

DOI:10.19651/j.cnki.cmt.2107313

基于 BMD101 可穿戴式心电监测系统设计*

骆方正¹ 蒋明峰¹ 张鹏¹ 张鞠成² 王志康²

(1. 浙江理工大学信息学院 杭州 310018; 2. 浙江大学医学院附属第二医院 杭州 310019)

摘要: 为实现便携式心电(ECG)监测,对一种基于 BMD101 芯片的实时 ECG 监测设备进行了设计与研究。在硬件上,通过器件对比选型、电路滤波和印制电路板模数分离设计,最大限度地降低功耗,抑制噪声干扰。另外针对可能残留的基线漂移、肌电噪声、工频干扰等常见噪声开发了去噪声算法。实验表明,所采集心电信号质量高,算法去噪效果良好,设备单次连续工作时长超过 24 h,具有成本低、体积小、易操作的特点,工作状态稳定,为个人 ECG 监测提供了一套便携式设备。

关键词: 心电信号;可穿戴;信号预处理;BMD101

中图分类号: TP23 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

Design of a wearable ECG monitoring system based on BMD101

Luo Fangzheng¹ Jiang Mingfeng¹ Zhang Peng¹ Zhang Jucheng² Wang Zhikang²

(1. School of Information Science and Technology, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China;

2. The Second Affiliated Hospital, School of Medicine, Zhejiang University, Hangzhou 310019, China)

Abstract: In order to realize portable electrocardiogram (ECG) monitoring, a real-time ECG monitoring device based on the BMD101 chip was designed and implemented. The device comparison and selection, circuit filtering and printed circuit board analog-digital separation design were implemented to minimize power consumption and suppress noise interference. Some filter based denoising algorithms are used to eliminate common noises such as possible residual baseline drift, EMG noise, and power frequency interference. Experiments show that the designed system can acquire high quality ECG signals, the algorithm has a good denoising effect and the equipment has a single continuous working time of more than 24 hours. It has the characteristics of low cost, small size, easy operation, and good stability, which can provide a portable equipment for personal ECG monitoring.

Keywords: ECG signal; wearable; signal pre-processing; BMD101

0 引言

《中国心血管健康与疾病报告 2019》指出,我国心血管疾病(cardiovascular disease, CVD)防治工作形势严峻,心律失常引起的猝死现象在日常生活中时有发生。其主要原因是患者未能及时发现疾病从而错失最佳的干预治疗时间^[1],如果能通过日常监测提前发现异常,那么可以很大程度上减少死亡的发生。

心电图(electrocardiogram, ECG)^[2]可以为房颤(atrial fibrillation, AFIB)^[3-4]阵发性室上速(supraventricular tachycardia, SVT)^[5]等诸多心律失常疾病的预防和检测提供有用信息,而传统心电监测需要在医院借助心电图机来完成,由于监测时间短、操作复杂等因素,难以检测阵发性

心律失常疾病。所以研发便携式长程心电监测设备,对于心脏疾病的早期干预具有重要的临床价值。

国外可穿戴式心电监测设备相关的研究起步较早,在 20 世纪 40 年代,美国 Holter 公司就开创性地研制出了便携式心电记录仪,实现了在日常生活中记录病人的心电信号并用于疾病分析,但存在穿戴不舒适的问题^[6]。2020 年,美敦力公司推出其最新一代可穿戴式心脏监测系统 SEEQ,该设备一旦接触皮肤将会自动开始进行监测并将数据传输给监测中心,用户还能够通过按钮主动将不适告知监测中心,但设备厚度达 15 mm,穿戴舒适性有待提升。

近年来,随着国内研发投入的不断提高,可穿戴式心电监测设备得到了显著发展并取得了一系列研究成果。如东南大学的张权^[7]基于 AD8232 芯片研发了一款可穿戴式心

收稿日期:2021-07-19

* 基金项目:浙江省科技厅重点研发项目(2020C03060)资助

电监测系统,该系统结合 CC2540 蓝牙芯片,实现了低功耗无线传输。中国科学院大学的邵紫月等^[8]研发了一款固定于紧身背心上的可穿戴心电监测系统,该系统利用织物电极采集人体心电信号并经过蓝牙模块采样后传输至移动端。但以上设备都不具有数据存储功能,对于不使用智能手机的老人而言存在不便。

本文基于 BMD101 芯片开发了一款可穿戴式心电监测设备,尽管重庆大学的赖汝楠等^[9]、空军工程大学的杨凯等^[10]、桂林电子科技大学的韩国成等^[11]均基于该芯片开发了心电监测系统,但都不具备穿戴舒适和内置数据存储功能的特点。

ECG 信号存在幅度小、频率低、随机噪声强的特点,且可穿戴设备在使用过程中易混入噪声,如工频干扰^[12]、基线漂移^[13-14]和肌电噪声^[15-16]等,导致采集的心电数据低质,这是目前可穿戴设备数据采集存在的普适性问题^[17-19]。因此,基于硬件电路和算法设计研究面向可穿戴设备的心电数据去噪问题,提升心电数据质量成为了本文研究的难点。

本文主要贡献如下:1)研发设备体积小、重量轻、穿戴舒适性高、监测时间长。通过大量器件对比,在确保工作性能的前提下选取尽可能小巧且低功耗的器件,为轻量化设计和长续航打下基础。印制电路板(printed circuit board, PCB)设计合理布局以及外壳贴合化设计,保障了设备可穿戴性和用户使用的舒适性。2)采集信号质量高。利用硬件滤波和去噪声算法最大限度提高信号质量,硬件电路采取了“模数分离”的隔离措施,加入了 π 型滤波器等去噪声模块,且选用了内置工频干扰去除功能的前端模拟信号采集芯片,还针对残留的噪声,开发了相应的抑制算法。

1 硬件电路系统设计

1.1 系统整体设计方案

硬件监测设备的基本构型分为单导联和多导联,为了获取心脏各部位的心电反应信息,医院一般采用 12 导联^[20]设备,虽然采集信号全面,但连续监测时间短,难以检测出偶发性疾病。24 h 动态心电图(Holter)可以满足较长时间的监测需求,但体积大,对日常生活有一定影响,为兼顾可穿戴性和信号高质量的设计目标,本研究选择了单导联的构型。

本研发由 BMD101 芯片通过贴合于人体胸口皮肤表面的电极贴片采集 ECG 信号,这些信号的实际成分为:ECG 信号和噪声信号。模拟 ECG 数据在芯片中完成 A/D 转换和初步滤波后输出数字信号,输出信号经硬件再次滤波后由蓝牙实时传输至移动端,同时也存储到本地 TF 卡。硬件电路主要由 BMD101 传感器模块、电源管理模块、信号预处理电路、蓝牙通信模块、数据处理单元 STM32F103RCT6 组成。系统结构框图如图 1 所示。

1.2 前端模拟信号采集

模拟前端(analog front end, AFE)芯片采用神念科技

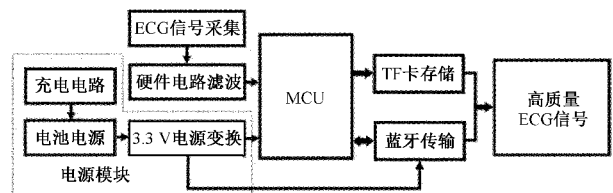


图 1 系统结构框图

(NeuroSky)第三代生物信号检测芯片 BMD101,如图 2 所示。得益于内置的噪声去除算法和模拟前端低噪声放大器,可用于采集从 μV 到 mV 的高质量生物信号,并使用 16 位高分辨率 ADC 将其转换为数字信号。它还具有简洁的外围电路,小巧的体积以及较低的价格,因此相比较于德州仪器(Texas Instruments, TI) ADS1292 和 ADI 公司 AD8233 等同类产品,在信号质量、系统复杂度和价格方面存在优势,更加适合本项目用于人体心电信号的监测。

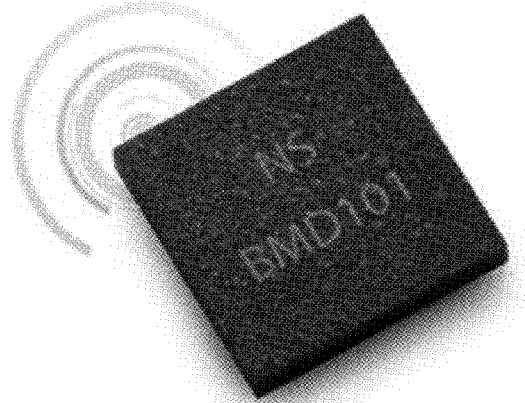


图 2 BMD101 芯片外观

所设计的 BMD101 芯片应用电路如图 3 所示。为了进一步提高心电信号质量,在 PCB 设计时将模拟地和数字地分离,两者之间用磁珠隔离,以防止快速变化的数字信号对模拟心电信号产生干扰。

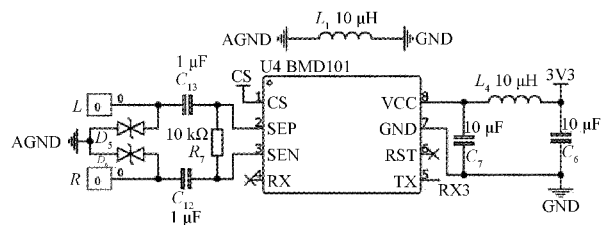


图 3 前端 BMD101 芯片应用电路

1.3 静电防护和低通滤波电路设计

设备使用过程中可能受到静电干扰,静电进入设备的主要途径是裸露在外的金属电极和 USB 接口,为防止设备受到损害,选取了一款美微科半导体公司(micro commercial components, MCC)ESD5VD5 双向防静电保护管进行电路保护,它可以抵御高达 30 kV 的静电扰动,远高

于电磁兼容性检测 (electromagnetic compatibility, EMC)^[21] 中静电抗扰度测试所要求的最高 8 kV 测试, 最终取得了良好的抗干扰效果。如图 4 所示, 双向浪涌管 D_5 、 D_6 安装在信号采集端, D_2 安装在 USB 接口处。

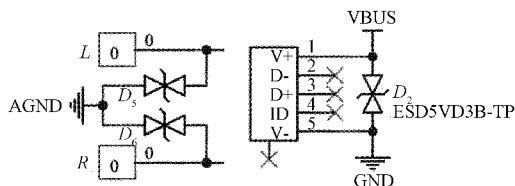


图 4 模拟前端和 USB 接口静电防护电路

考虑到心电信号的频率大部分集中在 0~100 Hz 之间, 各种摩擦以及人体其他活动都可能引入高频噪声, 这些高频噪声可通过硬件电路滤波的方式去除, 故在电路中多处设计了 π 型低通滤波器, 该方式相比于软件滤波效率更高、去噪效果更好。

1.4 电源管理模块

电源管理模块在系统中的作用是控制电池充放电以及为芯片提供运行所需的电压, 在该模块中, 采用的是中顺新能电池有限公司 300 mAh 聚合物 3.7 V 锂电池。基于一款集成升压转换器、锂电池充电管理、电池电量指示为一体的多功能电源管理芯片 PB0059E, 实现电池充电和电源升压, 得到了 5 V 稳定输出电压, 电路原理如图 5 所示。

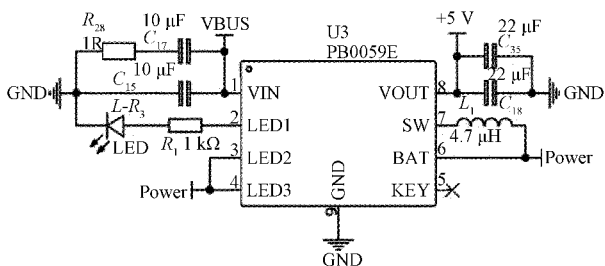


图 5 电源管理芯片 PB0059E 的应用电路

利用 PB0059E 得到 5 V 稳定输出后, 经过 300 mA 低压差线性稳压器 (low dropout regulator, LDO) 662k 产生 3.3 V 输出, 作为系统中传感器、MCU 及 LED 发光二极管所需的电源。该芯片采用了 CMOS 工艺和激光微调技术, 具有精度高、功耗低、电压高的显著优点, 而且具有很低的静态偏置电流, 所设计的电路如图 6 所示。

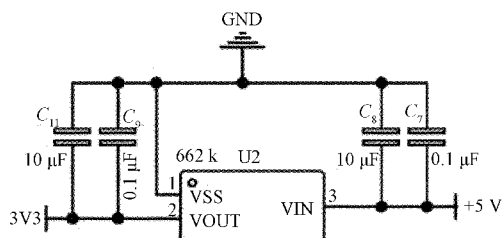


图 6 降压电路

2 软件编程及噪声处理

2.1 单片机编程

STM32F103RCT6 单片机初始化完成后, 检测存储卡是否正常插入, 若检测到没有插入或未按下存储按键则仅启用蓝牙传输功能; 若正常插入且检测到按键被按下, 则立即在 TF 卡中新建唯一命名的 txt 文件, 由单片机串口 3 接收经过预处理的 ECG 数据, 数据经解析后实时传输至蓝牙所在的串口 2 发送至移动端, 同时为了保证信号记录完整和适应多样化的用户需求, 还将心电数据实时存储到本地 TF 卡中的 txt 文件中。

为保证系统运行的稳定性, 每写入 5 000 条心电数据之后进行一次 txt 文件存储, 如此不断循环。另外在数据写入的过程中, 也会进行按键检测, 一旦检测到按键再次被按下, 则停止数据写入并在数据存储完成后关闭 txt 文件。程序逻辑框图如图 7 所示。

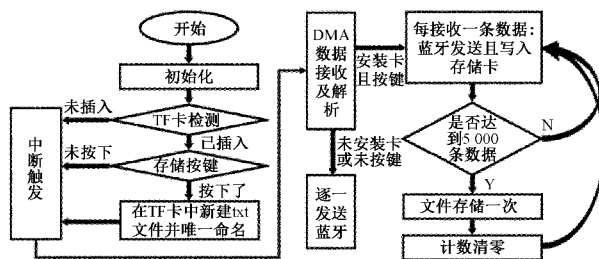


图 7 程序编程逻辑框图

2.2 去噪声算法

针对基线漂移、肌电噪声、工频干扰等几种可穿戴心电监测设备常见的噪声^[22], 开发了相应的算法进行去除。

采用巴特沃斯低通滤波器^[23]滤除高频肌电噪声, 确定通带、阻带截止频率和衰减后即可得出滤波器的参数, 所设计的低通滤波器幅频特性曲线如图 8 所示。

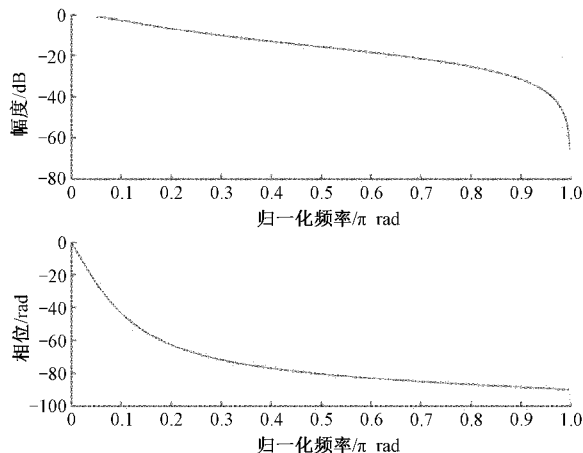


图 8 巴特沃斯低通滤波器幅频曲线

由于工频干扰噪声的频率绝大部分集中在 50 Hz, 故采用 50 Hz 带陷滤波器抑制混入的工频干扰, 带陷滤波器

由 1 个低通滤波器加上 1 个高通滤波器组成,其中高通滤波器由 1 个全通滤波器减去 1 个低通滤波器构成,其幅频曲线如图 9 所示。

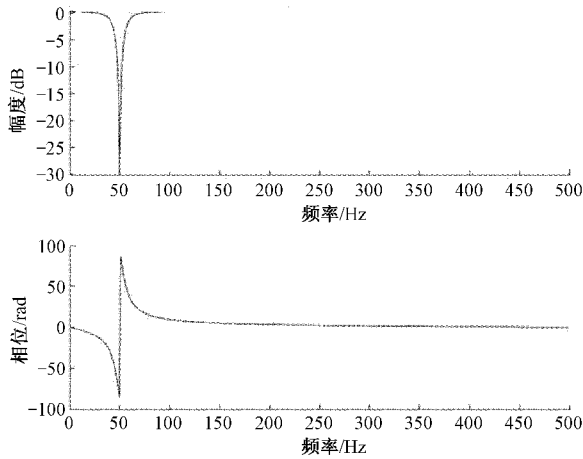


图 9 陷波器幅频曲线

心电信号频率集中在 1~100 Hz,而变化缓慢的基线漂移频率一般在 0~0.8 Hz,故采用了 IIR 零相移数字滤波器纠正基线漂移。

3 测试与分析

3.1 外观设计

为提高用户体验和设备工作稳定性,在 PCB 设计过程中,利用三维制图软件 Creo,为心电监测设备进行了外观设计,外壳形态尽可能贴合电路板以减小体积、提高用户在穿戴过程中的舒适性,外壳利用 3D 打印技术完成,尺寸为 5.5 cm×2.5 cm×1.2 cm,设备整体外观如图 10 所示。

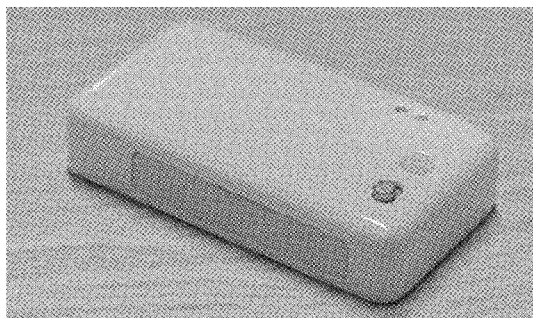


图 10 最终设备外观

3.2 硬件测试

为测试本设备在人体处于不同状态下的表现,3 名实验对象分别佩戴本设备在静止、步行、跑步 3 种不同状态下进行测试,用一次性心电电极片从人体皮肤表面采集心电信号,并经过模拟前端信号采集电路、硬件滤波电路和微控制单元实时解析处理后的心电信号如图 11~13 所示。由所采集心电信号波形可见,本设备能够准确地记录人体心电信号中的 P 波、QRS 复合波和 T 波。

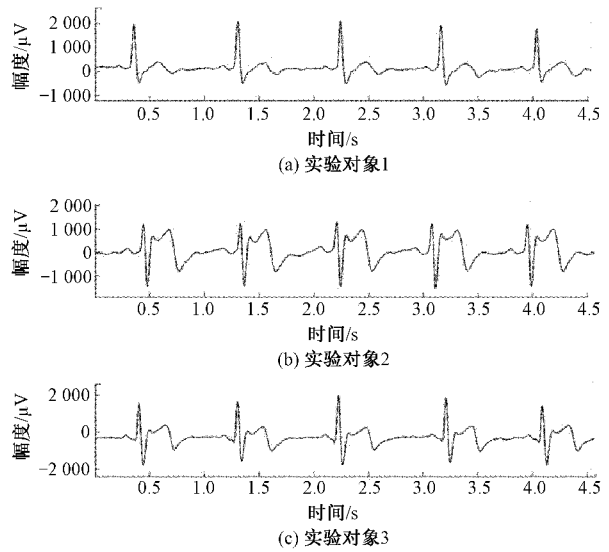


图 11 静止状态下 3 名实验对象测试波形

对比图 11 中 3 名不同测试对象的测试结果可知,静止状态下,不同人体的心电信号波形是存在一定差异的,已有的研究可以解释,心电波形的形态受到人体心脏位置、心脏内部不同部位的导电能力和肌肉纤维方向等差异的影响,具有唯一性,该对比实验同时也验证了本设备在应用于不同人体时工作的稳定性。

另外,为验证本设备能够用于日常心电监测,实验采用步行和慢跑来模拟人们日常活动,由图 12、13 可得知,人体佩戴本设备进行心电监测时,即使处于步行和慢跑状态,设备采集的心电信号波形依然能够清晰地分辨出 R 峰,可见该设备具有较好的噪声抑制能力。

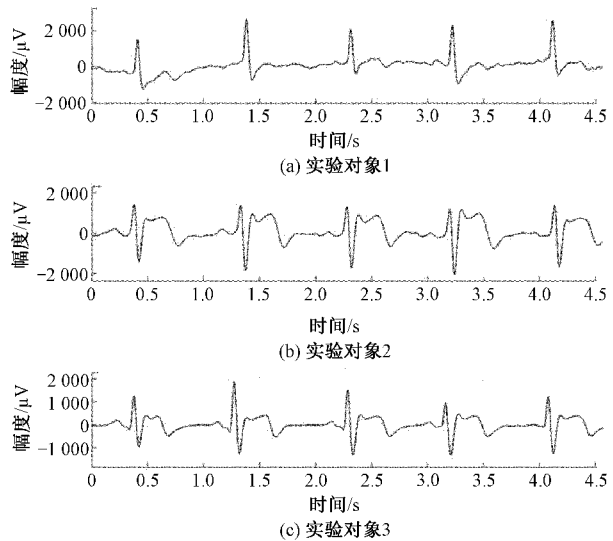


图 12 步行状态下 3 名实验对象测试波形

3.3 软件测试

为验证所开发算法的去噪声效果,基于 Fluke 生物科学公司 MPS150 多参数模拟仪产生的含噪 ECG 信号以及

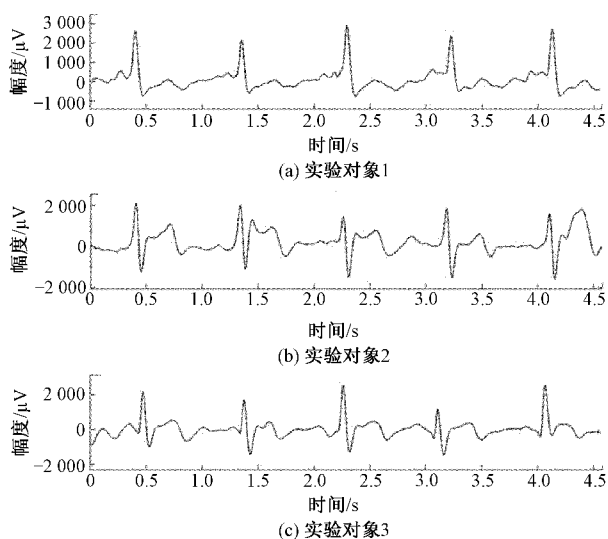


图13 慢跑状态下3名实验对象测试波形

人体皮肤表面实测数据进行测试并分析信号频谱。

针对高频肌电噪声开发的算法频域去除效果如图14所示,可见高频噪声得到了有效抑制,结合图15肌电噪声去除前后心电信号时域波形可知,该算法能够有效滤除高频噪声信号,同时保护绝大部分有用心电信号完整。

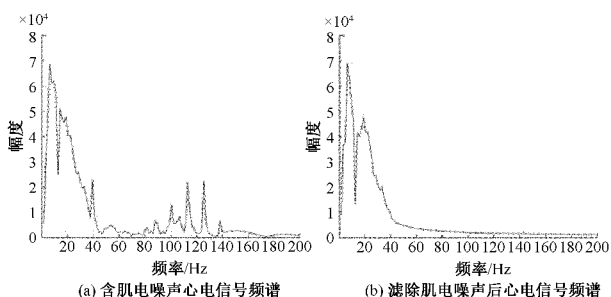


图14 肌电噪声去除前后频谱对比

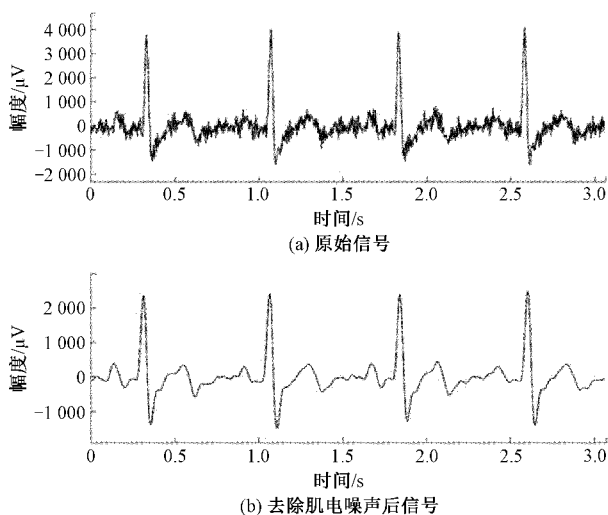


图15 肌电噪声滤除

工频干扰大部分来源于周围环境,由图16信号频谱可知,原始信号中包含较多50 Hz工频干扰,经过陷波器滤波后,工频干扰得到了较好地抑制,与此同时,时域波形质量也有肉眼可见的提升,如图17所示。

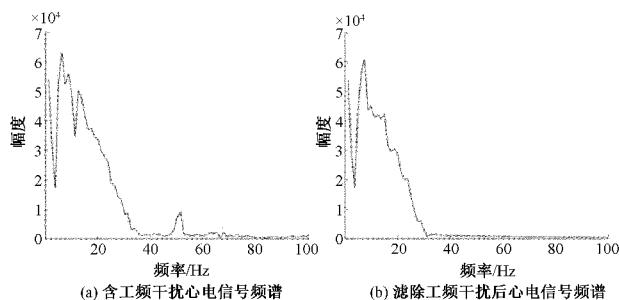


图16 工频干扰滤除前后频谱对比

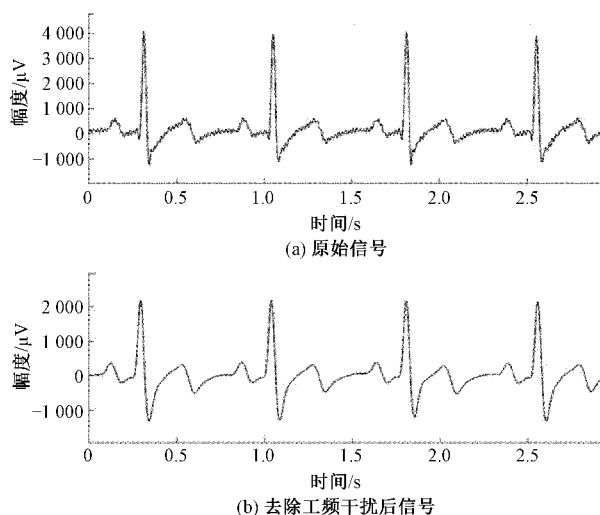


图17 工频干扰噪声滤除

基线漂移干扰主要由人体呼吸引起,频率非常低,如图18所示,本文开发的IIR零相移数字滤波器能够有效滤除基线漂移干扰,图19所示的基线漂移去除前后心电信号时域波形对比图进一步验证了这一点。

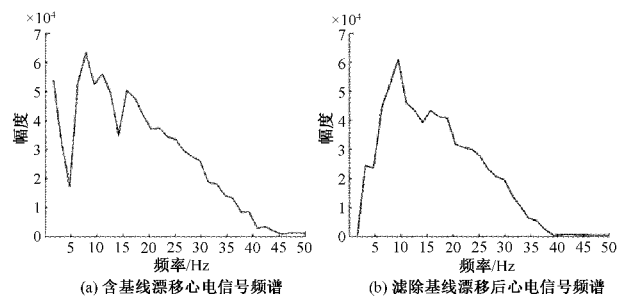


图18 基线漂移滤除前后频谱对比

最后,利用本文研发的硬件设备从人体皮肤表面采集心电信号,并应用心电信号去噪声算法,所采集的原始信号及降噪后的心电信号波形如图20所示,从信号波形上看,信号质量有了较大地提升,成功验证了本设备和算法的有效性。

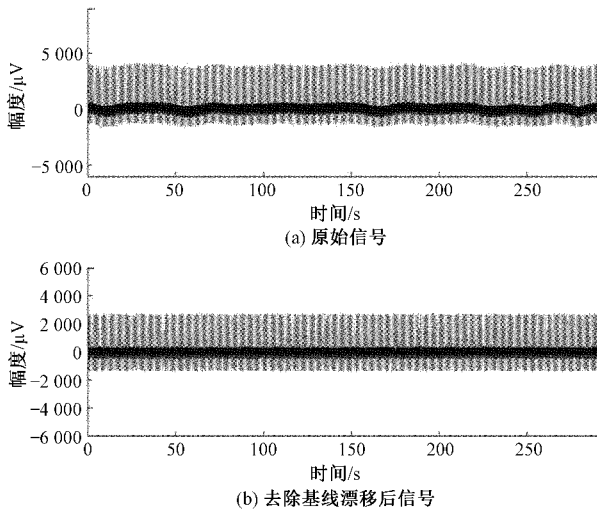


图 19 基线漂移滤除

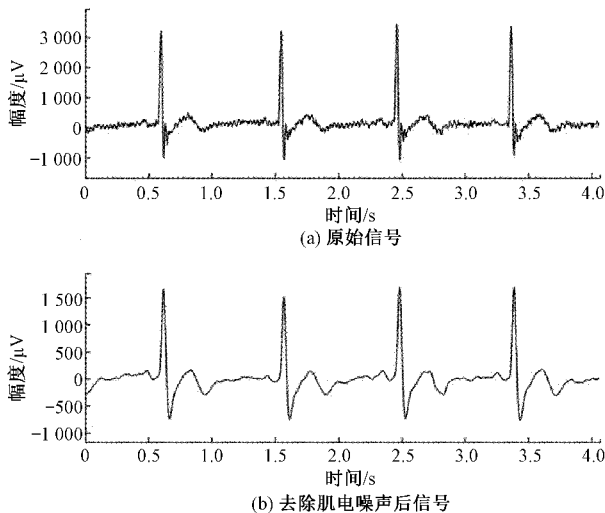


图 20 人体实测信号去噪声

4 结 论

本研究基于 BMD101 芯片研发了一款可穿戴式心电监测系统,为便于老人使用,具备了本地数据存储功能,即使没有智能手机,依然能够准确地记录心电数据,同时还具有穿戴舒适、操作简单的特点;为尽可能提高信号质量,在模拟前端芯片内置滤波器的基础上,设计了高效的硬件滤波电路和利于噪声抑制的 PCB 布局,并且针对可能残留的高频噪声、工频干扰和基线漂移干扰开发了相应的去除算法,最终保证了所采集的心电信号质量。

本研究克服的主要技术难点在于 STM32F103RCT6 单片机嵌入式软件开发、高质量心电信号采集和穿戴舒适性的设计。其中单片机实现了心电数据实时解析并在蓝牙对外发送的同时存储至本地 TF 卡。

通过在不同条件下由多名实验人员开展测试,验证了硬件设备和去噪声算法的有效性,得到了高质量心电信号,

为后续的心电信号特征提取奠定了基础,可用于疾病诊断,该研究对于个人心律失常的监测和减少社会猝死现象的发生具有重要意义。

参考文献

- [1] TRAN T, JAMES M, MATEO A, et al. Prediction of paroxysmal atrial fibrillation by analysis of atrial premature complexes[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2004, 51(4): 561-569.
- [2] 梁坚坚. 信息化时代心电图应用新发展[J]. 生物医学工程与临床, 2020, 24(4): 496-499.
- [3] OLIVER F, ALEX S, MURTADHA K, et al. Automated detection of atrial fibrillation using long short-term memory network with RR interval signals [J]. Computers in Biology and Medicine, 2018, 102: 327-335.
- [4] ANDERSEN R S, PEIMANKAR A, PUTHUSSERYPADY S. A deep learning approach for real-time detection of atrial fibrillation[J]. Expert Systems with Applications, 2019, 115: 465-473.
- [5] SUNDEEP K, AKHIL M, RUTHVIK S, et al. Supraventricular tachycardia with the use of phentermine: case report and review of literature[J]. Postgraduate Medicine, 2021, 133(4): 454-457.
- [6] HOLTER N J. New method for heart studies [J]. Science, 1961, 134(3486): 1214-1220.
- [7] 张权. 基于 AD8232 的穿戴式心电监测系统设计与实现[J]. 信息通信, 2019(7): 52-54.
- [8] 邵紫月, 王云峰, 张帅, 等. 基于 IoT 的可穿戴远程心电监测设备设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2021, 21(5): 74-78.
- [9] 赖汝楠, 刘洪英, 皮喜田. 基于 Android 的手持式心电检测系统设计[J]. 传感器与微系统, 2017, 36(7): 83-85.
- [10] 杨凯, 丛林, 胡文东, 等. 基于 BMD101 的嵌入式无线心电监测系统[J]. 电子技术应用, 2014, 40(1): 122-124.
- [11] 韩国成, 古旺, 朱健铭, 等. 基于 BMD101 芯片的便携式心电监护仪研制[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(8): 850-854.
- [12] 郝东昊, 鲁华祥, 陈刚, 等. 抑制心电信号中工频干扰的滤波采样系统设计[J]. 传感器与微系统, 2018, 37(4): 94-97.
- [13] LI Y, GAO S, ZHANG S, et al. The baseline wander correction based on the improved ensemble empirical mode decomposition (EEMD) algorithm for grounded electrical source airborne transient electromagnetic signals[J]. Geoscientific Instrumentation Methods and Data Systems, 2020, 9(2): 443-450.

- [14] 李同权, 李必禄, 林金朝, 等. 基于改进 EWT 的心电信号基线校正算法[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(4): 156-166.
- [15] AMANDEEP B, PREETI S. Detection of muscle artifact epochs using entropy based M-DDTW technique in EEG signals [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2021, 68(5):102653.
- [16] 席旭刚, 武昊, 罗志增. 基于 EMD 自相关的表面肌电信号消噪方法[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(11): 2494-2500.
- [17] 江涛. 基于 MSP430 心率测量仪的设计与实现[J]. 电子测量技术, 2018, 41(13):129-133.
- [18] 刘澄玉, 杨美程, 邸佳楠, 等. 穿戴式心电:发展历程、核心技术与未来挑战[J]. 中国生物医学工程学报, 2019, 38(6): 641-652.
- [19] 胡振原, 刘澄玉, 李建清. 一种可消除运动伪迹的可穿戴心电监测系统[J]. 电子测量技术, 2020, 43(15):72-78.
- [20] 郑云龙. 12 导动态心电监测仪的设计[D]. 成都:电子科技大学, 2019.
- [21] 廉威. 心电监护仪的电磁兼容和测试技术研究[D]. 广州:第一军医大学, 2006.
- [22] 余渊善, 徐柳婧, 宋扬, 等. 适用于嵌入式系统的心音心电信号采集仪[J]. 电子测量技术, 2011, 34(4): 81-85.
- [23] MONTREE K, NATTHARINEE A, FABIAN K, et al. 0.5 V fifth-order butterworth low-pass filter using multiple-input OTA for ECG applications[J]. Sensors, 2020, 20(24):7343.

作者简介

骆方正,工学硕士,研究生,主要研究方向为心电信号监测、去噪声算法开发。
E-mail:luofangzheng2019@163.com