



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105559736 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201510930435. 0

(22) 申请日 2015. 12. 15

(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 王杏颖 胡丽 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 郭晓宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

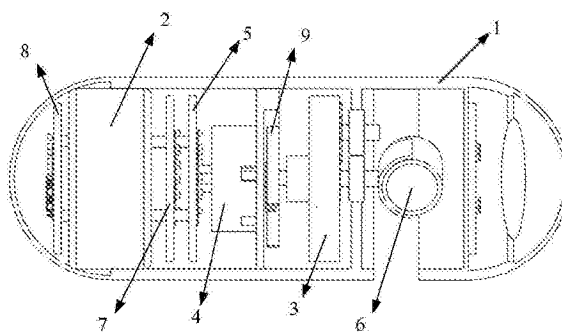
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种超声胶囊内窥镜

(57) 摘要

本发明实施例提供了一种超声胶囊内窥镜, 包括: 包括微型电机、电机控制电路、齿轮组以及超声换能器; 所述电机控制电路用于控制所述微型电机摆动, 并带动所述齿轮组转动, 所述齿轮组带动所述超声换能器进行旋转进行超声成像; 其中, 所述微型电机为可连续摆动的微型旋转电磁铁, 所述齿轮组包括一个内齿轮和两个外齿轮, 啮合后以实现所述超声换能器 360° 旋转摆动。本发明增加了可以实现超声换能器 360° 旋转的齿轮结构, 这使得成像方位大大增加, 同时使它的旋转速度更具有可控性, 并且, 利用普通旋转电机来带动微型齿轮组以实现 360° 全方位的成像, 器件加工更加容易, 整体成本大幅度降低。



1. 一种超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 包括微型电机、电机控制电路、齿轮组以及超声换能器; 所述电机控制电路用于控制所述微型电机摆动, 并带动所述齿轮组转动, 所述齿轮组带动所述超声换能器进行旋转进行超声成像;

其中, 所述微型电机为可连续摆动的微型旋转电磁铁, 所述齿轮组包括一个内齿轮和两个外齿轮, 啮合后以实现所述超声换能器 360° 旋转摆动。

2. 根据权利要求1所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 所述超声胶囊内窥镜还包括超声成像控制电路, 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无线通信装置发送至所述超声胶囊内窥镜的外部。

3. 根据权利要求1所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 所述超声胶囊内窥镜还包括电机限位装置, 用于限制所述微型电机来回摆动的角度。

4. 根据权利要求1所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 所述超声换能器为高频单振元超声换能器。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 还包括: 电源, 用于为所述超声胶囊内窥镜提供工作所需能源。

6. 根据权利要求5项所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 还包括: 光学成像单元, 用于进行光学拍照。

7. 根据权利要求6所述的超声胶囊内窥镜, 其特征在于, 所述超声胶囊内窥镜包括胶囊壳体, 用于容纳所述电源、微型电机、电机控制电路、齿轮组、超声换能器、超声成像控制电路以及光学成像单元。

一种超声胶囊内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种超声胶囊内窥镜,具体的讲是一种利用旋转电机和齿轮组实现超声换能器360°旋转成像的超声胶囊内窥镜。

背景技术

[0002] 在现代医学检查中,利用内窥镜检查消化道内疾病,是目前最常用和最直接有效的方法,它在消化道疾病的诊断中有着极为重要的作用。消化内镜技术在近些年来飞速发展,尤其是内镜介入治疗的方法更是取得了突出成果,它已经可以在一定的程度上取代一些消化疾病的传统外科手术。胶囊内镜检查经历十余年的发展,已经成为重要的消化道疾病检查手段,尤其是对小肠疾病的诊断。随着医用内窥镜技术不断完善,医用超声内窥镜成为重要的小肠疾病检查方法,它集光学内窥镜技术与超声检测成像技术,微机电技术,现代计算机技术等高新技术于一体,并不断发展和缓慢融合,在当前的医疗仪器产业上有非常广阔的应用前景。然而内窥镜检查需要将导管经人体自然腔道进入体内,检查者多需要身体麻醉以提高舒适度。

[0003] 超声胶囊内窥镜,是一种做成胶囊形状,其内部带有超声装置的内窥镜,在人体肠胃检查中有非常实用的价值。超声胶囊内窥镜的体积与普通胶囊相近,其体积小的优点可消除人们在传统检查方式中的痛苦。超声胶囊内窥镜的原理:受检者口服内置摄像与信号传输装置的智能胶囊,其被人体吞入后进入胃肠道,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。胶囊在小肠内以蠕动方式向前运动,通过内置的超声装置,可对小肠肠壁进行详细的检查,以获得深层次的肠壁信息,对小肠疾病的诊断有非常积极的作用。在超声胶囊进入人体开始工作的同时,医生利用体外的图像记录仪和影像工作站,可以了解到受检者的整个消化道情况,从而有利于对患者的病情做出准确诊断。超声胶囊内窥镜具有检查方便、无创伤、无导管、无痛苦、无交叉感染、不影响患者的正常工作等优点,不仅扩展了消化道检查的视野,而且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。

[0004] 现有的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,并且现有的部分胶囊内窥镜可以实现超声换能器的旋转成像,但是一般很难实现360°旋转,即使有的可以实现,也要设计非常特殊的电机才行,成本非常高。

发明内容

[0005] 本发明提出了一种超声胶囊内窥镜,利用普通旋转电机来带动微型齿轮组以实现360°全方位的成像方案,以解决现有技术中的胶囊内窥镜很难实现360°旋转,且成本非常高的技术问题。

[0006] 为了达到上述目的,本发明提供一种超声胶囊内窥镜,包括:微型电机、电机控制电路、齿轮组以及超声换能器;所述电机控制电路用于控制所述微型电机摆动,并带动所述

齿轮组转动,所述齿轮组带动所述超声换能器进行旋转进行超声成像;其中,所述微型电机为可连续摆动的微型旋转电磁铁,所述齿轮组包括一个内齿轮和两个外齿轮,啮合后以实现所述超声换能器360°旋转摆动。

[0007] 进一步地,在一实施例中,所述超声胶囊内窥镜还包括超声成像控制电路,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无线通信装置发送至所述超声胶囊内窥镜的外部。

[0008] 进一步地,在一实施例中,所述超声胶囊内窥镜还包括电机限位装置,用于限制所述微型电机来回摆动的角度。

[0009] 进一步地,在一实施例中,所述超声换能器为高频单振元超声换能器。

[0010] 进一步地,在一实施例中,还包括:电源,用于为所述超声胶囊内窥镜提供工作所需能源。

[0011] 进一步地,在一实施例中,光学成像单元,用于进行光学拍照。

[0012] 进一步地,在一实施例中,所述超声胶囊内窥镜包括胶囊壳体,用于容纳所述电源、微型电机、电机控制电路、齿轮组、超声换能器、超声成像控制电路以及光学成像单元。

[0013] 本发明实施例的超声胶囊内窥镜,增加了可以实现超声换能器360°旋转的齿轮结构,这使得成像方位大大增加,同时使它的旋转速度更具有可控性,超声换能器在齿轮组的带动下可进行更规则的旋转,这对换能器在后期的成像过程有很好的促进作用,其成像稳定度也得到了进一步的加强,成像质量的提升为医生对各种疾病的诊断提供了更准确的信息。并且,利用普通旋转电机来带动微型齿轮组以实现360°全方位的成像,器件加工更加容易,整体成本大幅度降低。

附图说明

[0014] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,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,对于本领域技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0015] 图1为本发明的超声胶囊内窥镜在人体内部进行运动及信号传输的示意图;

[0016] 图2为本发明实施例的超声胶囊内窥镜的结构示意图;

[0017] 图3为本发明实施例的微型电机、齿轮组与超声换能器的结构示意图;

[0018] 图4为本发明一具体实施例的超声胶囊内窥镜的系统结构图;

[0019] 图5为本发明实施例的微型电机4的结构示意图。

具体实施方式

[0020] 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、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 本发明提出一种利用微型齿轮结构带动高频率换能器的内窥胶囊成像技术的胶囊内窥镜,整体结构做成胶囊的形状且体积微小可口服吞入(如图1(a)中所示),经由人体的自然消化腔道,即口服吞入后先进入食道,而后经由胃、小肠、大肠和肛门后排出体外,其中胶囊在小肠内以蠕动的方式向前运动。通过超声成像技术对小肠进行检查来获取小肠的表面及其整个小肠壁的详细病变情况,而不仅仅局限于小肠表面,同时在进入到人体消化系统后还可拍摄食道、胃、大肠等,总的来说可完成对人体整个消化道的检查。超声胶囊内窥镜既具有现有光学胶囊技术无创舒适的特点,而且还可以透过超声技术看到组织深部的病变信息。目前尚没有商用的超声胶囊内镜,本发明提出的胶囊内窥镜采用高频单振元超声换能器获得高分辨率超声图像。因为只使用一个超声换能器,因此系统设计简单,功耗和成本都比较低。本发明是一种基于微型电机和齿轮结构的超声胶囊内窥镜,可以使单振元超声换能器更好的实现360°旋转成像。医生利用体外的图像记录仪和影像工作站(如图1(b)中所示),了解受检者的整个消化道情况,从而对其病情做出更确切的诊断。

[0024] 图2为本发明实施例的超声胶囊内窥镜的结构示意图。如图2所示,本实施例所提出的超声胶囊内窥镜包括:微型电机4、电机控制电路5、齿轮组3以及超声换能器6;所述电机控制电路5用于控制所述微型电机4摆动,并带动所述齿轮组3转动,所述齿轮组3带动所述超声换能器6进行旋转进行超声成像。其中,所述微型电机4为可连续摆动的微型旋转电磁铁,所述齿轮组3包括一个内齿轮和两个外齿轮,啮合后以实现所述超声换能器6进行360°旋转摆动。

[0025] 在本实施例中,如图1所示,所述超声胶囊内窥镜还包括超声成像控制电路7,与所述超声换能器6相连,用于向所述超声换能器6发送脉冲信号,对所述超声换能器6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信装置8发送至所述超声胶囊内窥镜的外部。

[0026] 在本实施例中,如图1所示,所述超声胶囊内窥镜还包括电源2,用于为所述超声胶囊内窥镜提供工作所需能源。

[0027] 在本实施例中,所述超声胶囊内窥镜还包括光学成像单元,用于进行光学拍照。

[0028] 在本实施例中,所述超声胶囊内窥镜包括胶囊壳体1,用于容纳所述电源2、微型电机4、电机控制电路5、齿轮组3、超声换能器6、超声成像控制电路7以及光学成像单元。具体的,壳体1可以设置为胶囊形状,以便于观察成像。

[0029] 下面对该结构中的各个单元进行具体的描述:

[0030] 所述电机控制电路5用于控制所述微型电机4摆动,所述微型电机4带动所述齿轮组3转动,所述齿轮组3带动所述超声换能器6进行旋转进行超声成像;

[0031] 所述超声换能器6,用于在所述齿轮组3的带动下旋转,并将来自所述超声成像控制电路7的脉冲信号转化为超声波发射出去,并接收回波信号;

[0032] 所述超声成像控制电路7,与所述超声换能器6相连,用于向所述超声换能器6发送所述脉冲信号,对所述超声换能器6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信装置8发送至所述超声胶囊内窥镜的外部。

[0033] 具体的,为了实现高精度的超声成像,超声换能器6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超声波的高频超声换能器。进一步的,考虑到超声换能器6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。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。

[0034] 电机控制电路5,用来控制微型电机4按照要求进行摆动,在这个电路的输出部分实际上输出的是正负的直流电流,用以实现微型电机4的来回摆动,由于微型电机4与齿轮组3相连,与此同时也实现了齿轮组3的转动。如图3(a)所示,齿轮组3与超声换能器6相连接,当齿轮组3在微型电机4的带动下进行转动时,超声换能器会进行360°的旋转,全面采集信号,如图3(b)所示。在本实施例中,如图3(c)所示,齿轮组3由一个内齿轮和两个不同规格的外齿轮组成,啮合后实现的功能是完成电机回来360°摆动,此装置克服了微型电机4摆动时的角度限制,实现了全方位的组织特征的采集。

[0035] 在本发明实施例中,如图2所示,所述超声胶囊内窥镜还包括电机限位装置9,连接于所述微型电机4,用于提供所述微型电机4来回摆动时的弹力。

[0036] 图4为本发明一具体实施例的超声胶囊内窥镜的系统结构图。如图4所示,电机控制电路5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4,控制微型电机4旋转。即,电机控制电路5控制模块控制电流驱动输出电流,进而控制微型电机4旋转。

[0037] 如图4所示,超声成像控制电路7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6相连,用于产生脉冲信号,并将脉冲信号传送至超声换能器6中,激励超声换能器6发射超声波;接收处理模块,与超声换能器6相连,用于接收超声换能器6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信装置8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。

[0038] 具体的,如图4所示,在超声胶囊内窥镜中还可以设置光学成像单元,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。

[0039] 在本实施例中,如图5所示,微型电机4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4通过微型电机控制电路5的控制进行有规律的旋转,微型电机控制电路5的输出产生正负直流电压,用于带动齿轮组3旋转。

[0040] 本发明创新性地提出了一个利用旋转电磁铁来带动微型齿轮组以实现360°全方位的成像方案,这可以降低超声成像系统的复杂度,并缩减了超声成像的实现成本,同时由于采用的是单振元成像,使得超声功耗降低,并使胶囊的工作时间得以延长。

[0041] 本发明可应用于医疗内窥镜中,胶囊系统中包含超声成像和光学成像两个系统,超声成像主要用于获取肠道壁的信息,光学成像用于获取肠道表层的信息。超声胶囊内窥镜主要由外壳装置、电源、微型齿轮组、可连续摆动的微型旋转电磁铁及其控制所需集成电路、超声换能器、超声成像电路、光学成像单元、无线通讯装置组成。超声胶囊内镜工作时,微型控制电路集成板控制可连续摆动的微型电磁铁摆动;可连续摆动的微型旋转电磁铁带动微型齿轮组转动;微型齿轮组带动超声换能器实现360°旋转进行超声成像;超声换能器用于完成超声信号的发送以及回波信号的压电转换;超声成像控制电路装置控制超声信号放大和数字采集;无线通讯装置用于将数字化的图像数据传送到外部成像系统总机进行显示处理;前置光学成像单元主要观测前向组织表面情况;壳体起到密封和保护内部零部件,保障受检者安全,同时方便操作者操作;电源,作为前述装置的电源;体外成像控制系统,用来控制内窥超声图像的显示和分析,并对的胶囊超声成像设备进行肠道内组织成像技术研究。

[0042] 本发明的胶囊内窥镜装置由坚硬胶囊形状外壳包裹超声成像组件组成,起到保护内部构件的作用,整体分为三个部分,分别是左右半圆、窗口部分及筒体部分,其中窗口部分覆有衰减系数很小的薄膜。胶囊的内部从底部到顶部分别有无线信号发射模块,电源,超声信号发射接收模块,微型电机控制模块,可连续摆动的微型电机,电机限位装置,齿轮组,换能器,光学采集模块。

[0043] 电源,它为胶囊内部的整个系统提供动力能源。超声信号发射接收模块,它采用高系统集成度技术来满足实际需求,主要由三个模块构成,分别是超声发射激励模块、数字控制模块、回波信号接收处理模块,可完成整个超声系统的成像过程。微型电机控制电路,它用来控制微型电机按照我们的要求进行摆动,在这个电路的输出部分实际上输出的是正负的直流电流,用以实现微型电机的来回摆动,由于电机与齿轮组相连,与此时也实现了齿轮的转动。电机限位装置,它用来提供电机来回摆动时的弹力。齿轮组由一个内齿轮和两个

不同规格的外齿轮组成,啮合后实现的功能是完成电机回来360°摆动,此装置克服了电机摆动时的角度限制,实现了全方位的组织特征的采集。超声换能器用于将超声信号发射接收板发出的电脉冲转化为超声波发射出去,同时接收反射回来的回波信号再传送给接收板,在此套系统中可采用80MHz的高频单振元探头。

[0044] 本发明创新性地研发出一个高集成度的超声激励与回波处理系统及成像平台,进行胃肠道内的组织成像,并建立相关参数模型,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,是其他影像学技术难以比拟的。本发明克服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,提高了内窥镜检查能力;基于普通旋转电机和齿轮组的360°全方位的成像方案,器件加工更加容易,整体成本大幅度降低,显著降低了超声成像系统的复杂度,并降低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。

[0045] 本发明实施例的超声胶囊内窥镜,与现有的单振元超声胶囊成像装置相比增加了齿轮结构,这使得成像方位大大增加,同时使它的旋转速度更具有可控性,超声换能器在齿轮组的带动下可进行更规则的旋转,这对换能器在后期的成像过程有很好的促进作用,其成像稳定度也得到了进一步的加强,成像质量的提升为医生对各种疾病的诊断提供了更准确的信息。并且,利用普通旋转电机来带动微型齿轮组以实现360°全方位的成像,,器件加工更加容易,整体成本大幅度降低。本发明可以实现对病人肠胃信息的检查,获得深层次的组织信息;同时,由于采用的是单振元成像,使得超声功耗降低,并使胶囊的工作时间得以延长。

[0046] 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。

[0047] 本发明中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

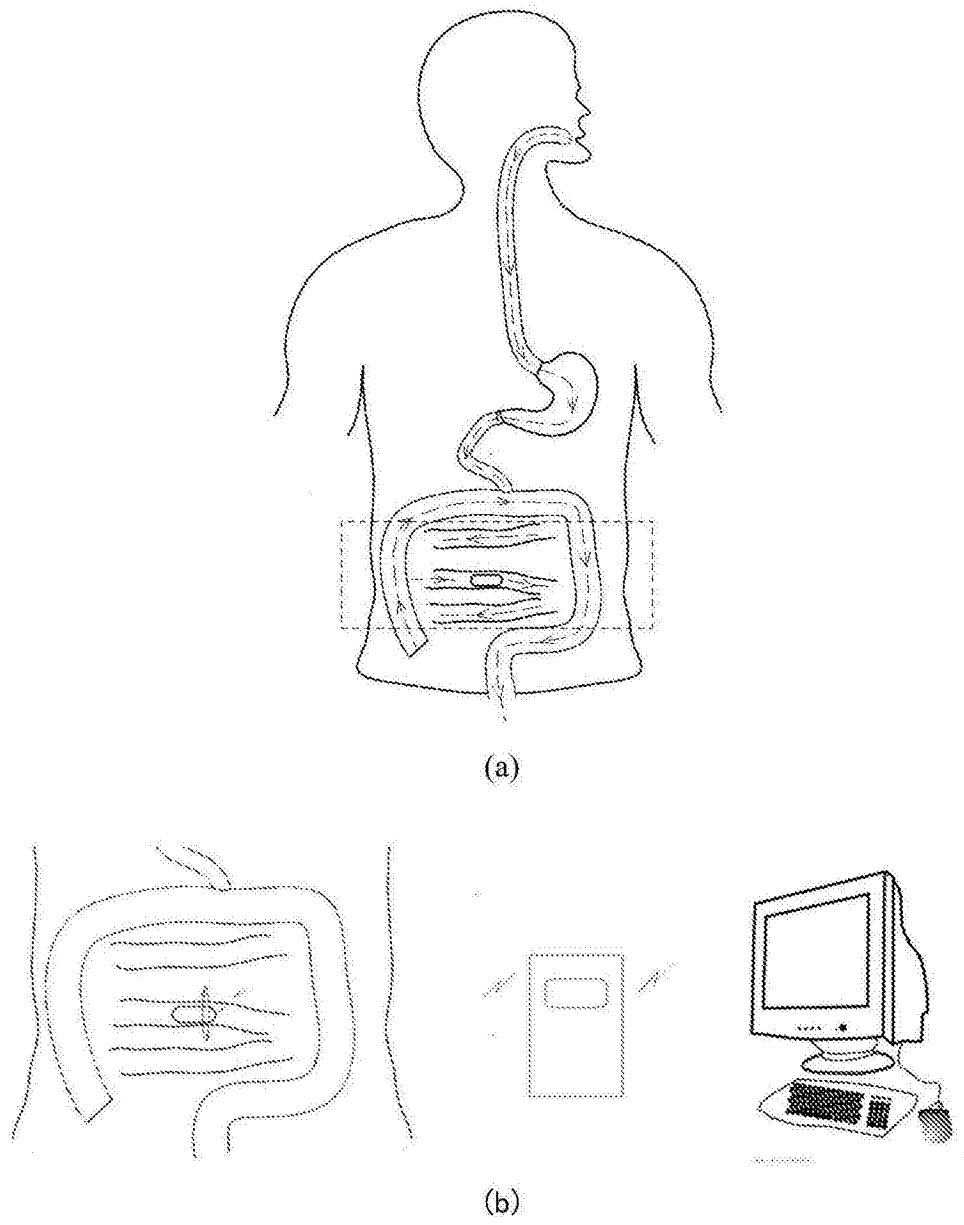


图1

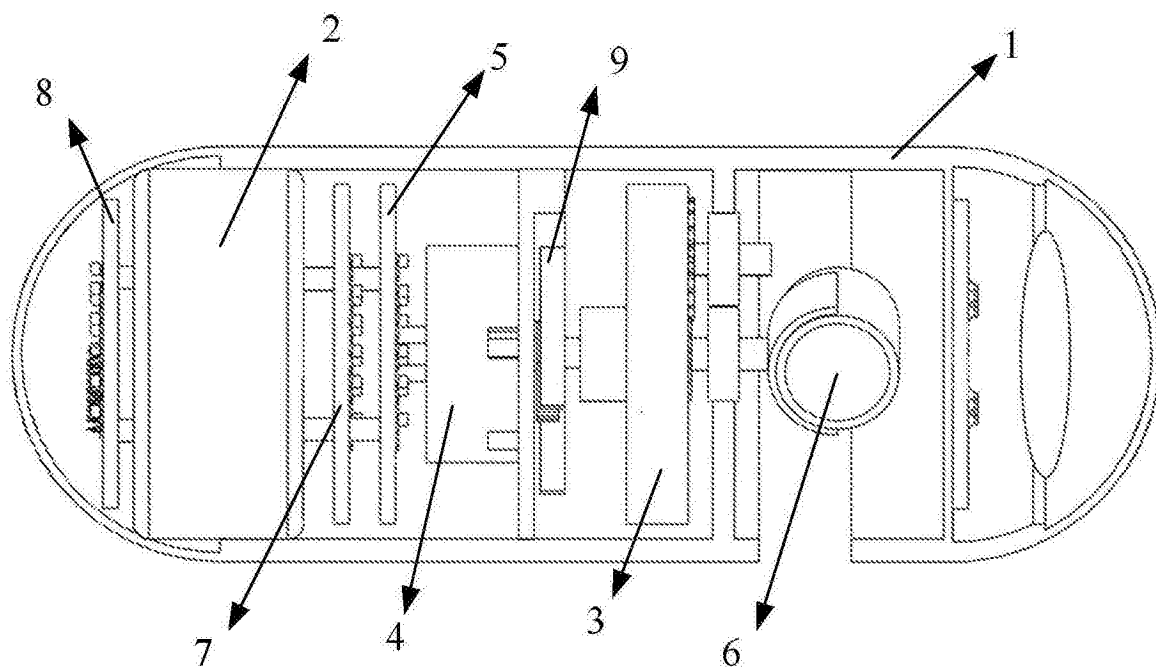


图2

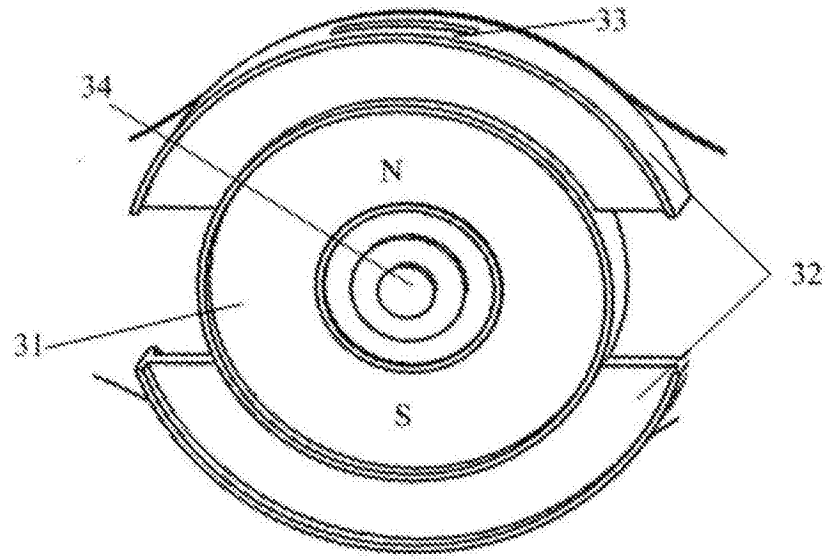


图5

专利名称(译)	一种超声胶囊内窥镜		
公开(公告)号	CN105559736A	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201510930435.0	申请日	2015-12-15
[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 王杏颖 胡丽 郑海荣		
发明人	邱维宝 王杏颖 胡丽 郑海荣		
IPC分类号	A61B1/04 A61B8/08		
CPC分类号	A61B1/041 A61B8/08 A61B8/0833 A61B2562/162		
代理人(译)	郭晓宇		
其他公开文献	CN105559736B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种超声胶囊内窥镜，包括：包括微型电机、电机控制电路、齿轮组以及超声换能器；所述电机控制电路用于控制所述微型电机摆动，并带动所述齿轮组转动，所述齿轮组带动所述超声换能器进行旋转进行超声成像；其中，所述微型电机为可连续摆动的微型旋转电磁铁，所述齿轮组包括一个内齿轮和两个外齿轮，啮合后以实现所述超声换能器360°旋转摆动。本发明增加了可以实现超声换能器360°旋转的齿轮结构，这使得成像方位大大增加，同时使它的旋转速度更具有可控性，并且，利用普通旋转电机来带动微型齿轮组以实现360°全方位的成像，器件加工更加容易，整体成本大幅度降低。

