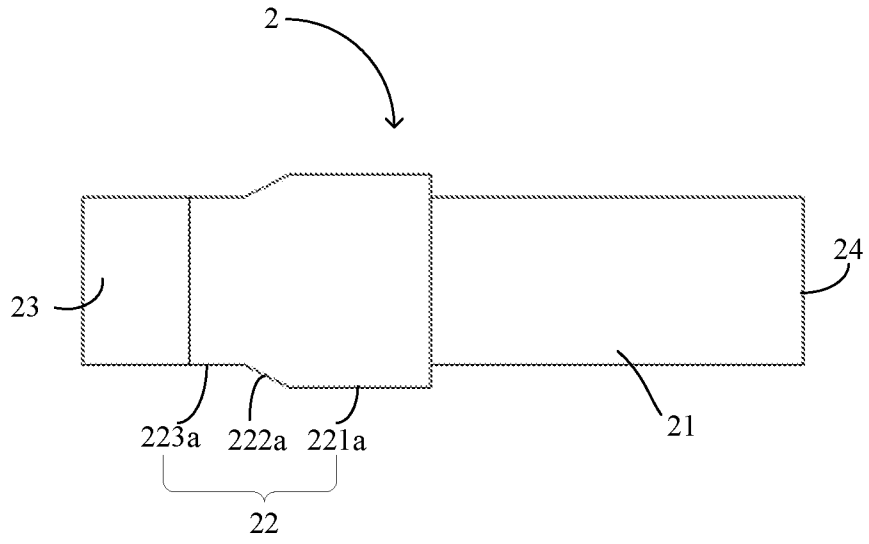


图 13A

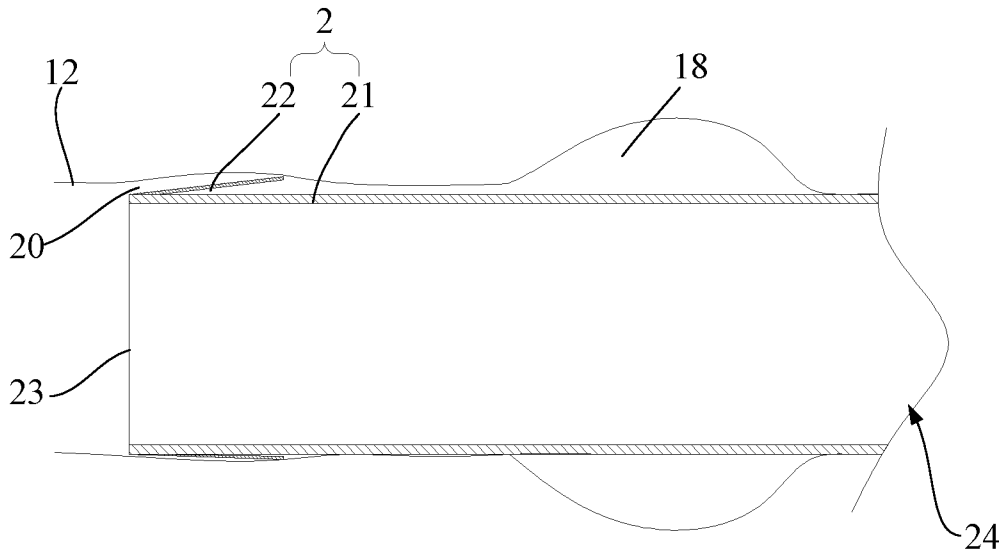


图 13B

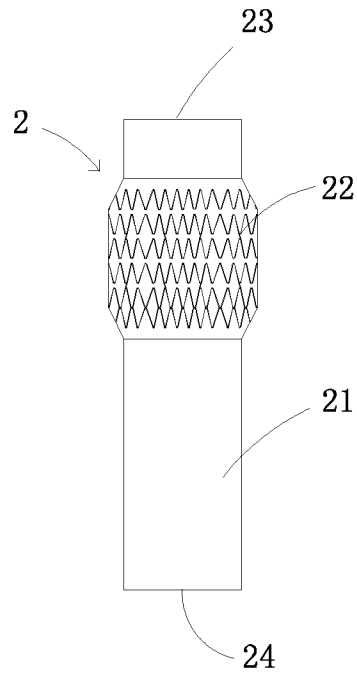


图 14

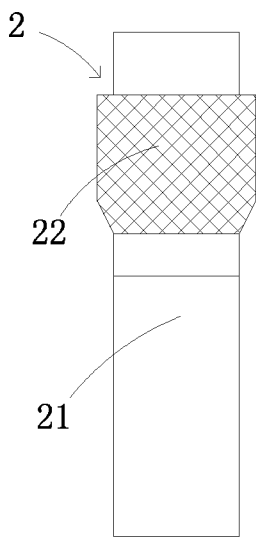


图 15

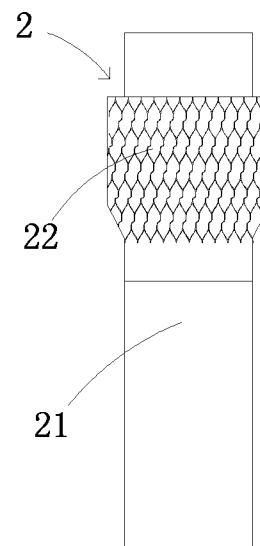


图 16

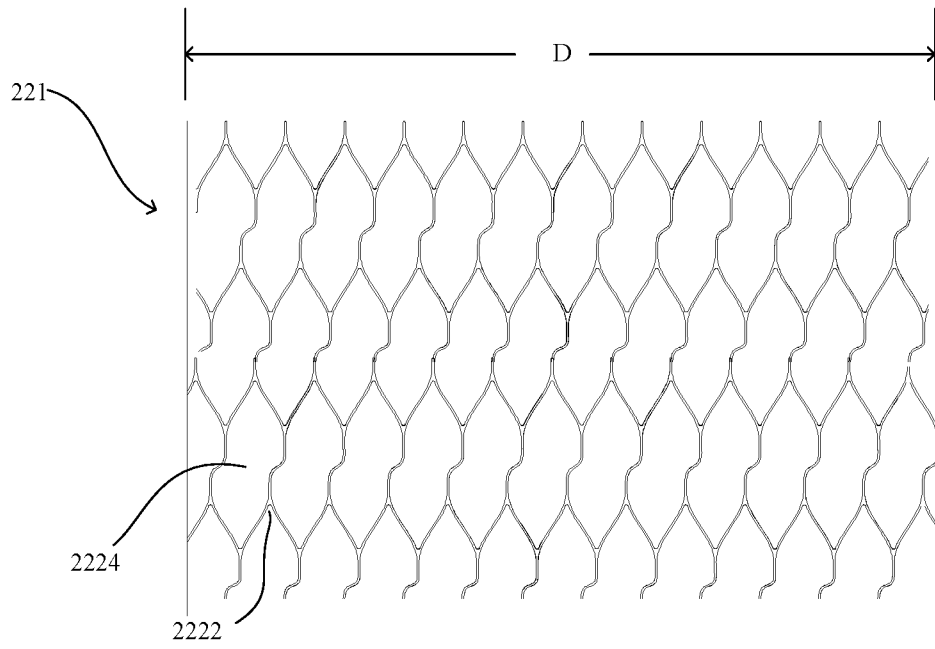


图 17

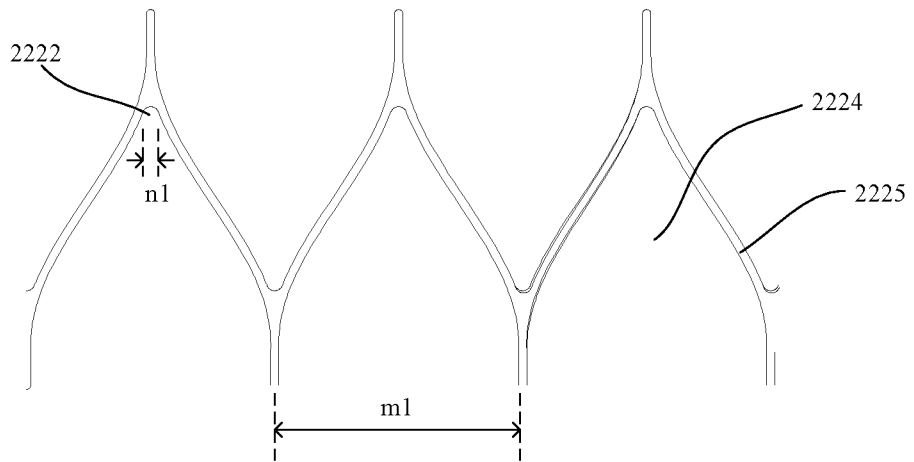


图 18

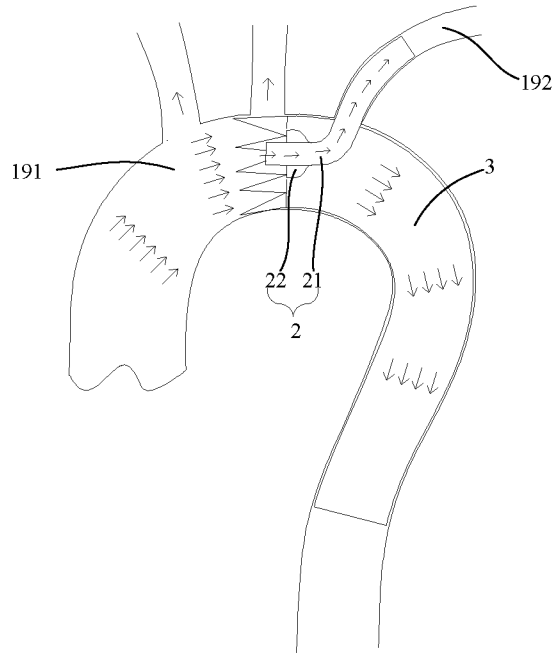


图 19

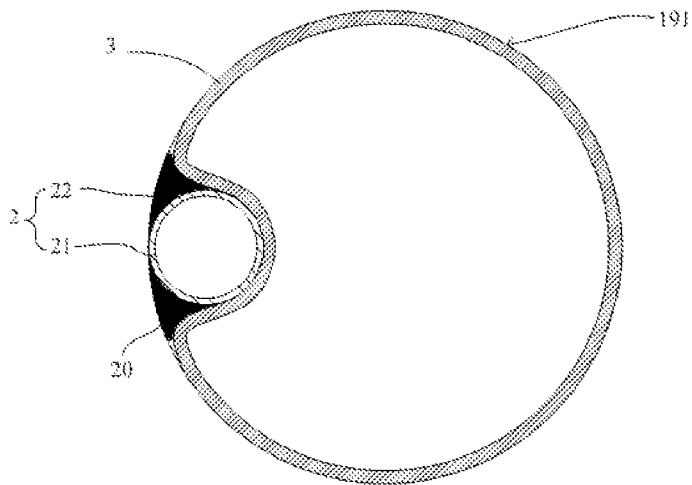


图 20

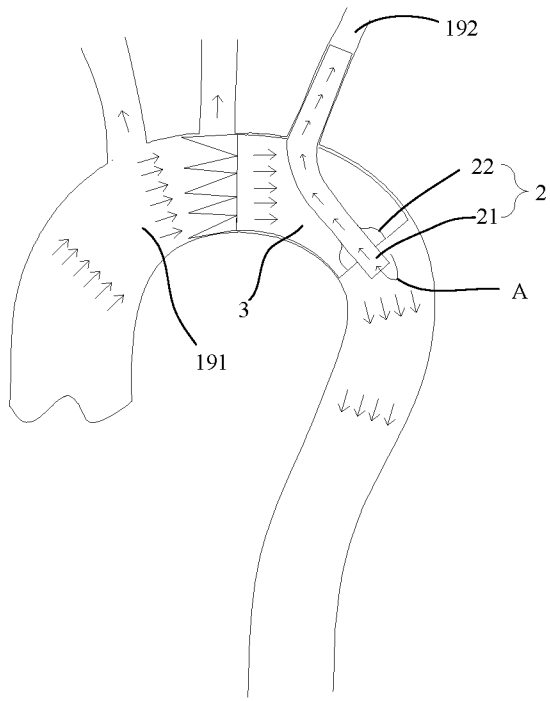


图 21

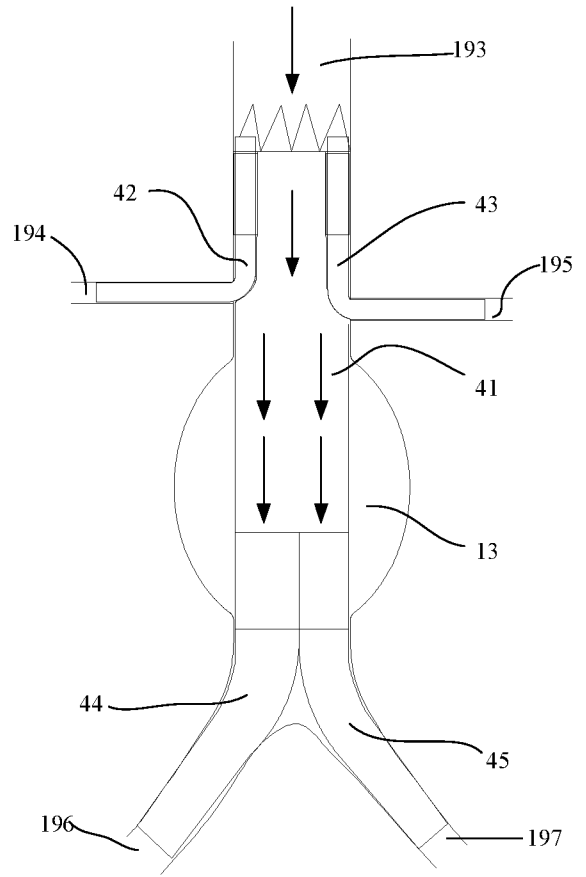


图 22

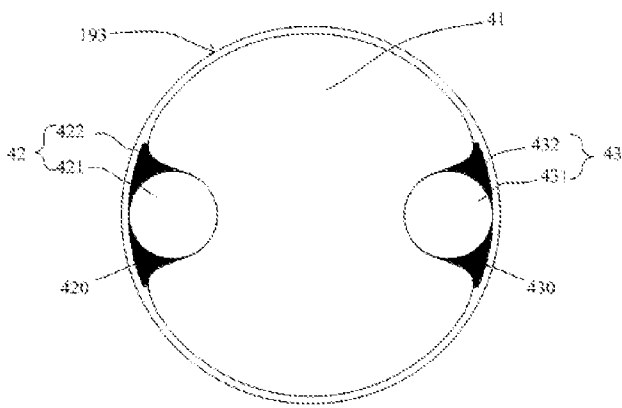


图 23

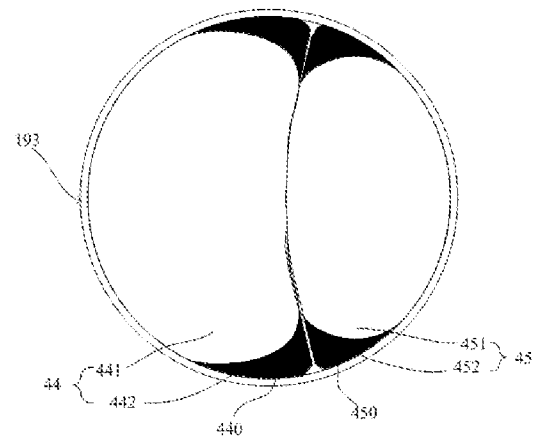


图 24

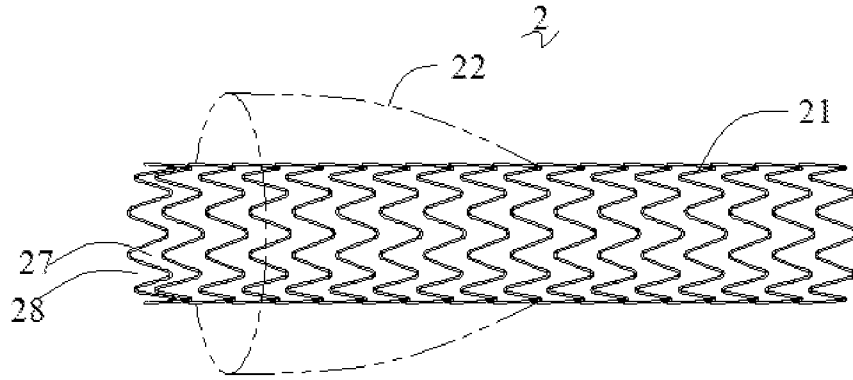


图 25

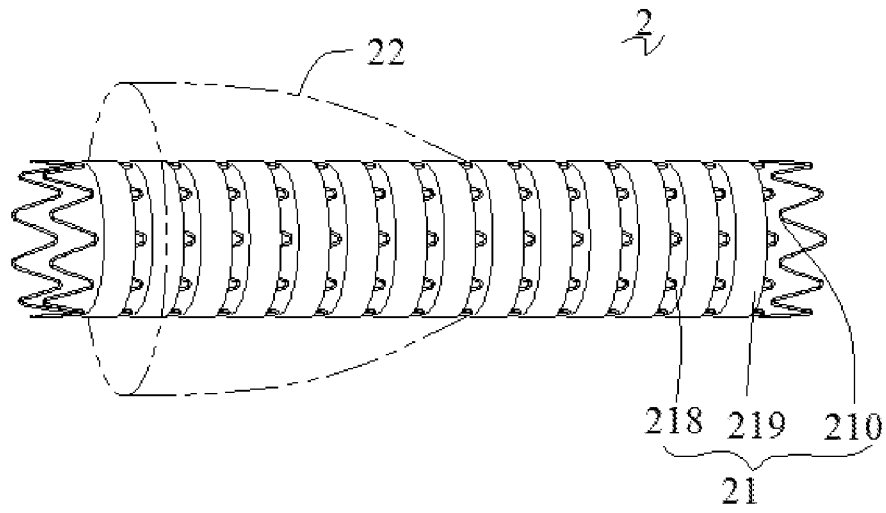


图 26

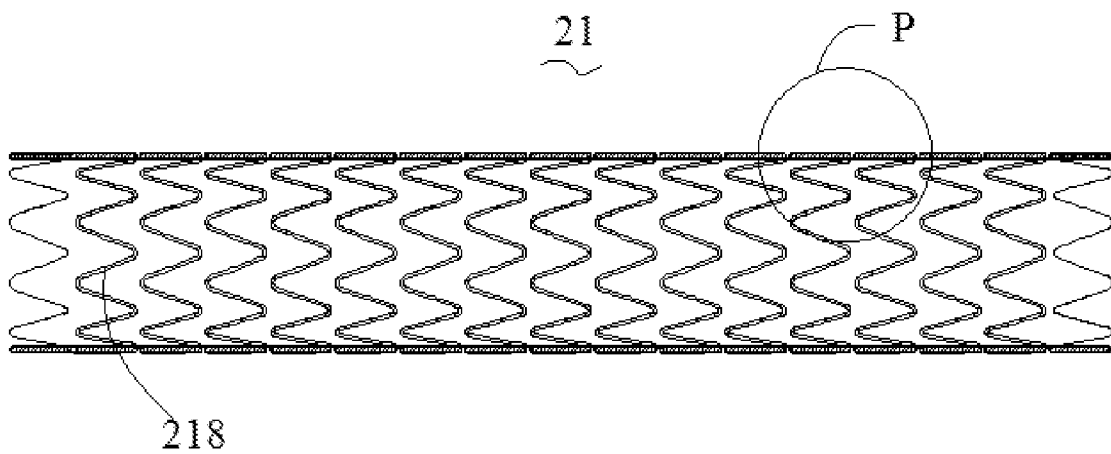


图 27

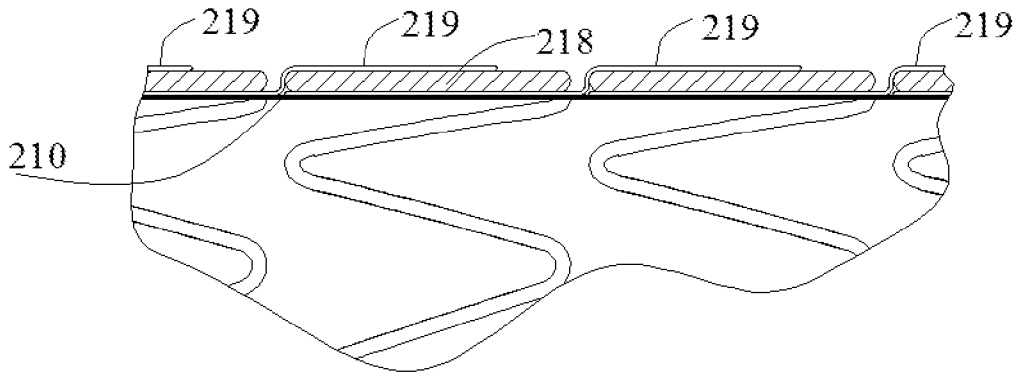


图 28

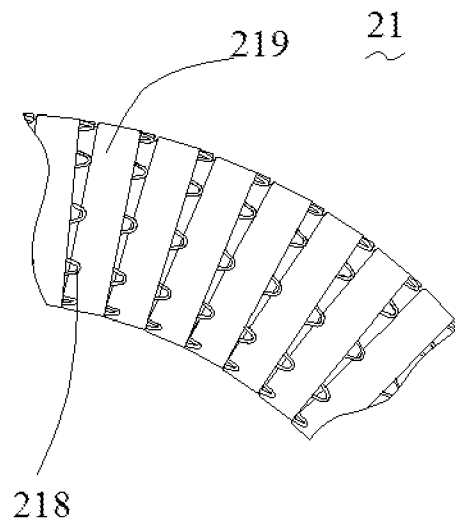


图 29

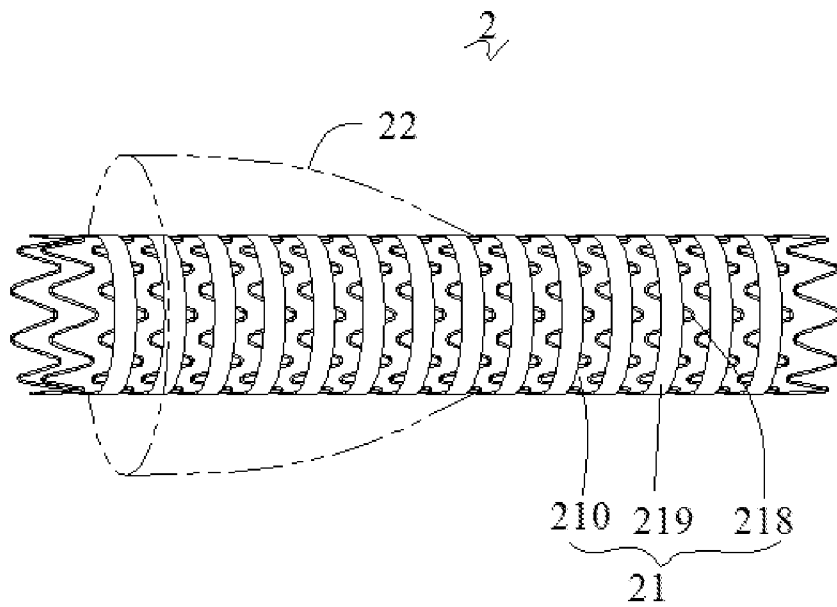


图 30

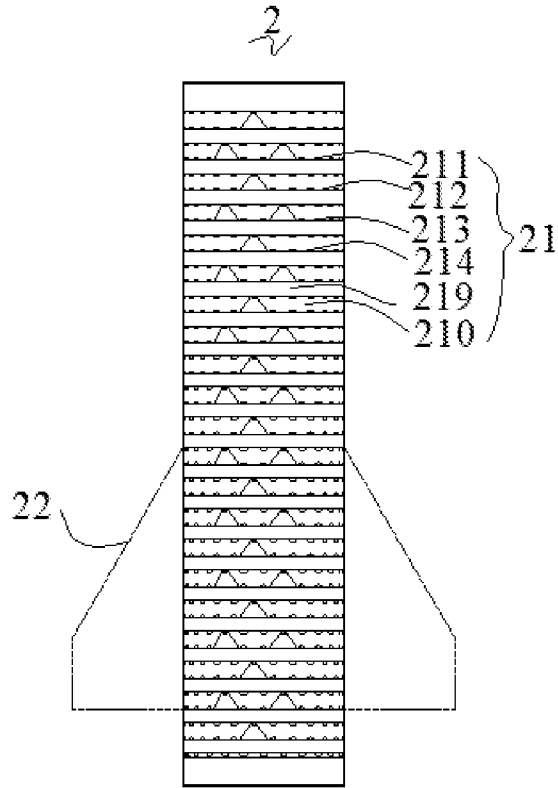


图 31

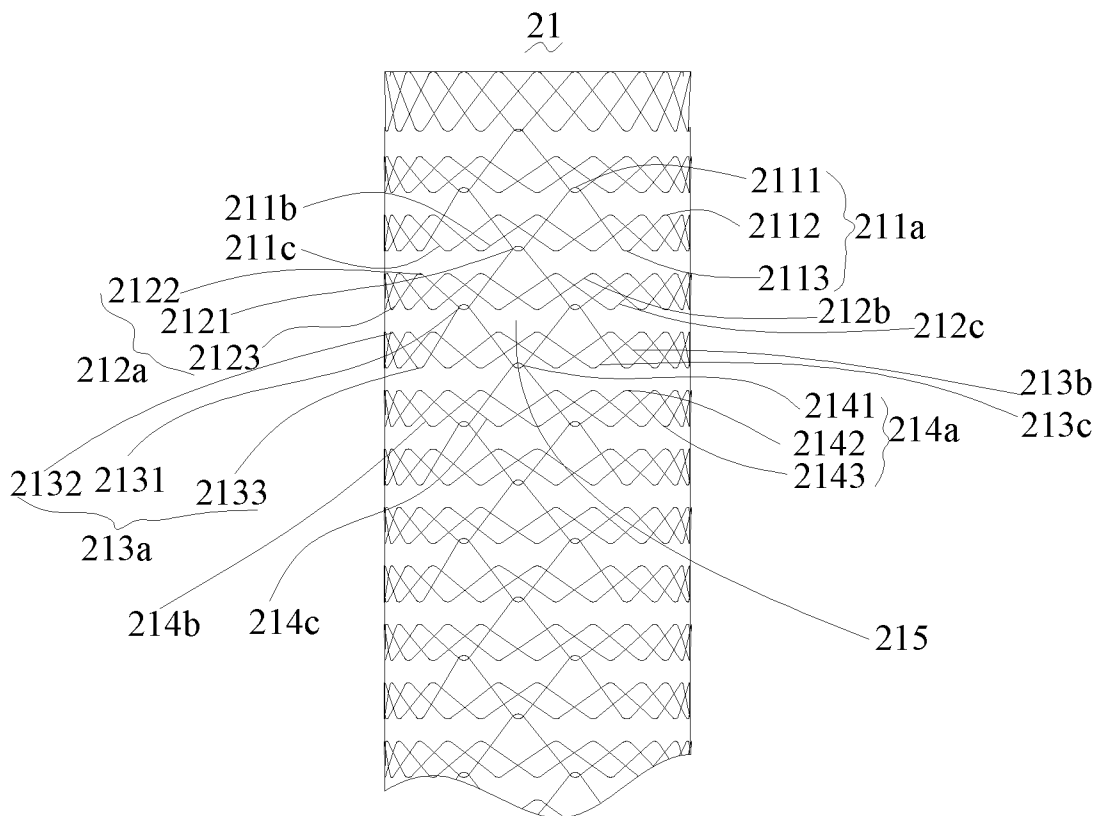


图 32

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/111686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/82 (2013.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F 2

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, DWPI, SIPOABS, CNKI: envelop, occlu+, endoleak+, deform+, membrane

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 105496603 A (LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CORPORATION) 20 April 2016 (20.04.2016) claims 1-18	1-18
PX	CN 105662511 A (LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CORPORATION) 15 June 2016 (15.06.2016) description, paragraphs [0046]-[0103], and figures 1-24	1-18
PX	CN 205494093 U (LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CORPORATION) 24 August 2016 (24.08.2016) claims 1-18	1-18
X	CN 104873304 A (SECOND MILITARY MEDICAL UNIVERSITY, PLA) 02 September 2015 (02.09.2015) description, paragraphs [0029]-[0050], and figures 1-4	1-22

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search
21 March 2017

Date of mailing of the international search report
30 March 2017

Name and mailing address of the ISA
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No. (86-10) 62019451

Authorized officer
ZHENG, Qiwei
Telephone No. (86-10) 62085633

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/CN2016/111686

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 104873241 A (SECOND MILITARY MEDICAL UNIVERSITY, PLA) 02 September 2015 (02.09.2015) description, paragraphs [0037]-[0062], and figures 1-7	1-22
A	CN 104027152 A (SHANGHAI MICROPORT MEDICAL (GROUP) CO., LTD.) 10 September 2014 (10.09.2014) the whole document	1-22
A	CN 202875531 U (GAO, Feng) 17 April 2013 (17.04.2013) the whole document	1-22
A	W0 2013163140 A2 (CHARLOTTE MECKLENBURG HOSPITAL) 31 October 2013 (31.10.2013) the whole document	1-22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/111686

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 105496603 A	20 April 2016	None	
CN 105662511 A	15 June 2016	None	
CN 205494093 U	24 August 2016	None	
CN 104873304 A	02 September 2015	None	
CN 104873241 A	02 September 2015	WO 2016095864 A1	23 June 2016
CN 104027152 A	10 September 2014	WO 2014135118 A1	12 September 2014
CN 202875531 U	17 April 2013	None	
WO 2013163140 A2	31 October 2013	CN 104394798 A	04 March 2015
		JP 2015517850 A	25 June 2015
		US 9381101 B2	05 July 2016
		JP 5975476 B2	23 August 2016
		CN 104394798 B	21 December 2016
		JP 2016195805 A	24 November 2016
		CA 2871661 C	31 January 2017
		CA 2871661 A1	31 October 2013
		US 2013282103 A1	24 October 2013
		EP 2841011 A2	04 March 2015
		US 2016296316 A1	13 October 2016

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61F 2/82 (2013.01) i</p> <p>按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类</p>																										
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)</p> <p>A61F 2</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用))</p> <p>CNABS, DWPI, SIPOABS, CNKI 封, 堵, 内漏, 变形, 膜, occlu+, endoleak+, deform+, membrane</p>																										
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 105496603 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 权利要求1-18</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 105662511 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 6月 15日 (2016 - 06 - 15) 说明书第[0046]-[0103]段, 附图1-24</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 205494093 U (先健科技深圳有限公司) 2016年 8月 24日 (2016 - 08 - 24) 权利要求1-18</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 104873304 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0029]-[0050]段, 附图1-4</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 104873241 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0037]-[0062]段, 附图1-7</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104027152 A (上海微创医疗器械集团有限公司) 2014年 9月 10日 (2014 - 09 - 10) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 202875531 U (高峰) 2013年 4月 17日 (2013 - 04 - 17) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 105496603 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 权利要求1-18	1-18	PX	CN 105662511 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 6月 15日 (2016 - 06 - 15) 说明书第[0046]-[0103]段, 附图1-24	1-18	PX	CN 205494093 U (先健科技深圳有限公司) 2016年 8月 24日 (2016 - 08 - 24) 权利要求1-18	1-18	X	CN 104873304 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0029]-[0050]段, 附图1-4	1-22	X	CN 104873241 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0037]-[0062]段, 附图1-7	1-22	A	CN 104027152 A (上海微创医疗器械集团有限公司) 2014年 9月 10日 (2014 - 09 - 10) 全文	1-22	A	CN 202875531 U (高峰) 2013年 4月 17日 (2013 - 04 - 17) 全文	1-22
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 105496603 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 权利要求1-18	1-18																								
PX	CN 105662511 A (先健科技深圳有限公司) 2016年 6月 15日 (2016 - 06 - 15) 说明书第[0046]-[0103]段, 附图1-24	1-18																								
PX	CN 205494093 U (先健科技深圳有限公司) 2016年 8月 24日 (2016 - 08 - 24) 权利要求1-18	1-18																								
X	CN 104873304 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0029]-[0050]段, 附图1-4	1-22																								
X	CN 104873241 A (中国人民解放军第二军医大学) 2015年 9月 2日 (2015 - 09 - 02) 说明书第[0037]-[0062]段, 附图1-7	1-22																								
A	CN 104027152 A (上海微创医疗器械集团有限公司) 2014年 9月 10日 (2014 - 09 - 10) 全文	1-22																								
A	CN 202875531 U (高峰) 2013年 4月 17日 (2013 - 04 - 17) 全文	1-22																								
<p><input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p> <p>* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2017年 3月 21日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2017年 3月 30日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>郑其蔚</p> <p>电话号码 (86-10)62085633</p>																								

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	WO 2013163140 A2 (CHARLOTTE MECKLENBURG HOSPITAL) 2013年 10月 31日 (2013 - 10 - 31) 全文	1-22

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/111686

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	105496603	A	2016年 4月 20日	无			
CN	105662511	A	2016年 6月 15日	无			
CN	205494093	U	2016年 8月 24日	无			
CN	104873304	A	2015年 9月 2日	无			
CN	104873241	A	2015年 9月 2日	WO	2016095864	A1	2016年 6月 23日
CN	104027152	A	2014年 9月 10日	WO	2014135118	A1	2014年 9月 12日
CN	202875531	U	2013年 4月 17日	无			
WO	2013163140	A2	2013年 10月 31日	CN	104394798	A	2015年 3月 4日
				JP	2015517850	A	2015年 6月 25日
				US	9381101	B2	2016年 7月 5日
				JP	5975476	B2	2016年 8月 23日
				CN	104394798	B	2016年 12月 21日
				JP	2016195805	A	2016年 11月 24日
				CA	2871661	C	2017年 1月 31日
				CA	2871661	A1	2013年 10月 31日
				US	2013282103	A1	2013年 10月 24日
				EP	2841011	A2	2015年 3月 4日
				US	2016296316	A1	2016年 10月 13日