

# 基于 LabVIEW 的实时心电信号采集系统的设计

成清清, 吴 蒙

(南京邮电大学, 江苏 南京 210003)

**摘 要:** 为了实现对心电信号实时监测, 且尽可能节约成本, 文中设计了一套基于 LabVIEW 的心电信号采集系统。系统的设计分为硬件和软件两部分: 硬件部分主要包括信号采集、信号调理及 MSP430 单片机的 AD 转换电路; 软件部分主要是通过配置 LabVIEW 通信模块与单片机实现串口通信, 并利用其功能强大的高级信号处理包, 借助于小波变换的优势对心电信号进行去噪、多分辨率分解等处理, 最后重建无噪的 QRS 波, 并检测 R 波峰值, 从而计算心率。文中还利用 LabVIEW 友好的用户界面对接收的数据及处理过程进行实时波形显示, 使数据更直观、读取更方便。本系统在实验的过程中, 运行较稳定, 取得了良好的结果。

**关键词:** 硬件设计; 串口设计; 波形预处理; 重构 QRS 及 R 波检测; 计算心率

**中图分类号:** TP39

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1673-629X(2013)04-0176-05

**doi:** 10.3969/j.issn.1673-629X.2013.04.043

## Design of Real-time ECG Acquisition System Based on LabVIEW

CHENG Qing-qing, WU Meng

(Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003, China)

**Abstract:** In order to acquire real-time ECG data and reduce costs, design a system of ECG data acquisition based on LabVIEW. The system is composed of hardware and software. Hardware is made up of signal acquisition and processing circuit and MSP430 microcontroller for AD conversion. The software mainly contains configuring LabVIEW communication module to realize serial communication with MSP430 and uses robust signal processing capabilities of LabVIEW and wavelet transformation to remove noise, multi-resolution decomposing, and then reconstruct noiseless QRS, detect peak of R wave and finally calculate the heart rate. It also uses LabVIEW friendly user interface for real-time displaying received data to make the data more intuitive and read more easily. The designed system runs stably and achieves good result in the experiment.

**Key words:** hardware design; serial design; waveform preprocessing; reconstruction of QRS and R-wave detection; calculation of heart rate

## 0 引 言

心电图 (electrocardiogram, ECG) 是人体心脏跳动时产生的生物电流在身体表面不同位置电势差的记录, 它可以反映人体心脏跳动的快慢, 从而判断身体健康状况。由于心脏病历年来都是威胁人类生命的主要疾病之一, 因而心电信号一直都是医学领域研究的一个重要课题。在临床应用中, 医生常通过心电图来诊断各种心率失常、心肌缺血、心室新房肥大等疾病。

LabVIEW 是由美国国家仪器 (NI) 公司研制开发

的编程环境, 它结合了简单易用的图形式开发环境与灵活强大的 G 编程语言。LabVIEW 是由前面板和后面板组成的编程环境, 前面板用于显示友好的用户界面, 而后面板用于图形化编程。与其他编程语言一样, LabVIEW 包含了功能强大的函数库用于串口控制、数据分析、数据存储等, 但它编程简单、结果直观的特点为智能化的心电信号采集分析系统提供了方便。

计算机具有较强的数据处理能力, 能对心电信号进行准确分析, 因而探索更精确的计算机自动分析诊断是很多学者研究的课题。目前国内外很多学者是基于 MIT-BIT 数据库对心电信号进行研究<sup>[1]</sup>, 由于静态数据库缺乏实时性, 所以实用性不强。还有些学者通过数据采集卡进行心电信号采集获得动态的心电信号<sup>[2]</sup>, 这样可以省去复杂的硬件电路设计, 但是代价昂贵。文中是基于 LabVIEW 与单片机结合而设计的心电信号采集系统, 通过串口将单片机采集的数据传送

**收稿日期:** 2012-07-03; **修回日期:** 2012-10-09

**基金项目:** 国家“973”重点基础研究发展计划项目 (2011CB302900); 江苏省高校自然科学研究重点项目 (10KJA510035); 南京市科技发展规划重大项目 (201103003)

**作者简介:** 成清清 (1987-), 女, 硕士研究生, 研究方向为无线通信及信号与信息处理; 吴 蒙, 教授, 研究方向为无线通信与信号处理、无线网络安全与通信系统的信息安全。

到 PC 机进行处理。这样除了能实现数据采集卡的功能外,成本大幅度降低。还可通过使用高效且功能强大的 LabVIEW 软件来进行心电数据采集、显示、分析和存储等功能的编程,而且仪器面板布置简洁明了,设计灵活。

## 1 系统总体设计

文中提出的实时心电信号采集系统(如图1)由上位机和下位机组成,上位机以 LabVIEW 为操作平台,通过设置串口模块实现与单片机的通信,向单片机发送操作指令,接收单片机的数据,显示成心电波形并进行数据处理、存储等操作。下位机核心是带模数转换功能的单片机 MSP430,负责将采集的经过调理的心电信号进行 AD 转换并通过串口传送出去。

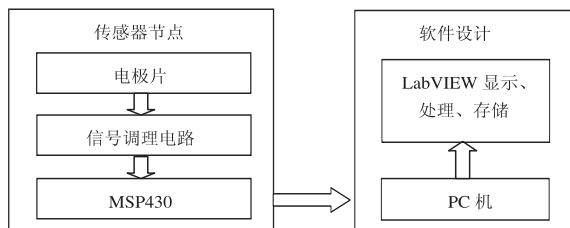


图1 心电采集系统框架

### 1.1 传感器节点

心电信号是人体生物电活动信息的表征,通过分析心电信号,可以很好地了解身体的健康状况。然而原始的心电信号非常微弱,幅度只有  $0 \sim 5\text{mV}$ , 频率范围为  $0.03 \sim 100\text{Hz}$ , 其中混杂大量的干扰噪声。此外,当在检测和采集心电信号时,受仪器、人体轻微运动等方面的影响,如电极接触不良或呼吸引起的基线漂移,均会对心电信号的检测带来困难。

针对心电信号幅度小、噪声大的特点,传感器节点电路中设计了前置放大、右腿驱动、高通滤波、50Hz陷波、低通滤波和二次信号放大电路<sup>[3,4]</sup>。

(1)前置放大电路。

前置放大电路应该具有高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低漂移、非线性度小等性能<sup>[3]</sup>。它采用差分放大,能够有效地抑制噪声。但考虑到采集信号时可能产生电位波动和极化电压及其他噪声带来后续电路处理的不便,前置放大电路放大倍数不宜太大。

### (2) 右腿驱动电路。

引入右腿驱动,是为了提高系统的共模抑制能力,增强系统抗工频干扰的能力,使整个系统比较稳定。右腿驱动的信号是取自共模信号,经过电压跟随器和反相放大后反馈到人体上,和原来的共模电压相加,形成共模电压负反馈,从而有效抑制工频干扰。右腿驱动电路主要起到一个反馈和抑制干扰的作用。

### (3) 滤波电路。

由于心电信号频带主要集中在  $0.03 \sim 100\text{Hz}$ , 所以设计一个截止频率为  $0.03\text{Hz}$  的高通滤波器来去除心电信号中的直流成份, 并设置一个截止频率为  $100\text{Hz}$  的低通滤波器来抑制高频噪声。

50Hz 的工频干扰是心电信号的主要干扰源,尤其是在外界环境适应性差时严重影响心电信号的正确判断。虽然前置放大电路和右腿驱动电路能较强地抑制共模干扰,但有部分工频干扰是以差模信号方式进入电路的<sup>[3]</sup>,因而还需设计一个陷波电路来消除其中的 50Hz 噪声,通常选择“双 T”带阻滤波。

#### (4) 二次放大电路。

心电信号的幅值为  $0 \sim 5\text{mV}$ , 而 AD 转换输入信号电压要求为  $0 \sim 2.5\text{V}^{[5]}$ , 因此, 整个电路信号电压需放大 500 倍左右, 而前置放大电路主要是为了抑制信号共模干扰, 且为了后续电路处理噪声的方便并没有将心电信号明显放大, 因而需要在进行 AD 转换前对信号进行二次放大。

(5) MSP430 单片机。

控制芯片 MSP430 内部有 8 路 12 位精度的模数转换单元<sup>[5]</sup>,经调理的心电信号送入单片机的模数转换口。由于 AD 转换结果为 12 位数据精度,而串口通信的数据位为 8 位,于是将转换的 12 位数据拆分为 2 部分:高 4 位和低 8 位,然后按高、低顺序作为数据帧通过串口送入 PC,最后在 LabVIEW 中将数据恢复。

## 1.2 系统软件设计

### 1.2.1 串口设计部分

上位机的软件是在 National Instruments LabVIEW 8.6 软件环境下完成的,利用电脑的高性能和大容量来进行波形显示和数据存储。由于要在 LabVIEW 中使用串口资源,需要安装 VISA 驱动包如图 2。



图2 串口驱动包

使用 VISA 和串行设备进行通信<sup>[6,7]</sup>,步骤为:

(1)调用“VISA Configure Serial Port”进行串口初始化,主要包括:串口选择、波特率、数据位、校验位和停止位的设置。

(2)调用“VISA Write”,在缓存区中写入“B”,向单片机发送开始采集命令。

(3)调用“Property Node”,设置读取全部缓冲区的属性。

(4) 调用“VISA Read”,接收数据。

(5) 由于 AD 转换位数是 12 位, 所以数据分高、低两个字节, 在接收数据后需对数据合成, 编程计算出原始的电压值<sup>[5]</sup>。

(6) 使用“写入电子表格文件”, 将采集的数据和时间保存起来。

(7) 调用“VISA Close”, 释放串口资源。

### 1.2.2 信号处理部分

ECG 信号的分析通常包括三步:

- ①预处理;
- ②QRS 特征波形提取;
- ③R 波检测及 RR 间期的计算。

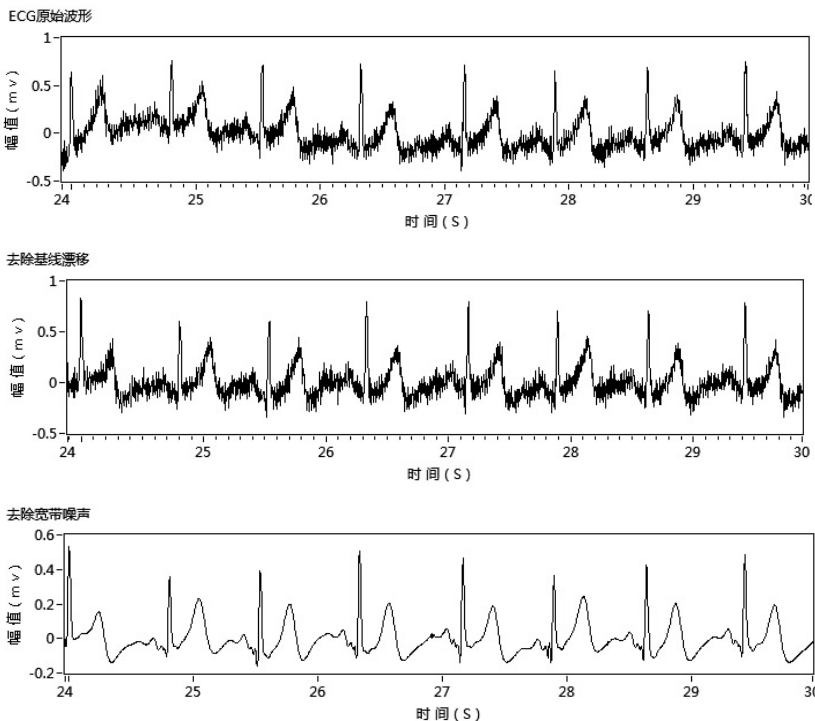
预处理的目的是消除心电信号的噪声, 是整个处理过程中至关重要的。而 QRS 波形的检测也是心电信号分析系统设计的关键, 由于 ECG 中存在多种噪声及其自身波形的复杂性, 使得 QRS 波形的精确检测非常困难。如何定位 QRS 波形, 是另一个复杂的问题, 这通常是利用小波方法先定位 R 波位置, 然后再进行波形的其他细节分析。综合 ECG 分析流程中的重难点, 文中在 LabVIEW 的平台上, 对心电信号处理的每个过程都采取了适当的处理, 设计了一个心电信号综合分析系统。

#### a. 预处理。

基线漂移通常是由于呼吸作用引起的, 频率在 0.15 ~ 0.3 Hz 之间, 虽然在传感器节点的设计中已考虑基线漂移的影响, 设置了高通滤波电路来抑制, 但并不能去除基线漂移, 因而在 LabVIEW 中利用小波去趋势 (WA Detrend. vi) 函数来消除心电信号的基线漂移。小波变换是一种消除指定频带内信号的有效方法, 一般选用与实际心电信号较为相似的 db06 小波<sup>[6]</sup>, 实验结果如图 3。

基线漂移消除后, 得到的心电信号比原信号更加平稳和清晰, 但是仍夹杂着其他宽频带、复杂的噪声, 影响 ECG 特征波形的提取。这些噪声用传统的数字滤波器难以滤除, 但可以利用 LabVIEW 中小波去噪 (Wavelet Denoise. vi) 函数实现。这个函数的功能是通过选用 db06 小波将 ECG 信号分解到各个子带, 然后选用合适方法调整小波系数, 最后重建出消除噪声后的信号<sup>[6]</sup>, 结果如图 3。从图中可以看出小波去噪的效果相当明显, 宽带噪声得到很好的消除。

#### b. 特征提取。



(上: 原始 ECG 信号; 中: 去除基线漂移; 下: 去除宽带噪声)

图 3 预处理结果

在心电信号中检测 R 峰值和 QRS 综合波, 能够提供心率及各种异常情况的信息, 它为心脏疾病的诊断提供依据, 所以在心电信号处理领域引起极大的关注。但是, 噪声和随时间变化的形态使得检测较为困难。

因为小波能够借助于多分辨率的优势对含有噪声的信号进行主要特征的提取和分析<sup>[8]</sup>, 而 LabVIEW 高级信号处理工具包中的 Multiscale Peak Detection 函数被用于检测 QRS 波。在波峰检测前, 使用 Multiresolution Analysis Express 函数将心电信号分解为 8 级的 db06 小波, 然后考虑到 QRS 特征波的细节几乎都处于 D4 和 D5 子带内, 因而选用 D4 和 D5 子带来重新构建 ECG 信号, 这使得 QRS 检测更为精确<sup>[8,9]</sup>, 结果见图 4。在图中能看出 QRS 特征波形被很好地重建, 而且噪声干扰很小, 方便下一步检测 R 峰。

#### c. R 波检测与 RR 间期的计算。

##### (1) R 波检测。

经过 QRS 的重建后, 心电波形较之前更明显 (如图 4), 因而能较好地检测到 R 波。在 R 峰的检测中, 使用了 LabVIEW 自带的峰值检测模块。这个模块主要通过对输入待检峰值信号序列逐段做二阶曲线拟合来寻找波峰, 模块输出的峰值是拟合后曲线上的极值<sup>[10]</sup>。在检测中选择拟合数据宽度 width 为 3, 而检测门限值根据实际情况及时调整<sup>[11,12]</sup>。在这个“Peak Detector. vi”中, 能检测出各个 R 波的位置, 并将各位置以数组方式存储, 通过调用数组大小函数就能算出有多少个波峰, 及 QRS 波的个数。图 4 中的圆点即为

检测到的 R 峰。

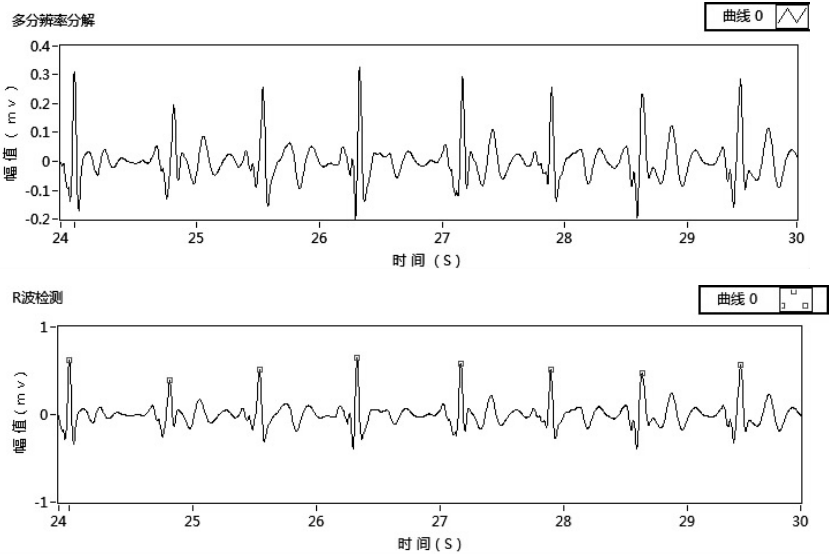


图4 多分辨率分解(上)及 R 波检测(下)  
(2)RR 间期。

RR 间期即为两个连续 R 波之间的间隔。通过计算存放 R 峰位置的数组中的前后两个元素的差值即可得到 RR 间期。由于噪声及呼吸等影响,每个 RR 间期值肯定在一定范围内有稍许波动,文中计算的 RR 间期是采样时间内的均值。以 RR 间期均值为计算心率的依据,可以消除计算过程中的随机性,使计算结果与实际较为符合。

(3)心率的计算。

心率,指心脏每分钟跳动的次数,也可理解为 ECG 中每分钟内 QRS 波的个数。因而文中的心率计算公式为:心率 = 60/RR 间期,这样可以较为准确地计算出心率。通常正常心率的范围为 60 ~ 100 次/分钟,当测量的心率小于60或大于100时,系统会发出

“心率过慢”或“心率过快”的警告,通常情况下显示“心电正常”。

1.3 系统主界面设计

LabVIEW 不仅具有强大通信及数据处理能力,基于 LabVIEW 平台,还能设计友好的前面板,如图 5 所示。

从图 5 可以看出文中设计的系统由三部分组成。初始化模块,其主要是选择串口、设置与单片机相匹配的波特率、采集数据保存路径及对单片机收发数据的控制。数据处理模块主要涉及对处理结果的显示,如 RR 间期、平均心跳速率等。此外,当心率过慢、正常、过快都对应相应的指示灯,能非常直观地看出心率是否异常。最上面是实时采集的心电波形图显示模块。文中还通过“Tab Control”控件将预处理及特征值提取过程的波形图也放在系统中,点击相应按钮可方便观察,这保持了设计界面的简洁美观。

可以看出 LabVIEW 图形化的用户界面不仅能与单片机进行通信,而且能友好地显示实时的心电图、心率、R-R 间期及异常警告,也可随时观察各个处理过程的结果。

2 结束语

本设计是基于 LabVIEW 与单片机实现串口通信,并将接收的数据在 LabVIEW 上实时显示。通过利用 LabVIEW 中各种信号处理工具包,对心电信号进行处

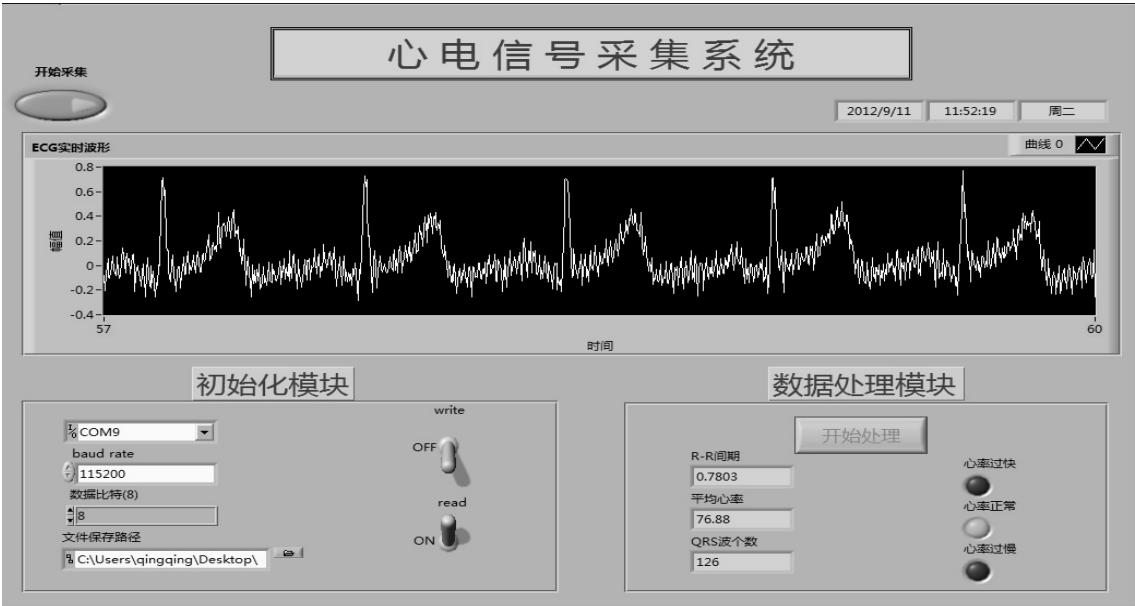


图5 心电信号采集系统



理及分析。在实现过程中一般采用小波变换的方法来减小波形的失真。同时利用多分辨率分解来重建 QRS 特征波,进而检测出 R 波,计算出 RR 间期,最终得出心率。从实验结果可以看出,本系统的最大特点是对 ECG 信号的采集和处理的实时性,而且最后结果也是相当可靠的。这比很多在 LabVIEW 平台上进行 MIT-BIT 数据库分析具有更高的实用性,而且成本低。此外,本系统还具有很大的扩展性,可以基于之前的成果进一步对 HRV 进行分析,如在频域分析心电信号的频谱,计算各个特征波形点之间的间隔等,从而使系统的功能更加完善。

#### 参考文献:

- [1] Akshay N. ECG Noise Removal and QRS Complex Detection Using UWT[C]//2010 International Conference on Electronics and Information Engineering, Kyoto, Japan: [s. n.], 2010.
- [2] Lascu M, Lascu D. LabVIEW Based Biomedical Signal Acquisition and Processing[C]//Proceedings of the 7th WSEAS Int. Conf. on Signal Processing, Computational Geometry & Artificial Vision. Athens, Greece: [s. n.], 2007.
- [3] 李念强,魏长智,潘建军,等. 数据采集技术与系统设计[M]. 北京:机械工业出版社,2009:310-320.

(上接第 175 页)

## 4 结束语

本系统采用独特的软硬件结合的方式,设计出了一套投票选举系统。该系统最大的特点在于灵活性和高效性,投票人不需要严格涂写,仅需要根据常规习惯填入手写符号如 $\checkmark$ 、 $\bigcirc$ 、 $\times$ 、 $\backslash$ 、 $-$ 、 $/$ ,计算机就可以识别。但是,本系统由于技术和算法的限制,在某些特殊符号识别上,并不可能达到 100% 的要求,而且如果是广域网,在传输方面没有严密保证数据的安全性措施,还有待改进。

投票选举系统是省科技攻关项目,目前已经处于结束收尾工作,已经与企业合作,准备投入使用。

#### 参考文献:

- [1] Goirizelaia I, Huarte M, Unzilla J, et al. An optical scan-voting system based on N-version programming[J]. IEEE Security and Privacy, 2008, 6(3): 47-53.
- [2] Everett S P, Greene K K, Byrne M D, et al. Electronic voting machines versus traditional methods: improved preference, similar performance[C]//Proceeding of the twenty-sixth annual SIGCHI conference on human factors in computing systems(CHI08). New York, USA: [s. n.], 2008: 883-892.

- [4] 王钧铭,王选钢. 穿戴式无线生理参数采集装置的设计与实现[J]. 电子器件, 2008, 31(6): 216-218.
- [5] 洪利,章扬,李世宝,等. MSP430 单片机原理与应用实例[M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2010:266-283.
- [6] 杨乐平,李海涛,赵磊,等. LabVIEW 高级程序设计[M]. 北京:清华大学出版社,2003.
- [7] 任丽丽,张志杰. 基于 LabVIEW 串口通信的数据采集系统[J]. 自动化与控制, 2008, 24: 56-57.
- [8] Adochiei N. ECG Waves and Features Extraction Using Wavelet Multi-resolution Analysis[C]//Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering. Lasi, Romania: [s. n.], 2011.
- [9] 文张斌. 基于 LabVIEW 的 HRV 分析系统设计[J]. 机电信息, 2010(36): 121-122.
- [10] 王浩宇. 基于 LabVIEW 的心电实时监测系统[J]. 医疗卫生装备, 2006, 27(10): 21-23.
- [11] Cui Xiaomeng. A New Real-time ECG R-wave Detection Algorithm[C]//2011 6th International Forum on Strategic Technology. Harbin, China: [s. n.], 2011.
- [12] Li Yongting. A Robust R-wave Detection Algorithm in ECG Signal[C]//International Conference on Transportation, Mechanical and Electrical Engineering. Changchun, China: [s. n.], 2011.

- [3] 阎慧,王金锁,费江涛. 基于图像识别的干部测评系统的设计与实现[J]. 计算机工程与设计, 2009, 30(15): 3684-3686.
- [4] 王虎. 基于图像识别的标记阅读机及选举计票系统研究[D]. 合肥:安徽大学,2006.
- [5] Tang Y Y, Lee S W, Suen C Y. Automatic Document Processing: A Survey[J]. Pattern Recognition, 1996, 29(12): 1931-1952.
- [6] 马驰,张红云,苗夺谦,等. 改进的多阈值动态二值化算法[J]. 计算机工程, 2006, 32(6): 203-206.
- [7] 郑治枫,刘长松,丁晓青. 基于有向单连通链的表格框线检测算法[J]. 软件学报, 2002, 13(4): 790-796.
- [8] 沈军强,肖刚,高飞,等. 基于表格线游程的选票图像集合结构识别[J]. 计算机工程, 2009, 35(17): 187-189.
- [9] 管继斌,明德烈. 基于游程的倾斜表格图像的快速检测和校正[J]. 华中科技大学学报:自然科学版, 2005, 33(8): 69-71.
- [10] 孙丰荣,刘积仁. 快速霍夫变换算法[J]. 计算机学报, 2001, 24(10): 1102-1109.
- [11] 刘子贵. 基于 PC 机选票处理系统的设计[D]. 桂林:广西大学,2004.
- [12] 姜伟光. 嵌入式计算机智能票箱[J]. 自动化与仪表, 2000, 15(2): 44-45.

# 基于LabVIEW的实时心电信号采集系统的设计

作者: [成清清, 吴蒙](#)  
作者单位: [南京邮电大学, 江苏 南京 210003](#)  
刊名: [计算机技术与发展](#)  
英文刊名: [Computer Technology and Development](#)  
年, 卷(期): 2013(4)

本文链接: [http://d.g.wanfangdata.com.cn/Periodical\\_wjfz201304045.aspx](http://d.g.wanfangdata.com.cn/Periodical_wjfz201304045.aspx)