

# 全定制心电采集的模拟集成电路设计

温美英 程亚宇 李 烨

(中国科学院深圳先进技术研究院生物医学与健康工程研究所 深圳 518055)

**摘要** 设计和实现了一种应用于健康监测设备的采集心电信号的模拟集成电路(IC)。该电路系统包括集成了右腿驱动电路的仪表放大器,二阶有源低通滤波器,第二级放大电路,高电源抑制比(PSRR)的低压差线性稳压电源(LDO)以及导联脱落检测电路。与其他已有的方案相比,该全定制模拟集成电路系统集成了工业级应用所需要的全部功能,并且表现出更好的共模抑制和电源抑制性能。芯片采用SMIC 0.18  $\mu\text{m}$  CMOS工艺流片,且已完成测试,通过电极成功采集到人体心电信号。测试结果表明,该模拟IC实现了在0.5~100 Hz带宽内51 dB的增益,系统的共模抑制比和电源抑制比为75 dB和90 dB。在2.9 V~5.5 V电源电压下正常工作时,芯片消耗190  $\mu\text{A}$ 的电流。

**关键词** 心电信号; 模拟电路; 右腿驱动; 低压差线性稳压源(LDO); 导联脱落检测; 全定制

## A Full Custom Analog IC for ECG Measurement

WEN Mei-ying CHENG Ya-yu LI Ye

(*Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 230027, China*)

**Abstract** An analog IC applied to ECG monitoring devices has been presented in this paper. The system consists of instrumentation amplifier with driven-right-leg circuit, 2<sup>nd</sup> active low pass filter, the second amplify stage, high power supply rejection ratio (PSRR) low dropout voltage regulator (LDO) and leadoff monitoring circuit. This chip has included all necessary functions for industrial applications. And it has high common mode rejection and power supply rejection performance. The design is fabricated with SMIC 0.18  $\mu\text{m}$  CMOS process. And the measured results have demonstrated this chip's functionalities. The gain of the mid-band is 51 dB. And the CMRR and PSRR achieve 75 dB and 90 dB. The IC consumes 190  $\mu\text{A}$  currents with 2.9~5.5 V supply voltage.

**Keywords** ECG; analog circuits; driven-right-leg; LDO; leadoff monitoring; full custom

## 1 引言

健康物联网是在现有的医学信息技术的基础上,结合物联网技术形成一种新的健康管理模式。这种以健康为中心的管理模式不同于现存的医院以诊断治疗为中心的模式。在日趋严重的老龄化,以及亚健康可能导致的心脏病、高血压等重大疾病和突发病症严重威胁着人们的健康和生命时,健康物联网的建设具有深远意义。

健康服务终端产品,如便携式医疗设备,是健康物联网产业化的一个切入点,可实现对人体的心电、血压、血糖、体温、呼吸、血氧饱和度等生理参数的实时采集,并实时传输给医生,同时获得医生的反馈信息。如图1中所示虚线框内是采集心电信号设备的系统结构。电极采集的心电信号经前端的心电采集芯片放大和滤波的预处理后,送入单片机(MCU)处理,最后输出到手机或其他显示设备。生理信号采集芯片主要采用模拟集成电路(IC)技术实现对生理信号的获取,是作为健康物联网的感知层技术的传感器的核心

**基金项目:** 此研究获深圳市国家科技重大专项地方配套资金项目(ZDPT201110260075A)支持。

**作者简介:** 温美英,硕士研究生,主要研究方向为模拟集成电路设计和医学芯片的设计, E-mail:my.wen@siat.ac.cn; 程亚宇,硕士,工程师,主要研究方向为模拟集成电路设计和生物医学信息芯片的设计; 李烨,研究员,博士生导师,深圳市杰青,中国科学院深圳先进技术研究院生物医学信息技术研究中心执行主任,主要研究方向为移动医疗、健康物联网、绿色无线通信等。

部分。

生理信号最大的特点是低频低幅值(如心电信号的频率介于0.01 Hz~250 Hz, 幅度为 0.5 mV~4 mV<sup>[1]</sup>), 很容易受到如50 Hz工频等环境因素的干扰, 再加上极化电压和CMOS技术在低频下严重的1/f噪声等的影响, 这就要求了前端的采集芯片要有很好的抑制噪声和抗干扰性能。同时, 便携式设备电池供电的特性对电路的功耗提出了高要求。

文献[2-6]是目前已有的一些关于心电等生理信号采集的集成电路, 然而这些工作基本只包括了放大器模块或者滤波器电路。本文不仅实现了基本的放大和滤波功能, 还集成了工业级应用所需要的电源管理及导联脱落检测功能。电源管理模块集成了一个高电源抑制比(Power Supply Rejection Ratio, PSRR)的电压差线性稳压源(LDO)来提高系统的PSRR。导联脱落检测电路随时检测导联的连接是否良好, 一旦脱落即发出报警, 保证了监测设备所采集的连续长时间数据的可靠性。另外, 仪表放大器中采用了右腿驱动电路来有效抑制50 Hz工频干扰, 提高系统共模抑制比(Common Mode Rejection Ratio, CMRR)。

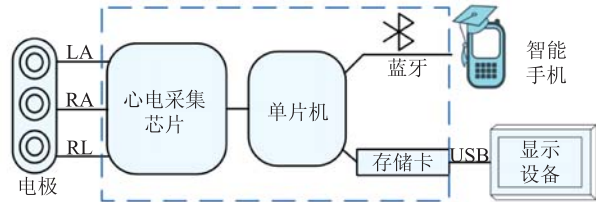


图1 心电采集设备系统架构

## 2 系统结构

如图2所示为系统的总架构图。整个系统包含了LA, RA, RL三个电极、带有右腿驱动电路的高共模抑制比仪表放大器、二阶低通有源滤波器、第二级放大电路、导联脱落检测模块、以及LDO。LDO调节电源电压, 为其他电路模块输出一个稳定的供电电压以及偏置电流。心电信号通过LA, RA电极以电压差值信号形式作为仪表放大器的输入信号, 经过仪表放大器的预防大后, 通过巴特沃斯低通滤波器的滤波处理, 再经过第二级放大电路的放大, 最后输出心电信号。最终输出信号可以输入到模数转换器(Analog-Digital Converter, ADC)或微控制器(Micro Control Unit, MCU), 对其做数字技术上的进一步处理。放大电路与二阶低通滤波器之间的片外电容, 使得基线电压保持

稳定而不受极化电压等因素的影响, 同时实现了高通滤波的功能。由于人体的耦合作用, 外界50 Hz的交流工作电压容易在人体形成一个能高达几十毫伏的共模电压。为了提高系统对50 Hz工频干扰的抑制能力, 系统的仪表放大器集成了右腿驱动电路模块。另外, 系统集成导联脱落检测电路, 在导联连接不正常时及时地预警。

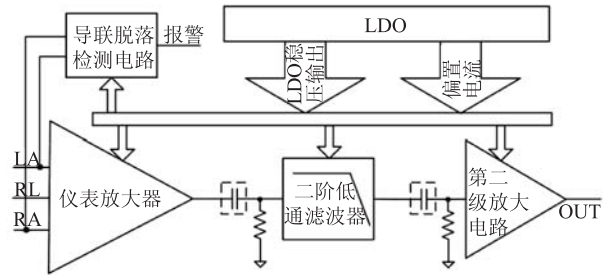


图2 采集心电的模拟集成电路系统结构

## 3 模块电路设计

### 3.1 带右腿驱动的仪表放大器

如图3所示, 仪表放大器主要由5个运算放大器(A1~A5)以及多晶硅电阻组成, 电路的对称性和运算放大器的共模抑制能力决定了系统的共模抑制能力。电路版图的设计和优化能够提高电路的全差分结构的对称性能, 运算放大器的高增益可以提高运算放大器

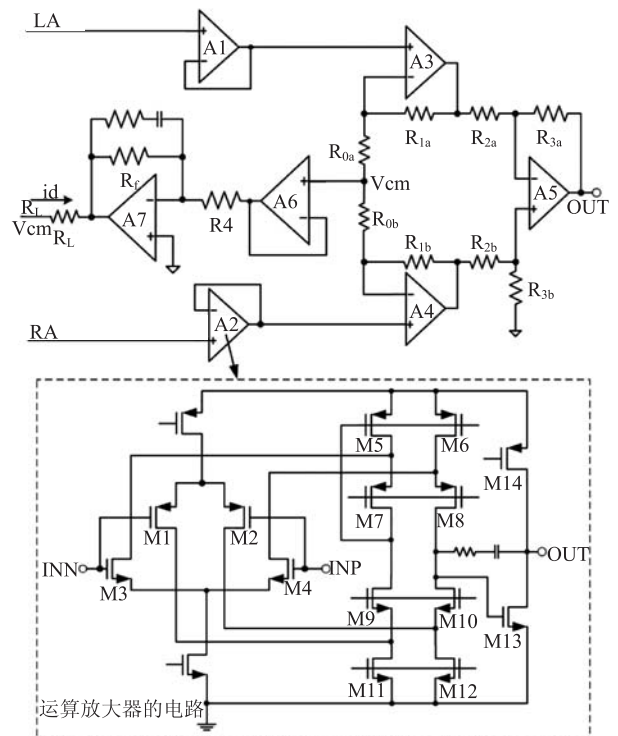


图3 带右腿驱动电路的仪表放大器电路结构

的共模抑制能力。如图3中所示,每一个运算放大器都是折叠式输入的二级全差分运算放大器。M1~M4工作在亚阈值区,作为轨到轨的输入管,具有更高的跨导值,和M7~M10构成的共源共栅负载结构,提供高电压增益。为了在不同的工艺角和不同温度条件下,仪表放大器能表现稳定的性能,在电路的设计过程中必须对晶体管的尺寸做最合理的设计与调整。运算放大器A1和A2作为单位增益的缓冲器,与电极和全差分运算放大器的输入端相连,能够提高仪表放大器的等效输入阻抗(在本设计中,约为几百MΩ),从而与人体的高输入阻抗有更好的匹配特性。如果图2中的 $R_{0a}=R_{0b}=R_0$ ,  $R_{1a}=R_{1b}=R_1$ ,  $R_{2a}=R_{2b}=R_2$ ,  $R_{3a}=R_{3b}=R_3$ ,那么仪表放大器的通带内电压增益可以表示为如下式子:

$$\text{Gain} = \left( 1 + \frac{R_1}{R_0} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (1)$$

由于人体是个良导体,总是避免不了系统工作环境中的50 Hz交流电在人体身上产生的共模电压,这个电压值可以达到几十毫伏,对信号的输出产生严重的影响。图3中右腿驱动电路由运算放大器A6, A7组成,用于更有效地抑制工频信号的干扰。检测采样到的人体共模电压 $V_{cm}$ 通过右腿驱动电路,被反相、放大后反馈回右腿(RL)<sup>[7]</sup>,使得人体共模电压得到减小。如(2)所示,随着放大结构中增益值( $R_f/R_4$ )的增大,由工频干扰引起的人体共模电压会被减小的更多,其中 $i_d$ 为工频干扰等效在人体上的电流。

$$V_{cm} = \frac{i_d \times R_L}{1 + R_f/R_4} \quad (2)$$

### 3.2 低通滤波器及第二级放大电路

仪表放大器将预防大后的信号输出到二阶有源低通巴特沃斯滤波器,如图4所示,与通常的单位增益低通滤波器不同的是,这里滤波器带有( $R_4/R_3$ )的增益值,滤波器的截止频率 $f_c$ 如(3)所示,所有的电容均在片外实现。根据心电图监测功能模式所规定的心电信号通频带<sup>[8]</sup>,滤波器的截止频率设置为100 Hz。另外,根据文献[9]提到的方法,有源低通滤波器输出到由 $R_5$ 与 $C_3$ 构成的无源低通滤波器,可以更有效地抑制高频信号。

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3)$$

运算放大器A2以及电阻 $R_6$ ,  $R_7$ 构成了第二级放大电路,实现对心电信号增益为 $(1+R_7/R_6)$ 的第二级放大。

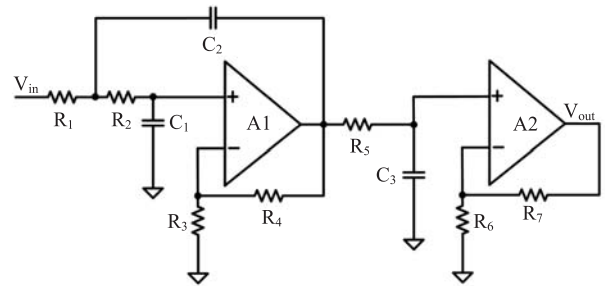


图4 低通滤波器及第二级放大电路结构图

### 3.3 低压差线性稳压源(LDO)

LDO能够在输入电压在一定范围内变化时输出一个稳定的电压值。对于电池供电的系统,电池电压是随着电池的工作在不断下降的,因此集成一个LDO模块对电路性能的提高是很有必要的。如图5所示,一个具有高PSRR的带隙基准源,一个折叠式共源共栅差分放大器实现的误差放大器,一个源跟随器实现的缓冲级,功率管MP以及反馈电阻网络构成了高PSRR的LDO。通过采样电阻得到的采样电压VFB以及带隙基准源的输出电压VBG作为误差放大器的两个输入,使得采样电压VFB被箝位在VBG,从而使得输出电压在反馈环路的作用下稳定在一个值,该稳定值与VBG及采样电阻的关系如(4)所示。

$$V_{out} = VBG \left( 1 + \frac{R_{f1}}{R_{f2}} \right) \quad (4)$$

其中VBG(本设计的值为1.19V)是图5中所示的带隙基准源结构输出的基准电压,该结构采用了与参考文献[10]里类似的高PSRR结构,增加了一级由M1和M2构成减法电路来提高带隙基准的PSRR。高PSRR的带隙基准以及误差放大器的高增益提高了LDO的PSRR,进而提高了整个系统的电源抑制能力。另外,带隙基准还同时输出了一个与绝对温度成比例的电流IPTAT,在经过电流镜的镜像和多级耦合后,作为系统所有电路结构中的偏置电流。而图5中示意的片外输出电容

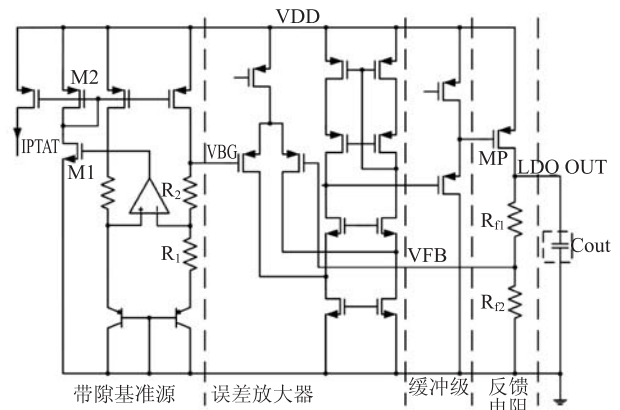


图5 LDO电路结构



$C_{out}$ 用来保证LDO的稳定性以及瞬态响应性能。

### 3.4 导联脱落检测电路

如图6所示为导联脱落检测电路, 两个简单二级开环运算放大器A1和A2, 作为比较器, 将电极上的电压与值为2.8 V的电压做比较。导联连接正常时, 电极上的电压是基线电压值(1.5 V), 导联脱落检测电路输出为0。一旦LA, RA, RL中有任意一个导联发生脱落, 脱落的那个电极的电压即被抬升到高于2.8 V的电源电压VDD, 输出一个高电平信号, 给出报警信号。

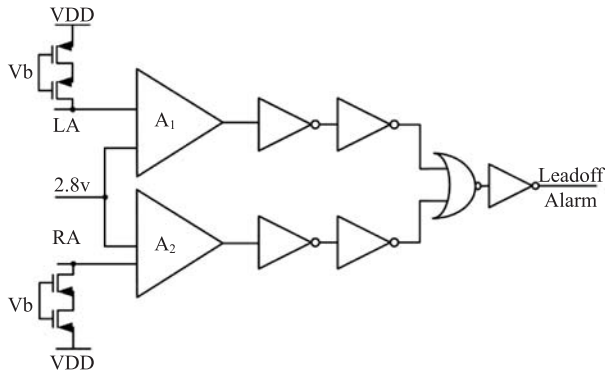


图6 导联脱落监测电路结构

## 4 测试结果与分析

整个设计采用SMIC 0.18  $\mu\text{m}$  CMOS工艺流片, 如图7所示为整个芯片的版图, 面积为1.1 mm $\times$ 1.3 mm。经测试, 芯片在正常工作时, 静态工作电流为190  $\mu\text{A}$ 。如图8所示为系统的幅度频率响应的测试结果, 在0.5 Hz~100 Hz的通频带内, 系统增益值为51 dB。图9是系统在10 s内, 等效输入噪声的测试结果, 可以看到, 系统的等效输入噪声约为12  $\mu\text{V}$ 。LDO在整个设计里是为整个系统其他的子模块电路提供稳定的供电电压, 提高系统的PSRR。LDO的输出电压LDO\_OUT随输入

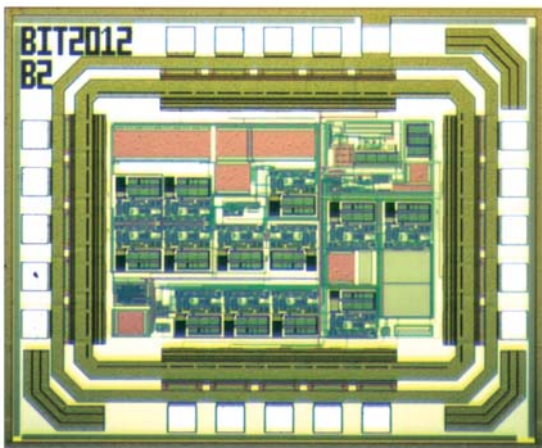


图7 芯片版图

电压VDD在0~5.5 V间变化时的测试曲线如图10所示, 在VDD较小时, LDO\_OUT基本跟随VDD的变化, 当VDD超过2.9 V时, LDO的输出开始稳定在2.8 V。

芯片在人体身上的实际测试如图11(a)所示, 测试采集到人体的心电信号如图11(b)所示, 图11(c)是对采集到的人体心电信号做的频谱分析, 可以看到所测试的实验者的心电信号大概在0.912 Hz频率处。表1是对系统性能参数的测试结果总结。

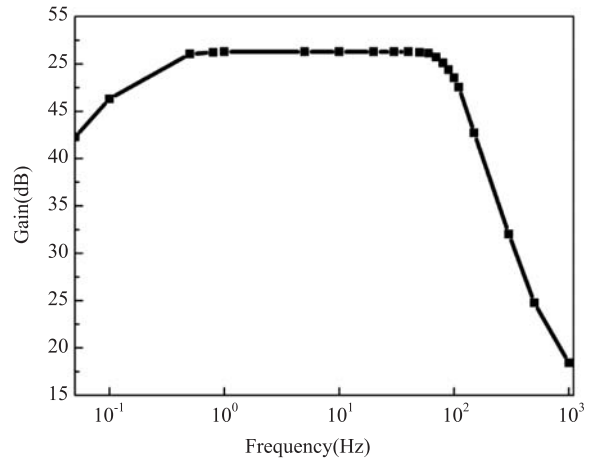


图8 幅度频率响应测试结果

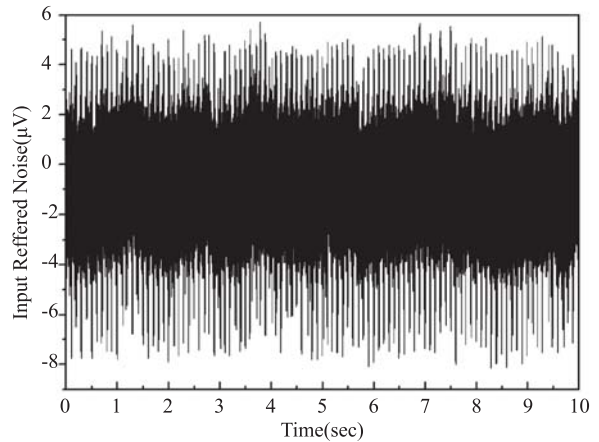


图9 等效输入噪声的测试结果

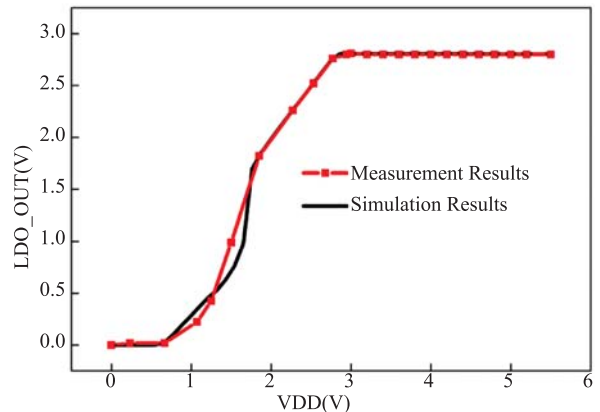
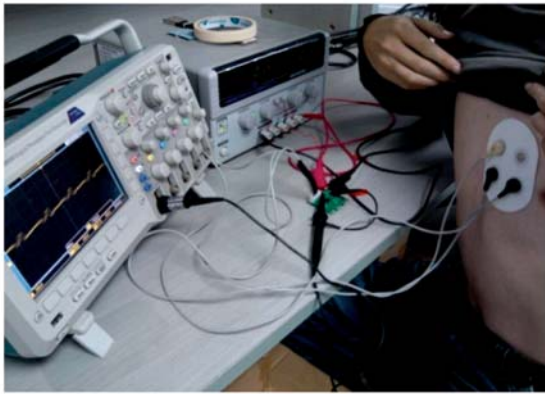
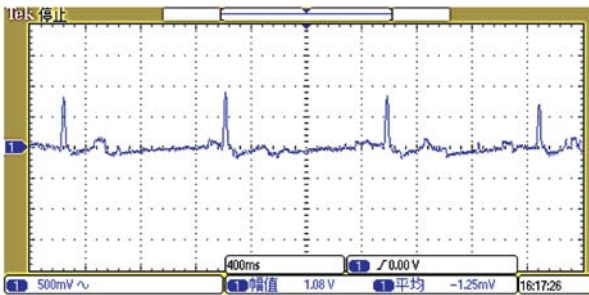


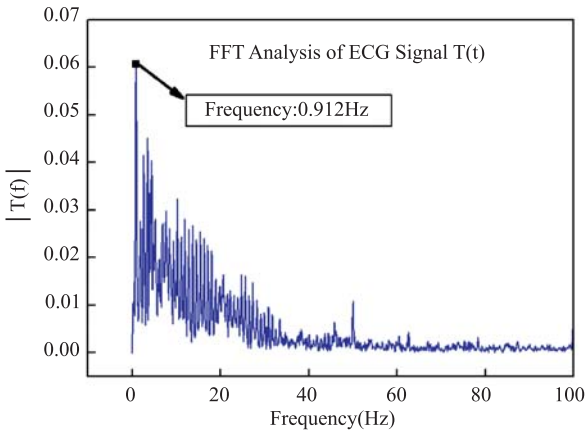
图10 LDO的输出电压随电源电压变化的测试曲线



(a)



(b)



(c)

图11 (a) 芯片的测试平台 (b) 测试采集到的人体心电信号 (c) 采集到的心电信号的频谱分析

表1 心电采集的模拟集成电路性能测试结果

| 工艺: SMIC 0.18 $\mu\text{m}$ CMOS |                    |
|----------------------------------|--------------------|
| 参数                               | 测试结果               |
| 工作电源电压(V)                        | 2.9~5.5            |
| 通频带内增益                           | 51 dB              |
| 通带带宽(Hz)                         | 0.5~100            |
| 工作电流                             | 190 $\mu\text{A}$  |
| 共模抑制比(CMRR)                      | 75 dB              |
| 电源抑制比(PSRR)                      | 95 dB              |
| 等效输入噪声                           | 12 $\mu\text{Vpp}$ |

## 5 结论

本研究采用SMIC 0.18  $\mu\text{m}$  CMOS工艺设计和实现了集成了工艺级应用所需要的所有功能的心电信号采集模拟集成电路, 和分离器件搭建的系统相比大大减小了面积和功耗, 适用于便携式的心电监测健康设备, 降低设备的维护成本。设计中采用了几个简单的技巧提高了系统的CMRR和PSRR性能, 分别是75 dB和90 dB。经过测试, 芯片成功采集到了人体的心电信号。在0.5 Hz~100 Hz的通带内, 系统实现了51 dB的增益。芯片正常工作时, 仅消耗190  $\mu\text{A}$ 的电流, 在断开芯片使能端时, 芯片漏电流小于1 $\mu\text{A}$ 。

## 参考文献

- [1] John G. Medical Instrumentation: Application and Design [M]. Webster, 2010: 10.
- [2] Ng K A, Chan P K, A CMOS analog front-end IC for portable EEG/ECG monitoring applications [J]. Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on, 2005, 52(11): 2335-2347.
- [3] Wong A, Pun K P, Zhang Y T, et al. An ECG measurement IC using driven-right-leg circuit [C] // Proceedings of IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2006: 345-348.
- [4] Huang C C, Hung S H, Chung J F, et al. Front-end amplifier of low-noise and tunable BW/gain for portable biomedical signal acquisition [C] // Proceedings of IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008: 2717-2720.
- [5] Trakimas M, Hwang S, Sonkusale S. Low power asynchronous data acquisition front end for wireless body sensor area network [C] // 24th International Conference on Very-Large-Scale Integration Design, 2011: 244-249.
- [6] Hu W B, Liu Y T, Das V. An ultra-low power interface CMOS IC design for biosensor applications [C] // IEEE 55th International Midwest Symposium on Circuits and Systems, 2012: 1196-1199.
- [7] Winter B B, Webster J G. Driven-right-leg circuit design [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1983, BME-30(1): 62-66.
- [8] Mark J B. Atlas of Cardiovascular Monitoring [M]. New York: Churchill Livingstone, 1998: 130.
- [9] Karki J. Active low-pass filter design [R]. Texas Instruments Application Report, SLOA049B, 2002: 16.
- [10] Hoon S K, Chen J, Maloberti F. An improved bandgap reference with high power supply rejection [C] // IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2002, 5: V-833- V-836.
- [11] Lee H C, Lee C S, Hsiao Y M, et al. An ECG front-end subsystem for portable physiological monitoring applications [C] // International Conference on Electric Information and Control Engineering, 2011: 6359-6362.