



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210843155 U

(45)授权公告日 2020.06.26

(21)申请号 201921406910.4

(22)申请日 2019.08.27

(73)专利权人 深圳北芯生命科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市新安街道留芳
路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 张家佳

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所

(特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61M 25/00(2006.01)

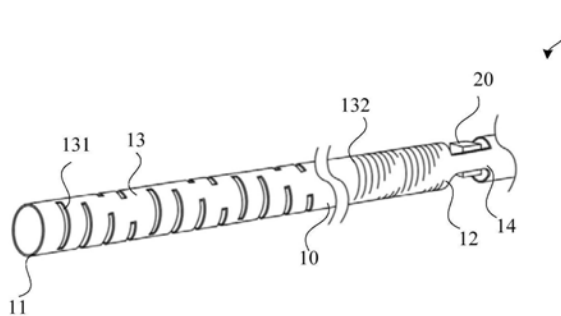
权利要求书1页 说明书8页 附图2页

(54)实用新型名称

带切口的血管内超声导管

(57)摘要

本实用新型涉及一种带切口的血管内超声导管,其包括:管体,其包括远端部分和与远端部分连接的近端部分,管体具有管状主体、在管状主体的远端部分和近端部分形成有沿着与管状主体的长度方向正交的方向切割的多个切口,多个切口沿着长度方向分布在管状主体的外周;以及超声探头组件,其包括安装在远端部分的安装槽内的超声换能器,安装槽通过对管状主体的远端部分进行切割而形成,其中,远端部分的切口的宽度小于近端部分的切口的宽度,并且远端部分的相邻的切口之间的间距小于近端部分的相邻的切口之间的间距。根据本实用新型能够提供一种传动性能良好的带切口的血管内超声导管。



1. 一种带切口的血管内超声导管,其特征在于,
包括:

管体,其包括远端部分和与所述远端部分连接的近端部分,所述管体具有管状主体、在所述管状主体的所述远端部分和所述近端部分形成有沿着与所述管状主体的长度方向正交的方向切割的多个切口,所述多个切口沿着所述长度方向分布在所述管状主体的外周;以及

超声探头组件,其包括安装在所述远端部分的安装槽内的超声换能器,所述安装槽通过对所述管状主体的远端部分进行切割而形成,

其中,所述远端部分的切口的宽度小于所述近端部分的切口的宽度,并且所述远端部分的相邻的切口之间的间距小于所述近端部分的相邻的切口之间的间距。

2. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

从所述近端部分到所述远端部分,切口的宽度逐渐减小且相邻的切口之间的间距逐渐减小。

3. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

在所述近端部分,切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同,并且所述远端部分的切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同。

4. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述管体还包括位于所述近端部分与所述远端部分之间的中间部分,所述中间部分的切口的宽度小于所述近端部分的切口的宽度且大于所述远端部分的切口的宽度,所述中间部分的相邻的切口之间的间距小于所述近端部分的相邻的切口之间的间距且大于所述远端部分的相邻的切口之间的间距。

5. 如权利要求4所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述中间部分的切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同。

6. 如权利要求4所述的血管内超声导管,其特征在于:

从所述近端部分到所述远端部分,所述中间部分的切口的宽度逐渐减小,所述中间部分的相邻的切口之间的间距逐渐减小。

7. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述远端部分的切口在所述管状主体的外周的长度小于所述近端部分的切口在所述管状主体的外周的长度。

8. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述切口在所述管状主体的外周上呈螺旋式排布。

9. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述管体由选自钢合金、金合金、铂铱合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金中的一种制成。

10. 如权利要求1所述的血管内超声导管,其特征在于:

所述安装槽通过沿着所述管状主体切割成不连续的两个凹槽而形成,并且将所述超声换能器固定于所述管状主体的管壁之间而固定于所述安装槽。

带切口的血管内超声导管

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种带切口的血管内超声导管。

背景技术

[0002] IVUS系统又称血管内超声成像系统,主要由IVUS导管、IVUS回撤系统和IVUS主机系统组成。在实际操作中,一般是经由桡动脉或股动脉穿刺,将包含超声探头及其管体的IVUS导管推送至血管病变区域。IVUS导管的管体在回撤过程中会通过管体前端的超声探头获取血管的管腔和管壁断面结构信息,然后在主机系统进行成像并进行图像处理,最终将特定范围内的血管的管腔和管壁的横切面与纵切面分别以图像的形式展现出来。

[0003] 在探测成像过程中,通常需要通过控制IVUS导管的管体以带动超声探头进行旋转和后撤。为了安全通过路径弯曲多变且交叉的血管,IVUS导管的管体往往需要具有较好的弯曲性能和传动性能。然而,目前的IVUS导管中,用于带动旋转和后撤的管体都是弹簧传动轴,且弹簧传动轴与超声探头的封装壳体一般被分为两个部件再连接起来,能够使得导管传动性能降低。

实用新型内容

[0004] 本实用新型有鉴于上述现有技术的状况而完成,其目的在于提供一种能够具有良好的传动性能的带切口的血管内超声导管。

[0005] 为此,本实用新型提供了一种带切口的血管内超声导管,其包括:管体,其包括远端部分和与所述远端部分连接的近端部分,所述管体具有管状主体、在所述管状主体的所述远端部分和所述近端部分形成有沿着与所述管状主体的长度方向正交的方向切割的多个切口,所述多个切口沿着所述长度方向分布在所述管状主体的外周;以及超声探头组件,其包括安装在所述远端部分的安装槽内的超声换能器,所述安装槽通过对所述管状主体的远端部分进行切割而形成,其中,所述远端部分的切口的宽度小于所述近端部分的切口的宽度,并且所述远端部分的相邻的切口之间的间距小于所述近端部分的相邻的切口之间的间距。

[0006] 在本实用新型中,血管内超声导管包括具有管状主体和多个切口的管体,且切口通过在管状主体上切割而形成。由此,血管内超声导管能够具有弯曲性能。而且,管状主体远端部分的切口比近端部分的切口小且相邻的远端部分的切口之间的间距比相邻的近端部分的切口的间距小。由此,能够使远端部分与近端部分的弯曲性能、推送性能和传动性能不同,即能够使远端部分的弯曲性能强于近端部分且近端部分的推送性能和传动性能强于远端部分。另外,超声换能器安装在远端部分的安装槽内以形成超声探头,而安装槽则是通过对管状主体进行切割而形成的。在这种情况下,管体能够与超声探头的壳体一体化,也即血管内超声导管的导管能够一体成型,因此,能够提高血管内超声导管的可靠性,从而能够提高传动性能,进而能够有助于提高血管内超声成像的质量。

[0007] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,从所述近端部分到所述远

端部分,切口的宽度逐渐减小且相邻的切口之间的间距逐渐减小。由此,能够使血管内超声导管的弯曲性能从近端部分到远端部分逐渐增大。

[0008] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,在所述近端部分,切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同,并且所述远端部分的切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同。由此,近端部分能够具有均匀的弯曲性能,并且远端部分也能够具有均匀的弯曲性能。

[0009] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述管体还包括位于所述近端部分与所述远端部分之间的中间部分,所述中间部分的切口的宽度小于所述近端部分的切口的宽度且大于所述远端部分的切口的宽度,所述中间部分的相邻的切口之间的间距小于所述近端部分的相邻的切口之间的间距且大于所述远端部分的相邻的切口之间的间距。由此,中间部分能够作为远端部分与近端部分的过渡段,从而能够改善血管内超声导管的稳定性。

[0010] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述中间部分的切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同。在这种情况下,中间部分的弯曲性能大于所述近端部分且小于远端部分,由此能够有利于改善血管内超声导管的操控性。

[0011] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,从所述近端部分到所述远端部分,所述中间部分的切口的宽度逐渐减小,所述中间部分的相邻的切口之间的间距逐渐减小。在这种情况下,中间部分的弯曲性能能够由近端到远端逐渐增大,由此能够进一步改善提高血管内超声导管的操控性。

[0012] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述远端部分的切口在所述管状主体的外周的长度等于所述近端部分的切口在所述管状主体的外周的长度。由此,能够有利于调节血管内超声导管的弯曲性能。

[0013] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述切口在所述管状主体的外周上呈螺旋式排布。由此,能够有助于改善管体的弯曲性能,即能够有助于改善血管内超声导管的弯曲性能。

[0014] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述管体可以由选自钢合金、金合金、铂铱合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金中的一种制成。由此,能够使血管内超声导管具有生物兼容性和耐腐蚀性,且能够便于推送。

[0015] 另外,本实用新型所涉及的血管内超声导管中,可选地,所述安装槽通过沿着所述管状主体切割成不连续的两个凹槽而形成,并且将所述超声换能器固定于所述管状主体的管壁之间而固定于所述安装槽。在这种情况下,管状主体的管壁之间固定有超声换能器,也即管状主体的管壁能够作为壳体封装超声探头组件以形成超声探头,由此,血管内超声导管的导管能够一体成型。

[0016] 根据本实用新型能够提供一种传动性能良好的带切口的血管内超声导管。

附图说明

[0017] 图1是示出了本实用新型的示例所涉及的血管内超声导管的应用场景示意图。

[0018] 图2是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管的立体结构示意图。

[0019] 图3是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管的平面结构示意图。

[0020] 图4是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管的远端部分的局部示意图。

[0021] 图5是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管的近端部分的局部示意图。

[0022] 图6是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管的平面结构示意图。

具体实施方式

[0023] 以下,参考附图,详细地说明本实用新型的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0024] 图1是示出了本实用新型的示例所涉及的血管内超声导管1的应用场景示意图。图2是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管1的立体结构示意图。图3是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管1的平面结构示意图。

[0025] 如图1所示,血管内超声成像系统可以包括血管内超声导管1、回撤装置2和血管内超声成像主机系统3。其中,血管内超声导管1能够在回撤过程中获取血管的管腔和管壁断面结构信息,然后在血管内超声成像主机系统3进行成像并进行图像处理。

[0026] 如图2和图3所示,本实施方式所涉及的带切口的血管内超声导管1,其可以包括:管体10,其包括远端部分11和与远端部分11连接的近端部分12,管体10具有管状主体13、在管状主体13的远端部分11和近端部分12形成有沿着与管状主体13的长度方向正交的方向切割的多个切口,多个切口沿着长度方向分布在管状主体13的外周;以及超声探头组件,其包括安装在远端部分11的安装槽14内的超声换能器20,安装槽14通过对管状主体13的远端部分11进行切割而形成,其中,远端部分11的切口131的宽度小于近端部分12的切口132的宽度,并且远端部分11的相邻的切口131之间的间距小于近端部分12的相邻的切口之间的间距。

[0027] 在本实施方式中,血管内超声导管1包括具有管状主体13和多个切口的管体10,且切口通过在管状主体13上切割而形成。由此,血管内超声导管1能够具有弯曲性能。而且,管状主体13远端部分11的切口131比近端部分12的切口132小且相邻的远端部分11的切口131之间的间距比相邻的近端部分12的切口132的间距小。由此,能够使远端部分11与近端部分12的弯曲性能、推送性能和传动性能不同,即能够使远端部分11的弯曲性能强于近端部分12且近端部分12的推送性能和传动性能强于远端部分11。

[0028] 另外,超声换能器20安装在远端部分11的安装槽14内以形成超声探头,而安装槽14则是通过对管状主体13进行切割而形成的。在这种情况下,管体10能够与超声探头的壳体一体化,也即血管内超声导管1的导管能够一体成型,因此,能够提高血管内超声导管1的可靠性,从而能够提高传动性能,进而能够有助于提高血管内超声成像的质量。

[0029] 在本公开中,弯曲性能可以是指顺应弯曲血管而弯曲的能力。传动性能可以是指将扭矩传导的能力,也即旋转力从近端传递到远端的能力。推送性能可以是指向远端传递近端推力的能力。

[0030] 在一些示例中,血管内超声导管1还可以具有跟踪性,也就是说,血管内超声导管1通过弯曲血管到达血管病变区域。

[0031] 在一些示例中,如图2和图3所示,血管内超声导管1可以包括管体10和超声探头组件。其中,管体10可以包括远端部分11和与远端部分11连接的近端部分12。另外,在一些示例中,管体10的近端部分12可以连接到设置在体外的回撤装置2上。由此,能够驱动血管内超声导管1回撤和旋转。

[0032] 在一些示例中,管体10可以由医用级别的材料制成。换言之,管体10可以由具有生物兼容性的材料制成。另外,在一些示例中,出于使管体10具有推送性能的目的,优选地,管体10可以具有一定的硬度。例如,直径2mm且长度1.5m的管体10可以具备一定的推送性能等。另外,具有一定硬度的管体10还能够有利于对管体10进行切割。

[0033] 在一些示例中,管体10可以由选自铂、金、钨、钢、镍、钛或其合金中至少一种制成。由此,能够使血管内超声导管1具有生物兼容性和耐腐蚀性,且能够便于推送。例如,管体10可以由钨制成。另外,优选地,钢可以是指医用级的不锈钢。优选地,管体10可以由不锈钢制成。

[0034] 在一些示例中,出于管体10硬度需求的角度,优选地,管体10可以由选自钢合金、金合金、铂铱合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金中至少一种制成。由此,能够使血管内超声导管1具有生物兼容性和耐腐蚀性,且能够便于推送。

[0035] 在一些示例中,管体10的长度可以为1.2m至2m,由此,能够有助于血管内超声导管1到达更多的血管病变区域。例如,管体10的长度可以为1.2m、1.3m、1.4m、1.5m、1.6m、1.7m、1.8m、1.9m或2m。另外,在一些示例中,优选地,管体10的长度可以为1.4m至1.6m。

[0036] 在一些示例中,管体10的外直径可以为0.35mm至0.8mm。由此,血管内超声导管1能够在血管内推送、回撤和旋转。例如,管体10的外直径可以为0.35mm、0.4mm、0.45mm、0.5mm、0.55mm、0.6mm、0.7mm、0.8mm等。另外,在一些示例中,优选地,管体10的外直径可以为0.5mm至0.6mm。

[0037] 在一些示例中,管体10可以为空心的。另外,在一些示例中,管体10的壁厚可以为0.05mm至0.3mm。由此,能够具有一定的硬度且便于切割。例如,管体10的壁厚可以为0.05mm、0.1mm、0.15mm、0.2mm、0.25mm、0.3mm等。在另一些示例中,优选地,管体10的壁厚可以为0.1mm至0.2mm。

[0038] 在一些示例中,管体10可以具有管状主体13和切口。另外,在一些示例中,切口可以通过在管状主体13上切割而形成。在另一些示例中,切口可以通过至少部分地延伸穿过管状主体13的壁厚进行切割而形成。

[0039] 在一些示例中,出于更好地改善管体10柔性的目的,优选地,可以沿着管体10的径向方向穿过管状主体13的壁厚进行切割而形成贯通的切口。另外,在一些示例中,切口可以沿着管体10的径向方向不完全穿过管状主体13的壁厚而切割形成的不贯通的切口。

[0040] 在一些示例中,如图2和图3所示,管体10可以具有管状主体13和多个切口。在另一些示例中,多个切口可以通过在管状主体13上沿着与管状主体13的长度方向相交的方向切割而形成。由此,能够使管体10具有弯曲性能和传动性能,进而能够使血管内超声导管1具有弯曲性能和传动性能。

[0041] 另外,在一些示例中,在管状主体13上切割切口。由此,能够增强管体10的柔性。

[0042] 在一些示例中,可以在管状主体13的近端部分12和远端部分11进行切割形成切口。另外,在一些示例中,多个切口可以通过在管状主体13的远端部分11和近端部分12沿着

与管状主体13的长度方向正交的方向切割而形成。

[0043] 换言之,管体10可以为在管状主体13上切割形成有多个切口的管体。也就是说,管体10的近端部分12也可以是指管状主体13的近端部分12,管体10的远端部分11也可以是指管状主体13的远端部分11。

[0044] 在一些示例中,如图2和图3所示,远端部分11的切口131的宽度和相邻的切口之间的间距可以与近端部分12的切口132的宽度和相邻的切口之间的间距不同。由此,能够使远端部分11和近端部分12的性能不同。

[0045] 另外,在一些示例中,如图2和图3所示,远端部分11的切口131的宽度可以小于近端部分12的切口132的宽度,并且远端部分11的相邻的切口131之间的间距可以小于近端部分12的相邻的切口132之间的间距。由此,能够使远端部分11的弯曲性能强于近端部分12且近端部分12的推送性能和传动性能强于远端部分11。

[0046] 图4是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管1的远端部分11的局部示意图。图5是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管1的近端部分12的局部示意图。

[0047] 在一些示例中,如图4和图5所示,可选地,远端部分11的切口131细小且相邻的切口131之间的间距小,近端部分12的切口132宽大且相邻的切口132之间的间距大。在这种情况下,一方面,近端部分12能够具有一定的刚性,从而能够使血管内超声导管1的近端具有良好的推送性能和传动性能,也即能够有助于推送血管内超声导管1进入血管内并且能够灵敏地把回撤装置2的回撤和旋转运动传递给形成在远端部分11的超声探头;另一方面,远端部分11能够具有较好的柔性,从而能够使血管内超声导管1的远端部分11具有良好的弯曲性能,也即能够有助于血管内超声导管1在路径复杂多变的血管内灵巧地、流畅地移动并且能够有助于超声探头进行旋转。

[0048] 另外,在血管内超声导管1中,柔性越大,则弯曲性能越强,推送性能和传动性能越弱;刚性越大,则推送性能和传动性能越强,弯曲性能越弱。

[0049] 在一些示例中,如图4和图5所示,可选地,在近端部分12,切口132的宽度相同且相邻的切口132之间的间距相同,并且远端部分11的切口131的宽度相同且相邻的切口131之间的间距相同。由此,近端部分12能够具有均匀的弯曲性能,并且远端部分11也能够具有均匀的弯曲性能。另外,在一些示例中,血管内超声导管1上的弯曲性能可以分段调节。

[0050] 图6是示出了本实施方式的示例所涉及的血管内超声导管1的平面结构示意图。

[0051] 在一些示例中,如图6所示,可选地,从近端部分12到远端部分11,切口的宽度逐渐减小且相邻的切口之间的间距逐渐减小。由此,能够使血管内超声导管1的弯曲性能从近端部分12到远端部分11逐渐增大。另外,在一些示例中,血管内超声导管1上的弯曲性能可以逐渐调节是渐变的。

[0052] 在一些示例中,如图6所示,从近端部分12到远端部分11的切口的宽度可以依次包括 d_1 、 d_2 和 d_3 ,并且 d_1 大于 d_2 , d_2 大于 d_3 。另外,在一些示例中,如图6所示,从近端部分12到远端部分11的相邻的切口之间的间距可以依次包括 S_1 、 S_2 和 S_3 ,并且 S_1 大于 S_2 , S_2 大于 S_3 。

[0053] 在一些示例中,可选地,从近端部分12到远端部分11,切口的宽度逐渐减小,而相邻的切口之间的间距保持大致相同。在一些示例中,可选地,从近端部分12到远端部分11,切口的宽度保持大致相同,而相邻的切口之间的间距逐渐减小。

[0054] 在一些示例中,管体10还可以包括位于近端部分12与远端部分11之间的中间部分。另外,在一些示例中,中间部分的切口的宽度可以小于近端部分12的切口132的宽度且大于远端部分11的切口131的宽度,中间部分的相邻的切口之间的间距可以小于近端部分12的相邻的切口132之间的间距且大于远端部分11的相邻的切口131之间的间距。由此,中间部分能够作为远端部分11与近端部分12的过渡段,从而能够改善血管内超声导管1的稳定性。

[0055] 在一些示例中,可选地,中间部分的切口的宽度相同且相邻的切口之间的间距相同。在这种情况下,中间部分的弯曲性能大于近端部分12且小于远端部分11,由此能够有利于改善血管内超声导管1的操控性。

[0056] 在一些示例中,可选地,从近端部分12到远端部分11,中间部分的切口的宽度逐渐减小,中间部分的相邻的切口之间的间距逐渐减小。在这种情况下,中间部分的弯曲性能能够由近端到远端逐渐增大,由此能够进一步改善血管内超声导管1的操控性。

[0057] 在一些示例中,远端部分11的切口131在管状主体13的外周的长度可以等于近端部分12的切口132在管状主体13的外周的长度。由此,能够有利于调节血管内超声导管1的弯曲性能。另外,在一些示例中,远端部分11的切口131在管状主体13的外周的长度可以与近端部分12的切口132在管状主体13的外周的长度不同。

[0058] 在一些示例中,远端部分11的切口131在管状主体13的外周的长度可以小于近端部分12的切口132在管状主体13的外周的长度。在另一些示例中,远端部分11的切口131在管状主体13的外周的长度可以大于近端部分12的切口132在管状主体13的外周的长度。

[0059] 在一些示例中,如图2和图3所示,切口可以在管状主体13的外周上呈螺旋式排布。由此,能够有助于改善管体10的弯曲性能,即能够有助于改善血管内超声导管1的弯曲性能。换言之,切口可以按照螺旋的方式围绕管状主体13的外周来排布。

[0060] 在一些示例中,多个切口沿着长度方向分布在管状主体13的外周。另外,在一些示例中,多个切口可以在管状主体13的外周上沿着长度方向螺旋式排布形成一组的排列切口。在另一些示例中,在管状主体13的外周上可以排布有多组的排列切口。另外,在一些示例中,多组的排列切口可以在管状主体13的外周并列排布。

[0061] 在一些示例中,切口可以通过激光切割的方式进行切割。另外,在一些示例中,切口可以为长条形、椭圆形、菱形等。在另一些示例中,管状主体13上的多个切口的形状可以相同。另外,管状主体13上的多个切口的形状可以不相同。

[0062] 在一些示例中,管体10可以具有管状主体13和一个切口。另外,在一些示例中,一个切口可以从近端部分12延伸至远端部分11。在另一个示例中,一个切口可以从远端部分11延伸至近端部分12。

[0063] 在一些示例中,一个切口可以为螺旋型切口。在一些示例中,螺旋型切口可以通过在管状主体13的外周上以螺旋路径切割而形成。例如,螺旋型切口可以通过在管状主体13的外周上以螺旋路径从近端部分12切割至远端部分11而形成等。

[0064] 在一些示例中,在螺旋型切口中,近端部分12的螺旋型切口的宽度大于远端部分11的螺旋型切口的宽度,并且近端部分12的螺旋型切口的螺旋节距大于远端部分11的螺旋型切口的螺旋节距。由此,使远端部分11的弯曲性能强于近端部分12且近端部分12的推送性能和传动性能强于远端部分11。在另一些示例中,在螺旋型切口中,近端部分12的螺旋型

切口宽大且螺旋节距大,远端部分11的螺旋型切口细小且螺旋节距小。

[0065] 在一些示例中,管体10可以多个螺旋型切口。另外,在一些示例中,出于有利于调节血管内超声导管1的弯曲性能的目的,优选地,多个螺旋型切口可以在管状主体13上平行排布。

[0066] 另外,切口的宽度大小、相邻切口间的间距大小、管体的壁厚、管体的材料、切割的形状和切割的路径等均可以根据实际不同的使用情况进行设计。

[0067] 在一些示例中,超声探头组件可以包括超声换能器20。另外,在一些示例中,超声换能器20可以安装在远端部分11的安装槽14内。

[0068] 由此,能够形成超声探头。

[0069] 在一些示例中,安装槽14可以通过对管状主体13的远端部分11进行切割而形成。在这种情况下,管体10能够与超声探头的壳体一体化,也即血管内超声导管1的导管能够一体成型,因此,能够提高血管内超声导管1的可靠性,从而能够提高传动性能,进而能够有助于提高血管内超声成像的质量。

[0070] 具体而言,对管状主体13的远端部分11进行切割,可以在管状主体13的远端部分11形成超声换能器20可以通过的凹槽,使得管状主体13上未切割的管壁形成为安装槽14。另外,超声换能器20可以安装在安装槽14内以形成超声探头。也就是说,安装槽14可以作为超声探头的壳体封装超声换能器20以形成超声探头。换言之,超声探头的组件可以设置在管体10的内部。在这种情况下,管状主体13与超声探头的壳体为一体,也即管体10与超声探头的壳体为一体,也就是说,血管内超声导管1的导管一体成型,由此能够改善血管内超声导管1的传动性能。

[0071] 在一些示例中,如图2和图3所示,可选地,安装槽14通过沿着管状主体13切割成不连续的两个凹槽而形成,并且将超声换能器20固定于管状主体13的管壁之间而固定于安装槽14。在这种情况下,管状主体13的管壁之间固定有超声换能器20,也即管状主体13的管壁能够作为壳体来封装超声探头组件以形成超声探头,由此,血管内超声导管1的导管能够一体成型。

[0072] 在一些示例中,超声换能器20可以通过胶水封装固定于安装槽14内。另外,在一些示例中,可以先将超声换能器20放置于安装槽14内,然后向安装槽14内灌胶水以将超声换能器20固定于安装槽14内。在另一些示例中,超声换能器20可以呈方块状。

[0073] 在一些示例中,血管内超声导管1内可以布置有导线。在这种情况下,导线能够连接超声换能器20和回撤装置2。另外,在一些示例中,电线可以布置在管状主体13内。

[0074] 在一些示例中,血管内超声导管1还可以包括保护层(未图示)。另外,在一些示例中,保护层可以覆盖管体10。在这种情况下,能够使血管内超声导管1在血管内顺畅地回撤和旋转,并且能够减缓血管内超声导管1对血管的损伤。

[0075] 在一些示例中,保护层的材料可以具有生物兼容性。由此,能够减少血管内超声导管11对血管的损伤或污染。

[0076] 在一些示例中,保护层可以由橡塑材料、树脂中的至少一种材料制成。具体而言,在一些示例中,鞘管可以由选自乙烯-醋酸乙烯共聚物(EVA)、聚醚醚酮、聚乙烯、线性低密度聚乙烯中的至少一种材料制成。由此,能够使血管内超声导管1在血管内更顺畅地回撤和旋转,并且能够进一步减缓血管内超声导管1对血管的损伤。在另一些示例中,保护层可

以由聚酰亚胺、聚苯乙烯、聚氨酯、乳胶、硅胶中的至少一种材料制成。

[0077] 在一些示例中,保护层可以具有光滑的外壁。由此,能够减少血管内超声导管1与血管壁之间的摩擦。另外,在一些示例中,保护层和管体10之间可以布置有粘接剂。由此,能够改善保护层和管体10的连接的可靠性。

[0078] 在一些示例中,保护层与管体10之间,粘接剂可以只设置在血管内超声导管1的两端。由此,能够改善保护层和管体10的连接的可靠性,减少粘接剂对保护层或管体10的性能的影响,并且降低血管内超声导管1的重量。

[0079] 在一些示例中,保护层和管体10之间的粘接剂可以选择UV光固胶。由此,能够改善保护层和管体10的连接的可靠性。

[0080] 在一些示例中,保护层可以通过自身的弹性裹紧管体10以达到连接的目的。由此,能够改善保护层和管体10的连接的可靠性。

[0081] 在一些示例中,保护层和管体10之间可以不需要紧密连接,保护层和管体10之间可以允许有相对滑动或移动。

[0082] 根据本实用新型能够提供一种传动性能良好的带切口的血管内超声导管1。

[0083] 虽然以上结合附图和实施方式对本实用新型进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本实用新型。本领域技术人员在不偏离本实用新型的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本实用新型进行变形和变化,这些变形和变化均落入本实用新型的范围内。

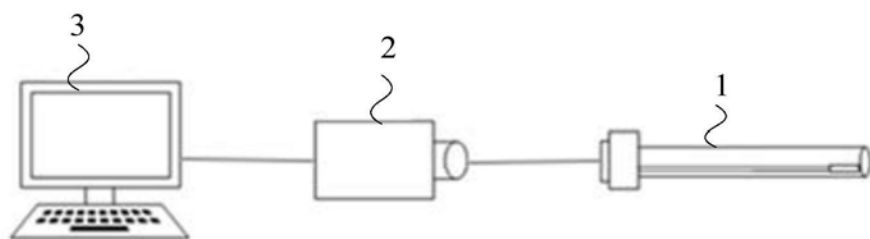


图1

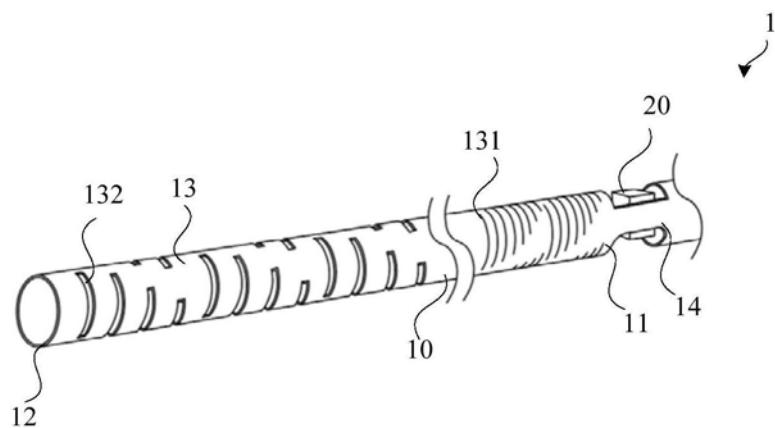


图2

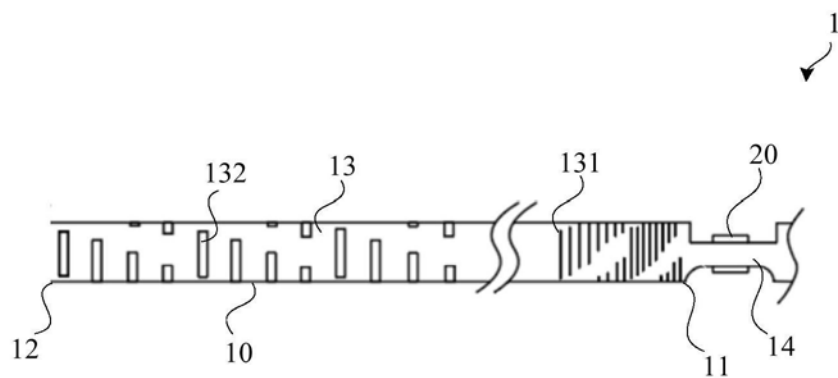


图3

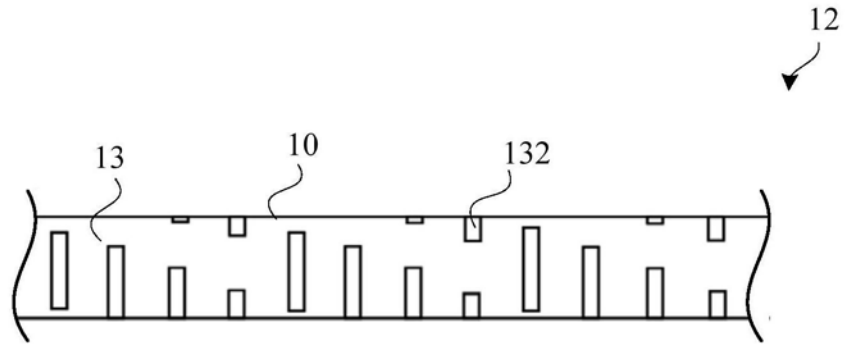


图4

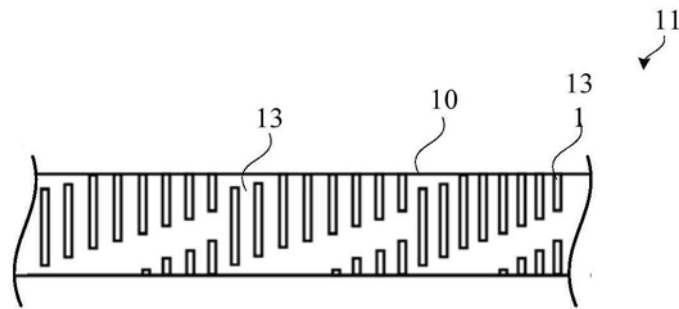


图5

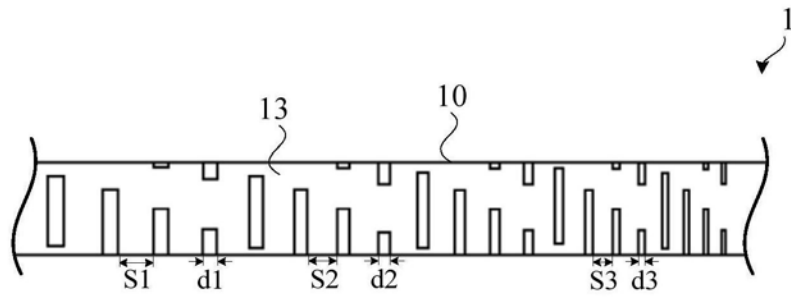


图6

专利名称(译)	带切口的血管内超声导管		
公开(公告)号	CN210843155U	公开(公告)日	2020-06-26
申请号	CN201921406910.4	申请日	2019-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
[标]发明人	张家佳		
发明人	张家佳		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61M25/00		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及一种带切口的血管内超声导管，其包括：管体，其包括远端部分和与远端部分连接的近端部分，管体具有管状主体、在管状主体的远端部分和近端部分形成有沿着与管状主体的长度方向正交的方向切割的多个切口，多个切口沿着长度方向分布在管状主体的外周；以及超声探头组件，其包括安装在远端部分的安装槽内的超声换能器，安装槽通过对管状主体的远端部分进行切割而形成，其中，远端部分的切口的宽度小于近端部分的切口的宽度，并且远端部分的相邻的切口之间的间距小于近端部分的相邻的切口之间的间距。根据本实用新型能够提供一种传动性能良好的带切口的血管内超声导管。

