



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103120578 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 29

(21) 申请号 201210464774. 0

(22) 申请日 2012. 11. 16

(30) 优先权数据

2011-252940 2011. 11. 18 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 上田佳弘

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 汪洋

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/01 (2006. 01)

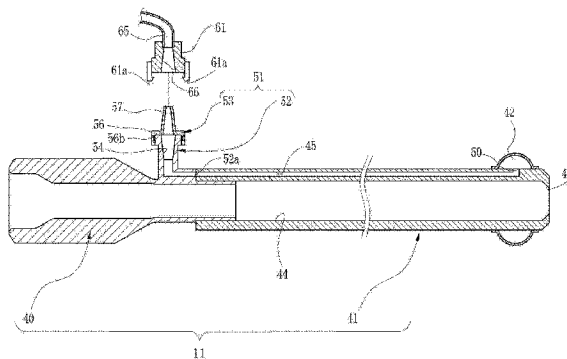
权利要求书2页 说明书11页 附图13页

(54) 发明名称

用于内窥镜的导向组件和内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供了一种用于内窥镜 (10) 的导向组件。可膨胀气囊部 (42, 87, 89) 安装在导向组件的管状壳体 (41) 的远端上用于安装在内窥镜上。流动通道 (45, 95) 形成在管状壳体中, 用于将流体供应到气囊并抽吸流体。端部套筒 (57, 105, 124) 设置在流动通道的近端用于与气囊控制装置 (60, 112) 连接。接收端口 (54, 91a, 103, 122c) 将为公锥形形状的外部注射器 (68) 连接到流动通道而不是气囊控制装置。端口适配器 (53) 可从正常模式朝向紧急模式转换。在正常模式下, 接收端口容纳在内部以设置端部套筒。在紧急模式下, 端部套筒通过部分除去被撤出以暴露接收端口。



1. 一种用于内窥镜 (10) 的导向组件,其特征在于,所述导向组件包括:
管状壳体 (41),所述管状壳体用于安装在所述内窥镜的细长管 (12,83) 上;
可膨胀气囊 (42,87,89),所述可膨胀气囊设置在所述管状壳体的远端处;
流动通道 (45,95),所述流动通道形成在所述管状壳体中,用于将流体供应到所述气囊和从所述气囊抽吸流体;

端部套筒 (57,105,124),所述端部套筒设置在所述流动通道的近端处,用于与气囊控制装置 (60,112) 和所述内窥镜的流体通道 (88,90) 中的选择的一个连接;

接收端口 (54,91a,103,122c),所述接收端口用于使为公锥形形状的第一医疗装置 (68) 代替所述气囊控制装置或所述内窥镜的所述流体通道连接到所述流动通道;和

改变装置 (53,71,101,122),所述改变装置能够从第一模式形式朝向第二模式形式转换,用于在处于所述第一模式形式下时在内部容纳所述接收端口以设置所述端部套筒,以及用于在处于所述第二模式形式下时通过至少部分地破裂或除去来撤出所述端部套筒,以暴露所述接收端口。

2. 根据权利要求 1 所述的导向组件,其特征在于,所述第二模式形式和所述第一医疗装置用于紧急模式。

3. 根据权利要求 1 所述的导向组件,其特征在于,所述端部套筒为公锥形形状,所述接收端口为母锥形形状。

4. 根据权利要求 3 所述的导向组件,其特征在于,所述改变装置包括:

连接套筒,所述连接套筒具有所述接收端口,用于与所述流动通道连通;和

端口适配器,所述端口适配器包括所述端部套筒并装配在所述连接套筒上。

5. 根据权利要求 4 所述的导向组件,其特征在于,所述导向组件还包括柔性转接管,所述柔性转接管被设置成在所述流动通道的所述近端与所述连接套筒之间延伸。

6. 根据权利要求 5 所述的导向组件,其特征在于,所述内窥镜包括:

手柄,所述手柄设置在所述细长管的近端侧,所述流体通道延伸穿过所述手柄;和

流动套筒,所述流动套筒设置在所述手柄的周边表面上以与所述流体通道的远端连通,并且能够与所述端部套筒连接。

7. 根据权利要求 4 所述的导向组件,其特征在于,所述改变装置还包括接合机构,所述接合机构用于在处于所述第一模式形式下时将所述端口适配器紧固在所述连接套筒上。

8. 根据权利要求 4 所述的导向组件,其特征在于,所述改变装置还包括胶带,所述胶带用于在处于所述第一模式形式下时将所述端口适配器粘附到所述连接套筒,并且用于在处于所述第二模式形式下时从所述端口适配器或所述连接套筒剥落。

9. 根据权利要求 1 所述的导向组件,其特征在于,所述改变装置包括柔性转换管,所述柔性转换管被设置成沿近端方向从所述流动通道的所述近端延伸;

其中,所述转换管包括:

近端管端部,所述端部套筒固定到所述近端管端部;和

管部,所述管部被设置成沿远端方向从所述近端管端部延伸,能够破裂以用于从所述第一模式形式转换到所述第二模式形式,从而在内部限定所述接收端口。

10. 根据权利要求 1-9 中任一项所述的导向组件,其特征在于,所述导向组件还包括可视信息,所述可视信息在所述改变装置处于所述第二模式形式下时被显示,用于防止不同

于所述第一医疗装置的装置的安装。

11. 根据权利要求 1-9 中任一项所述的导向组件,其特征在于,所述导向组件还包括流体过滤器,所述流体过滤器与所述流动通道或所述改变装置设置在一起,用于防止液体通过所述流动通道但允许气体通过。

12. 根据权利要求 11 所述的导向组件,其特征在于,当所述改变装置从所述第一模式形式转换到所述第二模式形式时,所述流体过滤器能够从所述流动通道移除。

13. 一种内窥镜系统,所述内窥镜系统具有内窥镜 (10) 和导向组件,所述内窥镜包括用于进入体腔中的细长管 (12,83) 以及设置在所述细长管的远端处以用于在所述体腔中进行成像的成像装置,其特征在于,所述导向组件包括:

管状壳体 (41),所述管状壳体安装在所述内窥镜的所述细长管上;

可膨胀气囊 (42,87,89),所述可膨胀气囊设置在所述管状壳体的远端处;

流动通道 (45,95),所述流动通道形成在所述管状壳体中,用于将流体供应到所述气囊和从所述气囊抽吸流体;

端部套筒 (57,105,124),所述端部套筒设置在所述流动通道的近端处,用于与气囊控制装置 (60,112) 和所述内窥镜的流体通道 (88,90) 中的选择的一个连接;

接收端口 (54,91a,103,122c),所述接收端口用于使为公锥形形状的第一医疗装置 (68) 代替所述气囊控制装置或所述内窥镜的所述流体通道连接到所述流动通道;和

改变装置 (53,71,101,122),所述改变装置能够从第一模式形式朝向第二模式形式转换,用于在处于所述第一模式形式下时在内部容纳所述接收端口以设置所述端部套筒,以及用于在处于所述第二模式形式下时通过至少部分地破裂或除去来撤出所述端部套筒以暴露所述接收端口。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述端部套筒为公锥形形状,所述接收端口为母锥形形状。

用于内窥镜的导向组件和内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于内窥镜的导向组件和内窥镜系统。更具体地,本发明涉及一种用于内窥镜的导向组件和内窥镜系统,注射器或类似装置通常在紧急时可以容易地连接到所述导向组件和所述内窥镜系统,并且其中所述连接可以在正常使用中是安全的且没有错误。

背景技术

[0002] 内窥镜是广泛使用的医疗仪器,该医疗仪器的细长管或插入管进入下消化道或胃肠道中,例如大肠或小肠,用于对体腔进行成像和用于治疗。下消化道中的大肠或小肠为极其曲折的器官。因为手动操作的力在细长管的前进期间难以传送到细长管的末端,因此用于使细长管以深远方式进入的操作在技术上很难。导向组件或外套管组件(滑动管)的使用在本领域中是公知的。为管状形状的导向组件通过接收该导向组件的进入而安装在内窥镜的细长管上,使得内窥镜与导向组件一起进入人体中。细长管由导向组件导向,使得在细长管的前进期间可以防止细长管出现不希望有的折曲和弯曲。

[0003] JP-A2004-358222(对应于 JP-B3888359)和 JP-A11-290263 公开了一种在末端具有气囊的导向组件。所述导向组件与内窥镜一起使用。当气囊膨胀时,导向组件被锚固在下消化道中的壁上。内窥镜的细长管和导向组件通过气囊的膨胀和收缩而彼此交替前进,使得细长管可以深深地进入下消化道中。

[0004] 流动通道穿过导向组件形成用于与气囊一起供应和抽吸流体,例如水或空气。流动通道的一个端部开口与气囊的内部连通。流动通道的第二端部开口与气囊控制单元的接收端口连接。流体通过连接到接收端口的气囊控制单元被供应和抽吸,从而使气囊膨胀和收缩。

[0005] 在 JP-A2004-358222(对应于 JP-B3888359)和 JP-A11-290263 的导向组件中,与流动通道连通的接收端口成形为与气囊控制单元连接。然而,接收端口具有略微简单的形状,而没有考虑与注射器或类似装置的连接。在气囊控制单元或类似装置出现意外的紧急状态下不容易将注射器连接到接收端口。

[0006] 能够想到的是在流动通道的端部形成与注射器相适应的形状的接收端口。然而,存在下述类型的治疗:使用内窥镜且注射器与内窥镜连接以用于将药品或其他流体供应到体腔中的人体部位。接收端口与注射器相适应的形状可能造成注射器的不适当连接的意外。

发明内容

[0007] 考虑到上述问题,本发明的一个目的是提供一种用于内窥镜的导向组件和一种内窥镜系统,注射器或类似装置通常在紧急时可以容易地连接到所述导向组件和所述内窥镜系统,并且其中所述连接可以在正常使用中是安全的且没有错误。

[0008] 为了获得本发明的上述及其它目的和优点,用于内窥镜的导向组件包括用于安装

在内窥镜的细长管上的管状壳体。可膨胀气囊设置在管状壳体的远端处。流动通道形成在管状壳体中以用于将流体供应到气囊和从气囊抽吸流体。端部套筒设置在流动通道的近端处以用于与气囊控制装置和内窥镜的流体通道中所选的一个连接。接收端口使为母锥形形状的第一医疗装置代替内窥镜的气囊控制装置或流体通道连接到流动通道。改变装置可从第一模式形式朝向第二模式形式转换,用于在处于第一模式形式下时在内部容纳接收端口以设置端部套筒,和用于在处于第二模式形式下时通过至少部分地破裂或消除而撤出端部套筒以暴露接收端口。

[0009] 第二模式形式和第一医疗装置用于紧急模式。

[0010] 端部套筒为公锥形形状,而接收端口为母锥形形状。

[0011] 改变装置包括具有接收端口的连接套筒,用于与流动通道连通。端口适配器包括端部套筒并装配在连接套筒上。

[0012] 此外,柔性转接管设置成在流动通道的近端与连接套筒之间延伸。

[0013] 内窥镜包括设置在细长管的近端侧的手柄,且流体通道延伸穿过手柄。流动套筒设置在手柄的周边表面上而与流体通道的远端连通,并且可与端部套筒连接。

[0014] 在另一个优选实施例中,改变装置还包括用于在处于第一模式形式下时将端口适配器紧固在连接器套筒上的接合机构。

[0015] 在一个优选实施例中,改变装置还包括胶带,所述胶带用于在处于第一模式形式下时将端口适配器粘附到连接器套筒以及用于在处于第二模式形式下时从端口适配器或连接套筒剥落。

[0016] 在另外一个优选实施例中,改变装置包括设置成沿近端方向从流动通道的近端延伸的柔性转换管。转换管包括近端管端部,端部套筒固定到所述近端管端部。管部被设置成沿远端方向从近端管端部延伸,可破裂以从第一模式形式转换到第二模式形式,从而在内部限定接收端口。

[0017] 此外,当改变装置处于第二模式形式时显示可视信息,用于防止不同于第一医疗装置的装置的安装。

[0018] 此外,流体过滤器与流动通道或改变装置设置在一起,用于防止液体通过流动通道但允许气体通过。

[0019] 当改变装置从第一模式形式转换到第二模式形式时,流体过滤器可从流动通道移除。

[0020] 另外,提供一种具有内窥镜和导向组件的内窥镜系统。内窥镜包括用于进入体腔中的细长管以及设置在细长管的远端以用于在体腔中进行成像的成像装置。导向组件包括用于安装在内窥镜的细长管上的管状壳体。可膨胀气囊设置在管状壳体的远端处。流动通道形成在管状壳体中以用于将流体供应到气囊和从气囊抽吸流体。端部套筒设置在流动通道的近端处以用于与气囊控制装置和内窥镜的流体通道中所选择的一个连接。接收端口使为公锥形形状的第一医疗装置代替气囊控制装置或内窥镜的流体通道连接到流动通道。改变装置可从第一模式形式朝向第二模式形式转换,用于在处于第一模式形式下时在内部容纳接收端口,而在处于第二模式形式下时通过至少部分地破裂或消除而撤出端部套筒以暴露接收端口。

[0021] 因此,由于用于接收端口的唯一模式与端部套筒之间的选择性结构,因此注射器

或类似装置通常在紧急时容易连接且安全地正常使用而没有错误。

附图说明

[0022] 本发明的上述目的和优点将从以下结合附图的详细说明变得更加清楚,其中:

[0023] 图 1 是显示内窥镜系统的平面图;

[0024] 图 2 是显示内窥镜的末端装置的前视图;

[0025] 图 3 是显示第一优选实施例的外套管组件的分解立体图;

[0026] 图 4 是显示外套管组件的垂直剖面;

[0027] 图 5 是显示紧急模式(第二模式形式)的连接器的立体图;

[0028] 图 6 是显示第一实施例的变形例的连接器的立体图,其中撕裂线形成在端口适配器中;

[0029] 图 7 是显示具有流体过滤器的另一个变形例的连接器的垂直剖面;

[0030] 图 8 是显示双气囊类型的另一个优选内窥镜系统的平面图;

[0031] 图 9 是显示内窥镜系统的垂直剖面的说明图;

[0032] 图 10 是显示正常模式(第一模式形式)下的连接器的立体图;

[0033] 图 11 是显示正常模式下的连接器的垂直剖面;

[0034] 图 12 是显示与可破裂管结合的另一个优选外套管组件的垂直剖面;以及

[0035] 图 13 是沿图 12 中的线 XIII-XIII 截得的横截面的说明图。

具体实施方式

[0036] 在图 1 中,内窥镜系统 2 包括电子内窥镜 10 和用于引导内窥镜 10 的进入的外套管组件 11 或导向组件。内窥镜 10 包括细长管 12 和手柄 13。细长管 12 进入病人的体腔中,例如胃肠道的大肠。手柄 13 被设置在细长管 12 的近端以用于医生或操作者的操作。通用电缆 14 连接到手柄 13。光源连接器 15 被设置在通用电缆 14 的末端处。电缆 16 为光源连接器 15 的分支。处理器连接器 17 被设置在电缆 16 的末端处。具有光源设备 18,光源连接器 15 用于连接光源设备 18。处理器连接器 17 用于连接处理设备 19。

[0037] 手柄 13 包括转向轮 20、流体供应按钮 21 和抽吸按钮 22。流体供应按钮 21 可操作以用于通过细长管 12 的末端喷射空气或水。仪器开口 23 在细长管 12 的一侧形成在手柄 13 中,用于接收诸如镊子和电烙装置的用于治疗医疗仪器的进入。

[0038] 细长管 12 包括末端装置 24、转向装置 25 和柔性装置 26。末端装置 24 包括用于对感兴趣对象成像的 CCD 图像传感器或类似装置。转向装置 25 设置在末端装置 24 的近端处,并且可通过用于转向的操作进行弯曲。柔性装置 26 设置在转向装置 25 的近端处。外套管组件 11 可以以可移除的方式安装在细长管 12 上。柔性装置 26 具有几米的长度以用于使末端装置 24 到达体腔中的感兴趣对象。转向装置 25 响应于手柄 13 处的转向轮 20 的操作上下左右弯曲。因此,可以在人体中沿期望方向引导末端装置 24。

[0039] 在图 2 中,末端装置 24 具有远端面 30。具有设置在远端面 30 上的成像窗 31、照明窗 32、流体喷嘴喷口 33 和仪器开口 34。成像窗 31 设置在远端面 30 的中心处。照明窗 32 为相对于成像窗 31 对称布置的两个区域。

[0040] 用于从感兴趣对象接收成像光的透镜系统设置在成像窗 31 内。CCD 图像传感器

(或 CMOS) 设置在透镜系统的后面用于使对象成像。图像传感器通过穿过细长管 12、手柄 13 和通用电缆 14 朝向处理器连接器 17 延伸的信号电缆连接到处理设备 19。通过成像窗 31 接收到的对象的图像聚集在图像传感器的光接收表面上,并且被转换成图像信号。处理设备 19 以用于转换成视频信号的图像处理的各种功能处理来自图像传感器的图像信号。显示面板 35 被电连接并显示对象图像。参见图 1。

[0041] 光导装置引导来自光源设备 18 的光。光导装置的远端部分设置在照明窗 32 的后面。光导装置延伸通过细长管 12、手柄 13 和通用电缆 14 以到达光源连接器 15。光导装置的近端设置在光源连接器 15 内。由光导装置引导的光通过照明窗 32 被引导到人体中的感兴趣对象。

[0042] 喷嘴喷口 33 在流体供应按钮 21 被压下时在从装入光源设备 18 中的流体供应源进行的供应之后朝向成像窗 31 分配空气或水。仪器通道(未示出)穿过细长管 12 形成。仪器开口 34 是仪器通道的远端开口。医疗仪器的远端在进入仪器开口 23 中时穿过仪器开口 34 突出。

[0043] 外套管组件 11 包括抓握装置 40、管状壳体 41 或导向管、以及气囊 42。抓握装置 40 是由塑料材料或其他刚性材料形成的套筒。用于插入的连接联接器 51(连接器)设置在抓握装置 40 上。用于管状壳体 41 的材料的示例是聚氨酯或其他柔性材料。管状壳体 41 接收抓握装置 40 的进入并连接到该抓握装置的远端部。外套管组件 11 是一次性的且将在使用之后被丢弃。

[0044] 在图 3 和图 4 中,外套管组件 11 的管状壳体 41 包括管腔 44 和流动通道 45,所述管腔和所述流动通道都延伸整个长度。管腔 44 容纳内窥镜 10 的细长管 12 并具有比细长管 12 的外径略大的内径。管腔 44 的内表面涂敷有亲水性涂料(润滑剂涂料),例如聚乙烯吡咯烷酮。

[0045] 为了使用外套管组件 11,诸如水的润滑流体被供应到管腔 44 的内表面上或者被供应在细长管 12 与管状壳体 41 之间以降低所述细长管与所述管状壳体之间的摩擦力。图 1 所示的连接联接器 47 用于从注射装置(未示出)供应润滑流体。小直径管 48 从连接联接器 47 延伸,并且具有连接到管腔 44 的近端的远端。从连接联接器 47 注射的润滑流体流动通过小直径管 48 并被供应给管腔 44 的内表面。

[0046] 管状壳体 41 通过加工多腔管形成,所述多腔管的横截面形状是恒定的。锥形内表面 49 形成在管状壳体 41 的远端处以减小内径。参见图 1。当内窥镜 10 的细长管 12 前进到管腔 44 中时,锥形内表面 49 减小细长管 12 与管状壳体 41 的远端之间的间隔,以阻止润滑流体沿远端方向从管状壳体 41 泄漏。锥形内表面 49 可以形成在管状壳体 41 的端部的整个圆周上,但是也可以局部形成在该圆周上。

[0047] 气囊 42 被固定到管状壳体 41 的远端的周边表面。气囊 42 由橡胶或其他弹性材料形成,并且成形为套筒形状。气囊 42 包括一对气囊端部和位于中心的气囊部。气囊 42 环绕管状壳体 41 的远端部装配。条带材料缠绕气囊端部并通过密封剂或粘合剂被密封,以便将气囊 42 固定到管状壳体 41。

[0048] 流动通道 45 穿过管腔 44 的壁形成,并且与气囊 42 一起供应并抽吸流体(空气)。流动通道 45 的远端定位在气囊 42 处,但是没有到达管腔 44 的远端。端部开口 50 作为流动通道 45 的开口端形成在管状壳体 41 的周边表面中。端部开口 50 被定位在气囊 42 中,

并且通过流体的供应和抽吸使气囊 42 膨胀和收缩。流动通道 45 的近端在抓握装置 40 处与连接联接器 51 连通。

[0049] 连接联接器 51 包括连接套筒 52 (连接器壳体) 和作为装配在连接套筒 52 上的改变装置的端口适配器 53 或转换适配器。连接套筒 52 具有 L 形管道并与抓握装置 40 形成在一起。连接套筒 52 的一个端部 52a 以固定方式连接到流动通道 45。用于医疗装置的锥形接收端口 54 或插入端口沿径向方向形成在连接套筒 52 的在抓握装置 40 的远端侧的第二端部中。锥形接收端口 54 为母鲁尔接口 (female Luer) 锥形形状, 并且可操作以通过公 (male) 锥形形状的医疗装置在紧急情况下用于注射器的连接。

[0050] 端口适配器 53 包括适配器盖 56 和作为标准流体连接 (用于正常模式) 的锥形端部套筒 57 或突出部。适配器盖 56 被装配在连接套筒 52 上。锥形端部套筒 57 以公鲁尔接头 (male Luer) 锥形形状突出。适配器盖 56 的内表面略小于连接套筒 52 的外表面。适配器盖 56 被紧密装配在连接套筒 52 上, 以使端口适配器 53 在不会容易地移除的情况下被连接。如果端口适配器 53 被普通人的力 (即, 等于或大于预定水平的力) 沿轴向方向拉动, 则端口适配器 53 被移除。要注意的是可以使用用于使端口适配器 53 在不容易从连接套筒 52 移除的情况下连接的其他结构。例如, 少量的粘合剂可以被涂敷到适配器盖 56 的内表面或连接套筒 52 的外表面。

[0051] 保持突出部 56a 靠近适配器盖 56 的近端形成, 并且从该适配器盖的周边表面突出。参见图 3。保持突出部 56a 有助于适配器盖 56 的抓握, 使得端口适配器 53 可以被容易地移除。接合切口 56b 形成在适配器盖 56 的周边表面中。

[0052] 图 3 和图 4 显示连接联接器 51 的正常模式 (第一模式形式)。端口适配器 53 的适配器盖 56 被装配在连接套筒 52 上而将锥形接收端口 54 容纳在所述适配器盖内。锥形端部套筒 57 呈现在外部。如果端口适配器 53 被等于或大于预定水平的力拉动, 则端口适配器 53 抵抗适配器盖 56 与连接套筒 52 之间的紧密连接而被移除。图 5 中的连接套筒 52 的锥形接收端口 54 在紧急模式 (第二模式形式) 下在外部呈现。

[0053] 此外, 优选的是在连接套筒 52 的远端或者用于装配端口适配器 53 的部分附近提供可视警告信息, 例如明显的颜色、标记或类似信息。明显的颜色的示例是红色和黄色。标记的示例是三角形符号、星形符号和类似符号。这能够有效地防止在暴露锥形接收端口 54 的紧急模式下除了注射器之外的工具的不适当连接, 这是因为明显的颜色或标记可以告知操作者当前的状态。

[0054] 用于气囊控制单元 60 的插入的连接联接器 61 被插塞到连接联接器 51。气囊控制单元 60 供应和抽吸空气以使气囊 42 膨胀和收缩。

[0055] 在图 1 中, 气囊控制单元 60 操作以用于供应和抽吸诸如空气的流体, 以便使气囊 42 膨胀和收缩, 并且所述气囊控制单元包括流体泵送装置 62 或主单元、用于进行控制的开关界面 63 或手动开关、以及显示面板 64 或气囊监视器。流体泵送装置 62 包括泵、定序器和类似装置。

[0056] 气囊控制单元 60 将流体供应到气囊 42 以使气囊膨胀, 并且将流体的压力控制在保持气囊 42 膨胀的正常水平。另外, 气囊控制单元 60 从气囊 42 抽吸流体以使气囊收缩, 并且将流体的压力控制在保持气囊 42 收缩的正常水平。

[0057] 显示面板 64 显示气囊 42 在膨胀和收缩期间的信息, 例如压力水平、膨胀和收缩的

状态和类似信息。要注意的是显示面板 35 可以被驱动从而以与来自内窥镜 10 的对象图像重叠的方式显示气囊 42 的信息。

[0058] 气囊控制单元 60 的流体泵送装置 62 包括前面板、电源开关、停止开关和压力指示器（未示出）。前面板上的停止开关是紧急情况可操作的保险开关。压力指示器是用于指示气囊 42 的压力水平的面板，并且在出现气囊 42 的诸如破损的意外的情况下显示错误代码。

[0059] 流体管 65 被固定到流体泵送装置 62 的前面板以与气囊 42 一起供应和抽吸流体。止回阀装置（未示出）设置在流体管 65 与流体泵送装置 62 之间，并且由容纳在盘状壳体中以用于分离液体与气体的流体过滤器构成。所述壳体以可移除的方式安装在流体泵送装置 62 的前面板上。止回阀装置可防止体液或其他流体在气囊 42 破损的情况下进入流体泵送装置 62。

[0060] 连接连接器 61 设置在流体管 65 的远端处。流体管 65 可以通过将连接连接器 61 插塞到外套管组件 11 的连接连接器 51 而连接到流动通道 45。

[0061] 各种开关设置在开关界面 63 中，例如停止开关、压力开关和类似开关。停止开关与流体泵送装置 62 中的开关相似。压力开关可操作以用于对内窥镜一侧的气囊 42 加压和减压。电缆 67 将开关界面 63 电连接到流体泵送装置 62。

[0062] 连接连接器 61 是由塑料材料形成的套筒。锥形通道 66 穿过连接连接器 61 以母库尔接口锥形形状形成。连接连接器 51 的锥形端部套筒 57 可以装配在锥形通道 66 中。锥形通道 66 是流体管 65 的开口端。

[0063] 接合爪 61a 从连接连接器 61 的周边表面突出，并且与连接连接器 51 的接合切口 56b 接合以用于以压配合方式进行紧固。当连接连接器 61 的锥形通道 66 接收连接连接器 51 的锥形端部套筒 57 的进入时，接合爪 61a 紧固接合切口 56b。因此，连接连接器 61 被不可分离地插塞到连接连接器 51。气囊控制单元 60 准备好操作以用于与气囊 42 一起供应和抽吸流体。

[0064] 下面将说明上述结构的操作。首先，外套管组件 11 安装在细长管 12 上以使用内窥镜 10。气囊控制单元 60 的连接连接器 61 被插塞到外套管组件 11 的连接连接器 51。光源连接器 15 和处理器连接器 17 分别连接到光源设备 18 和处理设备 19。

[0065] 医生或操作者用推动方法以交替前进方式使细长管 12 和外套管组件 11 进入到人体中。气囊 42 根据需要通过操作气囊控制单元 60 的开关界面 63 膨胀，以将外套管组件 11 锚固在人体的体腔壁中，使得细长管 12 可以前进得更深。另外，气囊 42 收缩以使外套管组件 11 前进得更深。通过使细长管 12 进入体腔中可以使对象图像。

[0066] 在上述的正常模式下，连接连接器 51 的锥形端部套筒 57 呈现在外部。连接连接器 61 的锥形通道 66 可以接收锥形端部套筒 57 的进入，用于将外套管组件 11 的流动通道 45 连接到气囊控制单元 60 的流体管 65。如果气囊控制单元 60 出现故障，则连接连接器 51 的端口适配器 53 可以被移除以暴露锥形接收端口 54 供紧急模式使用。因此，图 5 中的为公鲁尔接头锥形形状的注射器 68 的注射器末端 68a 可以连接到锥形接收端口 54 以用于使气囊 42 膨胀和收缩。可以容易地处理气囊控制单元 60 的故障。

[0067] 用于与内窥镜 10 一起使用的装置可以操作以用于与注射器连接。在外套管组件 11 的连接连接器 51 中，锥形端部套筒 57 在正常模式下呈现在外部。锥形接收端口 54 被容

纳在端口适配器 53 的内部中。这能有效地防止注射器的不适当连接。

[0068] 在上述实施例中,端口适配器 53 被整体地从连接套筒 52 移除以暴露锥形接收端口 54。然而,端口适配器 53 也可以被至少部分地移除。在图 6 中显示了用于插入的连接联接器 70 的变形例,该变形例包括作为改变装置的端口适配器 71 或转换适配器。撕裂线 72 形成在端口适配器 71 中,所述端口适配器可以被沿着撕裂线 72 撕开并部分地移除。端口适配器 71 作为单个元件由适配器盖 73 和锥形端部套筒 57 构成。

[0069] 适配器盖 73 包括环形盖部 73a 或远端部和盖边缘 73b 或近端部。环形盖部 73a 安装在连接套筒 52 的远端上。盖边缘 73b 被牢牢地固定到连接套筒 52 的外表面。撕裂线 72 被限定在环形盖部 73a 与盖边缘 73b 之间。当环形盖部 73a 相对于盖边缘 73b 猛烈旋转时,适配器盖 73 可沿着撕裂线 72 撕开以将环形盖部 73a 与盖边缘 73b 分离。在正常模式下,端口适配器 71 保持锥形接收端口 54 容纳在其内,并且使锥形端部套筒 57 呈现在外部。环形盖部 73a 在通过等于或大于预定水平的力旋转时与盖边缘 73b 分离。适配器盖 73 可以转换到紧急模式,在所述紧急模式下,连接套筒 52 的锥形接收端口 54 通过移除环形盖部 73a 而呈现在外部。

[0070] 还可以形成除了撕裂线 72 之外的结构以用于有助于移除端口适配器 71 中的环形盖部 73a。例如,可以在环形盖部 73a 与盖边缘 73b 之间形成小厚度部分以用于有助于断裂。要用于断裂的这种结构有效地告知操作者形式从正常模式变化到紧急模式(例如适配器盖 73 的断裂或人工触摸的噪声(啪嗒声))。

[0071] 在图 7 中显示第一实施例的变形例。流体过滤器 75 设置在端口适配器 53 与连接套筒 52 之间。流体过滤器 75 被挤压在适配器盖 56 与连接套筒 52 之间。流体过滤器 75 的示例与用于气囊控制单元 60 中的止回阀装置的过滤器相同。流体过滤器 75 允许气体通过但防止液体通过。因此,可以防止液体流入气囊 42 中。在紧急情况下,流体过滤器 75 与端口适配器 53 一起被移除,使得注射器可以连接到连接套筒 52 的锥形接收端口 54。因为重要的是从流动通道 45 和气囊 42 中除去液体,因此很容易在移除流体过滤器 175 之后通过注射器进行操作。要注意的是流体过滤器 75 的位置可以确定在从流动通道 45 到端口适配器 53 的范围内的任何适当的点处。

[0072] 在第一实施例中,保持突出部 56a 被形成为用于容易地保持端口适配器 53。然而,也可以使用用于有助于手动保持适配器的各种形式,例如在适配器盖的周边表面上的图案化的突出部、在周边表面上由突出部和凹部形成的有纹图案、椭圆形形成部和类似形式。

[0073] 在上述实施例中,端口适配器 53 用于连接到气囊控制单元 60 的连接联接器 61。在图 8 和图 9 中,显示第二优选的内窥镜系统。改变装置设置在连接联接器中用于与转接管一起使用。流动通道穿过内窥镜形成以用于连接到气囊控制单元。所述实施例的内窥镜系统 80 是双气囊型,并且包括具有气囊的电子内窥镜 81 和具有气囊的外套管组件 82 或导向组件。与上述实施例的元件相似的元件用相同的附图标记表示。

[0074] 内窥镜 81 包括细长管 83 和手柄 84。细长管 83 进入病人的胃肠道的大肠中。手柄 84 与细长管 83 的近端一起形成以用于医生或操作者的操作。通用电缆 85 连接到手柄 84。光源连接器 86 设置在通用电缆 85 的远端处。细长管 83 的结构与第一实施例相同,并包括末端装置 24、转向装置 25 和柔性装置 26。外套管组件 82 安装在细长管 83 上。

[0075] 具有设置在外套管组件 82 上的第一气囊 87。内窥镜 81 具有第一实施例的内窥镜

10 的元件,并且还具有第一流体通道 88、第二气囊 89 和第二流体通道 90。第一流体通道 88 与第一气囊 87 一起供应和抽吸流体。第二气囊 89 设置在细长管 83 的末端装置 24 上。第二流体通道 90 与第二气囊 89 一起供应和抽吸流体。

[0076] 第一流体通道 88 延伸穿过手柄 84、通用电缆 85 和光源连接器 86,并且由柔性管构成。流动套筒 91 设置在内窥镜 10 的手柄 84 上。

[0077] 在图 10 中,流动套筒 91 与构成手柄 84 的手柄壳体形成在一起。流动套筒 91 的材料的示例是塑料材料或金属。用于医疗装置的接收端口 91a 或插入端口(外套管组件或导向组件)形成在流动套筒 91 中的中心处。外套管组件的流动通道 95 与接收端口 91a 连通,所述接收端口 91a 稍后将说明。接收端口 91a 的形状是母鲁尔接口锥形形状。另外,接合切口 91b 形成在流动套筒 91 的周边壁中。

[0078] 外套管组件 82 包括抓握装置 92、管状壳体 93 或导向管、以及第一气囊部 87。抓握装置 92 由塑料材料或其他刚性材料形成且是圆柱形的。用于管状壳体 93 的材料的示例是聚氨酯或其他柔性材料。管状壳体 93 接收抓握装置 92 的进入并连接到该抓握装置 92 的远端部。外套管组件 82 是一次性的且将在使用之后被丢弃。

[0079] 在图 8 中,管状壳体 93 具有管腔 94、流动通道 95 和锥形表面 96。管腔 94 和流动通道 95 以与第一实施例的外套管组件 11 的管状壳体 41 相似的方式沿纵向延伸通过管状壳体 93。锥形表面 96 设置在管状壳体 93 的远端以减小外径和内径。

[0080] 第一气囊 87 固定到管状壳体 93 的周边表面。由橡胶形成的第一气囊 87 为与第一实施例的气囊 42 相似的套筒形状。第一气囊 87 以固定方式绕着管状壳体 93 的远端装配。

[0081] 流动通道 95 用于向第一气囊 87 供应和抽吸流体。第一端部开口 97 作为流动通道 95 的开口端形成在管状壳体 93 的周边壁中。第一气囊 87 通过经由第一端部开口 97 的流体的供应和抽吸而膨胀和收缩。转接管 98 连接到流动通道 95 的近端。用于插入的连接联接器 99 连接到转接管 98 的近端。优选的是转接管 98 具有等于或大于细长管 83 进入病人身体中的行程的长度。因此,内窥镜 81 可以在不会与转接管 98 形成干扰的情况下进入。

[0082] 在图 10 和图 11 中,连接联接器 99 包括连接套筒 100、作为改变装置的端口适配器 101 或转换适配器、以及胶带 102。连接套筒 100 和端口适配器 101 是塑料部件。连接套筒 100 连接到转接管 98 的一端。用于医疗装置的锥形接收端口 103 在连接套筒 100 中形成在中心处,并且呈母鲁尔接口锥形形状以用于紧急情况下注射器的连接。

[0083] 端口适配器 101 包括适配器圆盘 104 和作为标准液力联轴器的锥形端部套筒 105 或突出部(用于正常模式)。适配器圆盘 104 具有与连接套筒 100 相对应的外径。锥形端部套筒 105 从适配器圆盘 104 突出,在中心处是中空的,并且形成公鲁尔接头锥形形状。适配器圆盘 104 容纳锥形接收端口 103 或连接套筒 100 的前表面且还使锥形接收端口 103 的周边表面连续接触连接套筒 100。胶带 102 通过横过连接套筒 100 的周边表面和适配器圆盘 104 的交界面延伸而连接到连接套筒 100 的周边表面和适配器圆盘 104,并且将适配器圆盘 104 保持在连接套筒 100 上。胶带 102 绕着连接套筒 100 的周边表面和适配器圆盘 104 缠绕一圈或多圈以用于防止容易移除端口适配器 101。当等于或高于预定水平的力施加到胶带 102 时,可以剥掉胶带 102。此外,用于紧固的接合爪 106 形成在适配器圆盘 104 上。

[0084] 在连接联接器 99 的正常模式(第一模式形式)下,端口适配器 101 被装配在连接

套筒 100 上。连接套筒 100 的锥形接收端口 103 被容纳在内部,而锥形端部套筒 105 呈现在外部。当端口适配器 101 通过猛烈地剥落胶带 102 而被移除时,在锥形接收端口 103 呈现在外部时可以设置紧急模式(第二模式形式)。

[0085] 此外,优选的是在连接套筒 100 的远端面或者用于装配端口适配器 101 的部分中提供可视警报信息,例如明显的颜色、标记和类似信息。这能够有效地防止在暴露锥形接收端口 103 的紧急模式下除了注射器之外的工具的不适当连接,这是因为连接套筒 100 的明显颜色或标记可以告知操作者当前的状态。

[0086] 在图 9 中,插入部 108 形成在光源连接器 15 上。第一连接端口 109 和第二连接端口 110 形成在插入部 108 中。第一流体通道 88 的第一端与接收端口 91a 连通。第一流体通道 88 的第二端为第一连接端口 109。

[0087] 第二气囊 89 绕着细长管 83 的末端装置 24 装配。第二气囊 89 以与气囊 42 或 87 相似的方式为套筒形状且由橡胶或其他弹性材料形成。第二气囊 89 接收末端装置 24 的进入,定位在末端装置 24 上的预定点处并固定地绕着所述末端装置装配。

[0088] 第二流体通道 90 形成在内窥镜 81 中,延伸穿过细长管 83、手柄 84、通用电缆 85 和光源连接器 86,并且与第二气囊 89 一起供应和抽吸流体。第二流体通道 90 由柔性管构成,所述柔性管的远端在固定第二气囊 89 的远端的点处被封闭。第二端部开口 111 形成在末端装置 24 的周边表面中,并且为第二流体通道 90 的开口端。第二端部开口 111 被设置成用于第二气囊 89,所述第二气囊通过经由第二端部开口 111 供应和抽吸流体而膨胀和收缩。第二连接端口 110 为第二流体通道 90 的另一个开口端。气囊控制单元 112 与第一流体通道 88 和第二流体通道 90 连接。

[0089] 气囊控制单元 112 以使第一气囊 87 和第二气囊 89 交替膨胀的不连续方式与第一气囊 87 和第二气囊 89 中的每一个一起供应和抽吸流体(空气)。气囊控制单元 112 包括流体泵送装置 113 或主单元、开关界面 114 或手动开关以及显示面板 115 或气囊监视器。

[0090] 显示面板 115 在第一气囊 87 和第二气囊 89 的膨胀和收缩操作期间显示第一气囊 87 和第二气囊 87 和 89 的信息,例如压力水平和膨胀和收缩的状态。流体泵送装置 113 包括电源开关、停止开关和用于第一气囊 87 和第二气囊 89 的压力指示器(未示出)。前面板上的停止开关可用于紧急情况下操作。

[0091] 流体管 116 和 117 被设置成从流体泵送装置 113 的前面板延伸,用于与第一气囊 87 和第二气囊 89 一起供应和抽吸流体。止回阀装置(未示出)设置在流体管 116 和 117 中的每一个与流体泵送装置 113 之间。一个插座 118 设置在流体管 116 和 117 的远端处。插座 118 与内窥镜 81 的光源连接器 86 的插入部 108 的连接使流体管 116 连接到内窥镜 81 的第一流体通道 88 并且还使流体管 117 连接到内窥镜 10 的第二流体通道 90。

[0092] 插座 118 被插塞到光源连接器 86。流动通道 95 通过流动套筒 91 和连接联接器 99 连接到第一流体通道 88。因此,第一气囊 87 和第二气囊 89 通过控制气囊控制单元 112 供应和抽吸流体而准备操作。

[0093] 下面说明所述实施例的操作。为了使用内窥镜 10,外套管组件 82 安装在细长管 83 上。连接联接器 99 的锥形端部套筒 105 装配在流动套筒 91 的接收端口 91a 中。气囊控制单元 112 的插座 118 连接到光源连接器 86。

[0094] 医生或操作者用推动方法以交替前进的方式使内窥镜 81 的细长管 83 和外套管组

件 82 进入到人体中。通过根据需要操作气囊控制单元 112 的开关界面 114, 第一气囊 87 膨胀而第二气囊 89 收缩, 从而将外套管组件 82 锚固在人体的体腔中, 使得细长管 83 可以前进得更深。另外, 第一气囊 87 收缩而第二气囊 89 膨胀以将细长管 83 锚固在体腔中, 以便使外套管组件 82 前进得更深。可以通过使细长管 83 进入体腔中使对象成像。

[0095] 在如上所述的正常模式下, 连接联接器 99 的锥形端部套筒 105 呈现在外部。流动通道 95 可以通过将锥形端部套筒 105 装配在流动套筒 91 的接收端口 91a 中而连接到内窥镜 81 的第一流体通道 88。如果在气囊控制单元 60 中出现破裂, 则外套管组件 82 通过将胶带 102 从连接联接器 99 剥去并移除端口适配器 101 以暴露锥形接收端口 103 而转换到紧急模式。可以将注射器连接到锥形接收端口 103。在正常模式下, 锥形接收端口 103 被容纳在端口适配器 101 的内部中, 而锥形端部套筒 105 呈现在外部。可以防止注射器的不适当连接。

[0096] 在第二实施例中, 端口适配器 101 被整体移除以暴露锥形接收端口 103。然而, 也可以以基于图 6 中的第一实施例的变形例的方式部分地移除端口适配器 101 以暴露锥形接收端口 103。另外, 流体过滤器 75 可以以在端口适配器 101 的移除的紧急模式下可移除的方式设置在流动通道 95 与端口适配器 101 之间, 这与第一实施例相似。此外, 用于有助于手动抓握第二实施例的端口适配器的各种形式可以以与第一实施例相同的方式使用, 例如在适配器盖的周边表面上的图案化突出部、在所述周边表面上由突出部和凹部形成的有纹图案、椭圆形形成部和类似形式。

[0097] 在第一实施例中, 端口适配器 53 以与流动通道 45 相固定的方式被设置在连接联接器 51 中。然而, 也可以通过以第二实施例的方式使用转接管将适配器设置在连接器中以用于与流动通道 45 连接。优选的是转接管具有等于或大于细长管 12 进入病人身体内的行程的长度。

[0098] 在第二实施例中, 通过部分地移除端口适配器或转换适配器来转换正常模式和紧急模式。然而, 可以使改变装置破裂以转换正常模式和紧急模式。在图 12 中显示第三优选实施例。柔性转换管 122 设置在用于插入的连接联接器 121 与外套管组件 120 中的流动通道之间。转换管 122 破裂而从正常模式转换到紧急模式。对于所述实施例的外套管组件 120 或导向组件, 第二实施例的外套管组件 82 被重复, 但是不同的是转换管 122 和连接联接器 121。内窥镜 81 也被重复。外套管组件 120 是一次性的且将在使用之后被丢弃。

[0099] 用于转换管 122 的材料的示例是橡胶、软树脂或其他弹性材料。转换管 122 与流动通道 95 的近端连通。连接联接器 121 设置在转换管 122 的近端处。连接联接器 121 包括近端管端部 123 或连接套筒以及形成为公鲁尔接头锥形形状的锥形端部套筒 124 或突出部。转换管 122 在横截面中观察时成形为恒定形状而与关于轴向方向的位置无关。在图 13 中显示转换管 122 的管部分的横截面 122a。转换管 122 的外表面 122b 是椭圆形。转换管 122 的内表面 122c 是圆形。内径 R 等于注射器 68 的注射器末端 68a 的最小直径 T1 或者以仅具有小差值的方式近似等于 T1, 并且小于所述注射器末端的最大直径 T2。当转换管 122 破裂时, 可以将注射器 68 的注射器末端 68a 装配在内表面 122c 中。

[0100] 在为市场上可买到的结构的注射器 68 中, 注射器末端 68a 的最小直径 T1 为 4mm 或 6mm。如果最小直径 T1 为 4mm, 则转换管 122 的内径 R 优选地为 3-4mm。如果最小直径 T1 为 6mm, 则转换管 122 的内径 R 优选地为 5-10mm。由于转换管 122 的外表面 122b 为椭圆

形,因此可以通过操作者的手容易地握住转换管 122。转换管 122 可以固定地安装在桌子或类似物上以进行破裂。

[0101] 在转换管 122 的正常模式下,连接联接器 121 的锥形端部套筒 124 呈现在外部。转换管 122 的内表面 122c 被容纳在内部。如果转换管 122 在操作者的优选给定位置处破裂,则转换管 122 可以被转换以使内表面 122c 在紧急模式下呈现出来。在本实施例中,损坏转换管 122 的位置不是预先确定的,而是可以根据操作者的选择来确定。然而,也可以将标记给予到转换管 122 以用于指示破裂位置并使转换管 122 在所述标记处破裂。此外,优选的是使转换管 122 形成有为多种颜色的多层,并且在转换管 122 的横截面中设置可视警报信息,例如明显的颜色、标记和类似信息。这在暴露内表面 122c 的紧急模式下能够有效地防止除了注射器之外的工具的不适当连接,这是因为明显的颜色或标记可以告知操作者当前的状态。另外,优选的是将与第一实施例的流体过滤器 75 相似的流体过滤器设置在转换管 122 的内表面 122c 上的一个特定位置。

[0102] 在上述实施例中,用于连接的医疗装置是注射器。然而,根据本发明,具有流动通道的为公锥形形状的其他医疗装置可以连接到锥形接收端口,例如导尿管末端。

[0103] 在上述的各种实施例中,内窥镜系统在第一模式形式的正常模式与用于诸如气囊控制单元的破裂的紧急情况的第二模式形式的紧急模式之间转换。然而,也可以对于除了正常模式和紧急模式之外的状态预先确定根据本发明的第一和第二模式形式。

[0104] 在第一实施例中,连接联接器 61 的接合爪 61a 可与适配器盖 56 的接合切口 56b 接合。然而,适配器盖 56 可以具有接合爪。连接联接器 61 可以具有接合切口,所述接合切口可以与接合爪接合以用于压配合连接。

[0105] 锥形接收端口 54 或 91a 的内表面根据上述实施例为圆锥形,但是也可以为半球形。此外,锥形端部套筒 57、105 或 124 的外表面以及锥形接收端口 54 或 91a 的内表面可以是金字塔形而不是圆锥形形状。

[0106] 在上述实施例中,内窥镜为具有作为成像装置的 CCD 图像传感器的电子内窥镜。然而,根据本发明的内窥镜可以为与用于成像的光学图像导向件一起使用的内窥镜类型。

[0107] 虽然已经通过优选实施例参照附图充分地说明本发明,但是各种变更和修改对于本领域的普通技术人员是显而易见的。因此除非这些变更和修改脱离本发明的保护范围,否则这些改变和修改应该被理解为包括在本发明的保护范围内。

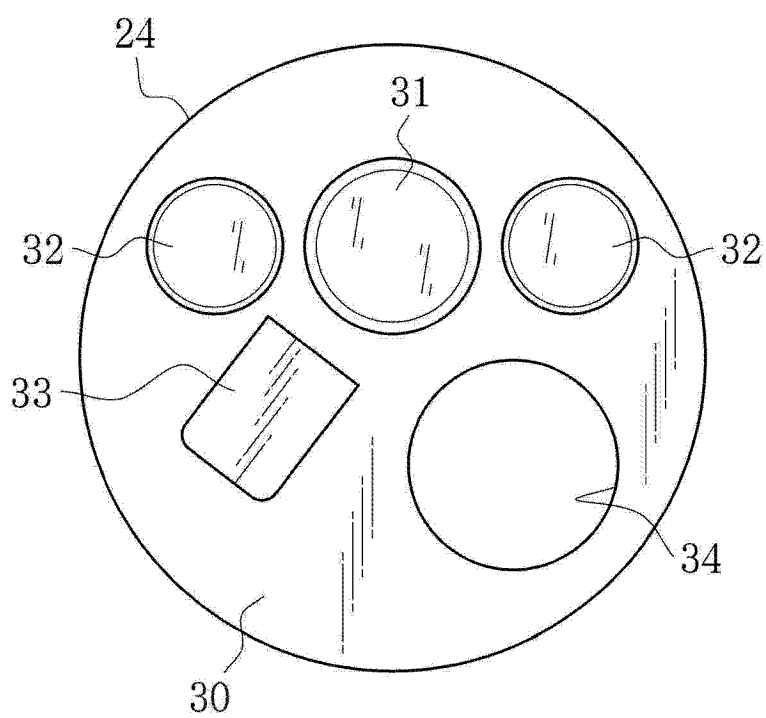


图 2

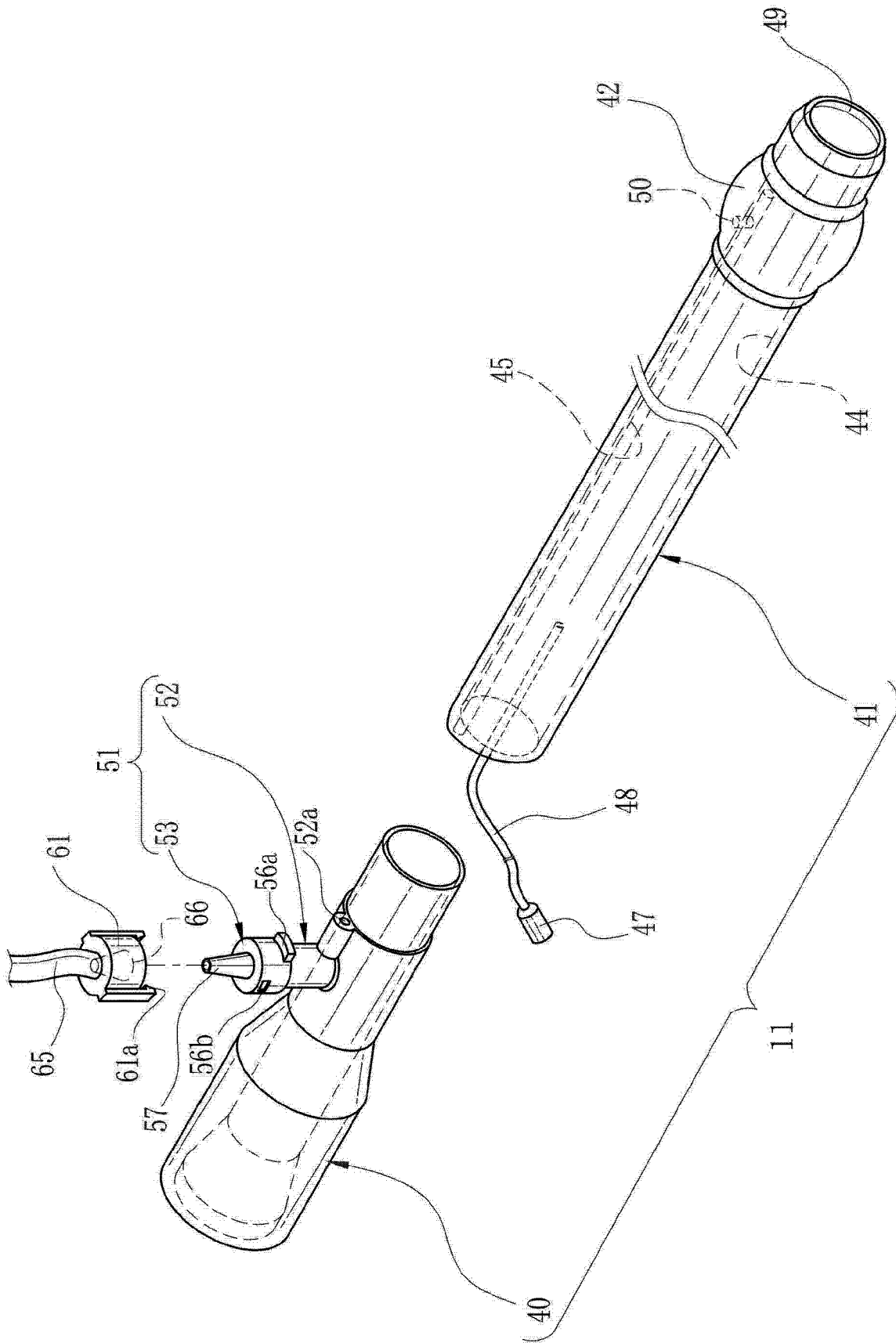


图 3

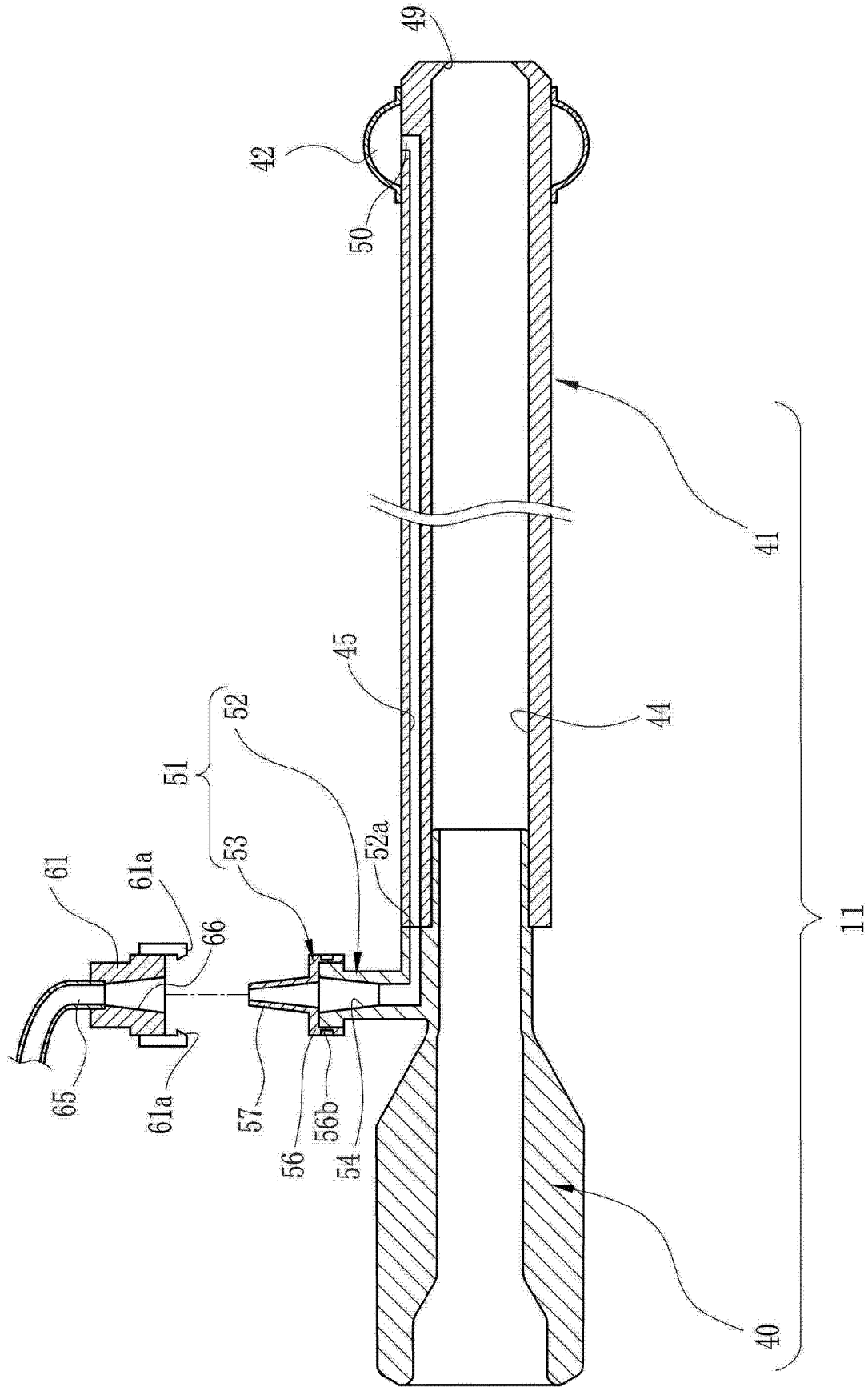


图 4

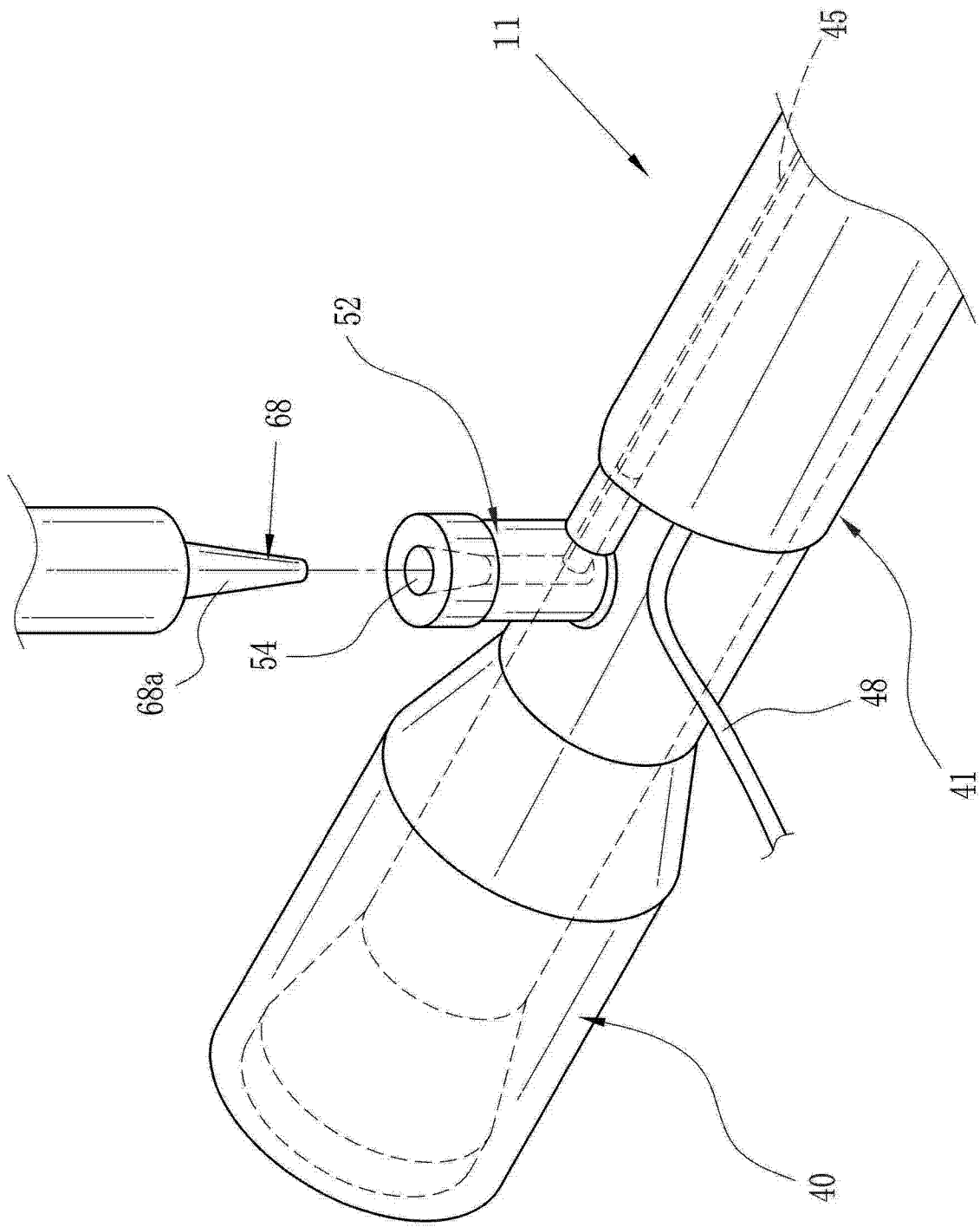


图 5

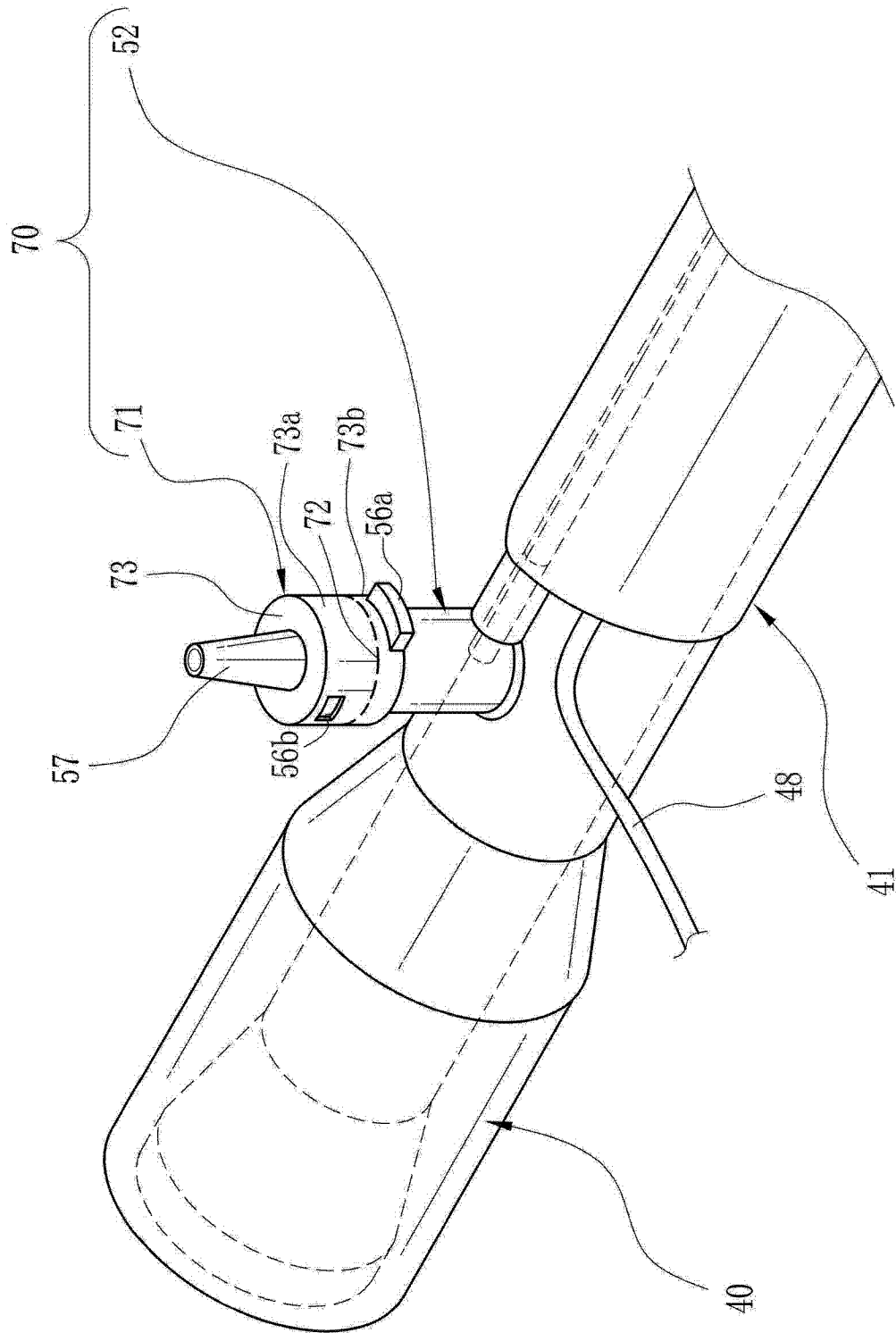


图 6

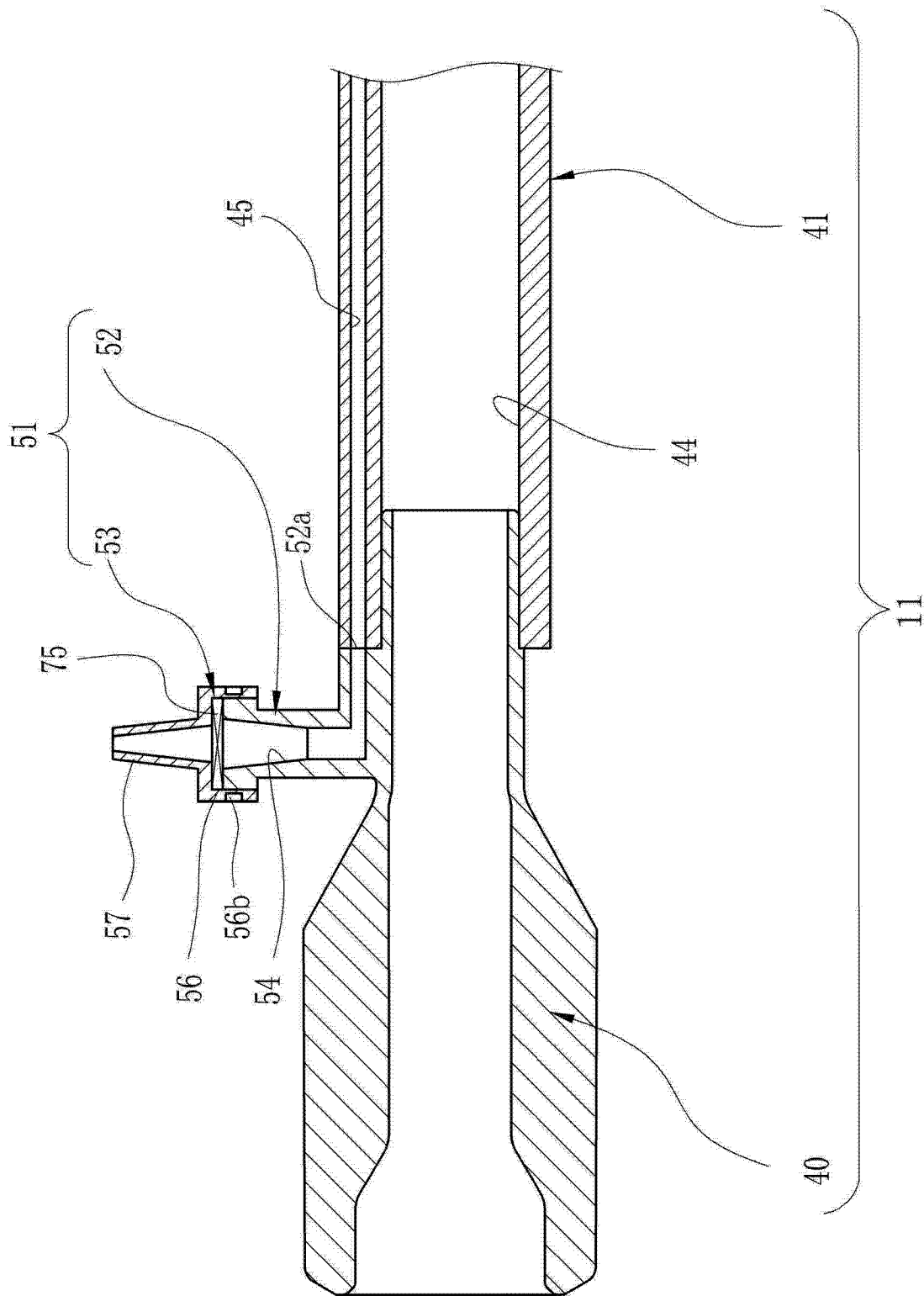


图 7

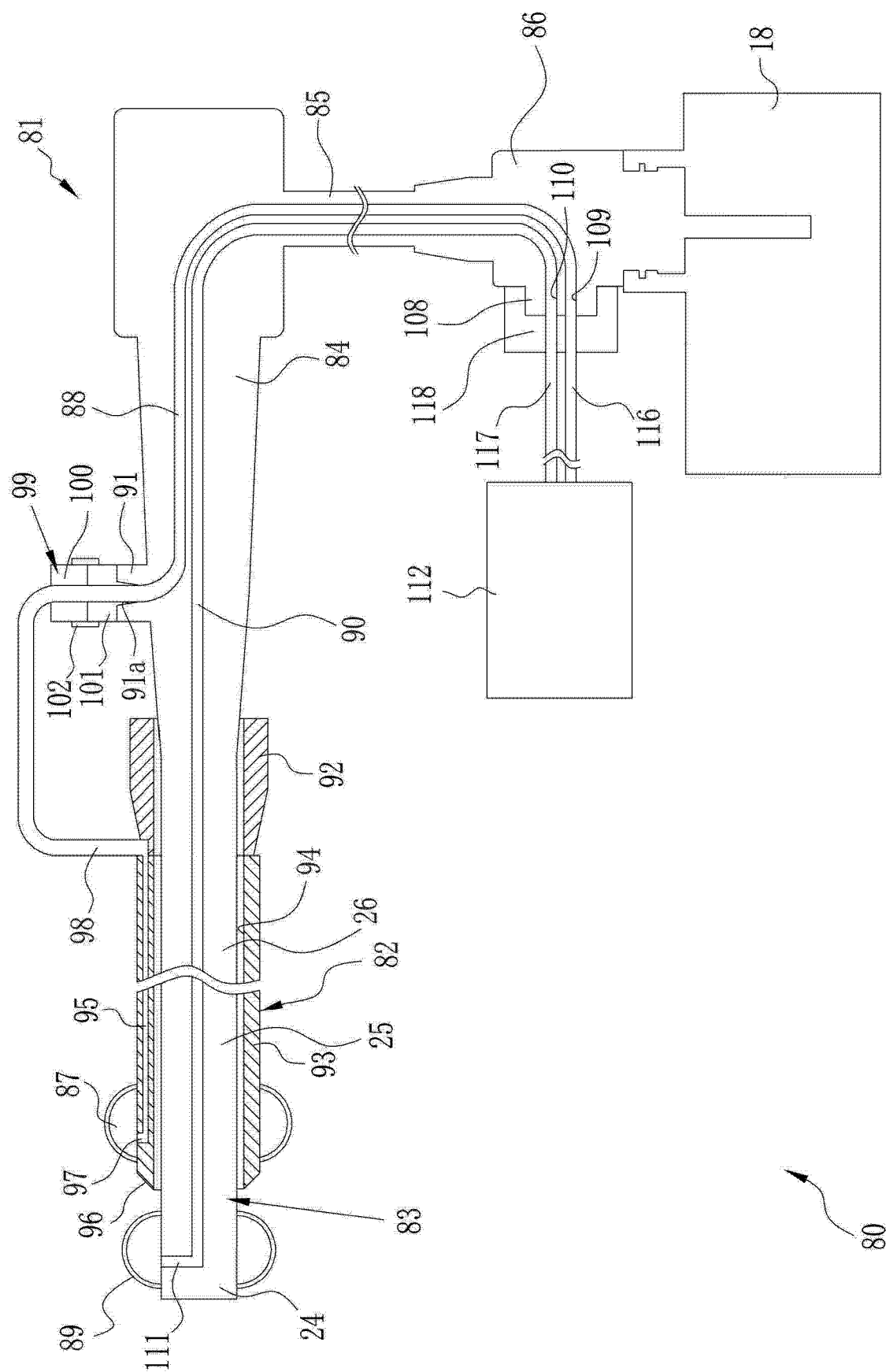


图 9

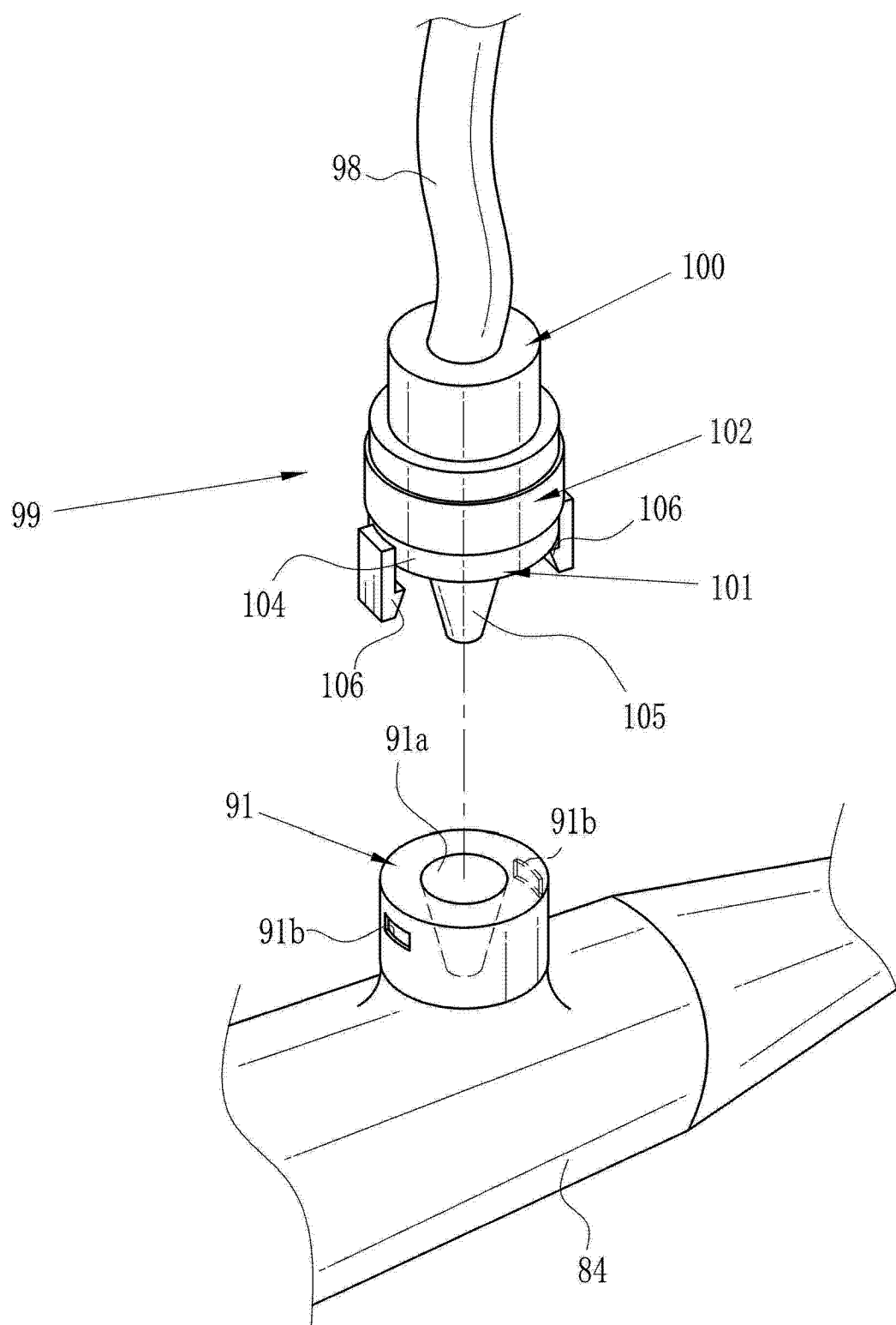


图 10

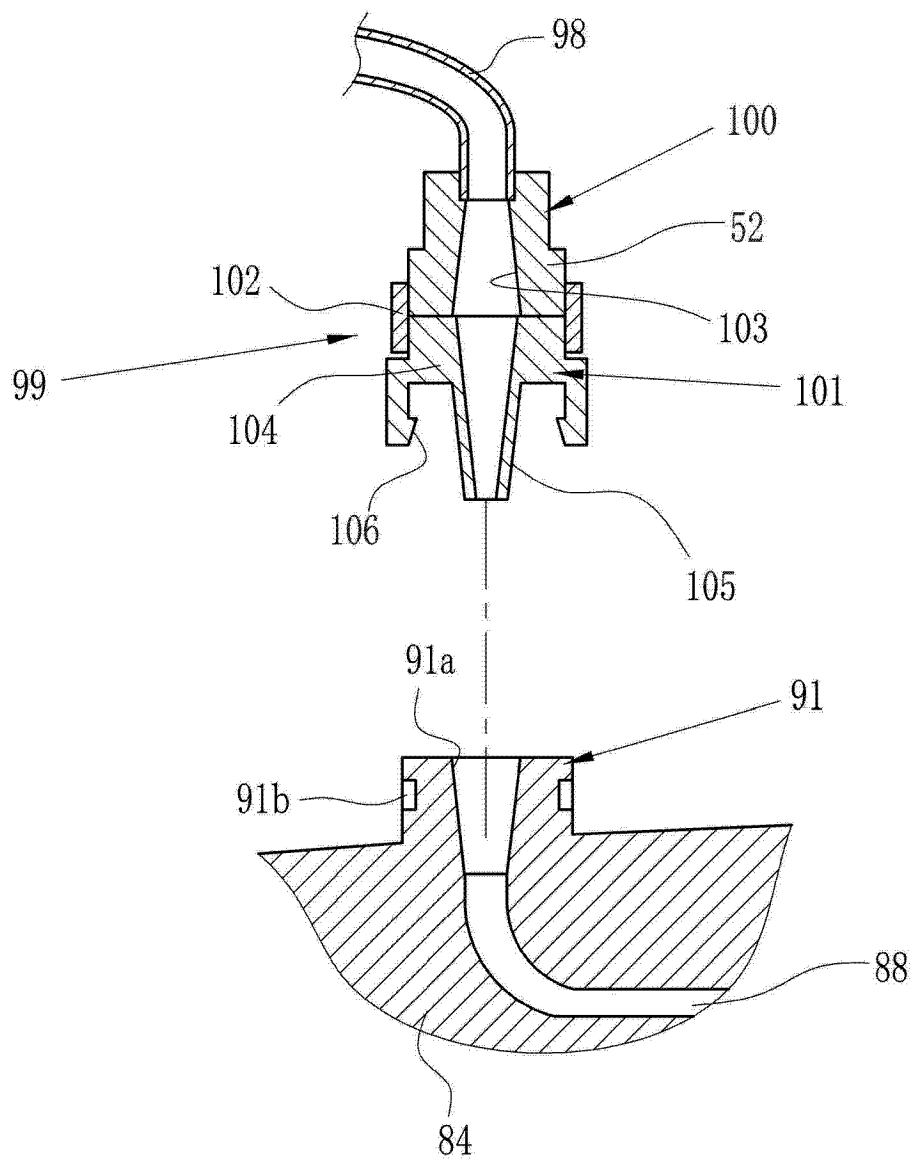


图 11

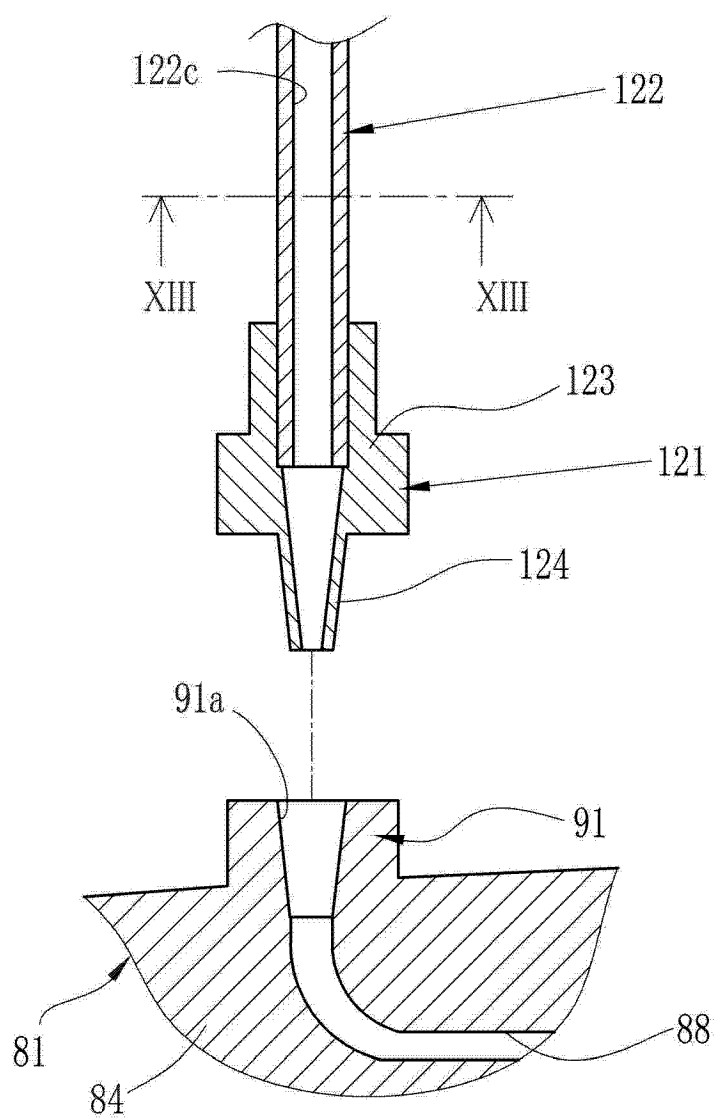


图 12

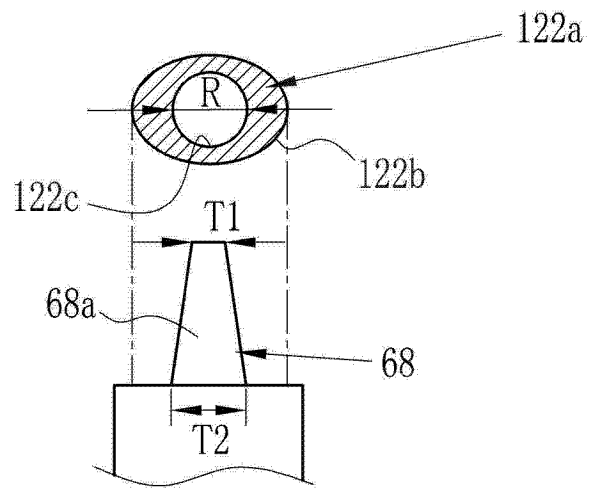


图 13

专利名称(译)	用于内窥镜的导向组件和内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103120578A	公开(公告)日	2013-05-29
申请号	CN201210464774.0	申请日	2012-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	上田佳弘		
发明人	上田佳弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/01		
CPC分类号	A61B1/00154 A61B1/012 A61B1/00135 A61B1/00128 A61B1/00119		
代理人(译)	汪洋		
优先权	2011252940 2011-11-18 JP		
其他公开文献	CN103120578B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于内窥镜(10)的导向组件。可膨胀气囊部(42, 87, 89)安装在导向组件的管状壳体(41)的远端上用于安装在内窥镜上。流动通道(45, 95)形成在管状壳体中, 用于将流体供应到气囊并抽吸流体。端部套筒(57, 105, 124)设置在流动通道的近端用于与气囊控制装置(60, 112)连接。接收端口(54, 91a, 103, 122c)将为公锥形形状的外部注射器(68)连接到流动通道而不是气囊控制装置。端口适配器(53)可从正常模式朝向紧急模式转换。在正常模式下, 接收端口容纳在内部以设置端部套筒。在紧急模式下, 端部套筒通过部分除去被撤出以暴露接收端口。

