



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108430356 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201680078260.8

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22)申请日 2016.11.04

代理人 苏娟 尹景娟

(30)优先权数据

14/935,325 2015.11.06 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/060685 2016.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/079662 EN 2017.05.11

(71)申请人 阿西米翁公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 O·A·萨沃拉斯

S·帕帕德梅特里奥

T·科特塞罗格卢 U·R·豪格

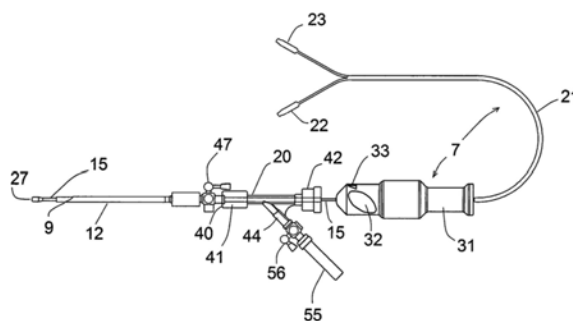
权利要求书3页 说明书14页 附图11页

(54)发明名称

具有用于微型腹腔镜的锥形视频内窥镜的
气腹针的视觉辅助进入

(57)摘要

修改气腹针以通过气腹针的吹气管道的管腔接收前视微型视频内窥镜。该修改的器械使得能够直接观看该器械通过组织到达患者的腹膜腔的前进以便于针头的适当位置和经由针头对腔体的吹气。视频内窥镜具有比吹气管道的管腔小的直径的细长轴,吹气管道用于在观察镜处于适当位置的情况下的吹入气体的通过。在其他实施例中,针头装配有微型视频内窥镜以提供相同功能,其中针头的管腔用作吹气管道。



1. 一种用于促进气腹腹腔镜外科手术的气腹针和可视化通管针的组合,包括:

所述气腹针在中空针头的远端处具有穿刺末端,弹簧加载的吹气管道定位在所述中空针头之内,所述针头被配置为插入患者以形成用于气腹腹腔镜外科手术的腔体,

所述吹气管道具有基本上平坦的远端,气体能由所述气腹针通过所述远端递送,并且所述吹气管道在所述针头被推靠在表面上时能抵抗弹簧压力而缩回所述气腹针的针头管腔内,

所述可视化通管针具有近侧手柄,

所述通管针具有从所述手柄延伸的细长通管针轴,并且被确定尺寸以通过使用所述手柄定位所述可视化通管针而通过所述气腹针的近端插入并通过所述气腹针的远端出来,所述细长通管针轴在除了远侧末端处之外的通管针轴的整个长度上具有比所述气腹针管腔的内径明显小的外径,在所述远侧末端中,所述通管针轴具有基本上填充了所述气腹针的针头管腔的较大直径,

所述可视化通管针是微型视频内窥镜,其中所述远侧末端处的数字视频摄像头在所述远侧末端处具有不大于大约1.6平方毫米的横截面积,并且连接线缆从所述摄像头延伸通过所述细长通管针轴到达所述手柄以连接到图像处理和显示设备,

在所述通管针轴的所述远侧末端处的照明部件,以及

所述通管针轴的所述较小外径的直径充分地小以在所述通管针轴与所述气腹针的内管腔之间留下间隙,所述间隙具有至少大约1平方毫米的面积,

由此,所述气腹针能被插入通过患者的组织,其中可视化通管针的远端恰位于所述气腹针的远端内部,以在所述气腹针前进通过组织层时提供视频图像,并且由此,一旦利用气腹针已到达用于吹气的期望位置,所述可视化通管针的远端就能够被向远侧推动,以将所述通管针轴的远端从所述气腹针的远端延伸出来,使得通管针轴的较大直径的端部从所述气腹针的管腔被去除,并且能够通过所述气腹针递送吹入气体以打开用于对患者进行气腹腹腔镜外科手术的腔体。

2. 根据权利要求1所述的组合,其中所述通管针轴包括从所述较小外径到所述较大外径的锥形。

3. 根据权利要求1所述的组合,其中在所述远侧末端处的数字视频摄像头具有不大于大约1.0平方毫米的面积。

4. 根据权利要求1所述的组合,其中所述间隙具有大约1.5平方毫米的最小面积。

5. 根据权利要求1所述的组合,其中所述气腹针的中空针头具有不大于2.1mm的外径。

6. 根据权利要求1所述的组合,其中所述照明部件包括至少一个光纤的远端,其中在所述光纤的近端处具有光源以导引光通过所述光纤。

7. 根据权利要求1所述的组合,其中所述照明部件包括经由所述连接线缆连接到电源的LED。

8. 一种用于促进气腹腹腔镜外科手术的针头和观察镜组件,包括:

中空针头,其具有在所述针头的远端处的穿刺末端并且具有内管腔,所述针头在所述远端的近侧具有用于连接到加压气体源的配件,从而当所述针头的远端被插入患者时,气体能够被送出以形成用于所述气腹腹腔镜外科手术的腔体,

在所述针头的管腔之内的可视化通管针,

所述可视化通管针具有近侧手柄，

所述通管针具有从所述手柄延伸的细长通管针轴，并且被确定尺寸以通过使用所述手柄定位所述可视化通管针而通过所述针头的近端插入并通过所述针头的远端出来，所述细长通管针轴在除了远侧末端处之外的通管针轴的整个长度上具有比所述针头的管腔的内径明显小的外径，在所述远侧末端中，所述通管针轴具有基本上填充了所述针头管腔的较大直径，

所述可视化通管针包括微型视频内窥镜，在所述远侧末端处具有数字视频摄像头，并且连接线缆从所述摄像头延伸通过所述细长通管针轴到达所述手柄以连接到图像处理和显示设备，

在所述通管针轴的远侧末端处的照明部件，以及

所述通管针轴的所述较小外径的直径足够小以在所述通管针轴与所述针头的内管腔之间留下间隙，所述间隙具有至少大约1平方毫米的面积，

由此，所述针头能被插入通过患者的组织，其中可视化通管针的远端恰位于所述针头的远端内部，以在所述针头前进通过组织层时提供被照明的视频图像，并且由此，一旦利用所述针头已到达用于吹气的期望位置，所述可视化通管针的远侧末端就能够被向远侧推动，以将所述通管针轴的远侧末端从所述针头的远端延伸出来，使得通管针轴的较大直径的端部从所述针头的管腔被去除，并且能够通过所述针头递送吹入气体以打开用于对患者进行气腹腹腔镜外科手术的腔体。

9. 根据权利要求8所述的组合，其中所述通管针轴包括从所述较小外径到所述较大外径的锥形。

10. 根据权利要求8所述的组合，其中所述数字视频摄像头包括在所述远侧末端处的成像透镜，所述透镜具有不大于大约1.4平方毫米的面积。

11. 根据权利要求8所述的组合，其中所述间隙具有大约1.5平方毫米的最小面积。

12. 根据权利要求8所述的组合，其中所述中空针头具有不大于2.1mm的外径。

13. 根据权利要求8所述的组合，其中所述照明部件包括至少一个光纤的远端，其中在所述光纤的近端处具有光源以导引光通过所述光纤。

14. 根据权利要求8所述的组合，其中所述照明部件包括经由所述连接线缆连接到电源的LED。

15. 一种用于气腹腹腔镜外科手术的方法，包括：

提供中空针头，其具有不大于大约2.1mm的外径和在所述针头的远端处的穿刺末端，并且具有从所述针头的远端到所述针头的近端的内管腔，

提供直径适合在所述针头的管腔之内的可视化通管针，所述可视化通管针包括微型视频内窥镜并且具有在所述可视化通管针的远端处的数字传感器芯片摄像头和照明部件，其中连接线缆从所述摄像头延伸通过所述可视化通管针到达通管针枢轴中心，以连接到图像处理和显示设备，

将所述可视化通管针通过所述针头的近端插入，以使得所述可视化通管针的具有所述摄像头的远端基本上在所述针头的邻近于所述穿刺末端的所述远端处，

插入所述针头以穿刺通过患者的躯干的皮肤并且进入躯干的组织，同时在示出了针头通过所述组织的前进的照明之下观看视频图像，

当所述针头末端已进入患者的腹膜腔并且形成主端口时,通过针头递送气体通过所述可视化通管针与所述针头的内管腔之间的间隙,以对腹膜腔吹气以将腹膜腔与内部器官分离,

经由视频图像观察所述针头末端相对于被气体分离的组织的位置,

在腹膜腔的吹气之后,从所述主端口与所述可视化通管针一起去除所述针头,

穿透患者的躯干皮肤并且在与所述主端口间隔开的至少一个附加端口位置处将具有通管针的针头延伸进入被吹气的腹膜腔,并且所述针头远端在被吹气的腔体之内,观看视觉图像以从被吹气的腔体之内观察所述主端口,同时将大套管针插入原始的主端口以确保所述大套管针的正确放置,

撤回所述针头并且将比所述大套管针小的套管针插入所述附加端口中,

使用腹腔镜外科手术器械经由在主端口和附加端口处的大套管针执行腹腔镜外科手术,

在所述腹腔镜外科手术的结尾,在使用通过所述附加端口插入的针头和可视化通管针从腔体内部观看端口封闭的图像的同时通过使用RF能量封闭大套管针主端口来封闭腹膜端口,因此确保可靠地封闭主端口,以及

随后去除所述针头并且外部地封闭较小的侧部端口。

16. 根据权利要求15所述的方法,还包括:在所述针头首先被插入并且所述腹膜腔被吹气的同时,选择被吹气的腔体之内的位置用于一个或多个附加端口,并且使用从腔体内部导引通过皮肤的光来对皮肤上用于这种一个或多个附加端口的位置进行标记。

17. 根据权利要求15所述的方法,其中利用所述针头形成两个所述附加端口,并且进一步包括:在所述腹腔镜外科手术的结尾,首先在使用通过主端口插入的观察镜从腔体内部观看端口的封闭的同时封闭多个附加端口中的一个,随后在使用通过附加端口中的另一端口插入的针头和观察镜从腔体内部观看主端口的同时封闭主端口,所述另一端口是所述较小的侧部端口。

具有用于微型腹腔镜的锥形视频内窥镜的气腹针的视觉辅助 进入

背景技术

[0001] 本申请要求2014年11月6日提交的序列号为No.62/076,417的临时申请的权益。

[0002] 腹腔镜、胸腔镜、关节镜和其他内窥镜手术过程由于最小组织损伤而是公知的减小患者恢复时间的外科手术技术。一般而言,这些外科手术技术依赖于一个或多个穿刺伤口的形成,通过这些穿刺伤口可以接近诸如腹腔或胸腔之类的体腔。在腹腔镜外科手术中,一旦已进入腹腔,就对其吹入二氧化碳气体,典型地达至大约15mm至20mmHg的压力,接着引入具有插入的套管针(其为带刃的或钝的)的内窥镜端口。

[0003] 大多数外科手术初始地使用气腹针进入腹腔,气腹针被盲推通过患者的筋膜和腹膜。随后对腹腔吹气,接着引入具有插入的钝的或带刃的套管针的腹腔镜端口,其也被盲推入腹腔。一旦在其中定位,套管针的内护套就被去除,并且腹腔镜被引入通过端口从而提供腔内的可视化,例如见(“Comparison of direct insertion of disposable and standard reusable laparoscopic trocars and previous Pneumoperitoneum with veress needle,”Nezhat F.et.al.Obstetrics&Gynecology 78(1), (1991))。

[0004] 然而,这种手术过程的问题在于在以下两个分离的场合下盲视进入体腔的事实:第一,通过气腹针的引入;以及第二,通过具有插入的套管针的腹腔镜端口的引入,这会并且有时确实伤害到腹部器官和主要血管。

[0005] 在对之前已受到腹部手术操作的患者执行腹腔镜外科手术的程度上,首选的外科手术实践是在直视下进入腹腔。在这点上,已知的是当患者已受到之前的腹部外科手术时,腹部内容物会变得与腹壁粘连,使得气腹针的盲视放置和随后的具有插入的套管针的端口的盲视放置成为更加危险的技术。

[0006] 鉴于在腹腔镜外科手术期间经由对腹腔的进入而会发生的这种潜在的并发症,已经作出尝试以提供用于利用直接可视化来安全进入体腔的手段。

[0007] 描述光学套管针的著名专利:

[0008] 鉴于在腹腔镜外科手术期间经由对腹腔的进入而会发生的这种潜在的并发症,已经作出尝试以提供用于利用直接可视化来安全进入体腔的手段。这种装置的示例为在美国专利No.5,441,041中所公开的那些,其利用了可在非展开位置与展开位置之间移动的刀片从而允许在内窥镜的可视化之下的解剖。

[0009] 美国专利No.5,569,291中示出了尝试在进入体腔期间提供直接可视化的类似装置。这一参考文献公开了用于在内窥镜的直接可视化之下执行的形成了至体腔中的入口的装置。该装置的解剖部分包括具有提升的解剖刀片的透明塑料锥形末端,刀片帮助其经由扭转运动前进到组织中。然而,锥形末端在组织可被识别之前径直前进到组织中,并因此,在没有在前的可视化的情况下执行组织的切开。事实上,经由这种装置的使用不能避免对器官的非故意进入,并且只有在器官被进入并因而被损伤之后才能鉴定这种事情。而且,透明塑料的使用由于这种材料固有的光学性质并且与锥形相结合而具有不达标的光学可视化,使得末端的前进不能提供与前进通过组织时相同的清晰可视化。

[0010] 本质上相似的其他装置包括美国专利No.5,720,761、美国专利No.5,551,947、美国专利No.5,609,562和美国专利No.5,385,572,所有这些的教导通过引用明确并入本文。

[0011] 美国专利No.6,007,481中公开了另一相关外科手术器械。本质上,该装置包括具有锥形远侧窗口的细长护套。这种护套具有切入组织的螺旋形刀片,同时还可以插入观察镜以通过远侧窗口观看组织穿透性。提出了还能使远侧末端脱离锥形窗口以用于观看锥形末端的该点的远侧的第二观察镜。该专利教导了用于可视化的光纤镜的使用,其表明由于像素数量少而导致恒直径观察镜具有差的图像质量。更重要的观看受到观察镜不能从切割护套的远侧末端的一端到另一端的限制。

[0012] 此外,前述所有现有技术装置均需要大的切口,并且被教导使用恒外径(OD)观察镜。

[0013] 商业光学套管针:

[0014] 一些商业可得的具有光学辅助的腹腔镜进入系统包括VersaStep(柯惠医疗有限公司制造),其具有可支持腹腔镜穿过预先插入的、较小的、但可扩展的针头的套管针。小针头的第一次进入仍是盲视的,并且由较大套管针造成的最终伤口仍表明通过腹壁的较大外伤。此外,可视化在进入或吹气期间是不可能的。

[0015] Visiport(柯惠医疗有限公司制造)包括中空的套管针,其具有可切入组织的线材刀片以及球状晶态末端。其可以支持零度前视腹腔镜以用于检查通过组织的进入。

[0016] Karl Storz GmbH的EndoTip无套管针视觉管腔进入系统使用上述光学大套管针的螺旋径向力型式,其在允许腹腔镜监测对腹壁的进入通过的同时减小了通过组织所需的轴向力的量。但其仍然是需要同样的大切口的大装置,包括大且昂贵的腹腔镜。

[0017] 对于前文所述的现有技术以及上文介绍的商业产品,尽管它们有在进入期间将组织层光学地显示在监视器上的能力,但这些器械保留了传统的穿通套管针和管腔插入动力学,其中通过掌推进入装置并且施加朝向腹腔的相当大的垂直轴线压力(因为它们的直径非常大:>5mm至15mm直径的切割针——甚至更大)或者用于EndoTip的径向力以驱使该装置进入腹膜,来实现进入。此外,所有这些装置需要10mm至15mm的大切口以便于大套管针通过组织并且支持大器械进入。它们通过撕裂组织而不是如针头一样穿刺组织来穿透组织。而且,它们使用的传统可视化腹腔镜在它们的整个长度上均具有恒定的外径并且直径很大:>5mm。另外,通过设计需要在它们的使用之前进行吹气的那些装置是对腹腔的第二次进入的一部分,并且假定已经进行了在前的盲视进入。

[0018] 由于以上所有原因,这种商业装置将无法适应门诊患者、无需麻醉的最小侵入性腹腔镜。上述商业产品不是所有都能在将所提出的腹腔镜就位的情况下适应气腹。能够这么做的那些装置具有甚至更大直径的切割管腔以在腹腔镜OD与其所通过的护套的内径(ID)之间留下足够的环形空间。它们的使用取决于在使用它们之前已作出的用于吹气的另一穿刺。还可以在laparoscopy.net/safe/safe3.htm找到用于这种商业器械的描述性图片和更多详情。

[0019] 商业光学气腹针:

[0020] 仪器中的更好的光学器件、微型化和进步允许具有潜在优点的刚性和柔性窄口径微型腹腔镜(其需要非常小直径的进入端口)中的改进。一些已经引入了视觉进入系统,其需要顺应修改后的气腹型针头的1.2mm半刚性零度微型腹腔镜(Optical Veress Entry

System;Karl Storz Endoscop GmbH,Tuttlingen,Germany)。这种系统的一个主要优点是其可以被插入肚脐或左上腹部中,并且可以在直视下插入后续的辅助端口(“Optical Veress as an entry technique.”Gynaecol Endosc,8:379-92,(1999))。当在吹气之后应用时,该可再使用系统和其他光学进入器械一样是最安全的(“Recent advances in endoscopic entry techniques,”Rev.Gynecological Practice,1,60-69,(2001))。该系统提供了差的光学器件(为光纤镜)。另外,这些昂贵的和非常精密的器械由于它们的窄直径和顶部沉重的摄像头末端而易于折断。在诊断的意识疼痛映射期间和在重症监护或门诊患者诊断单元中,它们会在高风险情况下被施加通过左上腹部(“The role of microlaparoscopy in the diagnosis of peritoneal and visceral adhesions and in the prevention of bowel injury associated with blind trocar insertion,”Audebert AJ.Fertil Steril;73:631-5,(2000))。

[0021] 这些微小腹腔镜中的光学器件的差的质量和它们的脆弱性(由于相干成像光纤束构造;光纤镜)使得它们不能实际使用。此外,没有教导可容纳高分辨率数字传感器且同时其仍可允许通过标准的小气腹针吹气的锥形观察镜设计。

[0022] 另外,美国专利No.4,869,717描述了可容纳器械的气腹针。他们提出了复杂的气腹针修改,其可以通过添加与实际上标准的气腹针的针轴外侧形成为一体的外护套来接收器械(包括成像镜,尽管他们未直接提及)。一旦实现了插入和气腹,可以去除针头以及内吹气端口,同时外护套可保留在适当位置以被用于穿过其他器械。这需要对气腹针的扩展设计改变,其另外制造了比他们所修改的线下气腹针更大的刺口(由于保留的护套在气腹针外部)。与我们所提出的非常不同。另外,根据他们的方式的架构,必须首先启动吹气,随后可以插入器械。此外,他们没有在该专利中教导锥形可视化观察镜。

[0023] 因此,在本技术领域中存在如下重大需要:系统和方法可以使得外科医生能够选择性进入体腔、血管或器官以便执行内窥镜手术过程,从而在进入期间对外科医生提供了直接可视化,使得组织分离可以被可视化,并且可以避免器官和组织损伤(即,外科医生可以在解剖组织时看见组织),而同时,穿透组织的器械具有需要小于2mm的小切口以用于其进入的小的总体OD(小于3.1mm并且优选地小于2.1mm,如小尺寸标准气腹针),并且可以支持腹部吹气而同时提供在穿刺器械远侧的区域的图像和实况视频;并且,尽管其尺寸小,但可视化观察镜可以产生高质量图像。最后,由于穿透工具的小直径和必要的切口尺寸,还可以支持门诊患者微型腹腔镜。

[0024] 本发明的目的

[0025] 具有可被用于构造小OD视频内窥镜的大数量成像像素的、商业可得的微型数字摄像头传感器是可得的,并且正随着时间推移而变得更小(不丢失分辨率)。视频内窥镜是利用在其远侧末端处的数字成像传感器(包括成像透镜)的成像装置,并且经由光纤发送或通过在远侧末端处具有LED来提供照明。微型物镜也必须被定位在数字成像传感器的远侧,以将它的远侧的空间成像到传感器的有效区域上。如果使用光纤来照明,则它们需要始终从其近端向其远端沿着视频内窥镜的长度行进。如果使用LED来照明,则视频内窥镜的远侧末端的OD比使用光纤来照明时更大,因为LED需要被适当地封装和散热以便非常好地使用。该默认动作增大了当在成像镜中使用LED来照明时所需的总体横截面空间。经由与数字传感器的后端附接的电缆将图像运送到观察镜的近端,以用于进一步处理和显示。

[0026] 本发明的目的是使用具有光纤照明的现代微型(可能的最小远侧OD)高分辨率数字成像传感器来构造新型视频内窥镜。本发明的另一目的是教导可以如何选择光纤的数量和尺寸以及电缆的尺寸以使得光纤和电缆组件(在紧密包装形式中)的总体OD可以小于容纳数字传感器的视频内窥镜的远侧末端的OD。所提出的视频内窥镜构造的远端相对于近端的OD的这种可变性导致锥形设计;在本专利申请中教导的视频内窥镜的设计的本质要素。

[0027] 所提出的视频内窥镜的锥形设计的本质为其使得以下可以是同时的:

[0028] 对于给定的微型数字成像传感器,锥形设计将允许最大数量的像素传感器(可得的最大分辨率)被用于构造可以适合标准气腹针的最小可能吹气护套的足够小的末端视频内窥镜,而在该观察镜的逐渐变小的轴与用于同时吹气的针头的吹气护套之间提供足够大的环形空间。因此,允许在不会导致压力报警的情况下通过气腹针的正常吹气,而同时可视化观察镜驻留在气腹针内部,并且同时保持气腹针的总体尺寸尽可能小以及优选地与任何标准尺寸的微型气腹针相同。

[0029] 本发明的另一目的是示出可以如何修改标准气腹针以使得其可以与所提出的锥形视频内窥镜一起使用。本发明的目的还在于示出可以如何将这种锥形、微型的高分辨率视频内窥镜用作通管针(可视化通管针)并且插入通过修改的气腹针以在组织的穿刺期间以及吹气期间视觉地辅助气腹针通过组织的进入,并且之后无需被去除;因此,大大增加了穿刺以及在主要穿刺之后的手术过程的安全性,因为所到达的体腔可以始终在恒定直接可视化之下。

[0030] 最后,本发明的另一目的是使用这种器械的组合用于常规腹腔镜外科手术或诊断手术过程。与常规腹腔镜手术过程或常规外科手术相比,由于这里所提出的气腹针的微型OD而导致的小切口和组织外伤转化为患者的更小疼痛、更快恢复时间、和更便宜的手术过程。

发明内容

[0031] 当前发明描述了具有光纤照明(可视化通管针)的新颖视频内窥镜的设计,其用于通过任何现有的标准尺寸气腹针并且在吹气以及在腹腔镜手术过程的整个长度期间的后吹气期间辅助气腹针的通过组织的直接可视化。这种工具可以解决在本文献中已发现的利用气腹针的第一次盲视穿刺以实现腹腔镜外科手术期间的气腹的问题,以及利用大得多的套管针以插入大尺寸腹腔镜并在腹腔吹气之后对腹腔内照明的更危险的第二次穿刺(初始为盲视的)的更严重的问题(例如见“Entry complications in laparoscopic Surgery” J.Gynecol Endosc.Surg.1(1):4-11,2009)。此外,由于所提出的可视化通管针可以保持在适当位置而不会妨碍气腹针的功能,因此其还可以被用作仅需要一个通过腹部的小刺口的快速有效的诊断腹腔镜工具。从1990年代起已发现了微型腹腔镜的用途(可在门诊患者设置中可能在局部麻醉情况下执行的一种用途)(例如见obgyn.net/laparoscopy/microlaparoscopy以及“Microlaparoscopy using an optical Veress needle inserted at Palmer's point,”Gynecological Endoscopy 8,115-116(1999))。

[0032] 创新的高分辨率微型完整(包括照明)视频内窥镜将使得微型腹腔镜成为瞩目的中心。还公开了使用这种微型数字成像工具以构造将在腹腔镜手术过程期间使用的可视化通管针的方法。

[0033] 随着微型数字成像摄像头和用于这种微型架构的新颖照明方案的技术领域的进步,我们处在无需极大牺牲其可产生的图像分辨率就能构造小直径(甚至<1.4mm的OD)完整视频内窥镜的点处。具有可携带上万像素的数字成像传感器的大约1平方毫米的芯片(或略微更小)封装已经商业可得:例如见Awaiba公司的具有62,500像素的naneye CMOS传感器, awaiba.com/product/naneye-family-overview/。或者由Medigus Ltd. (以色列俄梅珥镇)制造的具有50,000像素的MiniCam CCD摄像头(“Miniature camera for enhanced visualization for single-port surgery and notes”, Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques, 22, (10):984-8, (2012))。或更好的是Enable Inc. (美国加州红木城)将引入的具有160,000像素的高分辨率成品完整视频内窥镜末端(具有小于1.4mm OD的成像传感器和照明;由此根据图4A, $G_{id} \leq 1.4\text{mm}$)。在构造具有比标准气腹针的内气流护套的当前标准ID小的横截面直径的前述可视化通管针时,这种数字成像摄像头和成品视频内窥镜末端产品是必须的。

附图说明

[0034] 图1A示出运送吹入气体的弹簧动作的钝内管腔的末端,其中外管腔或针头以锐利的有角的末端指示,并且图1A还示出表示现有技术的气腹针的气流。

[0035] 图1B示出根据本发明的修改后的气腹针内管腔末端,指示了修改的气流方向,以适应将被放置在内管腔中的本发明的可视化通管针。

[0036] 图2是分解图,指示了本发明的可视化通管针以及该通管针通过图1B所示的修改的气腹针的插入。虚线指示通管针的远端通过气腹针的止血阀Y连接器的近端的插入。

[0037] 图3A、图3B和图3C示出本发明的可视化通管针的远侧硬段的不同区域。图3B示出图3A的通管针的端视图,图3C与图3B类似,但示出具有方形透镜或窗口的修改实施例。

[0038] 图4A和图4B是侧视图,示出可视化通管针的远侧硬段的不同区域相对于气腹针的气流护套或管腔的内径的相对尺寸。在图4A中,通管针远侧末端向气流护套远侧被推出,示出了用于气流的环形间隙;在图4B中,通管针远侧末端尚未远离气流护套的远端。

[0039] 图5是气腹针的止血Y连接器以及其与本发明的气腹针的近端的附图的详细视图。

[0040] 图6是被插入并通过止血Y连接器的可视化通管针和气腹针的另一视图。

[0041] 图6A是示出本发明的另一实施例的侧视图,其中可视化通管针插入通过不同类型的针头。

[0042] 图7是另一实施例的侧视图,描绘了可视化通管针和使用未修改的气腹针的方式,并且指示了通管针的视频内窥镜末端侧视图。

[0043] 图8是部分截面的详细视图,示出了第一实施例的可视化通管针的具有用于清理碎片的O形环的远侧末端。

[0044] 图9是示出利用透明圆顶作为远端的可视化通管针的侧视图。

[0045] 图10A和图10B示出在其气流护套上具有可生物吸收帽的气腹针的实施例。图10B示出通过可视化通管针的出现而从护套将帽推掉和推开。

[0046] 图11A示出在修改实施例中本质上插入通过图2所示的气腹针的可视化通管针,在该修改实施例中通管针具有在通管针的手柄中的光学界面处终止的照明光纤,其中使用较大光导将来自光源的光发送到光学界面以用于将光递送到远端。

[0047] 图11B示出与图11A类似的另一修改组件,其中光源在光学界面处被直接附接到通管针的手柄上。

[0048] 图11C也类似于图11A,但示出光学界面在手柄上并且没有电连接器的可视化通管针。另外,照明光纤在光学界面处终止,其中光源在光学界面处被直接附加到手柄上。手柄内部的无线电子器件将信号发送到图像处理界面,反之亦然。

具体实施方式

[0049] A.对标准气腹针的首选的改变:

[0050] 可以对标准气腹针1作出最小改变以适应所提出的可视化通管针的本实施例的功能性。气腹针的可移动内护套2(运送吹入气体的弹簧动作的钝内管腔)典型地具有圆形的远侧末端3,其具有使得吹入气体5通过的侧部端口6,如图1A中所示。该纵向护套2也将被称为气流护套。该护套的圆形远侧末端3帮助防止在利用气腹针的针头4部分对腹腔的第一次突然穿刺期间的任何意外损伤,同时允许气体5从侧部端口6通过(在穿刺腹部之后)。图1A中的箭头5指示通过侧部端口6的气流的通道和方向;气腹针吹气的标准使用。

[0051] 可视化通管针7的当前实施例包括前视视频内窥镜8(沿着通管针的轴的轴线观看)。见图1B。因此,在修改中,标准的气腹针的气流护套的圆形末端3可被切除(优选地在侧部气流窗口6的近端处),以便通管针7能够从一头看到另一头以及被推向修改的气流护套10的远端9的远侧,图1B。应当执行切割的远侧边缘11的进一步处理以将远侧开口9的边缘斜切或弄圆并使得主体呈现尽可能无创伤的边缘。在修改的气腹针12的该实施例中,吹入气体通过可移动气流护套10的远侧输出端口9而出。通过远端9的气流的通道和方向由图1B中的箭头13指示。

[0052] 利用商业可得的Awaiba的naneye2C摄像头awaiba.com/product/naneye/和多模式照明光纤,成功地构造了具有如下尺寸的可视化通管针和修改的气腹针(表1)。

[0053]

表头在图 4A 中说明。			
17, V_{od}	16, G_{id}	14, S_{od}	35, SS_{od}
2.1 mm	1.7 mm	1.6 mm	0.8

[0054] 表1:见图4A。所提出的装置的首选实施例的临界尺寸。注意,修改的气腹针12的 V_{od} 17与标准小气腹针1的OD相同。

[0055] 优选地,不必修改现有的标准气腹针的尺寸(外径 V_{od} 17),只要可视化通管针7的硬部15的最大OD 14(图4A中定义的14, S_{od} ;其远侧末端18)做得小于气腹针的内吹气轴10的ID 16(图4A中定义的16, G_{id})即可。换句话说: $S_{od} < G_{id}$ 。注意,这些尺寸关系稍后还被定义得更详细。 V_{od} 17(气腹针的外径)保持在2.1mm(标准气腹针OD,比如Karl Storz型号26120JL(13cm长))以下也是首选的。也可以使用诸如26120J(10cm长)以及分别为15cm和18cm长的26120JLL和26120XL之类的其他Karl Storz型号气腹针(或来自其他制造商的类似模型)以及进行相应的修改。

[0056] 重要的是,为了使用所提出的可视化通管针7,无需修改气腹针的功能性。所提出的可视化通管针7是具有可被容易地移动通过气腹针12(甚至在吹气期间)而同时持续地观

看气腹针末端远侧的区域的光纤照明19 (图3B、图3C) 的新颖视频内窥镜8构造。注意, 可视化通管针的远端的区域大约为 2.0mm^2 。

[0057] 因此, 可视化通管针7可以在组织穿刺期间、在吹气和后吹气期间提供图像和实况视频。实际上, 该设计可以允许可视化通管针在腹腔镜手术过程中始终保持在适当位置通过气腹针 (如图4A和图6所示), 而不会影响典型的标准直径气腹针的功能性或从吹气泵产生任何压力报警。

[0058] 这种系统随后可被用于腹腔镜外科手术, 其将会比常规腹腔镜手术过程 (其使用更大切口和直径的器械) 以及显然比常规外科手术的疼痛更小, 而同时提供良好质量的图像 (这是由于高分辨率微型数字成像传感器)。更小和更少的切口还转化为对于患者的更快恢复时间以及总体上更低成本的手术过程。

[0059] B. 可视化通管针的首选实施例和描述:

[0060] 图2是指示本发明的可视化通管针以及该通管针通过图1B中的修改的气腹针的插入的分解图。虚线指示通管针的远端通过气腹针的止血阀Y连接器的近端的插入。

[0061] 装置7将从这里开始被称为可视化通管针或简单地称为通管针。

[0062] 可视化通管针 (图2) 沿着其长度包括3个不同的功能元件:

[0063] (1) 远侧硬段15, 其插入通过气腹针12。这是可视化通管针进入和退出气腹针的部分。其比气腹针的长度以及附接到其近端的任何其他元件 (如稍后描述的止血阀Y连接器20, 如图2所示) 长, 从而其远侧末端可以在手柄的远侧末端接触Y枢轴中心 (hub) 的近端时被舒适地推动经过气腹针的远端, 图6。

[0064] (2) 近侧柔段21, 其包含照明光纤和自或至远侧数字传感器的电导体的近侧长度。可视化通管针的柔性部分的近端终止于两个连接器: 将被分别插入光源24和图像处理硬件25的光学连接器22和电连接器23 (图2)。光学连接器22具有被紧密捆绑在一起 (紧密包装) 并且在它们的近端被抛光的所有照明光纤19。电连接器23具有向和从数字成像传感器运送信号所必须的所有电导体的近端。电缆组件中的导体的数量取决于所使用的数字传感器的类型。数字传感器的制造商致力于这些规范。光源24具有用于接收通管针7的近侧柔段21的光学连接器22的适当插孔26以及用于将充足的光耦接到照明光纤19中以便一直传输到通管针7的远端27以用于适当成像的适当设计的耦接光学器件和光源。具有光学器件和照明技术领域知识的人员可以理解将光学器件耦接到照明光纤19中的光源、光纤传输、光纤的数量、光纤的尺寸和光纤数值孔径如何成为设计的重要元素的一部分以确保远侧观看视场的适当的光照量。在数字传感器 (摄像头) 前方的成像微型物镜28的F值以及数字成像传感器的像素敏感度也是将决定视场将会显得被照明得有多好的重要因素。对摄像头或数字成像传感器或本文的摄像头的指称理解为包括成像透镜。类似地, 图像处理硬件25具有接收电连接器23的适当电插孔29。该硬件/固件将来自数字传感器的电信号转化为将被显示在计算机、或监视器、或手持式平板、或智能手机、或存储装置 (所有这种显示器和存储装置在图2中由箭头30指示) 上的图像。图像处理硬件25还可以具有显示器和可拆卸存储设备以显示和存储图像和视频 (手持式设计)。具有数字成像技术领域知识的那些人员可以理解如何将这种处理硬件结合在一起。

[0065] (3) 最终手柄或枢轴中心31被使用, 其存在于前述两个部件之间。手柄在直径上大于气腹针12或止血Y连接器20的端口中的任一个。手柄31应当被设计为适合外科医生的手

舒适地轻松操纵可视化通管针7(出入于气腹针,并且利用插入其中的可视化通管针来对气腹针进行末端倾斜操纵。可以在手柄31中设计适当的不对称体32,使得存在外科医生总会觉得比以其他定向握持的感觉更自然的首选定向。这个方式甚至无需观看外科医生恰好以相同方式握持手柄(通过在他/她的手中转动,直到感觉自然为止)。手柄31还用作对可视化通管针远侧末端18推过气腹针远侧末端9多远进行限制的部件(图6)。由于使得不同长度的气腹针适应不同尺寸的患者,因此可以使得可视化通管针的不同模型匹配任何现有气腹针模型的长度(以及如20之类的其他附件)。

[0066] 手柄31上应当还具有特征33,特征33可见且突起,因此其通过外科医生触摸(无需观看手柄)就可感觉到。该特征31在图2中示出为向下指向通管针7的远端的箭头,但其也可以具有其他形状。还首选的是,该特征位于围绕手柄周围的位置,使得当外科医生感觉到手柄(甚至盲视通过感觉不对称体32)时,特征33在手柄的工效确保了自然地适合于人手时变得右侧向上。

[0067] 在通管针7的组装期间,手柄31被适当地旋转,并且附接到通管针的硬部15以使得当手柄特征(箭头33)面向上时显示在监视器上的图像右侧向上。显然,在组装期间可以使用任何其他预定惯例,使得当医生看到特征(箭头33)在特定定向时,表明图像也在某个预定定向。

[0068] C. 可视化通管针的远侧硬段的进一步描述:

[0069] 可视化通管针的远侧硬部分具有三个不同区域:两个直径和长度不同的节段以及它们之间的锥形过渡34(图3A)。

[0070] (1) 远侧短长度大直径末端18;其容纳数字成像传感器芯片和照明光纤19的远端。

[0071] 数字传感器可以是CMOS或ccd类型的数字图像传感器。根据前文所述的微型高分辨率数字成像构造,成像传感器(有时被称为摄像头、或数字摄像头芯片)是最大的元件。可视化通管针7和修改的气腹针12的临界尺寸也在图4A中定义。末端的直径(14S_{od})主要由数字成像传感器的尺寸、随后由用于照明的光纤19的直径来决定。远侧末端18是可视化通管针7的最大OD部分,并且当尚未远离气腹针12的气流护套10的远端9(图4B)时,可以阻止(或大大减小)吹入气体的通过。这是通管针的首选特征,因为该几何限制可以迅速地给医生提供与通管针的远侧末端相对于修改的气腹针的气流护套的开口的位置有关的反馈,这是因为,如果气流足够高并且系统具有如图4B所描绘的配置,则将会很快产生压力报警。使得远侧末端18的OD 14(14S_{od})略小于气腹针12的气流护套10的ID 16G_{id},从而其仍可以舒适地穿过气腹针(图4A和图4B)。因此,对于该实施例必须满足以下:

[0072] $S_{od} < G_{id}$ 公式1

[0073] 对于该装置的该实施例,还必须:

[0074] $SS_{od} < G_{id}$ (公式2),足够的余量使得当气体以15L/min或优选地多达35L/min流动时吹气泵不会产生压力报警。

[0075] SS_{od} (例如见图4A)是近侧36较长长度的外径35以及比可视化通管针7的远侧硬段15的远侧末端18部分小的直径。

[0076] 注意,具体而言,公式2定义了通管针7的近侧轴36与气流轴10的ID 16之间的环形空间37的存在,如图4所示。根据该实施例,这种环形空间37必须足够大以允许至少15L/min流量的CO₂气体或优选地多达35L/min(当通管针7的远侧末端18完全远离气腹针12的气流

护套10的远侧末端9时)而不会压力报警。下面结合图6A的另一实施例讨论所需的间隙。

[0077] 具有内窥镜和微型成像技术领域知识的那些人员可以理解如何连同成像微型物镜28和照明光纤19构造视频内窥镜的远端。对于照明光纤19的远端38首选的是与存在于数字传感器前方的成像透镜28系统的远侧表面39齐平(典型的视频内窥镜设计)。透镜的远侧表面39可以被设计为优选地平坦,以允许照明光纤远侧表面38和透镜远侧表面39被一起磨平,图3B。尽管图3B描绘了柱面透镜,但微型物镜28还可以被制成具有矩形或优选地方形的外形(见图3C)。通过这种方式,其与下方成像摄像头的方形典型横截面轮廓更好地匹配。光纤19随后可以围绕透镜的方形轮廓布置成圆形布置,图3C。

[0078] 所使用的光纤19的数量和它们的尺寸是可视化通管针7的该放大的远侧末端18的远端的OD 14可以为多大的函数(但必须总是满足公式1)。优选地,照明光纤19的尺寸和数量必须使得当与成像透镜28和摄像头芯片传感器(图3B;其中示出8个光纤作为示例)相对放置时它们不会扩大通过了由数字摄像头芯片所决定的直径(其由矩形数字传感器的对角线定义)的、通管针的远侧末端的横截面区域,或者将其充分扩大但仍满足公式1。还要注意,在满足公式1的同时满足公式2。因此,必须考虑光纤的尺寸的选择以及电连接器的尺寸,使得还可以满足公式2。

[0079] (2) 近侧较长长度和较小直径35的金属轴36;其容纳来自数字传感器的照明光纤和电线的近侧长度。

[0080] 可视化通管针7的该部分的OD 35 ($35S_{od}$) 主要由照明光纤的尺寸和数量以及附接到数字成像传感器的电导体组件的OD来决定,并且必须被设计为满足公式2。该节段构成通管针7的轴,其优选地由不锈钢制成,图3A。可视化通管针7的减小的直径35使得:当放大的末端18从气腹针12的气流护套10被推出时,吹入气体可以容易地流过针头而不会导致来自气体泵的任何压力报警,公式2和图4A。

[0081] (3) 最后,锥形过渡34;其为可视化通管针7的硬部15的第三特性几何特征。

[0082] 其为存在于前述两个估计直径长度之间的区域,图3A。该锥形节段34可以优选地被制成为不锈钢插入物,其近侧和远侧直径良好地匹配与其配合的透视节段的直径,使得通管针7的硬部15的外表面光滑,沿着其长度以及沿着锥形过渡34的长度始终没有锐利边缘。如图3A中定义的锥形过渡34的长度 $Taper_L$ 应当被保持得尽可能短,并且优选地小于10倍末端直径14:

[0083] $Taper_L < 10 * S_{od}$ 公式3

[0084] 锥形节段34还可以被制成为通管针的硬部的长度长而直径短的节段的张开的锥形节段。当气腹针12(图1B)的气流护套10的修改的平坦远侧出口边缘迎着通管针的外表面行进时(尤其当其在被推出(图4A)之后又被拉回(图4B)气流腔室10中时),对具有金属插入物的锥形过渡区域34进行加强还防止了从通管针刮下材料。

[0085] 应当理解,尽管锥形34是首选的,但根据需要,从小的到较大的直径的过渡可以更突然;当扩大的末端被充分地推出时,锐利的凸台将会可接受地起作用。可以在较窄部件36的远端和较大部件18的近端处仅包括弯曲状的过渡。

[0086] D. 对修改的气腹针的附接的描述:

[0087] 为了使得通管针7行进通过修改的气腹针12的近侧卢尔锁输入40,必须进行密封以防止从该端口漏出气体。我们通过使用图2的止血Y连接器20来实现这一点。更具体地,通

过将止血Y连接器20(其还可被称为Y枢轴中心,20)的旋转公卢尔锁41连接到气腹针12的近侧卢尔锁端口40,图5。可以通过将止血阀42相对于可视化通管针7的近侧金属护套36收紧来对Y枢轴中心20的近端41执行气流腔室的密封。通过该方式,气体密封碰巧在气腹针12的气体流入轴10的近侧,图2。可以使用商业可得的Y枢轴中心20,比如QOSINA PN 80348,其为具有旋转公卢尔锁41和母卢尔锁43侧部端口44的止血阀42Y连接器。其他类似产品可以执行相同功能,比如QOSINA PN 33057,其为另一可手持的止血阀Y连接器,旋转公卢尔锁/母卢尔锁侧部端口。对于该实施例还可以使用利用了相同功能性并且如前述QOSINA部件在其三个端口上具有相同配合连接的定制Y枢轴中心20。但是,商业可得的部件便宜、即用即抛、并且其功能性已被广泛测试。

[0088] 这些Y枢轴中心20被设计为使得通过了中心内腔的仍可以被移出和移入(取决于止血阀42收得有多紧),而对从侧部端口44流动的无论什么事物(气体或液体)的重要密封仍可被维持(图5)。图2(以及图5)中箭头45指示了流过侧部端口44。如果Y枢轴中心20的止血阀的螺钉42被拧紧,则在提供优良气体密封的同时还可以将可视化通管针7的位置相对于气腹针12完全锁定。Y枢轴中心的另一近侧端口(侧部端口44)具有母卢尔锁43,使得用户可以通过阀门端口56(图5)连接来自吹气泵的管道55。还可以利用其他配合连接转接器,只要该部件可以与Y枢轴中心20的端口正确地配合即可。Y枢轴中心20的止血阀42的密封(无论部分地收紧还是完全收紧)可以允许通过可视化通管针7对被吹气的腹部的长期视觉检查,而没有来自腹部的显著(或任何)气压损失,因为气体泵即使在高流速下也可以容易地持续使气体围绕通管针7的远侧轴15(图4A和表1中的 G_{id} 与 SS_{od} 之间的环形空间37)的小直径硬部36流过系统而不会压力报警,通过维持了腹部中的恒定压力并且弥补了通过系统的任何气体损失。

[0089] 最后,由于气腹针本地吹气旋塞47的功能性已被禁用(需要始终保持打开,从而可视化通管针7可以自由地穿过它),因此可以容易地将其替代为(优选地,即用即抛的)管线内流量控制开关56,比如QOSINA PN 97337。这在图2和图5中示出为优选地附接到Y枢轴中心20的侧部端口44,并且可以控制来自吹气泵(图中均未示出)的气流。

[0090] 对首选的硬件使用的描述:

[0091] 见图6,其针对通管针7相对于修改的气腹针12的首选最终放置。

[0092] (a) 将可视化通管针插入通过略作修改的气腹针:在运送吹入气体通过气腹针12的弹簧动作的钝内管腔10已如图1B中所述被修改之后,一旦针头穿透腹壁,可视化通管针7可以穿过内管腔10以提供通过了组织的气腹针末端48的通道的实况观看,并且最后在内管腔10的远侧。原始的气腹针吹气旋塞47始终保持打开(其没有用,因为可视化通管针正在通过气流护套10)。该阀门的功能可以容易地通过附接在Y枢轴中心20的侧部端口44上的可拆卸管线内流量控制开关56而被替代;如前文所讨论的,如图2中所示。

[0093] (b) 在组织穿透期间,可视化通管针7的远端27保持在气流护套10内部并且靠近其远端9以监测穿透组织并通过腹膜。在插入期间将可视化通管针的远端27保持为稍微靠近气流护套10的远端9还将防止远侧光学器件28在穿透期间受到组织碎片和血液的过度污染。

[0094] (c) 一旦气腹针12通过腹壁和腹膜,就推动可视化通管针7以使得其较大的OD 14远侧末端18可以完全远离气流护套10的远端9,图4A;即,向其远侧推动。附接到Y枢轴中心

20的管线内流量控制开关56被打开并且可以开始吹气。还可以由用户通过将可视化通管针7的大OD末端18稍微插回气流护套10中来手动控制气流,图4B。一旦可视化通管针7的扩大的远侧末端18远离气流护套10的远端9,图4A,通管针7的较小直径35就在可视化通管针7处于穿透器械内的同时允许气体正常流入腹部以吹气。

[0095] (d) 手柄31及其上的拨盘33的工效协助医生理解定向并且进行腹部的可视化。

[0096] 一旦腹膜腔被充气,外科医生就可以观看腔体的内部以选择用于套管针的(多个)附加端口(例如侧部端口)的一个(或若干)位置。位置可被选择,并且针尖和观察镜可以旨在从内部将光束导引在该位置,通过组织和皮肤可视,并且该位置可被标记在皮肤上。随后针头被去除并用于穿透该位置以提供另一端口(侧部端口)。使用针头中的视频内窥镜从内部进行视觉监测来将大的主套管针(例如10mm)插入第一主端口,从而适当地和安全地插入该大套管针。另外,根据需要随后插入通常较小的套管针。

[0097] 在外科手术过程的末尾处,外科医生可以使用本发明更好地封闭端口。利用较小端口之一中的针头/观察镜,可以从内部观看大套管针,并且在去除套管针时,可以使用RF能量(通过主端口插入的RF器械)执行封闭,该手术过程可以在视频屏幕上观察。在传统手术过程中,大的中心端口通常不能以这种方式封闭,而仅能从外部缝合。如果已形成总共三个端口,则可以在通过观察镜(或经由通过了主端口的较大观察镜)的可视化之下并且使用在小端口中施加的RF能量首先封闭小端口之一。随后,可以使用本发明的针头/观察镜通过第三(保留的)端口在腔体内部的观察下按相同方式密封大套管针。第三端口必须在外部封闭,但其为小端口,因此可以容易地进行封闭。

[0098] 本发明的其他实施例:

[0099] 在通管针7和修改的气腹针12以及图2所公开的工具和首选的使用方式的另一实施例中,可以应用于任何方法,所述方法能使外科医生能够选择性地进入体腔或器官以便执行内窥镜手术过程,从而在进入期间向外科医生提供直接可视化以使得可以将组织分离可视化并且可以避免器官和组织损伤(即,外科医生可以在解剖组织时看见组织)。

[0100] 在可视化通管针7的另一实施例中,可以使用可由除了表1所述的以外的更大直径的气腹针容纳的更大摄像头。在该情况下,例如可以使用具有1.87mm方形横截面轮廓的豪威科技(Omnivision)CMOS传感器OV06930。与早先针对较小通管针构造所公开的通管针相比,适当地更大的微型物镜28也需要使用这种传感器。这种更大的传感器将会得到与早先所公开的构造相同的功能性的构造,但具有更大的尺寸(对于修改的气腹针12和可视化通管针7两者),如下表所略述的那样:

[0101]

表头在图 4A 中说明。			
V_{od}	G_{id}	S_{od}	SS_{od}
3.1 mm	2.8 mm	2.7 mm	1.7 mm

[0102] 表2:所提出的装置的更大实施例的临界尺寸。

[0103] 即使使用了(比表1所提出的)更大的数字摄像头,首选的是针头17 V_{od} 的尺寸仍保持足够小,其需要最小尺寸的切口以便于其被推动通过腹部。通过这种方式,即使(比表1所提出的)稍微更大的可视化通管针构造7也可有益于门诊患者、可能很小或无麻醉的微型腹

腔镜,同时向医师提供充分的图像质量(大于50,000像素)。对于该更大实施例,首选的是17V_{od}不超过3.1mm。

[0104] 在另一使用方式中,用户可以利用完整的标准未修改气腹针1(图1A)以用于初始穿刺和吹气。随后去除该未修改的针头1,并且将修改的针头12(图1B)插入并随后使用可视化通管针7以用于被吹气的腹部的进一步诊断。或类似地,在利用未修改的气腹针1制造了初始刺口并且实现气腹之后,用户从插入的气腹针1拧开中间弹簧加载的插入物2(气流管道),仅留下在适当位置通过腹部的针头护套4。随后,快速将定制的Y枢轴中心20(其近端41配备有与外针头护套的近端49的母螺纹相配合的螺纹)连接到针头轴的近端,并随后插入可视化通管针以通过它。从这里开始,可以如早先所述那样进行装置的使用。在该方式中,根本不必对气腹针1作出修改,但针头的初始插入是盲视进行的;可视化通管针紧接在完成吹气之后被插入。

[0105] 图6A示出本发明的变型,其中针头50接收本发明的可视化通管针52而不存在诸如在上文所述的修改的气腹针12中所包括的任何气流管道(2或10),该针头50可以与气腹针(1或12)具有大约相同的OD 17,并且在任何情况下不大于大约2.2mm外径(优选地2.0mm或更小)。这可以使得针头50的OD(和ID)能够小于上文所述的气腹针,以容纳与上文所述相同的尺寸的可视化通管针52,或者其可以使得可视化通管针52能够更大,因为不包括内部的可滑动气体管道10。此外,与插入针头50的内管腔10之内的可视化通管针52的较窄的细长硬段36之间的间隙足以允许围绕通管针的至少15L/min.的、或更优选地至少35L/min的气流(当扩大的远侧末端18被如图所示延长时)通过该环形空间而不激活任何压力报警。在首选实施例中,这通过略大于第一实施例中的1.7平方毫米的间隙面积来表示。根据表1(其描述了气腹针轴4和通管针7), $(\pi/4) * (1.7^2 - 0.8^2) = 1.767\text{mm}^2$ 。在任何情况下,针对任一实施例的气流的最小间隙面积为大约1平方毫米,或更优选地大约1.5平方毫米。这利用图6A中所示的组件更容易实现,但针头OD可以根据需要而更小(或摄像头更大),产生利用图6A组件的用于气流的期望间隙。

[0106] 在传统气腹针中,通过阀门56控制气体从吹气输入55发出,并且通过拧入的止血阀42防止气体回流。这被示出为图2中的Y枢轴中心20的一部分,但其可以是新的设计,与针头50形成一体或通过配件(未示出)被固定到针头50。

[0107] 在图7所示的又一实施例中,可以利用90度侧视光学器件和照明来构造可视化通管针。具有内窥镜技术领域知识的人员理解如何构造这种视频内窥镜。在该情况下,可以使用完整的未修改气腹针1,图1A。在该实施例中,将移动通管针的侧视远侧末端60以与未修改的气腹针1的气流护套2的侧部窗口6(图7)对齐。可以在气流护套2的接近侧部窗口6的一侧上钻出侧部端口孔(图7中未示出)。通过这种方式,气体可以在侧视通管针被插入气流管道2中的同时流动。该实施例的缺点是,通管针将仅能在相对于气腹针的轴的中心轴线的90度处仅从针头内部执行远侧观看。通管针的侧视方向由箭头61指示。

[0108] 在另一实施例中,可视化通管针7的扩大直径的末端18可以适于具有围绕末端18的周围突起的橡胶O形环62,以允许当可视化通管针沿着穿透的气腹针的轴线上下移动时从气腹针12清理碎片,图8。在该情况下,违反了公式1,但O形环62具有顺应性。O形环可以突出恰足以与气流护套ID 63接触但仍允许可视化通管针在其内部前后推动。

[0109] 在又一实施例中,通管针手柄31可以被制成使得其在其最终组装期间不会永久附

接在可视化通管针7的轴15上,如图2。相反,在使用期间可被外科医生锁定和解锁的机械摩擦机制可以允许手柄围绕可视化通管针的轴15自由旋转。外科医生随后可以在其观察到摄像头相对于手柄拨盘定向的指向的某个首选定向时将手柄锁定在轴上。

[0110] 在另一实施例中,通管针的远端可以具有由玻璃或聚合物制成的保护性透明圆形盖层64。其应当是光学上透明的,从而照明光可以穿过它并且可以通过数字图像传感器取得末端远侧区域的图像。这种盖层64可以提供保护防止污染物到达透镜和照明光纤的远侧平坦抛光光学表面上,以及引入针对可视化通管针的远端的钝表面,图9。

[0111] 在又一实施例中,修改的气腹针12的图1B的修改的气流护套10可以配备有保护性圆形帽65,图10A。通过这种方式,当气腹针第一次穿刺到腹腔中时,圆形软末端65可以是能够与任何器官接触的部件(在吹气之前),因为其附接到修改的气腹针12的弹簧加载的内管腔10。因此,本实施例的软保护圆形末端65可以充当图1A的未修改的气腹针1的钝末端,并且提供相同功能。该保护性盖层65首选地由可生物吸收材料制成。可以通过利用某个插入物(其可以穿过修改的气腹针12(包括可视化通管针7的远侧末端18)的气流护套10)推出盖层65来将盖层65向旁边移开,图10B。盖层65可以落入腹腔中,通管针的远侧末端18可以向气流护套的远侧被推动,吹气可以开始,并且由于盖层是可生物吸收的,因此外科医生无需寻找它或将其从身体去除。

[0112] 在通管针的另一实施例中,手柄31具有光学端口66(图11):替代照明光纤19始终从远侧末端至可视化观察镜7的柔性部分21的近侧光学连接器22持续完整以连接到外部光源24(如图2),照明光纤19终止于手柄66的近端,图11A。光导67(光纤或液体)连接到光源24以发送光(完全独立于可视化通管针),其在该情况下仅具有一个电连接器23,图11A。可以在光源24与手柄31上的光学端口66之间连接大得多的直径的光导67。这种光纤束67可以比用于可视化通管针中的照明的小光纤19发送多得多的光。具有照明和光学技术领域知识的人员理解图11A的光源和连接器可以如何构造以最佳地耦接到更大光导中。此外,标准内窥镜实践示出光导如何可以连接到观察镜的近端上的光学界面上。

[0113] 在不同实施例中(图11B),LED光源68可以直接耦接到手柄31上的光学端口66上。这种LED可以是电池供电的,并且在该情况下可视化通管针同样仅具有一个电连接器。

[0114] 最后,在又一实施例中,手柄包含无线发送器/接收器69(电池供电),其将电信号发送给目前需要包括无线发送器/接收器69的图像处理硬件25。在该情况下,可视化通管针无需使导线从其近端脱开,图11C。

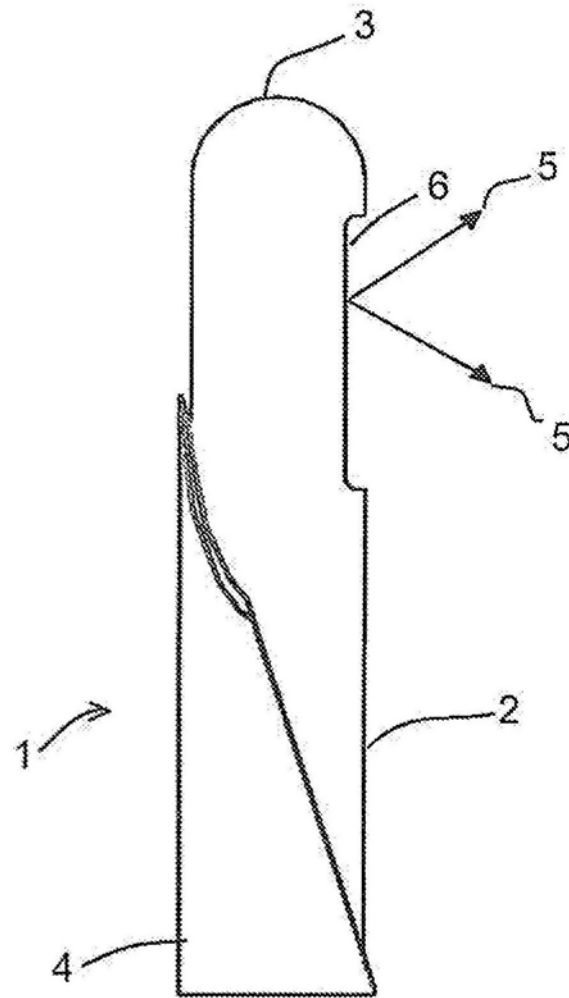
[0115] 在又一实施例中,手柄31还可以包含在外表面上的开关(图11中未示出)。这种开关可以在手术过程期间容易地由外科医生的手/手指接近(甚至盲视地)。开关可以用于启动将图像或实况视频捕获到视频处理硬件25中的存储装置上。多个旋钮和开关可以附接到手柄上以控制照明和摄像头的电子控制的所有方面。图11A至图11C中描绘的实施例的任何其他逻辑排列方式也包括在本申请中。

[0116] 最后,在系统的另一实施例中,用于为可视化通管针提供照明的光源(24或68)(图2和图11中描绘的任何光源表现形式)可以是使得其能够适应窄带成像(NBI)。这种光源可以商业可得,并且具有照明、光学器件和内窥镜技术领域知识的人员应当知道如何将其结合在一起。这种照明可以被用于开发近年来发现的窄带成像(NBI)应用。一些人所称的“电子色素内窥镜”,该独特技术首先由Gono(Gono K等,“Appearance of enhanced tissue

features in narrow-band endoscopic imaging.”J Biomed Opt.2004;9:568-577) 描述。绿光和蓝光的窄带宽导致强调微血管图案的黏液膜的表浅穿透,因为血红蛋白具有朝向这两个波长的峰值吸收谱。通过该技术还明显增强了表面凹坑图案形态的质量。因此,在该实施例中,所提出的最小可视化通管针还可以在腹腔镜手术期间被用作NBI内窥镜工具。

[0117] 要理解的是,本发明的构思可以被应用于提供在直视吹入位置时进行吹入的能力的任何外科手术器械,而不管器械的尺寸和吹入流体的类型如何。

[0118] 上述优选实施例旨在示出本发明的原理,而不是限制其范围。对这些优选实施例的其他实施例和变型对于本领域技术人员而言是明显的,并且可以在不脱离本发明精神和范围的情况下作出。



现有技术

图1A

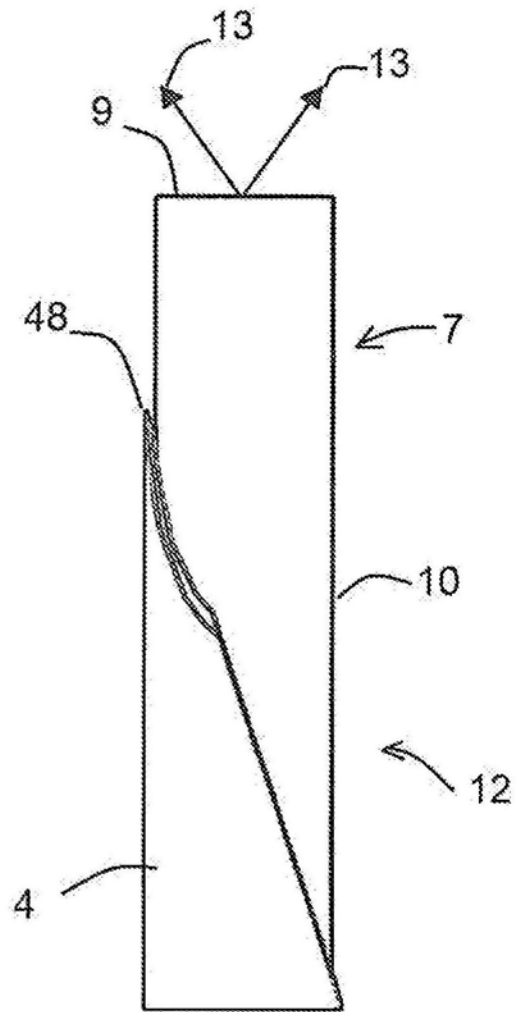


图1B

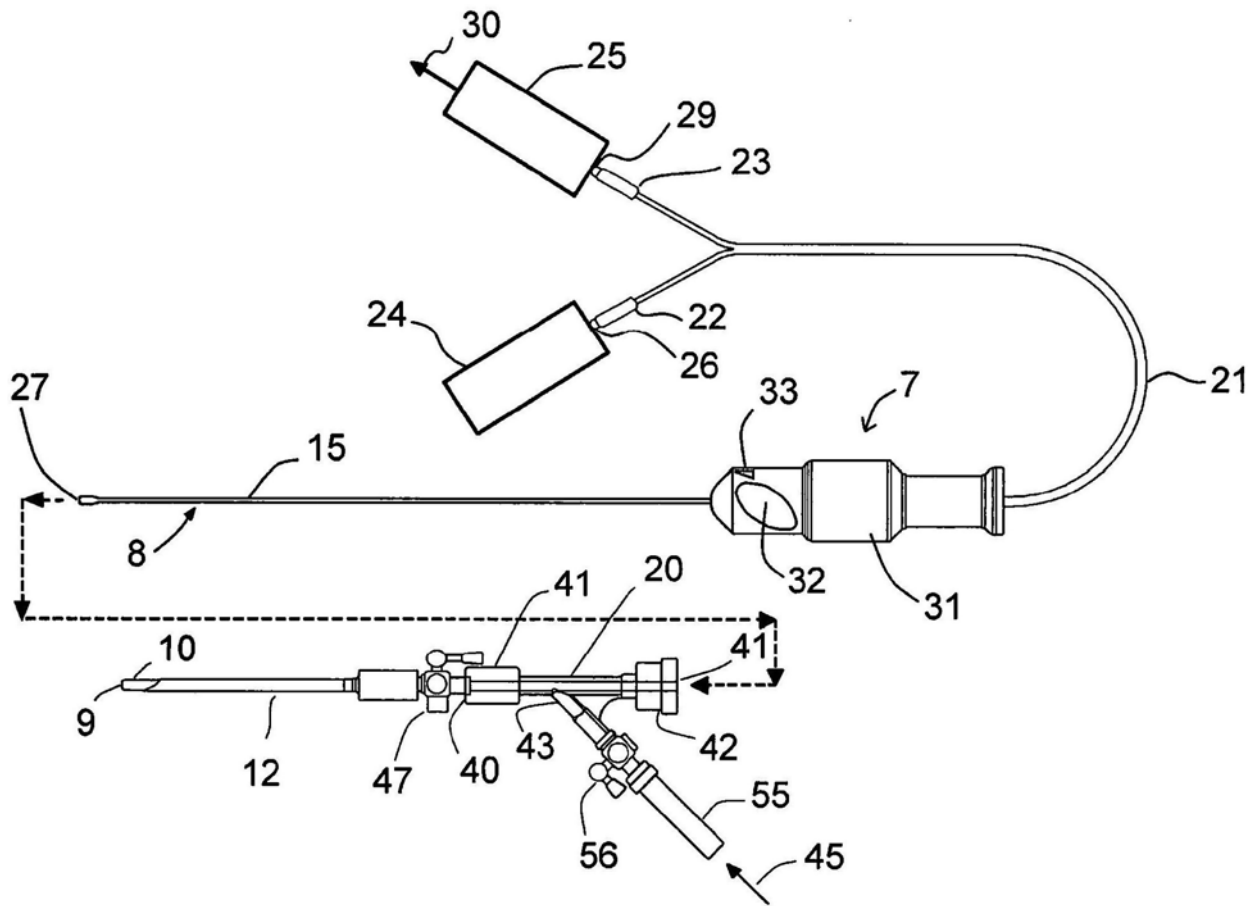


图2

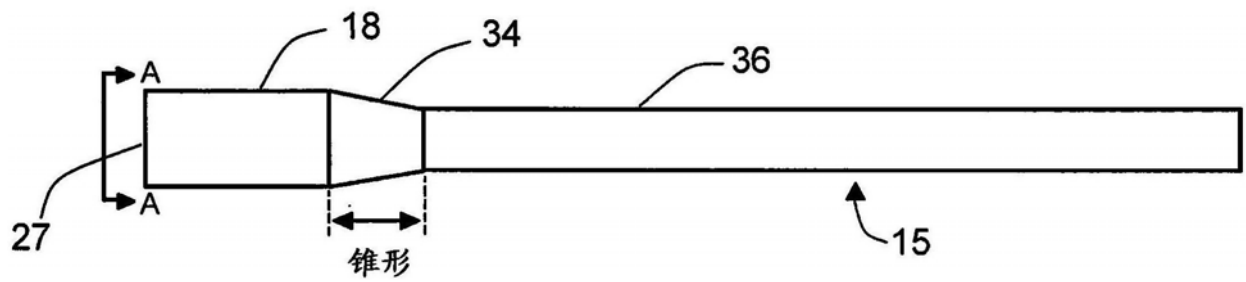
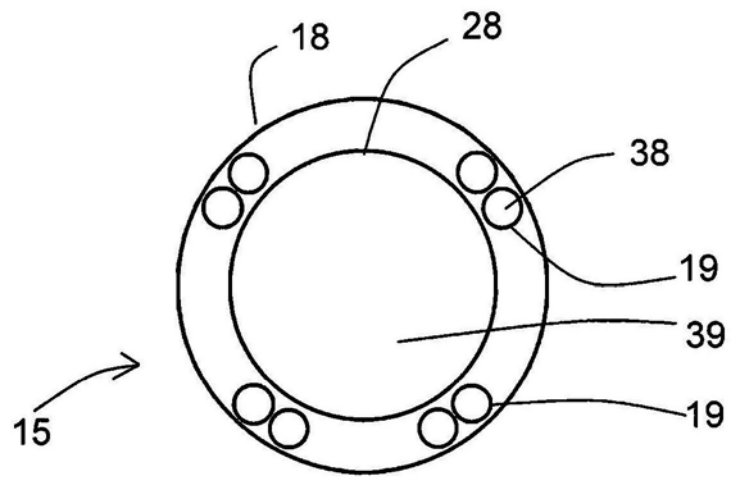
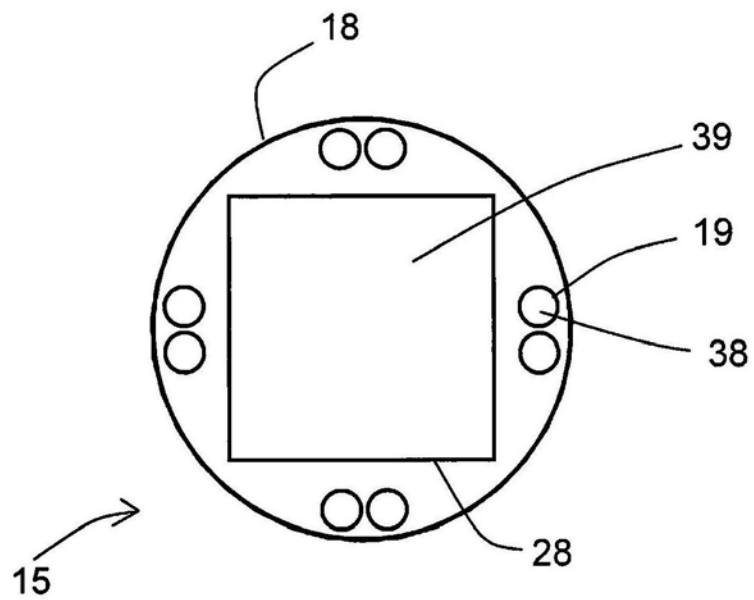


图3A



截面A-A

图3B



截面A-A

图3C

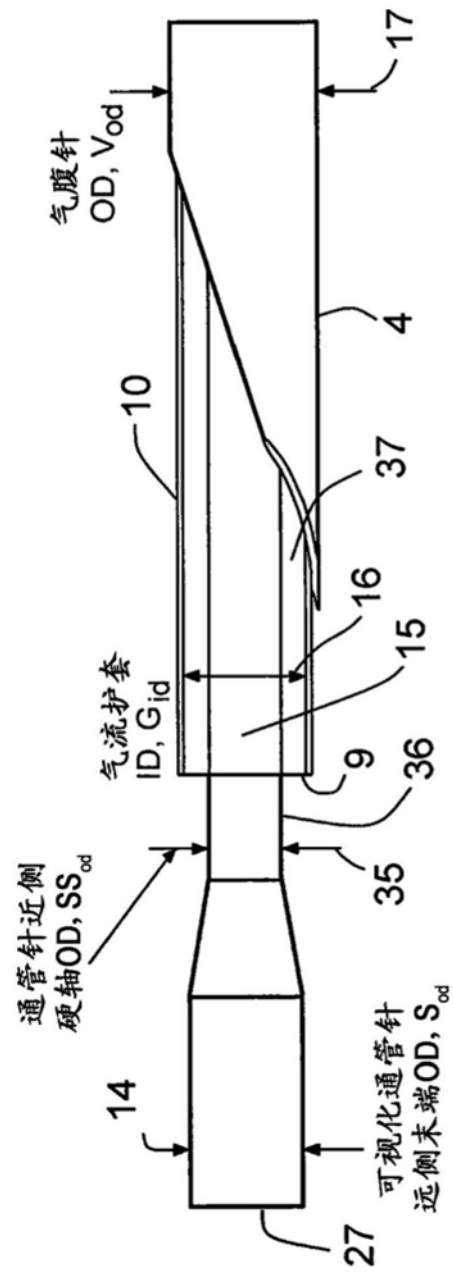


图4A

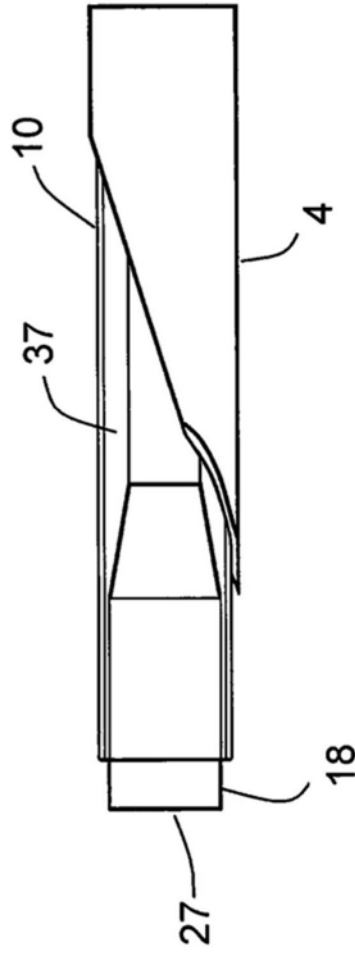


图4B

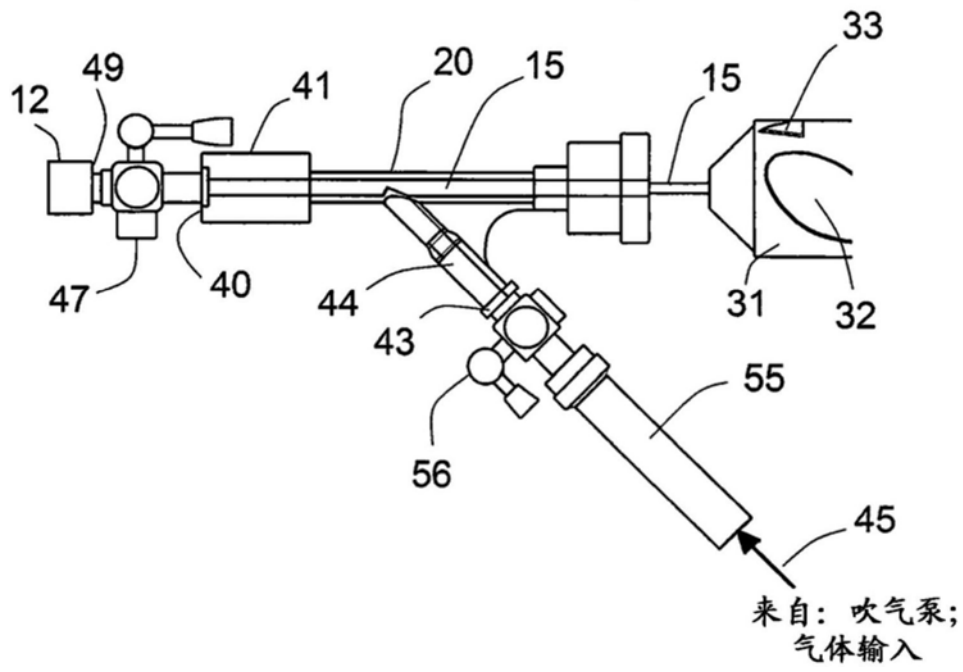


图5

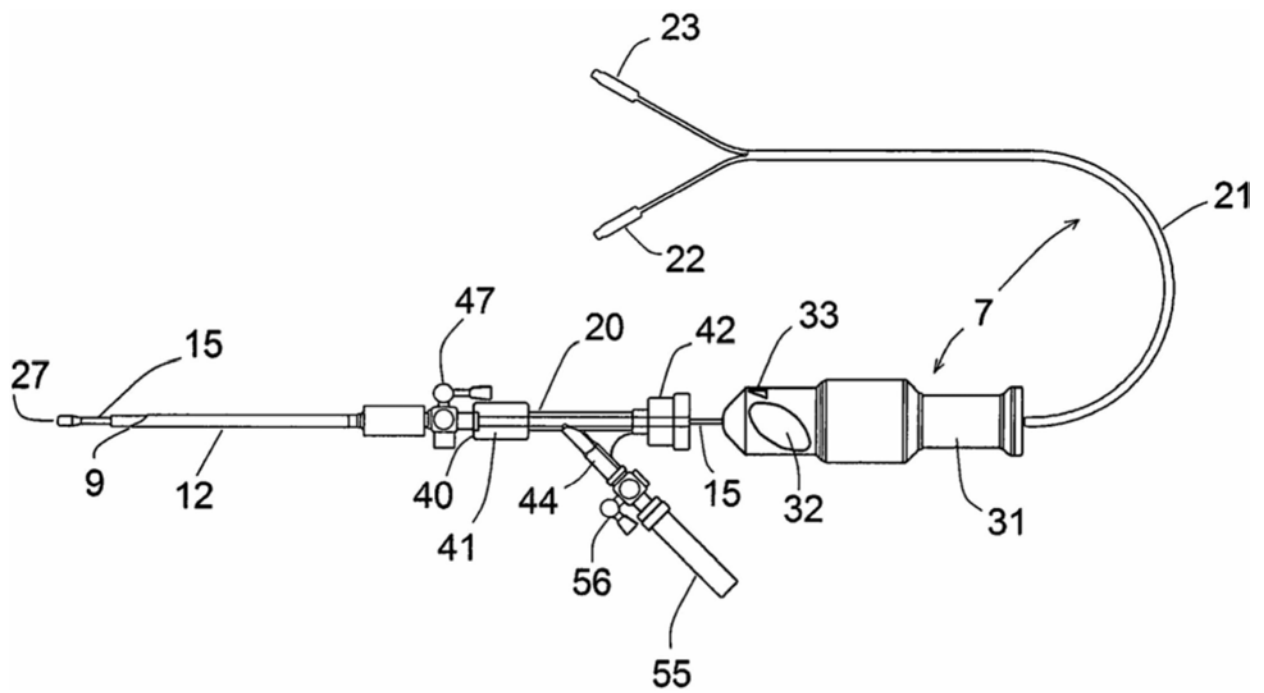


图6

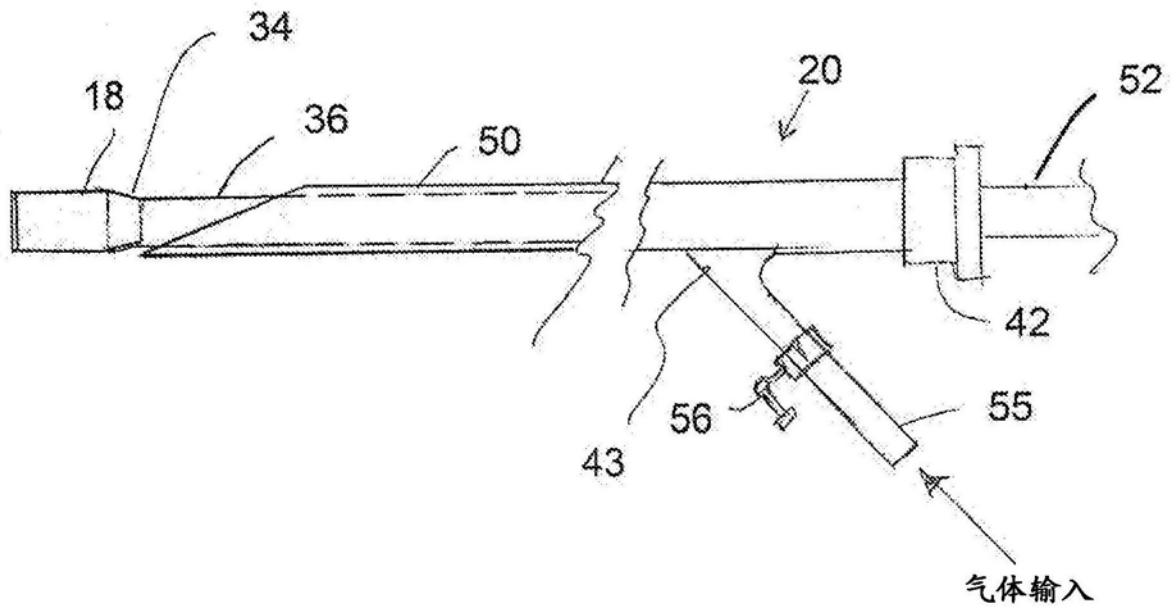


图6A

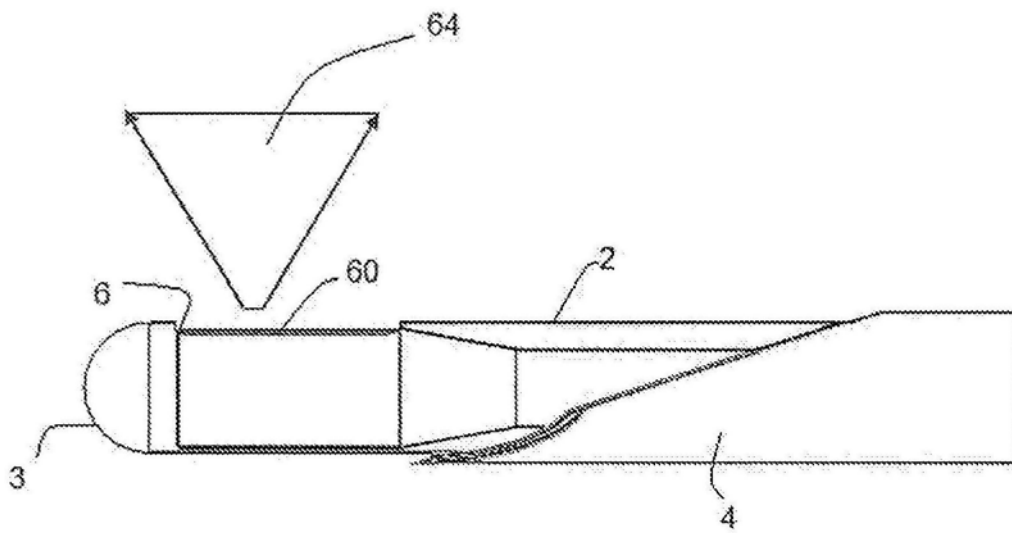


图7

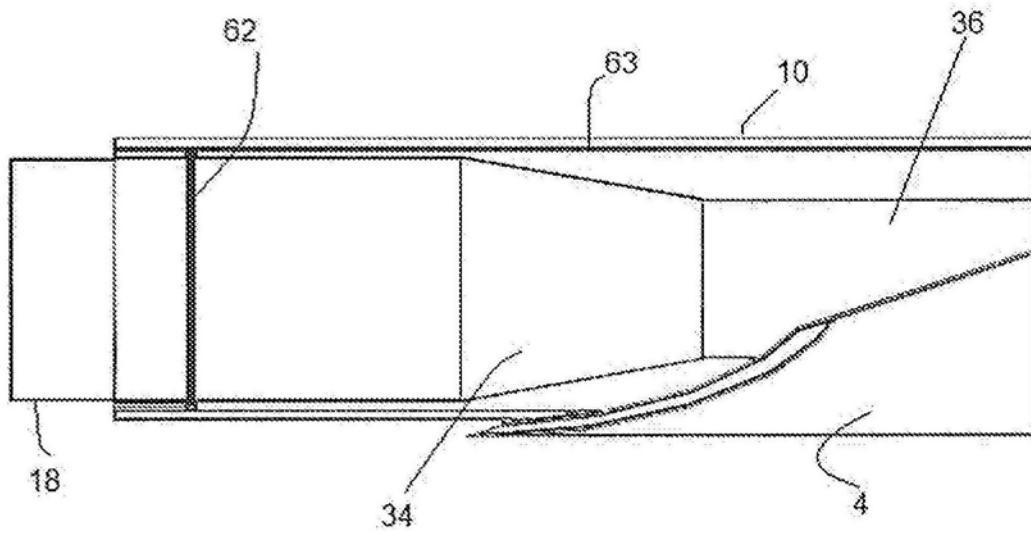


图8

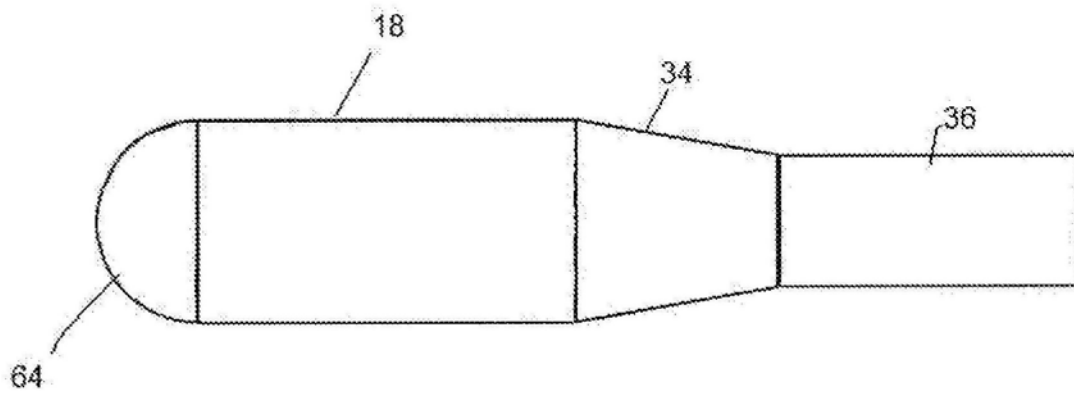


图9

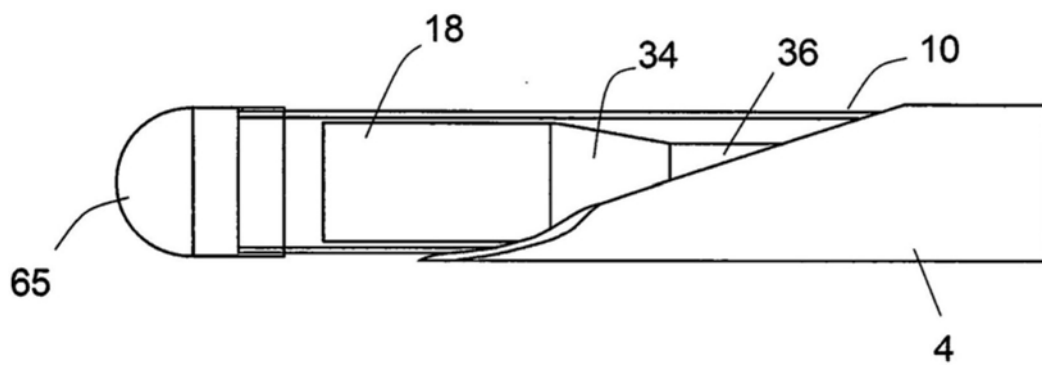


图10A

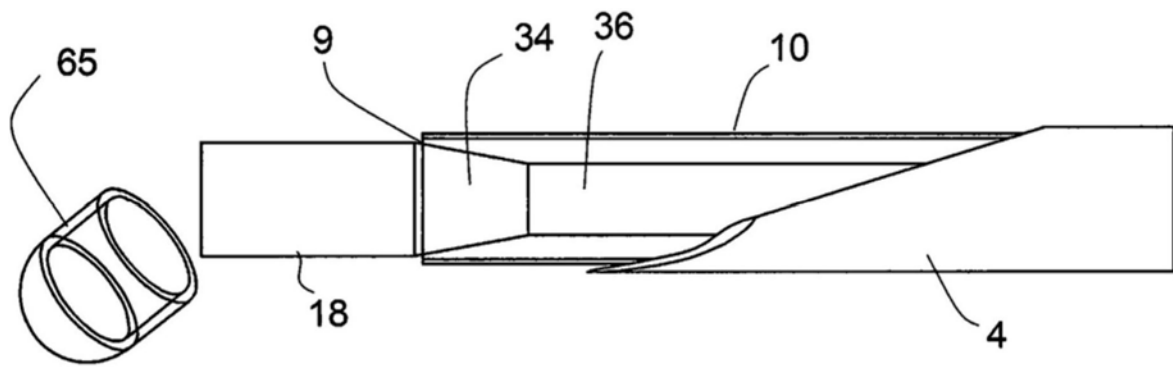


图10B

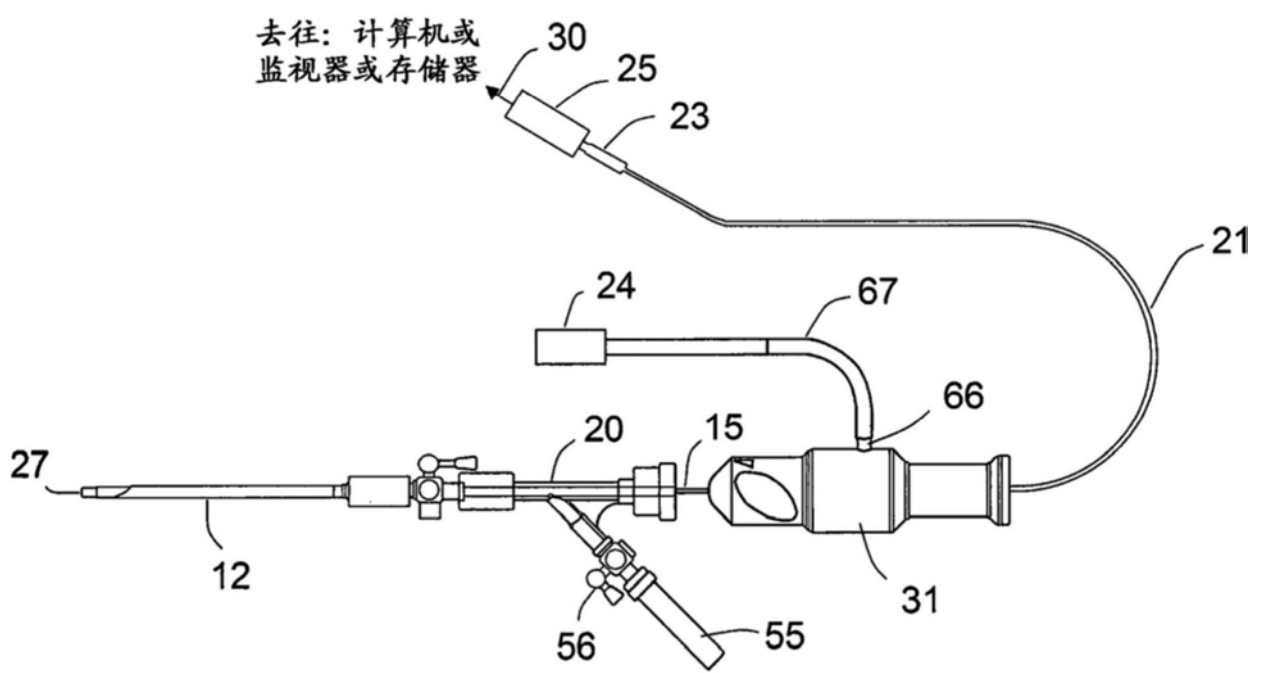


图11A

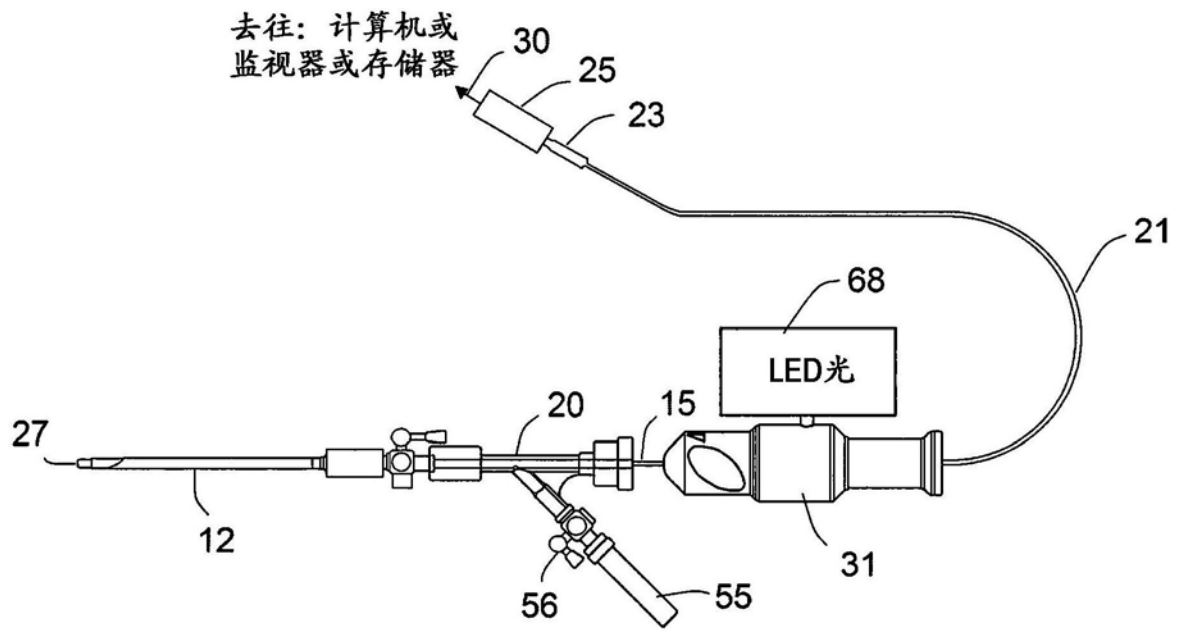


图11B

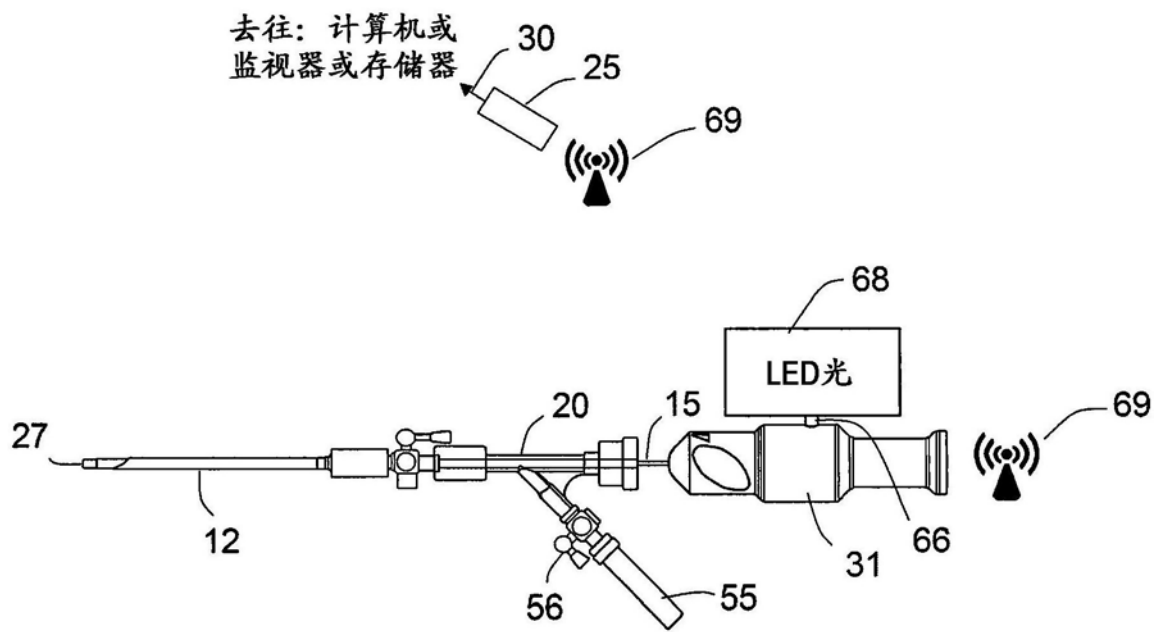


图11C

专利名称(译)	具有用于微型腹腔镜的锥形视频内窥镜的气腹针的视觉辅助进入		
公开(公告)号	CN108430356A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201680078260.8	申请日	2016-11-04
[标]发明人	O A 萨沃拉斯 S 帕帕德梅特里奥 T 科特塞罗格卢 U R 豪格		
发明人	O·A·萨沃拉斯 S·帕帕德梅特里奥 T·科特塞罗格卢 U·R·豪格		
IPC分类号	A61B17/34		
CPC分类号	A61B1/00154 A61B1/00177 A61B1/015 A61B1/05 A61B17/3403 A61B17/3474 A61B17/3496 A61B90/361 A61B2017/00004 A61B2017/00473 A61B1/273 A61B17/3478		
代理人(译)	苏娟		
优先权	14/935325 2015-11-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

修改气腹针以通过气腹针的吹气管道的管腔接收前视微型视频内窥镜。该修改的器械使得能够直接观看该器械通过组织到达患者的腹膜腔的前进以便于针头的适当位置和经由针头对腔体的吹气。视频内窥镜具有比吹气管道的管腔小的直径的细长轴，吹气管道用于在观察镜处于适当位置的情况下的吹入气体的通过。在其他实施例中，针头装配有微型视频内窥镜以提供相同功能，其中针头的管腔用作吹气管道。

