



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113729853 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 07

(21) 申请号 202110820054.2

(22) 申请日 2021.07.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113729853 A

(43) 申请公布日 2021.12.03

(66) 本国优先权数据
202110384767.9 2021.04.09 CN

(73) 专利权人 杭州唯强医疗科技有限公司
地址 310052 浙江省杭州市滨江区江陵路
88号2幢3楼318室

(72) 发明人 陈学明 李建民 周祥 王永胜

(74) 专利代理机构 深圳市瑞方达知识产权事务
所(普通合伙) 44314
专利代理师 林俭良

(51) Int.Cl.

A61B 17/22 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 17/3207 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

A61B 17/221 (2006.01)

(56) 对比文件

US 10959749 B2, 2021.03.30

US 8900265 B1, 2014.12.02

CN 112472210 A, 2021.03.12

审查员 吴培

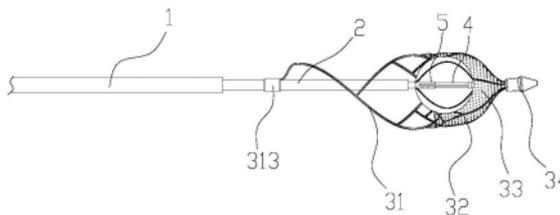
权利要求书2页 说明书16页 附图18页

(54) 发明名称

碎栓支架、碎栓装置及取栓系统

(57) 摘要

本发明涉及一种碎栓支架、碎栓装置及取栓系统。碎栓支架,用于对血管内的血栓进行切割,所述碎栓支架包括:固定件;第一支架,一端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第一支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第一旋转切割曲面;第二支架,一端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第二支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第二旋转切割曲面;其中,所述第一旋转切割曲面和所述第二旋转切割曲面至少有部分具有间隔。碎栓装置包括输送管和碎栓支架。取栓系统包括碎栓装置和取栓装置。



1. 一种取栓系统,其特征在于,包括:
取栓装置,用于刮除并收集血管内的血栓;以及
碎栓装置,所述碎栓装置包括碎栓支架,所述碎栓支架用于在所述取栓装置内旋转,以破碎被收集在所述取栓装置内的血栓;
所述碎栓支架包括:
固定件;
第一支架,近端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第一支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第一旋转切割曲面;
第二支架,近端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第二支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第二旋转切割曲面;
在所述碎栓支架的轴向上,所述第一支架的近端位于所述第二支架的两端之间;在所述碎栓支架的轴向上,所述第二支架的远端位于所述第一支架的两端之间;
其中,所述第一旋转切割曲面和所述第二旋转切割曲面至少有部分具有间隔。
2. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述第二旋转切割曲面至少部分被包裹在所述第一旋转切割曲面内。
3. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述固定件能够绕旋转轴线旋转,使所述第一支架旋转形成所述第一旋转切割曲面,使所述第二支架旋转形成所述第二旋转切割曲面,所述第一支架与所述旋转轴线的最大径向距离大于所述第二支架与所述旋转轴线的最大径向距离。
4. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述第二旋转切割曲面和所述第一旋转切割曲面相交。
5. 根据权利要求4所述的取栓系统,其特征在于,所述第一支架与所述固定件的连接处位于所述第二支架与所述固定件的连接处的远端侧;
所述第一支架的远端和所述第二支架的远端固定连接,且所述第一支架的远端侧的端部位于所述第二支架的远端侧的端部的远端侧。
6. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述碎栓支架包括第一圆环和第二圆环,所述第一支架的另一端连接所述第一圆环,所述第二支架的另一端连接所述第二圆环。
7. 根据权利要求6所述的取栓系统,其特征在于,所述第一圆环和所述第二圆环分离设置。
8. 根据权利要求7所述的取栓系统,其特征在于,所述第二圆环位于所述第一圆环和所述固定件之间。
9. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述碎栓支架包括第三圆环,所述第一支架和所述第二支架的另一端均连接所述第三圆环。
10. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述第一支架为弹性支架,所述第一支架的另一端能够弹性靠近或远离所述固定件;所述第二支架为弹性支架,所述第二支架的另一端能够弹性靠近或远离所述固定件。
11. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述第一支架包括多个第一切杆,多个所述第一切杆的一端均连接所述固定件,多个所述第一切杆的另一端固定连接;
所述第二支架包括多个第二切杆,多个所述第二切杆的一端均连接所述固定件,多个

所述第二切杆的另一端固定连接。

12. 根据权利要求11所述的取栓系统,其特征在于,在周向上所述第一切杆和所述第二切杆交错排布。

13. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述固定件为具有内腔的管状结构,所述固定件的周壁上开设有与所述内腔连通的开孔,所述开孔用于使胶进入所述内腔以固定连接所述固定件和穿入所述内腔的输送管。

14. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,所述固定件包括第一固定管和第二固定管,所述第二固定管连接于所述第一固定管的远端,所述第一支架连接所述第一固定管,所述第二支架连接所述第二固定管。

15. 根据权利要求14所述的取栓系统,其特征在于,所述第一固定管的远端凹设有嵌位槽,所述第二固定管的近端凸设有与所述嵌位槽相适配的嵌位凸起;所述嵌位凸起嵌合连接于所述嵌位槽内,以使所述第二固定管同轴连接于所述第一固定管的远端。

16. 根据权利要求1所述的取栓系统,其特征在于,包括输送管,所述输送管固定连接所述固定件。

17. 根据权利要求16所述的取栓系统,其特征在于,所述第一支架和所述第二支架的远离所述固定件的一端均滑动连接所述输送管。

18. 根据权利要求16所述的取栓系统,其特征在于,所述碎栓装置还包括驱动手柄,所述驱动手柄连接于所述输送管的近端,并能够带动所述输送管和所述碎栓支架沿周向进行旋转。

19. 根据权利要求16所述的取栓系统,其特征在于,所述碎栓装置还包括装载管,所述装载管活动地套设在所述输送管上;所述装载管能够移动至所述输送管的远端,并套设在所述碎栓支架上,以使所述第一支架和所述第二支架均收容于所述装载管内。

20. 根据权利要求16所述的取栓系统,其特征在于,所述取栓装置包括取栓支架、连接所述取栓支架的牵引导管,以及外鞘管,所述牵引导管和所述取栓支架滑动连接于所述外鞘管内,所述牵引导管驱动所述取栓支架伸出或缩回所述外鞘管;

所述取栓支架伸出所述外鞘管,所述取栓支架呈膨胀状态;

所述取栓支架缩回所述外鞘管,所述取栓支架呈压缩状态;

所述碎栓支架和输送管均滑动连接于所述牵引导管内,所述输送管驱动所述碎栓支架伸出或缩回所述牵引导管;所述碎栓支架伸出所述牵引导管并进入所述取栓支架内,且所述碎栓支架由压缩状态变成膨胀状态;

所述输送管驱动所述碎栓支架在所述取栓支架内旋转,旋转时所述碎栓支架与所述取栓支架具有间隔。

碎栓支架、碎栓装置及取栓系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种碎栓支架、碎栓装置及取栓系统。

背景技术

[0002] 静脉血栓栓塞症(VTE)包括下肢深静脉血栓(DVT)和肺栓塞(PE)。

[0003] 下肢深静脉血栓(DVT)为高发血管外科疾病,多因下肢静脉中血液不正常凝结,使得血液回流阻塞所致。肺栓塞(PE)已成为心血管疾病死亡的第三大原因。肺栓塞的危险因素包括环境因素和个人因素两方面,个人因素包括年龄、既往VTE病史、肿瘤病史、心肺衰竭、先天性或后天性凝血功能障碍、激素治疗等。急性PE会导致系统性低血压甚至全心衰竭,进而造成患者死亡。

[0004] 因此,尽早迅速有效的清除血栓可以解除静脉阻塞,有效预防PE,保护瓣膜功能,降低血栓复发率。

[0005] 目前现有的碎栓装置碎栓效果不好。

发明内容

[0006] 本申请提供一种碎栓支架、碎栓装置及取栓系统。

[0007] 一种碎栓支架,用于对血管内的血栓进行切割,所述碎栓支架包括:

[0008] 固定件;

[0009] 第一支架,一端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第一支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第一旋转切割曲面;

[0010] 第二支架,一端连接所述固定件,所述固定件旋转带动所述第二支架旋转形成用于对所述血栓进行切割的第二旋转切割曲面;

[0011] 其中,所述第一旋转切割曲面和所述第二旋转切割曲面至少有部分具有间隔。

[0012] 在其中一个实施例中,所述第二旋转切割曲面被包裹在所述第一旋转切割曲面内。

[0013] 在其中一个实施例中,所述固定件能够绕旋转轴线旋转,使所述第一支架旋转形成所述第一旋转切割曲面,使所述第二支架旋转形成所述第二旋转切割曲面,所述第一支架与所述旋转轴线的最大径向距离大于所述第二支架与所述旋转轴线的最大径向距离。

[0014] 在其中一个实施例中,所述第二旋转切割曲面和所述第一旋转切割曲面相交。

[0015] 在其中一个实施例中,所述第一支架与所述固定件的连接处位于所述第二支架与所述固定件的连接处的远端侧;

[0016] 所述第一支架的远端和所述第二支架的远端固定连接,且所述第一支架的远端侧的端部位于所述第二支架的远端侧的端部的远端侧。

[0017] 在其中一个实施例中,所述碎栓支架包括第一圆环和第二圆环,所述第一支架的另一端连接所述第一圆环,所述第二支架的另一端连接所述第二圆环。

[0018] 在其中一个实施例中,所述第一圆环和所述第二圆环分离设置。

[0019] 在其中一个实施例中,所述第二圆环位于所述第一圆环和所述固定件之间。

[0020] 在其中一个实施例中,所述碎栓支架包括第三圆环,所述第一支架和所述第二支架的另一端均连接所述第三圆环。

[0021] 在其中一个实施例中,所述第一支架为弹性支架,所述第一支架的另一端能够弹性靠近或远离所述固定件;所述第二支架为弹性支架,所述第二支架的另一端能够弹性靠近或远离所述固定件。

[0022] 在其中一个实施例中,所述第一支架包括多个第一切杆,多个所述第一切杆的一端均连接所述固定件,多个所述第一切杆的另一端固定连接;

[0023] 所述第二支架包括多个第二切杆,多个所述第二切杆的一端均连接所述固定件,多个所述第二切杆的另一端固定连接。

[0024] 在其中一个实施例中,在周向上所述第一切杆和所述第二切杆交错排布。

[0025] 在其中一个实施例中,所述固定件为具有内腔的管状结构,所述固定件的周壁上开设有与所述内腔连通的开孔,所述开孔用于使胶进入所述内腔以固定连接所述固定件和穿入所述内腔的输送管。

[0026] 在其中一个实施例中,所述固定件包括第一固定管和第二固定管,所述第二固定管连接于所述第一固定管的远端,所述第一支架连接所述第一固定管,所述第二支架连接所述第二固定管。

[0027] 在其中一个实施例中,所述第一固定管的远端凹设有嵌位槽,所述第二固定管的近端凸设有与所述嵌位槽相适配的嵌位凸起;所述嵌位凸起嵌合连接于所述嵌位槽内,以使所述第二固定管同轴连接于所述第一固定管的远端。

[0028] 一种碎栓装置,包括输送管和碎栓支架,所述输送管固定连接所述固定件。

[0029] 在其中一个实施例中,所述第一支架和所述第二支架的远离所述固定件的一端均滑动连接所述输送管。

[0030] 在其中一个实施例中,所述碎栓装置还包括驱动手柄,所述驱动手柄连接于所述输送管的近端,并能够带动所述输送管和所述碎栓支架沿周向进行旋转。

[0031] 在其中一个实施例中,所述碎栓装置还包括装载管,所述装载管活动地套设在所述输送管上;所述装载管能够移动至所述输送管的远端,并套设在所述碎栓支架上,以使所述第一支架和所述第二支架均收容于所述装载管内。

[0032] 一种取栓系统,包括:碎栓装置,

[0033] 还包括取栓装置,所述取栓装置包括取栓支架、连接所述取栓支架的牵引导管,以及外鞘管,所述牵引导管和所述取栓支架滑动连接于所述外鞘管内,所述牵引导管驱动所述取栓支架伸出或缩回所述外鞘管;所述取栓支架伸出所述外鞘管,所述取栓支架呈膨胀状态;所述取栓支架缩回所述外鞘管,所述取栓支架呈压缩状态;

[0034] 所述碎栓支架和输送管均滑动连接于所述牵引导管内,所述输送管驱动所述碎栓支架伸出或缩回所述牵引导管;所述碎栓支架伸出所述牵引导管并进入所述取栓支架内,且所述碎栓支架由压缩状态变成膨胀状态;所述输送管驱动所述碎栓支架在所述取栓支架内旋转,旋转时所述碎栓支架与所述取栓支架具有间隔。

[0035] 由上述技术方案可知,本发明实施例至少具有如下优点和积极效果:

[0036] 利用固定件旋转带动第一支架和第二支架旋转,第一支架旋转形成用于对血栓进

行切割的第一旋转切割曲面,第二支架旋转形成用于对血栓进行切割的第二旋转切割曲面。当血栓位于第一旋转切割曲面和第二旋转曲面的位置是,可以通过第一支架和第二支架撞击血栓从将血栓切撞击、割成小块。当第一支架或第二支架撞击、切割血栓时会带动血栓在自身惯性下一定程度的运动,由于第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面具有间隔,运动时一部分血栓块可能再次经过第一旋转切割曲面,另一部分血栓块可能再次经过第二旋转切割曲面,一方面,使同一个块血栓向不同方向运动时,均能提高其被第一支架或第二支架再次切割的几率,另一方面,可以使不同位置的血栓可以被第一支架和第二支架切割,增大了切割血栓的区域。进而可以将血栓块粉碎的更小、更充分,提高碎栓效果。

附图说明

- [0037] 图1是本发明的第一实施例的取栓系统的整体结构示意图。
- [0038] 图2是图1的取栓系统的局部透视图。
- [0039] 图3是图1中取栓支架的结构示意图。
- [0040] 图4是图3的俯视图。
- [0041] 图5是图4中A区域的放大结构示意图。
- [0042] 图6是图3中分离支架的结构示意图。
- [0043] 图7是图6的侧视图。
- [0044] 图8是图3中支撑支架的结构示意图。
- [0045] 图9是图8的侧视图。
- [0046] 图10是图3中滤网薄膜的结构示意图。
- [0047] 图11是图10的侧视图。
- [0048] 图12是图1中碎栓装置的结构示意图。
- [0049] 图13是图12中碎栓支架的第一实施例的结构示意图。
- [0050] 图14是图13的侧视图。
- [0051] 图15是图13的俯视图。
- [0052] 图16是图12中碎栓支架的第二实施例的结构示意图。
- [0053] 图17是图16的侧视图。
- [0054] 图18是图16的俯视图。
- [0055] 图19是图16中第一支架的结构示意图。
- [0056] 图20是图16中第二支架的结构示意图。
- [0057] 图21是图12中碎栓支架的第三实施例的结构示意图。
- [0058] 图22是图21的侧视图。
- [0059] 图23是图12中碎栓支架的第四实施例的结构示意图。
- [0060] 图24是图1中外鞘管的结构示意图。
- [0061] 图25是图24中鞘管接头的结构示意图。
- [0062] 图26是图1中牵引导管、接头导管、分支导管的结构示意图。
- [0063] 图27是图26中接头导管的剖视图。
- [0064] 图28是人体下腔静脉病变部分的示意图。
- [0065] 图29是图1的取栓系统穿刺进入病灶的示意图。

- [0066] 图30是取栓支架开始释放时的示意图。
- [0067] 图31是取栓支架进行释放和调整的示意图。
- [0068] 图32是取栓支架进行释放后示意图。
- [0069] 图33是取栓支架分离并收集血管内血栓的示意图。
- [0070] 图34是碎栓装置对取栓支架内的血栓进行碎栓时的工作示意图。
- [0071] 图35是在碎栓完成后碎栓装置撤出的示意图。
- [0072] 图36是抽吸血栓的示意图。
- [0073] 图37是取栓支架再次分离并收集血栓的示意图。
- [0074] 图38是碎栓装置再次进入接头导管及牵引导管内的示意图。
- [0075] 图39是本发明的第二实施例的抽吸血栓的示意图。
- [0076] 图40是本发明的第三实施例中取栓装置的结构示意图。
- [0077] 图41是图40在另一状态下的结构示意图。
- [0078] 图42本发明的第四实施例的结构示意图。
- [0079] 图43本发明的第五实施例的结构示意图。
- [0080] 图44本发明的第六实施例的结构示意图。
- [0081] 附图标记说明如下：
- [0082] 01、静脉血管；02、血栓组织；03、导丝；04、穿刺口；1、外鞘管；11、鞘管接头；12、调节旋钮；13、压紧环；14、硅胶圈；15、分支软管；16、压缩球囊；111、分支接头；2、牵引导管；21、固定盖；22、滑槽；3、取栓支架；31、分离支架；32、支撑支架；33、滤网薄膜；34、导向头；35、丝线；310、第一菱形网格单元；311、支撑体；312、连接杆；313、连接环；320、第二菱形网格单元；321、支撑杆；322、固定环；331、网孔；332、小孔；3131、拉线；4、输送管；41、驱动手柄；42、装载管；401、驱动端子；402、不锈钢管；411、驱动接口；412、驱动扳手；413、可充电电池；414、驱动马达；415、控制按钮；5、碎栓支架；51、固定管；52、第一支架；53、第二支架；54、第三圆环；511、第一固定管；512、第二固定管；521、第一切杆；522、第一圆环；531、第二切杆；532、第二圆环；5111、嵌位槽；5112、第一开孔；5121、嵌位凸起；5122、第二开孔；6、接头导管；61、分支导管；62、旋盖；63、密封圈；64、抽吸针筒；65、抽吸导管；601、分管接头；611、分支开关。

具体实施方式

[0083] 体现本发明特征与优点的典型实施方式将在以下的说明中详细叙述。应理解的是本发明能够在不同的实施方式上具有各种的变化，其皆不脱离本发明的范围，且其中的说明及图示在本质上是当作说明之用，而非用以限制本发明。

[0084] 在本申请的描述中，需要理解的是，术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系，仅是为了便于描述本申请和简化描述，而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作，因此不能理解为对本申请的限制。

[0085] 此外，术语“第一”、“第二”仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此，限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者

隐含地包括一个或者更多个所述特征。在本申请的描述中，“多个”的含义是两个或两个以上，除非另有明确具体的限定。

[0086] 在本申请的描述中，需要说明的是，除非另有明确的规定和限定，术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或一体地连接；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言，可以具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。

[0087] 在本申请的描述中，“径向”、“轴向”应做广义理解。“径向”不限于绝对圆形对象，“轴向”也不限于绝对柱形对象。

[0088] 在本申请的描述中，“近端”是指碎栓支架或取栓支架的靠近操作端（驱动手柄41）的一端，“远端”是指碎栓支架或取栓支架的远离操作端（驱动手柄41）的一端。

[0089] 请参阅图1，本发明实施例提供的一种取栓系统，可用于血管内阻塞血栓的快速和较为彻底地清除。本发明实施例的取栓系统主要包括外鞘管1、取栓装置、碎栓装置及抽吸装置。

[0090] 请参阅图1，并结合图28至图31，外鞘管1作为装载容器，用于收容取栓装置和碎栓装置，并用于牵引或引导取栓装置和碎栓装置进入血管内的病变部位。

[0091] 请参阅图1和图2，取栓装置包括牵引导管2和可扩张的取栓支架3。

[0092] 牵引导管2活动地穿设于外鞘管1内，并能够沿轴向相对外鞘管1移动。

[0093] 取栓支架3设于牵引导管2的远端，可通过牵引导管2带动取栓支架3在外鞘管1内轴向移动，以使取栓支架3伸出外鞘管1或收缩进入外鞘管1。

[0094] 取栓支架3为沿径向能够收缩和膨胀的支架结构，以使取栓支架3能够被压缩进入外鞘管1内。同时，在取栓支架3伸出外鞘管1时，取栓支架3能够自然膨胀，并贴设在血管的内壁上。

[0095] 取栓支架3的近端具有开口，并配合取栓支架3的周壁进行血栓切割，以使血管内的血栓通过该开口进入取栓支架3的内部空间中。可以理解的是，该开口可以设置多个。同时，取栓支架3的远端封闭，以便于收拢和捕获血栓，使血栓收集在取栓支架3内部。需要说明的是，本申请中的“远端封闭”指的是取栓支架3的远端足以捕获血栓，例如，远端可以开设用于通过血液或导丝的孔隙，从整体上说，远端的孔隙尺寸小于近端的开口的尺寸。

[0096] 请参阅图3至图5所示，取栓支架3包括自扩式的分离支架31、自扩式的支撑支架32、滤网薄膜33及导向头34。工作时，操作者可以沿血管的轴向往复移动取栓支架3，通过分离支架31将血管内壁的血栓刮落。

[0097] 请参阅图6和图7，并结合图3至图5，分离支架31形成于取栓支架3的近端。分离支架31为沿径向能够收缩和膨胀的支架结构。

[0098] 分离支架31的近端与牵引导管2相连。其中，所述的“相连”可以是沿轴向固定连接也可以沿轴向滑动连接，本实施例先介绍固定连接的情况，滑动连接的情况在下述的实施例中介绍。分离支架31的近端形成有开口，该开口即作为取栓支架3的近端开口，用于收取血管内的血栓。分离支架31的远端与支撑支架32的近端相连，以使分离支架31与支撑支架32相衔接，并使分离支架31的内部与支撑支架32内部连通。需要说明的是，“分离支架31与支撑支架32相衔接”指的是，分离支架31与支撑支架32可以分别独立加工然后连接在一起，

也可以是分离支架31与支撑支架32直接一体成型形成整体。

[0099] 请参阅图6和图7,本实施例的分离支架31包括远端与支撑支架32相接的支撑体311、连接于支撑体311近端的多个连接杆312及连接于多个连接杆312近端的连接环313,所述连接环313还可以为不设有通孔的其它结构的连接件。

[0100] 请参阅图6,并结合图2,连接环313套设在牵引导管2上,以使取栓支架3与牵引导管2相连。

[0101] 仍请参阅图6和图7,支撑体311为裸支架结构,在展开状态下呈周向闭环的管状支架结构;或者支撑体311在周向上呈环形,且为网状支架结构。支撑体311可为分离支架31提供良好的径向支撑力,以使分离支架31更好地与血管的内部进行贴合,进而对血管内的血栓与血管的内壁之间进行完整的切割、分离并收集血栓,使血栓完整地进入取栓支架3内。

[0102] 在本实施例中,支撑体311包括多个周向相接和轴向相接的V形杆。多个周向相接的多个V形杆可形成波形圈。该波形圈具有沿周向相交错的波峰和波谷,波峰朝向近端,波谷朝向远端。根据周向相接的V形杆数量,可在支撑体311的远端形成不同数量的波谷,该波谷作为连接点,以便于与支撑支架32相接。

[0103] 多个轴向相接的V形杆可形成多个第一菱形网格单元310,该第一菱形网格单元310在支撑体311膨胀时,也能够直接切割血栓,以使血栓进入分离支架31内。该第一菱形网格单元310的近端和远端也可分别形成波峰和波谷。可逐步调节支撑体311近端V形杆的数量,进而形成不同数量的波峰,以便于与近端的不同数量的连接杆312相接。在本实施中,支撑体311远端的波谷数量多于支撑体311近端波峰的数量。需要说明的是,本申请中的网格单元并不限于菱形网格单元310,也可以为其它形状的网格单元,例如椭圆形、三角形等,网格单元的边也可以为直边或曲边。

[0104] 可以理解的是,第一菱形网格单元310可沿支撑体311的轴向进行伸缩形变,进而使支撑体311具有较强的径向支撑力和血管的贴壁能力,并使分离支架31沿径向可压缩和膨胀。

[0105] 滤网薄膜33至少连接支撑支架32,滤网薄膜33上设置有孔结构,以使滤网薄膜33用于过滤血栓且通过血液。

[0106] 如图3所示,分离支架31的弹性支撑强度大于支撑支架32的弹性支撑强度,支撑支架32的柔顺性大于分离支架31的柔顺性。分离支架31中的支撑体311和/或连接杆312用于刮离位于血管内壁的血栓。分离支架31通过自身较高的弹性性能从而提供更好的弹性支撑强度,可以使分离支架31与血管内壁的接触力更大,从而使血管内壁的血栓更容易刮除下来。而滤网薄膜33连接支撑支架32,支撑支架32为滤网薄膜33提供支撑,使滤网薄膜33保持较为稳定的外形,由于支撑支架32不作为核心的刮除血栓的零件,因此支撑支架32的弹性支撑强度可以小于分离支架31的支撑强度。由于滤网薄膜33至少连接于支撑支架32,支撑支架32的柔顺性大于所述分离支架31的柔顺性,支撑支架32的柔顺性好,从而可以更好的适于滤网薄膜33的变形,可以防止支撑支架32因为自身弹性支撑强度较大而容易将滤网薄膜33撑破,或者将滤网薄膜33上的孔结构的面积撑的较大,而导致滤网薄膜33对血栓的拦截效果不好。

[0107] 连接杆312设于支撑体311的近端,连接杆312的远端与支撑体311近端的波峰相连。多个连接杆312呈周向间隔布置,多个连接杆312的近端汇聚连接至连接环313,且相邻

连接杆312与支撑体311之间形成分离支架31的近端开口。

[0108] 如图7所示,图7中左侧的具有第一菱形网格单元310的部分为支撑体311,支撑体311的弹性支撑强度大于支撑支架32的弹性支撑强度。其中多个第一菱形网格单元310之间的尺寸可以不同;连接杆321为条状结构,连接杆321的两端分别连接支撑体311和连接环313。例如,在图6所示的实施例中,有两条连接杆312,两条连接杆312的远端分别连接于不同的第一菱形网格单元310上,两条连接杆312的近端聚拢并连接于连接环313,其中所述的聚拢指的是多个对象相互靠近,可以相互连接,也可以相互不连接。

[0109] 连接环313用于连接牵引导管2。在本实施例中,连接环313固定套设在牵引导管2的远端。可以理解的是,连接环313可以设置在支撑体311的轴心线上,也可以是采用偏心设置。

[0110] 需要说明的是,分离支架31整体可采用镍钛合金管材通过激光切割工艺、热定型工艺制作而成。

[0111] 请参阅图8和图9,本实施例的支撑支架32设于分离支架31的远端。支撑支架32为沿径向能够收缩和膨胀的支架结构。支撑支架32的近端与分离支架31的支撑体311沿轴向相接。支撑支架32的远端形成逐渐收束的封闭端,以便于捕获和收拢经分离支架31从血管内分离的血栓。

[0112] 请参阅图8和图9,并结合图5,在本实施例中,支撑支架32的近端形成有周向分布的多个第二菱形网格单元320,该多个第二菱形网格单元320也可以采用多个V形杆沿周向相接和轴向相接而成。第二菱形网格单元320的近端形成波峰,该波峰可作为连接点与支撑体311远端的波谷一一对应,并通过丝线35进行缠绕相接,如图5所示。

[0113] 第二菱形网格单元320可沿支撑支架32的轴向进行伸缩形变,进而使支撑支架32具有较强的径向支撑力和血管的贴壁能力,并使支撑支架32沿径向可压缩和膨胀。可以理解的是,在支撑支架32的轴向方向上,第二菱形网格单元320可以设置一层或多层。第二菱形网格单元320的层数越多,则支撑支架32的径向弯曲能力越强。需要说明的是,支撑支架32并不作为主要的刮除血栓壁上的血栓的结构,因此支撑支架32弹性支撑强度小于分离支架31的弹性支撑强度。为了使支撑支架32适于滤网薄膜33的变形,防止将滤网薄膜33撑破或将滤网薄膜33上的孔结构撑大,支撑支架32的柔顺性大于分离支架31的柔顺性,例如是第二菱形网格单元320的柔顺性大于所述分离支架31的柔顺性,进一步是第二菱形网格单元320的柔顺性大于第一菱形网格单元310的柔顺性,且第二菱形网格单元320的弹性支撑强度小于第一菱形网格单元310的弹性支撑强度。

[0114] 仍请参阅图8和图9,支撑支架32的远端形成有周向分布的多个支撑杆321和连接于支撑杆321远端的固定环322。支撑杆321可沿支撑支架32的轴向延伸,且在由近端至远端的方向上,支撑杆321的径向尺寸逐渐减小,进而使多个支撑杆321的远端逐步汇聚连接于固定环322上,在其它实施例中,多个支撑杆321的远端靠拢,靠拢可以指多个支撑杆321的远端直接相互连接,也可以指多个支撑杆321的远端通过其它零件间接的相互连接。多个支撑杆321的远端靠拢时,在由近端至远端的方向上,多个所述支撑杆321合围或限定的结构的径向尺寸逐渐减小;也可以是,多个所述支撑杆321合围或限定的结构的径向尺寸先不变然后逐渐减小;也可以是,多个所述支撑杆321合围或限定的结构的径向尺寸先增大然后逐渐减小。

[0115] 请参阅图3至图5,需要说明的是,与分离支架31相同,支撑支架32也可采用镍钛合金管材通过激光切割工艺、热定型工艺制作而成。但支撑支架32的壁厚小于分离支架31的壁厚,即支撑支架32所采用的管材壁厚小于分离支架31所采用的管材壁厚,以使分离支架31和支撑支架32适于上述实施例中的弹性支撑强度和柔顺性关系;所述壁厚是指从管状的支架结构从外表面至内表面方向的厚度。因此支撑支架32在提供一定的径向支撑力的同时,保留了一定的柔顺性,并利用第二菱形网格单元320对称不固定的特性,进行适当弯曲变形,便于更好地契合患者血管的曲折特性。即分离支架31的径向支撑力大于支撑支架32,分离支架31具有更好的血管贴壁能力。同时支撑支架32的柔顺性大于分离支架31,支撑支架32更能适应血管的曲折特性。

[0116] 请参阅图10至图11,并参阅图3至图5,滤网薄膜33缝制于支撑支架32的周壁上。滤网薄膜33上的孔结构可以为微孔结构,微孔结构的尺寸可以根据实际需要选择具体的孔径。即滤网薄膜33可采用具有微孔结构的薄膜材料缝制而成,滤网薄膜33上密布有网孔331。可以理解的是,微孔结构适于使血液通过,并拦截血栓。

[0117] 如图3所示,滤网薄膜33可以缝制在支撑支架32的内周壁上。由于支撑支架32在输送时压缩于外鞘管1内,将滤网薄膜33缝制在支撑支架32的内周壁上,可以防止支撑支架32在外鞘管1内滑动时将滤网薄膜33刮破或压破。

[0118] 滤网薄膜33可采用线束缝制在支撑支架32的支撑杆321上。滤网薄膜33的近端开口边缘可缝制在支撑支架32的近端连接点上。在支撑支架32中,支撑杆321的轴向形变量小于第一菱形网格单元310,故可以保护滤网薄膜33和支撑支架32的近端连接点的结构相对稳定而不会破损。滤网薄膜33的远端中心处设有小孔332,小孔332的位置与固定环322对应。

[0119] 请参阅图3至图5,并结合图8和图9,导向头34设于支撑支架32的远端。导向头34可连接在支撑支架32远端的固定环322上。导向头34的远端为尖端,用于对取栓装置进行导向,并提高取栓装置的推进能力。导向头34和固定环322的中心均可供导丝穿过,导丝起到导向作用。

[0120] 请参阅图12,并结合图1,碎栓装置包括输送管4、可扩张的碎栓支架5、驱动手柄41及装载管42。

[0121] 输送管4活动地穿设于牵引导管2内。输送管4能够沿轴向相对牵引导管2移动,并能够沿周向相对牵引导管2旋转。

[0122] 碎栓支架5设于输送管4的远端,可通过输送管4带动碎栓支架5在牵引导管2内轴向移动,以使碎栓支架5伸出牵引导管2的远端,并在取栓支架3内进行释放碎栓支架5,或使碎栓支架5收缩进入牵引导管2内部,还可以带动碎栓支架5完全退出牵引导管2。同时输送管4进行周向旋转时,还能够带动碎栓支架5在取栓支架3内部进行同步地周向旋转,以对取栓支架3内部的血栓进行切割、粉碎。具体地,当取栓支架3将血管内的血栓切割下来之后,血栓通过取栓支架3中的分离支架31的开口进入取栓支架3围成的内部空间中。此后可以由输送管4的近端向远端的方向推动输送管4,以使输送管4推动碎栓支架5从牵引导管2排出,由于脱离牵引导管2的限制使碎栓支架5可以在自身弹性力下沿周向胀开,以使碎栓支架5对取栓支架3内部的血栓进行粉碎。

[0123] 图13至图15为本发明的碎栓支架5的第一实施例的结构示意图。

[0124] 请参阅图13至图15,并结合图1,在本实施例中,碎栓支架5包括固定管51、第一支架52和第二支架53。其中,固定管51也可以不是管状结构,也可以是实心棒状结构或框架结构等固定件。

[0125] 固定管51固定套设在输送管4上,以使碎栓支架5与输送管4固定连接。固定管51与输送管4之间可采用粘接的方式相连接固定,如选用医用胶水或热熔胶进行固定。

[0126] 固定管51的周壁上设有开孔,开孔连通固定管51的内腔,医用胶水或热熔胶可通过该开孔部分渗入固定管51的内腔,并使固定管51粘接在输送管4上,以提高碎栓支架5与输送管4之间的粘接面积,使碎栓支架5与输送管4之间的连接更为稳固,并使碎栓支架5具有更好的抗扭转性能。

[0127] 请参阅图13至图15,第一支架52包括两个呈周向对称分布的第一切杆521,碎栓支架5包括设于第一切杆521远端的第一圆环522。第一切杆521的近端连接在固定管51上,第一切杆521的远端连接在第一圆环522上。

[0128] 在由近端至远端的方向上,第一切杆521具有变化的径向尺寸,且第一圆环522与固定管51同轴设置,并活动地套设在输送管4上,以使第一圆环522能够沿轴向相对固定管51移动,并使第一切杆521能够自由地压缩和膨胀,进而使第一支架52形成沿径向能够收缩和膨胀的支架结构。

[0129] 当第一支架52随固定管51进行周向旋转时,第一切杆521能够形成第一旋转切割曲面,可以对血栓进行切割。第一切杆521可以采用半圆形、半椭圆形、V字形或W字形等,以形成不同形状的旋转切割曲面。可以理解的是,第一切杆521可以设置三个、四个或多个,并呈周向间隔布置。

[0130] 仍请参阅图13至图15,第二支架53包括两个呈周向对称分布的第二切杆531,碎栓支架5包括设于第二切杆531远端的第二圆环532。第二切杆531的近端连接在固定管51上,第二切杆531的远端连接在第二圆环532上。第二切杆531与第一切杆521在周向上呈交错间隔设置,同时第二圆环532与第一圆环522同轴设置,且第二圆环532与第一圆环522之间具有间隔。

[0131] 在由近端至远端的方向上,第二切杆531具有变化的径向尺寸,且第二圆环532活动地套设在输送管4上,以使第二圆环532能够沿轴向相对固定管51移动,并使第二切杆531能够自由的压缩和膨胀,进而使第二支架53形成沿径向能够收缩和膨胀的支架结构。也就是说,第一切杆521和第二切杆531的一端连接固定管51等固定件,固定管51等固定件固定连接于输送管4,第一切杆521的远离固定管51的一端连接有第一圆环522,第二切杆531的远离固定管51的一端连接有第二圆环532,第一圆环522和第二圆环532均滑动连接于输送管4。即第一支架52和第二支架53远离固定管51等固定件的一端滑动连接于输送管4。

[0132] 同时,当第二支架53随固定管51进行周向旋转时,第二切杆531能够形成第二旋转切割曲面,可以对血栓进行切割。第二切杆531也可以采用半圆形、半椭圆形、V字形或W字形等,以形成不同形状的旋转切割曲面。可以理解的是,第二切杆531也以设置多个,并呈周向间隔布置。并且多个第一切杆521与多个第二切杆531可呈交叉或交错间隔布置,以对血栓进行交替切割。例如,在周向上,沿逆时针或顺时针的方向,依次布置其中一个第一切杆521、其中一个第二切杆531、另一个第一切杆521和另一个第二切杆531。

[0133] 需要说明的是,碎栓支架5整体可采用镍钛管经过激光切割工艺、热定型工艺制作

而成。

[0134] 请参阅图13至图15,在本实施例中,第二切杆531与固定管51之间的连接点位于第一切杆521与固定管51之间的连接点的远端,同时第二圆环532位于第一圆环522的近端,且第一切杆521的径向尺寸大于第二切杆531。因此,第二旋转切割曲面与第一旋转切割曲面呈内外间隔布置,即第二旋转切割曲面被包裹在第一旋转切割曲面内部,两者形成内外两层尺寸不同的旋转球面。此种结构可以使进入碎栓支架5内部的血栓组织被第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面交叉切割,把血栓组织打碎的更加细小。

[0135] 在其中一个实施例中,固定管51等固定件能够绕旋转轴线旋转,使第一支架旋转形成第一旋转切割曲面,使第二支架旋转形成第二旋转切割曲面。此处的旋转曲面应当做广义理解,即允许其具有一定的厚度。第一支架与旋转轴线的最大径向距离大于第二支架与旋转轴线的最大径向距离。其中,垂直于旋转轴线的平面与旋转轴线与第一支架或第二支架相交,径向距离是指该平面与第一支架的交点和旋转轴线的交点的距离,对于第二支架的径向距离也同理。

[0136] 在一些实施例中,如果第一支架包括了多个第一切杆521,多个第一切杆521绕旋转轴线旋转形成多个第一旋转切割曲面,这些第一旋转切割曲面可以重合也可以不重合,这取决于这些第一切杆521各自的形态。例如,当多个第一切杆521绕旋转轴线阵列排布时,即这些第一切杆521形态相同时,这些第一旋转切割曲面重合;例如多个第一切杆521的形态不同时,那么这些第一切杆521绕旋转轴线旋转所形成的这些第一旋转切割曲面是不完全重合或不重合的。

[0137] 在一些实施例中,第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面至少有部分具有间隔。第一支架绕第一旋转轴线旋转形成上述的第一旋转切割曲面,第二支架绕第二旋转轴线旋转形成上述的第二旋转切割曲面。当第一旋转轴线与第二旋转轴线同轴时,称为第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面同轴。其中,垂直于第一旋转轴线的平面与第一旋转切割曲面的交线上任意一点,在垂直于第一旋转轴线的平面内的与第一旋转轴线的连线称为第一旋转切割曲面的其中一个径向。同理,垂直于第二旋转轴线的平面与第二旋转切割曲面的交线上任意一点,在垂直于第二旋转轴线的平面内的与第二旋转轴线的连线称为第二旋转曲面的其中一个径向。第一旋转切割曲面和所述第二旋转切割曲面至少有部分在同一个垂面内具有间隔,该垂面可以是垂直于第一旋转轴线的平面,也可以是垂直于第二旋转轴线的平面。

[0138] 可以理解的是,当第二旋转切割曲面与第一旋转切割曲面呈内外间隔布置时,第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面具有间隔。

[0139] 可以理解的是,当第二旋转切割曲面一部分位于第一旋转切割曲面内、另一部分位于第一旋转切割曲面外时,第二旋转切割曲面与第一旋转切割曲面相交的部分是没有间隔的。

[0140] 需要说明的是,在碎栓支架5整体旋转的过程中,第一支架52和第二支架53都能够自由的收缩和扩张。且因第一支架52远端的第一圆环522和第二支架53远端的第二圆环532相互分离、互不干扰,故在旋转切割血栓过程中,位于外侧的第一支架52所形成的第一旋转切割曲面因受到血栓压迫而导致形变时,其形变不会对位于内侧的第二支架53所形成的第二旋转切割曲面造成影响,从而可以确保内侧旋转切割曲面的切割空间,以使血栓切割完

全,进一步提高碎栓效果。

[0141] 图16至图20为本发明的碎栓支架5的第二实施例的结构示意图。

[0142] 请参阅图16至图20,并结合体图12,本实施例的碎栓支架5与第一实施例的碎栓支架5的主体结构相同,区别在于碎栓支架5前端的结构不同。

[0143] 在本实施例的碎栓支架5中,将固定管51分为第一固定管511和第二固定管512。第二固定管512沿轴向拼接于第一固定管511的远端,且第一固定管511和第二固定管512均套接固定在输送管4上。第一切杆521的近端连接于第一固定管511上。第二切杆531的近端连接于第二固定管512上。

[0144] 需要说明的是,本实施例的碎栓支架5可分成两个相互分离的第一支架52和第二支架53。第一支架52和第二支架53可分别采用镍钛管经过激光切割工艺、热定型工艺制作而成,最后再相互拼接成一体。此方案可以分别简化第一支架52和第二支架53的结构,减小激光切割工艺的难度。

[0145] 在本实施例,第一固定管511的远端凹设有嵌位槽5111,第二固定管512的近端凸设有与嵌位槽5111相适配的嵌位凸起5121。嵌位凸起5121嵌合连接于嵌位槽5111内,以使第二固定管512同轴连接于第一固定管511的远端。可以理解的是,嵌位槽5111也可以设于第二固定管512的近端,同时嵌位凸起5121设于第一固定管511的远端。

[0146] 第一固定管511的周壁上开设有一个或多个第一开孔5112,第一开孔5112连通第一固定管511的管腔。第二固定管512的周壁上开设有一个或多个第二开孔5122,第二开孔5122连通第二固定管512的管腔。胶水可通过第一开孔5112进入第一固定管511的管腔,以提高第一固定管511与输送管4之间的连接牢固性,也可以通过第二开孔5122进入第二固定管512的管腔,以提高第二固定管512与输送管4之间的连接牢固性。

[0147] 图21至图22为本发明的碎栓支架5的第三实施例的结构示意图。

[0148] 请参阅图21至图22,并结合体图12,本实施例的碎栓支架5与第二实施例的碎栓支架5的主体结构相同,区别在于碎栓支架5远端的结构不同。

[0149] 在本实施例的碎栓支架5中,第一支架52远端的第一圆环522和第二支架53远端的第二圆环532连接为一体,即形成第三圆环54。第一切杆521和第二切杆531的远端均连接在第三圆环54上,且第三圆环54活动套接在输送管4上。当然,第三圆环54可以不是由第一圆环522和第二支架53固定连接形成,而是有独立的零件直接制作成。

[0150] 需要说明的是,本实施例的碎栓支架5中,第一支架52的远端与第二支架53的远端相连接,故第一支架52所形成的第一旋转切割曲面与第二支架53所形成的第二旋转切割曲面会相互造成一定地影响。

[0151] 图23为本发明的碎栓支架5的第四实施例的结构示意图。

[0152] 请参阅图23,并结合体图12,本实施例的碎栓支架5与第一实施例的碎栓支架5的主体结构相同,区别在于第一支架52和第二支架53近端的结构不同。

[0153] 在本实施例的碎栓支架5中,第一切杆521与固定管51的连接点位于第二切杆531与固定管51的连接点的远端侧。第一支架的远端侧的端部位于所述第二支架的远端侧的端部的远端侧,其中“第一支架的远端侧的端部”是指第一切杆521与第三圆环54的连接处,“第二支架的远端侧的端部”是指第二切杆531与第三圆环54的连接处。

[0154] 因此第一切杆521所形成的第一旋转切割曲面与第二切杆531所形成的第二旋转

切割曲面,在近端部分会形成交错。也就是说,第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面相交。此种结构方案,可以使第一旋转切割曲面和第二旋转切割曲面形成相互交错的空间球面,能够更好地提高碎栓支架5的碎栓效果。

[0155] 仍请参阅图12,驱动手柄41用于带动输送管4和碎栓支架5进行周向旋转。在本实施例中,驱动手柄41可拆卸地设置在输送管4的近端。输送管4的近端设置有驱动端子401。驱动手柄41上设有驱动接口411,该驱动接口411可与输送管4的驱动端子401对接。驱动手柄41内设有齿轮组件,驱动手柄41上还铰接有驱动扳手412,该驱动扳手412通过齿轮组件与驱动接口411传动连接。通过压握驱动扳手412,可以带动齿轮组件转动,并通过齿轮组件的变速带动驱动接口411快速旋转,进而通过与驱动接口411对接的驱动端子401进行旋转,进而带动与驱动端子401一体连接的输送管4及输送管4远端的碎栓支架5进行快速地周向旋转,将包裹在取栓支架3内的血栓组织进行切割粉碎。

[0156] 需要说明的是,碎栓支架5在取栓支架3内周向旋转,从而将包裹在取栓支架3内的血栓组织进行切割粉碎。通过设置支撑支架32对滤网薄膜33进行支撑,能够使滤网薄膜33保持较为稳定的外形,防止血管内壁挤压使支撑支架32和滤网薄膜33沿径向向内压缩,从而导致碎栓支架5与支撑支架32或滤网薄膜33接触,从而妨碍碎栓支架5在取栓支架3内周向旋转。也就是说,支撑支架32除了具有一定的柔顺性还需要具有一定的径向支撑性,通过支撑支架32提供了一定的径向向外的支撑力,使支撑支架32与碎栓支架5之间形成一定的间隔,或使滤网薄膜33与碎栓支架5之间形成一定的间隔。

[0157] 可以理解的是,驱动手柄41内可设置弹簧机构和驱动扳手412相连,以使驱动扳手412可以回弹复位,保持驱动扳手412可以反复的压握。

[0158] 仍请参阅图12,装载管42活动地套设在输送管4上,装载管42用于装载碎栓支架5。装载管42能够移动至输送管4的远端,并套设在碎栓支架5上,以使碎栓支架5收容于装载管42内,即可将第一支架52和第二支架53均收容于装载管42内。

[0159] 当需要使用碎栓支架5时,可将装载管42移动至输送管4的近端,使输送管4的远端和碎栓支架5一起伸入牵引导管2内进行使用,并使装载管42停留在牵引导管2外部。

[0160] 当碎栓支架5使用完毕时,可将输送管4的远端和碎栓支架5完全退出牵引导管2,并将装载管42重新套设在碎栓支架5上,以使碎栓支架5尽可能地避免与外部环境接触。

[0161] 仍请参阅图12,输送管4的近端还套设有不锈钢管402。输送管4的近端与不锈钢管402的近端相连。在本实施例中,不锈钢管402的近端连接驱动端子401。可以理解的是,通过释放或固定不锈钢管402,可以对输送管4的轴向移动进行限定和控制。

[0162] 请参阅图24和图25,并结合图1,在本实施例中,外鞘管1的近端设有鞘管接头11,鞘管接头11的近端设有调节旋钮12。调节旋钮12可旋转地连接在鞘管接头11的近端,并且在调节旋钮12与鞘管接头11之间夹设有压紧环13和硅胶圈14。硅胶圈14夹设在调节旋钮12与压紧环13之间。

[0163] 牵引导管2依次穿设于调节旋钮12、硅胶圈14、压紧环13及鞘管接头11内,进而伸入外鞘管1内。硅胶圈14具有内孔。通过旋转调节旋钮12可以挤压硅胶圈14,从而改变硅胶圈14中心的内径(即内孔的大小),可以夹持或松开牵引导管2,进而实现控制牵引导管2与外鞘管1之间是否能够相对移动。

[0164] 在本实施例中,鞘管接头11的周侧还形成有分支接头111,该分支接头111与压紧

环13内部相连通,进而与鞘管接头11及外鞘管1的内部相连通。该分支接头111可外接分支软管15。分支软管15的另一端可连接标准鲁尔接头。

[0165] 请参阅图26和图27,并结合图1,抽吸装置包括接头导管6和连接于接头导管6上的分支导管61。

[0166] 接头导管6的远端与牵引导管2的近端沿轴向相连接。在本实施例中,牵引导管2的近端设有固定盖21,接头导管6的远端可与固定盖21螺纹连接,以连通接头导管6和牵引导管2。输送管4活动地穿设于接头导管6和牵引导管2内,并且输送管4能够从接头导管6的近端完全退出接头导管6。

[0167] 接头导管6的近端设有开关,该开关用于能够对接头导管6的近端口进行启闭控制。当输送管4及碎栓支架5完全从接头导管6的近端完全退出牵引导管2及接头导管6后,该开关能够关闭接头导管6的近端口。

[0168] 在本实施例中,该开关包括旋盖62和密封圈63。旋盖62螺纹连接于接头导管6的近端。密封圈63设于接头导管6的近端口内,并夹设于旋盖62与接头导管6的近端口之间。输送管4沿轴向活动地穿设于旋盖62和密封圈63内,并能够完全退出密封圈63。

[0169] 密封圈63具有弹性和形变能力。输送管4完全退出接头导管6及密封圈63后,通过旋盖62正向或反向旋转,并同步挤压或释放密封圈63,以改变密封圈63中心孔的大小。且当密封圈63中心孔因挤压形变而消失时,即可关闭接头导管6的近端口。当密封圈63中心孔出现时,可以开启接头导管6的近端口。同时,当输送管4穿设于接头导管6及密封圈63内时,通过旋转旋盖62,挤压改变密封圈63中心孔的大小,也可以使密封圈63能够夹持固定或松开输送管4,进而控制输送管4与接头导管6及牵引导管2之间是否能够沿轴向相对移动。可以理解的是,上述的中心孔只是开设在密封圈63上,并不要求必须设置在密封圈63的中心。

[0170] 分支导管61的一端连接于接头导管6的周壁并与接头导管6的内腔相连通,分支导管61的另一端用于外接抽吸动力。外接的抽吸动力可以采用抽吸针筒64,当接头导管6的近端口关闭时,利用抽吸针筒64可将牵引导管2近端口处的血栓,经牵引导管2、接头导管6及分支导管61,收集到抽吸针筒64内部。此时,牵引导管2作为抽吸导管进行使用,即牵引导管2也可以视为抽吸装置的一组成部分。

[0171] 在本实施例中,接头导管6的侧壁上设有与其内部相连通的分管接头601,分支导管61可拆卸地连接在该分管接头601上,以与接头导管6进行连接。

[0172] 请结合参阅图28至图38,下面对本实施例的取栓系统的工作原理进行举例说明。

[0173] 请参阅图28所示,图28中显示的是人体下腔静脉血管01的示意图。在下腔静脉血管01内有血栓组织02。经股静脉或腘静脉穿刺口04引入导丝03,为静脉取栓建立通路。

[0174] 请参阅图29所示,导丝03从取栓装置远端的导向头34穿出。将取栓装置沿导丝03从穿刺口04进入静脉血管01,逐步向前输送。

[0175] 请参阅图30所示,将取栓装置沿导丝03逐步向前输送,直至外鞘管1的远端穿过血栓组织02时为止。

[0176] 请参阅图31所示,固定鞘管接头11,继续推送牵引导管2和接头导管6,使取栓支架3伸出外鞘管1的远端,以使取栓支架3能够在血管内逐步释放。并在取栓支架3的近端完全伸出外鞘管1的远端端口时,停止推送牵引导管2和接头导管6。

[0177] 在取栓支架3释放的过程中,可以松开旋盖62,使输送管4能够相对牵引导管2轴向

移动。并通过向远端推送输送管4,使输送管4的远端抵靠在取栓支架3远端的导向头34上,以带动取栓支架3伸出外鞘管1,并在取栓支架3的近端完全伸出外鞘管1的远端端口时,通过固定牵引导管2和接头导管6,并回撤输送管4,使取栓支架3在血管内进行完全释放,取栓支架3在血管内贴壁布置。

[0178] 需要说明的是,在输送管4向前推送的过程中,碎栓支架5可以伸出牵引导管2,并伸入到取栓支架3内部。在输送管4回撤的过程中,碎栓支架5可以受力压缩进入到牵引导管2内部。

[0179] 可以理解的是,也可以固定牵引导管2和接头导管6,通过外鞘管1的回撤来释放取栓支架3。

[0180] 请参阅图32所示,图32为取栓支架3在血栓组织02的远端完全释放的示意图。

[0181] 请参阅图33所示,通过取栓系统整体回撤,即外鞘管1、牵引导管2及输送管4整体回撤,进而带动取栓支架3回撤。利用取栓支架3近端的开口及支架结构,将血栓组织02从静脉血管01的内壁上剥离,并进入到取栓支架3内部,被滤网薄膜33包裹收集。

[0182] 请参阅图34,并结合图33,将输送管4向前推送,使碎栓支架5重新进入取栓支架3内部。将驱动手柄41的驱动接口411与输送管4的驱动端子401进行对接,通过反复压握驱动扳手412,驱动接口411快速转动,进而带动碎栓支架5快速旋转,将包裹在滤网薄膜33内部的血栓组织02进行切割粉碎。

[0183] 请参阅图35所示,完成碎栓后,将碎栓支架5、输送管4等碎栓装置整体向近端后撤,并完全从接头导管6的近端撤出。碎栓支架5撤出接头导管6后,将装载管42套设在碎栓支架5上,使碎栓支架5压缩进入装载管42内。

[0184] 请参阅图36所示,旋转接头导管6近端的旋盖62,压缩内部的密封圈63,使接头导管6的近端口封闭。将抽吸针筒64与分支导管61连通。通过拉动抽吸针筒64,可将打碎的血栓通过牵引导管2和分支导管61吸入到抽吸针筒64内部取出。

[0185] 需要说明的是,在抽吸针筒64与分支导管61之间设有分支开关611,分支开关611用于控制分支导管61与抽吸针筒64之间是否连通。可以理解的是,分支开关611也可以用于控制分支导管61与外界是否连通。

[0186] 请参阅图37所示,继续使取栓支架3后撤,继续分离血栓并收集到滤网薄膜33内部。

[0187] 请参阅图38所示,反向旋转接头导管6近端的旋盖62,释放内部的密封圈63,使接头导管6的近端口打开。通过装载管42重新将碎栓支架5及输送管4推送进入接头导管6内部,并继续推送进入牵引导管2内,重复图34至图36的操作,直至血栓组织02全部从静脉血管01中取出,最后通过固定鞘管接头11,回撤接头导管6将取栓支架3收缩进入外鞘管1内,一起撤出体外,完成取栓。

[0188] 图39是本发明第二实施例的抽吸血栓的示意图。

[0189] 请参阅图39所示,在本发明的第二实施例中,提供了抽吸血栓的第二种方案。

[0190] 在本实施例中,当碎栓完成后,碎栓装置整体从接头导管6的近端撤出时,可将一抽吸导管65通过接头导管6伸入牵引导管2,并伸出牵引导管2,使抽吸导管65的远端伸入取栓支架3内部。抽吸导管65的近端与抽吸设备相连,以通过抽吸导管65的远端进行血栓抽吸操作。此过程中,牵引导管2作为抽吸导管65的通道使用。当然,在操作时,抽吸导管65的远

端没有伸入取栓支架3内部,也可以对血栓进行抽吸,具体是通过抽吸导管65和牵引导管2共同对血栓进行抽吸。例如,抽吸导管65的远端位于牵引导管2内时,取栓支架3内部的血栓先进入牵引导管2内,然后经抽吸导管65的远端进入抽吸导管65。

[0191] 需要说明的是,在抽吸操作中,牵引导管2的远端与取栓支架3的近端相连,无需进入取栓支架3的内部。

[0192] 图40和图41是本发明第三实施例的取栓装置的结构示意图。

[0193] 请参阅图40至图41所示,在本发明的第三实施例中,提供了取栓装置内取栓支架3与牵引导管2的第二种连接方案,取栓支架3的近端活动连接在牵引导管2的远端。

[0194] 在本实施例中,牵引导管2的远端的周壁上凹设有滑槽22,取栓支架3中的分离支架31的近端活动地套设在滑槽22上,即连接环313可滑动地套设在滑槽22上。连接环313可在滑槽22的范围内轴向滑动。连接环313上设置有拉线3131,拉线3131的远端与连接环313相连,即拉线3131与分离支架31相连。拉线3131可用于拉动分离支架31及整个取栓支架3沿滑槽22向牵引导管2的近端滑动,进而控制牵引导管2的远端端口在取栓支架3内部的位置。该方案结构能够在抽吸血栓的过程中,有效地抽吸取栓支架3近端部分的残余血栓组织02。

[0195] 图42是本发明第四实施例的取栓系统的结构示意图。

[0196] 请参阅图42所示,在本发明的第四实施例中,提供了外鞘管1的改进方案。

[0197] 在本实施例中,外鞘管1远端的外部套设有一压缩球囊16。压缩球囊16可连通外部高压设备。在取栓支架3完成血栓剥离时,高压设备可向压缩球囊16内注入生理盐水,使压缩球囊16扩张并紧贴血管内壁。利用压缩球囊16可以有效地阻止血栓组织02逆流,并使血栓组织02全部挤压进入取栓支架3内部,进而完成碎栓和血栓抽吸,达到更好的血栓清除效果。

[0198] 图43是本发明第五实施例的取栓系统的结构示意图。

[0199] 请参阅图43所示,在本发明的第五实施例中,提供了碎栓装置的一体式的设计方案。本实施例的碎栓装置与第一实施例的区别在于驱动手柄41的结构不同。

[0200] 在本实施例中,驱动手柄41一体成型在输送管4上。输送管4的近端贯穿驱动手柄41。在压握驱动扳手412时,驱动手柄41内的齿轮组件能够直接带动输送管4进行周向旋转。

[0201] 图44是本发明第六实施例的取栓系统的结构示意图。

[0202] 请参阅图44所示,在本发明的第六实施例中,提供了一种电控驱动的碎栓方案。本实施例的碎栓装置与第一实施例的区别在于驱动手柄41的结构不同。

[0203] 在本实施例中,驱动手柄41没有驱动扳手412,同时在驱动手柄41内部设有可充电电池413和驱动马达414。可充电电池413为驱动马达414提供动力,使驱动马达414旋转。驱动马达414可带动齿轮组件转动,进而带动驱动接口411进行高速旋转。驱动手柄41上还设置有控制按钮415,该控制按钮415用于控制驱动马达414工作。

[0204] 基于上述技术方案,本发明实施例至少具有如下优点和积极效果:

[0205] 本发明实施例的取栓系统中,利用外鞘管1收容取栓支架3和牵引导管2;利用牵引导管2可收容碎栓支架5和输送管4;利用牵引导管2、取栓支架3与外鞘管1配合,将血管内的血栓收容于取栓支架3内;再利用碎栓支架5与输送管4配合,使碎栓支架5伸入取栓支架3内进行旋转,将取栓支架3内的血栓切割为细小颗粒,有利于对顽固性、较大较硬的血栓进行粉碎;最后利用输送管4带动碎栓支架5退出牵引导管2,牵引导管2同时可作为抽吸导管使

用,通过牵引导管2的内腔对取栓支架3内的细小血栓进行抽吸,有效地预防细小血栓遗漏造成肺栓塞,从而提高取栓效果。

[0206] 虽然已参照几个典型实施方式描述了本发明,但应当理解,所用的术语是说明和示例性、而非限制性的术语。由于本发明能够以多种形式具体实施而不脱离发明的精神或实质,所以应当理解,上述实施方式不限于任何前述的细节,而应在随附权利要求所限定的精神和范围内广泛地解释,因此落入权利要求或其等效范围内的全部变化和改型都应随附权利要求所涵盖。

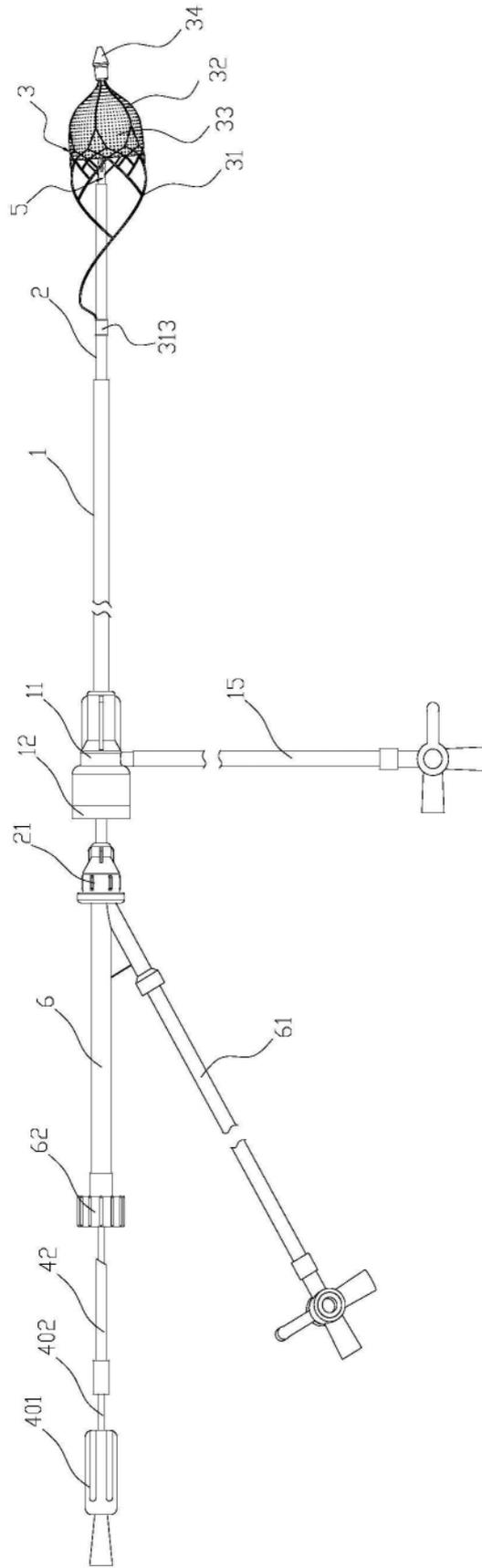


图1

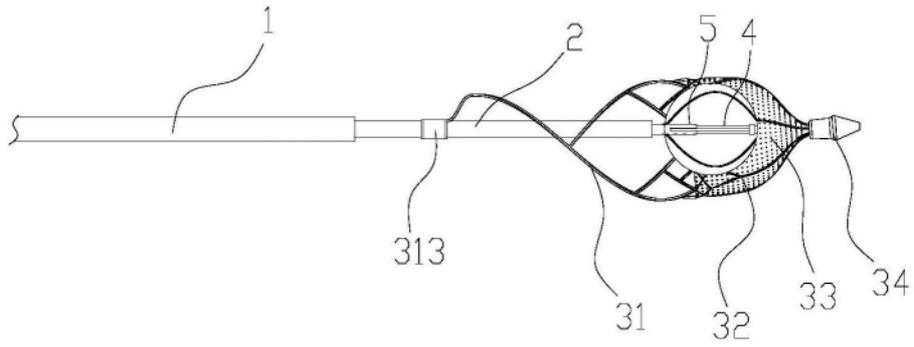


图2

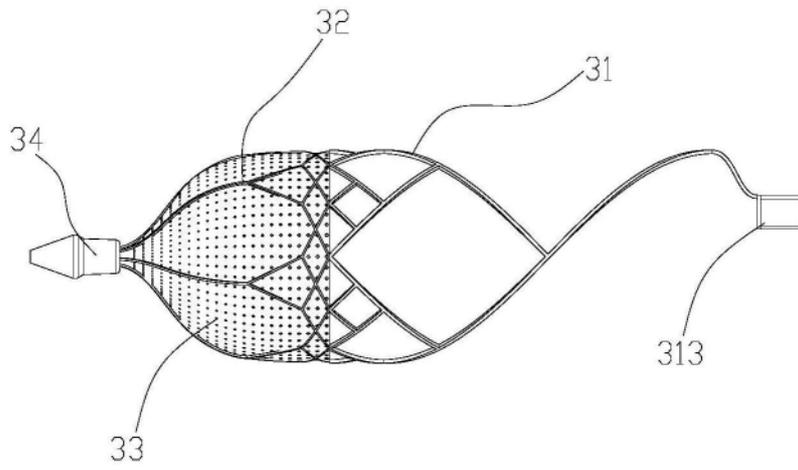


图3

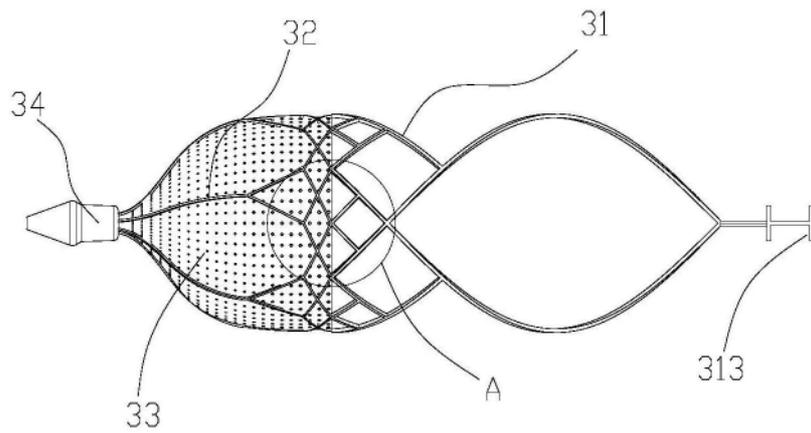


图4

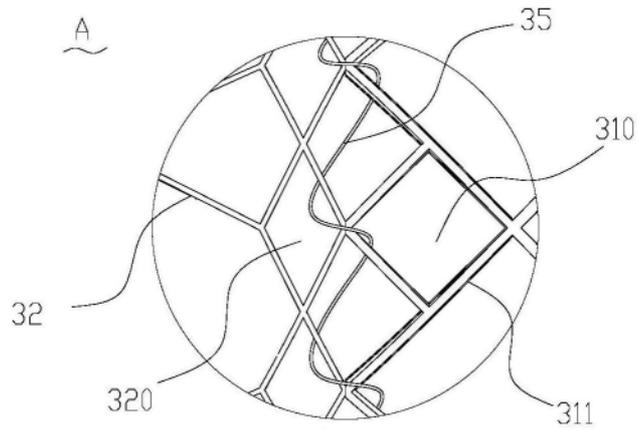


图5

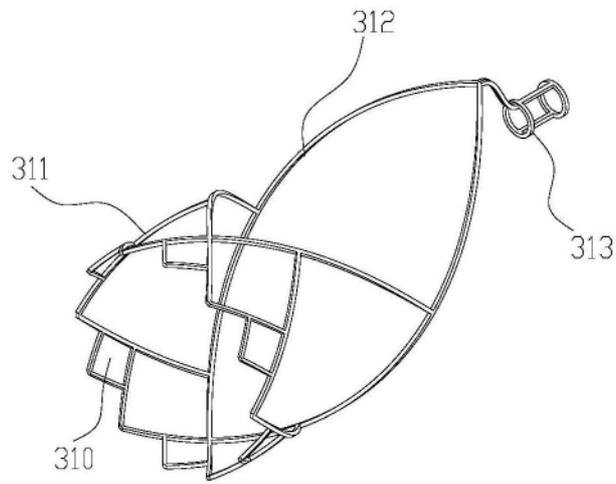


图6

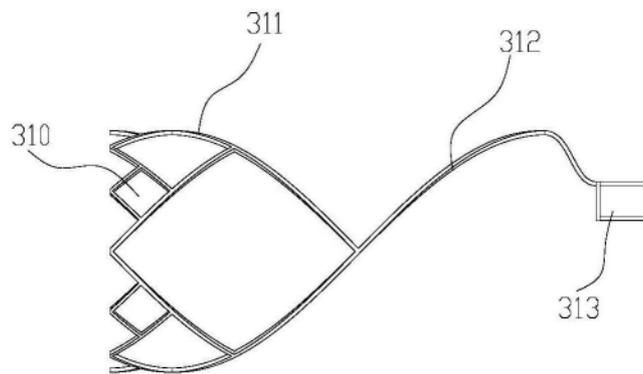


图7

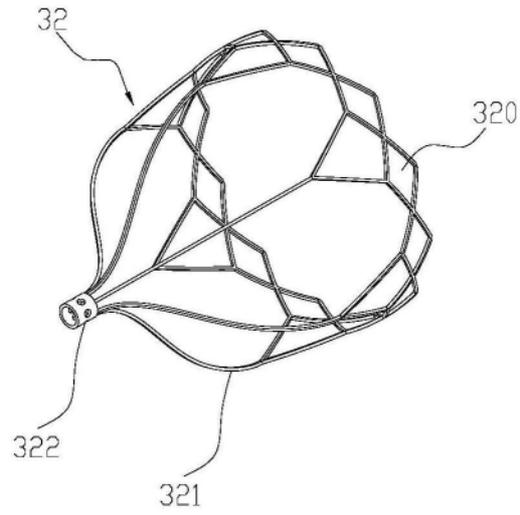


图8

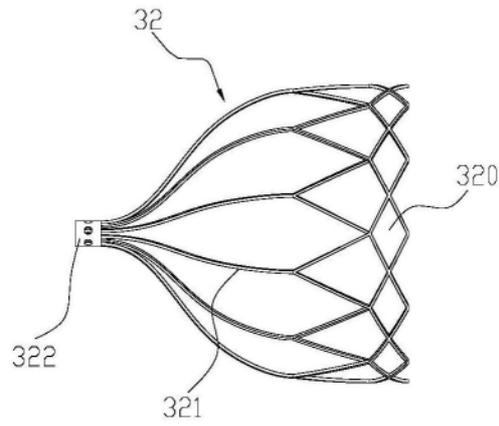


图9

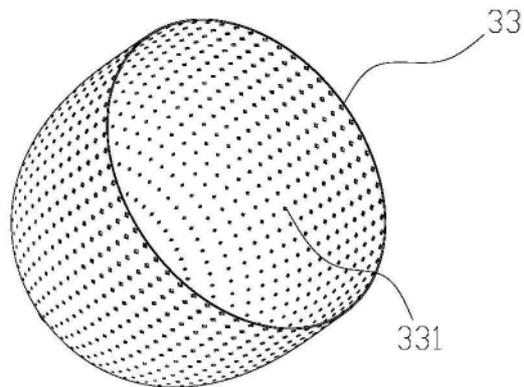


图10

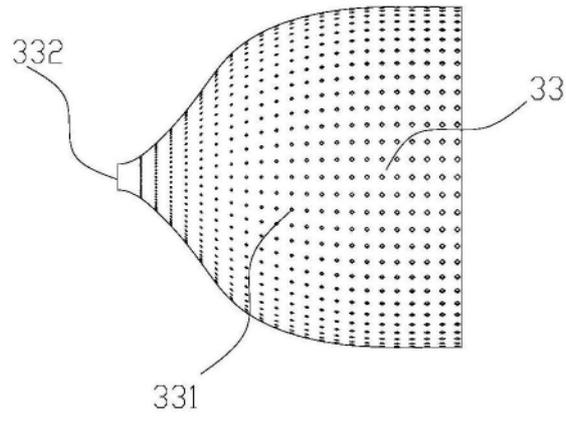


图11

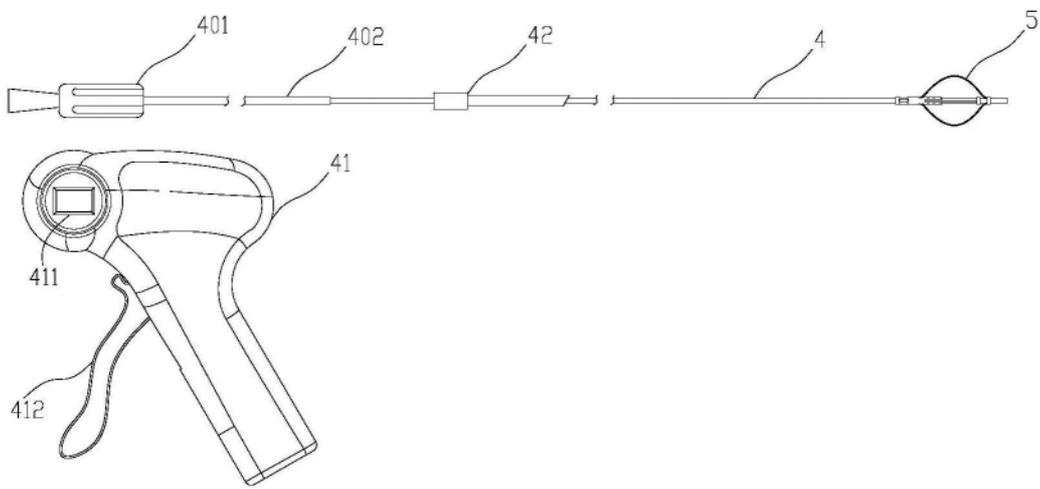


图12

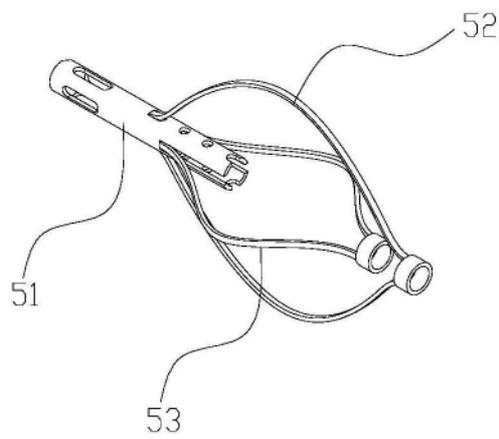


图13

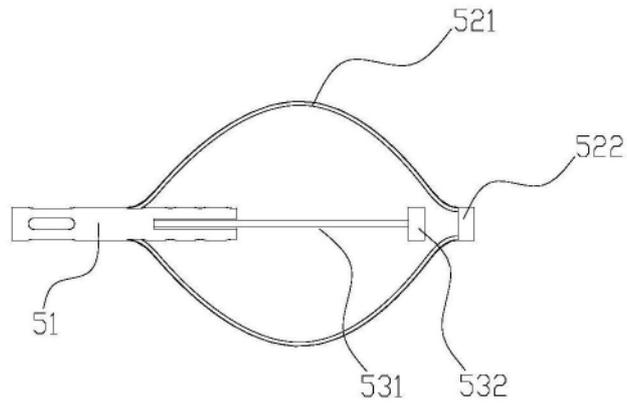


图14

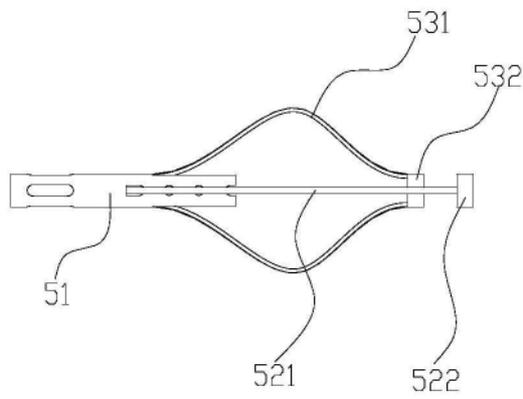


图15

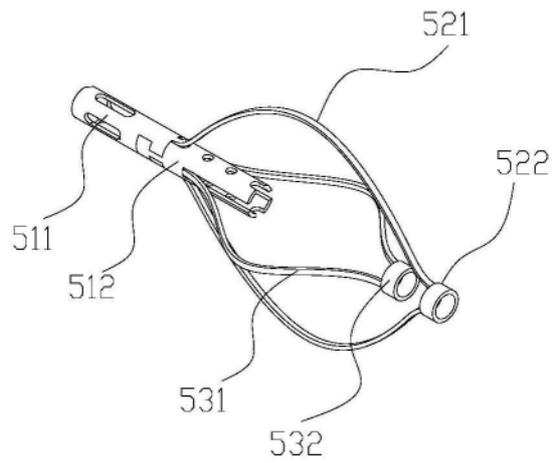


图16

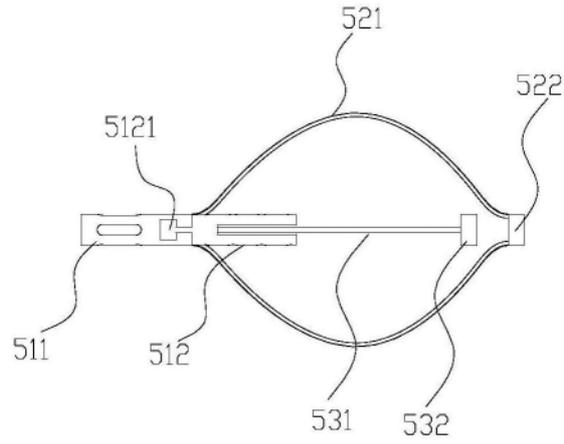


图17

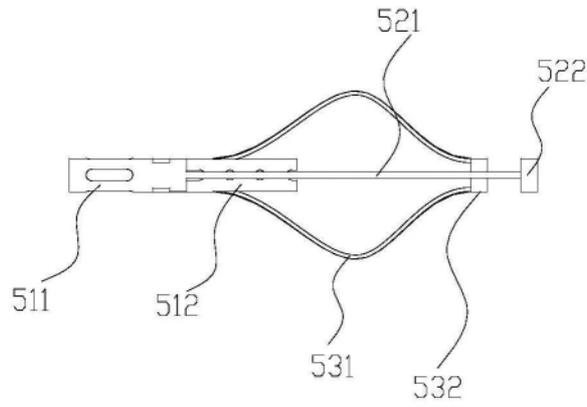


图18

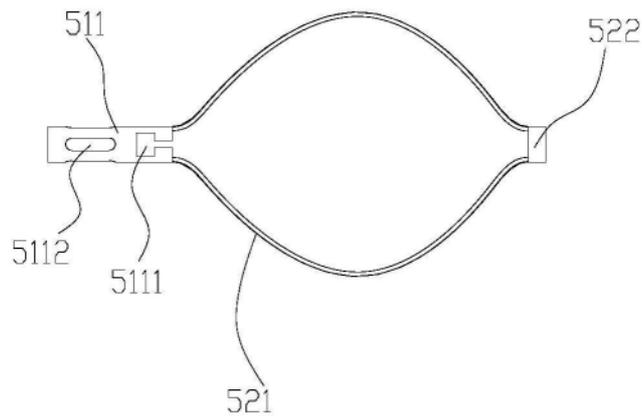


图19

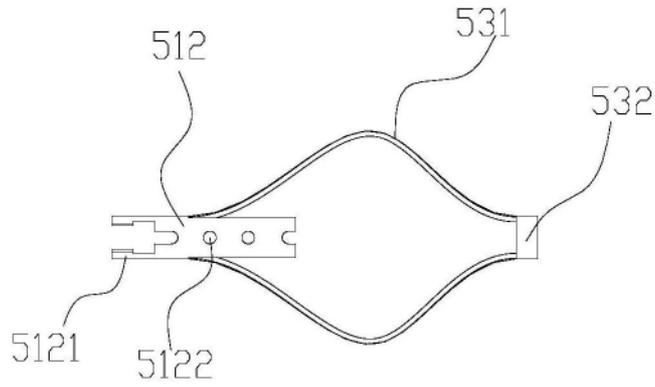


图20

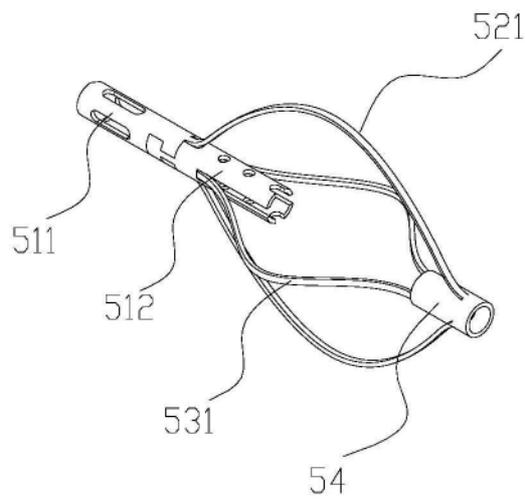


图21

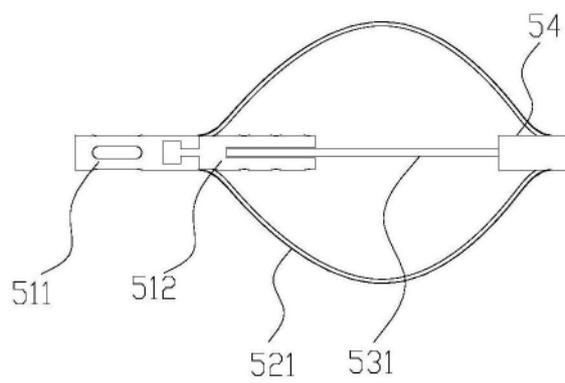


图22

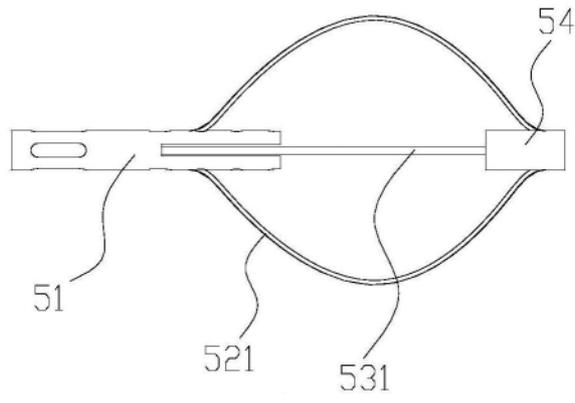


图23

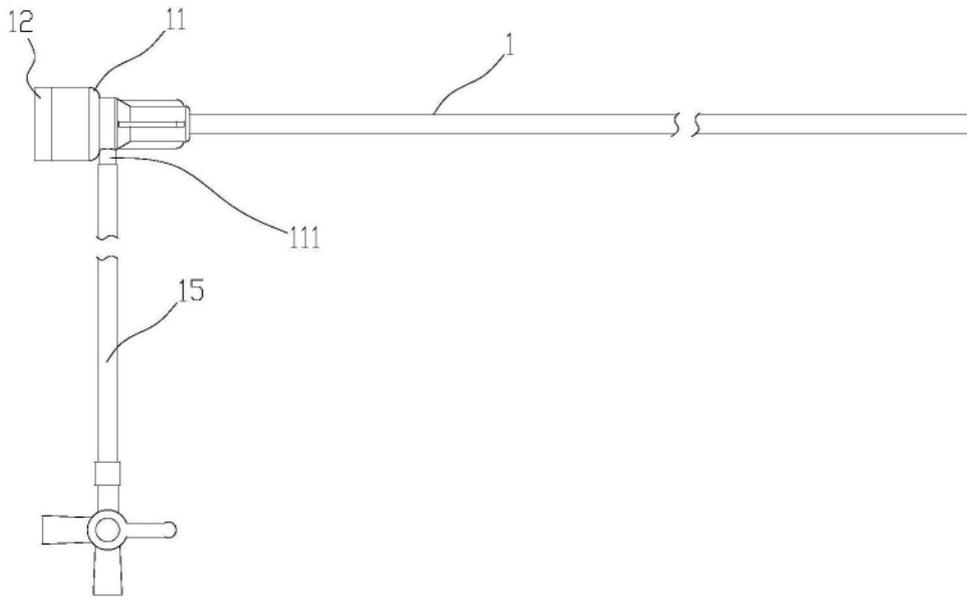


图24

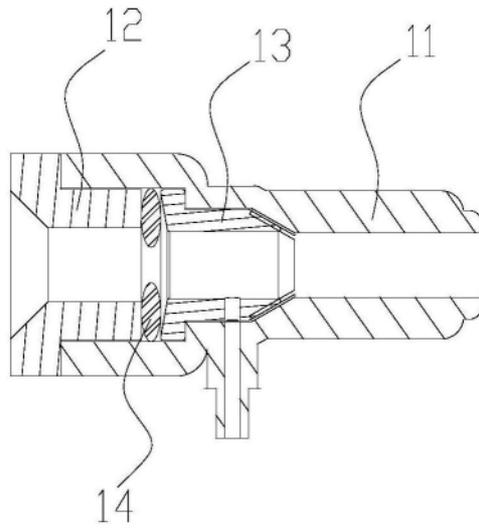


图25

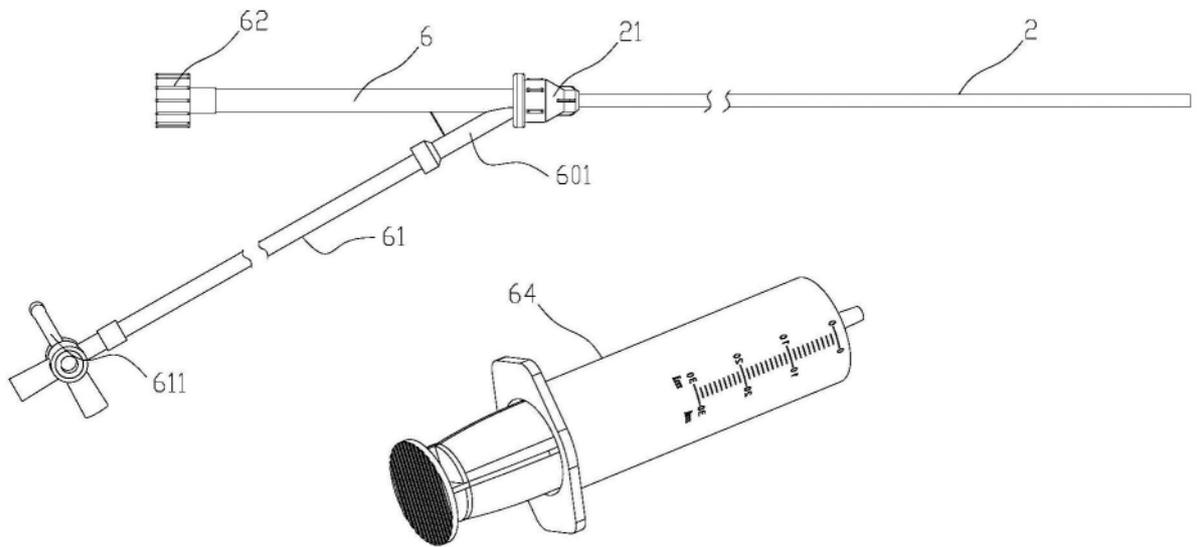


图26

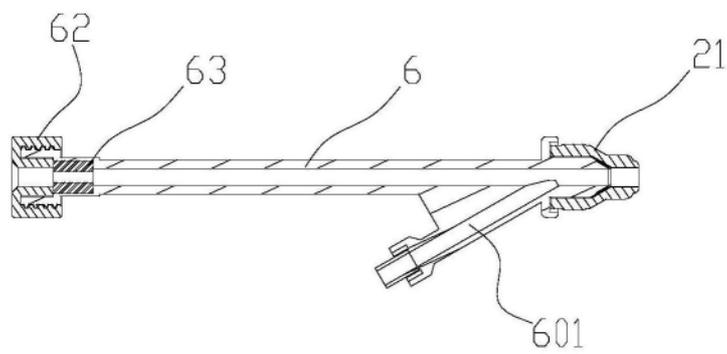


图27

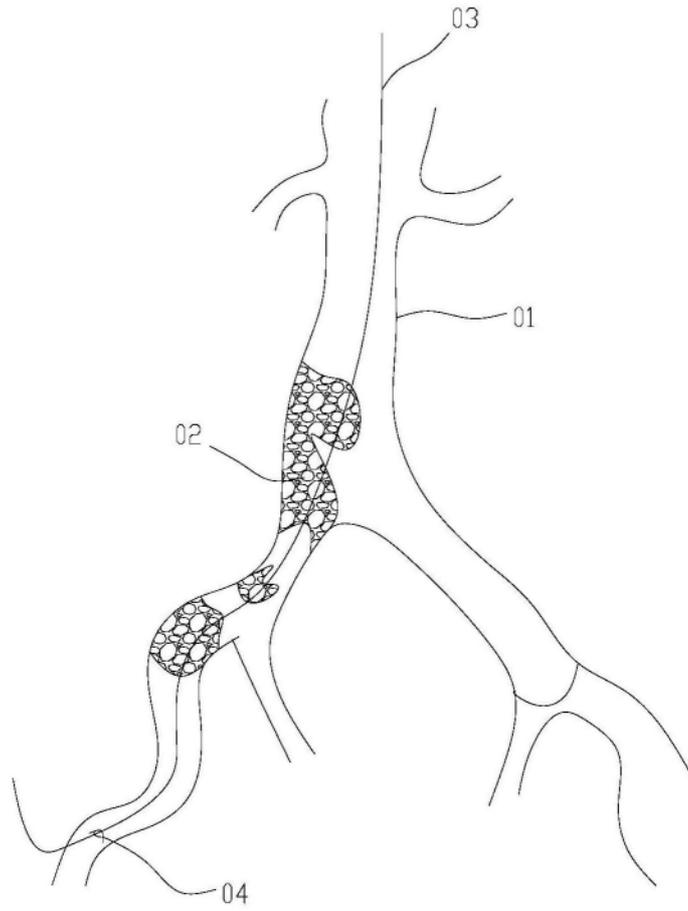


图28

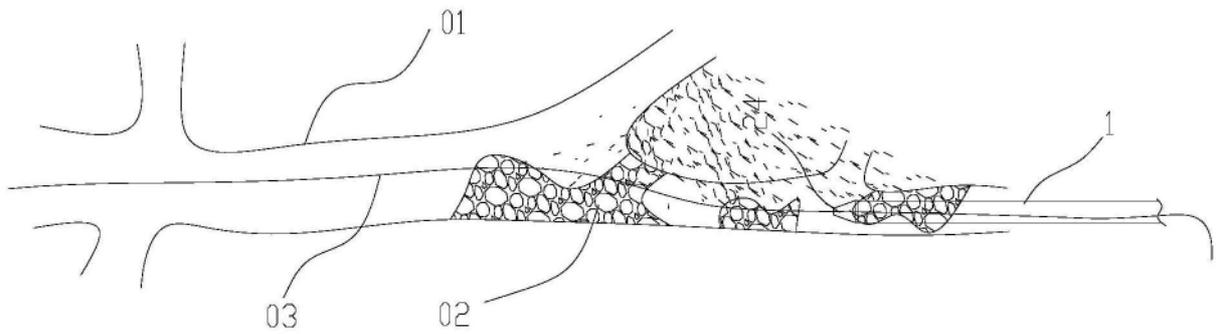


图29

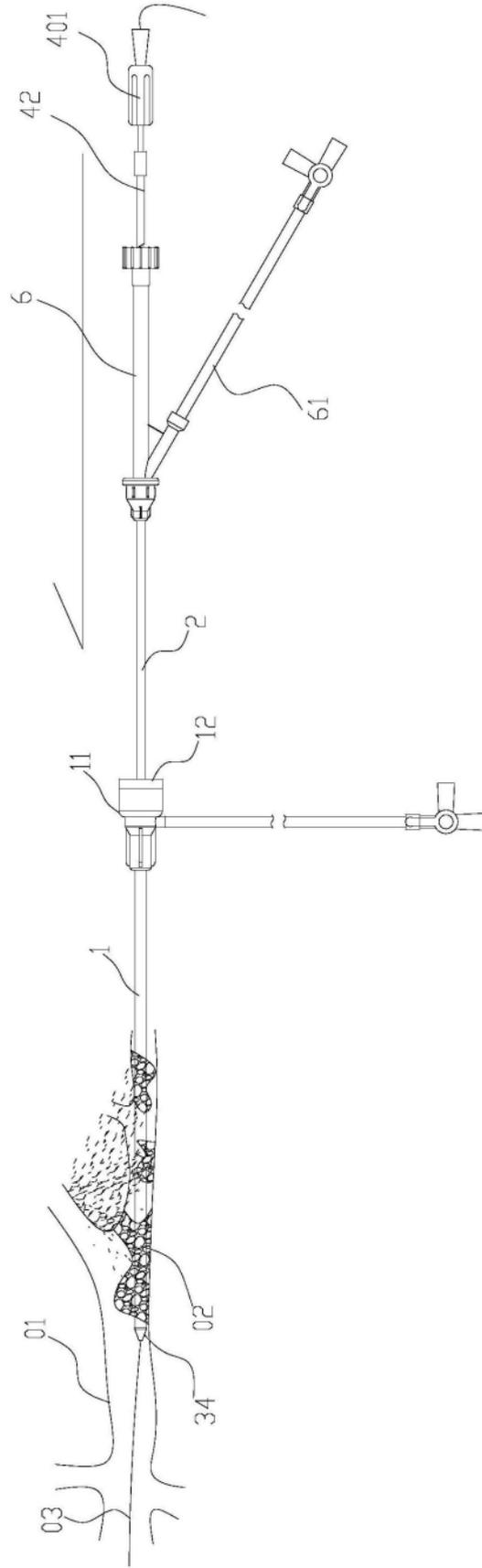


图30

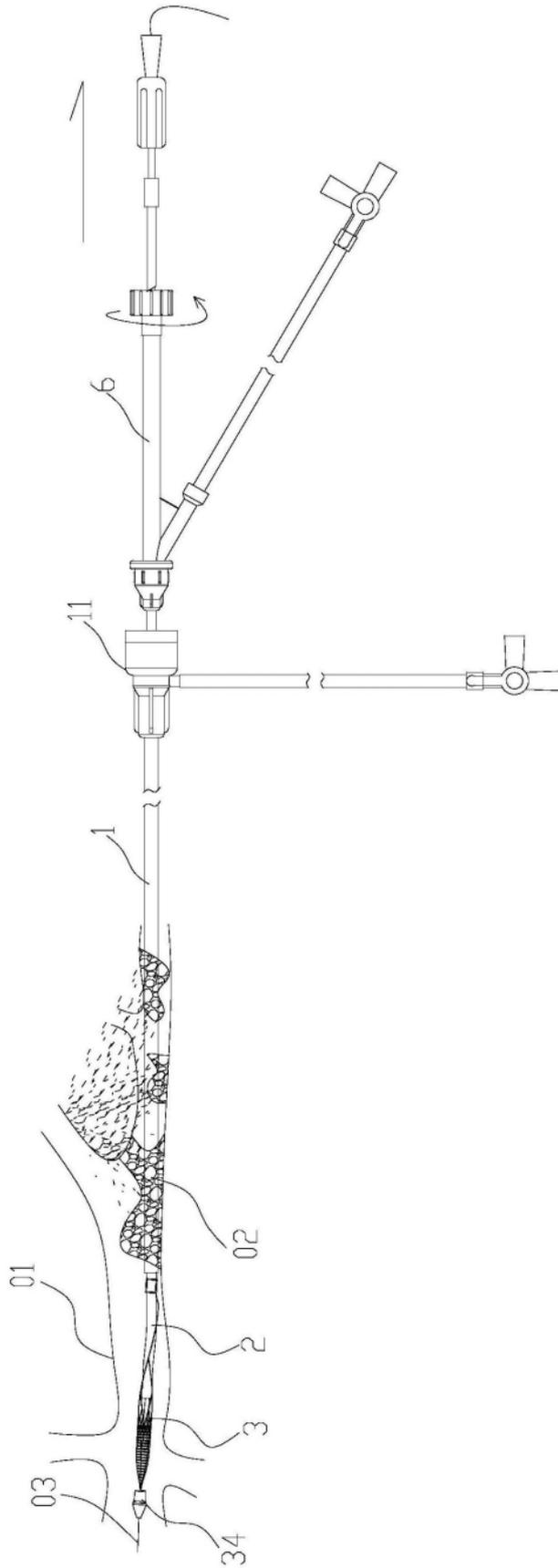


图31

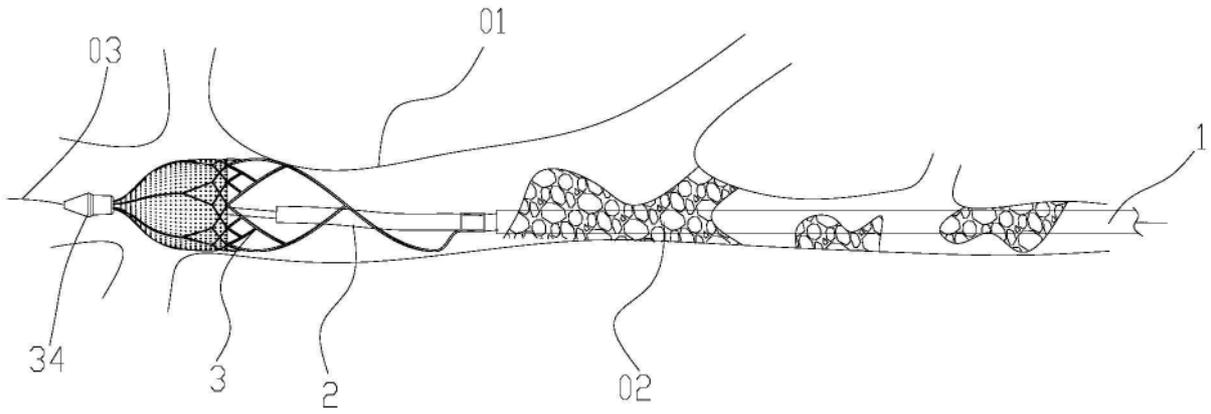


图32

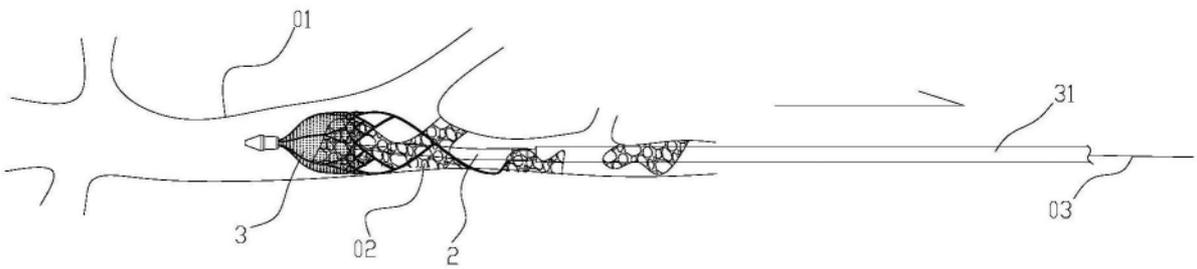


图33

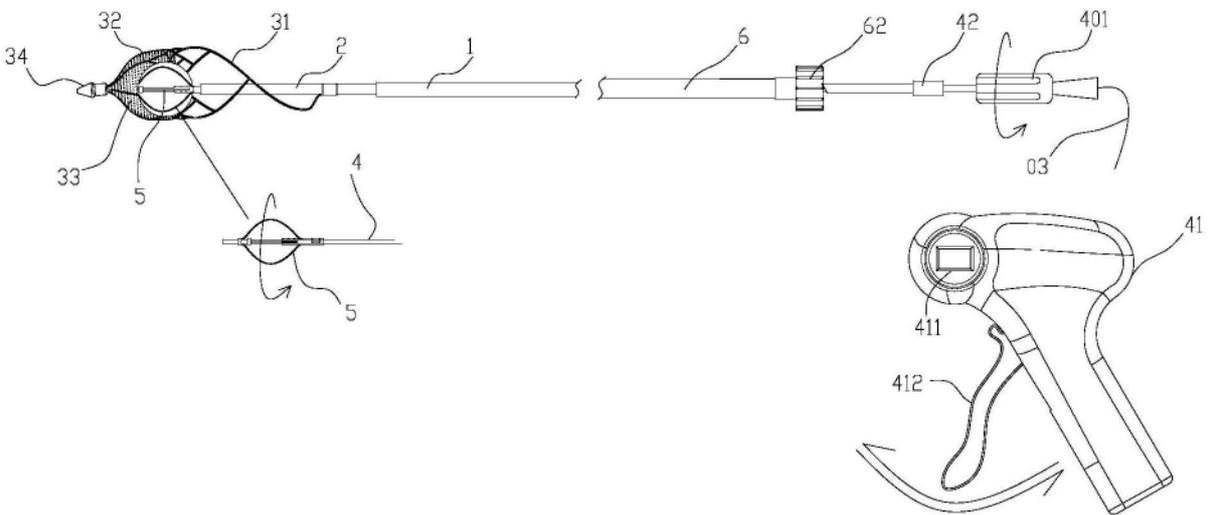


图34

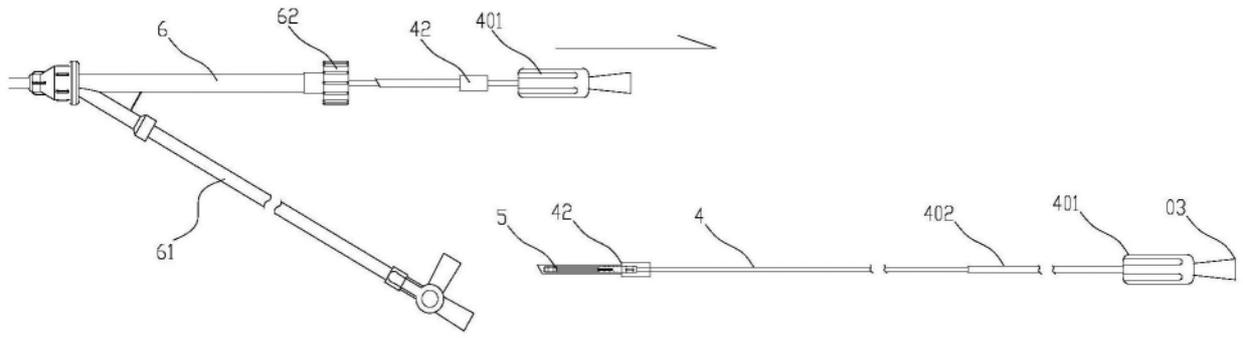


图35

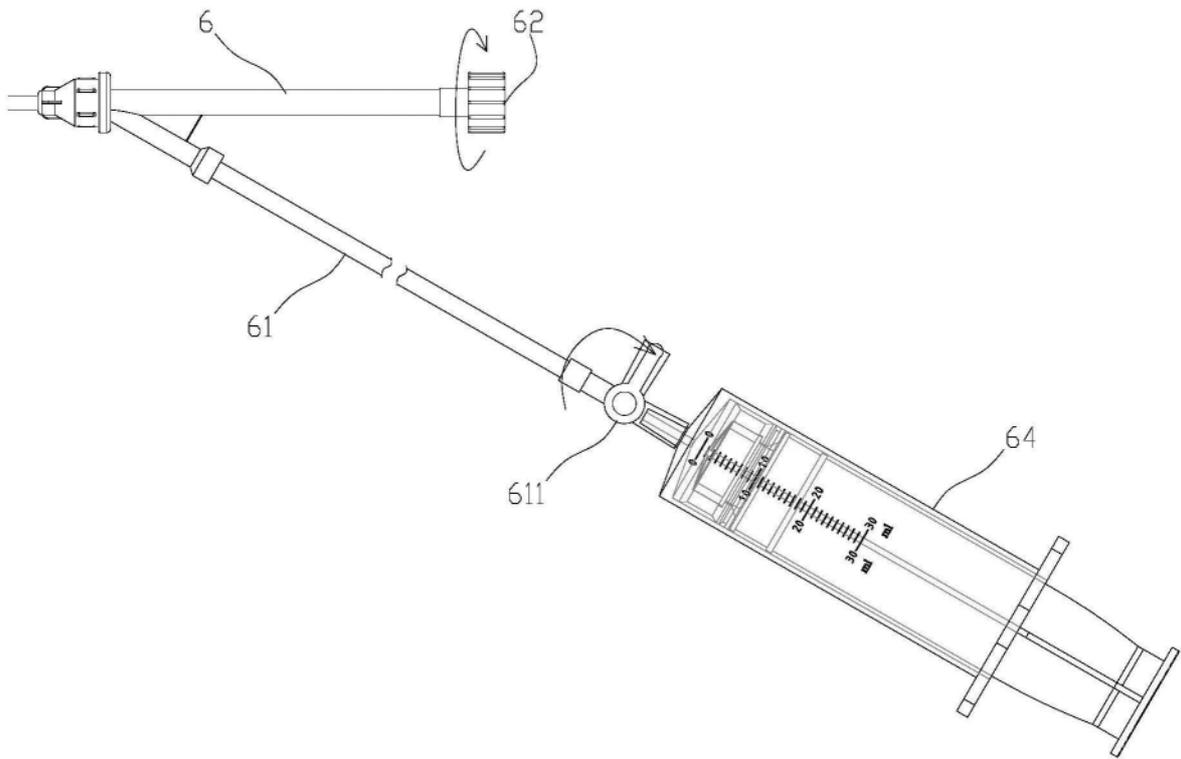


图36

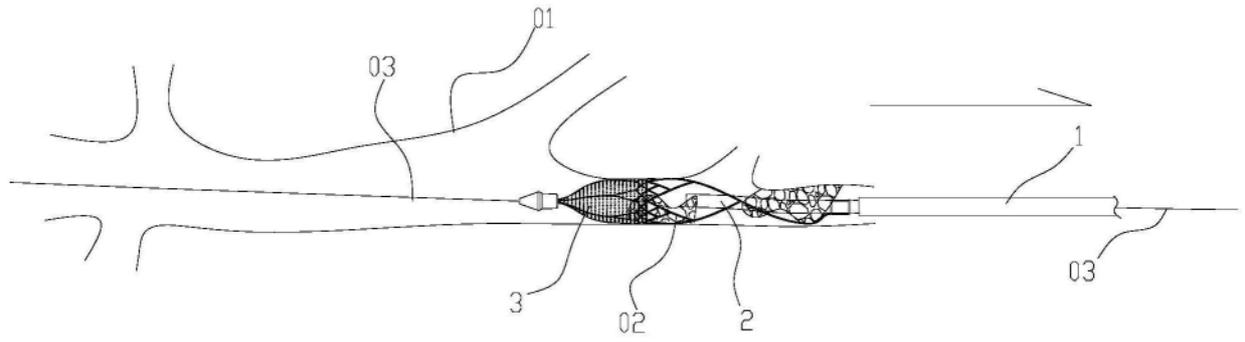


图37

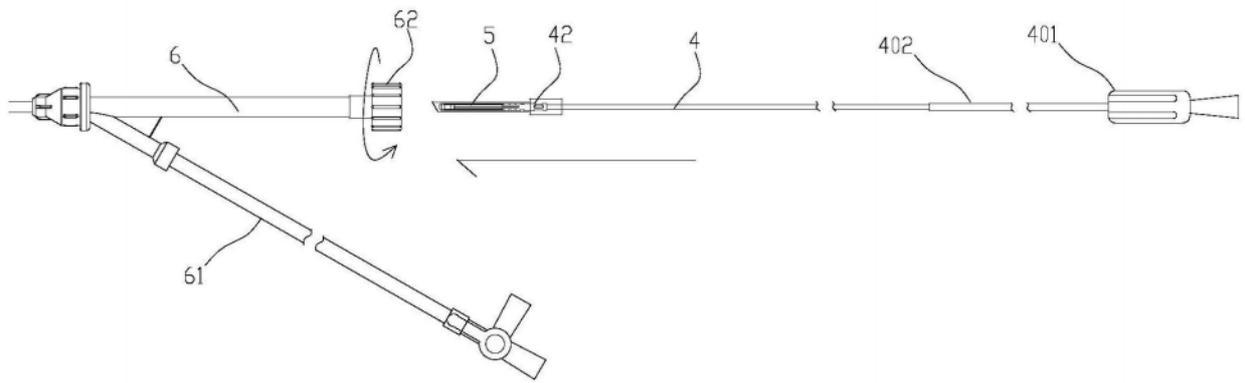


图38

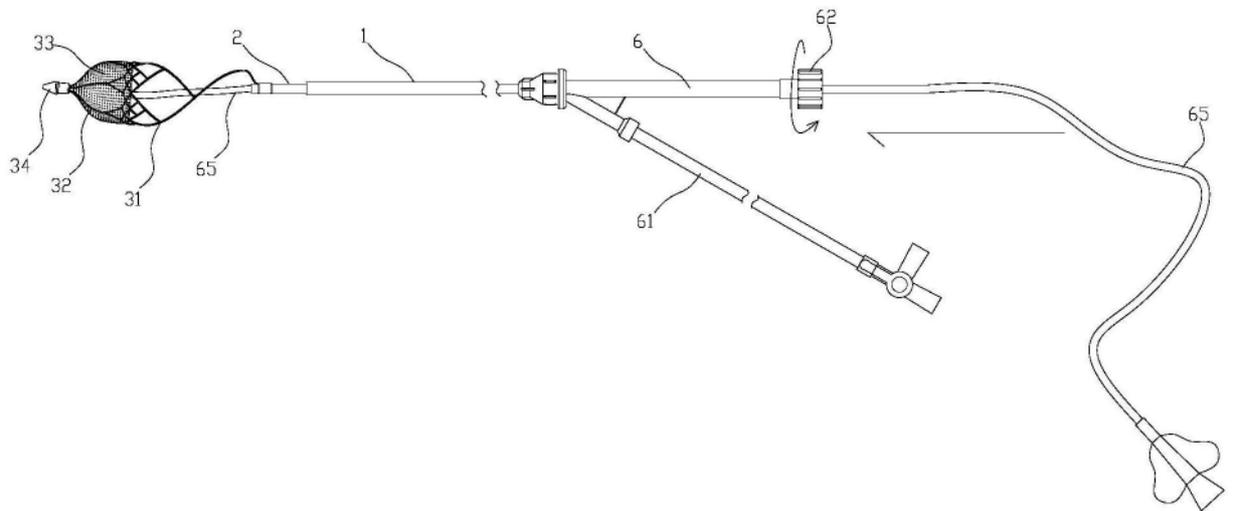


图39

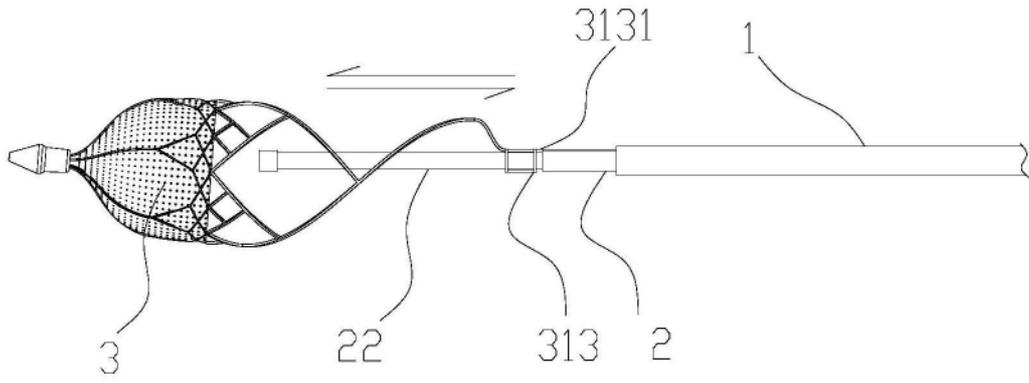


图40

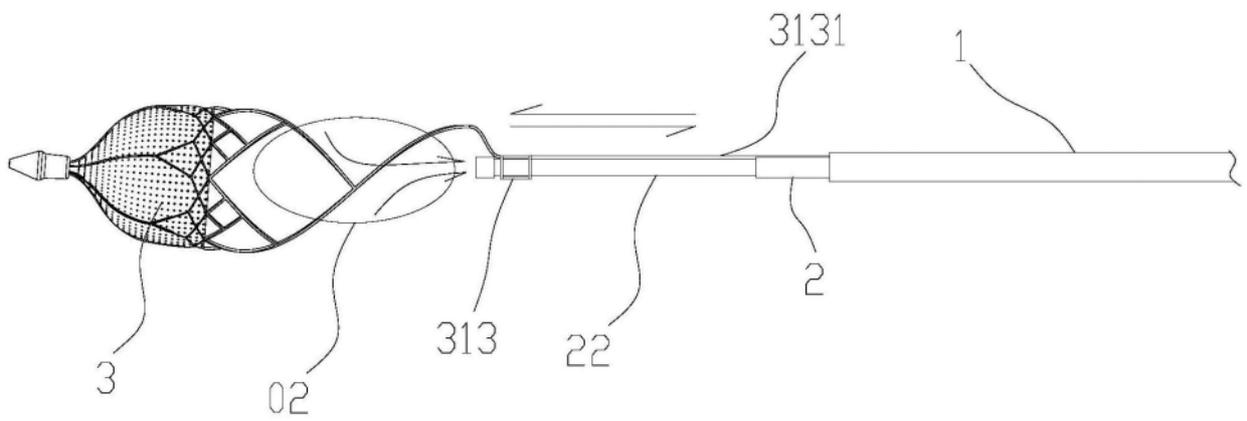


图41

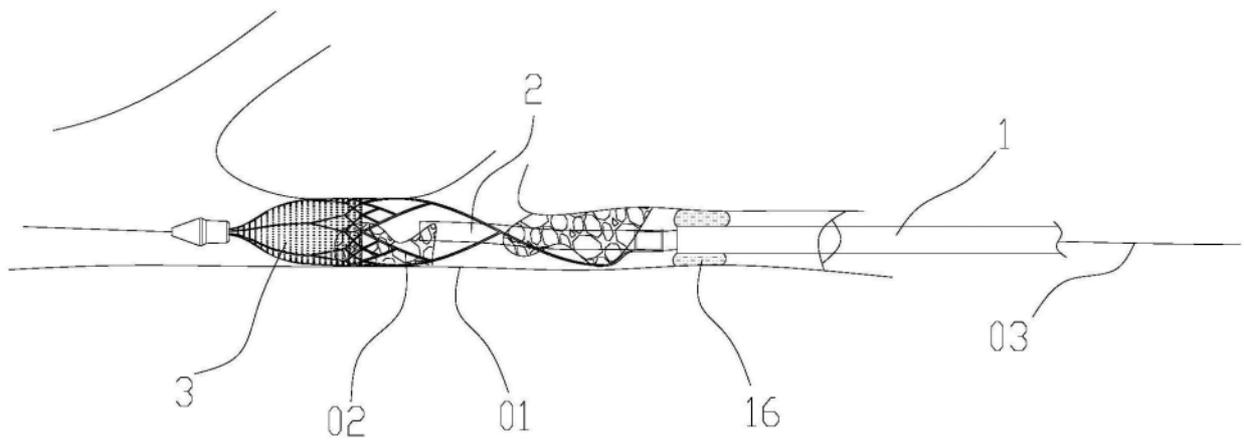


图42

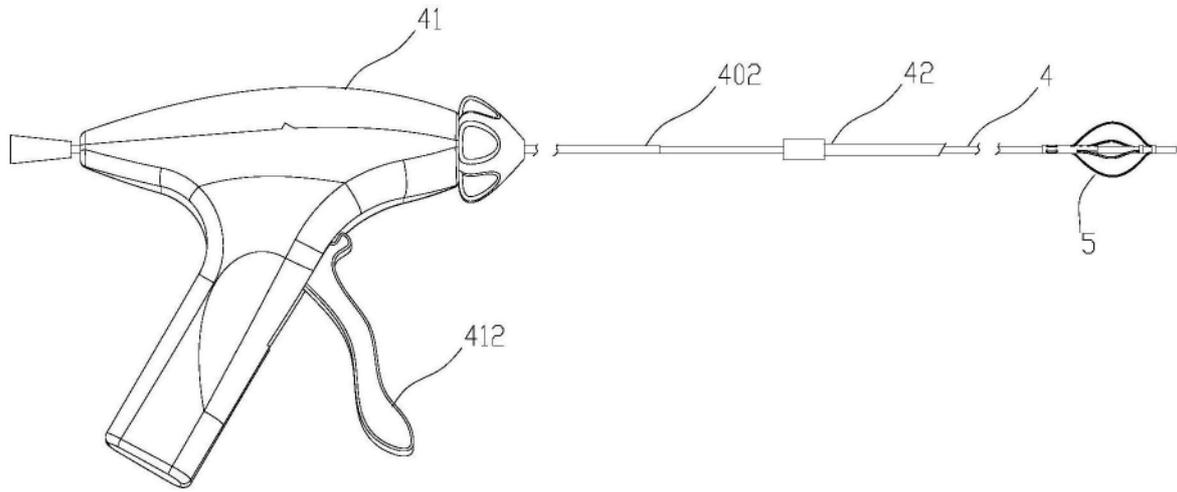


图43

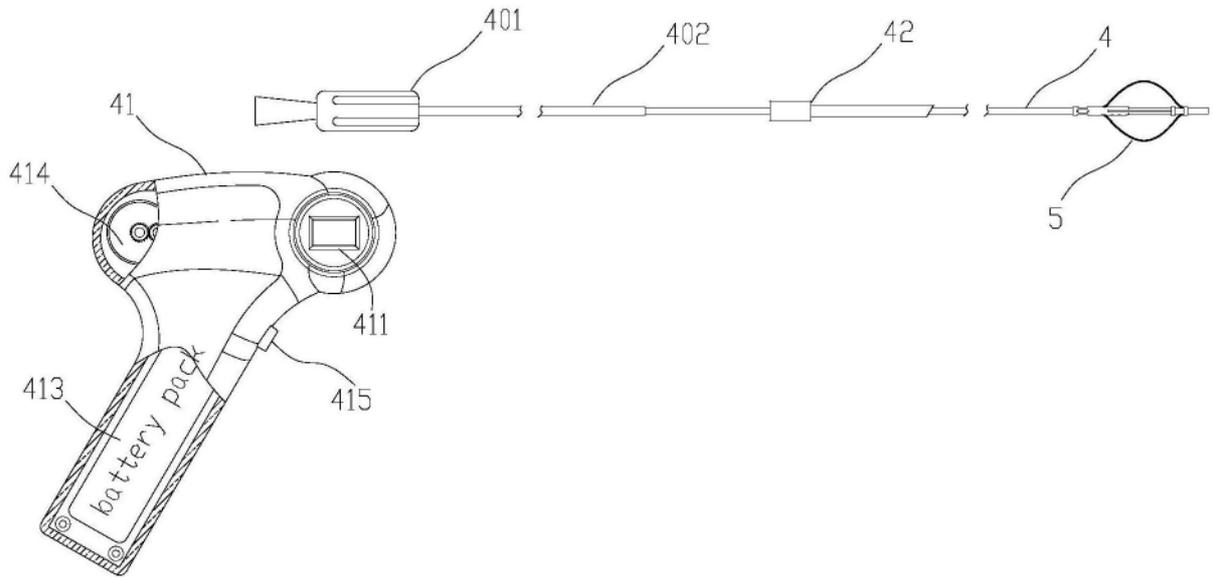


图44