



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 221106149 U

(45) 授权公告日 2024.06.11

(21) 申请号 202322024291.5

(22) 申请日 2023.07.28

(73) 专利权人 北京万思医疗器械有限公司
地址 100176 北京市大兴区北京经济技术
开发区宏达北路8号6幢2层

(72) 发明人 请求不公布姓名

(74) 专利代理机构 北京力致专利代理事务所
(特殊普通合伙) 11900
专利代理师 朱静谦

(51) Int. Cl.

A61F 2/966 (2013.01)

A61B 8/12 (2006.01)

A61M 3/02 (2006.01)

A61B 34/37 (2016.01)

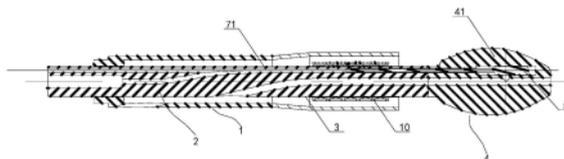
权利要求书1页 说明书8页 附图2页

(54) 实用新型名称

用于血管介入手术的支架递送装置及血管介入手术机器人

(57) 摘要

本申请公开了一种用于血管介入手术的支架递送装置及血管介入手术机器人,该支架递送装置包括:外管;内管,部分套设于外管内,内管和外管之间可相对直线移动,内管和外管之间具有用于套接支架的间隙,内管的前端设置有安装部;超声阵元,设于安装部内,超声阵元设置成能够受驱动地在安装部内绕周向旋转。本申请实现了利用超声阵元的旋转完整地获取四周的血管信息,有效降低超声阵元的布置成本的技术效果,进而解决了相关技术中为获取递送装置四周的血管信息需要沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高的问题。



1. 一种用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,包括:
外管;
内管,部分套设于所述外管内,所述内管和所述外管之间可相对直线移动,所述内管和所述外管之间具有用于套接支架的间隙,所述内管的前端设置有安装部;
超声阵元,设于所述安装部内,所述超声阵元设置成能够受驱动地在所述安装部内绕周向旋转。
2. 根据权利要求1所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述安装部延伸出所述外管的前端。
3. 根据权利要求2所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述超声阵元设置成能够朝向血管壁发射超声波和接收回波,以测得血管的相关信息。
4. 根据权利要求1至3任一项所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述支架递送装置还包括驱动电机和连接件,所述连接件的第一端与所述超声阵元连接,第二端延伸出所述内管的后端并与所述驱动电机连接,所述驱动电机通过所述连接件驱动所述超声阵元旋转。
5. 根据权利要求4所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述支架递送装置还包括超声信号处理装置,所述连接件设置为信号线缆;
所述信号线缆的第一端与所述超声阵元电性连接,第二端延伸出所述内管并通过传动结构与所述驱动电机传动连接;
所述信号线缆与所述超声信号处理装置电性连接,所述超声信号处理装置用于通过所述信号线缆向所述超声阵元发出电激励信号,并通过所述信号线缆接收所述超声阵元传出的电信号。
6. 根据权利要求5所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述传动结构包括连接轴和夹持结构,所述连接轴的第一端与所述驱动电机传动连接,第二端设置有夹持结构,所述信号线缆的第二端由所述夹持结构夹持固定。
7. 根据权利要求6所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述夹持结构为设于所述连接轴上的插头,所述插头内设置有弹簧和凸齿;
所述弹簧用于推动所述凸齿在所述插头内移动,所述信号线缆的第二端插入所述连接轴内并由所述凸齿锁止。
8. 根据权利要求7所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述连接轴上设置有解锁按钮,所述解锁按钮设置成能够推动所述凸齿朝向背离所述信号线缆的方向移动并压缩所述弹簧,以释放所述信号线缆。
9. 根据权利要求5所述的用于血管介入手术的支架递送装置,其特征在于,所述传动结构包括第一旋转端子和第二旋转端子,所述第一旋转端子设于所述信号线缆的第二端,所述第二旋转端子设于所述驱动电机的输出端;
所述第一旋转端子和所述第二旋转端子插接配合并彼此锁定,以使所述第二旋转端子可带动所述第一旋转端子旋转。
10. 一种血管介入手术机器人,其特征在于,包括机器人本体和如权利要求1至9任一项所述的用于血管介入手术的支架递送装置。

用于血管介入手术的支架递送装置及血管介入手术机器人

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗设备技术领域,具体而言,涉及一种用于血管介入手术的支架递送装置及血管介入手术机器人。

背景技术

[0002] 支架(例如自膨支架、球囊扩展支架等)是治疗血管病灶的常用医疗介入器械,它在微导丝的指引下,到达病灶位置后,医生膨胀支架,提高血管的通畅度,进而达到治疗的目的。

[0003] 超声成像是目前医疗领域采集人体图像常用的技术。超声成像技术的原理主要是利用压电晶体发射声波信号,声波信号在界面的分层位置产生回波信号,根据回波信号得到人体内部组织的图像。

[0004] 目前,在血管内部安置支架,需要先利用超声成像装置确定血管内病变位置,比如硬化,堵塞,确定好病变位置后,然后利用支架对病变进行治疗,最后还需要再一次使用超声成像装置确定支架是否放置正确,需要三个步骤,步骤繁琐,操作复杂,对患者身体的损伤较大。

[0005] 为此,相关技术中采用在支架递送装置的前端安装超声装置,通过超声装置在支架递送过程中获取血管的相关信息。但是由于单一超声装置的超声波发射方向是单一的,而血管的截面是周向的,因此,相关中为获取血管内完整的信息需要在递送装置的前端沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高,装置体积过大等问题。

实用新型内容

[0006] 本申请的主要目的在于提供一种用于血管介入手术的支架递送装置,以解决相关技术中为获取递送装置四周的血管信息需要沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高的问题。

[0007] 为了实现上述目的,本申请提供了一种用于血管介入手术的支架递送装置,该支架递送装置包括:

[0008] 外管;

[0009] 内管,部分套设于所述外管内,所述内管和所述外管之间可相对直线移动,所述内管和所述外管之间具有用于套接支架的间隙,所述内管的前端设置有安装部;

[0010] 超声阵元,设于所述安装部内,所述超声阵元设置成能够受驱动地在所述安装部内绕周向旋转。

[0011] 进一步的,安装部延伸出所述外管的前端。

[0012] 进一步的,超声阵元设置成能够朝向血管壁发射超声波和接收回波,以测得血管的相关信息。

[0013] 进一步的,支架递送装置还包括驱动电机和连接件,所述连接件的第一端与所述超声阵元连接,第二端延伸出所述内管的后端并与所述驱动电机连接,所述驱动电机通过

所述连接件驱动所述超声阵元旋转。

[0014] 进一步的,支架递送装置还包括超声信号处理装置,所述连接件设置为信号线缆;

[0015] 所述信号线缆的第一端与所述超声阵元电性连接,第二端延伸出所述内管并通过传动结构与所述驱动电机传动连接;

[0016] 所述信号线缆与所述超声信号处理装置电性连接,所述超声信号处理装置用于通过所述信号线缆向所述超声阵元发出电激励信号,并通过所述信号线缆接收所述超声阵元传出的电信号。

[0017] 进一步的,传动结构包括连接轴,所述连接轴的第一端与所述驱动电机传动连接,第二端设置有夹持结构,所述信号线缆的第二端由所述夹持结构夹持固定。

[0018] 进一步的,夹持结构为设于所述连接轴上的插头,所述插头内设置有弹簧和凸齿;

[0019] 所述弹簧用于推动所述凸齿在所述插头内移动,所述信号线缆的第二端插入所述连接轴内并由所述凸齿锁止。

[0020] 进一步的,连接轴上设置有解锁按钮,所述解锁按钮设置成能够推动所述凸齿朝向背离所述信号线缆的方向移动并压缩所述弹簧,以释放所述信号线缆。

[0021] 进一步的,传动结构包括第一旋转端子和第二旋转端子,所述第一旋转端子设于所述信号线缆的第二端,所述第二旋转端子设于所述驱动电机的输出端;

[0022] 所述第一旋转端子和所述第二旋转端子插接配合并彼此锁定,以使所述第二旋转端子可带动所述第一旋转端子旋转。

[0023] 根据本申请的另一方面,提供一种血管介入手术机器人,包括机器人本体和上述的用于血管介入手术的支架递送装置。

[0024] 在本申请实施例中,通过设置外管、内管和超声阵元;其中,内管部分套设于所述外管内,所述内管和所述外管之间可相对直线移动,所述内管和所述外管之间具有用于套接支架的间隙,所述内管的前端设置有安装部;超声阵元设于所述安装部内,所述超声阵元设置成能够受驱动地在所述安装部内绕周向旋转,达到了在支架递送的过程中,可驱动超声阵元在安装部内绕周向旋转,使超声阵元能够朝向安装部的四周发出超声波和接收回波的目的,从而实现了利用超声阵元的旋转就能够完整地获取四周的血管信息,有效降低了超声阵元的布置成本的技术效果,进而解决了相关技术中为获取递送装置四周的血管信息需要沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高的问题。

附图说明

[0025] 构成本申请的一部分的附图用来提供对本申请的进一步理解,使得本申请的其它特征、目的和优点变得更明显。本申请的示意性实施例附图及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。在附图中:

[0026] 图1是根据本申请实施例的部分结构示意图;

[0027] 图2是图1中的A-A剖视结构示意图;

[0028] 图3是根据本申请实施例中的整体结构示意图;

[0029] 图4是根据本申请实施例中插头的侧视结构示意图;

[0030] 其中,1外管,2内管,3间隙,4安装部,41安装头,5超声阵元,6驱动电机,7连接件,71信号线缆,8传动结构,81连接轴,82插头,821连接槽,83夹持结构,831凸齿,832弹簧,833

解锁按钮,9驱动构件,10支架。

具体实施方式

[0031] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本申请一部分的实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都应当属于本申请保护的范围。

[0032] 需要说明的是,本申请的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别类似的对象,而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换,以便这里描述的本申请的实施例。

[0033] 在本申请中,术语“上”、“下”、“内”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。这些术语主要是为了更好地描述本申请及其实施例,并非用于限定所指示的装置、元件或组成部分必须具有特定方位,或以特定方位进行构造和操作。

[0034] 并且,上述部分术语除了可以用于表示方位或位置关系以外,还可能用于表示其他含义,例如术语“上”在某些情况下也可能用于表示某种依附关系或连接关系。对于本领域普通技术人员而言,可以根据具体情况理解这些术语在本申请中的具体含义。

[0035] 此外,术语“设置”、“设有”、“相连”、“连接”、“固定”等应做广义理解。例如,“连接”可以是固定连接,可拆卸连接,或整体式构造;可以是机械连接,或电连接;可以是直接相连,或者是通过中间媒介间接相连,又或者是两个装置、元件或组成部分之间内部的连通。对于本领域普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。

[0036] 另外,术语“多个”的含义应为两个以及两个以上。

[0037] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。下面将参考附图并结合实施例来详细说明本申请。

[0038] 相关技术中采用在支架递送装置的前端安装超声装置,通过超声装置在支架递送过程中获取血管的相关信息。但是由于单一超声装置的超声波发射方向是单一的,而血管的截面是周向的,因此,相关中为获取血管内完整的信息需要在递送装置的前端沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高,装置体积过大等问题。

[0039] 为解决上述技术问题,如图1至图3所示,本实施例提供了一种用于血管介入手术的支架递送装置,该支架递送装置包括:外管1、内管2和超声阵元5;其中,内管2,部分套设于外管1内,内管2和外管1之间可相对直线移动,内管2和外管1之间具有用于套接支架10的间隙3,内管2的前端设置有安装部4;超声阵元5,设于安装部4内,超声阵元5设置成能够受驱动地在安装部4内绕周向旋转。

[0040] 在本实施例中,作为支架递送装置,其主要包括外管1和内管2,内管2和外管1均采用柔性材料制成,当然,具体材料的选取不限,只要能够符合使用标准即可,内管2的至少部分套设在外管1内,可通过推动内管2或推动外管1使内管2和外管1之间形成相对直线移动。内管2和外管1的前端(即介入端)部分之间具有一定宽度的间隙3,待递送的支架10可套接在内管2上并位于该间隙3内,位于该间隙3内的支架10在外管1的限制下处于收缩状态。手术过程中,在导丝的牵引作用下,内管2和外管1共同顺着导丝规划的路径移动,当支架10被

递送至病灶位置时,可通过内管2和外管1的相对移动时,使支架10处于外管1的前端,即处于外管1的外部,此时外管1不再对支架10起到限制作用,因此支架10可在自身弹性力下膨胀开,以完成支架10的释放。

[0041] 为便于在支架递送过程中能够探测血管内的情况,以及在递送后能够获取支架10的放置位置是否准确。本实施例在内管2的前端形成有安装部4,安装部4可为内管2本身的一部分,或者为单独布置在内管2前端的结构。安装部4作为超声阵元5的安装基础,可将超声阵元5安装在安装部4内。在本实施例中,布置在安装部4内的超声阵元5可设置为一个,在采用一个超声阵元5的情况下,为获取安装部4四周的血管信息,本实施例中将该超声阵元5设置为可整周旋转的结构,即,超声阵元5设置成能够受驱动地在安装部4内绕周向旋转;当然,布置在安装部4内的超声阵元5也可设置为多个,在采用多个超声阵元5的情况下,超声阵元5设置成能够受驱动地在安装部4内绕周向在扇形范围内旋转即可。可以理解的是,多个超声阵元5也可以是每个都可以进行整周旋转,以更全面准确地采集血管信息。

[0042] 具体的,在安装部4内具有一个安装空腔,超声阵元5可布置在该安装空腔内,超声阵元5与安装空腔之间滑动连接,使得超声阵元5能够在安装空腔内受驱动地旋转。超声阵元5的旋转轴线可为安装空腔的轴线,超声阵元5的超声发射端和接收端均与安装空腔的侧壁贴合。

[0043] 作为一种实施方式,支架递送装置的导丝通道可以采用快交形式,并且导丝通道的靠近介入端的部分与内管2呈同轴设置,即设置在内管2的中心线上,安装部4的安装空腔则与内管2呈偏心设置,以便同时能够满足导丝的穿设和超声阵元5的设置。当然,在内管2可以用作导丝使用时,安装部4的安装空腔也可以与内管2呈同轴设置,这都不是限制性的。

[0044] 本实施例在支架10递送的过程中,可驱动超声阵元5在安装部4内绕周向旋转,使超声阵元5能够朝向安装部4的四周发出超声波,并相应地接收回波,以便利用超声阵元5的旋转就能够完整地获取四周的血管信息,有效降低了超声阵元5的布置成本,进而解决了相关技术中为获取递送装置四周的血管信息需要沿周向布置多个超声装置,导致使用成本较高、体积变大的问题。

[0045] 在本实施例中,超声阵元5由压电效应材料构成,通过单一超声阵元5的主动旋转从而能够对安装头41的四周进行探知。作为一种可实施方式,超声阵元5均包括一个超声发射探头和一个超声接收探头,超声发射探头能够朝向血管壁的方向发射超声波,而超声接收探头则可接收回波,从而使得超声阵元5能够以旋转的方式向安装部4的四周发射超声波和接收回波,借助超声波能够对向安装头41四周的血管情况进行检测。当然,超声发射探头和超声接收探头还可以是同一个探头,在T1时刻发射超声波,T2时刻接收回波。

[0046] 具体的,可根据回波的时间间隔,结合超声波在人体软组织内的传输速度测得探头与血管腔内及腔外各组织界面的距离。探头一边发射/接收超声波,一边旋转扫描一周后,将这些单束回波合成为扇扫图像,进而得到血管的断面解剖结构影像,进而测得安装头41与血管壁之间的距离。同时,通过对超声波回波的收集和分析,来感知血管内部情况:包括但不限于:斑块情况、夹层情况等。超声阵元5可通过信号线缆71与外部的超声处理装置连接,超声处理装置负责控制超声阵元5发射超声波以及对回波进行分析和处理。

[0047] 为更准确地获取安装部4在血管内的空间位置,可将超声阵元5设置成能够沿垂直于血管壁的方向发射超声波,从而根据回波可测得安装头41与血管壁的垂直距离,进而可

准确地判断安装部4在血管壁内的空间位置。

[0048] 可以理解的是,超声阵元5也不用非沿垂直于血管壁的方向发射超声波,具有一定偏移角度也是可以的,这样设置还能减少血管壁过强的回声影像,因而只要沿朝向血管壁的方向发射超声波即可,本领域技术人员可以根据实际使用需求自行设定。

[0049] 为使超声阵元5能够更好地探测血管内部情况,在整个递送过程中,需要保持超声阵元5始终位于外管1的前方,即本申请中的安装部4延伸出外管1的前端。由于在放置支架10时内管2和外管1会产生相对移动,因此为避免在递送时,超声阵元5因内管2和外管1的相对移动而部分或全部处于外管1内,导致探测效果降低的问题。如图2所示,本实施例在内管2的前端设置有安装头41,安装头41形成本申请中的安装部4;并且,控制安装头41的尺寸使其至少能够覆盖内管2和外管1之间的间隙3的一端开口的部分区域。

[0050] 具体的,以内管2和外管1之间的间隙3为圆环形为例,安装头41可设置为蘑菇头形或椭球形或球形。在该情况下,安装头41的最大直径应当大于间隙3的最大直径(即大于外管1的内径),在安装头41与外管1的前端面相抵时,安装头41可完全覆盖该间隙3,使得安装头41无法进一步移动至外管1内,进而使得位于安装头41内的电子器件能够始终保持在外管1的前端。

[0051] 在另一种结构下,安装头41可设置为其他任意形状,但是其具有沿径向延伸的限位部,该限位部与外管1的前端面相对,在安装头41朝向外管1的前端面移动时,限位部逐渐贴近外管1的前端面,当限位部与外管1的前端面相贴时,限位部将限制安装头41的进一步移动,从而能够使安装头41始终保持在外管1的前端。为使安装头41受力平衡,限位部设置为多个并沿安装头41的周向均匀分布。在该情况下,安装头41本身的尺寸可小于外管1的内径,依靠限位部可避免安装头41移动至外管1内。可以理解的是,限位部的分布可不完全覆盖间隙3,也可设置为完全覆盖间隙3,当完全覆盖时,限位部可为圆环形的限位片。当不完全覆盖时,限位部可为扇形或条形的限位条。这并不是限制性的,只要能够限制安装头41的移动范围即可。

[0052] 本实施例通过将超声阵元5安装在位于内管2前端的安装头41内,再通过控制安装头41的尺寸使安装头41无法进入外管1内,从而实现了在内管2和外管1产生相对运动时,位于内管2前端的安装头41始终能够保持在外管1的前端,即超声阵元5能够保持在外管1的前端,使超声阵元5的作用效果更为稳定的技术效果。

[0053] 如图3所示,为便于控制外管1和内管2的相对移动,本实施例中在外管1的后端设置有驱动构件9,驱动构件9用于驱动外管1相对于内管2直线移动;或者内管2的后端设置有驱动构件9,驱动构件9用于驱动内管2相对于外管1直线移动。在本实施例中,驱动构件9的作用在于在外力作用下能够更好地推动外管1或内管2直线移动。

[0054] 在驱动构件9与外管1连接时,支架10释放过程为向外拉动外管1使支架10露出,这种设置方式能够更容易保证支架10的释放位置,保证支架10释放的准确性;在驱动构件9与内管2连接时,支架10释放过程为向内推动内管2使支架10露出。当然,本申请不对驱动构件9的具体结构作任何限制,例如,驱动构件9可以是直线电机、气缸等电驱元件;又例如,驱动构件9还可以是驱动把手等方便手动操作的元件,这都不是限制性的。

[0055] 为便于操作,本实施例中驱动构件9为可供推拉操作的驱动把手,驱动把手具有便于握持的握持部或握持杆。具体而言,本实施例的支架递送装置还包括固定板,内管2固定

设置在固定板上,驱动构件9可移动地设置在固定板上,医者操作驱动构件9相对于固定板移动就可以带动外管1相对于内管2移动,移动固定板就可以带动外管1和内管2同步移动。

[0056] 由于本实施例中在内管2的前端布置有超声阵元5,因此便需要在内管2引出与超声阵元5连接的信号线缆71,从而导致内管2的主动移动较为不便,为此本实施例中驱动把手与外管1连接,在释放支架10时只需要拉动外管1即可,内管2可保持不动。当然,作为另一种可行的实施方式,驱动把手还可以与内管2连接,此时,信号线缆71随着内管2的移动而移动,本领域技术人员可以根据实际使用需求自行设定其具体连接方式。

[0057] 如图3所示,为便于驱动超声阵元5在安装头41内旋转,本实施例中的支架递送装置还包括驱动电机6和连接件7,驱动电机6可以固定连接在固定板上,当然,也可以悬空设置,连接件7的第一端与超声阵元5连接,第二端延伸出内管2的后端并与驱动电机6连接,驱动电机6通过连接件7驱动超声阵元5旋转。

[0058] 具体的,需要说明的是,在本实施例中,驱动电机6为外置于内管2外端的结构,其可为伺服电机或步进电机。连接件7作为传动结构8,能够将驱动电机6产生的旋转力传递至超声阵元5,从而驱动超声阵元5旋转。由于内管2需要介入血管内,因此内管2为柔性的结构,而连接件7作为穿设在内管2内并连接超声阵元5的结构,其同样需要为柔性的结构。由于连接件7还需要将旋转力传递至超声阵元5,因此连接件7在具有柔性的同时也需要满足一定的刚性。为降低旋转产生的摩擦力,连接件7的表面尽可能的光滑,同时内管2内布置信号线缆71的空腔和安装头41内安装超声阵元5的空腔内表面也尽可能的光滑。

[0059] 为便于对超声阵元5进行控制以及对回波信号接收和处理,本实施例中的支架递送装置还包括超声信号处理装置,超声信号处理装置同驱动电机6作为支架递送装置的外置设备,其需要与超声阵元5通过信号线缆71连接,又由于超声阵元5需要连接件7驱动旋转,因而连接件7也需要连接至外置的驱动电机6上,因此为简化结构,本实施例中将连接件7设置为信号线缆71,即信号线缆71在起到驱动超声阵元5旋转的作用的同时还起到信号传输和供电的作用。

[0060] 信号线缆71的第一端与超声阵元5电性连接,第二端延伸出内管2并通过传动结构8与驱动电机6传动连接;信号线缆71与超声信号处理装置电性连接。由于信号线缆71需要同时与驱动电机6和超声信号处理装置连接,因此信号线缆71与其中一个锁止,与另一个活动连接。在本实施例中,信号线缆71为与驱动电机6锁止,与超声信号处理装置活动连接的状态。当然,本申请不对其具体连接方式作任何限制,只要能够在实现电性连接的同时,还能够保证超声阵元5的正常转动即可。

[0061] 具体的,如图3所示,信号线缆71的第二端通过传动结构8直接与驱动电机6传动连接,二者之间为锁止状态,驱动电机6的旋转能够直接带动信号线缆71的旋转。信号线缆71延伸出内管2的一端设置有金属环,金属环与信号线缆71内的导线固定连接,金属环能够随着信号线缆71同步旋转,并且金属环套接在超声信号处理装置的作用端(信号发出和接收部分),金属环和作用端之间保持接触且而滑动连接,即金属环能够在作用端定轴旋转,同时作用端发出的信号能够传递至金属环上,由金属环传递至信号线缆71的导线。同理,导线接收的信号也能通过金属环传递至作用端。

[0062] 在本实施例中,超声信号处理装置用于通过信号线缆71向超声阵元5发出电激励信号,并通过信号线缆71接收超声阵元5传出的电信号。

[0063] 超声信号处理装置包括声波信号发射模块和数字转换器,声波信号发射模块和数字转换器均与信号线缆71连接。声波信号发射模块用于发出电激励信号,超声阵元5将电信号变为超声波,超声波在血管内向前方传播,在两种不同组织的界面处(如血管腔与血管壁)产生回波;回波信号被超声阵元5接收并变为电信号,回波的电信号在数字转换器中变为数字信号,数字转换器还连接可视化设备终端,用于将回波信号转换为数字信号后在可视化设备终端成像。

[0064] 具体的,在使用时,医生在微导丝的指引下,慢慢推动该支架递送装置在人体血管内前进,通过信号线缆71传输回波信号,经数字转换器处理,显示心血管断面和血流的三维图形,可以做到360°实时监测,为医务人员提供血管的横截面图像,图像能够清晰显示血管壁结构的厚度、腔道大小和形状,精确测量血管腔径及截面面积,辨认血管钙化、纤维化、脂池病等病变,如果发现血管图像出现病灶特征图,便可以释放自膨支架10对病灶进行治疗。而且可以将该递送装置直接深入到病灶内部观察病灶的具体情况,这样医生可以观察到病变位置后直接进行治疗,不再需要单独确定病灶位置的步骤。

[0065] 为便于信号线缆71和驱动电机6之间的连接,如图3和图4所示,本实施例中的传动结构8包括连接轴81,连接轴81的第一端与驱动电机6传动连接,第二端设置有夹持结构83,信号线缆71的第二端由夹持结构83夹持固定。在本实施例中,夹持结构83能够主动地向信号线缆71施加夹持力,从而使得信号线缆71能够被锁止在连接轴81上,由连接轴81的旋转带动信号线缆71旋转。需要说明的是,本申请不对夹持结构83的具体形式作限制,只要夹持结构83能够主动地向信号线缆71施加夹持力即可。

[0066] 作为一种实施方式,夹持结构83为设于连接轴81上的插头82,插头82内设置有弹簧832和凸齿831;弹簧832用于推动凸齿831在插头82内移动,信号线缆71的第二端插入连接轴81内并由凸齿831锁止。

[0067] 具体的,需要说明的是,在本实施例中一个弹簧832和一个凸齿831组成插头82内的一组锁止组件。可以理解的是,插头82内可沿周向布置多个锁止组件,从而对信号线缆71的四周施加锁止力。

[0068] 更为具体的,插头82可设置为圆柱形,其中间具有圆柱形的连接槽821,其径向开设有安装槽,弹簧832和凸齿831安装在安装槽内,凸齿831能够沿安装槽直线延伸并延伸至连接槽821内以抵紧信号线缆71。凸齿831向信号线缆71施加的抵紧力可由弹簧832提供,即弹簧832可推动凸齿831抵紧在信号线缆71上。为便于信号线缆71插入连接槽821内并锁止,凸齿831的外侧面可为斜面,从而在信号线缆71插入的过程中能够直接推动凸齿831移动并压缩弹簧832,在信号线缆71移动至锁止位时,凸齿831在弹簧832作用下实现锁止。信号线缆71的外侧可设置有与凸齿831匹配的锁止槽。

[0069] 为便于解锁信号线缆71,本实施例中在连接轴81上设置有解锁按钮833,解锁按钮833设置成能够推动凸齿831朝向背离信号线缆71的方向移动并压缩弹簧832,以释放信号线缆71。解锁按钮833能够以按压或径向推动的方式来控制凸齿831移动以释放信号线缆71。

[0070] 在另一种传动方式中,传动结构8包括第一旋转端子和第二旋转端子,第一旋转端子设于信号线缆71的第二端,第二旋转端子设于驱动电机6的输出端;第一旋转端子和第二旋转端子插接配合并彼此锁定,以使第二旋转端子可带动第一旋转端子旋转。第一旋转端

子和第二旋转端子在插接配合后可通过键槽或内部固接的连接器等实现传动连接,即第一旋转连接端子与第二旋转连接端子匹配插接后,两者之间保持驱动连接,通过第二旋转连接端子带动第一旋转连接端子转动。

[0071] 根据本申请的另一方面,提供一种血管介入手术机器人,包括机器人本体和上述的用于血管介入手术的支架递送装置。具体而言,血管介入手术机器人包括设置于手术室外的主端和设置于手术室内的从端,主端与从端通信连接,用于医生对从端的控制,从端主要包括机器人本体、机械臂和耗材盒,机器人本体通过机械臂连接至手术床上,机器人本体包括可移动的动力座,耗材盒设置在动力座上,动力座能够给耗材盒提供动力以驱动上述支架递送装置动作,主端能够控制支架递送装置的动作。当然,本申请不对血管介入手术机器人的具体组成和结构作任何限制,只要血管介入手术机器人能够驱动支架递送装置动作即可。

[0072] 本实施例中支架递送装置安装至机器人本体上,机器人本体能够驱动支架递送装置执行多种动作,包括但不限于递送、退出、旋转等。同时超声信号处理装置和驱动电机6也可集成安装至机器人本体上。

[0073] 以上所述仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本申请,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

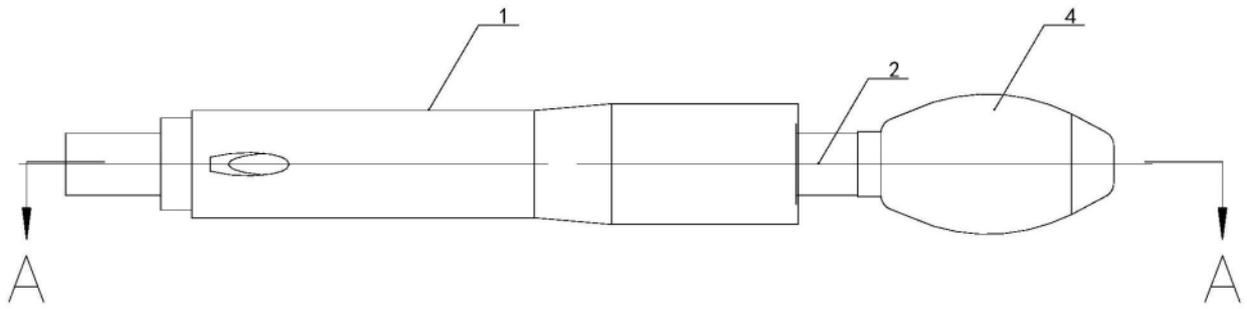


图1

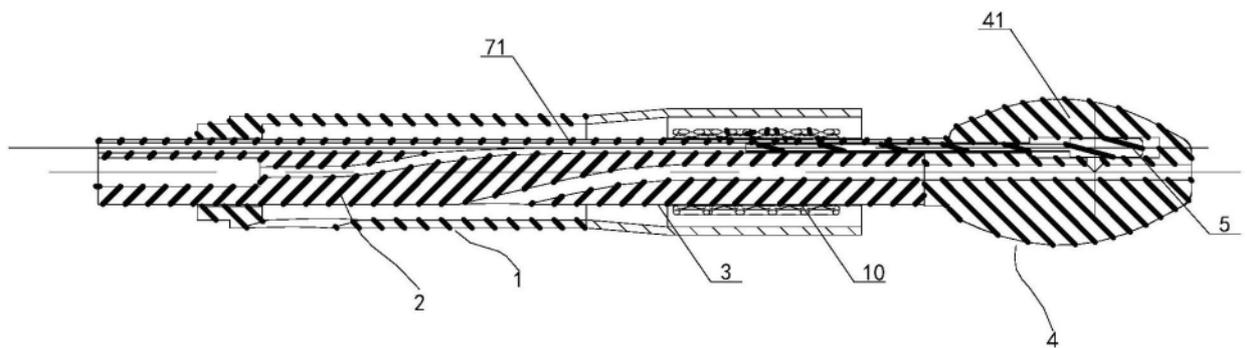


图2

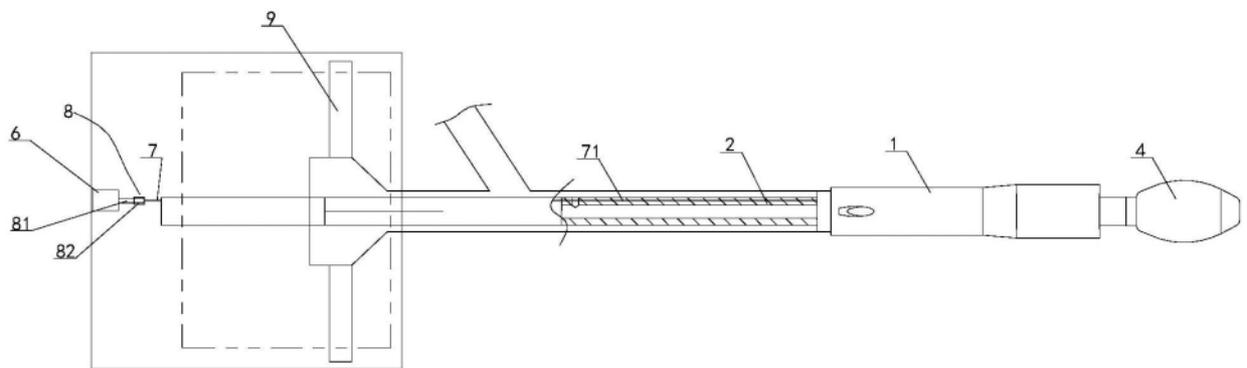


图3

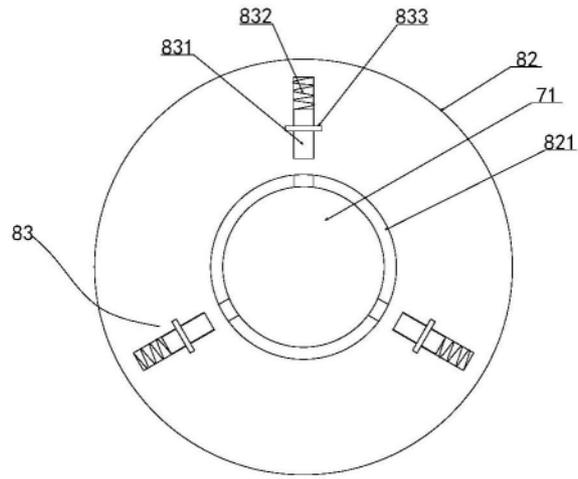


图4