

# compte rendu du :

## TP3 – Traitement d'un signal ECG

Réalisé par : Hiba QOUIQA

filière : IA

Encadré par : Mr. Alae AMMOUR

2022-2023



# Sommaire :

1. Buts du Tp.
2. Suppression du bruit provoqué par les mouvements du corps .
3. Amélioration du rapport signal sur bruit.
4. Amélioration du rapport signal sur bruit
5. Conclusion.

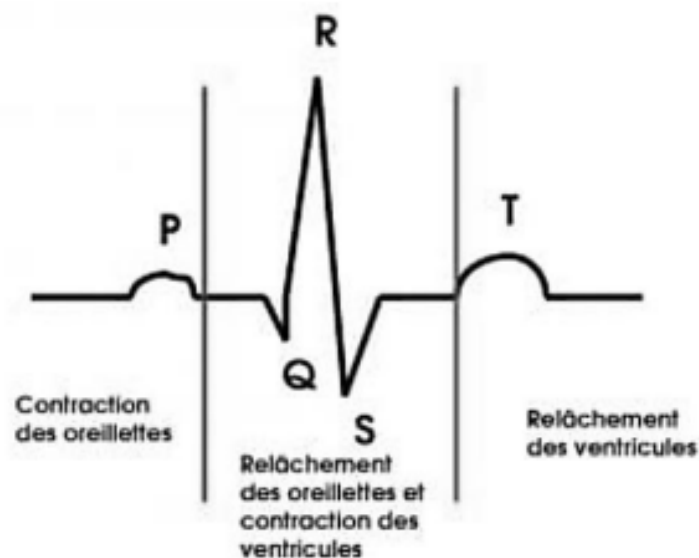
## 1. Buts du Tp :

- Suppression du bruit autour du signal produit par un électrocardiographe.
- Recherche de la fréquence cardiaque.

## 2. Suppression du bruit provoqué par les mouvements du corps :

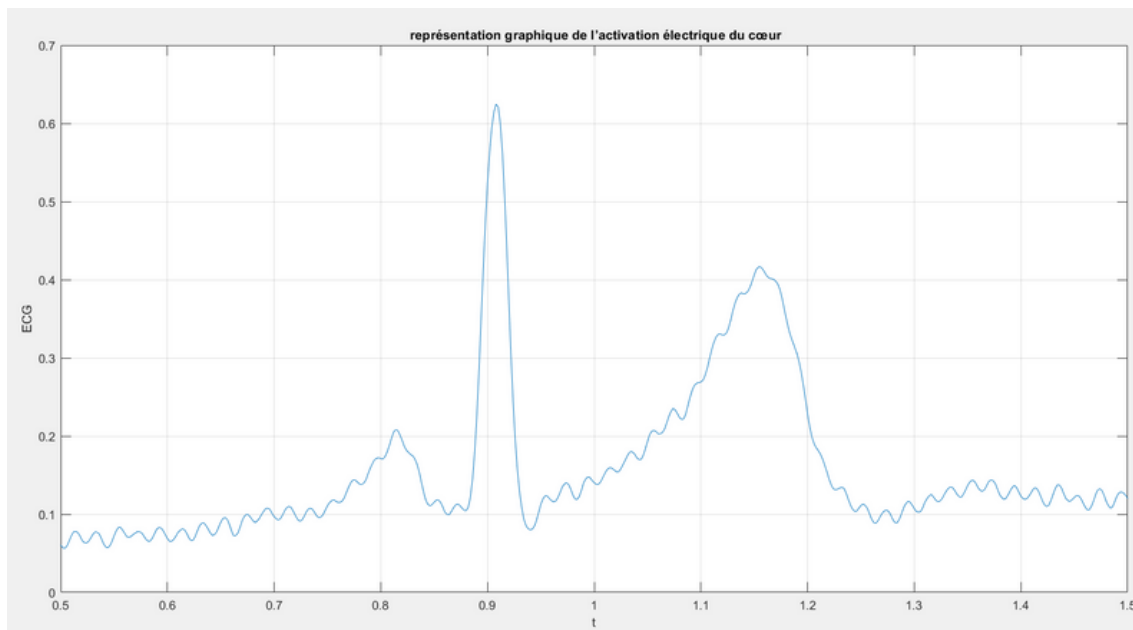
Le signal (ECG) est une représentation graphique de l'activation électrique du cœur à l'aide d'un électrocardiographe.

Le schéma ci-dessous représente une représentation classique d'une courbe d'un ECG. Ce schéma se nomme un « **Complexe QRS** »



2- La représentation temporelle de ce signal en fonction du temps sous Matlab est la suivante :

```
load('ecg.mat')
Fe=500;
Te=1/Fe;
N=length(ecg);
t = 0:Te:(N-1)*Te;
% subplot(3,2,1)
plot(t,ecg)
grid on
title(" représentation graphique de l'activation électrique du cœur")
xlabel("t")
ylabel("ECG")
xlim([0.5 1.5]);
```



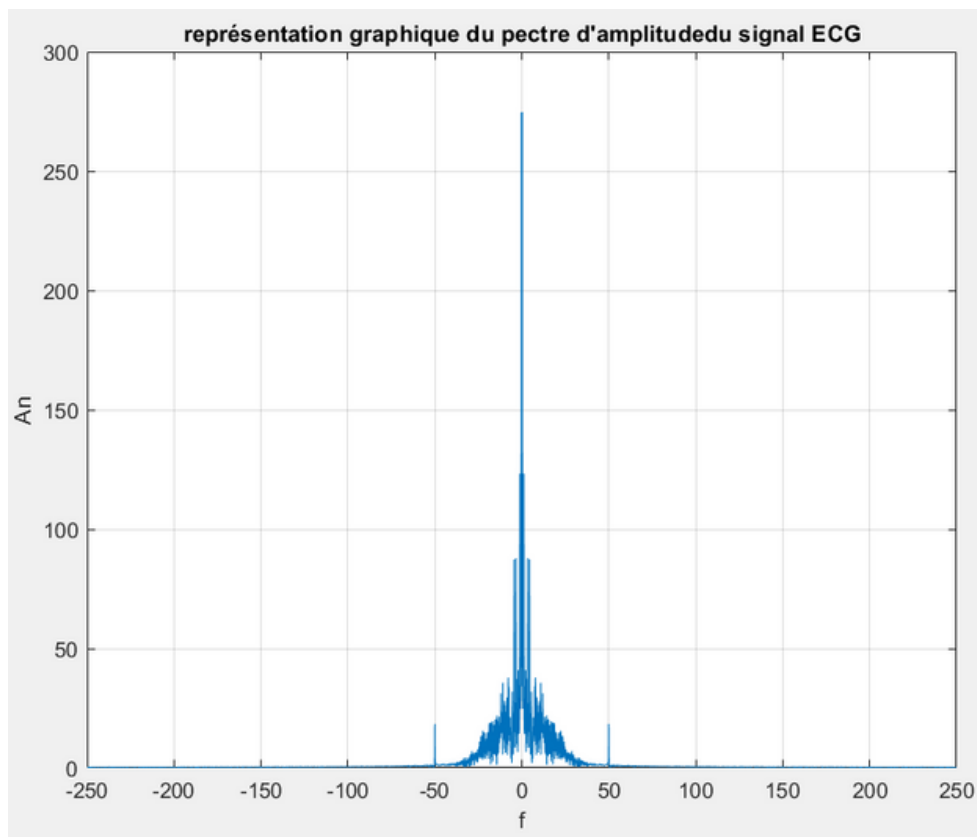
- **Remarque:**

- On remarque que ce signal contient du bruit :
  - Les bruits de hautes fréquences sont provoqués par l'activité musculaire extracardiaque et les interférences dues aux appareils électriques.
  - Les bruits de basses fréquences provoqués par les mouvements du corps liés à la respiration, les changements physicochimiques induits par l'électrode posée sur la peau et les micro variations du flux sanguin.

3. Pour supprimer les bruits à basse fréquence on utilise l'algorithme suivant :

- D'abord on calcule la TFD et on trace le spectre d'amplitude pour qu'on puisse visualiser les fréquences qui constituent ce signal.

```
f=(0:N-1)*(Fe/N);
fshift=(-N/2:N/2-1)*(Fe/N);
y = fft(ecg); %calcul de la TFD du signal ECG |
%subplot(3,2,2)
plot(f,fftshift(abs(y))); % abs est pour calculer le spectre d'amplitude
grid on
title(" représentation graphique du spectre d'amplitude du signal ECG ")
xlabel("f")
ylabel("An")
```



- On élimine les basses fréquences en réglant les fréquences inférieures à 0.5Hz à 0:

```
% conception du filtre
pass_haut=ones(size(ecg));% on génère un vecteur des uns de meme taille que le vecteur ecg
fc=0.5;
%{
    la fréquence de coupure c'est la fréquence depuis laquelle
    on fait passer ou éliminer les fréquences dans ce cas c'est 0.5Hz
%}
index_fc= ceil((fc*N)/Fe);
pass_haut(1:index_fc)= 0;%toutes les fréquences inférieures à 0.5 deviennent nulles
pass_haut(N-index_fc+1:N) = 0;%on applique la meme chose de l'autre coté car c'est un spectre bilatéral
```

- On applique la TFDI:

---

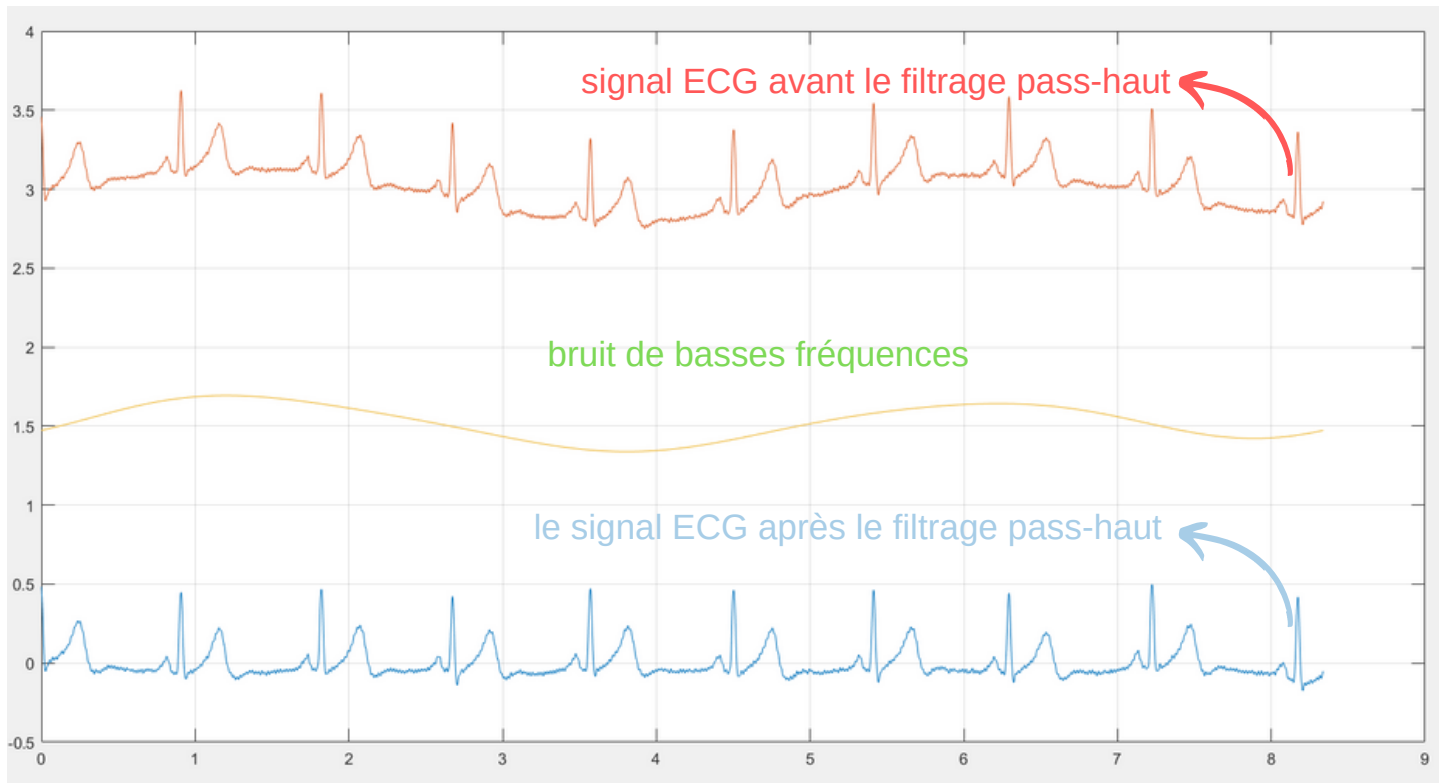
**%% Filtrage**

```
ecg1_freq = pass_haut.*y; %on multiple le filtre pa le signal
ecg1 = ifft(ecg1_freq,"symmetric");%on applique la transformée de fourier inverse
```

4.On trace la figure :

**%% plot filterd signal**

```
plot(t,ecg1)
hold on
plot(t,ecg+3)
hold on
plot(t,ecg-ecg1+1.5)
```



- On remarque que les basses fréquences (les fréquences inférieures à 0.5 Hz) ont constitué un bruit qui a formé une ondulation dans le signal ECG , comme il est montré dans la figure ce-dessus.

### 3. Suppression des interférences des lignes électriques 50Hz:

5. Pour supprimer le bruit dû aux interférences des lignes électriques (fréquence 50Hz) on utilise un filtre notch ; ces filtres "NOTCH" sont utilisés pour rejeter une seule fréquence d'une bande de fréquence donnée.

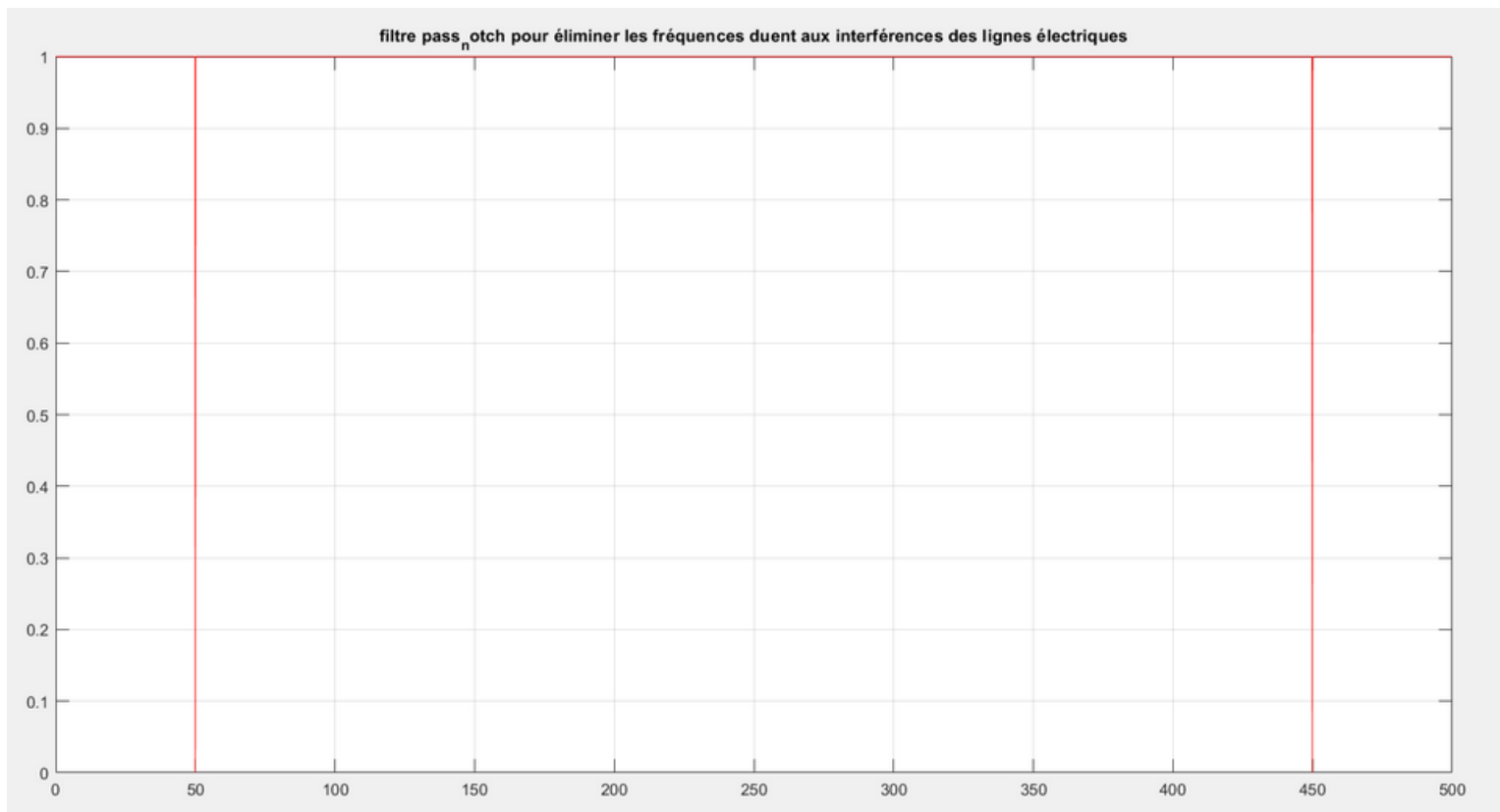
---

#### **% Filtrage fréquence 50%**

```
pass_notch=ones(size(ecg));
fc2=50;
index_fc2= ceil((fc2*N)/Fe)+1;
pass_notch(index_fc2)= 0;
pass_notch(N-index_fc2+1) = 0;
```

---

1. On génère un vecteur des uns de même taille que notre signal.
2. ce filtre prend des valeurs nulles dans la fréquence 50 et son symétrique 450Hz

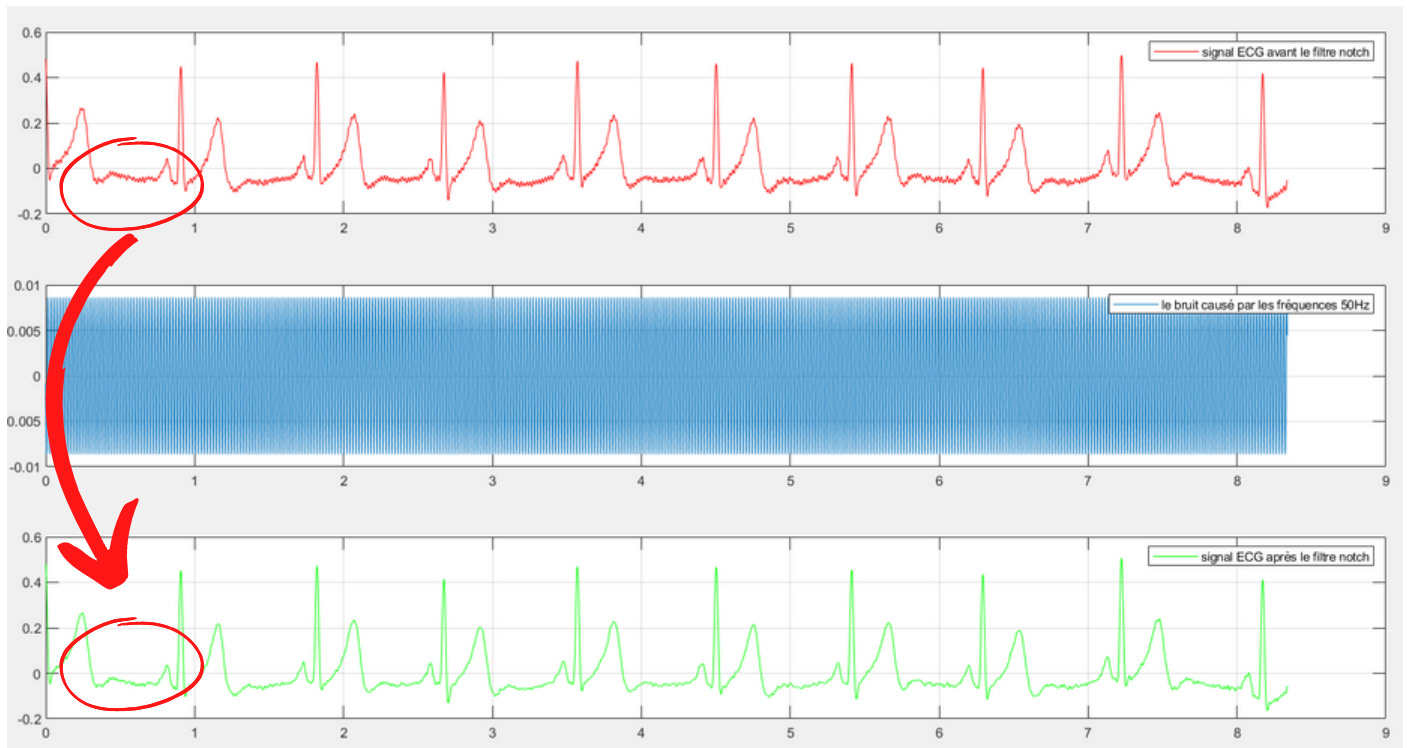


6. pour visualiser le signal ECG après le filtrage notch on utilise l'algorithme suivant

```
%% Filtrage 2

ecg2_freq = pass_notch.*fft(ecg1); % on multiplie notre filtre par le signal
ecg2 = ifft(ecg2_freq,"symmetric");% on applique la transformée de fourier inverse

subplot(311)
plot(t,ecg1,'r')
legend("signal ECG avant le filtre notch")
grid on
subplot(312)
plot(t,ecg1-ecg2)
legend("le bruit causé par les fréquences 50Hz")
grid on
subplot(313)
plot(t,ecg2,'g')
legend("signal ECG après le filtre notch")
grid on
```



- On remarque que le bruit des interférences des lignes électriques 50Hz , cause des petites perturbations au niveau de notre signal comme il est bien observé dans les figures ci-dessus.

#### 4. Amélioration du rapport signal sur bruit :

- Comme on a déjà mentionné le signal est également atteint par des parasites en provenance de l'activité musculaire extracardiaque du patient ,puisque ce bruit du secteur des hautes fréquences donc on doit utiliser un filtre passe bas pour les éliminer.

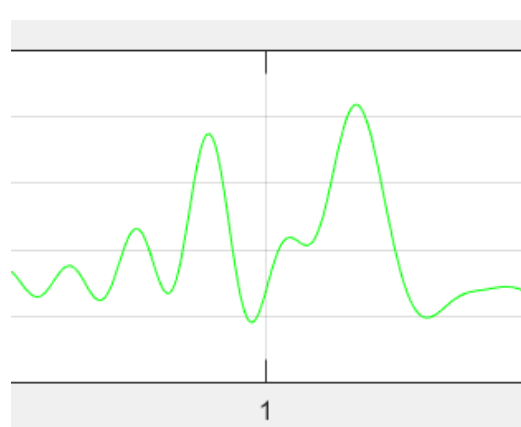
7. On teste les différents choix de la fréquences de coupure ..

#### **%% Filtrage pass\_bas**

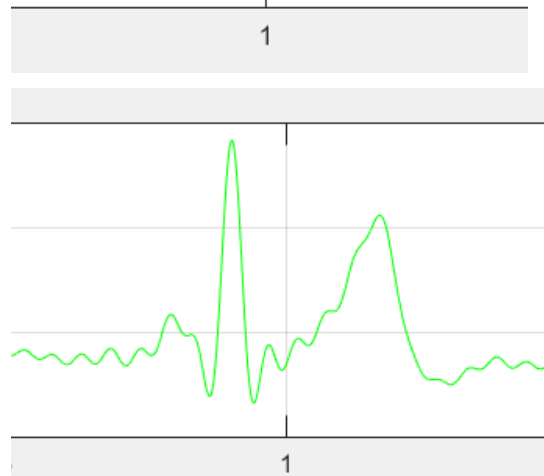
```
pass_bas = zeros(size(ecg));
fc3 = 10;
fc3_2 = 20;
fc3_3 = 15;
index_fc3 = ceil((fc3*N)/Fe);
pass_bas(1:index_fc3)= 1;
pass_bas(N-index_fc3+1:N) = 1;
```



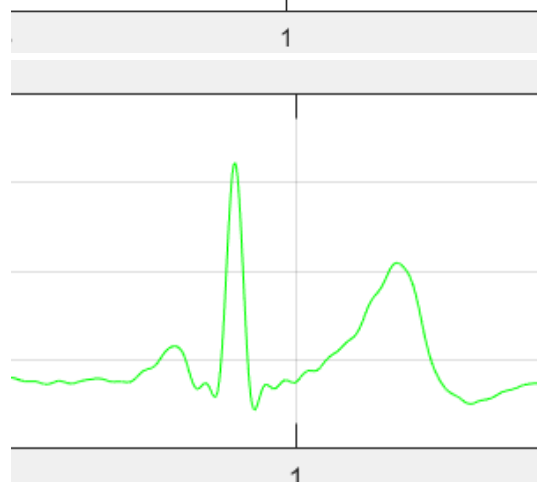
fc =10



fc =20



fc =30

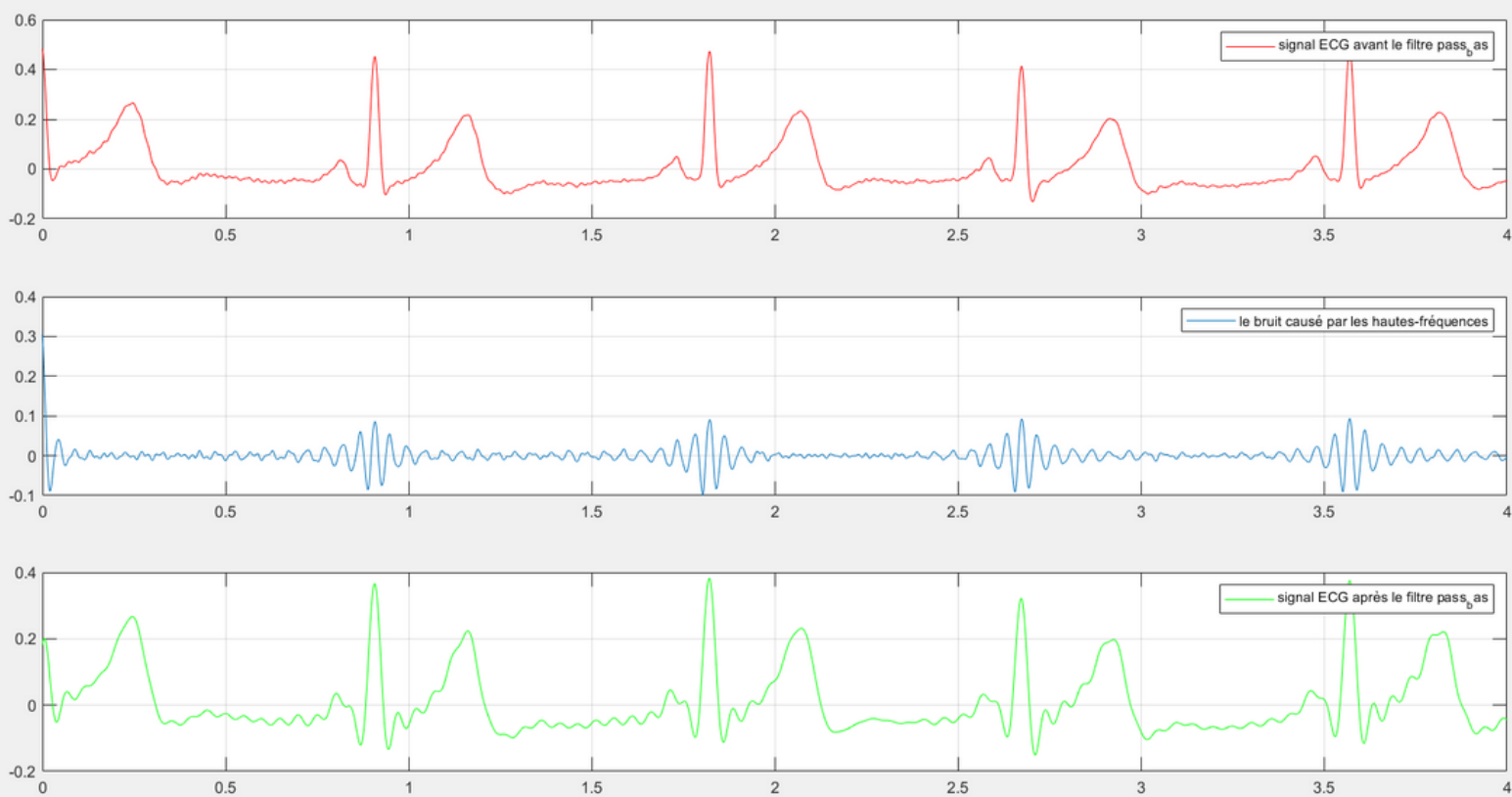


- Après le test de différentes fréquences de coupure on remarque que 20Hz est la fréquence qui permettra de préserver la forme du signal ECG et réduire au maximum le bruit.

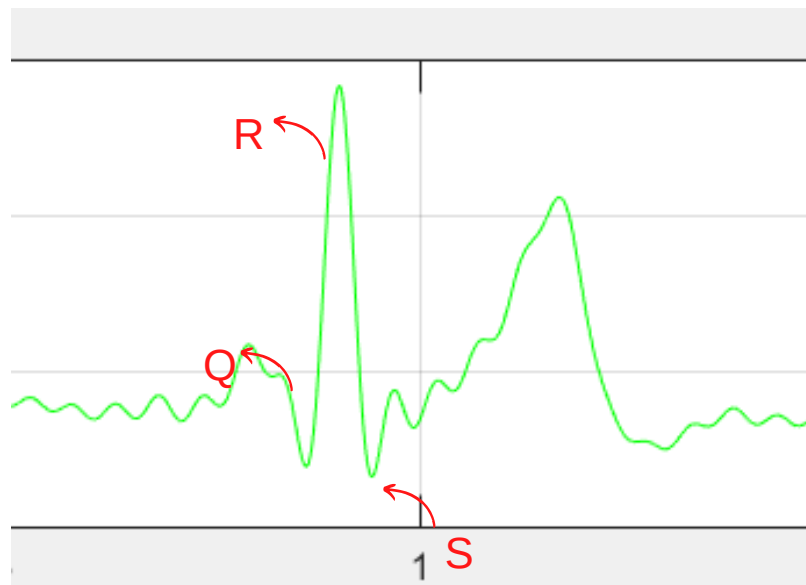
8. Pour Visualiser le signal après le filtrage , on utilise l'algorithme ci-dessous:

**%% Filtrage 2**

```
ecg3_freq = pass_bas.*fft(ecg2);  
ecg3 = ifft(ecg3_freq,"symmetric");  
  
subplot(311)  
plot(t,ecg2,'r')  
legend("signal ECG avant le filtre pass_bas")  
grid on  
subplot(312)  
plot(t,ecg2-ecg3)  
legend("le bruit causé par les hautes-fréquences")  
grid on  
subplot(313)  
plot(t,ecg3,'g')  
legend("signal ECG après le filtre pass_bas")  
grid on
```



Après ce filtrage on a pu préserver les ondes du signal ECG :



## 5. Identification de la fréquence cardiaque avec la fonction d'autocorrélation :

La fréquence cardiaque peut être identifiée à partir de la fonction d'autocorrélation du signal ECG. Cela se fait en cherchant le premier maximum local après le maximum global (à  $\tau = 0$ ) de cette fonction.

```

%%
% Définir l'intervalle de recherche pour la fréquence cardiaque
min_hr = 40; % battements par minute
max_hr = 220; % battements par minute

% Calculer l'autocorrélation du signal ECG
[acf,lags] = xcorr(ecg3,ecg3);%acf : (Autocorrelation function) est un vecteur contenant
                                % les valeurs d'autocorrélation pour chaque décalage
                                %Lags : est un vecteur contenant les décalages
                                % (ou les temps de retard) utilisés pour calculer l'autocorrélation

% Trouver la fréquence cardiaque en se basant sur l'autocorrélation
[max_corr, max_index] = max(acf) ;

heart_rate = 60*Fe/(lags(max_index)) ;

% Vérifier si la fréquence cardiaque est dans l'intervalle de recherche
if heart_rate > min_hr && heart_rate < max_hr
    disp(['Fréquence cardiaque : ', num2str(heart_rate), ' battements par minute']);
else
    disp('Fréquence cardiaque non détectée');
end

```

9. On écrit un programme permettant de calculer l'autocorrélation du signal ECG, puis on cherche cette fréquence cardiaque de façon automatique.

on donne l'intervalle de recherche la plage possible de la fréquence cardiaque entre 40bpm et 220bpm ,car L'intervalle de fréquences cardiaques normales pour les adultes se situe généralement entre 60 et 100 battements par minute (bpm).

**Fréquence cardiaque non détectée**

le programme n'a pas pu trouvé le bon pouls.

## Conclusion :

En conclusion, ce TP a permis de mettre en pratique des différentes techniques de suppression de bruit pour améliorer la qualité du signal produit par un électrocardiographe. D'abord on a exploité la transformée de Fourier qui est une étape nécessaire pour la détection des fréquences indésirables tout en transformant notre signal du domaine temporel au domaine fréquentiel , ensuite on a pu réalisé des filtres pass\_bas pour éliminer les hautes fréquences dues à l'activité musculaire extracardiaque et les interférences dues aux appareils électriques , et aussi des filtres pass\_haut qui filtrent le bruit de basses fréquences causé par les mouvements du corps et enfin le filtre pass\_notch qui permet de filtrer une fréquence spécifique pour avoir enfin un signal filtré dont on a pu conserver l'information utile et supprimer l'information indésirable.

De plus, l'utilisation de la fonction d'autocorrélation pour détecter la fréquence cardiaque a été explorée, permettant ainsi de mesurer la fréquence cardiaque de manière fiable.. En somme, ce TP a été un exercice utile pour comprendre les différentes étapes nécessaires pour traiter les signaux électrocardiographiques et en extraire des informations pertinentes.