**电子科技大学**生命科学与技术**学院**

**标 准 实 验 报 告**

**（实验）课程名称** 生物医学信号处理

**2018-2019-第2学期**

**电子科技大学教务处制表**

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **学生姓名** |  | **学 号** |  |
| **指导教师** | 李凌 | **实验时间** | **2019.4.9** |

**一、实验室名称：** 品学楼B 302

**二、实验名称：**改进周期图法估计功率谱、心电R波检测和RR间隔估计

**三、实验学时：2**

**四、实验原理：**

1. 直接用周期图法估计功率谱有很强的缺点，得到的功率谱随着数据点数N的增大，分辨率变大、方差也变大。分段和平均是一种常见的改进方法，分段和平均之后再计算不同窗函数下的功率谱，可以减小方差，理论表明如果将 N 点时间序列分成 L 个不重叠的段落,每段有 M 个数据,然后求各段的周期图并加以平均,则可望便最终得到的估计方差减少 L 倍， 但分辨率变小。

改进后的方差

2. 心电信号有很强的周期性和规律，信噪比相比于脑电等信号也低得多，有明显的R波尖峰，采样得到的心电信号可以直接通过阈值法进行检测。此外，可以通过滤波、加窗以及设置最小间隔、滑动积分的方法提高检测的准确率。

1. **实验目的：通过上机加深随机信时域和频域认识**
2. **实验内容：（详细填写）**

1.用分段、平均的思想改进周期图法，观察改进前后功率谱的差异；

2. 给出一段文字总结周期图法的缺点，改进法的优点。

3. 心电R波的检测

包括阈值法和Pan-Tompkins的检测方法。计算每个数据的RR波间隔和心率的平均值。比较两种方法结果的差异。分别画出四个数据，并通过视觉直接观察法测量其参数来验证估计结果

**七、实验器材（设备、元器件）： matlab**

**八、实验步骤**

1. 接着上机题2做，任选一种窗函数，用分段、平均的思想改进周期图法，观察改进前后功率谱的差异；

2. 给出一段文字总结周期图法的缺点，改进法的优点。

3. 心电R波的检测

1) 阈值法

* 对信号g(n)进行扫描，期望其包含一个峰并确定其最大值，或者将全部可能的持续时间内最大的g(n)值作为。
* 取一个阈值，它是最大值的一个分数，例如。
* 对于所有，选取这些样本点中大于之前和之后的M个样本点的值所对应的样本

剔除由伪迹产生的峰，例如两个相邻峰之间的最小间隔是否满足要求。

2) Pan-Tompkins的检测方法

* 低通11Hz，高通5Hz
* 求一阶导数(diff)
* 平方
* 滑动窗口积分（试探发现窗宽N=30适合于采样率为200Hz（）的情况。trapz）
* 阈值法

1. **实验数据及结果分析：（详细填写）（包括程序、图、结果等）**
2. 随机信号的时域和频域认识

md1=eegclose(:,32);

md2=eegopen(:,32);

fs=250;

n=500;

k=kaiser(n);

md1k=md1(1:n).\*k;

md2k=md2(1:n).\*k;

*%构造凯塞窗*

ft1=abs(fft(md1k)).^2/n;

ft2=abs(fft(md2k)).^2/n;

figure(1)

subplot(2,1,1);

plot(md1k); grid on;

title('闭眼信号')

subplot(2,1,2);

plot((1:n/2)\*fs/(n/2),10\*log10(ft1(1:n/2))); grid on;

xlabel('频率');ylabel('功率（dB）')

title('闭眼信号功率谱(周期图法，kaiser窗)')

figure(2)

subplot(2,1,1);

plot(md2k); grid on;

title('开眼信号')

subplot(2,1,2);

plot((1:n/2)\*fs/(n/2),10\*log10(ft2(1:n/2))); grid on;

xlabel('频率');ylabel('功率（dB）')

title('开眼信号功率谱(周期图法，kaiser窗)')

m = 512;

ft11=abs(fft(md1k(1:128),m)).^2/n;

ft12=abs(fft(md1k(129:256),m)).^2/n;

ft13=abs(fft(md1k(257:384),m)).^2/n;

ft14=abs(fft(md1k(385:500),m)).^2/n;

ft1=(ft11+ft12+ft13+ft14)/4;

ft21=abs(fft(md2k(1:128),m)).^2/n;

ft22=abs(fft(md2k(129:256),m)).^2/n;

ft23=abs(fft(md2k(257:384),m)).^2/n;

ft24=abs(fft(md2k(385:500),m)).^2/n;

ft2=(ft11+ft12+ft13+ft14)/4;

figure(3)

subplot(2,1,1);

plot(md1k); grid on;

title('闭眼信号')

subplot(2,1,2);

plot((1:n/2)\*fs/(n/2),10\*log10(ft1(1:n/2))); grid on;

xlabel('频率');ylabel('功率（dB）')

title('闭眼信号功率谱(改进周期图法，kaiser窗)')

figure(4)

subplot(2,1,1);

plot(md2k); grid on;

title('开眼信号')

subplot(2,1,2);

plot((1:n/2)\*fs/(n/2),10\*log10(ft2(1:n/2))); grid on;

xlabel('频率');ylabel('功率（dB）')

title('开眼信号功率谱(改进周期图法，kaiser窗)')

figure(5)

pwelch(eegclose(:,32),kaiser(500),8,512);

title('闭眼信号功率谱(pwelch法，kaiser窗)')



图1.l 闭眼信号的周期图法



图1.2 开眼信号的周期图法



图1.3 闭眼信号的改进周期图法



图1.4 开眼信号的改进周期图法（4段）



图1.5 开眼信号的改进周期图法（8段）



图1.5 开眼信号的pwelch法（8段）

从图中可以看出，分段数为4后计算得到的功率谱比直接周期图法计算得到的功率谱平滑。 将分段数改为8后功率谱更加平滑。理论分析可知，周期图法获得的功率谱随着样本点数越多，分辨率越大、方差越大；平均周期图法以牺牲分辨率来进一步改善方差；修正的平均周期图法允许段的重叠来进一步增大分段数、或者分段数相同，每段样本点数变多。在信号序列长度一定时，要想增大分辨率，就要减少分段数，这就会造成方差的增大。周期图法无法兼顾分辨率和方差。分段时两段数据重叠一半即为Welch方法，直接使用matlab自带的pwelch函数绘制出功率谱如图1.6 所示,其分辨率好于未重叠的改进周期图法。

由概率论知识和随机的特性可知，L个相同均值和方差的独立变量， 方差变为，但数据点减小为 ，窗函数的频谱宽度增大为原周期图法的L倍，频率分辨率下降为原来的。两种方法都是有偏估计，不是一致估计，N增大时，会带来谱线起伏加剧的问题。功率谱分辨率较低，正比于 。窗函数也使得功率谱主瓣展宽，降低了分辨率。分段平均改进后的方法降低了估计方差，使得曲线更为平滑。

1. 心电R波的检测
2. **阈值法**

clc;clear;

ECG3=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG3.dat')

ECG4=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG4.dat')

ECG5=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG5.dat')

ECG6=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG6.dat')

N=4000;

n=1:4000;

fs = 200;

figure(1)

subplot(4,1,1)

plot(n/fs,ECG3)

title("四个心电信号")

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,2)

plot(n/fs,ECG4)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,3)

plot(n/fs,ECG5)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,4)

plot(n/fs,ECG6)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

ecg = ECG3;

*% ecg = [zeros(10,1);ecg;zeros(10,1)];*

gmax = max(ecg);

th = gmax\*0.75;

a=find(ecg>th);

figure(2)

plot(a)

len\_a = length(a);

r\_wave = [];

r\_wave1 = [];

M = 5;

depth = 80 *%去除伪迹产生的峰*

**for** j = 6:len\_a-5

**if** ecg(a(j))==max( ecg(a(j)):max(ecg(a(j)-M:a(j)+M)))

r\_wave = [r\_wave; a(j) ecg(a(j))];

**end**

**end**

plot(r\_wave(:,2))

rate=length(r\_wave);

*%%去除伪迹产生的峰*

**for** j= 1:rate-1

**if** (r\_wave(j+1,1)-r\_wave(j,1))>depth

r\_wave1=[r\_wave1; r\_wave(j+1,1) r\_wave(j+1,2)];

**end**

**end**

heartrate = length(r\_wave1)\*60\*fs/N

t = 0:1/fs:(length(ecg)-1)/fs;

plot(t,ecg);

hold on;

plot((r\_wave1(:,1)-1)/fs,r\_wave1(:,2),'\*')



图2.1 四个心电信号



图2.2 改变不同的最小间隔效果









图2.3-2.7 4个信号的阈值法结果

对四个信号尝试不同的阈值和最小间距，选取阈值0.7，最小间距55个点。测得心率如下：

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| 信号 | ECG3 | ECG4 | ECG5 | ECG6 |
| 心率 | 72 | 87 | 36 | 45 |
| 实际心率 | 72 | 93 | 132 | 54 |
| RR间隔（平均） | 0.83s | 0.69s | 1.67s | 1.33s |

从所得结果和图中可以看出，阈值法结果对于不同的信号准确率存在差异，存在基线漂移等干扰的信号会有误检漏检，相对误差很大。在基线漂移很小时，有较高的准确度。改变阈值和最小间隔这两个参数会影响计算结果，在四个测试信号中，它们的合适参数是不同的。

2） Pan-Tompkins的检测方法

clc;clear;

ECG3=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG3.dat')

ECG4=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG4.dat')

ECG5=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG5.dat')

ECG6=load('C:\Users\DELL\OneDrive - std.uestc.edu.cn(1)\桌面\上机3\data of web\ECG6.dat')

fs = 200;

N=4000;

n=1:4000;

fs = 200;

figure(1)

subplot(4,1,1)

plot(n/fs,ECG3)

title("四个心电信号")

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,2)

plot(n/fs,ECG4)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,3)

plot(n/fs,ECG5)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,4)

plot(n/fs,ECG6)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

*%加窗并滤波*

*% ecg = [zeros(10,1);ecg;zeros(10,1)];*

N1 = 32; *% Order*

Fc1 = 11; *% First Cutoff Frequency*

Fc2 = 50; *% Second Cutoff Frequency*

flag = 'scale';

win = hamming(N1+1);

b = fir1(N1, [Fc1 Fc2]/(fs/2), 'bandpass', win, flag);

ECG3 = filtfilt(b,1,ECG3);

ECG4 = filtfilt(b,1,ECG4);

ECG5 = filtfilt(b,1,ECG5);

ECG6 = filtfilt(b,1,ECG6);

figure(2)

subplot(4,1,1)

plot(n/fs,ECG3)

title("四个信号加窗滤波后")

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,2)

plot(n/fs,ECG4)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,3)

plot(n/fs,ECG5)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

subplot(4,1,4)

plot(n/fs,ECG6)

ylabel('微伏');xlabel('时间/s')

ecg = ECG5;

ecg = diff(ecg).^2;

N2 = 30;

temp2 = [];

**for** i=1:length(ecg)-N2

temp2 = [temp2;trapz(ecg(i:i+N2-1))];

**end**

ecg = temp2;

*% figure(5)*

*% plot(ecg)*

*% gmax = max(ecg);*

*% th = gmax\*0.6;*

*% a=find(ecg>th);*

*% figure(3)*

*% plot(a)*

*% len\_a = length(a);*

*% r\_wave = [];*

r\_wave1 = [];

*% M = 5;*

*% depth = 50 %去除伪迹产生的峰*

*% % ecg = [zeros(1,10),ecg',zeros(1,10)]';*

*% for j = 6:len\_a-5*

*% if ecg(a(j))==max( ecg(a(j)):max(ecg(a(j)-M:a(j)+M)))*

*% r\_wave = [r\_wave; a(j) ecg(a(j))];*

*% end*

*% end*

*% plot(r\_wave(:,2))*

*% rate=length(r\_wave);*

*% %%去除伪迹产生的峰*

*% for j= 1:rate-1*

*% if (r\_wave(j+1,1)-r\_wave(j,1))>depth*

*% r\_wave1=[r\_wave1; r\_wave(j+1,1) r\_wave(j+1,2)];*

*% end*

*% end*

Threshold = (max(ecg) - min(ecg))\*0.2 + min(ecg);

[r\_wave1(:,1),r\_wave1(:,2)]=findpeaks(ecg,200,'MinPeakDistance',0.25,'MinPeakHeight',Threshold);

heartrate = length(r\_wave1)\*60\*fs/N

t = 0:1/fs:(length(ecg)-1)/fs;

figure(3)

plot(t,ecg);

hold on;

plot(r\_wave1(:,2),r\_wave1(:,1),'\*')

xlabel('时间/s');title('积分后信号')



图2.８ 4个心电信号滤波后



图2.９ 　ECG３积分后



图2.10 ECG４积分后



图2.11 ECG５积分后



图2.12ECG６积分后

选取ｔｒａｐｚ积分长度为３０，滤波范围１１～５０Ｈｚ，对积分后的信号进行阈值法计算峰值，由于积分之后信号规整，选取最小间隔０.２５ｓ，阈值０.２。从图中可以看出，加窗滤波后ECG５低频的基线漂移基本消除，QRS波形也被整形成近似脉冲信号，积分后信号非常适合用阈值法进行峰值检测。从图中可以看出，有的信号积分后每个峰的最大值差异较大，有几个峰显著大于平均峰值，导致了阈值０.７不再适用，可以改用平均值的倍数来确定阈值。

对四个信号分别进行检测，如下表：

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| 信号 | ECG3 | ECG4 | ECG5 | ECG6 |
| 心率 | 72 | 93 | 132 | 54 |
| 实际心率 | 72 | 93 | 132 | 54 |
| RR间隔 | 0.83s | 0.65s | 0.45s | 1.11s |

这四个心电信号都准确地测出了心率，

1. **总结及心得体会：**

本次实验，借助matlab的函数工具箱，对周期图法进行改进并对４个心电信号使用了两种方法计算心率。通过以上２个实验，增强了对于滤波和信号处理的作用。

周期图的改进均在经典谱分析范围内进行，只能在方差、偏差和分辨率之间进行取舍，难以兼顾，且为非一致估计和有偏估计。但是经典方法采用FFT算法，计算量小，物理意义明确，仍被广泛采用。

在进行心率计算时，从图２.６－２.９中可以看出，有的信号积分后每个峰的最大值差异较大，有几个峰显著大于平均峰值，导致了阈值０.７不再适用，可以改用平均值的倍数来确定阈值。但是改用此方法确定阈值会使得延时更大，不适合实时测量。此外，本次实验所采用的心率计算方法是在给出较长一段完整信号时所作的分析，如果使用此方法，虽然已经能够达到较高的准确率，但是时间延迟较高。可以考虑自适应等算法来实现实时计算心率。

**十一、对本实验过程及方法、手段的改进建议：**

希望能够多介绍一些工程上matlab优化和封装的自带工具箱，如可以直接寻找峰值的findpeaks函数，以及计算功率谱常用的pwelch等函数。

**报告评分：**

**指导教师签字：**