



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 214967150 U

(45) 授权公告日 2021. 12. 03

(21) 申请号 202023323169.0

(22) 申请日 2020.12.31

(73) 专利权人 宁波健世科技股份有限公司

地址 315336 浙江省宁波市杭州湾新区滨海四路777号B区5号楼

(72) 发明人 郑玲和 陈志 范维云

(51) Int. Cl.

A61F 2/24 (2006.01)

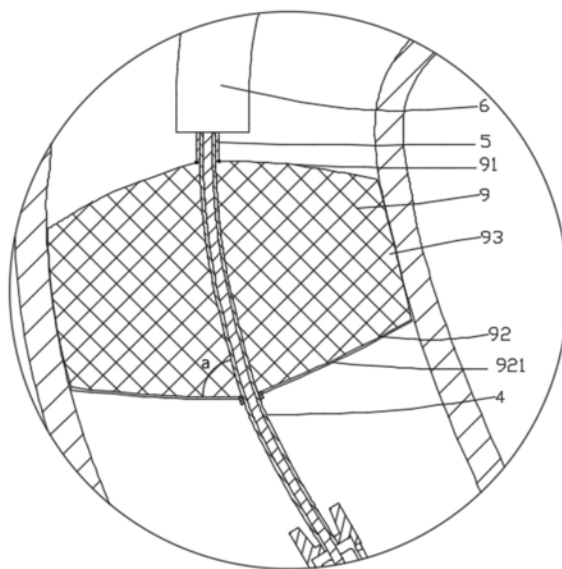
权利要求书1页 说明书7页 附图15页

(54) 实用新型名称

一种带对中调整装置的植入器械输送系统

(57) 摘要

本实用新型公开了一种带对中调整装置的植入器械输送系统,包括植入器械、控制手柄,内管、内芯管、固定管、外鞘、调整机构和控制释放装置,调整机构和内芯管连接,植入器械的近端和调整机构的远端连接,控制释放装置限制植入器械的远端部分径向扩张,固定管和外鞘之间设置有对中调整装置,对中调整装置包括第一支撑段,中间支撑段和第二支撑段,第一支撑段的一端和固定管连接,第二支撑段的另一端设置为轴向滑动连接,预装时对中调整装置被限制在固定管和外鞘之间,当操作控制手柄使外鞘向近端移动时,对中调整装置恢复成预设形状,中间支撑段紧贴血管壁进而带动内芯管以及植入器械实现径向位置调整,直至植入器械的中心轴线垂直于自体瓣环面。



1. 一种带对中调整装置的植入器械输送系统,包括植入器械、控制手柄,内管、内芯管、固定管、外鞘、调整机构和控制释放装置,其特征在于:所述调整机构和所述内芯管连接,所述植入器械的近端和所述调整机构的远端配合连接,所述控制释放装置限制所述植入器械的远端部分径向扩张,所述固定管和所述外鞘之间设置有对中调整装置,所述对中调整装置包括第一支撑段,中间支撑段和第二支撑段,所述第一支撑段的一端和所述固定管连接,所述对中调整装置为自膨式网状结构,预装时,所述对中调整装置被限制在所述固定管和所述外鞘之间,当操作控制手柄使所述外鞘向近端移动时,所述对中调整装置恢复成预设形状,所述中间支撑段紧贴血管壁进而带动所述内芯管以及所述植入器械实现径向位置调整。

2. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述调整机构的近端设置有凹槽,预装时,所述对中调整装置的远端被限制在所述凹槽内,当操作控制手柄使外鞘向近端移动时,所述对中调整装置的远端向近端移动离开所述凹槽并恢复成预设的形状。

3. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述第二支撑段包括有支撑构件和连接环,所述支撑构件的一端固定连接在所述对中调整装置上,所述支撑构件的另一端与所述连接环连接,所述连接环被套设在所述内芯管上。

4. 根据权利要求3所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述支撑构件的数量至少为两根。

5. 根据权利要求3所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述支撑构件围绕所述内芯管轴向中心对称分布呈锥形尖端,所述支撑构件与所述内芯管轴向中心形成有角度 α 。

6. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述第一支撑段和所述中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段。

7. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述第二支撑段和所述中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段。

8. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述固定管和所述内芯管之间设置有变径鞘,所述变径鞘限制所述植入器械的径向扩张。

9. 根据权利要求8所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述变径鞘上设置有通道,预装时,所述对中调整装置的远端可穿越所述通道。

10. 根据权利要求1所述的一种带对中调整装置的植入器械输送系统,其特征在于:所述内芯管与植入器械通过所述调整机构连接,所述调整机构的远端与所述植入器械的近端配合连接,所述调整机构包括固定连接在内芯管远端的底座、若干个均布设置在底座上连接爪,所述连接爪上设置有孔状结构。

一种带对中调整装置的植入器械输送系统

技术领域

[0001] 本实用新型属于医疗器械领域,具体涉及一种带对中调整装置的植入器械输送系统。

背景技术

[0002] 随着人类生活水平不断提高,主动脉瓣膜疾病的患者不断增多,主动脉瓣膜疾病,指主动脉原发或继发性关闭不全或瓣膜口狭窄,主要伴随有升主动脉扩张等疾病,目前,主要依靠外科手术进行治疗,但是手术的死亡率比较高,需要进行体外循环,创伤面积比较大,一些高龄患者的身体条件无法达到期望水平。

[0003] 研究表明,通过对瓣膜支架系统和操作技术进行改进来抑制主动脉穿孔、瓣周漏、血栓和脑卒中等并发症,具有重要的意义。现有的支架系统主要通过球囊扩张的瓣膜支架系统和自膨式的瓣膜支架系统为代表来治疗主动脉瓣膜狭窄,通过技术方案改革来提高患者的成活率,瓣膜释放后跨瓣压差小,传导阻滞发生率低,但是从长远看来,效果不是很明显,释放时同轴性差、膨胀不良、定位困难以及容易滑脱,近年来,国内外一些学者开展了经皮主动脉瓣膜置换的基础和临床研究,并取得一些突破性的进展,为需要外科瓣膜置换的高危老年性主动脉瓣退行性患者,提供了一种有效的治疗方法,但是无法避免因支架与钙化瓣叶及主动脉腔壁触碰而抖落的瓣叶阻止或升主动

[0004] 脉壁粥样斑块等杂质窜入颈动脉等脉管,从而造成脑卒中。

[0005] 专利CN201110092241.X提供了一种心瓣膜输送系统,其中人造瓣膜被装在输送套管里面的瓣膜导管上。阶段球囊从输送套管伸出并且提供锥形的表面,用于方便前进通过人体脉管。该阶段球囊还有助于通过自体瓣膜的小叶。在人造瓣膜被定位在自体瓣膜内之后,该输送套管缩回以露出该人造瓣膜。在一个实施例中,输送套管通过利用丝杠而被缩回,该丝杠在瓣膜导管和输送套管之间实现相对运动。人造瓣膜优选是自扩展的。如果需要,阶段球囊可以被扩展以牢固地将人造瓣膜安放在自体瓣膜部位处。人造瓣膜优选由多个柔性延伸臂连接于瓣膜导管,在人造瓣膜的初始展开之后该柔性延伸臂使人造瓣膜能够皱缩,因此如有需要则人造瓣膜可以被重新定位;但是该技术方案无法进行周向位置上的调整,降低了定位准确性,使得瓣膜在定位时不能对定位位置进行调整,造成容错率很低,提高了手术的风险系数。

[0006] 专利CN103349577A提供了一种带远端保护的经皮主动脉支架系统,该系统中的保护器安装在支架的远端,通过控制手柄使血栓保护器和支架抵达目标位置后分别先后释放,先于支架释放的保护器在呈现原有膨胀形态后,能够有效避免因后续操作碰落的瓣叶组织或粥样斑块等杂质窜入颈动脉等脉管,但是该保护器的远端释放后成圆柱形膨胀状态支撑在血管壁,其近端的下端部分成斜切口,不能对支架释放过程起到对中作用。

[0007] 专利CN104487017A提供了用于经皮主动脉瓣置换和修复过程期间使用耦接至护套远端的过滤系统过滤栓塞的装置,护套具有近端和远端以及两者之间的内腔,远端可以经由周边动脉和升主动脉被引入主动脉弓,近端可以被放置在身体的外部,内腔可以进行

经皮主动脉置换和修复,过滤器具有入口和出口的框和附接到框的栓塞过滤网,入口在主动脉瓣和大动脉之间的区域中充分地跨越主动脉弓,出口耦接至护套的远端而不留下栓塞能够通过任何间隙且不阻碍护套的远端处的内腔,但是其附加设备会刮伤过滤器,所以潜在的导致大动脉壁的创伤,甚至可能存在设备缠绕和交互的问题。

[0008] 因此,如何实现植入器械精准定位的同时,避免由于后续操作导致脱落的斑块和血栓等杂质进入颈动脉等脉管来降低手术风险成为目前急需解决的问题。

实用新型内容

[0009] 本实用新型的目的是克服现有技术的不足,针对主动脉狭窄且需要介入治疗的患者提供一种带对中调整装置的植入器械输送系统,解决了因管体与主动脉瓣环面为非垂直角度而导致植入器械定位不精准的问题,并且避免了由于后续操作导致脱落的斑块和血栓等杂质进入颈动脉等脉管,降低了手术风险。

[0010] 本实用新型的目的是通过以下方案实现的:

[0011] 一种带对中调整装置的植入器械输送系统,包括植入器械、控制手柄,内管、内芯管、固定管、外鞘、调整机构和控制释放装置,所述调整机构和所述内芯管连接,所述植入器械的近端和所述调整机构的远端配合连接,所述控制释放装置限制所述植入器械的远端部分径向扩张,所述固定管和所述外鞘之间设置有对中调整装置,所述对中调整装置包括第一支撑段,中间支撑段和第二支撑段,所述第一支撑段的一端和所述固定管连接,所述对中调整装置为自膨式网状结构,预装时,所述对中调整装置被限制在所述固定管和所述外鞘之间,当操作控制手柄使所述外鞘向近端移动时,所述对中调整装置恢复成预设形状,所述中间支撑段紧贴血管壁进而带动所述内芯管以及所述植入器械实现径向位置调整。

[0012] 本实用新型的目的还可以通过以下技术方案进一步实现:

[0013] 在一个实施方式中,所述调整机构的近端设置有凹槽,预装时,所述对中调整装置的远端被限制在所述凹槽内,当操作控制手柄使外鞘向近端移动时,所述对中调整装置的远端向近端移动离开所述凹槽并恢复成预设的形状。

[0014] 在一个实施方式中,所述凹槽在内管轴向中心方向截面为梯形。

[0015] 在一个实施方式中,所述对中调整装置为自膨式的编织网状结构,其骨架的材质为形状记忆合金或弹性丝。

[0016] 在一个实施方式中,所述第二支撑段包括有支撑构件和连接环,所述支撑构件的一端固定连接在所述对中调整装置上,所述支撑构件的另一端与所述连接环连接,所述连接环被套设在所述内芯管上。

[0017] 在一个实施方式中,所述对中调整装置释放后呈椭球形,所述支

[0018] 撑构件围绕所述内芯管轴向中心对称分布呈锥形尖端,所述支撑构件与所述内芯管轴向中心形成有角度 a ,角度 a 的范围为 $0-90^{\circ}$ 。

[0019] 在一个实施方式中,所述第一支撑段和所述中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段,所述第二支撑段和所述中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段,以便所述外鞘向远端推进或向近端缩回过程中减少阻力。

[0020] 在一个实施方式中,所述支撑构件的数量为四根。

[0021] 在一个实施方式中,所述对中调整装置的远端设置有显影标示或其他显影的装

置,用于显示对中调整装置在主动脉中的位置和方向。

[0022] 在一个实施方式中,所述固定管和所述内芯管之间设置有变径鞘,所述变径鞘限制所述植入器械的径向扩张;设置变径鞘能有效控制植入器械近端的膨胀,使得输送系统在释放对中调整装置后,未释放植入器械时可以更好的束缚以及控制植入器械的位置调整,避免在调整过程中发生刮蹭。

[0023] 在一个实施方式中,所述变径鞘上设置有通道,预装时,所述对中调整装置的远端可穿越所述通道。

[0024] 在一个优选的实施方式中,所述变径鞘上的通道与所述调整机构的凹槽配合对应设置,如此设计的好处在于:预装时,变径鞘的远端部分可以贴合调整机构的形态,同时,所述对中调整装置的远端可延伸至通道内,节省输送系统的装载空间,以及更加接近于植入器械使其调整效果更佳。

[0025] 在另一个优选的实施方式中,所述第二支撑段仅设置有支撑构件,所述部分支撑构件穿越所述通道进入到所述变径鞘内,当所述对中调整装置恢复成预设形态时,所述部分支撑构件由通道内撤出,并支撑所述内芯管,实现对中调整。

[0026] 在一个实施方式中,所述内芯管与植入器械通过所述调整机构连接,所述调整机构的远端与所述植入器械的近端配合连接,所述调整机构包括固定连接在内芯管远端的底座、若干个均布设置在底座上连接爪,所述连接爪上设置有孔状结构。

[0027] 在一个实施方式中,所述内管与内芯管之间还设有若干根控制丝,所述植入器械上设有限位孔,所述限位孔穿过所述孔状结构,所述控制丝的远端穿过所述限位孔形成可拆卸连接。

[0028] 在一个实施方式中,所述控制丝由直径为0.2mm-0.5mm的镍钛合金丝制成。

[0029] 在一个实施方式中,所述控制释放装置还包括限制鞘和限位构件,所述限位构件被设置在所述内管上,所述限位构件与所述植入器械的远端连接,当操作所述控制手柄使得所述限制鞘向远端移动且未完全脱离所述植入器械的另一端时,所述植入器械的另一端始终被所述限位构件限制在所述限制鞘内。

[0030] 在一个实施方式中,所述限位构件包括限位件和设置在限位件远端侧的拉头,所述限位件和所述拉头设置在所述内管上,所述拉头与所述植入器械的远端连接,所述拉头能沿着所述内管轴向移动。

[0031] 与现有技术相比,本实用新型的优点在于:

[0032] 1.区别于现有技术,本实用新型中对中调整装置包括第一支撑段,中间支撑段和第二支撑段,第一支撑段的一端和所述固定管连接,对中调整装置为自膨式网状结构,预装时,对中调整装置被限制在固定管和外鞘之间,当操作控制手柄使外鞘向近端移动时,对中调整装置恢复成预设形状,中间支撑段紧贴血管壁进而带动所述内芯管以及所述植入器械实现径向位置调整,整个过程中,中间支撑段能够支撑在血管壁,起到了稳固作用,可以在植入器械释放时增强对中效果,另外,对中调整装置的网状结构能够保证手术过程中血液正常流动,并能够收集手术过程中脱落的血栓杂质,避免卒中。

[0033] 2.区别于现有技术,本实用新型中调整机构的近端设置有凹槽,预装时,对中调整装置的远端被限制在所述凹槽内,可以节省输送系统轴向装载空间,另外,当输送系统进入主动脉时,对中调整装置可随植入器械一起到达升主动脉位置,凹槽为对中调整装置合理

的位置定位起到了导向作用,增强了对中效果,以便更好的释放植入器械。

[0034] 3.区别于现有技术,本实用新型中第二支撑段通过支撑构件稳定对中调整装置,提高了对中调整装置的稳固性,另外,支撑构件围绕内芯管轴向中心对称分布呈锥形尖端,支撑构件与所述内芯管轴向中心形成有角度 α ,进一步增强了植入器械的对中效果。

[0035] 4.区别于现有技术,本实用新型中第一支撑段和中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段,第二支撑段和中间支撑段的连接处具有圆弧缓冲段,所述外鞘向远端推进或向近端缩回过程中,所述圆弧缓冲段和外鞘相接触,可以降低阻力,减少对血管壁的创伤。

附图说明

[0036] 图1a~1g为具体实施例中植入器械输送系统的结构示意图,其中图1b、图1e、图1f为图1a的局部放大示意图,图1c和图1d为调整机构的结构图。

[0037] 图2a~2d为具体实施例一中对中调整装置在心内完成释放的形态示意图和结构示意图,其中图2b为图2a支撑构件与轴向中心形成角度的另一种实施方式,图2d为对中调整装置的截面示意图。

[0038] 图3a~3f为具体实施例一中对中调整装置释放的过程示意图。

[0039] 图4a~4c为具体实施例一中植入器械输送系统调整植入器械并完成释放的过程示意图。

[0040] 图5a~5c为具体实施例二中植入器械输送系统的结构示意图,其中图5b和图5c为图5a的局部放大示意图。

[0041] 图6a~6f为具体实施例二中对中调整装置释放的过程示意图。

[0042] 图7a~7c为具体实施例二中植入器械输送系统调整植入器械并完成释放的过程示意图。

[0043] 附图中各数字所指代的部位名称如下:1-植入器械,11-限位孔,2-控制手柄,3-内管、4-内芯管、5-固定管、6-外鞘、61-变径鞘、62-通道,7-调整机构,71-底座,72-连接爪,721-孔状结构,73-凹槽,74-控制丝,8-控制释放装置,81-限制鞘,82-限位构件,821-限位件,822-拉头,9-对中调整装置,91-第一支撑段,911-圆弧缓冲段,92-第二支撑段,93-中间支撑段,921-支撑构件,922-连接环。

具体实施方式

[0044] 下面结合附图与实施例对本实用新型作进一步详细描述。

[0045] 本实用新型所述的近端是指接近手术操作者的一端,所述的远端是指远离手术操作者的一端。

[0046] 具体实施例一:

[0047] 在一个实施方式中,如图1a-1g所示,以治疗主动脉瓣膜疾病为例,一种带对中调整装置9的植入器械1输送系统,包括植入器械1、控制手柄2,内管3、内芯管4、固定管5、外鞘6、调整机构7和控制释放装置8,所述调整机构7和所述内芯管4连接,所述植入器械1的近端和所述调整机构7的远端配合连接,所述控制释放装置8限制所述植入器械1的远端部分径向扩张,所述固定管5和所述外鞘6之间设置有对中调整装置9,所述对中调整装置9包括第一支撑段91,中间支撑段93和第二支撑段92,所述第一支撑段91的一端和所述固定管5连

接,所述对中调整装置9为自膨式网状结构,预装时,所述对中调整装置9被限制在所述固定管5和所述外鞘6之间,当操作控制手柄2使所述外鞘6向近端移动时,所述对中调整装置9恢复成预设形状,所述中间支撑段93紧贴血管壁进而带动所述内芯管4以及所述植入器械1实现径向位置调整,整个过程中,对中调整装置9能够保证植入器械1精准的到达目标释放位置,另外,中间支撑段93能够支撑在血管壁,起到了稳固作用,可以增强植入器械1释放过程的对中效果,另外,对中调整装置9的网状结构能够保证手术过程中血液正常流动,并能够收集手术过程中脱落的血栓杂质,避免卒中。

[0048] 下面将结合附图详细描述本实用新型的植入器械1输送系统各部件的组成和连接方式。

[0049] 本实施例中,如图1b-1e所示,所述调整机构7的近端设置有凹槽73,预装时,所述对中调整装置9的远端被限制在所述凹槽73内,可以节省输送系统轴向装载空间,当输送系统进入主动脉时,对中调整装置9可随植入器械1一起到达升主动脉位置,凹槽73为对中调整装置9合理的位置定位起到了导向作用,增强了对中效果,以便更好的释放植入器械1,当操作控制手柄2使外鞘6向近端移动时,所述对中调整装置9的远端向近端移动离开所述凹槽73并恢复成预设的形状,所述凹槽73在垂直内芯管4轴向中心截面为梯形。

[0050] 本实施例中,如图2c-2d所示,所述第二支撑段92包括有支撑构件921和连接环922,所述支撑构件921的一端固定连接在所述对中调整装置9上,所述支撑构件921的另一端与所述连接环922连接,所述连接环922被套设在所述内芯管4上,第二支撑段92通过支撑构件921稳定对中调整装置9,提高了对中调整装置9的稳固性,另外,支撑构件921围绕内芯管4轴向中心对称分布呈锥形尖端,支撑构件921与所述内芯管4轴向中心形成有角度 α ,进一步增强了植入器械1的对中效果。

[0051] 本实施例中,所述第一支撑段91和所述中间支撑段93的连接处具有圆弧缓冲段911,所述第二支撑段92和所述中间支撑段93的连接处具有圆弧缓冲段,如图2c所示,所述外鞘6向远端推进或向近端缩回过程中,所述圆弧缓冲段911和外鞘6相接触,可以降低阻力,减少对血管壁的创伤。

[0052] 本实施例中,所述支撑构件921的数量为四根,如图2d所示。

[0053] 本实施例中,所述内芯管4与植入器械1通过所述调整机构7连接,所述调整机构7的远端与所述植入器械1的近端配合连接,所述调整机构7包括固定连接在内芯管4远端的底座71、若干个均布设置在底座71上连接爪72,所述连接爪72上设置有孔状结构721,如图1c和1d所示。

[0054] 本实施例中,所述内管3与内芯管4之间还设有若干根控制丝74,所述植入器械1上设有限位孔11,所述限位孔11穿过所述孔状结构721,所述控制丝74的远端穿过所述限位孔11形成可拆卸连接,如图1e和1g所示。

[0055] 本实施例中,所述控制释放装置8还包括限制鞘81和限位构件82,所述限位构件82被设置在所述内管3上,所述限位构件82与所述植入器械1的远端连接,当操作所述控制手柄2使得所述限制鞘81向远端移动且未完全脱离所述植入器械1的另一端时,所述植入器械1的另一端始终被所述限位构件82限制在所述限制鞘81内,如图1f所示。

[0056] 本实施例中,如图1a和1f所示,所述限位构件82包括限位件821和设置在限位件821远端的拉头822,如图1f所示,所述限位件821和所述拉头822设置在所述内管3上,所

述拉头822与所述植入器械1的远端连接,所述拉头822能沿着所述内管3轴向移动。

[0057] 本实施例工作过程步骤如下所示:

[0058] 1.操作控制手柄2,使植入器械1及其输送系统通过股动脉微创口逆行穿刺进入主动脉,植入器械1及其输送系统调弯后跨过主动脉弓,随即到达升主动脉,进入主动脉根部病灶位置,如图3a和3b所示。

[0059] 2.观察显影标示,通过操作控制手柄2使外鞘6向近端移动,对中调整装置9自膨成网状结构并带动所述内芯管4以及所述植入器械1实现径向位置调整,直至所述植入器械1的中心轴线垂直于自体瓣环面,如图3c~3f所示。

[0060] 3.操作控制手柄2使得控制释放装置8脱离植入器械1,所述植入器械1远端释放,操作控制手柄2使得控制丝74脱离限位孔11,所述植入器械1近端释放,如图4a和4b所示。

[0061] 4.植入器械1被释放到目标位置后,操作控制手柄2使外鞘6向远端移动直至所述对中调整装置9完全收入外鞘6中,如图4c所示。

[0062] 5.控制操作手柄2原路撤回输送系统,完成手术过程。

[0063] 具体实施例二:

[0064] 在一个实施方式中,如图5a-5c所示,以治疗主动脉瓣膜疾病为例,一种带对中调整装置9的植入器械1输送系统,包括植入器械1、控制手柄2、内管3、内芯管4、固定管5、外鞘6、调整机构7和控制释放装置8,所述调整机构7和所述内芯管4连接,所述植入器械1的近端和所述调整机构7的远端配合连接,所述固定管5和所述内芯管4之间设置有变径鞘61,所述变径鞘61限制所述植入器械1的

[0065] 径向扩张,变径鞘61能够更好的控制植入器械1的释放过程并使其独立于对中调整装置9的释放过程,操作方便,所述控制释放装置8限制所述植入器械1的远端部分径向扩张,所述固定管5和所述外鞘6之间设置有对中调整装置9,所述对中调整装置9包括第一支撑段91,中间支撑段93和第二支撑段92,所述第一支撑段91的一端和所述固定管5连接,所述对中调整装置9为自膨式网状结构,预装时,所述对中调整装置9被限制在所述固定管5和所述外鞘6之间,当操作控制手柄2使所述外鞘6向近端移动时,所述对中调整装置9恢复成预设形状,所述中间支撑段93紧贴血管壁进而带动所述变径鞘61以及所述植入器械1实现径向位置调整,整个过程中,中间支撑段93能够支撑在血管壁,起到了稳固作用,可以增强植入器械1释放过程的对中效果,另外,对中调整装置9的网状结构能够保证手术过程中血液正常流动,并能够收集手术过程中脱落的血栓杂质,避免卒中。

[0066] 下面将结合附图详细描述本实用新型的植入器械1输送系统各部件的组成和连接方式:

[0067] 本实施例中,如图2c-2d所示,所述第二支撑段92包括有支撑构件921和连接环922,所述支撑构件921的一端固定连接在所述对中调整装置9上,所述支撑构件921的另一端与所述连接环922连接,预装时,所述连接环922被套设在所述变径鞘61上,所述第二支撑段92段通过支撑构件921稳定对中调整装置9,提高了对中调整装置9

[0068] 的稳固性,另外,所述支撑构件921围绕所述变径鞘61轴向中心对称分布呈锥形尖端,所述支撑构件921与所述内芯管4轴向中心形成有角度 α ,进一步增强了植入器械1的对中效果。

[0069] 在另一种实施方式中,所述第二支撑段92仅设置有支撑构件921,所述部分支撑构

件921穿越所述通道62进入到所述变径鞘61内,当所述对中调整装置9恢复成预设形态时,所述部分支撑构件921由通道62内撤出,并支撑所述内芯管4,实现对中调整。

[0070] 本实施例中,如图2c所示,所述第一支撑段91和所述中间支撑段93的连接处具有圆弧缓冲段911,所述第二支撑段92和所述中间支撑段93的连接处具有圆弧缓冲段911,所述外鞘6向远端推进或向近端缩回过程中,所述圆弧缓冲段911和外鞘6相接触,可以降低阻力,减少对血管壁的创伤。

[0071] 本实施例中,所述内芯管4与植入器械1通过所述调整机构7连接,所述调整机构7的远端与所述植入器械1的近端配合连接,所述调整机构7包括固定连接在内芯管4远端的底座71、若干个均布设置在底座71上连接爪72,所述连接爪72上设置有孔状结构721,如图1c和1d所示。

[0072] 本实施例中,所述变径鞘61上设置有通道62,预装时,所述对中调整装置9的远端可穿越所述通道62。

[0073] 本实施例中,所述变径鞘61上的通道62与所述调整机构7的凹槽73配合对应设置,如此设计的好处在于:预装时,变径鞘61的远端部分可以贴合调整机构7的形态,同时,所述对中调整装置9的远端可延伸至通道62内,节省输送系统的装载空间,如图5a所示。

[0074] 本实施例中,所述支撑构件921的数量为四根,如图2d所示。

[0075] 本实施例中,预装时,所述植入器械1位于所述内芯管4和所述变径鞘61之间,如图5a和5c所示。

[0076] 本实施例工作过程步骤如下所示:

[0077] 1.操作控制手柄2,使植入器械1及其输送系统通过股动脉微创口逆行穿刺进入主动脉,植入器械1及其输送系统调弯后跨过主动脉弓,随即到达升主动脉,进入主动脉根部病灶位置,如图6a和6b所示。

[0078] 2.观察显影标示,通过操作控制手柄2使外鞘6向近端移动,对中调整装置9自膨成网状结构,对中调整装置9带动所述变径鞘61以及所述植入器械1实现径向位置调整,直至所述植入器械1的中心轴线垂直于自体瓣环面,操作控制手柄2使变径鞘61向近端移动,如图6c-6f所示。

[0079] 3.操作控制手柄2使得控制释放装置8脱离植入器械1,所述植入器械1远端释放,操作控制手柄2使得控制丝74脱离限位孔11,所述植入器械1近端释放,如图7a和7b所示。

[0080] 4.植入器械1被释放到目标位置后,操作控制手柄2使外鞘6向远端移动直至所述对中调整装置9完全收入外鞘6中,如图7c所示。

[0081] 5.控制操作手柄2原路撤回输送系统,完成手术过程。

[0082] 最后应当说明的是,以上所述仅为本实用新型的较佳的实施例而已,并不用以限制本实用新型,凡在本实用新型的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本实用新型的围之内。

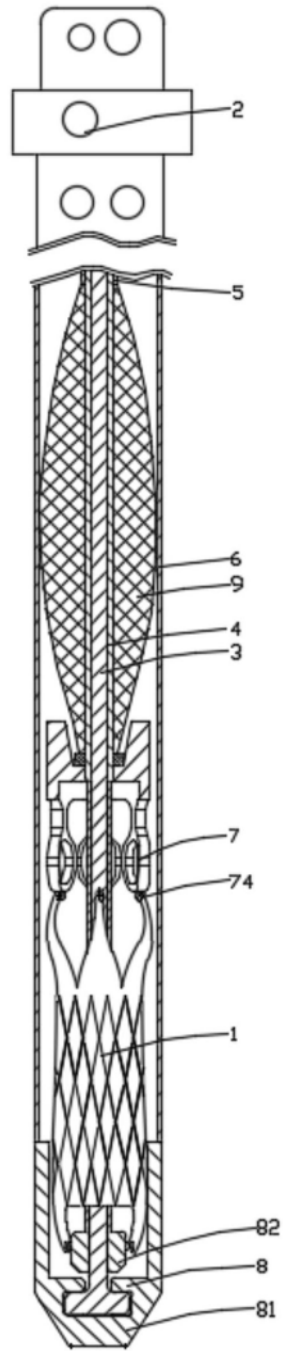


图1a

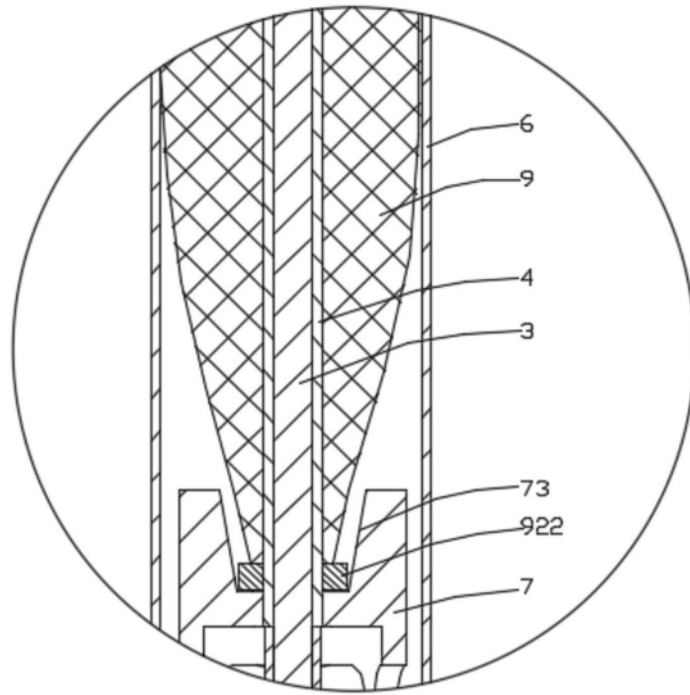


图1b

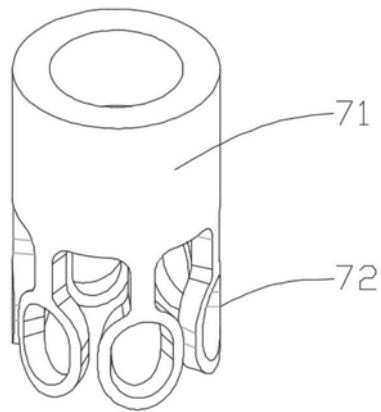


图1c

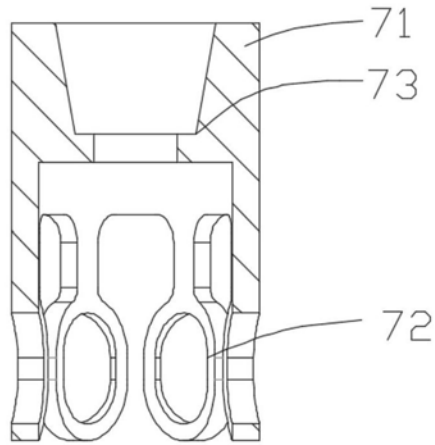


图1d

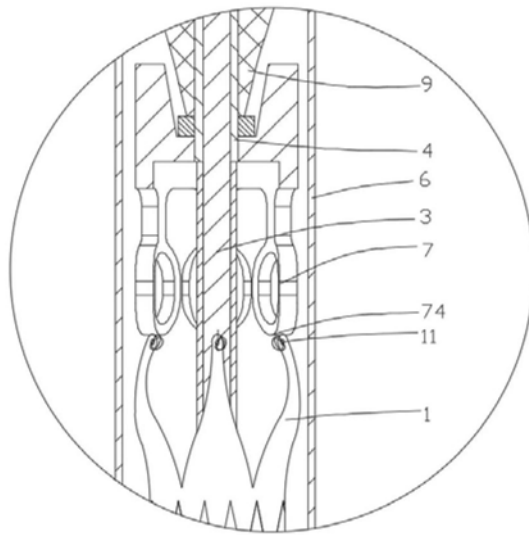


图1e

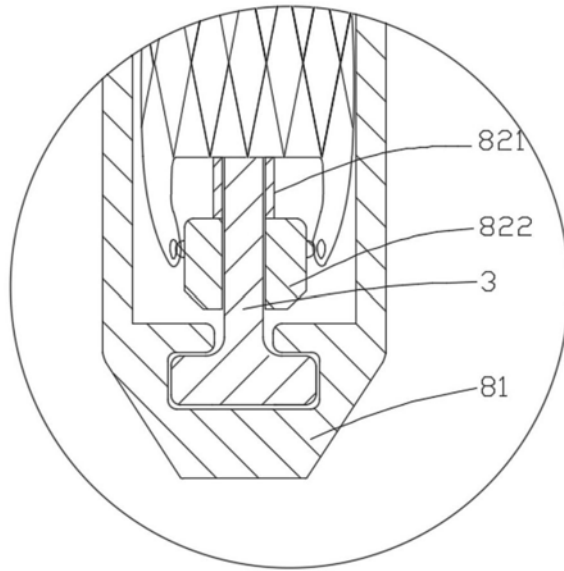


图1f

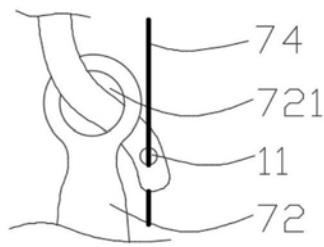


图1g

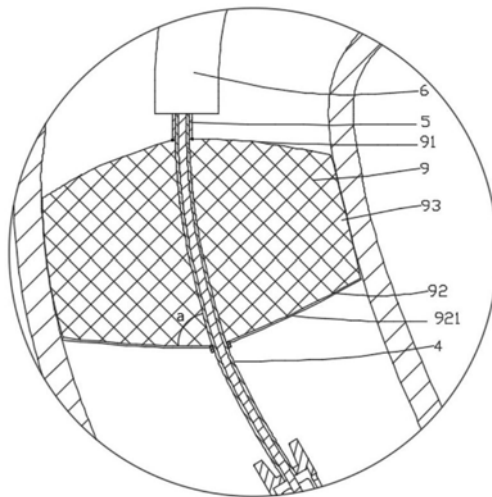


图2a

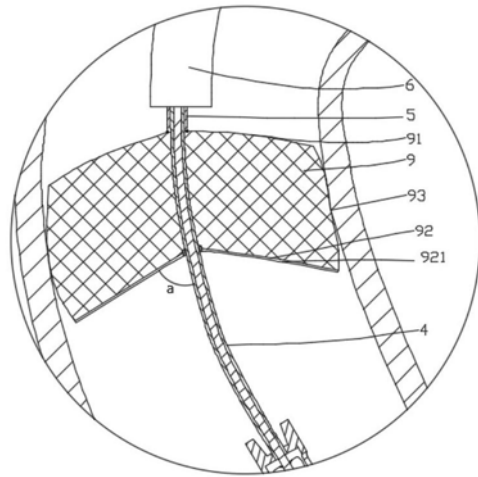


图2b

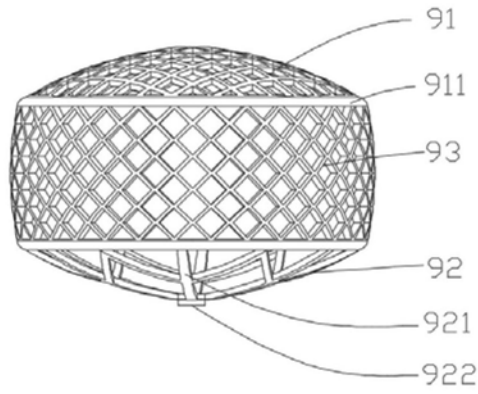


图2c

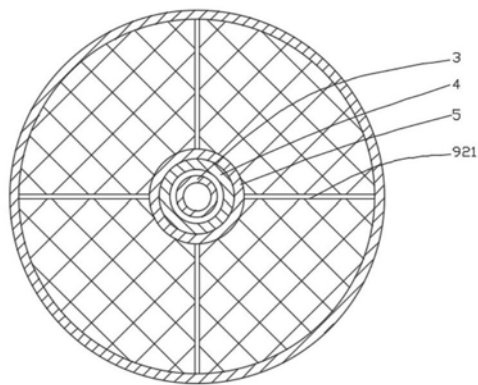


图2d

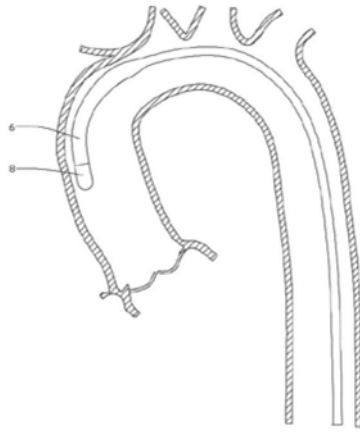


图3a

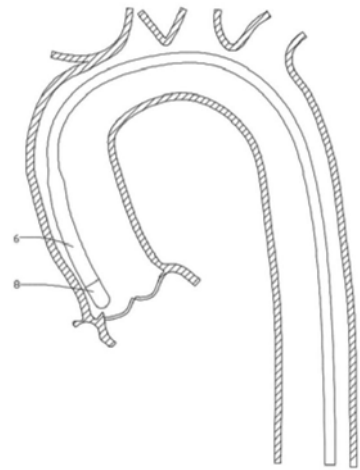


图3b

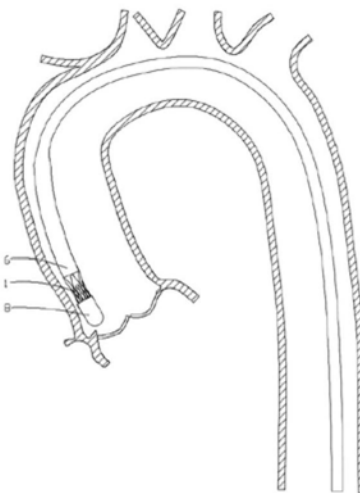


图3c

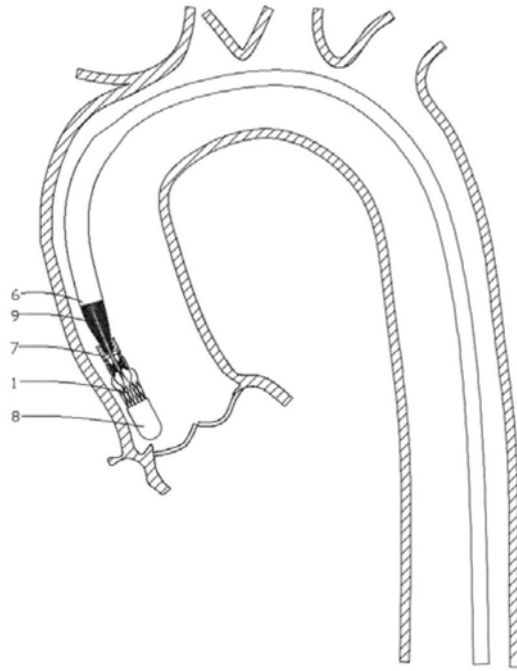


图3d

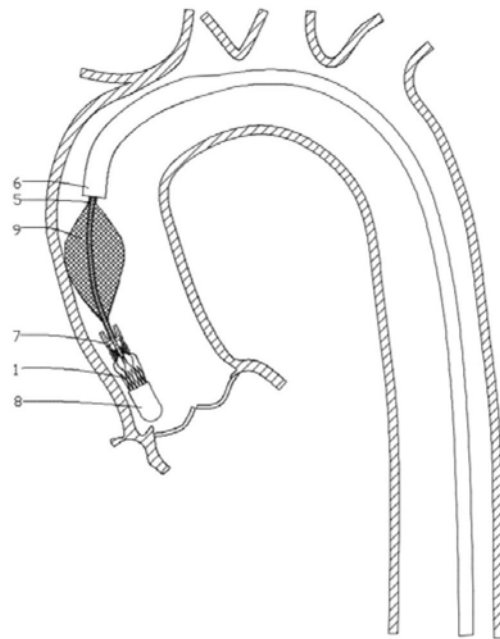


图3e

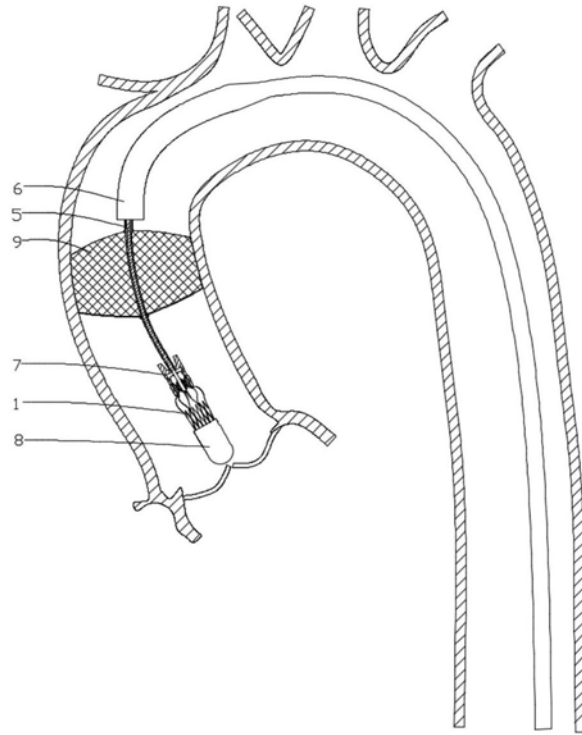


图3f

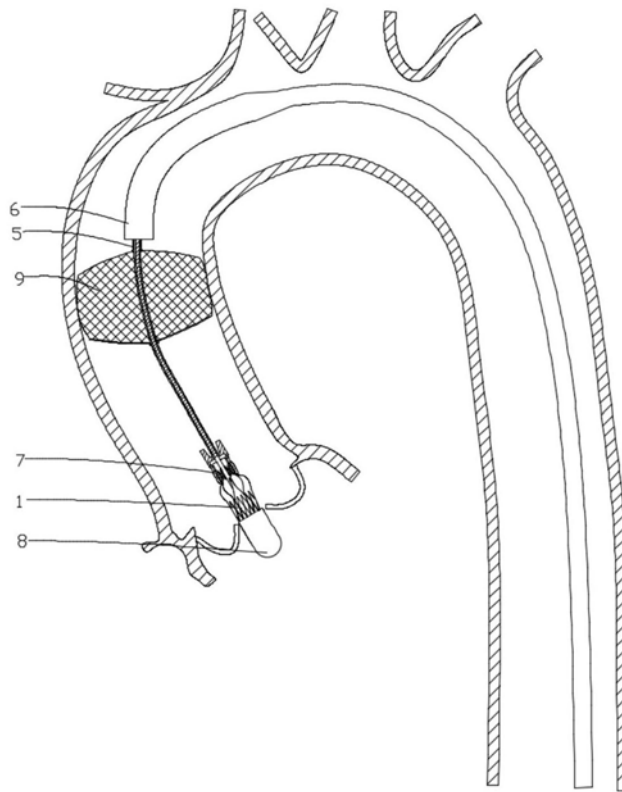


图4a

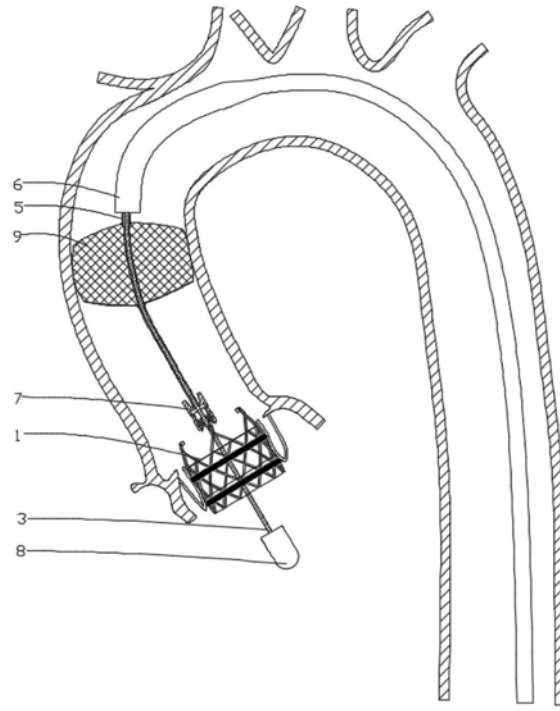


图4b

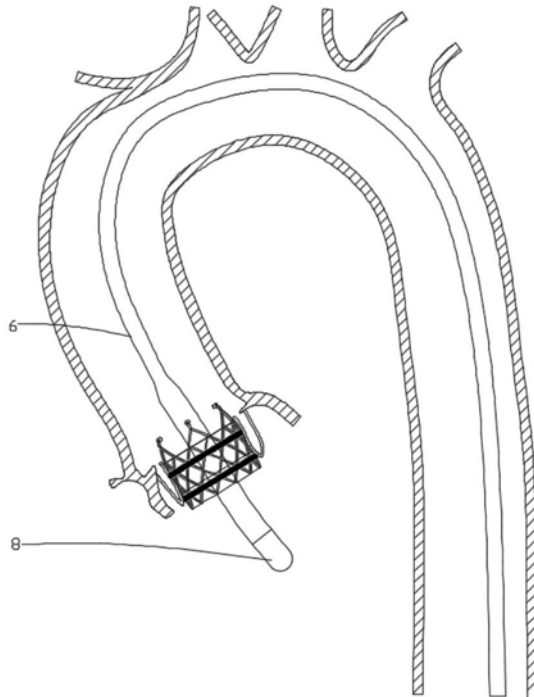


图4c

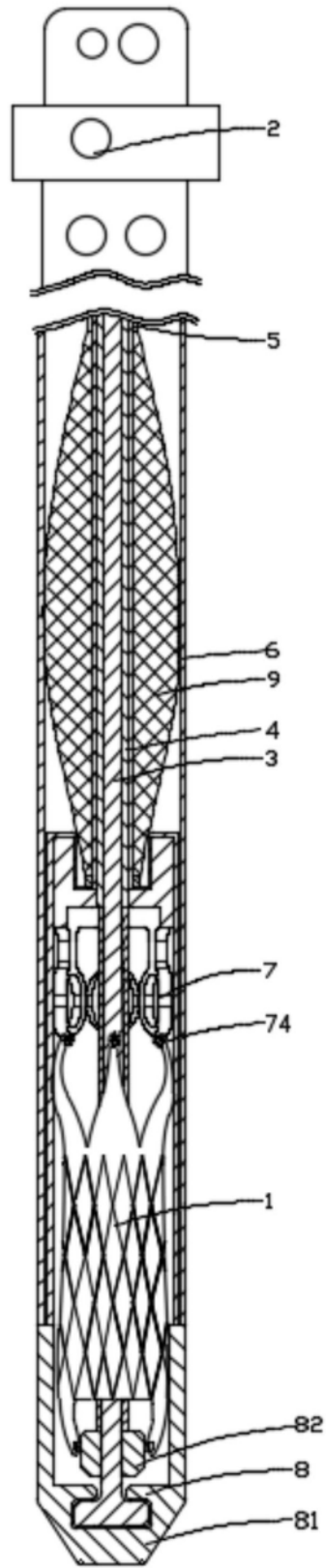


图5a

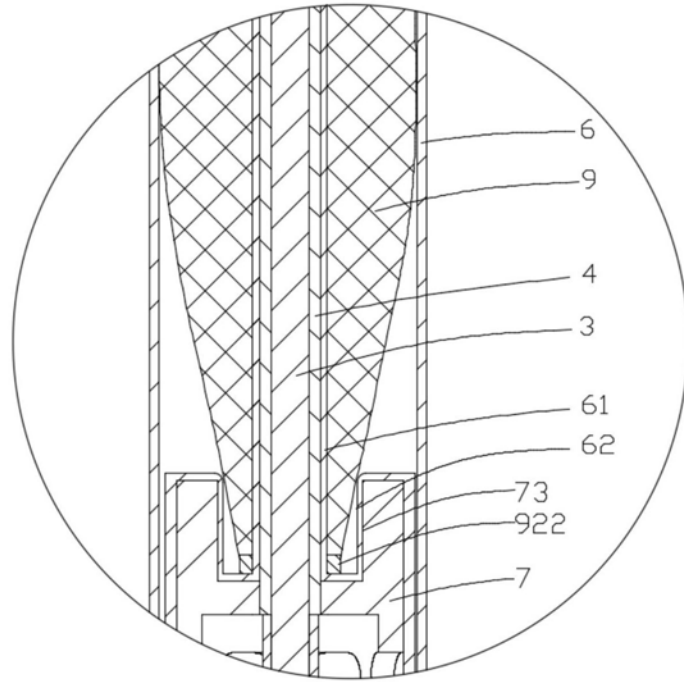


图5b

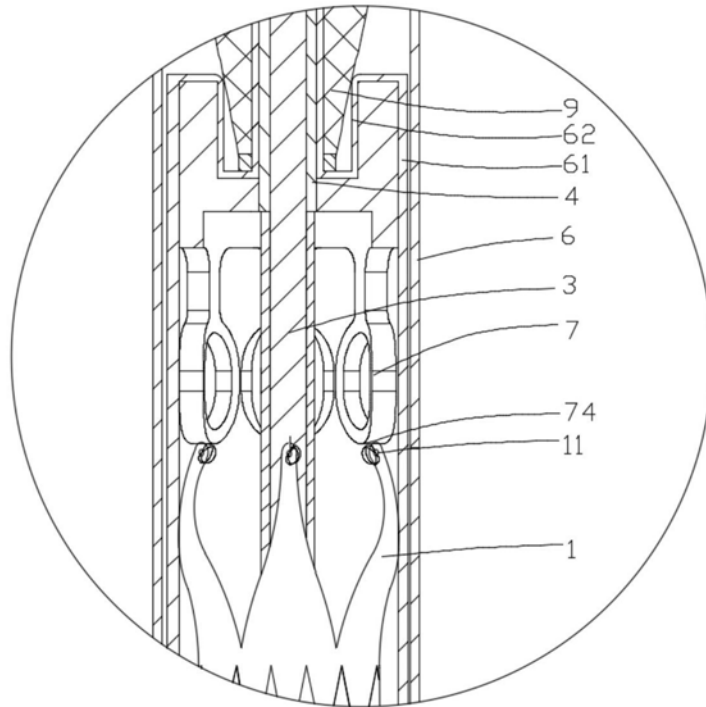


图5c

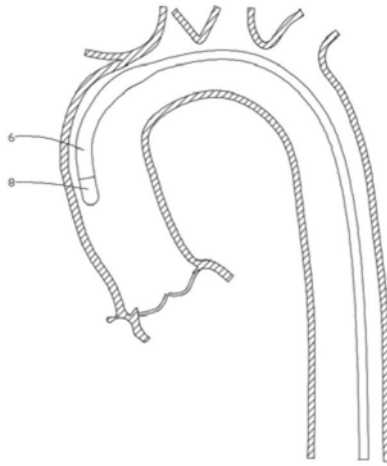


图6a

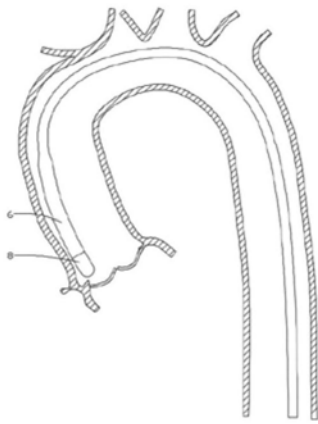


图6b

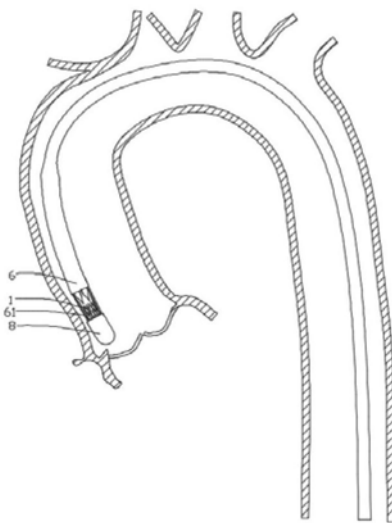


图6c

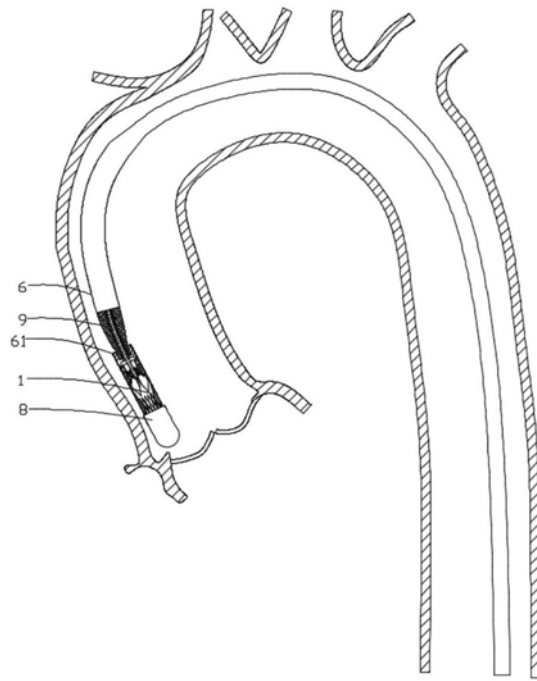


图6d

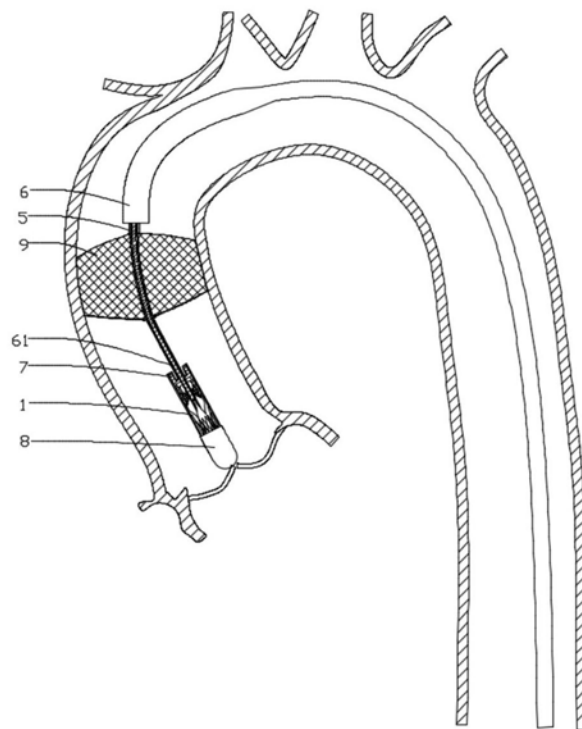


图6e

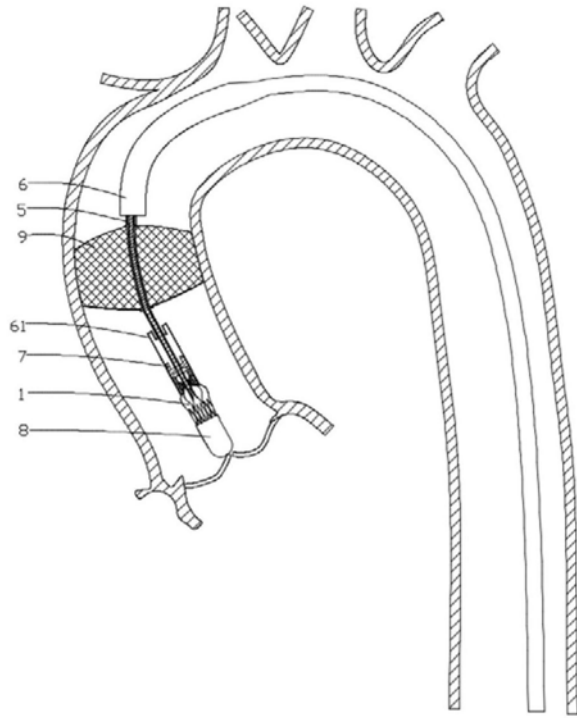


图6f

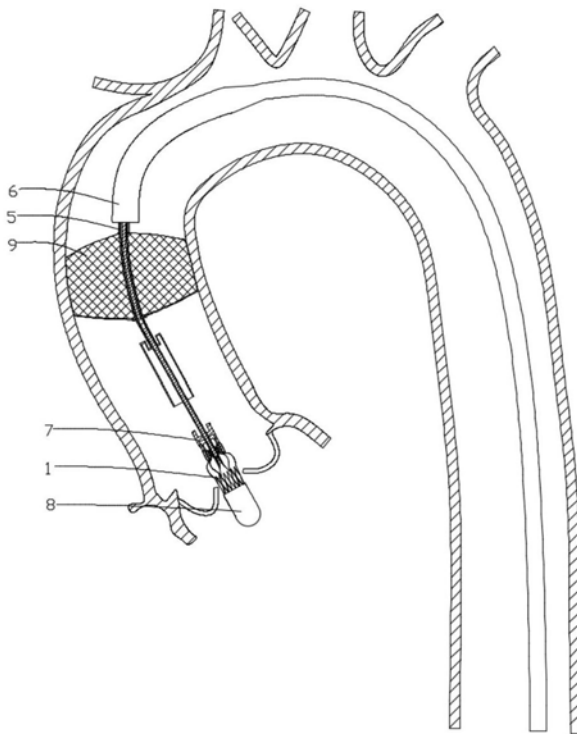


图7a

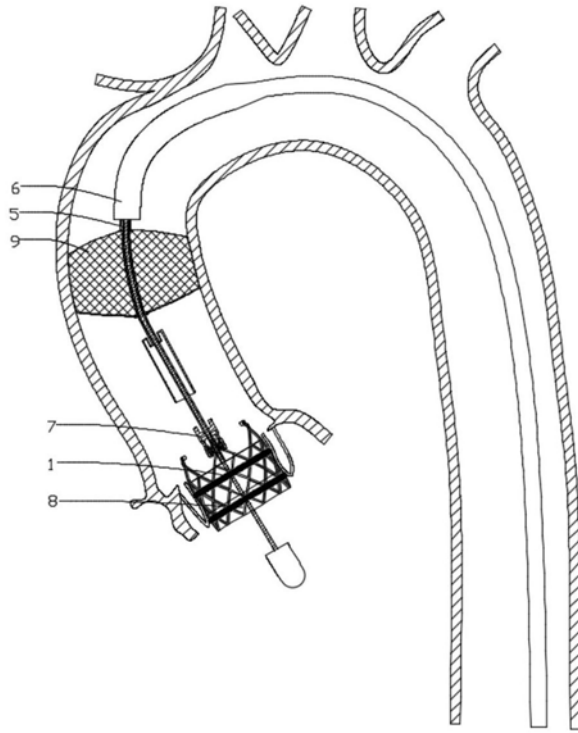


图7b

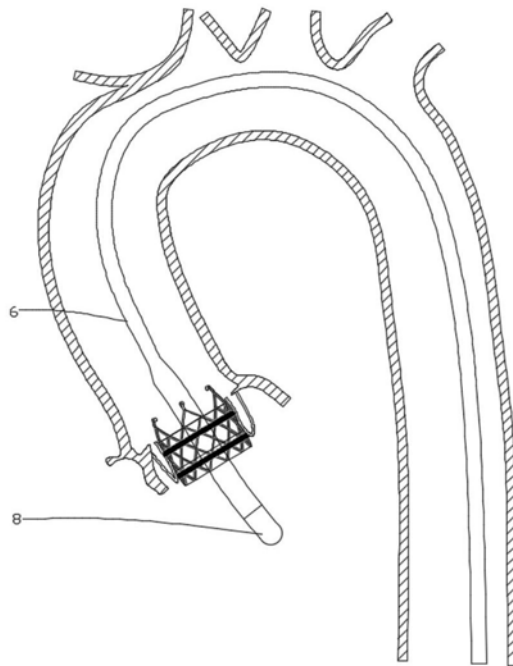


图7c