

文章编号 1004-924X(2012)10-2192-08

间歇工作图像胶囊内窥镜的设计与实验

刘 刚*, 颜国正, 刘 华, 朱柄全

(上海交通大学医学精密工程及智能系统研究所, 上海 200240)

摘要:针对图像胶囊内窥镜受到能量限制而工作时间较短的问题,基于图像胶囊在人体肠道蠕动的速度设计了一种间歇工作模式的微型化、低功耗图像胶囊内窥镜。采用霍尔开关代替干簧管作为电源总开关,进一步降低了图像胶囊的体积。通过对电池电源模块、模拟开关电路和软件进行设计研究,实现了无线发射和照明电路的间歇供电和图像传感器的间歇休眠。动物实验验证了整个系统的工作时间和可行性。结果表明,整个系统的尺寸仅为 $\Phi 12\text{ mm} \times 25\text{ mm}$, 1 s 间隔工作模式下系统的工作时间超过 9 h。

关键词:胶囊内窥镜;图像胶囊;模拟开关;间歇供电;休眠

中图分类号: TH776.1 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20122010.2192

Design and experiment of intermittent working image capsule endoscopy

LIU Gang*, YAN Guo-zheng, LIU Hua, ZHU Bing-quan

(*Institute of Medical Precision Engineering & Intelligent System,
Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China*)

* *Corresponding author, E-mail: liugang531557127@163.com*

Abstract: As the image capsule endoscopy is limited by the energy and it has short working time, this paper designs a miniature intermittent working image capsule endoscopy with low power consuming according to the speed of image capsule's peristalsis in human intestine. The Hall switch was designed as the main power supply switch instead of reed switch to further reduce the volume of the image capsule. A battery power supplies module, an analog switch circuit, and a software were developed to realize the intermittent power supplies of wireless transmitting and Light Emitting Diode(LED) circuits and the sleep mode of an image sensor. The clear images were obtained successfully, and the tests and animal experiments were performed to prove the work time and feasibility of the whole system. Obtained results show that the total size of the system is only $\Phi 12\text{ mm} \times 25\text{ mm}$, and the work time is more than 9 h in one second intermittent working mode when the modules are connected.

Key words: capsule endoscopy; image capsule; analog switch; intermittent power supply; sleep mode

收稿日期: 2012-06-09; 修订日期: 2012-08-04.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No. 31170968); 载人航天领域预先研究资助项目(No. 010203); 上海市科委资助项目(No. 09DZ1907400)

1 引 言

消化道疾病已成为危害人类健康的重要因素之一,肠道部分更是病变的多发区域。内窥镜检查是目前临床上常用的有效方法,在消化道疾病的诊断中起着极为重要的作用。传统的内窥镜通过引导插管进入体内,检查时会造成病人不适、痛苦,甚至有造成消化道穿孔的危险,且内镜检查的部位受到限制,无法实现对小肠部分的检查。近年来,随着电子技术的迅速发展,各种集成电路的尺寸及能量消耗大大减少,使得微型无线内窥镜的出现成为可能。2000年,Iddan等在期刊《Nature》上发表了关于胶囊内镜的文章^[1],同年5月在美国加利福尼亚举行的消化道疾病会议上,Paul Swain博士报告了应用胶囊内镜检查胃肠病变的结果,引起了消化内镜界极大的关注^[2-3]。以色列 Given Imaging 公司最早于 2001 年推出了名为 M2A 的无线内窥镜,外形就像一般病人吞服用的胶囊,并于 2004 年改进推出了 PillCam 系列胶囊内窥镜^[3-5]。这种胶囊连续工作时间为 6~8 h,每秒拍摄 2 帧图像。日本的 Olympus 公司也有功能类似的胶囊内窥镜“Endocapsule”。在国内,胶囊内窥镜的研究也取得了一定的成绩^[6-11],由重庆金山科技有限公司经过 3 年科技攻关研制成功的名为 OMOM 的胶囊内窥镜在重庆通过国家“863”专家组的验收^[12-13]。这些研究已取得了多项突破,有的采用了连续采集图像信号的传感器,实现了图像信号的实时显示;有的则增长了系统的工作时间。但是由于胶囊采用纽扣电池供电,受限于电池的尺寸和容量,尽管各种集成电路的能量消耗已大大减少,但如果要保证较长的工作时间,则采用的图像传感器每秒只能采集几帧图像,而如果要保证图像信号连续采集,则整个系统的工作时间就会较短,远低于人体平均排空时间,存在漏检。

考虑图像胶囊内窥镜在人体肠道的蠕动速度非常慢,图像胶囊在时间间隔很小的情况下相当于静止状态,拍摄到的图像基本不变。本文采用微型 CMOS 图像传感器 OV6922,采用间歇工作方式对人体无线胶囊内窥镜进行了设计和实验研究,开发了电池电源供能模块、模拟开关电路和软件以实现无线发射电路和照明电路的间歇供电和

图像传感器的间隔休眠。最后还通过成像验证了系统能采集到清晰的图像,证明了该系统可行性。1 s 间隔工作模式下的电池实验表明该系统的工作时间超过 9 h。

2 图像胶囊整体设计

由于图像胶囊要做得尽可能的小,以便能顺利吞咽,这就需要规划好器件的位置和线路,尽量缩小体积,减少干扰。图 1 所示为胶囊整体结构图,间歇工作的图像电子胶囊采用电池供电,外形采用圆柱形设计,两头采用球形设计,从左到右依次为球头,LED,天线,CMOS 模块,无线发射电路和电池。胶囊的整体尺寸仅为 $\Phi 12\text{ mm} \times 25\text{ mm}$ 。

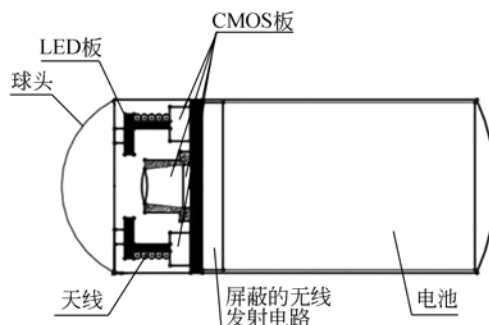


图 1 图像胶囊整体结构图

Fig. 1 Overall structure of image capsule

本设计将电源模块,模拟开关,MCU,图像传感器电路镜头和霍尔开关结合在一个印刷电路板(PCB)上形成一个 CMOS 模块。

根据胶囊内窥镜的圆柱形设计,将模块的 PCB 外形图设计成圆形,直径控制在 11 mm 以内。为了节省空间,用霍尔开关作为电源总开关。在直径为 11 mm 的圆形 PCB 板面上尽可能地布置下电源模块,模拟开关,霍尔开关,MCU,OV6922 芯片的外围电路等元件,电容电阻需要采用 0402 较小封装的贴片形式,该 PCB 的设计原则是尽量减小线路的拐弯,元件摆放方向一致,电源线和地线尽量加粗,尽量减少晶振引线的长度和尽量靠近芯片。

3 电池电源模块设计

由于电池尺寸和容量的限制,既需要电池有

较大的容量,又要求电池的尺寸满足图像胶囊的外形尺寸要求,本设计采用 CR1130 和 CR-1/3N 并联供电方式,两种电池的参数如表 1 所示。并联电路结构如图 2 所示。并联后电池的总尺寸为 $\Phi 11.6 \text{ mm} \times 16.8 \text{ mm}$,总容量为 240 mAh。

表 1 电池参数

Tab. 1 Parameter of batteries

电池型号	CR1130	CR-1/3N
外形尺寸/mm ²	11.6 mm×3 mm	11.6 mm×10.8 mm
额定电压/V	3	3
额定容量/mAh	40	160
最大工作电流/mA	5	40
终止电压/V	2	2
工作温度/°C	-40~+60	-40~+60

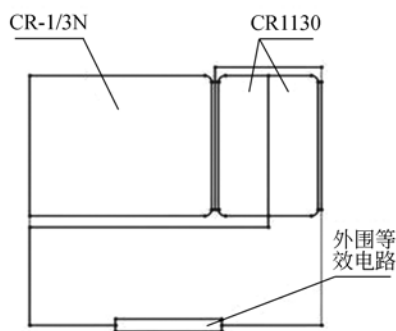


图 2 电池并联结构图

Fig. 2 Parallel structure of batteries

由表 1 可知,两种电池的额定电压为 3 V,并联之后的电压为 3 V,考虑到电池存在内阻,实际应用中电池的输出电压很快小于 3 V,且随着电池电量的消耗,其输出电压会越来越小,直至降到 2.0 V。所以电源模块的设计要采用既能降压也能升压的电源芯片,本设计采用可调节输出电压的稳压芯片 LTC3221,电路如图 3 所示。

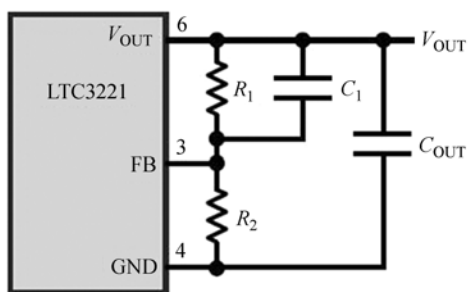


图 3 电源模块电路图

Fig. 3 Circuit diagram of power supply module

电路中的输出电压为:

$$V_{\text{OUT}} = 1.23V \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right). \quad (1)$$

将式(1)转化成分压比例为:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{V_{\text{OUT}}}{1.23V} - 1. \quad (2)$$

由于 LTC3221 采用电荷泵倍压,输出电压不可能大于可用输入电压的 2 倍。输入电压的范围由式(3)和(4)决定:

$$\text{Max}V_{\text{IN}} < V_{\text{OUT}} + 0.6, \quad (3)$$

$$\text{Min}V_{\text{IN}} = \left(\frac{V_{\text{OUT}} + I_{\text{OUT}}R_{\text{OL}}}{2}\right) \text{ 或 } 1.8V, \quad (4)$$

式中: R_{OL} 为实际开环输出电阻, I_{OUT} 为最大负载电流,输入电压不能大于输出电压 0.6 V,否则,芯片的线性状态遭到破坏,同时输入电压必须大于 1.8 V。由上式可知,输入电压为 1.8~3.2 V。由于电池内阻的存在,电池的输出电压肯定小于 3.2 V,而且由表 1 可知,当电池输出电压小于 2 V 时,电池将不能工作,所以实际电路中 LTC3221 的输入电压为 2~3 V,满足 1.8~3.2 V 的要求。

为了使静态电流尽可能的小,电路中的电阻 R_1, R_2 的值可以选择相对大一些。补偿电容 C_1 用来提高内部比较器的响应时间,同时使输出电压的波纹保持在可接受的范围内,为了达到最好的效果, C_1 取 22~220 pF。

4 间歇工作模式设计

被动式的图像胶囊在肠道是随着肠道的蠕动向前运动的,正常的肠道蠕动的频率是每分钟 5~6 次,图像胶囊在人体肠道的运动非常缓慢,在时间间隔较小的情况下,图像胶囊采集到的图像信息几乎不变,连续工作的图像胶囊在工作过程中会采集到大量相同的信息,造成图像信息的浪费,同时增加体外接收端图像处理的工作量。此外,连续工作会减少图像胶囊的工作时间,使一部分肠道的信息无法采集。

为了合理利用电池电源的能量以延长图像胶囊的工作时间,根据图像胶囊在肠道中的运动速度,设计了一种基于模拟开关电路和软件设计的间歇工作的图像胶囊。其原理如图 4 所示,模拟开关原理如图 5 所示。

图 4 中, MCU 的信号 Signal 控制模拟开关

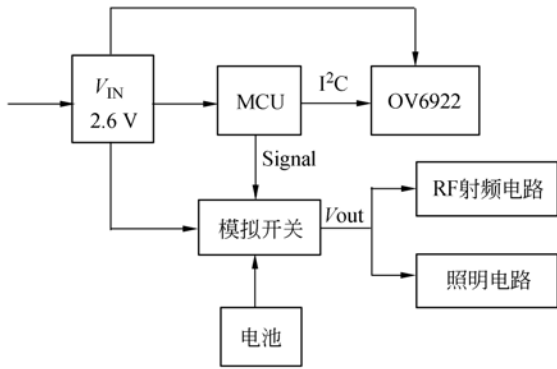


图 4 间歇工作原理框图

Fig. 4 Functional block diagram of intermittent work mode

的通断使系统给 RF 射频发射电路和 LED 照明电路间隔供电,MCU 通过 I²C 协议控制图像传感器 OV6922,配置其内部各种寄存器,同时使 MCU 间歇休眠。当 Signal=0 时,模拟开关断开, $V_{out} = 0$,同时 MCU 控制 OV6922 休眠;当 Signal=1 时,模拟开关导通, $V_{out} = V_{IN}$,同时 MCU 控制 OV6922 唤醒。图 5 中,模拟开关 MAX4992 有 2 个通道,其中通道 2 用于控制图像胶囊的间隔工作,通道 1 配合霍尔开关 A1172,通过磁铁控制整个系统的通断电状态。

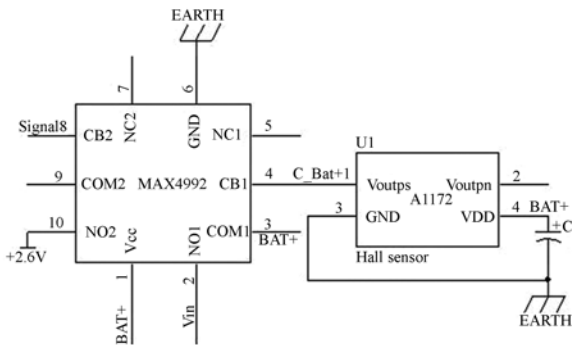


图 5 模拟开关原理图

Fig. 5 Schematic diagram of analog switch

本设计采用图像传感器间歇休眠,通过上电测试,在休眠状态下电流为 1.8 mA,即在休眠状态下,图像传感器仍然消耗一定的能量,同时图像传感器在休眠状态时,内部寄存器的值不发生改变,因此当 MCU 将图像传感器唤醒时,图像传感器能够立刻采集图像信息。而采用图像传感器间歇供电时,由于断电会产生图像传感器内部寄存器复位,重新上电后,图像传感器会因为重新配置其内部寄存器而需要一个稳定的过程,通过测试

发现,这个稳定过程相对间隔时间过长,故图像传感器不采用间歇供电而采用间歇休眠。RF 射频发射电路和 LED 照明电路本身没有休眠模式,而且其从上电到稳定工作的时间非常短,故采用间歇供电的方式。

5 组装与实验

5.1 组装

焊接完成及加工完成的各模块零件如图 6(a)所示。图中采用一元人民币作为对比,可以看出每个零件的直径都很小。



(a)各模块及零件图

(a)Each module and drawing



(b) 图像胶囊

(b) Image capsule

图 6 图像胶囊及各模块零件图

Fig. 6 Image capsule and each module and drawing

无线发射模块采用铜外壳作屏蔽处理,发射电路的天线穿过 CMOS 模块的天线孔在 CMOS 模块的前端绕成螺旋线形。并联电池正极采用点焊焊接,负极采用导线焊接。如图 6(b)所示,采用一元人民币作对比,组装完成后,整个系统的尺寸

仅为 $\Phi 12 \text{ mm} \times 25 \text{ mm}$ 。

5.2 测试

由于设计的重点是采用间隔工作模式来延长图像胶囊的工作时间,因此首先要保证图像传感器 OV6922 能够采集到稳定的图像,并通过无线发射电路发送出去。系统正常工作时,图像传感器的工作电流为 15 mA,无线发射模块的工作电流为 8 mA,因此两个模块的总功耗约为 60 mW。图 7 所示为采用直流稳压电源供电的系统连接图,给图像传感器模块,无线发射电路接入稳压电源,两模块负极相连,电路开始工作。

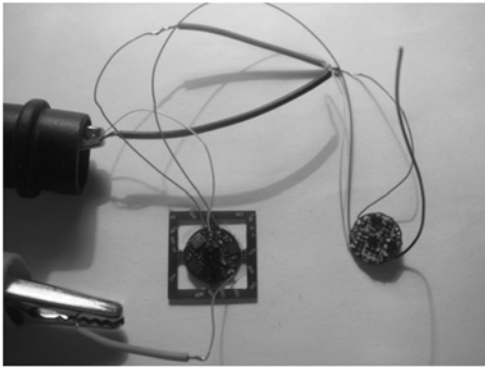
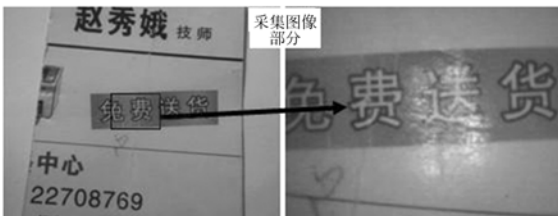


图 7 系统连接图

Fig. 7 Connection diagram of system



(a) 相机拍摄的图像 (b) OV6922 拍摄的图像

(a) Image taken by camera (b) Image taken by OV6922

图 8 拍摄的图像

Fig. 8 Images taken by camera and OV6922

本系统可以通过无线发射的内窥摄像装置与外部的便携式无线接收装置及计算机(或监视器)联合工作,可将图像保存下来进行图像处理从而进行专门诊断。发射电路将采集到的视频信号以 30 frame/s 无线方式向外发射,通过外置高增益天线,内置 1.2 G 高频头及调谐器的接收器将无线视频信号转换为复合视频信号,直接连接监视器或者计算机视频采集卡。图 8 所示为相机拍摄

的图像和采集的图像对比,图像的解析度为 $320 \text{ pixel} \times 240 \text{ pixel}$ 。

当通过监视器观察采集到复合视频信号时,发现当间隔时间结束即图像胶囊由不工作到工作的一瞬间,接收器接受到的图像会产生抖动,且图像质量很差,时间极短。经过逐个排查,原因为无线发射电路在重新上电之后,内部振荡器从起振到平衡需要一定的时间,在这段时间内,图像因无线发射电路没有正常工作而产生抖动,接收的图像质量也较差。基于这一问题,可以在软件设计中,先给无线发射电路和照明电路上电,延迟很短的时间后再让图像传感器唤醒。

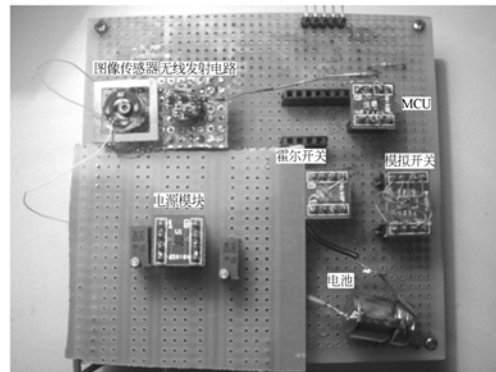


图 9 图像胶囊工作时间测试实验

Fig. 9 Test experiment of image capsule working time

采用间歇工作模式的目的是为了延长图像胶囊的工作时间,为测试图像胶囊的工作时间,设计了如图 9 所示的测试板实验装置,将图像胶囊的各个模块分开。实验时,MCU 设定系统的间隔工作时间为 1 s。将磁铁靠近霍尔开关,霍尔开关控制模拟开关使总电路中断,将系统接上电池之后,使磁铁远离霍尔开关,电路开始正常工作。

每隔 0.5 h 用数字万用表测量电池的输出电压 V 和电源模块的输出电压 V_{out} , 得到二者随时间的变化曲线如图 10 所示。当 $t=9.5 \text{ h}$ 之后, 电池的输出电压和电源模块的输出电压都下降到 2 V 以下, 电池耗尽, 图像胶囊停止工作。在实验过程中, 可以通过便携式接收盒连接计算机终端监视图像传感器采集到的图像信息, 通过接收端是否采集到稳定的图像进一步验证图像传感器的工作时间。通过比较, 本设计图像胶囊的工作时间远远高于其他同类设计。

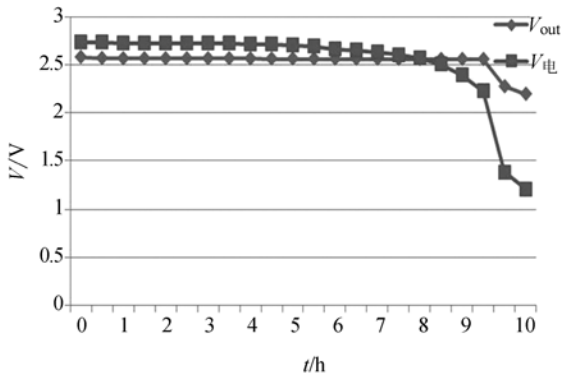
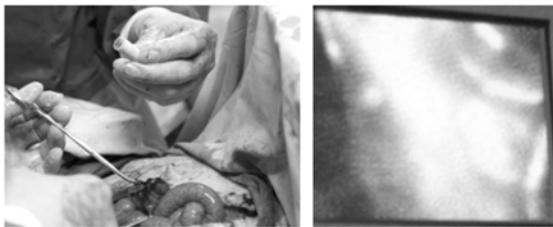


图 10 输出电压与时间的关系

Fig. 10 Relationship between output voltage and time

5.3 动物实验

如图 11(a)所示,采用手术的方法将组装完成的图像胶囊植入猪的大肠中,用带有存储卡的便携式接收仪接收获得的图像。鉴于像素较少,将便携式接收仪靠近猪的身体时,从便携式接收仪的显示屏中可以看到较为清晰的大肠肠壁的图片如图 11(b)所示。实验中,将便携式接收仪逐渐远离猪的身体,可以发现当图像胶囊与接收仪之间的距离达到一定的程度后,接收到的图像会出现雪花,图像产生抖动,且随着距离的增加雪花逐渐增多,抖动程度逐渐严重,直至图像不清楚。



(a) 胶囊植入手术 (b) 获得的图像

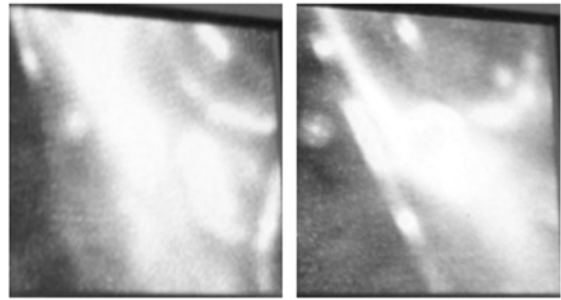
(a)Implanting operation of capsule (b)Image acquired

图 11 图像胶囊动物实验

Fig. 11 Animal experiment of image capsule

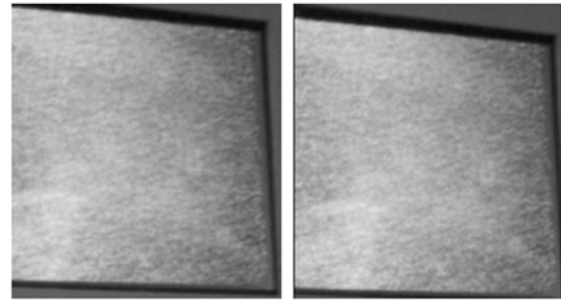
为了验证便携式接收仪的接收距离,即无线发射电路的工作距离,另外采用一个新的图像胶囊进行进一步的动物实验,将胶囊用手术的方法植入猪的大肠中,将便携式接收仪逐渐远离猪的身体 0.5,1,1.5 和 2 m,图(12)所示为不同距离下采集到的图像,从图中可以看出,在低功耗的前提下,无线发射电路的工作距离在 1 m 以内。

实验过程中,为了进一步测量组装完成的图



(a)0.5 m 采集的图像 (b)1 m 采集的图像

(a)Acquired image of 0.5 m (b)Acquired image of 1 m



(c)1.5 m 采集的图像 (d)2 m 采集的图像

(c)Acquired image of 1.5 m (d)Acquired image of 2 m

图 12 采集图像的清晰度与距离的关系

Fig. 12 Relationship between definition of acquired image and distance

像胶囊在猪肠道中的工作时间,在胶囊开始工作时,用另外一个带有采集卡的便携式接收仪靠近猪的身体采集图像,并开启录像功能,直到图像胶囊停止工作,将图像采集卡取出,在电脑中观察有效录像的时间,即为图像胶囊的工作时间,通过观察,有效录像的时间超过 8.5 h。

6 结 论

针对电池供电图像胶囊内窥镜工作时间短的问题,设计了一种基于 CMOS 图像传感器 OV6922 的间歇工作的胃肠道诊疗图像胶囊内窥镜。通过对电池电源模块、模拟开关电路和软件的设计分析,实现了图像传感器的间歇休眠和无线发射及照明电路的间歇供电。按照设计组成系统,实验成功采集到了清晰的图像并实现了图像胶囊工作时间的延长,证明了该系统设计的可行性,为解决胃肠道无创诊疗内窥镜供能问题提供了一条新的思路。

所设计的图像胶囊内窥镜还有很大的改进空间。(1)可通过图像胶囊主要检测胃肠道的不同位置,通过改变 MCU 的定时时间设置不同的间

隔时间来合理利用电池能量;(2)目前采用的电源模块的效率在 55%,可以通过提高电源模块的效率,降低额外的能量消耗,提高能量利用效率。

参考文献:

- [1] IDAN G, MERON G, GLUKHOVSKY A, *et al.*. Wireless capsule endoscopy[J]. *Nature*, 2000, 405(6785):417-417.
- [2] SWAIN P, MERON G I G, GLUKHOVSKY A. Wireless capsule endoscopy of the small-bowel[J]. *Development Testing and First Human Trials in Biomonitoring and Endoscopy Technologies*, 2001.
- [3] 李匙韬,王惠南. 胶囊内窥镜的研究进展[J]. 医疗设备信息, 2005, 120(2):36-37.
- LI W T, WANG H N. The research development of capsule endoscopy[J]. *Information of Medical Equipment*, 2005, 120(2):36-37. (in Chinese)
- [4] 陈英俊,黄平,李洁. 人体胃肠道窥视微机系统设计及研制[J]. 中国机械工程, 2006, 17(9):892-895.
- CHEN Y J, HUANG P, LI J. Design and manufacturing of an endoscopic MEMS in human gastrointestinal tract[J]. *China Mechanical Engineering*, 2006, 17(9):892-895. (in Chinese)
- [5] 郑小林. 无线胶囊式小肠内窥镜技术进展[J]. 中国医疗器械信息, 2004, 10(4):6-8.
- ZHENG X L. The technological progress about wireless capsule intestine endoscope [J]. *China Medical Devices Information*, 2004, 10(4):6-8. (in Chinese)
- [6] 崔捷浩,王文兴,姜萍萍,等. 无线胶囊内镜便携式研究[J]. 电子测量技术, 2010, 33(2):8-11.
- CUI J H, WANG W X, JIANG P P, *et al.*. Research of portable wireless capsule endoscopy system[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2010, 33(2):8-11. (in Chinese)
- [7] 刘建青,黄平. 基于 OV6920 体内无线窥视胶囊设计与实验研究[J]. 机械设计与制造, 2010, (6):183-185.
- LIU J Q, HUANG P. Study on the design and experiment of wireless endoscopy in body based on OV6920[J]. *Mechanical Design and Manufacturing*, 2010, (6):183-185. (in Chinese)
- [8] 杨莉珺,刘铁根. 基于 CMOS 图像传感器的嵌入式图像采集与格式转化[J]. 电子产品世界, 2008, (6):96-98.
- YANG L J, LIU T G. Embedded image capture and format conversion based on CMOS image sensor[J]. *Electronic Engineering & Product World*, 2008, (6):96-98. (in Chinese)
- [9] 赵杰,李华峰. 胶囊内窥镜[J]. 数字技术与应用, 2011, (11):38-38.
- ZHAO J, LI H F. Capsule endoscopy[J]. *Digital Technology and Application*, 2011, 11:38-38. (in Chinese)
- [10] 顾卫忠. 无线胶囊内窥镜的研究进展和讨论[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(11):60-62.
- GU W ZH. The research progress and discussion of wireless capsule endoscopy[J]. *China Medical Equipment*, 2011, 8:60-63. (in Chinese)
- [11] 潘国兵,颜国正,邱祥玲. 基于 JPEG 图像的无线胶囊内窥镜的设计[J]. 高技术通讯, 2010, 20(1):89-93.
- PAN G B, YAN G ZH, QIU X L. Design of a JPEG-based wireless capsule endoscope[J]. *High Technology Letters*, 2010, 20(1):89-93. (in Chinese)
- [12] 马莹,马彩虹. 国产 OMOM 胶囊内镜临床应用分析[J]. 延安大学学报, 2008, 6(3):111-113.
- MA Y, MA C H. Clinical application analysis of domestic OMOM capsule endoscopy[J]. *Journal of Yanan University (Medical Science Edition)*, 2008, 6(3):111-113. (in Chinese)
- [13] 金安琴,黄晓俊. OMOM 胶囊内镜对小肠疾病的诊断价值初步研究[J]. 临床消化病杂志, 2009, 21(1):28-30.
- JIN A Q, HUANG X J. Preliminary research of OMOM capsule endoscopy for the diagnosis of intestinal diseases value [J]. *Chinese Journal of Clinical Gastroenterology*, 2009, 1:28-30. (in Chinese)

作者简介:



刘 刚(1989—),男,山东临沂人,博士研究生,2010 年于合肥工业大学获得学士学位,主要从事精密工程及生物医学工程方面的研究。E-mail: liugang531557127@163.com



朱柄全(1988—),男,湖南常德人,博士研究生,2009 年于西安交通大学获得学士学位,主要从事生物医学工程方面的研究。E-mail: zhubingquan08@163.com

导师简介:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,博士生导师,1993 年于吉林工业大学获得博士学位,1995 年于南京航空航天大学博士后出站,现为上海交通大学医学精密工程及智能系统研究所所长,主要从事生物医学工程方面的研究。E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn



刘 华(1974—),男,重庆人,副教授,硕士生导师,1997 年、2000 年于重庆交通大学分别获得学士、硕士学位,2003 年于上海交通大学获得博士学位,主要从事精密工程及生物医学工程方面的研究。E-mail: liuyuhua@sjtu.edu.cn

●下期预告

非偏振分光镜对干涉式椭偏仪测量精度的影响

邓元龙^{1,2},李学金²,耿优福²,洪学明²

(1. 深圳大学 机电与控制工程学院,广东 深圳 518060;

2. 深圳市传感器技术重点实验室,广东 深圳 518060)

为了实现纳米级精度的薄膜厚度测量,研究了一种新型激光外差干涉椭偏测量技术。除了激光源、偏振分光镜(PBS)和波片等偏振器件之外,系统中的非偏振分光镜(NPBS)也是一个重要的误差源。采用 p、s 分量透射比、反射比、反射相移和透射相移共同表征 NPBS 的退偏效应,从而研究了多层介质膜 NPBS 的退偏效应和方位角对椭偏参数误差的影响。NPBS 退偏效应的漂移对椭偏测量精度影响很大,且无法通过标定来降低。为实现纳米级测量精度,NPBS 的对准误差需要控制在 0.1° 以内。相对而言,用于合光的 NPBS 方位角误差对测量精度影响较大。NPBS 所导致的膜厚测量总误差约为 $1.8 \sim 2.5$ nm,说明 NPBS 是马赫曾德尔干涉式椭偏仪中一个不可忽视的误差源。