



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104144651 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 12

(21) 申请号 201280069845. 5

布兰顿·詹姆斯·舒曼

(22) 申请日 2012. 12. 27

(74) 专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司

公司 11018

(30) 优先权数据

代理人 周艳玲 王琦

61/587, 621 2012. 01. 17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2014. 08. 15

A61B 17/08 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 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

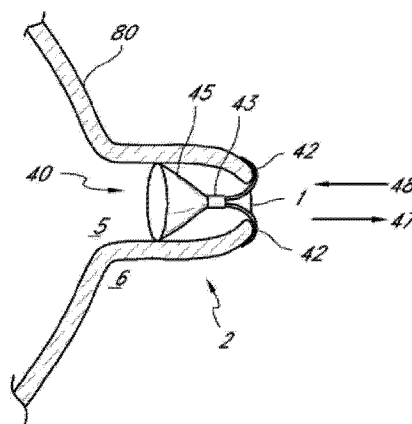
权利要求书4页 说明书16页 附图23页

(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多个瘘管的位置。所述设备被构造为在所述一个或多个瘘管的位置扩张,并且在一个或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:

一个或多个锥形部分,所述一个或多个锥形部分被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变,所述一个或多个锥形部分被构造为在所述一个或多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;和

一个或多个毂部分,所述毂部分包括第一端和第二端,所述一个或多个毂部分被构造为连接到所述一个或多个锥形部分中的至少一个。

2. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述设备进一步包括杆部分,所述杆部分被连接到所述一个或多个锥形部分和 / 或所述一个或多个毂部分。

3. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述设备包括毂部分和两个锥形部分,其中所述毂部分的所述第一端和所述第二端中的每个附接到所述锥形部分中的一个。

4. 如权利要求 3 所述的设备,其中所述两个锥形部分被构造为使得所述两个锥形部分中的每个的顶点面向所述毂部分。

5. 如权利要求 3 所述的设备,其中所述两个锥形部分被构造为使得所述两个锥形部分中的每个的顶点背对所述毂部分。

6. 如权利要求 3 所述的设备,其中所述毂部分被构造为在所述设备被布置在体内腔中时扩张至体内腔的半径。

7. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述设备包括一个锥形部分和一个毂部分。

8. 如权利要求 7 所述的设备,其中所述设备进一步包括一个或多个稳定构件。

9. 如权利要求 8 所述的设备,其中所述一个或多个稳定构件附接到所述毂部分。

10. 如权利要求 8 所述的设备,其中所述一个或多个稳定构件附接到所述锥形部分。

11. 如权利要求 8 所述的设备,其中所述一个或多个稳定构件包括尖锐的锚固件,所述锚固件被构造为在所述设备被布置在病人的身体内时与所述设备周围的组织接合。

12. 如权利要求 8 所述的设备,其中所述一个或多个稳定构件包括一个或多个螺旋锚固件,所述锚固件被构造为在所述设备被布置在病人的身体内时与所述设备周围的组织接合。

13. 如权利要求 8 所述的设备,其中所述一个或多个稳定构件包括具有防损伤端部的锚固件,所述锚固件被构造为在所述设备被布置在病人的身体内时与所述设备周围的组织接合。

14. 如权利要求 2 所述的设备,其中所述设备包括两个锥形部分和两个毂部分,其中每个毂部分被连接到一个锥形部分并且每个锥形部分被连接到一个毂部分。

15. 如权利要求 14 所述的设备,其中一个或多个所述毂部分被能滑动地连接到所述杆部分。

16. 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:

一个或多个螺旋部分,所述一个或多个螺旋部分被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变,所述一个或多个螺旋部分被构造为在所述一个或多个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瘘管 ;和

一个或更多个毂部分,所述毂部分包括第一端和第二端,所述一个或更多个毂部分被构造为连接到所述一个或更多个螺旋部分中的至少一个。

17. 如权利要求 16 所述的设备,其中所述一个或更多个螺旋部分包括一个或更多个框架部分和连接到所述一个或更多个框架部分的一个或更多个瓣部分。

18. 如权利要求 16 所述的设备,其中所述设备进一步包括杆部分,所述杆部分被连接到所述一个或更多个螺旋部分和 / 或所述一个或更多个毂部分。

19. 如权利要求 16 所述的设备,其中所述设备包括毂部分和两个螺旋部分,其中所述毂部分的每端附接到所述螺旋部分中的一个。

20. 如权利要求 17 所述的设备,其中所述瓣部分被构造为允许流体沿第一方向流过所述螺旋部分并且防止流体沿第二方向流过所述螺旋部分。

21. 如权利要求 17 所述的设备,其中至少一个所述框架构件包括在所述框架构件的端部上的穿刺部分,所述穿刺部分被构造为在所述设备扩张并被布置在瘘管的位置时与所述设备周围的组织接合。

22. 一种基本如所示和所描述的设备。

23. 一种用于治疗体腔或体内腔的壁中的瘘管的设备,所述设备包括稳定构件和连接到所述稳定构件的密封构件。

24. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述密封构件包括毂部分。

25. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述稳定构件包括尖锐的线圈,所述尖锐的线圈包括第一端和第二端,所述第一端被附接到所述密封构件,所述第二端包括尖锐的倒钩,所述尖锐的倒钩被构造为在所述设备被布置时穿刺所述设备周围的组织。

26. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述稳定构件包括一个或更多个锚固件。

27. 如权利要求 26 所述的设备,其中所述一个或更多个锚固件被构造为与身体组织接合。

28. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述稳定构件包括粘合剂。

29. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述稳定构件包括一个或更多个弹性构件。

30. 如权利要求 29 所述的设备,其中所述一个或更多个弹性构件被构造为形成为基本管状形状。

31. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述密封构件包括一个或更多个伞形构件。

32. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述密封构件包括一个或更多个插塞部分。

33. 如权利要求 32 所述的设备,其中一个或更多个插塞部分被构造为利用气体、液体或固化液体中的一种或更多种进行填充。

34. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述密封构件包括构造为覆盖所述瘘管的区域的隔膜。

35. 如权利要求 34 所述的设备,其中所述稳定构件包括弹性材料,所述稳定构件具有第一端和第二端,所述第一端包括尖锐的倒钩并被构造为穿刺所述密封构件,所述第二端被构造为在病人的身体内扩张,所述稳定构件的所述第二端的扩张导致所述稳定构件的所述第一端将所述密封构件拉到所述瘘管的位置。

36. 如权利要求 23 所述的设备,其中所述密封构件在流体流动的一个或更多个方向上

密封所述瘘管。

37. 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。

38. 如权利要求 37 所述的设备,其中所述一个或更多个框架构件由弹性材料构成。

39. 如权利要求 37 所述的设备,其中当所述一个或更多个框架构件处于扩张构造时,所述一个或更多个框架构件包括具有基本不能渗透的壁的基本圆柱形管。

40. 如权利要求 37 所述的设备,其中所述设备进一步包括连接到所述一个或更多个框架构件的密封构件。

41. 如权利要求 40 所述的设备,其中所述密封构件包括基本不能渗透的隔膜。

42. 如权利要求 41 所述的设备,其中所述密封构件覆盖所述一个或更多个框架构件的弧形段部分。

43. 如权利要求 41 所述的设备,其中所述密封构件覆盖所述一个或更多个框架构件的整个环。

44. 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,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。

45. 如权利要求 44 所述的设备,其中所述一个或更多个框架构件由弹性材料构成。

46. 如权利要求 44 所述的设备,其中当所述一个或更多个框架构件处于扩张构造时,所述一个或更多个框架构件包括具有基本 c 形截面和基本不能渗透的壁的管。

47. 如权利要求 44 所述的设备,其中所述设备进一步包括附接到所述一个或更多个框架构件的密封构件。

48. 如权利要求 47 所述的设备,其中所述密封构件包括基本不能渗透的隔膜。

49. 如权利要求 48 所述的设备,其中所述密封构件覆盖所述一个或更多个框架构件的弧形段部分。

50. 如权利要求 44 所述的设备,其中所述一个或更多个框架构件包括端部。

51. 如权利要求 50 所述的设备,其中所述端部包括尖锐的锚固件。

52. 如权利要求 50 所述的设备,其中所述端部包括防损伤形状。

53. 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:

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,所述一个或更多个可填充部分被构造为在所述一个或更多个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;和

在所述一个或更多个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一个或更多个可填充部分与一个或更多个填充物质源之间的流体连通;和

连接到所述一个或更多个可填充部分的一个或更多个稳定构件,所述一个或更多个稳定构件被构造为在所述一个或更多个可填充部分处于填充构造并被布置在身体内时阻止所述一个或更多个可填充部分移动。

54. 如权利要求 53 所述的设备,其中所述设备包括至少两个可填充部分。

55. 如权利要求 54 所述的设备,其中所述设备进一步包括毂部分,所述毂部分包括第一端和第二端,所述毂部分的所述第一端和所述第二端中的每个附接到所述可填充部分中的一个。

56. 如权利要求 55 所述的设备,其中所述毂部分为能填充的。

57. 如权利要求 53 所述的设备,其中所述一个或更多个稳定构件被连接到所述毂部分。

58. 如权利要求 53 所述的设备,其中所述填充物质为气体、液体或固化液体中的一种或更多种。

59. 如权利要求 53 所述的设备,其中所述一个或更多个稳定构件包括锚固件,所述锚固件被构造为在所述一个或更多个可填充部分被填充并被布置在身体内时与所述一个或更多个可填充部分周围的组织接合。

60. 如权利要求 53 所述的设备,其中所述一个或更多个稳定构件包括粘合物质。

61. 一种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,所述方法包括以下步骤:

提供所述治疗设备;

压缩所述治疗设备;

将所述治疗设备装载到输送设备的远端中;

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;

将所述治疗设备从所述输送设备的所述远端移除;和

扩张所述治疗设备,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。

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多个框架构件,所述一个或多个框架构件被构造为在压缩构造和扩张构造之间转变。所述一个或多个框架构件被构造为在所述一个或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多个可填充部分,所述一个或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多个填充点,所述一个或多个填充点被构造为有利于所述可填充部分与一个或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多个稳定构件,所述一个或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多个锥形部分,所述一个或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多个螺旋部分,所述一个或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瘘管的放大剖视图。

[0017] 图 1B 为体内腔或体腔的侧壁中的伸出的残端瘘管的放大剖视图。

[0018] 图 1C 为体内腔或体腔的侧壁中的锥形残端瘘管的放大剖视图。

[0019] 图 1D 为体内腔或体腔的侧壁中的瓣状瘘管的放大剖视图。

[0020] 图 1E 为体内腔或体腔的侧壁中的多个瘘管的放大剖视图。

[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瘘管的侧视图。

[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瘘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瘘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瘘管中的侧视图。

[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瘘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 为布置在侧壁瘘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更多个锚固件 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、氰基丙烯酸盐、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、半球形或盘状形状。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 94 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_0 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 可包括一个或更多个锚固结构(例如螺旋锚固件、组织穿刺锚固件),该一个或更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更多个框架构件 115 的中心毂 114。在一些实施例中,螺旋阀 110 包括附接到一个或更多个框架构件 115 的阀瓣 113。在一些扩展构造中,螺旋阀 110 的阀瓣 113 和一个或更多个框架构件 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过气道 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 可帮助减小对附接有锚固件 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,同时第一锥形部分 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 195B 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 中的一个或更多个包括多个倒钩 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瘘管 1 的位置, 使得锥形阀的中心毂 143 被放置在壁瘘管 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, 并拉向瘘管 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 紧固到瘘管 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瘘管 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 被推出并且在瘘管 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 随后可在瘘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瘘管 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 可被构造为相对于瘘管 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 可被用于密封壁瘘管 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 扩张超过瘘管 1 的边界，同时中心毂 263 保留在瘘管 1 内。以此方式，两个插塞部分 261 可从两侧密封瘘管 1。在一些实施例中，中心毂 263 可在瘘管 1 的壁上施加径向向外的力以增强和 / 或产生对瘘管 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瘘管 1，使得两个插塞部分 261 被定位在瘘管 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 在瘘管 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 的壁中的瘘管。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 的侧壁中的瘘管 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 被输送到瘘管 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 的径向扩张密封瘘管 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

中的侧壁瘘管 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 被输送到侧分支瘘管 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 密封侧壁瘘管 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 被配置到瘘管 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 可包括一个或更多个锚固件 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 可包括两个或更多个支撑构件

227、中心毂 212 和 / 或插塞部分 220, 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 220 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瘘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 偏压朝向侧壁瘘管 1。这种偏压可帮助密封瘘管 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 例示可被用于治疗侧壁瘘管 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腔室 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 离开瘘管 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 10A-10B 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之内。

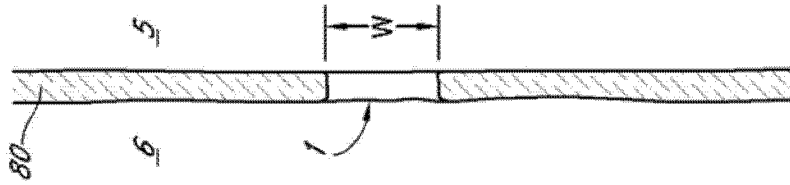


图 1A

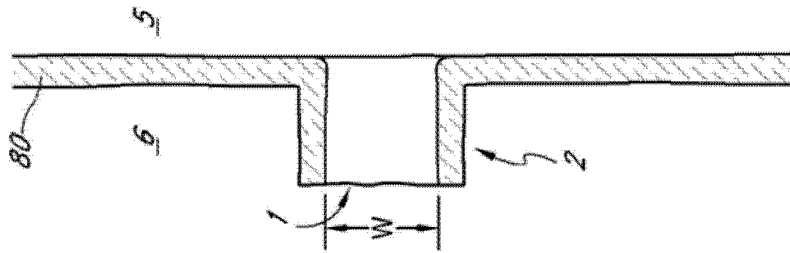


图 1B

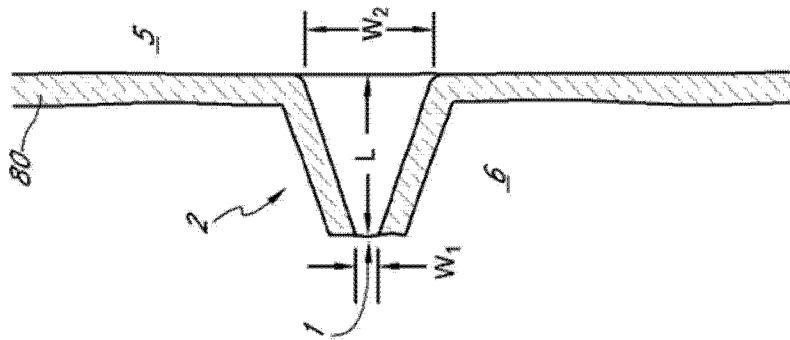


图 1C

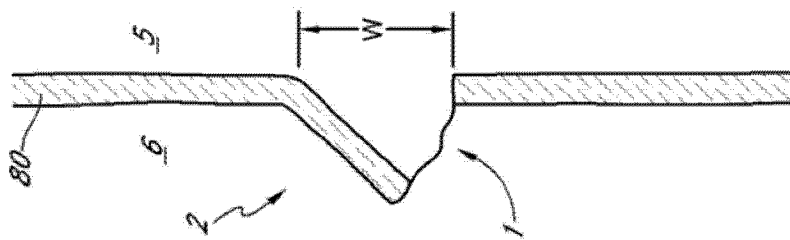


图 1D

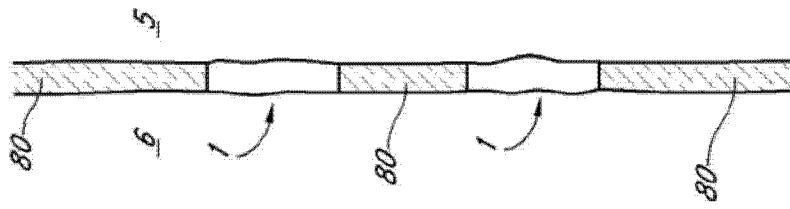


图 1E

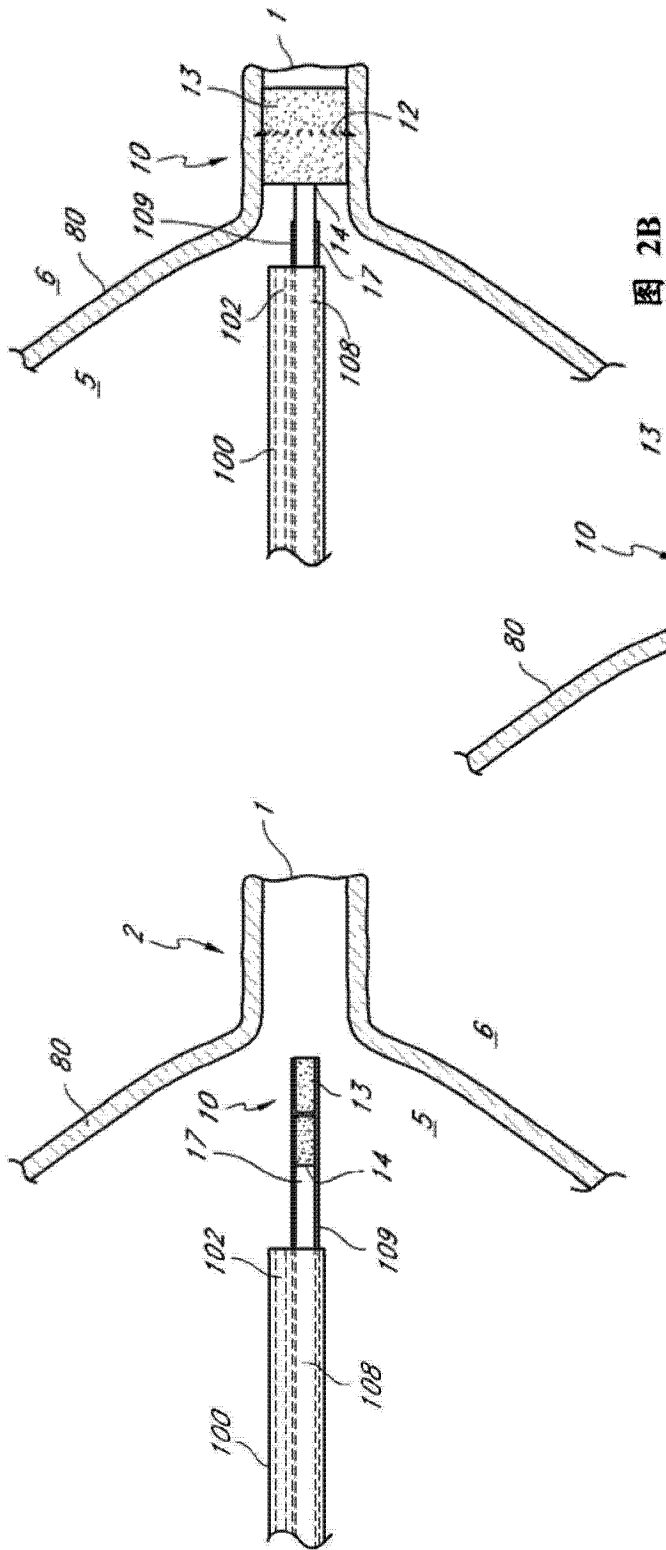


图 2A

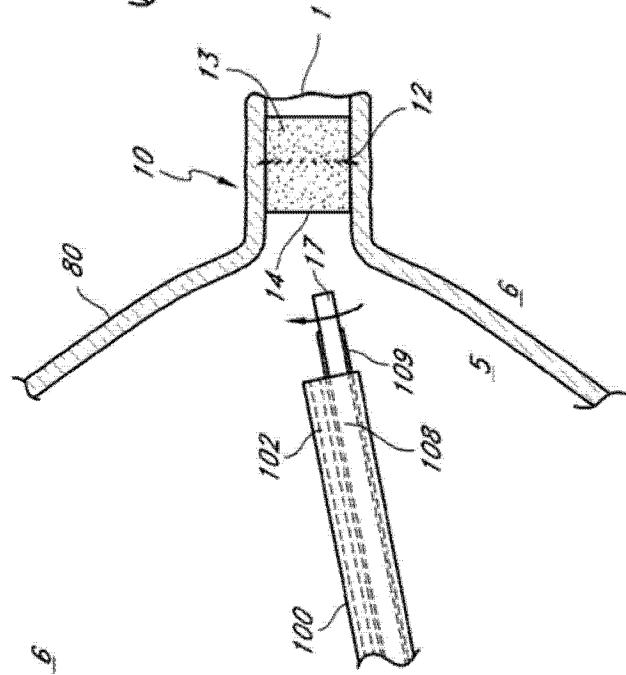


图 2B

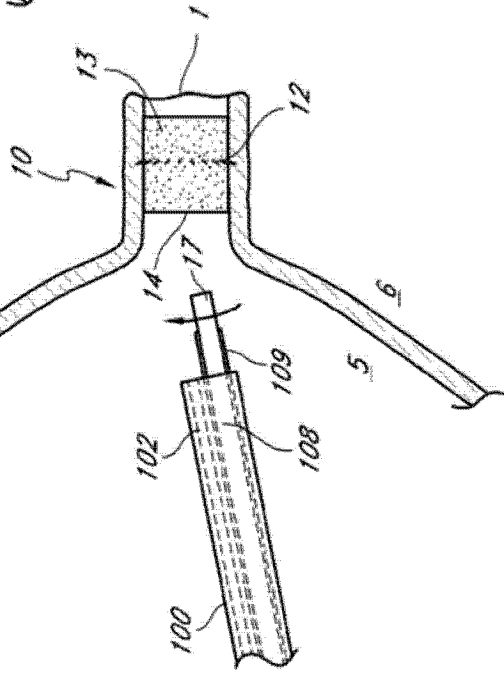


图 2C

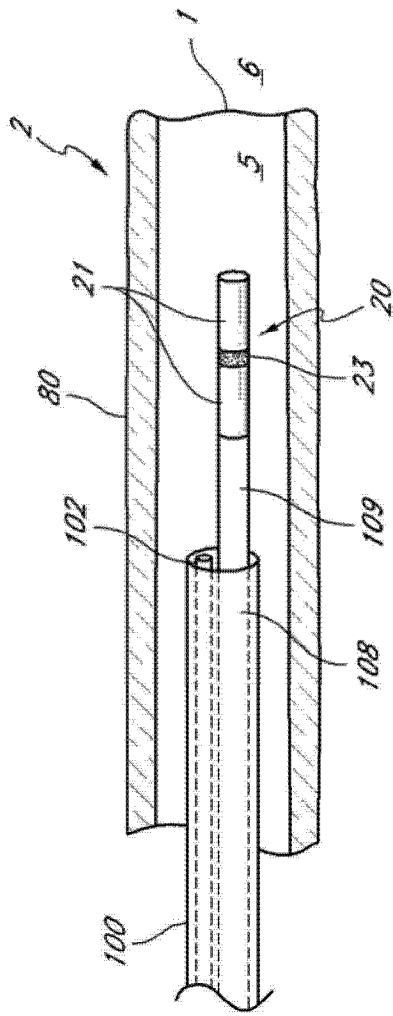


图 3A

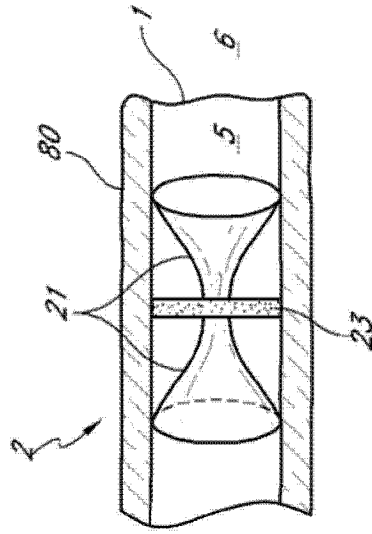


图 3B

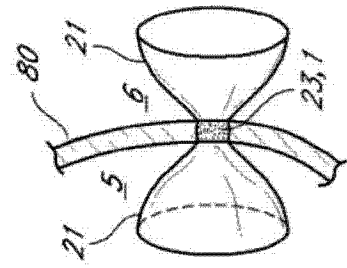


图 3C

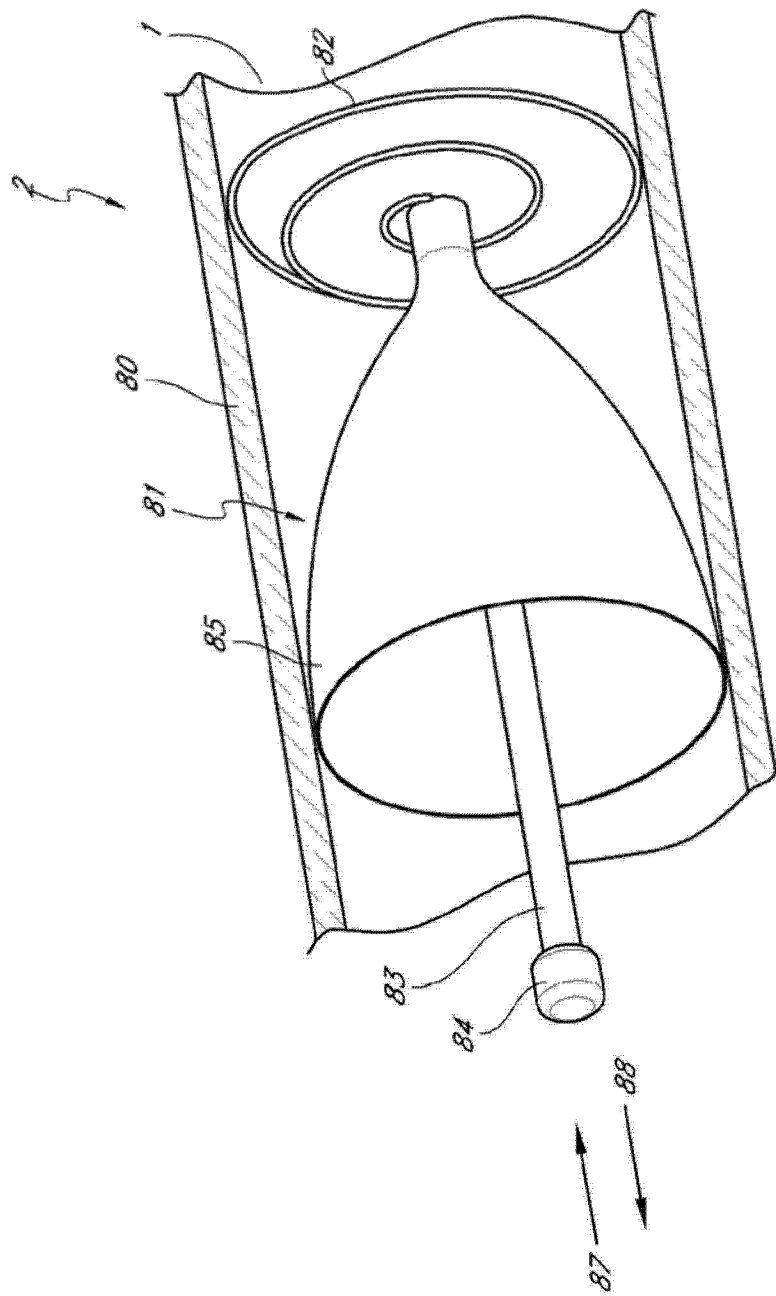


图 4

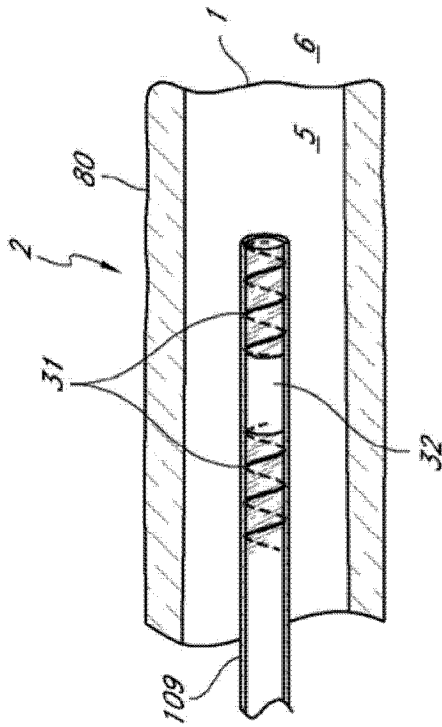


图 5A

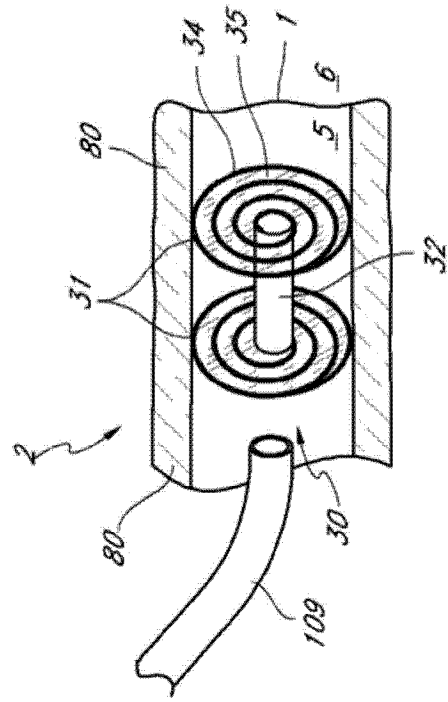


图 5B

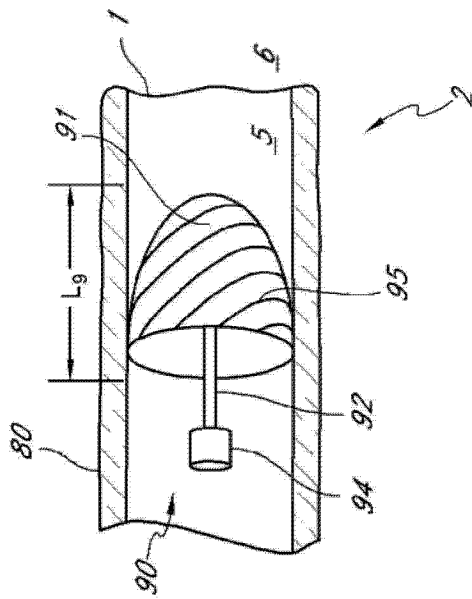


图 6A

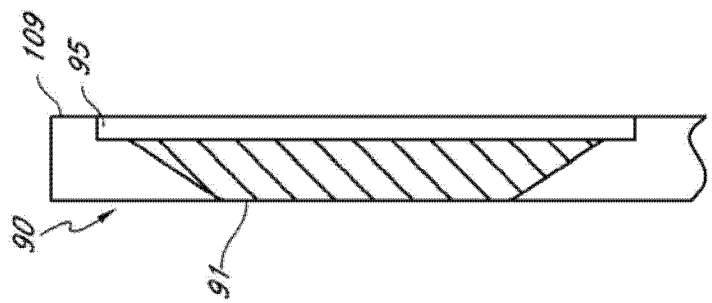


图 6B

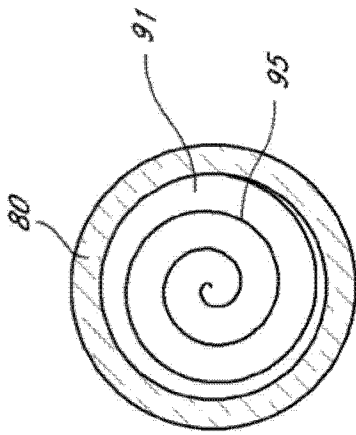


图 6C

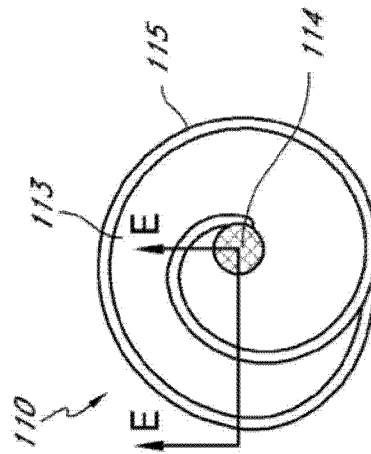


图 7A

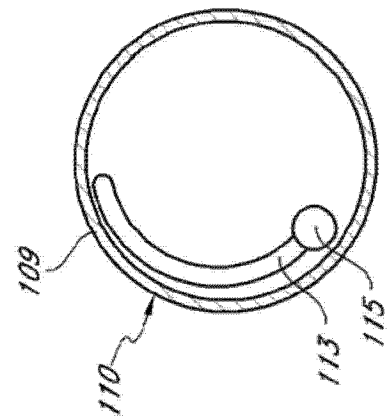


图 7B

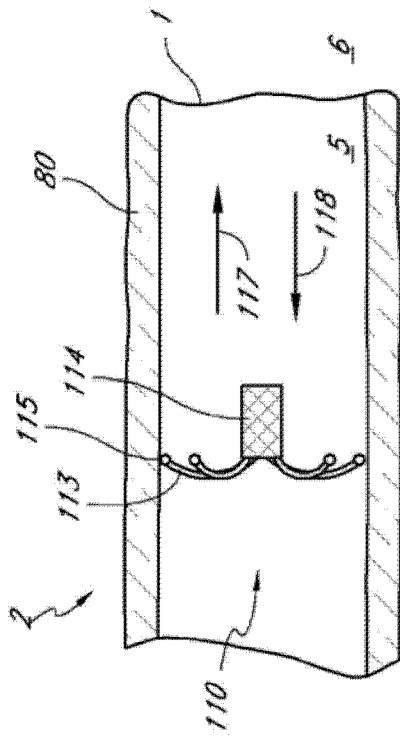


图 7C

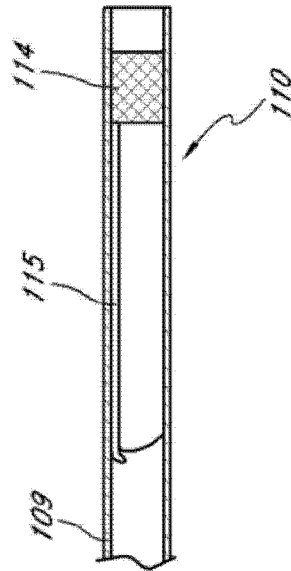


图 7D

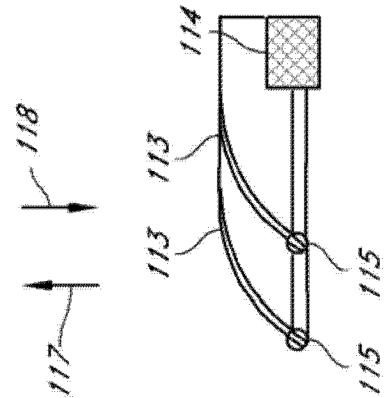


图 7E

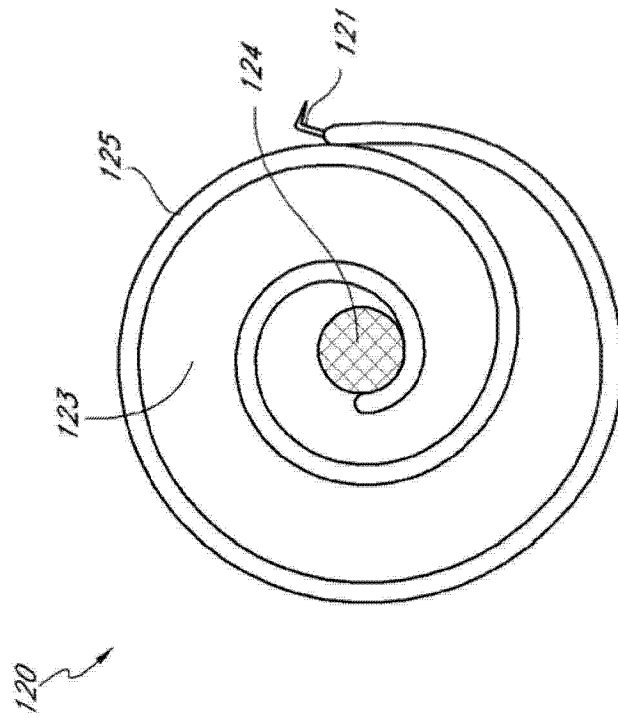


图 8A

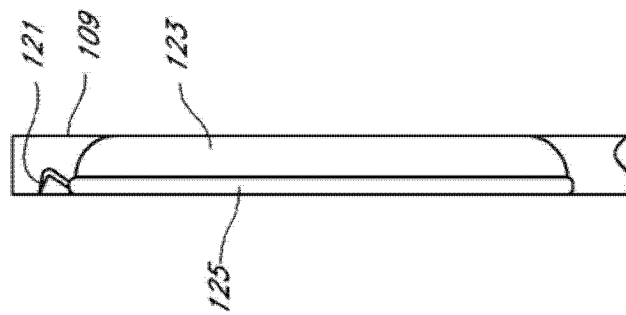


图 8B

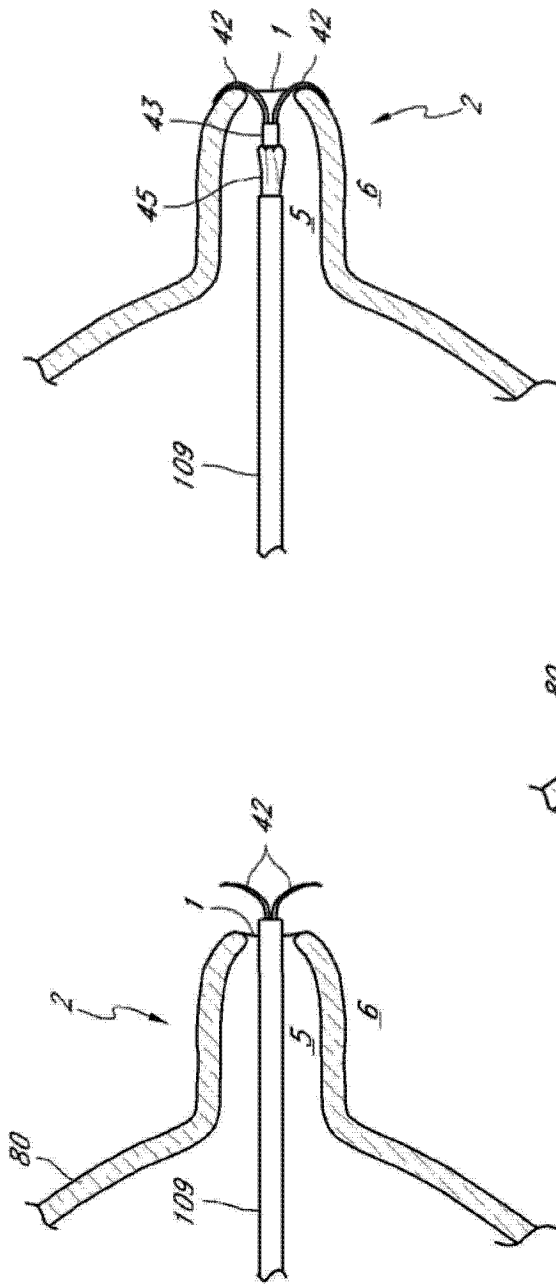


图 9A

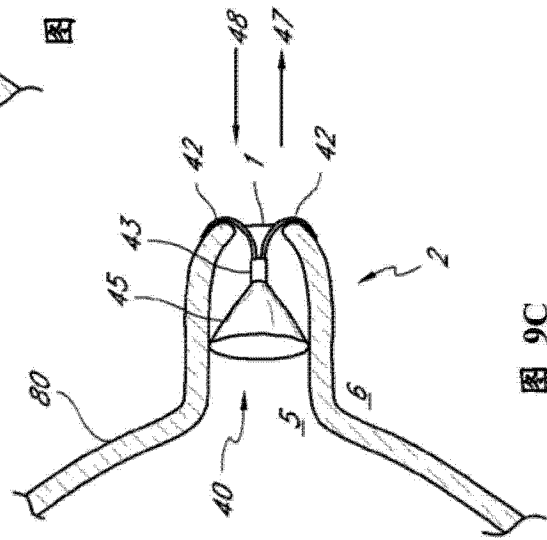


图 9B

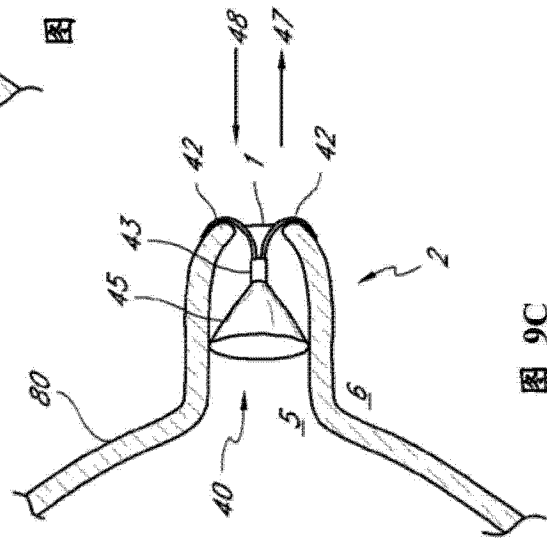


图 9C

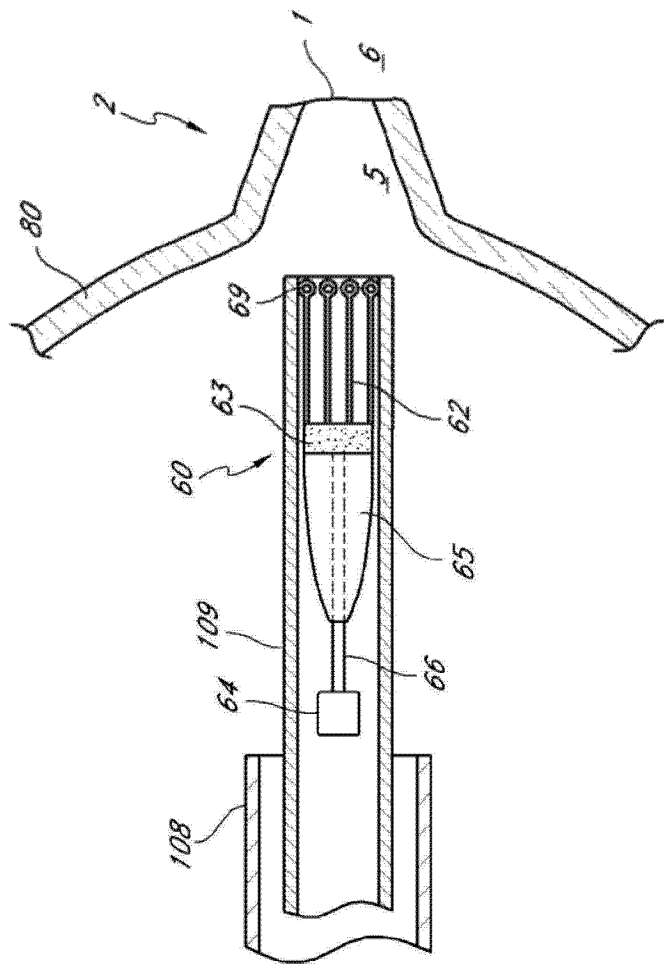


图 10A

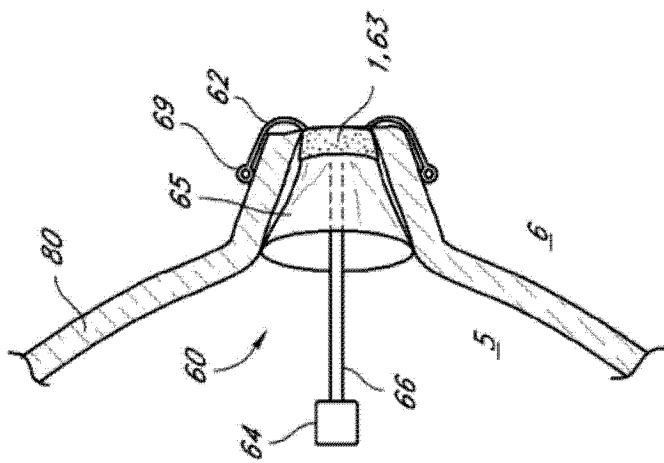


图 10B

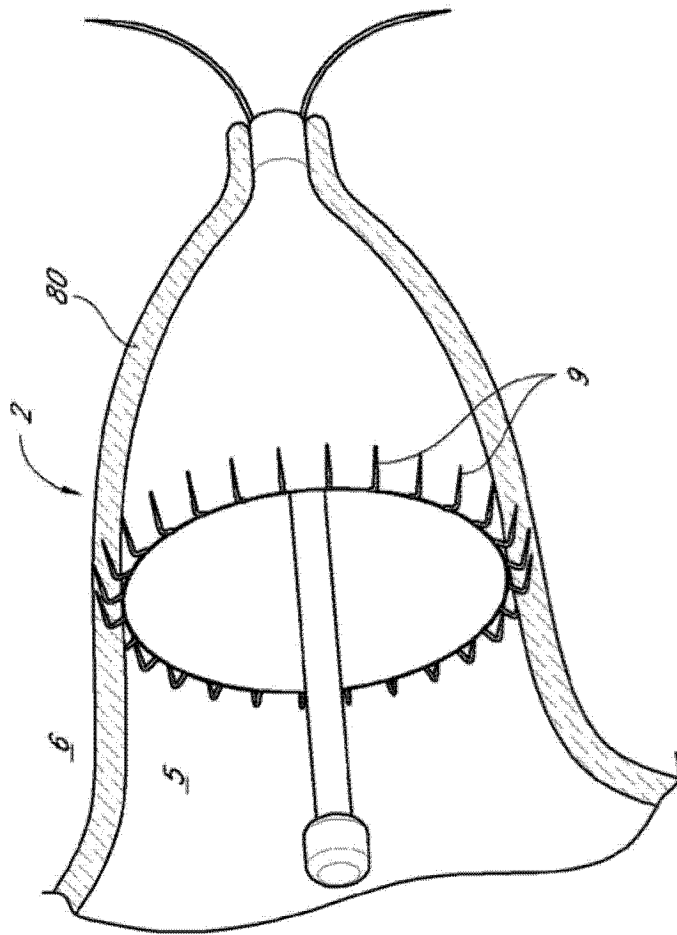


图 11

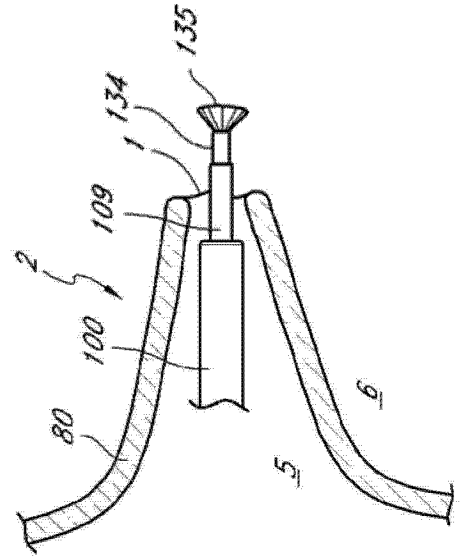


图 12A

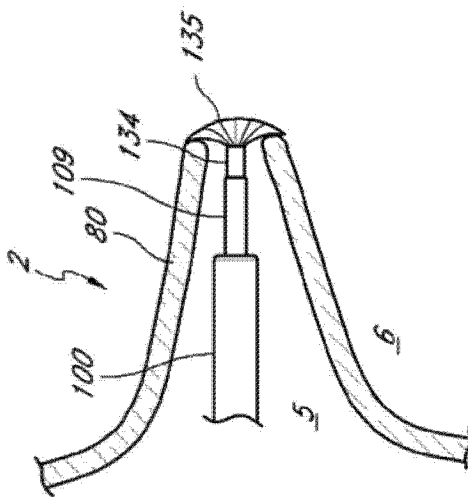


图 12B

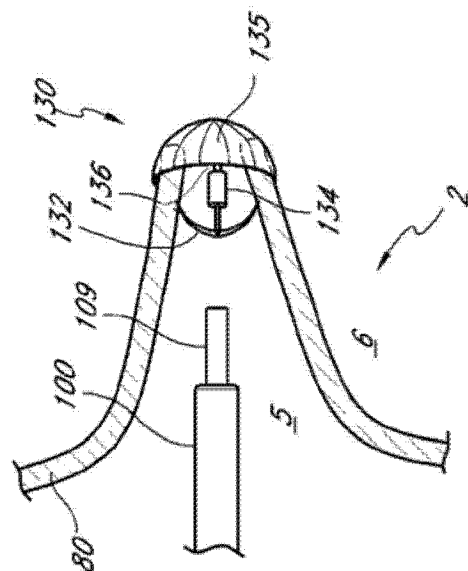


图 12C

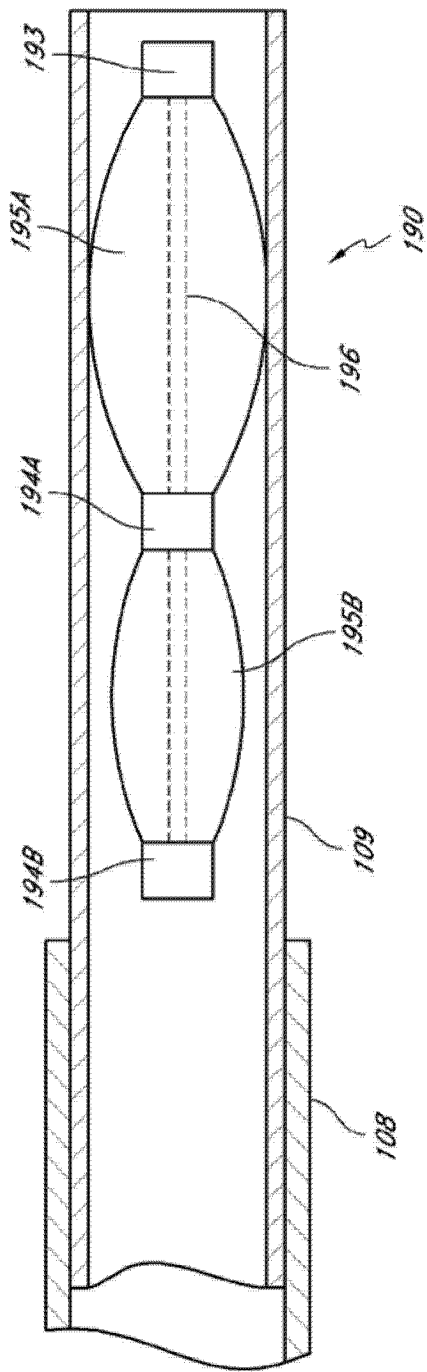


图 13A

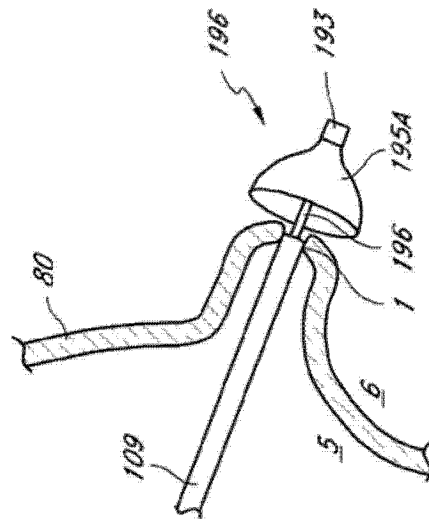


图 13B

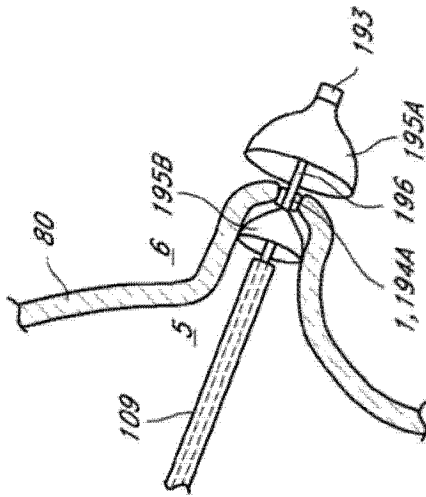


图 13C

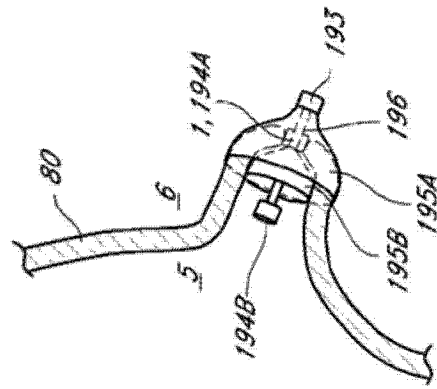
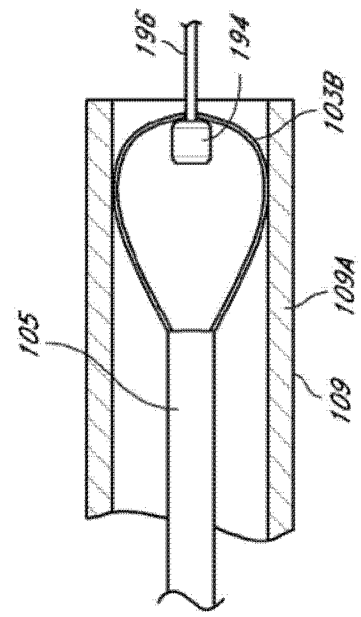
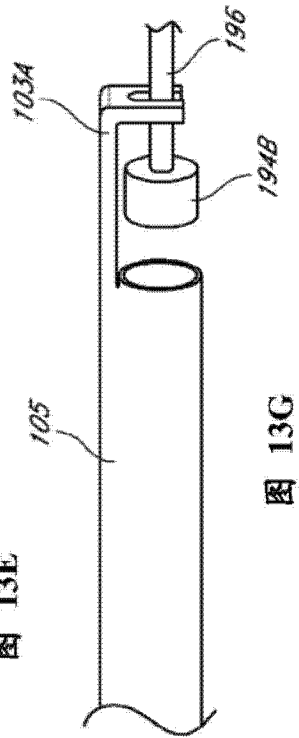
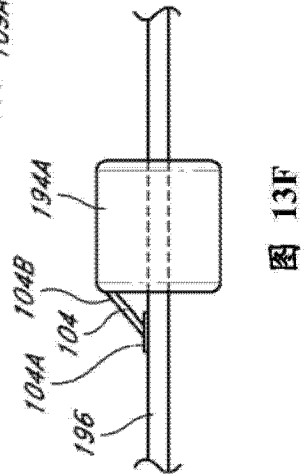
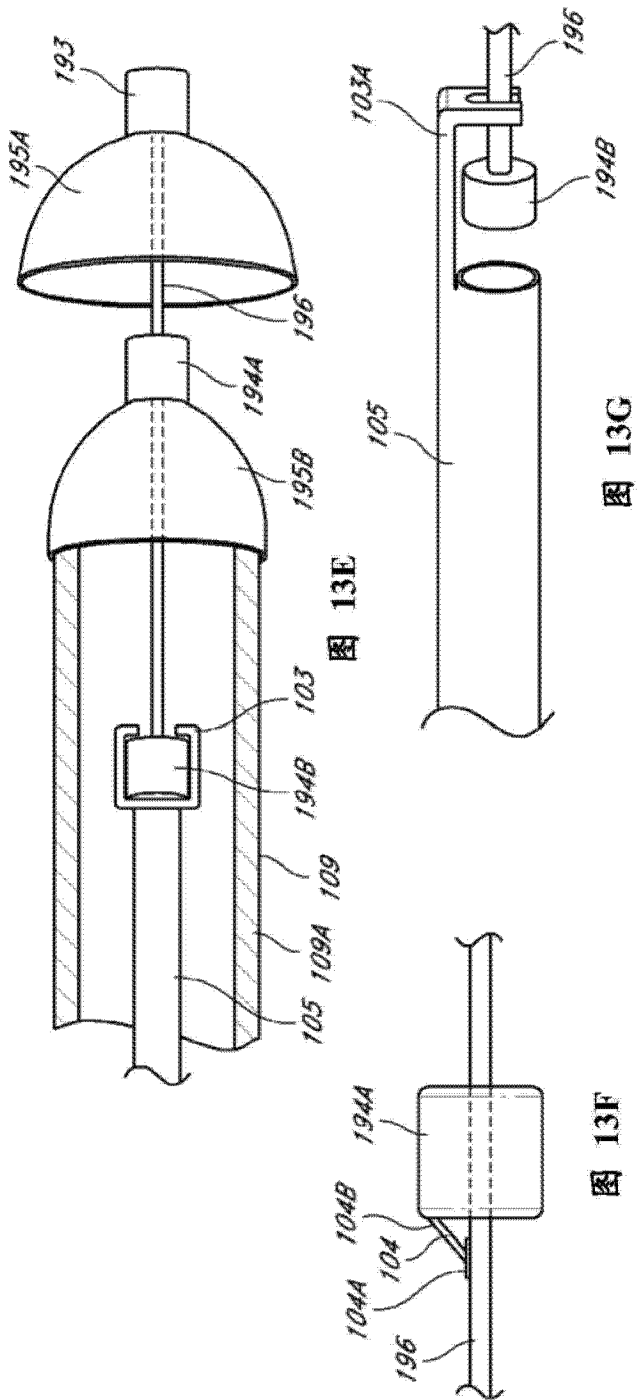


图 13D



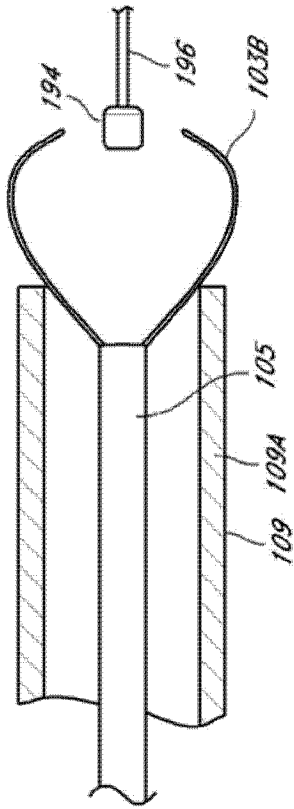


图 13I

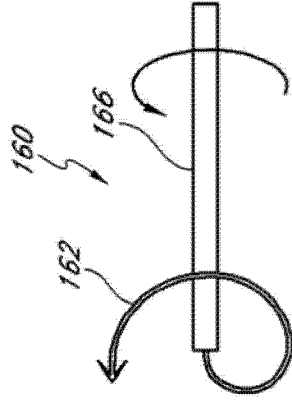


图 14A

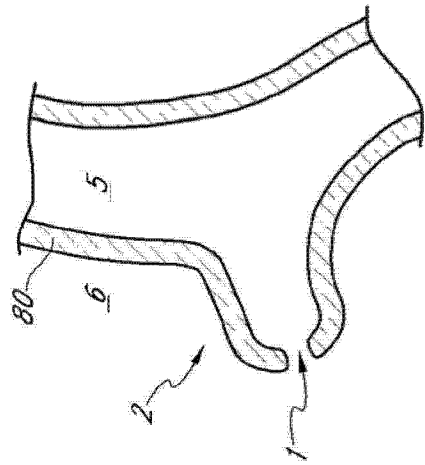


图 14B

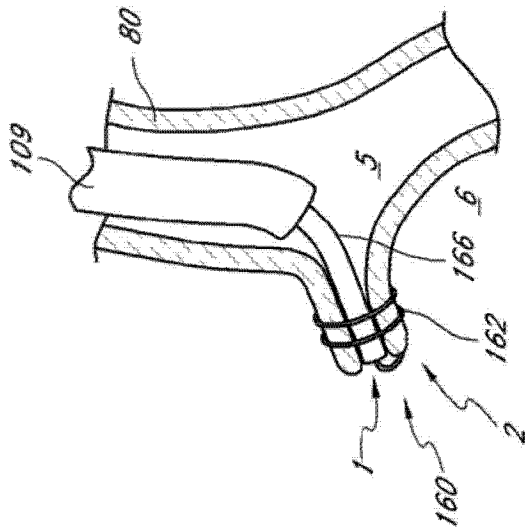


图 14C

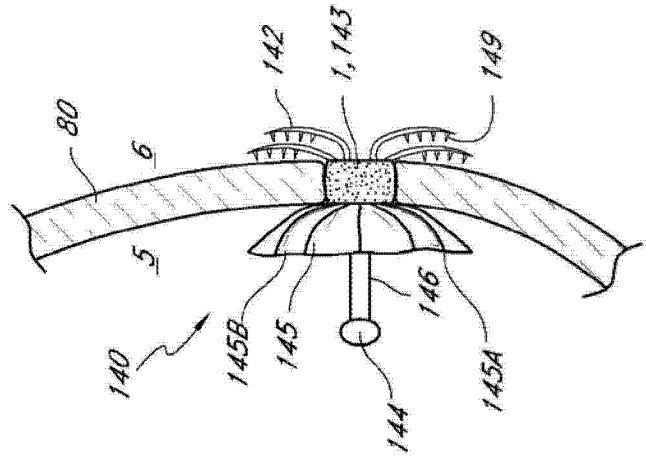


图 15A

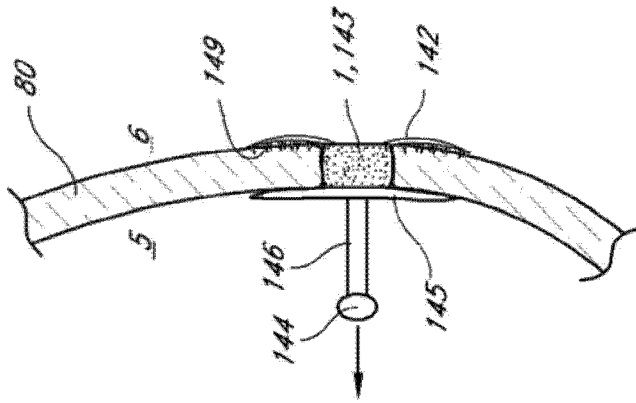


图 15B

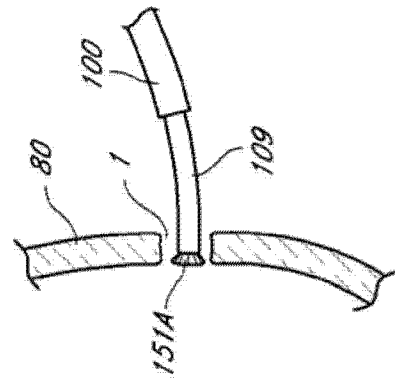


图 16A

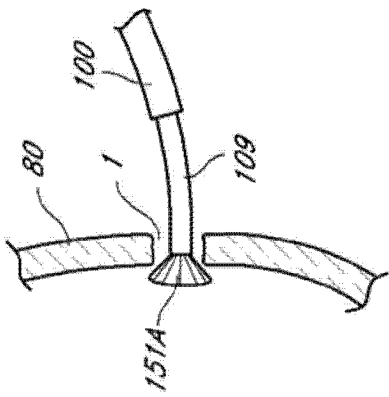


图 16B

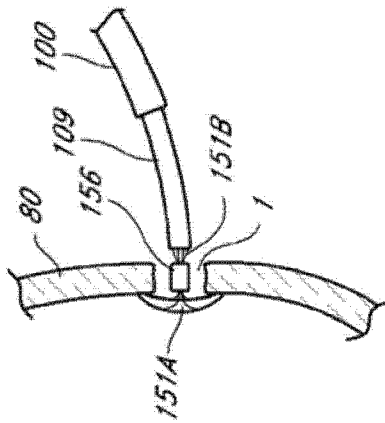


图 16C

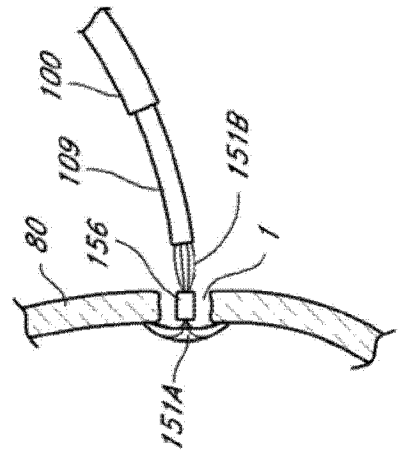


图 16D

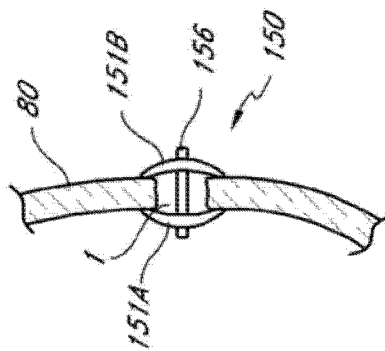


图 16E

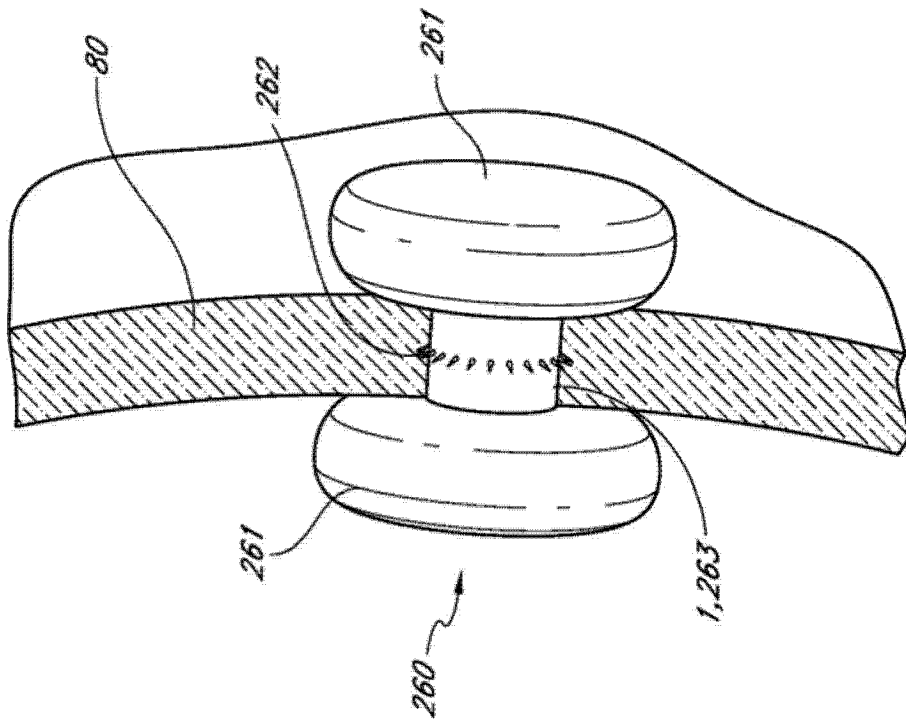


图 17

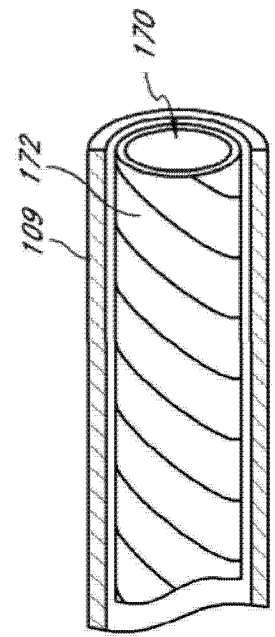


图 18A

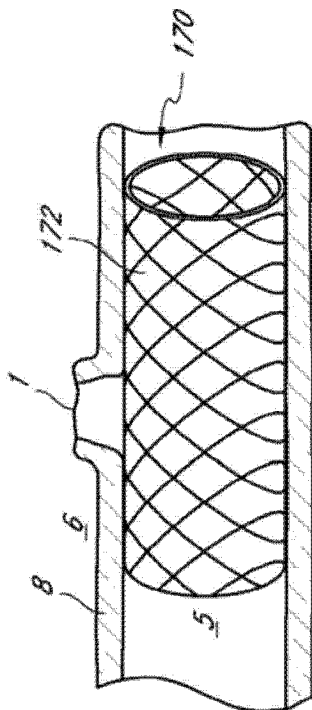


图 18B

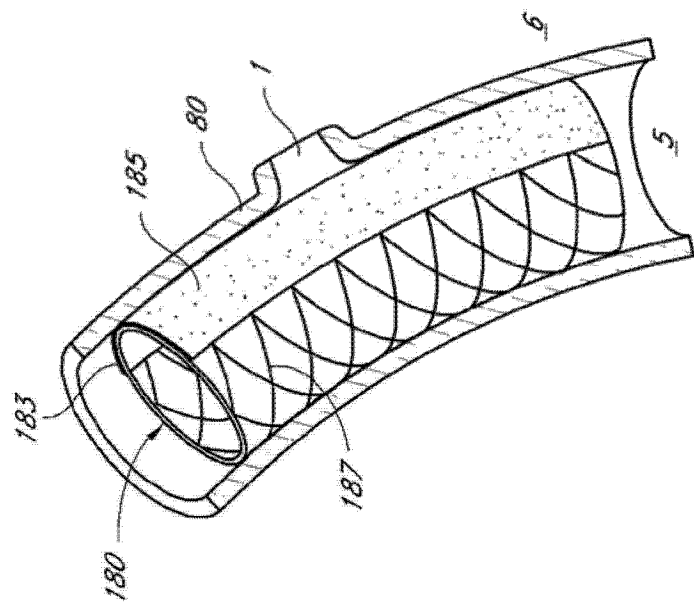


图 19

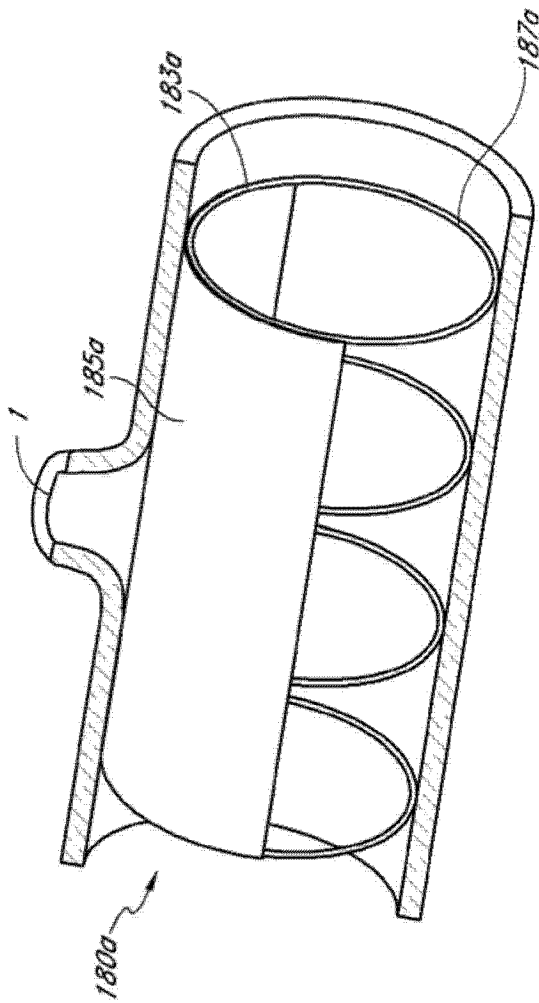


图 20A

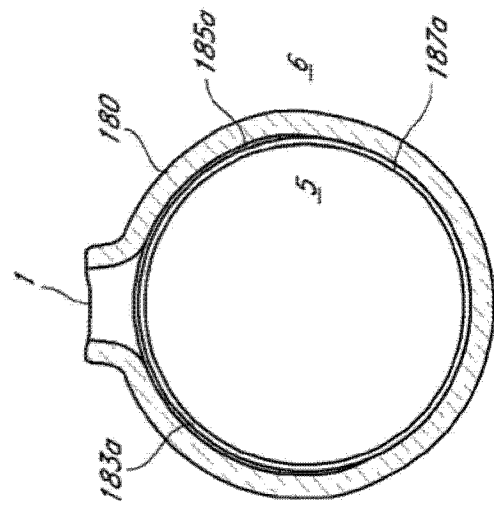


图 20B

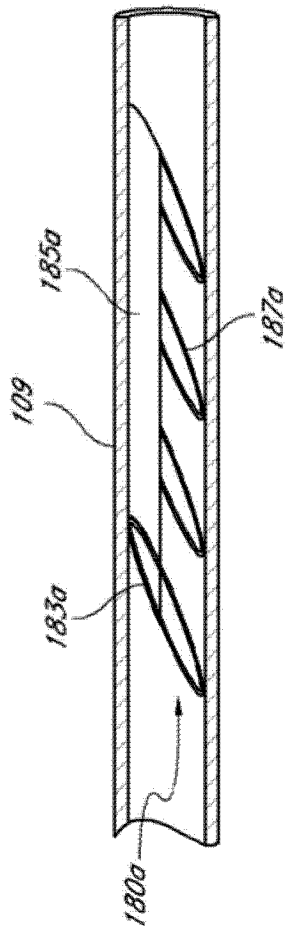


图 20C

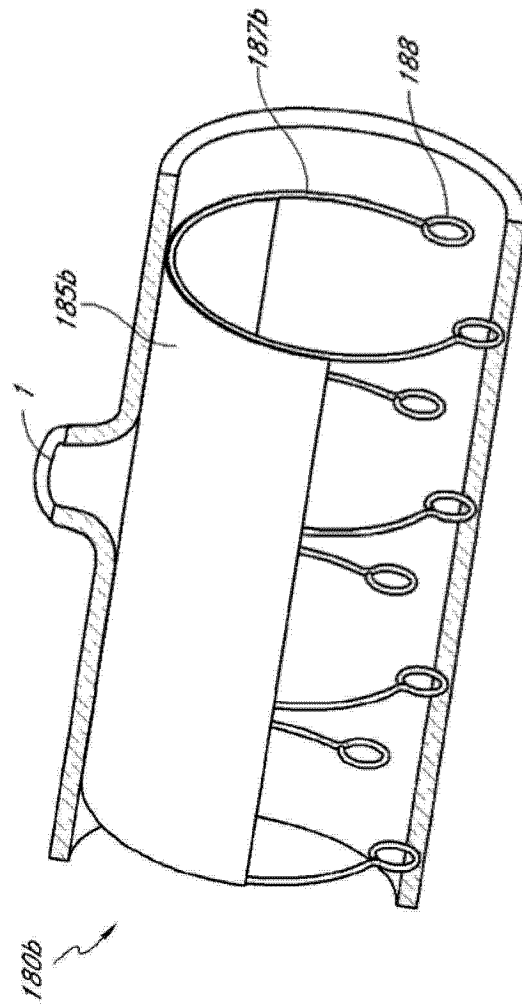


图 21A

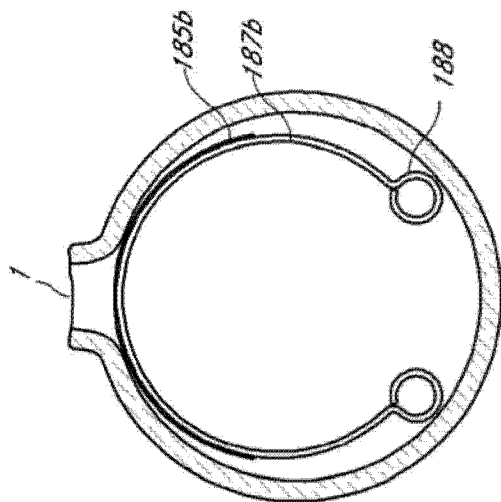


图 21B

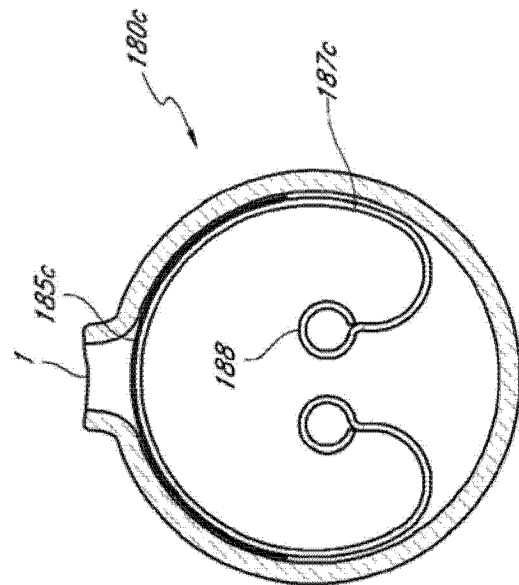


图 22

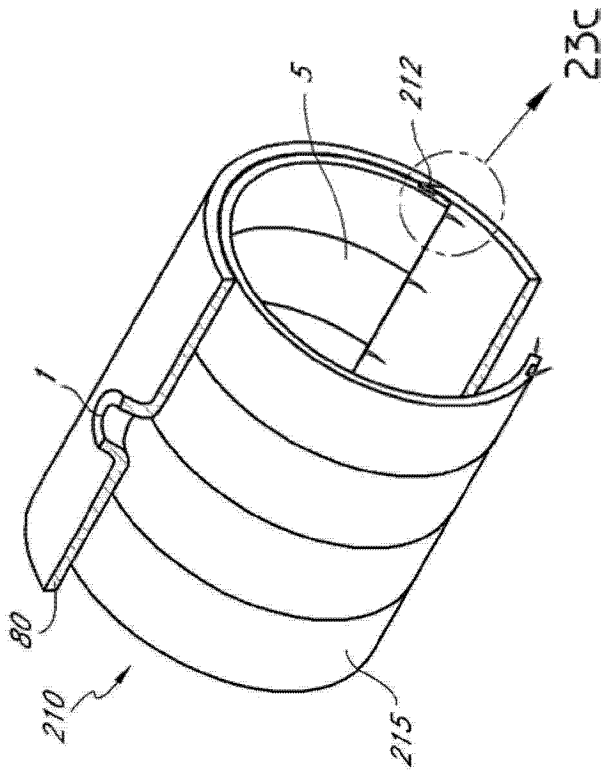


图 23A

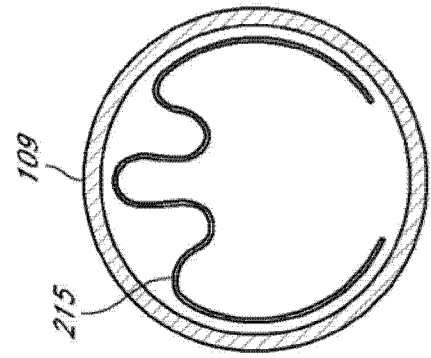


图 23B

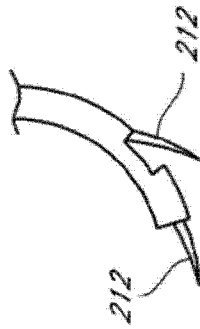


图 23C

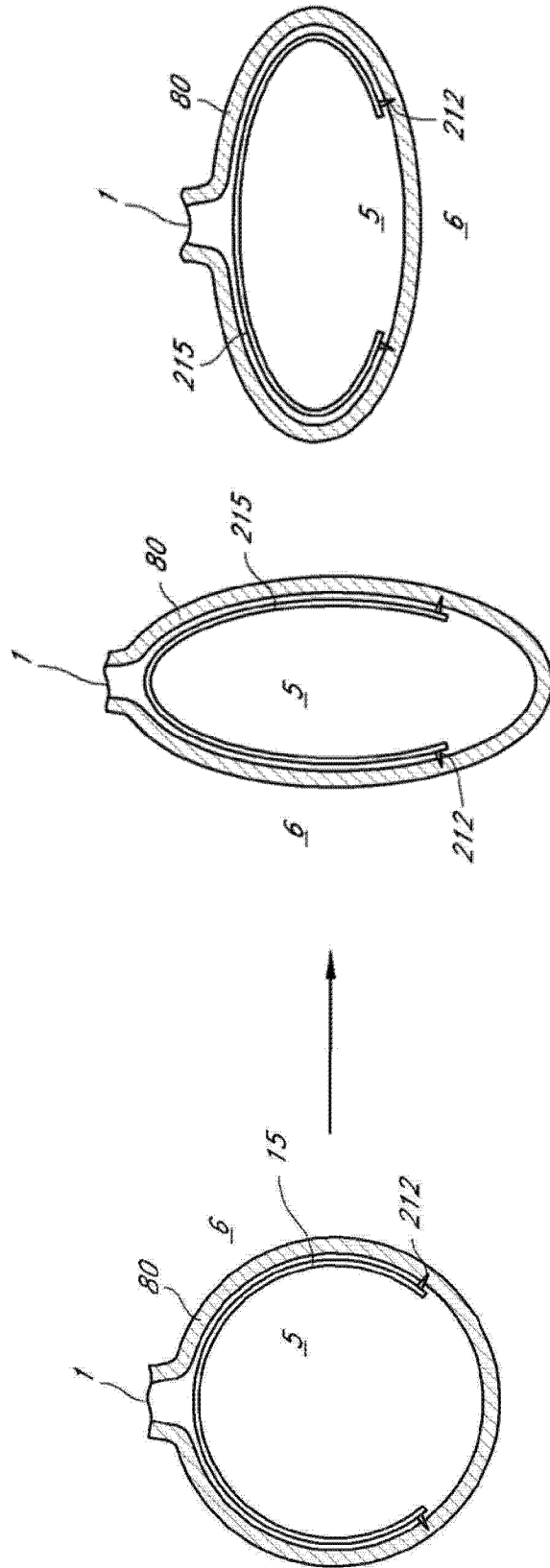


图 23E

图 23D

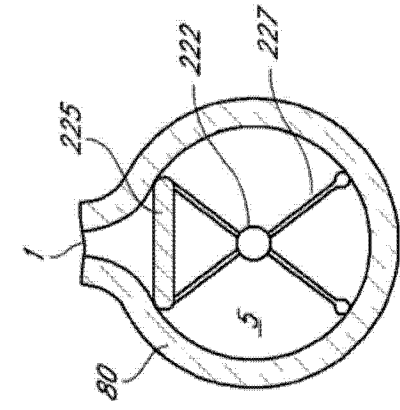


图 24B

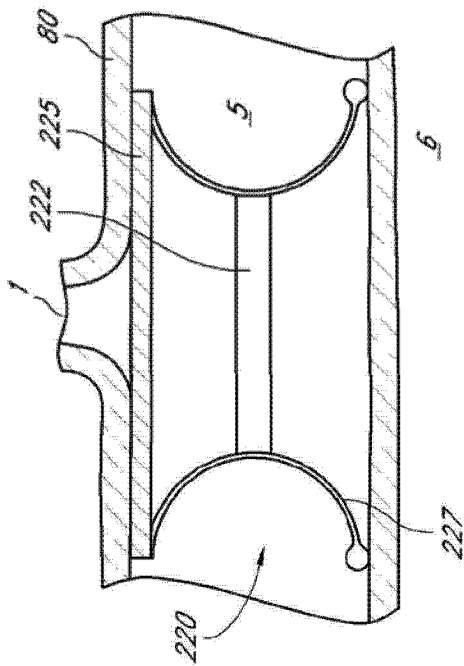


图 24A

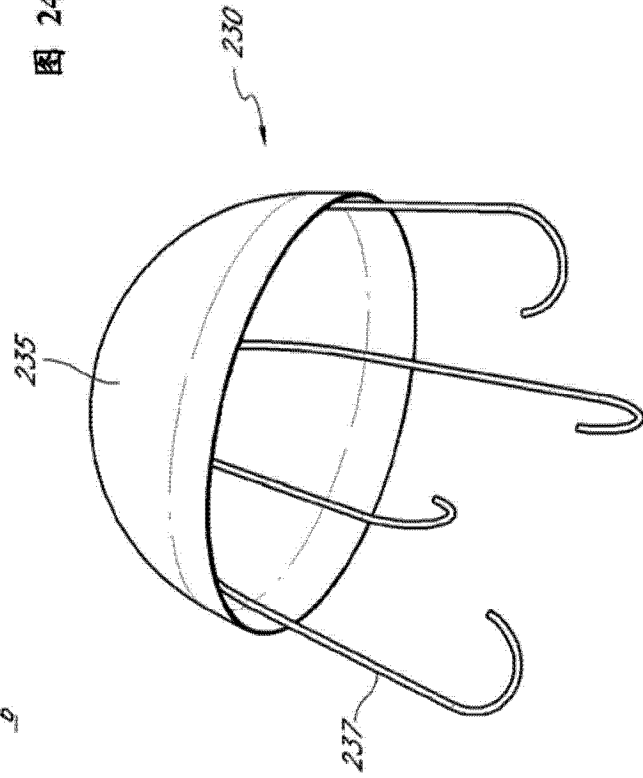


图 25

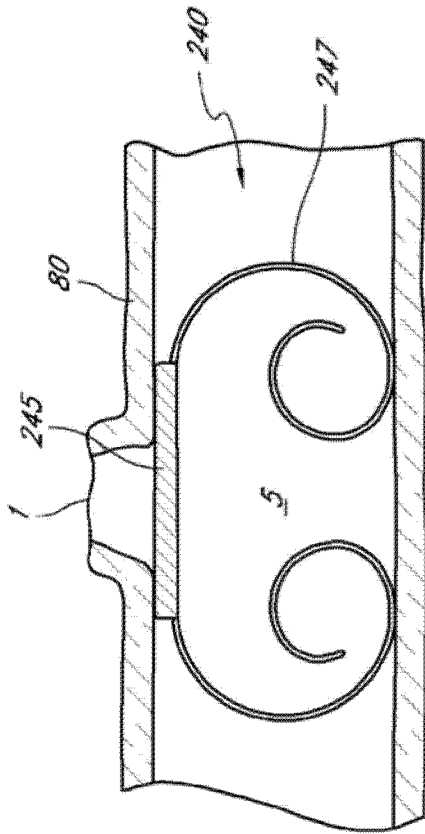


图 26A

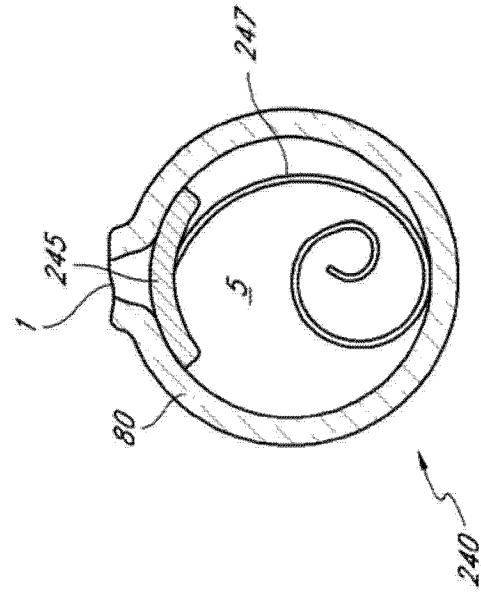


图 26B

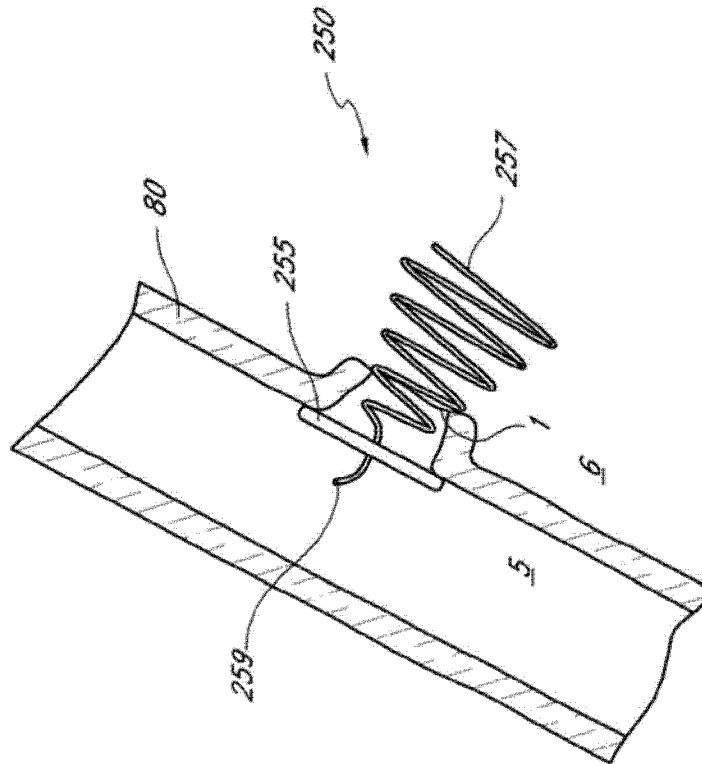


图 27

专利名称(译)	用于治疗肺和气管中的瘘管的系统和方法		
公开(公告)号	CN104144651A	公开(公告)日	2014-11-12
申请号	CN201280069845.5	申请日	2012-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	斯波瑞申有限公司		
[标]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		
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		
IPC分类号	A61B17/08		
CPC分类号	A61B2017/00619 A61B2017/00584 A61B17/0057 A61B2017/00588 A61B17/12177 A61B2017/00592 A61B2017/00597 A61B17/12104 A61B17/1215 A61B17/12145 A61B17/12172 A61B2017/00575 A61B17/12159 A61B2017/00606 A61B2017/00579 A61B2017/00623		
代理人(译)	周艳玲 王琦		
优先权	61/587621 2012-01-17 US		
其他公开文献	CN104144651B		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

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多个瘘管的位置。所述设备被构造为在所述一个或多个瘘管的位置扩张，并且在一个或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。

