(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 110403693 B
(45)授权公告日 2022.09.09

(21)申请号 201910682728.X
(22)申请日 2014.04.01
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110403693 A
(43)申请公布日 2019.11.05
(30)优先权数据
1353033 2013.04.04 FR
(62)分案原申请数据
201480026718.6 2014.04.01
(73)专利权人 波士顿科学有限公司
地址 百慕大哈密尔顿
(72)发明人 B•戈农
(74)专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务所(普通合伙) 31239
专利代理师 余文娟
(51)Int.Cl.
A61B 18/14(2006.01)
A61M 25/00(2006.01)
(56)对比文件
CN 102548495 A,2012.07.04
US 2009105662 A1,2009.04.23
EP 1800612 A1,2007.06.27
AU 2009235053 A1,2009.10.15
US 2012245574 A1,2012.09.27
US 2011092892 A1,2011.04.21
EP 2311398 A1,2011.04.20
WO 2012168590 A1,2012.12.13
审查员 张曦

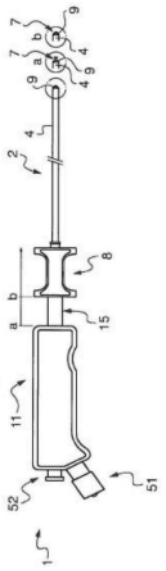
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

有两个滑动套管的双功能导管

(57)摘要

本发明涉及双功能导管(1),该双功能导管包括:内套管,其形成管子(2)并通过近端固定至连接器,连接器允许使导管(1)与流体储存器和电发生器连接;固定至内套管远端并形成电极的注射喷嘴(7);围绕内套管并固定至套筒(8)的外套管(4),套筒(8)和外套管(4)相对内套管滑动,并处于至少一推入位置(b)和拉出位置(a),在推入位置中,外套管(4)覆盖注射喷嘴(7)的至少一部分,在拉出位置中,外套管(4)露出注射喷嘴(7)的所述至少一部分。本发明另外涉及包括这种导管的装置。



CN 110403693 B

1.一种导管(1),包括:

注射喷嘴(7),其中所述注射喷嘴的至少一部分是导电的,其中所述注射喷嘴(7)包括近侧部分(73)、邻近输出孔(75)的远侧部分(78)、和最远端部分;

套管(4),其中所述注射喷嘴(7)或所述套管(4)中的至少一个可相对于所述注射喷嘴(7)或所述套管(4)中的另一个移动,使得在第一位置,所述套管(4)覆盖所述注射喷嘴(7)的一部分,且在第二位置,所述注射喷嘴(7)的在第一位置被所述套管(4)覆盖的部分暴露在所述套管(4)之外;以及

在所述套管(4)的远端的末端环套(9),其中所述末端环套(9)定位在所述注射喷嘴(7)由所述套管(4)可选择地覆盖和露出的部分上,其中所述末端环套(9)包括用于可滑动地接收所述注射喷嘴(7)的通路,

其中所述注射喷嘴(7)的所述最远端部分的宽度大于所述注射喷嘴(7)由所述套管(4)可选择地覆盖和露出的部分的宽度,并且其中所述最远端部分的所述宽度大于所述套管(4)中的远侧开口以阻止所述最远端部分被所述套管(4)覆盖;

其中所述末端环套(9)包括:

接收在所述套管(4)中的柱状近侧杆,所述柱状近侧杆具有接合所述套管(4)的径向内表面的径向外表面,以及

从所述套管(4)的最远端向远侧并从所述柱状近侧杆径向向外突出的远侧头部(90)。

2.如权利要求1所述的导管(1),其中所述末端环套(9)的所述通路的宽度小于所述注射喷嘴(7)的所述最远端部分的宽度,使得所述注射喷嘴(7)的所述最远端部分的宽度阻止所述最远端部分被所述末端环套(9)覆盖。

3.如权利要求1或2所述的导管(1),其中所述末端环套(9)由陶瓷材料制成,且其中所述套管(4)由特富龙制成。

4.如权利要求1或2所述的导管(1),其中所述远侧头部(90)具有圆形远侧部分,其由沿径向具有第一曲率且沿轴向具有第二曲率的表面形成,并且其中所述注射喷嘴(7)的所述最远端的朝向远侧的表面是平面的,并垂直于所述注射喷嘴(7)的中心纵轴延伸。

5.如权利要求1或2所述的导管(1),其中所述远侧头部(90)包括近端,所述注射喷嘴(7)包括肩部(76),其中在所述第一位置,所述注射喷嘴(7)的所述肩部(76)与所述远侧头部(90)的近端隔开,并且其中在所述第二位置,所述注射喷嘴(7)的所述肩部(76)邻接所述远侧头部(90)的近端。

6.如权利要求1或2所述的导管(1),其中所述注射喷嘴(7)包括从其最近端延伸穿过其至其所述最远端部分以将来自内套管(3)的流体输送至所述输出孔(75)的通道(79)。

7.如权利要求6所述的导管(1),其中所述通道(79)包括连结至所述内套管(3)的大部段(79a)、漏斗部段(79b)、比所述漏斗部段(79b)宽的中间部段(79c)、以及通向所述输出孔(75)的注射部段(79d)。

8.如权利要求6所述的导管(1),其中所述注射喷嘴(7)通过延伸穿过所述内套管(3)的至少一部分的导线(10)电连接至电连接件(51)。

9.如权利要求1或2所述的导管(1),还包括内套管(3),其中所述注射喷嘴(7)包括具有凹颈部(71)的连接区(70),并且其中所述连接区(70)促进所述注射喷嘴(7)和所述内套管(3)之间的附接。

10.如权利要求9所述的导管(1),其中所述注射喷嘴(7)的所述连接区(70)还包括扁平部分(72)。

有两个滑动套管的双功能导管

[0001] 本申请是于2014年4月1日提交、名称为《有两个滑动套管的双功能导管》、申请号为201480026718.6的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种导管，更特别的是流体注射导管。本发明还涉及双功能导管以及包括至少一流体注射导管的装置。

背景技术

[0003] 流体注射导管传统上包括带有注射喷嘴的套管，该套管另外与流体储存器连接，例如注射带压流体。

[0004] 例如人们知道描述用于注射带压流体的导管的文献FR2830455。导管包括套管，套管远端包括可穿孔、切割或穿刺的注射工具。

[0005] 然而，在这样的套管中，流体的注射控制工具的出口，尽管存在能够自动收起穿孔、切割或穿刺工具的优点，这要求最小流体压力，以便能够取出工具。另外，某些应用可能要求在流体注射前使工具更准确定位。但是，最好能保护器官或组织，防止任何切割零件，例如所述工具。因此更小心地插入包括带有保护工具的切割工具的导管。

发明内容

[0006] 本发明的目的是克服上述缺点的至少一部分，并另外产生其它优点。

[0007] 为此根据第一方面提出包括一管道的流体注射导管，其特征是该导管包括：

[0008] -内套管，其形成管子并通过近端固定至连接器的出口，连接器允许使双功能导管与流体储存器连接，

[0009] -固定至内套管的远端的注射喷嘴，

[0010] -以及，外套管，外套管围绕内套管并固定至套筒，套筒和外套管相对内套管滑动，并处于至少一推入位置和拉出位置，在推入位置中，外套管覆盖注射喷嘴的至少一部分，在拉出位置中，外套管露出注射喷嘴的所述至少一部分。

[0011] 因此，该导管可以以简单、安全的方式在流体注射与喷嘴收缩之间是不受束缚的，尤其是如果喷嘴是穿刺或切割的。在一般情况下，喷嘴的形状一般非常细，因此在插入导管时受到保护，避免意外损坏，或者避免在插入导管时抓伤或挂伤组织或器官。

[0012] 这里“流体”是指任何液体，如水、盐水溶液或具有高粘度的溶液，以及具有大分子或治疗分子的溶液。

[0013] 实际上，带压流体例如是盐水溶液或根据应用需要的更粘稠的溶液。尤其粘稠流体注入在组织中比如果流体粘度非常低要吸收得更慢。

[0014] 则该套管的喷嘴有两个位置：喷嘴至少部分被外套管覆盖的收起位置，和以便准确使用的突出的输出位置。

[0015] 在内套管上滑动的外套管例如比内套管短。

[0016] 换句话说，喷嘴、内套管和连接器形成第一组件，外套管和套筒形成能够相对第一组件滑动的第二组件。

[0017] 这里用“套筒”表示选择变形处理的任何零件或部分，其便于紧连在外套管上以便使其推入或拉出运动。例如，这可以是套管中的变形处理区域或者是塑料环。

[0018] 在推入位置，套筒例如比靠近连接器的拉出位置更远离连接器。

[0019] 因此，当导管进入时，例如进入到器官中，至少部分收起的喷嘴可以更安全地插入，即例如意外穿孔或挂伤器官的一部分或另一器官的危险较小。一旦导管的远端就位，喷嘴通过外套管的收缩通过套筒伸出，并且如果必要可以调节它的位置。

[0020] 这里器官是指需要该套管用于至少部分流体注射的任何器官、组织、静脉或动脉、或身体的任何部分。

[0021] 活动的外套管便于整体实现在流体在其中流动的内套管与流体储存器或其它零件之间的密封连接。这样可以降低实施的成本。

[0022] 然后，喷嘴深入到器官的上表层，例如粘膜。例如可以使粘膜的息肉或病变相对下伏的肌肉层抬起或分离，以便随后取出息肉或病变。注射流体使粘膜与肌肉分开，并提起位于粘膜中的息肉，然后可以通过高压流体并有选择地借助与电发生器(例如ESU，英文为“electrical surgical unit(电动外科手术装置)”，即用于内窥镜手术的电动手术装置)连接的电极切割和解剖息肉。

[0023] 注射喷嘴选择性钻孔，例如便于将流体注射在覆盖肌肉层的薄膜或粘膜下。

[0024] 内套管和外套管最好根据它们的长度具有柔软性和可弯曲性，以便能够很容易地进入静脉、动脉、或任何器官中，以及医学工具如内窥镜中。但是，最好能避免套管产生折叠，并限制堵塞流体通道的套管截面不可逆变形(例如弯曲，特别是内套管的弯曲，如果其是可弯曲的)。为此，套管例如由可生物相容的聚合物形成。

[0025] 根据一实施例，内套管由PEBA制成。

[0026] 根据一实施例，外套管由特富龙制成。

[0027] 该导管可以限制甚至避免压力损失，并具有很大的柔韧性，不会允许自然的不可逆的很容易的折叠(塑性)。

[0028] 由于它的柔软性，导管插入时，也允许将直接看起来粘度或大或小和后屈的流体注入例如在具有使导管可以弯曲的塑性的内窥镜中。

[0029] 因此，根据与套管间滑动无关的初始方面，还提出包括一管子的注射导管，其特征在于，该导管包括形成管子的PEBA制成的内套管，和围绕内套管的特富龙制成的外套管。内套管通过近端选择性固定至可以使导管与储存器连接的连接器。例如注射喷嘴也固定在内套管的远端。

[0030] 根据一实施例，导管包括固定在能够在注射喷嘴的至少一部分上滑动的外套管远端的套接环。

[0031] 该套接环例如可以与至少部分收起的喷嘴具有表面连续性，以便于导管进入。另外，当外套管与内套管互相滑动时，该套接环便于内套管与外套管之间的引导。最后，例如套接环例如是绝缘的，它可以控制喷嘴的运动，还可选择性使用密封垫，避免流体在内套管与外套管之间渗透。

[0032] 例如，套接环由陶瓷制成，因为陶瓷是便于使用的材料(例如制模或加工)，并同时

是生物可容的和电绝缘的。当然也可考虑其它材料，例如聚合物。

[0033] 例如套接环具有远端为圆形的头部。当导管进入而喷嘴至少部分收起时，该形状可以更好地符合人体工程学。

[0034] 根据一有意思的实施例，注射喷嘴另外形成电极，使导管成为双功能导管。

[0035] 因此还提出双功能导管，该导管包括：

[0036] -管子；

[0037] -连接器，其包括流体连接件和电连接件；

[0038] -内套管，其形成管子并通过近端固定至连接器的出口，连接器允许使双功能导管与流体储存器连接；

[0039] -固定在内套管远端的注射喷嘴；

[0040] -电极；

[0041] -以及外套管，外套管围绕内套管并固定至套筒，套筒和外套管相对内套管滑动，并处于至少一推入位置b和拉出位置a，在推入位置中，外套管覆盖注射喷嘴的至少一部分，在拉出位置中，外套管露出注射喷嘴的所述至少一部分，

[0042] 其特征在于，注射喷嘴形成电极，使注射喷嘴和电极组合成单一零件。

[0043] 因此该双功能导管可以从下肌肉层取出并剥离息肉或病变，并用具有上述优点例如安全插入导管的单一工具取出息肉或病变，因为喷嘴(也作为电极)至少部分收起。组织穿孔以便注射流体也可通过喷嘴进行，然后喷嘴进入到组织下，以便注射流体，因此喷嘴的形状也可以避开斜边形状。注射后，喷嘴还可切割息肉或病变，以便将它们取出。

[0044] 这里双功能导管表示通过电手术进行注射和解剖的导管，即可以把带压流体注射到组织或粘膜下并用同一工具的电极切割组织或粘膜的导管。因此，这里考虑的电极是电手术解剖电极。

[0045] 换句话说，该导管允许使带压流体穿过电极中具有的喷嘴注射带压流体。

[0046] 根据一推荐实施例，流体喷射流在电极的中心通过。

[0047] 因此也是喷嘴的电极例如包括用于注射流体的中心通道。

[0048] 中心喷射更适于注射流体，以便使一区域膨胀(例如剥离肌肉的粘膜，以便更容易切割粘膜，而没有到达肌肉的危险)，而当喷射在电极周边时，例如该喷射更适于清洗该区域。则组合为单一零件的喷嘴和电极互相对中。例如形成喷嘴和电极的零件具有轴向对称。

[0049] 根据一实施例，电极包括将固定在电极远端并且形状为圆形穿孔板的环形。

[0050] 根据一实施例，连接器包括流体连接件和电连接件。

[0051] 例如连接器为Y形或T形的连接器，并带有用于流体储存器的流体连接件、和电连接件，另外还有使连接器与内套管连接的“输出”连接件。

[0052] 根据一特殊实施例，电极通过内套管中的电流导线与电连接器连接。导线为电的导体，例如为金属线。

[0053] 换句话说，双功能导管包括位于内套管中的导线，该导线一方面与电极即喷嘴连接，另一方面与电连接件连接。

[0054] 另外，内套管使连接器与作为喷嘴的电极连接。因此，实际应用中，要注射的流体在内套管中通过它的通道从流体连接流动到电极。则导线浸在要注射的流体中。

[0055] 因此，例如，与电极通过本身可形成管子并沿整个导管的金属管连接的其它装置

相反，该导管的优点是柔软和可弯曲性，可以避免(通过导致弯曲的金属管折叠形成的)堵塞、负荷和压力损失，或者阻止外套管相对内套管移动。

[0056] 本发明的目的还在于包括脉冲喷射发生器的装置，其包括储存器和导管，其特征在于，双功能导管为如上所述的导管，双功能导管一方面通过连接器的流体连接件与脉冲喷射发生器连接。

[0057] 装置产生、通过导管传输、并通过位于导管端部的喷嘴将带压流体(如盐水溶液)注射到软组织中(如粘膜或粘膜下)。

[0058] 如果导管是双功能的，则装置包括喷嘴和与电发生器(“ESU”)连接的电极。则电极和喷嘴形成同一零件。导管另一方面通过连接器的电连接件与电发生器连接。

[0059] 根据一有意义的实施例，脉冲喷射的发生器是高压脉冲喷射发生器，用于从包含在软袋中的至少一流体出发产生高压流体脉冲，软袋形成位于加压封闭室中的储存器，加压封闭室具有至少一流体出口，脉冲喷射发生器包括：

[0060] －用于加压封闭室的加压装置，该加压装置包括加压气源，所述加压气源提供深入到加压封闭室中以增加其内压的加压气体；

[0061] －调节加压封闭室内压力的压力调节装置；

[0062] －使软袋与连接管连接的至少一连接器，该连接器与连接管处于加压封闭室内；

[0063] －液体定序器，其至少包括：

[0064] －入口和出口，至少连接管到达所述入口中，与高压脉冲喷射发生器外部液体连通的输出管连接出口；

[0065] －在液体连接中设置的可变形软套，其整体暴露在加压封闭室中的压力中；

[0066] －在液体连接中的至少一液体堵塞器；

[0067] －液体堵塞器的控制部件；

[0068] －以及，液体定序器的出口与加压封闭室的出口之间的密封输出管，加压封闭室的出口与双功能导管的外连接管连接。

[0069] 专利申请WO2011/14833中描述了该发生器。

[0070] 例如，发生器能够产生压力在2-30巴之间的流体脉冲。

[0071] 例如对盐水溶液(近似为水)的流体压力为10巴(即约为145psi)，当流体为粘性时，压力为20巴(即约为290psi)。

[0072] 例如，发生器能够产生每个脉冲的流体体积为100μL到10mL的流体脉冲。

[0073] 脉冲受有或无电磁阀的控制(通常叫做“压板电磁阀或“通-断电磁阀”，例如它可以通过连续喷射反向产生脉冲)，该电磁阀位于加压封闭室内，加压封闭室本身受使用者界面的控制。例如电磁阀形成至少一位于可变形软套上游的液压堵塞器。

[0074] 例如这里可变形软套是根据封闭室内的压力变化变形的液体连接的一部分。例如该软套由液体连接壁的变薄部分形成，或者由液体连接中形成的气泡形成。根据另一例子，可变形软套也可是选择性的独立零件，液体连接则包括相对可变形软套的上游部分和下游部分。

[0075] 因此该装置可以限制甚至避免肌肉穿孔的危险，并且形成成本较低。

[0076] 因此，该装置可以通过开放手术以及内窥镜和/或腹腔镜切割和解剖软组织。

附图说明

[0077] 通过阅读下面作为非限定例子给出的并参照以下附图对本发明一实施例的详细描述,将更好地了解本发明和它的优点:

[0078] 图1表示符合本发明一实施例的双功能导管;

[0079] 图2表示图1导管的局部剖切的俯视图;

[0080] 图3表示图1导管的一呈剖切状的实施例;

[0081] 图4至15示出图1-3的导管的不同组成零件的一些实施例:

[0082] 图4、5表示导管的由两部分构成的外壳的一实施例;

[0083] 图6示出允许内套管与图5详细表示的连接器连在一起的管子的一实施例;

[0084] 图7表示用于借助图9所示的环套使图10所示的套筒与外套管连接的中间零件的一实施例;

[0085] 图8表示电插头保护件的一实施例;

[0086] 图9表示允许将外套管固定在中间零件上的环套的一实施例;

[0087] 图10表示套筒的一实施例;

[0088] 图11A和11B分别表示符合本发明一实施例的外套管的套接环套的透视图和剖视图;

[0089] 图12表示符合本发明一实施例的喷嘴;

[0090] 图13A和13B分别表示符合本发明另一实施例的喷嘴的体积图和剖面图;

[0091] 图14表示用于符合本发明一实施例的喷嘴的远端的环圈,环圈的形状为能够固定在图13A和13B所示喷嘴一端的圆形穿孔板;

[0092] 图15表示有两个输入道的连接器实施例;

[0093] 图16表示符合本发明一实施例的喷嘴出口与套筒位置之间的联系;

[0094] 图17表示符合本发明一实施例的装置。

[0095] 图1-17中所示的相同零件用相同的参考数字表示。

具体实施方式

[0096] 在本发明的该实施例中,流体注射导管1包括管子2,管子2与包括连接器5的外壳11连接。

[0097] 管子2包括:

[0098] -内套管3(例如在图3的细节A中可看到),内套管3通过近端固定在连接器5上,连接器5可以使套管1与流体储存器6(图17所示)连接;

[0099] -固定在内套管3远端的注射喷嘴7;

[0100] -以及,围绕内套管3并固定在套筒8上的外套管4,套筒8和外套管4相对内套管3滑动并至少处于推入位置(图16所示位置“b”)和拉出位置(图16所示位置“a”),在该推入位置中外套管4覆盖注射喷嘴7的至少一部分,在该拉出位置中,外套管4不覆盖注射喷嘴7的所述部分。

[0101] 内套管3例如由PEBA制成,外套管4由特富龙制成。

[0102] 这里套接环套9固定在外套管4的远端,并且能够在注射喷嘴7的至少一部分上滑动。

[0103] 套接环套9例如由陶瓷制成。它另外具有远端为圆形的头部90，如图11a和11b所示。

[0104] 换句话说，导管1包括两个组件，两个组件一个能够相对于另一个滑动。

[0105] 第一组件，这里叫做“固定组件”，包括喷嘴7、内套管3、管道17、连接器5、保护插头18和电插头14，以及外壳11。

[0106] 第二组件，这里叫做“活动组件”，包括套接环套9、外套管4、套筒8、中间零件15和环套16。

[0107] 当然，这些组件的定义用于确定本发明中的概念，并且这里“固定”和“活动”的属性是随意的，用于组件的互相定义。

[0108] 参照如图3的细节A所示的固定组件，喷嘴7深入到内套管3中。例如它的远端粘接至内套管3。

[0109] 如图12-14所示，这里喷嘴7具有利于喷嘴7与内套管3之间连接的连接区70。这里连接区70另外具有凹颈部71和扁平部分72。如果通过胶粘实现组装，凹颈部71例如可用作胶的溢流口，以避免胶溢出，胶的溢出还会导致不整洁和不美观。凹颈部71还会使喷嘴7与内套管3之间有更好的紧连，而扁平部分72用作把喷嘴插入到内套管3中的纠错器，和/或作为如果希望将喷嘴7按照某个方向插入时的标记。扁平部分72还可便于喷嘴7插入到内套管3中，因为它导致截面减小。但是，根据另一未出示的实施例，连接区中可以只有单一凹颈部71。

[0110] 当内套管3和喷嘴7互相组装时，喷嘴7这里另外具有在内套管3以外的有效区73。有效区73具有远端74a，远端74a具有输出孔75，必要时，通过输出孔将流体注入到组织中或组织下。远端74a可选择性地穿刺或切割，或者例如是斜的(这里未出示)。

[0111] 在图13A和13B的实施例中，有效区73的截面相对连接区70收缩。这样可以产生凸肩76，当套接环套9处于露出喷嘴7的拉出位置时，如图3的细节A所示，凸肩76例如可以作为套接环套9的阻挡件。当喷嘴深入到粘膜中以便注射流体时，更小的截面还允许在组织中形成更小的孔眼，并且这样还可使喷嘴7更容易进入到组织中。

[0112] 在这里描述的实施例中，导管1是双功能导管，即喷嘴还作为电极。因此，喷嘴7例如由导电材料例如金属制成，并且通过在内套管3管道30中的例如为金属的电流导线10与和连接器5的电连接件51连接的电插头14连接。导线10最好焊接在喷嘴7的近端74b上。

[0113] 在喷嘴也作为电极的情况下，例如远端74a带有环圈78(图14所示)是很有用的。为了保证环圈78更好地就位，有利的是喷嘴7的远端74a具有形成另一凸肩的收缩部77(这里出示在图13的实施例中)，用于接受环圈78。该收缩部77也可在图12的喷嘴7的远端74a上形成。但是，环圈78可以没有该收缩部地固定在喷嘴7的远端74a，例如通过胶粘，但是该形态使它的就位更复杂。

[0114] 这里环圈78的形状为圆形的穿孔板，使得与远端74a(即有效区73，或如果存在的收缩区77)的截面相适应。

[0115] 从内视图看，如图13B所示，喷嘴7包括可以使流体从内套管3通向输出孔75的通道79。在图13B的实施例中，通道79平均地看具有向输出孔75的方向收缩的截面。

[0116] 更确切地说，在喷嘴7中相对对中的通道79这里具有尽可能大并直接地与内套管3的通道30连接的段79a、漏斗段79b、这里比漏斗段79c稍大的中间段79c、以及注射段79d。这

些不同段的设置使得流体流动中的湍流减到最小，同时保持在输出孔75的流体压力，并使损失最小。例如人们注意到，段79a、79b、79c被设置以形成喷管。

[0117] 在内套管3的另一端，在近端，内套管3固定在图6详细表示的管道17上。

[0118] 管道17深入到连接器5的输出分支53中。

[0119] 在本实施例中，如图6详细表示的，整体为柱形的管道17具有凹颈部170，凹颈部170这里延伸在管道17大部分长度上。例如，如果组件由胶粘接形成，则凹颈部170可以作为胶的溢流器，以避免胶的溢流，胶的溢流会导致不整洁和不美观。凹颈部170还可有利于管道17例如通过粘接组装而紧连在连接器5中。

[0120] 如前所述，连接器5这里具有输出分支53。还具有用于流体连接的至少一分支52，叫做“流体连接件52”，并且在双功能导管的情况下，它还另外具有用于电连接的分支，叫做“电连接件51”。这里连接器5是Y形连接器，具有用于流体储存器的流体连接件52、电连接件51、和使其与内套管3连接的输出连接件53。

[0121] 连接器5具有可以输送流体的通道56，因此通道56与内套管3的通道30直接连接。

[0122] 为了便于使管道17进入输出分支53，这里输出分支53具有斜端部54。输出分支53另外具有形成管道17阻挡件的倾斜凸肩55。

[0123] 这里流体连接件52具有用于Luer-Lock连接的螺纹端52a，用于使带压流体到达通道56，通道56在分支52处的段56a向流体入口扩大，例如用于限制流体到达导管1时流动中的涡流。

[0124] 用于电连接的分支51接受与导线10连接的电插头14。

[0125] 这里电插头14受保护插头18的保护，保护插头18例如一方面被它的脚180锁定在连接器5的分支51和52之间，另一方面在组装导管1的组件时被外壳11锁定。电插头14例如被在分支51与保护插头18的内边缘181之间的增厚部140止挡就位。

[0126] 因此，连接器5的通道56、内套管3的通道30、和喷嘴7的通道79可以把流体从储存器输送到注射器，例如从脉冲喷射发生器的储存器6输送到喷嘴7的输出孔75。

[0127] 与此平行地，导线10经过内套管3的通道30和连接器5的通道56，分岔到分支51中。

[0128] 一旦组装，上述零件则固定在外壳11中。

[0129] 通过比较，第二组件看作是相对第一组件的活动组件。

[0130] 如图3的细节A所示，套接环套9(详细示于图11)固定在外套管4的远端中。套接环套9这里也具有有利于更好地紧连在外套管4中的凹颈部91，并且如果组装通过胶粘进行，也可作用胶的溢流器，以避免溢流，溢流还会导致不整洁和不美观。如前所述，套接环套9的远端为圆形，形成套接环套9的头部90。套接环套9的头部90最好稍大，以便头部与外套管4组装时与外套管4外表面形成连续性。套接环套9最后包括通道93，通道93末端为在头部90的顶部形成的孔眼92。例如通道93具有的直径基本等于喷嘴7的有效区73的直径，以便在该有效区73上滑动，同时又允许喷嘴7与套接环套9之间的密封性，以避免流体或其它物质在内套管3与外套管4之间渗透。

[0131] 另外，在拉出位置“a”，套接环套9例如抵靠内套管3的远端，甚至如果存在凸肩76还抵靠凸肩76，而在推入位置“b”，如果喷嘴7带有环圈78，则套接环套9例如通过它的头部90抵靠环圈78。

[0132] 在另一端，即它的近端，外套管4通过环套16固定在中间零件15中，如图3的细节B

所示。

[0133] 中间零件15这里是图2、3上示意性表示的和图7详细表示的细长零件。

[0134] 这里外套管4通到中间零件15内，并围绕环套16的主体160。为了使环套16能够更容易地插到外套管4内，例如环套16具有第一斜端部161。另外，当活动组件在拉出位置“a”，环套16还可形成阻挡件，例如贴靠在外壳11的加固件130上。为此，环套16最好具有比主体160更大的头部162。

[0135] 当被外套管4围绕的环套16深入外套管中时，头部162另外作为中间零件15的阻挡件。最后，环套16具有通道163，通道163的直径基本等于内套管3的直径，以便可以沿内套管3滑动。

[0136] 中间零件15这里具有用于与套筒8配合的第一区151和用于在外壳11内部就位的第二区152。

[0137] 第一区151例如在它的整个长度上具有扁平部分150，扁平部分150能够与套筒8的扁平部分80配合，以形成例如套筒8在中间零件15上的强制安装方向。如果套筒8包括标记，例如表示喷嘴7伸出或收回的位置“a”和“b”的箭头，这是有用的。

[0138] 第一区151也具有一些槽153，以有利于与套筒8的紧连。如果通过胶粘实现组装，槽153也可作为胶的溢出器，以避免胶的溢出，胶的溢出会显得不整洁和不美观。这里第一区151的直径整体地小于

[0139] 第二区152的直径，以便形成可以作为套筒8的插入阻挡件的凸肩154。第一区151最后具有过渡区155，过渡区155允许相对于外套管的直径逐渐地减小第一区151直径。根据一未出示的选择，中间零件15与套筒8之间可以存在例如为弹性材料的软衬套，例如橡胶制成的，使套筒8用力安装在例如套在中间零件15上的软衬套上。例如软衬套可以延伸在第一部分151之外的两侧。

[0140] 一旦实现组装，当导管处于拉出位置“a”时，例如套筒8抵靠外壳11。

[0141] 这里第二区152另外具有能够与外壳11中形成的两个端子120、120’配合的两对凹槽157a、157a’、157b、157b’。每一对的两个凹槽(一对是157a、157a’，另一对是157b、157b’)最好沿直径相对地形成，以使两个端子120、120’也可在外壳11中保持并引导中间零件15。但是也可考虑其它形态，其例如同时只借助单一凹槽。

[0142] 这里两对凹槽157a、157a’和157b、157b’可以尤其标注拉出位置“a”或推入位置“b”。实际上，在拉出位置，凹槽157a、157a’对与端子120、120’配合，而在推入位置，是凹槽157b、157b’对与端子120、120’配合。当从一个位置过渡到另一个位置时，中间零件15轻微压缩在端子120、120’之间，这给使用者轻微阻力感觉，直到两对凹槽之一与端子120、120’相对。另外，借助于前述的不同的阻挡件，保证凹槽对相对于端子120、120’安全就位(例如一方面在套接环套9与环圈78之间，或另一方面在套接环套9与内套管3之间，或环套16抵着加固件130，还或套筒8抵着外壳11)，不同的阻挡件防止使用者不必要的拉或推，这样可能例如损坏零件的不同胶粘或组装，还或损坏零件本身。

[0143] 另外，这里中间零件还包括沟槽156。沟槽156的长度例如等于或略大于两对凹槽157a、157a’与157b、157b’之间的间距。这里沟槽156与外壳11的指形件121配合。沟槽156与指形件121之间的配合不仅可以使活动组件的运动安全，以避免使用者拉到拉出位置之外，或推到推入位置之外，还防止活动组件相对于固定组件转动，甚至扭转。则指形件121的直

径最好基本等于沟槽156的宽度。在所示实施例中，沟槽156位于同一对的两个端子之间并与它们等距离。如图2和5所示，这里指形件121与端子120、120’稍微错开。因此，在拉出位置“a”，凹槽157a、157a’对与端子120、120’配合，而指形件121靠近甚至接触沟槽156的底部156a，以便形成阻挡件。在这里未详细出示的推入位置“b”，凹槽157b、157b’对与端子120、120’配合，而指形件121靠近甚至接触沟槽156的底部156b，以形成阻挡件。

[0144] 尽管不同零件没有以相同比例出示，但是要指出的是，凹槽157a、157a’对与凹槽157b、157b’对之间的间距显然大于可以打开或收起的喷嘴7的有效区73的一部分的长度。这尤其是由于结构的作用(存在间隙、安装弹性)以及不同零件和它们的构成材料的弹性特征。例如，对最大直径大约为2.5mm甚至更小的管子2，长度一般为一米以上。

[0145] 在这里出示的本实施例中，外壳11由阳性部分12(图5所示)和阴性部分13(图4所示)形成。这里端子120、120’在阳性部分12中形成。但是，在表示导管1的不同组成零件在外壳11的阴性部分13中就位的图3中，端子120和120’用虚线表示，以便表示它们相对凹槽157a、157a’对和凹槽15 7b、157b’对的位置。

[0146] 一旦导管1的不同组成部分例如在阴性部分13中就位，就可通过阳性部分12封闭外壳11，例如通过焊接或胶粘。外壳11例如由塑料通过例如注模形成。对该组装，阴性部分13具有例如边缘13’，并且阳性部分12具有例如能够在阴性部分13中与边缘13’连接的边缘12’。

[0147] 如图4、5所示，外壳11另外包括不同对的组装销122、132(例如六对)，包括在外壳11的阳性部分12中的阳性销122和在阴性部分13中的阴性销132。

[0148] 外壳还包括与阳性部分的加固件123配合的一些加固件，如加固件130。加固件130和123分别具有槽134和124，槽134和124用于接受内套管3，以便使内套管3保持就位。因此，槽134和124的曲线基本等于内套管3的横截面的曲线。阳性部分另外具有带有槽126的加固件125，并且阴性部分具有与加固件125互补的并带有槽136的加固件135。槽126和136具有的曲线与中间零件15的第二区152的横截面的曲线基本相等，以便使中间零件15保持就位并允许其滑动。

[0149] 最后，外壳包括用于使中间零件15的第二区152通过的切口127和137，以便使中间零件15保持就位并允许其滑动，还包括用于使连接器5的流体连接52通过的切口128和138，和用于使连接器5的被保护插头18包围的电连接件51通过的切口129和139。

[0150] 图17示意性地表示符合本发明一实施例的装置100。

[0151] 装置100包括至少一发生器101以及例如前面参照图1-16描述的符合本发明的导管1。

[0152] 文献WO2011/148333中详细描述了该发生器，这里描述它的主要特征。

[0153] 发生器101是高压脉冲喷射发生器，用于从包含在储存器中的至少一流体产生高压流体脉冲，这里储存器由位于封闭室102中的借助于包含带压气体的瓶子103加压的密封的软袋6形成。

[0154] 这里封闭室102具有用于流体的至少一出口104和带压气体的入口105。

[0155] 为了带压，发生器101包括给封闭室102加压的加压装置，加压装置包括带压气源，这里例如为位于封闭室102外的瓶子103，该加压装置通过带压气体入口105提供深入到封闭室102中的带压气体，以增加封闭室102内的压力。压力调节装置106可以调节封闭室102

中的压力。为此，压力调节装置106处于带压气体的入口105的上游，例如在封闭室102外。

[0156] 发生器101另外包括流体线路，该流体线路包括袋子6、连接器107、和连接管108，袋子6具有用于其所包含的流体的出口，连接管108本身通过连接器107与袋子6连接。连接器107、连接管108以及袋子6位于封闭室102中。

[0157] 流体线路另外包括液体定序器109，液体定序器的入口至少与连接管108连接，液体定序器的出口与输出管110连接，输出管110与封闭室102的流体出口104连接。

[0158] 液体定序器109尤其包括：

[0159] -可变形软套(未出示)，其形成在将连接管108连接至定序器109内的输出管110的液体连接内，整体暴露在封闭室102中的压力下；

[0160] -在液体连接中的至少一液体堵塞器(未出示)，它可以位于可变形软袋的上游或下游，甚至一个在上游，另一个在下游；

[0161] -以及，不同液体堵塞器的控制部件(未出示)。

[0162] 输出管110与和导管1连接的外连接管112连接。

[0163] 为了保证封闭室102的流体出口104处的密封性，流体出口104最好带有例如锥形的接头111，接头的变尖部分最好朝向封闭室102外，以使得压力增加时，封闭室102的内压有冲破锥形的趋势。

[0164] 在该实施例中，液体定序器109和它的相关控制部件有利地包括在这里处于封闭室102内的可更换并可互换的盒子中。

[0165] 根据本实施例，发生器101能够产生压力为2至30巴之间的流体脉冲，并且每个脉冲的流体体积为100μL到10mL之间。为此，可变形软套最好具有相应的体积。

[0166] 当然，如果必要，可以使多个袋子6处于封闭室102中，所有袋子都与定序器109连接。

[0167] 因此，导管1一方面通过连接器5的流体连接52与高压喷射发生器101连接。在如上所述的双功能导管的情况下，装置100另外包括电发生器200，则导管1另一方面例如通过与连接器5的电连接件51连接的电缆201与电发生器200连接。电发生器200一般用“ESU”表示。

[0168] 当然，本发明不限于上面的描述，而是可以延伸到以下权利要求范围内的任何变型。

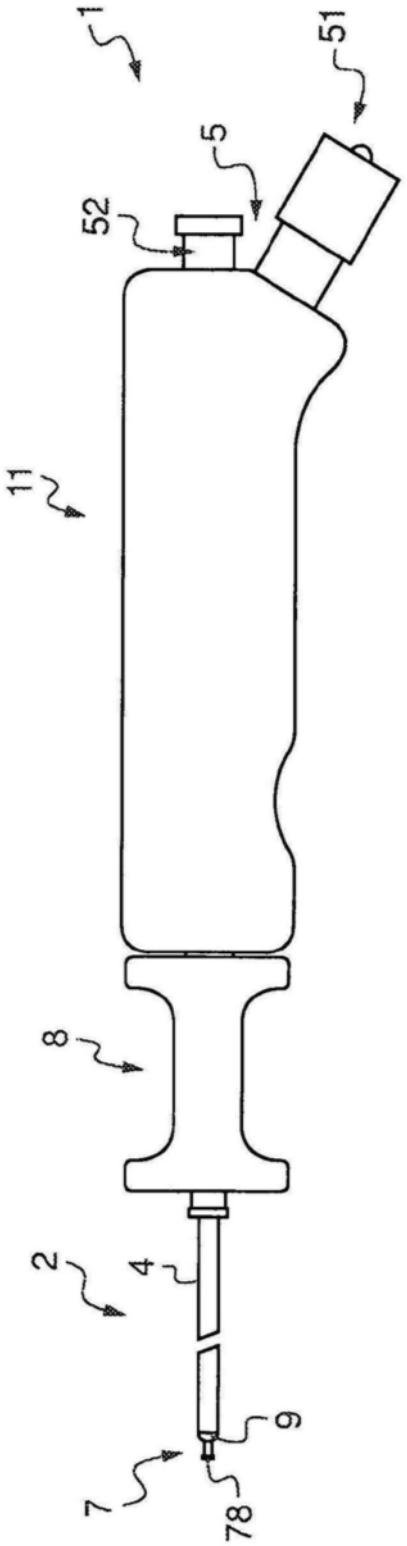


图1

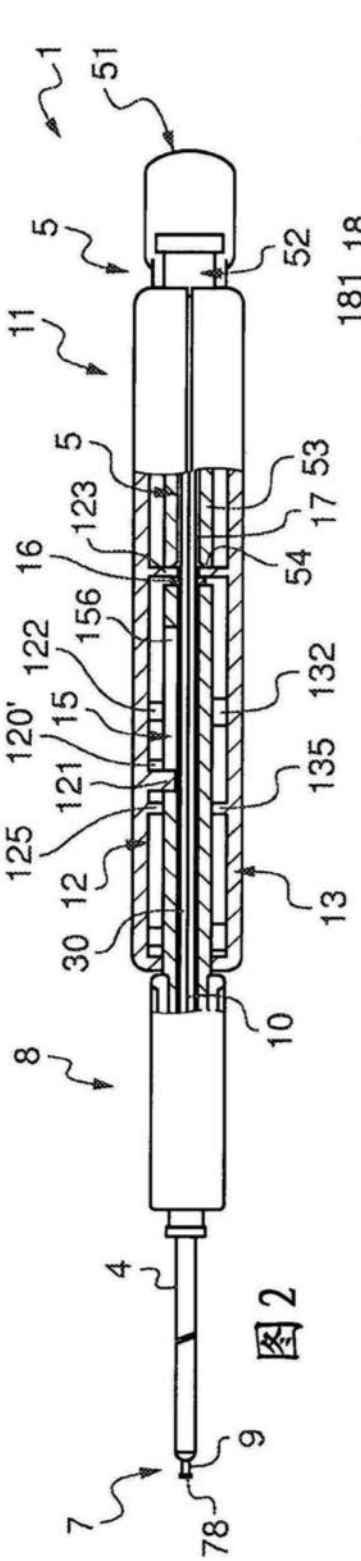

1
51
5
52
11
5
123
53
17
54
16
156
122
132
120'
15
121
135
125
12
13
30
10
8
4
9
7
78

图2

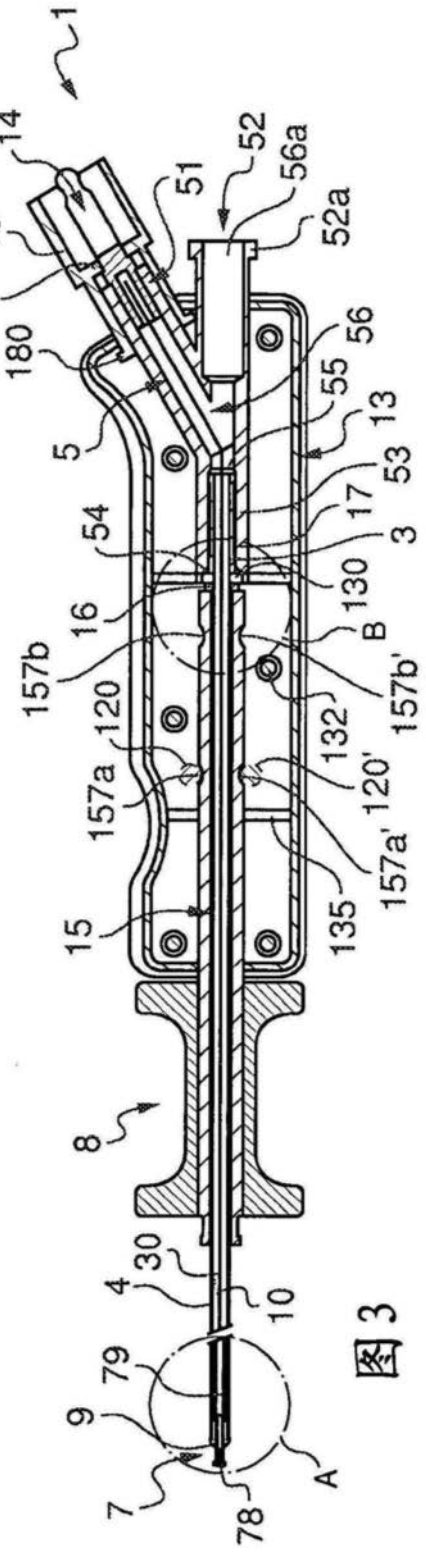

1
14
52
56a
51
52a
18
181
180
56
55
13
5
53
17
54
3
130
16
B
157b
157b'
120
132
157a
120'
157a'
135
15
8
30
4
10
79
9
7
78
A

图3

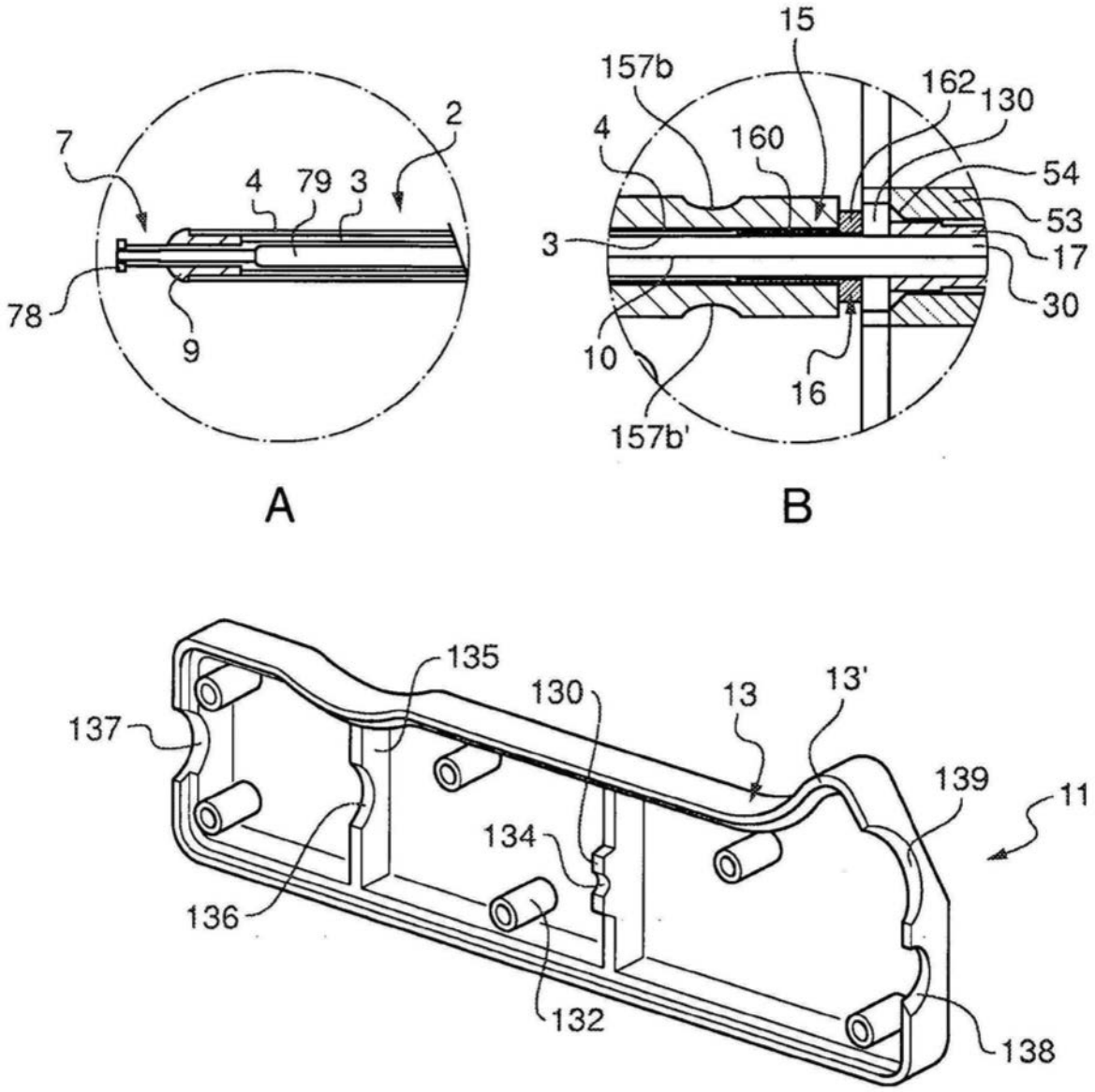

7
2
4
79
3
78
9
A
15
157b
162
130
4
160
54
53
3
17
30
10
16
157b'
B
135
130
13
13'
137
139
11
134
136
132
138

图4

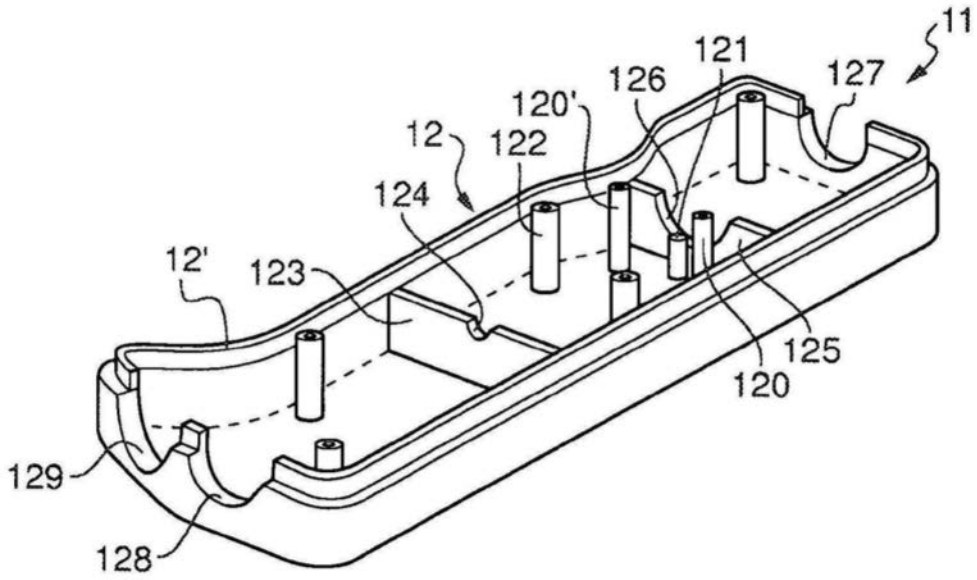


图5

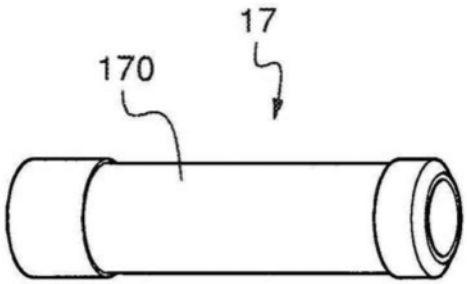


图6

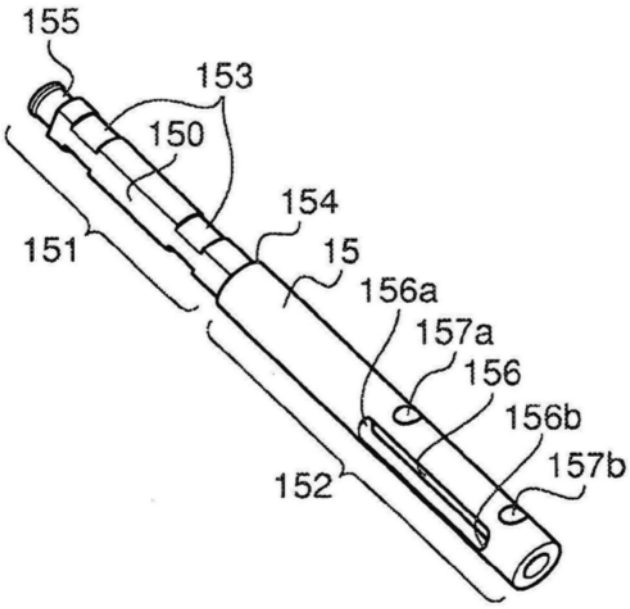


图7

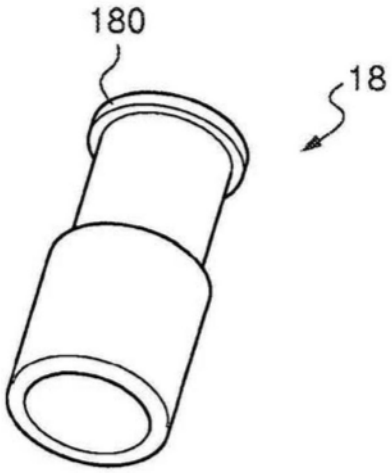


图8

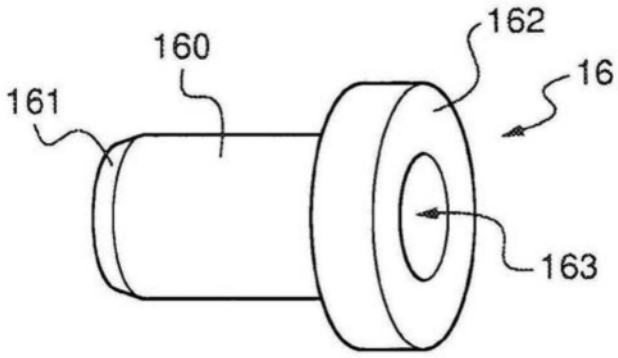


图9

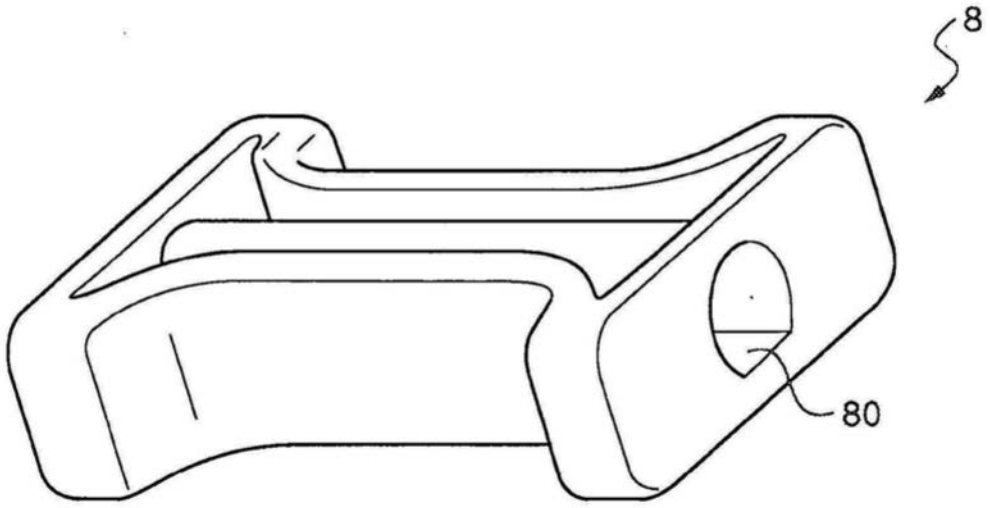


图10

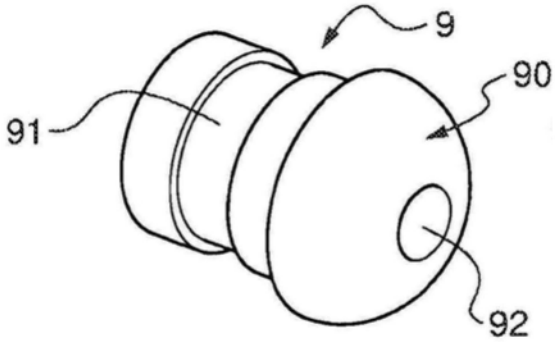


图11A

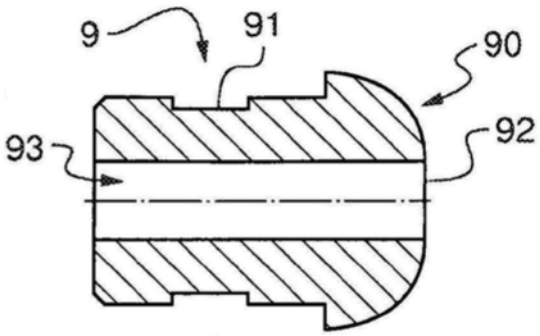


图11B

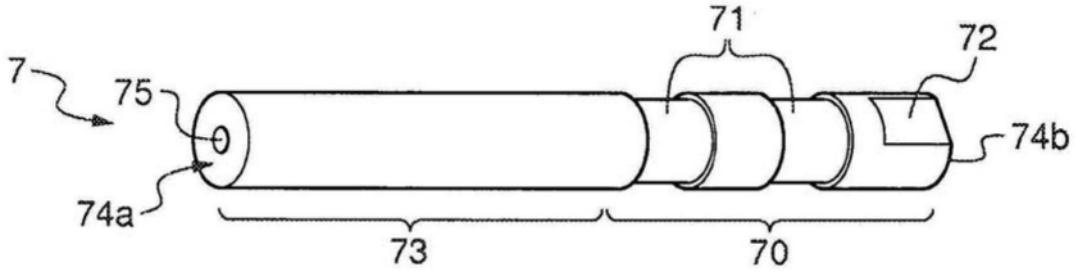


图12

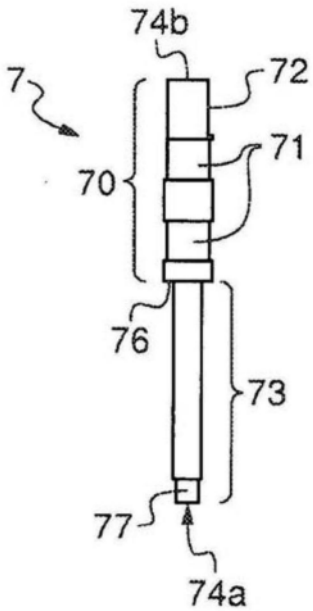


图13A

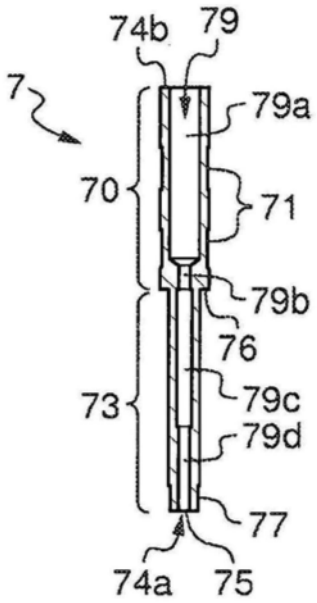


图13B

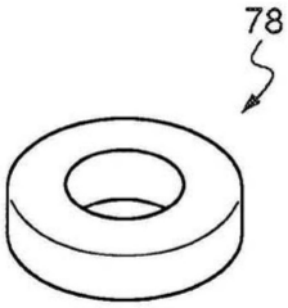


图14

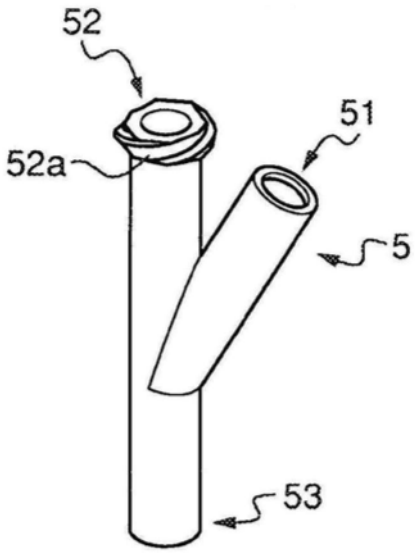


图15

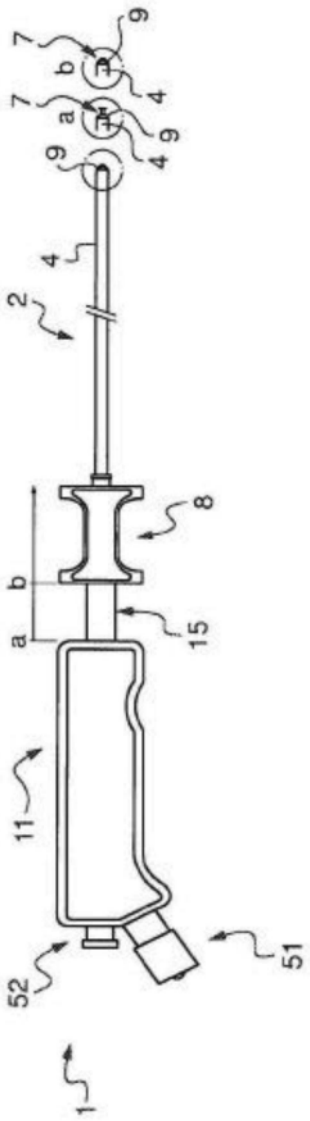


图16

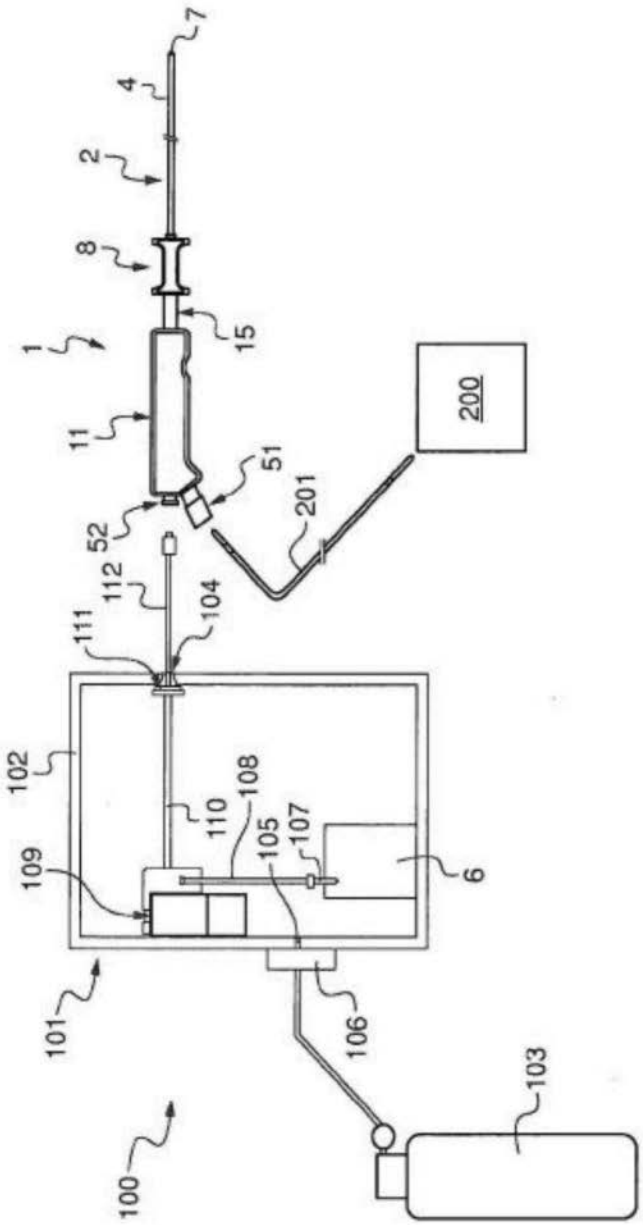

7
4
2
8
15
1
11
200
51
201
52
112
104
111
102
108
110
105
107
109
6
101
106
103
100

图17