

电子胶囊中基于非对称结构的无源双向通信芯片设计

俞 航^{1,2}, 姜 来^{1,2}, 李 琰^{1,2}, 纪 震^{1,2}

(1. 深圳大学计算机与软件学院, 广东深圳 518060; 2. 深圳市嵌入式系统设计重点实验室, 广东深圳 518060)

摘 要: 将电子设备附着在医用胶囊外表面构成电子胶囊可以用来监测服药依从性, 本文着重讨论了其中无源双向通信芯片的设计方法. 综合考虑无线信号在人体内的传输损耗和电子胶囊中微型天线辐射效率等因素, 本文在设计中创新地采用了下行/上行通信不同载波频率的非对称系统结构. 在下行通信中采用了传输损耗较小的 13.56MHz 低频信号, 实现对芯片的唤醒以及工作模式的配置; 在上行通信中则采用了 915MHz 高频信号, 以优化胶囊天线的辐射效率. 系统采用标准的 UMC 130nm CMOS 工艺实现, 面积为 $1500 \times 800 \mu\text{m}^2$. 实验结果表明, 下行通信时该无源芯片的唤醒灵敏度为 -4dBm , 数据率为 17kb/s ; 上行通信时芯片可以周期性的主动发射频率为 915MHz 的脉冲信号, 数据率为 0.75kb/s .

关键词: 电子胶囊; 人体通信; 无线能量获取; 无源双向通信

中图分类号: TN43 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2012) 10-2107-05

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> **DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2012.10.034

A Passive, Asymmetric Bi-Directional Communication IC Designed for Electronic Capsules

YU Hang^{1,2}, JIANG Lai^{1,2}, LI Yan^{1,2}, JI Zhen^{1,2}

(1. College of Computer and Software Engineering, Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518060, China;

2. Shenzhen City Key Laboratory of Embedded System Design, Shenzhen, Guangdong 518060, China)

Abstract: Small electronic devices attached to the outer surface of standard capsule can potentially serve as a cost-effective method of validating medication compliance via electronic detection of an ingested e-pill inside the human digestive tract. In this paper, a passive chip design for such a device is discussed, and the detailed design procedure is given. For the volume-constrained device to achieve the best communication efficiency in the human body environment, an novel asymmetric architecture, which employs different carrier frequencies on Downlink / Uplink data transfer, is proposed; the data communication from the reader to the ingested device (Downlink) is designed at 13.56MHz to minimize the signal attenuation through the human body, and the 915MHz band is used for the communication from the ingested device to the reader (Uplink) to achieve the best antenna radiation efficiency. A prototype micro-chip is fabricated using UMC CMOS 130nm technology, and measures $1500 \times 800 \mu\text{m}^2$. Experimental results demonstrate that the chip can be activated by -4dBm input power and achieves a data rate of 17kb/s in the Downlink communication. For the Uplink communication, the chip generates periodic pulses at 915MHz with a data rate of 0.75kb/s .

Key words: electronic capsule; intra-body communication; wireless power supply; passive bidirectional communication

1 引言

服药依从性 (Medication Compliance) 是服药者对服药指示的依从程度^[1]. 在实际情况中由于不能很好保证服药依从性, 仅在美国每年就会造成高达 152 亿美元的损失. 目前一般采用直接观测的方法监测服药依从性, 不仅过程复杂, 而且准确性不高^[2].

基于目前飞速发展的微电子技术, 可以将微型通信设备附在普通胶囊表面, 构成具有通信功能的电子胶囊

来监测服药依从性. 由于电池体积大并且和生物组织不相容, 电子胶囊必须采用完全无源的设计方案. 服用后, 只有在到达人体消化道时胶囊的电子设备才能被体外读写器唤醒并产生特定无线信号, 表明胶囊已经成功消化从而达到监测服药依从性的目的. 电子胶囊的微型通信设备包含微型天线和无源双向通信芯片两个部分^[3], 如图 1 所示.

本文详细讨论了电子胶囊中无源双向通信芯片的设计. 该芯片创新地采用了非对称通信系统架构用以获

得远高于一般接收机的灵敏度^[4,5]:体外读写器到无源芯片的下行通信采用 13.56MHz 频段实现芯片唤醒和工作模式配置;无源芯片到体外读写器的上行通信则采用了 915MHz 频段用以优化设备中胶囊天线的辐射效率.本文首先讨论了非对称通信系统架构中关键参数的确定方法,然后给出了该系统中核心模块电路设计的详细过程.该无源双向通信芯片采用 UMC 130nm CMOS 技术实现并成功流片,在本文的最后给出了芯片的实验测试结果.

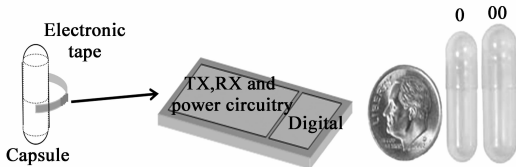


图1 应用于服药依从性监测的无源电子胶囊示意图

2 非对称结构的无源通信芯片

无源植入式电子设备的供能方式有电感耦合^[6-9]和电流耦合^[10,11]两种.由于电子胶囊会在人体内不断移动,本文设计的无源双向通信芯片采用了电流耦合的方式,通过差分电极和人体直接接触,利用生物导体传输无源芯片所需的能量.该芯片由交流-直流转换、能量监测、指令接收机、校验寄存器及射频脉冲发射机(Tx)等模块组成,系统架构如图2所示.

在下行通信中,由于人体对高频信号存在着较强吸收^[12,13],因此使用了 13.56MHz 的低频交流信号以减少经过人体时的传输损耗.下行数据传输采用了幅移键控-脉冲位置调制(Amplitude Shift Keying - Pulse Position Modulation, ASK-PPM)的方式利用能量载波实现.在上行通信中则采用了 915MHz 以优化电子胶囊中微型天线的辐射效率^[14].

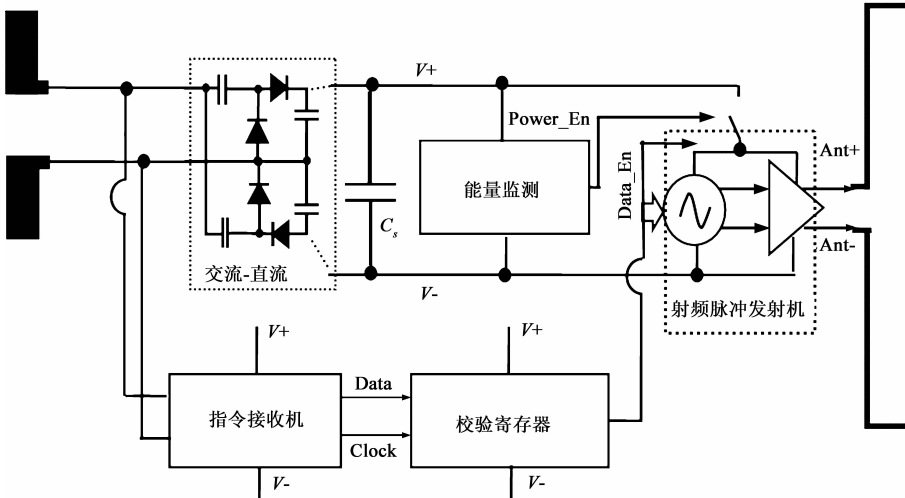


图2 基于非对称结构的无源双向通信芯片系统架构

该系统包含充电和低频脉冲产生两种工作模式.在充电模式下系统完成下行通信,一方面通过交流-直流转化模块将交流能量载波转化为直流并存储在电容 C_s 中,另一方面通过指令接收机接收系统的控制命令.系统接收能量的高低由 C_s 两端的电压 ($V_+ - V_-$) 决定,当 $V_{low} < (V_+ - V_-) < V_{high}$ 时能量检测模块输出 Power_En 信号.接收到的命令由校验寄存器进行检查,在正确时输出 Data_En 信号.当 Power_En 和 Data_En 信号同时有效时系统自动进入高频脉冲产生工作模式,启动射频脉冲发射机向外部传送编码信息报告芯片在体内的位置.信号发射消耗能量使 ($V_+ - V_-$) 降低,当低于 V_{low} 时,Power_En 信号由高变低,射频脉冲发射机自动关闭,系统重新进入充电模式.在整个工作过程中芯片工作电压大小 ($V_+ - V_-$) 由能量检测模块实时监控,保证了芯片工作电压的稳定.图3给出了系统的完整工作周期示意图,其中 $(1-D)T$ 时段中系统处于充电模式,DT 时段中系统处于高频脉冲产生模式.两种模式根据 ($V_+ - V_-$) 的高低交替进行.

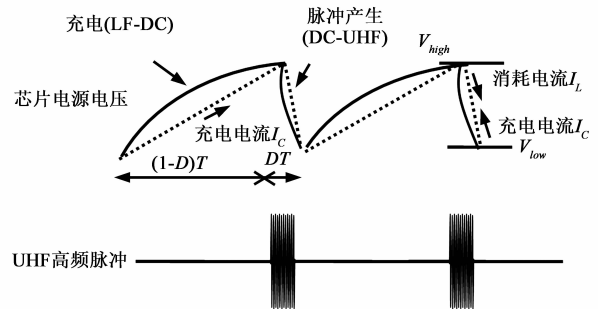


图3 无源双向通信芯片的完整工作周期

系统的工作模式决定了电容 C_s 是能量获取的关键元件,本设计中采用了信链路预算分析法优化 C_s 的取值.

式(1)给出了体外读写器接收灵敏度 P_{Rx} ^[15]的表达式:

$$P_{Rx} = kT_0 N_f BW \cdot \left(\frac{E_b}{N_0 BW} \right) = kT_0 N_f \frac{E_b}{N_0} R \quad (1)$$

其中, kT_0 是接收环境的热噪声因子, N_f 是读写设备中接收机的噪声系数, E_b/N_0 是接收机基带电路的信噪比, BW 是接收机的带宽, R 是比特率.

设微型天线辐射信号通过人体时衰减为 α ,系统中直流到射频(DC-UHF)的能量转化效率为 η_{RF} ,则电子胶囊产生高频脉冲消

耗的能量 E_{dis} 为:
$$E_{dis} = \frac{P_{Rx}T}{\alpha\eta_{RF}} \quad (2)$$

由无源双向通信芯片中的能量守恒可以计算出 E_{dis} 为:

$$E_{dis} = \frac{1}{2} C_s (V_{high}^2 - V_{low}^2) \times \frac{1}{1-D} \quad (3)$$

根据式(1)、(2)和(3),可以得到:

$$C_s = \frac{2N_f kT_0 \frac{E_b}{N_0} \alpha (1-D) T}{\eta_{RF} (V_{high}^2 - V_{low}^2)} \quad (4)$$

本文设计的无源双向通信芯片采用了余量较大的系统参数^[15], E_b/N_0 和 N_f 分别设为 30dB 和 20dB. 考虑到电压波动的影响, V_{high} 和 V_{low} 分别取为 1.2V 和 0.6V 以保证各个功能模块均能稳定工作.

根据式(3),采用不同的 η_{RF} 和 D 计算出了相应的 C_s 取值,结果如图 4 所示.

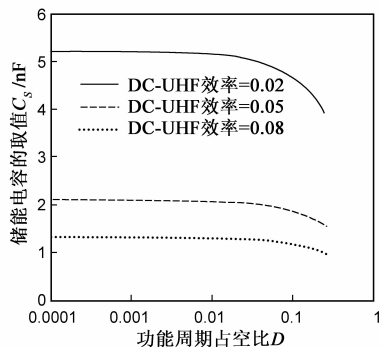


图4 储能电容 C_s 取值的确定

3 无源双向通信芯片的电路设计

芯片的电路设计主要包括指令接收机、射频脉冲发射机和能量监测模块三个部分.

3.1 指令接收机

在下行通信中采用 ASK-PPM 的方式将数据直接调制到 13.56MHz 的能量载波上,图 5 给出了指令接收机的电路结构和工作时序.如图 5(a)所示,每一比特数据都由三个连续脉冲信号表示,第一个和第三个脉冲标示数据的边界,第二个脉冲的位置则代表了数据的取值.其中,当第二个脉冲位于当前比特周期的 60% 代表了“1”,如果位于当前比特周期的 40% 则代表了“0”.

图 5(a)给出了接收机的电路结构,包括包络检波、时钟恢复和数据恢复三个部分.包络检波包含三级单端整流电路,输出的包络信号 V_{ENV} 与阈值电压 V_{LPF} 比较以恢复轨到轨的 PPM 信号,再经反转触发器 (FF) 恢复出时钟信号.由于数据“0”和“1”对应的时钟信号占空比不同,将时钟信号积分得到电压 V_p 与阈值电压 V_{TH} 比较后就可以正确恢复出下行数据.整个电路的工作时序如图 5(b)所示.

3.2 射频脉冲发射机

电路结构如图 6 所示.当 Power_En 和 Data_En 同时有效时射频脉冲发射机使能信号 Tx_En 有效,开始向体外读写器发射 915MHz 的脉冲信息.由于产生高频脉冲会造成芯片工作电压 (V_+ - V_-) 不断变化,该发射机采用了只包含交叉耦合的 NMOS 差分对,使得电路在 (V_+ - V_-) 仅为 0.6V 时仍能正常工作,以保证振荡频率的稳定性.振荡频率可以通过改变 B0 到 B5 上数字控制信号的方式调节.振荡器输出端还加入了缓冲放大器,实现与胶囊天线的阻抗匹配.

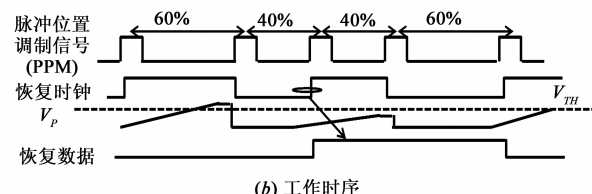
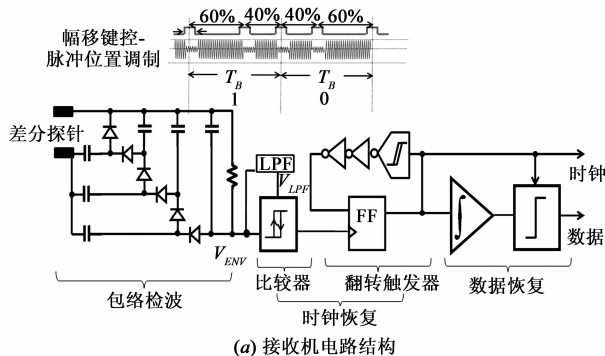


图5 无源双向通信芯片中的指令接收机

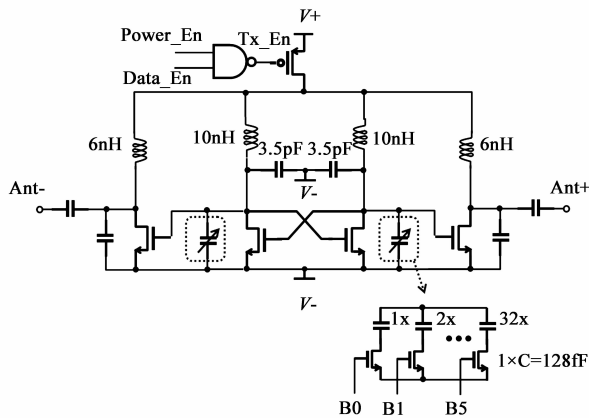


图6 无源双向通信芯片中射频脉冲发射机的电路结构

3.3 能量监测模块

能量监测模块的电路结构如图 7 所示,主要由电源电压监测、阈值电压产生和迟滞比较器^[16,17]等模块组成.电源电压监测模块由两个 PMOS 管 P1、P2 和一个 2.5MΩ 的电阻组成,检测电压 V_+ 的变化.当 V_+ 较大时 P1 和 P2 都处于饱和区,其阻抗远远小于电阻, P2 的漏极电压 V_{d2} 接近 V_+ .迟滞比较器比较 V_{d2} 与阈值电压 V_{ref} ,产生芯片工作模式的控制电压 V_{high} 与 V_{low} .电路的

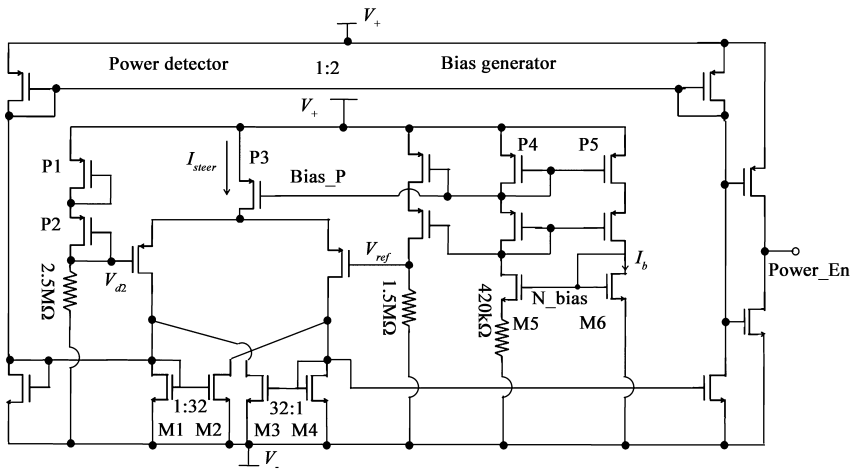


图7 能量监测模块的电路结构

偏置电流 I_{steer} 仅为 400nA, 整个能量检测模块的功耗约 3W.

阈值电压产生电路采用了 Bootstrapped 结构, 通过将 $2I_b$ 流过一个 $1.5M\Omega$ 线性电阻的方式产生迟滞比较器所需的 V_{ref} .

4 实验验证

整个无源双向通信芯片采用标准的 UMC 130nm CMOS 工艺设计并实现. 图 8 给出了完整芯片的显微照片, 面积约为 $800 \times 1500\mu m^2$.

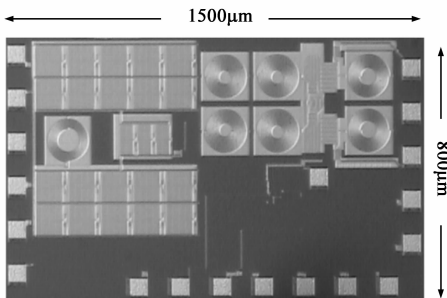


图8 无源双向通信芯片的显微照片

芯片性能通过探针台进行了测试. 下行通信测试

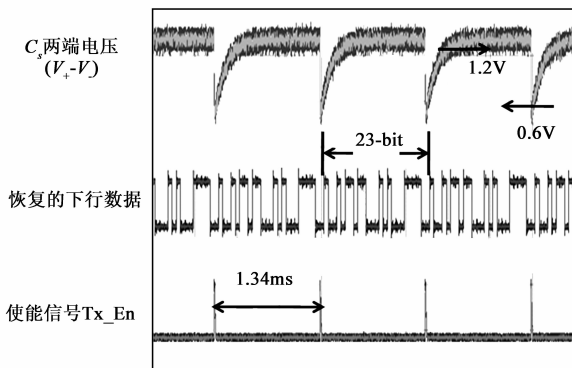


图9 无源双向通信芯片的下行通信测试结果

结果如图 9 所示. 其中, 下行控制指令长度为 23 比特, V_{high} 和 V_{low} 分别设置为 1.2V 和 0.6V. 可见当下行指令完全正确接收后 Tx_En 信号马上有效, 系统进入高频脉冲产生模式, 紧接着由于发射高频脉冲造成 V_+ 快速下降, 当低于 0.6V 时 Tx_En 信号归零, 系统回到充电模式, C_s 两端电压缓慢升高. 由图 9 可见 Tx_En 的周期为 1.34ms, 由于向外部发送的上行数据仅为 1 位脉冲信息, 因此对应的上行数据率约为 0.75kb/s. 相应的下行数据为 23 比特, 所以下行数据传输率为 17kb/s.

图 10 给出了上行通信测试结果.

在没有采用匹配网络的条件下, 检测到的 915MHz 射频脉冲功率约为 -25dBm . 实验中还对射频脉冲载波频率的调节范围进行了测试. 结果显示, 通过下行指令可以在 840MHz 至 937MHz 范围内调节射频脉冲载波频率, 调节的最小频率分辨率为 3MHz. 表 1 中总结了该无源双向通信芯片的性能.

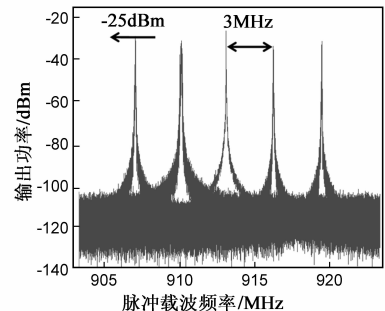


图10 无源双向通信芯片的上行通信测试结果

表 1 非对称无源双向通信芯片的技术指标

名称	技术指标
通信频率	13.56MHz/915MHz
下行数据率	17kb/s
UHF 脉冲功率	-25dBm (50 Ω , 非阻抗匹配)
UHF 脉冲宽度	450ns
脉冲频率调节范围	840MHz - 937MHz
芯片唤醒所需信号功率	-4dBm
芯片面积	$1500\mu m \times 800\mu m$

5 结论

本文设计了无源双向通信芯片, 可以作为电子胶囊的通信部分用于服药依从性监测. 该芯片采用了上行/下行通信分别配置不同载波频率的非对称系统结构. 在下行通信中采用 13.56MHz 低频载波实现无源芯片的能量供给和控制指令传输, 在上行通信中则采用 915MHz 的高频载波实现芯片信号的发送以达到最优的

辐射效率. 该芯片采用标准 UMC 130nm CMOS 工艺实现, 面积为 $800 \times 1500 \mu\text{m}^2$. 测试结果显示该芯片的唤醒灵敏度为 -4dBm , 工作状态可以根据储能的大小自动调节, 周期性产生功率为 -25dBm 的射频脉冲信号, 并且脉冲频率可以在 $840\text{MHz} \sim 937\text{MHz}$ 的范围内调节, 以满足服药依从性监测的要求.

参考文献

- [1] K C Farmer. Methods for measuring and monitoring medication regimen adherence in clinical trials and clinical practice [J]. *Clinical Therapeutics*, 1999, 21(6): 1074 – 1090.
- [2] W S Bond, D A Hussar. Detection methods and strategies for improving medication compliance [J]. *American Journal of Hospital Pharmacy*, 1991, 48(9): 1978 – 1988.
- [3] H Yu, G Flores, S Reza, et al. Feasibility study of printed capsule antennas for medication compliance monitoring [A]. *Proceeding of Biomedical Circuits and Systems Conference [C]*. USA: IEEE Press, 2007. 41 – 44.
- [4] K Finkenzeller. *RFID Handbook: Fundamental and Applications in Contactless Smart Cards and Identification [M]*. 2nd Ed, West Sussex, U K, 2003.
- [5] Nakamoto, et al. A passive UHF RF identification CMOS tag IC using ferroelectric RAM in $0.35\text{-}\mu\text{m}$ technology [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2007, 42(1): 101 – 110.
- [6] We Liu, K Vichienchom. A neuro-stimulus chip with telemetry unit for retinal prosthetic device [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2000, 35(10): 1487 – 1497.
- [7] K Najafi, H Yu. Low-power interface circuits for bio-implantable microsystems [A]. *IEEE International Solid-States Circuits Conference [C]*. USA: IEEE Press, 2003. 194 – 487.
- [8] K D Wise, D J Anderson, et al. Wire-less implantable microsystems: High-density electronic interfaces to the nervous system [J]. *IEEE Proceedings*, 2004, 92(1): 76 – 97.
- [9] T Akin, K Najafi, R M Bradley. A wireless implantable multi-channel digital neural recording system for a micromachined sieve electrode [J]. *IEEE Journal of Solid State circuits*, 1998, 33(1): 109 – 118.
- [10] M Oberle. Low power system-on-chip for biomedical application [D]. ETH No. 14509, IIS/ETH Zurich, 2002.
- [11] D P Lindsey, E L McKee. A new technique for transmission of signals from implantable transducers [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998, 45(5): 614 – 619.
- [12] M A Stuchly, S S Stuchly. Dielectric properties of biological substances-tabulated [J]. *Journal of Microwave Power*, 1980, 15(1): 19 – 26.
- [13] L C Chirwa. Electromagnetic radiation from ingested sources in the human intestine between 150MHz and 1.2GHz [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50(4):

484 – 492.

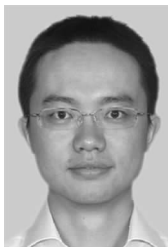
- [14] H Yu, G S Irby, D M Peterson, et al. A printed capsule antenna for medication compliance monitoring [J]. *IEE Electronics Letters*, 2007, 43(22): 1179 – 1181.
- [15] H Yu. *Electronic pills for medication compliance Monitoring [D]*. University of Florida, 2010.
- [16] H Yu, R Bashirullah. A low power ASK clock and data recovery circuit for wireless implantable electronics [A]. *IEEE Custom Intergrated Circuits Conference [C]*. USA: IEEE Press, 2006. 249 – 253.
- [17] Y Li, et al. A low power column-level high speed auto-zeroed comparator for CMOS active pixel sensor based vertex detector [J]. *Chinese Journal of Electronics*, 2010, 19(1): 53 – 56.

作者简介



俞 航 男, 1977 年 10 月生于北京市. 2001 年本科毕业于中国科学技术大学电子工程系; 2010 年于佛罗里达大学获得博士学位. 现就职于深圳大学, 从事低功耗射频/模拟/混合集成电路设计、通信系统集成、以及与生物医学相关的微系统的设计与研究工作的.

E-mail: yuhang@szu.edu.cn



李 琰 男, 1978 年 07 月生于湖北省. 2001 年本科毕业于中国科学技术大学电子工程与信息科学系; 2007 年于法国巴黎第十一大学获得博士学位. 主要研究方向包括 CMOS 图像传感器、高速模数转换器、低功耗集成电路.

E-mail: liyan@szu.edu.cn



姜 来 男, 1978 年 8 月生于黑龙江省哈尔滨市. 2002 年 12 月在英国利物浦大学获得硕士学位, 专业方向为微电子系统与通信. 现为深圳大学计算机与软件学院副教授. 研究领域包括电子标签、图象编码、DSP 硬件设计及嵌入式系统.



纪 震(通信作者) 男, 1973 年 8 月生于江苏省溧阳市. 1999 年毕业于西安交通大学, 博士学位, 2004 年晋升为教授, 曾赴英国利物浦大学任访问学者. 主要研究方向包括智能信号处理、嵌入式系统、生物医学工程.

E-mail: jizhen@szu.edu.cn