

# 中南大学科研实习报告

## 心电信号预处理



班    级：    生医1101班  
姓    名：    文勋喆  
指导教师：    徐效文、戴培山、  
实习时间：    2014年6月



## 一、 引言

心脏病是威胁人类健康的最严重的疾病之一，我国人口的心脏病发病率很高而且呈现逐年递增的趋势，所以心脏病的防治和诊断已经成为当今医学面临的主要问题。心血管疾病是最主要的疾病之一，而心电信号（**electrocardiogram, ECG**）是诊断心血管疾病的重要依据。心电信号记录了心脏细胞除极和复极的电生理过程，在一定程度上客观反映了心脏各部位的生理状况，因此，关于心电信号处理和分析的研究显得十分重要。随着计算机技术的进步，所采用的方法也在不断的改进中。

本次科研实习，主要是对心电信号的预处理和分析，采样的心电信号均来自国际上公认的 **MIT-BIH** 数据库。获取心电信号在现代医学上已成为临床诊断中必不可少的手段。有效、无创的提取出清晰、完整的心电信号。有重要意义的临床价值。心电信号在采集的过程中，掺杂各种噪声。噪声来源主要有：**1.**由于电源磁场作用于心电图机与人体之间的环形电路所致的工频干扰；**2.**由于病人肌肉紧张产生的肌电干扰；**3.**由于病人呼吸运动或者由电极—皮肤—电极之间界面阻抗所致的频响。噪声干扰与心电信号混杂，引起心电信号畸变，使心电信号波形模糊不清，对信号分析处理，尤其是计算机自动识别诊断造成误判和漏判，因此，心电信号的消噪有重要意义。

另外，心电信号的波形识别时心电信号处理分析诊断系统的关键，直接影响到诊断的准确性和可靠性。其中 **QRS** 波的检测又是 **ECG** 分析中的首要问题。因为 **QRS** 波检测不仅是诊断心律失常的最重要的依据，而且只有在 **QRS** 波确定后才能分析 **ECG** 的其它波形信息。目前检测 **QRS** 波的主要算法有滤波器法、模版匹配法、小波分析法和差分法等，我实习小组采用差分法对 **R** 波峰进行提取和识别，算法简便，且无须检测出 **QRS** 波的位置即可实现分离。



## 二、 目的

研究去除心电数据采集系统存在的工频干扰、电极极化干扰、肌电干扰、基线漂移和信号处理中所用电设备产生的仪器噪声等干扰、心电信号识别的方法。

1. 了解心电信号的特点。
2. 通过实习掌握用 **matlab** 设计滤波器的方法。
3. 将滤波器应用于心电信号处理，深刻理解滤波器在心电信号处理中的作用。

## 三、 实习内容

### (一) 噪声抑制和基线漂移的纠正

#### 1、滤除肌电信号等高频随机噪声干扰

产生原因：肌电干扰是由于肌肉紧张引起的，发生频率具有随机性，范围在 2 到 10000Hz 之间，一般情况下，肌电干扰也被作为高频噪声处理。除此之外，ECG 信号中还有电极接触噪声、电子设备所产生的仪器噪声等

可供选择的设计：IIR和FIR低通滤波器（此外还有均值滤波，中值滤波等方法）

要求：显示设计滤波器的幅频、相频特性、单位脉冲响应，心电信号滤波前后效果

#### 2、抑制工频干扰

产生原因：工频干扰是由人体的分布电容对50Hz工频的感应电势引起的，频率固定不变，是影响心电信号的高频噪声的主要因素。

可供选择的设计：带阻滤波器（此外还有小波变换、自适应率等方法）

要求：读取无工频干扰信号，加入50赫兹干扰信号(50Hz正弦波 $\sin(2\pi \cdot 50 \cdot t)$ )



$i/Fs)$ ), 显示设计滤波器的幅频、相频特性、单位脉冲响应, 心电信号滤波前后的频谱图和滤波效果

### 3、基线漂移的纠正

产生原因: 基线漂移主要由呼吸和人为的运动引起, 其频率很低, 一般在 0.5Hz 以下。

可供选择的设计: 抵消法纠漂, 基线纠漂滤波器, 0.7Hz 的高通截止频率的高通滤波器 (此外还有小波变换、自适应率等方法)

要求: 读取无基线漂移心电信号, 加入 0.3Hz 干扰信号 (0.5Hz 正弦信号  $\sin(2\pi \cdot 0.5 \cdot i/Fs)$ ), 显示设计滤波器的幅频、相频特性、单位脉冲响应, 心电信号滤波前后的频谱图和滤波效果

### (二) QRS 波的检测

QRS 的特点: 其能量在心电信号中占很大的比例, 其频谱分布在中高频区, 峰值落在 10-20Hz 之间。

可供选择的设计: 差分法 (此外还有匹配滤波法、带通滤波法、长度和能量变换、小波变换等方法)

差分法的基本原理是: QRS 波是心电信号波形变化最剧烈的地方, 其波形的上升斜率和下降斜率与其它波形的斜率相比显著不同, 通过检测心电信序列对时间的导数(即斜率的变化)来定位 QRS 波的位置。通常在 R 波的上升沿和下降沿是心电波形斜率变化最大的区域, 中间出现的一阶导数过零点为 R 点所在的位置。

## 四、 具体内容分析 (实现过程)

### (一)、滤除肌电信号等高频随机噪声干扰

#### 1. 设计思路分析



相比于正常的心电信号此类干扰信号主要为高频随机信号,对于此种情况可以设计低通滤波器滤除不必要的高频段。一般正常人心率为 60-100 次/分,心电图的频率范围在 2Hz~10000Hz,幅值为 10  $\mu$ V ~5mV。所以设计时选用通带频率为 20Hz,阻带频率为 30Hz 的低通滤波器。一般选用巴特沃思。因为这种滤波器通带阻带内特性最为平坦,截止特性和相位特性都不错,对构成滤波器的器件要求也不严格,易于得到符合设计值的特性。具体步骤设计选用巴特沃斯滤波器的设计方式:

- (1) 低通技术指标  $W_s$ 、 $W_p$ 、 $R_s$ 、 $R_p$  并用  $n = -\lg K_{sp} / \lg \lambda_{sp}$  求滤波器阶数;
- (2) 计算出滤波器的零点、极点和增益。由于

$$H(s) = \frac{Z(s)}{P(s)} = k \frac{(s - z_1)(s - z_2) \cdots (s - z_m)}{(s - p_1)(s - p_2) \cdots (s - p_n)}, \text{ 此时可化为}$$

$$\frac{B(s)}{A(s)} = \frac{b_1 s^{(n-1)} + \cdots + b_{(n-1)} s + b_n}{a_1 s^{(m-1)} + \cdots + a_{(m-1)} s + a_m}, \text{ 带入 } z, p, k \text{ 的值可以计算出 } a, b \text{ 系数值, 从而初步求出归一化传输函数。}$$

- (3) 将  $p=s/W_n$  带入到上一步的式子中, 得到实际的低通滤波器传递函数。
- (4) 对低通传递函数进行双线性变换, 实质是进行 Z 变换,

$$H(z) = H(s) \Big|_{s = 2f_s \frac{z-1}{z+1}}$$

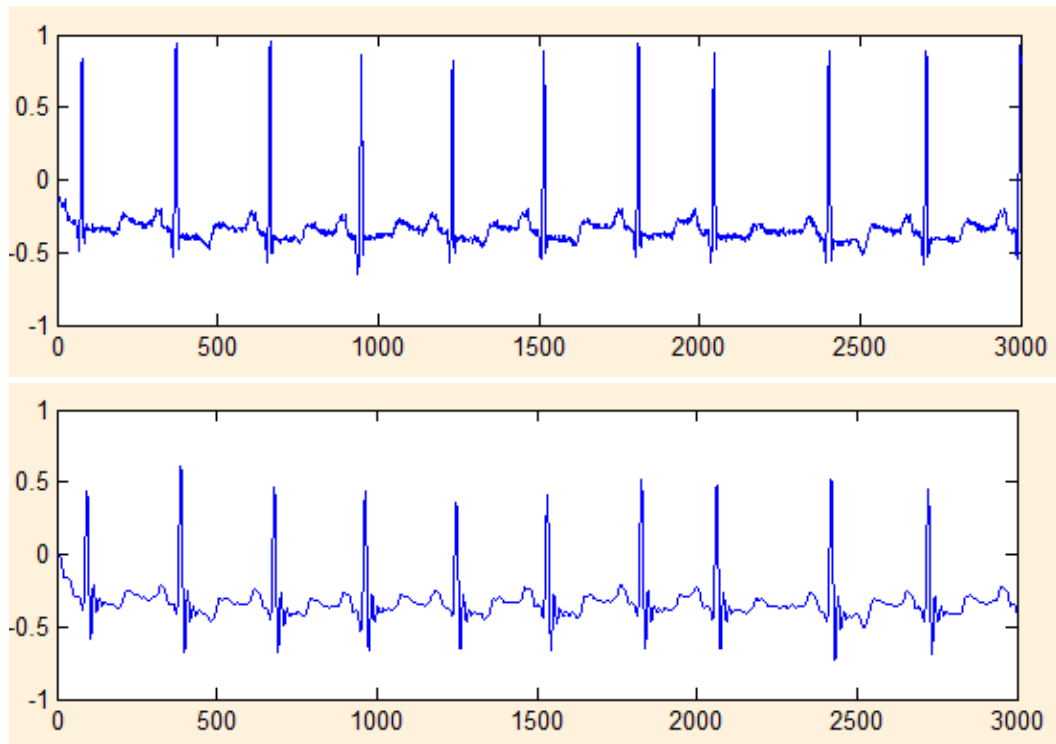
将求出的模拟滤波器转换为数字滤波器。

- (5) 将最终的低通滤波器处理带有干扰的肌电信号, 观察滤波效果, 调整相应参数。

## 2.实现过程

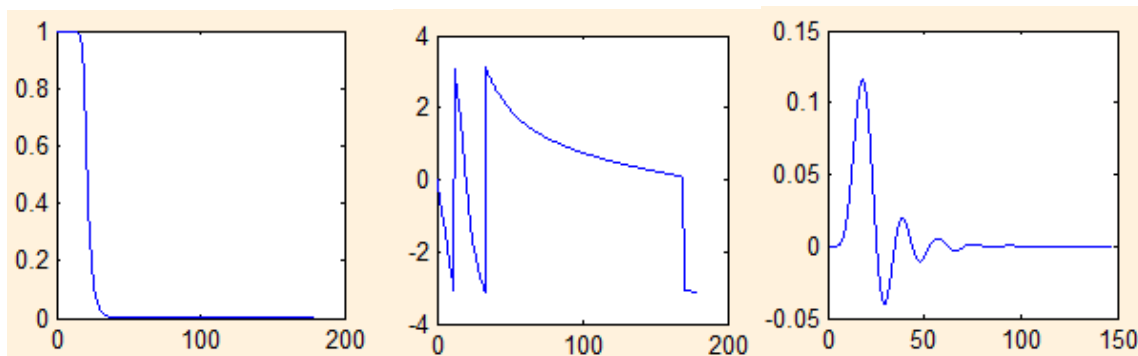
### A. 实现滤波

去除机电噪声干扰的过程:



```
FS=360;
fp=20; fs=30;
wp=fp*2*pi/FS;
ws=fs*2*pi/FS;
Rp=1;
As=20;
wab=2*FS*tan(wp/2);
wsb=2*FS*tan(ws/2);
[Nz,wn]=buttord(wab,wsb,Rp,As,'s');
[z,p,k]=buttap(Nz);
[bp,ap]=zp2tf(z,p,k);
[bs,as]=lp2lp(bp,ap,wab);
[bz,az]=bilinear(bs,as,FS);
```

## B.低通滤波器的性质



幅频特性

相频特性

冲激响应

```
[h_0,f_0]=freqz(bz,az,512,FS);  
CJ=impz(bz,az);  
mag=abs(h_0);  
pha=angle(h_0);  
axes(handles.axes4)  
cla;  
plot(f_0,mag)  
axes(handles.axes5)  
cla;  
plot(f_0,pha)  
axes(handles.axes6)  
cla;  
plot(CJ)
```

## (二)、抑制工频干扰

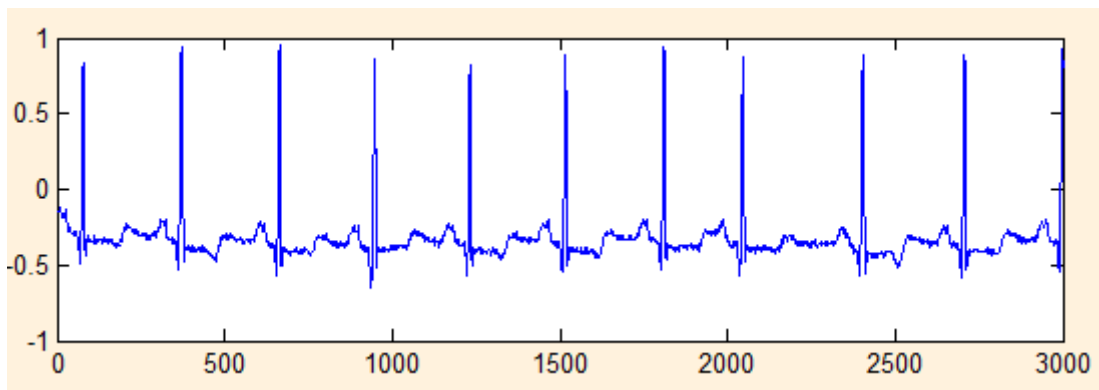
### 1. 思路分析

抑制此类信号采用的方法也是巴特沃斯滤波器的设计。初始信号叠加的是 50Hz 正弦信号 ( $\sin(2\pi \cdot 0.5 \cdot i/F_s)$ ) 的工频干扰信号，所以需要设计能滤除 50Hz 这一频率的信号的带阻滤波器便可达到滤波效果。

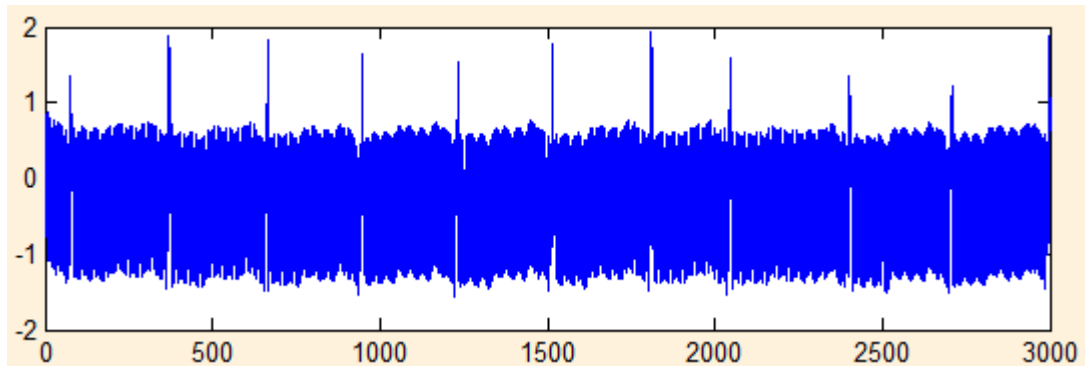
### 2. 实现过程

抑制工频干扰的实现过程分如下几步：

#### A. 生成原始心电信号

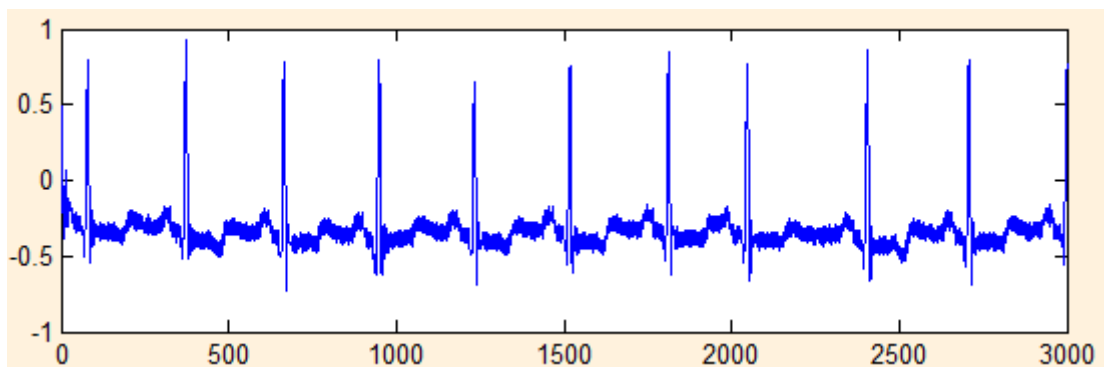


## B. 加入工频干扰后的心电信号



```
i = 0:1:2999;  
noise_1=sin(2*pi*50* i/360);  
ECG_1=MIT+(noise_1)';
```

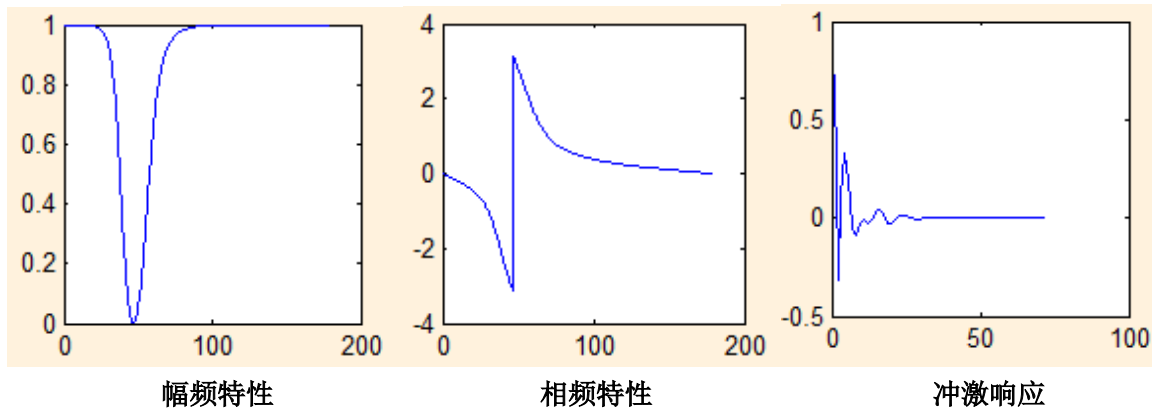
## C. 去除工频干扰后的心电信号



```
fsl=20;fsu=80;  
fpl=45;fpu=55;  
As_b=20;Rp_b=1;  
FS=360;  
wp_b=2*pi*[fsl,fsu];  
ws_b=2*pi*[fpl,fpu];  
[Nb,wc]=buttord(wp_b,ws_b,Rp_b,As_b,'s');  
[BSb,ASb]=butter(Nb,wc,'stop','s');  
[b_b,a_b] = bilinear(BSb,ASb,FS);
```

## D. 带阻滤波器的幅频相频曲线





```
[h_1,f_1]=freqz(b_h,a_h,512,FS);  
CJ=impz(b_b,a_b);  
mag=abs(h_1);  
pha=angle(h_1);  
axes(handles.axes4)  
cla;  
plot(f_1,mag)  
axes(handles.axes5)  
cla;  
plot(f_1,pha)  
axes(handles.axes6)  
cla;  
plot(CJ)
```

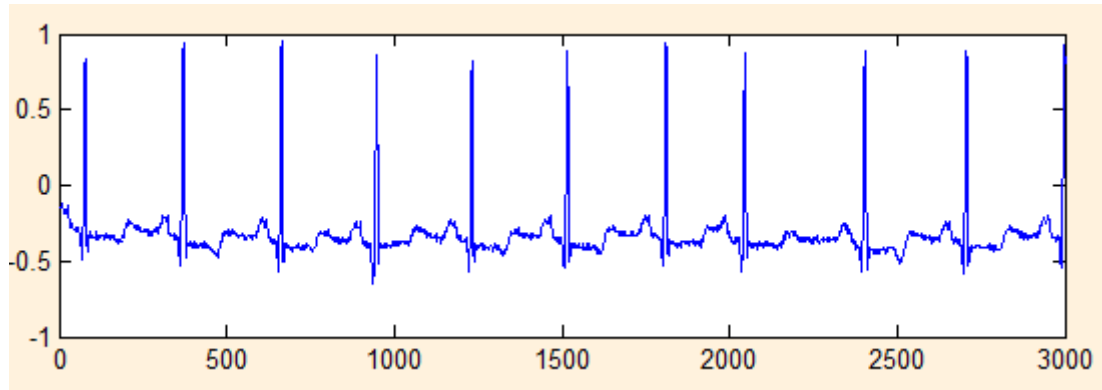
### (三)、基线漂移的纠正

#### 1. 设计思路分析

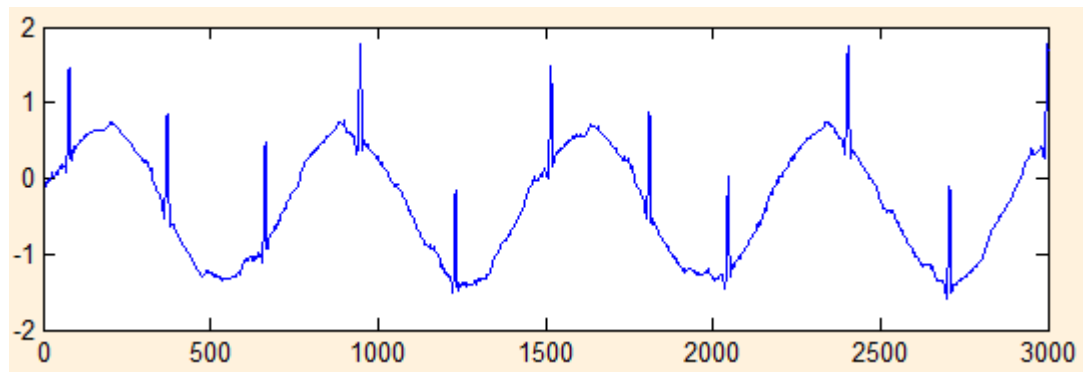
开始时的信号可通过读取无基线漂移心电信号,加入 0.3Hz 干扰信号(0.5Hz 正弦信号  $\sin(2\pi \cdot 0.5 \cdot i/F_s)$ ) 产生。由于基线漂移主要是因 0.5Hz 左右的低频信号干扰所造成,所以这里可以设计一高通滤波器将干扰信号滤除。基本思路与低通滤波器思路相同,只不过在低通到高通转换之间需遵循  $\lambda = 1/\eta$ 。

#### 2. 实现过程

##### A. 生成原始心电信号

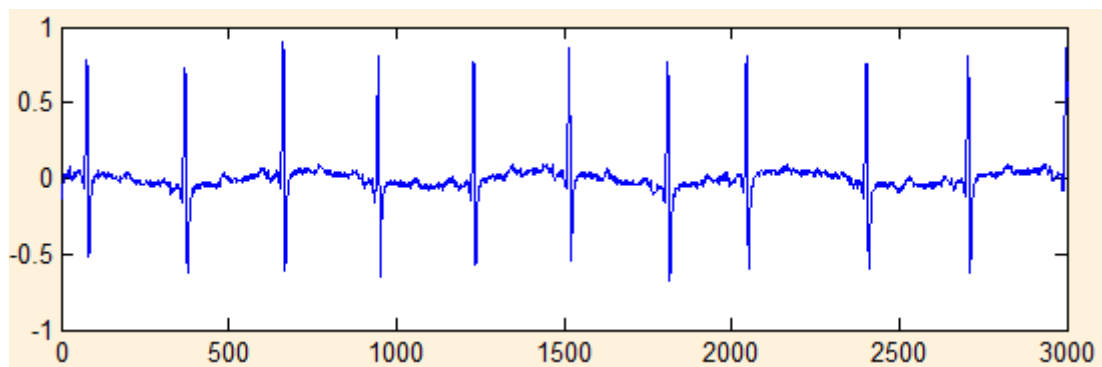


### B. 加入基线漂移干扰后的心电信号



```
i = 0:1:2999;  
noise_2=sin(2*pi*0.5* i/360);  
ECG_2=MIT+(noise_2)';
```

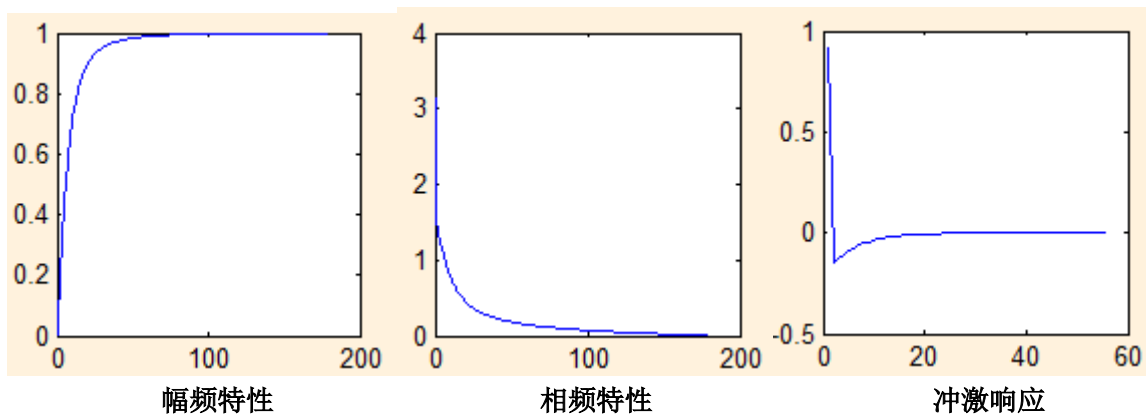
### C. 去除基线漂移干扰后的心电信号



```
fp_h=10;fs_h=0.3;  
Ap_h=1;Rp_h=15;  
FS=360;
```

```
wp_h=fp_h*2*pi/FS;  
ws_h=fs_h*2*pi/FS;  
wap=2*FS*tan(wp_h/2);  
was=2*FS*tan(ws_h/2);  
[n,wn]=buttord(wap,was,Ap_h,Rp_h,'s');  
[z,p,k]=buttap(n);  
[bp_h,ap_h]=zp2tf(z,p,k);  
[bs_h,as_h]=lp2hp(bp_h,ap_h,wap);  
[b_h,a_h]=bilinear(bs_h,as_h,FS);  
[h_2,f_2]=freqz(b_h,a_h,512,FS);  
signal_h=filter(b_h,a_h,ECG_2);
```

### C. 高通滤波器的幅频相频曲线



```
[h_2,f_2]=freqz(b_h,a_h,512,FS);  
CJ=impz(b_h,a_h);  
mag=abs(h_2);  
pha=angle(h_2);  
axes(handles.axes4)  
cla;  
plot(f_2,mag)  
axes(handles.axes5)  
cla;  
plot(f_2,pha)  
axes(handles.axes6)  
cla;  
plot(CJ)
```

### (四)、小波分析滤波

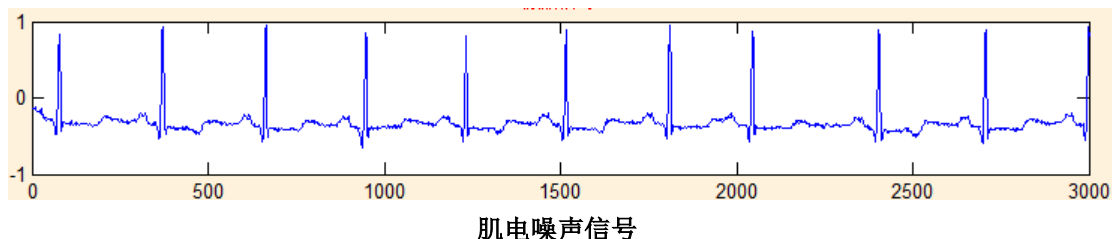
小波分析方法是新出现的信号时域分析方法，具有多分辨率的特点，能较好的处理心电信号等非平稳信号。

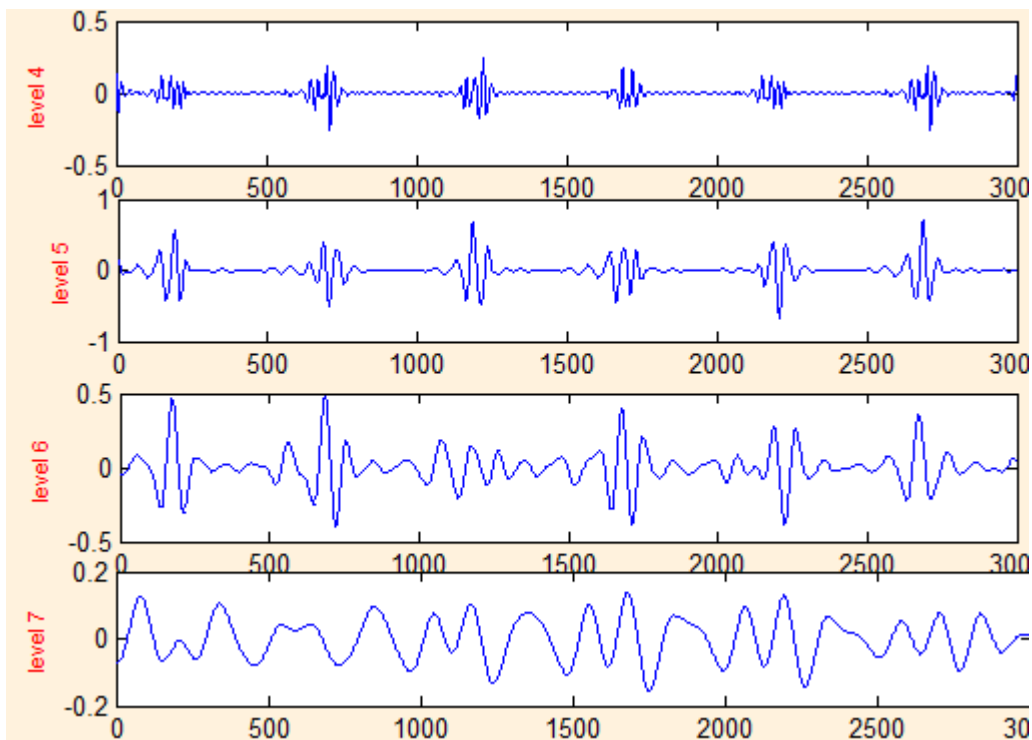
电信号的能量主要集中在 5~45Hz，其中 QRS 复波的能量大部分集中在 3~40Hz，P 波和 T 波的能量则为 0.5~10Hz 左右。心电信号在经过采集和 A/D 后，不可避免地要受到各种噪声的干扰，主要包括：①工频干扰，是由电力系统引起的一种干扰，是固定频率干扰，频率为 50Hz；②基线漂移，是由电极移动、人体呼吸等低频干扰所引起的，频率为 0.05—2.00Hz；③肌电干扰，是由人体运动、肌肉收缩所引起的，频率在 5—2kHz。

小波分析的基不是唯一存在的，所有满足小波条件的函数都可以作为小波函数，那么小波函数的选取就成为十分重要的问题。选择的标准通常从以下几个方面考虑：①自相似原则，如果选取的小波对信号有一定的相似性，则变换后的能量就会比较集中；②支集长度，对于信号的局部分析，要求小波函数在时域上具有紧支撑；③对称性，在图像处理中避免相移意义重大；④正则性，对于信号或图像的重构获得平滑效果十分有用。

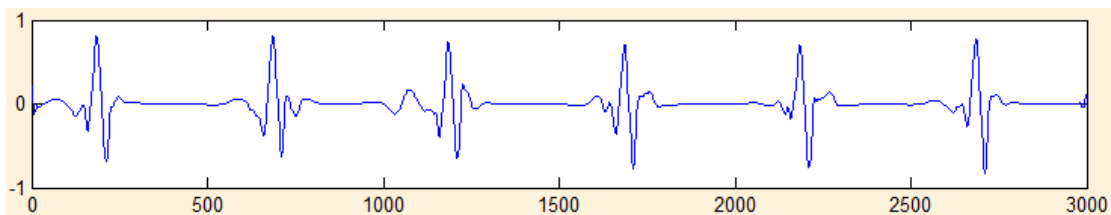
#### 1. 分解重构和阈值法相结合滤除肌电干扰

根据 coiflet 小波的通带特性，可以看出肌电噪声主要集中在  $2^1$  尺度上。而该尺度上 ECG 信号能量分布较少，因此可以用分解重构法直接去除，实现对高频肌电干扰的滤除。由于肌电噪声的频带较广，所以在其它尺度上它与心电信号的频带有重叠，所以用阈值法对小波系数进行抑制，从而滤除低频噪声。





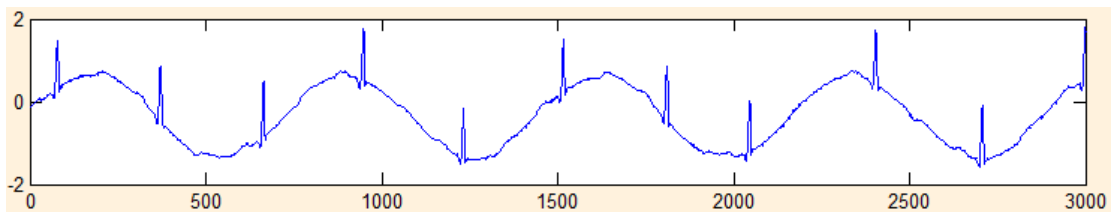
小波分解肌电噪声信号



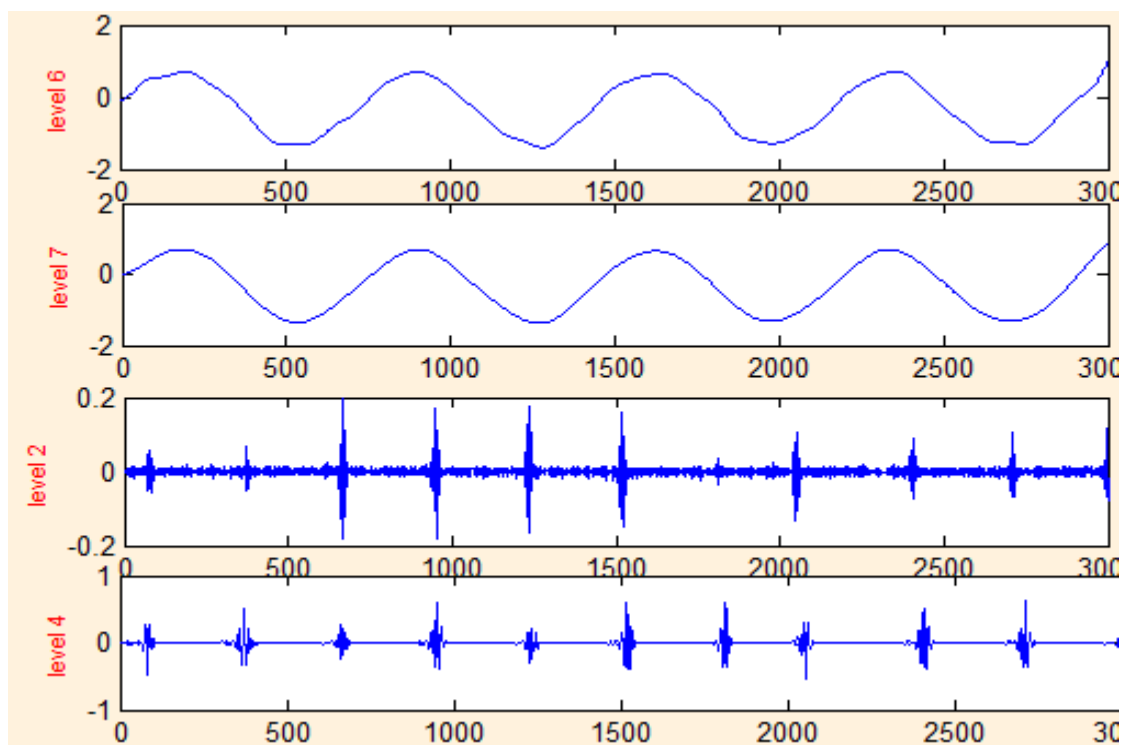
小波分析滤除肌电噪声

## 2. 小波分解重构法滤除基线漂移

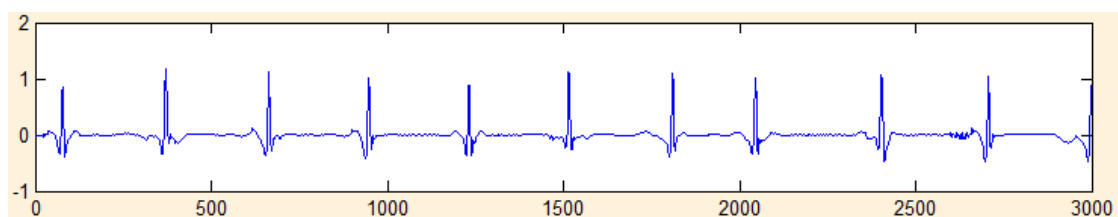
由于基线漂移的频率在 0.05-2Hz 之中，对于心电信号来说属于低频信号，因此可以将心电信号进行多尺度分解，则基线漂移在小波分解中会直接显现于较大的尺度，此时只要在小波重构中将这一尺度上的分量直接置 0，就可以滤除基线漂移，同时还可以将测量中引入的直流分量一并去除。



基线漂移噪声信号



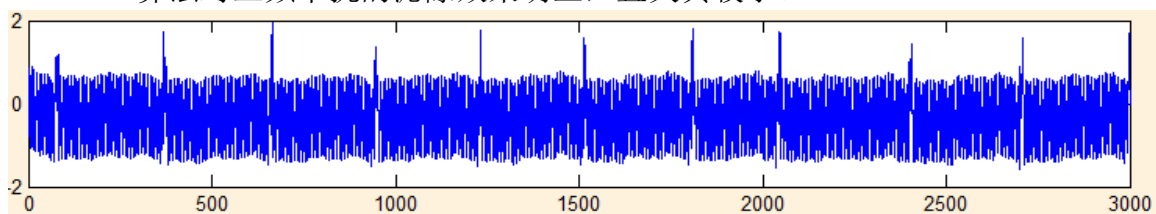
基线漂移噪声小波分解



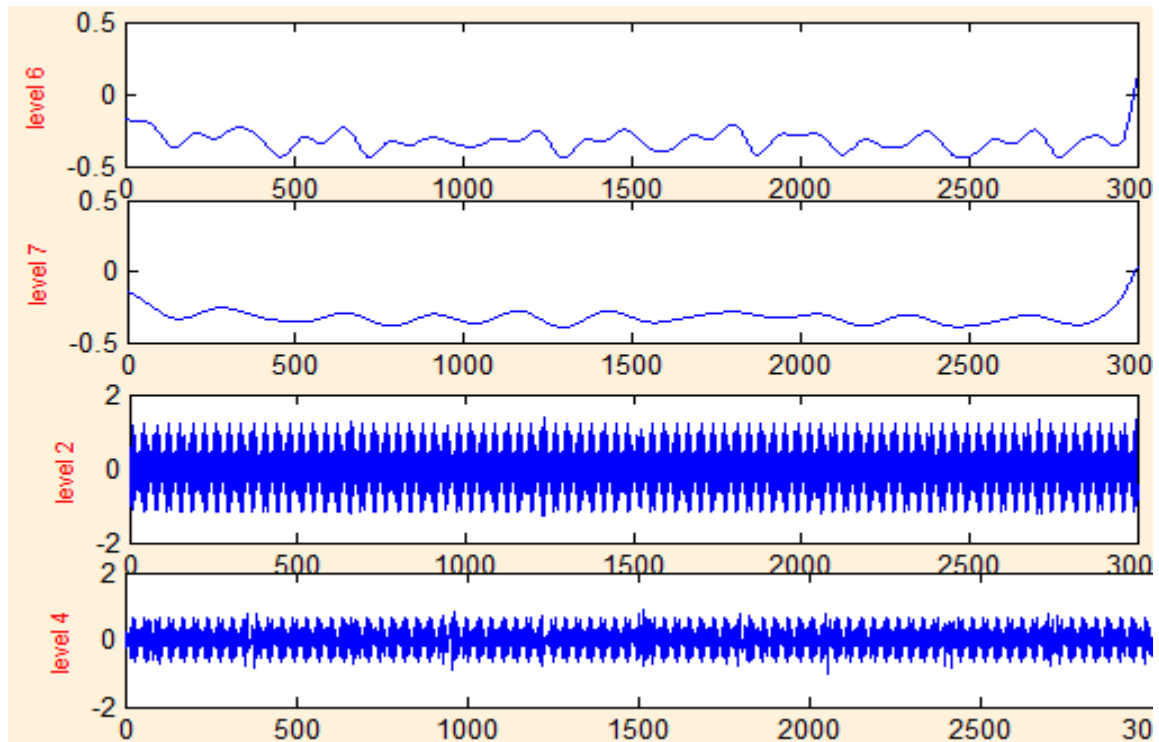
小波分析滤除基线漂移

### 3. 小波阈值法滤除工频干扰

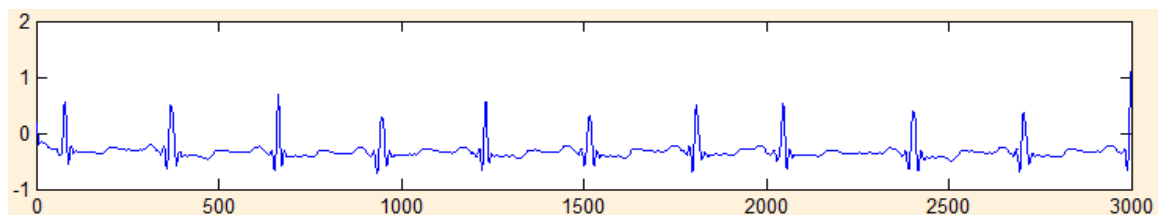
根据 coitlet 小波的通带特性, 可以看出 50Hz 的工频噪声主要集中在  $2^2$  尺度上. 它与心电信号的频带有重叠, 所以用阈值法对小波系数进行抑制, 从而滤除噪声. 同样, 选用一段“干净”的心电信号, 其中的工频噪声用 50Hz 的正弦信号模拟, 仿真结果如图 2. 可以看出, 这种算法对工频干扰的滤除效果明显, 且失真较小.



工频噪声信号



工频噪声小波分解



小波分析滤除工频

```
N=length(ECGout);
q=zeros(N,1);
for k=1:N
    q(k,1)=ECGout(k,1);
end
d=q';
s1=d;
% figure(1),subplot(4,1,2),plot(noise_2'),title('0.5HZ 正弦基线漂移干扰');
[c,1]=wavedec(d,7,'coif4');
A1=wrcoef('a',c,1,'coif4',1);
A2=wrcoef('a',c,1,'coif4',2);
A3=wrcoef('a',c,1,'coif4',3);
A4=wrcoef('a',c,1,'coif4',4);
A5=wrcoef('a',c,1,'coif4',5);
```



```
A6=wrcoef('a',c,1,'coif4',6);
A7=wrcoef('a',c,1,'coif4',7);
D1=wrcoef('d',c,1,'coif4',1);
D2=wrcoef('d',c,1,'coif4',2);
D3=wrcoef('d',c,1,'coif4',3);
D4=wrcoef('d',c,1,'coif4',4);
D5=wrcoef('d',c,1,'coif4',5);
D6=wrcoef('d',c,1,'coif4',6);
D7=wrcoef('d',c,1,'coif4',7);
ca1=appcoef(c,1,'coif4',1);
ca2=appcoef(c,1,'coif4',2);
ca3=appcoef(c,1,'coif4',3);
ca4=appcoef(c,1,'coif4',4);
ca5=appcoef(c,1,'coif4',5);
ca6=appcoef(c,1,'coif4',6);
ca7=appcoef(c,1,'coif4',7);
cd4=detcoef(c,1,4);
cd3=detcoef(c,1,3);
cd2=detcoef(c,1,2);
cd7=detcoef(c,1,7);
cd5=detcoef(c,1,5);
cd6=detcoef(c,1,6);
cd1=detcoef(c,1,1);
cad7=zeros(1,length(ca7));
c1=[cad7,cd7,cd6,cd5,cd4,cd3,cd2,cd1];
s2=waverec(c1,1,'coif4');
lenD3=length(cd3);
lenD2=length(cd2);
lenD1=length(cd1);
var1=median(abs(cd1));
var2=median(abs(cd2));
var3=median(abs(cd3));
t1=(2*log(lenD1)).^0.5;
t2=(2*log(lenD2)).^0.5;
t3=(2*log(lenD3)).^0.5;
th1=var1*t1/log(2)
th2=var2*t2/log(2)
th3=var3*t3/log(2)
for k=1:lenD1
    if abs(cd1(k))<=th1
        cdd1(k)=0;
    else
        cdd1(k)=sign(cd1(k))*(abs(cd1(k))-th1);
    end
end
```





```
end
for k=1:lenD2
    if abs(D2(k)) <= th2
        cdd2(k) = 0;
    else
        cdd2(k) = sign(cd2(k)) * (abs(cd2(k)) - th2);
    end
end
for k=1:lenD3
    if abs(cd3(k)) <= th3
        cdd3(k) = 0;
    else
        cdd3(k) = sign(cd3(k)) * (abs(cd3(k)) - th3);
    end
end
cl2 = [cad7, cd7, cd6, cd5, cd4, cdd3, cdd2, cdd1];
s3 = waverec(cl2, 1, 'coif4');
outs3 = s3;
lencDd7 = length(cd7);
lencDd6 = length(cd6);
lencDd5 = length(cd5);
lencDd4 = length(cd4);
var5 = median(abs(cd5));
var6 = median(abs(cd6));
var7 = median(abs(cd7));
var4 = median(abs(cd4));
t5 = (2 * log(lencDd5)) .^ 0.5;
t6 = (2 * log(lencDd6)) .^ 0.5;
t7 = (2 * log(lencDd7)) .^ 0.5;
t4 = (2 * log(lencDd4)) .^ 0.5;
th5 = var5 * t5 / log(2);
th6 = var6 * t6 / log(2);
th7 = var7 * t7 / log(2);
th4 = var4 * t4 / log(2);
for k=1:lencDd5
    if abs(cd5(k)) <= th5
        cdd5(k) = 0;
    else
        cdd5(k) = sign(cd5(k)) * (abs(cd5(k)) - 0.1 * th5);
    end
end
for k=1:lencDd6
    if abs(cd6(k)) <= th6
        cdd6(k) = 0;
```



```
else
    cdd6(k)=sign(cd6(k))*(abs(cd6(k))-0.1*th6);
end
end
for k=1:lencDd7
    if abs(cd7(k))<=th7
        cdd7(k)=0;
    else
        cdd7(k)=sign(cd7(k))*(abs(cd7(k))-0.1*th7);
    end
end
for k=1:lencDd4
    if abs(cd4(k))<=th4
        cdd4(k)=0;
    else
        cdd4(k)=sign(cd4(k))*(abs(cd4(k))-0.1*th4);
    end
end
cl4=[cad7,cdd7,cdd6,cdd5,cdd4,cdd3,cdd2,cdd1];
s4=waverec(cl4,1,'coif4');
outs4=s4;
switch val5
    case 1
    case 2
        axes(handles.axes2);
        cla;
        plot(s2),title('去除基线漂移','Color','r','FontSize',8);
        axes(handles.axes11);
        cla;
        plot(A6),ylabel('level 6','Color','r','FontSize',8);
        axes(handles.axes12);
        cla;
        plot(A7),ylabel('level 7','Color','r','FontSize',8);
        axes(handles.axes13);
        cla;
        plot(D1),ylabel('level 1','Color','r','FontSize',8);
        axes(handles.axes14);
        cla;
        plot(D2),ylabel('level 2','Color','r','FontSize',8);
    case 3
        axes(handles.axes9);
        cla;
        plot(s3),title('去除工频干扰','Color','r','FontSize',8);
        axes(handles.axes11)
```

```

cla;
plot(A6),ylabel('level 6','Color','r','FontSize',8);
axes(handles.axes12)
cla;
plot(A7),ylabel('level 7','Color','r','FontSize',8);
axes(handles.axes13)
cla;
plot(D2),ylabel('level 2','Color','r','FontSize',8);
axes(handles.axes14)
cla;
plot(D3),ylabel('level 4','Color','r','FontSize',8);
case 4
    axes(handles.axes10)
    cla;
    plot(s4),title('去除肌电干扰','Color','r','FontSize',8);
    axes(handles.axes11);
    cla;
    plot(D4),ylabel('level 4','Color','r','FontSize',8);
    axes(handles.axes12)
    cla;
    plot(D5),ylabel('level 5','Color','r','FontSize',8);
    axes(handles.axes13)
    cla;
    plot(D6),ylabel('level 6','Color','r','FontSize',8);
    axes(handles.axes14)
    cla;
    plot(D7),ylabel('level 7','Color','r','FontSize',8);
end

```

## (五)、QRS 波的检测

### 1. 设计思路分析

差分方法可用下图来表示:

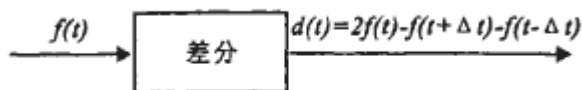


图1 差分

基于差分的 QRS 波检测利用的是差分和传统的幅度法相结合而进行的, 其具体步骤如下:

(1) 根据采样率确定合适的、按公式(1)计算心电数据的差分, 对于首尾的几个数据做清零处理。

(2) 查找差分结果的最大值, 将最大值的 0.707 作为阈值。

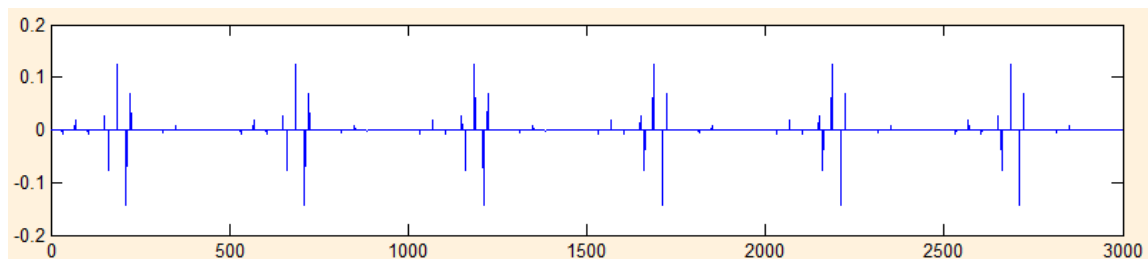
(3) 遍历差分结果, 将差分结果同阈值相比较, 若出现大于阈值的数据, 则在此数据和此数据后 50ms 的范围内查找最大值作为一次 R 波。

## 2. 实现过程



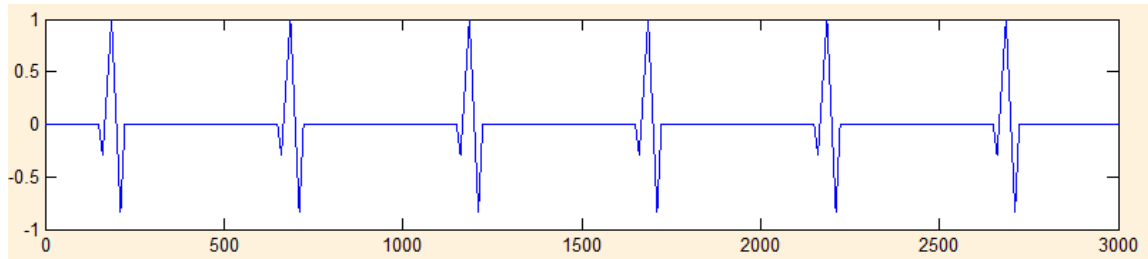
心电原始信号

```
x=ecg(500);  
f=[x x x x x x];
```



心电信号差分运算

```
a=size(f);  
d=zeros(a);  
for i=1:a(2)  
    if (i>5 & i<(a(2)-5))  
        d(i)=2*f(i)-f(i+1)-f(i-1);  
    else  
        d(i)=0;  
    end  
end
```

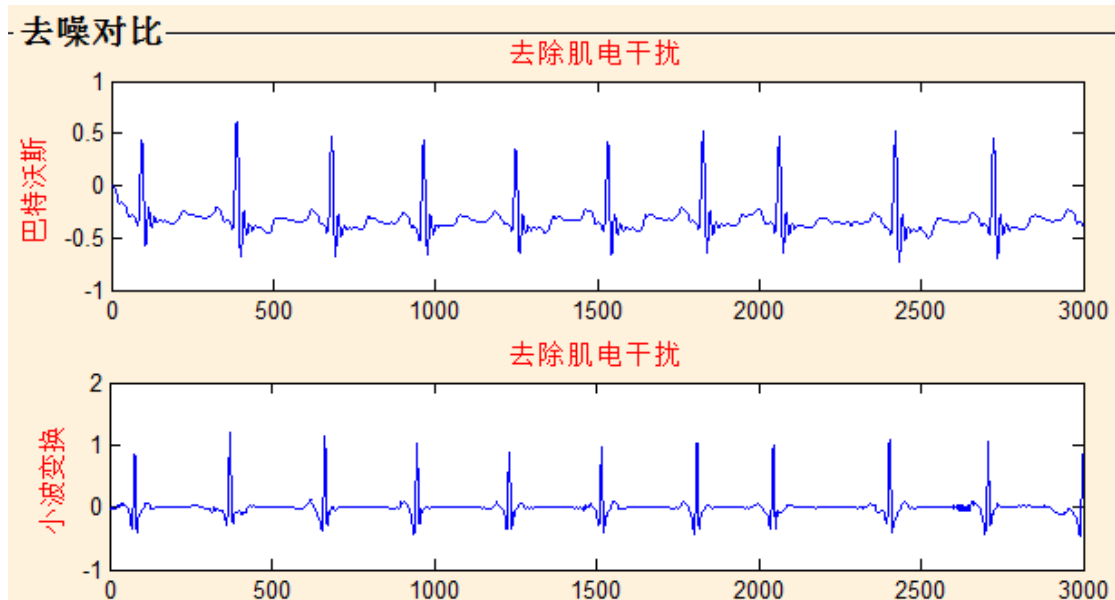


心电信号 QRS 检测

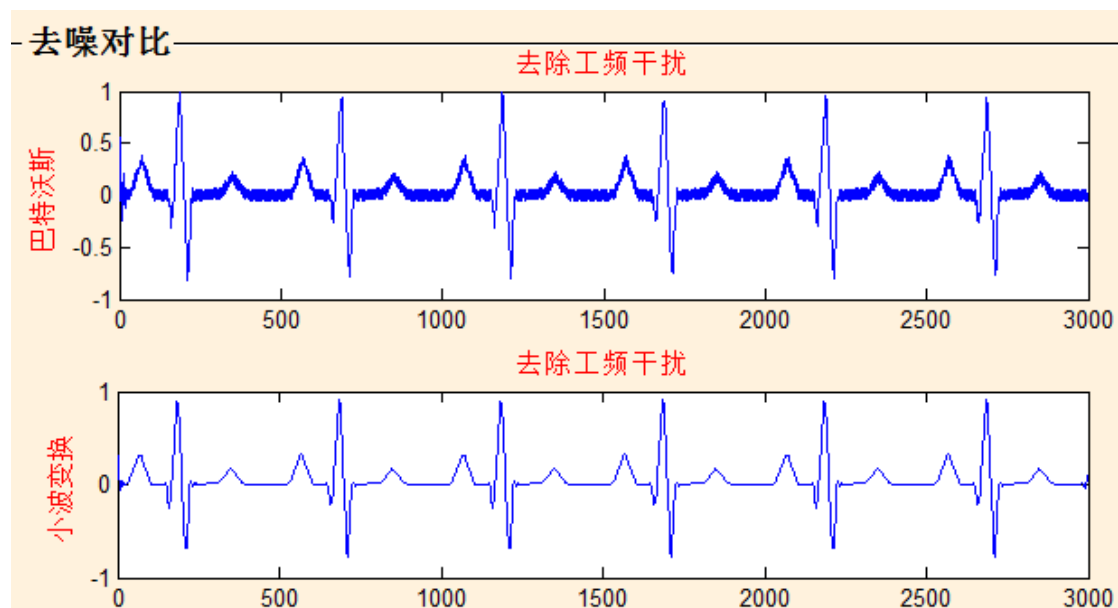
```
j=0;
k=0;
r=zeros(a);
dmax=max(d)*0.695;
for i=1:a(2)
    if (d(i)>=dmax)
        j=i-36;
        k=i+36;
    for i=j:k
        r(i)=f(i);
    end
end
end
```

## (六)、小波变换滤波和巴特沃斯滤波的效果比较

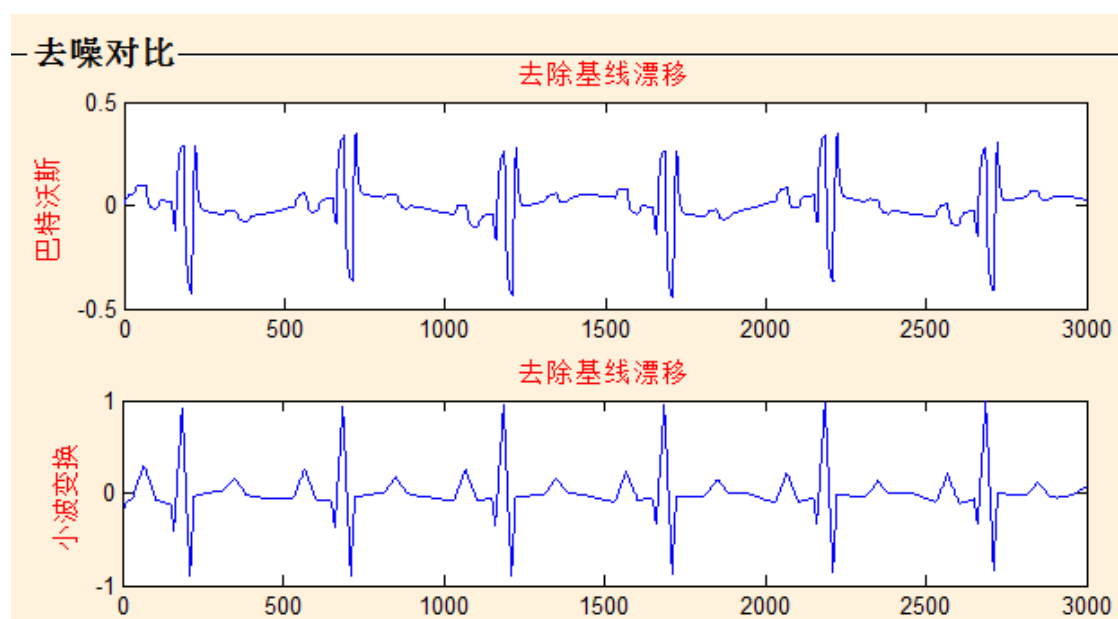
### A. 肌电干扰信号滤波效果



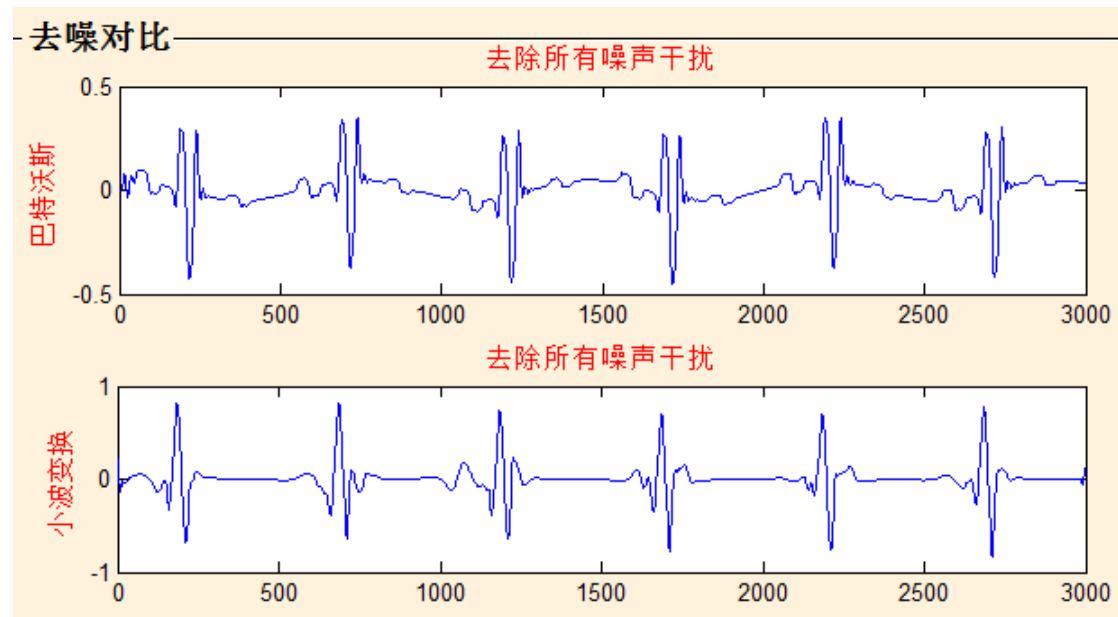
### B. 工频干扰信号滤波效果



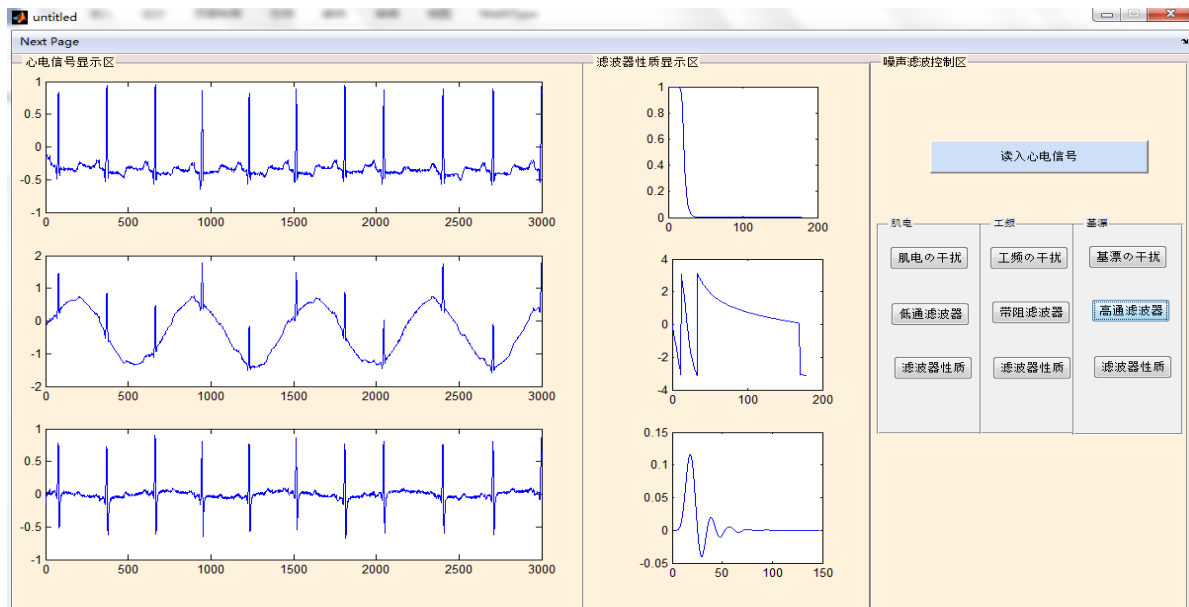
### C. 基线漂移信号滤波效果

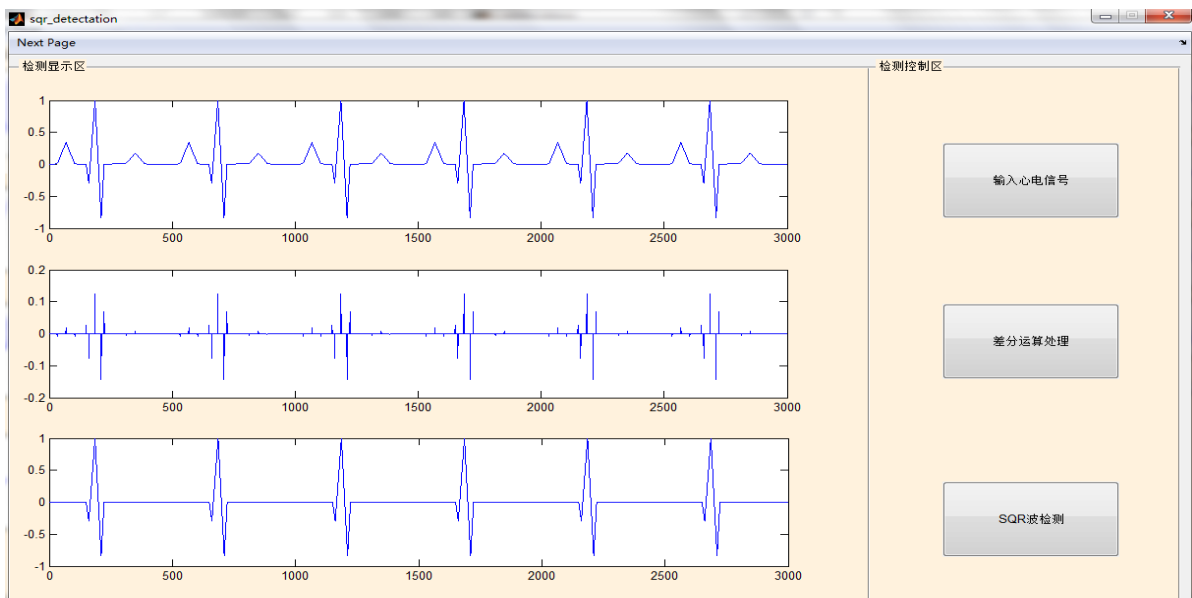
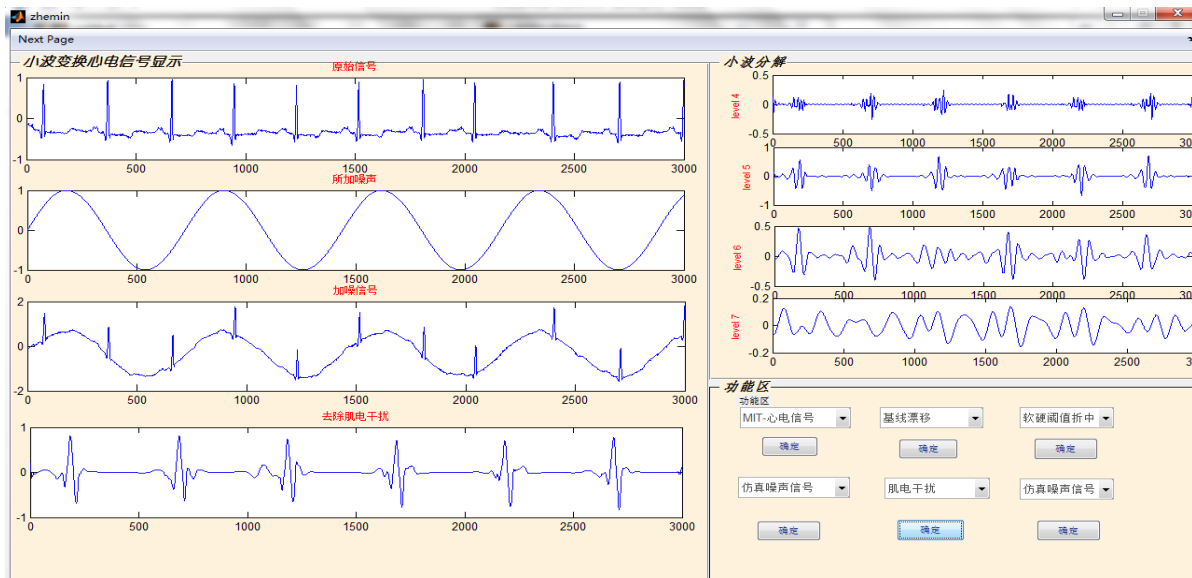


### D. 所有噪声信号滤波效果



附：界面截图：





## 五、 参考书目

- [1] 魏珑 赵捷 赵晴 基于小波的心电信号去噪算法, 现代生物医学进展; 2007 年第 7 卷第 10 期;
- [2] 唐雅青 王志中 ECG 信号预处理的综合实现方法, Thesis & Research Reprot;
- [3] 李延军 严洪 QRS 波群检测常用算法比较, 生物医学工程学进展, 2008 年第 29 卷第 2 期;





[4] 数字信号处理（第二版），丁玉美，高西全，西安电子科技大学出版社，2006.12