

一种低噪声、宽输入摆幅仪表放大器

陈 就^{1,2}, 王小松^{1,2}, 张海英^{1,2,3}, 刘 昱^{1,2,3}

(1 中国科学院 微电子研究所 健康电子研发中心, 北京 100029;

2 中国科学院 微电子研究所 新一代通信射频芯片技术北京市重点实验室,
北京 100029; 3 中国科学院大学 未来技术学院, 北京 101400)

摘 要: 介绍了一种基于 SMIC 0.18 μm CMOS 工艺的低噪声、宽输入摆幅的仪表放大器设计. 本文采用电流反馈型仪表放大器结构, 通过改进整体电路结构, 实现了很高的电极失调抑制能力, 采用斩波技术减小低频闪烁噪声, 采用直流抑制环路(DCOC)减小电路的失调. 该电路的电源电压为 1.2 V, 功耗为 56 μW , 等效带内输入噪声密度小于 200 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, 电极失调抑制可达 ± 300 mV, CMRR 大于 110 dB, 输入阻抗大于 1 G Ω .

关键词: 电流反馈; 放大器; 低噪声; 宽摆幅; 可穿戴; 生物电势

中图分类号: TN4

文献标识码: A

文章编号: 1000-7180(2017)12-0040-05

A Low-Noise, High Input-Swing Instrument Amplifier

CHEN Jiu^{1,2}, WANG Xiao-song^{1,2}, ZHANG Hai-ying^{1,2,3}, LIU Yu^{1,2,3}

(1 R&D Center of Health Care Electronics, Institute of Microelectronics of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100029, China; 2 Beijing Key Laboratory of Radio Frequency IC Technology for Next Generation Communications, Institute of Microelectronics of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100029, China; 3 School of Future Technology, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 101400, China)

Abstract: A low-noise, high input-swing instrument amplifier for biopotential monitoring based on 0.18 μm CMOS IC process is presented. This circuit is a current feedback amplifier, by improving the overall circuit structure, to achieve a very high electrode offset suppression. The circuit uses chopping technique to reduce flicker noise and uses DC offset cancellation loop to reduce amplifier offset. The proposed circuit consumes 56 μW from a 1.2 V supply, with in-band input-referred voltage noise density lower than 200 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, CMRR larger than 110 dB, ± 300 mV electrode offset suppression and input impedance larger than 1 G Ω .

Key words: current-feedback; amplifier; low-noise; wide-swing; wearable; biopotential

1 引言

随着半导体工艺的发展, 集成芯片的性能得到很大的提升, 并且功耗大大降低, 续航能力增强, 在可穿戴设备中的表现越来越出色. 可穿戴设备广泛应用于人们的日常生活, 人们对设备的需求还远大于目前的设备性能, 因此, 应用于可穿戴设备的集成芯片成为了当前集成电路研究的热点之一^[1]. 在可穿戴设备的应用中, 前端芯片决定了该设备能获取的生物电势的精度和其续航能力. 因此, 一个低功耗、高精度前端芯

片是可穿戴设备中非常关键的部分.

对于微弱的低频电生理信号, 其包含的噪声有闪烁噪声、电极失调、放大器失调、共模干扰等. 本文将介绍一种可以抑制电极失调, 降低带内闪烁噪声, 具有很大共模抑制比, 可用于电生理信号监测的低功耗、高精度模拟前端电路.

2 放大器的具体实现

2.1 放大器的设计背景

本文介绍用于电生理信号监测的模拟前端设

计,仪表放大器的主要功能是把微弱的、低频的电生理信号从各种环境噪声中提取出来.电生理信号主要包括心电信号(ECG)、脑电信号(EEG)、肌电信号(EMG),它们的信号特征如图1所示^[2].环境噪声主要包括电极失调(直流)、闪烁噪声(低频)、工频干扰(50/60 Hz)等.根据电生理信号和环境噪声的特点,可以得出该仪表放大器的性能需求为带通特性(高通滤除直流电极失调,低通滤除高频干扰)、高共模抑制比(工频干扰为共模干扰,高共模抑制比可以较好的抑制工频干扰)、低噪声(信号微弱)、高输入阻抗(减小电极失调造成的影响)、低功耗(便携设备,要求续航能力强).

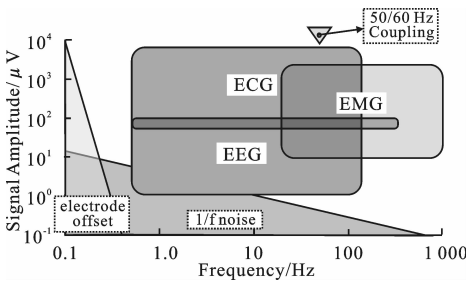


图1 电生理信号特征

2.2 斩波稳定电路

对于2.1节中提到的闪烁噪声,斩波技术能很有效的抑制.斩波电路是由一对MOS管组成的传输门开关,通过时钟控制,达到调制信号的作用^[3].其原理图如图2所示.

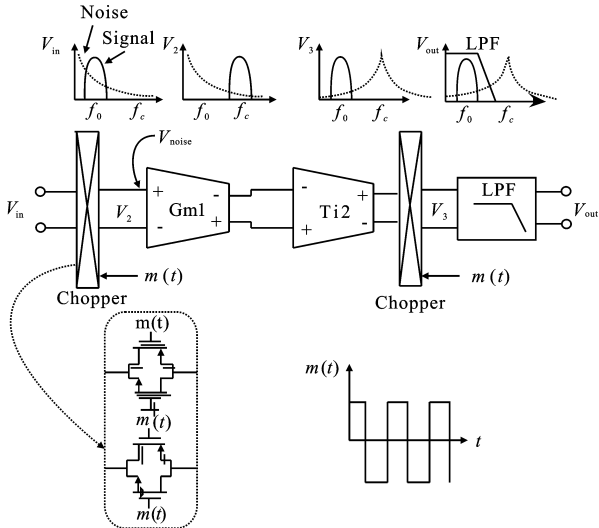


图2 斩波稳定电路

其中 $m(t)$ 为均值为零,频率为 f_{chop} 的方波信号,用于控制MOS管开关. $m(t)$ 的频谱为

$$M(f) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} C(n) \delta(f - nf_{\text{chop}}) \quad (1)$$

其中, $C(n)$ 为

$$C(n) = \frac{2}{n\pi} (-1)^{\frac{n-1}{2}}, n \in \text{odd} \quad (2)$$

输入信号 V_{in} 经过 $m(t)$ 调制后,得到的 V_2 的频谱为

$$V_2(f) = \frac{2}{\pi} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \frac{1}{n} V_{\text{in}}(f - nf_{\text{chop}}) \quad (3)$$

可见, V_2 被调制到了 f_{chop} 以及相应的奇次谐波频率上,经过两级放大后,被 $m(t)$ 解调,得到的 V_3 的频谱为

$$V_3(f) = \left(\frac{2}{\pi}\right)^2 \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \frac{1}{nm} V_{\text{in}} \delta(f - (n+m)f_{\text{chop}}) \quad (4)$$

可见, V_3 被解调回基频,同时产生了偶次谐波分量,这些偶次谐波分量可以通过低通滤波器(low pass filter)消除.

而放大器的噪声没有被第一次斩波调制,只在第二次斩波时被调制到了 f_{chop} .其被调制后的功率谱密度为

$$S_{\text{noise},c}(f) = \left(\frac{2}{\pi}\right)^2 \sum_{\substack{n=-\infty \\ n=\text{odd}}}^{+\infty} S_{\text{noise}}(f - nf_{\text{chop}}) \quad (5)$$

若斩波频率 f_{chop} 远大于噪声的拐角频率 $f_{n,\text{corner}}$,即 $f_{\text{chop}} \gg f_{n,\text{corner}}$,则可通过低通滤波器,将调制到 f_{chop} 的闪烁噪声滤出,同时还能减小平带噪声.该低通滤波器的截止频率 f_{LPF} 需要满足

$$f_{\text{signal},\text{corner}} < f_{\text{LPF}} < f_{\text{chop}} \quad (6)$$

式中, $f_{\text{signal},\text{corner}}$ 为信号的带宽.对于SMIC 0.18 μm CMOS工艺,噪声拐点在几十赫兹,取 $f_{\text{chop}} = 2 \text{ kHz}$, $f_{\text{LPF}} \approx 1 \text{ kHz}$,即可满足要求.

由于MOS开关的不对称,会在开关开启时引入不对等的电荷泄露,即产生失调电压,该失调电压可以用泄露电荷和斩波频率表示,为

$$V_{\text{lk}} = 2R_{\text{el}} f_{\text{chop}} \Delta q \quad (7)$$

式中, R_{el} 为电极阻抗, Δq 为泄露电荷.通过减小MOS管尺寸和取较小的斩波频率可以降低该失调,在 $f_{\text{chop}} = 2 \text{ kHz}$ 时,该失调是一个很小的值,一般可以忽略^[4].

2.3 电流负反馈型放大电路

对于2.1节中提到的直流电极失调,我们可以通过增加直流抑制环路(DCOC)来加以消除.本文采用电流负反馈型(current feedback)放大器结构.对于传统的电流负反馈放大器^[2],如图3所示,放大器的增益为

$$A_v = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{1 + aR_2/R_{\text{eq}}} \quad (8)$$

变,增大了下限输入范围.

第二级放大电路如图 6 所示. 第二级采用的是自偏置的 cascode 结构,将第二次斩波安置于放大管和折叠管中间既能起到解调的作用,还能平衡差分对间的电流失调,从而增大 CMRR. 另外, T_{i1} 和 T_{i2} 共用一个负载,能平衡第一级两个放大器的电流失调,也增大了 CMRR.

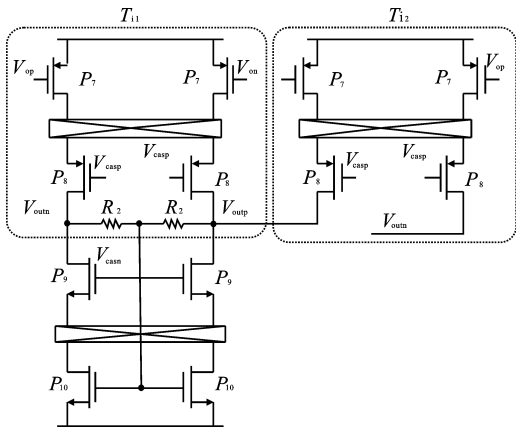


图 6 第二级放大器 (T_{i2}) 放大电路结构

由前面分析可知,该放大器的增益依然由两个电阻的比值确定,即式(11). 低通截止频率主要由补偿电容 C_2 和 R_2 ,即式(12). 高通截止频率主要由片外电容 C_d 决定,本设计中取 $C_d = 1.4 \text{ nF}$ 时, $f_{\text{HP},1\text{A}} = 0.5 \text{ Hz}$.

3 电路仿真结果

本设计基于 SMIC $0.18 \mu\text{m}$ CMOS 工艺,用 Cadence Spectre 进行仿真验证. 图 7 为该仪表放大器小信号增益,放大器增益为 34 dB ,高通截止频率 $f_{\text{hp}} \approx 0.5 \text{ Hz}$.

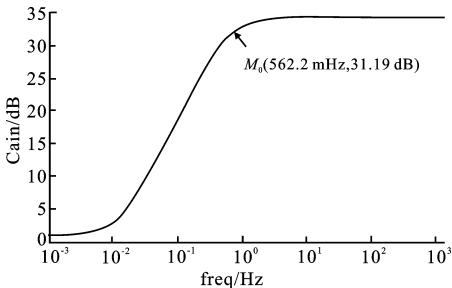


图 7 小信号增益曲线

图 8 为该仪表放大器的差分直流失调抑制范围,可见,当差分直流失调在 $V_{\text{DCoffset}} < \pm 300 \text{ mV}$ (初始共模电平 $V_{\text{cm}} = 0.4 \text{ V}$) 时,放大器的低频增益均正常,即放大器能正常工作.

表 1 为放大器性能的结果以及比较. 与其他类

型放大器相比,本文的放大器一个明显的优点是具有很大的电极直流失调抑制能力,即使是电极出现很大的直流失调电压,该放大器依然能正常工作,作为持续监测电生理信号的模拟前端,其稳定性要优异很多,文献[6]为电容耦合结构,该结构存在增益、高通截止频率、直流抑制范围、输入阻抗之间的权衡,无法实现很大的直流抑制. 文献[7]中的放大器采用三仪表放大器结构,由于存在输出到地的较小的等效电阻,在保证输出摆幅的情况下,会消耗很大的功耗,对电阻的匹配要求也很高.

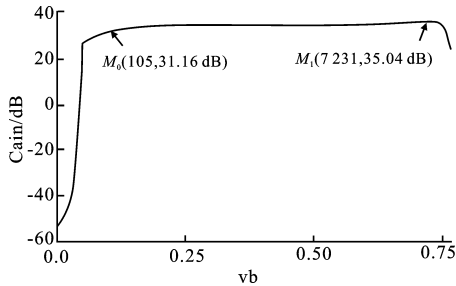


图 8 差分直流失调抑制范围

表 1 仪表放大器性能比较

指标	本文	文献[6]	文献[7]
CMRR	$>120 \text{ dB}$	$>120 \text{ dB}$	110 dB
输入阻抗	$1 \text{ G}\Omega$	$>500 \text{ M}\Omega$	$1 \text{ G}\Omega$
DCOC/mV	± 300	$< \pm 50$	± 40
功耗/ μW	56	1.8	>300
噪声/(nV rms/ $\sqrt{\text{Hz}}$)	<200	<200	>500

4 结束语

本文介绍了穿戴式电子设备对模拟前端电路的性能要求,重点分析了各个电路设计的原理、作用,并改进了已有的电路结构,解决了微弱信号监测的常见问题,特别是电极失调的问题,并仿真验证了各项指标基本满足便携式电生理信号监测的模拟前端要求.

参考文献:

[1] Refet Firat Yazicioglu, Tom Torfs, Patrick Merken, et al. Ultra-low-power biopotential interfaces and their applications in wearable and implantable systems [J]. Microelectronics Journal, 2009, 40(9):1313-1321.

[2] Refet Firat Yazicioglu, Patrick Merken, Robert Puerers, et al. A $60 \mu\text{W}$ 60 nV/Hz readout front-end for portable biopotential acquisition systems [J]. IEEE JSSC, 2007, 42(5):100-1110.

[3] Christian C Enz, Eric A Vittoz, Fran Cois Krummen-

acher. A CMOS chopper amplifier [J]. IEEE JSSC, 1987, SC-22(3): 335-342.

[4] Christian C Enz, Gabor C Temes. Circuit techniques for reducing the effects of op-amp imperfections: auto-zeroing, correlated double sampling, and chopper stabilization [J]. IEEE JSSC, 1981, SC-16(6): 1584-1614.

[5] Nick Van Helleputte, Mario Konijnenburg, Julia Petrine, A 345 μ W multi-sensor biomedical soc with bio-impedance, 3-channel eeg, motion artifact reduction, and integrated DSP [J]. IEEE JSSC, 2015, 50(1): 230-244.

[6] Qinwen Fan, Fabio Sebastiano, Johan H. Huijsing, et al. A 1.8 μ W 60 nV/Hz capacitively-coupled chopper instrumentation amplifier in 65 nm CMOS for wireless sensornodes[J]. IEEE JSSC, 2011, 46(7): 1534-1543.

[7] Yazicioglu R F , Torfs T, Merken P, et al. Texas instruments ADS1292R, low-power, 8Channel, 24Bit

AFE for biopotential measurements [J]. Microelectronics Journal, 2009, 40(9): 1313-1321.

作者简介:

陈 就 男, (1991-), 硕士研究生. 研究方向为低功耗、高精度模拟集成电路设计. E-mail: chenjiu@ime. ac. cn.

王小松 男, (1981-), 博士, 副研究员. 研究方向为高性能混合信号集成电路、生物电传感技术、物联网相关技术.

张海英 女, (1964-), 博士, 研究员. 研究方向为 3G/4G 射频技术、嵌入式多模、医疗电子系统集成技术、物联网相关技术.

刘 昱 男, (1975-), 博士, 研究员. 研究方向为高性能模拟/射频 CMOS 集成电路、硅基毫米波集成电路、超低功耗短距离无线通讯系统、物联网相关技术及医疗电子系统集成技术.

(上接第 39 页)

[8] Ainhoa Cortés, IgoneVélez, Juan F Sevilano. Radix $r^{[k]}$ FFTs: matricial representation and sdc/sdf pipeline implementation [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2009, 57(7): 2824-2839.

[9] 张竺君. 基于 FPGA 的可变点 FFT 处理器的设计与实现[D]. 南京: 南京理工大学, 2009.

[10] 张全, 鲍华, 饶长辉, 等. GPU 平台二维快速傅里叶变换算法实现及应用[J]. 光电工程, 2016, 43(2): 69-75.

[11] Sharat B, Chandra Varma, Kolin Paul, et al. Accelerating 3D-FFT using hard embedded blocks in FPGAs [C]//2013 26th International Conference on VLSI De-

sign and the 12th International Conference on Embedded Systems. [s. l.], 2013.

作者简介:

张多利 男, (1976-), 博士, 研究员. 研究方向为多核处理器体系结构与设计方法、多媒体专用集成电路设计实现等.

张玲佳 女, (1992-), 硕士研究生. 研究方向为 SoC 设计.

宋宇鲲(通讯作者) 男, (1975-), 博士, 副研究员. 研究方向为面向数据密集与计算机密集应用的 SoC/MPSoC 体系结构与实现. E-mail: songyukun@hfut. edu. cn.