

单片机心律失常监护仪

康 赐 荣

(电子工程系)

摘要 在心电信号 ECG 中 R 波幅值最大,变化率最快.因此,对心电信号的处理首先在于准确地检出 R 波,为此对原始的心电波形进行一次差分,以进一步突出 R 波.在监护之前,先经过 8s 自学习,以确定为检出 R 波所需的差分阈值,把心电波形与阈值比较,就可确定 R 波位置,进而确定和计算复合波 QRS 的位置和宽度、瞬时心率等心电特征量,为一些常见的心率失常的判别奠定基础.根据对心脏停搏、心动过速、心动过缓、漏搏、室性早搏等的判别式,当出现心律失常时,进行显示和报警.

关键词 心电图,心律失常,RR 间期

0 前言

目前,心脏病的死亡率已占各种疾病的首位,成为人类的一个重大威胁.因此,分析人体心脏功能,对心血管疾病进行早期诊断,对危急心脏病患者进行监护已成为医务工作者和生物医学工作者的重要任务.利用微电脑进行心电信号的采集、分析和处理是分析心脏功能的重要手段.

心律失常监护仪对危重心脏病人的诊断、监护和及时救治起很重要作用,是一种必不可少的医学仪器.把单片机应用于心律失常监护仪,可使其功能、智能化程度大为增强,诊断的准确率大为提高.

本监护仪具有数据采集(放大、滤波、A/D 转换等)、存贮、显示和描记系统.它能实时检测、显示病人的 ECG 波形,以三位数显示瞬时心率.在出现诸如心动过缓、心动过速、停搏、漏搏和室性早搏 PVC 等心律失常时,能自动声、光报警,能自动存贮、显示和记录报警发生前后各 5s 的 ECG 波形.

本文1991-07-12收到.

参加仪器的制作、程序编写和调试工作的有邓灿杰、罗华杰.

1 心电信号处理原理

1.1 典型的心电波形

心脏在每次机械性收缩之前,心肌细胞先产生激动,在激动过程中所产生的微小生物电流(即心电),通过人体组织传到体表,如在体表联接一个具有放大和记录电流的仪器(即心电图机),则可把每一心动周期内所产生的电流变化描记下来,呈现具有特种波组 P 、 QRS 、 T 等的连续曲线,这种曲线称为心电图 (Electrocardiogram, 缩写为 ECG)

心电是由心房、心室的除极、复极产生的,心电波形的性状随导联、探查电极位置的不同而不同.图1为标准 I 导联的典型心电波形^[1].图中 P 波为心房除极波, QRS 波群为

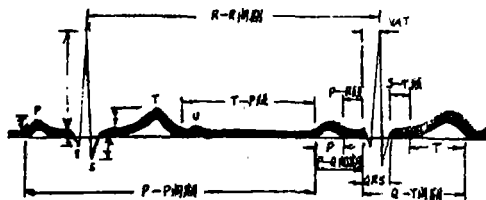


图1 典型心电波形

心室除极波, T 波为心室复极波,各波幅度和各间期超过一定范围,就具有一定的病理意义^[2].

1.2 复合波 QRS 的定位

心电信号处理的目的在于从心电信号中提取对心脏病诊断和监护有价值的一些特征量,如心率 HR、复合波 QRS 宽度等.

心电信号的计算机分析方法虽已引进了传递函数、脉冲响应、互相关函数、相干函数、功率谱和幅度直方图等时域和频域分析方法^[3],但这些方法目前尚不为广大医生所熟悉.因此,本监护仪采用医生所熟悉的时域分析方法,即 ECG 波形分析和节律分析,也就是用计算机模仿医生常规目测检查心电图的测量、计算心电波形的过程.

在心电波形中 R 波的幅值最大,变化率最快,为了提高 R 波检测的准确性,我们采用差分法来进一步突出 R 波.图2比较了原始的 ECG 波形(a)与经二次曲线拟合及一次差分并将负斜率取正后的波形(b).差分是按下式运算得到的^[4]: $y_n = (1/10)[(x_{n+1} - x_{n-1}) + 2(x_{n+2} - x_{n-2})]$.

仪器在进入监控之前,先经过 8s 自学习,求出 QRS 的最大差分值的平均值,取其一定比例作为检测的初始阈值.

在监护时每采得一样值,搜索一次 R 波.把当前的 ECG 差分值与较大阈值 E_1 比较,当连续两次大于 E_1 ,即认为检测到 R 波,也就是 Q 波的终点.向前检查,当连续两次检测到当前 ECG 的差分值小于 E_1 ,即认为检测到 R 波的终点,也就是 S 波的起点,继续向前,过 S 波峰值后,当连续两次检测到当前 ECG 差分值小于较小阈值 E_2 ,即认为检测到 S 波的终点;而由 R 波起点向后,过 Q 波峰点后,当连续两次检测到当前 ECG 差分值小于 E_2 时,认为检测到 Q 波起点.复合波 QRS 的宽度即为 Q 波、 R 波和 S 波三段时间之和.在上述比较过程之所以要求连续两次的当前 ECG 差分值大于(或小于)阈值,是为了消除干扰对检测结果的影响,因为干扰的脉宽不会大于采样时间间隔 5ms,而 R 波的宽度不可能窄到只有一个采集时间间隔的情况.

在差分值第一次超过阈值 E_1 到 QRS 复合波的终点的整个过程中,用程序同时检测本次心拍的最大差分值,然后按一定比例对原阈值更新,以适应监护过程中病人 ECG 的变化,提高检测的准确性。

检测到 R 波后,就可与前一拍 R 波的位置,算出 RR 间期,按下式求心率 HR:

$$HR = 60 / RR \text{ 间期 (次/min)}$$

1.3 心律失常判别

几种常见心律失常 ECG 波形如图3所示. 结合临床医生的经验,制定的心律失常判别式列于表1^[5].

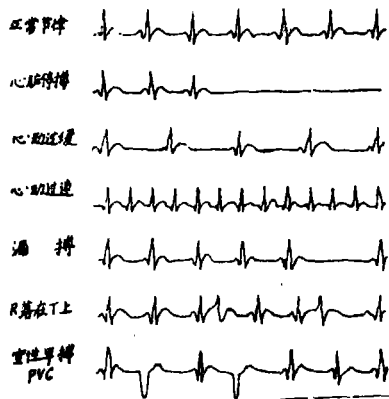
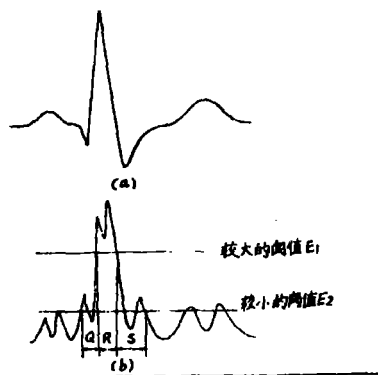


图2 说明 QRS 定位的图形

(a)原始的 ECG 波形;
(b)差分后的 ECG 波形

图3 心律失常的 ECG 波形

表1 常见心律失常的判别

序号	病 类	心律失常临床特征	判 别 式
1	心脏停搏	在一段时间内,心房、室暂停活动,无 P、QRS、T 波.	$RR_i > 3s$
2	心动过缓	$HR_i < 50 \text{ 次/min}$, 为窦房结自律性功能降低,或药物反应等产生的危险征象.	$HR_i < 50 \text{ 次/min}$ 或 $HR_i < HR_{\text{下限}}$
3	心动过速	$HR_i > 100 \text{ 次/min}$, 可为窦性或阵发性过速,为精神紧张、过度疲劳、药物、心脏病变所致.	$HR_i > 100 \text{ 次/min}$ 或 $HR_i > HR_{\text{上限}}$
4	漏 搏	心律脱漏,形成一个较长的间歇,由传导阻滞所致.	$RR_i \approx 2AR$
5	R 落在 T 上	当前的 QRS 复合波出现在前个心动周期的 T 波上,此现象极易引起室性心动过速,室颤等严重心律失常.	$RR_i \leq \frac{1}{2} AR$

心脏的起搏点不在窦房结,而位于心室,其 ECG 特点:QRS

$$RR_1 < 0.9AR_{1-2}$$

6 室性早搏 PVC 提早出现、增宽,T 方向与 R 相反,早搏前后两 R 波间距具有完全代偿间歇。

$$QRS \text{ 宽度} > 0.12s$$

$$RR_{1-1} + RR_1 \approx 2AR_{1-2}$$

表1中 HR_i 为当前心率, $HR_{\text{上限}}$ 、 $HR_{\text{下限}}$ 为监护时允许的心率报警上、下限值, RR_{i-1} 为前一个 RR 间期, AR_{1-2} 为前两个 R 波之前10个 RR 间期的平均值。

2 监护仪的硬件系统

图4为单片机心律失常监护仪硬件系统框图,它由单片机8031、EPROM2764、RAM6264、键盘/显示器接口芯片8279、键盘、状态及心率显示器 LED、A/D、D/A 转换器、报警电路和热笔描记器等组成。

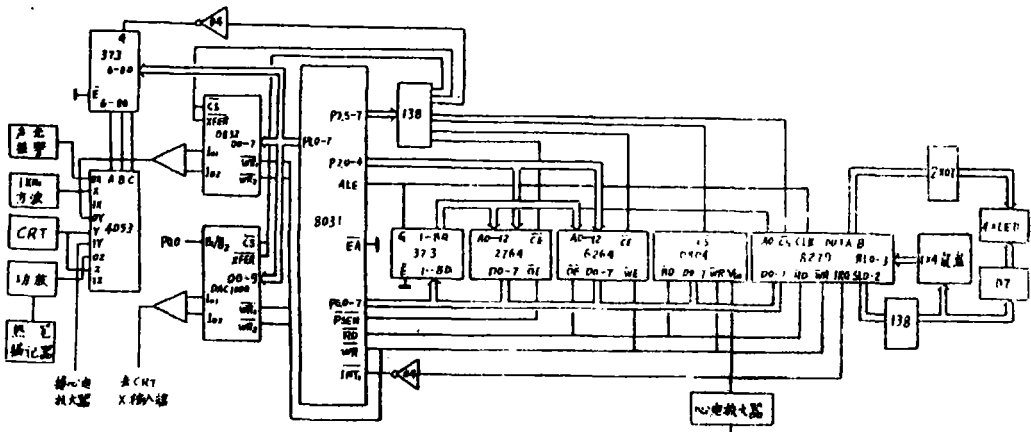


图4 单片机心律失常监护仪硬件系统框图

仪器面板设置有“设置”(上、下限报警心率)、“冻结显示”、“记录”、“停报警”等功能键、复位键和0—9十个数字键。

单片机8031有8位 CPU、4个8位 I/O 口,2个16位定时/计数器,有四个工作寄存器组 $R0-R7$,具有乘、除法指令、位指令丰富、逻辑功能强,给编程带来很大的方便和灵活性,故选它作为控制、运算、处理单元,从而简化了硬件电路,提高了心电信号数据采集、运算分析、显示、控制的实时性。

对按键的响应和数据显示采用键盘/显示器专用接口芯片8279.它具有自动扫描键盘、防抖动、多键闭锁、提供键值、按规定模式显示 CPU 送给8279的数据等功能,在8279芯片内,有用于存储键盘数据的 8×8 位先进先出寄存器(FIFO)和 16×8 位的显示 RAM. 键盘/显示器工作方式设定为00H,即2键封锁,8个8位字符显示,左端送入;时钟设定为2AH,即对 ALE 进行10分频,得 $100kHz$ 的8279内部基频;8279自动进行键盘和显示器的扫描.显示数据时,CPU 先

向8279送写显示RAM命令90H,即显示RAM地址自动加1,然后把要显示的数据送8279显示RAM,这些数据在8279硬件控制下自动进行显示.当有键盘数据输入时,8279将该数据存入FIFO寄存器,把IRQ拉高,向CPU发出中断请求,CPU响应中断请求时,先向8279送读FIFO命令40H,接着将FIFO中数据取出,存贮及进一步处理.CPU取去数据后,8279的IRQ变低,又可响应按键中断.采用8279具有简化程序和很少占用CPU时间的优点.

单片机通过模拟开关4053实现下列功能:(1)显示或记录实时ECG波形;(2)冻结显示或记录当前的、或发生心律失常时的ECG波形;(3)心律失常出现时的报警.

平时控制端A、B、C均为高电平,脚Y与1Y接通,CRT显示当前ECG波形.要记录ECG波形时,使控制端C为低电平,Z与0Z接通,由程序控制自动记录4s ECG波形.当出现心律失常时,控制端A为低电平,X与0X接通,声、光报警.冻结显示时,控制端B为低电平,Y与0Y接通,存贮在数据存储器RAM中的ECG数据经DAC0832及运放转换成模拟电压加于CRT的Y输入端,而CRT的X输入端加的是阶梯电压,它由DAC1000产生.为了在CRT上显示3—5个周期的ECG波形,故选用10位的DAC1000,它具有双锁存器,可直接与8031接口,D/A转换时,先送低8位(LJ/RJ接地)给DAC1000内部锁存器,再送高2位,由DAC1000内部的控制逻辑把10位数据同时送10位寄存器,经电流开关网络转换成与被转换的数字量相应的模拟电流输出,再经外接运放,转换成模拟电压.

3 软件设计

本监护仪软件按模块结构设计,它由主程序、定时中断服务子程序、按键中断服务子程序、排序、十进制码转换为二进制码、二进制码转换为十进制码、显示子程序等组成.根据监护仪功能和硬件环境而绘制的程序流程图如图5所示.图中给出主程序和两个主要子程序(定时中断和按键中断)的程序流程图.定时中断设置为高优先级,按键中断设置为低优先级,这样在定时中断处理未结束之前,不会响应按键中断,以保证按时采样ECG信号.

在定时中断服务子程序中,首先启动A/D转换,接着检查是否要求冻结显示?若是,则把ECG数据送D/A(Y),阶梯波数据送D/A(X),实现循环显示.再检查要求记录否?若是,则把ECG数据送D/A(Y),到1k数据止.待转换完成,读入转换结果,检测R波,计算RR间期,QRS宽度检测计算,进行病类判别,若有心律失常,进行显示报警,否则显示当前HR值,更新阈值 E_1 、 E_2 ,返回.

在按键中断服务子程序中,首先判别是功能键还是数字键.若为功能键,经进一步判别后执行相应功能.如按“设置”键,接着按数字键,即可依次设置心率报警上限值和下限值.

4 心电放大器

本监护仪用的放大器是一个高阻抗、高增益的差动平衡输入式交流放大器.它由仪器放大器、无源高通滤波器、增益可调放大器、双T 50Hz陷波电路、有源低通滤波电路和过载检出电路等部分组成,具有增益高、噪声低、共模抑制比高及抗干扰能力强等特点.放大器的方框图如图6所示.以下简述其中主要部分.

(1)输入级 输入级采用精密仪器放大器 AD524,它是为在恶劣条件下应用,且要求高精度的数据采集系统而设计,具有线性度好、共模抑制比高、低失调电压漂移和低噪声、易于实现增益程控等优点.在输入级还设置了相位补偿和输入保护电路,以保证放大器的安全稳定工作

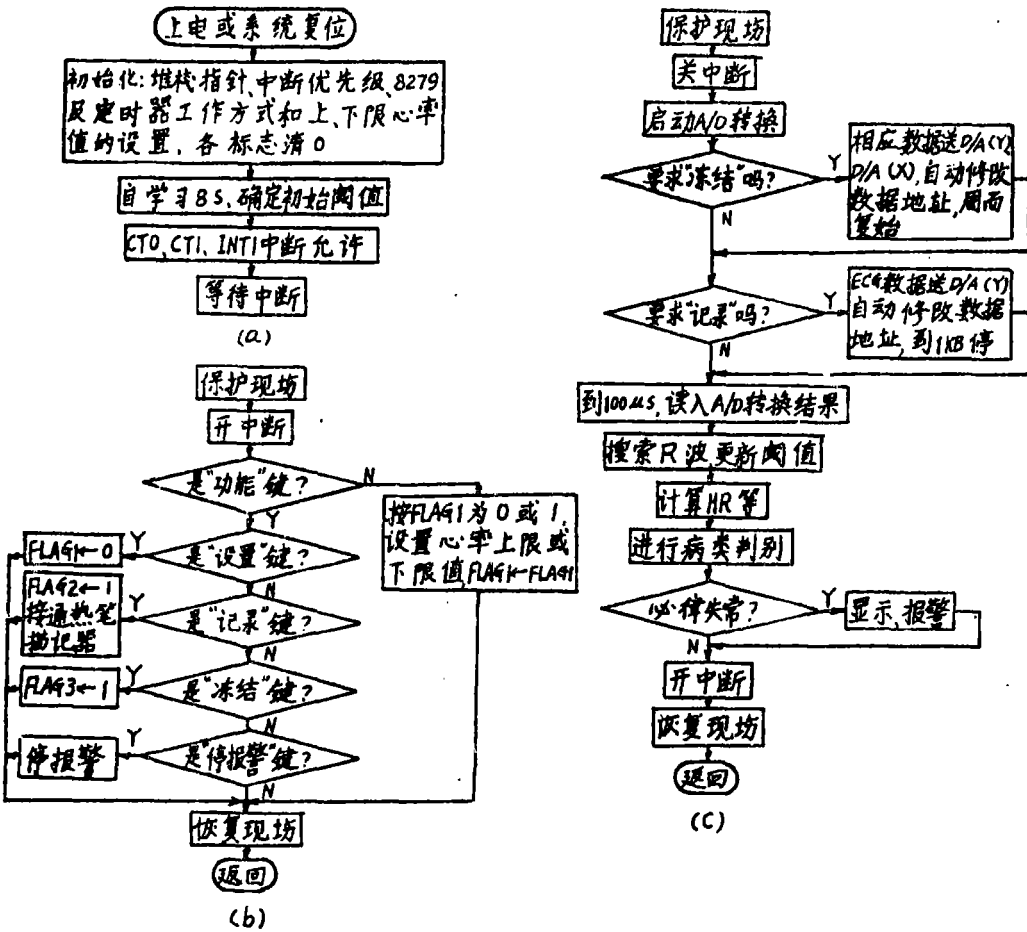


图5 单片机心律失常监护仪程序流程图
(a)主程序; (b)按键中断; (c)定时中断

(2)无源高通滤波器 为消除电极的极化电压,电路中串入一隔直电容(1μf),它与并联电阻构成高通滤波器,其 RC 时间常数为3.2s,下限频率 $f_c = \frac{1}{2\pi RC} = 0.05\text{Hz}$.

(3)双 T 50Hz 陷波电路 为消除 50Hz 工频对心电信号的干扰,采用双 T 有源滤波电路,它由两个 T 型电容、电阻并联之后接到运算放大器组成.参数 RC 与陷波的中心频率 f_0 的关

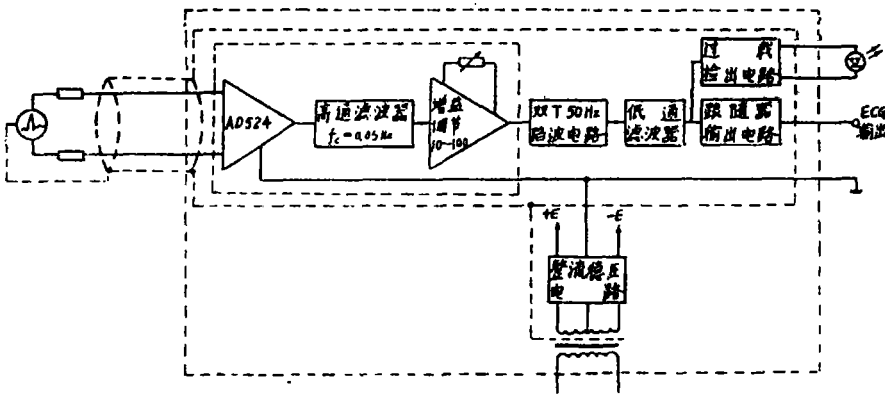


图6 心电放大器方框图

系为 $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$.

(4)低通滤波器 它由两个33kΩ电阻、0.22μf、0.1μf电容及运算放大器组成二阶RC有源低通滤波器,用它滤除高于70Hz的高频信号(如肌电信号)或干扰.

(5)过载检出电路 当心电信号出现超限,后面的微机系统将给出错误的结果.为此,在信号提取或预处理部分出现这种超限的异常情况时,应为系统提供一识别状态,当单片机检测到这个无效信号时,就自动做有关处理,从而避免仪器的错误输出.当心电信号超限时,点亮一发光二极管,同时给CPU一超限信号.

为防止外界电磁场的干扰,放大器采用了内屏蔽、保护屏蔽和外屏蔽三层金属屏蔽,并选择合理的接地点,保证每一层实现完整的法拉第屏蔽及良好的接地,从而有效地抑制电磁场及工频干扰.

参 考 文 献

[1] 张汉鹏,诊断学基础,人民卫生出版社,(1981),205—209.
[2] 龙怡道等,实用心电图手册,江西人民出版社,(1985),57—272.
[3] 封根泉,心脑电图电子计算机分析的原理和应用,科学出版社,(1986),89—125.
[4] 宁新宝,生物医学电子学,湖南科学技术出版社,(1988),376—382.
[5] 朱泽煌,医学仪器中的微计算机系统,高等教育出版社,(1989),204—205.

An Arrhythmia Monitoring System Based on a Single Chip Computer

Kang Cirong

(Department of Electronic Engineering)

Abstract The author describes the operation of an arrhythmia monitoring system based on a single chip computer. In processing ECG signals, R wave as the biggest wave should be detected firstly and accurately. It is further stressed by differencing the original ECG waves. The threshold value of difference, which is required for detecting R wave, is determined during 8 seconds self-study prior to monitoring. By comparing ECG waves with threshold value, the position of R wave can be determined, and such characteristic ECG quantities as the position and width of QRS complex, instantaneous heart rate can be calculated. These may serve a basis for discriminating some conventional arrhythmias. Based on corresponding discriminants, such arrhythmias as cardiac arrest, tachycardia, bradycardia, extrasystole can be displayed and warned whenever it occurs.

Key words electrocardiography, arrhythmia, R-R interval