



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104144651 B

(45)授权公告日 2017.12.22

(21)申请号 201280069845.5

(22)申请日 2012.12.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104144651 A

(43)申请公布日 2014.11.12

(30)优先权数据
61/587,621 2012.01.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.08.15

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/071832 2012.12.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/109398 EN 2013.07.25

(73)专利权人 斯波瑞申有限公司
地址 美国华盛顿州

(72)发明人 理查德·O·谢伊
威廉·A·希罗克曼
大卫·H·迪拉德
雨果·泽维尔·冈萨雷斯
布兰顿·詹姆斯·舒曼

(74)专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018
代理人 周艳玲 王琦

(51)Int.Cl.
A61B 17/08(2006.01)

(56)对比文件
US 2011/0208228 A1,2011.08.25,
US 2011/0208228 A1,2011.08.25,
CN 102202582 A,2011.09.28,
US 6997918 B2,2006.02.14,

审查员 陈萌

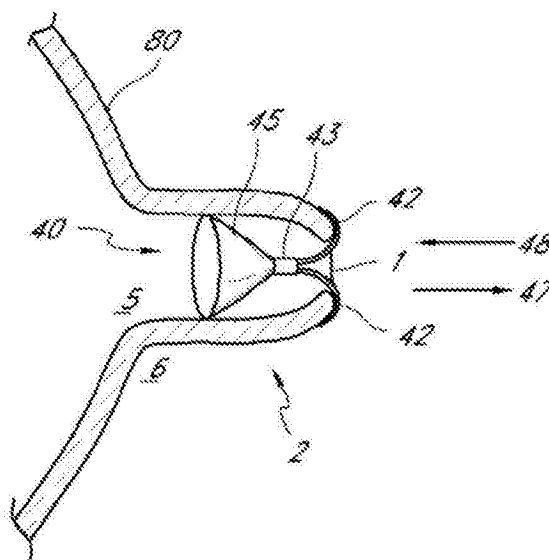
权利要求书1页 说明书16页 附图32页

(54)发明名称

用于治疗肺和气管中的瘘管的系统和方法

(57)摘要

在某些实施例中,设备被构造为被压缩并插入内窥镜的远端中。输送设备可被构造为将输送导管输送到病人的体腔或体内腔的壁中的一个或更多个瘘管的位置。所述输送导管被构造为将所述设备输送到所述一个或更多个瘘管的位置。所述设备被构造为在所述一个或更多个瘘管的位置扩张,并且在一个或更多个方向上基本密封瘘管。在一些实施例中,所述设备的至少一部分被涂覆生物相容性材料和/或由生物相容性材料构成。在一些构造中,设备被构造为被植入延长的时间段或者甚至永久性地植入。在一些实施例中,所述设备的至少一部分由生物可降解、可分解和/或生物可吸收材料构成。



1. 一种用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备,所述设备被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变,所述设备进一步被构造为在所述设备处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内,所述设备包括:

两个锥形部分,所述两个锥形部分被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变,所述两个锥形部分被构造为在所述两个锥形部分处于扩张构造并被布置在瘘管的位置时限制流体沿至少一个方向流过瘘管;

第一毂部分和第二毂部分,该第一毂部分和第二毂部分包括第一端和第二端,所述第一毂部分被构造为连接到所述锥形部分中的一个锥形部分的远端,并且所述第二毂部分被构造为连接到所述锥形部分中的另一个锥形部分的远端;和

杆部分,所述杆部分被连接到所述两个锥形部分和/或所述第一毂部分和第二毂部分;

其中当处于所述扩张构造时,所述两个锥形部分中的一个锥形部分位于所述体腔或体内腔的壁的第一侧,并且所述两个锥形部分中的另一个锥形部分位于所述体腔或体内腔的壁的第二侧,

其中所述锥形部分中的一个锥形部分小于所述锥形部分中的另一个锥形部分,

其中所述第二毂部分比所述第一毂部分更接近所述杆部分的近端,并且所述第二毂部分被配置为可滑动地附接到所述杆部分。

2. 如权利要求1所述的设备,进一步包括没有连接到所述锥形部分的第三毂部分。

3. 如权利要求2所述的设备,其中所述第三毂部分在所述第一毂部分和所述第二毂部分的近端侧位于所述杆部分上。

用于治疗肺和气管中的瘘管的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明大体上涉及肺的治疗的领域,并且具体地涉及密封肺和气管中的瘘管和破裂的方法。

背景技术

[0002] 在此描述的系统和方法用于密封气道破裂或瘘管,以阻止、减小和/或控制已经被损坏或有缺陷的肺气道的漏(leak)。还公开了用于控制两个空间之间的流体、气体和/或液体的传输的系统和方法。这种传输能够引起的一个常见临床疾病称之为“残端漏”瘘管。

[0003] 残端是尽可能靠近气道解剖起端处切除的气道的剩余部。残端漏可在移除叶片(叶切除术)或整个肺部(肺切除术)的手术已经执行之后产生。在手术期间,肺部组织被切除,以及向该部分肺部组织进行供应的气道和血管也被切除。因此,在切除期间,外科医生将尝试在尽可能靠近组织的解剖起端处切除组织。

[0004] 在切除之后,残端漏可能产生,因为有时难以切割和完全密封大直径的气道。残端漏的另一原因可能是保持气道闭合的缝合线的裂开。因此,在术后阶段,缺陷将产生空气和/或流体泄漏进入胸腔中。残端漏的另一原因可能是所缝合的气道附近感染。这种感染可使缝合处周围的组织恶化,并且导致残端漏和其它瘘管的形成。

[0005] 针对肺部和/或气管的瘘管和破裂的治疗已经开发出一些方案。例如,已经使用诸如胸膜固定术、使用激光、冷冻消融术、烧灼术和/或将填塞材料放置在瘘管/破裂中之类的治疗方法。然而,这些方案中的一些有明显的缺点。例如,胸膜固定术不能在肺切除术的情况下使用,因为没有肺胸膜附接到胸壁胸膜。由于很多上述治疗方法和设备的固有的局限,仍然需要对用于治疗气道瘘管和/或破裂的设备和方法进行改进。

发明内容

[0006] 用于修复气道中的瘘管和/或破裂的系统可包括被构造为经由能够在支气管窥镜、内窥镜或其它这种装置中的工作通道延伸的输送设备被输送到瘘管/破裂位置的固体插塞、锥形插塞、螺旋插塞、中空圆柱形插塞和/或其它设备。

[0007] 在此公开的设备和方法大体上旨在密封和/或阻塞病人体内的瘘管。一些设备和方法被设计为允许或控制沿至少一个方向通过瘘管的流体流动。其它设备被设计为阻挡通过瘘管的所有流体流动,由此将身体组织和/或器官的内部与周围腔室和/或其它器官密封分离。所公开的设备的一些实施例被构造为单面式,例如被设计为从一侧阻挡/密封瘘管。所公开的设备的一些其它实施例被构造为多面式,例如被设计为从两侧阻挡/密封瘘管。

[0008] 在一些实施例中,用于治疗体腔的壁中的瘘管的设备包括一个或更多个框架构件。所述一个或更多个框架构件可被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述一个或更多个框架构件可被构造为形成具有基本圆柱形形状的管,所述管在所述一个或更多个框架构件处于扩张构造时装配在所述体内腔内。所述一个或更多个框架构件被构造为在所述一个或更多个框架构件处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内。

[0009] 在一些构造中,用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述设备可进一步被构造为在所述设备处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内。所述设备可包括一个或更多个框架构件,所述一个或更多个框架构件被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述一个或更多个框架构件被构造为在所述一个或更多个框架构件处于扩张构造时形成具有基本c形截面的管。在一些实施例中,所述框架构件被构造为在所述框架构件处于压缩构造时被装配在内窥镜的工作通道内。

[0010] 在一些实施例中,用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述设备可进一步被构造为在所述设备处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内。所述设备可包括一个或更多个可填充部分,所述一个或更多个可填充部分被构造为在非填充构造和填充构造之间转变。所述可填充部分可被构造为在所述可填充部分处于填充构造并被布置在瘘管的位置时限制流体沿至少一个方向流过瘘管。所述设备还可包括在所述可填充部分上的一个或更多个填充点,所述一个或更多个填充点被构造为有利于所述可填充部分与一个或更多个填充物质源之间的流体连通。在一些实施例中,所述设备包括一个或更多个稳定构件,所述一个或更多个稳定构件连接到所述可填充部分并被构造为在所述可填充部分处于填充构造并被布置在病人的身体内时阻止所述一个或更多个可填充部分移动。

[0011] 根据一些实施例,用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述设备可进一步被构造为在所述设备处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内。所述设备可包括一个或更多个锥形部分,所述一个或更多个锥形部分被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述锥形部分可被构造为在所述锥形部分处于扩张构造并被布置在瘘管的位置时限制流体沿至少一个方向流过瘘管。此外,所述设备可包括一个或更多个毂部分,每个所述毂部分具有第一端和第二端。所述毂部分可被构造为连接到至少一个所述锥形部分。

[0012] 在一些实施例中,用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述设备可进一步被构造为在所述设备处于压缩构造时装配在内窥镜的工作通道内。所述设备可包括一个或更多个螺旋部分,所述一个或更多个螺旋部分被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述螺旋部分可被构造为在所述螺旋部分处于扩张构造并被布置在瘘管的位置时限制流体沿至少一个方向流过所述瘘管。所述设备还可包括一个或更多个毂部分,每个所述毂部分包括第一端和第二端。所述毂部分被构造为连接到至少一个所述螺旋部分。

[0013] 将用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的治疗设备输送到所述体腔或体内腔中的方法可包括提供所述治疗设备以及随后压缩所述治疗设备。所述方法可包括随后将所述治疗设备装载到输送设备的远端中,然后将所述输送设备的所述远端定位为靠近一个或更多个瘘管的位置。所述治疗设备随后可从所述输送设备的所述远端移除并扩张,以使所述治疗设备阻止沿至少一个方向通过所述一个或更多个瘘管的流体流动。

[0014] 另外,在此公开的设备的一些实施例被设计为长期甚至永久性植入。这些实施例可由生物相容性材料构成,以使设备周围的组织可生长到设备中或设备上。另外或可替代地,在此公开的实施例中的一些被设计为可移除。可移除设备可被设计为用于足够长时间地阻塞/密封瘘管,以便允许病人的身体治愈瘘管或破裂。在瘘管或破裂被治愈之后,可移

除设备可从病人的身体移除。

附图说明

[0015] 各种实施例示为例示目的而在附图中示出,并且决不应该被解释为限制实施例的范围。另外,公开的不同实施例的各种特征能够被组合以形成另外的实施例,这也是本公开的一部分。

[0016] 图1A为体内腔或体腔的侧壁中的瘻管的放大剖视图。

[0017] 图1B为体内腔或体腔的侧壁中的伸出的残端瘻管的放大剖视图。

[0018] 图1C为体内腔或体腔的侧壁中的锥形残端瘻管的放大剖视图。

[0019] 图1D为体内腔或体腔的侧壁中的瓣状瘻管的放大剖视图。

[0020] 图1E为体内腔或体腔的侧壁中的多个瘻管的放大剖视图。

[0021] 图2A为输送导管内的插塞设备和填充设备的实施例以及体内腔或体腔的壁中的伸出的瘻管的侧视图。

[0022] 图2B为图2A的插塞和导管的侧视图,其中插塞为填充构造。

[0023] 图2C为图2B的填充插塞的侧视图,其中填充设备与插塞分开。

[0024] 图3A为输送导管内的双圆锥阀的实施例的透视图。

[0025] 图3B为图3A的布置在残端中的双圆锥阀的透视图。

[0026] 图3C为图3A的布置在体内腔或体腔的侧壁中的瘻管中的双圆锥阀的透视图。

[0027] 图4为残端内的带有螺旋锚固件的圆锥阀的实施例的透视图。

[0028] 图5A为在输送导管内的双螺旋阀的实施例的透视图。

[0029] 图5B为图5A的双螺旋阀布置在残端中的透视图。

[0030] 图6A为布置在残端中的螺旋阀的实施例的透视图。

[0031] 图6B为图6A的螺旋阀被压缩在输送导管内的侧视图。

[0032] 图6C为图6A的螺旋阀布置在残端中的主视图。

[0033] 图7A为处于展开构造的螺旋瓣阀实施例的主视图。

[0034] 图7B为图7A的螺旋瓣阀在被压缩布置下在输送导管内的主视图。

[0035] 图7C为图7A的螺旋瓣阀布置在残端中的侧剖视图。

[0036] 图7D为图7A的螺旋瓣阀被压缩在输送导管内的侧视图。

[0037] 图7E为沿图7A的观察平面E-E的图7A的螺旋瓣阀的剖视图。

[0038] 图8A为螺旋阀的实施例的主视图,其中端部倒钩处于展开构造。

[0039] 图8B为图8A的螺旋阀被压缩在输送导管内的侧视图。

[0040] 图9A为在残端位置处的输送导管内的圆锥阀的实施例的侧视图,圆锥阀的锚固件已经被部分地推出输送导管。

[0041] 图9B为图9A的圆锥阀的侧视图,其进一步被从输送导管移除。

[0042] 图9C为图9A的圆锥阀布置在残端中的侧视图。

[0043] 图10A为带有锚固件的圆锥阀的实施例的侧视图,锚固件具有防损伤端部,圆锥阀被压缩在输送导管内。

[0044] 图10B为图10A的圆锥阀布置在残端中的透视图。

[0045] 图11为圆锥阀的实施例的透视图,该圆锥阀具有围绕圆锥部分的边缘的多个锚固

件,该圆锥阀被布置在残端中。

[0046] 图12A为部分地从残端位置处的输送导管移除的圆锥阀的实施例的侧视图。

[0047] 图12B为图12A的圆锥阀的侧视图,其进一步从残端位置处的输送导管被移除。

[0048] 图12C为图12A的圆锥阀布置在残端上和残端中的侧视图。

[0049] 图13A为被压缩在输送导管内的双圆锥阀的实施例的侧视图。

[0050] 图13B为图13A的双圆锥阀的透视图,其中一个圆锥在残端外部从输送导管移除。

[0051] 图13C为图13A的双圆锥阀的透视图,其中两个圆锥在残端处从输送导管移除。

[0052] 图13D为图13A的双圆锥阀布置在残端处的透视图。

[0053] 图13E为图13A的双圆锥阀和推拉机构实施例的透视图。

[0054] 图13F为图13A的双圆锥阀的棘齿机构的侧视图。

[0055] 图13G为图13E的推拉机构的实施例的透视图,所述推拉机构具有钩子。

[0056] 图13H为图13E的推拉机构在输送导管内的实施例的侧视图,其中推拉机构具有多个指部。

[0057] 图13I为图13F的推拉机构部分地在导管外部的侧视图。

[0058] 图14A为带倒钩锚固件的实施例的侧视图。

[0059] 图14B为锥形残端的侧剖视图。

[0060] 图14C为图14A的带倒钩锚固件和图14B的锥形残端的侧视图,其中锥形残端被带倒钩锚固件密封。

[0061] 图15A为部分地布置在侧壁瘻管中的圆锥阀的实施例的侧视图。

[0062] 图15B为图15A的圆锥阀完全布置在侧壁瘻管中的侧视图。

[0063] 图16A为双圆锥阀的实施例的侧视图,其中第一圆锥在侧壁瘻管处被部分地从输送导管移除。

[0064] 图16B为图16A的双圆锥阀的侧视图,其中第一圆锥进一步从输送导管移除。

[0065] 图16C为图16A的双圆锥阀的侧视图,其中第一圆锥和中心毂从输送导管移除。

[0066] 图16D为图16A的双圆锥阀的侧视图,其中第一圆锥、中心毂和第二圆锥的一部分从输送导管移除。

[0067] 图16E为图16A的双圆锥阀完全从输送导管移除的侧视图。

[0068] 图17为布置在侧壁瘻管中的双面插塞的实施例的透视图。

[0069] 图18A为压缩在导管内的织物嵌板管的实施例的透视图。

[0070] 图18B为图18A的织物嵌板管在体内腔内处于扩张构造的透视图。

[0071] 图19为布置在体内腔内被部分覆盖的中空圆柱体的实施例的透视图。

[0072] 图20A为布置在体内腔中被部分覆盖的中空圆柱体的实施例的透视图。

[0073] 图20B为图20A的被部分覆盖的中空圆柱体的主视图。

[0074] 图20C为图20A的被部分覆盖的中空圆柱体被压缩在输送导管内的透视图。

[0075] 图21A为布置在体内腔中的被部分覆盖的中空圆柱体的实施例的透视图。

[0076] 图21B为图21A的被部分覆盖的中空圆柱体的主视图。

[0077] 图22为布置在体内腔中的被部分地覆盖的中空圆柱体的实施例的主视图。

[0078] 图23A为布置在体内腔中的带有锚固件的环形设备的实施例的透视图。

[0079] 图23B为图23A的环形设备被压缩在输送导管内的主视图。

- [0080] 图23C为图23A的环形设备的锚固件的闭合主视图。
- [0081] 图23D为图23A的环形设备布置在体内腔中的主视图。
- [0082] 图23E为图23A的环形设备处于两个局部塌陷体内腔中的主视图。
- [0083] 图24A为体内腔中x形框架插塞的实施例的侧剖视图。
- [0084] 图24B为图24A的x形框架插塞的前部剖视图。
- [0085] 图25为水母形插塞的实施例的透视图。
- [0086] 图26A为在体内腔中的长凳式插塞的实施例的侧剖视图。
- [0087] 图26B为图26A的长凳式插塞的主视图。
- [0088] 图27为布置在残端中的插塞的侧视图。

具体实施方式

[0089] 在此描述的方法、系统和设备涉及微创手术,用于治疗诸如气道或肺支气管之类的身体组织和器官中的瘘管和/或破裂。尽管下面的说明部分参考胸外科手术期间造成的瘘管/破裂提供,但是本领域技术人员将认识到,由急性创伤、慢性疾病等导致的瘘管和/或破裂也能够通过在此描述的方法和系统被治疗。并且,术语“瘘管”、“残端漏瘘管”、“残端漏”和“漏”在此可互换使用,并且通常指具有内部腔的身体组织和/或器官中的开口(例如气道中的开口、主动脉缺损、动脉缺损和气道和/或血管的壁中的破裂/穿孔),其在病人体内的腔室或器官与病人体内的另一腔室或器官之间或与外部环境之间产生流体连通。在此描述的各实施例不限于气道和支气管,并且能够被用于治疗其它身体组织和器官,包括但不限于食管、贲门和心包组织、血管、肠道、胆管、窦、脑脊髓室系统、膀胱等。

[0090] 优选地,在此公开的实施例通过使用输送设备而被输送。例如,在此公开的实施例可在压缩状态下被包装在输送设备内。输送设备优选具有被构造为容纳和有利于布置在此描述的实施例的工作通道或其它腔室。在一些实施例中,输送导管或其它第二输送设备可被用于帮助布置治疗设备。例如,输送导管可被插入输送设备的工作通道中。在这种情况下,输送导管优选包括腔室或其它机构,以便容纳和有利于布置装载在其中的治疗设备。在一些实施例中,输送导管可附接在其远端的治疗设备。

[0091] 进一步,输送设备优选被提供具有允许输送设备行进到布置位置(例如进入病人气道中)的可视化通道。例如,合适的输送设备可包括具有工作通道的内窥镜,该工作通道被构造为经由病人的喉咙或其它气道接近病人的肺。内窥镜可为可在市场上买到的支气管窥镜,例如由奥林巴斯制造的BR-P180。当然,除了支气管内窥镜之外的内窥镜可被用于在其它领域中的手术,并且这种内窥镜优选将被提供有用于治疗设备的工作通道或其它腔室。

[0092] 如上面解释的那样,残端漏瘘管通常指身体内的气道或其它器官/腔室的内层中的瘘管和/或破裂。这种瘘管/破裂能够在身体内的两个或更多个器官或内部腔室之间产生流体连通。图1A-1E示意性地例示不同类型的残端漏瘘管。图1A示出一种残端漏,其中漏1具有与周围组织80平齐的残端。这种漏1例如可产生在气道的壁中或在食管和气管之间的隔膜中。如图1A中所例示,漏1还可产生在肺内的气道的侧壁中。在一些情况下,组织壁80中的瘘管1的边界可呈现很多不同的形状,包括但不限于线性缝、不规则形状、针孔或其它形状。

[0093] 图1B例示扩张的残端漏1,其中残端2具有宽度W和长度L。尽管被例示为基本圆柱

形构件,但残端2可为非对称结构。伸出的漏可产生在例如细长气道的端部或气道的侧壁中。最后,图1C示出伸出的锥形残端2,其中残端2具有第一宽度 W_1 和第二宽度 W_2 以及长度 L 。与图1B中例示的伸出的残端漏1类似,锥形残端可产生在细长气道的端部或者在气道的侧壁中。

[0094] 图1D例示非对称组织,或“瓣状”瘘管1。这种瘘管可例如由气道或血管的壁中的穿孔造成。在一些情况下,多个瘘管1可产生在血管或气道的一个区域中。这可能例如由缝合线接缝的裂开造成。图1E例示这种瘘管1如何出现的示例。

[0095] 残端2(如果出现)的几何形状可帮助确定最适于治疗残端漏1的设备或治疗方法。将会理解,图1A-1E中例示的瘘管为示意性的并用于例示的目的,并且这种在例如被切除的肺部中发现的瘘管典型地将不会显示这种规则的轮廓和形状。另外,实际上,这种瘘管可表现为这些类型的混合,或者是未在这里描述的不同类型。尽管如此,在此公开的实施例不旨在被限制于治疗仅一种类型的瘘管,而是如果适当的话可被用于治疗很多不同的瘘管类型。

[0096] 例如,可利用插塞10治疗具有细长和/或锥形部分的残端,如图2A-2C中例示的那些。插塞10优选包括能扩张的基本圆柱形或锥形的主体部分13,主体部分13在其近端上具有端口14。端口14可被构造为与填充构件17流体连接。填充构件17优选以能移除的方式被连接到端口14,例如使用断销式连接或扭断连接。插塞10可被提供具有固定辅助物,例如被构造为将插塞10紧固到气道5的壁中的周围组织80的粘合剂。在实施例中,插塞10上的固定辅助物可包括一个或多个锚固件12,用于通过延伸到气道5周围的组织80内而固定或紧固插塞10,从而基本阻止插塞10的移动。在一些实施例中,插塞10可由生物相容性材料构成。这种材料可包括例如水性尿烷。在一些实施例中,插塞10可由生物可降解、可溶解或生物可吸收材料构成。在一些实施例中,插塞10可被涂覆有生物相容性材料,例如多孔特氟纶或种植在身体组织细胞(例如干细胞、纤维原细胞、软骨细胞)中的支架和/或适当的生长因子、营养物质、抗菌成分、消炎成分和其它这类物质。

[0097] 植入插塞10的方法可包括将插塞10装载在输送设备100的工作通道108内的输送导管109的远端中。输送设备100随后可通过使用照相机102或其它合适的引导仪器被引入瘘管1的位置。包含插塞10的输送导管109可被定位为刚好在气道5的适于瘘管1的内部。输送导管109可包括在远端处的填充构件17,其可连接到插塞10的近端。一旦被定位,插塞10可经由填充构件17被填充液体、气体、固化液体(solidifying liquid)(或它们的任何组合)。在一些实施例中,插塞10可被填充或充满水凝胶、氰基丙烯酸酯、基于组织或纤维蛋白原的胶,或者其它适于填充插塞10的物质。当其被填充时,插塞10可扩张以便基本充满靠近瘘管1的气道空间。一旦被填满,插塞10可防止所有或基本上所有空气或其它流体在气道5与周围腔室6之间穿过。在填充插塞10之后,填充构件17经由例如扭转或折断运动与插塞10分开,这允许输送导管109和输送设备100从瘘管1的位置撤离。在一些实施例中,插塞10可由弹性或自扩张材料(例如泡沫)构成,其与填充构件17组合或者替代填充构件17。

[0098] 治疗细长或锥形残端的另一方式是利用塞装置20,如图3A-3B例示的那样。塞装置20可包括中心的可扩张固体插塞23。固体插塞23被构造为被固定地附接到两个可扩张锥形部分21。在一些实施例中,固体插塞23可由柔性材料构成,柔性材料包括诸如聚碳酸酯、尿烷、尼龙及其组合的聚合物。在一些实施例中,固体插塞23可由多孔聚四氟乙烯构成。在一

些实施例中,固体插塞23和/或锥形部分21可由随时间分解的生物可吸收或生物可降解材料构成。锥形部分21被构造为径向地扩张到气道5或其它内部内腔的内部。在一些实施例中,锥形部分21可由诸如聚合物的柔性材料构成。在一些实施例中,聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或其它合适的材料、其共聚物、混合物或组合。

[0099] 塞装置20可在压缩构造下经由被输送设备100的工作通道108引入的输送导管109而被输送到瘘管1的位置。在撤出输送设备100之后,中心固体插塞23和锥形部分21径向扩张以充满残端2的半径。因此,两个锥形部分21用于向中心固体插塞23提供纵向和轴向稳定性。一旦被植入,可基本防止空气在中心插塞23周围穿过和/或穿过中心插塞23。以此方式,塞装置20可基本将气道5与周围腔室6密封隔离。在一些实施例中,如图3C中例示的塞装置20可被用于治疗与图1A中例示的瘘管类似的壁瘘管1。在这种实施例中,中心固体插塞23可充满瘘管1并且通过两个锥形部分21被保持就位。另外或可替代地,中心插塞23可包括被构造为与壁瘘管1的周围组织80接合的径向锚固件。

[0100] 如图4所例示那样,锥形阀81的实施例可包括连接到中心杆83的近端突起84。中心杆83可被连接到锥形部分85。在一些实施例中,中心杆83的远端被连接到螺旋锚固件82。在引入到瘘管漏1的位置之后,锥形阀的锥形部分85和螺旋锚固件82可扩张以便充满细长残端2的内部空间5。在一些实施例中,沿近端至远端的第一方向87流动的流体将撞击锥形阀81的锥形部分85的内表面。这种撞击可导致锥形部分85在周围组织80上施加径向压力并且因此有效地阻挡气道5,并且当流体沿第一方向87流动时阻止流体流过锥形阀81。在一些实施例中,沿远端至近端的第二方向88流动的流体可撞击锥形阀81的锥形部分85的外表面。这种撞击可导致锥形阀81的锥形部分85局部塌陷。这种局部塌陷允许流体沿第二方向88流过锥形阀81。在一些实施例中,锥形阀81因此可被用作单向阀以治疗瘘管1。在一些实施例中,锥形阀81的一些部分可由生物相容性材料构成。例如,螺旋锚固件82可由生物相容性材料构成。生物相容性材料可包括例如多孔特氟纶/聚四氟乙烯。这种材料可促进组织向内生长到孔中。生物相容性材料的使用可允许锥形阀81的长期/永久性植入。

[0101] 其它锚固件构造,例如具有从中心杆83和/或从锥形部分85向外径向延伸的穿刺端部的多个锚固件也可被使用。这种径向延伸的锚固件可被构造为刺入残端2周围的组织80,以便将锥形阀81在气道和/或残端2内保持就位。锚固件端部刺入组织80的深度可由锚固件上的衬垫或其它限制结构限制。

[0102] 图5A-5B例示可被用于治疗细长或锥形残端漏的设备的另一实施例。双螺旋装置30可包括中心毂32。优选地,中心毂32被附接到两个螺旋部分31,中心毂32的每端上均有一个螺旋部分31。每个螺旋部分31可包括框架部分34和附接到框架部分34的隔膜35。框架部分34可连接到中心毂32。在一些实施例中,框架部分34包括形状记忆材料或其它有弹力/弹性材料,其可有利于框架部分34扩张到气道5中。隔膜35可伸展到整个框架部分34以对气道5进行覆盖。因此,根据一些实施例,双螺旋装置30可基本防止流体旁通经过双螺旋装置30。框架部分34可扩张成不同的尺寸,从而允许在多种直径的体内腔中使用双螺旋装置30。在一些实施例中,隔膜35可由柔性材料构成,例如聚合物。在一些实施例中,聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或一些其它合适的材料、及其共聚物、混合物或组合。在一些实施例中,框架部分34可由弹性材料构成,例如电解抛光的镍钛诺、电解抛光的不锈钢、或者适于植入身体内并对装置30进行结构支撑的一些其它材料。

[0103] 在优选实施例中,通过将装置在压缩状态下经由输送设备100的工作通道108中的输送导管109输送到瘘管1的位置,可植入双螺旋装置30。图5A例示压缩在输送导管109内的双螺旋装置30的实施例。当被压缩时,螺旋部分31在输送导管109内形成紧螺旋。通过将装置30推出输送导管109的远端或一些其它输送设备而可将双螺旋装置30布置在气道5中。在将双螺旋装置30布置在气道5或其它体内腔中之后,螺旋部分31径向扩张,因此允许隔膜35基本阻止流体流过体内腔。

[0104] 图6A-6C例示治疗细长残端漏1的螺旋装置的另一实施例。优选地,螺旋插塞90包括中心杆92、近端突起94、框架部分95和隔膜91。框架部分95被构造为附接到中心杆92的远端。框架部分95还被构造为从中心杆92径向和/或向近端扩张,以形成锥形、半球形或盘形状。在一些实施例中,框架部分95可由诸如例如聚合物或金属的有弹力的弹性材料构成,优选由形状记忆合金(例如镍钛诺)构成。在一些实施例中,隔膜91可由诸如聚合物的柔性材料构成。在一些实施例中,聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或一些其它合适的材料、及其共聚物、混合物或组合。近端突起94被构造为附接到中心杆92的近端。

[0105] 优选地,通过将插塞装载在输送设备100的工作通道108中的输送导管109的远端并经由输送导管109将插塞90输送到瘘管1的位置,螺旋插塞90被植入。图6B例示如被配置在输送导管109内的螺旋插塞90的实施例。在由输送导管109布置之后,螺旋插塞90的框架部分95将沿径向方向扩张以便基本充满残端2的内部区域。扩张的隔膜91能够充满或基本充满气道5,阻止流体旁通经过螺旋插塞90。以此方式,气道5的内部能够与残端2外部周围的腔室6基本密封隔离。螺旋插塞90的长度 L_9 可以变化,使得隔膜螺旋插塞90可以包括薄盘形构造,或者如图6A所例示的锥形构造。锥形构造的一个潜在优点是,可以增加螺旋插塞90在气道5或其它体内腔内对齐的稳定性。图6C示出处于扩张构造的螺旋插塞90的实施例的端视图。在一些实施例中,螺旋插塞90可包括一个或多个锚固结构(例如螺旋锚固件、组织穿刺锚固件),该一个或多个锚固结构被构造为在将螺旋插塞90植入气道5中之后阻止螺旋插塞90在气道5内向近端和/或向远端平移。

[0106] 图7A-7E示出适于治疗细长残端漏1的螺旋装置的另一实施例。螺旋阀110可包括连接到一个或多个框架构件115的中心毂114。在一些实施例中,螺旋阀110包括附接到一个或多个框架构件115的阀瓣113。在一些扩展构造中,螺旋阀110的阀瓣113和一个或多个框架构件115可在布置之后分布成螺旋图案,如图7A中所示。图7E为沿图7A的切割平面E-E截取的阀瓣113的实施例的剖视图。在一些实施例中,阀瓣113被构造为在其展开时与其自身重叠(如图7A和7E中所示)。根据一些构造,当流体沿近端至远端的方向117流向螺旋阀110时,阀瓣113的每个部分朝向阀瓣113的径向相邻部分移动。这种移动可在阀瓣113的径向相邻部分之间产生密封。作为这种移动的结果,阀瓣113能够基本上阻止流体沿近至远方向117流过螺旋阀110。

[0107] 在一些实施例中,当流体沿远端至近端的方向118流动时,阀瓣113的每个部分可偏转远离径向相邻的阀瓣113。因此,根据一些构造,阀瓣113可允许流体沿远端至近端的方向118流过螺旋阀110。螺旋阀110的一些实施例因此能够允许单向阻止流体流进气道5或其它体内腔中的瘘管。螺旋阀110的这种实施例可例如允许在肺部呼气期间空气从残端2周围的腔室6穿过阀110。在一些这种实施例中,在吸气期间可基本上防止来自气道5的空气进入腔室6。这种流体流动的单向阻止可帮助减小在病人的胸膜腔内发展出气胸的可能性。在一

些实施例中,阀瓣113可由诸如聚合物的柔性材料构成。在一些实施例中,聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或一些其它合适的材料、及其共聚物、混合物或组合。

[0108] 植入螺旋阀110的方法可包括经由输送导管109以压缩状态输送阀,如图7D所示。当以压缩状态位于输送导管109内时,螺旋阀110的阀瓣113可保持为展开构造。图7B例示在输送导管109内的螺旋阀110的端视图。如所示,阀瓣113的一侧可被附接到框架构件115。图7D示出压缩的螺旋阀110的侧视图。在输送导管从螺旋阀110撤离之后,一个或更多个框架构件115可朝向残端2的内表面径向扩张,如图7A和7C中所例示的那样。

[0109] 图8A和图8B例示螺旋阀120的实施例,其类似于上面描述的螺旋阀110。螺旋阀120可包括能够被连接到一个或更多个框架部分125的中心毂124。在一些实施例中,螺旋阀120包括阀瓣123,阀瓣123在一侧被附接到一个或更多个框架部分125。螺旋阀120可包括被附接到一个或更多个框架部分125的端部的锚固倒钩121。

[0110] 图8B示出以压缩状态位于输送导管109内的螺旋阀120的实施例。当螺旋阀120被输送到残端2中的瘘管1的位置时,锚固倒钩121可随着螺旋阀120展展开而将螺旋阀120固定到气道的周围组织80。在一些实施例中,锚固倒钩121可与螺旋阀110、螺旋插塞90、双螺旋装置30或任何类似设备组合使用。根据一些构造,锚固倒钩121可至少部分地防止设备在被布置时在气道内旋转,因此在输送螺旋阀或螺旋插塞时提供了更好的控制。进一步,如上描述的锚固倒钩121可用于在此描述的设备的其它实施例。

[0111] 图9A-9C例示锥形阀40的实施例,其可被用于治疗例如与图1C例示的瘘管类似的细长和/或锥形残端漏瘘管1。锥形阀40优选包括中心毂43。中心毂43的近端可被构造为附接到中心杆46周围的锥形部分45。中心杆46的近端可被构造为附接到近端突起。中心毂43的远端还可包括多个锚固件42。在一些实施例中,锥形阀40的锥形部分45可被构造为径向扩张以便基本充满气道5或其它体内腔。另外,多个锚固件42可被构造为径向扩张并且包裹残端漏2的端部,如图9B和9C所例示的那样。在一些实施例中,另外的锚固件42可被用于将锚固力分配在较大的区域上,以便帮助减小锚固件的附近组织损坏的风险。在一些实施例中,锥形部分45可由诸如聚合物的柔性材料构成。在一些实施例中,聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或一些其它合适的材料、及其共聚物、混合物或组合。在一些实施例中,中心毂43可由诸如多孔特氟纶之类的生物相容性材料构成。在一些实施例中,中心毂43和/或锥形部分45可由可以随时间而被分解的生物可降解材料构成。

[0112] 植入锥形阀40的方法包括经由输送导管109以压缩状态将阀输送到瘘管1的位置。如图9A中所例示的那样,可从输送导管109的远端将锥形阀40推出,从而允许锚固件42径向扩张并且有效地包裹残端漏2的远端。在一些实施例中,输送导管109随后从锥形阀40撤离,如图9B-9C中例示的那样。随着输送导管109从锥形阀40撤离,锥形部分45可径向扩张,从而基本充满气道5或其它体内腔,如图9C中例示的那样。在一些实施例中,锥形阀40可被构造为用作单向阀,如上面参照锥形阀81描述的那样。

[0113] 图10A和10B例示能够治疗细长和/或锥形残端的圆锥阀60的另一实施例。圆锥阀60优选可包括附接到中心杆66的近端突起64。中心杆66可被固定地附接到中心毂63。在一些实施例中,圆锥阀60包括附接到中心毂63且围绕中心杆66的某一部分的锥形部分65。圆锥阀进一步可包括附接到中心毂63的一个或更多个锚固件62。另外,在一些实施例中,圆锥阀60可进一步包括附接到锚固件62的远端的防损伤部分69。防损伤部分69可包括圈、球形

部分、椭圆或其它几何形状,其在比锚固件62的横截面面积大的区域上将压力分摊至组织80。例如,图10A和10B例示防损伤部分69为材料圈的实施例。防损伤部分69可包括在上述或下述的阀和插塞的实施例的锚固件中。

[0114] 在一些实施例中,防损伤部分69可由与锚固件62相同的材料构成。另外或可替代地,防损伤部分69可与锚固件62形成单一部件。防损伤部分69可帮助减小对连接有锚固件62的组织80的创伤,并且优选被缠绕有柔软材料或者以柔软材料作末端。另外或可替代地,上述或下述的圆锥阀或锥形阀的任何实施例可包括围绕圆锥阀或锥形阀的锥形部分的近端周界的一个或更多个锚固件9,如图11中所例示的那样。

[0115] 图12A-12C例示圆锥阀130的实施例,其优选可被用于治疗锥形残端漏1。圆锥阀130可包括中心毂134。在一些实施例中,中心毂134的近端附接到一个或更多个锚固件132。中心毂134的远端可被构造为附接到中心杆136。中心杆136的远端可被构造为附接到锥形部分135。

[0116] 植入锥形阀130的方法可包括经由插入输送设备100的工作通道108中的输送导管109将阀130以压缩构造配置到锥形残端瘘管1的位置。因此,圆锥阀130的锥形部分135可经由输送导管109的远端被引入到残端2周围的腔室6中。输送导管109从锥形部分135撤离,之后,锥形部分135径向扩张。随后输送导管109或其它合适的工具可被用于将圆锥阀130拉回气道5,因此允许圆锥阀130的锥形部分135环绕残端2的开口端。输送设备100的输送导管109随后完全撤离,脱离中心毂134和锚固件132。锚固件132可被构造为朝向瘘管1周围的组织80径向扩张,并且优选被构造为从中心毂134向远端且径向向外指向,由此在锚固件132和圆锥阀130的中心杆136之间形成锐角。锚固件132可被构造为接合周围组织80。在一些构造中,锚固件132减小圆锥阀130沿周围腔室6的方向移动的可能性,这可帮助圆锥阀130的锥形部分135产生围绕瘘管的双向密封。

[0117] 图13A-13I例示可被用来治疗锥形残端漏1的双圆锥阀190和推拉机构105的实施例。双圆锥阀190优选包括中心毂193。中心毂193的近端可被构造为附接到中心杆196和第一锥形部分195A。第一锥形部分195A可被构造为沿径向方向扩张,并且附接到中心毂193。双圆锥阀190可进一步包括被构造为能滑动地附接到中心杆196的第一近端突起194A,使得近端突起194A能够相对于中心杆196沿朝向远端和/或近端纵向方向移动,但优选不相对于中心杆196沿扭转或径向方向(例如从中心杆196旋转或拆分)移动。第一近端突起的近端可被构造为附接到第二锥形部分195B。第二锥形部分195B可被构造为径向扩张,并且也被附接到第一近端突起194A。中心杆196的近端可被构造为附接到第二近端突起194B。

[0118] 在一些实施例中,推拉机构105可包括接合部分103,其可抓住和/或拉动锥形阀190的近端突起194B。在一些实施例中,输送导管109的外护套109A可被构造为独立于推拉机构105移动。如图13G中所例示那样,推拉机构105的一些构造可包括带有钩子机构103A的接合部分103。在一些实施例中,钩子机构103A可被构造为能松脱地接合双圆锥阀190的第二近端突起194B和中心杆196。钩子机构103A和第二近端突起194B之间的这种接合可使使用者能够相对于输送导管109的外护套109A移动第二近端突起194B。在一些实施例中,接合构件103可包括多个指状构件103B,如图13H-13I中所例示的那样。多个指状构件103B可被构造为能松脱地接合第二近端突起194B和中心杆196。多个指状构件103B与第二近端突起194B之间的这种接合能够使使用者相对于输送导管109的外护套109A拉动或移动突起

194B。在一些实施例中,通过将指状构件103B从输送导管109的内部撤离,多个指状构件103B可从第二近端突起194B松脱开,如图13H和13I中例示的那样。

[0119] 植入双圆锥阀190的方法可包括经由输送设备100的工作通道108内的输送导管109以压缩构造输送阀190,如图13A所例示的那样。输送导管109的远端可被定位在瘘管1周围的腔室6内。输送导管随后可从第一锥形部分195撤离,如图13B中例示的那样。在退出输送导管109之后,第一锥形部分195A可径向扩张到周围腔室6中。

[0120] 在第一锥形部分195A扩张之后,输送导管109可从第二锥形部分195B撤离,从而允许第二锥形部分195B径向扩张到残端漏1的内部气道5中,如图13C中所例示的那样。输送导管109中的推拉机构105可被用于将第一锥形部分195A拉到残端漏2的外表面上,同时第二锥形部分195B被推入残端漏2的内表面中,如图13D中所例示的那样。在一些设置中,输送导管109的外护套109A可推动双圆锥阀190的第二锥形部分195B的内表面。

[0121] 如图13F中例示的那样,双圆锥阀190的第一近端突起194A可包括棘齿机构104。在一些实施例中,棘齿机构104具有铰接点104A,其被固定地附接到中心杆196并且能够将棘齿机构104偏压远离中心杆196。在一些构造中,棘齿机构104铰接到点104A,并且减小了一旦棘齿机构104已经被拉出第一近端突起194A时第一近端突起194A沿着中心杆196沿近端方向移动的可能性。在一些实施例中,棘齿机构具有被固定地附接到第一近端突起194A的铰接点104B,并且由此能够将棘齿机构104偏压朝向中心杆196。在一些构造中,中心杆196可包括被构造为接合棘齿机构104的槽。在一些实施例中,棘齿机构104与中心杆196上的槽之间的接合阻止第一近端突起194A相对于中心杆196沿近端方向平移。

[0122] 在一些构造中,如图13C-13D中所例示的那样,推拉机构105和接合部分103可被用于将第二近端突起194B拉离瘘管1,这可导致双圆锥阀190的第一锥形部分195A从外部腔室6朝向瘘管1移动。同时,输送导管109的外护套109A可在第二锥形部分195B的内表面上被保持就位,如图13E中所例示的那样。在这种构造中,当第一锥形部分195A被拉向残端漏瘘管1时,第二锥形部分195B可在残端漏2的内部被保持就位。在一些实施例中,第一近端突起194A上的棘齿机构104可阻止第二锥形部分195B移动远离第一锥形部分195A。

[0123] 图14A-14C例示可被用于治疗锥形残端瘘管或伸出的残端瘘管的设备。在一些实施例中,带倒钩锚固件160包括附接到螺旋形带倒钩构件162的中心杆166。带倒钩锚固件160可被引入残端漏2的位置,使得螺旋形带倒钩构件162可刺穿瘘管1周围的组织80。带倒钩锚固件160的中心杆166可被移动(例如,被旋转),使得带倒钩锚固件160周围的组织80接合螺旋形带倒钩构件162,并且被拉到中心杆166上或上方。根据一些实施例,残端2周围的组织80可被拉紧或抓紧(例如通过中心杆166的旋转)以便紧密接近带倒钩锚固件160的中心杆166,由此基本密封瘘管1并且减小在内部气道5与周围腔室6之间的流体通过的可能性。

[0124] 图15A-15B例示锥形阀140的实施例,其可被用于治疗例如与图1A中例示的那些类似的瘘管或者在气管与食管之间的壁中的瘘管(即气管食管瘘管)。在一些实施例中,锥形阀140包括中心毂143。中心毂143的远端被构造为附接到多个锚固件142。中心毂143的近端被构造为附接到锥形部分145和中心杆146。在一些实施例中,锚固件被构造为径向扩张。在一些实施例中,多个锚固件142与中心毂143的中心点铰接。多个锚固件142中的一个或多个包括多个倒钩149。倒钩149被构造为接合组织80。阀140的锥形部分145可被构造为沿径向方向扩张。在一些实施例中,锥形部分145可包括多个框架部分145A和多个隔膜部分

145B。在一些实施例中，多个框架部分145A可被附接到中心杆146和中心毂143内的铰接点以及从中心杆146径向向外的点。中心杆146的近端可附接到近端突起144。

[0125] 植入锥形阀140的方法可包括将阀配置到壁瘻管1的位置，使得锥形阀的中心毂域143被放置在壁瘻管1内。近端突起144可被拉动，如图15B所例示那样。近端突起144的拉动通过相对于中心毂143中的中心铰接点沿近端方向拉动锚固件142的外部径向部分，可导致多个锚固件142的“抓紧”。在一些实施例中，通过使框架部分145A铰接到中心毂143内的铰接点，沿近端方向拉动近端突起144可导致锥形部分的抓紧。这种抓紧可将锚固件142和锥形部分145拉向彼此，并拉向瘻管1周围的组织80。锥形部分145和/或锚固件142可包括棘齿机构，该棘齿机构被构造为阻止锥形部分145和/或锚固件142返回到“非抓紧”构造。在一些实施例中，多个锚固件142上的一个或更多个倒钩149可帮助将锥形阀140紧固到瘻管1的位置，如图15B中所示那样。

[0126] 图16A-16E例示双面锥形阀150的实施例。如图16E中所例示的那样，双面锥形阀150可包括中心杆156，其中中心杆156的远端和近端被构造为分别附接到第一锥形部分151A和第二锥形部分151B。锥形部分151A、151B可包括拉到弹性和/或刚性框架上的柔性隔膜。在一些实施例中，锥形部分151A、151B可类似于或等同于上述锥形阀140的锥形部分145。锥形部分可由诸如聚合物的柔性材料构成。在一些实施例中，聚合物为尼龙、尿烷、聚碳酸酯、聚乙烯或其它合适的材料、及其共聚物、混合物或组合。在一些实施例中，锥形部分151A、151B由半刚性材料构成。第一锥形部分151A的近端和第二锥形部分151B的远端可被构造为径向扩张，因此包括两个彼此面对的圆锥。在一些构造中，双面锥形阀150被构造为允许第一锥形部分151A和/或第二锥形部分151B能调节相对于彼此且相对于中心杆156的位置。

[0127] 如图16A-16B中所例示，根据一些实施例，双面锥形阀可经由插入在输送设备100的工作通道108中的输送导管109以压缩构造被输送到瘻管1的位置。如图16B和16C中所示，第一锥形部分151A可从输送导管109被推出并且在瘻管1的一侧扩张，同时第二锥形部分151B保持在输送导管109中。第二锥形部分151B随后可在瘻管的与第一锥形部分151A相对的一侧被从输送导管109推出。因此，根据完全配置的双面锥形阀的一些实施例，第一锥形部分151A和第二锥形部分151B可从两侧基本上密封瘻管1。另外，根据一些实施例，第一锥形部分151A和/或第二锥形部分151B可被构造为相对于瘻管1周围组织80具有小的轮廓。在一些实施例中，双面锥形阀150可由生物相容性材料构成，并且可永久性植入。在一些实施例中，双面锥形阀150的部分(例如中心杆156)可由诸如多孔特氟纶/聚四氟乙烯之类的生物相容性材料构成。这种材料可促进组织生长到孔中。使用生物相容性材料可允许双面锥形阀150进行长期/永久性植入。

[0128] 在一些情况下，双面插塞260可被用于密封壁瘻管1，如图17中例示的那样。在一些实施例中，双面插塞260包括中心毂263。中心毂263的远端和近端可被构造为附接到两个插塞部分261。在一些实施例中，用于构造中心毂263的材料可比用于构造两个插塞部分261的材料更厚和/或更硬。在这种实施例中，在对双面插塞260进行填充之后，两个插塞部分261可比中心毂263进一步和/或更快速地扩张。两个插塞部分261的进一步的扩张可允许两个插塞部分261扩张超过瘻管1的边界，同时中心毂263保留在瘻管1内。以此方式，两个插塞部分261可从两侧密封瘻管1。在一些实施例中，中心毂263可在瘻管1的壁上施加径向向外的

力以增强和/或产生对瘻管1的密封。

[0129] 在一些实施例中,双面插塞260可由单一成形柔性材料构成。中心毂还可包括固定辅助物,例如被构造为将插塞固定到气道壁中周围组织80的粘合剂。如图17中所例示的那样,固定辅助物可包括多个锚固件262。根据一些实施例,双面插塞260可被构造为利用液体、气体或其任意组合进行填充。这种材料可以包括例如水凝胶、氰基丙烯酸盐、基于组织或纤维蛋白原的胶、或适于填充双面插塞260的其它物质。另外或可替代地,双面插塞260可由能压缩材料构成和/或可在从导管撤离之后(例如通过使用弹性泡沫)自扩张。

[0130] 植入双面插塞260的方法可包括将插塞定位为靠近瘻管1,使得两个插塞部分261被定位在瘻管1的任一侧。两个插塞部分261随后可自扩张和/或经由输送设备100的工作通道108中的填充构件17被填充。一个或更多个插塞部分261可包括阀或端口,其被构造为在填充构件17和插塞部分261之间产生选择性的流体连通。在一些实施例中,双面插塞260经由填充构件17被完全填充。另外,根据一些实施例,中心毂263上的多个锚固件262可帮助将双面插塞260在瘻管1附近保持就位。在一些实施例中,双面插塞260可由生物相容性材料构成并且可永久性植入。

[0131] 中空圆柱形设备可被用于治疗产生在气道通道5的壁中的瘻管。例如,如图18A-18B中例示的那样,织物嵌板管170可被用于阻挡气道5的侧壁中的瘻管1。织物嵌板管170可包括多个嵌板172。嵌板172可被交织成螺旋形图案,使得在拉动织物嵌板管170的端部之后,织物嵌板管170的半径减小(例如,类似于中国指套)。另外或可替代地,推动织物嵌板管170的端部(例如,减小织物嵌板管的长度)可增加织物嵌板管170的半径。嵌板172可被交织为使得当嵌板172在体内腔中扩张时,管170包括基本不能渗透的环形壁。

[0132] 在优选实施例中,管170在压缩状态下经由输送设备100的工作通道108内的输送导管109被输送到瘻管1的位置,如图18A中所例示的那样。管170随后从输送导管109被推出,使得管170可在气道5内径向扩张。在一些实施例中,嵌板172将管170偏压成扩张构造。在一些实施例中,气球被用于使管170在气道5中扩张。在一些构造中,管170的径向扩张密封瘻管1。在一些实施例中,嵌板172由诸如弹性、不能浸透的聚合物(例如聚碳酸酯、尿烷和/或聚酯)之类的材料构成,这些材料当被紧密地编织时提供基本不能浸透的界面。

[0133] 在某种情况下,如图19中例示的被局部覆盖的中空圆柱体180可用于密封气道5中的侧壁瘻管1。在一些实施例中,局部覆盖的中空圆柱体180包括多个结构构件187。结构构件187可被设置成螺旋形、管形构造,从而产生基本圆柱形框架。根据一些构造,由结构化部件187形成的圆柱形框架的外表面的弧形段部分183由包括基本不能渗透材料的罩185覆盖。在一些实施例中,被局部覆盖的中空圆柱体180在压缩状态下经由输送设备100的工作通道108中的输送导管109被输送到侧分支瘻管1的位置。被局部覆盖的中空圆柱体180在气道5中可被定向为使得基本不能渗透的罩185密封侧壁瘻管1并且减小气道5与周围内腔6之间流体通过的可能性。在一些实施例中,罩185位于结构构件187的外侧。在一些实施例中,罩185位于结构构件187的内侧。罩185可在结构构件187被配置到瘻管1的位置之前和之后被附接到结构构件187。

[0134] 在一些实施例中,中空圆柱体180的未被覆盖部分允许空气和/或黏液沿与中空圆柱体180的未被覆盖部分相邻的气道壁5通过。这种黏液的通过可帮助阻止其它侧分支被不经意地阻塞。在一些实施例中,被局部覆盖的中空圆柱体180可由生物相容性材料构成,并

且可永久性植入。另外或可替代地,罩185可包括网状隔膜,其可被构造为在其被植入且充满黏液之后阻挡空气通过。在一些实施例中,罩包括聚合物,例如聚碳酸酯或尿烷。在一些实施例中,多个结构构件187包括可向被局部覆盖的中空圆柱体180提供结构支撑的材料。这种材料可包括镍钛诺、聚碳酸酯、尼龙、不锈钢、其它合适的材料或其任意组合。

[0135] 如图20A-20C中例示的那样,在一些实施例中,用于被局部覆盖的中空圆柱体180a的结构支撑可由多个环187a提供。类似于结构构件187,环187a可包括金属(例如,镍钛诺)或聚合物(例如,聚碳酸酯、尼龙)和/或能够向被局部覆盖的中空圆柱体180a提供足够的结构支撑的一些其它材料。在一些实施例中,被局部覆盖的中空圆柱体180a可在压缩状态下经由输送设备100的工作通道108内的输送导管被输送到侧分支瘘管1的位置,如图20C中例示的那样。另外或可替代地,用于被局部覆盖的中空圆柱体180a的结构支撑可包括多个C形环187b,如图21A和21B中例示的那样。在一些实施例中,多个C形环187b可包括倒圆部分或钝化部分188。另外,根据一些实施例,用于被局部覆盖的中空圆柱体180c的支撑构件可由多个J形环187c提供,如图22中例示的那样。在一些实施例中,多个J形环187c可包括可例如被倒圆的或钝化的防损伤部分188。

[0136] 在一些变型中,用于治疗气道中的侧分支瘘管1的方法可包括安装环形设备210,如图23A-23E中例示的那样。在一些实施例中,环形设备210可包括多个环215。优选地,环215将由聚合物材料构成。根据一些构造,每个环215可包括一个或多个锚固件212。在一些实施例中,环形设备210可在压缩状态下经由输送设备100的工作通道108内的输送导管109被输送到侧壁瘘管1的位置,如图23B中例示的那样。另外或可替代地,根据一些构造,环215可由形状记忆材料构成,以使环形设备210在从输送导管109移除之后可独立地在气道5中扩张。另外或可替代地,在环形设备210从输送导管109移除之后,气球可被填充在环形设备210内部,以便扩张环形设备210。锚固件212可与气道5的组织80接合,并且将环形设备210在气道5内保持就位。锚固件212与气道5的组织80接合的深度可由衬垫和/或环205的外表面限制。另外或可替代地,环形设备210可包括弹性材料,使得当气道5塌陷(例如在打喷嚏、打嗝、咳嗽等时)时,环形设备210可适应气道塌陷的几何形状,并且在气道5恢复时仍然可适应气道5。该概念被例示在图23D和23E中。

[0137] 如图24A-24B中例示的那样,X形框架插塞220可包括两个或多个支撑构件227、中心毂222和/或插塞部分225,其中支撑构件227优选与中心毂222相交或联结到中心毂222。在优选实施例中,支撑构件227可使X形框架插塞220的插塞部分225偏压抵靠侧壁瘘管1。该偏压帮助密封瘘管1并且减小了气道5与周围腔室6之间的流体连通的可能性。

[0138] 如图25中例示的那样,水母形插塞230可包括半球形被覆盖部分235和多个支撑构件237。多个支撑构件237被构造为可接合被覆盖部分235的基本半球形框架。多个支撑构件237进一步被构造为包括与半球形被覆盖部分235相对的防损伤端部139。防损伤端部139可包括被构造为将压力分配在比支撑构件237的横截面大的区域上的圈、钩、球形部分或任何其它几何形状。在一些实施例中,防损伤端部139可与支撑构件237为一体。在一些实施例中,水母形插塞230的支撑构件237可将水母形插塞230的被覆盖部分235偏压朝向瘘管1。该偏压可帮助密封瘘管1,并且减小气道5与周围腔室6之间的流体连通的可能性。在一些实施例中,通过将半球形被覆盖部分235放置在侧壁瘘管1的位置处并且允许支撑构件237将插塞230的被覆盖部分235偏压朝向瘘管1,水母形插塞230可被用于治疗侧壁瘘管。在一些实

施例中,水母形插塞230可被用于治疗除了侧壁瘻管之外的残端漏几何形状。

[0139] 如图26A-26B中例示的那样,长凳式插塞240可包括插塞245和一个或多个支撑构件247。在一些实施例中,支撑构件247可被构造为附接到插塞245。支撑构件247被构造为远离插塞245扩张。支撑构件247因此可在气道5或其它体内腔的周围组织80上产生径向力,由此将长凳式插塞230的插塞245偏压朝向侧壁瘻管1。这种偏压可帮助密封瘻管1,并且减小在气道5与周围腔室6之间流体连通的可能性。

[0140] 图27例示可被用于密封侧壁瘻管1的插塞250的实施例。在一些实施例中,插塞250可包括插塞构件255和偏压构件257。根据一些实施例,偏压构件257可被构造为穿刺插塞构件255。穿刺端259可包括一个或多个倒钩,该一个或多个倒钩可阻止穿刺端259在气道5中产生的正常应力作用下通过插塞构件255移动返回。在一些实施例中,穿刺端259可由能阻止穿刺端259相对于插塞构件255移动的高摩擦材料构成。根据一些实施例,偏压构件257可被预加载以便扩张到周围内腔6中,并且因此在穿刺端259和插塞构件255上产生拉力。该拉力可减小插塞构件255离开瘻管1附近的可能性。

[0141] 可认识到,上述设备的部分或全部实施例优选由生物相容性材料构成,以使该设备可植入的身体组织中的免疫反应或其它反应最小。在采用金属的一些实施例中,例如对设备的全部或部分进行电解抛光是优选的,以便例如当使用镍钛诺或不锈钢时使生物相容性最大化。

[0142] 在一些实施例中,使用的材料可被构造为促进身体组织二维或三维式生长到被植入的设备中或其周围。例如,诸如多孔聚四氟乙烯之类的多孔或海绵状材料可被用在一些实施例中。在例示的示例中,图15A-15B中例示的锥形阀140的中心毂可由诸如多孔聚四氟乙烯的材料构成。中心毂143的材料因此可有利于锥形阀140周围的组织80生长到中心毂143中。以此方式,锥形阀140可为了长期治疗或永久性地植入。也可使用其它多孔材料,包括泡沫、陶瓷和金属(例如多孔钛)。在一些实施例中,多孔材料可来源于动物或尸体组织,或者由在组织中含有的蛋白质(例如,胶原质、纤维蛋白、弹性蛋白、壳聚糖)制成。

[0143] 在一些实施例中,在将要被植入的设备的全部或部分结构中使用生物可再吸收或生物可吸收材料可以是有利的。这种材料典型地在一段时间后被分解或由身体吸收(例如经由水解作用),并且可通过选择合适的材料和/或处理条件而可定制再吸收所需的时间。一些优选的材料包括聚合物,例如聚交酯、聚乙交酯、聚己内酯、聚二恶烷酮、聚氨基酸(例如,多熔素、聚谷氨酸、聚亮氨酸)和蛋白质(包括诸如胶原质、纤维蛋白、弹性蛋白、壳聚糖的结构蛋白质)。也可设想到前述示例的各种共聚物。

[0144] 另外或可替代地,上述设备的全部或部分可被涂覆有具有增强生物相容特性的化合物。例如,化合物可被选择为促进组织生长、减小或促进炎症、促进血管形成、减小或阻止细菌生长等待。在一些实施例中,并且特别是当使用多孔材料时,设备的全部或部分还可被或额外地被种入细胞。例如,干细胞、纤维原细胞和/或软骨细胞可被培养或被提供为结合在此描述的设备。

[0145] 尽管这里已经描述了某些实施例和示例,但是本领域技术人员将理解的是在本公开中示出和描述的方法和设备的很多方面可进行不同地组合和/或变更以形成更进一步的实施例。另外,将认识到,通过使用适于执行所述步骤的任何设备,在此描述的方法可被实施。这些可替代实施例和/对上述方法和设备的使用以及其明显变更和等同替换旨在在本

公开的范围内。

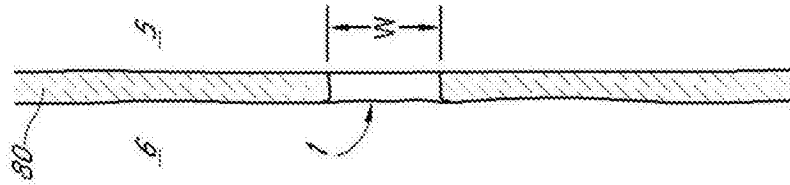


图1A

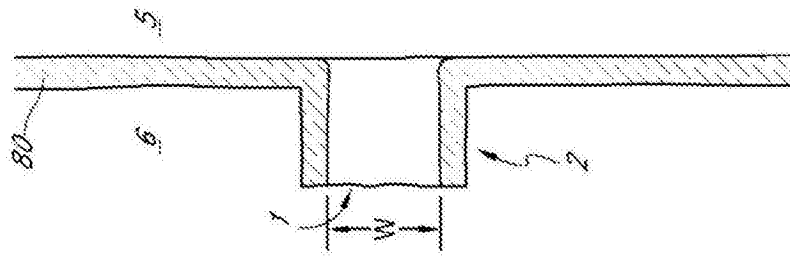


图1B

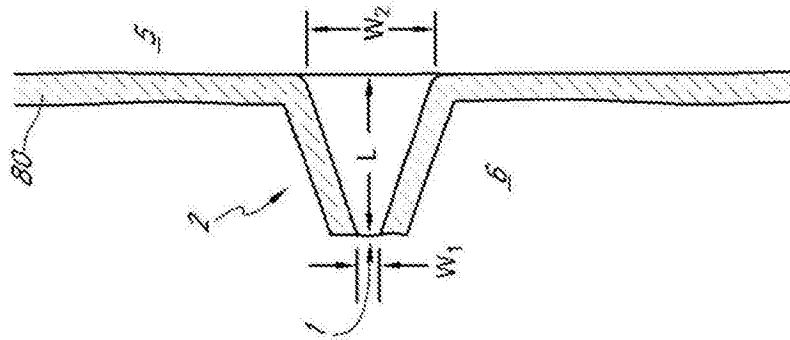


图1C

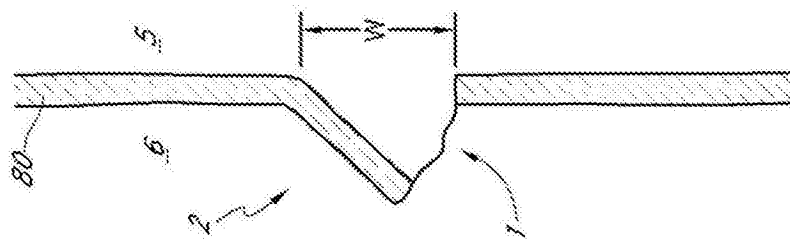


图1D

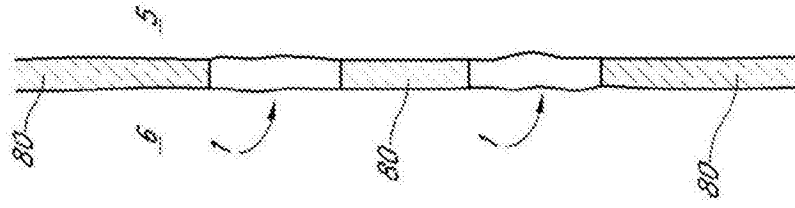


图1E

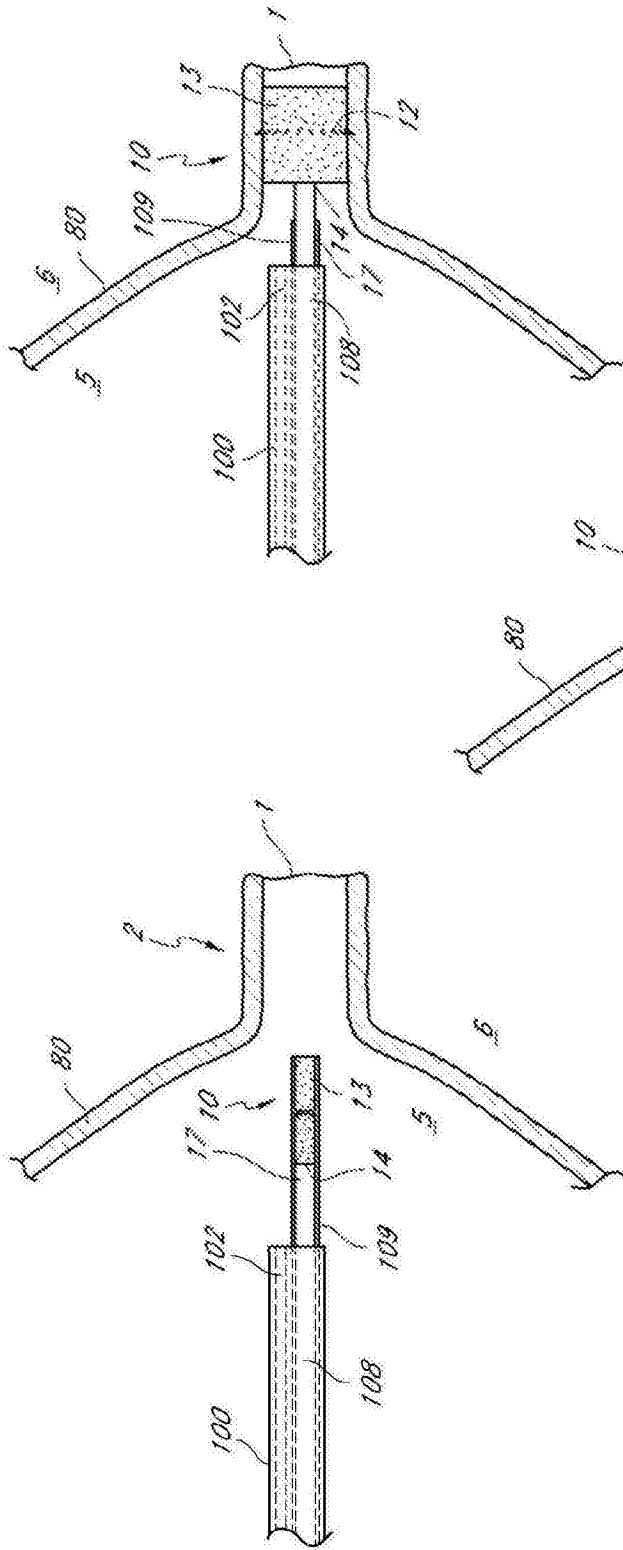


图 2A

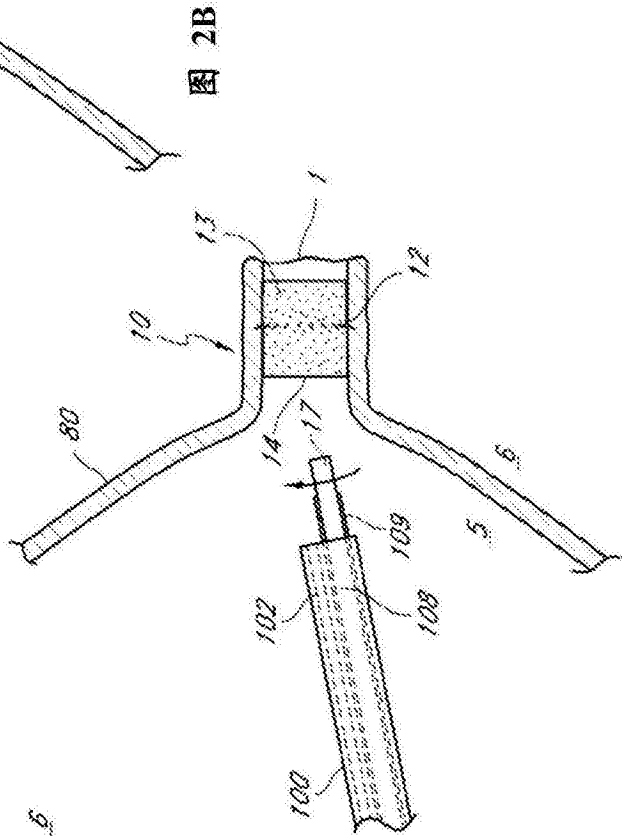


图 2B

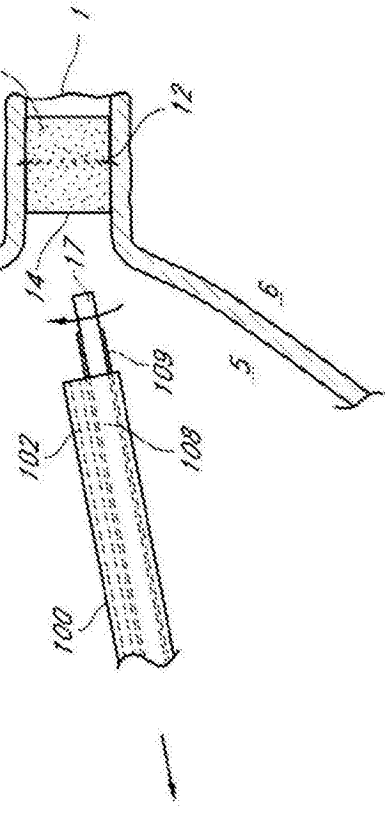


图 2C

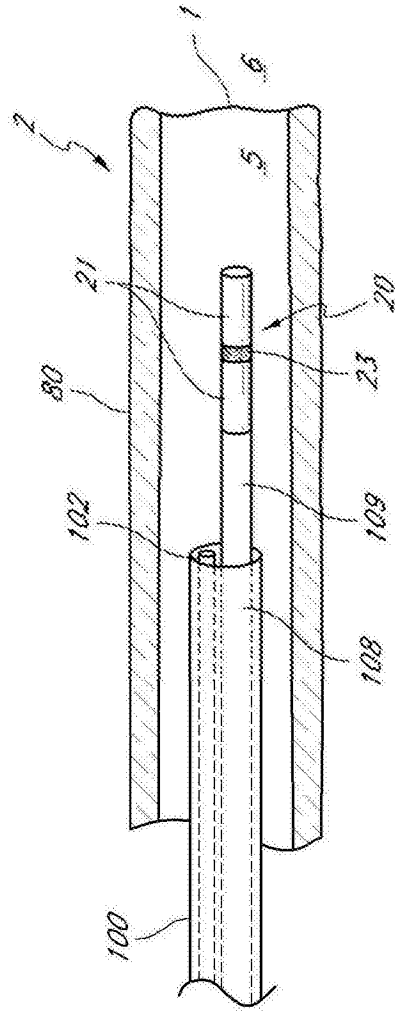


图3A

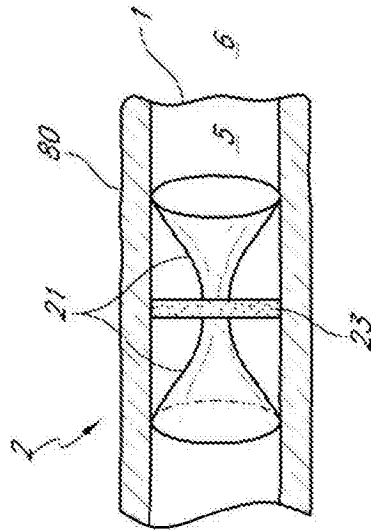


图3B

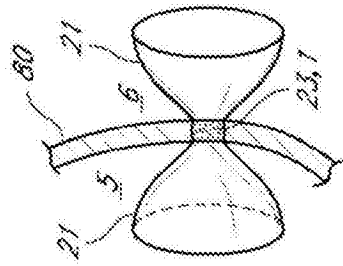


图3C

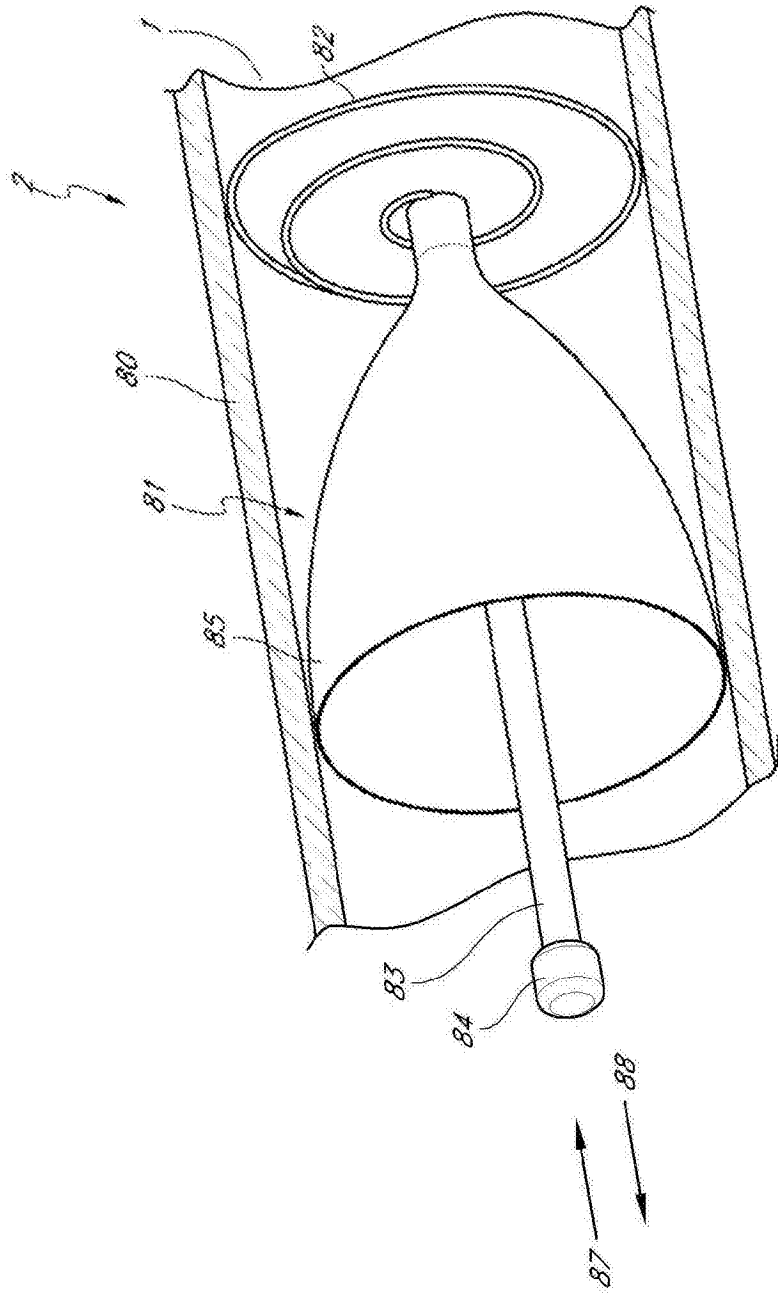


图4

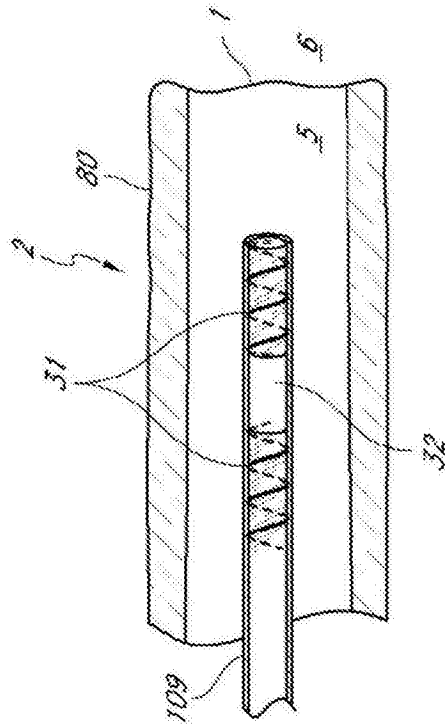


图5A

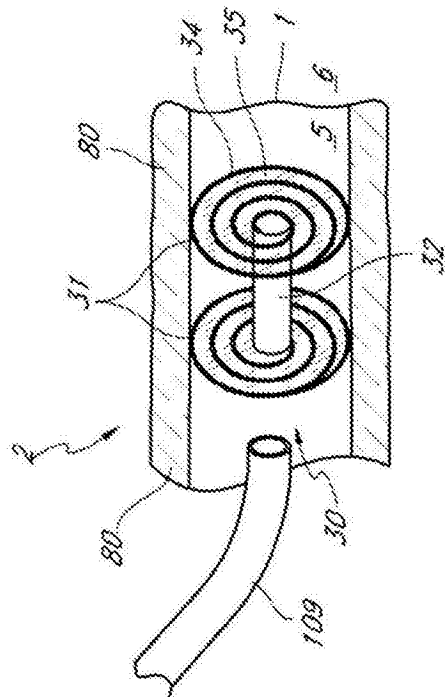


图5B

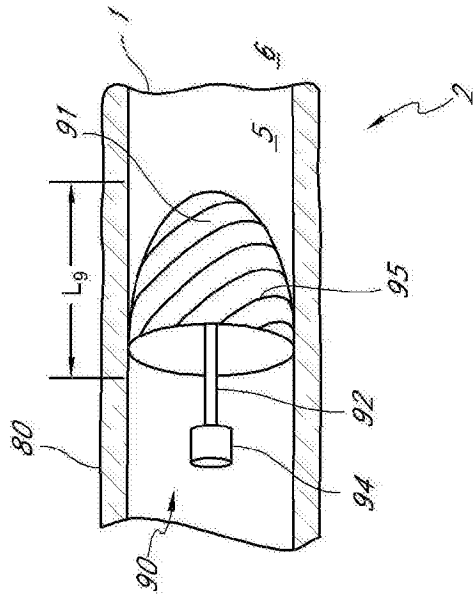


图6A

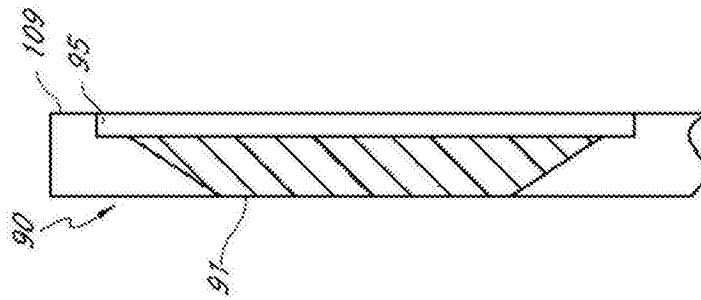


图6B

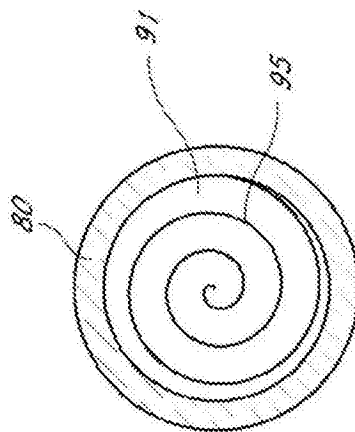


图6C

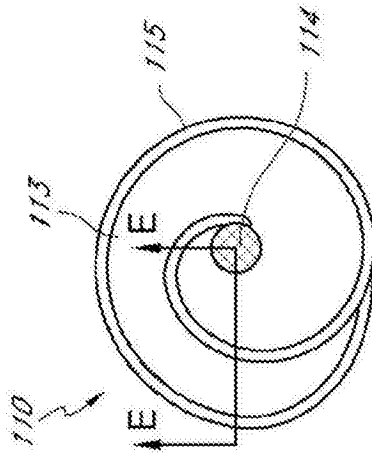


图7A

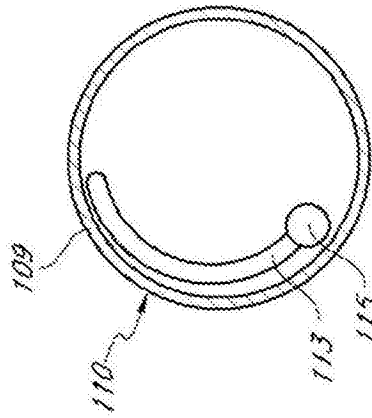


图7B

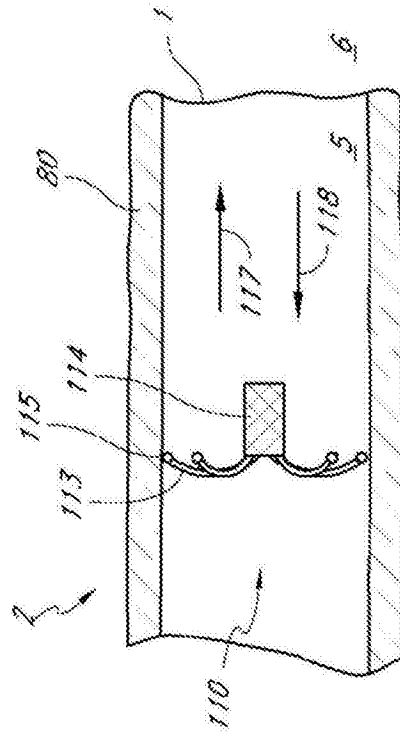


图7C

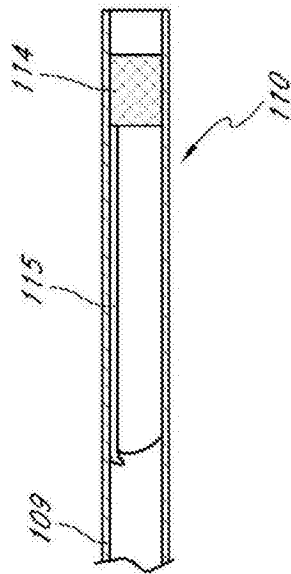


图7D

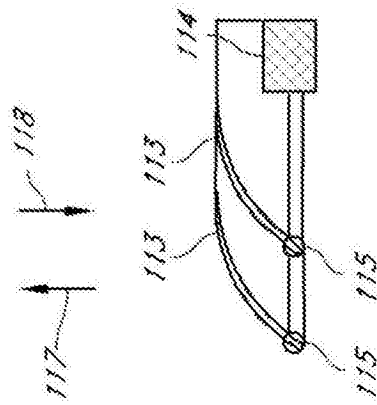


图7E

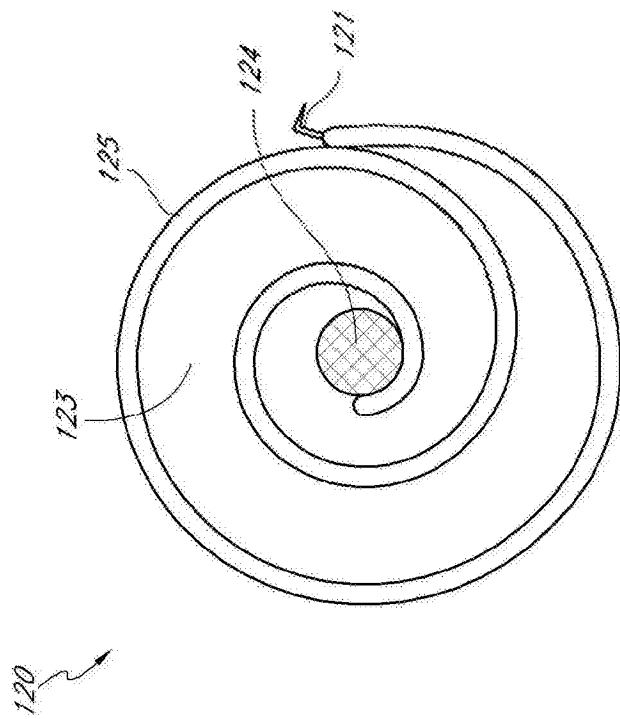


图8A

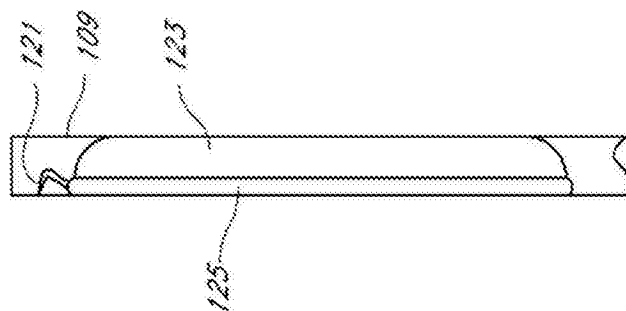


图8B

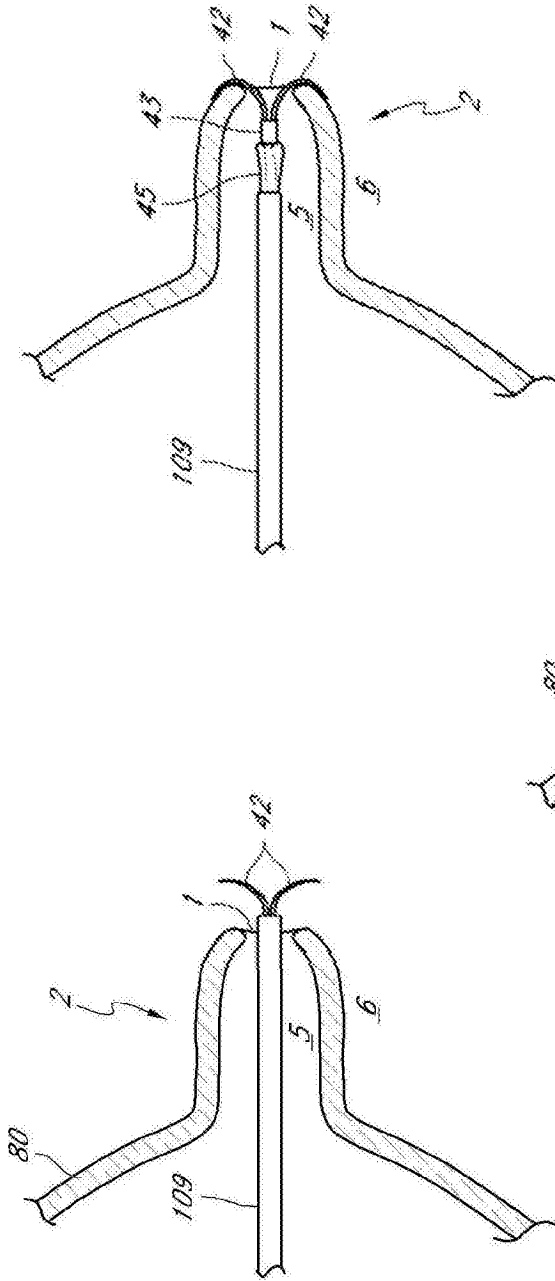


图 9A

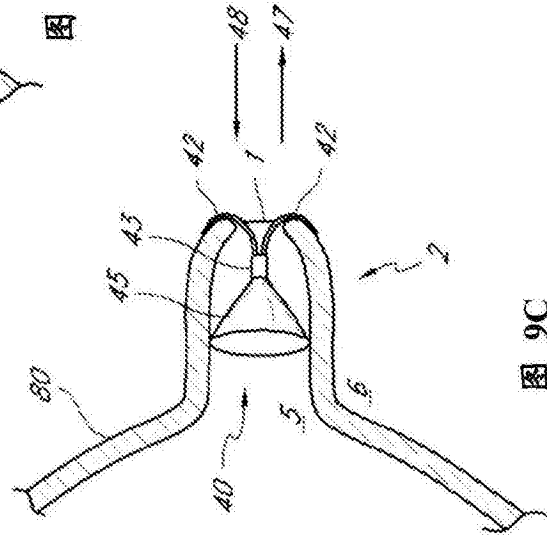


图 9B

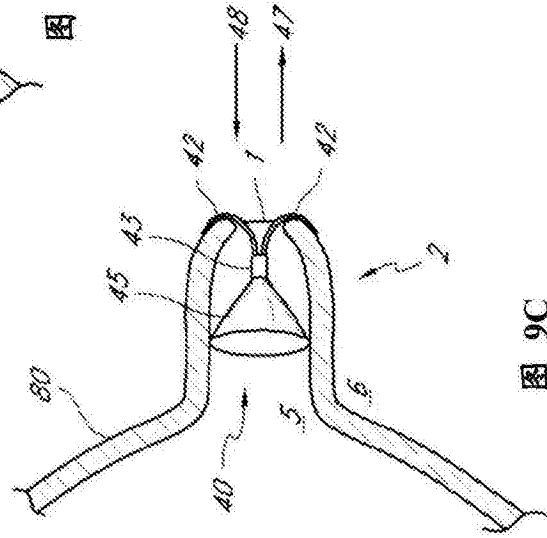


图 9C

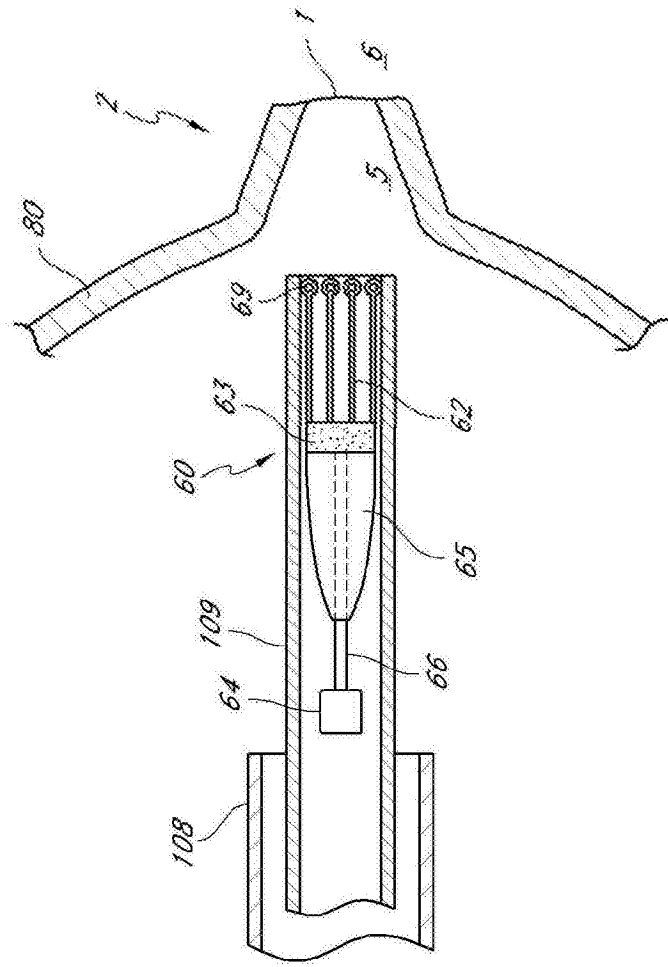


图10A

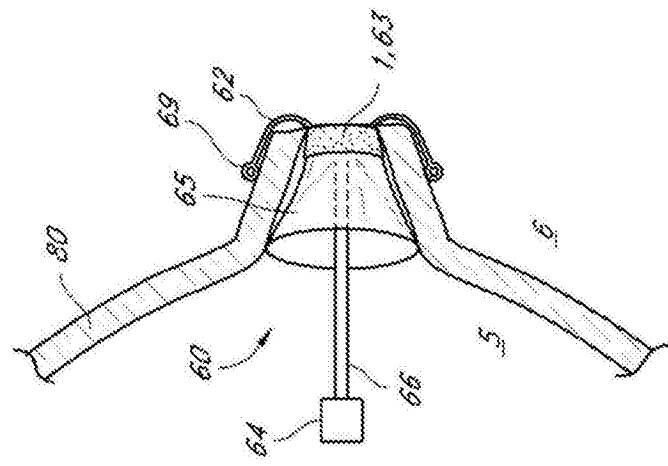


图10B

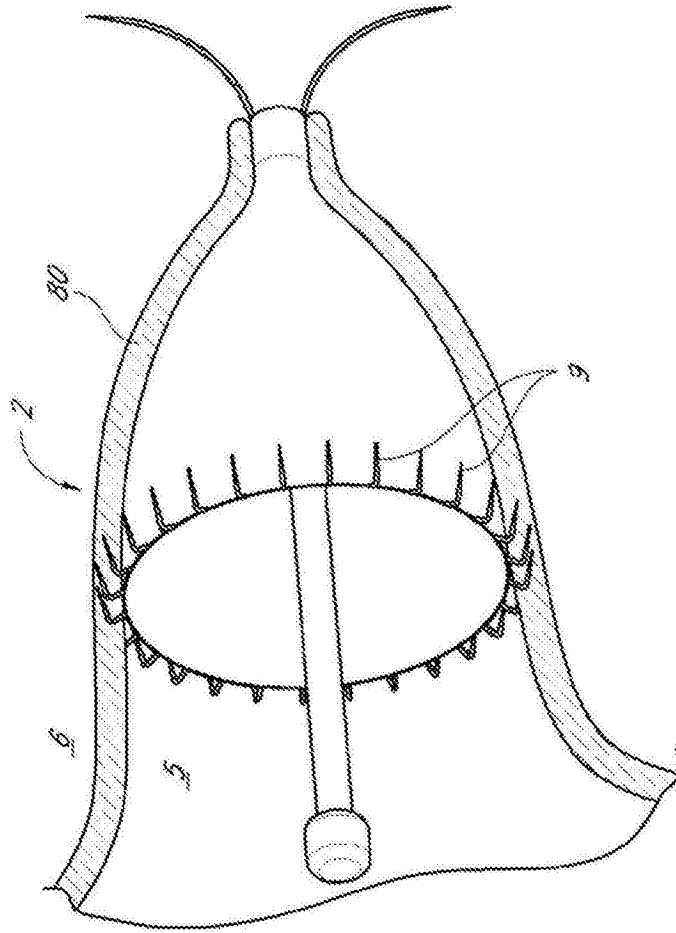


图11

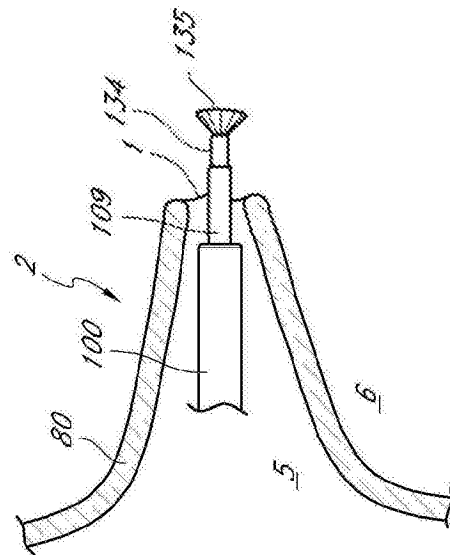


图12A

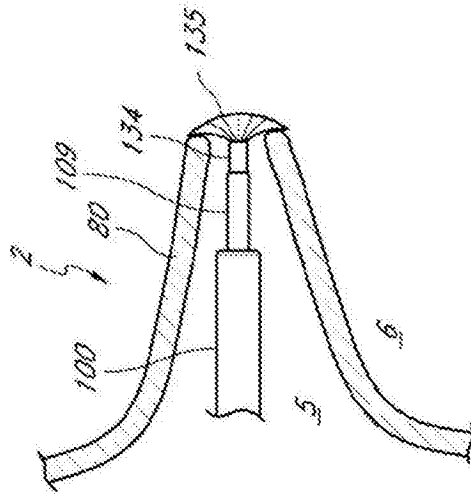


图12B

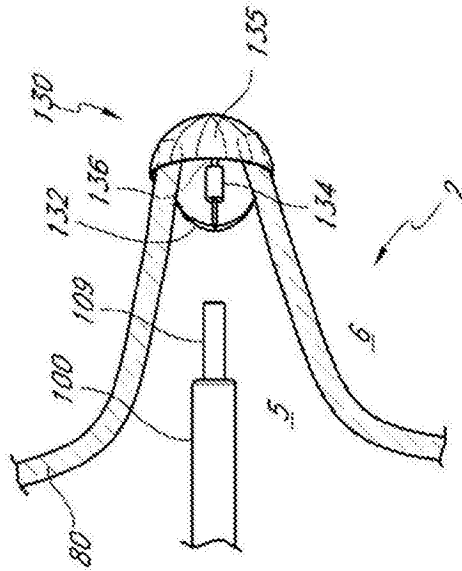


图12C

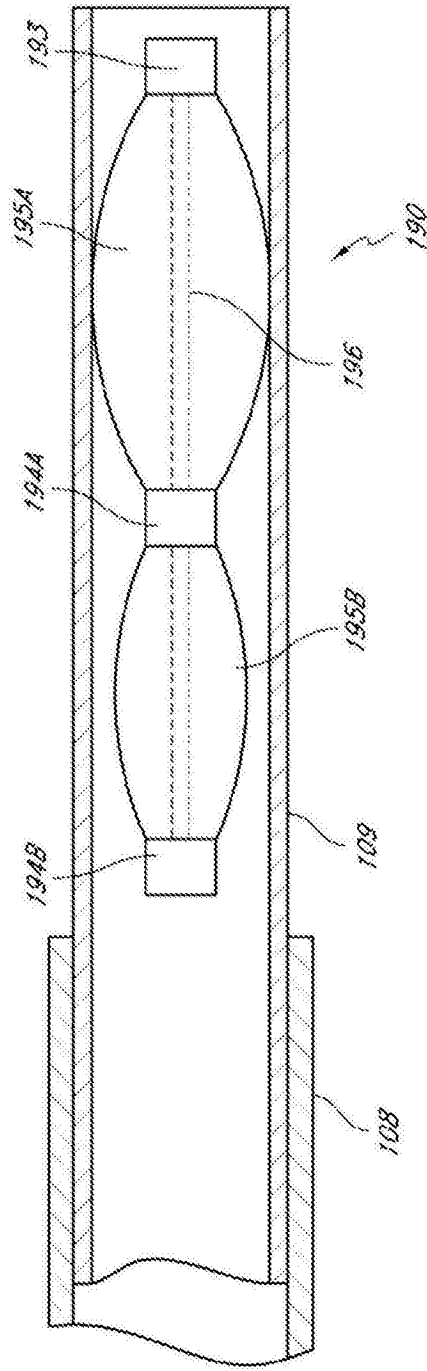


图13A

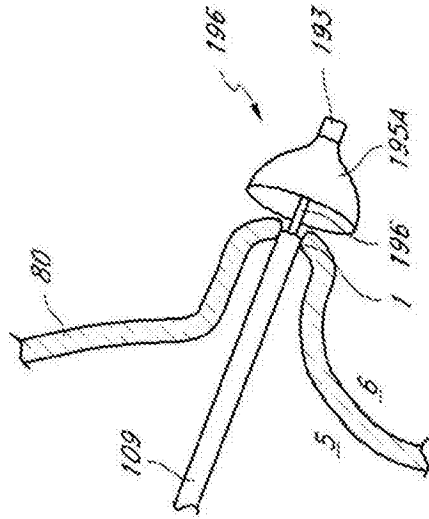


图13B

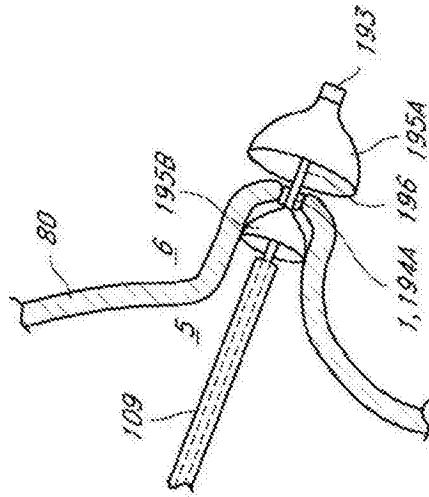


图13C

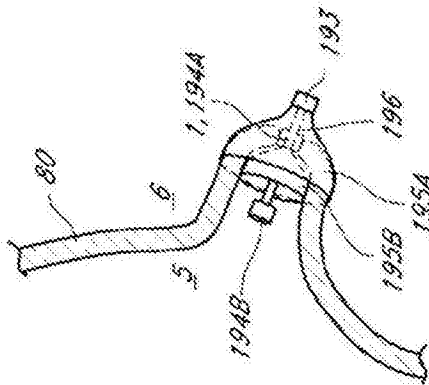
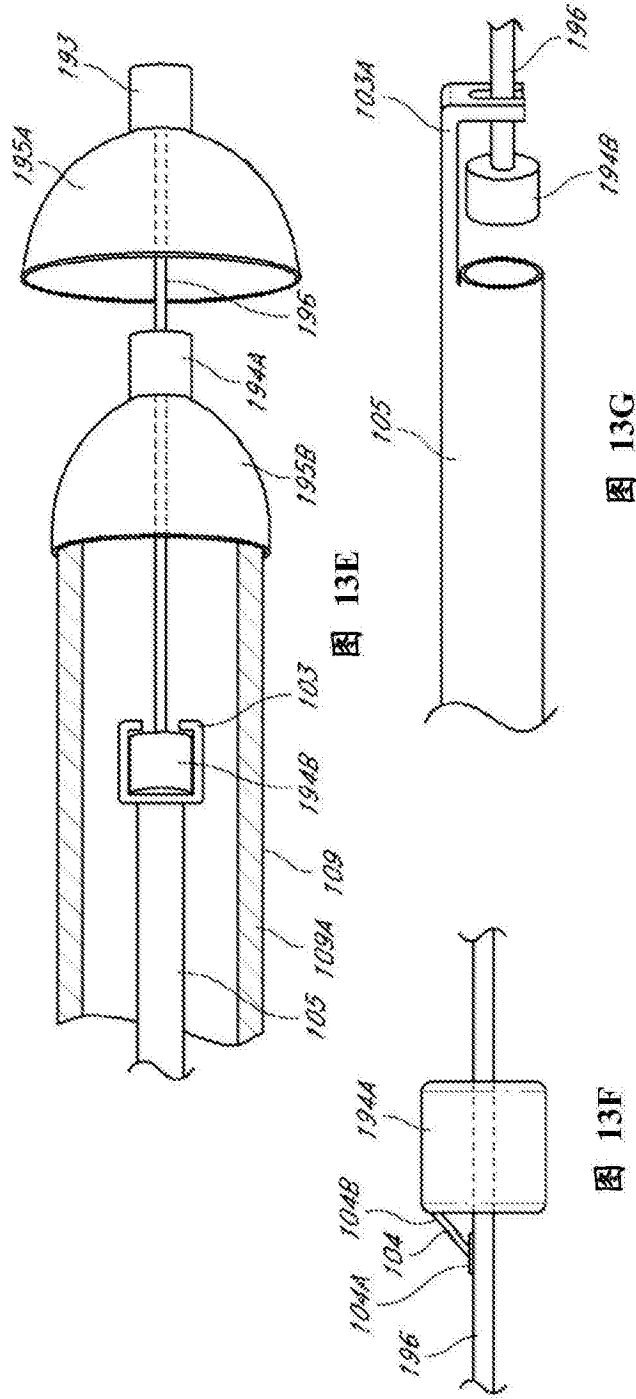


图13D



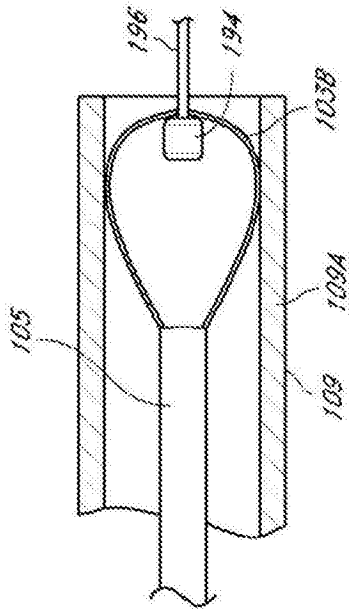


图13H

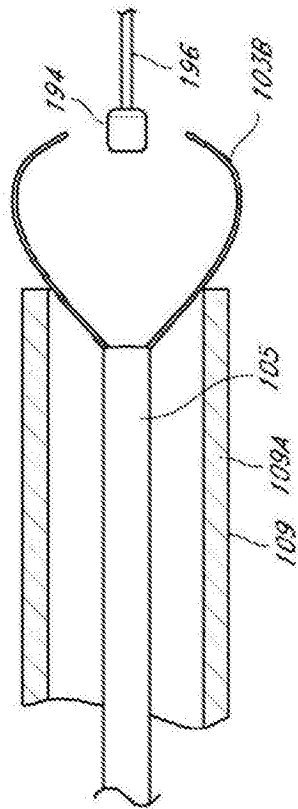


图13I

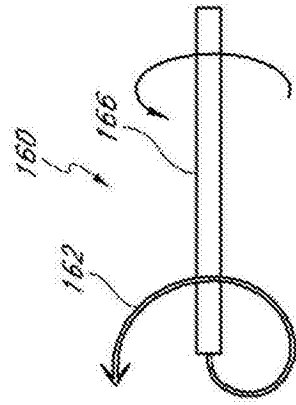


图14A

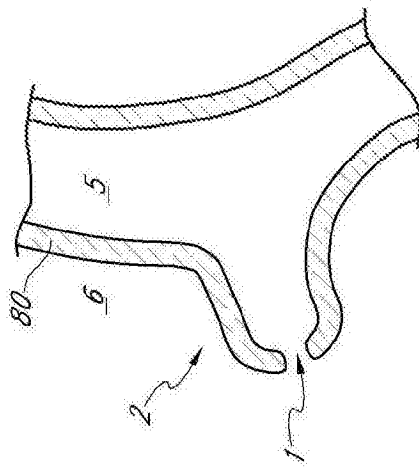


图14B

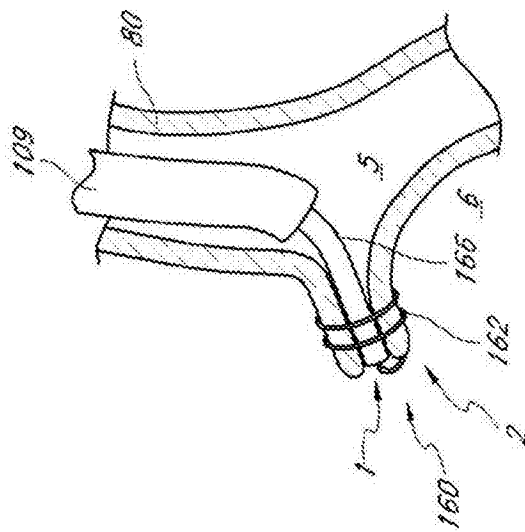


图14C

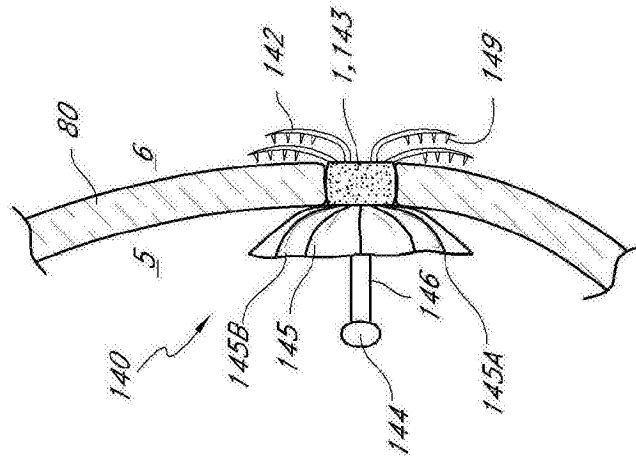


图15A

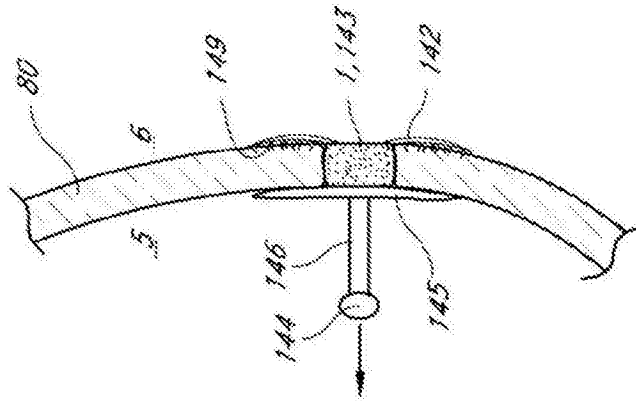


图15B

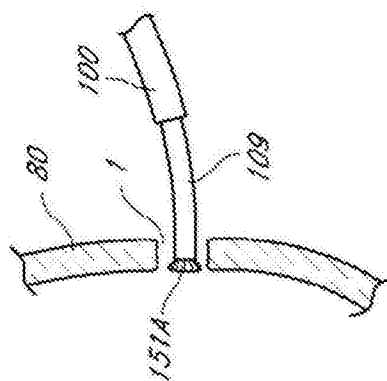


图16A

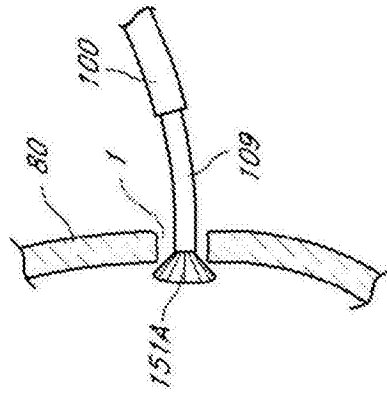


图16B

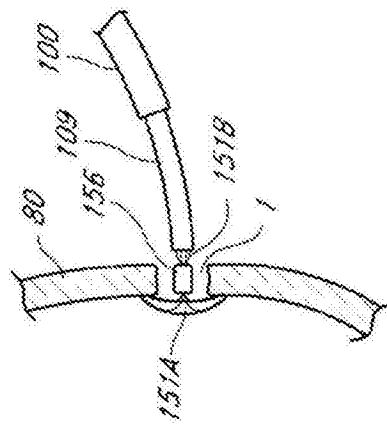


图16C

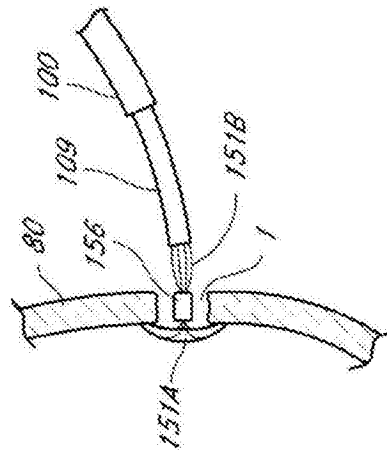


图16D

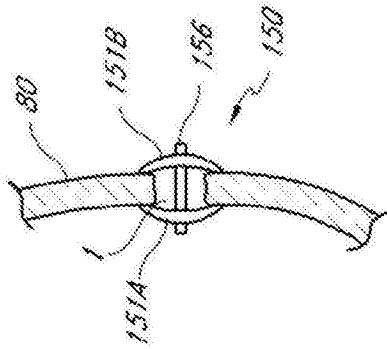


图16E

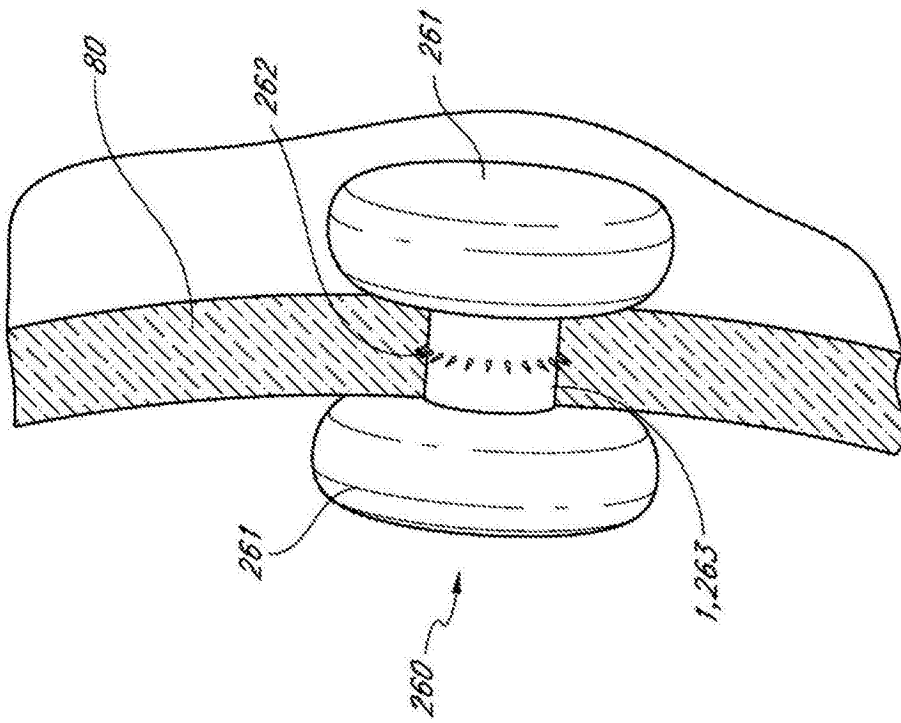


图17

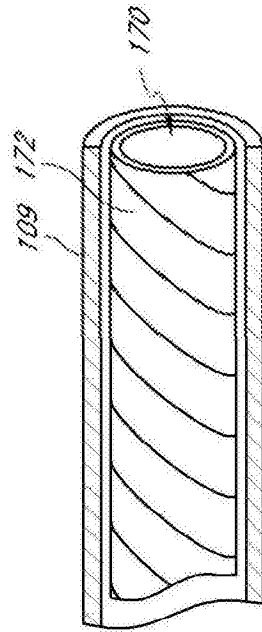


图18A

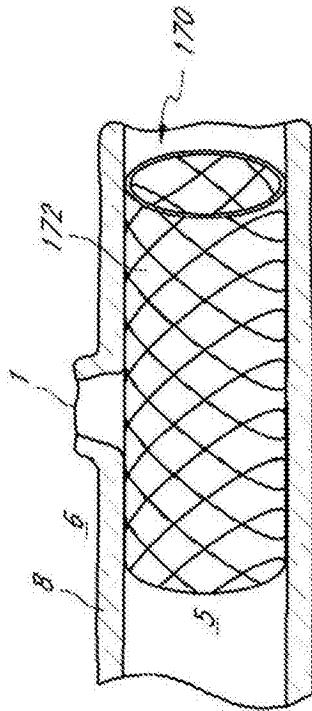


图18B

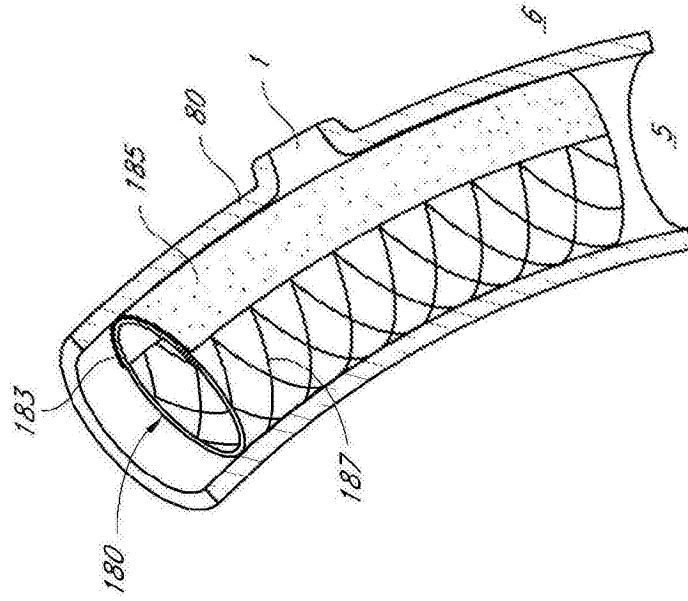


图19

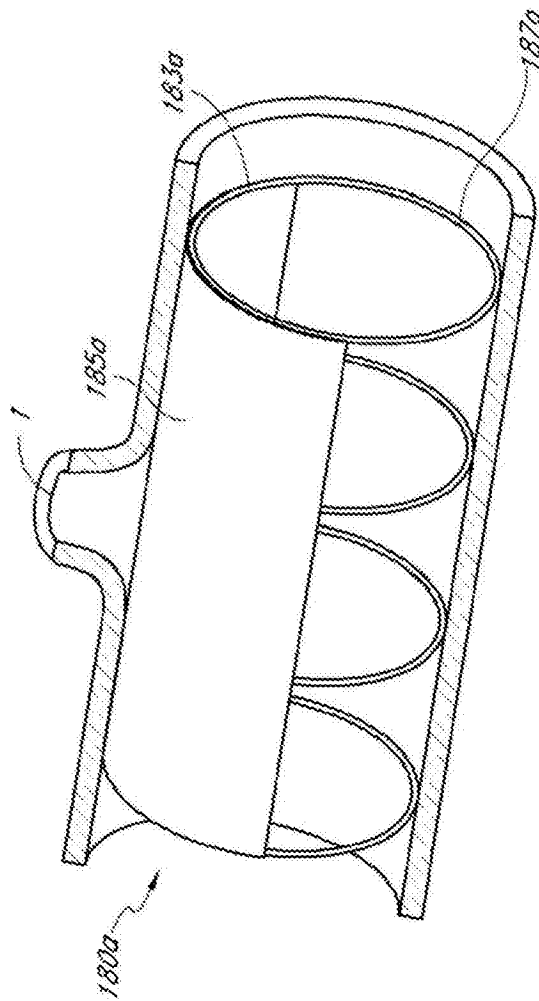


图20A

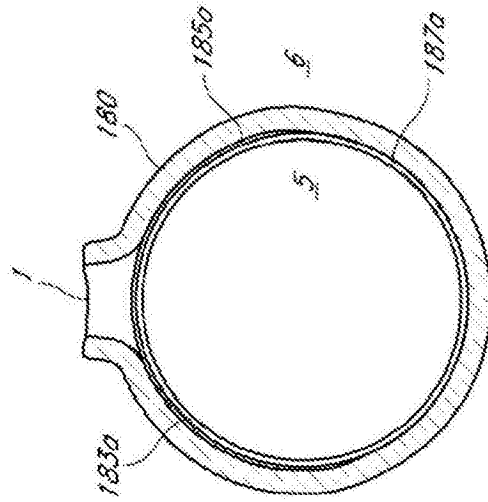


图20B

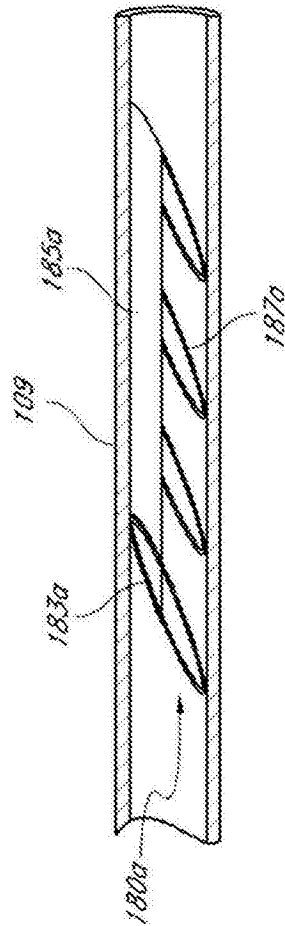


图20C

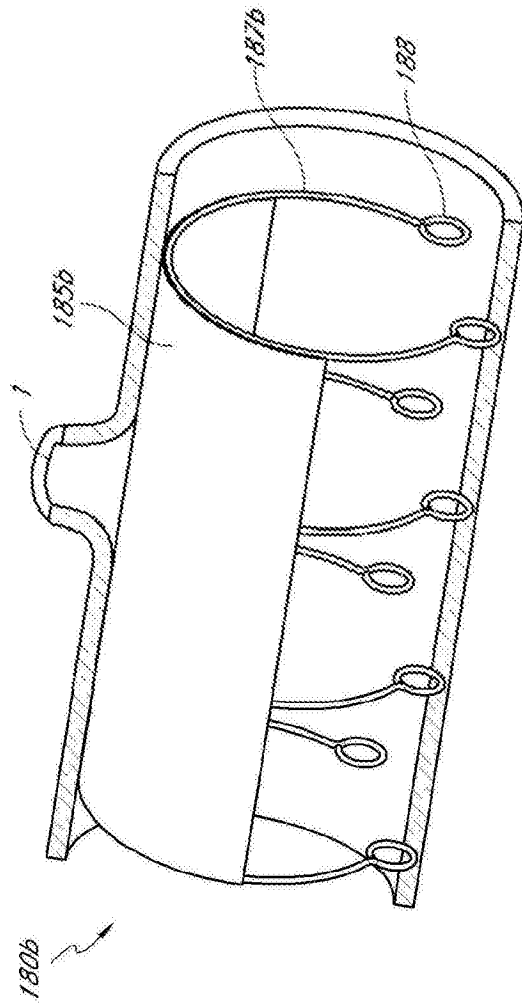


图21A

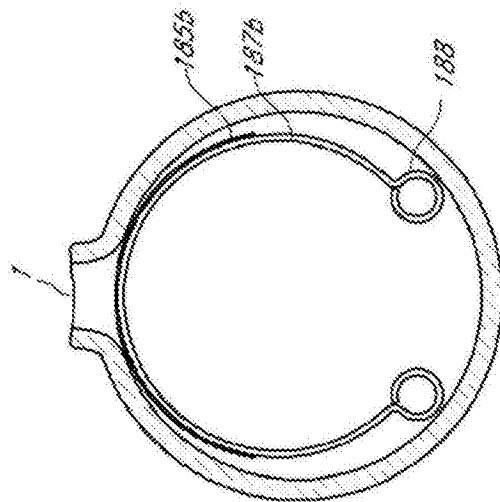


图21B

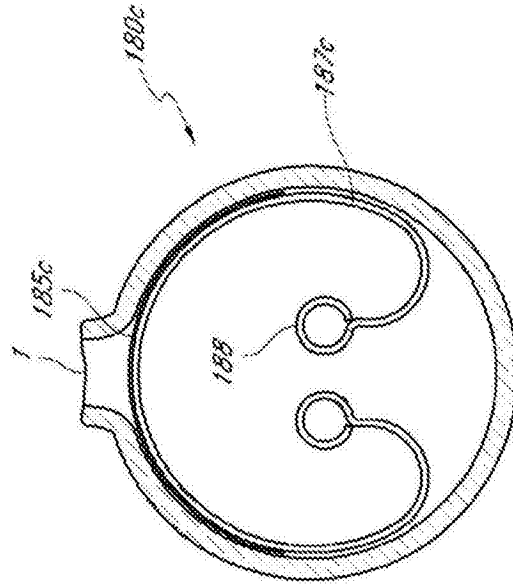


图22

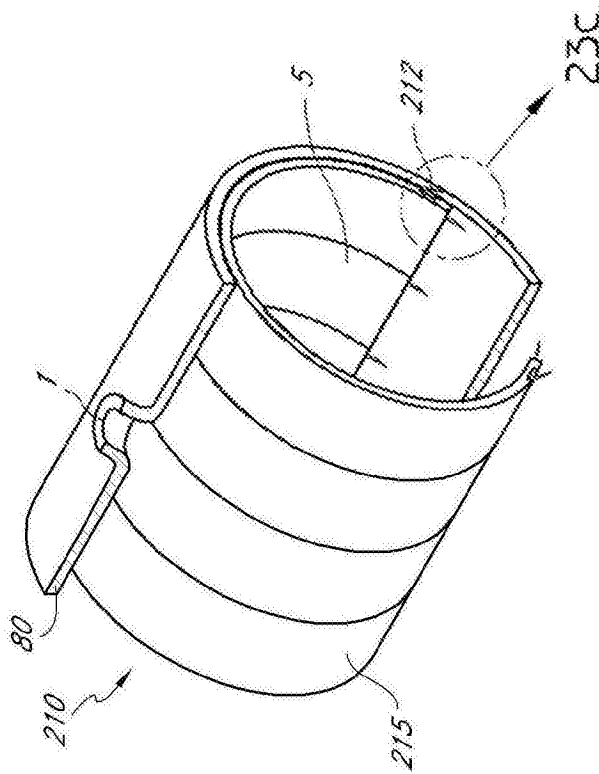


图23A

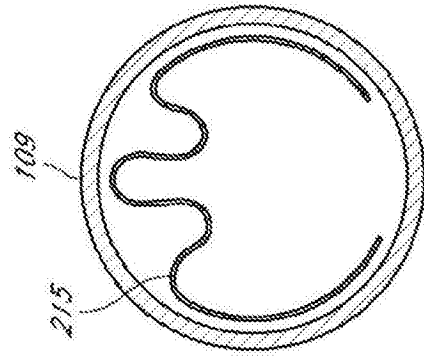


图23B

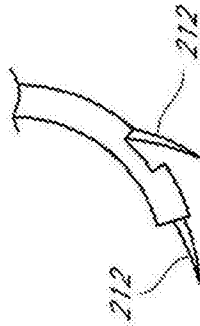


图23C

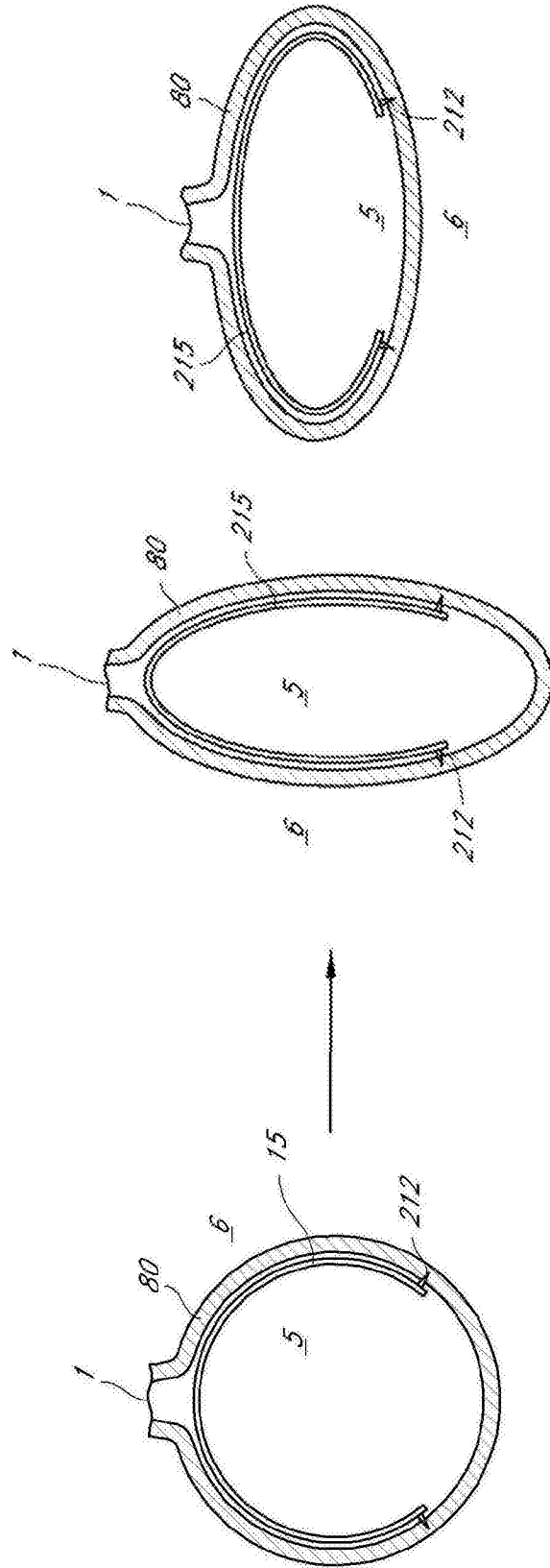


图 23E

图 23D

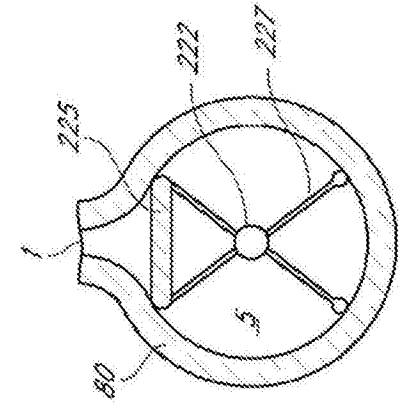


图 24B

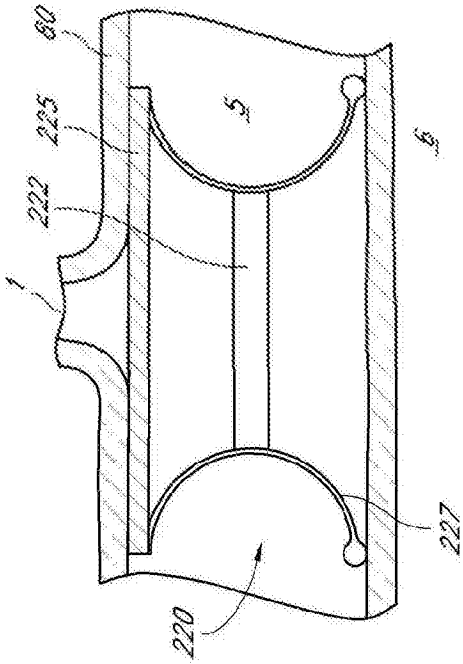


图 24A

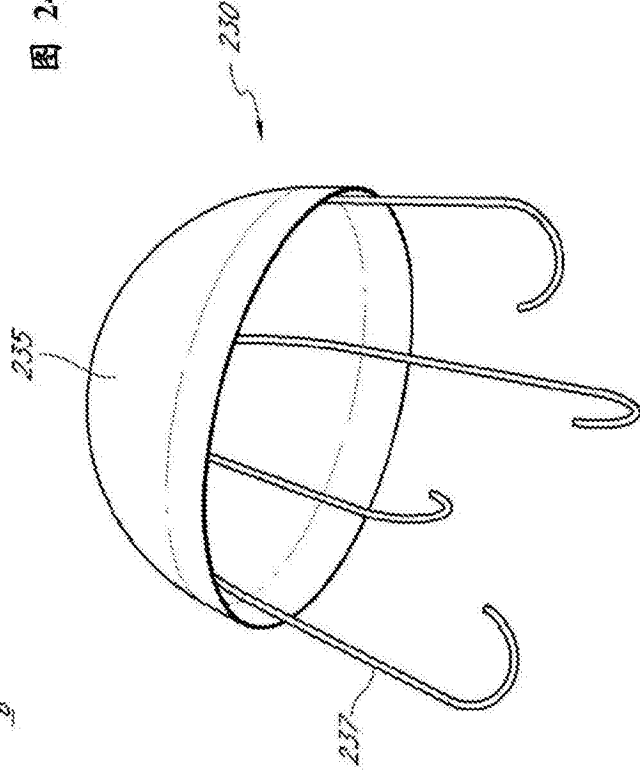


图 25

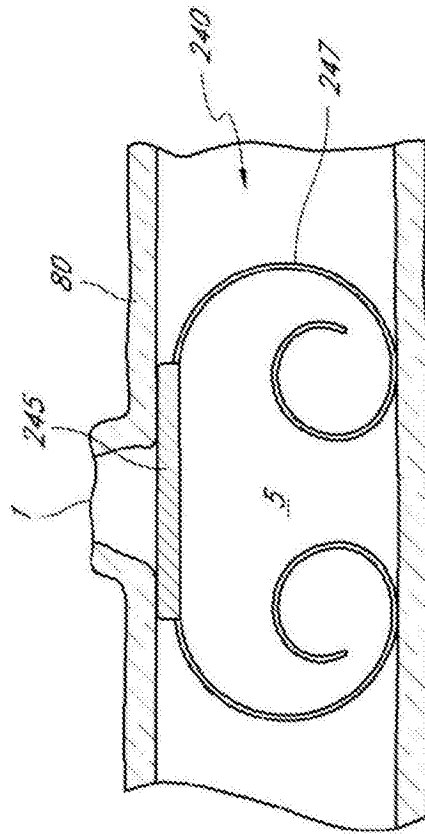


图26A

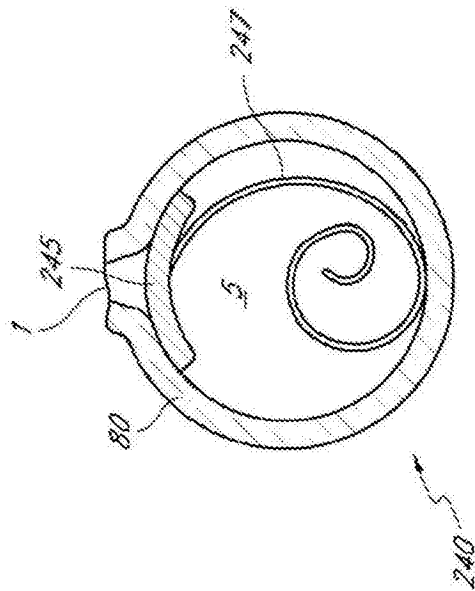


图26B

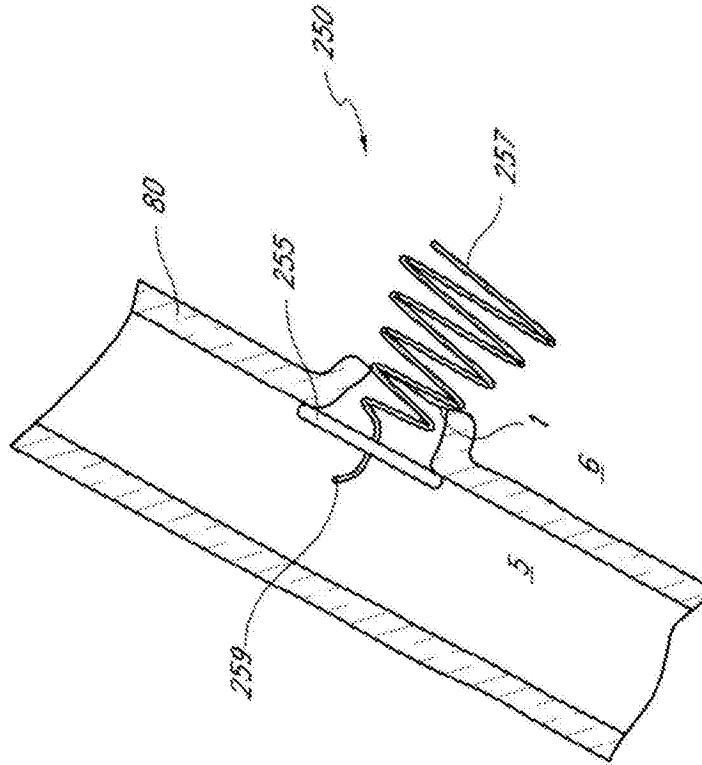


图27