



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 120227220 A

(43) 申请公布日 2025. 07. 01

(21) 申请号 202311865544.X

(22) 申请日 2023.12.29

(71) 申请人 先健科技(深圳)有限公司

地址 518063 广东省深圳市南山区粤海街道高新区社区科技南十二路22号先健科技大厦8层

(72) 发明人 毛一明 陈琦深

(74) 专利代理机构 北京辰权知识产权代理有限公司 11619

专利代理师 郎志涛

(51) Int. Cl.

A61F 2/95 (2013.01)

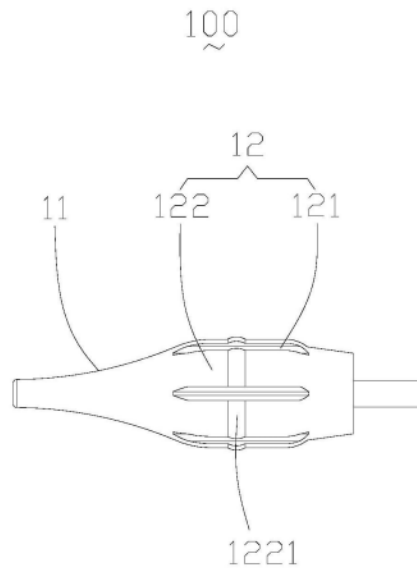
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

一种引导头结构及输送系统

(57) 摘要

本发明涉及一种引导头结构及输送系统,所述引导头结构包括引导段以及主体段,所述引导段的近端与所述主体段的远端平滑过渡连接,当所述引导头结构受到外力作用时,所述引导段和所述主体段中至少一段可产生形变,使得所述引导头结构的最大外径大于所述引导头结构自然状态下的最大外径。输送系统包括鞘管、鞘芯以及引导头结构,所述引导头结构还包括包覆段,所述包覆段与所述主体段的近端连接,所述鞘芯远端与所述包覆段连接,所述鞘管套设在所述鞘芯上,且所述鞘管可相对所述鞘芯以及所述引导头结构运动,所述鞘管远端可朝所述引导头运动并包住所述包覆段。本发明可避免引导头结构刮伤血管壁,提高产品使用安全。



1. 一种引导头结构,其特征在于:所述引导头结构包括引导段以及主体段,所述引导段的近端与所述主体段的远端平滑过渡连接,当所述引导头结构受到外力作用时,所述引导段和所述主体段中至少一段可产生形变,使得所述引导头结构的最大外径大于所述引导头结构自然状态下的最大外径。

2. 如权利要求1所述的引导头结构,其特征在于:在所述主体段上沿轴向方向进行切割形成多个第一通槽以及被所述第一通槽间隔设置的多个形变主体,多个所述第一通槽以及所述形变主体交替且均匀设置在所述主体段的周向上,所述第一通槽贯通所述主体段的内外表面,多个所述形变主体可通过多个所述第一通槽产生形变;所述形变主体上设置有向所述形变主体外侧或内侧弯曲的弯曲部。

3. 如权利要求1所述的引导头结构,其特征在于:所述引导段的管壁呈波浪形折叠设置形成短缩结构,所述短缩结构设置在所述引导段的远端。

4. 如权利要求1所述的引导头结构,其特征在于:所述引导段的内壁呈波浪形凹凸设置形成短缩结构,所述短缩结构由所述引导段的近端延伸至远端。

5. 一种输送系统,用于介入治疗中输送医疗器械至病变区域,其特征在于:所述输送系统包括鞘管、鞘芯以及如权利要求1-4中任一项所述的引导头结构,所述引导头结构还包括包覆段,所述包覆段与所述主体段的近端连接,所述鞘芯远端与所述包覆段连接,所述鞘管套设在所述鞘芯上,且所述鞘管可相对所述鞘芯以及引导头结构运动,所述鞘管远端可朝所述引导头结构运动并包覆所述包覆段。

6. 如权利要求5所述的输送系统,其特征在于:所述引导段远端设置有贯通所述引导段内外表面的第二通槽,所述引导段在相邻的两个第二通槽之间设置有撕裂槽,所述撕裂槽贯通所述引导段的内外表面,所述输送系统还包括拉动结构,所述拉动结构可相对所述引导头结构运动,所述拉动结构包括拉动主体以及卡位结构,所述卡位结构设置在所述拉动结构的远端,所述拉动主体穿过所述第二通槽使所述卡位结构设置在所述引导段的内侧,且所述卡位结构的尺寸大于所述第二通槽的尺寸。

7. 如权利要求6所述的输送系统,其特征在于:所述拉动结构还包括套管,所述套管与所述鞘管以及所述鞘芯同轴设置,所述套管可相对所述鞘管、所述引导头结构以及所述鞘芯运动,所述套管套设在所述鞘管上,或所述套管套设在所述鞘芯上并收纳在所述鞘管内;所述第二通槽内设置有阻尼结构。

8. 如权利要求7所述的输送系统,其特征在于:所述拉动主体的近端与所述套管连接,所述套管朝近端运动进而带动所述拉动主体朝近端运动,所述拉动主体运动进而带动所述卡位结构朝近端移动,所述卡位结构朝近端移动时可抵持所述引导段的内表面,进而使所述引导段由远端开始沿着所述撕裂槽向近端产生形变。

9. 如权利要求6所述的输送系统,其特征在于:所述鞘管内设置有贯通所述鞘管近端至远端的收容腔,或所述输送系统还包括输送管体,所述输送管体设置在所述鞘管的内壁或外壁上,且所述输送管体沿所述鞘管的长度方向设置。

10. 如权利要求9所述的输送系统,其特征在于:所述拉动主体的近端由所述收容腔或所述输送管体的远端进入,并从所述收容腔或所述输送管体的近端穿出,拉动所述拉动主体的近端使所述拉动主体朝近端运动,所述拉动主体运动进而带动所述卡位结构朝近端移动,所述卡位结构朝近端移动时可抵持所述引导段的内表面,进而使所述引导段由远端开

始沿着所述撕裂槽向近端产生形变。

一种引导头结构及输送系统

技术领域

[0001] 本发明涉及介入医疗领域,具体涉及一种引导头结构及输送系统。

背景技术

[0002] 在医疗器械行业的发展下,临床上逐渐发展了一种新的治疗技术,即血管腔内治疗技术,血管腔内介入治疗属于微创治疗,切口较小,可通过动脉穿刺,把相关器械导入病变区域,再释放支架从而达到治疗效果。该项治疗对患者产生的创伤较小,对人体功能影响也较小,可减少患者发生并发症的情况,术后恢复较快。

[0003] 介入性器械一定需要增加考虑输送鞘管过血管弓部时的弯曲性能,输送鞘管前端的引导头导引性能以及输送系统在释放支架时所需要承载的抗移位性能等。其中输送器前端的tip头结构设计不仅要有良好的导引性,同时也不能过于狭长。在治疗Stanford A型主动脉夹层患者时,因为破口病变发生在主动脉升主区域,而此区域的长度有限,若输送器鞘管前端的tip头设计的过于狭长,则可能会对主动脉瓣造成损伤,也可能在术中造成主动脉瓣膜处血液返流现象;若输送器鞘管前端的tip头设计的太短,则可能无法平稳地引导整个支架输送系统在动脉血管弯曲段移动,也就无法将支架送入血管升主或弓部段病变位置。

发明内容

[0004] 为克服现有技术中存在的问题,本发明提供了一种新型引导头结构及输送系统。

[0005] 本发明解决技术问题的方案是提供一种引导头结构,所述引导头结构包括引导段以及主体段,所述引导段的近端与所述主体段的远端平滑过渡连接,当所述引导头结构受到外力作用时,所述引导段和所述主体段中至少一段可产生形变,使得所述引导头结构的最大外径大于所述引导头结构自然状态下的最大外径。

[0006] 在本发明一些实施例中,在所述主体段上沿轴向方向进行切割形成多个第一通槽以及被所述第一通槽间隔设置的多个形变主体,多个所述第一通槽以及所述形变主体交替且均匀设置在所述主体段的周向上,所述第一通槽贯通所述主体段的内外表面,多个所述形变主体可通过多个所述第一通槽产生形变;所述形变主体上设置有向所述形变主体外侧或内侧弯曲的弯曲部。

[0007] 在本发明一些实施例中,所述引导段的管壁呈波浪形折叠设置形成短缩结构,所述短缩结构设置在所述引导段的远端。

[0008] 在本发明一些实施例中,所述引导段的内壁呈波浪形凹凸设置形成短缩结构,所述短缩结构由所述引导段的近端延伸至远端。

[0009] 本发明解决技术问题的方案是提供一种输送系统,用于介入治疗中输送医疗器械至病变区域,所述输送系统包括鞘管、鞘芯以及如上述任一项所述的引导头结构,所述引导头结构还包括包覆段,所述包覆段与所述主体段的近端连接,所述鞘芯远端与所述包覆段连接,所述鞘管套设在所述鞘芯上,且所述鞘管可相对所述鞘芯以及引导头结构运动,所述鞘管远端可朝所述引导头结构运动并包覆所述包覆段。

[0010] 在本发明一些实施例中,所述引导段远端设置有贯通所述引导段内外表面的第二通槽,所述引导段在相邻的两个第二通槽之间设置有撕裂槽,所述撕裂槽贯通所述引导段的内外表面,所述输送系统还包括拉动结构,所述拉动结构可相对所述引导头结构运动,所述拉动结构包括拉动主体以及卡位结构,所述卡位结构设置在所述拉动结构的远端,所述拉动主体穿过所述第二通槽使所述卡位结构设置在所述引导段的内侧,且所述卡位结构的尺寸大于所述第二通槽的尺寸。

[0011] 在本发明一些实施例中,所述拉动结构还包括套管,所述套管与所述鞘管以及所述鞘芯同轴设置,所述套管可相对所述鞘管、所述引导头结构以及所述鞘芯运动,所述套管套设在所述鞘管上,或所述套管套设在所述鞘芯上并收纳在所述鞘管内;所述第二通槽内设置有阻尼结构。

[0012] 在本发明一些实施例中,所述拉动主体的近端与所述套管连接,所述套管朝近端运动进而带动所述拉动主体朝近端运动,所述拉动主体运动进而带动所述卡位结构朝近端移动,所述卡位结构朝近端移动时可抵持所述引导段的内表面,进而使所述引导段由远端开始沿着所述撕裂槽向近端产生形变。

[0013] 在本发明一些实施例中,所述鞘管内设置有贯通所述鞘管近端至远端的收容腔,或所述输送系统还包括输送管体,所述输送管体设置在所述鞘管的内壁或外壁上,且所述输送管体沿所述鞘管的长度方向设置。

[0014] 在本发明一些实施例中,所述拉动主体的近端由所述收容腔或所述输送管体的远端进入,并从所述收容腔或所述输送管体的近端穿出,拉动所述拉动主体的近端使所述拉动主体朝近端运动,所述拉动主体运动进而带动所述卡位结构朝近端移动,所述卡位结构朝近端移动时可抵持所述引导段的内表面,进而使所述引导段由远端开始沿着所述撕裂槽向近端产生形变。

[0015] 与现有技术相比,本发明的一种引导头结构及输送系统具有以下优点:所述引导头结构由于设置有所述第一通槽,所述形变主体处所具有的支撑性能较弱,因此当所述引导头结构接触到血管壁时,所述形变主体将朝所述引导头结构的外侧方向产生形变。因此,所述引导头结构抵持血管壁的力将会转化为所述形变主体产生形变的弹性势能,进而卸掉所述引导头结构抵持血管壁的力,避免所述引导头结构刮伤血管壁,提高产品使用安全。同时,由于上述设置并不需要使所述引导头结构在长度上进行缩减,所述引导头结构的抗移位性能等并没有受到影响,因此所述引导头结构不仅可以避免输送过程中刮伤血管壁,还可兼顾所述引导头结构的抗移位性能,进而大幅提高产品性能以及使用安全。

附图说明

[0016] 图1是本发明第一实施例提供的引导头结构立体结构示意图。

[0017] 图2是本发明第一实施例提供的引导头结构之压缩形变后结构示意图。

[0018] 图3是本发明第一实施例提供的引导头结构之剖面结构示意图。

[0019] 图4是本发明第一实施例提供的引导头结构之另一实施例的立体结构示意图。

[0020] 图5是本发明第一实施例提供的引导头结构之另一实施例的剖面结构示意图。

[0021] 图6是本发明第一实施例提供的引导头结构之另一实施例的立体结构示意图。

[0022] 图7是本发明第二实施例提供的输送系统以及第一实施例的引导头结构配合状态

示意图。

[0023] 图8是本发明第二实施例提供的输送系统以及第三实施例的引导头结构配合状态示意图。

[0024] 图9是本发明第三实施例提供的引导头结构之引导段以及拉动结构配合状态示意图。

[0025] 图10是图8中A处放大图。

[0026] 图11是本发明第二实施例提供的输送系统以及第三实施例的引导头结构变化状态示意图。

[0027] 图12是本发明第三实施例提供的引导头结构之引导段以及拉动结构分离状态示意图。

[0028] 图13是现有技术中引导头结构及输送系统输送至主动脉弓部时的示意图。

[0029] 图14是本发明第三实施例中引导头结构及输送系统输送至主动脉弓部时的示意图。

[0030] 图15是本发明第二实施例提供的输送系统以及第三实施例的引导头结构剖面结构示意图。

[0031] 附图标识说明：

[0032] 100、引导头结构；11、引导段；12、主体段；121、第一通槽；122、形变主体；111、导丝腔体；1221、弯曲部；112、短缩结构；200、输送系统；21、鞘管；22、鞘芯；23、拉动结构；13、包覆段；300、引导头结构；321、第二通槽；31、引导段；32、主体段；312、撕裂槽；231、拉动主体；232、卡位结构；233、套管；313、挡位结构。

具体实施方式

[0033] 下面将参照附图更详细地描述本发明的示例性实施方式。虽然附图中显示了本发明的示例性实施方式，然而应当理解，可以以各种形式实现本发明而不应被这里阐述的实施方式所限制。相反，提供这些实施方式是为了能够更透彻地理解本发明，并且能够将本发明的范围完整的传达给本领域的技术人员。

[0034] 应理解的是，文中使用的术语仅出于描述特定示例实施方式的目的，而无意于进行限制。除非上下文另外明确地指出，否则如文中使用的单数形式“一”、“一个”以及“所述”也可以表示包括复数形式。术语“包括”、“包含”、“含有”以及“具有”是包含性的，并且因此指明所陈述的特征、步骤、操作、元件和/或部件的存在，但并不排除存在或者添加一个或多个其它特征、步骤、操作、元件、部件、和/或它们的组合。文中描述的方法步骤、过程、以及操作不解释为必须要求它们以所描述或说明的特定顺序执行，除非明确指出执行顺序。还应当理解，可以使用另外或者替代的步骤。

[0035] 尽管可以在文中使用术语第一、第二、第三等来描述多个元件、部件、区域、层和/或部段，但是，这些元件、部件、区域、层和/或部段不应被这些术语所限制。这些术语可以仅用来将一个元件、部件、区域、层或部段与另一区域、层或部段区分开。除非上下文明确地指出，否则诸如“第一”、“第二”之类的术语以及其它数字术语在文中使用时并不暗示顺序或者次序。因此，以下讨论的第一元件、部件、区域、层或部段在不脱离示例实施方式的教导的情况下可以被称作第二元件、部件、区域、层或部段。

[0036] 为了便于描述,可以在文中使用空间相对关系术语来描述如图中示出的一个元件或者特征相对于另一元件或者特征的关系,这些相对关系术语例如为“内部”、“外部”、“内侧”、“外侧”、“下面”、“下方”、“上面”、“上方”等。这种空间相对关系术语意于包括除图中描绘的方位之外的在使用或者操作中装置的不同方位。例如,如果在图中的装置翻转,那么描述为“在其它元件或者特征下面”或者“在其它元件或者特征下方”的元件将随后定向为“在其它元件或者特征上面”或者“在其它元件或者特征上方”。因此,示例术语“在……下方”可以包括在上和在下的方位。装置可以另外定向(旋转90度或者在其它方向)并且文中使用的空间相对关系描述符相应地进行解释。

[0037] 为了更加清楚地描述本申请的结构,此处限定术语“近端”及“远端”为介入医疗领域惯用术语。具体而言,“远端”表示手术操作过程中远离操作人员的一端,“近端”表示手术操作过程中靠近操作人员的一端,“轴向”表示其长度方向,“径向”表示垂直于“轴向”的方向。

[0038] 请参阅图1及图2,本发明第一实施例提供一种引导头结构100,所述引导头结构100用于介入治疗中,起建立路径、输送医疗器械等作用的导管、鞘管或输送器中,为导管、鞘管、输送器等提供导引以及抗移位性能。在本发明第一实施例中,所述引导头结构100以用于输送血管支架的输送器为例,做详细说明。

[0039] 所述引导头结构100包括引导段11以及主体段12,所述引导段11的近端与所述主体段12的远端平滑过渡连接。在所述主体段12上沿轴向方向进行切割形成多个第一通槽121以及被所述第一通槽121间隔设置的多个形变主体122,多个所述第一通槽121以及所述形变主体122交替且均匀设置在所述主体段12的周向上,所述第一通槽121贯通所述主体段12的内外表面。当所述引导头结构100在轴向上受力挤压时,多个所述形变主体122可通过多个所述第一通槽121产生形变。

[0040] 具体地,请结合图3,所述引导段11以及主体段12均为中空结构,所述引导段11以及所述主体段12具有相连通的导丝腔体111,所述导丝腔体111供导丝穿过,所述引导头结构100可沿着导丝所建立的路径运动至病变位置。所述引导段11为圆台形结构,所述引导段11的外径从所述引导段11的近端至远端逐渐减小,进而使所述引导段11可起到引导作用。所述引导段11的近端与所述主体段12的远端平滑过渡连接,以确保所述引导头结构100外表面平整光滑,避免所述引导头结构100刮伤血管壁。在发明具体实施例中,从所述主体段12的近端向远端切割,且切割方向为轴向方向,进而切割出多个贯通所述主体段12的内外表面的所述第一通槽121。在所述主体段12近端部分被切割除去后,形成与多个所述第一通槽121交替设置的所述形变主体122,即多个所述第一通槽121以及所述形变主体122在所述主体段12周向上的排列方式为:与一所述第一通槽121沿顺时针方向相邻设置的为一所述形变主体122,与此所述形变主体122沿顺时针方向相邻设置的为另一所述第一通槽121,与另一所述第一通槽121沿顺时针方向相邻设置的为另一所述形变主体122,以此类推。同时,所述第一通槽121以及所述形变主体122均匀设置在所述主体段12的周向上。当引导头结构在血管内推送遇到弯曲幅度较大的血管时,由于血管的弯曲幅度太大,引导头结构的远端将抵持在血管的大弯侧的血管壁上,由于引导头结构具有一定的支撑性、硬度,因此引导头结构可能会划伤血管。本发明通过上述对所述引导头结构100的设置,使得所述引导头结构100抵持在血管的大弯侧的血管壁上时,由于所述引导头结构100受到所述血管壁的抵持力

以及推动所述引导头结构100的推送力,且上述抵持力以及推送力为相对方向的力,因此所述引导头结构100将受到轴向的压缩。此时所述引导头结构100由于设置有所述第一通槽121,所述形变主体122处所具有的支撑性能较弱,因此所述形变主体122将朝所述引导头结构100的外侧方向产生形变,如图2所示。因此,所述引导头结构100抵持血管壁的力将会转化为所述形变主体122产生形变的弹性势能,进而卸掉所述引导头结构100抵持血管壁的力,避免所述引导头结构100刮伤血管壁,提高产品使用安全。同时,由于上述设置并不需要使所述引导头结构100在长度上进行缩减,所述引导头结构100的抗移位性能等并没有受到影响,因此所述引导头结构100不仅可以避免输送过程中刮伤血管壁,还可兼顾所述引导头结构100的抗移位性能,进而大幅提高产品性能以及使用安全。

[0041] 需要说明的是,所述第一通槽121的长度可根据实际使用场景适应性设置,例如在所述引导头结构100所经过的血管中没有大幅度的弯曲时,可适应性将所述第一通槽121的长度减短,在所述引导头结构100所经过的血管中有大幅度的弯曲时,可适应性将所述第一通槽121的长度增长。所述第一通槽121设置的位置也可根据血管弯曲的方向适应性设置,如在所述引导头结构100所经过的血管只偏向一侧弯曲,则可只在所述主体段12的一侧设置所述第一通槽121。

[0042] 请继续参阅图1,所述形变主体122上设置有向所述形变主体122外侧或内侧弯曲的弯曲部1221。具体地,当所述形变主体122上设置有向所述形变主体122外侧弯曲的弯曲部1221时,所述引导头结构100抵持血管壁进而使所述形变主体122受到轴向压缩的力,向外侧弯曲的弯曲部1221可确保所述形变主体122向所述形变主体122的外侧进行弯曲形变,保证所述形变主体122可产生形变量较大的形变,避免所述形变主体122向内侧进行弯曲形变,导致所述形变主体122产生的形变量不足而无法顺利经过血管的情况。在所述引导头结构100经过的血管弯曲幅度较小时,可在所述形变主体122上设置有向所述形变主体122内侧弯曲的弯曲部1221。当所述引导头结构100抵持在血管壁上时,所述形变主体122的向内产生一定的形变,使得所述引导头结构100可顺应血管的弯曲方向进行适应性的弯曲,进而使所述引导头结构100可顺利经过弯曲的血管。

[0043] 进一步地,请参阅图4至图6,在本发明第一实施例中,为进一步减小所述引导头结构100刮伤血管壁的风险,所述引导段11的内壁呈波浪形凹凸设置形成短缩结构112,所述短缩结构112由所述引导段11的近端延伸至远端。通过将所述引导段11的内壁设置形成短缩结构112,进而使所述引导段11的壁厚厚薄程度不一。当所述引导段11远端抵持在血管壁上时,所述短缩结构112受力后产生形变,所述引导段11的管壁偏厚的位置会向外侧隆起,所述引导段11的管壁偏薄的位置会向内侧凹陷,所述引导段11整体溃缩形成褶皱状,如图6所示,进而使所述引导段11远端抵持血管壁的力被所述引导段11整体溃缩的过程所分散,避免所述引导段11刮伤血管壁。

[0044] 在本发明其他具体实施例中,还可将所述引导段11的远端直接设置成如图6所示的褶皱状,具体地,所述引导段11的管壁呈波浪形折叠设置形成短缩结构112,此短缩结构112本身便呈褶皱状结构,所述短缩结构112设置在所述引导段11的远端。当所述引导段11远端抵持在血管壁上时,所述短缩结构112受力后产生形变,也即所述短缩结构112整体在轴向上进行压缩,使得所述引导段11远端抵持血管壁的力分散在所述短缩结构112上,进而避免所述引导段11刮伤血管壁。

[0045] 请参阅图7,本发明第二实施例提供一种输送系统200,用于介入治疗中输送医疗器械至病变区域,所述输送系统200包括鞘管21、鞘芯22以及本发明第一实施例提供的引导头结构100,所述引导头结构100还包括包覆段13,所述包覆段13与所述主体段12的近端连接。所述鞘芯22远端与所述包覆段13连接,所述鞘管21套设在所述鞘芯22上,且所述鞘管21可相对所述鞘芯22以及引导头结构100运动,所述鞘管21远端可朝所述引导头结构100运动并包覆所述包覆段13。

[0046] 需要说明的是,当所述鞘管21远端包覆住所述包覆段13时,所述包覆段13的近端、所述鞘芯22的外表面以及所述鞘管21的内表面共同形成支架的装载段,支架压缩装载在装载段内。当需要释放支架时,可后撤所述鞘管21,使支架外露与所述鞘管21,进而使展开并释放。所述输送系统还包括手柄,通过手柄进而控制所述鞘管21的运动。

[0047] 请参阅图8至图10,本发明第三实施例提供一种引导头结构300以及输送系统,本发明第三实施例的输送系统可直接采用第二实施例的输送系统200。所述引导头结构300与本发明第一实施例所提供的引导头结构100主要区别在于:所述引导段31的远端向近端延伸设置有第二通槽321,所述第二通槽321传统所述引导段31的内外表面。所述引导段31在相邻的两个第二通槽321之间设置有撕裂槽312,也即每两个相邻的第二通槽321之间,都设置有一个撕裂槽312,所述撕裂槽312贯通所述引导段31的内外表面。进一步地,所述输送系统200还包括拉动结构23,所述拉动结构23可相对所述引导头结构300运动,所述拉动结构23包括拉动主体231以及卡位结构232。所述卡位结构232设置在所述拉动结构23的远端,所述拉动主体231从所述第二通槽321的远端穿过,随后所述拉动主体231朝近端移动一小段距离,以使所述拉动主体231抵持所述第二通槽321的内壁,所述卡位结构232设置在所述引导段31的内侧,且所述卡位结构232的尺寸大于所述第二通槽321的尺寸。

[0048] 需要说明的是,在本发明第三实施例中,所述卡位结构232为球形结构,所述卡位结构232的直径大于所述第一通槽321的宽度,进而使所述卡位结构232可卡在所述引导段31的内侧,也即所述卡位结构232由于尺寸大于所述第二通槽321的尺寸,因此所述卡位结构232无法穿过所述第二通槽321。

[0049] 进一步地,所述拉动结构23还包括套管233,所述拉动主体231的近端与所述套管233连接。所述套管233与所述鞘管21以及所述鞘芯22同轴设置,所述套管233可相对所述鞘管21、所述引导头结构100以及所述鞘芯22运动,也即可单独控制所述套管233运动。在本发明第三实施例中,所述套管233套设在所述鞘管21上,所述套管233可在所述鞘管21的外侧沿着所述鞘管21的长度方向进行运动。当所述引导头结构100运动至弯曲的血管内时,可使所述套管233朝近端移动,所述套管233朝近端运动进而拉动所述拉动主体231朝近端运动,所述拉动主体231运动进而带动所述卡位结构232朝近端移动。由于所述卡位结构232的尺寸大于所述第二通槽321的尺寸,因此当所述卡位结构232朝近端移动时,所述卡位结构232抵持所述引导段31的内表面,所述卡位结构232施加在所述引导段31内表面上的力使所述引导段31具有向外侧翻转变形的趋势。当所述拉动主体231向近端拉扯的力足够大时,所述引导段31由远端开始沿着所述撕裂槽312向近端产生弯曲形变,使所述引导段31形变成花瓣状,如图11所示,进而使所述引导段31较硬、较尖的远端形变成较为圆滑的结构,进而避免所述引导段31刮伤血管壁。同时,由于所述引导段31被形变成花瓣状,所述引导段31便拥有良好的可变形能力,当所述引导段31接触到血管壁时,也可通过所述引导段31产生形变

进而减小对血管壁的伤害。同时,本发明第三实施例的引导头结构300特别适用于输送主动脉弓部的支架。如图13所示,现有的引导头结构在输送主动脉弓部的支架时,由于主动脉弓与主动脉瓣膜较为接近,因此引导头结构可能戳到主动脉瓣膜,进而造成主动脉瓣膜损坏。而本发明第三实施例的引导头结构300将所述引导段31形变成花瓣状后,可减短所述引导头结构300轴向上的长度,进而避免所述引导头结构300戳到主动脉瓣膜,如图14所示。

[0050] 需要说明的是,相邻的两个所述撕裂槽312之间的所述引导段31的远端沿着两个所述撕裂槽312的长度方向向近端以及外侧翻转,且多个所述撕裂槽312均匀的设置所述引导段31的周向上,因此引导段31的远端均匀的向四周翻转形变,同时也确保作用在所述引导段31远端上的力均匀,避免作用在所述引导段31远端某一侧的力过大,使得所述引导段31整体产生弯折的情况。当所述引导段31的远端翻转形变超过90度,所述拉动结构23继续向近端移动时,所述拉动主体231则可沿所述第二通槽321向所述第二通槽321的远端移动,最终所述拉动主体231从所述第二通槽321远端滑脱,使得所述拉动主体231以及卡位结构232与所述引导段31脱离,如图12所示。此时继续后撤所述拉动结构23以使所述拉动结构23远离支架释放的区域,进而避免所述拉动结构23影响支架的释放。所述拉动结构23可随着所述鞘管21一起撤出人体外,或所述拉动结构23可单独撤出人体外。

[0051] 需要说明的是,在本发明第三实施例中,所述第二通槽321设置在所述引导段31的远端,所述第二通槽321不延伸至所述引导段31的近端或所述主体段32内,进而确保所述卡位结构232卡在所述引导段31的远端,进而确保所述拉动结构23可轻松的拉动所述引导段31的远端,使所述引导段31可轻松的沿着两个所述撕裂槽312的长度方向向近端以及外侧翻转。所述撕裂槽312的宽度较小,进而保证所述引导段31远端的支撑性以及强度。所述撕裂槽312的长度可根据实际情况适应性设置,例如在所述引导头结构300所经过的血管中没有大幅度的弯曲时,可适应性将所述撕裂槽312的长度减短,在所述引导头结构300所经过的血管中有大幅度的弯曲时,可适应性将所述撕裂槽312的长度增长。同时,为了避免所述拉动主体231过于轻易从所述第二通槽321内滑出,进而导致所述引导段31远端无法产生形变。在所述第二通槽231内从槽壁上设置有阻尼结构,所述阻尼结构可以为硅胶,所述阻尼结构还可以为具有良好弹性的弹性件,所述拉动主体231在所述第二通槽231内滑动时,所述阻尼结构将增大所述拉动结构相对所述第二通槽231滑动的阻力,进而避免所述拉动主体231过于轻易从所述第二通槽321内滑出。

[0052] 请参阅图15,在本发明其它具体实施例中,还可将所述套管233套设在所述鞘芯22上并收纳在所述鞘管21内,所述套管233在所述鞘管21的管腔内运动,进而保证所述套管233在运动时不会刮伤血管壁。需要说明的是,所述套管233的近端可与手柄连接,通过操作手柄进而控制所述套管233的移动。

[0053] 在本发明其它具体实施例中,还可省略所述套管233,在所述鞘管21内设置贯通所述鞘管21近端至远端的收容腔,所述拉动主体231的近端由所述收容腔的远端进入,并从所述收容腔的近端穿出。通过拉动所述拉动主体231的近端,进而使所述拉动结构23在所述收容腔内相对所述鞘管21朝近端运动,所述拉动结构23运动进而带动所述卡位结构232朝近端移动,所述卡位结构232朝近端移动时可抵持所述引导段31的内表面,进而使所述引导段31由远端开始沿着所述撕裂槽312向近端产生形变。在所述鞘管21内设置供所述拉动结构23收容的收容腔,进而保证所述输送系统200远端整体的尺寸较小,使得所述输送系统200

在进入人体时更为轻松,可适应更多复杂的血管路径。同时,也可避免所述拉动结构23在运动过程中与血管壁接触,避免所述拉动结构23刮伤血管壁的风险。

[0054] 在本发明其它具体实施例中,还可省略所述套管233,在所述鞘管21的内壁或外壁上设置输送管体,所述输送管体沿所述鞘管21的长度方向设置。所述拉动主体231的近端由所述输送管体的远端进入,并从所述输送管体的近端穿出。通过拉动所述拉动主体231的近端,进而使所述拉动结构23在所述输送管体内相对所述鞘管21朝近端运动,所述拉动结构23运动进而带动所述卡位结构232朝近端移动,所述卡位结构232朝近端移动时可抵持所述引导段31的内表面,进而使所述引导段31由远端开始沿着所述撕裂槽312向近端产生形变。所述输送管体可通过热熔的方式与所述鞘管21固定,在所述鞘管21上直接设置供所述拉动结构23通过的输送管体,可降低所述输送系统整体的制作难度以及制作成本。

[0055] 与现有技术相比,本发明的一种引导头结构及输送系统具有以下优点:所述引导头结构由于设置有所述第二通槽,所述形变主体处所具有的支撑性能较弱,因此当所述引导头结构接触到血管壁时,所述形变主体将朝所述引导头结构的外侧方向产生形变。因此,所述引导头结构抵持血管壁的力将会转化为所述形变主体产生形变的弹性势能,进而卸掉所述引导头结构抵持血管壁的力,避免所述引导头结构刮伤血管壁,提高产品使用安全。同时,由于上述设置并不需要使所述引导头结构在长度上进行缩减,所述引导头结构的抗移位性能等并没有受到影响,因此所述引导头结构不仅可以避免输送过程中刮伤血管壁,还可兼顾所述引导头结构的抗移位性能,进而大幅提高产品性能以及使用安全。

[0056] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的原则之内所作的任何修改,等同替换和改进等均应包含本发明的保护范围之内。

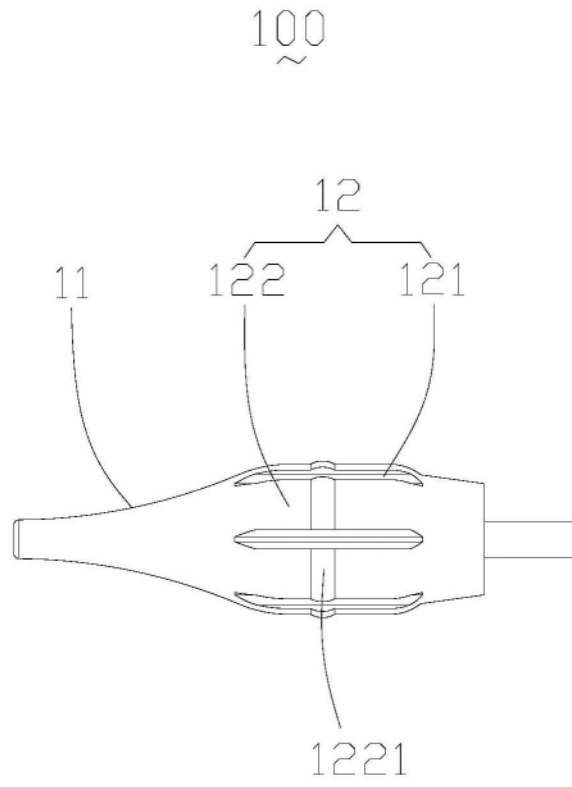


图1

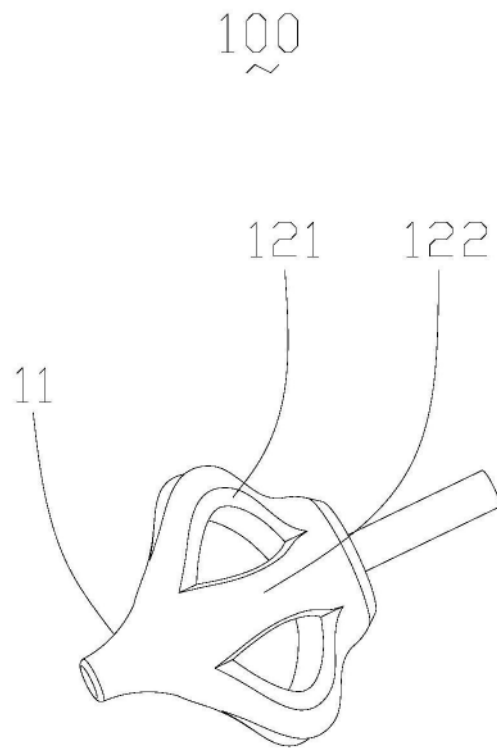


图2

100
~

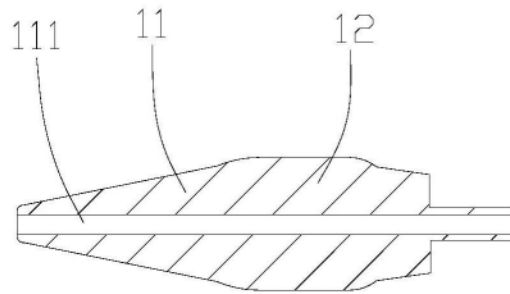


图3

100
~

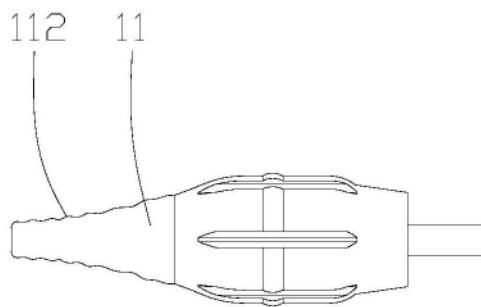


图4

100
~

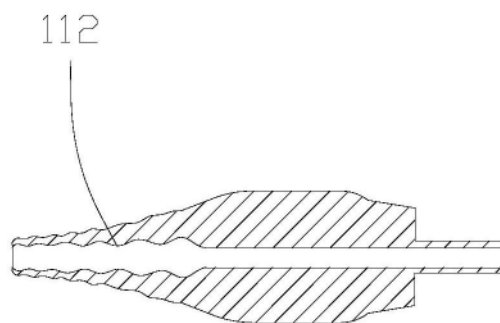


图5

100

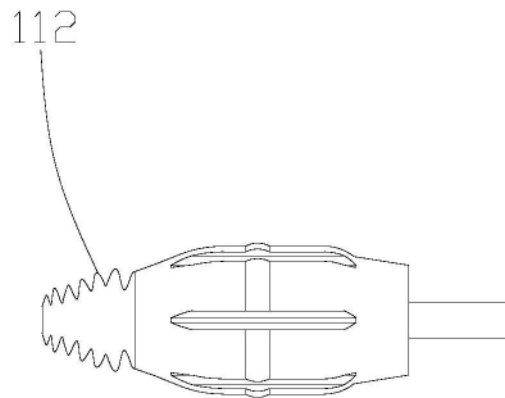


图6

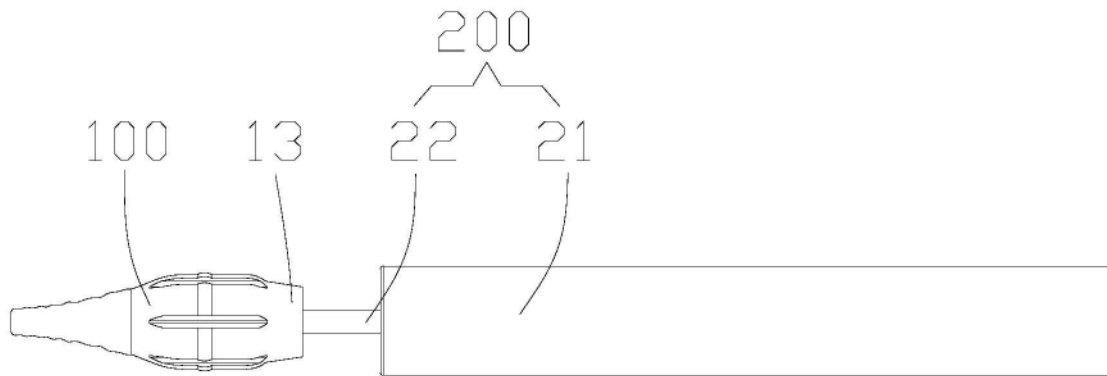


图7

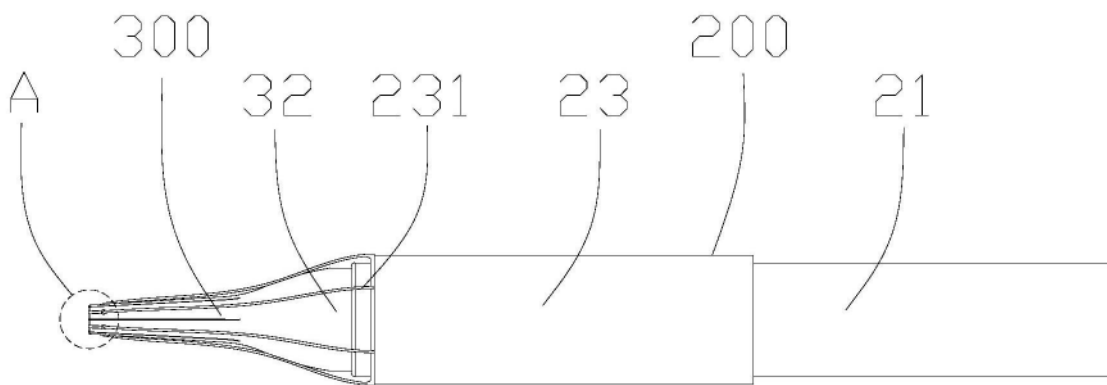


图8

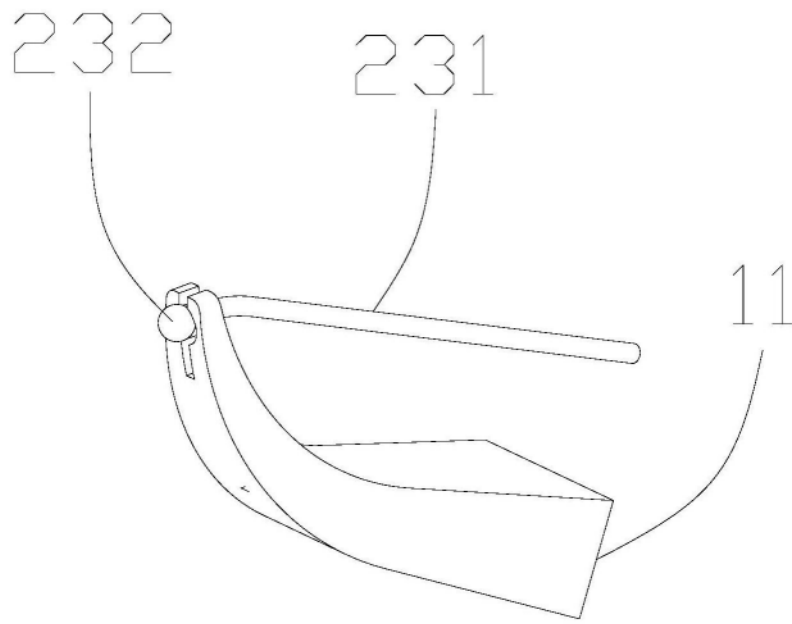


图9

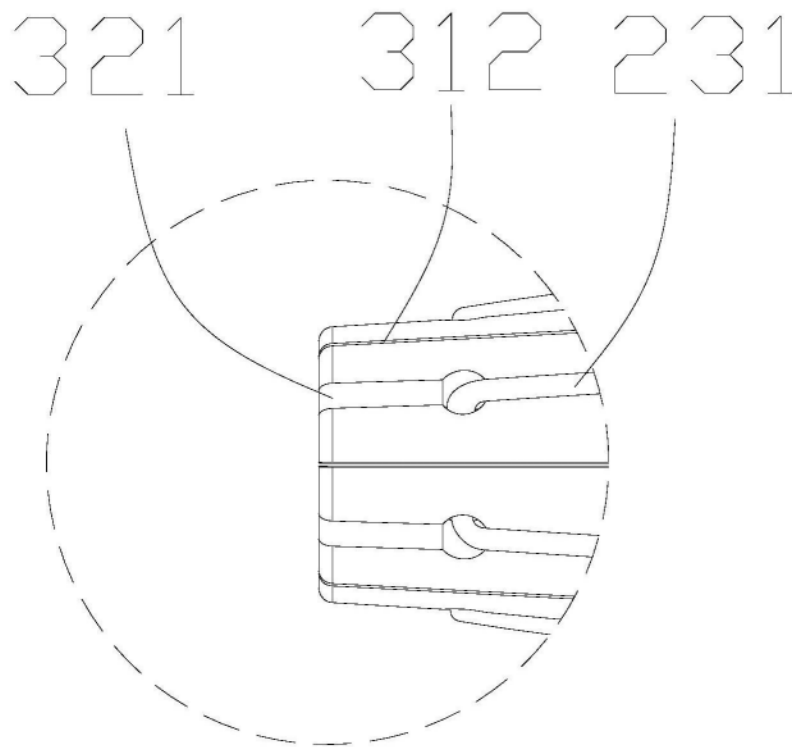


图10

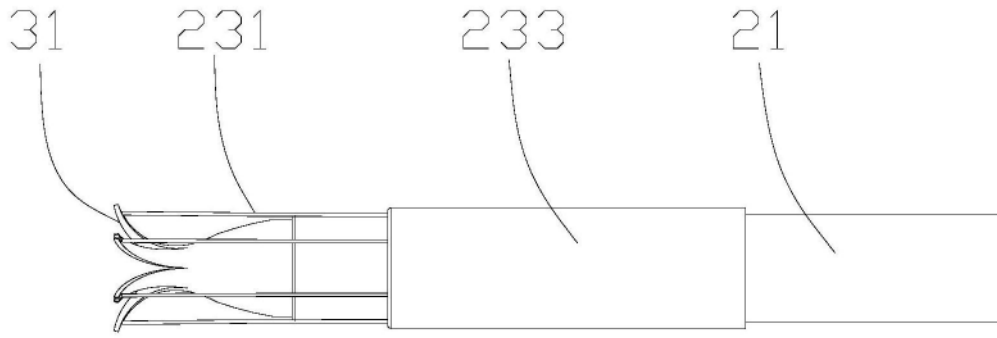


图11

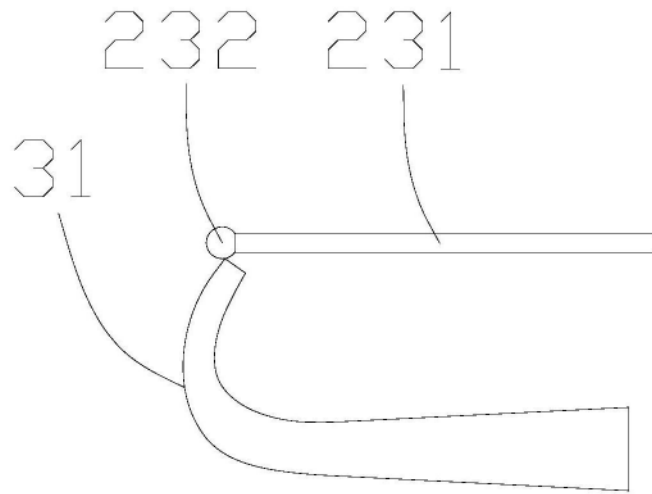


图12

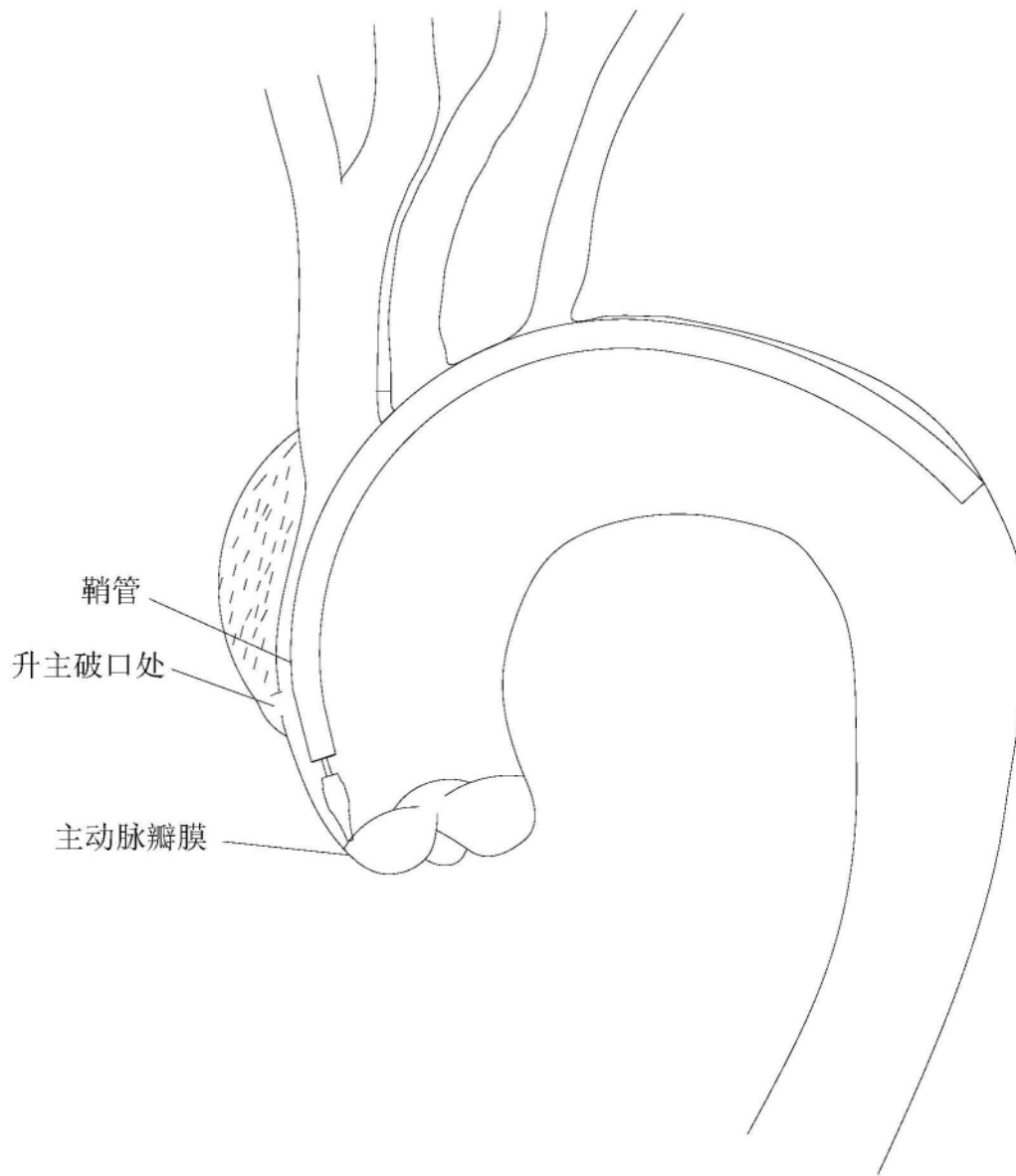


图13

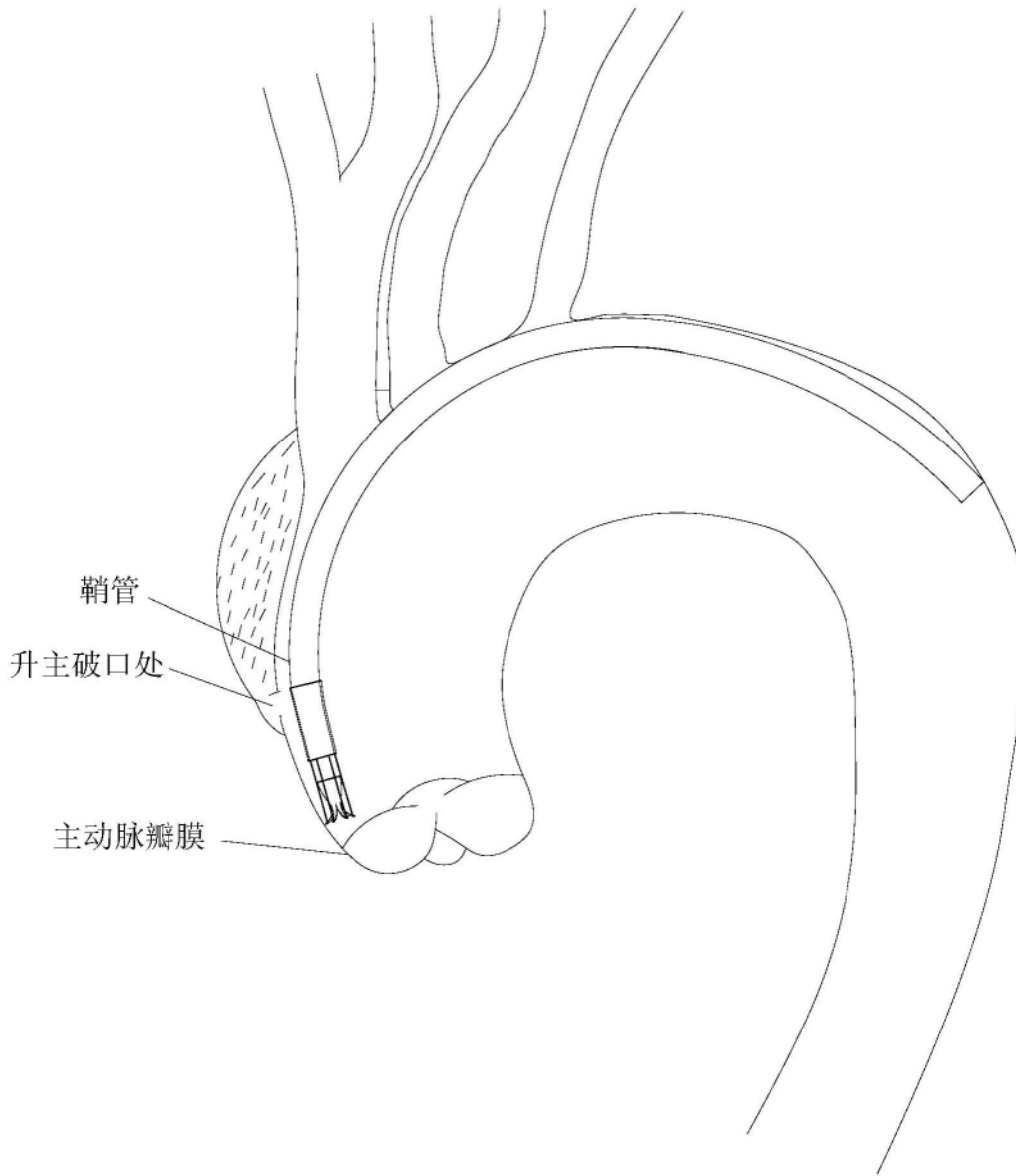


图14

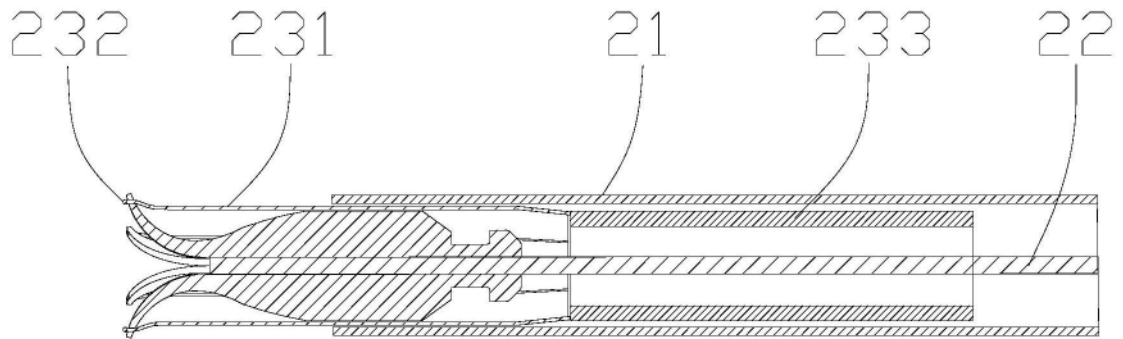


图15