

基于 ARM 和 WIFI 技术的心电信号实时检测系统设计与研究

张昊¹, 孙元², 王志刚¹, 王换换²

(1. 徐州市口腔医院 信息科, 江苏 徐州 221002

2. 徐州医科大学 医学信息与工程学院, 江苏 徐州 221000)

摘要: 当前心脏疾病是引发我国人民死亡的头号杀手, 而传统的心电信号采集系统及终端存在检测数据遗漏、成本高以及适用人群范围窄等问题; 该文依据模块化、低能耗、高性能的原则, 设计了一种基于 ARM 和 WIFI 技术的心电信号实时采集系统; 给出了心电信号实时检测系统各功能模块的介绍以及功能实现流程, 上位机使用 TCP Client 作为客户端, MCU 作为下位机端, 并通过 WIFI 技术作为通信媒介, 设计了主控模块、心电心率采集模块、LCD 显示模块以及通信模块, 实现了对心电信号的实时采集与传输; 系统测试结果验证了该心电信号实时检测系统的实用性、合理性及有效性, 实验结果达到预期目标, 能够有效提高检测结果准确性, 为发现和防治心脏疾病提供一种实时、可靠的检测平台。

关键词: 心电信号; ARM; WIFI; 上位机; 下位机

Design and Research of ECG Signal Real-time Acquisition System Based on ARM and WIFI Technology

Zhang Hao¹, Sun Yuan², Wang Zhigang¹, Wang Huanhuan²

(1. Xuzhou Stomatological Hospital, Xuzhou 221002, China; 2. Xuzhou Medical University, Xuzhou 221000, China)

Abstract: At present, heart disease is the number one killer causing deaths in our country. However, traditional ECG signal acquisition systems and terminals have problems such as missing detection data, high costs, and narrowly applicable populations. Based on the principles of modular, low energy consumption, and high performance, this paper designs a real-time ECG signal acquisition system based on ARM and WIFI technology. This article gives the introduction of each functional module of the ECG signal real-time detection system and the function realization process. The upper computer uses TCP Client as the client, MCU as the lower computer, and WIFI technology as the communication medium. The main control module and heart are designed. The electrical heart rate acquisition module, LCD display module, and communication module realize the real-time acquisition and transmission of ECG signals. The system test results verify the practicability, rationality, and effectiveness of the ECG signal real-time detection system. The experimental results reach the expected goal, which can effectively improve the accuracy of the detection results and provide a real-time and reliable detection for the detection and prevention of heart diseases. platform.

Keywords: ECG signal; ARM; WIFI; Host computer; Lower computer

0 引言

社会的快速发展让人们对自身健康状况有了更高要求, 而心血管疾病作为诱发患者死亡的主要原因^[1], 对其进行预测和防治是研究人员及公众关注的重点。因此, 如何提前预测心脏疾病并进行有效防治成为当下研究热点。

目前, 国内外已存在多种类型的心电信息检测设备, 如普通心电图机、动态心电图机以及运动心电图机。普通心电图机作为应用最广泛的心电图检查设备, 检查成本低, 能够在患者心脏病发时诊断出病理情形, 但无法预测突发疾病, 且易发生检测遗漏的问题^[2]; 动态心电图机可不间

断地记录患者所有 ECG 信号, 但在临床使用中, 该类设备限制了病人的活动, 且检查成本高^[3]; 运动心电图机需在被测者运动时进行检查, 该方式对检测早期冠心病有显著效果, 但对身体薄弱者及老年人并不友好^[4]。

针对上述问题以及患者疾病检测的需要, 该文设计了一种基于 Advanced RISC Machine (ARM)^[5-6] 和 Wireless Fidelity (WIFI) 技术的心电信号实时检测系统。该系统通过对患者的心率数据、心电波形等信号进行采集, 利用 LCD 将信号实时显示, MCU 将处理过的心电信息通过 Simple Wi-Fi^[7-8] 技术上传至 PC 端, PC 端软件对心电信息实时显示并对被测者

收稿日期: 2020-11-13; 修回日期: 2020-11-27。

基金项目: 国家自然科学基金(62003291); 江苏省科技厅产学研合作项目(BY2018124); 徐州市科技计划项目(KC20112)。

作者简介: 张昊(1978-), 男, 江苏徐州人, 硕士研究生, 主要从事网络相关方向的研究。

引用格式: 张昊, 孙元, 王志刚, 等. 基于 ARM 和 WIFI 技术的心电信号实时检测系统设计与研究[J]. 计算机测量与控制, 2021, 29(1): 54-58.

的心电数据进行分析, 进而得出患者的心脏健康状况, 以改善现阶段人们无法快速、准确了解本人心脏健康状况的问题。相对于传统的心电信息采集设备而言, 该平台及终端设备的设计能够有效检测出患者早期的心脏疾病, 为患者尽早防治, 降低死亡风险提供帮助。

1 系统整体设计方案

1.1 系统设计目标分析

为保证基于 ARM 和 WIFI 技术的心电信号实时检测系统以及终端设备能够不间断地收集、分析用户的心脏数据, 给出用户当前心脏健康状况, 系统及终端设备设计需实现以下几点目标。

1) 实时性: 由于潜伏的或早期的心脏疾病不易被检测, 异常心电信号可能存在于某一不确定的时段。因此, 智能终端对数据的收集传输以及平台对数据的分析要具有实时性, 为及时发现用户心脏异常, 并提前防治提供保障。

2) 合理性: 作为医疗类信息检测分析设备, 为降低用户的患病风险, 智能终端设备及平台的设计要具有合理性, 对数据的采集、传输及分析要严格按照国际规定, 确保结果分析的准确性。

3) 实用性: 传统心电信息检测设备有多种类型, 但各类设备均存在不足, 不能广泛适用于大众。因此, 智能终端设备及平台的设计要具有实用性, 确保该检测装置能够广泛适用于不同年龄段、不同身体健康状况的人群。

1.2 系统设计功能分析

为保证智能终端设备对数据收集的实时性, 系统平台对数据分析结果的准确性, 终端设备及平台的设计需实现以下功能:

(1) 终端设备及平台需具有自检功能, 当设备或平台出现故障时, 能够及时发出警报, 并生成错误分析报告。

(2) 系统能够根据不同的用户个人信息及心脏数据, 自动匹配不同年龄段的身体健康标准, 实时生成检测报告。

(3) 系统能够根据智能终端设备传输的实时数据进行分析, 生成诊断报告。

1.3 系统模块化设计

为满足不同年龄段人群对心脏信息实时检测的需求, 降低用户患病风险, 该文依据模块化原则, 设计开发了一种基于 ARM 和 WIFI 技术的心电信号实时检测系统, 该系统由主控模块、心电心率采集模块、LCD 显示模块以及通信模块组成, 各模块具体功能介绍如下。

1) 主控模块: 该模块作为系统的主要控制模块, 能够有效控制智能终端设备, 通过 WIFI 无线通信技术实现数据的实时采集与传输功能, 经过分析诊断, 通过无线通信模块发送至 LCD 显示模块。

2) 心电采集模块: 心电采集模块提供生物电信号采集的功能, 能够实时测量心脏的电活动信息, 并用于心电图的绘制, 帮助发现各类心脏疾病。

3) 心率采集模块: 该模块提供心率采集的功能, 通过将简单的光学心率传感器与放大和噪声消除电路结合, 快

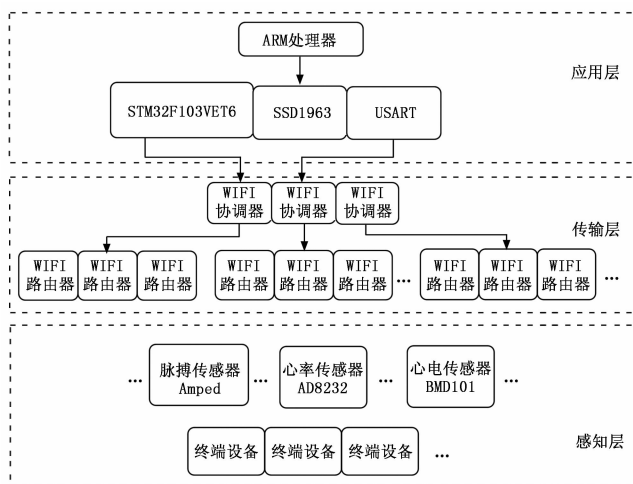


图 1 系统设计思路

速简便地获取可靠的脉搏读数。

4) LCD 显示模块: 该模块具备显示人体心电数据以及系统生成的分析报告功能, 通过无线通信协议连接主控模块, 获取实时数据。

5) 通信模块: 该模块能够将带有串口的嵌入式设备连接到无线网络中, 保证智能终端设备以及系统各模块的有效连接, 确保各类数据的快速传输和显示。

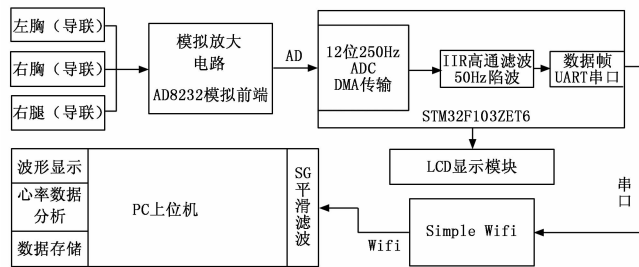


图 2 系统数据流图

2 系统硬件设计

心电信号实时检测系统包括主控模块、心电采集模块、心率采集模块、LCD 显示模块以及通信模块。主控模块负责控制智能终端连接系统各模块; 心电心率采集模块负责收集用户的各类心电信号; LCD 显示模块负责显示用户心电数据以及系统分析报告; 通信模块负责连接智能终端及各模块的无线通信, 保证数据的传输与显示。系统总体硬件架构设计如图 3 所示。

2.1 主控模块

主控模块由上位机和下位机构成。为提高该心电信号检测系统的处理速度, 增加更多外设, 系统使用 ARM 处理器, MCU 为 ST 公司的 STM32F103VE 芯片, Cortex-M3 内核, 处理频率为 72MHz、USB 连接器为 Micro-B、具有 64 kB/128 kB Flash、20 kB RAM、32 kHz 实时时钟晶体, 同时, 电路板顶部带有 ST-LINK 接头, 与传统 8 位 AVR 单片机相比, 其性能更加优越、处理速度更快、外设 (如

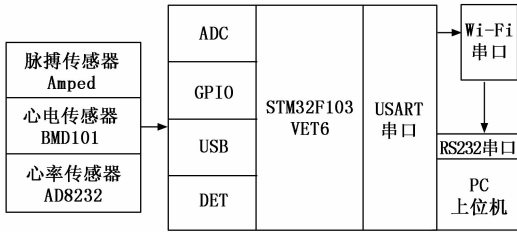


图 3 系统硬件架构图

ADC、GPIO、USB) 数量更多、成本更低。

2.2 心电采集模块

由于本系统用于非医院场合，要求移动性强、体积适当，且成本合理，考虑上述因素，该模块采用 AD8232 芯片。AD8232 作为一款经济高效的电路板，将带有一次性电极的 ECG 传感器直接连接到用户胸部，用于测量心脏的电气活动，把心跳模拟信号转换为电信号，绘制心电图，并作为模拟数据输出。相比于同类芯片，AD8232 精巧准确、经济实用。AD8232 仪表放大器参数及运算放大器参数如表 1~2 所示。

表 1 仪表放大器参数

参数	符号	最小值	最大值	单位
共模抑制比	CMRR	80		dB
电源抑制比	PSRR	76		dB
增益	AV	100	100	V/V
增益误差		0.4	0.4	%
带宽	BW	2	2	kHz

表 2 运算放大器参数

参数	符号	最小值	最大值	单位
共模抑制比	CMRR	100	100	dB
电源抑制比	PSRR	100	100	dB
大信号电压增益	AVO	110	110	dB
峰值电压噪声(RTD)	enp-p	6	6	μV_{p-p}
输出电压范围		0.1	+VS-0.1	V

2.3 心率采集模块

为提高心率检测准确性、方便用户使用、降低心率测量难度，系统使用 Pulse Sensor 为心率采集模块。Pulse Sensor 上集成的脉搏传感器 Amped 可将简单的光学心率传感器与放大和噪声消除电路相结合，以快速便捷地获取可靠的脉冲读数。

2.4 LCD 显示模块

显示模块选用 4.3 寸的 LCD 触摸显示屏，显示驱动芯片为 SSD1963，是 1215k 字节帧缓冲显示控制器，支持 864 × 480 × 24 位图形内容，支持 8 位创兴 RGB 接口，可进行 0, 90, 180 的硬件旋转，带有背光控制，可与单片机相连，提供 8 至 32 位的单片机接口和 4 个 GPIO 引脚，内置时钟发生器，充分保证相关数据和报告的显示效果。

2.5 通信模块

通信模块作为连接智能终端以及系统各模块的主要工具，具有非常重要的作用。本系统使用 Simple-Wi-Fi 作为通信模块，其是一种 10pcs 工业级可移动串口 Wi-Fi 模块。USART 作为微芯片，用于控制计算机并为其提供 RS-232C 数据终端设备 (DTE) 接口，便于与调制解调器和其他串行设备“数据传输”并交换数据，保证数据传输、命令发送等流程的稳定、快速进行。

3 系统软件设计

心电信号实时检测系统的软件系统由上位机端软件设计、下位机端软件设计以及心率电波算法实现三部分组成，本节将具体介绍三部分内容。

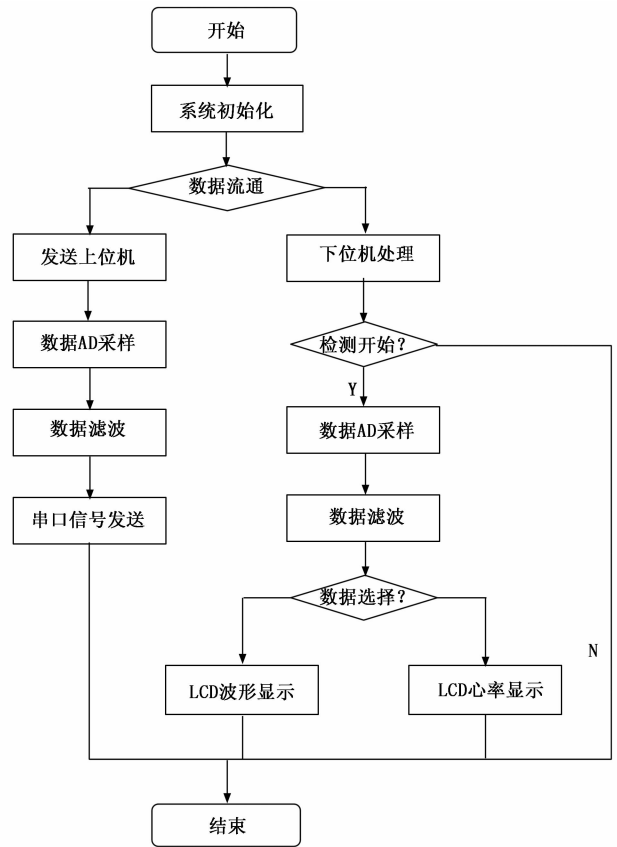


图 4 系统程序整体框架图

3.1 下位机端软件设计

心电信号的采集主要靠 STM32 处理器处理，并将波形和数据在 LCD 上进行显示。下位机端软件设计包括 GPIO 口初始化、LCD 初始化以及串口初始化三部分，主要负责心电数据的采集、加工与显示等工作。

3.1.1 GPIO 口初始化

GPIO 端口代表输入、输出，由于连接微控制器和其他电子设备的标准接口，允许提供外部电源、连接设备的远程控制、广播更多上下文数据或定义自定义蓝牙数据包。I/O 配置过程为选择端口、选择输入输出并设置输入输出模式、设置端口最高速率。

3.1.2 LCD 初始化

LCD 使用 4.3 寸高清显示屏, SSD1963 为驱动芯片, 支持触摸功能, LCD 控制是挂载在 FSMC 总线上的, 初始化流程如图 5 所示。

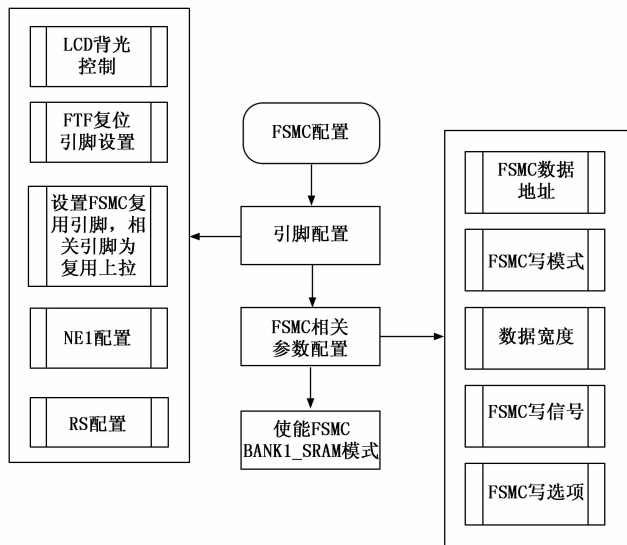


图 5 LCD 初始化流程

3.1.3 串口初始化

串口通信是单片机与上位机交互的一种非常常见的方式, 本系统使用 RS-232 串口用来发送心电信号给 PC 端, 串口配置过程为设置串口波特率、设置传输位宽和停止位以及校验位、设置硬件流控制功能、设置工作方式接收方式、初始化串行口、打开接收和发送完成中断。

3.2 上位机端软件设计

上位机端软件设计由平台选择以及程序设计两部分组成, 本节将具体介绍。

3.2.1 平台选择

上位机获取下位机发送的心电信号必须使用某种数据传输方式, 考虑到数据传输的速度和设备的可扩展性, 使用 USART 串口更为合适。上位机端接收数据选择 .NET 平台, 利用 WINFORM 的 SERIALPORT 控件, 对 USART 进行配置、打开关闭、数据接收以及数据发送。

3.2.2 程序设计

该部分主要包括串口数据接收程序设计和波形显示程序设计两部分, 心电数据最直观的显示方式是心电图, 其可将人体心电信号的每个区域直观的显示出来, 该控件将串口接收到的数据进行分析、滤波、放大, 实时显示在上位机端的显示屏上。程序设计流程如图 6~7 所示。

3.3 心率电波算法实现

该部分要充分考虑 ECG 噪声来源, 并设计 50HZ 陷波滤波器, 具体内容如下。

ECG 噪声来源:

ECG 信号由大约 0.5 Hz 至 100 Hz 的低频信号组成 (P 波、QRS 波群、T 波), 此类参数的任意偏差都表明心脏存在异常, 因此必须避免如电极接触噪声、电源干扰以及肌电噪声

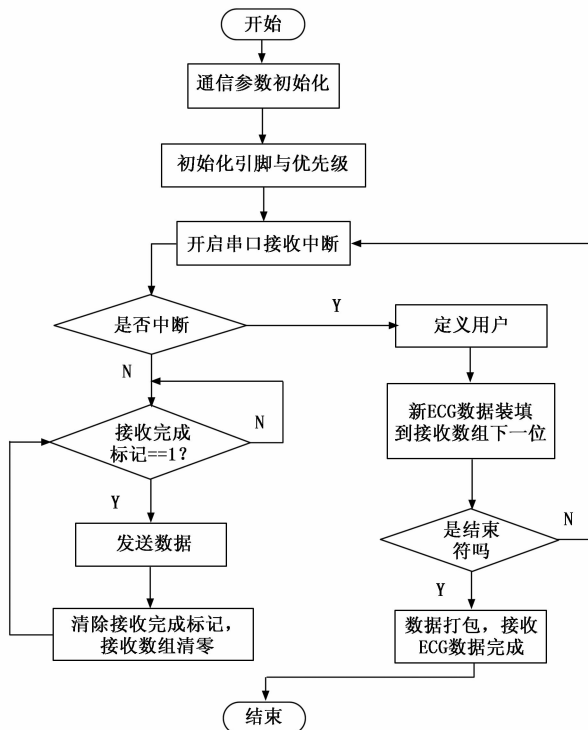


图 6 数据接收程序流程图

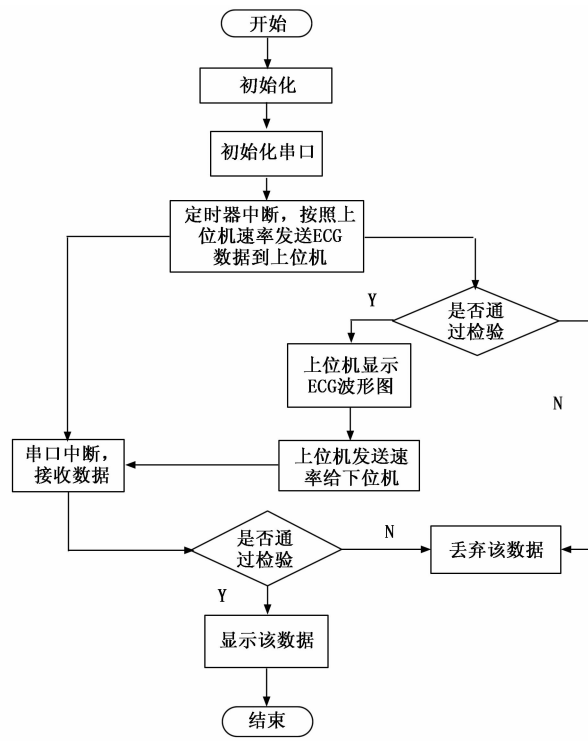


图 7 波形显示程序流程图

等对 ECG 信号噪声的干扰, 下面对几种 ECG 噪声进行分析。

1) 基线漂移: 噪声产生的原因通常为电极皮肤阻抗的变化以及患者运动、呼吸等活动导致的基线漂移。去除该噪声最简单快捷的方法是使用线性不变的高通滤波器并切断较低频率的分量。频率截止的选择应保证 ECG 信号不失真, 该频率的选择取决于最慢心率, 在心动过缓期间心率

可降至 4 bpm, 此时截止频率为 0.67 Hz。由于心率不完全规律, 截止频率选择 0.5 Hz 更为合适。

2) 50 Hz 陷波滤波器设计:

ECG 噪声中对心电图像干扰最大的是频率为 50 Hz 的噪声, 因此需设计过滤 50 Hz 的滤波器进行噪声过滤。该滤波器设计的关键是使用线性相位滤波器, 防止相位失真, 进而改变心动周期的各种波特性。该文在考虑 MCU 功耗的情况下选用 IIR 滤波器, 对 50 Hz 的噪声进行过滤。该设计使用 matlab 实现, 具体方法为首先设置 IIR 滤波器采样频率 $f_s=1\ 000$ Hz。其次设置 PHz 的正弦信号 $f=50$ 。再次设置时间长度为 4, 采样间隔为 $1/f_s$, ADC 采样频率为 250 Hz。然后使用 FDATool 工具中生成的 IIR 滤波系数得出传递函数, 其中 N_i 与 D_i 为不同的滤波系数。最后通过代码生成 IIR 滤波器实现对 50 Hz 噪声的过滤。

$$H(z) = \frac{N - N_1 Z^{-1} + N_2 Z^{-2}}{D - D_1 Z^{-1} + D_2 Z^{-2}} \quad (1)$$

响应频率为:

$$H(g^{jw}) = \frac{N + N_1 g^{-jw} + \dots + N_n g^{-njw}}{D + D_1 g^{-jw} + \dots + D_m g^{-mjw}} \quad (2)$$

其中: $g^{-njw} = \cos(nw) - j \sin(nw) \quad (3)$

4 实验结果与分析

在系统设计完成后, 为保证系统能在实际环境中应用, 该文对系统软件及智能终端进行严格地测试, 以发现整个系统中潜在的问题。针对本系统的测试内容主要为软件和智能终端测试, 即针对 ECG 噪声滤波器、上位机以及下位机进行测试。

4.1 滤波器测试

本节具体测试内容是根据系统需求, 生成 IIR 滤波器系数, 根据所生成的滤波系数得到转移函数, 并进一步翻译成计算机语言转录到主控 MCU 中运行。

4.2 滤波结果测试

为保证滤波器具有良好的滤波效果, 需设计算法提前实现 50 Hz 滤波器, 用于了解滤波的实际效果。本次实验选择采样频率为 1 000 Hz, 正弦信号为 50, ADC 采样频率为 250 Hz, 经过试验, 结果如图 8。

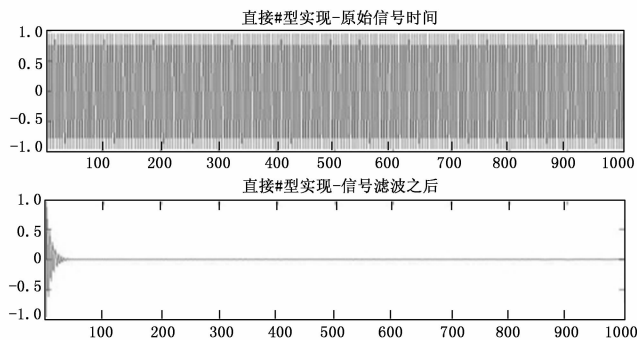


图 8 仿真结果

4.3 平台测试

上位机端以 Visual Studio 2016 位编译环境, C# 为编程语言, 设计了串口接收数据程序和波形显示程序, 通过

MATLAB 仿真设计了 50 Hz 陷波滤波器, 完成对心电信号的滤波处理。经过试验, 上位机可正常工作。

4.4 智能终端测试

下位机部分, 采集模块将采集到的心电信号进行传输后转换为电平信号, 通过算法将数字信号滤波、放大, 并在 LCD 上显示。经过试验, 下位机端可正常工作。

5 结束语

随着物联网技术和互联网技术的发展, 智能化的便携式医疗产品逐渐成为医疗器械领域的领头羊, 智能化心电信号检测系统也愈加受到人们的青睐。该文根据当前人们对心脏疾病的关注以及现有检测设备存在的检测数据易遗漏、易限制病患活动范围、检测成本高及对部分人群不友好等问题, 设计了一套基于 ARM 平台和 WIFI 技术的心电信号实时检测系统。该系统以模块化、低功耗、高性能为设计原则, 首先使用智能终端将所需的心电信号进行采集作为模拟信号; 其次将模拟信号上传至平台, 使用 ARM 处理器进行处理, 以提高系统性能、降低能耗、减少开发成本; 最后通过 WIFI 无线通信技术将数据传输至 LCD 上, 减少通信成本。实验结果表明, 整个系统实现了对心电信号的采集、分析、数据传输以及波形显示等功能, 能够适用于不同年龄段和不同身体健康状况的人群, 可有效检测出用户早期的心脏疾病, 为用户提前防治, 降低患病率和死亡风险提供帮助。此外, 该系统的可扩展性和实用性强, 对于便携式心电检测仪的研究开发具有一定借鉴意义。

该系统设计研究过程中仍存在不足, 首先在硬件方面可增加一个存储卡以保存用户信息, 便于对用户心电信息的二次发掘; 然后在软件方面可继续研究开发一个智能移动端 app, 便于用户及时了解自身心脏健康状况; 最后在通信方面, 可在智能终端上增设有线网口, 便于更快地与 PC 端进行数据交互。

参考文献:

- [1] 《中国心血管健康与疾病报告》编写组. 《中国心血管健康与疾病报告 2019》要点解读 [J]. 中国心血管杂志, 2020, 25 (5): 401-410.
- [2] 孙立娜. 动态心电图与常规心电图诊断冠心病患者心肌缺血及心律失常的临床效果对比分析 [J]. 中国医疗器械信息, 2020, 26 (2): 59-60.
- [3] 周波. 动态心电图机测量值不确定度评定 [J]. 计量与测试技术, 2017, 44 (6): 72-73, 76.
- [4] 曲丹丹. 平板运动试验与动态心电图诊断无症状心肌缺血的效果比较 [J]. 基层医学论坛, 2020, 24 (26): 3792-3793.
- [5] 李腾, 闫菲, 于志强, 等. 基于 ARM 的远程监控数据采集系统的设计与应用 [J]. 电气传动, 2020, 50 (7): 103-107.
- [6] 刘尘尘. 基于 ARM 的嵌入式自适应温度控制系统设计 [J]. 沈阳工业大学学报, 2020, 42 (4): 448-452.
- [7] 董辉, 田叮, 彭宣聪, 等. 基于 Wi-Fi 的便携智能笔控制系统设计 [J]. 浙江工业大学学报, 2020, 48 (5): 557-561.
- [8] 关姚姚, 陈超, 朱习军. 基于智能医疗终端的 Wi-Fi 兼容性自动化测试系统 [J]. 自动化技术与应用, 2020, 39 (7): 16-21.