

文章编号: 1000-5013(2007) 03-0260-04

脑电信号提取专用电极芯片的设计

凌朝东, 黄群峰, 张艳红, 李国刚

(华侨大学 信息科学与工程学院, 福建 泉州 362021)

摘要: 根据脑电信号的特性, 提出一种适用于检测脑电信号的电极芯片的系统设计方案. 分析系统所涉及的主要模块的实现技术. 系统采用双铝双多晶(DPDM)标准的 $0.6\ \mu\text{m}$ 互补金属氧化物半导体(CMOS)工艺完成系统信号处理电路的设计, 同时采用单片集成微机电系统(MEMS)的工艺技术完成检测电极的制造, 检测电极尺寸为 $4\ \text{mm} \times 4\ \text{mm}$, 电极针头长度为 $30\sim 50\ \mu\text{m}$, 针头间距为 $100\sim 210\ \mu\text{m}$. 系统的滤波模块主要是带通滤波电路, 通带范围为 $0.5\sim 50\ \text{Hz}$, 低噪声放大电路和可调增益放大器采用基于斩波的差分差值放大器(CHS-DDA)技术, 而连续时间滤波器则采用转导电容(G_m -C)技术.

关键词: 脑电信号; 电极芯片; 检测; 差分差值放大器; G_m -C 技术

中图分类号: TN 43; R 741. 044

文献标识码: A

1924 年, 德国精神病学家 Hans 教授首次发现并记录到人脑有规则的电活动^[1], 脑电(Electroencephalogram, EEG)的研究就一直得到生物医学和临床应用方面的高度重视. 随着计算机科学的发展, 使从脑电信号中提取与心理任务相关的模式成为可能, 脑-机交互研究也就成为新的热点^[2]. 由于研究脑电的需要, 能提取出脑电信号的电路系统的研制具有很重要的意义. 在该领域内, 国内外学者也进行了相当多的研究^[3-5], 但类似将前端检测电极与后端处理电路集成的电极芯片的研究还非常少^[6]. 在构建一个完整电极芯片设计中, 需要考虑设计成本和性能, 因此无法集成大规模的处理电路, 而近几年的半导体设计及制造工艺, 使得电极芯片的设计成为可能. 本文提出方案正是在检测电极上直接集成信号的放大和滤波电路, 使得前端的脑电、心电、肌电、肺血阻抗等生物医学信号有较高的信噪比.

1 系统组成分析

1.1 系统功能

由于脑电信号幅值大小为 $1\sim 100\ \mu\text{V}$, 主频带范围为 $0.5\sim 50\ \text{Hz}$, 脑电检测电极会与人脑头皮层产生电化学效应, 同时伴随着接触电阻和测量环境中 $50\ \text{Hz}$ 工频共模干扰信号的影响^[5]. 因此在本方案中, 应用于脑电信号提取的电极芯片主要是在硅检测电极上集成互补金属氧化物半导体(CMOS)工艺(考虑到 CMOS 工艺具有低功耗和集成度高等特性)的信号处理电路, 包括检测电极、放大电路、滤波电路等模块. 该电极芯片满足构建一个完整的脑电信号检测系统的前端信号提取的要求, 实现将人脑头皮层上的脑电信号经过放大、滤波, 输出低噪声的脑电信号方便后级脑电分析系统的处理.

1.2 系统组成

为了检测出高信噪比的脑电信号, 满足脑电的分辨精度在几个微伏数量级上, 提出的电极芯片功能结构框图和结构简图, 分别如图 1, 2 所示. 电极芯片主要包括脑电检测电极和信号处理电路两大部分, 系统采用江苏无锡华晶上华半导体公司(CSMC)的 $0.6\ \mu\text{m}$ CMOS 工艺完成电路的设计, 同时采用单片集成微机电系统(MEMS)工艺技术完成检测电极的制造. 在实现与 CMOS 工艺兼容的单片集成 MEMS 技术中, 根据 MEMS 器件部分与 CMOS 电路部分加工顺序不同, 可以分为前 CMOS、混合

收稿日期: 2006-11-09

作者简介: 凌朝东(1964), 男, 副教授, 主要从事集成电路设计的研究. E-mail: edac@hqu.edu.cn.

基金项目: 福建省自然科学基金资助项目(Z0516008, A0640005)

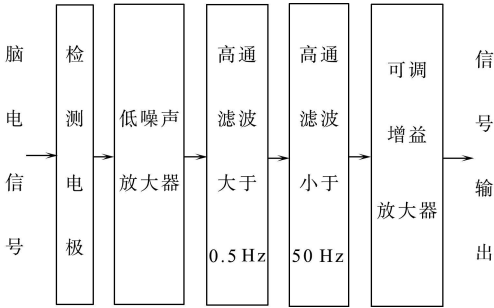


图 1 电极芯片功能结构框图

Fig. 1 The function chart of electrode chip

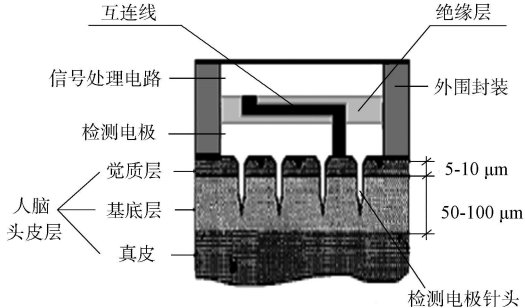


图 2 电极芯片结构简图

Fig. 2 The structure sketch of electrode chip

CMOS 和后 CMOS 集成方法. 本系统采用后 CMOS 集成方法, 即在加工完 CMOS 电路的硅片上, 通过一些附加 MEMS 微细加工技术实现单片集成电极芯片. 简要的实现有如下 5 个步骤. (1) 采用标准 CMOS 工艺技术完成系统信号处理电路部分. (2) 在完成的 CMOS 工艺后, 淀积低温氧化物, 再低压化学气相淀积氮化硅薄膜保护已生产的 CMOS 电路. (3) 腐蚀检测电极与 CMOS 电路的接触孔, 再淀积一层铝金属作为 CMOS 电路与检测电极的互连线. (4) 在上面淀积一层厚度为 80 μm 多晶硅, 然后采用深反应离子刻蚀技术完成检测电极针头的制造. (5) 腐蚀检测电极针头与铝互连线的接触孔, 然后在电极针头及接触孔上淀积一层 Ag/AgCl, 用于连接电极针头与信号处理电路.

2 系统主要模块

2.1 检测电极

脑电信号检测电极在系统中占有非常重要的地位, 它连接后级信号处理电路和人脑头皮层, 通常分为干法类和湿法类. 湿法类检测电极是用于脑电检测系统中的传统产品, 主要采用了镀有 Ag/AgCl 等金属的电极, 制作简单. 但是, 在实际的脑电测量应用中采用湿法类电极, 需要在检测电极和头皮表层涂上导电胶体减少接触电阻, 增加了测量的准备时间和检测的不方便性. 对于现代的脑电信号检测系统中需要记录点为 128 到 256 之间, 湿法电极就显得力不从心了^[7]. 采用干法电极不需要涂上导电胶体, 会大大减少系统检测的准备时间.

本方案中采用的电极芯片结构, 如图 2 所示, 检测电极的大小为 4 mm×4 mm, 与标准的检测电极相当, 电极针头长度为 30~50 μm, 针头间距为 100~210 μm^[8]. 电极针头长度介于头皮层与真皮层之间, 不能超过真皮层, 因为真皮层含有丰富的神经感觉细胞; 同样也不能太短, 不能穿过角质层, 因为角质层与电极的接触电阻很大. 采用硅电极针头, 虽然在操作过程有可能折断, 但是由于微电极针头很小, 折断后只会停留在皮肤的表皮层, 可以通过毛孔自动排出体外, 不会对被测人员造成伤害.

2.2 低噪声放大器

在 CMOS 集成电路中, 运算放大器的电路性能往往受到失调电压和低频噪声(主要是 1/f 噪声)的影响. 目前, 用于检测生物电信号的前端仪表放大电路结构主要有 3 种, 即三运放仪表放大器(3OIA)、电流模仪表放大器(CMIA)和基于斩波技术的差分差值放大器(CHSDDA). 前两种技术相对于采用 CHSDDA 技术存在着较高的 1/f 噪声影响^[9], 不利于检测出高信噪比的脑电信号. 因此, 本设计方案将 CHSDDA 技术应用于低噪声放大电路, 其结构原理如图 3 所示. 从图 3 中得到的输出电压为

$$V_{out}(j\omega) = V_{in}(j\omega) \times [j\omega R_1 C_1 / (j\omega R_2 C_1 + 1) + 1].$$

上式中, 电容 C₁ 主要是用来抑制前端的直流极化电压, 幅值最大可达到 50 mV, 使得直流干扰信号的放大倍数为 1, 而交流信号大于 1. 为了防止第 1 级放大器出现饱和, 故选用 R₁/R₂=40(电源为 ±2.5 V). 同时, 系统应用斩波调制器, 先将输入信号调制到高频(采用方波作为调制和解调信号), 然后将调制后的信号同差分差值放大器(DDA)中存在的低频噪声和失调电压一起作为输入信号被放大. 放大器的输出信号再乘上解调信号, 这样放大后的信号被解调成只携有斩波频率偶数倍的谐波分量, 而低频噪声和失调电压由于只被调制一次, 被移到高频并只携有斩波频率奇数倍的谐波分量. 输出信号再经过后端的一个带宽略大于输入信号截止频率的低通滤波器, 就可获得放大后的输入信号, 其中调制和解调功

能由图 3 中的 NMOS 管 M77, M78, M79 和 M80 组成的电路结构实现.

在脑电信号检测系统中, 前端的低噪声放大电路为最主要的模块. 本文主要给出低噪声放大器模块的仿真数据, 其参数: CM-RR@ 50Hz 为 97 dB, 输入共模范围为 $-0.6 \sim 1.1$ V, 开环增益为 108 dB, 相位裕度为 58° , 闭环增益为 40.99 dB. 系统仿真平台为 Cadence 公司中的 Spectre, 低噪声放大电路的瞬态和交流响应, 如图 4 所示. 图 4 中, V_{in} 是输入的激励信号源, $V_{T,pp} - V_{T,pn}$ 是调制后的差分输入信号, V_o 是经放大解调后的输出信号. V_o 的输出波形中由于受到时钟馈通效应的影响, 会引入尖峰信号, 该信号可以通过后级的低通滤波电路消除.

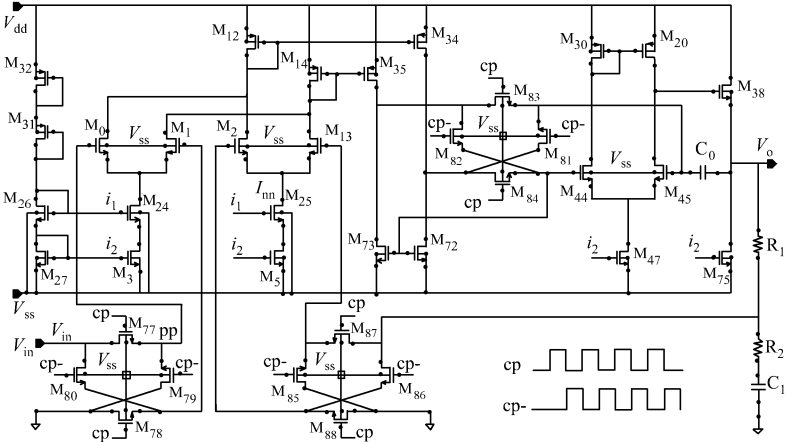


图 3 CHSDDA 内部结构原理图

Fig. 3 The schematic of CHSDDA

由于受到时钟馈通效应的影响, 会引入尖峰信号, 该信号可以通过后级的低通滤波电路消除.

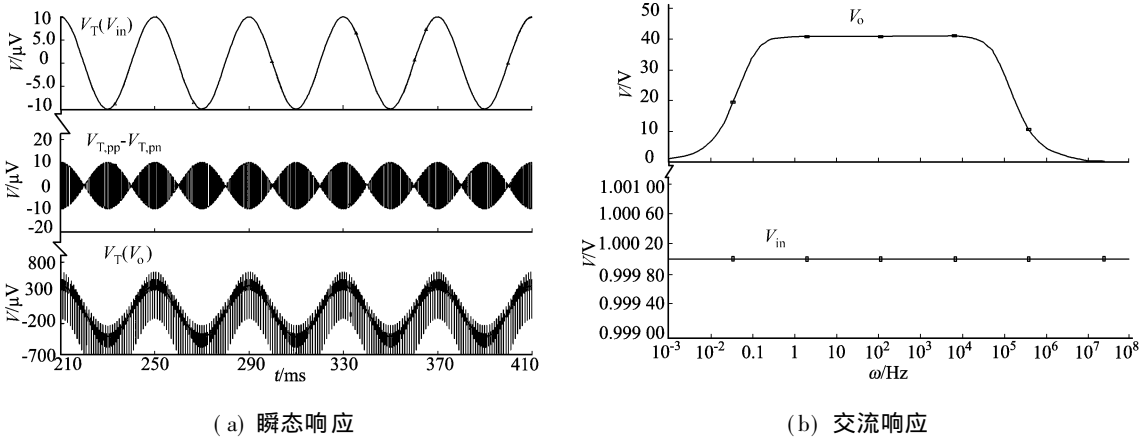


图 4 低噪声放大电路响应仿真图

Fig. 4 The transition and alternating current response chart of low noise amplifier

2.3 滤波电路模块

系统的滤波模块是一带通滤波电路, 通带范围为 0.5~ 50 Hz. 低频截止频率为 0.5 Hz, 主要是为了滤除一级放大后的直流极化干扰, 防止下一级放大器饱和; 高频截止频率为 50 Hz, 主要是为了滤除斩波技术调制后的谐波干扰. 系统滤波模块的实现采用集成模拟滤波器, 包括离散时间和连续时间滤波器. 离散时间滤波器通常有采样过程, 难以达到低噪声, 连续时间滤波器则没有该过程. 本设计方案采用跨导-电容(G_m -C)技术实现连续时间滤波器. 在 G_m -C 技术中, 跨导器的设计是关键, 其拓扑结构有很多^[10], 最简单的跨导器设计可采用差分放大器实现. 用 G_m -C 技术构成的系统带通滤波器的结构原理图, 如图 5 所示. 从图 5 中可以看出, 带通滤波器的核心是由 G_1 - C_1 构成的高通滤波电路和由 G_2 - C_2 构成的低通滤波电路组成^[11]. 图 5 中, A 值表示输入信号经高通滤波后被衰减为原幅值的 $1/(1+A)$. 截止频率 $f_{\text{off}} = g_m/2\pi C$. 若电容取值都为 50 pF, 则要求 $g_{m1} = 0.15$ nA \cdot V⁻¹, $g_{m2} = 15.7$ nA \cdot V⁻¹.

2.4 可调增益放大器

可调增益放大器做为信号处理电路的输出级, 主要是为了满足后端信号处理电路接口的要求(如满足模拟/数字(A/D)的采样精度要求). 同时, 由于第 1 级放大器的输出电压范围为 0.04~ 4 mV, 则要求可调增益放大器也为低噪声放

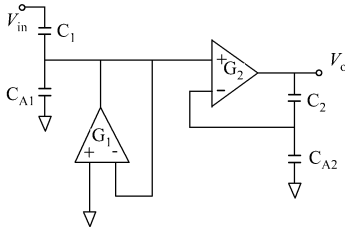


图 5 带通滤波器结构原理图

Fig. 5 Schematic of band-pass filter

大器结构.故可调增益放大器的设计也采用CHSDDA电路结构.

3 结束语

提取脑电信号电路的研制是研究脑电信号的基础,本文根据脑电信号的特性,提出了一个适用于检测脑电信号的电极芯片的系统设计方案.文中分析了该系统中所涉及到的主要模块的实现技术,包括了前端检测电极、放大电路和滤波电路.该方案也适用于心电、肌电、肺血阻抗等生物学信息的提取.

参考文献:

- [1] 李延斌,刘大伟,吕希玉.脑电仪器的发展和临床应用[J].中国医疗器械信息,2002,8(6):28-31.
- [2] 刘海龙,王珏,郑崇勋.基于脑电信号的意识信息提取与表达:脑机接口[J].中国康复理论与实践,2005,11(3):180-181.
- [3] 张建利,李文峰.基于TMS320LF2407A的脑电信号采集系统的设计[J].世界电子元器件,2004,11:37-39.
- [4] LIN T, XU Y P. A low-power and low offset CMOS front end amplifier for portable EEG acquisition system[J]. IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems, 2004, (1): 17-20.
- [5] NG K A, CHAN P K. A CMOS analog front end IC for portable EEG/ECG monitoring applications[J]. IEEE Transactions on Circuits and System (I): Regular Papers, 2005, 52(11): 2335-2347.
- [6] WEN H K. Active electrodes for EEG and evoked potential[J]. Proceeding of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998, 20(4): 2221-2224.
- [7] ZHAO J, SCLABASSI R J, SUN M. Biopotential electrodes based on hydrogel[J]. Proceeding of the IEEE 31st Annual Northeast Bioengineering Conference, 2005, (1): 67-70.
- [8] GRISS P, ENOKSSON P, TOLVANEN-LAAKSO H K, et al. Spiked biopotential electrodes[J]. The 13th Annual International Conference on Microelectro Mechanical Systems, 2000, (1): 323-328.
- [9] GRISS P, TOLVANEN-LAAKSO, MERILAINEN P, et al. Characterization of micromachined spiked biopotential electrodes[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2002, 49(6): 597-604.
- [10] CHAN P K, NG K A, ZHANG X L. A CMOS chopper stabilized differential difference amplifier for biomedical integrated circuits[J]. The 47th IEEE International Midwest Symposium on Circuits and Systems, 2004, (3): 33-36.
- [11] SALTHOUSE C D, SARPESHKAR R. A micropower band pass filter for use in bionic ears[J]. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2002, (5): 189-192.

Design of a Special Electrode Chip for the Extraction of Electroencephalogram Signal

LING Chao-dong, HUANG Qun-feng, ZHANG Yan-hong, LI Guo-gang

(College of Information Science and Engineering, Huaqiao University, Quanzhou 362021, China)

Abstract: According to the feature of electroencephalogram (EEG), a system design for EEG signal detecting is proposed, and the realized techniques of the main modules in the system have been analyzed. The design of this EEG chip based on double poly silicon and double metal (DPDM) 0.6 μm complementary metal oxide semiconductor (CMOS) model is described in this paper. The single integrated micro electro mechanical systems (MEMS) technique has been used to make the detecting electrode which is 4 mm \times 4 mm, the length and space of the electrode is 30~50 μm and 100~210 μm respectively, the main filter of the system is band pass filter whose band pass is 0.5~50 Hz. Low noise amplifier and the tunable gain amplifier are utilized the technique based on chopper stabilized differential difference amplifier (CHSDDA) while the continuous time filter is based on capacitance (G_m -C) technique.

Keywords: EEG; electrode chip; extraction; CHSDDA; G_m -C technique

(责任编辑:黄仲一)