
東南大學

畢業設計(論文)報告

題目 無線脈搏信號測量與分析系統

Wireless Pulse Signal Measurement and Analysis System

儀器科學與工程院(系) 測控技術與儀器專業

學 號 22008104

學生姓名 孫睿敏

指導教師 嚴如強教授

起止日期 2012.2-2012.6

設計地點 中心樓 521

无线脉搏信号测量与分析系统

摘 要

本文提出了一种无线脉搏信号测量与分析系统，实现对脉搏信号的感知，并通过无线的方式进行远程传送。系统基于 HK2000B 传感器，增加调理电路，通过单片机进行数据的 AD 转换。转换后数据通过无线模块发送至远程上位机。对于获得的脉搏信号，通过 NI 公司的 Lab Windows 编程并以图形界面的形式实时显示人体脉搏波动。本设计共采集了 40 名同学（20 名男生，20 名女生）的脉搏信号，通过 MATLAB 进行小波变换实现信号的降噪处理，成功有效地保留了脉象信号中的尖峰和突变部分，最大限度地反映了原信号本身的特性。此外，系统还实现了对脉搏信号的能量谱特征提取，从而为今后对于脉搏分析的进一步研究奠定了基础。本系统不仅填补了现阶段脉搏传感无法实现远程测量的空白，还具有灵敏度高、成本低廉、维护容易、能适用于恶劣气候条件等优点。

本文首先概括了系统的研究意义和背景，然后详细介绍了该系统的组成原理、下位机与无线模块等硬件电路、上位机的波形显示界面、小波变换去噪及特征提取等分析结果。本文最后总结和归纳了整个研究工作，并提出了今后进一步开展研究的建议。

关键词：脉搏；无线；Lab windows；MATLAB；去噪；特征提取

Wireless Pulse Signal Measurement and Analysis System

Abstract

This paper proposes a wireless pulse signal measurement and analysis system, to realize the function of perception for pulse signal, and remote transmission by wireless means. Based on HK2000B, our system added regulation circuit and MCU to carry out AD conversion. Then effective data is transmitted by wireless module to the remote computer. Through NI Company's Lab Windows programming and graphical interface, acquired pulse signal can be displayed in the form of wave in real-time. In this paper, we measured the pulse signals of 40 students (20 males, 20 females), and used wavelet transformation through MATLAB to realize noise reduction processing and eigenvalues extraction. It successfully retained the signal peak and mutation part of the pulse waveform, and reflects the original characteristics of the signal itself to the maximum. In addition, the system effectively carried on feature extraction of the pulse energy spectrum, laying foundation for further study of future analysis in human pulse. It not only fills out present gaps that pulse sensing is unable to realize remote measurement, but also owns advantages of high sensitivity, low cost, easy maintenance and ability to work under severe weather conditions, etc.

This paper first generalizes the research significance and background, and then discusses in detail the system principle, hardware circuit like the MCU and wireless module, waveform display interface, wavelet denoising and feature extraction. At the end of this article, we summarized the whole research work, and proposed advice for further research.

Key words: Pulse detection; Signal conditioning; Wireless module; Lab windows software; Eigen values extraction

目录

第一章 前言	1 -
1.1 无线脉搏信号测量与分析系统的选题意义和研究目的	1 -
1.2 国内外研究现状	2 -
1.3 本论文的研究工作	5 -
1.4 本传感系统的各项特点	5 -
第二章 无线脉搏传感系统设计方案综述	7 -
2.1 传感系统总体设计方案	7 -
2.2 系统软硬件综述	7 -
第三章 硬件电路设计	8 -
3.1 PVDF 传感器部分	8 -
3.2 电平抬高电路设计	9 -
3.3 单片机电路部分简介	10 -
3.4 无线模块与写码板的接口电路设计	12 -
第四章 软件设计	14 -
4.1 下位机软件设计	14 -
4.1.1 端口初始化模块	15 -
4.1.2 定时器 2 模块	16 -
4.1.3 ADC 模块	16 -
4.1.4 UART 串口部分	17 -
4.2 上位机程序设计	18 -
4.2.1 基于 C 语言的虚拟仪器软件 Lab Windows/CVI 简介	19 -
4.2.2 CVI 程序的主题框架结构	19 -
4.2.3 仪器界面及相关功能说明	20 -
4.2.2 串行口通讯模块	21 -
4.2.3 数据采集的相关模块	22 -
4.3 小波变换去噪处理与能量谱特征提取	22 -
4.3.1 小波变换简介	22 -
4.3.2 小波变换原理	23 -
4.3.3 小波对脉搏信号的去噪处理	25 -
4.3.4 小波提取脉搏信号能量值	26 -
第五章 实验结果	28 -
第六章 结论	31 -
致谢	32 -
参考文献.....	33 -
附录.....	36 -
附录 1 小波变换去噪程序	36 -
附录 2 小波变换提取能量特征值.....	36 -
附录 3 单片机程序	37 -

第一章 前言

1.1 无线脉搏信号测量与分析系统的选题意义和研究目的

据中华人民共和国卫生部的统计表明^[1],我国每年有约 35%的人死于心血管疾病。如下表所示,心血管疾病已经成为威胁人类健康的“第一杀手”。而随着我国近年来居民生活水平的不断提高,自然环境的不断恶化,老年人心血管疾病的患病率、发病率和死亡率都呈逐年上升的趋势,严重影响着人类的期望寿命和生存质量。

表 1. 城乡居民常见死亡病及发病率列表

顺位	城市		农村	
	死亡原因 (ICD-5)	构成	死亡原因 (ICD-5)	构成 (%)
1	心血管病	34.3	心血管病	35.4
2	恶性肿瘤	28.5	恶性肿瘤	24.8
3	呼吸系病	13.1	呼吸系病	17.2
4	损伤及中毒	6.1	损伤及中毒	9
5	内分泌营养和代谢疾病	3.3	内分泌营养和代谢疾病	2.7

而人体脉搏系统是心血管系统的重要组成部分,从脉搏波中提取人体的生理和病理信息是临床诊断和治疗的依据,受到中外医学界的重视。脉诊具有两千多年的临床实践历史,是我国传统中医四诊中的精髓。脉诊的机理在于主动脉管壁因心室的舒缩而有节律地受迫振动,这种振动能沿弹性血管向末梢传播而形成脉搏波^[2]。脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息,很大程度上反映出人体心血管系统中许多生理病理的血流特征,因此脉搏测量是生理信息检测的重要内容之一^[2],在中医、西医诊断上都有着十分重要的意义。在传统中医脉象诊断^[3]中,切脉技巧复杂,难以掌握和运用,医生主观因素影响也较大,诊断标准不一,因此测量精度不高,且无法实现远程测量^[4]。

当今科学技术加速进步,脉诊的客观化、定量化已成为中医诊断的必然趋势,引发了国内外对于脉搏的研究热潮。随着电子科学技术的发展,脉搏传感器应运而生,它可以将脉搏的搏动情况用电信号的形式客观的反映出来,是获取脉搏波信息并将其转换成易于测量和处理信号的一个关键器件,对医生的进一步精确诊断有极大帮助。因此,脉搏传感器有着极大的市场需求和应用前景。而一个好的脉搏传感与分析系统,不仅仅要实现脉搏波形的获取,更重要的是实现对脉搏波形的特征提取与分析。这样,即使经验不太丰富的医生甚至医学知识并不丰富的普通患者也可以大致掌握自己的病情。本设计为无线脉搏信号测量与分析系统,主要有以下两点意义:

(一)使“看病不出门”成为可能。

现阶段医疗效率不高的主要原因很大程度上是由就医排长队的现象引起的（如图 1-1 左所示）。很多医生有固定的就诊时间段，想要得到最及时的医治往往很难实现。而如果有一种新型的医疗系统，针对病情紧急或出行不便的状况，患者在家中即可接受医生进行“面对面”切脉，这将大幅度提高医疗效率，缓解就医高峰期排长队的现象，同时为患者争分夺秒，保障患者的安全，让亲人朋友安心。



图 1-1 就医方式对比图

(二)实现脉搏信号特征提取并为医疗事业的新发展推波助澜。

脉搏传感器会与计算机分析系统软件相结合，除了能够以波形的形式实时显示脉搏信号外，还利用 MATLAB 小波变换技术对脉搏信号进行特征提取，为将来依靠脉诊进行心血管疾病的研究工作做铺垫，从而简化心血管疾病患者的诊治过程。其次本系统推动了远程触觉系统的发展，为机器人辅助微创手术和远程操作等热门领域的研究奠定基础。

总的来说，本课题所研究的无线脉搏信号测量与分析系统就是在这样的目的下研发出来的。通过它的设计，我们实现了这样一种脉搏传感系统：它将人体脉搏数据不失真地检测出来，通过一系列的接口电路传输至计算机，并将波形真实再现。对获得的波形数据进行分析，有效提取脉搏特征为医生进一步的诊治提供依据。本设计适用于恶劣气候条件，具有成本低廉，维护容易等优点，为广大心血管疾病患者带来福音的同时，也对医生的进一步精确诊断有极大帮助，与当今逐步加快的生活节奏相适应。

1.2 国内外研究现状

目前，国内外对脉搏传感器的研究取得了一定的成就，根据不同原理研制出了不同类型的产品。大多数传感器是基于压电学，压阻学，应变测量学，光学，超声波，电磁学和电容学^[5-8]的各种技术。

下面将对这些不同类型的传感器做简单介绍：

(一)光电式脉搏传感器

如红外脉搏传感器^[9]：利用特定波长红外线对血管末端血液微循环产生的血液容积变化的敏感特性，检测由于心脏的跳动，引起手指指尖的血容积发生相应的变化，经过信号放大、调理等电路处理，从而间接测得脉搏信号（如图 1-2）。



图 1-2 红外脉搏传感器

这种传感器具有结构简单、可靠性高、抗干扰能力强、可重复性好等优点，但主要用于测量脉搏的跳动次数，对于振幅值，由于人体皮肤弹性的个体差异，误差也比较大^{[5][6]}。

(二)压力式脉搏测量

这种压力式脉搏测量方法优点是压阻式压力传感器抗干扰能力强，但由于动脉血管搏动时产生的力很小，故有量程小、精度不易做高的缺点^[5-7]。

(三)PVDF 压电薄膜脉搏传感器

合肥华科电子技术研究所开发的HK2000系列集成化脉搏传感器^[9]，北京信息科技大学研制的YBMC-A型压电薄膜脉搏传感器都采用了人手指端大小的PVDF(聚偏二氟乙烯)压电薄膜作为敏感部分构成脉搏传感器。

这种传感器采用PVDF压电材料的优点^[10]是：①压电常数大，应变力响应灵敏度高，压电电压输出常数是所有压电体中最高的；②在非常高的交变电场中不至于去极化，单位体积能获得大的输出功率；③膜轻且柔韧，易于制备，与人体组织的阻抗耦合性好；④机械品质因素低，阻尼小，密度低，具有宽带特性，能满足脉搏信号的频率特性，在很宽范围内有平坦的频率响应。

由上述介绍不难看出，采用PVDF压电薄膜的脉搏传感器具有高可靠性，低功耗，低成本，高灵敏度和低动态负载等优点，使其成为脉搏传感器的最佳选择。

而对于脉搏波信号的特征提取^[11-13]，多年来人们渴望着对中医的脉象能有一个客观的分辨识别标准，以便揭开脉诊现代科学本质。因此脉搏波信号的客观化、定量化、规范化问题一直是众多学科的研究热点。目前，国内外研究者提出了各种不同的脉搏信号分析方法，主要有以下四种：

(一)模型法：

由 Ghildwyu 和 Watt 提出的双弹性腔模型^[14]，它将心脏作为模型的输入信号，实测得到的脉搏波作为模型的输出。它可以得出反映人体脉搏波的特征参数，取得了一些探索性的结果。

(二)时域法

通过提取时域变化中脉搏波信号的一些有明确生理意义的点（如主波、重搏前波和重搏波高度、比值、时值、夹角、面积值的参量分析）来作为评价脉搏波的特征点，再将特征点和对应的生理因素结合起来，就可能得到许多有临床医学价值的结果。目前，时域分析方法包括直观形态法^[15]、多因素识脉法、脉图面

积法、脉象速率图法。有学者已利用脉象速率图分析出平、滑、弦脉的不同^[16]。但由于不能真实地显示脉搏波微小的形变，因此比较粗糙，容易误诊。

(三)频域法

此法通过离散快速傅里叶变换，从脉搏波频谱中提取与人体生理病理相应的信息^[17]，优点是特征信息以脉搏波所具有的全部频率分量的集合形式表示，因而保留了脉搏波中的全部信息。

频域分析法包括功率谱分析和倒谱分析：①功率谱分析：利用广义平稳随机过程的样本数据评估该过程的功率谱密度称为功率谱估计。对信号进行功率谱分析的算法通常有两种：一种是经典的快速傅里叶变换(FFT)，但在脉搏波信号分析中 FFT 谱特征峰不突出；另一种是最大熵谱估计，它根据离散采样信号建立时间序列模型(自回归模型)，然后根据模型计算功率谱。②倒谱分析：倒谱是对频谱取对数后，进行傅里叶变换，它将频域内的周期成分转化为倒谱上单根线谱及其倒谱波，测得脉搏周期较为准确。倒谱经倒滤波技术处理后，得到的脉象倒滤波的特征参数有明显差异。

(四)时频联合分析

把一维信号表示成一个时间和频率的二维函数，时频平面能够描述出各个时刻的谱成分^[18]。常用的方法包括短时傅里叶变换(STFT)和小波变换(WT)：①短时傅里叶变换：是一种广义情形，即一种线形时频表示方法，它取决于被分析信号的线性作用。优点：容易实现。不足：在整个时频面上时间和频率的分辨率固定不变。另外一个限制就是对一个特殊的信号，需要一个特殊的窗才能得到最佳分辨率。②小波变换：具有可变的时间和频率分辨率，把 FT 中的正弦基函数修改成整个时频平面的基函数，使得它在高频区域能够提供高的时间分辨率，在低频区域能够提供高的频率分辨率。

由上述分析可知，用傅氏变换仅仅可以将时域中的现象反应到频域当中去。对于简单的信号来说，傅氏变换可用于观察并且一目了然，但对于复杂信号来说，由于傅氏变换只能表示成各频率部分的叠加和，对于时域，傅氏变换没有任何能力去改变，无法从傅立叶变换后公式 $F(w)$ 中分析 $f(t)$ 在任意一点的形态，而小波变换利用基函数窗口形状可任意改变的特性，通过平移放大，像是显微镜头一样，对任意一点可进行细致的观察^{[19][20]}。

基于小波变换的多分辨率分析，在时间——频率域上的分析方法已得到广泛的应用^[21]。首先，小波方差是基于多分辨率分析的一个有效特征量，可以表征不同尺度的信号特征，它撇开了直接处理大量的小波系数，而是建立在挖掘这些数据及共同蕴涵信息的普适量上；其次，小波方差具有意义明确、计算简单，对噪声不敏感的特点。同时，单一尺度下的小波方差对信号特征的提取效果依赖于尺度的选择，但对于事后分析来说，这一点并不难做到。小波变换这种独特的能力使它成为分析脉搏信号，这种非平稳信号的有利工具。

总的来说, 由于 PVDF 压电薄膜在脉搏传感方面的诸多优势, 已经掀起了国内外对其深入研究的热情, 脉搏传感器的未来将是 PVDF 压电传感器的世界, 而具有远程无线传输功能的此类传感器更是会受到研究人员们的青睐。相信这一领域的研究也会日臻成熟, 使得更精确更完善的传感器出现在人们的视野。同样的, 对于脉搏信号的特征提取方面, 也会越来越多地倾向于具有明显优势的小波变换技术, 使医者能够更准确地对人体不同状态下的脉搏信号进行有效识别。

1.3 本论文的研究工作

本课题主要是开发一种用于脉搏检测与分析的无线触觉传感系统, 利用 PVDF 传感器将脉搏信号电子化, 并设计后续的电平提升电路, 保证脉搏的起伏波形在 0 值以上, 真实再现搏动点的脉搏情况。同时设计 A/D 转换电路并与计算机通过无线的方式进行通信, 在计算机上实现脉搏波形的再现。此外, 本系统还对波形进行特征提取, 通过小波变换技术进行有效识别。结合系统的要求, 本毕设工作主要包括以下几个方面的内容:

(一)完成了脉搏传感系统硬件的设计与实现, 主要包括:

- 1) 测量方案及传感器元件的选择;
- 2) 电平抬升电路的设计;
- 3) 无线接口模块电路的设计。

(二)完成了无线脉搏传感系统软件的设计与实现, 主要包括:

1) 单片机程序设计

采用 C 语言对 C8051F320 型单片机进行模块化程序设计, 主要包括系统主程序, 定时器 2 中断响应子程序, ADC 中断响应子程序, 无线通信中断响应子程序。程序在 Silicon Laboratories IDE 单片机开发系统软件上进行编译, 通过 ISP 下载接口下载到单片机内, 并可对其进行在线调试。

2) 上位机程序设计

实现了计算机与下位机的无线通信, 并对接收的数据进行特征提取。另外利用 NI 软件 Lab windows 实现了脉搏波形在计算机屏幕上的显示。该软件使用 C 语言程序开发, 在 Windows XP 系统下调试成功。

3) MATLAB 去噪与特征提取

本系统共采集了 40 名同学 (20 男, 20 女) 的脉搏信号。并通过小波分解, 实现了对获取的脉搏波形去噪处理和能量谱的特征提取, 为后续的研究工作作铺垫。

1.4 本传感系统的各项特点

(一)选用 PVDF 压电传感器检测脉搏信号。

脉搏信号是微弱低频的振动信号，要将其精确采集需选择合适的敏感材料。目前，主要有光电、压力两种测量方式，但各有缺陷。本设计采用 PVDF 压电薄膜传感器，具有应变力响应灵敏度高、输出功率高、轻且柔韧、机械品质因素低等一系列优点。

(二)电平抬升电路的设计。

由于 PVDF 传感器得到的是交流模拟信号，而本系统中单片机内置 ADC 转换输入电压范围为 $0 \sim 3.3V$ ，在进行 AD 转换时处于零以下的模拟信号将会丢失，因此，在送入 ADC 之前还需进行电平抬升。本系统中将脉搏信号电压提升 $1V$ ，使全部脉搏信号都能够得到有效的 AD 转换。

(三)无线传输与计算机显示界面的设计。

在工业上从野外或者分散的厂房中架设有线数据传输线路会增加成本，并且会受到实际环境的制约，适应性较差，而采用无线数据传输的方法可以有效地降低成本、提高效率。考虑到现阶段脉搏传感难以实现远程操作的情况，本系统采用无线模块对脉搏信号进行传输。AD 转换后的脉搏信号经由无线传输到计算机后，以脉搏波图形的形式，在 Lab windows 中做出的界面上实时的显示出来。

(四)小波变换技术提取特征值。

小波变换具有时间窗和频率窗都可以改变的时频局部化分析特点，使得小波分析方法具有对信号的自适应性，非常适合处理脉搏波这类非平稳生理信号。本文使用小波函数对脉搏波信号进行去噪处理与能量值的特征提取。使用 MATLAB 编写程序实现该方法，并对采得的脉搏波信号进行处理，为后续对于病理研究的工作做出铺垫。

第二章 无线脉搏传感系统设计方案综述

2.1 传感系统总体设计方案

整个系统框图如下：

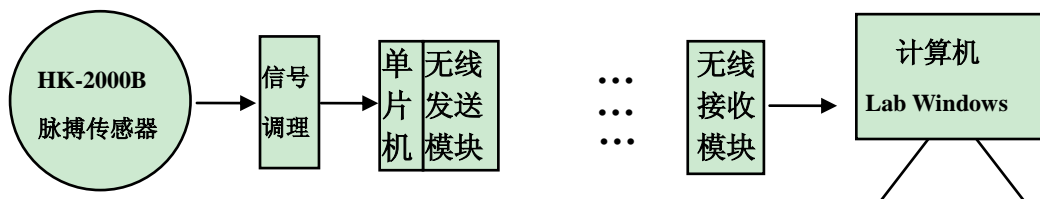


图 2-1 系统总体框图

2.2 系统软硬件综述

本传感系统硬件部分由 HK2000B 脉搏传感器、电平抬升电路、单片机与无线收发模块、上位机四部分组成。系统前端由 PVDF 脉搏传感器采集脉搏信号，此时电压信号为交流信号。经电平抬升处理后，通过单片机进行 AD 转换并将数据传输到 APC200A 无线模块。经由无线模块将脉搏信号数据发送给远程上位机。

软件部分，系统用 C 语言编程，由 LabWindows 软件设计的人机交互界面对波形进行实时显示。而此时的脉搏波形存在明显的噪声干扰。利用 MATLAB 中的诸多小波函数，编写程序对脉搏信号进行去噪处理。此外，去噪后的脉搏波形利用小波包进行能量值特征提取。通过 3 层分解比较能量值得出结论。

第三章具体讨论了整体系统硬件电路的设计方案及原理，第四章深入探讨了软件部分上位机的界面显示和小波去噪及特征提取。第五章列出了实验测试的各项结果，第六章得出结论。附录中给出了实验中所用到的各个程序。

第三章 硬件电路设计

本系统硬件组成部分主要完成的任务包括：

- 1) 对 HK2000B 脉搏传感器得到的电压信号进行电平抬升；
- 2) 对抬升后的模拟信号进行 AD 转换；
- 3) 将转换后的数字信号通过无线模块传输到上位机。

整体下位机部分硬件电路流程图如下图所示。

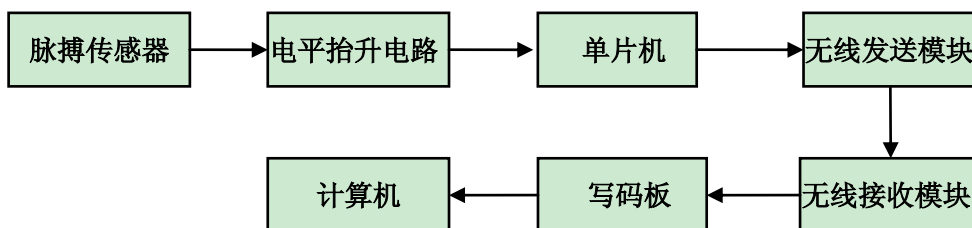


图 3-1 硬件电路总体框图

3.1 PVDF 传感器部分

测量脉搏这样的微小振动信号需要选取合适的脉搏传感器。压电式脉搏传感器：选用 PVDF 压电传感器（如图 3-2），在薄膜受力变化时由于压电效应在两侧电极上产生等量异种电荷，其电荷量大小与力的变化相关。由此可通过 PVDF 感知脉动引起的压力变化。



图 3-2 PVDF 压电脉搏传感器

PVDF 材料检测的是压力的变化率且压电常数大，因此应变力响应灵敏度高。除此之外，PVDF 材料还具有以下优点：第一，在交变磁场中不易极化，单位体积能获得大的输出功率；第二，膜轻且柔韧，与人体组织的阻抗耦合性好，能紧贴皮肤；第三，机械品质因素低，阻尼小，密度低，具有宽带特性。因此本设计选择了 HK2000B 压电脉搏传感器。

PVDF 压电薄膜测量的基本原理^[16]是：当 PVDF 压电薄膜受到一定方向的外力并发生形变时，其材料晶面或极化面会产生一定量的电荷，并在膜两侧的电极上聚集等量异性电荷。使 PVDF 压电薄膜与脉搏紧密接触，在脉搏跳动的过程中，物体表面细微的纹理颗粒对 PVDF 微单元造成挤压从而产生感应电荷，测量 PVDF 压电薄膜产生的电荷量可以间接判断所测脉搏信号的强度。

在外力作用下，PVDF 敏感材料释放的电荷与所受应力的单值函数。当压电薄膜受力后，输出电荷与外力之间有如下关系：

$$q_i = d_{ij} \sigma_j \quad (3.1)$$

其中 q_i 为薄膜单位面积输出的电荷； σ_j 为薄膜承受的应力； d_{ij} 为薄膜的压电应变常数。

PVDF 薄膜的压电效应生成的传感信号是微弱的电荷信号，当作用在 PVDF 微单元上的应力变化时，将在薄膜两极产生的电荷为：

$$\Delta q = \sum_{j=1}^3 d_{3j} \sigma_j, \quad (3.2)$$

其中 Δq 为单位面积上电荷的变化量； σ_j 则为各向应力变化； d_{3j} 为各向压电常数； Q_j 为薄膜总的输出电荷； σ_j 为薄膜承受的应力； F_j 为薄膜承受的外力。

对上式积分，若只考虑 d_{33} 方向上的压电效应，则输出电荷与力的变化成正比，有：

$$\Delta Q = d_{33} \Delta F \quad (3.3)$$

3.2 电平抬高电路设计

脉搏传感器采用 HK-2000B 脉搏传感器^[10]，通过对传感器施加一定的压力获取人体腕部的桡动脉脉搏信号。然而此时输出的脉搏信号为交变信号，而本系统中单片机内置 ADC 转换输入电压范围为 0 ~ 3.3V，因此，在送入 ADC 之前还需对信号进行电平抬升。

在实际测试中，系统通过将 VEE 端接地，采用 TL082CN 双电源集成运放。TL082 是一款通用的 J-FET 双运算放大器。其特点有：较低的输入偏置电压和偏移电流；输出设有短路保护；输入级具有较高的输入阻抗；内建频率补偿电路；较高的压摆率。其良好的性能保证了电路的可靠性。实际电路如下图所示：

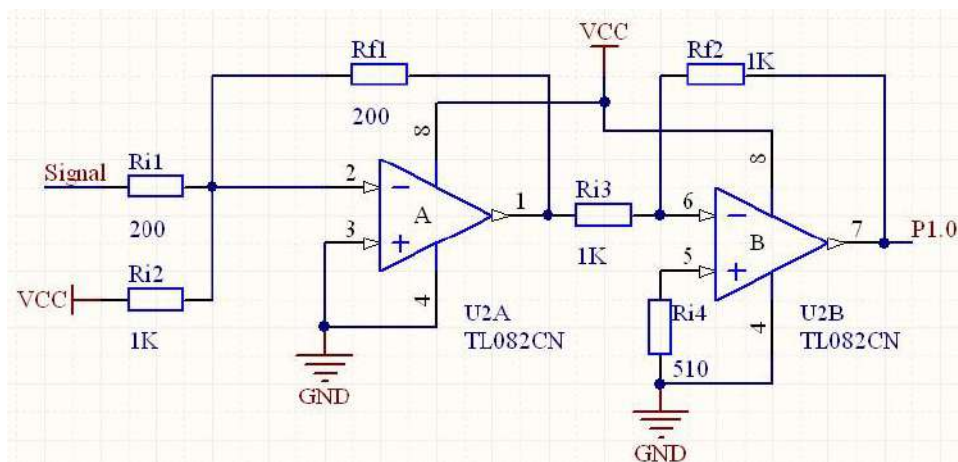


图 3-2 双电源运放电平抬升电路图

上图中，Signal 为传感器输出的脉搏信号，与 VCC 分压信号首先通过第一级放大器进行加法操作，此时信号被反相 180° 。第二级放大器则起到反相跟随器的作用，将信号再次反相 180° ，达到将原来信号电平抬高 1V 的效果。

第一级输出：

$$u_{o1} = -\left(\frac{R_{f1}}{R_{i1}}\text{Signal} + \frac{R_{f1}}{R_{i2}}VCC\right) \quad (3.1)$$

其中 $R_{i1} = 200\Omega$ ， $R_{i2} = 1k\Omega$ ， $R_{f1} = 200\Omega$ ，代入得

$$u_{o1} = -\left(\text{Signal} + \frac{1}{5}VCC\right) = -(\text{Signal} + 1) \quad (3.2)$$

u_{o1} 作为第二级放大器的输入，则最终输出 u_{o2} 为：

$$u_{o2} = -\frac{R_{f2}}{R_{i3}}u_{o1} \quad (3.3)$$

其中 $R_{i3} = 1k\Omega$ ， $R_{f2} = 1k\Omega$ ，选取 $R_{i4} = R_{i3} // R_{f2} = 510\Omega$ ，代入得

$$u_{o2} = -\frac{R_{f2}}{R_{i3}} = -u_{o1} = \text{Signal} + 1 \quad (3.4)$$

最后得到的 u_{o2} 成功实现了对脉搏信号的抬升，输入 C8051F320 单片机的 P1.0 口进行 AD 转换。

3.3 单片机电路部分简介

在信号采集调理结束后，发送前还需对模拟信号进行 A/D 转换操作，然后设计无线模块接口电路以完成数据向上位机的发送。本设计选用 Silicon Lab 公司生产的 C8051F320 微处理器。下面对其进行简单介绍。

C8051F320 系统控制器的内核是 CIP-51 微控制器。CIP-51 与 MCS-51TM 指令集完全兼容，可以使用标准 803x/805x 的汇编器和编译器进行软件开发。该系列 MCU 具有标准 8051 的所有外设部件，包括 4 个 16 位的计数器/定时器、一个增强型全双工 UART、一个增强型 SPI、256 字节内部 RAM、128 字节特殊功能

寄存器 (SFR) 地址空间及 25 个端口 I/O。CIP-51 还包含片内调试硬件, 与模拟和数字子系统直接接口, 在一个集成电路内提供了完全的数据采集或控制系统解决方案。

CIP-51 微控制器内核除了具有标准 8051 的组织结构和外设以外, 另有增加的定制外设和功能, 大大增强了它的处理能力。下面主要介绍几个本系统中应用到的 C8051F320 中的内置外设。

1) 模拟外设 10 位的 ADC ($\pm 1\text{LSB INL}$): 其最大可编程转换速率可达 200kbps, 有多达 17 个外部输入, 可编程为单端输入或差分输入, 内置一个温度传感器($\pm 3^\circ\text{C}$); 2 个模拟比较器; 2.4V 的内部电压基准; 精确的 Vdd 监视器和欠压检测器。

2) 在线片内调试模块, 片内调试电路提供全速、非侵入式的在系统调试 (不需仿真器), 支持断点、单步、观察点、堆栈监视器; 可以观察/修改存储器和寄存器; 比使用仿真芯片、目标仿真头和仿真插座的仿真系统有更优越的性能。

3) UART 串口。

4) 12MHZ 内部振荡器。

因为 C8051F320 在保持 CISC 结构及指令系统不变的情况下, 对指令运行实行流水作业, 推出了 CIP-51 的 CPU 模式, 从而大大提高了指令运行速度, 使 8051 兼容机系列进入了 8 位高速单片机行列。本系列微处理器以上的特点, 可以大大增加系统电路的集成性, 减少芯片的数量, 并且有封装好的函数提供给用户使用, 这就降低了在上下位机接口调试中的复杂性。图 3-3 是 C8051f320 与无线模块的连接示意图。

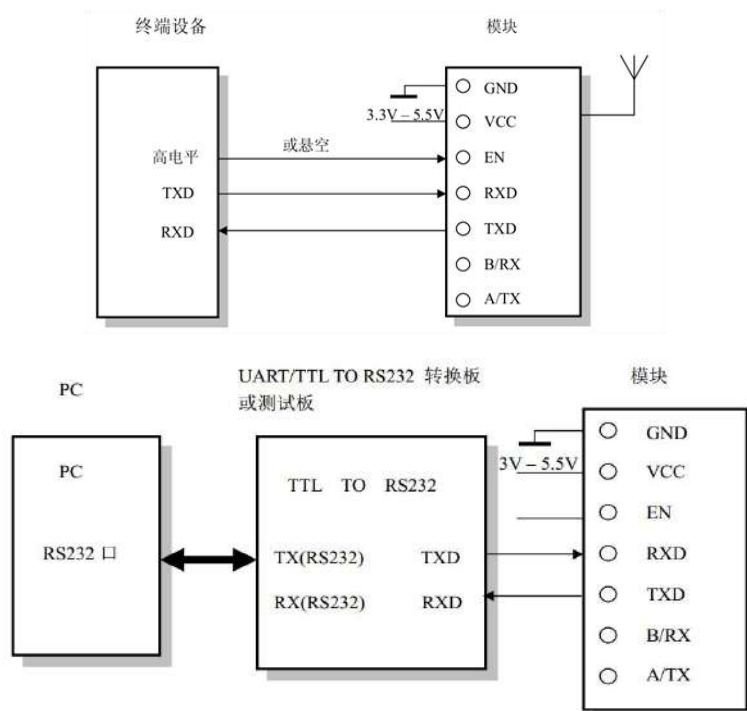


图 3-3 无线模块与终端设备相连的原理图

除 UART 串口外，单片机还需要复位、程序下载等外围电路。通过查阅 C8051f320 的数据手册及相关资料，最终设计电路如图 3-4 所示：

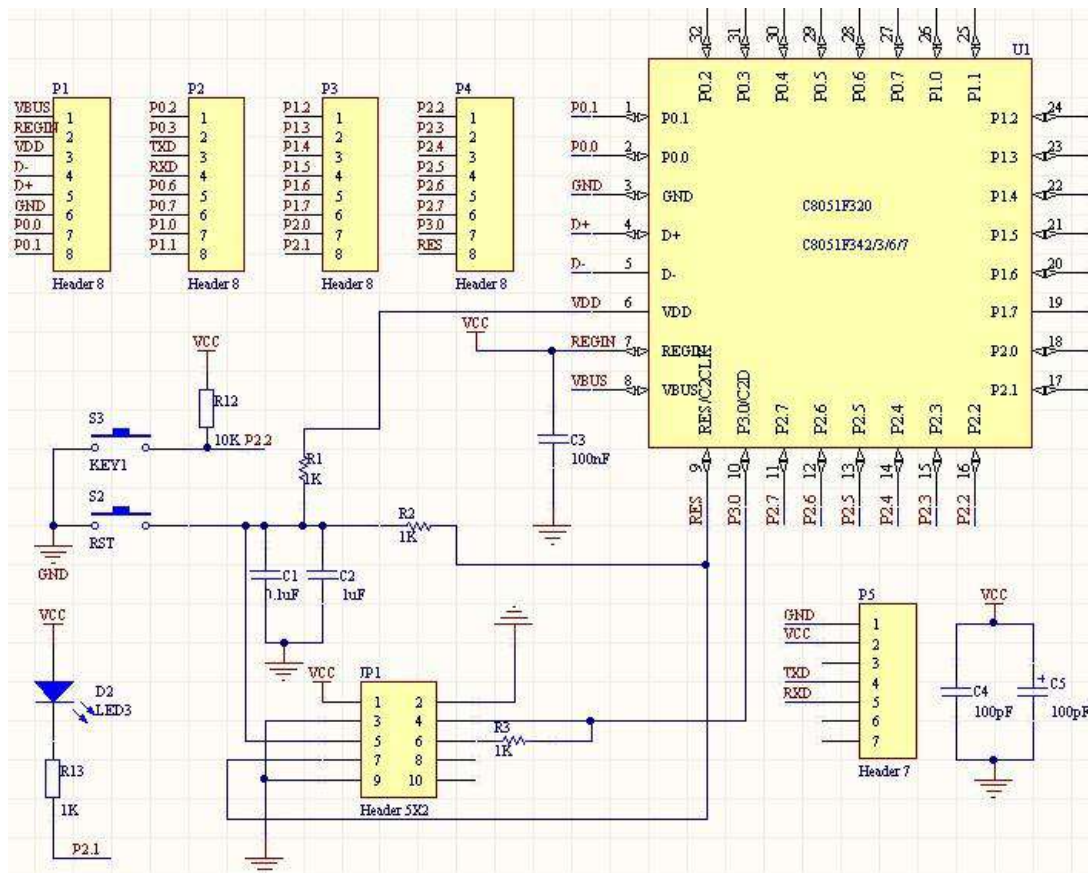


图 3-4 C8051F320 与无线模块接口的实际电路

图 3-4 中，P1 为无线模块的接口，JP1 为 JTAG 下载口，S2，S3，C1，C2，R1，R2，R12 组成了单片机的复位电路。同时，选取 P1.0 口作为脉搏信号的输入端，即 A/D 转换等操作的入口，详细过程见第四章中软件介绍的部分。

3.4 无线模块与写码板的接口电路设计

本系统为克服现阶段脉搏传感器无法进行远程操作的困难，特采用 APC200A-43 无线数传模块实现脉搏数据与远程上位机的实时传输。APC200A-43 模块是新一代的多通道微功率嵌入式无线数传模块(如图 3.5 所示)，同时 APC 系列模块提供标准的 UART/TTL，RS485 和 RS232 三种接口，1200/2400/4800/9600bps 四种速率和三种接口校验方式。其主要参数有：

- 800-1000m 传输距离 (1200bps)
- -112dBm(9600bps) 高灵敏度
- 高效的循环交织纠错编码
- 工作频率 431-470MHz

- UART/RS485/RS232 三种接口
- 256bytes 超大数据缓冲区
- +3.3-5.5V 宽电压运行范围

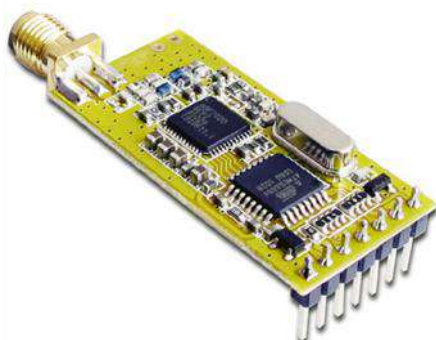


图 3-5 APC200A-43 无线发射模块

该模块可设置 100 个频道，发射功率高，而仍然具有较低的功耗。模块创新的采用了高效的循环交织纠错编码，纠错能力和编码效率远远高于一般的前向纠错编码，抗突发干扰和灵敏度都较大的改善。同时包含可靠检错能力，能自动滤除错误及虚假信息，真正实现透明连接，特别适合在工业领域等强干扰的恶劣环境中使用。

无线模块与计算机的连接采用 RS232 串口设置写码板，如下图所示：写码板为 5V 电源供电，右边排插与无线模块相连，左边通过串口线与计算机相连。该写码板将无线接收模块获得的数据写给上位机，不需要安装任何驱动软件，使用方便。

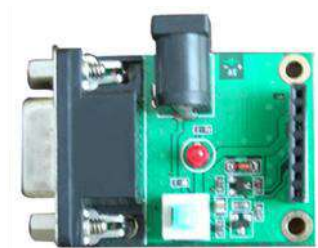


图 3-6 RS232 串口设置写码板

第四章 软件设计

上一章主要介绍了本脉搏传感系统的硬件组成部分，本章将围绕软件部分的内容进行介绍。软件部分分为三大块，单片机应用程序、Lab Windows 应用程序和 MATLAB 小波分析三个部分。

4.1 下位机软件设计

单片机程序设计的主要工作是完成脉搏传感系统的数据采集接口。主要完成任务如下：

- (1) 完成模拟信号的数字化；
- (2) 完成有效数据的采集；
- (3) 完成采用无线模块的数据传输。

本设计采用 C 语言对 C8051F320 型单片机进行模块化程序设计，主要包括系统主程序，定时器 2 中断响应子程序，ADC 中断子程序，无线传输中断子程序。程序在 Silicon Labs IDE 单片机开发系统软件上进行编译，通过 ISP 下载接口下载到单片机内，并通过 USB 适配器对其进行在线调试。

单片机数据采集的主流程图如图所示：

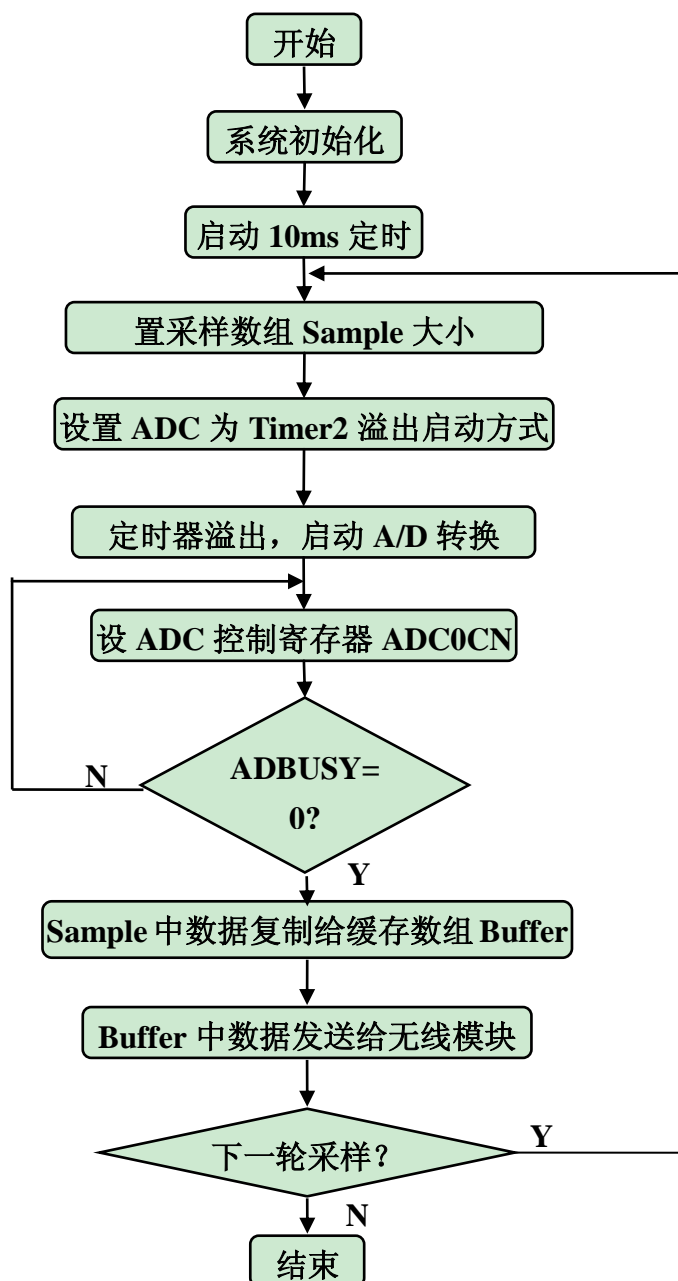


图 4-1 单片机采集数据的总体流程图

4.1.1 端口初始化模块

单片机 C8051F342 内部包含有 25 个 I/O 引脚（三个 8 位口和一个 1 位口），端口的工作情况与标准 8051 相似，但是有了一些改进。每个端口的引脚都可以被配置为模拟输入或数字 I/O 引脚。被选择作为数字 I/O 的引脚，还可以被配置为推挽或漏极开路形式的输出状态。数字交叉开关允许将内部数字系统资源映射到端口 I/O 引脚，也就是说，可以通过配置交叉开关控制寄存器，将片内的计数器/定时器、串行总线、硬件中断、比较器输出以及微控制器内部的其它数字信号，配置到出现在端口 I/O 引脚上。我们可以利用这一特性允许用户根据自己的

特定应用，来选择通用端口 I/O 和所需数字资源的组合，通过配置特殊功能寄存器来完成。

本方案中，将端口初始化为 P1.0 口配置为模拟输入方式，作为脉搏信号的 A/D 转换入口。

4.1.2 定时器 2 模块

定时器 2 用来控制对脉搏信号的采样时间。

由于脉搏信号的主要频率范围为 0.2Hz ~ 50Hz，根据香农采样定理，为了不失真地采集信号，设计时将采样频率定为 100Hz，即采样周期为 10ms。ADC 转换的启动方式采用定时器 2 溢出和软件写 ADBUSY 位启动相结合的方式。转换采用查询方式，并通过读控制寄存器 ADC0CON 的 ADBUSY 位来判断一次 A/D 转化的完成与否。因此，定时器 2 工作在如下状态：

- (1) 定时器 2 工作在 16 位自动重载方式下；
- (2) 定时器 2 的时钟为 C8051F320 系统时钟（12MHZ）的十二分之一，即 1MHZ；
- (3) 定时周期为 10ms。

定时器 2 的中断服务子程序流程图如下：

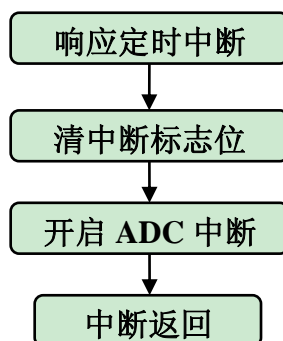


图 4-2 定时器 2 的中断流程图

4.1.3 ADC 模块

C8051F320/1 的 ADC0 子系统集成了两个 17 通道模拟多路选择器（合称 AMUX0）和一个 200ksps 的 10 位逐次逼近寄存器型 ADC，ADC 中集成了跟踪保持电路。因此，C8051F320 可通过模拟多路开关的选择作用对多路模拟信号进行转换。

ADC 模块的初始化参数设置为：

- (1) 内部参考电压，Vref=2.44V；
- (2) ADC 的 SAR 转换时钟为 3MHZ；
- (3) ADC 工作在单端转换方式；
- (4) 使用 10 位 ADC，数据存贮模式为右对齐；

(5) 低功耗模式，写 1 至 ADC0BUSY 位启动 ADC 转换；

(6) 开 ADC 中断。

ADC 中断服务子程序流程见总体流程图 4-1 中 AD 转换的部分，该部分已经很详尽的描述了其具体过程，下面截取部分程序。

```
void Adc_ConvComplete_ISR(void) interrupt 10
{
    if(count<1)
    {
        Buffer[count*2]=ADC0L;
        Buffer[count*2+1]=ADC0H;
        count++;
    }
    if(count>=1)
    {
        for(i=0;i<2;i++)
        {
            Out_Sampleddata[i]=Buffer[i];
            temp=Out_Sampleddata[i];
            UART_send(temp);
        }
        count=0;
    }
    AD0INT = 0;
}
```

4.1.4 UART 串口部分

它用于控制计算机与串行设备的通信。UART 串口提供了 RS-232C 数据终端设备接口，这样计算机就可以和调制解调器或其它使用 RS-232C 接口的串行设备进行通信。作为接口的一部分，UART 还提供以下功能：将由计算机内部传送过来的并行数据转换为输出的串行数据流。将计算机外部来的串行数据转换为字节，供计算机内部使用并行数据的器件使用。在输出的串行数据流中加入奇偶校验位，并对从外部接收的数据流进行奇偶校验。在输出数据流中加入启停标记，并从接收数据流中删除启停标记。处理由外部串行设备发出的中断信号。

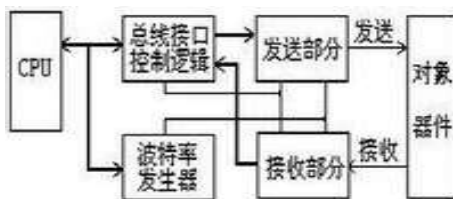


图 4-3 UART 串行口功能示意图

程序中主要使用了串口的初始化函数 `UART_Init()`，串口发送数据函数 `UART_send()`和串口中断函数 `UART_ISR()`这三个函数。

需要解释的是，在下位机建立了 2 个数组，分别为 `Out_sampledata[]`和 `Buffer[]`。其中 `Out_sampledata` 存放要发往上位机的数据，每个数据两个字节，其中低位在前，高位在后。`Buffer` 是一个缓冲器，存放即时采得的数据，大小和存放方式与 `Out_sampledata` 相同。在发送前才将 `Buffer` 中所有数据存入 `Out_sampledata`，这样的双缓冲方式可以保证发送的数据次序不乱，避免了发送时寄存器中既有刚采到的数据又有前一次遗留下的数据的问题。

这两个数组的具体大小可以根据实际情况而定，在本无线脉搏传感系统中，为了能够最大程度的保证数据的实时传输，采用每转换得一个数据即发送一个数据的方式，即每两个字节发送一次，`Out_sampledata[]`与 `Buffer[]`两数组的大小均为 2。由此上位机在某一时刻显示的脉搏波形可近似看作人体同一时刻的脉搏情况。总体程序参见附录 3。

4.2 上位机程序设计

上位机程序的主要工作是设计脉搏传感器人机交互界面并迅速对下位机发送的数据进行有关计算，主要完成的任务如下：

- (1) 无线模块接口通讯；
- (2) 脉搏信号数据的采集、显示和保存；
- (3) 脉搏波形的去噪；
- (4) 脉搏波形的能量值提取。

本传感器对程序设计的要求较高，主要体现在以下几点：

(1) 实时性要求比较高，信号要尽量做到同步，上位机向下位机请求发送的时机要合适，需保证能够采集到下位机发送寄存器每一次刷新前的数据，同时上位机还要以较快速度处理发送上来的数据，并进行显示，最后还要对波形数据进行保存。

- (2) 能保证稳定、可靠运行；
- (3) 易用性要好，要能做到界面友好，信息丰富，易于操作。

下面本文将从虚拟仪器软件界面、无线串行通信模块、数据采集显示模块三个方面对上位机软件进行介绍。

4.2.1 基于 C 语言的虚拟仪器软件 Lab Windows/CVI 简介

Lab Windows/CVI 是 National Instruments 公司(美国国家仪器公司, 简称 NI 公司)推出的交互式 C 语言开发平台。Lab Windows/CVI 将功能强大、使用灵活的 C 语言平台与用于数据采集分析和显示的测控专业工具有机地结合起来, 利用它的集成化开发环境、交互式编程方法、函数面板和丰富的库函数大大增强了 C 语言的功能, 为熟悉 C 语言的开发设计人员编写检测系统、自动测试环境、数据采集系统、过程监控系统等应用软件提供了一个理想的软件开发环境。

Lab Windows/CVI 是为 C 语言程序员提供的软件开发系统, 在其交互式开发环境中编写的程序必须符合标准 C 规范。使用 Lab Windows/CVI 可以完成如下工作:

- 交互式的程序开发;
- 具有功能强大的函数库, 用来创建数据采集和仪器控制的应用程序;
- 充分利用完备的软件工具进行数据采集、分析和显示;
- 利用向导开发 IVI 仪器驱动程序和创建 ActiveX 服务器;
- 为其它程序开发 C 目标模块、动态连接库 (DLL)、C 语言库。

在 Lab Windows/CVI 开发环境中可以利用其提供的库函数来实现程序设计、编辑、编译、链接和标准 C 语言程序调试。在该开发环境中可以用 Lab Windows/CVI 丰富的函数库来编写程序, 此外在函数面板中可以执行该函数并可以生成调用该函数的代码, 也可通过控件获得有关函数、参数、函数类和函数库的帮助。另外, 在开发应用程序时可以使用编译好的 C 语言目标模块, 动态链接库(DLL), C 静态库和仪器驱动程序。

Lab Windows/CVI 的功能强大在于它提供了丰富的函数库。利用这些库函数除可实现常规的程序设计外, 还可实现更加复杂的数据采集和仪器控制系统的开发。仪器库是 Lab Windows/CVI 的特殊资源。它包含了 GPIB、VXI 和 RS-232 仪器的驱动程序, 如示波器、多用表和函数发生器, 每个驱动程序都提供可编辑的源代码。使用 Lab Windows/CVI 开发工具提供的库函数可以创建自己的仪器驱动程序, 可以创建单个仪器、多个仪器或实际上并不存在的虚拟仪器的驱动程序。此外, Lab Windows/CVI 为 GUI 面板的设计, 准备了许多专业控件, 如: 曲线图控件、带状图控件、表头、旋钮和指示灯等, 以适应测控系统软件开发的需求, 利用这些控件可以设计出专业的测控程序界面。

4.2.2 CVI 程序的主题框架结构

上位机部分主要由 Lab Windows 应用程序构成。

程序框架如下图: 程序开始后首先检测采集仪, 告知操作者采集设备的状态, 以便对后续初始化和采集模块的运行状态做不同的处理。应用软件各个模块中的各种操作以事件方式驱动, 超时后则对关闭仪器按钮 OFF 进行判断, 真则关闭程序, 否则进入下一个事件发生等待循环。为了尽可能降低对计算机资源的占用,

在每次循环中加入一定的时间延迟。

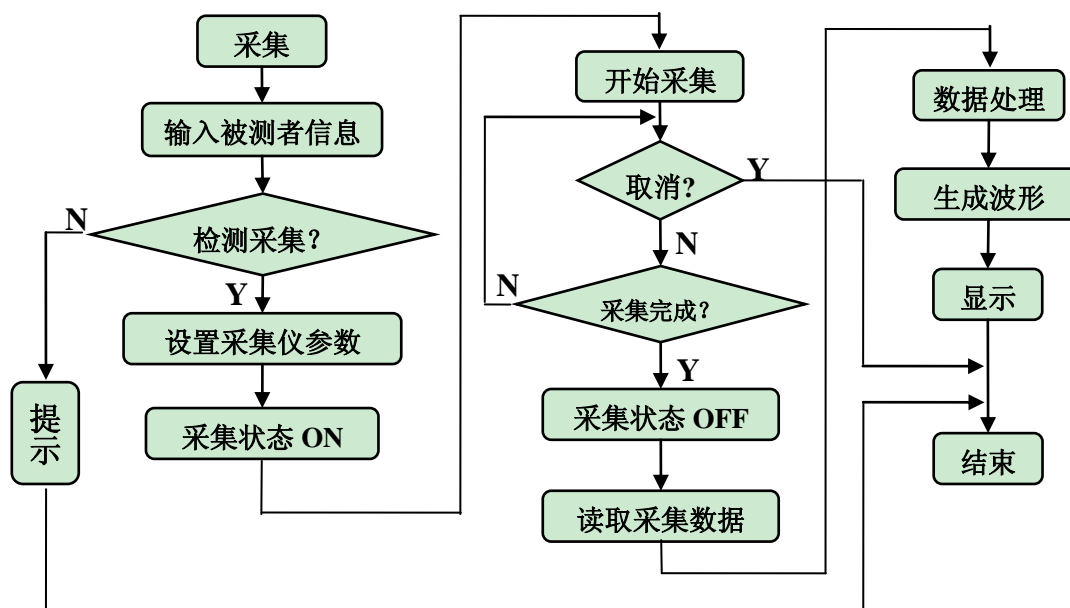


图 4-4 定时器 2 的中断流程图

4.2.3 仪器界面及相关功能说明

如图 4-5 所示为基于 NI 公司的 Lab Windows 控件的人机交互界面图。其功能有：获取用户信息，对用户脉搏进行采样，实时显示用户脉搏波形，并对用户脉搏数据进行保存。用该软件画图具有方便、清晰、易于拓展功能等优点，是十分好用的测试仪器工具。



图 4-5 人机交互界面

如上图所示，本系统人机交互界面主要由三部分构成。

(1) 输入用户信息部分

该部分用于登记用户的个人信息，包括姓名、年龄和性别三项内容。当用户输入信息完毕点击保存信息后，将弹出消息对话框如下图所示。用户确认后，系统将自动建立一个以用户信息为名的文本文档。例如：张三 男 25.txt



图 4-6 弹出对话框提示保存成功

(2) 波形显示部分

波形显示坐标系实时显示脉搏波形，X 轴单位为 20ms，Y 轴单位为 V，可参照 X 轴 Y 轴坐标读出波形周期、幅值等参数。此外，界面下方有三个按钮：“保存数据”、“开始采样”和“退出”。“开始采样”命令控件用于启动上位机采集数据的动作，在一次采集完毕后同时进行显示波形的操作。点击“开始采样”后，该按钮变成“停止采样”。“保存数据”命令控件用于在采集过程中将采得的数据存入文本，方便之后对数据进行更深一步的处理。点击“保存数据”后该按钮变成“停止保存”。点击“停止保存”时，系统停止对文档的数据写入。点击“停止采样”时，系统停止上位机动作并不再显示波形。

(3) 测试要领提示部分

测试要领配合切脉的图片对整体测试过程分 3 步进行了详细的描述，非常直观与人性化，用户可根据测试要领，自行对脉搏信号进行采集。

4.2.2 串行口通讯模块

在本程序中主要用到了如下几个函数：

`OpenComConfig ()` - 打开设备并且返回一个指向这个设备的指针，供下面读写操作使用

`ComRd()` - 从设备中读数据

`ComWrt()` - 向设备中写数据

`CloseCom ()` - 关闭设备，删除指向设备的指针

PC 机通过调用 API 函数和下位机进行通讯的顺序可以简单表述为：在与目标设备通讯之前，首先调用 `OpenComConfig()` 函数打开设备，函数执行后会返回一个指向已连接设备的指针，这个指针在以后所有的访问中都会被使用，指向这一设备。打开设备后，就可以通过 `ComRd()` 和 `ComWrt()` 两个函数读取或写入数据。当读写操作完成后，要通过 `CloseCom ()` 函数将通讯关闭。

4.2.3 数据采集的相关模块

在“开始采集”按钮按下后开始执行数据的采集和显示操作。

(1) 定时函数 `SetTimer()`，定时响应函数 `OnTimer()`。

由于下位机需要在采集完 2 个字节数据后才准备向上位机发送，因此上位机程序在数据采集时需要一个与下位机采集时间相匹配的定时时间。因此本程序使用定时函数 `SetTimer()`，在其中设定定时时间，并打开串行口，做好发送握手信号、接收数据的准备。

在定时结束后，定时响应函数 `OnTimer()`会自动开始执行。在该函数中，进行数据采集、滤波、波形显示、波形保存等一系列操作。

(2) 数据的采集和显示

`OnTimer()`开始执行后，首先调用前面提到的串行口读写的有关函数，用 `ComWrt()`向下位机发送握手信号，握手完毕后用 `ComRd()`读取下位机发送来的波形数据。

如果判断读取成功，即认为顺利得到了数据。先按高低位字节顺序，将 2 字节的数据换算成 1 个整型数字，同时将这些数存入对应信号数组中。

(3) 数据的保存

将作图结束后的数据，存入文本文档中。在程序结束后可以用 `MATLAB` 软件将数据读出并复现波形。这对于波形的后续分析处理有着重要的作用。数据写入文本文档的函数为：`fopen()`打开文件、`fprintf()`数据写入文档、`fclose()`关闭文件。

(4) 消息弹出提醒

利用 `MessagePopup()`函数弹出对话框消息，提示用户操作成功并确定。本程序中主要用来提示用户信息保存成功，如图 4-6 所示。

4.3 小波变换去噪处理与能量谱特征提取

通常生物学信号都非常微弱，而且信号的频谱与噪声的频谱有很大的重叠，如图 4-7 所示，实际获得脉搏信号中存在一部分的噪声干扰，使得脉搏波不够平滑。仅采用常规的信号处理方法很难将真实信号提取出来，这也是生物学测量中的难点。脉搏信号是一种信噪比较低的非平稳随机信号，在分析之前去噪是一项十分重要的工作。本节将对信号的去噪和特征提取进行详细的介绍。

4.3.1 小波变换简介

与 `Fourier` 变换相比，小波变换是空间(时间)和频率的局部变换，因而能有效地从信号中提取信息。通过伸缩和平移等运算功能可对函数或信号进行多尺度的细化分析，解决了 `Fourier` 变换不能解决的许多困难问题。小波变换联系了应用数学、物理学、计算机科学、信号与信息处理、图像处理、地震勘探等多个学科。小波分析是时间——尺度分析和多分辨分析的一种新技术，其主要目的是寻

找一种简单有效的信号变换方法，使信号所包含的重要信息能显现出来。

小波变换是一种新的变换分析方法，它继承和发展了短时傅立叶变换局部化的思想，同时又克服了窗口大小不随频率变化等缺点，能够提供一个随频率改变的时间——频率窗口，是进行信号时频分析和处理的理想工具。它的主要特点是通过变换能够充分突出问题某些方面的特征，因此，小波变换在许多领域都得到了成功的应用，特别是小波变换的离散数字算法已被广泛用于许多问题的变换研究中。从此，小波变换越来越引起人们的重视，其应用领域越来越广泛。

与短时傅里叶分析相比，小波变换是一种窗口面积大小固定但其形状可改变，即时间窗和频率窗都可改变的时频局部化分析方法，可以充分反映信号的快变性质，在分析处理非平稳信号中具有极大的优越性。由于它具有可变的时间和频率分辨率，把 FT 中的正弦基函数修改成整个时频平面的基函数，使得它在高频区域能够有好的时间分辨率，在低的频域能够提供好的频率分辨率。通过每层高频分解的系数进行阈值处理后再重构，可有效达到消除噪声的目的。特别是在处理含有尖峰或突变部分的非平稳信号时，具有变换无法比拟的优越性。

由上述比较可知，像脉搏波这种复杂波形如果使用具有固定分辨率的短时傅里叶变换，不会取得好的结果。而基于小波变换的多分辨率分析，可以表征不同尺度的信号特征，无需直接处理大量的小波系数，而是建立在挖掘这些数据及共同蕴涵信息的普适量上；因此，本系统基于脉搏信号的特征提取部分采用小波变换的方法。

4.3.2 小波变换原理

短时傅里叶变换 (STFT) 其窗口函数 $\varphi_a(t, \omega) = \varphi(t-a)e^{-i\omega t}$ 通过函数时间轴平移与频率限制得到，由此得到的时频分析窗口具有固定的大小。对于非平稳信号而言，需要时频窗口具有可调的性质，即要求在高频部分具有较好的时间分辨率特性，而在低频部分具有较好的频率分辨率特性^[25]。为此特引入窗口函数 $\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ ，并定义变换

$$W_\psi f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4.1)$$

其中， $a \in \mathbf{R}$ 且 $a \neq 0$ 。式(4.1)定义了连续小波变换， a 为尺度因子，表示与频率相关的伸缩， b 为时间平移因子。

很显然，并非所有函数都能保证式(4.1)中表示的变换对于所有 $f \in L^2(\mathbf{R})$ 均有意义；另外，在实际应用尤其是信号处理以及图像处理的应用中，变换只是一种简化问题、处理问题的有效手段，最终目的需要回到原问题的求解，因此，还要保证连续小波变换存在逆变换。同时，作为窗口函数，为了保证时间窗口与频率窗口具有快速衰减特性，经常要求函数 $\psi(x)$ 具有如下性质：

$$|\psi(x)| \leq C(1+|x|)^{-1-\epsilon}, \quad |\hat{\psi}(\omega)| \leq C(1+|\omega|)^{-1-\epsilon}$$

其中, C 为与 x, ω 无关的常数, $\varepsilon > 0$ 。

从式(4.1)可以得出, 连续小波变换计算分以下 5 个步骤进行。

① 选定一个小波, 并与处在分析时段部分的信号相比较。

② 计算该时刻的连续小波变换系数 C 。如图 4-7 所示, C 表示了该小波与处在分析时段内的信号波形相似程度。 C 愈大, 表示两者的波形相似程度愈高。小波变换系数依赖于所选择的小波。因此, 为了检测某些特定波形的信号, 应该选择波形相近的小波进行分析。

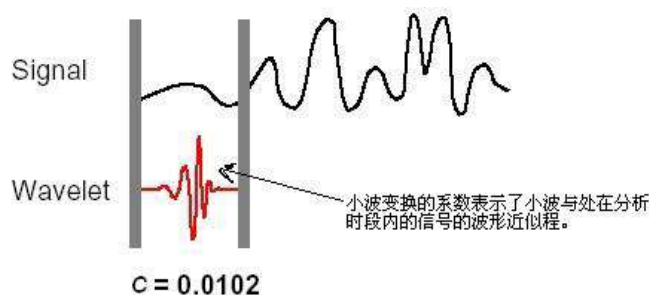


图 4-7 计算小波变换系数示意图

③ 如图 4-7 所示, 调整参数 b , 调整信号的分析时间段, 向右平移小波, 重复①~②步骤, 直到分析时段已经覆盖了信号的整个支撑区间。

④ 调整参数 a , 尺度伸缩, 重复①~③步骤。

⑤ 重复①~④步骤, 计算完所有的尺度的连续小波变换系数, 如图 4-8 所示。

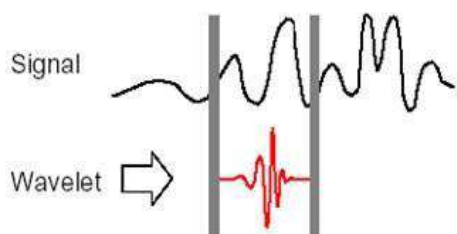


图 4-8 不同分析时段下的信号

小波变换系数计算

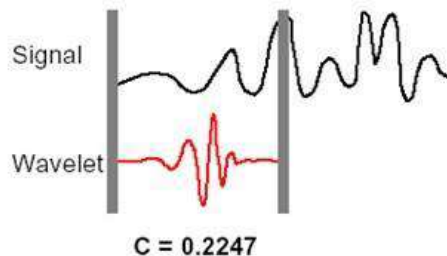


图 4-9 不同尺度下的信号

小波变换系数计算

由小波变换的定义式(4.1), 有

$$\begin{aligned} W_f(a, b) &= \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (a > 0, f \in L^2(\mathbb{R})) \end{aligned}$$

其中, $\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$

并设 $f(t)=f(k\Delta t)$, $t \in (k, k+1)$, 则

$$\begin{aligned} W_f(a, b) &= \sum_k \int_k^{k+1} f(t) |a|^{-1/2} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \\ &= \sum_k \int_k^{k+1} f(k) |a|^{-1/2} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \\ &= |a|^{-1/2} \sum_k f(k) \left(\int_{-\infty}^{k+1} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt - \int_{-\infty}^k \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \right) \end{aligned} \quad (4.2)$$

式(4.2)可以通过以上 5 步来实现, 也可以用快速卷积运算来完成。卷积运算既可以在时域完成, 也可以通过 FFT 来完成。

4.3.3 小波对脉搏信号的去噪处理

小波变换用于消噪的过程可细分为如下几段:

- (1) 分解过程: 选定一种小波, 对信号进行 N 层小波分解;
- (2) 作用阈值过程: 从第 1 层到第 N 层的每一层高频系数选择一个阈值进行软阈值量化处理。
- (3) 重建过程: 根据小波分解的第 N 层的低频系数和经过量化处理后的第 1 层到第 N 的高频系数, 进行信号的小波重构。

整个过程基于如下基本假设: 携带信息的原始信号在频域或小波域的能量相对集中, 表现为能量密集区域的信号分解系数的绝对值比较大, 而噪声信号的能量谱相对分散, 所以其系数的绝对值小, 这样我们可以通过作用阈值的方法过滤掉绝对值小于一定阈值的小波系数, 从而达到降噪的效果。

在小波消噪中, 阈值的确定同样也很关键。若阈值取的太小, 则噪声不能够得到很好的消除。若阈值取的过大, 原信号中大量细节部分也被当作噪声去除了, 影响了信号消噪的质量。MATLAB 工具箱中主要有以下几种阈值选择: 固定阈值 $\sigma\sqrt{2\lg N}$, 其中 N 为信号的采样长度; 基于无偏似然估计原理的自适应阈值; 启发式阈值; 基于极大极小值原理的阈值。

本文参考文献[20]提出自适应阈值, 利用小波变换的第 1 层细节信号估计噪声标准差

$$\sigma = \frac{\text{median}(|\omega_{j,k}|)}{0.6745}$$

再确定各层细节信号自适应阈值为

$$\lambda = \frac{\sigma\sqrt{2\lg N}}{\lg(j+1)}$$

式中, N 为信号长度; j 为分解尺度。可见随着尺度的增大, λ 的趋势是减小的, 使该特性与噪声在小波变换各尺度上的传播特性相一致。

MATLAB 中包含了许多小波函数。本系统中主要使用的函数有:

- 单尺度一维小波分解函数 `wavedec()`;
- 估计一维小波的系数的标准偏差函数 `wnoisest()`;
- `wbmpen()`和 `wdencmp()`函数。

利用这些函数，系统成功实现了对脉搏信号降噪的过程。降噪程序见附录 1。降噪结果对比图见第五章。

4.3.4 小波提取脉搏信号能量值

大量的实验证明，正常人与心脏病人的脉象信号在频率特性上有一定差异，不同脉象信号在一种或几种频带内的能量会有不同，从而可以利用小波包分析的方法构造能量特征。这里采用了文献[23]中提出的算法进行多尺度空间能量特征的构造，具体步骤如下。

首先，对去噪后的脉搏信号进行三层小波包分解，分别提取第三层从低频到高频 8 个频率成分的信号特征。用 X_{ij} 表示小波包分解系数， (i, j) 表示第 i 层的第 j 个结点。

其次，对小波包分解系数进行重构，提取各频带范围内的信号。用 S_{ij} 表示 X_{ij} 的重构信号。则在三层分解中，总信号 S 可以表示为

$$S = S_{30} + S_{31} + S_{32} + S_{33} + S_{34} + S_{35} + S_{36} + S_{37}$$

第三步，求各频带信号的总能量。

设 S_{3j} ($j = 0, 1, \dots, 7$) 对应的能量为 E_{3j} ($j = 0, 1, \dots, 7$)，则有：

$$E_{3j} = \int |S_{3j}(t)|^2 dt = \sum_{k=1}^n |x_{jk}|^2 \quad (4.3)$$

其中， x_{jk} ($j = 0, 1, \dots, 7; k = 0, 1, \dots, n$) 表示重构信号 S_{3j} 的离散点的幅值。

最后，构造特征向量。不同人的脉象信号在某些频带中能量有一定差异，所以可以将第 i 层各尺度空间的能量构造成一个特征向量。这里，

$$T = [E_{30} + E_{31} + E_{32} + E_{33} + E_{34} + E_{35} + E_{36} + E_{37}] \quad (4.4)$$

当数值较大时，可以对向量进行归一化处理，令

$$E = \left(\sum_{j=0}^7 E_{3j}^2 \right)^{1/2}$$

$$T' = \left[\frac{E_{30}}{E}, \frac{E_{31}}{E}, \frac{E_{32}}{E}, \frac{E_{33}}{E}, \frac{E_{34}}{E}, \frac{E_{35}}{E}, \frac{E_{36}}{E}, \frac{E_{37}}{E} \right] \quad (4.5)$$

T' 为归一化后的向量。

根据上述算法，采用“sym8”小波包，对 40 名同学（20 男，20 女）的脉象信号进行了三层小波包分解，构造出各自的特征向量。这里用到的 MATLAB 中的函数主要有：一维小波包的分解函数 `wpdec()`，计算小波包系数函数 `wpcoef()`。计算结果见第五章列表。

第五章 实验结果

最终整体硬件电路如图 5-1 所示，下位机 PCB 大小为 $9\text{cm} \times 5\text{cm}$ 。封装成盒后如图 5-2 所示，图示为盒子与一枚硬币对比的整体效果。

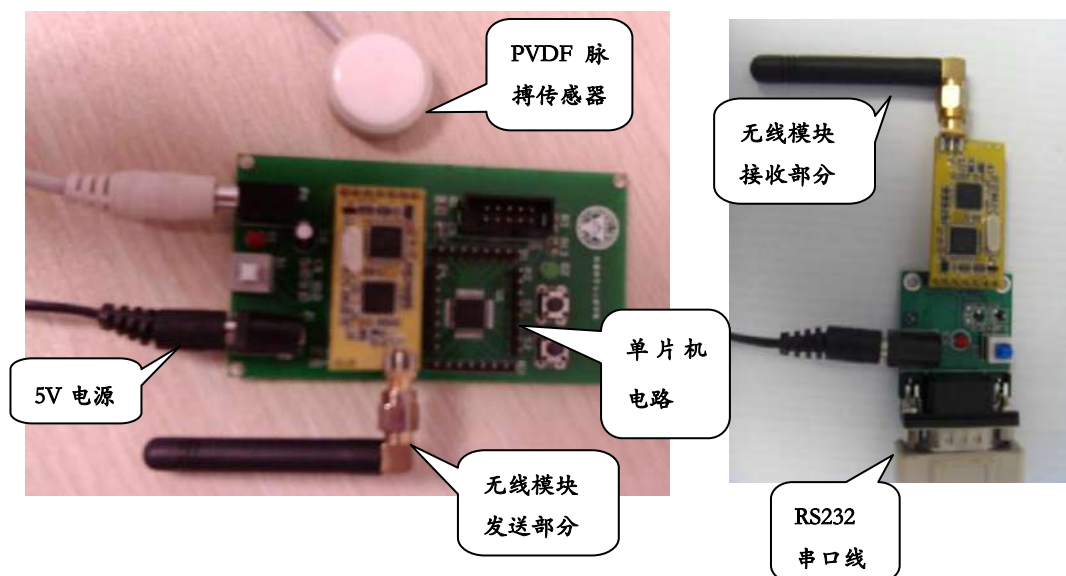


图 5-1 整体硬件电路图



图 5-2 发射与接收部分电路盒

上位机界面采得的脉搏波形如下图所示。

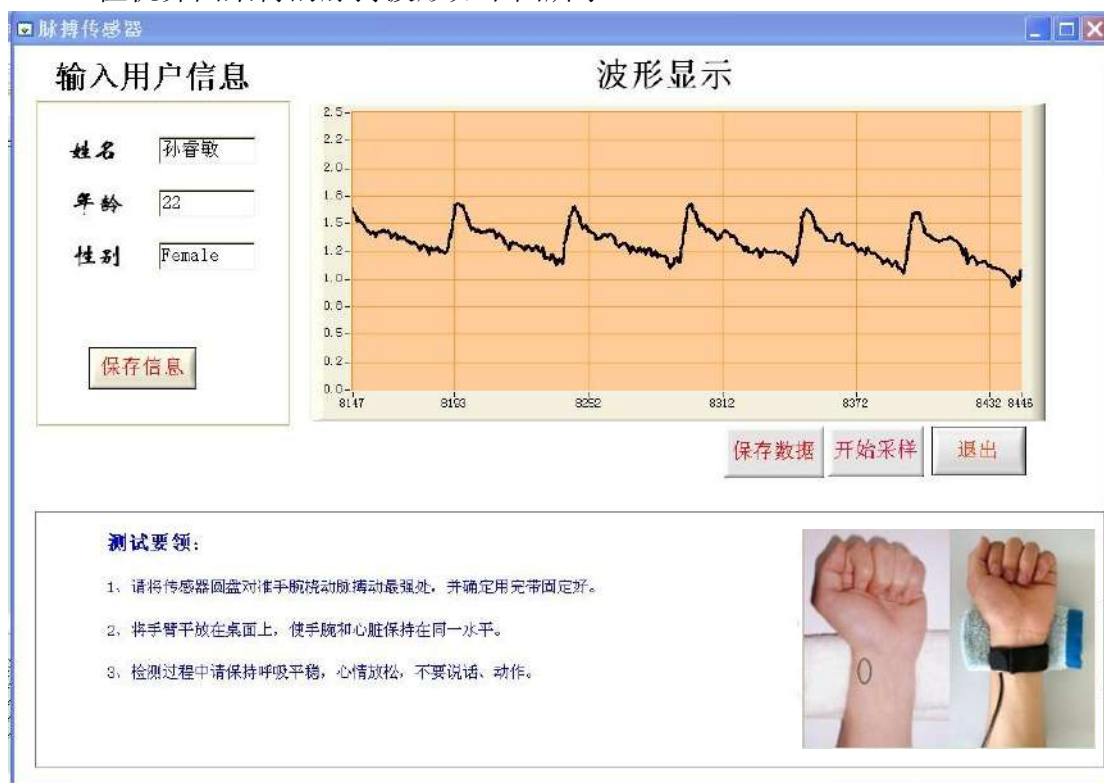


图 4-7 实际采得的脉搏波形图

如上图可以看出，信号中存在明显的噪声干扰。利用 MATLAB 中的小波函数，实现了对脉搏信号降噪的过程。如下图所示为去噪前后对比图，上图为原始信号，下图为去噪后信号。

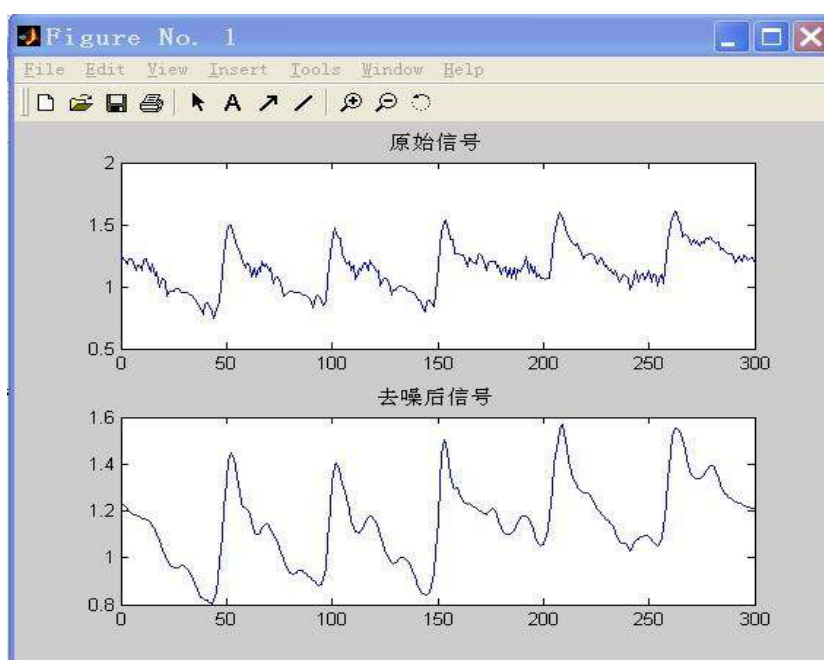


图 4-8 去噪前后对比图

结果表明,利用小波消噪能够有效地保留脉象信号中的尖峰和突变部分,最大限度地反映了原信号本身的特性,消噪效果较好。MATLAB 去噪程序见附录。

当对脉象信号去噪处理后,系统进一步对数据进行了能量特征值提取。经过小波包分解,可以计算出脉象信号在各个尺度的能量,这些数据具有较好的重复性和稳定性,则可以将各个尺度的能量构成特征向量。经过对 40 名同学进行实验,得到大量可用数据。如下两表所示分别为女生和男生的能量值归一化结果(两表中仅列出 10 名同学的样本数据)。

表 5.1 女生脉搏能量谱归一化后数据

NO	E_{30}	E_{31}	E_{32}	E_{33}	E_{34}	E_{35}	E_{36}	E_{37}
1	4.3888	63.9342	3.4607	248.4687	60.9363	21.7853	3.6072	2.2179
2	4.7682	86.1752	4.8951	422.2670	98.6433	43.6794	5.1438	4.9311
3	4.2637	56.7949	4.3235	431.7179	42.7498	17.0805	4.4389	5.0505
4	4.9516	67.7219	5.0143	453.4022	47.3705	20.3596	5.1359	5.2352
5	3.9299	41.4175	3.9436	179.3409	25.2310	17.2721	4.1695	1.6594

表 5.2 男生脉搏能量谱归一化后数据

NO	E_{30}	E_{31}	E_{32}	E_{33}	E_{34}	E_{35}	E_{36}	E_{37}
1	2.7882	56.9264	2.8480	248.6515	35.7479	26.0407	2.9655	2.7969
2	3.3280	64.5461	3.4042	404.9539	64.4343	18.6034	3.5511	3.9181
3	3.3975	68.4372	3.5165	336.8914	56.0675	21.9888	3.7529	3.5611
4	3.0588	51.7966	3.9022	190.3602	37.6269	15.3907	3.9865	2.7587
5	2.2858	60.6046	3.3446	294.6105	38.6323	23.5538	6.4582	4.1744

通过上表数据,可以看出分析数据具有较好的重复性与稳定性。脉象信号经过小波包分解后,各尺度空间能量出现了一定差异。女生的脉象信号在低频部分的能量值 E_{30} 、 E_{32} 比男生的能量值更大。

第六章 结论

本文详细介绍了一种无线脉搏传感系统的设计与分析方法。通过利用华科电子的 HK2000B 传感器，自行设计后续调理电路与单片机的 AD 转换，并通过无线模块接口电路，实时传输脉搏信号数据，以人机交互软件界面较真实的再现搏动点脉搏情况。此外，通过对脉搏波的去噪与能量值特征提取，为后续波形分析、医用诊断等奠定基础。

无线脉搏传感系统具有如下优点：(1) 以 PVDF 压电原理制成的脉搏传感器应变力响应灵敏度高，敏感端轻巧柔韧，易于测量；(2) 电平抬升与无线传输电路的设计，保证传感器得到的交流模拟信号能够成功有效地进行 AD 转换，不丢失 0 以下的有用数据。无线传输大大减少了野外或者分散厂房中架设有线数据传输线路的附加成本，不受实际环境的制约，适应性较强，有效地降低成本、提高效率。(3) 计算机显示界面的设计。对于上位机获取到的脉搏数据，以波形图的形式，在 CVI 界面上实时显示，更加直观与人性化。(4) 小波变换技术对信号去噪及提取能量特征值。使用 MATLAB 编写程序去噪后的小波，成功保留了脉象信号中的尖峰和突变部分，最大限度地反映了原信号本身的特性。而提取脉搏特征的方法，也为后续分析诊断等操作带来了方便。由此可见，该传感器经过完善后有着广阔的市场前景和应用需求。

虽然本传感系统的设计已颇具规模，但还有一些方面需要后续进一步研究。如果时间条件允许，可以通过医院的途径大量获取心脑血管疾病患者的脉搏数据，由此通过比较正常人（无疾病）与心脑血管疾病患者的能量特征，可以得到十分直观的结果。此外，希望后来者通过更加丰富的数学手段对采到的波形数据深入分析处理，争取能早日对于被测量者的病情有初步的了解与判断。

脉搏传感的研究涉及到电子学、生理学、医学和计算机学等诸多学科领域，因此是一项困难而充满挑战性的工作。希望在今后的工作中，研究人员能够利用该脉搏传感器进行大量实验，并将着重点放在实验数据的分析上，结合多种数学手段，并融合传统中医诊断的相关知识，做到脱离医学专家的辅助，以计算机分析的方式得到脉搏诊断结果，对人体健康状况有一个较为准确的分析判断。总的来说，今后的目标即是在本脉搏传感器的基础上，将信号采集、测量、分析、诊断完善的融为一体。为早日完成这项艰巨的任务，我们将继续努力，止于至善！

致 谢

在本文即将完成之际，我首先要感谢我的指导老师严如强教授。本论文是在严老师的直接指导下完成的。从项目的任务书下达、开题、研究到论文的完成无不倾注了严老师辛勤的指导与教诲。尤其是在本文最后——脉搏波形的分析中，严老师给了我许多重要而具有建设性的建议，令我茅塞顿开、受益匪浅。严老师追求创新的精神以及对学术孜孜不倦的品质，给我的毕设阶段烙下了深刻的印象。此外，严老师专注热情、关心同学及平易近人的性格，也让我明白了作为一个学者不仅要有学术上的建树，更要有优秀的人格。在未来的人生路上，我将以严老师的学识和人格为榜样，以严谨、求实、刻苦、创新的态度奋勇向前。

与此同时，我也有幸得到了其他诸多老师的细心指导和热诚帮助，特别感谢仪器科学与工程学院机器人传感与控制技术实验室的宋爱国院长、王爱民老师、崔建伟老师、吴涓老师、文辞老师以及所有在这四年内曾传授我知识的老师们。他们严谨的治学风范、深厚的专业背景和开阔的研究思路，令我获益颇丰。在此，我向各位老师表达我作为一个学生最诚挚的谢意和最美好的祝愿。

另外，我还要感谢在毕业设计过程中指导过我的孟静静，单梦晓，钱宇宁，孙行行、王志佳及其他众多的学姐学长们，他们每每在我百思不得其解之时热情认真的帮我分析，解决问题。在这里尤其要感谢孟静静学姐和钱宇宁学长，他们给予我的毕业设计工作以极大的支持和帮助。我还要感谢我本科阶段所有的朋友们，是他们给了我一个融洽的学习生活氛围，在即将毕业之际，我也要向他们表示感谢，愿他们在今后的人生道路上一帆风顺。

最后，我还要感谢一直给予我支持与安慰的父母，是他们在低谷时不懈的安慰与鼓励，让我能够乐观向上的奋勇向前。无论在学习上还是生活上，他们永远都是我最有力的精神支柱。

谨以此文献给所有给予我帮助和关心过我的人们，衷心的感谢并祝福他们！

2012-5-27

于南京

参考文献

- [1] 林玉川 我国老年人心血管疾病的现状分析与对策研究[J]. 井冈山医专学报, 2008(5)15:3
- [2] 王东生, 陈方平. 从脉搏波看脉象形成的机理. 中国中医急症, 2004(1): 1-13
- [3] 罗志昌, 张松, 杨文鸣, 杨子彬. 脉搏波波形特征信息的研究. 北京工业大学学报, 1996 (1) : 71~78
- [4] Huai Yongjin, Han Zhengsheng. Design of a High Precision Array Pulse Sensor in TCM[J]. JOURNAL OF SEMICONDUCTORS, 2008(4): 701~705
- [5] 闪增郁, 陈燕萍, 汪南玥, 于友华, 向丽华, 张智. 中医脉诊信号采集与分析研究中的几个关键问题. 中国中医基础医学杂志, 2009 (1): 77~78
- [6] Dargahi J, Xie W F, Ji P. An experimental teletaction system for sensing and teleperception of human pulse [J]. Mechatronics, 2008, 18:195-207
- [7] Darold Wobschall, Ming Zeng, Bhooma Srinivasaraghavan. An Ultrasonic /Optical Pulse Sensor for Precise Distance Measurements [J]. Sensors for Industry Conference Houston Texas, USA, 8-10 February, 2005
- [8] Omar A. Saleh. A Novel Resistive Pulse Sensor for Biological Measurements [D]. A dissertation presented to the faculty of Princeton University in Candidacy for the degree of doctor of philosophy, January 2003
- [9] Teh-Ho Tao, Shin-Jen Hu, Jia-Huang Peng, Su-Chen Kuo. An Ultrawideband Radar Based Pulse Sensor for Arterial Stiffness Measurement [J]. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cit é Internationale, August 23-26, 2007
- [10] 卢超. 基于 HK2000-A 脉搏传感器的睡眠定时器. 传感器与微系统, 2007 (11): 81~83
- [11] Lu Wang, Dianzhong Wen. Research on Non-invasive Arterial Pulse Sensor and Detecting System [J]. IEEE, 2009, 09:978-1-4244-4134-1
- [12] Zhang P Y, Wang H Y. A framework for automatic time-domain characteristic parameters extraction of human pulse signals [J]. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2008, 55:1-9
- [13] Wang Huiyan, Zhang Peiyong. A model for automatic identification of human

pulse signals [J]. Journal of Zhejiang University SCIENCE A, 2008, 9(10):1382-1389

[14] Jun Jing, YuHua Hu, Xian Li, Zheng Huang. Feature extraction of pulse signal based on Hilbert-Huang transformation and singular value decomposition [J]. IEEE, 2007, 1-4244 -1120-3/07

[15] 余伶俐. 中医脉诊客观化与数字化研究 [J]. 辽宁中医杂志, 2006, 3(2): 129-131

[16] Yingnan Ma, Yi Zhao, Youhua Fan, Hong Hu, Xiujun Zhang. Modeling the Dynamics of the Human Pulse Data by MDL-optimal Neural Networks [J]. 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, 2008

[17] Xin Zhu, Wenxi Chen, Tetsu Nemoto, Yumi Kanemitsu, Kei-ichiro Kitamura, Ken-ichi Yamakoshi. Accurate Determination of Respiratory Rhythm and Pulse Rate Using an Under-Pillow Sensor Based on Wavelet Transformation [J]. Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005,9: 5869-5872

[18] Dianguo Cao, Changchun Liu, Peng Wang. Removing Baseline Drift in Pulse Waveforms by a Wavelet Adaptive Filter [J]. IEEE, 2008:2135-2137

[19] 张丽琼, 李研, 张孝杰. 利用小波包提取信号特征的方法[J]. 北京生物医学工程, 2005, (3)24:214-216

[20] Jianjun Yan, Yiqin Wang, Fufeng Li, Haixia Yan, Chunming Xia, Rui Guo. Analysis and Classification of Wrist Pulse using Sample Entropy [J]. Proceedings of 2008 IEEE International Symposium on IT in Medicine and Education, 2008

[21] J. Daunoras, R. Lukočius, J. A. Virbalis. Pulse Sensor of Physiological Parameter Monitoring System [J]. Electronics and Electrical Engineering, 2007, No.7(78)

[22] Ruh. D, Fiala. J, Zappe. H, Seifert. A. Wavelet based data analysis for implantable pulse oximetric sensors [J]. Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 2011, 9: 4812 – 4815

[23] 周红标, 陈若珠, 田守军. 基于小波变换的脉搏信号分析仪的设计[J].北京生物医学工程, 2009(6)3:28

- [24] 曹佃国, 王鹏 小波包-能量谱在提取脉搏信号特征中的应用[J]. 电子技术.
- [25] 喻大华, 陈爱国 基于无线传输且带 USB 接口的数据采集盒的设计[J]. 电子测量技术, 2008(2):2-31
- [26] 卢超.PVDF 型脉搏传感器信号处理电路的设计.齐齐哈尔大学学报, 2009(6): 6~10
- [27] 陈旭.纹理触觉检测与再现技术的研究:[博士学位论文].南京: 东南大学仪器科学与工程学院, 2007
- [28] 何宝祥,朱正伟,刘训非,储开斌.模拟电路及其应用.北京: 清华大学出版社.2008.9.131-133
- [29] 康华光.电子技术基础.第五版.北京: 高等教育出版社. 2006.1.22-46
- [30] 李建平.C8051F320 在 USB 设计中的应用.国外电子元器件, 2005 (4): 54-56
- [31] 吴乃陵, 李海文.C++程序设计实践教程.第二版.北京: 高等教育出版社.2006.1.110-199

附录

附录 1 小波变换去噪程序

1. load leleccum
2. b=load('数据文件名.txt');
3. for i=1:300
4. B(i)=b(i);
5. end
6. [c,l]=wavedec(B,3,'db6');
7. sigma=wnoisest(c,l,1);
8. alpha=2;
9. thr=wbmpen(c,l,sigma,alpha);
10. keepapp=1;
11. xd=wdencmp('gbl',c,l,'db6',3,thr,'s',keepapp);
12. subplot(2,1,1)
13. plot(B);
14. subplot(2,1,2)
15. plot(xd);

附录 2 小波变换提取能量特征值

1. b=load('数据文件名.txt');
2. for i=1:300
3. B(i)=b(i);
4. end
5. wpt=wpdec(B,3,'db2');
6. E=0;
7. for i=0:7
8. C(i+1,:)=wpcoef(wpt,[3 i]);
9. n=length(C(i+1,:));
10. for j=1:n
11. E=C(i+1,j)^2+E;
12. end
13. end
14. for m=1:8
15. D=wpcoef(wpt,[1 m-1]);
16. n1=length(D);


```
17.     E(m)=0;
18.     for i=1:n1
19.         E(m)=D(i)^2+E(m);
20.     end
21. end
```

附录 3 单片机程序

```
//-----
// Includes
//-----
#include "c8051f320.h"
#include <stddef.h>
#include "USB_API.h"

//-----
// 16-bit SFR Definitions for 'F32x
//-----
sfr16 TMR2RL  = 0xca;           // Timer2 reload value
sfr16 TMR2    = 0xcc;           // Timer2 counter
sfr16 TMR3RL  = 0x92;
sfr16 TMR3    = 0x94;
sfr16 ADC0    = 0xbe;
sbit  TR3     = 0x93;           // Timer3 on/off control
sbit  ET3     = 0xED;
sbit  TF3H    = 0x98;

//-----
// Global CONSTANTS
//-----

void Timer2_Init(void);           // Start timer 2 for use by ADC
and to check switches
void Adc_Init(void);
void Port_Init(void);
void UART_Init(void);
void UART_send(BYTE send);
void delay_1ms(void);
```

```
void delay_ms(int j);
void Initialize(void);
const int capacity=2500;
xdata BYTE Out_Sampledata[100],Buffer[100]; //传感器的输出
xdata BYTE In_Sampledata[1];
int count=0,i,path=1;
BYTE temp;

//-----
// Main Routine
//-----
void main(void)
{
    PCA0MD &= ~0x40; // Disable Watchdog timer
    UART_Init(); //串口初始化;
    Initialize();

    for(i=0;i<2;i++)
    {
        Out_Sampledata[i]=0x00;
        Buffer[i]=0x00;
    }
    EA = 1; //保证每个单独的中断有效;
    while (1)
    {
        ;
    }
}

//-----
// Initialization Subroutines
//-----
// Port_Init
//-----
// Port Initialization
// - Configure the Crossbar and GPIO ports.
//
```

```
void Port_Init(void)
{
    P1MDIN    = 0x00;        //P1.0 设为模拟输入
    P1SKIP    = 0xFF;       //P1.0 交叉开关跳过
    XBR1      = 0x40;       //交叉开关使能
    P1MDOUT   = 0xFF;
    XBR1      = 0x40;       //交叉开关

}

//-----
// UART_Init
//-----

void UART_Init()
{
    SCON0=0x10;
    TMOD=0x20;
    OSCICN=0x83;
    CKCON=0x01; //定时器的时钟为系统时钟的 4 分之一 3M
    IE=0x10;
    IP |= 0x10;
    TH1=0x64;
    TL1=0x64;
    TR1=1;
    RI0=0;
}

//-----
// UART_SEND
//-----

void UART_send(BYTE send)
{
    ES0=0;
    SBUF0 = send;
    while(TI0==0){;}
}
```

```

    TI0=0;    //确保数据稳定
    ES0=1;    //开 UART0 中断
}

//-----
// Timer_Init
//-----
// Timer initialization
// - 1 mhz timer 2 reload, used to check if switch pressed on overflow and
// used for ADC continuous conversion

void Timer2_Init(void)
{
    TMR2CN = 0x00;           // Stop Timer2; Clear TF2;
    OSCICN = 0x83;          //系统时钟频率为 12mhz,
    而定时器的时钟为系统时钟的 12 分之一
    TMR2RL = 65536-(12000000/12/50); // 计数周期为 20ms
    TMR2 = 0xffff;         // Set to reload immediately
    ET2=1;
    TR2=1;
}

//-----
// Adc_Init
//-----
// ADC initialization
// - Configures ADC for single ended continuous conversion or Timer2
//-----
void Adc_Init(void){

    REF0CN=0x07;           //设置参考电压(内部 VREF)2.44V
    ADC0CF=0x28;          //设置 ADC 的 SAR 时钟 右对齐
    AMX0P =0x00;          //p1.0 为传感器的输入
    AMX0N=0xFF;
    EIE1 |=0x0A;          // 允许 ADC 中断
}

```

```
    ADC0CN = 0xC0;    // 跟踪模式, 写 1 至 ADC0BUSY 启动转换跟踪
}

void Initialize(void)
{
    Port_Init();      // Initialize crossbar and GPIO
    Timer2_Init();   // Initialize timer2
    Adc_Init();
    EIP1=0x08;       //中断优先级,AD 转换的中
断为高优先级;
}

void Timer2_ISR(void) interrupt 5
{
    TF2H=0;         //软件清中断标志位
    AD0BUSY = 1;
}

void UART_ISR(void) interrupt 4
{
    if(RI0)
    {
        RI0=0;      //Rx、Tx 共用中断
        temp=SBUF0 ;//接收中断
    }
    else TI0=0 ;
}

void Adc_ConvComplete_ISR(void) interrupt 10
{
```

```
if(count<1) //count 大小根据实际情况而定，这里取 1 个字节
{
    Buffer[count*2]=ADC0L;
    Buffer[count*2+1]=ADC0H;
    count++;
}
if(count>=1)
{
    for(i=0;i<2;i++)
    {
        Out_Sampledata[i]=Buffer[i];
        temp=Out_Sampledata[i];
        UART_send(temp);
    }
    count=0;
}
AD0INT = 0;
}
```