

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织  
国际局

(43) 国际公布日  
2025年3月20日 (20.03.2025)



(10) 国际公布号  
**WO 2025/055831 A1**

- (51) 国际专利分类号:  
*A61M 25/10* (2013.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2024/117544
- (22) 国际申请日: 2024年9月6日 (06.09.2024)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
 

202322465547.6	2023年9月11日 (11.09.2023)	CN
202421176251.0	2024年5月27日 (27.05.2024)	CN
202410667874.6	2024年5月27日 (27.05.2024)	CN
202410667865.7	2024年5月27日 (27.05.2024)	CN
202421477538.7	2024年6月26日 (26.06.2024)	CN
202421479506.0	2024年6月26日 (26.06.2024)	CN
- (71) 申请人: 广东博迈医疗科技股份有限公司  
(**BROSMED MEDICAL CO., LTD.**) [CN/CN]; 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301

室, Guangdong 523000 (CN)。广东博迈元通医疗科技有限公司(**BROSMED NEUROTEC CO., LTD.**) [CN/CN]; 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号10栋201室, Guangdong 523000 (CN)。

- (72) 发明人: 张志军 (**ZHANG, Zhijun**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。刘朝生 (**LIU, Chaosheng**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。乔轩 (**QIAO, Xuan**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。谭睿哲 (**TAN, Ruizhe**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。周威 (**ZHOU, Wei**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。黄琳 (**HUANG, Lin**); 中国广东省东莞市松山湖园区工业北四路1号15栋301室, Guangdong 523000 (CN)。

(54) **Title:** GUIDE EXTENSION TYPE ASPIRATION CATHETER, AND THROMBUS ASPIRATION CATHETER SYSTEM AND METHOD

(54) 发明名称: 导引延长型抽吸导管、血栓抽吸导管系统及方法

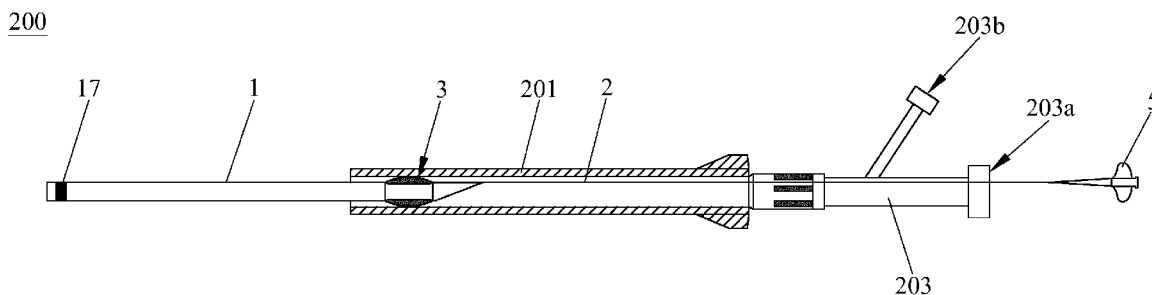


图1

(57) **Abstract:** A guide extension type aspiration catheter, and a thrombus aspiration catheter system and method. The guide extension type aspiration catheter comprises a catheter body, a pushing rod and a sealing balloon, wherein a conveying channel is provided in the catheter body; the pushing rod is connected to the catheter body, and a filling channel is provided inside the pushing rod; and the sealing balloon is sleeved on the catheter body, and an inner cavity of the sealing balloon is in communication with the filling channel. A distal end of the catheter body of the present application can extend out of a distal end of a guiding catheter, a proximal end of the catheter body is located in the guiding catheter, the sealing balloon can be filled by means of the filling channel, and an outer wall of the sealing balloon abuts against an inner wall of the inner cavity of the guiding catheter, such that the guide extension type aspiration catheter is effectively coupled to the guiding catheter to form a sealed aspiration cavity channel, and the aspiration cavity channel can provide a large aspiration cavity channel and a strong aspiration force. After being coupled, the guide extension type aspiration catheter is less likely to slip under the action of no external force, during the operation process of an operator, a proximal end of the guide extension type aspiration catheter can be pushed, such that the guide extension type aspiration catheter can move forwards and backwards.

(57) 摘要: 一种导引延长型抽吸导管、血栓抽吸导管系统及方法, 导引延长型抽吸导管包括导管本体、推

WO 2025/055831 A1

(74) 代理人: 广州三环专利商标代理有限公司 (SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市越秀区先烈中路 80 号汇华商贸大厦 1508 室, Guangdong 510070 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

根据细则4.17的声明:

- 关于发明人身份(细则4.17(i))
- 关于申请人有权申请并被授予专利(细则4.17(ii))
- 关于申请人有权要求在先申请的优先权(细则4.17(iii))

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

送杆及密封球囊, 导管本体内设有输送通道; 推送杆与导管本体连接, 推送杆的内部设有充盈通道; 密封球囊套设于导管本体上, 密封球囊的内腔与充盈通道连通。本申请的导管本体的远端可从导引导管的远端伸出, 导管本体近端位于导引导管内, 可以经充盈通道充盈密封球囊, 密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁, 使得本导引延长型抽吸导管有效与导引导管联接形成密封的抽吸腔道, 抽吸腔道可以提供较大的抽吸腔道和较强的抽吸力。联接后在无外力作用下, 本导引延长型抽吸导管不易滑移, 在术者操作过程中, 可以推送本导引延长型抽吸导管近端, 使其前进后退。

## 导引延长型抽吸导管、血栓抽吸导管系统及方法

### 相关申请的交叉引用

本申请要求于 2023 年 9 月 11 日提交的申请号为 202322465547.6，发明名称为“导引抽吸导管及具有该导管的导管系统”的中国专利申请的优先权。

本申请要求于 2024 年 5 月 27 日提交的申请号为 202410667874.6，发明名称为“导引抽吸导管及具有该导管的导管系统”的中国专利申请的优先权。

本申请要求于 2024 年 5 月 27 日提交的申请号为 202421176251.0，发明名称为“远端抽吸导管及血栓抽吸导管系统”的中国专利申请的优先权。

本申请要求于 2024 年 5 月 27 日提交的申请号为 202410667865.7，发明名称为“延长抽吸导管及具有该导管的导管系统”的中国专利申请的优先权。

本申请要求于 2024 年 6 月 26 日提交的申请号为 202421477538.7，发明名称为“一种延长导管及导管系统”的中国专利申请的优先权。

本申请要求于 2024 年 6 月 26 日提交的申请号为 202421479506.0，发明名称为“一种延长导管及其导管系统”的中国专利申请的优先权。

### 技术领域

本申请涉及医疗器械领域，尤其涉及一种导引延长型抽吸导管、血栓抽吸导管系统及方法。

### 背景技术

经皮冠状动脉介入治疗(percutaneous transluminal coronary intervention, PCI)是指采用经皮穿刺技术送入球囊导管或其他相关器械，解除冠状动脉狭窄或梗阻，重建冠状动脉血流的技术。随着医学的不断发展，医学介入手术也得到了极大的发展。

随着医学的不断发展，医学介入手术也得到了极大的发展。导引延长型抽吸导管在冠心 CTO 病变手术介入治疗过程中，以导引导管做导引，能够更深入的治疗侧枝以及远离主动脉的病变。在小血管介入治疗的过程中，一般情况下，会将导引导管输送至靠近小血管的较大血管位置处，用于远端抽吸血栓的导引延长型抽吸导管穿设于导引导管的内腔内并到达靶区，然后进行抽吸。然而，

相关技术中的导引延长型抽吸导管，在导引导管内腔放置时，会出现因配合存在间隙，导致导引延长型抽吸导管在抽吸时无法有效密封在导引导管内，甚至会导致抽吸导管相对导引导管滑脱，严重影响血栓抽吸以及手术治疗效果。

因此，有必要提供一种导引延长型抽吸导管、具有该导引延长型抽吸导管的血栓抽吸导管系统以及涉及到该血栓抽吸导管系统的方法，以解决现有技术中存在的导引延长型抽吸导管无法有效在导引导管内密封，甚至滑脱的技术问题，实现从血管中去除血栓的目标。

### 申请内容

本申请的第一目的在于提供一种导引延长型抽吸导管，以解决现有技术中存在的导引延长型抽吸导管无法有效在导引导管内密封，甚至滑脱的技术问题。

本申请的第二目的在于提供一种血栓抽吸导管系统，该血栓抽吸导管系统具有导引延长型抽吸导管，以解决现有技术中存在的导引延长型抽吸导管无法有效在导引导管内密封，甚至滑脱的技术问题。

本申请的第三目的在于提供一种利用血栓抽吸导管系统进行血栓抽吸术的方法，以从血管中去除血栓。

本申请的第四目的在于提供一种利用血栓抽吸导管系统在身体血管中执行医疗过程的方法，以从血管中去除血栓。

本申请的第五目的在于提供一种用于将血栓抽吸导管系统的导引延长型抽吸导管放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法，以从血管中去除血栓。

为实现上述第一目的，本申请提供了一种导引延长型抽吸导管，包括导管本体、推送杆及密封球囊，所述导管本体内设有用于输送医疗器械的输送通道，所述导管本体的近端设有与所述输送通道连通的导入口；所述推送杆的远端与所述导管本体的近端连接，所述推送杆的内部设有充盈通道；所述密封球囊套设于所述导管本体上并位于靠近所述导管本体近端的位置处，所述密封球囊的内腔与所述充盈通道连通。

较佳地，所述导管本体包括由内向外依次设置的内层、中间加强层和外层，所述输送通道位于所述内层的中心。

较佳地，所述中间加强层为编织网层、弹簧层或螺旋切割管层。

较佳地，所述导管本体的远端至近端方向依次分为柔顺区、过渡区以及推

送区，所述柔顺区、所述过渡区和所述推送区的硬度依次增加。

较佳地，所述柔顺区的长度为 1-30cm，或所述过渡区的长度为 2-50cm，或所述推送区的长度为 5-50cm。

较佳地，当所述中间加强层为编织网层，所述编织网层的近端的 PPI 大于远端的 PPI；当所述中间加强层为弹簧层，所述弹簧层的近端的螺距大于远端的螺距。

较佳地，所述螺旋切割管层沿所述导管本体远端至近端方向依次分为柔顺区、过渡区以及推送区，所述柔顺区、所述过渡区和所述推送区满足以下至少一个特征；所述柔顺区的螺旋切割管层的切缝长度 > 所述过渡区的螺旋切割管层的切缝长度 > 所述推送区的螺旋切割管层的切缝长度；或，所述柔顺区的螺旋切割管层的切割间距 < 所述过渡区的螺旋切割管层的切割间距 < 所述推送区的螺旋切割管层的切割间距；或，所述柔顺区的螺旋切割管层的切缝夹角 < 所述过渡区的螺旋切割管层的切缝夹角 < 所述推送区的螺旋切割管层的切缝夹角；或，所述柔顺区的螺旋切割管层的螺距 < 所述过渡区的螺旋切割管层的螺距 < 所述推送区的螺旋切割管层的螺距。

较佳地，所述外层的软硬度由所述导管本体的近端往远端依次降低。

较佳地，所述导管本体在所述中间加强层的近端设有金属连接件，所述推送杆的远端与所述金属连接件的一端连接，所述金属连接件的另一端与所述中间加强层并列设置或所述金属连接件的另一端与所述中间加强层连接。

较佳地，所述金属连接件为沿所述导管本体的轴向方向并排的金属环，或所述金属连接件呈螺旋结构，或所述金属连接件包括连接片和连接在所述连接片的相对两侧的多个连接条，所述连接片和各所述连接条连接所述中间加强层，所述推送杆连接所述连接片，各所述连接条包裹连接在所述内层上。

较佳地，所述金属连接件与所述推送杆的远端焊接并形成焊接区域，在所述金属连接件与所述推送杆焊接连接处，所述推送杆的直径缩小。

较佳地，所述推送杆的远端端头处设有第一显影件，所述第一显影件采用不透 X 射线的显影材料制成的丝状物，所述显影材料为黄金丝、钨丝、铂金丝、铂铱合金丝中的一种或多种。

较佳地，所述推送杆为金属管或者带有金属加强层的塑胶管。

较佳地，所述导入口的端面与所述导管本体在径向方向的横截面之间具有第一夹角，所述第一夹角的大小在  $0-150^{\circ}$  的范围内，或/和所述导管本体的远端抽吸口的端面与所述导管本体在径向方向的横截面之间具有第二夹角，所述第二夹角的大小在  $0-150^{\circ}$  的范围内。

较佳地，所述推送杆的远端固定于所述导管本体的管壁内，所述推送杆靠近所述导管本体近端的位置处设有通孔，所述通孔连通于所述充盈通道与所述密封球囊的内腔之间。

较佳地，所述导引延长型抽吸导管还包括导管座，所述导管座的远端与所述推送杆的近端连接，所述导管座内设有贯通通道，所述贯通通道与所述充盈通道连通。

较佳地，所述贯通通道的近端在所述导管座上形成鲁尔接头，所述鲁尔接头与具有单向密封的部件或肝素帽连接；或，所述贯通通道的近端与具有单向密封的部件或肝素帽连接。

较佳地，所述导管本体的表面和所述密封球囊的表面均设有亲水涂层；或/和所述推送杆的表面设有疏水涂层。

较佳地，所述导引延长型抽吸导管还包括可膨胀构件，所述导管本体的远端设有与所述输送通道连通的导管本体远端开口，所述可膨胀构件可膨胀地设置于所述导管本体的远端上并至少延伸至所述导管本体的最远末端，且所述可膨胀构件在所述导管本体的最远末端处沿所述导管本体的径向方向向外延伸，以限定所述导管本体远端开口。

较佳地，所述可膨胀构件膨胀时，所述可膨胀构件形成漏斗结构。

为实现上述第二目的，本申请提供了一种血栓抽吸导管系统，包括导引导管及上述的导引延长型抽吸导管，所述导引导管内设有导引通道，当所述密封球囊未充盈时，所述导引延长型抽吸导管在所述导引通道内滑动；当所述密封球囊充盈时，所述密封球囊扩张后抵接于所述导引通道的内壁上，所述输送通道与所述导引通道连通。

较佳地，所述导引延长型抽吸导管穿插于所述导引通道内，且所述导管本体的远端从所述导引通道的远端穿出来，所述导管本体的近端位于所述导引通道内，所述推送杆的近端位于所述导引通道的近端外侧。

较佳地，所述导管本体的远端设置有第二显影件，所述导管本体的近端设置有第三显影件，所述第三显影件位于所述密封球囊内。

较佳地，所述导引导管的远端设有第四显影件。

较佳地，通过比对计算所述第二显影件与所述第四显影件之间的显影位置差，以得出所述导管本体的远端伸出所述导引导管的长度；或通过比对计算所述第三显影件与所述第四显影件之间的显影位置差，以得出所述密封球囊距离所述导管本体的远端的长度以及所述导管本体伸入血管的长度。

较佳地，当所述密封球囊受到充盈压力为 0.1bar ~ 5bar 压力时，所述密封球囊抵接于所述导引通道的内壁，且通过移动所述推送杆，可使所述密封球囊在所述导引通道内滑动并保持密封效果。

较佳地，所述导引导管的近端设有 Y 形连接阀，所述 Y 形连接阀具有第一接口和第二接口，所述第一接口和所述第二接口分别与所述导引通道连通，所述导引延长型抽吸导管穿插于所述第一接口内，且所述推送杆的近端位于所述 Y 形连接阀的外侧。

较佳地，所述血栓抽吸导管系统还包括用于抽吸血栓的抽吸器，所述抽吸器与所述第二接口连接并连通所述导引通道。

为实现上述第三目的，本申请提供了一种利用上述的血栓抽吸导管系统进行血栓抽吸术的方法，所述方法包括：利用以经皮构造延伸到患者血管中的所述导引导管来引导所述导引延长型抽吸导管，通过所述密封球囊扩张后抵接于所述导引通道的内壁并保持密封效果，通过所述导引通道和所述输送通道施加吸力，以将流体抽吸到所述导引导管外，进而从血管中去除血栓。

为实现上述第四目的，本申请提供了一种利用上述的血栓抽吸导管系统在身体血管中执行医疗过程的方法，所述导引通道中的近端部分与所述输送通道连通并形成抽吸腔道，所述方法包括：通过相对于所述导引导管滑动所述导引延长型抽吸导管，将所述导引延长型抽吸导管追踪至血管内的期望位置，通过所述抽吸腔道施加吸力，以从所述血管中去除血栓。

为实现上述第五目的，本申请提供了一种用于将上述的血栓抽吸导管系统的导引延长型抽吸导管放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法，所述方法包括：向所述导引导管内介入导丝，使所述导引延长型抽吸导管在所述导丝上推进并

经由所述导引导管的远端开口推出，所述导引延长型抽吸导管伸出预设长度之后，扩张所述密封球囊，使得所述密封球囊抵接于所述导引通道的内壁。

较佳地，移动所述推送杆，可使所述密封球囊在所述导引通道内滑动并保持密封效果。

本申请提供的导引延长型抽吸导管的有益效果在于：与现有技术相比，本申请的导引延长型抽吸导管通过在导管本体的近端设置密封球囊，在推送杆内设置连通密封球囊的充盈通道，导引延长型抽吸导管沿导引导管的近端伸入时，推送杆近端可从导引导管的近端伸出，导管本体的远端可从导引导管的远端伸出，导管本体近端位于导引导管的内腔内，可以经充盈通道充盈密封球囊，密封球囊扩张后，密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁，防止血栓抽吸过程中压力通过本申请的导引延长型抽吸导管与导引导管之间的缝隙泄露，使得本申请的导引延长型抽吸导管有效与导引导管联接并形成密封的抽吸腔道。本申请的导引延长型抽吸导管与导引导管联接形成的新的抽吸腔道可以提供较大的抽吸腔道和较强的抽吸力。联接后在无外力作用下，本申请的导引延长型抽吸导管不易滑移，在术者操作过程中，可以推送本申请的导引延长型抽吸导管的近端，使其前进后退。同时，本申请的导引延长型抽吸导管无传统抽吸导管的导丝腔，具有更大的抽吸面积，并充分利用导引导管管腔，具有更大的抽吸效率。

本申请提供的血栓抽吸导管系统的有益效果在于：与现有技术相比，本申请的血栓抽吸导管系统具有导引延长型抽吸导管，导引延长型抽吸导管通过在导管本体的近端设置密封球囊，在推送杆内设置连通密封球囊的充盈通道，在导引延长型抽吸导管沿导引导管的近端伸入时，推送杆近端可从导引导管的近端伸出，导管本体的远端可从导引导管的远端伸出，导管本体近端位于导引导管的内腔内，可以经充盈通道充盈密封球囊，密封球囊扩张后，密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁，使得本申请的导引延长型抽吸导管有效与导引导管联接并形成密封的抽吸腔道。本申请的导引延长型抽吸导管与导引导管联接形成的新的抽吸腔道可以提供较大的抽吸腔道和较强的抽吸力。导引导管的近端可以外接抽吸器，使用抽吸器连通抽吸腔道抽吸血栓、斑块，可以避免在术中频繁更换介入导管带来的不便，缩短手术时间，降低手术难度，减少患者的

痛苦。联接后在无外力作用下，本申请的导引延长型抽吸导管不易滑移，在术者操作过程中，可以推送本申请的导引延长型抽吸导管的近端，使其前进后退。另外，在本申请的导引延长型抽吸导管有效与导引导管联接后，也可从导引导管的近端输入造影剂/药物，造影剂/药物会依次沿着导引导管的导引通道和导管本体的输送通道流动，以进行超选择性造影（通过注射造影剂，从而显示冠状动脉的病变情况）/施药。同时，本申请的导引延长型抽吸导管无传统抽吸导管的导丝腔，具有更大的抽吸面积，并充分利用导引导管管腔，具有更大的抽吸效率。

本申请提供的利用上述的血栓抽吸导管系统进行血栓抽吸术的方法的有益效果在于：与现有技术相比，通过利用以经皮构造延伸到患者血管中的所述导引导管来引导所述导引延长型抽吸导管，在导引延长型抽吸导管沿导引导管的近端伸入时，推送杆近端可从导引导管的近端伸出，导管本体的远端可从导引导管的远端伸出，导管本体近端位于导引导管的内腔内，可以经充盈通道充盈密封球囊，密封球囊扩张后，密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁并保持密封效果，保证可通过所述导引通道和所述输送通道施加吸力，以将流体抽吸到所述导引导管外，进而从血管中去除血栓。

本申请提供的利用上述的血栓抽吸导管系统在身体血管中执行医疗过程的方法的有益效果在于：与现有技术相比，在导引延长型抽吸导管沿导引导管的近端伸入时，推送杆近端可从导引导管的近端伸出，导管本体的远端可从导引导管的远端伸出，导管本体近端位于导引导管的内腔内，可以经充盈通道充盈密封球囊，密封球囊扩张后，密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁，使得本申请的导引延长型抽吸导管有效与导引导管联接并形成密封的抽吸腔道，通过相对于所述导引导管滑动所述导引延长型抽吸导管，将所述导引延长型抽吸导管追踪至血管内的期望位置，通过所述抽吸腔道施加吸力，以有效地从血管中去除血栓。

本申请提供的用于将上述的血栓抽吸导管系统的导引延长型抽吸导管放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法的有益效果在于：与现有技术相比，通过向所述导引导管内介入导丝，使得导引延长型抽吸导管在导丝上推进并准确地经由所述导引导管的远端开口推出，在所述导引延长型抽吸导管伸出预设长度之后，

可以经充盈通道充盈密封球囊，密封球囊扩张后，密封球囊外壁抵接于导引导管的内腔内壁并保持密封效果，保证可通过所述导引通道和所述输送通道施加吸力，以将流体抽吸到所述导引导管外，进而从血管中去除血栓。

### 附图说明

图 1 是本申请的血栓抽吸导管系统的结构图。

图 2 是本申请的血栓抽吸导管系统在抽吸血栓时的结构图。

图 3 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的结构图。

图 4 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管在导管本体的近端位置处的结构图。

图 5 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管在导管本体的近端位置处的剖视图。

图 6 是图 5 中 A 处的放大图。

图 7 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的导管本体的截面图。

图 8 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的推送杆的截面图。

图 9 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的金属连接件的立体结构图。

图 10 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管介入导引导管的内部时的剖视图。

图 11 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的结构图。

图 12 是沿图 11 中 B-B 方向的剖视图。

图 13 是图 12 中 D 处的放大图。

图 14 是沿图 11 中 C-C 方向的剖视图。

图 15 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的结构图。

图 16 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的远端部分结构图。

图 17 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的膨胀球囊在充压膨胀时的结构图。

图 18 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的膨胀球囊在未充压时的结构图。

图 19 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的剖视图。

图 20 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的金属连接件与推送杆连接

的结构图。

图 21 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的推送杆的剖视图。

图 22 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的中间加强层的结构图。

图 23 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的推送杆的剖视图。

图 24 是本申请一实施例的导引延长型抽吸导管的剖视图。

图 25 是本申请的血栓抽吸导管系统与传统的抽吸系统的结构比较图。

图 26 是图 25 所示的血栓抽吸导管系统在近端位置处与传统的抽吸系统在近端位置处的截面结构比较图。

### 具体实施方式

为了详细说明本申请的技术内容、构造特征，以下结合实施方式并配合附图作进一步说明。

请参阅图 1 至图 10，本申请的血栓抽吸导管系统 200 包括导引导管 201 及导引延长型抽吸导管 100。其中，导引延长型抽吸导管 100 包括导管本体 1、推送杆 2 及密封球囊 3，导管本体 1 内设有用于输送医疗器械的输送通道 11，导管本体 1 的近端设有与输送通道 11 连通的导入口 12；推送杆 2 的远端与导管本体 1 的近端连接，推送杆 2 的内部设有充盈通道 21；密封球囊 3 套设于导管本体 1 上并位于靠近导管本体 1 近端的位置处，密封球囊 3 的内腔与充盈通道 21 连通。导引导管 201 内设有导引通道 201a，当密封球囊 3 未充盈时，导引延长型抽吸导管 100 在导引通道 201a 内滑动；当密封球囊 3 充盈时，密封球囊 3 扩张后抵接于导引通道 201a 的内壁上，输送通道 11 与导引通道 201a 连通。

其中，导引延长型抽吸导管 100 穿插于导引通道 201a 内，且导管本体 1 的远端从导引通道 201a 的远端穿出来，导管本体的 1 近端位于导引通道 201a 内，推送杆 2 的近端位于导引通道 201a 的近端外侧。

请参阅图 5，在一实施例中，导入口 12 的端面与导管本体 1 在径向方向的横截面之间具有第一夹角，该第一夹角的大小在  $0-150^{\circ}$  的范围内，但不以此为限。具体地，导入口 12 呈斜口结构，可使本申请的导引延长型抽吸导管 100 具备更好推送性传递。其中，导入口 12 在导管本体 1 与推送杆 2 之间形成过渡斜口结构，使得球囊导管或微导管等器械可以顺滑的进入导管本体 1 内腔而不受到损伤。同时，在抽吸过程中，血栓可以顺利通过导入口 12 进入导引导管 201，

最终被抽吸到体外而不被导引延长型抽吸导管 100 缠住。

通过充盈通道 21 充盈密封球囊 3，密封球囊 3 扩张后，密封球囊 3 外壁抵接于导引导管 201 的导引通道 201a 内壁上，使得导引延长型抽吸导管 100 有效与导引导管 201 联接并形成密封的抽吸腔道。如图 25 及图 26 所示，本申请的血栓抽吸导管系统 200 与传统抽吸系统 400 相比具有更大的系统平均抽吸内径。

其中，根据 Hagen-Poiseuille 方程 (1)：

$$\Delta P = \frac{8\mu L Q}{\pi r^4}$$

可得出以下规律：当系统平均内径  $r$  变大的时候流动阻力  $R$  降低，由此，血栓抽吸导管系统 200 的流量将变大，因此，血栓抽吸导管系统 200 相比传统的抽吸系统 400 拥有更大的近端抽吸腔，从而系统平均流动阻力大于传统抽吸导管 401，最终系统抽吸过程的流量将大于传统抽吸导管 401。而血栓抽吸过程中，随着导引延长型抽吸导管 100 的撤出，系统的抽吸长度  $L$  变短，同样导致系统流阻变小，抽吸流量变大，而传统抽吸导管 401 的管腔不会发生变化。

其中， $\Delta P$  为导管两端压力差， $L$  为导管系统整体长度， $Q$  为导管在这一情况下的流量， $r$  为管腔的半径， $\mu$  为液体的黏度。

上述 Hagen-Poiseuille 方程换算可得血栓抽吸导管系统 200 的流量为方程(2)为：

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\mu L \Delta P}$$

结合图 25 及图 26，在两端压差相同(例如，均为 30 ml 注射器产生的负压)情况下，本申请的血栓抽吸导管系统 200 的流量  $Q_B$  和传统的抽吸系统 400 的流量  $Q_A$  关系可以推导得到，方程(3)为：

$$Q_A = Q_B \left( \frac{L_1}{L_1 + L_2} + \frac{L_2}{L_1 + L_2} \left( \frac{R_2}{R_1} \right)^4 \right)$$

由上式可知  $Q_A < Q_B$ ，所以在同样的负压下血栓抽吸导管系统 200 相比传统的抽吸系统 400 具有更大的流量，由此产生更高的抽吸效率。同时，随着导引延长型抽吸导管 100 撤出导引导管 201，血栓抽吸导管系统 200 的长度变短，根据方程(2)，抽吸体系的流量将继续增加，提高抽吸效率。

导入口 12 可作为器械进出的通道，还可以作为血栓 300 抽吸的通道，例如

外接的导管或者支架等可以从导入口 12 进入到导管本体 1 的输送通道 11 中并贯穿移动至导管本体 1 的远端，这样导引延长型抽吸导管 100 可以作为快速交换型导管，从而实现器械的快速交换；又如，还可以将导入口 12 通过导引导管 201 与注射器连接，以便于通过注射器实现血栓 300 的抽吸。

请参阅图 2，在一实施例中，导管本体 1 的远端抽吸口的端面与导管本体 1 在径向方向的横截面之间具有第二夹角，该第二夹角的大小在  $0-150^{\circ}$  的范围内。具体地，导管本体 1 的远端为斜切抽吸口。通过将导管本体 1 的远端设置为斜切抽吸口，从而增加导管本体 1 的远端与血栓 300 的接触面积，提升血栓 300 抓捕能力，以及提升抽吸效率，但不以此为限。

请参阅图 7，在一实施例中，导管本体 1 包括由内向外依次设置的内层 13、中间加强层 14 和外层 15，输送通道 11 位于内层 13 的中心。设置三层复合结构，可以提供强支撑性、耐压性和抗折性。

内层 13 的材质为聚四氟乙烯或线性低密度聚乙烯，聚四氟乙烯具有高润滑不粘性，方便其他器械通过内层 13 内的输送通道 11。线性低密度聚乙烯具有较高的软化温度和熔融温度，有强度大、韧性好、刚性大、耐热、耐寒性好等优点，还具有良好的耐环境应力开裂性，耐冲击强度、耐撕裂强度等性能。

外层 15 的材质为聚醚前端聚酰胺、尼龙、聚氨酯弹性体的一种或多种混合物，保障导管本体 1 的外表面具有更光滑的外观和手感，充分保护血管不容易产生血栓 300、夹层等。

外层 15 的软硬度由导管本体 1 的近端往远端依次降低。这样不仅能避免产生形变，而且更易通过迂曲的病变部位，远端采用柔性材质避免在推送过程中对血管壁的损伤，更好的满足导管在人体血管内推送的需求，既能让医生更精准，更方便的操作，又能减少病人在手术过程中的痛苦。

中间加强层 14 为编织网层、弹簧层或螺旋切割管层，可以提高导引延长型抽吸导管 100 的强支撑性、耐压性和抗折性。

在一个实施例中，中间加强层 14 为编织网层，编织网层采用金属丝编织而成，例如镍钛合金丝或不锈钢丝。在一实施例中，编织网层采用一压一或一压二的方式进行编织。在一实施例中，编织网层采用 8-16 股金属丝编织而成，编织网层的 PPI 为 20-120。在一实施例中，编织网层采用圆丝，圆丝的丝径为

0.001-0.01 英寸。在另一实施例中，编织网层采用扁丝，扁丝的宽为 0.001-0.01 英寸，厚度为 0.001-0.005 英寸。在一实施例中，编织网层的近端的 PPI 大于远端的 PPI，可以有助于制成的导管本体 1 的远端具有较好的柔顺性和可达到性，近端具有较好地推送性能。例如，采用 0.01 英寸的圆丝，编织网层的远端的 PPI 为 20，近端 PPI 为 120。PPI 为“每英寸取纱数”（Pick Per Inch），它指的是每英寸内经线与纬线的数目之和。这是衡量编织布密度的一个重要指标，PPI 值越高，通常意味着编织布的密度越大。

在一个实施例中，中间加强层 14 为弹簧层，弹簧层采用金属丝绕制而成，金属丝可以为镍钛合金丝和/或不锈钢丝，其中金属丝的丝径为螺距为 0.01mm-0.3mm，螺距为 0.03mm-0.3mm。在一实施例中，弹簧层的近端采用不锈钢丝绕制，远端采用镍钛合金丝绕制。在一实施例中，弹簧层的近端的螺距大于远端的螺距，可以有助于制成的导管本体 1 的远端具有较好的柔顺性和可达到性，近端具有较好地推送性能。例如，弹簧层的远端采用丝径为 0.05mm 的镍钛合金丝，螺距为 0.1mm，近端采用丝径为 0.08mm 的不锈钢丝，螺距为 0.08mm。

在一个实施例中，导管本体 1 的远端至近端方向依次分为柔顺区、过渡区以及推送区，该柔顺区、过渡区和推送区的硬度依次增加。进一步地，在一个可选的方案中，该柔顺区的长度为 1-30cm，或该过渡区的长度为 2-50cm，或该推送区的长度为 5-50cm。当然，在别的可选的方案中，也可将该柔顺区的长度为 1-30cm、该过渡区的长度为 2-50cm 以及该推送区的长度为 5-50cm 的方案设置在同一个方案中。

在一个实施例中，中间加强层 14 为螺旋切割管层，采用螺旋切割管层能在保证一定强度的同时，具有更出色的柔韧性，更能适应复杂的血管路径，减少对血管的刺激和损伤；还能够提供较为均匀的支撑力分布，避免局部应力集中，有助于提高导管在血管内的稳定性。此外，采用螺旋切割管层的设计，使其外径更小，结构更紧凑，从而减小整个导引延长型抽吸导管 100 的外径，降低置入难度以及对血管的影响；且重量更轻，有助于减轻患者体内的异物感。

进一步地，如图 22 所示，螺旋切割管层沿导管本体 1 远端至近端方向依次分为柔顺区 141、过渡区 142 以及推送区 143，柔顺区 141、过渡区 142 和推送区 143 满足以下至少一个特征；

柔顺区 141 的螺旋切割管层的切缝长度  $L >$  过渡区 142 的螺旋切割管层的切缝长度  $L >$  推送区 143 的螺旋切割管层的切缝长度  $L$  ;

或,柔顺区 141 的螺旋切割管层的切割间距  $d <$  过渡区 142 的螺旋切割管层的切割间距  $d <$  推送区 143 的螺旋切割管层的切割间距  $d$  ;

或,柔顺区 141 的螺旋切割管层的切缝夹角  $\theta <$  过渡区 142 的螺旋切割管层的切缝夹角  $\theta <$  推送区 143 的螺旋切割管层的切缝夹角  $\theta$  ;

或,柔顺区 141 的螺旋切割管层的螺距  $p <$  过渡区 142 的螺旋切割管层的螺距  $p <$  推送区 143 的螺旋切割管层的螺距  $p$ 。

需要说明的,螺旋切割管层的柔顺区 141、过渡区 142 与推送区 143 这三个分区的切缝长度  $L$ 、切割间距  $d$ 、切缝夹角  $\theta$ 、螺距  $p$  四个参数,四个参数可其中一个或者多个按上述变化规则设计,也可全部按上述变化规则设计。

还需要说明的,本申请中,切缝夹角  $\theta$  为切缝与导管中心轴的夹角。

通过控制螺旋切割管层的切缝长度  $L$ 、切割间距  $d$ 、切缝夹角  $\theta$ 、以及螺距  $p$ ,可以改变导管本体 1 的柔韧性,将其分为柔顺区 141、过渡区 142 以及推送区 143。众所周知,切缝长度  $L$  越长、切割间距  $d$  越小、切缝夹角  $\theta$  越小或螺距  $p$  越小,管体越柔顺,通过性越强。

对应地,该螺旋切割管层的柔顺区 141 具有较长切缝长度  $L$ 、较小切割间距  $d$ 、较小切缝夹角  $\theta$  和较小螺距  $p$ ,使该区域柔顺,能更好地适应复杂的血管路径,提高导管本体 1 在血管内的通过能力。通过过渡区 142 在柔顺区 141 和推送区 143 之间实现平稳过渡,既保持一定的柔顺以适应变化,又逐渐增加推送的便利性。推送区 143 采用较短的切缝长度  $L$ 、较大的切割间距  $d$ 、较大的切缝夹角  $\theta$  和较大的螺距  $p$ ,使得该区域在推送时更有力,便于准确地将导管推送至目标位置。

不同区域特性的合理设置,让导管本体 1 在整体上兼具良好的柔顺适应能力和有效的推送能力,满足在不同阶段的操作需求,提高手术的成功率和安全性。

具体地,本实施例中,柔顺区 141 的螺旋切割管层的切缝长度 0.6mm,切割间距 0.1mm,切缝夹角为  $95^\circ$ ,螺距 0.09mm,狭缝宽度 0.02mm。

过渡区 142 的螺旋切割管层的切缝长度 0.4mm,切割间距 0.3mm,切缝夹

角为  $105^{\circ}$ ，螺距 0.12mm，狭缝宽度 0.02mm。

推送区 143 的螺纹切割管层的切缝长度 0.1mm，切割间距 0.6mm，切缝夹角为  $115^{\circ}$ ，螺距 0.30mm，狭缝宽度 0.02mm。

请参阅图 3 及图 4，导管本体 1 在中间加强层 14 的近端设有金属连接件 4，推送杆 2 的远端与金属连接件 4 的一端连接。金属连接件 4 的另一端与中间加强层 14 并列设置，或，金属连接件 4 的另一端与中间加强层 14 连接。如图 19 所示，金属连接件 4 的另一端与中间加强层 14 并列设置。如图 24 所示，金属连接件 4 的另一端与中间加强层 14 连接。

如图 19 所示，在一实施例中，金属连接件 4 为沿导管本体 1 的轴向方向并排的金属环，设置在中间加强层 14 内靠近推送杆 2 一端，其横截面形状与中间加强层 14 的横截面形状相同，在导引导管 201 轴向上，金属连接件 4 远离推送杆 2 一侧与中间加强层 14 并列但不连接，金属连接件 4 靠近推送杆 2 一侧连接推送杆 2。如图 24 所示，金属连接件 4 与推送杆 2 端部叠加焊接，设计隐藏在导管本体 1 中间处，不会对血管造成损伤。金属连接件 4 采用金属环并通过焊接连接，可确保导管本体 1 与推送杆 2 之间连接的稳固性，保障操作过程中的力学传递。

如图 20 所示，在一实施例中，金属连接件 4 呈螺旋结构，可以很好的缓冲推送杆 2 与导管本体 1 连接处的应力集中。还可以为导管本体 1 提供有效的抗弯能力，密封球囊 3 充盈时，也可保持管腔完整。此外，金属连接件 4 的螺旋结构可提供一定的弹性和适应性，使其在连接和传递力的过程中更能适应不同的情况。

如图 4 及图 9 所示，在一实施例中，金属连接件 4 包括连接片 41 和连接在连接片 41 的相对两侧的多个连接条 42，连接片 41 和各连接条 42 连接中间加强层 14，推送杆 2 连接该连接片 41，各连接条 42 包裹连接在内层 13 上。连接条 42 环绕式包裹连接在内层 13 外侧，可以保障金属连接件 4 稳固连接在导管本体 1 上。

在一实施例中，金属连接件 4 与推送杆 2 的连接方式可以采用焊接、胶粘等方式。

如图 20 所示，在一实施例中，金属连接件 4 与推送杆 2 的远端焊接并形成

焊接区域 43。具体地，在金属连接件 4 与推送杆 2 连接处的两端分别设置焊接区域 43，形成金属连接件 4 与推送杆 2 间的焊接连接。进一步地，在金属连接件 4 与推送杆 2 焊接连接处，在金属连接件 4 与推送杆 2 焊接连接处，推送杆 2 直径缩小，使得整体外径不会增加，有利于在血管内的通过性，减少对血管的损伤。

请参阅图 19 及图 21，在一实施例中，推送杆 2 的远端端头处设有第一显影件 22。第一显影件 22 塞在推送杆 2 远端的端头处，用于显影、显示密封球囊 3 的位置，X 射线下，在病人体内精准定位，降低操作难度。第一显影件 22 的设置便于在手术过程中通过显影准确显示密封球囊 3 的位置，有助于提高操作的准确性和安全性。第一显影件 22 可采用不透 X 射线的显影材料制成的丝状物，显影材料为黄金丝、钨丝、铂金丝、铂铱合金丝中的一种或多种。

在本实施例中，第一显影件 22 沿推送杆 2 的长度为 3-7mm。

在一实施例中，推送杆 2 为金属管或者带有金属加强层的塑胶管，但不以此为限。

在一实施例中，推送杆 2 为海波管，有效提高输送性，防止本申请的导引延长型抽吸导管 100 在推送过程中打折。进一步地，海波管具有双标记带，辅助判断本申请的导引延长型抽吸导管 100 是否到达冠脉口。但不以此为限。

请参阅图 12、图 13 及图 21，在一实施例中，推送杆 2 的远端固定于导管本体 1 的管壁内，推送杆 2 靠近导管本体 1 近端的位置处设有通孔 23，通孔 23 连通于充盈通道 21 与密封球囊 3 的内腔之间。还有，由于推送杆 2 的远端固定于导管本体 1 的管壁内，故而推送杆 2 可隐藏在导管本体 1 的材料中间处，使得推送杆 2 不对血管造成损伤。具体地，如图 5 及图 6 所示，推送杆 2 上设有若干个通孔 23，通孔 23 分布于球囊中间位置。

请参阅图 11 至图 14，在一实施例中，推送杆 2 的近端呈空心结构，充盈通道 21 形成于空心结构内，推送杆 2 的远端呈实心结构。通过将推送杆 2 的远端设置为实心结构，使得推送力可较好地传递。进一步地，空心结构的外径大于实心结构的外径，从而保证推送杆 2 在空心结构的位置处的强度。

请参阅图 20 及图 23，在一实施例中，推送杆 2 包括推送杆弹簧丝 24、推送杆编织层 25 和推送杆外层 26。推送杆弹簧丝 24 套设在推送杆 2 连接金属连

接件 4 一段外侧，并靠近金属连接件 4，减小焊接后的应力集中，同时提高推送杆 2 端部的抗弯能力，防止推送杆 2 这一端部在推送时弯折。推送杆弹簧丝 24 直径取 0.05mm，间距取 0.07mm，材料为镍钛合金或不锈钢。推送杆 22 的中间段和近端段均设有推送杆编织层 25，推送杆 2 的中间段的推送杆编织层 25 的编织密度大于推送杆 2 的近端段的推送杆编织层 25 的编织密度。推送杆外层 26 套设在推送杆 2 整体外层，推送杆弹簧丝 24 和推送杆编织层 25 均位于推送杆 2 内部。

在本实施例中，推送杆 2 中间段采用每英寸针数为的推送杆编织层 25，提供良好的管腔保持性，扭矩传导以及一定的推送性能，而推送杆 2 近端采用每英寸针数为的推送杆编织层 25，提供很好的推送能力。推送杆编织层 25 可以采用不锈钢丝进行编织。推送杆外层 26 为聚四氟乙烯层，为表面提供较低的摩擦力，降低在体内挂住血栓的概率。聚四氟乙烯层可以是采用聚四氟乙烯涂层制备而成。

在一实施例中，密封球囊 3 远端设有用于指示其位置的标记带。

请参阅图 3、图 11 及图 15，在一实施例中，导引延长型抽吸导管 100 还包括导管座 5，导管座 5 的远端与推送杆 2 的近端连接，导管座 5 内设有贯通通道，贯通通道与充盈通道 21 连通。导管座 5、推送杆 2 及密封球囊 3 三者间的相互连通，形成单腔通道。工作时，医生可在导管座 5 处连接注射流体等介质，通过推送杆 2 内的流体通道对密封球囊 3 进行充盈，使密封球囊 3 迅速锚定在导引导管 201 内腔，并进行封堵。导管座 5 的远端与推送杆 2 的近端连接，本实施例中，二者间的连接为焊接连接。优选的，导管座 5 为扁平设置，便于手指握、转。

进一步地，在一实施例中，贯通通道的近端在导管座 5 上形成鲁尔接头，鲁尔接头与具有单向密封的部件或肝素帽连接，防止充盈的介质流出导管座 5，起到防逆流的作用。在别的实施例中，贯通通道的近端也可与具有单向密封的部件或肝素帽连接，同样也可防止充盈的介质流出导管座 5，起到防逆流的作用。而导管座 5 与单向密封的部件或肝素帽可采用一体结构或分体设置的连接方式。其中，单向密封的部件可采用单向阀，但不以此为限。对应肝素帽设置，可以使用时针式注射器插入肝素帽进行注射充盈介质，使得密封球囊 3 扩张。对应

单向阀设置，可以使用时带鲁尔接头的注射器连接单向阀进行注射充盈介质，使得密封球囊 3 扩张。

在一实施例中，导管座 5 的远端与推送杆 2 的近端之间设有应力套管，该应力套管起应力缓冲作用。

在一实施例中，为了减少导引延长型抽吸导管 100 与导引导管 201 之间的摩擦力，导管本体 1 的表面和密封球囊 3 的表面均设有亲水涂层，使得导引延长型抽吸导管 100 可以顺利到达血管崎岖的远端；在一实施例中，采用浸提、喷涂等方式在导管本体 1 的表面和密封球囊 3 上增加亲水涂层。为了减少血栓粘附在推送杆 2 上，推送杆 2 的表面设有疏水涂层；在一实施例中，采用浸提、喷涂等方式在推送杆 2 的表面增加疏水涂层。该疏水涂层可采用现有的 PTFE 材质，但不以此为限。

进一步地，为了方便医务人员知晓导管本体 1 和密封球囊 3 插入人体的深度，推送杆 2 表面设置有刻度或者标记带。

在介入治疗的过程中，操作者可直接握持导管座 5 将导管本体 1 平稳在人体内推进，推送杆 2 为导引延长型抽吸导管 100 提供了良好的支撑力和推送力，以保证手术的顺利进行。其中，推送杆 2 可由不锈钢制成，外表面均作抛光处理，以提高介入治疗的安全性。

请参阅图 15 至图 18，在一实施例中，导引延长型抽吸导管 100 还包括可膨胀构件 6，导管本体 1 的远端设有与输送通道 11 连通的导管本体远端开口 16，可膨胀构件 6 可膨胀地设置于导管本体 1 的远端上并至少延伸至导管本体 1 的最远末端，且可膨胀构件 6 在导管本体 1 的最远末端处沿导管本体 1 的径向方向向外延伸，以限定导管本体远端开口 16。

请参阅图 17，可膨胀构件 6 膨胀时，可膨胀构件 6 形成漏斗结构。进一步地，漏斗结构具有位于远端并呈扩大的远端入口 61 以及位于近端且比远端入口 61 窄的近端出口 62，近端出口 62 与导管本体远端开口 16 连通。利用该漏斗结构，有助于血管内的血栓 300 通过并进入导管本体远端开口 16，且不需要拉线或其它此类刚性且笨重的机械致动。

请参阅图 15 至图 18，在一实施例中，可膨胀构件 6 包括膨胀球囊 63，推送杆 2 的远端延伸至导管本体 1 的远端，充盈通道 21 与膨胀球囊 63 的内腔连

通；膨胀球囊 63 在充压膨胀作用下分别沿导管本体 1 的径向方向和轴向方向向外延伸，以在导管本体 1 的最远末端处形成漏斗结构，漏斗结构与导管本体远端开口 16 连通。在一实施例中，推送杆 2 的远端固定于导管本体 1 的管壁内，推送杆 2 靠近导管本体 1 远端的位置处设有开孔（未示出，与通孔 23 类似），开孔连通于充盈通道 21 与膨胀球囊 63 的内腔之间。导管座 5 的内腔、推送杆 2 的充盈通道 21 及膨胀球囊 63 的内腔相互连通并形成单腔通道，医生可在导管座 5 处连接注射流体等介质，流体等介质可以通过导管座 5 的内腔、推送杆 2 的充盈通道 21 及开孔进入膨胀球囊 63，从而对膨胀球囊 63 进行充压，使得膨胀球囊 63 形成漏斗结构。在一实施例中，推送杆 2 不设置开孔，推送杆 2 的末端具有开口，介质通过导管座 5 的内腔、推送杆 2 的充盈通道 21 及推送杆 2 的末端开口进入膨胀球囊 63。

在一实施例中，可通过在导管座 5 处连接注射流体等介质，流体等介质可以通过导管座 5 的内腔以及推送杆 2 的充盈通道 21，从而分别进入密封球囊 3 和膨胀球囊 63，使得密封球囊 3 和膨胀球囊 63 同时进行充压膨胀。进一步地，也可通过设置通孔 23 和开孔的数量和总面积，来实现密封球囊 3 和膨胀球囊 63 同时达到设定的目标直径。

其中 膨胀球囊 63 在充压膨胀作用下可向导管本体 1 的最远末端施加张力，从而在导管本体 1 的最远末端处形成漏斗结构。具体地，漏斗结构具有位于远端并呈扩大的远端入口 61 以及位于近端且比远端入口 61 窄的近端出口 62，近端出口 62 与导管本体远端开口 16 连通。通过将漏斗结构的远端入口 61 的直径设置为大于或者显著大于近端出口 62 的直径，使得漏斗结构的远端入口 61 的直径大于或者显著大于导管本体 1 远端的开口的直径，同时，形成了真正的漏斗结构，而不需要拉线或其它此类刚性且笨重的机械致动。所形成的漏斗结构的远端入口 61 的直径理想地大于近端出口 62 的直径至少 20%，并且优选大于近端出口 62 的直径达 50% 或 100%。

请参阅图 17 及图 18，膨胀球囊 63 包括若干个组成部，其中一个组成部的壁厚与其中至少一个其他的组成部的壁厚不同。较佳地，不同组成部具有不同的壁厚，以在充压时产生所需的形状和效果。在一实施例中，膨胀球囊 63 包括依次连接的低壁厚组成部 631、高壁厚组成部 632、薄壁厚组成部 633 以及末端

段组成部 634。低壁厚组成部 631 经受最高应变，因此在充压时膨胀最大，形成可用于限制或防止血流通过导管本体 1 的囊状。高壁厚组成部 632 在相同的应力（和压力）水平下经受低得多的应变，因此不能膨胀至与更低壁厚组成部 631 相同的直径，然而它因膨胀球囊 63 内的压力而处于轴向拉力下，并且该拉力继续拉且有助于使末端段组成部 634 张开并形成张角。张角优选介于度和度之间，最优选介于度和度之间。薄壁厚组成部 633 起到铰链的作用，以使末端段组成部 634 张开的阻力最小化。还可向该组成部提供另外的特征部诸如弯折部或起伏部以有助于末端张开。可在末端段组成部 634 与导管本体 1 最远末端处之间的位置处设置另外的薄壁铰链（未示出），以有助于末端段组成部 634 张开成漏斗状形状。还可设置显影元件示出于可膨胀构件 6 的内侧，其用于双重目的：在 X 射线透视下为导管本体 1 的最远末端提供可见性，并且向导管本体 1 提供环向强度以防止在充盈压力下发生变形。

请参阅图 3 及图 4，在一实施例中，密封球囊 3 真空平整贴合在导管本体 1 的外层 15，密封球囊 3 的远端与导管本体 1 的外层 15 紧密焊接或粘接，从而形成密封端；密封球囊 3 的近端与导管外层 15、推送杆 2 的远端紧密焊接，整个密封球囊 3 两端的焊接或粘接处，平顺过渡，无明显凹凸手感，进入其他通道器械更顺畅，低阻力。具体地，密封球囊 3 可以是顺应性球囊，这里的顺应性球囊是指密封球囊 3 扩张到预定直径后，随充盈压力的增加，其直径和容积可不断增加。密封球囊 3 可由尼龙、聚乙烯、聚氨酯或聚对苯二甲酸乙二醇酯材料制成。

请参阅图 3、图 11 及图 19，在一实施例中，导管本体 1 的远端设置有第二显影件 17。通过设置第二显影件 17，用于显影、显示导管本体 1 的远端的位置，X 射线下，在病人体内精准定位，降低操作难度。

请参阅图 3 及图 11，在一实施例中，导管本体 1 的近端设置有第三显影件 18，第三显影件 18 位于密封球囊 3 内。通过设置第三显影件 18，用于显影、显示密封球囊 3 的位置，X 射线下，在病人体内精准定位，降低操作难度。第三显影件 18 的设置便于在手术过程中通过显影准确显示密封球囊 3 的位置，有助于提高操作的准确性和安全性。其中，第三显影件 18 所起的作用与第一显影件 22 所起的作用相同。

请参阅图 10，在一实施例中，导引导管 201 的远端设有第四显影件 201b。

通过比对计算第二显影件 17 与第四显影件 201b 之间的显影位置差，以得出导管本体 1 的远端伸出导引导管 201 的长度。

通过比对计算第三显影件 18 与第四显影件 201b 之间的显影位置差，以得出密封球囊 3 距离导管本体 1 的远端的长度以及导管本体 1 伸入血管的长度。或者，通过比对计算第一显影件 22 与第四显影件 201b 之间的显影位置差，以得出密封球囊 3 距离导管本体 1 的远端的长度以及导管本体 1 伸入血管的长度。

在造影操作中，第二显影件 17、第三显影件 18 及第四显影件 201b 采用的显影元件可显示黑影，为操作者提供位置信息。显影元件可采用不透 X 射线的显影材料制成，显影材料为黄金、钨、铂金、铂铱合金中的一种或多种。显影元件可以是显影环，也可以是圆柱螺旋状的显影线圈，也可以是显影涂层。具体地，显影元件优选为显影环，这样能够帮助操作者快速捕捉导管本体 1 和球囊的位置。

请参阅图 10，在一实施例中，当密封球囊 3 受到充盈压力为 0.1bar ~ 5bar 压力时，密封球囊 3 抵接于导引通道 201a 的内壁，且通过移动推送杆 2，可使密封球囊 3 在导引通道 201a 内滑动并保持密封效果。

请参阅图 2，在一实施例中，导丝 202 可活动地穿过导引通道 201a 和输送通道 11。

请参阅图 1 及图 2，在一实施例中，导引导管 201 的近端设有 Y 形连接阀 203，Y 形连接阀 203 具有第一接口 203a 和第二接口 203b，第一接口 203a 和第二接口 203b 分别与导引通道 201a 连通，导引延长型抽吸导管 100 穿插于第一接口 203a 内，且推送杆 2 的近端位于 Y 形连接阀 203 的外侧。进行介入治疗时，导丝 202 从第一接口 203a 穿出。

在一实施例中，当本申请的导引延长型抽吸导管 100 完成锚定操作后，可通过导引导管 201 上的 Y 型连接阀注射造影剂或其他流体介质，该介质可沿着导引导管 201 的导引通道 201a 顺流到进行导引延长型抽吸导管 100 的导管本体 1 的输送通道 11 内，进行超选择性造影，或其他靶向治疗。

在一实施例中，血栓抽吸导管系统 200 还包括用于抽吸血栓 300 的抽吸器，抽吸器与第二接口 203b 连接并连通导引通道 201a。当本申请的导引延长型抽吸

导管 100 完成锚定操作后，可用相关的抽吸器械通过导引导管 201 上的 Y 型连接阀对血管进行抽吸血栓 300、钙化斑块等操作。血栓 300 或钙化斑块等可在负压作用下沿着导引延长型抽吸导管 100 的导管本体 1 的输送通道 11 回流到导引导管 201 的导引通道 201a，最后被抽出体外。

结合图 1 至图 26，以进入小血管来进行抽吸血栓 300 为例，本申请的血栓抽吸导管系统 200 具体工作原理如下：

进入目标区：血栓 300 在小血管，输送导引导管 201 至靠近小血管的较大血管，沿导引导管 201 近端的 Y 形连接阀 203 的第一接口 203a 输送导丝 202 至小血管的血栓 300 位置处。沿导丝 202 输送导引延长型抽吸导管 100，导引延长型抽吸导管 100 从导引导管 201 的近端的 Y 形连接阀 203 的第一接口 203a 伸入导引导管 201。导引延长型抽吸导管 100 的导管本体 1 的远端从导引导管 201 的远端伸出，导管本体 1 的近端位于导引通道 201a 内，推送杆 2 的一端位于导引通道 201a 内，推送杆 2 的另一端从 Y 形连接阀 203 的第一接口 203a 伸出，导管座 5 位于 Y 形连接阀 203 外。在导丝 202 的导引下，导管本体 1 到达期望位置，由于导管本体 1 内含推送杆 2，可以由推送杆 2 使力，使得导引导管 201 容易进入分支血管和狭小血管。

建立传输通道：经导管座 5 的内腔和推送杆 2 内的充盈通道 21 充盈密封球囊 3，密封球囊 3 扩张后锚定在导引通道 201a 内，密封球囊 3 将导引导管 201 与导管本体 1 之间的间隙封堵，导引通道 201a 与导管腔连通。

输送造影剂/药物：将导引导管 201 的 Y 形连接阀 203 处伸出推送杆 2 的第一接口 203a 封堵，在 Y 形连接阀 203 的第二接口 203b 输送造影剂/药物，造影剂/药物沿导引通道 201a 流向导管本体 1 的输送通道 11 内，然后在导管本体 1 远端流出，造影剂/药物流向小血管远端，从而进行超选择性造影/靶向施药。

外接抽吸器抽吸血栓 300、斑块：将导引导管 201 的 Y 形连接阀 203 处伸出推送杆 2 的第一接口 203a 封堵，在 Y 形连接阀 203 的第二接口 203b 连接抽吸器，抽吸导管本体 1 远端的血栓 300、斑块。血栓 300 或钙化斑块等在负压作用下沿着导管本体 1 的输送通道 11 回流到导引通道 201a，直到被抽出体外。

导丝 202（或导引延长型抽吸导管 100）的撤回：使用压力泵负压状态下回抽密封球囊 3 内的介质。在 X 射线透视下，确定密封球囊 3 抽瘪且无介质残留，

整体回撤导丝 202（或导引延长型抽吸导管 100），直至退出体外。

本申请还提供了一种利用上述的血栓抽吸导管系统 200 进行血栓抽吸术的方法，该方法包括：利用以经皮构造延伸到患者血管中的导引导管 201 来引导导引延长型抽吸导管 100，通过密封球囊 3 扩张后抵接于导引通道 201a 的内壁并保持密封效果，通过导引通道 201a 和输送通道 11 施加吸力，以将流体抽吸到导引导管 201 外，进而从血管中去除血栓 300。

本申请还提供了一种利用上述的血栓抽吸导管系统 200 在身体血管中执行医疗过程的方法，导引通道 201a 中的近端部分与输送通道 11 连通并形成抽吸腔道，该方法包括：通过相对于导引导管 201 滑动导引延长型抽吸导管 100，将导引延长型抽吸导管 100 追踪至血管内的期望位置，通过抽吸腔道施加吸力，以从所述血管中去除血栓 300。

本申请还提供了一种用于将上述的血栓抽吸导管系统 200 的导引延长型抽吸导管 100 放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法，该方法包括：向导引导管 201 内介入导丝 202，使导引延长型抽吸导管 100 在导丝 202 上推进并经由导引导管 201 的远端开口推出，导引延长型抽吸导管 100 伸出预设长度之后，扩张密封球囊 3，使得密封球囊 3 抵接于导引通道 201a 的内壁。进一步地，移动所述推送杆 2，可使密封球囊 3 在导引通道 201a 内滑动并保持密封效果。

综上，本申请的血栓抽吸导管系统 200 具有导引延长型抽吸导管 100，该导引延长型抽吸导管 100 通过在导管本体 1 的近端设置密封球囊 3，在推送杆 2 内设置连通密封球囊 3 的充盈通道 21，导引延长型抽吸导管 100 沿导引导管 201 的近端伸入时，推送杆 2 一端可伸出导引导管 201 的近端，导管本体 1 的远端可从导引导管 201 的远端伸出，导管本体 1 近端位于导引导管 201 的导引通道 201a 内，可以经充盈通道 21 充盈密封球囊 3，密封球囊 3 扩张后，密封球囊 3 外壁抵接于导引导管 201 的导引通道 201a 内壁上，防止血栓抽吸过程中压力通过导引延长型抽吸导管 100 与导引导管 201 之间的缝隙泄露，使得导引延长型抽吸导管 100 有效与导引导管 201 联接并形成密封的抽吸腔道。本申请的导引延长型抽吸导管 100 与导引导管 201 联接形成的新的抽吸腔道可以提供较大的抽吸腔道和较强的抽吸力。联接后在无外力作用下，本申请的导引延长型抽吸导管 100 不易在导引通道 201a 内滑移或者滑脱，从而增强导引延长型抽吸导管

100 在导引导管 201 中的轴向稳定性。在术者操作过程中，可以推送本申请的导引延长型抽吸导管 100 的近端，使其前进后退。同时，本申请的导引延长型抽吸导管 100 无传统抽吸导管的导丝腔，具有更大的抽吸面积，并充分利用导引导管 201 管腔，具有更大的抽吸效率。其次，本申请的血栓抽吸导管系统 200 使用了上述导引延长型抽吸导管 100，密封球囊 3 扩张后，密封球囊 3 外壁紧贴导引导管 201 内腔，导引导管 201 内腔被完全封闭，从导引导管 201 近端输入造影剂/药物，造影剂/药物会沿着导引通道 201a 流动，经导入口 12 进入输送通道 11 进行超选择性造影（通过注射造影剂，从而显示冠状动脉的病变情况）/施药，输送通道 11 连通导引通道 201a，导引导管 201 近端可以外接抽吸器，使用抽吸器连通输送通道 11 和导引通道 201a 抽吸血栓 300、斑块，可以避免在术中频繁更换介入导管带来的不便，缩短手术时间，降低手术难度，减少患者的痛苦。还有，本申请的导引延长型抽吸导管 100 通过在导管本体 1 的远端设置可膨胀构件 6，在导引延长型抽吸导管 100 进入血管时，可膨胀构件 6 可处于初始未膨胀状态，可膨胀构件 6 可不与血管壁接触，避免对血管造成损伤，在导引延长型抽吸导管 100 到达靶区时，利用该可膨胀构件 6 膨胀至使其与血管壁接触的直径，从而部分地或完全地阻止血流流过可膨胀构件 6，从而有助于提高将靶区的全部血栓 300 抽吸走的可能性，同时可以减少抽取血液的量。

以上所揭露的仅为本申请的较佳实例而已，不能以此来限定本申请之权利范围，因此依本申请权利要求所作的等同变化，均属于本申请所涵盖的范围。

# 权 利 要 求 书

1. 一种导引延长型抽吸导管，其特征在于，包括：

导管本体，所述导管本体内设有用于输送医疗器械的输送通道，所述导管本体的近端设有与所述输送通道连通的导入口；

推送杆，所述推送杆的远端与所述导管本体的近端连接，所述推送杆的内部设有充盈通道；

密封球囊，所述密封球囊套设于所述导管本体上并位于靠近所述导管本体近端的位置处，所述密封球囊的内腔与所述充盈通道连通。

2. 根据权利要求1所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述导管本体包括由内向外依次设置的内层、中间加强层和外层，所述输送通道位于所述内层的中心。

3. 根据权利要求2所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述中间加强层为编织网层、弹簧层或螺旋切割管层。

4. 根据权利要求3所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述导管本体的远端至近端方向依次分为柔顺区、过渡区以及推送区，所述柔顺区、所述过渡区和所述推送区的硬度依次增加。

5. 根据权利要求4所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述柔顺区的长度为1-30cm，或所述过渡区的长度为2-50cm，或所述推送区的长度为5-50cm。

6. 根据权利要求4所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，当所述中间加强层为编织网层，所述编织网层的近端的PPI大于远端的PPI；当所述中间加强层为弹簧层，所述弹簧层的近端的螺距大于远端的螺距。

7. 根据权利要求4所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述螺旋切割管层沿所述导管本体远端至近端方向依次分为柔顺区、过渡区以及推送区，所述柔顺区、所述过渡区和所述推送区满足以下至少一个特征；

所述柔顺区的螺旋切割管层的切缝长度 > 所述过渡区的螺旋切割管层的切缝长度 > 所述推送区的螺旋切割管层的切缝长度；

或，所述柔顺区的螺旋切割管层的切割间距 < 所述过渡区的螺旋切割管层

的切割间距 < 所述推送区的螺旋切割管层的切割间距；

或，所述柔顺区的螺旋切割管层的切缝夹角 < 所述过渡区的螺旋切割管层的切缝夹角 < 所述推送区的螺旋切割管层的切缝夹角；

或，所述柔顺区的螺旋切割管层的螺距 < 所述过渡区的螺旋切割管层的螺距 < 所述推送区的螺旋切割管层的螺距。

8. 根据权利要求 2 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述外层的硬度由所述导管本体的近端往远端依次降低。

9. 根据权利要求 2 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述导管本体在所述中间加强层的近端设有金属连接件，所述推送杆的远端与所述金属连接件的一端连接，所述金属连接件的另一端与所述中间加强层并列设置或所述金属连接件的另一端与所述中间加强层连接。

10. 根据权利要求 9 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述金属连接件为沿所述导管本体的轴向方向并排的金属环，或所述金属连接件呈螺旋结构，或所述金属连接件包括连接片和连接在所述连接片的相对两侧的多个连接条，所述连接片和各所述连接条连接所述中间加强层，所述推送杆连接所述连接片，各所述连接条包裹连接在所述内层上。

11. 根据权利要求 9 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述金属连接件与所述推送杆的远端焊接并形成焊接区域，在所述金属连接件与所述推送杆焊接连接处，所述推送杆的直径缩小。

12. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述推送杆的远端端头处设有第一显影件，所述第一显影件采用不透 X 射线的显影材料制成的丝状物，所述显影材料为黄金丝、钨丝、铂金丝、铂铱合金丝中的一种或多种。

13. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述推送杆为金属管或者带有金属加强层的塑胶管。

14. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述导入口的端面与所述导管本体在径向方向的横截面之间具有第一夹角，所述第一夹角的大小在 0-150° 的范围内，或/和所述导管本体的远端抽吸口的端面与所述导管本体在径向方向的横截面之间具有第二夹角，所述第二夹角的大小在 0-150°

的范围内。

15. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述推送杆的远端固定于所述导管本体的管壁内，所述推送杆靠近所述导管本体近端的位置处设有通孔，所述通孔连通于所述充盈通道与所述密封球囊的内腔之间。

16. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，还包括导管座，所述导管座的远端与所述推送杆的近端连接，所述导管座内设有贯通通道，所述贯通通道与所述充盈通道连通。

17. 根据权利要求 16 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述贯通通道的近端在所述导管座上形成鲁尔接头，所述鲁尔接头与具有单向密封的部件或肝素帽连接；或，所述贯通通道的近端与具有单向密封的部件或肝素帽连接。

18. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述导管本体的表面和所述密封球囊的表面均设有亲水涂层；或/和所述推送杆的表面设有疏水涂层。

19. 根据权利要求 1 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，还包括可膨胀构件，所述导管本体的远端设有与所述输送通道连通的导管本体远端开口，所述可膨胀构件可膨胀地设置于所述导管本体的远端上并至少延伸至所述导管本体的最远末端，且所述可膨胀构件在所述导管本体的最远末端处沿所述导管本体的径向方向向外延伸，以限定所述导管本体远端开口。

20. 根据权利要求 19 所述的导引延长型抽吸导管，其特征在于，所述可膨胀构件膨胀时，所述可膨胀构件形成漏斗结构。

21. 一种血栓抽吸导管系统，其特征在于，包括导引导管及权利要求 1-19 任一项所述的导引延长型抽吸导管，所述导引导管内设有导引通道，当所述密封球囊未充盈时，所述导引延长型抽吸导管在所述导引通道内滑动；当所述密封球囊充盈时，所述密封球囊扩张后抵接于所述导引通道的内壁上，所述输送通道与所述导引通道连通。

22. 根据权利要求 21 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，所述导引延长型抽吸导管穿插于所述导引通道内，且所述导管本体的远端从所述导引通道的远端穿出来，所述导管本体的近端位于所述导引通道内，所述推送杆的近端

位于所述导引通道的近端外侧。

23. 根据权利要求 21 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，所述导管本体的远端设置有第二显影件，所述导管本体的近端设置有第三显影件，所述第三显影件位于所述密封球囊内。

24. 根据权利要求 23 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，所述导引导管的远端设有第四显影件。

25. 根据权利要求 24 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，通过比对计算所述第二显影件与所述第四显影件之间的显影位置差，以得出所述导管本体的远端伸出所述导引导管的长度；或通过比对计算所述第三显影件与所述第四显影件之间的显影位置差，以得出所述密封球囊距离所述导管本体的远端的长度以及所述导管本体伸入血管的长度。

26. 根据权利要求 21 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，当所述密封球囊受到充盈压力为 0.1bar ~ 5bar 压力时，所述密封球囊抵接于所述导引通道的内壁，且通过移动所述推送杆，可使所述密封球囊在所述导引通道内滑动并保持密封效果。

27. 根据权利要求 21 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，所述导引导管的近端设有 Y 形连接阀，所述 Y 形连接阀具有第一接口和第二接口，所述第一接口和所述第二接口分别与所述导引通道连通，所述导引延长型抽吸导管穿插于所述第一接口内，且所述推送杆的近端位于所述 Y 形连接阀的外侧。

28. 根据权利要求 27 所述的血栓抽吸导管系统，其特征在于，还包括用于抽吸血栓的抽吸器，所述抽吸器与所述第二接口连接并连通所述导引通道。

29. 一种利用权利要求 21 至 28 中任一项所述的血栓抽吸导管系统进行血栓抽吸术的方法，其特征在于，所述方法包括：

利用以经皮构造延伸到患者血管中的所述导引导管来引导所述导引延长型抽吸导管，通过所述密封球囊扩张后抵接于所述导引通道的内壁并保持密封效果，通过所述导引通道和所述输送通道施加吸力，以将流体抽吸到所述导引导管外，进而从血管中去除血栓。

30. 一种利用权利要求 21 至 28 中任一项所述的血栓抽吸导管系统在身体血管中执行医疗过程的方法，其特征在于，所述导引通道中的近端部分与所述

输送通道连通并形成抽吸腔道，所述方法包括：

通过相对于所述导引导管滑动所述导引延长型抽吸导管，将所述导引延长型抽吸导管追踪至血管内的期望位置，通过所述抽吸腔道施加吸力，以从所述血管中去除血栓。

31. 一种用于将权利要求 21 至 28 中任一项所述的血栓抽吸导管系统的导引延长型抽吸导管放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法，其特征在于，所述方法包括：

向所述导引导管内介入导丝，使所述导引延长型抽吸导管在所述导丝上推进并经由所述导引导管的远端开口推出，所述导引延长型抽吸导管伸出预设长度之后，扩张所述密封球囊，使得所述密封球囊抵接于所述导引通道的内壁。

32. 根据权利要求 31 所述的方法，其特征在于，移动所述推送杆，可使所述密封球囊在所述导引通道内滑动并保持密封效果。

200

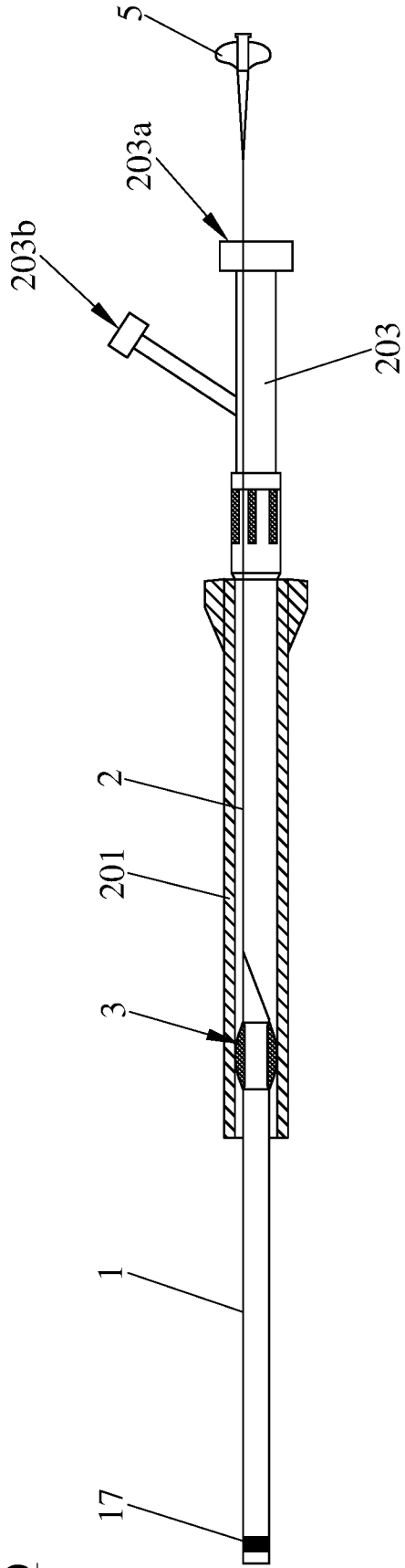


图1

200

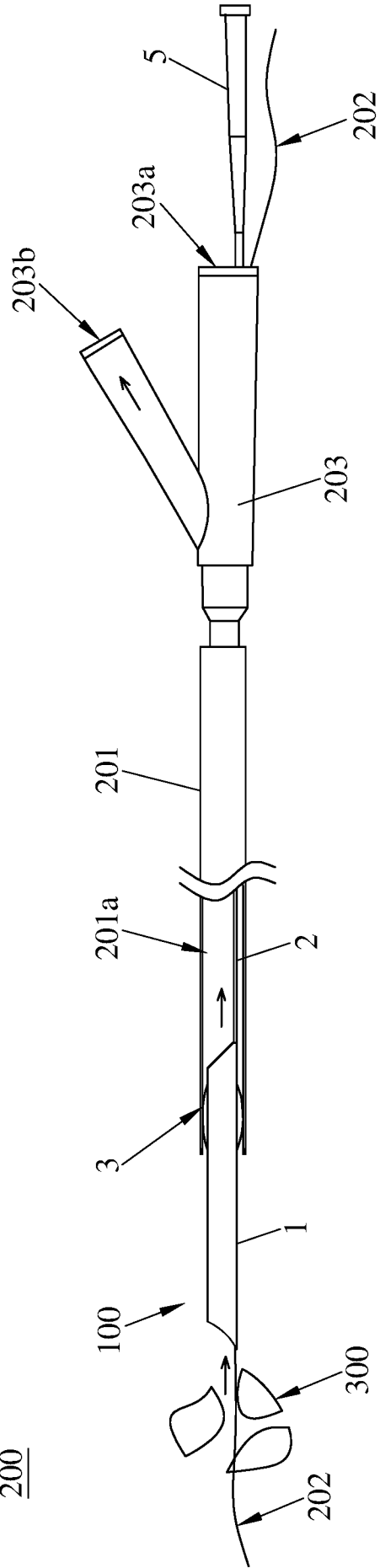


图2

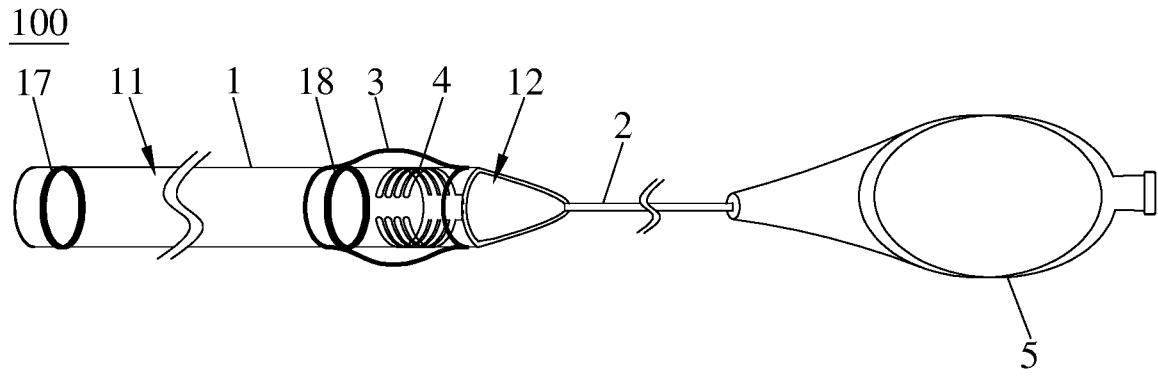


图3

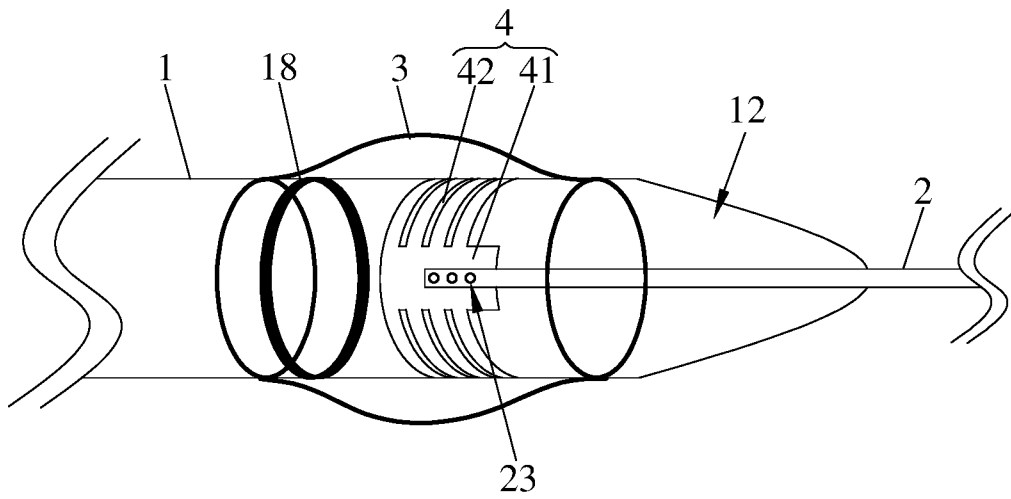


图4

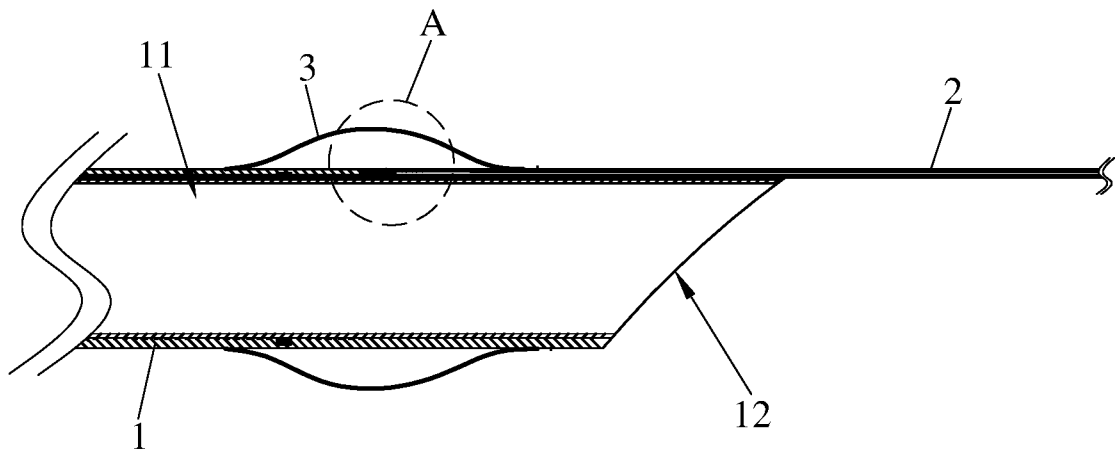


图5

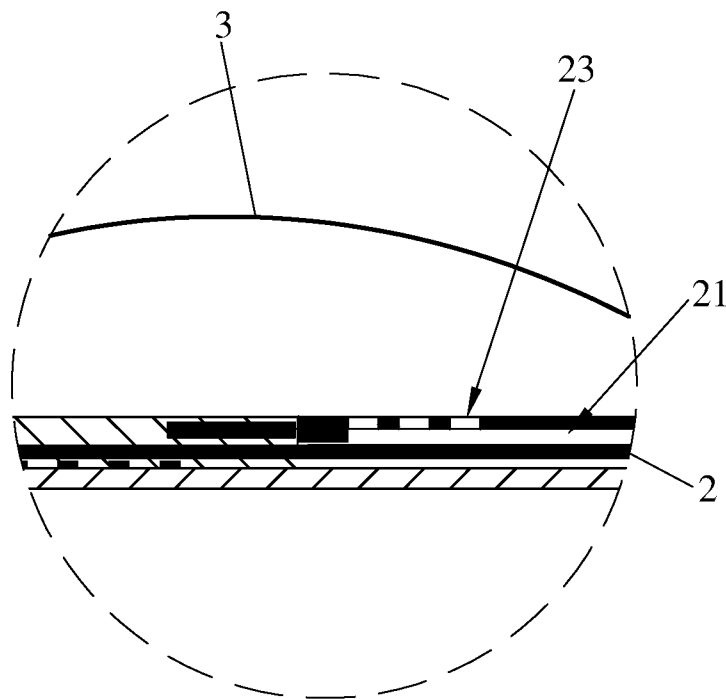


图6

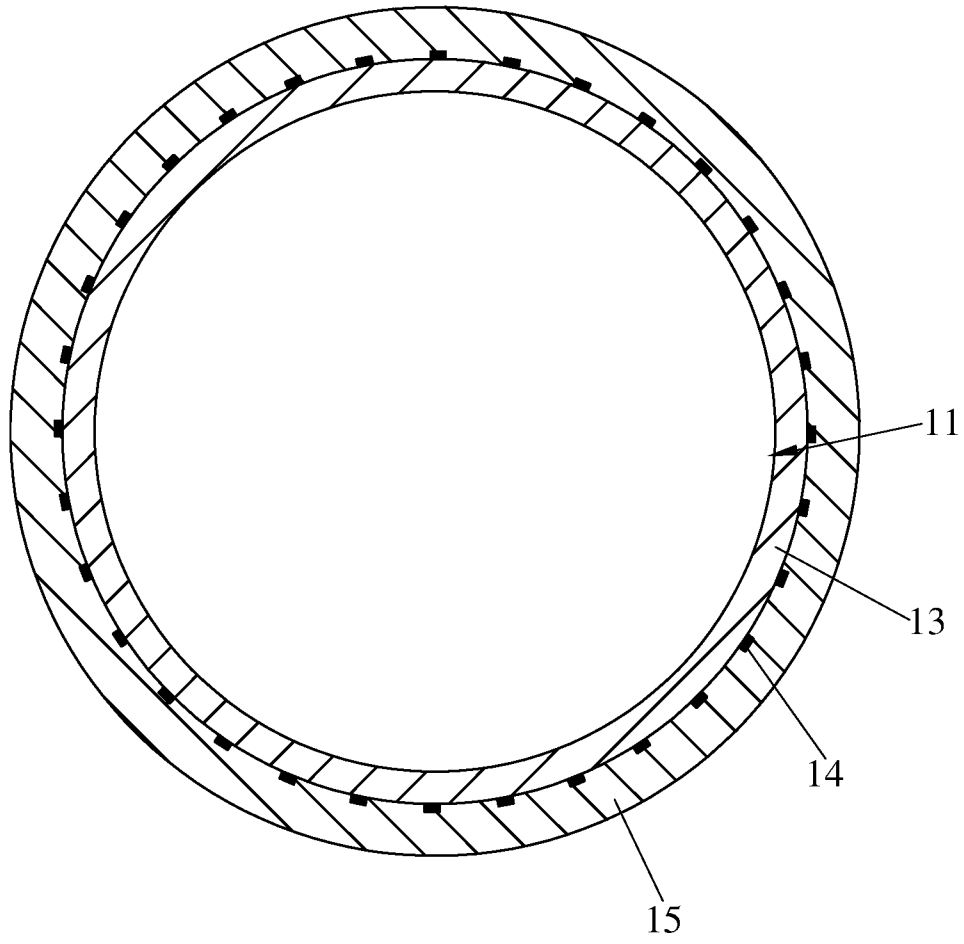


图7

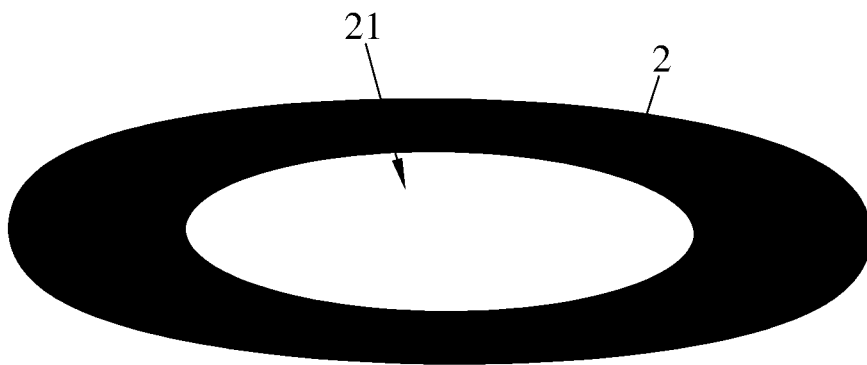


图8

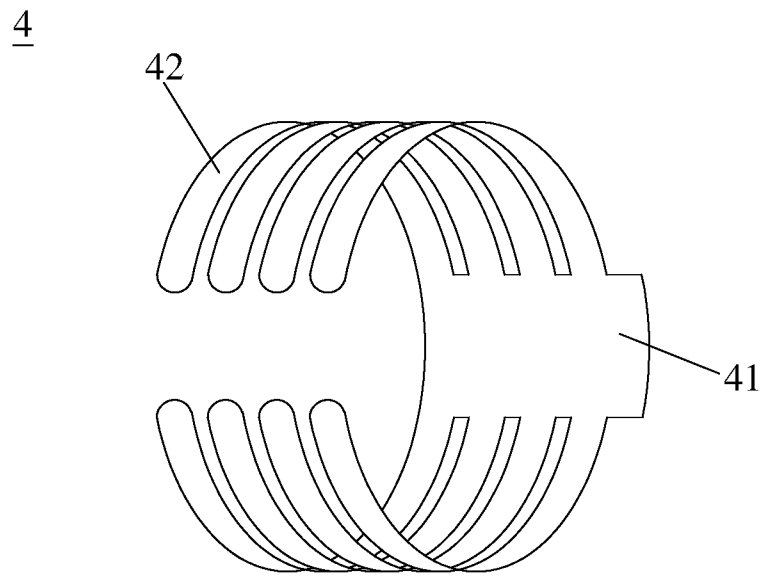


图9

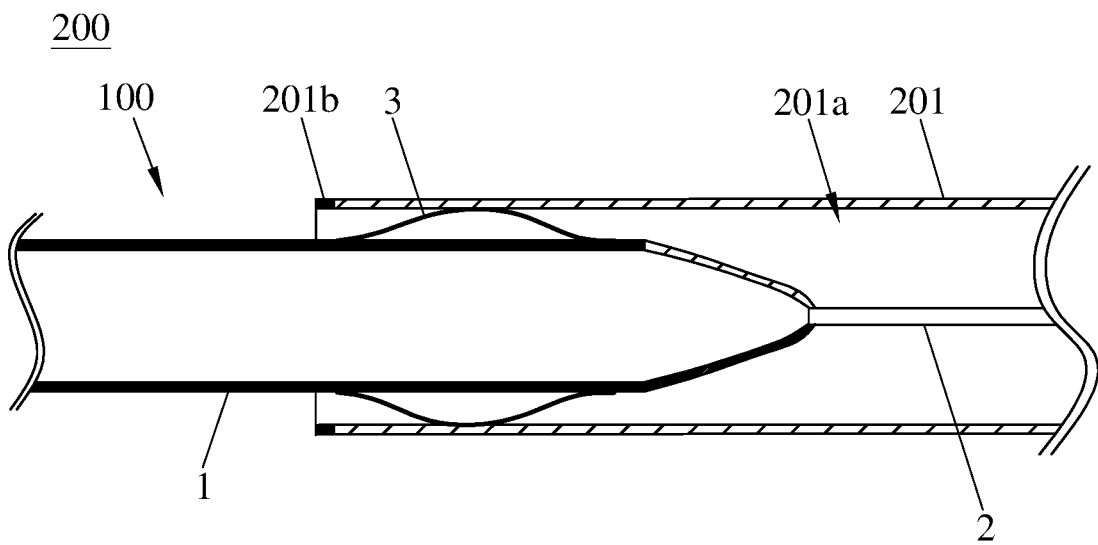


图10

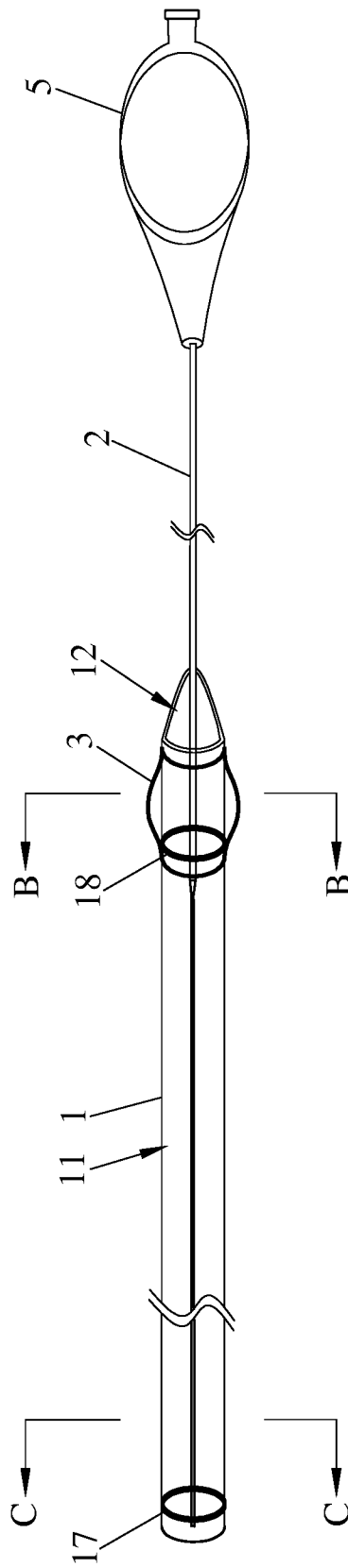


图11

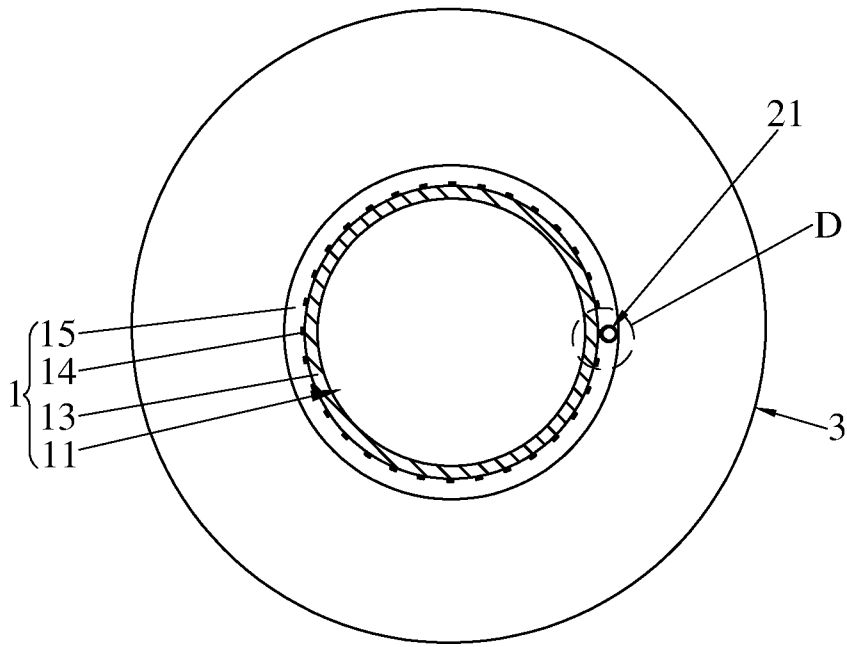


图12

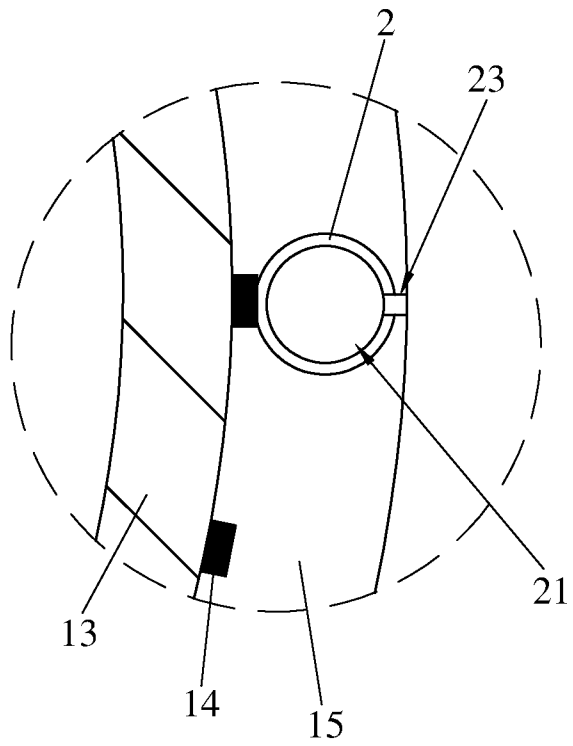


图13

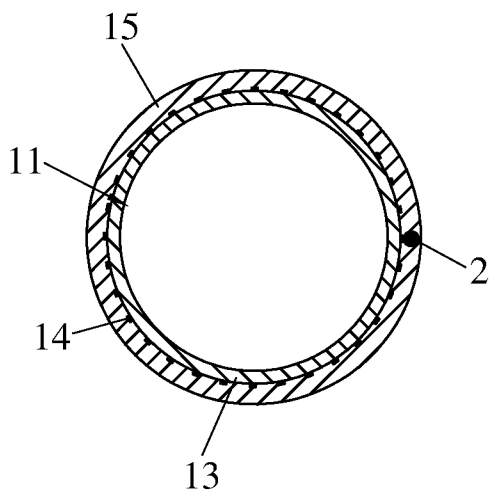


图14

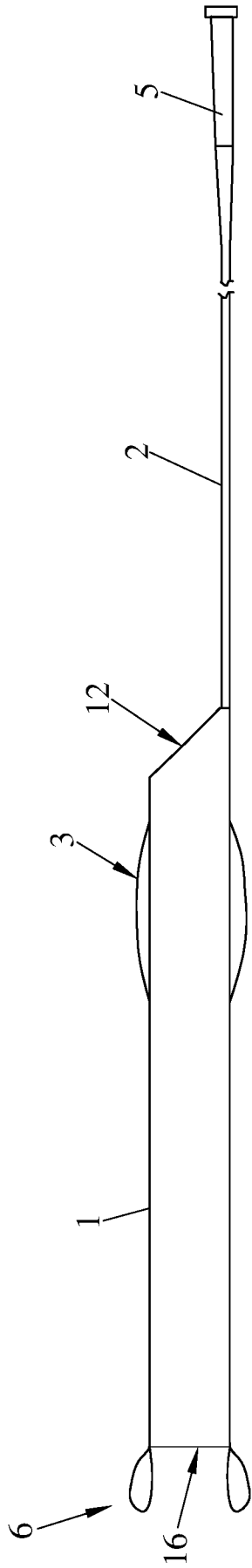


图15

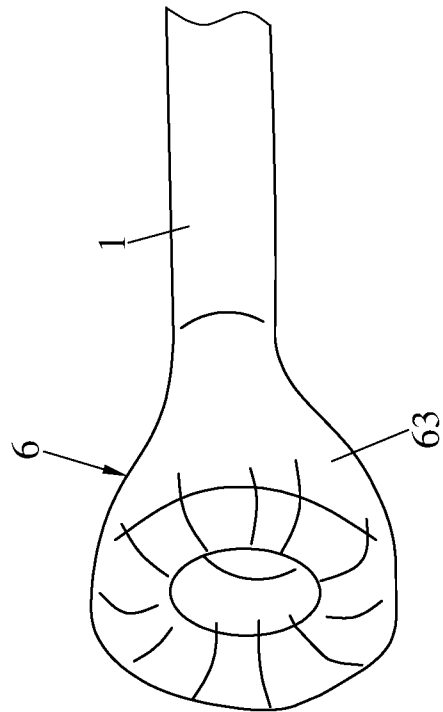


图16

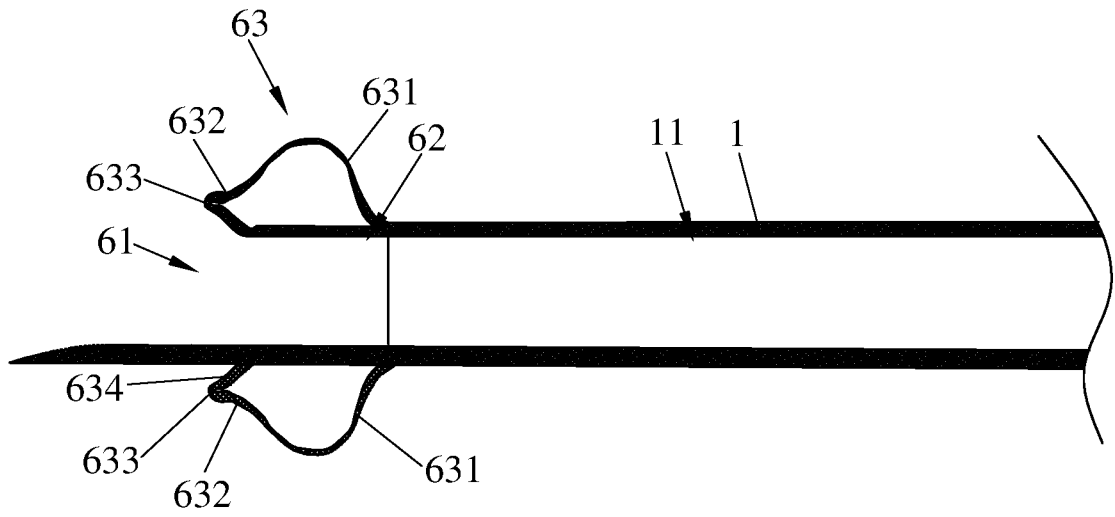


图17

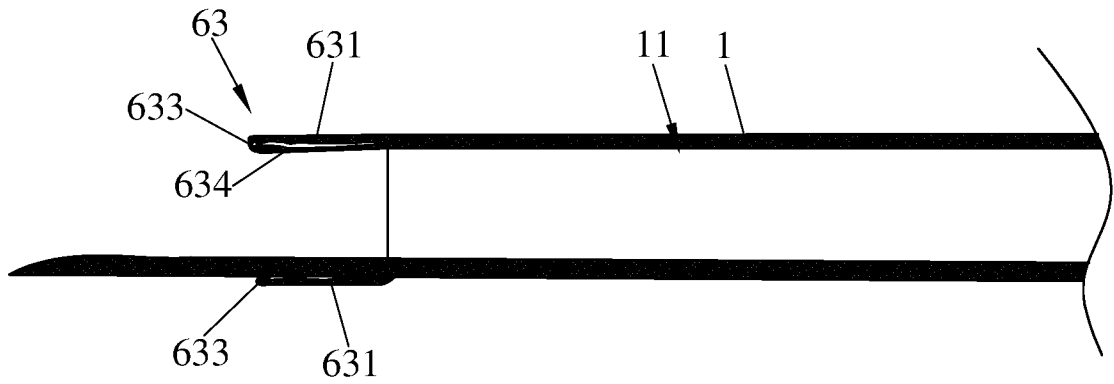


图18

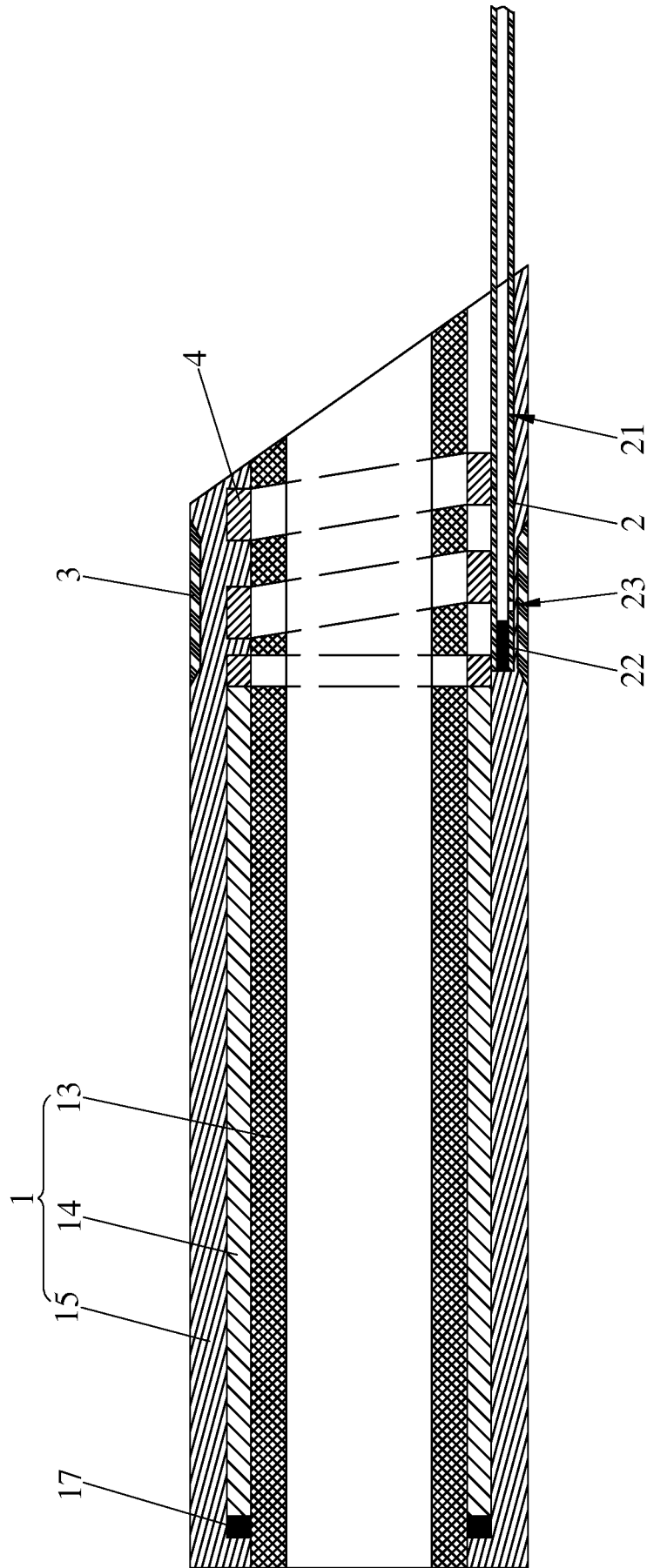


图19

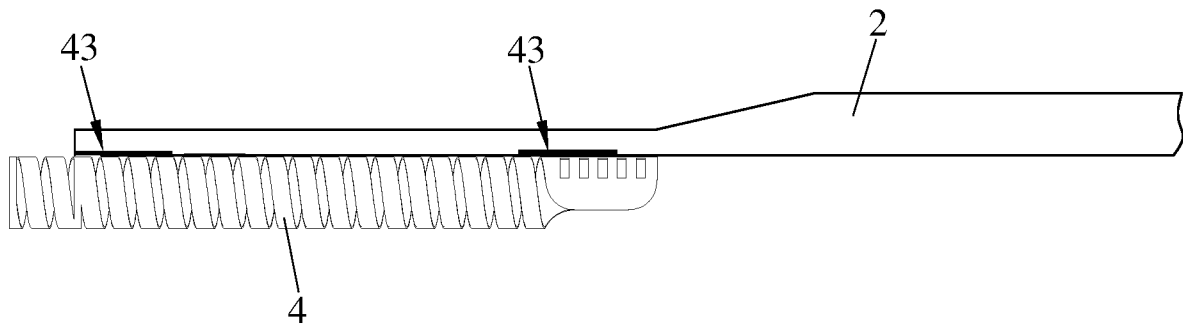


图20

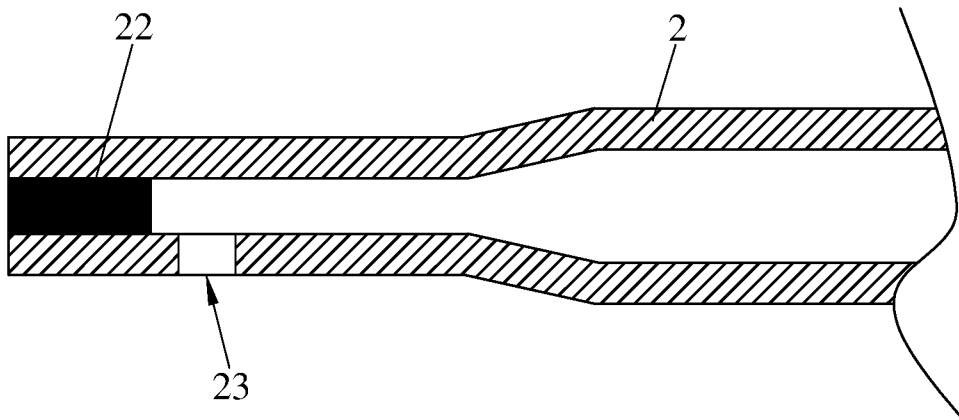


图21

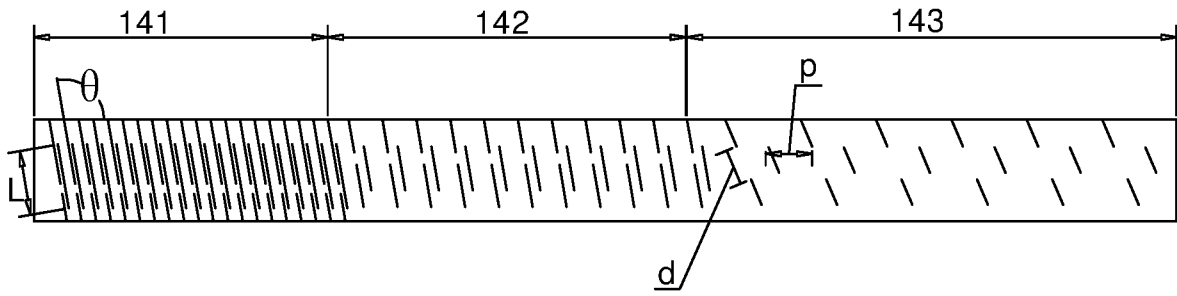


图22

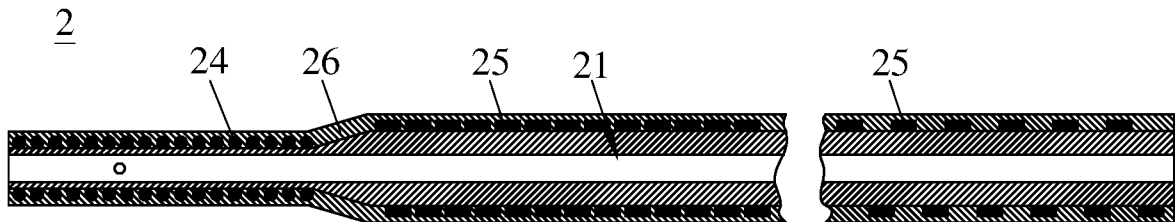


图23

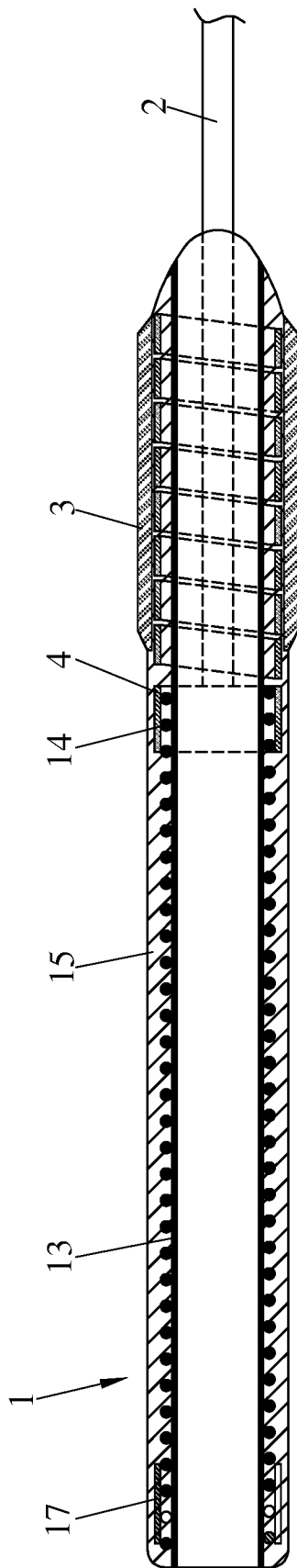


图24

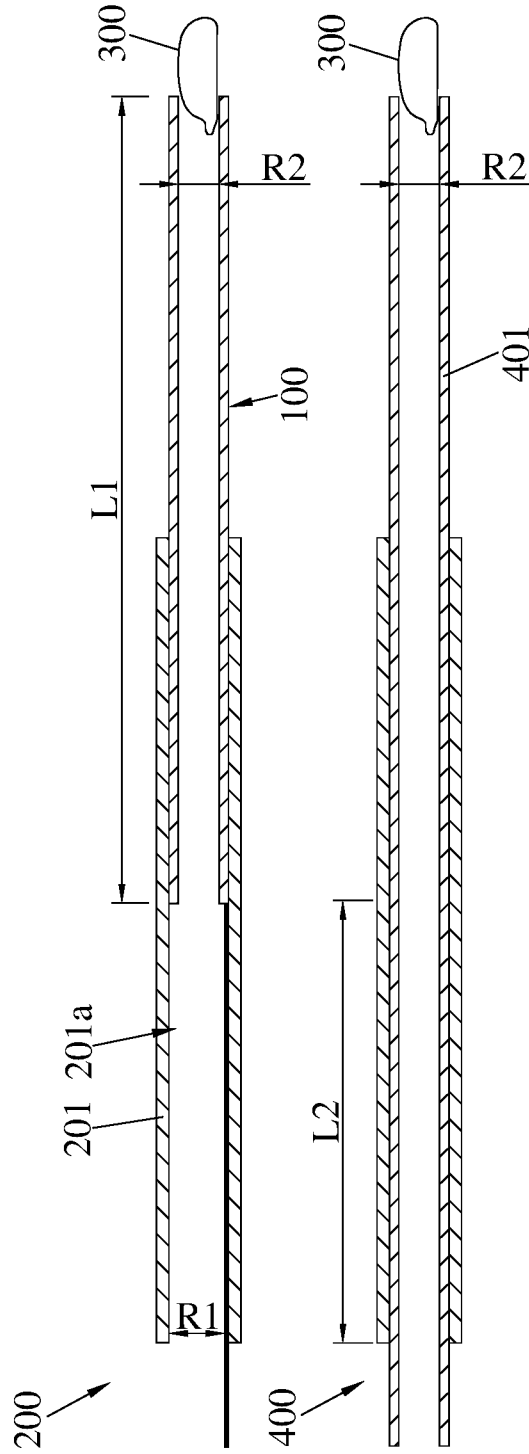


图 25

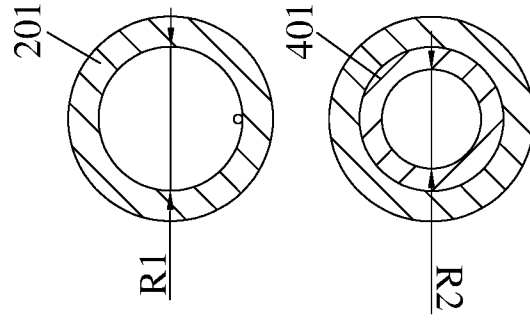


图 26

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/117544

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61M25/10(2013.01)j		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC:A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
CNABS, CNTXT, 读秀, DUXIU: 延伸, 延长, 吸取, 抽汲, 抽取, 抽吸, 导管, 导引, 引导, 增强, 加强, 螺纹, 螺旋, 气囊, 球囊; VEN, DWPI, USTXT, WOTXT, EPTXT, IEEE: extend, suck, catheter, guide, reinforce, screw, balloon		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 118477216 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 13 August 2024 (2024-08-13) description, paragraphs [0002]-[0058], and figures 1-13	1-28
PX	CN 118542982 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 27 August 2024 (2024-08-27) description, paragraphs [0002]-[0074], and figures 1-17	1-28
PX	CN 117323476 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 02 January 2024 (2024-01-02) description, paragraphs [0002]-[0080], and figures 1-19	1-28
X	CN 219167463 U (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 13 June 2023 (2023-06-13) description, paragraphs [0002]-[0075], and figures 1-6	1-18, 21-28
Y	CN 219167463 U (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 13 June 2023 (2023-06-13) description, paragraphs [0002]-[0075], and figures 1-6	19-20
X	CN 116138841 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 23 May 2023 (2023-05-23) description, paragraphs [0002]-[0067], and figures 1-14	1-18, 21-28
Y	CN 116138841 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 23 May 2023 (2023-05-23) description, paragraphs [0002]-[0067], and figures 1-14	19-20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "D" document cited by the applicant in the international application "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
15 November 2024		10 December 2024
Name and mailing address of the ISA/CN		Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088		
		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/117544

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 116650809 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 29 August 2023 (2023-08-29) description, paragraphs [0002]-[0061], and figures 1-15	1-18, 21-28
Y	CN 116650809 A (BROSMED MEDICAL CO., LTD.) 29 August 2023 (2023-08-29) description, paragraphs [0002]-[0061], and figures 1-15	19-20
X	CN 219001689 U (CHANGSHA JINWEI MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 12 May 2023 (2023-05-12) description, paragraphs [0002]-[0035], and figures 1-6	1-18, 21-28
Y	CN 219001689 U (CHANGSHA JINWEI MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 12 May 2023 (2023-05-12) description, paragraphs [0002]-[0035], and figures 1-6	19-20
X	US 2021008355 A1 (TELEFLEX LIFE SCIENCES LTD.) 14 January 2021 (2021-01-14) description, paragraphs [0002]-[0104], and figures 1-11B	1-18, 21-28
Y	US 2021008355 A1 (TELEFLEX LIFE SCIENCES LTD.) 14 January 2021 (2021-01-14) description, paragraphs [0002]-[0104], and figures 1-11B	19-20
Y	WO 2018033401 A1 (NEURAVI LTD.) 22 February 2018 (2018-02-22) description, pages 2-30, and figures 1-20C	19-20
A	CN 115721376 A (CHANGZHOU KAINITE MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 03 March 2023 (2023-03-03) entire document	1-28
A	CN 209490364 U (LI, Yongle) 15 October 2019 (2019-10-15) entire document	1-28

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: **29-32**  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
  
Claim 29 sets forth a method for performing thrombus aspiration using a thrombus aspiration catheter system, claim 30 sets forth a method for performing a medical procedure in a body blood vessel using a thrombus aspiration catheter system, and claims 31-32 set forth a method for placing a guide extended aspiration catheter of a thrombus aspiration catheter system into a narrow and tortuous blood vessel of a body. The methods described above are to extract a thrombus from a human body. Therefore, the methods relate to a method for treatment of a living human body, and fall within subject matter to be excluded as defined in PCT Rule 39.1(iv).
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/CN2024/117544**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	118477216	A	13 August 2024	None			
CN	118542982	A	27 August 2024	None			
CN	117323476	A	02 January 2024	None			
CN	219167463	U	13 June 2023	WO	2024139008	A1	04 July 2024
CN	116138841	A	23 May 2023	CN	116138841	B	14 July 2023
				US	2024041484	A1	08 February 2024
				WO	2024216785	A1	24 October 2024
CN	116650809	A	29 August 2023	CN	116650809	B	14 November 2023
CN	219001689	U	12 May 2023	None			
US	2021008355	A1	14 January 2021	EP	3897802	A1	27 October 2021
				WO	2020131227	A1	25 June 2020
				US	10946177	B2	16 March 2021
WO	2018033401	A1	22 February 2018	CA	3034121	A1	22 February 2018
				AU	2017312421	A1	07 March 2019
				IL	264849	A	31 March 2019
				KR	20190043144	A	25 April 2019
				BR	112019003113	A2	21 May 2019
				US	2019167287	A1	06 June 2019
				CN	109862835	A	07 June 2019
				EP	3500191	A1	26 June 2019
				MX	2019001899	A1	18 September 2019
				RU	2019107170	A	22 September 2020
				EP	3500191	B1	23 September 2020
				EP	3782562	A1	24 February 2021
				ES	2834299	T3	17 June 2021
				JP	7086935	B2	20 June 2022
				US	11395667	B2	26 July 2022
				CN	109862835	B	13 September 2022
				KR	2457315	B1	24 October 2022
				US	2023013548	A1	19 January 2023
				JP	2019524346	A	05 September 2019
				CN	113951980	A	21 January 2022
CN	115721376	A	03 March 2023	CN	216148138	U	01 April 2022
CN	209490364	U	15 October 2019	None			

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61M25/10(2013.01)i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																										
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>IPC:A61M</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNABS,CNXTXT,读秀: 延伸, 延长, 吸取, 抽汲, 抽取, 抽吸, 导管, 导引, 引导, 增强, 加强, 螺纹, 螺旋, 气囊, 球囊; VEN,DWPI,USTXT,WOTXT,EPTXT,IEEE:extend, suck, catheter, guide, reinforce, screw, balloon</p>																										
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 118477216 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月13日 (2024 - 08 - 13) 说明书[0002]-[0058]段, 附图1-13</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 118542982 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月27日 (2024 - 08 - 27) 说明书[0002]-[0074]段, 附图1-17</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 117323476 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年1月2日 (2024 - 01 - 02) 说明书[0002]-[0080]段, 附图1-19</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6</td> <td>1-18、21-28</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6</td> <td>19-20</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14</td> <td>1-18、21-28</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14</td> <td>19-20</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 118477216 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月13日 (2024 - 08 - 13) 说明书[0002]-[0058]段, 附图1-13	1-28	PX	CN 118542982 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月27日 (2024 - 08 - 27) 说明书[0002]-[0074]段, 附图1-17	1-28	PX	CN 117323476 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年1月2日 (2024 - 01 - 02) 说明书[0002]-[0080]段, 附图1-19	1-28	X	CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6	1-18、21-28	Y	CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6	19-20	X	CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14	1-18、21-28	Y	CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14	19-20
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 118477216 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月13日 (2024 - 08 - 13) 说明书[0002]-[0058]段, 附图1-13	1-28																								
PX	CN 118542982 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年8月27日 (2024 - 08 - 27) 说明书[0002]-[0074]段, 附图1-17	1-28																								
PX	CN 117323476 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2024年1月2日 (2024 - 01 - 02) 说明书[0002]-[0080]段, 附图1-19	1-28																								
X	CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6	1-18、21-28																								
Y	CN 219167463 U (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年6月13日 (2023 - 06 - 13) 说明书[0002]-[0075]段, 附图1-6	19-20																								
X	CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14	1-18、21-28																								
Y	CN 116138841 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年5月23日 (2023 - 05 - 23) 说明书[0002]-[0067]段, 附图1-14	19-20																								
<p><input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																										
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“D” 申请人在国际申请中引证的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“p” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&amp;” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2024年11月15日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2024年12月10日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p>		<p>授权官员</p> <p>梁维乐</p> <p>电话号码 (+86) 020-28957047</p>																								

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 116650809 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年8月29日 (2023 - 08 - 29) 说明书[0002]-[0061]段, 附图1-15	1-18、21-28
Y	CN 116650809 A (广东博迈医疗科技股份有限公司) 2023年8月29日 (2023 - 08 - 29) 说明书[0002]-[0061]段, 附图1-15	19-20
X	CN 219001689 U (长沙金维医疗科技有限公司) 2023年5月12日 (2023 - 05 - 12) 说明书[0002]-[0035]段, 附图1-6	1-18、21-28
Y	CN 219001689 U (长沙金维医疗科技有限公司) 2023年5月12日 (2023 - 05 - 12) 说明书[0002]-[0035]段, 附图1-6	19-20
X	US 2021008355 A1 (TELEFLEX LIFE SCIENCES LTD) 2021年1月14日 (2021 - 01 - 14) 说明书[0002]-[0104]段, 附图1-11B	1-18、21-28
Y	US 2021008355 A1 (TELEFLEX LIFE SCIENCES LTD) 2021年1月14日 (2021 - 01 - 14) 说明书[0002]-[0104]段, 附图1-11B	19-20
Y	WO 2018033401 A1 (NEURAVI LTD) 2018年2月22日 (2018 - 02 - 22) 说明书第2-30页, 附图1-20C	19-20
A	CN 115721376 A (常州凯尼特医疗科技有限公司) 2023年3月3日 (2023 - 03 - 03) 全文	1-28
A	CN 209490364 U (李永乐) 2019年10月15日 (2019 - 10 - 15) 全文	1-28

## 第II栏 某些权利要求被认为是不能检索的意见(续第1页第2项)

根据条约第17条(2)(a)，对某些权利要求未做国际检索报告的理由如下：

1.  权利要求：29-32  
因为它们涉及不要求本单位进行检索的主题，即：  
权利要求29请求保护的是一种利用血栓抽吸导管系统进行血栓抽吸术的方法，权利要求30请求保护的是一种利用血栓抽吸导管系统在身体血管中执行医疗过程的方法，权利要求31-32请求保护的是一种用于将血栓抽吸导管系统的导引延长型抽吸导管放置到身体的狭窄弯曲血管中的方法。上述方法是为了从人体中抽吸血栓。因此该方法涉及的是一种对有生命的人体的治疗方法，属于PCT实施细则39.1 (iv) 规定的被排除的主题。
2.  权利要求：  
因为它们涉及国际申请中不符合规定的要求的部分，以致不能进行任何有意义的国际检索，具体地说：
3.  权利要求：  
因为它们是从属权利要求，并且没有按照细则6.4(a)第2句和第3句的要求撰写。

国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2024/117544

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	118477216	A	2024年8月13日	无			
CN	118542982	A	2024年8月27日	无			
CN	117323476	A	2024年1月2日	无			
CN	219167463	U	2023年6月13日	WO	2024139008	A1	2024年7月4日
CN	116138841	A	2023年5月23日	CN	116138841	B	2023年7月14日
				US	2024041484	A1	2024年2月8日
				WO	2024216785	A1	2024年10月24日
CN	116650809	A	2023年8月29日	CN	116650809	B	2023年11月14日
CN	219001689	U	2023年5月12日	无			
US	2021008355	A1	2021年1月14日	EP	3897802	A1	2021年10月27日
				WO	2020131227	A1	2020年6月25日
				US	10946177	B2	2021年3月16日
WO	2018033401	A1	2018年2月22日	CA	3034121	A1	2018年2月22日
				AU	2017312421	A1	2019年3月7日
				IL	264849	A	2019年3月31日
				KR	20190043144	A	2019年4月25日
				BR	112019003113	A2	2019年5月21日
				US	2019167287	A1	2019年6月6日
				CN	109862835	A	2019年6月7日
				EP	3500191	A1	2019年6月26日
				MX	2019001899	A1	2019年9月18日
				RU	2019107170	A	2020年9月22日
				EP	3500191	B1	2020年9月23日
				EP	3782562	A1	2021年2月24日
				ES	2834299	T3	2021年6月17日
				JP	7086935	B2	2022年6月20日
				US	11395667	B2	2022年7月26日
				CN	109862835	B	2022年9月13日
				KR	2457315	B1	2022年10月24日
				US	2023013548	A1	2023年1月19日
				JP	2019524346	A	2019年9月5日
				CN	113951980	A	2022年1月21日
CN	115721376	A	2023年3月3日	CN	216148138	U	2022年4月1日
CN	209490364	U	2019年10月15日	无			