

引用格式:王巍,王伊昌,赵汝法,等.一种低噪声的斩波电流反馈仪表放大器[J].微电子学与计算机,2019,36(12):48-52.
[WANG W, WANG Y C, CHIO U-FAT, et al. A low noise chopper current feedback instrumentation amplifier [J]. Micro-electronics & Computer, 2019, 36(12): 48-52.]

一种低噪声的斩波电流反馈仪表放大器

王 巍,王伊昌,赵汝法,周凯利,王 广,刘东旭,袁 军

(重庆邮电大学 光电工程学院,重庆 400065)

摘 要:提出了一种应用于生物电信号采集的低噪声仪表放大器,该电路采用带有米勒补偿的三级电流反馈结构来实现高共模抑制比,采用两级斩波结构显著减少 $1/f$ 噪声和直流失调(DC offset),采用二阶 Sallen-Key 低通滤波器消除了由于斩波开关引入的输出纹波(Ripple).该电路采用 SMIC 0.13 μm CMOS 工艺进行设计,在 1.2 V 电源电压下消耗电流为 48 μA ,输入参考噪声功率谱密度(PSD)为 26 nV/rtHz,噪声效率因子(NEF)值为 6.4,共模抑制比为 114 dB.仿真结果表明,在第一谐波处,该电路将高频输出纹波降低了 1/43 倍.

关键词:生物电信号;仪表放大器;低功耗;电流反馈;Sallen-Key 滤波器

中图分类号: TN432

文献标识码: A

文章编号: 1000-7180(2019)12-0048-05

A Low noise chopper current feedback instrumentation amplifier

WANG Wei, WANG Yi-chang, Chio U-Fat, ZHOU Kai-li,

WANG Guang, LIU Dong-xu, YUAN Jun

(College of Electronics Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications,
Chongqing 400065, China)

Abstract: A low-noise instrumentation amplifier is proposed for biopotential signals acquisition. This circuit uses a three-stage current feedback topology with miller compensation to achieve a high common-mode rejection ratio. A two-stage chopping structure is used to significantly reduce $1/f$ noise and DC offset. The output ripple introduced by the chopper switch is eliminated by implanting a second-order Sallen-Key low-pass filter. The circuit is designed in a SMIC 0.13 μm CMOS process with a current dissipation of 48 μA at 1.2 V supply voltage, and the input reference noise power spectral density (PSD) is 26 nV/rtHz, the noise efficiency factor (NEF) is 6.4 and the common mode rejection ratio is 114 dB. The simulation results show that at the first harmonic, the circuit reduces the high-frequency output ripple by a factor of 1/43.

Key words: instrumentation amplifier; current feedback; chopping; biopotential signals

1 引言

随着物联网(IoT)技术以及无线传感器网络(WSN)的快速发展,人们对便携式可穿戴的个人健康监测设备有了越来越大的兴趣^{[1][2]}.这些便携设备可以对人们的各种日常活动进行实时监控,同时与累积数据库进行对比分析,设备可以检测异常健

康状况以实现预防性医疗保健^[3].对于生物电位监测设备来说,提供高质量的信号检测模块至关重要,信号质量越高,健康信息的可靠性就越高.因此起着采集放大作用的仪表放大器(IA)无疑是系统中最关键的模块之一.

IA设计中所面临的主要挑战与生物电信号的特性相关,如图1所示,脑电图(EEG),心电图

收稿日期:2019-03-18;修回日期:2019-05-01

基金项目:国家自然科学基金项目(61404019);重庆市基础与前沿研究计划项目资助(cstc2016jcyjA0272)

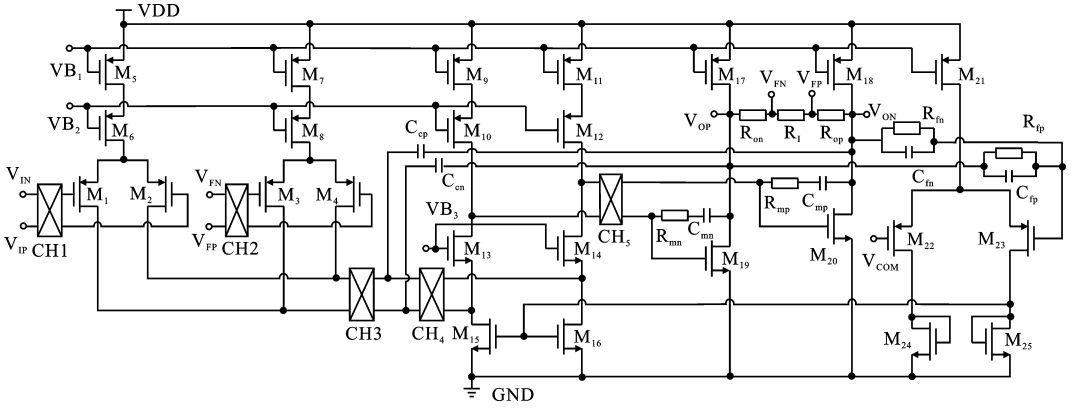


图3 ICFA 电路结构图

式中, $\overline{V_{mi}^2}$ 为晶体管 M_i 的平方噪声电压; $\overline{V_{chi}^2}$ 为斩波开关产生的噪声的平方噪声电压; r_{oi} 为晶体管 M_i 的本征电阻值. 将输出噪声除以两级增益并简化则约等于:

$$\overline{V_{n, in}^2} \approx 4 \overline{V_{m1}^2} + 2 \overline{V_{ch1}^2} + 2 \overline{V_{n9}^2} \frac{g_{m9}^2}{g_{m1}^2} + 2 \overline{V_{n15}^2} \frac{g_{m15}^2}{g_{m1}^2} \quad (4)$$

由于斩波开关的调制效应导致自身噪声贡献远小于晶体管的噪声贡献, 因而被忽略. 通过将热噪声及 $1/f$ 噪声公式代入上述表达式, 可得:

$$\begin{aligned} \overline{V_{n, in}^2} \approx & 16kT \frac{2}{3} g_{m1} + 8kT \frac{2}{3} \frac{g_{m9}}{g_{m1}} + \\ & 8kT \frac{2}{3} \frac{g_{m15}}{g_{m1}} + \frac{4K_p}{C_{ox} (WL)_1 f} + 2 \frac{K_p}{C_{ox} (WL)_9 f} \\ & \frac{g_{m9}^2}{g_{m1}^2} + 2 \frac{K_n}{C_{ox} (WL)_{15} f} \frac{g_{m15}^2}{g_{m1}^2} \end{aligned} \quad (5)$$

式中, k 是玻尔兹曼常数; K 是一个与工艺有关的常量, 数量级为 $10^{-25} V^2 F$; C_{ox} 是单位面积的栅氧化层电容; W 、 L 分别为晶体管的宽度和长度; f 为信号频率. 由公式可以看出, 若想减小放大电路的输入参考噪声, 则需要增加晶体管 M_1 的跨导值, 并增大晶体管 M_1 、 M_9 、 M_{15} 的 W 与 L 值.

2.2 斩波技术的引入与输出纹波抑制

由上述公式(5)可知, 通过调节晶体管的跨导值及长宽值可以用来减小晶体管的输入参考噪声, 但效果往往不够理想, 同时放大器的输入端存在直流失调, 因此本次设计引入斩波技术来进一步消除噪声及失调带来的影响, 假设图3中输入端存在一直流失调电压 V_{os} , 那么斩波与输出失调 $V_{os, out}$ 的关系通常可以表示为:

$$V_{os, out} = \frac{V_{os} G_{m1}}{2C_c f_{ch1}} \quad (6)$$

由公式可(6)知, 可以通过增大 C_c 的值来减小输出失调, 但这样会增大电路面积, 也可以通过增大 f_{ch1} 的频率来减少输出失调.

如图4所示为一个简单的斩波开关, 由四个相同的 NMOS 晶体管构成, MOS 管中作为斩波器的开关的栅极与 MOS 管的漏极和源极(信号路径), 存在着寄生电容, 和信号路径与地之间的阻抗构成 RC 微分器(Differentiator). 加载在晶体管 M_1 栅极的方波时钟信号 CLK 由于微分器的作用将在 M_1 的源极和漏极产生交流电流尖峰(AC Spikes)信号. 即电荷注入(Charge injection)效应.

产生的 AC Spikes 进一步被斩波开关 CH1 自身整流, 在该斩波开关的输出端产生整流后的尖峰(Rectified Spikes)信号, Rectified Spikes 最终传输至输出端即残余失调(residual offset), 可表示为:

$$V_{osresi} = \frac{V_{spike}}{0.5T} \int_0^{0.5T} e^{-t/\tau} dt \quad (7)$$

式中, V_{spike} 为 AC Spikes 的幅度; T 是斩波控制信号 CLK 的周期, τ 是 differentiator 的 RC 时间常数, 通常与公艺制程有关, 若 $T \gg \tau$, 因此公式(7)化为:

$$V_{osresi} = \frac{2\tau}{T} V_{spike} \quad (8)$$

从公式中可以看出, 降低斩波开关的频率可以减少残余失调, 又与前文增大频率降低 DC offset 矛盾, 为了解决此矛盾, 本文采用两级斩波结构, 前级采用高频斩波开关降低 DC offset, 后级采用较低频率开关降低 residual offset. 两级斩波开关的频率比值 K 可由公式(9)确定:

$$K = \frac{f_{high}}{f_{low}} \geq \frac{BW_{signal} + f_{corner}}{2BW_{signal}} \quad (9)$$

式中, f_{high} 、 f_{low} 分别为前级斩波开关与后级斩波开关的频率; BW_{signal} 为输入信号带宽; f_{corner} 为噪声转角(noisecorner)频率.

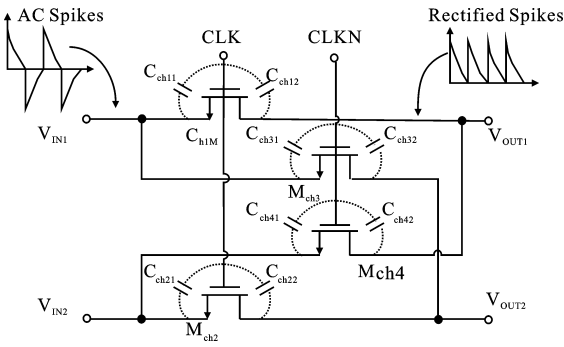


图 4 斩波开关原理图

尽管两级斩波可以有效地降低 DC offset 和 residual offset,并降低输入噪声转角频率^[10],但实际应用中由于斩波开关的源极阻抗并不能保证完全平衡,因此仍有 DC offset 和 residual offset 导致的少量输出纹波出现,这对低幅值的生物电信号影响仍然很大,因此本文在 ICFIA 的输出端加入二阶 Sallen-Key 低通滤波器(LPF)滤除 outputripple,进一步提高电路精度。

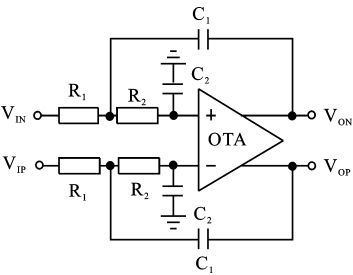


图 5 二阶 Sallen-Key LPF 原理图

二阶 Sallen-Key LPF 结构如图(5)所示,全差分运算跨导放大器作为单增益缓冲器与电阻 R_1 、 R_2 、 C_1 、 C_2 共同构成 LPF,其转移函数如下:

$$H(s) = \frac{(2\pi f_c)^2}{s^2 + 2\pi \frac{f_c}{Q}s + (2\pi f_c)^2} \tag{10}$$

式中, f_c 为滤波电路的截止频率; Q 为滤波电路的品质因数. f_c 可表示为:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{n1}R_{n2}C_{n1}C_{n2}}} \tag{11}$$

品质因数 Q 可表示为:

$$Q = \frac{\sqrt{R_{n1}R_{n2}C_{n1}C_{n2}}}{C_{n2}(R_{n1} + R_{n2})} \tag{12}$$

如公式(11)所示,可以通过设定电阻电容值来设定较低的低通截止频率,滤除高频输出纹波。

3 电路仿真结果

本文所提出的 ICFIA 采用 SMIC 0.13 μm

CMOS 工艺进行设计,电源电压设定为 1.2 V,使用 Cadence Spectre 软件对电路进行后仿真分析,得到电路的小信号增益仿真及 CMRR 后仿真结果如图 6 所示,该放大器的闭环增益为 54 dB,CMRR 为 114 dB,−3 dB 低通滤波频率设置为 1.8 KHz. 图 7 为输入参考噪声 PSD 仿真结果,在 $f_{ch1}=500$ KHz、 $f_{ch2}=100$ KHz 的斩波频率下,IA 的 noise PSD 为 26 nV/rtHz,1/ f noisecorner 为 3 Hz. 图 8 为 IC-FIA 的时域输出信号(上)与经过 LPF 处理后的时域输出信号(下)经过傅里叶变换(FFT)后的频谱对比图,可见在第一谐波(100 KHz)处,ripple 幅度由 3.42 mV降低至 0.08 mV,即降低了 1/43 倍。

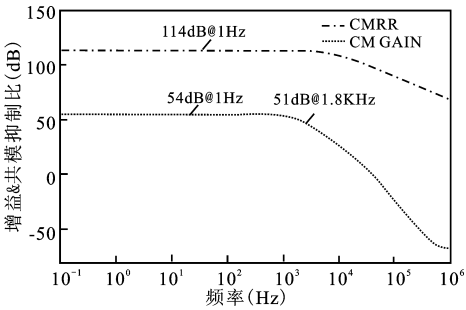


图 6 放大器增益及 CMRR 仿真结果

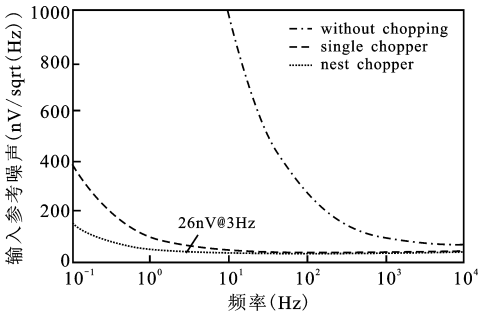


图 7 放大器等效输入噪声仿真结果

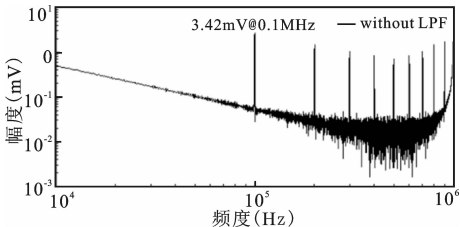


表 1 所示为本文与已发表文献的仪表放大器性能指标的对比,可以看出,本文所设计的 CFIA 具有较低的功耗和较低的噪声,并且实现了良好的共模抑制比性能. 可以使用定义为噪声效率因子(NEF)来评估放大器的总功率效率. NEF 可定义为:

$$NEF = V_{ms, in} \sqrt{\frac{2I_{total}}{\pi \cdot U_{th} \cdot 4kT \cdot BW}} \tag{13}$$

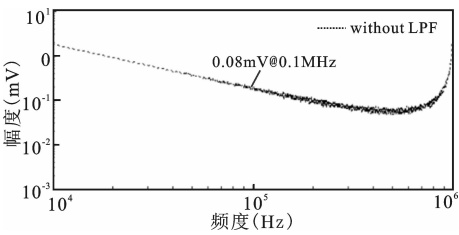


图 8 LPF 滤波效果图

式中, I_{total} 为电路总消耗电流; U_{th} 为热电压; $U_{th} = kT/q$; BW 为放大器的带宽, 经过计算本文 NEF 为 6.4.

表 1 本文所设计的 CFIA 与文献的性能比较

参数	文献[6]	文献[7]	文献[8]	本文
工艺/nm	180	65	130	130
电压/V	1.2	1.2	1.2	1.2
电流/ μ A	250	12	2.9	43
CMRR/dB	107	115	85	114
噪声 PSD/nV	50	55	47	26
增益/dB	63	40	<40	53.8
NEF	30.5	—	3.9	6.4

4 结束语

本文设计了一种用于生物电信号检测的 IC-FIA, 该电路采用带有米勒补偿的三级电流反馈结构来实现高 CMRR, 为 114 dB. 采用两级斩波结构显著减少 1/f 噪声和 DC offset, 在 1.2V 电源电压下消耗电流为 48 μ A, 输入参考噪声功率谱密度 (PSD) 为 26 nV/rtHz, 可见具有较低的功耗及输入参考噪声, 采用二阶 Sallen-Key 低通滤波器抑制了由于斩波开关引入的 OutputRipple, 在第一谐波 (100 KHz) 处, ripple 幅度由 3.42 mV 降低至 0.08 mV, 即降低了 1/43 倍, 因此, 本文提出的 IC-FIA 满足生物电信号的测量要求.

参考文献:

[1] ZHANG Y, SUN L, SONG H, et al. Ubiquitous WSN for Healthcare: Recent Advances and Future Prospects[J]. IEEE Internet of Things Journal, 2014, 1(4):311-318.

[2] KELLY S D T, SURYADEVARA N K, MUKHOPADHYAY S C. Towards the Implementation of IoT for Environmental Condition Monitoring in Homes[J]. IEEE Sensors Journal, 2013, 13(10):3846-3853.

[3] LEE H S, NGUYEN V N, PHAM X L, et al. A 250-

μ W, 18-nV/rtHz current-feedback chopper instrumentation amplifier in 180-nm cmos for high-performance bio-potential sensing applications[J]. Analog Integrated Circuits and Signal Processing, 2017, 90(1):137-148.

[4] ZOU X, XU X, YAO L, et al. A 1-V 450-nW fully integrated programmable biomedical sensor interface chip[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(4):1067-1077.

[5] WU R, MAKINWA K A A, HUIJSING J H. A Chopper Current-Feedback Instrumentation Amplifier With a 1 mHz1/f Noise Corner and an AC-Coupled Ripple Reduction Loop[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(12):3232-3243.

[6] AHMED M, MOHAMAD S, BERMAK A. A power-efficient current-feedback instrumentation amplifier for precision bridge readout[C]// IEEE International Conference on Electron Devices & Solid-state Circuits. SingaporeSingaporeIEEE Press, 2015, 555-558.

[7] SAAD M, EL-NOZAH M, RAGAI H. Low noise chopper instrumentation amplifier with feed-forward ripple suppression technique[C]// 2016 28th International Conference on Microelectronics (ICM). Giza, EgyptIEEE Press, 2016, 305-308.

[8] ZHENG J, KI W H, HU L, et al. Chopper Capacitively-Coupled Instrumentation Amplifier Capable of Handling Large Electrode Offset for Biopotential Recordings[J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2017, 64(12):1392-1396.

[9] DOOL B J V D, HUIJSING J K. Indirect current feedback instrumentation amplifier with a common-mode input range that includes the negative roll[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2002, 28(7):743-749.

[10] LEE H S, NGUYEN V N, PHAM X L, et al. A 250-

作者简介:

王巍男, (1967—), 博士, 教授. 研究方向为数字集成电路设计、射频集成电路设计以及半导体光电器件.

王伊昌(通讯作者)男, (1996—), 硕士研究生. 研究方向为模拟 IC 设计. E-mail:1102259893@qq.com