

原创性声明

本人郑重声明：所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的科研成果。对本文的研究作出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本声明的法律责任由本人承担。

论文作者签名： 白金星 日期： 2006.4.12

关于学位论文使用授权的声明

本人完全了解山东大学有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留或向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅；本人授权山东大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存论文和汇编本学位论文。

(保密论文在解密后应遵守此规定)

论文作者签名： 白金星 导师签名： 李学军 日期： 2006.4.12

中文摘要

脉搏是常见的生理现象，是心脏和血管状态等重要信息的外在反映。中医脉诊经过 2600 多年的实践，积累了丰富的临床经验，已经发展成为一门具有卓越和独特诊断技巧的“中医脉学”，在国际上越来越受到重视。然而由于种种原因，中医脉象的分辨标准仍停留在主观上，因此，中医脉诊的客观化成为现代中医学研究的一个重要方面。本论文研究了基于微机的脉搏信号采集、处理、分析系统，研究工作的主要结果和创新点可归纳如下：

(1) 研究了脉搏信号采集电路的设计。分析研究了 PVDF 压电薄膜的压电方程，设计出了便于中医取脉施压的采集电路的敏感部分；根据人体脉搏信号的特点，设计出了脉搏信号采集电路，并对采集中可能引入的噪声进行了分析，根据噪声的性质采取不同的措施加以滤除。

(2) 对脉搏信号小波变换滤波进行了较深入的研究，应用小波变换模极大值滤波方法对硬件没有滤除的噪声进行了进一步的滤除，取得了很好的滤波效果。利用小波变换提取了脉搏信号的特征值，分析了正常的人脉搏信号的小波域特征，发现脉搏信号的时域特征点严格对应于其小波变换的过零点。提出的过零点检测脉搏信号时域特征点的算法，较好解决了脉搏信号时域特征点参数多，分析复杂，误差较大的问题。并对正常人脉搏信号和妊娠脉的特征进行分析，为临床应用提出了一个简易的判断依据。

(3) 分析了妊娠脉搏的特性。通过对 45 例妊娠脉的分析发现妊娠高血压综合征脉搏与健康妊娠脉的明显区别是妊高征者脉搏信号缺少 TWBH 波，而这一症状正是由于妊高征者小动脉血管痉挛所引起的。由此分析得出了妊高征脉搏信号的变异性，为妊高征的早期预测提供了一种新方法。

(4) 为了便于对采集的脉搏信号进行分析，本文设计了基于凌阳单片机的 A/D 和 232 串口通信并与 VB 编程相结合的脉搏分析系统，实现了脉搏信号的实时采集、波形显示、数据存贮等功能，为脉搏分析客观化提供了数据基础。

本文的工作是对脉搏信号客观化研究的一次努力和尝试，无论是在传感器设计方面还是脉搏信号的处理方面，都采用了比较独特的方法，在中医脉诊客观化方面提供了重要而具有指导意义的新方法。

关键词：脉搏信号，小波变换过零点，信号处理，妊娠脉

ABSTRACT

Pulse is a common physiological phenomenon, it can depict the heart and blood vessel state through its wave. Diagnosis by feeling the pulse of Chinese medicine through more than 2600 year practice, it has been accumulated abundant clinical experience, and it had developed into a kinds of the remarkable unique to diagnose skill, it is " Chinese medicine diagnosis by feeling the pulse" and it has been paid attention to in the world. For various reasons, the resolution standard of the diagnosis by feeling of Chinese medicine still stays subjectively, so that the studying that the diagnosis by feeling the pulse of Chinese objectifying an important respect becoming modern traditional Chinese medicine .This thesis has studied base on the computer gather the pulse signal of the real time, deals with and it's analysis system. The main result and innovation of research work in this paper can be summed up as follows:

The first that we studied the design of the circuit about the pulse signal collecting. In this parts we analysis and research PVDF piezoelectricity membrane and it's equation of piezoelectricity. we designed to the parts of sensitive for the circuit that it can very easy to imitate Chinese medicine fetch the pulse. According to the characteristic of the human pulse signal, we designed to the circuit for gathering to the pulse signal. And we analyzed which the noise to be lead into gather and get rid of it using corresponding measure based on different noises.

The second that we deeply researched the wavelet transform filtering for pulse signal. We farther filtered the noise that the hardware didn't filter to use the mould maximum filtering method and have get well result. We have get of the characteristic value of the pulse signal using the wavelet transform. We analyzed the pulse signal of the normal person's wavelet domain characteristic and find that between the pulse time domain characteristic and the wavelet transform zero-crossing was that the absolute corresponding. So we advanced the algorithm that analyzed the pulse signal used the wavelet transform zero-crossing. This method better solved that the pulse signal have a lots of characteristic parameter in time domain and it was complicated when we analyzed it and being biggish error. Go on, we analyzed normal people pulse signal and

pregnant characteristic of pulse and got a new offer for clinical practice in Chinese medicine.

The third that we have analyzed the characteristic of the pregnant pulse signal. We find between pulse of the pregnant hypertension syndrome and healthy pregnant have obvious difference when we analyzed the number of 45 pregnant pulse. The difference was that the pulse signal of the pregnant hypertension syndrome haven't TWBH wave. And symptom was caused by the person's blood vessel convulsion of the arteriole whose was the pregnant hypertension syndrome. So we analyzed this result and have been obtained variability of the pulse signal of the pregnant hypertension syndrome. We offered a new method for predicting early whose pulse was pregnant hypertension syndrome pulse.

In order to make it convenient for pulse signal gathering, we wrote a program in this paper. This program included A/D switching and between the SCM and the PC communicated base on the VB programming. So the pulse signal can be by real time gathering and wave form revealed and data saved. And they have offered the foundation of the data for the fact that pulse signal is analyzed and objectified.

We were been to objectify the pulse signal once studied and make great efforts and try in this paper. We adopt unique method both the processing of pulse signal and the designing of the transducer. So we offer important and with directive significance new method for the fact that the diagnosis by feeling the pulse of Chinese medicine objectifies the research approach.

Keywords: Pulse signal, wavelet transform zero-crossing, signal processing, pregnancy pulse

第一章 绪论

1.1 课题研究的意义与作用

脉诊是我国传统医学中最具特色的一项诊断方法，历史悠久，内容丰富。公元三世纪，脉学专著“脉经”的问世成为脉学发展史上的里程碑。王叔和集扁鹊、华佗、张仲景等人的学说于一书，创造了“独取寸口”、“分候脏腑”的理论，确立了脉诊的规范，使后学者有法可循，对传统医学发展产生了很大影响，至今其“独取寸口”理论仍为中医临床应用的基本脉法。随着后人的不断深入研究，使脉诊理论得到不断的充实和提高，然而无论是理论上或是方法上都较少有新的突破，尤其在西方医学飞速发展的今天，中医脉学显得很是苍白无力。加之脉学理论深奥，方法独特，使脉诊的临床应用受到了很大的限制。尽管中医脉诊有许多弱点，未得到应有的发展，但由于它特有的科学内涵和客观的效果，使其历经千年而不衰。当前，随着中医学的发展，脉诊作为无创检测的手段和方法，又得到了国内外的普遍关注和赞赏，同时，脉学研究对深入探究中医理论，提高中医临床诊疗水平，乃至发展现代医学等方面都有重要意义^{[1][2][3]}。

从生理学及医学的角度来看，脉搏尽管由心脏所驱动，但经血流沿动脉在人体内要走过曲折而漫长的路径才到达远离心脏的桡动脉处，这样，它不仅受到心脏状况的影响，同时还受到动脉血管特性（几何特性和物理特性）、血液参数（体积、密度、粘性、压力和速度等）、肌肉、皮肤等诸多因素的影响^{[4][5][6]}。事实上，人体所有的功能和活动是相互影响和相互作用的，即所谓“五脏相通，移皆有次；五脏有病，则各传其胜”，“脏居于内，形见于外”。故人体任何一个脏器（或系统）发生了病变或受到了外界的侵袭，都会直接或间接地影响到脉搏系统，不可避免地使血管特性、功能以及血液的质与量等发生变化，而这些变化将以某些方式显现在脉搏（脉象）中，即导致不同脉象的出现。因此，脉搏被认为是人体生命活动的交响乐，中医可通过切察和分析人体的脉象特征来诊断疾病和脏腑的活动规律。

众所周知,脉搏波信号是人体众多信息中较具代表性的一种。人体内心血管系统是由心脏、血管以及所含血液等组成的完整统一体,在相互协同制约和依存的条件和中枢神经系统的控制下,完成血液循环的整个过程,而脉搏信号正好反映了这一过程。脉搏信号由于心脏的搏动推动血液沿血管运行而产生,因此按现代科学的观点,可将脉搏信号视为心脏内部运动状态在人体表面的输出和映射。脉搏波形可看成主要是由心脏的收缩与舒张所引起的一升一降,以及血液在沿血管的流动过程中所遇到的各种阻力相互作用而形成的。因此,当脉搏波由心脏开始向动脉系统传播时,不仅要受到心脏本身的影响,同时也会受到流经各级动脉及分支中各种生理因素如血管阻力、血管壁弹性等的影响,因而脉搏波信号中包含着极丰富的心血管系统生理病理信息^{[7][8]}。对脉搏波波形特征参数进行科学合理的检测、诊断、分析,以便更有效地防治疾病,也就成为迫切需要解决的一项重大课题^[9],并对临床医学的发展具有积极的意义。本课题旨在依据仿生学原理研制能模拟中医脉诊模式的点式脉搏传感器,从而准确地检测人体的脉搏信号,为中医脉诊的客观化研究奠定必要的基础;将小波变换这种现代信号处理的方法,运用于脉搏信号的分析和处理中,提取脉搏信号特征参数,从而完成仿中医智能化测试系统的设计,为脉诊的现代化做好前期开拓性的工作,以推动医学仪器和中医诊疗的不断发展。

从某种程度上来说,中医诊断主要依赖于对病人脉象信息的测试与分析。实现脉诊客观化的最基本要求,是研制高性能的脉搏传感器取代人手指靠触觉对脉搏信号的检测。多年来,众多的研究者做了大量工作,根据不同原理研制了许多脉搏传感器,但大部分传感器采用刚体,与中医脉诊差别较大,不能检测中医所提出的多种脉象信息。本论文研究的目的之一,就是利用具有强压电性的PVDF材料,设计出一个实用的、高可靠性、高灵敏度的仿生脉搏传感器,为中医脉诊的客观化提供有效的检测工具。本文研究的另一个重要目的是利用小波分析理论对脉搏信号进行滤波和分析。因小波分析具有时-频局部化、多分辨率分析及带通滤波的特点,对非平稳信号具有较强的处理能力,因此近年来,小波的分析方法在生物医学工程领域已得到应用,并取得一些可喜的成果。本文尝试利用小波变换分析、提取脉搏信号的特征参数,为疾病的智能化诊断提供有效的分析手段和决策支持。

本课题研究的传感器和智能化脉搏信号测试系统, 无论对临床诊断、中医脉诊教学, 还是对于中医学基础研究, 都具有重要的应用价值和现实意义。

1.2 脉搏信号传感器及脉搏信号处理国内外研究现状

1.2.1 脉搏信号传感器的发展

几千年来, 中医脉诊以人的手指作为感知系统, 凭借手指对脉搏信号的感觉, 对人的疾病进行诊断。这种凭借手指的感觉对脉象进行判别的方法主观性太强, 以致于有丰富实践经验的医生才能准确诊断, 且不利于客观记录和精细分析, 所以大大限制了它的应用和发展。因此, 人们开始寻求一种仪器, 希望能将脉搏信号的波形客观地记录下来, 以方便存储和分析。

在脉搏信号检测传感器研究方面, 英国人Marey^[10] 最早设计了杠杆式脉搏传感器, 并记录了桡动脉脉搏波。80年代初, 美国John H .Laub博士设计了一种指套式脉象仪, 将三个压力换能器并排套在中间三指头的手套前端, 医生戴上这种指套, 按在病人手腕部即可诊脉。1981年, 美国Honeywell公司开发出了压阻型硅压力传感器, 用于测试脉搏信号^[11], 1992年, 日本Winners Japan公司制造了一种轻便的被称为Myakutoru的圆珠笔一脉搏监测仪, 可在任何时候任何地方检测脉搏。此外, 1990年美国惠普公司生产的SONOS-1000型彩色多普勒血流显像仪, 则是脉搏血管研究的一种非常先进的仪器。该仪器利用多普勒效应原理, 能提供血流信号的二维显示和空间定位。采用的传感器是90年代末生产的线阵多通道电子扫描式探头, 由288个压电晶片128通道组成, 具有较高的轴向和侧向分辨率, 并提供较高的帧频^[12]。

国内脉搏传感器的研究, 是从上世纪五十年代开始的, 这些传感器按所用材料的区别有水银应变计式传感器^[10]、压电晶体式压力脉搏波传感器^[10]、光电式容积脉搏波传感器^[13]、压敏电阻式脉搏波传感器^[14]、拾次声式^[15]等多种脉搏传感器, 用于临床诊断和基础医学研究, 因这些传感器的原理不尽相同, 测出的脉搏信号成分亦不完全相同。这些传感器以大部分压力定标, 敏感部件为刚体, 与中医脉诊过程中靠触、压觉感知相比, 大都不能模拟中医浮、中、沉的取脉模式, 而且这些传感器普遍存在低频特性差、灵敏度不高等问题。为了解决这个问题, 近年

来,一种新型高分子材料PVDF被发现,这种材料是一种高分子聚合物,具有很好的压电特性和很好的仿生特性,由于其优良的性能被越来越多的学者应用到脉搏的测量中^[16]。

1.2.2 脉搏信号分析处理

为了研究脉搏波的波形特征与生理因素的关系,目前国内外许多研究者大多以临床实测或模型计算脉搏波形图为根据,然后分别在时域或频域中对脉搏波形进行分析处理以得到特征信息。在脉搏信号分析处理方法方面,从所查文献来看,脉搏信号的分析大致有五类,它们分别是:时域分析法、频域分析法、时频域分析法、模糊识别法、统计分析法。

1、时域分析法。时域分析法主要是通过对脉搏波幅度、脉动周期、主波与重波高度之比、切线斜率等参数进行测量,提取脉搏图曲线中一些有明确生理意义的点来作为评价脉搏波的特征点,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,故时域分析法成为最直观和应用广泛的一种方法。这个方法的优点是直观、临床医生容易接受,但在实际应用中会遇到一些难以解决的困难。如有些特征点很难准确得出,要凭经验估计,随机误差很大。此外,此方法是建立在脉搏波曲线某些点的特征上,没有把曲线所包含的全部信息利用起来。为了弥补时域分析的不足,罗志昌等人提出了一个以脉搏波波图面积变化为基础的脉搏波波形特征量K值的新的提取方法^[17]。

2、频域分析法^{[18] [19] [20] [21] [22]}。张镜人等人从频域中提取信息的特点是通过离散快速傅立叶变换,将时域的脉搏波曲线变换到频域,从脉搏波频谱中提取与人体生理病理相应的信息。黑野保三等人利用计算机对脉搏波进行了功率谱分析,认为功率谱中基波与高频谐波的比值及基波半值的宽度可能是带有脉搏特征的两要素。C.T.Lee等对脉搏波进行了频谱分析,提出了能率的新概念及计算表达式。频谱法的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。但由于此方法计算复杂,结果抽象,还难以被广大医务工作者所接受。

3、时频域分析法^{[23] [24] [25] [26]}。周霞等人利用短时傅里叶变换方法,分析了

吸毒者和正常人脉象信号的离散短时功率谱,发现吸毒者脉象信号在特定时频区域内的平均功率值一般高于正常人的值,提取了以平均功率与总平均功率的比值为特征参数,用来检测吸毒者。谢家宇等人利用连续小波变换,分析了吸毒者的脉搏信号小波变换特征。张丽琼等、吴效明等利用连续小波变换法和二进小波变换法对脉搏信号进行分析,提取了特征参数。研究表明,小波变换是处理脉象信号的有效方法。

4、模糊识别法^[27]。90年代初,上海的朱安娜等人,按模糊理论中的择近原理,将脉图数据进行类比,定出脉象的类型。

5、统计分析法^[28]。该方法是从统计学的角度对大量脉图进行分析,提取特征信息的方法。王贞洁等对1213幅脉图用计算机进行统计学处理,运用多因素分析法对平、滑、弦滑、紧等脉,用单因素分析法对浮、沉、迟、数等脉建立了各自的判别式,不同脉象符合率在90%以上。

以上方法中,时域和频域分析比较普遍,时频域分析方法并不多见。但实践中,无论是临床实测或模型计算所得的脉搏波图,都会受到传感器精度或模型参数假设条件的限制,没有得到真实脉搏波曲线的全部细微变化,使曲线中某些特征点或频率分量丢失,从而影响了在临床中的应用。

1.3 课题主要研究内容

(1) 根据仿生学原理设计了基于PVDF的脉搏信号传感器。制作了信号处理模拟电路,对从脉搏传感器输出的脉搏信号进行放大、滤波等处理,有效克服了干扰,提高了信号的采样精度。

(2) 利用小波变换提取了脉搏信号的特征值。分析了正常人脉搏信号的小波域特征,发现脉搏信号的时域特征点严格对应于其小波变换的过零点。提出的过零点检测算法,较好解决了脉搏信号时域特征点参数多,分析复杂,误差较大的问题。

(3) 对孕妇的脉搏信号,进行了小波变换过零点分析研究。利用快速Mallat算法,求取了脉搏信号的离散二进小波变换,发现了在3-5尺度上妊娠脉和正常脉二者之间具有明显的差异。对妊娠高血压综合症脉搏进行了分析,发现了妊娠高

血压异常现象。

(4) 利用VB编写了单片机与PC机通信软件。实现了脉搏数据的存贮、显示和波形的回放。

在上述的研究中，具有创新特点的工作是把小波变换过零点检测信号奇异性的方法应用到脉搏信号的特征点提取上，解决了脉搏信号时域分析信息不能准确定位的问题，为时域分析提出了一种新方法。把这种方法应用到对妊高征脉搏的分析上，发现妊高征脉搏的TW波和TWBH波明显异于正常妊娠脉，在脉搏预测妊高征方面发现了一种新方法。

第二章 脉搏信号采集系统的研制

2.1 传感器的选取

PVDF是Polyvinylidene Fluoride的缩写，其化学名称为聚偏二氟乙烯，是一种有机高分子功能材料，它是由许多单体偏二氟乙烯 $\text{CH}_2=\text{CF}_2$ 聚合而成的高分子聚合物。1969年日本学者H.Kawai发现经过高倍率拉伸和高电场下极化真空蒸发金属电极后的PVDF薄膜具有明显的压电特性，引起各国科学家的极大兴趣^[29]。经过40多年的应用和基础研究，目前PVDF的性能明显提高，成为最具潜力的聚合物压电材料，已经达到了实用化阶段。它是迄今为止发现的压电性最高的高分子材料，是一种新型的柔性有机敏感材料。与其它压电材料相比，PVDF具有压电系数大、频响宽、声阻抗易匹配、机械强度高、柔韧性好、质量轻、耐冲击、易于大面积成膜和价格低廉等优点。

PVDF压电薄膜作为一种高分子功能传感材料，它的主要特点如下^[30]：

(1) 压电常数大 ($d_{33}=20\text{pC/N}$)，变力响应灵敏度高。压电常数比石英晶体高 10 倍，压电电压输出常数 $g=174$ 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。因为换能器单位体积最大输出功率正比于机电耦合系数和能承受的最大电场强度的平方。

(3) 膜轻且柔韧，易于制备，与人体组织的阻抗耦合性好，能紧贴皮肤，使得脉搏信号通过薄膜而不失真。另外由于薄膜类似于人类皮肤，可以制作仿生触觉传感器。

(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。人体的脉搏频率非常低，约为 0.5—4Hz，一般情况下为 1Hz 左右。由于 PVDF 膜的柔性及其厚度方向伸缩振动的谐振频率很高，使得在很宽范围内有平坦的频率响应（响应范围是 0.1—107Hz）。

由于 PVDF 压电高聚物敏感材料具有优良的柔软性、压电和热释电性，它还

具有很薄、质轻、高韧度、灵敏度高、声学阻抗低、容易固定在复杂的表面、价格便宜、频带宽等特点，有很好的时间和温度稳定性。其许多特性接近人类皮肤的特性，因此我选择它作为脉搏传感器的敏感部分。

2.2 PDVF 压电薄膜传感器的设计原理

基于 PVDF 膜的压电特性和物理特性，根据中医切脉模式，我们把 PVDF 薄膜做成正方形片状，面积约为 16mm^2 ，相当于医生切脉时指腹的受力面积大小，在 PVDF 压电薄膜的两极分别蒸镀铝电极并引出导线，然后用柔性绝缘材料封装。采集脉搏时，医生把手指放在敏感片上透过敏感片感觉脉搏的波动，根据浮、中、沉模式，人为的使以控制力度，做到因人而异，克服了以往刚体换能器压力定标取浮、中、沉的不足，保证了取脉脉位与脉压的准确度和精确度。下面介绍一下其工作原理：

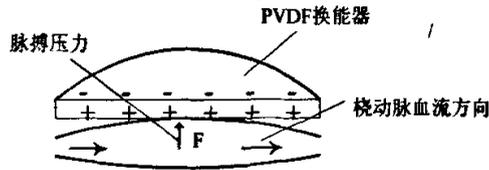


图2-1 桡动脉及换能器剖面图

如图 2-1 所示，当周期性脉搏压力作用在换能器上时，桡动脉血产生的压力周期均匀地作用在换能器上，将机械能转化为电能。压电方程^[31]为：

$$D = dF + \epsilon^T E \quad (2-1)$$

$$S = s^E F + d^T E \quad (2-2)$$

式中 $d = [d_{ij}]$, $i = 1, 2, 3$, $j = 1, 2, \dots, 6$, 是压电常数矩阵; s^E 是恒电场下的柔性常数矩阵; ϵ^T 是恒应力时的介电常数矩阵。当仅考虑 Z 方向受均匀的力时, 即 $F_3 \neq 0, E = 0$, 如图 2-2 所示:

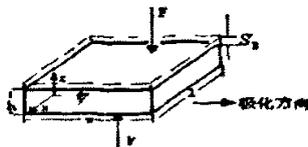


图2-2 PVDF压电薄膜压力应变示意图

式 (2-1) 可简化为:

$$D_{33} = d_{31}F_1 + d_{32}F_2 + d_{33}F_3 + d_{15}F_4 + d_{15}F_5 \quad (2-3)$$

由于 $d_{33} \gg d_{15}$, 且 $h \ll 1$, $h \ll w$, 在具体应用中, 可认为 $d_{15} = 0$, $T_i = 0$, $i=1,2,4,5$ 。式 (2-3) 可进一步表示为:

$$D_3 = d_{33}F_3 \quad (2-4)$$

同理式 (2-2) 也可简化为

$$S_3 = s_{33}^E F_3 \quad (2-5)$$

由方程 (2-4)、(2-5) 得:

$$D_3 = \frac{d_{33}}{s_{33}^E} S_3 \quad (2-6)$$

$$\text{式中 } s_{33}^E = \left(\frac{\partial S_3}{\partial F_3} \right)_E, \text{ 当 } E=0 \text{ 时, } s_{33}^E = \frac{1}{E_p} \quad (2-7)$$

式中 E_p 为 PVDF 压电材料的弹性模量。

将式 (2-7) 代入式 (2-6) 得:

$$D_3 = E_p d_{33} S_3 \quad (2-8)$$

根据高斯定律, 电场内介质的任一表面的自由电荷为:

$$Q(t) = Q(t_0) + E_p d_{33} \int_0^l \int_0^w S_3 dx dy \quad (2-9)$$

当 l 、 w 很小时, 式 (2-8) 可表示为:

$$Q(t) = Q(t_0) + E_p d_{33} S_3 lw \quad (2-10)$$

方程 (2-10) 中 $Q(t_0)$ 为介质初始贮能, 一般情况下, 认为 $Q(t_0) = 0$ 。得到

$$Q(t) = E_p d_{33} S_3 lw \quad (2-11)$$

由式 (2-11) 可知 PVDF 压电薄膜换能器的电荷输出与 S_3 成正比, 利用其结构应变特性, 可以构成应变传感器。为方便讨论表
述, 需要对式 (2-4) 进行归一化处理。因

$$Q(t) = D_3 A_3 = d_{33} F_3 A_3 \quad (2-12)$$

在整个脉搏信号检测中, 压电薄膜的面积是不变的, $A_3=1$, 换能器输出电荷与所受压力关系可表示为:

2.3.1 前置电荷放大器原理

电荷放大器实质上是一种输出电压与输入电荷量成正比的前置放大器，它是由带电容负反馈的高输入阻抗、高增益的集成运放组成。电荷放大器的作用是将压电传感器输出的高阻抗电荷信号转换为低阻抗的电压信号。

当PVDF压电薄膜传感器受力时，在两个电极表面分别聚集等量的正电荷和负电荷。^[32]从功能上看当压电薄膜作为敏感元件时，在承受沿其灵敏轴向的外力作用时，就产生电荷，是一个电荷发生器，因此可以用一个电荷源等效；从PVDF压电敏感元件的组成和几何结构来看，PVDF压电薄膜的两表面相当于一个电容的两个极板，PVDF压电薄膜相当于一只平行板电容器，因此，输出电荷理想条件下的传感模型可以用电荷源模型等效，如图2-4所示

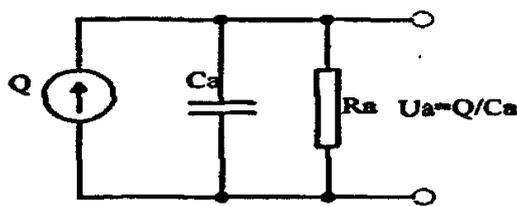


图2-4 电荷源模型等效图

将PVDF压电传感器等效为一个电荷源 Q 与一个有泄漏电阻 R_a 的电容 C_a 的并联电路。其中电容：

$$C_a = \frac{\varepsilon\varepsilon_0 A}{d} = \frac{\varepsilon\varepsilon_0 lw}{d} \quad (2-14)$$

式中： C_a —PVDF压电薄膜电容 (F)；

ε_0 —真空介电常数 ($\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} F \cdot m^{-1}$)；

ε —压电材料介电常数 ($F \cdot m^{-1}$)；

A —PVDF薄膜的面积(m^2)；

d —PVDF薄膜的厚度(m)；

l — PVDF薄膜的长度(m)；

w — PVDF薄膜的宽度(m)。

当两极板聚集异性时两极板之间所呈现电压为： $U_a = \frac{Q}{C_a}$ 。只有在负载 R_f 无穷大，内部也无漏电时，压电传感器受力所产生的电压 U 才能长期保存下来；如果负载不是无穷大，则电路就要以时间常数 $\frac{R_a R_f}{R_a + R_f} C_a$ 按指数规律放电。因此，当用压电传感器测量一个静态或频率很低的参数时，就必须要求负载电阻 R_f 有足够大的量值，以保证测量电路的时间常数 $R_f C$ 足够大，即负载电阻 R_f ，不低于 $10^9 \Omega$ 。由于PVDF压电传感器产生很小的电荷量，自身又必具有很高的绝缘电阻，因而，它要求测量电路的前级输入端也要有足够高的阻抗，以防止由于电荷泄漏而引起测量误差。

由上分析可得 PVDF 压电薄膜与电荷放大器连接的等效电路，如图 2-5 所示：

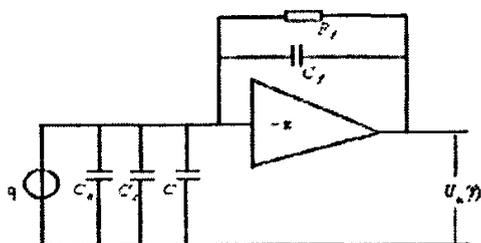


图2-5 PVDF与电荷放大器连接的等效电路

其中 C_a 为压电薄膜的等效电容， C_c 为电缆电容， C_i 是放大器的输入电容，当放大器开环增益 K 和输入电阻 R_i 、反馈电阻 R_f 相当大并视为开路时，有方程

$$U_o(t) \approx -\frac{Q}{C_f} = -\frac{d_{33} F(t)}{C_f} \quad (2-15)$$

此时电荷放大器输出电压跟脉搏压力成正比，与反馈电容成反比。所以电荷放大器的灵敏度可通过改变运算放大器负反馈电容 C_f 的方法进行调节。

2.3.2 前置电荷放大电路

前置电荷放大电路由两级运算放大电路组成，如图2-6所示，第一级由AD620精密仪用放大器组成^[33]，该运放采用了激光晶片校准工艺，为超β结构，它的最大输入失调电压为 $50 \mu V$ ，最大输入失调电压漂移为 $0.6 \mu V / ^\circ C$ ，最大输入偏置电流

没 $2.0nA$ ，在 $0.1Hz \sim 10Hz$ 范围内输入电压噪声的峰-峰值为 $0.28\mu V$ ，输入阻抗可达 $10G\Omega$ ，共模抑制比可达 $140dB$ 。因此它非常适宜应用到诸如传感器接口、心电图监测仪、精密电压电流转换等应用场合。

第二级放大电路为 OP07 为超低失调低漂移运算放大器。共模抑制比 $100dB$ ，大信号电压增益 $104dB$ ，超低噪声 $0.25\mu V_{p-p}$ ，超低失调温漂 $0.71V/C$ ，失调电压 $601V$ 。使用该电路时，无需失调调零、频率补偿和器件保护方面的外加元件，因而很适合作为微弱信号的精确放大器。

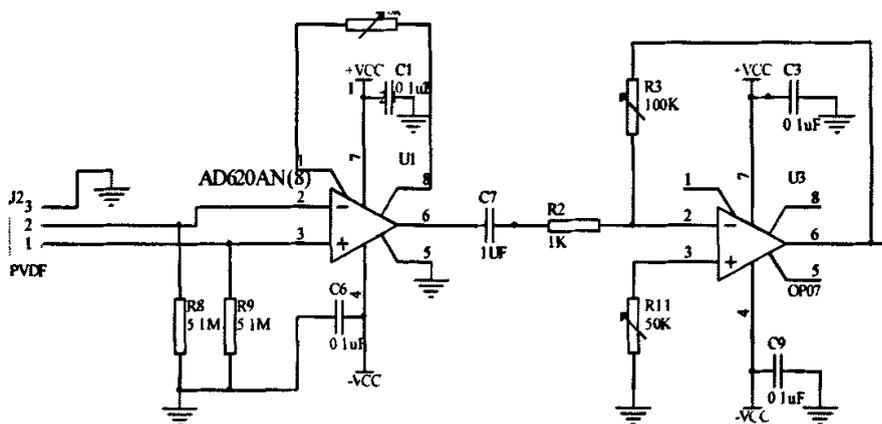


图2-6 前置电荷放大电路

2.3.2 低通滤波器

由于脉搏信号主要分布在 $0.5Hz-10Hz$ 之间。一般的电磁干扰的频率为 $100kHz-1MHz$ ，为了减少空间电磁波的干扰，为了获得不失真的脉搏信号，需要设计一个低通滤波器把高频干扰滤除。由于在脉搏信号采集过程中发现工频干扰现象很严重，故采用 $50Hz$ 的陷波电路来消除 $50Hz$ 的工频干扰。因此，滤波电路由低通滤波器和 $50Hz$ 的陷波电路组成，下面是四阶低通滤波器和陷波电路的具体设计。这里着重讲一下四阶低通滤波器的设计，其设计方法是采用两个二阶低通因子相乘得到一个四阶低通滤波器。首先分析一下二阶低通滤波器，二阶低通滤波器的传递函数为：

$$K_f(S) = \frac{K_{f_0}}{(S/\omega_n)^2 + 2\xi(S/\omega_n) + 1}$$

式中 ξ —阻尼系数 $K_{f_0} = 1 + (R_f/R)$, $\omega_n \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$

$$\xi = \frac{1}{2} \left[\sqrt{\frac{R_2 C_2}{R_1 C_1}} + \sqrt{\frac{R_1 C_2}{R_2 C_1}} - (K_{f_0} - 1) \sqrt{\frac{R_1 C_1}{R_2 C_2}} \right] \quad (2-16)$$

当传递函数的参数 ξ 、 ω_n 确定以后可按下列式子计算RC网络元件。通常选 $C_1 = C_2 = C$ 则上式简化为:

$$\omega_n = \frac{1}{C} \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2}} \quad (2-17)$$

$$\xi = \frac{1}{2} \left[\sqrt{\frac{R_2}{R_1}} + \sqrt{\frac{R_1}{R_2}} - (K_{f_0} - 1) \sqrt{\frac{R_1}{R_2}} \right] \quad (2-18)$$

得
$$R_2 = \frac{\xi}{\omega_n C} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{K_{f_0} - 2}{\xi^2}} \right] \quad (2-19)$$

$$R_1 = \frac{1}{\omega_n^2 C^2 R_2} \quad (2-20)$$

由 K_{f_0} 和对平稳电阻的要求来确定 R_f 和 R_0 , 因为 $K_{f_0} = 1 + (R_f/R)$, $R_1 + R_2 = R/R_f$ 得

$$R_f = K_{f_0} (R_1 + R_2) \text{ 和 } R_0 = R_f / (K_{f_0} - 1) \quad (2-21)$$

然后根据实际滤波器所需参数 ξ 、 ω_n 便可求得二阶低通滤波器所需的电阻和电容。对于 ξ 、 ω_n 的确定我们是通过用巴特沃斯型滤波器去逼近四阶低通滤波器来获得。

对于四阶低通滤波器

$$K_f(S) = K_{f_0} / \left(\frac{S^2}{\omega_1^2} + 2\xi_1 \frac{S}{\omega_1} + 1 \right) \left(\frac{S^2}{\omega_2^2} + 2\xi_2 \frac{S}{\omega_2} + 1 \right) \quad (2-22)$$

式 (2-21) 中二阶因子都可用二阶低通滤波器来实现, 最后把它级联就可得到四阶低通滤波器。滤波特性如截止频率和通带峰值, 取决于上式中的 ω_1 、 ω_2 和 ξ_1 、 ξ_2 , 这些值我们可以通过四阶巴特沃斯去逼近, 通过查表可得归一化值。然后把它带入 (2-19) (2-20) (2-21) 便可得到我们所需R、C值。具体电路如图 (2-7) 所示。

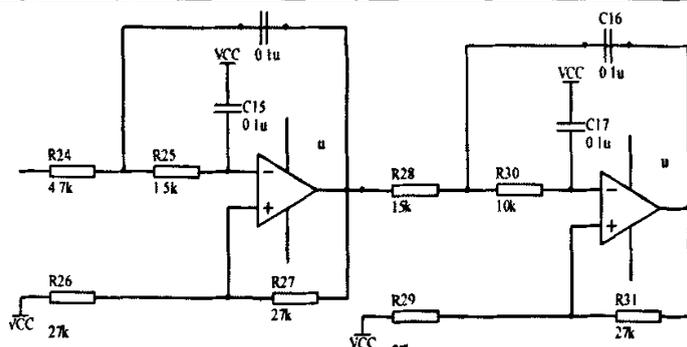
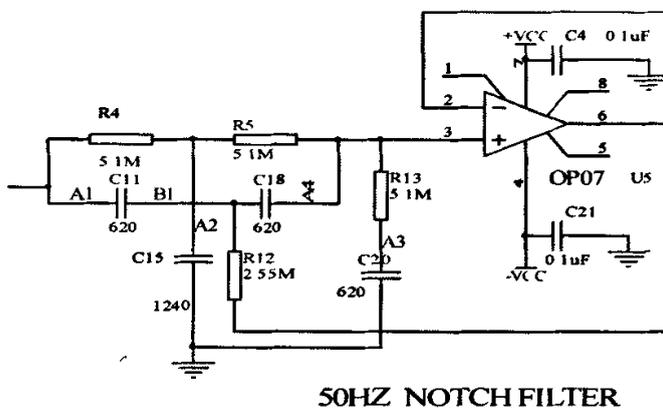


图2-7 四阶低通滤波器



50HZ NOTCH FILTER

图2-8 50Hz工频陷波器

2.4 脉搏信号的数据采集

脉搏信号的数据采集部分包括A/D转换和与上位机的通信，这部分主要是通过单片机来实现。在这里我们选用了凌阳科技股份有限公司推出的SPCE061A^[34]单片机。SPCE061A是以 $\mu'nSP^{TM}$ 16位微控制器及信号处理芯片为内核的16位单片机，其内部采用总线结构，把各功能部件模块化地集成在一个芯片上，提高了集成度，增强了芯片的可靠性和抗干扰能力，而且易于扩展。其内部结构及性能指标如下：
 16位 $\mu'nSP^{TM}$ 微控制器； 工作电压： V_{DD} 为2.6-3.6V(CPU)， V_{DDH} 为 V_{DD} -5.5V(I/O)；
 CPU时钟频率范围:0.32-49.152MHz, 32768Hz的实时时钟，16位数据总线提高了工

作速率；2K字SRAM和32K字FLASH仅占一页存储空间；具有32位可编程的多功能I/O端口；RS-232通用异步全双工串行接口，7通道10位电压模-数转换器(ADC)和单通道声音模-数转换器，2个10位数-模转换 (DAC)输出通道，两个16位可编程定时器/计数器(可自动预置初始计数值)；14个来自定时器、外部时钟输入、键唤醒等的中断源。具有低电压复位/监测和看门狗功能；指令系统提供具有较高运算速度的16位×16位的乘法运算指令和内积运算指令，为其应用增添了DSP功能。较高的处理速度，使SPCE061A具有能够非常容易地、快速地处理不太复杂的数字信号能力。

通过 PVDF 压电薄膜传感器采集脉搏数据；然后经过信号调理电路把采集到的数据进行滤波放大，转换成凌阳单片机所需要的 0-3.3V 电压信号；凌阳单片机 (SPCE061A) 通过自身集成的 8 路 A/D 转换器将采集到的脉搏数据进行 A/D 转换后，进行数字滤波预处理；SPCE061A 通过串口与上位机进行通信；上位机再利用特定的脉搏信号处理软件。

2.4.1 数据采集

本系统数据采集采用自动方式，即脉搏信号由单片机自动循环采集，采用查询方式进行编程，由主机循环查询A/D采集端口，遇到中断请求后处理该路数据，同时将采集的数据传送给PC机，这样设计程序有助于缓解主机缓存的压力并且可以充分利用CPU。采集程序流程如图2-9所示。主程序开始先对16位IOB口及A/D转换器进行初始化，开始循环采集，启动A/D转换。

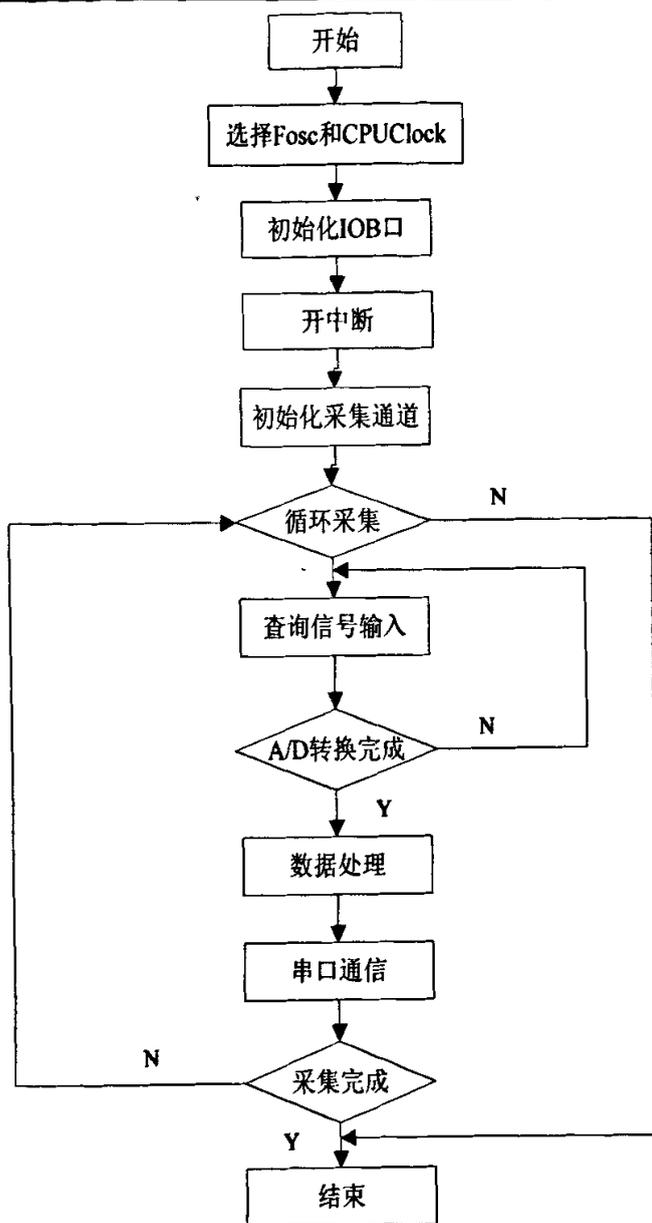
AD转换程序如下：

```
main:
R1=0xffff
[P_IOB_ATTRI]=r1      //设置IOB为输出
[P_IOB_DIR]=r1
R1=0x0000
[P_IOB_DATA]=r1;
R1=0x0005              //设置LINE_IN为IOA4
[P_ADC_MUX_Ctrl]=r1
```

```

R1=0x0081          //允许A/D转换
[P_ADC_Ctrl]=r1
.
nop
nop
.
L_AD:
r1=[P_ADC_MUX_Ctrl] //读寄存器[P_ADC_MUX_Ctrl]的B15位
Test r1, 0x8000     // 判断是否转换完毕
JZ L_AD            //否, 继续转换
r1=[P_ADC_MUX_DATA] //是, 则读出转换结果
[P_JOB_DATA]=r1;    //同时触发A/D重新转换
r1=0x0001
[P_WATCHDOG_CLEAR]=r1//清看门狗
jmp L_AD;

```



2-9 数据采集程序流程图

2.4.2 SPCE061A 的串口通信

μ 'nSPTM 单片机有两个串行接口：一个是通用串行通信接口，主要用于异步串行通信；另一个为串行外围设备接口 SIO，主要用于同步串行通信。 μ 'nSPTM 单片机的通用串行通信接口为标准全双工的通用异步接收器/发送器 UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)模块。UART 模块提供了一个全双工标准接口用于完成 SPCE061A 与外设之间的串行通讯，借助 IOB 口的特殊功能和 UART IRQ 中断可以同时完成 UART 接口的接收发送数据的过程。

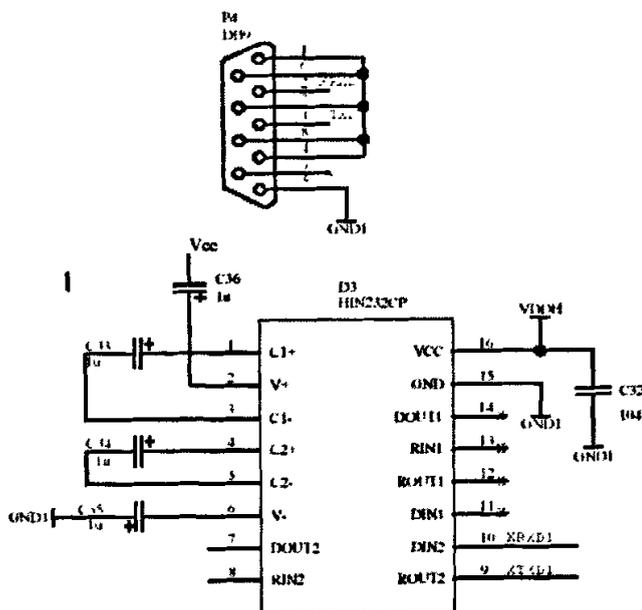


图2-10 串口通信电路原理图

图 2-10 为串口通信电路原理图。使用 UART 模块进行通讯时，首先通过拨码开关将 IOB7、IOB10 连接到 232 接口芯片分别作为串行通信的发送端和串行通信的接收端，并分别将管脚 Rx(IOB7)、Tx(IOB10)设置为输入、输出状态。设置 P_UART_BaudScalarLow (\$7024), P_UART_BaudScalarHigh(\$7025H)单元指定波特率，同时设置 P_UART_Command1(\$7021), P_UART_Command2(\$7022)单元以激活 UART 通信功能，以上设置完成后 UART 将处于激活状态。设置 P_UART_Command1 单元的第 6、7 位以激活 UART IRQ 中断，并决定中断是由

TxRDY 或 RxRDY 信号触发或由二者共同触发。设置 P_UART_Command2 单元的第 6、7 位以激活 UART Tx、Rx 管脚功能。当 μ 'nSPTM 接收或发送一个字节数据时, P_UART_Command2 (\$7022H) 单元的第 6、7 位被置为“1”且同时触发 UART IRQ。无论 UART IRQ 中断是否被激活, UART 接收/发送功能都可以由 P_UART_Command2 (\$7022H) 单元的第 6、7 位控制。在任意时刻读出 P_UART_Command2 (\$7022H) 单元将清除 UART IRQ 中断标志。

通常 UART 有两种接收数据的方式:一种是通过 UART 的 RX 信号,它来自 UART 接收器的引脚 IOB7;另一种则是通过红外通信模块的接收信号 IRRX,它来自引脚 IOB6。而 SPCE061A 的通用串行通信接口无红外通信功能,只有一种接收数据的方式:通过 UART 的 RX 信号。但是在用 UART 时,尽管 SPCE061A 没有红外通信功能,但必须对红外通信控制寄存器 P_IR_Ctrl 进行设置,将该寄存器的 b2 位 RXEN 设置为“0”,使 UARTRX 通过 IOB7 接收数据。

下列语句分别将管脚 Rx(IOB7)、Tx(IOB10)设置为输入状态、输出状态。

```
R1 = 0x8480;    //设置 IOB7 为输入 IOB10 为输出
[P_IOB_Attrib] = R1;
R1 = 0x8400;
[P_IOB_Dir] = R1;
```

波特率是指每秒传送的二进制位数,它是衡量数据传送速率的指标,发送端和接收端的波特率应相同,即发送端和接收端的数据传送速率应一致。 μ 'nSPTM 的 UART 专门有 16 位的波特率设置寄存器。

波特率低字节寄存器 P_UART_BaudScalarLow(\$7024H)一可读/写。它用于存放波特率设置的低字节,默认值为 00H。

波特率高字节寄存器 P_UART_BaudScalarHigh(\$7025H)一可读/写。它用于存放波特率设置的高字节,默认值为 01H。

UART 波特率的计算公式如下:

$$\text{波特率} = (\text{Fosc} / 2) / \text{Scale}$$

其中 Scale=(Fosc/2)/波特率(Scale 为 7024H 单元的低 8 位和 7025H 单元的低 8 位组成的十进制整数)。下面是通过设置波特率设置寄存器而实现波特率的设置的语句。

```
R1 = 0x0000;          //设置波特率为 9600bps
```

```
[P_UART_BaudScalarLow] = R1;
```

```
R1 = 0x0005;
```

```
[P_UART_BaudScalarHigh] = R1;
```

设置完成后便可通过其通信格式编程实现单片机与 PC 机之间的通信了, 具体通信编程在后续章节中再给以描述。

第三章 基于小波变换的脉搏信号处理方法研究

3.1 小波分析基本理论

小波分析方法是一种窗口大小固定但其形状可改变, 时间窗和频率窗都可改变的时频局部化分析方法。^[35]即在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率, 在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率, 所以被称为数字显微镜。正是这种特性, 使小波变换具有对信号的自适应性。

小波分析是调和分析这一数学领域半个世纪以来的工作结晶, 已经广泛地应用于信号处理、图像处理、量子场论、地震勘探、语音识别与合成、雷达、CT 成像、机械故障诊断与监控等科技领域^{[36] [37] [38] [39]}。原则上讲, 传统上使用傅里叶分析的地方都可以用小波分析对其进行分析, 小波分析优于傅氏分析的方面在于它在时域和频域同时具有良好的局部化性质。

设 $\psi(t) \in L^2(R)$ 在平方可积的实数空间(能量有限的信号空间)。其傅里叶变换为 $\hat{\Psi}(\omega)$ 。当 $\hat{\Psi}(\omega)$ 满足允许条件:

$$C_{\psi} = \int_{\mathbb{R}} \frac{|\hat{\Psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (3-1)$$

时, 我们称 $\Psi(t)$ 为一个基本小波或母小波。将母函数 $\Psi(t)$ 经过伸缩和平移后, 可以得到一个小波序列。

对于连续的情况, 小波序列为

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a, b \in \mathbb{R}; a \neq 0 \quad (3-2)$$

其中 a 为伸缩因子, b 为平移因子。

对于离散的情况, 小波序列为

$$\Psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \Psi(2^{-j}t - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (3-3)$$

对于任意的函数 $f(t) \in L^2(R)$, 其连续小波变换为

$$W_f(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle = |a|^{-1/2} \int f(t) \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (3-4)$$

其逆变换为

$$f(t) = \frac{1}{C_\Psi} \int_{\mathbb{R}} \int_{\mathbb{R}} \frac{1}{a^2} W_f(a,b) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) da db \quad (3-5)$$

上式也称小波变换的重构公式。

3.2 脉搏信号小波分析消噪方法及实现

脉搏信号包含着丰富的人体生理病理信息，该信号的纯净与否，将直接影响到脉搏信号分析的结果，因此信号分析前的滤波是至关重要的。在实际的脉搏信号检测中，人体抖动干扰带来的噪声用硬件滤波比较困难，这就要求我们寻求一种有效的算法进行软件滤波。付氏变换域滤波由于其固有的局限性，用于这类生物电产生的非平稳信号滤波时往往容易损失由脉冲前沿携带的重要信息，而近年来小波分析逐渐成为信号处理中的一种重要手段，它可将信号中各种不同的频率成分分解到互不重叠的频带上，为信号滤波、信噪分离和特征值提取提供了有效途径。

3.2.1 小波变换模极大值法去噪原理

在脉搏信号的采集过程中混入了随机噪音，由于随机噪音的频谱很不规则，与有效信号的频谱差别不大，所以可以利用随机噪音的奇异性加以滤波。信号的奇异点就是指信号中的突变点，Lip 指数是表征信号局部奇异点特征的一种量度，它的定义如下：设有正整数 $n, n \leq \alpha \leq n+1$ ，如果存在正整数 $A > 0$ 及 n 次多项式 $P_n(x)$ ，使得

$$|f(x) - P_n(x - x_0)| \leq A|x - x_0|^\alpha$$

对于 $x \in (x_0 - \delta, x_0 + \delta)$ 成立，则称 $f(x)$ 在 x_0 点是 Lip_α 的。

函数在某一点的 Lip 指数表征了该点的奇异性大小。 α 越大，该点的光滑度越高， α 越小，该点的奇异性越大。函数在某一点可导，它的 $\alpha \geq 1$ ；函数在某点不连续但其值有限，则 $0 \leq \alpha \leq 1$ 。对一般信号而言，它的 $\alpha \geq 0$ ；脉冲信号的 $\alpha = -1$ ；

白噪声的 $\alpha < 0 (\alpha = -\frac{1}{2} - \epsilon, \epsilon > 0)$ 。

在尺度 s 下, 若 $\forall x \in \delta_{x_0}$, 有

$$|Wf(s, x)| \leq |Wf(s, x_0)| \quad (3-6)$$

则称 x_0 为小波变换在尺度 s 下的局部模极大值点。信号 $f(x)$ 的 Lip 指数与小波变换模极大值满足

$$\log_2 |W_{2^j} f(t)| \leq \log_2 k + j\alpha \quad (3-7)$$

由 (3-6) 式可知, 对于一般信号, 由于 $\alpha \geq 0$, 小波变换的模极大值将随着 j 的增大而增大; 而对于白噪声, 由于 $\alpha < 0$ 时, 其模极大值随着 j 的增大而减小。因此, 观察不同尺度间小波变换模极大值变化的规律, 去除幅度随尺度的增加而减小的点(对应噪声的极值点), 保留幅度随尺度增加而增大的点(对应于有用信号的极值点), 然后再由保留的模极大值点用交替投影法进行重建, 即可以达到去噪的目的。

3.2.2 小波变换模极大值法去噪方法的实现与结果

根据以上原理, 我们用二进制小波变换模极大法来对脉搏信号进行滤波。具体方法如下: 1、取 $J=5$, 应用式 (3-6) 对提取的脉搏信号进行分解; 2、找到各个尺度上的模极大值; 3、利用公式 $T_0 = \frac{\log_2(1+2\sqrt{N})}{J+2}$ 设定门限值将 2^j 尺度上幅度低于 T_0 的模极大值点去掉。其中 N 为预设噪声功率, 这样, 保留下来的极大值点主要由信号控制; 4、对于尺度 2^j 上的每个模极大值点 x_0 , 我们利用下述算法向上搜索其对应的极大值线, 即寻找 x_0 对应的传播点, 并将尺度 2^j , $j < J$ 上不在任一极大值线的极值点去掉, 具体方法如下:

① 设尺度 2^j 上 x_0 前后的极值点为 x_1 和 x_2 , x_1 对对应的传播点为 x' 则 x_0 对应的传播点将在区间 (x'_1, x_2) 之间搜索。② $\forall x'_0 \in (x'_1, x_2)$ 若对 $x'_0 = x_0$ 且 $W_{2^j} f(x'_0)$ 与 $W_{2^j} f(x_0)$ 具有相同的符号则 x'_0 为 x_0 的传播点, 若不存在这样的点, 则以 x_0 为界向左和向右分别搜索, 在 (x'_1, x_2) 上同符号的点中如果满足

$|W_{2^j}f(x'_0)| - |W_{2^j}f(x_0)| \leq |W_{2^j}f(x_j)| - |W_{2^j}f(x_0)|$ 且 $x_j \in (x'_1, x_2)$, 那么 x'_0 为 x_0 的传播点, 并记 $\text{sign}=0$; ③ 设 x'_0 为 x_0 的传播点, 若 x'_0 处的幅度为 x_0 的两倍, 那么 x'_0 和 x_0 , 将作为噪声的极值点去掉, 否则作为一个点对 (x_0, x'_0) 保留, 若 $\text{sign}=0$, 则在尺度 2^j , $j < J-1$ 上的极值点将在区间 (x'_1, x_0) 之间搜索, 重复以上过程, 直到尺度 2^2 。④ 在保留的点中, 如果存在 $(x_1, x'_1), (x_2, x'_2) \dots$, 那么 $(x_1, x'_1 \dots x'_1)$ 将作为信号极大值线的点被保留下来, 不满足以上条件的点将被去掉。5、利用交替投影算法, 用保留的模极大值重建信号。滤波前后脉搏信号波形如图(3-1),(3-2)所示, 从图中可以看出, 模极大值滤波法对信号噪声的滤除效果是非常明显而有效的。

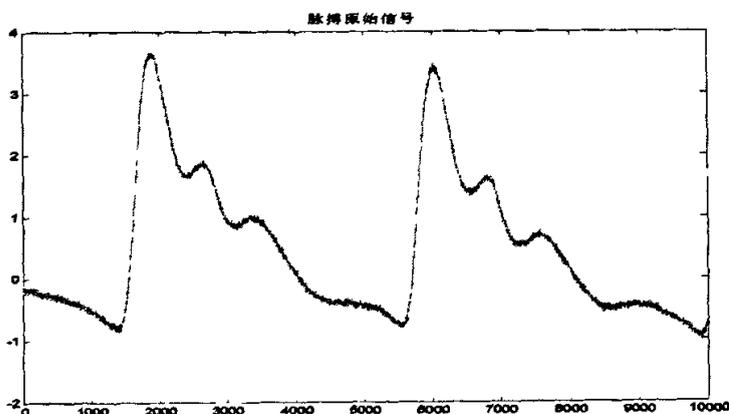


图3-1 滤波前的脉搏信号

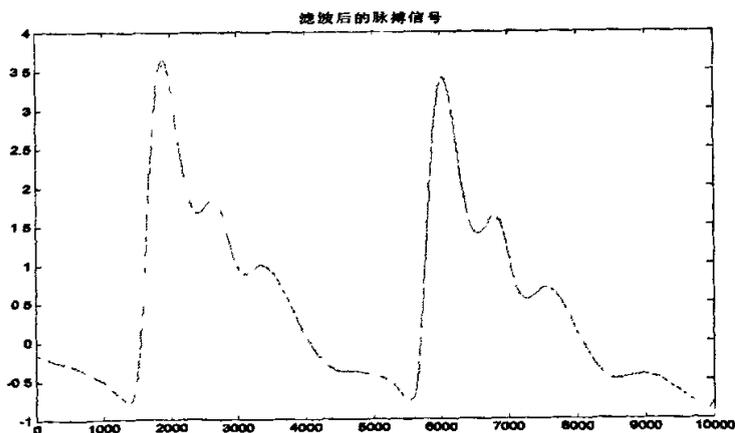


图3-2 滤波后的脉搏信号

3.3 小波变换提取脉搏信号特征值

对采集到的脉搏信号很难依据原始数据来解释人体的生理及病理状况，必须提取它的特征参数，以方便对脉象进行分类、识别。小波变换能进行时频结合，其多尺度分析特性，具有良好的局部分析能力，能通过多尺度边沿上的综合特性来观察信号的突变特征。另外，小波变换还能在强干扰背景下对信号进行检测分析。因此，小波变换已经成为广泛应用的信号特征提取工具。本文把它应用于脉搏信号特征提取是一个新的尝试，研究表明，该方法提取的特征参数精度高，稳定性好，计算简单。

3.3.1 正常人桡动脉波的特征点

正常桡动脉波的波形如图 3-3 所示，在时域波段特征^[40]上可分为一个点，两个角，五个波，即 U 点、U 角、P 角、PW 波、TWBH 波，TW 波、DN 波、DW 波。U 点(UP Stroke 始射点)是整个脉象图的最低点，反映心脏舒张末期血管内的压力和容积。代表心室快速射血，血液流入动脉的开始点，故亦称“流入点”。U 角(流入角、上升角、主波升支角)为主波升支与基线之间所形成的夹角，是反应血管弹性和血液粘性的指标。动脉硬化时，角度显著变小，血液粘滞度大时，角度也显著变小。U 角的大小与主波幅大小成正比。P 角为上升支与下降支之间所形成的夹角。主要反映血管弹性和血流状况，当血管弹性减退，血液粘滞度增大时，角度增大。PW 波(Percussion Wave 主波)是脉象图的主体波幅，是基线到主波峰顶的一条上升曲线，顶点为脉象图的最高峰，反应动脉内压力与容积的最大值，构成主波的上升支反映心室快速射血，动脉压迅速上升，管壁突然扩张。上升速度可用主波幅高与流入时间(U 到 P 的时间)的比值(上升支斜率)表示。上升速度受心输出量、心室射血速度、动脉阻力和管壁弹性的影响。TWBH(潮波前谷)波是主动脉扩张降压所形成。TW 波(Tidal Wave 潮波)反映左心室停止射血，动脉扩张、降压，动脉内血液流动逆向反射波，可受外周血管阻力、血管弹性及降支速度等变化程度的影响。DN 波(降中峡、降中波 Valley)是主波降支与重搏波升支构成的波形向下的切迹波，表示主动脉静压排空时间，为心脏收缩与舒张的分界点，受外

周血管阻力和降支下降速度的影响。DW波(Dicrotic Wave 重搏波)是主动脉瓣在心室舒张早期突然关闭,血液倒流撞击在主动脉瓣上,并弹回血流,使主动脉压再次稍有上升,血管又轻微扩张所形成的主动脉弹性回缩波,受血管弹性与主动脉关闭状态的影响较大,反应血管弹性与血液流动状态。从上升支起点U开始到重搏波切迹DN(即为LVET),是主动脉瓣开放到关闭所经历的时间,它是收缩时间间期测量的重要依据。U点到U'的时间间隔称为一个脉搏周期。图3-3所示波形在脉搏信号采集时,出现了基线漂移现象,在时域脉象图分析时,这种现象对测量结果影响较大,但用小波变换分析时,不会影响分析结果。

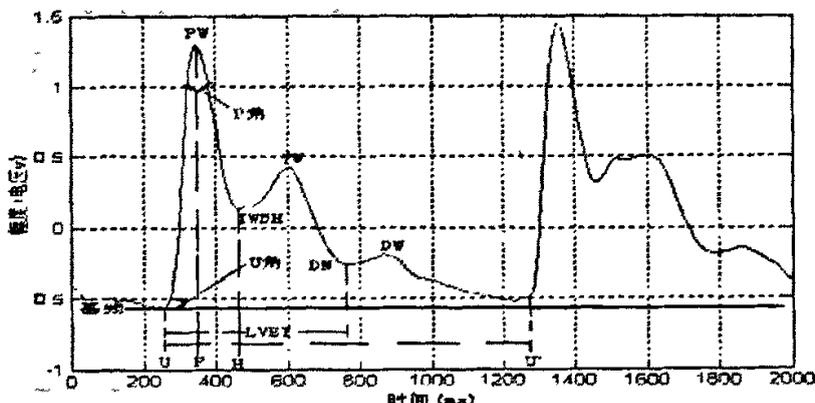


图3-3 正常桡动脉时域图

3.3.2 小波变换的过零点表征与信号奇异性的关系

由上节的分析可知脉搏时域特征参数很好的反应了脉搏所携带的各种生理病理信息,准确定位特征点位置和各个角和波的变化快慢将是分析脉搏信息的关键所在。长期以来,傅里叶变换是研究函数奇异性的主要工具,其方法是研究函数在傅里叶变换域的衰减以推断函数是否有奇异性及奇异性的。但傅里叶变换缺乏空间局部性,它只能确定一个函数奇异性的整体性质,而难以确定奇异点在空间的位置及分布情况。而我们知道,小波变换具有空间局部化性质,因此,我们可以用小波变换来分析脉搏信号的奇异性及奇异性位置和奇异度的大小。下面我先把有关表征奇异性的概念介绍一下;

一、李普西兹指数 (Lipschitz)

设 n 是一非负整数, $n < \alpha \leq n+1$, 如果存在着两个常数 A 和 $h_0 (> 0)$, 及 n 次多项式 $P_n(h)$, 使得对任意的 $h \leq h_0$, 均有

$$|f(x_0 + h) - P_n(h)| \leq A|h|^\alpha \quad (3-8)$$

则说 $f(x)$ 在点 x_0 为 Lipschitz α 。如果上式对所有 $x_0 \in (a, b)$, 并且 $x_0 + h \in (a, b)$, 称 $f(x)$ 在 (a, b) 上是一致 Lipschitz α 。

显然, $f(x)$ 在 x_0 点的 Lipschitz α 描绘了函数在该点的正则性, 称为 $f(x)$ 在 x_0 点是 Lipschitz α 。Lipschitz α 指数越大, 函数越光滑; 函数在一点连续、可微, 则在该点的 Lipschitz α 指数为 1。在一点可导, 而导数有界但不连续时, Lipschitz α 指数仍为 1; 如果 $f(x)$ 在 x_0 的 Lipschitz $\alpha < 1$, 则称函数在 x_0 点是奇异的。一个在 x_0 点不连续但有界的函数, 该点的 Lipschitz α 指数为 0。在利用小波分析函数的局部奇异性时, 小波系数取决于 $f(x)$ 在 x_0 点的领域内的特性及小波变换所选取的尺度。在小波变换中, 局部奇异性可定义如下:

设 $f(x) \in L^2(R)$, 若 $f(x)$ 对 $\forall x \in \delta x_0$, 小波 $\Psi(x)$ 满足实且连续可微, 并具有 n 阶消失矩 (n 为正整数), 有

$$|Wf(s, x)| \leq Ks^\alpha \quad K \text{ 为常数} \quad (3-9)$$

$$\text{或 } \log_2 |W_{\nu} f(x)| \leq \log_2 K + j\alpha \quad (3-10)$$

则称 α 为 x_0 的奇异性指数 (也称 Lipschitz 指数)。

对 $\forall x \in \delta x_0$, 有 $|Wf(s, x)| \leq |Wf(x, x_0)|$, 则称 x_0 为小波变换在尺度 s 下的局部极值点。

二、过零点表征的概念^{[41][42]}。

若存在 $\varepsilon > 0$, $f(x) \in L^2(R)$ 在区间 $[x_0 - \varepsilon, x_0]$ 严格正 (负), 而在区间 $[x_0, x_0 + \varepsilon]$ 严格正 (负) 时, 称函数 $f(x)$ 在 x_0 点有一个过零点。若小波函数是一个光滑函数 $\theta(t)$ 的二阶导数, 小波变换的过零点就表示了信号突变点的位置。

设 $\theta(t)$ 是某一起平滑作用的低通平滑函数 (滤波器), 且满足条件

$$\int_{-\infty}^{\infty} \theta(t) dt = 1 \quad \lim_{|\mu| \rightarrow \infty} \theta(t) = 0 \quad (3-10)$$

为方便起见,取 $\theta(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp(-\frac{t^2}{2\sigma^2})$, 其中 σ 是反映滤波器频带宽度的因子,

σ 越大平滑性越好, σ 越小定位精度越高。

假定 $\theta(t)$ 是二次可导的, 其一、二阶导数分别为

$$\psi^{(1)}(t) = \frac{d\theta(t)}{dt} \quad \psi^{(2)}(t) = \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} \quad (3-11)$$

且满足小波的可容许性条件:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi^{(1)}(t) dt = 0 \quad \int_{-\infty}^{\infty} \psi^{(2)}(t) dt = 0$$

以它们为小波母函数, 函数 $f(t)$ 在尺度为 a , 时间为 t 的卷积型小波变换可定义为

$$W_a^{(1)} f(t) = f(t) * \psi_a^{(1)}(t) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \psi^{(1)}(\frac{t-\tau}{a}) d\tau = a \frac{d}{dt} (f * \theta_a)(t) \quad (3-12)$$

$$W_a^{(2)} f(t) = f(t) * \psi_a^{(2)}(t) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \psi^{(2)}(\frac{t-\tau}{a}) d\tau = a^2 \frac{d^2}{dt^2} (f * \theta_a)(t) \quad (3-13)$$

由式 (3-13) 可看出, 当小波函数可看作某一平滑函数的二阶导数时, 信号小波变换模的过零点对应于信号的突变点, 实际上, 当 $\theta(t)$ 为高斯函数时, 过零点检测就等效于 Marr-Hildreth^[43] 边缘检测。

三、脉搏信号小波变换的过零点特性

在计算机视觉和图像处理中, 常用信号小波变换的奇异性检测边缘特征, 但是在通常情况下, 信号在某一变化剧烈处不一定是奇异的。解决这一问题的办法是采用低通平滑函数对信号作不同频带的滤波, 然后提取滤波后信号一阶导数模极大值和二阶导数过零点提取图像的边缘特征。

设 $f(t)$ 为滤波前的信号, 经过方差为 σ^2 的高斯函数滤波后输出为:

$$y(t, \sigma) = f(t) * g(t, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int f(\tau) \exp(-\frac{(t-\tau)^2}{2\sigma^2}) d\tau \quad (3-15)$$

其中 $g(t, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp(-\frac{t^2}{2\sigma^2})$

可以证明, 在检测信号小波变换奇异性时, 高斯函数是最佳滤波器^[44]。它有如下特性: 一是高斯函数在时域、频域都有很好的局部特性, 即 $g(t, \sigma)$ 中心位置与 σ

无关, 改变尺度时检测的边缘位置基本不变。二是随着 σ 减小, 卷积后输出的二阶导数可出现新的过零点, 且旧的过零点不消失。根据 Witkin 描述^[45], 我们分析脉搏信号的“指纹图”(如图 3-4 所示) 来进一步研究过零点的特性规律。



3-4 脉搏信号指纹图

图 3-4 所示是脉搏信号的小波变换过零点图及其滤波后输出信号的二阶导数 $y^{(2)}(t, \sigma) = 0$ 在 $t - \sigma$ 平面的图形, 图中所示“指纹”表示 $y^{(2)}(t, \sigma)$ 的转折点随着 σ 的变化而出现或消失的情况。从式(3-13)可以看出, 当小波函数为脉搏信号经过低通平滑滤波器后输出的二阶导数时, 小波变换模的过零点对应于信号的突变点, 表现在“指纹图上:

1、 $\sigma = 0$ 时, $y^{(2)}(t, 0) = 0$ 就是原始信号 $f(t)$ 的拐点。

2、随着 σ 的变大, $g(t, \sigma)$ 的低通平滑范围加宽, $y^{(2)}(t, \sigma)$ 的零点只会减少不会增加。

3、图形的细节有两种模式, 一是曲线段; 一是成对结合成开口向下的弓形, 且弓形的顶点正好是 $\frac{d^{(2)}y(t, \sigma)}{dt^3} = 0$ 处。

从以上分析可知, 指纹图给出原始信号的一种新的结构描述。它反映信号中隐含的嵌套结构, 嵌套范围大的弓形反映原始信号中大尺度范围表现的特征, 如脉搏信号中心心脏功能的反映。如果过某一尺度 σ_0 引水平线, 它与 $y^{(2)}(t, \sigma) = 0$ 曲线族的交点给出原始信号在尺度 σ_0 下的概貌描述, 也就是说, 在多尺度下跟踪高斯滤波器输出的某些奇异点随尺度的变化能表现信号的某些隐含信息。

四、小波变换多尺度过零点表征的完全性和稳定性

Logan^[46]证明, 在非常严格的条件限制下, 带通信号 $f(t)$ 可以用它的过零点序列 $\{z_0, z_1, \dots, z_n\} | f(t_i) = 0, i = 0, 1, \dots, n\}$ 唯一表示。但是, 从过零点完全恢复带通信号

$f_{[\alpha, \beta]}(t)$ 是不稳定的, 为了使过零点表征成为信号完全稳定的表示, Mallat 在小波变换过零点表征中, 用到了两个相邻过零点之间的积分值。用 (z_{n-1}, z_n) 表示二进制小波变换 $W_{2^j} f(t)$ 中一对相邻的过零点, 积分值为

$$e_n = \int_{z_{n-1}}^{z_n} W_{2^j}^{(2)} f(t) dt \quad (3-16)$$

由式 (3-13) 可知, z_{n-1}, z_n 对应于 $\frac{d}{dt}(f * \theta_{2^j})(t)$ 的两个相邻极值

$$e_n = 2^j \left(\frac{d}{dt}(f * \theta_{2^j})(z_n) - \frac{d}{dt}(f * \theta_{2^j})(z_{n-1}) \right) \quad (3-17)$$

给出了位于 z_{n-1} 和 z_n 的两个边缘之间结构的内容。

对于二进小波 $W_{2^j} f(t)$, 过零点位置 $(z_n), n \in \mathbb{Z}$ 及积分值 $(e_n), n \in \mathbb{Z}$ 可用一个分段连续函数 $Z_{2^j} f(t)$ 表示:

$$Z_{2^j} f(t) = \frac{e_n}{z_n - z_{n-1}}, t \in [z_{n-1}, z_n] \quad (3-18)$$

$Z_{2^j} f(t)$ 称为过零点表征函数。可以证明, $Z_{2^j} f(t) \in L^2(\mathbb{R})$, 从过零点表征函数序列 $\{Z_{2^j} f(t) | j \in \mathbb{Z}\}$ 可以几乎不失真地、稳定地重建信号 $f(t)$ 。推广到任意小波则有

$$Z_a f(t) = \frac{e_n}{z_n - z_{n-1}} \quad (3-19)$$

$Z_a f(t)$ 称为 $[z_{n-1}, z_n]$ 间的过零点特征值。

3.3.3 利用小波变换的过零点检测脉搏信号特征点

下面我们用小波变换系数模的过零点的方法检测脉搏信号的特征点。设 $C_i = \{W_j | W_j = W_{2^j} f(t), i = 1, 2, \dots, N\}$ 为脉搏信号的小波变换系数序列, 搜索 C_i , 如果 $W_i > 0, W_{i+1} > 0$, 当系数 $W_{i+j} < 0$ ($j = 0, 1, \dots, N$) 时, 在第 i 和第 $i+j$ 点之间必有一个正的模极大值点, 且第 $i+j$ 是一个过零点; 相反则有一个负的模极大值, 如果 $W_i = 0$, 则第 i 是过零点。

下面我们给出利用脉搏信号小波变换的奇异特性来检测其特征点的具体方

法, 选取桡动脉波为二个脉搏周期, 为了避免小波变换后时延, 我们选择了具有很好正则性的正交样条小波 bior1.5。图 3-5 所示为正常人左关部沉取时桡动脉波和它的尺度为 $j=1,2,3,4,5$ 的二进制小波变换。从图中我们可以看出, 时域脉搏信号波形的特征点与小波变换的过零点有严格的对应关系, 因此, 我们可以通过检测脉搏的二进制小波变换的过零点来检测脉搏信号的特征。

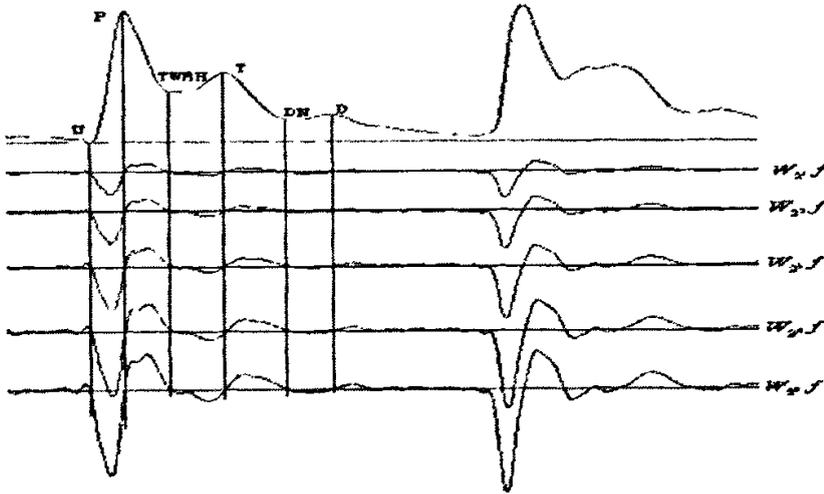


图3-5 正常人桡动脉波及其二进制小波变换

由于函数 $f * \theta_a(t)$ 的拐点既对应于它的一阶导数模的极大值点, 又对应于极小值点, 而 $|W_a^{(1)} f(t)|$ 的极大值点 (t_0, t_2) 是对应于信号快变化点的位置, 而 $|W_a^{(1)} f(t)|$ 极小值点 (t_1) 对应变化最慢的点位置, 所以单凭检测二阶导数的过零点, 很难区分是信号的突变点还是缓变点, 此外, 过零点只给出拐点的位置信息却不能给变化点变化的快慢信息, 而对极大值来说, 可以很容易确定该点一定对应信号的快变化点, 通过记录模极大值点在各个尺度上的取值, 还也以推测出拐点处的导数值, 从而得到信号变化快慢的信息。

鉴于此, 在检测 U 角和 P 角时, 用模极大值检测, 通过计算信号的李氏指数 α 和平滑因子 σ 来研究信号变化快慢。计算方法如下:

由式 (3-9) 得

$$\log_2 |W_{2^j} f(t)| \leq \log_2 K + j + (\alpha - 1) \log_2 a_0 \quad (3-20)$$

因为 K 为常数, 显然突变点主要受尺度 j 、李氏指数、高斯平滑函数方差的影

响。

下面根据小波模极大值随尺度的变化来估计和计算李氏指数 α 和平滑因子 σ 。如果在能够检测所有尺度 a 上的模极大值, 这些模极大值的位置在尺度-时间相平面 (a, t) 上, 将形成一条平滑曲线。对于二进制小波变换, 如果两个相邻尺度 $(2^j$ 和 $2^{j+1})$ 的模极大值属于尺度-时间相平面的同一条极大值线, 我们可以认为下一尺度上的模极大值是由上一尺度上的模极大值传递下来的。一般情况下, 我们可以使用简单的 adhoc 算法, 通过观察任一尺度的极值点的位置和取值, 可估计出任何极值点在下一尺度的对应极值点。即如果在 2^j 上有一个具有较大幅度的模极大值, 并且它的位置接近与在 2^{j+1} 尺度上具有相同符号的模极大值的位置, 我们就可判定这个两个极值点对应于同一突变点的。虽然这种算法不够精确 (为了找出不同尺度上模极大值的精确对应关系, 必须在更密的尺度序列上计算小波变换), 但只通过二进尺度上的小波变换极大值就可求得突变点的李氏指数及平滑因子, 可以大大节约计算量。具体算法为:

设在 $j=1, 2, 3$ 三个尺度上找到三个确实对应的小波变换峰值 a_1, a_2, a_3 , 对式 (3-20) 取等号, 将 a_1, a_2, a_3 代入。有

$$\log_2 |a_1| = \log_2 K + 1 + \frac{(\alpha-1)}{2} \log_2 (4 + \sigma^2) \quad (3-21)$$

$$\log_2 |a_2| = \log_2 K + 2 + \frac{(\alpha-1)}{2} \log_2 (16 + \sigma^2) \quad (3-22)$$

$$\log_2 |a_3| = \log_2 K + 3 + \frac{(\alpha-1)}{2} \log_2 (64 + \sigma^2) \quad (3-23)$$

联合解方程 (3-21)、(3-22)、(3-23) 便可求出 K, σ, α 。如果这样求得的结果不够稳健, 则取更多尺度 $j=1, 2, 3 \dots J$, 找到小波变换在各尺度中对应的极大值 a_j , 式 (3-20) 对每个极大值取等号, 再用非线性最小二乘法求解, 即求式 (3-24) 中 $E(a, j)$ 最小时, 对上述三个方程求解。

$$E(a, j) = \sum_j^j (\log_2 |a_j| - \log K - j - \frac{\alpha-1}{2} \log_2 (2^{2j} + \sigma^2))^2 \quad (3-24)$$

其中 K 的值给出了突变点的幅度。

在实际计算中, 可通过以下算法, 简单估计出李氏指数。

假设信号 $f(t)$ 在 t_0 处突变, 其奇异度指标为 α 。假设采用对称的二进制小波, 其小波变换 $|W_{2^j} f(t)|$ 在 t_0 处取极大值, 且在不同尺度层时它都在 t_0 处取得极大值; 检索并保留突变点 t_0 处不同层的小波变换模极大值, 由式 (3-9) 得:

$$|W_{2^j} f(t_0)| = \beta_j = K(2^j)^\alpha \quad (3-25)$$

$$|W_{2^{j+1}} f(t_0)| = \beta_{j+1} = K(2^{j+1})^\alpha \quad (3-26)$$

对上面两个式子取对数, 有

$$\log_2 \beta_j = \log_2 K - j\alpha,$$

$$\log_2 \beta_{j+1} = \log_2 K - (j+1)\alpha,$$

消去 $\log_2 K$ 得:

$$\alpha \approx \log_2 \beta_j - \log_2 \beta_{j+1} \quad (3-27)$$

在小波变换系数中检测出 U 点和 P 点对应的点 L_u, L_p , 取尺度 $j=3$, 由式 (3-27); 首先估算出 α_u, α_p , 再检测 L_u, L_p 点对应的幅值 K_u, K_p , 将 α, K 代入式 (3-24) 可以估算出平滑因子 σ_u, σ_p , 得出 U 角和 P 角的变化快慢。

如图 3-5 所示, 测试到的正常人脉搏信号的特征点严格对应于其小波变换的过零点, 通过检测小波变换的过零点可准确推算出其对应的时域特征点。我们采集 30 例年龄在 20-25 之间健康男生的脉搏信号, 以 U 点为参考点, 其他点到 U 点的位置称为其相对位置, 检测其特征点位置, 由于数据量较大, 我们取其均值和方差, 如表 3-1 所示:

	U-P	U-TWBH	U-T	U-DN	U-D	U-U'
均值	89.145	195.936	330.573	531.610	602.541	957.256
方差	1.0e-1*					
	0.511	0.284	0.350	0.008	0.014	0.780

表3-1 正常人脉搏特征点相对位置的均值和方差

估算 U 角和 P 角的李氏指数 α 和平滑因子 σ 在小波变换系数中检测出 U 点和 P 点对应的点 L_u, L_p , 取尺度 $j=3$, 首先估算出 α_u, α_p , 再检测 L_u, L_p 点对应的幅值 K_u, K_p , 将 α, K 代入式 (3-23) 可以估算出平滑因子 σ_u, σ_p , 如表 3-2 所示:

	U角 α	P角 α	U角 σ	P角 σ	K
均值	7.510	13.524	2.524	2.523	0.228
方差	1.0e-003*				
	0.356	0.054	0.695	0.694	0.360

表3-2 U角和P角特征参数

由上面的数据可知，健康人的脉象相差不大，所以其特征点特征参数相对集中，如果脉象有变化则其特征点的相对位置也将会发生变化，通过过零点表征可以准确测定其变化。

第四章 基于小波变换的妊娠脉象分析

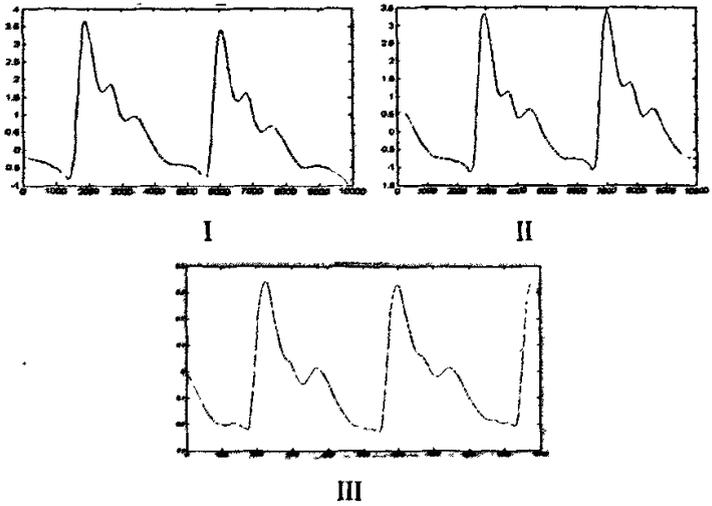
4.1 分析妊娠脉象的意义

传统中医有一种说法，妊娠须四明：月事，明者方知，知识之审计署用，首在明。明而后生智。妊娠之于妇女，如季节而和生长，土地而育万物。人当明季之象，地之状，方足以播种而育生长。妊娠之妇，首当自明脉象与安身，方可善养“胎儿”。一明：月经不行，已达三明，尺脉触之不止，多乃怀胎。二明：怀胎已达六到七月，右侧寸、关、尺脉，脉象深沉，迟慢，以防堕胎。三明：怀胎八月，当左侧寸脉拘紧，右侧尺脉搏出现深沉，切勿惊恐，劳损，如不慎，则易伤胎。四明：怀胎已达十月，勿急、勿躁，因脉乱于足月者，多为吉祥之兆。中医通过脉象来掌握妊娠期其生理变化，以达到的养胎的目的。

西医认为妊娠期，为了适应胎儿生长发育的需要，在胎盘产生的多种激素的参与下，孕妇体内各器官和各系统均发生变化，其体内气血也会随之变化^{[47][48][49]}。而这些变化将会通过脉象的动态变化及时的反应出来，因此了解这些变化就可以及时识别孕妇的异常征象，为诊断治疗提供重要依据。

4.2 妊娠脉搏特征点的过零点表征

为了分析妊娠脉搏所携带的各种生理病理信息，我们采取取多个样本进行统计分析的方法进行研究。随机选取 45 例妊娠期妇女：其中 20 例临产者，20 例孕周在 $20^{+3}w-36^{+1}w$ 之间，另有 5 例妊娠高血压综合症者；孕妇平均年龄 27 岁，其中最大 35 岁，最小 22 岁，平均孕周为 $34^{+3}w$ 。脉搏采集时选取左关部沉取时桡动脉波，波长为二个脉搏周期，所得脉搏时域图如 I II III 所示：



I II III 分别为临产者、非临产者和妊高征者妊娠脉桡动脉时域图，下面对临产者、非临产者的 40 例妊娠脉进行过零点小波变换求其特征参数。

对所取的妊娠脉搏用小波变换过零点表征进行分析，小波选择正交样条小波 bior1.5，尺度为 $j=1,2,3,4$ 的二进制小波变换。

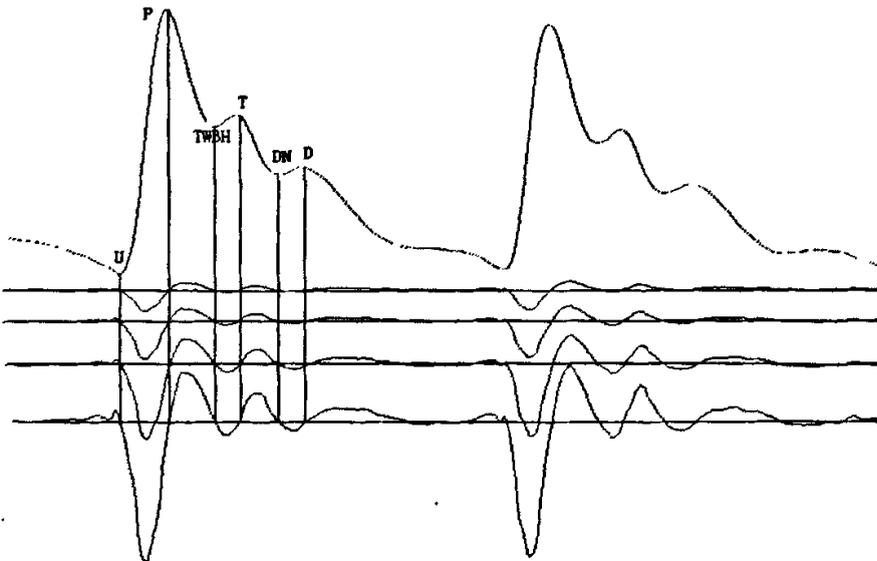


图4-1 妊娠脉搏及其二进制小波变换

从图 I II III 中看到各组脉搏并非是严格两个周期，但这并不影响对数据的分析，因为我们所取的是相对距离。由于数据量较大，我们采用在 4 尺度下的所得参数取均值和方差对妊娠脉特征参数进行统计如表 4-1 所示：

	均值	方差 (1.0e+1)
U-P	511	1.832
U-TWBH	1069	2.107
U-T	1279	2.750
U-DN	1650	1.501
U-D	2001	0.908
U-U'	4215	2.831
U角 α	9.1024	0.210
P角 α	15.2011	0.009
U角 σ	1.0329	0.826
P角 σ	3.9514	0.052
K	0.3620	0.129

表4-1妊娠脉搏特征参数

由上表可知，健康孕妇的脉象特征点 P 点相对 U 点位置比正常人的近且 U 角大，P 角值大而且 U-TWBH 值大而 U-T 值小，说明其左心室射血功能强大，大动脉弹性好，表现为主波陡峭，上升速度和下降速度都比较快，重搏前波出现的比较晚。反应出妊娠脉内压大且容积大，弹性小而血流量大。U-TW 值和 T-DN 比正常脉大，说明血管壁弹性小且外周阻力小，表现为妊娠脉的重搏波比较大，降中峡比较小，形成了中医所述的比较典型的滑脉。现代医学认为^[50]妊娠期由于雌性激素的作用，血液容量增加约 40%，而血球增加只有 20%，呈生理性稀血状态，使血球比积显著减低，红细胞沉降力加快，妊娠 20—28 周心输出量比孕前增加 20—40%，另一方面，雌性激素使血管内外分驻留，血液稀释，血液粘稠度降低，子宫和胎盘后动脉与静脉形成短路，减低外周阻力，脉搏流利。正由于雌性激素的作用，形成妊娠妇女生理的特有变化。所以，上面的论述中妊娠妇女的脉搏，这意味着血流滑利，脉搏舒缩迅速，外周阻力大大降低，和传统中医和现代医学的妊娠滑脉的描述相符。

由上可知通过计算脉搏信号时域特征点的小波变换过零点位置，应用过零点表征可准确测定脉象时域特征点的位置，利用这种方法我们可以在时域内对脉搏的变化进行分析，从而为脉搏分析客观化提供一种新方法。

4.3 妊高征脉象异常分析

妊娠高血压综合征（简称妊高征），是孕产妇特有的一种全身性疾病，多发生在妊娠 20 周以后至产后 2 周，临床表现为高血压、蛋白尿、浮肿，严重时出现抽筋、昏迷、心肾功能衰竭，甚至发生母婴死亡，是威胁母婴健康的一种严重产科并发症。多年来，虽然对妊高征进行了大量研究，但妊高征的病因及发病机制尚不清楚，给临床预防工作带来了很大难度。为了寻找一种行之有效的预防方法，首先我们先了解一下妊娠高血压综合征全身有哪些病变^[51]：妊高征主要病变为全身小动脉痉挛，全身小动脉痉挛时管腔变窄，周围血管阻力增加，血压升高。血管痉挛可导致管壁本身的损害，血管痉挛愈严重，周围循环阻力越大，血压越高。由于全身小动脉痉挛，致使各器官血运不足，特别是脑、心、肝、胎盘等主要脏器组织缺氧，引起各脏器的病理变化。肾血管痉挛使肾血流量减少，肾脏缺血、缺氧，血管壁通透性增高，使少量血浆蛋白得以滤过出现尿蛋白。由于肾脏肾小管的病变，导致肾小管对钠的再吸收增加，体内钠离子滞留，发生水肿。脑血管痉挛局部缺血缺氧，可引起头晕、头痛，严重者可发生脑水肿，甚至脑出血。由于心脏冠状动脉痉挛发生心肌、心内膜点状出血，有时出现心衰。肝脏肝细胞可因缺血发生不同范围的梗死，可出现黄疸，病人上腹部不适。胎盘血管痉挛可发生坏死，导致供给胎儿血液循环的障碍，胎儿的营养不足，严重者可影响胎儿脑的发育，甚至影响日后的智力。其临床表现为水肿、高血压、蛋白尿；严重时发生抽搐或昏迷。通过对妊高征的全身病变情况的研究，其而全身小动脉痉挛是主要诱因，因此大量文献对妊高征的研究多是从心电图、血液流变学等方面进行了研究^{[52][53][54]}，很少有通过脉搏对其进行分析。由于脉搏与血压具体很强的相关性^[55]，又有了前节我们对妊娠脉的分析，发现用小波变换过零点分析脉搏信号能很好的测定其时域内变化情况，所以我们尝试从脉搏的角度对妊高征的预防进行研究。

运用第三章所述的脉搏信号特征参数的提取方法，对采集的妊高征脉搏进行特征参数提取，所得各特征点的参数如表 4-2 所示：

						均值	方差
U-P	580	579	580	581	589	581.8	1.336e+1
U-TWBH	0	0	0	0	0	0	0
U-T	1312	1315	1314	1312	1313	1313.2	0.1432e+1
U-DN	1670	1680	1675	1679	1673	1675.4	1.384e+1
U-D	2101	2110	2090	2109	2117	2105.4	8.503e+1
U-U'	4270	4265	4271	4268	4275	4268.8	1.096e+1
OU角 α	10.11	9.98	10.00	10.25	10.09	10.086	9.224e-3
P角 α	14.85	14.97	15.01	14.90	15.09	14.964	7.024e-3
U角 σ	1.95	2.00	1.99	1.98	1.97	1.978	2.96e-3
P角 σ	4.21	4.29	4.31	4.27	4.25	4.266	1.184e-3
K	0.35	0.39	0.37	0.34	0.38	0.366	0.344e-3

表4-2 妊高征脉搏特征参数

分析上表可知：和正常妊娠脉相比，妊娠高血压者的脉搏时域特征参数 U-P 值大，U 角也大且 U 角 P 角 σ 大，表现为主波比较平缓，U-TW 大而 TWBH 波消失，说明血液在动脉内逆向反射比较平缓，表示血液在循环中受到阻力大，动脉弹性差，微循环状况差，这是由于妊高征全身小动脉痉挛，全身各系统各器官灌流减少而造成的。通过对妊高征脉搏与正常妊娠脉和非妊娠脉时域特征参数的比较，发现 TWBH 波的有无是妊高征脉搏与它们之间最明显的区别，因此我们可以通过检测有无 TWBH 波来判断妊娠脉的变异情况，在现有预防方法的基础上，为妊高征的预防提供另一种新方法。

第五章 脉搏信号采集系统的软件设计

5.1 脉搏信号测试软件简介

脉搏信号采集过程中，希望采集到数据能便于分析、识别和有良好的脉搏时域图的显示。为了实现这个目标，我们的上位机软件是采用 Microsoft Visual Basic6.0 工具开发的。本软件主要实现的是系统上位机串口的设置、上位机与下位机之间的通信和对接收到数据进行绘图、保存等功能，以达到良好的脉搏信号采集系统人机交互性。下面对 Microsoft Visual Basic 及其 MSComm 控件做以简单的介绍，并详细阐述本软件是如何利用 VB 来实现串口通信的。

5.1.1 Visual Basic 环境简介

Visual Basic是一种可视化的、面向对象和采用事件驱动方式的结构化高级程序设计语言，可用于开发Windows环境下的各类应用程序。它简单易学、效率高、功能强大，可以与Windows的专业开发工具SDK相媲美。在Visual Basic环境下，利用事件驱动的编程机制、新颖易用的可视化设计工具，使用Windows内部的应用程序接口(API)函数，以及动态链接库(DLL)、动态数据交换(DDE)、对象的链接与嵌入(OLE)、开放数据访问(ODBC)、可以高效、快速地开发出Windows环境下功能强大、图形界面丰富的应用软件系统。Visual Basic是一种十分理想的开发工具，它具有如下特点：

1) 用户可在短时间内成为Windows程序员

用C语言或窗口软件开发工具包(Windows Software Development Kit, SDK)开发应用程序，将会发现程序过于繁杂，主要是因为用户界面设计就占用80%-90%的程序长度，而真正的主题部分只占10%-20%，而VB所提供的界面设计工具，将很容易地创造所需的图形界面，因此可以将精力花费在程序本身，增加软件程序的效率。

2) 它是一个面向对象的程序设计软件

Visual Basic是一个面向对象和事件驱动的程序语言。它是当代软件程序设计的趋势。依据这种程式，程序员不需要再跟着流程开发，而是依据不同的事件运行不同的过程。

3) 使用动态链接程序库(Dynamic Link Libraries, DLL)技术

为了节省内存的空间，将链接的步骤往后移，直到程序运行时才链接。某个函数被调用时，将这个函数放入内存链接。当然，也允许好几个程序使用这个函数，减少内存的浪费。这种在需要时候才将函数放入内存中进行链接的方式称为动态链接。

4) 使用动态数据交换(Dynamic Data Exchange, DDE)技术。动态数据交换就是同时运行不同的应用程序，各程序之间互相交换数据。

5) 使用对象链接与嵌入(Object Linking and Embedding, OLE) 技术。对象链接与嵌入就是程序可以将其他应用程序产生的对象以链接或嵌入的方式，放入自己的文件内，达到对象共享的目的。

5.1.2 Visual Basic 通讯控件 MSComm

VB中的Communication控件可以为应用程序提供完整的串行口通讯功能，使其能通过串行口发送、接收数据。进行串行通讯时，在操作系统一边，Windows使用了通讯驱动程序Comm.drv，以便使用标准的Windows API函数发送和接收数据。驱动程序一般由串行设备制造商提供，以便将其硬件与Windows连接。在使用VB的Communication控件编程时，实际上使用了API函数，Comm.drv对API函数进行解释并传送给设备驱动程序。而用VB进行通讯编程时，只需设置和监视Communication控件的属性和事件，对Communication控件下隐含的许多内部细节可以不予以考虑。这大大简化了程序的编制，使其更加易读、直观。本通讯程序使用VB6.0进行编制，VB6.0提供了MSComm 控件作为Communication控件。

利用MSComm控件实现计算通信的关键是理解并正确设置MSComm 控件众多属性和方法。

5.1.3 初始化串口

在使用串行口进行通信前，首先要对串口进行必要的初始化。其中主要设定串口端口号和数据传输格式。串口端口号由MSComm控件中的Commport属性设置。Commport属性在此所设定的通讯端口号由1开始往上递增，其上限值为16。在此‘MsComm1.Commport =1’指定使用COM1作通讯端口。上位机的数据传输格式由MsComm控件中的Setting性情设置，其格式为：“BBBB,P,D,S”其中“BBBB”为波特率的设置，本程序中设为9600。“P”为奇偶校验位设置，N表示不校验，E表示偶校验，O表示奇校验，S表示空格校验，M表示符号校验。“D”为数据位，选择范围：4、5、6、7、8，在此为8位。“S”为停止位，其可选值为1，1.5，2。Setting属性值设置应根据下位机PLC来设定。本系统中通讯参数为：“9600，N，8，-1”。

5.2 VB 程序编程实现

本程序主界面如下图所示：包括端口选择，采集速率设置，放大倍率设置，和采集数据的导入导出等功能。下面就这些功能的实现进行说明，为了实现上位机与下位机之间通信，上位机使用MSComm控件与下位机进行串口通信，MSComm控件的Input与Output两个属性，分别对应串行端口的输入与输出操作。上位机要向下位机发采集数据命令，首先设置MSComm控件属性，打开端口，上位机要向下位机发送一个字符，下位机收到后，便启动A/D转换，转换完成后，将数据送上位机输入缓冲区。上位机向下位机发采集数据“命令”程序如下：

```
Private Sub Form_Click()
    Timer1.Enabled=False
    MSComm1.CommPort = 1
    MSComm1.Settings = "9600,n,8,1"
    MSComm1.InputLen = 1
    MSComm1.RThreshold = 1
    If MSComm1.PortOpen=False Then
        MSComm1.PortOpen=True
    
```

```

Private Sub Command1_Click()
.
.
DD=0
.
.
Timer1.Enabled=True
.
.
Private Sub Timer1_Timer()
Command1.Enabled=False
DD=DD+1
If DD=12Then
.
MSComm1.Output=Chr(1)

```

下位机把转换完的数据送入上位的输入缓冲区的，上位机就可将其读入进行数据处理，上位机读入数据程序如下：

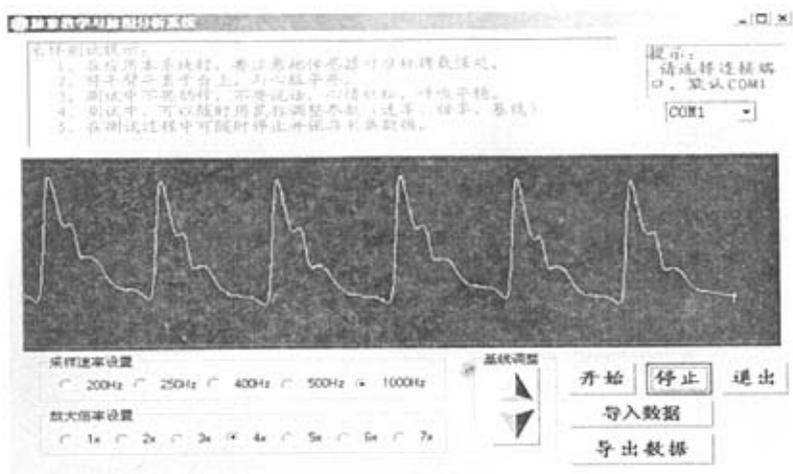
```

MSComm1.PortOpen=True
Private Sub MSComm1_OnComm()
Select Case MSComm1.CommEvent
Case ComEvReceive
Ch1$=MSComm1.Input
Ch2$=MSComm1.Input
Ch3$=MSComm1.Input
.
.
End Select
End Sub

```

在上位机读入数据后，剩下的就是对数据的描点画出波形和对数据的存贮，这些都比较简单就不再详述。具体的人机界面如下图所示：包括端口设置、采样速率设置、放大倍率设置、基线调整和导入导出数据等功能，完成了脉搏信号的

采样、显示和存贮。



结束语

本论文从脉搏信号客观化、现代化两个方面进行了研究：一方面是脉搏传感器的研究，这是脉搏信号客观化的前提和基础；另一方面是利用现代信号处理技术对人体脉搏信号进行分析，这是脉搏信号现代化的重要发展方向。

从研制出的脉搏传感器检测到的人体脉搏信号的波形来看，硬件设计效果好，能准确采集出脉搏信号。但硬件滤波没能把所有的杂波滤除，应用了小波变换滤波对杂波进行了进一步的滤除。

在脉搏信号分析方面，利用小波变换过零点方法先对正常人脉搏进行了特征参数提取，结果表明此方法能很好的克服前人在脉搏信号时域分析时特征参数不能准确定位的问题。在此基础上对45例妊娠脉搏进行了分析，发现妊娠高血压综合症者脉搏信号的TWBH波不存在这一重要特征，从而得出初步判据，妊娠脉搏中如果没有TWBH波，可判定此妊娠脉为妊高征者。

分析表明，利用现代信号处理技术，从人体的脉搏信号中，确能提取人体病变的特征信息。在分析中也发现，小波变换在提取信息特征方面，具有独特的效果，是一种非常有效的分析方法。当然，本论文进行的研究仅是初步的，在硬件的设计方面还存在着电路不太稳定的问题，每次采集数据之间要对电路进行调整，在脉搏分析方面，所得出的结论也是在小样本的情况下得到的，对于妊娠高血压综合症者TWBH波不存在的问题只是验证性的研究，对于其它病症会不会也会出现TWBH波不存在的问题没有进一步的进行研究。在今后的工作中，还需要进行大量的实验和医学证实。本论文的研究希望能为中医脉诊客观化和现代化作一些有益的尝试性工作，以促进中医脉诊的发展。

参考文献

- 【1】 刘冠军, 脉诊[M],上海:上海科学技术出版社,1979.
- 【2】 黄世林,孙明异.中医脉象研究[M],北京:人民卫生出版社, 1986.
- 【3】 赵恩俭等.中医脉诊学[M], 天津:科学技术出版社, 1990.
- 【4】 Murray WB, Foster PA. The peripheral pulse wave[J], information overlooked J-Clin-Monit,1996,12(5): 365-77.
- 【5】 L.Y. Wei et al. A New Scientific Method of Pulse Diagnosis[J]. American Journal of Acupuncture,1995,12(3):205-210.
- 【6】 Urquiza S,Desimone H, Goni M,Introzzi A, Clara. F. Prediction of human arterial pulse wave shape changes in aging and hypertension [J] .Proceedings of the 3rd International Conference on Computer Simulations in Biomedicine Jun 21-23 1995, 131-135.
- 【7】 O'Rourke MF, Gallagher DE. Pulse wave analysis[J]. J-Hypertens-Sul, 1996,14(5): 147.
- 【8】 张忠惠.滑脉诊断早期妊娠的评价研究[J],中国中西医结合杂志,1993,13(5): 276-282.
- 【9】 Hoeks Apg, et al. Non-invasive measurement of mechanical properties of arteries in health and disease[J].Journal of engineering in medicine,1999,Vol 213 no H3: 195-202.
- 【10】 中国医学百科全书-生物医学工程分册,1993:1-5.
- 【11】 T.P.Frank. Preview of Abstracts Frontiers of Engineering in Health Care[J]. IEEE Trans. Biomed. Eng, 1981, Vol.28, No.8, pp.577-601.
- 【12】 傅骝远,牛欣.中医脉象今释[M],第1版,北京:华夏出版社, 1993. 10.
- 【13】 杨玉星,王晋明.微型脉搏波光学传感器[J].中国医疗器械杂志, 1990, 14 (1):18-21.
- 【14】 王贻俊,王劲松,蔡新吉.ZMC-I型脉象换能器的设计[J].现代医学仪器与应用, 1999,11(5):2-4.

- 【15】王炳和.脉搏系统建模与脉象信息分析的研究进展[J].生物医学工程学报,2002,19(2):329-333.
- 【16】金观昌,于淼,鲍乃铿.PVDF 多点脉搏波计算机辅助测试系统研究[J].清华大学学报(自然科学版),1999, Vol. 39, No. 8, 117-120.
- 【17】罗志昌等.脉搏波波形特征信息的研究[J].北京工业大学学报,1996,22 (1): 71-79.
- 【18】柳兆荣,黄林,李惜惜.关于人体平均血压的估算[J].中国生物医学工程学报,1986,5(2):20-23.
- 【19】张镜人等.脉搏波的线性化理论对正常人桡动脉脉图和脉象的分析[J].中国生物医学工程学报,1987,6(3):168-173.
- 【20】Chun T Lee,Ling Y Wei.Spectrum Analysis of Human Pulse[J].IEEE Trans. Biomed.Eng,1983,30(6):348-351.
- 【21】黑野保三等.脉波分析与东方医学对应[J],全针灸志,1982,31(4),359-367.
- 【22】C T Lee,et al. Frequency distribution of human pulse spectra[J]. IEEE Trans. Biomed Eng,1985, Vol BME-32:254-249.
- 【23】周霞,蔡坤宝.中医脉象信号的短时傅里叶分析[J].重庆大学学报,2003,10,26 (10):47-51.
- 【24】谢家宇,蔡坤宝,王永东.连续小波变换在中医脉象信号处理中的应用[J].重庆大学学报,2003,26(1):66-68.
- 【25】张丽琼,王炳和.基于小波变换的脉象信号特征提取方法[J].数据采集与处理,2004,19(3):323-328.
- 【26】吴效明,韩超.颈动脉波特征提取的小波变换分析方法[J].医用生物力学,1996,11 (2):88-102.
- 【27】朱安娜等.脉象信息的模糊识别[A].上海市脉学研究会资料,1983.
- 【28】王贞洁. 常见中医脉象的计量诊断方法[A].全国中西医结合四诊研究学术会议资料,1983.
- 【29】Kawai H. The piezoelectricity of polyvinylidene fluoride J App Physics, 1969, 8(6): 975-979.
- 【30】王秀艳.PZT/PVDF压电复合材料的制备和性能研究[D]. 长春:中国科学院长春应用化学研究所,2001:82-92.

- 【31】王代华,周德高,刘建胜.PVDF 压电薄膜振动传感器及其信号处理系统[J]. 压电与声光,1999,21(2): 122-126.
- 【32】Ramon Pallas-Areny, John G. Webster,张伦,吴非津.传感器和信号调节[M]. 北京:清华大学出版社, 333-338.
- 【33】Analog Devices. Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier [DB/OL]. AD620 ; [http:// www. analog.com](http://www.analog.com)
- 【34】罗亚非等编.凌阳16位单片机应用基础[M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2003:1-55.
- 【35】胡昌华,张军波,夏军,张伟.基于 MATLAB 系统分析与设计—小波分析[M].西安:西安电子科技大学出版社,1999.
- 【36】ANTONINIM,BARLAUDM. Image coding using wavelet transform[J].IEEE Transactions on Image Processing, 1992,1(2): 205-220.
- 【37】Yong Rui,Thomas S. Huang. Image Retrieval: Current techniques, Promising Directions, and Open Issues[J]. Journal of Visual Communication and Image Representation. 1999,10,39-62.
- 【38】余厚全等.小波变换用于地震测井信号的多分辨率分析[J],石油地球物理勘探,1994,29(4),441.
- 【39】Momh J, Rizy D T. Application of Wavelet Theory to Power Distribution Systems for Fault Detection[J]. USA, ISAP' 96: 345~350.
- 【40】费兆馥等编.中医脉象研究[M], 上海:上海中医学院出版社,1991.
- 【41】Mallat S. Zero-crossing of a wavelet transform [J].IEEE Trans on Information Theory ,1991,37(4):1019-1033.
- 【42】Mallat S. Wavelets for a vision [J].IEEE, 1996, 84(4):604-614.
- 【43】S.G Mallat. Characterization of signals From Multiscales Ed -ges NYU[R]. Computer Science Tech, 1991.
- 【44】Yuilie, L.. Poggio, Tomaso A., Scaling theorems for zero crossing[J].IEEE Trans.,PAMI-8,15-25,1986.
- 【45】A.witkin.Scale Space Filtering, Proc. Int. Joint Conf[J]. Artificial Intell,1983.
- 【46】Logan B. Imformation in the zero-crossings of band pass signal [J],Bell Syst

Tech J,1977,56:510-530.

- 【47】 Gu haihua, zhang song Qiao ye. A study of maternal hemodynamic change during healthy pregnancy and women with gestation hypertension[J]. Bio-Medical Materials and Engineering, 2006,16;77-82.
- 【48】 Alcazar, Juan Luis, Laparte, Carmen, Lopez-Garcia.Guillermo Corpus luteum blood flow in abnormal early pregnancy[J]. Journal of Ultrasound in Medicine,1996 ,15(9);645-649.
- 【49】 Griffin,David,Teague,Mike. Blood flow in obstetrics using doppler ultrasound[J]. Journal of Medical Engineering & Technology,1988,12(3);97-105.
- 【50】 翟后安,宁新宝,刘瑾生. 脉象信号分析系统及对正常与妊娠妇女的脉象频域辨识[J].南京大学学报(自然科学), 2000, 36(4) 449-454.
- 【51】 郭卜乐, 妊娠高血压综合征, 中国心理热线[EB/OL]. <http://www.zgxl.net/sexlore/ysyy/rsgxyzhz.htm>,2005-8-27.
- 【52】 A.Voss, M.Baumert, V.Baier, H.Stepan, T.Walther, R.Faber. Analysis of Interactions between Heart Rate and Blood Pressure in Chronic Hypertensive Pregnancy[J]. Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference Housion TX. [C].U.S.A. :23-26,2002.
- 【53】 V.Baier,M.Baumert,P.Caminal,M.Vallverdu,R,Faber,and A.Voss. Hidden Markov Models Based on Symbolic Dynamics for Statistical Modeling of Cardiovascular Control in Hypertensive Pregnancy Disorders[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol,53, NO.1,January 2006.
- 【54】 A.Voss, M.Baumert, V.Baier, H.Stepan, T.Walther, R.Faber. Linear and nonlinear interaction analyses of heart rate and blood pressure in pregnancy induced hypertension[A]. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS[C] .Cancun Mexico: September 17-21,2003.
- 【55】 胡章和,李震,田孝坤.孕妇血压与其脉搏波的相关性研究与应用[J].生物医学工程学杂志,12(2),162-164,1995.

致 谢

本课题是在尊敬的导师赵子婴高级工程师的悉心指导和殷切关怀下完成的。三年来，赵子婴老师在工作、学习及生活等方面都给予了极大的关心、支持和帮助，并在课题设计、论文撰写中给予了全面的指导，使我在科研中的理论水平和动手能力方面都有很大的提高。另外，导师严谨求实的治学态度、正直善良的人格品德、尽职尽责的敬业精神都将使我终身受益，谨在此向我的导师赵子婴高级工程师致以崇高的敬意和衷心的感谢！

在课题研究中，在小波分析学习和应用方面，彭玉华教授给予了无私的指导和不倦的教诲；在传感器电路设计和调试方面，山东轻工业学院电子系的王貽俊教授给予了真诚的指导和热心的帮助；在妊娠脉搏数据的采集，妊高征病理分析方面得到驻马店第一人民医院的妇产科大夫白银曼、许凯同志的大力支持，在日常生活中，盖宪波、王晓东老师给予了很多关心和帮助。在此，向他们表示诚挚的谢意！

在读研究生期间，王艳苹、黄勇坚、曲怀敬同学在诸多方面给予了我真诚的帮助。

攻读学位期间发表的学术论文

- 1、 SPCE061A 在电子工程实验教育改革中的应用,中国教育改革,2004 年 8 月,第 37 期:39-40,第一作者.
- 2、 PVDF 压电薄膜脉搏传感器的研制,传感技术学报,2004 年 12 月,第 17 卷第 4 期:689-692,第三作者.
- 3、 脉搏波的小波变换过零点分析方法研究,医疗卫生装备,2006 年 1 月,第 27 卷第 1 期:3-4,第一作者.
- 4、 数据采集卡应用一例,医疗卫生装备,2006 年 2 月,第 27 卷第 2 期:85-86,第三作者.
- 5、 基于小波变换过零点表征的脉搏信号分析,航天医学与医学工程,已录用.第一作者.