

非接触式心跳监控系统^①

——面向社区医疗服务的物联网应用系统研究与开发

褚 航, 曾 碧

(广东工业大学 计算机学院, 广州 511400)

摘 要: 传统的电极导联心脏监护仪都是有线的, 接触皮肤的, 高功耗的。立足于非接触性, 轻便性, 低功耗, 给出了基于 MSP430-RF 无线套装的心跳监控系统的软硬件设计方法, 该系统能够实时测量到人体的脉搏波形, 并计算出每分钟心跳次数。系统已可实际运行, 具有实时性强、低功耗、图形化界面友好的优点。

关键词: MSP430; 心跳监控; 硬件功能电路; 非接触

Non-Contact Heart rate Monitoring System

CHU Hang, CENG Bi

(Faculty of Computer, Guangdong University of Technology, Guangzhou 511400, China)

Abstract: The traditional electrode-lead heart monitoring systems are wired, and contact with skin, high power consumption. This paper form the non-contact, light, low-power, to conduct a suit based on MSP430-RF wireless heart monitoring system development. This paper designs the hardware functional circuit, and completes the PC preparation process. The system can measure the pulse waveform to the body in real-time, and calculate the number of heartbeats per minute, with a graphical interface displayed. The system has been achieved and can be run.

Key words: MSP430; heartbeat monitor; hardware function circuit; non-contact

1 引言

血氧检测的方法有多种, 最近被广泛关注的技术是近红外光谱法。近红外光谱法利用可见光或近红外光的光散射现象, 生物组织对可见光特别是近红外光有较高透明度。血氧测量仪能精确的, 非接触的测量脉搏波动信号。

本文设计了一套非接触式的心跳监控系统, 传感器前端采用血氧监测仪, 信号处理和传输采用 MSP430-RF2500, 上位机程序用 Python 编写。

2 硬件设计

2.1 总体结构

从光电管采样得到人体的脉搏信号, 之后通过前向通道的预处理将生理信号转化为心跳模拟信号, 然

后通过无线透传到电脑终端, 终端实时处理数据生成波形和结果。流程图如图 1:

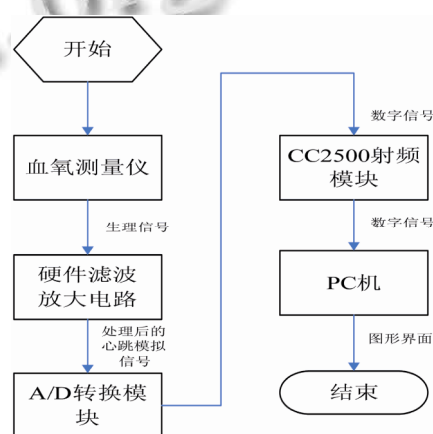


图 1 系统总体结构流程图

^① 基金项目:广州市黄埔区科技支撑计划(1130)

收稿时间:2011-11-22;收到修改稿时间:2012-01-03

2.2 信号采集电路部分

前置级应满足下述要求：(1)高输入阻抗。(2)高共模抑制比 CMRR。(3)低噪声、低漂移。(4)高安全性，以确保人体的绝对安全。

前置级采用进口美国原装血氧探头发光管及接收管组合成的血氧传感器。

后级放大器主要是进行主放大、调节电位，以及对信号进行滤波以获得特定的频率响应特性，这包括阻容耦合电路、增益选择、截止频率等。

后级放大器采用新型的低电压、低失真、高速率、强输出的立体声功率驱动集成电路 TDA1308，从电安全角度考虑要做成电气隔离的(浮地)50Hz 工频陷波器，双 T 型陷波器是一个有效的消除 50Hz 的工频干扰的方法。电源方面采用双电源供电，TDA1308 需要一个参考电压，这里利用分压给 TDA1308 正向输入一个偏置电压 2.5V，主要功能是放大和低通滤波，采用 Mutisim 设计电路图如图 2 所示：

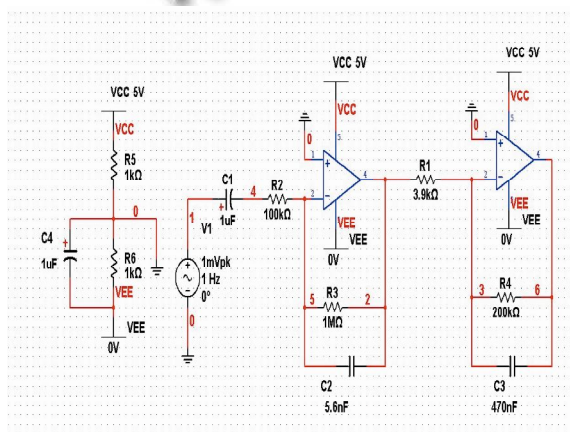


图 2 系统信号采集电路图

如图所示，信号放大倍数 $1M/100K=10$ ， $200K/3.9K=506$ ，放大了 5000 多倍，低通滤波经过计算第一次滤掉了 $F=1/2\pi R_2 C_1=30HZ$ 的波，第二次滤掉了 $F=1/2\pi R_4 C_3=3HZ$ 的波。

3 软件设计

3.1 MSP430 信号采集和通讯软件设计

MSP430 无线套装分两个端，ACCESS POINT 端直接与计算机相连，通过无线模块 CC2500 与 END DEVICE 相连。采集发送部分在 END DEVICE 端实现，包括 A/D 转换，计时器中断，无线传输，部分代码如下：

```

SMPL_Iocctl( IOCTL_OBJ_RADIO,IOCTL_ACT_
RADIO_SLEEP, "" );//睡眠模式
__bis_SR_register(LPM3_bits+GIE);//低功耗模式
SMPL_Iocctl( IOCTL_OBJ_RADIO,IOCTL_ACT_
RADIO_AWAKE, "" );//唤醒
BSP_TOGGLE_LED2();
ADC10CTL1 = INCH_0;//通道 0 电压
ADC10CTL0 = SREF_0 + ADC10SHT_2+ ADC10ON +
ADC10IE ;//外部参考电压
for( degC = 240; degC > 0; degC-- );
ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC;
//模拟和转换开始
__bis_SR_register(CPUOFF+GIE);
//LPM0 模式
results [0]= ADC10MEM;
//读取 A/D 采集的数据
ADC10CTL0 &= ~ENC; //关闭 A/D
ADC10CTL0 &= ~(REFON + ADC10ON);
//关闭 A/D
volt = (results [0] *3600)/1024;
//换算算出电压值
msg[0] = volt&0xFF;
msg[1] = (volt>>8)&0xFF;
if (SMPL_SUCCESS==
SMPL_Send(linkID1, msg, sizeof(msg)))
//连接并发送数据
{
BSP_TOGGLE_LED2();
}
else
{
BSP_TOGGLE_LED2();
BSP_TOGGLE_LED1();
}
接收处理部分在 ACCESS POINT 端实现，主要是
通过网络协议接收数据，经过转换处理后，通过串口
输出至 PC 机，主要代码如下：
void transmitDataString(char addr[4],char rssi[3],
char msg[MESSAGE_LENGTH] )
{
int temp = msg[0] + (msg[1]<<8);

```

```

//左移
char output_verbose[] = {"x.xxx\n"};
output_verbose[0] = '0'+((temp/1000)%10);
//位数换算, 并转换成 ASCII 码
output_verbose[2] = '0'+((temp/100)%10);
output_verbose[3] = '0'+((temp/10)%10);
output_verbose[4] = '0'+(temp%10);
TXString(output_verbose, sizeof
output_verbose );
}
//串口处理函数
void TXString( char* string, int length )
{
    int pointer;
    for( pointer = 0; pointer < length;
pointer++)
    {
        volatile int i;
        UCA0TXBUF = string[pointer];
        while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
    }
}

```

3.2 算法及界面设计

下位机每秒采集 25 次数据, 上位机对每 100 个数据进行分析, 做傅立叶变化, 得出其能量频谱图, 对 40 到 100 之间的能量图做小波变换, 取最稳定的最大值作为心跳次数。每隔 100 个数据做一次分析, 大概 4 秒左右更新一次。

模拟示波器界面, 每 1000 个数据划点连线, 画出波形图和频谱图, 并显示其计算后的心跳和实时扫描次数。

编程环境选用 VIDLE for VPython, 算法分析主要代码如下:

```

originaldata=data[index:]
originaldata+=data[0:index]
fftfig=np.fft.fft(originaldata) //傅立叶变换
fftdata2=abs(fftfig)/80 #转换为能量谱
fftdata=fftdata2.tolist()
#方便调用 max 求极大值
tmp=fftdata[20:80] # 确定范围
max_data=max(tmp)

```

```

numheart=(tmp.index(max_data)+20)*1.5
//做转换得出心跳值

```

4 实验结果

系统搭建后的实物图如下:

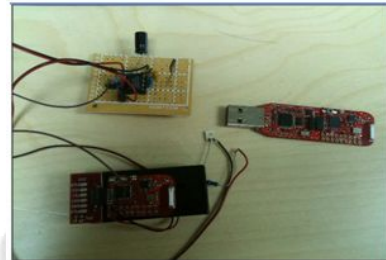


图 3 信号采集处理实物图

上位机程序运行如下图, 屏幕左边显示信号的波形图, 左下方依次表示实时的每分钟心跳数和实时扫描次数, 右边显示频谱图, 频谱图最高的波峰在 70.5, 也就是实时的每分钟心跳次数。

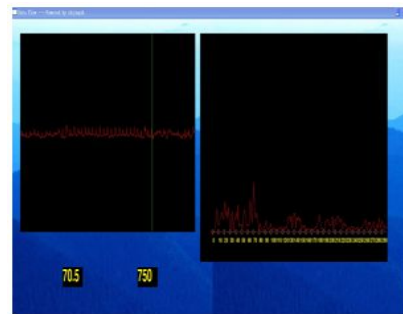


图 4 上位机界面

5 结语

该心电图测量仪在分析干扰产生的基础上通过接地、去耦、滤波等方法抑制了心电信号提取过程中的干扰, 结合无线通讯技术和血氧检测为心电图测量提供了更便捷的途径; 采集端使用 6V 干电池, 各模块电压供给均通过芯片稳压后输出, 保证电路各部分工作的正常和使用的安全。该心电图仪具有功耗低, 非接触, 操作简单的特点, 在现代生物医学领域具有良好的发展和应用前景。

参考文献

- 曹磊.MSP430 单片机 C 程序设计与实践.北京:北京航空航天大学出版社,2007.
- Chun WJ. Python 核心编程.北京:人民邮电出版社,2008.
- 高玉良.电路与模拟电子技术.北京:高等教育出版社,2010.