



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115803077 A

(43) 申请公布日 2023. 03. 14

(21) 申请号 202080103048.9

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2020.07.16

A61M 25/10 (2013.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2023.01.10

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2020/027625 2020.07.16

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02022/014000 JA 2022.01.20

(71) 申请人 朝日英达科株式会社  
地址 日本爱知县

(72) 发明人 桂田武治

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243  
专利代理师 曾贤伟 李平

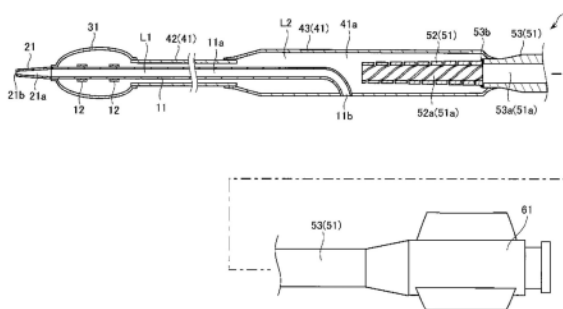
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

导管

(57) 摘要

本发明的目的在于提供一种能够防止在弯曲时出现方向性、提高了操作性的导管。导管(1)具备中空轴(51)和配置于中空轴(51)的外周的外轴(41)。中空轴(51)具有狭缝部(52),该狭缝部(52)形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝(52b)。在狭缝部(52)中,各狭缝(52b)的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成。



1. 一种导管,其特征在于,具备:  
中空轴;以及  
配置于上述中空轴的外周的外轴,  
上述中空轴具有狭缝部,该狭缝部形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝,  
在上述狭缝部中,各狭缝的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成。
2. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,  
上述狭缝部处的上述中空轴的径向的厚度构成为从基端朝向前端阶段性地减少。
3. 根据权利要求1或2所述的导管,其特征在于,  
上述狭缝部由中空绳体构成,且与配置于上述狭缝部的基端侧的管状体连接。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的导管,其特征在于,  
各狭缝的宽度构成为前端比基端宽。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的导管,其特征在于,  
还具有球囊,  
上述中空轴与上述球囊连通。

## 导管

### 技术领域

[0001] 本公开涉及一种导管。

### 背景技术

[0002] 在治疗血管等体腔内的部位时,使用导管等。作为这样的导管之一,例如已知有如下导管,该导管具备金属制的海波管、设于比该海波管靠前端侧(球囊侧)的位置的树脂制的外管、以及横跨海波管和外管设置的芯丝(例如,参照专利文献1)。

[0003] 作为这样的导管的另一个,例如已知有如下导管,该导管具备金属制的海波管、位于该海波管的前端侧(球囊侧)的螺旋状的切口、以及包覆该海波管的树脂制的外侧管(例如,参照专利文献2)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2013-111264号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2002-253678号公报

### 发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 在上述的导管中,芯丝作为刚性加强件而设置,但由于固定于海波管的内周面的圆周方向上的一部分,所以在海波管以及外管弯曲时会出现方向性,操作性不好。

[0010] 本公开的目的在于提供一种能够防止在弯曲时出现方向性、提高了操作性的导管。

[0011] 用于解决课题的方案

[0012] 本公开的几个方案如下,

[0013] (1)一种导管,具备:

[0014] 中空轴;以及

[0015] 配置于上述中空轴的外周的外轴,

[0016] 上述中空轴具有狭缝部,该狭缝部形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝,

[0017] 在上述狭缝部中,各狭缝的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成,

[0018] (2)根据上述(1)所述的导管,上述狭缝部处的上述中空轴的径向的厚度构成为从基端朝向前端阶段性地减少,

[0019] (3)根据上述(1)或(2)所述的导管,上述狭缝部由中空绳体构成,且与配置于上述狭缝部的基端侧的管状体连接,

[0020] (4)根据上述(1)至(3)中任一项所述的导管,各狭缝的宽度构成为前端比基端宽。

[0021] (5)根据上述(1)至(4)中任一项所述的导管,还具有球囊,

[0022] 上述中空轴与上述球囊连通。

[0023] 发明的效果如下。

[0024] 本公开可提供一种能够防止在弯曲时出现方向性、提高了操作性的导管。

### 附图说明

[0025] 图1是本公开的実施方式的导管的简要纵剖视图。

[0026] 图2是狭缝部附近的放大剖视图。

[0027] 图3是狭缝部的基端侧的端面图。

### 具体实施方式

[0028] 该导管具备中空轴和配置于上述中空轴的外周的外轴,上述中空轴具有狭缝部,该狭缝部形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝,在上述狭缝部中,各狭缝的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成。

[0029] 以下,参照附图对本實施方式的导管进行说明。但是,本公开并非仅限于在该附图中记载的實施方式。在以下的實施方式中,举例示出导管是球囊导管的情况进行说明。此外,在附图中示出的导管的尺寸是为了容易理解实施内容而示出的尺寸,并不与实际的尺寸对应。

[0030] 并且,在本说明书中,“前端侧(远位侧)”是指在导管的长轴方向上前端片所处的一侧。“基端侧(近位侧)”是指在长轴方向上相对于前端侧的相反侧。“前端”是指构成导管的各部件的前端侧的端部,“基端”是指构成导管的各部件的基端侧的端部。

[0031] 参照附图对本公开的實施方式的导管1进行说明。

[0032] 图1是本實施方式的导管1的简要纵剖视图。

[0033] 如图1所示,该导管1大致由内轴11、前端片21、球囊31、外轴41、中空轴51以及接合管61构成。

[0034] 内轴11是筒状(中空形状)的轴。内轴11具有沿长轴方向贯通的内腔11a。内轴11的前端例如能够与下述的前端片21连接。内轴11的基端部例如与下述的外轴41的第二外轴部43连接,并能够配置为内腔11a的基端的开口11b面向外部。在内轴11的被下述的球囊31覆盖的部分的外周安装有两个环状的标识器12。标识器12由放射线不透射材料构成。

[0035] 前端片21是与内轴11的前端连接的筒状(中空形状)的部件。前端片21具有沿长轴方向贯通的内腔21a,而且前端部形成为朝向前端侧大致尖锐的形状。该导管1通过具备前端片21,例如能够减少在体腔内前进时的阻力,使该导管1顺畅地行进。

[0036] 此处,上述的内腔11a与内腔21a相互连通,由此形成管腔L1。在管腔L1例如插入导丝、治疗设备等医疗器具等(未图示)。

[0037] 球囊31是配置为覆盖内轴11外周的至少一部分且能够扩缩的部件。球囊31例如前端与内轴11的前端以及/或者前端片21的基端接合,基端与下述的外轴41的前端接合。球囊31通过向内部注入液体而膨胀,例如能够扩张血管的内壁或扩张支架。

[0038] 外轴41是配置为覆盖内轴11的基端侧部分以及下述的中空轴51的狭缝部52的筒状(中空形状)的轴。在该外轴41的内部且在与内轴11及狭缝部52之间形成有沿长轴方向延伸的内腔41a。外轴41的前端与球囊31的基端接合。外轴41从前端侧起按照第一外轴部42、第二外轴部43的顺序构成。上述第一外轴部42以及第二外轴部43可以是一体的,也可以是

分体接合而成的。

[0039] 第一外轴部42的前端与球囊31的基端接合。在第一外轴部42的内部插通有内轴11。

[0040] 第二外轴部43位于第一外轴部42的基端侧。第二外轴部43的前端与第一外轴部42的基端接合。第二外轴部43的基端与下述的中空轴51的轴主体部53的前端接合。在第二外轴部43的内部插通有内轴11的基端部以及狭缝部52。

[0041] 作为构成上述的内轴11、前端片21、球囊31以及外轴41的材料,由于它们被插通到体腔内,所以优选为具有抗血栓性、挠性及生物体相容性。作为上述材料,例如能够采用聚酰胺、聚酰胺弹性体、聚烯烃、聚酯、聚酯弹性体、聚氨酯、聚氨酯弹性体、硅酮、氟树脂等树脂材料等。

[0042] 图2是狭缝部52附近的放大剖视图。

[0043] 图3是狭缝部52的基端侧的端面图。

[0044] 如图1、图2所示,中空轴51是筒状(中空形状)的轴。中空轴51具有沿长轴方向贯通的内腔51a。中空轴51具有狭缝部52和轴主体部53。狭缝部52作为加强第二外轴部43的刚性的加强体发挥功能。

[0045] 狭缝部52位于第二外轴部43内。狭缝部52由通过将多根(在本实施方式中为四根)平板状的线材绞合而形成的中空绳体构成,具有沿长轴方向贯通的内腔52a。狭缝部52处的中空轴51的径向的厚度构成为从基端朝向前端阶段性地减少。即,各线材构成为其厚度从基端朝向前端阶段性地减少。狭缝部52呈从基端侧朝向前端侧变细的锥形状。狭缝部52的内径构成为在长轴方向上大致恒定。各线材构成为其宽度从基端朝向前端大致恒定。

[0046] 在狭缝部52形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝52b。即,狭缝部52以在相邻的线材之间具有间隙的方式绞合多根线材而成。各狭缝52b的宽度构成为前端比基端宽。如作为狭缝部52的基端侧的端面图的图3所示,在狭缝部52中,各狭缝52b的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成。狭缝部52的内腔52a经由狭缝部52的前端开口以及狭缝52b而与外轴41的内腔41a相互连通。

[0047] 轴主体部53位于狭缝部52的基端侧。轴主体部53具有沿长轴方向贯通的内腔53a。上述的内腔52a与内腔53a相互连通,由内腔52a和内腔53a构成中空轴51的内腔51a。外轴41的内腔41a与中空轴51的内腔51a相互连通,由此形成扩张管腔L2。中空轴51的内腔51a经由外轴41的内腔41a而与球囊31连通。轴主体部53的前端例如通过激光焊接或硬钎焊(接合部53b)而接合于狭缝部52的基端。轴主体部53的内径构成为比狭缝部52的内径大。由此,在狭缝部52与轴主体部53之间的连接部形成有台阶53c。轴主体部53相当于管状体。

[0048] 作为构成中空轴51的材料,没有特别限定,能够使用不锈钢(SUS304)、Ni-Ti合金等超弹性合金。狭缝部52和轴主体部53可以由相同的材料构成,也可以由不同的材料构成。

[0049] 接合管61是操作人员把持该导管1的部件,与轴主体部53的基端连接。在接合管61安装未图示的加压器(indeflator)。从未图示的加压器经由接合管61向中空轴51的内腔51a供给造影剂、生理盐水等液体。

[0050] 接下来,对导管1的使用方式进行说明。此处,说明导管1是球囊导管、使用该导管1对存在于心脏的冠状动脉中的狭窄部(治疗部位)进行扩张的手术。

[0051] 首先,在插入导管1(以下,也称为“球囊导管1”)之前,将未图示的导丝插入到血管

内,并沿血管将其推进至治疗部位。接着,使用球囊31缩径的状态下的球囊导管1,将导丝的基端插入于球囊导管1的管腔L1的开口21b而将球囊导管1从其前端插入到血管。

[0052] 接着,沿导丝将球囊导管1推进至治疗部位。在球囊31到达了狭窄部的内侧的状态下,从未图示的加压器经由接合管61向扩张管腔L2供给造影剂、生理盐水等液体。此时,如图2所示,液体不仅有在作为主路径的狭缝部52的内腔52a流动的流动F1,一部分如流动F2所示地经由狭缝52b流向作为副路径的狭缝部52与第二外轴部43之间的内腔41a。由此,能够缩短加压时间。然后,被供给到扩张管腔L2的液体向球囊31流入而使球囊31扩张。此时,扩张了的球囊31的外周面一边与狭窄部的内壁抵接一边扩张,从而将狭窄部扩张。

[0053] 在狭窄部的扩张结束后,经由扩张管腔L2从球囊31内排出扩张液使之缩径。接着,在球囊31缩径之后,一边使球囊导管1后退一边将其拔出到体外,从而完成球囊导管1的使用。

[0054] 如上所述,本实施方式的导管1在中空轴51的狭缝部52形成有多个呈螺旋状地延伸的狭缝52b,在狭缝部52中,各狭缝52b的基端在轴向的相同位置形成且在圆周方向上等间隔地形成。由此,能够防止在狭缝部52弯曲时出现方向性,进而能够防止在外轴41以及中空轴51弯曲时出现方向性。因此,能够提高导管1的操作性。

[0055] 狭缝部52处的中空轴51的径向的厚度构成为从基端朝向前端阶段性地减少。由此,狭缝部52能够加强第二外轴部43的刚性,而且使柔软性从狭缝部52的基端侧朝向前端侧增加。在狭缝部52的径向的厚度朝向前端阶段性地变薄时,狭缝部52的外径阶段性地减少,狭缝部52的外周与第二外轴部43的内周之间的间隔构成为恒定,从而外轴41能够朝向前端而直径变细。

[0056] 狭缝部52由中空绳体构成,与配置于狭缝部52的基端侧的轴主体部53连接。因此,能够容易地提供该狭缝部52。

[0057] 各狭缝52b的宽度构成为前端比基端宽。由此,狭缝部52能够加强第二外轴部43的刚性,而且使柔软性从狭缝部52的基端侧朝向前端侧增加。在狭缝部52的前端侧,造影剂等液体容易通过狭缝52b,因此能够抑制由造影剂等液体对厚度较薄的狭缝部52的前端部施加较大的压力。

[0058] 此外,本公开并不限于上述的实施方式的结构,而是由权利要求书示出,意图包含与权利要求书均等的含义以及范围内的所有变更。可以删除上述实施方式的结构中的一部分,或者置换成其它结构,也可以在上述实施方式的结构中追加其它结构等。

[0059] 在上述的实施方式中,在中空轴51中,狭缝部52与轴主体部53分体地构成,但也可以一体地构成。在该情况下,狭缝部52的各狭缝52b也可以通过激光加工等形成于筒状体。作为中空绳体的狭缝部52由四根线材构成,但只要是两根以上即可,可以是任意根。狭缝部52的内径在长轴方向上大致恒定,但也可以在长轴方向上阶段性地减小。狭缝部52的各线材构成为其宽度从基端朝向前端大致恒定,但也可以构成为前端变细。在上述内容中,导管1是球囊导管,但也可以是其它导管。

[0060] 符号的说明

[0061] 1—导管,41—外轴,42—第一外轴部,43—第二外轴部,51—中空轴,52—狭缝部,52b—狭缝。

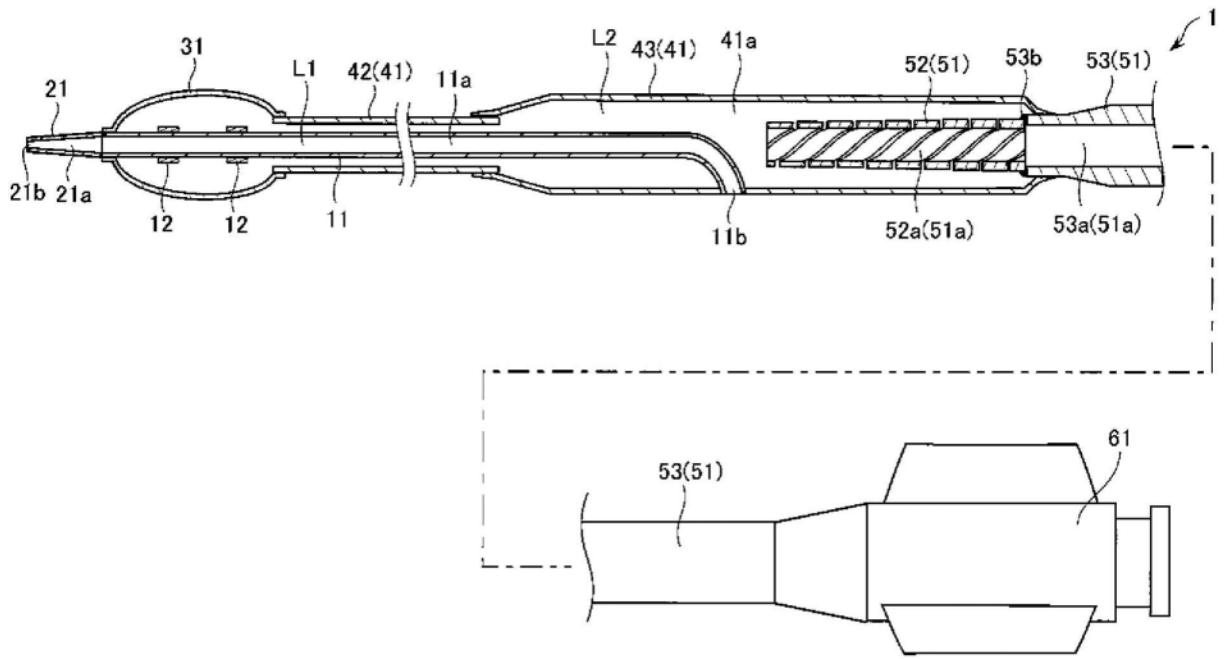


图1

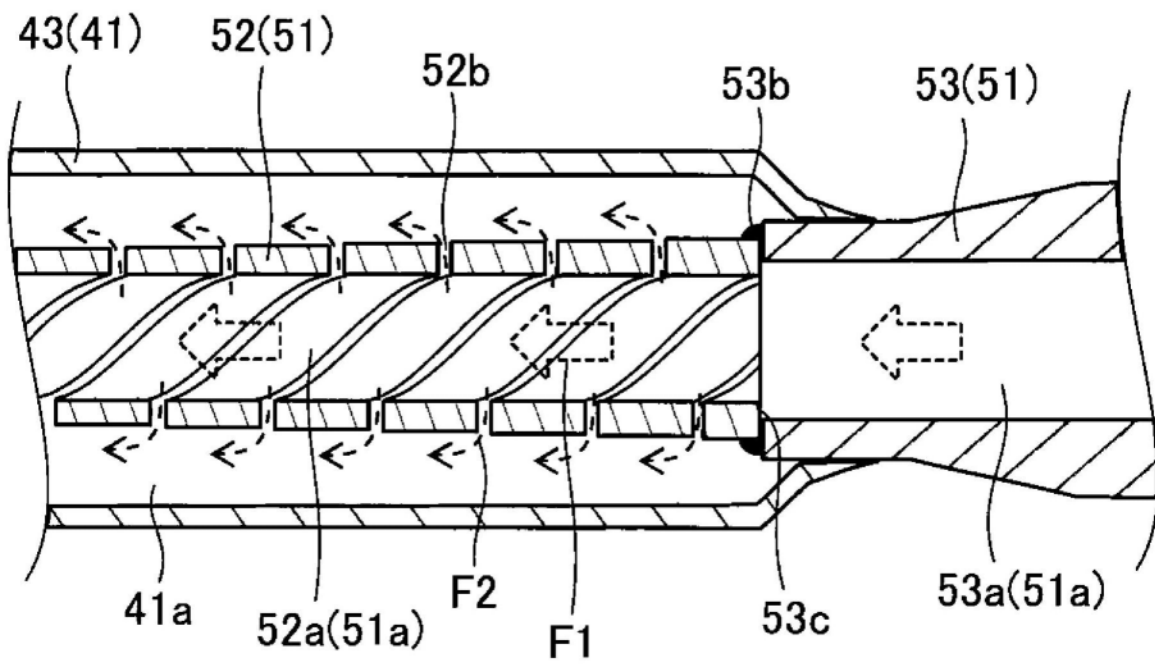


图2

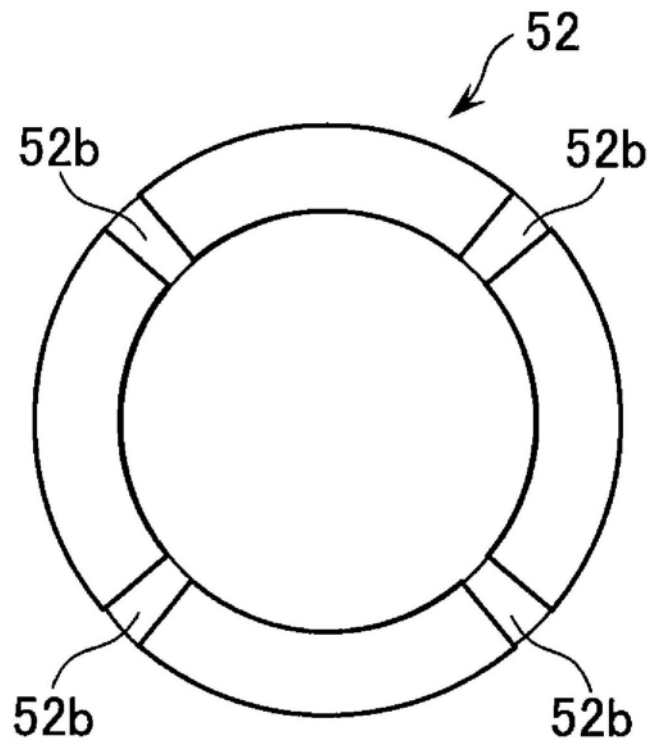


图3