

基于 PPG 信号的无袖带连续性血压测量方法研究

The Research of Cuffless and Continuous Blood Pressure

Measurement Based on PPG



论文作者签名: 郭丽华

指导教师签名: 潘敏

论文评阅人 1: 吴坚教授 浙大生工学院

评阅人 2: 宁钢民教授 浙大生仪学院

评阅人 3: 赵治栋副教授 杭州电子科技大学

评阅人 4: _____

评阅人 5: _____

答辩委员会主席: 吴坚教授 浙大生工学院

委员 1: 吴坚教授 浙大生工学院

委员 2: 陈裕泉教授 浙大生仪学院

委员 3: 张恒义副教授 浙大生仪学院

委员 4: 潘敏副教授 浙大生仪学院

委员 5: _____

答辩日期: 2011 年 3 月 14 日

浙江大学研究生学位论文独创性声明

本人声明所呈交的学位论文是本人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。据我所知，除了文中特别加以标注和致谢的地方外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果，也不包含为获得浙江大学或其他教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示谢意。

学位论文作者签名：郭丽华

签字日期：2011年3月14日

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解 浙江大学 有权保留、使用学位论文的规定，有权保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和磁盘，允许论文被查阅和借阅。本人授权 浙江大学 可以将学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索和传播，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存、汇编学位论文。

学位论文作者签名：郭丽华

导师签名：



签字日期：2011年3月14日

签字日期：2011年3月16日

致谢

值此论文完成之际，我心中感慨万千，在这里我由衷地对曾经鼓励我，支持我的人表示感谢。首先我先向我的导师潘敏老师表示由衷地感谢和崇高的敬意，在攻读硕士学位期间，我得到了潘老师的精心指导。潘老师渊博的知识、严谨的治学态度不断影响着我，促进我养成良好的科研习惯。在生活中，我也一直受到潘老师无微不至的关怀，潘老师和蔼可亲的待人、积极乐观的生活态度和为人师表的美德使我受益非浅。

衷心感谢陈裕泉教授在学习和工作上给予我的热情帮助，陈老师知识渊博、思路敏捷、治学严谨，对我的研究工作提出了很多宝贵的意见和建议。

十分感谢实验室的诸位师兄弟及师妹，互相帮助，共同进步的学习氛围使我不断取得进步。感谢杨昊师兄，雷声师兄，陈大竞师兄在硬件方面对我的指导和帮助，陈玮师兄在软件方面的指导；感谢朱国忠，张路遥对我的鼓励；感谢林伟兵师弟，李春香师妹，韦彩虹师妹，王沧师弟，邢琳琳师妹的协助，感谢实验室的牛婉婷、吕传金等人的关心和帮助。

感谢在我遇到困难的时候一直鼓励我，帮助我度过难关的实验室的兄弟姐妹，正因为有了你们我才能够顺利完成研究课题。

我要感谢我的父母，哥哥，朋友和同学，在我多年的求学生涯中，特别是我的父母，没有他们最无私的奉献，我不可能完成学业。正是由于他们默默无闻的奉献和一贯的支持和鼓励，才使我有信心和毅力完成全部的学业。

最后，祝愿所有关心我的人、所有帮助过我的人永远幸福！我也会在未来的学习和工作中更加努力，以更加丰厚的成果报答你们！

郭丽华

2011年1月

摘要

高血压是危害人类健康的无形杀手,对血压方便有效的检测以预防和控制高血压成为了迫切需要解决的问题。目前血压测量多为间断性测量,而连续性血压测量可以一天 24 小时对血压进行监控,不需要医生的参与,并且对长期高血压患者的降压药起到良好的监督作用。本文研究了基于 PPG (光电脉搏波) 的无袖带连续性血压测量方法,不仅可以实现血压的连续性测量,而且可以摆脱传统的袖带充气带来的麻烦,整个系统易于操作。

基于脉搏波传输时间(Pulse Transmit Time),即 PTT,与血压的线性模型,本系统通过同步采集到的两电极 ECG 和 PPG 的延迟时间计算 PTT,进而间接地得到逐拍血压值。系统设计了 PPG 和两电极 ECG 的硬件采集电路,再对两路信号进行调理之后,提取 ECG 的 R 波峰值点作为 PTT 的开始点,PPG 信号的特征点作为 PTT 的结束点。然后设计实验,由运动的方式改变 PTT 和血压的值,从而建立两者之间的线性关系式。论文中对 12 个健康人进行检测,把采集到的 PTT 值和血压值进行直线拟合,得到下面两条结论,第一,利用 PPG 的一阶斜率最大值点求得的 PTT 进行直线拟合的效果比其他方法效果要好。第二,收缩压和 PTT 拟合直线的均方差要小于舒张压和平均压与 PTT 拟合直线的均方差。

论文的创新点包含以下几个方面:第一,在 ECG 和 PPG 信号调理中首次使用 sym8 小波分解重构的方法实现对干扰信号的分离;第二,在对 PPG 特征值提取中,改进了原先使用的一阶微分方法,引入近零点检测,得到更准确的特征值。第三,在 PPT 的计算中,对原先使用的 PTT 提取方法进行比较优化,获得较佳的提取方案。

系统的优点是 PPG 信号在临床上已经有了很广泛的应用,佩戴简单方便,不会给被测试人员有任何负担,并且两电极的 ECG 信号采集也很方便携带。

关键词:无袖带;连续血压测量;光电容积脉搏波;脉搏波传输时间 (PTT)

Abstract

In recent years, hypertension is an invisible killer, a convenient and effective way to measure blood pressure to prevent and control hypertension has become an urgent need. At present, the main methods to detect blood pressure are intermittent, but Continuous BP measurement is able to monitor ones' BPs in 24 hours one day. It is helpful for long term high BP patients to supervise the effect of their hypotension drugs. This paper has researched a cuffless and continuous BP measurement method based on photoplethysmograph (PPG), which not only can accomplish continuous measurement, but also can get ride of the trouble of cuff.

Based on the linear model of PTT and BP, our system got BP by calculating PTT from bi-electrodes ECG and PPG. We have designed the hardware of PPG and bi-electrodes ECG collection circuits. After conditioning both signals, we got the start point of PTT on ECG-R wave point and the stop point of PTT on PPG characteristic point. After that, we designed the experiments to build the linear relation of PTT and BP by various values obtained through rest and movement states. In this paper, we have 12 health experimental objects, and get the following summary: First, the PTT calculated by PPG first derivation maximum point is better than other methods. Second, SBP-PTT linear relationship is better than DBP-PTT or MBP-PTT.

The innovations of our system contains several respects. Firstly, we used sym8 wavelet reconstruction method to condition our signals, which is not used by other authors. Secondly, according to PPG characteristic points, we improved the old first derivation method, and got more accurate values. Lastly, in the calculation of PTT, we optimized the ordinary PTT methods and provides a better way. The advantages of this system is the convenient detections of PPG and ECG. PPG itself is popular in clinic. It is uninvaseive and easy to carry, so does the two-electrode ECG.

Keywords: cuffless; continuous blood pressure measurement;
PhotoPlethsmoGraphy(PPG); Pulse Transmit Time(PTT)

目录

致谢.....	I
摘要.....	II
Abstract	III
目录.....	IV
第一章 绪论	1
1.1 概述	1
1.2 无创血压测量方法简介	1
1.2.1 柯氏音法	2
1.2.2 示波法	2
1.2.3 超声法	3
1.2.4 动脉张力法	3
1.2.5 容积补偿法	3
1.3 基于 PPG 传输时间的血压检测研究意义及现状	4
1.3.1 研究意义	4
1.3.2 研究进展	5
1.4 小结	7
第二章 血压与脉搏波的基本理论	8
2.1 动脉血压的生理机制	8
2.1.1 血压的产生	8
2.1.2 影响血压的心血管参数	9
2.2 PPG 介绍	11
2.2.1 PPG 主要成分	11
2.2.2 PPG 波形特点	12
2.2.3 PPG 生理特性	15
2.3 利用 PTT 计算血压	16
2.3.1 PTT 与血压之间的线性模型	16
2.3.2 PTT 的计算方法	20

2.4 小结 22

第三章 ECG 和 PPG 信号的小波重构 24

3.1 小波变换理论 24

3.1.1 傅里叶变换 24

3.1.2 短时傅里叶变换 25

3.1.3 连续小波变换 26

3.2 多分辨率分析与小波分解重构 27

3.2.1 多分辨率分析 28

3.2.2 小波分解与重构 30

3.3 小波变换在 ECG 和 PPG 信号处理上的应用 31

3.4 小结 34

第四章 系统设计 35

4.1 硬件电路 35

4.1.1 心电硬件设计 35

4.1.2 PPG 信号采集电路设计 36

4.2 软件设计 38

4.2.1 PPG 信号特征点提取 38

4.2.2 PTT 时间提取 43

4.3 小结 50

第五章 实验及结果 51

5.1 实验方案 51

5.2 实验结果 52

5.3 小结 57

第六章 总结与展望 59

6.1 总结 59

6.2 展望 59

在校期间所取得的研究成果 61

参考文献 62

第一章 绪论

1.1 概述

随着国内生活水平的提高,人们的饮食结构发生了很大的变化,涉入高脂肪,高胆固醇的含量明显增加,蔬菜等高纤维成分减少;各种交通工具的普及,特别是小汽车,以及其他先进科技越来越多地服务于人类,使人们的活动量减少;另外,快节奏,高压力的生活等都成为心血管疾病的温床,心血管疾病已经成为发展中国家的一个重要的死亡原因^[1]。其中,高血压成为威胁人类健康的“无形杀手”。心肌梗塞,脑出血,肾衰竭^[2]等重要器官的血管损害是高血压患者死亡的重要原因^[3],高血压患病率呈上升趋势,调查表明高血压患病率:1959年为5.11%,1980年增至7.71%,1991年增至11.2%,2002年已达18.8%,国内现有高血压患者约2亿,并且由于高血压知识普及不够到位,其预防率,控制率以及治疗率等很低,90%的高血压控制不理想,2/3的高血压患者不进行治疗。

现阶段对血压的检测已成为重中之重,血压是心脏收缩泵血,血液流向血管时对血管壁的侧压力,血液在流动的过程中,受到血管壁弹性,血液粘稠度以及外周阻力的共同作用,因此血压是衡量心血管系统心脏功能和血管功能的一个重要指标,通过测量心脏房室和外围血管系统的血压值,可以有效地判断整个心血管系统的整体功能。

目前最常用的血压检测方法是听诊法和示波法(振荡法)。传统的听诊法简单,快捷,但是需要医生参与检测;电子血压计多采用示波法,现在已经投入市场,可用于病人自我检测,但是其仍旧是使用袖带冲放气方法,间隔性检测血压,因而只能检测出某个测量时刻的血压值,并且只是两个独立的值:收缩压和舒张压。对于危重病人来说,需要实时检测血压波形,从而监视其心脏工作状态。

1.2 无创血压测量方法简介

血压测量可分为有创测量和无创测量两种^[4],有创测量是把压力传感器导管直接植入到大动脉检测动脉随着心脏跳动的压力变化。1733年,英国生理学家S.黑尔斯^[5]在马的股动脉中接入铜插管和长玻璃管,当打开股动脉结扎后,动脉

血就会冲入到玻璃管中,并随马心的搏动而上下跳动,这是最早的血压直接测量法。1847年德国生物学家路德威^[5]进一步用U型水银测压计,一端和实验动物的动脉相连,另一端水银柱上加以附表,上载描记笔尖记录动脉压的波动,这是实验生物学方法学上的一大进展。

无创测量则是通过身体外部动脉管壁波动,血液容积的变化等参数间接地得到血压值。无创血压测量又分为间歇性血压测量和连续性血压测量。下面对无创血压测量的方法进行总结,并对本课题研究的基于PPG血压测量的方法意义及进展进行详细说明:

1.2.1 柯氏音法

1905年德国军医 Korotkov^[6]创立柯氏音测量法,装置包括充气袖带,水银测压计和放在肱动脉上的听诊器,柯氏音听诊法被视为间接测量法的开端,并得到广泛应用。柯氏音法的原理是利用袖带加压使血管阻断,然后对袖带进行缓慢放气,在放气的过程中,血管内的血流因为湍流以及与血管壁的撞击发出声音,此声音与相应的血压点相关,从而确定收缩压和舒张压。柯氏音法方法由于医生对声音辨别的差异性,以及对袖带放气速度的不同会造成测量的血压值不一致,因此上个世纪80年代,电子柯氏音法在人工柯氏音法的基础之上得到发展,电子柯氏音法是一种电子测量方法,其袖带加气和放气过程都是由气泵完成,听脉搏音也是由电子拾音器完成。

人工柯氏音法的主要缺点是与测量医生的操作熟练程度有关,电子柯氏音法的主要缺点是受外界干扰,即其他声音振动等会影响测量准确度^[7]。

1.2.2 示波法

在听诊法创立之前,法国生物学家 Marey^[8]发现对手臂施压时会引起脉搏波振幅发生相应变化,据此提出“示波法”,但是由于传感器等电子技术的限制,当时未得到广泛应用,随着电子技术的发展,示波法现在已经广泛地应用在电子血压计以及各类监护仪中。示波法的原理仍然是通过袖带充气对动脉血管进行阻断,之后袖带的放气使血管开始有血流,取代对声音的检测,气带上的压力传感器可以检测到叠加在袖带上面的动脉压力。在放气的过程中,血管中的血脉幅值

在最开始随着压力的减小而增大,达到一个值后随着压力的减小而减小,这个最大值对应的袖带压为平均动脉压。

示波法的主要缺点是对运动敏感,在测量的时候,必须保证测量者静止,并且其测量结果和柯氏音法一样都是间歇性血压测量,测得的血压是充气-放气过程中的血压值,并且由于袖带的使用,不适用于长期测量。

1.2.3 超声法

超声法测量血压原理是使用超声波检测血流与血管壁相对运动产生的多普勒效应,安装在血管壁两侧的超声装置发出一定频率的超声波,同时袖带的加压和减压会使血流速度发生改变,而这种改变表现在检测超声的不同频移^[9]。当加压时,随着压力的增加,血管的开放和闭合时间间隔就会减小,直到两点重合,即为收缩压;减压时,随着压力的减小,血管的开放和闭合时间间隔就会增加,直到此次的闭合信号和下一次的开放信号重合,即为舒张压。

超声法的主要缺点是装置复杂,同时也收到人体移动的影响。

1.2.4 动脉张力法

动脉张力法产生于本世纪 60 年代,动脉张力法的测量原理是当血管被压扁成刚性状态时,其外力等于内部压力,此时就可以通过测量血管外力得到内压力。动脉张力法对血管的选择比较严格,需要选择处于骨骼附近的体表动脉,然后用平板把血管上方的皮肤压成扁平状,这样从外面测得的压力值就不会收到皮肤方向上的垂直力作用。但是当被测者的生理状态发生改变的时候,外压就会偏离动脉内压,这样就会造成测量的不准确^[10],为此 Bahr 和 Petzke^[11]研制出了带有电子负反馈系统的张力计,提高了设备的自适应性。

动脉张力法对血管的选择,设备的放置位置都有严格的要求,并且必须保证装置相对与血管保持长期的相对静止,所以动脉张力法在使用中受到了限制。

1.2.5 容积补偿法

容积补偿法的基本原理是先对血管壁施加一个预设值使得血管处于去负荷状态,然后通过一个伺服系统,补偿由于血压变化引起的动脉容积的改变,使得

动脉容积维持去负荷状态,此时袖带内压等于动脉内压,可以通过测量袖带内压力得到血压值。最早的容积补偿法是由 Penaz^[12]于 1973 年提出的,袖带与心脏处于水平位置,去负荷的参考压力为动脉血管最大容积的 1/3 时的袖带压力。1985 年 Yamakoshi.k^[13]对原装置进行改进,采用气动袖套,并且进行了心脏和测量点的流体静力学压差的补偿,使得在日常生活下可以连续测量动脉血压。

容积补偿法是目前较成熟的连续血压测量方法,Finapre^[14]系列产品是容积测量法的代表。其主要缺点是长时间测量会造成静脉充血,这将严重影响测量结果。

1.3 基于 PPG 传输时间的血压检测研究意义及现状

光电容积脉搏波描记法(photoplethysmograph),简称 PPG,是利用光电手段对组织中血液容积变化进行无创检测的一种方法。PPG 信号在人体动脉的不同位置存在着一定的时间延迟,即 PTT(脉搏波传输时间),这个时间差可以反映出脉搏波的传输速度。动脉内压的增加会使脉搏沿着动脉传播的速度增加,反过来,可以由脉搏波的传播速度推导出动脉内压,于是反应脉搏波传输速度的 PTT 可以间接地得到血压值。

目前,连续性血压测量多采用自动的袖带充气方式,并不是真正意义上的逐拍血压测量,而基于 PPG 信号的血压测量可以实现逐拍的血压测量,是真正意义上的连续性血压测量。本小节将阐述基于 PPG 的连续性血压测量的意义及其进展。

1.3.1 研究意义

首先,基于 PPG 的血压测量可以实现自我检测,诊室血压常常会因为“白大衣”^[15]作用而造成正常血压被误诊为高血压,“白大衣高血压”多出现在女性和年轻人,主要引起的原因是进入诊室时的心理紧张。Beate 等^[16]对 292 个被诊断为高血压的病人进行动态血压检测,发现 21%的人在诊室内被判定为高血压的却在动态血压检测中血压正常。自我检测血压可以消除这种误诊现象。

其次,基于 PPG 的连续性血压监护可以更好地监测整天的血压,反映出血

压的昼夜变化情况,对突发性心脏血管疾病的预防具有重要意义。一般来说,血压在一天不同时间段的高低是不同的,早上起床后血压会有所升高,到中午 11 点左右后,血压达到一个平台期,之后会逐渐降低,直至凌晨 24 点左右达到最低。这些变化和正常睡-醒周期的交感神经变化有关,清晨血压偏高,即使在有降血压药物治疗的作用下,清晨血压也会偏高,这和交感神经活性改变血流动力学有关。另外血压波动本身具有波动性,只是根据诊室某个时间对血压测量有可能带来较大误差。血压变异高的人,其靶器官病的发病率也高,短时间内血压就可能发生很大的变化,能及时地反映出这种情况对病情的治疗有很重要的临床意义。动态血压测量 (ABP) 也是对血压进行连续性测量,但是其测量间隔为 30-40 分钟一次,对紧急情况的反映也不是很及时。

另外,基于 PPG 的连续性血压测量对降压药的治疗可以起到很好的监督作用。降压治疗的一个重要问题是对其降压作用的评价,以保证平稳的降压效果。传统的评价方式是对服药后次日清晨或者某个时间的血压进行测量,并与之前的血压对比以了解其降压效果。连续性血压测量可以提供更多的细节,对不同降压药的效果进行比较,还可以监控不同的服用方式,一天一次或者一天多次,对稳定血压的不同作用。

最后,基于 PPG 的连续性血压测量方式与其他连续性血压测量具有明显的优势。目前采用的动态血压检测仪采用加压式,装置笨重,被试者感到不适,特别是需要日常生活中时刻佩戴。该测量方法是基于脉搏波传播时间的血压测量,检测值包括光电脉搏值和心电值。光电脉搏采用指套式,心电采用两电极心电采集,携带方便,不影响日常生活。

1.3.2 研究进展

基于 PPG 的动脉血压测量法需要经过另外一种测量血压的方式进行标定,在准确标定之后建立关于脉搏波传输时间 (PTT) 和动脉血压之间的模型,然后经过测量 PTT 测出血压的变化。不同的个体 PTT 和血压之间的关系是不同的,因此每个个体都有自己的特征参数而不是如同示波法那样基本上适用于所有个体。

1808 年英国物理学家 Thomas.Young^[17]首次论述了脉搏波的传播速度和动脉

弹性之间的关系,推导出了充满理想流体的弹性管内波的传输速度;1850年, Ernst Heinrich Weber^[18]论证了脉搏波的传播速度和动脉弹性有关,并指出具有弹性的动脉的作用和与泵相连接的风箱(Windkessel)作用相似,这就是后来弹性腔理论的发端;1878年, Moens^[19]根据实验结果,对 Young 的波速进行了修正,提出了 Young-Moens 公式;同年, Korteweg^[20]也推导出了脉搏波的传导速度公式,并且在特殊情况下,和 Young-Moens 所计算的波速是一致的,因此 Young's 波速公式也被称为 Moens-Korteweg 公式;1898年, Lamb^[21]同样忽略了血液粘度,但是考虑了血管壁运动,建立了血管壁运动方程,在特殊场合下其计算的波速和 Moens-Korteweg 公式结果一致;1914年, Witzig^[22]在 Lamb 的血管壁运动方程基础上,建立了包含血液粘稠度和血管可膨胀性因素在内的脉搏波传播分析, Witzig 分析了充满不可压缩流体的无限长弹性管内的波传播,流体的运动是由 Navier-Stokes 方程处理,管壁运动由 Lamb 方程处理。

经过后人对波速的许多理论和实验研究证明,多数场合下, Moens-Korteweg 公式是成立的,后来脉搏波研究主要集中在风箱理论以及各种分布模型。风箱理论属于集中参数模型,它把整个动脉系统视为一个整体,同一时刻的压力是相同的,并且随时间而改变。进入20世纪50年代,弹性管脉动流理论迅速发展,1954年, Morgan 和 Kiely^[23]改进了 Witzig 的管壁运动方程,考虑了外周组织对血管壁运动的影响;1955年到1957年间, Womersley^[24]给出了线性化血流方程, Womersley 理论是从线性血流,线性血管壁以及线性边界出发,假设血管壁为薄壁,并且其质地是各向同性的弹性体,血管为无限长直管,血流是轴对称流动,压力,流速,血管壁位移都是由一系列满足线性叠加的谐波组成。Womersley 还详细地讨论了脉动速度分布与频率参数 σ 的变化情况, σ 参数是指局部惯性力和粘性力比值大小。

脉搏波传播速度和血压之间的关系在二十世纪初期开始引起学者的注意,1922年, Bramwell^[25]经过实验推导出脉搏波的传导公式 $PWV = \frac{V}{P} \frac{dP}{dV}$, 其中 V 为血管容积, P 为血管内压, PWV 是脉搏波的传播速度。 dP/dV 是和血管弹性有关的量,并且随着血管内血压的变化而改变,在一定范围内, PWV 和 BP 之间的关系可以近似地看做为线性;1957年, Lansdown^[26]提出一定范围内,脉搏波传播时间与动脉血压呈线性关系,并且针对某个个体,这种关系在一段时期内是

稳定的; 1976 年, Brain Gribbin^[27]等通过实验提出, 利用脉搏波传播时间的改变可以检测血压的变化, 进而实现对血压的实时测量; King.D^[28]等证明了脉搏波传播速度与平均压的相关性较好, 并利用脉搏波传播速度测量平均压。

1995 年, 胡章和^[29]等通过提取脉搏波的特征值, 采用统计分析原理, 建立了脉搏波特征值和收缩压, 舒张压之间的回归方程, 用于检测孕妇血压并且取得了成功。

1999 年, 陆渭明^[30]通过对犬的实验证明, 在体脉搏波传播速度和血压相关性变低的原因在于神经体液等因素对血管弹性的影响, 因此, 当采用不同诱因如神经刺激或是激素注射改变血压时, 血管弹性的变化程度不同, 脉搏波的传播速度也不尽相同。

2002 年, 焦学军^[31]等脉搏波传导时间, 重搏波高度, 每搏心输出量, 脉搏波上升速率等变量建立收缩压, 平均压与这些变量之间的回归方程。2006 年, 罗志昌^[32]等研究了脉搏波波形特征信息与生理因素之间的关系, 提出了以脉搏波面积变化为基础的新脉搏波特征量 K, 并且经过大量理论分析和实验证明, K 值能够很好地反映出人体心血管外周阻力, 血管弹性和血液粘稠度等生理因素。

2005 年, Payne 等^[33]用药物改变人体血压, 并用动脉插管法验证脉搏波传播速度与血压之间的关系, 实验证明, 收缩压的变化与脉搏波传导时间变化有很好的线性关系, 但是舒张压和平均压与脉搏波传播时间变化相关性不大。

1.4 小结

本章内容对无创性血压测量方法进行介绍, 其中, 间接性测量方法有柯氏音法, 示波法, 超声法等, 连续性测量方法有动脉张力法, 容积补偿法以及本文主要讨论的脉搏波传输时间法, 之后对基于 PPG 传输时间的血压检测方法的研究意义和进展进行描述, 为后续工作打好基础。

第二章 血压与脉搏波的基本理论

2.1 动脉血压的生理机制

2.1.1 血压的产生

血液在血管中流动对血管壁造成一定的压力称为血压,产生血压的因素有三个:心脏泵血,动脉弹性以及外周阻力,三个因素相互作用影响血液对血管壁的压力。

首先,左心室心肌收缩把血液由左心室泵入大动脉,血液开始了在整个心血管系统中的流动,经过动脉系,连接于动脉和静脉之间的网状毛细血管,再经过静脉系流入心房,最后经过心房流入心室,如此反复。循环系统的平均血液充盈压决定了正常心脏泵血进入循环系统后的平均血压,循环系统的平均血液充盈压是由循环系统的血液总量和心血管管道的容积大小决定:同等血液总量,容积大血压则小,同等容积大小,血液总量小血压则大。人体的循环系统平均充盈压接近于 $0.93\text{KPa}(7\text{mmHg})$ 。在平均血液充盈压一定的情况下,左心室收缩的能量一部分转换成推动血液流动的动能,另外一部分转换为对大动脉血管壁的势能,是血压的基本来源。

其次,大动脉管壁的弹性是血液流动的“二次泵”^[34],心脏的射血是间歇性的,可是血液则可以在血管中平稳地流动,主要是由于大动脉血管壁的缓冲作用,大动脉血管壁的组成成分和其他血管壁的成分相同,可是成分的含量不同。血管壁是由内膜,中膜和外膜组成:内膜是最薄的一层,直接和血液相连,有复杂的酶系统;中膜含有弹性纤维,胶原纤维和平滑肌,弹性纤维和胶原纤维负责血管壁的扩张和收缩,两者的杨氏模量不同,血管壁的收缩扩张程度不同,负责的纤维成分也不相同,外周动脉的平滑肌增多,控制小动脉的直径变化;外膜由松散的结缔组织组成,保护并支撑血管。大动脉壁含有丰富的弹性纤维,有很强的收缩扩张能力:在心脏收缩期,大动脉壁收缩存储势能,在心脏舒张期,大动脉壁发生弹性回缩,把势能转化为动能,使血液继续在血管中流动,动脉血压在心舒期仍然有一定的值。

最后,血压的产生也依赖于外周阻力,外周阻力主要是小动脉和微动脉产生

的阻力,血液在主动脉里面流动,当主动脉变成多个小动脉的分支时,血管的阻值发生改变,对血液的流动起到阻碍作用。另外,血液粘滞度也影响外周阻力。如果心输出量不变而外周阻力增大,则心舒期血液向外周流动速度变慢,心舒张末期存留在主动脉中的血流量增大,因此舒张压升高;在心收缩期,血流增加主要来自动脉压的升高,因此收缩压的升高不如舒张压明显。可见,舒张压的高低主要反映外周阻力的大小。

血液的泵血能力和大动脉的弹性主要反映在收缩压上。比如,甲状腺功能亢奋者,代谢增加,心脏收缩增强,收缩压要比平常人高;老年人的血管会出现动脉硬化,动脉硬化使得血管壁弹性、动脉血管对压力的缓冲作用、大动脉对血液的势能存储作用都会降低,收缩压也会升高。外周阻力体现在舒张压上,当外周阻力增大时,舒张压升高。例如,肥胖患者的舒张压与正常人相比偏高;如果血液粘滞度增高,外周阻力就会增大,舒张压也会增大;原发性高血压的发病也是由于阻力血管口径变小而造成外周阻力过高。

2.1.2 影响血压的心血管参数

(1) 充盈血液量和血管容量

充盈血液量和血管容积相互制约共同构成血压的整体水平,显示出稳定的压力。如果在大出血的情况下,血液量会减小,血压会急剧下降。

(2) 心输出量(心率,心搏量)

心输出量是每分钟心脏泵血的容量,心搏量和心率之积构成了心输出量,心输出量和平均动脉压直接相关:外周阻力一定的情况下,由毛细血管网络进入到静脉系的血液量稳定,这时如果心输出量增加,会使动脉血含量增加,增加的血液量会导致动脉血管膨胀而使平均动脉压增加,平均动脉压的增加会促进小动脉和微动脉打开的数量增多,进而减小外周阻力,使排入静脉系的血液量增加,最后达到新的稳定状况。反之,心输出量减少,平均动脉压也会达到新的平衡状态,平均压减小。

心输出量对血压的影响主要体现在心率和心搏量上,心率和心搏量对收缩压和舒张压的影响也不尽相同:心率主要体现在舒张压上而心搏量主要体现在收缩压上,心率增加或减小,舒张压和收缩压都会相应地增加或减小,但是舒张压的

变化更加明显,这是由于心率增加主要体现在血液由动脉系经过毛细血管网络到静脉系的时间减短,留到动脉内血液量增加,舒张压增加;反之,心率减慢,舒张期过长,血液流入静脉系量增加而留在动脉内的血液量会减少,舒张压减少。心搏量主要对收缩压造成影响,心搏量是每次心脏泵血的血液量,一次心脏泵血量增加,收缩压随之增加,收缩压是与心搏量成正比的,而对舒张压的影响甚小。

(3) 动脉壁弹性

大动脉壁含有丰富的弹性纤维,可以对血液起到缓冲作用,因此可以降低动脉压,其中对收缩压的作用最为明显,例如老年人的大动脉壁弹性变差,会直接导致其收缩压升高。主动脉及其分支弹性降低也会使收缩压升高,舒张压降低。例如动脉硬化患者,其动脉内膜产生结缔组织造成动脉弹性降低,患者收缩压升高,而舒张压降低,平均压几乎不变。

(4) 外周阻力

血液在血管中流动的主要阻力来自小动脉,特别是微动脉,小动脉和微动脉的血管半径为 0.3-1mm,被称为阻力血管。小动脉和微动脉收缩和舒张,可明显影响器官和组织的血流量,正常血压维持在一定程度上也取决于外周血管小动脉和微动脉对血流的阻力,即外周阻力,它们位于毛细血管前又称为毛细血管前阻力血管。

流体在水平圆柱形管道里面流动,其流量和阻力的大小可以由泊肃叶定律进行计算:

$$q = \frac{\Delta p}{R} \dots\dots\dots (2-1)$$

$$R = \frac{8\eta L}{\pi^4} \dots\dots\dots (2-2)$$

式 2-1 中, q 为血管流量, Δp 为血管两端的压差, R 代表该血管的阻力; 式

2-2 中, η 表示血管中血液的粘稠度, L 表示血管长度, r 表示血管半径。

如 2-2 公式所示,血管的阻力是和口径成反比,而与血管长度和血流的黏滞系数成正比,即小动脉和微动脉的口径越小阻力越大,血流黏滞系数越大,血管越长外周阻力也就越大。外周阻力增加同时体现在收缩压和舒张压上面,外周阻力增加,收缩压和舒张压同时增加,可是由于主要作用于舒张期对血液的阻碍,

所以舒张压增加更加明显，因此总体脉压是降低的；反之，阻力减小，舒张压和收缩压同时减小，可是舒张压减小的程度更多，所以总体脉压是升高的。

2.2 PPG 介绍

2.2.1 PPG 主要成分

在每个心动周期，心脏收缩引起血液量增加，血液在血管中流动进而使血管壁产生周期性的波动，称为动脉脉搏。光电容积脉搏波则反映了血液在血管中的充盈情况^[35]。典型的容积测量是采用张力计或是置换槽，与光电容积测量法相比，这些测量方法测得的结果不仅是血液容积的变化，还包含有其他组织，如肌肉，皮肤等的改变，并且 PPG 方法简单，操作方便。

PPG 是利用光的投射或反射原理，当光穿过组织的时候，一部分光会被吸收，不同的组织吸光特性不一样，而同一种组织对光的吸收特性不会随着入射光的光强改变而改变，光吸收的影响因素可以由朗伯-比尔定律得到：

$$\log(\frac{I_0}{I}) = \epsilon Cl \dots\dots\dots (2-3)$$

其中， I_0 表示入射光强， I 表示投射光强， ϵ 表示光吸收系数，它与吸收物质的性质和入射光的波长有关， C 表示物质浓度， l 表示光程。

PPG 可以从体表如手指，脚趾，耳垂处得到，也可以从体内如食管等部位的动脉处获得，采集方式可以选用透射式，也可以采用反射式，体内采集多采用反射式，透射式采集可以使用指夹，耳垂夹等比较方便的装置，目前，采用指夹形式较多，指夹一端放置光电发射管，另一端放置光电接收管，光电发射管发出的光一部分被手指组织吸收，剩余透射部分被光电管接收，采集到的 PPG 信号如下：

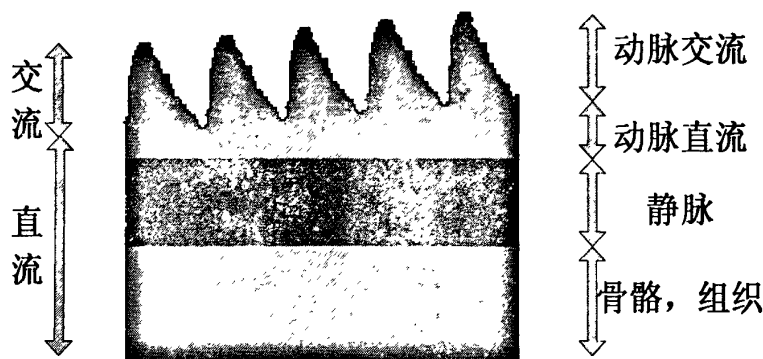


图 2-1 光电容积脉搏波各个成分

如上图所示，光电容积脉搏波由交流和直流成分组成，直流成分来自静脉，骨骼，组织等稳定的成分，而交流成分则反映出了动脉脉搏在流动过程的变化。

2.2.2 PPG 波形特点

光电容积脉搏波的波形分为上升支和下降支，上升支是在心脏收缩期，血液量急剧增加；下降支是在心脏舒张期，血液经过毛细血管网络流入静脉系，血液量减少的情况，如下图所示：

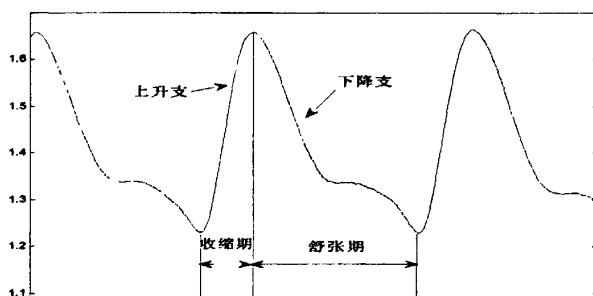


图 2-2 光电容积脉搏波波形

如上图所示：上升支部分，心室快速射血，动脉血压迅速上升，血管壁扩张，血液量迅速增加，如图，上升支的斜率和幅值受到心输出量，射血速度以及大动脉壁的弹性影响，大动脉壁弹性大，射血速度慢，心输出量小，上升支的斜率小，幅值也小；反之，大动脉壁弹性小，射血速度快，心输出量大，上升支则比较陡峭，并且幅值也会增加。另外，还与主动脉瓣有关，如果主动脉瓣狭窄，射血阻力就大，脉搏波上升支的斜率和幅值也都会小。

下降支部分，心室射血速度减慢，由心室注入动脉的血量小于由主动脉流向四周的血量，血量减少，收缩期扩张的大动脉开始回缩，血压逐渐降低。如图所

示在下降的时候又出现一个波峰,此波称为重搏波,重搏波是由于心室舒张,大动脉根部血压降低,血液出现反流,随之主动脉瓣快速关闭,血液重新正向流动。

PPG 信号的主要参数如下图所示:

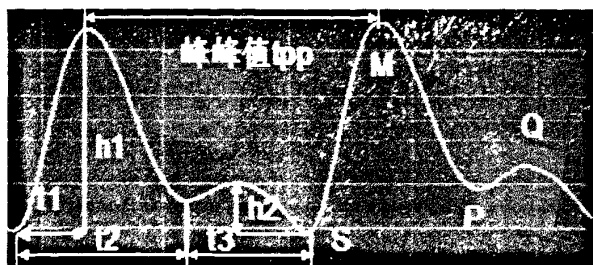


图 2-3 PPG 特征参数

S 点表示心脏快速射血期的开始, S 到 M 点是快速射血期,在此期间,左心室开始收缩,主动脉瓣打开,动脉血压快速上升,血液充满动脉,血管壁扩张; M 到 P 点属于心脏射血后期,血压降低,血液量减少;在 M 和 P 之间有潮波,潮波是由于主动脉受到左心室泵血冲击而形成的; Q 点为重搏波,是由主动脉返流血液受到关闭的主动脉搏阻挡,致使主动脉根部扩张,血液量增加引起的。重搏波与动脉壁弹性,血液粘稠度有关。重搏波出现后,主动脉弹性恢复力作用下,血液继续向外周流,血管压力和容积按照指数规律下降。上图的 PPG 波形中主峰 M 和重搏波 Q 之间还有一个不明显的波-潮波,潮波在压力脉搏测量中可以看出,可是压力脉搏波经过末梢血管阻力和毛细血管网分支等影响,PPG 信号的潮波不明显。脉搏波含有丰富的心血管系统信息,尤其是动脉阻力,血管弹性等。

由上面对 PPG 信号的分析可以提取一下几个特征参数:特征点 S 表示快速射血期起点, M 为峰值点, P 为降中峡, Q 为降中波;除了各个特征点外还有一些特征时间段,如 t_{pp} 表示峰峰值, t_1 为快速射血期, t_2 为收缩期时间段, t_3 为舒张期时间段;另外还有信号的幅值特征:幅值点 h_1 为主峰高度, h_2 为重搏波高度。

由图 2-3 可知,各个特征值都与特征点有关, t_1 是开始点 S 和最高值点 M 的时间段; t_2 是开始点 S 和降中峡 P 点的时间段; t_3 是降中峡 P 点和下个周期的开始点 S 之间的时间段; h_1 是峰值点的幅值, h_2 是降中波 Q 点的幅值。所以通过求解各个特征点所在的位置,上面所有的参数点都可以得到求解。下一部分内容会分析一下波形的各个成分对应的生理特性。

脉搏波在传播的过程中由于反射波的存在会使原始波形发生很大的改变,反

射波多发生在血管弯曲, 狭窄或是有分支的地方, 其中最明显的位置是动脉间的结合处。下面我们讨论一下单一结合处波的反射。

一根动脉分成两个分支, 分支有不同的口径并且以不同的角度偏离原来母支, 这时沿着母支的脉搏波在结合处就会产生反射波, 反射波重新传回母管, 同时剩余的脉搏波成分则会透射给支管, 血管分叉模型如下所示:

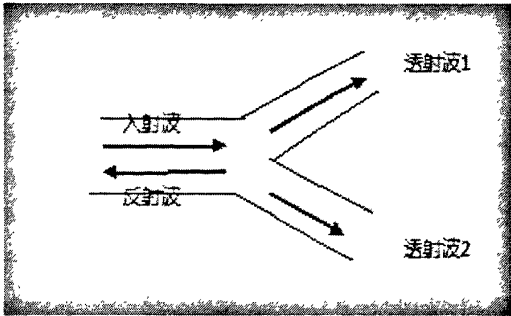


图 2-4 脉搏波的反射

如上图所示, 在结合处波的反射和透射满足两个条件, 第一个条件是波的压力是守恒的, 假设入射波的脉动压力为 P_I , 反射波为 P_R , 透射波为 P_T , 那么必须满足:

$$P_I + P_R = P_{T1} + P_{T2} \dots\dots\dots (2-4)$$

第二个条件是质量守恒, 即分叉处两端的体积流量必须相等, 如果用 Q 表示能量, 那么必须满足:

$$Q_I - Q_R = Q_{T1} + Q_{T2} \dots\dots\dots (2-5)$$

根据 Alembert 解, 如果入射波函数为 $f(x)$, 反射波为 $g(x)$, 波的传播速度是 c , 传播距离和传播时间分别为 x , t , 那么满足下列关系式:

$$P(x,t) = f(t - \frac{x}{c}) + g(t + \frac{x}{c}) \dots\dots\dots (2-6)$$

$$Q(x,t) = \frac{1}{Z_c} [f(t - \frac{x}{c}) - g(t + \frac{x}{c})] \dots\dots\dots (2-7)$$

$$f(x - \frac{x}{c}) = P_I e^{j\omega(t - \frac{x}{c})} \dots\dots\dots (2-8)$$

$$g(t + \frac{x}{c}) = P_R e^{j\omega(t + \frac{x}{c} - 2\frac{L}{c})} \dots\dots\dots (2-9)$$

其中, $Z_c = \frac{\rho c}{A}$ 为血管的特征阻抗

引入终端反射系数

$$\tau = \frac{P_r}{P_i} \dots\dots\dots(2-10)$$

把公式 2-8,2-9,2-10 带入到公式 2-6,2-7 中得到血管终端阻抗

$$Z_L = \frac{P(L,t)}{Q(L,t)} = Z_c \frac{1+\tau}{1-\tau} \dots\dots\dots(2-11)$$

$$\tau = \frac{Z_L - Z_c}{Z_L + Z_c} \dots\dots\dots(2-12)$$

由上式可得：当血管终端完全封闭血流量为零时，终端阻抗为无限大，反射系数为 1，说明在该终端压力波被完全反射；当终端完全敞开时，终端阻抗为零，反射系数等于-1，说明反射波将全部抵消入射波；当终端阻抗等于特征阻抗时，反射系数为 0，说明没有反射波，两端血管特性相等，这种情况称为阻抗匹配。

2.2.3 PPG 生理特性

PPG 信号反映了血液容积的变化，一方面，它是由心脏脉冲式射血产生的，因此和心脏射血周期有密切联系，另一方面，血液在血管中流动，受到血管弹性和血液粘稠度的影响。

当心血管的某些生理参数发生病变的时候，会引起 PPG 波形的改变。例如外周阻力增强，反射波过早出现，会使重搏波淹没在主波内，即重搏波将变得不明显。动脉的弹性变差时，重搏波也会变得不明显。除此以外，上述两种情况同时会使反射波增加，潮波由不明显变得明显。

对于不同的波形特征对应着不同的生理病理情况，脉搏波波形可以分为四种类型：低阻力型，中等阻力型，高阻力型和极高阻力型。其中中等阻力型属于健康青年人；低阻力型的表现是降中峡 P 点位置过低，临床表现是血管阻力低，动脉弹性好，主要出现在健康年轻人，孕妇，血液粘度低的贫血病患者；高阻力型脉搏波波形特点是潮波抬高接近主搏，重搏波波峰波谷都被抬高，并且变得平坦不易被区分，临床表现是血管阻力较高，动脉弹性差，血液粘度高，主要出现在年龄大的中老年人，高血压或血管硬化病患者或者是血液粘度高的病人；极高阻力型是潮波和主波融合，重搏波也被混为一体，整个波形呈现馒头形，临床表现是血管阻力极高，动脉弹性极差，血液的黏性极高，主要出现在严重高血压和血

管粥样硬化患者。

2.3 利用 PTT 计算血压

2.3.1 PTT 与血压之间的线性模型

2.1 和 2.2 节分别介绍了血压和 PPG 的基本理论，其都受到心脏泵血功能，血管弹性，血流粘性以及外周阻力等因素影响。在这些因素的共同作用下，血压值和 PPG 传输时间（PTT）会出现一定规律的变化，本小节将阐述两者之间的关系模型，并重点介绍本课题用到的线性模型。

心脏周期性地射血，血液沿着主动脉流动产生周期性的血压波，血液容积波，脉搏波等，这些波形随着离心脏距离的不同会有时间的延迟，因此可以通过两个位置波形的时间差和它们之间的距离来求出流速。不同部位 PPG 的波形延迟可以从下图中看出：

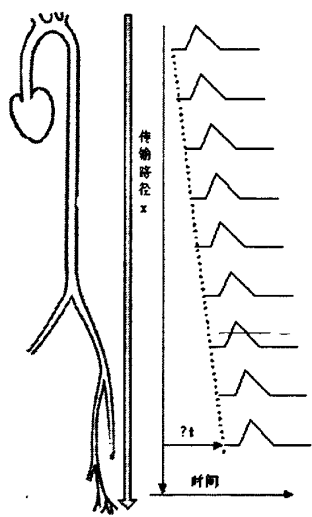


图 2-5 不同位置 PPG 波形的延迟

如上图所示：波形传输速度 c 可以表示为传输距离和传输时间之比

$$c = \Delta x / \Delta t \dots\dots\dots (2-13)$$

血液在血管中流动，血管由于血压的作用其横截面积会增加，同时血液的流动速度也会由于血管的扩张作用降低，假设通过一段横截面为 A 的血管，血液流速为 c ，血液密度为 ρ ， dt 时间内血管横截面的改变量为 dA ，血液流速的改变量为 du ，根据血压流动的质量守恒定律，脉搏波经过之前和之后的血液质量相

等，所以：

$$\rho A c dt = \rho (c - du)(A + dA) dt \dots\dots\dots (2-14)$$

上式展开并且省略 dudA，得到下式：

$$du A = c dA \dots\dots\dots (2-15)$$

在不考虑血液的重力和摩擦力的影响下，根据动量定理，时间 dt 内作用在外力的冲量等于血液动量的改变，如下式：

$$dp (dA + A) dt = \rho A c dt du \dots\dots\dots (2-16)$$

其中，dp 是指单位压强，A 为原来的面积，dA 为单位变化面积，du 为单位时间内的速度，对上式进行整理得到：

$$\rho A c du = A dp \dots\dots\dots (2-17)$$

合并式子 2-15 和 2-17 得到脉搏波波速的一般表达式：

$$c = \sqrt{\frac{A dp}{\rho dA}} \dots\dots\dots (2-18)$$

从上式可以看出脉搏波的传播速度与血管壁单位横截面的压力，血液的密度有关，这里对心血管分析中有一个重要的概念，动脉的顺应性 D，表达式子如下：

$$D = \frac{1}{A} \frac{dA}{dp} \dots\dots\dots (2-19)$$

动脉顺应性和动脉弹性、可扩张性概念相近，它表示动脉单位压力改变引起动脉横截面积的变化，动脉血管弹性越差，其僵硬程度越大，单位压力引起动脉变化较小，血管顺应性越差，对应血流速度就越大；反之血管顺应性越好，血流速度就越大。另外，血压增大，血管半径也会增加，血压的增加与血管半径的增加成近似的线性关系，关系式如下：

$$\frac{dr}{r_0} = \frac{r_0}{Eh} dp \dots\dots\dots (2-20)$$

其中：r₀ 表示初始状态下的血管半径，dr 表示血管在 dp 压力改变下半径的变化量，E 表示血管的弹性模量，h 表示血管壁的厚度。

如上式所示，在血管半径变化不是很大的情况下，血管半径的变化与血压的变化是一致的，这样就可以间接地通过无创方式由血管的变化得到血压的变化。

上式中 $r \approx r_0$ 面积 $A = \pi r^2$ ，直径 $d = 2r$ ，得到面积和血压之间的关系式：

$$\frac{dp}{dA} = \frac{Eh}{Ad} \dots\dots\dots(2-21)$$

式子 2-21 描述了血压引起的血管横截面积的改变，式子 2-18 则描述了血液流速的一般表达式，把式子 2-18 带入式子 2-21 中就是 Moens-Korteweg 公式，Moens-Korteweg 公式描述了血流速度与血管属性之间的关系，公式如下：

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}} \dots\dots\dots(2-22)$$

其中，c 表示血流速度，E 表示血管的弹性模量，h 表示血管壁厚度， ρ 表示血液的密度，d 表示血管的直径。

Hughes 等证明了血管跨壁压和血管弹性模量之间的关系

$$E = E_0 e^{\gamma P} \dots\dots\dots(2-23)$$

其中，E 表示血管的弹性模量， E_0 表示初始状态下的弹性模量，P 表示血管跨壁压， γ 表示一个范围为 0.016 到 0.081mmHg 的参考系数。

如上所示，2-23 公式中的 P 表示跨壁压， $P = P_i - P_0$ ， P_i 代表血管壁内动脉内压， P_0 表示动脉壁外压，动脉壁通过动脉外其他生理组织与大气压相连， P_0 可以用大气压来代替，由于平常我们所提及的血压也是指动脉内压与大气压之差，所以 P 可以代替血压。

式 2-22 和式 2-23 相融合，可以推导出血流速度和血压之间的关系式如下：

$$P = \frac{1}{\gamma} \ln \frac{\rho d c^2}{E_0 h} \dots\dots\dots(2-24)$$

前面一部分分析了脉搏波传播速度和血压之间的模型，脉搏波传播速度 c 可以用脉搏波传输时间 PTT 表示，PTT 是指脉搏波从动脉内的某一点传播到远心端的另外一点所用的时间，如果两点的距离已知，根据公式 2-13，脉搏波传输时间和脉搏波速度成反比，假设血液经过长度为 L 的血管，其传输时间为 T，传输速度为 C，把 $C = L/T$ 带入到式 2-24 中，得到 PPT 和血液的关系式：

$$P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \frac{\rho d L^2}{E_0 h} - 2 \ln T \right] \dots\dots\dots(2-25)$$

还可以写成下面的形式:

$$P = a \ln(T) + b \dots\dots\dots (2-26)$$

上式为基于脉搏波传播时间推导血压的指数模型。

将式子 2-25 两边分别对 T 微分, 结果如下:

$$\frac{dP}{dT} = -\frac{2}{\gamma T} \text{ 或 } \Delta P = -\frac{2}{\gamma T} \Delta T \dots\dots\dots (2-27)$$

由上式可知, 如果血液密度, 血管壁厚度和血管弹性不发生变化, 血压的改变量和脉搏波传导时间的变化是成正比的。对于同一个体, 血液和血管的性质在短时期内是不会发生变化, 因此, 可以通过测量脉搏波传输时间的改变来估算血压的变化^{[36][37]}, 血压值可以改写为:

$$P_e = P_b + \Delta P = P_e - \frac{2}{rT_b} \Delta T \dots\dots\dots (2-28)$$

其中, P_b 表示一个基线血压值, P_e 表示待估血压值, P_b 其等于和变化血压值之和。通常 2-28 式简化成下面形式:

$$P = a + bT \dots\dots\dots (2-29)$$

a, b 为待定系数, 它们和每个个体动脉血管性质有关, a, b 随着血管弹性的改变会发生变化, 但是在短期内, 每个个体的 a, b 值是一定的。如下图所示:

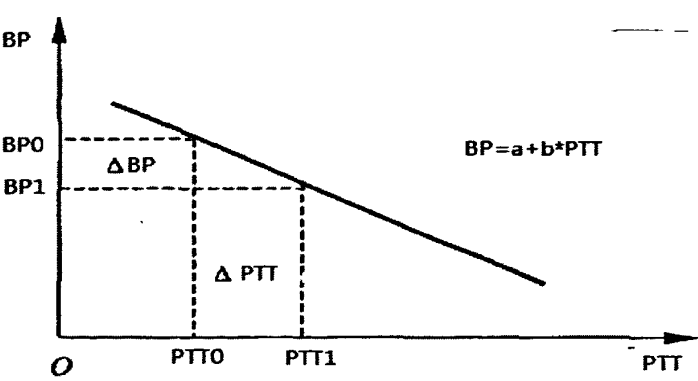


图 2-6 基于脉搏波传输时间的血压线性模型

根据现有的文献, 基于脉搏波传输时间的血压测量对收缩压的估算准确度较高, 对舒张压的估算准确度较低, 收缩压的高低主要决定于心脏收缩能力和每搏输出量, 这些也对脉搏波的传播速度有重要的影响, 而舒张压则与血管系统的外

周阻力密切相关。从生理意义层面来看，脉搏波传播时间与收缩压的关系更加密切。

2.3.2 PTT 的计算方法

由上面的模型可知利用 PTT 来估算血压值需要得到 PTT 的精确值，PTT 计算的影响因素有很多，例如如果在测试的时候采集 PPG 信号的设备和手指之间的接触力发生变化就会引起 PTT 计算很大的误差^[38]，所以要求 PTT 的计算方式具有高度的准确性和广泛适用性。一般情况下，使用 ECG 的 R 波作为起点来计算 PTT，重点选取 PPG 信号的一个特征点，这个特征点很难确定，一方面，脉搏波在不同的位置具有不同的形状，较大的差异性使得不同位置^[39]测得的 PPG 信号，如手指，耳垂，脚趾等位置特征信号有很大不同，如下图所示：

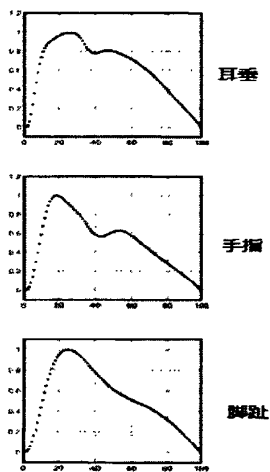


图 2-7 不同位置的 PPG 信号

另一方面，脉搏波在传输中会发生形变，特别是由于波的反射作用，脉搏波经过狭窄，弯曲或者有分叉的血管时都会发生波的反射，由于延时反射波大部分叠加在脉搏波的下降支，因此应当选择脉搏波的上升支来计算脉搏波的传输时间，但是脉搏波信号由于经过了肌肉，皮肤等耦合到传感器，高频信号损失比较大，下面介绍几种主要的判定 PTT 结束点的方法：

1. 最低点

利用脉搏波的最低点作为脉搏波的起点，同时也是计算脉搏波传输时间的终点是最简单的计算方式，如下图所示：

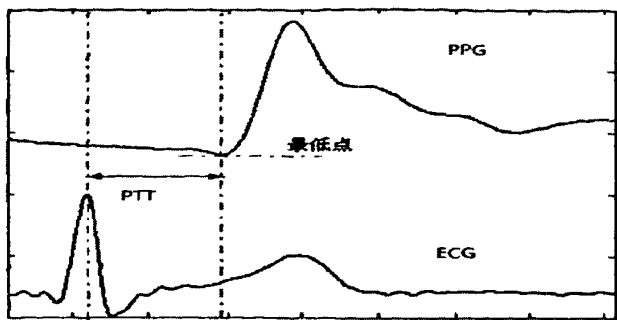


图 2-8 PPG 最低点求 PTT

PPG 的最低点测得 PTT 方法简单，但是最低点并不总是 PPG 的开始点，特别是在有很大漂移的时候，所以利用这种方法时要注意去除漂移。

2. 最高点

最高点是利用峰值点作为 PTT 值的结束点进行计算，示意图如下所示：

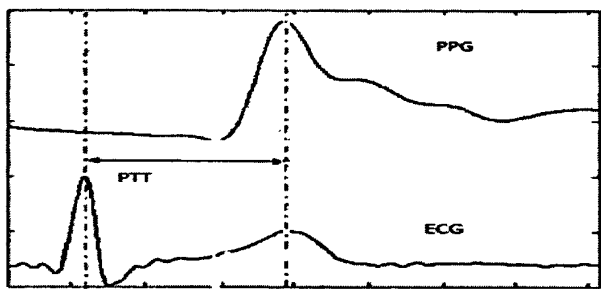


图 2-9 PPG 最大值点求 PTT

3. 一阶微分最大值点

一阶微分最大值点是指 PPG 上升支斜率最大点，利用一阶微分最大值点作为脉搏波起点，这种方法也比较容易实现，可是这个特征点距离主峰值较近，容易受到反射波的影响。PPG 一阶微分求 PTT 示意图如下：

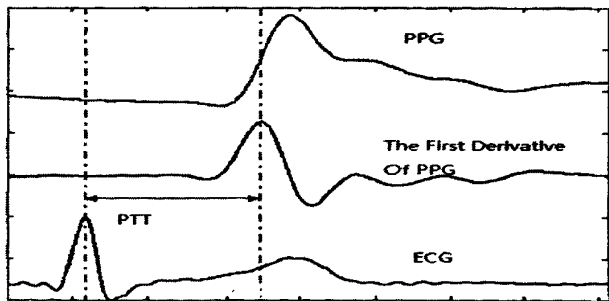


图 2-10 PPG 一阶微分最高点求 PTT

4. 二阶微分最大值点

PPG 信号二阶微分最大值点作为脉搏波起点得到的 PTT 值更接近真实值，

但是采用二阶微分很容易受到干扰,上升支的微小波动都可能影响到二阶微分最大值的检测。PPG 二阶微分最高点求 PTT 的示意图如下所示:

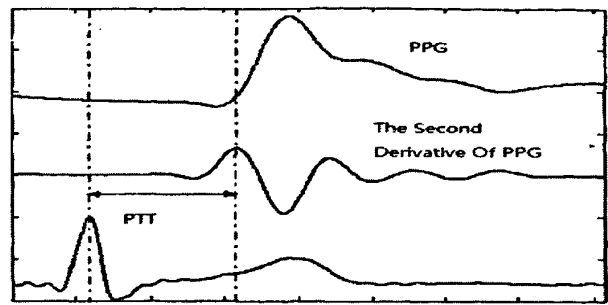


图 2-11 PPG 二阶微分最高点求 PTT

5. 幅度百分点

幅度百分点法是先计算出一个周期内脉搏波最大值 A_{\max} 和最小值 A_{\min} 的差 H ,然后设定这个差值的一定百分数(TH)的高度作为特征点求 PTT:

$$TH = \frac{A - A_{\min}}{A_{\max} - A_{\min}} \dots\dots\dots(2-30)$$

TH 越小,得到的特征点越接近最低点,并且受到反射波的影响越小;反之, TH 越大,得到的特征点越接近主峰点,受到反射波的影响越大。但是,如果 TH 太小非常靠近最低点时,如同利用最低点求 PTT 时所受到的影响一样,区域轻微变化就会带来 PTT 较大变化,误差增大。一般情况下, TH 的取值范围为 5%-20% 时效果比较好。利用幅度百分比求 PTT 的示意图如下所示:

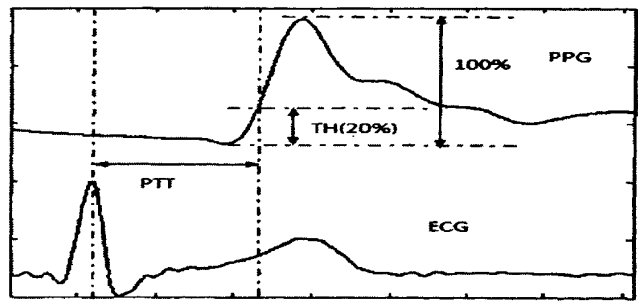


图 2-12 PPG 幅度百分点求 PTT

2.4 小结

本章主要介绍了关于血压, PPG, 以及两者之间的线性模型, 具体内容如下:

1. 血压的产生机理:

血压的产生主要有三个因素的影响：心脏泵血，动脉弹性以及外周阻力；影响血压的血管参数有充盈血液量，心输出量（心率和心搏量），动脉壁弹性以及外周阻力的大小

2.PPG 的一些理论知识，包括 PPG 形成的主要成分，波形的主要特点，以及其生理特性。PPG 的交流部分反映了动脉脉搏的改变，其上升支与心脏收缩期相关，下降支与心脏舒张期相关。并且其特征点与心脏射血，血管弹性以及血液粘稠度相关。

3.推导了利用 PPG 传输时间（PTT）计算血压值的线性模型：

首先分析了血流速度与血压之间的关系，主要阐述了 Moens-Korteweg 公式中血压值和脉搏波传播速度之间的关系，在此基础之上介绍了基于 PTT 的线性血压模型，线性模型是在假设血流密度，血管壁厚度和血管弹性等不发生变化的基础之上的血压模型。

4.讲解了几种求解 PTT 的方法，在 PPG 的理论中了解到 PPG 波形是先前波与反射波的合成波，因此 PPG 的传输时间并不是由 PPG 的起点决定的，在计算 PTT 中可以选取 PPG 信号上升支的特征点作为 PTT 的结束点。

这一章是整个设计的核心内容，下面一章的系统设计都是建立在对模型分析之后的求解中。

第三章 ECG 和 PPG 信号的小波重构

3.1 小波变换理论

时域内隐藏的信息有时可以在频域中很明显地表达,例如医学信号中的心电信号 (ECG),心脏学家起初是分析时域内的 ECG 信号来判定病人的病理状态,最近一种频域 ECG 测试分析仪,用来检测 QRS 波等波群的频率成分,进而分析心脏的病理情况。与其他频域信号处理方法不同,小波变换应用的领域非常广泛,除了信号处理^[40-42]外,还有计算机视觉^[43-45],数学^[46-50],物理^[51]。小波为非稳态的信号处理算法提供了一种理论方法,并且为科学家开拓了一种思维去研究新的算法,这个小节我们主要讨论一下傅里叶变换,短时傅里叶变换以及小波变化;通过多尺度分析,进行小波构造,从而去除 ECG 和 PPG 的干扰信号。

3.1.1 傅里叶变换

1807 年,傅里叶提出以 2π 为周期的函数可以表示为一系列正弦和余弦函数之和,傅里叶序列如下:

$$f(x)=\frac{a_0}{2}+\sum_{k=1}^{\infty}(a_k \cos kx+b_k \sin kx).....(3-1)$$

$$a_k=\frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx.....(3-2)$$

$$b_k=\frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx.....(3-3)$$

$$k=1,2...$$

由傅里叶系数后得到其离散变换形式以及其他的三角法测量系统例如余弦变换,这些频谱分析工具为现代信号处理提供了很多重要的工具,例如 X 光断层摄影术等。更重要的是傅里叶变换确立了频率的概念使得我们能够理解转换系数,傅里叶变换的一般形式如下:

$$F(w) = \bar{f}(w) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \dots\dots\dots(3-4)$$

$$F^{-1}(t) = f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(w)e^{j\omega t} dw \dots\dots\dots(3-5)$$

在离散时间域里面，我们使用离散傅里叶变换，如下所示：

$$\bar{f}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n)e^{-\frac{2\pi j}{N}nk} \dots\dots\dots(3-6)$$

$$f(n) = \frac{1}{2\pi} \sum_{k=0}^{N-1} \bar{f}(k)e^{\frac{2\pi j}{N}nk} \dots\dots\dots(3-7)$$

3.1.2 短时傅里叶变换

上述三角系基础函数的非紧凑性降低了信号局部频谱分析的能力，也就是说，我们不能得到任意时间段内的频谱，对于这个缺点，Gabor 建议通过一个滑动的窗口定为一个信号，并在窗口内进行傅里叶变换，短时傅里叶变换如下：

$$STFT(b, w) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)g(t-b)e^{-j\omega t} dt \dots\dots\dots(3-8)$$

短时傅里叶变换在信号处理领域引起了极大的关注，特别是在时频分析方面，时频分析可以一个信号在时间域内的频谱能量的分布。它可以以一个二维图像的形式表现出两个变量：时间和频率，幅值则表示在特定时间和频率内该信号的能量分布。可是因为时间和频率两个变量是相关的，即如果时间窗口减小，那么频率分辨率必定会降低，反之亦然，所以我们不能任意独立地调整时间和空间的分辨率。著名的“不确定原则”^{[52][53]}就描述了这种关系。下面的公式定义了一种测量函数在时间域和空间域的伸展性的方法：

$$d^2 = \frac{1}{E} \int_{-\infty}^{\infty} t^2 |f(t)|^2 dt \dots\dots\dots(3-9)$$

$$D^2 = \frac{1}{2\pi E} \int_{-\infty}^{\infty} w^2 |\bar{f}(w)|^2 dw \dots\dots\dots(3-10)$$

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |\bar{f}(w)|^2 dw \dots\dots\dots(3-11)$$

不确定原理描述如下：

如果 $\sqrt{t}f(t) \rightarrow 0$ ，并且 $|t| \rightarrow -\infty$ 因此 $Dd \geq \frac{1}{2}$ ，等式适用于 $f(t) = Ae^{-\alpha t^2}$ 。不确定性原理表明不能随意地同时减小一个函数在时间和频率域内的支集。从下图可以看出，窗函数应该在时间和频率域内都含有紧支持集，当参数 w 变化时，窗函数在频率域内发生转变，相似地，如果转化参数 b 变化，窗函数在时间域内产生转变。

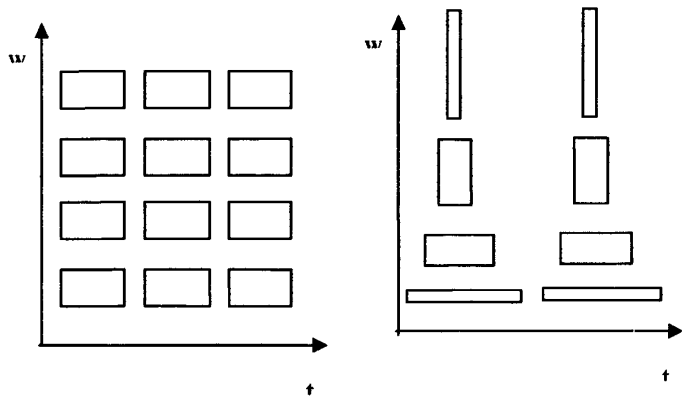


图 3-1 短时傅里叶变换和小波变换的时间频率域配置

3.1.3 连续小波变换

短时傅里叶变换不能解决时间-频率的局限性问题。合适的窗函数至关重要，而问题的关键是我们无法确定被选择的窗是否是最优化的，例如，如果窗口很小，时间域的定位就会比较准确但是频率域的分辨率就会降低，反之亦然，这点从不确定原则里就可以很清楚地得到。

1980 年，Morlet 建议用一些基本的函数分析一个信号，这些基函数由时间尺度的变换产生，这就是小波基。通过尺度变换一些短时高分辨率或者长时低分辨率的函数产生了。连续小波变换则是这些基函数和信号函数的内积，如下所示：

$$F_w(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi_{ab}^*(t) f(t) dt \dots\dots\dots (3-12)$$

其中*表示复共轭。相对应的基函数是由小波基通过移动和缩放产生的：

$$\psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi(\frac{t-b}{a}) \dots\dots\dots (3-13)$$

“小波”这个术语表示小的波动，“小”是指窗口函数(小波基)是有限长的，

即紧支持集。“波”是指函数是波动的，参数 a 是尺度参数， a 越大，窗口越大，对应观测到的频率越小，因此 a 可以被看做是频率的倒数； b 是转移参数，这个短时傅里叶变化中的是一致的，表示了窗口的位置，与时间信息相对应。

基小波 $\psi_{ab}(t)$ 通过移动和伸缩提供一系列子小波。为了能够恢复原始信号 $f(t)$ ，连续逆小波变换如下：

$$f(t) = \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{a^2} F_w(a, b) \tilde{\psi}_{ab}(t) db da \dots\dots\dots (3-14)$$

$\tilde{\psi}_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \tilde{\psi}(\frac{t-b}{a})$ 是小波基 $\psi_{ab}(t)$ 的双函数，双函数必须满足如下条件：

$$\int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{a^2} \psi_{ab}(t_1) \tilde{\psi}_{ab}(t) db da = \delta(t - t_1) \dots\dots\dots (3-15)$$

其中： $\tilde{\psi}(t) = C_{\psi} \psi(t)$, $C_{\psi} = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} dw$ ， $\hat{\psi}(w)$ 是 $\psi(t)$ 的傅里叶变换，被称为允许常数。为了能够得到小波的逆变换，允许常数必须满足一下的允许条件：

$$0 < C_{\psi} < +\infty \dots\dots\dots (3-16)$$

从上述的允许条件可以得到： $\hat{\psi}(0) = 0$ ，即小波基积分和为 0。另外基于允许条件中对频域的限制，小波集合也是一系列的带通滤波器。很多函数满足上述条件，但是并非都可以用来进行小波分析的。针对不同的应用，小波基的选择主要依据于其形式和光滑性，让小波的波形与被分析波形相匹配是分析成功的关键。

3.2 多分辨率分析与小波分解重构

上述的连续小波变换在信息表达上存在冗余，并且对于计算机来说需要对信号进行离散化处理，离散小波变换是分别对尺度参数 a 和平移参数 b 离散化处理，取 $a = a_0^j, b = ka_0^j b_0, j \in Z, a_0 \neq 1$ ，那么小波基可以写成如下形式：

$$\psi_{j,k} = a_0^{-j/2} \psi(\frac{t - ka_0^j b_0}{a_0^j}) = a_0^{-j/2} \psi(a_0^{-j} t - kb_0) \dots\dots\dots (3-17)$$

3.2.1 多分辨率分析

多分辨率分析是指在封闭空间 $L^2(R)$ ，满足下列性质的系列子空间

$\{V_j\}, j \in Z$:

1. 分簇性: $V_j \subset V_{j+1}$
2. 可伸缩性: $f(x) \in V_j \Leftrightarrow f(2^{-j}x - k) \in V_{j+1}$
3. 完整性: $\bigcup_{j \in Z} V_j = L^2(R)$
4. 分离性: $\bigcap_{j \in Z} V_j = \{0\}$
5. 正交基存在性: 存在 $\phi(x) \in V_0$ ，使得 $\phi(x-k)$ 是 V_0 的正交基。

$L^2(R)$ 可用其子空间 V_j, W_j 表示，其中 V_j, W_j 分别为尺度空间和小波空间，尺度空间和小波空间是相互正交的，即 $V_j \perp W_j$ 。尺度空间 V_j 反映了空间的分辨率， j 变小时分辨率越高，能够辨别的细节部分越清晰，观察到的信息量越多，所以 $V_j \subset V_{j+1}$ 。小波空间是指两个尺度空间之差，即 $V_j \oplus W_j = V_{j+1}$ ， W_j 表达的是 V_j 逼近 V_{j+1} 时重新获得的信息。在多分辨率分析过程中， V_j 为逼近空间，平方可积函数 $f(t)$ 可以看做是用低通平滑函数 $\phi(t)$ 对其进行逐级逼近的结果，在这个过程中低通平滑函数 $\phi(t)$ 也在进行逐步逼近，这就是多分辨率。

对于 V_0 中的低通平滑函数 $\phi(t)$ ，其移位集合 $\{\phi(t-k) = \phi_{0k}(t)\}_{k \in Z}$ 是 V_0 的正交归一基，称为尺度函数，其中 $\phi_{jk}(t) = 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t - k)$ 。 V_0 中任意函数 $f(t)$ 都可以表示为尺度函数 $\phi_{0k}(t)$ 的线性组合，假设 $A_0 f(t)$ 表示 $f(t)$ 在 V_0 上的投影，则：

$$A_0 f(t) = \sum_k x_k^0(t) \phi_{0k}(t) \dots \dots \dots (3-18)$$

$$x_k^0(t) = \langle f(t), \phi_{0k}(t) \rangle \dots \dots \dots (3-19)$$

同理：

$$A_1 f(t) = \sum_k x_k^1(t) \phi_{1k}(t), x_k^1 = \langle f(t), \phi_{1k}(t) \rangle \dots \dots \dots (3-20)$$

$A_0f(t), A_1f(t)$ 分别是 $f(t)$ 在 V_0, V_1 处的平滑逼近, 即 $f(t)$ 在分辨率 $j=0,1$ 处的概貌。

对于 W_0 中的带通函数 $\psi(t)$, 其移位集合 $\{\psi(t-k)=\psi_{0k}(t)\}_{k\in Z}$ 是 W_0 的正交归一基, 称为小波函数, 根据二尺度的伸缩性, W_1 中的任何函数 $f(t)$ 都可以表示为小波函数 $\psi_{1k}(t)$ 的线性组合, 假设 $D_1f(t)$ 表示 $f(t)$ 在 W_1 上的投影, 则:

$$D_1f(t)=\sum d_k^1\psi_{1k}(t)\dots\dots\dots(3-21)$$

$$d_k^1=<f(t),\psi_{1k}(t)>\dots\dots\dots(3-22)$$

由于 $V_0=V_1\oplus W_1$, 所以 $P_0f(t)=P_1f(t)+D_1f(t)$, 以此类推:

$$A_jf(t)=A_{j+1}f(t)+D_{j+1}f(t)\dots\dots\dots(3-23)$$

其中 $A_jf(t)$ 是 $f(t)$ 在 V_j 中的投影, 是 $f(t)$ 在分辨率 j 下得到的平滑逼近, 而 $D_jf(t)$ 是 $f(t)$ 在 W_j 中的投影, 是 $A_jf(t)$ 和 $A_{j-1}f(t)$ 的细节差异。原始信号 $f(t)$ 可以逐级分解为基于小波函数和尺度函数的一系列小波系数和逼近系数, 如下图所示:

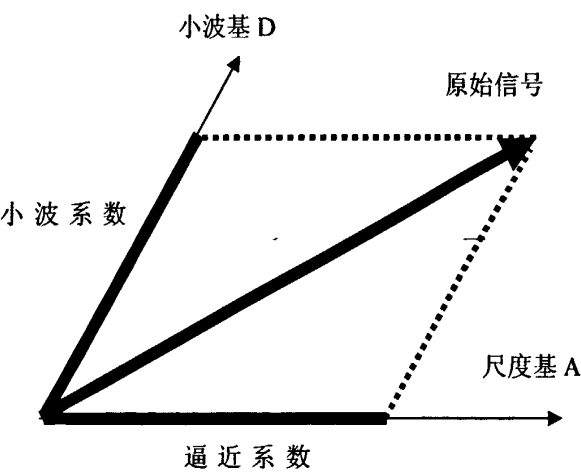


图 3-2 原始信号的小波空间和尺度空间的投影

$A_jf(t)=A_{j+1}f(t)+D_{j+1}f(t)$ 可以理解为上一个频率的逼近等于下一个频率的带通和低通对信号贡献之和。尺度函数和小波函数的确定可以由给定滤波系数生成, 小波的近似系数和细节系数可以通过滤波系数直接给出, 而不需要知道小波基函数。

3.2.2 小波分解与重构

实际使用中,小波变换是通过 Mallat 的金字塔算法对信号进行前向转换(分解)和逆转换(合成)的。在二进制小波变换中, $\psi_{j,k}(t)$ 是标准正交基,反映在频谱上,是不同 j 所确定的频带是相互独立的, j 由 0 变成正无穷大时,所有的独立频带将会覆盖整个频率。小波分解则是利用了小波基 D 和尺度基 A 进行小波系数和逼近系数的求解,小波函数和尺度函数可以由两个滤波器进行求解,使用这两个通道的滤波器对信号进行降低一半的采样,这个过程是叠加的,依次产生一系列分解等级。

尺度函数:

$$\phi_{jk}(t) = 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t - k), j, k \in Z \dots\dots\dots (3-24)$$

小波函数:

$$\psi_{jk}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \dots\dots\dots (3-25)$$

小波函数对于所有 $j, k \in Z$ 都是正交的,即 $\int \psi_{jk}(t) \psi_{j'k'}^* dt = \delta_{jj', kk'}$, 再根据泛函空间的函数可以在标准正交基上展开,可得:

$$2^{-j/2} \phi(2^{-j}t) = \sum_{k \in Z} h_n 2^{-(j-1)/2} \phi(2^{-(j-1)}t - k) \dots\dots\dots (3-26)$$

$$2^{-j/2} \psi(2^{-j}t) = \sum_{k \in Z} g_n 2^{-(j-1)/2} \phi(2^{-(j-1)}t - k) j \in Z, k \in Z \dots\dots\dots (3-27)$$

其中:

$$h_n = \langle 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t), 2^{-(j-1)/2} \phi(2^{-(j-1)}t - k) \rangle \dots\dots\dots (3-28)$$

$$g_n = \langle 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t), 2^{-(j-1)/2} \phi(2^{-(j-1)}t - k) \rangle j \in Z, k \in Z \dots\dots\dots (3-29)$$

假设 x 是列散的信号,共有 $N=2^J$ 个点, x 的离散小波变换是一种递归的瀑布结构,其包含减半抽样,执行低通滤波 h 和高通滤波 g 计算,不同的截止频率用在不同层次上。其中,半带高通滤波 g 用于分析信号的高频成分,对应的半带低通滤波 h 用于分析信号的低频成分,同时提供下一个阶层需要分析的信号。滤波之后,信号的信息量减少,进而改变范围和等级,下图描述了上述过程:

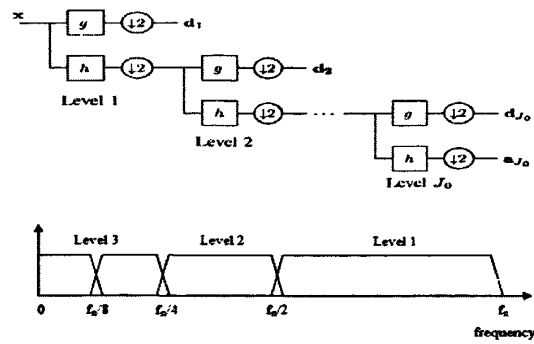


图 3-3 小波信号分解图

最后提取出了信号组 $\{d_1, d_2, d_3, \dots, d_{J_0}, a_{J_0}\}$ ，其中 J_0 表示小波分解的尺度。这组近似向量和细节向量表示了原始信号的小波分解。向量 d_j 包含了小波分解在尺度 j 上的细节因子， j 是从1到 J_0 的整数，向量 a_{J_0} 表示信号在尺度 J_0 上的接近因子。细节因子包含该尺度上的高频成分，接近因子则是反映了信号分解后的低频带。根据 J_0 的选择不同，可以得到一组不同的因子。离散信号 x 和它的离散小波分解含有相同的长度 N ，逆变换采用相似的递归方法。总之，离散小波分析结果好坏在于对小波基的选择，即低通和高通滤波器的选择，同时还取决于分解的尺度 J_0 。

3.3 小波变换在 ECG 和 PPG 信号处理上的应用

小波分解和重构后可以用来消除呼吸信号引起的基线漂移现象，下面是用小波分解和重构对 ECG 和 PPG 信号的处理过程。我们采用 sym8 小波对 ECG 和 PPG 信号进行分解重构，下面给出 sym8 的小波函数和尺度函数以及其构成的高通，低通滤波器：

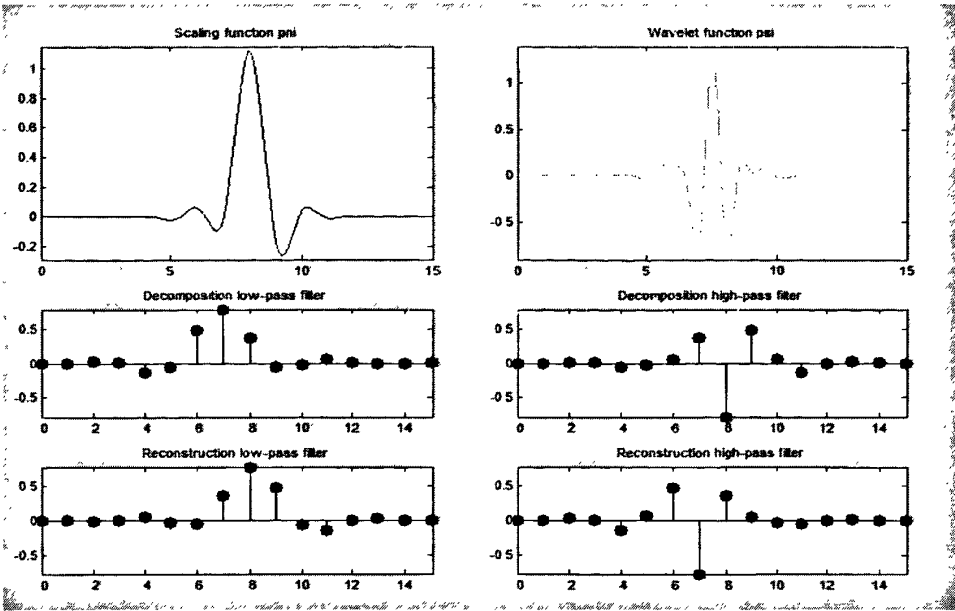


图 3-4 sym8 的小波函数，尺度函数

低通分解，重构滤波器系数（左中下）

高通分解，重构滤波器系数（右中下）

Sym 是对称小波，它是 db 小波的改进，db 小波是正交小波，兵器是紧支撑的， $\phi(t)$ 的支撑范围在 $t=0\sim(2N-1)$ ， $\psi(t)$ 的支撑范围在 $(1-N)\sim N$ ，小波 $\psi(t)$ 具有 N 阶消失矩，除了 db 的这些特点外，sym 小波是接近堆成的，因此，所用的滤波器接近于线性相位。一段原始信号 ECG 以及其 sym8 小波 9 阶分解后的结果如下：

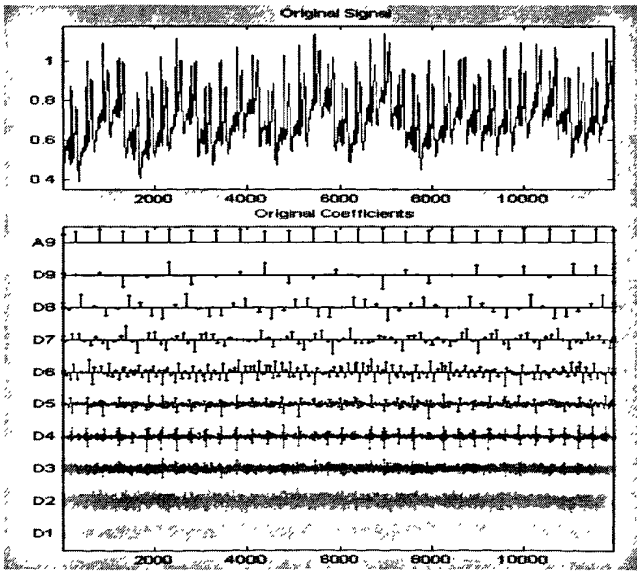


图 3-5 含有明显呼吸的 ECG 信号的小波系数分解

去除细节因子 D1-D9 后得到的基线漂移如下:

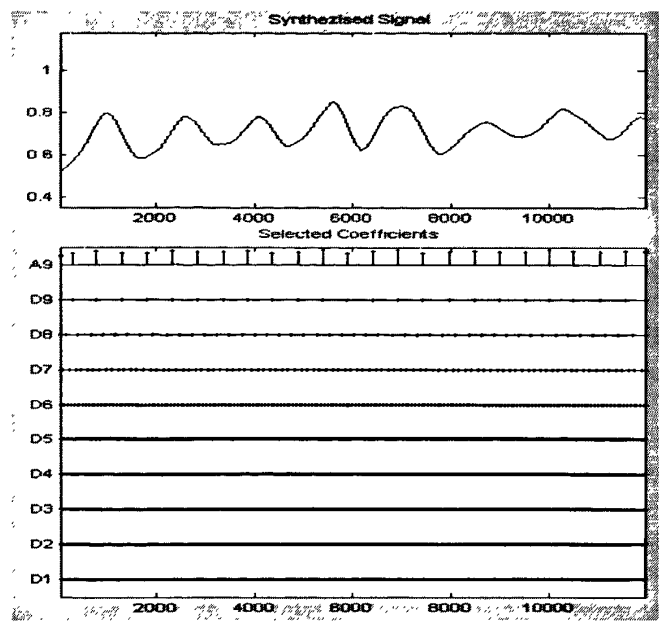


图 3-6 小波系数 D1-D9 赋值为 0 后重构信号

去除基线漂移后的信号及其分析如下所示:

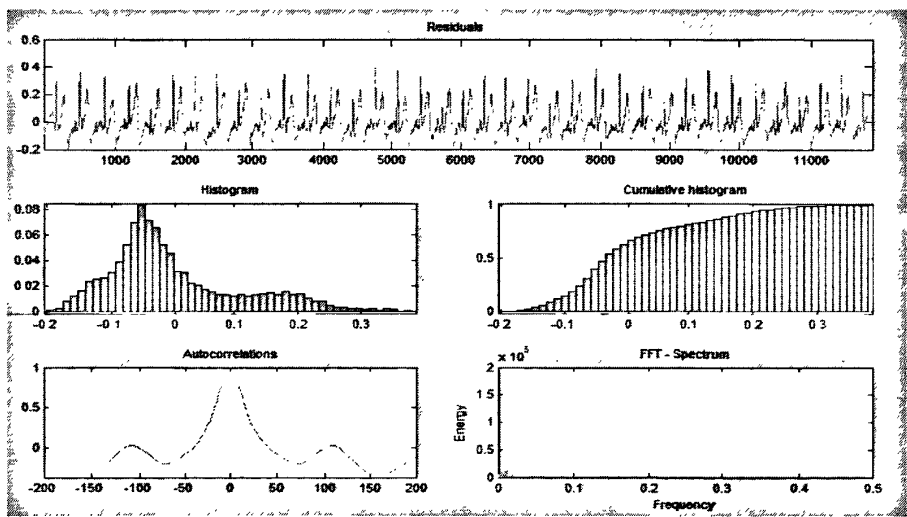


图 3-7 小波系数 A9 赋值为 0 后重构信号

PPG 信号的去除呼吸等基线漂移过程如上述过程所示，信号整理如下所示:

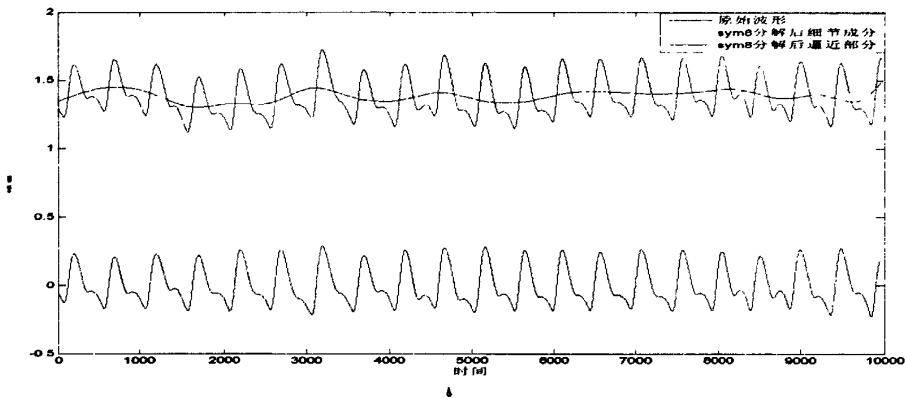


图 3-8 PPG 信号用小波分解重构后得到图形

3.4 小结

本节由傅里叶变换开始介绍到时频域变换，短时傅里叶变换，最后给出了小波变换相对于短时傅里叶变换的优点：可变的时间，频率分辨率。多分辨率分析使离散小波变换得到了广泛的应用，其原理是：可以把信号看做是经过一系列由小波函数构造的低通和高通滤波器，本文采用的是 sym8 小波，并且给出了此小波所构成的低通和高通滤波系数，最后，理论联系实际，利用 sym8 小波分解和合成理论对采集到的 PPG 和 ECG 信号进行处理，在去除基线漂移方面却得很好的效果。

第四章 系统设计

4.1 硬件电路

4.1.1 心电硬件设计

心电图描绘了心脏或心肌在心跳期间引起的电压图,它可以准确地提供心脏性能状态,因为心脏细胞产生的这种以一定的规律收缩放松的电化学心跳冲击,因为身体内流动的物质是具有导电性的,所以这些电化动作可以从身体的表面测量。大约 1mV 的电势差在不同的身体点之间显示出来,这可以通过在身体表面安置电极来测量。典型的心电图包括 P, Q, R, S, T, U 波,其中 P 波是由于心房收缩引起的称为心房复合体波,其他都是由心室的行动引起的称为心室复合波。大多数的心电图终端至少采用 3 个或 3 个以上的电极,采用右腿驱动接地。因为 PTT 的计算只需要一心电的 R 波为基准,同时为了更方便地测量,我们采用双电极心电测量。

从电极获得的峰峰值为 1mV 的心电信号,同时人体能产生很多噪声信号,包括 50Hz 为主的天线频率噪声,任何放大器都会同时放大夹杂在 ECG 信号中的噪声,在某些情况下噪声完全会取代 ECG 信号,使被放大的信号毫无价值。所以在放大的前端采用差分放大器,这样就会把从电极采集的 ECG 信号具有同样模式的噪声信号通过理想匹配的差分放大器去除掉。差分放大器使用 INA321,差分放大的倍数为 5 倍,之后用 OPA2335 放大器负反馈电阻并上电容提供 100 倍的放大倍数以及大约 250Hz 的高通滤波。由于巨大的放大因素输出信号会对电极上皮肤瞬时电阻的变化敏感,这将产生基线漫步并且产生 ECG 的波浪形迹线,因此在使用另外一个 OPA2335 放大器构成模拟积分器对差分放大的直流电流积分后反馈给 INA321。这样不论皮肤阻抗怎么变化,这个反馈可以使 INA321 维持一个恒定的直流输出量。双电极电路设计如下:

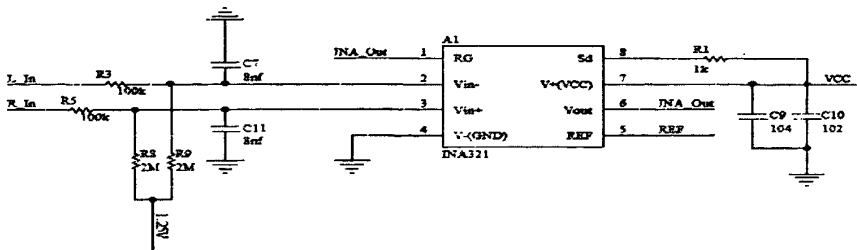


图 4-1 差分放大

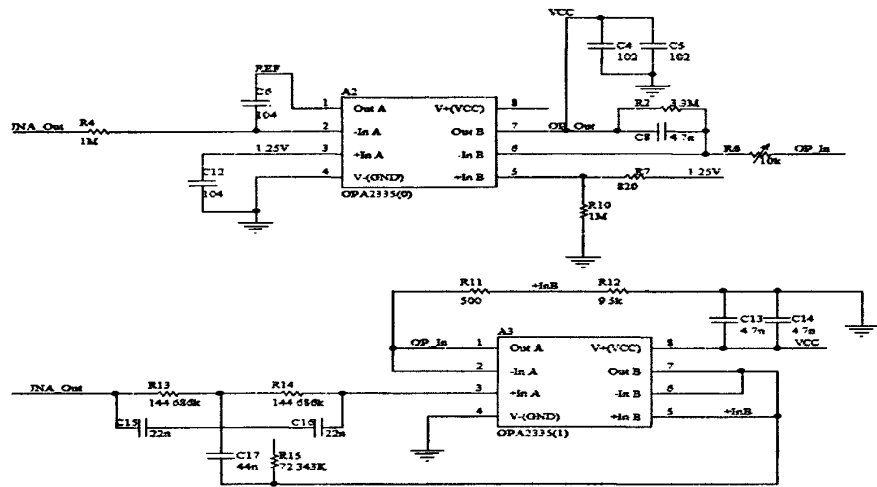


图 4-2 低通滤波，放大，积分反馈

4.1.2 PPG 信号采集电路设计

硬件采集采用 660nm 的红光作为光源，经过透射的方式被光电管接收。光电发射管和接收管被放置在组织(手指，脚趾，耳垂等)的两侧，一部分光被吸收，另外一部分被透射，本系统采集透射过的光。心脏泵血会引起血液容量的周期性变化，PPG 信号的周期频率为 0.1-30Hz。信号拾取电路检测出微弱的 PPG 信号，再通过放大滤波电路后连接到 NI 的 USB6009 数据采集卡。硬件框架如下图所示：

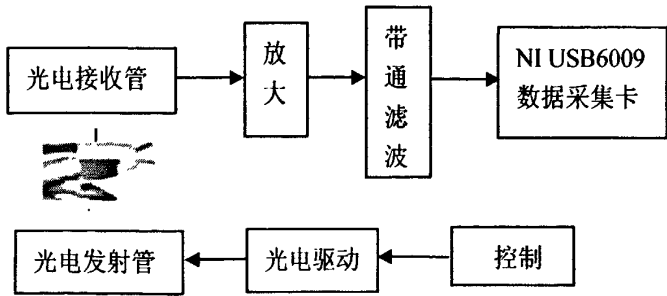


图 4-3 PPG 信号采集硬件设计框架

下面对硬件电路进行详细的解释说明。信号拾取电路是利用光电二极管的光电池特性：当无光照射在光电二极管的时候，光电二极管存在微弱的反向饱和漏电流，即暗电流（ 1×10^{-8} 至 1×10^{-9} A）；当光电二极管外加方向电压时，其暗电流的大小随着光照强度的增大而增大，光电二极管在反压下受到光照而产生的电流成为光电流，光电流受入射照度的控制。照度一定时，光电二极管可等效成恒流源。照度越大，光电流越大，在光电流大于几十微安时，与照度成线性关系。

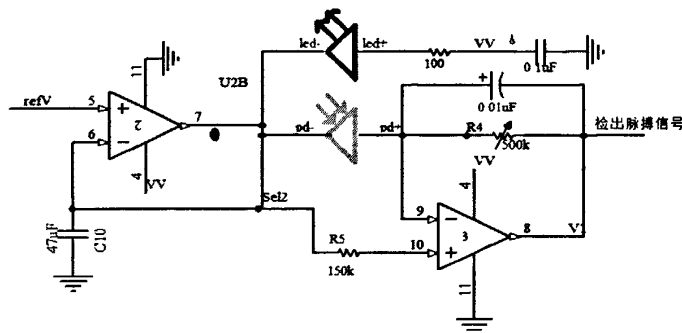


图 4-4 PPG 信号拾取电路

如上图所示，当血管里血液充盈时，透射过的光强将变弱，光电流则变小，输出的波动电压将略小于参考电压；反之，当血液里血液减少时，透射过的光强将变强，光电流则变大，输出的波动电压由于负反馈变小，总之，检出的脉搏信号随着血液容积的变化呈现出相同趋势的变化。由于光电流本身比较微弱，所以检出的信号变化非常微弱，需要经过放大滤波处理。

信号检出之后对其进行处理, 处理步骤主要包括放大, 工频陷波, 滤波。按人体脉搏在运动后最高跳动次数达 240 次/分计算来设计低通放大器, 采用二级低通滤波器, 放大倍数为 22 被, 截止频率为 7.7Hz。

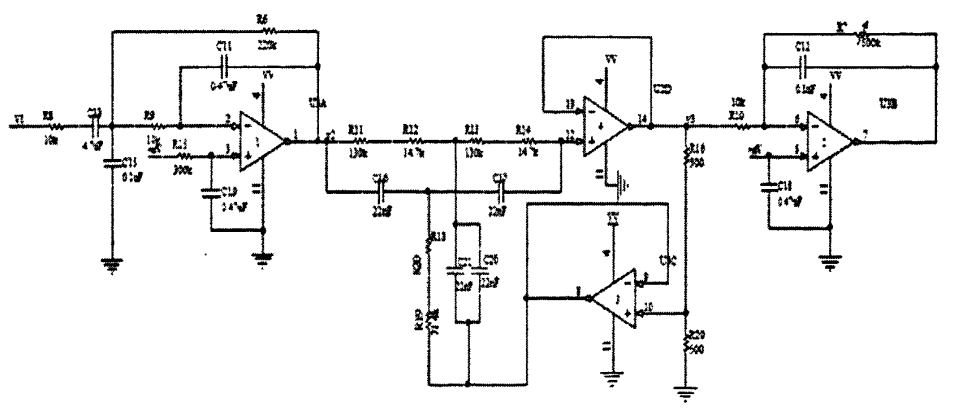


图 4-5 PPG 信号调理电路

4.2 软件设计

LabVIEW 是国家仪器(NI)公司开发的一种基于虚拟仪器的图像化编程软件 [54][55]，它以其强大的数据流执行方式，信号处理工具包以及直观的机器视觉越来越多地得到大家的认可。同时，与 LabVIEW 配套的数据采集卡通过直接连接采集到的模拟信号到 LabVIEW 而大大缩短开发周期，数据采集卡有 PCI、PXI、USB 多种接口可供选择。

本软件采用 LabVIEW 作为分析平台。

4.2.1 PPG 信号特征点提取

PPG 信号特征点提取之前先对其进行调理，信号调理部分是对含有噪声的信号进行预处理使其便于特征的提取，其包含三个步骤：去除奇异值，FIR 低通滤波和去除基线漂移；信号特征提取含有三种方法：微分阈值法，小波极大值模法和改进的小波极大值模法。PPG 信号处理和特征提取整体流程图如下所示：

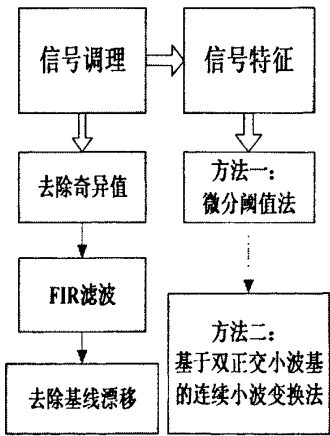


图 4-6 PPG 信号特征提取流程

下面分别对信号处理的算法及其结果进行介绍。

1 去除奇异点

首先进行奇异点的剔除，包括两个个步骤，第一，除去采样数据前后各 2s 的数据，由于放置和移除采样传感器的时候会引起信号的剧烈变动，所以对这些数据直接剔除；第二，除去采样过程中的奇异点，这些点是指大于平均值 10 倍的数值，去除奇异点后用 spline 方法对奇异点的空缺位置进行插值。

2 滤波去噪

中值滤波可以很好地去掉异常值，包括极大值和极小值，用于平滑曲线，达到去除奇异点的目的，对抑制尖锐噪声有很好的效果，本文的中值滤波采用 5*5 模板。中值滤波只能减少波形局部的奇异点，对于高频信号引起的毛刺还需要有低通滤波器进行滤波。对于数字滤波主要有两种方法：有限长脉冲响应(FIR)滤波与无限长脉冲响应(IIR)滤波，FIR 滤波器与 IIR 相比有很好的线性相位，线性相位滤波器不会改变输入信号的形状，只是在时域上使信号延迟，这点对于 PPG 信号在某个时刻的特征提取来说尤为重要，另外，IIR 滤波器在滤波的初始位置会出现振荡，而 FIR 滤波器就比较稳定，其每一刻的输出只与其前面 N 个输入序列有关，其输入输出函数为：

$$y(n)=\sum_{k=0}^{N-1}h(k)x(n-k).....(4-1)$$

其中 x(n), y(n)分别是输入输出序列，h(k)是滤波系数因子，根据选择的数字滤波方法不同可以得到不同的因子序列，数字滤波的方法有很多，包括频率采样法，窗函数法，本文中采用窗函数法，窗函数可以根据需求进行选择，矩形窗的主瓣宽度比较窄常用于精确测量主频而不顾及幅值信息；指数窗用于随时间按指数衰减的波形；三角函数窗可以用来检测出含有干扰噪声的窄带信息。本文中选用汉明窗函数，它是改进的汉宁窗，N 阶汉明窗的窗函数如下：

$$w(n)=[0.54-0.46\cos(\frac{2\pi n}{N})] \quad 0\leq n\leq N.....(4-2)$$

汉明窗的加权系数能使旁瓣达到更小。本文使用 21 阶汉明窗，采样频率 fs 为 500Hz，截止频率 fc 为 30Hz，模拟滤波技术指标转换为数字滤波指标 $wc=2*fc/fs=0.12$ 滤波后的效果如下：

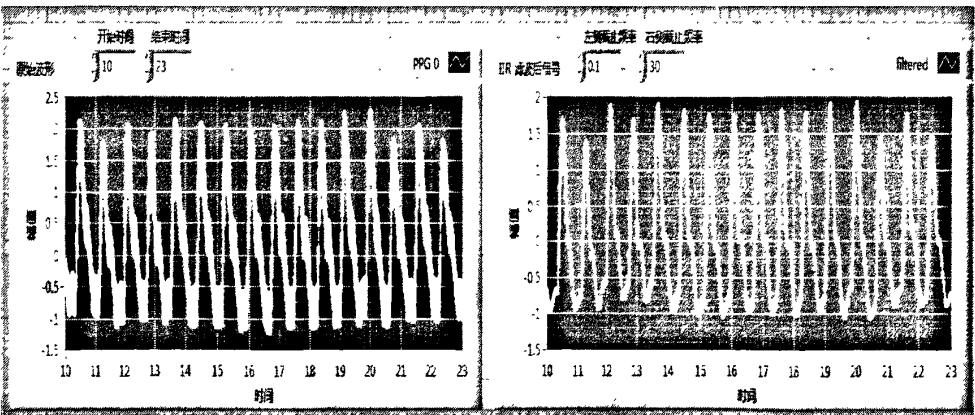


图 4-7 滤波光滑

3 基于小波变换的基线漂移去除

对信号进行平滑处理之后进行去除基线漂移,PPG 信号的基线漂移主要来自人体移动以及呼吸信号,例如呼吸信号的频率范围是 0.3-1Hz,它和 PPG 信号本身有频率重叠部分,因此用频率的方式并不能移除这些信号。本文采用小波分解后重构的方法,在重构的过程中去除平均部分保留细节的方式去除呼吸等的影响。

小波分析是用一组函数去表示或逼近一个信号,这些小波函数系是由小波基,在不同尺度下的平移和伸缩得到的。小波函数系的特点是时宽和频宽的乘积很小,并且在时间和频率轴上都很集中,因此,小波分析的时频分辨率在高频处时间分辨率高而频率分辨率低,在低频处频率分辨率高而时间分辨率低。从滤波角度看,正交小波分解就是把信号通过一系列的低通滤波器和高通滤波器,分解得到一组低频信号和一组高频信号,并且对低频信号再次进行分解,小波分解的阶数代表了上述对低频信号的分解次数。小波分解和重构图形如下所示:

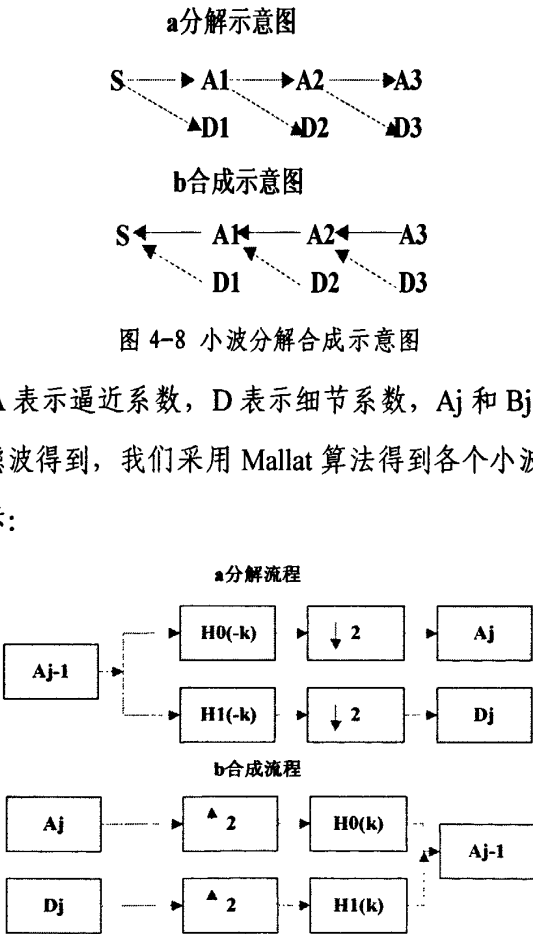


图 4-9 小波分解合成流程图

其中 $\downarrow 2$ 表示二次抽样,即由 A_{j-1} 到 A_j , D_j 的样点数减少一半; $\uparrow 2$ 表示插值,即由 A_j , D_j 到 A_{j+1} 的样点数增加一倍, H_0 表示低通滤波器, H_1 表示高通滤波器,Mallat 算法如下:

$$A_{jk} = \sum_n h_0(n-2k)A_{(j-1)k} \dots\dots\dots (4-3)$$

$$D_{jk} = \sum_n h_1(n-2k)A_{(j-1)k} \dots\dots\dots (4-4)$$

上式中, $h_0(k)$ 和 $h_1(k)$ 由选择的小波基函数决定,与具体的尺度无关,无论对哪两个相邻级其值都相同,被称为滤波器系数。本文中我们选用 sym8 小波基,

$$trendlevel = 1 - \frac{N}{\log^{L_s}}$$

并使用了趋势等级这个概念,
N 表示小波分解的阶层, L_s 是被分析信号的数据序列长度,

Trend level 的范围是 0-1,其值越大,表示趋势越接近原始值,可以理解为,因为小波分解的阶数(N)越小,趋势包含原始信号越多的信息;反之,trend level 值越小,表示趋势越接近原始信号的低频部分。在我们的软件设计里面,trend level 的值是可以被用户自行设置的,从其不同的值可以分析出,当 trend level 被设为合适的值时,就可以得到整个信号的基线漂移信息。另外 wavelet basis 表示用哪一种小波基进行小波分解的,可供选择的小波基有 db, bior, sym, Haar, coif。从我们的实验中可以得出 sym8 的 0.4 阶去趋势能够很好地剔除信号的基线漂移现象。实验结果如下图所示:

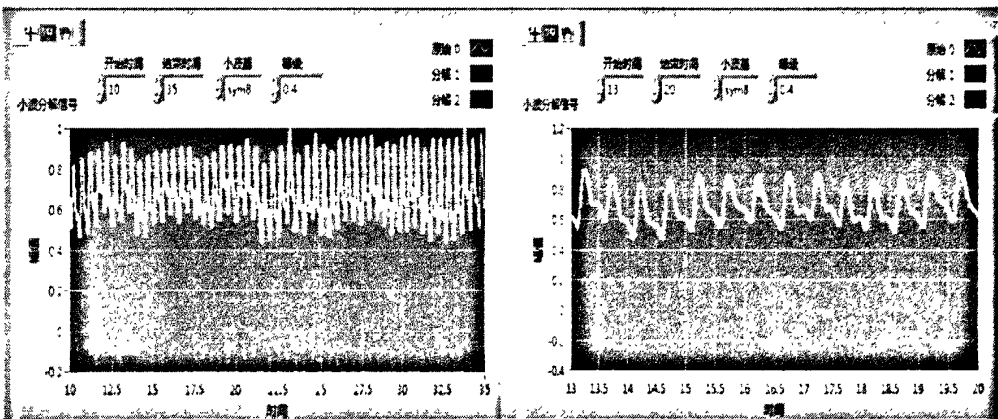


图 4-10 PPG 去除基线漂移

4 特征提取

(1)特征点的提取我们使用微分法,主要有三个步骤:插值,微分,提取极

值点。插值对于数字微分来说尤为重要，本文采用三次样板插值法，其公式如下：

$$S_i(x) = y_i + y_{i,i+1}(x-x_i) + \frac{1}{6}(x-x_i)(x-x_{i+1}).....(4-5)$$

其中 $y_{i,i+1} = \frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i}$

三次样板插值法可以保证 S(x)在整个区间上有连续的一阶及二阶倒数，这将有利于之后的微分操作，离散微分并不像连续微分结果那么理想，对微分结果提取最接近 0 的位置作为特征点，一阶微分的零点包括求出来原始数据的极值点，包括快速射血期起点，主峰值点，降中峡点和降中波点；二阶微分的极值点与心血管血管壁的膨胀性，弹性有关，所以微分阈值法求出来一阶和二阶微分，并在此基础上得到其特征点，最后的提取结果如下：

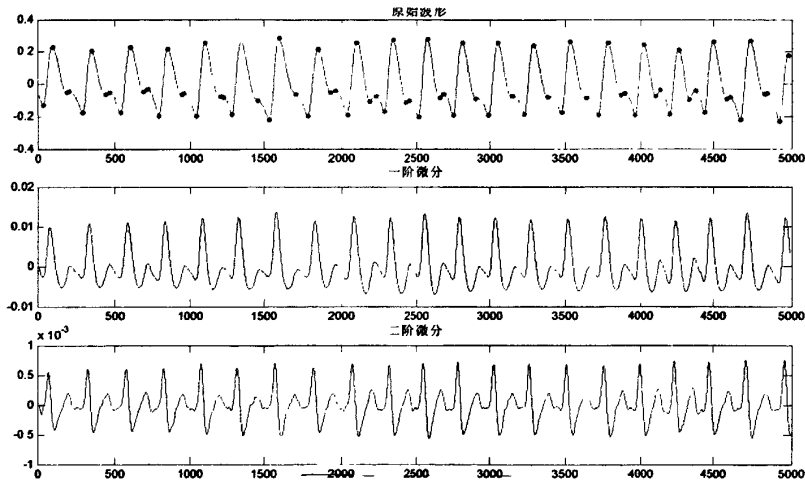


图 4-11 上：原始波形，中：一阶微分波形，下：二阶微分波形

(2)基于双正交小波基的连续小波变换特征提取法

双正交小波基有很好的转换特性，它能够很好地改变信号的形状，把原始信号的极值点转变成零交叉点，并且原始信号的拐点可以映射到其连续小波变换后的极值点。本文中采用 bior4.4 作为小波基，进行尺度为 32 的连续性小波变换，其提取结果如下：

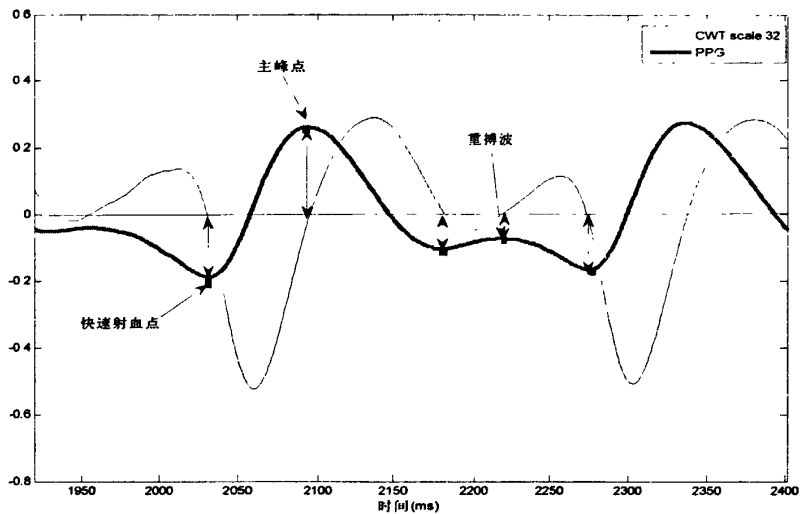


图 4-12 基于双正交小波基的特征提取曲线

4.2.2 PTT 时间提取

去除两种信号的基线漂移：两种信号都掺杂有呼吸信号，对于基线漂移都采用 PPG 信号去除基线漂移的方法。去除基线漂移的结果如下：

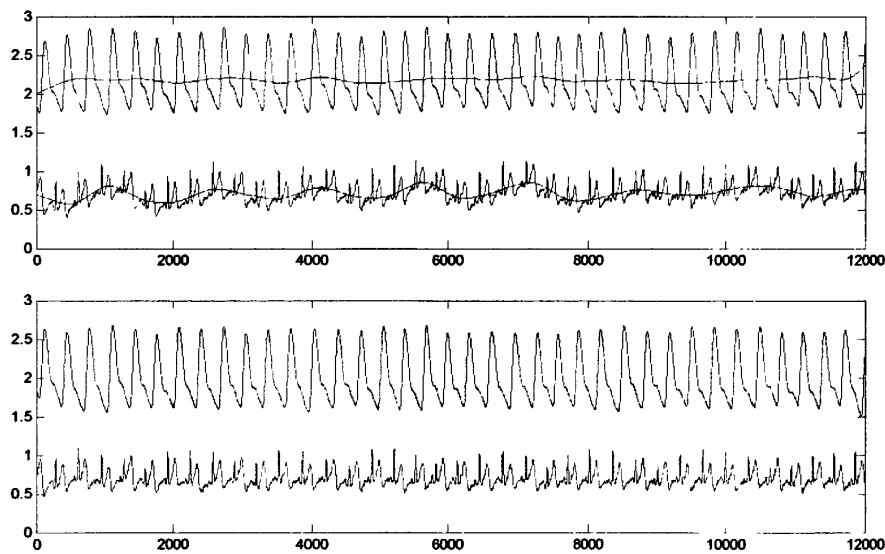


图 4-13 PPG 和 ECG 信号去除基线漂移

1. 求出 R 波位置

基于二电极的心电信号和标准的心电信号有所不同，其不能作为临床某些疾病的检测，但是可以用来定位 R 波位置，实验过程中发现 T 波过高，由于 R 波

的定位使用极值法，那么在 R 波的检测过程中，很容易把 T 波错当成 R 波，针对这种情况，需要对 R 波和 T 波的相对位置进行鉴别后去除 T 波，流程如下：

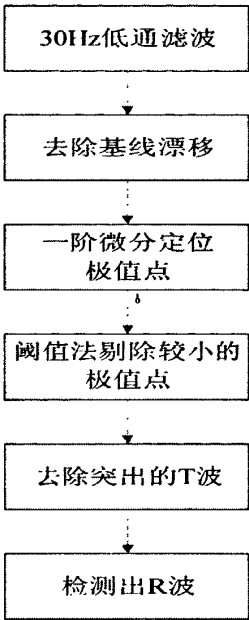


图 4-14 ECG 信号 R 波检出流程

剔除较小的极值点和较高的 T 波主要是利用光电脉搏波的周期规律性，确定前面一个心动周期的 R 波之后，在 0.8s 之内是不会出现下一个 R 波的，因为心电图周期是 0.8-3s，如果出现下一个极值点则忽略。不同的测试者的 T 波高度有所不同，下面的图形显示两个不同测试者的测试波形：

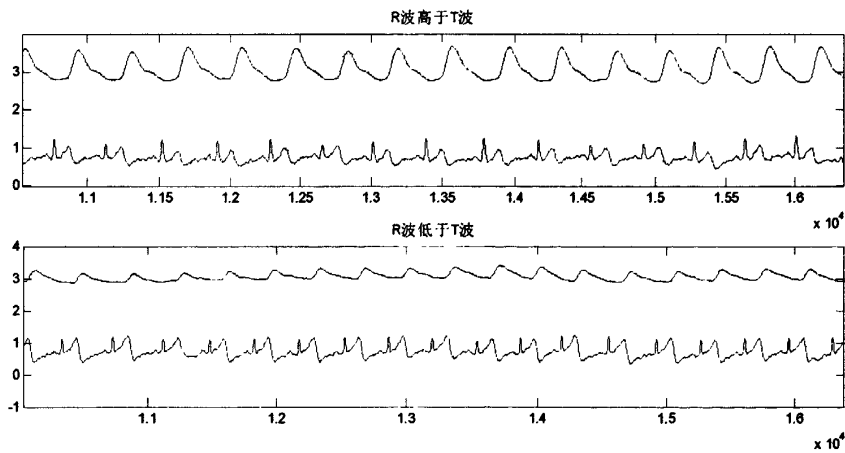


图 4-15 两个不同测试者的测试波形图

如上图所示，下面测试者的波形图中的 PPG 幅值较小，并且 ECG 中的 T 波位置过高，针对这种情况，按照频率间隔的方法进行剔除 T 波，频率间隔是指在心跳频率基本恒定的条件下，每个 R 波的间隔频率也基本上恒定，而 R 波和 T 波

之间的间隔则小于心跳频率的一般。除此之外，R 波的上升和下降斜率较大，这个也可以作为一个区分 R 波和 T 波的依据。下面波形图是针对不规整的 R 波的提取过程：

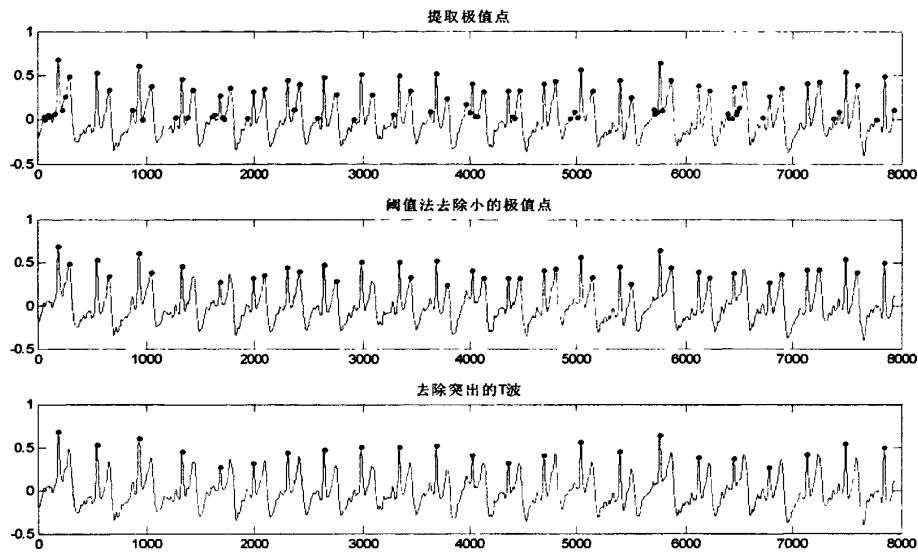


图 4-16 不规则 ECG 中的 R 波提取

2.PTT 的计算

首先采用 PPG 最低点的方法计算：ECG 的 R 波顶点作为开始点，PPG 信号的最低点作为结束点，两者之差得到 PTT 值，如下图所示：

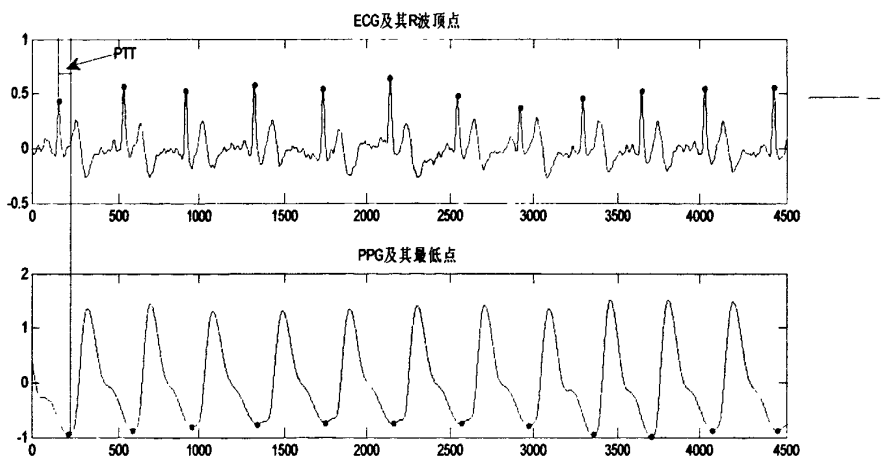


图 4-17 基于 PPG 最低点的 PTT 计算

使用这种方法计算 PTT 的误差非常大，这是由于并不是每个周期波形的最低点都紧靠脉搏波上升支的，有的是在到达了最高点之后下降过程中有反复的波动，这样就导致了最低点并不是真正的前沿起点；还有的是在开始一段时平稳的

钝型，并且在这段平稳的过程中，稍微的波动就可能被认为是最低点，这个情况比较常见，如下图所示：

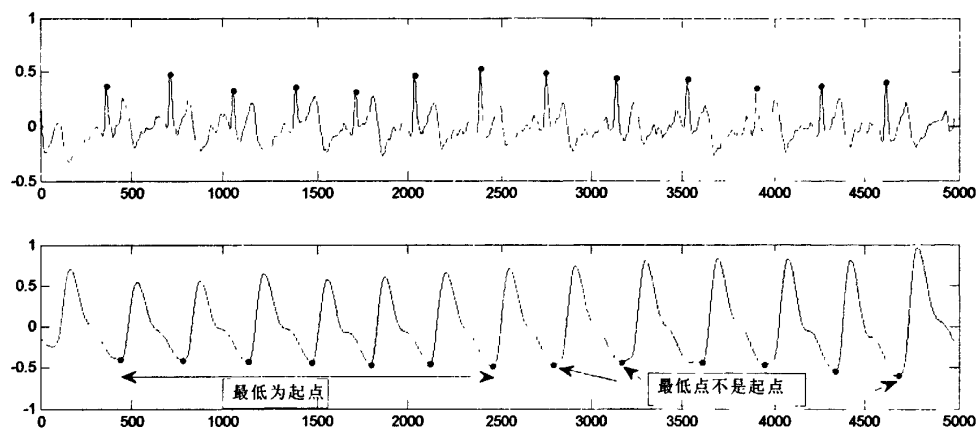


图 4-18 基于 PPG 最低点的 PTT 求解误差分析图

如上图所示的十三个周期的 PTT 值计算结果如下：

表 4-1 基于 PPG 最低点 PTT 值计算结果

周期	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
PTT (ms)	154	142	160	170	172	162	140	86	60	164	84	158	128

上述 PTT 的计算结果的均值是 136.9231ms，均方差为 36.9469，所以我们排除有最小值点做 PTT 的计算。

下一步采用最大值点进行 PTT 计算，上述十三个周期内 PTT 计算结果如下：

表 4-2 基于 PPG 最高点 PTT 值计算结果

周期	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
PTT (ms)	338	336	336	336	338	332	332	326	330	338	342	338	340

上述 PTT 的计算结果的均值是 335.5385ms，均方差为 4.4086，误差较小，比较稳定。这是由于 PPG 主波峰比较尖锐，没有波动，产生判断误差的可能性很小。图像如下所示：

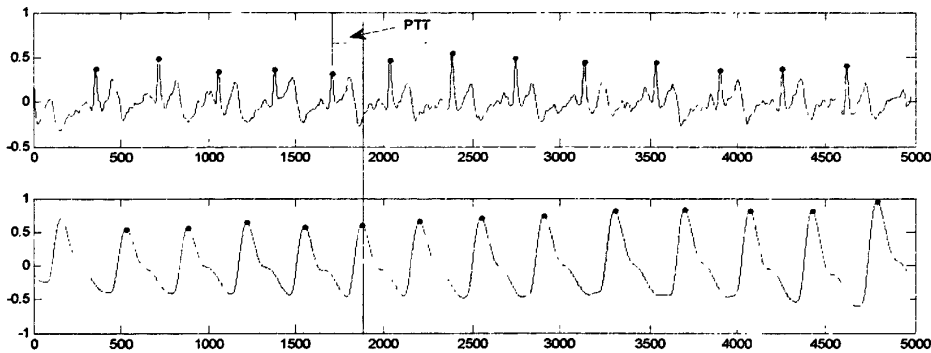


图 4-19 基于 PPG 最高点的 PTT 计算

另外一个计算 PTT 的方式是利用一阶微分的最大值点即 PPG 信号上升支斜率最大点，示意图如下所示：

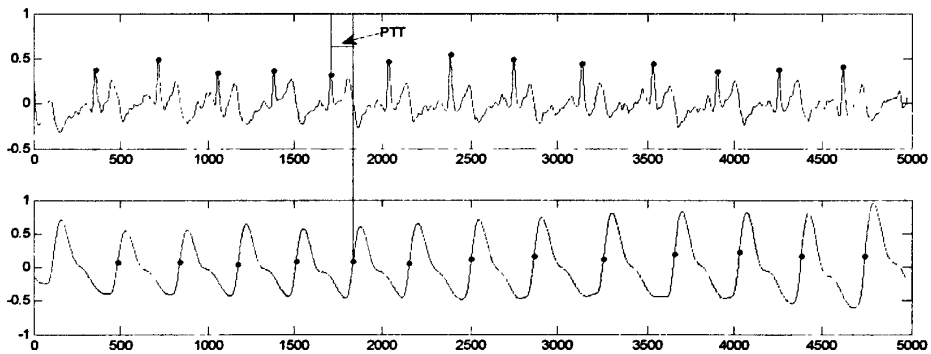


图 4-20 基于 PPG 一阶微分最大值点的 PTT 计算

如上图所示的十三个周期的 PTT 值计算结果如下：

表 4-3 基于 PPG 一阶微分最大值的 PTT 值计算结果

周期	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
PTT (ms)	246	246	240	252	252	238	238	238	234	248	258	254	246

上述 PTT 的计算结果的均值是 245.3846ms，均方差为 7.3659，误差较小，比较稳定。多数参考文献中都是用一阶微分最大值点作为 PTT 的结束点对其进行计算。

我们分别用两种方法求 PTT，第一种方法是以 PPG 最高峰值点为结束点即为 PTT1，第二种方法以 PPG 一阶微分最大值点为 PTT 的结束点，两种方法示意图如下：

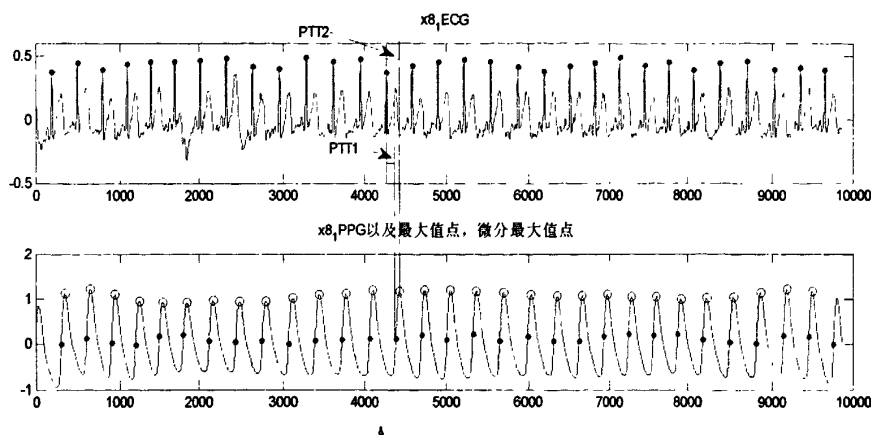


图 4-21 两种求 PTT 的方法

实验步骤如下所示：

先测量被测试者的血压值然后测试 PPG 和 ECG 波形，然后用两种求 PTT 的方式对记录的 PPG 和 ECG 波形进行 PTT 求解。

重复步骤 1 三次。

上下楼梯三分钟改变血压值。

重复步骤 1 三次。

休息 5 分钟

重复步骤 1 三次。

按照上面的步骤对被测试者 X 进行两种 PTT 计算方法的评估，下面列举测试者 X 第八次测试的数据，测试文件记做为 x8_num，其中 num 为该被测试者第八次测试的第 num 条信息记录，例如静息状态下是 x8_1, x8_2, x8_3, 运动后的记录文件为 x8_4, x8_5, x8_6, 运动静息后的文件为 x8_7, x8_8, x8_9, 一次测量共产生 9 个文件，然后在 matlab 中对这 9 个文件波形进行处理求出 PTT1(以 PPG 主峰值为结束点)和 PTT2(以 PPG 一次微分最大值未结束点)的求解，求解后以其均值和均方差最为衡量其稳定的依据，如下面的 matlab 程序所示：

```
x1=5:5:45;y1=[mean(PTT1x8_1) mean(PTT1x8_2) mean(PTT1x8_3)
mean(PTT1x8_4) mean(PTT1x8_5) mean(PTT1x8_6) mean(PTT1x8_7)
mean(PTT1x8_8) mean(PTT1x8_9) ];
e1=[var(PTT1x8_1) var(PTT1x8_2) var(PTT1x8_3) var(PTT1x8_4)
var(PTT1x8_5) var(PTT1x8_6) var(PTT1x8_7) var(PTT1x8_8) var(PTT1x8_9)];
errorbar(x1,y1,e1);
```

上述程序针对 x8 系列文件的运行结果如下所示：

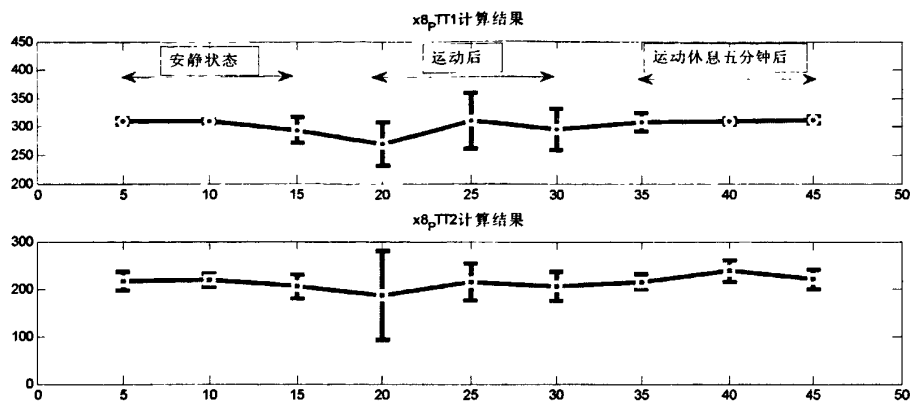


图 4-22 x8 两种求 PTT 的方法计算结果

其他文件有类似的效果，如下图 x6 系列波形文件分析结果：

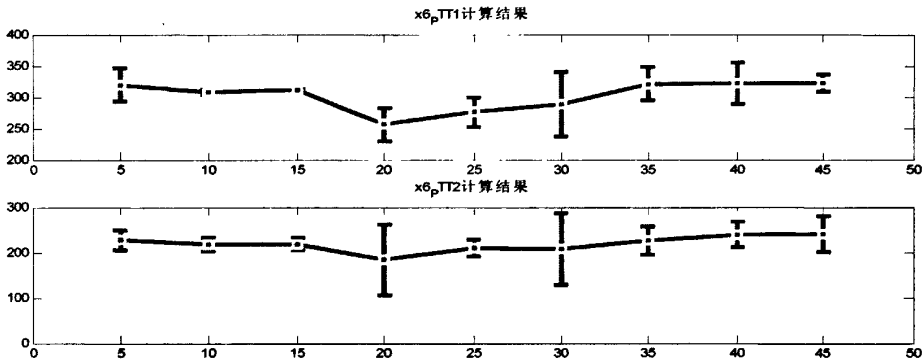


图 4-23 x6 两种求 PTT 的方法计算结果

由上图可知：运动之后 PTT 的时间减小，随着休息后，PTT 的时候又重新开始增加，这是由于运动使得心率增加，血压值上升，血流速度增加，运动休息之后，心率有逐渐减缓，血压降低，血流速度重新恢复的原因。PTT1 和 PTT2 相比而言，PTT1 的均方差要小，虽然在运动后由于心率比较快，造成 PTT 的误差都有所增加，可是相比而言 PTT1 更加稳定。

综上所述，我们尝试了用三种方法提取 PTT：1.ECG 的 R 波峰值点到 PPG 信号的起始点；2.ECG 的 R 波峰值点到 PPG 最大值点；3.ECG 的 R 波峰值点到 PPG 信号斜率最大值点。图 5-18 给出了方法 1 的图解，表 5-1 则给出了方法 1 得到的 PTT 数值，从中得到：由于 PPG 信号开始点波形会出现“钝性”使得开始点的确定出现较大误差：36.9469，因此我们排除了方法 1；方法 2 和方法 3 误差较小，如图 5-21 和 5-22 所示，在第六章的实验结果分析中我们会再次对两

种方法的直线拟合结果进行比较。

4.3 小结

本章是整体系统设计,包括硬件设计和软件设计,其中硬件设计是对心电和光电脉搏波采集电路的设计,心电是采用两电极,采集方便,光电脉搏波采用光电发射管和接收管;软件设计包含 PPG 特征信号提取和 PTT 时间的确定: PPG 信号提取是建立在对其信号进行调理的基础之上的,信号调理包含信号去噪平滑和去除基线漂移等; PTT 时间的确定在分析了基于最小值,最大值和一次微分最大值之后,得出最小值不稳定,在 PPG 信号开始一段时间内极小的漂移就可能引起很大的误差如图 4-18 所示,而基于最大值和一阶微分最大值的 PTT 信号提取则是比较稳定的,最后对这两种方法进行了比较如图 4-22 和图 4-23 所示。

在分析好模型(第二章)和建立了软硬件平台(第三章)之后,在下面的章节里面主要对实验以及结果进行阐述。

第五章 实验及结果

5.1 实验方案

实验人员都是血压正常的健康人, 年龄在 25 ± 5 岁 (20 岁到 30 岁之间), 共 12 人, 包括 7 名男性, 5 名女性, 所有的实验人员在试验阶段都没有心血管疾病。被测试人员在测试之前都表示愿意参加测试, 并且在测试的时候得到指导。

实验设备:

1. OMRON HEM-7201 手臂式血压测量仪
2. 二电极心电采集设备
3. PPG 信号采集设备
4. NI USB9006 数据采集卡以及 PC 机

心电信号和 PPG 信号的采样频率都为 500Hz, 经过 USB9006 的数据采集卡后直接进入 PC 机, PC 机软件部分使用 LabVIEW 编程, 对采集到的信号进行实时保存。后台的 matlab 程序对保存后的信号进行处理, 提取到每拍的 PTT。

实验流程:

实验包括三个步骤: 运动前测量, 运动后测量以及运动恢复后测量。测量过程中 PPG 指夹夹在试者的左手小指上, 两电极心电信号从试者的双手采集。由于 PPG 信号会受到来自传感器和手指接触力的影响, 所以在整个测试过程中应该保证这个接触力是恒定的, 即被测试人员应该处于静止状态, 测试示意图如下所示:



图 5-1 测试示意图

测试流程如下所示：

表 5-1 测试流程

运动前 静息两分钟	
Data1-0:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data1-1:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data1-2:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
运动两分钟后	
Data2-0:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data2-1:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data2-2:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
休息十分钟后	
Data3-0:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data3-1:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值
Data3-2:	两分钟的 PPG 和 ECG 信号 + 血压值

5.2 实验结果

每次测量都含有 9 组数据，如图 5-2 的测试流程图所示，9 组数据共包括三类：静息时，运动后，休息后，每类个含有三组数据。每组数据包含五个数据项分别是收缩压，舒张压，平均压，心率以及 PTT1（ECG 的 R 波到 PPG 的主峰值），PTT2（ECG 的 R 波导 PPG 一阶微分最大值点）。下面给出三个被测试人员的测试结果：

表 5-2 三位测试者一次流程测试结果

编号	状态	收缩压 (mmHg)	舒张压 (mmHg)	平均压 (mmHg)	心率 (次/分)	PTT1 (ms)	PTT2 (ms)
No. 1	静息	107	71	83	97	310.2	216.61
		107	71	83	100	309.68	217.43
		106	71	82.66	97	295.06	214.64
	运动后	132	83	99.33	133	270.37	186.125
		117	85	95.66	104	310.93	213.43
		116	80	92	104	296.58	205.05
	恢复后	99	68	78.33	101	309.18	214.75
		100	67	78	99	311.54	237.87
		102	71	81.33	96	313.31	220.18

编号	状态	收缩压 (mmHg)	舒张压 (mmHg)	平均压 (mmHg)	心率 (次/分)	PTT1 (ms)	PTT2 (ms)
No. 2	静息	102	66	78	83	320.42	227.57
		97	63	74.33	88	309.53	217.230
		102	60	74	88	312.66	218.533
	运动后	132	76	94.66	119	240.66	184
		124	69	87.33	90	276.87	209.37
		114	69	84	91	289.6	207.6
	恢复后	96	69	78	84	321.6	226
		97	68	77.66	80	323.42	238.857
		100	69	79.33	87	323.14	227.57
No. 3	静息	115	65	81.66	79	335.53	245.38
		110	65	80	78	343.33	254.16
		105	60	75	77	329.69	241.53
	运动后	131	68	89	101	308.57	211.5
		125	68	87	87	324.4	234
		122	65	84	88	322.85	232.90
	恢复后	115	71	85.66	96	315.58	235.25
		110	65	80	94	339.87	251.29
		108	58	74.66	94	349.62	261.06

对被测试者 X 在非运动状态下的数据统计结果如下：

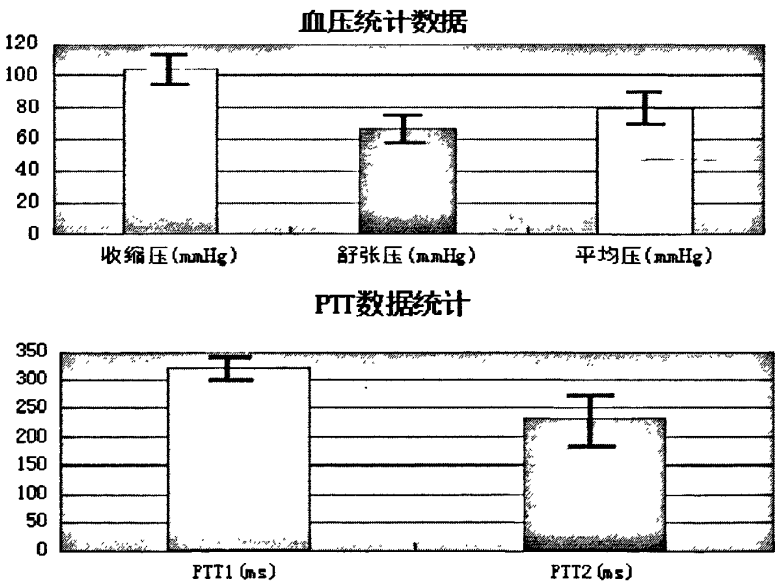


图 5-2 被测试者 X 测量数据统计（均值+标准差）

如上图所示，被测试者 X 在非运动状态下的血压统计结果（均值+标准差）是收缩压： $104.3 \pm 9.85\text{mmHg}$ ，舒张压： $66.5 \pm 8.16\text{mmHg}$ ，平均压为

79.14±10.35mmHg; 测得 PTT 的范围分别是 320.7±27.5ms, 231.4394±34.1ms; 血压值基本上稳定, 没有过大的变化。

如表 5-2 所示的三个被测试人员的数据图标如下所示:

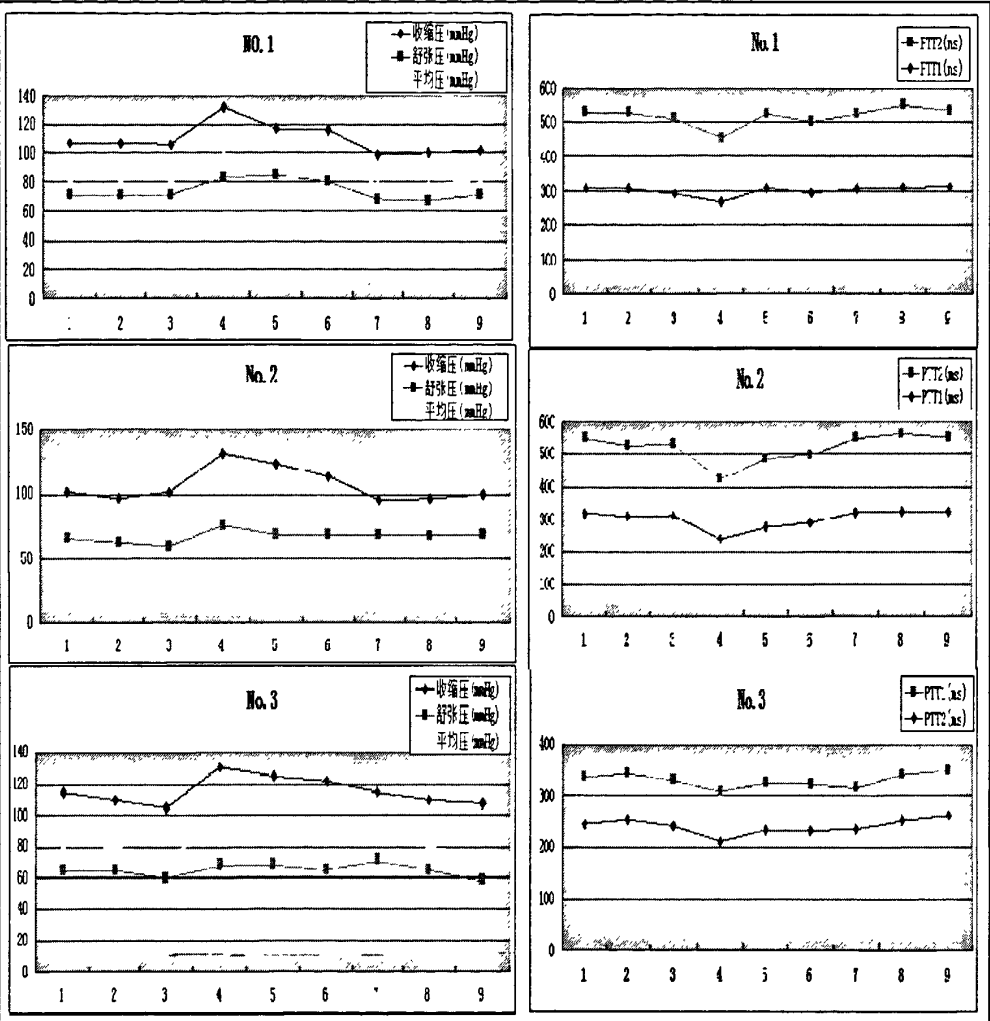


图 5-3 三位测试者血压与 PTT 波形图

由图 5-3 可以看出, 运动之后收缩压明显升高, 舒张压也会有所升高但是并不明显, 随着血压的升高, PTT 时间开始减少, PTT1 和 PTT2 呈现相同的趋势, 差别就是 PTT1 的变化幅度较 PTT2 大一些。下面以 N01 为例进行相关性分析: 首先我们画出 BP 和 PTT 之间的关系图, 如下所示:

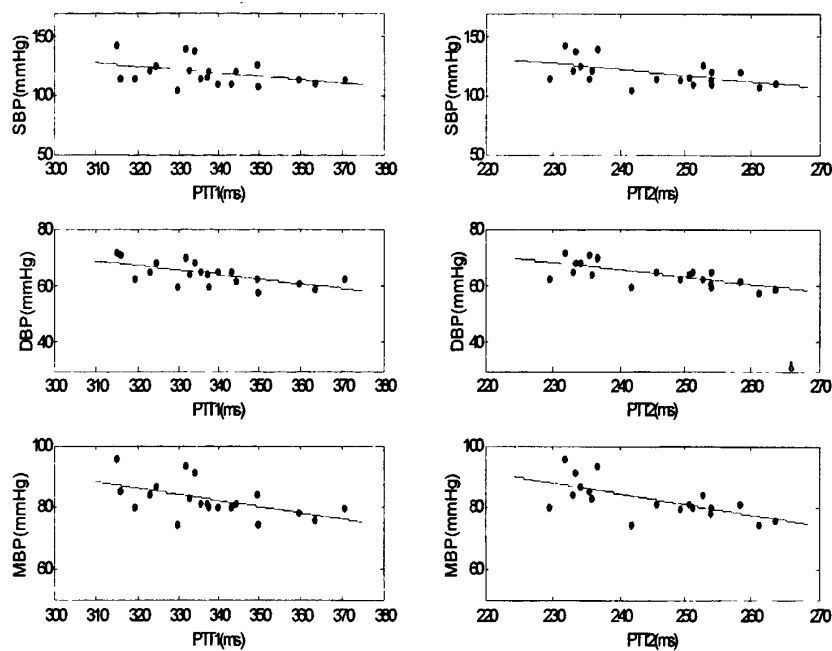


图 5-4 被测试者 No. 1

SBP,DBP,MBP 分别于 PTT1 和 PTT2 的线性拟合图

如上图所示直线采用最小二乘法拟合，拟合后 BP-PTT 的均方差和拟合系数分别如下表所示：

表 5-3 被测试者 No. 1 BP-PTT 拟合曲线的均方差和拟合系数

拟合系数 均方差（mmHg）	SBP	DBP	MBP
PTT1	9.976	19.43	15.3
	0.781	0.1696	0.4851
PTT2	8.197	13.08	10.46
	0.7024	0.242	0.515

从上表中可以看出 SBP-PTT2 线性拟合的均方差最小为 8.197mmHg，并且其线性拟合系数也比较好为 0.7024，仅次于 SBP-PTT2 的线性拟合系数 0.781，总体来说 PTT2-BP 的均方差都小于 PTT1-BP 的均方差，并且线性拟合系数也比较好。No2 被测试者的 BP 与 PTT 曲线模拟如下所示：

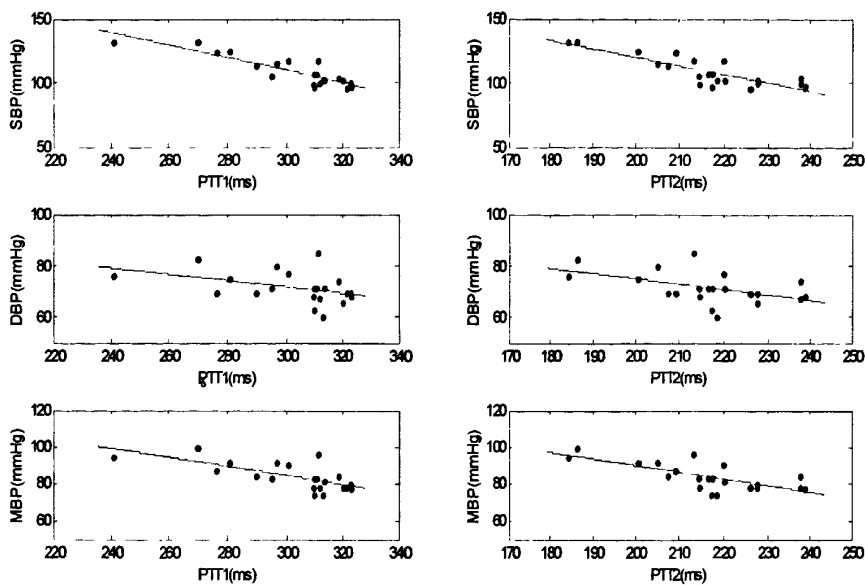


图 5-5 被测试者 No. 2

SBP, DBP, MBP 分别于 PTT1 和 PTT2 的线性拟合图

如上图所示直线采用最小二乘法拟合，拟合后 BP-PTT 的均方差和拟合系数分别如下表所示：

表 5-4 被测试者 No. 2 BP-PTT 拟合曲线的均方差和拟合系数

拟合系数 均方差（mmHg）	SBP	DBP	MBP
PTT1	3. 119	14. 48	4. 886
	0. 4007	0. 1596	0. 2947
PTT2	2. 851	9. 304	4. 387
	0. 4993	0. 2776	0. 4312

从上表中可以看出 DBP-PTT2 线性拟合的均方差最小为 2.851mmHg，并且其线性拟合系数也比较好是 0.4993，总体来说 PTT2-BP 的均方差都小于 PTT1-BP 的均方差，并且线性拟合系数也比较好。基于表 5-3 和表 5-4，选用 PTT2 即以 PPG 一阶微分最大值点为 PTT 的结束点计算 BP 效果更好。

接下来，我们对所拟定的曲线进行评估，用新采集到的数据对拟定好的曲线进行误差分析，这一步骤中，我们采用的是 PTT2-BP 的模拟曲线，如图 6-4 右侧图形所示，PTT2 与 SBP, DBP, MBP 在置信度为 95%下，对应关系所拟合的

曲线分别为：

$$SBP-PTT:SBP=-1.168*PTT+299.8$$
$$DBP-PTT:DBP=-1.44*PTT+337.4$$
$$MBP-PTT:MBP=-1.067*PTT+332.9$$

新测试的一天数据中的血压值与由原先测定的拟合曲线所计算的血压值如下表所示：

表 5-5 被测试者 PTT，计算所得的血压值及血压值所测得值比较表

次数	PTT (ms)	收缩压 (mmHg)			舒张压 (mmHg)		
		计算值	测得值	误差	计算值	测得值	误差
1	219.54	100.1	98	9.1	70.8	67	3.8
2	210.23	106.2	97	9.2	72.7	71	1.7
3	206.13	108.9	98	10.9	73.6	71	2.6
4	220.45	106.5	106	0.5	70.6	79	-8.4
5	230.61	99.8	102	-2.2	68.5	69	-0.5
6	230.34	100.1	106	-5.9	68.6	80	-11.4
7	195.47	123.0	142	-19	75.8	85	-9.2
8	226.56	102.5	117	-14.5	69.3	85	-15.7
9	225.88	102.9	119	-16.1	69.5	76	-6.5

对上表 9 次实验的计算值和测试值进行对比，求的收缩压，舒张压的平均差分别是 3.11mmHg 和 4.84mmHg。

5.3 小结

本章对实验步骤进行描述并且对实验结果进行分析：为了得到血压和血流传递时间之间的关系，需要得到它们之间的相对变化量，本文涉及的实验是通过运动来改变血流速度和血压值，2 分钟爬楼梯运动会使血流速度增加，提高血压值，

并且通过运动来改变血压值并不像药物改变血压值那样使得血管的属性发生变化,是比较理想的血压值改变方式。

实验对 12 个健康的青年人进行上述步骤的数据采集,并且对三个人进行长时间的 PTT 时间段和血压值的检查,PTT 采用两种方法: ECG 的 R 波峰值点为起始点,PPG 的峰值点(PTT1)和斜率最大值点(PTT2)为结束点,最后拟合直线,以 No.1, 2 测试者为例子,分别得到 No.1: SBP- PTT1, DBP- PTT1, MBP- PTT1 拟合曲线的均方差: 9.976mmHg, 19.43mmHg, 15.3mmHg; 以及 SBP- PTT2, DBP- PTT2, MBP- PTT2 拟合曲线的均方差: 8.197mmHg, 13.08mmHg, 10.46mmHg。被测试者 No.2: SBP- PTT1, DBP- PTT1, MBP- PTT1 拟合曲线的均方差: 3.119mmHg, 14.48mmHg, 4.886mmHg; 以及 SBP PTT2, DBP- PTT2, MBP- PTT2 拟合曲线的均方差: 2.851mmHg, 9.304mmHg, 4.387mmHg。

与上述两个测试者的测试结果类似, BP- PTT2 的线性度要比 BP- PTT1 的线性度好,并且 SBP- PTT 拟合曲线的均方差与 MBP-PTT 以及 DBP-PTT 的均方差要小。

第六章 总结与展望

6.1 总结

本文设计了光电容积脉搏波(PPG)和两电极心电(bi-ECG)的检测装置,并对其采集到的 PPG 和 ECG 信号进行去噪,去除基线漂移的调理,使用了小波分解和重构的方法,去除了干扰信号;接着我们对脉搏波传输时间的计算方法进行研究,分别使用了 ECG 信号的 R 波极值点到 PPG 信号的开始点,极值最大点和峰值点,最后经过分析得到,利用 ECG 信号 R 波极值点到 PPG 信号极值最大点得到的 PTT 与 BP 的线性关联度最强,总结本文主要的工作下:

1. 设计 PPG 信号的采集电路,使用光电发射接收手指探头,利用红光的吸收散射程度随着脉搏波的波动发生变化的原理,对变化波形进行采集。

2. 利用 NI 采集卡对 PPG 和两电极 ECG 波形进行同步采集,设计 LabVIEW 软件采集界面,并保存采集到的数据。

3. 对 PPG 和 ECG 信号进行波形调理,包括去噪,去除基线漂移;首次使用 sym8 小波对两者进行小波分解和重构,得到调理好的信号。

4. 对 PTT 时间的提取采用三种不同的方法,并且分析三者的优劣,排除了使用 ECG 的 R 波峰值点到 PPG 起始点的方法,并对 ECG 的 R 波峰值点到 PPG 的峰值点(PTT1)和 ECG 的 R 波峰值点到 PPG 的最大峰值点(PTT2)两种方法的误差进行评估。

5. 设计实验,利用运动改变 BP 和 PTT 值的方法,设计静止-运动-静止的实验得到变化的 PTT 和 BP 采集值。

6. 利用 PPT-BP 之间的线性模型,对实验数据进行线性分析,得到 PTT2-BP 的方法比 PTT1-BP 的线性拟合程度好,并且 PTT2 与 SBP 的关联度比 PTT2 与 MBP 或者 DBP 的关联度要好。

6.2 展望

这个系统设计的界面是基于 LabVIEW 的,数据采集卡是采用 USB 接口,并不方便病人的携带,另外还有其他不足之处,因此对整个项目还有很多地方应

该得到完善。首先,整个平台的嵌入式移植在穿戴式医疗上显得尤为重要,这里,无线通信的选择以及算法优化有待实现;其次,PTT是影响BP的至关重要的因素,可是同时还有其他影响因子,例如血管的硬化程度,血流的粘稠系数等,因此对其他因素的考虑也是一个值得期待的方向;最后,测试过程的静止状态是限制此方法的一大瓶颈,对日常状态下的PTT检测有待提高。

针对上述的研究缺陷,对无袖带连续性血压测量课题提出以下展望:

1.无线穿戴式系统是无袖带连续性血压测量的最终趋势,算法的优化,嵌入式系统资源的优化以及系统本身的微型化都是最后的发展方向。

2.对运动伪差算法的优化,以及对日常生活状态的考虑,使系统不在局限于静止状态,这样有利于对高血压病人的日常监护。

3.现阶段是对健康人进行测量分析得到其线性模型,可是大部分高血压患者还伴随着其他的疾病,如高血糖,动脉硬化,而本课题研究的方向最终还是要应用在这类人群当中去,所以如何建立此类人群的关联模型需要在此模型基础之上引入血液和血管特性的建模。

在校期间所取得的研究成果

发表论文:

- 1.Lihua Guo,Sheng Lei,Min Pan,The methods and limitations of extracting respiratory rhythm utilizing photoplethysmographic signals.Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2010(3),P: 1059 – 1062
- 2.Sheng, Lei,Wei, Chen,Lihua, Guo,Yuquan, Chen; Study of Algorithm for Heart Rate Detection Based on Bipolar Motion ECG.Measuring Technology and Mechatronics Automation (ICMTMA), 2011(3),P: 389 - 392
- 3.李洪涛,陈玮,朱国忠,郭丽华,潘敏,针对香蕉品质检测的专用电子鼻系统,传感器技术学报,2010(11),P(1541-1545)

专利著作:

计算机软件著作权: 基于 PCA 和 LDA 的农产品成熟度识别系统, 潘敏, 李洪涛, 郭丽华

参考文献

- [1] 孙宁玲, 心血管危险因素及疾病与动脉弹性, 心脑血管病防治, 2003, 3 (4): P2-4
- [2] Mark J.,Acierno,and Mary Anna. Hypertension in renal disease:Diagnosis and treatment. Diagnostic Techniques of the Urinary Tract. 20(1).2005,23-30
- [3] 张纬忠, 高血压研究新视点: 脉压与动脉弹性功能, 高血压杂志, 2003,11 (6): 506-507
- [4] Geddes L.The indirect measurement of blood pressure.In:Geddes L,ed.Handbook of Blood Pressure Measurement.Clifton,New Jersey:Humana Press,1991:51-118
- [5] Jeremy Booth.A short history of blood pressure measurement[J].Section of the History of Medicine,1977,70:793-799
- [6] Ns Korotkoff, A contribution to the problem of the methods for the determination of blood pressure. Rep Imperial Military Med Acad 11 (1905), p. 365.
- [7] Sebald D.J.,Bahr D.E.,Kahn A.R.Narrowband auscultatory blood pressure measurement.IEEE Trans Biomed ENg.2002.49(9):1038-1044
- [8] Marey, E. J. (1876) Pression et vitesse du sang. In Physiologie experimentale,Masson, G. (Ed.) p. 307, Paris, France.
- [9]Sarah H,Binns,D.David Sisson.Doppler Ultrasographic,Oscillometric Sphygmomanometric , and Photoplethysmographic Techniques for Noninvasive Blood Pressure Measurement in Anesthetized Cats.Journal of Veterinary Internal Medicine, 1995,9(6), 405-414
- [10] Sato T,Nishinaga M,Kawamoto A,et al.Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry.Hypertension, 1993(21), P.866-874
- [11] Petzke JC, Bahr DE: Blood pressure measuring apparatus. US Patent 3,926,179, Dec.16, 1975
- [12] Penaz J. Photo-electric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. Digest Tenth International Conference Medical Biological Engineering. Dresden; 1973:104.
- [13] Kawarada A,Shimazu H,Ito H,Yamakoshi K.Ambulatory monitoring of indirect beat to beat arterial pressure in human fingers by a volume-compensation method[J]. Med.Biol.Comput, 1991, 29(1):55-62.
- [14] B.Inholz,W.Wieling,G.A.Montfrans,K.H.Wesseling,"Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology",Cardiovascular Research1998, vol.38, 605-616,.

- [15] Thomas G, Pickering, Gary D, James, Charlene Boddie, et al, How Common Is White Coat Hypertension JAMA. 1988, 259(2): 225-228
- [16] Beate H. McGhee. Monitoring arterial blood pressure: what you may not know. Critical care Nurse: 2002, 22(4): 60-78
- [17] Thomas Young, "Essay on the Cohesion of Fluids," Phil. Trans. Roy. Soc. London, 95 [Pt. I] 65-87 (1805)
- [18] E.H. Weber, Über die Anwendung der Wellenlehre auf die Lehre vom Kreislaufes des Blutes und ins besondere auf die Pulslehre. Berl. Math. Physik. Cl. Königl. Sächs. Ges. Wiss. (1850) Berlin.
- [19] Moens, A.I. (1878) Die Pulskurve. Brill, Leiden
- [20] Korteweg, D.J. (1878). Über die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Schalles in elastischen Röhren. Ann. Phys., Lpz. Neue Folge, 5, 525
- [21] Lamb, H. On the velocity of sound in a tube, as affected by the elasticity of the walls. Manchester Memoirs, 1898
- [22] Witzig, 1914 K. Witzig, Über erzewungene Wellenbewegungen zaher, inkompressibler Flüssigkeiten in elastischen Röhren, *Inaugural Dissertation*, Univ. of Bern (1914).
- [23] Morgan, G. W., Kiely, J. P. Wave Propagation in a Viscous Liquid Contained in a Flexible Tube. J. Acoust. Soc. Am. Volume 26, Issue 3, pp. 323-328 (May 1954)
- [24] J.R. Womersley. Method For The Calculation Of velocity, Rate of Flow And Viscous Drag In Arteries When The Pressure Gradient is Known. J. Physiol. 1955, 127, 553-563
- [25] Bramwell J.C.; Hill A.V. Velocity of transmission of the pulse wave and elasticity of arteries. Lancet. 1922(1): 891-892
- [26] Lansdown M. A method of using induced waves to study pressure propagation in human arteries. Circ. Res. 1967, 5: 594-601
- [27] Brain Gribbin. Pulse wave velocity as a measure of pressure change. Psychophysiology 1976(13), 5: 87-90
- [28] King, D. Coghlan, et al. Transcutaneous measurement of pulse wave velocity and mean blood pressure in man. Blood flow measurement. London: sector, 1972, 40-43
- [29] 胡章和, 孕妇血压与脉搏波的相关性研究与应用, 生物医学工程杂志, 1995, 12 (2): 162-164
- [30] 陆渭明, 对利用脉搏波传播速度间接地测量血压时主要影响因素的研究, 中国生物医学工程学报, 1995, 14 (1): 88-93
- [31] 焦学军, 房兴业, 利用脉搏波特征参数连续测量血压的方法研究, 生物医学工程杂志,

2002, 19 (2), P: 217-220

[32] 罗志昌, 张松, 杨益民, 脉搏波的工程分析与临床应用. 科学出版社, 2006

[33] R. A. Payne, C. N. Symeonides, D. J. Webb, S. R. J. Maxwell, pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure, *Appl Physiol* 100:136-141, 2006.

[34] 何瑞荣, 心血管生理学. 北京: 人民卫生出版社, 1987, P. 1-133

[35] John Allen, Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, 28, R1-R39

[36] R. Gribbin, A. Steptoe, P. Sleight. Pulse wave velocity as a measure of blood-pressure change. *Psychophysiology*, 13, 89-90 1976.

[37] Xiang Hai-yan, YU Meng-sun. Continuous measurement of blood pressure using pulse wave transit time[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*. 2006, 27(2); 19-21

[38] X.F. Teng and Y.T. Zhang, Theoretical modeling of the changes in pulse transit time with finger contacting pressure. in *Proc. 6th Asian-Pacific Conf. on Medical and Biological Engineering*, Tsukuba, Japan, Apr. 2005.

[39] J.Y.A. Foo, S.J. Wilson, G.R. Williams, M.A. Harris and D.M. Cooper, Pulse transit time changes observed with different limb position, *Physiol. Meas.*, vol. 26, 1093-1102, 2005.

[40] P.P. Vaidyanathan. *Multirate systems and filter banks*. Prentice-Hall, 1992

[41] A.N. Akansu and R.A. Haddad. *Multiresolution signal decomposition*. San Diego, CA: Academic, 1992

[42] Y.T. Chan. *Wavelet basis*. Boston, MA: Kluwer Academic, 1995

[43] Stephane Mallat. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation, *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 11(7): 674-693, 1989

[44] Stephan Mallat, Sifen Zhong. "Characterization of signals from multiscale edges". *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 14(7): 710-732, July 1992.

[45] Stephane Mallat. Multifrequency channel decompositions of images and wavelets models. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 37(12): 2091-2110, 1989.

[46] Ingrid Daubechies. *Ten lectures on wavelets*. SIAM, Philadelphia, 1992

[47] Stephane Mallat. Multiresolution approximations and wavelet orthonormal bases of $L^2(\mathbb{R})$. *Transactions of the American mathematical society*, 315, No. 1: 69-87, Sept. 1989.

- [48] C.K. Chui. An introduction to wavelets. Boston, MA: Academic, 1992
- [49] Yves Meyer. Wavelets: Algorithms and applications. SIAM, USA, 1993
- [50] Albert Cohen and Robert D. Ryan. Wavelets and multiscale signal processing. London; Glasgow Chapman & Hall, 1995
- [51] Dennis Gabor. Theory of communication. Journal of institution of electrical engineering, 93: 429 - 441, 1946
- [52] Mistiti M, Misiti Y, Oppenheim G and Poggi J.M. 2000 Wavelet Toolbox User's Guide 2nd edn (New York: The MathWorks)
- [53] Bratteli O and Jorgensen P.E.T. 2002 Wavelets Through A Looking Glass: The World of the Spectrum Boston: Birkhauser
- [54] Li Chengwei, Zhang Limei, Hu Xiaoming, "The study on Virtual Medical Instrument based on LabVIEW" IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005, pp 4072-4075
- [55] www.ni.com/academic/students/