

毕业设计（论文）

目 录 心率监测系统设计

毕业设计（论文）原创性声明和使用授权说明

原创性声明

本人郑重承诺：所呈交的毕业设计（论文），是我个人在指导教师的指导下进行的研究工作及取得的成果。尽我所知，除文中特别加以标注和致谢的地方外，不包含其他人或组织已经发表或公布过的研究成果，也不包含我为获得_____及其它教育机构的学位或学历而使用过的材料。对本研究提供过帮助和做出过贡献的个人或集体，均已在文中作了明确的说明并表示了谢意。

作者 签 名：_____ 日 期：_____

指导教师签名：_____ 日 期：_____

使用授权说明

本人完全了解_____大学关于收集、保存、使用毕业设计（论文）的规定，即：按照学校要求提交毕业设计（论文）的印刷本和电子版本；学校有权保留毕业设计（论文）的印刷本和电子版，并提供目录检索与阅览服务；学校可以采用影印、缩印、数字化或其它复制手段保存论文；在不以赢利为目的前提下，学校可以公布论文的部分或全部内容。

作者签名：_____ 日 期：_____

注 意 事 项

1.设计（论文）的内容包括：

- 1) 封面（按教务处制定的标准封面格式制作）
- 2) 原创性声明
- 3) 中文摘要（300 字左右）、关键词
- 4) 外文摘要、关键词
- 5) 目次页（附件不统一编入）
- 6) 论文主体部分：引言（或绪论）、正文、结论
- 7) 参考文献
- 8) 致谢
- 9) 附录（对论文支持必要时）

2.论文字数要求：理工类设计（论文）正文字数不少于 1 万字（不包括图纸、程序清单等），文科类论文正文字数不少于 1.2 万字。

3.附件包括：任务书、开题报告、外文译文、译文原文（复印件）。

4.文字、图表要求：

- 1) 文字通顺，语言流畅，书写字迹工整，打印字体及大小符合要求，无错别字，不准请他人代写
- 2) 工程设计类题目的图纸，要求部分用尺规绘制，部分用计算机绘制，所有图纸应符合国家技术标准规范。图表整洁，布局合理，文字注释必须使用工程字书写，不准用徒手画
- 3) 毕业论文须用 A4 单面打印，论文 50 页以上的双面打印
- 4) 图表应绘制于无格子的页面上
- 5) 软件工程类课题应有程序清单，并提供电子文档

5.装订顺序

- 1) 设计（论文）
- 2) 附件：按照任务书、开题报告、外文译文、译文原文（复印件）次序装订
- 3) 其它

摘 要

心率是指单位时间内心脏跳动的次数,一般指每分钟的心跳次数,是临床常规检查的生理指标。心率监测系统在我们的日常生活中已经得到了非常广泛的应用。在医学上,通过测量人的心率,便可初步判断人的健康状况。本课题设计完成了一个基于51单片机的心率监测系统。系统以AT89C51 单片机为核心,以红外发光二极管和光敏三极管为传感器,利用单片机系统内部定时器来计算时间,由光敏三极管感应心跳脉冲,单片机通过脉冲累加得到心脏跳动次数,在数码管上显示心跳次数和时间。系统实现了心率的实时监测与显示、定时测量以及报警提醒等功能。实验结果表明,系统工作正常,测量灵敏度高,实现了设计功能。

关键词: 心率监测; AT89C51 单片机; 光电传感器

Abstract

Heart rate generally refers to the number of heart beats per minute. It is one of the physiological indexes in clinical routine examination. The monitoring system

has been widely used in our daily life. In medicine, it can preliminarily determine health status by measuring heart rate. This paper proposes a new system based on a single-chip microcomputer and two sensors of an infrared light emitting diode and a phototransistor. The sensors detect heartbeating and the single-chip microcomputer gets the frequency by accumulating the times of heart beating. The time is obtained from the inner timer of the single-chip microcomputer. This system can not only display heart rate, the test time online, but also give alarming as a reminding when the heart rate is not normal. The test result shows that the system works well with high sensitivity and short delay. It has realized the functions of design.

Keywords: Hearting rate monitoring AT89C51 single-chip microcomputer;
Photoelectric sensor

目 录

摘 要	
Abstract.....	
第 1 章 概述.....	
1.1 选题的背景和意义.....	
1.2 心率监测系统的发展与应用.....	
第 2 章 心率监测系统结构.....	
2.1 系统结构.....	
2.2 工作原理.....	
第 3 章 硬件系统设计.....	
3.1 控制器.....	
3.1.1 AT89C51 简介	
3.1.2 AT89C51 的特点	
3.1.3 AT89C51 的结构	
3.2 心率信号取样.....	
3.2.1 光电传感器的原理.....	
3.2.2 光电传感器的结构.....	
3.2.3 光电传感器检测原理.....	
3.2.4 信号取样电路.....	
3.3 信号放大电路.....	
3.3.1 LM324 放大器.....	
3.3.2 低通放大电路.....	
3.4 波形整形电路.....	
3.5 单片机控制电路.....	
3.6 LED 显示电路	
3.6.1 LED 的结构及工作原理	
3.6.2 LED 数码管的显示方式	
3.7 报警电路.....	
3.8 硬件系统原理.....	
第 4 章 软件系统设计.....	
4.1 主程序流程.....	
4.2 中断程序流程.....	
4.3 显示程序流程.....	
第 5 章 系统干扰分析及处理措施.....	
5.1 干扰分析.....	
5.1.1 环境光干扰及处理措施.....	
5.1.2 电磁干扰及处理措施.....	
5.1.3 测量过程中运动噪声干扰及处理措施.....	
第 6 章 系统测试结果.....	
6.1 硬件调试.....	
6.2 系统测试.....	
6.3 误差分析.....	

第 7 章 总结与展望.....	
参考文献	
附 录	
致 谢	

第1章 概述

1.1 选题的背景和意义

心率(HeartRate)是用来描述心跳周期的专业术语,是指心脏每分钟跳动的次数,它不仅是反映心脏功能强弱的重要标志,也是反映人体运动强度的生理指标。

心率携带有丰富的人体健康状况信息。自我国最早的脉学专著《脉经》问世以来,脉学理论得到不断发展和提高。在中医四诊(望、闻、问、切)中,脉诊具有非常重要的位置。它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,是中医“整体观念”、“辨证论证”基本精神的体现与应用。脉诊作为“绿色无创”诊断的手法,得到了中外人士的关注。但由于中医是靠手指获取心率信息,虽然脉诊具有简便、无创、无痛的特点易为患者接受,然而在长期的医疗实践中也暴露出一些缺陷[1]。

进入21世纪以来,科技不断的发展,电子产品越来越多,系统的价格越来越便宜;产品的科技含量比例也越来越大,性能越来越可靠。人们日常的生产、生活都在慢慢走向高度自动化和智能化。

医院的护士每天都要给住院的病人把脉记录病人每分钟心跳数,方法是用听诊器放在胸口处,根据心脏的跳动进行计数。为了节省时间,一般不会作1分钟的测量,通常是测量10秒内的心跳数,再把结果乘以6得到每分钟的心跳数,这样做还是比较费时,而且精度也不高。为了提高心率测量的精确性与速度,多种心率监测仪被运用到医学上来,从而开辟了一条全新的医学诊断方法。

随着国民经济的不断发展,人们生活水平不断提高,健康已成了人们关注的焦点和追求的目标。参加锻炼无疑是保持健康的最佳方法,但很多人急于求成,往往适得其反,达不到锻炼的效果,甚至可能对身体造成一定程度的伤害。目前市场上单纯的跑步计步器不能同时监测人体生理参数并实时显示,反馈给锻炼者。心率监测仪是一种可对跑步者跑步等各种身体运动心率参数进行实时监测的仪器,并能将实时监测的心率参数显示出来。目前心率监测仪[2]在多个领域被广泛应用,除了应用于医学领域,如无创心血管功能检测、妊高症检测、中医脉象、

脉率检测等等，商业应用也不断拓展，如运动、健身器材中的心率测试都用到了技术先进的心率监控仪。

1.2 心率监测系统的发展与应用

随着科学技术的发展，心率监测技术也越来越先进，对心率的测量精度也越来越高，国内外先后研制了不同类型的心率监测系统，其关键在于对心率传感器的研究。起初用于体育测量的心率测试仪主要集中在对接触式传感器的研究，利用此类传感器所研制的指脉、耳脉等测量仪各有其优缺点。指脉测量比较方便、简单，但因为手指上汗腺较多，指夹常年使用，污渍会使测量灵敏度下降；耳脉测量比较干净，传感器使用环境污染少，易维护，但耳脉较弱，尤其是当季节变化时，所测信号易受环境温度影响，造成测量结果不准确[3]。过去在医院临床监护和中老年保健中出现的日常监护仪器，如便携式电子血压计，可以完成心率的测量，但是这种便携式电子血压计利用微型气泵加压橡胶气囊，每次测量都需要一个加压和减压的过程，存在体积庞大、加减压过程造成不适、心率检测的精确度低等缺点。

近年来国内外致力于开发无创非接触式传感器，这类传感器的重要特征是测量探测部分不侵入机体，不会造成机体创伤，能够自动消除系统误差，测量精度高，通常在体表间接测量人体的生理和生化参数。

人体心室周期性的收缩和舒张引起主动脉的收缩和舒张，是血压以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播，这种波成为心率波[4]。从心率波中提取人体的病理信息作为临床诊断和治疗的依据，历来都受到了中外医学界的重视。心率波所呈现出的形态(波形)、强度(波幅)、速率(波速)和节律(周期)等方面的综合信息，在很大程度上反映出人体心血管系统中许多病理的血流特征，因此对心率波采集和处理具有很高的医学价值和应用前景[5]。但人体的生物信号多属于强噪声背景下的低频弱信号，心率波信号更是低频微弱的非电生理信号，因此必需经过放大和滤波以满足采集的要求。

第2章 心率监测系统结构

心率监测系统的设计，必须是通过采集人体心率变化引起的一些生物信号，然后把生物信号转化为物理信号，使得这些变化的物理信号能够表达人体的心率变化，最后要得出每分钟的心跳次数，就需要通过相应的硬件电路及芯片来处理物理变化并存储心跳次数。

2.1 系统结构

光电式心率监测系统是利用光电传感器作为变换原件，把采集到的用于检测心脏跳动的红外光转换成电信号，用电子仪表进行测量和显示的装置。本系统的组成包括光电传感器、信号处理电路、单片机电路、数码显示、电源等部分。光电传感器是将非电量(红外光)转换成电量的转换元件，由红外发射二极管和接收三极管组成，可以将接收到的红外光按一定的函数关系(通常是线性关系)转换成便于测量的物理量(如电压、电流或频率等)输出。信号处理电路主要处理光电传感器采集到的低频信号的模拟电路(包括放大、滤波、整形等)。单片机电路利用单片机自身的定时中断计数功能对输入的脉冲电平进行运算得出心率(包括AT89C51、外部晶振、外部中断等)。电源电路向光电传感器、信号处理、单片机提供的电源，可以是5V-9V的交流或直流的稳压电源。

2.2 工作原理

本设计采用单片机AT89C51为控制核心，实现心率监测系统的基本测量功能。该系统的硬件框图如下图2.1所示：

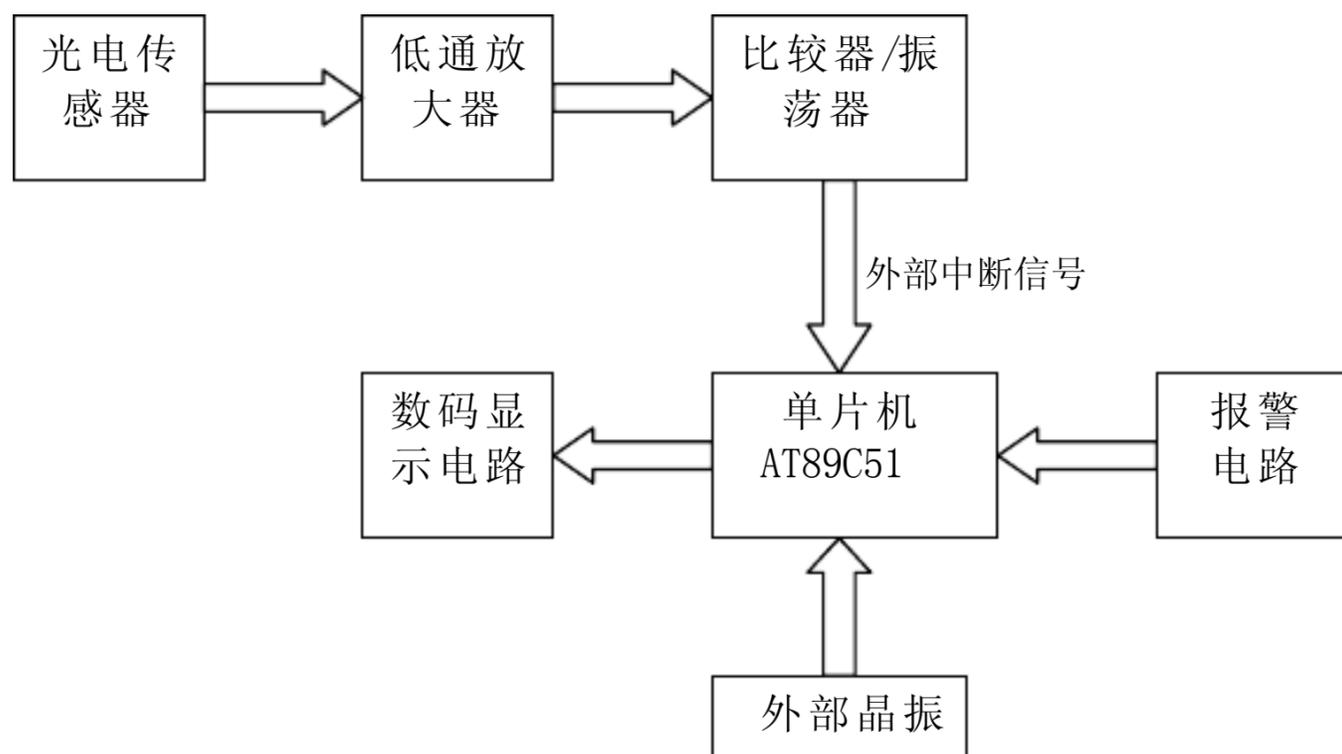


图2.1 心率监测系统的工作原理

当手指放在红外发射二极管和接收三极管中间，随着心脏的跳动，血管中血液的流量将发生变换。由于手指放在光的传递路径中，血管中血液饱和度的变化会引起光的强度发生变化，因此和心跳的节拍相对应，红外接收三极管的电流也跟着改变，这就使红外接收三极管输出脉冲信号。该信号经放大、滤波、整形后输出，输出的脉冲信号作为单片机外部中断信号。单片机电路对输入的脉冲信号进行计算处理之后把结果送到数码管显示。

第3章 硬件系统设计

3.1 控制器

本系统基于51系列单片机来实现功能，因为系统没有其它高标准的要求，我们最终选择了比较普遍的AT89C51 单片机来实现系统设计。

3.1.1 AT89C51 简介

AT89C51 是美国 ATMEL 公司生产的低电压、高性能 CMOS 8 位单片机，片内含 4k byte可反复擦写的只读程序存储器 (PEROM) 和 128 byte随机存取数据存储器 (RAM) ，器件采用 ATMEL 公司高密度、非易失性存储技术生产，兼容 MCS-51 指令系统，片内置通用 8 位中央处理器 (CPU) 和 Flash存储单元，功能强大。

3.1.2 AT89C51 的特点

与 MCS-51 产品指令系统完全兼容

1000 次擦写周期

全静态操作：0Hz--24MHz

三级加密程序存储器

128*8 字节的内部 RAM

32 个可编程 I/O 口线

2 个 16 位定时 / 计数器

6 个中断源

可编程串行 UART 通道

3.1.3 AT89C51 的结构

此次设计所使用的AT89C51 的封装形式是DIP40。如图3.1所示。

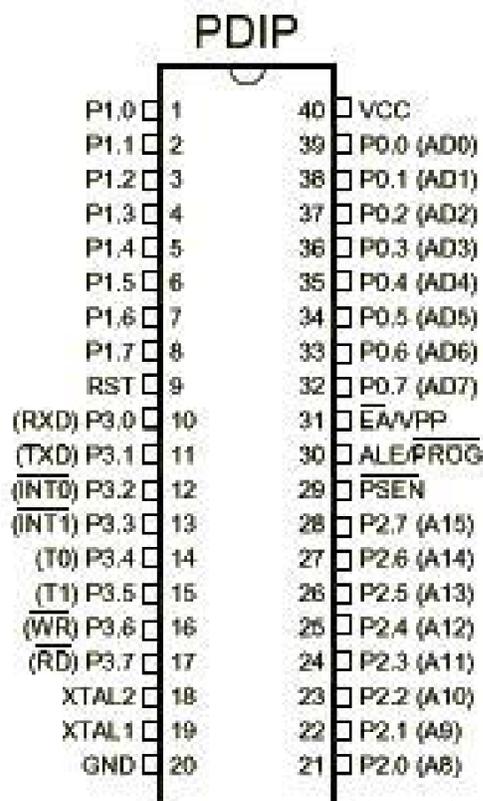


图3.1 AT89C51 的封装形式

引脚功能:

V_{CC} : 电源电压

\overline{GND} : 接地

P0 口: P0 口是一组 8 位漏极开路型双向 I/O 口，也是地址 / 数据总线复用口。作为输出口用时，每位能吸收电流方式驱动 8 个 TTL 逻辑门电路，对端口写“1”可作为高阻抗转入端用。

P1 口: P1 是一个带内部上拉电阻的 8 位双向 I/O 口，P1 的输出缓冲级可驱动 4 个 TTL 逻辑门电路。对端口写“1”，通过内部的上拉电阻把端口拉到高电平，此时可作输入口。作输入口使用时，因内部存在上拉电阻，某个引脚被外部信号拉低时会输出一个电流。

P2 口: P2 是一个带有内部上拉电阻的 8 位双向 I/O 口，P2 的输出缓冲级可驱动 4 个 TTL 逻辑门电路。对端口写“1”，通过内部的上拉电阻把端口拉到高电平，此时可作输入口，作输入口使用时，因为内部存在上拉电阻，某个引脚被外部信号拉低时会输出一个电流。

P3 口: ①可以作为输入/输出口，外接输入/输出设备；②作为第二功能使用。

RST：复位输入。当振荡器工作时，RST 引脚会出现两个机器周期以上高电平将使单片机复位。

ALE /PROG：当访问外部程序存储器或数据存储器时，ALE(地址锁存允许)输出脉冲用于锁存地址的低8位字节。即使不访问外部存储器，ALE 仍能以时钟振荡器频率的1/6输出固定的正脉冲信号，因此它可对外输出时钟或用于定时目的。

PSEN：程序存储允许(PSEN)输出是外部程序存储器的读选通信号，当 AT89C51 由外部程序存储器取指令(或数据)时，每个机器周期两次 PSEN 有效，即输出两个脉冲。在此期间，当访问外部数据存储器，这两次有效的 PSEN 信号不出现。

EA / VPP：EA =0，单片机只访问外部程序存储器。EA =1，单片机访问内部程序存储器。

· XTAL1：振荡器反相放大器及内部时钟发生器的输入端。

· XTAL2：振荡器反相放大器的输出端。

3.2 心率信号取样

目前心率监测系统有以下几种检测方法：光电容积脉搏波法、液体耦合腔心率传感器、压阻式心率传感器以及应变式心率传感器。近年来，光电检测技术在临床医学应用中发展很快，主要由于光能避开强烈的电磁干扰，具有很高的绝缘性，可非侵入地检测病人各种症状信息，具有结构简单、无损伤、精度高、可重复等优点[6]。用光电法提取指尖脉搏光信息受到了从事生物医学仪器工作专家和学者的重视。

3.2.1 光电传感器的原理

根据朗伯—比尔(Lambert—Beer)定律，物质在一定波长处的吸光度和其浓度成正比。当恒定波长的光照射到人体组织上时，通过人体组织的吸收、反射衰减后，测量到的光强将在一定程度上反映了被照射部位组织的结构特征。

心率主要由人体动脉舒张和收缩产生的，在人体指尖组织中的动脉成分含量高，而且指尖厚度相对其他人体组织而言比较薄，透过手指后检测到的光强相对较大，因此光电式脉搏传感器的测量部位通常在人体指尖。

手指组织可以分成皮肤、肌肉、骨骼等非血液组织和血液组织，其中非血液

组织光的吸收量是恒定的。在血液中，静脉血的搏动相对于动脉血来说十分微弱，可以忽略。因此可以认为光透过手指后的变化仅由动脉血的搏动引起，那么在恒定波长的光照下，通过检测透过手指的光强将可以间接测量到人体的心率信号[7]。

3.2.2 光电传感器的结构

传感器由红外发光二极管和接收三极管组成。采用 GaAs 红外发光二极管作为光源时，可基本抑制由呼吸运动造成的心率波曲线的漂移。红外接收三极管在红外光照射下能产生电能，它的特性是将光信号转换为电信号。在本设计中，红外接收三极管和红外发射二极管相对摆放以获得最佳的指向特性。

从光源发出的光除了被手指组织吸收以外，一部分由血液漫反射返回，其余部分透射出来。光电式心率传感器[8]按照光的接收方式可分为透射式和反射式两种。其中透射式的发射光源与光敏接收器件的距离相等并且对称布置，这种方法可较好地反映出心律的时间关系。因此本系统采用了指套式的透射型光电传感器，实现了光电隔离，减少了对后级模拟电路的干扰。结构如图3.2所示。

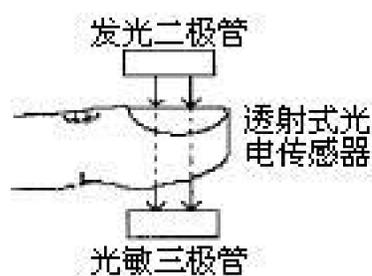


图 3.2 透射式光电传感器

3.2.3 光电传感器检测原理

随着心脏的跳动，人体组织半透明度随之改变：当血液送到人体组织时，组织的半透明度减小，当血液流回心脏，组织半透明度则增大；这种现象在人体组织较薄的手指尖、耳垂等部位最明显[9]。因此本设计将红外发光二极管产生的红外线照射到人体手指部位，经过手指组织的反射和衰减由装在该部位旁边的光敏三极管来接收其透射光并转换成电信号。由于手指动脉血在血液循环过程中呈周期性的脉动变化，所以它对光的反射和衰减也是周期性脉动，于是红外接收三极管输出信号的变化也就反映了动脉血的脉动变化。只要把此电信号转换成脉冲并进行整形、计数和显示[10]，即可实时的测出心脏跳动的次数。

3.2.4 信号取样电路

硬件电路中，关键部分在于心率信号的检测。系统采用红色发光二极管和硫化镉光敏电阻组成透射遮光指套式光电传感器。红色发光二极管稳定性好，遮光指套式的装置减少了外界光的干扰，只需将待测手指插入，便可进行测量。测试时，被测手指正好处在发光二极管和光敏电阻之间，这样一来，光敏电阻的阻值便将随着手指的血容量的变化而变化。

心率信号取样电路如图 3.3 所示，U4 是红外发射和接收装置，由于红外发射二极管中的电流越大，发射角度越小，产生的发射强度就越大，所以对 R17 阻值的选取要求较高。R17 选择 $270\ \Omega$ 同时也是基于红外接收三极管感应红外光灵敏度考虑的。R17 过大，通过红外发射二极管的电流偏小，红外接收三极管无法区别有心跳和无心跳时的信号。反之，R17 过小，通过的电流偏大，红外接收三极管也不能准确地辨别有心跳和无心跳时的信号。

硬件系统是通过检测指尖来采取脉搏信号，从而得到心率信号。当手指离开传感器或检测到较强的干扰光线时，输入端的直流电压会出现很大变化，为了使它不致泄露到 U3A 输入端而造成错误指示，用 C8、C10 串联组成的双极性耦合电容把它隔断[11]。

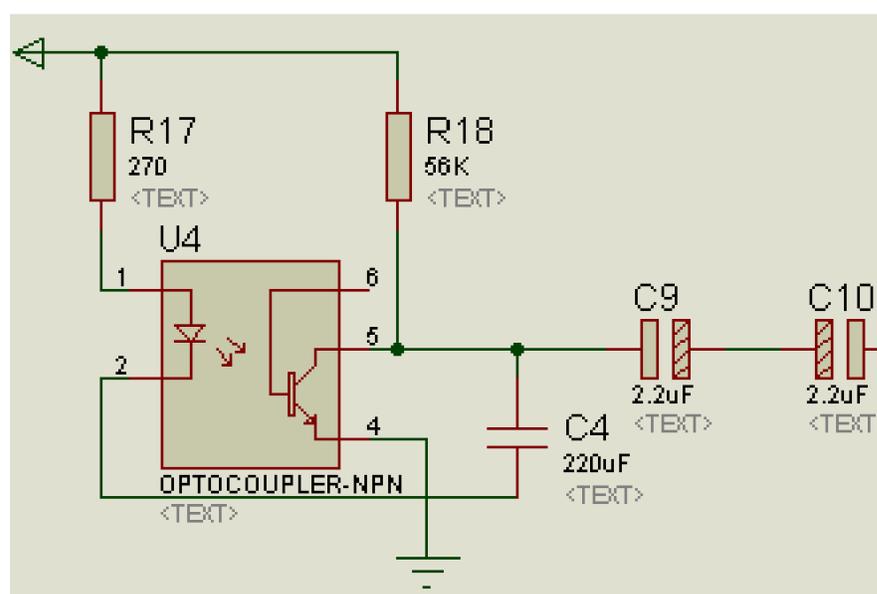


图 3.3 信号采集电路

3.3 信号放大电路

3.3.1 LM324 放大器

LM324 是四运放集成电路，它采用14 脚双列直插塑料封装.它的内部包含四组形式完全相同的运算放大器，除电源共用外，四组运放相互独立。

每一组运算放大器可用图3.4所示符号来表示，它有5个引出脚，其中“+”、“-”为两个信号输入端，“V+”、“V-”为正、负电源端，“Vo”为输出端。两个信号输入端中，Vi-(-)为反相输入端，表示运放输出端Vo 的信号与该输入端的相位相反；Vi+(+)为同相输入端，表示运放输出端Vo 的信号与该输入端的相位相同。LM324 的引脚排列见图3.5

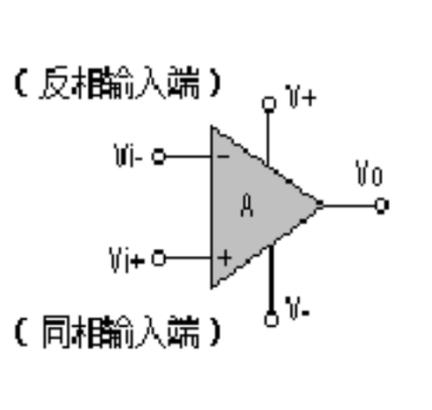


图3.4 运算放大器

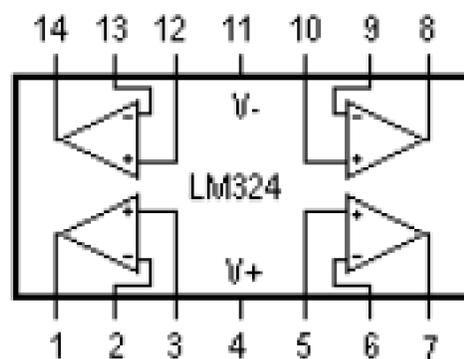


图3.5 引脚排列

由于LM324 四运放电路具有电源电压范围宽,静态功耗小,价格低廉等优点,被广泛应用在各种电路中。

3.3.2 低通放大电路

由于通过光电传感器接收到的信号极其微弱，容易被其外围电路所干扰，因此系统必须为信号处理电路提供电源。检测到的信号经过LM324 放大器放大后仍存在较大的偏置电压，因此必须在信号输入端加滤波电容，将电路中的直流成份滤掉并保证不影响交流信号的传递。

该系统按人体心率在运动后跳动次数达 200 次/分钟的计算来设计低通放大器，如图 3.6所示。R24、C6 组成低通滤波器以进一步滤除残留的干扰，截止频率由 R24、C6 决定，运放 U3A 将信号放大，放大倍数由 R22 和 R24 的比值决定。经过低通放大后输出的信号是叠加有噪声的脉动正弦波[12]。

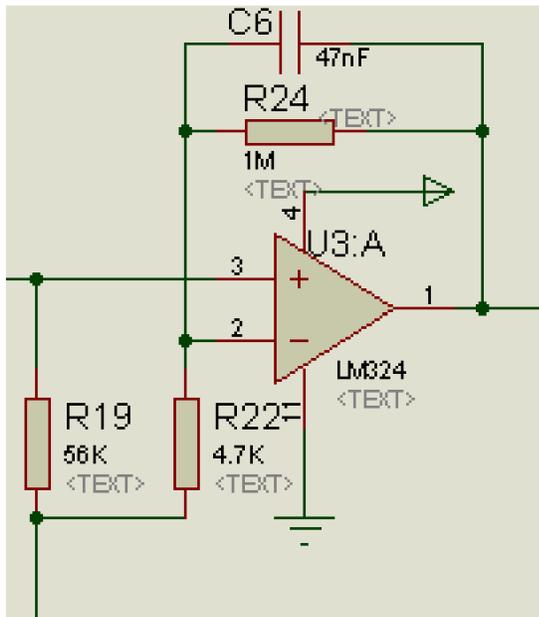


图 3.6 信号低通放大电路

根据一阶有源滤波电路的传递函数，可得：

$$A(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{A_0}{1 + \frac{s}{\omega_c}} \quad (3.1)$$

放大倍数为：

$$A_0 = 1 + \frac{R_{24}}{R_{22}} = 1 + \frac{1M}{4.7K} = 214 \quad (3.2)$$

截止频率为：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R_{24} C_6} = 3.39Hz \quad (3.3)$$

按人体心率跳动为 200 次/分钟时的频率是 3.3 Hz 考虑，低频特性是令人满意的。经过低通放大后输出的信号是叠加有噪声的脉动正弦波。波形如图 3.7 所示。



图 3.7 脉动正弦波

3.4 波形整形电路

本电路的功能是将模拟电压信号转化为高低电平信号输出到单片机系统，可以采用反向滞回电压比较器进一步提高电路抗干扰能力。经过对强弱心率信号的测试和统计分析可以将其阈值确定。整形电路如图 3.8 所示，U3B 是一个电压比较器，C7、R27 构成一个微分器，U3C 和 C15、R31 组成单稳态多谐振荡器，其脉宽由 C15、R31 决定。U3B 的输出信号经 C7、R27 的微分后总是将正、负相间的尖脉冲（波形如图 3.10）加到单稳态多谐振荡器 U3C 的反向输入端，不会造成很大的触发误差，因此稍微调节下 R28 即可将该比较器的阈值电压控制在正弦波的幅值范围内。

当检测到输入信号时，U3B 在比较器输入信号的每个后沿到来时输出高电平，使 C15 通过 R31 充电。大约持续 20ms 之后，因 C15 充电电流减小而使 U3B 同相输入端的电位降低到低于反相输入端的电位，于是 U3B 改变状态并再次输出低电平。脉冲高电平与心跳同步，并由红色发光二极管 DS3 的闪亮指示出来，即发光二极管作心跳状态显示，心脏每跳动一次发光二极管就亮一次。同时，该脉冲电平通过 R29 送到单片机/INT0 脚，进行对心率的计算和显示。输出波形如图 3.11 所示。

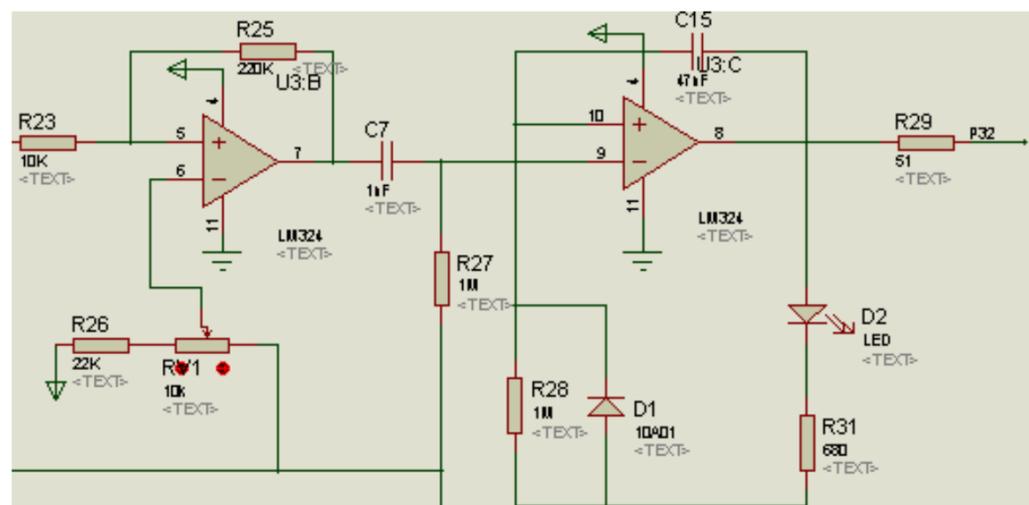


图 3.8 波形整形电路

经过比较器 U3C 产生的输出波形：



图 3.9 输出波形

经过微分器产生的输出波形：



图 3.10 比较后的输出波形

单片机接收到的信号：

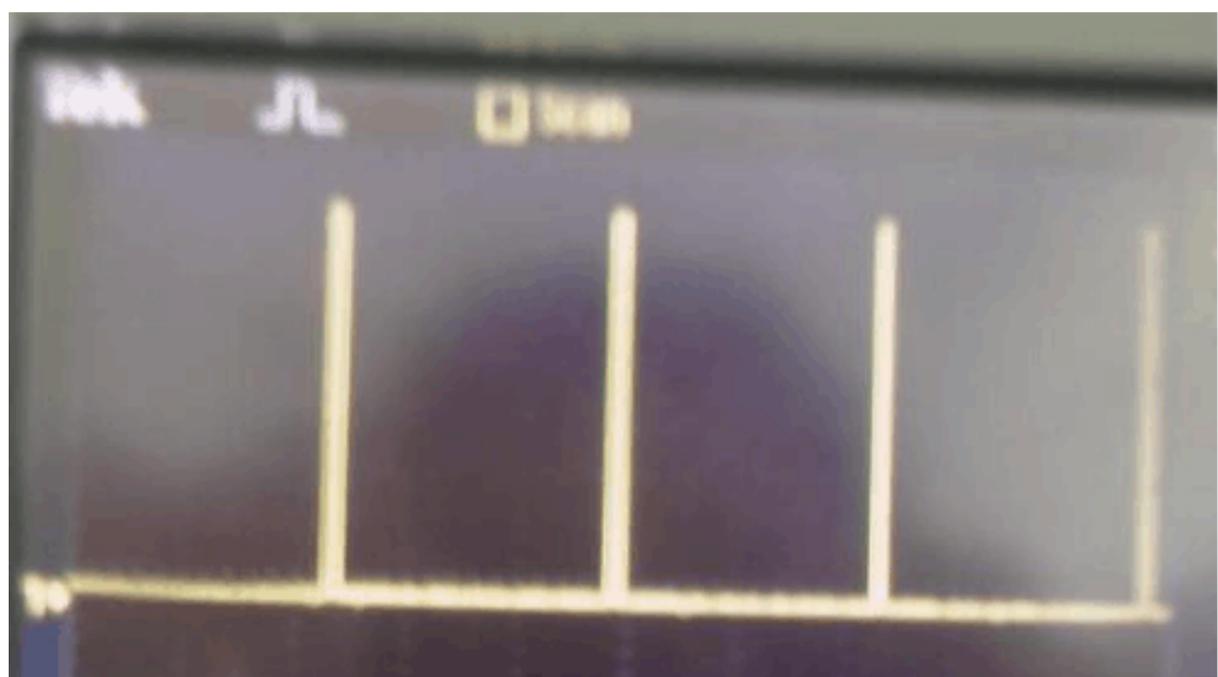


图 3.11 接收信号

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/708001025065007005>