



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104582643 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201380021174. X

(72) 发明人 G·纽厄尔 A·黄 L·法拉特

(22) 申请日 2013. 02. 18

(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 11038

(30) 优先权数据

代理人 胡海滔

61/602, 567 2012. 02. 23 US

61/679, 106 2012. 08. 03 US

13/614, 349 2012. 09. 13 US

13/664, 547 2012. 10. 31 US

13/692, 021 2012. 12. 03 US

(51) Int. Cl.

A61F 2/966(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 10. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/026562 2013. 02. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/126299 EN 2013. 08. 29

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

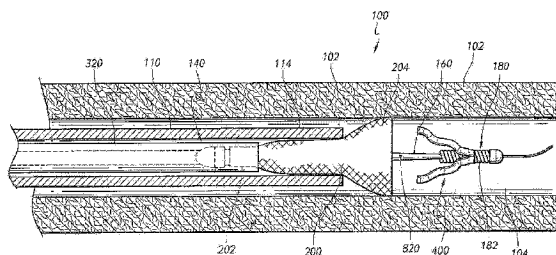
权利要求书7页 说明书41页 附图16页

(54) 发明名称

用于管腔支架的方法和设备

(57) 摘要

提供了一种支架输送系统、芯部组件和操作所述支架输送系统和所述芯部组件的方法。支架输送系统能够包括导管和芯部组件。芯部组件能够包括约束构件、突出构件、芯部构件和沿着芯部构件延伸的支架。管状约束构件能够与芯部构件间隔开并且限定捕获区域。能够沿着芯部构件将突出构件布置成至少位于捕获区域的远侧。支架能够具有布置在捕获区域中的第一部分和位于第一部分远侧的第二部分, 所述第二部分延伸穿过突出构件的外表面或者在突出构件的外表面上延伸, 使得突出构件和约束构件配合防止支架的第一部分扩展。



1. 一种用于在患者脉管内操作支架输送系统的方法,其包括:

将导管定位在脉管内,使得导管远端处于治疗部位处,导管具有管腔,所述管腔限定了在近端和远端之间延伸的轴线;

将芯部组件定位在导管管腔内,芯部组件具有 (i) 细长构件,所述细长构件包括远端;(ii) 中间部分,所述中间部分包括定位在细长构件远端处的远端;(iii) 支架,所述支架具有远侧部分并且由中间部分承载;和 (iv) 远侧覆盖件,所述远侧覆盖件联接到细长构件远端,芯部组件定位在管腔内,使得中间部分远端定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件的至少一部分在管腔内部径向位于中间部分远端和导管远端之间的空间中延伸;

相对于导管使得芯部组件向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展,所述扩展驱使远侧覆盖件远离中间部分;和

将芯部组件向近侧收回到导管中,使得中间部分定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件定位在空间外。

2. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件定位在空间外部,以便提供中间部分和导管之间的间隙。

3. 根据权利要求 0 所述的方法,所述方法还包括将支架在脉管内的治疗部位处释放。

4. 根据权利要求 0 所述的方法,所述方法还包括在将导管远端在治疗部位处保持就位的同时从管腔向近侧收回芯部组件。

5. 根据权利要求 0 所述的方法,所述方法还包括将第二芯部组件插入到管腔中,第二芯部组件构造成将第二支架输送到治疗部位处。

6. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,向近侧收回芯部组件包括将远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置翻转至向远侧定向的位置。

7. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,远侧覆盖件在远侧覆盖件的第二端部处联接到芯部组件,当远侧覆盖件翻转时,第一端部相对于第二端部定位在远侧。

8. 一种在患者的血管内操作支架输送系统的方法,其包括:

将导管定位在血管中,使得导管远端处于治疗部位处,导管具有管腔,所述管腔在近端和远端之间延伸;

使得芯部组件在导管内向远侧前进,芯部组件具有 (i) 远侧部分;(ii) 从远侧部分延伸的远侧覆盖件;和 (iii) 支架,所述支架具有远侧部分并且由芯部组件承载,芯部组件在导管内前进,使得远侧覆盖件从远侧部分和位于远侧部分和导管之间的环形空间向近侧延伸;

使得芯部组件相对于导管向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展,所述扩展驱使远侧覆盖件径向离开芯部组件;和

将芯部组件向近侧收回到导管中,使得远侧覆盖件向远侧延伸通过环形空间。

9. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件向远侧延伸通过环形空间,以便提供导管和芯部组件的位于远侧覆盖件近侧的中间部分之间的间隙。

10. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置翻转至向远侧定向的位置。

11. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,远侧覆盖件在远侧覆盖件的第二端部处联接到

芯部组件,当远侧覆盖件翻转时第一端部相对于第二端部位于远侧。

12. 一种在患者的血管内操作支架输送系统的方法,其包括:

将导管定位在血管中,使得导管的远端处于治疗部位处,导管具有内壁和管腔,所述管腔在近端和远端之间延伸;

将芯部组件定位在管腔内,芯部组件包括远侧覆盖件,所述远侧覆盖件沿着近侧方向延伸,以便至少部分覆盖支撑在芯部组件上的支架的远侧部分,远侧覆盖件的至少一部分插置在支架远侧部分和内壁之间;

使得支架远侧部分向远侧前进越过导管远端,以便允许支架远侧部分扩展;和

将芯部组件向近侧收回到管腔中,远侧覆盖件在处于翻转构造的条件下收缩到管腔中并且定向在芯部组件的远侧。

13. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,远侧覆盖件包括细长的柔性材料,所述柔性材料具有第一端部和第二端部,所述柔性材料在第二端部处联接到芯部组件,并且其中,向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件翻转,使得第一端部从第一构造运动到第二构造,在所述第一构造中第一端部相对于第二端部位于近侧,在所述第二构造中第一端部相对于第二端部位于远侧。

14. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,远侧覆盖件包括多条细长的柔性条带,所述柔性条带具有第一端部和第二端部,第二端部联接到芯部组件,其中,向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件翻转,使得将第一端部一起拉至第二端部的远侧。

15. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件收缩到导管中,使得远侧覆盖件向远侧延伸通过芯部组件和内壁之间的环形空间。

16. 一种芯部组件,其包括:

芯部构件,所述芯部构件具有中间区域和远侧末端;

支架,所述支架在芯部组件的中间区域上延伸并且包括远侧部分;和

远侧覆盖件,所述远侧覆盖件包括第一端部和第二端部,第二端部联接到远侧末端,远侧覆盖件具有输送定向,沿着所述输送定向,第一端部(i)相对于远侧末端向近侧延伸和(ii)至少部分包围支架远侧部分,远侧覆盖件能够从输送定向运动至翻转定向,在所述翻转定向中,第一端部相对于第二端部定位在远侧。

17. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件的第一端部包括折叠部分。

18. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,折叠部分包括内层和外层,内层定位在支架和外层中间,内层能够翻转以便有助于扩展支架。

19. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件包括一条或者多条细长的材料条带。

20. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件包括不多于两条的细长材料条带。

21. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件沿着支架的至少大约三分之一延伸。

22. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,芯部构件的远侧末端包括由芯部构件承载的末端结构,远侧覆盖件联接到末端结构。

23. 根据权利要求 22 所述的芯部组件,其中,末端结构包括大体横向于芯部构件定向

的至少一个横向构件,并且远侧覆盖件通过形成包封所述至少一个横向构件的外壳而联接
到末端结构。

24. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,末端结构包括线圈,并且所述至少一个横
向构件包括线圈的至少一个分段。

25. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件形成外壳,所述外壳通过至少
部分地包裹所述至少一个线圈分段而包封所述至少一个线圈分段。

26. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧末端包括 Teflon。

27. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,芯部构件包括线。

28. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件构造成围绕芯部构件旋转。

29. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,远侧覆盖件的第二端部能够相对于芯部构
件旋转地联接。

30. 根据权利要求 0 所述的芯部组件,其中,支架构造成至少部分地通过远侧覆盖件的
可旋转联接而围绕芯部构件旋转。

31. 一种用于支架输送系统的芯部组件,所述组件包括:

芯部构件,所述芯部构件沿着纵向方向延伸,芯部构件具有远侧段和近侧段;

管状约束构件,所述管状约束构件具有内管腔、沿着芯部构件布置并且具有远侧部分,
所述远侧部分 (i) 与芯部构件间隔开以及 (ii) 限定了管腔中的捕获区域;

径向延伸的突出构件,所述突出构件沿着芯部构件布置成至少部分位于捕获区域的远
侧,突出构件具有外表面,突出构件布置在芯部构件的远侧段和近侧段之间;和

支架,所述支架具有:(i) 第一部分,所述第一部分布置在捕获区域内;和 (ii) 第二部
分,所述第二部分位于第一部分远侧并且延伸穿过突出构件的外表面或者在突出构件的
外表面上延伸,使得突出构件和约束构件配合防止支架第一部分扩展。

32. 根据权利要求 0 所述的组件,所述组件还包括联接到芯部构件远侧段的远侧覆盖
件,远侧覆盖件至少部分覆盖支架远侧部分,使得当芯部组件能够滑动布置在导管内时,
远侧覆盖件布置在支架远侧部分和导管内壁之间。

33. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,芯部组件操作接合处于输送位置和再收入位置
两者中的支架,并且其中,约束构件远侧部分与处于输送位置和再收入位置两者中的支架
远侧部分轴向间隔开。

34. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,约束构件包括护套,所述护套具有远端和内管
腔。

35. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件的横截面外轮廓的尺寸大约等于或者
大于约束构件管腔的横截面轮廓的尺寸。

36. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,芯部构件远侧段是远侧锥形段。

37. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,芯部构件包括线。

38. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件和约束构件通过在支架中在第一部分
和第二部分之间产生可变直径而固定支架。

39. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件包括大体圆筒形的外表面,并且捕获
区域限定在芯部构件的外表面和管状约束构件的内表面之间,并且其中,突出构件外表面
从芯部构件外表面径向偏移。

40. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件外表面从约束构件内表面径向偏移。

41. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件外表面径向间隔在芯部构件外表面和约束构件内表面之间。

42. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,支架第二部分支撑在突出构件外表面上。

43. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,支架以压配合的方式接合在突出构件和约束构件之间,以便防止支架第一端部扩展。

44. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,支架以过盈配合的方式接合在突出构件和约束构件之间,以便防止支架第一端部扩展。

45. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件能够旋转安装在芯部构件上。

46. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件包括支撑在芯部构件上的圆形环。

47. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,捕获区域被限定在约束构件远侧部分和芯部构件之间。

48. 根据权利要求 0 所述的组件,其中,突出构件与约束构件远侧部分轴向间隔开。

49. 一种操作支架输送系统的方法,其包括:

使得芯部组件运动通过导管至治疗部位,芯部组件包括 (i) 支架,所述支架具有近侧段和远侧段;(ii) 芯部构件,所述芯部构件具有远侧段和近侧段;(iii) 突出构件,所述突出构件沿着芯部构件布置在远侧段和近侧段之间;和 (iv) 约束构件,所述约束构件与突出构件和支架远侧部分轴向间隔开,约束构件在支架近侧段的第一部分上延伸,其中,突出构件位于支架近侧段的位于第一部分远侧的第二部分下方,使得在输送位置中支架被固定在约束构件的远端和突出构件的近端之间;

在芯部构件远侧段相对于支架向远侧延伸的输送位置中,通过将支架固定在约束构件远端和突出构件近端之间而将支架第一部分保持在压缩状态的同时,相对于芯部组件向近侧收缩导管,直到约束构件远端和支架的第一部分定位成向远侧越过导管远端;和

在输送位置中,在将支架第一部分保持在压缩状态中的同时,使得支架的远侧部分扩展成与脉管壁并置。

50. 根据权利要求 0 所述的方法,其还包括在支架远侧部分已经扩展之后,将芯部组件向近侧收回到导管中,以便将支架再次收入到导管内。

51. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,扩展支架远侧部分包括使得至少部分覆盖支架远侧部分的远侧覆盖件展开。

52. 根据权利要求 0 所述的方法,其还包括翻转远侧覆盖件,使得远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置运动到向远侧定向的位置。

53. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,扩展支架远侧部分包括当支架远侧部分离开导管时自动扩展支架远侧部分。

54. 根据权利要求 0 所述的方法,其还包括释放支架第一部分,以便允许支架的第一部分扩展成与脉管壁并置。

55. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,释放支架第一部分包括相对于突出构件向近侧收缩约束构件,以便允许支架第一部分扩展成与脉管壁并置。

56. 根据权利要求 0 所述的方法,其还包括使得芯部组件从导管向近侧收缩,以便从导管移除芯部组件。

57. 根据权利要求 0 所述的方法,其还包括将第二芯部组件插入到导管中,用于将第二支架输送在治疗部位处。

58. 一种支架输送系统,其包括:

导管,所述导管具有远端;和

芯部组件,所述芯部组件包括:

管状约束构件,所述管状约束构件包括管腔和远侧部分;

支架,所述支架具有布置在管腔内的近侧部分和布置在管腔外的远侧部分;

芯部构件,所述芯部构件在管腔内延伸并且向远侧延伸超过支架远侧部分;

径向突出构件,所述径向突出构件联接到芯部构件并且在支架远侧部分中布置在约束构件的远侧部分的远侧;以及

其中,约束构件和突出构件一起形成夹持机构,所述夹持机构接合处于压缩状态中的支架近侧部分,夹持机构可操作以 (i) 将远侧推力施加在支架上,以便使得支架相对于导管向远侧前进,直到支架近侧部分向远侧超过导管远端为止;和 (ii) 将近侧拉力施加在支架上,以便当支架近侧部分向远侧超过导管远端并且支架至少部分扩展成与脉管并置时将支架向近侧收回到导管中。

59. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,夹持机构构造成独立施加远侧推力和近侧拉力而不需要与其它部件或者结构相协作。

60. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,由约束构件远侧部分和突出构件近侧部分一起形成夹持机构。

61. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,芯部构件的弧形末端从突出构件的远侧延伸。

62. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,当组件基本笔直定向时,突出构件不将支架压抵在导管内表面上。

63. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,突出构件包括大体圆筒形的外表面,所述大体圆筒形的外表面与导管内表面径向间隔开,使得当组件基本笔直定向时,突出构件不将支架压抵在导管内表面上。

64. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,突出构件包括大体圆筒形的外表面,所述大体圆筒形的外表面与导管内表面径向间隔开,使得当组件基本笔直定向时,突出构件的外表面和导管的内管腔之间的径向距离大于支架的厚度。

65. 一种支架输送系统,其包括:

微型导管,所述微型导管具有构造成插入到血管中的远端;

约束构件,所述约束构件在微型导管内延伸并且具有远侧部分;

芯部构件,所述芯部构件在微型导管内延伸,芯部构件具有远侧分段;

至少一个套筒,所述至少一个套筒定位在芯部构件远侧分段周围并且能够旋转地联接到芯部构件;和

支架,所述支架沿着芯部构件远侧分段延伸,支架的近端与约束构件远侧部分和套筒相接合,以便限制支架相对于约束构件和套筒的运动,而芯部构件能够相对于支架、约束构件和套筒旋转。

66. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,当支架的远端扩展成与血管接触时,芯部构件能够相对于支架和微型导管旋转。

67. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,微型导管包括具有中央轴线的管腔,并且其中,芯部构件远侧分段包括横向于轴线延伸的弧形末端。

68. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,套筒在接合位置中沿着芯部构件定位成毗邻约束构件远侧部分。

69. 根据权利要求 68 所述的系统,其中,约束构件具有捕获区域,所述捕获区域构造成接收支架的第一部分,支架具有第二部分,第二部分位于第一部分远侧且支撑在套筒的外表面上,以便限制支架相对于套筒和约束构件运动。

70. 根据权利要求 68 所述的系统,其中,约束构件和套筒配合夹持支架的近端。

71. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,芯部构件在约束构件内延伸。

72. 根据权利要求 0 所述的系统,其还包括远侧覆盖件,所述远侧覆盖件从芯部构件远侧分段向近侧延伸,并且插置在支架的外表面和微型导管的内表面之间。

73. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,远侧末端能够旋转地联接到芯部构件。

74. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,套筒和远侧覆盖件允许芯部构件相对于支架旋转。

75. 根据权利要求 0 所述的系统,其还包括附接到芯部构件的近侧部分的致动器,致动器构造成使得芯部构件旋转。

76. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,芯部构件包括输送丝。

77. 一种操作可旋转支架输送系统的方法,所述方法包括:

使得导管的远端在血管内前进;

使得输送系统在导管内前进,输送系统包括:支架;约束构件;芯部丝,所述芯部丝具有中央纵向轴线;和套筒,所述套筒围绕芯部丝可旋转联接,支架在套筒上延伸并且被限制相对于套筒和约束构件运动,芯部丝能够相对于支架、套筒和约束构件旋转;和

使得芯部丝向远侧前进,以便沿着血管的路径引导输送系统。

78. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,使得支架前进包括使得支架运动成与血管壁并置。

79. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,芯部丝包括位于最远侧的曲线末端,所述曲线末端弯曲离开轴线,并且所述方法还包括经由芯部丝使得末端相对于支架、套筒和约束构件旋转。

80. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,末端朝向血管分支前进。

81. 根据权利要求 0 所述的方法,其中,使得末端旋转包括沿着远离血管分支的顶端的方向引导末端。

82. 一种支架输送系统,其包括:

微型导管,所述微型导管具有管腔;

约束护套,所述约束护套具有远侧部分并且在微型导管管腔内延伸;

芯部构件,所述芯部构件在微型导管管腔内延伸;

至少一个套筒,所述至少一个套筒定位成围绕芯部构件并且能够旋转联接到芯部构件;和

自扩展支架,所述自扩展支架具有 (i) 第一部分,所述第一布置在护套管腔内;和 (ii) 第二部分,所述第二部分位于第一部分远侧并且在套筒的外表面上延伸,而芯部构件

能够相对于支架、约束构件和套筒旋转。

83. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,套筒的横截面外轮廓的尺寸大于约束护套管腔的横截面内轮廓的尺寸。

84. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,芯部构件在约束护套的管腔内延伸。

85. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,在输送位置中,支架的第一部分被限制扩展并且被限制相对于套筒和护套远侧部分纵向运动。

86. 根据权利要求 85 所述的系统,其中,支架在第一部分处具有第一直径并且在第二部分处具有尺寸大于第一直径的第二直径,使得支架固定在套筒和护套远侧部分之间。

87. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,支架和套筒的总外轮廓的尺寸大于护套内轮廓的尺寸。

88. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,约束护套远侧部分 (i) 与芯部构件间隔开并且 (ii) 具有捕获区域。

89. 根据权利要求 0 所述的系统,其中,套筒的外表面从捕获区域径向偏移。

用于管腔支架的方法和设备

技术领域

[0001] 脉管壁,尤其是动脉壁可以演变成称作动脉瘤的病理性增大区域。众所周知,动脉瘤具有易于破裂的薄的脆弱壁。因疾病、损伤或者先天性畸形导致血管壁变薄弱而产生动脉瘤。能够在身体的不同部分中发现动脉瘤,并且最常见的是神经脉管系统中的腹主动脉瘤和大脑或者脑动脉瘤。当动脉瘤的薄弱壁破裂时,其能够导致死亡,尤其是在脑动脉瘤破裂的情况下。

[0002] 通常通过将血管的薄弱部分排斥在动脉循环之外来治疗动脉瘤。为了治疗脑动脉瘤,以多种方式完成这种加强,包括:(i) 外科夹闭,其中,金属夹钳固定在动脉瘤的根部周围;(ii) 将动脉瘤包裹在小的柔性金属丝线圈中(微型线圈);(iii) 使用栓塞材料“填充”动脉瘤;(iv) 使用可拆卸球囊或者线圈阻塞用于供给动脉瘤的载瘤血管;和(v) 血管内支架。

背景技术

[0003] 在医学领域中众所周知用于治疗血管狭窄或者动脉瘤的血管内支架。支架是径向扩展或者在血管或者管腔内扩展以提供针对血管萎陷的支撑的假体。还众所周知用于输送这些血管内支架的方法。

[0004] 在将压缩的支架引入到血管中并且将其定位在狭窄区域或者动脉瘤内的传统方法中,将具有远侧末端的引导导管经皮引入到患者的血管系统中。引导导管在血管内前进直到其远侧末端靠近狭窄或者动脉瘤为止。定位在第二内部导管的内管腔内的导丝和内部导管前进通过引导导管的远端。然后导丝前进离开引导导管的远端进入到血管中,直到导丝的承载压缩支架的远侧部分定位在血管内的病变点为止。一旦压缩的支架位于病变点之后,可以释放和扩展支架,使得其支撑血管。

发明内容

[0005] 以下是在此公开的一些实施例的非局限内容。

[0006] 在此公开的一个实施例是一种用于在患者脉管内操作支架输送系统的方法。所述方法包括:将导管定位在脉管内,使得导管远端处于治疗部位处,导管具有管腔,所述管腔限定了在近端和远端之间延伸的轴线;将芯部组件定位在导管管腔内,芯部组件具有(i) 细长构件,所述细长构件包括远端;(ii) 中间部分,所述中间部分包括定位在细长构件远端处的远端;(iii) 支架,所述支架具有远侧部分并且由中间部分承载;和(iv) 远侧覆盖件,所述远侧覆盖件联接到细长构件远端,芯部组件定位在管腔内,使得中间部分远端定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件的至少一部分在管腔内部径向位于中间部分远端和导管远端之间的空间中延伸;相对于导管使得芯部组件向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展,所述扩展驱使远侧覆盖件远离中间部分;和将芯部组件向近侧收回到导管中,使得中间部分定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件定位在空间外。

[0007] 现在将描述这个方法的其它可选方面,如下:

[0008] 在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件定位在空间外部,以便提供中间部分和导管之间的间隙。

[0009] 这种方法还包括将支架在脉管内的治疗部位处释放。这种方法还能够包括在将导管远端在治疗部位处保持就位的同时从管腔向近侧收回芯部组件。这种方法还能够包括将第二芯部组件插入到管腔中,第二芯部组件构造成将第二支架输送到治疗部位处。

[0010] 向近侧收回芯部组件能够包括将远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置翻转至向远侧定向的位置。远侧覆盖件在远侧覆盖件的第二端部处联接到芯部组件,当远侧覆盖件翻转时,第一端部相对于第二端部定位在远侧。

[0011] 在此公开的另一个实施例是在患者的血管内操作支架输送系统的方法。这种方法包括将导管定位在血管中,使得导管远端处于治疗部位处,导管具有管腔,所述管腔在近端和远端之间延伸;使得芯部组件在导管内向远侧前进,芯部组件具有(i)远侧部分;(ii)从远侧部分延伸的远侧覆盖件;和(iii)支架,所述支架具有远侧部分并且由芯部组件承载,芯部组件在导管内前进,使得远侧覆盖件从远侧部分和位于远侧部分和导管之间的环形空间向近侧延伸;使得芯部组件相对于导管向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展,所述扩展驱使远侧覆盖件径向离开芯部组件;和将芯部组件向近侧收回到导管中,使得远侧覆盖件向远侧延伸通过环形空间。

[0012] 现在将描述这个方法的其它可选方面,如下。

[0013] 在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件向远侧延伸通过环形空间,以便提供导管和芯部组件的位于远侧覆盖件近侧的中间部分之间的间隙。

[0014] 向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置翻转至向远侧定向的位置。远侧覆盖件在远侧覆盖件的第二端部处联接到芯部组件,当远侧覆盖件翻转时第一端部相对于第二端部位于远侧。

[0015] 在此公开的另一个实施例是在患者的血管内操作支架输送系统的方法。所述方法包括将导管定位在血管中,使得导管的远端处于治疗部位处,导管具有内壁和管腔,所述管腔在近端和远端之间延伸;将芯部组件定位在管腔内,芯部组件包括远侧覆盖件,所述远侧覆盖件沿着近侧方向延伸,以便至少部分覆盖支撑在芯部组件上的支架的远侧部分,远侧覆盖件的至少一部分插置在支架远侧部分和内壁之间;使得支架远侧部分向远侧前进越过导管远端,以便允许支架远侧部分扩展;和将芯部组件向近侧收回到管腔中,远侧覆盖件在处于翻转构造的条件下收缩到管腔中并且定向在芯部组件的远侧。

[0016] 现在将描述这个方法的其它可选方面,如下。

[0017] 远侧覆盖件包括细长的柔性材料,所述柔性材料具有第一端部和第二端部,所述柔性材料在第二端部处联接到芯部组件,并且其中,向近侧收回芯部组件包括翻转远侧覆盖件,使得第一端部从第一构造运动到第二构造,在所述第一构造中第一端部相对于第二端部位于近侧,在所述第二构造中第一端部相对于第二端部位于远侧。

[0018] 远侧覆盖件包括多条细长的柔性条带,所述柔性条带具有第一端部和第二端部,第二端部联接到芯部组件,其中,向近侧收回芯部组件包括翻转远侧覆盖件,使得将第一端部一起拉至第二端部的远侧。

[0019] 向近侧收回芯部组件包括使得远侧覆盖件收缩到导管中,使得远侧覆盖件向远侧延伸通过芯部组件和内壁之间的环形空间。

[0020] 在此公开的另一个实施例是芯部组件。芯部组件包括：芯部构件，所述芯部构件具有中间区域和远侧末端；支架，所述支架在芯部组件的中间区域上延伸并且包括远侧部分；和远侧覆盖件，所述远侧覆盖件包括第一端部和第二端部，第二端部联接到远侧末端，远侧覆盖件具有输送定向，沿着所述输送定向，第一端部 (i) 相对于远侧末端向近侧延伸和 (ii) 至少部分包围支架远侧部分，远侧覆盖件能够从输送定向运动至翻转定向，在所述翻转定向中，第一端部相对于第二端部定位在远侧。

[0021] 如下现在将描述这种芯部组件的其它可选方面。

[0022] 远侧覆盖件的第一端部包括折叠部分。折叠部分包括内层和外层，内层定位在支架和外层中间，内层能够翻转以便有助于扩展支架。

[0023] 远侧覆盖件包括一条或者多条细长的材料条带。

[0024] 远侧覆盖件包括不多于两条的细长材料条带。

[0025] 远侧覆盖件沿着至少大约三分之一的支架延伸。

[0026] 芯部构件的远侧末端包括由芯部构件承载的末端结构，远侧覆盖件联接到末端结构。末端结构包括大体横向于芯部构件定向的至少一个横向构件，并且远侧覆盖件通过形成包封所述至少一个横向构件的外壳而联接到末端结构。末端结构包括线圈，并且所述至少一个横向构件包括线圈的至少一个分段。远侧覆盖件形成外壳，所述外壳通过至少部分地包裹所述至少一个线圈分段而包封所述至少一个线圈分段。

[0027] 远侧末端能够包括 Teflon。

[0028] 芯部构件能够包括线。

[0029] 远侧覆盖件能够构造成围绕芯部构件旋转。远侧覆盖件的第二端部能够相对于芯部构件可旋转联接。支架能够构造成至少部分凭借远侧覆盖件的可旋转联接而围绕芯部构件旋转。

[0030] 在此公开的另一个实施例是用于支架输送系统的芯部组件。芯部组件包括：芯部构件，芯部构件沿着纵向方向延伸，芯部构件具有远侧段和近侧段；管状约束构件，所述管状约束构件具有内管腔、沿着芯部构件布置并且具有远侧部分，所述远侧部分 (i) 与芯部构件间隔开以及 (ii) 限定了管腔中的捕获区域；径向延伸的突出构件，所述突出构件沿着芯部构件布置成至少部分位于捕获区域的远侧，突出构件具有外表面，突出构件布置在芯部构件的远侧段和近侧段之间；和支架，所述支架具有：(i) 第一部分，所述第一部分布置在捕获区域内；和 (ii) 第二部分，所述第二部分位于第一部分远侧并且延伸穿过突出构件的外表面或者在突出构件的外表面上延伸，使得突出构件和约束构件配合防止支架第一部分扩展。

[0031] 如下现在将描述这个芯部组件的其它可选方面。

[0032] 所述组件还包括联接到芯部构件远侧段的远侧覆盖件，远侧覆盖件至少部分覆盖支架远侧部分，使得当芯部组件能够滑动布置在导管内时，远侧覆盖件布置在支架远侧部分和导管内壁之间。

[0033] 芯部组件操作接合处于输送位置和再收入位置两者中的支架，并且其中，约束构件远侧部分与处于输送位置和再收入位置两者中的支架远侧部分轴向间隔开。

[0034] 约束构件包括护套，所述护套具有远端和内管腔。突出构件的横截面外轮廓的尺寸大约等于或者大于约束构件管腔的横截面轮廓的尺寸。

- [0035] 芯部构件远侧段能够是远侧锥形段。
- [0036] 芯部构件能够包括线。
- [0037] 突出构件和约束构件通过在支架中在第一部分和第二部分之间产生可变直径而固定支架。
- [0038] 突出构件包括大体圆筒形的外表面,并且捕获区域限定在芯部构件的外表面和管状约束构件的内表面之间,并且其中,突出构件外表面从芯部构件外表面径向偏移。突出构件外表面从约束构件内表面径向偏移。突出构件外表面径向间隔在芯部构件外表面和约束构件内表面之间。
- [0039] 支架第二部分支撑在突出构件外表面上。
- [0040] 支架以压配合的方式接合在突出构件和约束构件之间,以便防止支架第一端部扩展。
- [0041] 支架以过盈配合的方式接合在突出构件和约束构件之间,以便防止支架第一端部扩展。
- [0042] 突出构件能够旋转安装在芯部构件上。
- [0043] 突出构件包括支撑在芯部构件上的圆形环。
- [0044] 捕获区域被限定在约束构件远侧部分和芯部构件之间。
- [0045] 突出构件与约束构件远侧部分轴向间隔开。
- [0046] 在此公开的另一个实施例是操作支架输送系统的方法。这种方法包括:使得芯部组件运动通过导管至治疗部位,芯部组件包括(i) 支架,所述支架具有近侧段和远侧段;(ii) 芯部构件,所述芯部构件具有远侧段和近侧段;(iii) 突出构件,所述突出构件沿着芯部构件布置在远侧段和近侧段之间;和(iv) 约束构件,所述约束构件与突出构件和支架远侧部分轴向间隔开,约束构件在支架近侧段的第一部分上延伸,其中,突出构件位于支架近侧段的位于第一部分远侧的第二部分下方,使得在输送位置中支架被固定在约束构件的远端和突出构件的近端之间;在输送位置中,通过将支架固定在约束构件远端和突出构件近端之间而将支架第一部分保持在压缩状态的同时,相对于芯部组件向近侧收缩导管,直到约束构件远端和支架的第一部分定位成向远侧越过导管远端,其中,芯部构件远侧段相对于支架向远侧延伸;和在输送位置中,在将支架第一部分保持在压缩状态中的同时,使得支架的远侧部分扩展成与脉管壁并置。
- [0047] 如下现在将描述这个方法的其它可选方面。
- [0048] 这种方法还可以包括在支架远侧部分已经扩展之后,将芯部组件向近侧收回到导管中,以便将支架再次收入到导管内。
- [0049] 扩展支架远侧部分包括使得至少部分覆盖支架远侧部分的远侧覆盖件展开。这种方法还能够包括翻转远侧覆盖件,使得远侧覆盖件的自由的第一端部从向近侧定向的位置运动到向远侧定向的位置。
- [0050] 扩展支架远侧部分包括当支架远侧部分离开导管时自动扩展支架远侧部分。
- [0051] 这种方法还能够包括释放支架第一部分,以便允许支架的第一部分扩展成与脉管壁并置。释放支架第一部分包括相对于突出构件向近侧收缩约束构件,以便允许支架第一部分扩展成与脉管壁并置。这种方法还能够包括使得芯部组件从导管向近侧收缩,以便从导管移除芯部组件。这种方法还能够包括将第二芯部组件插入到导管中,用于将第二支架

输送在治疗部位处。

[0052] 在此公开的另一个实施例是支架输送系统。这个系统包括：导管，所述导管具有远端；和芯部组件，所述芯部组件包括：管状约束构件，所述管状约束构件包括管腔和远侧部分；支架，所述支架具有布置在管腔内的近侧部分和布置在管腔外的远侧部分；芯部构件，所述芯部构件在管腔内延伸并且向远侧延伸越过支架远侧部分；径向突出构件，所述径向突出构件联接到芯部构件并且在支架远侧部分中布置在约束构件的远侧部分的远侧；以及其中，约束构件和突出构件一起形成夹持机构，所述夹持机构接合处于压缩状态中的支架近侧部分，夹持机构可操作以 (i) 将远侧推力施加在支架上，以便使得支架相对于导管向远侧前进，直到支架近侧部分向远侧越过导管远端为止；和 (ii) 将近侧拉力施加在支架上，以便当支架近侧部分向远侧越过导管远端并且支架至少部分扩展成与脉管并置时将支架向近侧收回到导管中。

[0053] 如下现在将描述这个系统的其它可选方面。

[0054] 夹持机构构造成独立施加远侧推力和近侧拉力而不需要与其它部件或者结构相配合。

[0055] 由约束构件远侧部分和突出构件近侧部分一起形成夹持机构。

[0056] 芯部构件的弧形末端从突出构件的远侧延伸。

[0057] 当组件基本笔直定向时，突出构件可选地不将支架压抵在导管内表面上。

[0058] 突出构件包括大体圆筒形的外表面，所述大体圆筒形的外表面与导管内表面径向间隔开，使得当组件基本笔直定向时，突出构件不将支架压抵在导管内表面上。

[0059] 突出构件包括大体圆筒形的外表面，所述大体圆筒形的外表面与导管内表面径向间隔开，使得当组件基本笔直定向时，突出构件的外表面和导管的内管腔之间的径向距离大于支架的厚度。

[0060] 在此描述的另一个实施例是支架输送系统。这种系统包括：微型导管，所述微型导管具有构造成插入到血管中的远端；约束构件，所述约束构件在微型导管内延伸并且具有远侧部分；芯部构件，所述芯部构件在微型导管内延伸，芯部构件具有远侧分段；至少一个套筒，所述至少一个套筒定位在芯部构件远侧分段周围并且能够旋转地联接到芯部构件；和支架，所述支架沿着芯部构件远侧分段延伸，支架的近端与约束构件远侧部分和套筒相接合，以便限制支架相对于约束构件和套筒的运动，而芯部构件能够相对于支架、约束构件和套筒旋转。

[0061] 如下现在将描述这个系统的其它可选方面。

[0062] 当支架的远端扩展成与血管接触时，芯部构件能够相对于支架和微型导管旋转。

[0063] 微型导管包括具有中央轴线的管腔，并且其中，芯部构件远侧分段包括横向于轴线延伸的弧形末端。

[0064] 套筒在接合位置中沿着芯部构件定位成毗邻约束构件远侧部分。约束构件具有捕获区域，所述捕获区域构造成接收支架的第一部分，支架具有第二部分，第二部分位于第一部分远侧且支撑在套筒的外表面上，以便限制支架相对于套筒和约束构件运动。约束构件和套筒配合夹持支架的近端。

[0065] 芯部构件在约束构件内延伸。

[0066] 系统还能够包括远侧覆盖件，所述远侧覆盖件从芯部构件远侧分段向近侧延伸并

且插置在支架的外表面和微型导管的内表面之间。远侧末端能够旋转地联接到芯部构件。套筒和远侧覆盖件允许芯部构件相对于支架旋转。

[0067] 系统还能够包括附接到芯部构件的近侧部分的致动器,致动器构造成使得芯部构件旋转。

[0068] 芯部构件能够包括输送丝。

[0069] 在此公开的另一个实施例是操作可旋转支架输送系统的方法。这个方法包括:使得导管的远端在血管内前进;使得输送系统在导管内前进,输送系统包括:支架;约束构件;芯部丝,所述芯部丝具有中央纵向轴线;和套筒,所述套筒围绕芯部丝可旋转联接,支架在套筒上延伸并且被限制相对于套筒和约束构件运动,芯部丝能够相对于支架、套筒和约束构件旋转;和使得芯部丝向远侧前进,以便沿着血管的路径引导输送系统。

[0070] 现在将描述这个方法的其它可选方面,如下。

[0071] 使得支架前进包括使得支架运动成与血管壁并置。

[0072] 芯部丝包括位于最远侧的曲线末端,所述曲线末端弯曲离开轴线,并且所述方法还包括经由芯部丝使得末端相对于支架、套筒和约束构件旋转。末端朝向血管分支前进。使得末端旋转包括沿着远离血管分支的顶端的方向引导末端。

[0073] 在此公开的另一个实施例是支架输送系统。这个系统包括:微型导管,所述微型导管具有管腔;约束护套,所述约束护套具有远侧部分并且在微型导管管腔内延伸;芯部构件,所述芯部构件在微型导管管腔内延伸;至少一个套筒,所述至少一个套筒定位成围绕芯部构件并且能够旋转联接到芯部构件;和自扩展支架,所述自扩展支架具有(i)第一部分,所述第一部分布置在护套管腔内;和(ii)第二部分,所述第二部分位于第一部分远侧并且在套筒的外表面上延伸,而芯部构件能够相对于支架、约束构件和套筒旋转。

[0074] 现在将描述这个系统的其它可选方面,如下。

[0075] 套筒的横截面外轮廓的尺寸大于约束护套管腔的横截面内轮廓的尺寸。

[0076] 芯部构件在约束护套的管腔内延伸。

[0077] 在输送位置中,支架的第一部分被限制扩展并且被限制相对于套筒和护套远侧部分纵向运动。支架在第一部分处具有第一直径并且在第二部分处具有尺寸大于第一直径的第二直径,使得支架固定在套筒和护套远侧部分之间。

[0078] 支架和套筒的总外轮廓的尺寸大于护套内轮廓的尺寸。

[0079] 约束护套远侧部分(i)与芯部构件间隔开并且(ii)具有捕获区域。套筒的外表面从捕获区域径向偏移。

[0080] 公开的至少一个方面提供了用于在体内输送阻塞装置(例如,支架)的方法和设备。阻塞装置能够易于符合脉管的迂曲血管的形状。阻塞装置能够应用于多种用途。例如,在一些实施例中,阻塞装置能够引导血管内的血流远离动脉瘤。另外,这种阻塞装置能够允许将充足的血流提供至毗邻结构,使得所述结构无论是分支血管或者需氧组织均不会失去所需的血流。

[0081] 将血管内支架输送至患者血管内的治疗部位需要非常高的精确度。通常,在植入处理期间,支架通过血管抵达治疗位置。通常通过允许支架的第一端部扩展并且此后允许支架的其余部分缓慢扩展直到整个支架扩展为止,来使得支架能够在治疗位置扩展。当支架的第一端部扩展时初始接触血管壁的处理能够称作使得支架“着陆”。支架在血管内的最

后位置通常由其在血管内的初始放置或者着陆来决定。在一些情况中,支架可以初始“着陆”在血管内的次最优位置处。使用传统方法和设备对于医师来说非常难以将支架再定位在血管内。例如,在支架在血管内已经部分扩展之后医师不能再次捕获、收缩、收回或者再次将支架收入到导管中。因此,初始着陆对于成功放置支架非常关键。

[0082] 根据在此公开的至少一些实施例的方面实现了如下:医疗装置输送系统能够构造造成在支架在血管中已经至少部分扩展并且着陆之后有利地使得医师再次捕获、收缩、收回或者再次将支架收入到输送系统的导管中,以允许医师改进支架在血管内的放置。此外,一些实施例能够构造造成即使在整个支架已经运动离开导管管腔并且至少部分抵靠血管壁扩展之后医师也能够再次捕获、收缩、收回或者再次将支架收入到导管中。而且,能够提供一些实施例,使得这种输送系统能够接合并且保持任何编织的支架,而同时又不需要关于支架的专门接合结构。

[0083] 为了使得医师再次捕获、收缩、收回或者再次使得支架收入到导管中,一些实施例提供了芯部组件,所述芯部组件能够滑动布置在导管内并且能够固定、夹持或者接合支架的至少一部分,以控制支架的运动、部署和扩展。在一些实施例中,芯部组件能够包括约束构件和芯部构件。支架能够在芯部构件上延伸并且延伸到由约束构件形成的凹陷部中,以接合或者固定支架的一部分。

[0084] 可选地,芯部组件还能够包括沿着芯部构件布置的突出部分或者构件。在这个实施例中,支架能够在突出构件上延伸并且延伸到凹陷部中。

[0085] 例如,突出构件和约束构件能够一起形成接合或者固定支架的夹持构件。夹持机构能够接合处于收缩状态中的支架的近侧或者第一部分。夹持机构能够提供约束构件和突出构件之间的压配合或者过盈配合,以便防止支架的第一端部扩展。即使在支架已经运动离开导管管腔(即,已经从支架完全收回导管)并且支架已经至少部分扩展成与血管壁并置之后,夹持机构能够使得支架被收回、再次捕获、收缩或者再次收入到导管中。

[0086] 夹持机构能够使得芯部组件将推力和拉力施加在支架上,以便调节其相对于导管的轴向位置。在一些实施例中,夹持机构能够操作,以便将远侧推力施加在支架上,以使得支架相对于导管向远侧前进,直到支架的近侧部分向远侧越过导管的远端。此外,夹持机构还能够操作,以便将近侧拉力施加在支架上,以当支架近侧部分向远侧越过导管的远端并且支架至少部分扩展成与血管壁并置时将支架向近侧收回到导管中。夹持机构能够构造造成独立施加远侧推力和近侧拉力而不需要其它部件或者结构的配合。

[0087] 在一些实施例中,支架能够固定或者接合在突出构件和约束构件(能够是护套)的远端之间,以防止支架的近侧或第一部分扩展。例如,突出构件和约束构件能够通过支架在第一部分和第二部分之间引入可变直径来固定支架。

[0088] 在一些实施例中,组件能够构造造成使得芯部构件具有远侧段和近侧段。芯部构件的远侧段能够是远侧锥形段。芯部构件能够包括金属丝。例如,芯部构件的远侧段能够包括远侧末端。芯部构件远侧末端能够包括聚四氟乙烯(PTFE 或者 **TEFLON**[®])。

[0089] 约束构件能够具有构造造成接收芯部构件的内管腔。此外,约束构件能够具有远侧部分,所述远侧部分能够与芯部构件间隔开并且能够具有管腔中的捕获区域。捕获区域能够限定在约束构件的远侧部分和芯部构件之间。例如,捕获区域能够径向限定在芯部构件的外表面和管状约束构件的内表面之间。

[0090] 此外,突出构件能够沿着芯部构件布置在捕获区域的至少部分远侧处。突出构件能够径向延伸。此外,突出构件能够具有外表面。在一些实施例中,突出构件能够轴向布置在芯部构件的远侧段和近侧段之间。而且,支架能够具有第一部分和第二部分。第一部分能够是布置在捕获区域内的近侧部分。第二部分能够相对于第一布置在远侧。第二部分能够延伸穿过突出构件的外表面或者在突出构件的外表面上延伸,使得突出构件和约束构件配合限制支架的第一部分扩展。

[0091] 在一些实施例中,芯部构件能够在支架管腔内延伸并且向远侧越过支架远侧部分。突出构件能够联接到芯部构件并且布置在支架远侧部分内的约束构件远侧部分的远侧。

[0092] 突出构件能够可选地具有大体圆柱形外表面。例如,突出构件能够包括联接或者支撑在芯部构件上的圆形环。突出构件的外表面能够相对于芯部构件的外表面径向偏移。此外,突出构件能够与约束构件的远侧部分轴向间隔开。例如,突出构件的外表面能够相对于约束构件的内表面径向偏移。而且,突出构件的外表面能够相对于捕获区域径向偏移,约束构件和芯部构件限定了捕获区域。在一些实施例中,突出构件的外表面能够径向间隔在芯部构件的外表面和约束构件的内表面之间。而且,支架的第二部分能够在突出构件的外表面上延伸或者支撑在所述外表面上。

[0093] 突出构件能够至少部分布置在约束构件的远侧部分的远侧。此外,当组件基本笔直定向时,突出构件能够构造成使得其不会将支架压抵在导管的内表面上。

[0094] 突出构件还能够具有这样的外表面,所述外表面与导管的内表面径向间隔开,使得当组件基本笔直定向时,突出构件不会将支架压抵在导管的内表面上。例如,突出构件能够具有大体圆柱形外表面。此外,当组件基本笔直定向时,突出构件的外表面和导管的内表面之间的径向距离能够大于支架的厚度。

[0095] 另外,在一些实施例中,导管能够设置为形成支架输送系统。支架输送系统能够包括导管和芯部组件。导管能够具有远端。如上所述,芯部组件能够包括管状约束构件、支架、芯部构件和径向突出构件。

[0096] 根据一些实施例,约束护套能够包括具有横截面内轮廓的管腔。突出构件能够具有大约等于或者大于导管内轮廓尺寸的横截面外轮廓。突出构件的横截面外轮廓的尺寸能够大于导管内轮廓的尺寸。支架能够在突出构件上延伸并且延伸到约束护套中,使得支架在支架近侧部分处具有第一直径并且在支架远侧部分处具有第二直径,所述第二直径大于第一直径。因此,支架能够被固定在突出构件和护套远端之间。根据一些实施例,突出构件能够可旋转安装在芯部构件上,如在此进一步讨论的那样。此外,突出构件和芯部构件还能够由连续材料形成。

[0097] 此外,支架和近侧构件的共同外轮廓的尺寸大于护套内轮廓的尺寸。芯部构件能够构造成当支架因相对于之间和约束护套可旋转而在血管内部分扩展时可操纵。在一些包括突出构件的实施例中,芯部构件还能够相对于突出构件旋转。

[0098] 在迂曲血管中的情况中在血管中输送支架继而将支架扩展成与血管壁并置,这面临着挑战。例如,在输送至治疗部位期间,输送系统能够构造成包括一个或者多个可旋转部件,所述一个或者多个可旋转构件允许在输送系统横穿迂曲几何结构的同时系统部件相对于彼此旋转。这种柔性能够减小所需的总推力并且当支架被抽出和/或扩展到血管中时避

免支架发生“缠绕”。

[0099] 例如,根据一些实施例,输送系统能够包括可旋转芯部组件。在这种实施例中,芯部构件能够不受导管内的突出构件(如果存在)和/或支架以及约束构件的影响旋转,以便减小“缠绕”而且还能够操纵芯部构件,如在此进一步描述的那样。这种可旋转性能有助于芯部组件运动通过输送系统的导管,以便减小抵达治疗部位所需的输送力。

[0100] 此外,可旋转芯部组件能够构造成允许芯部构件不受部署在血管中的支架的影响旋转。因此,芯部构件的突出端部能够在不中断血管壁和支架之间的接触的同时旋转。因此,医师能够使得芯部构件的远侧突出端部旋转,以便优选地使得突出端部与毗邻的血管几何结构对齐,以避免在使得组件前进的同时磨损或者刺穿血管壁。

[0101] 例如,在支架已经运动至治疗部位之后,输送系统的芯部构件通常可以包括远侧突出端部,所述远侧突出端部可以在支架扩展以及释放支架时向远侧移动。突出端部的远侧运动表示潜在磨损或者刺穿其中输送支架的血管壁的危害。此外,当将支架输送成毗邻血管分支或者血管中的急转弯时,尤其难以规避诸如分支顶端的血管几何结构。

[0102] 在一些实施例中,芯部组件因提供了可旋转安装在芯部构件上的突出构件而能够旋转。在这种实施例中,芯部构件能够相对于其突出构件可旋转联接,以允许芯部构件相对于突出构件、约束构件和支架旋转。例如,突出构件能够包括旋转安装在约束机构上的环形部件。

[0103] 因此,能够提供可操纵或者可旋转的支架输送系统。这种系统的实施例能够包括微型导管、芯部构件和支架。微型导管能够具有构造成插入到血管中的远端。芯部构件能够在微型导管内延伸。此外,芯部构件能够具有远侧部分和位于远侧部分近侧的中间部分。支架能够沿着中间部分延伸。此外,芯部构件能够构造成通过相对于支架和微型导管可旋转而在血管内部分扩展支架时可操纵。因此,芯部构件能够操纵,以避免支架从血管壁移位和磨损或者刺穿血管壁。

[0104] 在一些实施例中,系统还能够包括突出构件。突出构件能够沿着芯部构件定位在中间部分中并且可旋转联接到芯部构件。在一些实施例中,芯部构件能够包括弧形末端,所述弧形末端在突出构件远侧延伸。芯部构件远侧部分能够包括弧形末端,所述弧形末端能够横向于微型导管的纵向轴线延伸。弧形末端能够横向于微型导管的中央轴线延伸或者弯曲远离所述中央轴线。微型导管能够或作为在此讨论的约束护套或者导管。

[0105] 在一些实施例中,远侧部分能够包括组件,所述组件包括远侧覆盖件和远侧末端结构。末端结构能够相对于芯部构件旋转或者固定联接。此外,远侧覆盖件能够联接到末端结构。

[0106] 远侧末端结构能够包括由芯部构件承载的至少一个构件或者部件。在一些实施例中,所述至少一个构件能够定向成大体横向或者平行于芯部构件。例如,末端结构在芯部构件的远侧部分处能够包括线圈(多个线圈)、沿着圆周延伸的材料带、夹具和/或能够在血管内顺畅地通过的其它结构。此外,所述至少一个构件能够包括线圈或者其它结构的至少一个分段。

[0107] 在一些可旋转芯部组件的实施例中,芯部构件的远侧部分能够包括远侧末端结构和/或能够可旋转联接到芯部构件的远侧覆盖件。因此,远侧末端结构和/或远侧覆盖件和芯部构件之间的可旋转互连能够允许芯部构件不受远侧末端结构和/或远侧覆盖件影

响自由旋转,从而避免任何旋转或者扭转应力经由远侧覆盖件传递到支架。例如,远侧覆盖件能够构造成围绕芯部构件旋转。此外,相对于芯部构件能够可旋转地联接远侧覆盖件的第二端部。而且,支架能够构造成至少部分因远侧覆盖件的可旋转联接而围绕芯部构件旋转。

[0108] 在操作中,在已经将导管定位在血管中之后,支架能够部分扩展成与血管壁并置。医师能够使得输送系统的芯部构件的最远侧的曲线末端旋转。末端能够构造成弯曲离开芯部构件的中央纵向轴线。因此当旋转时,芯部构件的曲线末端能够相对于支架和约束构件旋转。此外,如在包括突出构件的一些实施例中描述的那样,芯部构件能够可旋转地联接到突出构件。在这种实施例中,当旋转时,芯部构件的曲线末端能够相对于支架、突出构件和约束构件旋转。因此,医师能够使得曲线末端与血管路径对准,以便避免磨损或者刺穿血管壁。此后,芯部构件能够向远侧前进,以便沿着血管路径引导芯部构件。当血管的几何结构包括分支或者急转弯时这种方法和系统尤为有用,尤其是引导芯部构件的末端远离毗邻治疗部位的分支的顶端。

[0109] 根据在此公开的其它实施例,芯部组件能够构造成包括远侧部分,所述远侧部分使得芯部组件的远端或者前端和支架能够光滑地通过导管,与此同时还有助于如所期望那样将远侧部分再收入到导管内。

[0110] 在远侧部分包括远侧覆盖件的一些实施例中,远侧覆盖件能够联接到芯部构件并且至少部分包围或者覆盖支架远侧部分。因此,当芯部组件可滑动布置在导管内时,远侧覆盖件能够例如径向定位在支架远侧部分和导管内壁之间。

[0111] 在包括远侧覆盖件的实施例中,远侧覆盖件能够包括柔性材料,所述柔性材料能够在支架的至少一部分上在前面延伸,以提供芯部组件和导管管腔的内表面之间的光滑界面。

[0112] 使用多种附接装置能够将远侧覆盖件附接联接到远侧末端结构或者芯部丝。根据一些实施例,远侧覆盖件能够通过形成包封远侧末端结构的至少一个构件的外壳联接到远侧末端结构。例如,远侧覆盖件能够通过至少部分卷绕分段而包封末端结构(例如,至少一个线圈分段)来形成外壳。

[0113] 远侧覆盖件能够包括一个或者多个细长的材料条带。例如,远侧覆盖件能够包括成对的纵向延伸的细长条带,所述细长条带至少部分覆盖或者包围支架的远侧部分。在一些实施例中,远侧覆盖件包括不超过两个的细长材料条带。在一些实施例中,远侧覆盖件能够由管状构件切割而成,从而形成多条细长条带并且与材料圆形环而互连。

[0114] 此外,远侧覆盖件能够构造成当支架的远端轴向运动越过导管的远端时允许支架的远端扩展。在一些实施例中,远侧覆盖件能够构造成提供较小或者不提供约束力或者用其它方式防止支架的远端扩展。

[0115] 远侧覆盖件能够构造成从一个位置翻折、翻转或者运动至另一个位置。根据一些实施例中,远侧覆盖件能够包括第一端部和第二端部。第一端部能够是第一自由端部,第二端部能够联接到远侧部分。远侧覆盖件能够具有第一输送或者向近侧定向的位置、方向或者构造,其中,第一端部相对于芯部构件远侧部分向近侧延伸并且至少部分覆盖或者包围支架远侧部分。远侧覆盖件能够从第一输送或者近侧定向位置、方向或者构造运动至第二、再收入、翻转或者向远侧定向的位置、方向或者构造,在所述第一构造中,第一自由端部位

于第二端部近侧,在所述第二构造中,第一端部定位在第二端部远侧。因此,远侧覆盖件能够使得芯部组件易于收回或者接收到导管管腔中。此外,约束构件的远侧部分能够与处于输送位置或者构造和再收入位置或者构造中的支架的远侧部分轴线间隔开。

[0116] 在一些实施例中,远侧覆盖件能够相对于远侧覆盖件的附接点和 / 或远侧末端结构向前延伸,同时将支架输送至治疗部位。例如,远侧覆盖件能够沿着支架的大约三分之一延伸。此外,在支架的远端已经扩展之后远侧覆盖件能够翻转以便相对于远侧覆盖件的附接点和 / 或远侧末端结构向远侧延伸。

[0117] 还提供了操作芯部组件和支架输送系统的多种方法。初始,为了将支架输送系统定位在患者血管内,医师能够首先将导管定位在血管内。导管能够具有管腔,所述管腔限定了在近端和远端之间延伸的轴线,使得导管远端处于治疗部位处。医师能够将芯部组件定位在导管管腔内。医师还能够使得芯部组件在导管内向远侧前进。此后,使用在此公开的芯部组件中的一个或者多个来实施方法。

[0118] 例如,能够通过首先使得芯部组件运动通过导管抵达治疗部位来实施支架输送系统的实施例的操作。组件的约束构件能够构造成接收支架近侧部分的一部分,使得在输送位置中支架固定在约束构件的远端和突出构件的近端之间。能够相对于芯部组件向近侧收回导管,直到约束构件远端和支架近侧部分定位成向远侧超越导管远端,而同时保持支架近侧部分处于输送位置或者构造中为止,其中,芯部构件远侧段相对于支架向远侧延伸。此外,在保持支架近侧部分处于输送位置的同时支架的远侧部分能够扩展成与血管壁并置。

[0119] 因此,根据一些实施例,在支架的远侧部分已经展开之后,芯部组件能够被向近侧收回到导管中,以便将支架再收回到导管中。当使用自扩展支架时,当支架的远侧部分离开导管时支架的远侧部分能够自动扩展。此外,为了使得支架的远侧部分扩展,至少部分包围或者覆盖支架远侧部分的远侧覆盖件能够张开。

[0120] 另外,在芯部组件包括远侧覆盖件的一些实施例中,远侧覆盖件能够沿着近侧方向延伸,以便至少部分覆盖支撑在芯部组件上的支架远侧部分。远侧覆盖件的至少一部分能够插置在支架远侧部分和内壁之间。支架远侧部分能够向远侧前进越过导管远端,以便允许支架远侧部分扩展。芯部组件然后能够被收回到管腔中,使得远侧覆盖件以翻转构造和从芯部组件向远侧定向的状态收缩回到管腔中。

[0121] 此外,在一些实施例中,其中,芯部组件具有 (i) 包括远端的细长构件;(ii) 包括定位在构件远端处的远端的中间部分;(iii) 支架,所述支架具有远侧部分并且由中间部分所承载;和 (iv) 远侧覆盖件,所述远侧覆盖件联接到构件远端,芯部组件能够定位在管腔内,使得中间部分远端定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件的至少一部分在管腔内径向处于中间部分远端和导管远端之间的空间中延伸。然后医师能够使得芯部组件相对于导管向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展。扩展能够驱使远侧覆盖件远离中间部分。最后,医师能够将芯部组件向近侧收回到导管中,使得中间部分定位成轴向毗邻导管远端,其中,远侧覆盖件定位在空间外侧。在一些实施例中,在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件能够定位在空间外侧,以便提供中间部分和导管之间的间隙。

[0122] 此外,在一些实施例中,芯部组件能够具有 (i) 远侧部分;(ii) 从远侧部分延伸的远侧覆盖件和 (ii) 支架,所述支架具有远侧部分并且由芯部组件所承载。芯部组件能够在导管内前进,使得远侧覆盖件从远侧部分和位于远侧部分和导管之间的环形空间向近侧延

伸。医师能够使得芯部组件相对于导管向远侧前进,以便允许支架远侧部分扩展。扩展能够驱使远侧覆盖件径向远离芯部组件。此外,芯部组件能够被向近侧收回到导管中,使得远侧覆盖件向远侧延伸通过环形空间。在这个实施例中,在将芯部组件向近侧收回到导管中期间,远侧覆盖件能够向远侧延伸通过环形空间,以便提供导管和远侧覆盖件近侧的芯部组件的中间部分之间的间隙。

[0123] 此外,方法的实施例还能够包括使得芯部组件在导管内向远侧前进,使得支架的近端定位在管腔外侧。能够实施方法,以便还包括将支架释放在血管内的治疗部位处的步骤。方法还能够包括在将导管远端在治疗部位处保持就位的同时从管腔向近侧收回芯部组件。另外,第二芯部组件能够插入到管腔中。第二芯部组件能够构造成将第二支架输送在治疗部位处。

[0124] 在方法的一些实施例中,向近侧收回芯部组件能够包括使得远侧覆盖件的第一自由端部从向近侧定向的位置翻转至向远侧定向的位置。此外,远侧覆盖件能够在远侧覆盖件第二端部处联接到芯部组件,并且当远侧覆盖件翻转时第一端部能够相对于第二端部定位在远侧。

[0125] 根据方法的其它实施例,远侧覆盖件能够包括多条细长的柔性条带,所述条带具有第一和第二端部。第二端部能够联接到芯部组件。在这个实施例中,向近侧收回芯部组件能够包括使得远侧覆盖件翻转,使得第一端部被一起向远侧拉向第二端部。

[0126] 根据一些实施,可操纵的支架输送系统设置成能够包括微型导管、芯部构件、突出构件和支架。微型导管能够具有构造成插入到血管中的远端。芯部构件能够在微型导管内延伸。芯部构件能够具有远侧部分和位于远侧部分近侧的中间部分。突出构件能够沿着芯部构件定位在中间部分中。突出构件能够可旋转联接到芯部构件。支架能够在突出构件上并且沿着中间部分延伸。此外,芯部构件能够构造成通过相对于支架和微型导管可旋转而在支架在血管内部分扩展时可操纵。

[0127] 芯部构件可操纵以便避免 (i) 支架从血管壁移位和 (ii) 刺穿血管壁。此外,微型导管能够包括具有中央轴线的管腔。芯部构件远侧部分能够包括弧形末端,所述弧形末端横向于轴线延伸。而且,系统还能够包括:约束构件,沿着芯部构件布置约束构件;和远侧部分,所述远侧部分 (i) 与芯部构件间隔开和 (ii) 具有捕获区域。突出构件能够定位成毗邻约束构件的远端。支架能够具有 (i) 布置在捕获区域中的第一部分和 (ii) 第二部分,所述第二部分位于第一部分远侧并且支撑在突出构件的外表面上,以便将支架固定在突出构件和约束构件之间。

[0128] 系统还能够包括远侧覆盖件,所述远侧覆盖件从芯部构件远侧部分向近侧延伸并且插置在支架的外表面和微型导管的内表面之间。系统还能够包括在芯部构件的远侧部分处附接到芯部构件的远侧末端,并且远侧覆盖件能够附接到远侧末端。远侧末端能够可旋转联接到芯部构件。远侧末端和芯部构件能够由连续材料件形成。

[0129] 系统还能够包括致动器,所述致动器附接到芯部构件的近侧部分,致动器能够构造成使得芯部构件旋转。

[0130] 能够提供操作可操纵支架输送系统的方法。根据在此公开的一些实施例的方面,输送系统能够包括:管状约束构件;芯部构件或者芯部丝,所述芯部构件或者芯部丝具有中央纵向轴线;环形突出构件,所述环形突出构件可旋转联接到芯部丝;和位于最远侧的

曲线末端,所述位于最远侧的曲线末端弯曲离开轴线。支架能够在突出构件上延伸并且固定在突出构件和约束构件之间,使得芯部丝能够相对于支架、突出构件和约束构件旋转。根据在此公开的方法的一些方面,医师能够将输送系统的导管的远端定位在血管中。医师能够使输送系统的支架部分扩展成与血管壁并置。然后医师能够使末端相对于支架、突出构件和约束构件旋转。例如,医师能够使末端旋转,直到其实现相对于血管几何结构的理想定向为止。此后,医师能够使芯部丝向远侧前进,以便沿着血管的路径引导芯部丝。

[0131] 在一些实施例中,当医师使得末端旋转时,芯部丝和支架之间的相对运动能够避免支架从血管壁移位。此外,在一些实施例中,医师能够使末端朝向血管分支前进。而且,在一些实施例中,能够实施这样的方法,其中,使得末端旋转包括沿着远离分支顶端的方向引导末端。

[0132] 根据一些实施,能够设置一种支架输送系统,其包括约束护套、芯部构件、突出构件和支架。约束护套能够具有远端和管腔,所述管腔具有截面内轮廓。

[0133] 支架能够具有 (i) 近侧部分,所述近侧部分布置在护套管腔中和 (ii) 远侧部分,所述远侧部分在突出构件的外表面上延伸。在一些实施例中,远侧部分能够至少部分覆盖在芯部构件远侧区域处。支架能够在近侧部分处具有第一直径并且在远侧部分处具有大于第一直径的第二直径,使得支架能够固定在突出构件和护套远端之间。

[0134] 在一些实施例中,芯部构件能够具有远侧区域并且在护套管腔内延伸。突出构件能够可旋转地安装在芯部构件上。例如,突出构件能够可旋转安装在远侧区域近侧的芯部构件上。突出构件能够具有大约等于或者大于导管内轮廓的尺寸的截面外轮廓。在一些实施例中,突出构件能够具有大于导管内轮廓的尺寸的截面外轮廓。

[0135] 支架能够固定在突出构件和护套远端之间,以便防止支架第一部分扩展。此外,支架和近侧构件的共同外轮廓的尺寸能够大于护套内轮廓的尺寸。芯部构件能够构造成通过能够相对于支架、突出构件和约束护套旋转而在支架在血管内部分展开时可操纵。突出构件外轮廓能够大体是圆筒状。突出构件能够包括装配在芯部构件上的管状结构。约束护套能够包括远侧部分,所述远侧部分 (i) 与芯部构件间隔开并且 (ii) 具有捕获区域。可选地,突出构件的外表面能够相对于捕获区域径向偏移。支架能够以压配合的方式接合在突出构件和约束护套之间,以便防止支架第一部分扩展。支架能够以过盈配合的方式接合在突出构件和约束护套之间,以便防止支架第一部分扩展。

[0136] 将在下文陈述技术的其它特征和优势,并且某种程度上所述其它特征和优势将从描述变得显而易见,或者可以通过实践本技术来了解其它特征和优势。通过在其撰写的描述和其实施例以及附图中特别指出的结构将实现和获得本技术的优势。

[0137] 应当理解的是,前述综述和以下详细描述均为示例性和阐释性并且旨在提供本技术的进一步解释。

附图说明

[0138] 包括以提供本技术的进一步理解并且包含在说明书中并且构成这个说明书的一部分的附图图解了本公开的方面并且与描述一起用于解释本技术的原理。

[0139] 图 1 是根据公开的一个或者多个实施例的支架输送系统的示意性局部剖视图;

[0140] 图 2 是根据一些实施例的在图 1 中示出的系统的具有安装在其上的支架的芯部组

件的示意性侧视图；

[0141] 图 3A 是根据一些实施例的在图 2 中示出的芯部组件的近侧部分的示意性侧剖视图；

[0142] 图 3B 是根据一些实施例的在图 2 中示出的芯部组件的近侧部分的示意性侧剖视图；

[0143] 图 4A 是芯部组件的实施例的示意性侧剖视图；

[0144] 图 4B 是芯部组件的另一个实施例的示意性侧剖视图；

[0145] 图 5A 是根据一些实施例的在图 2 中示出的芯部组件的远侧部分的示意性侧剖视图；

[0146] 图 5B 是图 2 中示出的芯部组件的远侧部分的另一个实施例的示意性侧剖视图；

[0147] 图 5C 是图 2 中示出的芯部组件的远侧部分的又一个实施例的后透视图；

[0148] 图 6 是根据一些实施例的图 1 的系统的芯部组件的示意性侧视图，其中没有示出支架；

[0149] 图 7A 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，支架已经抵靠血管壁初始扩展并且系统的远侧覆盖件分离；

[0150] 图 7B 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，远侧覆盖件移动至翻转位置；

[0151] 图 7C 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，远侧覆盖件已经移动到另一个翻转位置；

[0152] 图 8 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，支架已经抵靠血管壁部分扩展并且运动到导管管腔的外部；

[0153] 图 9 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，在支架初始扩展之后支架已经收缩或者被再收入到导管中；

[0154] 图 10 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，在支架初始扩展之后，芯部组件的支架和远侧末端组件已经收缩或者被再收入到导管管腔中；

[0155] 图 11 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，支架已经从芯部组件扩展和释放以与血管壁齐平；

[0156] 图 12 是根据一些实施例的图 1 的系统的示意性局部剖视图，其中，在释放支架之后，芯部组件已经收缩回或者被接收到导管管腔中；

[0157] 图 13A 是定位在毗邻血管分支的治疗部位处的支架输送系统的示意性局部剖视图；

[0158] 图 13B 是根据一些实施例的在图 13A 中示出的支架输送系统和治疗部位的示意性局部剖视图，其中，已经使得支架输送系统的芯部构件的远侧部分旋转，以避免磨损或者刺穿血管壁。

具体实施方式

[0159] 在以下详细描述中，陈述了许多具体细节，以便更全面的理解本技术。应当理解的是，可以在不包括这些具体细节中的一些的前提下实践本技术。在其它示例中，没有示出众所周知的结构和技术，以免使得本技术模糊不清。

[0160] 在此描述了具有小横截面的支架输送系统的多个实施例,所述小横截面具有高柔性并且能够提供如下的优势,诸如,允许医师再次捕获、收缩、收回或者收入以及再次定位部分扩展的支架,避免在放置期间防止磨损或者刺穿血管,在不移除微型导管的前提下放置若干支架(例如,“伸缩式”)和/或避免在输送支架期间产生扭转应力和“缠绕”。在此讨论和示出了实施例的多个其它特征和优势。

[0161] 在一些实施例中,设置了支架输送系统,所述支架输送系统能够包括芯部组件和引入器护套和/或导管。芯部组件能够包括支架,所述支架在芯部构件上延伸、由芯部构件承载或者由芯部构件支撑。芯部构件能够包括芯部丝。芯部组件能够在引入器护套和/或导管内运动,以将支架输送到患者脉管内的预定治疗部位中,诸如动脉瘤。因此,在输送支架之前,导管能够构造成被引入并且前进通过患者的脉管。导管能够由多种热塑性塑料制成(例如,聚四氟乙烯或者 **TEFLON**[®])、氟化乙丙烯(FEP)、高密度聚乙烯(HDPE)、聚醚醚酮(PEEK)等,所述热塑性塑料能够可选地在导管的内表面上或者具有亲水材料(诸如,聚乙烯吡咯烷酮(PVP))或者一些其它塑料涂层的毗邻表面上形成内衬。另外,根据所需的结果,任意一个表面均能够涂覆有不同材料的多种组合。

[0162] 支架能够具有血管阻塞装置、血管再生装置和/或栓塞装置的形式。在一些实施例中,支架能够是由两根或者更多根细丝制成的可扩展的支架。细丝能够由已知柔性材料制成,所述柔性材料包括形状记忆材料,诸如,镍、铂和不锈钢。在一些实施例中,细丝能够是圆形或者椭圆形丝。此外,细丝能够构造成使得支架自扩展。在一些实施例中,支架能够由铂、8%的钨和 35N LT(钴镍合金,所述钴镍合金是低钛金版的 MP35N 合金)合金丝制造而成。在其它实施例中,细丝中的一根或者多根能够由生物可相容的金属材料或者生物可相容的聚合物形成。

[0163] 线丝能够编成网格状的结构。在至少一个实施例中,在编织或者卷绕支架期间,能够使用 1 根位于 2 根之上然后位于 2 根之下的模式编织细丝。然而,在其它实施例中,在不背离本公开的范围的前提下能够遵循其它编织方法。支架能够呈现这样的多孔性,所述多孔性构造成减小了例如流入到动脉瘤中的血液动力流和/或引起动脉瘤内的血栓形成,而且同时允许灌注到毗邻的分支血管,所述分支血管的口与支架的一部分交叉。如理解的那样,在部署期间通过“压实”能够调节支架的多孔性,如本领域中已知的那样。支架的端部能够切割成段并且因此保持自由径向扩展和约束。支架能够因所使用的材料、细丝的密度(即,多孔性)和未固定端部而具有高程度的柔性。

[0164] 能够在 2010 年 3 月 31 日提交的本申请人共同待决申请美国专利申请 No. 12/751,997;在 2009 年 4 月 20 日提交的 12/426,560;在 2005 年 5 月 25 日提交的 11/136,395;在 2006 年 5 月 24 日提交的 11/420,025;在 2006 年 5 月 24 日提交的 11/420,027;在 2009 年 4 月 17 日提交的 12/425,604;在 2010 年 10 月 1 日提交的 12/896,707;在 2011 年 5 月 6 日提交的 61/483,615;在 2012 年 3 月 23 日提交的 61/615,183;在 2013 年 1 月 17 日提交的题目为用于腔内支架的方法和设备的 61/753,533;在 2012 年 9 月 13 日提交的题目为用于腔内支架的方法和设备的 13/614,349;在 2012 年 10 月 31 日提交的题目为用于腔内支架的方法和设备的 13/664,547 中发现关于阻塞装置或者支架、使用方法和能够在在此描述的阻塞装置或者支架的实施例中可选地使用或者实施的其它部件的其它实施例、特征和其它细节的信息;所述申请中的每一个的全部内容均以援引的方式并入本发明。

[0165] 例如,在一些实施例中,阻塞装置或者支架可以是由两根或者更多根圆形或者椭圆形线丝制成的自扩展支架。细丝可以由柔性材料形成,所述柔性材料包括生物可相容金属或者合金,诸如,镍、铂、铂钨、不锈钢、钴铬或者钴镍。在一些实施例中,阻塞装置或者支架能够由第一多根铂 /8%钨细丝和第二多根 35N LT(钴镍合金,所述钴镍合金是低钛金版 MP35N 合金)的细丝制造而成。在其它实施例中,细丝中的一根或者多根能够由生物可相容金属材料或者生物可相容聚合物形成。

[0166] 芯部构件能够具有足够的柔性,以允许支架输送系统根据支架在脉管内的轴向运动的要求弯曲并且符合脉管的曲率。芯部构件能够由常规的导丝材料制成并且具有实心横截面。替代地,芯部构件能够由海波管形成。用于芯部构件的材料能够是已知导丝材料中的任意一种,包括超弹性金属或者形状记忆合金,例如,镍。例如,芯部构件沿着其长度或者至少在其远端或者末端处能够包括聚四氟乙烯 (PTFE 或者 **TEFLON**[®])。替代地,芯部构件能够由诸如不锈钢的金属形成。

[0167] 在一个或者多个实施例中,支架输送系统能够沿着其整个长度呈现相同的弯曲度。然而,在其它实施例中,支架输送系统能够具有不同弯曲度或者刚度的两个或者更多个纵向段。能够在芯部构件的不同纵向段内使用不同材料和 / 或厚度产生针对支架输送系统的不同弯曲度。在另一个实施例中,能够通过形成在芯部构件内的间隔开的切割部(未示出)控制芯部构件的弯曲。这些切割部能够彼此纵向和 / 或周向间隔开。

[0168] 在一些实施例中,芯部组件能够固定、抓持或者接合在支架的近端中,以便有助于将支架再次捕获、再次缩回、再次收回或者再次放入到导管管腔中。芯部组件能够可选地包括约束构件或者保护护套。此外,芯部组件的芯部构件能够可选地包括沿着芯部构件的长度布置的至少一个突出构件或者可变直径部分,所述至少一个突出构件或者可变直径部分能够与约束构件或者保护护套相配合,以便以压配、摩擦配合或者过盈配合的方式固定、抓持或者接合支架。因此,在一些实施例中,约束构件和突出构件能够配合形成夹持机构,所述夹持机构接合支架的近侧或者第一部分。夹持机构能够固定或者接合处于收缩或扩展状态中的支架的第一部分。

[0169] 例如,保护护套能够相对于芯部构件运动并且构造成接收支架的近侧或者第一端部。当组装时,支架能够在芯部构件上延伸,其中,支架的近侧部分在芯部构件的可变直径部分上延伸,并且支架的近端轴向接收在保护护套的远端内。保护护套的远端和芯部构件的可变直径部分能够彼此轴向间隔开或者偏移。保护护套的远端和芯部构件的可变直径部分的间隔能够构造成与在它们之间延伸的支架产生按压配合、摩擦配合或者过盈配合,以固定、抓持、保持或者接合支架的近侧部分。因此,芯部构件的可变直径部分或者突出构件能够与保护护套或者约束构件相配合,以便防止支架的近侧或者第一部分扩展。

[0170] 在一些实施例中,能够在收缩或者未扩展状态中固定、抓持、约束、保持、保留或者接合支架的近侧部分。此外,在一些实施例中,能够以引发支架的近侧部分的直径发生变化的方式固定或者接合支架的近侧部分。例如,支架的近侧部分能够在芯部构件的可变直径部分上延伸或者位于所述可变直径部分上,而支架的近侧部分的一段轴向布置在保护护套的远端中,促动所述段的直径小于在芯部构件的可变直径部分上延伸或者位于所述可变直径部分上的近侧部分的直径。而且,在一些实施例中,保护护套的远端能够抵靠支架的直径变化部分,由此产生按压、摩擦或者过盈配合。

[0171] 在一些实施例中,芯部构件的可变直径部分能够包括一个或者多个阶梯部和/或轴向延伸突出部。可变直径部分能够形成为芯部构件的整体结构(例如,芯部构件和可变直径部分能够由整块连续材料形成)。然而,可变直径部分能够是放置、联接和/或附接到芯部构件的独立结构。此外,在一些实施例中,可变直径部分能够相对于芯部构件是固定的。在其它实施例中,可变直径部分能够相对于芯部构件旋转和/或纵向运动。

[0172] 例如,可变直径部分能够包括圆筒形结构或者支撑构件,所述圆筒形结构或者支撑构件构造成围绕芯部构件旋转,但是能够相对于芯部构件固定在纵向位置中(或者具有受限范围的纵向运动)。因此,在一些实施例中,可变直径部分能够促进支架旋转。通常,在将支架输送至治疗部位期间,通过迂曲血管能够导致在输送系统和/或支架中产生扭转应力。然而,在一些实施例中,可旋转(优选地圆筒形)可变直径部分能够支撑支架并且允许支架围绕芯部构件旋转,从而减轻输送期间的扭转应力。因此这种可旋转可变直径部分能够在减小或者消除释放或者扩展支架时支架“缠绕”的趋势。“缠绕”是因输送期间释放已经施加在支架上的扭转应力而在释放支架时有时产生的快速旋转解绕。此外,可旋转可变直径部分还能够允许芯部组件在将支架输送到治疗部位期间呈现更大的柔性。

[0173] 此外,即使在整个支架已经向远侧运动越过导管的远端并且部分扩展成与血管壁并置之后,固定或者接合支架的近侧部分也能够允许医师将远侧推力施加在支架上以便使得支架相对于导管向远侧前进,以及允许医师将近侧拉力施加在支架上以便将支架向近侧收回或者使得支架缩回到导管中。

[0174] 实际上,在沿着导管的长度操纵芯部组件抵达患者体内的治疗部位之后,能够以多种方式从导管部署支架。在一个实施例中,能够在保持芯部构件的位置的同时收缩回导管,以便暴露出芯部构件的远端和支架的远端。在实施这种操作的同时,能够至少在处于收缩状态的支架的近端或者一部分处接合所述支架。在一些实施例中,能够在收缩回导管的同时接合支架的近端和远端或者它们的部分。

[0175] 例如,能够相对于芯部组件向近侧收回导管,从而暴露出芯部组件的远侧末端组件。芯部组件的远侧部分或者组件能够包括远侧末端结构和/或柔性远侧覆盖件。

[0176] 远侧末端结构能够包括能够由芯部构件承载的至少一个构件或者部件。在一些实施例中,所述至少一个构件能够大体横向于或者平行于芯部构件定向。例如,末端结构能够包括线圈、圆周延伸的材料带、夹具和/或在芯部构件的远侧部分处能够在血管内顺畅地通过的其它结构。此外,所述至少一个构件能够包括线圈或者其它结构的至少一个分段。

[0177] 在一些实施例中,在第一、包裹、输送或者预先扩展位置中,远侧覆盖件能够至少部分覆盖或者围绕在芯部组件的中间部分上延伸的支架的远端。例如,在第一位置中,芯部组件能够轴向定位在导管的管腔内,使得支架的远端定位成轴向毗邻导管的远端,其中,远侧覆盖件的至少一部分在导管管腔内径向位于导管的远端和支架或者芯部组件的中间部分中的至少一个之间的空间内延伸。远侧覆盖件能够从远侧部分或者组件和远侧部分和导管之间的空间向近侧延伸。此外,在一些实施例中,远侧覆盖件的至少一部分能够定位在径向位于芯部组件的远侧末端结构和导管之间的空间外侧。因此,在一些实施例中,远侧覆盖件能够包括一条或者多条柔性条带和/或光滑材料条带,所述柔性条带和/或光滑材料条带能够径向定位在支架的远端的多个部分和导管的内表面之间,以便减小芯部组件和导管之间的滑动摩擦。

[0178] 然而,当支架的远端未收入或者运动越过导管管腔的远端时,支架的远端能够开始扩展并且由此驱使远侧覆盖件离开第一、包裹、输送或者预先扩展位置或者构造至第二、张开、扩展、再收入或者翻转位置或者构造。当远侧覆盖件运动至翻转位置或者构造时,支架的远端能够扩展成与血管壁并置。如果支架“着陆”在血管内的准确位置处,则支架的其余部分能够被抽出、扩展并且释放到目标血管中。

[0179] 然而,根据一些实施例,在支架已经部分扩展之后并且即使在支架被完全抽出或者运动越过导管的远端的情况下,支架输送系统也能够允许医师再次捕获支架、收缩支架、收回支架或者将支架收入导管,然后从导管再次部署、扩展或者抽出支架。如上所述,一些实施例允许由芯部组件向近侧固定、抓持或者接合支架,以将远侧推力和近侧拉力施加在支架上。因此,即使在支架已经完全抽出或者运动越过导管的远端时,也能够保持固定、抓持支架的近端或者保持支架的近端与芯部组件相接合,以允许支架向近侧缩回或者收回到导管中,直到支架的整个长度已经再次收入导管中为止。根据一些实施例,远侧覆盖件能够在其第二、张开、扩展、再次收入或者翻转位置或者构造中缩回或或者收回到导管中。

[0180] 例如,在使得支架缩回或者收回到导管中的同时,远侧覆盖件能够定位在径向位于导管和支架或者中间部分中的至少一个之间的空间外侧,以便提供它们之间的空隙并且有助于再次收入,用于使得支架和芯部组件再次缩回到导管中。此外,在一些实施例中,远侧覆盖件能够定位在径向位于导管和芯部组件的远侧末端结构之间的空间中。此后,导管和 / 或芯部组件能够重新轴向定位在脉管内的预期位置中,并且如果放置位置适当,则支架能够抽出、扩展、着陆和被释放到脉管中。

[0181] 因此,根据一些实施例,远侧覆盖件能够有助于使得芯部组件再次收回。能够在由芯部组件接合或者固定支架的前提下或者在芯部组件没有接合或者固定支架的前提下再次收入芯部组件。

[0182] 在一些实施例中,远侧覆盖件还能够有助于在已经将支架释放到脉管中之后使得芯部组件缩回或者收回。如所指出的那样,远侧覆盖件能够在其第二、张开、扩展、再次收入或者翻转位置或者构造中收入到导管中。无论是否已经将支架释放到脉管中,均能够将整个芯部组件向近侧收回到导管中以及向近侧从导管移除整个芯部组件。因此,如果已经将支架释放到脉管中,则能够从导管移除芯部组件并且能够将第二芯部组件引入到导管中,以将第二支架部署在治疗部位中。这个实施例能够向医师提供显著的优势,所述优势包括例如不需要收回导管并且从脉管移除导管,以将第一或者后续支架布置在治疗部位处。因此,脉管不需要承受其它应力并且能够更快速且有效地实施手术。

[0183] 支架输送系统还能够可选地包括可操纵的末端机构或者可操纵的末端组件。可操纵的末端机构能够允许医师避免在程序期间磨损或者刺穿血管壁。在一些实施例中,可操纵的末端机构能够包括可操纵的金属丝,所述金属丝具有曲线远端。例如,芯部组件的芯部构件能够构造成通过能够相对于突出构件(如果存在)和支架、导管和 / 或支架输送系统的其它部件旋转而可操纵。芯部构件能够包括芯部丝。此外,芯部丝能够包括弯曲或者弧形的远侧段,通过旋转芯部丝而旋转或者再次定向所述远侧段,以沿着理想方向指向芯部丝。因此,在一些实施例中,芯部构件相对于支架的旋转能够允许医师在使得支架初始扩展之后避免支架从血管壁移动并且还避免磨损或者刺穿血管壁。

[0184] 例如,在一些实施例中,支架能够在芯部构件的突出构件上延伸并且固定在突出

构件和约束构件之间。突出构件能够旋转联接至芯部构件或者支撑在芯部构件上,使得芯部构件相对于支架、突出构件和约束构件能够旋转。因此,芯部构件的旋转能够允许医师调整芯部构件的终端或者远侧部分的位置或者方向。此外,在一些实施例中,芯部构件的远侧部分能够形成弧形或者曲线构造,以便使得芯部构件能够符合迂曲的血管几何结构。例如,芯部构件的远侧部分能够包括弯曲的成曲线的弧形末端,所述末端从芯部构件向远侧延伸并且横向于导管管腔的中央轴线定向或者弯曲离开所述中央轴线。

[0185] 因此,如果治疗部位毗邻迂曲血管位置(例如,血管中的急转弯)或者分支,则医师例如能够选择或者控制芯部构件延伸的方向,以避免在支架在治疗部位处扩展和输送期间磨损或者刺穿血管。

[0186] 例如,在于治疗部位处抽出支架之前或者期间,医师能够发现芯部构件的远侧末端组件相对于周围脉管的位置。当支架在部署处理期间扩展时,支架可能大体缩短,这能够要求或者导致包括远侧末端组件的芯部组件向远侧运动,以便适应支架的缩短。末端组件的远侧运动能够导致面临磨损或者刺穿危害、或者远侧末端以在血管中产生磨损或者刺穿的方式接合血管壁的风险。如果医师能够识别磨损或者刺穿危险,则医师能够评估再次定向末端是否能够允许其向远侧运动而同时又不会产生磨损或者刺穿。医师能够使用支架输送系统的近侧致动器,以便使得芯部构件旋转,从而使得芯部构件的远侧末端旋转。在一些实施例中,远侧末端能够具有曲线或者弧形构造。在一些实施例中,末端的弧形或者曲线部分能够不透射线,以便使得医生能够经由荧光镜或者其它成像技术观察末端相对于周围脉管的方向,并且判定是否应当将末端旋转至或者再次定向至芯部组件的进一步向远侧前进不易于损伤脉管的位置中。这种位置应当是末端指向更低风险路径(例如,在分叉处,非分叉处的急转弯部的更缓和的部位,或者非更小血管的较大血管处)的位置。因此,远侧末端的旋转能够再次定向芯部构件的方向,以便避开分叉顶端、血管中的急转弯或者脉管中可能面临磨损或者刺穿危害的其它结构。此后,如果使得芯部构件在脉管内轴向向远侧前进,则适当定向的远侧末端能够在不磨损、刺穿或者损害血管壁的前提下遵循脉管的路径。

[0187] 另外,在一些实施例中,支架输送系统的芯部组件能够构造成包括安装在芯部构件或者芯部丝上的一个或者多个可旋转突出构件。突出构件能够定位成轴向毗邻在芯部构件上延伸的约束构件的远端。在一些实施例中,突出构件能够具有大约等于或者大于导管的横截面内轮廓尺寸的横截面外轮廓。例如,突出构件的横截面外轮廓的尺寸能够大于导管的内轮廓的尺寸。

[0188] 此外,在一些实施例中,远侧末端组件或者结构(例如,包括远侧覆盖件)能够构造成围绕芯部构件旋转。例如,远侧覆盖件的端部能够相对于芯部构件可旋转联接。因此,支架能够构造成至少部分因可旋转联接远侧覆盖件而围绕芯部构件旋转。

[0189] 如在其它实施例中在上文描述类似,支架能够在突出构件上延伸并且接合或者固定在突出构件和约束构件之间。当以摩擦配合和/或过盈配合接合支架时,支架能够具有从第一部分至第二部分的可变直径部分。可旋转突出构件能够允许芯部组件呈现扭转柔性,所述扭转柔性能够减小使得芯部组件运动通过导管抵达治疗部位所需的推力。

[0190] 图1至图6描绘了支架输送系统100的实施例,所述支架输送系统100可以用于将支架200输送和/或部署到中空解剖结构中,诸如血管102中。支架200能够包括近端202和远端204。支架200还能够包括编织支架或者其它形式的支架,诸如,激光切割支架,卷起

支架等。支架 200 能够可选地构造成作为“偏流器”装置以用于治疗动脉瘤,诸如,在包括脑动脉或者颅内动脉的血管中发现的动脉瘤或者在诸如外周动脉的其它体内位置处发现的动脉瘤。支架 200 能够可选地与由美国马塞诸塞州曼斯菲尔德的柯惠的商标为 PIPELINE™ 栓塞装置的本版本或者尺寸中的任意一个类似。如在此所述,支架 200 还能够替代地包括任何适当的管状医疗装置和 / 或其它特征件。

[0191] 如图 1 所示,描绘的支架输送系统 100 能够包括细长管或者导管 110,所述细长管或者导管 110 可滑动接收芯部组件 140,所述芯部组件 140 构造成运送支架 200 通过导管 110。图 2 示出了芯部组件 140,为了清晰起见没有示出导管 110。示出的导管 110(见图 1、5、7 和 8) 具有近端 112 和相对的远端 114;中间管腔 116,所述中间管腔 116 从近端 112 延伸至远端 114;和内表面 118,所述内表面 118 面向管腔 116。在远端 114 处,导管 110 具有远侧开口 120,芯部组件 140 可以前进通过所述远侧开口 120 越过远端 114,以使得支架 200 在血管 102 内扩展。近端 112 可以包括导管衬套 122。

[0192] 导管 110 能够可选地包括微型导管。例如,导管 110 能够可选地包括可从美国马塞诸塞州曼斯菲尔德的柯惠获得的多段 MARKSMAN™ 导管中的任意一段。导管 110 能够可选地包括微型导管,所述微型导管在远端 114 附近的内径为大约 0.030 英寸或者更小,和 / 或远端 114 附近的外径为 3French 或者更小。作为这些规格的替代方案或者附加方案,导管 110 能够包括如下的微型导管,所述微型导管构造成利用其远侧开口 120 经由皮肤进入内颈动脉或者内颈动脉远侧的神经血管内的位置。

[0193] 在于 2011 年 9 月 29 日公开的题目为可变柔性导管的美国专利申请公报 No. US 2011/0238041 A1 中能够发现关于导管 110 的其它实施例、其它细节和能够可选地在在此描述的导管的实施例中实施或者实施的部件的信息。上述公开的全部内容在此援引的方式并入本发明并且作为本申请的一部分。

[0194] 芯部组件 140 能够包括芯部构件 160,所述芯部构件 160 构造成大体纵向延伸通过导管 110 的管腔 116。导管 110 能够限定大体纵向轴线,所述大体纵向轴线在导管的近端和远端之间延伸。如在此讨论的那样,导管 110 的远端能够定位在患者体内的治疗部位处。芯部构件 160 能够包括中间部分 814,所述中间部分 814 是芯部构件的如下部分,当芯部组件 140 处于如图 1-5B、13A 和 13B 所示的预先部署构造中时支架 200 定位到所述部分或者在所述部分上延伸。支架 200 能够装配到芯部构件 160 的中间部分上或者在芯部构件 160 的中间部分上延伸。芯部构件 160 能够包括芯部丝。芯部构件 160 能够具有近端或者近段 162 和终端或者远端 164。在一些实施例中,芯部构件 160 的远端 164 和 / 或其它部分成锥形,使得芯部构件 164 随着其向远侧延伸而变薄。

[0195] 芯部构件 160 能够与远侧末端相联、终结于远侧末端处或者结束于远侧末端中。在一些实施例中,芯部构件 160 能够包括近侧段和远侧段。如图所示,芯部构件 160 的远侧段能够是远侧锥形段。远侧锥形段能够具有延续至芯部构件 160 的远侧末端的渐减式锥形件。

[0196] 芯部构件 160 的远侧末端能够包括远侧部分或者组件 180。在一些实施例中,远侧末端组件 180 能够包括远侧末端结构 182 和 / 或远侧覆盖件 400 或者支架接合部分。远侧末端结构 182 能够包括由芯部构件 160 承载的至少一个构件或者部件。在一些实施例中,所述至少一个构件能够大体横向或者平行于芯部构件 160 定向。例如,末端结构 182 能够

包括线圈、圆周延伸的材料带、夹具和 / 或能够在血管内顺畅地通过的其它结构。此外,所述至少一个构件能够包括线圈或者其它结构中的至少一个分段。

[0197] 在图解的实施例中,芯部丝能够可选地构造成延伸通过远侧末端组件 180 并且终结于远端 164 处。在一些实施例中,芯部构件 160 能够构造成将转矩和轴向 / 纵向力从芯部构件 160 的近端 162 传递至布置有远侧末端组件 180 的远端 164。

[0198] 芯部构件 160 的远端 164 能够是芯部构件 160 的扁平段。远端 164 能够从芯部构件 160 的渐缩直径被扁平成大体矩形横截面,所述大体矩形横截面的厚度小于芯部构件的毗邻部分的直径。例如,远端 164 能够具有介于大约 0.0005 英寸至大于 0.003 英寸的厚度。远端 164 因此能够从芯部构件 160 的直径介于大约 0.003 英寸至大约 0.005 英寸之间的远侧部分变扁平。在一些实施例中,远端 164 能够是平坦部分,所述平坦部分的厚度为大约 0.001 英寸。另外,远端 164 的平坦部分的长度能够介于大约 8mm 和大约 15mm 之间。在一些实施例中,远端 164 的平坦部分的长度能够介于大约 10mm 和大约 12mm 之间。无论是上述扁平金属丝的形式或是向远侧延伸末端线圈的形式或者其它构造,远端 164 均能够可选地由不透射线材料覆盖或者包括不透射线材料,诸如,不透射线聚合物。一种适当的不透射线聚合物是掺杂有诸如钨或者硫酸钡的不透射线物的热塑聚氨酯(例如,PELLETHANE™80A 或者 TECOFLEX™)。

[0199] 如图 1-2 所示,芯部构件 160 的一些实施例能够构成为具有弧形或者弯曲远端 164。远端 164 从芯部构件 160 向远侧延伸并且能够横向于导管管腔 116 的中央轴线定向或者弯曲远离所述中央轴线。远端 164 能够弯曲或者弯折成相对于芯部构件 160 的纵向轴线成大约 45 度的角度。远端 164 能够被热固或者处理成保持弧形 / 弯曲 / 成角度构造。如在此进一步讨论的那样,芯部构件 160 能够扭曲或者扭转,以便使得其弧形或者弯曲的远端 164 旋转,以有利地允许医师小心地指引并且操纵远侧末端组件 180 和芯部构件 160 通过迂曲的血管几何结构,从而避免磨损或者刺穿血管壁。

[0200] 可以轴向毗邻芯部构件 160 的远端 164 联接远侧末端组件 180。而且,芯部构件 160 可以延伸到远侧末端组件 180 的芯部并且形成远侧末端组件 180 的芯部,或者连接到远侧末端组件 180。

[0201] 在一些实施例中,远侧末端组件 180 能够可旋转联接到芯部构件 160 的远端 164。如在此进一步讨论的那样,芯部构件 160 的远端 164 和远侧末端组件 180 之间的可旋转联接能够允许芯部构件 160 相对于远侧末端组件 180(和可能地芯部组件 140 的其它部件)独立旋转。这种相对的旋转能够在芯部组件 140 通过导管 110 抵达治疗部位时有利地赋予芯部组件 140 更大的柔性。此外,在芯部构件 160 的远端 164 向远侧延伸越过远侧末端组件 180 的实施例中,这种相对旋转还能够有利地允许远端 164 不受远侧末端组件 180 的影响旋转,这可以减小作用在支架 200、芯部构件 140 和 / 或周围脉管上的任何扭转应力。

[0202] 然而,在其它实施例中,远侧末端组件 180 能够刚性或者固定联接到芯部构件 160 的远端 164,使得远侧末端组件 180 和芯部构件 160 作为整体旋转。例如,芯部构件 160 能够操作地与远侧末端组件 180 相联,使得远侧末端组件 180 用于通过扭曲或者扭转芯部构件 160 而在导管 110 和 / 或血管内径向指引或者操纵芯部构件 160。

[0203] 远侧末端结构 182 能够构造成包括由圆形焊珠形成的防损伤远侧端面,尤其是在芯部构件 160 的远端 164 没有径向延伸越过远侧末端组件 180 的实施例中。此外,远侧末

端结构 182 能够具有设计成避免损伤远侧末端结构所引入的血管中的其它防损伤形状。

[0204] 芯部构件 160 能够具有足够的柔性,以便允许当其横穿迂曲的血管时弯曲和弯折。在一些实施例中,芯部构件 160 能够沿着其长度的至少一部分成锥形、或者包含不同直径或者剖面的多个锥形或者阶梯状段,并且随着其向远侧延伸时变得越来越窄并且越来越具有柔性。

[0205] 芯部组件 140 还可以可选地包括近侧保持构件 220,所述近侧保持构件 220 位于支架 200 的近侧。近侧保持构件 220 能够包括一种或者多种材料。例如,在一些实施例中,近侧保持构件 220 可以包括标识带 222,所述标识带 222 经由焊珠 224 或者其它适当的连接件固定到芯部构件 160。标识带 222 可以为由钛或者其它不透射线材料制成的大体圆筒形结构。在至少一个实施例中,近侧保持构件 220 可以布置在芯部组件 140 中,使得例如轴向位于保持构件 220 的带 222 和支架 200 的近端 202 之间存在介于大约 0.0mm 和大约 0.5mm 之间的间隙。

[0206] 在近侧保持构件 220 的标识带 222 由通过荧光镜、CAT 扫描、X-射线、MRI、超声技术或者其它成像技术可见的钛或者另一种不透射线材料 / 物质制成的实施例中,用户可以能够通过判定近侧保持构件 220 的位置来判定导管 110 或者血管 102 内的支架 200 的近端 202 的位置并且追踪所述近端 202 的进程。

[0207] 作为近侧保持构件 220 的示出部件的替代方案或者附加方案,保持构件 220 可以包括标识线圈(未示出)或者线圈或者其它套筒(未示出),所述标志线圈或者线圈或者其它套筒具有至少部分接收并且包围支架 200 的近端 202 和 / 或其它近侧部分的纵向定向且远侧开口的管腔。此外,近侧保持构件 220 还能够包括偏压构件,诸如卷绕在芯部构件 160 周围的线圈弹簧,所述线圈弹簧能够构造成沿着远侧方向偏压支架 200。

[0208] 现在参照图 3A,系统 100 的一些实施例还能够包括支架保持组件 300,所述支架保持组件 300 构造成可释放地接合支架 200 的近侧部分 206。支架保持组件 300 能够使得医师固定、抓持或者接合支架 200 的近侧部分 206,从而允许将支架控制、定位和释放在血管内的精确理想的位置处。在一些实施例中,支架保持组件 300 能够使得医师向远侧推动支架、向近侧拉动支架、使得支架离开导管的远端、或者使得支架向远侧运动越过导管的远端和 / 或在支架已经在血管内部分扩展之后再捕获支架、压缩支架、收回支架或者将支架再次收入导管。

[0209] 此外,根据一些实施例,支架保持构件 300 能够构造成仅仅使用支架保持组件 300 和支架 200 的近侧部分 206 之间的固定、抓持或者接合来完成这种优良控制。因此,支架的远侧部分 210 不必承受或者直接接收由医师施加的推力或者拉力。替代地,支架的远侧部分 210 能够由施加在支架的近侧部分上的力引导并且当运动到导管外侧时基本自由扩展。像这样,医师能够小心地控制支架的远侧部分的轴向位置,以使得支架适当地着陆在血管内,并且如果需要重新定位支架,则医师能够再次捕获、压缩、收回支架或者将支架再次收入导管中并且尝试使得支架再次着陆在血管内的预期位置中。

[0210] 支架保持组件能够包括配合以固定、抓持或者接合支架 200 的一部分的一个或者多个部件。在一些实施例中,附接到芯部构件 160、联接到芯部构件 160、由芯部构件 160 承载或者形成在芯部构件 160 上的部件能够与系统 100 的其它结构配合,以提供这种优良支架控制。

[0211] 例如,如在图 2-3A 中所见,芯部组件 140 还能够包括约束构件或者外部夹持构件 320。约束构件 320 能够具有近端 322 和远端 324。约束构件 320 能够包括细长护套,所述细长护套具有在近端 322 和远端 324 之间延伸的中央管腔。中央管腔能够构造成接收通过其中的芯部构件 160。

[0212] 在一些实施例中,约束构件能够是简单的管或者护套。例如,约束构件能够具有介于大约 0.015 英寸和大约 0.023 英寸之间的内径。内径还能够介于大约 0.017 英寸和大约 0.021 英寸之间。在一些实施例中,内径能够为大约 0.017 英寸或者大约 0.021 英寸。此外,约束构件的外径能够介于大约 0.018 英寸和大约 0.028 英寸之间。外径还能够介于大约 0.020 英寸和大约 0.026 英寸之间。在一些实施例中,外径能够为大约 0.020 英寸或者大约 0.025 英寸。约束构件的轴向长度还能够介于大约 150cm 和大约 200cm 之间。此外,约束构件能够由柔性材料形成。例如,约束构件能够由诸如 PTFE(聚四氟乙烯)、聚酰亚胺或者其它的聚合物的材料形成。

[0213] 然而,约束构件还能够构造成作为替代简易管或者护套的替代结构。这种结构能够包括远端部分,所述远端部分是联接到近侧部分的“完全”管件,所述近侧部分由一个或者多个纵向支柱或者金属丝构成、或者包括带槽或者螺旋切割部的管。在所公开的约束构件中的任意一个中,远端部分可以包括线圈(例如,金属线圈)、或者尺寸适于应用在芯部组件 140 中的其它形式的向近侧可收缩套筒。

[0214] 此外,芯部组件 140 还能够包括至少一个止动构件。止动构件能够包括沿着芯部构件 160 布置的突出部或者凹陷部。例如,止动构件能够包括突出构件或者内部夹持构件 340。突出或者内部夹持构件 340 能够是径向延伸部件。突出或者内部夹持构件 340 能够沿着芯部构件 160 布置在其远侧段 164 和近侧段 162 之间。例如,突出构件 340 能够轴向布置在芯部构件 160 的近侧段 162 和远侧段之间。根据一些实施例,支架保持组件 300 能够构造成使得约束构件 320 和突出构件 340 配合,以便固定、接合或者夹持支架 200 的近端 202 和 / 或近侧部分 206。此外,约束构件 320 能够相对于芯部构件 160 和 / 或突出构件 340 纵向移动,以便释放支架的近侧部分并且允许其在血管内扩展。因此,在使得支架 200 在导管 110 的管腔 116 内轴向前进或者收回、或者使得支架 200 在血管内扩展期间,支架 200 的近侧部分 206 能够由支架保持组件 300 控制。

[0215] 在一些实施例中,支架保持组件 300 能够构造成使得其一个或者多个部件限定了捕获区域,在所述捕获区域中,能够固定、接合或者抓持支架的近侧部分的至少一部分。捕获区域能够围绕芯部构件 160 的圆周的至少一部分延伸。因此,能够在捕获区域中固定、接合或抓持支架的近侧部分的圆周的至少一部分。

[0216] 如图 3A 所示,示出的实施例阐释了约束构件 320 能够包括将芯部构件 160 的一部分接收在约束构件 320 的管腔中的管或者护套。约束构件 320 的远端 324 能够与芯部构件 160 间隔开,以便在其间限定捕获区域 350。图解实施例中的捕获区域 350 能够形成为大体圆筒状间隙,所述大体圆筒状间隙构造成至少将支架 200 的近端 202 接收在其中。因此,当近端 202 被轴向接收在捕获区域 350 中时,约束构件 320 的远端 324 能够沿着圆周至少部分地覆盖或者包围至少支架 200 的近端 202。

[0217] 在一些实施例中,约束构件的远侧部分能够装配在支架的近端上或者在所述近端上延伸。如图 1-3A 所示,支架 200 的近端 202 能够定位在约束构件 320 的管腔中,优选地,

支架 200 的近端部分被略微径向压缩并且径向毗邻约束构件 320 的内壁。突出构件 340 能够将支架 200 的近侧部分保持在约束构件 320 中。在突出构件 340 位于约束构件 320 的远端的远侧的情况中,这能够通过将支架 200 接合、固定或者夹持在突出构件 340 和约束构件 320 的远侧开口的边沿之间来全部或者部分实现。在这个实施例中,能够沿着大体轴向方向接合、固定或者夹持支架 200。在突出构件 340 部分或者全部定位在约束构件 320 的管腔内的情况中,这能够通过将支架 200 夹持在突出构件 340 的外表面和约束构件 320 的内表面来全部或者部分实现。在这种实施例中,能够沿着大体径向方向接合、固定或者夹持支架 200。此外,能够提供沿着横向于径向和轴向的方向接合、固定或者夹持支架 200 的一些实施例。

[0218] 在特定实施例中,突出构件 340 的外表面能够成锥形,使得其外径沿着径向方向增加,并且约束构件 320 的内表面可以成锥形,以便匹配突出构件 340 的锥形部。在这些实施例中,支架 200 可以夹持在突出构件 340 的外表面和约束构件 320 的内表面之间,和 / 或夹持在突出构件 340 和约束构件 320 的远侧开口的边沿之间。

[0219] 参照图 1-4B 和 7-10,优选地仅仅支架 200 的相对小部分(例如,显著小于长度的一半,或者小于长度的 25% 或者小于长度的 10%) 轴向定位在约束构件 320 内。除了支架的远侧部分 210 延伸到远侧覆盖件或者远侧支架覆盖件 400(在此进一步讨论)的情况之外,在图 1 示出的输送或者导管内构造中,支架 200 在约束构件 320 的远端 324 的外侧向远侧或者略微径向延伸,从而优选地径向毗邻导管 110 的内表面 118。例如,约束构件的在支架上延伸的轴向长度可以介于大约 4mm 和 15mm 之间。约束构件的在支架上延伸的轴向长度还可以介于大约 6mm 和 10mm 之间。此外,在一些实施例中,约束构件的在支架上延伸的轴向长度能够为大约 8mm。

[0220] 而且,在图 3A 的实施例中,用虚线示出保持构件 220,以便图解该部件能够可选地包括在支架保持组件 300 的一些实施例中。能够使用或者不使用保持构件 220 来完成支架 200 的近侧部分 206 的固定、夹持或者接合。然而,在一些实施例中,保持构件 220 能够限制支架的近侧移动,并且在释放支架 200 时倾向于确保支架 200 不会在约束构件 320 相对于突出构件 340 向近侧运动时向近侧迁移。保持构件 220 能够与芯部构件 160 形成为一体,诸如,由单块连续材料形成。然而,保持构件 220 还能够与芯部构件 160 分开形成,然后联接到芯部构件 160。在一些实施例中,保持构件 220 能够相对于芯部构件 160 是固定的。然而,保持构件 220 还能够自由旋转和 / 或沿着芯部构件 160 纵向滑动。

[0221] 根据一些实施例,止动或者突出构件 340 能够沿着径向方向围绕芯部构件的圆周的至少一部分延伸。突出构件能够具有径向延伸越过芯部构件的外表面或者与所述外表面径向间隔开的外表面。突出构件能够是大体圆筒状、椭圆状或者环状。突出构件能够是环形环形件、圆筒形套筒或者其它这样的结构。然而,突出构件还能够具有不围绕芯部构件的整个圆周延伸的一个或者多个径向延伸的突起部。突出构件还能够构造成沿着芯部构件的中间部分的轴向长度的至少一部分延伸。

[0222] 止动或者突出构件能够由缩配合到芯部构件上的材料形成。止动或者突出构件还能够构造成包括一种或者多种材料。例如,在一些实施例中,突出构件能够由具有 30% 的 BaSO_4 的材料形成。突出构件能够限定介于大约 1mm 和大约 5mm 之间的轴向长度。在一些实施例中,突出构件能够限定介于大约 2mm 和大约 4mm 之间的轴向长度。此外,在一些实施

例中,突出构件能够限定大约 2mm 的轴向长度。突出构件能够限定介于大约 0.005 英寸和大约 0.015 英寸之间的内径。内径还能够介于大约 0.009 英寸和大约 0.013 英寸之间。在一些实施例中,内径能够为大约 0.006 英寸、大约 0.007 英寸或者大约 0.011 英寸。而且,在一些实施例中,突出构件能够限定介于大约 0.013 英寸和大约 0.030 英寸之间的外径。外径还能够介于大约 0.019 英寸和大约 0.025 英寸之间。在一些实施例中,外径能够为大约 0.014 英寸或者大约 0.020 英寸。

[0223] 突出构件能够与芯部构件由单块连续材料形成。例如,突出构件能够是芯部构件的扩大部分,所述扩大部分的直径或轮廓的尺寸大于芯部构件的轴向毗邻部分的直径或者轮廓。然而,突出构件还能够与芯部构件分开形成并且联接到所述芯部构件。例如,在在此讨论的一些实施例中,突出构件能够可旋转联接到芯部构件。替代地,突出构件还能够固定联接到芯部构件。

[0224] 此外,一个或者多个突出构件能够应用在一些实施例中。例如,如图 6 所示,芯部组件 840 示出为具有沿着芯部构件 860 定位的第一突出构件 844 和第二突出构件 846。能够根据关于突出构件的实施例中的任意一个在此公开的构造和功能来构造或者操作第一和第二突出构件 844、846。此外,第一和第二突出构件 844、846 能够构造成相对于彼此滑动或者配合以将支架支撑在芯部组件 840 上。

[0225] 再次参照图 3A,突出构件 340 示出为径向突出部件,所述径向突出部件与芯部构件 160 由连续材料形成为一体。突出构件 340 大体为圆柱状部件,所述大体圆柱状部件具有近侧段 342。近侧段 342 能够包括:近侧壁,所述近侧壁沿着径向方向从芯部构件 160 向上方延伸;外部圆周表面,所述外部圆周表面相对于芯部构件 160 的纵向轴线大体平行延伸;和/或边缘,所述边缘形成在近侧壁和外圆周表面之间。边缘能够是倒圆的或者可以形成具有大体垂直定向。

[0226] 突出构件 340 能够替代地包括与芯部构件 160 分开(见,例如图 1)的部件。这种突出构件能够包括例如聚合物或者其他适当材料的管,所述管经由粘合剂、热收缩或者任何其它适当的技术附接到芯部构件 160。在一个实施例中,突出构件 340 包括包围芯部构件 160 的聚合管,所述芯部构件 160 通过管的管腔。金属丝的一个或者多个线圈(诸如钛、或者钛合金金属丝,未示出)能够卷绕并且焊接到芯部构件 160,从而插置在芯部构件和聚合管之间,以作为它们之间的机械互锁。优选地,管是诸如 PET 的热收缩材料,所述管能够热收缩到线圈的外表面上,使得收缩的管紧密附着到线圈并且牢固附接到芯部构件 160。能够以某些程度类似的方式构造围绕芯部构件 160 旋转和/或沿着芯部构件 160 纵向运动的突出构件 340。在这种情况下,下层线圈能够具有略微大于芯部构件 160 的外径的管腔内径。通过将线圈卷绕在成适当尺寸的芯轴上能够设置理想的线圈管腔内直径。然后使得聚合管热收缩到线圈(或者连结到所述线圈),以便形成突出构件 340 的外部分。然后使得所形成的突出构件 340 在芯部构件 160 上滑动至其理想位置,在所述理想位置上,突出构件能够相对于芯部构件旋转和/或平移。止动件能够在可旋转/可平移突出构件 340 近侧和/或远侧形成芯部构件 160 上,以便针对突出构件的任何纵向运动设定边界并且允许其旋转。能够以所述方式针对固定的突出构件形成这种止动件,所述固定的突出构件具有焊接到芯部构件的下层线圈以及上层的收缩管,所述上层的收缩管的外径略微小于突出构件的外径。

[0227] 如图 3A 所示,支架 200 的近侧部分 206 能够在突出构件 340 上延伸并且支架的近

端 202 能够延伸到捕获区域 350 中,所述捕获区域 350 径向形成在约束构件 320 和芯部构件 160 之间。在这个实施例中,这些部件配合形成支架保持组件 300,所述支架保持组件 300 能够固定、接合或者夹持支架 200 的近端 202 和 / 或近侧部分 206。因此,在支架 200 在导管 110 的管腔 116 内轴向前进或者收回期间或者在支架 200 在血管内扩展期间,能够由支架保持组件 300 控制支架 200 的近侧部分 206。

[0228] 特别地,突出构件 340 和约束构件 320 能够配合而以压配合、过盈配合或者摩擦配合的方式接合、固定或者抓持支架 200,如图 3A-4B 所示。突出构件 340 的存在能够使得支架 200 的轴向毗邻约束构件 320 远端 324 的直径略微增大。因此,支架 200 的位于捕获区域 350 内的近端 202 的直径能够变得小于支架 200 在突出构件 340 上延伸的直径。作为这些条件的替代方案或者附加方案,支架 200 能够与约束构件 320 的侧壁的远侧内表面 331 和 / 或边缘 332 以及突出构件 340 的近侧段 342 摩擦接触,从而将支架 200 固定、接合或者抓持在它们之间。

[0229] 此外,在一些实施例中,突出构件 340 能够具有这样的外轮廓或者直径,所述外轮廓或者直径的尺寸大约等于或者大于约束构件 320 的管腔的内轮廓或者内径的尺寸。突出构件 340 和约束构件 320 的轮廓的相对尺寸能够构造成使得突出构件 340 能够定位成轴向毗邻约束构件 320,从而以压配合或者过盈配合的方式“夹捏”、固定、抓持或者接合支架 200 的近侧部分 206。如果支架厚度足以产生突出构件 340 进入或者通过约束构件 320 管腔的干涉、约束或者缓慢运动,则突出构件 340 的外轮廓还能够构造成尺寸小于约束构件 320 的管腔的内轮廓的尺寸。例如,支架 200 和突出构件 340 的总外轮廓的尺寸能够大于约束构件 320 的管腔的内轮廓。在一些实施例中,总外轮廓能够通过突出构件 340 的外径加上两倍支架 200 的厚度而测量的外径。然而,在其它实施例中,外和内轮廓(所述外和内轮廓能够测量为对应部件的横截面的尺寸或者形状)能够是非圆形,其包括一个或者多个径向突出部或者包括除了圆形或者倒圆之外的其它形状。

[0230] 另外,尽管图 3A 中图解的实施例阐释了能够在没有使得突出构件 340 进入约束构件 320 的管腔的情况中固定、抓持或者接合支架 200,但是在一些实施例中,突出构件 340 至少部分延伸到或者接收在约束构件 320 的管腔中。

[0231] 图 3B 图解了支架保持组件的替代实施例。如在此提出的那样,能够根据若干实施例改变芯部构件、止动构件和保持构件的构造。图 3B 图解了支架保持组件 300',在所述支架保持组件 300'中,止动构件形成为芯部构件 160'的体内的凹陷部 170。凹陷部 170 能够沿着圆周围绕芯部构件 160'延伸,以便提供捕获区域 350',所述捕获区域 350'构造成接收支架 200'的近端 202'的至少一部分。替代地,凹陷部 170 能够包括一个或者多个凹痕,支架 200'的近侧部分 206'的一部分能够接收到所述一个或者多个凹痕中。

[0232] 因此,在图 3B 的图解的实施例中,芯部构件 160'能够具有大体恒定的直径(或者渐缩直径),并且凹陷部 170 能够构造成接收支架 200'的近侧部分的至少一部分。芯部构件 160'的沿着突出构件段 340'的直径大于沿着近侧段的直径,所述近侧段在约束构件 320'的管腔内延伸。然而,与参照图 3A 在上文描述类似,芯部构件 160'的截面的相对直径能够相对于约束构件 320'的内径或者内轮廓变化和构造。就上文讨论的实施例而言,支架保持组件 300'能够配合地接合、固定或者抓持支架 200'的近侧部分 206',以在操作期间提供支架 200'的优良控制。

[0233] 再次参照图 2, 系统 100 的实施例能够构造成使得相对于芯部构件 160 经由可移除、可脱离或者可断裂的联接件 360 可移除地联接约束构件 320 (或者选择地, 相对于芯部构件 160 纵向可运动、可调整或者可收缩)。联接件 360 优选地位于芯部构件 160 的近端 162 附近, 或者位于患者体外医师可接近的芯部构件上、衬套 122 的近侧或者导管 110 的其它近端部分的另一位置处。约束构件 320 能够在联接件 360 处从其近端 322 向远侧延伸至远端 324, 所述远端 324 略微位于突出构件 340 的近侧或者重叠突出构件 340。

[0234] 联接件 360 能够保持或者修改约束构件 320 相对于芯部构件 160 的纵向或者轴向位置。联接件 360 能够位于体腔外侧的近侧位置处, 使得医师能够致动联接件 360, 或者保持或者改变约束构件 320 相对于芯部构件 160 的相对轴向位置。因此, 在一些实施例中, 医师能够使得联接件 360 和约束构件 320 之间的连接脱离或者断裂, 以使得约束构件 320 的远端 324 相对于芯部构件 160 运动。医师因此能够使用支架保持组件保持接合、固定或者抓持支架, 直到将支架定位在治疗部位处的预期位置处为止。一旦支架位于预期位置中并且适当的着陆, 则医师此后能够通过致动联接件 360 相对于芯部构件 160 向近侧收回约束构件 320 (或者使得能够继而向近侧收回约束构件) 而脱离并且释放支架。

[0235] 此外, 在一些实施例中, 联接件 360 和约束构件 320 能够构造成沿着约束构件 320 相对于芯部构件 160 的纵向运动的范围具有一个或者多个止动点。这种止动点能够控制约束构件 320 和芯部构件 160 之间的相对轴向运动, 从而致使约束构件在一个或者多个预期位置处停止。例如, 能够设置第一止动点, 其中, 约束构件 320 处于接合位置中 (例如, 其中, 由支架保持组件 300 夹持支架的近侧部分)。第一止动点可以从触觉上提示医师约束构件 320 被定位成夹持支架的近侧部分。作为第一止动点的替代方案或者附加方案, 第二止动点能够向医师提供触觉信号, 表示已经相对于芯部构件 160 和 / 或止动构件向近侧收回约束构件 320 一个足以确保从支架保持组件释放支架的距离。

[0236] 在此公开的实施例提供了有用的优势。作为在此讨论的附加方案, 支架保持组件能够提供这样的系统, 所述系统具有卓越的柔性并且因此降低了使得系统前进至治疗部位所需的输送力。某种程度来说, 支架保持组件保持处于压缩构造中的支架的一部分, 所述压缩构造将趋于使得支架和导管的内表面之间的摩擦接合程度减轻, 从而进一步减小所需的输送力。

[0237] 而且, 如在此讨论的那样, 一些实施例能够设置用于输送系统, 在所述输送系统中, 支架的远端在离开导管的远端时自动扩展, 从而不需要控制支架的远端的扩展特征的结构。例如, 在此公开的一些实施例将不需要如下的远侧覆盖件, 所述远侧覆盖件必须旋转或者运动以便与支架的远端脱离。

[0238] 而且, 支架保持结构的实施例能够使得医师能够在支架部分扩展之后再捕获、压缩、收回支架或者将支架再次收入导管内。即使在整个支架已经离开导管管腔的情况中, 在此公开的支架保持结构的一些实施例也能够使得医师再次捕获、压缩、收回支架的近侧部分或者将支架的近侧部分再次收入到导管中并且因此整个支架进入到导管管腔中, 使得能够全部收回芯部组件或者以便允许支架再次定位或者着陆在治疗部位的预期位置处。

[0239] 如上所述, 芯部组件的止动构件或者突出构件能够与芯部构件形成为单块整体连续材料, 或者与芯部构件分开形成并且联接到此。在一些实施例中, 突出构件能够旋转地联接到芯部构件。

[0240] 例如,参照图 4A-B,示出了止动构件或者突出构件的替代实施例。如图 4A 所示,与图 3A 类似,芯部组件 600 包括约束构件 620、远侧覆盖件 630、突出构件 640、芯部构件 660 和支架 670。如关于一些实施例在上文描述的那样,突出构件 640 能够与芯部构件 660 由单块连续材料形成。

[0241] 然而,图 4B 图解了另一个芯部组件 700,所述芯部组件 700 包括约束构件 720、远侧覆盖件 730、突出构件 740 和芯部构件 760。突出构件 740 与芯部构件 760 分开形成。突出构件 740 能够可选地构造成相对于芯部构件 760 旋转。因此,在芯部组件 700 中,芯部构件 760 能够在约束构件 720、突出构件 740 和支架 770 内自由旋转。在一些实施例中,芯部组件 700 的远侧末端组件 780 能够相对于芯部构件 760 可旋转联接,这作为突出构件 740 和支架 770 的替代方案或者附加方案能够允许芯部构件 760 相对于远侧末端组件 780 自由旋转。

[0242] 在使用可旋转止动构件或者突出构件的实施例中,芯部组件能够呈现出提高的柔性而且还减小了作用在安装在其上的支架上的扭转应力。因此,在芯部组件被输送至治疗部位的同时,在芯部构件横穿迂曲路径时芯部构件的旋转自由度能够允许芯部构件调整,而同时又不会将转矩传递到支架。这种增强的可旋转性能够降低“缠绕”。此外,芯部组件的提高了的柔性还能够减小所需的输送力。

[0243] 另外,在一些实施例中,可旋转止动构件或者突出构件能够相对于芯部构件可旋转联接,而远侧末端组件相对于芯部构件固定联接,使得远侧末端组件和芯部构件作为一体旋转。在这种实施例中,能够经由支架与远侧末端组件和突出构件的接触间接影响突出构件的可旋转性。尽管支架可以相对于远侧末端组件非旋转固定,但是远侧末端组件和支架之间的相互作用可以针对支架相对于芯部构件的旋转产生某些阻力,不然在突出构件和芯部构件的互连点处允许支架相对于芯部构件自由旋转。然而,一旦远侧末端组件离开导管并且允许支架的远端扩展,则芯部构件能够相对于突出构件和支架自由旋转。

[0244] 根据一些实施例的方面,作为任何旋转能力的替代方案或者附加方案,止动件或者突出构件还能够构造成相对于芯部构件纵向滑动。例如,止动件或者突出构件和芯部构件能够构造成使得芯部构件包括一个或者多个突出件或者限制件,止动件或者突出构件能够抵靠在所述突出件或者限制件上,以限制止动件或者突出构件的纵向运动(近侧或者远侧)。

[0245] 突出构件优选地包括相对软或者可压缩的圆筒形构件,并且能够由适当的聚合物或者弹性体形成。在一些实施例中,突出构件的外径优选地相对于导管的内径足够小,以防止突出构件抵靠导管的内壁夹持或者驱使支架并且从而在支架和导管之间产生足够的摩擦力。例如,如图 1 所示,突出构件 340 能够在突出构件 340 的外表面和导管 110 的内表面或者壁 118 之间留有充足的径向空间,以便允许在不受约束时支架壁在突出构件 340 和导管内表面 118 之间径向运动。替代地,突出构件 340 可以成适当的尺寸并且构造成抵靠导管 110 的内表面 118 夹持支架 200。

[0246] 在示出的芯部组件 140 中,约束构件 320 和突出构件 340 能够夹持支架 200,以便有助于输送支架 200 通过导管 110 的管腔 116,以及当支架 200 部分扩展时便于支架 200 再次进入导管,与此同时完全或者基本将导管 110 与由芯部组件 140 夹持支架中的夹持力隔离开。以这种方式,芯部组件 140 可以固定地夹持支架 200 的近端(足够牢固,以便有助于

再次收入导管), 而同时又没有在支架 200 和导管 110 的内表面 118 之间产生高径向摩擦力, 所述高径向摩擦力能够妨碍支架前进通过导管 110。替代地, 在支架 200 和导管 110 之间仅仅可以存在因支架抵靠内表面 118 自扩展而产生的相对轻的径向摩擦力, 这不会显著阻碍支架 200 在导管 110 的管腔 116 内轴向前进。

[0247] 还可以观察到的是, 支架输送系统 100 能够将支架 200 径向和 / 或轴向夹持在部件之间, 所述部件在支架在导管 110 的管腔 116 内轴向运动期间不会 (不必) 相对于彼此运动, 由此减小在输送支架 200 期间能够相对于彼此运动一显著距离的两个部件 (芯部组件 140 和导管 110) 之间可能产生的摩擦力。导管 110 可以在患者脉管内保持相对静止, 而芯部组件 140 和支架 200 前进至和 / 或前进通过导管 110 的远端。在这种前进期间, 约束构件 320 和突出构件 340 可以相对于彼此保持静止, 并且任意一个或者两个相对于支架 200 保持静止。

[0248] 可以在芯部组件 140 中使用除了在此描述的约束构件 320 和突出构件 340 的实施例之外的结构, 以便使得支架 200 沿着导管 110 运动。例如, 可以省略约束构件 320 和突出构件 340 并且为此应用近侧缓冲器 220。作为缓冲器 220 的替代方案或者附加方案, 可以将其它垫或者缓冲器安装在芯部构件 160 上位于支架 200 下方, 并且构造成与导管侧壁的径向毗邻部分相配合, 以便夹持支架 200 并且有助于沿着导管 110 运动。

[0249] 根据一些实施例, 芯部组件的远侧末端组件能够包括远侧覆盖件, 所述远侧覆盖件构造成减小支架 (例如, 其远侧部分或者其远端) 和导管的内表面之间的摩擦力。远侧末端组件能够构造成包括远侧末端结构和远侧覆盖件中的任意一个或者两个。

[0250] 能够提供一些实施例, 在所述实施例中, 远侧覆盖件提供了限制力, 所述限制力有助于将支架的远侧部分保持在压缩构造中, 直到由医师释放为止。然而, 在此公开的其它实施例的远侧覆盖件不会独立提供限制力以保持支架处于压缩直径中。

[0251] 例如, 远侧覆盖件能够构造成作为光滑的具有柔性的结构, 所述远侧覆盖件具有: 自由的第一端部或者段, 所述自由的第一端部或者段能够在支架的至少一部分和 / 或芯部组件的中间部分上延伸; 和固定的第二端部或者段, 所述固定的第二端部或者段能够在附接点处联接到远侧末端结构和 / 或芯部构件。第二段可以直接联接到芯部构件, 或者例如通过联接到远侧末端结构而间接联接到芯部构件。远侧覆盖件能够具有第一或者输送位置、构造或者方向 (见, 例如, 图 1、2A、4A、4B、5A、5B、6、13A、13B), 其中, 远侧覆盖件能够相对于远侧末端结构或者附接点向近侧延伸并且至少部分包围或者覆盖支架的远侧部分。此外, 远侧覆盖件能够从第一或者输送方向运动至第二或者再收入位置, 构造或者方向 (见, 例如图 7B-7C、8-12), 在所述第二或者再收入位置、构造或者方向中, 在由支架保持组件 300 保持支架 200 的情况中或者在无支架的情况中, 远侧覆盖件能够翻转, 使得远侧覆盖件的第一端部定位在远侧覆盖件的第二端部的远侧, 以便使得能够再收入芯部组件 140。

[0252] 图 5A 和图 5B 示出了远侧覆盖件 400 的实施例。除了覆盖件 400 附接到芯部组件 140 的方式之外, 图 5A 和图 5B 的实施例能够在结构、功能和使用方法方面类似。因此, 在远侧覆盖件 400/400' 的讨论中, 任何提及具有在图 5A 中使用的附图标记的部件 (例如, 420) 应当理解成包括在图 5B 中使用的对应“主要”附图标记 (例如, 420'), 并且应当理解成针对在图 5B 中指定的部件使用同样的力度, 反之亦然。

[0253] 参照图 5A-5B, 芯部组件 140 可以包括远侧覆盖件 400, 所述远侧覆盖件 400 如上

所述能够构造成减小支架 200 (例如,其远侧部分 210 或者远端 204) 和导管 110 的内表面 118 之间的径向摩擦力。远侧覆盖件 400 可以包括自由的第一段或者端部 420 和固定的第二段或者端部 440。如图所示,第二段 440 经由远侧末端结构 182 间接联接到芯部构件 160,这将在下文进一步讨论。

[0254] 此外,如图 5A-5B 所示,在第一位置、构造或者方向中,远侧覆盖件 400 的至少一部分能够至少部分在支架 200 的远侧部分 210 和导管 110 的内表面 118 之间延伸或者径向插置在所述远侧部分 210 和所述内表面 118 之间。沿着第一方向,远侧覆盖件 400 的第一段 420 能够沿着近侧方向从第二段 440 延伸至这样的地点,在所述地点处,第一段插置在支架 200 的远侧部分 210 和导管 110 的内表面 118 之间。沿着这个方向,远侧覆盖件的第一段能够处于“向近侧定向”的位置或者构造中。

[0255] 图 5A-5B 中示出的芯部组件 140 能够如在图 7A-7C 中那样操作。参照图 7A-7C,芯部组件 140 能够向远侧前进,直到支架 200 的远侧部分 210 定位成从远侧越过导管 110 的远端 114,以便允许支架 200 的远侧部分 210 扩展到血管 102 的管腔 104 中。当支架 200 的远侧部分 210 扩展时,其能够致使远侧覆盖件 400 打开或者从第一方向运动。因为支架 200 能够在其扩展时缩短,所以支架 200 能够从与远侧覆盖件 400 的相接合状态中收回,如图 7A 所示。

[0256] 在远侧覆盖件 400 已经变得与支架 200 脱离以实现图 7A 中示出的状态之后,当到来的血流向远侧驱使第一段 420 时,覆盖件能够进入到如图 7B 或 7C 所示的第二方向。替代地,远侧覆盖件 400 能够基本保持在图 7A 示出的脱离且向远侧延伸的构造中,直到向近侧将芯部组件 140 收回到导管 110 中为止,在此点处,导管 110 的远端能够迫使接近覆盖件 400 的第一段 420,以便翻转或者呈现如图 10 或者 12 所示的第二构造。在每一种情况中,远侧覆盖件 400 均能够运动到翻转的位置或者构造,在所述翻转位置或者构造中,远侧覆盖件 400 的第一段 420 翻动、翻转或者旋转,以便沿着径向方向或者在“向远侧定向”的位置或者构造中延伸。在向远侧定向的第二构造的一些实施例中,第一段 420 的全部或者至少一部分位于第二段 440 的全部或者至少一部分的远侧。

[0257] 支架 200 还能够离开导管 (如图 8 所示) 并且继而释放 (如图 11 所示),或者能够根据需要将支架 200 收缩或者收回到导管 110 中 (如图 9-10 所示)。在任意一种情况中,当将芯部组件 140 的远侧部分收回到导管 110 的管腔中时,能够在第二位置、构造和方向将远侧覆盖件 400 收缩回到导管 110 中,在所述第二位置、构造或者方向中,远侧覆盖件 400 能够至少部分翻转,如图 9-10 和 12 所示。这能够有助于使得支架 200 和 / 或芯部组件 140 再次进入到导管 110 中。

[0258] 在一些实施例中,沿着第一方向,远侧覆盖件 400 的第一段 420 定位在位于末端组件 180 和导管 110 之间的径向空间 800 外侧,如图 5 所示。远侧覆盖件 400 能够从远侧部分或者末端组件 180 和位于远侧部分或者末端组件 180 和导管 110 之间的径向空间 800 向近侧延伸。另外,在一些实施例中,沿着第二方向,在使得芯部组件 140 收回到导管 110 中时远侧覆盖件 400 的第一段 420 向远侧延伸通过径向空间 800,如图 10 和 12 所示。

[0259] 此外,在一些实施例中,沿着第一方向,远侧覆盖件 400 的至少一部分能够延伸到处于芯部构件 160 的中间部分 814 的远端 812 和导管 110 的远端 114 之间位于导管管腔 116 内的径向空间 804 中。例如,参照图 5A-B,远侧覆盖件 400 的第一段 420 能够在中间部

分 814 的远端 812 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸或者插置在所述远端 812 和所述内表面 118 之间。另外,在一些实施例中,沿着第二方向,在将芯部组件 140 收缩回到导管 110 中时,远侧覆盖件 400 的第一段 420 不再在中间部分 814 的远端 812 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸或径向插置在所述远端 812 和所述内表面 118 之间(并且第一段 420 位于这个位置的远侧),如图 10 和 12 所示。

[0260] 此外,在一些实施例中,远侧覆盖件 400 的第一段 420 能够沿着芯部构件 160 在重叠点 820 处与支架 200 的远端 204 径向重叠。如图 5A-B 和 12 所示,重叠点 820 能够沿着芯部构件 160 位于末端组件 180 的近侧。在一些实施例中,重叠点 820 能够与远侧末端结构 182 的近端间隔开大约 5mm 至大约 12mm 的距离。在一些实施例中,重叠点 820 能够与远侧末端结构 182 的近端间隔开大约 6mm 至大约 10mm 的距离。此外在一些实施例中,重叠点 820 能够与远侧末端结构 182 的近端间隔开大约 8mm 的距离。当芯部组件 140 处于图 1-5B 和 13A-13B 示出的其预先部署的构造中时,重叠点 820 能够位于芯部构件 160 的中间部分 814 的远端 812 处或者附近,或者位于芯部构件 160 的任意位置处,所述任意位置处于远侧覆盖件 400(的第一段 420)的覆盖支架 200 的覆盖处下方。另外,在一些实施例中,沿着第二方向,在芯部组件 140 收缩进入到导管 110 中时,远侧覆盖件 400 的第一段 420 不再在重叠点 820 处与支架 200(的远端 204)重叠(并且第一段 420 能够位于这个位置远侧),如图 10 和 12 所示。

[0261] 沿着第二方向,如图 7A-8 所示,支架 200 和覆盖件 400 不再在重叠点 820 处或者中间部分 814 的远端 812 处径向重叠。因此,在使得远侧覆盖件 400 与支架 200 脱离之后,芯部组件 140 能够被向近侧收回到导管 110 中并且远侧覆盖件 400 将大体沿着远侧方向延伸离开重叠点 820。还如图 9-10 所示,在支架部分扩展之后支架 200 再进入或者被再次收入到导管 110 中时,支架 200 和远侧覆盖件 400 将不再在重叠点 820 处重叠。因此,在将芯部组件 140 收回到导管 110 时支架 200 至少部分扩展之后,远侧覆盖件 400 将不与支架 200 或重叠点 820 重叠。此外,一旦脱离远侧覆盖件 400,芯部构件 160 的中间部分 814 便能够定位成径向毗邻导管 110 的远端 114,其中,远侧覆盖件 400 定位在中间部分 814 和导管 110 之间的径向空间 804 外侧。因此,远侧覆盖件 400 的运动和构造能够使得芯部组件 140 提供位于芯部构件 160 或者中间部分 814 和导管 110 之间的径向间隙,从而有助于再次收入芯部构件 160,如图 9-10 和 12 所示。

[0262] 远侧覆盖件能够相对于芯部构件联接。远侧覆盖件能够粘合到芯部构件和/或芯部组件的末端组件 180。在一些实施例中,远侧覆盖件能够旋拧到末端组件 180 的线圈中。在图 5A 示出的实施例中,远侧覆盖件 400 能够直接联接到远侧末端结构 182 而间接联接到芯部构件 160。在图 5A 的实施例中,远侧末端结构 182 刚性联接到芯部构件 160。然而,远侧末端结构 182 还能够相对于芯部构件 160 运动,以便提供沿着芯部构件 160 的相对旋转或者滑动,如下文接合图 5C 讨论的那样。

[0263] 例如,远侧覆盖件 400 和/或远侧末端结构 182 能够构造成围绕芯部构件 160 旋转。例如,远侧覆盖件 400 的端部能够相对于芯部构件 160 可旋转联接。因此,支架 200 能够构造成至少部分因远侧覆盖件 400 的可旋转联接而围绕芯部构件 60 旋转。因此,在一些实施例中,支架能够在最小化作用在支架上的任何扭转应力的同时相对于芯部构件 160 旋转。

[0264] 在图 5A 的实施例中,远侧覆盖件 400 包括收缩管 460,所述收缩管 460 构造成将第二段 440 收缩和附着到远侧末端结构 182。替代地,远侧覆盖件 400 的第二段 440 能够经由其它装置或者附接手段联接到远侧末端结构 182,所述其它装置或者附接手段包括但不限于机械紧构件、焊接技术、粘合剂、热接合、它们的组合等。在另一个替代方案中,第二段 440 能够使用任何适当的附接方案直接联接到芯部构件 160 的远侧部分或者远端 164。

[0265] 在一些实施例中,远侧末端结构 182 能够包括定向成大体横向或者平行于芯部构件的至少一个构件。例如,末端结构 182 在芯部构件的远侧部分处能够包括线圈、沿着圆周延伸的材料带、夹具、和 / 或能够在血管内顺畅地通过的其它结构。此外,所述至少一个构件能够包括线圈或者其它结构的至少一个分段。根据一些实施例,远侧覆盖件 400 能够通过形成包封所述至少一个构件的外壳而联接到远侧末端结构 182。例如,远侧覆盖件 400 能够形成如下的外壳,所述外壳通过至少部分包裹远侧末端结构 182 的至少一个线圈分段而包封该分段。

[0266] 图 5B 图解了芯部组件 140' 的另一个实施例。芯部组件 140' 包括芯部构件 160'、远侧末端组件 180' (具有线圈形式的远侧末端结构 182') 和远侧覆盖件 400'。远侧覆盖件 400' 包括自由的第一段 420' 和固定的第二段 440'。如图所示,第二段 440' 凭借通过线圈的毗邻圈之间或者在毗邻的圈之间成环 (或者通过线圈侧部或者围绕线圈的一个或者多个圈) 而附接到远侧末端结构 182' 的线圈。第二段 440' 能够包括成环的部分 442', 所述成环的部分 442' 在毗邻的线圈的圈之间延伸并且向近侧返回与第二段 440' 的另一个部分相接触。成环部分 442' 和第二段 440' 的重叠方面能够熔融或用其它方法连结或者粘接到彼此,以便将远侧覆盖件 400' 固定附接到远侧末端结构 182'。如图所示,芯部组件 140' 和导管 110' 的其它部件用与图 5A 相似的附图标记标注。

[0267] 图 5C 是远侧覆盖件 400'' 的后视透视图。远侧覆盖件 400'' 与远侧覆盖件 400 (例如,如图 5A 所示) 和远侧覆盖件 400' (例如,如图 5B 所示) 的结构、功能和使用方法类型类似,但是具有如在此描述的其它或者替代结构、功能和使用方法。能够在构成芯部组件 140 的任何实施例中替代远侧覆盖件 400/400' 使用远侧覆盖件 400''。远侧覆盖件 400'' 能够以与图 5B 中图解的方式类似的方式联接到远侧末端组件 180''。然而,在这个实施例中,远侧末端组件 180'' 包括远侧末端结构 182'', 所述远侧末端结构 182'' 相对于芯部组件 160'' 纵向和 / 或可旋转运动。

[0268] 在一些实施例中,芯部构件 160'' 能够包括近侧止动件 430'' 和远侧止动件 432''。近侧止动件 430'' 和远侧止动件 432'' 能够构造成限制远侧末端结构 182'' 的滑动运动的范围。近侧止动件 430'' 和远侧止动件 432'' 能够沿着芯部构件 160'' 彼此间隔开一距离,所述距离允许末端结构 182'' 相对于芯部构件 160'' 纵向运动。在一些实施例中,止动件 430、432 允许末端结构 182'' 和覆盖件 400'' 大体零纵向运动,但是却允许这些部件围绕芯部构件 160'' 旋转。远侧末端结构 182'' 能够包括内管腔,所述内管腔将芯部构件 160'' 接收在其中,使得远侧末端结构 182'' 能够相对于芯部构件 160'' 滑动和 / 或旋转。例如,远侧末端结构 182'' 的一些实施例能够包括线圈。因此,远侧覆盖件 400'' 能够相对于芯部构件 160'' 旋转和 / 或滑动。这些运动能够允许远侧覆盖件 400'' 在输送支架期间与支架一起运动或者旋转,以便当芯部组件 140'' 穿过患者的脉管时减小应力或者推力。

[0269] 远侧覆盖件能够是一条或者多条条带、翼状件或细长的部分,所述远侧覆盖件联

接到末端组件和 / 或芯部组件的芯部构件。在一些实施例中,远侧覆盖件包括不多于两条的细长条带、翼状件或者细长部分。条带、翼状件或者细长部分能够形成为联接到芯部组件的分离部件。此外,条带、翼状件或者细长部分还能够由联接到芯部组件的整块材料形成。条带、翼状件或者细长部分能够具有自由的第一端部,以及联接到芯部组件的第二端部。在输送支架期间,自由的第一端部能够覆盖支架远侧部分的至少一部分。此外,当将芯部组件向近侧收回到导管中时,条带、翼状件或者细长部分能够翻转,使得条带、翼状件或者细长部分的自由的第一端部被一起拉向第二端部的远侧。

[0270] 例如,远侧覆盖件能够由针对远侧覆盖件选择的材料管制成或者切割而成。如图 5-6 所示,在一些实施例中,第一段 420 可以形成为由管切割而成的多条纵向条带,第二段 440 可以是管的未切割段。因此,管状第二段 440 和第一段 420 的向近侧延伸的条带可以形成整体装置或者结构。

[0271] 在一些实施例中,远侧覆盖件 400 可以包括管,并且第一段 420 能够包括两个或者更多个半圆筒形或者部分圆筒形条带或者管部分,所述两个或者更多个半圆筒形或者部分圆筒形条带或者管部分由形成或者定位在管侧壁中的对应数量的大体平行且纵向定向的切割部或者分隔部分离开。因此,当在预扩展状态中时,如图 1、2、4、5 和 6 所示,第一段 420 可以大体具有纵向狭缝的形状或者纵向带槽管的形状,所述第一段 420 在支架 200 的外表面 208 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸或者径向插置在所述外表面 208 和所述内表面 118 之间。

[0272] 在多个实施例中,第一段 420 的条带、翼状件或者细长部分可以一起横跨支架 200 的外表面 208 的基本整个圆周(例如,在条带之间的切割部是基本零宽度的狭缝的情况中),或者其尺寸可以略微小于整个周长(例如,在条带之间的切割部是具有非零宽度的狭槽的情况中)。根据一些实施例,第一段 420 的条带、翼状件或者细长部分的宽度能够介于大于 0.5mm 和大约 4mm 之间。这个宽度能够介于大约 0.5mm 至大于 1.5mm 之间。根据一些实施例,这个宽度能够为大约 1mm。

[0273] 第一段 420 的条带、翼状件或者细长部分还能够能够在支架的远侧部分的至少一部分上纵向延伸。在一些实施例中,第一段 420 能够在支架的远侧部分上延伸大约 1mm 和大约 3mm 之间的距离。此外,第一段 420 还能够能够在支架的远侧部分上延伸大约 1.5mm 和大约 2.5mm 之间的距离。根据一些实施例,第一段 420 能够在支架的远侧部分上延伸大约 2mm。

[0274] 第一段 420 和第二段 440 能够限定远侧覆盖件 400 的总长。在一些实施例中,总长能够介于大约 4mm 和大约 10mm 之间。总长还能够介于大约 5.5mm 和大约 8.5mm 之间。在一些实施例中,总长能够为大约 7mm。

[0275] 第一段 420 的条带可以具有大体一致的尺寸。例如,第一段 420 能够包括各个均跨越大约 180 度的两条条带、各个均跨越大约 120 度的三条条带、各个均跨越大约 90 度的四条条带或者可以分成一起覆盖支架的全部圆周或者部分圆周,等。替代地,在不背离本公开的范围的前提下,条带的角度尺寸和覆盖范围可以不同。在一个实施例中,在第一段 420 中仅仅采用了两条条带或者管部分。使用仅仅两条条带能够在最小化血管管腔中的自由或者非包含的条带的数量并且在不会因条带和血管壁之间的接触而损伤血管的前提下有助于第一段 420 径向扩展、向远侧运动和 / 或翻折或者翻转,如在此讨论的那样。

[0276] 根据一些实施例,在支架 200 的远端 204 处或者附近,远侧覆盖件 400 的第一段

420 可以构造成翻转或者翻折到和 / 或进其自身内,从而产生折叠部分 480,所述折叠部分 480 在支架 200 的外表面 208 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸、或者径向插置在所述外表面 208 和所述内表面 118 之间,如图 5A-5B 所示。如图所示,折叠部分 480 能够具有外层 482 和内层 484,其中,外层 482 径向毗邻导管 110 的内表面 118,内层 484 径向毗邻支架 200 的外表面 208。在这个实施例中,径向毗邻支架 200 的外表面 208 的内层 484 的构造能够有利地有助于支架 200 扩展,这是因为支架 200 不需要沿着内层 484 滑动。替代地,内层 484 能够在支架扩展时翻转,由此减小支架 200 和远侧覆盖件 400 之间的任何摩擦。

[0277] 此外,在一些实施例中,远侧覆盖件 400 能够构造成以与图 5A-B 中示出的方式相反的方式翻折到自身上,使得层 482 是内层而层 484 是外层。在其它实施例中,在处于第一或者预先扩展的构造中,第一段 420 未折叠、翻转或者完全翻转。

[0278] 能够使用诸如 PTFE (聚四氟乙烯) 或者 **Teflon**[®] 的光滑和 / 或亲水材料制造远侧覆盖件,但是也可以由其它适当的光滑材料或者光滑的聚合物制成。远侧覆盖件还能够包括不透射线材料。例如,一条或者多条 **Teflon**[®] 条带能够联接到芯部构件或者远侧末端结构,以形成远侧覆盖件。远侧覆盖件能够限定介于大约 0.0005" 和大约 0.003" 之间的厚度。在一些实施例中,远侧覆盖件能够是厚度大约为 0.001" 的一条或者多条 PTFE 条带。远侧覆盖件的材料还能够由装配在远侧覆盖件的外周周围的另一种材料 (诸如收缩管 460) 衔接。收缩管 460 能够限定介于大约 0.001" 和大约 0.002" 之间的径向厚度。一些实施例,收缩管的径向厚度为大约 0.0015" (基于内径为大约 0.016", 外径为大约 0.019" 的管状)。因此,远侧覆盖件 (当翻转时) 和导管的内表面之间的径向间隙能够介于大约 0.002" 和大约 0.004" 之间。

[0279] 当如图 10 或者 12 所示正在收回芯部组件 140 时,远侧覆盖件 400 能够向远侧延伸通过芯部构件 160 的远侧末端和导管 110 的内表面 118 之间的环形空间、并且提供了位于其间的间隙。内表面 118 和远侧覆盖件 400 (当被驱动抵靠芯部构件 160 的远侧末端时) 之间的间隙能够等于或者大于约束构件 320 的外表面和导管 110 的内表面 118 之间的径向间隙。因此,如上所述,如果导管 110 的内径为大约 0.030" 并且约束构件 320 的外径为大约 0.025", 则内表面 118 和远侧覆盖件 400 之间的径向间隙将至少为大约 0.0025"。此外,还如在此所述,远侧末端结构 182 的外径能够为大约 0.015"。

[0280] 在操作中,在支架 200 在导管 110 内向远侧运动时,远侧覆盖件 400 并且特别地第一段 420 或者折叠部分 480 能够大体覆盖并且保护支架 200 的远端 204。远侧覆盖件 400 可以作为例如防止支架 200 的远端 204 的细丝端 212 (在图 5A-B 中示意性示出) 接触导管 110 的内表面 118 的承载层或者缓冲层,所述接触将损坏支架 200 和 / 或导管 110 或者危害支架 200 成一体的结构。因为远侧覆盖件 400 可以由光滑材料制成,所以远侧覆盖件 400 可以呈现低摩擦系数,所述低摩擦系数允许支架 200 的远端 204 相对容易地在导管 110 内轴向滑动。远侧覆盖件和导管的内表面之间的摩擦系数能够介于大约 0.02 和大约 0.4 之间。例如,在远侧覆盖件和导管由 **Teflon**[®] 形成的实施例中,摩擦系数能够为大约 0.04。这种实施例能够有利地提高芯部组件通过导管尤其通过迂曲脉管的能力。

[0281] 除了远侧覆盖件 400 的在此描述的实施例之外的结构也可以应用在芯部组件 140 中,以便覆盖支架 200 的远端。例如,可以应用具有纵向定向且在近侧开口的管腔的防护线

圈或者其它套筒。这种适当的防护线圈包括在美国专利申请公报 No. 2009/0318947 A1 中描述的那些。

[0282] 此外,还如在此所述的那样,一些实施例可以构造成使得远侧末端组件(例如,远侧末端结构 182)能够相对于芯部构件 160 旋转和/或轴向运动。类似地,在远侧末端组件仅仅包括远侧覆盖件 400 的实施例中,尽管远侧覆盖件 400 能够相对于芯部构件 160 固定连接,但是远侧覆盖件 400 还能够相对于芯部构件 160 可旋转和/或轴向可动联接。此外,当远侧末端组件包括远侧末端结构和远侧覆盖件时,远侧末端组件能够相对于芯部构件旋转/轴向可动联接;然而,远侧末端组件还能够固定联接到芯部构件。因此,类似地如上所述,远侧覆盖件的一些实施例能够允许芯部构件相对于远侧覆盖件和支架自由旋转,从而当芯部组件运动通过导管抵达治疗部位时避免将扭转力施加到支架上和/或远侧覆盖件上。

[0283] 如所述,远侧覆盖件的实施例能够提供多个优势。例如,使用远侧覆盖件能够允许容易地将支架保持组件在导管内朝向治疗部位推动。这能够有利地减小使得芯部组件运动通过导管所需的输送力。另外,远侧末端组件能够是紧凑构造,并且因此在支架保持组件运动通过迂曲解剖结构时提供了卓越的机动性。此外,诸如示出的远侧覆盖件 400、400'、400" 的柔性远侧覆盖件还能够允许支架的远侧部分在离开导管之后立即径向打开或者扩展。能够容易地驱使远侧覆盖件远离第一或者封装位置或者构造,使得不会阻碍支架扩展并且医师可预见这种扩展。在应用时,这能够是针对现有技术的装置的显著改进,所述现有技术的装置使用刚性管(诸如线圈)以便向远侧限制支架的远端,这能够阻碍阻塞装置(尤其是具有较大直径的阻塞装置)的适当扩展或者部署、或者使得所述适当的扩展或者部署不可预期。

[0284] 此外,在第一部分 420 具有柔性、可翻转和/或提供了最小横截面的情况中,远侧末端组件能够轻易地被再次捕获在导管内,以便有助于再收入,用于将芯部组件收缩回到导管中。因此,导管能够保持在适当的位置中,并且能够从所述适当的位置收回整个芯部组件。这能够使得医师“伸缩”一个或者多个其它阻塞装置(例如,输送多于一个阻塞装置,使得其与另一个阻塞装置相互重叠),而同时又不必移除导管,从而节省时间并且减小了患者创伤。

[0285] 图 1 和 7-12 示出了支架输送系统 100 的一些实施例和使用方法。首先,导管 110 能够经由皮下进入技术或者其它适当的进入技术插入到患者脉管中。导管 110 的远端 114 然后前进至血管 102 内的治疗部位或者位置中。血管 102 可以包括静脉或者动脉,诸如脑动脉或者患者颅腔内的动脉。如上所述,导管 110 能够包括微型导管。作为导管 110 的替代方案或者附加方案,能够使用引导导管;例如,能够首先将引导导管放置在脉管中,使得引导导管部分或者全部延伸抵达治疗部位,然后微型导管或者其它导管插入通过引导导管至治疗部位。

[0286] 治疗位置可以形成在血管 102 的壁中的动脉瘤(未示出)附近,并且导管 110 前进至治疗位置可以包括使得远端 114 和/或远侧开口 120 前进至位于动脉瘤远侧的位置。导管 110 前进可以包括使得远端 114 和/或远侧开口 120 向远侧行进穿过动脉瘤瘤颈或者瘤口至血管 102 中的位于动脉瘤远侧的位置处。

[0287] 一旦已经插入导管 110 之后,导管 110 可以在治疗位置处从远端 114 和/或远侧

开口 120 向近侧延伸通过血管进入部位至近端 112 和 / 或衬套 122, 所述近端 112 和 / 或衬套 122 优选地位于患者体外。

[0288] 在已经放置导管 110 之后, 能够经由衬套 122 和 / 或近端 112 首先将芯部组件 140 的远端 (以及其承载的支架 200) 插入到导管 110 的管腔 116 中。在芯部组件 140 的远侧部分初始包含在引入器护套 (未示出) 的情况中, 引入器护套能够部分插入到导管管腔 116 中, 并且芯部组件 140 向远侧前进通过引入器护套, 直到远侧部分和支架 200 离开引入器护套的远端并且进入到导管 110 的管腔 116 中 (与所述管腔 116 直接接触) 为止。芯部组件 140 和支架 200 处于在图 1 中大体示出的布置在导管 110 中的地点处, 而且位于导管 110 的近侧部分中。特别地, 支架 200 和芯部组件 140 的远侧部分能够定位在导管 110 的管腔 116 中, 其中, 支架 200 的近端 202 接收在约束构件 320 中并且支架 200 的其他部分向远侧延伸并且基本与导管的内表面 118 相接触, 除了远侧覆盖件 400 的第一段 420 在支架 200 的远端 204 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸或者径向插置在所述远端 204 和所述内表面 118 之间的情况之外。此外, 芯部构件 160 和约束构件 320 能够在导管 110 的近端 112 和 / 或衬套 122 的近侧延伸至患者体外的位置, 使得联接件 360 和芯部构件 160 的近端 162、322 以及约束构件 320 能够容易地进入。

[0289] 接下来, 具有支架 200 的芯部组件 140 能够在导管 110 的管腔 116 内向远侧轴向前进向导管 110 的远端 114 和治疗位置。通常, 在使得芯部组件 140 在导管 110 中前进期间, 约束构件 320 和突出构件 340 能够固定、夹持或者接合支架 200, 以便有助于驱使支架向远侧通过导管 110, 而同时基本上又不需要将任何固定力传递到导管 110 或者不受导管 110 的影响。在约束构件 320 和突出构件 340 向远侧前进通过导管 110 期间, 在约束构件 320 和突出构件 340 之间没有相对轴向运动的前提下约束构件 320 和突出构件 340 能够固定、夹持或者接合支架 200, 而与此同时约束构件 320、突出构件 340、和支架 200 相对于导管 110 和脉管向远侧运动。

[0290] 当支架 200 和远侧覆盖件 400 朝向远端 114 和治疗位置前进时, 远侧覆盖件 400 的第一段 420 保持在支架 200 的外表面 208 和 / 或远端 204 和导管 110 的内表面 118 之间径向延伸、或者径向插置在所述外表面 208 和 / 或远端 204 和所述内表面 118 之间。因此, 远侧覆盖件 400 可以防止前进的支架 200 的远端 204 (例如, 其细丝端部 212) 损坏、摩擦或者刨削导管 110, 并且防止由此妨碍支架 200 沿着导管 110 行进。继而, 这可以避免通过在将向远侧指向的力施加到支架 200 的近侧部分的同时因产生在支架 200 的远端 204 和导管 110 之间的高摩擦而导致纵向压缩会损坏支架 200。

[0291] 在治疗位置位于动脉瘤附近、并且导管 110 的远端 114 和 / 或远侧开口 120 已经前进至位于动脉瘤远侧的位置的情况中, 使得具有支架 200 的芯部组件 140 向远端 114 和治疗位置前进能够包括使得芯部组件 140 的远侧部分和支架 200 的远端 204 向远侧前进通过导管 110、横穿动脉瘤瘤口或者瘤颈至血管 102 中的位于动脉瘤远侧的位置。

[0292] 为了使得支架 200 开始扩展 (见图 7, 即, 图 7A-7C), 可以保持芯部组件 140 静止, 并且可以在支架 200 和芯部组件 140 的远侧部分上向近侧收回导管 110, 直到导管 110 的远端 114 与约束构件 320 的远端 324 齐平或者位于其近侧、或者与支架 200 的近端 202 或者近侧保持构件 220 齐平或者位于其近侧, 如图 8 所示。 (可选地, 作为收回导管的替代方案或者附加方案, 在实施这个步骤的同时芯部组件和支架能够向远侧前进)。结果, 支架 200 (除

了保持在约束构件 320 中的部分之外) 能够被释放并且允许扩展成与血管 102 的内壁相接合, 如图 8 所示。支架 200 的一些实施例(诸如特定编织的支架)在径向扩展的同时能够轴向缩短。因为(i) 支架 200 的任何轴向变紧凑、(ii) 支架 200 的径向扩展和/或(iii) 远侧覆盖件 400 响应支架 200 的径向扩展而径向扩展, 所以远侧覆盖件 400 的第一段 420 的条带或者管部分能够脱离与支架 200 的远端 204 的接触, 而在一些实施例中还能够向外径向分离和运动。

[0293] 在一些实施例中, 当远侧覆盖件 400 与支架分离时, 远侧覆盖件从其折叠构造 480 展开或者解开(见图 7-8)。一旦远侧覆盖件 400 分离或者解开之后, 远侧覆盖件不再覆盖支架 200 的远端 204; 替代地, 远侧覆盖件的第一段 420 现在与支架远端 204 径向间隔开, 如图 7-8 所示。在这种状态中, 形成近端的条带或者管部分在血管 102 的管腔内能够是自由或者不受限制的。如上文所述, 条带或者管部分能够具有自由的第一端部以及联接到芯部组件 140 的第二端部。自由的第一端部能够在输送支架期间覆盖支架远侧部分的至少一部分。此外, 当支架扩展和/或将芯部组件 140 向近侧收回到导管中时, 条带或者管部分能够翻转, 使得条带、翼状件或者细长部分的自由的第一端部一起被拉向至其第二端部的远侧。

[0294] 可以在多个独立的步骤中拉回导管 110(和/或使得芯部组件 140 向远侧运动) 和使得支架 200 扩展。例如, 初始可以仅仅部分地向近侧将导管 110 拉回到图 7A-C 示出的位置, 并且仅仅支架 200 的远侧部分 204 扩展成与血管壁相接合。这种初始部分扩展有助于将支架的远侧部分固定在血管 102 中, 这继而有助于在支架 200 的其余部分扩展到血管 102 中期间或者之前使得支架 200 按照医师预期那样纵向伸展或者压缩。在支架 200 的其余部分扩展之前, 初始部分扩展还有助于医师证实支架 200 的远侧部分“着陆”在血管 102 中的理想位置中(例如, 形成在血管壁中的任何动脉瘤的瘤颈或者瘤口的远侧)。通常, 在动脉瘤存在于血管 102 中的情况中, 适当地放置支架 200 能够包括将支架 200 的远侧部分定位在动脉瘤瘤颈远侧的血管管腔中和将支架的近侧部分定位在动脉瘤瘤颈近侧的血管管腔中, 使得支架 200 延伸穿过瘤颈。在适当构造扩展的支架 200 的情况中, 支架然后可以实施关于动脉瘤的治疗性转移流的功能。

[0295] 在支架输送系统 100 处于图 8 中示出的构造的同时, 且支架 200 的近端 202 保持在约束构件 320 中, 能够将部分扩展的支架 200 向近侧再收入或者收缩回到导管 110 中, 如图 9-10 所示。接合机构(例如, 约束构件 320 和突出构件 340) 能够充分固定、夹持或者接合支架 200, 以允许导管 110 在部分扩展的支架 200 上向远侧前进(和/或相对于导管 110 向近侧收回芯部构件 160), 直到支架 200 再次定位在导管 110 的管腔 116 中为止。因此, 在将支架 200 收回或者收缩回到导管 110 时, 芯部组件 140 的接合机构能够将向近侧力施加在支架 200 上。

[0296] 图 9 示出了再收入支架 200 的过程的第一方面, 其中, 包括远端 204 的支架 200 已经被拉入到导管 110 的管腔 116 中。因为远侧覆盖件 400 的先前支架接合部分(例如, 第一段 420) 从芯部构件 160 径向向外运动和/或相对于芯部构件 160 向远侧运动, 所以该先前支架接合部分在再收入期间不会妨碍支架 200 的远侧部分和远端 204 进入到导管 110 的远侧开口 120 中。因此, 图 9-10 的再收入过程能够包括使得支架 200(包括远端 204) 通过远侧开口 120 运动进入到导管 110 中, 与此同时远侧覆盖件 400 的先前支架接合部分(例如, 第一段 420) 处于第二翻转或者再收入构造中, 与远侧覆盖件 400 的支架接合部分(例

如第一段 420) 的第一封装或者输送构造 (例如, 图 1) 相比, 在所述第二翻转或者再收入构造中, 支架接合部分布置在芯部构件 160 径向外侧、和 / 或远侧覆盖件 400 的第一段 420 相对于芯部构件 160、第二段 440 和 / 或远侧末端结构 182 布置在远侧。

[0297] 图 9 图解了再收入过程的初始方面, 图 10 示出了当前讨论的再收入过程的第二方面。在过程的这个方面中, 芯部组件 140 能够进一步向近侧运动进入到导管 110 中 (和 / 或导管 110 在芯部组件 140 上进一步向远侧运动), 直到远侧覆盖件 400 经由远侧开口 120 进入导管 110 中为止。如上所述, 远侧覆盖件 400 的第一段 420 优选地具有足够的柔性, 以便翻转并且由此获得图 9-10 示出的第二翻转或者再收入构造。在第二翻转或者再收入构造中, 远侧覆盖件 400 的第一段 420 能够大体沿着远侧方向延伸远离支架 200、和 / 或从远侧覆盖件 400 的第二段 440 的远侧延伸。此外, 在一些实施例中, 远侧覆盖件 400 的第一段 420 还能够径向重叠远侧末端结构 182。作为第二翻转或者再收入构造的这些方面的替代方案或者附加方案, 远侧覆盖件 400 能够径向小到足以如图 9 所述那样部分延伸到导管 110 的管腔 116 中或如 10 所示那样部全部延伸到导管 110 的管腔 116 中, 和 / 或整个远侧覆盖件 400 能够与导管 110 的管腔 16 中的支架 200 的远端 204 向远侧间隔开。

[0298] 因此, 根据在此公开的方法的一些实施例, 当操作支架输送系统时, 医师能够检查支架 200 的初始部分扩展 (例如, 如图 7A-8 所示) 并且如果初始放置不满意或者如果支架 200 的初始扩展不满意, 则医师能够将支架 200 再次捕获、压缩、收回或者再次收入到导管 110 中, 如参照图 9 和 / 或 10 在上文所述。在再次收入之后, 医师能够尝试使得支架再次着陆, 如在此描述那样, 例如以图 9 或者 10 示出的状态开始, 例如以图 7A 示出的状态结束。如果例如支架 200 的输送和 / 或扩展在支架 200 或者输送系统 100 上造成损伤、或者显现出支架 200 或者输送系统 100 的缺陷、或者使得支架 200 或者输送系统 100 的尺寸不适当, 还能够实施再次收入, 并且从患者整体移除的支架输送系统 100 和支架 200。在使得支架 200 初始部分扩展之后, 能够可选地将示出的芯部组件 140 连同支架 200 一起从导管 110 移除, 而同时又不需要从血管 102 移除导管 110。以这种方式, 能够经由导管 110 保持进入血管 102 中的治疗部位的路径, 并且根据需要能够额外地尝试通过导管 110 输送支架 200。

[0299] 如果支架 200 在血管 102 中的初始扩展满意的话, 则能够完成完全扩展, 以产生图 11 中示出的状态。移除、断开或者脱离联接件 360, 以便允许约束构件 320 相对于芯部构件 160 运动。然后通过保持芯部构件 160 静止并且相对于芯部构件 160 和支架 200 向近侧收回约束构件 320、直到远端 324 与近侧保持构件 220 基本持平或者位于支架 200 的近端 202 的近侧为止, 能够从约束构件 320 和突出构件 340 释放支架 200 的近端 202。(如果导管 110 的远端 114 还没有被收回到支架 200 的近端 202 近侧的位置, 这也能够完成)。因为不再受到约束构件 320 和突出构件 340 的约束, 所以支架 200 的近端 202 现在能够扩展成与血管 102 的壁相接触, 如图 11 所示。(请注意, 直到该位置位置, 根据一些实施例的方面, 部分扩展的支架 200 已经能够完全再次收入)。在血管 102 包括动脉瘤的情况中, 近端 202 在扩展之后优选地位于血管 102 中的动脉瘤瘤颈近侧。

[0300] 在支架 200 完全扩展之后, 如图 12 所示, 能够将芯部组件 140 拉回到导管 110 中。能够同时或者相继从患者收回导管 110 和芯部组件 140。然而, 当已经成功释放支架之后, 在导管 110 保持处于合适位置中的情况下还能够从导管 110 完全移除芯部组件 140, 并且第

二芯部组件能够插入到管腔中。第二芯部组件能够构造成将第二支架输送至治疗部位,以实施例如伸缩程序。

[0301] 在方法的另一个实施例中,支架 200 能够在血管 102 中初始部分扩展(例如,如图 8 所示),其中,分支血管(未示出)在沿着血管 102 的支架 200 已在其中部分扩展的部分的连结处连结血管。然后能够通过例如在连结部附近注入造影剂、并且经由例如荧光镜观察造影剂是否能够从血管 102 流入到分支血管中来检测分支血管的通畅性。因此,能够判定支架 102 的一部分是否已经阻塞分支血管。如果其表明已经堵塞分支血管,则支架能够再次在血管 102 中定位而不必再收入支架 200,或者能够使用在此讨论的技术中的任何一种再收入支架 200。在再次收入之后,支架 200 能够再次部分扩展并且再次检查分支血管的通畅性。

[0302] 在本公开中,多次提到使得导管 110 在芯部组件 140 上轴向运动和使得芯部组件 140 在导管 110 内轴向运动。除了明确提出与此相反之外,所有指代这种相对运动的一种形式都应当理解为包括作为替代方案的另一种形式。

[0303] 如上所述,支架输送系统 100 还能够构造成允许医师通过操纵系统的一部分来控制系统的铰接和输送。例如,参照图 13A-B,支架输送系统 100 能够可选地包括可操纵的末端组件 900。可操纵的末端组件 900 能够允许医师避免在实施程序期间刺穿或者磨损血管分支处或者血管中的急转弯的血管壁。如上所述,在一些实施例中,可操纵的末端组件 900 能够包括芯部构件 160,所述芯部构件 160 能够具有曲线远端 164。可选地,在一些实施例中,可操纵的末端组件 900 可以应用一个或者多个突出构件 340,所述一个或者多个突出构件 340 可旋转安装在芯部构件 160 上。因此,芯部构件 160 能够构造成通过相对于支架 200、导管 110 和/或支架输送系统 100 的其它部件可旋转而在支架扩展期间可操纵或者当支架处于导管中或者在血管中部分扩展时可操纵。

[0304] 在使用中,医师能够使得支架输送系统 100 前进至轴向位于血管 102 内的治疗位置。在准备部署和扩展支架 200 的过程中,医师能够检查治疗部位周围的脉管,并且判定在支架扩展或者系统 100 前进至治疗位置期间当芯部构件按照预期向远侧前进时是否存在芯部构件的远端磨损或者刺穿血管壁的风险。通常,芯部构件 160 和远侧末端组件 180 通常在支架扩展过程中向远侧前进,因此能够由于支架部署在血管中的分支附近或者急转弯处而按照预期向远侧运动。如果存在磨损或者刺穿血管的风险,则医师能够小心地使得支架着陆并且此后(或者之前)使得芯部构件旋转,以便朝向血管的路径并且远离血管壁重新定向或重新指引芯部构件的远端或者点。

[0305] 当治疗位置毗邻血管中的分支或者急转弯处时磨损或者刺穿的风险相当大。例如,图 13A-B 图解了这样的方案,其中,分支 942 的顶点 940 位于芯部构件 160 的远端 64 的预期路径中。像这样,如果在如图 13A 所示的位置、构造或者方向中远端 164 朝向顶端 940 向远侧前进(并且尤其是如果芯部构件和远侧末端笔直而非曲线),则芯部构件的远侧末端将可能磨损或者刺穿分支的顶端。

[0306] 然而,如图 13B 所示,为了避免磨损或者刺穿,芯部构件 160 的远端 164 能够旋转,以便朝向低风险路径(诸如所需的分支血管)重新定向远端 164 的弯曲部分。远端 164 能够由不透射线材料制成,以便使得远端 164 在电磁辐射或者其他成像技术作用下可见,并且因此有助于由医师识别远端 164 相对于周围脉管的方向。通过观察远端 164 的方向,医

师能够判定如何“瞄准”芯部构件 160 的远端 164, 以便避免磨损或者刺穿血管壁。例如, 根据一些实施例, 在观察远端 164 的位置后判定适当方向之后, 医师能够通过使得芯部构件 160 的近端旋转而旋转和重新定向远端 164, 以便使得芯部构件 160 指向预期或者低风险方向。此外, 如在此所述, 芯部构件相对于支架的旋转能够允许医师避免在支架初始扩展之后支架从血管移出而且还避免磨损或者刺穿血管。以这种方式, 支架输送系统能够有利地允许医师操纵和控制支架输送系统的铰接, 以便确保在部署支架并且使得芯部组件 140 前进时毗邻治疗部位的血管不会受到损伤。

[0307] 能够在上述包含的美国专利申请公报 No. US 2011/0152998 A1 和 US2009/0318947A1 中发现在此描述的关于支架输送系统 100 的附加实施例、能够在在此描述的支架输送系统的实施例中可选地使用或者实施的其它细节和部件的其它实施例的信息。除了在此进一步描述的支架输送系统, 在此公开的支架输送系统 100 能够可选地类似于这些公报中公开的任意输送系统。

[0308] 在此讨论的设备和方法并不局限于支架和堵塞装置在任何特殊血管内的扩展和使用, 而是可以包括任何数量的不同类型的血管。例如, 在一些方面中, 血管可以包括动脉或者静脉。血管可以具有分支和 / 或急转弯部。在一些方面中, 血管可以是胸上血管 (例如, 颈部或者颈部上方的血管)、肺内血管 (例如, 胸内血管)、胸下血管 (例如, 腹部区域或者下方的血管)、胸外侧血管 (例如, 胸侧部的血管, 诸如肩部区域和肩部区域之外的血管) 或者其它类型血管和 / 或其分支。

[0309] 在一些方面中, 胸上血管可以包括颅内血管、大脑动脉和 / 或其任意分支中的至少一种。例如, 胸上血管可以包括颈总动脉、颈内动脉、颈外动脉、脑膜中动脉、颞浅动脉、枕动脉、泪腺 (眼睛) 动脉、胸膜动脉、筛前动脉、后筛动脉、上颌动脉、耳后动脉、咽升动脉、脊椎动脉、左脑中膜动脉、大脑后动脉、小脑上动脉、基底动脉、左内耳 (迷路动脉) 动脉、小脑下前动脉、左升咽动脉、后下小脑动脉、颈深动脉、肋间最上动脉、肋颈干、锁骨下动脉、大脑中动脉、大脑前动脉、前交通动脉、眼动脉、后交通动脉、面动脉、舌动脉、喉上动脉、甲状腺上动脉、升颌动脉、甲状腺下动脉、甲状颈干、胸内动脉和 / 或其任意分支中的至少一种。胸上血管还可以包括内侧前额动脉、长中央动脉 (Heubner)、内侧和外侧豆纹动脉、侧前额动脉、上额动脉 (candelabra)、脉络丛前动脉、桥动脉、内耳 (迷路动脉) 动脉、脊髓前动脉、脊髓后动脉、脉络丛后内侧动脉、脉络丛后外侧动脉和 / 或其分支中的任意一种。胸上血管还可以包括穿动脉、下丘脑动脉、豆纹动脉、垂体上动脉、垂体内动脉、前丘脑纹动脉、后丘脑纹动脉和 / 或其分支中的任意一种。胸上血管还可以包括前中央 (前中央) 和中央 (中央) 动脉、前和后壁动脉、内眦动脉、颞动脉 (前、中和后)、旁中央动脉、胼周动脉、胼胝体缘动脉、大脑前动脉、楔前动脉、顶枕动脉、距状皮层动脉、内小脑引部动脉和 / 或其分支中的任意一种。

[0310] 在一些方面中, 胸上血管还可以包括板障静脉、导静脉、脑静脉、中脑膜静脉、颞浅静脉、额板障静脉、颞前板障静脉、顶导静脉、颞后板障静脉、枕导静脉、枕板障静脉、乳突导静脉、大脑上静脉、输出垂体静脉、漏斗 (垂体) 和长垂体门静脉和 / 或其分支中的任意一种。

[0311] 胸内血管可以包括主动脉后者其分支。例如, 胸内血管可以包括升主动脉、降主动脉、主动脉弓、和 / 或其分支中的任意一种。降主动脉可以包括胸主动脉、腹主动脉和 / 或

其分支中的任意一种。胸内动脉还可以包括锁骨下动脉、胸内动脉、心包膈动脉、右肺动脉、右冠状动脉、头臂动脉干、肺动脉干、左肺动脉、心室前动脉和 / 或其分支中的任意一种。胸内血管还可以包括甲状腺下动脉、甲状颈干、椎动脉、右支气管动脉、左上支气管动脉、左下支气管动脉、主食道动脉和 / 或其分支中的任意一种。

[0312] 在一些方面中,胸内血管还可以包括右侧颈内静脉、右头臂静脉、锁骨下静脉、胸内静脉、心包膈静脉、上腔静脉、右上肺静脉、左头臂静脉、左侧颈内静脉、左上肺静脉、甲状腺下静脉、颈外静脉、椎静脉、右侧肋间最上静脉、第六右肋间上静脉、奇静脉、下腔静脉、左侧肋间最上静脉、副半奇静脉、半奇静脉和 / 或其分支中的任意一种。

[0313] 在一些方面中,胸下血管可以包括肾动脉、膈下动脉、具有肝主动脉的腹腔干、胃左动脉和脾动脉、肾上腺中动脉、下肾上腺动脉、右肾动脉、肋下动脉、第一至第四右腰动脉、髂总动脉、胯腰动脉、髂内动脉、外荐动脉、髂外动脉、睾丸(卵巢)动脉、ascending branch of deep circumflex iliac artery、旋髂浅动脉、腹壁下动脉、腹壁浅动脉、股动脉、输精管和睾丸动脉、浅阴部外动脉、深阴部外动脉和 / 或其分支中的任意一种。胸下血管还可以包括肠系膜上动脉、左肾动脉、腹主动脉、肠系膜下动脉、结肠动脉、乙状结肠动脉、直肠上动脉、第五腰动脉、骶正中动脉、臀上动脉、臀下动脉、脐动脉和膀胱上动脉、闭孔动脉、膀胱下动脉和输精管动脉、直肠中动脉、阴部内动脉、臀下动脉、腹壁下动脉的举提肌、阴部(obturator anastomotic)分支、左结肠动脉、直肠上动脉和 / 或其分支中的任意一种。

[0314] 在一些方面中,侧胸血管可以包括肱动脉、颈横动脉、肩胛上动脉、肩胛背动脉和 / 或其分支中的至少一种。侧胸血管还可以包括前肱前动脉、旋肱后动脉、肩胛下动脉、旋肩胛动脉、臂动脉、胸背动脉、胸外侧动脉、甲状腺下动脉、甲状颈干、锁骨下动脉、胸上动脉、胸肩峰动脉和 / 或其分支中的至少一种。

[0315] 在一些实施例中,输送系统 100 能够包括可扩展的堵塞装置(例如,支架 200),所述可扩展的堵塞装置构造成横穿动脉瘤放置。堵塞装置能够被输送通过导管的远侧部分、离开远侧末端组件并且进入到毗邻例如大脑中动脉中的动脉瘤的脉管中。在输送期间,导管的近侧部分能够部分或全部保持处于引导导管内,导管的中间部分、锥形部分和远侧部分能够在引导导管的远侧延伸。堵塞装置能够被释放在目标位置处并且能够用于阻塞流入到动脉瘤中的血流。导管能够用于抵达位于身体中的任何位置处的目标位置(例如,动脉瘤)处,其包括但不限于诸如上述那些其它动脉、分支和血管。

[0316] 在此描述的设备 and 血管并不局限于堵塞装置或者支架在脉管系统中的部署和使用,而是还可以包括任何数量的其它治疗用途。其它治疗部位可以包括身体的多个区域或部位,诸如器官。

[0317] 尽管详细描述包含多个细节,但是这些细节不应当视为限制本技术的范围,而仅仅解释本技术的不同示例和方面。应当理解的是,本技术的范围包括上文没有讨论的其它实施例。在不背离本公开的范围前提下,可以针对在此公开的本技术的方法和设备的布置方案、操作和细节实施多种其它修改方案、改良方案或者变形方案。除非另有说明,否则以单数提及元件除非明确指出否则并不旨在表示“一个或者仅仅一个”,而是表示“一个或者多个”。另外,装置或者方法不必解决能够由本公开的不同实施例解决的任意一个问题,以为了涵盖在本公开的范围之内。

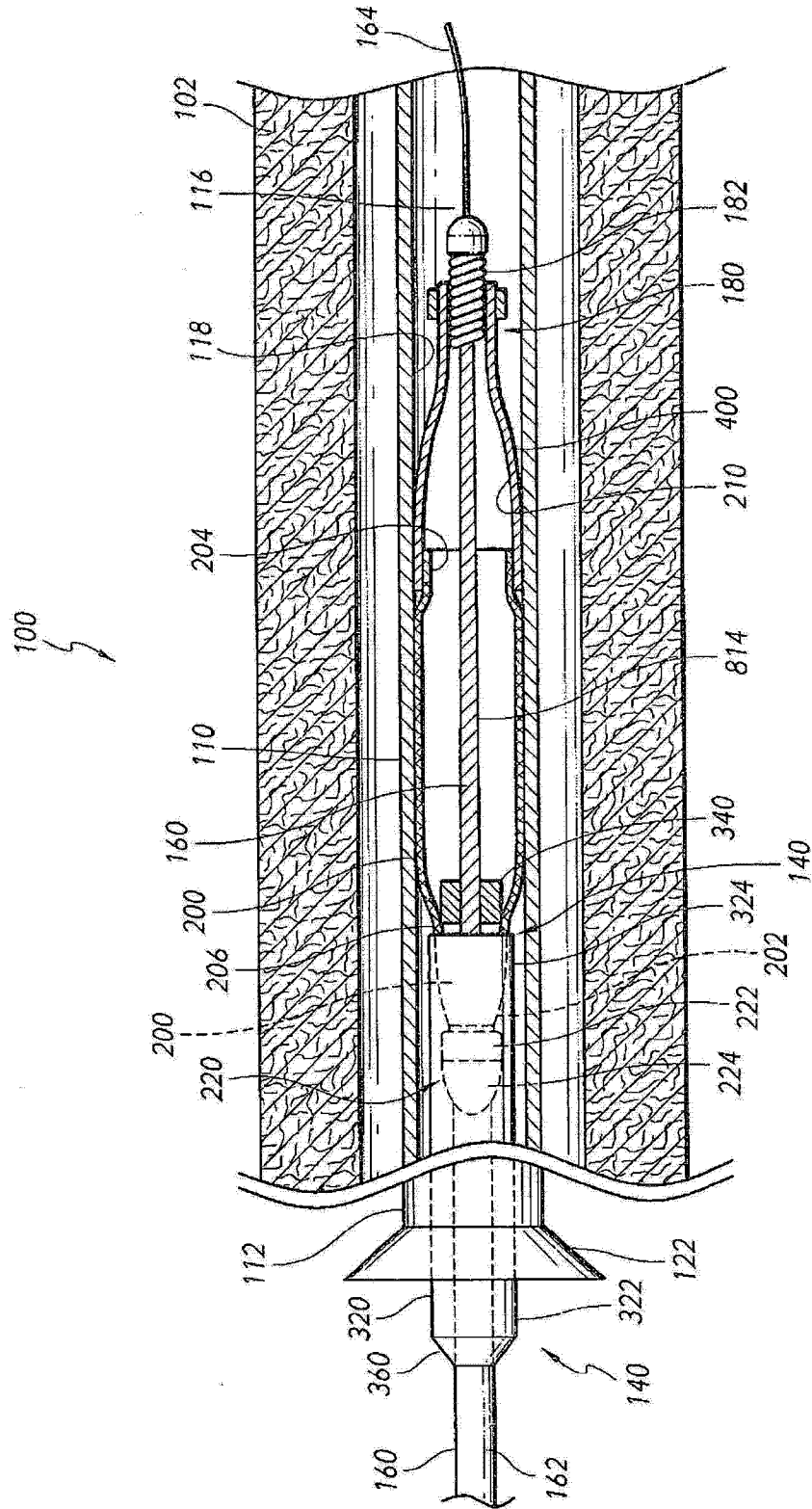


图 1

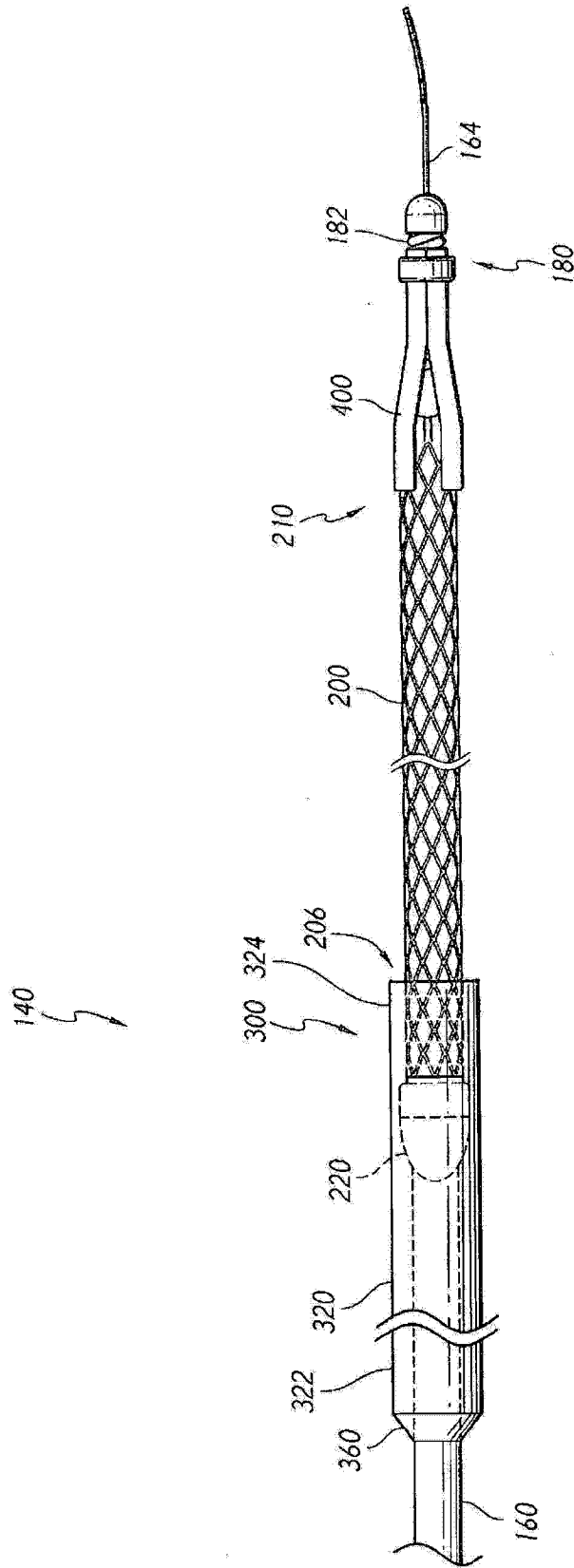


图 2

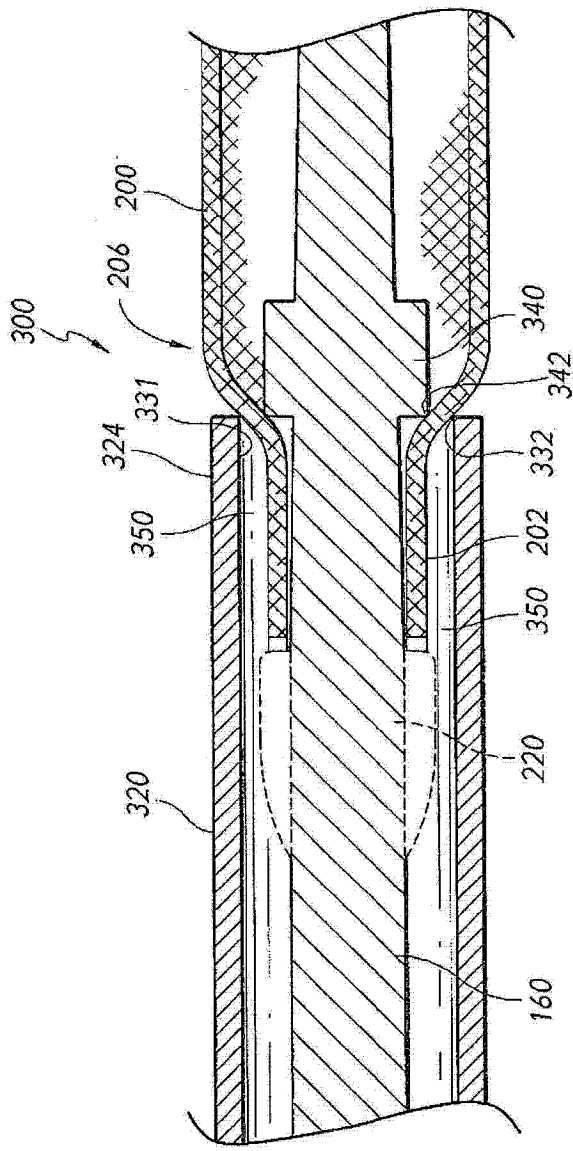


图 3A

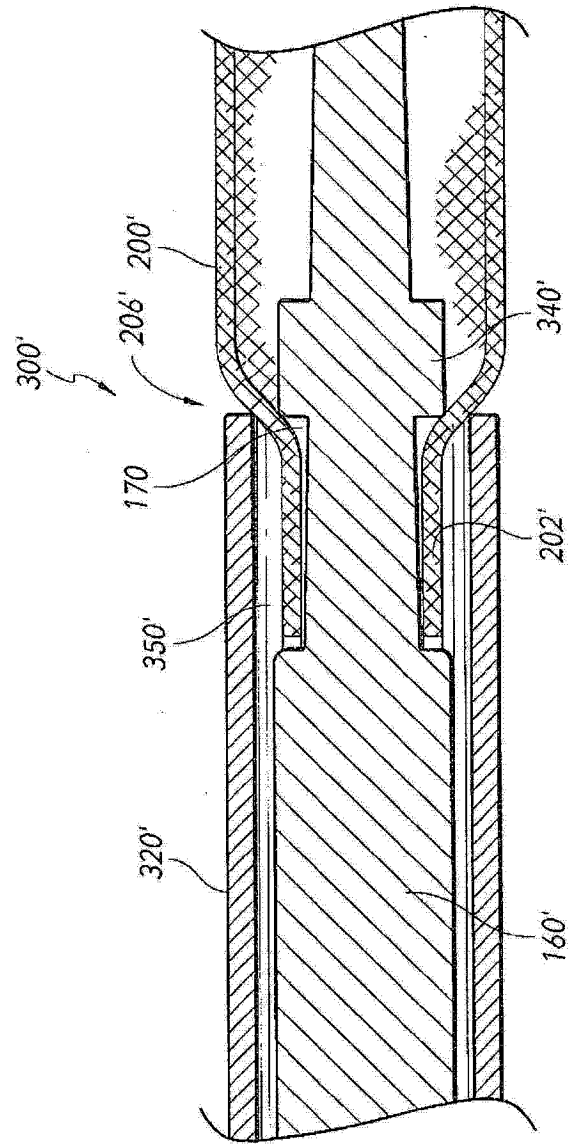


图 3B

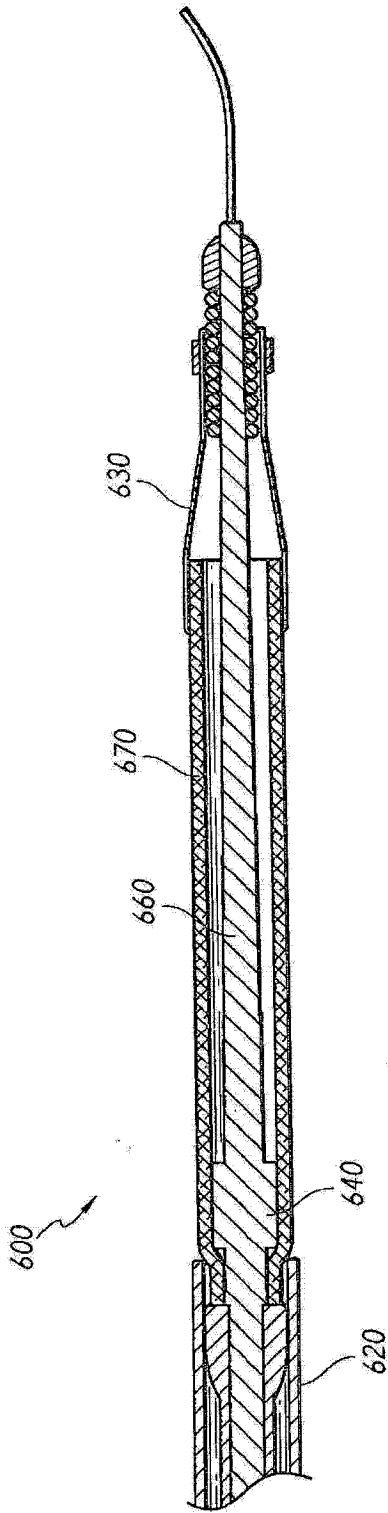


图 4A

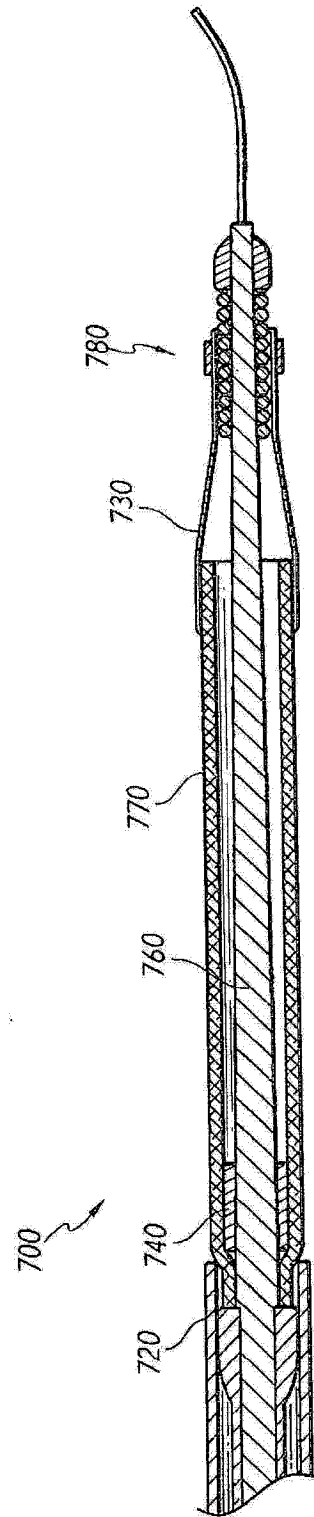


图 4B

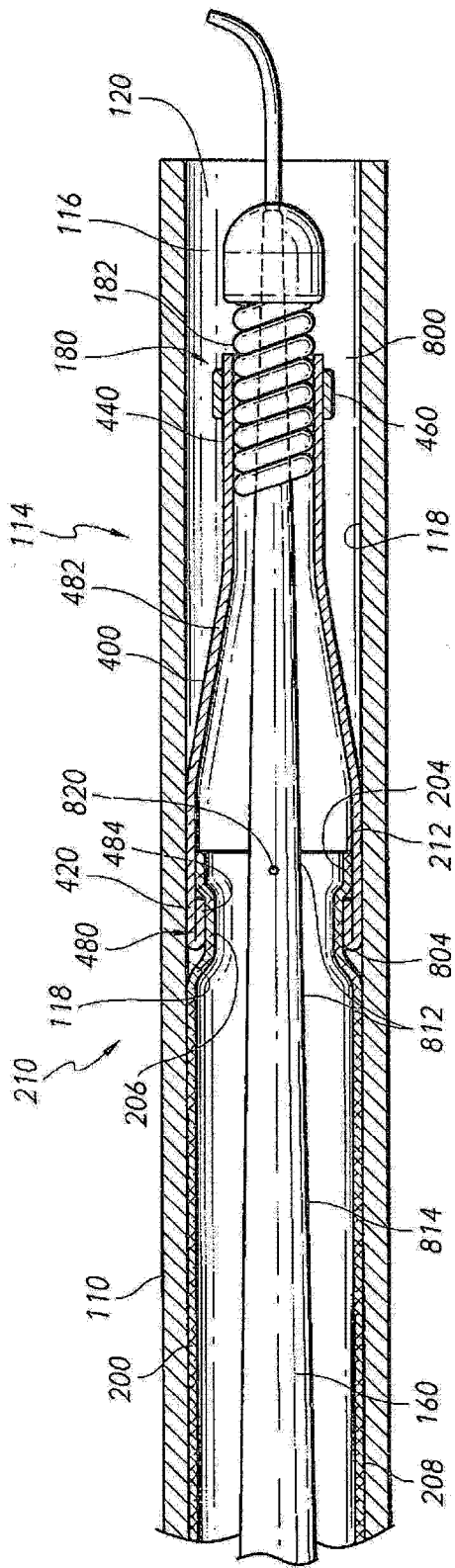


图 5A

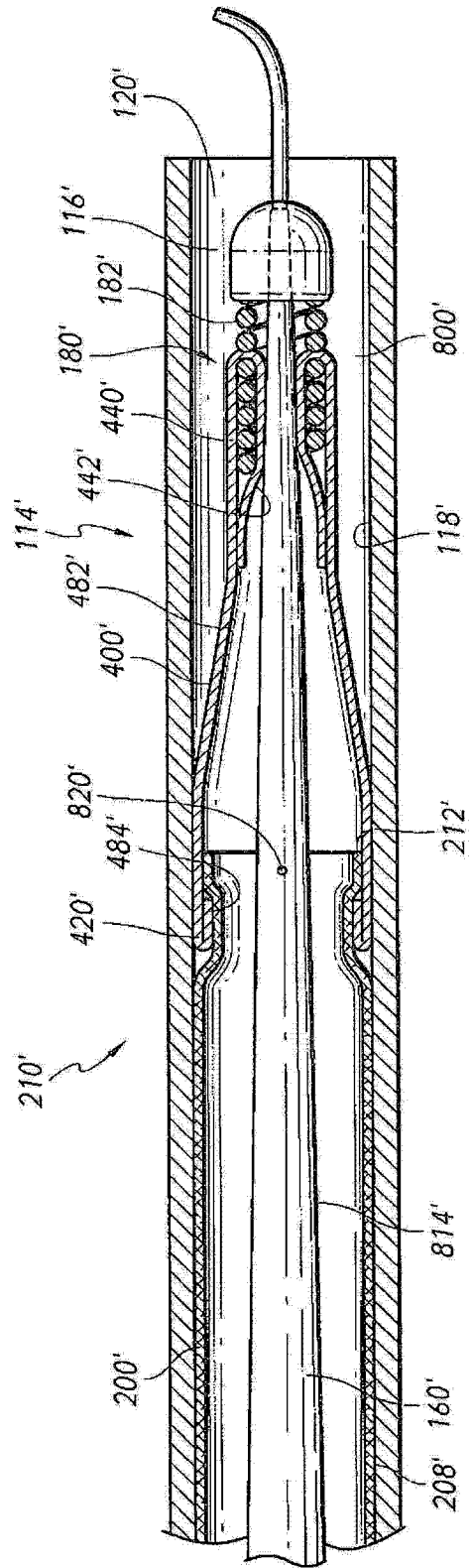


图 5B

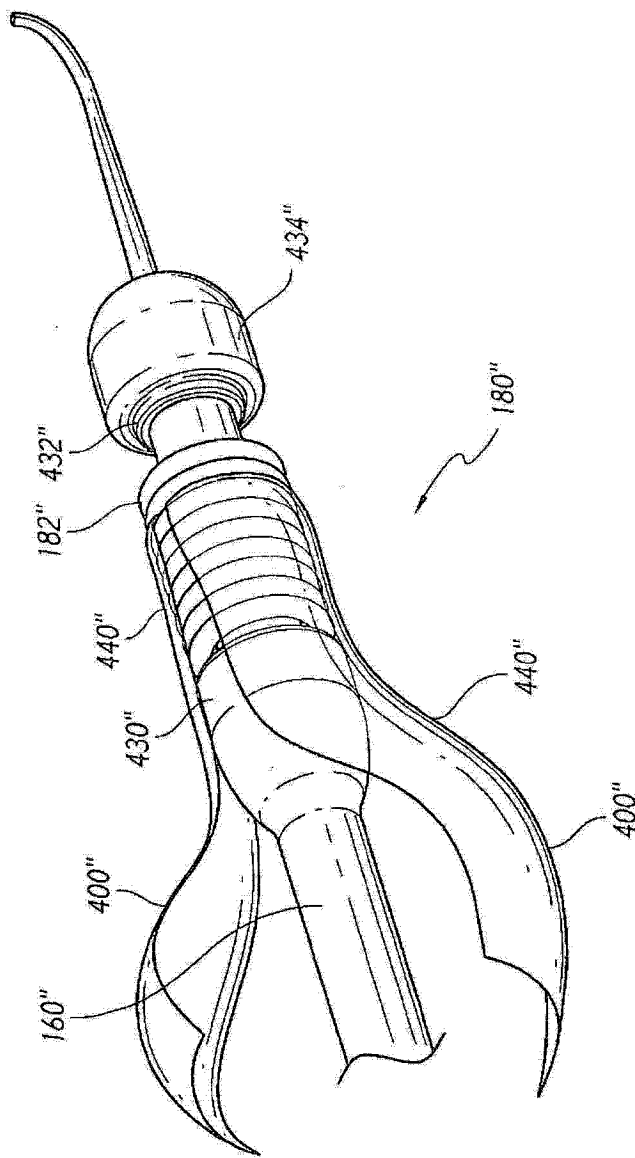


图 5C

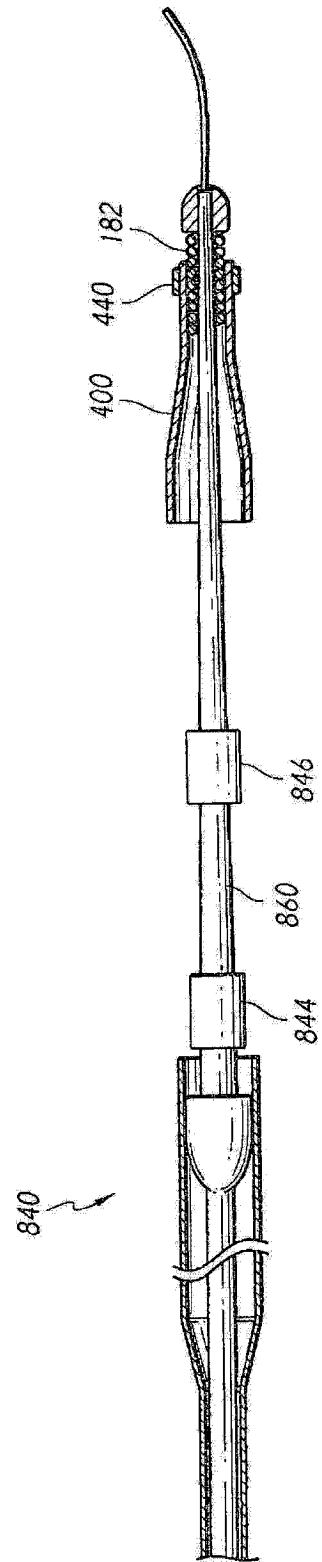


图 6

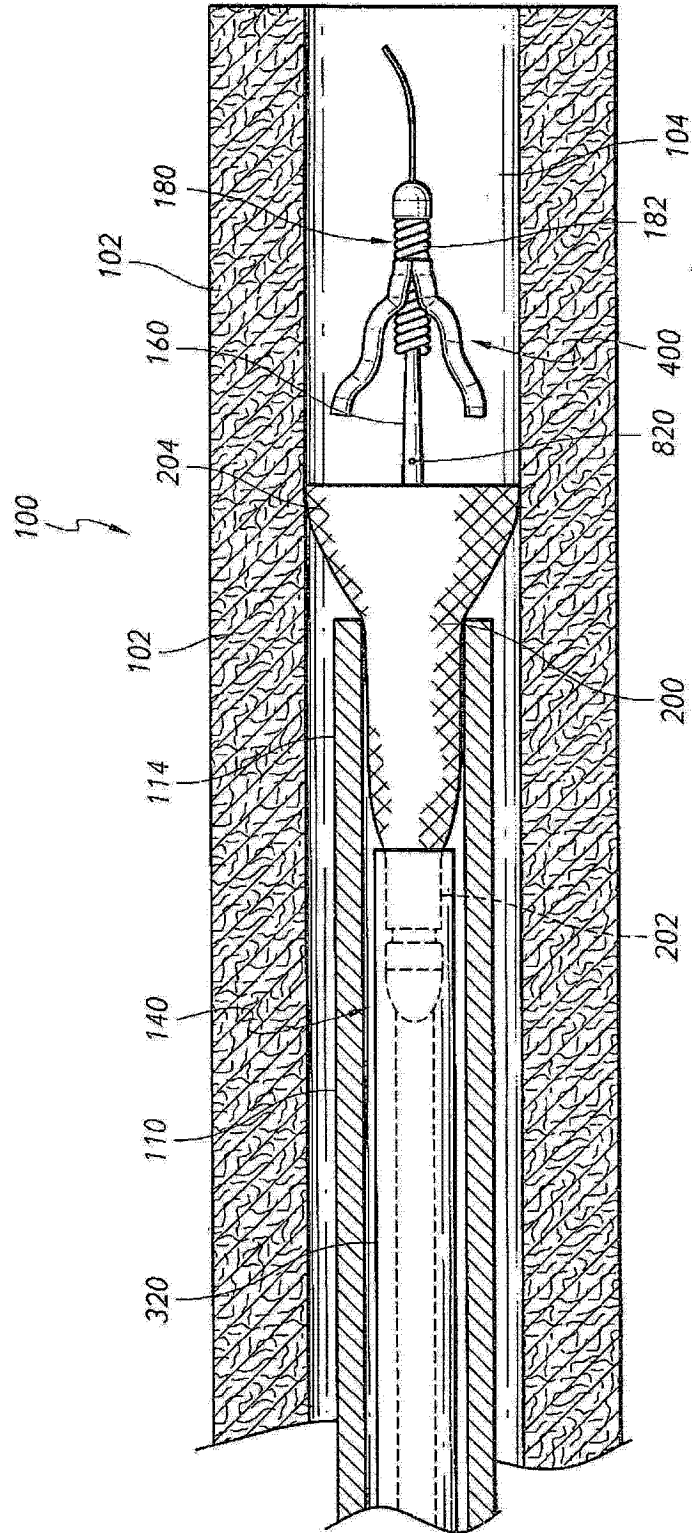


图 7A

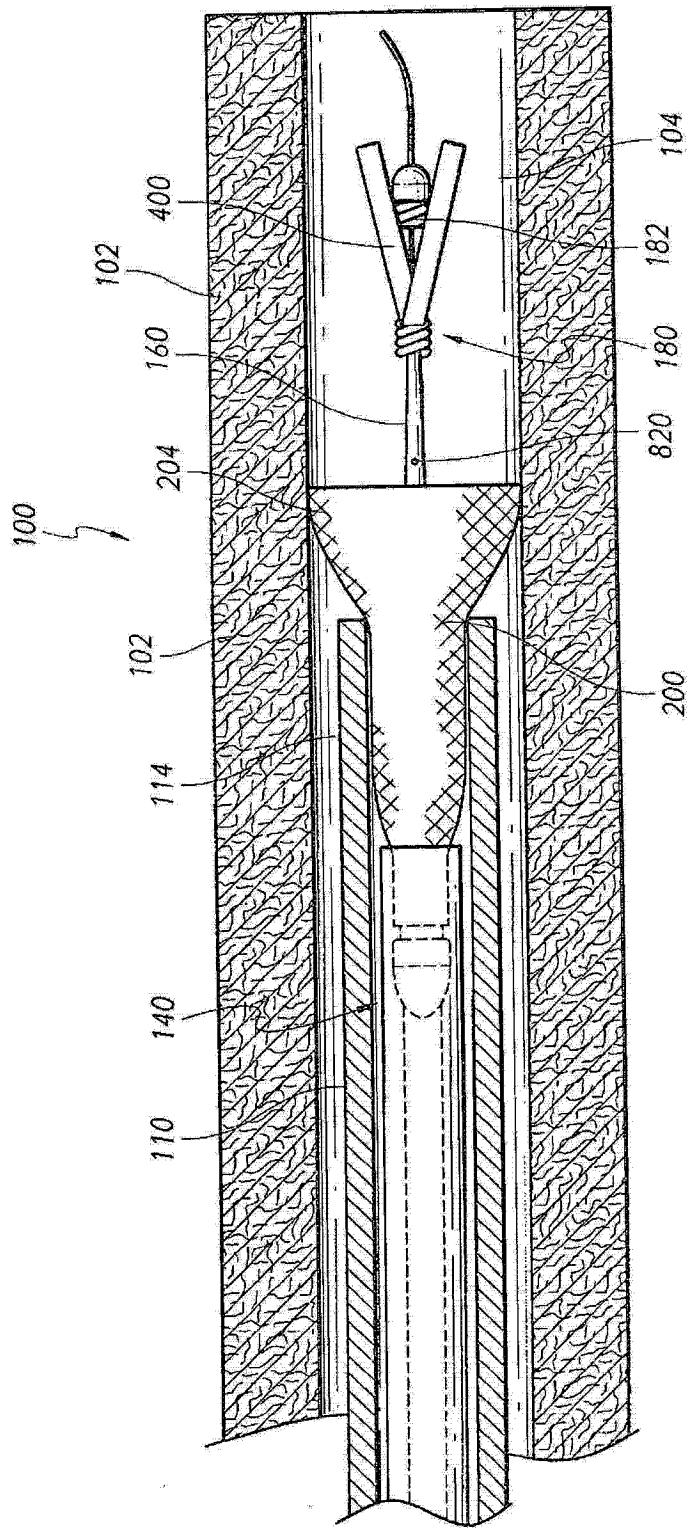


图 7B

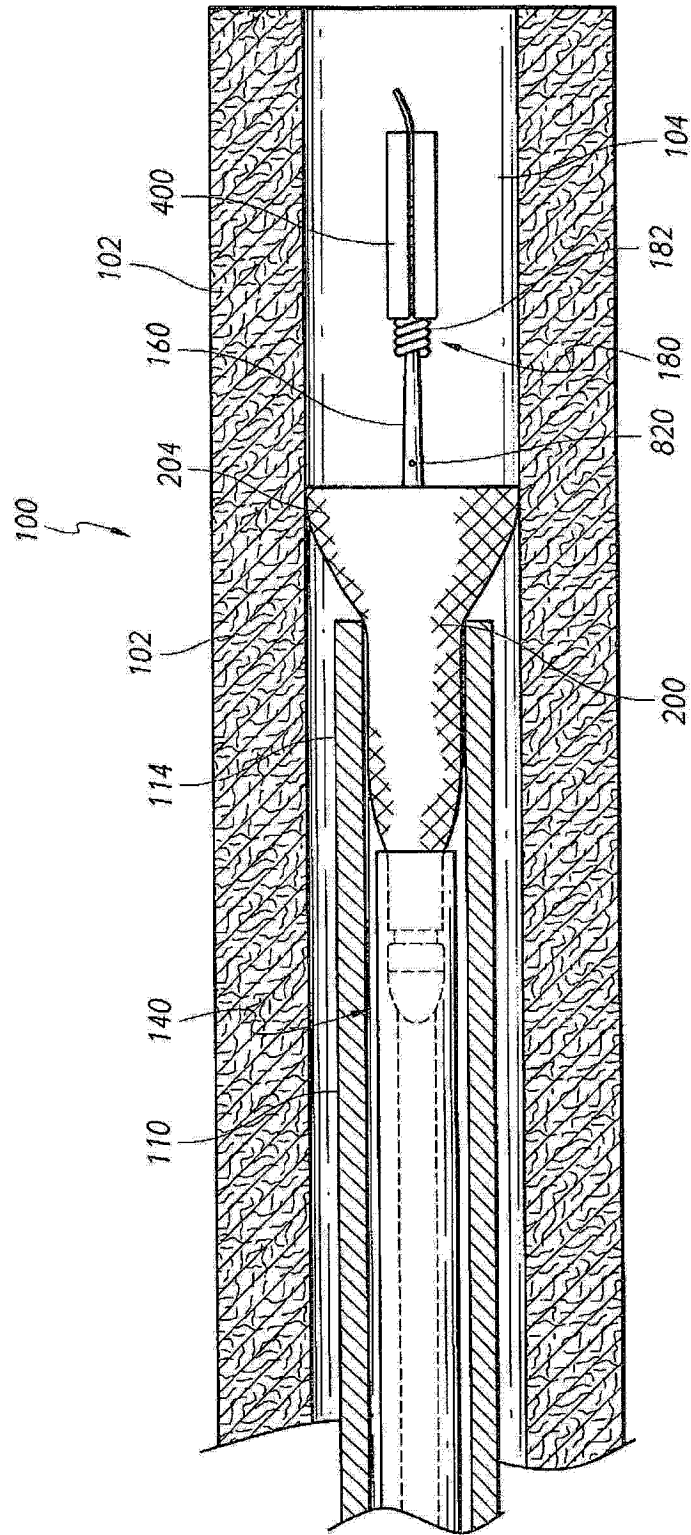


图 7C

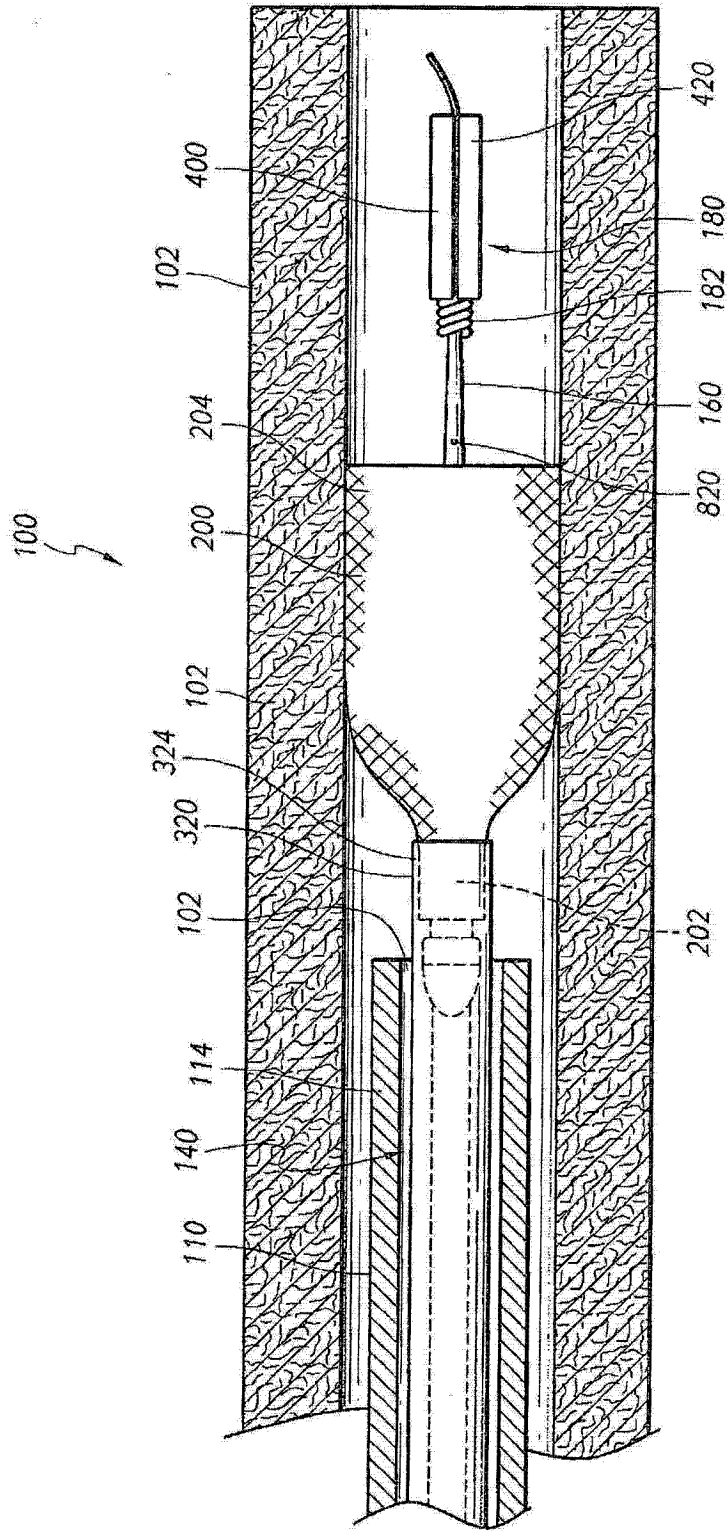


图 8

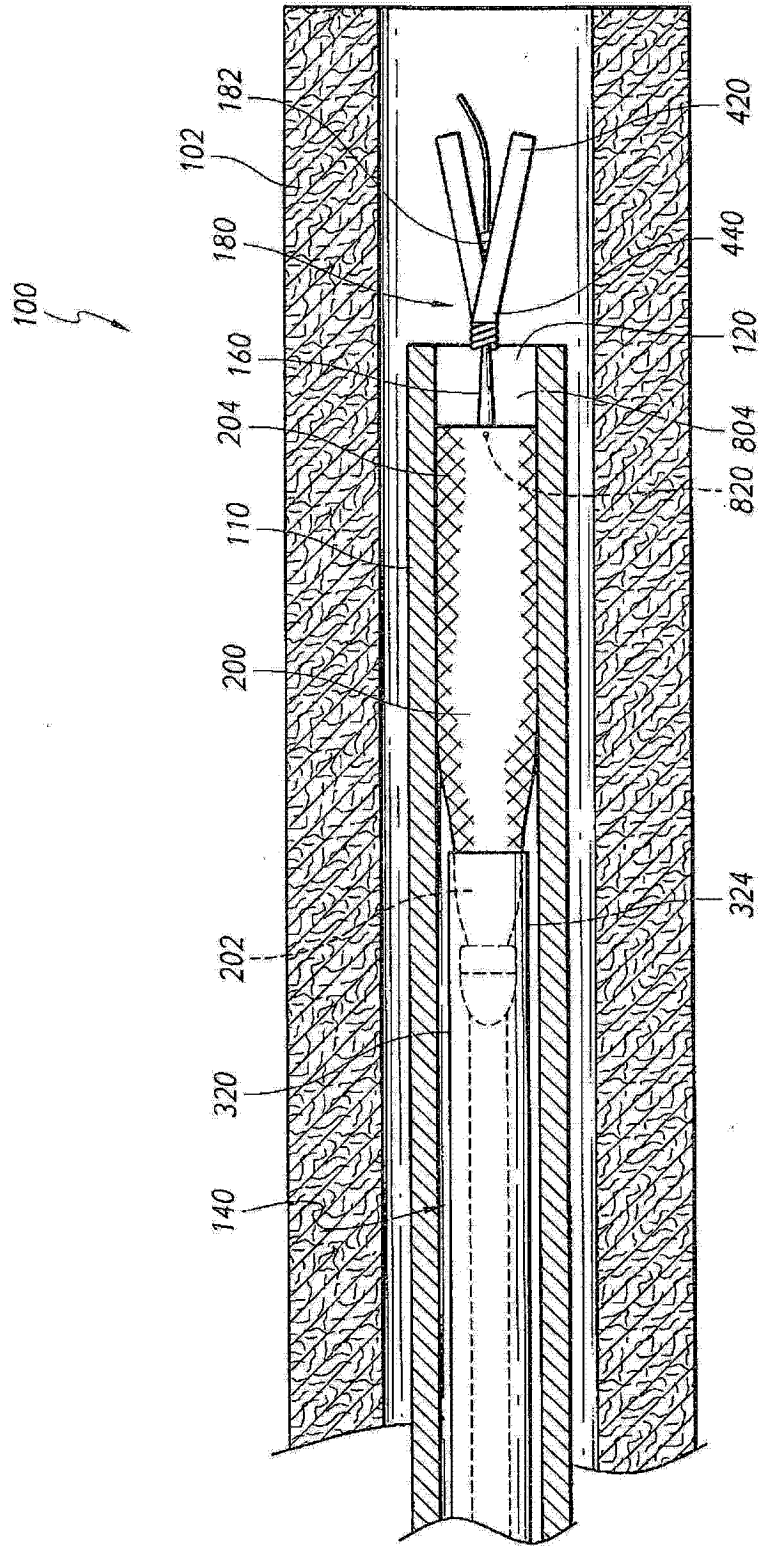


图 9

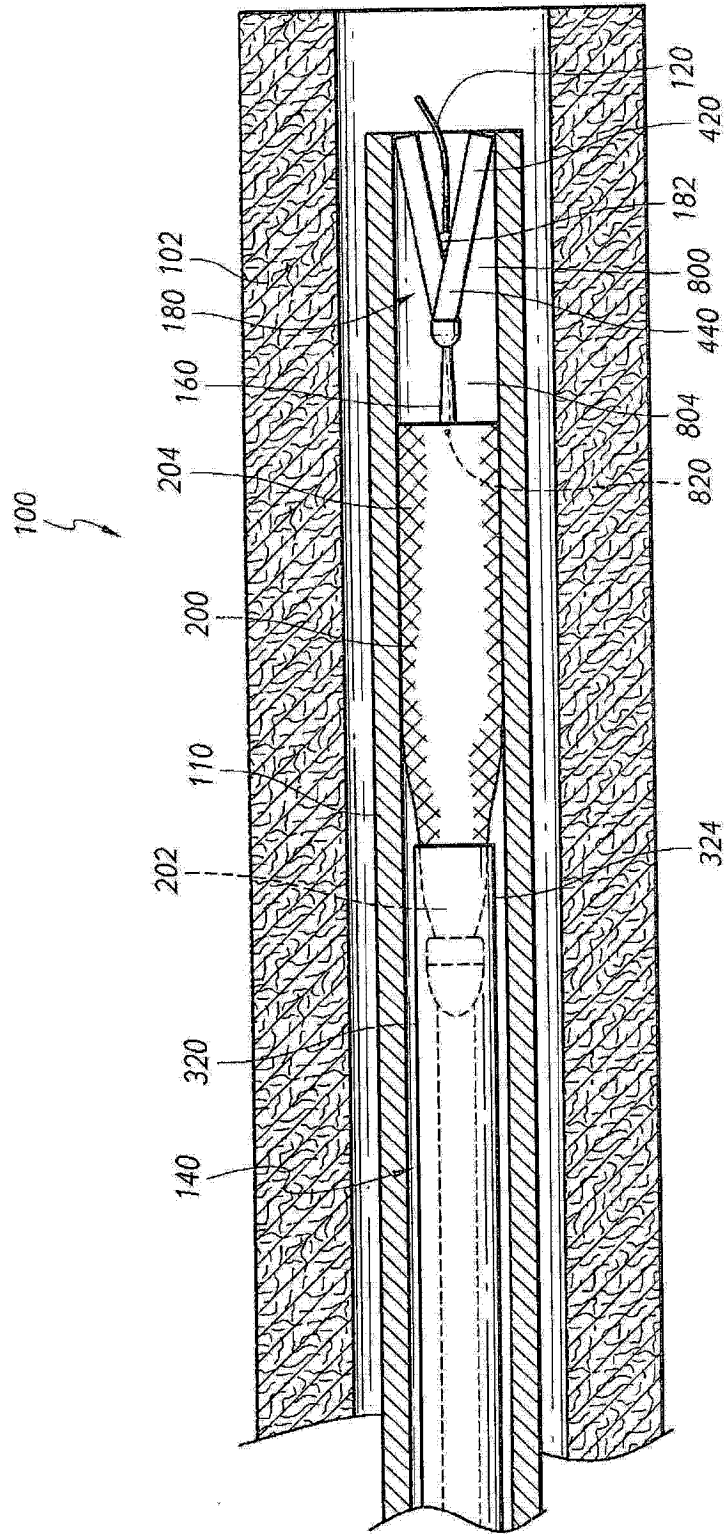


图 10

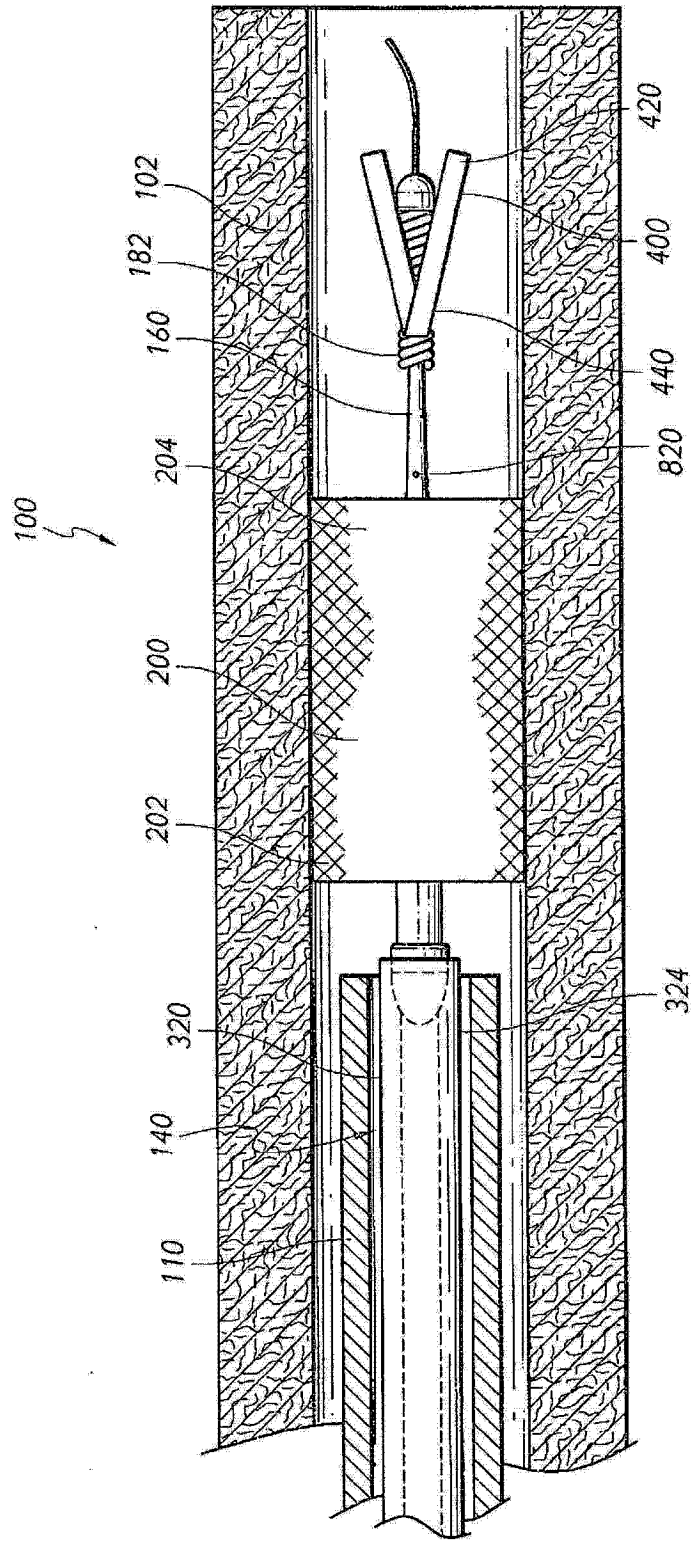


图 11

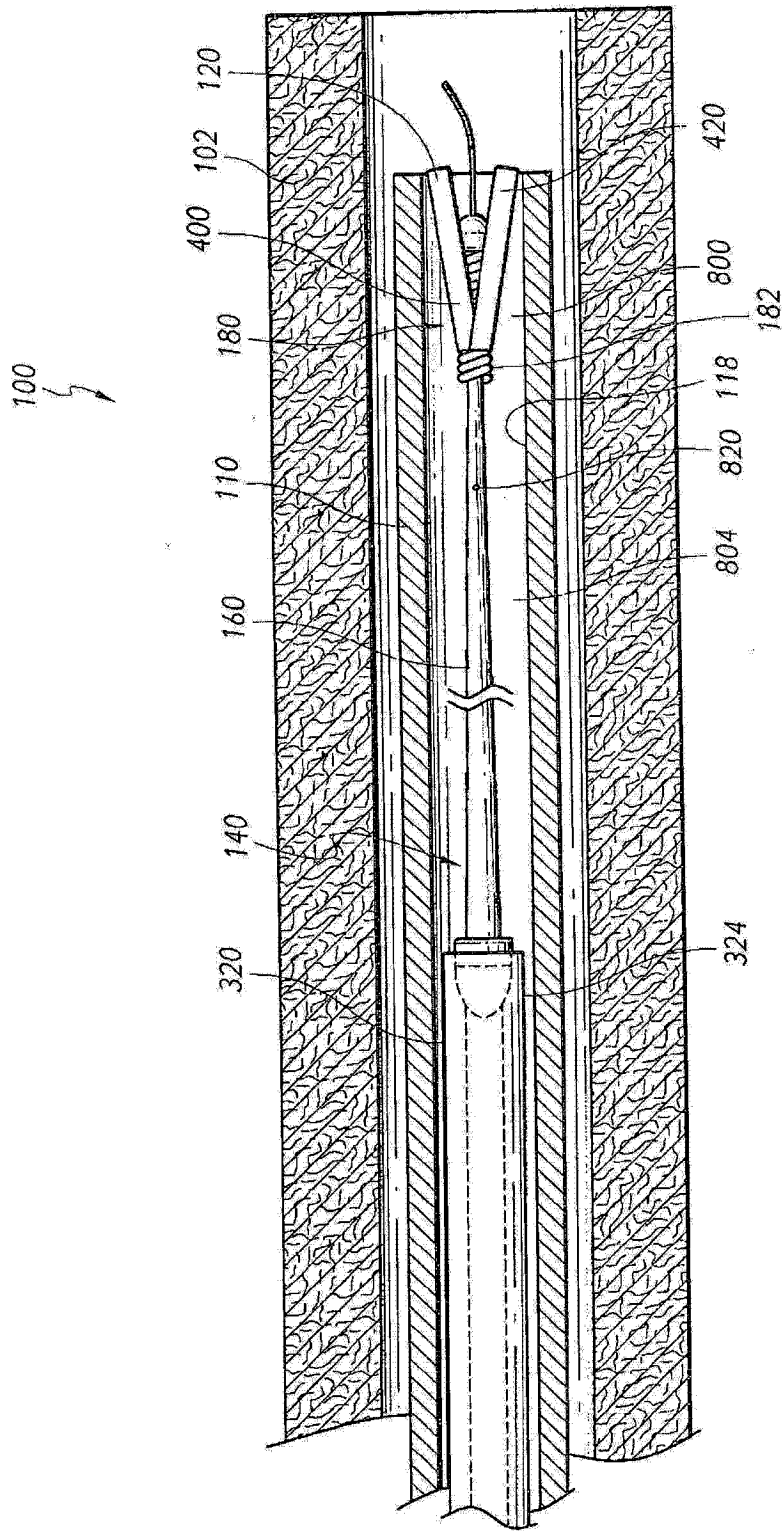


图 12

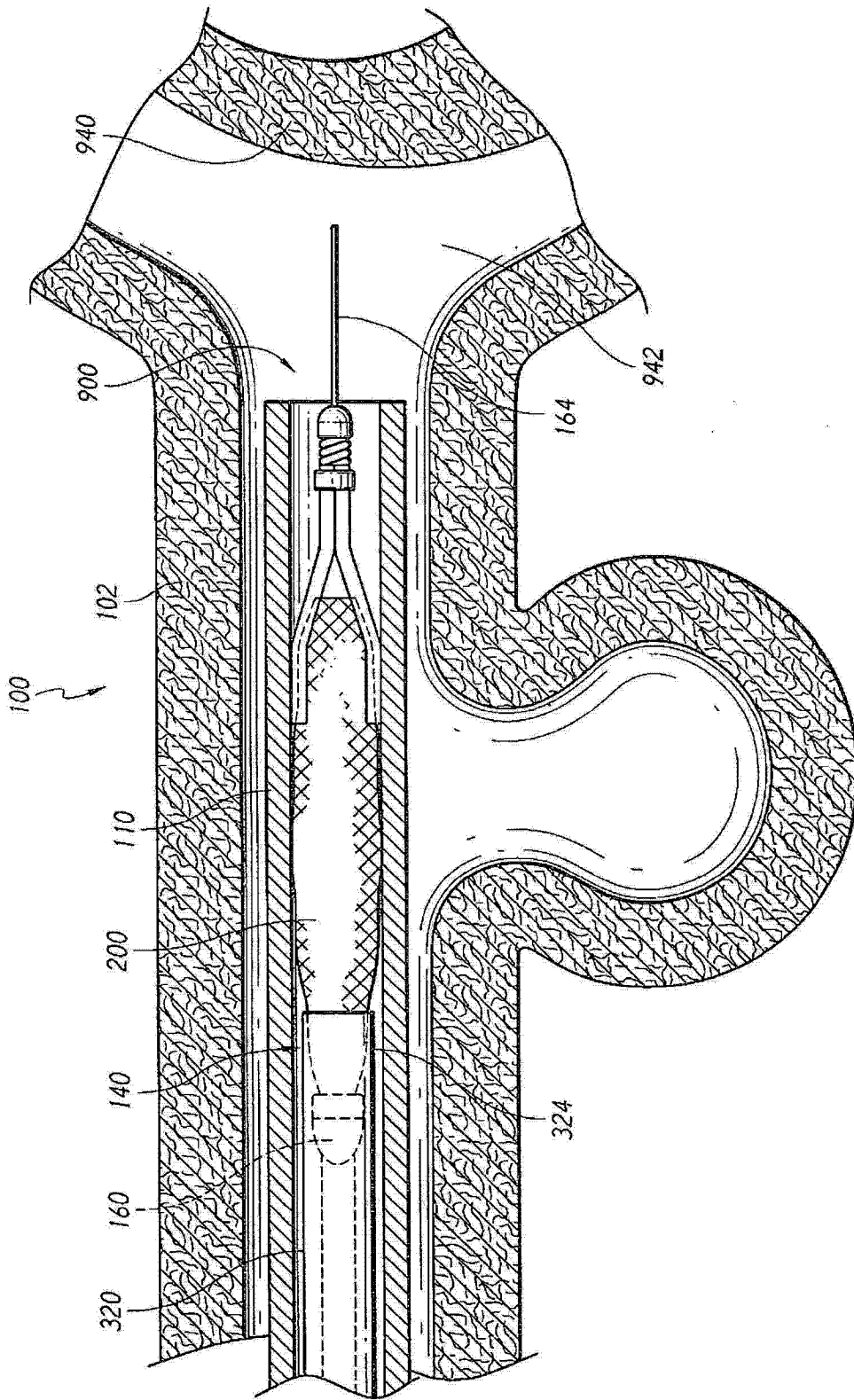


图 13A

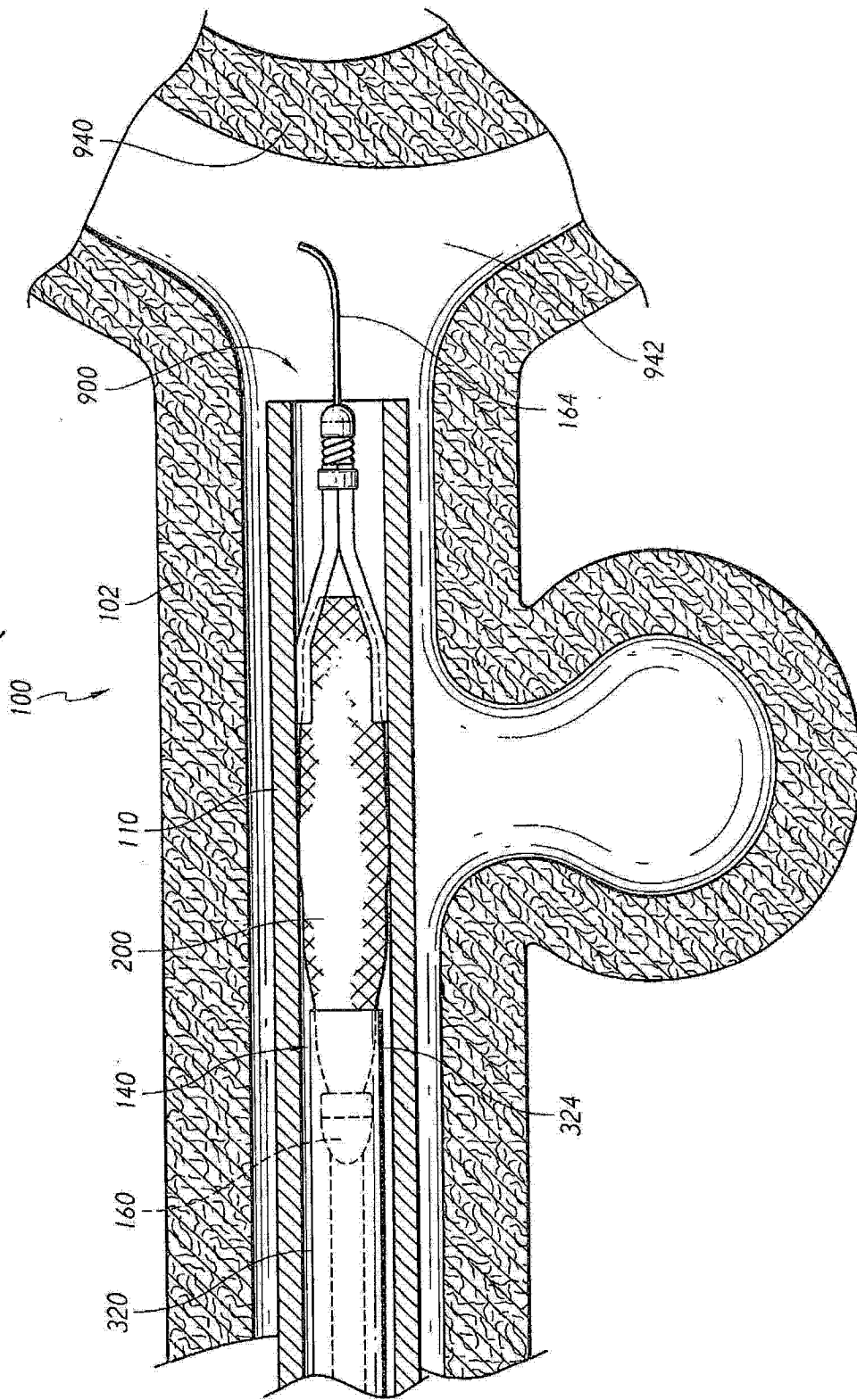


图 13B