



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105813574 B

(45)授权公告日 2019.02.15

(21)申请号 201480067465.7

(22)申请日 2014.12.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105813574 A

(43)申请公布日 2016.07.27

(30)优先权数据

2013-257469 2013.12.12 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/082671 2014.12.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/087910 JA 2015.06.18

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 佐藤雅俊

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 10/04(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

A61M 25/00(2006.01)

A61M 31/00(2006.01)

审查员 王钺媛

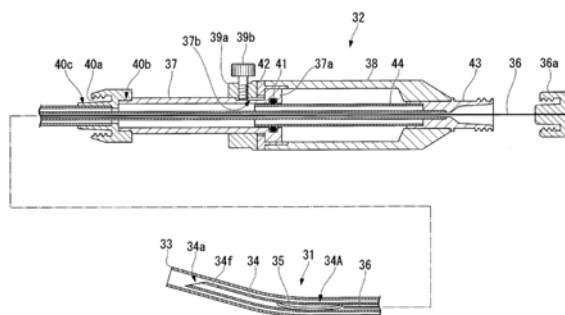
权利要求书2页 说明书10页 附图17页

(54)发明名称

超声波用穿刺针

(57)摘要

超声波用穿刺针的针管在比弯曲形状部靠近远位侧的位置具有侧孔,该侧孔是通过切掉针管的管壁中的与包括弯曲形状部的中心线的平面交叉并且位于弯曲形状部的弯曲的内侧的管壁的一部分而成的,该侧孔能够将线材向外部陆续放出,在线材被拉伸并装入针管的内部的状态下,线材的至少一部分位于弯曲形状部。



1. 一种超声波用穿刺针,其与具有能够弯曲操作的能动弯曲部且构成自贯穿通道的出口延伸的中心轴线与超声波观测面上大致一致的超声波内窥镜一起使用,其中,该超声波用穿刺针包括:

护套,其以进退自如的方式贯穿于所述贯穿通道;

针管,其具有形成沿长度轴线延伸的内部空间的内表面和外表面,该针管能够贯穿于所述护套内;

线材,其具有近位端和远位端,并具有在未施加有外力的状态下恢复为第一弯曲形状的弹性,该线材以利用所述针管的所述内表面中的在所述针管的长度轴线方向上隔开间隔的多个部分支承着的方式,克服向所述第一弯曲形状的恢复而被拉伸并装入所述针管的所述内部空间;

侧孔,其形成为自所述针管的所述内表面贯穿至所述外表面,该侧孔具有以比所述线材的外径大的开口宽度分开的一对壁面;以及

通管丝,其用于推出设于所述针管的内部的所述线材的所述近位端,

在使所述针管自所述贯穿通道的所述出口突出、并且利用所述通管丝自所述侧孔推出所述线材的所述远位端的状态下,所述一对壁面以夹持所述线材的方式支承所述线材,并且所述内表面中的与所述侧孔相对的位置的面支承所述针管内的所述线材,以使得所述线材的所述远位端沿着所述超声波观测面恢复为所述第一弯曲形状。

2. 根据权利要求1所述的超声波用穿刺针,其中,

所述针管的所述内表面中的支承所述线材的所述多个部分位于预定的平面上。

3. 根据权利要求2所述的超声波用穿刺针,其中,

还具有针管弯曲形状部,其形成于所述针管的远位侧,该针管弯曲形状部具有在未施加有外力的状态下沿着所述预定的平面恢复为第二弯曲形状的弹性。

4. 根据权利要求3所述的超声波用穿刺针,其中,

还具有针管远位部,其具有为了向体腔内组织穿刺而较尖地形成的针尖,且该针管远位部形成在比所述针管弯曲形状部靠远位侧的位置,

所述侧孔形成在所述针管远位部,该侧孔朝向所述针管弯曲形状部的所述第二弯曲形状的内侧贯穿,

在所述线材的所述远位端配置在位于所述贯穿通道内的所述针管弯曲形状部的内部的状态下,在利用所述能动弯曲部使所述贯穿通道弯曲时,所述针管弯曲形状部模仿所述贯穿通道的弯曲,并且通过所述线材从所述针管弯曲形状部处的所述针管的所述内表面受到力,从而所述线材以所述线材的所述第一弯曲形状模仿所述针管弯曲形状部的所述第二弯曲形状的方式旋转,所述线材的所述远位端位于与所述超声波观测面大致同一面上。

5. 根据权利要求1所述的超声波用穿刺针,其中,

在所述线材以利用所述针管的所述内表面中的在所述针管的所述长度轴线方向上隔开间隔的多个部分支承着的状态下,支承所述线材的所述多个部分位于包括所述侧孔的、沿着所述针管的中心轴线的平面上,且在所述侧孔的基端和所述通管丝之间保持所述线材。

6. 根据权利要求2所述的超声波用穿刺针,其中,

所述线材的所述远位端沿着所述超声波观测面而恢复为所述第一弯曲形状,并且,在

所述一对壁面以夹持所述线材的方式支承着所述线材的状态下,所述线材的所述近位端、以及所述远位端和所述近位端之间的中央部位于所述预定的平面上。

7. 根据权利要求2所述的超声波用穿刺针,其中,

所述线材的所述远位端、所述近位端、以及所述远位端和所述近位端之间的中央部位于所述预定的平面上。

8. 根据权利要求1所述的超声波用穿刺针,其中,

在所述针管的远位端设有与所述内部空间连通并向外部开口的顶端开口,
所述顶端开口与所述侧孔的远位端相连通。

9. 根据权利要求3所述的超声波用穿刺针,其中,

在所述线材被拉伸并装入所述针管的内部的状态下,所述线材的两端中的位于所述针管的远位侧的端位于所述针管弯曲形状部。

10. 根据权利要求3所述的超声波用穿刺针,其中,

在所述线材被拉伸并装入所述针管的内部的状态下,所述线材的中央部位于所述针管弯曲形状部。

11. 根据权利要求3所述的超声波用穿刺针,其中,

所述侧孔的近位端位于所述针管弯曲形状部。

12. 根据权利要求1所述的超声波用穿刺针,其中,

所述线材包含圆弧形状。

13. 根据权利要求12所述的超声波用穿刺针,其中,

所述圆弧形状为C字形状。

超声波用穿刺针

技术领域

[0001] 本发明涉及一种向体腔内导入并为了将药剂、治疗装置送到体内而使用的超声波用穿刺针。

[0002] 本申请基于2013年12月12日在日本提出申请的特愿2013-257469号要求优先权,并将其内容引用于此。

背景技术

[0003] 以往,为了对体腔内的患部进行检查诊断,进行了抽吸提取体腔内组织、体液的手法。通过一边利用超声波内窥镜对体腔内进行观察、一边使用穿刺针贯穿胃、十二指肠的消化管壁等并向胰脏、肝脏、肾脏等深部脏器的目标部位穿刺穿刺针来进行该手法。将该手法称作Endoscopic Ultrasound-guided Fine Needle Aspiration(超声内镜引导下细针穿刺活检术)(EUS-FNA)。

[0004] 近年来,取代应用EUS-FNA的手法来抽吸组织、体液,研究有将药剂、标记、放射线源等物质从穿刺针直接送入关心部位的治疗手法。在这种治疗手法中,通过向关心部位准确地输送物质,从而能够期待治疗效果的提高和副作用的减轻。因而,期望的是,一边利用超声波内窥镜来观察实际上送出物质的样子一边进行手法。

[0005] 另外,公知有将留置于生物体组织的夹具、连接件等器具装入穿刺针的远位端并将这些器具进行留置的装置(例如参照专利文献1、2)。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特表2000-515054号公报

[0009] 专利文献2:日本特表2008-504943号公报

发明内容

[0010] 发明要解决的问题

[0011] 在将欲留置于生物体组织的器具从穿刺针向生物体组织放出时,能够利用内窥镜对放出的器具进行观察,这在操作的简便性和安全性方面是优选的。但是,在使用了超声波内窥镜时,存在有若器具远离由超声波内窥镜限定的超声波扫描面、则无法掌握器具的位置这样的问题。

[0012] 本发明是鉴于上述情况而做成的,其目的在于提供一种能够利用超声波内窥镜掌握从穿刺针放出的器具的位置的超声波用穿刺针。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 本发明的第1技术方案的超声波用穿刺针包括:护套,其以进退自如的方式贯穿于超声波内窥镜的贯穿通道;针管,其具有弹性,为了向体腔内组织穿刺以朝向远位方向变尖锐的方式形成,在未施加有外力的状态下至少在远位部分附近具有弯曲形状部,该针管能够贯穿于所述护套内;线材,其具有弹性,在未施加有外力的状态下形成弯曲状或

螺旋状,能够以被拉伸了的状态装入所述针管的内部;以及放出机构,其设于所述针管的近位部分,将设于所述针管的内部的所述线材向所述针管的远位方向推出并使所述线材从所述针管向外部放出,所述针管在比所述弯曲形状部靠远位侧的位置具有侧孔,该侧孔是通过切掉所述针管的管壁中的与包括所述弯曲形状部的中心线的平面交叉并且位于所述弯曲形状部的弯曲的内侧的管壁的一部分而成的,该侧孔能够将所述线材向外部陆续放出,在所述线材被拉伸并装入所述针管的内部的状态下,所述线材的至少一部分位于所述弯曲形状部。

[0015] 根据本发明的第2技术方案,在上述第1技术方案中,也可以是,所述针管具有顶端开口,该顶端开口以在与包括所述弯曲形状部的长度中心轴线的平面同一平面上具有远位端和近位端的方式倾斜,所述顶端开口的近位端与所述侧孔的远位端相连通。

[0016] 根据本发明的第3技术方案,在上述第1技术方案或上述第2技术方案中,也可以是,在所述线材被拉伸并装入所述针管的内部的状态下,所述线材的两端中的位于所述针管的远位侧的端位于所述弯曲形状部。

[0017] 根据本发明的第4技术方案,在上述第1技术方案~上述第3技术方案的任一技术方案中,也可以是,在所述线材被拉伸并装入所述针管的内部的状态下,所述线材的中央部位于所述弯曲形状部。

[0018] 根据本发明的第5技术方案,在上述第1技术方案~上述第4技术方案的任一技术方案中,也可以是,所述狭缝部的近位端位于所述弯曲形状部。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据上述各个技术方案,能够利用超声波内窥镜掌握从穿刺针放出的器具的位置。

附图说明

[0021] 图1是表示与本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针组合使用的超声波内窥镜的整体图。

[0022] 图2是表示上述超声波内窥镜的远位端部的立体图。

[0023] 图3是上述超声波内窥镜的远位端部的主视图。

[0024] 图4是上述超声波内窥镜的远位端部的立体剖视图。

[0025] 图5是表示与本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针组合使用的其他超声波内窥镜的整体图。

[0026] 图6是表示本发明的第一实施方式的其他超声波内窥镜的远位端部的立体图。

[0027] 图7是上述其他超声波内窥镜的远位端部的主视图。

[0028] 图8是上述其他超声波内窥镜的远位端部的立体剖视图。

[0029] 图9是本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针的整体外观图。

[0030] 图10是本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针的整体剖视图。

[0031] 图11是本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针的整体剖视图。

[0032] 图12A是表示本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针的针管的远位端侧的图。

[0033] 图12B是表示本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针的针管的远位端侧的图。

[0034] 图13A是表示本发明的第一实施方式的针管的其他例子中的远位端侧的图。

- [0035] 图13B是表示本发明的第一实施方式的针管的其他例子中的远位端侧的图。
- [0036] 图14A是收纳于本发明的第一实施方式和第二实施方式的针管内的植入件的图。
- [0037] 图14B是表示向本发明的第一实施方式的针管内收纳的植入件收纳于第一实施方式的针管后的状态的图。
- [0038] 图15是表示本发明的第一实施方式的超声波用穿刺针使用时的超声波内窥镜的动作的图。
- [0039] 图16A是表示弯曲的超声波内窥镜内的第一实施方式的超声波用穿刺针的动作的图。
- [0040] 图16B是表示弯曲的超声波内窥镜内的第一实施方式的超声波用穿刺针的动作的图。
- [0041] 图16C是表示弯曲的超声波内窥镜内的第一实施方式的超声波用穿刺针的动作的图。
- [0042] 图17是表示植入件被从第一实施方式的超声波用穿刺针送出后的状态的图。
- [0043] 图18是表示第一实施方式的超声波用穿刺针贯穿于上述其他超声波内窥镜的状态的图。
- [0044] 图19是表示本发明的第二实施方式的超声波用穿刺针中的针管的远位端侧的图。
- [0045] 图20是表示本发明的第二实施方式的超声波用穿刺针中的针管的远位波观测面10A。在超声波振子部10上连接有未图示的信号线缆。该信号线缆经由插入部2、操作部3、通用线缆4、内窥镜连接器5以及超声波线缆6内延伸至超声波连接器7。
- [0046] 图21是表示本发明的第二实施方式的超声波用穿刺针中的针管的远位端侧的图。
- [0047] 图22是表示针对上述各个实施方式的设计变更的一例的局部剖视图。
- [0048] 图23是表示针对上述各个实施方式的设计变更的其他一例的局部剖视图。
- [0049] 图24是表示针对上述各个实施方式的设计变更的另外其他一例的局部剖视图。

具体实施方式

- [0050] 以下,参照附图说明本发明的各个实施方式。
- [0051] (第一实施方式)
- [0052] 本实施方式的超声波用穿刺针与超声波内窥镜相组合进行使用。
- [0053] 使用图1~图4说明本实施方式的超声波内窥镜。图1是表示超声波内窥镜的结构图。图2是表示超声波内窥镜的远位端部的立体图。图3是从正面观察图2所示的远位端部看到的主视图。图4是超声波内窥镜的远位端部的立体剖视图。
- [0054] 超声波内窥镜1构成为包括向体腔内插入的细长的插入部2、设于插入部2的近位端的操作部3以及自操作部3的侧部延伸出的通用线缆4。
- [0055] 在通用线缆4的近位端部设有内窥镜连接器5。从内窥镜连接器5的侧部延伸出有超声波线缆6。在超声波线缆6的近位端部设有超声波连接器7。
- [0056] 从超声波内窥镜1的远位端侧依次连接有由硬质构件形成的硬质部2a、以弯曲自如的方式构成的弯曲部2b以及从弯曲部2b的近位端到操作部3的远位端的、纵长且具有挠

性的挠性管部2c,构成了插入部2。

[0057] 超声波振子部10形成了扫描相对于插入轴线方向而言的前方方向的超声波观测面10A。换言之,超声波振子部10具有对前方方向进行扫描的超声波观测面10A。在超声波振子部10上连接有未图示的信号线缆。该信号线缆经由插入部2、操作部3、通用线缆4、内窥镜连接器5以及超声波线缆6内延伸至超声波连接器7。

[0058] 超声波连接器7连接于未图示的超声波观测装置。超声波观测装置经由信号线缆与超声波振子之间交换信号,将从超声波振子接收到的信号转换为超声波图像并显示在未图示的监视器上。

[0059] 在操作部3上设有用于进行弯曲操作的角度旋钮3a。手术者通过适当地操作角度旋钮3a而牵引及松弛与该操作对应的未图示的弯曲线,使弯曲部2b进行弯曲动作。

[0060] 如图2所示,超声波振子部10构成为从硬质部2a的远位端面21突出。而且,在硬质部2a的远位端面21上设有观察窗22、照明窗23以及贯穿通道出口24。观察窗22构成未图示的观察光学系统的最远位端侧。照明窗23构成未图示的照明光学系统的最远位端侧。贯穿通道出口24是供穿刺针等处理器具导出的处理器具贯穿通道的开口。贯穿通道出口24与硬质部2a的长度轴线方向大致平行地进行设置,并与配置在插入部2内的处理器具贯穿通道(以下,简记作“贯穿通道”)27相连结(参照图4)。

[0061] 未图示的观察光学系统和照明光学系统经由插入部2、操作部3、通用线缆4延伸至内窥镜连接器5。内窥镜连接器5连接于未图示的内窥镜观测装置。内窥镜观测装置经由照明光学系统将照明光传递至照明窗23,照明光照射硬质部2a的前方。另外,内窥镜观测装置将从观察窗22经由观察光学系统到达的信号作为观察图像显示在未图示的监视器上。因而,在监视器上显示由照明光照亮的观察图像。

[0062] 贯穿通道27的近位端侧与设于操作部3的处理器具插入口3d相连通。处理器具插入口3d的近位端部形成成为能够连接注射器的鲁尔锁形状。而且,经由处理器具插入口3d贯穿的处理器具从贯穿通道出口24导出。

[0063] 贯穿通道出口24的中心轴线L2与硬质部2a的长度轴线方向大致平行。利用中心轴线L2和超声波振子部10的垂直方向中心线L3限定的面构成为与超声波观测面10A大致一致。从贯穿通道出口24导出的处理器具被导出到超声波观测面10A上,因此以能够目视确认的方式显示在超声波图像上。

[0064] 使用图5~图8说明能够在本实施方式中使用的另一超声波内窥镜。

[0065] 图5是表示超声波内窥镜100的结构图。图6是表示超声波内窥镜100的远位端部的立体图。图7是从正面观察图5所示的远位端部看到的主视图。图8是超声波内窥镜100的远位端部的立体剖视图。

[0066] 在超声波内窥镜100中,对于作为与已经说明的超声波内窥镜1相同的结构的部分,在图5~图8中标注了相同的附图标记。与超声波内窥镜1之间的不同之处在于远位端的超声波振子部110比第1实施方式的超声波振子部10大型这一点。其结果,扫描相对于插入轴线方向而言的前方方向的超声波观测面110A进一步形成为广角。

[0067] 而且,在形成为大型的超声波振子部110上,为了不接触从贯穿通道出口导出的处理器具,如图6所示,超声波内窥镜100的贯穿通道出口124设为相对于硬质部102a的长度轴线方向倾斜角度 α 。

[0068] 但是,由贯穿通道出口124的长度方向中心轴线L2a和超声波振子部110 的垂直方向中心线L3a构成的面与超声波观测面110A大致一致。该结构与超声波内窥镜1相同。因而,从贯穿通道出口124导出的处理器具被导出到超声波观测面110A上,并以能够目视确认的方式显示在超声波图像上。

[0069] 接着,使用图9~图14B说明本实施方式的超声波用穿刺针。图9是超声波用穿刺针的整体外观图。图10和图11是整体剖视图。图12A、图12B、图13A以及图13B是针管的形状的说明图。图14A和图14B是植入件的说明图。

[0070] 本实施方式的超声波用穿刺针30包括插入部31和操作部32。插入部31是贯穿于超声波内窥镜1的贯穿通道27的部分。操作部32配置于插入部31的近位端部,并固定于超声波内窥镜1的处理器具插入口3d。

[0071] 说明插入部31的各个部分。

[0072] 护套33是具有柔软性的管,并位于插入部31的最顶端侧。护套33的材质例如优选为聚醚醚酮、聚醚砜、特氟隆(テフロン:日本注册商标)那样的树脂。或者,护套33的材质优选为一般被称作挠性轴的金属丝、特别是将不锈钢丝缠绕为螺旋弹簧状的金属。在护套33的内腔贯穿有针管34。利用该结构,能够防止针管34与贯穿通道27的内表面直接接触而划伤针管34、贯穿通道27。

[0073] 针管34由能够恢复为预定的形状的形状记忆合金、薄壁的不锈钢管等形成,远位端部形成为锐利的形状。针管34以进退自如的方式贯穿配置于护套33内。

[0074] 将针管34的远位端附近的详细情况表示在图12A~图13B中。针管34在自然状态下至少远位端附近的部分被加工为光滑的圆弧形状。即,在针管34上设有弯曲形状部34A,该弯曲形状部34A在未施加有外力的状态下构成为圆弧形状,当在因外力而变形之后解除了外力时恢复为原来的圆弧形状。在图12A和图12B中,针管34的最远位端部未被加工为圆弧形状,但是也包含于将最远位端部加工为圆弧形状的范围。

[0075] 针管34的远位端与一般的注射针相同地成为远位端被倾斜切掉的形状,内腔在被倾斜切削后的面上开口。以如下方式形成有顶端开口34a:以与远位端面垂直的方向、即以最大面积观察该顶端开口34a的方向(在图12A中用箭头A1表示)同包括针管34的长度中心轴线的平面34b大致平行。顶端开口34a的最近位端侧的点34d位于与平面34b同一面上。

[0076] 狭缝部(侧孔)34f是在比弯曲形状部34A靠远位侧的位置切掉针管34的管壁中的与包括弯曲形状部34A的中心线的平面交叉并且弯曲形状部34A的弯曲的内侧(在弯曲的状态下,朝向针管34的弯曲中心的侧)的管壁的一部分而成的,能够将植入件35向外部陆续放出。具体地说,狭缝部34f在针管34的远位端的顶端开口34a从最近位端侧的点34d进一步向近位侧延伸。狭缝部34f在针管34的长度中心轴线方向上形成为比后述的植入件35的直径长的长孔状。在本实施方式中,狭缝部34f的最近位端侧的点34g位于与平面34b同一面上。另外,狭缝部34f也可以进行延伸直至最近位端侧的点34g位于弯曲形状部34A。

[0077] 狭缝部34f的打开宽度根据植入件35的外形尺寸进行设定。即,狭缝部34f的打开宽度具有能够供植入件35进退的程度的间隙,比构成植入件35的线材的外形尺寸大。

[0078] 另外,在图13A和图13B所示的例子中,针管34的远位端被向与图12A和图12B所示的例子相反的方向切削。在该情况下,狭缝部34f是从顶端开口34a的最远位端侧的点34h开始将针管34的管壁沿针管34的长度中心轴线方向切削为长孔状的形状。另外,在该情况

下,狭缝部34f的最近位端侧的点34g也位于与平面34b同一面上,并且位于弯曲形状部34A。

[0079] 图12A和图12B所示的结构与图13A和图13B所示的结构可以根据目的选择任一种。

[0080] 植入件35是含有发出治疗用的极弱的放射线的物质的金属片。将植入件35的详细情况表示在图14A和图14B中。植入件35具有使比针管34的内腔细的线材弯曲而成的形状。植入件35是具有弹性的棒弹簧或具有螺旋状的弹性线材。因此,植入件35具有在被拉伸的状态下欲恢复为弯曲形状的恢复力。装入针管34的内腔的靠近远位端的位置的植入件35由于具有弹性,因此总是在欲恢复为原来的形状的力的作用下按压针管34的内壁,因此不会从针管34向外部简单地脱离。

[0081] 通管丝36是细长的丝。通管丝36的材质例如是不锈钢、镍钛。通管丝36以抽拔自如的方式配置于针管34内腔的近位端侧。通管丝36是从针管34推出植入件35的放出机构。

[0082] 说明操作部32的各个结构。

[0083] 操作部主体37由树脂构件形成。

[0084] 滑动件38以滑动自如的方式设于该操作部主体37。滑动件38由树脂构件形成。

[0085] 止挡件39是能够根据测量结果将滑动件38的相对于操作部主体37的滑动距离设定为期望的值的构件,如下这样构成。止挡构件39a以滑动自如的方式配置于所述操作部主体37。止挡构件39a的材质例如由树脂形成。固定螺钉(止挡螺钉)39b螺纹接合配置于止挡构件39a,并将止挡构件39a固定在期望的位置。固定螺钉39b的材质是金属或硬质树脂制。

[0086] 操作部主体37是细长的、在近位端部形成了凸缘部37a的管形状。在操作部主体37的远位端部粘接固定有固定设于所述护套33的近位端部的树脂制的连接部40。在连接部40的远位端侧形成有连结固定于超声波内窥镜1的处理器具插入口3d的螺纹部40a。在连接部40的近位端部形成有供操作部主体37的远位端部配置的凹部40b。另外,护套33固定于在连接部40上构成的远位端连接部40c。

[0087] 在凸缘部37a的内周面上形成有凹部。用于保持后述的引导管的O形密封圈41配置于凸缘部37a的所述凹部。另外,在比所述凸缘部37a靠远位端侧的外周面的预定位置形成有切口台阶部37b,该切口台阶部37b具有供所述固定螺钉39b的远位端面抵接的平面部。

[0088] 在超声波用穿刺针30的制造、出厂时,固定螺钉39b的远位端面以预定的扭矩抵接于切口台阶部37b的平面部。由此,滑动件38配置于操作部主体37的近位端侧。

[0089] 在该配置状态时,针管34和通管丝36的远位端部配置在护套33内。即使万一在滑动件38因某些外力的影响而移动到远位端侧的情况下,也会因固定螺钉39b的侧部抵接于切口台阶部37b的立起部而使滑动件38向远位端侧的移动停止。另外,在该抵接状态时,针管34和通管丝36的远位端部当然不会从护套33的远位端突出。

[0090] 若松弛止挡螺钉39b,则止挡构件39a能够在操作部主体37上沿长度方向滑动移动。然后,使止挡构件39a滑动移动至任意的位置,通过螺纹接合固定螺钉39b而固定止挡构件39a,从而设定滑动件的最大可移动距离。

[0091] 滑动件38形成为在近位端部形成了细径部38a的管形状。在滑动件38的远位端部

粘贴固定有用于使滑动件38以滑动自如的方式配置于操作部主体 37的滑动配置构件42。

[0092] 另一方面,在滑动件38的近位端部开口部配置有树脂制的管头构件43。在管头构件43的远位端部固定有针管34的近位端部和引导管44的近位端部,该引导管44的远位端部被保持于O形密封圈41。另外,管头构件43的近位端部成为能够连接注射器等的鲁尔锁形状。

[0093] 通管丝36从滑动件38的管头构件43进行插入。在通管丝36的近位端部一体设有树脂制的捏手36a。

[0094] 如上所述构成的超声波用穿刺针30在组装了各个构成构件之后,收纳于未图示的灭菌袋内,并被灭菌消毒。

[0095] 说明如上所述构成的一次性类型的超声波用穿刺针30的作用。在此,首先说明将图1~图4所示的超声波内窥镜1与图12A和图12B所示的针管34相组合的情况。接着,说明即使使用图5~图8所示的超声波内窥镜100、图13A和图13B所示的针管34也完全相同地发挥作用的情况。

[0096] 首先,从灭菌袋中取出收纳于未图示的灭菌袋内的超声波用穿刺针30。在超声波用穿刺针30的针管34的内部预先装入有植入件35。植入件35在拉伸的状态下从针管34的顶端开口34a侧向针管34内插入。另外,植入件35也可以从针管34的近位端插入并利用通管丝36送入至远位端。

[0097] 在向针管34内装入植入件35时,将植入件35在针管34的周向上的朝向确定为特定的朝向、并且将植入件35插入针管34内的操作并不容易。另外,在将植入件35插入针管34内的过程中,有时构成植入件35的线材也会稍微扭转。在本实施方式中,即使将植入件35插入针管34时的周向的朝向是任意朝向,只要以植入件35的远位端位于针管34的弯曲形状部34A的方式配置植入件35,就以植入件35的弯曲方向模仿弯曲形状部34A的弯曲方向的方式使植入件35在针管34的内部旋转。因此,在植入件35旋转之后,植入件35的远位端位于包括针管34的长度中心轴线的平面34b内。即,当在针管34内利用通管丝36推压植入件35时,以植入件35的远位端能够到达狭缝部34f的最近位端侧的点34g的方式将植入件35配置于针管34。

[0098] 如果植入件35的一部分位于弯曲形状部34A,则植入件35从针管34的内表面受到欲模仿弯曲形状部34A的弯曲方向而旋转的力。另外,若植入件35的远位端位于弯曲形状部34A,则最初进入狭缝部34f内的植入件35的远位端的位置易于向合适的位置移动。

[0099] 接着,从超声波内窥镜1的处理器具插入口3d向贯穿通道27内插入护套33,在处理器具插入口3d螺纹接合设于操作部32的连接部40的螺纹部40a,将超声波用穿刺针30固定于超声波内窥镜1。

[0100] 在显示有目标部位的超声波观察图像上清楚地描绘出护套33的远位端部的超声波图像。在此,设定护套33的远位端与目标部位之间的位置关系。之后,测量护套33的远位端与目标部位之间的距离。

[0101] 接着,松弛固定螺钉39b,以与上述距离对应的方式使止挡构件39a在操作部主体37上滑动移动,在刚移动至预定位置时紧固固定螺钉39b。

[0102] 之后,手术者把持滑动件38,使滑动件38快速地朝向止挡件39移动。由此,针管34的远位端可靠地穿刺目标部位。

[0103] 如果确认针管34到达至目标部位,则将通管丝36的捏手36a向远位端侧压入。由此,通管丝36向远位端侧移动,植入件35被从针管34远位端的顶端开口34a送出,并留置在体内。

[0104] 在此,为了将植入件35准确地留置在目标部位,需要一边在超声波观察图像上确认植入件35一边进行送出。因此,在本发明的实施方式中,控制针管34的绕轴线的角度位置,使送出植入件35的方向与超声波观测面一致。以下,说明使送出植入件35的方向与超声波观测面一致的方法。

[0105] 由于超声波在空气中衰减较强烈,因此在观察超声波图像时,需要使配置于超声波内窥镜1的远位端的超声波振子部10牢固地抵接于体内的组织。在图15中,由于超声波内窥镜1向体内管腔组织50内插入,因此为了使超声波振子部10抵接于组织,需要使内窥镜的插入部2的弯曲部2b向通常被称作上(up)方向的方向弯曲,并朝向体内管腔组织50。弯曲的结果是,弯曲部2b成为大致圆弧形,配置于其内部的贯穿通道27也必然成为大致圆弧形。此时,包括贯穿通道27的长度中心轴线的平面51成为与超声波观测面10A大致同一面。

[0106] 在图16A~图16C中,按照操作的时间序列示出了在弯曲的贯穿通道27内、包括如上所述使远位端附近的部分弯曲为光滑的圆弧状的针管34在内的超声波用穿刺针30的插入部31穿过贯穿通道27内的状态。在图16A中,插入部31的远位端被推进至超声波内窥镜1的贯穿通道27的弯曲部跟前。若进一步向远位端侧推进插入部31,则如图16B所示,针管34的圆弧形状到达插入部2的弯曲形状。通过插入,针管34受到来自贯穿通道27的内壁的力,因此以贯穿通道27的圆弧形状与针管34的圆弧形状位于同一面上(包括大致同一面上)的方式使针管34绕长度轴线旋转。其结果,包括针管34的长度中心轴线的平面34b(即,包括与针管34的顶端开口的方向一致的轴线的平面)与包括贯穿通道27的长度中心轴线的平面51大致相同。因而,平面34b成为与超声波观测面10A大致同一面。

[0107] 另外,即使在针管34向贯穿通道27贯穿之前的状态下使植入件35的弯曲方向未模仿针管34的弯曲形状部34A的弯曲方向的情况下,若弯曲形状部34A配置于处于弯曲状态的贯穿通道27内,则在针管34的内部,在植入件35欲恢复为螺旋状的恢复力的作用下,植入件35进行旋转,以成为植入件35的弯曲形状模仿针管34的弯曲形状的状态。即,针管34的弯曲形状部34A旋转移动直至其圆弧形模仿贯穿通道27的圆弧形,并且植入件35旋转移动直至其弯曲形状模仿针管34的弯曲形状部34A的弯曲形状。

[0108] 图16C表示插入部31到达至预定位置的状态。针管34的绕轴线的角度位置与图16B没有变化,但是针管34的圆弧形状与插入部2的弯曲形状的重叠长度增长,因此针管34的绕轴线的角度位置更稳定。由于以最大面积观察顶端开口34a的方向A1与平面34b大致平行,因此方向A1与超声波观测面10A大致平行。换言之,方向A1上的与针管34的顶端开口的方向一致的轴线和超声波观测面10A大致平行。

[0109] 植入件35具有弹性,先说明在收纳于针管34内时处于被拉伸的状态的情况。如图17所示,当从针管34的顶端开口34a送出植入件35时,植入件35的远位端从狭缝部34f的最近位侧的点34g向针管34的外部陆续放出。因此,植入件35的外表面被支承于狭缝部34f,并且沿着包括针管34的长度中心轴线的平面34b陆续放出。即,在本实施方式中,植入件35不进行向与包括针管34的长度中心轴线的平面34b交叉的方向突出的动作,而总是位于包

括针管 34 的长度中心轴线的平面 34b 内。

[0110] 植入件 35 在狭缝部 34f 内以被相对的一对壁面 34f-1、34f-2 (参照图 12B) 夹持的方式进行支承,而且,被支承于针管 34 的内周面中的、在沿其长度中心轴线方向观察针管 34 时位于与狭缝部 34f 相对的位置的面上。因此,在植入件 35 经由针管 34 的狭缝部 34f 陆续放出时,植入件 35 沿着平面 34e 陆续放出,难以向与平面 34e 交叉的方向移动。

[0111] 植入件 35 在平面 34e 上被送出。此时,平面 34e 与平面 34b 大致相同,包括近位端点 34d。平面 34b 与超声波观测面 10A 大致相同,因此能够在超声波图像上适当地确认植入件 35。

[0112] 接着,说明使用了图 5~图 8 所示的超声波内窥镜 100 与图 13A 和图 13B 所示的针管 34 的情况。

[0113] 图 18 是在弯曲的贯穿通道 27 内使包括在自然状态下使远位端附近的部分弯曲为光滑的圆弧状的针管 34 在内的超声波用穿刺针 30 的插入部 31 穿过贯穿通道 27 内、并到达预定位置的状态。

[0114] 如图 6 所示,贯穿通道出口 124 为了使导出的处理器具不接触大型的超声波振子部 110 而相对于硬质部 102a 的长度轴线方向倾斜角度 α 进行设置。如图 15 所示,在实际的手法中,使内窥镜插入部 2 的弯曲部 2b 向通常被称作上方方向的方向弯曲。此时,可知贯穿通道出口 124 和由贯穿通道 27 形成的管腔处于能够供弯曲为圆弧状的针管 34 光滑地通过的状态。而且,植入件 35 从自针管 34 的顶端开口 34a 的最远位端侧的点 34h 向近位侧延伸的狭缝部 34f 的近位端进入狭缝部 34f 内,具有能够在超声波图像上确认的位置关系并从针管 34 向外部排出。

[0115] 因而,若从针管 34 的顶端开口 34a 送出植入件 35,则能够在超声波图像上适当地确认植入件 35。

[0116] 当然,在组合使用图 1~图 4 所示的超声波内窥镜 1 与图 13A 和图 13B 所示的针管的情况、组合使用图 5~图 8 所示的超声波内窥镜 100 与图 12A 和图 12B 所示的针管的情况下,也同样发挥作用。如果植入件 35 向体内的放出结束,则从超声波内窥镜中拔出超声波用穿刺针 30,并废弃,一系列的手法结束。

[0117] 这样,本实施方式的超声波用穿刺针 30 能够利用超声波内窥镜 1 从自针管 34 陆续放出植入件 35 的最初的时刻开始总是掌握从针管 34 放出的植入件 35 的位置。由此,通过使用本实施方式的超声波用穿刺针 30,能够一边掌握植入件 35 的远位端的位置一边推进手法,因此能够将植入件 35 的远位端在超声波内窥镜 1 的视野之外接触生物体组织的可能性抑制得较低。

[0118] (第二实施方式)

[0119] 第二实施方式在针管的远位端形状的结构上不同于第一实施方式。

[0120] 如图 19~图 21 所示,针管 54 的远位端是锐利的,在侧面上设有开口 54a。以如下方式形成有开口 54a:从正面观察该开口 54a 的方向、即以最大面积观察的方向(在图 19 和图 21 中用箭头 A2 表示)与包括针管 54 的长度中心轴线的平面 54b 大致平行。开口 54a 在本实施方式中仅设有一个。开口 54a 是用于将植入件 35 从针管 54 的内部向外部排出的路径,相当于上述第 1 实施方式中说明的狭缝部 34f。在本实施方式中,与第 1 实施方式相同地构成为弯曲形状的弯曲形状部 54A 设于针管 54 的远位部分。

[0121] 即使是这种结构,由于植入件35被通管丝36从开口54a推出,因此也能够利用超声波内窥镜1进行观察。

[0122] 以上,参照附图详细说明了本发明的实施方式,但是具体的结构并不限于该实施方式,也包括不脱离本发明的主旨的范围内的设计变更等。

[0123] 图22~图24是表示针对上述各个实施方式的设计变更的例子的局部剖视图。

[0124] 例如,如图22所示,在由线材形成的植入件35被拉伸并装入针管34的内部的状态下,构成植入件35的线材的远位端35a也可以位于弯曲形状部34A。

[0125] 另外,如图23所示,在由线材形成的植入件35被拉伸并装入针管34的内部的状态下,植入件35被拉伸的状态下的中央部35c也可以位于弯曲形状部34A。

[0126] 另外,如图24所示,狭缝部34f的近位端的点34g也可以位于弯曲形状部34A。

[0127] 以上,说明了本发明的优选实施方式,但是本发明并不限于这些实施方式及其变形例。在不脱离本发明的主旨的范围内,能够进行结构的附加、省略、替换及其他变更。

[0128] 另外,本发明并不由上述说明限定,而仅由添加的权利要求书限定。

[0129] 产业上的可利用性

[0130] 根据上述各个技术方案,能够利用超声波内窥镜掌握从穿刺针放出的器具的位置。

[0131] 附图标记说明

[0132] 1、100超声波内窥镜;2插入部(内窥镜插入部);2a、102a硬质部;2b弯曲部;2c挠性管部;3操作部;3a角度旋钮;3d处理器具插入口;4通用线缆;5内窥镜连接器;6超声波线缆;7超声波连接器;10、110超声波振子部;10A、110A超声波观测面;21远位端面;22观察窗;23照明窗;24、124贯穿通道出口;27处理器具贯穿通道;30超声波用穿刺针;31插入部;32操作部;33护套;34针管;34a顶端开口;34A、54A弯曲形状部;34b平面;34d点;34e平面;34f狭缝部;34g点;34h点;35植入件;36通管丝;36a捏手;37操作部主体;37a凸缘部;37b切口台阶部;38滑动件;38a细径部;39止挡件;39a止挡构件;39b固定螺钉(止挡螺钉);40连接部;40a螺纹部;40b凹部;40c远位端连接部;41环;42滑动配置构件;43管头构件;44引导管;50体内管腔组织;51平面;54针管;54a开口;54b平面。

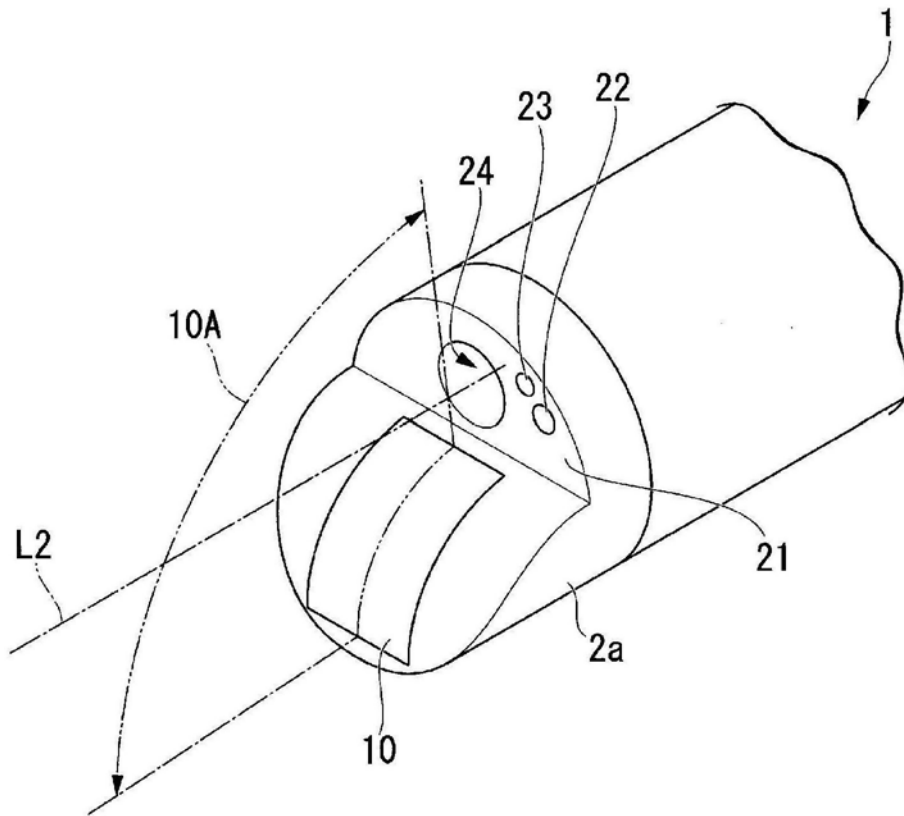


图2

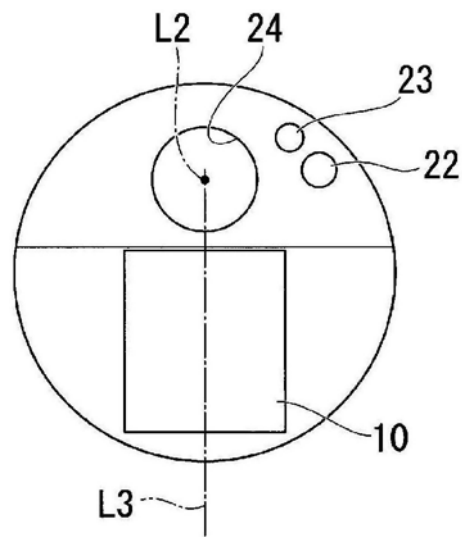


图3

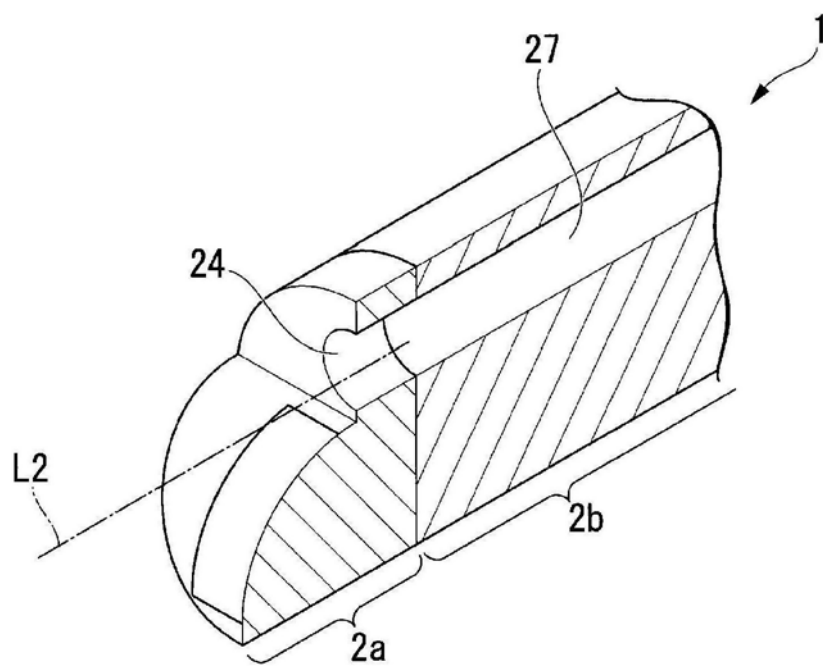


图4

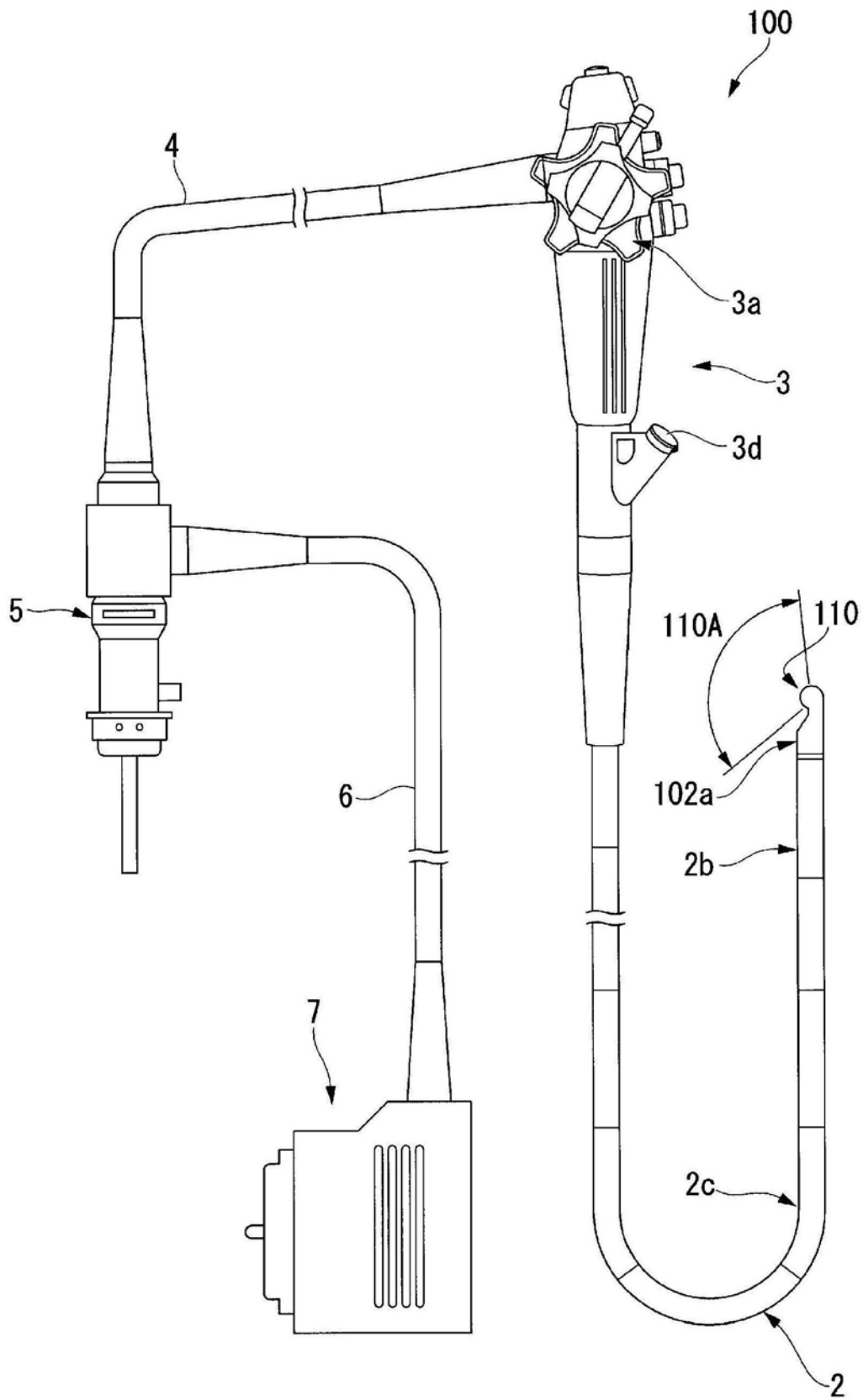


图5

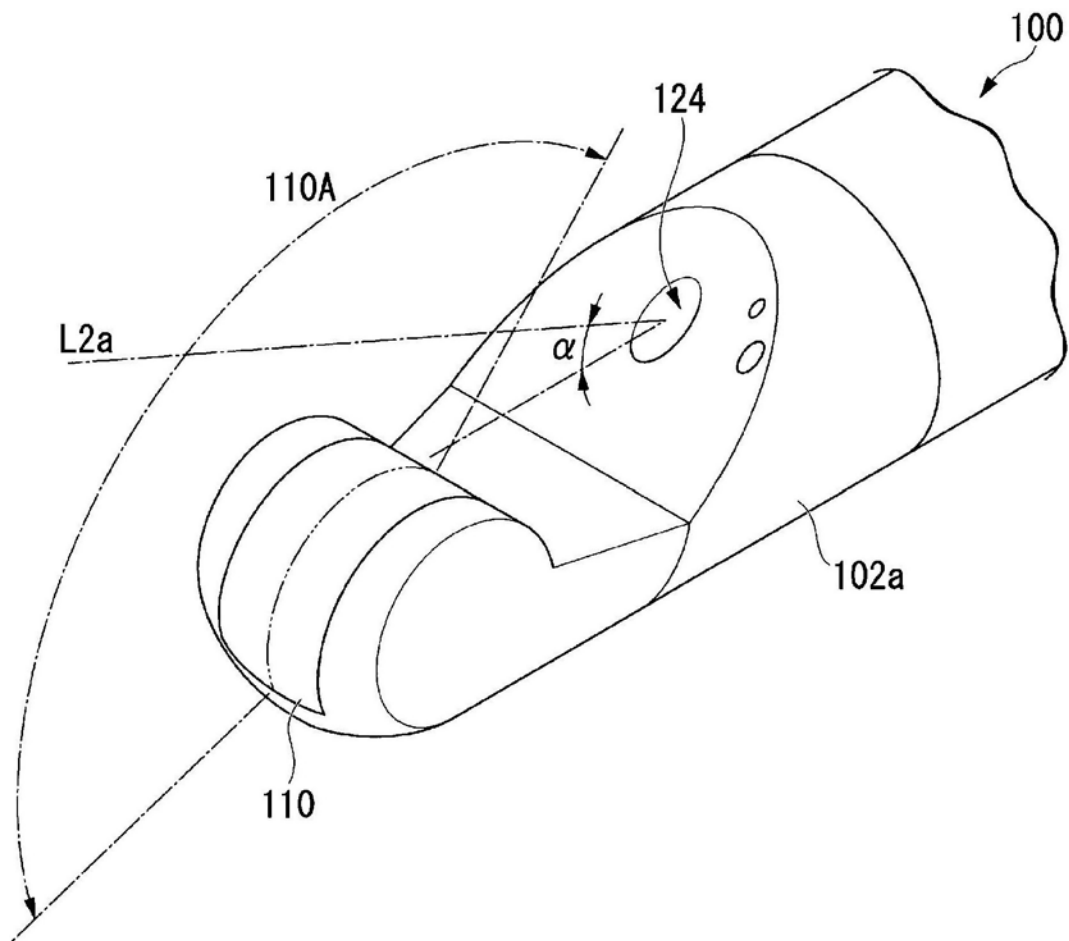


图6

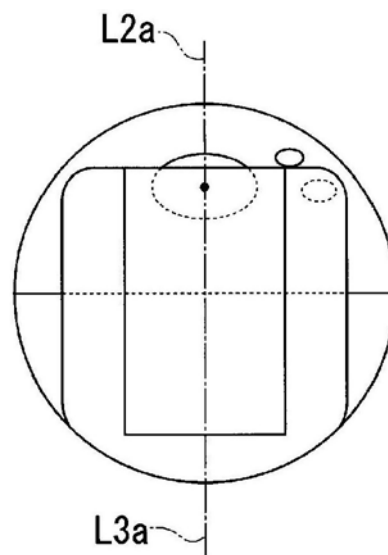


图7

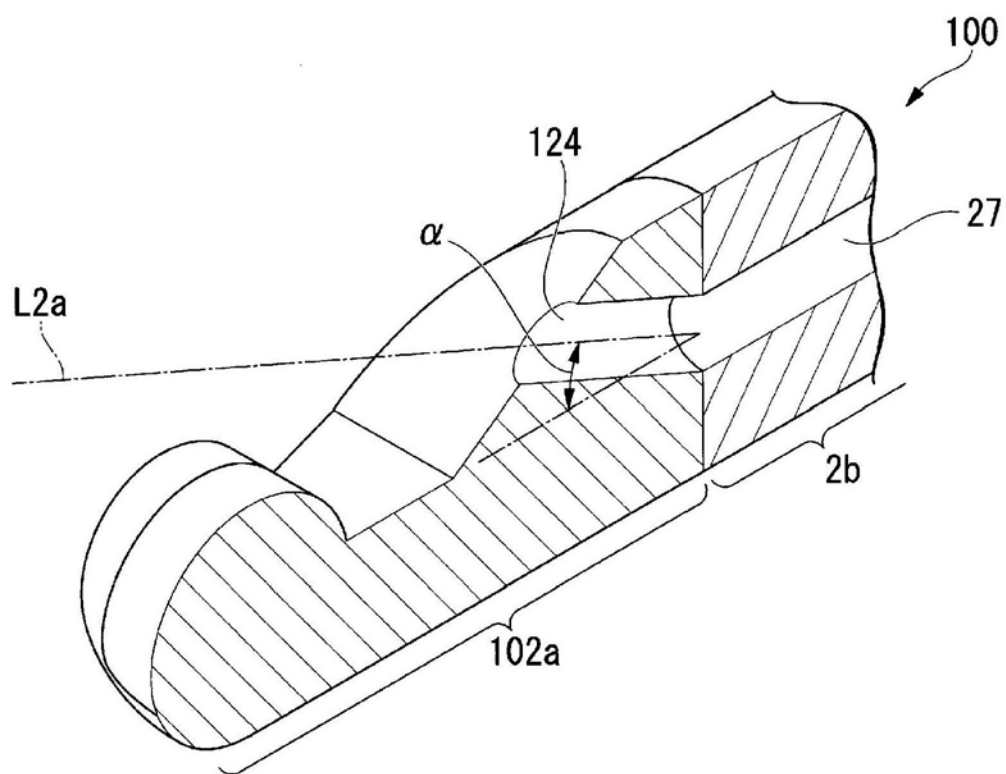


图8

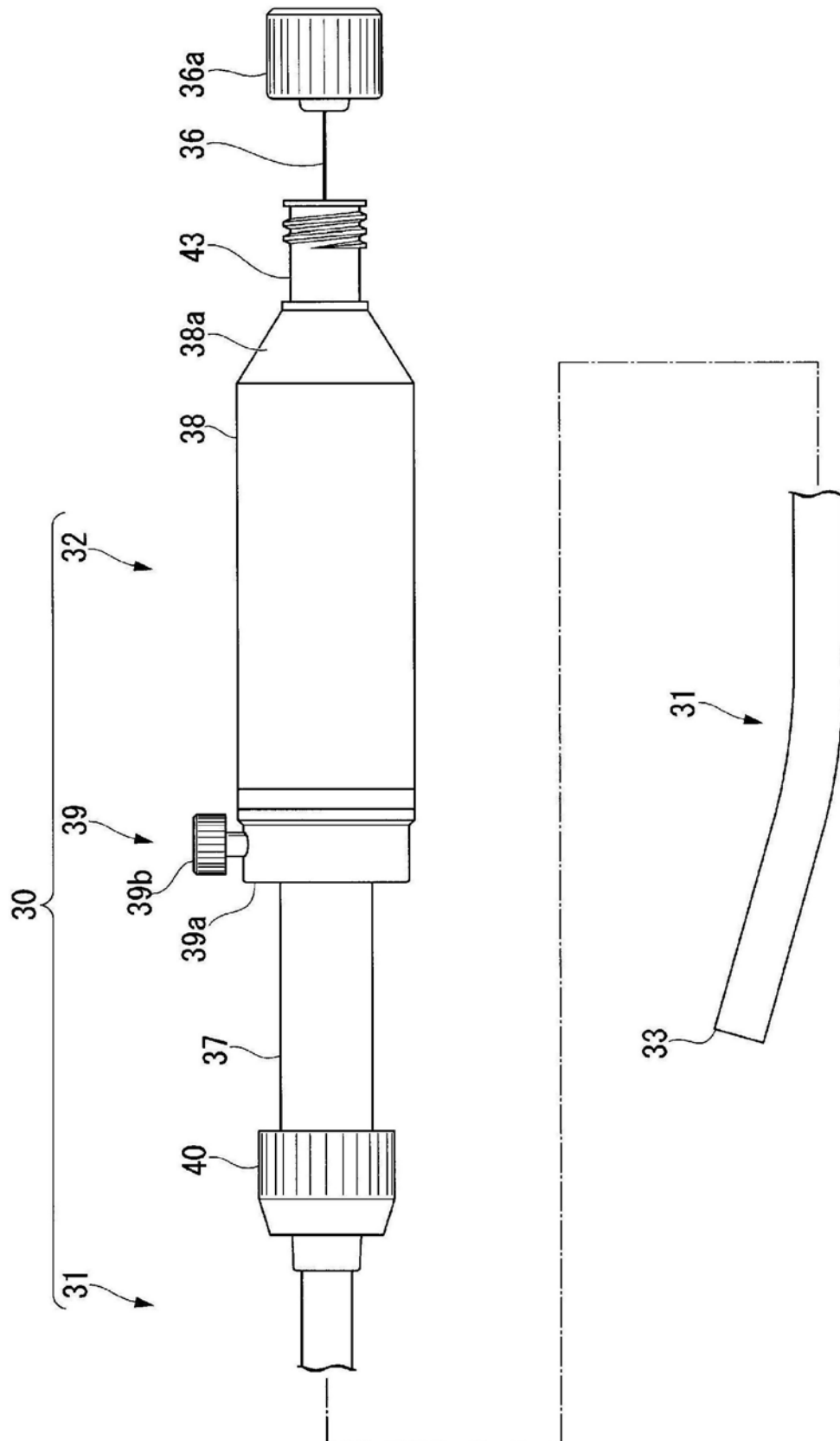


图9

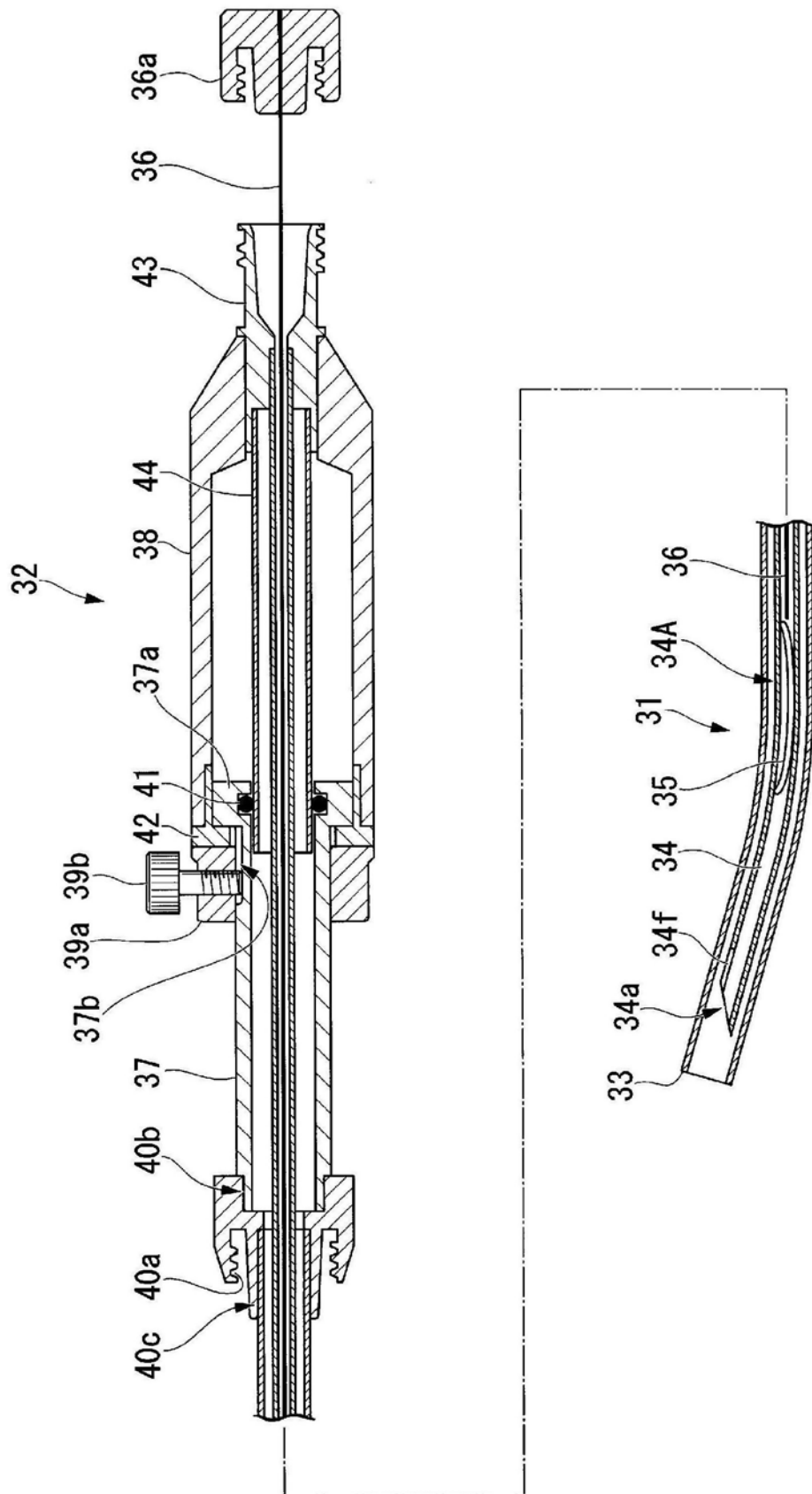


图10

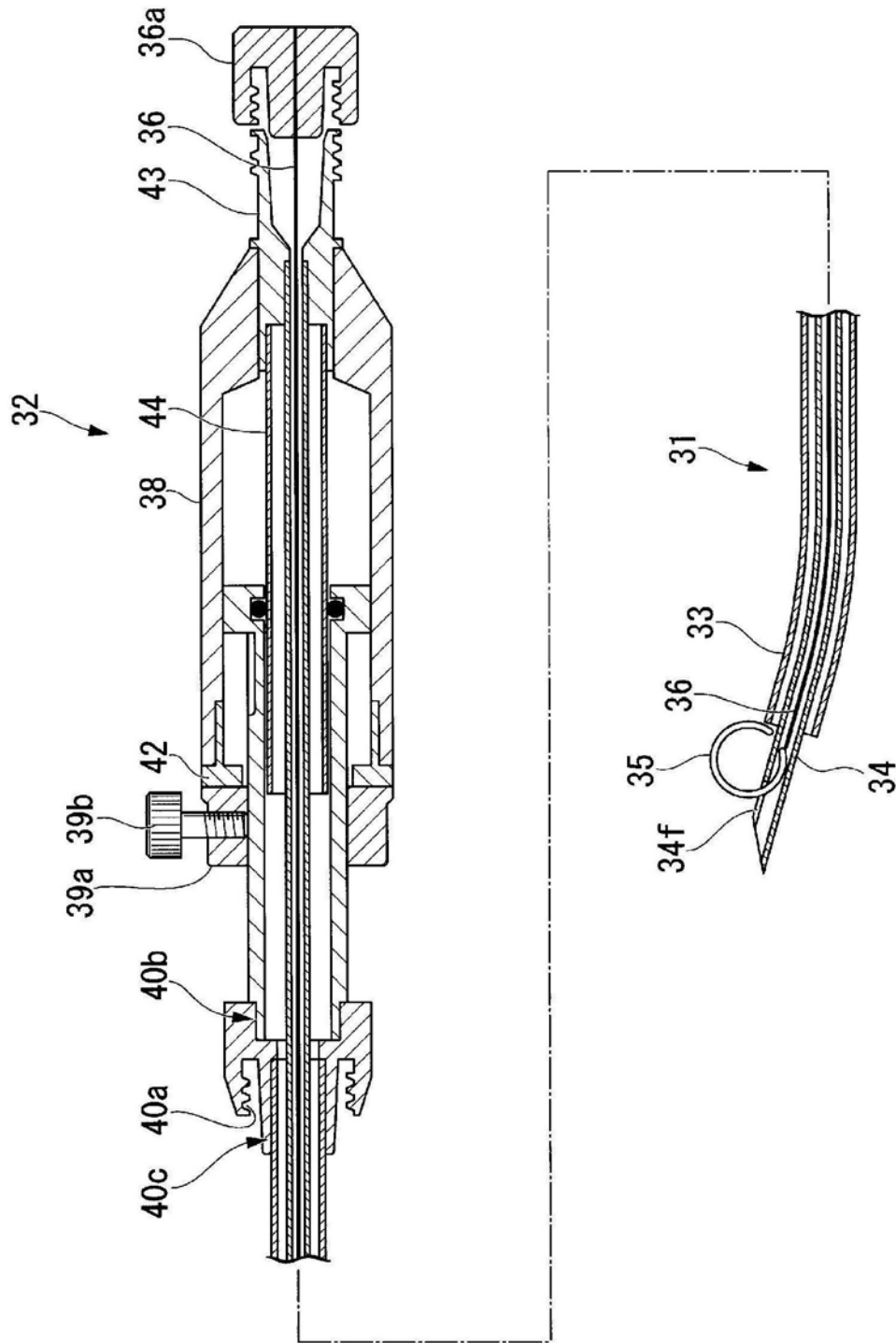


图11

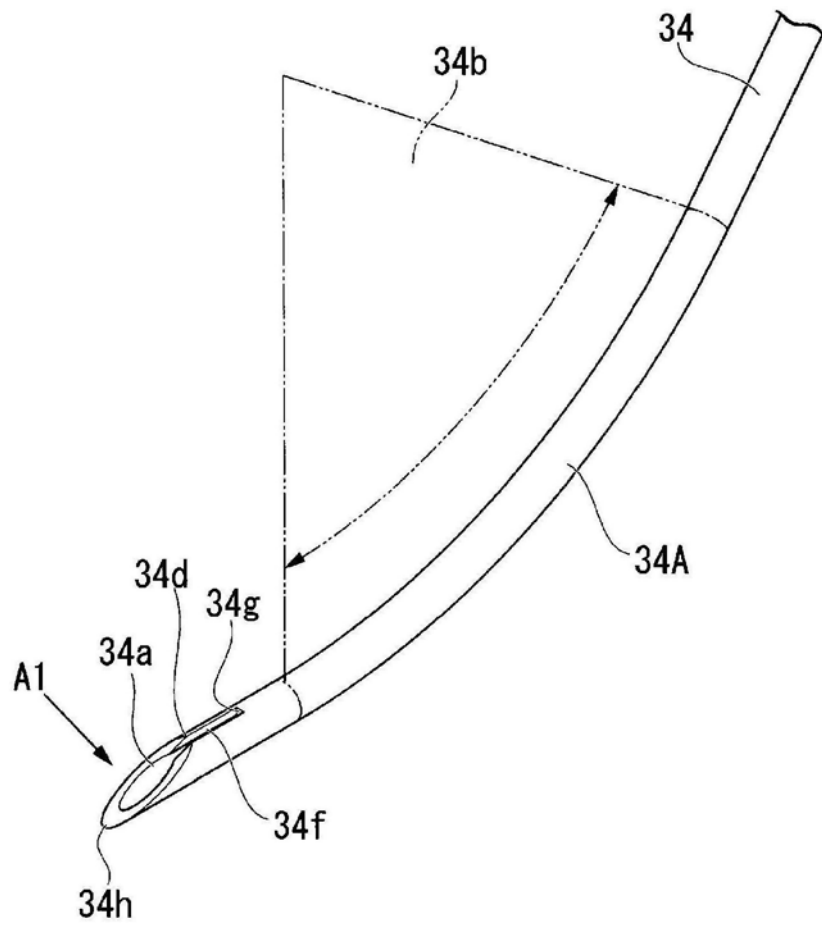


图12A

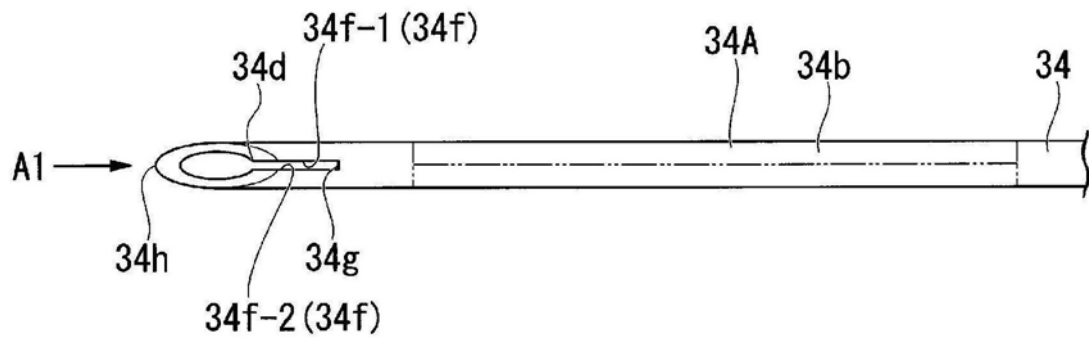


图12B

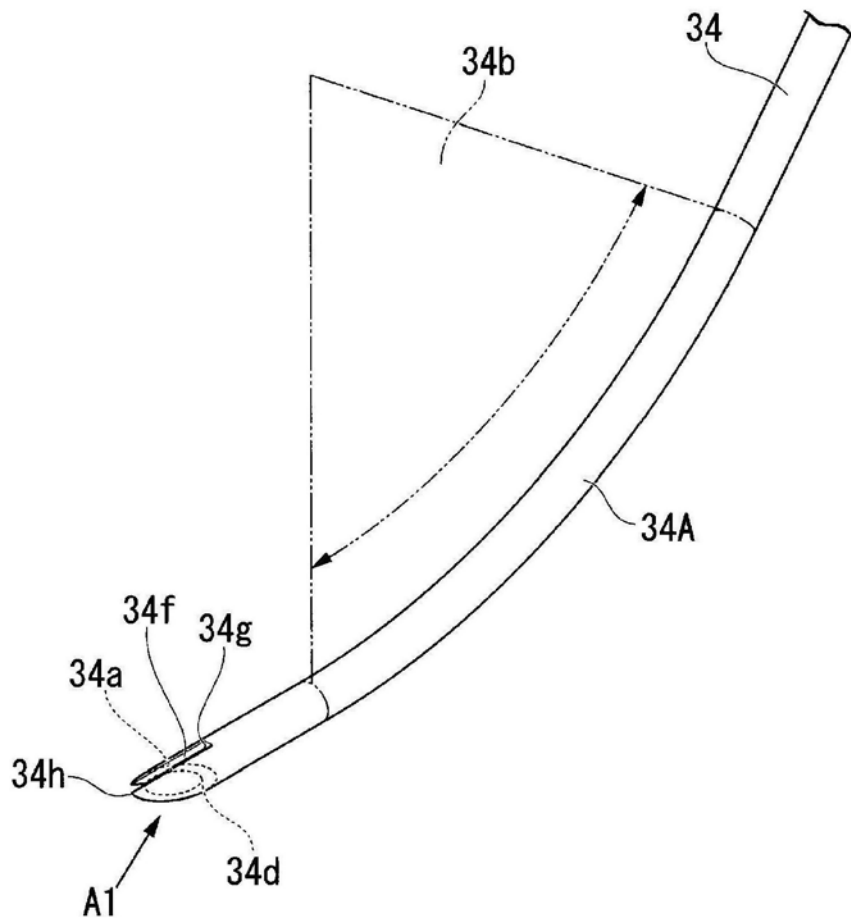


图13A



图13B

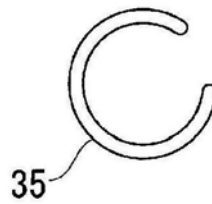


图14A

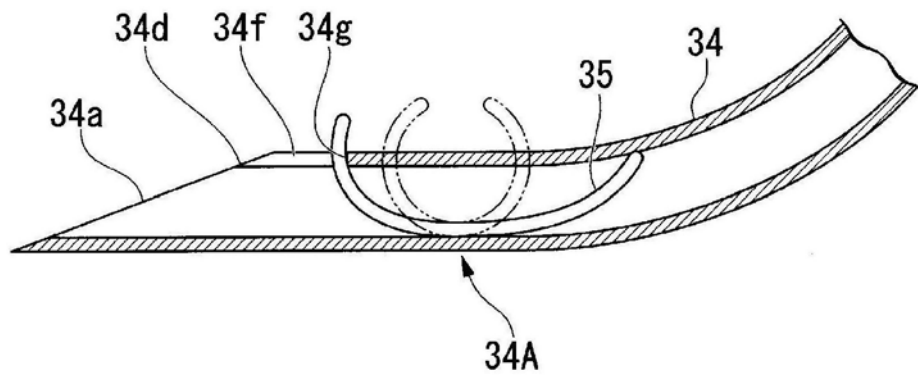


图14B

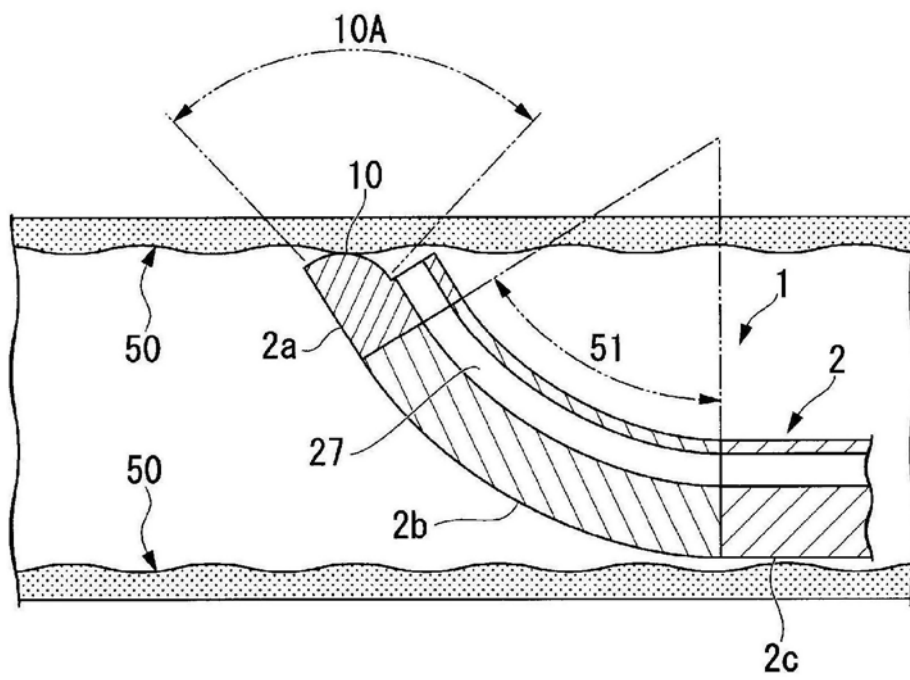


图15

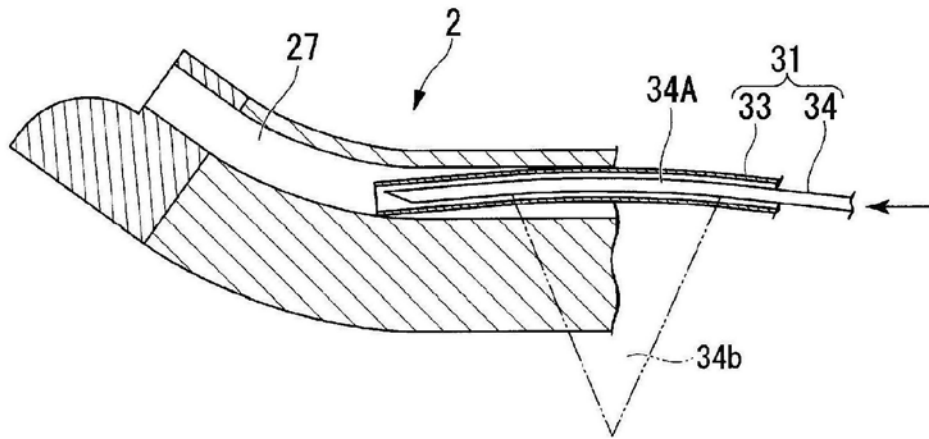


图16A

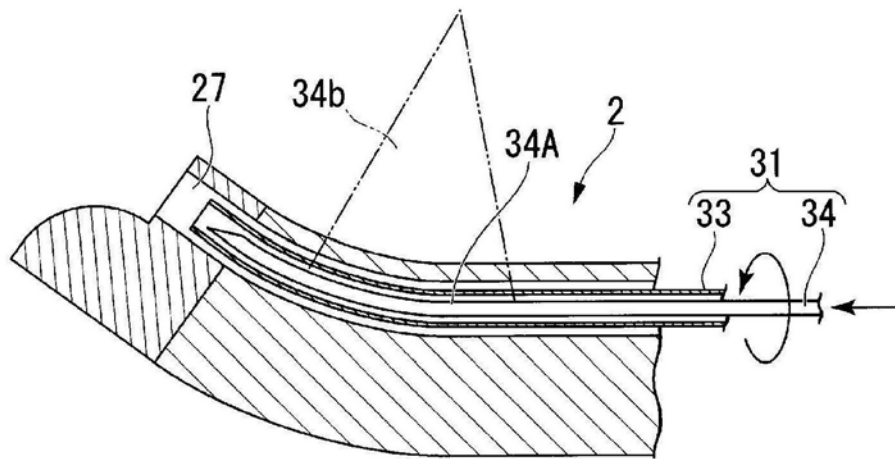


图16B

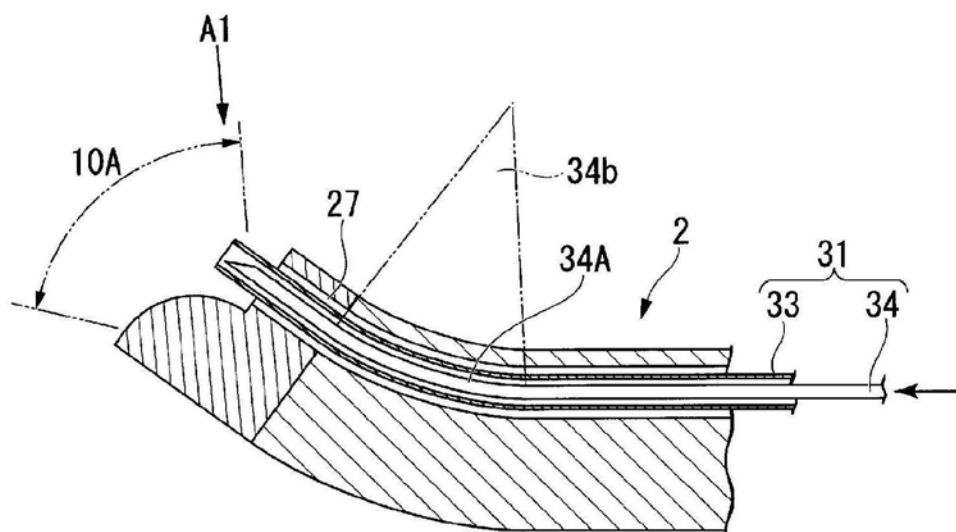


图16C

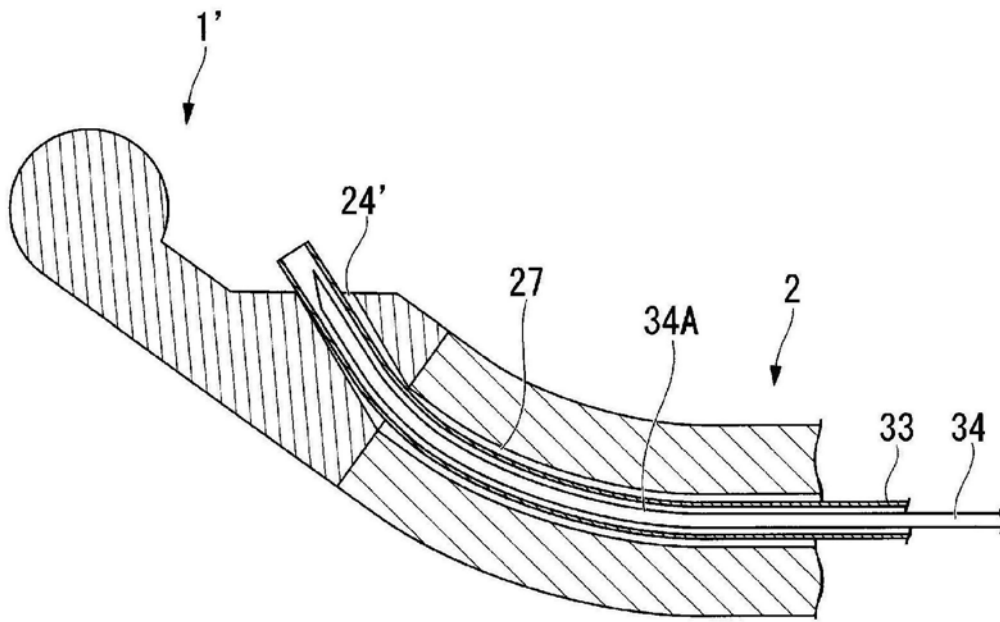


图18

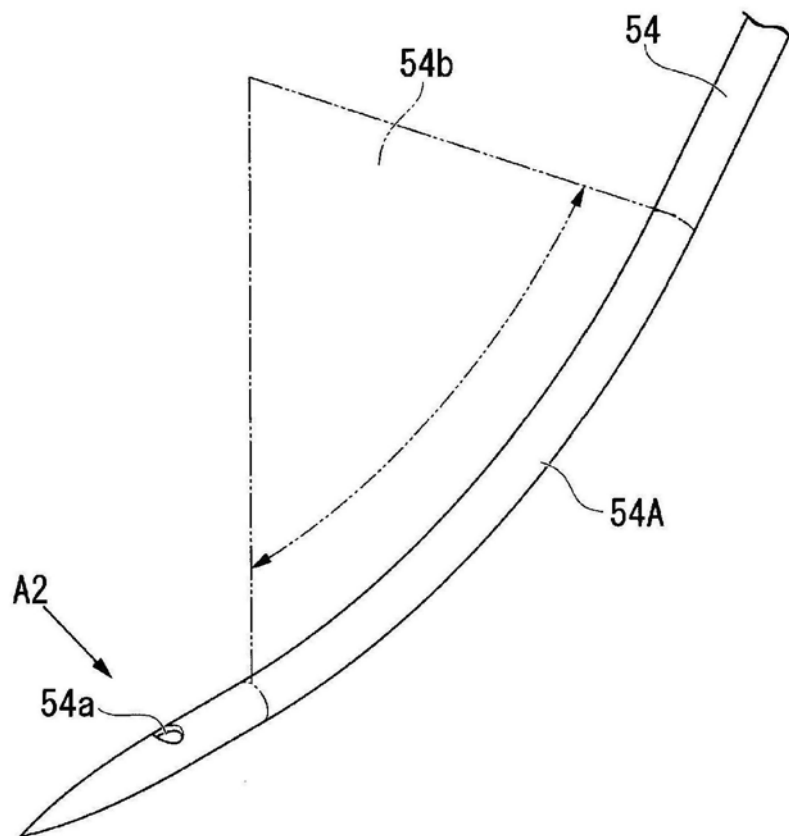


图19

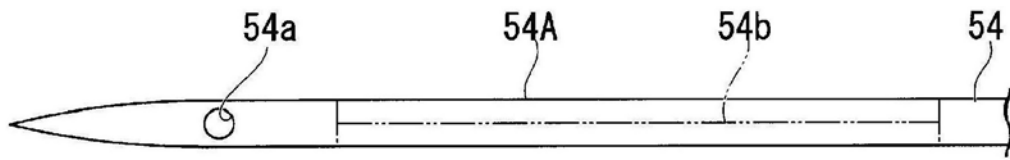


图20

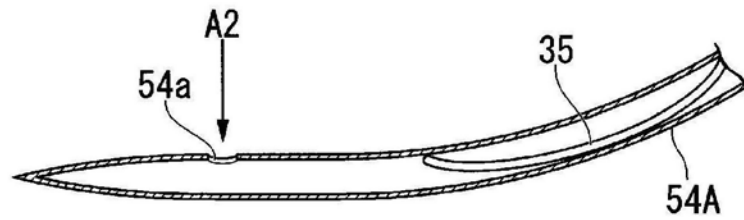


图21

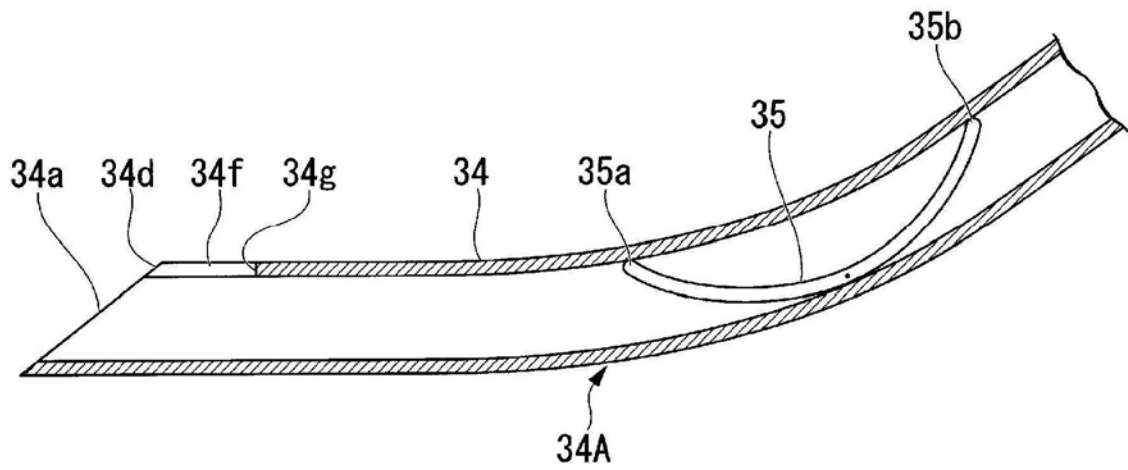


图22

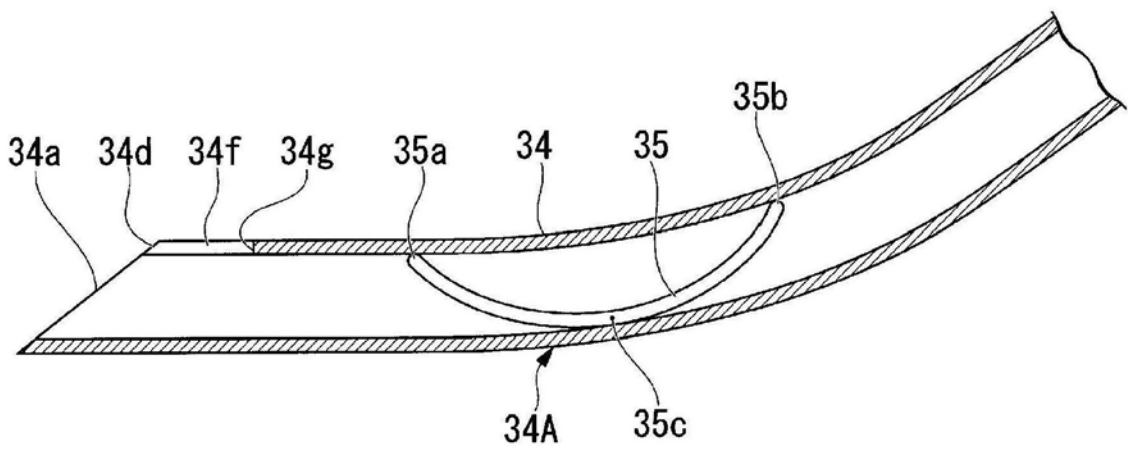


图23

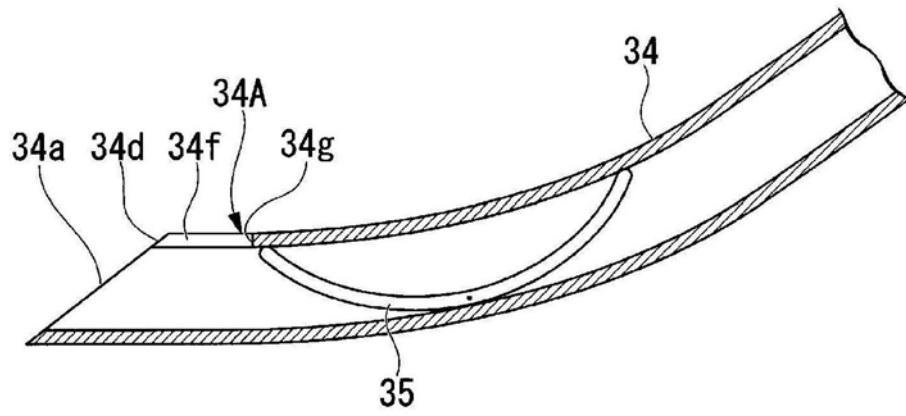


图24

专利名称(译)	超声波用穿刺针		
公开(公告)号	CN105813574B	公开(公告)日	2019-02-15
申请号	CN201480067465.7	申请日	2014-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	佐藤雅俊		
发明人	佐藤雅俊		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B10/04 A61B17/00 A61B17/34 A61M25/00 A61M31/00		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/00179 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4444 A61B17/3468 A61B17/3478 A61B2010/045 A61B2017/00331 A61B2017/0034 A61B2090/3908 A61B2090/3987 A61M25/0108 A61M2025/009 A61N2005/1025 A61B1/018 A61B1/06 A61B8/445		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2013257469 2013-12-12 JP		
其他公开文献	CN105813574A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波用穿刺针的针管在比弯曲形状部靠远位侧的位置具有侧孔，该侧孔是通过切掉针管的管壁中的与包括弯曲形状部的中心线的平面交叉并且位于弯曲形状部的弯曲的内侧的管壁的一部分而成的，该侧孔能够将线材向外部陆续放出，在线材被拉伸并装入针管的内部的状态下，线材的至少一部分位于弯曲形状部。

