



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104473614 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 01

(21) 申请号 201410766330. 1

(22) 申请日 2014. 12. 12

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

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 亚历山大·科克伦 胡丽
黄志红 王杏颖 郑海荣

(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 王天尧

(51) Int. Cl.

A61B 1/273(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

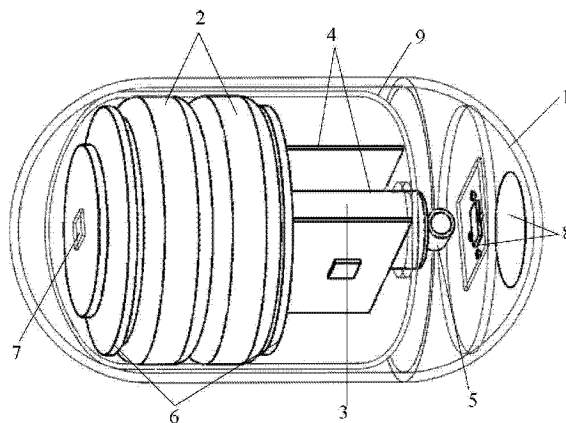
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

胶囊内窥镜

(57) 摘要

本发明提供了一种胶囊内窥镜,包括:壳体,和位于壳体内部的电源、微型电机、微型电机控制电路、超声换能器、超声成像控制电路和无线通讯装置,其中,微型电机控制电路,与微型电机相连,用于控制微型电机旋转;超声换能器,用于在微型电机的带动下旋转,并产生超声波发射出去,接收回波信号;超声成像控制电路,用于向超声换能器发送脉冲信号,对超声换能器接收的回波信号进行处理,并将处理后得到的数据经过无线通讯装置发送至胶囊内窥镜的外部。本发明解决了现有技术中的胶囊内窥镜仅能观察到肠道内部表面的病变情况,深层次的组织信息以及管壁壁厚等信息难以被探测到的技术问题,达到了有效获取肠道深层次的组织信息的技术效果。



1. 一种胶囊内窥镜,其特征在于,包括:壳体,和位于所述壳体内的电源、微型电机、微型电机控制电路、超声换能器、超声成像控制电路和无线通讯装置,其中:

所述电源,用于为所述胶囊内窥镜提供工作所需的能量;

所述微型电机,与所述超声换能器相连,用于带动所述超声换能器旋转;

所述微型电机控制电路,与所述微型电机相连,用于控制所述微型电机旋转;

所述超声换能器,用于在所述微型电机的带动下旋转,并将来自所述超声成像控制电路的脉冲信号转化为超声波发射出去,并接收回波信号;

所述超声成像控制电路,与所述超声换能器相连,用于向所述超声换能器发送所述脉冲信号,对所述超声换能器接收的回波信号进行处理,并将处理后得到的数据经过所述无线通讯装置发送至所述胶囊内窥镜的外部。

2. 如权利要求1所述的胶囊内窥镜,其特征在于,所述超声换能器是能够产生10MHz至80MHz 超声波的超声换能器。

3. 如权利要求1所述的胶囊内窥镜,其特征在于,所述超声换能器为单振元超声换能器。

4. 如权利要求1所述的胶囊内窥镜,其特征在于,所述微型电机包括:圆环柱型永磁铁、电磁铁、线圈和转轴,其中:

所述线圈缠绕在所述电磁铁上,所述转轴插在所述圆环柱型永磁铁中,且与所述圆环柱型永磁铁贴合;

所述电磁铁套在所述圆环柱型永磁铁外侧,所述电磁铁作为定子,所述圆环柱型永磁铁作为转子,当所述电磁铁上的线圈通电时产生磁场,所述圆环柱型永磁铁受到吸引力和排斥力的作用发生转动从而带动所述转轴转动。

5. 如权利要求1所述的胶囊内窥镜,其特征在于,所述微型电机控制电路包括:控制模块、电流驱动模块和电流放大模块,其中:

所述控制模块与所述电源相连,用于产生控制信号;

所述电流驱动模块,与所述控制模块相连,用于在所述控制信号的控制下输出驱动电流;

所述电流放大模块,与所述电流驱动模块相连,用于对所述驱动电流进行放大,并将放大后的电流信号输出至所述微型电机,控制所述微型电机旋转。

6. 如权利要求1所述的胶囊内窥镜,其特征在于,所述超声成像控制电路包括:激励发送模块、接收处理模块和发送模块,其中:

所述激励发送模块,与所述超声换能器相连,用于产生所述脉冲信号,并将所述脉冲信号传至所述超声换能器中,激励所述超声换能器发射超声波;

所述接收处理模块,与所述超声换能器相连,用于接收所述超声换能器返回的回波信号,并将所述回波信号转换为数字化的图像数据;

所述发送模块,与所述接收处理模块和所述无线通讯装置相连,用于将所述数字化的图像数据发送至所述胶囊内窥镜外部的成像控制系统。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的胶囊内窥镜,其特征在于,还包括:光学成像装置,位于所述壳体内,靠近所述壳体的一端设置,与所述电源相连,用于进行光学拍照。

8. 如权利要求1至6中任一项所述的胶囊内窥镜,其特征在于,还包括:密封装置,设

置于所述壳体内,用于将所述电源、微型电机、微型电机控制电路、超声成像控制电路和无线通讯装置,与超声成像的液态耦合剂隔离。

胶囊内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种胶囊内窥镜。

背景技术

[0002] 对消化道内疾病的检查,目前最常用和最直接有效的方法就是内窥镜检查,这种检查方法在消化道疾病的诊断中起着极为重要的作用。近二十年来,消化内镜技术发展迅速,尤其是内镜介入治疗技术更是突飞猛进,已成为消化系统疾病诊治中不可缺少的技术,在一定程度上取代了某些消化系疾病传统的外科手术治疗。

[0003] 随着技术的发展,医用内窥镜技术也在不断完善,但其诊疗过程仍存在一定的不足,医用超声内窥镜是电子内窥镜技术与超声传感技术,微机电技术,现代计算机技术等高新技术的不断发展和融合的产物,是当前应用前景非常广阔的医疗仪器之一。

[0004] 胶囊内窥镜,是一种做成胶囊形状的内窥镜,它是用来检查人体肠胃的医疗仪器。胶囊内窥镜体积仅有普通胶囊大小,消除了传统检查方式的痛苦。胶囊内窥镜原理是受检者通过口服内置摄像与信号传输装置的智能胶囊,这种智能胶囊可以被人体吞入并进入胃肠道,借助消化道蠕动使之在消化道内运动,能够拍摄食道、胃、小肠、大肠等,从而完成对人体整个消化道的检查。医生利用体外的图像记录仪和影像工作站,了解受检者的整个消化道情况,从而对其病情做出诊断。胶囊内镜具有检查方便、无创伤、无导线、无痛苦、无交叉感染、不影响患者的正常工作等优点,扩展了消化道检查的视野,克服了传动的插入式内镜所具有的耐受性差、不适用于老年体弱和病情危重等缺陷。

[0005] 虽然现有胶囊内窥镜已经商用并得到了临床的认可,可以用于检测不明原因消化道出血、克罗恩病、小肠肿瘤等疾病的诊断,但其原理是基于普通光学成像技术的,仍只能观察肠道内部表面的病变情况,深层次的组织信息以及管壁壁厚等信息难以被探测到。

[0006] 针对上述问题,目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0007] 本发明实施例提供了一种胶囊内窥镜,以解决现有技术中的胶囊内窥镜仅能观察到肠道内部表面的病变情况,深层次的组织信息以及管壁壁厚等信息难以被探测到的技术问题,该胶囊内窥镜包括:

[0008] 壳体,和位于所述壳体内的电源、微型电机、微型电机控制电路、超声换能器、超声成像控制电路和无线通讯装置,其中:

[0009] 所述电源,用于为所述胶囊内窥镜提供工作所需的能量;

[0010] 所述微型电机,与所述超声换能器相连,用于带动所述超声换能器旋转;

[0011] 所述微型电机控制电路,与所述微型电机相连,用于控制所述微型电机旋转;

[0012] 所述超声换能器,用于在所述微型电机的带动下旋转,并将来自所述超声成像控制电路的脉冲信号转化为超声波发射出去,并接收回波信号;

[0013] 所述超声成像控制电路,与所述超声换能器相连,用于向所述超声换能器发送所

述脉冲信号,对所述超声换能器接收的回波信号进行处理,并将处理后得到的数据经过所述无线通讯装置发送至所述胶囊内窥镜的外部。

[0014] 在一个实施例中,所述超声换能器是能够产生 10MHz 至 80MHz 超声波的超声换能器。

[0015] 在一个实施例中,所述超声换能器为单振元超声换能器。

[0016] 在一个实施例中,所述微型电机包括:圆环柱型永磁铁、电磁铁、线圈和转轴,其中:

[0017] 所述线圈缠绕在所述电磁铁上,所述转轴插在所述圆环柱型永磁铁中,且与所述圆环柱型永磁铁贴合;

[0018] 所述电磁铁套在所述圆环柱型永磁铁外侧,所述电磁铁作为定子,所述圆环柱型永磁铁作为转子,当所述电磁铁上的线圈通电时产生磁场,所述圆环柱型永磁铁受到吸引力和排斥力的作用发生转动从而带动所述转轴转动。

[0019] 在一个实施例中,所述微型电机控制电路包括:控制模块、电流驱动模块和电流放大模块,其中:

[0020] 所述控制模块与所述电源相连,用于产生控制信号;

[0021] 所述电流驱动模块,与所述控制模块相连,用于在所述控制信号的控制下输出驱动电流;

[0022] 所述电流放大模块,与所述电流驱动模块相连,用于对所述驱动电流进行放大,并将放大后的电流信号输出至所述微型电机,控制所述微型电机旋转。

[0023] 在一个实施例中,所述超声成像控制电路包括:激励发送模块、接收处理模块和发送模块,其中:

[0024] 所述激励发送模块,与所述超声换能器相连,用于产生所述脉冲信号,并将所述脉冲信号传送至所述超声换能器中,激励所述超声换能器发射超声波;

[0025] 所述接收处理模块,与所述超声换能器相连,用于接收所述超声换能器返回的回波信号,并将所述回波信号转换为数字化的图像数据;

[0026] 所述发送模块,与所述接收处理模块和所述无线通讯装置相连,用于将所述数字化的图像数据发送至所述胶囊内窥镜外部的成像控制系统。

[0027] 在一个实施例中,上述胶囊内窥镜还包括:光学成像装置,位于所述壳体内,靠近所述壳体的一端设置,与所述电源相连,用于进行光学拍照。

[0028] 在一个实施例中,上述胶囊内窥镜还包括:密封装置,设置于所述壳体内,用于将所述电源、微型电机、微型电机控制电路、超声成像控制电路和无线通讯装置,与超声成像的液态耦合剂隔离。

[0029] 在本发明实施例中,提出了一种胶囊内窥镜,包括:壳体,和位于壳体内的电源、微型电机、微型电机控制电路、超声换能器、超声成像控制电路和无线通讯装置,并通过微型电机带动超声换能器旋转,以实现预定角度的超声成像,实现对病人肠胃信息的检查,获得深层次的组织信息,解决了现有技术中的胶囊内窥镜仅能观察到肠道内部表面的病变情况,深层次的组织信息以及管壁壁厚等信息难以被探测到的技术问题,达到了有效获取肠道深层次的组织信息的技术效果,且基于旋转电机的成像方案,显著降低了超声成像系统的复杂度,并降低了超声成像的实现成本。

附图说明

[0030] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明的限定。在附图中:

[0031] 图 1 是根据本发明实施例的胶囊内窥镜的结构示意图;

[0032] 图 2 是根据本发明实施例的超声换能器的旋转成像示意图;

[0033] 图 3 是根据本发明实施例的微型电机的结构示意图;

[0034] 图 4 是根据本发明实施例的微型电机控制电路的结构框图;

[0035] 图 5 是根据本发明实施例的超声成像控制电路的结构框图。

具体实施方式

[0036] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,下面结合实施方式和附图,对本发明做进一步详细说明。在此,本发明的示意性实施方式及其说明用于解释本发明,但并不作为对本发明的限定。

[0037] 针对现有的胶囊内窥镜一般都是基于普通光学成像技术的,只能观察到肠道内部表面的病变情况,对于深层次的组织信息则难以探测,且管壁壁厚等信息也无法通过胶囊内窥镜获得,发明人考虑到超声成像技术可以获得表面以下深层次的组织信息,进而可以获得更多有价值的组织信息,因此可以将该技术应用到胶囊内窥镜中。

[0038] 针对现有出现的为数不多的几种基于超声的胶囊内窥镜的技术,也都仅仅是简要说明了将超声成像应用到胶囊内窥镜中的设想,并未给出一种明确的实现方式,也因为超声成像相较于普通光学成像要复杂很多,使得在给出将超声成像应用到胶囊内窥镜中的设想的情况下,本领域技术人员并不清楚如何有效地将超声成像应用到胶囊内窥镜中,更不清楚如何使其低成本地应用到胶囊内窥镜中。

[0039] 为此,在本例中,提出了一种胶囊内窥镜,给出了将超声成像应用到胶囊内窥镜中的具体的成像方法和电路控制的实现方案,以提高内窥镜诊断的适用性和降低病人检查的痛苦及减少不良反应的发生,提高内窥镜的检查能力。具体的,在现有的胶囊内窥镜的基础上,增加了超声成像功能,通过该技术的加入可以实现无创、无辐射、实时性好、对软组织鉴别力较高、仪器使用移动方便、价格低廉等优点。进一步的,由于胶囊超声设备尺寸比较小,可大大延伸超声的检测范围,到达传统超声内窥镜不能到达的区域。

[0040] 根据超声成像原理,纵向分辨率 R_{axial} 和横向分辨率 $R_{lateral}$ 公式分别为:

$$[0041] \quad R_{axial} \approx \frac{1}{2} \frac{c}{BW}$$

$$[0042] \quad R_{lateral} \approx \lambda \frac{F_0}{D}$$

[0043] 其中, c 表示声速, B 表示系统带宽, W 表示角频率, λ 表示超声波长, F_0 表示焦距, D 表示换能器的有效直径。因为,分辨力为分辨率的倒数,提高超声频率,可以有效提高分辨力,分辨力越大,分辨性能越优越。

[0044] 如图 1 所示,本例所提出的胶囊内窥镜包括:壳体 1,和位于壳体 1 内的电源 2、微型电机 3、微型电机控制电路 4、超声换能器 5、超声成像控制电路 6、无线通讯装置 7、光学成

像装置 8 和密封装置 9,下面对该结构中的各个单元进行具体的描述:

[0045] 壳体 1,用于密封和保护内部零部件,同时方便操作者操作,具体的,壳体 1 设置为胶囊形状,以便于观察成像;

[0046] 电源 2,用于为胶囊内窥镜提供工作所需的能量,可以设置为可以持续充电的电池;

[0047] 微型电机 3,与超声换能器 5 相连,用于带动超声换能器 5 旋转;

[0048] 微型电机控制电路 4,与微型电机 3 相连,用于控制微型电机 3 旋转;

[0049] 超声换能器 5,用于在微型电机 3 的带动下旋转,并将来自超声成像控制电路 6 的脉冲信号转化为超声波发射出去,并接收回波信号;

[0050] 超声成像控制电路 6,与超声换能器 5 相连,用于向超声换能器 5 发送所述脉冲信号,对超声换能器 5 接收的回波信号进行处理,并将处理后得到的数据经过所述无线通讯装置 7 发送至胶囊内窥镜的外部。

[0051] 具体的,为了实现高精度的超声成像,超声换能器 5 可以选取高性能、高带宽、高灵敏度的微型超声换能器,例如,选取能够产生 10MHz 至 80MHz 超声波的超声换能器。进一步的,考虑到超声换能器 5 表面尺寸要求非常小,频率较高,从而导致超声信号转换效率比较低,在本例中,为了克服上述问题,采用高性能压电材料进行微小超声换能器的设计及加工,因为高性能压电材料拥有非常好的压电特性、很高的压电常数和机电耦合系数,因此,非常适合制作高灵敏度的超声换能器。

[0052] 进一步的,考虑基于超声成像的胶囊内窥镜的实现成本,降低电路的复杂性,可以选取单振元的超声换能器而并非使用超声换能器阵列,从而有效降低了成本。超声换能器 5 将电脉冲转化为超声波发射到外部组织当中,产生的回波信号也会发射到超声换能器 5,进而完成一次超声发送和接收,超声换能器 5 在微型电机 3 的控制下进行旋转,如图 2 所示是以设置一个单振元的超声换能器为例的一个旋转的超声成像,在图 2 中,虚线表示超声换能器 5 发出的超声波信号,圆表示壳体 1,扇形扫描装置通过微型电机 3 带动超声换能器 5 旋转,从而完成 360 度的旋转扫描,还可以实现水平运动,具体的扫描角度或者是水平运动的距离可以按照需求选取。然而,在具体实现的时候,还可以根据需要按照设置两个或者三个单振元的超声换能器。

[0053] 如图 3 所示,微型电机 3 可以包括:圆环柱型永磁铁 31、电磁铁 32、线圈 33 和转轴 34,具体的,线圈 33 缠在电磁铁 32 上,转轴 34 插入圆环柱型永磁铁 31 中,并且转轴 34 和圆环柱型永磁铁 31 设为一体,圆环柱型永磁铁 31 外面套上电磁铁 32,其中,电磁铁 32 作为定子,圆环柱型永磁铁 31 作为转子,当电磁铁 32 上的线圈 33 通电时产生磁场,圆环柱型永磁铁 31 受到吸引力和排斥力发生转动从而带动转轴 34 转动。微型电机 3 通过微型电机控制电路 4 的控制进行有规律的旋转,微型电机控制电路 4 的输出产生正负直流电压,用于带动超声换能器 5 旋转。

[0054] 如图 4 所示,微型电机控制电路 4 包括:控制模块、电流驱动模块和电流放大模块,其中:控制模块与电源 2 相连,用于产生控制信号;电流驱动模块,与控制模块相连,用于在控制信号的控制下输出驱动电流;电流放大模块,与电流驱动模块相连,用于对驱动电流进行放大,并将放大后的电流信号输出至微型电机 3,控制微型电机 3 旋转。即,微型电机控制电路 4 控制模块控制电流驱动输出电流,进而控制微型电机 3 旋转。

[0055] 如图 5 所示, 超声成像控制电路 6 包括: 激励发送模块、接收处理模块和发送模块, 其中: 激励发送模块, 通过 T/R 开关与超声换能器 5 相连, 用于产生脉冲信号, 并将脉冲信号传送至超声换能器 5 中, 激励超声换能器 5 发射超声波; 接收处理模块, 与超声换能器 5 相连, 用于接收超声换能器 5 返回的回波信号, 并将回波信号转换为数字化的图像数据; 发送模块, 与接收处理模块和无线通讯装置 7 相连, 用于将数字化的图像数据发送至胶囊内窥镜外部的成像控制系统。进一步的, 考虑到设备的空间非常有限, 因此相关的电路设计需要进行优化并提高系统集成度以满足实际系统需要。其中, 激励发送模块可以采用单极性高压负脉冲的激励方式, 采用 MOSFET (金氧半场效晶体管) 单芯片进行开关形式的设计, 接收处理模块均采用模电电子电路的方法完成放大器、检波器、滤波器和 ADC (模 / 数转换器) 的设计, 以满足高集成度的设计需要, 发送模块完成超声回波信号的模式转换处理, 并将数字化的图像数据传送到胶囊内窥镜外部的成像控制系统进行显示处理。具体的, 超声图像的对数压缩、坐标转换、滤波等处理均在胶囊内窥镜外部的成像控制系统总机上完成以降低胶囊内窥设备上的数据处理压力。

[0056] 具体的, 在胶囊内窥镜中还可以设置光学成像单元 8, 用于进行光学拍照, 位于壳体 1 内, 靠近壳体 1 的其中一个圆端设置, 可以由光学拍照器件和 LED (半导体发光二极管) 组成, 其中, LED 用于照明消化道内部, 光学拍照器件用于进行光学拍照, 主要观测前向组织信息。

[0057] 考虑到超声成像需要有液体做耦合剂, 因此可以在胶囊内窥镜中设置密封装置 9, 从而将电源 2、微型电机 3、微型电机控制电路 4、超声成像控制电路 6 和无线通讯装置 7 密封, 从而杜绝液体损坏这些部件。

[0058] 上述的基于高分辨率超声的内窥胶囊成像技术的胶囊内窥镜, 是一种做成胶囊形状的内窥镜, 是一种检查人体肠胃的医疗仪器。胶囊内窥的大小仅有普通胶囊大小, 胶囊内窥镜原理是受检者通过口服内置摄像和超声器件以及信号传输装置的智能胶囊, 能被人体吞入并进入胃肠道, 借助消化道蠕动使之在消化道内运动, 能够拍摄食道、胃、小肠、大肠等, 从而完成对人体整个消化道的检查。医生利用体外的图像记录仪和影像工作站, 可以了解受检者的整个消化道情况, 从而对其病情做出诊断。

[0059] 具体的, 本例中的胶囊内窥镜是一个高集成度的超声激励与回波处理系统及成像平台的胶囊内窥镜, 通过该胶囊内窥镜可以进行胃肠道内的组织成像, 并建立相关的参数模型, 以研究不同环境和参数下的超声成像效果。内窥镜超声成像系统以电子内窥镜系统为基础, 将超声探头经由电子内窥镜活检通道伸入体腔、接近目标器官, 获得消化器官管壁各个断层的组织学特征。即使是上消化道很微小的肿瘤内镜超声都能清晰地显示, 而且内镜超声对胰腺肿瘤和黏膜下病变的大小和局部浸润范围有良好甚至精确的判断, 是其它影像学技术难以比拟的。本例中的胶囊内窥镜克服了现有的胶囊内窥镜仅能观察表面信息的缺点, 能够获得深层次的组织信息, 提高了内窥镜的检查能力, 且基于旋转电机的成像方案, 显著降低了超声成像系统的复杂度, 并降低了超声成像的实现成本, 基于单振元成像, 降低了超声功耗, 延长胶囊的工作时间, 超声频率高, 有优越的分辨性能。进一步的, 该胶囊内窥镜主要可以同时完成超声成像和光学成像两种模式, 超声成像主要关注肠道组织的深层次信息, 而光学成像主要关注肠道表层的病变信息。

[0060] 在另外一个实施例中, 还提供了一种软件, 该软件用于执行上述实施例及优选实

施方式中描述的技术方案。

[0061] 在另外一个实施例中,还提供了一种存储介质,该存储介质中存储有上述软件,该存储介质包括但不限于:光盘、软盘、硬盘、可擦写存储器等。

[0062] 显然,本领域的技术人员应该明白,上述的本发明实施例的各模块或各步骤可以用通用的计算装置来实现,它们可以集中在单个的计算装置上,或者分布在多个计算装置所组成的网络上,可选地,它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现,从而,可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行,并且在某些情况下,可以以不同于此处的顺序执行所示出或描述的步骤,或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样,本发明实施例不限制于任何特定的硬件和软件结合。

[0063] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明实施例可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

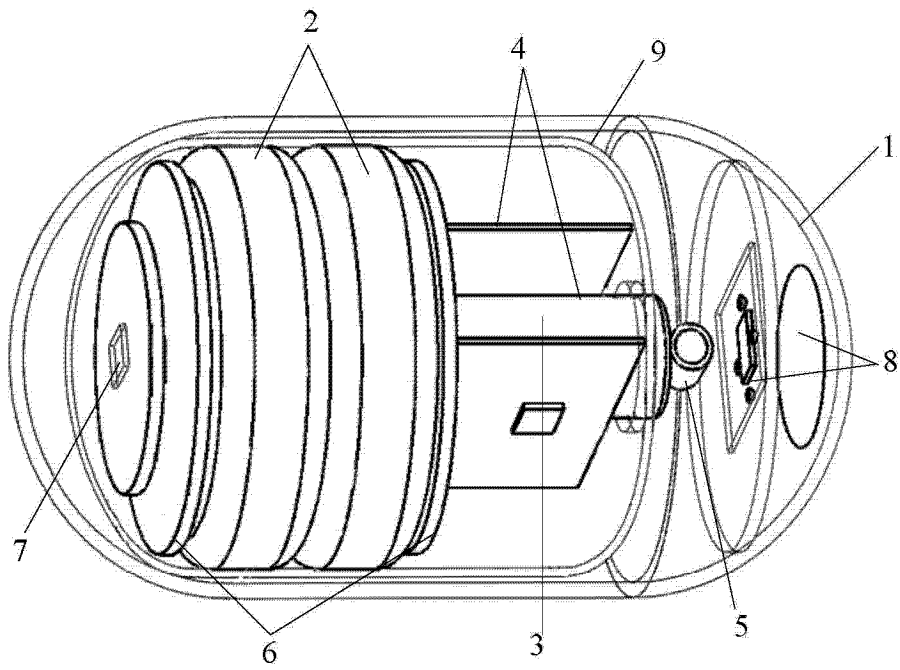


图 1

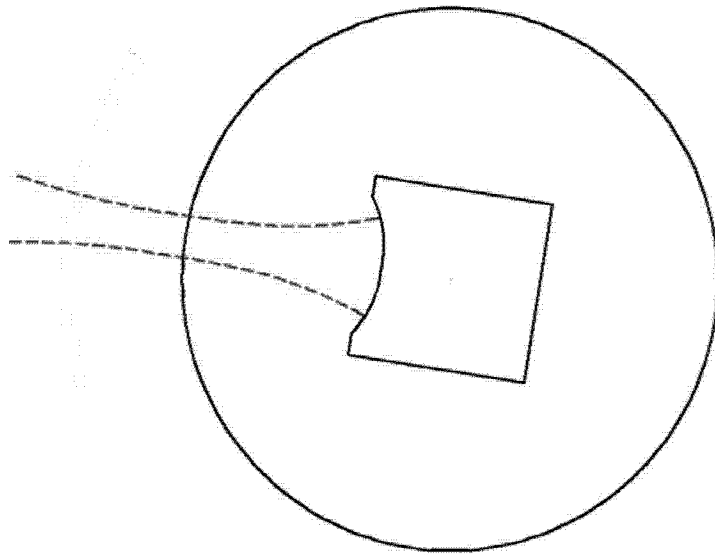


图 2

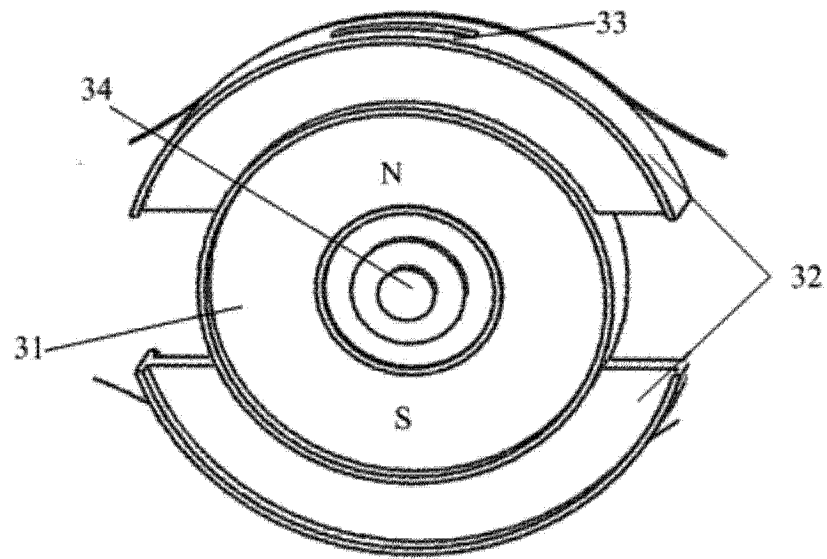


图 3

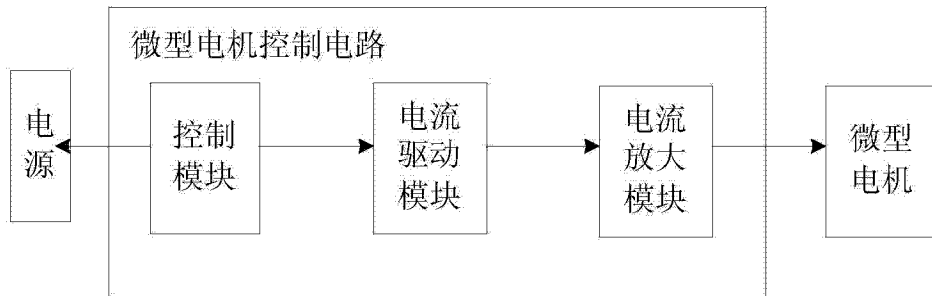


图 4

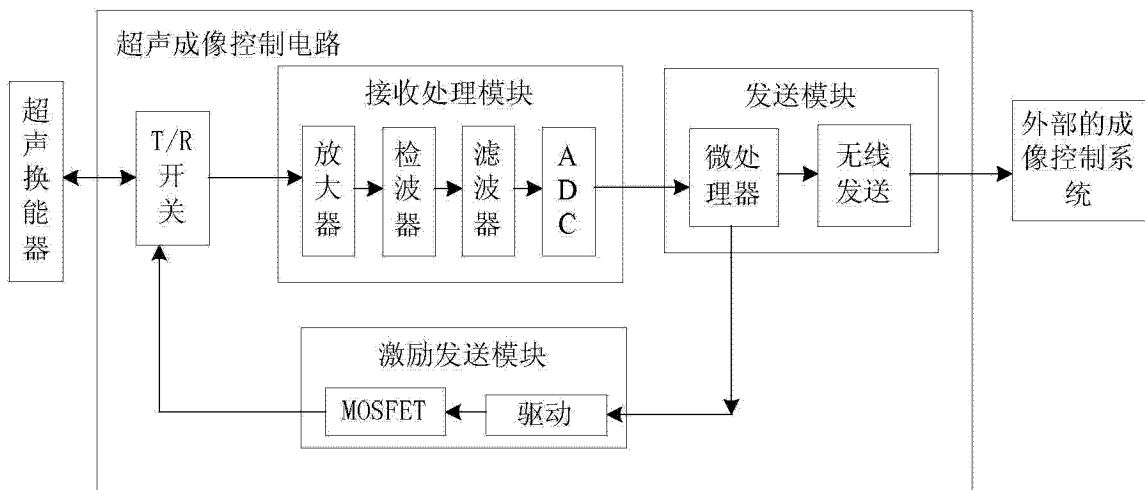


图 5

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	CN104473614A	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201410766330.1	申请日	2014-12-12
[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 亚历山大科克伦 胡丽 黄志红 王杏颖 郑海荣		
发明人	邱维宝 亚历山大·科克伦 胡丽 黄志红 王杏颖 郑海荣		
IPC分类号	A61B1/273 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/05 A61B1/06		
代理人(译)	王天尧		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种胶囊内窥镜，包括：壳体，和位于壳体内的电源、微型电机、微型电机控制电路、超声换能器、超声成像控制电路和无线通讯装置，其中，微型电机控制电路，与微型电机相连，用于控制微型电机旋转；超声换能器，用于在微型电机的带动下旋转，并产生超声波发射出去，接收回波信号；超声成像控制电路，用于向超声换能器发送脉冲信号，对超声换能器接收的回波信号进行处理，并将处理后得到的数据经过无线通讯装置发送至胶囊内窥镜的外部。本发明解决了现有技术中的胶囊内窥镜仅能观察到肠道内部表面的病变情况，深层次的组织信息以及管壁壁厚等信息难以被探测到的技术问题，达到了有效获取肠道深层次的组织信息的技术效果。

