

文章编号 1004-924X(2013)03-0687-07

低功耗人体全消化道生理参数遥测胶囊的设计

鲁丽*, 颜国正, 王志武, 姜萍萍, 赵凯

(上海交通大学电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要:设计了一种连续监测胃肠道生理参数的低功耗参数遥测胶囊,它主要包括传感器模块、低功耗专用集成芯片和无线射频模块。首先,采用三态时钟管理单元为集成芯片内部的各个模块选择合适的时钟频率,并在模块闲置时关闭相应模块的时钟来降低集成芯片的功耗。其次,采用单工通讯、数据暂存和减小发射功率等方法降低射频模块的功耗。最后,通过软件设计使胶囊间歇工作以降低系统整体功耗。测试结果表明:专用集成芯片工作时电流约为 $300 \mu\text{A}@2 \text{MHz}$,休眠时约为 $4 \mu\text{A}@28 \text{kHz}$;射频模块发射时电流约为 12mA ,单片机采集数据时电流约为 $300 \mu\text{A}$ 。与第二代参数胶囊相比,射频模块和单片机的功耗分别降低了约 47% 和 24%,可连续工作时间达到 136 h,基本满足参数胶囊长时连续监测胃肠道生理参数的要求。

关键词:低功耗遥测胶囊;消化道;生理参数测量;专用集成芯片;三态时钟管理

中图分类号:TP242.3;TP212.3 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20132103.0687

Design of low power telemetry capsules for physiological parameters of entire digestive tract

LU Li*, YAN Guo-zheng, WANG Zhi-wu, JIANG Ping-ping, ZHAO Kai

(School of Electrical and Information Engineering,
Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: luxiaoli0402@163.com

Abstract: A low power consumption telemetry capsule was designed for monitoring the gastrointestinal tract's parameters in long-term and continuation. The capsule consisted of a sensor module, a low power consumption special integrated chip and a wireless emission module mainly. First, to reduce the integrated chip power consumption, a three-state clock management unit was used to choose the appropriate clock frequency for the internal modules of the integrated chip and to shut down the clocks of correcting idle modules. Then, the simplex communication, data temporary storage, reducing transmitting power, etc, were used to reduce the power consumption of the RF module. Finally, the capsule was controlled at work intermittently by the software to reduce the system overall power consumption. Test results show that the work current of the special integrated chip is about $300 \mu\text{A}@2 \text{MHz}$ and its dormancy current is about $4 \mu\text{A}@28 \text{kHz}$. Furthermore, the emission current from the RF module is about 12mA , and the current of collecting data by a microcontroller is about $300 \mu\text{A}$. As compared with the second generation parameter capsule, the power consumptions of the RF

收稿日期:2012-09-25;修订日期:2012-12-12.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60875061, No. 31170968, No. 30800235);载人航天领域预先研究基金资助项目(No. 010203);上海市科委资助项目(No. 09DZ1907400)

module and the microcontroller are reduced by about 47% and 24%, respectively, and the work time is about 136 h continuously, which basically meets the demands of the capsules for monitoring the gastrointestinal tract's parameters in long-term and continuation.

Key words: low power telemetry capsule; digestive tract; physiological parameter; special integrated chip; three state clock management

1 引言

随着人们生活节奏的加快以及饮食结构的不断改变,消化道疾病(如胃肠动力不足等)呈逐年上升趋势。目前这类疾病传统的诊断方法主要有肛门直肠测压法和结肠测压法等。传统的结肠测压法通过一个测压导管测量大肠内部的压力,导管通过有线内窥镜定位并夹在结肠黏膜上^[1]。直肠测压法和结肠测压法类似,它们给病人带来了不便和极大的痛苦,并且增加了肠穿孔和交叉感染的机率^[2]。

目前疾病的诊断和治疗过程旨在提高病人的护理质量和减轻病人的痛苦,这促进了新颖的、不妨碍人正常生活的微创或无创监测系统的发展^[3]。如 1957 年 Jacobsen、Mackey、zworykin 等人发明了测量体腔内的无线电测压器^[4],1962 年 Nagumo 等人发明了被动式监测温度和 pH 值的无线电胶囊^[5],由于受当时电子技术的限制,电路的集成度和可靠性不高,很难置于人体内监测肠道的生理参数。1992 年德国海得堡医疗公司(Germany Heidelberg Medical Inc)开发出了第一个商用测量 pH 值的胶囊检测系统,胶囊直径为 7.1 mm,长度为 15.4 mm,在消化道中可连续工作 6 h,主要用于检测胃酸过多症和胃酸缺乏症^[6]。2003 年上海交通大学 820 研究所研制了一种监测全消化道压力和温度的参数胶囊,尺寸为 $\Phi 10.5 \text{ mm} \times 23.5 \text{ mm}$,可连续工作 72 h^[7]。2005 年,美国 SmartPill 公司生产的 SmartPill pH. p 胶囊投入临床试验,并且通过了美国食品与药物管理局认证,其外形尺寸为 $\Phi 13 \text{ mm} \times 26 \text{ mm}$,可用于测量肠道内压力、酸碱度及转动时间等生理参数^[8]。2008 年上海交通大学又研制出多参数遥测胶囊并做了临床试验,胶囊装备有 pH、温度和压力传感器,在不影响人正常活动的情况下,可连续测量胃肠道内的 pH、温度和压力等生理参数,尺寸为 $\Phi 11 \text{ mm} \times 26 \text{ mm}$,可连续工

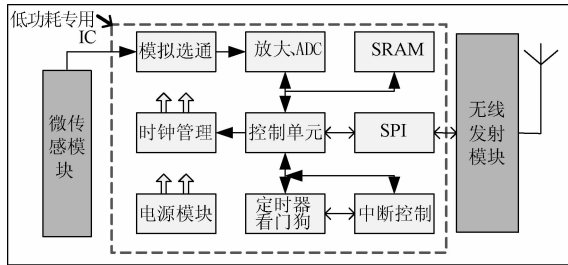
作大约 100 h。对于便秘病人来说,胶囊从吞服下到排出可能要 4~6 day(96~144 h),所以上这些胶囊都面临的一个重要挑战:降低功耗,以延长系统的可连续工作时间。

随着半导体微电子技术的发展,利用固件集成技术和低功耗设计技术把大部分模块集成在一个芯片上已成为可能,这不仅降低了系统的功耗还减小了系统的体积。本文利用 $0.18 \mu\text{m}$ 的 CMOS 工艺设计了低功耗集成芯片,并对系统的射频模块和工作模式进行了低功耗设计。测试结果表明:射频模块和单片机的功耗分别降低了约 47% 和 24%,可连续工作时间延长到 136 h,基本满足了参数胶囊长时间连续监测胃肠道生理参数的要求。

2 系统总体设计

2003 年上海交通大学 820 研究所研制的第一代生理参数胶囊即连续监测全消化道压力和温度的参数胶囊,可连续工作时间为 72 h^[7],远远不能满足连续监测便秘病人全消化道生理参数的要求(96~144 h)。2008 年上海交通大学又研制出第二代生理参数胶囊,在第一代胶囊的基础上增加了 pH 传感器,在不影响人正常活动的情况下,可连续测量胃肠道内的 pH、温度和压力等生理参数,可连续工作时间延长到 100 h,但仍不能满足连续监测便秘病人全消化道生理参数的要求。2011 年上海交通大学 820 研究所在国家自然科学基金和上海市科委项目资金的资助下,研制出了专用于生理参数胶囊的专用低功耗集成芯片,它把 24 位高分辨率的 AD,可编程放大器,梳状滤波器,多通道模拟选通器及微控制器等集成到一个芯片上,不仅降低了生理参数胶囊的功耗,还提高了胶囊工作的可靠性,减小了胶囊的体积,胶囊的可连续工作时间延长到 136 h。820 研究所是第一个为生理参数胶囊设计专用芯片的研究所,国内外类似产品未见相关报道。

参数遥测胶囊内部结构图如图1所示,它主要由微传感模块、低功耗专用IC、无线发射模块等组成。



注:虚线部分为集成芯片内部电路

图1 参数遥测胶囊组成框图

Fig.1 Block diagram of parameter capsule

微传感模块由pH传感器、温度传感器、压力传感器组成,其功能是实现对胃肠道内压力、温度、pH值的实时监测。为缩小胶囊的体积,温度传感器采用NTC热敏电阻,它是最常用的温敏器件,因其体积小、性能稳定得到广泛应用。压力传感器采用扩散硅压阻式绝对压力传感器,尺寸为 $2.7\text{ mm} \times 2.2\text{ mm} \times 0.79\text{ mm}$ 。传感器的量程为 $0 \sim 250\text{ kPa}$,在 $25\text{ }^\circ\text{C}$ 条件下,桥臂电阻最大值为 $3.3\text{ k}\Omega$,非线性度为 $\pm 0.5\%$ FS,压力测量范围为 $70 \sim 150\text{ kPa}$ 。pH传感器采用氢离子敏场效应管(H⁺-ISFET)作为敏感元件,以此为基础构成工作电极,并设计微型参比电极,从而构成微型复合电极,pH传感器的尺寸为 $3.4\text{ mm} \times 1.4\text{ mm} \times 0.38\text{ mm}$ 。

低功耗专用集成芯片采用 $0.18\text{ }\mu\text{m}$ 的CMOS工艺制作,主要完成对数据的采集、处理和存储,它包括模拟选通模块、可编程放大器、AD转换模块、时钟管理模块、电源模块等,如图1虚线部分所示。为减小集成芯片的功耗,设计了三态时钟管理模块^[9],它能根据各个模块工作的实际需求分配合适频率的时钟,并在模块闲置时关闭该模块的时钟,以降低功耗,与不使用此技术相比,仿真测试表明功耗大约降低了20%。

无线发射模块的功能是在专用集成芯片的控制下将检测数据传输至体外。为实现高效可靠的数字通讯,调制方式为FSK。考虑到无线通讯的功耗和频率的使用许可,采用只对工业、科学和医疗开放的频段(Industrial Scientific Medical Band,ISM)内的 433.92 MHz 作为射频通讯的载

波频率,此频率位于ISM频段内,可以自由使用而不需要申请使用许可。

3 参数遥测胶囊低功耗设计

消化道无线内窥镜系统中能源的供应方式有两种,一种是纽扣电池供电方式,另一种是无线能源传输方式。无线能源传输方式设计复杂,存在能量传输“死角”,因此现在的无线内窥镜摄像胶囊(如以色列Giving Image公司生产的M2A无线内窥镜摄像胶囊)一般采用纽扣电池的供电方式。然而纽扣电池只适合在微小电流状态下工作,工作电流普遍不到 1 mA ,工作时间可以很长,达半年以上。但在大电流输出情况下,其电压衰减很快,不适合大电流的工作状态^[10]。因此必须对采用纽扣电池供电的参数遥测胶囊进行低功耗设计,以延长电池的使用寿命。

3.1 专用集成芯片的低功耗设计

对于一个数字系统而言,其功耗大致满足以下公式:

$$P = CV^2f. \quad (1)$$

其中, C 为系统的负载电容, V 为电源电压, f 为系统工作频率。由此可见,功耗与负载电容、电压的平方和工作频率成正比,因此为减小系统功耗,应考虑在不影响系统性能的前提下,尽可能地降低电源的电压和使用低频率的时钟^[11]。

从低功耗的角度看,需要使用较低的时钟频率,但在实际应用中为了快速响应外部事件又需要比较快的系统时钟^[11],因此需要为系统设计多个时钟源,且满足以下要求:在本系统中,CPU需要快速响应看门狗产生的中断,以迅速从睡眠模式中醒来,但时钟频率越高,耗能越大,在权衡速度与功耗后,设置CPU的工作频率为 2 MHz 。SPI模块由于要快速地读取CPU发送的数据,以避免数据溢出,设置SPI的工作频率为 2 MHz 。考虑到电子胶囊靠胃肠道的蠕动前进,前进速度较慢,对ADC模块的采样频率要求不高,在不影响系统性能的前提下,为降低功耗,设置ADC的工作频率和采样频率都为 125 kHz 。为进一步降低功耗,系统每完成一次pH、温度和压力数据的采集后就进入休眠,休眠 1.17 s ,通过看门狗唤醒。因此设置看门狗的时钟源为 28 kHz ,各个模块工作的频率如表1所示。

为同时满足系统快速响应外部条件和低功耗的要求,为系统设计了 3 个时钟源和三态时钟管理模块,如图 2 所示。3 个时钟源分别为外部晶振(8 MHz)、内部高速 RC 振荡器(2 MHz)和内部低速 RC 振荡器(28 kHz)。三态时钟管理模块根据指令译码器的输出判断当前系统所处的状态,为系统内各个模块分配合适的时钟源以达到系统总体功耗最小。状态 1:在 CPU 的控制下,微传感模块依次采集胃肠道内的 PH、温度和压力,并送至 AD 转换模块,经放大、模数转换、滤波后暂存到 CPU 的 RAM 中,此时三态时钟管理模块判别系统的状态,通过时钟选择单元选择合适的时钟源,经分频控制单元和门控时钟打开 CPU 和 AD 的时钟,关闭 SPI 和看门狗的时钟,并设置 CPU 的时钟源为 2 MHz、AD 的时钟源为 125 kHz。状态 2:系统进入休眠,同理,三态时钟管理模块在指令译码器的控制下,关闭 CPU、AD、SPI 的时钟,打开看门狗的时钟,并设置看门狗的时钟源为内部低速 RC 振荡器,时钟频率为 28 kHz。状态 3:在 CPU 的控制下,无线发射模块向外发送数据,此时三态时钟管理模块根据系统所处的状态,打开 CPU 和 SPI 的时钟,关闭看门狗和 AD 的时钟,设置 CPU 和 SPI 的时钟频率都为 2 MHz。采用这样的时钟策略,与系统所有模块的时钟一直处于打开状态相比,仿真测试结果表明,系统功耗降低约 20%。

表 1 各模块工作频率

Tab.1 Operating frequency of each module

模块名称	工作频率
CPU	2 MHz
SPI	2 MHz
ADC	125 kHz
看门狗	28 kHz

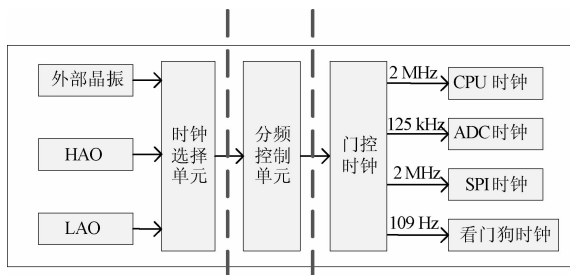


图 2 三态时钟管理模块

Fig. 2 Management module of three state clock

3.2 无线射频模块

无线射频模块消耗的能量占系统总能量相当大的部分,因此降低无线射频模块的功耗将会大大减小系统的整体功耗。笔者采取了以下 4 方面的措施:

(1)采用只对工业、科学和医疗开放的频段 ISM 内的 433.92 MHz 作为射频通讯的载波频率。与 2.4 GHz 相比,433.92 MHz 的载波频率在达到同样的性能要求下消耗更少的能量。例如,在 300 MHz,若发射器和接收器的误码率都是 10 ppm,则它们的频偏为 3 kHz。为了正确的发射和接收,发送器和接收器的最低信道带宽应是频偏的两倍,即 6 kHz。同样的情况在 2.4 GHz 最少需要 48 kHz 的通道带宽,这样耗费了相当多的功耗并且浪费了带宽。

(2)由于胶囊只是将数据发送至体外,并不接收控制命令,因此为减小功耗通讯方式采用单工通讯。

(3)发射器发送数据的次数越多,消耗的能量越多。因为无线发射模块每次从休眠中醒来,模块内部的晶体振荡器、功率放大器和 PLL 都要重启,且重启电流较大,消耗相当多的能量,因此采集的数据先在 SRAM 中暂存,待达到一定数据量后再发送,以减少数据发送的次数,并且发送完成后让无线射频模块进入休眠,以减少无线传输的功耗。

(4)在满足通信距离和接收信号质量的要求下,尽量减小发射器的输出功率,本系统发射器的输出功率设为 -9dB。无线模块的功耗与发射器的输出功率成正比,从低功耗的角度看,应使用较低的输出功率,但输出功率越低,通信距离越短,同样通信距离内接收信号的误码率越高,因此在权衡功耗与通信距离后,设置无线发射模块的输出功率为 -9 dB。经测试,此发射功率下,有效通信距离大于 10 m,满足性能要求。

3.3 系统低功耗的软件设计

由于参数遥测胶囊靠胃肠道的蠕动前进,运行速度慢,因此可间歇工作,以降低系统功耗。设计思路:当参数遥测胶囊电源打开后,首先对参数遥测胶囊内各模块进行初始化。初始化完成后开启微传感模块、AD 转换模块,并依次采集 PH 值、温度、压力数据,采集的数据存储在 SRAM 内,为降低功耗,存储完数据后系统进入休眠,休眠 1.17 s 后由看门狗定时器唤醒,继续采集数据并判断采集的次数是否达到 6 次,当达到 6 次后

唤醒射频发射器发送数据,完成数据发送后射频发射器进入休眠。随后,单片机也进入休眠状态,以节省能量。经过一定的定时周期后,单片机再次由内部的看门狗定时器唤醒,进入下一个工作循环。软件流程如图3所示。

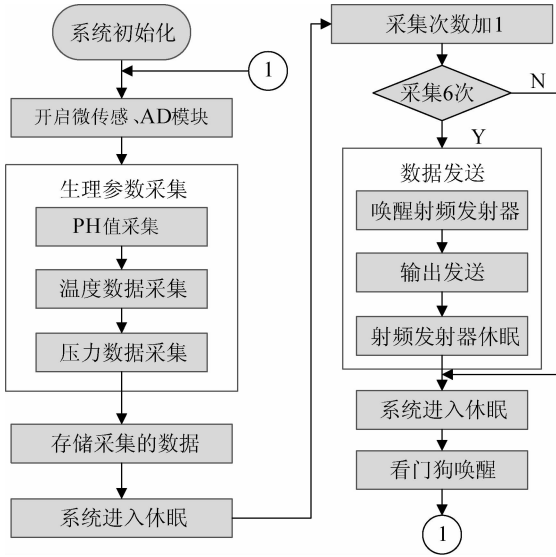


图3 软件流程图

Fig.3 Flowchart of software

4 实验结果

4.1 专用集成芯片

胶囊内部专用集成芯片采用0.18 μm CMOS工艺制作,芯片封装后尺寸为5 mm×5 mm。工作电压范围为2.2~3.6 V,芯片测试结果如表2所示。在休眠模式下,CPU、内部振荡器、外部振荡器和SPI均停止工作,看门狗处于开启状态,时钟源为28 kHz,此时系统平均电流测试为4 μA。工作模式下,CPU和片上外设都处于开启状态,其中CPU的工作频率为2 MHz、ADC工作频率为125 kHz,此时系统平均电流测试为300 μA。

表2 专用集成芯片性能参数

Tab.2 Performance parameters of special integrated chip

参数	结果
输入电压	3.3 V
负载电阻	5.6 kΩ
休眠模式下电流	4 μA
工作模式下电流	300 μA

4.2 电流测试

为了验证低功耗设计的正确性,胶囊(第三

代)内部电路板上的各个元器件(传感器模块除外)焊好后,做了电流测试实验,并与第二代胶囊的电流测试结果作了对比,对比条件及测试结果如表3所示。图4为焊好后的第二代和第三代胶囊内部电路板,图5为系统电流测试图。第二代胶囊和第三代胶囊系统电流测试结果如图6、图7所示。

表3 第二代与第三代对比条件及测试结果

Tab.3 Contrast conditions and test results of second and third generation capsules

名称	第二代	第三代
有无焊接传感器模块	无	无
有无焊接发射天线	有	有
系统测试电压/V	4.00	4.00
测试电流/μA~	398	300
休眠~发射 μA~mA	76~23	32~12
可连续工作时间/h	100	136

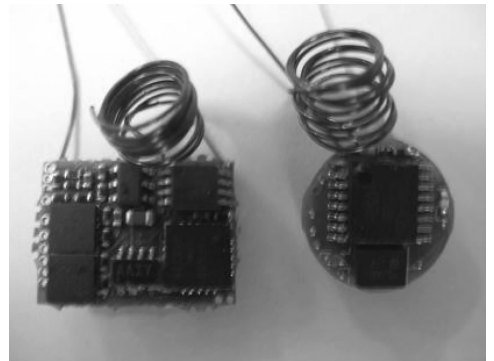


图4 第二代和第三代胶囊内部电路板

Fig.4 Internal circuit board of second and third generation capsules



图5 系统电流测试图

Fig.5 Test chart of system current

可以看出,(1)由于第三代胶囊把射频模块的发射功率降低到 -9 dB 并采用单工通讯,与第二代胶囊相比,射频模块发射时系统平均电流从 23 mA 降低到 12 mA,射频模块的功耗减小了约 47.8%。(2)AD 采集时系统电流由单片机电流和传感模块电流组成。因做系统电流测试时,传感模块没焊接到电路板上,所以 AD 采集时系统电流为单片机工作电流。从图中可以看出,第二代胶囊 AD 采集时系统电流为 $398 \mu\text{A}$,而第三代胶囊 AD 采集时系统电流为 $300 \mu\text{A}$,功耗减小了约 24.6%。这是因为第三代胶囊采用了三态时钟管理单元,为集成芯片内部的各个模块选择了合适的时钟频率,并在模块闲置时关闭了相应模块的时钟,从而降低了集成芯片的功耗,而第二代胶囊则没有使用此技术。

此后为进一步验证低功耗设计的性能做了寿命实验,实验证明此系统在三节串联纽扣电池(每

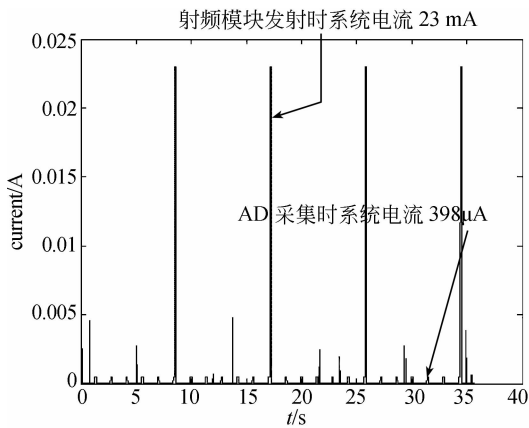


图 6 第二代胶囊系统电流测试结果

Fig. 6 Test results of system current for second generation capsule

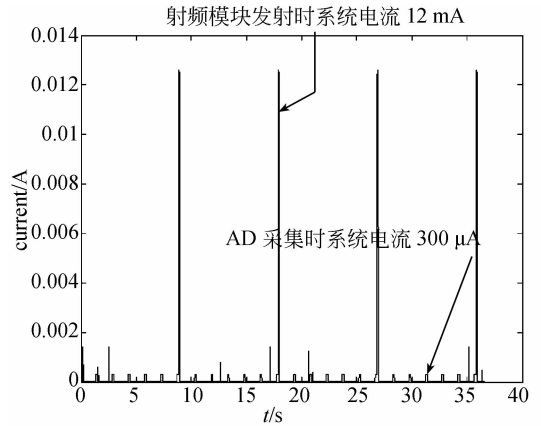


图 7 第三代胶囊系统电流测试结果

Fig. 7 Test results of system current for third generation capsule

节电池电量为 $24 \text{ mA} \cdot \text{h}$,电压为 1.55 V 供电下,可连续工作 136 h。

5 总 结

本文设计了一种低功耗参数遥测胶囊。通过采用三态时钟管理单元为集成芯片内部的各个模块选择合适的时钟频率以及在模块闲置时关闭相应模块的时钟,集成芯片的功耗比第二代胶囊降低了约 24%。采用单工通讯、数据暂存和减小发射功率等方法使射频模块的功耗降低了约 47%。寿命实验表明,胶囊可连续工作 136 h,基本满足了参数胶囊长时连续监测胃肠道生理参数的要求。由于目前的测试结果只是实验性的、部分的,胶囊低功耗设计是否真正有效还需要进一步的临床实验验证。

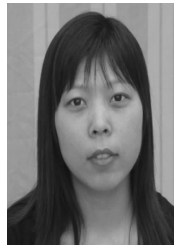
参考文献:

- [1] LAWRENCE A S, MICHAEL C. Methods for measurement of gastric motility[J]. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*, 2009, 296(3):G461-G475.
- [2] PAN G B, WANG L T. Swallowable Wireless Capsule Endoscopy: progress and technical challenges [J]. *Gastroenterology Research and Practice*, 2012, 2012(10): 1-9.
- [3] VALDASTRI P, MENCIASSI A, ARENA A, et al. An implantable telemetry platform system for in vivo monitoring of physiological parameters [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in*

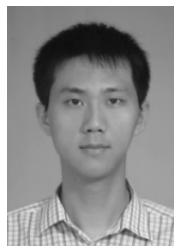
- Blomdiscine*, 2004, 8(3):271-278.
- [4] NEBEKER F. Golden accomplishments in biomedical engineering [J]. *IEEE ENG. Med. Biol. Mag.*, 2002, 21(2):17-47.
- [5] NAGUMO J. Echo capsule for medical use (A batteryless endoradiosonde) [J]. *IRE Trans. Bio-Med. Electronics*, 1962, 9(3): 195-202.
- [6] STEPHEN A, BARRIE N D, Heidelberg PH capsule gastric analysis[J]. *JBC Publications, Seattle, Wash, USA*, 1992, 10(3):5-9.
- [7] 姜萍萍,颜国正,王文兴. 人体全消化道微型介入式诊查系统研制[J]. *机器人技术与应用*, 2003, 4:33-35.
- JIANG P P, YAN G ZH, WANG W X. The design

- of micro intervention inspecting system for human gastrointestinal tract [J]. *Robot Technology and Application*, 2003, 4: 33-35. (in Chinese)
- [8] 李鸿伟. 人体全消化道生理参数介入式遥测系统定位技术研究 [D]. 上海:上海交通大学,2009.
LI H W. *Research on Localization Techniques of Interventional Telemetric System for Detecting Physiological Parameters of Whole Gastrointestinal Tract of Human* [D]. ShangHai: ShangHai JongTong University, 2009. (in Chinese)
- [9] XIE X, LI G L, CHEN X K, *et al.*. A low-power digital IC design inside the wireless endoscopic capsule [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2006,41(11): 2390-2400.
- [10] 张思杰,郑小林,曾孝平,等. 基于电池的无线内窥镜中微型能量管理单元的研制[J]. 仪器仪表学报, 2006, 27(12): 1587-1588.
ZHANG S J, ZHENG X L, ZENG X P. Design of a micro power management unit for wireless endoscope based on cells [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2006, 27(12): 1587-1588. (in Chinese)
- [11] 董文军,汪仁煌. 基于 MSP430 的极低功耗系统设计 [J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2003, 1(6): 18-20.
DONG W J, WANG R H. The extremely low power consumption system design based on MSP430 [J]. *Single-chip Microcomputer and Embedded System Application*, 2003, 1(6): 18-20. (in Chinese)
- [12] 刘刚,颜国正,刘华,等. 间歇工作图像胶囊内窥镜的设计与实验[J]. 光学精密工程, 2012, 20(10):2192-2199.
LIU G, YAN G ZH, LIU H, *et al.*. Design and experiment of intermittent working image capsule endoscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(10):2192-2199. (in Chinese)
- [13] 郭旭东,严荣国,颜国正. 胶囊内镜无线遥测定位的校正[J]. 光学精密工程, 2010, 18(12):2650-2655.
GUO X D, YAN R G, YAN G ZH. Calibration method for wirelessly localizing capsule endoscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(12):2650-2655. (in Chinese)
- [14] 姜萍萍,颜国正,郭旭东,等. 用于体内胶囊式遥测系统的电磁跟踪定位方法[J]. 光学精密工程, 2007, 15(8):1247-1252.
JIANG P P, YAN G ZH, GUO X D, *et al.*. Electro-magnetic tracking system for capsule-typed telemetric device [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(8):1247-1252. (in Chinese)

作者简介:



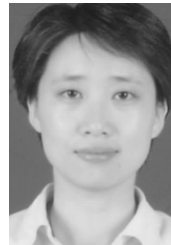
鲁 丽(1984-),女,河南周口人,博士研究生,2008年于郑州大学获得硕士学位,主要研究方向为胃肠道多元医学无创检测系统。E-mail:luxiaoli0402@163.com



赵 凯(1981-),男,辽宁沈阳人,博士研究生,主要研究方向为胃肠道多元医学信息无创检测系统。E-mail:zhao_kai@sytu.edu.cn



王志武(1969-),男,湖北黄冈人,博士,副研究员,2002年于上海交通大学获得博士学位。主要从事微机电设计与控制方面的研究。E-mail:zwwang@sjtu.edu.cn



姜萍萍(1975-),女,安徽安庆人,工学博士,副教授,研究方向为精密医疗仪器,智能检测系统。

导师简介:



颜国正(1961-),男,湖南桃江人,博士,教授,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,主要研究方向为智能机器人、微小机电系统。E-mail:gzyan@sytu.edu.cn