



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107205623 A

(43)申请公布日 2017. 09. 26

(21)申请号 201580060855.6

(22)申请日 2015.09.09

(30)优先权数据

62/048105 2014.09.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/049142 2015.09.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/040451 EN 2016.03.17

(71)申请人 范德比尔特大学

地址 美国田纳西州

(72)发明人 P. 瓦尔达斯特里 K. 奥布斯坦

R. 卡普拉拉 C. 林 F. 坎皮萨诺

G. 斯科扎罗 A. 瓦塔尼安 W. 琼斯

C. 迪纳塔里 M. 贝卡尼

E. 埃尔德米尔

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 崔幼平 谭祐祥

(51)Int.Cl.

A61B 1/01(2006.01)

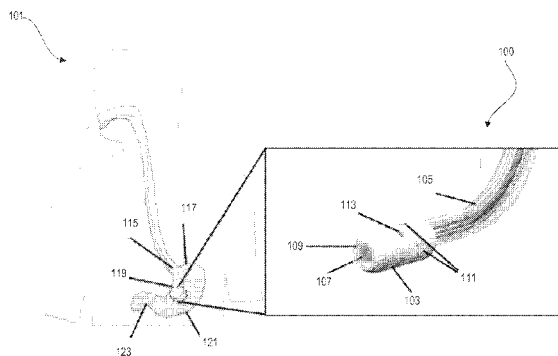
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

用于低资源地区中的胃癌筛查的喷液式胶囊内窥镜和方法

(57)摘要

提供用于控制医疗胶囊系统的横向移动的系统和方法。胶囊壳体被构造成插入到患者的解剖结构中。多通道绳联接到胶囊的后部并包括向胶囊壳体输送液体的至少一个液体排出通道。多个液体排出端口定位在胶囊壳体的外周向周围,并且每个被构造成以变化速率从所述胶囊壳体以可控制方式横向排出液体,从而影响所述胶囊壳体的横向移动。



1. 一种医疗胶囊系统,包括:

胶囊壳体,其被构造插入到患者的解剖结构中;

多通道绳,其联接到所述胶囊的后部,所述多通道绳包括向所述胶囊壳体输送液体的至少一个液体排出通道;以及

多个液体排出端口,其定位在所述胶囊壳体的外周向周围,并且每个被构造以变化速率从所述胶囊壳体的侧面以可控制方式横向排出液体,从而影响所述胶囊壳体的横向移动。

2. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,其中,所述多个液体排出端口中的每个液体排出端口包括可控制阀,所述可控制阀可操作以控制通过所述至少一个液体排出通道输送的经增压液体从所述液体排出端口排出的速率,并且其中所述胶囊壳体的横向移动基于经增压液体从所述多个液体排出端口中的每个液体排出端口排出的速率受到影响。

3. 根据权利要求2所述的医疗胶囊系统,其中,所述多通道绳的所述至少一个液体排出通道包括一个液体排出通道,并且其中所述多个液体排出端口的每个可控制阀被独立地控制,以调节通过所述一个液体排出通道输送的所述经增压液体同时从所述多个液体排出端口排出的速率。

4. 根据权利要求2所述的医疗胶囊系统,其中,每个液体排出端口的所述可控制阀包括夹管阀,所述夹管阀可控制以调节通过每个液体排出端口的液体的流。

5. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,还包括

惯性传感器,其定位在所述胶囊壳体内;以及

控制器,其被构造基于从加速度计接收的信号来监测所述胶囊的横向移动,并且通过以下方式来调节所述胶囊壳体的横向移动:至少部分基于来自所述加速度计的所述信号来调节液体通过所述多个液体排出端口中的每个被排出的速率。

6. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,还包括控制器,所述控制器被构造通过控制液体通过所述多个液体排出端口中的每个被排出的速率来使所述胶囊壳体转向和定中心。

7. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,其中,所述多通道绳还包括从所述胶囊壳体输送液体的至少一个吸入通道,所述医疗胶囊系统还包括一个或多个吸入端口,其定位在所述胶囊壳体上并且被构造将液体吸取到所述胶囊壳体中以便通过所述至少一个吸入通道输送。

8. 根据权利要求7所述的医疗胶囊系统,还包括控制器,所述控制器被构造至少部分基于液体从所述多个液体排出端口中的每个液体排出端口被排出的速率来调节所述一个或多个吸入端口从所述解剖结构吸取液体的操作。

9. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,其中,所述胶囊壳体包括被尺寸设计成接纳操作工具的可选择性打开的密封舱,所述医疗胶囊系统还包括被尺寸设计成在使用期间装配在所述胶囊壳体的所述密封舱内的所述操作工具。

10. 根据权利要求9所述的医疗胶囊系统,其中,所述胶囊壳体由一次性材料构造而成,并且其中所述操作工具以可重复使用方式可定位在多个一次性胶囊壳体中。

11. 根据权利要求9所述的医疗胶囊系统,其中,所述多通道绳还包括操作通道,所述操作通道用于在所述操作工具定位在所述胶囊壳体的所述密封舱内时在所述操作工具与外部控制器之间输送控制信号和数据。

12. 根据权利要求9所述的医疗胶囊系统,其中,所述操作工具包括视频相机系统。

13. 根据权利要求9所述的医疗胶囊系统,还包括多个操作工具,每个操作工具被构造成实施不同的操作功能并且每个操作工具被尺寸设计成在使用期间装配在所述胶囊壳体的所述密封舱内。

14. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,还包括联接到所述多通道绳的与所述胶囊壳体相反的端部的增压液体系统,所述增压液体系统被构造成提供增压液体以便通过所述多通道绳中的所述至少一个液体排出通道被输送到所述多个液体排出端口。

15. 根据权利要求14所述的医疗胶囊系统,其中,所述增压液体系统包括部分填充有液体介质的液体保存罐和气动压力源,所述气动压力源被构造成增加所述液体保存罐中的所述液体介质的上方的气体的压力,并且其中所述气体的经增加压力迫使所述液体介质通过所述多通道绳中的所述至少一个液体排出通道。

16. 根据权利要求15所述的医疗胶囊系统,其中,所述气动压力源包括容纳经增压的气态介质的压缩气体罐。

17. 根据权利要求1所述的医疗胶囊系统,其中,所述多通道绳包括柔性的半刚性材料,所述柔性的半刚性材料被构造成通过推动和拉动所述胶囊壳体来控制所述胶囊壳体的线性移动。

18. 一种使用喷液式医疗胶囊系统实施食道、胃、十二指肠镜检查的方法,所述喷液式医疗胶囊系统包括胶囊壳体、联接到所述胶囊壳体的后部的多通道绳、以及多个液体排出端口,所述多个液体排出端口定位在所述胶囊壳体的外周向周围,以便以变化速率从所述胶囊壳体的侧面以可控制方式横向排出液体,所述方法包括:

通过口腔将所述胶囊壳体插入到患者的食道中;

使所述胶囊线性地行进通过所述食道到所述患者的胃;

通过定位在所述多通道绳内的至少一个液体排出通道向所述胶囊提供水;以及

通过所述多个排出端口中的一个以可控制方式排出所述水以影响所述胶囊的横向移动。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中,通过所述多个排出端口中的一个以可控制方式排出水以影响所述胶囊的横向移动还包括通过一个或多个排出端口排出水以使所述胶囊稳定并减少所述胶囊的横向移动。

用于低资源地区中的胃癌筛查的喷液式胶囊内窥镜和方法

[0001] 相关申请

本申请要求于2014年9月9日提交的美国临时申请第62/048,105号的权益,该美国临时申请的全部内容以引用方式并入本文中。

背景技术

[0002] 胃癌是全球癌症死亡的第二主要原因。筛查计划对诸如日本的地区的死亡率具有显著影响。近70%的病例发生在内窥镜资源在传统上受限的低/中收入国家(LMIC)。本发明涉及内窥镜系统和方法,并且更具体地,涉及内窥镜筛查机构。

发明内容

[0003] 食道、胃、十二指肠镜检查(EGD)是在食道癌和胃癌的检测中使用的程序。当前,在EGD中使用柔性内窥镜来观察食道和胃;然而,柔性内窥镜既昂贵并且又需要大型额外机械来对一旦被使用的系统进行消毒。

[0004] 在发展中国家的许多地方,胃癌的病例正稳步上升,并且一般人群对柔性内窥镜的使用机会由于上述成本和无法可靠地对系统进行消毒而最小化。本文中描述的喷液式胶囊内窥镜(HEC)具有低制作成本并且可在每次使用之后丢弃,其克服了柔性内窥镜系统产生的挑战。这在诸如东亚、中美洲、南美洲和东欧的大型市场中创建内窥镜的负担得起的替代物。

[0005] 当前,不存在标准内窥镜的低成本替代物。这限制该程序在食道癌和胃癌正在人群内逐渐上升的发展中国家(诸如东亚、中美洲、南美洲和东欧)中的可用性。HEC是一种新颖的医疗设备,首先,由于其使用可获得的、生物相容的、可再生的资源(水)用于控制和可操纵性。其次,HEC的低制造成本和一次性设计允许其在不额外购买昂贵灭菌装备的情况下使用。最后,HEC系统的低初始成本允许其成为发展中的医疗保健市场中的负担得起的系统。

[0006] 在一些实施例中,本发明允许食道、胃、十二指肠镜检查(EGD)程序通过使用喷液式胶囊内窥镜(HEC)以低成本并在无灭菌/清洁/加工装备的情况下完成。该新颖的方法避开传统内窥镜的通常费用,该传统内窥镜既购买昂贵并且又需要额外机械来进行清洁以供重新使用。

[0007] HEC通过使用以特定角度并在特定压力下从胶囊的主体射出的水流在身体内操纵。多通道软绳(tether)向胶囊上的一组进口喷嘴提供来自水分配系统的高压水。用户通过使用计算机用户界面来操作水分配系统,该水分配系统控制水进入到胶囊上的每个出口通道中的流速。HEC的核心是能够携带视频处理单元(VPU),其在程序期间传递实时图像用于进行控制和诊断。VPU可在程序之间重复使用而不需要进行灭菌/清洁以降低总的程序成本。HEC自身也可重新构造以承载现有的市售内窥镜相机,并且如果有需要可被设置以使用一次性相机。

[0008] 一旦EGD程序完成,便从HEC移除VPU。将HEC和其多通道软绳丢弃。然后将VPU插入

到带有多通道软绳的新HEC中以供在下一患者中使用。本文中描述的系统和方法的各种构造提供一种用于在资源有限地区(包括农村)中使用的用于胃癌筛查的新颖的、超低成本的可(<1-2美元/盒)、一次性系统。

[0009] 在一个实施例中,该系统包括10 x 26 mm的胶囊(由生物相容塑料材料制成),其具有向胶囊中的四个铰接喷水喷嘴提供高压水的附接式多通道软绳(直径5 mm)。带有LED的微型相机放置在胶囊的前部,其中缆绳位于第五绳通道中。绳连接到用于控制通过胶囊中的每个通道的水流的水分配系统,从而推进胶囊。胶囊由外部操纵杆控制。视频处理单元在专用监测器上呈现相机视图。胶囊和软绳被设计成为一次性且超低成本(单价< 1-2美元)。内窥镜相机是装配有有效接合/脱离机构的唯一可重复使用的部件。一旦在胶囊内部,相机便从外部环境密封并且使用后无需再处理。

[0010] 对系统允许关键胃界标(landmark)在来自40公斤约克郡猪的新鲜切除的胃中的可视化的能力进行测试。这些界标(幽门、胃窦、胃大弯和胃小弯、胃底和贲门)使用放置在胃外部的一系列激光灯来进行标记并且从胃内可见。由单个内窥镜医师实施六次试验。记录经激光标记的界标的时间和标识。

[0011] 在所有试验中,所有界标通过使用该系统都被充分可视化。每次试验的总时间为6分15秒 ± 1分51秒。所有位置都由内窥镜医师适当识别。每次试验利用总共1.35 L ± 0.4 L水。每次试验后,对猪模型而言没有胃穿孔或创伤迹象。该系统允许界标以安全且有效的方式在猪胃中的可视化。该超低成本的内窥镜将允许在胃癌发生率高的低资源地区中的胃癌筛查。在活体猪中,生存研究正在进行中。

[0012] 在另一实施例中,本发明提供一种医疗胶囊系统,其包括胶囊壳体、多通道绳以及定位在胶囊壳体的外周向周围的多个液体排出端口。胶囊壳体被构造成插入到患者的解剖结构中。多通道绳联接到胶囊的后部并且包括向胶囊壳体输送液体的至少一个液体排出通道。该多个液体排出端口各自被构造成以变化速率以可控制方式排出液体,从而影响胶囊壳体的横向移动。

[0013] 在又一其他实施例中,本发明提供一种使用喷液式医疗胶囊系统实施食道、胃、十二指肠镜检查的方法。该医疗胶囊系统包括胶囊壳体、联接到胶囊壳体的后部的多通道绳、以及多个液体排出端口,该多个液体排出端口定位在胶囊壳体的外周向周围以便以变化速率以可控制方式排出液体。胶囊壳体通过口腔插入到患者的食道中并线性地行进到患者的胃。水通过定位在多通道绳内的至少一个液体排出通道被提供到胶囊并且通过所述多个排出端口中的一个以可控制方式被排出以影响胶囊的横向移动。

[0014] 本发明的一些实施例还提供对组织损伤、食道癌和胃癌以及食道和胃器官的其它异常的检测。

[0015] 通过考虑具体实施方式和附图,本发明的其它方面将变得显而易见。

附图说明

[0016] 图1是通过患者的口腔插入并操纵到胃中的根据一个实施例的喷液式胶囊的示意图。

[0017] 图2A是图1的喷液式胶囊的分解图。

[0018] 图2B是图2A的喷液式胶囊的主外壳体的局部横截面视图。

- [0019] 图3是正被操纵通过患者的胃的图1的喷液式胶囊的另一示意图。
- [0020] 图4是图1的喷液式胶囊的控制系统的框图。
- [0021] 图5是带有模块化工具系统的喷液式胶囊的示意图。
- [0022] 图6是带有永久固定的相机系统的喷液式胶囊的示意图。
- [0023] 图7是带有永久固定的相机系统的一次性喷液式胶囊的示意图。
- [0024] 图8是用于喷液式胶囊的增压水供应和控制系统的示意图。
- [0025] 图9是用于控制到图8的增压水供应和控制系统中的喷液式胶囊的水流的夹管阀的横截面视图。
- [0026] 图10是用于通过喷液式胶囊的排出端口从流体供应线路排出水的喷液式胶囊的横截面视图。

具体实施方式

[0027] 在详细解释本发明的任何实施例之前,应理解,本发明在其应用中不限于在以下描述中阐述或在以下附图中示出的部件的构造和布置的细节。本发明能够具有其它实施例并且能够以各种方式实施或执行。

[0028] 图1示出用于使用喷液式胶囊内窥镜(HEC) 100实施食道、胃、十二指肠镜检查(EGD)的系统和方法的实例。HEC 100通过使用将流体(通常是饮用水)排出到胶囊100的主体103外的流体喷口(jet)在患者101的身体内操纵。多通道软绳105将来自流体分配系统(下文进一步详细描述)的增压流体提供给胶囊上的一组喷嘴以便控制由这些喷嘴产生的推力。在图1的实例中,胶囊100配备有相机107和一个或多个LED 109以供照明并捕获患者101的内部解剖结构的图像。

[0029] 胶囊100的主体103包括多个排出端口111,增压流体介质通过该多个排出端口111排出以控制胶囊在工作空间内的完整半球形移动。一个或多个吸入端口113也定位在胶囊100的主体103上并且用于从患者的内部解剖结构(例如,患者的胃和/或胃肠道)提取流体,以便防止解剖结构被注入以供操纵胶囊100的流体过度膨胀。

[0030] 在一些实施例中,胶囊100配备有其它传感器,包括例如惯性传感器。惯性传感器(例如,加速度计)补充由用户提供的手动控制信号,并且用于实现胶囊系统的闭环控制,如下文进一步详细描述。

[0031] 在图1的实例中,胶囊100通过患者101的口腔插入并且延伸穿过贲门115进入到胃中。在胃中,胶囊100的喷口通过排出端口111以可控制方式排出流体以沿着胃底117、胃小弯119和胃大弯121朝向幽门123操纵胶囊。

[0032] 图2A更详细地示出胶囊100。在图2A的实例中,胶囊100的主体103可选择性打开,以提供对胶囊100内的密封舱的接近。在该实例中,主体103通过从外壳主体201拆卸外壳前盖203来打开。内芯205定位在主体103内以提供结构支撑并帮助胶囊100的内部部件的布置。相机107从内芯205的远侧端部线性延伸,并且LED 109安装在内芯205的远侧端部上。

[0033] 在该实例中,胶囊100的排出端口111和吸入端口113形成于胶囊100的外壳主体201中。如图2B中所示,四个排出端口111相对于彼此以90度角定位在主体103的周向周围。然而,应注意,排出端口的其它数量和间距是可能的—例如,总共三个排出端口可相对于彼此以120度角定位在主体的周向周围。

[0034] 返回到图2A和图2B的实例,一对吸入端口113相对于相应的邻近排出端口111以45度角定位在主体103的相对侧上。在该实例中,排出端口111被定位成提供胶囊100的横向可操作性。例如,为使胶囊100向右移动,水以可控制方式从胶囊主体103的左侧上的排出端口111排出。为抑制胶囊100的移动,水可同时以较小流速从胶囊主体103的右侧上的排出端口111排出以抵消由左侧端口产生的推力。类似地,为使囊100横向向上移动,水以可控制方式以较大流速从胶囊主体103的底部上的排出端口111排出。此外,在某些构造中,吸入端口还被以可控制方式操作,以便通过吸取水以在特定方向上拉动胶囊来帮助胶囊100的横向移动。

[0035] 例如,参见图3,一旦胶囊100插入穿过胃的贲门115(在位置301处),该胶囊便可凭借通过左侧排出端口(在图3中,相对于读者)所排出的流体朝向胃底117转向。该左侧排出将致使胶囊100沿着胃的胃大弯121朝向胃底117移动(位置303)。相反,通过右侧排出端口在较大压力下以可控制方式排出水致使胶囊100向左移动(位置305)。持续的右侧排出与胶囊100的持续的线性插入结合致使胶囊100沿着胃大弯121移动,横跨幽门123,直到其沿着胃小弯119到达目标位置(位置307)。

[0036] 如图3中所示,胶囊100具有可通过排出胃的内含物内的流体提供的初始运动范围。然而,该运动范围可通过接触粘膜(例如,在位置305处)并且然后抵靠粘膜将流体排出以产生胶囊100的推力来扩展。

[0037] 在一些实施例中,胶囊100的线性移动通过以下方式来实现:将柔性绳105进一步推入到患者的食道中以使胶囊的线性位置行进并通过拉动柔性绳以使胶囊100的位置缩回。然而,在其它实施例中,用于通过胶囊100的排出端口111排出流体的端口朝向胶囊的后部成角度以提供向前和横向推力。类似地,吸入端口113可朝向胶囊100的前部成角度以通过从胶囊100的前部吸取水以向前拉动胶囊100来帮助胶囊的向前移动。

[0038] 此外,除通过排出端口以可控制方式排出流体以致使胶囊横向移动以外,可控制流体排出的速率以使胶囊稳定在当前位置中。

[0039] 图4示出用于操作并操纵胶囊100的控制系统的实例。泵401从水源403(例如,流体供应罐/储存器)吸取流体,并且向流体歧管405提供增压水。一系列可控制阀407(比例阀或开启/关闭阀)通过一系列流体供应线路409将增压流体的流引导到胶囊100。每个阀407和对应供应线路409提供通过胶囊本体上的一个或多个特定排出端口111排出的流体。因此,胶囊100的横向移动通过操作阀407来控制。

[0040] 计算机411用于通过向阀控制器电路系统413生成输出信号来控制胶囊的横向移动,该阀控制器电路系统413控制各个阀407的操作。计算机411可响应于来自胶囊的板上(on-board)传感器(诸如例如,上文论述的加速度计)的信号来控制阀。计算机411可还与一个或多个用户控件(未示出)接合,通过这些用户控件操作员可引导胶囊100的移动。这些用户控件可包括(例如)一个或多个脚踏板、操纵杆或其它用户界面控制设备。计算机还将控制信号415直接提供到胶囊100以供操作胶囊上设备(诸如例如,LED和视频相机系统),并且还从胶囊接收数据信号417(例如,来自相机的视频数据)。在一些实施例中,通过线路417从胶囊接收的相机数据在计算机411上显示给用户以帮助胶囊100的操纵和导航。电子线路415和417以及流体供应线路409被分组在一起并且容纳在胶囊100的多通道柔性绳内。

[0041] 图5、图6和图7进一步示出喷液式胶囊100的各种实例。图5的实例提供可选择性地

装配有多种不同工具的模块化胶囊。替代性地(或额外地),图5的胶囊系统可提供低成本的一次性壳体,其具有选择性地连接到胶囊系统并密封在胶囊的内部舱内的可重复使用的更昂贵部件。图5的实例包括可选择性打开的胶囊本体501,其具有提供多个进口线路503和一个或多个电子数据/电源线505的附接式多通道绳。排出端口507a和507b定位在胶囊本体周围。模块化工具509布置在胶囊的密封主体501内。在该实例中,模块化工具509是视频相机系统,并且因此,主体501配备有透镜511以使得视频相机系统能够捕获图像。胶囊本体501还包括电连接器联接件513以将模块化工具509连接到电气数据/电源线505。

[0042] 在可重复使用的模块化系统中,相机509可被移除并用不同工具/系统代替。然而,在一次性系统中,胶囊本体501和柔性绳由低成本的材料构造而成并且在使用之后被丢弃。如此,无需胶囊本体501的卫生处理。此外,由于更昂贵的视频相机系统509密封在胶囊本体501的舱内,因此相机系统509可通过将相机系统509联接到另一胶囊本体501中来重新使用,而无需相机系统509的额外卫生处理。

[0043] 在图6的实例中,提供具有在每次使用之间必须进行卫生处理的可重新使用的部件的另一实施方案。主体601联接到多个流体供应线路603和一个或多个电气数据/电源线605。主体还包括定位在胶囊本体601周围以供操纵胶囊的多个排出端口607a, 607b。然而,在该实例中,胶囊本体601包括永久固定的视频相机系统609。由于视频相机系统609永久固定,因此胶囊本体601和视频相机系统609必须在重新使用之前进行适当卫生处理。

[0044] 图7提供其中低成本的、永久固定的相机被包括在胶囊系统中的另一实例。通过使用低成本相机,分辨率和图像质量降低。然而,相机系统和胶囊可在使用之后被丢弃;从而消除对在某些地区/位置中可能是困难的卫生处理程序的需要。图7的胶囊系统还包括联接到柔性绳的一次性主体701,该柔性绳提供多个流体供应线路703和一个或多个电气数据/电源线705。胶囊本体701包括用于控制胶囊的横向移动的多个排出端口707a, 707b和永久固定的、低成本的、一次性相机系统709。

[0045] 如上所述,该胶囊系统从外部系统接收经增压的流体以控制胶囊的横向移动。在图4的实例中,通过泵401从储存器/罐403吸取水。然而,其它增压流体供应/控制机构也是可能的。图8示出流体分配系统800的实例,其以可控制方式向胶囊的每个喷嘴提供经增压的流体以产生用于胶囊的推力。流体罐801将水保存在经增压/密封的容器中。空气源803提供经增压的气体/空气,该经增压的气体/空气在所保存水的上方提供到流体罐801。空气源803可包括(例如)电动气动泵或经增压的空氣的调节罐。流体罐801内增加的空气压力向存储于其中的水施加压力并且将水推入到多个供应线路805中。每个供应线路配备有可控制夹管阀807以调节通过每个供应线路805到达胶囊809的水的量并且调节每个供应线路805中的流速。

[0046] 在使用调节的压缩空气罐作为空气源803的系统中,该系统可具有极低功率消耗要求,因为不需要电动泵来向胶囊供应流体。替代地,可被携带在便携式小罐中的压缩气体结合分配压力容器使用以控制胶囊的操纵。由于该系统并不需要电功率来驱动流体或气动泵,因此几乎消除在使用期间对外部基础设施的需要,从而使得该系统更便携并且潜在地电池供电。这些特征使得该系统特别适用于发展中国家和农村地区。

[0047] 在一些实施例中,流体分配系统800还包括实时地监测流体罐801的重量的重量传感器。该重量测量结果然后由计算机控制系统(例如,图4中的计算机411)用于估计工作流

体(例如,流体罐801中的水)到胶囊809的流速,并且因此估计被添加到患者的胃肠道的流体的总量。该流体分配系统然后控制通过吸入阀吸取水的速率以匹配供应到患者的流体的体积,以便维持供应到患者和从患者移除的流体之间的净平衡。

[0048] 如上所述的,允许来自供应罐801的流体进入流体供应线路805的速率、并且最终流体从胶囊809的每个排出端口排出的速率由一系列阀807控制。图9示出可用于图8的流体分配系统800中的可控制夹管阀900的一个实例。夹管阀包括线性地向上和向下移动的可控制活塞/致动器901。活塞901的向下移动逐渐夹紧供应线路903以减少允许移动通过供应线路903的经增压流体的量,并且从而控制流体从胶囊的相应排出端口排出的速率。可以降低活塞901,直到供应线路903被密封,并且不允许任何流体移动通过供应线路903。尤其地,夹管阀的使用将阀的控制机构与水隔离,如此,仅安全的塑料部件接触将被排出到患者的身体中的水。

[0049] 最后,图10示出在胶囊系统的一些实施例中配备在每个排出端口上的喷口喷嘴1000的实例。喷嘴/喷口的主体1001联接到水供应线路的远侧端部并接收经增压的水。喷嘴本体的直径在主体的上部部分1003中逐渐减小,并且朝向定位在胶囊本体的排出端口1007处的排出部分1005弯曲。弯曲部分1005用于重新定向待从胶囊本体横向排出的线性流。该流重新定向还在胶囊上产生某些向前推力。换句话说,喷口设计提供使胶囊移动的横向力以及趋于向前推动胶囊的向前力。该特征增加胶囊整体的稳定性,因为其很像使用伸肌和缩肌两者来将人手保持在稳定的、明确限定的位置中一样对抗横向喷射力。

[0050] 因此,本发明尤其提供一种胶囊内窥镜系统,其中通过以可控制方式从胶囊的本体横向排出水来控制横向移动。一些实施例利用经增压的气体来提供产生极稳定水压源的水压和具有低功率消耗要求的便携式系统。一些实施例利用夹管阀进行流控制,同时确保注入到患者的身体中的流体仅接触安全的塑料部件。在一些实施例中,专门设计的喷口为完整半球形移动提供改进的推力。最后,在一些实施例中,惯性传感器和视频系统的使用为可靠的用户友好的控制界面提供计算机辅助的闭环控制。本发明的各种特征和优点在以下权利要求书中阐述。

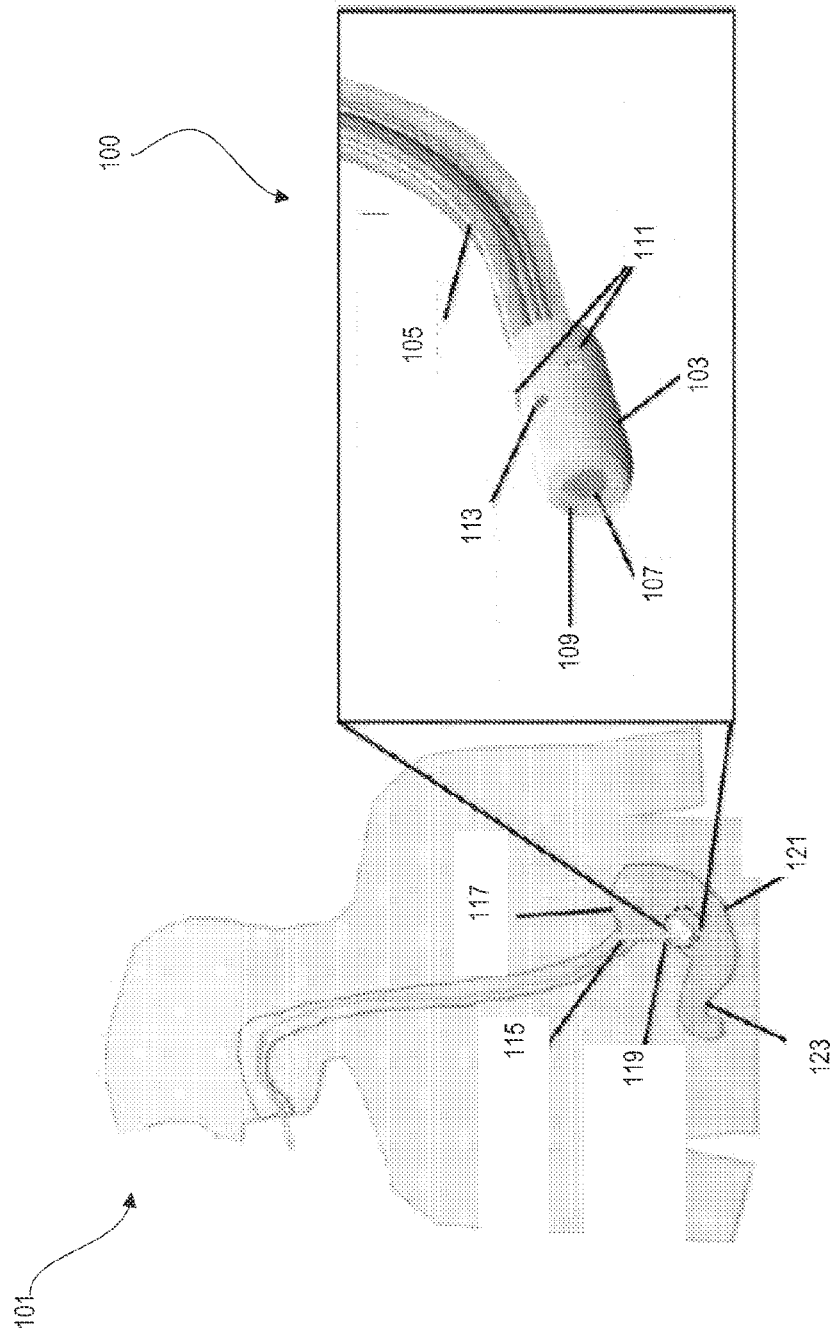


图 1

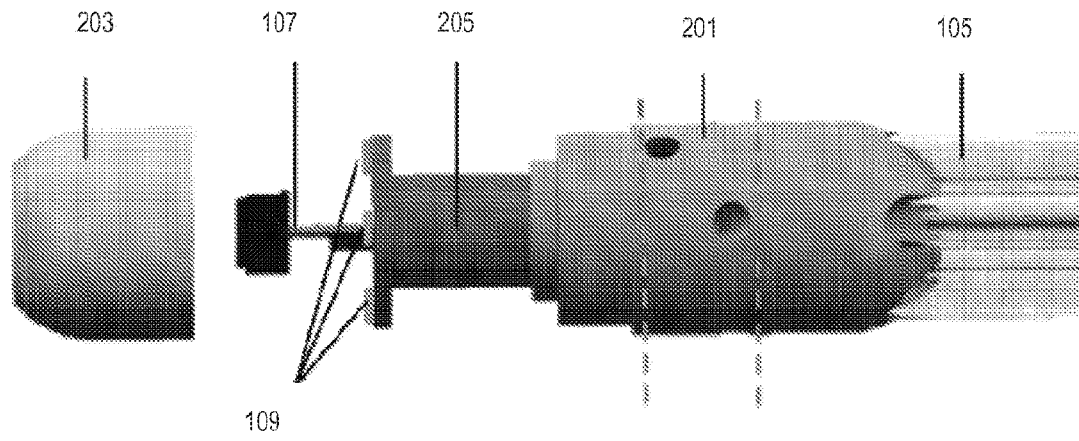


图 2A

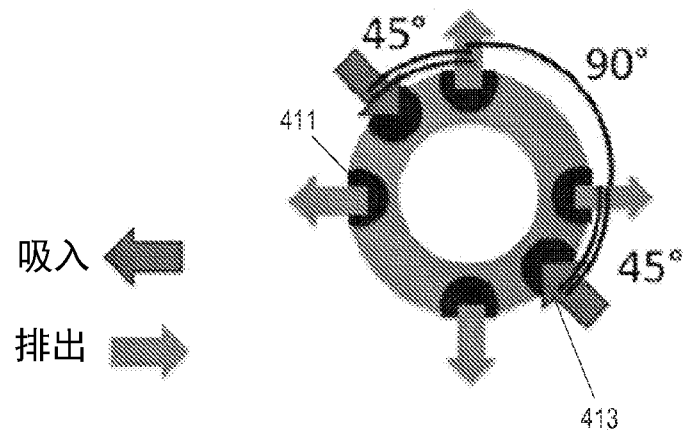


图 2B

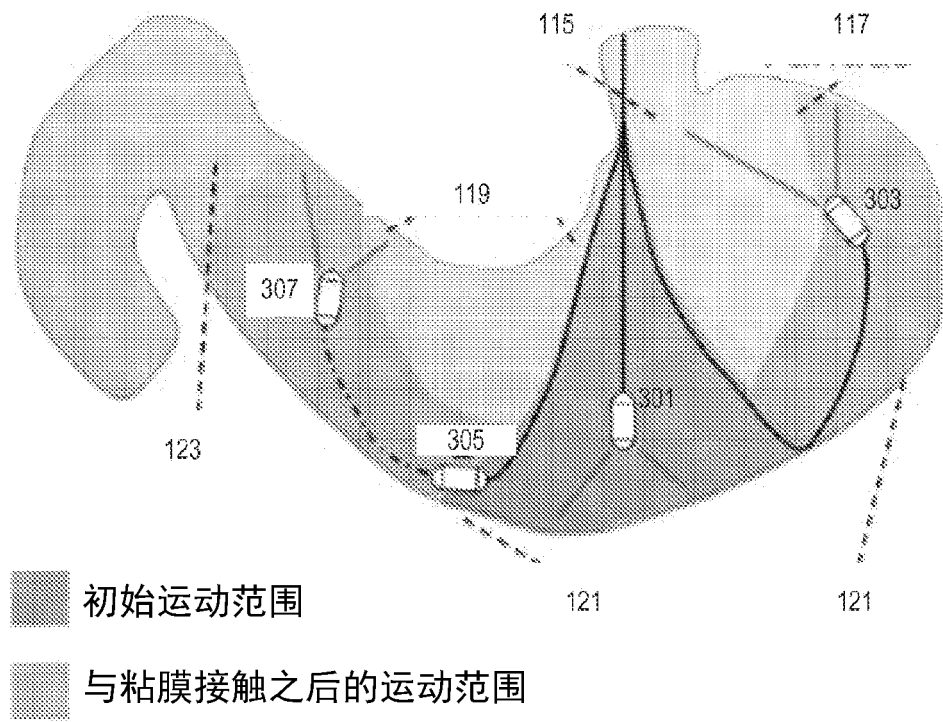


图 3

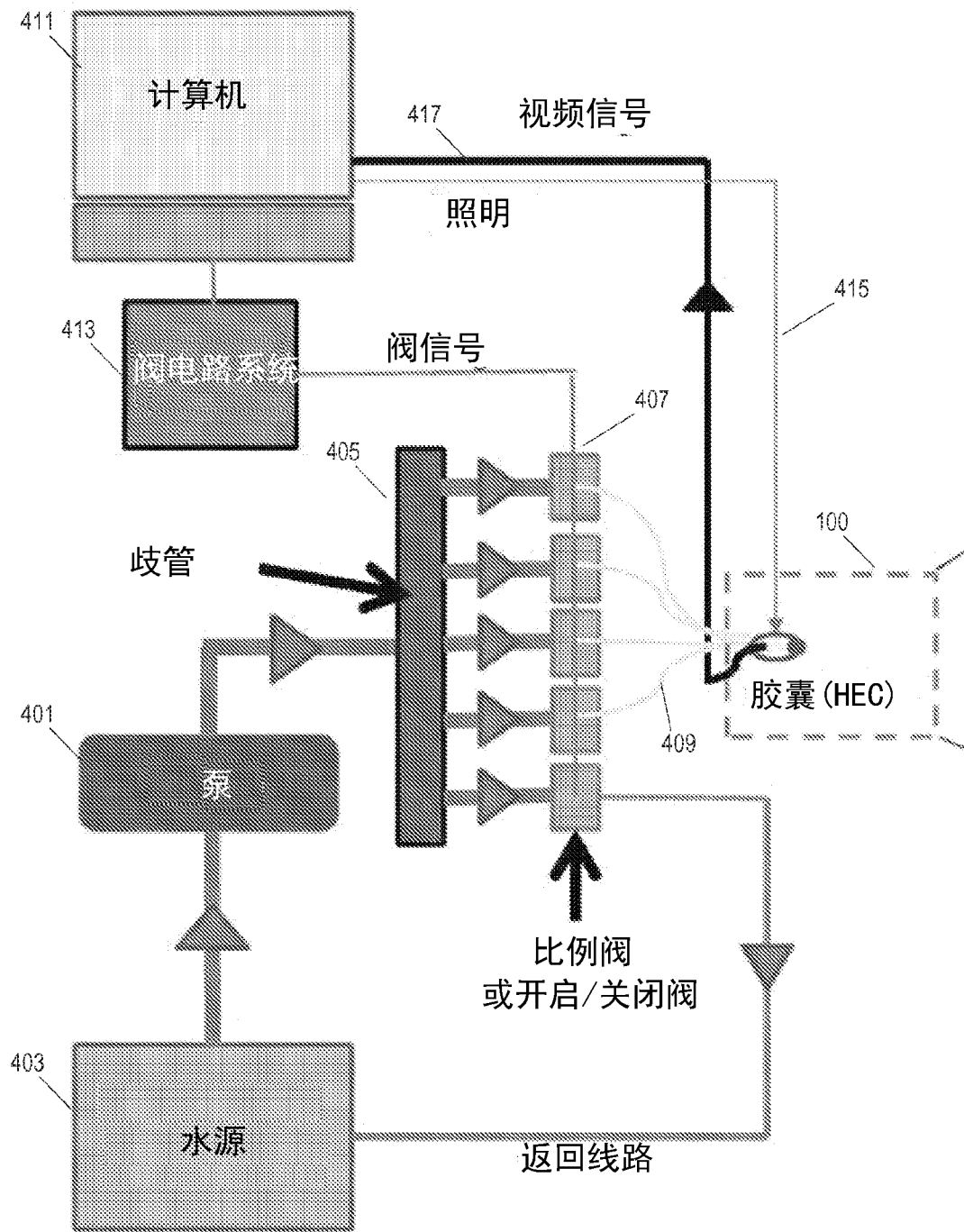


图 4

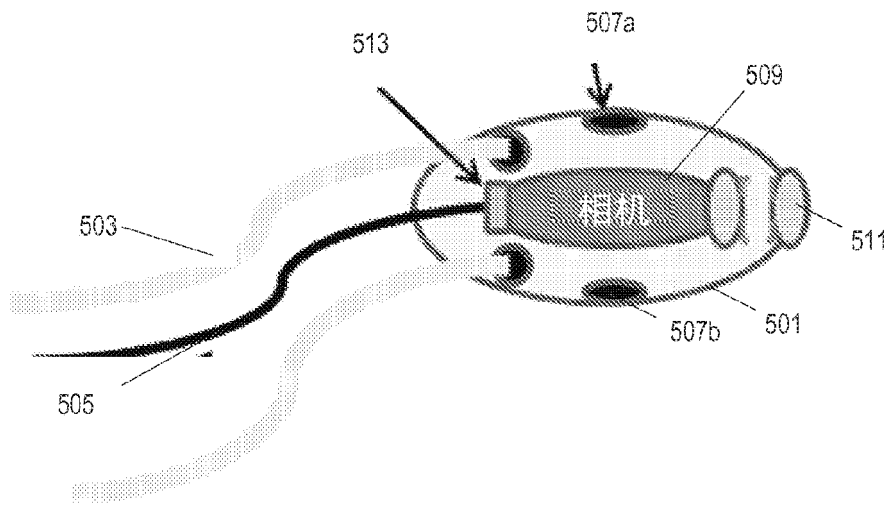


图 5

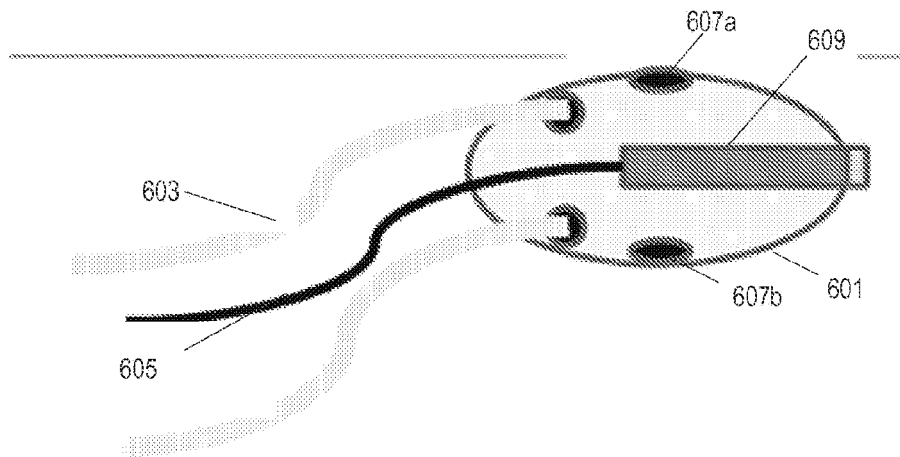


图 6

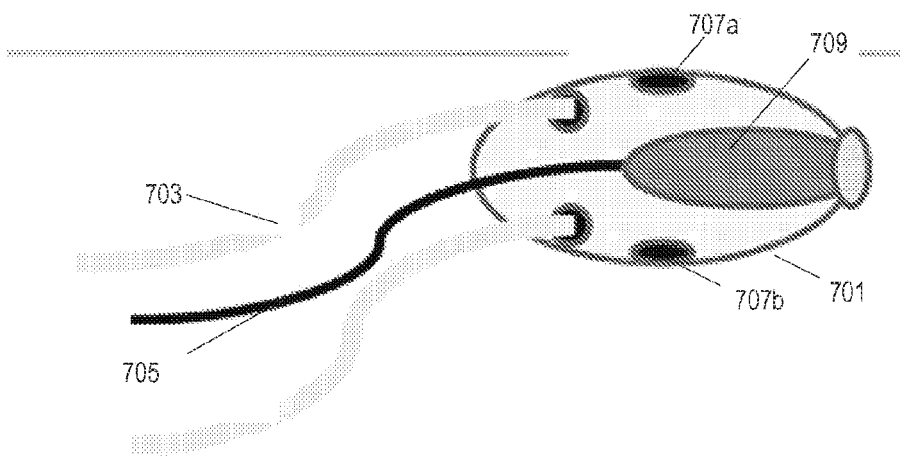


图 7

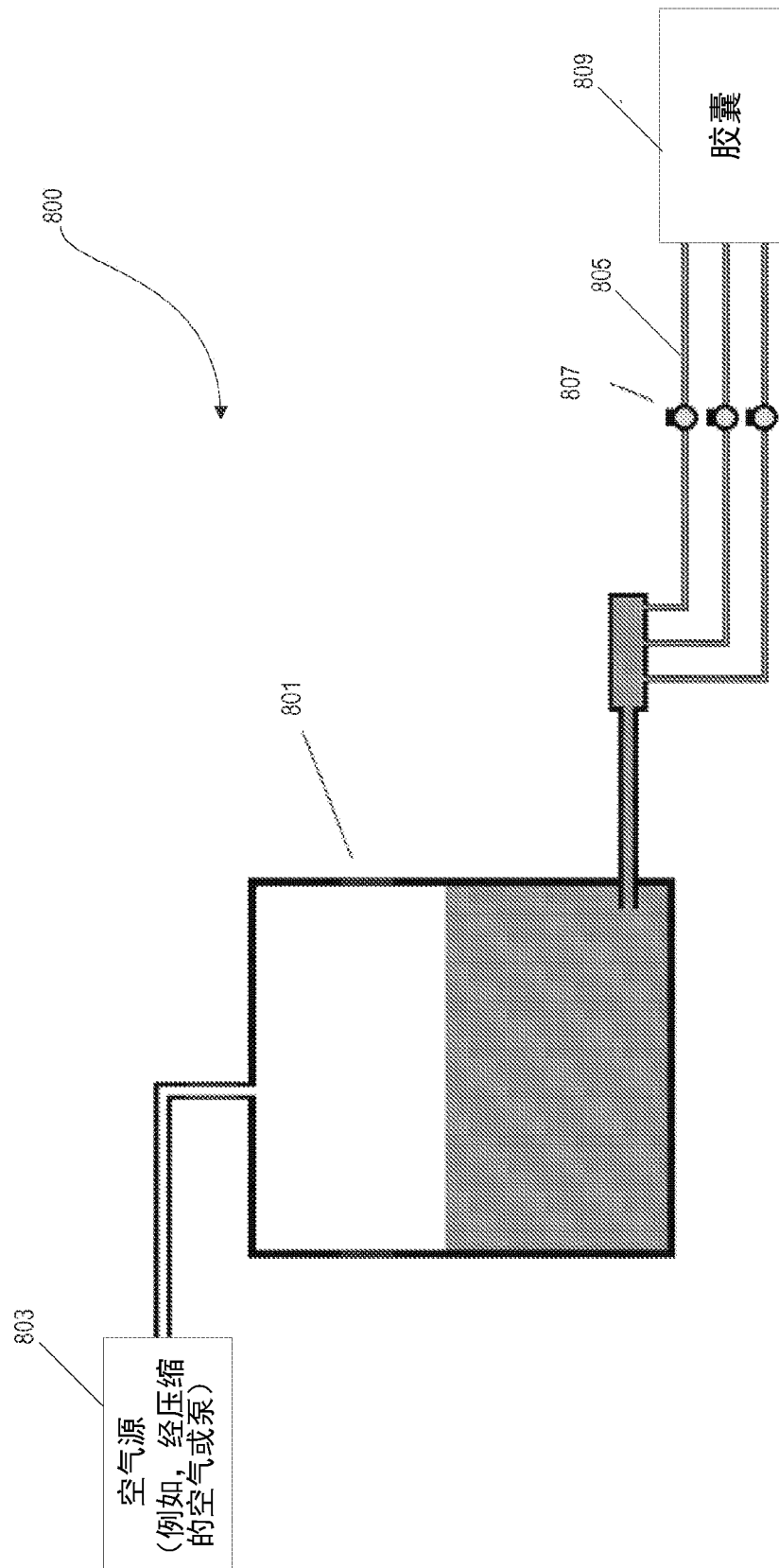


图 8

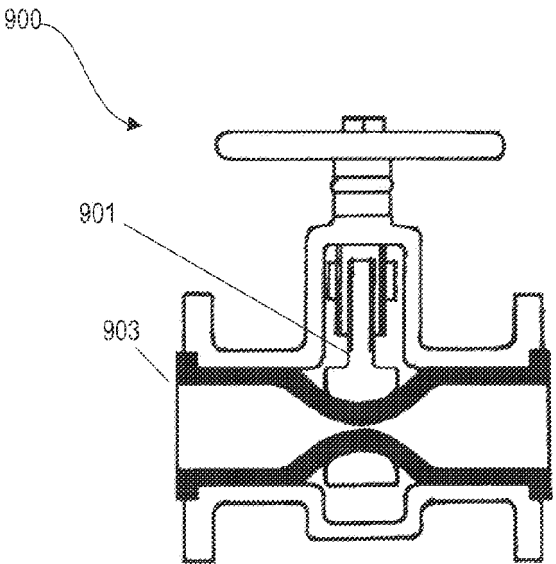


图 9

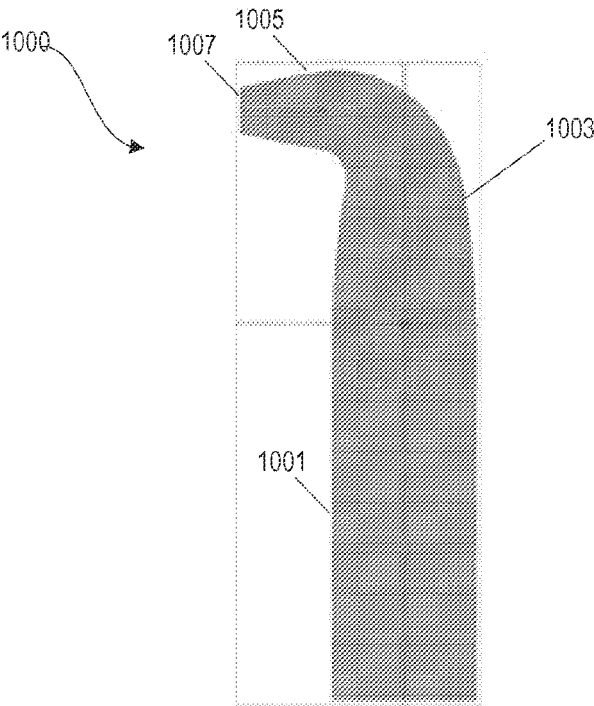


图 10

专利名称(译)	用于低资源地区中的胃癌筛查的喷液式胶囊内窥镜和方法		
公开(公告)号	CN107205623A	公开(公告)日	2017-09-26
申请号	CN201580060855.6	申请日	2015-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	凡德比特大学		
申请(专利权)人(译)	范德比尔特大学		
当前申请(专利权)人(译)	范德比尔特大学		
[标]发明人	P 瓦尔达斯特里 K 奥布斯坦 R 卡普拉拉 C 林 F 坎皮萨诺 G 斯科扎罗 A 瓦塔尼安 W 琼斯 C 迪纳塔里 M 贝卡尼 E 埃尔德米尔		
发明人	P.瓦尔达斯特里 K.奥布斯坦 R.卡普拉拉 C.林 F.坎皮萨诺 G.斯科扎罗 A.瓦塔尼安 W.琼斯 C.迪纳塔里 M.贝卡尼 E.埃尔德米尔		
IPC分类号	A61B1/01		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00156 A61B1/01 A61B1/015 A61B2562/0219		
优先权	62/048105 2014-09-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供用于控制医疗胶囊系统的横向移动的系统和方法。胶囊壳体被构造成插入到患者的解剖结构中。多通道绳联接到胶囊的后部并包括向胶囊壳体输送液体的至少一个液体排出通道。多个液体排出端口定位在胶囊壳体的外周向周围，并且每个被构造成以变化速率从所述胶囊壳体以可控制方式横向排出液体，从而影响所述胶囊壳体的横向移动。

