

# 浙江大学

ZHEJIANG UNIVERSITY



## 《生物医学信号处理》 实验报告

姓名 \_\_\_\_\_

学号 \_\_\_\_\_

实验名称 信号分析处理及肌电信号采集

实验地点 玉泉创客中心

指导老师 郑婧、余馨琳、裘利坚

上交日期 December 8, 2025

# 1 实验目的与任务

## 1.1 实验目的

- (1). 掌握使用傅里叶变换来分析信号的频域特性
- (2). 学会分析信号不同噪声类型和对应的噪声去除方案
- (3). 学会测量和分析肌电信号

## 1.2 实验任务

- (1). 对上节课所采集的心电信号进行分析，分析其中存在哪些噪声。
- (2). 熟练掌握不同噪声的去除方案，根据上述噪声分析结果，设计心电信号处理方案，对心电信号进行处理，结合波形和频谱，分析滤波效果。
- (3). 对比不同方案的滤波效果（选做）
- (4). 设计基于心电信号的心率计算方案。对不同状态下（任务 3 所采集的）采集的心电信号分别进行处理并计算心率，分析影响心率计算准确性的因素。
- (5). 完成肌电信号检测设备调试和基本操作

# 2 实验原理

## 2.1 ADS1292R

ADS1292R 是 TI 公司的一款医用级 ADC 芯片，它主要应用在医疗仪器 (心电图 ECG), 可以监护患者以及病人护理和健身监视器。ADS1292R 集成了心电采集所需要的部件，方便设备小型化。它的功耗极低，使得可以作为长时间监控成为可能。而且输入参考噪音低，共模抑制比高。

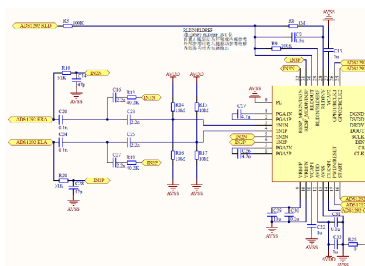


图 1: ADS1292R 电路图

## 2.2 心电信号与肌电信号

心电信号记录了心脏每一次跳动中规律的电学活动周期：它始于心房的除极，形成 P 波，随后激动在房室结内延迟传导形成了 P-R 间期，之后心室的快速除极产生了高耸的 QRS 波群，标志着心室开始收缩；紧随其后，代表心室缓慢复极的 ST 段和代表快速复极的 T 波先后出现，共同完成了心室的电活动恢复，而整个心室从除极到完全复极所历经的时间则为 Q-T 间期。通过这些特征性波形与间期的连续变化，心电信号为评估心脏节律、心肌状态及传导通路功能提供了至关重要的依据。

心率识别的基础：寻找信号中的峰值和谷值——一般 R 波峰值最高，若能定位 R 波，就可以统计在一定时间内 R 波的个数，从而计算心率。

在信号处理中，经常会需要再时间域或者频率域寻找峰值和谷值。

Matlab 自带检测峰值的函数：

```
pks=findpeaks(x)
```

```
[pks, locs]=findpeaks(x, '属性', 参数, ...)
```

只找一个峰值可以用 max 函数，多个峰值需要用 findpeaks。x 是被检测的信号序列，pks 是检测信号中峰值的幅值，loc 是检测到峰值的位置即索引号。通过属性来设置条件。例如“MINPEAKHEIGHT”限定寻找的峰值幅值一定要大于某数值。“MINPEAKDISTANCE”限定寻找的两个相邻峰值之间要大于某数值。

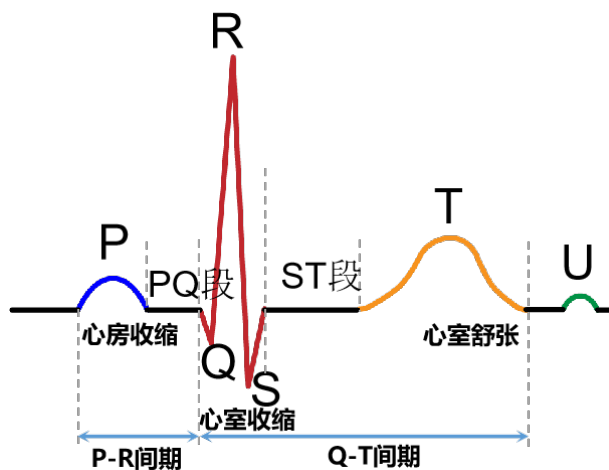


图 2: 心电信号图

表面肌电信号 (sEMG, surface Electromyography) 是通过电极在皮肤表面检测由肌肉收缩引起的电活动信号。它广泛用于生物医学工程、运动控制、康复训练、人机交互和神经工程等领域。

## 2.3 傅里叶变换

傅里叶变换是一种将时间域信号转换为频率域表示的重要工具。设  $x(t)$  为一个时间连续信号，其傅里叶变换定义为：

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt$$

其中， $X(f)$  为频率域信号， $f$  为频率， $j$  为虚数单位。傅里叶变换能够将信号的时间特性分解为不同频率的分量，帮助我们分析信号的频率特征。

## 3 主要仪器设备

计算机、MATLAB2025a 软件、心电信号检测设备

## 4 操作方法与实验步骤

主要列出肌电信号采集的实验步骤，心电信号分析相关的步骤可见“实验结果和分析”模块

### 4.1 连接并调试设备

- (1). 安装 CH340USB 串口驱动（附件-软件-1），为计算机能识别端口；
- (2). 使用 TYPEC 线模块供电，DS1 白色电源指示灯常亮，模块上电自动进入初始化状态，初始化成功后，DS2 红灯闪烁；
- (3). 打开串口调试助手（附件-软件-2），波特率调整为 460800，选择对应的串口，16 进制显示，可接收到串口数据。

### 4.2 连接电极

### 4.3 数据采集

- (1). 关闭其他串口通讯软件，打开数据波形分析.exe（附件-软件-3）
- (2). 串口设置：点击连接设置，选择对应的串口和波特率（1K 以下选 115200；1K 及以上选 460800）
- (3). 数据格式调整及接收

(4). 绘图设置

(5). 波形分析

## 5 实验结果和分析

### 5.1 心电信号的噪声分析和滤波效果

我选取了上次实验时测得的用导联方式 1 实际采样率为 250Hz 在静坐状态下测得的心电信号来进行分析

对信号通过傅里叶变换进行频域的幅值谱分析，相关的 matlab 代码见附件，得到了如下的频域的心电信号幅值谱图

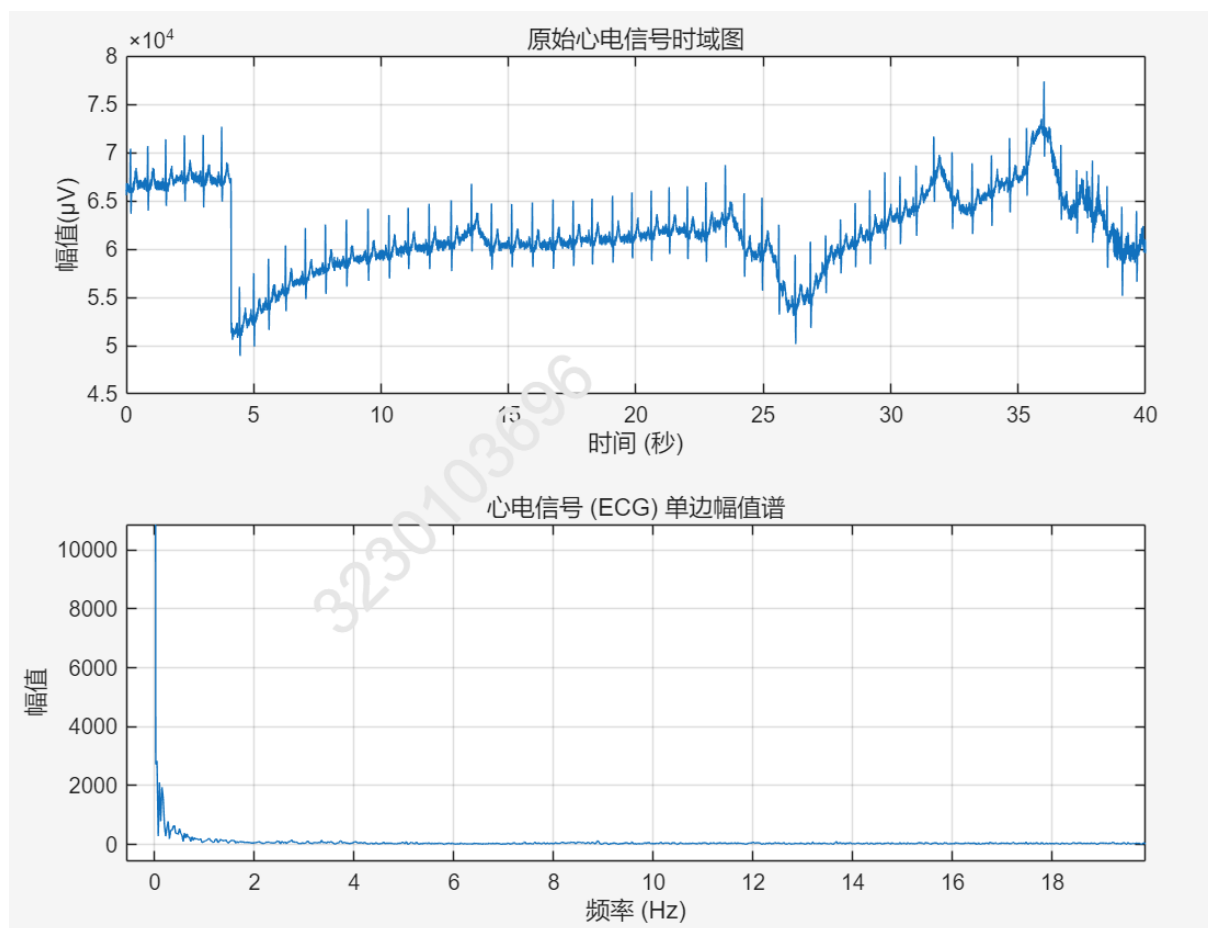


图 3: 心电信号的频域分析

我们可以看到该心电信号所存在的噪声基本处于低频段，这也是造成信号基线漂移的主要原因。

## 5.2 使用高通滤波器滤波低频噪声信号

我使用了 matlab 高通滤波函数 `highpass` 来滤除原始信号中小于 5Hz 的噪声信号，得到了如下的滤波后的信号，相关的 matlab 代码见附件。

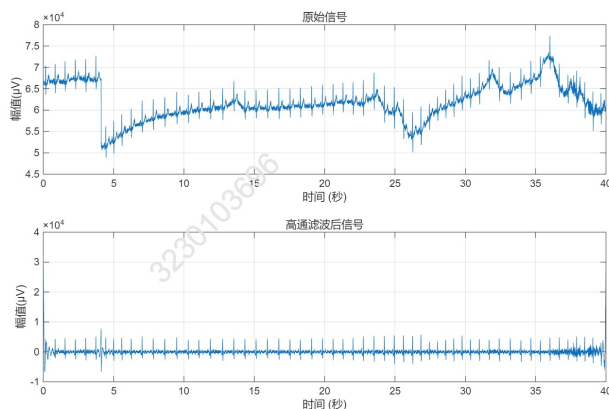


图 4: 原始信号与高通滤波后的信号

可以看到滤波后的信号的基线漂移已经几乎不存在了，滤波效果良好。

## 5.3 使用陷波滤波去除工频干扰的噪声信号

对高通滤波后的信号通过傅里叶变换进行频域的幅值谱分析，得到如下的如下的频域的心电信号幅值谱图，相关的 matlab 代码见附件。

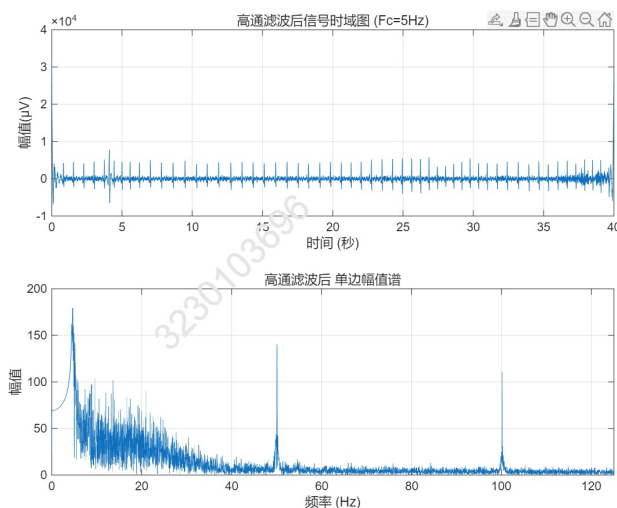


图 5: 高通滤波后心电信号的频域分析

可以看到信号在 50Hz 和 100Hz 处有较大的工频噪声。

使用老师提供的 `mynotch.m` 陷波滤波函数处理，得到如下信号，相关的 matlab 代码见附件。

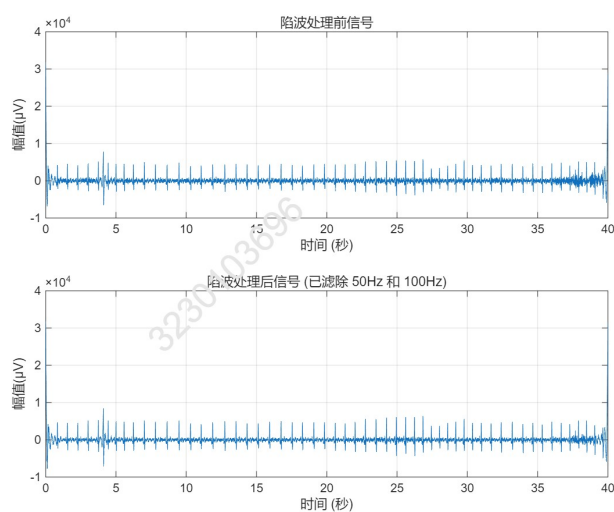


图 6: 陷波滤波后的心电信号

可以看到工频干扰的噪声信号被滤除了，信号的周期性纹波消失了。

### 5.4 不同心电信号心率的计算与比较

通过实践，我对不同的心电信号设计心率方案时 `minpeardistance` 分别取了不同的值，并通过设置幅值条件来确保检测到的是 R 波，设计了我的心率检测方案，详细 matlab 代码见附件。

我选择的信号分别是采样率为 250Hz 的静坐时的心电信号、采样率为 125Hz 的静坐时的心电信号和采样率为 125Hz 的站立时的心电信号，来计算他们的心率并比较。

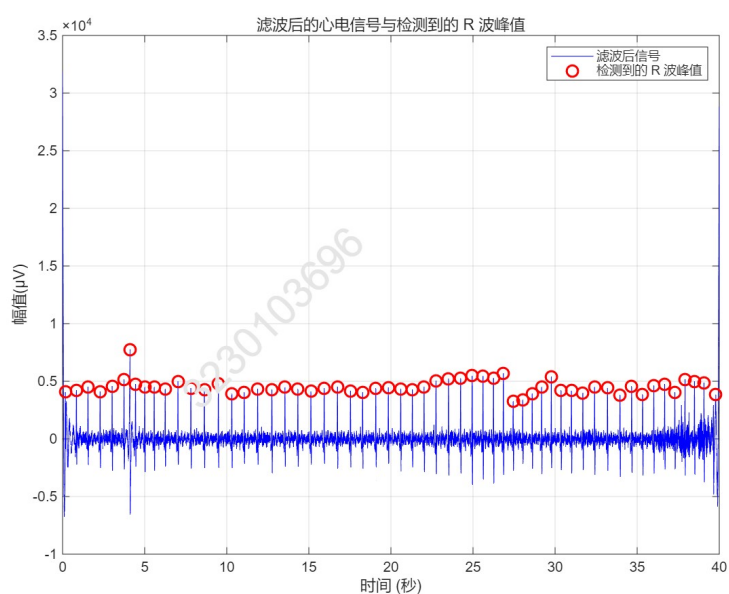


图 7: 采样率为 250Hz 静坐时的心电信号（寻峰后）

静坐状态下，共检测到被试 58 个 R 波，故心率为  $58/40*60=87$  次/分

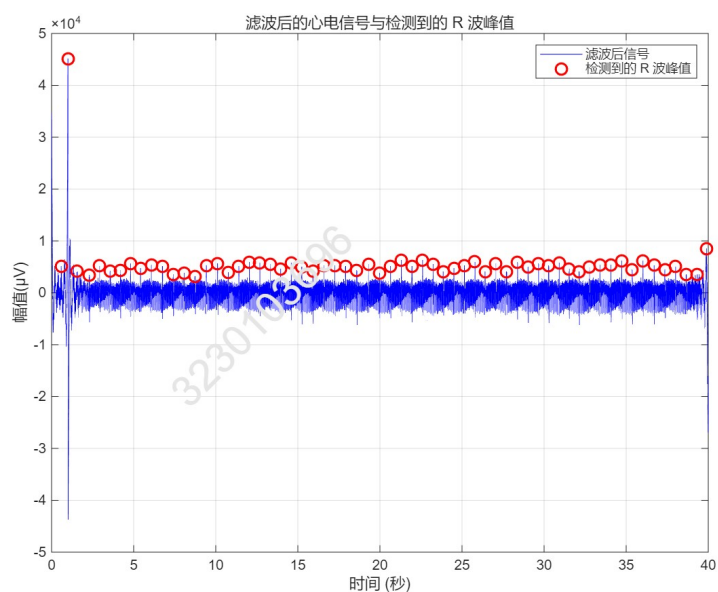


图 8: 采样率为 125Hz 站立时的心电信号（寻峰后）

站立状态下，共检测到被试 62 个 R 波，故心率为  $62/40*60=93$  次/分

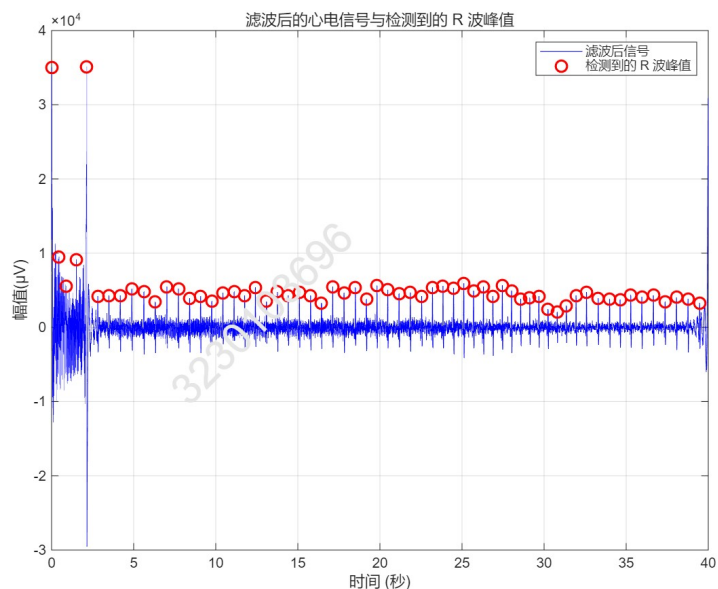


图 9: 采样率为 125Hz 静坐时的心电信号（寻峰后）

本段 2 秒前信号噪声干扰较多，故只看后 38 秒。共检测到被试 57 个 R 波，故心率为  $57/38*60=90$  次/分

可以看到设备不同采样率和被试不同运动状态对心率的影响，站立时的心率会比静坐时的心率偏高一些。

## 5.5 肌电信号的测量

在实验室中我们测得的肌电信号如下

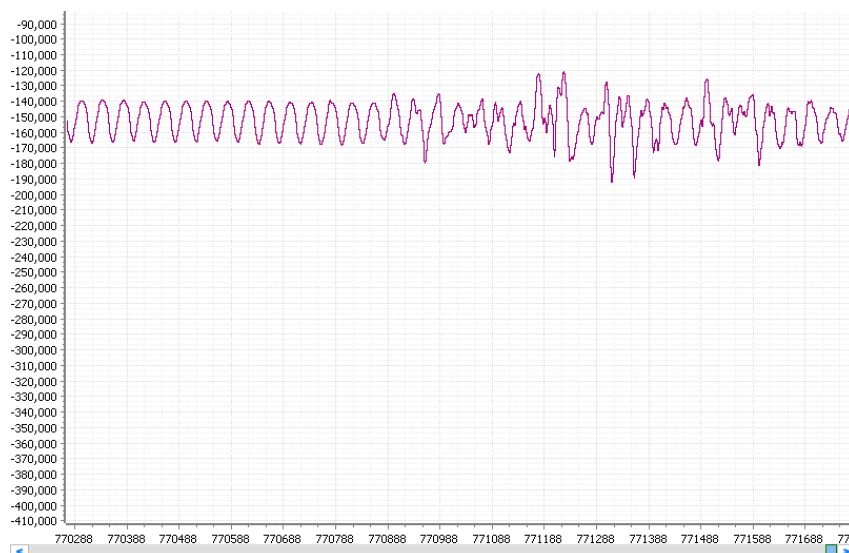


图 10: 肌电信号 1



图 11: 肌电信号 2

在对采集到的原始肌电信号进行分析时，我们发现信号中包含了多种复杂的噪声成分。信号存在显著的基线漂移，表现为信号中轴线的缓慢低频振荡。除了这些可见的干扰，肌电信号处理还必须考虑很可能存在的工频干扰。

针对上述噪声特性，我们设计了一套系统的信号预处理方案。首先，我们可以采用一个截止频率为 20 Hz 左右的高通滤波器，该步骤能有效滤除由呼吸或皮肤阻抗变化引起的低频基线漂移。

为了进一步提纯信号，我们还需处理高频成分。我们可以采用一个截止频率为 500 Hz 左右的低通滤波器，以抑制高频白噪声。

最后可以使用陷波滤波去除工频干扰及其谐波。

## 6 心得与讨论

本次实验收获颇丰，我成功地将郑婧老师上课中所讲的理论知识应用到了实际的信号采集与分析中。通过实验，我不仅掌握了傅里叶变换这一重要工具，还深刻体会到了信号处理在生物医学领域中的关键作用。

在心电信号分析部分，我首先利用傅里叶变换对原始信号进行了频域分析。频谱图直观地揭示了噪声的主要成分为能量高度集中在极低频段，这与时域图中观察到的显著基线漂移现象完全吻合。我选用 5Hz 高通滤波，滤波后的信号基线平稳。这个过程让我明白了从频域分析问题到时域解决问题的完整闭环。

我了解到，准确的心率计算依赖于对 R 波的精确检测。我采用了 findpeaks 函数，并认识到 MINPEAKHEIGHT（最小峰高）和 MINPEAKDISTANCE（最小峰距）的功能。通过设置合理的幅值阈值和最小时间间隔，我成功地排除了 T 波和部分噪声的干扰，实现了对 R 波的定位。

我也发现，当信号前端存在严重噪声干扰时，必须手动剔除部分数据，这说明 R 波检测的准确性极易受信噪比和运动伪影的影响。

最后，通过采集和分析肌电信号（EMG），我进一步认识到了不同生物电信号的处理差异。与 ECG 相比，EMG 的有用频带更宽，且同样面临基线漂移和工频干扰。

## 7 matlab 代码附件

### 7.1 傅里叶变换频域幅值谱

```
1 load("ecg_signal_1000_1.mat");
2 data = ecg_signal(:,3);
3 fs = 250;
4 N = length(data);
5 time = (0:N-1)/fs;
6 figure('Name', '心电信号时域与频域分析', 'Position', [100, 100, 800, 600])
   ;
7 subplot(2, 1, 1);
8 plot(time, data);
9 xlabel('时间 (秒)');
```

```
10 ylabel('幅值(V)');
11 title('原始心电信号时域图');
12 grid on;
13
14 Y = fft(data);
15 P2 = abs(Y / N);
16 P1 = P2(1:floor(N/2)+1);
17 P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
18 f = fs*(0:floor(N/2))/N;
19
20 subplot(2, 1, 2);
21 plot(f, P1);
22 title('心电信号 (ECG) 单边幅值谱');
23 xlabel('频率 (Hz)');
24 ylabel('幅值');
25 xlim([0, fs/2]);
26 grid on;
27 annotation('textbox', 'String', '3230103696', 'FontSize', 30, ...
28 'Color', [0.9, 0.9, 0.9, 0.1], 'Rotation', 45, 'EdgeColor', 'none');
```

## 7.2 陷波滤波器滤波

```
1 %% 4. 陷波滤波 (级联去除 50Hz 和 100Hz 工频干扰) 及 时域对比
2 try
3     % --- 第一级滤波: 滤除 50 Hz (基频) ---
4     f0_1 = 50;
5     temp_data = my_notch(f0_1, fs, filtered_data);
6     % --- 第二级滤波: 滤除 100 Hz (倍频) ---
7     f0_2 = 100;
8     notch_data = my_notch(f0_2, fs, temp_data);
9 end
10 % --- 绘制对比图: 陷波前(原始输入) vs 陷波后(处理输出) ---
11 figure('Name', '时域对比: 去除工频干扰前后', 'Position', [150, 150, 800,
12     600]);
13 % (A) 陷波前的信号 (即上一步高通滤波后的结果)
14 % 这里展示的是"进入陷波器前"的信号, 已经去除了基线漂移, 可以清晰看到工频噪声
15 subplot(2, 1, 1);
```

```
15 plot(time, filtered_data);
16 xlabel('时间 (秒)');
17 ylabel('幅值(V)');
18 title('陷波处理前信号');
19 grid on;
20 % (B) 陷波后的信号 (最终结果)
21 subplot(2, 1, 2);
22 plot(time, notch_data);
23 xlabel('时间 (秒)');
24 ylabel('幅值(V)');
25 title('陷波处理后信号 (已滤除 50Hz 和 100Hz)');
26 grid on;
27 annotation('textbox', 'String', '3230103696', 'FontSize', 30, ...
28 'Color', [0.9, 0.9, 0.9, 0.1], 'Rotation', 45, 'EdgeColor', 'none');
29 saveas(gcf, "Final_TimeDomain_Compare.jpg");
```

### 7.3 高通滤波器滤波

```
29 %% 高通滤波
30 load("ecg_signal_1000_1.mat");
31 data = ecg_signal(:,3);
32 fs = 250; % 采样率 (Hz)
33 N = length(data); % 数据长度
34 time = (0:N-1)/fs; % 时间轴
35 Fc = 5;
36 filtered_data = highpass(data, Fc, fs);
37
38 figure;
39 subplot(2, 1, 1);
40 plot(time, data);
41 xlabel('时间 (秒)');
42 ylabel('幅值(V)');
43 title('原始信号');
44 grid on;
45 subplot(2, 1, 2);
46 plot(time, filtered_data);
47 xlabel('时间 (秒)');
48 ylabel('幅值(V)');
```

```
49 title(['高通滤波后信号']);
50 grid on;
51 annotation('textbox', 'String', '3230103696', 'FontSize', 30, ...
52 'Color', [0.9, 0.9, 0.9, 0.1], 'Rotation', 45, 'EdgeColor', 'none');
```

## 7.4 心电信号心率测量方案

```
1 %% 心率计算
2 load("ecg_signal_500_1.mat");
3 data = ecg_signal(:,3);
4 fs = 125;
5 time = (0:length(data)-1)/fs; % 时间轴
6 Fc = 5;
7 filtered_data = highpass(data, Fc, fs);
8 peak_threshold = 2000;
9 min_distance_sec = 0.3; % 站立时调整为0.4
10 min_distance_samples = round(min_distance_sec * fs);
11
12 % 使用 findpeaks 寻找峰值
13 [R_Peak_Val, R_Peak_Locs] = findpeaks(filtered_data, ...
14     'MinPeakHeight', peak_threshold, ...
15     'MinPeakDistance', min_distance_samples);
16
17 R_Peak_Times = time(R_Peak_Locs);
18 figure('Name', 'R波峰值检测', 'Position', [100, 100, 800, 600]);
19
20 % 绘制滤波后的信号
21 plot(time, filtered_data, 'b');
22 hold on;
23 grid on;
24
25 % 绘制找到的 R 波峰值点
26 plot(R_Peak_Times, R_Peak_Val, 'ro', 'MarkerSize', 8, 'LineWidth', 1.5);
27 title('滤波后的心电信号与检测到的 R 波峰值');
28 xlabel('时间 (秒)');
29 ylabel('幅值 (V)');
30 legend('滤波后信号', '检测到的 R 波峰值', 'Location', 'NorthEast');
31 annotation('textbox', 'String', '3230103696', 'FontSize', 30, ...
```

```
32 'Color', [0.9, 0.9, 0.9, 0.1], 'Rotation', 45, 'EdgeColor', 'none');
33 hold off;
34
35 % 3. 结果输出
36 disp(['成功检测到 ', num2str(length(R_Peak_Locs)), ' 个 R 波峰值。']);
```