



(10) 授权公告号 CN 116099112 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 21

(21) 申请号 202210729056.5

A61M 25/01 (2006.01)

(22) 申请日 2022.06.24

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

JP 2014188214 A, 2014.10.06

申请公布号 CN 116099112 A

JP 2016174829 A, 2016.10.06

(43) 申请公布日 2023.05.12

审查员 林中琳

(73) 专利权人 苏州浩微生物医疗科技有限公司

地址 215124 江苏省苏州市吴中区郭巷街
道吴淞江大道111号天运广场二期3幢
5号楼13层1303室

(72) 发明人 郭平 陈艳 卫泽宇 张伟

(74) 专利代理机构 北京汲智翼成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11381

专利代理师 陈曦 韩正魁

(51) Int. Cl.

A61M 25/14 (2006.01)

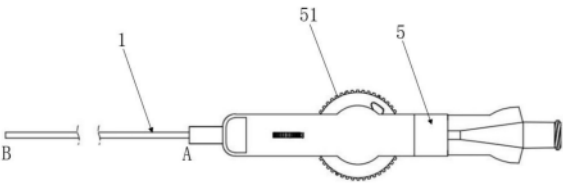
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种可调弯导管结构及相应的介入医疗设备

(57) 摘要

本发明公开了一种可调弯导管结构及相应的介入医疗设备。该可调弯导管结构包括导管本体,导管本体包括依次套设的内管、中间管和外管;其中,中间管上靠近导管本体近端的一部分包括由内向外依次设置的第一编织层、缠绕层和第二编织层,中间管上靠近导管本体远端的另一部分包括第一编织层和缠绕层;拉丝管,设置于第一编织层与缠绕层之间,并穿设有拉丝;显影环,设置于导管本体的远端并与拉丝的第一端连接;手柄调节器,设置于导管本体的近端,并与拉丝的第二端连接,以带动拉丝的第二端往复移动,从而带动导管本体的远端弯折设定角度或恢复原状。该可调弯导管结构通过在导管本体内置置特殊编织结构,可以满足介入手术的需求。



1. 一种可调弯导管结构,其特征在于包括:

导管本体,所述导管本体包括由内向外依次套设的内管、中间管和外管;其中,所述中间管上靠近所述导管本体近端的一部分包括由内向外依次设置的第一编织层、缠绕层和第二编织层,所述中间管上靠近所述导管本体远端的另一部分包括内向外依次设置的所述第一编织层和所述缠绕层;其中,在所述中间管上靠近所述导管本体远端的另一部分上,所述第一编织层的编织节点与所述缠绕层相交的位置处设有限位点,以用于限制所述第一编织层与所述缠绕层的相对位置并调节所述导管本体远端的柔性;所述第一编织层和第二编织层的编织结构相同,多个节段上的编织层采用相同或不同材质的编织线编织缠绕而成,以利用编织的材料、编织的方式、编织经纬密度这三方面对所述导管本体的性能进行调整;所述缠绕层缠绕在近端的缠绕密度为每10mm缠绕10~30圈,在远端的缠绕密度为每10mm缠绕50~80圈;所述缠绕层所使用的缠绕丝通过热处理来消除应力;

拉丝管,设置于所述第一编织层与所述缠绕层之间,所述拉丝管内穿设有拉丝;

显影环,设置于所述导管本体的远端,且所述显影环与所述拉丝的第一端连接;

手柄调节器,设置于所述导管本体的近端,且所述手柄调节器与所述拉丝的第二端连接,所述手柄调节器能够带动所述拉丝的第二端往复移动,以带动所述拉丝在所述拉丝管内往复移动,从而带动所述导管本体的远端弯折设定角度或恢复原状。

2. 如权利要求1所述的可调弯导管结构,其特征在于:

所述限位点的设置基于病变位置、所述外管的硬度以及所述缠绕层的匝数共同决定。

3. 如权利要求2所述的可调弯导管结构,其特征在于当所述病变位置位于远端的动脉细分支时;

若所述外管具有第一硬度 t_1 ,所述缠绕层具有第一匝数 n_1 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个连续不间隔的限位点;

若所述外管具有第二硬度 t_2 ,所述缠绕层具有第二匝数 n_2 ,则所述中间管远端的一侧设有多个连续不间隔的限位点,所述中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点;

若所述外管具有第三硬度 t_3 ,所述缠绕层具有第三匝数 n_3 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点;

其中, $t_1 < t_2 < t_3, n_1 \leq n_2 \leq n_3$ 。

4. 如权利要求3所述的可调弯导管结构,其特征在于当所述病变位置位于近端的动脉粗分支时;

若所述外管具有第四硬度 t_4 ,所述缠绕层具有第四匝数 n_4 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个连续不间隔的限位点;

若所述外管具有第五硬度 t_5 ,所述缠绕层具有第五匝数 n_5 ,则所述中间管远端的一侧设有多个连续不间隔的限位点,所述中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点;

若所述外管具有第六硬度 t_6 ,所述缠绕层具有第六匝数 n_6 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点;

其中, $t_1 < t_2 < t_3 < t_4 < t_5 < t_6, n_1 \leq n_2 \leq n_3 \leq n_4 \leq n_5 \leq n_6$ 。

5. 如权利要求1所述的可调弯导管结构,其特征在于:

所述第一编织层具有预设编织节距 $L, L=C/2P$,单位为英寸;其中, C 为所述第一编织层的总锭数, P 为所述第一编织层上每英寸的交叉数;

所述缠绕层具有预设匝距 D , $D=xL$; 其中, x 为大于等于2的正整数。

6. 如权利要求1所述的可调弯导管结构, 其特征在于:

所述导管本体具有变化硬度, 以使所述导管本体的硬度从所述导管本体的远端至所述导管本体的近端逐渐增大。

7. 如权利要求1-6中任一项所述的可调弯导管结构, 其特征在于:

所述第一编织层外侧和/或所述缠绕层的内侧形成有凹陷部, 所述拉丝管卡置在所述凹陷部内, 以用于限制所述拉丝管的相对位置。

8. 如权利要求1-6中任一项所述的可调弯导管结构, 其特征在于:

所述中间管的远端上, 所述缠绕层的靠近所述显影环的一端与所述显影环具有预设距离。

9. 一种介入医疗设备, 其特征在于包括权利要求1~7中任意一项所述的可调弯导管结构。

一种可调弯导管结构及相应的介入医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可调弯导管结构,同时也涉及包括该可调弯导管结构的介入医疗设备,属于医疗器械技术领域。

背景技术

[0002] 介入手术对人体的损伤较小,并且能够有效缩短手术时间,是近些年来迅速兴起并推广的医疗技术。微导管作为介入手术的辅助器械,主要用于超选择性血管造影和经动脉栓塞手术,如肝血管瘤动脉栓塞术(TAE) 动静脉畸形(AVM) 前列腺动脉栓塞(PAE) 和胃肠出血等。但是,传统的微导管具有预先确定的形状,在病人体内不能改变。可调弯微导管可以在血管内进行控制性和选择性的注射,包括诊断性、栓塞性、或治疗性材料。

[0003] 目前,应用在冠脉、神经和外周的微导管大都需要医生进行预塑形,将导管内的器械或药物准确导向特定部位,但这增加了手术步骤,而且在手术中需要导丝进行导引。有一部分微导管已经在出厂前已经塑好了形状。以上两种微导管由于血管行走异常、血管扭曲、血管管腔狭窄等原因,手术过程中可能无法到达病变部位。

[0004] 现有可调弯导管的直径一般在4F~15F之间,它们普遍存在的问题是:在调弯过程中,导管的调弯段缠绕丝会出现位置偏移的现象,并且随着调弯角度越大、调弯次数越多,偏移越明显,这样就导致调弯角度失准,调弯行程损失过大,调弯可用次数不耐用从而导致导管难以到达指定目标位置,或无法顺利将器械输送至靶部位,影响介入手术顺利进行。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的首要技术问题在于提供一种可调弯导管结构。

[0006] 本发明所要解决的另一技术问题在于提供一种采用该可调弯导管结构的介入医疗设备。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用以下的技术方案:

[0008] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种可调弯导管结构,包括:

[0009] 导管本体,所述导管本体包括由内向外依次套设的内管、中间管和外管;其中,所述中间管上靠近所述导管本体近端的一部分包括由内向外依次设置的第一编织层、缠绕层和第二编织层,所述中间管上靠近所述导管本体远端的另一部分包括内向外依次设置的所述第一编织层和所述缠绕层;

[0010] 拉丝管,设置于所述第一编织层与所述缠绕层之间,所述拉丝管内穿设有拉丝;

[0011] 显影环,设置于所述导管本体的远端,且所述显影环与所述拉丝的第一端连接;

[0012] 手柄调节器,设置于所述导管本体的近端,且所述手柄调节器与所述拉丝的第二端连接,所述手柄调节器能够带动所述拉丝的第二端往复移动,以带动所述拉丝在所述拉丝管内往复移动,从而带动所述导管本体的远端弯折设定角度或恢复原状。

[0013] 其中较优地,在所述中间管上靠近所述导管本体远端的另一部分上,所述第一编织层的编织节点与所述缠绕层相交的位置处设有限位点,以用于限制所述第一编织层与所

述缠绕层的相对位置并调节所述导管本体远端的柔性。

[0014] 其中较优地,所述限位点的设置基于病变位置、所述外管的硬度以及所述缠绕层的匝数共同决定。

[0015] 其中较优地,当所述病变位置位于远端的动脉细分支时;

[0016] 若所述外管具有第一硬度 t_1 ,所述缠绕层具有第一匝数 n_1 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个连续不间隔的限位点;

[0017] 若所述外管具有第二硬度 t_2 ,所述缠绕层具有第二匝数 n_2 ,则所述中间管远端的一侧设有多个连续不间隔的限位点,所述中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点;

[0018] 若所述外管具有第三硬度 t_3 ,所述缠绕层具有第三匝数 n_3 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点;

[0019] 其中, $t_1 < t_2 < t_3, n_1 \leq n_2 \leq n_3$ 。

[0020] 其中较优地,当所述病变位置位于近端的动脉粗分支时;

[0021] 若所述外管具有第四硬度 t_4 ,所述缠绕层具有第四匝数 n_4 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个连续不间隔的限位点;

[0022] 若所述外管具有第五硬度 t_5 ,所述缠绕层具有第五匝数 n_5 ,则所述中间管远端的一侧设有多个连续不间隔的限位点,所述中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点;

[0023] 若所述外管具有第六硬度 t_6 ,所述缠绕层具有第六匝数 n_6 ,则所述中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点;

[0024] 其中, $t_1 < t_2 < t_3 < t_4 < t_5 < t_6, n_1 \leq n_2 \leq n_3 \leq n_4 \leq n_5 \leq n_6$ 。

[0025] 其中较优地,所述第一编织层具有预设编织节距 $L, L = C/2P$;其中, C 为所述第一编织层的总锭数, P 为所述第一编织层上每英寸的交叉数;

[0026] 所述缠绕层具有预设匝距 $D, D = xL$;其中, x 为大于等于2的正整数。

[0027] 其中较优地,所述导管本体具有变化硬度,以使所述导管本体的硬度从所述导管本体的远端至所述导管本体的近端逐渐增大。

[0028] 其中较优地,所述限位点至少包括焊点、粘结点或丝线绑定点中的任意一种。

[0029] 其中较优地,所述第一编织层外侧和/或所述缠绕层的内侧形成有凹陷部,所述拉丝管卡置在所述凹陷部内,以用于限制所述拉丝管的相对位置。

[0030] 其中较优地,所述中间管的远端上,所述缠绕层的靠近所述显影环的一端与所述显影环具有预设距离。

[0031] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种介入医疗设备,其中包括上述的可调弯导管结构。

[0032] 与现有技术相比较,本发明具有以下的技术效果:

[0033] (1) 通过在导管本体的近端设置三层特殊编织结构,并通过在导管本体的远端设置两层特殊编织结果,从而保证导管本体的近端具有相应的刚性,导管本体的远端具有相应的柔性,可以满足介入手术的需求。

[0034] (2) 通过在调弯段的缠绕层与第一编织层进行固定连接形成限位点,并对整体缠绕做热处理消除应力,使得使用过程中缠绕层不易发生偏移,每次调弯不会发生变化,使得每次调弯更精准,疲劳性能更佳。

附图说明

- [0035] 图1为本发明第一实施例提供的一种可调弯导管结构在未弯折状态下的结构示意图；
- [0036] 图2为本发明第一实施例提供的一种可调弯导管结构在弯折状态下的结构示意图；
- [0037] 图3为本发明第一实施例中，导管本体的局部结构示意图；
- [0038] 图4为本发明第一实施例中，中间管近端的结构示意图；
- [0039] 图5为本发明第一实施例中，中间管远端的结构示意图；
- [0040] 图6为本发明第一实施例中，第一编织层和第二编织层的一种编织结构；
- [0041] 图7为本发明第一实施例中，第一编织层和第二编织层的另一种编织结构；
- [0042] 图8为本发明第二实施例提供的中间管远端的结构示意图。

具体实施方式

[0043] 下面结合附图和具体实施例对本发明的技术内容进行详细具体的说明。

[0044] 图1所示为本发明实施例提供的一种可调弯导管结构，通过在导管本体内设置特殊的编织结构，可以保证导管本体的近端具有相应的刚性，导管本体的远端具有相应的柔性，以满足介入手术的需求。为描述方便，在本发明的一个实施例中，以导管本体近端设置三层编织结构，导管本体远端设置两层编织结构为例进行说明，但这并不构成对本发明的限制。因此，本发明中的特殊编织结构也可以是导管本体近端设置四层编织结构，导管本体远端设置三层编织结构的类似结构形式。

[0045] <第一实施例>

[0046] 图1至图7所示为本发明第一实施例中的可调弯导管结构，包括导管本体1、拉丝管2、拉丝3、显影环4和手柄调节器5。

[0047] 如图3所示，导管本体1包括由内向外依次套设的内管11、中间管12和外管13。如图4和图5所示，中间管12上靠近导管本体近端（即图1中的A端）的一部分包括由内向外依次设置的第一编织层121、缠绕层122和第二编织层123，中间管12上靠近导管本体远端（即图1中的B端）的另一部分包括内向外依次设置的第一编织层121和缠绕层122（如图5所示）。拉丝管2设置于第一编织层121与缠绕层122之间，拉丝管2内穿设有拉丝3。显影环4设置于导管本体1的远端，且显影环4与拉丝3的第一端31连接。手柄调节器5设置于导管本体1的近端，且手柄调节器5与拉丝3的第二端32连接，手柄调节器5能够带动拉丝3的第二端往复移动，以带动拉丝3在拉丝管2内往复移动，从而带动导管本体1的远端弯折设定角度或恢复原状。

[0048] 在本发明的一个实施例中，拉丝管2为两个，对称设置在中间管12的两侧，相应地，拉丝3有两根，两根拉丝3的第一端分别连接显影环4的位置C和位置D（如图5所示）。如图1所示，通过手柄调节器5上的调节齿轮51能够带动拉丝3的第二端在X方向上往复移动，并且两根拉丝3相互独立控制，参照图5所示，当调节齿轮51带动拉丝3'沿X方向移动，并保持拉丝3"不动时，则拉丝3'会对显影环4的位置C施加拉力，从而带动导管本体1的远端顺时针弯折（如图2所示的状态），具体的弯折角度基于调节齿轮51的调节位置而定，当弯折角度确定后，将调节齿轮51锁定即可使得导管本体1的远端保持弯折状态。反之，当调节齿轮51带动拉丝3'沿X方向的反方向移动，并保持拉丝3"不动时，则导管本体1的远端恢复原状。类似

的,当调节齿轮51带动拉丝3”沿X方向移动,并保持拉丝3’不动时,则拉丝3”会对显影环4的位置D施加拉力,从而带动导管本体1的远端逆时针弯折;反之,当调节齿轮51带动拉丝3”沿X方向的反方向移动,并保持拉丝3’不动时,则导管本体1的远端恢复原状。其中,手柄调节器5为本领域的常规结构,故在此仅对其调弯的工作原理进行阐述,不对其内部组成进行详细说明。

[0049] 在上述实施例中,第一编织层121和第二编织层123的编织结构相同,多个节段上的编织层可采用相同或不同材质的编织线编织缠绕而成,利用编织的材料、编织的方式、编织经纬密度这三方面的条件对产品的性能做出来改变。在本发明的一个实施例中,可采用两上一下(如图6所示)或者两上两下(如图7所示)等结构的编织形式,使得整个导管本体1具有较好的韧性、跟踪性和扭控性。

[0050] 此外,在本发明的一个实施例中,第一编织层121的编织ppi(picks per inch,每英寸交叉数)为120~200,第二编织层123的编织ppi为50~80,可通过改变编织密度来改变导管本体1的整体硬度。第一编织层121、和第二编织层123均由丝径0.01~0.02mm的扁丝或圆丝组成,扁丝或圆丝的材料包括并不限于304不锈钢、316不锈钢、铂铱合金或铂钨合金。

[0051] 缠绕层122缠绕在近端的缠绕密度为每10mm缠绕10~30圈,在远端的缠绕密度为每10mm缠绕50~80圈。缠绕层122所使用的缠绕丝需要进行热处理来消除应力。根据不同的金属丝,回火的温度为240℃~340℃,保温时间在20~50min,从而达到既消除加工应力,又保证材料的强度、硬度和韧性的目的。

[0052] 在上述实施例中,拉丝管2为聚四氟乙烯管,导管本体1的长度范围设定在85cm~180cm,外径范围设定在3F以内,聚四氟乙烯管2的壁厚设定范围在0.01mm~0.05mm,从而可以使得拉丝3可以在该聚四氟乙烯管2中自由滑动。

[0053] 在上述实施例中,拉丝3的材料为不锈钢或镍钛合金。拉丝3由多根细丝加工成一股,从而增加拉丝3的韧性,不易断裂。拉丝3与远端的显影环4连接固定,优选的连接方式为锡焊。

[0054] 在上述实施例中,内管11采用的材料为聚四氟乙烯,PTEF具有优良的耐腐蚀性能及耐热性能,一般用作衬里,再配合套管,从而使得整个内管11衬里层既可耐腐蚀、耐高低温,外表又能耐压,有足够的强度和刚度。外管13采用的材料包括并不限于不同硬度的聚醚嵌段酰胺、尼龙或上述材料按一定比例混合而成的材料。

[0055] 由此,结合第一编织层121、缠绕层122和第二编织层123的韧性与外层聚醚嵌段酰胺、尼龙的硬度,能够使得整个导管本体1从远端至近端形成不同硬度的节段(即导管本体1的硬度从远端至近端逐渐增大),以使得其在进入人体内部进行手术观察时,避免了视野与操作盲区,满足各个节段按照不同的弯曲顺序进行变形而不易发生折断的要求,使得整个管体具有较好的柔韧性、跟踪性和扭控性,以及精准的弯曲精度。

[0056] 在上述实施例中,优选地,第一编织层121外侧和/或缠绕层122的内侧形成有凹陷部(图中未示出),拉丝管2卡置在凹陷部内,以用于限制拉丝管2的相对位置。由此,通过该凹陷部能够对拉丝管2进行限位固定,避免因多次弯折后,拉丝管2的位置发生偏移,从而影响导管本体1的弯折角度。其中,该凹陷部优选为弧形并与拉丝管2的外径相匹配,但也可以根据需要对凹陷部的形状进行适应性调整。

[0057] <第二实施例>

[0058] 如图8所示,本发明第二实施例提供另一种可调弯导管结构。与第一实施例相比,第二实施例的区别之处在于,在中间管12上靠近导管本体1远端的另一部分上,第一编织层121的编织节点与缠绕层122相交的位置处设有限位点6,以用于限制第一编织层121与缠绕层122的相对位置并调节导管本体1远端的柔性。通过在调弯段缠绕层122与第一编织层121进行固定连接并对整体缠绕做热处理消除应力,使得使用过程中缠绕层122不易发生偏移,每次调弯不会发生变化,使得每次调弯更精准,疲劳性能更佳。

[0059] 具体的,该限位点6的设置基于病变位置、外管13的硬度以及缠绕层122的匝数共同决定。在本发明的一个实施例中,当病变位置位于远端的动脉细分支时,若外管具有第一硬度 t_1 ,缠绕层具有第一匝数 n_1 ,则中间管远端的两侧均设有多个连续不间断的限位点6;若外管具有第二硬度 t_2 ,缠绕层具有第二匝数 n_2 ,则中间管远端的一侧设有多个连续不间断的限位点6,中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点6;若外管具有第三硬度 t_3 ,缠绕层具有第三匝数 n_3 ,则中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点6;其中, $t_1 < t_2 < t_3$, $n_1 \leq n_2 \leq n_3$ 。

[0060] 可以理解的是,在本发明的实施例中,所述多个连续不间断的限位点指的是:对于中间管远端的一侧而言,每一匝缠绕层与第一编织层相交的位置处均设置一个限位点,例如:第一匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,第二匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,第三匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,以此类推,形成多个连续不间断的限位点。所述多个间隔设置的限位点指的是:对于中间管远端的一侧而言,每间隔一匝或每间隔几匝后,下一匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,例如:例如:第一匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,第三匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,第五匝缠绕层与第一编织层相交的位置处设置一个限位点,以此类推,形成多个间隔设置的限位点。

[0061] 类似的,当病变位置位于近端的动脉粗分支时,若外管具有第四硬度 t_4 ,缠绕层具有第四匝数 n_4 ,则中间管远端的两侧均设有多个连续不间断的限位点;若外管具有第五硬度 t_5 ,缠绕层具有第五匝数 n_5 ,则中间管远端的一侧设有多个连续不间断的限位点,中间管远端的另一侧设有多个间隔设置的限位点;若外管具有第六硬度 t_6 ,缠绕层具有第六匝数 n_6 ,则中间管远端的两侧均设有多个间隔设置的限位点;其中, $t_1 < t_2 < t_3 < t_4 < t_5 < t_6$, $n_1 \leq n_2 \leq n_3 \leq n_4 \leq n_5 \leq n_6$ 。

[0062] 由此,在本发明的一个实施例中,通过在远端的缠绕层122和第一编织层121的交点处进行固定连接,使得导管本体1的远端进行调弯时缠绕层122和第一编织层121不会发生偏移,调节更加精确,可调弯次数更多,更能满足复杂的人体管腔结构,降低手术时间和风险。此外,在本发明的一个实施例中,能够将可调弯导管结构分为6种规格,从而适应不同的使用情况,以提高导管结构的适用性。

[0063] 在上述实施例中,第一编织层121具有预设编织节距 L , $L = C/2P$,单位为英寸;其中, C 为第一编织层121的总锭数, P 为第一编织层121上每英寸的交叉数ppi。缠绕层122具有预设匝距 D 。优选地,在本发明的一个实施例中, $D = xL$,其中, x 为大于等于2的正整数,从而使得缠绕层122的匝距为第一编织层121的编织节距的整数倍,以使得缠绕层122能够与第一编织层121的编织节点相交,进而有利于该限位点的设置,不仅提高了限位点6设置的便利性,而且能够提高第一编织层121与缠绕层122的连接强度。

[0064] 在上述实施例中,导管本体1远端的第一编织层121与缠绕层122的限位点6采用激光焊接来进行连接。激光焊接的焊缝小,焊接效果光滑平整,焊缝精致细密;非接触加工,对焊接不产生外力作用,适合焊接难于接触的部位;并且,能量密度高度集中,焊接时加热和冷却速度极快,热影响区小,焊接应力和变形很小;自动焊接,不用焊丝焊料,无污染,环保卫生;焊接工艺稳定,焊缝表面和内在质量好,性能高;不受干扰,不需要真空保护。此外,脉冲激光焊是采用功率交替变化的激光束进行焊接,每个激光脉冲在焊件上形成一个焊点,主要用于微型精密元器件和微电子器件的焊接。脉冲激光焊加热斑点尺寸仅为几千微米,故适于焊接金属薄片薄膜、金属细丝。其满足公式 $p=4E\Pi d^2t$,式中 p 为激光光斑上的功率密度(W/cm^2); E 为激光脉冲的能量(J); d 为光斑直径(cm); t 为脉冲宽度(s)。脉冲能量和脉冲宽度之间存在线性关系。同时还随着焊件厚度的增加,激光脉冲能量相应增大。本次激光焊接的参数, E 为1~5j, t 为2~5ms, d 为0.01~0.05cm。

[0065] 在另一个实施例中,第一编织层121与缠绕层122的限位点6使用胶粘剂进行固定。具体的,使用含 α -氰基丙烯酸酯胶的瞬干胶、UV胶水、固化后胶膜韧性好,抗冲击及剪切力强、耐候性佳。可使用0.01cm的针头进行点胶,点胶量也调为最低,使得固定丝的同时编织处没有胶面厚度较小,接头应力分布均匀,疲劳性好,工艺简单,生产效率高。

[0066] 在又一个实施例中,第一编织层121与缠绕层122的限位点6使用金属丝如不锈钢、镍钛丝对限位点6进行固定,丝径为0.01~0.05cm,不会影响导管整体厚度。具体的固定方式为绑线或锻打,此方式能起到固定效果且不会影响材料的其他性能,操作简单,容易实现。

[0067] 通过以上三种固定方式,使得导管本体1远端(即可调控弯段)的缠绕层122和第一编织层121固定在一起,缠绕层122不会由于拉丝3的不断拉动而导致偏移,从而影响调弯的精准性。通过对缠绕层122的固定使导管本体1每次调弯时,缠绕层122对于第一编织层121的力不会发生变化,同时更加容易和精确调节,更能满足复杂的人体管腔结构,降低手术时间和风险。

[0068] 在上述实施例中,中间管12的远端上,缠绕层122的靠近显影环4的一端与显影环4具有预设距离。具体的,该预设距离优选为20~50mm,从而避免限位点6过于靠近显影环4,而导致导管本体1的远端调弯不顺畅。

[0069] 需要说明的是,以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述各实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0070] 在上述各实施例的基础上,本发明还提供一种介入医疗设备,其中包括上述第一实施例或第二实施例中任意一项所述的可调弯导管结构。由此,利用该可调弯导管结构能够十分便利地进行控弯调节。

[0071] 综上所述,本发明实施例提供的可调弯导管结构,通过在导管本体1的近端设置三层特殊编织结构,并通过在导管本体1的远端设置两层特殊编织结果,从而保证导管本体的近端具有相应的刚性,导管本体的远端具有相应的柔性,可以满足介入手术的需求。

[0072] 此外,通过在调弯段的缠绕层122与第一编织层121进行固定连接并对整体缠绕做热处理消除应力,使得使用过程中缠绕层122不易发生偏移,每次调弯不会发生变化,使得每次调弯更精准,疲劳性能更佳。

[0073] 上面对本发明所提供的可调弯导管结构及相应的介入医疗设备进行了详细的说明。对本领域的一般技术人员而言,在不背离本发明实质内容的前提下对它所做的任何显而易见的改动,都将构成对本发明专利权的侵犯,将承担相应的法律责任。

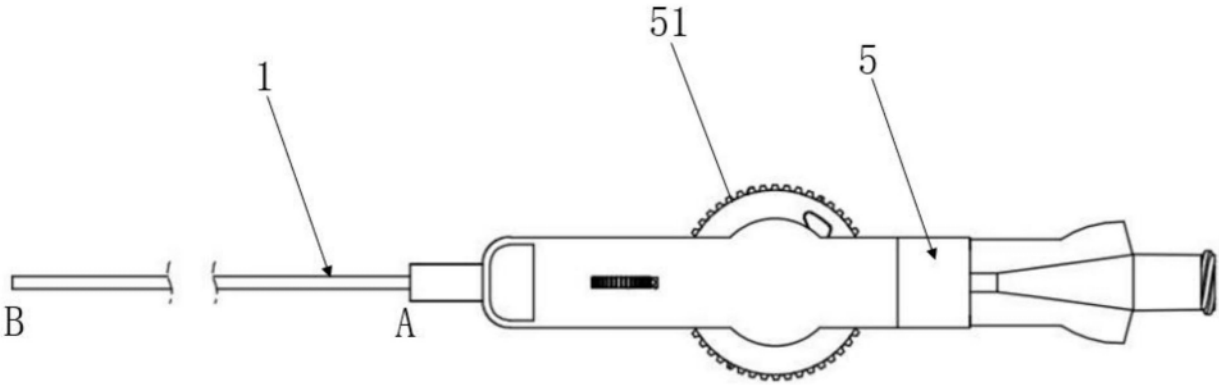


图1

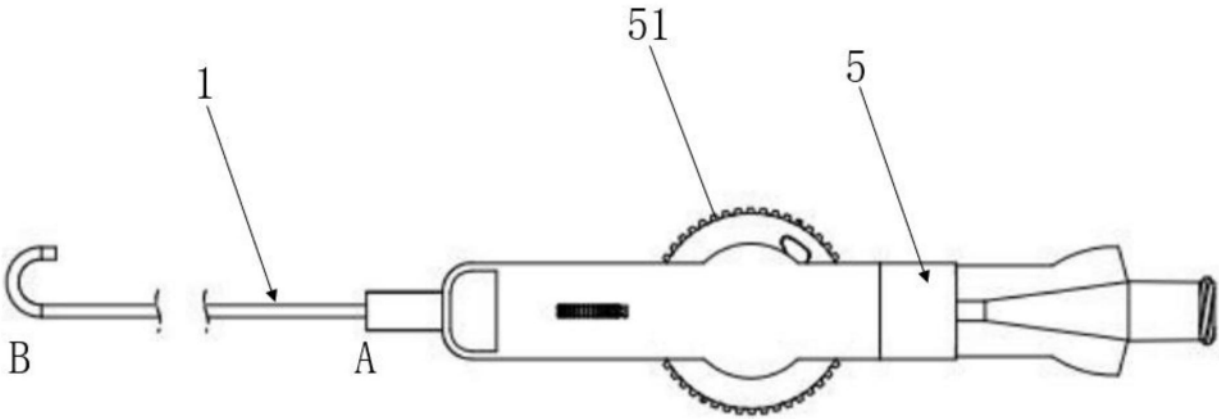


图2

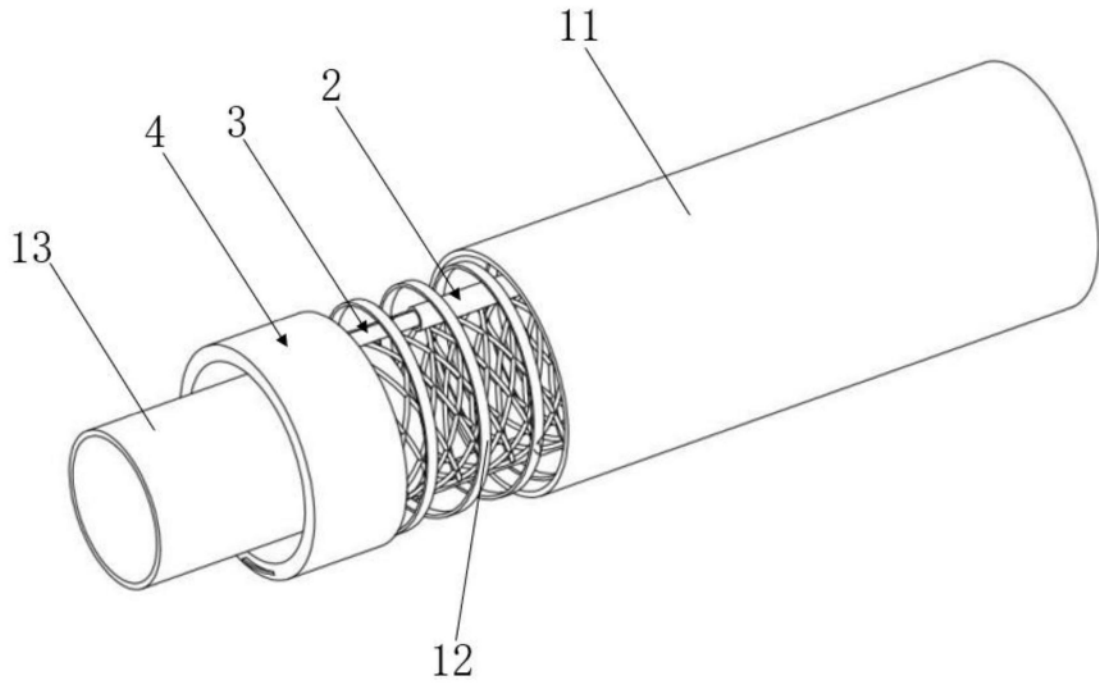


图3

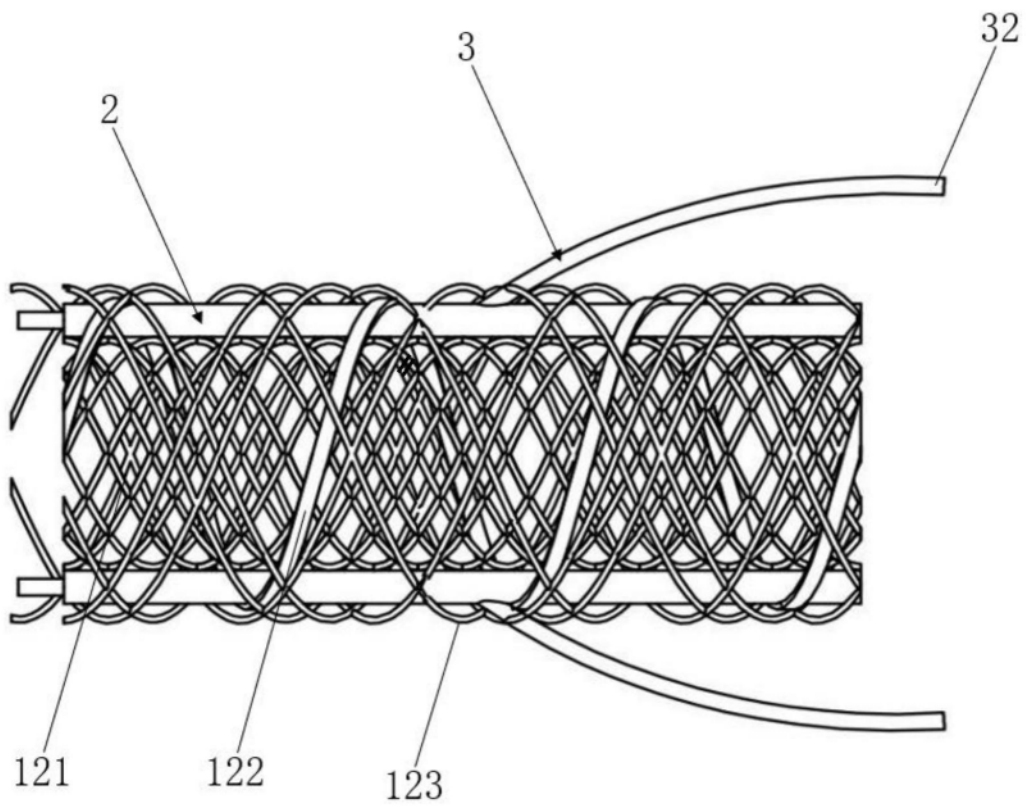


图4

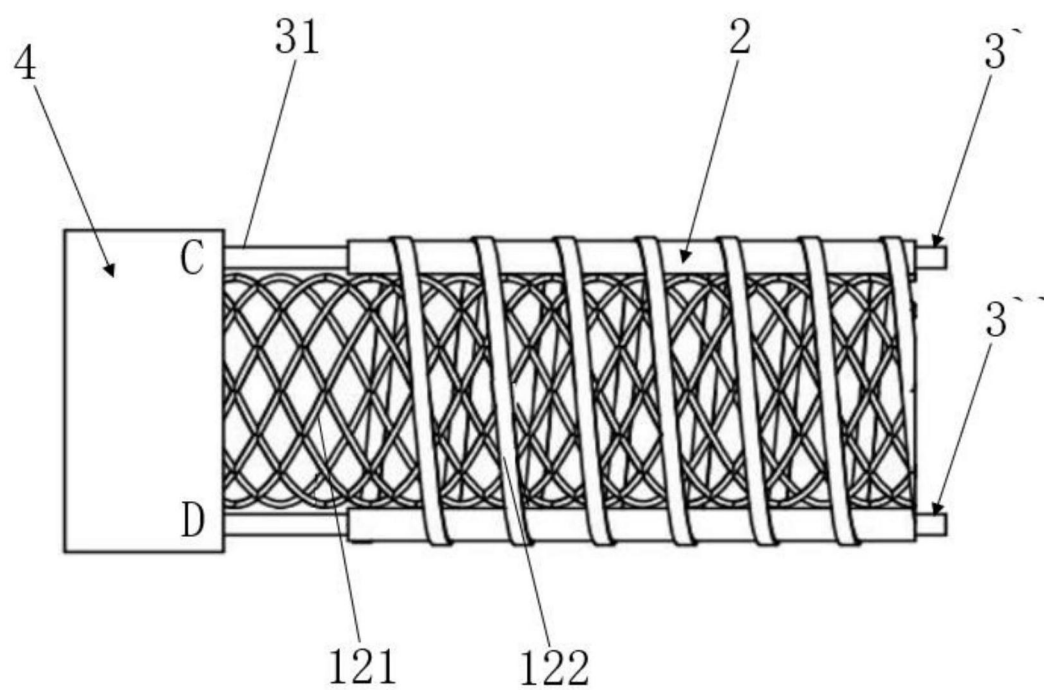


图5

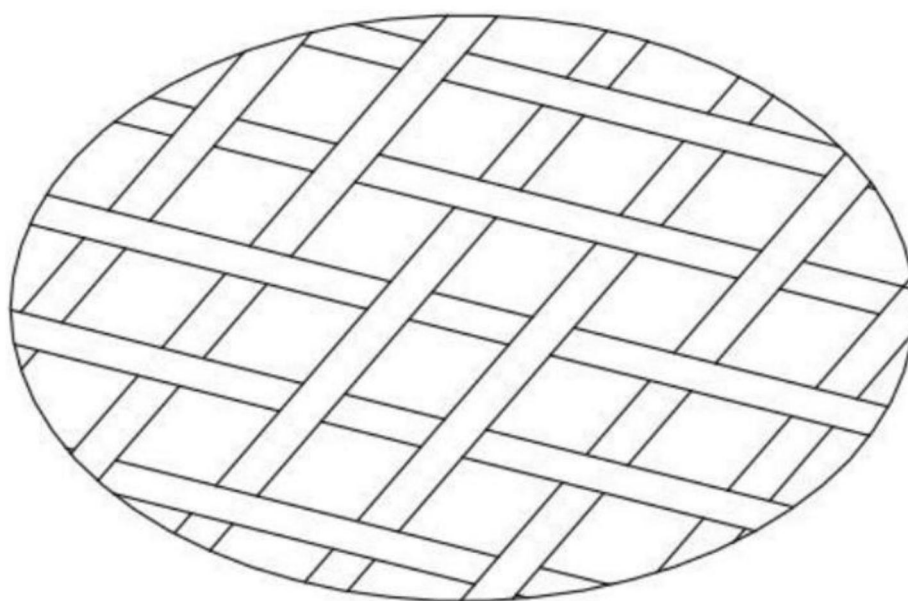


图6

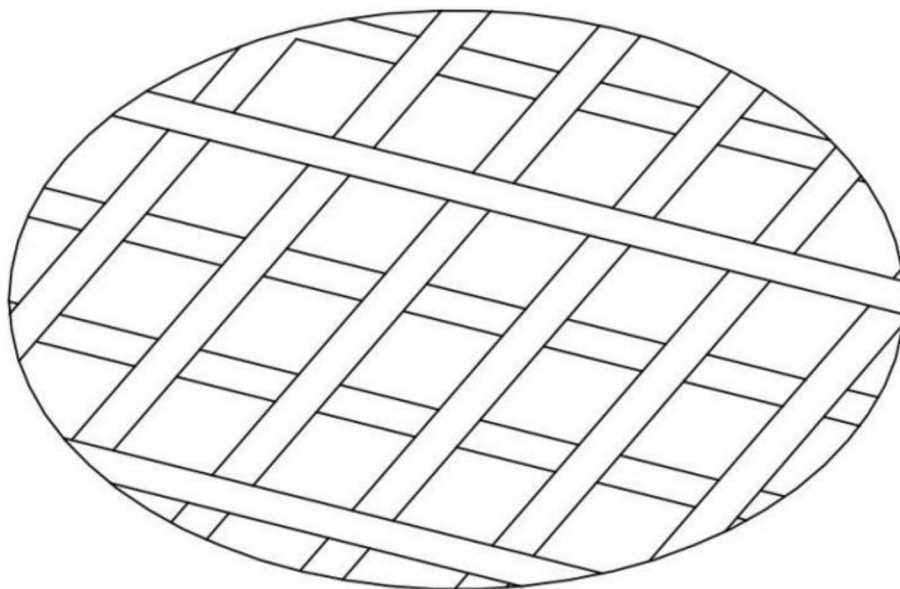


图7

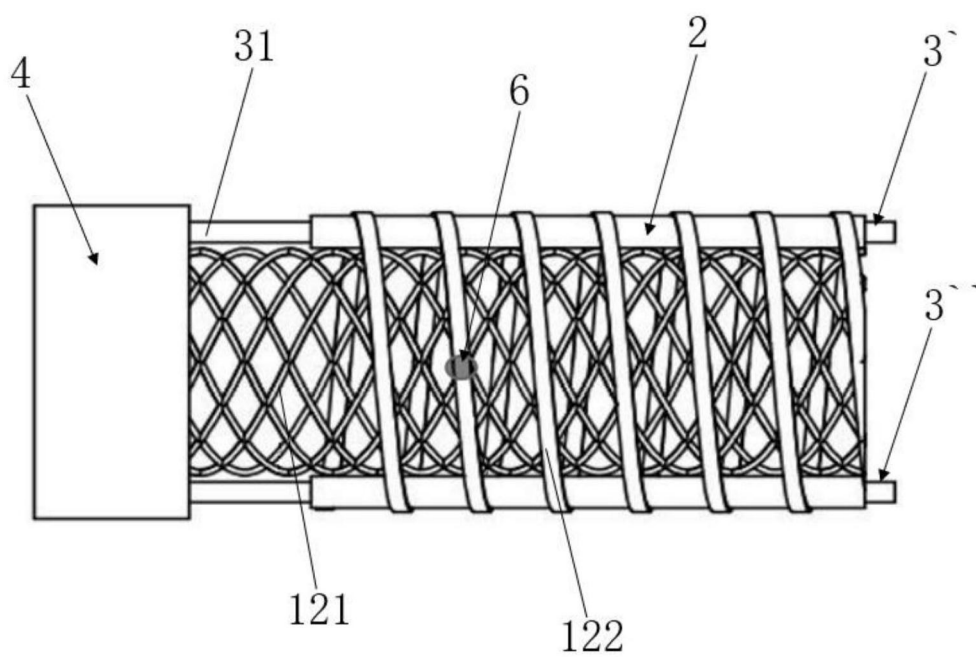


图8