

多路并行心电脑电便携式仪器的设计与实现

赵家骏¹, 沈惠璋¹, 王翌清²

1. 上海交通大学安泰经济与管理学院, 上海 200052; 2. 上海交通大学电子信息与电气工程学院, 上海 200240

【摘要】心电和脑电是反映一个人生理特征的两个重要指标,通过采集一个人的心电信号和脑电信号,可以判别他的情绪和生理的变化,进而分析不同情况下决策的变化。本文设计并开发了一套多路并行测量人体心电和脑电信号的仪器,主要完成了信号的采集、滤波、放大,以及AD转换,并通过蓝牙传输模块,将数据传输至电脑,最后在电脑上显示所采集的信号。本系统主要有心电脑电采集模块和信号传输模块,信号采集模块以ADS1198为核心,主要完成信号的采集、滤波、放大和AD转换功能。信号传输模块由MC9S12XS128单片机和蓝牙模块组成,主要完成数据的传输功能。本文采用了陷波滤波器的方法消除了50 Hz工频干扰,加入前端放大模块,增加了系统的放大倍数,同时,借助采样定律计算得出了合适的采样频率,以保证采样的快速和准确。本文设计的仪器,通过电极直接接触人体,能够多路并行采集人体的心电和脑电信号,采样结果通过蓝牙模块传输至电脑,在电脑端直接显示所采集到的人体信号,采集结果快速准确,在系统正常工作情况下,整个系统的电流维持在50 mA~65 mA,功耗低,采用1600 mAh的锂电池完全可以满足大规模试验的功耗要求。这种仪器的主要特点是占用空间小,功耗低,多路并行,便于大规模实验。经测试成功后投入实验使用,并取得了良好的效果。

【关键词】心电信号采集;脑电信号采集;多路并行;便携式

【中图分类号】TH776

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)03-0407-05

Design and implementation of multi-channel portable equipment for ECG and EEG acquisition

ZHAO Jia-jun¹, SHEN Hui-zhang¹, WANG Yi-qing²

1. Antai College of Economics and Management, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200052, China; 2. School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China

Abstract: ECG and EEG are two important indicators to reflect a person's physiological characteristics. The emotional and physical changes of a person can be distinguished by analyzing his ECG and EEG, and then the decisions will change for different conditions. This paper designed and developed a kind of portable equipment measuring ECG and EEG by multi-channel. This equipment mainly accomplished the signal acquisition, filtering, amplification, and AD conversion. The results would be transferred through the Bluetooth module, and the signals acquired would be displayed on the computer finally. This system mainly consisted of two parts, signal acquisition module and signal transmission module. The signal acquisition module was based on ADS1198, mainly accomplishing the signal acquisition, filtering, amplification and AD conversion. The signal transmission module consisted of MC9S12XS128 single chip microcomputer and Bluetooth, and the main function of this module was data transmission. In this paper, a notch filter was applied to eliminate the 50 Hz frequency interference. Besides, a front-end amplifier module was added to increase the magnification times of the system. Meanwhile, the appropriate frequency was calculated by the sampling theorem to ensure fast and accurate sampling. This equipment could collect EEG and ECG with multi-channel by directly contacting the human body. The sampling results were transmitted to the computer via the Bluetooth module. The data, collected quickly and accurately, would be directly displayed on the computer. When the system was work normally, the system had low power consumption and the current of the whole system maintains at 50 mA-65 mA, so 1600 mAh battery could fully meet the power requirement of large-scale trials. The main features of this equipment are small footprint, low power consumption, multi-channel and the convenience for large-scale experiments. After a successful test, this equipment has been putted into experimental application, achieving good results.

Key words: ECG acquisition; EEG acquisition; multi-channel; portable equipment

【收稿日期】2015-01-07

【作者简介】赵家骏(1990-),男,硕士研究生, Tel: 13917113218, E-mail: zhaojj9876@hotmail.com。

前言

心电信号(Electrocardiogram, ECG)和脑电信号(Electroencephalograph, EEG)是反映一个人生理特征^[1-2]和身体健康^[3]的两个重要指标。在不同的情绪下,如恐慌、紧张、兴奋、亢奋,人的心电信号和脑电信号会呈现不同的变化^[4-5]。

现有的测量心电信号和脑电信号的仪器,一般用于医院诊断病情使用,这种仪器的优点是功能强大^[6],采集所得到的信号也相对可靠、准确、快捷,但缺点是比较笨重,不易于携带^[7],同样存在价格昂贵的特点^[8],难以满足群体实验的需求。而在大规模群体实验中,需要采集每一个人的心电信号和脑电信号,通过采集这些生理指标,可以分析每一个人的生理和心理变化,以及所带来的对他们各自的决策的影响。然而,目前能够并行采集多路心电信号和脑电信号的仪器极为少见。

如今比较常见的便携式采集仪器以单路采集为主,按照处理器级别的不同,可分为两种:一种是以单片微处理器为核心的便携式采集仪器,这种仪器轻便、价格便宜,但缺点是功能比较单一,往往只能采集单路信号,难以满足测量或实验的要求,而如果我们借用多个便携式采集仪器又会增加携带和大规模实验的难度。另一方面,这种采集仪器并不具有通信功能,不能将采集到的数据传输至电脑加工存储^[7]。另一种是以掌上电脑作为系统平台^[7-9],近几年正逐渐进入市场,如美国 George Washington 大学研制的心电记录仪,能够在掌上电脑上实时地记录心电的变化。这类基于掌上电脑的信号采集器虽然功能强大,轻便,处理数据的速度也相对较快,但价格相当昂贵,同样也不能应用于大规模的群体实验,而且有有线方式的连接不如无线方式方便^[10]。

综合以上因素,本文设计了一个能够并行采集多路心电信号和脑电信号的仪器,该仪器能够并行采集人体心电以及头部多个位置的脑电信号,并将该仪器和配带有蓝牙的电脑进行无线传输。本文着重介绍心电和脑电信号采集模块、前端放大模块以及软件部分的设计方案。

1 心脑电信号采集系统的框图

本文涉及的心电信号和脑电信号采集系统主要由前端采集系统(包括信号的采集和A/D转换)、单片机微系统、蓝牙、电源和配备蓝牙的电脑组成,该系统的框图如图1所示。

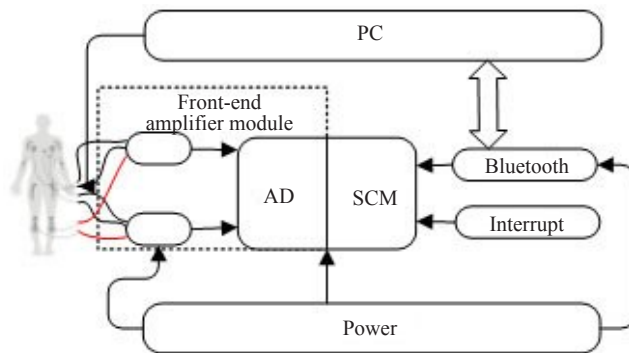


图1 心脑电信号采集系统框图

Fig.1 Architecture of ECG and EEG measurement system

本文设计的心脑电采集系统主要是通过前端采集系统采集人体的心脑电信号,并经过ADS1198中的AD模块转换,得到数字信号,通过SPI串口将得到的数据传输入单片机,再通过蓝牙将单片机中的数据传输给PC端,从而在电脑上得到并存储人体的心脑电信号。

2 心脑电信号采集系统的硬件设计与实现

2.1 电源设计

本系统中需要供电的有ADS1198、单片机MC9S12XS128和蓝牙模块,其中ADS1198需要3.3 V和5 V两种不同的电源供电,而单片机MC9S12XS128和蓝牙模块所需要的电源都是3.3 V。因而在电源的设计方面,考虑到占用空间大小、便于大规模试验这一因素,我们采用了四节干电池(共6 V),并分别用L7805CV和AMS1117-3.3将电压稳定在5 V和3.3 V。

2.2 前端采集系统的设计

心电图是心脏心动所产生的电位随时间变化的曲线,可以反映出心脏在各个活动过程中的生物电位变化情况^[11]。脑电信号是在脑部神经活动过程中产生的电位变化,包含了大量的大脑活动信息^[12]。心电信号和脑电信号都可以通过在体表放置电极,检测得到。

本文所设计的前端采集系统主要用到的芯片是ADS1198。ADS1198是专门用于测量生理信号的芯片,低功率,8路同步16位精度A/D转换的模拟前端芯片。

ADS1198需要两个时钟信号,一个是主时钟信号,另一个是串行通信的时钟信号,主时钟信号采用芯片内部的晶振频率,即 $f_{CLK}=16\text{ Hz}$,串行通信的时钟信号由单片机微系统提供,具体频率可以根据公式

(1)计算得出。

$$t_{SCLK} \leq \frac{t_{DR} - 4t_{CLK}}{N_{BITS} \times N_{CHANNELS} + 24} \quad (1)$$

根据采样定律,本系统的采样频率计算设置为 500 Hz,通道个数为 8,并进行 16 位数据传输,则 N_{BITS} 和 $N_{CHANNELS}$ 分别为 16 和 8,数据传输速率 $t_{DR} = 256t_{MOD} = 256 \times 16t_{CLK}$,根据公式(1)可以计算出 $t_{CLK} \leq 1.68 \times 10^{-6} s$,即串行通信的时钟信号的频率至少为 600 kHz。

考虑到芯片的放大倍数有限,本系统加以外部放大电路和右腿驱动电路构成前端采集系统,如图 2 所示。

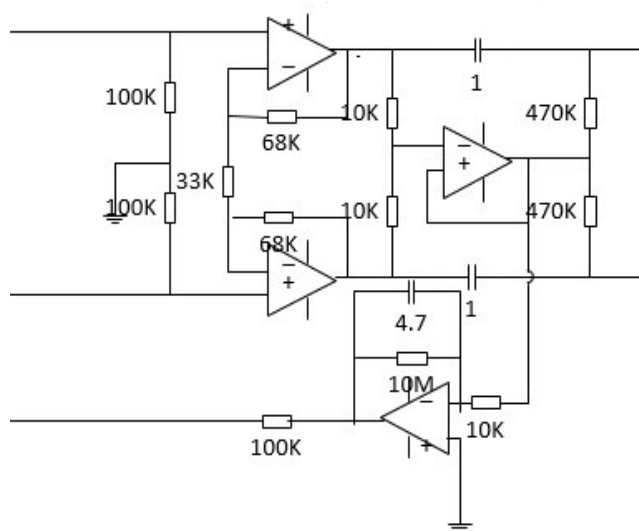


图 2 外部放大电路
Fig.2 Amplifier circuit

为了抑制 50 Hz 工频信号的干扰^[13-14],本文还设计了 50 Hz 陷波电路,如图 3 所示。

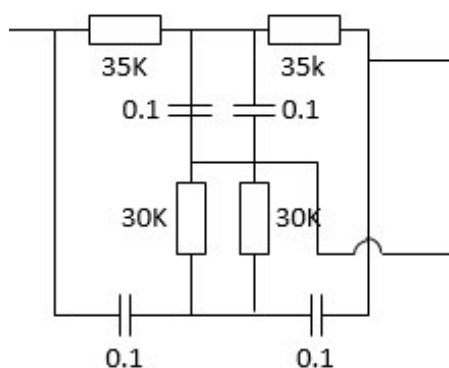


图 3 50 Hz 陷波电路
Fig.3 50 Hz Trap circuit

本陷波电路的通带截止频率:

$$f_{p1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = \frac{1}{2\pi \times 35 \text{ k}\Omega \times 0.1 \text{ }\mu\text{F}} = 45.8 \text{ Hz}$$

$$f_{p2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = \frac{1}{2\pi \times 30 \text{ k}\Omega \times 0.1 \text{ }\mu\text{F}} = 53.1 \text{ Hz}$$

阻带带宽为 $BW = f_{p2} - f_{p1} = f_0/Q$ 。

无论是过大还是过小的品质因素 Q ,都会影响最后的滤波效果,本系统设计的品质因素计算可以得到: $Q=6.85$,有着良好的滤波效果。

2.3 单片机微系统的设计

本系统采用的单片机为 Freescale 公司的 MC9S-

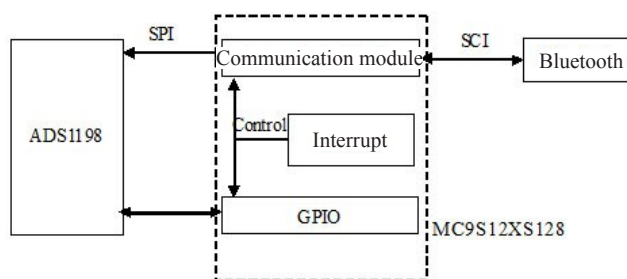


图 4 单片机微系统框图
Fig.4 Block diagram of microsystems

12XS128,该系统功耗低,占用空间小,适合用于便携式系统的设计,结构框图如图 4 所示。

单片机微系统有如下参数需要设置:

(1) 总线频率:总线频率是锁相环频率的一半,锁相环频率由公式(2)计算得出。

$$PLLCLK = 2 \times OSCCLK \times \frac{SYNR+1}{REFDV+1} \quad (2)$$

因此可以得到总线频率的计算公式,如公式(3)所示:

$$BUSCLK = \frac{PLLCLK}{2} = OSCCLK \times \frac{SYNR+1}{REFDV+1} \quad (3)$$

参数设置: $SYNR=3$, $REFDV=1$,晶振频率为 16 MHz,根据公式(3)计算出总线频率为 32 MHz。

(2) 串行通信的时钟信号的频率:该频率通过设置分频系数,由总线频率分频得到,其中分频系数为 $(SPPR+1) \times 2^{(SPR+1)}$,因此串行通信的时钟信号的频率如公式(4)所示:

$$SPICLK = \frac{BUSCLK}{\text{分频系数}} = \frac{BUSCLK}{(SPPR+1) \times 2^{(SPR+1)}} \quad (4)$$

参数设置: $SPPR=7$, $SPR=0$,根据公式(4)计算得出串行通信的时钟信号的频率为 2 MHz,满足上一节中计算的至少为 600 kHz。

2.4 蓝牙通信系统的设计

本系统采用的是 HC06 蓝牙模块,采用 CSR 主流蓝牙芯片,支持蓝牙 2.0 通信协议,并设计了 LED 灯来指示蓝牙的工作情况,蓝牙模块电路如图 5 所示。

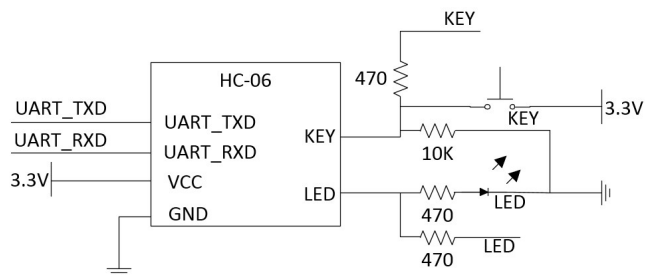


图5 蓝牙模块电路

Fig.5 Circuit of Bluetooth Module

本系统对蓝牙模块的配置为波特率 9600 bps, 1 位停止位, 8 位数据位, 无奇偶校验位。

3 心脑电信号采集系统的软件设计与实现

心脑电信号采集系统的软件部分主要包含主程序和停止采集的中断子程序。主程序和中断子程序框图如图 6 所示。

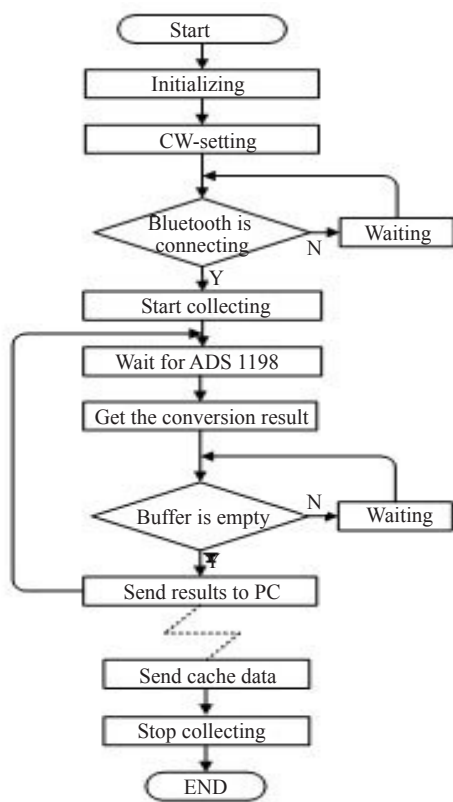


图6 主程序和中断子程序框图

Fig.6 Flow diagram of main program and interrupt subprogram

主程序主要判断蓝牙的连接状态和接收来自 ADS1198 的转换结果, 并将这些结果通过蓝牙发送给 PC 端。其中系统初始化主要包括系统的时钟设置、中断设置//定时器设置和 GPIO 数据方向设置。

中断子程序主要是控制程序何时结束, 只要接收到停止采集的命令, 就结束主程序。接收到停止采集的命令后, 系统先将剩余的数据发送给 PC 端, 清空缓存区, 然后向 ADS1198 发送停止采集命令, 并结束主程序。

4 实验结果

4.1 心脑电信号测试

本文设计的系统将电极直接接触人体表皮, 进行测量, 得到了测量出来的心电信号和脑电信号, 分别如图 7、8 所示, 图中的信号是经过放大后的信号。

从图中我们发现, 心电图和脑电图的波形清晰, 消除了绝大部分高频干扰信号和工频干扰信号, 但还伴随着极小部分的特定频率的干扰信号, 此时我们只需要将数据传输至电脑上, 通过软件滤波就可以将剩下的干扰信号除去, 得到平滑的心电图和脑电图^[15]。

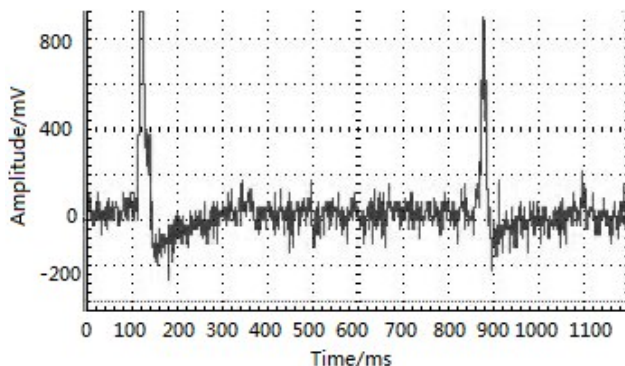


图7 心电波形

Fig.7 ECG waveform

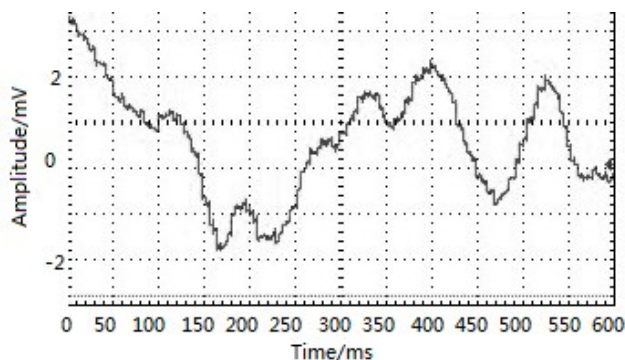


图8 脑电波形

Fig.8 EEG waveform

4.2 系统功耗测试

本文分别从 5 V 和 3.3 V 两个供电电源进行系统功耗的测试。其中供电电源 1 为 5 V 供电部分的电流测试, 供电电源 2 为 3.3 V 供电部分的电流测试。

由测试结果可以看出:系统电流在50 mA至65 mA左右,因此采用锂电池1600 mAh电池可以满足大规模群体实验的功耗要求。

5 结论

本文基于ADS1198设计了一款心电信号和脑电信号的采集仪器,它的特点是占用空间小,功耗低,成本小,集成度高,可以多路并行采集,方便信号之间的比较,并且应用了蓝牙技术进行无线通信,克服了传统有线通信、线路多而复杂、不便携带等缺点,适合于大规模的群体实验。本系统主要应用于大规模需要测量人体生理指标的群体实验,同样也可以作为家用医疗设备,有着很好的发展前景。

【参考文献】

- [1] 周平,汪丰,马腾飞,等.电容式非接触心电传感器的设计[J].仪表技术与传感器,2013,(8):5-7.
Zhou P, Wang F, Ma TF, et al. Design of capacitance-based noncontact ECG sensor[J]. Instrument Technique and Sensor, 2013, (8): 5-7.
- [2] 王海华.基于AD574A的脑电信号采集及在线仿真[J].传感器世界,2014,20(3):35-38.
Wang HH. Acquisition and online simulation of EEG based on AD574A[J]. Signal Process & System, 2014, 20(3): 35-38.
- [3] 叶彬浩,梁浪,洪邦良,等.基于Android平台的心电监护仪设计[J].中国医学物理学杂志,2014,31(4):5058-5063.
YE BH, Liang L, Hong BL, et al. ECG monitoring system based on the android platform[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(4): 5058-5063.
- [4] 聂聃,王晓辉,段若男,等.基于脑电的情绪识别研究综述[J].中国生物医学工程学报,2012,31(4):595-606.
Nie D, Wang XW, Duan RN, et al. A survey on EEG based emotion recognition[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(4): 595-606.
- [5] 王晓辉,石立臣,吕宝粮.干电极脑电采集技术综述[J].中国生物医学工程学报,2010,29(5):777-784.
Wang XW, Shi LC, Lu BL. A survey on the technology of dry electrodes for EEG recording[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2010, 29(5): 777-784.
- [6] 孙旭东,张跃.基于AD8232和MLX90615的心电与体温测量系统设计[J].传感器与微系统,2014,33(9):81-84.
Sun XD, Zhang Y. Design of ECG and body temperature measuring system based on AD8232 and MLX90615[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2014, 33(9): 81-84.
- [7] 张莉,周子龙.基于Android智能手机平台的便携式心电监护仪的设计[J].中南民族大学学报(自然科学版),2012,31(4):88-92.
Zhang L, Zhou ZL. Design of a portable ECG monitor based on android smartphone platform[J]. Journal of South-Central University for Nationalities (Nat. Sci. Edition), 2012, 31(4): 88-92.
- [8] 陶泳任,陈冠雄,沈海斌.便携心电传感器的心房肥大诊断研究[J].传感器与微系统,2014,33(9):55-61.
Tao YR, Chen GX, Shen HB. Research on atrial hypertrophy diagnosis by portable ECG sensor[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2014, 33(9): 55-61.
- [9] 巩萍,夏文艳,倪红艳.基于虚拟仪器技术的心电信号采集与分析系统[J].医疗卫生装备,2013,34(9):17-19.
Gong P, Xia WY, Ni HY. ECG acquisition and analysis system based on virtual instrument technology[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2013, 34(9): 17-19.
- [10] 田福英,沈铁明,刘博宇.基于蓝牙传输的手机心电监护系统设计与实现[J].中国医学物理学杂志,2013,30(4):4303-4306.
Tian FY, Shen TM, Liu BY. Design and realization of a mobile ECG monitoring system based on bluetooth technology[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(4): 4303-4306.
- [11] 孙旭东,张跃.集成于智能手机的心电监护仪的设计与实现[J].计算机工程与设计,2014,35(7):2344-2349.
Sun XD, Zhang Y. Design and implementation of ECG monitor integrated in smart mobile phone[J]. Computer Engineering and Design, 2014, 35(7): 2344-2349.
- [12] 何伶俐,王宇峰,祝元仲,等.基于ADS1293的便携式低功耗心电信号采集系统[J].电子科技,2014,27(7):117-119.
He LL, Wang YF, Zhu YZ, et al. Design of an acquisition system for portable and low-power ECG based on the ADS1293[J]. Electronic Science and Technology, 2014, 27(7): 117-119.
- [13] 向洮,颜培园,刘文臣.基于嵌入式系统的诱发脑电信号采集仪器设计[J].计算机应用技术,2012,2:25-27.
Xiang T, Yan PY, Liu WC. Design of evoked EEG acquisition instrumentation based on embedded system[J]. Microcomputer Application Technology, 2012, 2: 25-27.
- [14] 王兵,王魁,梁晓霖,等.脑电信号中工频干扰去除的综合研究[J].传感技术学报,2010,23(1):87-92.
Wang B, Wang K, Liang XL, et al. Comprehensive study on removal of power line interference in EEG[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2010, 23(1): 87-92.
- [15] 李远,蒋稼欢,章毅,等.基于JAVA手机便携式心电监护分析仪的ECG信号采集模块设计[J].医疗卫生装备,2011,32(7):18-22.
LI Y, Jiang JH, Zhang Y, et al. Design for ECG acquisition module of JAVA cell phone-based portable ECG monitoring analyzer[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2011, 32(7): 18-22.