



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110012659 A

(43)申请公布日 2019.07.12

(21)申请号 201880001685.8

(22)申请日 2018.08.31

(30)优先权数据

10-2017-0113136 2017.09.05 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2018/010111 2018.08.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/050218 KO 2019.03.14

(71)申请人 安杜芬株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 沈翰补

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 邓毅 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

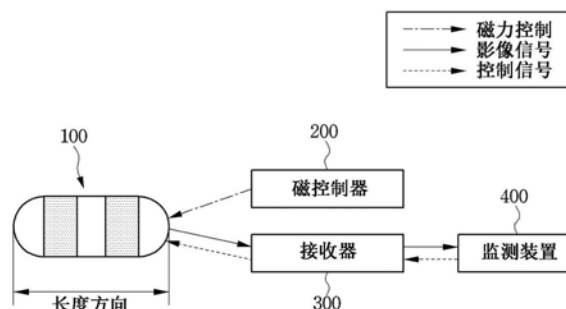
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

口服式内视镜装置

(57)摘要

提供口服式内视镜装置。可吞服形态的口服式内视镜装置包括：一个以上的拍摄单元，在人体的消化器官移动并拍摄上述消化器官并且输出影像数据；一个以上的超声波单元，输出关于上述消化器官的内壁下面领域(以下称“粘膜下领域”)及位于上述消化器官周边的周边脏器的超声波数据；磁性单元，针对外部磁力做出反应而调节上述口服式内视镜装置的位置、姿势及行进方向；收发单元，把上述影像数据及上述超声波数据传输到外部装置或接收外部控制信号；控制单元，控制上述一个以上的拍摄单元及上述一个以上的超声波单元以便同时或个别拍摄上述消化器官及上述粘膜下领域；及电源单元，为上述一个以上的拍摄单元、一个以上的超声波单元、磁性单元、收发单元及控制单元供应电源。



1. 一种口服式内视镜装置,该口服式内视镜装置为可吞服的形态,其特征在于,包括:
一个以上的拍摄单元,在人体的消化器官移动并拍摄所述消化器官并且输出影像数据;
一个以上的超声波单元,输出关于所述消化器官的内壁下面领域(以下简称“粘膜下领域”)及位于所述消化器官周边的周边脏器的超声波数据;
磁性单元,针对外部磁力做出反应而调节所述口服式内视镜装置的位置、姿势及行进方向;
收发单元,把所述影像数据及所述超声波数据传输到外部装置或接收外部控制信号;
控制单元,控制所述一个以上的拍摄单元及所述一个以上的超声波单元以便同时或个别拍摄所述消化器官及所述粘膜下领域;及
电源单元,为所述一个以上的拍摄单元、一个以上的超声波单元、磁性单元、收发单元及控制单元供应电源。
2. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
通过用于驱动所述磁性单元的外部磁控制器产生所述外部磁力,
所述磁控制器紧贴或接近患者的上体并且把所述外部磁力施加到所述磁性单元。
3. 根据权利要求2所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
所述磁控制器控制所述磁性单元以便让所述口服式内视镜装置往最接近所述周边脏器的胃脏的内壁移动,
所述口服式内视镜装置移动到最接近所述周边脏器的胃脏的内壁时,所述控制单元控制所述一个以上的拍摄单元以便拍摄所述最接近的胃脏的内壁,控制所述一个以上的超声波单元以便拍摄所述最接近的胃脏的粘膜下领域。
4. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
所述周边脏器为胰脏时,
所述控制单元控制所述一个以上的超声波单元以便让拍摄所述胰脏的中心部分的频率和拍摄所述胰脏的首部与尾部的频率相异地拍摄所述胰脏。
5. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
所述一个以上的拍摄单元的图像传感器及所述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器并排在所述口服式内视镜装置的同一线上以便在所述消化器官拍摄同一方向。
6. 根据权利要求5所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
设有多个所述超声波振动器时,
所述一个以上的拍摄单元的图像传感器设于所述超声波振动器之间以便让所述图像传感器的视角与所述超声波振动器的超声波扫描范围重叠。
7. 根据权利要求5所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
所述口服式内视镜装置中和所述一个以上的超声波振动器相对的面以具备正曲率的曲面形成。
8. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,
所述一个以上的拍摄单元的图像传感器及所述一个以上的超声波单元的一个以上的

超声波振动器沿着所述口服式内视镜装置的圆周平行地排列成2列以便在所述消化器官拍摄同一方向。

9. 根据权利要求8所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器沿着作为所述口服式内视镜装置圆周的一部分的至少一个圆弧排列。

10. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述磁性单元凭借着和所述外部磁力的相互作用让所述口服式内视镜装置紧贴所述消化器官的内壁。

11. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述电源单元包括可充电的充电电池及所述充电电池以外的一般电池中的至少一个。

12. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述一个以上的超声波单元紧贴所述口服式内视镜装置中的相对的面地配置。

13. 根据权利要求12所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述口服式内视镜装置中和所述一个以上的超声波单元相对的面平坦地形成。

14. 根据权利要求13所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

设有多个所述超声波单元时,所述多个超声波单元设于所述口服式内视镜装置的正面、背面及侧面中的至少一个面。

15. 根据权利要求13所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述口服式内视镜装置的本体中和所述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器相对的面平坦地形成而使得所述一个以上的超声波振动器紧贴所述平坦地形成的面地配置。

16. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述磁性单元包括第一永久磁铁及第二永久磁铁,

作为导体的所述电源单元设于所述第一永久磁铁与所述第二永久磁铁之间。

17. 根据权利要求1所述的口服式内视镜装置,其特征在于,

所述磁性单元凭借着和所述外部磁力的相互作用让所述口服式内视镜装置紧贴所述消化器官的内壁。

口服式内视镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种口服式内视镜装置,更详细地说,该口服式内视镜装置能监测(monitring)消化器官及消化器官周边的脏器。

背景技术

[0002] 人的消化器官主要分为食道、胃、小肠及大肠。一般来说,利用可插入十二指肠的远端胃的上胃肠道内视镜观察食道和胃,利用可观察到作为小肠末端的回肠末端的大肠内视镜观察大肠。

[0003] 但是在小肠方面,还没有能够确立诊断与治疗方法的内视镜。因此,现有技术把包含小肠吞钡造影及CT拍摄的各种放射线诊断法适用于小肠,但小肠疾病的诊断率却非常低。

[0004] 近来,为了解决该问题而积极研究并开发口服式内视镜。口服式内视镜是一种可吞服的胶囊形态的内视镜,其能利用小型相机接近食道、胃、小肠及大肠后就近拍摄观察。

[0005] 然而,现有的口服式内视镜较难在消化器官中被判定为异常症状或需要精密观察的部位停留或者重新移动到已经经过的部位后重新观察。这是因为,现有的口服式内视镜不是凭借磁力而是凭借消化器官的蠕动运动进行被动式移动。

[0006] 而且,一部分口服式内视镜系统利用在人体周边形成强磁场的磁装置在外部控制胃脏内的口服式内视镜的位置、姿势等,但因为控制装置属于大型装置而需要较大的设施规模,其设施成本和运行成本皆偏高。

[0007] 人们为了在现有的口服式内视镜装载超声波传感器后对胃肠道粘膜下及肌肉层肿瘤乃至诸如胰脏之类位于胃脏周边的脏器进行诊察而进行了很多研究,但后来得知,因为口服式内视镜和消化器官的内壁之间存在着空气层而使得超声波拍摄成为不可能的任务。让口服式内视镜紧贴消化器官的内壁是有效解决该问题的解决方案,但一直到目前为止还无法轻易解决该问题。因此,为了诊察位于胃脏周边的胰脏之类脏器而需要另外进行CT拍摄或另行使用基于探针的超声波内视镜。

发明内容

[0008] 技术课题

[0009] 本发明旨在解决上述问题,本发明的技术课题是提供一种口服式内视镜装置,该口服式内视镜装置控制姿势、移动方向、移动速度及拍摄方向以便对包含小肠、大肠及相对较大的胃的各消化器官进行更准确的观察及诊断。

[0010] 本发明的另一个技术课题是提供一种口服式内视镜装置,该口服式内视镜装置利用超声波方式更准确地诊断出仅靠内视镜较难准确诊断的疾病。

[0011] 本发明的再一个技术课题是提供一种口服式内视镜装置,该口服式内视镜装置利用小型低价设备控制内视镜装置的移动与拍摄方向的同时利用超声波方式详细诊察消化器官内/外壁。

[0012] 本发明的再一个技术课题是提供一种口服式内视镜装置,该口服式内视镜装置即使不使用现有的基于探针的超声波内视镜也能对位于胃脏周边的周边脏器进行超声波拍摄。

[0013] 本发明需要解决的技术课题不限于前述课题,本发明所属领域中具备通常知识者可以在下面的记载中明确了解前面没有提到的其它课题。

[0014] 解决课题的手段

[0015] 为了解决前面提到的技术课题,根据本发明实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置包括:一个以上的拍摄单元,在人体的消化器官移动并拍摄上述消化器官并且输出影像数据;一个以上的超声波单元,输出关于上述消化器官的内壁下面领域(以下简称“粘膜下领域”)及位于上述消化器官周边的周边脏器的超声波数据;磁性单元,针对外部磁力做出反应而调节上述口服式内视镜装置的位置、姿势及行进方向;收发单元,把上述影像数据及上述超声波数据传输到外部装置或接收外部控制信号;控制单元,控制上述一个以上的拍摄单元及上述一个以上的超声波单元以便同时或个别拍摄上述消化器官及上述粘膜下领域;及电源单元,为上述一个以上的拍摄单元、一个以上的超声波单元、磁性单元、收发单元及控制单元供应电源。

[0016] 通过用于驱动上述磁性单元的外部磁控制器产生上述外部磁力,上述磁控制器紧贴或接近患者的上体并且把上述外部磁力施加到上述磁性单元。

[0017] 上述磁控制器控制上述磁性单元以便让上述口服式内视镜装置往最接近上述周边脏器的胃脏的内壁移动,上述口服式内视镜装置移动到最接近上述周边脏器的胃脏的内壁时,上述控制单元控制上述一个以上的拍摄单元以便拍摄上述最接近的胃脏的内壁,控制上述一个以上的超声波单元以便拍摄上述最接近的胃脏的粘膜下领域。

[0018] 作为一例,上述周边脏器为胰脏时,上述控制单元控制上述一个以上的超声波单元以便让拍摄上述胰脏的中心部分的频率和拍摄上述胰脏的首部与尾部的频率相异地拍摄上述胰脏。

[0019] 上述一个以上的拍摄单元的图像传感器及上述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器并排在上述口服式内视镜装置的同一直线上以便在上述消化器官拍摄同一方向。

[0020] 设有多个上述超声波振动器时,上述一个以上的拍摄单元的图像传感器设于上述超声波振动器之间的某一个以便让上述图像传感器的视角与上述超声波振动器的超声波扫描范围重叠。

[0021] 上述口服式内视镜装置中和上述一个以上的超声波振动器相对的面以具备正曲率的曲面形成。

[0022] 上述一个以上的拍摄单元的图像传感器及上述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器沿着上述口服式内视镜装置的圆周平行地排列成2列以便在上述消化器官拍摄同一方向。

[0023] 上述一个以上的超声波单元的一个以上的超声波振动器沿着作为上述口服式内视镜装置圆周的一部分的至少一个圆弧排列。

[0024] 上述磁性单元凭借着和上述外部磁力的相互作用让上述口服式内视镜装置紧贴上述消化器官的内壁。

[0025] 上述电源单元包括可充电的充电电池及上述充电电池以外的一般电池中的至少一个。

[0026] 上述一个以上的超声波单元紧贴上述口服式内视镜装置中的相对的面地配置,上述口服式内视镜装置中和上述一个以上的超声波单元相对的面可平坦地形成。

[0027] 上述磁性单元包括第一永久磁铁与第二永久磁铁,作为导体的上述电源单元设于上述第一永久磁铁与上述第二永久磁铁之间。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明,利用磁体控制口服式内视镜装置的移动方向、移动速度及拍摄方向而能够对包含小肠、大肠及相对较大的胃的各种消化器官进行更准确的观察及诊断。

[0030] 根据本发明,能利用小型超声波元件更准确地诊断出仅靠现有的光学口服式内视镜较难准确诊断的疾病。

[0031] 根据本发明,同时具备磁体与超声波元件而得以利用小型低价设备详细诊察消化器官内壁及粘膜下领域。

[0032] 根据本发明,利用磁力让口服式内视镜装置紧贴胃脏内壁而得以利用超声波拍摄出更鲜明的胃脏的粘膜下领域和位于胃脏周边的周边脏器,因此不需要额外进行CT拍摄或基于探针的超声波内视镜而能够提高患者的便利性。

[0033] 本发明的效果不限于前述效果,本发明所属领域中具备通常知识者可以在下面的记载中明确了解前面没有提到的其它效果。

附图说明

[0034] 图1至图4是各自简略示出适用了本发明第一至第四实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置的口服式内视镜系统的图形。

[0035] 图5是示出本发明实施例的口服式内视镜装置的块图。

[0036] 图6是示出本发明实施例的超声波单元的块图。

[0037] 图7是示出人体的消化器官中胃和位于胃脏周边的胰脏的图形。

[0038] 图8是说明两个永久磁铁与电源单元的一个配置例的概念图。

[0039] 图9至图12A及图12B是简略示出本发明第一至第五实施例的第一至第五口服式内视镜装置的概念图。

[0040] 图13是说明根据本发明实施例的口服式内视镜装置的胰脏内视镜法的流程图。

具体实施方式

[0041] 结合附图详细说明的后述优选实施例将有助于明确了解本发明的目的、其它目的、特征及优点。但本发明不限于下面所揭示的实施例,本发明能以其它形态具体化。这些实施例只是用来让本发明所揭示的内容被完整彻底地揭示并且向本发明所属领域中具备通常知识者完整地说明本发明的思想。

[0042] 在本说明书中,某一构成要素被记载为处于其它构成要素上时,表示其能直接形成于其它构成要素上或者在它们之间配置第三构成要素。而且,附图中构成要素的厚度为了有效说明所记述的内容而做了适当的夸张。

[0043] 在本说明书中,在说明各种构成要素时使用了第一、第二之类的术语的话,不得把

所述构成要素局限于所述术语。所述术语的使用目的仅在于使构成要素与其它构成要素区分开来。这里说明及例示的实施例还包括其相辅性实施例。

[0044] 而且,第一部件被描述成在第二部件上(ON)动作或实行时,应阐释为第一部件在第二部件动作或实行的环境下动作或实行,或者通过和第二部件的直接或间接相互作用动作或实行。

[0045] 当某一零件、部件、装置或系统被记载为包含由程序或软件构成的构成要素的话,即使没有明示性地提及,该零件、部件、装置或系统应被阐释为包括该程序或软件实行或动作时所需要的硬件(例如内存、CPU等)或其它程序或软件(例如操作系统或用来驱动硬件的驱动程序等)。

[0046] 如果对于某一部件的实现没有特别给予说明,应阐释为该部件能以软件、硬件或者软件与硬件的某些形态实现。

[0047] 而且,本说明书中使用的术语仅为说明实施例,不得因此局限本发明。本说明书所使用的“包括(comprises)”及/或“包括的(comprising)”并不排除所提及的构成要素以外还存在着一个以上的其它构成要素或者添加一个以上的其它构成要素。

[0048] 下面结合附图详细说明本发明的较佳实施例。在记述下面的特定实施例时,所撰写的各种特定内容是为了更具体说明本发明并且让本发明更容易得到理解。但本发明所属领域中具有可理解本发明的通常知识者应当了解,即使没有该各种特定内容也能使用本发明。

[0049] 在某些情况下,在记述本发明时将不记述被广泛周知并且和本发明没有多大关联的内容以便避免无谓地造成混沌。

[0050] 而且,本说明书中的模块指的是用于实行本发明的技术思想的硬件及用于驱动上述硬件的軟件的功能性、结构性结合。例如,上述模块可以表示预设代码及用来实行该预设代码的硬件资源的逻辑单元,但本领域的一般技术人员者能够轻易推导出其并不一定指称物理上连接的代码或一种硬件。

[0051] 而且,根据本发明各种实施例的图5、图6、图9至图12A及图12B所示可吞服形态的第一至第五口服式内视镜装置100、600~900、900a的各个构成要素意味着能在功能和逻辑上予以分离,但本领域中具有通常知识者应当轻易得知其不表示各个构成要素必须被区分成独立的物理装置或者以独立的代码撰写。

[0052] 下面结合附图详细说明本发明拟实施的具体记述内容。

[0053] 图1是简略示出适用了本发明第一实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置100的口服式内视镜系统。

[0054] 请参阅图1,根据本发明实施例的口服式内视镜系统包括口服式内视镜装置100、磁控制器200、接收器(Receiver)300及监测(monitring)装置400。

[0055] 图1所示口服式内视镜装置100可以是结合图9至图12A及图12B说明的第一至第五口服式内视镜装置600~900、900a中的一个。

[0056] 口服式内视镜装置100是可用嘴吞服的胶囊形态,可进行基于图像传感器的影像拍摄和基于超声波传感器的超声波拍摄。而且,根据本发明实施例的口服式内视镜装置100设有永久磁铁,可以凭借磁控制器200上产生的外部磁力控制口服式内视镜装置100的姿势和行进方向。尤其是,控制姿势而使得口服式内视镜装置100凭借永久磁铁与磁控制器200

紧贴胃脏内壁并拍摄胃脏内壁或拍摄内壁粘膜下领域。

[0057] 磁控制器200能利用生成外部磁力的外部磁体控制口服式内视镜装置100的位置、姿势及行进方向,本发明的实施例中磁控制器200可以是检查员用手握住后操作的手持方式或安装在多关节机械臂的末端后以远程方式自动、半自动操作的方式。这里重要的是,磁控制器200的尺寸小到足以用手或机械臂操作并且能紧贴或接近患者的上体后直接对口服式内视镜装置100施加磁力。这一点和在人体周边形成强大磁场的现有大型磁装置存在着显著差异。

[0058] 检查员让磁控制器200靠近吞下了口服式内视镜装置100的患者腹部并且把磁力调整成适合患者身体状态的强度。检查员把磁控制器200置于吞下了口服式内视镜装置100的患者的腹部后,通过监测装置400的影像确认消化器官内部的口服式内视镜装置100位置。

[0059] 然后,检查员在腹部移动磁控制器200就能根据磁控制器200的移动而改变来自外部磁体的磁力的方向而得以控制口服式内视镜装置100的姿势或行进方向。亦即,磁控制器200根据检查员的手动操作(或机械臂的远程操作)控制口服式内视镜装置100的姿势与行进方向,凭此,口服式内视镜装置100移动到消化器官中需要拍摄的内壁并且利用图像传感器及/或超声波传感器拍摄需拍摄的内壁或内壁的粘膜下领域后以无线方式传输到接收器300。

[0060] 接收器300接收口服式内视镜装置100所输出的各传感器的影像数据或超声波数据后传输到监测装置400。而且,接收器300接收监测装置400所输出的用于控制口服式内视镜装置100动作的动作控制信号后传输到口服式内视镜装置100。动作控制信号包括多种信号,例如,控制后述的拍摄单元120及超声波单元130同时进行拍摄或依次进行拍摄的信号。

[0061] 监测装置400可以是PC(Personal Computer),该PC针对通过接收器300接收的影像数据和超声波数据进行分析并且处理成可显示的形态后显示到画面上。

[0062] 图2简略示出适用了本发明第二实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置100的口服式内视镜系统。

[0063] 图2所示第二口服式内视镜系统和结合图1说明的第一口服式内视镜系统相似。

[0064] 然而,图1的磁控制器200控制口服式内视镜装置100的姿势与行进方向而动作控制信号则由监测装置400生成。

[0065] 与此相反地,图2所示磁控制器200a本身能直接生成由监测装置400生成的动作控制信号后输出到接收器300。接收器300把收自磁控制器200a的动作控制信号传输到口服式内视镜装置100。

[0066] 图3简略示出适用了本发明第三实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置100的口服式内视镜系统。

[0067] 图3所示第三口服式内视镜系统和前述第一口服式内视镜系统相似。然而,图3的磁控制器200c能直接生成用于控制口服式内视镜装置100的动作控制信号后直接传输到口服式内视镜装置100。而且,磁控制器200c能把收自口服式内视镜装置100的各传感器的影像数据或超声波数据传输到接收器300。在该情况下,口服式内视镜装置100与磁控制器200c能利用后述的电耦合(Galvanic coupling)方式或利用RF通信技术进行通信。

[0068] 图4简略示出适用了本发明第四实施例的可吞服形态的口服式内视镜装置100的

口服式内视镜系统。

[0069] 图4所示第四口服式内视镜系统和前述第三口服式内视镜系统相似。但其差异在于,图4的磁控制器200d在内部内置了接收器300。收自口服式内视镜装置100的影像数据或超声波数据被接收器300收集并储存,能把储存的传感器影像数据或超声波数据传输到监测装置400。

[0070] 图5是示出本发明实施例的口服式内视镜装置100的块图。

[0071] 请参阅图5,根据本发明实施例的口服式内视镜装置100包括收发单元110、拍摄单元120、超声波单元130、电源单元140、磁性单元150及控制单元160。

[0072] 收发单元110通过接收器300或磁控制器200a、200b、200c接收监测装置400所输出的动作控制信号后传递给控制单元160。而且,收发单元110把拍摄单元120所输出的影像数据或超声波单元130所输出的超声波数据传输到诸如接收器300之类的外部装置。

[0073] 收发单元110可以利用电耦合 (Galvanic coupling) 方式或者利用需要天线的RF通信技术,可支持单向无线通信或双向无线通信。该收发单元110能由一个以上的ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 构成。

[0074] 电耦合方式让收发机的各个信号电极(+)与接地电极(-)全部附接在人体并且利用两个电极之间的电位差引起电场变化地传递信号,不需要用来收发信号的天线,还能实现低功率及小型化。

[0075] 一个以上的拍摄单元120在口服式内视镜装置100于人体的消化器官移动的过程中实时或间歇地拍摄消化器官的内壁后输出可视光领域的影像数据。为此,拍摄单元120可包括CCD (Charge Coupled Device) 或CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 之类的一个以上的图像传感器、一个以上的光学透镜、LED (Light Emitting Diode) 之类的照明元件等用于相机拍摄的光学元件。照明元件可以发射出白光、蓝光等具备预设颜色的光。

[0076] 一个以上的超声波单元130可以在口服式内视镜装置100于人体的消化器官移动的过程中实时或间歇地输出关于消化器官的内壁下面领域(以下简称“粘膜下领域”)或相邻消化器官地配置的周边脏器的超声波影像数据。消化器官的周边脏器包括胰脏、脾脏、肾脏、肝脏、胆囊、唾腺、心脏、肺、大肠等。

[0077] 例如,作为胃脏周边脏器的胰脏接近胃的幽门、幽门窦或胃大弯部,因此拍摄单元120针对胃的内壁中和胰脏相对的内壁进行超近拍摄而判别异常与否,而且超声波单元130针对和胰脏相对的内壁的粘膜下领域进行超声波拍摄而得以判别疾病。

[0078] 这种情况下,患者不必为了拍摄诸如胰脏之类难以拍摄的部位而进行基于探针的超声波内视镜拍摄或CT拍摄,也能简便地诊察诸如胰脏之类的周边脏器是否异常。

[0079] 根据本发明的实施例,口服式内视镜装置100中和一个以上的超声波单元130相对的面能平坦地形成。例如,和一个以上的超声波单元130相对的面是口服式内视镜装置100的侧面的话,整个侧面平坦地形成或者整个侧面中的一部分(亦即,和一个以上的超声波单元130直接相对的一部分侧面)平坦地形成。

[0080] 然后,一个以上的超声波单元130可紧贴相对的面地配置,凭此,能更准确更鲜明地进行超声波拍摄。亦即,口服式内视镜装置100中和超声波单元130相对的面构成平坦面而使得口服式内视镜装置100能紧贴消化器官的内壁,从而在超声波单元130与消化器官内

壁之间消除空气层而得以进行鲜明的超声波拍摄。

[0081] 和该一个以上的超声波单元130或一个以上的超声波振动器相对并且平坦地形成的面应包含口服式内视镜装置100本体的外部面。例如,仅仅外部面平坦而和外部面相对的内部面则以曲面形成,或者内部面及和内部面相对的外部面全部平坦地形成。重要的是,直接接触消化器官的内壁的外部面需要平坦才能在超声波单元130和消化器官内壁之间消除空气层,安装超声波单元130的口服式内视镜装置100的内部面则不硬性规定其一定要平坦。

[0082] 而且,口服式内视镜装置100设有多个超声波单元130时,多个超声波单元能设于口服式内视镜装置100的正面、背面及侧面中的至少一个面,例如,口服式内视镜装置100为圆柱形态并且把端面为圆形态的面定义为正面、相反面定义为背面、其它相当于柱的面则定义为侧面时,多个超声波单元只配置在正面或者配置在正面与侧面或者配置在正面与背面或者配置在正面、背面及侧面而得以同时或隔着时间差进行超声波拍摄。即使口服式内视镜装置100为胶囊形态时也能同样地适用。

[0083] 图6是示出本发明实施例的超声波单元130的块图。

[0084] 请参阅图6,超声波单元130包括多个HV (High Voltage) Pulser (HV脉冲发生器) 131、HV Tx/Rx开关132、振动器矩阵133、多个前置放大器 (Pre-AMP) 134、多个可变增益放大器 (VGA:Variable Gain Amplifier) 135、多个低通滤波器 (LPF:Low Pass Filter) 136及多个数字-模拟变换器 (ADC:Analog/Digital Converter) 137。

[0085] 多个HV Pulser 131、HV Tx/Rx开关132、振动器矩阵133、多个前置放大器134、多个VGA 135、多个LPF 136及多个ADC 137的数量和设于振动器矩阵133的超声波振动器的数量相同,动作也相同。

[0086] 控制单元160从监测装置400或磁控制器200a、200b、200c收到了下述动作控制信号时,该动作控制信号要求以拟激活的超声波频率动作,控制单元160控制多个HV Pulser 131以便生成相当于所收到的动作控制信号的超声波频率的脉冲。

[0087] 多个HV Pulser 131生成用于产生所收到的超声波频率的脉冲后传递到HV Tx/Rx开关132。

[0088] HV Tx/Rx开关132把得自各HV Pulser 131的脉冲切换 (switching) 到振动器矩阵133中相应的超声波振动器。

[0089] 振动器矩阵133是多个超声波振动器排列成矩阵的Multi-Transducer array。多个超声波振动器根据通过HV Tx/Rx开关132收到的脉冲进行振动并且产生振动波。而且,振动器矩阵133也可以只具备一个振动器。这是因为本发明实施例的口服式内视镜装置100的主旨不在全向拍摄而在单向拍摄,能利用一个振动器进行粘膜下领域的超声波拍摄。凭此,相比于全向拍摄,进行单向拍摄而能够更细密并且大幅减少基于超声波影像位置变化的误差而能够更正确地诊察。

[0090] 按照扫描范围对胃脏的内壁之类部位进行了扫描的振动波则在内壁被反射后被各超声波振动器接收。

[0091] 振动器矩阵133的超声波振动器把经过反射后收到的振动波传递到HV Tx/Rx开关132,HV Tx/Rx开关132则把经过反射后收到的振动波切换到和各超声波振动器映射 (mapping) 的前置放大器134。

[0092] 各前置放大器134把经过反射后收到的振动波予以放大,各VGA 135则把放大的振动波的增益予以可变地放大。

[0093] 各LPF 136把可变增益地放大的振动波予以低通地清除杂波(noise),各ADC 137把清除了杂波的振动波转换成数字信号。

[0094] 控制单元160利用DSP(Digital Signal Processor)对来自各ADC 137的数字信号进行信号处理后控制收发单元110以便传送到接收器300。

[0095] 下面结合图7说明利用口服式内视镜装置100对胰脏进行超声波拍摄的动作。

[0096] 图7示出了人体的消化器官中胃脏510和位于其周边的胰脏540。

[0097] 请参阅图7,胰脏540是大约15cm的细长形状并且位于胃脏510的后面,胰脏540和十二指肠530连接并且邻近脾脏。胰脏540分为首部、本体及尾部等3部分,接近十二指肠530的部分是首部,中间是本体,最细的部分是尾部。一般来说,和胰脏540相关的疾病的症状会根据疾病发生在胰脏540中的哪一部分而出现差异,因此发现疾病发生的部位是非常重要的。

[0098] 如图7所示,胰脏540紧贴胃脏510及十二指肠530,因此如同本发明的实施例一样利用磁力让口服式内视镜装置100紧贴于胃脏510和十二指肠530中最接近胰脏540的内壁后,能利用适合拍摄胰脏540的相异或同一频率对胰脏540的首部、本体及尾部进行超声波拍摄。

[0099] 此时,口服式内视镜装置100在胃脏510的幽门窦或大弯附近利用拍摄单元120拍摄对应于胰脏540本体或尾部的胃脏510内壁后,再利用超声波单元130对胰脏540的本体进行超声波拍摄。

[0100] 而且,胃脏510和十二指肠530连接的幽门520受到药物影响而松弛时,利用磁控制器200的外部磁力让口服式内视镜装置100移动到十二指肠530。口服式内视镜装置100重新在十二指肠530中对应于胰脏540的首部或尾部的部位利用拍摄单元120拍摄十二指肠530的内壁,利用超声波单元130对胰脏540的首部或尾部进行超声波拍摄。

[0101] 请重新参阅图5,电源单元140为口服式内视镜装置100的各构成要素110~160供应电源。电源单元140可以包括可充电的电池或无法重新充电的更换式电池。可充电的电池的充电方式可以在包括磁感应方式、磁共振方式或电磁波方式等的多个无线电力充电方式中选择性地适用一个。而且,电源单元140可进行电源的On/Off。

[0102] 磁性单元150是一种对外部磁力做出反应而调整口服式内视镜装置100的姿势及行进方向的构成要素,可包括一个以上的永久磁铁。亦即,磁性单元150能凭借着磁控制器200上产生的磁力针对口服式内视镜装置100的位移、旋转、拍摄等进行姿势调整并且行进方向控制。

[0103] 尤其是,磁性单元150能凭借着和外部磁力的相互作用让口服式内视镜装置100紧贴消化器官的内壁。

[0104] 磁性单元150包括两个以上的永久磁铁时,电池形态的电源单元140能配置在两个以上的永久磁铁之间。其理由为,口服式内视镜装置100的构成要素中磁性单元150与电源单元140最重,因此把电源单元140置于中间并且把磁性单元150的永久磁铁配置于其两侧时有利于口服式内视镜装置100的整体重量均衡。口服式内视镜装置100的重量均衡严重偏向时,非常不利于磁控制器200控制姿势与行进方向。而且,让两个以上的永久磁铁的距离

尽量较远地配置的话,通过磁控制器200的外部磁力让口服式内视镜装置100紧贴消化器官的内壁时能抑制因漂浮而生成空气层的现象。因此在超声波拍摄方面也比较有利。

[0105] 图8是说明两个永久磁铁152、154与电源单元140的一个配置例的概念图。请参阅图8,磁性单元150包括两个永久磁铁152、154,呈导体倾向的电源单元(154)则设于两个永久磁铁152、154之间。永久磁铁152、154被配置成各自具备N/S极、N/S极的顺序的话,磁性单元150在整体上可成为具备较大N/S极的形态并且能够形成更强的磁力。

[0106] 控制单元160控制口服式内视镜装置100的全部动作。控制单元160通过收发单元110收到了监测装置400或磁控制器200a、200b、200c所输出的动作控制信号后,进行处理以便采取对应于动作控制信号的动作。

[0107] 例如,拍摄单元120与超声波单元130收到了指示同时拍摄内壁的动作控制信号时,控制单元160控制拍摄单元120和超声波单元130以便对目前拍摄单元120和超声波单元130所观看的内壁或内壁的粘膜下领域同时拍摄或各自拍摄。

[0108] 而且,磁控制器200控制磁性单元150的姿势与行进方向以便让口服式内视镜装置100移动到和消化器官的周边脏器最接近的胃脏的内壁的话,磁性单元150对此做出反应而口服式内视镜装置100则移动到最接近周边脏器的胃脏的内壁。在这种情况下,控制单元160能控制拍摄单元120以便让口服式内视镜装置100拍摄最接近周边脏器的胃脏的内壁。对监测装置400进行监测的检查员发现当前拍摄的内壁存在异常或者即使没有发现也下达命令要求超声波拍摄的话,控制单元160控制超声波单元130以便拍摄当前内壁的粘膜下领域。

[0109] 而且,拟就近拍摄的周边脏器为胰脏时,检查员能针对用来拍摄胰脏的首部、尾部及中心的频率进行调节。因此,控制单元160凭借着来自监测装置400或磁控制器200a、200b、200c的动作控制信号控制超声波单元130以便让拍摄胰脏中心部分的频率和拍摄胰脏首部与尾部的频率互不相同地拍摄胰脏。这是考虑下列特性后做出的决定,亦即,超声波频率变高时分辨率变高但频率扫描深度(或可视范围(range))却变短,超声波频率变低时分辨率降低但频率扫描深度却变深。

[0110] 而且,收到来自拍摄单元120的影像数据和来自超声波单元130的超声波数据时控制单元160以帧(frame)形态生成所收到的影像数据和超声波数据后,控制收发单元110以便传输到接收器300。

[0111] 而且,控制单元160能根据动作控制信号控制电源单元140以便同时或选择性地打开/关闭供应给拍摄单元120或超声波单元130的电源。

[0112] 而且,控制单元160根据动作控制信号控制电源单元140以便打开或关闭电源单元140的电源。

[0113] 而且,控制单元160能控制拍摄单元120或超声波单元130的分辨率,亦即,在2~N的范围内控制FPS(Frame Per Secone)。

[0114] 而且,控制单元160传输拍摄单元120的AGC(Automatic Gain Control)控制命令并且把超声波频率、电压、放大器控制命令传输到超声波单元130。

[0115] 下面结合图9至图12a及图12b说明本发明的诸多实施例的口服式内视镜装置100。

[0116] 结合图1至图7说明的口服式内视镜装置100可以是拟结合图9至图12a及图12b说明的第一至第五口服式内视镜装置600~900、900a中的一个。因此,图9至图12a及图12b所

示第一至第五口服式内视镜装置600~900、900a包括结合图5说明的构成要素,为了说明方便起见,将省略有所重复的详细说明。

[0117] 而且,结合图9至图12a及图12b说明的第一至第五拍摄单元、第一至第五超声波单元、第一至第五图像传感器610~910、910a、第一至第五超声波振动器620~920、920a可以是结合图5及图6说明的拍摄单元120、超声波单元130、拍摄单元120的CMOS之类的传感器、设于振动器矩阵133的超声波振动器。

[0118] 而且,图9至图12a及图12b所示第一至第五口服式内视镜装置600~900、900a的本体630~930、930a的一部分由能够进行超声波检测的材质制成。

[0119] 首先,图9是简略示出本发明第一实施例的第一口服式内视镜装置600的概念图。

[0120] 请参阅图9,第一口服式内视镜装置600包括并排在第一口服式内视镜装置600的同一线上的第一拍摄单元的第一图像传感器610及第一超声波单元的第一超声波振动器620以便在消化器官拍摄同一方向,亦即,拍摄同一位置的内壁。亦即,第一图像传感器610与多个第一超声波振动器620沿着第一口服式内视镜装置600的同一线排成一列。

[0121] 此时,第一图像传感器610能设于第一超声波振动器620中位于最外边的振动器的旁边。

[0122] 而且,图9可以是示出一个第一超声波单元所含多个第一超声波振动器620的排列关系的一个例子,或者可以是示出一个第一超声波单元包含一个第一超声波振动器620时的多个第一超声波单元的排列关系的一个例子。其也同样适用于图10至图11所示实施例。

[0123] 图10是简略示出本发明第二实施例的第二口服式内视镜装置700的概念图。

[0124] 图10所示第二口服式内视镜装置700和结合图9说明的第一口服式内视镜装置600几乎相同。但是,第二口服式内视镜装置700的第二图像传感器710能设于第二超声波振动器720之间以便让第二图像传感器710的视角与第二超声波振动器720的超声波扫描范围尽量重叠。

[0125] 图11是简略示出本发明第三实施例的第三口服式内视镜装置800的概念图。

[0126] 图11所示第三口服式内视镜装置800和结合图9说明的第一口服式内视镜装置600几乎相同。但是,第三口服式内视镜装置800中设有第三超声波振动器820的面,亦即,和第三超声波振动器820相对并且反射超声波的面以具备大于0的曲率C的曲面形成。为了阻止第三超声波振动器820所扫描的超声波通过空气层,最好让设有第三超声波振动器820的面平坦,但也可能会因为某些设计因素而不得已地需要在第三口服式内视镜装置800的外部面形成曲面。即使在这种情形下,优选地,第三口服式内视镜装置800为了尽量紧贴消化器官的内壁而使得曲面具备正曲率,其曲率值也尽量变小。

[0127] 图12A是简略示出本发明第四实施例的第四口服式内视镜装置900的图形。

[0128] 请参阅图12A,第四口服式内视镜装置900让第四图像传感器910与第四超声波振动器920并排以便在消化器官拍摄同一方向,亦即,拍摄同一位置的内壁。

[0129] 尤其是,第四图像传感器910与第四超声波振动器920能沿着和圆筒形第四口服式内视镜装置900的圆周对应的内部面平行地排列成2列。

[0130] 如图12A所示,第四图像传感器910能和第四口服式内视镜装置900的外壳(case)的内部面隔离一定距离地配置,虽然没有图示,但可以 and 第四口服式内视镜装置900的外壳的内部面紧贴地配置。在此,不限定第四图像传感器910的模样或大小。

[0131] 而且,第四超声波振动器920能沿着作为第四口服式内视镜装置900圆周的一部分的至少一个圆弧进行局部排列,亦即,沿着圆周进行局部排列。

[0132] 而且,图12A虽然没有图示,但第四图像传感器910与第四超声波振动器920当然也可以设于整个圆周上。

[0133] 图12B是简略示出本发明第五实施例的第五口服式内视镜装置900a的概念图。

[0134] 请参阅图12B,第五口服式内视镜装置900a能具备圆柱形态,第五图像传感器910a与第五超声波振动器920a能在第五口服式内视镜装置900a的正面或背面中的某一面配置于同一线上。

[0135] 如果是图12B所示第五口服式内视镜装置900a的话,设有第五超声波振动器920a的面,亦即,和第五超声波振动器920a相对的面平坦地形成,第五超声波振动器920a可紧贴该平坦面地配置。

[0136] 图9至图12B各自设有多个第一至第五超声波振动器,但也可以设有一个第一至第五超声波振动器。

[0137] 而且,在结合图9、图10、图11及图12B说明的第一至第三口服式内视镜装置600、700、800与第五口服式内视镜装置900a中把超声波传感器适用于各本体630、730、830、930a的侧面或正面时,平坦地(flat)构成侧面或正面而使得第一至第三口服式内视镜装置600、700、800与第五口服式内视镜装置900a的侧面或正面均匀地紧贴消化器内壁。

[0138] 图13是说明根据本发明实施例的口服式内视镜装置100的胰脏内视镜法的流程图。

[0139] 请参阅图13,口服式内视镜装置100进入患者的消化器官的话,检查员利用置于患者腹部的磁控制器200控制口服式内视镜装置100的移动(S1010)。

[0140] 口服式内视镜装置100能根据监测装置400或磁控制器200a、200b、200c的动作控制信号激活拍摄单元120并且开始拍摄消化器官(S1020)。

[0141] 口服式内视镜装置100凭借着磁控制器200的外部磁力移动到最接近胰脏的胃脏的内壁(S1030)。亦即,检查员一边查看显示在监测装置400的拍摄单元120所摄影像一边判断出和胰脏接近的位置并且操作磁控制器200让口服式内视镜装置100移动。

[0142] 需要时,口服式内视镜装置100可以在接近胰脏的胃脏的内壁根据动作控制信号关闭(off)拍摄单元120的动作并且打开(on)超声波单元130(S1040)。

[0143] 然后,口服式内视镜装置100凭借磁控制器200、200a、200b或200c的外部磁力尽量紧贴胃脏的内壁后,根据监测装置400或磁控制器200a、200b、200c所指定的超声波频率控制超声波单元130以便产生相应的频率(S1050)。

[0144] 口服式内视镜装置100的超声波单元130生成相应于超声波频率的振动波,接收内壁所反射的振动波,对其进行放大、数字转换之类的信号处理后输出超声波数据(S1060)。凭此,能输出相当于胰脏的一部分的超声波数据。

[0145] 口服式内视镜装置100把步骤S1060所输出的超声波数据传输到接收器300(S1070)。

[0146] 通过步骤S1070完成了对胰脏的一部分的超声波拍摄后,确认是否因为步骤S1010以前注入的药物等物导致胃脏的幽门松弛。

[0147] 确认其松弛到能让口服式内视镜装置100移动的程度的话,口服式内视镜装置100

收到磁控制器200的外部磁力的牵引而通过胃脏的幽门并且移动到接近胰脏首部的十二指肠(S1080)。在步骤S1070或步骤S1070后超声波单元130被关闭而拍摄单元120则被打开,从而使得拍摄单元120的照明元件能发光。

[0148] 接着,口服式内视镜装置100在接近胰脏首部的十二指肠的内壁根据动作控制信号打开(on)超声波单元130(S1090)。在步骤S1040及步骤S1090可以维持拍摄单元120被打开的状态或者将其关闭,这可以根据周边状况选择性地适用。周边状况可包括诸如电池剩余量、胃、胰脏或十二指肠的内/外壁状态等。

[0149] 然后,口服式内视镜装置100凭借磁控制器200、200a、200b或200c的外部磁力紧贴十二指肠的内壁后,根据监测装置400或磁控制器200a、200b、200c所指定的超声波频率控制超声波单元130以便产生相应的频率(S1100)。

[0150] 口服式内视镜装置100的超声波单元130利用相应于超声波频率的振动波拍摄胰脏后输出超声波数据(S1110)。

[0151] 口服式内视镜装置100把步骤S1110所输出的超声波数据传输到接收器300(S1120)。

[0152] 监测装置400把通过接收器300接收的影像数据和超声波数据予以分析及处理成可显示的信号后显示到画面上。

[0153] 另一方面,本发明的口服式内视镜装置100的胰脏内视镜法由于实现该方法的众多命令语所构成的程序被有形地实现而能够被包含在电脑可读取的记录媒体后提供,这是一般技术人员也能轻易理解的。

[0154] 亦即,以能通过各种电脑工具执行的程序形态实现本发明的口服式内视镜装置100的胰脏内视镜法而能够记录在电脑可读取记录媒体,上述电脑可读取记录媒体能单独包含程序命令、数据文件、数据结构等,也能将其组合后予以包含。上述电脑可读取记录媒体包括硬盘之类的磁媒体(magnetic media)、CD-ROM、DVD之类的光媒体(optical media)及只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存、USB内存之类的保存并执行程序命令的特殊硬件装置。

[0155] 因此,本发明还一起提供保存在电脑可读取记录媒体的程序,该程序为了实现口服式内视镜装置100的胰脏内视镜法而在控制上述电磁波特性测量系统的电脑上执行。

[0156] 产业上的可利用性

[0157] 本发明可有效地作为利用超声波监测消化器官及其周边脏器的口服式内视镜装置使用。

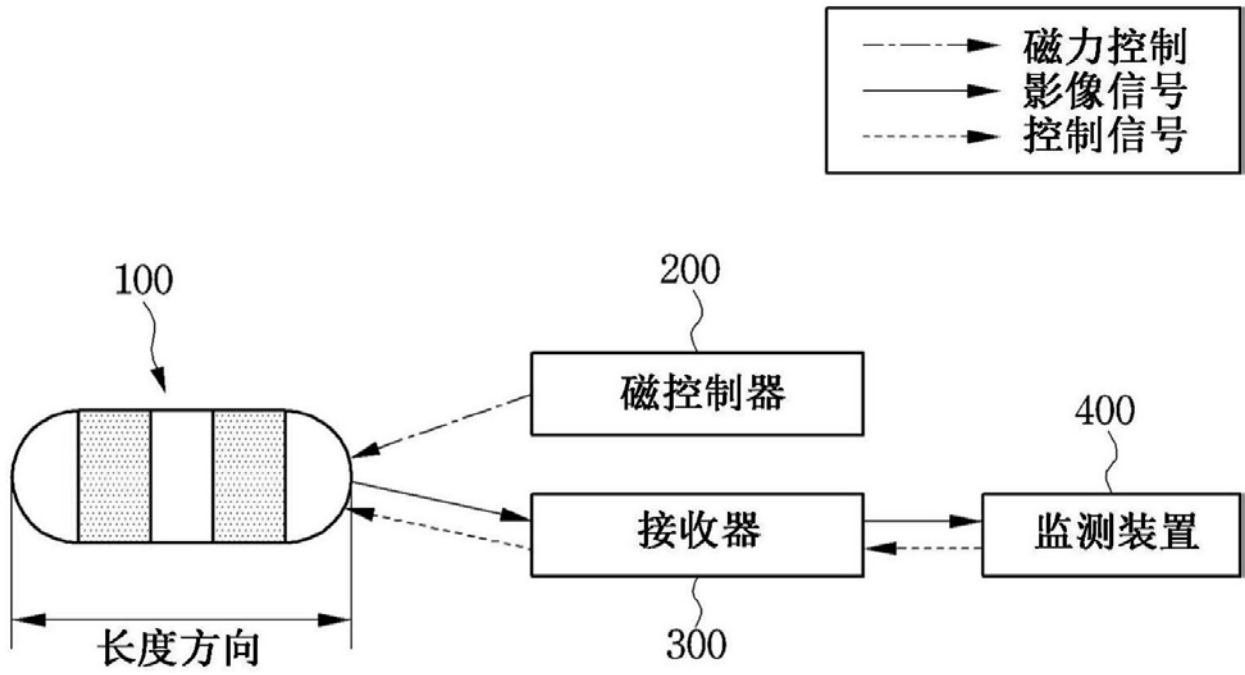
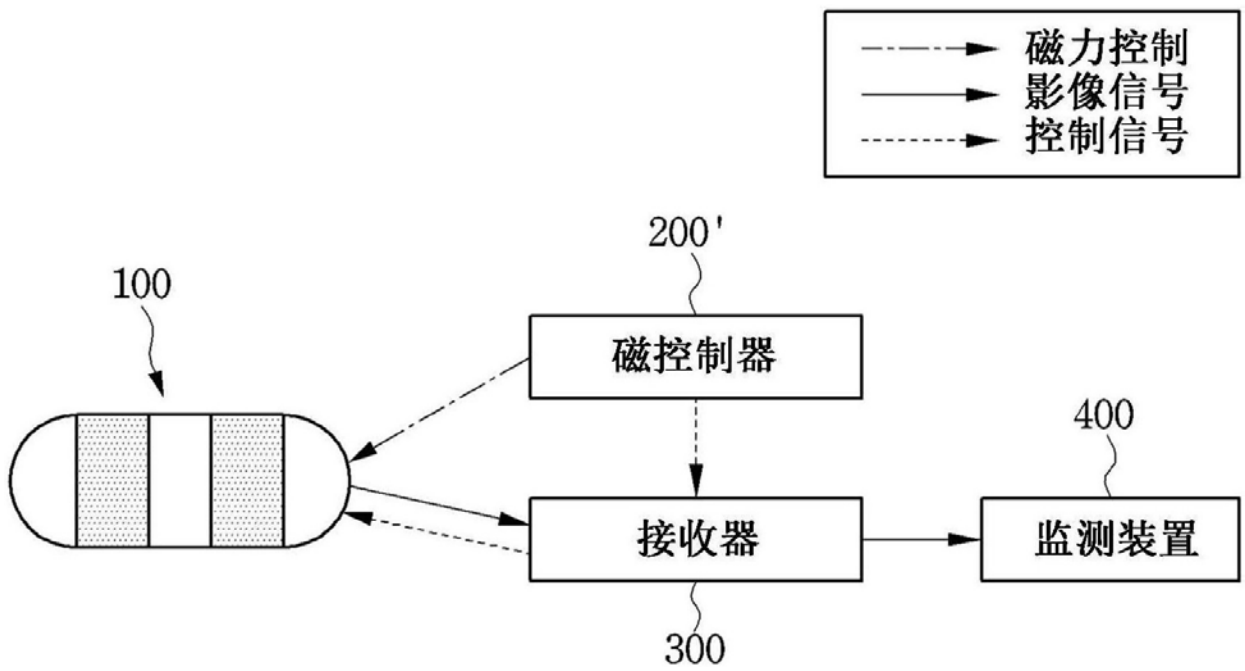


图1



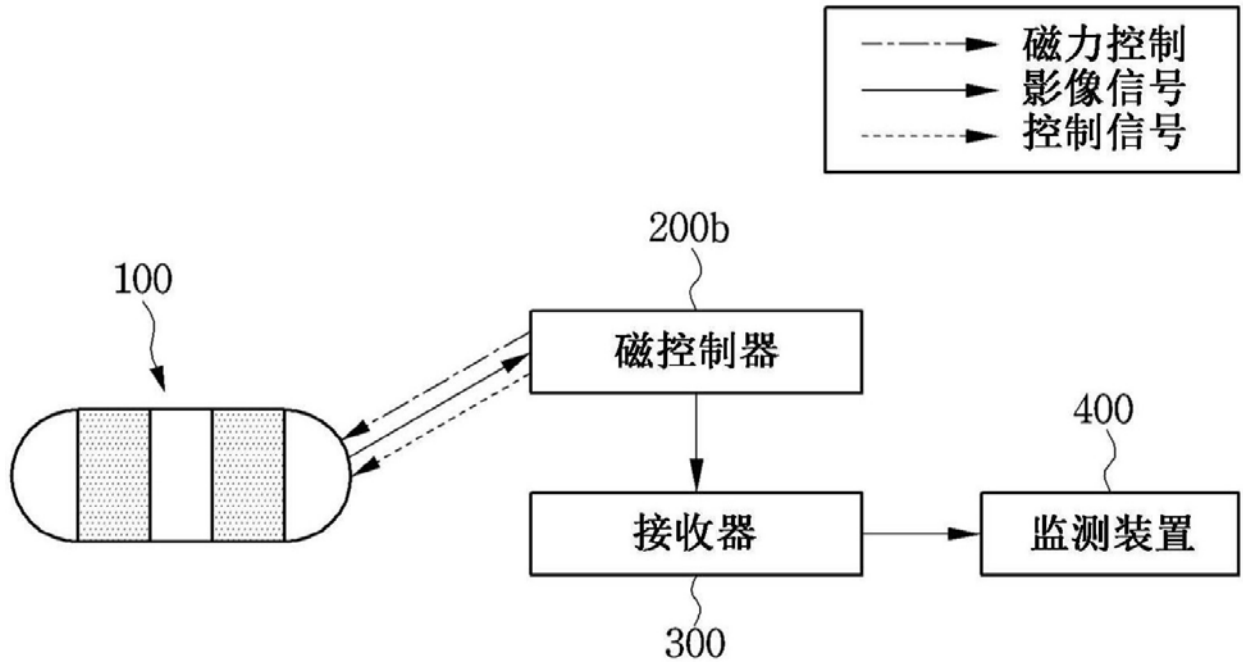


图3

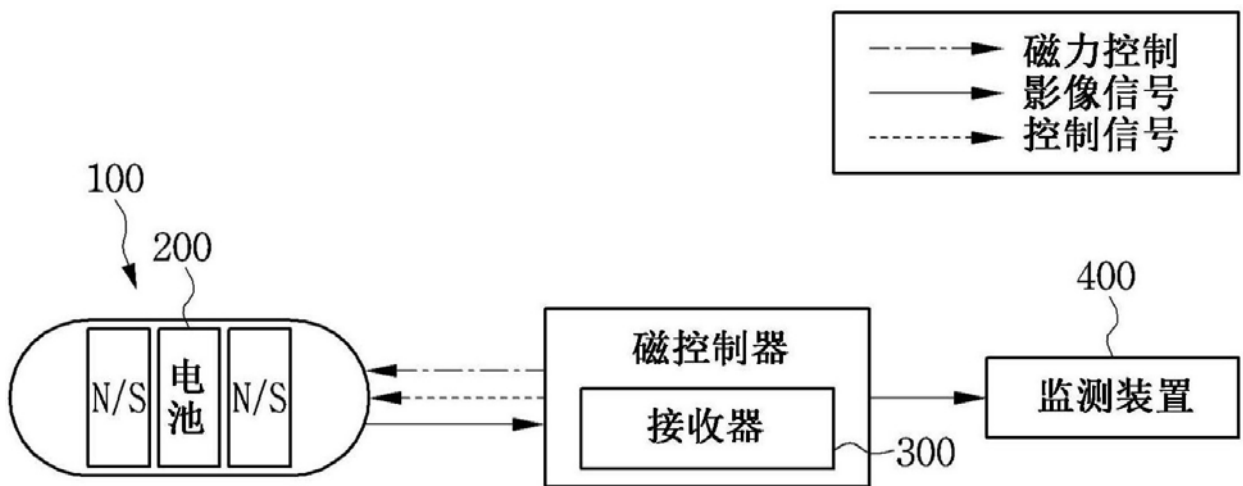


图4

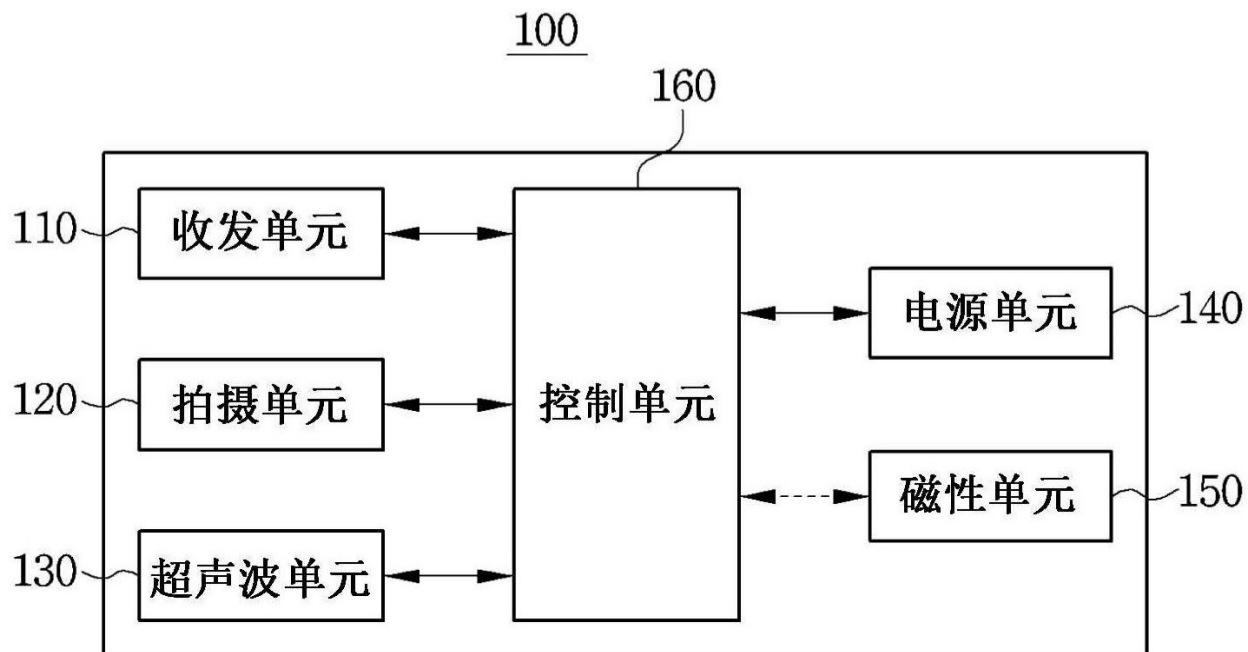


图5

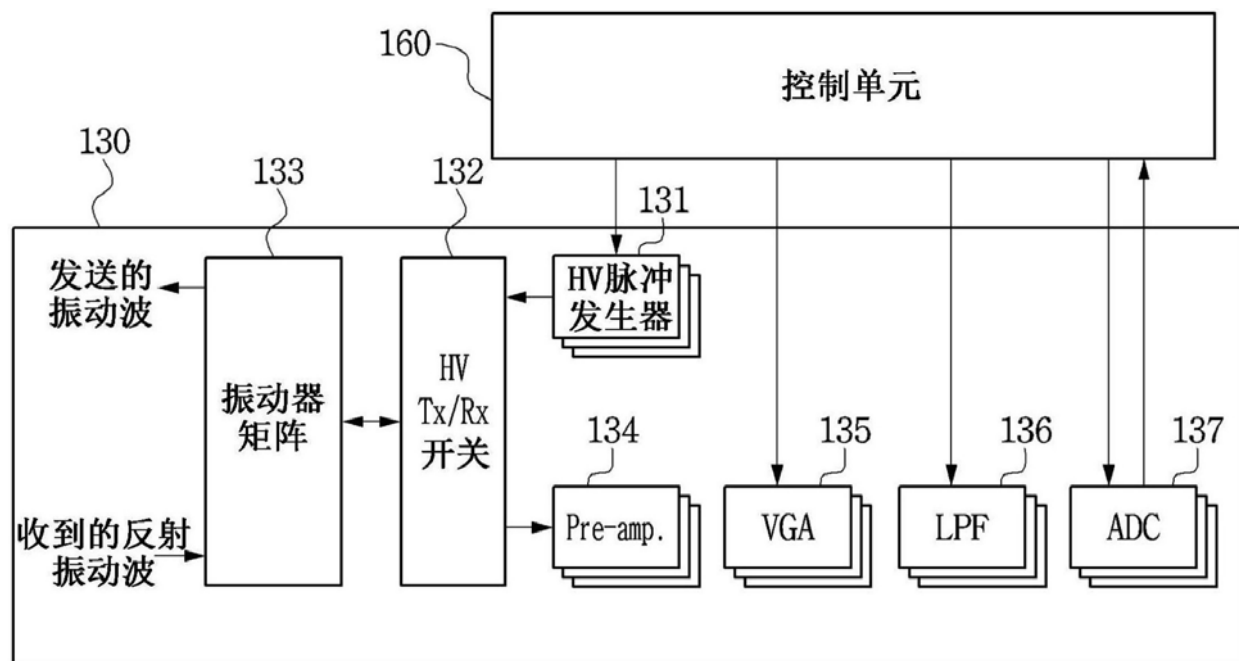


图6

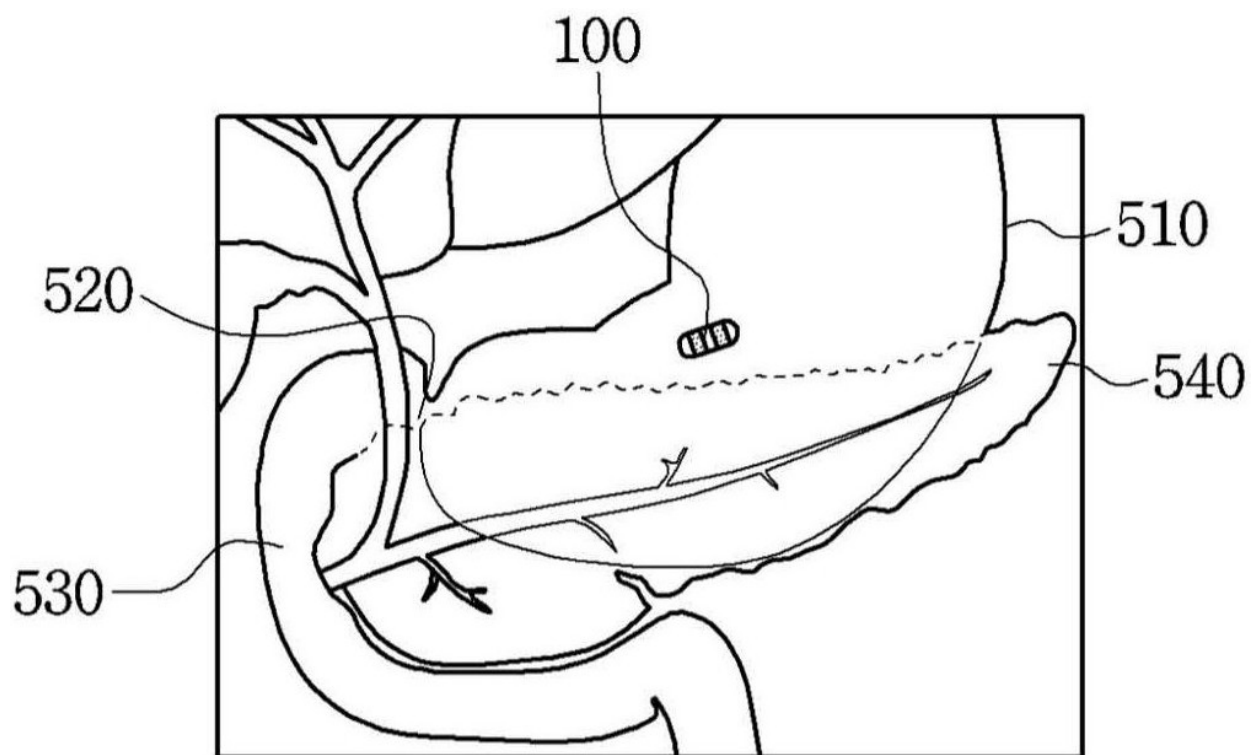


图7

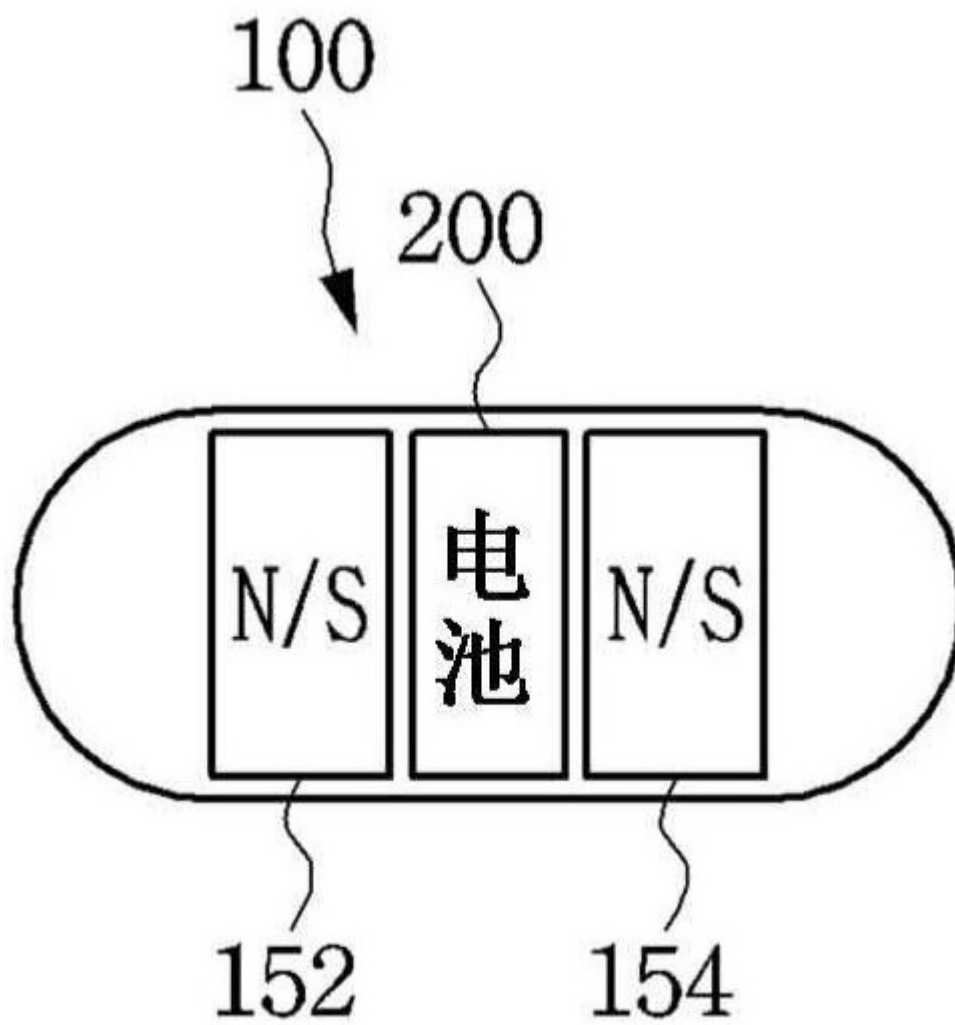


图8

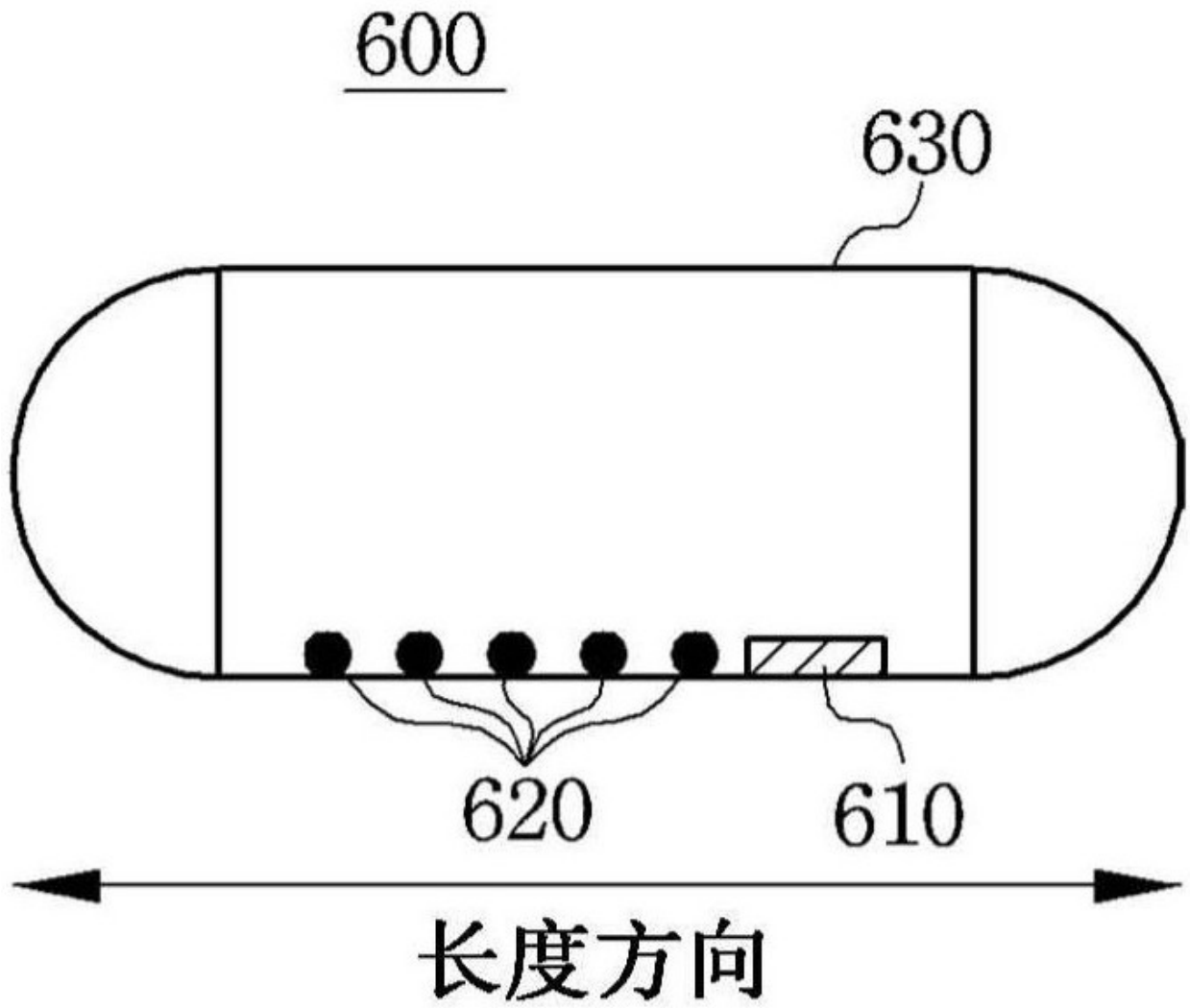


图9

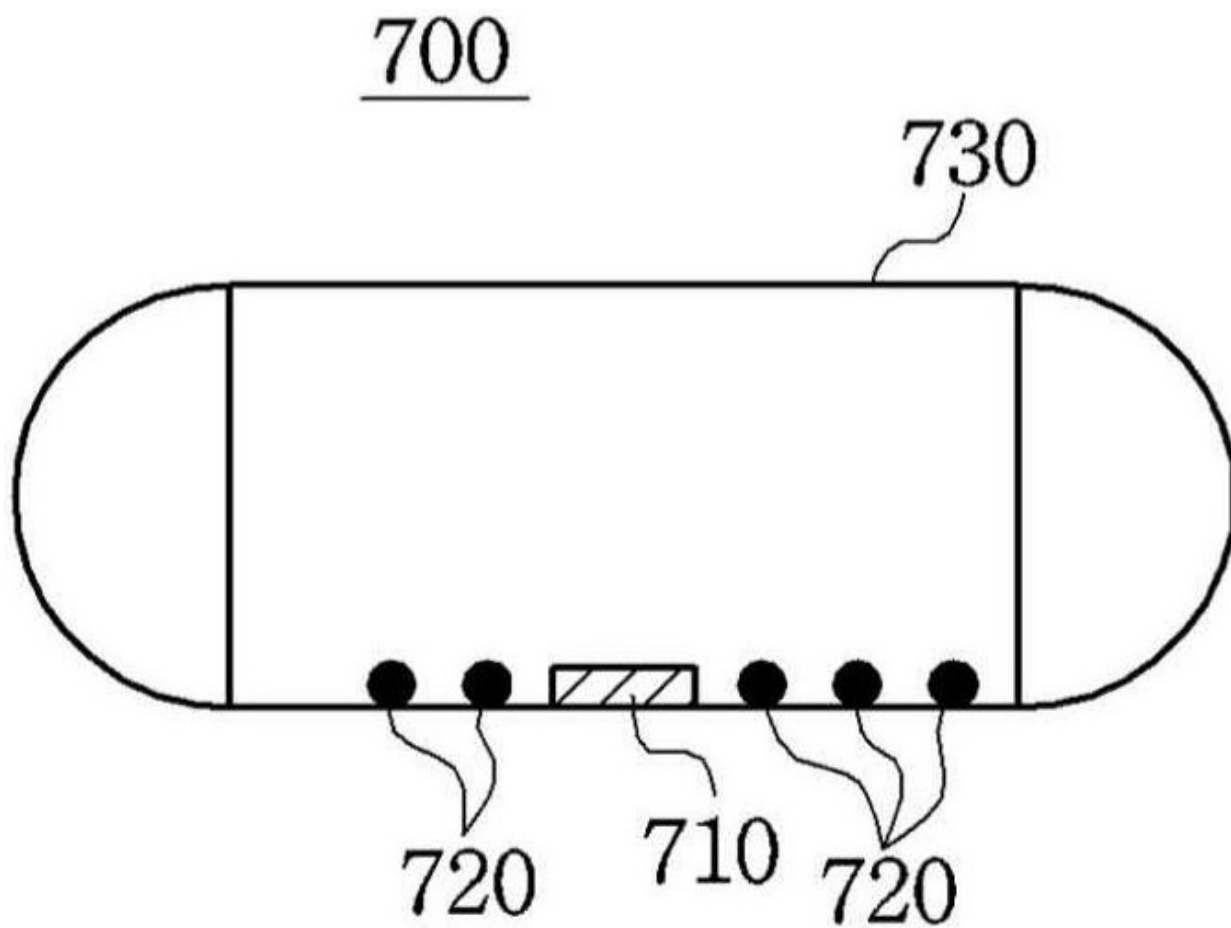


图10

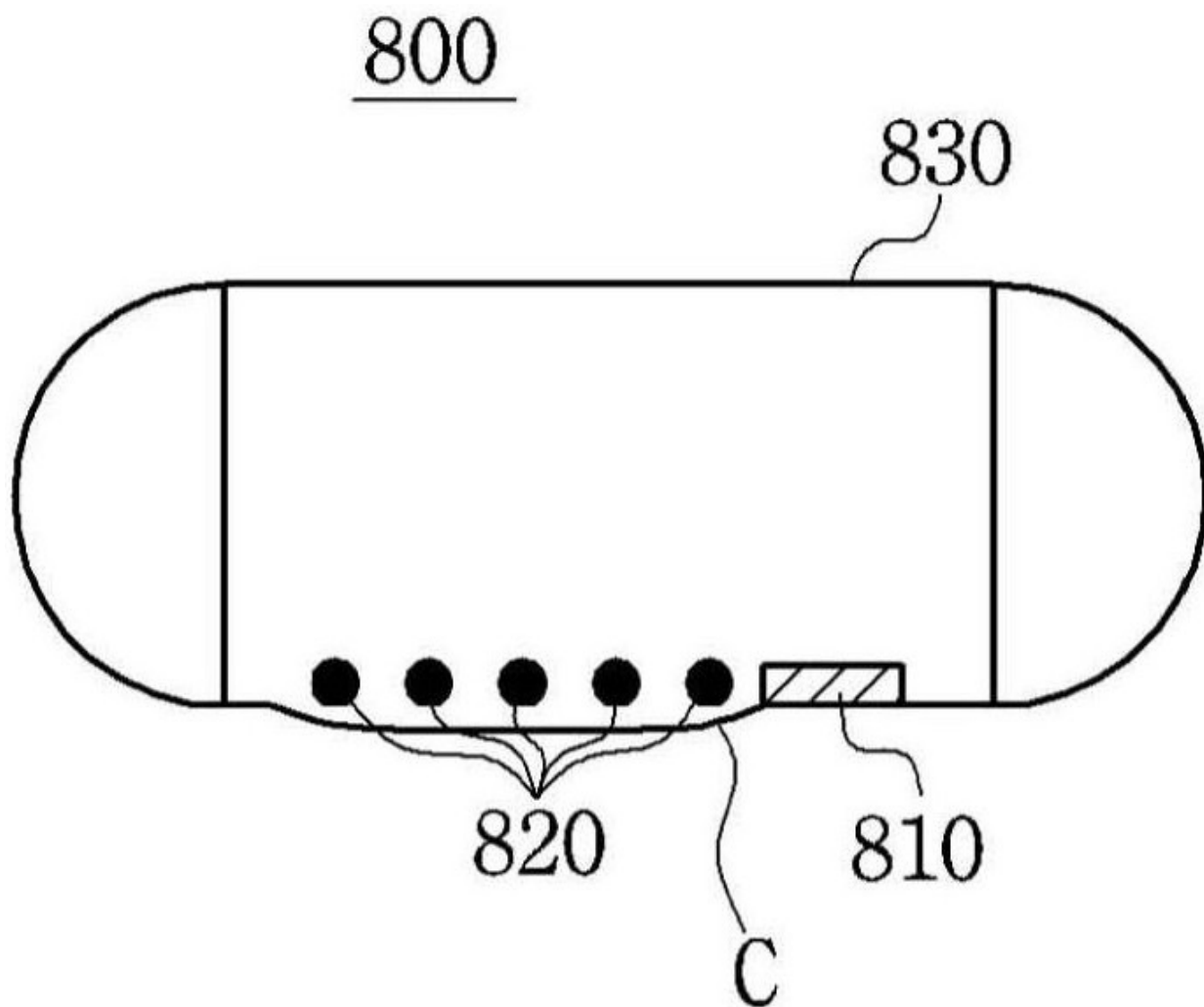
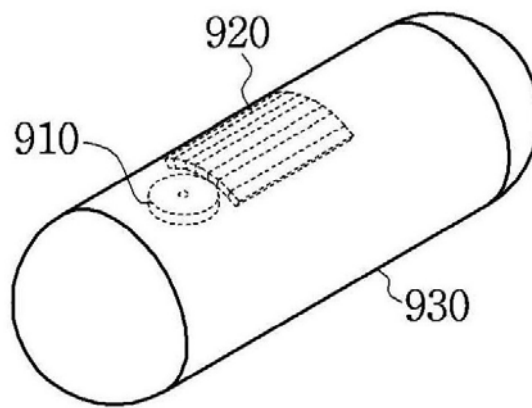
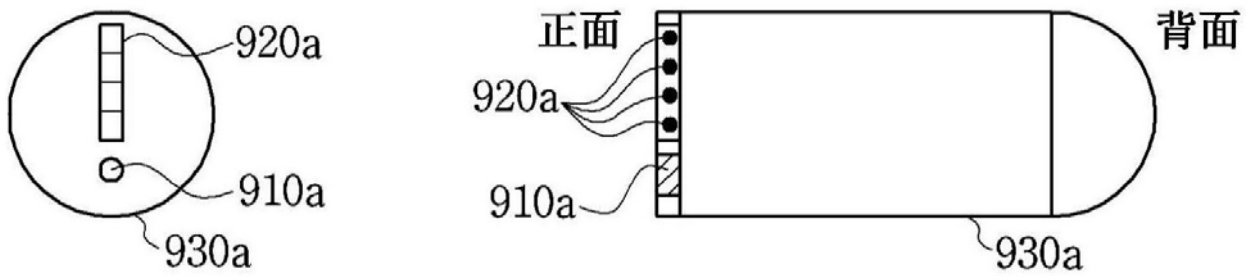


图11

900

(a)

900a

(b)

图12

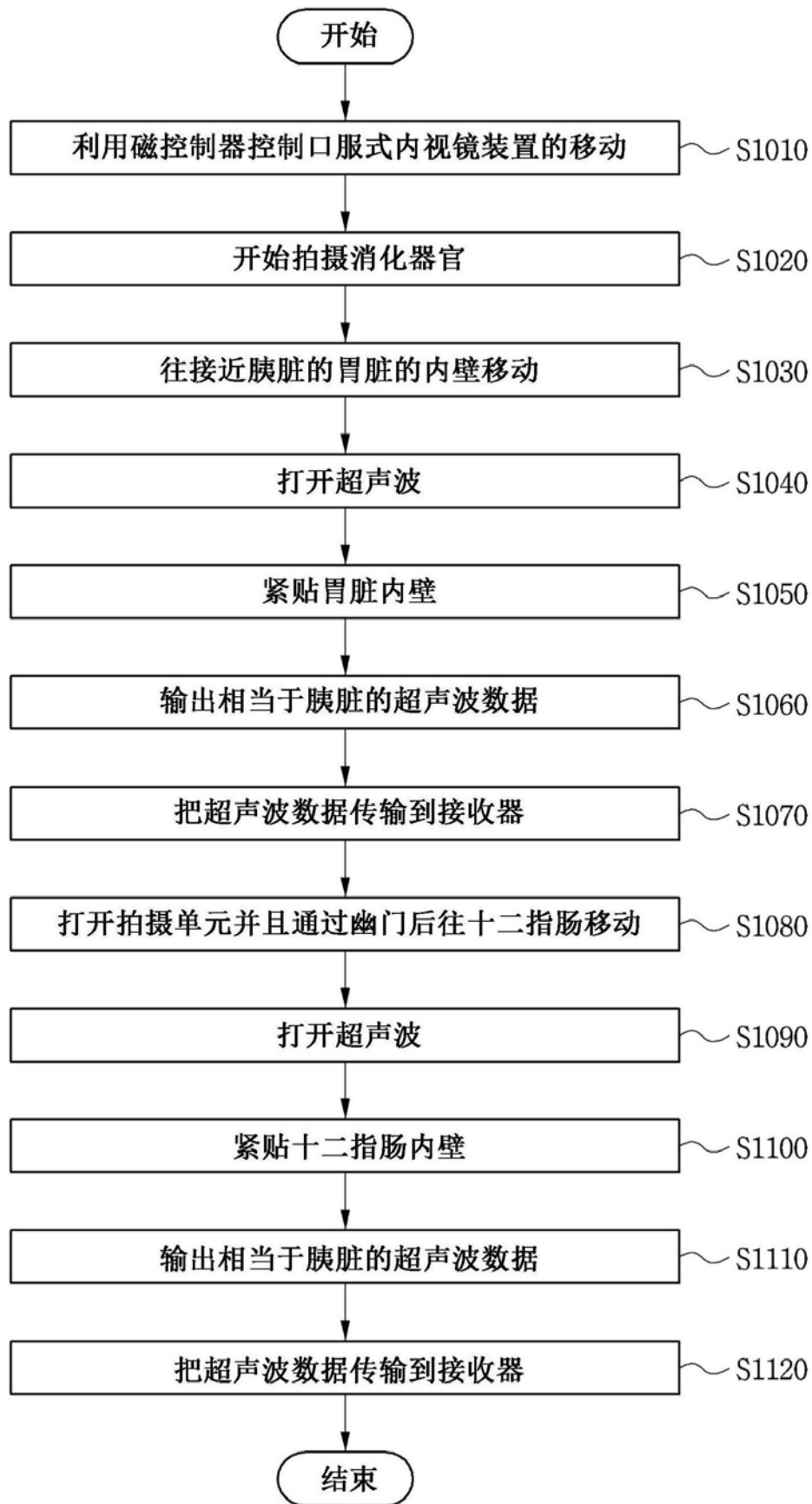


图13

专利名称(译)	口服式内视镜装置		
公开(公告)号	CN110012659A	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201880001685.8	申请日	2018-08-31
发明人	沈翰补		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00025 A61B1/00158 A61B1/041 A61B8/08		
代理人(译)	邓毅		
优先权	1020170113136 2017-09-05 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供口服式内视镜装置。可吞服形态的口服式内视镜装置包括：一个以上的拍摄单元，在人体的消化器官移动并拍摄上述消化器官并且输出影像数据；一个以上的超声波单元，输出关于上述消化器官的内壁下面领域(以下称“粘膜下领域”)及位于上述消化器官周边的周边脏器的超声波数据；磁性单元，针对外部磁力做出反应而调节上述口服式内视镜装置的位置、姿势及行进方向；收发单元，把上述影像数据及上述超声波数据传输到外部装置或接收外部控制信号；控制单元，控制上述一个以上的拍摄单元及上述一个以上的超声波单元以便同时或个别拍摄上述消化器官及上述粘膜下领域；及电源单元，为上述一个以上的拍摄单元、一个以上的超声波单元、磁性单元、收发单元及控制单元供应电源。

