

摘 要

脉搏测量仪在我们的日常生活中已经得到了非常广泛的应用。为了提高脉搏测量仪的简便性和精确度，本课题设计了一种基于51单片机的脉搏测量仪。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，并利用单片机系统内部定时器来计算时间，由光敏三极管感应产生脉冲，单片机通过对脉冲累加得到脉搏跳动次数，时间由定时器定时而得。系统运行中能显示脉搏次数和时间，系统停止运行时，能够显示总的脉搏次数和时间。经测试，系统工作正常，达到设计要求。

关键词：脉搏测量仪；AT89C51 单片机；光电传感器

Abstract

Pulse measuring instrument has been widely used in our daily life. In order to increase its simplicity and accuracy, this subject designs one system based on single-chip microcomputer and infrared light emitting diode and photo transistor as sensors, and calculates time with using of the inner timer. The sensor produces pulse and the single-chip microcomputer gets the frequency by accumulating the pulses, and the timer obtains the time. The system could display the frequency and time of the pulse during operation. It can also shows the total number when it stops. After test, the system works well and meets the design requirements.

Keywords :Pulse measurement; AT89C51 single-chip microcomputer; photoelectric sensor

目 录

摘 要.....	
Abstract.....	
第 1 章 概述.....	1.....
1.1 选题的背景和意义.....	1.....
1.2 脉搏测量仪的发展与应用.....	2.....
第 2 章 脉搏测量仪系统结构.....	4.....
2.1 光电脉搏测量仪的结构.....	4.....
2.2 工作原理.....	5.....
2.3 光电脉搏测量仪的特点.....	5.....
第 3 章 硬件系统.....	7.....
3.1 控制器.....	7.....
3.1.1 AT89C51 简介	7.....
3.1.2 AT89C51 的特点	7.....
3.1.3 AT89C51 的结构	7.....
3.2 脉搏信号采集.....	9.....
3.2.1 光电传感器的原理.....	10.....
3.2.2 光电传感器的结构.....	10.....
3.2.3 光电传感器检测原理.....	11.....
3.2.4 信号采集电路.....	11.....
3.3 信号放大.....	12.....
3.3.1 放大器的介绍.....	12.....
3.3.2 放大电路.....	13.....
3.4 波形整形电路.....	14.....
3.5 单片机处理电路.....	16.....
3.6 显示电路.....	17.....
3.6.1 LED 的综述.....	18.....
3.6.2 LED 的结构.....	18.....

3.6.3 LED数码管的显示方法.....	19.....
3.6.4脉搏测量仪电路原理图.....	20.....
第4章 软件系统.....	21.....
4.1 主程序流程:	21.....
4.2 定时器中断程序流程:	21.....
4.3 INT中断程序流程:	22.....
4.4 显示程序流程:	23.....
4.5 软件说明.....	23.....
第五章 抗干扰措施及使用方法.....	24.....
5.1抗干扰措施.....	24.....
5.1.1 环境光对脉搏传感器测量的影响.....	24.....
5.1.2电磁干扰对脉搏传感器的影响.....	24.....
5.1.3测量过程中运动噪声的影响.....	25.....
5.2测量仪使用方法.....	25.....
第6章 系统调试.....	26.....
6.1 系统调试.....	26.....
6.2 系统检验.....	27.....
6.3 误差分析.....	28.....
第七章 总结与展望.....	29.....
参考文献.....	31.....
附 录.....	33.....
致 谢.....	39.....

第 1 章 概述

1.1 选题的背景和意义

脉搏携带有丰富的人体健康状况的信息，自公元三世纪我国最早的脉学专著《脉经》问世以来，脉学理论得到不断的发展和提高。在中医四诊（望、闻、问、切）中，脉诊占有非常重要的位置。脉诊是我国传统医学中最具特色的一项诊断方法，其历史悠久，内容丰富，是中医“整体观念”、“辨证论治”的基本精神的体现与应用。脉诊作为“绿色无创”诊断的手段和方法，得到了中外人士的关注。但由于中医是靠手指获取脉搏信息，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。首先，切脉单凭医生手指感觉辨别脉象的特征，受到感觉、经验和表述的限制，并且难免存在许多主观臆断因素，影响了对脉象判断的规范化；其次，这种用手指切脉的技巧很难掌握；再则，感知的脉象无法记录和保存影响了对脉象机理的研究。脉诊的这种定性化和主观性，大大影响了其精度与可行性，成为中医脉诊应用、发展和交流中的制约因素。为了将传统的中医药学发扬光大，促进脉诊的应用和发展，必须与现代科技相结合，实现更科学、客观的诊断^[1]。

医院的护士每天都要给住院的病人把脉记录病人每分钟脉搏数，方法是用手按在病人腕部的动脉上，根据脉搏的跳动进行计数。为了节省时间，一般不会作 1 分钟的测量，通常是测量 10 秒钟时间内心跳的数，再把结果乘以 6 即得到每分钟的心跳数，即使这样做还是比较费时，而且精度也不高。为了提高脉搏测量的精确与速度，多种脉搏测量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。

早在1860年Vierordt创建了第一台杠杆式脉搏描记仪，国内20世纪50年代初朱颜将脉搏仪引用到中医脉诊的客观化研究方面。此后随着机械及电子技术的发展，国内外在研制中医脉象仪方面进展很快，尤其是70年代中期，国内天津、上海、江西等地相继成立了跨学科的脉象研究协作组，多学科共同合作促使中医脉象研究工作进入了一个新的境界。脉象探头式样很多，有单部、三部、单点、多点、刚性接触式、软性接触式、气压式、硅杯式、液态汞、液态水、子母式等组

成,脉象探头的主要原件有应变片、压电晶体、单晶硅、光敏元件、PVDF 压电薄膜等,其中以单部单点应变片式为最广泛,不过近年来正在向三部多点式方向设计^[2]。

目前脉搏测量仪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脉搏测量仪。

1.2 脉搏测量仪的发展与应用

随着科学技术的发展,脉搏测量技术也越来越先进,对脉搏的测量精度也越来越高,国内外先后研制了不同类型的脉搏测量仪,而其中关键是对脉搏传感器的研究。起初用于体育测量的脉搏测试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,但因为手指上的汗腺较多,指夹常年使用,污染可能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,容易维护。但因耳脉较弱,尤其是当季节变化时,所测信号受环境温度影响明显,造成测量结果不准确^[3]。过去在医院临床监护和日常中老年保健中出现的日常监护仪器,如便携式电子血压计,可以完成脉搏的测量,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、加减压过程会有不适、脉搏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的传感器,这类传感器的重要特征是测量的探测部分不侵入机体,不造成机体创伤,能够自动消除仪表自身系统的误差,测量精度高,通常在体外,尤其是在体表间接测量人体的生理和生化参数。

其中光电式脉搏传感器是根据光电容积法制成的脉搏传感器,通过对手指末端透光度的监测,间接检测出脉搏信号。具有结构简单、无损伤、精度高、可重复使用等优点。通过光电式脉搏传感器所研制的脉搏测量仪已经应用到临床医学等各个方面并收到了理想效果。

人体心室周期性的收缩和舒张导致主动脉的收缩和舒张,是血流压力以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播,这种波成为脉搏波^[4]。从脉搏波中提取人体的心理病理信息作为临床诊断和治疗的依据,历来都受到中外医学界

的重视。脉搏波所呈现出的形态(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生理病理的血流特征,因此对脉搏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的弱信号,脉搏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后续滤波以满足采集的要求。

第 2 章 脉搏测量仪系统结构

脉搏测量仪的设计，必须是通过采集人体脉搏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脉搏变化，最后要得出每分钟的脉搏次数，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脉搏次数。在硬件设计中一般的物理信号就是电压变化，有了这个系统的设计思路，本课题就此开始实施。

2.1 光电脉搏测量仪的结构

光电脉搏测量仪是利用光电传感器作为变换原件，把采集到的用于检测脉搏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、单片机电路、数码显示、电源等部分。

1. 光电传感器

即将非电量(红外光)转换成电量的转换元件，它由红外发射二极管和接收三极管组成，它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。

2. 信号处理

即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)。

3. 单片机电路

即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)。

4. 数码显示

即把单片机计算得出的结果用 8 位 LED 数码管静态扫描来显示，便于直接准确无误的读出数据。

5. 电源

即向光电传感器、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，实现脉搏测量仪的基本测量功能。脉搏测量仪硬件框图如下图2.1 所示：

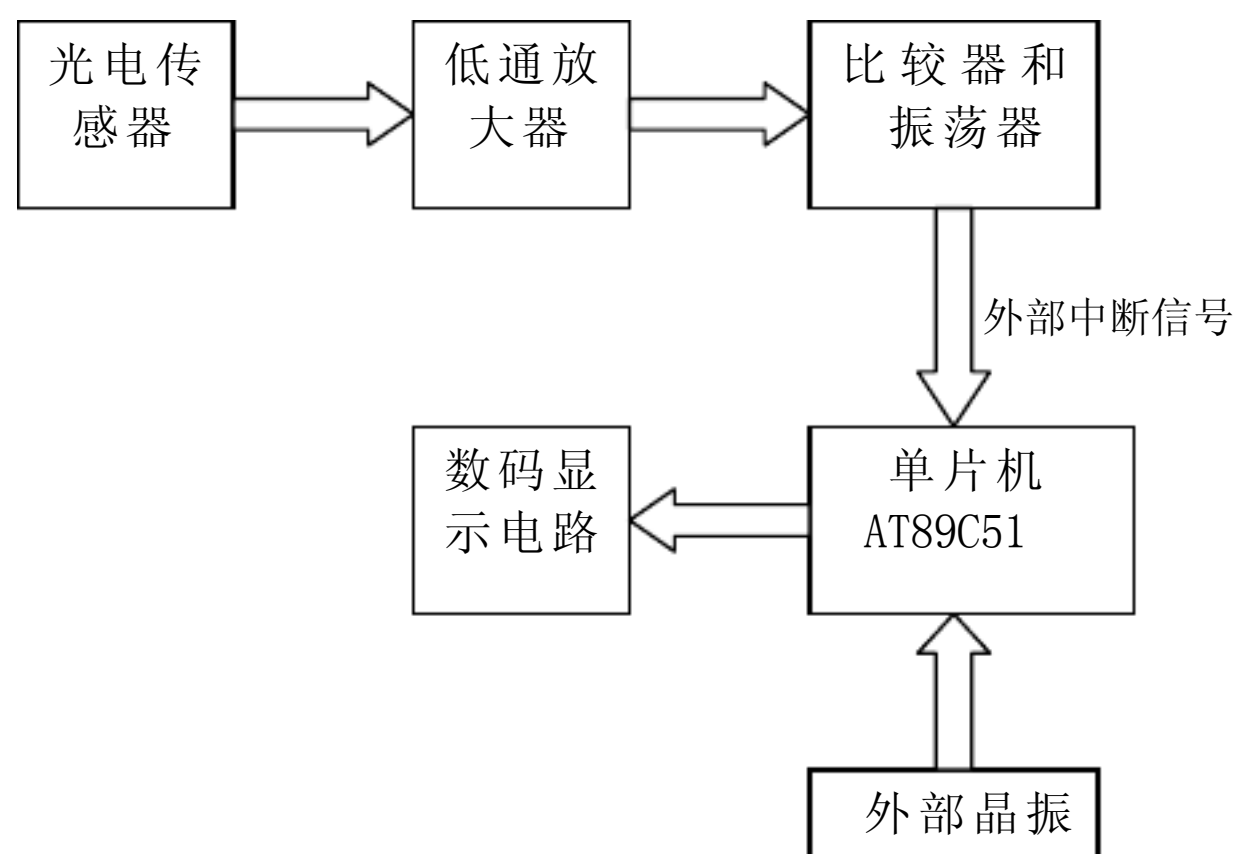


图 2.1 脉搏测量仪的工作原理

当手指放在红外线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，血管中血液饱和程度的变化将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，这就导致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的外部中断信号。单片机电路对输入的脉冲信号进行计算处理后把结果送到数码管显示。

2.3 光电脉搏测量仪的特点

与传统的脉搏测量仪相比，光电式脉搏测量仪具有以下特点：

1. 测量的探测部分不侵入机体，不造成机体创伤，通常在体外。
2. 传感器可重复使用且速度快，精度高。
3. 测试的适用电压为5V-9V 的直流电压。
4. 稳定性好、磨损小、寿命长、维修方便。

5. 由于结构简单，因此体积小、重量轻、性价比优越。
6. 测量的有效范围为50次-199次/分钟。

第 3 章 硬件系统

3.1 控制器

本系统基于51系列单片机来实现，因为系统没有其它高标准的要求，我们最终选择了AT89C51 通用的比较普通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、高性能的 CMOS 8 位单片机，片内含 4k bytes的可反复擦写的只读程序存储器 (PEROM) 和 128 bytes的随机存取数据存储器 (RAM) ，器件采用 ATMEL 公司的高密度、非易失性存储技术生产，兼容标准 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 AT89C51 单片机可为您提供许多高性价比的应用场合，可灵活应用于各种控制领域。

3.1.2 AT89C51 的特点

• 与 MCS-51 产品指令系统完全兼容

• 4k 字节可重擦写 Flash闪速存储器

• 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

• 低功耗空闲和掉电模式

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。

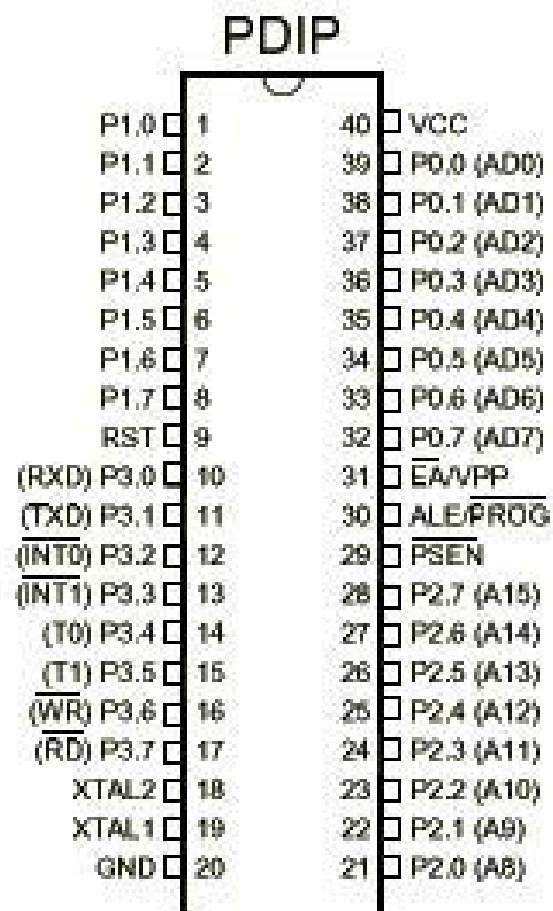


图3.1 AT89C51 的封装形式

引脚功能：

V_{CC}：电源电压

GND：接地

P0口：P0口是一组8位漏极开路型双向I/O口，也即地址/数据总线复用口。作为输出口用时，每位能吸收电流的方式驱动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(吸收或输出电流)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涌。

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(吸收或输出电流)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，每一位功能定义如表3.1所示。

表 3.1 P3口的第二功能

端口引脚	第二功能
P3.0	RXD (串行输入口)
P3.1	TXD (串行输出口)
P3.2	$\overline{\text{INT0}}$ (外中断0)
P3.3	$\overline{\text{INT1}}$ (外中断1)
P3.4	T0 (定时/计数器0)
P3.5	T1 (定时/计数器1)
P3.6	$\overline{\text{WR}}$ (外部数据存储器写选通)
P3.7	$\overline{\text{RD}}$ (外部数据存储器读选通)

RST：复位输入。当振荡器工作时，RST 引脚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。

XTALI：振荡器反相放大器的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 脉搏信号采集

目前脉搏波检测系统有以下几种检测方法：光电容积脉搏波法、液体耦合腔脉搏传感器、压阻式脉搏传感器以及应变式脉搏传感器。近年来，光电检测技术在临床医学应用中发展很快，这主要是由于光能避开强烈的电磁干扰，具有很高的绝缘性，且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、可重复好等优点^[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的专家和学者的重视。

3.2.1 光电传感器的原理

根据朗伯—比尔(Lamber—Beer)定律,物质在一定波长处的吸光度和他的浓度成正比。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[7]。

脉搏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,其中非血液组织的光吸收量是恒定的,而在血液中,静脉血的搏动相对于动脉血是十分微弱的,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充盈而引起的,那么在恒定波长的光源照射下,通过检测透过手指的光强将可以间接测量到人体的脉搏信号[7]。

3.2.2 光电传感器的结构

传感器由红外发光二极管和红外接收三极管组成。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脉搏波曲线的漂移。红外接收三极管在红外光的照射下能产生电能,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。光电式脉搏传感器按照光的接收方式可分为透射式和反射式2种[8]。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,接收的是透射光,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。

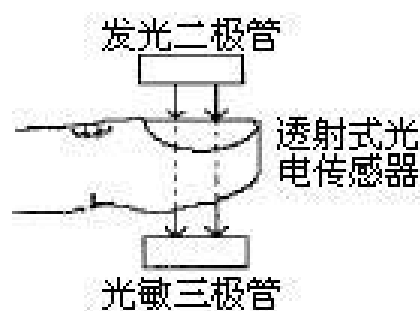


图 3.2 透射式光电传感器

3.2.3 光电传感器检测原理

检测原理是：随着心脏的搏动，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、耳垂等部位最为明显^[5]。因此本设计将红外发光二极管产生的红外线照射到人体的手指部位，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把它转换成电信号。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的，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。故只要把此电信号转换成脉冲并进行整形、计数和显示^[9]，即可实时的测出脉搏的次数。

3.2.4 信号采集电路

图 3.3 是脉搏信号的采集电路，U3 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 R21 阻值的选取要求较高。R21 选择 270 Ω 同时也是基于红外接收三极管感应红外光灵敏度考虑的。R21 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脉搏和无脉搏时的信号。反之，R21 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脉搏和无脉搏时的信号。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 U2B 输入端而造成错误指示，用 C8、C9 串联组成的双极性耦合电容把它隔断^[10]。

当手指处于测量位置时，会出现二种情况：一是无脉期。虽然手指遮挡了红外发射二极管发射的红外光，但是由于红外接收三极管中存在暗电流，会造成输出电压略低。二是有脉期。当有跳动的脉搏时，血脉使手指透光性变差，红外接收三极管中的暗电流减小，输出电压上升。但该传感器输出信号的频率很低，如当脉搏只有为 50 次/分钟时，只有 0.78Hz，200 次/分钟时也只有 3.33Hz，因此信号首先经 R22、C10 滤波以滤除高频干扰，再由耦合电容 C8、C9 加到线性放大输入端。

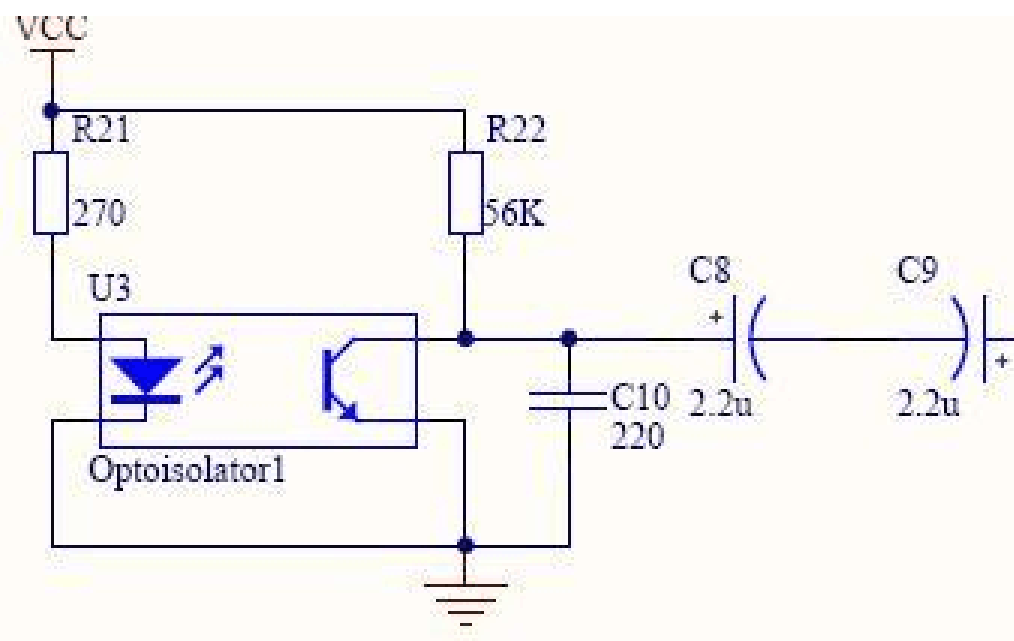


图 3.3 信号采集电路

3.3 信号放大

3.3.1 放大器的介绍

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所示的符号来表示，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。

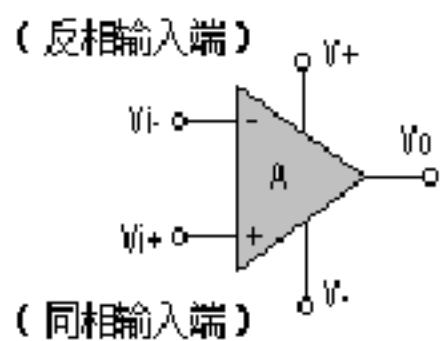


图3.4

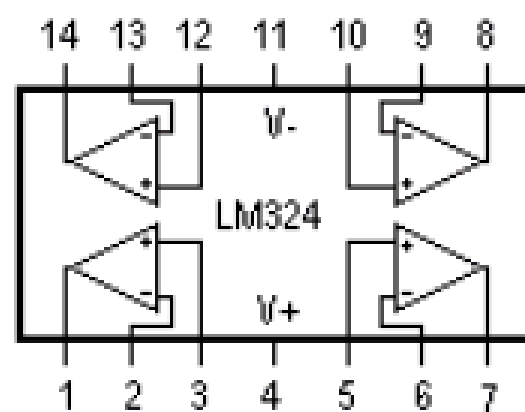


图3.5

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

3.3.2 放大电路

按人体脉搏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。R23、C6 组成低通滤波器以进一步滤除残留的干扰，截止频率由 R23、C6 决定，运放 U2B 将信号放大，放大倍数由 R23 和 R27 的比值决定。

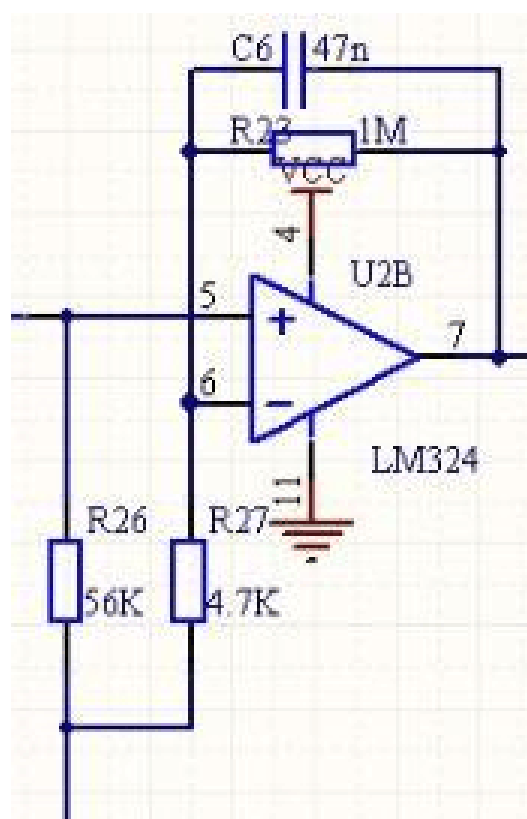


图 3.6 低通放大电路

根据一阶有源滤波电路的传递函数，可得：

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

$$\text{放大倍数为: } A_0 = 1 + \frac{R_{23}}{R_{27}} = 1 + \frac{1M}{4.7K} = 214$$

$$\text{截止频率为: } f_0 = \frac{1}{2\pi R_{23} C_6} = 3.39\text{Hz}$$

按人体的脉搏跳动为 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。

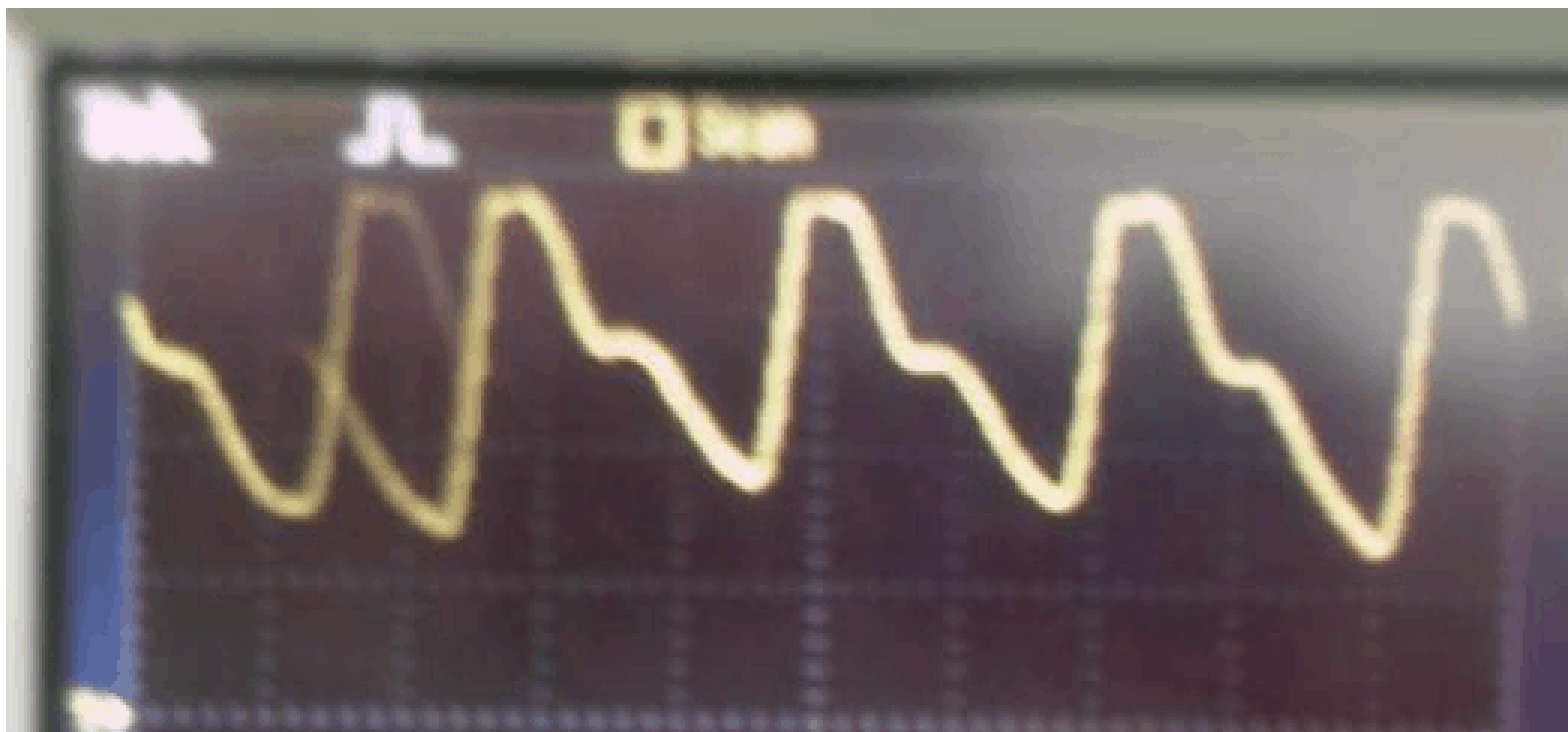


图 3.7

3.4 波形整形电路

波形整形电路如图 3.8所示，U2C 是一个电压比较器，C11、R29 构成一个微分器，U2A 和 C7、R32 组成单稳态多谐振荡器，其脉宽由 C7、R32 决定。

该比较器的阈值电压可用 R31 调节在正弦波的幅值范围内，但是对 R31 的调节要求并不严格，因为 U2C 的输出信号（波形如图 3.9）经 C11、R29 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 U2A 的反向输入端，不会造成很大的触发误差。

当有输入信号时，U2A 在比较器输入信号的每个后沿到来时输出高电平，使 C7 通过 R32 充电。大约持续 20ms 之后，因 C7 充电电流减小而使 U2A 同相输入端的电位降低到低于反相输入端的电位（尖脉冲已过去很久），于是 U2A 改变状态并再次输出低电平。这长的脉冲是与脉搏同步的，并由红色发光二极管 DS3 的闪亮指示出来。即发光二极管作脉搏测量状态显示，脉搏每跳动一次发光二极管就亮一次。同时，该脉冲电平通过 R24 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。

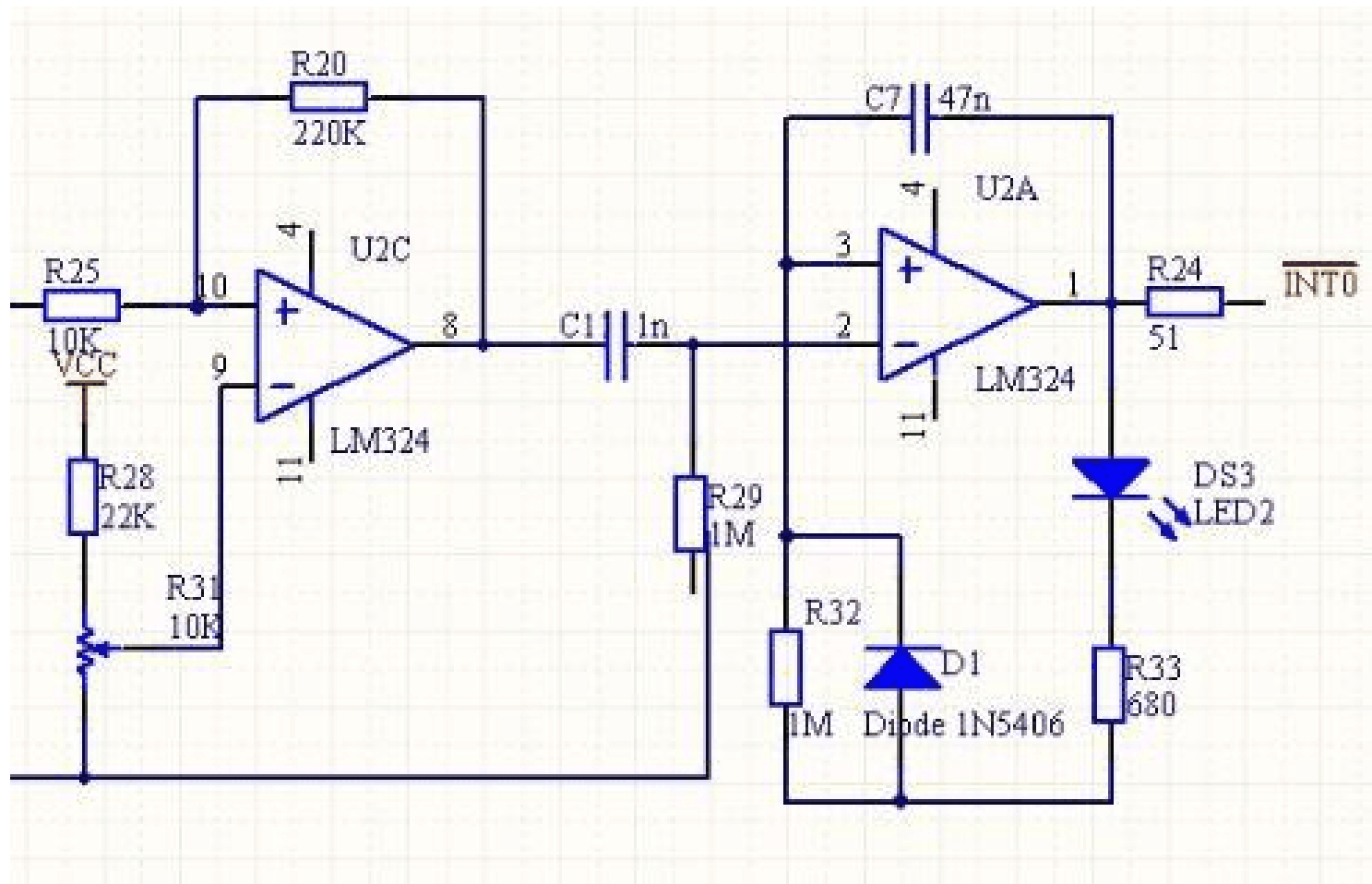


图 3.8 波形整形电路

经过比较器 U2C 的输出波形：

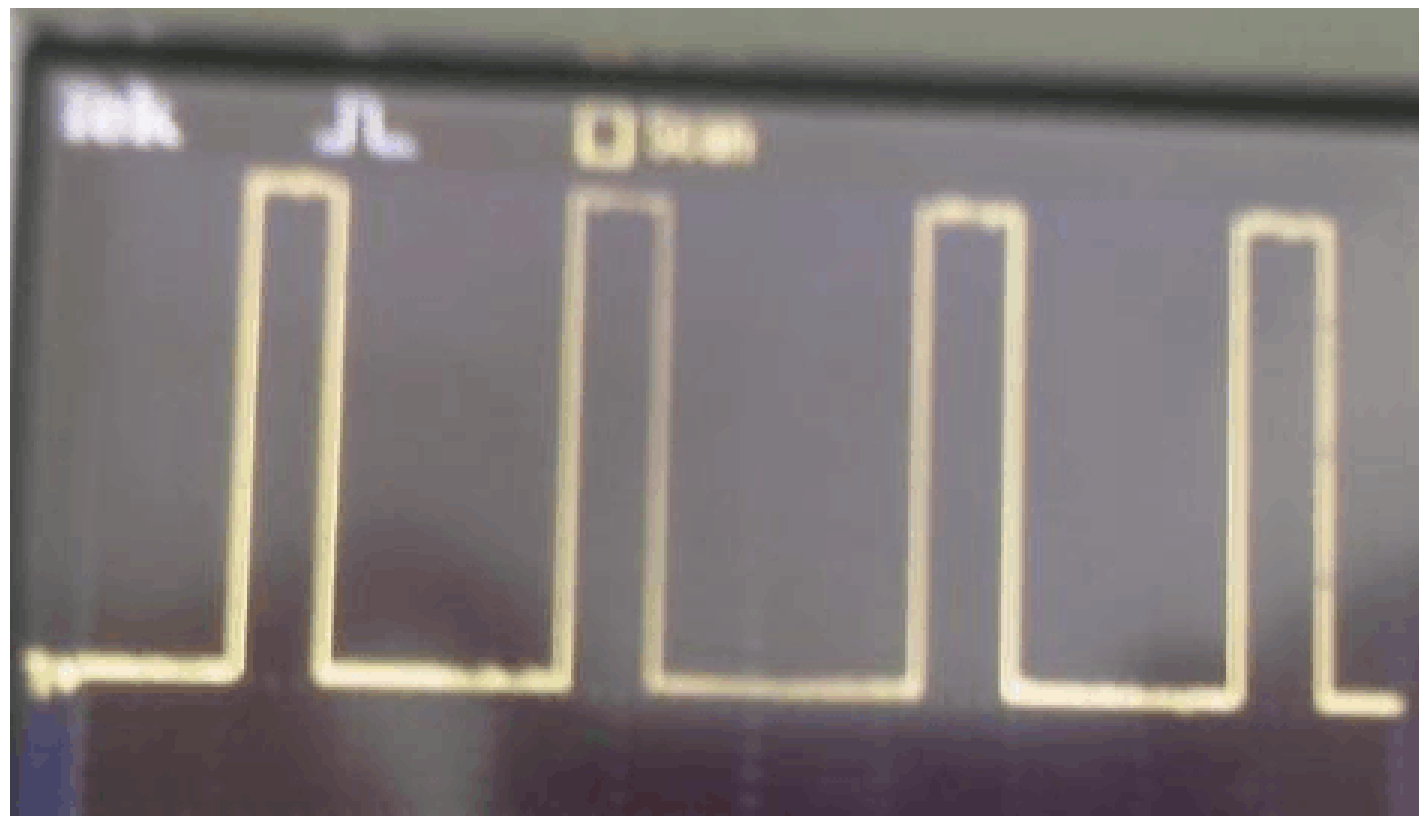


图 3.9

经过微分器的输出波形：



图 3.10

单片机接收到的信号：

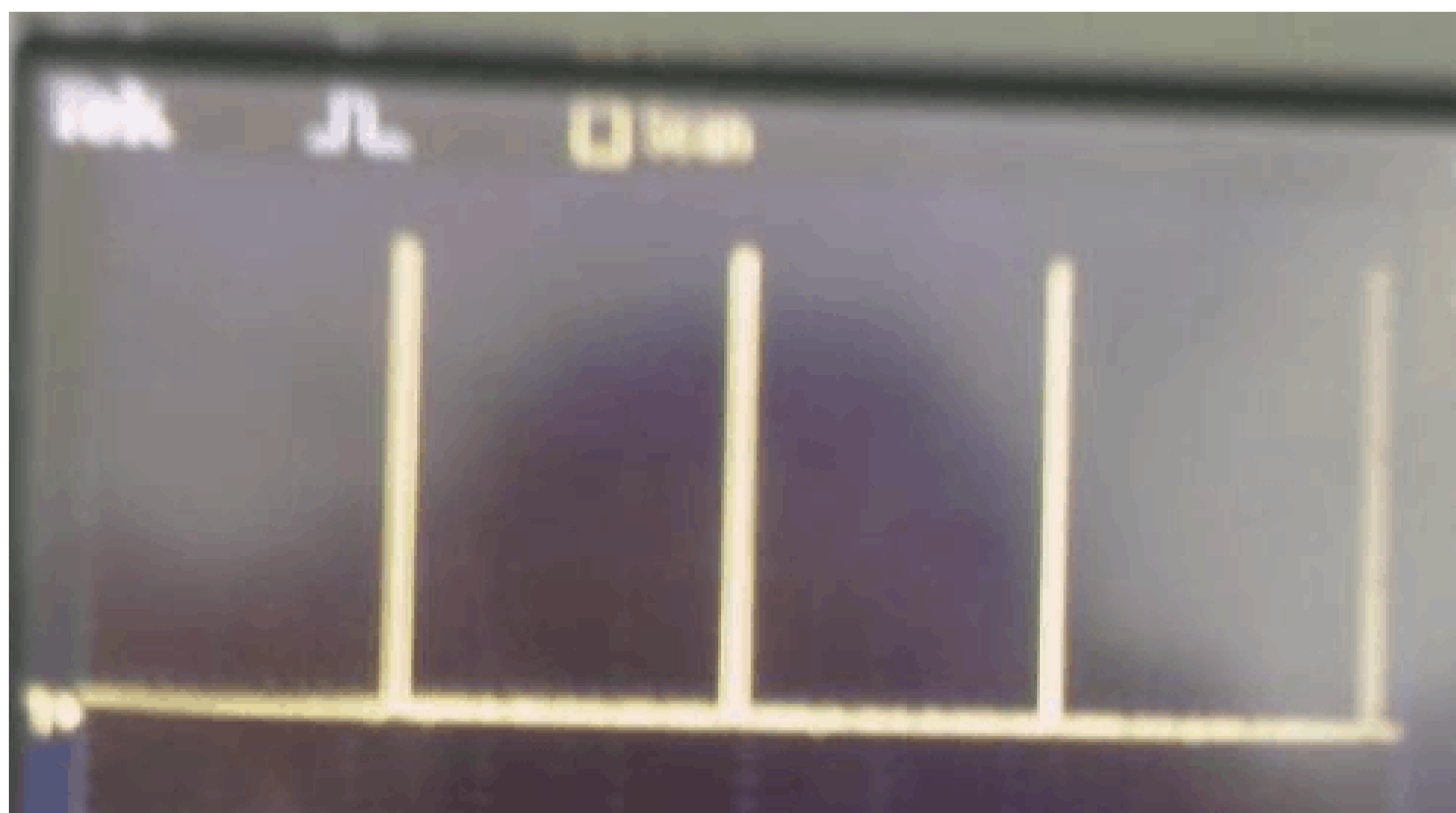


图 3.11

3.5 单片机处理电路

如图 3.12所示，本部分运用了 ATMEL 公司的 89C51 单片机作为核心元件，

在这里运用单片机能更快更准确地对数据进行运算，而且可以根据实际情况进行编程，所用外围元件少，轻巧省电，故障率低。

来自传感和整形输出电路的脉冲电平输入单片机 89C51 的 /INT0 脚，单片机设为负跳变中断触发模式，故每次脉冲下降沿到达时触发单片机产生中断并进行计时，来一个脉冲脉搏次数就加一；定时器中断主要完成一分钟的定时功能。单片机对一分钟内的脉冲次数进行累加，通过 P0、P2 口把测量过程和结果送到数码管显示出来[9]。

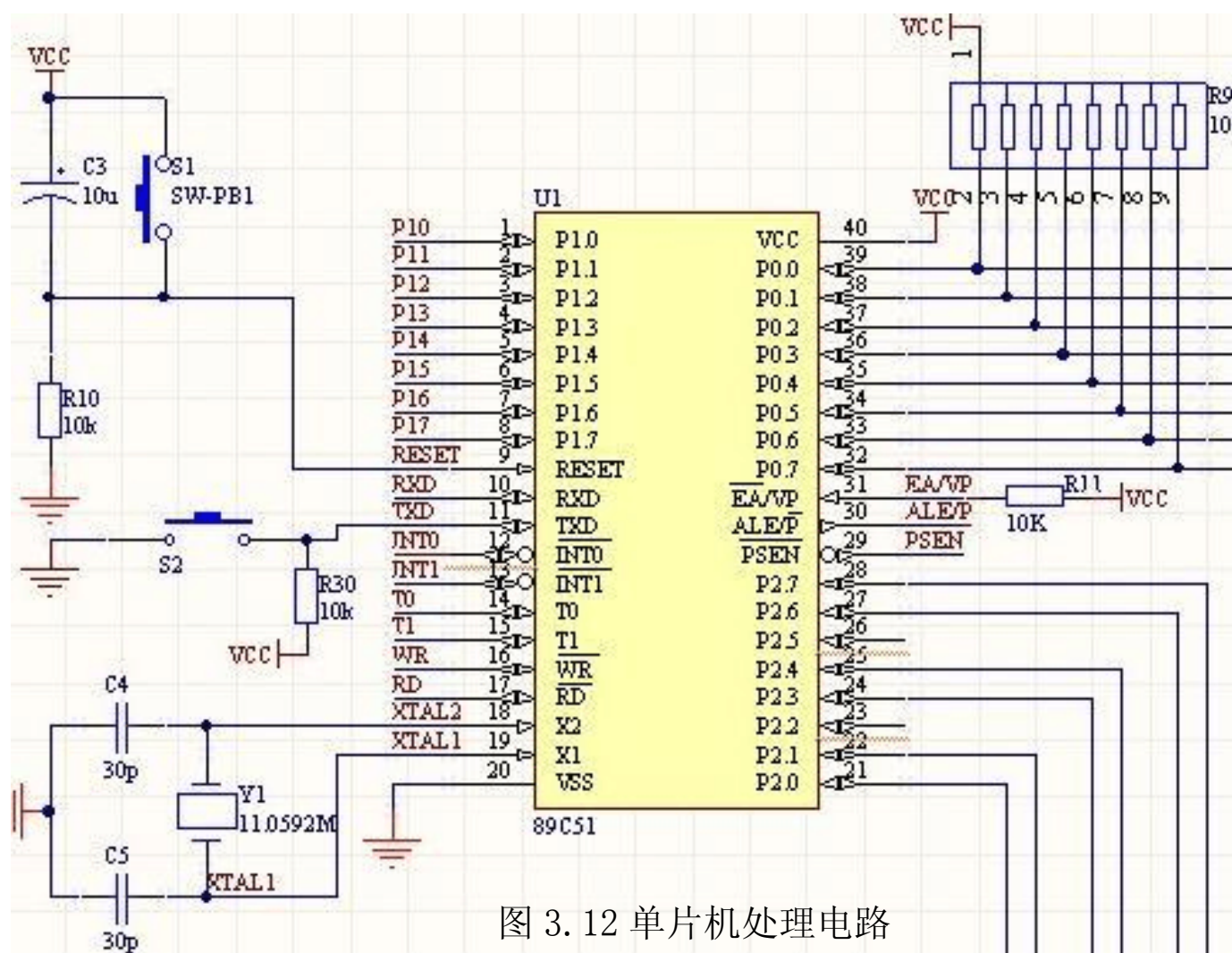
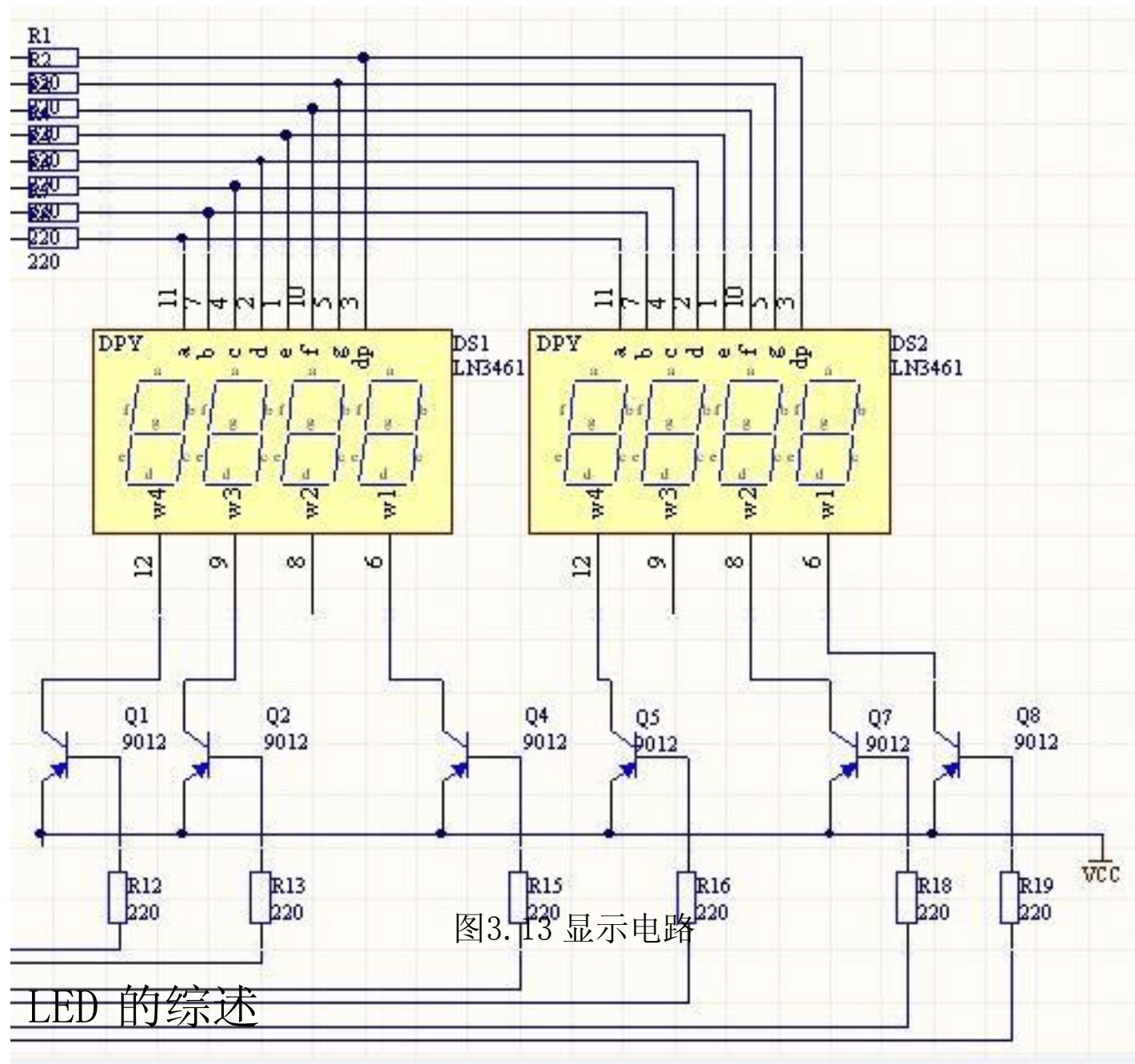


图 3.12 单片机处理电路

3.6 显示电路

本设计的显示采用LED 数码管动态扫描来显示。两个4位的共阳极LED 数码管组成8位显示，其中0、1两位显示测量中的时间，3、4两位显示测量中的脉搏次数，6、7两位用来显示上次测量的数据。单片机的P0口控制显示字型，P2口控制显示字位。显示电路如图3.13



3.6.1 LED 的综述

在单片机的应用系统中，为了便于人们观察和监视单片机的运行情况，常常需要用显示器显示运行的中间结果、状态等信息，因此显示器也是不可缺少的外部设备之一。显示器的种类很多，从液晶显示、发光二极管显示到CRT 显示器，都可以与微机配接。在单片机应用系统中常用的显示器主要有发光二极管数码显示器，简称LED 显示器。LED 显示器具有耗电省、成本低廉、配置简单灵活、安装方便、耐振动、寿命长等优点。但显示内容有限，不能显示图形，因而其应用有局限性^[11]。

3.6.2 LED 的结构

LED 数码管显示器是由发光的二极管显示字段组成的。在单片机应用系统中使用最多的就是七段LED 数码管，有共阴极和共阳极两种。七段LED 数码管显示器有8个发光二极管，其中从a~g管脚输入显示代码，可显示不同的数字或字符，Dp显示小数点。共阴极LED 数码管显示器的公共端为发光二极管阴极，通常接地，当发光二极管的阳极为高电平时，发光二极管点亮。共阳极的LED 数码管显示器的公共端为发光二极管的阳极，通常接+5V 电源，当发光二极管的阴极为低电平时，发光二极管点亮。

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/667110065056010005>