

# 一个适用于无线内窥镜系统的 ASK 中频接收机电路\*

姚金科<sup>1,†</sup> 池保勇<sup>2</sup> 王志华<sup>2</sup>

(1 清华大学电子工程系, 北京 100084)  
(2 清华大学微电子学研究所, 北京 100084)

**摘要:** 实现了一个适用于无线内窥镜系统的低功耗 ASK 中频接收机电路. 该接收机包括一个用于补偿信道衰减的自动增益控制环、一个 ASK 解调器和基于能隙基准源的偏置电路, 接收机电路已采用 0.25 $\mu\text{m}$  CMOS 工艺实现. 测试结果表明, 该电路可以从功率在 -30~10dBm 之间的中频信号中正确解调出数字基带信号, 中频工作频率为 20MHz. 电路采用 2.5V 电源, 消耗的电流仅为 2.1mA.

**关键词:** CMOS; 自动增益控制; ASK 解调器; 内窥镜胶囊  
**EEACC:** 1205; 1220; 1250

**中图分类号:** TN432      **文献标识码:** A      **文章编号:** 0253-4177(2006)11-2046-05

## 1 引言

近年来, 由于能免除病人进行传统胃镜检查时承受的巨大痛苦, 无线内窥镜胶囊系统受到广泛的关注, 并得到大量研究<sup>[1,2]</sup>. 该系统利用胶囊内的图像传感器在人体排空过程中记录病人消化道内壁的图像, 并通过胶囊内的无线收发机将图像传输到体外供医生诊断. 整个胶囊由电池供电, 系统功耗必须极低, 因而在 CMOS 工艺上集成整个图像处理和无线收发功能是目前最优的实现方案.

本文采用 0.25 $\mu\text{m}$  CMOS 工艺实现了一个胶囊内中频接收电路, 这个电路是完整的全集成胶囊系统<sup>[3]</sup>的一部分. 体外发出的胶囊动作控制及功耗管理命令被调制为 ASK 射频信号, 经无线信道传到胶囊, 由胶囊内射频前端电路接收并下变换到约 20MHz 的中频, 本文描述的中频接收电路再将其恢复为数字控制命令以供控制模块使用.

当胶囊在人体消化道内运动时, 胶囊内天线的角度不断改变, 同时人体对射频信号的衰减情况与胶囊位置密切相关, 这将造成胶囊内射频前端输出的中频信号强度有数十分贝的变化. 由于 ASK 信号也是利用信号强度的变化来传递信息, 因此要正确地恢复出有用信息就必须有效补偿由无线信道造成的信号强度变化. 本文采用了自动增益控制 (AGC) 环路将不同强度的中频信号线性放大为峰值幅度相对稳定的信号, 然后利用 ASK 解调器解调出数字基带信号.

## 2 电路结构

如上节所述, 中频接收电路主要包含一个 AGC 环和一个 ASK 解调器, 如图 1 所示. 其中 AGC 环采用了全差分结构, 级间采用直接耦合方式以避免采用交流耦合所需的大面积电容. 20MHz 的中频信号首先被两级级联的变增益放大器 (VGA) 及固定增益放大器 (CA) 放大, 其中 VGA 输出同时还被跨导 (Gm)-电容积分器积分后反馈回 VGA, 从而抑制了信号的直流分量, 避免了由于失调电压被放大造成的饱和失真. 经 CA 放大后的信号由 ASK 解调器 (ASKDET) 解调出数字信号, 同时由峰值检测电路 (PEAKDET) 取出峰值和谷值, 然后与差分参考电压比较, 差分差值放大器 (DDA) 将误差信号放大, 从而得到 VGA 的增益控制信号. 如果 CA 输出信

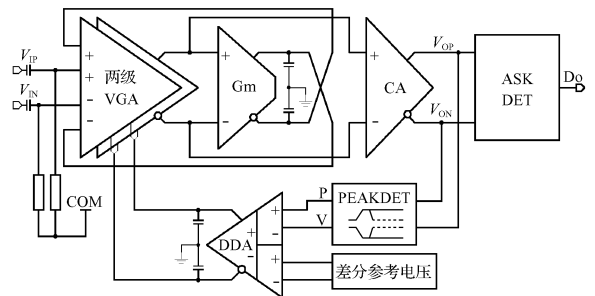


图 1 系统框图

Fig.1 Block diagram of the system

\* 国家自然科学基金资助项目(批准号:90407006,60475018)

† 通信作者. Email: yaojk00@mails.thu.edu.cn

2006-04-18 收到, 2006-06-08 定稿

号的峰谷差值大于差分参考电压, DDA 将调低 VGA 增益; 如果 CA 输出信号的峰谷差值小于差分参考电压, DDA 将调高 VGA 增益, 于是当 AGC 环路稳定时 CA 输出信号的幅度被控制在差分参考电压值附近. 为了降低 AGC 环路的功耗, 信号前向路径的最大增益不能太大, 于是差分参考电压值被设定在一个较小的值上. 如果仅以 CA 输出的峰或谷值与单端参考电压的误差作为 VGA 增益调节的依据, 那么 CA 输出的共模误差将严重影响环路的控制精度. 本设计同时使用峰、谷值并利用 DDA 对两个差分电平之间的差值进行放大, 从而保证了环路的控制精度.

为提高 VGA 的增益调节范围并保证在不同强度的输入信号下 AGC 环路的动态特征一致, 本设计采用了两级增益控制特性为指数型的 VGA 级联的结构<sup>[4]</sup>, 即 VGA 增益的对数与增益控制电压呈线性关系. 如图 2(a) 所示, 差分控制电压  $V_{CP}$  和

$V_{CN}$  分别调整输入管和负载管的跨导值, 从而得到如(1)式的增益控制特性, 其中  $x$  为  $\Delta i/I$ . 两级级联(图 2(b))之后的增益控制特性在  $x$  处于  $\pm 0.7$  之间时可以近似为指数特性. 为方便反馈电压的运算, VGA 采用了并联的两路输入结构.

$$\text{Gain} = k \left( \frac{1+x}{1-x} \right)^{0.5} \quad (1)$$

跨导器采用源极负反馈型线性输入级, 如图 3 所示. 积分器输出同时反馈到两级 VGA 上, 因而构成了二阶高通结构, 这使得采用较小的积分电容即可得到足够的直流抑制. 图 4(a) 给出了包含 CA 的整个信号前向路径的交流小信号分析结果, 可以看出前向路径对低频有  $-40\text{dB/dec}$  的抑制, 图中  $P_1$  为  $V_{CP}$  与  $V_{CN}$  的差值. 图 4(b) 给出了信号前向路径在  $20\text{MHz}$  处的小信号增益随  $P_1$  变化的情况, 可以看出中频增益在对数坐标下与  $P_1$  几乎呈线性, 即增益控制特性为指数型.

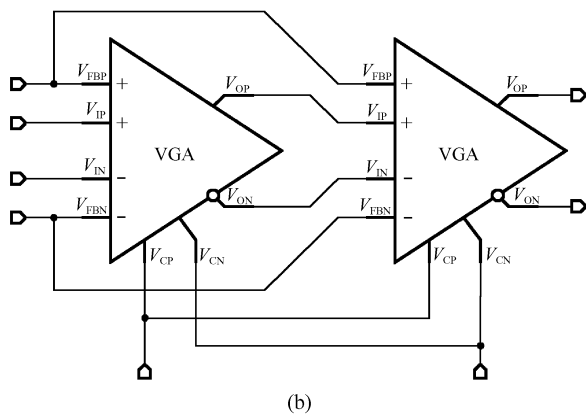
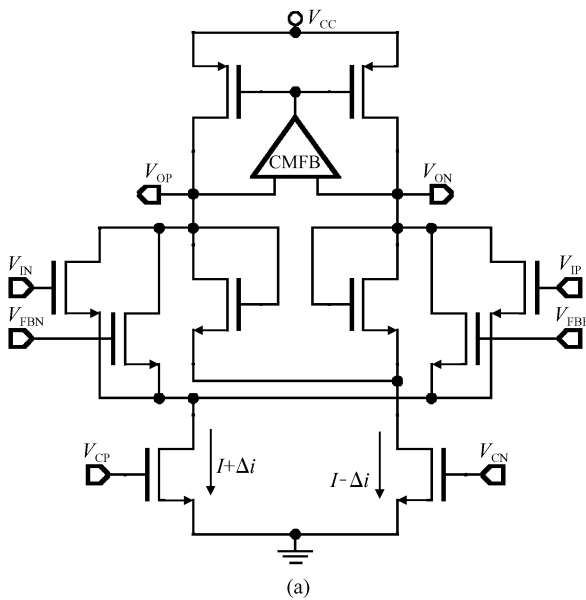


图 2 变增益放大器原理图  
Fig. 2 Schematic of VGA

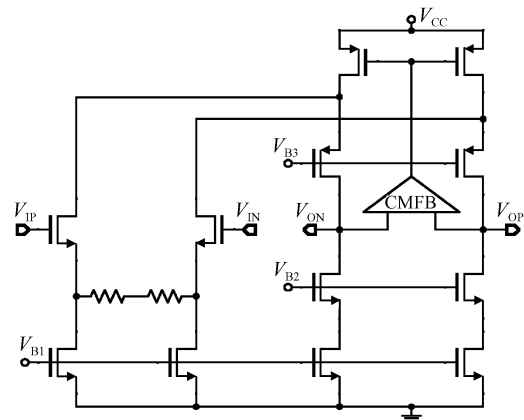


图 3 线性跨导器原理图  
Fig. 3 Schematic of the linearized OTA

由工艺及温度等因素造成的增益不确定将加大所需的 VGA 增益调节范围. 为缓解这个问题, 固定增益放大器(CA)采用了如图 5 所示的结构<sup>[5]</sup>. 可知其增益((2)式)仅与器件尺寸间的比例有关, 而不受工艺偏差及温度变化的影响.

由于系统采用了简单的 ASK 调制方案, 中频信号的瞬时功率是与调制信息相关的, 因而 AGC 环路中只能使用峰值检测电路作为信号强度的探测器. 峰值检测电路的精度直接影响着 AGC 环路的控制精度, 进而将影响 ASK 解调器的误判概率. 由于低功耗的要求, AGC 环的控制目标设定得较低, ASK 解调器必须比较灵敏, 于是 AGC 环路的控制精度对解调器的影响较大, 从而对峰、谷值的检测精度要求更高. 本设计在 Kruiskamp 和 Leenaerts 的峰值检测器<sup>[6]</sup>基础上引入了前馈型运放, 从而在较低的功耗下提高了检测精度. 图 6 同时包含了峰值检测和谷值检测, 峰值检测使用的前馈型运

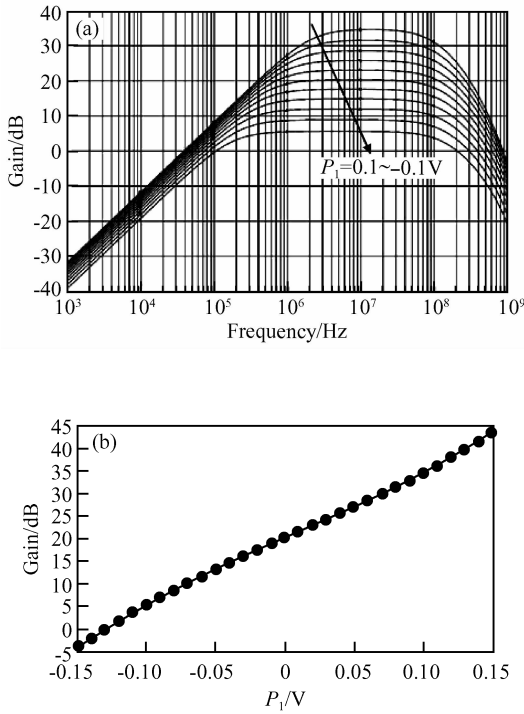


图 4 信号前向路径的 AC 特性  
Fig.4 AC gain of the forward signal path

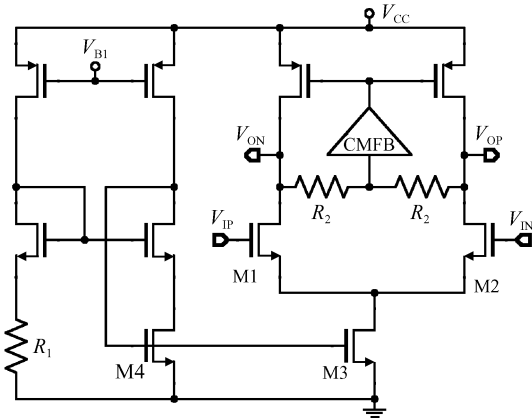


图 5 恒定增益放大器示意图  
Fig.5 Schematic of the constant gain amp

$$\text{Gain} = \frac{R_2}{R_1} \sqrt{2 \frac{(W/L)_{1,2} (W/L)_3}{(W/L)_4}} \quad (2)$$

放 AMP1 如图 7 所示<sup>[7]</sup>, 谷值检测使用的运放 AMP2 为相似的 P 管输入结构, 图中偏置电压 V<sub>B2</sub> 由局部共模反馈电路产生. 尽管所用的前馈型运放自身的相位裕度只有 30° 左右, 但由于保持电容 C<sub>1</sub> 比较大, 这将引入一个新的低频极点, 从而保证了检测电路局部的稳定. 在 C<sub>1</sub> 上串联电阻 R<sub>z</sub> 为整个 AGC 环路引入一个零点, 这有助于改善 AGC 环的阻尼特性. 电容 C<sub>2</sub> 用于控制由 R<sub>z</sub> 造成的检测器输出上的纹波. 纳安级电流源用于保证检测电路能跟

踪由信道造成的输入信号的衰减变化. 检测电路输出的峰值和谷值构成一对差分信号, 它与差分参考电压之间的误差被差分差值放大器<sup>[8]</sup>放大, 并被用于调节 VGA 的增益.

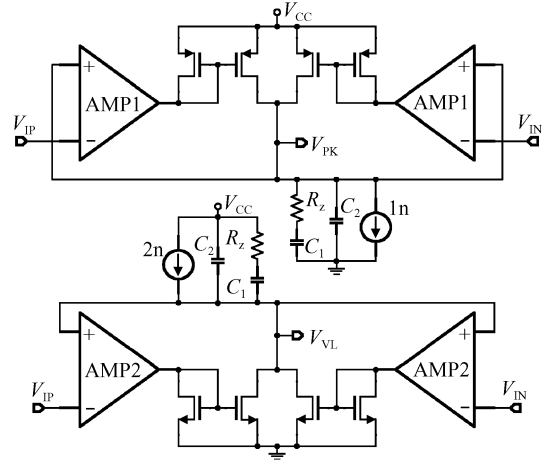


图 6 峰-谷值检测电路原理图  
Fig.6 Schematic of peak-valley detector

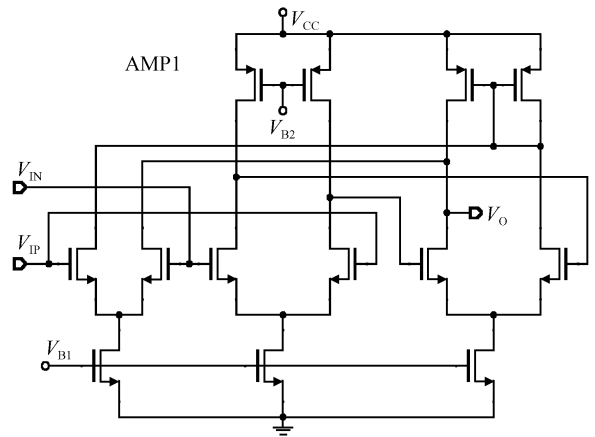


图 7 前馈型运放原理图  
Fig.7 Schematic of feed-forward amp

ASK 解调器由一个全差分的全波整流电路<sup>[9]</sup> 和一个迟滞比较器构成, 如图 8 所示. 当 V<sub>IP</sub> > V<sub>IN</sub> 时, I<sub>d3</sub> > I<sub>d1</sub>, M5 管关断, I<sub>d5</sub> = 0, 而 I<sub>d4</sub> > I<sub>d2</sub>, M9 管打开, I<sub>d9</sub> = I<sub>d4</sub> - I<sub>d2</sub> > 0. 当 V<sub>IP</sub> < V<sub>IN</sub> 时, I<sub>d2</sub> > I<sub>d4</sub>, M9 管关断, I<sub>d9</sub> = 0, 而 I<sub>d1</sub> > I<sub>d3</sub>, M5 管打开, I<sub>d5</sub> = I<sub>d1</sub> - I<sub>d3</sub> > 0, 通过电流镜 I<sub>d5</sub> 与 I<sub>d9</sub> 被加和为 I<sub>out</sub>, 可知 I<sub>out</sub> 为总大于 0 的值, 且与 V<sub>IP</sub> - V<sub>IN</sub> 的绝对值成正比. 由于 AGC 已将 |V<sub>IP</sub> - V<sub>IN</sub>| 的峰值控制在稳定的参考电平上, 因而只需将迟滞比较器的跳变沿设在参考电平和噪声底之间, 即可解调出原始信号. 值得注意的是, 全波整流电路具有倍频作用, 即 I<sub>out</sub> 的载频为 40MHz, 使得 I<sub>out</sub> 的包络频率 (由数据率决定) 与载频间的距离变大, 从而简化了迟滞比较器频

率特性的设计.

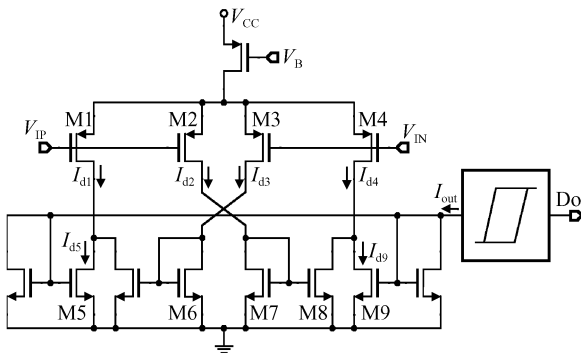


图 8 ASK 解调器原理图

Fig.8 Schematic of ASK demodulator

所有中频接收机电路的偏置均由一个基于能隙基准源的偏置电路提供,保证了该接收机在不同温度下有较稳定的特性.

### 3 测试结果

整个中频接收电路已采用 0.25 $\mu$ m CMOS 工艺实现,图 9 给出了压焊之后的芯片照片.除了上节描述的电路之外,图中还包含了若干测试用的缓冲器和为全局提供参考电流源的 Bandgap 电路.整个电路(不含焊盘)的面积约为 0.9mm  $\times$  0.6mm,以 2.5V 电压供电,消耗电流(不含测试缓冲器)约 2.1mA.

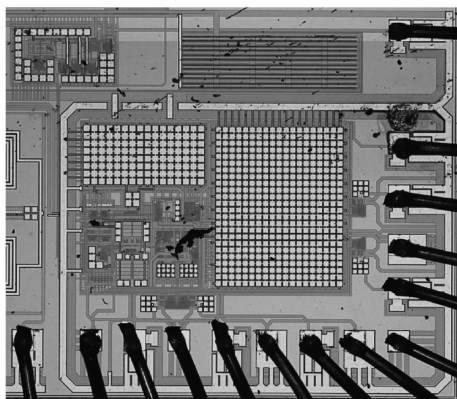


图 9 芯片显微照片

Fig.9 Die photo of the chip

图 10 给出了不同差分参考电压下 AGC 环增益压缩特性的测试结果.当输入功率在 -30dBm 以下时,输出功率随输入功率一起增加,即 AGC 环没有起到稳定输出功率的作用,这表明此时 VGA 不能提高足够的增益.当输入功率大于 -30dBm 时,AGC 环正常工作,输出功率被控制在参考电压设定

的值上.此时,从频谱分析仪上可以看到,随输入功率的增加,信号功率保持不变而噪声功率不断下降.但当输入功率超过 15dBm 时,噪声功率不降反升,这表明了 AGC 环再次失控,这时 VGA 已不能提高足够的信号压缩.

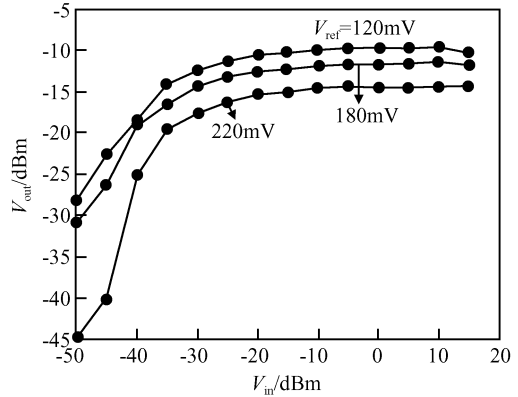


图 10 AGC 增益压缩特性曲线

Fig.10 Measured AGC characteristics

图 11 给出了输入载频为 20MHz 的调幅波时峰值检测电路的测试结果.其中显示的三条曲线分别为 AGC 输出的差分信号的正相端波形、峰值输出波形和谷值输出波形.可以看到检测结果的精度是相当高的.

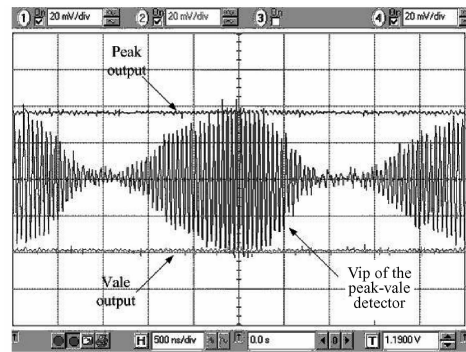


图 11 峰-谷值检测电路测试结果

Fig.11 Measured results of the peak-valve detector

图 12 给出了当输入信号的功率发生阶跃变化时,AGC 环路输出信号功率瞬时变化的情况.这反映了 AGC 环的阻尼特性和建立时间.从测试结果可以看出,环路呈过阻尼特性,因而是稳定的,建立时间在 2 $\mu$ s 以内.

图 13 给出了 ASK 解调器输出的测试结果.图中同时给出的是输入到 AGC 环的 20MHz 的 ASK 中频信号波形.可以看到,中频信号通过 AGC 环后能被解调器正确解调,恢复出原始的数字基带信息.

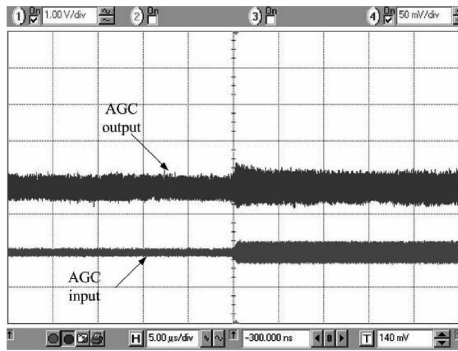


图 12 AGC 环路的阶跃响应  
Fig. 12 Step response of AGC loop

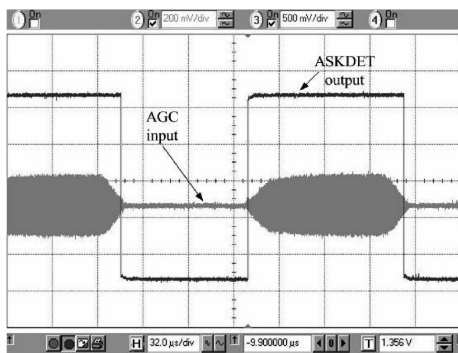


图 13 ASK 解调器输出结果  
Fig. 13 Measured result of ASK demodulator

## 4 结论

本文实现了一个用于无线内窥镜胶囊系统的 ASK 中频接收机. 该电路也可用于其他基于 ASK

的短距离无线通信应用. 测试结果表明, 它可以在很低的功耗 (5mW 左右) 下完成 ASK 中频接收功能.

## 参考文献

- [ 1 ] Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy. *Nature*, 2000, 405(6785): 417
- [ 2 ] Park H J, Nam H W, Song B S, et al. Design of bi-directional and multi-channel miniaturized telemetry module for wireless endoscopy. *Microtechnologies in Medicine & Biology 2nd Annual Int IEEE-EMB Special Topic Conference, Wisconsin*, 2002: 273
- [ 3 ] Xie X, Li G L, Chen X K, et al. A novel low power IC design for bi-directional digital wireless endoscopy capsule system. *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems*, Singapore, 2004: S1. 8. 5
- [ 4 ] Huang P C, Chiou L Y, Wang C K. A 3. 3V CMOS wideband exponential control variable gain amplifier. *IEEE Int Symp on Circuits and Systems*, Monterey, 1998, 1: 285
- [ 5 ] Palmisano G, Salerno R. A replica biasing for constant-gain CMOS open-loop amplifiers. *IEEE Int Symp on Circuits and Systems*, Monterey, 1998, 2: 363
- [ 6 ] Kruiskamp M W, Leenaerts D M W. A CMOS peak detect sample and hold circuit. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1994, 41(1): 295
- [ 7 ] Harrison J, Weste N. A 500MHz CMOS anti-alias filter using feed-forward Op-amps with local common-mode feedback. *IEEE Int Solid-State Circuits Conf*, San Francisco, 2003, 1: 132
- [ 8 ] Sackinger E, Guggenbuhl W. A versatile building block: The CMOS differential difference amplifier. *IEEE J Solid-State Circuits*, 1987, 22(2): 287
- [ 9 ] Harjani R, Birkenes O, Kim J. An IF stage design for an ASK-based wireless telemetry system. *IEEE Int Symp on Circuits and Systems*, Geneva, 2000, 1: 52

## An ASK-Based IF Receiver for Wireless Endoscopy Capsule Systems\*

Yao Jinke<sup>1,†</sup>, Chi Baoyong<sup>2</sup>, and Wang Zhihua<sup>2</sup>

(1 *Department of Electronic Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

(2 *Institute of Microelectronics, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

**Abstract:** This paper presents a low power ASK IF receiver for wireless endoscopy capsule systems. The receiver includes an AGC loop that compensates the channel attenuation, an ASK demodulator, and a band-gap based bias circuit. The IF-circuit was implemented in a 0. 25 $\mu$ m CMOS process. Tests show that the IF receiver can correctly detect digital base-band signals from -30~10dBm IF signals with an IF operating frequency of 20MHz. The receiver draws about 2. 1mA of current from a 2. 5V power supply.

**Key words:** CMOS; AGC; ASK demodulator; endoscopy capsule

**EEACC:** 1205; 1220; 1250

**Article ID:** 0253-4177(2006)11-2046-05

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Nos. 90407006, 60475018)

† Corresponding author. Email: yaojk00@mails. th. u. edu. cn

Received 18 April 2006, revised manuscript received 8 June 2006