

应用于眼压信号检测的低噪声前置放大器设计*

曾健平¹, 樊明^{1†}, 陈铖颖², 张锋³

(1. 湖南大学 物理与微电子科学学院, 湖南 长沙 410082;
2. 厦门理工学院 光电与通信工程学院, 福建 厦门 361024; 3. 中国科学院微电子研究所, 北京 100029)

摘要:基于SMIC 180 nm CMOS工艺,设计并实现了一款应用于眼压信号检测系统的低噪声前置放大器.该放大器使用二极管连接的MOS管实现GΩ级别的大电阻,在反馈回路中该伪电阻与反馈电容并联在低频段产生高通截止点以抑制直流失调电压和低频噪声,达到较好的噪声性能.后仿真结果显示:低噪声前置放大器的直流增益为40 dB,有效带宽从0.25 Hz到46 kHz,在低频频率100 Hz处的等效输入噪声为197.3 nVrms,采用1.8 V的电压供电,核心电路功耗为32.4 μW,芯片面积为0.75 mm×0.62 mm.

关键词:信号检测;伪电阻;低噪声;放大器

中图分类号:TN722.3

文献标志码:A

Design of Low-noise Preamplifier for Application of Intraocular Pressure Signal-detection

ZENG Jianping¹, FAN Ming^{1†}, CHEN Chengying², ZHANG Feng²

(1. School of Physics and Microelectronics, Hunan University, Changsha 410082, China;
2. School of Opto-electronic and Communication Engineering, Xiamen University of Technology, Xiamen 361024, China;
3. Key Laboratory of Microelectronics Devices & Integrated Technology, Institute of Microelectronics of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100029, China)

Abstract: A low-noise preamplifier applied to the intraocular pressure signal-detection system with 180 nm CMOS process was proposed. The amplifier adopts a diode-connected MOS transistor to achieve a large resistance of GΩ level. In the feedback loop, the pseudo-resistor and the feedback capacitor are connected in parallel to generate a high-pass cutoff point in the low frequency, which can suppress the DC-offset voltage and the noise in low frequency to achieve better noise performance. The post-simulation results show that the low noise preamplifier has a DC-gain of 40 dB, the effective bandwidth is from 0.25 Hz to 46 kHz, and an equivalent input noise is 197.3 nVrms at 100 Hz. The power consumption of the core circuit is 32.4 μW at a supply of 1.8 V, and the chip area is 0.75 mm×0.62 mm.

Key words: signal-detection; pseudo-resistor; low noise; preamplifier

随着半导体技术和新交叉学科“生物医学电子技术”的迅速发展,体征信号采集系统在医疗诊断等领域有着广阔的应用前景和巨大的市场价值^[1].但是诸如眼电、心电等眼压信号幅值较小、频率低、很容易受到低频下1/f(闪烁)噪声的干扰^[2],这些特点给眼压信号的采集带来了挑战.本文基于

值^[1].但是诸如眼电、心电等眼压信号幅值较小、频率低、很容易受到低频下1/f(闪烁)噪声的干扰^[2],这些特点给眼压信号的采集带来了挑战.本文基于

* 收稿日期:2017-02-14

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61474134), National Natural Science Foundation of China(61474134)

作者简介:曾健平(1966—),男,湖南祁东人,湖南大学副教授

† 通讯联系人, E-mail: 913685784@qq.com

眼压信号特征,设计一款应用于眼压信号检测的低噪声放大器.目前在眼压信号检测中,常用降低 $1/f$ 噪声的方法主要有自调零(auto-zeroing)技术^[3]、斩波调制技术^[4]和相关双采样技术等等.

Harrison 等提出了“交流耦合—电容反馈式”拓扑结构的低噪声前置放大器^[5],同时利用晶体管实现 $G\Omega$ 级别的伪电阻.Zou 等在低噪声放大器中采用对称、阻值可调的伪电阻结构,有效减小了信号失真,但增加了电路的复杂性^[6].

本文在借鉴了一些前人研究成果的基础上,提出一种应用于眼压信号检测的低噪声前置放大器.该低噪声前置放大器采用传统的两级 OTA(Operational Transconduntor Amplifier, OTA) 作为核心^[7];采用工作在亚阈值区的 PMOS 对管作为差分输入管;输出级采用 NMOS 作为输入管.

1 低噪声前置放大器的设计

图 1 是低噪声前置放大器的系统架构图^[8].

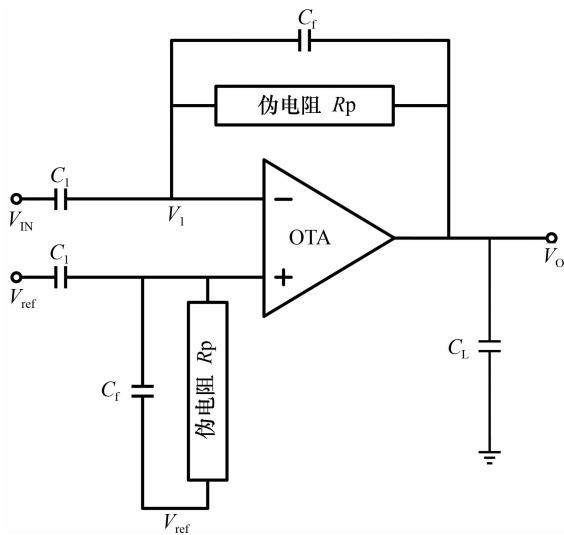


图 1 低噪声前置放大器结构图

Fig.1 Block diagram of the low-noise preamplifier

借助叠加原理和闭环放大器虚短、虚断的特性,可推导出低噪声前置放大器的传输函数:

$$H(s) = \frac{C_1}{C_f} \times \frac{sC_fR_p}{s^2 \frac{C_L R_p (C_f + C_1)}{G_m} + s \frac{C_L R_p G_m C_f}{G_m} + 1} = \frac{C_1}{C_f} \times \frac{sC_fR_p G_m}{s^2 (C_f + C_1) C_L R_p + (C_L + C_f R_p G_m) s + G_m} \quad (1)$$

式中: C_1 为输入电容; R_p 为伪电阻的阻值; C_L 为负载电容; C_f 为反馈电容; G_m 是两级 OTA 的等效输入级跨导.

假设两极点 P_1 和 P_2 满足 P_1 远小于 P_2 ,那么

由式(1)可得到 P_1 和 P_2 两极点的表达式:

$$P_1 = \frac{G_m}{2\pi(C_L + G_m R_p C_f)} \approx \frac{1}{2\pi R_p C_f}, C_L \ll G_m C_f R_p \quad (2)$$

$$P_2 = \frac{G_m C_f R_p + C_L}{2\pi C_L R_p (C_f + C_1)} \approx \frac{G_m}{2\pi A_M C_L}, C_L \ll G_m C_f R_p \quad (3)$$

从式(1)看出电路在直流状态下有一零点,再结合式(2)和(3)得到的 P_1 和 P_2 极点,近似画出低噪声前置放大器的频率响应,如图 2 所示.

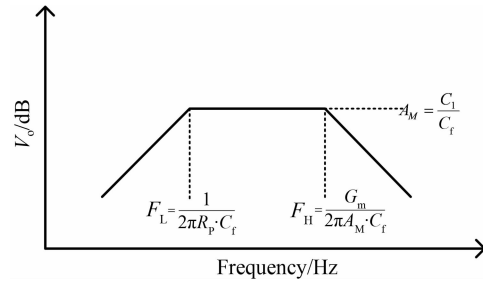


图 2 低噪声前置放大器的频率响应

Fig.2 Frequency response of the low-noise preamplifier

低噪声前置放大器等效输入噪声 $\overline{v_{in,amp}^2}$ 表达式为:

$$\overline{v_{in,amp}^2} = \left(\frac{C_1 + C_f + C_{p,in}}{C_1} \right)^2 \times \overline{v_n^2} \quad (4)$$

从式(4)可以看出,不仅低噪声的开环 OTA 在整个低噪声前置放大器设计至关重要,寄生电容 $C_{p,in}$ 对噪声的影响也要重点考虑,1.2 节将详细讲述如何设计低噪声的开环 OTA.

1.1 伪电阻

文献[5]使用两个二极管形式的 MOS 管串联作为伪电阻,当其形成的伪电阻两端的压差小于 0.2 V 时,其阻值可达到 $G\Omega$ 级.但是该伪电阻的 $I-V$ 双向曲线并不对称,其动态范围非常小.本文采用二极管形式的 MOS 管背靠背相连作为伪电阻,如图 3 所示,此结构可显著提高伪电阻的动态范围.

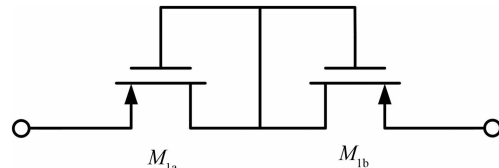


图 3 伪电阻的结构

Fig.3 Structure of pseudo-resistor

N 阱与衬底的反向漏电流流过 PMOS 横向寄生二极管会引起二极管正向导通,产生直流偏移.该偏移的大小比较难估算,严重时可能使输出信号的直流工作点严重偏离,影响下一级 SAR ADC 对眼压信号的采样处理.

1.2 低噪声、亚阈值跨导放大器 OTA 的设计

基于对开环放大器高增益、高精度、低噪声、大摆幅以及驱动能力的要求,本文决定采用以 PMOS 为输入对管、共源级作为输出级的单端输出两级运算放大器,如图 4 所示。

再对运放的噪声性能进行分析.观察运放电路,放大器第 2 级产生的等效输出噪声需要除以第 1 级增益,才能得到等效输入噪声,因此这部分噪声的影响也较小,可以不进行计算.所以,运放的噪声主要来源于第 1 级放大器的热噪声和 $1/f$ 噪声.对于等效输入噪声有(忽略电流源的噪声):

$$\overline{v_{n,in}^2} = 2 \times \left[\frac{8}{3} \times KT \left(\frac{1}{g_{m,PM1,2}} + \frac{g_{m,NM1,2}}{g_{m,PM1,2}} \right) + \frac{K_P}{C_{ox}(WL)_{PM1,2}f} + \frac{K_N}{C_{ox}(WL)_{NM1,2}f} \times \frac{g_{m,NM1,2}^2}{g_{m,PM1,2}^2} \right] \quad (5)$$

根据式(5),可为设计低噪声前置放大器做出指引:为了获得较好的噪声性能,必须增大输入晶体管 PM_1 和 PM_2 的尺寸,同时在一定的电流约束下获得最大的跨导值.减小负载管 NM_1 和 NM_2 的跨导,适当增大负载管的尺寸.其中增大输入管的跨导对噪声的降低影响最大,所以将输入晶体管偏置于亚阈值区来增大输入管的跨导^[9].

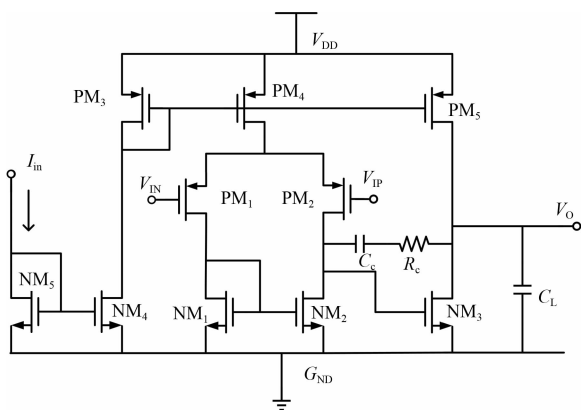


图 4 带有 RC 补偿的二级运算放大器

Fig.4 The two stage amplifier with RC compensation

对于晶体管的工作状态,通常定义一个反型系数(Inversion Coefficient, IC)来进行评价^[10].反型系数定义为晶体管漏极电流 I_D 和中等反型特性电流 I_S 的比值:

$$IC = \frac{I_D}{I_S} \quad (6)$$

当 MOS 管工作在饱和区时, $IC > 10$; 当 MOS 管工作在线性区时, $0.1 < IC < 10$; 而当 MOS 管工作在亚阈值区时, $IC < 0.1$.

这里引入在强反型区和弱反型区都适用的 EKV 模型^[11].定义

$$g_m \approx \frac{kI_D}{V_T} \times \frac{2}{1 + \sqrt{1 + 4 \times IC}} \quad (7)$$

式中: V_T 为热电压; k 是亚阈值区栅耦合系数,典型值为 0.7.根据式(7)可知, g_m 与 IC 成反比,也就是说,晶体管处于亚阈值区时 g_m 最大,所以偏置输入晶体管偏置于亚阈值区可有效减小运放的等效输入噪声。

在电流大小固定的前提下,增大输入对管的宽长比可将晶体管偏置在亚阈值区.同时,输入对管面积的增加也会对降低运放的噪声大有裨益,但是如果输入对管的面积过大也会增加运放的输入寄生电容 $C_{p,in}$,由式(4)可知, $C_{p,in}$ 的增大会影响低噪声前置放大器的噪声性能.因此必须合理选择晶体管 PM_1 , PM_2 的面积,来获得最优的噪声性能。

1.3 噪声因子

为了衡量眼压信号检测系统中的低噪声前置放大器的性能,需要引入噪声因子(NEF)的概念^[12],来综合评价功耗和噪声. NEF 越低表示电路综合性能越优. NEF 定义为:

$$NEF = V_{ni,rms} \sqrt{\frac{2I_{tot}}{\pi \cdot V_T \cdot 4KT \cdot BW}} \quad (8)$$

式中 $V_{ni,rms}$ 是总的等效输入噪声:

$$V_{ni,rms} = \sqrt{\frac{4KT \cdot V_T}{k^2 I_{D1}} BW \cdot \frac{\pi}{2}} \quad (9)$$

I_{tot} 为电路消耗的总电流; BW 为整体放大器的带宽.联合式(8),式(9)和 $I_{tot} = 5.5 I_{D1}$,得到:

$$NEF = \sqrt{\frac{5.5}{k^2}} = \sqrt{\frac{5.5}{0.49}} \approx 3.35 \quad (10)$$

因此本设计的理想 NEF 大小为 3.35.

2 后仿真验证

电路采用 SMIC 180 nm 1P6M CMOS 工艺,眼压信号检测系统的整体版图如图 5 所示,电路的核心面积为 $0.75 \text{ mm} \times 0.62 \text{ mm}$.

图 6 是低噪声放大器的增益曲线.从图 6 中可以得到:低频截止频率为 0.25 Hz,高频截止频率为 46 kHz,直流增益为 40 dB.被采集的眼压信号频率范围是 0.1 Hz 到 1 kHz,位于本文设计的低噪声前置放大器的带宽之内,微弱的眼压信号通过本放大器可以得到有效的放大。

图 7 是低噪声放大器的噪声特性曲线.在低频

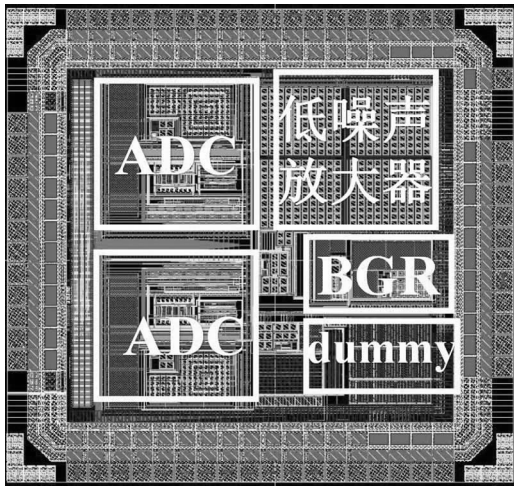


图 5 眼压信号检测系统的电路版图
Fig.5 The layout of bio-potential acquisition system

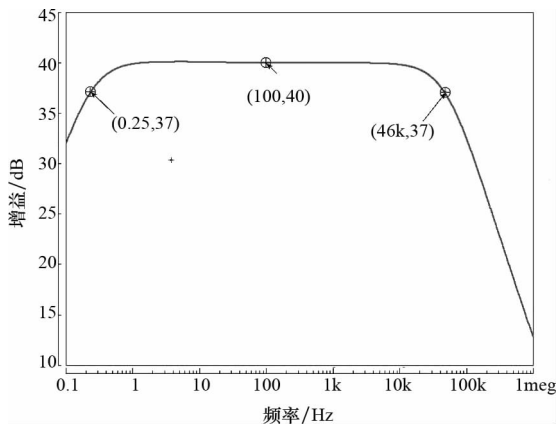


图 6 低噪声放大器的增益曲线
Fig.6 The gain waveform of the low-noise amplifier

频率 100 Hz 处的等效输入噪声为 197.3 nVrms.该低噪声前置放大器的噪声性能良好,满足眼压信号采集系统的性能要求.

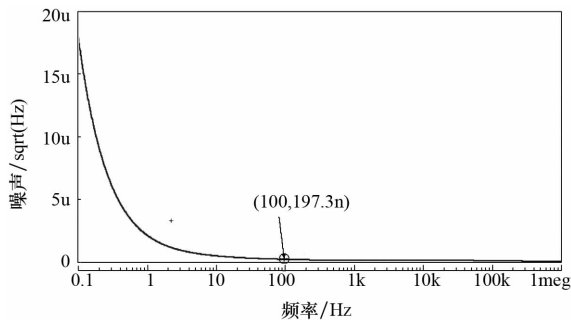


图 7 低噪声放大器的噪声曲线
Fig.7 The noise waveform of the low-noise amplifier

表 1 列出了不同工艺角下低噪声前置放大器的

性能参数.数据显示不同工艺角下的低噪声前置放大器的噪声特性仍满足眼压信号采集系统的性能要求.

表 1 常温下,不同工艺角的电路性能参数

Tab.1 At room temperature, performance parameters of circuit with different process angles

工艺角	3dB 带宽/Hz	增益@100Hz/dB	噪声@100Hz/nVrms
tt	0.25~46k	40	197.3
ss	0.01~40k	40	192.64
ff	0.83~45k	39.99	202.6

表 2 列出了不同文献中低噪声前置放大器的性能参数,通过比较发现本文低噪声前置放大器的 NEF 最小,综合性能优越.

表 2 低噪声前置放大器性能比较

Tab.2 Performance characteristics comparison of front-end amplifier

文献	增益/dB	NEF	功耗/ μ W	等效输入噪声/ $(\mu$ Vrms)
文献[5]	39.5	4	80 μ W@2.5V	2.2 0.5Hz~50kHz
文献[8]	39.3	19.4	115 μ W @1.5V	1.8 0.1Hz~10kHz
文献[12]	43.5	10	22 μ A current	3.66 1Hz~10kHz
本文	40	3.35	32.4 μ W @1.8V	0.197@100Hz

低噪声前置放大器的输出瞬态波形如图 8 所示.

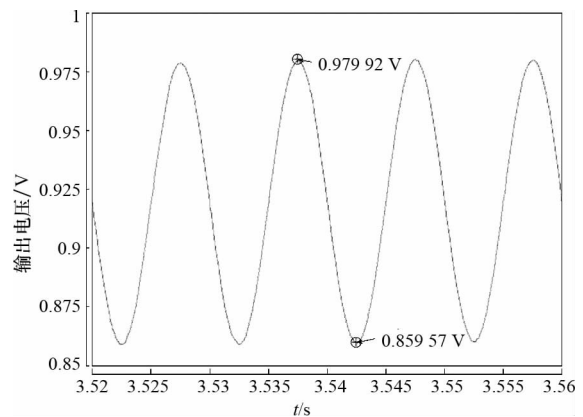


图 8 低噪声放大器的瞬态输出波形
Fig.8 The transient output waveform of the low-noise amplifier

仿真低噪声前置放大器的瞬态特性时,输入的激励信号是频率为 100 Hz,幅度为 600 μ V 的正弦信号,通过 Hspice 后仿得到单边输出摆幅为 60.2 mV,输出信号被放大了 100 倍(误差小于 0.34%,

可忽略),其瞬态波形的放大倍数与图6得到的在频率100 Hz时的直流增益相等,该放大器增益准确.本设计的难点在于伪电阻中晶体管尺寸的选择,因为在对电路进行后仿真时,如果伪电阻中晶体管尺寸选择不合适,输出瞬态波形的直流工作点相比前仿真会发生严重偏移.

3 结 论

本文在电路采用SMIC 180 nm CMOS工艺下,设计并实现了一款应用于眼压信号检测系统中的低噪声前置放大器.该放大器在反馈回路中采用伪电阻与反馈电容并联的形式,在低频段产生高通截止点以抑制直流失调电压和低频噪声,达到较好的噪声性能.后仿真结果显示低噪声前置放大器的直流增益为40 dB,其低频截止频率为0.25 Hz,高频截止频率为46 kHz,在低频频率100 Hz处的等效输入噪声为197.3 nVrms,验证了本设计的可行性,同时NEF只有3.35,该低噪声前置放大器综合性能优越.

参考文献

- [1] WANG Yanchao, KE Keren, QIN Wenhui, *et al.* A low power low noise analog front end for portable health care system[J]. *Journal of Semiconductors*, 2015, 36(10): 135–141.
- [2] SUI Xiaohong, LIU Jinbin, GU Ming, *et al.* Simulation of a monolithic integrated CMOS preamplifier for neural recordings [J]. *Journal of Semiconductors*, 2005, 26(12): 2275–2280.
- [3] ZHANG Chong, WU Qisong, YIN Tao. Noise and mismatch optimization for capacitive MEMS readout[J]. *Journal of Semiconductors*, 2009, 30(11): 88–93.
- [4] 尹韬, 杨海钢, 刘珂. 一种适用于微传感器读出电路的低噪声、低失调斩波放大器[J]. *半导体学报*, 2007, 28(5): 796–801.
- [5] YIN Tao, YANG Haigang, LIU Ke. A low noise, low offset chopper amplifier for micro sensor readout circuit[J]. *Journal of Semiconductor*, 2007, 28(5): 796–801. (In Chinese).
- [5] HARRISON R R, CHARLES C. A low-power, low-noise CMOS amplifier for neural recording applications[J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2003, 38(6): 958–965.
- [6] ZOU Xiaodan, XU Xiaoyuan, YAO Libin, *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.
- [7] 杨佩琪. 无需匹配运算放大器的有源补偿差动积分电路[J]. *湖南大学学报: 自然科学版*, 1992, 19(6): 45–49.
- [7] YANG Peiqi. An active compensated differential integrator without matched operational amplifiers[J]. *Journal of Hunan University: Natural Sciences*, 1992, 19(6): 45–49. (In Chinese).
- [8] MOHSENI P, NAJAFI K. A fully integrated neural recording amplifier with DC input stabilization[J]. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2004, 51(5): 832–837.
- [9] ZHANG Xu, PEI Weihua, HUANG Beiju, *et al.* Low power CMOS preamplifier for neural recording applications [J]. *Journal of Semiconductors*, 2010, 31(4): 62–67.
- [10] WATTANAPANITICH W, FEE M, SARPESHKAR R. An energy-efficient micropower neural recording amplifier[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits & Systems*, 2007, 1(2): 136–147.
- [11] 朱少姣. 用于眼压信号采集系统的前置放大器芯片设计[D]. 上海: 上海交通大学微电子学院, 2013: 26–31.
- [11] ZHU Shaojiao. Design of an front-end amplifier chip for bio-potential acquisition [D]. Shanghai: College of Microelectronics, Shanghai Jiaotong University, 2013: 26–31. (In Chinese).
- [12] PARTHASARATHY J, ERDMAN A G, REDISH A D, *et al.* An integrated CMOS bio-potential amplifier with a feed-forward DC cancellation topology [C]//International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. New York: IEEE, 2006: 2974–2977.