



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105555217 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201480044262. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 06. 16

A61B 18/14(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 17/24(2006. 01)

102013216030. 5 2013. 08. 13 DE

A61M 25/01(2006. 01)

A61M 25/04(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61M 25/00(2006. 01)

2016. 02. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/062537 2014. 06. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/022103 DE 2015. 02. 19

(71) 申请人 奥林匹斯冬季和 IBE 有限公司

地址 德国汉堡

(72) 发明人 G·克林克 A·霍尔勒 C·格罗思

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 王小东

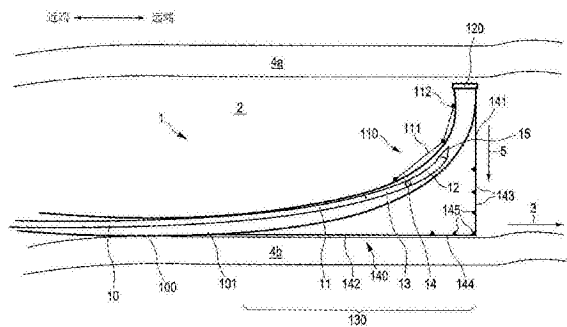
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

具有稳定机构的导引导管及用于插入导引导管的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于在插入方向 (3) 上将施用器 (10) 插入体腔 (2) 中的导引导管 (1), 所述导引导管包括: 导引套筒 (100), 所述导引套筒包围管腔 (101); 偏转机构 (110, 150), 所述偏转机构被布置并设计成相对于所述插入方向 (3) 偏转所述导引套筒 (100) 的远侧端部 (120); 以及稳定机构 (140, 150), 所述稳定机构被布置并设计成将所述导引套筒 (100) 的所述远侧端部 (120) 支撑在界定所述体腔 (2) 的壁 (4b) 上。本发明进一步涉及一种用于在插入方向 (3) 上将导引导管 (1) 插入体腔 (2) 中的方法。



CN 105555217 A

1. 一种用于沿着插入方向(3)将施用器(10)插入体腔(2)中的导引导管(1),所述导引导管(1)包括:

导引套筒(100),所述导引套筒(100)包围管腔(101);

偏转机构(110,150),所述偏转机构(110,150)被布置并设计成使所述导引套筒(100)的远侧端部(120)从所述插入方向(3)偏转;

所述导引导管(1)进一步包括稳定机构(140,150),所述稳定机构(140,150)被布置并设计成将所述导引套筒(100)的所述远侧端部(120)支撑在界定所述体腔(2)的壁(4b)上。

2. 根据权利要求1所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)包括至少一个稳定元件(141,151)。

3. 根据权利要求1或2所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)包括基座元件(142,152)。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)的近侧端部被连接到所述导引套筒(100)的远侧部分(130)的近侧端部,以便能沿着所述插入方向(3)移动。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)在其远侧端部和其近侧端部之间的延伸范围大于所述导引导管(1)的直径的三倍,优选地大于所述导引导管(1)的直径的五倍,优选地大于所述导引导管(1)的直径的十倍。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)能够被固定在稳定位置中。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)具有两个、三个或更多个稳定元件(141,143,144)。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,经由接头(145)使两个相邻的稳定元件(141,143,144)彼此连接。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述接头(145)被设计为一侧闭锁的接头。

10. 根据权利要求1至6中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)正好具有一个稳定元件(151,151')。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述基座元件(152)至少在所述导引套筒的圆周的一部分上延伸。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述稳定机构(140,150)由所述偏转机构形成。

13. 根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),其特征在于,所述基座元件(152)和/或所述稳定元件(151,151')具有至少一个锁钩(154),所述至少一个锁钩(154)被布置并设计成在所述基座元件相对于所述导引套筒与所述插入方向相反地移动期间与至少一个互补的锁定元件相互作用。

14. 一种电外科系统,该电外科系统具有根据前述权利要求中的任一项所述的导引导管(1),并且具有被设计为电外科器械且在所述导引导管(1)的所述导引套筒(100)中以可移动的方式导引的施用器。

15.一种用于沿着插入方向(3)将导引导管(1)插入体腔(2)中的方法,所述方法包括以下步骤:

- 沿着所述插入方向(3)将导引套筒(100)的远侧端部(120)插入体腔(2)中;
- 使所述导引套筒(100)的所述远侧端部(120)从所述插入方向(3)偏转;
- 将所述导引套筒(100)的所述远侧端部(120)支撑在界定所述体腔(2)的壁(4b)上。

具有稳定机构的导引导管及用于插入导引导管的方法

[0001] 本发明涉及一种用于沿着插入方向将施用器插入体腔中的导引导管。

[0002] 本发明进一步涉及一种具有导引导管的电外科系统,并且涉及一种用于沿着插入方向将导引导管插入体腔中的方法。

[0003] 上述类型的导引导管在现有技术中是已知的并且特别是用于导引位于其中的施用器,例如导引用于凝结和/或消融生物组织和/或沉积物的电外科器械,所述施用器以可移动的方式布置,特别是在相对于导引导管的插入方向上以可移动的方式布置在导引导管的导引套筒的管腔中。

[0004] 插入方向在此应理解为将导引导管插入体腔中的方向。鉴于解剖情况,并且因为导引导管可以被设计成能弯曲的,插入方向不必是理想的直线。因此,基本上推进导引导管的馈送方向应考虑为插入方向。因此,插入方向还基本上对应于导引导管的纵轴。

[0005] 导引导管在此用于插入施用器,直到体腔中的目标位置或在目标位置的前面,特别是插入毗连体腔的身体组织中。在支气管镜检查中,或者当例如治疗支气管癌时,该目标位置位于肺的支气管中。为了到达带有远侧施用器末端的目标位置,通常有必要穿刺毗连体腔的身体组织。特别是如果目标位置位于支气管中,施用器末端有必要穿刺可能是软骨的支气管壁。

[0006] 因此,本发明的目的是提供一种使得更易于将施用器带至目标位置的导引导管以及一种用于插入导引导管的方法。特别是,本发明的目的是提供一种允许更容易地且尽可能准确地穿刺支气管壁的导引导管以及一种用于插入导引导管的方法。

[0007] 根据本发明,该目的由一种用于沿着插入方向将施用器插入体腔中的导引导管来实现,所述导引导管包括:导引套筒,所述导引套筒包围管腔;偏转机构,所述偏转机构被布置并设计成使所述导引套筒的远侧端部从所述插入方向偏转;所述导引导管进一步包括稳定机构,所述稳定机构被布置并设计成将所述导引套筒的所述远侧端部支撑在界定所述体腔的壁上。

[0008] 本发明基于这样的共识,即,为了以高精度将施用器带至目标位置并且为了精确地穿刺位于所述目标位置上或所述目标位置前面的身体组织,不仅有必要将所述导引导管的所述远侧端部关于所述目标位置对准,此外还有必要防止由于在穿刺期间发生的穿刺力和/或冲击造成的所述导引导管的先前对准的远侧端部的移位或位置改变。在穿刺期间因固定而接纳的力与穿刺方向相反,因此通常关于所述插入方向倾斜地或垂直地取向。

[0009] 为了确保可以以针对性的方式带动所述导引套筒的所述远侧端部到达目标位置或目标位置的前面,所述导引导管包括偏转机构,借助所述偏转机构,所述导引套筒的所述远侧端部可以关于所述目标位置取向,特别是关于界定所述体腔的壁取向。

[0010] 所述导引导管的所述远侧端部优选地是开口端,使得所述施用器的远侧端部或者还被称为探头末端的施用器末端可以冒出所述导引导管的远侧开口端。因此,通过对准所述导引套筒的所述远侧端部,还可以在穿刺之前关于所述目标位置以针对性的方式来对准从所述导引套筒的所述远侧端部冒出的所述施用器末端。

[0011] 另外,为了能够在穿刺期间以及在穿刺之后确保这样的精确对准,根据本发明的

导引导管具有稳定机构。使所述导引套筒的所述远侧端部稳定在界定所述体腔的壁上的优点在于,通过支撑在所述体腔的与所述目标位置相对的壁上,所述导引套筒的所述远侧端部(在已插入所述目标位置附近并且已由所述偏转机构关于所述目标位置取向之后)可以稳定在该位置。以这种方式,当穿刺所述壁时所述导引导管的不需要的和/或不受控制的位置改变得以避免或减少,因为可以优选地经由所述稳定机构来接纳在穿刺期间产生的至少大多数的力。为此目的,所述稳定机构优选地取向,使得所接纳的力可以接纳为所述稳定机构的压力和/或弯曲力矩,并且可以引入相对的所述壁中。

[0012] 特别是当穿刺软骨支气管壁时,发生相对较高的穿刺力和相应冲击,这可导致所述导引导管和所述施用器的移动和/或位置改变。这样做的效果是,最初关于所述目标位置对准的所述导引导管位于偏离该目标位置的位置处。这对治疗结果可能有负面影响。通过支撑在相对壁(特别是支气管壁)上来稳定所述导引导管的所述远侧端部简化了在准确目标位置处对相对壁的穿刺。

[0013] 优选地实现将所述导引套筒的所述远侧端部支撑在所述体腔的与所述目标位置相对的壁上,使得所述稳定机构在垂直于所述插入方向或至少倾斜于该方向的方向上被布置在所述目标位置和所述体腔的相对壁之间。因为如上面描述的所述插入方向并不总是理想直线,所以由于体腔的性质并且由于至少部分可选为柔性的导引导管,稳定方向也可相应地偏离关于该插入方向的理想垂直方位。然而,优选的是,所述稳定方向(即稳定机构在远侧端部和近侧端部之间的稳定位置中的方位)以由于穿刺而产生的力可以被所述稳定机构接纳且这些力可以至少大多数被转移到所述相对壁中这样的方式在所述目标位置和所述体腔的相对壁之间延伸。

[0014] 所述偏转机构可以优选地从所述导引导管的所述近侧端部激活以及停用,使得,首先,所述导引导管可以沿着所述插入方向足够远地插入所述体腔中,并且通过激活所述偏转机构而导致的所述导引套筒的所述远侧端部的偏转得以发生在所述远侧端部位于所述目标位置附近的时候。通过所述偏转机构来对准所述导引套筒的所述远侧端部是特别优选的,其中所述远侧端部关于界定所述体腔的壁(特别是支气管壁)进行对准,优选地还接触该壁。

[0015] 例如,所述偏转机构可以由例如为牵引线材或牵引线缆的牵引元件形成,所述牵引元件在至少一个连接点(优选地在多个连接点)处连接到所述导引套筒的远侧部分;所述偏转机构可以从所述导引导管的近侧端部的方向被激活,特别是被张紧。

[0016] 还被称为施用器探头或施加探头且被导引于导引导管中的所述施用器可以优选地具有位于其远侧部分上的一个或两个电极,射频交流电压可以施加到该电极上。单极施用器仅需要一个电极。在施加期间,这一个电极与同样连接到患者体内的大面积回路或中性电极相互作用。针对双极应用,施用器设有至少两个电极。这样的双极电外科器械优选地具有细长的施用器轴和两个凝结或消融电极,这两个凝结或消融电极在所述施用器轴的纵向方向上被接连布置在所述施用器轴上、分别形成所述施用器轴的表面部并且由绝缘体使彼此电绝缘。具有不同电位(双极)的射频(RF)电压可以施加给这样的凝结或消融器械,因此包围所述电极的组织被加热至使人体本身的蛋白质变性的程度。凝结或消融器械还可以具有机械切割/穿刺的末端,例如套管针,或切割电极。

[0017] 在所述导引导管的第一优选实施方式中,提出:所述稳定机构被布置在所述导引

套筒的远侧部分上。所述稳定机构的这种定位是有利的,因为远侧部分(具体即是所述导引套筒的毗连所述导引套筒的所述远侧端部的部分,并且所述部分在近侧方向上从所述远侧端部延伸)可以特别地有助于借助稳定来确保所述导引套筒的所述远侧端部在穿刺期间维持期望位置。特别是因为所述稳定机构提供与所述目标位置相对且界定所述体腔的壁上的支撑,所以建议将所述稳定机构布置在所述导引套筒的所述远侧部分上,因为许多体腔所拥有的延伸范围允许所述导引套筒的远侧部分以及布置在其上的稳定机构支撑在与目标位置相对的壁上。

[0018] 优选地,所述稳定机构包括至少一个稳定元件。这样的稳定元件优选地被布置并设计成这样的方式,即当提供稳定时,也就是当提供支撑时,所述稳定元件特别地承受压力和/或弯曲负载。所述稳定机构优选地进一步包括基座元件。所述基座元件优选地被布置在所述稳定机构的近侧端部上。

[0019] 所述稳定机构的远侧端部优选地被连接到所述导引套筒的所述远侧端部。这种连接可以是直接的或间接的。特别地,优选的是,所述至少一个稳定元件的远侧端部被连接到所述导引套筒的所述远侧端部。例如为加强环的加强元件可以例如被布置在所述导引套筒的所述远侧端部处,并且用来将所述导引套筒的所述远侧端部连接到所述稳定机构的远侧端部。

[0020] 在另一实施方式中,还优选地提出:所述稳定机构的近侧端部被连接到所述导引套筒的远侧部分的近侧端部,以便能沿着所述插入方向移动。这种连接也可以是直接的或间接的。所述稳定机构的所述近侧端部优选地由所述基座元件形成,并且所述基座元件优选地被连接到所述导引套筒的所述远侧部分的所述近侧端部,以便能沿着所述插入方向移动。所述稳定机构的所述近侧端部在所述导引套筒上的这种可移动布置可以改变所述稳定机构的所述近侧端部相对于所述导引套筒的位置。特别地,优选的是,通过在所述插入方向上移动所述稳定机构的所述近侧端部,所述稳定机构从释放位置带动到稳定位置;并且通过与所述插入方向相反地移动所述近侧端部,所述稳定机构可以再次从稳定位置带动回到所述释放位置。

[0021] 所述稳定机构优选地被基本上布置在所述导引套筒的所述管腔的外侧。以这种方式,所述稳定机构特别在远侧端部和近侧端部之间可以采用距所述导引套筒的距离,这可以方便支撑。

[0022] 特别优选的实施方式是,所述稳定机构在远侧端部和近侧端部之间的延伸范围大于所述导引导管的直径的三倍,优选地大于所述导引导管的直径的五倍,优选地大于所述导引导管的直径的十倍。

[0023] 优选地,所述导引导管的直径(外径)小于所述目标位置位于其中或邻近所述目标位置的所述体腔,以便允许将所述导引导管插入所述体腔中直到所述目标位置。为了确保所述稳定机构可以将本身支撑在所述体腔的与该目标位置相对的壁上,优选的是,所述稳定机构至少在其稳定位置中具有远侧端部和近侧端部之间的延伸范围,该延伸范围足以允许所述稳定机构接触与所述目标位置相对的壁,以便能够把力引入其中。特别是如果所述稳定机构的远侧端部被布置在所述导引套筒的所述远侧端部处,优选的是,至少在所述稳定位置中,所述稳定机构的所述近侧端部可以到达相对壁。为此目的,优选地,所述稳定机构的长度或延伸范围是所述导引导管的直径的许多倍,特别是至少三倍,优选是至少五倍,

特别优选是至少十倍。

[0024] 此外,实施方式优选的是,所述至少一个稳定元件具有比所述导引套筒的远侧部分更大的变形阻力。特别地,优选的是,所述至少一个稳定元件具有比所述导引套筒的远侧部分更高的弹性模量。所述变形阻力和/或所述弹性模量优选地在此与环境温度比较。比较优选特别是使用温度,优选地使用体温。

[0025] 所述导引导管优选地包括激活机构,所述激活机构被设计成将所述稳定机构从稳定位置移动到释放位置,反之亦然。这意味着,所述稳定机构可以经由所述激活机构激活。特别是,所述基座元件可以优选地经由所述激活机构在所述插入方向上移动或者与所述插入方向相反地移动。

[0026] 在所述导引导管的另一有利实施方式中,提出:所述激活机构被布置在所述导引导管的近侧端部处。例如,所述激活机构可以被布置在所述导引导管的近侧手柄上,或者可以整合在所述近侧手柄中。例如,所述激活机构可以被设计为所述导引导管的近侧手柄上的杆。

[0027] 优选地,所述激活机构被直接地或间接地连接到所述稳定机构。不同的机构可以允许这样的应用。优选地,经由至少一个激活元件(优选地经由两个、三个或更多个激活元件)将所述激活机构连接到所述稳定机构。所述一个或多个激活元件优选地被特别设计成传递拉力和/或压力和/或弯曲力矩。特别是,优选地以通过激活所述激活元件可以相对于所述导引套筒在所述插入方向上或者与所述插入方向相反地移动所述基座元件这样的方式将这样的激活元件连接到所述稳定机构的所述基座元件。

[0028] 在所述导引导管的另一优选实施方式中,提出:所述稳定机构可以被固定在所述稳定位置中,优选地以可释放的方式固定在所述稳定位置中。特别是,可以提供锁定机构,所述锁定机构被设计成将所述稳定机构固定在所述稳定位置中,优选地以可释放的方式固定在所述稳定位置中。所述稳定机构例如经由锁定机构在所述稳定位置中的这种优选的可释放固定其优点在于,所述稳定机构被保持在所述稳定位置中,直到再次主动从所述稳定位置释放。以这种方式,可以防止所述稳定位置的不需要的释放。在穿刺期间,当发生高的穿刺力和/或冲击时,所述稳定机构在所述稳定位置中的适当的紧固或固定是特别有利的。

[0029] 在优选的实施方式变型中,提出:所述稳定机构具有两个、三个或更多个稳定元件。所述稳定元件优选地被接连布置在所述插入方向上,特别布置在所述释放位置中。例如,所述稳定元件和/或所述基座元件可以具有杆状或条状设计。此外优选的是,所述基座元件被设计为馈送线材。

[0030] 特别地,优选的是,两个相邻稳定元件由一接头彼此连接。因此,在具有两个稳定元件的设计中,这两个稳定元件优选地由接头彼此连接;在三个或更多个稳定元件的情况下,彼此相邻布置的两个稳定元件优选地由接头彼此连接。

[0031] 此外优选的是,经由接头将所述基座元件连接到近侧那个稳定元件。近侧稳定元件表示最远离所述导引导管的所述远侧端部的稳定元件。

[0032] 使两个相邻的稳定元件彼此连接的接头优选地被设计为一侧闭锁的接头。特别地,优选的是,所述接头被布置并设计成这样的方式,即经由所述接头连接的这两个稳定元件可以布置在三个方位上,也就是两个插入方向、关于所述插入方向的垂直方向或倾斜方向两者、或者两个稳定元件围成30到120°(优选地约90°)的角度的方位,其中这两个稳定元

件中的远侧稳定元件关于所述插入方向垂直地或倾斜地取向,并且这两个稳定元件的近侧稳定元件在所述插入方向上取向。优选地,通过经由所述基座元件在所述插入方向上实现和/或与所述插入方向相反地实现的推压和/或牵引,发生各方位之间的改变。

[0033] 如果提供了若干接头,优选的是两个或更多个接头,则优选地所有接头都被设计为一侧闭锁的接头。

[0034] 在替代实施方式中提出:所述稳定机构正好具有一个稳定元件。此外优选的是,所述基座元件至少在所述导引套筒的圆周的一部分上延伸。此外优选的是,所述基座元件具有环形形状,和/或所述稳定元件具有条状设计。

[0035] 所述至少一个稳定元件以其主延伸方向优选地在所述导引套筒的所述远侧端部和所述基座元件之间延伸范围延伸。此外,所述至少一个稳定元件优选地被设计为板。

[0036] 在该实施方式中,所述稳定机构优选地由所述偏转机构形成,即:当使所述导引套筒的所述远侧端部偏转时,同时激活所述稳定机构。所述稳定元件的所述近侧端部沿着所述导引套筒在所述插入方向上由所述基座元件移动由此造成了所述导引套筒的所述远侧端部的偏转,同时所述稳定元件提供了对与所述目标位置相对的壁的支撑。发生这个特别是因为所述稳定元件的弯曲变形,该弯曲变形因所述基座元件在所述导引套筒的所述远侧端部的方向上的移动而产生。

[0037] 此外优选的是,所述基座元件和/或所述稳定元件具有至少一个锁钩,所述至少一个锁钩被布置并设计成在所述基座元件相对于所述导引套筒与所述插入方向相反地移动期间与至少一个互补的锁定元件相互作用。所述至少一个锁钩和所述至少一个互补的锁定元件优选地被布置并设计成这样的方式,即可以通过施加某一最小拉力再次释放此锁定连接。优选地,存在与至少一个或多个互补的锁定元件相互作用的这种构造的若干锁钩。所述至少一个锁定元件可以形成在所述导引导管或内窥镜的近侧端部(例如手柄)上,形成在所述导引套筒上,形成在所述基座元件上,和/或形成在内窥镜的接收所述导引导管的工作通道的远侧出口上。

[0038] 根据本发明的另一方面,上述目的由一种电外科系统实现,该电外科系统具有上述的导引导管,并且具有设计为电外科器械且以可移动的方式在所述导引导管的导引套筒中导引的施用器。

[0039] 根据本发明的另一方面,上述目的由一种用于沿着插入方向将导引导管插入体腔中的方法实现,所述方法包括以下步骤:沿着所述插入方向将导引套筒的远侧端部插入体腔中;相对于所述插入方向偏转所述导引套筒的所述远侧端部;以及将所述导引套筒的所述远侧端部支撑在界定所述体腔的壁上。

[0040] 所述方法特别适于插入上述的导引导管或上述的电外科系统,直到身体组织中毗连体腔的目标位置或在所述目标位置前面。

[0041] 所述电外科系统及其发展以及所述方法及其发展优选地具有特别适于供根据本发明的导引导管及其发展使用的特征或方法步骤。

[0042] 关于所述电外科系统及其发展以及所述方法及其发展的优点、实施方式变型和实施方式细节,参考导引导管的相应特征的以上描述。

[0043] 以举例的方式在附图的基础上描述本发明的优选实施方式,其中:

[0044] 图1示出了根据本发明的导引导管的第一示例性实施方式;

[0045] 图2示出了根据本发明的导引导管的第二示例性实施方式;和

[0046] 图3示出了根据图2在稳定元件上具有锁钩的导引导管;以及

[0047] 图4示出了根据图3在内窥镜的工作通道的出口处形成有互补的锁定元件的导引导管。

[0048] 图1至图4描绘了根据本发明的导引导管的示例性实施方式。等同或基本功能等同的元件设有相同的附图标记。除非另有说明,以下描述涉及两个实施方式。

[0049] 图1至图4描绘了导引导管1,导引导管1用于沿着插入方向3将施用器10插入体腔2中。导引导管1包括导引套筒100,导引套筒100包围管腔101。此外,图4示出了内窥镜200,内窥镜200具有接收导引导管1的工作通道120并且具有光学通道220和冲洗通道230。

[0050] 施用器10以可移动的方式布置在导引导管1的管腔101中,特别是在插入方向3上相对于导引导管以可移动的方式布置。施用器10形成为带有细长的施用器轴11和两个凝结或消融电极12、13的双极电外科器械,电极12、13沿施用器轴的纵向方向接连布置在施用器轴11上,并且均形成施用器轴11的表面部。经由绝缘体14使远侧电极12和近侧电极13彼此电绝缘。绝缘体14关于电极12、13同轴地布置,并且同样形成施用器轴11的表面部。施用器末端15形成在远侧凝结或消融电极12上。以举例的方式,机械切割和/或穿刺的末端(例如套管针)可以布置在远侧施用器末端15上。切割电极还可以设置在施用器末端15上。总体上,除了施用器末端15,还为施用器轴11提供了具有基本恒定的圆形横截面的柱形设计。

[0051] 导引套筒100的远侧端部120优选地具有开口构造,使得施用器10的具有施用器末端15的远侧端部可以从导引套筒100的远侧端部120冒出,以便能够推进至组织中的目标位置。

[0052] 施用器10(特别是施用器轴11)优选为柔性的,以便能够跟随由偏转机构110造成的导引套筒100的远侧部分130的偏转。

[0053] 期望借助施用器10执行治疗的目标位置优选地位于导引套筒100的远侧端部120与支气管壁4a的接触点背后的区域。

[0054] 借助施用器末端15来穿刺壁(优选为支气管壁),以便允许施用器10刺入壁4a并由此推进至目标位置。高的穿刺力和冲击可特别地发生在穿刺支气管壁的时候,并且可导致导引导管1的远侧端部120的移位或位置改变。

[0055] 为了防止这一点而提供了稳定机构。稳定机构用来将导引套筒100的远侧端部120支撑在相对的壁4b上。针对下面描述的这样的稳定机构,图1和图2描绘了两个不同的实施方式。图1示出了稳定机构140和偏转机构110,而图2示出的稳定机构150同时也是偏转机构。

[0056] 在图1所示的实施方式变型中,导引导管1还具有偏转机构110,借助偏转机构110,导引套筒的远侧端部120可以相对于插入方向3偏转。为此目的,在图1所示的示例性实施方式中,三个连接点112设置在导引套筒100的远侧部分130上,在此连接点112处将设计为牵引线材111的牵引元件连接到导引套筒100的远侧部分130。偏转机构110可以优选地从导引导管的近侧端部的方向张紧。为此目的,牵引线材111可以被引导,例如直到导引导管的近侧端部(在导引套筒100的内侧或外侧)。通过为牵引线材111施加张紧,使远侧端部120偏转(如图1所示),并且在壁4a的方向上取向并优选地与该壁4a接触。

[0057] 图1示出了具有稳定机构140的导引导管1的实施方式变型,稳定机构140具有若干

稳定元件141、143、144和基座元件142。远侧稳定元件141比其它稳定元件141、143、144更长,并且远侧稳定元件141的远侧端部连接到导引套筒100的远侧端部120。为此目的,导引套筒100的远侧端部120可以具有加强环。至少在释放位置(未示出)中,稳定元件141、143、144和基座元件142接连布置在插入方向3上。在图1所示的稳定位置中,稳定元件141、143、144和基座元件142以使它们形成90°角度这样的方式进行布置,其中远侧稳定元件141垂直于插入方向3,并且近侧稳定元件140和基座元件142在插入方向3上取向。其它稳定元件413部分地布置在插入方向3上且部分地垂直于插入方向3。

[0058] 在每种情况下,两个相邻稳定元件141、143、144由一侧闭锁的接头145连接。如图1中可以看到,接头145可以采用不同的位置,其中分别相邻的稳定元件或者在相同的方向上取向,或者由接头连接的两个稳定元件围成例如在此示出为90°角的角度。通过在插入方向3上推进基座元件142或者(优选地借助未示出的激活机构)与插入方向3相反地往回牵引基座元件142,一侧闭锁的接头145可以被带动到其不同的方位。在释放位置中,基座元件142和所有的稳定元件141、143、144优选地接连布置在插入方向3上。在稳定位置中,一侧闭合的接头中的至少一个接头被阻挡在这样的位置中:使与之相邻布置的稳定元件围成小于180°的角度,特别是30°至120°的角度,特别是90°角度。

[0059] 在图1所示的该稳定位置中,在穿刺期间产生的力然后可以经由稳定机构140接纳在方向5上,并且可以引入与目标位置相对的壁4b处。

[0060] 图2至图4示出了具有替代稳定机构150的导引导管1的替代实施方式变型。图2至图4中的稳定机构150正好具有一个稳定元件151、151'。在图2和图3中,稳定元件151、151'连接到环形基座元件152。还可以被称为导环的环形基座元件152在导引套筒100的圆周上延伸。虽然图4未示出基座元件,但是这样的基座元件也可存在于根据图4的实施方式中(然后将布置在内窥镜200的工作通道210的内侧并将不可见)。原则上,还可以提供优选地沿着导引导管1的长度分布的若干基座元件。

[0061] 在图2所示的变型中,基座元件152的内周具有若干锁钩(未示出),利用锁钩可以将基座元件152固定在图2所示的稳定位置中。为此目的,在基座元件152已移入插入方向3以及插入方向3相反地略微往回牵引之后,锁钩与导引套筒100的互补的锁定元件(例如肋(未示出))作用。基座元件152的移动或激活优选地经由激活机构(未示出)发生,该激活机构可以优选地从导引导管1的近侧端部的方向致动。在图3和图4中,若干锁钩154布置在稳定元件151'上并与至少一个互补的锁定元件相互作用。在图3所示的变型中,锁定元件由基座元件152形成。如果提供了若干基座元件,则锁定元件优选地由远侧那个基座元件形成。在图4所示的变型中,锁定元件由内窥镜200的工作通道210的远侧出口(接收导引导管)形成。

[0062] 稳定元件151、151'形成为板,优选地形成为柔性片状金属板,并将远侧端部153连接到导引套筒100的远侧端部120。为此目的,导引套筒100的远侧端部120可以具有加强环。

[0063] 如图2至图4中可以看到,稳定机构150同时作用为偏转机构,因为在沿插入方向3推进基座元件152期间,发生板151、151'的弯曲变形,这导致导引套筒100的远侧端部120的相应偏转。沿插入方向3推进基座元件152带来的稳定元件151、151'的弯曲由此造成导引套筒100的远侧端部在目标位置的方向上的偏转或取向,同时,因弯曲而变形的稳定元件150确保在穿刺期间沿方向5产生的力可以经由板的方式引入与目标位置相对的壁4b中。

[0064] 为此目的,稳定元件151、151'的远侧端部153和近侧端部(连接到基座元件152)之间的延伸范围比导引导管1的直径的三倍要大,因此如可以看到的,也大于两个壁4a和4b之间的体腔2的直径。以这种方式确保的是,即使在图2至图4所示的稳定位置中稳定元件151、151'处于倾斜或弯曲方位,稳定元件151、151'也布置在导引套筒100的远侧端部120上,并且与该远侧端部一起取向在目标位置区域内的壁4a上或壁的前面,同时可以支撑在相对的壁4b上。

[0065] 在图1至图4所示的所有变型中,在已发生穿刺之后,或者直接在所述穿刺之后或者优选地在进行治疗之后,稳定机构140、150可以优选地再次从稳定位置释放。为此目的,基座元件142、152优选地与插入方向3相反地进行牵引。可以优选地经由激活机构来施加这种牵引。

[0066] 在图1所示的变型中,这种牵引的优选效果在于,一侧闭锁的接头145带动相邻稳定元件141、413、144回到释放位置。在图2至图4所示的变型中,这种牵引优选地大于锁定连接的阻力,使得在超过最小牵引力时释放此锁定连接。

[0067] 附图标记列表

[0068]	1	导引导管
[0069]	2	体腔
[0070]	3	插入方向
[0071]	4a	界定体腔的壁
[0072]	4b	界定体腔的壁
[0073]	5	在穿刺期间支撑的力的方向
[0074]	10	施用器
[0075]	11	施用器轴
[0076]	12	远侧凝结或消融电极
[0077]	13	近侧凝结或消融电极
[0078]	14	绝缘体
[0079]	15	施用器末端
[0080]	100	导引套筒
[0081]	101	导引套筒的管腔
[0082]	110	偏转机构
[0083]	111	设计为牵引线材的牵引元件
[0084]	112	连接点
[0085]	120	导引套筒的远侧端部
[0086]	130	导引套筒的远侧部分
[0087]	140	稳定机构
[0088]	141	远侧稳定元件
[0089]	142	基座元件
[0090]	143	稳定元件
[0091]	144	近侧稳定元件
[0092]	145	一侧闭锁的接头

[0093]	150	偏转和稳定机构
[0094]	151	稳定元件
[0095]	151'	稳定元件
[0096]	152	基座元件
[0097]	153	稳定元件的远侧端部
[0098]	154	锁钩
[0099]	200	内窥镜
[0100]	210	工作通道
[0101]	220	光学通道
[0102]	230	冲洗通道

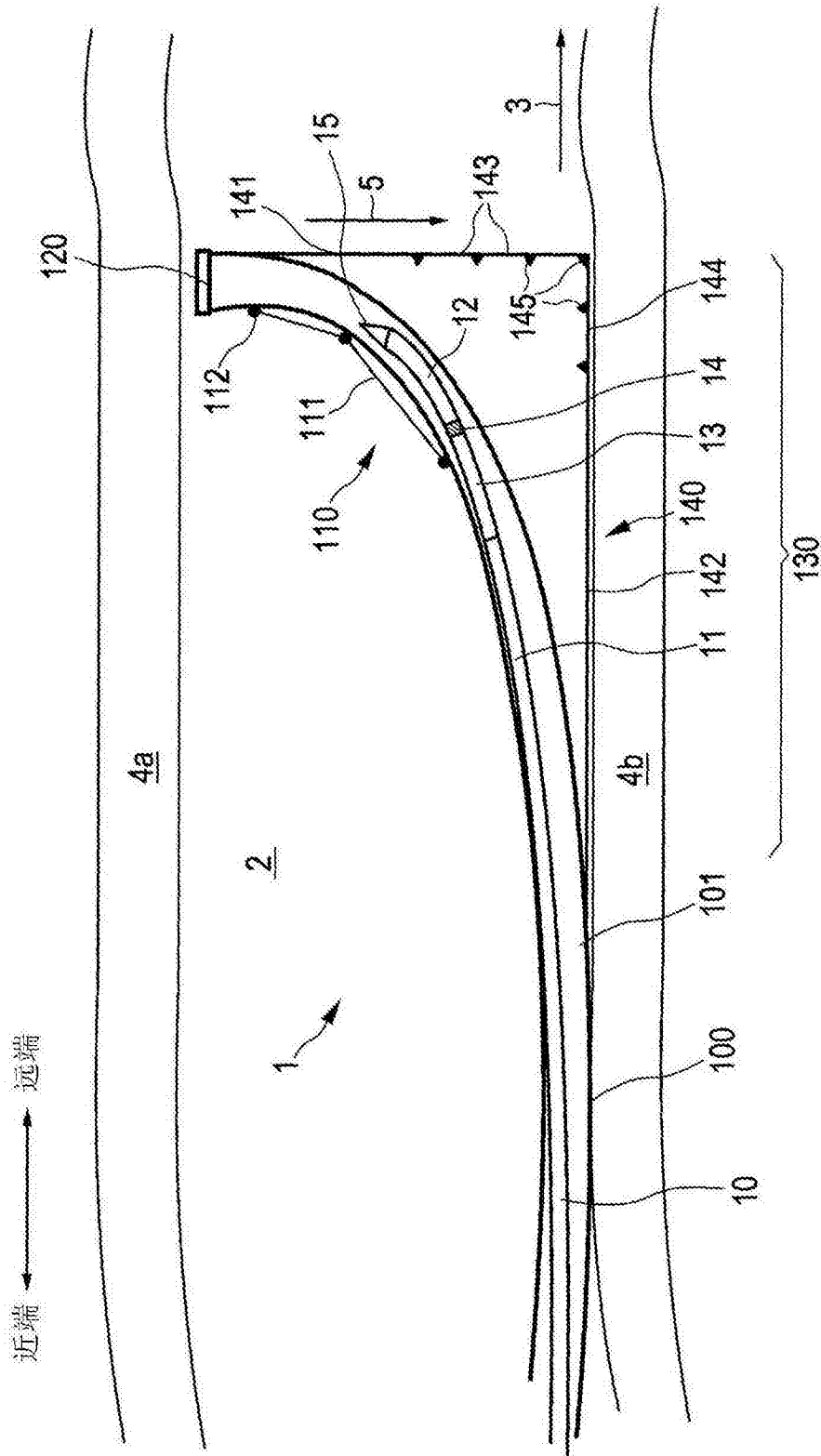


图1

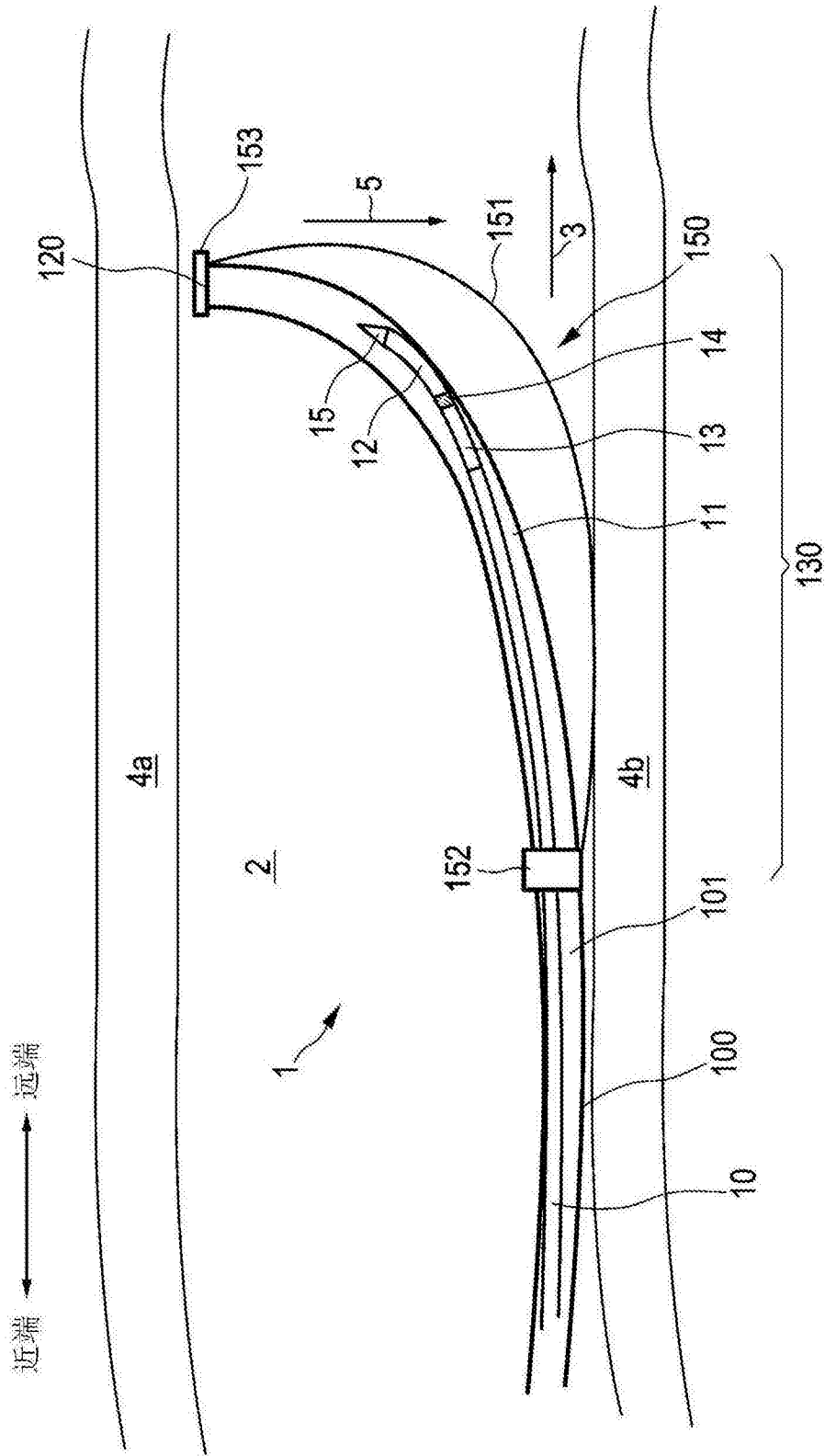


图2

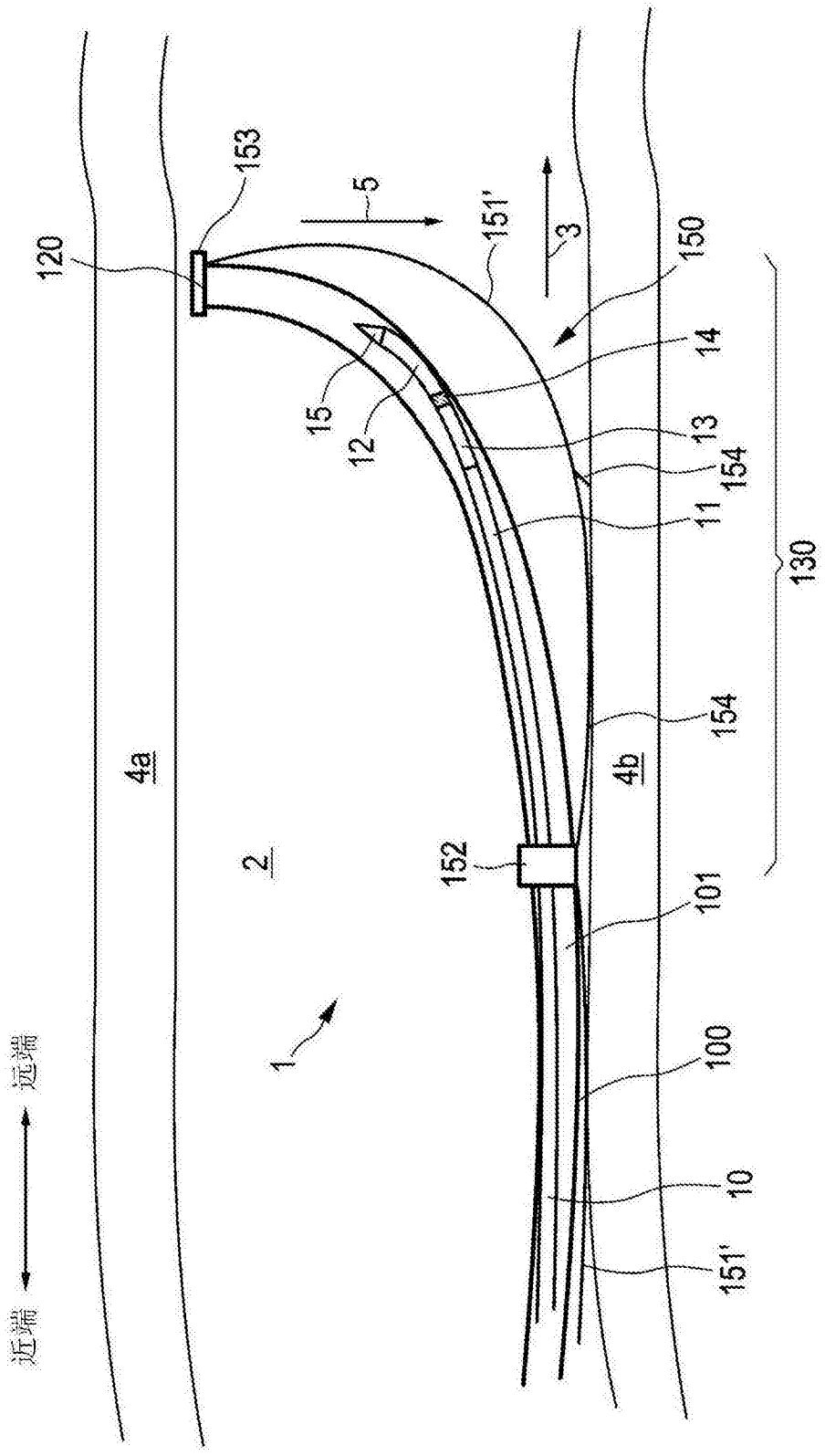


图3

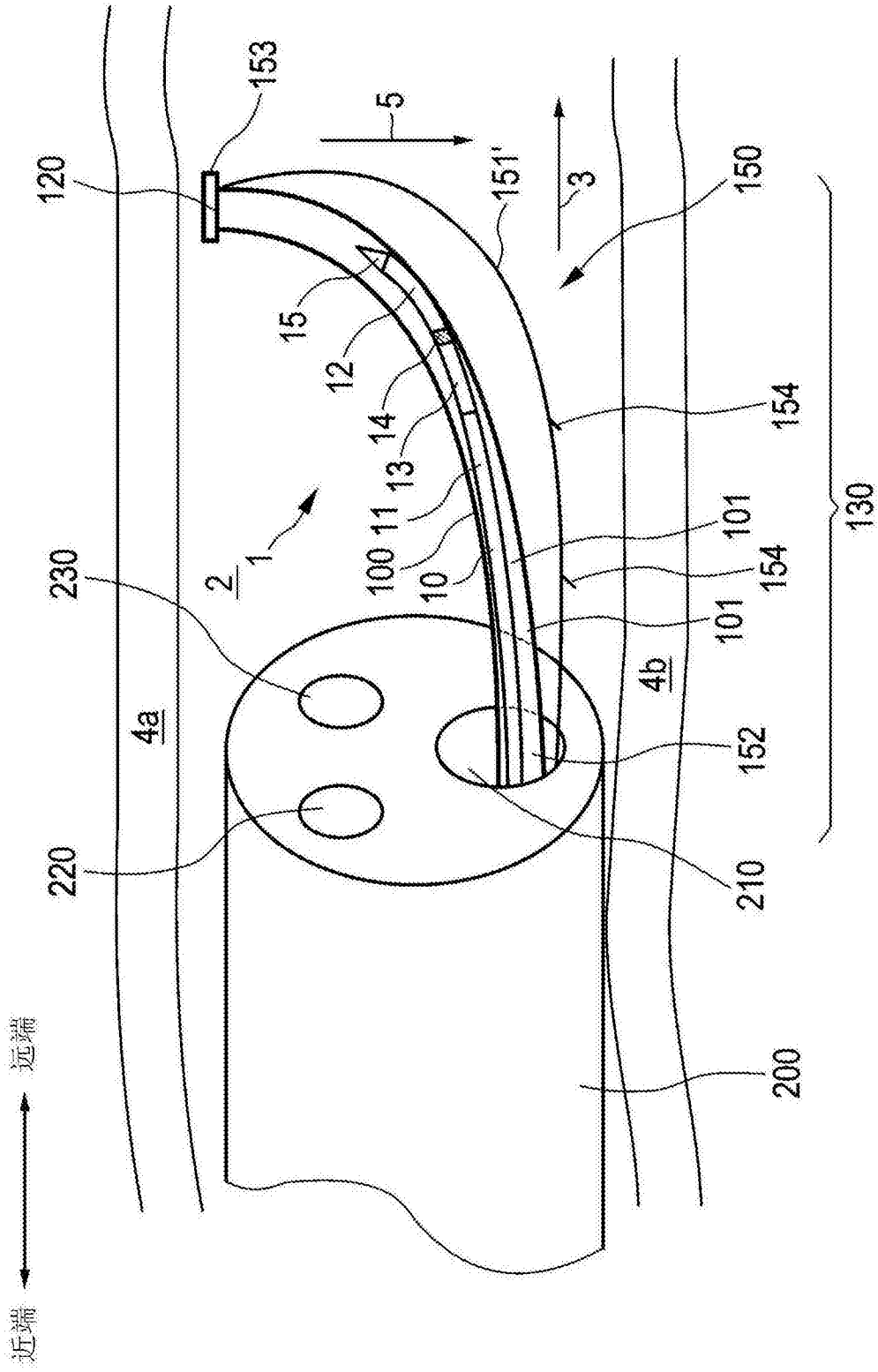


图4