



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119894454 A

(43) 申请公布日 2025. 04. 25

(21) 申请号 202380064756.X

(22) 申请日 2023.07.14

(30) 优先权数据

63/389,271 2022.07.14 US

63/409,562 2022.09.23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2025.03.07

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2023/057241 2023.07.14

(87) PCT国际申请的公布数据
W02024/013718 EN 2024.01.18

(71) 申请人 急速医疗有限公司
地址 以色列约克尼穆

(72) 发明人 E·考夫曼 N·珀利斯
M·吉杜尔特

(74) 专利代理机构 北京市君合律师事务所
11517

专利代理师 闵森森 陈一凡

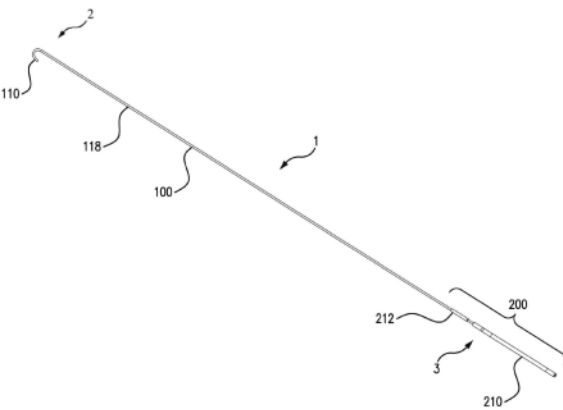
(51) Int.Cl.
A61B 17/12 (2006.01)

权利要求书9页 说明书23页 附图19页

(54) 发明名称
血管内装置

(57) 摘要

一种用于血管导航的血管内装置包括具有可选择性弯曲部分的管。可以通过放置在所述管上的致动器控件机械致动所述可选择性弯曲部分。可以致动所述可选择性弯曲部分以改进所述血管内装置导航通过血管的弯曲或扭曲部分。



1. 一种血管内装置,其特征在于,其包括:
管,所述管包括可选择性弯曲部分,其中所述管的至少一部分被配置成插入到血管中;
塞子,所述塞子安置在所述管的远端处,其中所述塞子具有被配置成插入到所述血管中的修圆尖端;
垫圈,所述垫圈安置在所述塞子与所述管之间,所述垫圈相对于所述管固定;以及
控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述控制元件的远端连接到所述垫圈,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述管的所述可选择性弯曲部分弯曲。
2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述垫圈相对于所述管的轴线旋转地固定,使得向所述控制元件施加扭矩引起所述管的所述可选择性弯曲部分弯曲。
3. 根据权利要求1或2所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件被配置成相对于所述管的至少一部分滑动。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件从所述管的所述远端处的所述垫圈延伸穿过所述管到所述管的近端。
5. 根据权利要求4所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件的直径从所述管的所述近端到所述管的所述远端逐渐减小。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件的更靠近所述管的所述远端的部分具有矩形横截面,并且所述控制元件的更靠近所述管的近端的部分具有圆形横截面。
7. 根据权利要求6所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件的具有所述矩形横截面的所述部分具有的所述矩形横截面的宽度随着到所述远端的距离增加而增加,并且其中所述控制元件的具有所述圆形横截面的所述部分具有的直径随着到所述远端的距离增加而减小。
8. 根据权利要求7所述的血管内装置,其特征在于,所述控制元件的具有矩形横截面的所述部分的宽度以阶梯式方式减小,使得所述控制元件的至少第一阶梯的第一宽度比所述控制元件的第二阶梯的第二宽度更大,并且其中所述第一阶梯比所述第二阶梯更靠近所述远端。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括垫片,所述垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述控制元件之间,所述垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述控制元件之间的滑动摩擦力,并且其中所述垫片连接到所述垫圈。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述管包括多个狭槽,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置。
11. 一种血管内装置,其特征在于,其包括:
管,所述管包括可选择性弯曲部分;
多个狭槽,所述多个狭槽形成在所述管中,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置;
控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管,所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分

弯曲;以及

垫片,所述垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述控制元件之间,所述垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述控制元件之间的滑动摩擦力。

12.根据权利要求9或11所述的血管内装置,其特征在于,所述垫片周向地包围所述控制元件的至少一部分。

13.根据权利要求9、11或12中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述垫片包括形成线圈的金属丝。

14.根据权利要求9、11或12中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述垫片包括形成线圈的多根金属丝。

15.根据权利要求9、11或12中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述垫片包括放置在所述控制元件与所述管之间的第二管。

16.根据权利要求15所述的血管内装置,其特征在于,所述管周向地包围所述第二管的至少一部分。

17.根据权利要求13或14所述的血管内装置,其特征在于,所述线圈具有第一部分、第二部分和第三部分,所述第一部分、第二部分和第三部分中的每个部分具有不同的直径。

18.根据权利要求15所述的血管内装置,其特征在于,所述第二管具有第一部分、第二部分和第三部分,所述第一部分、第二部分和第三部分中的每个部分具有不同的直径。

19.根据权利要求9或权利要求11至18中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述垫片至少部分地由不透射线材料形成。

20.根据权利要求11至19中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括塞子,所述塞子安置在所述管的远端处,其中所述塞子具有被配置成插入到血管中的修圆尖端。

21.根据权利要求11至20中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括垫圈,所述垫圈安置在所述管中,所述垫圈相对于所述管固定,其中所述控制元件和所述垫片中的至少一个连接到所述垫圈。

22.根据权利要求1至21中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括致动器控件,所述致动器控件安置在所述管的近端处,所述致动器控件包括:

手柄,所述手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述控制元件,使得所述控制元件随着所述手柄的移动而移动。

23.根据权利要求1至22中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括摩擦元件,所述摩擦元件安置在所述管中,所述摩擦元件被配置成当所述控制元件相对于所述管移动时增加所述管与所述控制元件之间的摩擦力。

24.根据权利要求23所述的血管内装置,其特征在于,所述摩擦元件被配置成在所述手柄上没有外部输入的情况下维持所述手柄的位置。

25.根据权利要求23或24所述的血管内装置,其特征在于,所述摩擦元件形成第二管,所述第二管在所述管内围绕所述控制元件安置并且固定到所述控制元件,其中所述第二管的至少一部分接触所述管的内壁,以增加所述控制元件与所述管之间的摩擦力。

26.根据权利要求10至25中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述多个狭槽中的至少两个狭槽安置在所述可选择性弯曲部分中,其中包括所述两个狭槽中的一个狭槽的第

一组狭槽面向第一方向,并且

包括所述两个狭槽中的另一个狭槽的第二组狭槽面向不同于所述第一方向的第二方向,使得所述第一组狭槽中的每个狭槽的第一范围大于所述第二组狭槽中的每个狭槽的第二范围。

27.根据权利要求26所述的血管内装置,其特征在于,所述第一组狭槽中的每个狭槽的面积大于所述第二组狭槽中的每个狭槽的面积。

28.根据权利要求27所述的血管内装置,其特征在于,所述第一组狭槽中的每个狭槽的形状与所述第二组狭槽中的每个狭槽的形状不同。

29.根据权利要求27或28所述的血管内装置,其特征在于,所述第二方向被定向成面向与所述第一方向相反的径向方向。

30.根据权利要求1至29中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述管进一步包括不可弯曲部分,所述不可弯曲部分被配置成当所述可选择性弯曲部分弯曲时保持在未弯曲构型。

31.根据权利要求30所述的血管内装置,其特征在于,所述不可弯曲部分邻近所述可选择性弯曲部分。

32.根据权利要求30所述的血管内装置,其特征在于,所述不可弯曲部分通过所述管的第三部分与所述可选择性弯曲部分分开。

33.一种血管内装置,其特征在于,其包括:

管,所述管包括第一可选择性弯曲部分和第二可选择性弯曲部分;

第一控制元件,所述第一控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第一控制元件的远端连接到所述第一可选择性弯曲部分的远端,其中所述第一控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述第一可选择性弯曲部分的移动;以及

第二控制元件,所述第二控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第二控制元件的远端连接到所述第二可选择性弯曲部分的远端,其中所述第二控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述管的所述第二可选择性弯曲部分的移动。

34.根据权利要求33所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括致动器控件,所述致动器控件安置在所述管的近端处,所述致动器控件包括:

第一手柄,所述第一手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述第一控制元件,使得所述第一控制元件随着所述第一手柄的移动而移动;以及

第二手柄,所述第二手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述第二控制元件,使得所述第二控制元件随着所述第二手柄的移动而移动。

35.根据权利要求34所述的血管内装置,其特征在于,所述第一手柄和所述第二手柄被配置成彼此独立移动。

36.根据权利要求33至35中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述第一控制元件形成金属丝或线缆,并且所述第二控制元件形成第二管。

37.根据权利要求36所述的血管内装置,其特征在于,所述第二控制元件围绕所述第一控制元件安置。

38.根据权利要求33至37中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述第一手柄在第一轴向方向上的移动引起所述第一可选择性弯曲部分在第一方向上移动,

其中所述第一手柄在第二轴向方向上的移动引起所述第一可选择性弯曲部分在第二方向上移动,

其中所述第二手柄在所述第一轴向方向上的移动引起所述第二可选择性弯曲部分在第三方向上移动,并且

其中所述第二手柄在所述第二轴向方向上的移动引起所述第二可选择性弯曲部分在第四方向上移动。

39. 根据权利要求38所述的血管内装置,其特征在于,所述第一手柄的所述移动的幅度对应于所述第一可选择性弯曲部分的所述移动的幅度。

40. 根据权利要求38所述的血管内装置,其特征在于,所述第二手柄的所述移动的幅度对应于所述第二可选择性弯曲部分的所述移动的幅度。

41. 根据权利要求33至40中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述第一可选择性弯曲部分邻近所述第二可选择性弯曲部分。

42. 根据权利要求33至40中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述第一可选择性弯曲部分通过所述管的不可弯曲部分与所述第二可选择性弯曲部分分开。

43. 根据权利要求33至42中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括:

第一摩擦元件,所述第一摩擦元件安置在所述管中,所述第一摩擦元件被配置成当所述第一控制元件相对于所述管移动时增加所述管与所述第一控制元件之间的摩擦力;以及

第二摩擦元件,所述第二摩擦元件安置在所述管中,所述第二摩擦元件被配置成当所述第二控制元件相对于所述管移动时增加所述管与所述第二控制元件之间的摩擦力,

其中所述第一摩擦元件和所述第二摩擦元件被配置成在所述手柄的第一部分或所述手柄的第二部分上没有外部输入的情况下分别维持所述手柄的所述第一部分和所述手柄的所述第二部分的位置。

44. 根据权利要求33至43中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括塞子,所述塞子安置在所述管的远端处,其中所述塞子具有被配置成插入到血管中的修圆尖端。

45. 根据权利要求33至44中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述管包括多个狭槽,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置。

46. 根据权利要求10至45中任一项所述的血管内装置,其特征在于,彼此邻近的所述多个狭槽中的第三狭槽与所述多个狭槽中的第四狭槽之间的距离小于彼此邻近的所述多个狭槽中的第五狭槽与所述多个狭槽中的第六狭槽之间的距离,其中所述第五狭槽和所述第六狭槽比所述第三狭槽和所述第四狭槽更靠近所述管的近端。

47. 根据权利要求45所述的血管内装置,其特征在于,所述多个狭槽中的至少一个狭槽安置在所述第一可选择性弯曲部分和所述第二可选择性弯曲部分之中的一者中。

48. 根据权利要求33至47中任一项所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括第一垫片,所述第一垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述第一控制元件之间,所述第一垫片包括被配置成减少所述管与所述第一控制元件之间的滑动摩擦力的固体物。

49. 根据权利要求48所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括第二垫片,所述第二垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述第二控制元件之间,所述第二垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述第二控制元件之间的滑动摩擦力以及所述第

二控制元件与所述第一控制元件之间的滑动摩擦力。

50. 根据权利要求48或49所述的血管内装置,其特征在于,所述第一垫片和所述第二垫片包括由一根或多根金属丝形成的线圈。

51. 根据权利要求48或49所述的血管内装置,其特征在于,所述第一垫片和所述第二垫片至少部分地由选自金属合金和含氟聚合物材料组成的组中的材料形成。

52. 根据权利要求48或49所述的血管内装置,其特征在于,其进一步包括至少一个垫圈,所述至少一个垫圈安置在所述管中,所述垫圈相对于所述管固定,其中以下各项中的至少一项成立:

所述第一控制元件和所述第一垫片连接到所述垫圈;以及

所述第二控制元件和所述第二垫片连接到所述垫圈。

53. 根据权利要求33至52中任一项所述的血管内装置,其特征在于,所述管进一步包括第三可选择性弯曲部分;

所述血管内装置进一步包括第三控制元件,所述第三控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第三控制元件的远端连接到所述第三可选择性弯曲部分的远端,其中所述第三控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述第三可选择性弯曲部分的移动。

54. 一种用于将血管内装置导航通过血管系统的方法,其特征在于,所述方法包括:

接收在血管内手术期间捕获的医学图像;

分析所述医学图像以检测所述血管系统到目标血管的路径改变方向的目标区域;

评估所述医学图像以检测沿所述路径的血管内装置;

确定所述血管内装置的特定部分位于所述目标区域处;以及

控制所述血管内装置的所述特定部分的曲率。

55. 根据权利要求54所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

检查所述医学图像以检测所述血管内装置的远侧尖端;以及

基于所述远侧尖端和所述目标区域的相对位置确定所述血管内装置的所述特定部分位于所述目标区域处。

56. 根据权利要求54或55所述的方法,其特征在于,所述血管内装置的所述特定部分的至少一部分是不透射线的。

57. 根据权利要求56所述的方法,其特征在于,确定所述血管内装置的所述特定部分位于所述目标区域处是基于所述特定部分的射线不透性。

58. 根据权利要求56至57中任一项所述的方法,其特征在于,控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率包括对连接到所述血管内装置的所述特定部分的控制元件施加张力。

59. 根据权利要求54至58中任一项所述的方法,其特征在于,所述血管内装置是导管。

60. 根据权利要求54至58中任一项所述的方法,其特征在于,所述血管内装置是导丝。

61. 根据权利要求54至58中任一项所述的方法,其特征在于,所述血管内装置的所述特定部分包括可选择性弯曲部分。

62. 根据权利要求61所述的方法,其特征在于,所述血管内装置包括:

管,所述管包括所述可选择性弯曲部分;以及

控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管并且连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部

分。

63. 根据权利要求61至62中任一项所述的方法,其特征在于,控制所述曲率包括移动所述控制元件以使所述可选择性弯曲部分弯曲。

64. 根据权利要求54至63中任一项所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

在控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率之后,引起涉及所述血管内装置的远侧尖端的动作;以及

在引起所述动作之后,控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率。

65. 根据权利要求64所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

在引起所述动作之后接收在所述血管内手术期间捕获的第二医学图像;以及分析所述第二医学图像以确定所述动作的完成。

66. 根据权利要求64或65所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

在引起所述动作之后,从所述血管内装置中包括的传感器接收信号;以及分析所述信号以确定所述动作的完成。

67. 根据权利要求66所述的方法,其特征在于,所述信号是数字电磁信号、模拟电磁信号和机械信号中的至少一种。

68. 根据权利要求64至67中任一项所述的方法,其特征在于,所述动作涉及所述目标血管中的所述血管内装置的所述远侧尖端。

69. 根据权利要求54至68中任一项所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

分析所述医学图像以检测第二目标区域;

检查所述医学图像以确定所述血管内装置的第二部分位于所述第二目标区域处;以及

在控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率的同时控制所述血管内装置的所述第二部分曲率。

70. 根据权利要求69所述的方法,其特征在于,所述血管内装置的所述特定部分和所述第二部分相距至少一厘米。

71. 根据权利要求69或70所述的方法,其特征在于,所述血管内装置的所述第二部分至少一部分是不透射线的。

72. 根据权利要求71所述的方法,其特征在于,确定所述血管内装置的所述第二部分位于所述第二目标区域处是基于所述第二部分的射线不透性。

73. 根据权利要求69至72中任一项所述的方法,其特征在于,控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率或控制所述血管内装置的所述第二部分曲率不会引起所述血管内装置的至少一个其它部分的曲率改变。

74. 根据权利要求73所述的方法,其特征在于,所述血管内装置的所述至少一个其它部分位于所述血管内装置的所述特定部分和所述血管内装置的所述第二部分的远侧。

75. 一种非暂时性计算机可读介质,其特征在于,其含有用于使至少一个处理器执行使血管内装置的不同部分选择性偏转的操作的指令,所述操作包括:

接收在血管内手术期间捕获的医学图像;

分析所述医学图像以检测需要改变血管内装置的曲率以促进导航通过目标血管的目标区域;

评估所述医学图像以检测延伸穿过所述目标血管的所述血管内装置;

确定所述血管内装置的特定部分位于所述目标区域处;以及
控制所述血管内装置的所述特定部分的曲率。

76. 一种用于将导管导航通过血管的方法,其特征在于,所述方法包括:

将配置为导丝的血管内装置引导通过所述血管到达所关注的位置,其中所述血管内装置包括可选择性弯曲部分;

将所述血管内装置定位在所述所关注的位置处,其中所述所关注的位置包括沿所述血管的位置;

致动所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分以形成尖端形状、增加支撑和/或提供形状保持以确定所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分的方向;以及

在所述导丝上推进所述导管,以将所述导管导航通过所述血管到达所述所关注的位置。

77. 根据权利要求76所述的方法,其特征在于,所述导管包括抽吸导管。

78. 根据权利要求76所述的方法,其特征在于,所述导管包括微导管。

79. 根据权利要求76至78中任一项所述的方法,其特征在于,所述在所述导丝上推进所述导管使得所述导管能够在没有另外的支撑件的情况下偏转。

80. 根据权利要求79所述的方法,其特征在于,所述另外的支撑件包括血管、第二导管、第二微导管或第二导丝中的任一种。

81. 根据权利要求76至80中任一项所述的方法,其特征在于,所述血管包括曲线、成角、环路和螺旋扭曲中的至少一种。

82. 根据权利要求76至81中任一项所述的方法,其特征在于,所述所关注的位置邻近血块。

83. 根据权利要求82所述的方法,其特征在于,其进一步包括:

通过对所述抽吸导管施加吸力来从所述血管中去除血块。

84. 根据权利要求82或83所述的方法,其特征在于,所述导丝不会穿越到位于所述血块远侧的位置。

85. 根据权利要求76至84中任一项所述的方法,其特征在于,所述血管是脑血管。

86. 根据权利要求76至85中任一项所述的方法,其特征在于,所述导丝包括位于所述可选择性弯曲部分近侧的管,以及从所述可选择性弯曲部分延伸穿过所述管的近端的控制元件。

87. 根据权利要求86所述的方法,其特征在于,所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧区段。

88. 根据权利要求87所述的方法,其特征在于,所述控制元件被配置成通过经由所述控制元件的远端传递的致动力对所述控制元件施加张力来使得所述导丝的所述可选择性弯曲部分选择性弯曲。

89. 根据权利要求87至88中任一项所述的方法,其特征在于,所述控制元件的所述近端连接到致动器控件。

90. 根据权利要求89所述的方法,其特征在于,所述致动器控件被配置成在所述控制元件的所述近端上施加所述致动力,以引起所述控制元件与所述管之间的相对移动,从而致动所述可选择性弯曲部分。

91. 根据权利要求76至90中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述导丝的所述可选择性弯曲部分包括远侧尖端。

92. 根据权利要求91所述的方法, 其特征在于, 所述导丝的所述远侧尖端被密封。

93. 根据权利要求76至92中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述管包括多个狭槽。

94. 根据权利要求76至93中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述可选择性弯曲部分包括不透射线材料。

95. 根据权利要求76至94中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述可选择性弯曲部分包括多个狭槽。

96. 根据权利要求76至95中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述导丝包括放置在所述控制元件与所述管之间的垫片。

97. 根据权利要求96所述的方法, 其特征在于, 所述垫片包括由一根或多根金属丝形成的线圈。

98. 一种非暂时性计算机可读介质, 其特征在于, 其含有用于使至少一个处理器执行使血管内装置的不同部分选择性偏转的操作的指令, 所述操作包括:

将配置为导丝的血管内装置引导通过所述血管到达所关注的位置, 其中所述血管内装置包括可选择性弯曲部分;

将所述血管内装置定位在所述所关注的位置处, 其中所述所关注的位置包括沿所述血管的位置;

致动所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分以形成尖端形状、增加支撑和/或提供形状保持以确定所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分的方向; 以及

将所述导管在所述导丝上推进到所述所关注的位置, 以通过将所述导管在所述导丝上推进到所述所关注的位置来将所述导管导航通过所述血管。

99. 一种血管内装置, 其特征在于, 其包括:

管, 所述管包括可选择性弯曲部分, 所述可选择性弯曲部分被配置成在第一方向上弯曲;

多个狭槽, 所述多个狭槽形成在所述可选择性弯曲部分上, 其中所述多个狭槽包括:

所述多个狭槽中的第一狭槽, 所述第一狭槽面向所述第一方向, 以及

所述多个狭槽中的第二狭槽, 所述第二狭槽面向不同于所述第一方向的第二方向, 使得所述第一狭槽的第一范围大于所述第二狭槽的第二范围; 以及

控制元件, 所述控制元件延伸穿过所述管, 所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分, 其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分弯曲。

100. 根据权利要求26和99中任一项所述的血管内装置, 其特征在于, 当金属丝移动时, 所述第一狭槽与所述第二狭槽之间的范围差异使所述可选择性弯曲部分偏置成在所述第一方向上弯曲。

101. 根据权利要求26和99中任一项所述的血管内装置, 其特征在于, 其进一步包括第二多个狭槽, 所述第二多个狭槽形成在所述管的与所述可选择性弯曲部分分开的部分上, 其中所述第二多个狭槽围绕所述管对称分布, 并且

其中所述第二多个狭槽增强所述管在所述部分中的柔性。

102. 一种血管内装置, 其特征在于, 其包括:

管, 所述管包括可选择性弯曲部分, 所述可选择性弯曲部分被配置成在第一方向上弯曲;

多个狭槽, 所述多个狭槽形成在所述可选择性弯曲部分上;

控制元件, 所述控制元件延伸穿过所述管, 所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分, 其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分弯曲; 以及

摩擦元件, 所述摩擦元件形成为第二管, 所述第二管在所述管内围绕所述控制元件安置并且固定到所述控制元件, 其中所述第二管的至少一部分接触所述管的内壁, 以增加所述控制元件与所述管之间的摩擦力。

103. 根据权利要求102所述的血管内装置, 其特征在于, 所述第二管形成为具有至少一个角度, 使得所述第二管的包括所述角度的部分接触所述管的所述内壁。

104. 根据权利要求1至103中任一项所述的血管内装置, 其特征在于, 所述管的至少一部分包括选自由金属合金、不锈钢和聚合物材料组成的组中的材料。

105. 根据权利要求1至103中任一项所述的血管内装置, 其特征在于, 所述管的至少一部分是不透射线的。

血管内装置

[0001] 相关申请的交叉引用和通过引用并入

[0002] 以下申请通过整体引用并入本文：于2022年7月14日提交的美国临时申请第63/389,271号和于2022年9月23日提交的美国临时申请第63/409,562号。

背景技术

[0003] 本公开涉及血管内医疗装置领域。具体地，本公开涉及旨在穿过患者的血管到达患者体内目标区域以执行医疗手术的血管内装置。

[0004] 与本公开相关的血管内治疗的实例是使用如导管等血管内装置来治疗血管(包括神经血管、心血管和外周脉管系统)的狭窄、阻塞或出血。例如，治疗由脑的血管阻塞引起的急性中风的方法通常包括动脉内施用溶栓药物如重组组织纤溶酶原激活剂(rtPA)、机械去除阻塞或两者的组合。这些介入治疗必须在症状出现后数小时内进行。动脉内(IA)溶栓疗法和介入血栓切除术都涉及通过血管内技术和装置进入阻塞的脑动脉。

[0005] 这些血管内手术中使用的装置可以包括球囊、勒除器、线圈、支架、临时支架(包括被称为“支架取出器”的临时支架)、吸取(例如，在有或没有辅助破坏凝块(例如，通过使用抽吸导管)的情况下吸取血块)或这些的组合，具体取决于要治疗的病状和其解剖位置。引导导管、引导鞘或导丝通常用于将介入装置从动脉进入部位(通常是股动脉或桡动脉)引入、引导和/或定位在外周、心血管和神经脉管系统内。这些医疗装置通常以嵌套方式使用，即，中间导管内的微导管内的导丝作为组合件推进到目标部位。

[0006] 值得注意的是，为了使血管内装置有效工作，所述装置需要定位成尽可能靠近干扰源，例如血块或血管狭窄的部位。这在血管包括曲折解剖结构的解剖区域(如脑)中可能具有挑战性。现有的导丝装置通常需要医务人员在将装置插入到血管中之前手动改变装置尖端的曲率，需要医务人员在手术期间用另一个更合适的导丝替换所述装置，或者取出导丝重新塑形并重新引入患者体内。此外，由于缺乏支撑或刚度(尤其是对于导管的远端)，并且缺乏导航通过这些粗糙血管的能力，这些装置通常难以克服远侧曲折解剖结构的问题。

发明内容

[0007] 在第一实施方式中，一种血管内装置包括：管，所述管包括可选择性弯曲部分，其中所述管的至少一部分被配置成插入到血管中；塞子，所述塞子安置在所述管的远端处，其中所述塞子具有被配置成插入到所述血管中的修圆尖端(rounded tip)；垫圈，所述垫圈安置在所述塞子与所述管之间，所述垫圈相对于所述管固定；以及控制元件，所述控制元件延伸穿过所述管的至少一部分，所述控制元件的远端连接到所述垫圈，其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述管的所述可选择性弯曲部分弯曲。

[0008] 在第二实施方式中，一种血管内装置包括：管，所述管包括可选择性弯曲部分；多个狭槽，所述多个狭槽形成在所述管中，所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置；控制元件，所述控制元件延伸穿过所述管，所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分，其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲

部分弯曲;以及垫片,所述垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述控制元件之间,所述垫片被配置成减少所述管与所述控制元件之间的滑动摩擦力。

[0009] 根据本公开的实施方式的一种用于控制血管内装置的刚度的方法,该方法开始于接收在血管内手术期间捕获的医学图像。分析所述医学图像以检测血管系统到目标血管的路径改变方向的目标区域。此外,评估所述医学图像以检测沿所述路径的血管内装置。然后确定所述血管内装置的特定部分定位在所述目标区域处,并且根据需要控制所述血管内装置的所述特定部分的曲率。

[0010] 根据本公开的实施方式的一种将导管导航通过血管的方法包括:将配置为导丝的血管内装置引导通过所述血管到达所关注的位置,其中所述血管内装置包括所述血管内装置的远端处的可选择性弯曲部分;以及将所述血管内装置定位在所述所关注的位置处,其中所述所关注的位置包括沿血管的位置。所述方法进一步包括:通过致动所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分以形成尖端形状来确定所述血管内装置的所述远端的方向;以及通过将所述导管在所述导丝上推进到所述所关注的位置来将所述导管导航通过所述血管。

[0011] 本公开的某些方面具有除了上述步骤或元件之外或代替上述步骤或元件的其它步骤或元件。当参考附图时,对于本领域技术人员来说,通过阅读以下详细描述,所述步骤或元件将变得显而易见。

附图说明

[0012] 在本文中包括并形成本说明书的一部分的附图展示了本公开,并且与本说明书一起进一步用于解释本公开的原理并使相关领域的技术人员能够制造和使用本公开。

[0013] 图1是根据一实施例的血管内装置的立体图。

[0014] 图1A是根据一实施例的血管内装置的立体图。

[0015] 图2是根据一实施例的血管内装置的远侧部分的立体图。

[0016] 图3是图2的血管内装置的部分截面视图。

[0017] 图3A是根据一实施例的血管内装置的致动器的俯视图和侧视图。

[0018] 图3B是根据一实施例的血管内装置的部分截面视图。

[0019] 图4是图2的血管内装置的横截面。

[0020] 图4A是根据一实施例的血管内装置的横截面示意图。

[0021] 图4B是图3B的血管内装置的横截面视图。

[0022] 图4C是根据一实施例的血管内装置的致动器的俯视图和侧视图。

[0023] 图5是根据一实施例的血管内装置的近侧部分的立体图。

[0024] 图6是图5的血管内装置的横截面。

[0025] 图7是根据一实施例的血管内装置的近侧部分的部分截面视图。

[0026] 图7A是根据一实施例的血管内装置的一部分的详细视图。

[0027] 图8是根据一实施例的血管内装置的立体图。

[0028] 图9是图8的血管内装置的部分截面视图。

[0029] 图10是根据一实施例的血管内装置的近侧部分的横截面。

[0030] 图11是根据一实施例的使用血管内装置的方法的流程图。

[0031] 图12是根据一实施例的使用血管内装置的方法的流程图。

[0032] 在附图中,相似的附图标记通常表示相同或类似的元件。另外,通常附图标记最左边的数字可以标识所述附图标记首次出现的附图。

具体实施方式

[0033] 现在将详细参考在附图中展示的代表性实施例。对“一个实施例”、“实施例”、“示例性实施例”等的引用表明,所描述的实施例可以包含特定特征、结构或特性,但是并非每个实施例都一定包含特定特征、结构或特性。此外,此类短语不一定指代同一实施例。进一步地,当结合实施例描述特定特征、结构或特性时,都认为结合其它实施例影响此类特征、结构或特性处于本领域的技术人员知识范围内,无论是否明确描述。

[0034] 用于进行血管内医学治疗的血管内装置需要能够导航通过血管到达治疗部位。在所涉及的血管包括多个转弯的情况下,这可能是困难的,因为通常的血管内装置无法主动弯曲以导航扭曲或转弯。因此,本公开的实施例是一种血管内装置,所述血管内装置包括带有可选择性弯曲部分的管和控制元件,其中所述管的至少一部分被配置成插入到血管中,并且所述控制元件被配置成控制所述可选择性弯曲部分的曲率以使得能够将所述管导航通过所述血管。

[0035] 血管内装置的可弯曲性质具有若干个优点,包括改进的导航弯曲血管的能力以及选择性地且可控地从近侧位置改变血管内装置的一部分的形状的能力,这在某些血管内手术期间可能是有益的。下文论述了一些另外的益处。

[0036] 如图1可见,血管内装置1形成为近似管状的装置。血管内装置1包括远端2和近端3(也分别称为“远侧尖端”和“近侧尖端”)。近端3是管100的端部,所述近端通常保留在患者体外并且由使用者(例如,医生或其它医疗专业人员)操纵。远端2是管100的通常插入到患者血管中的端部。在一些实施例中,血管内装置1可以具有1500至2500毫米(mm)的总长度。在一些实施例中,血管内装置1可以具有约2000mm的总长度。

[0037] 血管内装置1由管100形成。管100构成血管内装置1的主体。如图1和2可见,在一些实施例中,管100可以形成为具有中心开口的圆柱体。管100可以由本领域已知的任何合适的材料形成,如金属或塑料,如下文详细论述的。由于管100用于至少部分地插入到血管中,因此管100的材料应当是生物相容的。管100(例如,对于管100的整个主体,或远端2、近端3或包括两者间的非弯曲部分118的中间管状区段中的至少一种,以及其任何组合)的材料实例是弹性和/或超弹性聚合物、超弹性金属或各种金属/合金/氧化物,如但不限于弹性体、硅聚合物材料如聚二甲基硅氧烷(PDMS)、硅粘合剂、硅酮橡胶、天然橡胶、热塑性弹性体、聚酰胺、聚酰亚胺、聚乙烯(PE)、聚丙烯(PP)、聚醚醚酮(PEEK)、丙烯腈丁二烯苯乙烯(ABS)、环氧树脂、聚四氟乙烯(PTFE)、聚氨酯、热塑性聚氨酯(TPU)、尼龙、聚醚嵌段酰胺(PeBax)、Kevlar、不锈钛、钢或不锈钢、镍钛合金(镍钛诺(Nitinol))、镍铬合金、镍铬铁合金、钴合金、钨、钴、铬、镍、铝、铜、钼或其任何组合。根据具体实施例,管100可以由不锈钢形成。根据一些实施例,管100被配置为整体或单一部件的元件。在替代性实施例中,管100被配置成组合不同材料的管(在下文中进一步详细论述)。在一些实施例中,管100被配置成至少沿其长度的一些部分可弹性变形,如下文所述。

[0038] 在一些实施例中,管100的外径(OD, outer diameter)可以为约0.10mm至约1.10mm。在一些实施例中,管100的OD可以为约0.30mm至约0.90mm。在具体实施例中,管100

的OD可以为约0.35mm、约0.45mm、约0.55mm、约0.65mm、约0.75mm或约0.80mm。如上所述,管100可以形成具有中心开口的圆柱体。根据一些实施例,管100的内径(ID, inner diameter)可以为约0.10mm至约0.90mm。在一些实施例中,管100的ID可以为约0.20mm至约0.70mm。在一些具体实施例中,管100的内径可以为约0.20mm、约0.30mm、约0.40mm、约0.50mm或约0.60mm。

[0039] 血管内装置1包括至少一个可选择性弯曲部分110(以图1的弯曲构型示出)。如图1所示,可弯曲部分可以位于远端2处,然而,根据需求和情况,所述可弯曲部分可以位于沿管100的任何其它位置处。所述可弯曲部分由近端3处的致动器控件200控制,如下文详细论述的。如下文将详细解释的,一些实施例(如图1A所示的实施例等)可以具有多个可选择性弯曲部分110。

[0040] 可选择性弯曲部分110是管100的可以相对于管100的原始轴线可控地弯曲的部分。如下文将进一步论述的,可选择性弯曲部分110可以由用户控制,以改善将血管内装置导航通过患者血管的过程。在一些实施例中,可选择性弯曲部分110可以沿管100在轴向方向上延伸约5mm至约50mm。在一些实施例中,可选择性弯曲部分110可以沿管100在轴向方向上延伸约10mm至约30mm。在一些具体实施例中,可选择性弯曲部分110可以沿管100在轴向方向上延伸约12mm、约13mm、约14mm、约15mm、约16mm、约17mm、约18mm、约19mm、约20mm或约25mm。

[0041] 致动器控件200是使用户能够实现对可选择性弯曲部分110的的控制的控制元件。致动器控件200包括手柄210和握把212,用于控制可选择性弯曲部分110的曲率。

[0042] 握把212被配置成允许用户抓握血管内装置100。当用户相对于患者线性地移动握把212时,血管内装置100可以在患者的血管中移动得更深或更浅。当用户扭转地移动握把212时,管100可以在患者的血管内旋转,从而有效地旋转可选择性弯曲部分110的朝向。

[0043] 用户可以例如通过改变手柄210与握把212之间的相对距离来使可选择性弯曲部分110弯曲。例如,介入放射科医生可以用一只手抓握手柄210并且用另一只手抓握握把212。通过增加相对距离,可选择性弯曲部分110变得更加弯曲,例如,曲率半径变得更短。并且,通过减小相对距离,可选择性弯曲部分110的弯曲程度变得较小,例如,曲率半径变得更长,直到可选择性弯曲部分110成为管100的笔直延伸部为止。以这种方式,如介入放射科医生等用户能够根据患者血管通路中即将出现的状况调节可选择性弯曲部分110。下文参考图5-8描述如何实现这种曲率控制。

[0044] 例如,当动脉或静脉在两个方向上分支时,用户可以相对于握把212移动手柄210,以产生期望的曲率。然后用户可以旋转握把212以将可选择性弯曲部分110朝向期望的分支弯曲,并且可以线性移动握把212使血管内装置1的远端2沿期望分支向下移动。以这种方式,用户可以将血管内装置1的远端2导航到患者血管系统内的期望位置。

[0045] 在一些实施例中,如图2-3可见,多个开口102形成在管100中。如上所述,管100可以由任何合适的材料制成,包括医用级不锈钢。开口102是从材料去除的部分(例如,切口)。在一些实施例中,这些开口102形成为管100中的狭槽,其至少部分地围绕管100的外周从管100的外部穿透到管100的内部。在一些实施例中,多个开口102从管100的外部穿透到管100的内部。在这些实施例中,当血管内装置1插入到患者的血管中时,流体可以穿过开口102。如图2所示,开口102不围绕管100的整个外周延伸。开口102可以例如从管100的外周的百分

之十到百分之九十延伸。

[0046] 在一些实施例中,开口102在管100的表面上的投影可以为规则矩形形状(如图2所示)。在这些实施例中,例如,开口102在轴向方向上的宽度可以为约0.01mm至约0.1mm。根据一些具体实施例,开口102在轴向方向上的宽度可以为约0.02mm至约0.06mm。开口102在管100的表面上的投影还可以是不同的形状,如狭缝、圆形、椭圆形、三角形或任何其它期望的多边形形状。例如,可以使用本领域已知的任何制造方法从管100蚀刻出多个开口102,如通过切割或研磨,例如用盘、用半导体切割刀片或使用激光切割。

[0047] 通过从管100去除材料,多个开口102降低了管100的刚度或抗弯曲性。因此,开口102可以用于产生管100的更具柔性或可弯曲部分。这些是管100的更容易受控弯曲的部分,如下文将论述的。因此,改变开口102的范围(extent)可以用于控制管100的柔性。例如,通过增加开口102的大小、数量、形状或密度来扩大范围,将降低管100的刚度,或增加弯曲的倾向。相反,通过减小开口102的大小、数量、形状或密度来减小范围会增加管100的刚度,或减小弯曲的倾向。因此,如图1所示,管100的可选择性弯曲部分110具有多个开口102,而管100的第二部分没有开口102。另外,管100可以包括第三部分(例如,如下文进一步论述的非弯曲部分118),所述第三部分包括多个开口102,但与可选择性弯曲部分110相比,开口102的大小、数量或密度减小。管100的第三部分可以沿所述管定位在任何地方,如在可选择性弯曲部分110与管100的第二部分之间,并且根据装置的需要和情况在任何需要的位置处为所述管提供一定程度的柔软度。

[0048] 应当注意,管100可以在不存在任何开口102的情况下弯曲到一定程度。但是,开口102的添加允许产生目标可选择性弯曲部分110。在一些实施例中,如图2所示,多个开口102具有相同的尺寸,但它们之间具有不同的间距。例如,安置在可选择性弯曲部分110中的多个开口102的间距可以为约0.03mm至约0.2mm(例如,约0.06mm至约0.3mm的节距)。根据一具体实施例,安置在可选择性弯曲部分110中的多个开口102的间距可以为约0.08mm至约0.06mm(例如,约0.12mm至约0.16mm的节距)。管100的单独的、更近侧部分中(如上文所论述的第三部分中)的多个开口102较小并且可以间隔得更远,并且间距可以为约0.03mm至约3mm(例如,约0.06mm至约3mm的节距)。

[0049] 在另一个实例中,改变开口102的范围是改变多个开口102之间的间距。多个开口102之间的较大间距将增加管100的刚度,而多个开口102之间较小的间距会降低管100的刚度。此技术可以用于产生可变的刚度梯度以根据需要调整管100的刚度。例如,在一些实施例中,可选择性弯曲部分110中的多个开口102的间距或节距在可选择性弯曲部分110的最靠近远端2的端部处较小。在这些实施例中,间距朝向可选择性弯曲部分110的更靠近近端3的端部增大。以这种方式,可选择性弯曲部分110被偏置(biased)成在更靠近远端2处更具柔性,所述远端是首先插入到血管中的端部。间距的变化速率可以是恒定的,或者可以是可变的,以根据需要调整刚度变化。在一些实施例中,距离管100的近端3的预定距离处没有开口102。这可能期望地增加管100的近侧部分的刚度。管100的此部分也可以是管100的用于在血管内手术期间保持在患者体外的部分。

[0050] 在一些实施例中,管100的设计或材料也可以用于调节管100的柔性。例如,管100的横截面尺寸或形状可以改变以增加或减少柔性。改变管100的材料也可以改变柔性。例如,如图4A所示,管100的两个或更多个部分可以由不同材料制成,这些材料可以用于改变

柔性。例如,较硬的材料将使管100的对应部分的柔性较差。当期望改变柔性而不改变管100的外部尺寸时,这可能是有用的。这些不同材料可以通过连接件103连接在一起。连接件103可以是例如任何合适的连接技术,包括但不限于粘合剂、焊接或使用如环或套筒等机械连接器(单独使用或与其它连接技术组合使用)。

[0051] 如图1-3可见,在一些实施例中,在管100的远端2处安置有单个可选择性弯曲部分110。这使得管100在远端2处的部分更具柔性,并且因此可选择性弯曲。可选择性弯曲部分110还可以根据需要安置在沿管100的各个其它点处,以增加柔性和控制。因此,可选择性弯曲部分110可以安置在血管内装置1的非远端2的远侧部分处,如距远端2的至多约150mm处。如图2-3可见,在一些实施例中,此位于远侧的可选择性弯曲部分110在远端2处终止于塞子112。塞子112用于结束或密封远端2。塞子112通常是无损伤和非锋利的尖端,其通常具有修圆、椭圆形或类似的形状,以提高管100以无损伤方式在血管内通过的能力。垫圈114安置在可选择性弯曲部分110与塞子112之间。塞子112和垫圈114可以通过任何合适的方法固定地连接到管100,包括但不限于焊接、锡焊、铜焊、粘合剂或机械连接如紧固件或压接。塞子112和垫圈114均可以由任何合适的生物相容性材料制成,包括金属、金属合金/氧化物、粘合剂、硅酮和塑料或其任何组合。不透X射线的材料,如铂、金、钨、钼等,可以并入塞子或垫圈中,以充当荧光标志物,从而在血管中导航装置时帮助可视化。

[0052] 在一些实施例中,可选择性弯曲部分110是管100的唯一可以可控地致动或弯曲的部分。因此,可以有一个或多个非弯曲部分118安置在整个管100。这些非弯曲部分118可以紧邻可选择性弯曲部分110安置,或者可以与可选择性弯曲部分110间隔开。应当注意,非弯曲部分118可以并且通常仍然具有一些被动地挠曲和弯曲的能力,这取决于管100在非弯曲部分118处的刚度。下文将论述用于调整这种刚度的技术。

[0053] 如图3-4可见,例如,血管内装置1可以包括安置在管100内的控制元件120(也称为致动器)。控制元件120的形式可以采用可以在管100内自由滑动的任何适当刚性的元件。需要足够的刚度来防止控制元件120在受到压缩时(在可选择性弯曲部分110的伸直期间)过度屈曲。然而,控制元件120还必须具有足够柔性,使得所述控制元件120不会使管100过于僵硬。控制元件120的刚度还影响可选择性弯曲部分110的柔性,并且因此控制元件120的穿过可选择性弯曲部分110的部分必须被设计成允许可选择性弯曲部分110根据需要弯曲。控制元件120可以由任何合适的生物相容性材料制成,包括金属、金属合金和塑料或其任何组合。根据一个实施例,控制元件120可以是实心金属丝、多丝金属丝、绳或细线。例如,控制元件120可以由本领域已知的任何材料形成的实心金属丝,如但不限于镍钛诺合金、不锈钢和塑料材料或其任何组合。例如,如图1-4所示,控制元件120可以形成为适合管100内的尺寸的实心金属丝。控制元件120还可以采用管的形式,如下文将论述的。

[0054] 控制元件120的功能是传递力以选择性地使可选择性弯曲部分110弯曲或伸直。这是通过将控制元件120的远端固定到可选择性弯曲部分110的远端(或者根据装置的需要和情况固定到可选择性弯曲部分110的不同附接点)来实现的。根据一个实施例,控制元件120的远端固定到垫圈114,所述垫圈进而固定到可选择性弯曲部分110的端部。因为可选择性弯曲部分110可以沿管100放置在任何地方,所以垫圈114可以沿管100定位在不同位置处,这取决于可选择性弯曲部分110开始和结束的位置。如图3、3B和4A可见,在一实施例中,控制元件120穿过垫圈114中的开口并且弯曲以装配到垫圈114中的凹槽115中。例如,如图3和

3B可见,控制元件120延伸穿过在轴向方向上延伸的垫圈114,然后向后弯曲大约180度以装配到凹槽115中,形成u形曲线。以这种方式,控制元件120轴向地和旋转地固定到血管内装置1的远端2处的垫圈114处。这些类型曲线的实例示出于图3、3B和4A中。除了如所描述的穿过垫圈114之外,控制元件120还可以通过粘合剂和机械手段(如摩擦配合或在控制元件120中形成另外的弯曲/角度)来固定。将控制元件120连接到垫圈114的这种方式还改进了管100与控制元件120之间的连接,因为垫圈114显著降低了控制元件120从其相对于管100的固定位置分离的可能性。

[0055] 控制元件120可以以其它方式在管100内自由滑动,以将力从致动器控件200传递到远端2处的垫圈114。从图2所示的伸直位置,控制元件120相对于管100朝向近端3缩回将引起可选择性弯曲部分110弯曲以适应控制元件120的缩短的长度(如图1可见)。相反,控制元件120朝向远端2的延伸将引起可选择性弯曲部分110伸直。更具体地,在一实施例中,手柄210在近侧方向上移动可以增加控制元件120上的张力,产生可选择性弯曲部分110的曲率,而手柄210在远侧方向上移动可以减小控制元件120上的张力,引起可选择性弯曲部分110伸直。

[0056] 在一些实施例中,控制元件120可以被配置成增加可选择性弯曲部分110在期望的一个或多个方向上弯曲的倾向。这是通过改变控制元件120的形状以增加其在给定一个或多个方向上弯曲的倾向来实现的。因此,控制元件120可以具有任何横向截面(垂直于纵向轴线),如圆形、椭圆形、正方形、矩形等。

[0057] 例如,在类似于图4的实施例中,控制元件120由具有变化的横截面的实心金属丝形成。在此实施例中,控制元件120在更靠近近端3处具有圆形横截面。当控制元件120在远端方向上继续时,控制元件120变平并且具有矩形横截面,如图4可见。矩形横截面倾向于在垂直于矩形的长边的方向上弯曲,从而针对可选择性弯曲部分110产生优选的或偏置的弯曲方向,其中控制元件120安置在可选择性弯曲部分110中。

[0058] 另外或可替代地,控制元件120可以维持相同的横截面,但是改变尺寸以改变弯曲倾向。例如,控制元件120可以维持圆形横截面,但可以增加或减少直径以分别增加或减少刚度。这种类型的控制元件120将不具有偏置的弯曲方向,因为横截面形状被维持,但是根据控制元件120的尺寸,所述控制元件120将具有更小或更大的弯曲倾向。当结合管100的特性时,控制元件120的这些改变区域的尺寸可以变化,以实现期望的抗弯曲性。例如,在一实施例中,这种类型的控制元件120的可以在沿控制元件120的长度的不同位置处具有不同的第一、第二和第三直径。

[0059] 例如,控制元件120的一实施例示出于图3A中,其示出了控制元件120的侧视图和俯视图。在此实施例中,控制元件120具有恒定直径部分120a、锥形部分120b和扁平部分120c。恒定直径部分120a具有预定直径的横截面,所述横截面可以对应于控制元件120的部分,这些部分是当组装到血管内装置1中时控制元件120的更靠近管100的近端3的部分。锥形部分120b的直径随着距恒定直径部分120a的距离的增加而持续减小。扁平部分120c具有矩形横截面(因此,当与控制元件120的其它部分相比时,它是扁平的),当从顶部观察时,所述扁平部分120c的矩形横截面的宽度随着距锥形部分120b的距离的增加而增加。扁平部分120c可以对应于可选择性弯曲部分110,并且因此可以对应于管100的远端2。本领域技术人员将理解,随着距恒定直径部分120a的距离增加,由于直径减小,控制元件120在锥形部分

120b中的所有弯曲方向上的柔性将增加。由于扁平的横截面形状,扁平部分120c的弯曲关于俯视图朝向图内和图外的方向上的弯曲而偏置。控制元件120的此实施例示出于图3B的管100中,并且图3B的横截面示出于图4B中。

[0060] 在一些实施例中,恒定直径部分120a的直径的范围为约0.1至约0.45,例如约0.140至约0.180mm。在锥形部分120b的最近端处,所述锥形部分具有与恒定直径部分120a相同的直径。锥形部分120b可以逐渐变细到直径为约0.065mm至约0.2mm。所述锥度可以沿锥形部分120b的轴向长度均匀地分布(线性锥度),或者可以不均匀地分布。扁平部分120c可以具有从锥形部分120b的最小直径开始并增加直到恒定直径部分120a的直径的宽度尺寸。如图3A可见,可以有四个宽度增加的阶梯,其中第一(最近侧)阶梯的范围为约0.100mm至约0.170mm,第二阶梯的范围为约0.110mm至约0.180mm,第三阶梯的范围为约0.120mm至约0.190mm,并且第四阶梯的范围为约0.130mm至约0.200mm。在此,宽度尺寸被定义为图3A下部的俯视图的顶部至底部方向上的尺寸。应当理解,根据需要或期望,扁平部分120c可以有更多或更少的阶梯以调节柔性。扁平部分120c还可以以逐渐的、非阶梯式方式扁平化并扩大宽度,如图4C所示。

[0061] 如上文所论述的偏置弯曲还可以通过在管100的外周不均匀地分布由开口102引起的开放区域来实现。例如,使管100一侧上的开口102变大将会使得管100偏向所述侧的方向弯曲。使用这些方法的任何组合来偏置管100的弯曲具有为血管内装置1的用户提供可预测的弯曲的优点。当管100的远端2已经插入到血管中并且不可见时,这特别有帮助。管100的其余部分(存在于血管外部)的方向允许用户理解具有这样的偏置的管100的远端将相对于血管弯曲的方向。

[0062] 在一些实施例中,可以有两个或更多个管100的可选择性弯曲部分。管100的这些可选择性弯曲部分可以包括偏置弯曲区域,该偏置弯曲区域通过具有不对称分布的开口102来实现,如上文所论述。

[0063] 在管100的一个或多个可选择性弯曲部分处具有不对称分布的开口102的同一管100还可以在管100的不同部分中具有一组对称开口。在不引入任何方向偏置的情况下,这些对称开口100提高了管100的柔性。最后,同一管100可以具有没有任何开口102的部分,例如,该部分在所述手术期间用于保持在患者体外的管100的部分上。

[0064] 例如,在一些实施例中,如上文所论述,可以有安置在远端2处的具有不对称开口的可选择性弯曲部分110。从可选择性弯曲部分110向近侧移动,存在非弯曲部分118,所述非弯曲部分118具有围绕管100的外周对称安置的开口102以增加管100的柔性。在此实施例中,随着非弯曲部分118朝向近端3轴向延伸,非弯曲部分118中的开口102在轴向方向上具有增加的间距或节距。这具有在近侧方向上逐渐增加管100的刚度的效果。最后,管100的位于非弯曲部分118近侧的部分没有开口102。这些特征为所述血管内装置提供了柔软、灵活和可控的远侧区段,所述远侧区段对于在曲折解剖结构中进行导航是最佳的,同时提供支撑、形状保持以及在更近侧部分维持最佳的扭矩传递和定制的推动性。

[0065] 控制元件120在管100内的移动可以引起摩擦。为了减少控制元件120与管100之间产生的摩擦,血管内装置100可以包括垫片130。

[0066] 如图3和4可见,垫片130可以安置在控制元件120与管100内部之间。垫片130用作将控制元件120的移动限制在管100内的垫片和引导件。在这些实施例中,并且如以下段落

所论述的,垫片130被描述为固体材料。然而,垫片130还可以包括液体润滑元件,或者可以仅为液体润滑。例如,可以将油添加到管100的内部(例如,靠近远端2)。此油可以减少控制元件120与管100之间的摩擦力。合适的油的实例可以包括但不限于硅油(silicone oil)。

[0067] 垫片130固定于管100的内部。用于将垫片130固定到管100的合适方法包括但不限于焊接、锡焊、铜焊、使用粘合剂和机械连接。在一些实施例中,连接器132将垫片130固定到管100。在其它实施例中,垫片130可以使用本领域已知的任何方法固定到垫圈114,如使用粘合剂,这进而意味着垫片130固定到管100,因为垫圈114固定到管100。根据一个实施例,垫片130可以周向地完全包围控制元件120。可替代地,垫片130可以仅部分地周向包围控制元件120。在一些实施例中,垫片130沿着管100的整个长度延伸。在其它实施例中,垫片130仅沿着管100的轴向长度的一部分延伸。在其它实施例中,垫片130沿着管100的可选择性弯曲部分的一部分延伸。

[0068] 在一些实施例中,垫片130可以形成为连续的材料管。在其它实施例中,垫片130可以由缠绕在管100内的螺旋或线圈中的带或金属丝形成。在其它实施方式中,垫片130可以由缠绕在管100内的螺旋或线圈中的若干材料带或金属丝形成。垫片130的其它可能形式包括沿管100的长度延伸的单独的材料条,或者彼此分开的离散的材料环。垫片130可以由生物相容性材料形成,所述生物相容性材料允许控制元件120相对于垫片130滑动。例如但不限于,垫片130可以由金属、金属合金/氧化物、硅酮和塑料材料或其任何组合制成。垫片130的示例性材料包括镍钛诺、铂、铱、聚四氟乙烯(PTFE)、含氟聚合物,如聚四氟乙烯。

[0069] 在一些实施例中,针对垫片130选择的材料是不透射线(radiopaque)的,这意味着当垫片130被放置在体内时,所述垫片在X射线扫描或类似类型的医学成像中是可见的。这可以通过材料选择或通过向垫片130中添加添加剂或涂层来实现。例如,如金、铂、钨、钽等材料可以并入垫片130中,以充当荧光标志物帮助可视化。根据一个实施例,垫片130至少部分地由从金属合金和含氟聚合物材料组成的组中选择材料形成,以确保垫片130充分不透射线。在其它实施例中,通过材料选择(如上文所论述)或者通过添加添加剂或涂层(下文论述),管100可以是不透射线的。

[0070] 如图5-7可见,致动器控件200安置在管100的近端3处。如上文所描述的,致动器控件200允许用户相对于管100移动控制元件120。这部分的管100和致动器控件200通常位于患者的血管和身体外部。

[0071] 在实施例中,致动器控件200由围绕管100的近端3安置的管状手柄210形成。手柄210被配置成围绕管100的外部滑动。这使得手柄210能够相对于握把212移动,如上文所描述的。手柄210沿管100向远侧延伸到管100的远端。根据实施例,手柄210可以延伸超出管100的近端3。

[0072] 控制元件120从管100的近端3穿出并进入手柄210的中心,并且通过任何合适的方式固定地连接到手柄210的内部,包括但不限于焊接、锡焊、铜焊、粘合剂或机械连接,如紧固件或压接。因此,在一些实施例中,控制元件120贯穿管的整个长度并且连接到管100的近端3。例如,如图6可见,控制元件120可以延伸到并固定到封闭手柄210端部的塞子218。以这种方式,手柄210相对于管100的移动使控制元件120移动,进而使可选择性弯曲部分110弯曲。

[0073] 如上所述,握把212围绕管100的外部放置,位于手柄210的远侧。握把212固定到管

100的外部并且被配置成充当用户的手的休息处以更好地控制手柄210的移动。握把212和手柄210均可以具有适合用手抓握的舒适、防滑的抓握表面。手柄210可以由复合构造形成,其中手柄210的邻近管100的部分由适于抵靠管100滑动的材料如硬塑料形成,而手柄210的面向外部的部分可以由橡胶或泡沫材料形成以改善用户的抓握。

[0074] 止动件216可以作为致动器控件200的一部分。止动件216用于阻止手柄210向沿管100的远侧推进太远。如图6可见,在一些实施例中,止动件216是固定到管100的突出部。此突出部在手柄210内部延伸预定距离。用于将止动件216固定到管100的合适方法包括但不限于焊接、锡焊、铜焊、使用粘合剂和机械连接。摩擦元件140接触止动件216,由于摩擦元件140固定到控制元件120,所述控制元件120进而固定到手柄210(通过塞子218),摩擦元件140防止手柄210前进太远。止动件216的其它实施例可以包括如固定到手柄210内部的突出部或环等结构,其被配置成执行相同的功能。

[0075] 如图5可见,一个或多个标记214可以放置在管100的外部,使得用户可以通过手柄210和标记214的对准来确定弯曲的程度。标记214可以包括对应于可选择性弯曲部分110的伸直位置的中性标记。

[0076] 管100中可以形成键结构150,以确保控制元件120的旋转扭矩传递到管100。例如,用户可以相对于管100的轴线扭转手柄210,这进而将旋转扭矩施加到控制元件120上。键结构150确保此扭矩被传递到管100,从而实现根据用户施加的扭矩而旋转管100的效果。例如,图7A示出了键结构150的实施例,所述键结构包括放置在管100内部并固定到所述管100的材料。键结构150中的开口可以成形为对应于控制元件120的狭窄部分151的形状。狭窄部分151(和对应的键结构150)的形状被选择以防止控制元件120相对于管100旋转。例如,控制元件120可以在狭窄部分151处变平成矩形横截面。应当理解,可以使用任何合适的形状来防止控制元件120旋转。键结构150的材料可以是本领域已知的任何合适的材料,包括但不限于金属、塑料(如聚醚醚酮(PEEK))和复合材料。键结构150可以使用任何合适的工艺固定到管100,包括但不限于粘合剂、焊接、锡焊和铜焊。

[0077] 如图6可见,摩擦元件140可以安置在管100内部。摩擦元件140的作用是增加作用于控制元件120的滑动摩擦力。这至少有两个益处。首先,它允许将移动控制元件120的操作感调整为期望值。这是重要的,因为摩擦力水平太低将使得控制元件120不期望地移动。摩擦力水平太高可能使控制元件120难以精确地使用。在一些实施例中,期望的摩擦力水平为大约0.5至2.0牛顿,该值经测量为克服滑动摩擦力和移动手柄210所需的力。调整滑动摩擦力的第二个优点是它使得控制元件120能够被设计成设定后就保持在给定位置。这是重要的,因为例如由血管内装置1在血管内的移动引起的控制元件120的不需要的移动可能引起如血管内装置1从给定位置移动等问题,如当导管(例如,抽吸导管)沿导丝移动以到达所关注的位置时。

[0078] 如图6可见,在一些实施例中,摩擦元件140由管状套筒142形成,所述管状套筒142在管100内围绕控制元件120布置。管状套筒142例如通过粘合剂、焊接、摩擦配合或按压配合固定到控制元件120。管状套筒142具有足够的刚性以成形为不同的形状。如图6可见,根据一个实施例,管状套筒142可以形成若干个转弯,使得在管状套筒142与垫片130的内部(或者,在一些实施例中,管100的内部)之间存在若干个不同的接触点144。当控制元件120移动时,这些接触点144产生摩擦。

[0079] 可以通过改变接触点144的总数、每个接触点144处的接触表面积以及施加在接触点144与垫片130内部之间的施加的压力来调整产生的摩擦力。例如,向管状套筒142添加另外的弯曲产生了更多的接触点144,从而增加摩擦力。增加每个弯曲的角度增加了接触点144的表面积,也增加了摩擦力。

[0080] 摩擦元件140可以放置在管100中的任何地方,然而,可能期望将摩擦元件140放置在管100的用于保持在体外的部分(靠近近端3)。这确保了摩擦元件140的刚性不会影响管100在体内如何弯曲。

[0081] 如图7可见,在其它实施例中,摩擦元件140可以调节手柄210与管100外部之间的摩擦力。在图7中,来自摩擦元件140的一对管固定在手柄210内部。这些管沿管100的外部滑动,以将摩擦力设定到期望水平。摩擦元件140的其它实施例可以包括如分离的环或垫圈等结构,所述结构固定到控制元件120并且接触垫片130的内表面。摩擦力的调节可以用与上文所论述相同的方式通过增加环/垫圈与垫片130之间的接触点的数量或大小来实现。摩擦元件140的其它实施例可以包括如环、套筒或管的结构,这些结构固定到控制元件120所穿过的垫片130内部。在一些实施例中,这些结构可以集成到垫片130中,例如作为向控制元件120施加摩擦力的垫片130的狭窄区段。

[0082] 如图1A和8-10可见,在一些实施例中,管100包括多个可选择性弯曲部分110。例如,可以有一个、两个、三个、四个或更多个可选择性弯曲部分110。添加更多个可选择性弯曲部分110可以提高血管内装置1导航血管的能力,因为这为管100增加了更多可控的方向性。在一些实施例中,如图8所示,一个可选择性弯曲部分110安置在远端2处,如上文所论述。第二可选择性弯曲部分110安置成更靠近管100的近端3。在一些实施例中,这两个可选择性弯曲部分110彼此邻近。在其它实施例中,这两个可选择性弯曲部分110被管100的非弯曲部分118分开。在一些实施例中,轴向方向上的间隔为约5mm至约100mm。根据一些实施例,轴向方向上的间隔为约10mm至约50mm。根据具体实施例,轴向方向上的间隔为约5mm、约10mm、约15mm、约20mm、约25mm或约30mm。上文关于将管100偏置弯曲的论述同样适用于多个可选择性弯曲部分110。例如,使用上文所论述的技术,每个可选择性弯曲部分110可以在某个径向方向上被偏置,所述径向方向可以是或不是与任何其它可选择性弯曲部分110相同的方向。

[0083] 每个可选择性弯曲部分110包括其自身的控制元件120,所述控制元件120贯穿管100并且固定到所述可选择性弯曲部分110的远端。此外,所述多个可选择性弯曲部分110中的每个可选择性弯曲部分可以具有安置在近端3处的垫片130、摩擦元件140和致动器控件200,如图10可见。这使得能够完全独立地控制每个可选择性弯曲部分110。在一些实施例中,多个独立的致动器控件200之间共享一个握把212。在其它实施例中,有两个握把212,每个握把212分别结合两个致动器控件200中的一个致动器控件200进行工作。

[0084] 在图1A和图8-10所示的示例性实施例中,对应于远侧可选择性弯曲部分110的控制元件120是金属丝(例如,具有如上文详细论述的具有变化横截面的实心金属丝)。使用上文所论述的技术将金属丝控制元件120固定到更远侧可选择性弯曲部分110。此外,垫片130可以放置在金属丝控制元件120与管100之间,此类垫片也可以使用上文所论述的技术固定到管100。对应于更近侧可选择性弯曲部分110的控制元件120是管(也称为“第二管”),其安置在金属丝控制元件120与管100之间。还可以在管控制元件120与管100之间使用近侧垫片

130。这种构型使得多个致动器120对称分布,这减少了对管100弯曲的影响。使用上文所论述的技术将管的控制元件120固定到更近侧可选择性弯曲部分110。此外,使用上文所论述的技术将近侧垫片130固定到更近侧可选择性弯曲部分110。然而,不一定存在与更近侧可选择性弯曲部分110相关联的垫圈114。

[0085] 在一些实施例中,每个控制元件120形成为金属丝,每个控制元件120被引导穿过管100的中心,并且然后使用上文所论述的技术固定到其相应的可选择性弯曲部分110。如上文所论述的,在一些实施例中,期望将控制元件120固定到可选择性弯曲部分110的最远端,但也可能采用不同的附接点。在这些实施例中,每个控制元件120可以具有其自身的垫片130,或者可以如上文所论述的使用单个垫片130。

[0086] 用于下述装置的多个致动器控件200,该装置包括两个或更多个可选择性弯曲部分110,这些可选择性弯曲部分110与上文所论述的单个可选择性弯曲部分110的作用相同。然而,如图10可见,用于每个致动器控件200的多个手柄210沿管100交错,使得所述多个手柄210可以被独立地致动。例如,与近侧可选择性弯曲部分110相关联的手柄210可以放置在沿管100的更远侧。此手柄210与其控制元件120之间的连接可以通过管100中的狭槽或开口来实现。与近侧可选择性弯曲部分110相关联的手柄210可以如上文所论述的布置。两个手柄210可以具有如上文所论述的方式配置的多个标记214,并且两个手柄210各自还可以具有用作如上文所论述的用作行程止挡件的止动件216。

[0087] 在一些实施例中,管100的至少一些部分可以用各种物质涂覆以提高系统性能。例如,根据需求和情况,用于插入到患者体内的管100的外表面可以全部或部分地配备弹性或其它柔顺性、生物相容性涂层或鞘,以提供光滑的外表面(疏水或亲水)。选择涂层材料以在装置插入到和移出受试者体内期间最小化其滑动摩擦力,并且涂层材料在体内血管环境中基本上呈化学惰性。根据一个实施例,管100的外表面可以具有亲水涂层以减少管100与血管之间的摩擦力。合适的涂层的实例包括但不限于聚四氟乙烯(PTFE)、四氟乙烯(TFE)、氨基甲酸酯、聚氨酯、热塑性聚氨酯(TPU)、硅酮聚醚嵌段酰胺(PeBax)、尼龙或聚乙烯(PE),其它聚合物、聚氨酯聚合物,并且弹性体也适用于涂层。另外或可替代地,涂层材料可以根据其亲水特性来选择,从而改善其在血液中的滑动和导航性。通常,这种涂层被施涂在管100的远端2处并且从尖端延伸至多50cm。合适的涂层可以通过本领域已知的任何方法形成,如通过浸渍、喷涂或缠绕和热固化操作。

[0088] 其它涂层选项包括药物,所述药物可以在血管内装置1操作期间被递送到患者体内。此类药物可以用于治疗患者,辅助所述手术的功效或避免所述手术可能产生的并发症。例如,这种类型的涂层可以包括抗再狭窄药物(包括抑制凝血的药物,如抗凝剂、抗血栓剂和抗血小板剂,如氯吡格雷和肝素)、抗炎剂、免疫抑制剂、抗生素、降血脂剂、抗增殖剂和促内皮化剂。这些类型的涂层的详细列表的实例可见于Rykowska I.等人,《分子(Molecules)》(2020) 25:4624;doi:10.3390/molecules25204624中的表8和12,所述文献通过引用并入本文。

[0089] 在一些实施例中,控制元件120可以被涂覆以减少摩擦力。控制元件120的合适涂层包括聚合物和弹性体。例如,聚四氟乙烯(PTFE)、四氟乙烯(TFE)、尼龙可以用于涂覆控制元件120,以减少控制元件120相对于管100移动时的摩擦力。合适的涂层可以通过本领域已知的任何方法形成,如上文所论述的。

[0090] 如图11所图示的,导航导管的方法开始于步骤1102,此时血管内装置1的远端2被用户(如执行医疗手术的医生或其它医疗专业人员)插入到血管中。在一些实施例中,此血管可以在空间上与所关注的位置分离。例如,血管可以定位在患者的大腿或患者的手腕,并且所关注的位置可以定位在患者的头部、颈部、胃部、胸部或周围器官。所关注的位置可以是体内需要在血管内装置1的帮助下进行医学治疗的任何位置。例如,所关注的位置可以是包括血块、狭窄、收缩的血管(例如,血管痉挛)或动脉瘤的位置。

[0091] 接下来,在步骤1104中,血管内装置1被推进或引导通过所述血管(或多个血管),直到所述血管内装置位于所关注的位置处为止。这例如通过用户操纵致动器控件200以推进血管内装置1来实现。根据需要通过致动器控件200(其保持在患者体外)控制可选择性弯曲部分110,以引导血管内装置1通过血管中存在的各种弯曲。

[0092] 一旦远端2到达所关注的位置,在步骤1106中,位于远端2处的可选择性弯曲部分110可以被致动以控制尖端的曲率,从而根据需要产生确定所述尖端方向的尖端形状。另外或可替代地,位于远端2处的可选择性弯曲部分110可以被致动以增加支撑和/或提供形状保持,从而确定血管内装置的远端的方向。例如,尖端形状可以被确定方向使得其对准或瞄准所关注的位置。在一些实施例中,此尖端形状可以是弯曲的或非伸直形状、J形状或蛇形。尖端形状的这种方向的确定不需要任何另外的支撑件来维持其方向。例如,不需要血管、另外的导丝、另外的导管或另外的血管内装置的支撑。

[0093] 在一些实施例中,血管内装置1被配置成用作导丝,所述导丝可以用于引导导管通过血管到所关注的位置。因此,在步骤1108中,可以将导管推进通过血管以在所关注的位置处执行相关医疗手术。例如,所述导管可以是抽吸导管,并且所述所关注的位置可以位于血块处或邻近所述血块。到达所述所关注的位置处后,所述抽吸导管可以用于通过吸力或其它合适的治疗去除血块。血管内装置1的这些实施例还可以用于引导其它医疗装置到可通过血管进入的体内的所关注的位置,该医疗装置例如另外的导丝、不同类型的导管或任何其它合适的系统。例如,另外的装置可以是支架取出器,所述支架取出器可以用于从血管中取出血块(通过微导管使用支架取出器)。根据另一个实例,所述导管可以是微导管,并且所关注的位置可以是凝块的位置、动脉瘤的位置或狭窄血管(如血管痉挛或狭窄等)的位置。

[0094] 如图12所图示的,用于将血管内装置1的实施例导航通过血管系统的另外的方法开始于步骤1202,其中接收在血管内手术期间捕获的医学图像。此医学图像可以通过任何合适的医学成像技术来拍摄,如但不限于X射线、CT或MRI。所述图像可以存储在合适的计算机或其它装置上。

[0095] 在步骤1204中,分析所述医学图像以检测所述血管系统到目标血管的路径改变方向的目标区域。例如,这可以包括血管中的弯曲或扭曲,所述弯曲或扭曲需要另外的步骤以将血管内装置1成功地导航。例如,这可以通过图像的视觉检查或通过计算机运行的适当算法来实现。例如,这可以通过经训练以识别血管的计算机视觉模型来实现。

[0096] 在步骤1206中,进一步分析所述医学图像以检测延伸穿过所述目标血管的所述血管内装置1。这可以通过例如图像的视觉检查或通过计算机运行的适当算法来实现。如上文所论述的,可以通过血管内装置1的一个或多个元件的射线不透性来促进此步骤的实现。例如,这可以通过经训练以识别不透射线元件的计算机视觉模型来实现。

[0097] 一旦目标区域和血管内装置1都被定位,则在步骤1208中,做出关于血管内装置的

特定部分是否位于目标区域处的判断。这可以使用类似于步骤1206和1208所论述的技术的技术来实现。

[0098] 如果血管内装置的特定部分位于目标区域处,则在步骤1210中,控制血管内装置1的特定部分的曲率以导航到目标区域。这可以通过如上文所论述的改变可选择性弯曲部分110的曲率来实现。血管内装置1的特定部分可以是或包括远端2,并且可选择性弯曲部分110可以位于远端2处。在这些实施例中,远端2不会转移到目标区域之外。

[0099] 在一些实施例中,血管内装置1被配置为用于将合适的医疗装置(如抽吸导管)引导到目标区域的导丝。在其它实施例中,例如,血管内装置1本身被配置成导管(例如,引导导管)。

[0100] 在完成如医学治疗等动作后,可以拍摄第二医学图像以确保治疗成功。另外或在替代方案中,从安置在血管内装置1中的传感器108接收的信号可以用于确定动作的完成。传感器108可以是任何合适的传感器,并且例如,可以起到感测血管中存在的血块、血块的类型或狭窄类型的作用。动作完成后,可以控制血管内装置的曲率来反转或修改初始曲率控制步骤。这允许移除血管内装置1。

[0101] 在具有多个可选择性弯曲部分110的血管内装置1的实施例中,上文描述的关于控制每个可选择性弯曲部分110的特定部分的曲率的初始过程可以通过使用合适的成像技术来完成。

[0102] 这些步骤还可以在具有存储器和处理器的合适的计算装置上执行。具体地,可以通过存储在存储器上并由处理器运行的合适算法来执行成像的评估以及确定血管内装置1和目标区域的相对位置。

[0103] 下文进一步提供了本发明的示例性实施例。

[0104] 实施例1

[0105] 一种血管内装置,其包括:管,所述管包括可选择性弯曲部分,其中所述管的至少一部分被配置成插入到血管中;塞子,所述塞子安置在所述管的远端处,其中所述塞子具有被配置成插入到所述血管中的修圆尖端;垫圈,所述垫圈安置在所述塞子与所述管之间,所述垫圈相对于所述管固定;以及控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述控制元件的远端连接到所述垫圈,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述管的所述可选择性弯曲部分弯曲。

[0106] 实施例2

[0107] 一种血管内装置,其包括:管,所述管包括可选择性弯曲部分;多个狭槽,所述多个狭槽形成在所述管中,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置;控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管,所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分弯曲;以及垫片,所述垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述控制元件之间,所述垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述控制元件之间的滑动摩擦力。

[0108] 实施例3

[0109] 一种血管内装置,其包括:管,所述管包括可选择性弯曲部分,所述可选择性弯曲部分被配置成在第一方向上弯曲;多个狭槽,所述多个狭槽形成在所述可选择性弯曲部分上,其中所述多个狭槽包括:第一狭槽,所述第一狭槽面向所述第一方向,以及第二狭槽,所

述第二狭槽面向不同于所述第一方向的第二方向,使得所述第一狭槽的第一范围大于所述第二狭槽的第二范围;以及控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管,所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分弯曲。

[0110] 实施例4

[0111] 一种血管内装置,其包括:管,所述管包括可选择性弯曲部分,所述可选择性弯曲部分被配置成在所述第一方向上弯曲;多个狭槽,所述多个狭槽形成在所述可选择性弯曲部分上;控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管,所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分,其中所述控制元件相对于所述管的移动被配置成使所述可选择性弯曲部分弯曲;以及摩擦元件,所述摩擦元件形成为第二管,所述第二管在所述管内围绕所述控制元件安置并且固定到所述控制元件的第二管,其中所述第二管的至少一部分接触所述管的内壁,以增加所述控制元件与所述管之间的摩擦力。

[0112] 实施例5

[0113] 一种血管内装置,其包括:管,所述管包括第一可选择性弯曲部分和第二可选择性弯曲部分;第一控制元件,所述第一控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第一控制元件的远端连接到所述第一可选择性弯曲部分的远端,其中所述第一控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述第一可选择性弯曲部分的移动;以及第二控制元件,所述第二控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第二控制元件的远端连接到所述第二可选择性弯曲部分的远端,其中所述第二控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述管的所述第二可选择性弯曲部分的移动。

[0114] 实施例6

[0115] 根据实施例5所述的血管内装置,其中致动器控件安置在所述管的近端处,所述致动器控件包括:第一手柄,所述第一手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述第一控制元件,使得所述第一控制元件随着所述第一手柄的移动而移动;以及第二手柄,所述第二手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述第二控制元件,使得所述第二控制元件随着所述第二手柄的移动而移动。

[0116] 实施例7

[0117] 根据实施例6所述的血管内装置,其中所述第一手柄和所述第二手柄被配置成彼此独立移动。

[0118] 实施例8

[0119] 根据实施例5至7中任一项所述的血管内装置,其中所述第一控制元件形成为金属丝或线缆,并且所述第二控制元件形成为第二管。

[0120] 实施例9

[0121] 根据实施例5至8中任一项所述的血管内装置,其中所述第二控制元件围绕所述第一控制元件安置。

[0122] 实施例10

[0123] 根据实施例6至9中任一项所述的血管内装置,其中所述第一手柄在第一轴向方向上的移动引起所述第一可选择性弯曲部分在第一方向上移动,其中所述第一手柄在第二轴向方向上的移动引起所述第一可选择性弯曲部分在第二方向上移动,其中所述第二手柄在

第一轴向方向上的移动引起所述第二可选择性弯曲部分在第三方向上移动,并且其中所述第二手柄在第二轴向方向上的移动引起所述第二可选择性弯曲部分在第四方向上移动。

[0124] 实施例11

[0125] 根据实施例6至9中任一项所述的血管内装置,其中所述第一手柄的所述移动的幅度对应于所述第一可选择性弯曲部分的所述移动的幅度,并且其中所述第二手柄的所述移动的幅度对应于所述第二可选择性弯曲部分的所述移动的幅度。

[0126] 实施例12

[0127] 根据实施例5至11中任一项所述的血管内装置,其中第一可选择性弯曲部分邻近所述第二可选择性弯曲部分,或者其中第一可选择性弯曲部分通过所述管的不可弯曲部分与所述第二可选择性弯曲部分分开。

[0128] 实施例13

[0129] 根据实施例5至12中任一项所述的血管内装置,其中第一摩擦元件安置在所述管中,所述第一摩擦元件被配置成当所述第一控制元件相对于所述管移动时增加所述管与所述第一控制元件之间的摩擦力;并且第二摩擦元件安置在所述管中,所述第二摩擦元件被配置成当所述第二控制元件相对于所述管移动时增加所述管与所述第二控制元件之间的摩擦力,其中所述第一摩擦元件和所述第二摩擦元件被配置成在所述手柄的第一部分或所述手柄的第二部分上没有外部输入的情况下分别维持所述手柄的所述第一部分和所述手柄的所述第二部分的位置。

[0130] 实施例14

[0131] 根据实施例5至13中任一项所述的血管内装置,其中所述管包括多个狭槽,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置。

[0132] 根据一个实施例,所述多个狭槽中的至少一组狭槽至少安置在所述第一可选择性弯曲部分和所述第二可选择性弯曲部分中。

[0133] 实施例15

[0134] 根据实施例5至14中任一项所述的血管内装置,其包括第一垫片,所述第一垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述第一控制元件之间,所述第一垫片包括被配置成减少所述管与所述第一控制元件之间的滑动摩擦力的固体物。

[0135] 根据一个实施例,所述血管内装置包括第二垫片,所述第二垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述第二控制元件之间,所述第二垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述第二控制元件之间的滑动摩擦力以及所述第二控制元件与所述第一控制元件之间的滑动摩擦力。

[0136] 根据一个实施例,所述第一垫片和所述第二垫片包括由一根或多根金属丝形成的线圈。

[0137] 根据一个实施例,所述第一垫片和所述第二垫片至少部分地由选自由金属合金和含氟聚合物材料组成的组中的材料形成。

[0138] 实施例16

[0139] 根据实施例5至15中任一项所述的血管内装置,其中至少一个垫圈安置在所述管中,所述垫圈相对于所述管固定,其中以下各项中的至少一项成立:所述第一控制元件和所述第一垫片连接到所述垫圈;以及所述第二控制元件和所述第二垫片连接到所述垫圈。

[0140] 实施例17

[0141] 根据实施例5至16中任一项所述的血管内装置,其中所述管进一步包括第三可选择性弯曲部分;所述血管内装置进一步包括第三控制元件,所述第三控制元件延伸穿过所述管的至少一部分,所述第三控制元件的远端连接到所述第三可选择性弯曲部分的远端,其中所述第三控制元件相对于所述管的移动被配置成引起所述第三可选择性弯曲部分的移动。

[0142] 实施例18A

[0143] 根据实施例1至4中任一项所述的血管内装置,其中至少一个垫圈安置在所述管中。

[0144] 根据一个实施例,所述垫圈相对于所述管的轴线旋转地固定,使得向所述控制元件施加扭矩引起所述可选择性弯曲部分弯曲。

[0145] 根据一个实施例,所述垫圈安置在所述管中,所述垫圈相对于所述管固定,其中所述控制元件和所述垫片中的至少一者连接到所述垫圈。

[0146] 实施例18B

[0147] 根据实施例1至18A中任一项所述的血管内装置,其中所述管的至少一部分是不透射线的。根据一个实施例,所述管的至少一部分包括选自由金属合金、不锈钢和聚合物材料组成的组中的材料。

[0148] 实施例19

[0149] 根据实施例1至18B中任一项所述的血管内装置,其中控制元件被配置成相对于所述管的至少一部分滑动。

[0150] 实施例20

[0151] 根据实施例1至19中任一项所述的血管内装置,其中控制元件从所述管的所述远端处的所述垫圈延伸穿过所述管到所述管的近端。

[0152] 实施例21

[0153] 根据实施例1至20中任一项所述的血管内装置,其中所述控制元件的直径从所述管的所述近端到所述管的所述远端逐渐减小。

[0154] 实施例22

[0155] 根据实施例1至21中任一项所述的血管内装置,其中所述金属丝的更靠近所述管的所述远端的部分具有矩形横截面,并且所述金属丝的更靠近所述管的近端的部分具有圆形横截面。

[0156] 实施例22A

[0157] 根据实施例22所述的血管内装置,其中所述控制元件的具有所述矩形横截面的所述部分具有的所述矩形横截面的宽度随着距所述远端的距离减小而增加,并且其中所述控制元件的具有所述圆形横截面的所述部分具有的直径随着到所述远端的距离增加而减小。

[0158] 实施例22B

[0159] 根据实施例22A所述的血管内装置,其中所述控制元件的具有矩形横截面的所述部分的长度以阶梯式方式增加,使得所述控制元件的至少第一阶梯的第一宽度比所述控制元件的第二阶梯的第二宽度更大,并且其中所述第一阶梯比所述第二阶梯更靠近所述远端。

[0160] 实施例23

[0161] 根据实施例1至22B中任一项所述的血管内装置,其中垫片安置在所述管内并且放置在所述管与所述控制元件之间,所述垫片包括固体物,所述固体物被配置成减少所述管与所述控制元件之间的滑动摩擦力,并且其中所述垫片连接到所述垫圈。

[0162] 根据一个实施例,所述垫片周向地包围所述金属丝的至少一部分。

[0163] 根据一个实施例,所述垫片包括形成线圈的金属丝。

[0164] 根据一个实施例,所述垫片包括形成线圈的多根金属丝。

[0165] 根据一个实施例,所述线圈具有第一部分、第二部分和第三部分,所述第一部分、第二部分和第三部分中的每个部分具有不同的直径。

[0166] 根据一个实施例,所述垫片包括放置在所述金属丝与所述管之间的第二管。

[0167] 根据一个实施例,所述第二管具有第一部分、第二部分和第三部分,所述第一部分、第二部分和第三部分中的每个部分具有不同的直径。

[0168] 根据一个实施例,所述管周向地包围所述第二管的至少一部分。

[0169] 根据一个实施例,所述垫片至少部分地由不透射线材料形成。

[0170] 实施例24

[0171] 根据实施例1至23中任一项所述的血管内装置,其中所述管包括多个狭槽,所述多个狭槽中的每个狭槽部分地围绕所述管的外周安置。

[0172] 根据一个实施例,所述多个狭槽中的至少一组狭槽安置在所述可选择性弯曲部分中。

[0173] 实施例25

[0174] 根据实施例1至24中任一项所述的血管内装置,其中所述多个狭槽中的至少两个狭槽安置在所述可选择性弯曲部分中,其中包括所述两个狭槽中的一个狭槽的第一组狭槽面向第一方向,并且包括所述两个狭槽中的另一个狭槽的第二组狭槽面向不同于所述第一方向的第二方向,使得所述第一组狭槽中的每个狭槽的第一范围大于所述第二组狭槽中的每个狭槽的第二范围。

[0175] 根据一个实施例,所述第一组狭槽中的每个狭槽的面积大于所述第二组狭槽中的每个狭槽的面积。

[0176] 根据一个实施例,所述第一组狭槽中的每个狭槽的形状与所述第二组狭槽中的每个狭槽的形状不同。

[0177] 根据一个实施例,当金属丝移动时,所述第一组狭槽与所述第二组狭槽之间的范围差异使所述可选择性弯曲部分偏置成在所述第一方向上弯曲。

[0178] 根据一个实施例,第二多个狭槽形成在所述管的与所述可选择性弯曲部分分开的部分上,其中所述第二多个狭槽围绕所述管对称分布,并且其中所述第二多个狭槽增强所述管在所述部分中的柔性。

[0179] 根据一个实施例,所述第二方向被定向成面向与所述第一方向不同的径向方向。

[0180] 根据一个实施例,彼此邻近的第三狭槽与第四狭槽之间的距离小于彼此邻近的第五狭槽与第六狭槽之间的距离,其中所述第五狭槽和所述第六狭槽比所述第三狭槽和所述第四狭槽更靠近所述管的近端。

[0181] 实施例26

[0182] 根据实施例1至25中任一项所述的血管内装置,所述管进一步包括不可弯曲部分,所述不可弯曲部分被配置成当所述可选择性弯曲部分弯曲时保持在未弯曲构型。

[0183] 根据一个实施例,所述不可弯曲部分邻近所述可选择性弯曲部分。

[0184] 根据一个实施例,所述不可弯曲部分通过所述管的第三部分与所述可选择性弯曲部分分开。

[0185] 实施例27

[0186] 根据实施例1至26中任一项所述的血管内装置,其中塞子安置在所述管的远端处,其中所述塞子具有被配置成插入到血管中的修圆尖端。

[0187] 实施例28

[0188] 根据实施例1至27中任一项所述的血管内装置,其中致动器控件安置在所述管的近端处,所述致动器控件包括手柄,所述手柄能够相对于所述管滑动并且连接到所述控制元件,使得所述控制元件随着所述手柄的移动而移动。

[0189] 实施例29

[0190] 根据实施例1至28中任一项所述的血管内装置,其中摩擦元件安置在所述管中,所述摩擦元件被配置成当所述金属丝相对于所述管移动时增加所述管与所述金属丝之间的摩擦力。

[0191] 根据一个实施例,所述摩擦元件被配置成在所述手柄上没有外部输入的情况下维持所述手柄的位置。

[0192] 根据一个实施例,所述摩擦元件形成为第二管,所述第二管在所述管内围绕所述控制元件安置并且固定到所述控制元件,其中所述第二管的至少一部分接触所述管的内壁,以增加所述控制元件与所述管之间的摩擦力。

[0193] 根据一个实施例,所述第二管形成为具有至少一个角度,使得所述第二管的包括所述角度的部分接触所述管的所述内壁。

[0194] 实施例30

[0195] 一种用于将血管内装置导航通过血管系统的方法,所述方法包括:接收在血管内手术期间捕获的医学图像;分析所述医学图像以检测所述血管系统到目标血管的路径改变方向的目标区域;评估所述医学图像以检测沿所述路径的血管内装置;确定所述血管内装置的特定部分位于所述目标区域处;以及控制所述血管内装置的所述特定部分的曲率。

[0196] 实施例31

[0197] 一种将导管导航通过血管的方法,所述方法包括:将配置为导丝的血管内装置引导通过所述血管到达所关注的位置,其中所述血管内装置包括可选择性弯曲部分;将所述血管内装置定位在所述所关注的位置处,其中所述所关注的位置包括沿所述血管的位置;致动所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分以形成尖端形状、增加支撑和/或提供形状保持以确定所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分的方向;以及在所述导丝上推进所述导管,以将所述导管导航通过所述血管到达所述所关注的位置。

[0198] 实施例32

[0199] 根据实施例30或31所述的方法,其中所述方法包括:检查所述医学图像以检测所述血管内装置的远侧尖端;以及基于所述远侧尖端和所述目标区域的相对位置确定所述血管内装置的所述特定部分位于所述目标区域处。

- [0200] 实施例33A
- [0201] 根据实施例30或32中任一项所述的方法,其中所述血管内装置是导管或导丝。
- [0202] 实施例33B
- [0203] 根据实施例30至33A中任一项所述的方法,其中所述导管包括抽吸导管或微导管。
- [0204] 实施例34A
- [0205] 根据实施例30至33B中任一项所述的方法,所述血管内装置的特定部分包括可选择性弯曲部分。
- [0206] 根据一个实施方式,所述血管内装置包括:管,所述管包括所述可选择性弯曲部分;以及控制元件,所述控制元件延伸穿过所述管并且连接到所述可选择性弯曲部分的远侧部分。
- [0207] 根据一个实施方式,所述管包括多个狭槽。
- [0208] 根据一个实施方式,所述可选择性弯曲部分包括多个狭槽。
- [0209] 根据一个实施方式,所述管的至少一部分包括不透射线材料。
- [0210] 根据一个实施方式,所述可选择性弯曲部分包括不透射线材料。
- [0211] 实施例34B
- [0212] 根据实施例30至34A中任一项所述的方法,当所述血管内装置是导丝时,所述导丝包括位于所述可选择性弯曲部分近侧的管,以及从所述可选择性弯曲部分延伸穿过所述管的近端的控制元件。
- [0213] 根据一个实施方式,所述导丝的所述可选择性弯曲部分包括远侧尖端。
- [0214] 根据一个实施方式,所述导丝的所述远侧尖端被密封。
- [0215] 根据一个实施方式,所述导丝包括放置在所述控制元件与所述管之间的垫片。
- [0216] 根据一个实施方式,所述垫片包括由一根或多根金属丝形成的线圈。
- [0217] 实施例35
- [0218] 根据实施例30至34B中任一项所述的方法,其中所述血管内装置是根据实施例1至29中任一项所述的血管内装置。
- [0219] 实施例36
- [0220] 根据实施例30至35中任一项所述的方法,其中所述血管内装置的所述特定部分的至少一部分是不透射线的。
- [0221] 实施例37
- [0222] 根据实施例30至36中任一项所述的方法,所述方法包括确定所述血管内装置的所述特定部分位于所述目标区域处是基于所述特定部分的射线不透性。
- [0223] 实施例38
- [0224] 根据实施例30至37中任一项所述的方法,其中控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率包括对连接到所述血管内装置的所述特定部分的控制元件施加张力。
- [0225] 根据一个实施方式,控制所述曲率包括移动所述控制元件以使所述可选择性弯曲部分弯曲。
- [0226] 实施例39
- [0227] 根据实施例30至38中任一项所述的方法,所述方法包括:在控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率之后,引起涉及所述血管内装置的远侧尖端的动作;以及在引

起所述动作之后,控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率。

[0228] 根据一个实施方式,所述方法包括:在引起所述动作之后接收在所述血管内手术期间捕获的第二医学图像;以及分析所述第二医学图像以确定所述动作的完成。

[0229] 根据一个实施方式,所述方法包括:在引起所述动作之后,从所述血管内装置中包括的传感器接收信号;以及分析所述信号以确定所述动作的完成。

[0230] 根据一个实施方式,所述信号是数字电磁信号、模拟电磁信号和机械信号中的至少一种。

[0231] 根据一个实施方式,所述动作涉及所述目标血管中的所述血管内装置的所述远侧尖端。

[0232] 实施例40

[0233] 根据实施例30至39中任一项所述的方法,所述方法包括:分析所述医学图像以检测第二目标区域;检查所述医学图像以确定所述血管内装置的第二部分位于所述第二目标区域处;以及在控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率的同时控制所述血管内装置的所述第二部分的曲率。

[0234] 根据一个实施方式,所述血管内装置的所述特定部分和所述第二部分相距至少一厘米。

[0235] 根据一个实施方式,所述血管内装置的所述第二部分的至少一部分是不透射线的。

[0236] 根据一个实施方式,所述方法包括确定所述血管内装置的所述第二部分位于所述第二目标区域处是基于所述第二部分的射线不透性。

[0237] 根据一个实施方式,控制所述血管内装置的所述特定部分的所述曲率或控制所述血管内装置的所述第二部分的所述曲率不会引起所述血管内装置的至少一个其它部分的曲率改变。

[0238] 根据一个实施方式,所述血管内装置的至少一个其它部分位于所述血管内装置的所述特定部分和所述血管内装置的所述第二部分的远侧。

[0239] 实施例41

[0240] 根据实施例31或33至40中任一项所述的方法,所述方法包括在所述导丝上推进所述导管。

[0241] 根据一个实施方式,在所述导丝上推进所述导管使得所述导管能够在没有另外的支撑件的情况下偏转。

[0242] 根据一个实施方式,所述另外的支撑件包括血管、第二导管、第二微导管或第二导丝中的任一种。

[0243] 根据一个实施方式,所述血管包括曲线、成角、环路和螺旋扭曲中的至少一种。

[0244] 根据一个实施方式,所述血管是脑血管。

[0245] 实施例42

[0246] 根据实施例31至41中任一项所述的方法,所述所关注的位置邻近血块。

[0247] 根据一个实施方式,当所述装置是导丝时,所述导丝不会穿越到位于所述血块远侧的位置。

[0248] 实施例43

[0249] 根据实施例30至42中任一项所述的方法,所述方法包括通过对所述导管(例如,抽吸导管)施加吸力来从所述血管中去除血块。

[0250] 实施例44

[0251] 根据实施例34至43中任一项所述的方法,其中所述控制元件连接到所述可选择性弯曲部分的远侧区段。

[0252] 根据一个实施方式,所述控制元件被配置成通过经由所述控制元件的远端传递的致动力对所述控制元件施加张力来使得所述导丝的所述可选择性弯曲部分选择性弯曲。

[0253] 根据一个实施方式,所述控制元件的所述近端连接到致动器控件。

[0254] 根据一个实施方式,所述致动器控件被配置成在所述控制元件的所述近端上施加所述致动力,以引起所述控制元件与所述管之间的相对移动,从而致动所述可选择性弯曲部分。

[0255] 实施例50

[0256] 一种非暂时性计算机可读介质,其含有用于使至少一个处理器执行使血管内装置的不同部分选择性偏转的操作的指令,所述操作包括:接收在血管内手术期间捕获的医学图像;分析所述医学图像以检测需要改变血管内装置的曲率以促进导航通过目标血管的目标区域;评估所述医学图像以检测延伸穿过所述目标血管的所述血管内装置;确定所述血管内装置的特定部分位于所述目标区域处;以及控制所述血管内装置的所述特定部分的曲率。

[0257] 实施例51

[0258] 一种非暂时性计算机可读介质,其含有用于使至少一个处理器执行使血管内装置的不同部分选择性偏转的操作的指令,所述操作包括:将配置为导丝的血管内装置引导通过所述血管到达所关注的位置,其中所述血管内装置包括可选择性弯曲部分;将所述血管内装置定位在所述所关注的位置处,其中所述所关注的位置包括沿所述血管的位置;致动所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分以形成尖端形状、增加支撑和/或提供形状保持以确定所述血管内装置的所述可选择性弯曲部分的方向;以及将所述导管在所述导丝上推进到所述所关注的位置,以通过将所述导管在所述导丝上推进到所述所关注的位置来将所述导管导航通过所述血管。

[0259] 应当理解,具体实施方式部分,而不是发明内容和摘要部分,旨在用于解释权利要求。发明内容和摘要部分可以阐述发明人所设想的本发明的一个或多个示例性实施例但不是全部示例性实施例,并且因此,并不旨在以任何方式限制本发明和所附权利要求。此外,上文所描述的实例并不将本公开限制于上文已具体示出和描述的内容。相反,本公开的范围包括上述各种特征及其变型和修改的组合和子组合,这是所属领域技术人员在阅读前述描述后将想到的,并且这些不在现有技术中公开。

[0260] 在本公开中使用修饰语“大约”或“约”旨在指示相关元件经受公差范围的变化。除非另有定义,否则对于测量单位使用这些修饰语意味着测量单位正负百分之十的公差。这些修饰语相对于如形状等描述的使用旨在允许由于公差问题而引起所述形状的变化,如通常理解的本领域中发生的那样。

[0261] 具体实施方式的前述描述将充分地揭露本发明的一般性质,使得在不脱离本发明的一般概念的情况下,其它人可以通过应用本领域技术内的知识针对各种应用而易于修改

和/或调适此类具体实施方式,而无需进行不当实验。因此,基于本文所呈现的教导和指导,此类改编和修改旨在处于所公开的实施方式的等效物的含义和范围内。应该理解,本文中的措辞或术语是出于描述而非限制性目的,使得本说明书的术语或措辞将由技术人员鉴于教导和指导来解释。

[0262] 出于清楚的目的在单独实施方式的上下文中描述的本发明的各种特征还可以组合形式提供于单个实施例中。相反,为了简洁起见,在单个实施例的上下文中描述的本发明的各种特征也可以单独地或以任何合适的子组合提供。

[0263] 本发明的广度和范围不应当受限于任何上文描述的示例性实施例,而是应当仅根据以下权利要求及其等效物来限定。

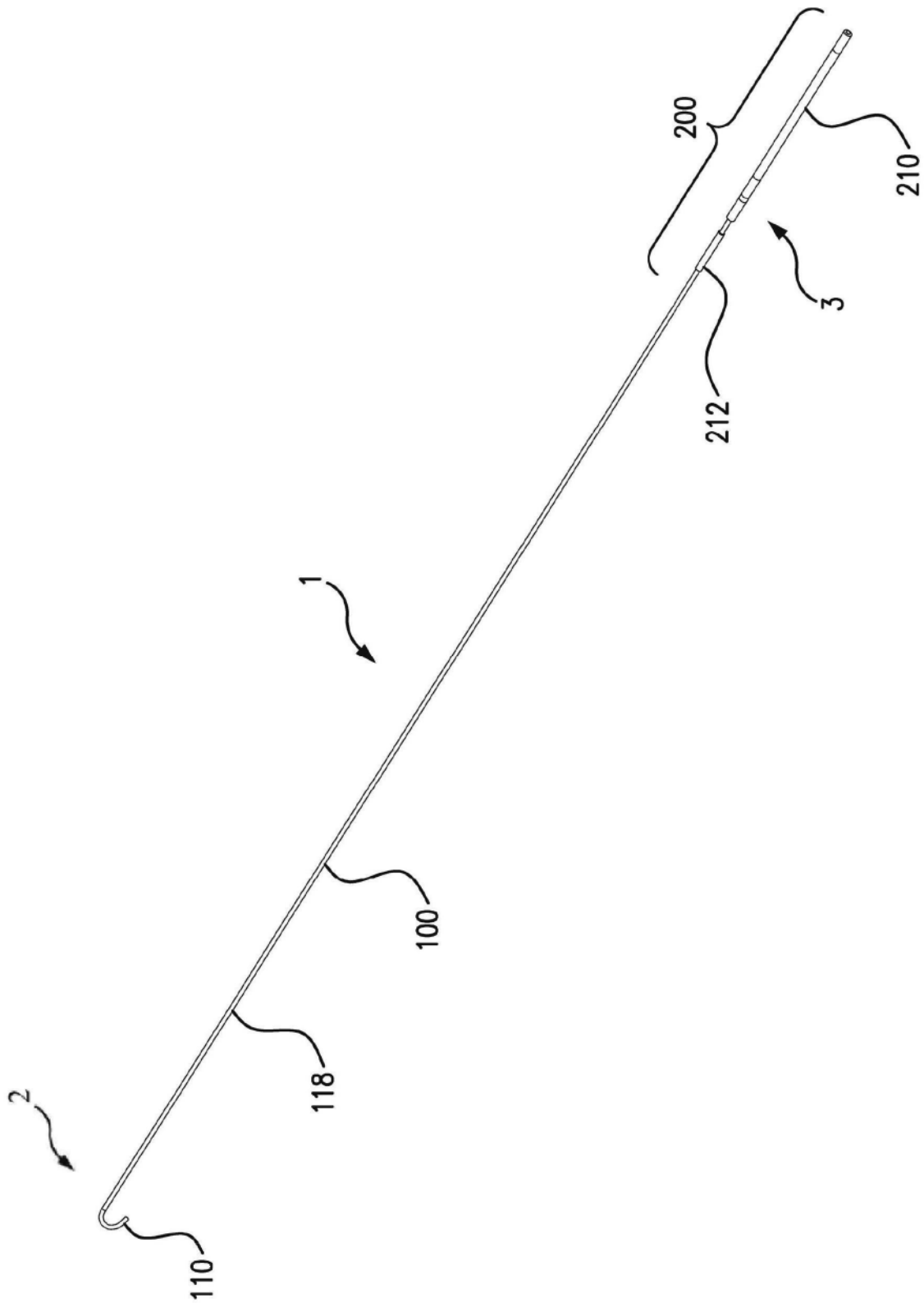


图1

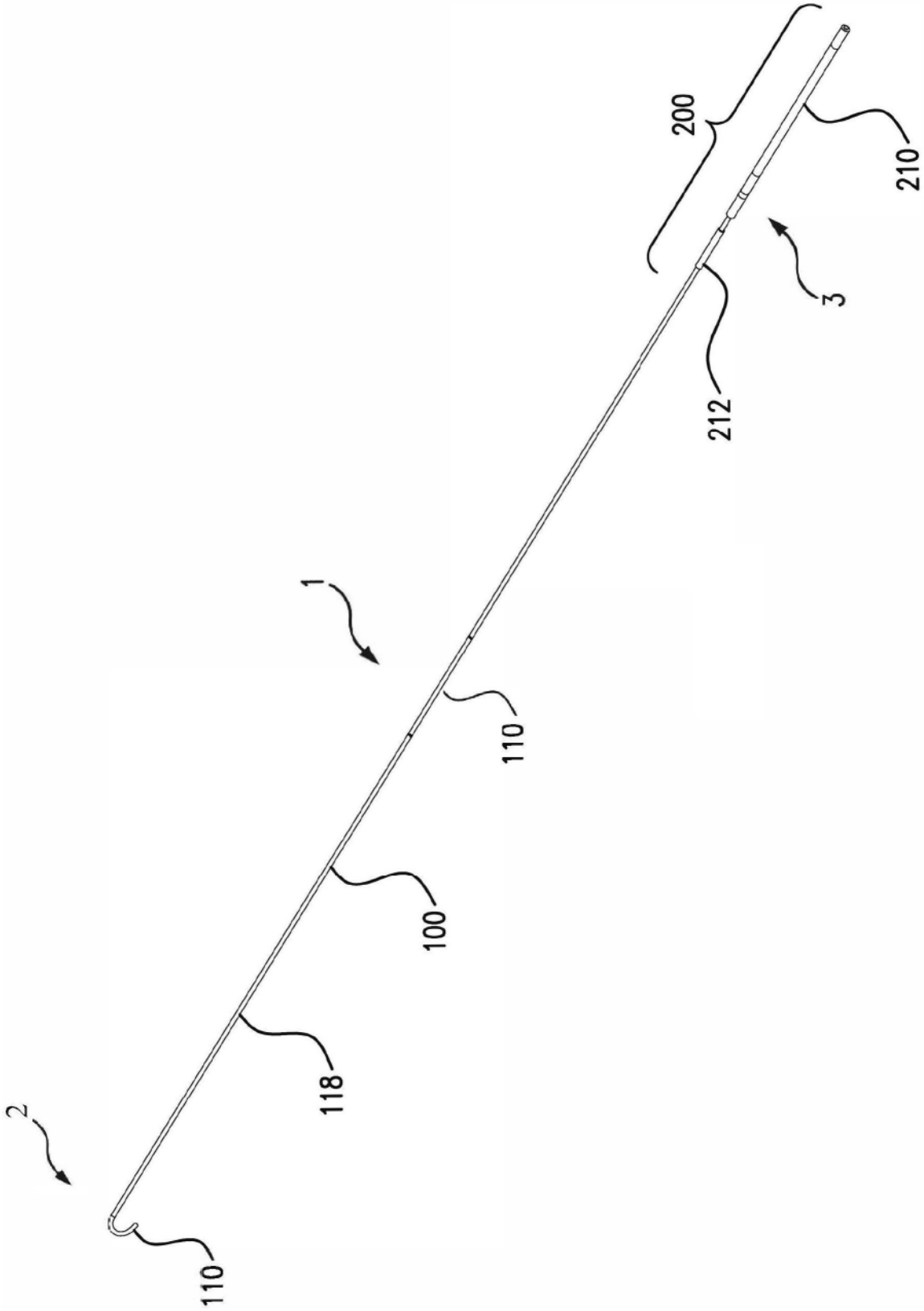


图1A

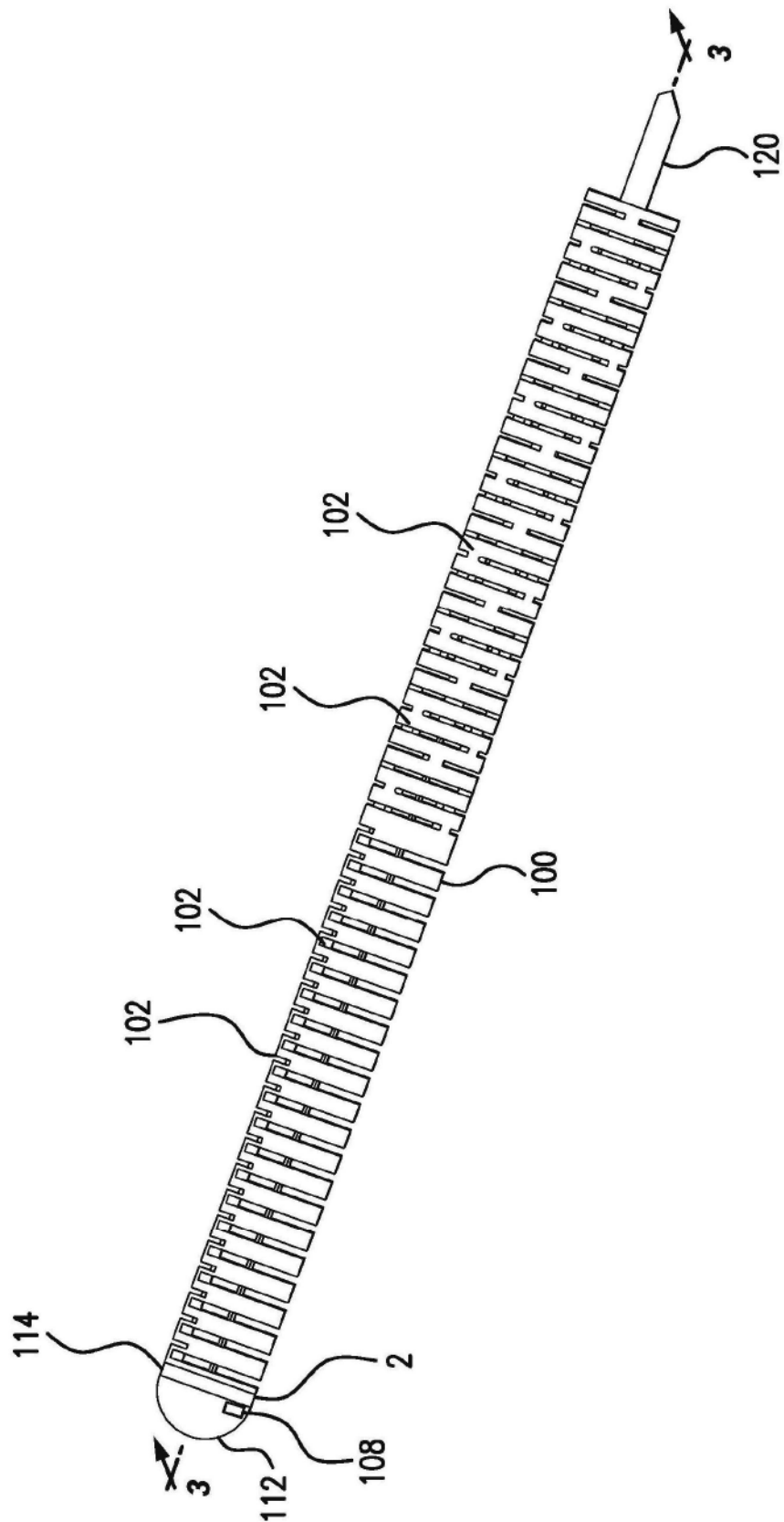


图2

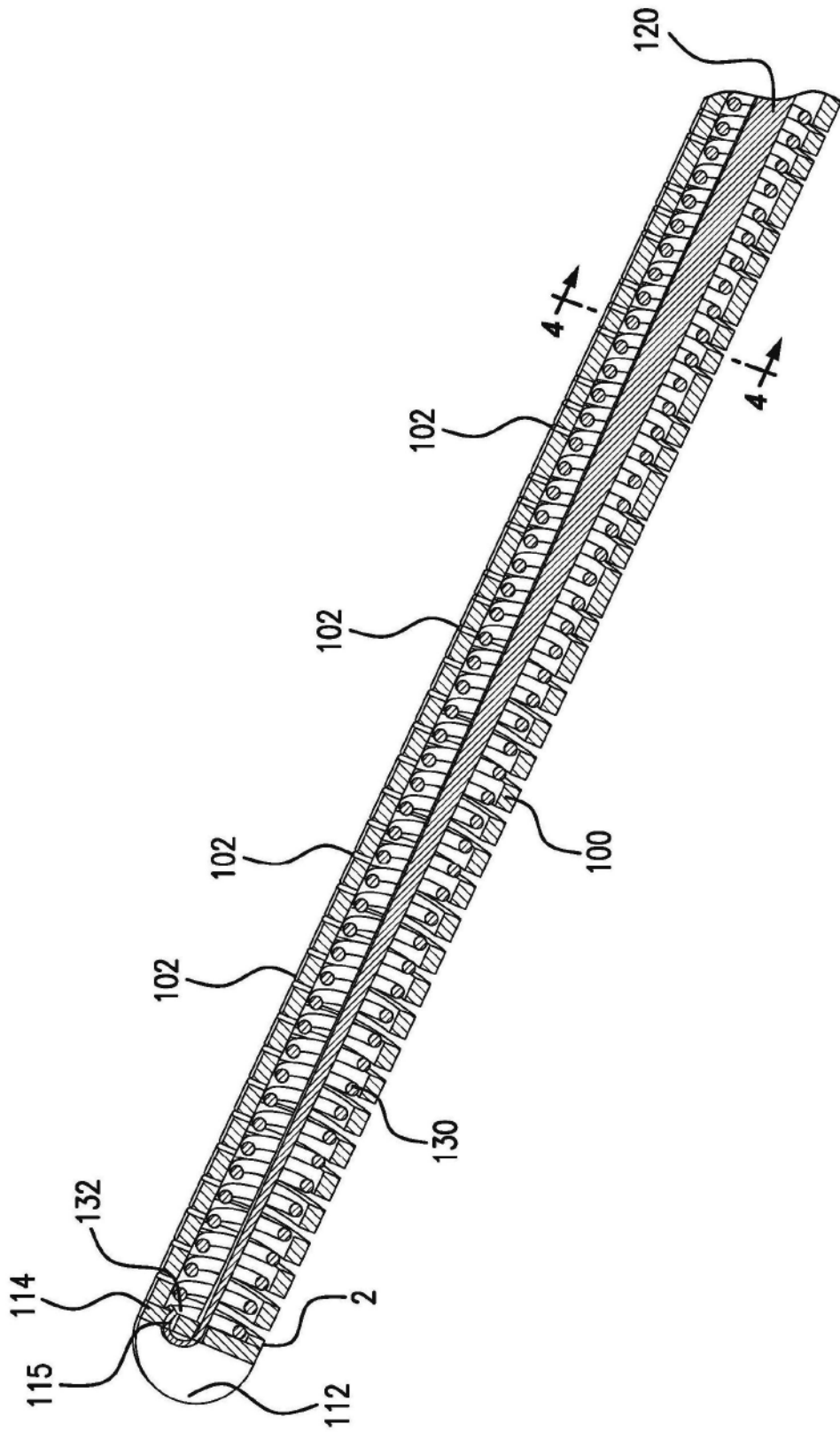


图3

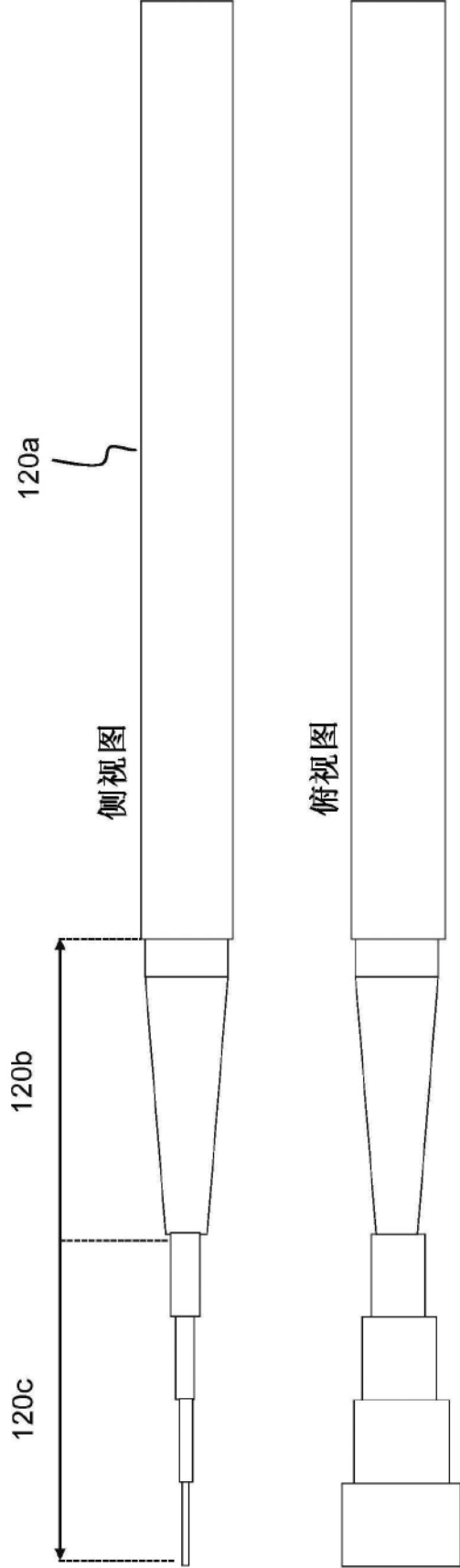


图3A

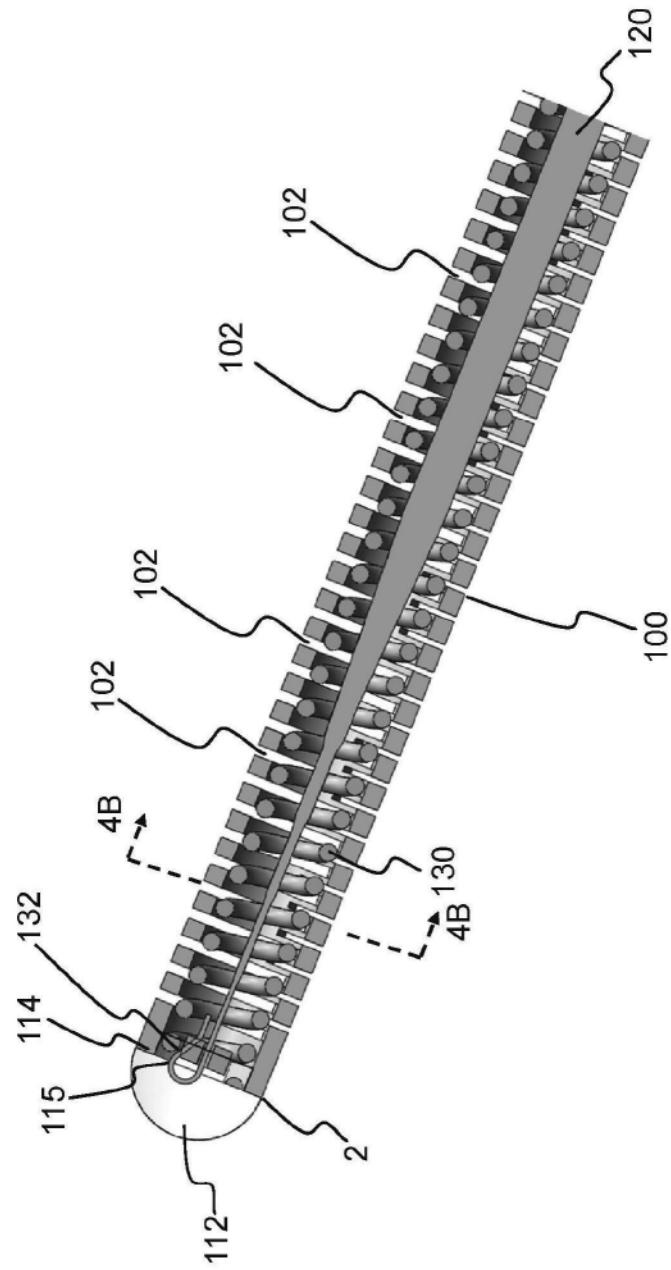


图3B

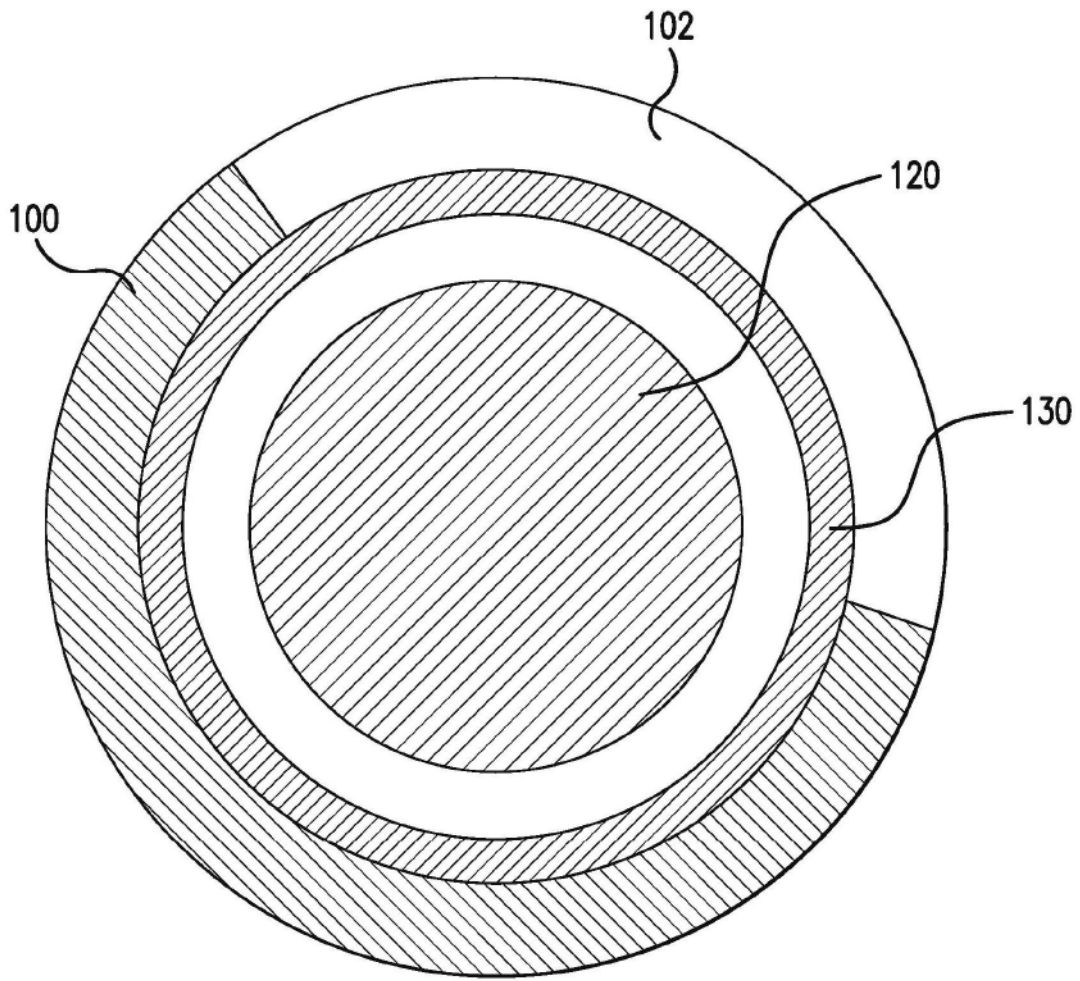


图4

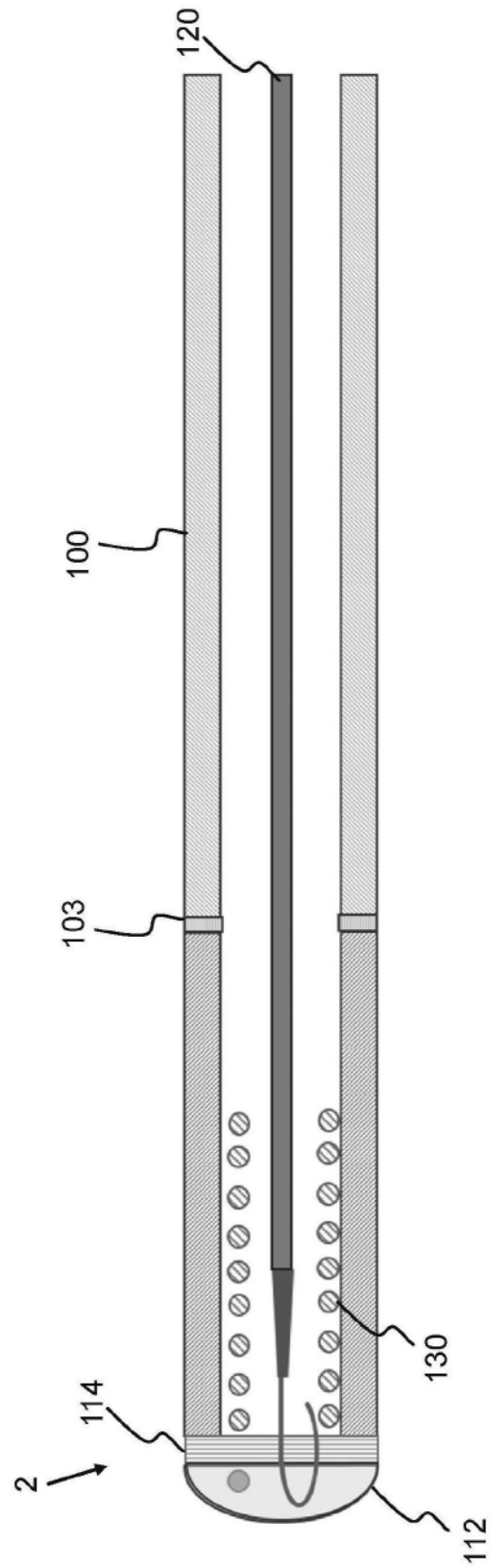


图4A

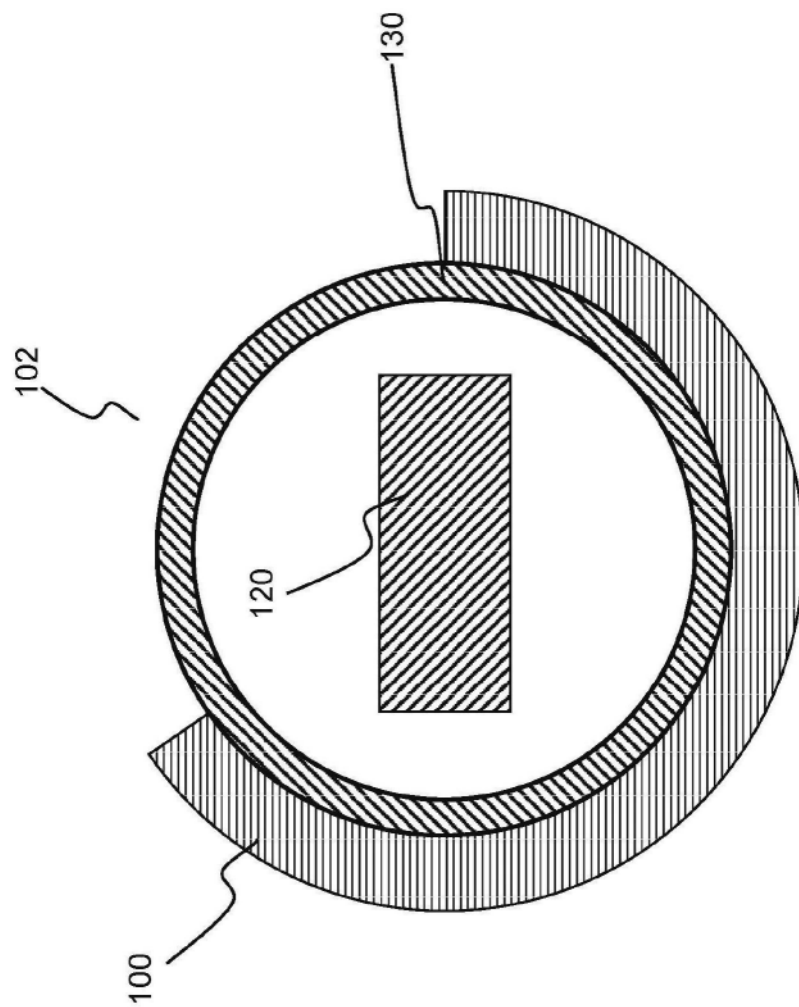


图4B

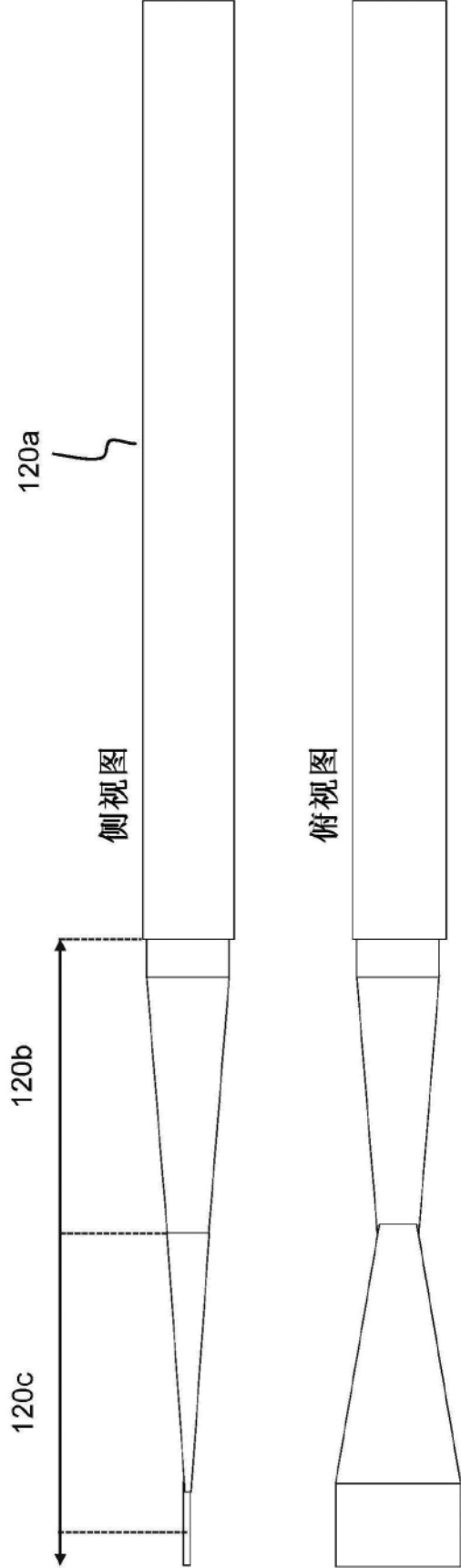


图4C

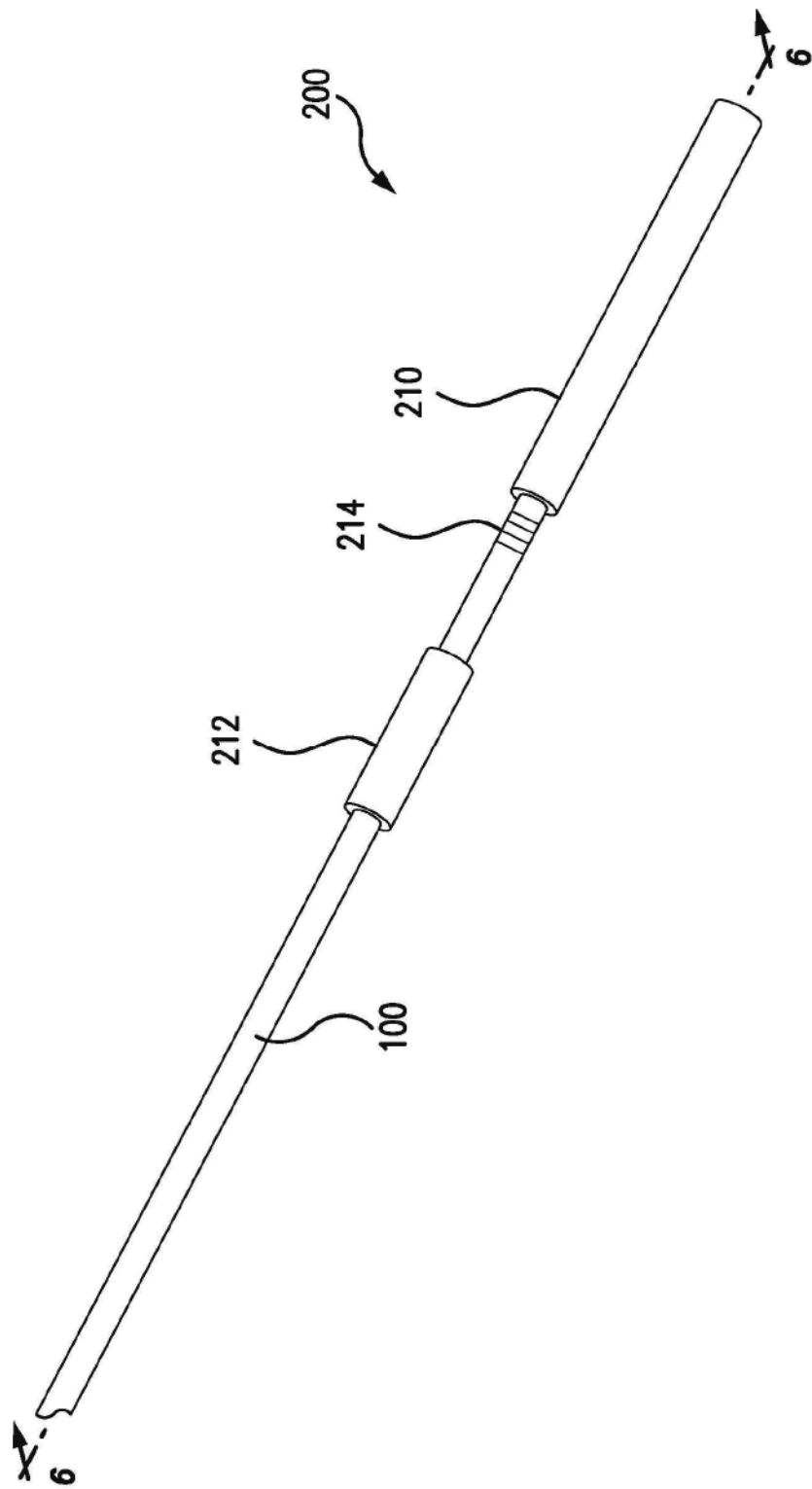


图5

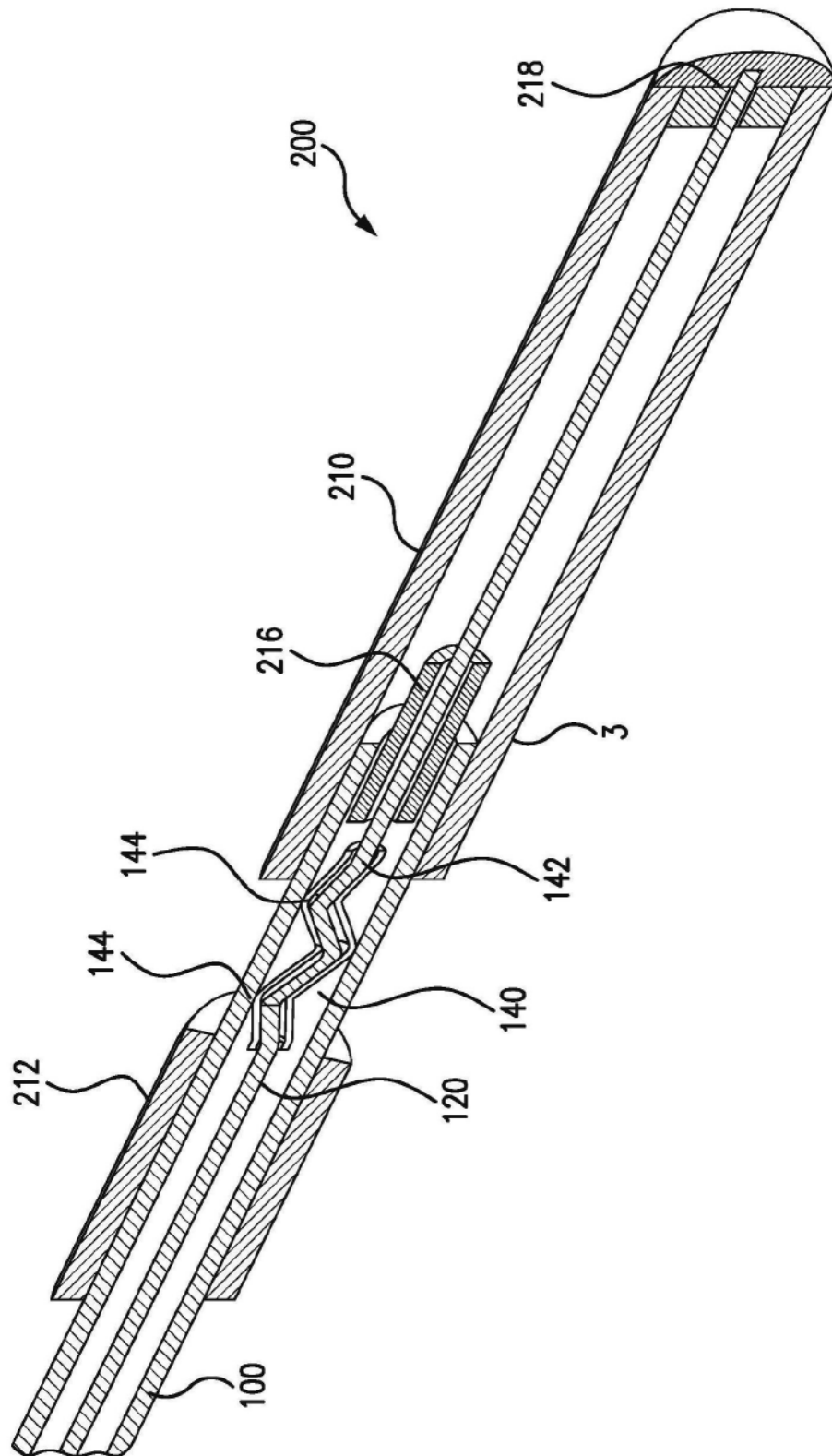


图6

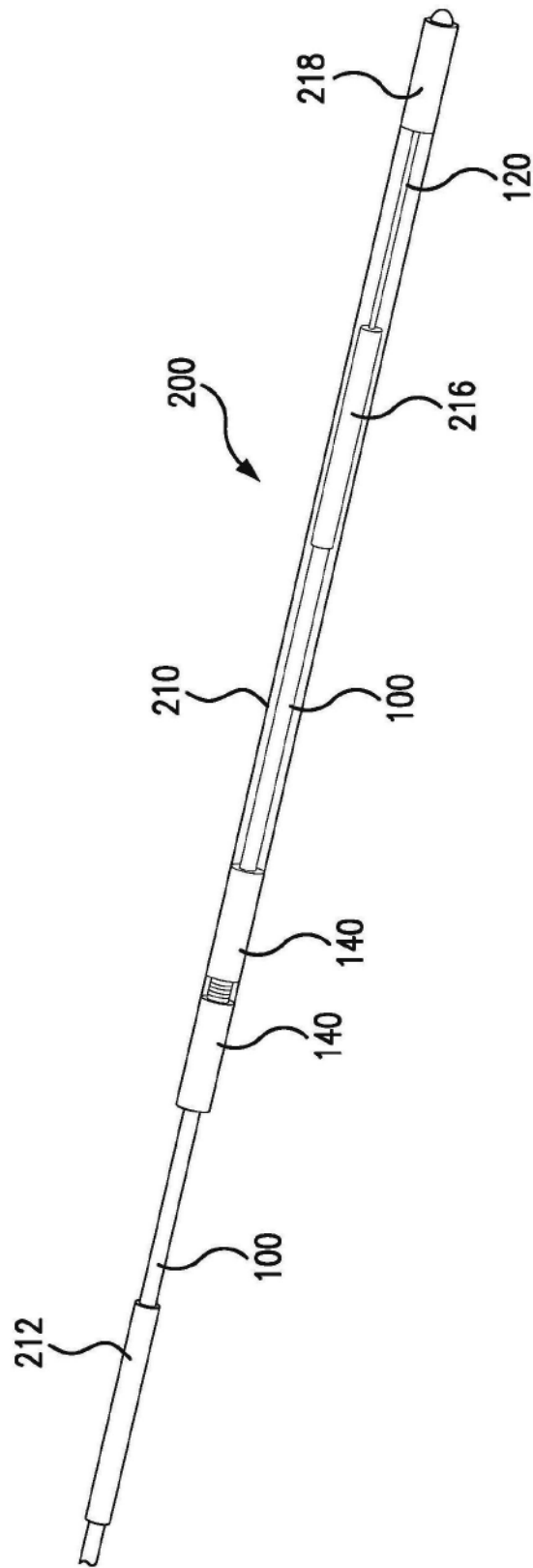


图7

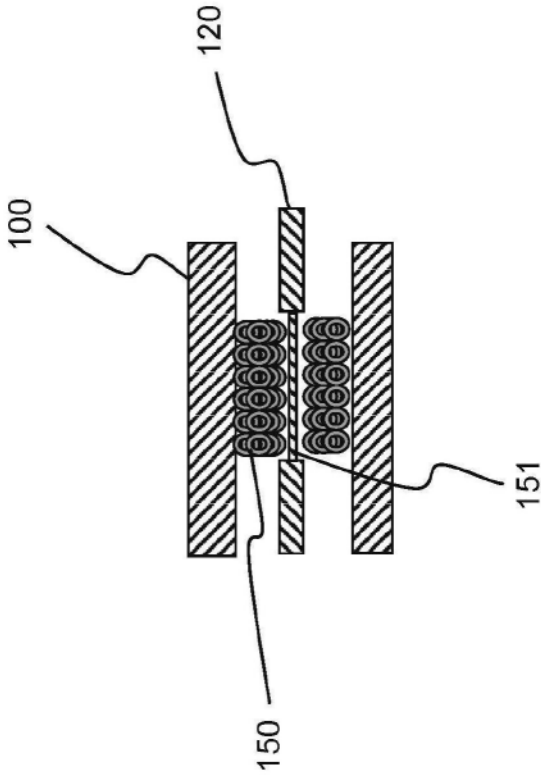


图7A

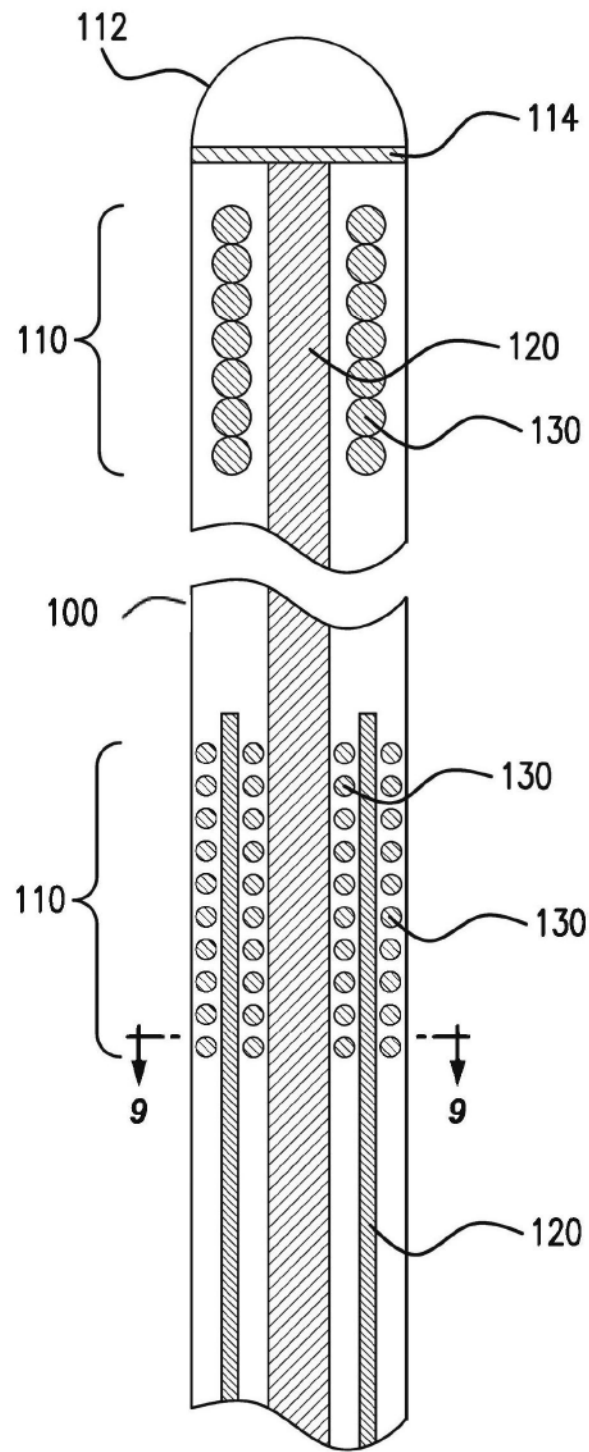


图8

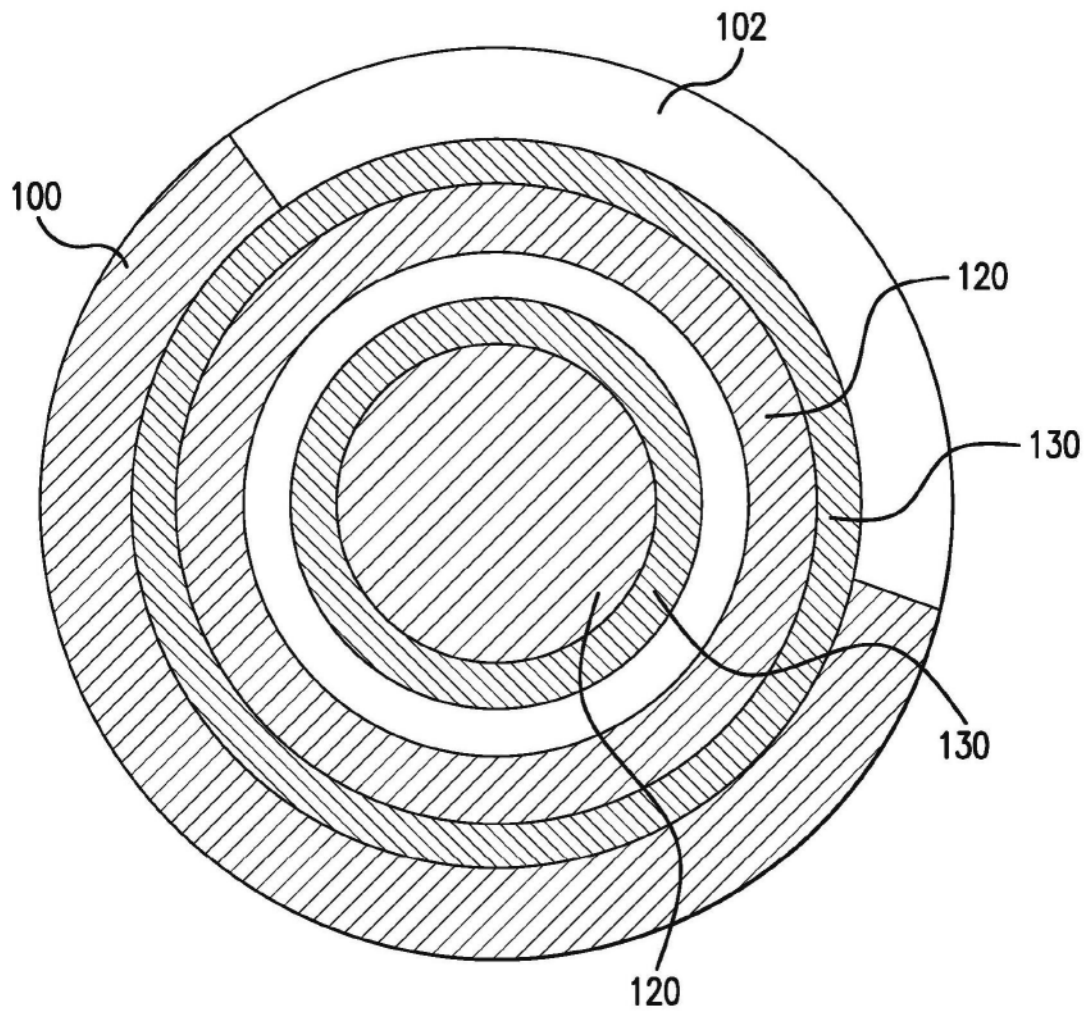


图9

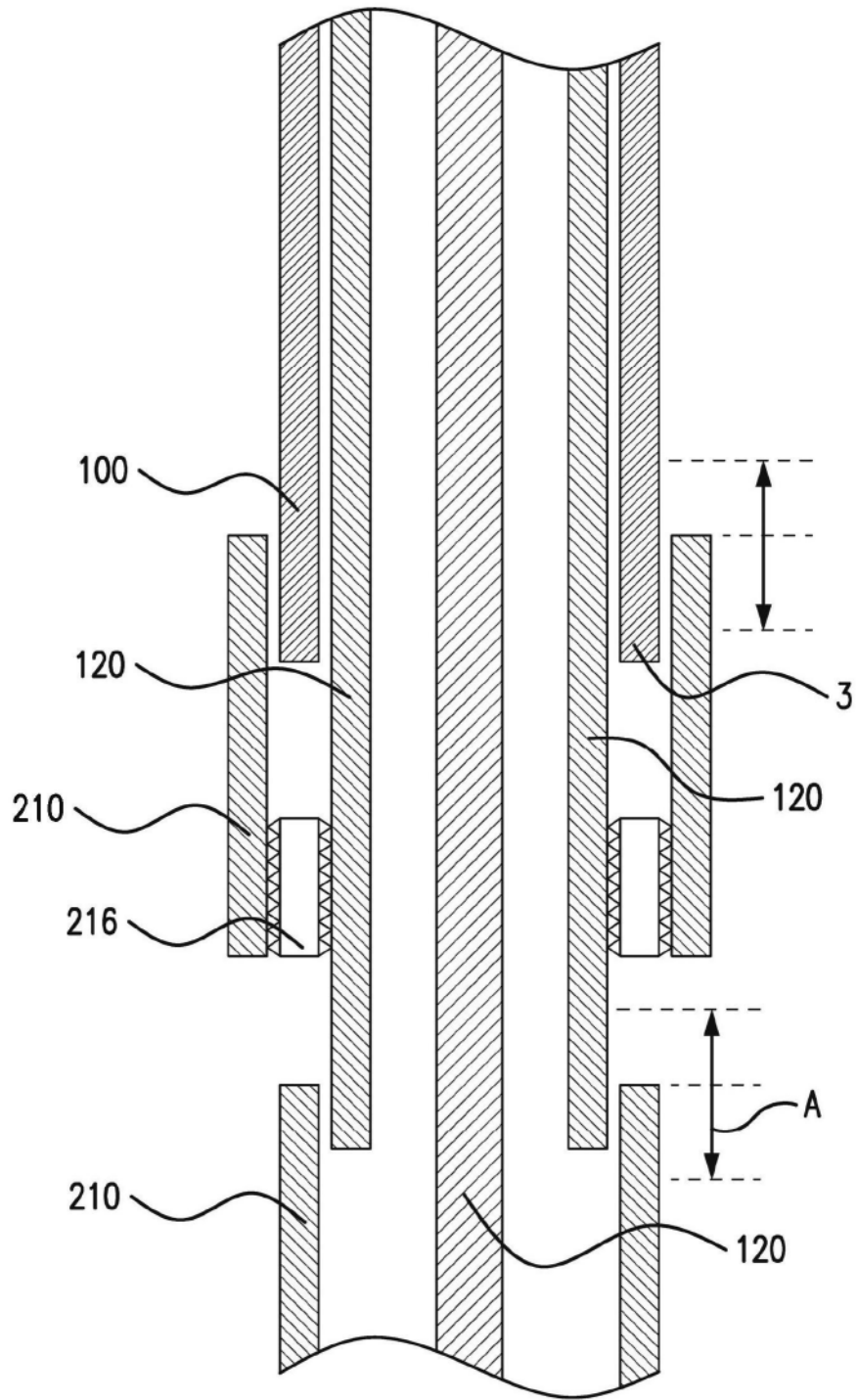


图10

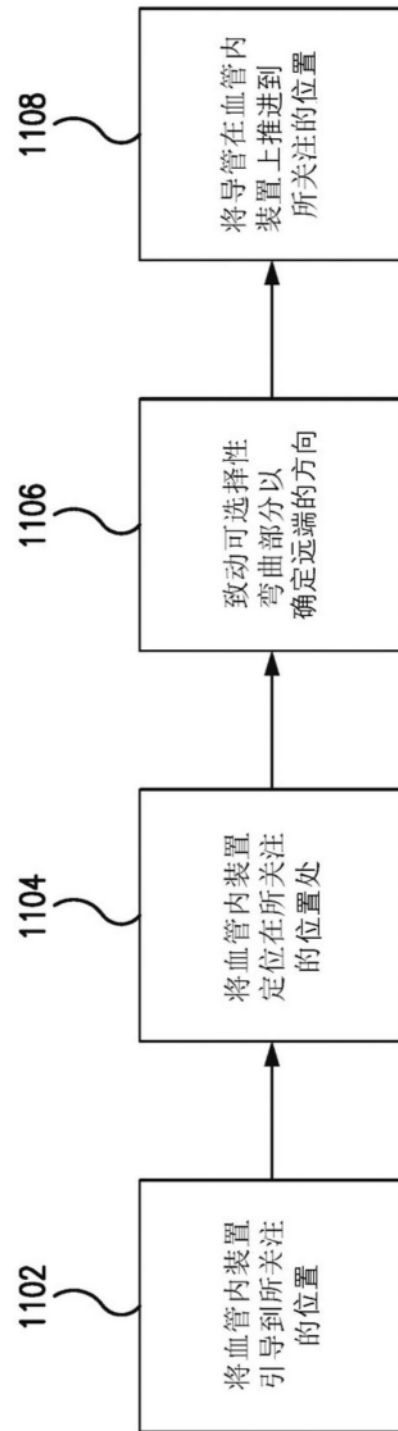


图11

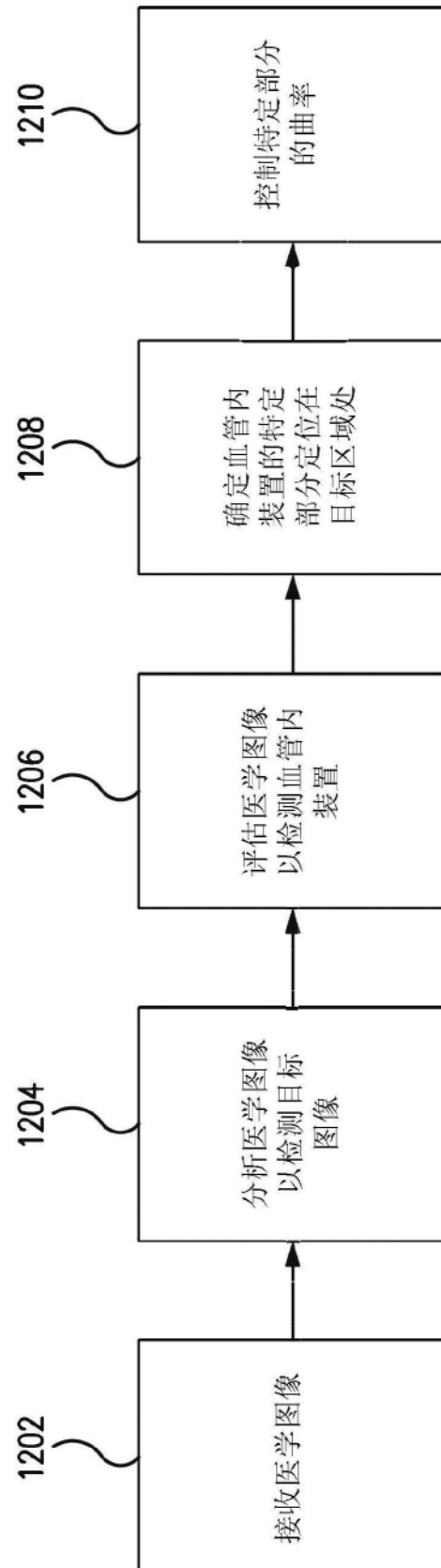


图12