



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110678132 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201880016267.6

(22)申请日 2018.03.06

(30)优先权数据

62/468,210 2017.03.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/021178 2018.03.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/165179 EN 2018.09.13

(71)申请人 波士顿科学国际有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 克里斯多佛·班宁

雷蒙德·格斯勒三世

杰西卡·费伦 库什尔·帕希瓦拉

布莱恩·班农 皮特·代顿

安德鲁·惠特尼

(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

代理人 尹洪波

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

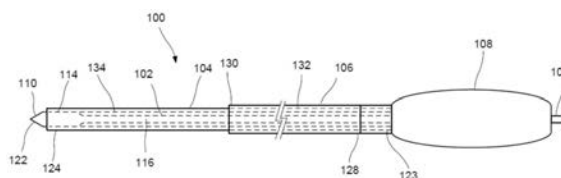
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

超声内镜引导的接入装置

(57)摘要

一种用于内镜超声引导引流系统(100)，包括接入护套(104)，接入护套(104)包括细长管和柔性尖端(122)，细长管从近端(123)纵向延伸至远端(124)并具有从近端(123)延伸穿过其至远端(124)的接入管腔(134)，柔性尖端(122)连接至细长管的远端(124)，偏置至弯曲形态。系统(100)还包括可滑动地接纳于接入管腔(134)内的锐利部(102)，锐利部从近端(109)纵向延伸至远端(110)并包括延伸通过其的通道，通道配置成接纳通过其的流体。此外，系统(100)包括扩张护套(106)，接入护套(106)从近端(128)纵向延伸至远端(130)并具有延伸通过其的扩张管腔(132)，扩张管腔(132)的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套(104)。扩张管腔(132)的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套(104)。



1. 一种用于内镜超声引导引流系统, 包括:

具有细长管和柔性尖端的接入护套, 所述细长管从近端纵向延伸至远端并具有从所述近端延伸通过其至所述远端的接入管腔, 所述柔性尖端连结至所述细长管的所述远端, 所述柔性尖端偏置至弯曲形态;

可滑动地接纳于所述接入管腔内的锐利部, 所述锐利部从近端纵向延伸至远端并具有延伸通过其的通道, 所述通道配置成接纳通过其的流体; 和

扩张护套, 所述扩张护套从近端纵向延伸至远端并具有延伸通过其的扩张管腔, 所述扩张管腔的尺寸和形状设定成可滑动地接纳所述接入护套。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述柔性尖端的所述弯曲形态为J形。

3. 根据权利要求1或2所述的系统, 其中所述柔性尖端由允许弯曲的远侧部分在所述锐利部接纳于其中时移动至伸直形态的柔性聚合物材料形成。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统, 其中所述接入护套由聚合物涂覆的金属线圈形成以允许扭矩在顺时针和逆时针两个方向上传递。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统, 其中所述接入护套包括薄壁海波管中用于增加柔韧性的激光切割部段。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的系统, 还包括连结至所述锐利部、所述接入护套和所述扩张护套中每一个的近端的柄部组件。

7. 根据权利要求6所述的系统, 其中所述柄部组件包括用于使接入护套组件相对于所述扩张护套移动的第一致动器和用于使所述扩张护套相对于所述接入护套纵向移动的第二致动器。

8. 根据权利要求6或7所述的系统, 其中所述柄部组件包括连结至所述致动器的发生器连接部。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的系统, 其中所述扩张护套包括在其远端处的线圈导体。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的系统, 其中所述锐利部的远侧部分具有多面刺穿尖端, 所述多面刺穿尖端具有孔以允许流体流过。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的系统, 其中所述接入护套为荧光镜检查可视的。

12. 一种用于内窥镜引流的系统, 包括:

从近端纵向延伸至远端并具有从所述近端延伸通过其至所述远端的接入管腔的接入护套;

可滑动地接纳于所述接入管腔内的锐利部, 所述锐利部从近端纵向延伸至远侧尖端并具有延伸通过其的通道, 所述通道配置成接纳通过其的流体;

从近端纵向延伸至远端并具有延伸通过其的扩张管腔的扩张护套, 所述扩张管腔的尺寸和形状设定成可滑动地接纳所述接入护套; 和

包括连结至其近端的锐利部附接机构的柄部组件, 所述锐利部经由其中的近侧开口离开所述柄部组件使得所述锐利部的近端连结至所述锐利部附接机构。

13. 根据权利要求12所述的系统, 其中所述锐利部附接机构包括用于将流体注入至所述锐利部的所述通道中的注入端口。

14. 根据权利要求12或13所述的系统,其中所述柄部组件包括在其近端处的接入护套旋钮。

15. 根据权利要求12至14中任一项所述的系统,其中所述附接机构通过按压配合、机械锁定或摩擦配合中的一种连结至所述柄部组件。

超声内镜引导的接入装置

[0001] 优先权要求

[0002] 本公开要求于2017年3月3日提交的美国临时专利申请系列No.62/468,210的优先权;其公开内容以引用方式并入。

背景技术

[0003] 胰腺和胆管系统一起形成了消化系统的重要部分。胰腺和肝脏产生消化流体(胰液和胆汁),这些消化流体有助于消化过程(即,食物分解成易于被身体吸收并利用的部分)。这些消化流体在排出至肠道之前穿过胰腺管及胆管系统的管。这些管中任一个由例如肿瘤、胆结石或疤痕造成的阻塞可导致管堵塞进而填充有流体,从而需要引流。

发明内容

[0004] 本公开涉及一种用于内镜超声引导引流的系统,该系统包括接入护套、锐利部和扩张护套;接入护套包括从近端纵向延伸至远端且具有从近端延伸穿过其至远端的接入管腔的细长管,和连结至细长管的远端的柔性尖端,该柔性尖端偏置至弯曲形态;锐利部可滑动地接纳于接入管腔内,该锐利部从近端纵向延伸至远端并具有延伸穿过其的通道,该通道配置成接纳延伸通过其的流体;扩张护套从近端纵向延伸至远端并具有延伸穿过其的扩张管腔,该扩张管腔的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套。

[0005] 在一实施例中,柔性尖端的弯曲形态为J形。

[0006] 在一实施例中,柔性尖端由允许弯曲的远侧部分在锐利部接纳于其中时移动至伸直形态的柔性聚合物材料形成。

[0007] 在一实施例中,接入护套由聚合物涂覆的金属线圈形成以允许扭矩在顺时针和逆时针两个方向上传递。

[0008] 在一实施例中,接入护套包括用于增加柔韧性的激光切割部段。

[0009] 在一实施例中,系统包括连结至锐利部、接入护套和扩张护套中每一个的近端的柄部组件。

[0010] 在一实施例中,柄部组件包括用于使扩张护套相对于接入护套纵向移动的致动器。

[0011] 在一实施例中,柄部组件包括连结至致动器的发生器连接部。

[0012] 在一实施例中,扩张护套包括在其远端处、配置成烧灼组织的绝缘线圈导体。

[0013] 在一实施例中,锐利部的远侧部分具有多面刺穿尖端,该多面刺穿尖端具有孔以允许流体流过。

[0014] 在一实施例中,接入护套为荧光镜检查可视的。

[0015] 本公开还涉及一种用于内窥镜引流的系统,该系统包括接入护套、锐利部、扩张护套和柄部组件;接入护套从近端纵向延伸至远端并具有从近端延伸通过其至远端的接入管腔;锐利部可滑动地接纳于接入管腔内,该锐利部从近端纵向延伸至远侧尖端并具有延伸通过其的通道,该通道配置成接纳通过其的流体;扩张护套从近端纵向延伸至远端并具有

延伸通过其的扩张管腔,该扩张管腔的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套;柄部组件包括连结至其近端的锐利部附接机构,锐利部经由其中的近侧开口离开柄部组件使得锐利部的近端连结至锐利部附接机构。

[0016] 在一实施例中,锐利部附接机构包括用于将流体注入至锐利部的通道中的注入端口。

[0017] 在一实施例中,柄部组件包括在其近端处的接入护套旋钮。

[0018] 在一实施例中,附接机构通过按压配合、机械锁定或摩擦配合中的一种连结至柄部组件。

[0019] 本公开还涉及一种用于内镜超声引导引流的方法,该方法包括将接入护套和锐利部插入通过内窥镜的工作通道至体内的目标管中,该锐利部延伸通过接入护套的管腔使得锐利部的远侧尖端朝远侧延伸经过接入护套的远端,使得远侧尖端刺穿目标管;经由在其近端处的旋钮使接入护套旋转以调整锐利部的方向;注入对比介质通过锐利部的通道至目标管中以可视化地证实目标管充满流体;和在接入护套上朝远侧推进扩张护套并进入目标管中以使目标管扩张。

[0020] 在一实施例中,该方法还包括从接入护套上移除锐利部,使得接入护套的远侧部分恢复至弯曲形态。

[0021] 在一实施例中,该方法还包括经由扩张护套的电极使目标管表面中的刺穿点扩张。

[0022] 在一实施例中,电极为线圈导体。

[0023] 在一实施例中,该方法还包括经由陶瓷的扩张护套尖端烧灼目标管表面。

附图说明

[0024] 图1是根据本公开一示例性实施例的系统的纵向剖视图;

[0025] 图2是根据图1系统的锐利部组件的远侧部分的局部纵向剖视图;

[0026] 图3是根据本公开第二示例性实施例的锐利部组件的远侧部分的局部纵向剖视图;

[0027] 图4是根据图1系统的接入护套的纵向剖视图;

[0028] 图5是根据本公开另一示例性实施例的接入护套的一部分的侧视图;

[0029] 图6是根据本公开一示例性实施例的扩张护套的剖视图;

[0030] 图7是图1系统的柄部组件的立体图;

[0031] 图8A和图8B是根据第一示例性实施例的图1系统的锐利部附接机构的侧视图;

[0032] 图9是根据第二示例性实施例的锐利部附接机构的侧视图;

[0033] 图10是根据第三示例性实施例的锐利部附接机构的侧视图;和

[0034] 图11A、图11B和图11C分别是根据第四示例性实施例的锐利部附接机构的侧视图、俯视图和侧视图。

具体实施方式

[0035] 参照下述描述和附图可进一步理解本公开,其中类似元件用相同的附图标记指代。本公开涉及内窥镜医疗装置,特别地是内镜超声(EUS)引导的引流。示例性实施例描述

了一种EUS引导的引流系统,包括用于将流体注入至流体填充管中的锐利部、锐利部插入通过的接入护套和用于使流体填充管扩张以利于引流的扩张护套。本领域技术人员应理解,本公开的系统和方法可用于对例如胆管、胰管、囊肿、胆囊等进行引流。应指出,如本文所用的术语“近侧”和“远侧”旨在指代朝向(近侧)和远离(远侧)装置的使用者的方向。

[0036] 如图1至图11C所示,根据本公开示例性实施例的系统100包括用于刺穿充满流体的管道并将流体(例如,对比介质)注入其中的锐利部102和用于提供至充满流体的管道的接入的接入护套104。系统100还包括用于使管道扩张以利于引流的扩张护套106。系统100的尺寸和形状设定成穿过在超声引导下可视化的内窥镜的工作通道。系统100还可包括柄部组件108,其在锐利部102和接入护套104插入其中(例如,经由天然形成的身体孔口接入沿穿过天然身体管腔的曲折路径)时依然在活体之外。柄部组件108允许锐利部102在接入护套104保持于目标管中时从其上移除。柄部组件108还包括用于推进接入护套104超过扩张护套106的致动器,和用于在接入护套104上推进扩张护套106进入目标管中的另一致动器。

[0037] 如图2至3所示,锐利部102沿纵向轴线从近端109延伸至远端110,并包括延伸通过其的通道112。锐利部102可由镍钛诺、不锈钢或具有类似刚度的任何种类的生物相容性金属形成。在另选实施例中,锐利部102可由塑料或另一合适聚合物形成。在一实施例中,锐利部102可形成为具有柔性设计,诸如,例如线圈或螺旋切割设计。锐利部102可配置为在其远端处具有多面远侧尖端105以刺穿目标管的海波管。根据该实施例的尖端105包括通向通道112的孔107以允许从近端注入的流体(例如,对比介质)通过通道112从装置的远端离开。在一示例性实施例中,尖端105可经由焊接、粘结或机械紧固(诸如螺纹)附接至海波管。在另选实施例中,海波管103和尖端105可由塑料或任何其它合适的聚合物形成。在该实施例中,塑料尖端105可由一个或两个部件构成。在单体设计中,尖端105可例如通过模制构成。在双部件设计中,远侧锥形部分111可经由粘合剂、熔融或热收缩应用附接至基部管113,如图3所见。通道112从锐利部102的近端109沿其纵向轴线延伸至远端110,远端110延伸通过尖端105。在另一个示例性实施例中,刺穿锐利部102可形成为沿远侧前缘的圆周具有锐利壁或倾斜边缘以促进刺穿并允许用于流体注入的大开口的海波管。在该实施例中,通道112从锐利部102的近侧部分116延伸,并在锐利部102的远端110处为开放的。流体(诸如,例如对比介质)可经由通道112注入目标管中以证实目标管填充有流体(例如,消化流体)。

[0038] 如图4所示,接入护套104包括中空管121和柔性尖端122。中空管121从近端123纵向延伸至远端124,并包括延伸通过其的管腔134。管腔134的尺寸和形状设定成使得锐利部102刚好能够穿过。特别地,该实施例中的管腔134的内径大体对应于锐利部102的外径,使得当锐利部102接纳于其中时,锐利部102完全填充了中空管121的管腔134。柔性尖端122从近端125延伸至远端127,并包括延伸通过其的管腔135。类似于中空管管腔134,柔性尖端管腔135的尺寸和形状设定成将锐利部102可滑动地接纳于其中,并且可具有大体等于中空管121内径的内径。特别地,该实施例中的柔性尖端管腔135的内径大体对应于锐利部102的外径,使得当锐利部102接纳于其中时,锐利部102完全填充了柔性尖端122的管腔134以便接入护套104(锐利部102接纳于其中)插入目标管中时刺穿目标管。此外,该实施例的柔性尖端122可在未受约束时偏置以沿其远侧部分127呈期望的曲率从而引导插入的锐利部102和导丝朝向目标位点。在一个示例性实施例中,柔性尖端122的远侧部分127朝向J形配置(即,

其中远侧部分127的曲线沿90°或更小的弧度弯曲远离护套104更近侧部分的轴线) 偏置以在另一期望方向上引导导丝。柔性尖端122的远端127可具有锥形或倒圆边缘以使初始刺穿力最小化并确保柔性尖端122循着锐利尖端105至目标区域中。柔性尖端122的近端125连结至中空管121的远端124,使得中空管管腔134与柔性尖端122的管腔135对准并通向其。

[0039] 柔性尖端122可由充分柔性的聚合物形成,使得锐利部102接纳于其中时,柔性尖端122的远侧部分得以伸直。然而,一旦锐利部102从其朝远侧延伸,则允许柔性尖端122恢复至其弯曲形态。当导丝的远侧松软端在柔性尖端122内时,弯曲形态得以维持。中空管121和柔性尖端122可由相同或不同的材料形成。在一示例性实施例中,接入护套104由编织强化的聚酰胺形成。在另一个实施例中,接入护套104由多个聚合物层形成,诸如多层编织构造。在又一个实施例中,接入护套104沿其长度或在其一些部分处为绝缘的或带涂层的。例如,中空管121可由PTFE,ETFE或其它聚合物涂布的单丝或双丝反向缠绕的金属线圈形成,其允许扭矩以1:1的比率在顺时针和逆时针两个方向上传递。扭矩传递允许使用者旋转导丝并引导该导丝使形成的尖端朝向目标位点,并且涂覆允许与电外科激活的相容性,如下文将更详细讨论的。涂覆还减小摩擦并促进与用于形成中空管121的金属的电外科相容性。应理解,绝缘或涂覆仅在接入护套104可能与操作者或患者形成接触的部分上为必需的。在另一个示例性实施例中,中空管121形成为允许扭矩以1:1的比率在顺时针和逆时针两个方向上传递、聚对二甲苯或类似聚合物涂覆的实心或激光切割海波管121。在一实施例中,实心海波管121由镍钛诺制成并具有 0.0365 ± 0.0005 英寸的内径和 0.0435 ± 0.0005 英寸的外径。在另一个实施例中,海波管121具有增加了海波管的柔韧性的激光切割部段。示例性激光切割设计可见于图5中,其中切割部131沿装置的长度渐缩。切割部131集中在由于程序和镜沿其延伸的路径的曲折性而需要增加柔韧性的某些区域中。聚对二甲苯涂层减小了摩擦并促进与用于形成中空管121的金属的电外科相容性。包括中空管121和柔性尖端122的接入护套104组件为可荧光镜检查的并且和EUS相容。例如,柔性尖端122聚合物可加载有铋或钨。在另一个实例中,标记带可添加至柔性尖端122以便可视化确定装置的位置和取向。在另一个实例中,回声特征可添加至中空管121以增强装置的超声成像,如本领域技术人员理解的。

[0040] 扩张护套106类似地从近端128纵向延伸至远端130,并包括延伸通过其的管腔132和远侧部分131。管腔132的尺寸和形状设定成将接入护套104可滑动地接纳其中,使得扩张护套106可在接入护套104上推进至目标管以使栓塞管扩张,从而有利于其引流。扩张护套106可为冷扩张器,诸如,例如sohendra型扩张器和/或球囊扩张器。另选地,扩张护套106可为具有电外科能力的热扩张器,诸如,例如囊肿切割器(cystome)或针刀(needleknife)。例如,扩张护套106可包括沿其远侧部分131(紧邻远端130)延伸、用于烧灼组织的电极137。特别地,扩张护套106可配置成在插入至目标管中时利用电外科解剖来促进扩张或灼烧病灶。例如,电极可为绝缘线圈导体,其在远端处露出以供应切割/烧灼能量。在另一个实例中,扩张护套的远侧部分131可形成为由陶瓷或另一种材料制成的尖端(未示出),具有延伸至护套的远端130、缠绕于基部周围的线材或金基涂绘图案。应理解,在其它实例中,图案可为任何合适的材料,诸如铂、银、钛、不锈钢、铌、氮化钛、钨、铜或石墨基油墨。尖端可配置为锥形、穹形,或利于插入至目标管中的多种构造中的任一个。在另一个实施例中,利用“冷”扩张,扩张护套106可具有附接至远端130的球囊(未示出)。球囊可与先前的尖端设计一起使

用或单独使用。球囊可连接至一旦球囊就位就使球囊膨胀/紧缩的泵。一旦扩张护套106在接入护套104上推进并插入至目标管中,扩张护套106可致动以使目标管扩张或膨胀。例如,扩张护套106可具有在距远端离散距离处一个或多个梯级直径或可具有可独立致动以使至目标管的路径膨胀的一个或多个额外护套。扩张护套106可为可荧光镜检查的且和EUS相容。即,尖端和电极的性能提供了帮助接入区域扩张的可视性。

[0041] 如图7所示,柄部组件108包括从近端138延伸至远端140的握持部分136和连结至握持部分136的远端140并可连结至扩张护套106的近端128的延伸部分142。接入护套104可接纳于握持部分136内并可连结至握持部分136,使得接入护套104延伸通过扩张护套106的管腔132。锐利部102延伸通过握持部分136和延伸部分142,其中锐利部102的近端从握持部分的近端138朝近侧延伸并且锐利部102的长度延伸通过接入护套104的管腔134。因为锐利部102的近端109从握持部分136朝近侧延伸,锐利部102可通过简单地将锐利部102相对于柄部组件108朝近侧牵拉而从接入护套104移除。锐利部102的远端110朝远侧延伸经过接入护套104的远端124,使得一旦系统100插入到身体中,锥形尖端122则可刺穿目标管。柄部组件108还包括使扩张护套106相对于接入护套104纵向移动的致动器144。特别地,致动器144可包括相对于柄部组件108的握持部分136朝远侧和朝近侧移动以使扩张护套106在接入护套104上分别推进和回缩的凸块。柄部组件108可包括接入护套锁件144',其锁定接入护套104延伸超过扩张护套106的距离。柄部还可包括扩张护套锁件(未示出),其将扩张护套106锁定于特定位置。使用中,接入护套锁件可在接入护套/类型组件进入目标组织中超过扩张护套尖端时解锁,然后扩张护套106解锁且扩张护套106在接入护套104上推进。如上文指出的,在扩张护套106包括电极的实施例中,有源线材(未示出)用于向电极提供电流。在一优选实施例中,有源线材足够长以沿着装置在伸出位置(在任何烧灼或刺穿激活之前)和收缩位置(激活刺穿和烧灼)的长度延伸。在当前实施例中,线材可缠绕于柄部组件108中的接入护套104周围。将线材盘绕防止其在柄部致动期间扭结,同时允许线材具有足以用于伸出和收缩柄部构造两者的长度。在一另选实施例中,柄部组件108可包括位于其近侧部分处的发生器连接部141。发生器连接部141可附接至致动器144并可在致动期间与致动器一起移动。因此,在该实施例中,有源线材139的松弛管理将为非必须的。柄部组件108还包括位于其近端处的接入护套旋钮143。旋钮143经由在柄部的接入护套毂(未示出)连结至接入护套104的近端并可旋转,从而允许扭矩以1:1的比率在顺时针和逆时针两个方向上传递。

[0042] 柄部组件108包括允许锐利部102容易地附接至柄部组件108且容易从柄部组件108上移除的锐利部附接机构150。锐利部102从柄部组件108的近端朝近侧延伸,其近端109连结至锐利部附接机构150。锐利部附接机构150还允许流体通过注入端口152注入至锐利部通道112中。应注意,在一示例性实施例中,注入端口152可添加至接入护套104以允许注入通过接入护套管腔。第一示例性锐利部附接机构150利用如图8A和图8B所见的“顶帽”设计。该“顶帽”机构154利用机械侧部锁件156来将锐利部102附接至柄部组件108。当按下侧部锁件156时,锁件156的内部管腔(未示出)与柄部顶部特征158对准,从而从柄部组件108解锁锐利部102。“顶帽”附接机构154还经由侧部锁件156接合旋钮143的内部部分以便接入护套104的旋转。锐利部附接机构150的另一示例性实施例利用如图9所见的“按压配合”设计。“按压配合”附接部164利用摩擦配合来将锐利部102附接至柄部组件108。90度部件166利用摩擦配合来将锐利部保持于接入护套旋钮143的管腔145内。类似于“顶帽”设计154,

“按压配合”设计164的90度部件166包括用于将流体注入到锐利部通道112中的侧部端口168。另一示例性附接机构150利用如图10所见的“竖琴”设计。该设计利用机械锁件来将锐利部102附接至柄部108。“竖琴”附接部174包括两个侧翼176,其可同时向内按压使得将锐利部102保持至柄部108的夹具177松开,从而允许锐利部102回缩至柄部组件108中。“竖琴”附接部174在其近端处包括注入端口178。锐利部附接机构150的另一示例性实施例利用如图11A至图11C所见的“按扣盖”设计。“按扣盖”附接部184包括按压配合锁件以将锐利部102附接至柄部108。该附接部包括近侧半部186和远侧半部188,其中远侧半部188固定于柄部组件108中。近侧半部186经由绕下半部188的直径延伸的锁定狭槽185可移除地附接至远侧半部188。近侧半部186包括线圈部分187,当两个部件附接时,线圈部分187在该设计的远侧半部188上移动并落于锁定狭槽185中。类似于“顶帽”和“竖琴”附接部154,174,“按扣盖”附接部184在其近端189处包括注入端口。

[0043] 根据使用根据本公开示例性实施例的系统100的方法,系统100经由例如超声引导插入通过内窥镜的工作通道至体内的目标管。在插入配置中,根据示例性实施例的接入护套104完全容纳于扩张护套106内以保护内窥镜或其它插入装置的工作通道的内表面,系统100通过该工作通道从锐利部102的锐利部远侧尖端122插入。在插入通过内窥镜时,扩张护套106可处于近侧位置,使得扩张护套106不在接入护套104插入到目标管中的部分上朝远侧延伸。此时,锐利部102的远端110朝远侧延伸经过接入护套104的远端124。然后接入护套104和锐利部102朝远侧推进以刺穿目标管。一旦锐利部102和接入护套104插入到目标管中,则对比介质(例如,不透射线的染料)可经由注入端口152插入通过锐利部102的通道112,从锐利部尖端105的孔107出来至目标管中,使得系统100的使用者可以可视化地证实该管已充满流体并需要引流。然后通过将锐利部102相对于接入护套104朝近侧抽拉而将锐利部102从接入护套104中移除,使得仅接入护套104保持于目标管中。在移除锐利部102时,接入护套104的柔性尖端122自由地恢复至弯曲形态以将接入护套104锚固于目标管中或引导导丝沿期望方向穿过。如果接入护套104处于目标管中,导丝可插入通过接入护套104的管腔134并进入目标管中。如本领域技术人员理解的,穿过接入护套104的导丝的尖端将在对应于接入护套104的远侧部分126曲率的方向上进行引导以接触目标管的内表面。然后柄部的旋转可用于操纵J形的位置,从而允许操作者在所选方向上推进该导丝。应理解,在导丝推进之前可设定或不设定方向。如本领域技术人员理解的,在将导丝插入到接入护套104中之前,接入护套104可通过操纵接入护套旋钮143旋转以引导弯曲的柔性尖端122朝向期望方向。

[0044] 一旦接入护套104已锚固于目标管中,扩张护套106可在接入护套104上推进至目标管中。此时,发生器连接部141可连接至手术发生器(诸如,例如高频(HF)、交流(AC)手术发生器)以向线材139提供有效电流。如上所述,扩张护套106通过使致动器144相对于柄部组件108的握持部分136朝远侧移动而推进。扩张护套106的远端130配置成有利于将扩张护套106插入到目标管中并推进至管被阻塞的位点。在一个实施例中,远端130处的电极被激活以电外科解剖和/或烧灼目标管的表面组织来利于插入其中。扩张护套106在阻塞位点上的插入增大了栓塞周围的管部分以允许目标管的引流。本领域技术人员应理解,扩张护套106可以多种方式中的任一者来扩张目标管。在一个先前描述的实例中,扩张护套106包括被激活以使目标管膨胀的可扩张球囊。本领域技术人员应理解,使用者还可实施阻塞管的

其它处理。特别地，支架可在阻塞位置处植入管中以使该管维持于增大配置从而确保对其连续引流。

[0045] 显而易见，在不脱离本公开范围的情况下，本领域技术人员可对本公开做出各种修改。因此，本公开旨在涵盖本公开的修改和变型，前提条件是它们落入附属权利要求书和其等同物的范围内。

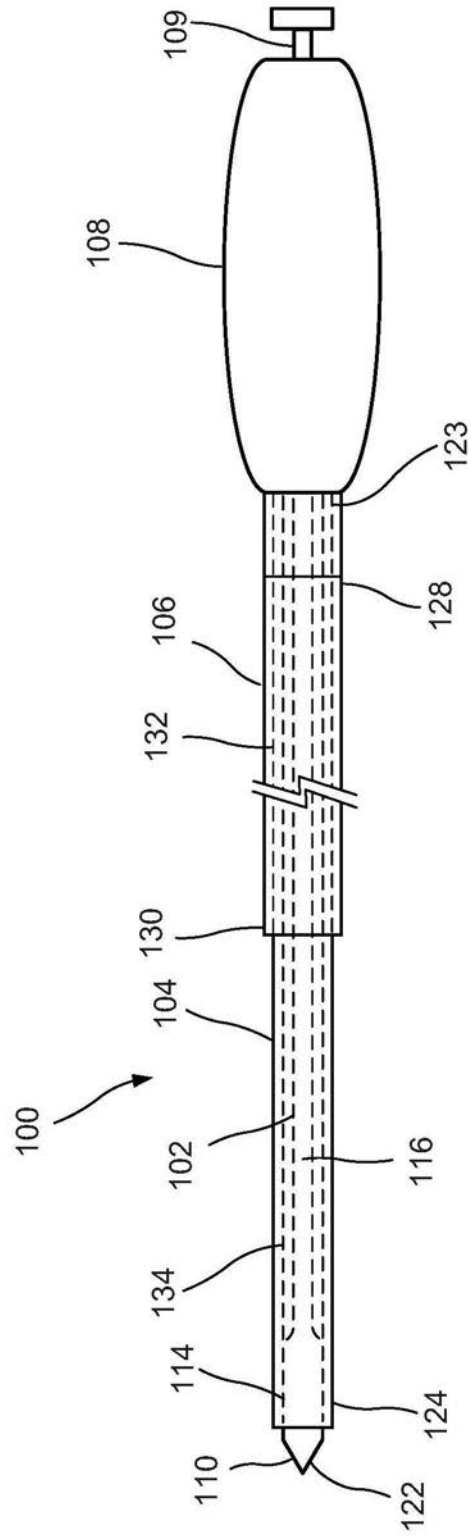


图1

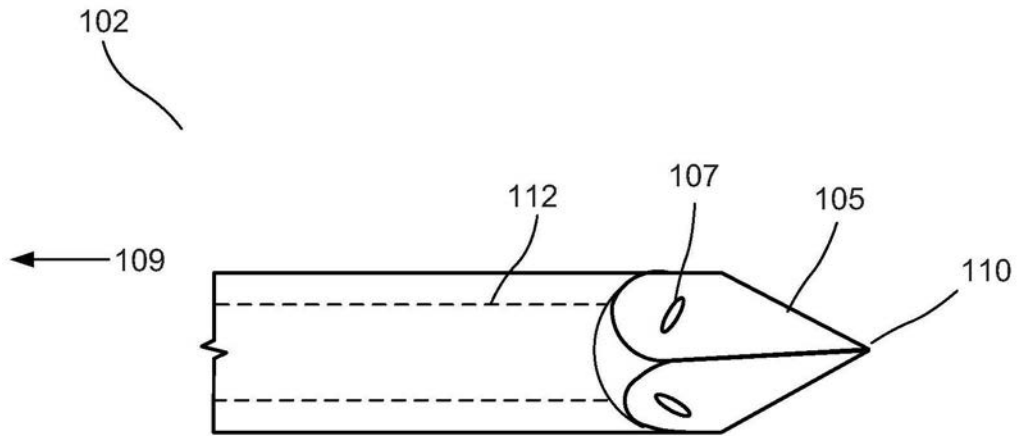


图2

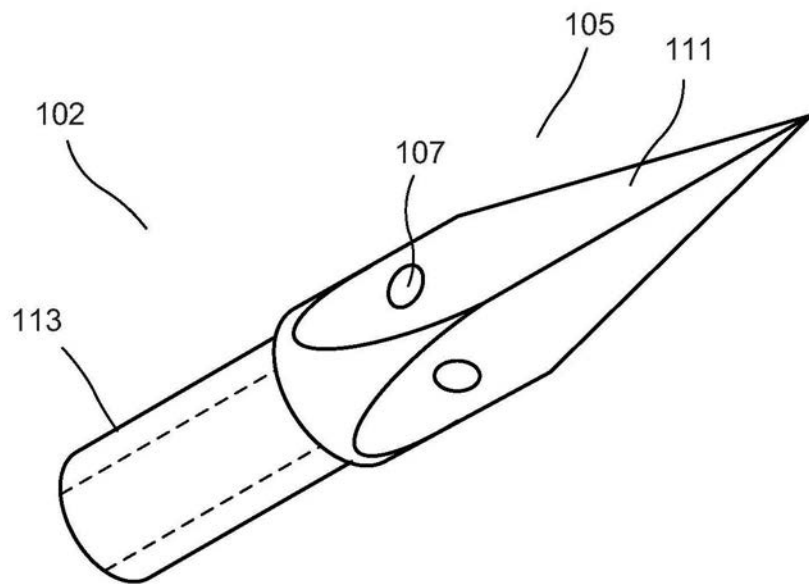


图3

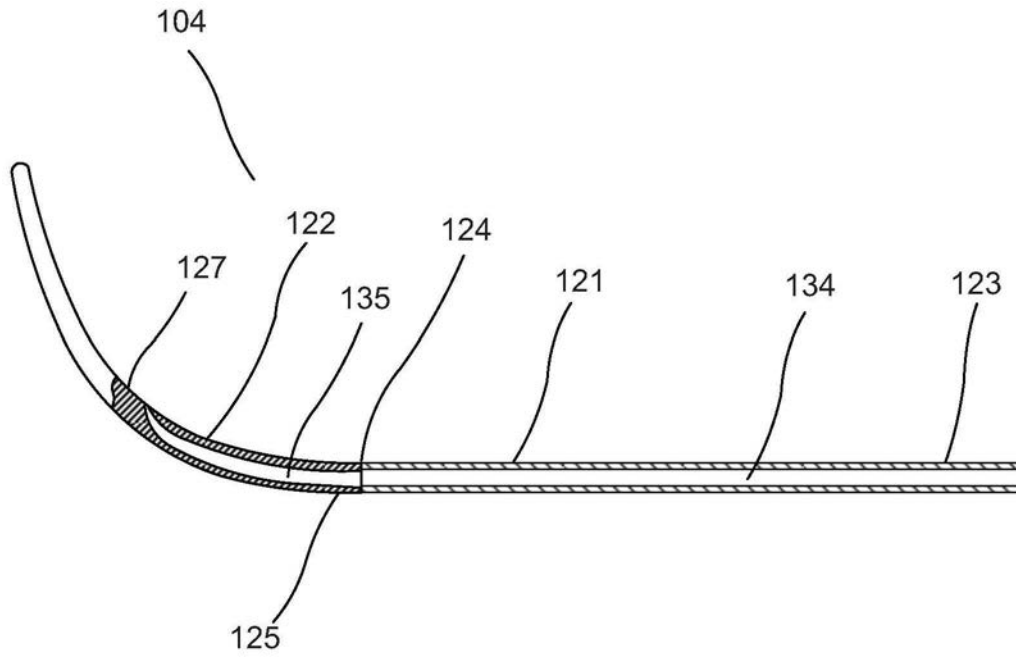


图4

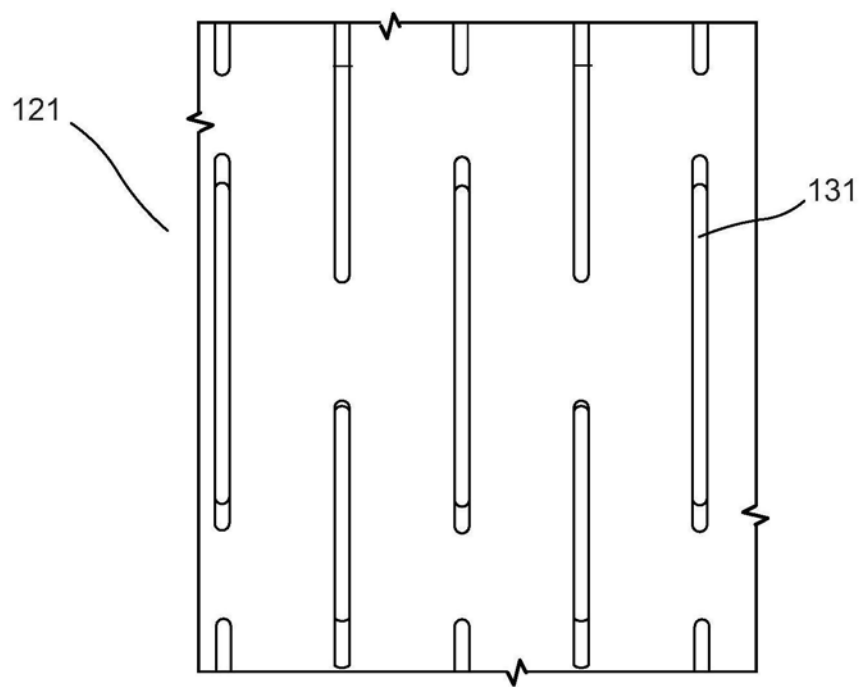


图5

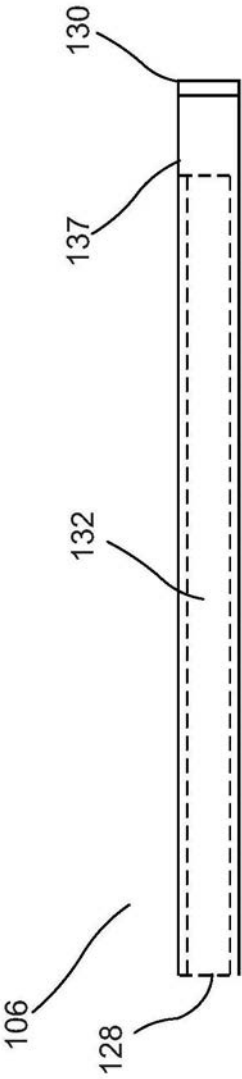


图6

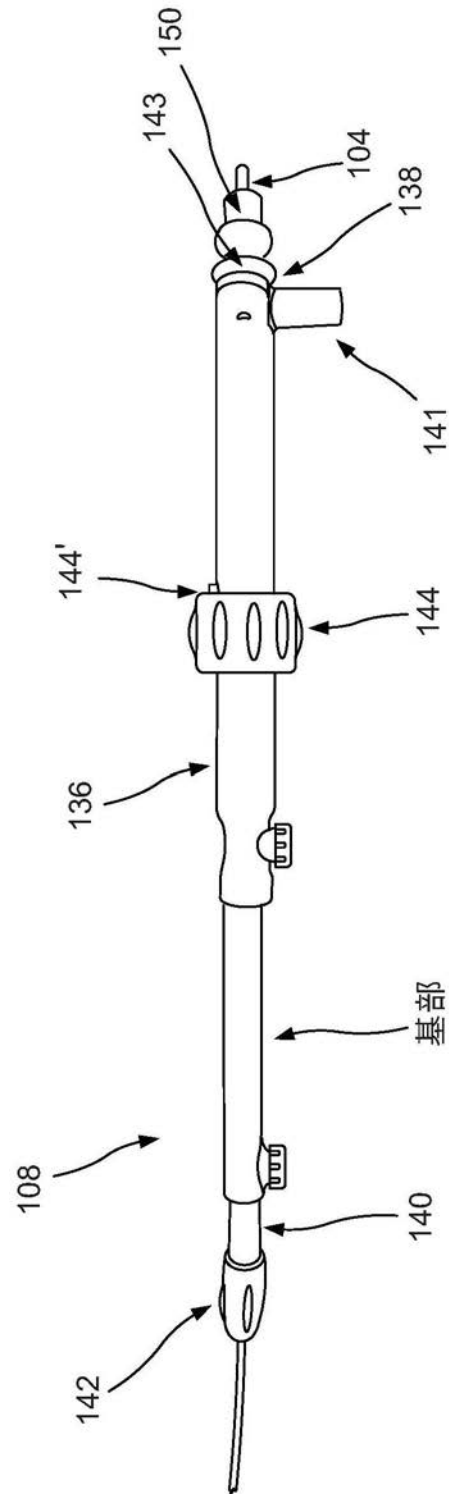


图7

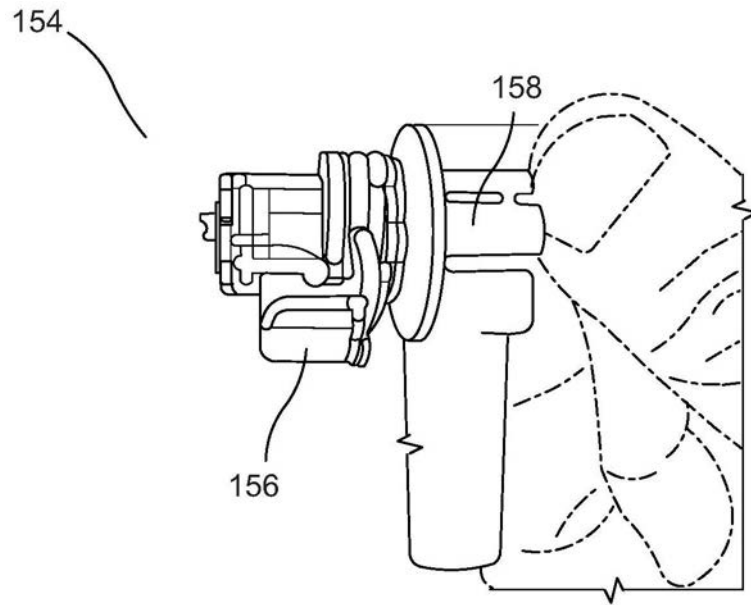


图8A

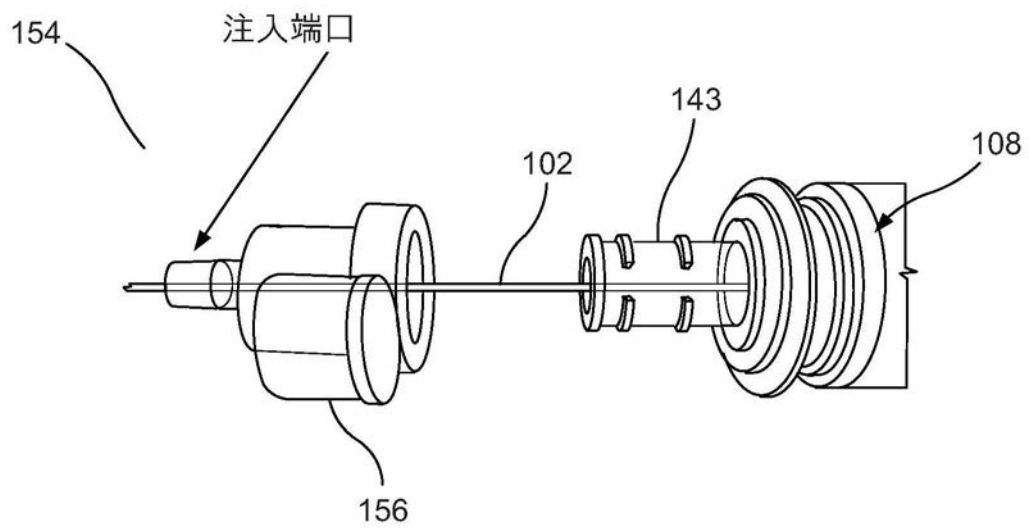


图8B

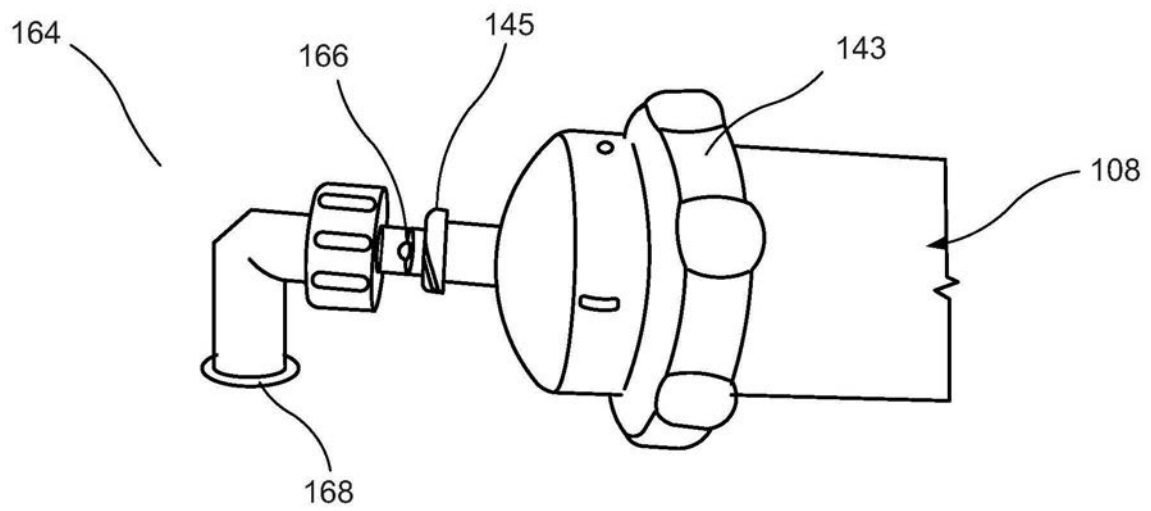


图9

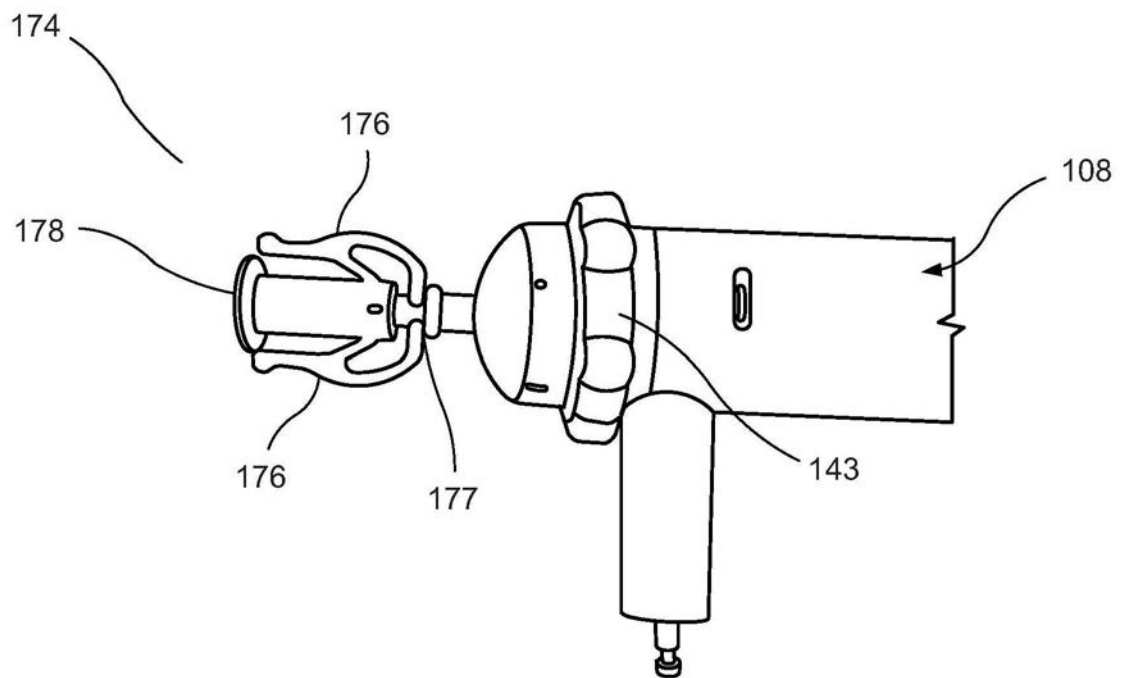


图10

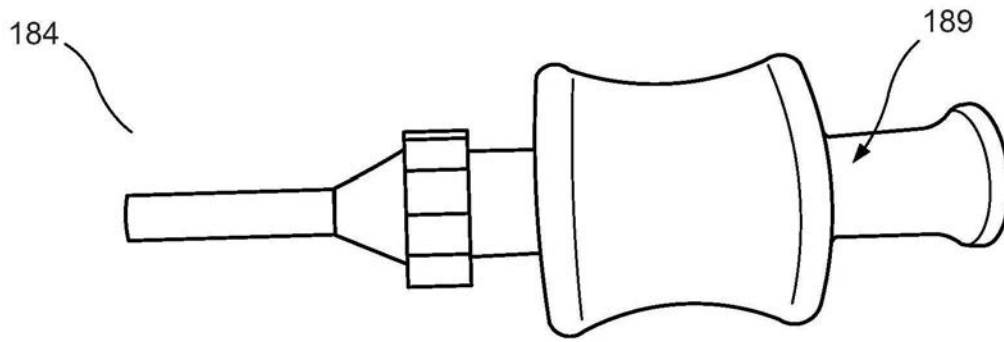


图11A

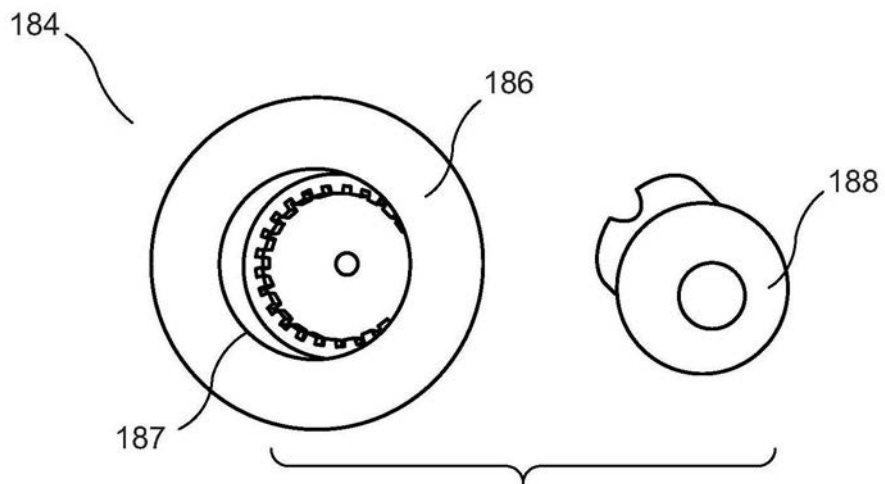


图 11B

图11B

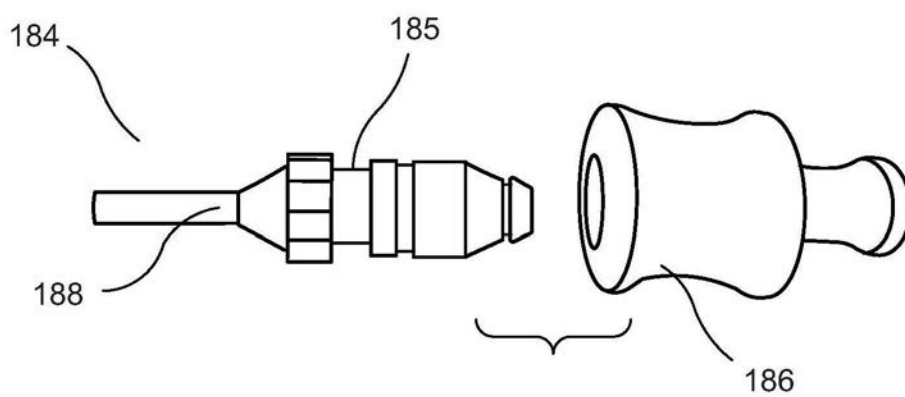


图 11C

图11C

专利名称(译)	超声内镜引导的接入装置		
公开(公告)号	CN110678132A	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201880016267.6	申请日	2018-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学国际有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学国际有限公司		
[标]发明人	布莱恩班农 皮特代顿		
发明人	克里斯多佛·班宁 雷蒙德·格斯勒三世 杰西卡·费伦 库什尔·帕希瓦拉 布莱恩·班农 皮特·代顿 安德鲁·惠特尼		
IPC分类号	A61B17/34		
CPC分类号	A61B17/3415 A61B17/3417 A61B1/00131 A61B17/3403 A61B18/1482 A61B18/1492 A61B2017/00296 A61B2017/00818 A61B2017/3413 A61B2018/00535 A61B2018/00595 A61B2018/00982		
代理人(译)	尹洪波		
优先权	62/468210 2017-03-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于内镜超声引导引流系统(100)，包括接入护套(104)，接入护套(104)包括细长管和柔性尖端(122)，细长管从近端(123)纵向延伸至远端(124)并具有从近端(123)延伸穿过其至远端(124)的接入管腔(134)，柔性尖端(122)连接至细长管的远端(124)，偏置至弯曲形态。系统(100)还包括可滑动地接纳于接入管腔(134)内的锐利部(102)，锐利部从近端(109)纵向延伸至远端(110)并包括延伸通过其的通道，通道配置成接纳通过其的流体。此外，系统(100)包括扩张护套(106)，接入护套(106)从近端(128)纵向延伸至远端(130)并具有延伸通过其的扩张管腔(132)，扩张管腔(132)的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套(104)。扩张管腔(132)的尺寸和形状设定成可滑动地接纳接入护套(104)。

