



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115040761 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 21

(21) 申请号 202210602915.4

(22) 申请日 2022.05.30

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 115040761 A

(43) 申请公布日 2022.09.13

(73) 专利权人 上海介入医疗器械有限公司

地址 200120 上海市浦东新区中国(上海)
自由贸易试验区临港新片区新杨公路
860号10幢

专利权人 上海普实医疗器械股份有限公司

(72) 发明人 李瑞 闫伟 张健 李克 季佳东
赵丹儒

(74) 专利代理机构 上海硕力知识产权代理事务
所(普通合伙) 31251

专利代理师 张光明

(56) 对比文件

CN 107205737 A, 2017.09.26

CN 113164253 A, 2021.07.23

US 2007066993 A1, 2007.03.22

US 2018235640 A1, 2018.08.23

US 2020214708 A1, 2020.07.09

US 2022062644 A1, 2022.03.03

US 6241691 B1, 2001.06.05

CN 111601633 A, 2020.08.28

US 2016175009 A1, 2016.06.23

CN 114404785 A, 2022.04.29

CN 110681031 A, 2020.01.14

CN 102793577 A, 2012.11.28

CN 111067599 A, 2020.04.28

CN 213525396 U, 2021.06.25

审查员 孟晴晴

(51) Int. Cl.

A61M 25/09 (2006.01)

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

输送导丝及输送导丝的制造方法

(57) 摘要

本发明公开了输送导丝及输送导丝的制造方法,所述输送导丝适用于血管介入手术,包括:基杆;远端塑型体,包括第一端和第二端,所述第二端连接于所述基杆,所述第一端适于穿过心房间隔进入左心房;所述远端塑型体具有弹性,在自然状态,所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部,所述限位部适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力;在受到大于预设值的拉力时,所述远端塑型体能够展开为线条状。所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部,所述限位部适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力。



1. 输送导丝, 适用于血管介入手术, 其特征在于, 包括:

基杆;

远端塑型体, 包括第一端和第二端, 所述第二端连接于所述基杆, 所述第一端适于穿过心房间隔进入左心房;

所述远端塑型体具有弹性, 在自然状态, 所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部, 所述限位部适于抵接于所述心房间隔, 以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力; 在受到大于预设值的拉力时, 所述远端塑型体能够展开为线条状;

所述远端塑型体包括第一螺旋体、第二螺旋体以及连接所述第一螺旋体和所述第二螺旋体的中间连接段, 所述中间连接段适于穿过心房间隔, 所述第一螺旋体和所述第二螺旋体分别位于左心房和右心房, 所述第一螺旋体形成所述限位部。

2. 根据权利要求1所述的输送导丝, 其特征在于, 所述远端塑型体呈螺旋状弯折。

3. 根据权利要求2所述的输送导丝, 其特征在于, 螺旋状弯折的所述远端塑型体的不同区段位于同一平面内, 并且所述第一端位于螺旋状弯折的中间区域。

4. 根据权利要求2所述的输送导丝, 其特征在于, 螺旋状弯折的所述远端塑型体的不同区域位于不同平面内, 并且围绕形成中空腔, 所述第一端弯折进入所述中空腔或位于所述中空腔的开口。

5. 根据权利要求1所述的输送导丝, 其特征在于, 所述第一螺旋体和所述第二螺旋体分别能够在所述心房间隔的两侧对所述远端塑型体进行限位, 当向所述左心房的的方向推动所述远端塑型体时, 所述第二螺旋体抵接于所述心房间隔内壁, 当向近端拉动所述远端塑型体时, 所述第一螺旋体抵接于所述心房间隔。

6. 根据权利要求5所述的输送导丝, 其特征在于, 所述远端塑型体还包括安装于所述第一端的医用硅胶头。

7. 根据权利要求3或4所述的输送导丝, 其特征在于, 螺旋状的所述远端塑型体包括相互连接的远端螺旋段和近端螺旋段, 所述远端塑型体还包括套设于所述远端螺旋段外侧的护套。

8. 根据权利要求7所述的输送导丝, 其特征在于, 所述护套由丝状体沿所述远端螺旋段的轴向有序缠绕形成。

9. 根据权利要求8所述的输送导丝, 其特征在于, 所述远端螺旋段还包括端帽, 所述端帽抵接于所述护套的远端, 并且所述端帽的直径与所述护套的直径大致相同。

10. 根据权利要求7所述的输送导丝, 其特征在于, 所述远端塑型体还包括连接元件, 所述连接元件的近端连接于所述近端螺旋段, 所述连接元件的远端连接于所述护套, 所述连接元件的近端直径小于远端直径, 并且所述连接元件内部具有供所述远端螺旋段通过的避让通道。

11. 根据权利要求7所述的输送导丝, 其特征在于, 所述护套包括钨或铂材质。

12. 根据权利要求8-11中任一项所述的输送导丝, 其特征在于, 所述基杆包括操作段和过渡段, 所述过渡段的近端连接于所述操作段, 远端连接于所述远端塑型体, 所述过渡段由近端至远端外部直径连续减小。

13. 输送导丝的制造方法, 其特征在于, 包括:

将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部;

对所述丝状体进行定型处理,以使得所述限位部具有一定的弹性模量,能够在受到大于预设的拉力时,所述远端塑型体展开为线条状;在不受力时能够折弯形成所述限位部;

所述远端塑型体包括第一螺旋体、第二螺旋体以及连接所述第一螺旋体和所述第二螺旋体的中间连接段,所述中间连接段适于穿过心房间隔,所述第一螺旋体和所述第二螺旋体分别位于左心房和右心房,所述第一螺旋体形成所述限位部。

14. 根据权利要求13所述的输送导丝的制造方法,其特征在于,在将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部步骤中:

通过所述成型模具将所述远端塑型体的至少一部分折弯形成符合阿基米德螺旋的螺旋状。

15. 根据权利要求14所述的输送导丝的制造方法,其特征在于,还包括:

将另一丝状体折弯绕制形成弹簧圈;

将连接元件套设至所述远端塑型体,并将所述连接元件的近端连接于所述远端塑型体的近端螺旋段;

将所述弹簧圈套设于所述远端塑型体的远端螺旋段的外侧,并且使得所述弹簧圈的近端连接于所述连接元件的远端;

对所述远端螺旋段的远端进行处理,以形成具有较大径向尺寸的端帽,并使得所述端帽抵接于所述远端螺旋段的远端。

输送导丝及输送导丝的制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗领域,进一步地涉及输送导丝及输送导丝的制造方法。

背景技术

[0002] 介入治疗(Interventional treatment)是在医学影像设备(血管造影机、透视机、CT、MR、B超等)引导下经皮穿刺,将穿刺针、特制导管、导丝等精密器械引入体内血管,对疾病进行微创诊断和治疗。

[0003] 在经血管介入治疗中,导丝先进入血管,导管顺着导丝前进,同时不断牵拉导丝以保证导管不会持续向前滑动,导丝对导管起到引导及支持作用,帮助导管进入血管及其他腔隙,引导导管顺利到达病变处,同时也是手术操作中更换导管的重要工具。

[0004] 在一些经血管介入治疗术中,导管需要经股静脉到达人体左心,比如左心耳封堵、经导管二尖瓣修复等常见左心介入手术,需要导丝先到达左心,导管再沿导丝穿过房间隔到达左心。在上述过程中,导丝全程安全地保留在左心,保持必要支撑力,导管才可能顺利到达左心。

[0005] 在现有的血管介入治疗手术中,导丝头端易于在左心房中运动较多的距离,容易对左心组织造成损伤;另一方面,在导管输送过程中,导丝头端也易从房间隔穿刺点退回右心房,影响手术进程。

发明内容

[0006] 针对上述技术问题,本发明的目的在于提供输送导丝及输送导丝的制造方法,所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部,所述限位部适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力。

[0007] 为了实现上述目的,本发明提供输送导丝,适用于血管介入手术,包括:

[0008] 基杆;

[0009] 远端塑型体,包括第一端和第二端,所述第二端连接于所述基杆,所述第一端适于穿过心房间隔进入左心房;

[0010] 所述远端塑型体具有弹性,在自然状态,所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部,所述限位部适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力;在受到大于预设值的拉力时,所述远端塑型体能够展开为线条状。

[0011] 在本发明的一些优选实施例中,所述远端塑型体呈螺旋状弯折。

[0012] 在本发明的一些优选实施例中,螺旋状弯折的所述远端塑型体的不同区段位于同一平面内,并且所述第一端位于螺旋状弯折的中间区域。

[0013] 在本发明的一些优选实施例中,螺旋状弯折的所述远端塑型体的不同区域位于不同平面内,并且围绕形成中空腔,所述第一端弯折进入所述中空腔或位于所述中空腔的开口。

[0014] 在本发明的一些优选实施例中,所述远端塑型体包括第一螺旋体、第二螺旋体以及连接所述第一螺旋体和所述第二螺旋体的中间连接段,所述中间连接段适于穿过心房间隔,所述第一螺旋体和所述第二螺旋体分别位于左心房和右心房,所述第一螺旋体形成所述限位部。

[0015] 在本发明的一些优选实施例中,所述远端塑型体还包括安装于所述第一端的医用硅胶头。

[0016] 在本发明的一些优选实施例中,螺旋状的所述远端塑型体包括相互连接的远端螺旋段和近端螺旋段,所述远端塑型体还包括套设于所述远端螺旋段外侧的护套。

[0017] 在本发明的一些优选实施例中,所述护套由丝状体沿所述远端螺旋段的轴向有序缠绕形成。

[0018] 在本发明的一些优选实施例中,所述远端螺旋段还包括端帽,所述端帽抵接于所述护套的远端,并且所述端帽的直径与所述护套的直径大致相同。

[0019] 在本发明的一些优选实施例中,所述远端塑型体还包括连接元件,所述连接元件的近端连接于所述近端螺旋段,所述连接元件的远端连接于所述护套,所述连接元件的近端直径小于远端直径,并且所述连接元件内部具有供所述远端螺旋段通过的避让通道。

[0020] 在本发明的一些优选实施例中,所述护套包括钨或铂材质。

[0021] 在本发明的一些优选实施例中,所述基杆包括操作段和过渡段,所述过渡段的近端连接于所述操作段,远端连接于所述远端塑型体,所述过渡段由近端至远端外部直径连续减小。

[0022] 根据本发明的另一方面,进一步提供输送导丝的制造方法,包括:

[0023] 将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部;

[0024] 对所述丝状体进行定型处理,以使得所述限位部具有一定的弹性模量,能够在受到大于预设的拉力时,所述远端塑型体展开为线条状;在不受力时能够折弯形成所述限位部。

[0025] 在本发明的一些优选实施例中,在将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部步骤中:

[0026] 通过所述成型模具将所述远端塑型体的至少一部分折弯形成符合阿基米德螺旋的螺旋状。

[0027] 在本发明的一些优选实施例中,所述的输送导丝的制造方法还包括:

[0028] 将另一丝状体折弯绕制形成弹簧圈;

[0029] 将连接元件套设于所述远端塑型体,并将所述连接元件的近端连接于所述远端塑型体的近端螺旋段;

[0030] 将所述弹簧圈套设于所述远端塑型体的远端螺旋段的外侧,并且使得所述弹簧圈的近端连接于所述连接元件的远端;

[0031] 对所述远端螺旋段的远端进行处理,以形成具有较大径向尺寸的端帽,并使得所述端帽抵接于所述远端螺旋段的远端。

[0032] 本发明优选实施例所提供的所述输送导丝及输送导丝的制造方法具有以下至少

一条有益效果：

[0033] 1. 本发明所提供的输送导丝及输送导丝的制造方法,所述远端塑型体的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部,所述限位部适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体穿过所述心房间隔的阻力;

[0034] 2. 本发明所提供的输送导丝及输送导丝的制造方法,所述远端塑型体的第二端折弯后位于限位部的中间区域,能够降低所述第二端对人体的组织造成机械损伤;

[0035] 3. 本发明所提供的输送导丝及输送导丝的制造方法,所述远端塑性体折弯后形成第一螺旋体和第二螺旋体,所述第一螺旋体和所述第二螺旋体分别适于在心房间隔的两侧,以在所述心房间隔的两侧对所述远端塑型体进行限位。

附图说明

[0036] 下面将以明确易懂的方式,结合附图说明优选实施方式,对本发明的上述特性、技术特征、优点及其实现方式予以进一步说明。

[0037] 图1、图2以及图3是本发明的第一优选实施例的输送导丝的三种实施方式的结构示意图;

[0038] 图4是本发明的第二优选实施例的输送导丝的结构示意图;

[0039] 图5是本发明的第三优选实施例的输送导丝的结构示意图;

[0040] 图6是本发明的第四优选实施例的输送导丝的结构示意图;

[0041] 图7是本发明的第四优选实施例的输送导丝的远端结构示意图;

[0042] 图8是图7中A-A线的剖视图;

[0043] 图9是本发明的第五优选实施例的输送导丝的结构示意图;

[0044] 图10是本发明的优选实施例的输送导丝的制造方法的流程图。

[0045] 附图标号说明:

[0046] 基杆10,操作段11,过渡段12,远端塑型体20,第一端21,第二端22,限位部23,第一限位部231,第二限位部232,中空腔24,第一螺旋体251,第二螺旋体252,中间连接段253,远端螺旋段261,近端螺旋段262,护套263,端帽264,连接元件27。

具体实施方式

[0047] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对照附图说明本发明的具体实施方式。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图,并获得其他的实施方式。

[0048] 为使图面简洁,各图中只示意性地表示出了与发明相关的部分,它们并不代表其作为产品的实际结构。另外,以使图面简洁便于理解,在有些图中具有相同结构或功能的部件,仅示意性地绘示了其中的一个,或仅标出了其中的一个。在本文中,“一个”不仅表示“仅此一个”,也可以表示“多于一个”的情形。

[0049] 还应当进一步理解,在本申请说明书和所附权利要求书中使用的术语“和/或”是指相关联列出的项中的一个或多个的任何组合以及所有可能组合,并且包括这些组合。

[0050] 在本文中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连

接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0051] 另外,在本申请的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0052] 参考图1至图9,本发明优选实施例所提供的输送导丝被阐述。所述输送导丝适于在血管介入手术中引导输送器械进入,所述输送导丝包括基杆10和远端塑型体20。所述远端塑型体20包括第一端21和第二端22,所述第二端22连接于所述基杆10,所述第一端21适于穿过心房间隔进入左心房;所述远端塑型体20具有弹性,在自然状态,所述远端塑型体20的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部23,所述限位部23适于抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体20穿过所述心房间隔的阻力;在受到大于预设值的拉力时,所述远端塑型体20能够展开为线条状。输送导丝从近端到远端,长度较长,可以在2000mm-3000mm的范围。非线性远侧部分还可以设置为具有较好的触觉反馈性能,即遇到阻力,可以及时传导至近端;施加在近端的推送力,传导至远端的过程中,导丝近侧部分不产生明显阻滞,即具有较好的传递能力。

[0053] 参考图1、图2以及图3,所述基杆10是具有一定弹性的线性弹性杆,所述远端塑型体20是具有一定柔韧性的非线性段。所述输送导丝的所述远端塑型体20能够沿着导管穿过右心房和心房间隔进入左心房,在所述远端塑型体20伸出导管后所述远端塑型体20自然折弯形成所述限位部23,所述远端塑型体20折弯形成的所述限位部23抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体20穿过所述心房间隔返回所述右心房的阻力。

[0054] 由于所述远端塑型体20具有一定的弹性,对所述输送导丝施加大于预设值的拉力后,所述远端塑型体20能够展开为线条状,并能够穿过所述心房间隔返回所述右心房。举例但不限于,自然状态的所述远端塑型体20受到1-10N的力才能够展开为线条状,优选需要4N以上的力。所述远端塑型体20折弯形成的所述限位部23能够起到辅助固定的作用,使得所述输送导丝的远端能够更加稳定地保持于所述左心房内。所述限位部的外部最大直径范围可以在30mm-45mm之间。

[0055] 参考图1、图2以及图3,优选地,所述输送导丝的所述远端塑型体20在自然状态呈螺旋状弯折,螺旋状弯折的所述远端塑型体20围绕形成所述限位部23。在一些变形实施方式中,所述输送导丝的所述远端塑型体20还能够采用其他的折弯方式形成所述限位部,举例但不限于向一侧一次或多次折弯、来回向相反的方向折弯等折弯方式。

[0056] 所述基杆10呈细长丝状,所述远端塑型体20的近端连接于所述基杆10。优选地,所述远端塑型体20自与所述基杆10的连接处开始折弯卷曲。在一些变形实施方式中,所述远端塑型体20自中间预设位置开始折弯卷曲,也就是所述远端塑型体20上的所述螺旋状弯折形成于所述远端塑型体20的中间位置。

[0057] 参考图1、图2以及图3,优选地,螺旋状弯折的所述远端塑型体20的不同区段位于同一平面内,并且所述第一端21位于螺旋状弯折的中间区域。所述第一端21位于所述螺旋状弯折的中间区域能够降低所述第一端21直接对左心房内壁造成机械损伤,提到输送导丝使用过程的安全性。

[0058] 优选地,所述远端塑型体20围绕一个中心点折弯卷曲形成一个螺旋式的所述限位部23。在一些变形实施方式中,所述远端塑型体20的不同部分分别围绕不同的中心点折弯卷曲形成两个以上螺旋式的所述限位部23,所述远端塑型体20具体围绕形成的螺旋式的所述限位部23的数量不应构成对本发明的限制。

[0059] 参考图1,所述远端塑型体20大致折弯卷曲形成2.5个端点不重合的圆形;参考图2,所述远端塑型体20大致折弯卷曲形成2个端点不重合的圆形;参考图3,所述远端塑型体20大致折弯卷曲形成1.5个端点不重合的圆形。在另一些优选实施例中,所述远端塑型体20折弯卷曲形成的具体圈数不应当构成对本发明的限制。

[0060] 需要指出的是,所述远端塑型体20所围绕形成的螺旋式的所述限位部23均符合阿基米德螺旋的特点。

[0061] 参考图4,在一变形实施方式中,螺旋状弯折的所述远端塑型体20的不同区域位于不同平面内,并且围绕形成中空腔24,所述第一端21弯折进入所述中空腔24,或者所述第一端21位于所述中空腔24的开口。所述远端塑型体20折弯卷曲形成所述中空腔24,能够更加有效地容纳所述第一端21,能够更加有效地降低所述第一端21与左心房内壁接触的风险。在一些变形实施方式中,所述远端塑型体20围绕形成的螺旋状的所述限位部23的数量也能够是两个以上。

[0062] 参考图5,在一变形实施方式中,所述远端塑型体20包括第一螺旋体251、第二螺旋体252以及连接所述第一螺旋体251和所述第二螺旋体252的中间连接段253,所述中间连接段253适于穿过心房间隔,所述第一螺旋体251和所述第二螺旋体252分别位于左心房和右心房,所述第一螺旋体251形成第一限位部231,所述第二螺旋体252形成第二限位部232。

[0063] 在使用过程中,所述第一螺旋体251和所述第二螺旋体252分别位于所述心房间隔的两侧,所述第一螺旋体251和所述第二螺旋体252分别能够在所述心房间隔的两侧对所述远端塑型体20进行限位。示例地,当向所述左心房的的方向推动所述远端塑型体20时,所述第二螺旋体252抵接于所述心房间隔内壁,以增加所述远端塑性体20向所述左心房间隔中运动的阻力,降低所述远端塑性体20的远端对左心房间隔的内壁造成机械损伤的风险。同样地,当向近端拉动所述远端塑型体20时,所述第一螺旋体251抵接于所述心房间隔,以增加所述远端塑型体20的远端离开所述左心房的阻力。

[0064] 参考图9,在本发明的另一些变形实施方式中,所述远端塑型体20仅包括螺旋状的所述第二限位部232,其能够抵接于心房间隔,以限制所述远端塑型体20的所述第一端21进入心房间隔的距离。

[0065] 进一步地,所述远端塑型体20还包括安装于所述第一端21的医用硅胶头(图中未示出),所述医用硅胶头能够在所述远端塑型体20的远端起到缓冲的效果,避免所述远端塑型体20的远端直接与心房的内壁接触,进一步降低所述远端塑型体20的远端对心房内壁造成机械损伤的风险。

[0066] 参考图6,螺旋状的所述远端塑型体20包括相互连接的远端螺旋段261和近端螺旋段262,所述远端塑型体20还包括套设于所述远端螺旋段261外侧的护套263。在使用过程中,当所述远端塑型体20接触到人体组织时,所述护套263能够有助于将阻力快速反馈至操作者,使得所述远端塑性体具有较快的触觉反馈机制。

[0067] 所述近端塑型段262占所述远端塑型体20的比例范围在15%-30%之间,并且由近

端至远端外部直径连续减小,范围在0.2mm至0.4mm之间。所述远端螺旋段261由近端至远端直径逐渐变小,最小部分的直径能够在0.05mm-0.15mm的范围内。

[0068] 优选地,所述护套263由丝状体沿所述远端螺旋段261的轴向有序缠绕形成,所述护套263还能够有助于所述远端塑型体20弯折形成所述限位部23。

[0069] 所述护套263由单根金属丝螺旋折弯形成,所述护套263的每一圈与所述远端螺旋段261的中轴线之间的夹角范围在20°至80°之间,优选是40°至70°,能够使得所述远端塑型体20具有恰当的弹性模量。

[0070] 优选地,所述远端塑型体20的远端和近端的直径大致相同。在一些变形实施方式中,所述远端塑型体20的远端直径大于近端的直径,所述护套263与所述远端螺旋段261之间具有一定的间隙。

[0071] 参考图6,所述基杆10包括操作段11和过渡段12,所述过渡段12的近端连接于所述操作段11,远端连接于所述远端塑型体20。所述操作段11的直径范围是0.5mm至1mm,所述过渡段12由近端至远端外部直径连续减小,直径范围在0.3mm至0.7mm之间。

[0072] 所述远端螺旋段261还包括端帽264,并且所述端帽264抵接于所述护套263的远端。所述端帽264优选是半球状,并且所述端帽264的直径与所述护套263的直径大致相同。

[0073] 参考图6,所述远端塑型体20还包括连接元件27,所述连接元件27的近端连接于所述近端螺旋段262,所述连接元件27的远端连接于所述护套263,所述连接元件27的近端直径小于远端直径,并且所述连接元件27内部具有供所述远端螺旋段261通过的避让通道。优选地,所述连接元件27的远端直径与所述护套263的直径大致相同。

[0074] 优选地,所述基杆10和所述远端塑型体20分别由不锈钢材质制作而成。在一些变形实施方式中,所述远端塑型体20的所述远端螺旋段261是镍钛合金等弹性金属,能够使得所述远端塑型体20具有恰当的弹性模量的同时进一步降低塑型段的刚度。

[0075] 在一些变形实施方式中,所述护套263含有钨或铂等易显影的材质,以增强所述塑型段的显影效果。

[0076] 根据本发明的另一方面,本发明进一步提供输送导丝的制造方法,包括:

[0077] 101:将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体20的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部23;

[0078] 102:对所述丝状体进行定型处理,以使得所述限位部23具有一定的弹性模量,能够在受到大于预设的拉力时,所述远端塑型体20展开为线条状;在不受力时能够折弯形成所述限位部23。

[0079] 优选地,在所述步骤101,在将预设直径的丝状体置入成型模具中处理,以使得所述丝状体的远端塑型体20的至少一部分向一侧折弯形成具有较大径向尺寸的限位部23步骤中,通过所述成型模具将所述远端塑型体20的至少一部分折弯形成符合阿基米德螺旋的螺旋状,长度可以在20mm至40mm之间。

[0080] 在所述步骤101中,只要能够将所述丝状体加工成型预设的螺旋状,所述成型模具的具体类型不构成对本发明的限制,所述成型模具的类型举例但不限于,管状模具、板状模具、块状模具等。

[0081] 在所述步骤102中,优选连同所述成型模具进行热处理,以使得所述限位部23定型,热定型后的所述远端塑型体20的所述限位部23保持恰当的弹性模量,同时具有恰当的

韧性,能够承受直线型与螺旋形构型之间的多次转换。对所述远端塑型体20进行热处理的温度范围在300℃至1200℃之间,举例但不限于电阻加热或感应加热等加热方式。

[0082] 优选地,所述丝状体是金属丝。在所述步骤101之前进一步包括步骤103:对预设长度的金属棒进行磨削加工,以得到预设直径的金属丝状体。所得到的金属丝状体的整体长度不少于3000mm,磨削部分的长度在30mm至60mm之间。

[0083] 进一步地,本发明所提供的输送导丝的制作方法进一步包括:

[0084] 104:将另一丝状体折弯绕制形成弹簧圈;

[0085] 本发明所提供的输送导丝的制作方法进一步包括:

[0086] 105:将连接元件27套设至所述远端塑型体20,并将所述连接元件27的近端连接于所述远端塑型体20的近端螺旋段262;

[0087] 106:将所述弹簧圈套设于所述远端塑型体20的远端螺旋段261的外侧,并且使得所述弹簧圈的近端连接于所述连接元件27的远端;

[0088] 107:对所述远端螺旋段261的远端进行处理,以形成具有较大径向尺寸的端帽264,并使得所述端帽264抵接于所述远端螺旋段261的远端。

[0089] 在所述步骤106中,将所述连接元件27的近端连接于所述远端塑型体20的近端螺旋段262的固定方式能够是粘合、焊接以及紧固等固定方式,焊接优选采用激光焊接。同样地,在所述步骤106中,将所述弹簧圈的近端连接于所述连接元件27的固定方式也能够是粘合、焊接以及紧固等固定方式,焊接优选采用激光焊接。

[0090] 在所述步骤106中,在将所述弹簧圈套设于所述远端螺旋段261并且固定连接于所述连接元件27后,将所述远端螺旋段261的远端伸出所述弹簧圈,对伸出所述弹簧圈的所述远端螺旋段261的部分进行处理形成所述端帽264。对所述远端螺旋段261进行处理的方式能够是机械挤压、加热熔化后冷却成型等方式。在一些变形实施方式中,还能够对所述远端螺旋段261的远端和所述弹簧圈的远端一起填充,填充后再迪奥和或者蚀刻形成螺旋外形。

[0091] 应当说明的是,上述实施例均可根据需要自由组合。以上仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以作出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

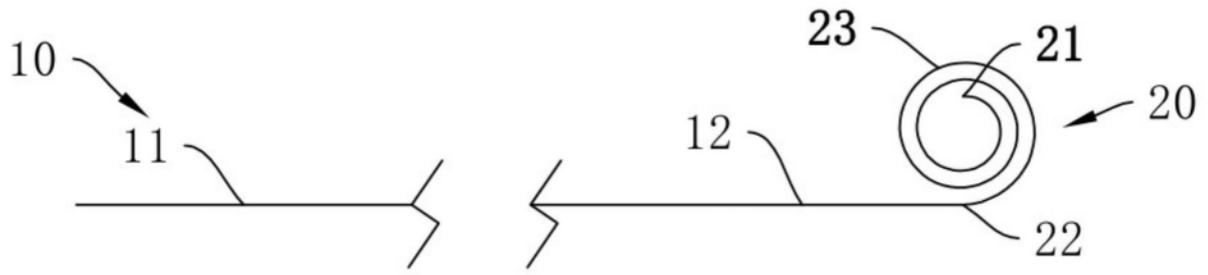


图1

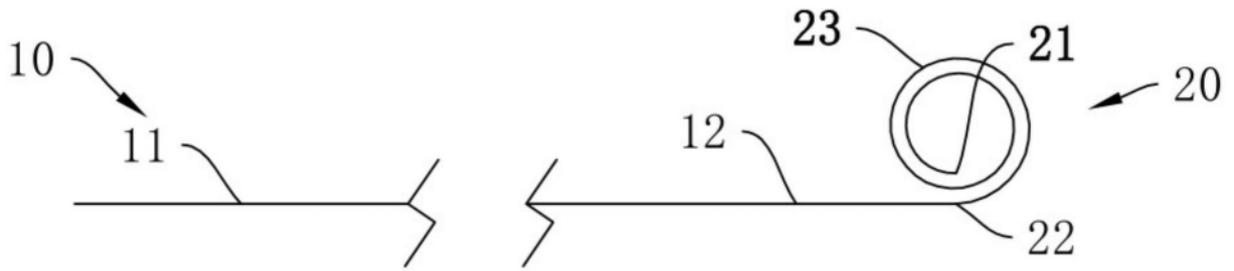


图2

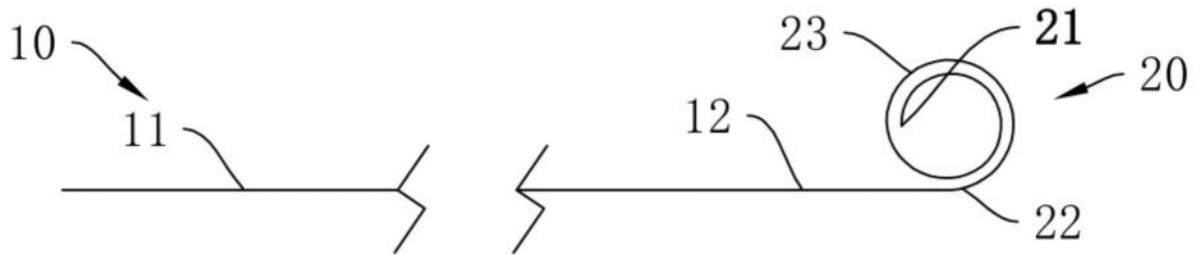


图3

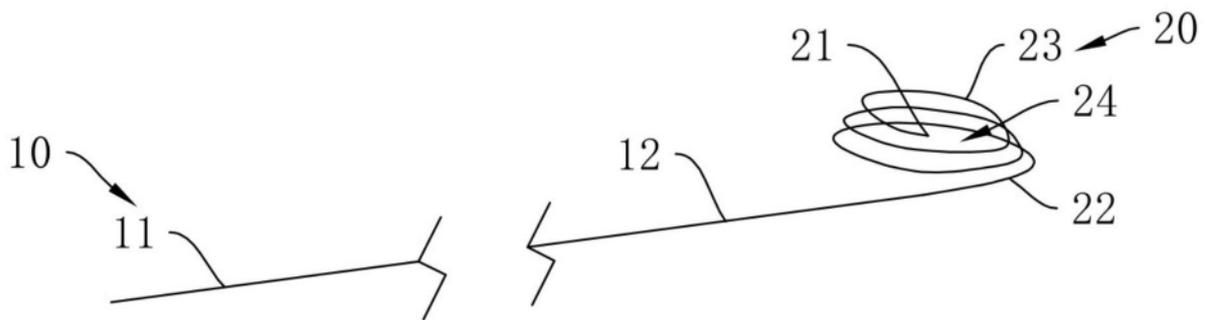


图4

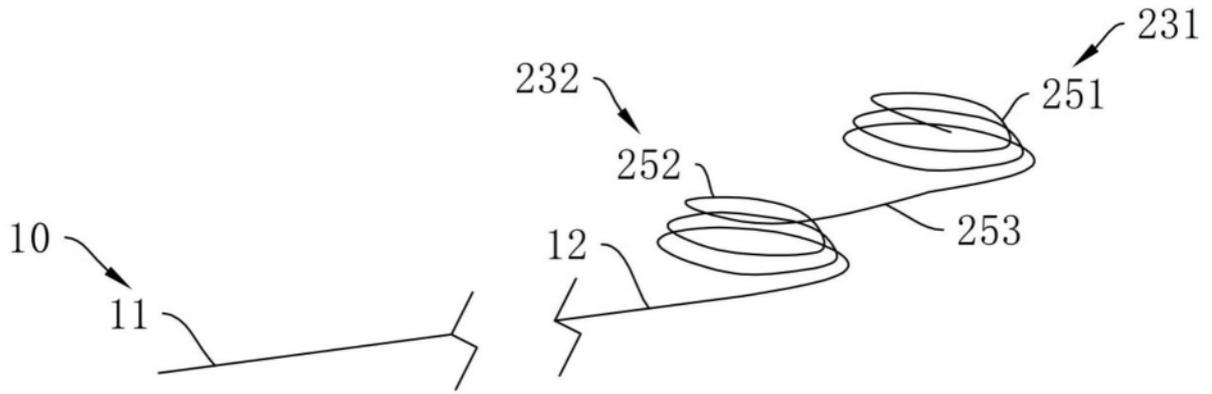


图5

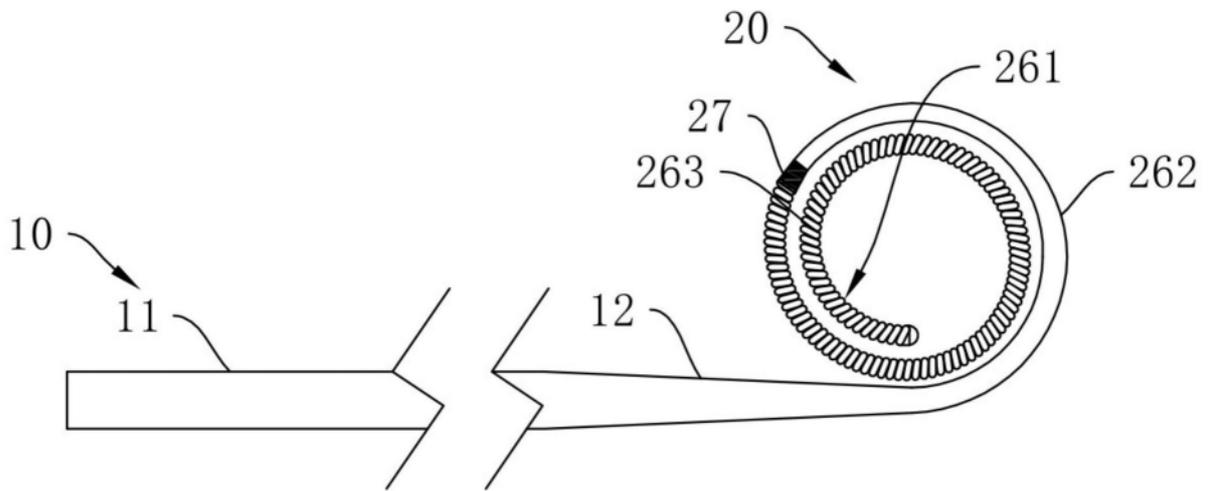


图6

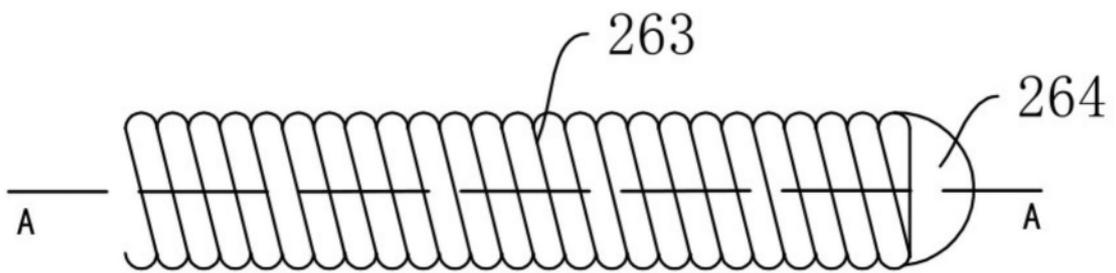


图7

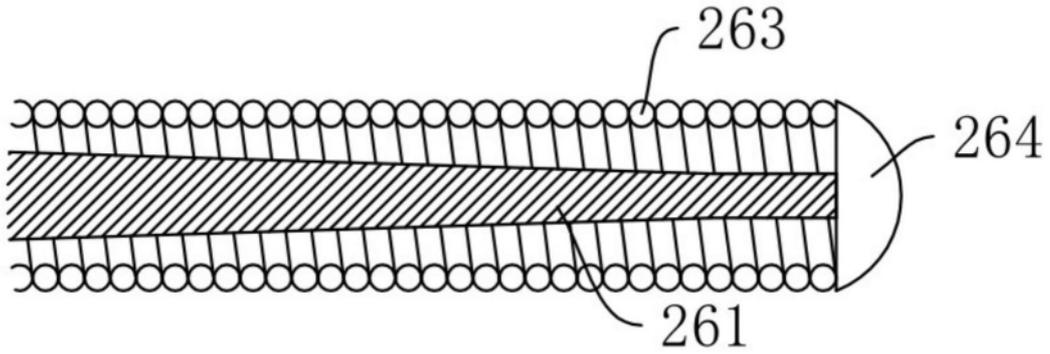


图8

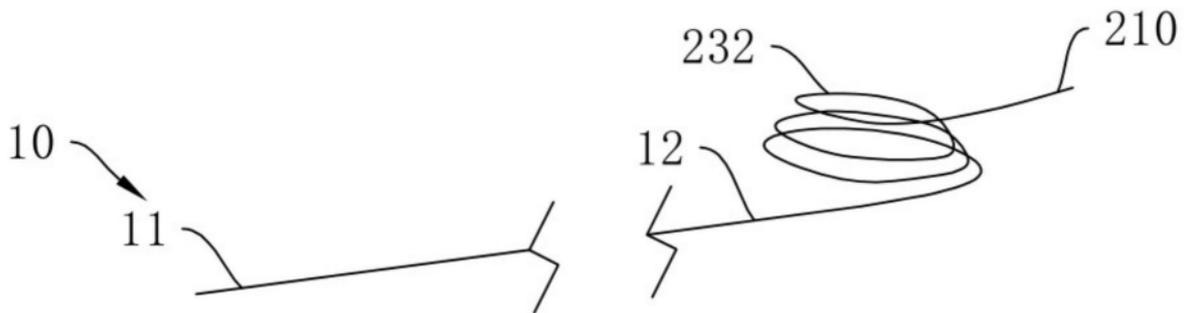


图9

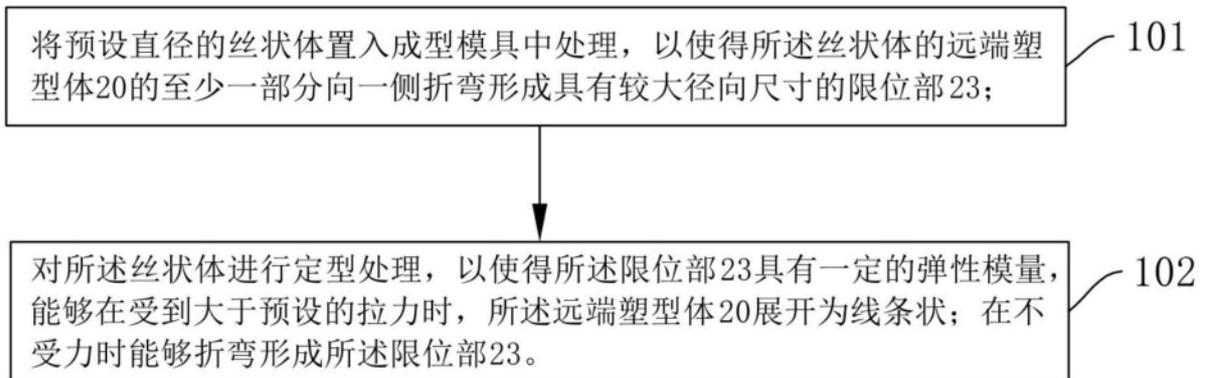


图10