一种用于低频微弱信号采集的通用放大器设计

刘　雯，徐连明

(北京邮电大学电子工程学院　北京　海淀区　100876)

【摘要】采用CSMC 0.5 μm 2P3M工艺设计用于低频微弱信号采集的通用前置放大器。放大器采用全差分的交流耦合-电容反馈结构，提高输入阻抗。采用PMOS伪电阻技术，高通截止点可随栅极偏压调节，适用于采集不同频率范围的低频信号。测试放大器增益为45.2 dB，高通截止点在1 Hz～10 kHz范围内调节，放大器的低通截止点为7 kHz。100~7 000 Hz范围内放大器的等效输入噪声电压为17.8 μV。

关　键　词　集成电路;　低频微弱信号;　移动终端;　前置放大器

中图分类号　TN433　　文献标志码　A　　doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2014.02.012

A General Purpose Amplifier Design for Low-Frequency Weak Signal Acquisition

LIU Wen and XU Lian-ming

(School of Electric Engineering, Beijing University of Posts and Telecommunications　Haidian Beijing　100876)

Abstract　A general purpose amplifier for low-frequency weak signal acquisition fabricated in CSMC 0.5μm 2P3M process is presented. The amplifier adopts full differential structure with AC-coupled and capacitive feedback, the input resistor is boosted and bandwidth can be adjusted. The amplifier uses PMOS pseudo resistor to realize the adjustment of high pass cutoff frequency through adjusting gate voltage, which suits different low-frequency weak signal acquisition. The tested gain of the amplifier is 45.2 dB. The high pass cutoff frequency can be adjusted from 1 Hz to 10 kHz. The equivalent input-referred noise within 100 Hz and 7 kHz is 17.8 μV.

Key words　integrated circuit;　low-frequency weak signal;　movable termination;　preamplifier

目前，全世界60岁以上老年人口总数已达6亿，有60多个国家的老年人数达到或超过人口总数的10%，进入人口老龄化社会行列。随着我国经济的发展，老龄化问题日益突出，其中“空巢老人”现象尤其引人关注。老年人关爱终端的出现，解决了因中国老龄化进程的加剧而引起的“空巢”老人医疗急救问题。在老年人关爱终端中，需要实时监测老年用户的生理电信号变化，以便进行第一时间的医学诊断，为突发性疾病的发现和救治赢得宝贵时间。随着生物学、医学和医疗的蓬勃发展，对低功耗小型化的生理信号检测记录系统的需求正持续增长。生理信号检测系统一般分为便携式和植入式两类，基本功能单元包括传感器、模拟前端、微处理器和执行器等模块。虽然两类检测系统所检测的信号特性和应用环境不同，但所检测的信号都属于低频微弱信号，对低频微弱信号放大器有着共同的需求。

1　电路设计

常见的生理信号都是低频微弱信号，如表1所示，信号幅度为10 μV～5 mV，频率集中在0.1 Hz～10 kHz范围内[1-4]，因此要求放大器噪声低、增益大。另一方面，检测生物医学生理电信号的电极与生物组织界面的阻抗一般在100 kΩ～10 MΩ范围[5-6]，这要求放大器有大输入阻抗，减小放大器输入端的负载效应对被检测信号的衰减。同时，由于电极的极化电压，检测环境中的电磁干扰和生物体共模电平的变化等因素，对放大器的共模抑制比和电源抑制比提出了苛刻要求[7]。本文根据生物医学检测生理电信号的需求，设计一种适用于生物医学领域的检测不同低频微弱信号的通用前置放大器。放大器采用全差分的交流耦合-电容反馈结构，具有高输入阻抗、高增益、低噪声、通带可调等优点。

收稿日期：2013－09－22;　修回日期：2013－12－18

基金项目：国家863项目(SS2012AA120801，SS2012AA120802，SS2012AA120803)

作者简介：刘　雯(1967－)，女，高级工程师，主要从事集成电路设计、室内外高精度定位等方面的研究.

表1　常见生理电信号[1-4]

生理电信号	幅度	频率范围/Hz
心电(ECG)	0.5～4 mV	0.1～250
脑电(EEG)	25～300 μV	DC～150
肌电(EMG)	0.1～5 mV	DC～500
神经电(AAP)	10～500 μV	100～7 000

1.1　放大器设计

生物医学应用条件共模电平变化较大，需要提高放大器的工模抑制比(CMRR)，因此放大器采用全差分的电容反馈-交流耦合结构，同时提高电源抑制比(PSRR)，电路如图1所示。

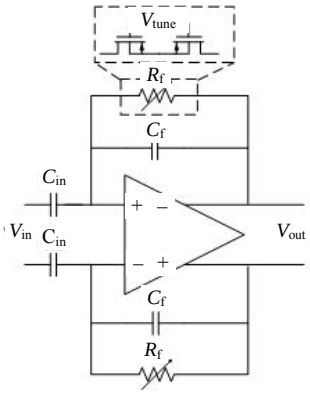

图1　放大器原理图

放大器的增益为：

$$A_V = \frac{C_{in}}{C_f} \tag{1}$$

设计时取C_{in}为20 pF，C_f为0.1 pF，放大器增益为46 dB。设计放大器的通频带，其低通截止频率和高通截止频率分别表示为：

$$f_{LP} = \frac{GBW}{A_V} \tag{2}$$

$$f_{HP} = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \tag{3}$$

放大器增益已经设定，设计运算跨导放大器(OTA)的单位增益带宽GBW，确定放大器的低通截止点。应用于生物医学生理电信号放大器要求高通截止点只有几赫兹甚至更低，集成电路中采用普通电阻实现大时间常数导致芯片面积增大，提高制造成本。一种有效方法是采用工作于亚阈值区的MOS管实现电阻功能，减小芯片面积[8-10]。MOS电阻技术可以调节栅极电压，改变放大器的高通截止点，从而适用于放大频率范围不同的生理电信号。本文设计采用两个串联的PMOS管，每个管子的宽长比设计为1/4。

1.2　运算跨导放大器(OTA)设计

全差分OTA是放大器的主要部件，为了实现放大器的通用性，采用两级结构，如图2所示。输入级采用折叠式共源共栅结构，增大输入范围，设计第二级增大放大器的输出范围，增大OTA的增益。为保证OTA闭环条件下稳定工作，两级OTA结构需要进行补偿。补偿电容连接在第二级的输出端和第一级的PMOS共源共栅管源端，避免了补偿电容引入右半平面零点。引入米勒补偿电容后相位裕量设计为60°。

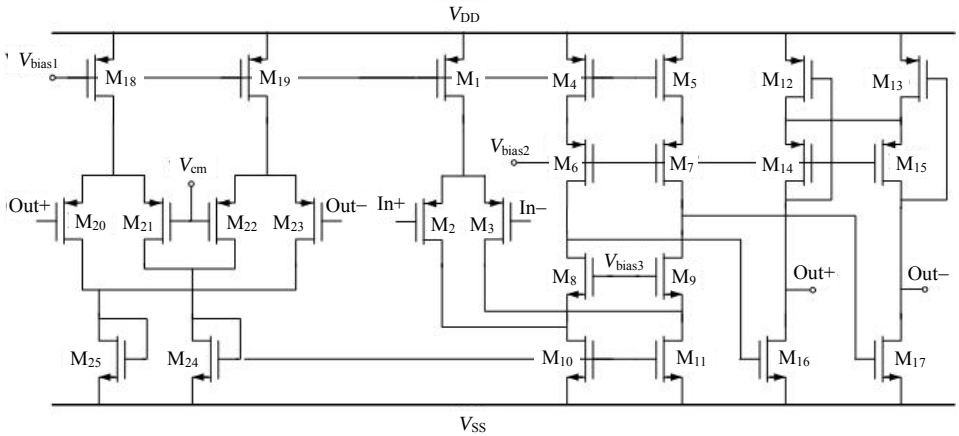

图2　全差分OTA电路图

全差分放大器需要共模反馈电路以稳定放大器的共模工作电压。放大器的第一级和第二级分别设计共模反馈电路，第一级采用一个误差放大器，第二级采用线性区的PMOS差分对。全差分放大器的第一级输出摆幅较小，因此可以采用误差放大器准确控制第一级的输出共模电平。为增大全差分放大器的输出范围和线性度，第二级采用线性区的PMOS差分对。通过设计M_{12}、M_{13}的尺寸，调节V_{cm}电压可以得到稳定的共模输出电压。此外，线性区的PMOS差分对可以简化共模反馈电路，不增加额

外的功耗。

噪声是放大器的重要指标，其主要噪声来源于OTA的第一级，其中输入管M_2、M_3和有源负载M_4、M_5、M_{10}、M_{11}贡献了主要的噪声[11-12]。OTA的等效输入噪声为：

$$v_{eq}^2 = dv_2^2 + dv_3^2 + dv_4^2\left(\frac{g_{M_4}}{g_{M_2}}\right)^2 + dv_5^2\left(\frac{g_{M_5}}{g_{M_3}}\right)^2 + dv_{10}^2\left(\frac{g_{M_{10}}}{g_{M_2}}\right)^2 + dv_{11}^2\left(\frac{g_{M_{11}}}{g_{M_3}}\right)^2 \tag{4}$$

式中，dv_i^2表示晶体管Mi贡献的噪声功率密度，为：

$$dv_i^2 = \frac{8kT}{3g_{M_i}} + \frac{KF}{WLC_{OX}^2}\frac{1}{f} \tag{5}$$

根据上式优化OTA噪声性能。一方面增大输入管和负载管的器件面积，减小1/*f*噪声；另一方面提高输入管的跨导，减小负载管的跨导。输入管M_2、M_3设计大宽长比、较小的过驱动电压，工作于亚阈值区以提高电流效率。负载管M_4、M_5和M_{10}、M_{11}设计小宽长比，偏置于较大的过驱动电压，工作在强反型区以减小跨导。此外，为减小1/*f*噪声，输入器件选择PMOS管。表2给出了电路各个MOS管的设计参数。

表2 MOS管设计参数

MOS管	W/L/μm	I_D/μA	MOS管	W/L/μm	I_D/μA
M_1, M_{18}, M_{19}	1/2	2	M_{12}, M_{13}	2/8	4
M_2, M_3	100/4	1	M14, M_{15}	4/2	4
M_4, M_5	4/8	2	M_{16}, M_{17}	2/4	4
M_6, M_7, M_8, M_9	2/2	2	M_{20}, M_{21}, M_{22}, M_{23}	4/4	1
M_{10}, M_{11}	4/20	3	M_{24}, M_{25}	4/30	2

2 测试分析

采用CSMC 0.5 μm 2P3M工艺验证通用放大器的设计结果。图3为放大器的芯片照片，放大器面积为150 μm×300 μm。采用5 V供电，室温条件下测试放大器工作电流为18 μA。为测试放大器幅频特性和噪声特性，放大器输出端后设计单位增益的差分放大器，将双端输出转换为单端输出，便于使用HP 3562A动态信号分析仪和Agilent 6052A混合信号示波器测试放大器的输出。

测试放大器在1 Hz～10 kHz范围内的幅频特性如图4所示。放大器的中频增益为45.2 dB，与设计值相比略低，这可能是由于反馈电容Cf及MOS管伪电阻的寄生电容造成。调节PMOS电阻栅电压，放大器的高通截止点随栅极电压变化而改变，证明电路工作良好，放大器可用于不同频段的信号采集。同时给出PMOS管栅极电压为1.53、1.42、1.38 V时高通截止点分别对应1、10、100 Hz的情况。放大器的低通截止点约为7 kHz。

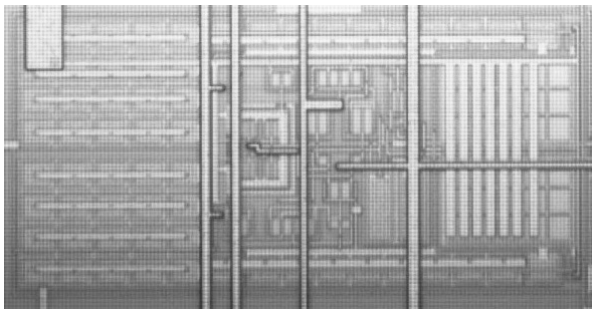

图3 放大器芯片照片

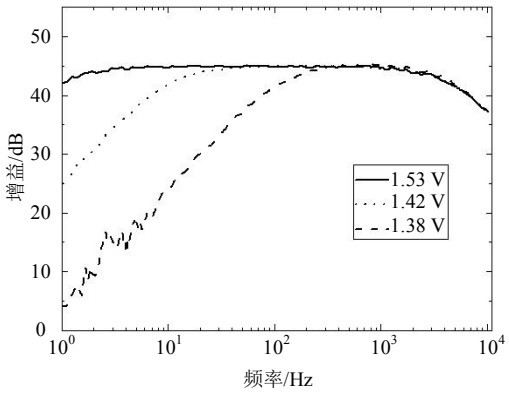

图4 幅频特性

图5为放大器的等效输入噪声电压谱，测试得放大器等效输入热噪声为98 nV/$\sqrt{Hz}$。100 Hz～7 kHz范围内积分噪声为17.8 μV，主要原因是OTA的1/*f*噪声较大。以200 Hz、1 mV正弦波作为放大器激励，示波器测得放大器输出信号波形如图6所示。放大器输出稳定的正弦信号，无明显失真，信号幅度为190 mV，相应增益与幅频特性测试结果一致。

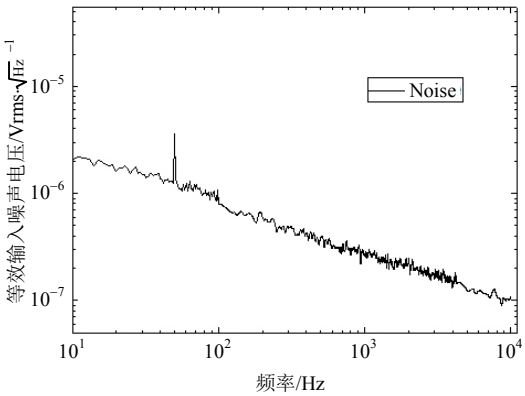

图5 等效输入噪声电压谱

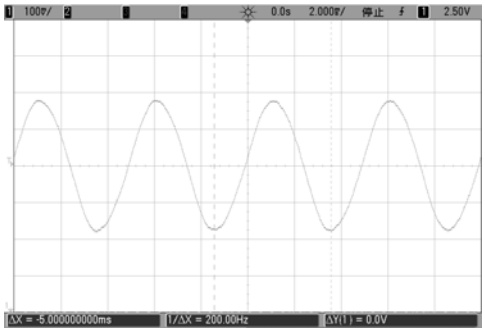

图6　示波器测试得正弦信号

表3给出了放大器性能指标的测试结果与设计结果总结，测试结果与设计值基本一致，实现设计目标。其中测试得电源抑制比(PSRR)和共模抑制比(CMRR)分别为60 dB和52 dB，测试结果与设计值相差较大，其主要原因是放大器上下两个反馈网络不匹配，以及工艺梯度的影响，可以通过改进电路的版图设计进一步改善电路性能。

表3　放大器指标

参数	测试值	设计值
工艺	CSMC 0.5 μm	CSMC 0.5 μm
面积/μm^2	150×300	NA
工作电压/V	5	5
电流/MA	18	18
增益/dB	45.2	46
高通截止点(f_{HP})/Hz	≥1	≥1
低通截止点(f_{LP})/kHz	7	7
等效输入噪声/μV	17.8	16
PSRR/dB	60	＞100
CMRR/dB	52	＞100

3　小　结

本文采用CSMC 0.5 μm 2P3M工艺设计应用于低频微弱信号采集的通用前置放大器，放大器面积为150 μm×300 μm。放大器采用两级放大器结构，增大输入范围和输出范围。放大器等效输入热噪声为98 nV/$\sqrt{\text{Hz}}$。100 Hz～7 kHz范围内积分噪声为17.8 μV，带宽可以通过调节PMOS伪电阻电压调节放大器通带范围，基本满足手持终端采集生物医学应用中微弱生理电信号的要求。

参　考　文　献

[1] GOSSELIN B. Recent advances in neural recording microsystems[J]. Sensors, 2011(11): 4572-4597.
[2] HIERLEMANN A, FREY U, HAFIZOVIC S, et al. Growing cells atop microelectronic chips: interfacing electrogenic cells in vitro with CMOS-based microelectrode arrays[J]. Proceedings of the IEEE, 2011, 99(2): 249-251.
[3] JOCHUM T, DENISON T, WOLF P. Integrated circuit amplifiers for multi-electrode intracortical recording[J]. Journal of neural engineering, 2009(6): 1-26.
[4] ZOU X D, XU X Y, YAO L B, et al. A 1-V 450-nW fully integrated programmable biomedical sensor interface chip[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009(44): 1067-1077.
[5] YOO H J, van HOOF C. Bio-medical CMOS ICs[M]. Germany: Springer, 2011.
[6] ENDERLE J D, RONZINO J B. Introduction to biomedical engineering[M]. 3rd ed. Netherlands: Elsevier, 2012.
[7] WINTER B B, WEBSTER J G.. Driven-right-leg circuit-design[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1983(30): 62-66.
[8] 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): 958-965.
[9] CHATURVEDI V, AMRUTUR B. An area-efficient noise-adaptive neural amplifier in 130 nm CMOS technology[J]. IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, 2011(1): 536-545.
[10] ZHANG Fan, HOLLEMAN J, OTIS B P. Design of ultra-low power biopotential amplifiers for biosignal acquisition applications[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2012(6): 344-355.
[11] SANSEN WM C. Analog design essentials[M]. Germany: Springer, 2006.
[12] ALLEN P E, HOLBERG D R. CMOS analog circuit design[M]. 2nd ed. England: Oxford University Press, 2002.

编　辑　税　红