

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61F 2/06

A61B 17/32 A61M 25/06



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01808375.7

[43] 公开日 2003 年 6 月 18 日

[11] 公开号 CN 1424895A

[22] 申请日 2001.3.19 [21] 申请号 01808375.7

[30] 优先权

[32] 2000. 3.20 [33] SE [31] 0000900 - 1

[86] 国际申请 PCT/EP01/03104 2001.3.19

[87] 国际公布 WO01/70133 英 2001.9.27

[85] 进入国家阶段日期 2002.10.21

[71] 申请人 詹·奥托·索里姆

地址 瑞士施泰滕

[72] 发明人 詹·奥托·索里姆

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 李华英

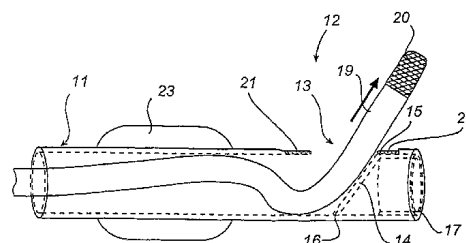
权利要求书 7 页 说明书 17 页 附图 18 页

[54] 发明名称 绕过动脉阻塞的方法和系统

[57] 摘要

一个用于绕过动脉(1)中阻塞(3)的导管系统, 它包括四个组件。这些组件是一个动脉导管、一个静脉超声导管、一个引导导丝系统、和最后的一个用作移植物的覆盖的斯滕特固定模(4)。绕开一个与静脉伴行的动脉(1)中的阻塞(3), 包括下列步骤: 在动脉(1)阻塞(3)近端的所述动脉(1)和所述静脉(2)之间, 形成第一个连接(6), 在动脉(1)阻塞(3)远端的所述动脉(1)和所述静脉(2)之间, 形成第二个连接(7), 引入一个覆盖的斯滕特固定模(4), 在其中阻塞(3)的近端穿过所述动脉(1), 穿过所述第一个连接(6)进入所述静脉(2), 经过所述静脉(2)到达并穿过所述的第二个连接(7), 并在其中阻塞(3)的远端进入所述动脉(1), 这样覆盖的斯滕特固定模(4)的近末端(9)位于动脉(1)阻塞(3)的近端, 而覆盖的斯滕特固定模(4)的远末端(10)位于动脉(1)阻塞(3)的远端, 并且将此覆盖的滕特

固定模(4)的近末端和远末端(9, 10)固定在此动脉(1)中。



ISSN 1008-4274

1. 一种绕过与静脉伴行的动脉中阻塞的方法，它包括下列步骤：

在动脉阻塞近端的所述动脉和所述静脉之间，形成第一个连接，

在动脉阻塞远端的所述动脉和所述静脉之间，形成第二个连接，

引入一个覆盖的斯滕特固定模在所述动脉中阻塞的近端穿过此动脉，穿过所述第一个连接进入所述静脉，经过所述静脉到达并穿过所述的第二个连接，并在所述动脉中阻塞的远端进入所述动脉，这样覆盖的斯滕特固定模的近末端位于动脉中阻塞的近端，而覆盖的斯滕特固定模的远末端位于动脉中阻塞的远端，并且

将此覆盖的斯滕特固定模的近末端和远末端固定在此动脉中。

2. 权利要求1的方法，它还包括：

将静脉中的那部分覆盖的斯滕特固定模膨胀，达到一个直径，该直径小于包绕该部分覆盖的斯滕特固定模的静脉的直径。

3. 按照权利要求1的方法，其中形成所述第一个连接的步骤包括：

引入第一个导管穿过动脉，所述的第一个导管在其远末端具有一个侧开口，

确定所述侧开口的位置，使其对着所述阻塞近端的所述静脉，

引入第一根治疗导丝穿过所述的第一个导管，所述的第一根治疗导丝具有一个活性末端，

向前移动第一治疗导丝的远末端，穿过所述第一个导管的侧开口，从动脉中出来并进入静脉，由此形成此第一个连接。

4. 按照权利要求3的方法，其中形成所述第二个连接的步骤包括：

引入第二个导管穿过静脉，所述的第二个导管在其远末端具有一个侧开口，

确定所述侧开口的位置，使其对着所述阻塞远端的所述动脉，

引入第二根治疗导丝穿过所述的第二个导管，所述的第二根治疗导丝具有一个活性末端，

向前移动第二治疗导丝的远末端，穿过所述第二个导管的侧开口，从

静脉中出来并进入所述阻塞远端的动脉，由此形成此第二个连接。

5. 按照权利要求 4 的方法，还包括下列步骤：抓住第一治疗导丝的远末端并将其回撤穿过静脉，然后将第一治疗导丝伸出穿过阻塞近端的动脉，穿过第一连接并穿过阻塞近端的静脉。

6. 按照权利要求 4 的方法，其中的第二导管是一个双腔导管，所述的第二治疗导丝被向前移动穿过第一个所述的腔，该方法还包括下列步骤：抓住第一治疗导丝的远末端并将其回撤穿过另一个所述的腔。

7. 按照权利要求 5 或 6 的方法，其中第一治疗导丝的远末端和第二治疗导丝的近末端在人体外彼此连接，并且第一治疗导丝被回撤穿过动脉，这样第二治疗导丝从阻塞远端的动脉伸出，穿过第二个连接，经过静脉到达并穿过第一个连接，并进入阻塞近端的动脉，最终沿着阻塞近端的动脉行进。

8. 按照权利要求 7 的方法，其中将覆盖的斯滕特固定模附着在第二治疗导丝上引入，以绕开阻塞。

9. 按照权利要求 8 的方法，其中覆盖的斯滕特固定模通过膨胀而固定。

10. 按照权利要求 9 的方法，其中借助一个气囊膨胀覆盖的斯滕特固定模。

11. 按照权利要求 3 的方法，其中确定所述第一导管侧开口的位置，使其对着所述阻塞近端的所述静脉的步骤包括：将一个探测器引入该静脉，用于探测第一导管侧开口的位置，其中该探测器包括一个成像形式，它选自超声波、MRI、OCT、血管造影术、放射照相术、磁体或电磁铁。

12. 按照权利要求 11 的方法，其中首先应用探测器探测动脉中阻塞的位置，然后探测第一导管侧开口的位置。

13. 按照权利要求 11 或 12 的方法，其中超声转换器用作位置探测器，并且将一种超声反射标记安装在第一导管的一个相对于其远末端侧开口的一个预定位置上。

14. 按照权利要求 4 的方法，其中确定所述第二导管侧开口的位置，使其对着所述阻塞远端的所述动脉的步骤包括：在第二导管上并且接近

其侧开口的位置安装一个探测器，用于探测阻塞远端的动脉位置，其中该探测器包括一个成像形式，它选自超声波、MRI、OCT、血管造影术、放射照相术、磁体或电磁铁。

15. 按照权利要求 3 的方法，其中确定所述第一导管侧开口的位置，使其对着所述阻塞近端的所述静脉的步骤包括：在第一导管上，并且接近其侧开口的位置安装一个探测器，用于探测阻塞近端的静脉位置，其中该探测器包括一个成像形式，它选自超声波、MRI、OCT、血管造影术、放射照相术、磁体或电磁铁。

16. 按照权利要求 14 的方法，其中的超声转换器用作第二导管上的位置探测器。

17. 按照权利要求 15 的方法，其中的超声转换器用作第一导管上的位置探测器。

18. 按照权利要求 14 或 15 的方法，其中的位置探测器能够观察一个有限的扇区，并且具有分别透过和描绘静脉和动脉外结构的强度。

19. 按照权利要求 14 或 15 的方法，其中的位置探测器能够观察导管周围 360°，并且具有分别透过和描绘静脉和动脉外结构的强度。

20. 按照权利要求 3 的方法，其中通过一个将第一导管末端固定至相应动脉的气囊，固定对着所述静脉的所述第一导管的所述侧开口的位置。

21. 按照权利要求 4 的方法，其中通过一个将第二导管末端固定至相应静脉的气囊，固定对着所述动脉的所述第二导管的所述侧开口的位置。

22. 一种绕过与静脉伴行的动脉中阻塞的方法，它包括下列步骤：
提供一个覆盖的斯滕特固定模，它具有一个近末端和一个远末端，
将覆盖的斯滕特固定模置于所述静脉内，使其近末端引入阻塞近端的所述动脉中，并且使其远末端引入阻塞远端的所述动脉中，

将此覆盖的斯滕特固定模的近末端与阻塞近端的动脉连接，并且
将此覆盖的斯滕特固定模的远末端与阻塞远端的动脉连接。

23. 按照权利要求 22 的方法，它还包括：

保持覆盖的斯滕特固定模被静脉包绕的部分的直径小于这部分静脉的直径。

24. 一种用于绕开动脉中阻塞的导管系统，包括：

一个用于引入所述动脉的动脉导管(11)，该动脉导管的远末端(12)具有侧开口(13)，该侧开口位于所述动脉中阻塞近端，

一个与侧开口(13)的远端边缘(15)连接的挡板(14)，所述的挡板(14)向动脉导管(11)的对侧倾斜，并且具有一个自由末端(16)，该自由末端位于所述远端边缘(15)的近端，以及

一个在其远末端具有一个切割尖(20)的导丝(19)，向前移动所述导丝，穿过动脉导管(11)，以便使切割尖(20)通过动脉导管(11)的远末端(12)的侧开口(13)伸出来，并由此通过动脉壁从侧面伸出。

25. 按照权利要求 24 的导管系统，其中的挡板(14)易于弯曲至一个基本上覆盖动脉导管(11)的侧开口(13)的位置。

26. 按照权利要求 23 的导管系统，它还包括一个旋转位置指示器(21)。

27. 按照权利要求 26 的导管系统，其中旋转位置指示器(21)包括一种超声反射材料，该材料位于相对于动脉导管(11)侧开口(13)的一个预定的位置。

28. 按照权利要求 27 的导管系统，其中的超声反射材料(21)至少部分环绕动脉导管(11)的侧开口(13)。

29. 按照权利要求 24 的导管系统，它还包括一个可膨胀的气囊(23)，该气囊用于将动脉导管(11)的远末端(12)与一个其被引入的动脉相对固定。

30. 按照权利要求 26 的导管系统，它还包括一个导管(25; 25')，该导管用于引入一个与所述动脉伴行的静脉，并具有一个探测器(22)，该探测器可以感应旋转位置指示器(21)。

31. 按照权利要求 27 的导管系统，它还包括一个静脉内导管(25; 25')，该静脉内导管用于引入一个与所述动脉伴行的静脉。

32. 按照权利要求 31 的导管系统，其中的静脉内导管是一个超声导管(25; 25')，该超声导管含有一个超声转换器(22)，该超声转换器用于探测动脉中阻塞的位置，并且用于当将动脉导管引入所述动脉时，监控

动脉导管(11)侧开口(13)的定位以便朝向该静脉。

33. 按照权利要求 31 或 32 的导管系统, 其中静脉内导管(25)包括两个平行腔(26、28; 205、210), 其中之一(26; 205)具有一个轴向远端开口(27), 另一个(28; 210)具有一个侧向开口(29; 33)。

34. 按照权利要求 33 的导管系统, 其中的侧向开口(29)是所述平行腔中的另一个(28)的远端开口。

35. 按照权利要求 33 的导管系统, 它还包括一个与侧向开口(29)的远端边缘相连接的挡板(34), 所述的挡板向另一个所述的平行腔(210)的对侧倾斜, 并且具有一个自由末端, 该自由末端位于所述远端边缘的近端。

36. 按照权利要求 35 的导管系统, 其中的挡板(34)能弯曲至一个基本上覆盖另一个所述平行腔(210)的侧向开口(33)的位置。

37. 按照权利要求 36 的导管系统, 其中所述的另一个平行腔(210)还具有一个轴向的远端开口。

38. 按照权利要求 32 的导管系统, 其中的超声转换器(22)侧面基本上指向超声导管(25)的侧向开口(29)的方向。

39. 按照权利要求 38 的导管系统, 其中的超声转换器(22)位于侧向开口(29)的远端。

40. 按照权利要求 31 的导管系统, 它还包括一个可充气的气囊(30), 该气囊用于将静脉内导管(25; 25')的远末端与一个其被引入的静脉相对固定。

41. 权利要求 1 的方法, 其中形成第一连接和形成第二连接的步骤包括: 用一个导管形成第一和第二这两个连接。

42. 权利要求 1 的方法, 其中用一个导管形成第一和第二这两个连接的步骤包括:

将导管引入阻塞近端的动脉, 此导管在其远末端具有一个远端开口和一个侧开口, 并且具有一个与侧开口的远端边缘连接的挡板, 所述的挡板向导管的对侧倾斜, 并且能够弯曲至一个基本上覆盖侧开口的位置,

确定所述侧开口的位置, 使其面对所述阻塞近端的所述静脉,

引入一个治疗导丝穿过所述导管，所述治疗导丝具有一个活性末端，并且

向前移动治疗导丝的远末端，穿过所述导管的侧开口，穿出动脉并进入静脉，由此形成第一个连接。

43. 权利要求 42 的方法，还包括从动脉中取出导管。

44. 权利要求 43 的方法，还包括：再引入导管的远端开口，超过治疗导丝，直至侧开口位于动脉中阻塞远端的静脉内，此治疗导丝使挡板弯曲至一个基本上覆盖侧开口的位置。

45. 权利要求 44 的方法，还包括：将治疗导丝的远末端回撤至挡板近端的位置，由此使挡板恢复向导管对侧的倾斜。

46. 权利要求 45 的方法，还包括：确定导管侧开口的位置，使其面对阻塞远端的动脉，并且

再次向前移动治疗导丝，穿过导管的侧开口，从静脉中出来并返回到阻塞远端的动脉，由此形成第二个连接。

47. 权利要求 46 的方法，还包括从静脉和动脉中取出导管。

48. 权利要求 47 的方法，其中导管包括一个易弯曲的远端区域，以便在取出过程中使创伤最小化。

49. 权利要求 43 的方法，其中导管还包括一个另外的腔。

50. 权利要求 49 的方法，其中另外的腔选自亚腔（hypotube）和快速交换腔。

51. 权利要求 49 的方法，还包括：经过另外的腔，向前移动导管，超过治疗导丝，直至其侧开口位于动脉中阻塞远端的静脉内。

52. 权利要求 51 的方法，还包括：

确定导管侧开口的位置，使其对着阻塞远端的动脉，并且

向前移动第二治疗导丝，通过导管的侧开口，从静脉出来并返回至阻塞远端的动脉中，由此形成第二个连接。

53. 权利要求 52 的方法，还包括：

从静脉和动脉中取出导管，并且

从静脉和动脉中取出治疗导丝，同时将第二治疗导丝留在适当的位

置。

54. 一个用于绕开动脉中阻塞的导管系统，该导管系统包括：

一个导管(200)，它包括一个第一腔(205)和一个第二腔(210)，第一腔(205)具有一个轴向的末端开口，

第二腔(210)具有一个末端开口和一个侧向开口(33)，一个与侧向开口(33)的远端边缘相连接的挡板(34)，所述的挡板(34)向第二腔(210)的对侧倾斜，并且易于弯曲至一个基本上覆盖侧开口的位置。

绕过动脉阻塞的方法和系统

本发明的背景技术

本发明涉及一种绕过动脉中的阻塞或闭塞的方法。本发明还涉及一种导管系统，该系统用于绕过动脉中这样一种阻塞或闭塞。

目前，冠状动脉疾病是导致死亡最常见的疾病。除此之外，更多的人则遭受这种疾病所带来的痛苦和不适。导致这些问题的原因主要是为心肌提供能量和氧的动脉中的局限性闭塞，也称为狭窄。当这种提供停止或不足时，肌肉组织则出现疼痛或死亡。

现在，通过扩张气囊，几乎所有的这些动脉的不完全阻塞均得到了治疗。在这种方法中，将气囊放在阻塞处，并给其充气，由此使血管的阻塞位置增宽，新鲜的动脉血又可再次通过。目前借助一种所谓的斯滕特固定模可固定并控制在这种经皮经动脉冠脉成形术（PTCA）后血管壁中形成不规则。这种斯滕特固定模，例如为一种金属圆柱，当将它放在血管接受治疗的区域上时，用同样的方法也可使其膨胀，这样它压迫血管壁，并保留在那里充当一种支架。

但是，必须打开血管狭窄部分，以便能用气囊治疗这种阻塞。对于大约一半的冠脉死亡患者来说是这种情况。另一半将必须接受冠状动脉分流术。在这种手术中，借助一种通常取自患者本人的管道分流（或绕过）血管的阻塞，借此将新鲜血液从另一个动脉的上游，通过一个新的通道绕过阻塞区，导入这样一段死亡血管的远端部分。

每年在西方大约有一百万人接受气囊治疗，另有一百万人进行冠状动脉分流术。这种手术通常需要应用体外循环、人工心肺机、全麻、开胸和手术后长期的恢复时间。然而，进行了PTCA后，患者可在第二天出院，这是因为不需要任何麻醉，而且也不进行任何大手术。

按照 Joshua Makower 的美国专利第 5,830,222 号，通过将一个静脉的远端部分动脉化，而获得经皮血管再形成，这样，血液从一个阻塞的

动脉流出，并以一种逆行的方式在此静脉的远端流动；或者通过简单地将此静脉的一部分用作旁路移植物，由此将远离此部分的静脉部分切除。因此，在这两种情况中，均阻碍了此静脉远端部分的正常功能，这样可导致血液从静脉切除远端区域排出出现问题。

本发明的总结

本发明的一个主要目的是为目前接受外科手术的许多患者提供一种新的可能：用一种与 PTCA 相似的方法进行治疗，即在清醒状态下进行治疗，而且即使有问题的动脉完全阻塞，也不进行任何麻醉和大手术。

本发明的另一个目的是，在不破坏动脉阻塞或闭塞处远端静脉功能的情况下，提供这种手术。

这个目的是在解剖学特性的基础上获得的，即人体中的大多数动脉与从动脉所提供的相同区域中回流血液的静脉非常接近。

在心脏中，动脉和静脉通常互相非常靠近，它们之间存在着联系。而且可非常容易地进入心脏的静脉系统，因为冠脉窦，心脏静脉引流的终点，可容易地进入右心房，它距离患者颈部仅 20cm 左右，而且它与颈部的大颈静脉连接。

另外，对于本发明非常重要的观察是静脉的直径通常比动脉的直径大得多。按照本发明，应用直径小于静脉的覆盖（covered）的斯滕特固定模，在不阻塞静脉本身的情况下，可分流相邻动脉中的阻塞。因此将覆盖的斯滕特固定模放在静脉中，它的末端与相邻动脉阻塞位置的任一边连接。

在此文中，覆盖的斯滕特固定模实际上与一个血管移植物或者一个应用了斯滕特固定模的血管移植物相当。在本申请中，可将一个覆盖的斯滕特固定模理解为一个可弯曲、可膨胀的，而且可保持其膨胀形状的一种管道。

更准确地说，通过后面独立权利要求中所要求的一种方法和一种导管系统，可达到本发明的上述目的。从属权利要求中明确了本发明的优选实施方式。

因此，绕开一个与静脉伴行的动脉中阻塞的方法，它包括下列步骤：

在所述动脉和所述静脉之间，在动脉阻塞处的近端，形成第一个连接；在所述动脉和所述静脉之间，在动脉阻塞处的远端，形成第二个连接；通过所述动脉阻塞处的近端，通过所述第一个连接，将一个覆盖的斯滕特固定模引入所述静脉；经过所述静脉，并通过所述的第二个连接，将斯滕特固定模引入所述动脉阻塞处的远端。这样，覆盖的斯滕特固定模的近端位于动脉阻塞处的近端，覆盖的斯滕特固定模的远端位于动脉阻塞处的远端，并且将此覆盖的斯滕特固定模的近端和远端固定在此动脉中。

所述的第一个连接的形成优选包括：引入第一个导管通过动脉，所述的第一个导管在其末端具有一个侧开口；将所述侧开口朝向所述阻塞近端的静脉；引入第一根治疗导丝通过所述的第一个导管，所述的第一根治疗导丝具有一个活性末端；向前移动第一根治疗导丝的末端通过所述第一个导管的侧开口，从动脉中穿出，并进入静脉中，这样便形成了第一个连接。

所述的第二个连接的形成优选包括：引入第二个导管通过静脉，所述的第二个导管在其末端具有一个侧开口；将所述侧开口朝向所述阻塞远端的动脉；引入第二根治疗导丝通过所述的第二个导管，所述的第二根治疗导丝具有一个活性末端；向前移动第二根治疗导丝的远末端通过所述第二个导管的侧开口，从静脉中穿出，并进入所述阻塞远端的动脉中，这样便形成了第二个连接。

最优选的包括这样的步骤：抓住第一根治疗导丝的远端，并将其回撤穿过静脉，然后第一根治疗导丝穿过阻塞近端的动脉、穿过第一个连接，并穿过阻塞近端的静脉。因此，从静脉中伸出的第一和第二根治疗导丝的近末端可彼此互相连接，优选在体外互相连接，而且第一根治疗导丝可回撤穿过动脉，这样第二根治疗导丝从阻塞远端的动脉，穿过第二个连接，经过静脉，穿过第一个连接，并进入阻塞近端的动脉，并最终与该阻塞近端的动脉平行向前。

最后，覆盖的斯滕特固定模可以附着在第二治疗导丝上引入以用于绕开阻塞，并通过斯滕特固定模的膨胀被固定，优选通过一个气囊。

应当注明的是：斯滕特固定模应当膨胀至一个直径（或横截面积），该直径（或一个横截面积）小于包绕部分覆盖的斯滕特固定模的静脉的直径（或横截面积）。因此，在静脉中保留另外的自由腔隙，用于血液本身在静脉中流动。

为了给所述第一导管的侧开口定位，以便对着所述阻塞近端的所述静脉，可以将一个探测器引入静脉中，用于探测第一导管侧开口的位置。这种探测器首先用于探测动脉阻塞的位置，然后用于探测第一导管侧开口的位置。

该位置探测器可以是一个超声波转换器，它可以用于探测一个超声反射标记，该位置探测器被安装在第一导管的一个相对于其远末端侧开口的一个预定位置上。但是，可以使用本领域中已知的任何其他类型的位置指示技术，例如MRI、OCT、血管造影术和放射照相术。

优选将位置探测器置于第二导管上，并且还可以用于给所述第二导管的侧开口进行定位，以便使其对着所述阻塞远端的所述动脉。该探测器优选置于侧开口的附近，用于确定阻塞远端动脉的位置。

该位置探测器能够观察到一个更有限的扇区，和/或导管周围360°。而且，该位置探测器还应当能够穿透和描绘其定位血管外的结构，即能够超出那血管的壁并进入邻近组织或血管。

按照本发明，一种绕开与静脉伴行的动脉阻塞的方法，还可以包括下列步骤：提供一个具有一个近末端和一个远末端的覆盖的斯滕特固定模，安置所述静脉内的覆盖的斯滕特固定模，该斯滕特固定模具有一个近末端和一个远末端，近末端被引入阻塞近端的所述动脉中，远末端被引入阻塞远端的所述动脉中，将此覆盖的斯滕特固定模的近末端与阻塞近端的动脉连接，并且将此覆盖的斯滕特固定模的远末端与阻塞远端的动脉连接。

使用的斯滕特固定模的直径，应当优选小于包绕部分覆盖的斯滕特固定模的静脉的直径。

本发明的用于绕开动脉阻塞并进行上述方法的导管系统，优选包括四个组件。这些组件是一个动脉导管、一个静脉内导管、一个引导系统以

及最后的被用作移植物的覆盖的斯滕特固定模。

按照本发明，导管系统包括一个动脉导管和一个导丝，该动脉导管用于引入所述动脉，其远末端具有一个侧开口，位于所述动脉阻塞近端。导丝在其远末端具有一个切割尖，所述的导丝可以向前移动，穿过动脉导管，使切割尖凸出，经过动脉导管远末端的侧开口出来，并由此从侧面出来穿过动脉壁。

该动脉导管可以具有一个挡板，该挡板与侧开口的远端边缘相连接，所述的挡板向动脉导管的对侧倾斜，并具有一个所述远端边缘近端的自由末端。优选地，该挡板能弯曲至一个基本上覆盖动脉导管侧开口的位置。

该导管系统可以使用超声波或用来确定位置的其他技术。可以将一种超声波反射材料固定在一个相对于动脉导管侧开口的预定位置。优选地，将这种超声波反射材料至少部分地环绕在动脉导管的侧开口上。

该导管系统还可以包括一个超声导管，该超声导管用于引入一个沿着所述动脉延伸的静脉中，该超声导管还包括一个超声转换器，该超声波转换器用于确定动脉中阻塞位置，以及用于当被引入所述动脉时，监控动脉导管的侧开口位置，使之面对该静脉。

优选地，该超声波转换器侧面基本上直接指向侧向远端开口的方向，并且被置于侧向开口的远端。或者，还可以使用采用其他成像形式的导管。

应当注明的是：本发明可以用于体内任何动脉和其相邻的静脉，并非专门用于心脏中的成对的动脉和静脉。

附图的简要说明

附图 1 说明了人体心脏的解剖。

附图 2 说明了一个按照本发明完成的连接，用于绕开心脏动脉阻塞。

附图 3 是第一导管的一个实施方式远端部分的上平面图，该导管被设计为一种按照本发明的动脉导管，该导管在按照本发明绕开动脉阻塞的方法中使用。

附图 4 是附图 3 所示的第一导管的纵剖面图。

附图 5 是附图 3 所示的第一导管的正视图，并且还说明了一根引入并穿过导管远端开口的导丝。

附图 6 是附图 3 所示的第一导管的正视图，并且还说明了一根具有活性头的导丝，该导丝从导管的近端引入并从导管的侧开口穿出。

附图 7 和 8 说明了第一导管挡板装置的两种位置。

附图 9 是第二导管第一实施方式远端部分的上平面图，该导管具有两个腔并且被设计为一种按照本发明的静脉超声导管，该导管在按照本发明绕开动脉阻塞的方法中使用。

附图 10 是附图 9 所示的第二导管的第一实施方式的正视图。

附图 11 是附图 9 所示的第二导管的第一实施方式的正视图，并且还说明了两根被引入穿过它们的腔的导丝。

附图 12 是第二导管第二实施方式远端部分的上平面图，该导管具有一个单腔并且被设计为一种按照本发明的静脉超声导管，该导管在按照本发明绕开动脉阻塞的方法中使用。

附图 13 是附图 12 所示的第二导管的第二实施方式的纵剖面图。

附图 14 和 15 说明了本发明用于连接治疗导丝或其部分的一个锁结构。

附图 16-32 说明了完成放置一个如附图 2 所示的连接步骤。

附图 33 是第二导管第三实施方式远端部分的上平面图，该导管具有两个腔并且被设计为一种按照本发明的静脉超声导管，该导管在按照本发明绕开动脉阻塞的方法中使用。

附图 34 是附图 33 所示的第二导管的第三实施方式的侧剖面图。

附图 35-47 说明了完成放置一个如附图 2 所示的连接并使用如附图 33-34 所示的静脉超声导管的步骤。

附图 48-56 说明了另一种方法的步骤，该方法使用一个附图 12-13 的本发明的导管，该导管用于放置一个如附图 2 所示的连接。

附图 57 和 58 说明了一个捕获器的两个实施方式，该捕获器用于进行如附图 2 所示的连接。

优选实施方式的说明

如上所述,一个解剖学特性是人体中的大多数动脉均与一个静脉非常接近,该静脉从由此动脉供给的相同区中回流血液。而且,静脉的直径通常远远大于动脉的直径,这个观察对于本发明非常重要,因而本发明利用了这样一种宽的静脉作为航行的媒介,用于适当安置覆盖的斯滕特固定模,而且留出静脉的一些空间(直径),用于在不阻碍静脉本身血流的情况下,通过一个新的管道,该管道越过邻近动脉的阻塞。

附图 1 显示了从前方所观察到的心脏的解剖,并显示了动脉 1 和静脉 2 之间的邻近关系。这种邻近关系在心脏后方的静脉和动脉之间也是如此,并且在身体的许多外周位置也是如此。

附图 2 说明了一个完成的绕开心脏动脉 1 阻塞 3 的连接。此连接包括一个覆盖的斯滕特印模 4,它从阻塞 3 的动脉上游的第一位点 5 内延伸,经过一个连接 6,从动脉 1 出来,进入相邻的静脉 2,在静脉 2 内,绕过相邻的动脉 1 中的阻塞 3,经过一个连接 7,从静脉 2 出来并回到相邻的动脉 1,并到达在阻塞 3 动脉 1 下游内的第二位点 8。覆盖的斯滕特固定模 4 的近末端 9 至少在第一位点 5 被固定在动脉 1 中,而且覆盖的斯滕特固定模 4 的远末端 10 至少在第二位点 8 被固定在动脉 1 中。该覆盖的斯滕特固定模 4 的横截面积小于静脉 3 的横截面积,因此,静脉 3 仍可以使血流向右心房流回,越过相邻的动脉 1 中的阻塞。同时,血流可以从心脏经过动脉 1,到达阻塞 3 上游覆盖的斯滕特固定模 4,并经过该覆盖的斯滕特固定模 4 到达阻塞 3 下游的动脉 1,然后出来,进入动脉 1 的分支。

附图 3-15 说明了一个可以用于进行本发明方法的仪器系统的优选实施方式,在此方法中,可以获得如附图 2 所示的完成的连接。这种系统中最必需的部分是如附图 3-13 所述的一个动脉导管和一个静脉内导管。

本发明的仪器系统的优选实施方式还包括一个引导系统,该系统包括常规的引导导丝和据有如附图 14 和 15 所示的锁结构的治疗导丝。

附图 3-7 说明了动脉导管 11 的第一个实施方式,该动脉导管在其远末端具有一个侧开口 13。一个挡板或舌 14 在侧开口 13 的远端边缘 15 与导管 11 连接。此挡板 14 向动脉导管 11 的对侧倾斜,并具有一个位于

远端边缘 15 近端的自由末端 16。

因而，一根被引导向远末端 12 的方向穿过动脉导管的导丝，将由于挡板 14 的遮挡而发生偏斜，而从侧开口 13 中穿出来。

动脉导管 11 还在其远末端具有一个轴向的开口 17，而且，挡板 14 优选能弯曲至一个基本上覆盖侧开口 13 的位置。因此，可以将导丝 18 引入动脉导管 11，或者，或者反过来也一样，经过开口 17 并经过之后将向侧开口 13 偏斜的挡板 14，如附图 5 所示。

当使用一个插入动脉例如附图 2 中的动脉 1 的动脉导管 11 时，侧开口 13 的位置对着直接处于阻塞 3 上游的邻近静脉 2。然后，将一个具切割尖 20 的导丝 19 插入，穿过动脉导管 11，使切割尖 20 由于挡板 14 而向侧面发生偏斜，从侧开口 13 中出来，穿过动脉 1 的壁和邻近静脉 3 的壁，进入此静脉 3。该切割或活性末端或尖端 20 能够切割穿过血管壁，并且可以使用射频能、激光能、一个锋利的末端、或本领域中已知的其他的切割技术。

为了能够完成这种操作，应当能够确定位于动脉导管 11 远末端 12 的侧开口 13 的旋转位置在一个其中插有动脉导管 11 的动脉内。优选地，通过将一个旋转位置指示器 21 固定在动脉导管的远末端上，并将一个探测器 22(参照附图 9-13)引入穿过邻近静脉到达一个靠近旋转位置指示器 21 的位置，而达到这个目的，这种探测器 22 对旋转位置指示器 21 的旋转位置敏感。

而且，在动脉导管 11 的远端部分安装一个气囊。当通过旋转位置探测器 22 确定动脉导管 11 的远端开口 13 的旋转位置对着邻近的静脉时，给该气囊充气。因此，动脉导管 11 与它的邻近静脉的位置是相对固定的。

作为一种优选的实施例，旋转位置指示器 21 可以是一种超声反射材料，例如为了至少覆盖远端开口 13 的周围边缘部分而将它非同轴地安装在靠近远端开口 13 的动脉导管 11 上。在这种情况下，探测器 22 应当包括一种超声头，它能够探测动脉导管 11 的旋转位置。

当然可以使用其他类型的指示器和探测器，例如一种磁性指示器和一种磁性探测器。每种类型的指示器和探测器可以单独使用或与其他类型

的指示器或探测器联合使用。

动脉导管 11 的材料还可以是这样一种材料，它能够允许对它的远末端 12 的旋转位置进行探测，作为开口 13 和/或挡板 14 存在的结果，开口 13 和/或挡板 14 本身与动脉导管的中心轴不是同轴的。因此，这样可以免除为了指示动脉导管的旋转位置，而在该动脉导管 11 的远末端 12 中使用任何额外的材料。

附图 7 和 8 说明了一个示范的挡板 14 的设计。更准确地说，将挡板 14 与一个环 24 固定，该环可以被插入导管 11 的开口 17 内，并在邻近开口 13 的位置固定，如附图 4-6 所示。附图 7 显示了处于倾斜位置的挡板 14，而附图 8 显示了处于朝开口 13 向上弯曲位置的挡板 14。挡板 14 的其他实施方式，例如一个整合于导管中的挡板，对本领域中的普通技术人员是显而易见的。

静脉超声治疗导管 25 的第一个实施方式，在附图 9-11 中说明。这种导管 25 是一个典型的双腔型的血管造影术导管，其中第一个腔 26 具有一个轴向远端开口 27，而第二个腔 28 具有一个基本上侧向的远端开口 29。该导管 25 还具有一个组成所述探测器 22 的超声头，而且基本上朝向与第二个腔 28 的远端开口 29 相同的侧面方向。最后，导管 25 具有一个气囊 30，其中它的相对于~~为~~静脉的旋转和轴向的位置可以被固定。如附图 9-11 所示，探测器 22 可以被置于开口 29 的远端。但是，在气囊 30 优选被置于开口 29 远端的情况下，探测器 22 可以被置于开口 29 的近端。

按照本发明，静脉内超声治疗导管 25，首先可以用于制造一个阻塞上游的连接，从被置于动脉中的动脉导管 11，进入其中导管 25 被引入的静脉。这样，该导管 25 的超声头或探测器 22 可以用于确定动脉导管 11 远末端 12 的旋转位置。当确定开口 13 正对着静脉时，该动脉导管 11 远末端 12 的旋转位置通过给气囊 23 充气而固定。然后，具有切割尖 20 的导丝 19 被插入，穿过动脉导管 11，以致于切割尖 20 将被挡板 14 阻挡而发生偏斜，从侧开口 13 中出来，穿过动脉壁并穿过邻近静脉的壁，进入该静脉。

按照本发明,之后,将静脉超声治疗导管 25,用于制造一个阻塞下游的连接,从导管 25 被置于其中的静脉,进入制作第一连接的相同动脉。现在,将超声头 22 用于确定导管 25 的旋转位置,以便导管 25 的第二个腔 28 的开口 29 正对着并指向此动脉。现在,给导管 25 的气囊 30 充气,以固定在静脉中导管 25 的旋转位置。然后,将具有切割尖 32 的导丝 31 插入,穿过导管 25 的第二个腔 28,以便切割尖 32 向侧面发生偏斜,从第二个腔 28 的远端开口 29 中出来,穿过静脉壁并穿过邻近动脉的壁,进入该动脉。导丝 31 与导丝 19 的类型相同。

附图 12 和 13 中说明了静脉内导管的第二个实施方式。该静脉超声治疗导管 25' 具有与导管 25 相同的超声探测器,只不过它是一个单腔导管,它具有一个侧开口 33 和一个挡板 34。该侧开口 33 和挡板 34 与第一个动脉导管 11 的侧开口 13 和挡板 14 相一致。

当使用静脉内导管 25' 时,首先将一根引导导丝引入静脉,并将导管 25' 在引导导丝上推动,到达动脉阻塞的区域。在导管 25' 的移动过程中,挡板 34 发生弯曲成基本上与侧开口 33 一致的位置。

为了制造阻塞下游从静脉进入动脉的连接,将引导导丝从导管 25' 中回撤,而将一根活性治疗导丝,即具有活性头或末端的治疗导丝从导管 25' 的近末端引入。当该活性导丝的切割头到达挡板 34 时,活性导丝发生偏斜,穿过侧开口 33,由此将制成一个从静脉到动脉的连接。

由于导管 25 和 25' 的超声转换器 22,分别监测一个围绕开口 29 和 33 的扇区,因此容易控制从这些开口中出来的治疗导丝 31 的运动。

本发明仪器系统的另外元件显示于在附图 14 和 15 中,附图 14 和 15 说明了一个锁结构 35,该锁结构用于连接两根导丝例如导丝 19 和 31 的末端,或活性头到一根导丝的末端,例如头 20 到导丝 19。锁结构 35 包括一个能弯曲的阳性构件 36 和一个阴性构件 37,它们易于连接和分离。当然,这种锁结构的许多修改对本领域中的普通技术人员是显而易见的。应当注明的是,锁结构 35 不增加导丝 19 和 31 的厚度,而且其柔韧性几乎根本不受影响。

已经描述了动脉导管和静脉内导管的实施方式以及它们的基本功能,

下面，将参考附图 16-32 中所述的一个实施例，对一种绕过阻塞的方法进行完整描述。

心脏的一个动脉 101 和一个伴行静脉 102 显示于附图 16 中。在动脉 101 中还显示了闭塞或阻塞 103。

通过一个如附图 17 所述的、在颈静脉穿刺位置 105 被引入的导管片 104，将一根普通的引导导丝 106 插入静脉 102 中，越过动脉 101 中阻塞的位置，参照附图 18。然后，将一个静脉超声治疗导管，例如导管 25 在引导导丝 106 之上插入，参照附图 19。现将导管 25 的活性超声头 22 用于给动脉 101 中的阻塞定位。

通过超声头 22 收集的信息还可以用于确定解剖条件是否良好到可以用来制造本发明的一个连接。

假定认为条件可以接受，现将第二根普通的引导导丝 107，从位于腹股沟中的股动脉（或其他任何外周动脉），使用导管片 109，在一个穿刺的位置 108 引入，并一直向前移动到达冠状动脉 101 中的阻塞 103，参照附图 20 和 21。

将导管 25 的气囊充气，以便将导管 25 锁定在一个对着动脉 101 并且邻近阻塞 103 的位置。然后，在引导导丝 107 之上，将一个动脉导管例如导管 11 插入，参见附图 22。

通过使用静脉 102 中导管 25 的活性超声头 22，可以探测出位于动脉导管 11 远末端的侧开口 13 周围的反射材料，因此，可以将动脉导管 11 旋转至其开口 13 直对着静脉 102。在这种位置，给导管 11 的气囊 23 充气，以便固定冠状动脉 101 中动脉导管 11 远端部分 12 的旋转和轴向位置。正如下一步骤，将引导导丝 107 回撤，由此，挡板 14 返回到其倾斜的位置，参照附图 23。

然后，将具有切割尖 20 的导丝 19 插入穿过动脉导管 11，使得由于挡板 14 而使切割尖 20 向侧面发生偏斜，从侧开口 13 中出来，并制造一个连接，穿过动脉 101 的壁，并穿过邻近的静脉 102 的壁，进入静脉 102，参照附图 24。通过静脉 102 中导管 25 的超声头 22，可以对这种导丝 19 的移动和导丝的尖端 20 进行监视。最后，导丝 19 向动脉 101 中阻塞 103

的近端延伸，经过所作的连接，进入静脉 102，并到达静脉 102 中的一个位置，该位置在冠状动脉 101 中阻塞 103 的远端。

现在可以将气囊 23 和 30 放气，然后，分别将导管 11 和 25 从冠状动脉 101 和冠状静脉 102 回撤。这在附图 25 中有述。

之后，将另一个导管 110 在引导导丝 106 之上引入到达阻塞 103 的该区域，其中导丝 19 的远端部分被抓住，并且之后与导管 110 一起从静脉 102 中回撤，参照附图 26。这样，现在将导丝 19 从处于腹股沟中的股动脉的穿刺位置 108，向前延伸到冠状动脉 101 中的阻塞 103，经过连接，穿过冠状动脉 101 和冠状静脉 102 的壁，进入静脉 102，并然后回到并从颈静脉的穿刺位置 105 中出来，参照附图 27 和 30。

然后，在颈静脉的穿刺位置 105 再次将静脉超声治疗导管 25 引入，并在与导丝 19 平行的引导导丝 106 上插入，到达阻塞 103 的区域。通过活性超声头 22 将动脉 101 的远端部分定位后，给气囊 30 充气，并由此固定导管 25 的位置。将具有切割头 32 的导丝 31 引入，穿过导管 25 的第二个腔 28。一旦到达第二个腔 28 的末端，导丝将发生偏斜，从向着冠状动脉 101 的侧开口 29 中出来，并制作一个连接，穿过冠状静脉 102 的壁和动脉壁 101 的壁，进入动脉 101，参照附图 28。

现在，将静脉超声治疗导管 25 从冠状静脉 102 中回撤，参照附图 29，将穿刺位置 105 外的导丝 19 和 31 的末端 111 和 112 连接，以便有效地形成一个单线 19, 31，参照附图 30。结果，导丝 19 可以从腹股沟中的股动脉中回撤，达到这样一个程度，即所述的单线 19, 31 从腹股沟中的股动脉伸出，到达一个冠状动脉 101 阻塞 103 近端的位置，经过连接，穿过冠状动脉 101 和冠状静脉 102 的壁，进入冠状静脉 102，穿过冠状静脉 102 的一部分，越过冠状动脉 101 中的阻塞 103，经过连接，穿过冠状静脉 102 和冠状动脉 101 的壁，回到阻塞 103 远端的冠状动脉 102 中，参照附图 31。

最后，将一个覆盖的斯滕特固定模 4，例如如美国专利申请序列号 09/461,379 (JAN OTTO SOLEM) 中所述的斯滕特固定模，或任何其他覆

盖的斯滕特固定模移植物，安装在一个位于导管 113 的气囊上，经过单线 19，31 从股动脉植入，经过冠状动脉 101，经过阻塞 103 近端的冠状动脉 101 和冠状静脉 102 的壁之间的连接，经过冠状静脉 102 的部分，经过阻塞 103 远端的冠状静脉 102 和冠状动脉 101 的壁之间的连接，回到阻塞 103 远端的冠状动脉。现在，将覆盖的斯滕特固定模的近末端置于阻塞 103 近端的冠状动脉 101 中，并将覆盖的斯滕特固定模的远末端置于阻塞 103 远端的冠状动脉 101 中，参照附图 32。

最后，通过给所述的气囊充气，将覆盖的斯滕特固定模 4 的近末端和远末端 9，10 固定在冠状动脉 101 中，之后将该气囊放气，并随导管 113 回撤。因此，该覆盖的斯滕特固定模绕过冠状动脉 101 中的阻塞 103，还如附图 2 所述。应当注明的是：由于静脉 102 大大宽于覆盖的斯滕特固定模，即静脉的横截面积显著大于该覆盖的斯滕特固定模（和冠状动脉）的截面面积，该旁路不妨碍血液在冠状静脉中的流动。

关于附图 33-47，将描述一个仪器和一个方法，它们可以与附图 16-32 中所述的那些选择使用。这里，为了抓取导丝 19 并将导丝 31 从静脉 102 中向前移动进入冠状动脉 101，在冠状静脉 102 中使用一个单导管，由此减少必需交换的次数和所需仪器的数量。

如附图 33 所示，导管 200 包括一个抓取腔 205、一个引导导丝腔 210、一个位置探测器 22 和一个气囊 30。该探测器可以通过超声波、MRT、OCT、血管造影术、放射照相术或其他任何本领域中已知的位置指示技术提供一个位置指示。抓取腔 205 具有一个轴向远端开口。引导导丝腔 210 还可以具有一个轴向远端开口，而且还包括一个侧开口 33 和一个挡板 34，如上所述。附图 34 是导管 200 的侧剖面图，说明了处于倾斜形态的挡板 34。

如附图 35 所示，使用附图 17 和 18 所述的技术，向前移动引导导丝 106，经过患者的颈静脉，进入患者的冠状静脉 102。然后，将导管 200 的引导导丝腔 210 的远末端向前移动经过引导导丝 106 的近末端，由此，使挡板 34 向侧开口 33 弯曲，以使导管 200 进入冠状静脉 102，如附图 36 所示。然后，附图 37-40 与附图 21-24 一致。

现在参考附图 41, 将引导导丝 106 向近端回撤一定距离, 该距离足以给引入一个捕获装置 220 让路。优选地, 将引导导丝 106 回撤到一个邻近引导导丝腔 210 的远末端的位置, 但是该位置远离挡板 34。然后, 将捕获器 220、或任何其他适宜的捕获装置, 向前移动, 经过捕获腔 205 并从其远末端出来。捕获器 220 捕获导丝 19 的远端区域。任选地, 可以通过一种影像方式, 例如 IVUS、OCT、MRI、血管造影术、荧光镜检查等, 加强对 19 的捕获。

在附图 42 中, 然后将导丝 19 回撤穿过捕获腔 205, 以便将导丝从股动脉中伸出, 经过冠状动脉 101 进入冠状静脉 102, 并从颈静脉中出来。然后, 再将引导导丝 106 向远端移动以到达一个阻塞 103 远端的位置。将气囊 30 放气, 并将导管 200 沿着引导导丝 106 再向前移动, 直至侧开口 33 被置于一个阻塞 103 远端的位置。然后, 例如使用一种先前所述的技术, 将侧开口 33 与冠状动脉 101 排成一行。然后将气囊 30 再次充气以维持开口 33 的方向和位置。

在附图 43 中, 将引导导丝 106 回撤, 经过引导导丝腔 210, 由此打开侧开口 33。然后, 如附图 44 所示, 将具有切割尖 32 的活性导丝 31 再向前移动经过腔 210, 并由于挡板 34 而发生偏斜从侧开口 33 中出来。连续地移动导丝 31, 使切割尖 32 对静脉 102 的壁进行穿刺, 并进入阻塞 103 远端的动脉 101。然后, 将气囊 30 放气, 并将导管 200 从静脉 102 中取出。然后, 将导丝 31 的近末端与导丝 19 的远末端连接。而然后, 附图 45-47 与附图 29、31 和 32 一致。

应当理解的是: 引导导丝 106 和/或引导导丝 107 可以从此操作中排除, 而在它们的位置使用活性导丝 19 和 31。通过使用减少所需要的交换的次数, 即不必要完全移走引导导丝而将活性导丝向前移动, 使此操作简单化。我们期望: 如果与具有切割尖的活性导丝联合使用, 这样一种系统将最为有效, 该活性导丝可以被选择性地活化, 例如通过一个激光或射频-源。

关于附图 48-56 公开了一种仪器和方法, 它利用了连同气囊 30 的附图 12 和 13 中所述的仪器。

在附图 48 中,使用著名的经皮技术,将具有一个切割尖 20 的导丝 19 引入冠状动脉 101 中,到达一个正好邻近阻塞 103 的位置。向前移动导管 25' 的远末端,经过导丝 19 的近末端,结果使挡板 34 向侧开口 33 偏斜,并使导管 25' 向前移动到达一个正好邻近阻塞 103 的位置,如附图 49 所示。然后将导管 25' 旋转以便使侧开口 33 与冠状静脉 102 排成一行。通过使用多种技术可以达到适宜的排列,例如,相对超声波探测器 22 的开口 33 的角形位置安排,可以由一个来源于那里的血管内超声波("IVUS")图像示踪(未显示)。然后,冠状静脉 102 和/或冠状动脉 101 的荧光检查、超声波、血管造影术、MRI、OCT 等的图象,可以与 IVUS 图象相比较,以确定标记(tag)的方向,使侧开口 33 直对着静脉 102。或者,可以使用先前所述的位置指示器和探测器。

一旦侧开口 33 被适宜地排列,即给气囊充气以维持该排列。如附图 50 所示,然后将导丝 19 向近端回撤到达一个邻近挡板 34 的位置,由此引起挡板 34 回到其偏斜位置,并再次打开侧开口 33。应当理解的是:一根标准的引导导丝,例如引导导丝 106,还可以用于将导管置于静脉内,然后回撤并以具有切割尖 20 的导丝 19 代替。

随着侧开口 33 的再次打开,将导丝 19 再次向远端移动,以便它由于挡板 34 而发生偏斜而从侧开口 33 中凸出。连续地向前移动导丝 19,导致切割尖 20 对冠状动脉 101 的壁进行穿刺,并进入冠状静脉 102。然后将导丝 19 向前移动直至其远端排列在冠状阻塞 103 的远末端,如附图 51 所示。

一旦导丝 19 的远末端被置于患者的冠状静脉 102 中,便将气囊 30 放气,并将导管 25' 从患者的脉管系统中取出,如附图 52 所示。导管 25' 的远末端优选能够弯曲,以减少在取出过程中对动脉 101 壁的损伤。一旦从患者体内取出,导管 25' 的远末端再向前移动,经过导丝 119 的近末端,由此通过使挡板 34 发生倾斜而使侧开口 33 再次关闭。连续向前移动导管 25',直至导管 25' 的远末端被置于患者阻塞 103 远端的冠状静脉 102 中。然后,例如,使用上面所述之一的技术,或者成像阻塞 103 的技术,使侧开口 33 与冠状动脉 101 排成一行。

将气囊 30 再次膨胀，以维持开口 33 的定位，如附图 53 所示。

关于附图 54，将导丝 19 向近端回撤直至它被置于挡板 34 的近端，由此引起挡板 34 向下偏斜并打开侧开口 33。将导丝 19 再向远端移动，通过挡板 34 偏斜而使它从侧开口 33 中凸出。连续地向前移动，导致切割尖 20 对冠状静脉 102 的壁进行穿刺，并穿回到冠状动脉 101，如附图 55 所示。然后将气囊 30 放气，并将导管 25' 从冠状静脉 102 中回撤经过冠状动脉 101，并从患者的脉管系统中出来，如附图 56 所示。导管 25' 远端区域的柔韧性再次起到了在取回导管过程中将对脉管系统的创伤降到最小的作用。

这样，导丝 19 从患者外部的一个点延伸，经过患者的脉管系统到达正好冠状动脉 101 的阻塞 103 近端的一个点，经过穿过动脉 101 和静脉 102 的壁的连接，进入冠状静脉 102，经过冠状静脉的一部分，到达一个超过阻塞 103 的位置，并经过静脉 102 间与返回到动脉 101 的连接，返回进入阻塞远端的动脉 103。然后将此覆盖的斯滕特固定模 4 经过导丝 19 向前移动，并如附图 32 所述展开。

关于后面的附图 53-56，应当理解的是：导管 25' 还可以使用著名的快速交换技术（没有显示），或者通过一个作为导管 25' 的部分提供的亚管（hypotube）或另外的腔（没有显示），沿着导丝 19 向前移动。在这样一个系统中，导管 25' 可以在侧开口 33 处于开放结构时一边向前移动。具有一个切割尖的第二根活性导丝，例如具有一个切割尖 32 的导丝 31，可以向前移动穿过导管 25'，并从开口 33 中出来以制作阻塞 103 远端的冠状静脉 102 和冠状动脉 101 之间的返回的连接。然后，将导管 25' 跟随导丝 19 从患者体内取出，将导丝 31 置留在适当的位置，以放置覆盖的斯滕特固定模 4。我们期望：这样一个系统，在取回导管 25' 过程中，可以减少在阻塞 103 近端的动-静脉连接处的创伤，原因是：在取回过程中，可以沿着导丝 19 的引导，这样可以与导管 25' 的纵轴平行延伸，而不用穿过侧开口 33。

导丝 19 的切割尖 20，优选选择性地被活化，以便在除了例如附图 56 所示的动-静脉连接处的位置之外，使患者脉管系统穿孔的危险降到最

小。切割尖 20 还可以例如通过导丝 19 与一个被选择性活化的射频或激光能量源连接。

附图 57 提供了一个作为例证的捕获器 220，它适于向前移动穿过捕获腔 210。捕获器 220 包括两个狭口 221、222，它们通过一个弹簧 223 被推动在一起，通过拉动线 224 可以将狭口 221、222 打开。

附图 58 说明了另一个捕获器 230，它包括一个钩 231，该钩在一根金属线或导丝 232 的侧边形成。

或者，还可以提供一种本领域中已知的捕获装置，例如一种 Amplatz Gooseneck 圈套器，由美国明尼苏达州白熊湖 Microvena 公司销售。

应当注意的是，对于上述本发明的实施例可以作几种修改。

例如，可以用导管 25' 代替导管 25。而且，静脉内导管 25 或 25' 可以在动脉 1 中使用以制作第一连接 6，并从该动脉中回撤并在静脉 2 中使用，如上所述。或者，在两个导管中均安装有位置探测器，该探测器上安装有一个带有超声波、MRI、OCT、血管造影术、放射照相术的位置指示器或本领域中已知的任何其他的位置指示器。

而且，磁体或电磁铁可以用于指示位置。这样，如果磁体或电磁铁被排列在静脉中的导管上，而另一个磁体或电磁铁被排列在动脉的导管上，当处于适当位置时，它们能够彼此锁定。磁体可以只排列在具有侧开口的导管的侧面，以保证适当的排列。另外，磁体或电磁铁可以排除对气囊的需要，该气囊用于制作第一和第二连接过程中的固定。

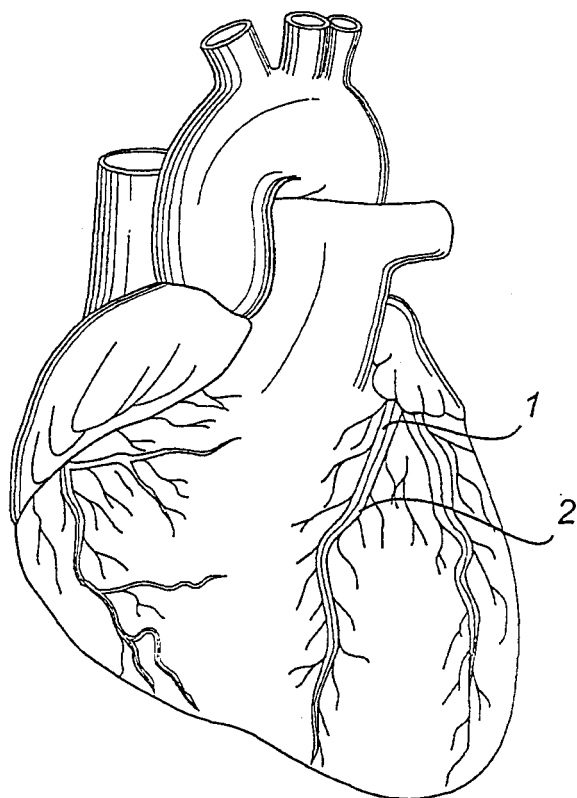


图1

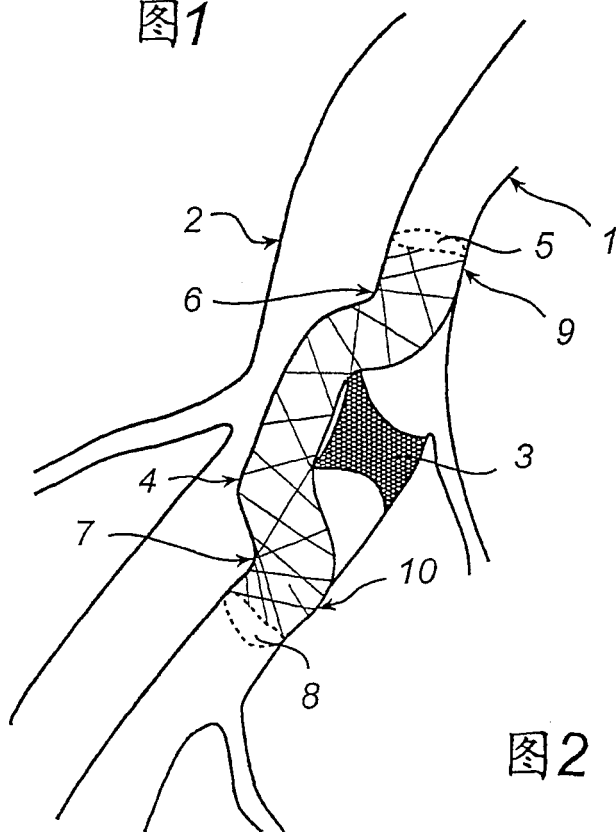


图2

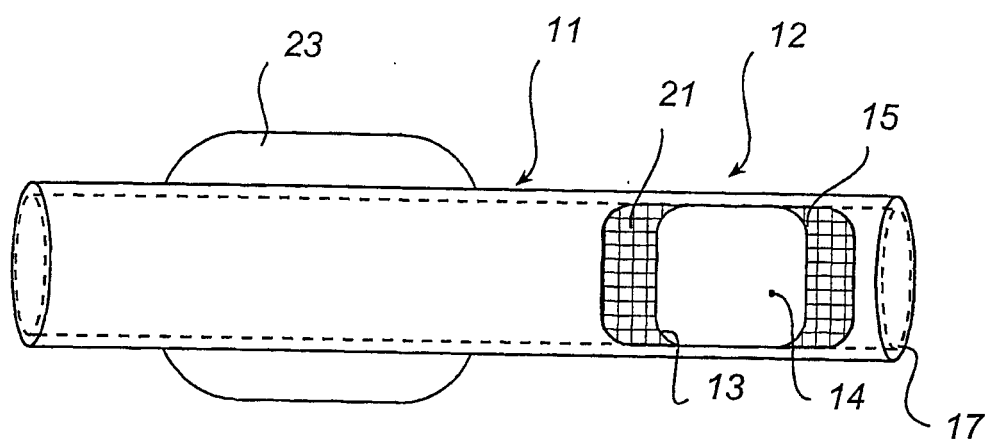


图3

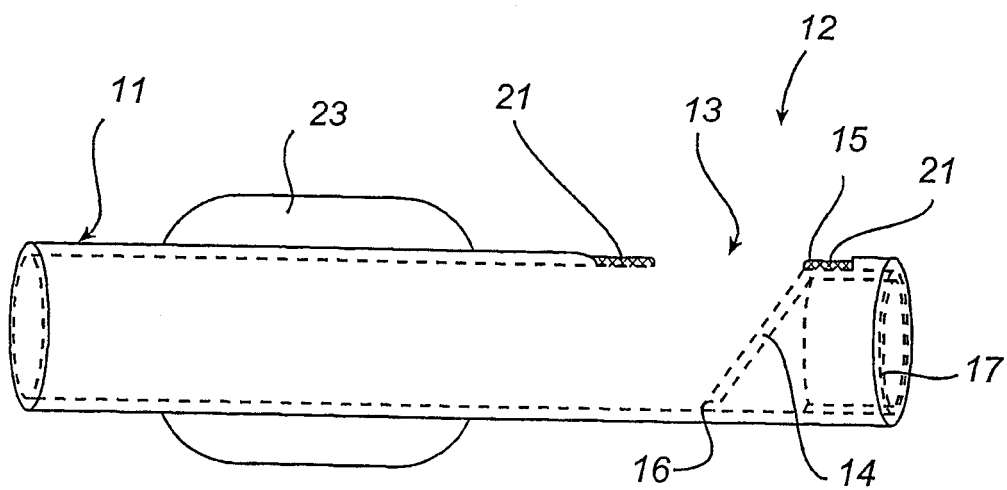


图4

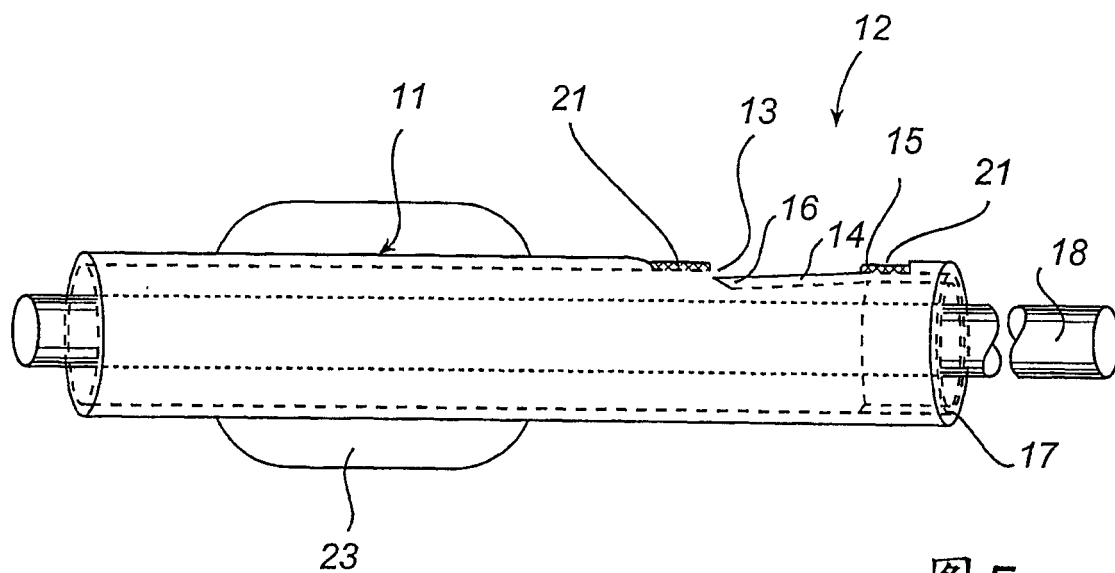


图5

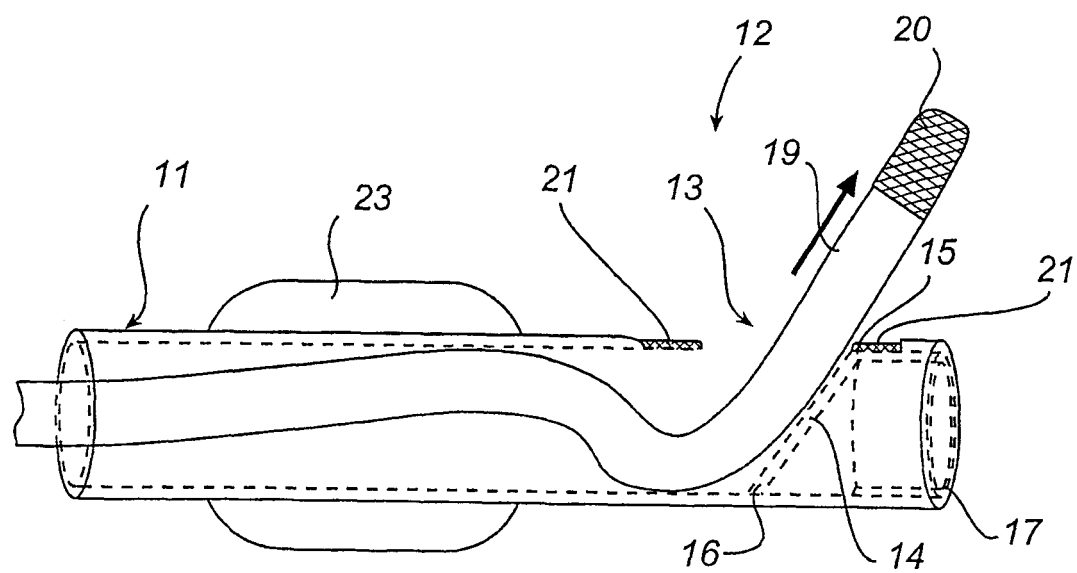
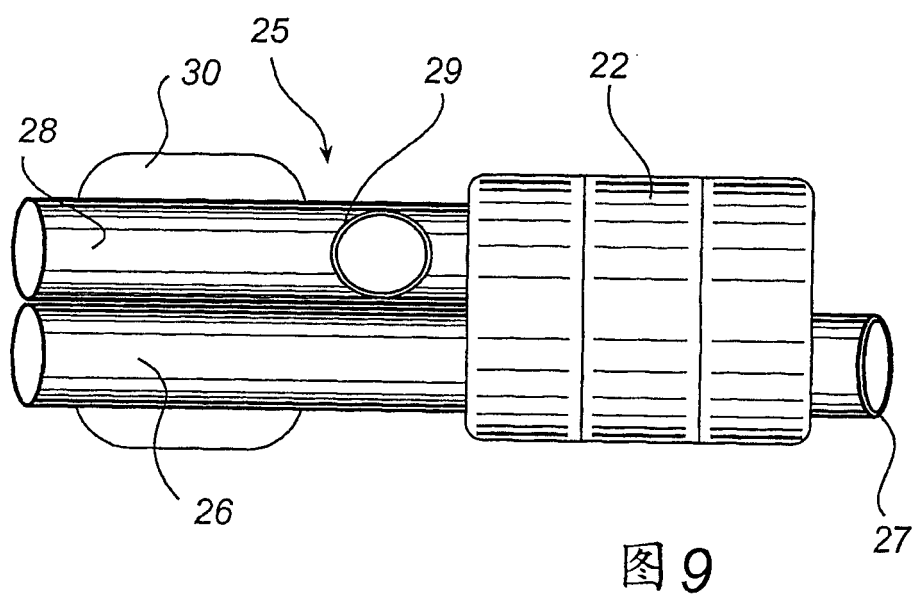
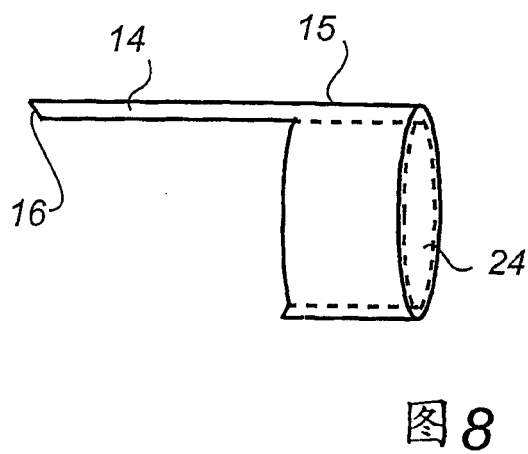
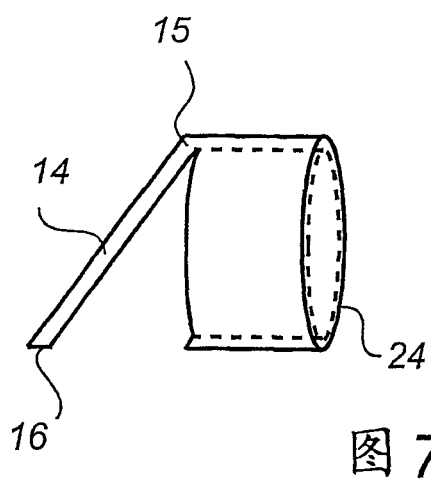
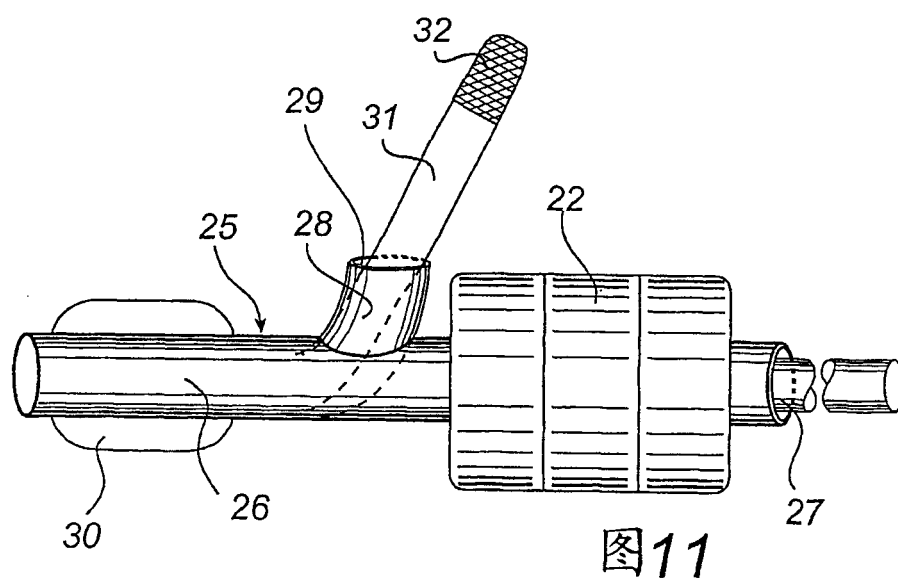
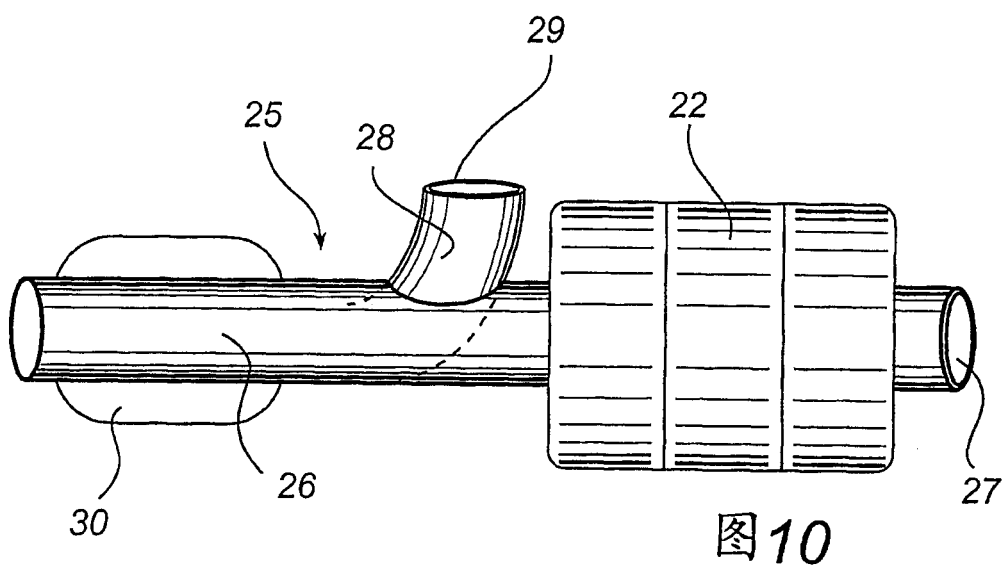


图6





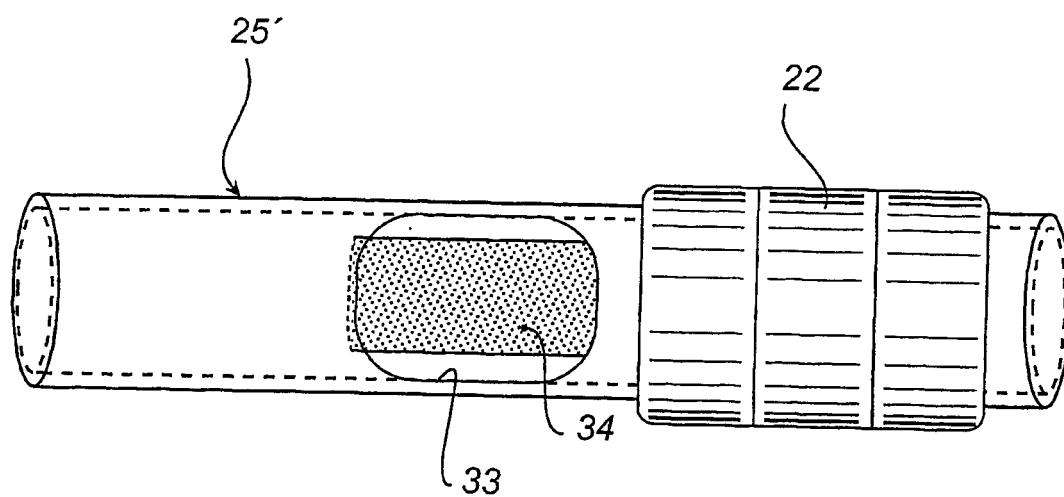


图12

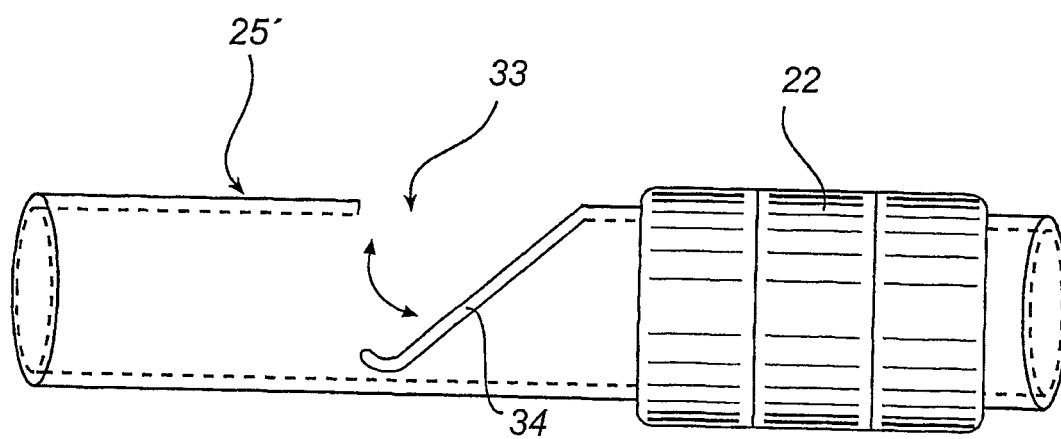


图13

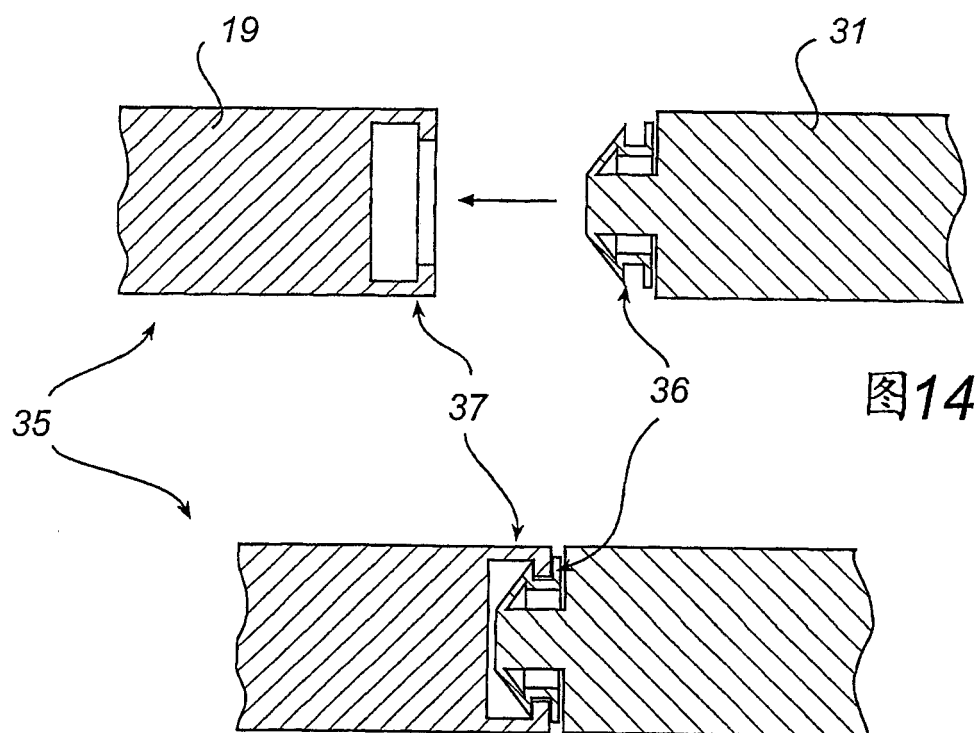


图14

图15

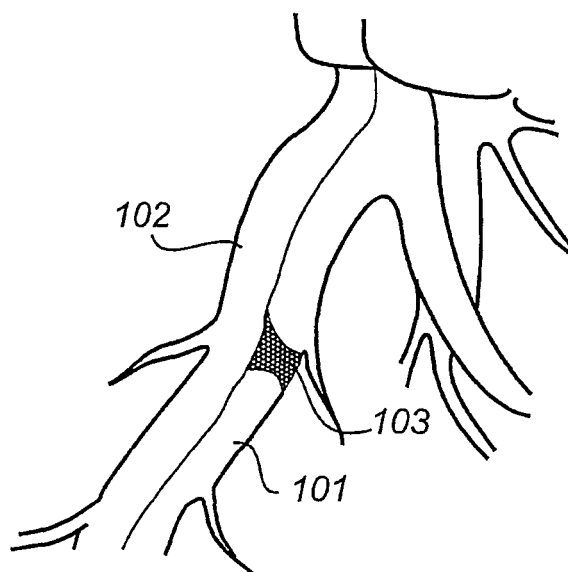


图16

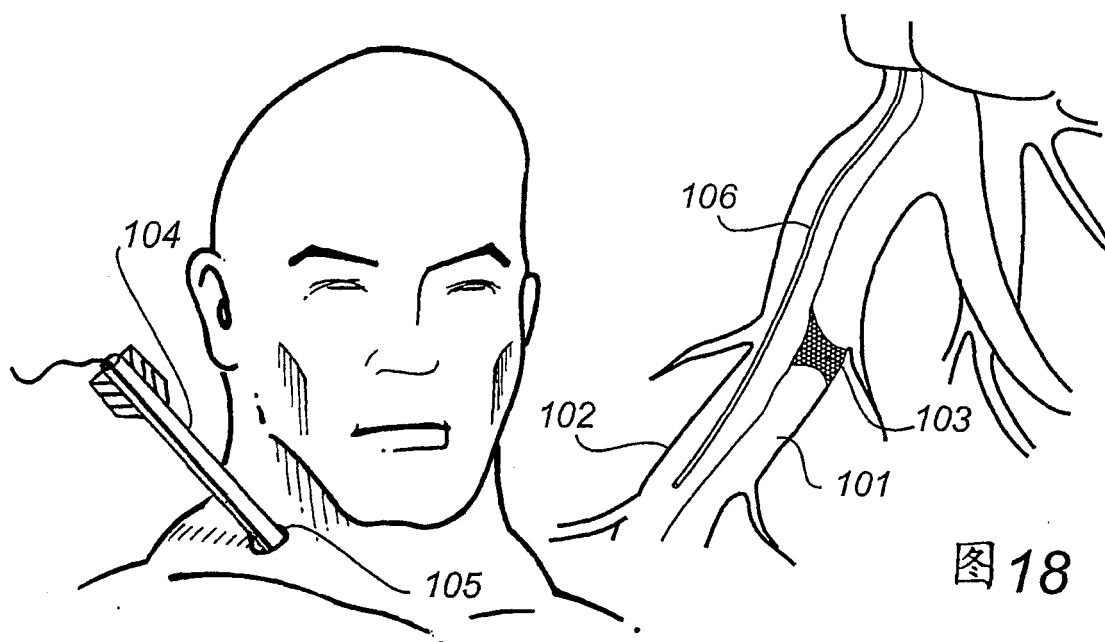


图18

图17

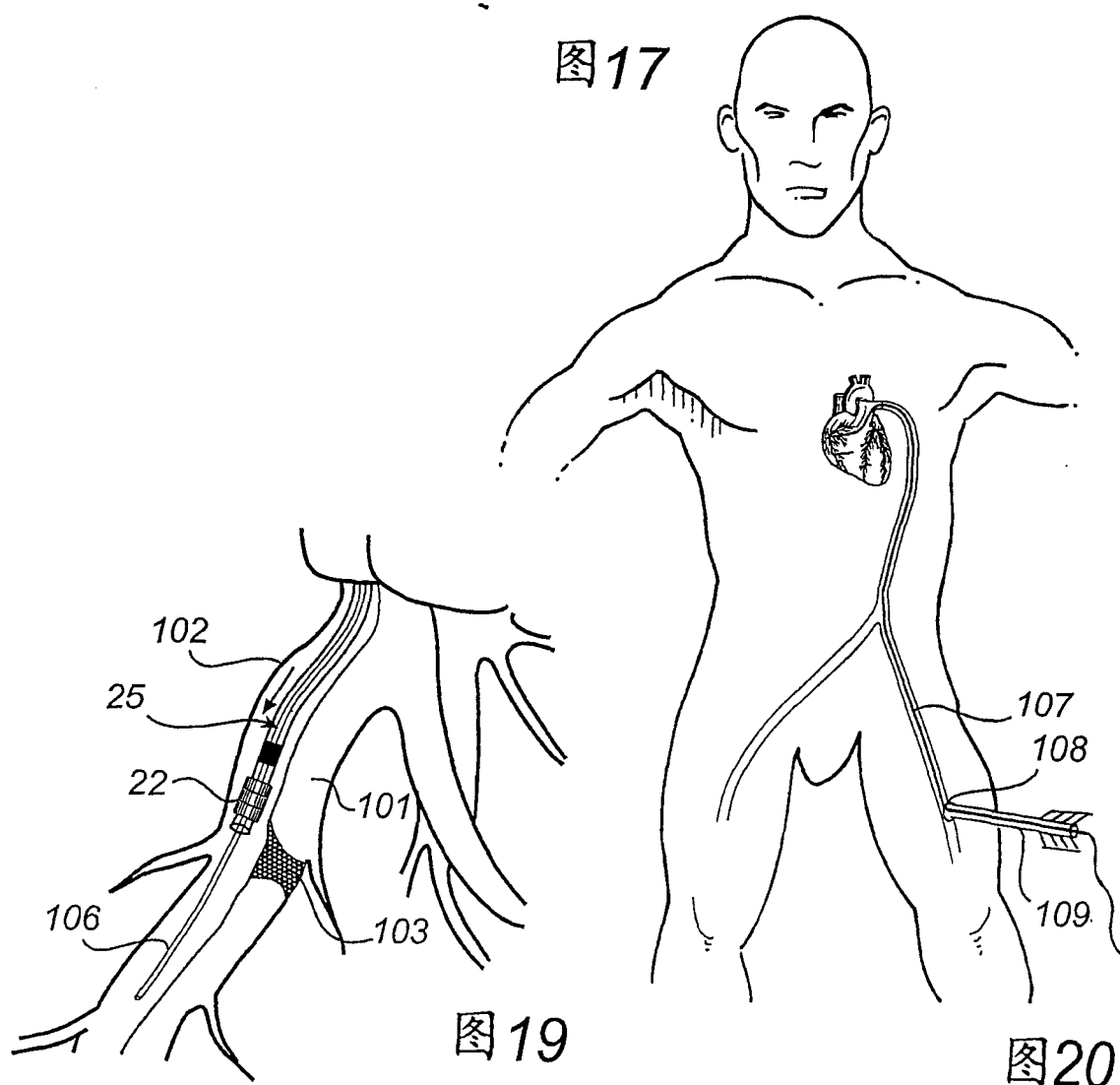


图19

图20

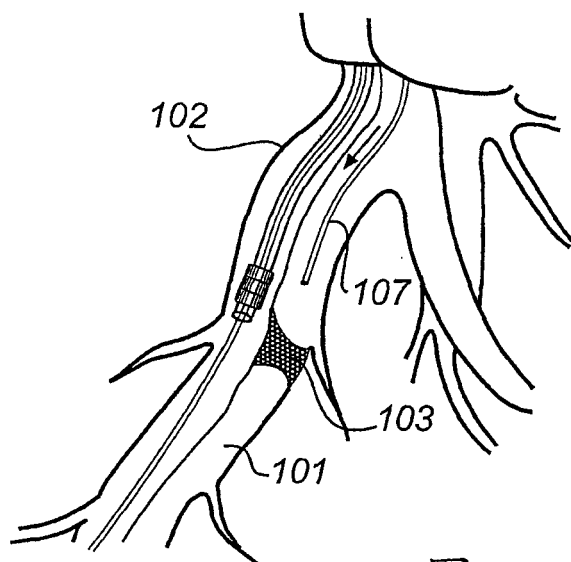


图 21

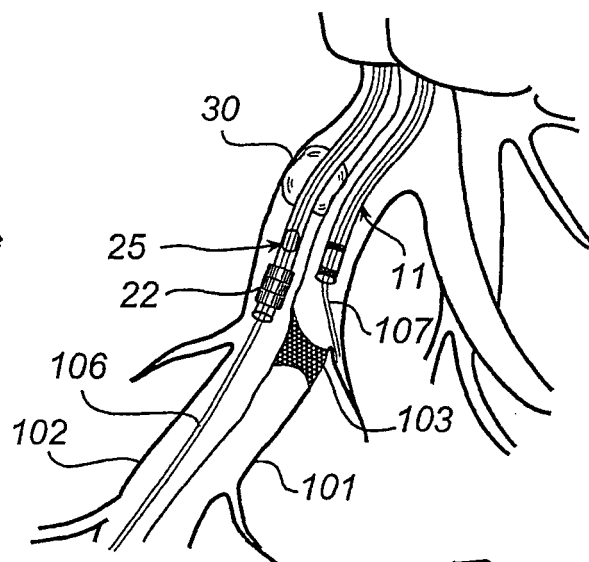


图 22

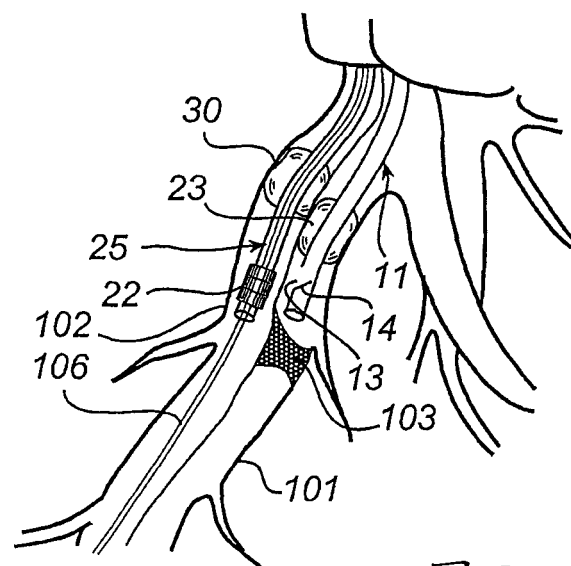


图 23

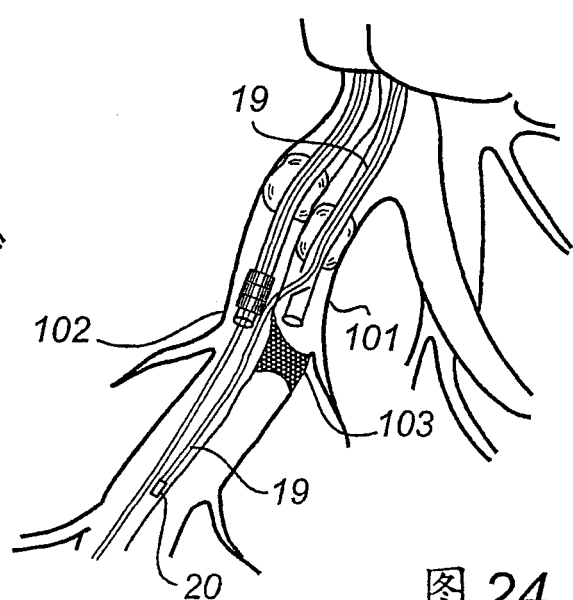


图 24

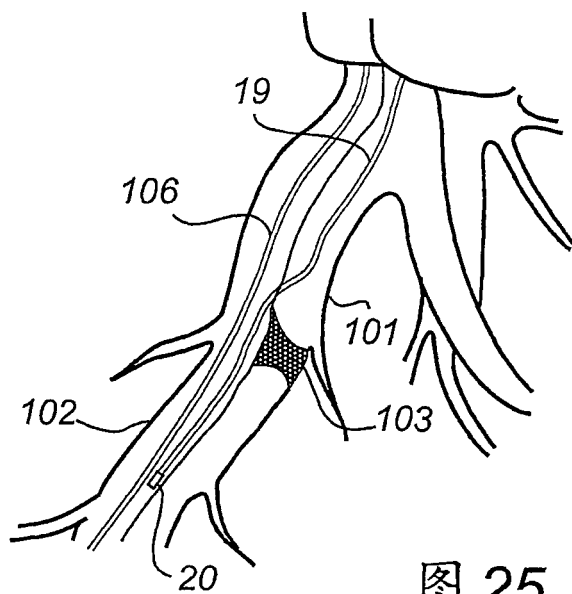


图 25

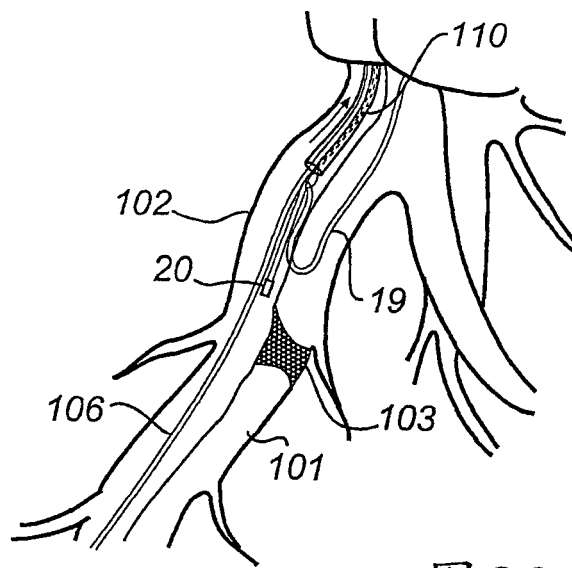


图 26

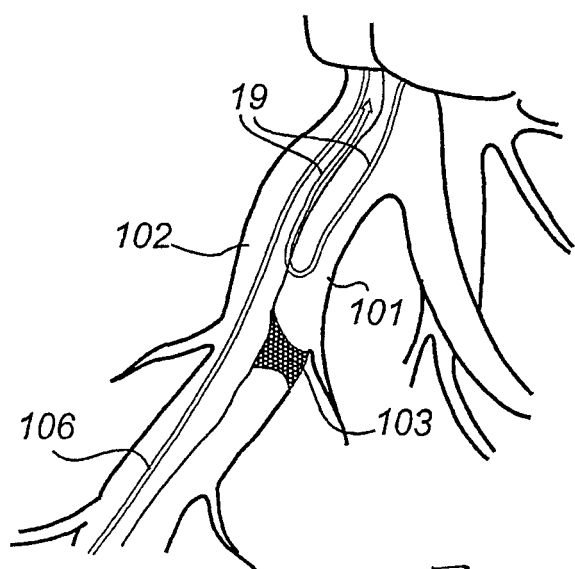


图 27

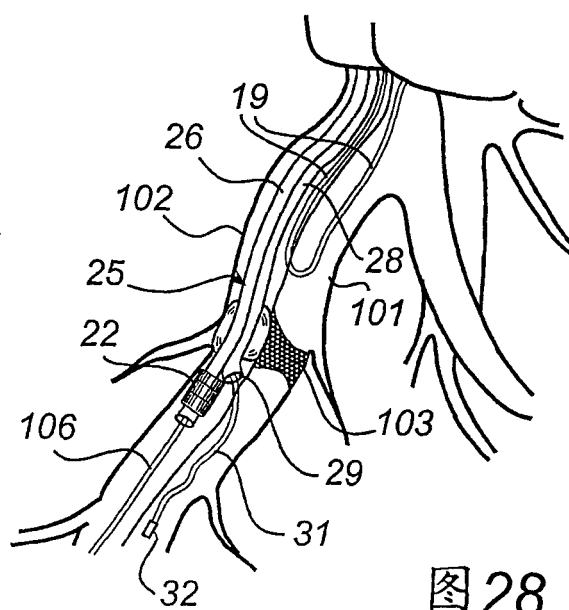


图 28

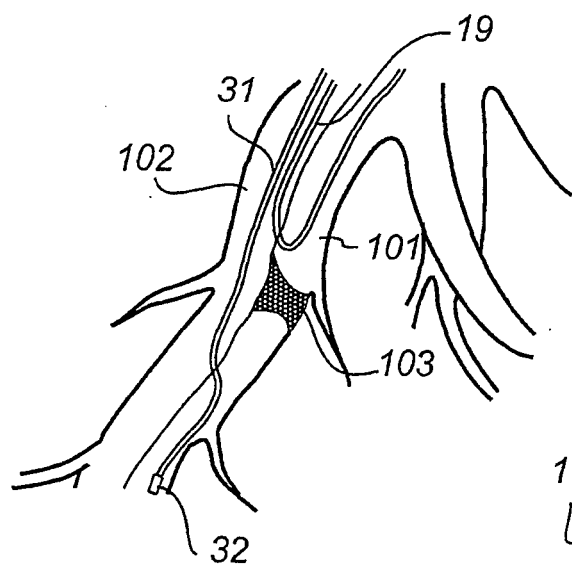


图 29

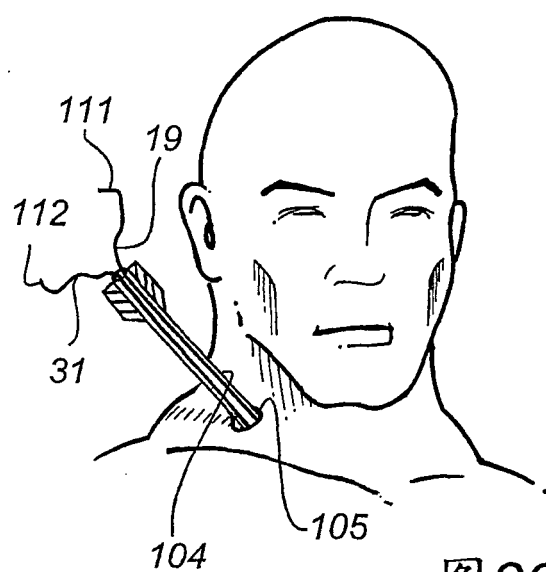


图 30

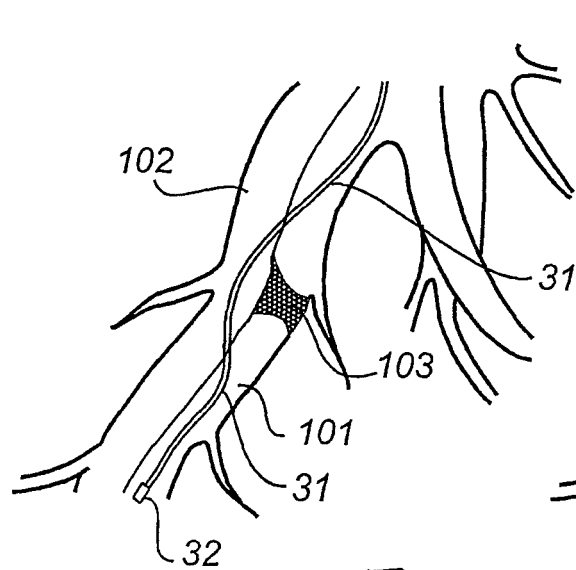


图 31

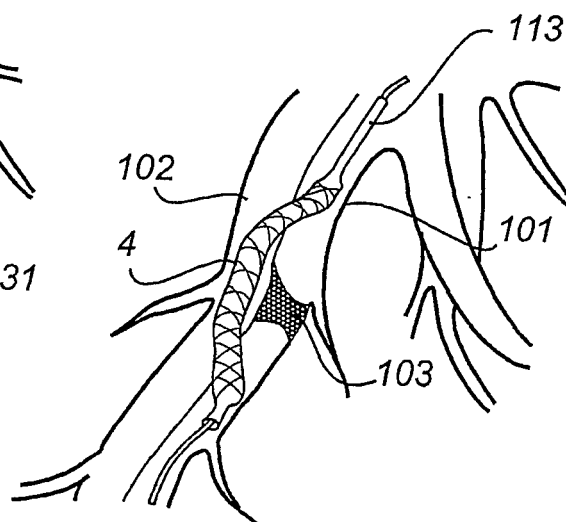


图 32

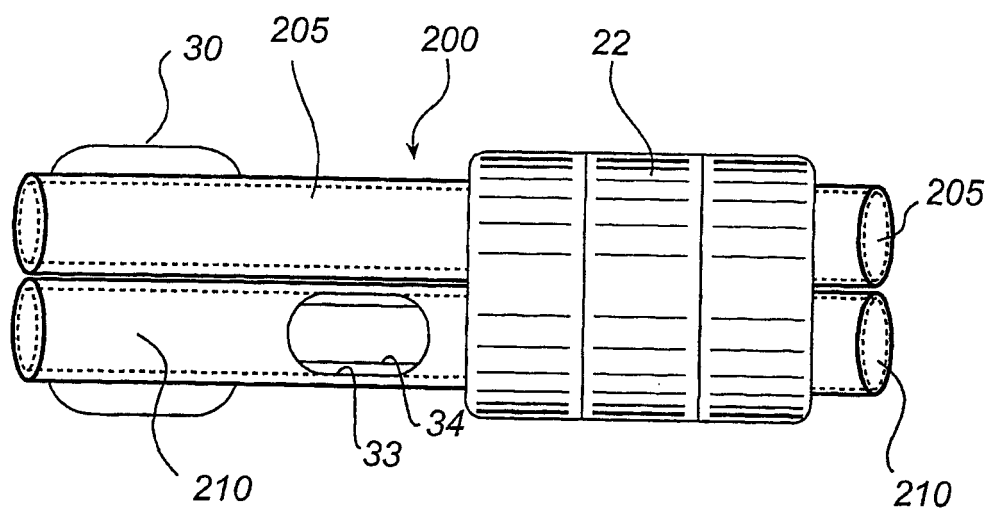


图33

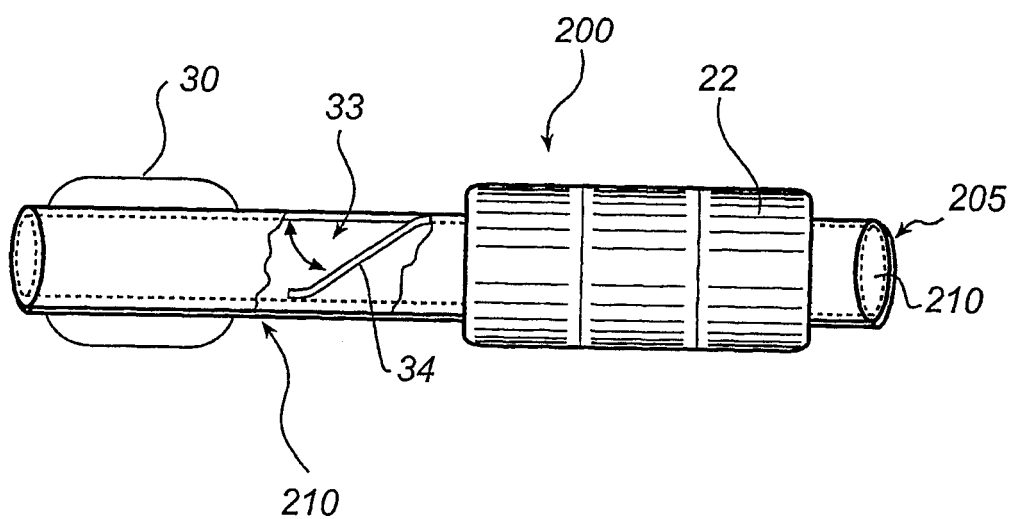


图34

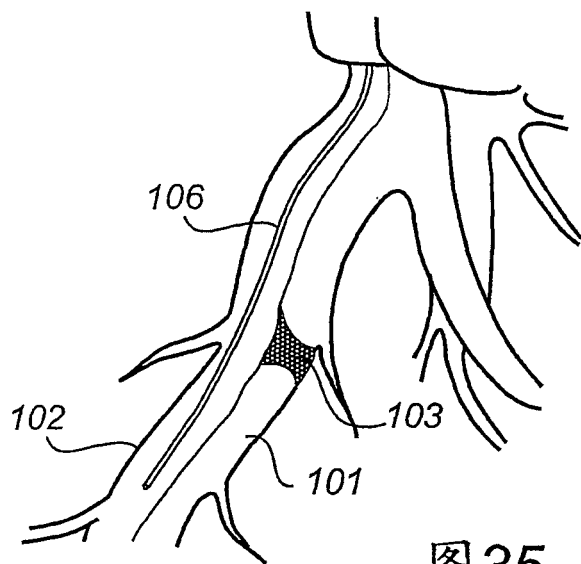


图35

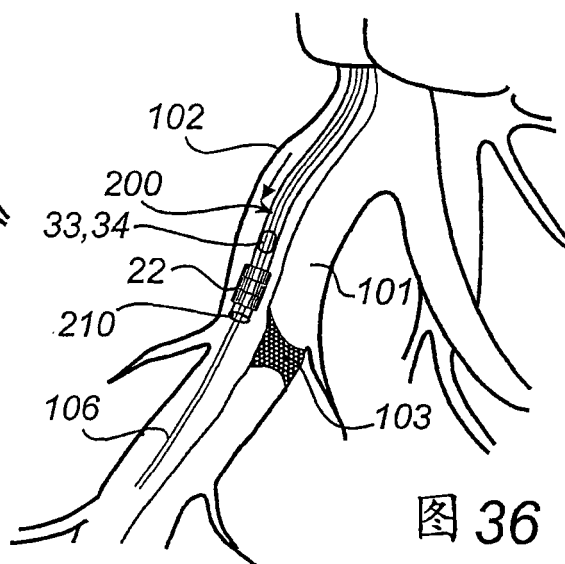


图 36

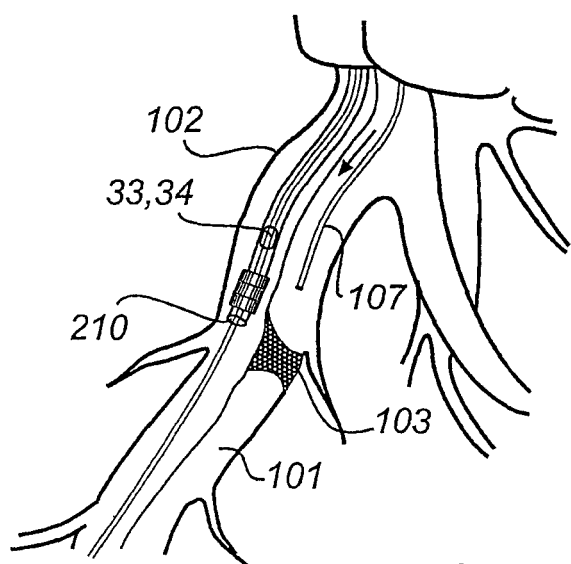


图 37

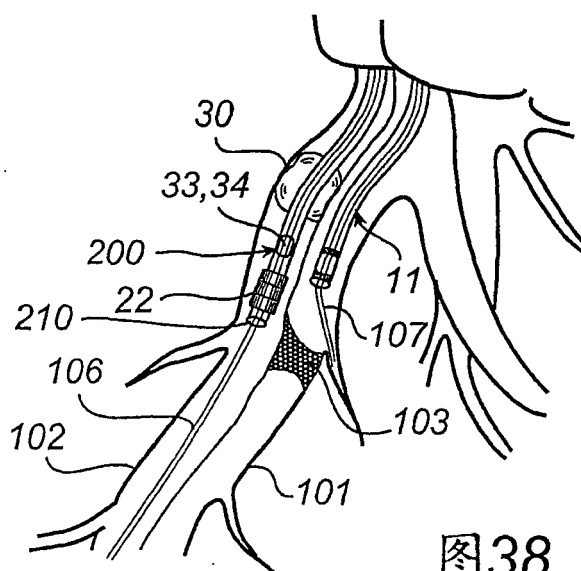


图38

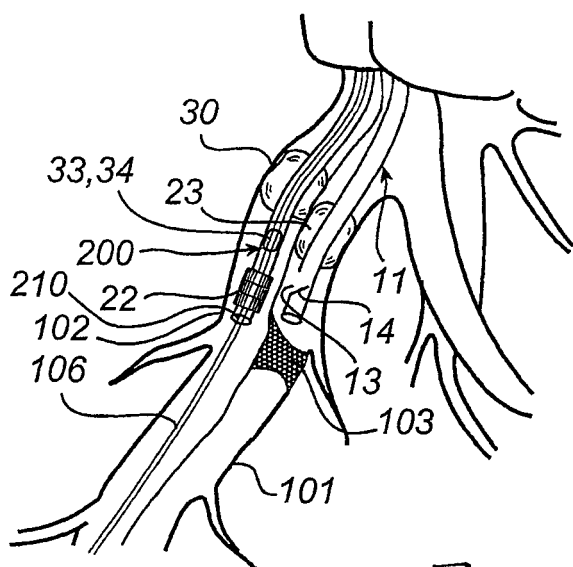


图 39

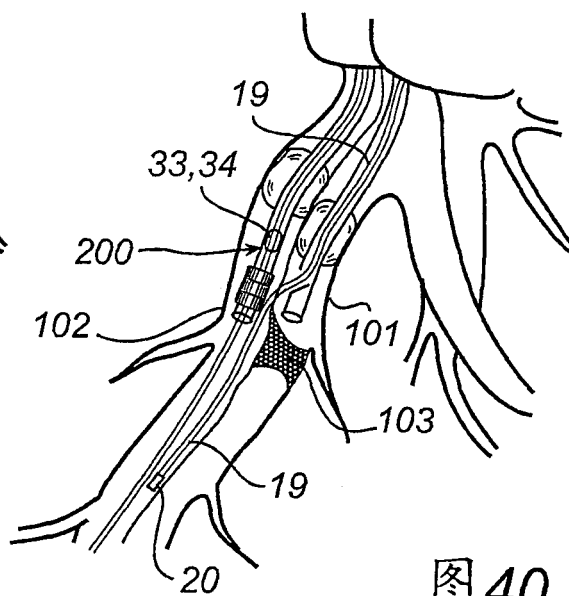


图 40

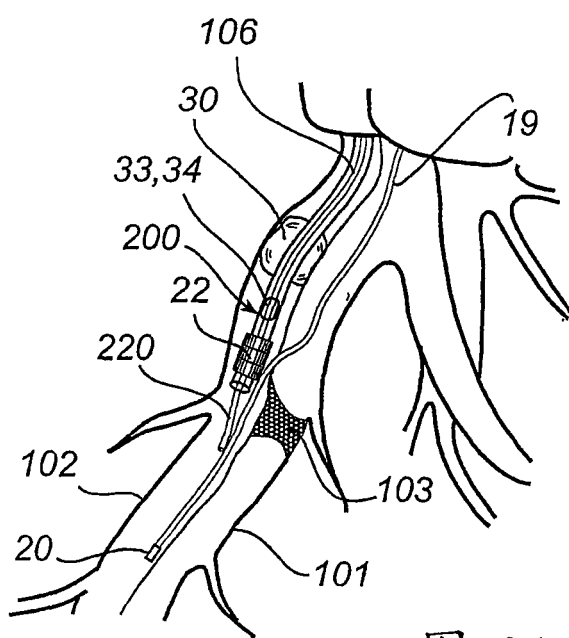


图 41

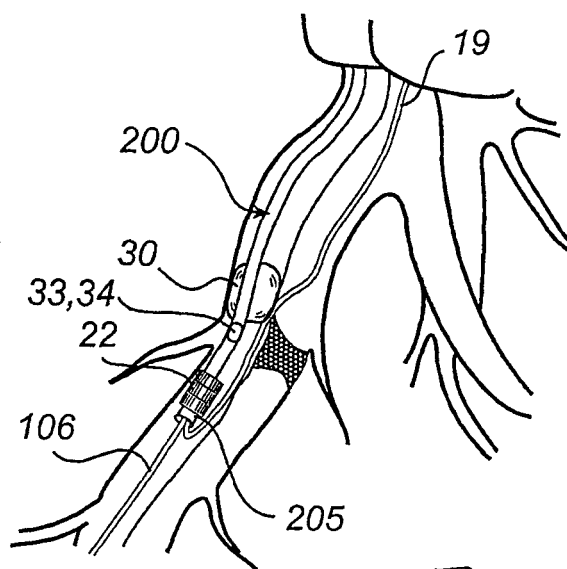


图 42

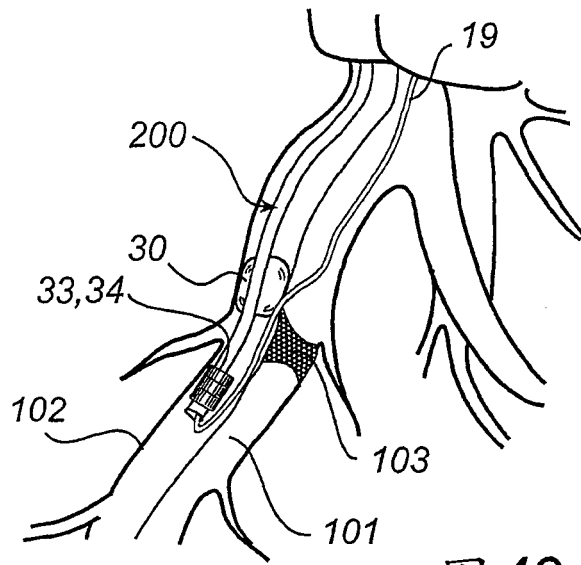


图 43

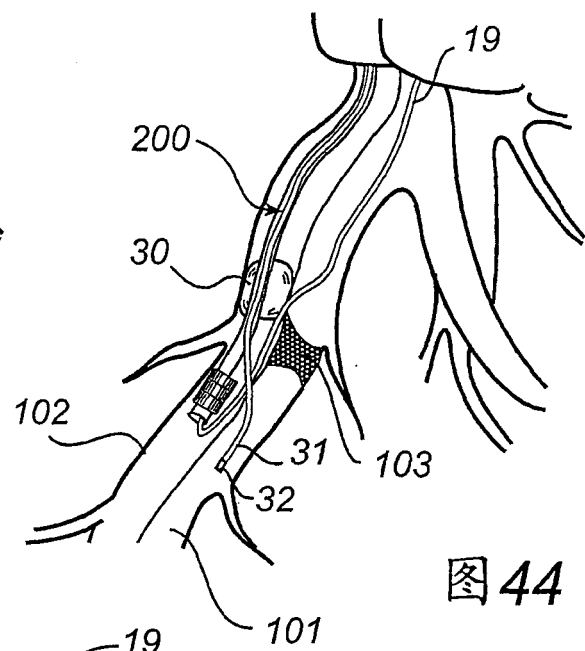


图 44

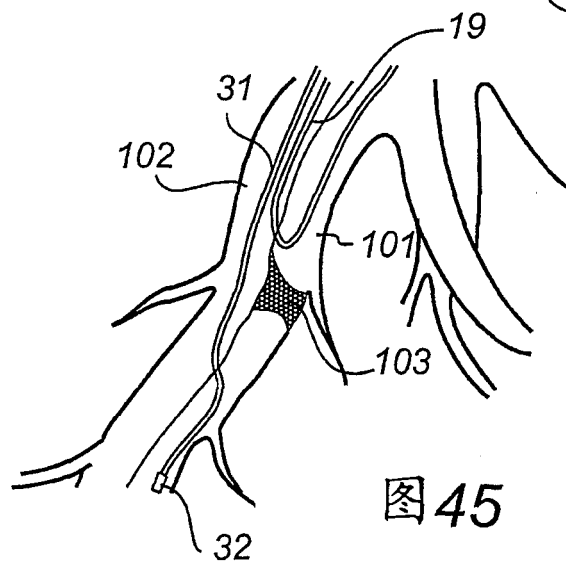


图 45

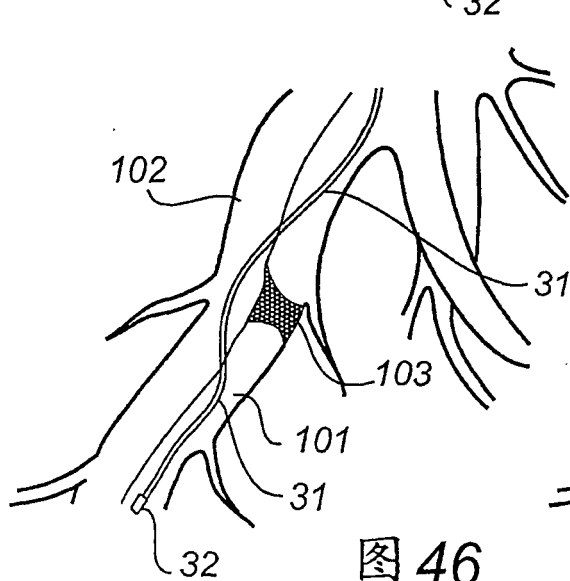


图 46

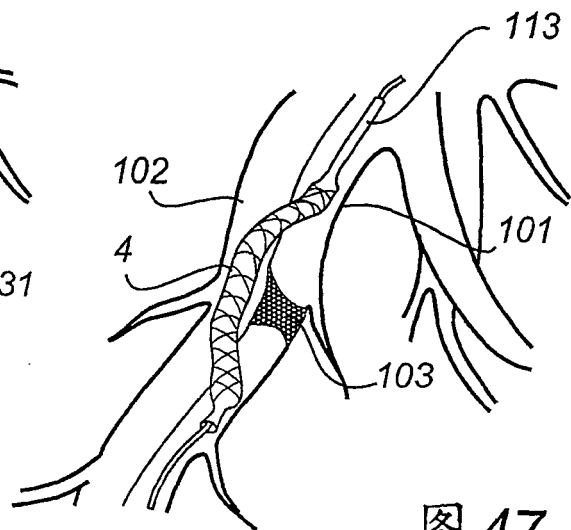


图 47

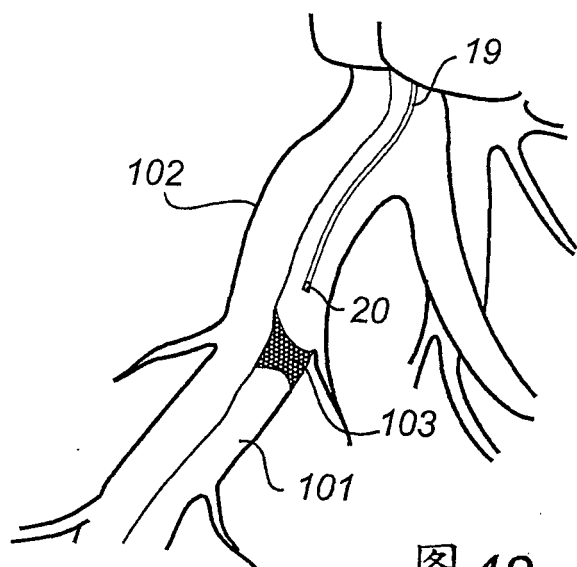


图48

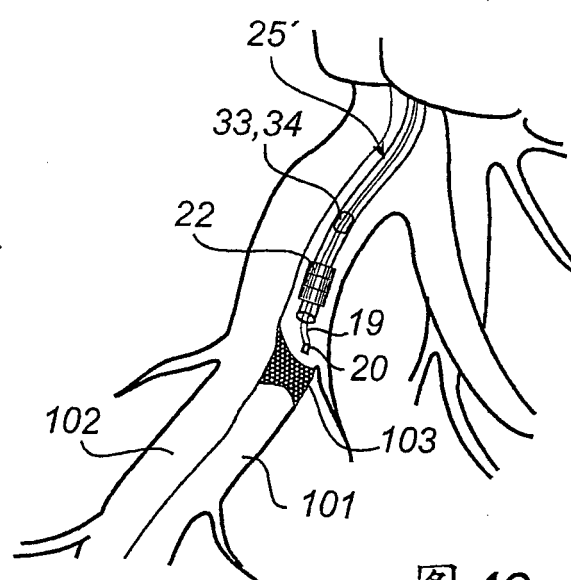


图49

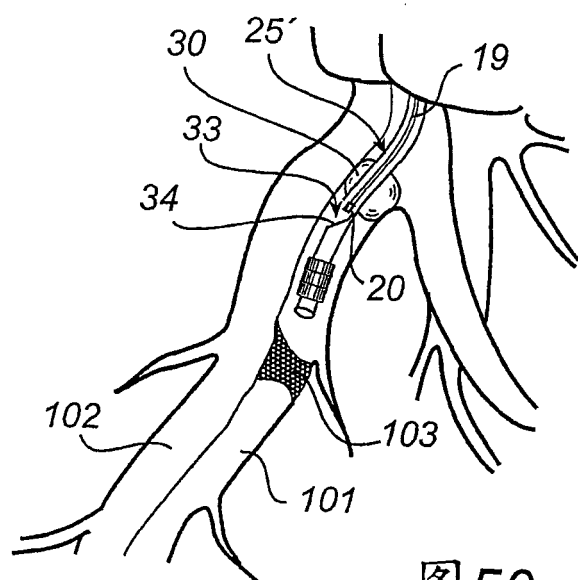


图50

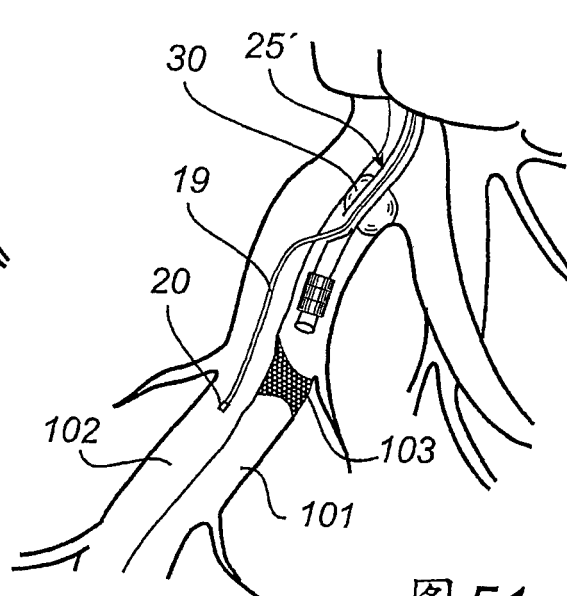


图51

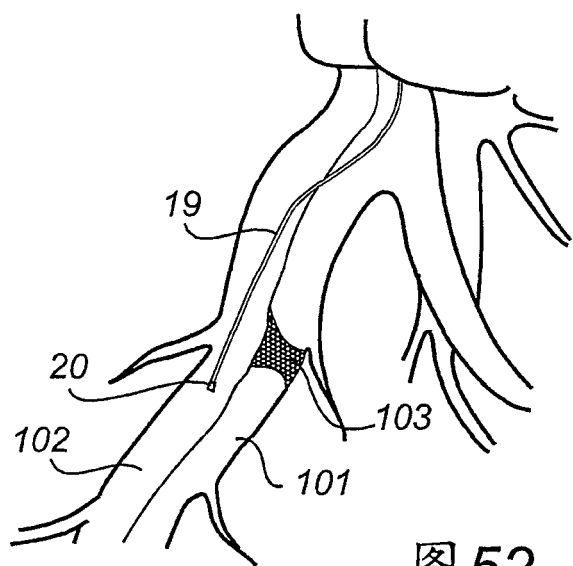


图 52

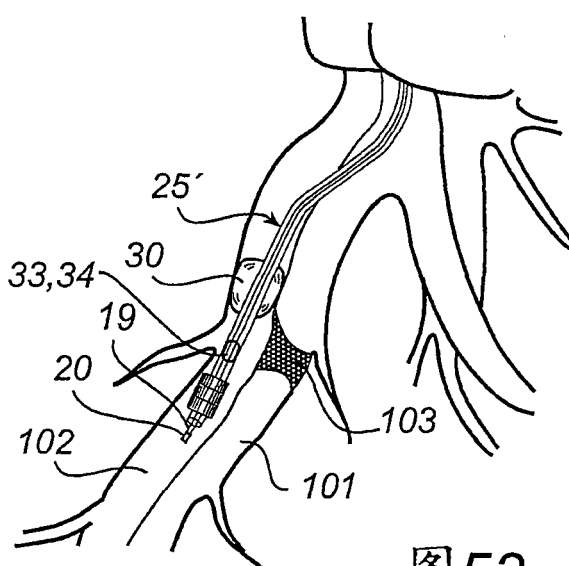


图 53

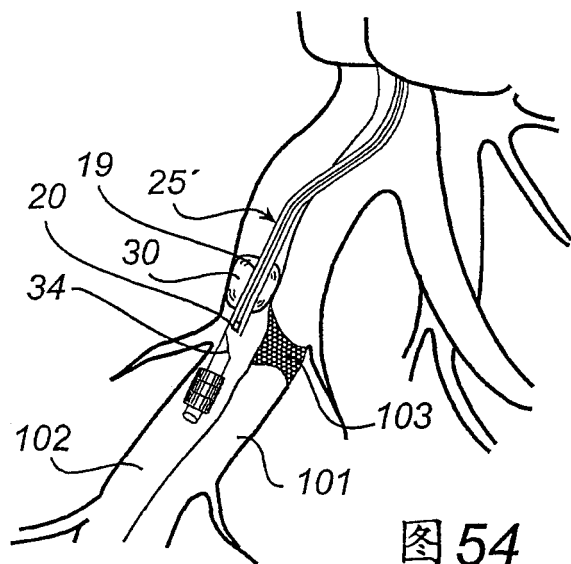


图 54

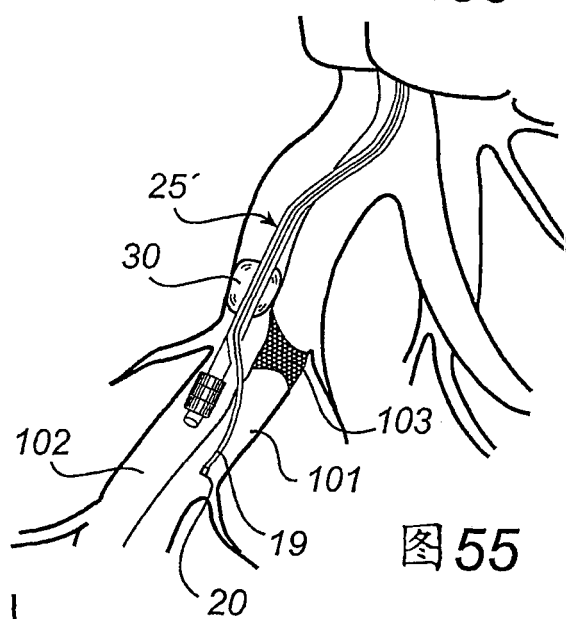


图 55

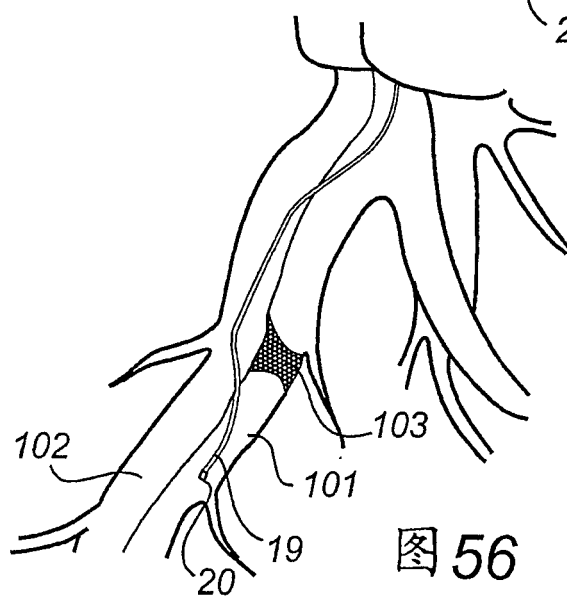
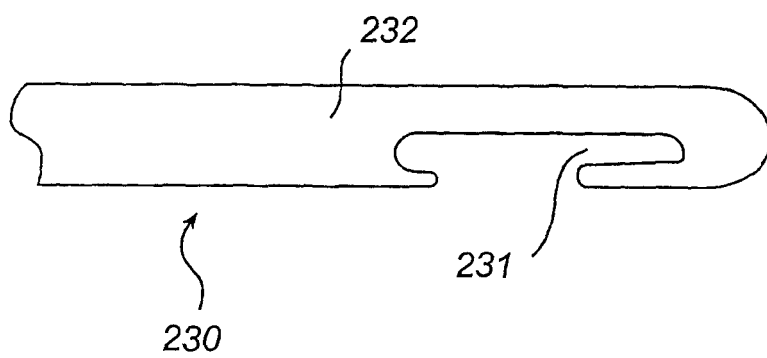
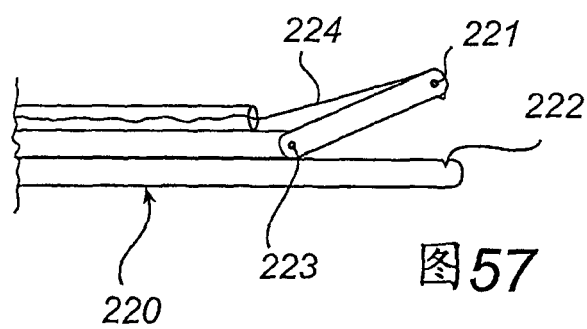


图 56



专利名称(译)	绕过动脉阻塞的方法和系统		
公开(公告)号	CN1424895A	公开(公告)日	2003-06-18
申请号	CN01808375.7	申请日	2001-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	詹·奥托·索里姆		
申请(专利权)人(译)	詹·奥托·索里姆		
当前申请(专利权)人(译)	詹·奥托·索里姆		
[标]发明人	詹·奥托·索里姆		
发明人	詹·奥托·索里姆		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/055 A61B6/12 A61B8/12 A61B17/00 A61B17/22 A61B19/00 A61F2/06 A61F2/07 A61B17/32 A61M25/06		
CPC分类号	A61B2017/00349 A61M2025/0096 A61B2017/00252 A61B2017/22044 A61B2019/5276 A61F2/07 A61B17/3207 A61B2017/22077 A61F2/064 A61B2017/00455 A61B2017/22095 A61B2090/378		
代理人(译)	李华英		
优先权	0000900 2000-03-20 SE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一个用于绕过动脉(1)中阻塞(3)的导管系统，它包括四个组件。这些组件是一个动脉导管、一个静脉超声导管、一个引导导丝系统、和最后的一个用作移植物的覆盖的斯滕特固定模(4)。绕开一个与静脉伴行的动脉(1)中的阻塞(3)，包括下列步骤：在动脉(1)阻塞(3)近端的所述动脉(1)和所述静脉(2)之间，形成第一个连接(6)，在动脉(1)阻塞(3)远端的所述动脉(1)和所述静脉(2)之间，形成第二个连接(7)，引入一个覆盖的斯滕特固定模(4)，在其中阻塞(3)的近端穿过所述动脉(1)，穿过所述第一个连接(6)进入所述静脉(2)，经过所述静脉(2)到达并穿过所述的第二个连接(7)，并在其中阻塞(3)的远端进入所述动脉(1)，这样覆盖的斯滕特固定模(4)的近末端(9)位于动脉(1)阻塞(3)的近端，而覆盖的斯滕特固定模(4)的远末端(10)位于动脉(1)阻塞(3)的远端，并且将此覆盖的斯滕特固定模(4)的近末端和远末端(9, 10)固定在此动脉(1)中。

