

低功耗微型胶囊内窥镜图像采集系统设计

刘鑫¹, 蔡乐才^{1,2}, 高祥¹, 刘川莉¹, 张超洋^{1,2}

(1. 人工智能四川省重点实验室, 四川 自贡 643000; 2. 宜宾学院, 四川 宜宾 644000)

摘要:为实现在消化道疾病检查时延长胶囊内窥镜的可工作时长,研究并设计了一种具有五维磁定位功能的基于OV2640及STM32系列低功耗MCU的胶囊内窥镜无线图像采集传输系统。该系统由胶囊内窥镜本体和体外图像接收端组成,硬件上选取低功耗的MCU为STM32L4R5及低功耗射频收发芯片nRF24L01和CMOS图像传感器OV2640。同时针对功耗较大的闪光拍照、无线收发部分进行了软件设计。该系统直径为12 mm、长度24 mm,每秒传输图片2帧,最大稳定通讯距离2 m,定位精度1.37 mm,定向精度为3.39°。实验表明:该系统可获取压缩后传送的清晰图像,测试功耗为99 mW,降功耗后延长了可工作时长,满足了胶囊内窥镜图像采集系统低功耗实时图像采集传输的要求。

关键词:胶囊内窥镜;低功耗;图像传感器;MCU;五维磁定位

中图分类号:TB115

文献标志码:A

引言

无线图像采集传输是一种典型的无线场合应用^[1]。胶囊内窥镜是一种全新的诊断方式^[2],可以检测传统内窥镜不能检测的小肠盲区^[3]。随着临床应用的不断展开,胶囊内窥镜的局限性也逐渐显现出来。其中,不能精确定位和控制以及可工作时长不足等是目前迫切需要解决的问题。现有低功耗方法有:用自主研发的ECS1020芯片来降低功耗^[4]、设计一种低功耗MCU的待机模式电路^[5-6]、降低摄像模块中的晶振电路来降低功耗^[7]等,但这些研究成果都不具备精确定位能力。

文献[8]采用nRF24LE1的胶囊内窥镜系统,但nRF24LE1自带的51单片机内核主频不高,处理速度

慢,从而导致发射图像的帧率太慢。

本文在满足胶囊内窥镜对于功耗和体积大小的要求下,可控制精确定位,在体内采集图像后发射到体外图像接收端,并存储到SD卡^[9]。本设计是一种短距离无线图像采集、传输、存储,具有定位功能的医疗场合应用。本设计与现有胶囊内窥镜系统设计^[8,10]相比,为满足定位设计了轴向充磁磁环,采用易于控制且定位精度高的五维磁定位技术,为满足低功耗在对硬件进行改进的基础上再通过软件设计来降低功耗。

1 胶囊内窥镜总体设计

该胶囊内窥镜图像采集系统包括:用于采集和发送人体内部消化道数据的胶囊内窥镜^[11],该模块外壳套有

收稿日期:2018-07-12

基金项目:国家自然科学基金(61202196);四川理工学院研究生创新基金(y2017037)

作者简介:刘鑫(1990-),男,山东临沂人,硕士生,主要从事多视图三维重建方面的研究,(E-mail) sclgliuxin@126.com;

蔡乐才(1966-),男,四川大竹人,教授,博士,主要从事机器学习、计算机网络安全方面的研究,(E-mail) ybxyclc@163.com;

高祥(1983-),男,山东青岛人,讲师,硕士,主要从事机器学习、智能仪器仪表方面的研究,(E-mail) 319007gao@163.com

磁环以配合磁定位阵列实现磁定位;用于接收和处理消化道图片数据及定位数据的图像工作站,包括计算机主机和胶囊内窥镜图像接收终端组成。

为解决胶囊内窥镜不能精确定位的问题,考虑使用现有的磁定位技术,但在电磁定位技术中,接收线圈较大,目前难以集成到胶囊内窥镜中,所以采用永磁定位技术。本文选择轴向充磁方式的磁环来实现定位,因为磁环易于实现电路的封装。通过给胶囊内窥镜外壳加上一个薄的轴向充磁磁环作为激励源。将磁环近似看成磁偶极子,其产生的磁场是其中心位置和南北极方向的函数。在人体周围布置磁场传感器阵列测量磁场,通过 LM 算法求解胶囊的位置和镜头的方向,实现定

位^[12-13]。因为胶囊内窥镜在人体中的位置和方向一直在变,所以系统还定义了相对不变的全局坐标系和相对变化的物体坐标系,并通过矩阵变换实现这两个坐标系的转换,以实现磁定位需要。

胶囊内窥镜对体积有严格的要求,要求其体积小、易于吞服,设计时要考虑在有限空间内集成光电模块、图像处理模块、无线通信模块、供电电源,且要求系统能至少工作 8 h。表 1 列出了市场现有胶囊内窥镜的体积、图像传感器、帧率、工作时长参数比较,从中发现胶囊体积基本都限定在 28 mm × 12 mm 以下,而且胶囊都以每秒 2 张以上的图片传输速率工作,工作时间 8 h ~ 10 h 不等。

表 1 胶囊内窥镜参数比较

	尺寸(长 × 直径) /(mm × mm)	传感器类型	镜头视场角/°	图片帧率/Fps	LED 照明/个	工作时长/h
PillCam SB	26 × 11	CMOS	140	2	6	8
PillCam SB2	26 × 11	CMOS	156	2	4	9
AnKon	28 × 12	CMOS	140	2	5	8
EndoCapsule	26 × 11	CCD	145	2	6	10
MiroCam	24 × 11	CMOS	170	3	6	12
OMOM	25.4 × 11	CMOS	150	2	6	12

系统要求胶囊内窥镜能在人体消化道内实时采集图像,并通过无线的方式将图片传输到接收端,而且在采集、传输图片的同时能进行磁定位跟踪。因此,在设计时需考虑到整个系统的体积、功耗、成本、安全等方面的因素,以及满足电磁兼容方面的要求。

为了设计出的磁定位胶囊内窥镜能满足要求,综合考虑系统设计的具体技术参数如下:CMOS 图像分辨率 ≥ 320 × 240,尺寸 ≤ 26 mm × 12 mm,可工作时长 ≥ 8 h,可实时定位精度 ≤ 5 mm,采集及传输速率 2 Fps,无线传输距离 ≤ 10 m。

胶囊内窥镜图像采集系统由进入消化道的胶囊内窥镜本体和体外的图像接收终端两部分组成,其组成框图如图 1 和图 2 所示。设计时功耗和体积是重点考虑的因素,本设计中胶囊本体尺寸选定为:直径 12 mm、长度 24 mm。胶囊内窥镜不仅要实现图像采集功能还要实现磁定位功能,因此系统采用了永磁体和胶囊组合的方式,以轴向充磁磁环为磁定位系统的激励源。胶囊本体主要由:短焦镜头、CMOS 图像传感器 OV2640^[14]、LED 照明模块 LM3643、MCU 控制模块 STM32L4R5、无线发射模块 nRF24L01^[15]、

电源管理模块 LP5907^[16]、轴向充磁磁环、电池组成。图像接收终端主要由:无线接收模块 nRF24L01、MCU 控制模块 STM32L4R5、SD 卡存储模块、USB 通讯模块、USB 充电管理模块、串口通讯模块组成。

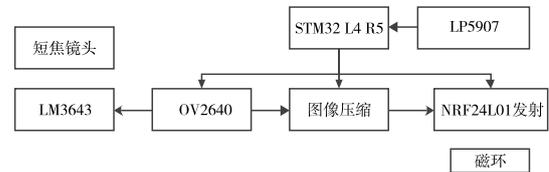


图 1 胶囊内窥镜本体组成框图

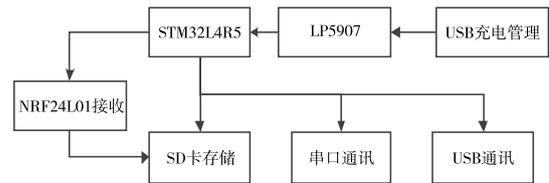


图 2 图像接收端组成框图

2 胶囊内窥镜硬件设计

2.1 MCU 控制

MCU 控制电路负责 CMOS 图像传感器时序操作及

数据获取、灯光照明系统和无线通讯模块控制、系统的电源管理。系统电路设计时,除了要考虑功耗和体积之外,还要考虑系统的内部资源是否能满足要求。综合考虑,选择ST公司STM32L4系列的STM32L4R5单片机^[17]。

2.2 图像采集 OV2640 摄像头及闪光灯

胶囊内窥镜的主要功能就是采集人体消化道图像,并发送至体外图像接收终端存储,由临床医师诊断筛选。理论上,分辨率越高采集的图像越清晰,对病情分析也越有利,因此图像传感器分辨率选择是越高越好。

但是,胶囊内窥镜是一个系统,图像传感器的选择还受体积、功耗的限制。

OV2640 是一款低电压供电,支持 UXGA (1632 × 1232)分辨率图像,6.35 mm × 6.35 mm 小封装,支持影像处理的 CMOS 图像传感器,可支持整帧、子采样、缩放和取窗口等方式下各种分辨率 8 位或者 10 位影像数据输出。OV2640 可以通过 SCCB 接口控制,实现自动曝光控制、白平衡、对比度调节、色饱和度调节等功能。OV2640 CMOS 图像传感器硬件电路设计如图 3 所示。

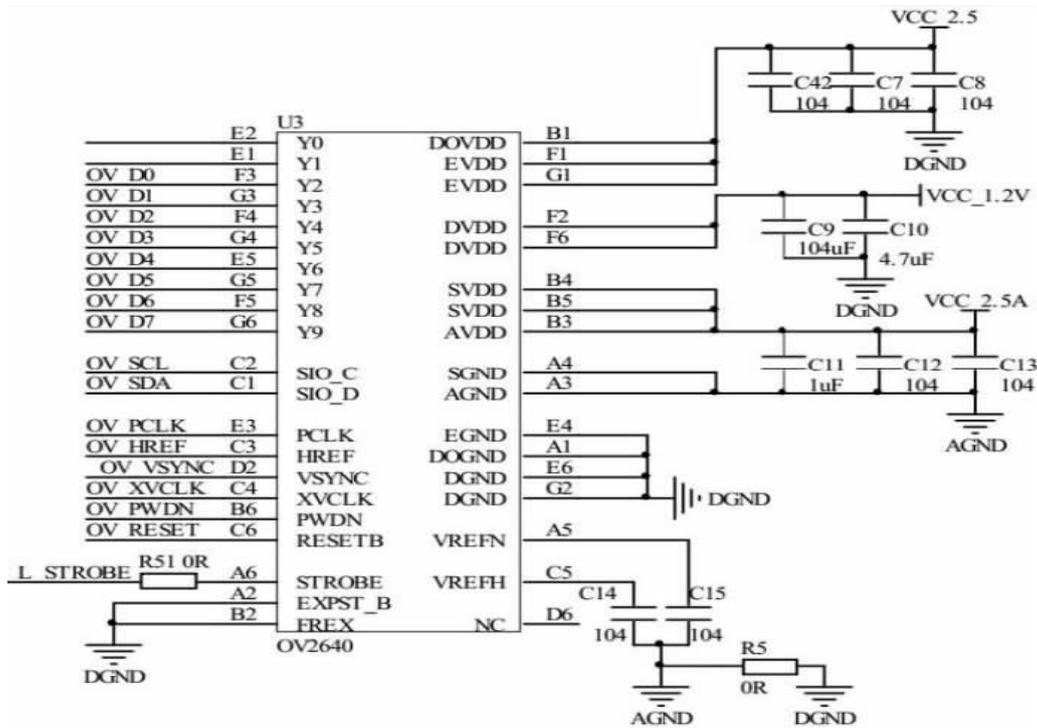


图3 图像传感器硬件电路图

从图3可知,传感器一共有15根数据线与MCU核心控制芯片连接,电路的时钟源由外部12MHz有源晶振提供。其中:OV_D0~OV_D7为图像传感器数据接口,负责传感器采集压缩图像数据输出;OV_SDA、OV_SCL为两个SCCB控制线,负责传感器的初始化和寄存器配置;OV_HREF、OV_VSYNC分别为图片的行参考信号和帧同步信号;OV_PCLK为图片数据输出时的时钟信号;OV_PWDN为掉电控制信号线,负责传感器低功耗控制。

在胶囊本体中设置:拍照前先开启闪光灯、再拍照、拍摄完之后停止触发LED,以达到CMOS图像传感器曝光与闪光灯同步。闪光灯驱动电路如图4所示。

人体胃肠道环境非常复杂,有空间狭小的小肠也有空间宽阔的胃部。在空间狭窄的小肠,低照度可以拍摄出高质量图像,但是在类似胃部宽阔的环境,要获得高质量图像就要提高LED照明亮度。闪光灯功耗占胶囊系统功耗的很大一部分,照明系统必须能根据拍摄环境自动调节亮度,减少系统拍摄图像过度曝光或者图像过于黑暗,实现平衡照明,这样也可以最大限度的节省功耗。

LM3643是一款支持双LED闪存驱动器芯片,大小只有1.69 mm × 1.31 mm,内部两个128级电流源可灵活调整LED亮度,提升系统的照明效率。LM3643的两个电流驱动输出口各并联了3个LED,I2C口控制其工作模式和输出电流,由STROBE引脚控制来触发LED灯输出。

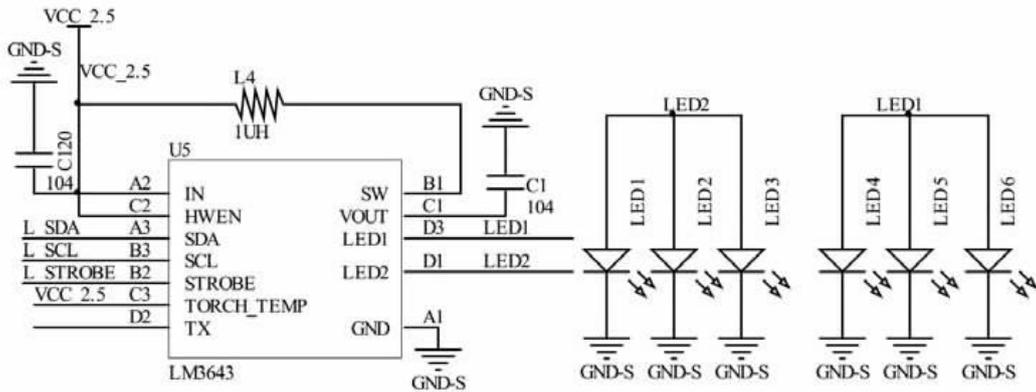
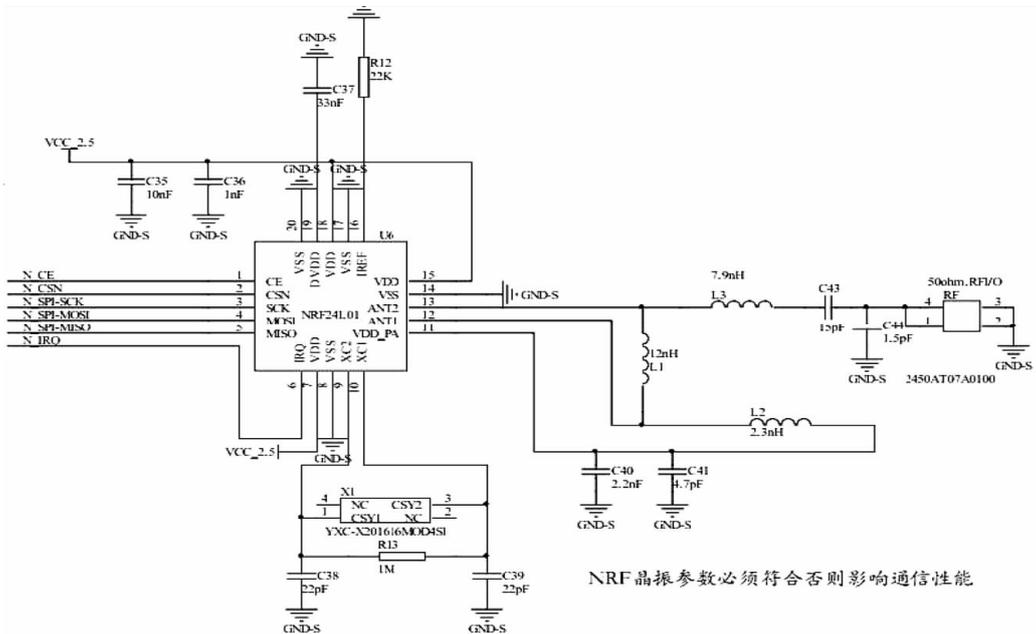


图 4 闪光灯驱动电路图

2.3 无线收发

无线通讯方式的选择是搭建胶囊内窥镜系统的关键^[18],nRF24L01 在 2 Mbps 发射模式下功耗只有 11.3 mA, 外围电路简单,体积只有 4 mm × 4 mm。胶囊内窥

镜无线通讯模块是胶囊对外数据交互的关键,主要负责将采集压缩后的 JPEG 图像传输到体外的移动图片接收端^[19-20]。无线通讯模块电路如图 5 所示。



NRF 晶振参数必须符合否则影响通信性能

图 5 无线通讯模块电路图

3 胶囊内窥镜软件设计

3.1 JPEG 图像数据获取

通过 SCCB 时序访问设置,可以对 OV2640 的传感器窗口、图像尺寸、输出格式进行设置。传感器输出 1630 × 1220 分辨率图像即 200 万像素,胶囊内窥镜实际应用 30 万像素即可满足要求,可以通过图像尺寸设置功能设置输出图像大小,这里设置图像分辨率为 640 × 480 输出。设置完窗口后再设置图片输出格式为 JPEG

输出。

OV2640 通过像素时钟 PCLK、帧同步信号 VSYNC、行同步信号 HREF 控制图像输出信号 D[9:0]输出图像数据。图像获取是先由行输出时序获取每行像素点数据后,再根据帧时序得到整幅图片的数据。

一帧图像缓存后还要判断是否是有效数据,即判断是不是以“0xFF”和“0xD8”为数据头且以“0xFF”和“0xD9”为数据结尾,如果是则表明是一帧有效数据,如果不是则丢弃,重新接收数据。需要说明的是,一开始

接收图片数据时需要先丢弃开始的5张照片,以等待自动曝光、白平衡等参数自动调节好。

3.2 无线发射模块软件设计

胶囊内窥镜主要功能是将采集的消化道图片发送出去保存。图像无线发射模块软件的主要流程是:无线模块发射数据之前要判断 CMOS 图像传感器 OV2640、nRF24L01 无线发射模块、闪光灯控制模块 LM3643 是否初始化成功;初始化成功后要将图像传感器配置为 JPEG 输出,设置 nRF24L01 为发射模式;上述工作都正常后,开闪光灯并采集图像数据,缓存至 MCU 内部 SRAM;缓存图片后,判断是否是一幅完整的 JPEG 图片,如果是完整的 JPEG 图片,就通过无线连续发射出去。

3.3 主程序流程与系统实现

低功耗胶囊内窥镜图像采集系统软件设计流程图 6 所示。

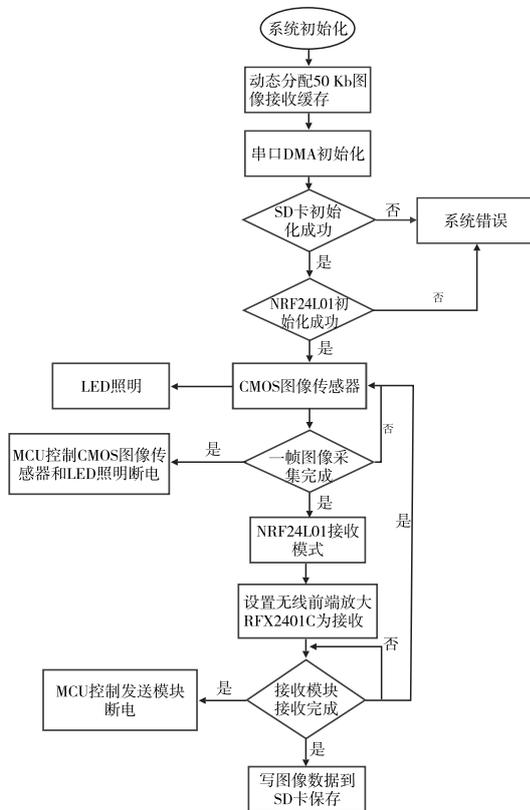


图6 低功耗胶囊内窥镜图像采集系统软件流程图

3.4 低功耗调试

系统功耗较大的有闪光灯、OV2640、无线收发模块。因 MCU 选用的是低功耗芯片,故只需对这三项进行低功耗的设置。对 OV2640 部分,通过控制拍照、无线发射部分分别单独轮流工作,对于 MCU 控制闪光灯和

OV2640 拍照时,将体内胶囊内窥镜的无线发射设置为停止工作状态。当成功拍照后发射模块才启动工作,而闪光灯与 OV2640 停止工作。通过测试,这种工作状态收发模块的时长并不影响 OV2640 每秒采集 2 张图片。

OV2640 部分是进入 standby 模式,软件配置为 SC-CB_WR_Reg(0x09,0x02),表述在采集图片程序前开启拍照,将 SCCB_WR_Reg(0x09,0x16)放在采集图片的程序后关闭闪光灯及拍照。无线收发模块 nRF24L01 通过将软件配置为“PWR_UP register = 1, nRF24L01_CE = 0; nRF24L01_Write_Reg(NRF_WRITE_REG + CONFIG, 0x02)”,从而进入 standby1 模式。

4 实验与分析

为了节省空间,电路中的图像传感器、电源管理芯片、闪光灯控制芯片都选用 BGA 封装,电阻电容等无源器件都是选用 0201(0.6 mm × 0.3 mm)封装。胶囊内窥镜电路采用四层电路设计,中间两层为柔性电路,顶层和底层为硬板,使用时可以折叠在内窥镜外壳中。将胶囊内窥镜装入带有永磁体磁环的外壳中,配上体外磁阵列,在进行图像采集的同时完成定位实验测试。

本部分实验以一段长度为 1.5 m、直径约 7 cm 的猪大肠作为模拟环境,胶囊内电池额定电压 3.0 V,总容量为 240 mAh。内窥镜在猪肠道中行进的过程中,进行了肠道场景图像采集、接收、存储过程的测试。当胶囊内窥镜放入猪肠道后开始计时,待图像变得模糊无法识别时,即电池电量耗尽时停止计时。定位采用制作了 15 cm × 15 cm 大小的磁传感器平面阵列,可在采集图像的同时对胶囊实时跟踪。

经过实验测得:在 8 h 工作时间内,体外图像接收端可以有效地接收到所拍摄的图像,当超过 8 h 后,电池耗尽。当图像接收端在猪大肠 2 m 范围内移动时,也能接收到图像。胶囊本体一秒采集完 2 张图片后,CMOS 传感器进入休眠状态,LED 闪光灯只在采集图像数据时打开,无线发射模块在发送接收完数据也进入休眠状态,只在新的一帧图像需发送时,MCU 发出唤醒信号后激活,因此可保证发射端的低功耗。因硬件选的是低功耗器件,且在软件上进行代码编写设置,二者叠加可以保证胶囊内窥镜本体的低功耗。经实验测得整个胶囊内

窥镜图像采集系统在无线发射图像时的电流为 33 mA、功耗为 99 mW。当配置无线芯片的发射速率为 250 Kbps 时,能发送 2 幅 15 KB 大小的图像,为保证采集图片数据清晰,像素设置为 640 × 480 大小,经过 JPEG 算法压缩后一幅图片不超过 30 KB,这样每秒可传送一张高清图片。加入软件跳频协议解决其他 ISM 频段对 2.4 G 模块数据的干扰而可能存在的丢包现象,使得通信比较稳定。

胶囊接收终端采集完数据后保存在 SD 卡,另外也可由串口 DMA 发送上位机软件实时显示,接收效果如图 7 所示。



(a)SD卡保存猪大肠图片显示



(b)图像接收端接口上位机显示

图 7 SD 卡保存猪大肠图片显示及图像接收端接口上位机显示

对比了新系统与之前非低功耗情况下的效果,实验数据见表 2。

表 2 两种系统的数据对比

系 统	总电流 I/mA	总功耗 P/mW	工作时 长/h	定位精 度/mm	定向精 度/°
含 STM32F103RE	53.5	160.5	5	4.59	6.49
含 STM32L4R5	33	99	8	1.37	3.39

从表 2 可知,相对与原 MCU 为 STM32F103RE 的设计,系统功耗降低了 $(160.5 - 99) \times 100\% / 160.5 \approx 38.3\%$,总可工作时间延长了 $(8 - 5) / 5 \times 100\% = 60\%$,较好地完成了降低功耗与延长工作时间的目标。

5 结束语

针对现有胶囊内窥镜功耗较大的缺点,本文提出并设计了一种低功耗的胶囊内窥镜图像采集系统。本胶囊直径 12 mm、长度 24 mm、功耗 99 mW、定位精度 1.37 mm,低功耗延长了胶囊可工作时长。系统图像采集功能完善、体积紧凑、工作稳定,可以很好地完成图像采集、发送、接收、存储功能。为使图像接收端的可便携,系统增加了 SD 卡存储模块,可将无线接收模块接收到的图像数据存储在 SD 卡中。实验测试表明,该系统具有良好的可行性,系统功耗有明显降低,可工作时间得到了延长。

参 考 文 献:

- [1] 纪铁刚.基于 WiFi 无线传输的 CMOS 传感器图像采集系统[J].半导体光电,2016,37(1):119-121.
- [2] 李红燕,宋晓军.胶囊内镜检查前两种肠道准备方法效果分析[J].中国实用医刊,2014,41(6):121.
- [3] 周环,张惠晶,汪旭,等.70 例胶囊内镜检查的临床应用分析[J].中国内镜杂志,2011,17(1):49-52.
- [4] 周丁华,姜汉钧,王月娟,等.一种极低功耗胶囊内窥镜的设计与应用[J].中国医疗设备,2016,31(2):52-55.
- [5] CHIEN T K,CHIOU L Y,SHEU S S,et al.Low-power MCU with embedded ReRAM buffers as sensor Hub for IoT applications[J].IEEE Journal on Emerging & Selected Topics in Circuits & Systems,2016,6(2):247-257.
- [6] 杨紫薇,袁甲,乔树山.一种低功耗 MCU 待机电路的实现方法[J].微电子学与计算机,2018,35(1):10-14.
- [7] 夏昂然.低功耗胶囊内窥镜系统的设计与实验研究[D].广州:华南理工大学,2014.
- [8] 程磊,刘波,徐建省,等.基于 OV2640 的微型胶囊内窥镜系统设计[J].传感器与微系统,2014,33(2):73-76,79.
- [9] 韦雪玲.胶囊内窥镜系统无线通信技术研究[D].上

- 海:上海交通大学,2015.
- [10] 王建,梁振涛,郑文斌,等.STM32 和 OV2640 的嵌入式图像采集系统设计[J].单片机与嵌入式系统应用,2014(9):46-48.
- [11] CIUTI G,MENCIASSI A,DARIO P.Capsule endoscopy: from current achievements to open challenges[J].IEEE Reviews in Biomedical Engineering,2011,4:59-72.
- [12] SON D,YIM S,SITTI M.A 5-D localization method for a magnetically manipulated untethered robot using a 2-D array of Hall-effect sensors [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics,2016,21(2):708-716.
- [13] 阳万安,成奎,戴厚德,等.无线胶囊内窥镜 5 自由度的定位系统及其定位方法:CN201711405987.5[P]. 2018-05-18.
- [14] GONG J,CUI K,ZHANG W,et al.Design and realization of active infrared imaging system based on power-over-fiber technique[J].Optical Review,2018,25(4): 517-522.
- [15] MIKHAYLYUK A,SILANTEV A,ZOSIMOV V,et al. Low-power high-resolution telemetry system[C]//Proceeding of 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), Saint Petersburg, Russia, January 29-February 1,2018:1397-1400.
- [16] ESTRADA-LÓPEZ J J,ABUELLIL A,ZENG Z,et al. Multiple input energy harvesting systems for autonomous IoT End-Nodes[J].Journal of Low Power Electronics & Applications,2018,8(1).doi:10.3390/jlpea8010006.
- [17] 毕晓东.意法半导体 STM32L4 演绎低功耗与高性能完美结合[J].电子技术应用,2015,41(7):170.
- [18] 李立,金华标,陈智君,等.基于 FPGA 和 DSP 的高分辨率图像采集系统[J].数据采集与处理,2008,23(1):117-122.
- [19] 王海,刘彦隆.基于 JPEG 图像压缩算法的研究[J].科技情报开发与经济,2010,20(10):108-110.
- [20] 管凤旭,姜智超,吴秋雨,等.指静脉与折痕双模态图像采集系统设计[J].传感器与微系统,2013,32(2): 124-127.

Design of Low Power Micro-capsule Endoscope Image Acquisition System

LIU Xin¹, CAI Lecai^{1,2}, GAO Xiang¹, LIU Chuanli¹, ZHANG Chaoyang^{1,2}

(1. Artificial Intelligence Key Laboratory of Sichuan Province, Zigong 643000, China; 2. Yibin University, Yibin 644000, China)

Abstract: In order to extend the working time of capsule endoscope during digestive tract disease examination, a capsule endoscope wireless image acquisition and transmission system based on OV2640 and STM32 series low-power MCU with five-dimensional magnetic positioning function was researched and designed. The system consists of a capsule endoscope body and an extracorporeal image receiving end. On the hardware, the low-power MCU is selected as STM3214R5 and low-power RF transceiver chip nRF24L01 and CMOS image sensor OV2640. At the same time, software design for flash photography and wireless transceiver is adopted. The system has a diameter of 12 mm and a length of 24 mm. It transmits 2 frames per second, the maximum stable communication distance is 2 m, the positioning accuracy is 1.37 mm, and the orientation accuracy is 3.39°. Experiments show that the system can obtain clear images transmitted after compression, and the test power consumption is 99 mW, which reduces the working time after power consumption reduction. It satisfies the requirements of low-power and real-time image acquisition and transmission of capsule endoscope image acquisition system.

Key words: capsule endoscope; low power consumption; image sensor; MCU; five-dimensional magnetic positioning