



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367912 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910631296.X

A61B 5/07(2006.01)

(22)申请日 2019.07.12

A61B 1/31(2006.01)

(71)申请人 深圳先进技术研究院

A61B 8/12(2006.01)

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 邱维宝 黄耀才 牟培田 张志强
郑海荣

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理
有限公司 44414

代理人 黄志云

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

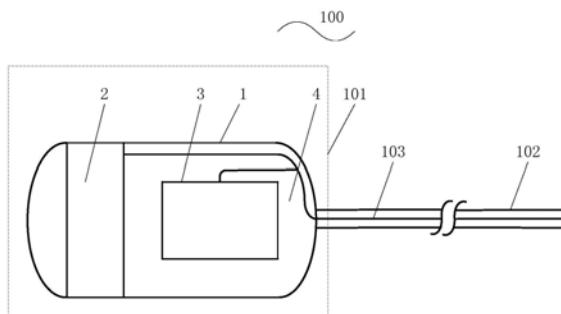
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种内窥镜及内窥镜系统

(57)摘要

本发明适用于内窥镜技术领域，提出了一种内窥镜及内窥镜系统。本发明实施例通过采用外径小于内窥镜主体的外径的柔性导管对胶囊形内窥镜主体进行机械引导和输送，使得内窥镜主体在人体内的运动可控，可以有效减少导管对人体消化道造成的碰撞和摩擦，提高检查诊断的舒适度、耐受性且操作方便；通过摄像模组获取人体消化道的光学图像数据、通过超声波成像模组获取人体消化道的超声波扫描数据，并通过信号线发送至成像系统进行实时图像处理，得到光学图像和超声图像并显示，可以实时呈现人体消化道内的多维度组织成像画面，便于观察组织病变情况，可以获取组织深层的病变信息，提供更直观、更准确的诊断依据，提高诊断的完整性和准确性。



1. 一种内窥镜，其特征在于，包括内窥镜主体、柔性导管和信号线，所述内窥镜主体包括壳体、摄像模组和超声波成像模组；

所述内窥镜主体为胶囊形且所述内窥镜主体的外径大于所述柔性导管的外径；

所述摄像模组和所述超声波成像模组设置于所述壳体内部，所述柔性导管套设于所述信号线外部并与所述壳体连接，所述信号线一端与所述摄像模组和所述超声波成像模组连接、另一端用于与成像系统连接；

所述摄像模组用于在所述内窥镜主体运动至人体消化道内时，获取人体消化道的光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

所述超声波成像模组用于在所述内窥镜主体运动至人体消化道内时，获取人体消化道的超声波扫描数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

所述成像系统用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到光学图像和超声图像并显示。

2. 如权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，所述摄像模组包括摄像头和控制器，所述控制器与所述信号线电连接；

所述壳体远离所述柔性导管的一端包括透光区域，所述摄像头朝向所述透光区域设置，所述摄像头用于通过所述透光区域获取人体消化道的光学图像；

所述控制器用于控制所述摄像头拍摄预设视野范围内的人体消化道的光学图像，将所述光学图像转换为光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统。

3. 如权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，所述超声波成像模组包括超声波换能器、信号传输器及电机；

所述超声波换能器与所述信号传输器电连接，所述超声波换能器与所述电机机械连接，所述信号传输器和所述电机与所述信号线电连接；

所述壳体侧壁设置有透声窗，所述超声波换能器朝向所述透声窗设置，所述超声波换能器用于通过所述透声窗发射高频超声波对预设扫描角度内的人体消化道进行超声波旋转扫描，以获取人体消化道的超声波扫描数据；

所述电机设置于所述壳体内部，所述电机用于驱动所述超声波换能器旋转预设扫描角度；

所述信号传输器为可旋转式电耦合装置，用于将所述超声波扫描数据耦合到所述信号线，并通过所述信号线将所述超声波扫描数据发送至所述成像系统。

4. 如权利要求3所述的内窥镜，其特征在于，所述预设扫描角度为360°，所述超声波换能器的中心频率范围为10MHz～100MHz。

5. 如权利要求1～4任一项所述的内窥镜，其特征在于，所述柔性导管的外径范围为0.1mm～3mm；

所述内窥镜主体的外径范围为3mm～15mm、长度范围为5mm～50mm。

6. 如权利要求1～4任一项所述的内窥镜，其特征在于，所述成像系统用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到二维光学图像和二维超声图像并显示，还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理，得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并显示。

7. 如权利要求1～4任一项所述的内窥镜，其特征在于，还包括磁性定位部件，所述磁性

定位部件设置于所述壳体；

所述磁性定位部件用于在所述柔性导管和所述信号线与所述成像系统连接时，在磁性吸引部件的磁吸作用下带动所述内窥镜主体运动至人体消化道内。

8. 如权利要求1~4任一项所述的内窥镜，其特征在于，所述摄像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时，获取人体消化道的多个截面的光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

所述超声波成像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时，获取人体消化道的多个截面的超声波扫描数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

所述成像系统还用于通过三维图像重建算法对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理，得到人体消化道内的三维组织图像。

9. 一种内窥镜系统，其特征在于，包括成像系统和如权利要求1~8任一项所述的内窥镜，所述成像系统包括成像模组和显示器；

所述成像模组用于与所述信号线可拆卸式连接并与所述显示器连接；

所述成像模组用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到二维光学图像和二维超声图像并发送至所述显示器，还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理，得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至所述显示器；

所述显示器用于对所述二维光学图像、所述二维超声波图像、所述三维光学图像和所述三维超声波图像进行显示。

10. 如权利要求9所述的内窥镜系统，其特征在于，所述成像模组包括图像处理器、供电模块、移动组件及牵引线；

所述图像处理器与所述显示器、所述供电模块、所述移动组件和所述牵引线连接，所述供电模块与所述移动组件和所述牵引线连接，所述移动组件与所述牵引线连接，所述牵引线用于与所述信号线可拆卸式连接；

所述图像处理器用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到二维光学图像和二维超声图像并发送至所述显示器，还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理，得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至所述显示器；

所述供电模块用于为与其连接的各器件供电；

所述移动组件用于在所述图像处理器的控制下做匀速运动或变速运动，通过所述牵引线带动所述信号线和所述柔性导管运动，以将所述内窥镜主体从人体消化道移出。

一种内窥镜及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜技术领域，尤其涉及一种内窥镜及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 内窥镜在人体消化道疾病的诊断中扮演着重要的角色，医生可以借助内窥镜观察人体食道、胃和十二指肠等消化道部位的病变，窥探人体肠胃和食道部位的健康状况。

[0003] 然而，现有的光学内窥镜只能观察到消化道表面的情况，无法获取组织深层的病变信息，大大限制了诊断的完整性和准确性。并且医生通过操控内窥镜的导管将内窥镜运送到人体消化道，容易对人体消化道造成碰撞和摩擦，会给患者带来不适。

发明内容

[0004] 有鉴于此，本发明实施例提供了一种内窥镜及内窥镜系统，以解决现有的光学内窥镜无法获取组织深层的病变信息，限制了诊断的完整性和准确性，并且容易对人体消化道造成碰撞和摩擦，会给患者带来不适的问题。

[0005] 本发明实施例的第一方面提供一种内窥镜，包括内窥镜主体、柔性导管和信号线，所述内窥镜主体包括壳体、摄像模组和超声波成像模组；

[0006] 所述内窥镜主体为胶囊形且所述内窥镜主体的外径大于所述柔性导管的外径；

[0007] 所述摄像模组和所述超声波成像模组设置于所述壳体内部，所述柔性导管套设于所述信号线外部并与所述壳体连接，所述信号线一端与所述摄像模组和所述超声波成像模组连接、另一端用于与成像系统连接；

[0008] 所述摄像模组用于在所述内窥镜主体运动至人体消化道内时，获取人体消化道的光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

[0009] 所述超声波成像模组用于在所述内窥镜主体运动至人体消化道内时，获取人体消化道的超声波扫描数据并通过所述信号线发送至所述成像系统；

[0010] 所述成像系统用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到光学图像和超声图像并显示。

[0011] 在一个实施例中，所述摄像模组包括摄像头和控制器，所述控制器与所述信号线电连接；

[0012] 所述壳体远离所述柔性导管的一端包括透光区域，所述摄像头朝向所述透光区域设置，所述摄像头用于通过所述透光区域获取人体消化道的光学图像；

[0013] 所述控制器用于控制所述摄像头拍摄预设视野范围内的人体消化道的光学图像，将所述光学图像转换为光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统。

[0014] 在一个实施例中，所述超声波成像模组包括超声波换能器、信号传输器及电机；

[0015] 所述超声波换能器与所述信号传输器电连接，所述超声波换能器与所述电机机械连接，所述信号传输器和所述电机与所述信号线电连接；

[0016] 所述壳体侧壁设置有透声窗，所述超声波换能器朝向所述透声窗设置，所述超声

波换能器用于通过所述透声窗发射高频超声波对预设扫描角度内的人体消化道进行超声波旋转扫描,以获取人体消化道的超声波扫描数据;

[0017] 所述电机设置于所述壳体内部,所述电机用于驱动所述超声波换能器旋转预设扫描角度;

[0018] 所述信号传输器为可旋转式电耦合装置,用于将所述超声波扫描数据耦合到所述信号线,并通过所述信号线将所述超声波扫描数据发送至所述成像系统。

[0019] 在一个实施例中,所述预设扫描角度为360°,所述超声波换能器的中心频率范围为10MHz~100MHz。

[0020] 在一个实施例中,所述超声波换能器的聚焦焦点的直径范围为3mm~10mm。

[0021] 在一个实施例中,所述可旋转式电耦合装置包括一对旋转变压器。

[0022] 在一个实施例中,所述一对旋转变压器为双耦合电感结构。

[0023] 在一个实施例中,所述柔性导管的外径范围为0.1mm~3mm;

[0024] 所述内窥镜主体的外径范围为3mm~15mm、长度范围为5mm~50mm。

[0025] 在一个实施例中,所述成像系统用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并显示,还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并显示。

[0026] 在一个实施例中,所述内窥镜还包括磁性定位部件,所述磁性定位部件设置于所述壳体;

[0027] 所述磁性定位部件用于在所述柔性导管和所述信号线与所述成像系统连接时,在磁性吸引部件的磁吸作用下带动所述内窥镜主体运动至人体消化道内。

[0028] 在一个实施例中,所述摄像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时,获取人体消化道的多个截面的光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统;

[0029] 所述超声波成像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时,获取人体消化道的多个截面的超声波扫描数据并通过所述信号线发送至所述成像系统;

[0030] 所述成像系统还用于通过三维图像重建算法对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道内的三维组织图像。

[0031] 本发明实施例的第二方面提供一种内窥镜系统,包括成像系统和如上所述的内窥镜,所述成像系统包括成像模组和显示器;

[0032] 所述成像模组用于与所述信号线可拆卸式连接并与所述显示器连接;

[0033] 所述成像模组用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并发送至所述显示器,还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至所述显示器;

[0034] 所述显示器用于对所述二维光学图像、所述二维超声波图像、所述三维光学图像和所述三维超声波图像进行显示。

[0035] 在一个实施例中,所述成像模组包括图像处理器、供电模块、移动组件及牵引线;

[0036] 所述图像处理器与所述显示器、所述供电模块、所述移动组件和所述牵引线连接,所述供电模块与所述移动组件和所述牵引线连接,所述移动组件与所述牵引线连接,所述

牵引线用于与所述信号线可拆卸式连接；

[0037] 所述图像处理器用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行实时图像处理，得到二维光学图像和二维超声图像并发送至所述显示器，还用于对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理，得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至所述显示器；

[0038] 所述供电模块用于为与其连接的各器件供电；

[0039] 所述移动组件用于在所述图像处理器的控制下做匀速运动或变速运动，通过所述牵引线带动所述信号线和所述柔性导管运动，以将所述内窥镜主体从人体消化道移出。

[0040] 在一个实施例中，所述移动组件为电动绕线器。

[0041] 本发明实施例通过提供一种包括胶囊形内窥镜主体、柔性导管和信号线的内窥镜，在内窥镜主体的壳体内部设置摄像模组和超声波成像模组，通过采用外径小于内窥镜主体的外径的柔性导管对内窥镜主体进行机械引导和输送，使得内窥镜主体在人体内的运动可控，还可以有效减少导管对人体消化道造成的碰撞和摩擦，提高检查诊断的舒适度、耐受性且操作方便，有效减少检查盲区、大大降低漏检率；通过摄像模组获取人体消化道的光学图像数据、通过超声波成像模组获取人体消化道的超声波扫描数据，并通过信号线将光学图像数据和超声波扫描数据发送至成像系统进行实时图像处理，得到光学图像和超声图像并显示，可以实现光学成像和超声成像、实时呈现人体消化道内的多维度组织成像画面，便于观察组织病变情况，可以获取组织深层的病变信息，提供更直观、更准确的诊断依据，提高诊断的完整性和准确性。

附图说明

[0042] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0043] 图1是本发明实施例一提供的内窥镜的透视结构示意图；

[0044] 图2是本发明实施例一提供的猪小肠的二维超声波图像；

[0045] 图3是本发明实施例一提供的猪小肠的三维超声波图像；

[0046] 图4是本发明实施例二提供的内窥镜的结构示意图；

[0047] 图5是本发明实施例二提供的磁性定位部件与磁性吸引部件的相对位置关系的示意图；

[0048] 图6是本发明实施例三提供的内窥镜的透视结构示意图；

[0049] 图7是本发明实施例四提供的内窥镜系统的结构示意图；

[0050] 图8是本发明实施例四提供的成像系统的结构示意图。

具体实施方式

[0051] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分的实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做

出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都应当属于本发明保护的范围。

[0052] 本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“包括”以及它们任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含一系列步骤或单元的过程、方法或系统、产品或设备没有限于已列出的步骤或单元，而是可选地还包括没有列出的步骤或单元，或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0053] 实施例一

[0054] 如图1所示，本实施例提供一种内窥镜100，包括内窥镜主体101、柔性导管102和信号线103，内窥镜主体101包括壳体1、摄像模组2和超声波成像模组3；

[0055] 内窥镜主体101为胶囊形且内窥镜主体101的外径大于柔性导管102的外径；

[0056] 摄像模组2和超声波成像模组3设置于壳体1内部，柔性导管102套设于信号线103外部并与壳体1连接，信号线103一端与摄像模组2和超声波成像模组3连接、另一端用于与成像系统连接。

[0057] 在应用中，内窥镜主体还可以根据实际需要设置为任意的易于吞咽的其他形状，例如，球形、椭球形等。内窥镜主体的尺寸小于人体消化道所能容纳的最小尺寸，内窥镜主体的外径范围可以为3mm～15mm，长度范围可以为5mm～50mm，例如，外径5mm、长度15mm。

[0058] 在应用中，柔性导管可以根据实际需要选择任意对人体消化道无害、具有柔韧性且易于吞咽的光滑导管，例如，硅橡胶导管、聚氯乙烯(Polyvinyl chloride, PVC)导管、热塑性弹性体(Thermoplastic Elastomer, TPE)导管等。柔性导管的外径小于人体消化道的最小内径，柔性导管的外径范围可以为0.1mm～3mm，例如，外径2mm。由于采用了较细的柔性导管，可大大降低内窥镜检查对人体消化道内各处(例如，喉咙处)带来的不适，也可以避免使用麻醉药物。柔性导管可以与壳体固定连接或可拆卸式连接，可拆卸式连接方式使得用户可以根据实际需要替换内窥镜主体和柔性导管，使得同一内窥镜主体可以适配不同的柔性导管，同一柔性导管也可以适配不同的内窥镜主体，利于对二者进行更换。柔性导管可以为一次性导管，使用一次之后即进行更换，方便卫生，可有效防止交叉感染。

[0059] 在应用中，信号线可以根据实际需要选择直径小于柔性导管且能够同时传输数据信号和电源信号的信号线，例如，同轴电缆线或数据线。信号线可以根据实际需要选择任意的固定连接或可拆卸式连接方式与成像系统连接，例如，插接方式、卡扣或紧固件固定方式、螺纹连接方式等。

[0060] 在一个实施例中，所述信号线和所述柔性导管与所述成像系统可拆卸式连接的一端设置有插接接口，所述信号线和所述柔性导管通过所述插接接口与所述成像系统可拆卸式连接。

[0061] 在应用中，壳体可以根据实际需要选择任意对人体消化道无害且具有柔韧性的材料制成，例如，硅橡胶、聚氯乙烯或热塑性弹性体。壳体可以局部透光或整体透光。

[0062] 在应用中，摄像模组和超声波成像模组设置于壳体内部且互不遮挡。

[0063] 图1中示例性的示出摄像模组2设置于壳体1内部远离柔性导管102的一端、超声波成像模组3设置于壳体1内部且与摄像模组2互不遮挡。

[0064] 在本实施例中，摄像模组2用于在内窥镜主体101运动至人体消化道内时，获取人体消化道的光学图像数据并通过信号线发送至成像系统。

[0065] 在应用中，摄像模组可以根据实际需要选择任意的具备光学图像拍摄功能的器

件,例如,摄像头和图像传感器的组合。摄像模组可以拍摄人体消化道内360°视野范围内的二维光学图像数据并发送至成像系统。

[0066] 在本实施例中,超声波成像模组3用于在内窥镜主体101运动至人体消化道内时,获取人体消化道的超声波扫描数据并通过信号线发送至成像系统。

[0067] 在应用中,超声波成像模组可以根据实际需要选择任意具备超声波扫描功能的器件,例如,超声波换能器、电机和信号传输器的组合。超声波成像模组可以对人体消化道进行360°扫描范围的超声波旋转扫描成像,获得超声波扫描数据并发送至成像系统。

[0068] 在本实施例中,成像系统用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行实时图像处理,得到光学图像和超声图像并显示。

[0069] 在一个实施例中,成像系统具体用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并显示,还用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并进行显示。二维超声图像具体为人体消化道的组织截面图像。

[0070] 在应用中,本实施例所提供的内窥镜既可以用于对人体消化道进行检查,也可以对动物的消化道进行检查。

[0071] 如图2所示,示例性的示出了猪小肠的二维超声波图像。

[0072] 如图3所示,示例性的示出了猪小肠的三维超声波图像。

[0073] 在一个实施例中,所述摄像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时,获取人体消化道的多个截面的光学图像数据并通过所述信号线发送至所述成像系统;

[0074] 所述超声波成像模组还用于在所述内窥镜主体从人体消化道匀速移出时,获取人体消化道的多个截面的超声波扫描数据并通过所述信号线发送至所述成像系统;

[0075] 所述成像系统还用于通过三维图像重建算法对所述光学图像数据和所述超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道内的三维组织图像。

[0076] 在应用中,成像系统可以根据实际需要选择任意具备图像数据处理和显示功能的设备,例如,图像处理器和显示器的组合,计算机主机和显示器的组合,笔记本电脑,桌上型计算机,手机,平板电脑等。成像系统可以对摄像模组发送的光学图像数据和超声波成像模组发送的超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并显示,使用户可以实时观察到人体消化道内表面的组织病变情况,从而可以根据实时观察到的组织病变情况,通过磁性吸引部件操控内窥镜在人体消化道内的运动位置,通过内窥镜获取目标位置的二维光学图像和二维超声图像;成像系统还可以对光学图像数据和超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并进行显示,从而获得目标位置的深层组织病变情况。

[0077] 本实施例通过提供一种包括胶囊形内窥镜主体、柔性导管和信号线的内窥镜,在内窥镜主体的壳体内部设置摄像模组和超声波成像模组,通过采用外径小于内窥镜主体的外径的柔性导管对内窥镜主体进行机械引导和输送,使得内窥镜主体在人体内的运动可控,还可以有效减少导管对人体消化道造成的碰撞和摩擦,提高检查诊断的舒适度、耐受性且操作方便,有效减少检查盲区、大大降低漏检率;通过摄像模组获取人体消化道的光学图像数据、通过超声波成像模组获取人体消化道的超声波扫描数据,并通过信号线将光学图像数据和超声波扫描数据发送至成像系统进行实时图像处理,得到光学图像和超声图像并

显示,还可得到二维光学图像和二维超声图像并显示,可以实时呈现人体消化道内的成像画面,便于观察组织病变情况,还通过成像系统对光学图像数据和超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并进行显示,可以获取组织深层的病变信息,可以实时呈现人体消化道内的多维度组织成像画面,提供更直观、更准确的诊断依据,提高诊断的完整性和准确性。

[0078] 实施例二

[0079] 如图4所示,在本实施例中,内窥镜100还包括磁性定位部件4,磁性定位部件4设置于壳体1。

[0080] 在应用中,磁性定位部件可以设置于壳体内部或外部,磁性定位部的形状和尺寸可以根据实际需要进行设置,例如,磁性定位部为与壳体外部靠近柔性导管的一端形状和尺寸相同的半椭圆形。

[0081] 如图4所示,示例性的示出磁性定位部件4设置于壳体1外部靠近柔性导管102的一端,并且为与壳体外部靠近柔性导管的一端形状和尺寸相同的半椭圆形。

[0082] 在本实施例中,磁性定位部件4用于在柔性导管102和信号线103与成像系统连接时,在磁性吸引部件的磁吸作用下带动内窥镜主体101运动至人体消化道内。

[0083] 在应用中,磁性定位部件可以根据实际需要选择任意的对人体无害的磁性部件,例如,通过可吞咽的磁性纳米颗粒实现。磁性吸引部件可以选择任意的与磁性定位部件的磁极性相反的磁性部件,例如,磁铁。用户可以根据实际需要手动操控磁性吸引部件在人体外部与磁性定位部件对应的位置作匀速云端或变速运动,将内窥镜主体运动至人体消化道内的目标位置。内窥镜在人体消化道内的运动速度和运动位置可根据实际需要进行控制。目标位置可以是用户想要查看是否发生组织病变的人体消化道内的任意位置,例如,小肠、胃、十二指肠、咽部等。

[0084] 如图5所示,示例性的示出了内窥镜主体101运动至人体消化道内时,磁性定位部件4与磁性吸引部件300的相对位置关系的示意图。

[0085] 本实施例通过在内窥镜设置磁性定位部件,使得用户可以根据实际需要手动操控磁性吸引部件在人体外部与磁性定位部件对应的位置作匀速云端或变速运动,将内窥镜主体运动至人体消化道内的目标位置,从而实现对人体消化道内任意目标位置的实时成像。

[0086] 实施例三

[0087] 如图6所示,在本实施例中,实施例一或实施例二中的摄像模组2包括摄像头21和控制器22,控制器22与信号线103电连接;

[0088] 壳体1远离柔性导管102的一端包括透光区域11,摄像头21朝向透光区域11设置;

[0089] 摄像头21用于通过透光区域11获取人体消化道的光学图像;

[0090] 控制器22用于控制摄像头21拍摄预设视野范围内的人体消化道的光学图像,将光学图像转换为光学图像数据并通过信号线103发送至成像系统。

[0091] 在应用中,透光区域完全覆盖摄像头的光学镜头区域,使得人体消化道反射的光线可以进入光学镜头区域被采集,摄像头沿内窥镜在人体消化道内的前进或撤回方向进行成像。光学镜头区域包括光学镜头和光源,光学镜头可以根据实际需要选择任意类型的镜头,例如,超广角镜头。摄像头可以设置于壳体内部远离柔性导管的一端或侧部。光源用于发射光线至人体消化道,起到照明和补光的作用。

[0092] 如图6所示,示例性的示出摄像头21设置于壳体1内部远离柔性导管102的一端。

[0093] 在应用中,控制器可以根据实际需要选择任意类型的摄像头控制器(camera controllers)和图像传感器实现,用于控制摄像头获取预设视野范围内任意角度的人体消化道反射的光信号并转换为电信号,从而获取预设视野范围内任意角度的光学图像数据。图像传感器可以是CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合元件)传感器或CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor,金属氧化物半导体)传感器。预设视野范围可以根据实际需要进行设置,例如,0°~360°。

[0094] 如图6所示,在本实施例中,实施例一中的超声波成像模组3包括超声波换能器31、信号传输器32及电机33;

[0095] 超声波换能器31与信号传输器32电连接,超声波换能器31与电机33机械连接,信号传输器32和电机33与信号线103电连接。

[0096] 在应用中,超声波换能器的中心频率范围和聚焦焦点的直径范围可以根据实际需要进行设置,例如,中心频率范围为10MHz~100MHz、聚焦焦点的直径范围为3mm~10mm。中心频率具体可以为40MHz。电机可以根据实际需要选择任意类型的直流电机,例如,微型直流伺服电机。内窥镜也可以包括设置于壳体内的电池,通过电池为电机供电。电池可以为可充电纽扣电池。

[0097] 在本实施例中,壳体1侧壁设置有透声窗(图中未示出),超声波换能器朝31向透声窗设置,超声波换能器31用于通过透声窗发射高频超声波对预设扫描角度内的人体消化道进行超声波旋转扫描,以获取人体消化道的超声波扫描数据;

[0098] 电机33设置于壳体1内部,电机33用于驱动超声波换能器31旋转;

[0099] 信号传输器32为可旋转式电耦合装置,用于将超声波扫描数据耦合到信号线103,并通过信号线103将超声波扫描数据发送至成像系统;

[0100] 成像系统还用于为电机33供电。

[0101] 在应用中,透声窗可以为壳体侧壁开设的通孔或通孔阵列,透声窗完全覆盖超声波换能器的超声波发射面,使得高频超声波可以透过透声窗发射至人体消化道进行超声波扫描。电机可以设置在壳体内部不对摄像头和超声波换能器造成遮挡的任意位置,例如,壳体内部靠近柔性导管的一端。电机用于驱动超声波换能器旋转预设扫描角度,预设扫描角度可以根据实际需要进行设置,例如,360°。可旋转式电耦合装置通过一对旋转变压器实现,具体可以为双耦合电感结构,可有效防止电机和超声波换能器的旋转动作造成信号线缠绕。超声波成像模组设置于壳体内部的一侧且与摄像模组相邻,避免与摄像模组相互遮挡。

[0102] 如图6所示,示例性的示出了超声波换能器31设置于壳体1内部的一侧且与摄像模组2相邻,电机33设置于壳体1内部靠近柔性导管102的一端。

[0103] 本实施例中通过将摄像头设置于壳体内部远离柔性导管的一端的透光区域,使得摄像模组可以通过透光区域获取人体消化道反射的光线、沿内窥镜在人体消化道内的前进或回撤方向进行成像;通过将超声波换能器设置于壳体内部一侧的透声窗区域且与摄像模组相邻,可以有效避免摄像模组和超声波换能器相互遮挡,通过透声窗发射高频超声波对预设扫描角度内的人体消化道进行超声波旋转扫描,可以获取人体消化道的超声波扫描数据,得到人体组织深层的病变信息。

[0104] 实施例四

[0105] 如图7所示,本实施例提供一种内窥镜系统,包括实施例一~实施例三任一项中的内窥镜100和成像系统200,成像系统200包括成像模组210和显示器220;

[0106] 成像模组210与信号线103可拆卸式连接并与显示器220连接。

[0107] 在应用中,成像模组和显示器可以分离设置也可以集成设置于一体。成像模组与显示器分离设置时,成像模组可以是图像处理器或计算机主机;成像模组与显示器集成设置于一体时,成像系统可以是笔记本电脑,桌上型计算机,手机,平板电脑等。

[0108] 如图7所示,示例性的示出了成像模组210和显示器220分离设置的情况。

[0109] 在应用中,图像处理器可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。显示器可以是触控显示器。用户可以通过显示器输入指令对成像模组和显示器的工作状态进行控制。

[0110] 在本实施例中,成像模组210用于为摄像模组2和超声波成像模组3供电,对光学图像数据和超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并发送至显示器220,还用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至显示器220;

[0111] 显示器220用于对二维光学图像、二维超声波图像、三维光学图像和三维超声波图像进行显示。

[0112] 在应用中,当内窥镜内设置有电池时,摄像模组和超声波成像模组也可以由内窥镜内设置的电池供电。

[0113] 如图8所示,成像模组210包括图像处理器211、供电模块212、移动组件213及牵引线214(仅示例性的示出了各器件之间的电性连接关系,未示出各器件之间的机械连接关系);

[0114] 图像处理器211与显示器220、供电模块212、移动组件213和牵引线214连接,供电模块212与移动组件213和牵引线214连接,移动组件213与牵引线214连接,牵引线214用于与信号线103可拆卸式连接。

[0115] 在本实施例中,图像处理器211用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行实时图像处理,得到二维光学图像和二维超声图像并发送至显示器210,还用于对光学图像数据和超声波扫描数据进行三维图像重建处理,得到人体消化道的三维光学图像和三维超声波图像并发送至显示器210;

[0116] 供电模块212用于为与其连接的各器件供电;

[0117] 移动组件213用于在图像处理器211的控制下做匀速运动或变速运动,通过牵引线214带动信号线103和柔性导管102运动,以将内窥镜主体101从人体消化道移出。

[0118] 在应用中,供电模块可以是任意具备将直流电或市电交流电转换为适用于成像模组、显示器和内窥镜的工作电压的电路或器件,例如,供电模块可以是电源接口、交直流转换芯片或直流转直流转换芯片、稳压芯片、电源管理芯片等的组合。

[0119] 在应用中,移动组件可以是任意具备匀速运动或变速运动功能的装置,能够通过牵引线将内窥镜从人体消化道内匀速移出或变速移出,例如,电动绕线器。移动组件做匀速运动或变速运动时的速度可以根据实际需要进行设置。用户也可以手动握持信号线和柔性导管远离内窥镜主体的一端,将内窥镜主体从人体内消化道内匀速或变速拉出。

[0120] 在应用中,牵引线可以是与信号线或套设有柔性导管的信号线相同的结构,也可以是其他能够同时传输数据信号和电源信号的结构,牵引线的直径可以与柔性导管或信号线相同,也可以大于或小于柔性导管或信号线的直径。

[0121] 在应用中,成像模组还可以包括壳体,图像处理器、供电模块和移动组件可以集成设置在壳体内部。当成像模组和显示器集成设置于一体时,显示器嵌入式设置于壳体,或者,通过转轴与壳体连接,相对壳体可旋转。成像系统还可以包括人机交互器件或者与人机交互器件连接,用户可以通过人机交互器件输入控制指令,对成像系统的图像数据处理功能、显示功能以及匀速运动或变速运动功能进行控制。人机交互器件可以包括鼠标、键盘、麦克风、喇叭、摄像头等。

[0122] 在应用中,成像系统还可以包括存储器,用于对光学图像数据、超声波扫描数据、二维光学图像、二维超声图像、三维光学图像和三维超声波图像等数据进行存储。存储器可以是成像系统的内部存储单元,例如成像系统的硬盘或内存。也可以是成像系统的外部存储设备,例如成像系统上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器还可以既包括内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器用于存储图像数据处理程序和移动组件控制程序以及成像系统所需的其他程序和数据。所述存储器还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0123] 应理解,本发明所有附图中所示意的结构特征仅仅只是示例性的,并不构成对器件具体形状、结构或尺寸的限制。

[0124] 以上所述实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围,均应包含在本发明的保护范围之内。

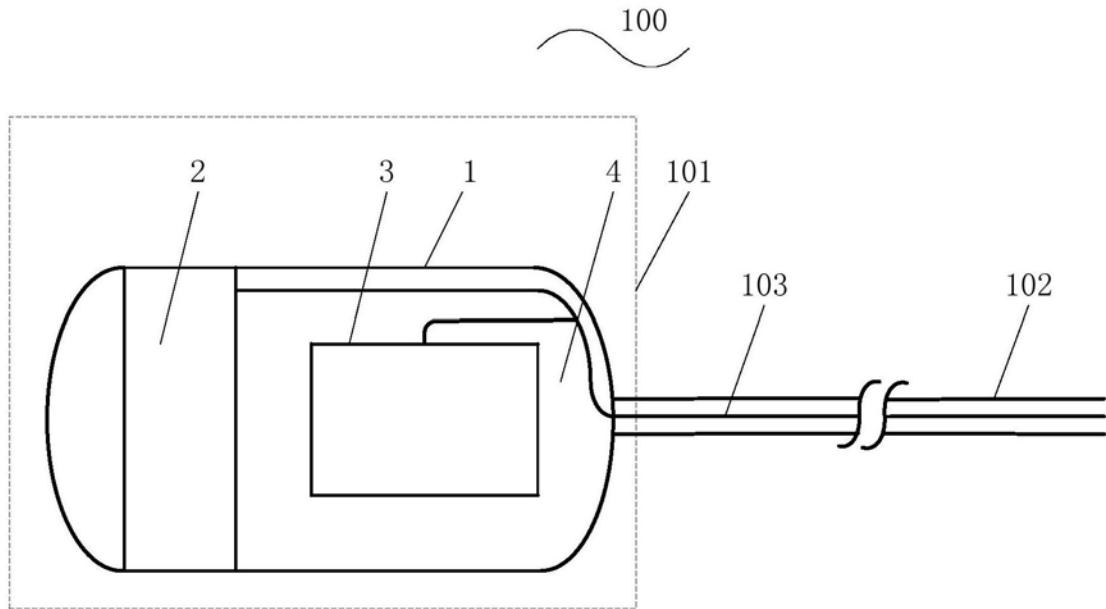


图1

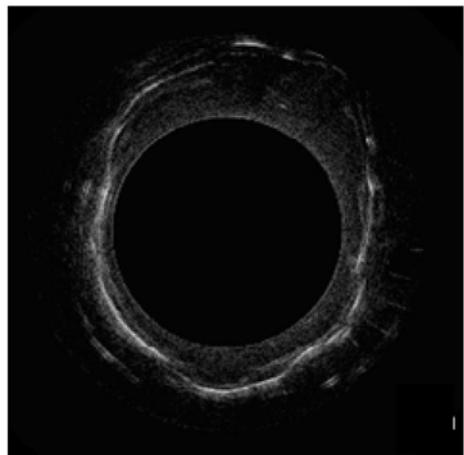


图2

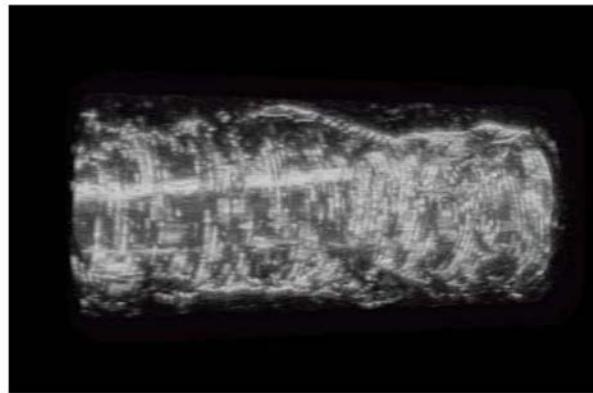


图3

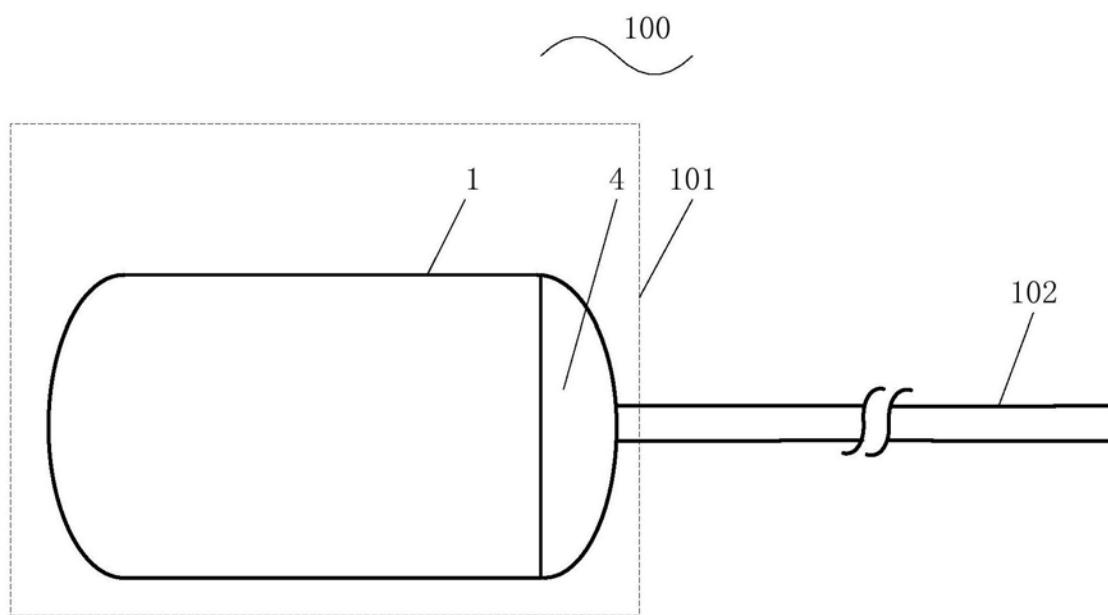


图4

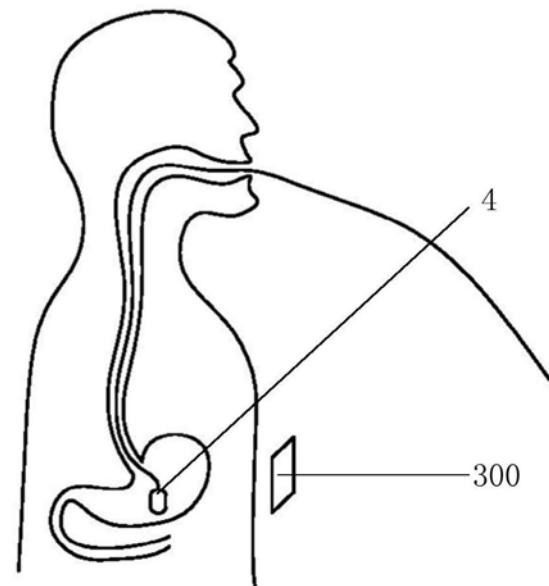


图5

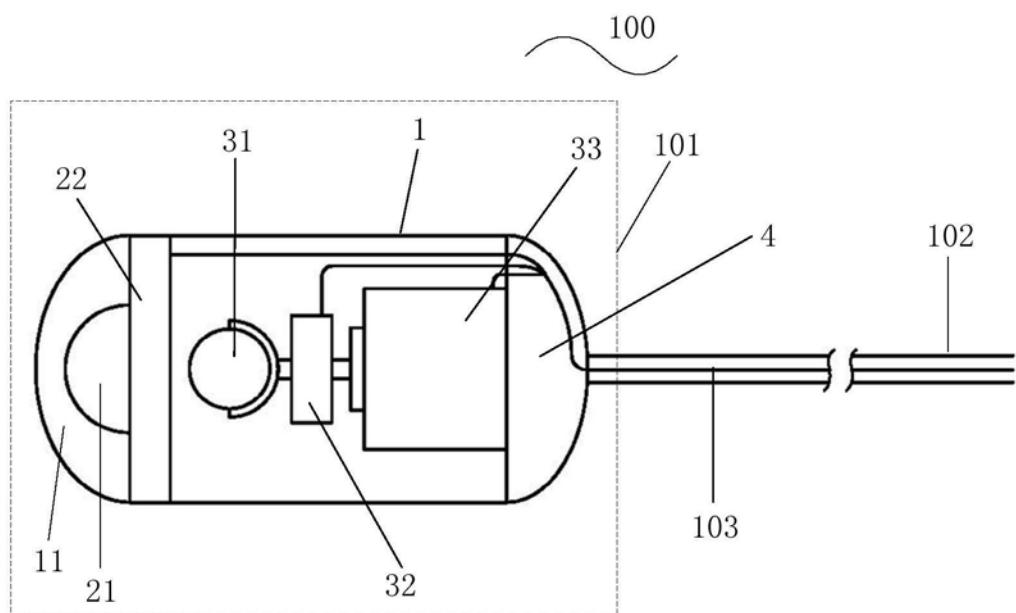


图6

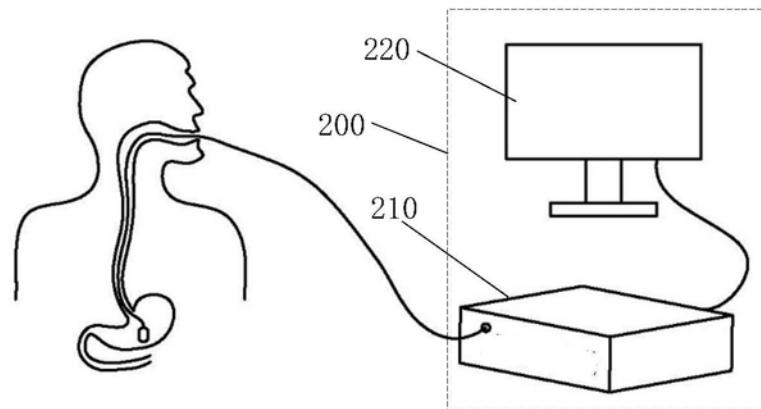


图7

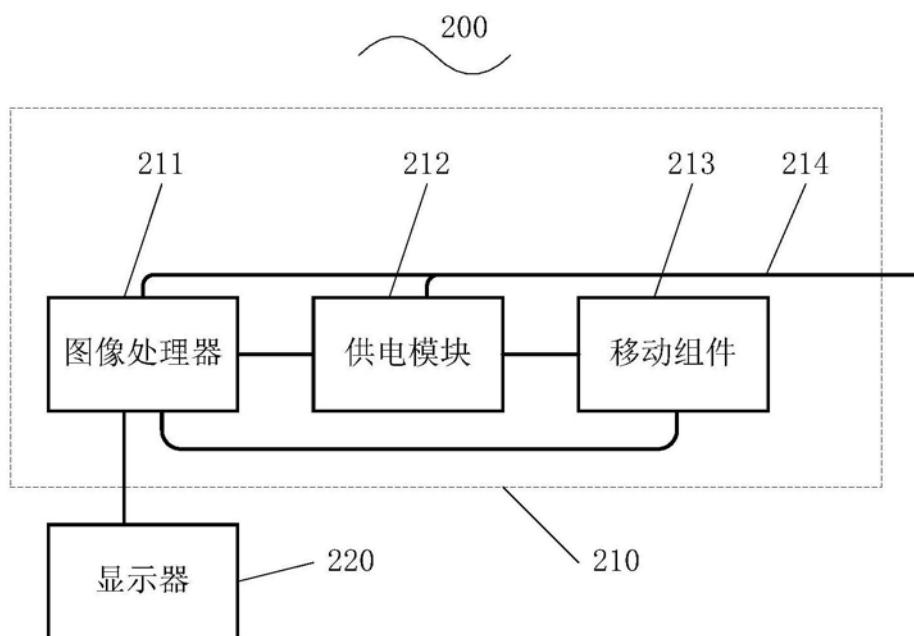


图8

专利名称(译)	一种内窥镜及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN110367912A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910631296.X	申请日	2019-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	邱维宝 黄耀才 牟培田 张志强 郑海荣		
发明人	邱维宝 黄耀才 牟培田 张志强 郑海荣		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/045 A61B1/00 A61B1/273 A61B5/07 A61B1/31 A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00131 A61B1/00154 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/045 A61B1/2733 A61B1/2736 A61B1/31 A61B5/07 A61B5/073 A61B8/12 A61B8/5215 A61B2503/40		
代理人(译)	黄志云		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明适用于内窥镜技术领域，提出了一种内窥镜及内窥镜系统。本发明实施例通过采用外径小于内窥镜主体的外径的柔性导管对胶囊形内窥镜主体进行机械引导和输送，使得内窥镜主体在人体内的运动可控，可以有效减少导管对人体消化道造成的碰撞和摩擦，提高检查诊断的舒适度、耐受性且操作方便；通过摄像模组获取人体消化道的光学图像数据、通过超声波成像模组获取人体消化道的超声波扫描数据，并通过信号线发送至成像系统进行实时图像处理，得到光学图像和超声图像并显示，可以实时呈现人体消化道内的多维度组织成像画面，便于观察组织病变情况，可以获取组织深层的病变信息，提供更直观、更准确的诊断依据，提高诊断的完整性和准确性。

