



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108261598 A

(43)申请公布日 2018.07.10

(21)申请号 201611260203.X

(22)申请日 2016.12.30

(71)申请人 先健科技(深圳)有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼1-5层

(72)发明人 李安宁 李思漪

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 何平

(51)Int.Cl.

A61M 25/09(2006.01)

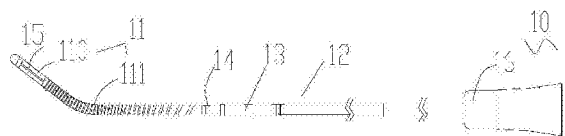
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

测量导丝

(57)摘要

本发明公开了一种测量导丝,包括主体段、与所述主体段的远端相连的导引段,所述主体段上设有显影标记,所述导引段还包括弹性段和与弹性段远端相连的柔性段,所述柔性段由高分子材料制成,且比所述弹性段的远端软。本发明中测量导丝碰壁时,柔性段首先弯曲,然后弹性段发生变形,并且弹性段从其近端到远端的变形幅度越来越大,柔性段与弹性段弯折后整体形状是弧形,避免在弯折时产生尖锐的棱角而对支气管等人体组织造成伤害。



1. 一种测量导丝,包括主体段、与主体段相连的导引段以及设于所述主体段上的显影标记,所述导引段包括与所述主体段的远端相连的弹性段,其特征在于,所述弹性段从近端到远端越来越软,所述导引段还包括与所述弹性段远端相连的柔性段,所述柔性段由高分子材料制成,且比所述弹性段的远端软。

2. 根据权利要求1所述的测量导丝,其特征在于,所述测量导丝还包括显影条,所述显影条设于所述柔性段内。

3. 根据权利要求2所述的测量导丝,其特征在于,所述柔性段包括相互连接的连接段及显露段,所述连接段与所述弹性段相连,所述显影条设于所述显露段内。

4. 根据权利要求3所述的测量导丝,其特征在于,所述连接段插入至所述弹性段内,所述显露段构成所述测量导丝的远端部分。

5. 根据权利要求4所述的测量导丝,其特征在于,所述显影条的一部分还设于所述连接段内。

6. 根据权利要求2-5所述的测量导丝,其特征在于,所述测量导丝还包括显影件,所述显影件设于所述柔性段内,且比所述显影条更靠近所述柔性段的远端。

7. 根据权利要求1所述的测量导丝,其特征在于,所述弹性段包括具有连续的螺旋状切槽的弹性管状体,从所述弹性段远端至近端,所述弹性段的相邻两个切槽沿所述弹性段轴向的间距逐渐变大。

8. 根据权利要求7所述的测量导丝,其特征在于,所述弹性段的切槽内填充有高分子填充物,所述高分子填充物与所述柔性段的连接段相融合,并使所述弹性段外表面光滑。

9. 根据权利要求1所述的测量导丝,其特征在于:所述测量导丝还包括连接所述主体段与所述弹性段的连接件,所述连接件近端插入至所述主体段的管腔中,所述连接件的远端插入至所述弹性段的管腔中。

10. 根据权利要求1所述的测量导丝,其特征在于:所述主体段包括基体及包覆在所述基体外的高分子薄膜。

11. 根据权利要求9所述的测量导丝,其特征在于:所述主体段包括金属管材基体和高分子覆膜,所述显影标记设于所述金属管材外表面,所述高分子包覆在所述金属管材基体外表面。

12. 根据权利要求1所述的测量导丝,其特征在于:所述主体段包括高分子实心柱状体,所述主体段内设有金属内芯,所述显影标记设置于所述主体段内,并与所述金属内芯相连。

13. 根据权利要求11所述的测量导丝,其特征在于:所述主体段基体由多股金属丝缠绕而成。

14. 根据权利要求11所述的测量导丝,其特征在于,所述金属管材基体的管壁厚度为0.01~1mm。

测量导丝

技术领域

[0001] 本发明属于介入治疗技术领域,涉及一种介入治疗用器械,尤其涉及一种测量导丝。

背景技术

[0002] 介入治疗是在医学影像设备的引导下,利用导丝建立输送路径,通过导管将器械或诊断仪器输至人体内对病灶进行诊断和局部治疗。

[0003] 在利用导丝建立输送路径时,可使用测量导丝进行导引,一旦判断到测量导丝的尖端位于期望位置,则可沿测量导丝输送导管,直至导管远端到达期望位置。若测量导丝的径长与导管的径长相差较大,则导管的远端在达到期望位置后容易损伤病变组织。因此,当输送尺寸较大的器械时,需要使用较粗的测量导丝建立路径。较粗的测量导丝远端硬度较高,当其在伸入人体内进行导引时,尤其伸入肺部、支气管等人体内较为薄弱的组织时,其尖端容易挫伤支气管内壁并对其造成损伤,导致气胸等不良事件的发生。

发明内容

[0004] 本发明提供一种远端柔软的测量导丝,避免当其在伸入人体内进行导引时,其端部对组织造成损伤。

[0005] 本发明解决其技术问题所采用的一种技术方案是:

[0006] 包括主体段、与主体段相连的导引段以及设于所述主体段上的显影标记,所述导引段包括与所述主体段的远端相连的弹性段,所述弹性段从近端到远端越来越软,所述导引段还包括与所述弹性段远端相连的柔性段,所述柔性段由高分子材料制成,且比所述弹性段的远端软。

[0007] 在本技术方案一实施例中,所述测量导丝还包括显影条,所述显影条同轴地设于所述柔性段内。

[0008] 在本技术方案一实施例中,所述柔性段包括相互连接的连接段及显露段,所述连接段与所述弹性段相连,所述显影条同轴地设于所述显露段内。

[0009] 在本技术方案一实施例中,所述连接段插入至所述弹性段内,所述显露段构成所述测量导丝的远端部分。

[0010] 在本技术方案一实施例中,所述显影条的一部分还同轴地设于所述连接段内。

[0011] 在本技术方案一实施例中,所述测量导丝还包括显影件,所述显影件同轴地设于所述柔性段内,且比所述显影条更靠近所述柔性段的远端。

[0012] 在本技术方案一实施例中,所述弹性段包括具有连续的螺旋状切槽的弹性管状体,从所述弹性段远端至近端,所述弹性段的相邻两个切槽沿所述弹性段轴向的间距逐渐变大。

[0013] 在本技术方案一实施例中,所述弹性段切槽内填充有高分子填充物,所述高分子填充物与所述柔性段的连接段相融合,并使所述弹性段外表面光滑。

[0014] 在本技术方案一实施例中,所述测量导丝还包括连接所述主体段与所述弹性段的连接件,所述连接件近端插入至所述主体段的管腔中,所述连接件的远端插入至弹性段的管腔中。

[0015] 在本技术方案一实施例中,所述主体段包括基体及包覆在所述基体外的高分子薄膜。

[0016] 在本技术方案一实施例中,所述主体段包括金属管材基体和高分子覆膜,所述显影标记设于所述金属管材外表面,所述高分子包覆在所述金属管材基体外表面。

[0017] 在本技术方案一实施例中,所述主体段包括高分子实心柱状,所述主体段内同轴地设有金属内芯,所述显影标记设置于所述主体段内,并与所述金属内芯相连。

[0018] 在本技术方案一实施例中,所述金属管材基体的管壁厚度为0.01~1mm。

[0019] 本发明的测量导丝包括主体段、与所述主体段的远端相连的弹性段和设于所述主体段外表面的显影标记,弹性段从近端到远端越来越软,并且柔性段由高分子材料制成,且比所述弹性段的远端软,相比于现有技术,本发明伸入至人体内的支气管等组织时,柔性段触碰支气管壁等人体组织的内壁时,其较为柔软的头端会首先弯曲,其近端弯曲变化程度较小,操作者根据X射线能够更加直观地观察到其远端的弯曲程度,进而判断测量导丝是否到达预定位置,弹性段近端到远端的变形幅度越来越大,其弯折后整体形状是弧形,从而能够避免弯折时产生尖锐的棱角而对支气管等人体组织造成伤害。

附图说明

[0020] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:

[0021] 图1是本发明一实施例提供的测量导丝的结构示意图;

[0022] 图2是图1所示测量导丝的柔性段的局部剖视图;

[0023] 图3是图1所示测量导丝的弹性段的结构示意图;

[0024] 图4是图3中的弹性段沿其长度方向剖开且展开后的示意图;

[0025] 图5是图1所示测量导丝的引导段的局部剖视图;

[0026] 图6是图1所示测量导丝的主体段的局部结构示意图;

[0027] 图7是图1所示测量导丝的显影标记的结构示意图;

[0028] 图8是图1所示测量导丝的连接件的结构示意图;

[0029] 图9是本发明另一实施例提供的测量导丝的结构示意图;

[0030] 图10是本发明一实施例的测量导丝一种主体段的结构示意图;

[0031] 图11是本发明一实施例的测量导丝另一种主体段的结构示意图;

[0032] 图12是本发明一实施例的测量导丝又一种主体段的结构示意图;

[0033] 图13是本发明一实施例的测量导丝又一种主体段的结构示意图;

[0034] 图14是本发明一实施例的测量导丝又一种主体段的结构示意图;

[0035] 图15是本发明另一实施例提供的测量导丝弹性段的结构示意图;

[0036] 图16是图15中的弹性段沿其长度方向剖开且展开后的示意图。

[0037] 附图标记:测量导丝-10,导引段-11,主体段-12,显影标记-13,弹性段-111,柔性段-110,把手-16,金属基体-120,连接段-1102,显露段1101,连接件-14。

具体实施方式

[0038] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施,本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进,因此本发明不受下面公开的具体实施的限制。

[0039] 在介入领域,通常将相对操作者近的一端称为近端,相对操作者远的一端称为远端。

[0040] 除非另有定义,本文所使用的所有技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的,不是旨在于限制本发明。本文所使用的术语“及/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0041] 请一并参阅图1、图6以及图7,本发明一实施例提供的测量导丝10包括位于远端的导引段11,及与导引段11近端相连接的主体段12,主体段12上间隔的设置有多组显影标记13。所述导引段11包括与主体段12远端相连的弹性段111,和构成测量导丝10的远端的柔性段110。在测量导丝的近端还设置有方便推送、握持的把手16。

[0042] 主体段12包括管状的金属基体120,包覆在金属基体120外表面的且具有生物相容性的高分子薄膜(图未示),以及间隔设置在金属基体120外表面的多组显影标记13。高分子薄膜的起始端位于主体段12与弹性段111的连接处,其包覆所有位于主体段12上的显影标记13。高分子薄膜可使主体段12外表面光滑,能够防止主体段12对人体内支气管等组织造成损伤。高分子薄膜可以采用具有优良的化学稳定性、耐水、耐气候老化、良好的低压缩性、生物相容性好、机械强度高、无毒、无味等特性的高分子溶液制成,例如硅橡胶或聚氨酯溶液。

[0043] 金属基体120的材质可以是不锈钢、镍钛合金,或钴铬合金,管壁厚度为0.01~1mm,以避免主体段12插入体内后在X射线下不能将显影标记13与金属基体120区分开。若金属基体120的管壁过厚,则显影标记13与金属基体120的显影对比度会下降,导致在相同的X射线下两者不容易区分。金属基体120可由多根金属丝绕制而成,具有良好的弹性及柔韧度的同时,还有较好的推送性,这里的推送性是指:主体段12具有一定的刚度,在测量导丝10经由推送管道推送时,测量导丝10能够沿通道进行推送,不会因自身主体段12过于柔软而导致推送过程中产生过度弯曲而导致在管内或人体组织中弯折,而无法继续推送。本实施例中构成主体段12的多根金属丝为具有一定弹性的弹簧丝,其缠绕而成的金属基体120仍具有一定弹性,能够保证在主体段12具有弹性,从而保证主体段12不易弯折出尖锐棱角,并且提高其使用寿命。在其他实施例中,金属基体120可以是表面光滑的金属管,例如镍钛管。多组显影标记13均具有特定特征,本实施例中,多组显影标记13以包括的显影件130的个数进行区分,第一组显影标记13中包含一个显影件130,第二组显影标记13中包含两个显影件130,第三组显影标记13中包含三个显影件130,并以此类推,每组显影标记相距20毫米,第一组显影标记13距离测量导丝10的头端为70毫米,设置这种特定特征的目的是:当测量导丝10的一端进入人体组织内进行测量时,操作者能够通过DSA仪器在X射线下根据从导丝的推送装置中露出的最靠近病变组织的那组显影标记13来直接确定测量导丝10所测定的距

离,从而便于后续选择合适规格的医疗器械。通过这种设计方式,操作者不需要查数目标区域内的显影标记13个数,可以根据露出推送装置外的显影标记的特定特征直接确定测量导丝10的伸出长度,能够减少测量所用的时间,提高准确性。

[0044] 显影件130可以呈环状,套设在主体段金属基体120外,显影件130采用X射线下可视性较好的材料,如黄金、铂金、钨、钽等密度较高的材质,此类材质显影性较好,在同等环境下,在X射线下的显影效果较为清晰,显影件130的厚度不宜过大,若显影件130的厚度过大,当其套设在金属基体120外时,会在主体段12的表面形成较为明显的凸起,会增加损伤人体的风险,优选的,显影件的厚度为0.01-0.5毫米,显影件130与主体段12的金属基体120的连接方式可以是:焊接、粘接、拼接等,这里不做具体的限定。在其他实施例中,显影件130可为其他形状或结构,只要能在X射线下被识别,起到标识测量导丝10的作用即可。

[0045] 请参阅图1,弹性段111从近端到远端越来越软。导引段11作为测量导丝10的远端与人体组织内壁直接接触。柔性段110由具有生物相容性的高分子材料制成,比弹性段111更软,更容易变形。柔性段110也可以是从近端到远端越来越软,即导引段11从近端到远端越来越软。柔性段110也可以是从远端到近端具有相同的柔软度。可以理解的是,导引段11与主体段12相连接的部分,其抗弯曲能力较强,接近于由多根金属丝绕制而成的主体段12的抗弯曲能力,所述抗弯曲能力是指,能够让其产生弯曲变形所需要的最小力,所需要的力越大,则其抗弯曲能力越强,越不容易变形,所需要的力越小,则越容易变形,抗弯曲能力越弱。由于弹性段111从近端到远端越来越软,且柔性段110由高分子材料制成,具有较好的柔软性,因此当导引段11伸入至人体内的支气管等组织时,柔性段110触碰支气管壁等人体组织的内壁时,其较为柔软的头端会首先弯曲,其近端弯曲变化程度较小,操作者根据X射线能够更加直观地观察到其远端的弯曲程度,进而判断测量导丝10是否到达预定位置,导引段11渐变的抗弯曲能力能够保证当导引段11的远端碰壁时,整个导引段11的弯曲是一个渐变的过程,即从其近端到远端的变形幅度越来越大,其弯折后整体形状是弧形,因此可以理解的是,导引段11的任一部分在体内不会出现急剧的弯折,从而能够避免因导引段11在弯折时产生尖锐的棱角,而对支气管等人体组织造成伤害。

[0046] 柔性段110的材质为高分子弹性材料,例如:硅胶,聚四氟乙烯、PEBA材料或者其他高分子材料,由于高分子弹性材料具有比金属材料更加柔软的特性,因此当其直接接触支气管等人体组织的内壁时,因自身柔软的特性不会对支气管内壁等人体组织造成损伤,且高分子弹性材料的抗弯曲力更低,在测量导丝植入的过程中,柔性段110的远端作为测量导丝的远端,由于在测量导丝植入的过程中,柔性段110的远端为与人体内组织直接接触的一端,这里柔性段110的远端面优选设计成圆弧面,以防止其挫伤人体内组织,在测量导丝植入的过程中,当其触碰人体内支气管或肺脏等组织时,柔性段110具有更柔软、抗弯曲力低的特性,更容易弯折,从而不会对人体内组织造成挫伤。

[0047] 请参阅图2,本发明一实施例提供的弹性测量导丝,其柔性段110包括连接段1102及显露段1101,这里的连接段1102与显露段1101可以一体成型,通过模具直接制作或者采用切削的方式进行制作,也可以分别制作连接段1102与显露段1101,再通过胶水粘结或其他方式将其紧固连接,这里不做具体限定。柔性段110的连接段1102径向尺寸小于显露段1101的径向尺寸,且连接段1102与显露段1101呈台阶状。本实施例中,柔性段110的连接段1102及显露段1101的主体分均优选为圆柱形,并且连接段1102与显露段1101的轴线在同一

水平线上。进一步的,请一并参阅图1、图2与图5,弹性段111为管状,其至少远端开口,即弹性段111可以为空心管状,其远端能够容纳柔性段110的连接段1102插入,连接段1102径向尺寸与弹性段111的管腔内径相同,当柔性段110与弹性段111连接时,连接段1102能够插入至弹性段111的管腔内,由于高分子材料具有一定的弹性,当连接段1102插入至弹性段111的管腔内,连接段1102能够适当被压缩,其材质的弹性能够保证其被弹性段111的管腔紧固套牢,并充盈于所述弹性段111的管腔,从而有效避免了其他连接方式导致的连接可靠性差的问题。优选的,柔性段110的显露段1101的径向尺寸与弹性段111的外径尺寸相同,当柔性段110的连接段1102插入至弹性段111的管腔内时,连接段1102与显露段1101连接处的台阶宽度能够与弹性段111的管壁厚度相同,从而能够保证柔性段110与弹性段111连接后,其连接处的外表面为光滑面,进而保证测量导丝外表面光滑,避免因表面有凸起而对人体内组织器官造成损伤,同时也能够降低后续加工难度。

[0048] 请一并参阅图3与图4,本实施例中,弹性段111为由镍钛管经激光切割而成的具有切槽的管状体,且在相同外力作用下其从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强(也就是说,在相同外力作用下,其从远端至近端的变形能力逐渐减弱,亦即从远端至近端越来越硬),以能够对测量导丝起到更好的导引作用。可以理解的是,由于弹性段111为具有多个切槽的管状体,弹性段111的抗弯曲能力可以随着相邻切槽间距的改变而改变,本领域技术人员可以根据实际需要来设定相邻切槽间距以实现弹性段111的抗弯曲能力渐变的特点。还可以理解的是,在其他实施例中,弹性段111可以为从远端至近端的管径逐渐增大的管状体,或者其他形式的管状体,只要能够保证在相同外力作用下其从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强即可。

[0049] 弹性段111包括连续的呈螺旋状的切槽2502。在弹性段111沿其轴向剖开的展开平面上,从弹性段111的远端至近端,相邻两切槽2502之间的间距也逐渐变大,以达到弹性段111从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强的目的。

[0050] 可以理解的是,弹性段111沿其轴向剖开的展开平面上,从弹性段111的远端至近端,当所述弹性段111的切槽2502的延伸方向2505与所述弹性段111的轴向2504之间的夹角 G 不变,所述弹性段111的切槽沿所述弹性段111的轴向2504的宽度逐渐小时,相邻两切槽2502之间的间距也逐渐变大,也可以达到弹性段111从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强的目的。

[0051] 可以理解的是,弹性段111沿其轴向剖开的展开平面上,从弹性段111的远端至近端,弹性段111的切槽沿弹性段111的轴向2504的宽度不变,弹性段111的切槽的延伸方向2505与弹性段111的轴向2504之间的所夹锐角逐渐变大时,相邻两切槽2502之间的间距也逐渐变大,也可以达到弹性段111从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强的目的。

[0052] 请参阅图5,所述弹性段111切槽内还填充有与所述柔性段110材质相同的高分子填充物(图中未示出),所述高分子填充物与所述柔性段110的连接段相融合,并使所述弹性段111外表面光滑。由于弹性段111是由镍钛管切割而成的具有连续的螺旋状切槽的弹性管状体,在其表面由于存在连续的切槽,使其表面会有凸棱,在伸入人体支气管等组织时,容易对支气管等人体组织造成损伤,本实施例中,在切槽内填充有与所述柔性段110材质相同的高分子填充物,高分子填充物与柔性段110的连接段相融合,将弹性段111连续的切槽填满,从而使弹性段111外表面光滑。一方面可以减少弹性段111与输送装置的摩擦力,使其推送

更加顺畅,另一方面可以保证弹性段111表面光滑没有凸棱,当弹性段111受力弯曲时,能够保证不会对人体支气管等组织造成损伤。

[0053] 请一并参阅图2与图5,柔性段110内设置有显影体15,显影体15近端随柔性段110的连接段1102插入至所述弹性段111的管腔内。柔性段110内设置有显影体15,由于柔性段110为高分子材料制成,显影体15可嵌入至柔性段110内,也可以采取其他方法将显影体15设置于柔性段110内,这里不作具体限定。当柔性段110的连接段1102插入至弹性段111的管腔中时,显影体15的近端伸入至弹性段111的管腔中。这里柔性段110采用高分子材料制得,由于本器械需要在X射线辅助下进行操作,而高分子材料本身显影性差,本实施例中,在柔性段110内设置有显影体15,当测量导丝在植入过程中,可通过柔性段110内的显影体15进行显影,同时由于显影体15的近端伸入至弹性段111的管腔中,当测量导丝在植入过程中,显影体15不仅能够显示出柔性段110的弯曲变化,还能够对弹性段111的弯曲变化进行显影,进而保证操作的准确性与安全性,进一步的,由于柔性段110与弹性段111其材质不同,柔性段110的抗弯曲力小于弹性段111的抗弯曲力,当测量导丝扭曲脏器或组织时,柔性段110与弹性段111之间极易发生剧烈的形变差异,导致在形变差异较大的区域产生较大应力集中,进而导致柔性段110与弹性段111之间发生断裂,由此,本实施例中,显影体15包括显影条151及显影环152,其中,显影条151包括芯轴以及绕装于其上的显影材料,显影材料优选为X射线下显影效果较好的黄金、铂金、钨等重金属材质,芯轴可优先选用弹性较好的镍钛合金、钴铬合金等,这种设计方式能够保证显影体15具有良好的弹性,当其设置在柔性段110内部时,其近端随柔性段110的连接段1102插入至弹性段111后,由于其本身具有一定弹性,能够对柔性段110及弹性段111提供一定的应力支撑,相当于能够减小柔性段110与弹性段111之间的抗弯曲力的差距,从而使导引段从远端到近端具有渐变的抗弯曲力,即抗弯曲力从远端到近端逐渐变强,从而能够避免柔性段110与弹性段111之间发生剧烈的形变差异,进而能够避免柔性段110与弹性段111之间发生断裂。

[0054] 进一步的,参阅图5,优选的显影体15近端与柔性段110近端的距离为0.5毫米至20毫米。相关领域技术人员在进行设计时,可以根据柔性段110与弹性段111的抗弯曲能力差异,选择显影体插入至弹性段111中的深度,以保证,柔性段110与弹性段111连接处在受外力弯曲时不会发生断裂。

[0055] 请参阅图5,显影体15包括设置在所述柔性段110轴向方向上的显影条151。显影条151具有一定长度,同时显影条151在随着柔性段110及弹性段111弯曲时,其显影效果较好,显影条151自身的弯曲变化能够显示其外的柔性段110及弹性段111的弯曲变化,优选的,将显影条151设置于柔性段110的轴向方向上能够最大限度利用显影条151的长度,保证其在柔性段110内保持延展状态,从而能够带来更好的显影效果的同时能够提供更好的弹性,从而能够提供更大应力支撑,防止柔性段110与弹性段111之间发生断裂。同时,由于本器械需要在X射线辅助下进行操作,将显影条151设置在柔性段110内,并且近端伸入至弹性段111,能够保证在测量导丝植入过程中,显影出柔性段110与弹性段111的弯曲程度,当显示柔性段110弯曲至一定程度时,操作人员能够根据显影结果判断测量导丝端部是否已经到达预定位置,从而能够测量导丝使用的安全性。进一步的,显影体15还包括显影件152,显影件152靠近柔性段110远端,优选的设置于柔性段110的远端端部,由于显影条151较细,在柔性段110的端部设置显影件152,在测量导丝进行植入时能够较好的显影出测量导丝远端的位

置信息,更加有利于操作人员判断测量导丝远端端部的位置,从而提高操作的安全性与准确性。本实施例中,显影件为圆环状,可以理解的是,在其他实施例中,显影件还可以为块状、三角状等其他形状,只要能够显影出测量导丝远端的位置信息即可。

[0056] 请一并参阅图1与图8,测量导丝10还设置有用于连接所述主体段12与导引段11的连接件14,本实施例中连接件14为一圆柱形短管,连接件14近端插入至主体段12的管腔中,连接件14的远端插入至弹性段111的管腔中,主体段12远端端面与弹性段111的近端端面贴合,通过连接件14来将主体段12与弹性段111连接,连接件14近端外壁与主体段12的管腔内壁相焊接,另一方面,连接件14远端外壁与弹性段111段的管腔内壁相焊接,相比于直接将主体段12与弹性段111的端面连接,本实施例中增加了焊接的点位,从而使主体段与弹性段的连接更加牢固,进一步的,通过圆柱形短管连接弹性段111与主体段12,能够提高连接处的抗弯曲能力,当导引段11的远端碰壁时,弹性段111会发生相应的弯曲,此时,应该保证主体段12的伸直状态,以保证测量的准确性,由于主体段12本身具有一定的弹性,当与其连接的弹性段111发生弯曲时,会带动主体段12产生弯曲的趋势,本实施例中,由于在弹性段111与主体段12之间加入连接件14,能够很大程度上承担弯曲力,由于其本身具有较强的刚度,因此可以保证连接处不会产生过大的形变,保证与其近端相焊接的主体段12不会产生弯曲,进一步保证了测量的准确性。

[0057] 参见图9,本发明另一实施例提供的测量导丝10a包括导引段11a及与导引段11a近端相连接的主体段12a,主体段12a上间隔的设置有多组显影标记,导引段11a从近端到远端越来越易变形,所述导引段11远端设置有柔性段110a。

[0058] 主体段12a的基体为高分子材料制成的实心柱体,主体段12a材质可以是:聚四氟乙烯、Pebax、尼龙,或硅胶。显影标记13a与主体段12a基体的连接方式可以为粘接,或者如图10所示,通过利用显影标记13a本身具有可塑性变形且高分子材料的主体段12a具有较好的弹性的特点,将内径稍大于主体段12a基体的显影标记13a,套设于主体段12a基体的外表面,再对显影标记13a施加径向力,使其内径减小至小于主体段12a基体外径,以此来将显影标记13a固定在主体段12a基体之上。主体段12a上间隔设置有多组显影标记13a,多组显影标记13a均具有特定特征,本实施例中,多组显影标记13a的特定特征可以如下设置,多组显影标记13a以每组显影标记13a中的显影件130的个数进行区分,第一组显影标记13a中包含一个显影件130a,第二个组显影标记13a中包含两个显影件130a,第三组显影标记13a中包含三个显影件130a,并以此类推,每组显影标记相距20毫米,第一组显影标记13a距离测量导丝10的头端为70毫米,这种特定特征的目的是:当测量导丝伸出推送管道在人体组织内进行测量时,操作者能够根据从推送装置中露出的最近的那组显影标记来直接确定测量导丝所测定的距离。这种设计方式,操作者不需要数目标区域内的显影标记个数,直接确定测量导丝的伸出距离,能够减少测量所用的时间,提高准确性。

[0059] 请参阅图11,多组显影标记的特定特征还可以如下设置,在距离导引段11最近的第一个显影标记130d上,在其表面可以切割出数字1,第二个显影标记130d,在其表面切割出数字2,第三个显影标记130d,在其表面切割出数字3,并以此类推,其中,每个显影标记相距20毫米,第一个显影标记距离测量导丝10的头端为70毫米,这种特定特征的目的是:当测量导丝伸出推送管道在人体组织内进行测量时,操作者能够根据从推送装置中露出的最近的那组显影标记来直接确定测量导丝所测定的距离。这种设计方式,操作者不需要数目标

区域内的显影标记个数,直接确定测量导丝的伸出距离,能够减少测量所用的时间,提高准确性。如图12所示,多组显影标记的特定特征还可以为:每个显影标记具有不同的形状,通过将每个显影标记设计成不同的形状,当测量导丝上某个显影标记130e露出时,操作者可以直接从具体形状判断测量距离,方便快捷,除此之外,每组显影标记的特定特征也可以为颜色,大小等,这里不再一一赘述。

[0060] 请一并参阅图9与图13,本实施例中,由于主体段12a基体为高分子材料制作的实心柱状体,其抗弯曲能力较差,当受到外力时容易弯曲,同时在使用推送装置推送测量导丝10a时,主体段12a易产生弯曲,从而导致无法推送,因此,在主体段12a内还设置有一根金属内芯1201,金属内芯1201设置在主体段12a的轴线上,并贯穿主体段12a,金属内芯1201具有比高分子材料更好的硬度,当主体段12a内穿设有金属内芯1201后,主体段12a抗弯折度提高,从而具有较好的推送力,当使用推送装置推送测量导丝10a时,主体段12a不会产生过大弯曲而导致无法推送。金属内芯1201可以为镍钛合金、不锈钢、钴铬合金等金属材料。

[0061] 相应的,参阅图14,在其他实施例中也可以将显影标记130c亦布置在主体段基体120c内部,金属内芯1201c可以与显影标记130c通过焊接、粘接、拼接进行连接。优选的,显影标记130c与金属内芯1201c可以是同一块材料经过机械加工或者其他加工方式制成的一个整体。

[0062] 请一并参阅图15及16,本实施例中,弹性段111a为由镍钛管经激光切割而成的具有切槽的管状体,且在相同外力作用下其从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强,以能够对测量导丝起到更好的导引作用。可以理解的是,由于弹性段111a为具有多个切槽的管状体,弹性段111a的抗弯曲能力可以随着相邻切槽间距的改变而改变,本领域技术人员可以根据实际需要来设定相邻切槽间距以实现弹性段111a的抗弯曲能力渐变的目的。

[0063] 弹性段111a包括多组细长状的切槽组1601~1608。每组切槽(如1601)由两个以上的平行切槽1601a及1601b组成,各个平行切槽具有一定的宽度1609。这些切槽组1601~1608的延伸方向的轴线形成一定的角度F。相邻两切槽组之间具有间隔1610。通过调整各组切槽组中切槽的个数和宽度1609大小、角度F的大小以及间隔1610的大小,可以调整弹性段111a的抗弯曲能力。优选地,平行切槽1601的个数可以为2~6个,距离1609可以为0.05~1mm,角度F优选为5~85度,间隔1610优选为0.1~1.0mm。将不同宽度1609的平行切槽组(1601~1608)组合到同一镍钛管上,能够实现在相同外力作用下,弹性段111a从远端至近端的抗弯曲能力逐渐增强的目的。

[0064] 为了达到弹性段111a抗弯曲能力渐变效果,一种可行的方式是,从远端至近端,相邻两个切槽组中角度F不变,切槽的宽度1609逐渐变小;另一种可行的方式是,从远端至近端,相邻两个切槽组中切槽的宽度1609不变,角度F逐渐增大。可以理解的是,同时改变相邻两个切槽组中的角度F和切槽的宽度1609,亦可以达到弹性段111a从远端至近端抗弯曲能力逐渐增大的效果。

[0065] 可以理解的是,在本发明其他实施例中,弹性段111可为其他结构,只要能具有从远端到近端越来越柔软即可。

[0066] 上面结合附图对本发明的实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,而不是限制性的,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可做出很多

形式,这些均属于本发明的保护之内。

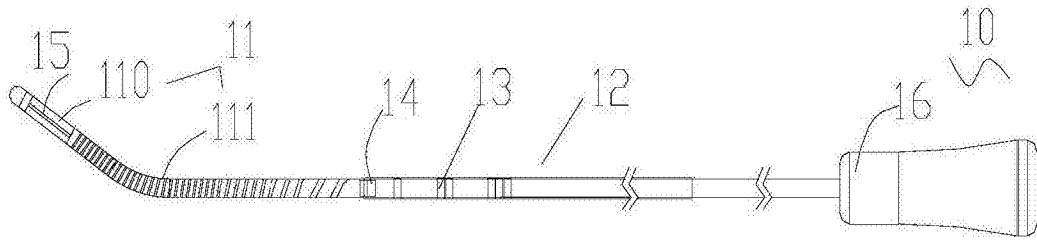


图1

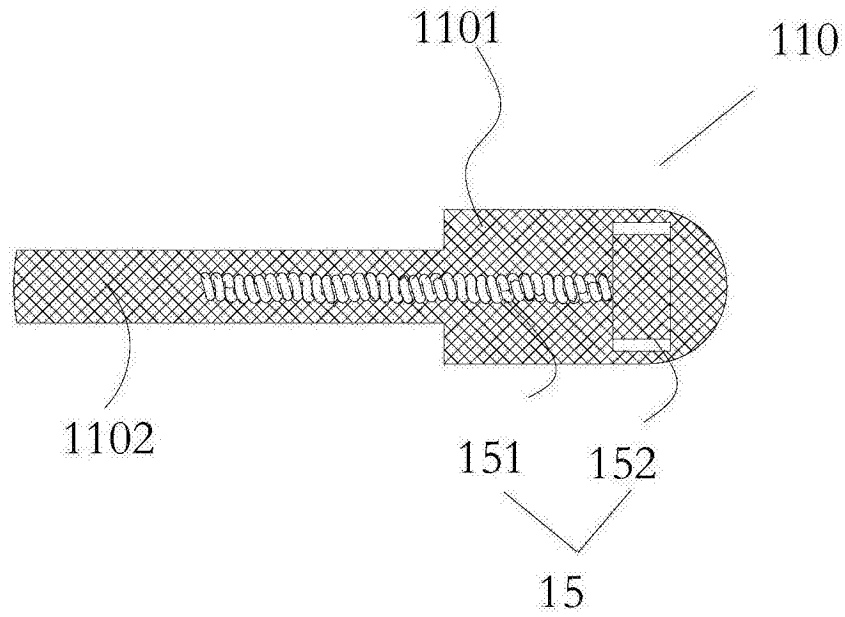


图2

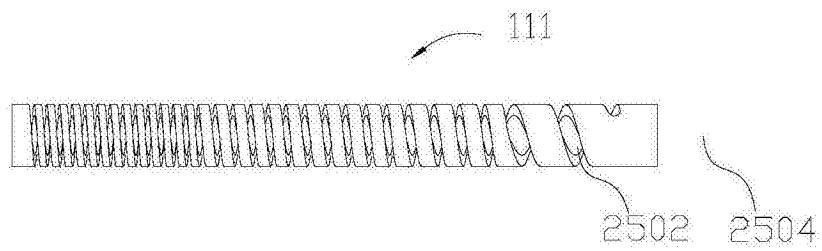


图3

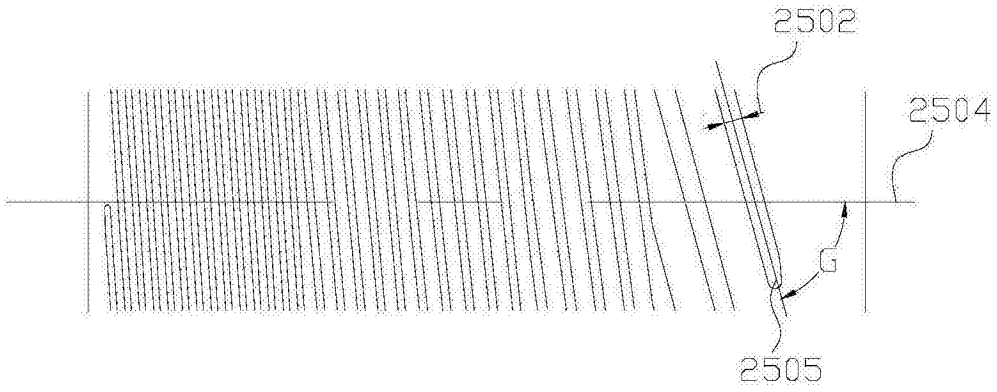


图4

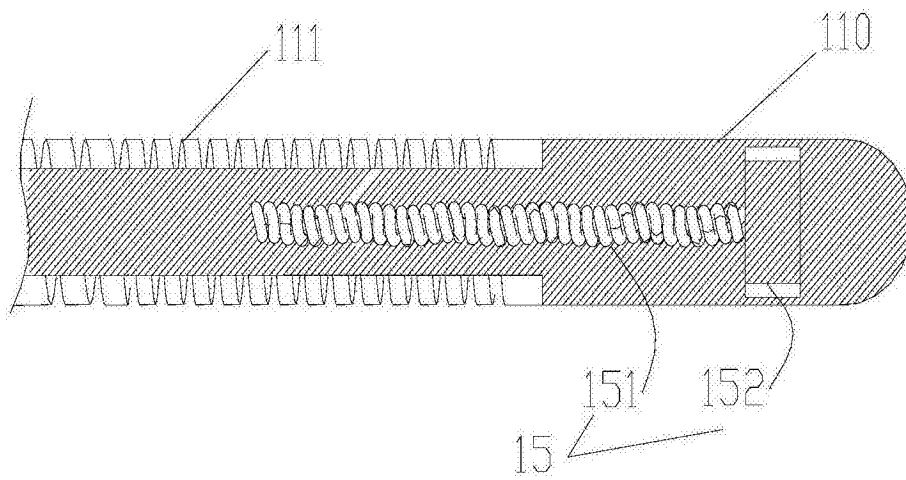


图5

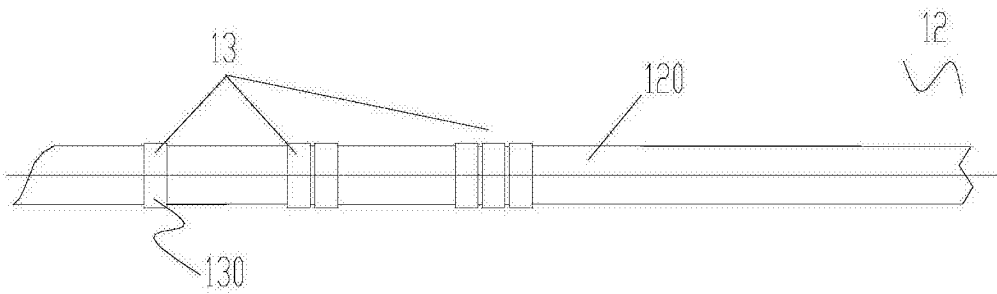


图6

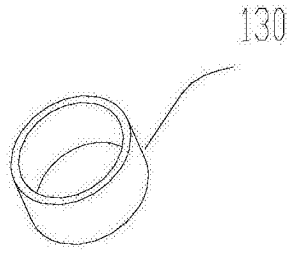


图7

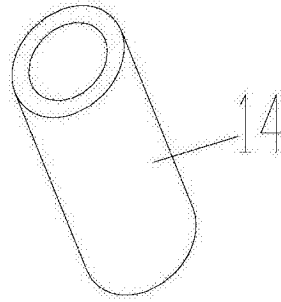


图8

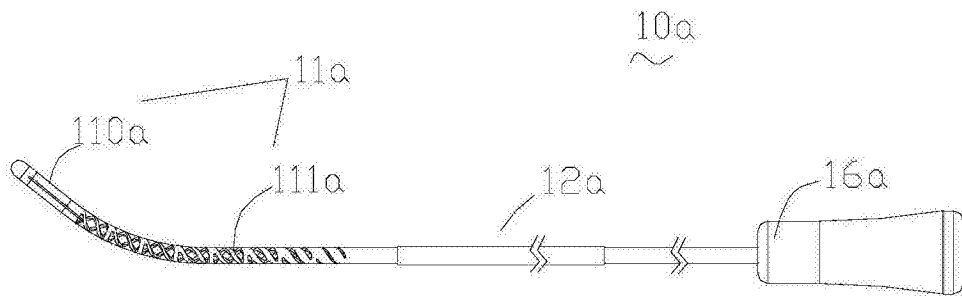


图9

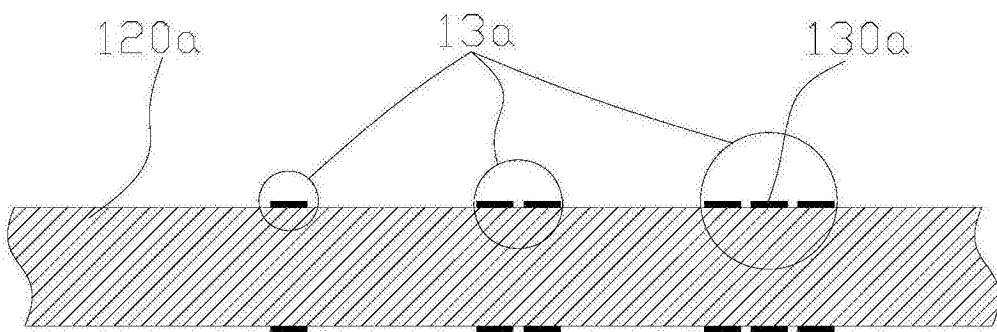


图10

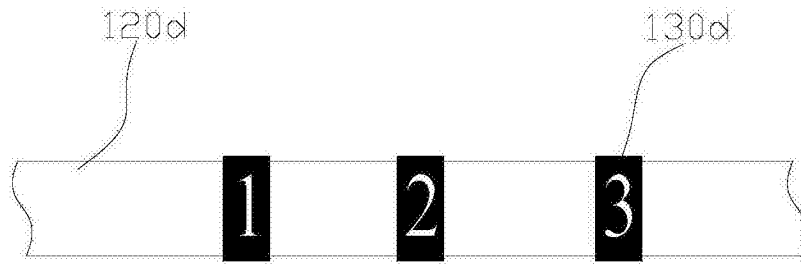


图11

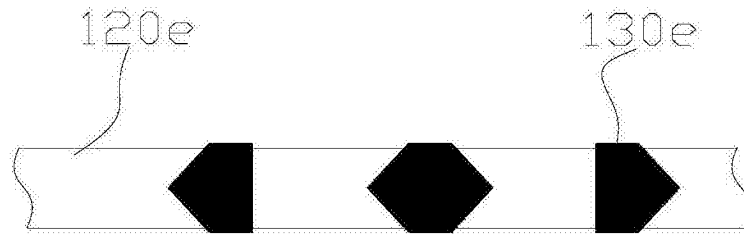


图12

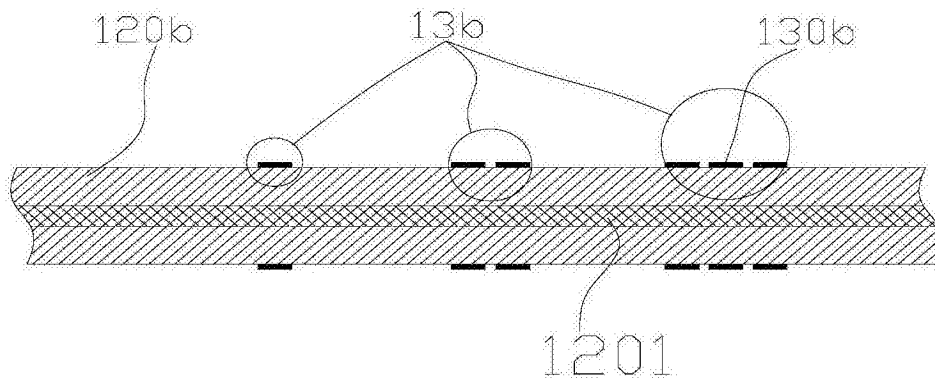


图13

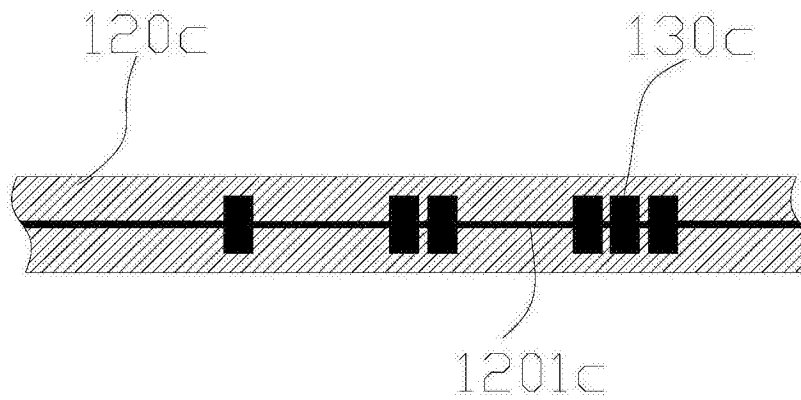


图14

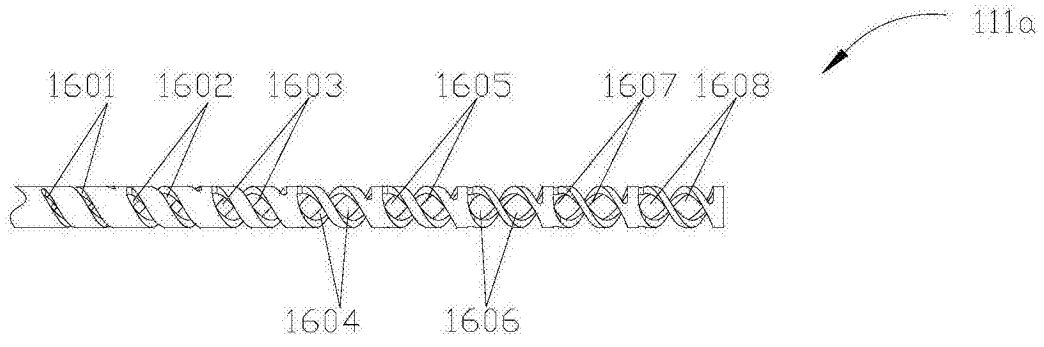


图15

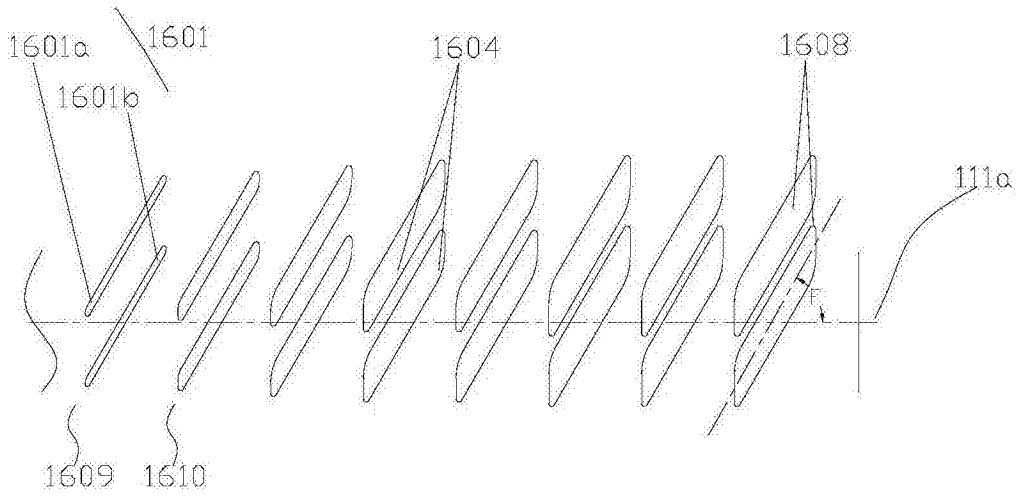


图16