

一种可穿戴式心电图动态监护系统

王改云,薛潏潮,王磊杨

桂林电子科技大学电子工程与自动化学院,广西 桂林 541000

【摘要】介绍一种基于柔性电极可穿戴心电图监护系统的软硬件设计方案,主要解决现阶段心电图监护系统中存在的高成本、高耗能、心电图信号连续性差等问题。同时在电极设计上采用银纤维布料的方法,消除一次性AgCl/Ag湿电极在可穿戴心电图系统中无法长期佩戴的弊端。经志愿者测试验证分析,系统有着较高的稳定性和实用性,对可穿戴心电图监护体系的发展有实际应用推广价值。

【关键词】心电图监护;柔性电极;Windows系统;可穿戴设备;IIR数字滤波器

【中图分类号】TH77

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)04-0431-05

A wearable ECG dynamic monitoring system

WANG Gaiyun, XUE Mangchao, WANG Leiyang

School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541000, China

Abstract: A software and hardware design plan of electrocardiograph (ECG) monitoring system based on flexible electrodes is introduced, aiming to solve the problems of high cost, high energy consumption and poor continuity of ECG signals in ECG monitoring system at this stage. Meanwhile, the ECG electrode designed in this study uses silver fiber cloth to eliminate the disadvantage of disposable AgCl/Ag wet electrode which is unsuitable for long-term wearing in wearable ECG monitoring system. Through volunteer testing, the system is proved to be highly stable and practicable, which has practical application and promotion value for the development of wearable ECG monitoring system.

Keywords: electrocardiograph monitoring; flexible electrodes; Windows system; wearable devices; IIR digital filter

前言

伴随大数据、物联网、云计算等技术的发展,互联网在购物、出行、订餐等方面改变着我们的生活方式,相关技术的智能医疗行业也应运而生^[1-2]。以心脏病诊断监护领域为例,目前市面上存在的心电医疗诊断级设备多为医院用的大中型心电诊断机,常规为12导联^[3]。12导联心电图机因其导联信号多、稳定性好等优点可以帮助医生迅速诊断病情,进而对患者予以相应的治疗。但其因为体积庞大、价格昂贵、操作复杂等因素,不便于家庭和个人的使用,已逐渐不能适应国家提出的“互联网+的新型医疗体系”的发展^[4-5]。

本文通过对嵌入式技术和蓝牙技术的应用,采用新型柔性电极研究出一套应用于Windows操作系统下的12导联心电图(Electrocardiograph, ECG)实时动态监测系统,旨在为家用12导联的ECG监护体系的发展和完善,提出新的解决思路,加速智能医疗体系的推广和发展。

1 系统简介

系统由硬件采集部分和上位机软件显示部分组成,其总体结构如图1所示。硬件采集端通过心电图电极对人体的12导联ECG信号采集,经由单片机处理后通过蓝牙模块发送到Windows系统的手机端或Tablet PC端的APP中进行备份。用户可以通过对APP的操作选择,将相关ECG数据及用户信息共享到云终端,便于相关病症监护人的调用查看。本文只介绍心电信号的采集端和用户端的设计部分。

2 ECG信号采集端设计

2.1 硬件设计

【收稿日期】2018-01-15

【基金项目】广西壮族自治区自然科学基金(2015GXNSFAA139299)

【作者简介】王改云,教授,研究方向:非线性系统辨识与信号处理, E-mail: 1034008376@qq.com

【通信作者】薛潏潮,硕士研究生,研究方向:智能信息处理与嵌入式, E-mail: 1208013516@qq.com

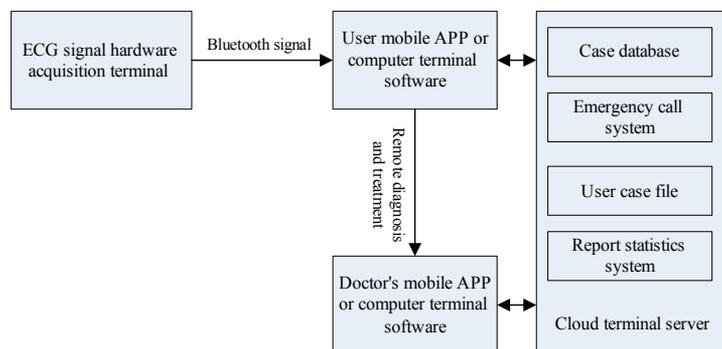


图 1 系统结构图

Fig.1 System structure diagram

ECG 硬件采集端如图 2 所示,主要由电源模块、低功耗蓝牙模块、ECG 信号处理模块、ECG 电极等组

成。同时设置 SWD DEBUG 接口和 SPI 通信接口,通过 MCU 对 ECG 硬件采集端进行调试与控制。

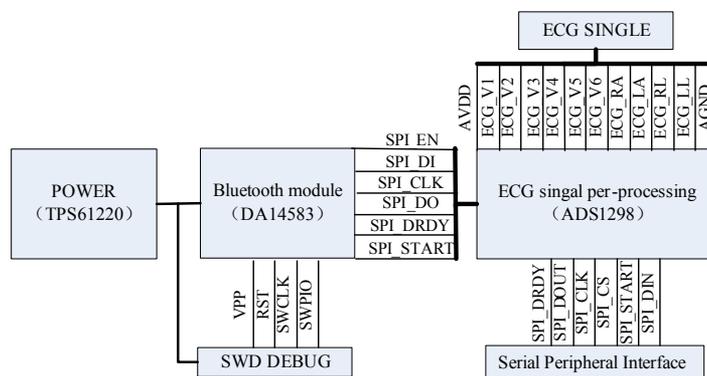


图 2 ECG 信号硬件采集端结构图

Fig.2 Structure diagram of electrocardiograph (ECG) signal hardware acquisition terminal

2.1.1 电源模块 电源模块的设计考虑到监护设备的便携性,采用锂电池供电。经测试验证,由 TPS61220 芯片组成系统电源模块可以更好的完成供电需求。ECG 信号硬件采集端的蓝牙模块、ECG 信号处理模块均需 3.3 V 电压供电,而 TPS 61220 模块可以高效率的输出 3.0~3.3 V 电压完全满足供电要求^[6]。同时,TPS61220 芯片在低输出功率时的节能模式可在一定程度上提高使用者的佩戴时长。

2.1.2 低功耗蓝牙模块 低功耗蓝牙模块采用 DA14583 芯片,DA14583 是带有 1 M bit(128 kByte)闪存的 SmartBond SoC。蓝牙采用调频技术和分散式的网络结构,支持点对点及点对多的通信,通用频段为 2.4 GHz ISM(即工业、科学、医学)频段,通信速率可达 1 M bps。通过对蓝牙技术^[7]的应用,方便用户将心电采集端采集到的 ECG 信号传输到任何建立握手连接的移动设备上,再由移动设备上的软件进行 ECG 信号的读取与显示。

2.1.3 ECG 信号处理模块 ECG 信号处理模块采用

ADS1298 芯片,ADS1298 是一款多通道同步采样 24 位高分辨率 Δ - Σ 数模转换器(ADC),内置有低噪声可编程增益放大器(PGA)、内部基准和板载振荡器^[8-9]。ECG 信号的采集是从强大的共模电压和噪声中分辨并提取微弱信号,一般的解决方法是通过前端放大器的调节和后续的数字补偿来完成。设计中采用的 ADS1298 芯片内置了 8 个 PGA(低噪声可编程增益放大器)和 8 个 ADC(高分辨率数模转换器),很好的解决了这一问题。

2.2 ECG 电极设计

常规一次性 ECG 电极采用 AgCl/Ag 湿电极,优势在于性能稳定、皮肤粘度高和极化电压小,在心电诊断和监测中广泛应用^[10-11]。但是,如果长期佩戴 AgCl/Ag 湿电极会对使用者皮肤引起刺激过敏等问题,且随着佩戴时间的增长导电凝胶会逐渐变硬,不仅会导致电极脱落,还会增大电极与皮肤之间的阻抗^[12]。

经研究测试,采用柔性织物电极具有更好的采集效果,具体实现如图 3 所示。柔性织物电极与皮肤

接触侧选用银纤维布料替代一次性电极 AgCl/Ag 的接触片和导电凝胶,在保证采样质量的同时极大程度上降低电极对皮肤的过敏刺激;银纤维布料和衣物之间由防静电布料填充,不仅降低由电极漂移引发的 ECG 信号噪声,而且还可以极大程度上避免皮肤静电对心电设备的损坏。



图3 织物电极
Fig.3 Flexible fabric electrode

2.3 硬件程序设计

硬件程序主要完成 ECG 信号预处理(包括信号采样、数模转化、右腿驱动电路降低共模干扰、电极脱落检测等),SPI 通信,蓝牙配置(包括设备命名、报文广播及连接、CRC8 校验码生成、数据包压缩发送等)。鉴于对硬件驱动与代码兼容性、安全性等多方面的考虑,采用 C 语言进行编程实现[13]。具体流程图如图 4 所示。

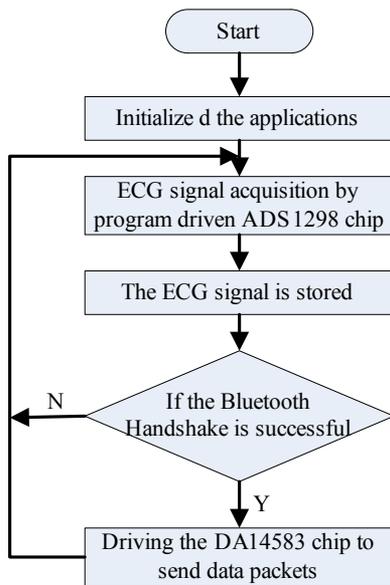


图4 硬件程序流程图
Fig.4 Program flow chart of hardware

3.1 软件程序设计

近年来 Windows 10 操作系统生态圈逐步建立和完善^[14-15],基于 Windows 操作系统的 PC 机、Tablet PC、Smartphone 的相关电子产品也将陆续普及。本设计采用 Microsoft.Net Framework 中的类库来实现用户端软件的编写,编程语言 C#。主要实现心电数据的储存、实时显示、历史心电数据调用等功能,程序流程图如图 5 所示。

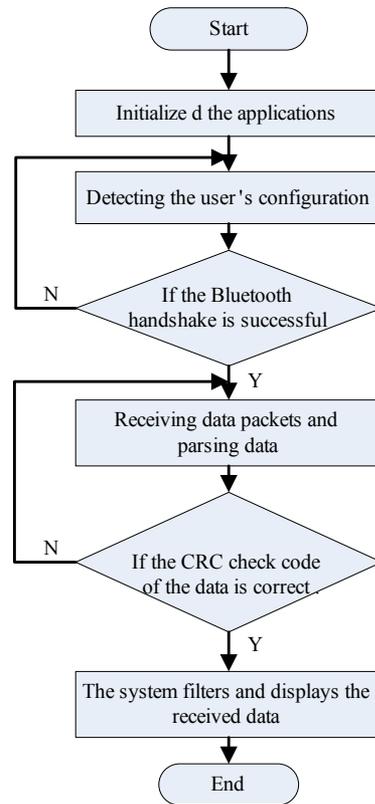


图5 用户端软件程序流程图
Fig.5 Program flow chart of client

3.2 ECG 数字滤波器设计

ECG 信号属于强噪声环境下的弱信号,有很大的噪声干扰。按照噪声来源可以将 ECG 信号噪声分为生理干扰、工频干扰、基线漂移。其中,生理干扰主要来源于骨骼肌产生的肌电干扰;工频干扰主要来源于以市电电压供电的电器辐射产生的基波和各次谐波;基线漂移主要来源于硬件采集端芯片温度变化及呼吸运动等产生的基线波动与幅值变化^[16-18]。

针对 ECG 信号对波形相位要求不是很高的特点,本设计采用线性 IIR 数字滤波器对 ECG 数字信号进行滤波处理。经实验对比验证,对 IIR 数字滤波器参数做出如下配置:①高通段选择 0.07 Hz 以上的高通截止频率,纠正 ECG 信号的基线漂移;②低通段选择 100 Hz 以下的低通截止频率,消除生理干扰产

3 用户端软件设计

生的高频噪声;③针对50 Hz的工频干扰,设计中采用47.5 Hz低通滤波和52 Hz的高通滤波抑制消除。

ECG信号显示中的高频纹波干扰,采取平滑滤波的方式消除。在平滑滤波中,滤波点数的选择对ECG信号的滤波效果有着直接的影响。经实验验证,点数选择越多波形的平滑效果越好,但会对R波波峰噪声更高的损耗。文献[19-20]中提出,在选择点数不变的情况下采样频率越高对R波的峰值影响越小。因此,本设计在三点平滑滤波的基础上将ECG信号的采样频率设置为1 000 Hz。经实验验证,该采样频率下的R波峰值误差被控制在1.5%以内。

4 系统调试及验证

在软硬件设计基础上进行了系统性能的测试及验证,验证主要分为两部分:第一部分为改造后的柔性织物电极与常规一次性AgCl/Ag湿电极的ECG对比;第二部分为柔性织物电极在不同滤波环境下的ECG对比。

4.1 柔性织物电极与常规一次性AgCl/Ag湿电极的ECG

本次测试对象选择年龄28岁的健康男性,心电图II导联测试结果如图6所示。其中,图6a表示的是常规一次性电极AgCl/Ag湿电极的测试结果;图6b表示柔性织物电极的测试结果。由测试结果可以看出,柔性织物电极基本满足心电监测中的应用要求。

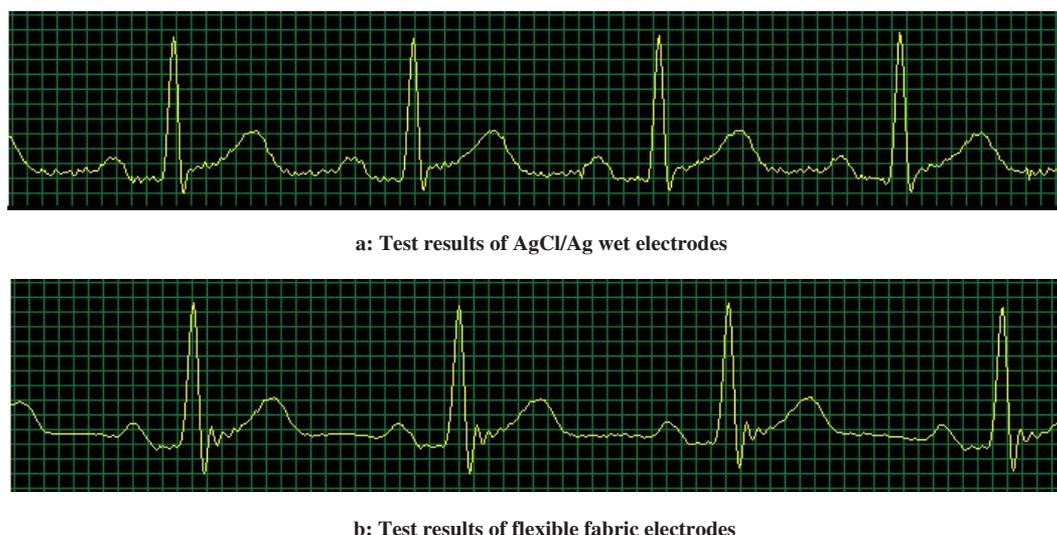


图6 常规AgCl/Ag湿电极与柔性织物电极测试图
Fig.6 Test results of conventional AgCl/Ag wet electrodes and flexible fabric electrodes

4.2 柔性织物电极在不同滤波环境下的ECG

为了更为直观地反应本设计的测试效果,选择22岁的健康女性作为测试对象测得几种数字滤波环境下的ECG,ECG II导联测试结果如图7所示。其中,图7a为无滤波处理的测试结果;图7b为经50 Hz工

频数字滤波处理后的测试结果;图7c为经50 Hz工频滤波处理及100 Hz低通滤波处理后的测试结果;图7d为经过50 Hz工频滤波处理、100 Hz低通滤波处理和平滑处理后的测试结果。

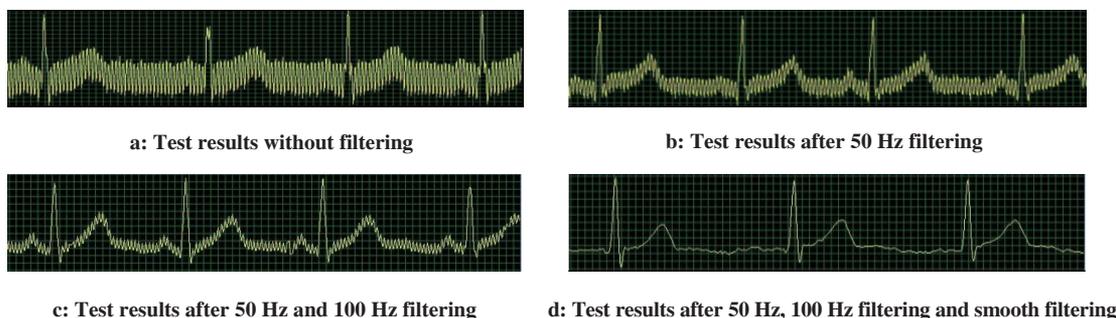


图7 柔性织物电极在不同滤波环境下的心电图
Fig.7 ECG test results of flexible fabric electrodes processed by different filterings

5 结语

可穿戴智能心电监护系统是智能医疗体系的重要组成部分,具有重要的现实意义。本研究提出了一种可穿戴式心电动态监护系统的设计方案,详细地介绍了硬件部分和软件部分的具体实现方法。经过验证和分析,证明了本套系统的稳定性和实用性,对智能医疗的发展有着重要的参考价值。随着智能医疗行业的推进,低成本的个性化可穿戴医疗设备终将得到进一步的推广和普及。

【参考文献】

- [1] 普华永道中国. 2017 医疗行业热门趋势[J]. 科技中国, 2017(4): 15-19.
Price Waterhouse Coopers China. The popular trend in the medical industry in 2017[J]. Science and Technology in China, 2017(4): 15-19.
- [2] 许俊杰, 陈军. 基于物联网的智慧医疗系统及其发展应用[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(10): 118-121.
XU J J, CHEN J. Development and applications of smart health care system based on internet of things[J]. China Medical Devices, 2017, 32(10): 118-121.
- [3] 余秀明, 刘鸣. 国产心电图机数据采集精度与自动分析准确性的评估[J]. 实用心电学杂志, 2017, 26(4): 267-270.
YU X M, LIU M. Evaluation of domestic ECG machine on the accuracy of data acquisition and automatic analysis[J]. Journal of Practical Electrocardiology, 2017, 26(4): 267-270.
- [4] 杨毅, 马志敏, 李彦明, 等. 便携式 12 导联心电图事件捕捉器与常规 12 导联心电图临床对比研究[J]. 中国全科医学, 2017, 20(29): 3695-3699.
YANG Y, MA Z M, LI Y M, et al. Clinical diagnostic efficacy, reliability and accuracy of portable 12-lead ECG device *versus* conventional 12-lead ECG device [J]. Chinese General Practice, 2017, 20(29): 3695-3699.
- [5] ZIMETBAUM P, GOLDMAN A. Ambulatory arrhythmia monitoring: choosing the right device[J]. Circulation, 2010, 122(16): 1629-1636.
- [6] AHN C J. Development of RF energy harvesting and charging circuits for low power mobile devices [C]//International Conference on Circuits, Systems, Control, Signals. World Scientific and Engineering Academy and Society, 2011: 131-134.
- [7] 钱志鸿, 刘丹. 蓝牙技术数据传输综述[J]. 通信学报, 2012, 33(4): 143-151.
QIAN Z H, LIU D. Survey on data transmission in bluetooth technology [J]. Journal of Communications, 2012, 33(4): 143-151.
- [8] 魏厚杰, 官金安, 方浩. ADS1298 模拟前端的便携式生理信号采集系统[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2012, 12(2): 36-39.
WEI H J, GUAN J A, FANG H. Portable biopotential signal acquisition system of ADS1298 analog front-end [J]. Microcontrollers & Embedded Systems, 2012, 12(2): 36-39.
- [9] FORT C M, CIUPE A M, VLAD S. An ECG front-end device based on ADS1298 converter [C]//International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology. Cluj-Napoca, Romania, 2017.
- [10] LIN C T, KO L W, CHIOU J C, et al. Noninvasive neural prostheses using mobile and wireless EEG[J]. Proceedings of the IEEE, 2008, 96(7): 1167-1183.
- [11] SEARLE A, KIRKUP L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes[J]. Physiol Meas, 2000, 21(2): 271-283.
- [12] 周伟, 刘伟, 邱清富, 等. 生物医用电极制造技术及应用研究进展[J]. 科学通报, 2015, 60(15): 1352-1360.
ZHOU W, LIU W, QIU Q F, et al. Development, fabrication, and applications of biomedical electrodes[J]. Chinese Science Bulletin, 2015, 60(15): 1352-1360.
- [13] 李艳, 李海波. 程序设计语言及其环境和系统软件接口标准化综述[J]. 信息技术与标准化, 2010(6): 57-59.
LI Y, LI H B. Summarizing about the standardization of programming languages, environments and system software interface [J]. Information Technology & Standardization, 2010(6): 57-59.
- [14] POGUE D. Windows 10: the missing manual [J]. Gene Dev, 2015, 22(19): 2692.
- [15] JYVÄSJÄRVI T. Windows 10 technical preview[Z]. 2015.
- [16] 赵文哲. 心电信号消噪及 QRS 波检测方法研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2007.
ZHAO W Z. Study on noise elimination and QRS wave detection method of ECG signal [D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2007.
- [17] 王晓花. 心电信号肌电干扰的去除与特征点检测算法的研究[D]. 长沙: 长沙理工大学, 2015.
WANG X H. Study on the removal of electromyography interference and the algorithm of feature point detection for ECG signals [D]. Changsha: Changsha University of Science & Technology, 2015.
- [18] 胡广书, 汪梦蝶. 生物医学信号处理研究综述[J]. 数据采集与处理, 2015, 30(5): 915-932.
HU G S, WANG M D. Survey on biomedical signal processing[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2015, 30(5): 915-932.
- [19] 王金亮. 心电信号的预处理及 R 波检测的研究[D]. 济南: 山东大学, 2011.
WANG J L. Study on preprocessing of ECG signal and detection of R wave [D]. Ji'nan: Shandong University, 2011.
- [20] 黄进文, 王威廉. 平滑滤波对 ECG 的 R 波幅值影响研究[J]. 云南大学学报(自然科学版), 2008, 30(6): 559-563.
HUANG J W, WANG W L. Research on the effect of R-peak in ECG wave by smoothing filtering [J]. Journal of Yunnan University (Natural Sciences), 2008, 30(6): 559-563.

(编辑:薛泽玲)