



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103566458 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201310332925. 1

(22) 申请日 2013. 08. 02

(30) 优先权数据

13/564, 784 2012. 08. 02 US

(71) 申请人 科维蒂恩有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 C · 弗尔克

(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

代理人 张涛

(51) Int. Cl.

A61M 25/09 (2006. 01)

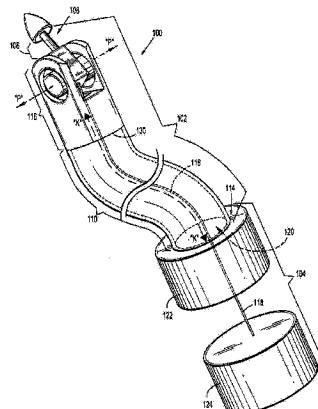
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

导丝

(57) 摘要

本发明涉及一种在医疗手术中使用的导丝，包括尺寸适合于插入对象的身体血管的细长引导构件。引导构件包括细长本体段和前末端段。细长本体段限定纵向开口，前末端段适合于且其尺寸被确定为相对于细长本体段围绕单个轴线枢转。控制元件延伸穿过细长本体段的纵向开口并且通过医生的手动操作是纵向可移动的，从而导致相应的前末端段的枢转运动。



1. 一种在医疗手术中使用的导丝,所述导丝包括:

细长引导构件,所述细长引导构件尺寸适合于插入对象的身体血管内,细长引导构件限定了纵向轴线并具有前端和尾端,细长引导构件包括细长本体段和前末端段,细长本体段限定纵向开口,并且前末端段适合于且其尺寸被确定为相对于细长本体段围绕单个轴线枢转;

控制元件,所述控制元件延伸穿过细长本体段的纵向开口并被操作地联接到前末端段,控制元件通过医生的手动操作是纵向可移动的,从而引起前末端段的相应的枢转运动。

2. 根据权利要求 1 所述的导丝,其中,细长引导构件包括用于将前末端段联接到细长本体段的铰接接头。

3. 根据权利要求 2 所述的导丝,其中,铰接接头包括:

底座,所述底座被连接到细长本体段;以及

枢转构件,所述枢转构件被安装到底座,枢转构件被联接到前末端段和控制元件,枢转构件适合响应控制元件的纵向移动而相对于底座并围绕所述单个轴线枢转,从而导致前末端段的相应的枢转运动。

4. 根据权利要求 3 所述的导丝,其中,控制元件在与所述单个轴线隔开的位置处被连接到枢转构件。

5. 根据权利要求 4 所述的导丝,其中,枢转构件限定与所述单个轴线隔开的偏心孔,以用于接收控制元件的前端。

6. 根据权利要求 3 所述的导丝,其中,枢转构件被安装到枢转凸部,枢转凸部大致上沿着所述单个轴线延伸并被联接到底座。

7. 一种脉管内导丝,所述导丝包括:

细长引导构件,所述细长引导构件尺寸适合于插入对象的身体血管内,细长引导构件限定了纵向轴线并具有前端和尾端,细长引导构件包括细长本体段和前末端段,前末端段适合于且其尺寸被确定为相对于细长本体段枢转;以及

单个控制元件,所述控制元件被操作地联接到前末端段,控制元件通过医生的手动操作是纵向可移动的,从而引起前末端段的相应的枢转运动。

8. 根据权利要求 7 所述的导丝,其中,前末端段适合于绕单个枢转轴线枢转。

9. 根据权利要求 8 所述的导丝,其中,控制元件在与所述单个枢转轴线径向间隔的位置处被操作地联接到前末端段。

10. 根据权利要求 8 所述的导丝,还包括用于将前末端段联接到细长本体段的铰接接头,铰接接头的尺寸被确定为且其适合于能使前末端段相对于细长本体段枢转运动。

11. 根据权利要求 10 所述的导丝,其中,铰接接头包括枢转构件,所述枢转构件被联接到前末端段和控制元件,枢转构件适合响应于控制元件的纵向移动而绕所述单个轴线枢转,由此引起前末端段的相应的枢转运动。

12. 根据权利要求 11 所述的导丝,其中,铰接接头包括底座,底座被联接到细长本体段并使枢转构件可枢转地安装在底座上。

13. 根据权利要求 9 所述的导丝,其中,细长本体段限定纵向开口,控制元件被至少部分地设置在纵向开口内并适于在纵向开口中往复地纵向运动,从而引起前末端段的相应的枢转运动。

14. 根据权利要求 13 所述的导丝,还包括联接到控制元件的尾端的手柄,用于有选择地纵向移动控制元件。

15. 一种在体腔内实施医疗手术的方法,包括以下步骤:

使导丝朝着目标位置前进穿过脉管系统;

通过医生的手工操作有选择地枢转导丝的前端附近的前末端段,从而实现关于目标位置的所需定向;

经导丝引入导管;以及

利用导管在目标位置内实施医疗手术。

16. 根据权利要求 15 所述的方法,还包括在有选择地枢转前末端段的步骤之后,继续平移导丝从而将导丝的前端引导到目标位置内的步骤。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,使导丝前进的步骤包括手工地操作导丝的第一致动器。

18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,手工操作第一致动器的步骤包括旋转第一致动器,以引起前端的相应旋转,从而关于目标位置布置。

19. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,有选择地枢转前末端段的步骤包括手工地操作导丝的第二致动器。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,第二致动器被操作地连接到前末端段,因此有选择地枢转前末端段的步骤包括相对于第一致动器纵向地移动第二致动器,从而实现前末端段的相应的枢转运动。

导丝

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及便于诊断和 / 或治疗手术的医疗装置。具体地，本发明涉及一种用于辅助脉管内装置在神经脉管系统中的放置的导丝。

背景技术

[0002] 导丝通常被用在医疗手术中，以辅助导管和其他医疗装置在管腔、血管或其他体腔内的前进和正确定位。使用导丝的神经脉管手术包括动脉瘤、动静脉畸形（AVM）和缺血性卒中的显像与治疗。脉管内导丝在前进通过曲折神经脉管系统时不发生不期望的变形或缠绕的效果依赖于多种因素和设计考量。这些因素尤其包括制造导丝的材料、导丝尺寸和预期用途。一般地，必须达成一种能提供所要求抗扭强度、侧向强度、抗张强度和 / 或裂断强度的平衡，从而能在曲折的脉管系统中容易和精确地进行操作和操控。由于穿过神经脉管系统的狭窄和远处部位要求相对小的直径，所以用于神经脉管的脉管内手术的导丝还面对其他的挑战。所以，由医生所引起的导丝的运动可能并不会经常使得导丝相对于脉管组织处于所需的位置。

发明内容

[0003] 所以，本发明涉及一种能进入脉管系统（包括神经脉管系统）的远侧区域的导丝。所述导丝包括在其前端处的前末端段，该导丝可以被医生选择性地控制以便于操纵所述导丝穿过这些曲折区域。

[0004] 根据本发明的一个实施例，一种在医疗手术中使用的导丝，所述导丝包括细长引导构件，所述细长引导构件尺寸适合于插入对象的身体血管内。细长引导构件限定了纵向轴线并具有前端和尾端。细长引导构件包括细长本体段和前末端段。细长本体段限定纵向开口或管腔，并且前末端段适合于且其尺寸被确定为相对于细长本体段围绕单个轴线枢转。控制元件延伸穿过细长本体段的纵向开口并被操作地联接到前末端段，以使得控制元件通过医生的手动操作是纵向可移动的，从而引起前末端段的相应的枢转运动。

[0005] 引导构件可以包括用于将前末端段联接到细长本体段的铰接接头。铰接接头可以包括：底座，所述底座被连接到细长本体段；以及枢转构件，所述枢转构件被安装到底座。枢转构件可以被联接到前末端段和控制元件，枢转构件可以适合响应控制元件的纵向移动而相对于底座并围绕单个轴线枢转，从而导致前末端段的相应的枢转运动。控制元件可以在与单个轴线隔开的位置处被连接到枢转构件。枢转构件可以限定与单个轴线隔开的偏心孔，以用于接收控制元件的前端。枢转构件可以被安装到枢转凸部，枢转凸部可以大致上沿着单个轴线延伸并被联接到底座。

[0006] 根据本发明的另一个方案，一种脉管内导丝包括细长引导构件，所述细长引导构件尺寸适合于插入对象的身体血管内。细长引导构件限定纵向轴线并具有前端和尾端。细长引导构件包括细长本体段和前末端段，前末端段适合于且其尺寸被确定为相对于细长本体段枢转。单个控制元件被操作地联接到前末端段。控制元件通过医生的手动操作是纵向

可移动的,从而引起前末端段的相应的枢转运动。

[0007] 前末端段可以适合于绕单个枢转轴线枢转。控制元件可以在与单个枢转轴线径向间隔的位置处被操作地联接到前末端段。

[0008] 导丝可以包括用于将前末端段联接到细长本体段的铰接接头。铰接接头的尺寸可以被确定为且其适合于能使前末端段相对于细长本体段枢转运动。铰接接头可以包括枢转构件,所述枢转构件被联接到前末端段和控制元件。枢转构件可以适合响应于控制元件的纵向移动而绕单个轴线枢转,由此引起前末端段的相应的枢转运动。铰接接头还可以包括底座,底座被联接到细长本体段并使枢转构件可枢转地安装在底座上。

[0009] 细长本体段可以限定纵向开口,控制元件可以被至少部分地设置在纵向开口内并适于在纵向开口中往复地纵向运动,从而引起前末端段的相应的枢转运动。所述导丝还可以包括联接到控制元件的尾端的手柄,用于有选择地纵向移动控制元件。

附图说明

[0010] 通过参考附图将容易理解本发明的实施例,其中:

[0011] 图1是根据本发明原则的在患者脉管系统内使用的导丝和导管的透视图;

[0012] 图2是图1的导丝的放大透视图,其示出了细长引导构件和致动器组件;

[0013] 图3是图2的细长引导构件的放大透视图;

[0014] 图4A-4F是图2的细长引导构件在不同组装阶段的透视图;

[0015] 图5A是图2的导丝的示意图,其示出了处于对准结构的导丝的前末端段;

[0016] 图5B是图2的导丝的示意图,其示出了处于枢转结构的导丝的前末端段;

[0017] 图6是流程图,其示出了利用所述导丝实施医疗手术的方法。

具体实施方式

[0018] 在下面的描述中,用在本文中的术语“近侧”和“远侧”是指导丝在管腔内的相对位置。导丝的“近”端或“尾”端是在身体外侧延伸最接近医生的导丝段。导丝的“远”端或“前”端是在体腔内距离入口部位最远的导丝段。

[0019] 本发明的导丝具体被用于神经脉管手术,但是除了神经脉管应用以外也可以被用于任何介入、诊断、和 / 或治疗手术,包括冠状脉管、外周脉管、和肠胃应用。所述导丝可以被用于多种手术,包括将其他装置(比如导管、支架、和 / 或球囊)引导到患者体内的目标部位。

[0020] 在下面的附图中,并没有示出导丝的全长。导丝的长度能根据介入手术的类型而改变,但是典型地导丝的长度在 30 到 400 厘米(cm)的范围内。用于冠状、外周和神经脉管的介入的导丝的通常长度可能在 170 到 300cm 的范围内。这些长度允许所述导丝与标准快速交换导管系统或经导丝的导管系统配合使用。

[0021] 根据本发明的一种应用,导丝的最大外径在大约 0.008 英寸到大约 0.018 英寸的范围内。这些直径是用于神经脉管手术的导丝的标准直径。导丝的直径可以在导丝的主体部分或主要长度上保持不变;但是所述前端或远端可以具有相对于所述主体部分的大致锥形或收窄的构形。

[0022] 将结合附图描述本发明的多个实施例。应当明白,为了更好地描述本发明,所述附

图并不是按比例的。另外,为了展现出不明显的特征,部分附图包括被放大的或失真的部分。

[0023] 参见图 1,示出曲折的脉管系统,比如在神经脉管空间“n”中。为了便于展示,例如在神经脉管空间“n”内的曲折路径或曲折区域包括主脉管“v1”,以及从更靠近侧的血管以各种角度(包括高达 90 度,甚至大于 90 度)分支或延伸的稍细的支血管“v2”。

[0024] 在图 1 中,本发明的医疗器械 10 包括示出定位在常规路径或微导管 200 内的导丝 100。所述微导管是已知的。从市场上可获得的微导管包括由加利福尼亚州尔湾市的 Tyco Healthcare Group, LP, dba Covidien 所售的 EchelonTM、MarathonTM、和 NauticaTM 微导管。一般地,微导管 200 包括手柄 202 和从所述手柄 202 延伸的细长柔性导管构件 204。所述导管构件 204 可以由一种或多种聚合物的圆柱状原料构成,比如来自瑞士 EMS Chemi 的 Grilamid 牌聚酰胺 / 尼龙,来自法国 Actinofina Chemicals 的 Pebax 牌聚醚 / 聚酰胺,等等。微导管 200 限定了至少延伸穿过所述导管构件 204 的纵向开口或管腔 206,以用于至少部分地通过或接收导丝 100。

[0025] 参见图 2,将描述导丝 100。导丝 100 包括细长引导构件 102 和致动器组件 104。所述细长引导构件 102 的尺寸被确定为插入对象的身体血管内,同时限定纵向轴线“k”。所述细长引导构件 102 包括在其远端或前端 108 上的前末端段 106、延伸到其近端或尾端 114 的细长本体段 110、以及将前末端段 106 联接到细长本体段 110 的铰接接头 116。所述铰接接头 116 限定单个轴线“p”,所述前末端段 106 可以围绕该单个轴线相对于所述细长本体段 110 枢转。单个细长控制元件 118 延伸穿过细长本体段 110 的纵向开口 120,并被操作地联接到所述前末端段 106 和致动器组件 104。所述控制元件 118 通过医生的手工操作可纵向移动,从而引起所述前末端段 106 的相应枢转运动。

[0026] 因为所述前末端段 106 围绕单个轴线“p”被枢转地连接到所述细长本体段 110,以及所述前末端段 106 被操作地联接到单个控制元件 118,所以医生确信所述前末端段 106 会响应致动器组件 104 的操作。

[0027] 导丝 100 的致动器组件 104 包括第一致动器 122,所述细长本体段 110 从第一致动器开始延伸。第一致动器 122 可以结合各种特征(未示出),包括手柄、滑块或类似物,以便于细长引导构件 102 的掌控和 / 或运动。第一致动器 122 的平移或纵向运动可以被传递给细长引导构件 102。而且,第一致动器 122 的旋转运动(例如绕纵向轴线“k”的旋转运动(见图 2))可以被传递给细长引导构件 102。

[0028] 致动器组件 104 还包括第二致动器 124,所述控制元件 118 从第二致动器开始延伸。如上所述,控制元件 118 从第二致动器 124 延伸穿过纵向开口 120 并被操作地连接到细长引导构件 102 的所述前末端段 106,所述纵向开口被限定穿过细长本体段 110。第二致动器 124 可以相对于第一致动器 122 纵向地移动,从而给控制元件 118 施加拉力或压力,并且使控制元件 118 纵向移动。所述控制元件 118 可以被构造为将拉伸负载或压缩负载从第二致动器 124 传递给铰接接头 116。控制元件 118 可以具有在大约 0.001 英寸到大约 0.002 英寸范围内的外径。控制元件 118 可以是一种由柔性材料制成的杆或轴,其具有足够的刚度以给所述前末端段 106 施加枢转运动,如将在下面所描述那样。适合构造所述控制元件的材料包括金属(比如不锈钢、钨、或镍),或者非金属材料(比如碳纤维或聚合物材料)。

[0029] 参见图 3,将更详细地描述细长引导构件 102 的细长本体段 110、铰接接头 116 和

前末端段 106 的细节。所述前末端段 106、铰接接头 116 和细长本体段 110 的尺寸被确定为插入脉管系统内并穿过微导管 200 (图 1)的管腔 206。细长本体段 110 在细长引导构件 102 的大部分长度上延伸,且具有在大约 20cm 到大约 240cm 之间的长度范围。所述细长本体段 110 可以在截面上是大致圆形的,且纵向开口 120 至少在所述细长本体段 110 的大部分长度上延伸。所述细长本体段 110 可以由不锈钢、镍钛诺、或其他合适的合金构成,这些材料可以使所述细长本体段 110 具有足够的柔性以穿过脉管系统。在其他实施例中,纵向开口 120 可以被构造为一种形成在所述细长本体段 110 上的折叠部或翻折部,从而所述纵向开口被至少部分地设置在所述细长本体段 110 的外部上。

[0030] 铰接接头 116 的底座 128 可以在结合位置 130 上被结合到所述细长本体段 110。所述细长本体段 110 可以在其大部分长度上具有大约 0.011 英寸到大约 0.014 英寸范围内的外径,并且所述底座 128 可以具有不超过细长本体段 110 的外径的最大横向尺寸,从而大致保持或对应细长本体段 110 的轮廓。整个细长引导构件 102 可以被接收在微导管 200 (图 1)的管腔 206 内。

[0031] 铰接接头 116 将所述前末端段 106 绕单个枢转轴线“p”枢转地连接到细长本体段 110,所述单个枢转轴线横过纵向轴线“k”。底座 128 保持枢转轴线“p”与细长本体段 110 的前端处于静止关系。所述铰接接头 116 包括支撑所述前末端段 106 并被联接到所述控制元件 118 的枢转构件 134。所述前末端段 106 相对于所述细长本体段 110 和所述底座 128 朝远侧突出,并限定了所述细长引导构件 102 的前端。所述枢转构件 134 被安装到伸入底座 128 内的一对枢转凸部 140。在部分实施例中,所述枢转构件 134 和所述枢转凸部 140 可以被整体地构造为一个单件。所述枢转凸部 140 大致上沿着枢转轴线“p”延伸,从而所述枢转构件 134 和所述前末端段 106 被绕所述枢转轴线“p”枢转地联接到所述底座 128。

[0032] 如图 3 所示,前末端段 106 被构造为具有钝的锥形,但是可以提供其他防止损伤的结构,比如线圈、圆形或椭圆形截面的线段、或者扁平的、平坦的或带状的末端。作为另一种替换(未示出),前末端段可以被热固化为各种构形,包括业内已知的直线构形或弯曲的“J 钩”,或者前末端段可以由医生在介入手术之前将其弯成“J 钩”。例如所述前末端段 106 可以在大约 5cm 到大约 50cm 的范围内。所述前末端段 106 的最大断面横向尺寸或直径可以小于铰接接头 116 的横向尺寸,或者在一些实施例中可以接近铰接接头 116 的横向尺寸,从而在所述前末端段 106 和所述铰接接头 116 之间提供平滑的过渡。

[0033] 参见图 4A 到 4F,描述一种制造或组装所述细长引导构件 102 的方法。首先,原材料 144(图 4A)具有一对大致平坦的侧面 146 和一对曲面 148。可以在原材料 144 的前侧上将曲面 150(图 4B)微加工到原材料 144 上。接下来,在每个大致平坦的侧面 146 上切削出环形通道 152(图 4C)。所述环形通道 152 限定了所述枢转凸部 140。在所述曲面 150 上钻出孔 154,从而提供接收前末端段 106 的连接器。在其他实施例中,可以提供突起或卡扣连接器(未示出),以用于接收所述前末端段 106。从原材料 144 的尾侧挖出空腔 156,从而提供控制元件 118 的通道,并且在空腔 156 的尾面上切削出偏心孔 158 以接收控制元件 118。所述偏心孔 158 与枢转轴线“p”径向地隔开,从而通过在偏心孔 158 处对枢转构件 134 施加纵向作用力而围绕枢转轴线“p”产生转矩。

[0034] 接下来,在原材料 146 中切削出平行槽 160(图 4D)和横向槽 162。所述平行槽 160 与所述环形通道 152 相交且延伸到所述横向槽 162。所述横向槽 162 延伸穿过原材料

146,因此所述槽 160,162 将枢转构件 134 与底座 128 分开。所述底座 128 保持所述枢转构件 134,原因在于枢转凸部 140 伸入到底座 128 的侧面 146 内。通过在同一原材料 146 上微加工出所述底座 128 和所述枢转构件 134,不需要对所述两部件 128,134 彼此再进行组装。因此,枢转构件 134 的枢转凸部 140 可以延伸到所述底座 128 的整个宽度,并且可以与所述侧面 146 齐平。这种结构提供了一种结构上牢固的铰接接头 116。这对于尺寸被确定为在神经脉管系统内使用的相对小直径导丝是非常有利的。

[0035] 如图 4E 所示,前末端段 106 可以被接收在所述孔 154 内并被附接到所述枢转构件 134。因此,所述枢转构件 134 和前末端段 106 可以一起枢转。控制元件 118 可以被接收在所述偏心孔 158 内并且也可以被附接到所述枢转构件 134。可以通过粘合、焊接、钎焊或类似手段实现将前末端段 106 和控制元件 118 附接到所述枢转构件 134。

[0036] 然后底座 128 可以被结合到细长本体段 110 (图 4F),从而将铰接接头 116 联接到细长本体段 110。在其他实施例中,底座 128 可以与细长本体段 110 的前端整体形成。

[0037] 至少包括所述细长本体段 110 和 / 或所述前末端段 106 的所述细长引导构件 102 可以包括形状记忆合金或聚合物或者超弹性合金或聚合物。一种合适的形状记忆合金 (SMA) 或超弹性金属是镍钛诺(NiTi),一种在市面上销售的具有各种直径和尺寸的镍 / 钛合金。超弹性合金(比如 NiTi) 是相对柔性的,能有效地穿过所遇到的曲折脉管系统,同时具有优越的恢复能力。形状记忆金属或聚合物或者超弹性金属或聚合物(比如 NiTi) 还适合于期望前末端段 106 具有预定曲率的应用。包括 NiTi 的形状记忆合金能被热固化为所需形状,被拉直以用于传输到部位,然后被释放以恢复到热固化的形状。其他用于所述细长引导构件 102 的材料可以包括在市面上能买到的来自纽约州新哈特福德的 SAES Smart Material, Inc 的由镍、钛和钴组成的合金。

[0038] 还能预见到,润滑涂层可以被设置在细长引导构件 102 的部件上。合适的润滑涂层包括亲水材料(比如聚乙烯吡咯烷酮(PVP)、聚氧化乙烯、聚乙二醇、纤维素聚合物、和亲水马来酐),或者疏水材料(比如硅酮、PTFE 或 FEP)。典型地通过浸涂法或喷镀法施加所述涂层,并且可以使用热固化。例如,高至约 70 摄氏度的固化温度被用于硅酮涂层,而 PTFE 涂层可能要求数百度。除了润滑涂层,可以在整个或部分导丝上施加生物活性涂层。这种涂层也可以结合如下物质:比如肝磷脂、水蛭素及其相似体、或其他药物。典型地通过浸涂法施加这些涂层。生物活性涂层对于防止凝血或往特定部位输送药物是理想的。

[0039] 参见图 1,5A 和 5B,结合图 6 的流程图,将描述与实施医疗手术 300 (图 6)相关联的导丝 100 的使用。可以操作致动器组件 104 以将所述细长引导构件 102 定位在神经脉管空间“n”内(图 1)。医生可以平移第一致动器 122,从而使所述细长引导构件 102 前进到目标位置,例如脉管系统内的交点。(步骤 302)医生可以旋转第一致动器 122,以将细长引导构件 102 的前端 108 关于神经脉管空间“n”定向。例如,医生可以沿箭头“a”所示方向将第一致动器 122 旋转一个角度“ α ”,从而引起细长引导构件 102 的前端 108 在脉管系统内沿箭头“A”的方向相应地转过一个角度 θ 。

[0040] 另外,如果需要时,医生可以操作第二致动器 124,以关于细长本体段 110 (图 5A 和 5B) 枢转所述前末端段 106 (步骤 304),从而细长引导构件 102 的继续平移将细长引导构件 102 的前端 108 引导到目标血管,例如血管“v2”(步骤 306)。例如,医生可以沿箭头“b”的方向拉动第二致动器 124,从而给控制元件 118 施加拉力。因为控制元件 118 在与枢

转轴线“p”偏置的位置上被联接到枢转构件 134，所以控制元件 118 上的拉力导致枢转构件 134 和前末端段 106 沿箭头“B”所示方向枢转。在一些实施例中，所述控制元件 118 可以是充分刚性的，从而能给控制元件施加压缩力，以引起枢转构件 134 和前末端段 106 沿与箭头“B”相反的方向枢转。无需平移细长引导构件 102 的前端 108 就可以实现这种枢转运动。例如，第二致动器 124 可以相对于第一致动器 122 纵向地移动或平移，从而实现前末端段 106 回转。这些运动的独立性便于确定前末端段 106 相对血管“v2”的放置与定位，并辅助医生实现所需要的前末端段 106 的定向。

[0041] 所述铰接接头 116 的尺寸可以相对小于第二致动器 124。因此，第二致动器 124 可以非常灵敏。例如，第二致动器 124 沿箭头“b”的方向的一个非常小的位移可能足够驱动枢转构件 134 和前末端段 106 沿箭头“B”的方向运动。因为所述前末端段 106 围绕单个轴线“p”和枢转凸部 140 枢转连接到细长本体段 110，所以医生确信所述前末端段 106 将会响应于致动器 122, 124 的操作。

[0042] 当导丝 100 根据需要相对于目标位置被定位在神经脉管空间“n”内后，微导管 200 的导管构件 204 可以经导丝 100 的细长引导构件 102 前进，从而将微导管 200 邻近目标位置定位在神经脉管空间“n”内(步骤 308)。然后微导管 200 可以被用于实施医疗手术(步骤 310)，包括动脉瘤或动静脉畸形的治疗、血管成形术或支架手术。在一些其他手术中，导管构件 204 或其他装置(未示出)可以先被定位在所述细长引导构件 102 上，然后和导丝 100 一起被定位在神经脉管空间“n”内。

[0043] 以上描述和附图用于描述本发明的实施例，并不表示以任何方式限制本发明的保护范围。本领域技术人员会明白，在不脱离本发明的实质精神或保护范围的前提下可以进行各种修改和变化。因此，这表示本发明覆盖了落入后附权利要求的保护范围内的修改和变化以及它们的等同物。

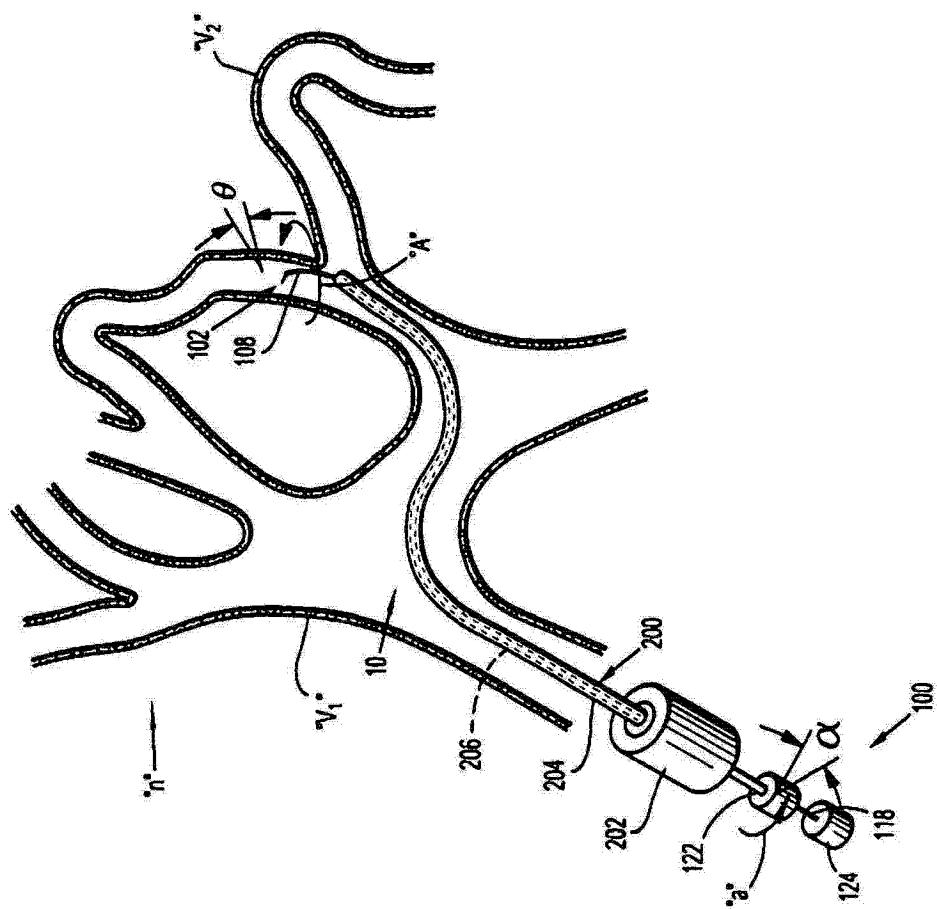


图 1

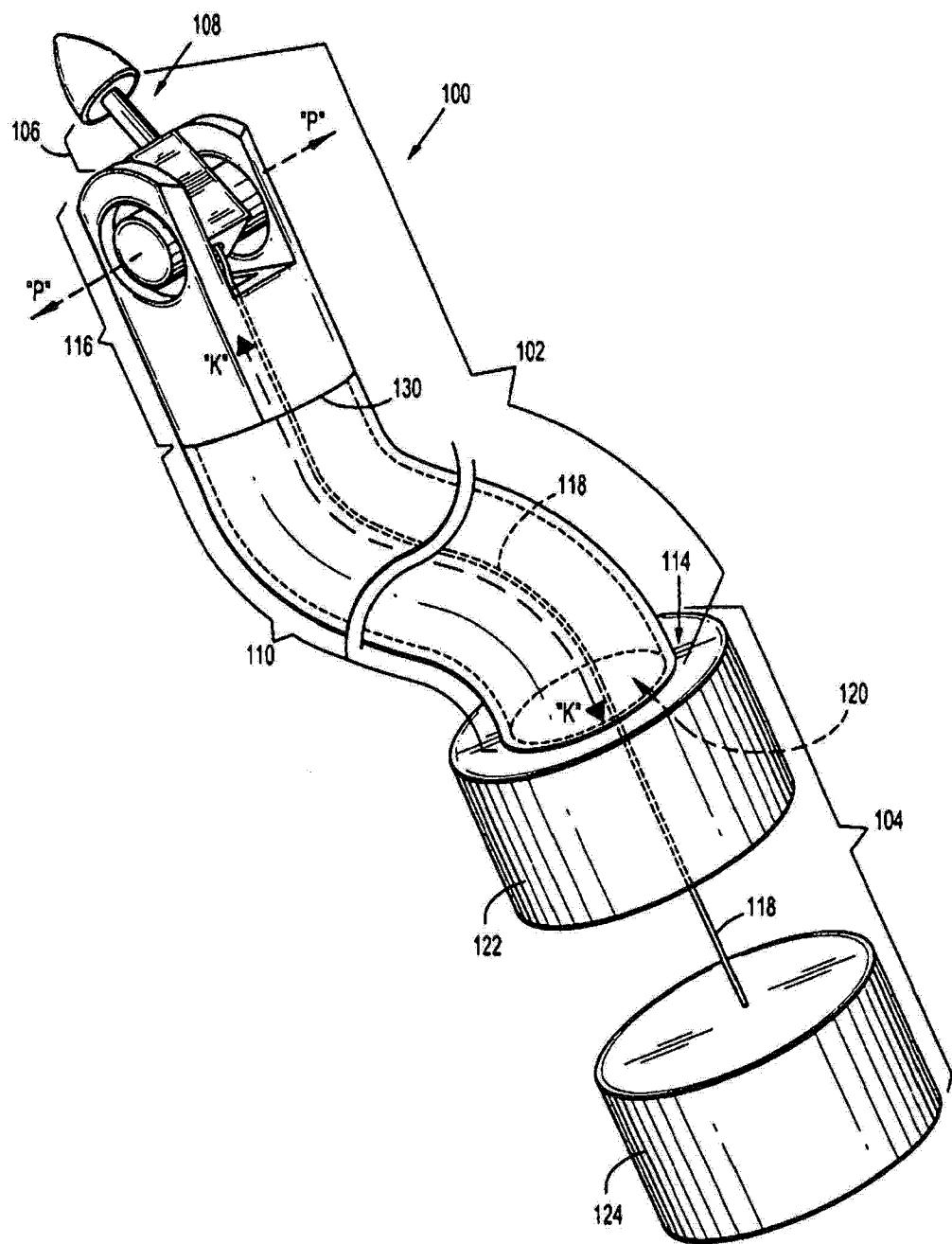


图 2

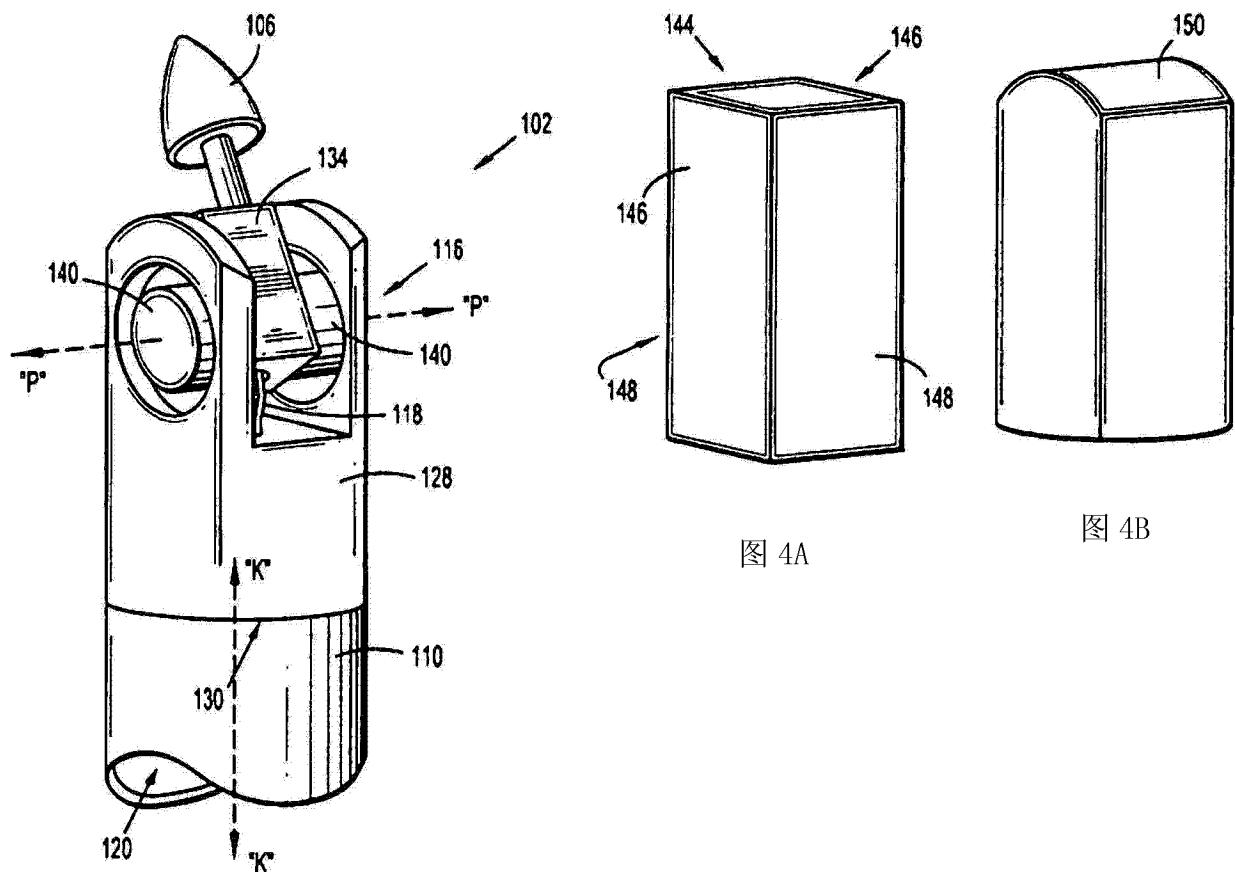


图 3

图 4A

图 4B

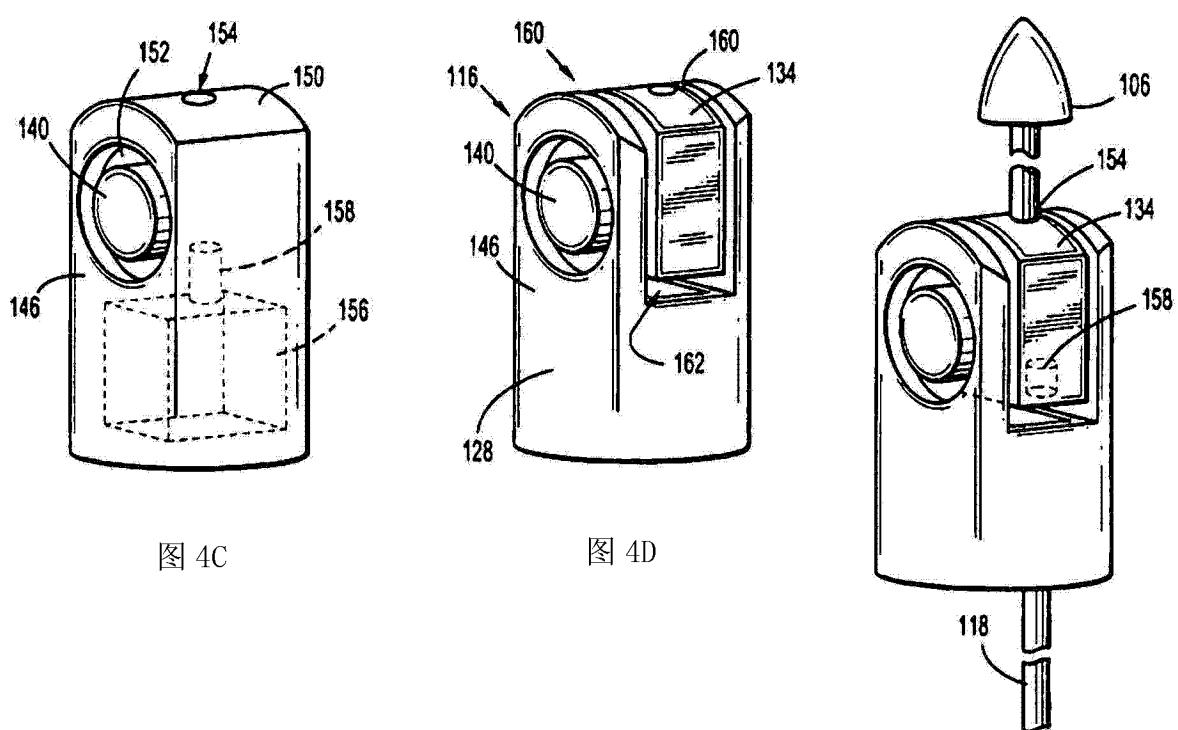


图 4C

图 4D

图 4E

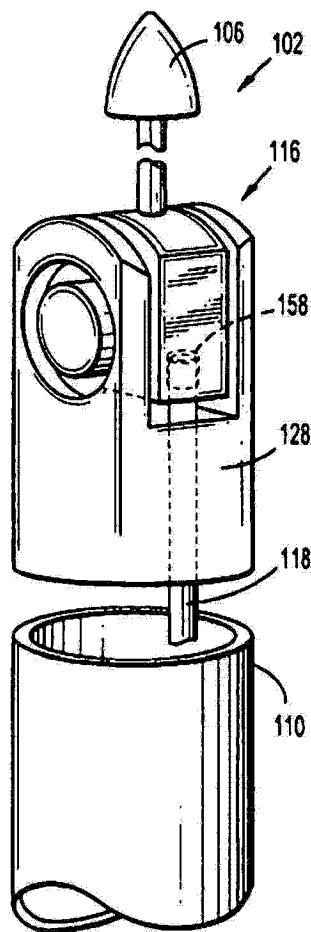


图 4F

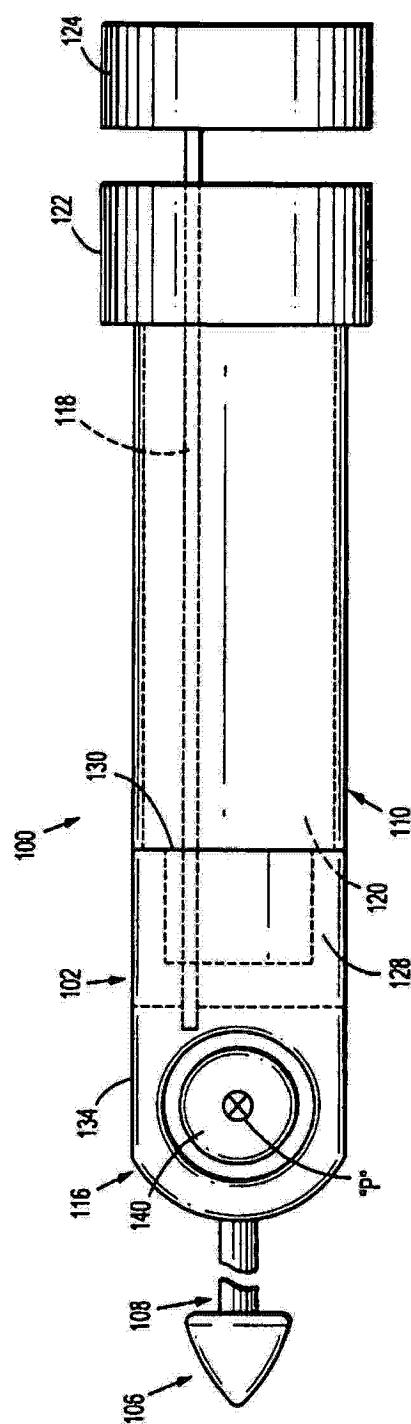


图 5A

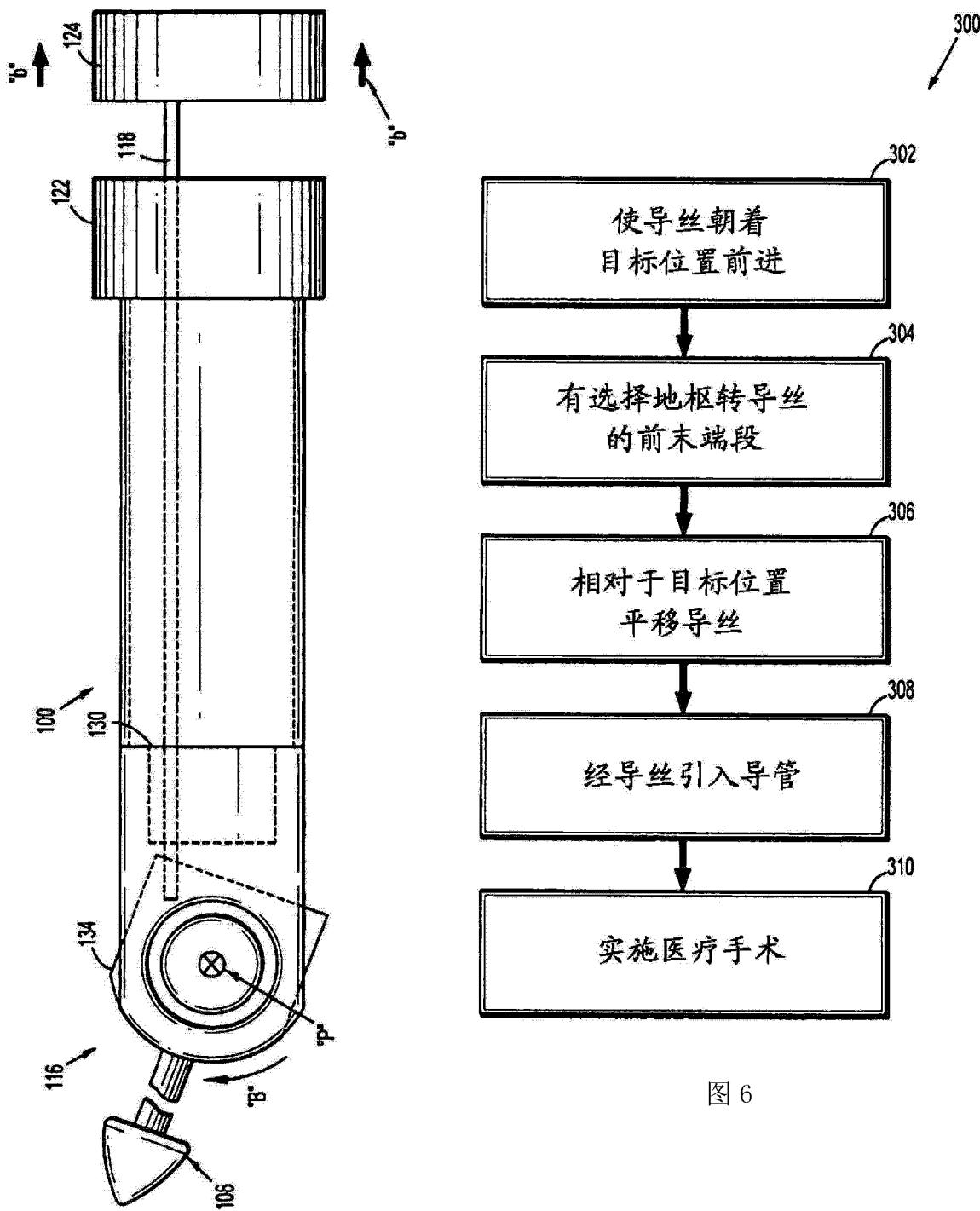


图 5B

图 6