

一种心率测速计的设计

黄积芬

(华南理工大学 电子与信息学院, 广东 广州 510640)

摘要: 介绍了一种的由取样电路、放大整形电路、计数显示电路、电源电路四部分组成的新型心率计的设计方法。采用高集成度、高性能、低功耗、高频高速的集成芯片实现计数译码模块。具有时基信号频率稳定, 设置合理, 计数器清零及时, 瞬时心率周期内准确计数等优点。测量范围为 0~199 次/min, 两位半数字显示测量值。

关键词: 瞬时心率; 数字方法; 快速; 两位半显示

中图分类号: TP391.5

文献标识码: A

Design of heart rate speed counter

HUANG Ji Fen

(School of Electronic and Information Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China)

Abstract: In this article, a method to design a new type of an instantaneous heart rate meter is introduced, which can measure and reflect the speed and the stabilization of heart rate rapidly. The digital heart rate meter consists of 4 parts that sampling, magnification and wave converting, date processing and displaying, power supplying. High performance integrate circuits are applied. The frequency of clock signal is stable and right, The counter works exactly, results ranking from 0 to 199 times per minute and displaying in digital by two and a half bits.

Key words: instantaneous heart rate; digital technique; fast; two and a half bits display

心跳速率是了解人体健康状况的重要参数之一, 实时准确显示心率在生物医学以及体育运动方面都有广泛的应用。

目前使用的心率计其测量范围几乎都是每分钟几十至两百多次。本文介绍一种新型数字心率计的设计, 其测量范围为 0~199 次/min, 并作两位半数字显示, 所显示心率值是前一次心跳的速率(每心跳一次心率显示更新一次)。本心率计能快速测量出人体瞬时心率值, 对于极低的心率依然能够准确测量出来。

1 测量方法

设两次心跳间隔时间为 T 秒, 则瞬时心率 (Instantaneous Heart Rate) 可表示为:

$$IHR=60/T \text{ (次/min)}$$

即先测量两相邻 R 波之间的时间 T 秒(即瞬时心率周期), 再将这个心率周期转换为每分钟的心跳次数。

如果用频率为 f 的时钟脉冲作为测量时间基准信

号, 在 T 秒时间内对时钟脉冲计数, 并设计数值为 N , 则 $T=N/f$, 故瞬时心率的计算公式又可表示为:

$$IHR=60f/N \text{ (次/min)}$$

只要算出脉冲数, 即可根据上式求出瞬时心率^[1]。

2 电路组成及工作原理

2.1 电路组成方框图

心率计电路基本组成框图如图 1 所示。

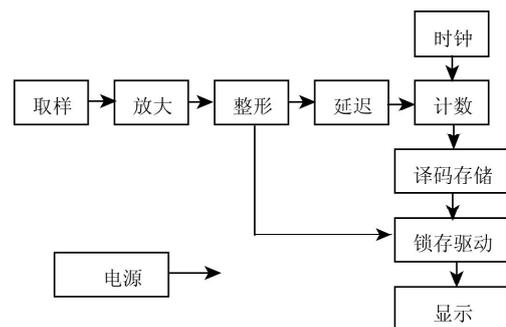


图 1 电路的基本组成

技术与方法 Technique and Method

通过取样电路获得微弱的人体心电信号(约 $0.5\text{mV} \sim 3\text{mV}$),通过具有低通滤波特性的放大器将心电信号放大到 2V 左右,并将心电信号含有的音频干扰滤除。整形电路先由比较器将脉搏波变换为方波,再通过单稳态触发器把不规则的方波整形成为宽度相同,并且小于一个时钟周期的“干净”的矩形脉冲。石英晶体多谐振荡器产生频率稳定的时钟脉冲作为时基信号。计数器在心率周期 T 秒时间内对输入的时钟脉冲个数进行计数,经过译码存储电路即可得到瞬时心率值的BCD码,再经过锁存驱动电路送至显示电路进行显示。利用心电信号经过放大整形得到的矩形窄脉冲作为锁存器的锁存使能信号,并经过延迟后作为计数器的清零信号,这保证了计数器在瞬时心率周期内进行计数,且锁存显示的是前一次心跳的速率。

2.2 各模块的电路及工作原理

2.2.1 取样传感器

取样电路采用抗腐蚀的陶瓷压力传感器CPS182。抗腐蚀的陶瓷压力传感器没有液体的传递,压力直接作用在陶瓷膜片的前表面,使膜片产生微小的形变,厚膜电阻印刷在陶瓷膜片的背面,连接成一个惠通斯电桥。由于压敏电阻的压阻效应,使电桥产生一个与压力成正比、与激励电压成正比的高度线性度电压信号。通过激光标定,该传感器具有很高的温度稳定性和时间稳定性。

2.2.2 放大整形电路

放大器由第一级放大器 A_1 、第二级放大器 A_2 和 RC 低通滤波器组成,如图2所示。对这部分电路的设计要求有:(1)输入阻抗高,输出阻抗低;(2)放大倍数足够大;(3)低频响应好;(4)温度漂移小;(5)抗干扰能力强^[2]。

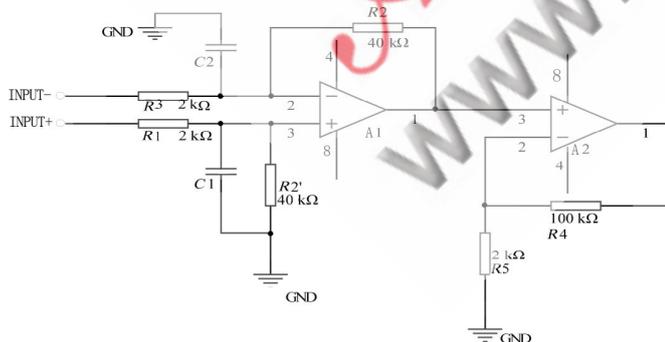


图2 放大电路

电阻 R_1 与电容 C_1 、电阻 R_3 与电容 C_2 构成低通滤波器,将脉搏波中的音频噪声滤去。 R_1 、 R_3 取阻值为 $2\text{k}\Omega$, C_1 、 C_2 容量根据实际测量值而定。第一级运放 A_1 采用差动比例放大电路(因前面为电桥电路),第二级运放 A_2 采用电压串联负反馈,提高了放大倍数的稳定性,且运

放级输入电阻较大,输出电阻较小。第一级电压放大倍数为:

$$A_1 = R_2 / R_3 = 40\text{k} / 2\text{k} = 20(\text{倍})$$

第二级电压放大倍数为:

$$A_1 = 1 + R_4 / R_5 = 1 + 100\text{k} / 2\text{k} = 51(\text{倍})$$

放大器的总电压放大倍数为:

$$A = A_1 \times A_2 = 20 \times 51 = 1020(\text{倍})$$

显然,上式忽略了电容 C_1 的影响。实际上,总电压放大倍数 $A < 1020$ 倍,且心跳频率不同, A 也不同。

放大器输出的心电信号还不能直接用于心率测量,必须经过整形电路变换成脉冲信号。整形电路如图3所示。本设计的整形电路先通过比较器把脉搏波变成方波,再通过 R_{10} 与 C_6 进行微分后触发555组成的单稳电路把方波整形为宽度也相等的窄脉冲,以作为锁存使能信号和计数器延时清零信号。

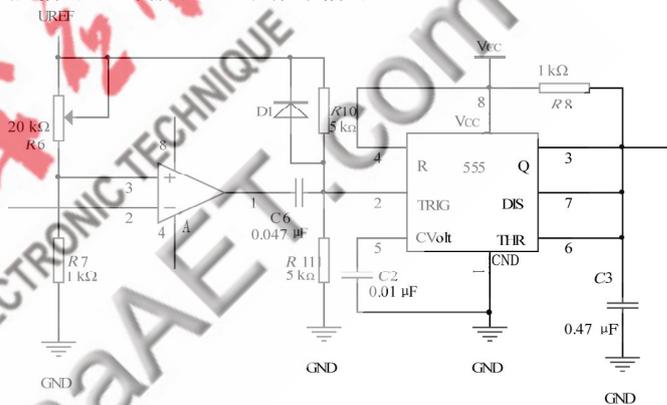


图3 整形电路

考虑到经过放大的心电信号的幅度约为 2V ,选择比较器的参考电压为 $U_{REF} = 5\text{V}$,经电阻 R_6 和 R_7 分压后得门限电平 $U_T = R_6 / (R_6 + R_7) \times U_{REF}$,接到集成运放的反向输入端,调节 R_6 的阻值即可改变门限电平。当心电信号低于 U_T 时,输出高电平;反之,输出低电平。在比较器输出端即可得到幅度相等而宽度不规则的方波。

由555构成的单稳态触发器把不规则的方波改善成幅度、宽度都相等的窄脉冲。根据脉冲宽度计算公式: $t_w = RC \ln 3 = 1.1RC$,可知,单稳态触发器输出脉冲宽度 t_w 仅取决于定时元件 R 、 C 的取值。由于本设计选取时钟信号的频率 $f = 1000\text{Hz}$ (时钟频率的选取将在计数电路部分进行分析),使脉冲宽度等于一个时钟周期,即 $t_w = 1.1RC < 1/f$,因此,取值 $R_8 = 1\text{k}\Omega$, $C_3 = 0.47\mu\text{F}$ 。

2.2.3 计数译码显示电路

本设计的计数译码显示电路如图4所示。采用12位二进制计数器74HC4040与4位二进制计数器74LS163级联构成16位二进制计数器。其计数值在 $0 \sim 65535$ 之间,所计得的二进制数作为EPROM uPD24C1024D的地址码,该地址单元存储的数据为相应瞬时心率值的BCD码。

技术与方法

Technique and Method

EPROM 输出的数据送到 3 片具有锁存驱动功能的芯片 CC4511 以驱动用于显示个位、十位、百位的 LED 显示器^[3]。

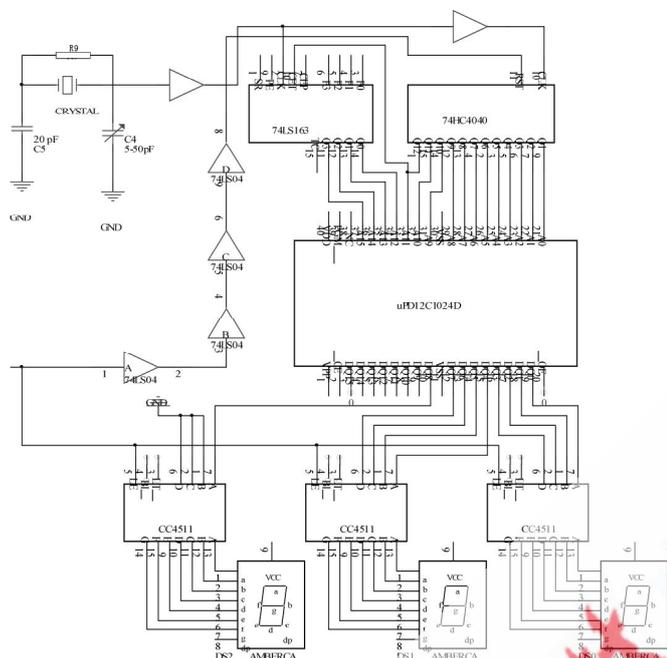


图4 计数、译码、显示电路

EPROM 输出的数据反映瞬时心率值，经过锁存后再进行显示，锁存使能信号取自 555 输出的心电信号窄脉冲，当脉冲上升沿到来时，锁存器锁存当前数值。心电信号窄脉冲经过 74LS04 非门延迟（约 50 ns）后作为计数器的清零信号，清零后计数器重新开始计算下一心率周期内输入的脉冲个数。延迟电路确保在计数器清零之前，锁存器 CC4511 有足够的锁存时间。因此，保证了计数器在瞬时心率周期内进行计数，且锁存显示的是前一次心跳的速率。

由瞬时心率计算公式： $IHR=60f/N$ （次/min）可知，当周期计数值 N 较小时， N 变化一个单位（增大或减小 1）对应的瞬时心率值变化比较大。显然，低心率处的分辨率较好，高心率处的分辨率较差。而在实际心率测量中，人们习惯 1 跳/min 的分辨率，更高的分辨率没有必要。因此，综合考虑分辨率要求以及 EPROM 的地址范围（0~65 535），本设计采用频率 $f=1000$ Hz 的高稳定度的时钟脉冲作为时钟信号。时钟脉冲频率的稳定度，直接决定着计时的精度，本设计的时钟电路选用振荡频率稳定度很高的石英晶体多谐振荡器。调节电容 $C4$ 的容值，使晶振时钟频率稳定在 $f=1000$ Hz。

由瞬时心率计算公式 $IHR=60f/N$ （次/min）可得 $N=60f/IHR=60 \times 1000/IHR$

因此，瞬时心率值 IHR 与计数值 N 的关系如表 1

所示^[4]。

表1 IHR 与 N 的关系

IHR	N
0	$62\ 500 < N \leq 65\ 535$
1	$42\ 000 < N \leq 62\ 500$
2	$24\ 000 < N \leq 42\ 000$
...	...
20	$2\ 927 < N \leq 3\ 077$
21	$2\ 791 < N \leq 2\ 927$
...	...
198	$302 < N \leq 304$
199	$301 < N \leq 302$

假设心率为 150 次/min，那么计数器在一个周期 T 内，可以计数得到脉冲数 $N=60 \times 1000/150=400$ （个），化为十六进制数为 190，即在 EPROM 的 190 地址单元中填上心率值 150 的个位、十位、百位数，亦即 $D8$ 为 1； $D7$ 、 $D6$ 、 $D5$ 、 $D4$ 分别为 0、1、0、1； $D3$ 、 $D2$ 、 $D1$ 、 $D0$ 均为 0。如果心率为 80 次/min，则计数器在一个周期内计得的脉冲数为 $N=60 \times 1000/80=750$ （个），用十六进制数表示为 2EE，即在 EPROM 的 2EE 的地址单元中填上心率值 80 的个位、十位、百位数，亦即 $D8$ 为 0； $D7$ 、 $D6$ 、 $D5$ 、 $D4$ 分别为 1、0、0、0； $D3$ 、 $D2$ 、 $D1$ 、 $D0$ 均为 0。如果心率为 10 次/min，则计数器在一个周期内计得的脉冲数为 $N=60 \times 1000/10=6\ 000$ （个），用十六进制数表示为 1770，即在 EPROM 的 1770 的地址单元中填上心率值 10 的个位、十位、百位数，亦即 $D8$ 为 0； $D7$ 、 $D6$ 、 $D5$ 、 $D4$ 分别为 0、0、0、1； $D3$ 、 $D2$ 、 $D1$ 、 $D0$ 均为 0。依此编码。由于实际计数值与理论值存在差异，一定范围数内的 N 值可以表示同一心率值，因此 EPROM 的多个地址单元可能存放同一个心率数值，且心率越低所对应地址个数越多。

2.2.4 电源电路

电源电路部分采用常规方法设计^[3]，220V 交流电经过整流、滤波、稳幅，输出稳定的直流电压，向各部分电路供电。适当设置变压器原副线圈的匝数比，使电源电路能提供 +15V、+5V 的直流电压。电路图如图 5 所示。

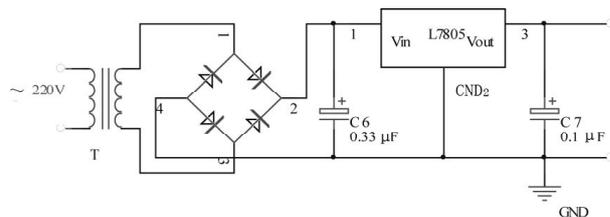


图5 电源电路

本设计采用数字方法测量瞬时心率，这种方法的

技术与方法 Technique and Method

优点是测量精度高，可靠性好，并且使用了高集成度、高性能、低功耗、高频高速的集成电路，能够很好地实现对瞬时心率的测量。

参考文献

- [1] 魏庆国,奉华成.基于FPGA的数字式心率计[J].电子技术应用, 2005,31(7):75-77.
- [2] 梁延超.电桥传感式数字心率计[J].现代医学仪器与应用,1995, 7(3):14-19.
- [3] 王新贤.通用集成电路速查手册(第二版)[M]. 济南:山东科学

技术出版社,2002.

- [4] 张玉明.一种高可靠瞬时心率计的设计[J].医疗设备信息(研究通讯),1995,(5):5-7.

(收稿日期:2009-03-20)