

基于串行通信接口的虚拟仪器在医疗仪器上的应用

周 密 (广东水利电力职业技术学院, 广东 广州 510635)

摘要: 本文介绍了一个基于串行通信接口的虚拟仪器在医疗仪器方面的应用, 本系统主要用于胎儿心电信号监测。系统由两部分组成: 以 51 单片机为核心硬件的数据采集装置和 PC 平台上的软件分析系统, 单片机与 PC 机的串行通信采用 RS232 接口, 软件采用 LabVIEW7.0 开发平台编程实现。实验测试结果证明, 这种方法性能稳定、测量精度高。

关键词: 虚拟仪器; 串行通信; LabVIEW; 胎儿心电图

中图分类号: TP39

文献标识码: A

文章编号: 1005-202X(2006)05-0373-03

The Application of Virtual Instrument Design on Medical Device Using Serial Interface

ZHOU Mi

(Guangdong Technical College of Water Resources and Electric Engineering, Guangzhou Guangdong 510635, China)

Abstract: This paper introduces the application of a virtual instrument based on serial communication interface on medical device aiming for monitoring the fetus heart electric signal. The system consists of two parts: data acquisition panel cored with MCS-51 Single chip microcontroller and a software analysis system. Single chip microcontroller communications with PC through RS232 and the software is based on LabVIEW7 development tools. The test results showed that the performance is stable and the precision is high.

Key words: Virtual instrument; serial communication; LabVIEW; Fetal ECG

1 虚拟仪器概述

虚拟仪器是电子仪器与计算机技术更深层次结合的基础上产生的一种新的仪器模式。它通常是由计算机、模块化的功能硬件与带有数据处理、过程控制的应用软件构成。它是当前测控领域的新技术, 代表着未来仪器技术的发展方向。在现代测量中, 虚拟仪器系统能更迅捷、更经济、更灵活地解决测试问题, 虚拟仪器已经为工程技术人员提高生产率、测量精度及系统性能方面做出巨大贡献。

有许多开发虚拟仪器软件的方法, 理论上完全可用常用的编程语言 (如 VC++, VB 和汇编语言等) 进行开发, 本系统使用 NI 公司的 LabVIEW 7.0 图形语言编程实现。LabVIEW 采用框图代替传统的文本代码实现编程, 简洁、直观, 大大提高了系统的开发效率。

要由计算机来组成测控系统, 必须解决计算机与被测对象和被控对象连接的问题。典型虚拟仪器系统结构如图 1 所示^[1]。

被测物理量由信号调理将被测信号调整到数据采集卡能够接受的模拟电压范围内, 然后由数据采集卡中的 A/D 转换器将模拟信号变为数字信号送计算机处理。

常用的胎儿心电监护, 是从母体腹部提取胎儿心电信号, 对母体和胎儿无创, 且能同时观察胎儿心电图, 其优点明显, 是目前产科常用的诊断方法。

虽然母体腹部心电信号获取方便, 但是由于母体腹部信号复杂, 信噪比低, 特别是一般母体心电信号

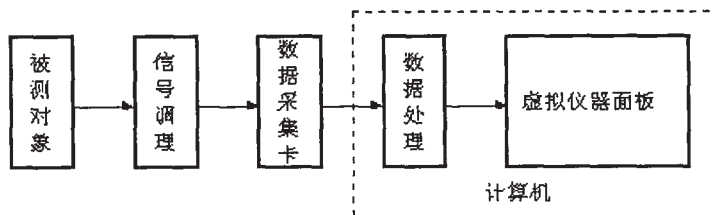


图 1 虚拟仪器方案

Fig.1 A scheme of virtul instrument

收稿日期: 2006-03-30

作者简介: 周密 (1970-), 女, 软件工程硕士, 讲师, 主要从事计算机教学和虚拟仪器研究工作。Tel: 020-33240852, E-mail: doublewins@163.com.

比胎儿心电信号大 2~10 倍,而且胎儿心电约有 10%~30%与母体心电重合,形成复杂的 QRS 波群,同时胎儿心电的频谱与母体心电的频谱重叠。这些因素给胎儿心电的监测带来了比较大的困难。现在许多心电图仪仍然是基于 ISA 接口实现,这些老式的接口设计有很多缺陷,结合现代计算机技术,和先进的编程语言,基于 PC 的虚拟仪器要比传统医疗硬件设备具有更大的优越性和性价比,VI 强大的智能分析和便捷的操作模式也非传统仪器可比。利用虚拟仪器动态监测母体和胎儿的心电信号也是势在必行的趋势。

2 系统设计方案

2.1 系统概要

为了简化接口电路设计,避免复杂的 PCI 总线接口,系统采用单片机与 PC 机以串行通信方式,通过 RS-232C 接口连接。PC 机上的应用程序采用 LabVIEW7.0 开发。硬件数据采集器采样获得的数据以串行通信的方式发送给 PC 机,PC 机上的软件通过 RS-232 接口模块读入波形数据,并经信号调理、工频陷波和抑制基线漂移后,进行匹配滤波去除母亲心电信号的干扰,最后在显示器上显示胎儿心电信号的波形。

2.2 信号采集系统设计

系统硬件由传感器,信号调理,多路开关,PGA, S/H, A/D 转换器, MCS-51 单片机系统等几部分组成。导联传入的信号首先要经过信号调理和多路开关,经过可编程增益放大器放大和 S/H 采样保持后, A/D 对其进行 400 x12 b/s 采样,数据经 RS-232 串口送 PC 机处理。硬件部分由 MCS-51 单片机控制。A/D 转换器采用 12 位高精度串行输出 AD574^[2]。采样得到的数据通过单片机处理后通过串口发给 PC 机。数据传输速

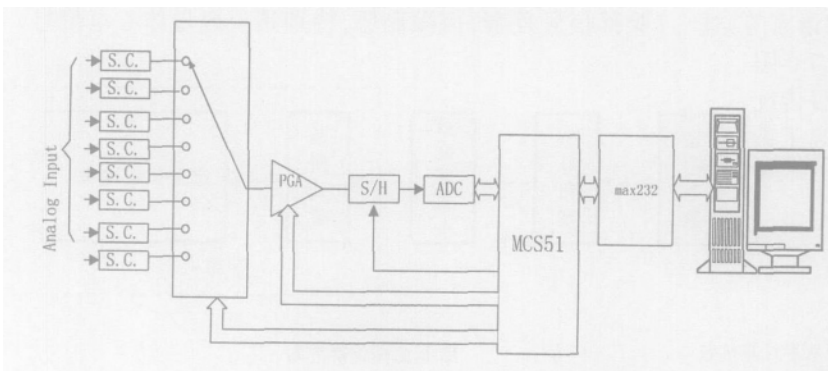


图 2 硬件信号采集系统
Fig.2 Hardware system for signal acquisition

Serial Read With Time-out.vi 模块见图 3:

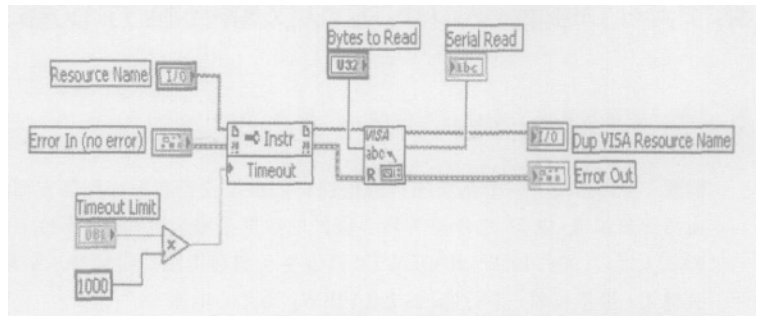


图 3 Serial Read With Time-out.vi 函数的内部程序
Fig.3 Program flow chart of Serial Read With Time-out.vi function

Serial communication .vi 模块见图 4:

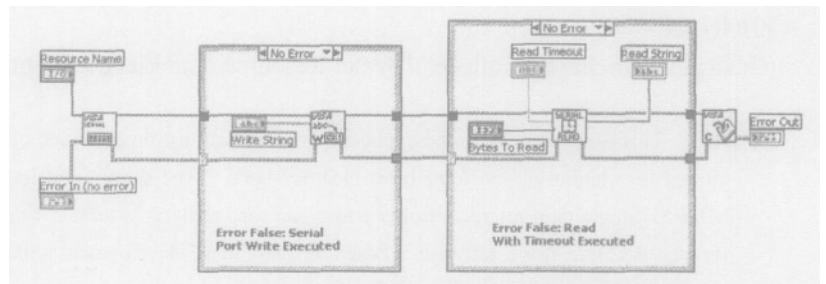


图 4 Serial communication .vi 函数内部程序
Fig.4 Program flow chart of Serial communication .vi function

Median Filtering .vi 函数见图 5:

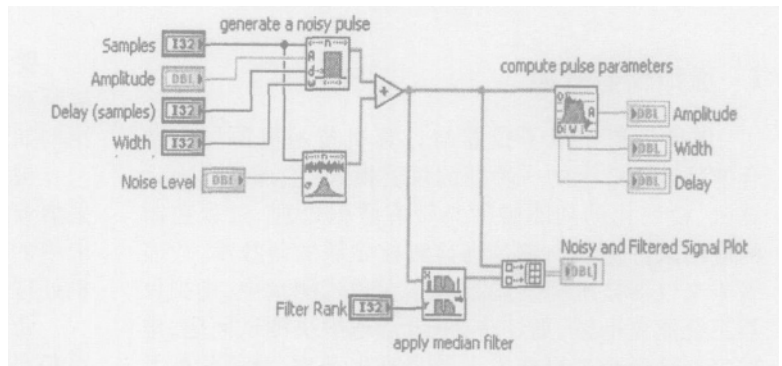


图 5 Median Filtering .vi 函数内部程序
Fig.5 Program flow chart of Median Filtering .vi function

率为 19.2 kbps。另外, PC 机通过串行通信方式控制硬件数据采集器的工作状态。

由于硬件系统采集的信号中常混入 50 Hz 的工频干扰,在信号调理中加以抑制,亦可在软件中滤除。采集系统如图 2 所示。

2.3 软件设计

PC 机上的应用程序采用美国 NI 公司的 LabView7.0 开发实现。它支持多线程技术^[3],使系统性能得到较大提高。

2.3.1 RS-232 接口模块

由于硬件数据采集器在整个工作期间,以 19.2 kbps 的速率连续向外发送数据,为了数据处理方便,采用了 LabVIEW 7.0 中的 Serial Read With Time-out.vi 模块^[4],以保证每次从串口缓存中读出等量偶数个数据。用 Serial Port Write.vi 模块发送控制字给硬件模块。控制字的发送采用了 LabVIEW 7.0 中的事件驱动功能(如图 3, 4)。

2.3.2 抑制基线漂移

基线漂移的原因有多种,其中主要原因由于运动造成体表传感器与皮肤之间细微的滑动,和硬件电子元件热效应造成参数变化。本设计采用非线性高通滤波^[9]的方法抑制基线漂移。具体方法是将腹部电信号通过中值滤波得到基线信号,并与原腹部信号相减。软件实现采用的是 Median Filtering.vi 函数(如图 5)。

3 胎儿心电监测中消除母体心电干扰的实现

心电图信号的检测是属于强噪声背景下的超高频(0.5V -100 Hz)微弱(0.1 mV -5 mV)信号检测,具有微弱性、稳定性、低频特性和随机性等特点,故要求前置级应满足高输入阻抗、高共模抑制比(CMRR)、低噪声、低漂移和高安全性。特别是胎儿微弱的心电信号更受到来自母体内外的多种干扰,其特征淹没在复杂

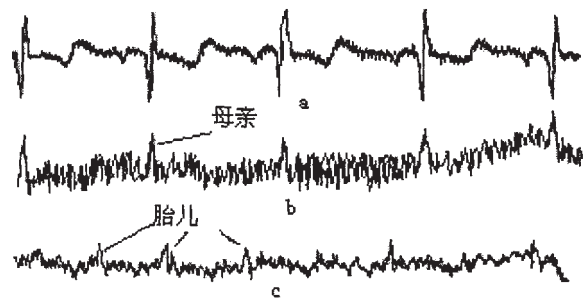


图 8 宽带胎儿心电图

Fig.8 Result of wide-band fetal ECG

的信号之中,为了使其特征突出,就有必要对其进行预处理。

监测胎儿心电,首先要在母体胸部安置电极传感器,用来记录母亲的心跳信号,它能够给系统提供多种参考输入信号。在母体腹部安放的传感器是主输入信号,用来记录母亲和胎儿的复合心跳。母体胸部和腹部的心电信号采用传感器输入,经过信号调理,多路开关,再增益放大和采样保持,经过 AD574 模数转换后,记录在 MCS-51 单片机的缓冲区中。参考通道滤波器采用 129 ms 的总延迟。

监测胎儿心电图时,消除复合干扰噪声的原理如图 6 所示。

下图 7 显示滤波带宽为 3 Hz 到 35 Hz,采样率为 256 Hz 时,典型的参考输入信号和主输入信号波形,以及消除噪声后的输出波形。控制复合输入信号的母体心跳信号,在噪声被消除输出时得到较好的隐匿。

可以看到,噪声消除后胎儿心电输出的电压比例(c)大约比母胎复合心电图中的(b)的信号大 2 倍。

图 8 显示的是一个滤波带宽为 0.3 Hz 到 75 Hz,采样率是 512 Hz 的宽带胎儿心电图结果。(b)显示从腹部的测点获得的复合输入信号中,基线漂移和 50 Hz 的干扰很清楚地显示出来。干扰信号十分强壮,几乎不可能发现胎儿的心跳信号。(c)显示从胸部获取的视为参考信号的母体心跳和 50 Hz 的工频干扰,在滤除噪声输出时,这些干扰信号都显著减少,胎儿的心跳清晰可辨。

4 结论

虚拟仪器有不断发展的强大计算机技术作为坚强后盾,具备随需求改变调整系统或扩充的灵活性。使用虚拟仪器实现传统医疗设备功能,是现代医疗设备的一个发展趋势。胎儿心电监测的串口虚拟仪器设计,在进一步的实践中有不断改进和完善的空间。随着计算机技术的普及,高性能低成本的新产品不断涌现,例如 USB 接口,它能够提供更方便的串口功能如:热插拔、内置操作系统微调功能、高弹性等,都可

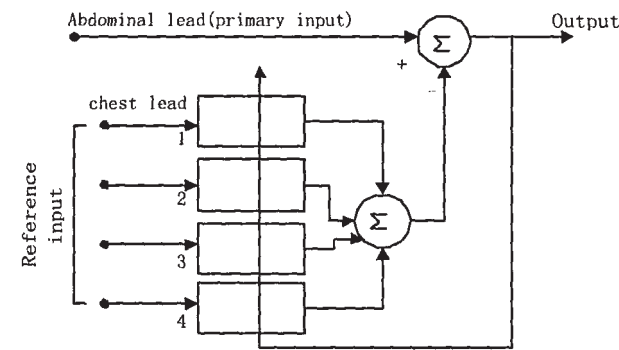
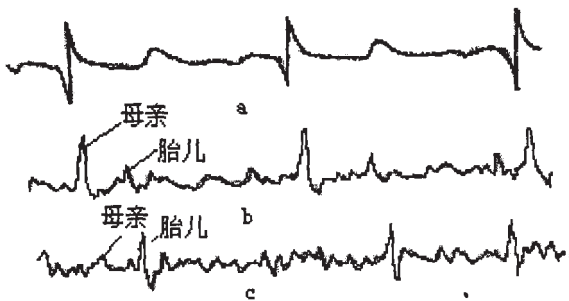


图 6 消除复合干扰噪声的原理图

Fig.6 Multiple-reference noise canceler principle diagram



其中(a)母体胸部的参考输入心电信号波形;(b)母体腹部的复合心电信号波形;(c)噪声取消后的胎儿心电输出。

图 7 胎儿心电监测结果比较

Fig.7 Compare result of fetal ECG

(下转第 379 页)

PCI9054CARD 通用类封装了 Windriver 的 API 函数, 用于管理数据采集卡的各种操作, 包括对采集卡的初始化、DMA 传送数据、各种控制命令的写入等。CDisplayImage 线程类用于将读取的数据以 BMP 图的格式显示在 PC 机屏幕上, 也完成对 BMP 图像的保存。CGetDatafromDevice 线程类将 FIFO 中的数据以 DMA 方式读入 PC 机内存中, 将数据保存在 PC 机硬盘。该线程类在存活期一直都在查询 FIFO 数据就绪满信号, 信号有效就启动 DMA 读取数据。

2 实验结果

图 7 是用本数据采集系统采集到的一组阵元接收到的一次回声信号, 从图中可以看出有三个强的回

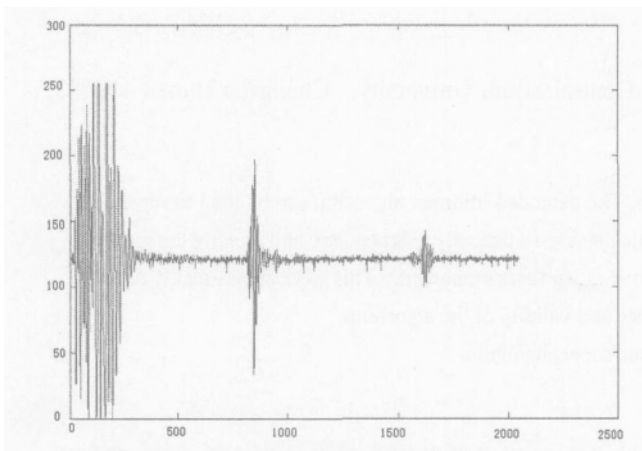


图 7 单组阵元接收到的回声信号 (Matlab 绘图)

Fig.7 A element array received echo(Matlab drawing)



图 8 一幅图像(160*2048 原始数据显示的 256 色灰度图)

Fig.8 A frame image(160*2048 original data display as 256 step grey-scale map)

声信号。其中第一个(从左向右)为探头的回声, 第二、三个位被测物体上下表面的反射波。高频噪声大约在 1%左右。

图 8 是将 160 组阵元接收到回声信号按编号组成的一帧图像, 即直接将如图 7 所显示的数据用 256 色的灰度图表示, 在图中可以观察到有三个地方有灰度不同的条纹, 第一处(从左向右)为超声出探头时形成的回声所形成, 第二、三处分别为被测物体的上下两个表明的回声所形成。这与图 7 显示的单组阵元接收到的回声信号一致。

3 结论

本数据采集系统较好的将 Belson 200A B 型超声诊断仪的射频信号量化成数字信号, 并且将数据通过 DMA 方式传送到 PC 机显示和存储。高频噪声控制在 1%左右, 为估计该系统的系统函数^[1]和数字信号处理算法提供了较好的实验数据。该系统通过对 CPLD 器件写入控制字, 可以实现 80 M、40 M、20 M 的采样率和采样深度 2 K、4 K 的动态控制。同时本系统也可以用于其它射频信号的高速数据采集。

参考文献:

- [1] Suiren Wan, Balasundar I Raju, Mandayam A Srinivasan. Robust deconvolution of high frequency ultrasound images using higher order spectral analysis and wavelets. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on Volume 50, Issue 10, Oct ,2003;Page(s):1286 - 1295.
- [2] 齐颂扬. 医学仪器(下册)[M]. 北京:高等教育出版社, 1991:38-105.
- [3] PLX 公司. PCI 9054 Data Book[M]. USA: PLX 公司, Version 2.1, 2000.
- [4] 李贵山, 陈金鹏. PCI 局部总线及其应用[M]. 西安:西安电子科技大学出版社, 2003,2.
- [5] 贝尔森公司. Belson 200A B 型超声诊断仪使用说明书[M]. 无锡:贝尔森公司, Version S5.31.
- [6] Samir Palnitkar(美). Verilog HDL 数字设计与综合[M]. 北京:电子工业出版社, 2004.

(上接第 375 页)

以逐步改善串行通信接口技术, 逐步使心电监测面向家庭普及。

参考文献:

- [1] 侯国屏, 王坤, 叶齐鑫编著. LabVIEW7.1 编程与虚拟仪器设计[M]. 北京:清华大学出版社, 2005.
- [2] 杨文龙编著. 单片机原理及应用[M]. 西安:电子科技大学出版社,

1993,7.

- [3] 雷振山编著. LabView7 Express 实用技术教程[M]. 北京:中国铁道出版社, 2005.
- [4] 杨乐平, 李海涛, 杨磊编著. LabVIEW 程序设计与应用(第 2 版) [M]. 北京:电子工业出版社, 2005.
- [5] Robert H.Bishop, Learning with LabVIEW 7 Express[M]. Amrican: PHEI, 2005.