



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103619400 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201280028946. 8

(22) 申请日 2012. 05. 08

(30) 优先权数据

2011-134500 2011. 06. 16 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/061767 2012. 05. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/172885 JA 2012. 12. 20

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 樋野和彦

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 于靖帅

(51) Int. Cl.

A61M 25/09(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 0773037 A2, 1997. 05. 14, 说明书第 3 栏第 1-5 行, 第 6 栏第 46 行至第 10 栏第 24 行、附图 1-6, 7A-7E.

EP 0773037 A2, 1997. 05. 14, 说明书第 3 栏第 1-5 行, 第 6 栏第 46 行至第 10 栏第 24 行、附图 1-6, 7A-7E.

US 2009/0036834 A1, 2009. 02. 05, 附图 6.

CN 1972728 A, 2007. 05. 30, 全文.

US 2010/0280450 A1, 2010. 11. 04, 全文.

US 2007/0225554 A1, 2007. 09. 27, 全文.

审查员 王玮

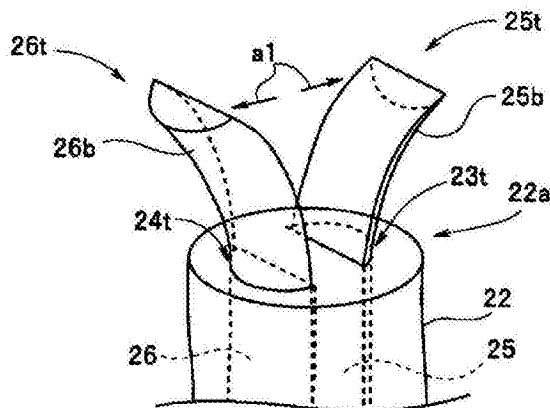
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

体内插入器械

(57) 摘要

体内插入器械(11)具有:细长的2条导线(25、26),其前端部的截面形状不是圆形,对前端部赋予了弧度;以及外皮主体(22),其具有多个管腔(23、24),该多个管腔(23、24)形成为能够从多个基端开口插入导线(25、26)、并且各导线能够从各前端开口突出,各前端开口形成为,各导线在前端开口中不会绕各导线的轴转动,并且导线(25、26)的前端部沿着突出方向相互分开。



1. 一种体内插入器械,其经由内窥镜的通道内贯穿插入到具有分支的体内管路中,其特征在于,该体内插入器械具有:

细长的具有挠性的第1导线,其具有插入轴,并且具有前端部,该前端部的截面形状不是圆形,并且该前端部被预先赋予了第1曲度以向规定的方向弯曲;

细长的具有挠性的第2导线,其具有插入轴,并且具有前端部,该前端部的截面形状不是圆形,并且该前端部被预先赋予了第2曲度以向规定的方向弯曲;

外皮主体,其设有第1和第2管腔,该第1和第2管腔具有与所述第1导线和所述第2导线的截面形状互补的截面形状,并且该第1和第2管腔能够按照限制所述第1导线和所述第2导线绕所述插入轴旋转的方式分别贯穿插入所述第1导线和所述第2导线;

前端部,其设置在所述外皮主体的前端侧,形成所述第1管腔的第1前端开口和所述第2管腔的第2前端开口;以及

基端部,其设置在所述外皮主体的基端侧,形成所述第1管腔的比所述第1前端开口大的第1基端开口以及所述第2管腔的比所述第2前端开口大的第2基端开口,所述基端部用于插入所述第1导线和所述第2导线,使得所述第1导线和所述第2导线能够从所述第1前端开口和所述第2前端开口分别突出;

其中,在使所述第1导线从所述第1前端开口突出,且使所述第2导线从所述第2前端开口突出时,根据所述第1导线的所述第1曲度和所述第2导线的所述第2曲度,使所述第1导线和所述第2导线突出,以向相互不同的方向弯曲。

2. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1和第2管腔的截面形状分别具有从所述第1管腔的所述第1基端开口朝向所述第1前端开口逐渐变化的部分以及从所述第2管腔的所述第2基端开口朝向所述第2前端开口逐渐变化的部分。

3. 根据权利要求2所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1管腔的所述第1前端开口和所述第2管腔的所述第2前端开口的形状相互不同。

4. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述外皮主体在所述基端部具有对应于所述第1管腔和所述第2管腔而分支的第1和第2外皮部。

5. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1和所述第2管腔的内径分别从所述第1前端开口朝向所述第1基端开口逐渐扩大,以及从所述第2前端开口朝向所述第2基端开口逐渐扩大。

6. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1和第2导线的各前端部的截面形状为半圆形状、扇形、三角形、梯形或星形。

7. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1和所述第2导线是实心或管状的线。

8. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

所述第1和所述第2导线的表面被涂上涂层。

9. 根据权利要求1所述的体内插入器械,其特征在于,

在所述第1和所述第2导线和所述外皮主体上分别设有第1标识部和第2标识部,该

第 1 标识部用于所述第 1 导线的所述插入轴在所述第 1 基端开口处进行周向的对位,该第 2 标识部用于所述第 2 导线的所述插入轴在所述第 2 基端开口处进行周向的对位。

体内插入器械

技术领域

[0001] 本发明涉及体内插入器械。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,体内插入器械用于各种检查、各种处置。作为体内插入器械,存在 CTO(慢性综合闭塞)用的探针、胆管、胰管的狭窄部位的穿过用的导线等。

[0003] 例如,在 ERCP(内窥镜的逆行性胆管胰管造影法)中,使用内窥镜进行如下处置:从十二指肠乳头注入造影剂,一边观察 X 射线图像一边确认胆管的狭窄部位,通过使用导线使支架等进入狭窄部位等,对胆管的狭窄部位进行扩张。

[0004] 该情况下,体内插入器械被插入到这种狭窄部位的附近。由于胆管等复杂地分支,所以,手术医生一边观察 X 射线图像一边从分支为多个方向的多个分支管中选择存在狭窄部位的 1 个分支管,贯穿插入导线并将其留置在此,这并不容易。在 CTO(慢性综合闭塞)的治疗所使用的探针中也同样。

[0005] 在日本特表 2008-509718 号公报中公开了如下技术:在管腔内,为了在分支点处向期望管路的方向推进导线,预先成形穿过探针的导管内并从前端突出的导线,使得在导线从狭窄的导管突出并解放时,导线弯曲。

[0006] 进而,在日本特表 2011-500191 号公报中还提出了如下的探针器具:能够对导线的移动方向进行变更,使得从前端部突出的导线朝向期望的分支方向。在该提案中,为了变更导线的移动方向,探针器具具有用于对 2 个导线间的分隔距离进行变更的机构。例如,用于对 2 个导线间的分隔距离进行控制的气球机构等设置在探针器具的前端部。

[0007] 但是,如上述第 1 提案的探针器具那样,即使预先对导线赋予了曲度,在从探针的前端部解放时,多个导线也不一定向不同方向弯曲。这是因为,在探针的导管内,导线会沿着导线的轴向旋转,从探针的前端部突出时的导线的曲度方向不定。

[0008] 并且,在上述第 2 提案的探针器具的情况下,为了变更导线的移动方向,需要用于对 2 个导线间的分隔距离进行变更的结构,所以,结构复杂,其结果,存在探针器具的直径变粗的问题。进而,手术医生需要进行气球膨胀用的操作,所以,必须一边用一只手把持探针器具一边用另一只手进行气球的膨胀操作和导线的插入作业,作业性不佳。

[0009] 因此,本发明是鉴于这种问题而完成的,其目的在于,提供如下的体内插入器械:结构简单且适于细径化,多个导线向相互不同的方向突出。

发明内容

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的一个方式的体内插入器械具有:细长的多个引导器械,其至少前端部的截面形状不是圆形,并且所述至少前端部被赋予了曲度;以及外皮主体,其具有多个管腔,该多个管腔形成为能够从设于基端部的多个基端开口插入所述多个引导器械、并且所述多个引导器械能够从设于前端部的多个前端开口突出,所述多个前端开口形成为,各引导器

械在各前端开口中不会绕各所述引导器械的轴转动,并且所述多个引导器械的多个前端部沿着突出方向相互分开。

[0012] 本发明的一个方式的体内插入器械具有:细长的多个引导器械,其至少前端部的截面形状不是圆形,并且所述至少前端部被赋予了曲度;以及外皮主体,其具有一个管腔,该一个管腔形成为能够从设于基端部的基端开口插入所述多个引导器械、并且所述多个引导器械能够从设于前端部的前端开口突出,所述前端开口形成为,各引导器械在所述前端开口中不会绕各所述引导器械的轴转动,并且所述多个引导器械的所述多个前端部沿着突出方向相互分开。

附图说明

[0013] 图1是用于说明本发明的第1实施方式的在 ERCP(内窥镜的逆行性胆管胰管造影法)中在胆管的1个分支点向期望方向插入导线的状态的图。

[0014] 图2是示出本发明的第1实施方式的体内插入器械21的结构的正面图。

[0015] 图3是沿着图2的体内插入器械21的III-III线的剖面图。

[0016] 图4是示出本发明的第1实施方式的从外皮主体22的前端部22a突出的导线25、26的状态的立体图。

[0017] 图5是用于说明本发明的第1实施方式的在外皮主体22的基端部22b扩径的基端开口23tb、24tb的立体图。

[0018] 图6是本发明的第1实施方式的变形例1的体内插入器械的结构的正面图。

[0019] 图7是从图6中箭头Vp所示的基端侧观察基端开口时的图。

[0020] 图8是用于说明本发明的第1实施方式的变形例2的体内插入器械的图。

[0021] 图9是示出本发明的第1实施方式的变形例3的外皮主体的前端开口的形状和导线的形状的另一例的图。

[0022] 图10是示出本发明的第1实施方式的变形例3的外皮主体的前端开口的形状和导线的形状的又一例的图。

[0023] 图11是本发明的第2实施方式的体内插入器械21的剖面图。

具体实施方式

[0024] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0025] 另外,在以下说明所使用的各图中,设各结构要素为附图上能够识别的程度的大小,所以,比例尺按照各结构要素而不同,本发明不限于这些附图所记载的结构要素的数量、结构要素的形状、结构要素的大小的比率和各结构要素的相对位置关系。

[0026] (第1实施方式)

[0027] 利用由多个胆管用的导线和供多个导线贯穿插入的外皮主体构成的体内插入器械的例子,对本实施方式进行说明。图1是用于说明在 ERCP(内窥镜的逆行性胆管胰管造影法)中在胆管的1个分支点向期望方向插入导线的状态的图。

[0028] 图1示出从被检者的口中插入的内窥镜的插入部11的前端部11A穿过食道ES和胃ST而位于十二指肠DU的法特乳头AV附近的状况。在贯穿插入到内窥镜的插入部11内的处置器械贯穿插入通道内贯穿插入有胆管用的体内插入器械21。内窥镜是侧视镜,构成

为体内插入器械 21 能够从插入部 11 的前端部 11A 的开口部突出。

[0029] 手术医生一边观察内窥镜装置的监视器（未图示）中显示的图像，一边操作前端部 11A 的抬起台，能够将体内插入部 21 的前端导入法特乳头 AV 的开口。在图 1 中，体内插入器械 21 不从法特乳头 AV 穿过主胰管 MPD 内，而是穿过总胆管 CD 内。手术医生一边观察 X 射线图像，一边使体内插入器械 21 穿过总胆管 CD 内，进而，能够进一步朝向肝脏 LV 推进体内插入器械 21 的前端部 21a。总胆管 CD 的前端侧的总肝管 CHD 的前端部分支为右肝管 RHD 和左肝管 LHD，右肝管 RHD 和左肝管 LHD 各自的前端进一步分支。胆管细细地分支，形成树状的网络，在肝脏 LV 内，成为毛细胆管。

[0030] 图 1 示出体内插入器械 21 的前端部 21a 位于总肝管 CHD 中的右肝管 RHD 和左肝管 LHD 的分支点 Dp1 的状态。

[0031] 图 2 是示出体内插入器械 21 的结构的正面图。体内插入器械 21 构成为具有：外皮主体 22，其是细长的即长条状的双腔管；以及 2 条导线 25、26，其贯穿插入从外皮主体 22 的基端部 22b 贯通到前端部 22a 的 2 个管腔 23、24 中。即，管腔 23、24 形成为，作为引导器械的各导线能够贯穿插入，并且能够从外皮主体 22 的前端开口突出。

[0032] 另外，这里，外皮主体 22 是具有 2 个管腔的双腔管，但是，也可以是具有 3 个以上的管腔的多腔管。

[0033] 外皮主体 22 在内部具有截面为圆形且沿着外皮主体 22 的轴形成的 2 个管腔 23、24。关于外皮主体 22，与轴向正交的截面的圆的直径 D1 例如为 1.2mm，材质为 PTFE（聚四氟乙烯）等氟树脂。

[0034] 图 3 是沿着图 2 的体内插入器械 21 的 III-III 线的剖面图。如图 3 所示，体内插入器械 21 的任意位置的截面均具有相同的截面形状。管腔 23 和 24 各自的沿着与外皮主体 22 的轴正交的的方向的截面形状不是圆形，这里是半圆形。

[0035] 如图 3 所示，2 个管腔 23 和 24 形成为，在外皮主体 22 笔直伸长时，相当于半圆形的直线部分的 2 个平面部 23a、24a 的内壁相互平行。外皮主体 22 例如具有 2m 左右的长度。内部具有这 2 个管腔 23、24 的外皮主体 22 能够通过公知的挤压成形来制造。

[0036] 2 条导线 25、26 分别是细长的具有弹性的不锈钢制的线，具有与管腔 23、24 的截面形状相似、并且能够贯穿插入到管腔 23、24 内的大小的半圆形状的截面形状。即，导线 25、26 具有与管腔 23、24 的截面形状互补的形状。由此，如图 3 所示，导线 25、26 分别具有平坦部 25a、26a 和圆柱形面 25b、26b。导线 25、26 的表面例如被施以基于氟涂层的涂层。

[0037] 进而，导线 25、26 在各自的管腔内具有不会绕各导线的轴转动的大小的截面形状。由此，在导线 25、26 与管腔 23、24 的内壁之间仅具有微小的间隙。导线 25、26 的长度例如为 2m 以上。

[0038] 关于这种导线 25、26，能够使用冲模，使圆柱状的部件穿过冲模的半圆形的孔，通过进行牵拉来形成。或者，通过拉伸半圆柱状部件，也能够制造图 3 所示的导线 25、26。

[0039] 另外，作为引导器械的导线 25、26 也可以不是实心的线而是管状的线。

[0040] 导线 25、26 各自的前端部 25t、26t 预先被赋予了曲度。这里，沿着各导线的轴向对导线 25、26 各自的前端部 25a、26a 赋予向导线 25、26 的圆柱形面 25b、26b 侧翘曲的曲度。

[0041] 例如，通过人的手动作业，将导线 25、26 的前端部 25t、26t 固定在固定台上，一边沿着导线 25、26 的轴按压规定的夹具等一边捋前端部 25t、26t 的圆柱形面 25b、26b，由此，

能够赋予曲度。

[0042] 另外,可以对整个导线 25、26 赋予曲度,但是,至少对导线 25、26 的前端部 25t、26t 赋予曲度即可。由此,作为引导器械的导线 25、26 是如下的细长的部件:至少前端部的截面形状不是圆形,并且对至少前端部赋予沿着轴向的曲度。

[0043] 导线 25、26 分别从外皮主体 22 的基端部 22b 的管腔 23、24 各自的基端开口插入。2 个基端开口的形状与管腔 23、24 的截面形状相同。导线 25、26 是细的不锈钢,由于具有弹性,所以,即使前端部 25t、26t 弯曲,也能够容易地从各自的基端开口插入管腔 23、24 中。

[0044] 导线 25、26 分别插入管腔 23、24 中,当前端部 25t、26t 从外皮主体 22 的前端部 22a 突出时,导线 25、26 的前端部 25t、26t 被解放而不会碰撞管腔 23、24 的内壁,所以,导线 25、26 的前端部 25t、26t 向赋予曲度的方向弯曲。

[0045] 图 4 是示出从外皮主体 22 的前端部 22a 突出的导线 25、26 的状态的立体图。如图 4 所示,当导线 25、26 从管腔 23、24 的前端开口 23t、24t 突出时,导线 25、26 的前端部 25t、26t 向预先赋予曲度的方向即圆柱形面 25b、26b 侧翘曲,所以,前端部 25a、26a 向相互不同的方向突出。

[0046] 在外皮主体 22 的前端部 22a 中,前端部 22a 中的管腔 23、24 的前端开口 23t、24t 形成为,导线 25 的平坦面 25a 和导线 26 的平坦面 26a 相互对置。由此,当导线 25、26 从外皮主体 22 的前端部 22a 突出时,必定向预先决定的相互不同的方向弯曲。

[0047] 前端开口 23t、24t 形成为,导线 25、26 的前端部 25t、26t 不会绕其轴转动,进而,前端开口 23t、24t 形成为,如箭头 a1 所示,前端部 25t 和 26t 沿着突出方向相互分开。

[0048] 即,外皮主体 22 具有多个管腔 23、24,该多个管腔 23、24 形成为能够从设于基端部 22b 的多个基端开口插入多个导线 25、26,并且,多个导线 25、26 能够从设于前端部 22a 的多个前端开口 23t、24t 突出。进而,在前端部 22a 上形成多个前端开口 23t、24t,使得各导线在各前端开口中不会绕各导线的轴转动,并且,多个导线 25、26 的多个前端部 25t、26t 沿着突出方向相互分开。

[0049] 由此,根据外皮主体 22 的前端部 22a 中的 2 个管腔 23、24 的前端开口 23t、24t 的位置和朝向、以及基于预先对导线 25、26 赋予的曲度的弯曲方向,决定 2 个导线 25、26 弯曲的方向。

[0050] 在上述例子中,各导线 25、26 预先被赋予曲度,使得向圆柱形面 25b、26b 侧翘曲,在外皮主体 22 的前端部 22a 中,管腔 23、24 的前端开口 23t、24t 形成为,各导线 25、26 的平坦面 25a、26a 对置且平行。由此,如图 4 所示,关于从前端部 22a 突出的 2 个导线 25、26 的前端部 25t、26t,在外皮主体 22 的轴向上,随着朝向前端方向,如箭头 a1 所示,向相互分开的方向弯曲。

[0051] 例如,在图 1 中,在体内插入器械 21 的前端部 21a 位于右肝管 RHD 与左肝管 LHD 的分支点时,由于导线 25、26 的前端部 25t、26t 向相互不同的方向突出,所以,手术医生容易使任意的导线通向期望的胆管。

[0052] 进而,例如,在图 1 中,如虚线所示,在右肝管 RHD 的更加前端的分支点 Dp2 处,由于导线 25、26 的前端部 25t 和 26t 向相互不同的方向突出,所以,手术医生容易将体内插入器械 21 导入到期望的部位。

[0053] 另外,上述外皮主体 22 的管腔 23、24 的截面形状从基端部 22b 到 22a 相同,但是,

如图 4 所示,为了使 2 条导线 25、26 在前端部 22a 必定向不同方向弯曲,必须在外皮主体 22 的前端开口 23t、24t 绕轴转动。由此,管腔 23、24 的截面形状从基端部 22b 到前端部 22a 也可以不同。

[0054] 如上所述,根据本实施方式,能够实现如下的体内插入器械:结构简单且适于细径化,多个导线向相互不同的方向突出。其结果,手术医生通过使用这种体内插入器械 21,能够迅速将导线导入到期望的位置,所以,能够减轻手术医生和患者的负荷。

[0055] 并且,上述体内插入器械由于构造简单,所以能够廉价地制造。进而,上述体内插入器械由于构造简单,所以容易清洗,因此还适用于再利用。

[0056] 另外,在外皮主体 22 的基端部 22b 中,为了使导线 25、26 分别容易插入基端开口 23tb、24tb,也可以增大基端开口 23tb、24tb 的开口面积。换言之,多个管腔 23、24 的各个截面形状在外皮主体 22 的前端部 22a 和基端部 22b 中不同,各管腔的基端开口也可以比前端开口大。

[0057] 图 5 是用于说明在外皮主体 22 的基端部 22b 扩径的基端开口 23tb、24tb 的立体图。如图 5 所示,基端开口 23tb、24tb 的各个截面面积比外皮主体 22 内的管腔 23、24 的各个截面面积大。即,管腔 23、24 形成为,各管腔的截面面积在基端部 22b 的规定范围 R 中,朝向基端开口 23tb、24tb 逐渐增大。

[0058] 关于这种管腔 23、24,如图 5 所示,通过以推入的方式将前端部为锥状的夹具 31 从外皮主体 22 的基端部 22b 插入各管腔 23、24 内,能够形成增大了开口面积的基端开口 23tb、24tb。夹具 31 的锥部 31a 具有比外皮主体 22 内的管腔 23、24 的截面面积大的部分。

[0059] 换言之,外皮主体 22 的各管腔的截面形状具有从基端开口朝向前端开口逐渐变化的部分,从基端部 22b 朝向前端部 22a,形状平缓地变化,管腔的直径从基端部 22b 朝向前端部 22a 而减小。

[0060] 根据这种增大了开口面积的基端开口 23tb、24tb,用户容易将导线 25、26 插入管腔 23、24 内。

[0061] 下面,对本实施方式的变形例进行说明。

[0062] (变形例 1)

[0063] 关于上述实施方式的外皮主体,如图 2 所示,从前端部 22a 到基端部 22b 是 1 个外皮,但是,本变形例 1 的体内插入器械在基端部侧具有按照每个管腔而分支的多个外皮部。

[0064] 图 6 是本变形例的体内插入器械的结构的前面图。如图 6 所示,本变形例的外皮主体 22A 的基端部 22b 被分成两股。即,基端部 22b 具有按照每个管腔而分支的外皮部 22A1 和 22A2。外皮部 22A1 是管腔 23 的外皮部,外皮部 22A2 是管腔 24 的外皮部。两股部的各外皮部 22A1、22A2 的长度例如为 20 ~ 30cm 左右的长度。

[0065] 由于在外皮主体 22A 的基端部 22b 设有与各管腔对应的外皮部,所以,手术医生等用户容易将导线 25、26 插入各个管腔 23、24 中。

[0066] 进而,在本变形例中,也可以扩大基端部 22b 的管腔 23、24,而容易插入导线 25、26。

[0067] 图 7 是从图 6 中箭头 Vp 所示的基端侧观察基端开口时的图。如图 7 所示,由于各外皮部 22A1、22A2 的基端开口的内径 d2 被扩大,所以,用户容易将导线 25、26 插入管腔 23、24 内。通过使用上述夹具 31 即锥部的截面为圆形的部件,能够扩大基端开口的内径。

[0068] (变形例 2)

[0069] 关于本变形例 2 的体内插入器械,在用户从基端部 22b 插入导线时,能够区分平坦部和圆柱形面。用户能够判别导线和外皮主体各自的朝向,所以,容易将导线插入管腔内。

[0070] 图 8 是用于说明本变形例的体内插入器械的图。在基端部 22b 的外皮主体 22 的外周侧,在各管腔的圆柱形面 23b、24b 侧,沿着外皮主体 22 的轴向设有与外皮主体 22 的外周面的颜色不同的线状的着色部 41。同样,在导线 25 的圆柱形面 25b 上也设有与导线 25 的外周面的颜色不同的线状的着色部。

[0071] 具体而言,在外皮主体 22 的至少基端部 22b 的外周面设有 2 条线状的着色部 41。如图 3 所示,管腔 23、24 分别形成为,圆柱形面 23b、24b 朝向外皮主体 22 的外周侧。由此,着色部 41 设置在与各管腔的圆柱形面的顶部接近的位置。

[0072] 在导线 25、26 上,也沿着圆柱形面 25b、26b 的顶部设有着色部 42。

[0073] 另外,着色部 41、42 能够通过涂布规定颜色的涂料等而设置在外皮主体 22 或导线 25、26 上。

[0074] 即,沿着在各管腔 23、24 的截面中形成圆弧的部分的顶部的附近,在外皮主体 22 的外周面设置着色部 41,在导线 25、26 上,也沿着在其截面中形成圆弧的部分的顶部设置着色部 42。换言之,在各导线和外皮主体 22 上设有作为标识部的着色部 41、42,该着色部 41、42 用于各导线的插入轴在外皮主体 22 的基端开口中进行周向的对位。

[0075] 其结果,用户在观察外皮主体 22 和导线 25、26 时,着色部 41、42 彼此重叠在一条直线上,如果从外皮主体 22 的基端部 22b 插入导线 25、26,则能够将非圆形的截面形状的导线 25、26 插入非圆形的截面形状的基端开口 23tb、24tb 中。由此,用户能够容易地将导线插入外皮主体的管腔中。

[0076] (变形例 3)

[0077] 在上述实施方式和各变形例中,前端开口的形状和导线的前端部的截面形状为半圆形,但是,也可以是其他形状。

[0078] 图 9 和图 10 是示出外皮主体前端开口的形状和导线的形状的另一例的图。

[0079] 图 9 是外皮主体具有 4 个管腔的体内插入器械的剖面图。如图 9 所示,外皮主体 22B 在内部具有 4 个管腔 51,导线 52 能够插入各管腔 51 中。外皮主体 22B 的前端开口的形状与图 9 所示的管腔 51 的截面形状相同。即,多个前端开口的形状相互不同。

[0080] 各管腔 51 的前端开口的形状为扇形,导线 52 的截面形状也与管腔 51 的扇形相似,具有大小较小的扇形。导线 52 的前端部被赋予曲度以使得向圆柱形面 52a 侧翘曲。

[0081] 由此,通过图 9 这样的体内插入器械,也能够使多个导线 52 向相互不同的方向突出。

[0082] 图 10 是具有形状不同的多个管腔的体内插入器械的剖面图。如图 10 所示,外皮主体 22C 在内部具有 2 个管腔 61、62,导线 63、64 分别能够插入管腔 61、62 中。外皮主体 22C 的前端开口的形状与图 10 所示的管腔 61、62 的截面形状相同。

[0083] 管腔 61 的前端开口的形状为扇形,导线 63 的截面形状也与管腔 61 的扇形相似,具有大小较小的扇形。导线 63 的前端部被赋予曲度以使得向圆柱形面 63a 侧翘曲。

[0084] 管腔 62 的前端开口的形状为半圆形,导线 64 的截面形状也与管腔 62 的半圆形相似,具有大小较小的半圆形。导线 64 的前端部被赋予曲度以使得向平坦面 64a 侧翘曲。

[0085] 由此,通过图 10 这样的体内插入器械,也能够使形状相互不同的多个导线 63、64 向相互不同的方向突出。

[0086] 另外,也可以分别在导线和外皮主体上设置作为识别单元的识别用标签,使得能够正确地将形状相互不同的多个导线分别插入对应的管腔中。

[0087] 例如,在图 6 中,如单点划线所示,在基端部 22b 具有每个导线的外皮部的情况下,在各外皮部上安装有记载了应该插入的导线的种类、形状等的标签 81a、81b,在各导线上也安装有记载了导线的种类、形状等的标签 82a、82b。各标签例如是粘接性的封条等,被印刷有种类等的文字、记号等,利用封条的粘接性而粘贴在基端部 22b 的各外皮部和导线的基端部。

[0088] 例如,在图 10 中的 2 个形状不同的导线 63 上粘贴标签 82a,在设对应的管腔 61 的外皮部为外皮部 22A1 时,在该外皮部 22A1 上粘贴标签 81a。如果标签 81a 和 82a 分别被标注相同记号、标记等,则用户能够简单地识别到将导线 63 插入外皮部 22A1 中。导线 64 和管腔 62 也同样。

[0089] 因此,通过使用这种标签,用户能够容易地将导线插入正确的管腔中。

[0090] 进而,关于前端开口的形状,也可以代替以上举出的半圆形、扇形,而是三角形、梯形、星形等。

[0091] 如上所述,根据上述本实施方式和各变形例,能够提供如下的体内插入器械:结构简单且适于细径化,多个导线向相互不同的方向突出。

[0092] (第 2 实施方式)

[0093] 在上述实施方式中,在外皮主体上形成有多个管腔,在各管腔中贯穿插入导线,但是,在本实施方式中,外皮主体能够在 1 个管腔中贯穿插入多个导线。

[0094] 图 11 是本实施方式的体内插入器械 21 的剖面图。在图 11 中,与上述第 1 实施方式的部件对应的部件由相同的材质构成,并且通过相同的制造方法制造。

[0095] 如图 11 所示,外皮主体 22D 具有 1 个管腔 71,管腔 71 能够贯穿插入 3 个导线 72。

[0096] 各导线 72 是截面为大致圆形的具有沿着轴向的突出部 72a 的部件。对各导线 72 的前端部赋予曲度得其向突出部 72a 侧翘曲。

[0097] 另一方面,在管腔 71 中形成有与 3 个导线 72 的突出部 72a 卡合的沿着轴向形成的 3 个槽部 71a。手术医生等用户能够在各导线 71 的突出部 72a 与各槽部 71a 卡合的状态下,从外皮主体 22D 的基端部 22b 的基端开口插入 3 条导线 72。

[0098] 如图 11 所示,在管腔 71 内,通过使突出部 72a 进入槽部 71a 中,3 条导线 72 无法在轴向上转动。

[0099] 即,在本实施方式中,外皮主体 22D 具有 1 个管腔 71,该 1 个管腔 71 形成为能够从设于基端部 22b 的基端开口插入多个导线、并且多个导线能够从设于前端部 22a 的前端开口突出。进而,前端开口形成为,各导线在 1 个前端开口中不会绕各导线的轴转动,并且多个导线的多个前端部沿着突出方向相互分开。

[0100] 由此,3 条导线从外皮主体 22D 的管腔 71 的前端开口向相互不同的方向突出。

[0101] 另外,关于本第 2 实施方式,也能够应用第 1 实施方式中说明的各变形例 1 ~ 3。

[0102] 本实施方式具有与第 1 实施方式相同的效果,并且,由于能够在 1 个管腔中贯穿插入多个导线,所以,能够使外皮主体 22D 的直径比第 1 实施方式的外皮主体的直径小。

[0103] 如上所述,根据上述 2 个实施方式和各变形例,能够提供如下的体内插入器械:结构简单且适于细径化,多个导线向相互不同的方向突出。

[0104] 另外,在以上的例子中,以胆管用的体内插入器械为例进行了说明,但是,也能够应用于心脏血管、脑血管等用的体内插入器械。

[0105] 本发明不限于上述实施方式,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0106] 本申请以 2011 年 6 月 16 日在日本申请的日本特愿 2011-134500 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书中。

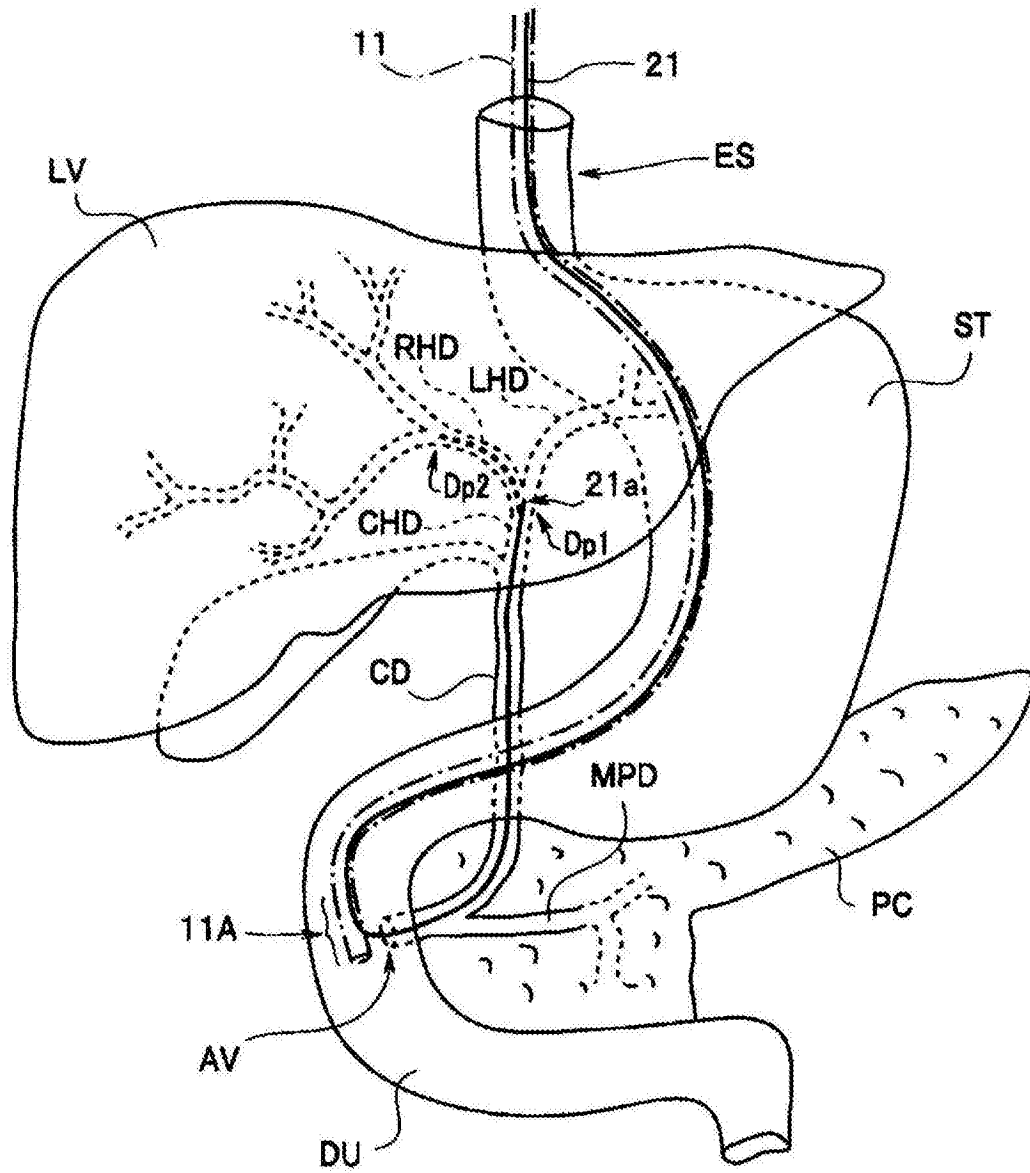


图 1

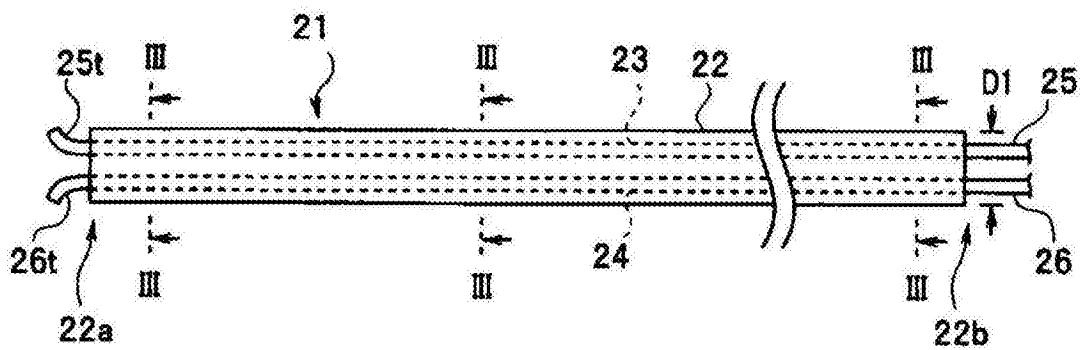


图 2

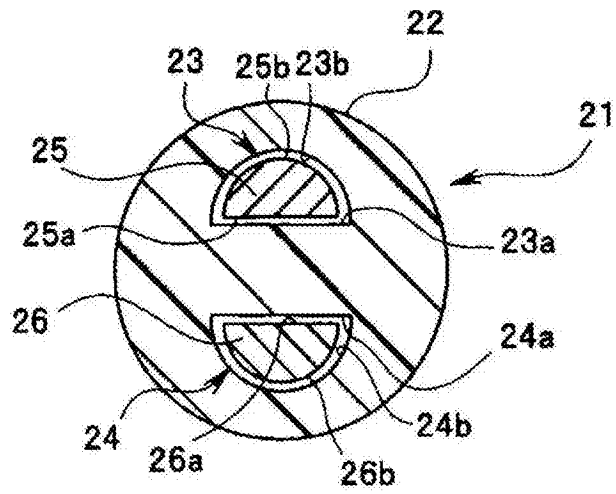


图 3

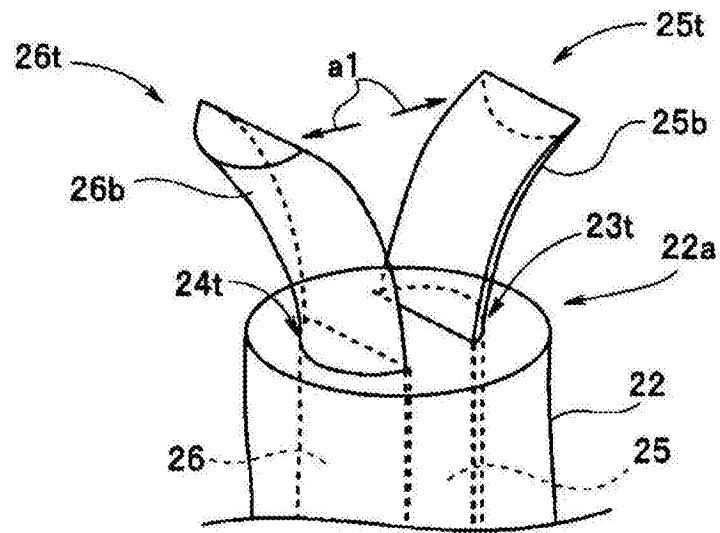


图 4

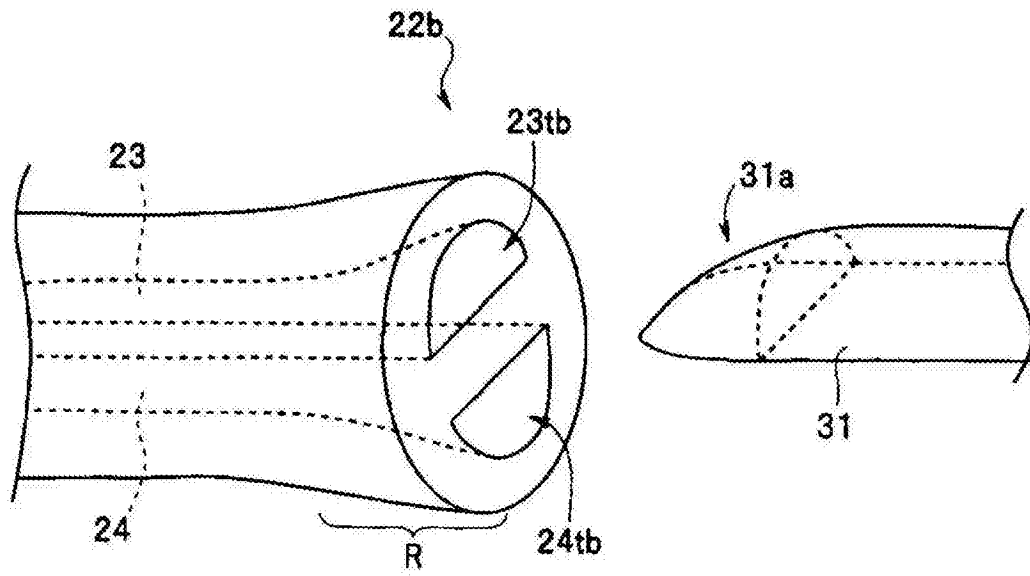


图 5

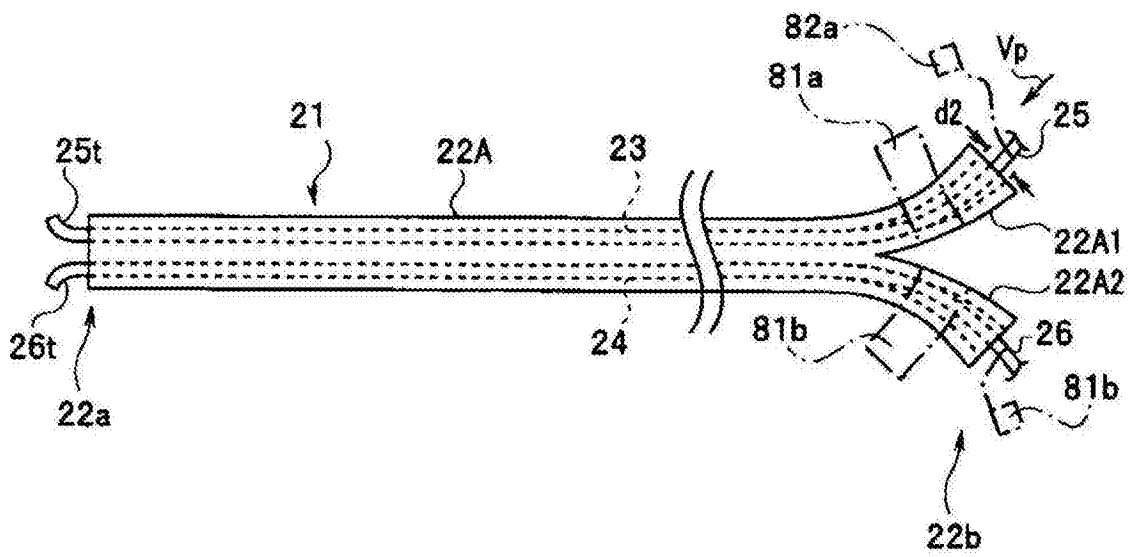


图 6

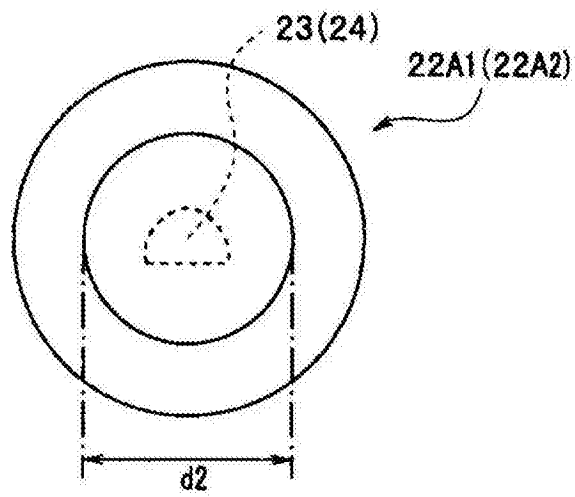


图 7

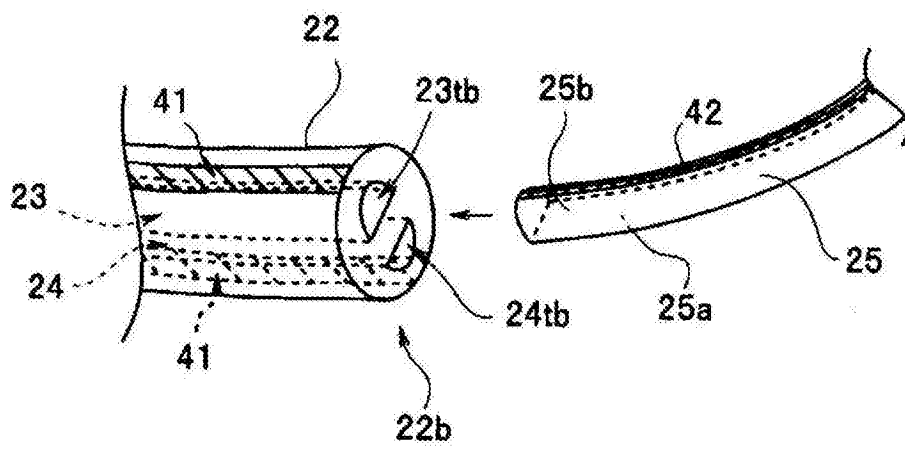


图 8

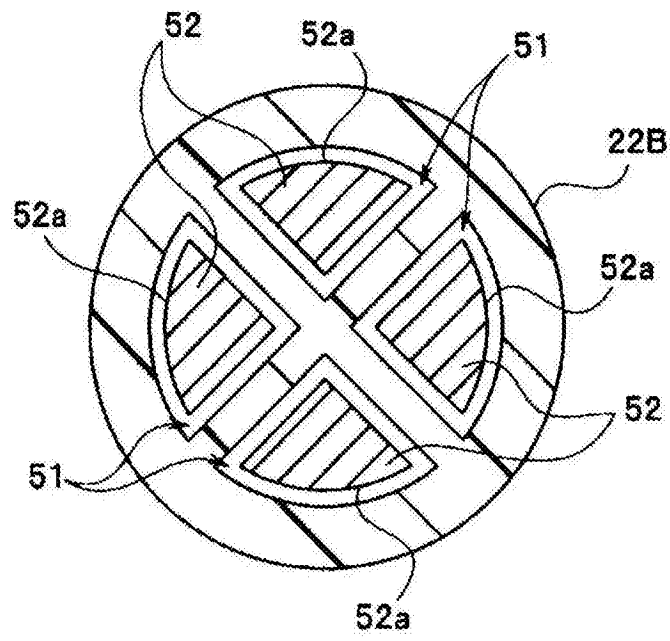


图 9

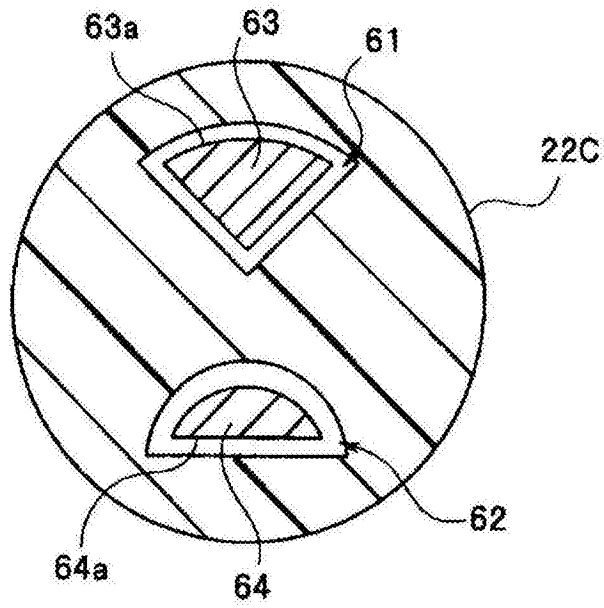


图 10

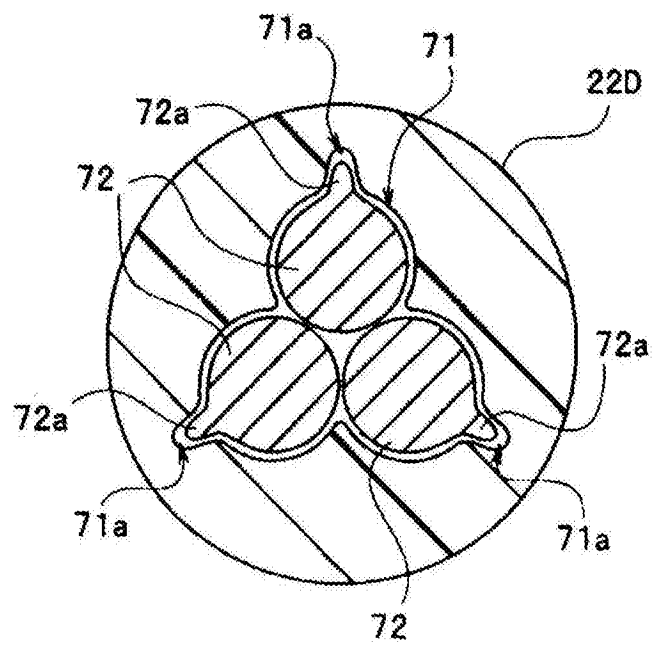


图 11

专利名称(译)	体内插入器械		
公开(公告)号	CN103619400B	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201280028946.8	申请日	2012-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	樋野和彦		
发明人	樋野和彦		
IPC分类号	A61M25/09 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/018 A61M25/0032 A61M25/09041 A61M2025/09075 A61M2025/09175		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	王玮		
优先权	2011134500 2011-06-16 JP		
其他公开文献	CN103619400A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

体内插入器械(11)具有：细长的2条导线(25、26)，其前端部的截面形状不是圆形，对前端部赋予了曲度；以及外皮主体(22)，其具有多个管腔(23、24)，该多个管腔(23、24)形成为能够从多个基端开口插入导线(25、26)、并且各导线能够从各前端开口突出，各前端开口形成为，各导线在前端开口中不会绕各导线的轴转动，并且导线(25、26)的前端部沿着突出方向相互分开。

