



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104382547 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201410655283. 3

(22) 申请日 2014. 11. 18

(71) 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 颜国正 石煜 王志武 朱柄全
刘刚

(74) 专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理 王锡麟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

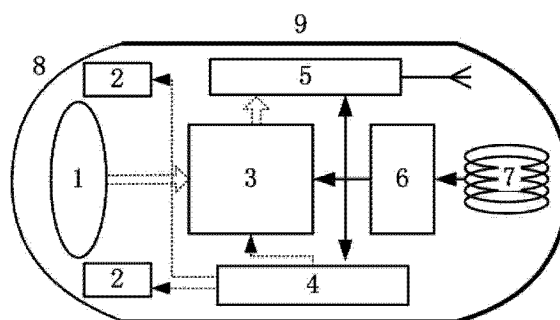
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备

(57) 摘要

一种内窥镜类技术领域的用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备,包括:设置于体外穿戴式背心上的发射线圈及其发射控制电路、设置于胶囊中的镜头、照明器、图像传感器、微控制单元、通信模块、接收电路以及接收线圈。本发明可产生随人体移动的稳定交变磁场,保证胶囊内窥镜持续工作,且易于临床实现。



1. 一种用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备,其特征在于,包括:设置于穿戴式背心中的发射线圈及其发射控制电路、设置于胶囊中的镜头、照明器、图像传感器、微控制单元、通信模块、接收电路以及接收线圈,其中:发射控制电路产生方波信号以控制发射线圈频率,胶囊内的接收线圈与发射线圈电磁耦合产生感应电流,接收电路的输入端与接收线圈相连以接收感应电流并分别向图像传感器以及照明器提供能量,镜头将摄取到的图像传输至图像传感器并形成图像信息,图像传感器与通信模块相连并由通信模块向体外输出图像信息,微控制单元分别与图像传感器、照明器和通信模块相连,分别控制照明器使得摄取图像清晰,控制图像传感器与通信模块通信;

所述的发射控制电路包括:晶振、频率微控制单元、波形发生器、反相器、功率放大器、谐振电容和可调电感,其中:晶振和频率微控制单元分别与波形发生器的输入端相连以产生特定频率的方波信号,波形发生器的输出端分别与反相器的一端和功率放大器的输入端相连,反相器的另一端与功率放大器的输入端相连,功率放大器的输出端分别与谐振电容的一端和可调电感的一端相连,谐振电容的另一端和可调电感另一端分别与发射线圈相连。

2. 根据权利要求1或2所述的穿戴式无线能量传输设备,其特征是,所述的方波信号的工作频率为 $208\text{kHz} \pm 20\text{kHz}$ 。

3. 根据权利要求1或2所述的穿戴式无线能量传输设备,其特征是,所述的发射线圈的发射电流为 $0.65\text{A} \sim 2\text{A}$ 。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的设备,其特征是,所述的发射线圈包括中间由支架相连的上下两部分,上下两部分为尺寸相同的类椭圆螺线管,长轴为 400mm ,短轴为 220mm 。

5. 根据权利要求4所述的穿戴式无线能量传输设备,其特征是,所述的接收线圈包括三个维度的线圈,且各个维度的线圈分别与相应电容形成谐振回路,该回路的谐振频率与发射线圈的特定频率相同。

6. 根据权利要求5所述的穿戴式无线能量传输设备,其特征是,所述的接收电路包括串联的全桥逆变电路、整流电容和稳压电路,其中:全桥逆变电路的输入端与接收线圈相连,稳压电路的输出端与图像传感器相连。

7. 根据权利要求6所述的穿戴式无线能量传输设备,其特征是,所述的整流电容和稳压电路以及图像传感器均设置于屏蔽罩内。

用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种内窥镜类技术领域的装置,具体是一种用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备。

背景技术

[0002] 胃肠道疾病是人类的常见病,全世界患病率在 10%以上,国内则在 13%以上。其中超过 40%的患者长期受胃肠道疾病折磨,每年死于胃肠道病的人数高达 30 万人。胃肠道疾病的诊断一直是一大难题。胃镜和肠镜是国内外诊断和治疗消化道疾病的传统方法,然而目前临床上使用时都是将摄像头和组织取样等装置深入到胃部、肠管部位,对消化道内壁进行诊断,或组织取样、微型手术等动作,在插入过程中,患者必须忍受很大痛苦,还有可能引起诸多并发症。另外,小肠由于狭长多曲且位于消化道中部而难于用上述内窥镜检查到。

[0003] 胶囊内窥镜是针对这一问题的新技术,实现了低侵入性、非侵入性或微创诊疗。以色列的 Given Imaging 公司生产的世界第一款称为“PillCam”的胶囊状无线内窥镜,于 2001 年获得美国药监部门的临床试验许可,开始大面积临床使用。但由于空间限制,各种胶囊内窥镜携带的纽扣电池数量有限,为了节省能量以延长工作时间,必须降低图像帧率。除了定点检测类,图像采集速率仅为 2-3 帧 / 秒,分辨率也较低,无法对人体胃肠道做全程诊查。

[0004] 针对胶囊内窥镜供能问题的研究,目前进展最大的是基于电磁耦合原理的无线能量传输。但目前这项技术主要用于汽车、手机、小家电以及体外医疗设备,对于体内能量传输大多处于研究阶段,在胶囊内窥镜上的应用极少。

[0005] 经过对现有技术的检索发现,中国专利文献号 CN103654691,公开日 2014-3-26,记载了一种胃肠道癌前病变无创诊查装置,包括:胃肠道腔内白光 / 荧光图像采集及无线传送微型机器人诊查子系统、躺卧床及驱动子系统、人机界面及控制子系统以及无线供能子系统,其中:所述的无线供能子系统系统包括:无线供能子系统包括:无线能量发射线圈、能量变换及控制模块以及能源及管理模块。但是该技术中的不足在与:其无线供能要求人体采用类似 CT 检查的躺卧方式,诊查过程中,受试者不能离开躺卧床,相对于人体一天左右的消化周期,这种方式对于受试者来说极为不便,且能耗大、效率低,临床应用中耗费看护人员的时间和精力。

发明内容

[0006] 本发明针对现有技术存在的上述不足,提供一种用于胶囊内窥镜的穿戴式无线能量传输设备,可随人体移动,同时产生稳定的交变磁场,保证胶囊内窥镜持续工作,且易于临床实现。

[0007] 本发明是通过以下技术方案实现的,本发明包括:设置于穿戴式背心中的发射线圈及其发射控制电路、设置于胶囊中的镜头、照明器、图像传感器、微控制单元、通信模块、

接收电路以及接收线圈,其中:发射控制电路产生方波信号以控制发射线圈,胶囊内的接收线圈与发射线圈电磁耦合产生感应电流,接收电路的输入端与接收线圈相连以接收感应电流并分别向图像传感器以及镜头提供能量,镜头将摄取到的图像传输至图像传感器并形成图像信息,图像传感器与通信模块相连并由通信模块向体外输出图像信息,微控制单元分别与图像传感器、照明器和通信模块相连,分别控制照明器使得摄取图像清晰,控制图像传感器与通信模块通信。

[0008] 所述的发射控制电路包括:晶振、频率微控制单元、波形发生器、反相器、功率放大器、谐振电容和可调电感,其中:晶振和频率微控制单元分别与波形发生器的输入端相连以产生特定频率的方波信号,波形发生器的输出端分别与反相器的一端和功率放大器的输入端相连,反相器的另一端与功率放大器的输入端相连,功率放大器的输出端分别与谐振电容的一端和可调电感的一端相连,谐振电容的另一端和可调电感另一端分别与发射线圈相连。

[0009] 所述的微控制单元主要控制系统时序、图像传感器采样频率和通信数据包的处理。

[0010] 所述的方波信号的中心频率为 $208\text{kHz} \pm 20\text{kHz}$ 。

[0011] 所述的发射线圈的发射电流为 $0.65\text{A} \sim 2\text{A}$ 。

[0012] 所述的发射线圈包括:上下两部分,上下两部分之间由支架相连,且上下两部分均为尺寸相同的类椭圆螺旋管,长轴为 400mm ,短轴为 220mm 。

[0013] 所述的接收线圈包括:具有三个维度绕组的线圈,且各维度的线圈分别与相应电容形成谐振回路,该回路的谐振频率与发射线圈的特定频率相同。

[0014] 所述的接收电路包括串联的全桥逆变电路、整流电容和稳压电路,其中:全桥逆变电路的输入端与接收线圈相连,稳压电路的输出端与图像传感器相连。

[0015] 所述的整流电容和稳压电路以及图像传感器均设置于屏蔽罩内。

技术效果

[0016] 与现有技术相比,本发明的发射线圈通过外部可移动电源供电,发射线圈在体外产生稳定的交变磁场。由于发射线圈为双螺旋管结构,因此交变磁场均匀分布。接收线圈集成在胶囊内窥镜上,替代纽扣电池。胶囊的接收线圈受到外部磁场激励,产生感应电流,通过整流稳压电路形成稳定的直流电为系统供能。整个能量传输设备轻便可携带,保证胶囊内窥镜在高频率和高分辨率状态下持续工作。

附图说明

[0017] 图1为本发明胶囊内窥镜结构示意图;

[0018] 图2为本发明发射线圈结构及其发射控制电路示意图;

[0019] 图3为本发明发射控制电路示意图;

[0020] 图4为本发明接收线圈剖面示意图;

[0021] 图5为本发明接收电路示意图。

具体实施方式

[0022] 下面对本发明的实施例作详细说明,本实施例在以本发明技术方案为前提下进行

实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

实施例 1

[0023] 如图 1 所示,本实施例包括:设置于体外的穿戴式背心中的发射线圈 10 及其发射控制电路 14、设置于胶囊 9 中的镜头 1、照明器 2、图像传感器 3、微控制单元 4、通信模块 5、接收电路 6 以及接收线圈 7,其中:发射控制电路 14 产生方波信号控制发射线圈 10,胶囊 9 内的接收线圈 7 与发射线圈 10 电磁耦合产生感应电流,接收电路 6 的输入端与接收线圈 7 相连,接收感应电流且形成直流电,输出端与图像传感器 3 相连且提供能量,镜头 1 摄取图像传输至图像传感器 3 形成图像信息,图像传感器 3 与通信模块 5 相连以传输图像信息,微控制单元 4 分别控制图像传感器 3、照明器 2 和通信模块 5;胶囊外壳 9 的头部为透明观察端 8。

[0024] 如图 2 和图 3 所示,发射控制电路 14 包括:晶振 12、频率微控制单元 13、波形发生器 18、反相器 19、功率放大器 16、谐振电容 17 和可调电感 15,其中:晶振 12 和频率微控制单元 13 分别与波形发生器 18 的输入端相连以产生特定频率的方波信号,波形发生器 18 的输出端分别与反相器 19 的一端和功率放大器 16 的输入端相连,反相器 19 的另一端与功率放大器 16 的输入端相连,功率放大器 16 的输出端分别与谐振电容 17 的一端和可调电感 15 的一端相连,谐振电容 17 的另一端和可调电感 15 另一端分别与发射线圈 10 相连。

[0025] 所述的方波信号的特定频率由发射线圈 10 的品质因数决定。

[0026] 所述的方波信号的中心频率为 $208\text{kHz} \pm 20\text{kHz}$,品质因数最高,因此设定此频率为工作频率,并调制接收线圈 7 匹配电容,使其谐振频率同样达到 $208\text{kHz} \pm 20\text{kHz}$ 。

[0027] 所述的发射线圈 10 的发射电流为 $0.65\text{A} \sim 2\text{A}$ 。

[0028] 所述的发射线圈 10 包括中间由支架 11 相连的上下两部分,上下两部分为尺寸相同的类椭圆螺线管,长轴为 400mm ,短轴为 220mm ,间隔距离为 160mm ,总高度为 270mm ,线圈由多股丝包利兹线绕成,单根铜线直径小于 0.05mm ,股数大于 180,单个线圈宽度为 55mm ,线圈之间由 ABS 支架 11 连接,用胶固化后,放置在背心中。

[0029] 如图 4 和图 5 所示,所述的接收线圈 7 包括三个维度的线圈 71、72、73,且各个维度的线圈分别与相应电容形成谐振回路,该回路的谐振频率与发射线圈 10 的特定频率相同。接收线圈 7 由多股漆包铜线在铁氧体磁芯 74 上分别从三个维度绕制,本实施例中绕成后接收线圈 7 的总体尺寸为 $\Phi 9.5\text{mm} \times 10.5\text{mm}$,封装在胶囊 9 状外壳中。

[0030] 所述的接收电路 6 包括串联的全桥逆变电路 20、整流电容 21 和稳压电路 22,其中:全桥逆变电路 20 的输入端与接收线圈 7 相连,稳压电路 22 的输出端与图像传感器 3 相连。

[0031] 所述的整流电容和稳压电路以及图像传感器 3 均设置于屏蔽罩 23 内。

[0032] 人体穿戴发射线圈 10 并连接发射控制电路 14 后,吞服胶囊内窥镜,则接收线圈 7 由于电磁耦合产生感应电流,通过整流稳压电路 21、22 后形成稳定的直流电,为负载供能,此时胶囊内窥镜开始工作。

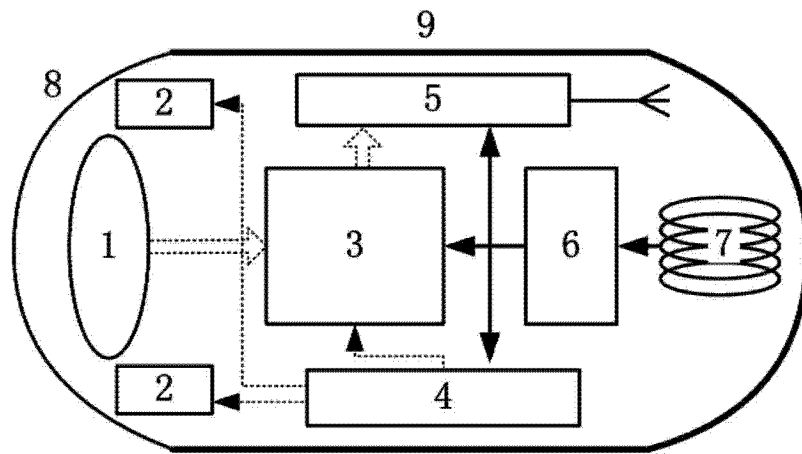


图 1

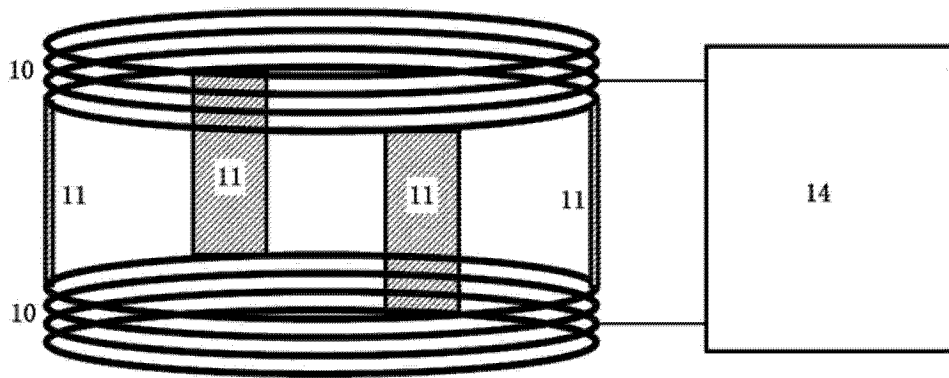


图 2

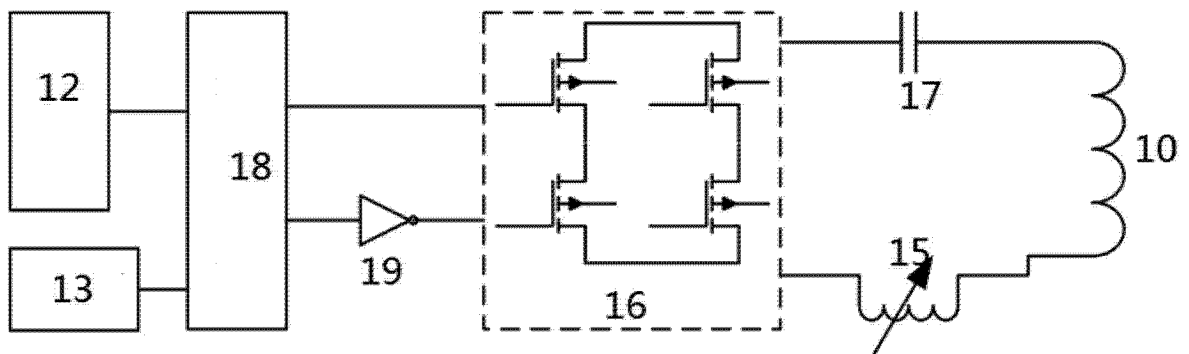


图 3

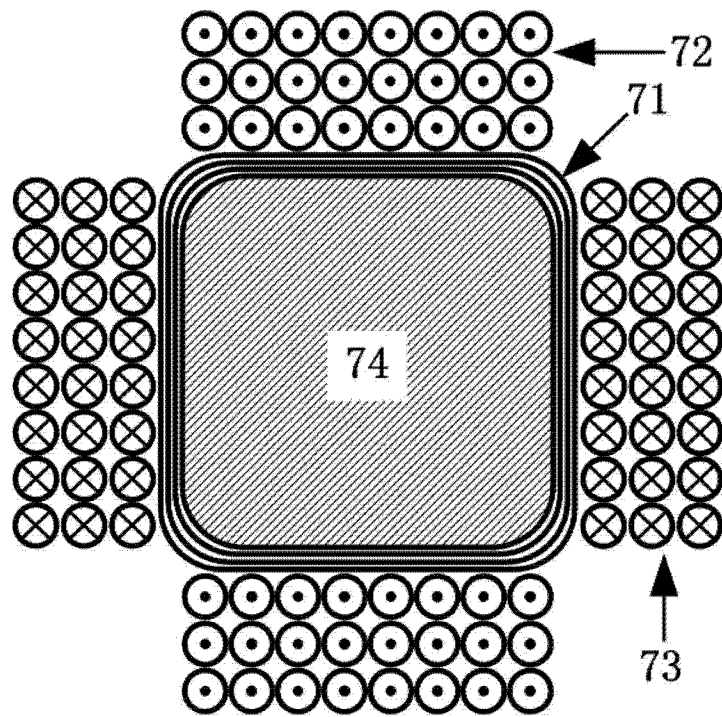


图 4

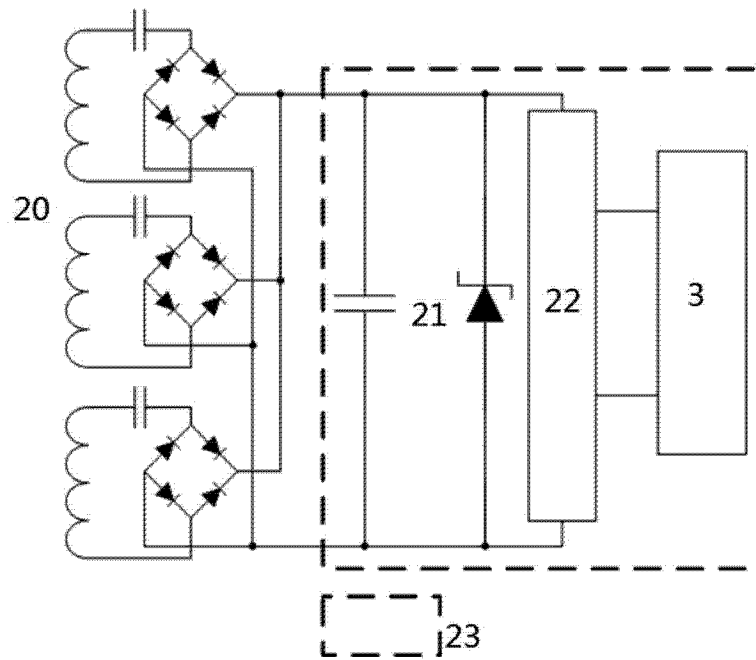


图 5

