



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101883539 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 10

(21) 申请号 200880118850. 4

(74) 专利代理机构 北京邦信阳专利商标代理有限公司 11012

(22) 申请日 2008. 10. 10

代理人 崔华

(30) 优先权数据

60/960, 716 2007. 10. 11 US

60/960, 715 2007. 10. 11 US

60/960, 766 2007. 10. 12 US

60/960, 764 2007. 10. 12 US

60/960, 765 2007. 10. 12 US

60/960, 767 2007. 10. 12 US

60/960, 791 2007. 10. 15 US

(51) Int. Cl.

A61F 2/06 (2006. 01)

A61B 17/11 (2006. 01)

A61F 5/00 (2006. 01)

A61F 2/04 (2006. 01)

A61M 39/10 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2008/008586 2008. 10. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/046994 EN 2009. 04. 16

(71) 申请人 米卢克斯控股股份有限公司

地址 卢森堡卢森堡市

(72) 发明人 彼得·福塞尔

权利要求书 8 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

可植入式组织连接器

(57) 摘要

一种可植入式组织连接器 (1; 1a), 适于与病患体内 (100) 的活组织 (70; 80) 的管状部分相连, 包括导管 (2) 和至少一个柔性套管 (10), 该柔性套管 (10) 适于轴向延伸, 并紧密包围着所述导管的外表面 (6) 的至少一部分。将所述导管插入活组织的管状部分中, 并将柔性套管覆于活组织的管状部分之上。本文描述了各种替代方案以说明如何能使所述活体组织不会从所述导管上滑脱。

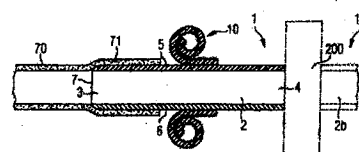
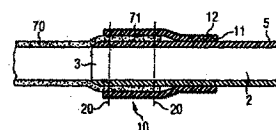


图 2A



## 柔性套管

1. 一种可植入式连接器,被设置为可与病患体内的活组织的管状部分相连,所述可植入式连接器包括

- 具有至少第一和第二端并且进一步具有外表面的导管,和
- 至少一个柔性套管,所述柔性套管适于轴向延伸且紧密包围着至少部分所述导管的外表面。

2. 根据权利要求1所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述外表面上,或将所述柔性套管套在所述外表面上以使所述柔性套管可折叠在其自身之上。

3. 根据权利要求1或2所述的组织连接器,其特征在于,所述导管由生物相容性材料制成。

4. 根据权利要求3所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的生物相容性材料为以下材料组中的材料,所述材料组包括:钛、不锈钢、陶瓷、聚四氟乙烯(PTFE),膨体聚四氟乙烯(ePTFE)、聚醚醚酮(PEEK)、有机硅树脂、聚氨酯、聚丙烯、其它生物相容性聚合物材料。

5. 根据权利要求1-4中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管由生物相容性材料制成。

6. 根据权利要求5所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管的生物相容性材料包含至少一种聚合物。

7. 根据权利要求6所述的组织连接器,其特征在于,所述至少一种聚合物为以下的聚合物组中的聚合物,所述聚合物组包括:聚四氟乙烯、有机硅树脂、聚氨酯、膨体聚四氟乙烯(ePTFE)。

8. 根据权利要求1-7中任意一项所述的组织连接器,包括权利要求2,其特征在于,在将所述柔性套管套在所述导管的外表面上以使所述柔性套管可折叠在其自身之上的情况下,所述柔性套管在折叠在其自身之上时将施加径向压力。

9. 根据权利要求8所述的组织连接器,其特征在于,所述组织连接器以所述柔性套管折叠在其自身之上的状态植入病患体内时,所述组织连接器适于在任何位于所述折叠着的套管之间的管状活组织上施加所述径向压力。

10. 根据权利要求1-7中任意一项所述的组织连接器,包括权利要求2,其特征在于,在所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述外表面上的情况下,所述柔性套管在展开或卷开时将施加径向压力。

11. 根据权利要求10所述的组织连接器,其特征在于,当将所述组织连接器以所述套管展开或卷开着的状态植入病患体内时,所述组织连接器适于在任何位于所述套管和所述导管的外表面之间的管状活组织上施加所述径向压力。

12. 根据权利要求9或11中所述的组织连接器,其特征在于,所述径向压力为最小值以使活组织内的血液循环不会受阻。

13. 根据权利要求1-12中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管至少在径向上比所述柔性套管的柔性小,以对所述套管提供抵抗径向力的支撑。

14. 根据权利要求1-13中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管包

括允许活组织长入的多孔状长入层。

15. 根据权利要求 14 所述的组织连接器,其特征在于,所述长入层具有网状结构。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的组织连接器,其特征在于,所述长入层由 Dacron® 制成。

17. 根据权利要求 1-16 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管包含一种多层材料。

18. 根据权利要求 14-16 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述柔性套管进一步包括用于支撑所述多孔状长入层的支撑层。

19. 根据权利要求 17 所述的组织连接器,其特征在于,所述支撑层由膨体聚四氟乙烯(ePTFE)或聚氨酯制成。

20. 根据权利要求 15-19 中任意一项所述的组织连接器,包括权利要求 2,其特征在于,在将所述柔性套管套在所述导管的外表面上以使所述柔性套管可折叠在其自身之上的情况下,当所述套管折叠在其自身之上时,所述长入层将位于支撑层的部分之间。

21. 根据权利要求 15-19 中任意一项所述的组织连接器,包括权利要求 2,其特征在于,在所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述外表面上的情况下,当所述套管展开或卷开时,所述长入层将位于相对于所述支撑层径向向内的位置。

22. 根据权利要求 1-21 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管和所述柔性套管沿着所述套管轴向延伸的部分彼此固定连接。

23. 根据权利要求 22 所述的组织连接器,其特征在于,所述导管和柔性套管沿着所述套管的所述轴向延伸部分的至少一部分粘接在一起。

24. 根据权利要求 23 所述的组织连接器,其特征在于,在所述导管和所述柔性套管的至少其中之一上包含底胶,以增强粘接性。

25. 根据权利要求 1-24 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述至少一个柔性套管位于所述导管的第一端附近。

26. 根据权利要求 1-25 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管具有至少两个所述柔性套管。

27. 根据权利要求 26 所述的组织连接器,其特征在于,所述至少两个柔性套管分别位于所述导管的至少第一端和第二端中的一端附近。

28. 根据权利要求 1-27 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的第一端具有自由端部,并且朝向所述自由端部的边缘锥形化。

29. 根据权利要求 1-28 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的第一端具有边缘倒圆的自由端部。

突起和环

30. 根据权利要求 1-29 中任意一项所述的组织连接器,进一步包括

- 至少一个突起,所述突起在导管的周向上围绕着至少部分的导管周长从所述导管的外表面向外延伸,和

- 至少一个卡环,所述至少一个卡环松装在导管的外表面上使外表面和卡环之间具有间隙以将管状活组织或软管置入所述间隙中,所述卡环的内截面直径小于或基本等于所述至少一个突起的外截面直径,以防止当将活组织或软管安置在所述空隙中时所述卡环滑过

所述突起。

31. 根据权利要求 30 所述的组织连接器,其特征在于,所述卡环由生物相容性材料制成。

32. 根据权利要求 31 所述的组织连接器,其特征在于,所述卡环的生物相容性材料为以下材料组中的材料,所述材料组包括:钛、不锈钢、陶瓷、聚四氟乙烯、有机硅树脂、聚氨酯。

33. 根据权利要求 30-32 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述至少一个突起位于所述导管的第一端附近。

34. 根据权利要求 30-33 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管具有至少两个所述突起,并带有至少两个位于所述至少两个突起之间的所述卡环。

35. 根据权利要求 34 所述的组织连接器,其特征在于,所述至少两个突起分别位于所述导管的至少第一端和第二端中的一端附近。

36. 根据权利要求 30-35 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述空隙的尺寸取决于其用途,在以下范围中的一个范围内:0.1-0.4mm、0.4-0.8mm、0.8-1.3mm、1.3-2mm、2-3mm、3-4mm、4-5mm、5mm 以上。

#### 通用特征

37. 根据权利要求 1-36 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的第二端适于将所述组织连接器连至以下物品中的至少一个:可植入式容器、可植入式泵、可植入式马达、可植入式医疗设备、生物移植体。

38. 根据权利要求 1-37 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,以下物品中至少一个设置在所述导管的第一端和第二端之间或设为与所述导管的第二端相连:容器、泵、马达、医疗设备。

39. 根据权利要求 38 所述的组织连接器,其特征在于,所述容器为人造的或生物移植体或由待植入所述容器的病患的组织材料制成。

40. 根据权利要求 37-39 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述容器为粪便排泄物收集容器。

41. 根据权利要求 40 所述的组织连接器,其特征在于,所述粪便排泄物收集容器包括以下中的一个:膀胱、小肠。

42. 根据权利要求 37-39 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述容器适于用病患所需的至少一种医疗药物填充。

43. 根据权利要求 38 所述的组织连接器,其特征在于,所述医疗设备为以下的设备组中的设备,所述设备组包括:药物传递系统、人造膀胱、粪便排泄物收集容器、人造尿道、人造心脏、人造食管、人造气管。

44. 根据权利要求 38 所述的组织连接器,其特征在于,所述生物移植体为以下移植体组中的移植体,所述移植体组包括:膀胱、小肠、尿道、输尿管、肾脏、大肠、心脏、食管、气管、血管。

45. 根据权利要求 1-44 中任意一项所述的组织连接器,包括用于部分或全部限制通过所述导管的流动的流量限制器。

46. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径

在 0.1-0.5cm 之间。

47. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径在 0.5-1cm 之间。

48. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径在 1-2cm 之间。

49. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径在 2-3cm 之间。

50. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径在 3-4cm 之间。

51. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,所述导管的内径为 4cm 或更大。

52. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的食管中。

53. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的气管中。

54. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的胃中。

55. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的胆囊或胆囊的连接出口管道中。

56. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的小肠中。

57. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的大肠中。

58. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的尿道中。

59. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的输尿管中。

60. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的肾盂部分中。

61. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的血管中。

62. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器,其特征在于,调整所述导管的尺寸以使其滑动安装在人的主动脉或心房或心室中。

#### 用途

63. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的食管的连接器的用途。

64. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的气管的连接器的用途。

65. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的胃的连接器的用

途。

66. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的胆囊或胆囊的连接出口管道的连接器的用途。

67. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的小肠的连接器的用途。

68. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的大肠的连接器的用途。

69. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的尿管的连接器的用途。

70. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的输尿管的连接器的用途。

71. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的肾盂部分的连接器的用途。

72. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为连接人的血管的连接器的用途。

73. 根据权利要求 72 所述的组织连接器作为连接人的主动脉或心房或心室的连接器的用途。

74. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为在人的肾脏和容器之间的连接器的用途。

75. 根据权利要求 1-45 中任意一项所述的组织连接器作为在人的小肠和容器之间的连接器的用途。

76. 根据权利要求 74 或 75 所述的组织连接器的用途,其特征在于,所述容器为人造或生物移植体。

#### 治疗方法(植入)

77. 一种通过将根据权利要求 1-36 中任意一项所述的组织连接器植入病患体内来治疗人类或动物的方法,包括以下步骤:

- 切开皮肤,
- 在病患体内活组织的管状部分附近自由剖开一个位置,
- 通过以下方式将所述组织连接器的导管的第一端连至活组织的管状部分的第一部分:将所述导管的第一端插进活组织的管状部分的第一部分;并且,在将所述柔性套管套在所述导管的外表面上以使所述柔性套管可折叠在其自身之上的情况下,将柔性套管折叠在其自身之上以使至少部分所述活组织位于折叠的套管中间或所述导管的外表面和所述套管之间,或者在所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述外表面上的情况下,展开或卷开所述柔性套管以使至少部分活组织位于所述套管和所述导管的外表面之间,以及

- 在将活组织连至所述组织连接器的操作完成之后缝合至少皮肤。

78. 一种通过将根据权利要求 30-36 中任意一项所述的组织连接器植入病患体内来治疗人类或动物的方法,包括以下步骤:

- 切开皮肤,

- 在病患体内活组织的管状部分附近自由剖开一个位置,

- 通过以下方式将所述组织连接器的导管的第一端连至活组织的管状部分的第一部分:将包括所述突起的所述导管的第一端插进活组织的管状部分的第一部分;并且,在将所述柔性套管套在所述导管的外表面上以使所述柔性套管可折叠在其自身之上的情况下,将柔性套管折叠在其自身之上以使至少部分所述活组织位于折叠的套管中间或所述导管的外表面和所述套管之间,或者在所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述导管的外表面上的情况下,展开或卷开所述柔性套管以使至少部分活组织位于所述套管和所述导管的外表面之间;并且,在活组织上向所述突起推进所述卡环以使至少部分所述活组织位于所述导管的外表面和所述卡环之间,以及

- 在将活组织连至所述组织连接器的操作完成之后缝合至少皮肤。

79. 根据权利要求 78 所述的方法,其特征在于,在进行将所述柔性套管折叠在其自身之上的步骤的过程中,所述套管的一部分是卷开的。

80. 根据权利要求 78 所述的方法,其特征在于,在进行将所述柔性套管折叠在其自身之上的步骤之后或在展开或卷开所述套管之后,通过缝合将所述套管与活组织固定。

81. 根据权利要求 77-80 中任意一项所述的方法,其特征在于,穿过包括活组织的一部分的所述导管的外壁进行缝合。

82. 根据权利要求 80 或 81 所述的方法,其特征在于,用于缝合的线由可被病患身体吸收的材料制成。

83. 根据权利要求 77-82 中任意一项所述的方法,包括将所述组织连接器的导管的第二端连至一种不同类型的活组织的步骤。

84. 根据权利要求 77-82 中任意一项所述的方法,包括将所述组织连接器的导管的第二端连至所述活组织的管状部分的第二部分的步骤。

85. 根据权利要求 84 所述的方法,其特征在于,将所述组织连接器的导管的第二端连至所述活组织的管状部分的第二部分的步骤包括以下步骤:将所述导管的第二端插入活组织的管状部分的第二部分;并且,在将所述至少一个柔性套管中的第二柔性套管套在所述导管的外表面上以使所述第二柔性套管可折叠在其自身之上的情况下,将所述第二柔性套管折叠在其自身之上以使所述活组织的管状部分的第二部分的至少一部分位于折叠的第二柔性套管中间或所述导管的外表面和所述柔性套管之间,或者在所述第二柔性套管在其自身之上折叠着或卷着套在所述导管的外表面上的情况下,展开或卷开所述第二柔性套管以使活组织的管状部分的第二部分的至少一部分位于所述第二柔性套管和所述导管的外表面之间。

86. 根据权利要求 85 所述的方法,包括权利要求 78,其特征在于,将所述导管的第二端插进所述活组织的管状部分的第二部分中的步骤包括将突起插进活组织的管状部分的第二部分中的操作。

87. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的喉管被选作活组织的管状部分。

88. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的气管被选作活组织的管状部分。

89. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的小肠被选作活组织

的管状部分。

90. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的大肠被选作活组织的管状部分。

91. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的尿道被选作活组织的管状部分。

92. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的输尿管被选作活组织的管状部分。

93. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的肾盂部分被选作活组织的管状部分。

94. 根据权利要求 89-93 中任意一项所述的方法,其特征在于,切开皮肤和在病患体内自由剖开一个位置的步骤包括以下步骤:

- 将针状管插入病患的腹部,
- 将气体充进腹部由此扩张腹腔,
- 将至少两个腹腔镜套管针置入病患体内,
- 通过其中一个套管针将摄像机插入腹部,
- 通过另一个套管针将解剖工具插入,和
- 借助所述解剖工具剖开活组织的管状部分的一个区域。

95. 根据权利要求 89-93 中任意一项所述的方法,其特征在于,在病患体内自由剖开一个位置的步骤包括打开病患的腹部以进行开放手术。

96. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的血管被选作活组织的管状部分。

97. 根据权利要求 77-86 中任意一项所述的方法,其特征在于,人的主动脉被选作活组织的管状部分。

98. 根据权利要求 96 或 97 所述的方法,其特征在于,切开皮肤和在病患体内自由剖开一个位置的步骤包括以下步骤:

- 将针状管插入病患的胸部,
- 将气体充进胸部由此扩张胸腔,
- 将至少两个腹腔镜套管针置入病患体内,
- 通过其中一个套管针将摄像机插入胸部,
- 通过另一个套管针将解剖工具插入,和
- 借助所述解剖工具剖开活组织的管状部分的一个区域。

99. 根据权利要求 96 或 97 所述的方法,其特征在于,在病患体内自由剖开一个位置的步骤包括打开病患的胸部以进行开放手术。

100. 根据权利要求 77-93 和 96 中任意一项所述的方法,其特征在于,切开皮肤、在活组织的管状部分附近剖开一个位置并将所述组织连接器连至活组织的管状部分的步骤包括:

- 向病患体内插入针状管,
- 通过所述针将气体充入病患体内,
- 切开一锁孔,



- 通过所述锁孔向所述位置插入至少一个腹腔镜套管针，
- 穿过所述至少一个套管针向所述位置推进一个或多个医疗仪器和摄像机，
- 剖开所述位置，
- 通过所述至少一个套管针或通过独立的切口将所述组织连接器送至所述位置。

## 可植入式组织连接器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种可植入式组织连接器,该可植入式组织连接器特别适用于与病患体内的活组织的管状部分相连,如在设置人的大肠的人造出口时与大肠相连。然而,本发明的可植入式组织连接器并不局限于这样的应用,并且正如以下将要更为详细描述的那样,可以用于与许多其他类型的管状活体组织相连。

### 背景技术

[0002] 将人大肠的末端与人造出口如粪便排泄物收集容器相连,或将缩短的大肠与病患自身的肠出口相连的操作,通常是困难的并且是不可靠的。若该连接处不够紧密,则在寿命时间内会发生渗漏。在肠组织的末端区域的血液循环可能受阻,这会对肠的肌肉功能和肠的蠕动产生负面影响,甚至可能导致肠的各个部分营养不良。另外肠的蠕动将对连接处持续作用,因此经过一段时间该连接处可能会被损坏。

### 发明内容

[0003] 因此,本发明的一个目的是提供一种用于连接病患体内的管状活组织的可植入式组织连接器,该连接应是经时可靠的并且不会对活组织产生严重的伤害。

[0004] 本发明的另一个目的是,为这样的组织连接器提供各种用途和在病患体内植入该组织连接器的方法。

[0005] 因此,本发明的可植入式组织连接器包括具有至少第一和第二端以及外表面的导管,并且在所述导管外表面上设有至少一个柔性套管,该柔性套管包围着至少部分所述导管沿轴向延伸。根据第一个实施方案,所述柔性套管初始时以折叠在或卷在其自身之上的状态覆于所述外表面上。根据第二个实施方案,所述柔性套管初始时覆于所述外表面以使该套管可以折叠在自身之上。根据第三个也是更为常见的实施方案,所述柔性套管初始时并不覆于所述外表面上,而是仅在将所述组织连接器植入病患体内时才将所述柔性套管覆于所述外表面上。

[0006] 通过将所述组织连接器的导管的第一端插入活组织的管状部分将导管的第一端连至活组织的管状部分。根据第一个实施方案,所述柔性套管在其自身之上折叠着或卷着覆于所述导管的外表面上,在此情况下将所述柔性套管展开或卷开从而使在所述导管外表面上延伸的至少部分活组织位于所述套管和所述导管的外表面之间。根据第二个实施方案,所述柔性套管初始时覆于所述导管的外表面以使该套管可以折叠在自身之上,在此情况下,将所述柔性套管折叠在其自身之上从而使至少部分所述活组织位于折起的套管或所述导管的外表面与所述套管之间。根据第三个实施方案,所述柔性套管被设置为与所述导管分开,在此情况下将所述套管套在所述导管和管状组织的各个部分上从而使至少部分的所述组织位于所述套管和所述导管的外表面之间。

[0007] 无论是哪一种情况,所述管状组织均位于所述导管和所述柔性套管之间的某一位置并且能够以将在下文中说明的各种形式保持在该位置,这些形式可独立应用也可相互结

合应用。

[0008] 通过本发明的组织连接器实现的优点包括在导管和柔性套管之间的活组织的良好密封性,以及柔性套管对活组织的良好保护性。以此方式,可以使连接处经时可靠,同时还保护了组织使其不受伤害。

[0009] 当所述柔性套管覆盖了覆于所述导管第一端上的活组织时,需要使所述柔性套管对所述组织施加径向的压力。在实际应用中,当不希望出现任何移动时,上述设置可足以保持所述组织连接器就位。在其它实例中,当希望组织材料移动时,如当所述组织连接器用作肠连接器时,所述径向压力将有助于保持组件就位直到它们相对于彼此固定。在任何情况下都优选将所述柔性套管设计为使所述径向压力最小以不阻碍活组织中的血液循环。

[0010] 另外,所述导管应被设计为使其至少在径向上比所述柔性导管的柔性低,以为套管提供抵抗径向力、尤其是抵抗上述套管的径向压力的支撑作用。以此方式,所述导管敞开的内部截面将不会受到柔性套管引起的径向力的影响。

[0011] 另一种特别优选的将活组织可靠地连至组织连接器的方式涉及一种柔性套管,该柔性套管包括允许活组织长入的多孔状长入层。这不仅强化了在组织连接器和组织之间的任何连接,还作为对连接处进一步的密封以防止任何渗漏。

[0012] 所述长入层应该由刺激组织长入的材料制成。优选地,所述长入层具有网状结构,该网状结构可被长入的组织刺穿,由此在活组织和柔性套管之间创造出耐久的连接。当然,所述长入层应由生物相容性材料如大可纶(Dacron®)制成。

[0013] 另一种将活组织可靠地固定于所述组织连接器的方式为采取将柔性套管缝合到活组织上的措施。或者,可穿过所述柔性套管和所述导管的外壁以及位于两者之间的部分的活组织进行缝合。由此,将所述组织同时固定于柔性套管和导管上。即使通过由缝合长生的针孔发生渗漏,也会在一段时间后由于组织材料长出而自动闭合。

[0014] 还可以在将柔性套管套在活组织上之前穿过活组织和导管的外壁来进行缝合。这种方案排除了任何通过由缝合导致的穿刺孔发生的渗漏问题,因为套管将会覆于其上并密封这样的穿刺孔。

[0015] 优选地,用于缝合的线由可被病患身体吸收的材料制成。典型地,所述线会在约6周之内被人体吸收。然而在此时组织的长入的程度将足以补充开始时由线提供的强度的损失。

[0016] 代替或除了用优选可吸收的线将柔性套管缝合到导管上的方案,还可以以其它适当的方式沿着套管的轴向延伸的部分将所述套管固定地连接到所述导管上。例如,所述导管和所述套管可沿着至少部分的所述套管的轴向延伸部分粘接在一起。可将底胶涂在导管外表面上和/或柔性套管上以增强结合性。

[0017] 所述柔性套管可包含一种多层材料。当所述柔性套管包含上述的多孔状长入层时,这一方案是特别有利的。例如,所述多孔状长入层本身的稳定性可能不足以使其能够安全地加工和覆盖管状组织和/或所述多孔状长入层可能不能对所述组织施加径向压力。不论是哪种情况,为所述柔性套管提供支撑层以支撑所述多孔状长入层的方案都是有利的。

[0018] 所述支撑层可由例如聚氨酯或膨体聚四氟乙烯(ePTFE)制成。ePTFE是特别优选的,因为它能够被设计为具有尺寸足够大的孔以使颗粒和/或元素能够在下层的组织和病患身体的周围区域之间进行必需的交换。另外,与所述长入层相比,所述支撑层可对组织提

供更好的保护。

[0019] 优选在植入后所述支撑层形成所述柔性套管的外层,或至少所述长入层将位于相对于支撑层径向向内的位置上。因此,在柔性套管覆于导管外表面上以使柔性套管能够折叠在其自身之上的情况下,当柔性套管折叠在其自身之上时所述长入层将位于所述支撑层的部分之间。或者,在柔性套管在其自身之上折叠着或卷着覆于导管外表面上的情况下,当套管展开或卷开时所述长入层将位于相对于支撑层径向向内的位置上。

[0020] 在材料方面,所述导管和柔性套管均优选由生物相容性材料制成。就套管而言,优选包括聚合物,如聚四氟乙烯 (PTFE)、ePTFE、有机硅树脂和 / 或聚氨酯。

[0021] 就导管而言,可使用相同的或其它的生物相容性聚合物材料,包括例如聚醚醚酮 (PEEK)。然而,也可使用其它材料如陶瓷和金属,尤其是钛和不锈钢,并且由于它们的强度因此它们是优选的。

[0022] 所述导管可以比导管与管状组织相连的特定部分长得多。在此情况下,优选柔性套管位于接近导管各端的位置从而使覆于导管上的部分组织不会过大。覆盖的组织的部分越大,在此部分组织内的血液循环可能产生的问题就越严重。

[0023] 该组织连接器可用于将管状活组织的两个相异末端彼此相连。在此情况下,所述导管在导管的第一和第二末端分别具有一个柔性套管。同样地,柔性套管优选位于接近所述第一和第二末端的位置。

[0024] 为了使将导管末端插入管状活组织的步骤更易进行,采取使导管末端中的自由末端部分朝向所述自由末端部分的边缘锥形化的措施是有利的。替换地或另外,所述自由末端部分可具有倒圆的边缘。在组织覆盖所述导管的自由末端时所述倒圆的边缘会有助于防止任何对活组织的伤害。

[0025] 在本发明另一个特别优选的实施方案中,设有特殊的元件用于防止管状组织滑脱导管。同样地,这些构件可与任何上述的将活组织固定于所述组织连接器的可选方案相结合。

[0026] 更特别地,根据该优选实施方案,该组织连接器包括至少一个突起,所述突起在导管周长的方向上围绕着至少部分的导管周长从所述导管的外表面向外延伸。另外,将至少一个卡环松装在导管的外表面上使导管的外表面和卡环之间具有间隙以将活组织置入所述间隙中。所述卡环的内截面直径小于或基本等于所述至少一个突起的外截面直径以防止在将活组织置入所述空隙中时所述卡环滑过所述突起。

[0027] 当该组织连接器植入人类或动物体内时,活组织将覆盖导管的外表面,包括所述突起。然后,所述卡环会从突起外侧朝着突起的方向套上活组织从而使至少部分的活组织位于导管的外表面和卡环之间。该方案的效果是,当组织有从导管上滑脱的趋势时,组织会带着卡环向着突起移动并抵住突起。通过这种作用,活组织会被挤压在突起和卡环之间,由此防止了进一步的滑动。该效果随着滑动力的增加而自动增强。当所述力又有下降的趋势时,挤压力也随之减小,从而使活组织内的血液循环受到负面影响的时间不会比必要的时间更长。

[0028] 径向上的所述空隙尺寸取决于所述组织连接器待用的用途,即取决于连至组织连接器的管状活组织的厚度。因此,该尺寸的平均值可为 0.1-0.4mm、0.4-0.8mm、0.8-1.3mm、1.3-2mm、2-3mm、3-4mm、4-5mm、5mm 以上。所述空隙应比活组织的厚度稍小以不会对或组织

内的血液循环造成严重的影响,同时又能保证足够的摩擦接触。

[0029] 所述卡环的截面直径应优选比所述突起的截面直径小,然而在一些实例中所述卡环的截面直径与所述突起的截面直径相等甚或较之更大一些,因为所述活组织的厚度即使在挤压的状态下会叠加到所述突起的截面直径上,因而合计的总厚度防止所述卡环滑过所述突起。因此,在活组织特别厚的情况下,所述卡环的内截面直径甚至可以比所述突起的外截面直径更大一些。

[0030] 当然,仍然优选所述卡环由生物相容性材料制成,特别是以上提到的也适用于所述导管的那些材料。

[0031] 在所述组织连接器用于连接管状活组织材料相异的两端的情况下,所述组织连接器可具有两个上述的突起,所述卡环优选位于所述导管的各端的附近,同时优选具有至少两个各位于所述两个突起之间的卡环。当然,所述导管的每一端可设有多于一个卡环和/或多于一个突起。

[0032] 正如在开头提到的那样,本发明的组织连接器并不局限于在人的大肠末端处应用。它可有利地用在许多其他的应用中。

[0033] 例如,所述组织连接器可安置在人的食管中。在此情况下,所述组织连接器的导管的内径应在 2-3.5cm 之间以提供滑动配合。在所述导管和卡环之间的空隙应在 2.5-5mm 的范围内。

[0034] 在所述组织连接器与人的气管相连的情况下,内径应选在 1.5-2.5cm 之间,取决于人的气管中待连接的位置,以提供滑动配合。在所述导管和卡环之间的空隙应在 1-2mm 的范围内。

[0035] 在所述组织连接器安置在人的胃中时,所述导管的内径可在更大的范围内变化。所述导管和卡环之间的空隙应在 3.5-5mm 的范围内。

[0036] 所述组织连接器也可安置在人的胆囊中或胆囊连接出口的管道中。在此情况下,所述导管的内径应在 0.5-1.3cm 之间。所述导管和卡环之间的空隙应在 0.5-1.5mm 之间。

[0037] 在所述组织连接器安置在人的小肠中的情况下,所述导管内径应在 2-3cm 之间。导管和卡环之间的空隙应在 3-4mm 之间。

[0038] 在用于人的大肠的情况下,人的大肠的直径是可以大幅伸展的,所述导管的内径应在 3-5.5cm 之间以提供滑动配合。所述导管和卡环之间的空隙应在 2-3.5mm 的范围内。

[0039] 所述组织连接器还可安置在人的尿道中。在此情况下,所述导管的内径应在 0.4-0.8cm 之间。所述导管和卡环之间的空隙应在 0.5-1.5mm 之间。

[0040] 所述组织连接器还可安置在人的输尿管中,在此情况下所述导管的内径应选在 0.4-0.7cm 之间。所述导管与卡环之间的空隙应在 2-4mm 的范围内。

[0041] 所述组织连接器还可连至肾脏。为了将其滑动安置到肾盂部分,所述导管的内径应在 1-5cm 的范围内,这取决于人的肾盂中待连接的位置。所述导管和卡环之间的空隙应在 0.5-1.5mm 之间。

[0042] 所述组织连接器还可安置在人的血管中。在此情况下,所述导管的内径应选为大致近似于各血管的内径。例如,当血管特别小时,所述内径可选在 0.1-0.5cm 之间。所述组织连接器也可连至人的主动脉或心房或心室,在此情况下,所述导管的内径在 2-3cm 的范围内。所述导管和卡环之间的空隙应在 1-2mm 的范围内。

[0043] 所述组织连接器也可用作中段部分以代替部分的管状活组织,并且也可用以连接不同类型的管状活组织,如用于将第三者身体的生物移植体连至病患的器官的情况。

[0044] 所述组织连接器特别可用于并且适用于将其连至可植入式容器、可植入式泵、可植入式马达、可植入式医疗设备和生物植入体中的至少一个。这些人造物甚至可以通过与所述组织连接器整体成型或独立地连至所述组织连接器来构成所述组织连接器的一部分。所述容器、泵、马达和 / 或医疗设备也可并入位于所述导管的第一和第二端之间的所述组织连接器。

[0045] 所述生物移植体可为任何的移植体,如待用所述组织连接器连至病患主动脉和 / 或其他血管(肺动脉等)的移植的心脏。

[0046] 上述的容器可由生物移植体代替人造移植体构成,但也可由待植入容器的病患的组织材料制成。例如,所述容器可为粪便排泄物收集容器,如膀胱或小肠。

[0047] 所述容器也可用于病患需要的医疗药物的贮存器,并优选适于用至少一种医疗药物填充。这样的医疗药物贮存器可连至或不连至医疗设备,如可植入式药物传递设备,该医疗设备可另外包括用于将药物从所述贮存器泵送至病患体内的泵,可能还包括所述泵使用的马达。

[0048] 也可在具有或不具有泵、马达和 / 或容器的情况下将任何其他的可植入式医疗设备通过所述组织连接器连至病患的器官。这些可植入式医疗设备的实例有人造心脏、人造阴茎、人造膀胱、人造尿道、人造食管、人造气管等。生物移植体的实例包括膀胱、小肠、尿道、输尿管、肾、大肠、心脏、食管、气管、血管等。

[0049] 可在开放手术中或通过皮下手术将本发明的组织连接器植入人类或动物体内。无论是哪种情况,必须先切开皮肤,之后再在病患体内的管状活组织附近自由剖开(free-dissect)一处合适的位置,并且,在将所述组织连接器的导管的一端或两端与管状组织相连之后,在手术的最后至少需要缝合皮肤。

[0050] 当通过皮下手术植入所述组织连接器时,切开皮肤和在病患体内自由剖开合适的位置的步骤包括以下步骤:

[0051] - 向病患体内如胸部和腹部插入针状管,

[0052] - 通过所述针将气体充入病患体内,即充入胸腔或腹腔,

[0053] - 切开一锁孔,

[0054] - 通过所述锁孔向所述位置插入至少一个、优选两个腹腔镜套管针,

[0055] - 穿过所述至少一个套管针向所述位置,即向胸部或腹部内推进一个或多个医疗仪器,和

[0056] - 借助解剖工具剖开活组织的管状部分的一个区域,

[0057] - 可通过所述至少一个套管针或通过一独立的切口将所述组织连接器送至所述位置。

[0058] 现将联系如附图所示的一些本发明的优选实施方案对本发明进行更为详细的说明。

## 附图说明

[0059] 图 1 为一位病患的示意图,该病患带有一个与该病患的主动脉相连的组织连接器

和另一个与该病患的大肠末端相连的组织连接器。

[0060] 图 2a 和 2b 为在安装和连接状态下的所述组织连接器的第一实施方案的截面图。

[0061] 图 3a 和 3b 为在安装和连接状态下的所述组织连接器的第一实施方案的一个替换方案的截面图。

[0062] 图 4a 和 4b 示出了在安装和连接状态下的所述组织连接器的第二实施方案。

[0063] 图 5 示出了将活组织安置在所述组织连接器的自由末端上的一个替换方案。

[0064] 图 6a 和 6b 示出了近似于图 2a 和 2b 中所示的实施方案与图 5 所示的另外的安装方法的组合方案。

[0065] 图 7 示出了组织连接器的一个特定的实施方案,该组织连接器的两端均连至活组织。

### 具体实施方式

[0066] 图 1 示意性地示出了一位病患的身体 100,该人体带有连至病患的大肠 50 的末端的第一组织连接器 1 和从中间连接病患的两段主动脉 60 的第二组织连接器 1a。组织连接器 1 可将大肠 50 连至病患的肛门或可能包括排泄物收集容器的人造肛门。组织连接器 1a 可在其两端之间包括心脏瓣膜、血液泵、药物传递设备或类似装置。

[0067] 图 1 所示的组织连接器 1 和 1a 仅代表所述组织连接器在人体内或动物体内的许多不同的可能的位置和应用中的几个。可能的应用的其他实例已经在上文中另外概述。

[0068] 图 2a 和 2b 示出了在将组织连接器 1 安装到活组织 70 的管状部分的状态下的所述组织连接器 1 的第一实施方案。组织连接器 1 包括具有第一端 3 和第二端 4 的导管 2。在图 2a 中,导管 2 的第一端 3 已被插入活组织 70 的端部。导管 2 的内截面选为大致与管状活组织 70 的内截面相配合以不阻碍任何物质的流动。所述导管的通常为环形的壁 5 的厚度选择为提供足够的强度以保证所述导管在使用时受到的力不会使该导管塌陷,同时提供所需的足够的柔韧性。另一方面,由于必须在不损伤和不过度影响活组织 70 的端部 71 内的血液循环的前提下将所述活组织拉伸盖过导管 2 的外表面 6,因此所述厚度不应选得太大。

[0069] 将导管 2 的壁 5 向其前缘 7 锥形化。另外,将前缘 7 倒圆处理。这两个处理防止在将导管 2 插入活组织 70 的末端 71 中时对活组织 70 造成伤害。

[0070] 第二端 4 可作为并适于连至可植入式医疗设备、可植入式容器、可植入式泵、可植入式马达或上述装置的组合(总体用附图标记 200 表示)。它还可连至任何其他的可植入的设备 200。可植入的设备 200 甚至可以整合或连接至组织连接器 1 从而构成组织连接器 1 的一部分。

[0071] 可植入式设备 200 还可为替代病患的一个或多个器官的医疗设备,如人造膀胱,粪便排泄物的收集容器、人造尿道、人造心脏、人造食管、人造气管或类似器官。或者,导管 2 的第二端 4 可连至来自第三者身体的生物植入体,如膀胱、小肠、尿道、输尿管、肾脏、大肠、心脏、食管、气管、血管或类似器官。

[0072] 设备 200 还可包括用于部分或完全限制通过所述导管的流动的流量限制器。这一方案可能适于所述组织连接器位于病患的大肠末端的情况。

[0073] 设备 200 还可被设于组织连接器 1 和带有导管 2b 的第二组织连接器 1b 之间,如

图 2a 中用虚线所示。当设备 200 必须被设于病患的一个器官如血管内的情况下,这一配置方案是实用的,在此情况下,所述血管会被切断,并将设备 200 置于连至断开的血管的各个自由端的两个组织连接器 1 和 1b 之间。例如,设备 200 可以包括流量限制器,如人造心脏瓣膜或药物传递贮存器。

[0074] 除了导管 2 和任选的设备 200 之外,图 2a 中示出的实施方案的组织连接器 1 具有轴向延伸的、包围着导管 2 的部分外表面 6 与其紧密配合的柔性套管 10。可在刚好置入病患体内之前独立于导管 2 传送柔性套管 10 并将其覆于导管外表面 6 上。然而,优选为导管 2 设置柔性套管 10 作为单元体,优选通过粘接、熔接和 / 或钳接将柔性套管 10 固定于外表面 6 上。在粘接的情况下,可建议用例如底胶对外表面 6 进行预处理,这取决于待粘接在一起的材料结合物。

[0075] 在图 2a 中,柔性套管 10 卷在其自身之上,并可在活组织 70 的部分 71 上卷开以覆盖、密封和保护在导管 2 的第一端 3 上的该部分 71,如图 2b 所示。用缝合线 20 穿过组织部分 71 和柔性套管 10 的覆盖部分 11 以及导管 2 的壁 5 将组织部分 71 和柔性套管 10 的覆盖部分 11 固定在导管 2 的第一端 3 上,如在图 2b 中的虚线所示。

[0076] 柔性套管 10 为一种多层材料,包括多孔状长入层,以允许活组织长入。为此,它具有网状结构。在长入层 11 的顶部设有支撑层 12。支撑层 12 可具有一种或多种不同的功能。一种可能的功能是为长入层 11 提供支撑以使加工更为容易和 / 或防止所述长入层生长混乱 (fussing)。另外,支撑层 12 还可提供一些张力,由此在径向上施加挤压力以将组织部分 71 轻夹在导管 2 的外表面 6 上。为此,所述支撑层应具有适当的弹性。最后,所述支撑层可为组织部分 71 提供保护。

[0077] 优选地,所述支撑层应呈多孔状从而使组织部分 71 和病患体内的周围区域之间的交换能够进行。这对活组织材料向长入层 11 内的长入过程而言是一个重要方面。膨体聚四氟乙烯 (ePTFE) 是特别适合的,由于它是柔性的、惰性的,并且能够以任何希望的孔隙率制造。其它的生物相容性聚合物,如聚氨酯等,也是适合的。

[0078] 图 3a 和 3b 示出了组织连接器的第一实施方案的替换方案,该方案不同于图 2a 和 2b 中所示的连接器,其独特之处在于柔性套管 10 并不卷在其自身之上,而是代之以折叠在其自身之上。通过展开折起的套管 10 可以以与上述图 2a、2b 相关的讨论中所述的相同的方式将其覆于组织部分 71 之上,如图 3b 所示。

[0079] 图 4a 和 4b 示出了组织连接器的第二实施方案,其中柔性套管 10 被配置为使其能够折叠在其自身之上。更特别地,将导管 2 的第一端 3 插入活组织 70 的组织部分 71 中,插进的程度使组织部分 71 与柔性套管 10 的第一部分 13 重叠。柔性套管 10 未被组织部分 71 覆盖的其余部分 14 卷在其自身之上并可以卷开以覆盖组织部分 71。正如图 4b 所示的结果那样,柔性套管 10 折在其自身之上,同时组织部分 71 置于折叠着的套管 10 的中间。

[0080] 不同于之前所述的实施方案的是,将组织部分 71 缝合到导管 2 的壁 5 上的操作是在用柔性套管 10 的其余部分 14 覆盖组织部分 71 之前进行的。因此其余部分 14 密封住了所有由于缝合产生的穿刺孔。

[0081] 在所述第二实施方案的一个未显示的替换方案中,将导管 2 的第一端 3 插入组织部分 71 中,仅到使组织部分 71 不与套管 10 重叠的程度为止。因此,在卷开柔性套管 10 之后,仅有部分的折叠着的套管 10 将覆盖住组织部分 71。



[0082] 另外,尽管也没有示出,套管 10 的其余部分 14 并不一定需要如图 4a 所示的那样卷在其自身之上,但可能平摊在导管 2 的外表面 6 上,类似于图 3a 中所示的实施方案。

[0083] 正如会被认识到的那样,柔性套管 10 的部分 13 被安置在设于导管 2 的外表面 6 的周向槽中。当所述槽的深度与柔性套管 10 的厚度一致时,该方案是有利的。这将有助于将导管 2 的第一端 3 引入活组织 70。

[0084] 图 5 示出了固定导管 2 的一种可能方案,如将导管的第二端 4 连至活组织 80 的管状部分或一段软管,所述软管属于或连至医疗设备、容器或类似装置。因此,至少一个突起 15 在导管 2 的周向上围绕着至少部分的导管周长从所述导管的外表面 6 向外延伸。另外,至少一个卡环 30 松装在导管 2 的外表面 6 上使外表面 6 和卡环 30 之间具有间隙,设置这样的卡环以将管状活组织 80 (或所述软管)置入所述间隙中。所述卡环的内截面直径大致与突起 15 的外截面直径相等。这样的设置防止在将图 5 所示的活组织 80 置入所述空隙中时所述卡环滑过所述突起。

[0085] 当一个轴向力有相对于导管 2 的外表面 6 拉动管状活组织 80 的趋向时,卡环 30 将与管状组织 80 一起移动,由此将管状组织 80 压向突起 15,以阻止管状组织 80 发生任何进一步的滑动而越过突起 15。这即是自增强效应。

[0086] 这种锁定机构可与任意上述组织连接器的实施方案相结合。在这些变化方案中,仅有一个方案将在下文中结合图 6a 和 6b 进行示例性的说明。图 6a 和 6b 中示出的实施方案与图 2a 和 2b 的实施方案是基本上一致的,柔性套管 10 卷在其自身之上,然后卷开以覆盖住管状组织 80,在此例中,所述管状组织 80 在导管 2 的第二端 4 上覆盖得足够长以至于连突起 15 也被盖住了。在柔性套管 10 已卷开并盖住管状组织 80 之后,卡环 30 在柔性套管之上被推向突起 15。一段时间之后,缝合到管状组织 80 和导管 2 的壁 5 的线 20 (图 6a) 将被病患的身体吸收,并且在同一段时间内,活组织将在其内形成并将管状组织 80 连至柔性套管 10 的长入层 11。因此,当管状组织 80 有被拉离导管 2 的第二端 4 的趋势时,卡环 30 也会被移动,将管状组织 80 和柔性套管 10 压向突起 15 并由此防止管状组织 80 任何进一步的滑动而越过突起 15。卡环 30 和所述柔性套管的外表面之间的摩擦系数应比所述导管的外表面 6 相对于管状组织 80 的摩擦系数高。

[0087] 注意到柔性套管 10 在如图 6b 所示的卷开的状态下并不一定需要延伸至盖过突起 15,而是可以在距所述突起一段距离处结束。在此情况下,卡环 30 将不会将套管 10 夹在突起 15 处。

[0088] 上述的实施方案的说明主要涉及仅一端或两端用于与管状活组织相连的组织连接器。然而,正如之前也曾提到的那样,存在各种应用方式,其中所述组织连接器可与两段管状活组织相连,如当桥连两段相同的管状活组织或将管状活组织与生物移植体的组织相连时。为此,可根据任意上述实施方案设计所述组织连接器的导管 2 的第二端 4。图 7 即给出一个说明如何设计出这样的组织连接器的实例。由此,整体成型两个柔性套管 10 以形成单个的柔性套管 10a,套管 10 的每个均卷在其自身之上,类似于图 2a 中所示的实施方案。当然,所述两个柔性套管 10 可以彼此独立地设置。另外,突起 15 和卡环 30 可设在所述导管末端 3 和 4 的其中一端或同时设于上述两端。另外,可在所述两端 3 和 4 之间并入医疗设备、流量限制器或类似装置。

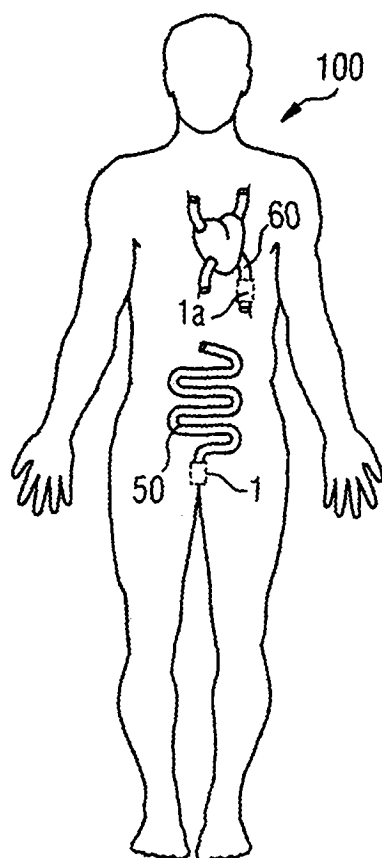


图 1

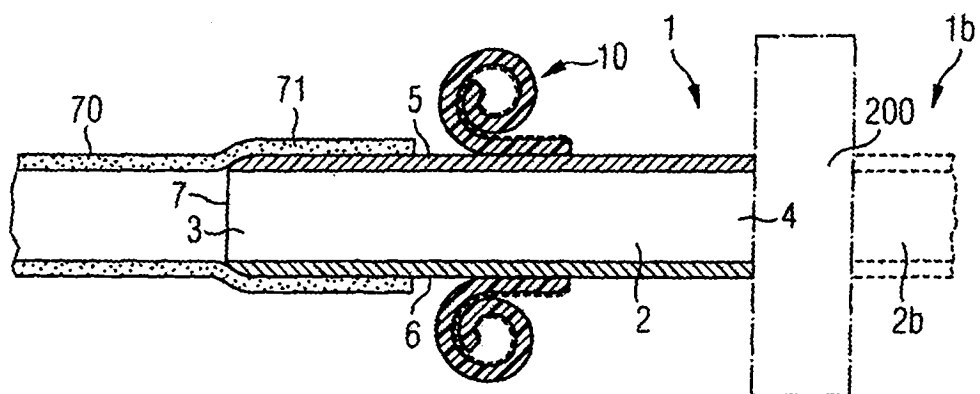


图 2A

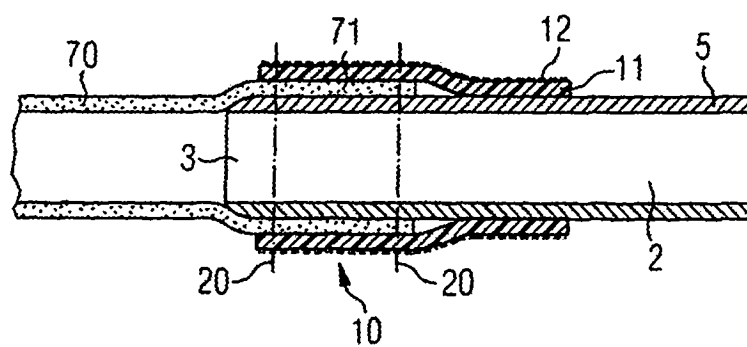


图 2B

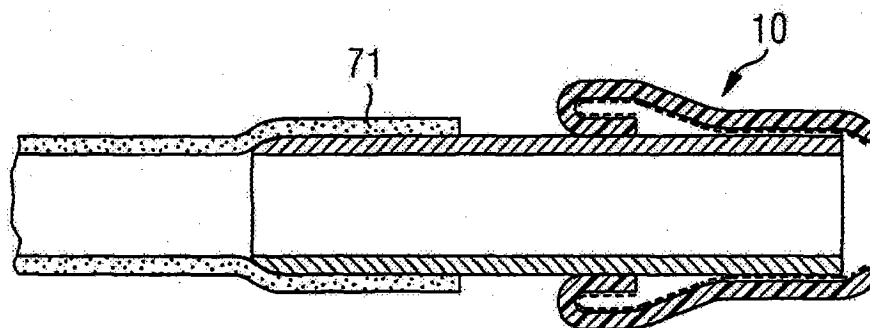


图 3A

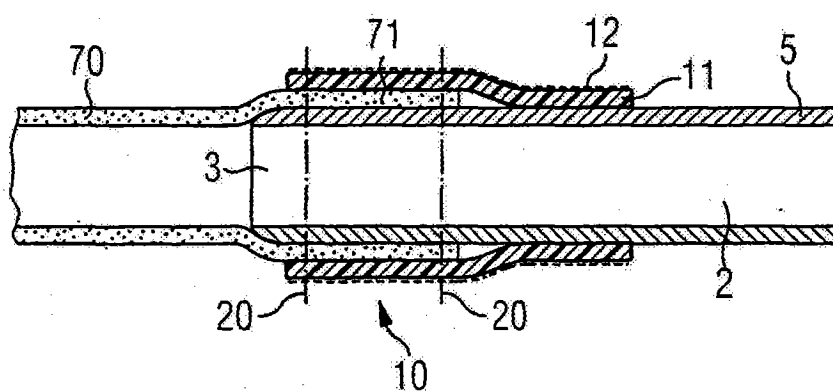


图 3B

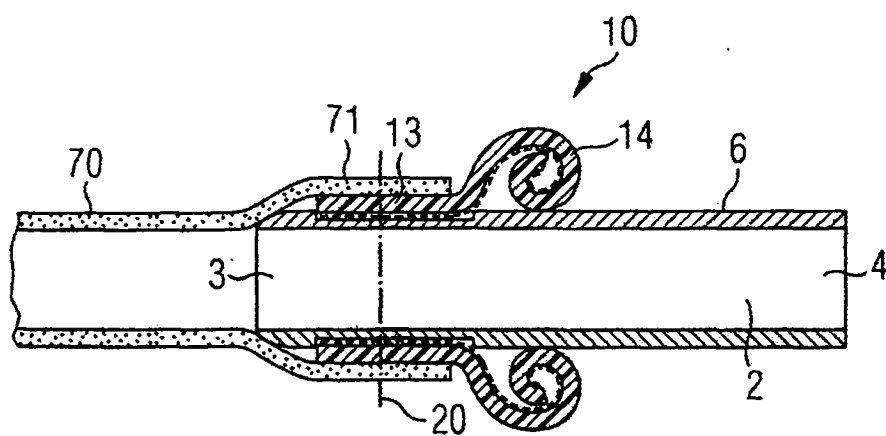


图 4A

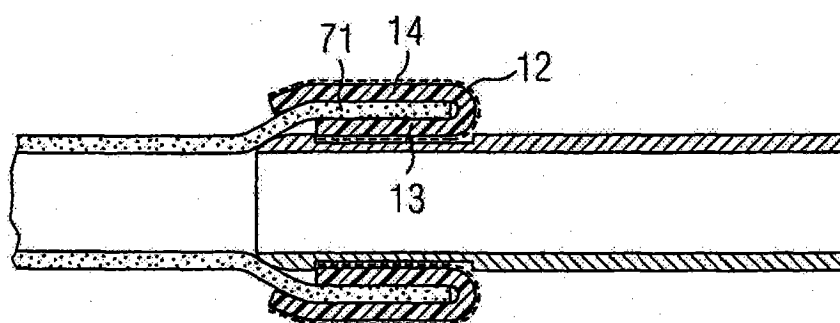


图 4B

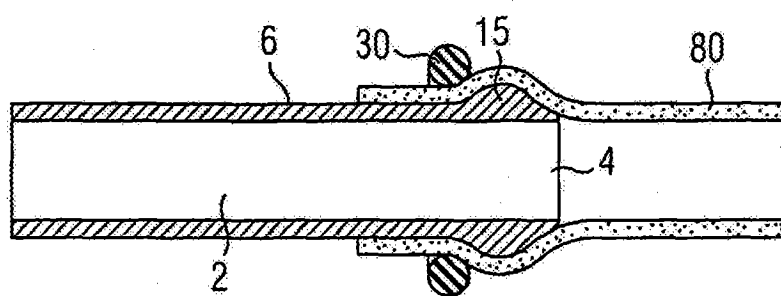


图 5

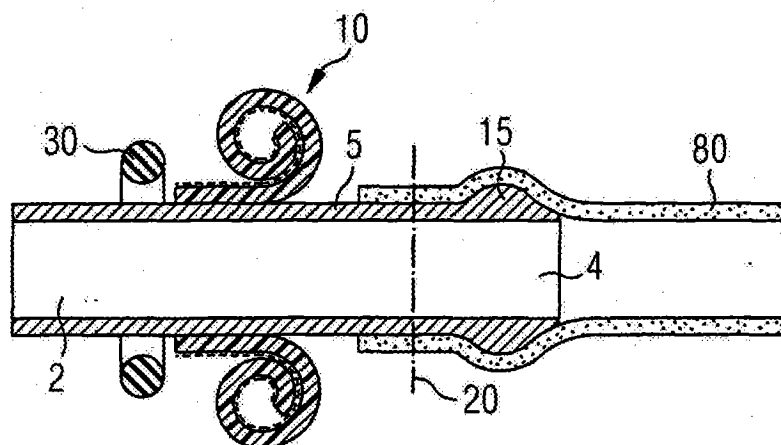


图 6A

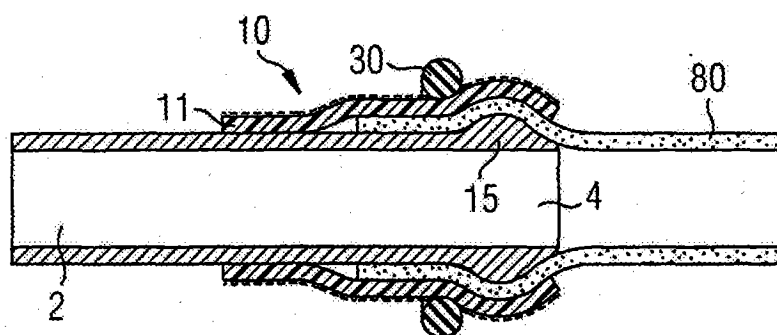


图 6B

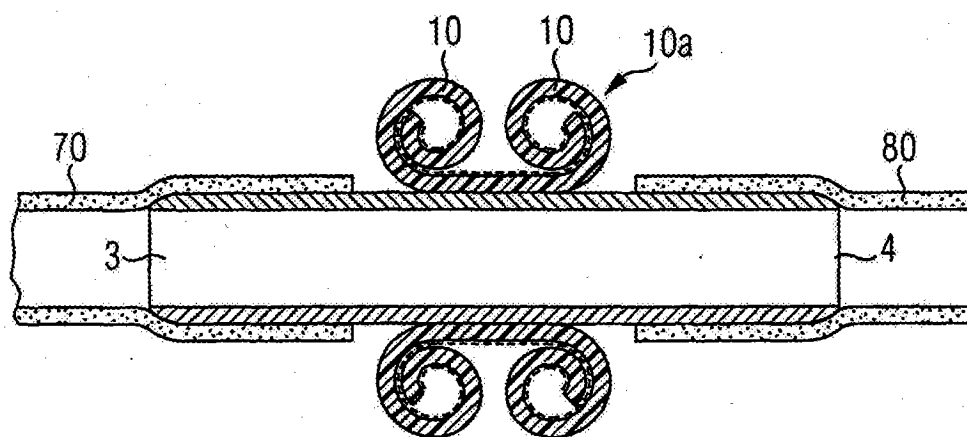


图 7

专利名称(译)	可植入式组织连接器		
公开(公告)号	<a href="#">CN101883539A</a>	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	CN200880118850.4	申请日	2008-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
[标]发明人	彼得福塞尔		
发明人	彼得·福塞尔		
IPC分类号	A61F2/06 A61B17/11 A61F5/00 A61F2/04 A61M39/10		
CPC分类号	A61F2/064 A61F2/04 A61B2017/1107 A61F2/0077 A61B17/1114 A61F2002/045 A61M2001/1008 A61M1/1008 A61M1/12		
代理人(译)	崔华		
优先权	60/960716 2007-10-11 US 60/960715 2007-10-11 US 60/960766 2007-10-12 US 60/960764 2007-10-12 US 60/960765 2007-10-12 US 60/960767 2007-10-12 US 60/960791 2007-10-15 US		
其他公开文献	CN101883539B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

一种可植入式组织连接器(1; 1a), 适于与病患体内(100)的活组织(70; 80)的管状部分相连, 包括导管(2)和至少一个柔性套管(10), 该柔性套管(10)适于轴向延伸, 并紧密包围着所述导管的外表面(6)的至少一部分。将所述导管插入活组织的管状部分中, 并将柔性套管覆于活组织的管状部分之上。本文描述了各种替代方案以说明如何能使所述活体组织不会从所述导管上滑脱。

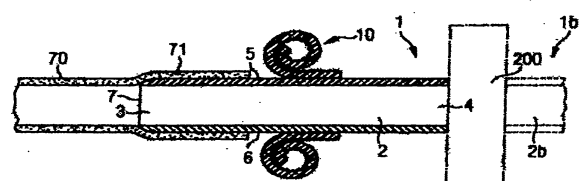


图 2A

