

MINI PROJET

TRAITEMENT DE SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME



REALISÉ PAR :

EL ASRI YASSINE

FILIÈRE:

GÉNIE

ELECTRIQUE

SOUS
LA SUPERVISION DE
**Dr. EL M'HAMDI
JAMAL**

A.U

2019/2020

Chapitre 1: Notions en ECG

Introduction

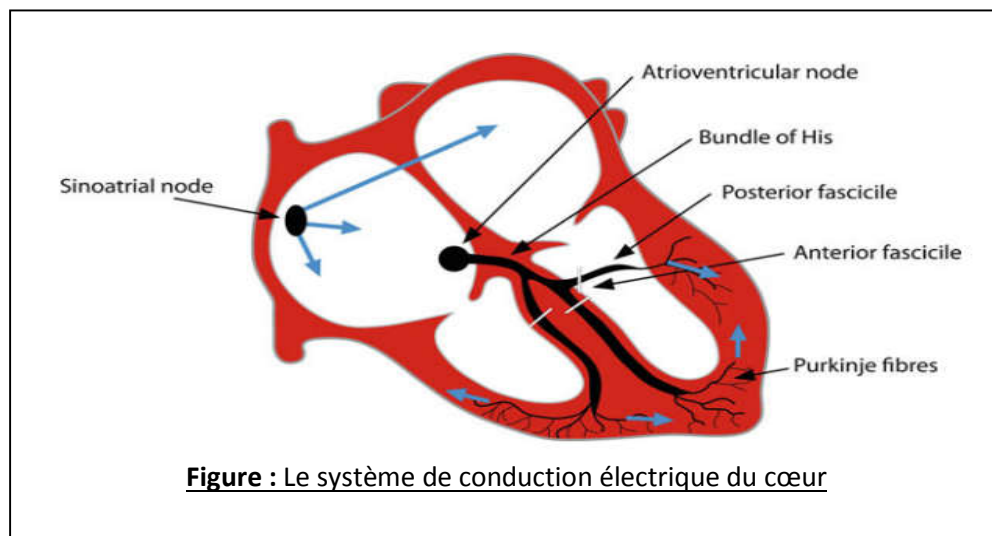
L'électrocardiographie est une méthode qui enregistre l'activité électrique en fonction du temps. Les changements de différence de potentiel électrique (tension) pendant la dépolarisation et la repolarisation des fibres myocardial est enregistrée par des électrodes positionnées à la surface de la poitrine et sur la dérivation des membres.

La forme d'onde est imprimée sur du papier millimétré qui fonctionne à vitesse constante ou affichée sur un écran d'ordinateur. Les avantages de l'électrocardiographie viennent avec son faible coût, disponibilité immédiate et mise en œuvre facile. La procédure elle-même est également non invasive.

L'électrocardiogramme (ECG) est utilisé pour enquêter sur certains types des fonctions cardiaques, y compris les arythmies et les troubles de la conduction, ainsi que la morphologie du cœur. Il est également utile pour évaluer performances des marqueurs pacifiques.

Le système de conduction électrique du cœur

Le muscle cardiaque est composé de deux principaux types de cellules: les cardiomyocytes, qui génèrent des potentiels électriques lors de la contraction, et les cellules spécialisées dans la génération et conduction des potentiels d'action. Ces cellules électriques spécialisées se dépolarisent spontanément. Au repos, les cardiomyocytes sont polarisés avec une membrane électrique



de potentiel d'environ -90 mV. L'excitation par un stimulus externe peut déclencher une rapide inversion du potentiel électrique des cellules myocardiques actives (dépolarisation).

la dépolarisation est généralement due à une augmentation soudaine de la perméabilité de la membrane au sodium, qui permet aux ions sodium chargés positivement d'entrer dans la cellule.

Dans certaines cellules cardiaques, le potentiel d'action est porté par les ions calcium au lieu des ions sodium. L'oscillation vers le bas du potentiel d'action, ou phase de repolarisation, est principalement due à au mouvement des ions potassium hors de la cellule.

Après la dépolarisation, le muscle revient à son état électrique d'origine. Pendant la repolarisation, le muscle cardiaque est incapable d'être stimulé (c-à-dire est réfractaire), ce qui le protège contre les prématurés activation.

Le système de conduction du cœur est illustré à la Fig. 1.1. Le nœud sino-auriculaire (S-A) a le taux le plus élevé de dépolarisation spontanée et agit comme le principal stimulateur cardiaque. À l'état normal, le nœud S-

A génère des impulsions qui stimulent les oreillettes à se contracter. Ce nœud est situé dans la paroi supérieure de l'oreillette droite, près de l'ouverture de la veine cave supérieure.

Autres éléments du système de conduction comprennent le nœud auriculo-ventriculaire (A-V), situé entre les oreillettes et le ventricule, dans le septum auriculaire inférieur adjacent à l'anneau de la valve mitrale, et le paquet de Ses. Le faisceau de Son se divise en une branche droite et gauche au niveau de la partie membraneuse du septum inter ventriculaire.

Les fibres de Purkinje ont une intrinsèque automaticité (rythme d'échappement ventriculaire) générant environ 30 bpm (battements par minute). Les cellules du nœud A-V se dépolarisent également spontanément mais à environ 40–50 bpm, et cette automaticité est appelée rythme de jonction (d'échappement).

Dans les conditions physiologiques de l'automaticité de ces stimulateurs de sauvetage est fini par l'activité du nœud S-A.

Ondes, segments et intervalles :

Il y a certains éléments dans la forme d'onde ECG (Fig.):

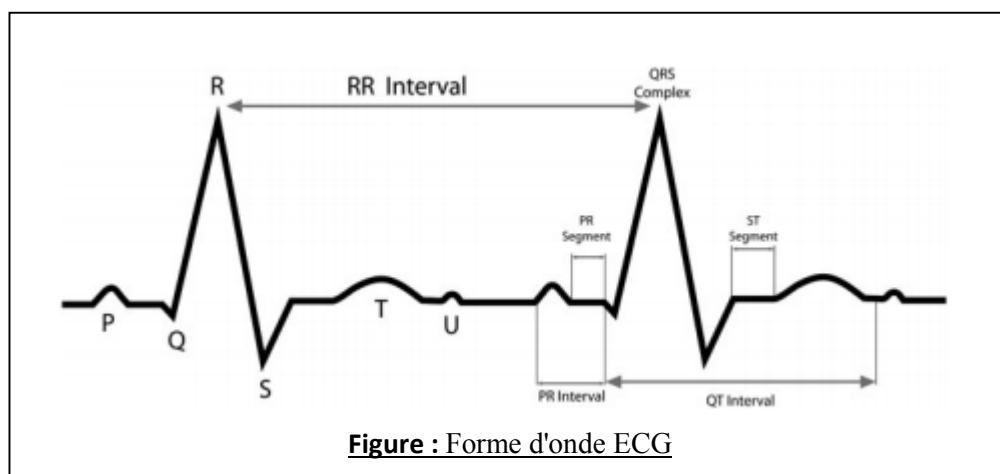


Figure : Forme d'onde ECG

- La ligne isoélectrique: une ligne horizontale lorsqu'il n'y a pas d'activité électrique sur l'ECG.
- Segments: la durée de la ligne isoélectrique entre les ondes
- Intervalles: le temps entre les mêmes segments d'ondes adjacentes.

L'onde P est la première déviation de l'ECG. Elle résulte de la dépolarisation des oreillettes. La repolarisation auriculaire se produit pendant la dépolarisation ventriculaire et est obscurci.

Le complexe QRS correspond à la dépolarisation ventriculaire

L'onde T représente la repolarisation ventriculaire, c'est-à-dire la restauration du repos potentiel de membrane. Dans environ un quart de la population, une onde U peut être observée après l'onde T. Celui-ci a généralement la même polarité que l'onde T précédente. Ça a été suggéré que l'onde U est causée par des post-potentiels qui sont probablement générés par rétroaction mécanique-électrique. Des ondes U inversées peuvent apparaître en présence de hypertrophie ou ischémie ventriculaire gauche.

Le segment PQ correspond aux impulsions électriques transmises par le Nœud S-A, faisceau de His et de ses branches, et les fibres de Purkinje et est généralement isoélectrique. L'intervalle PQ exprime le temps écoulé entre la dépolarisation auriculaire et le début de la dépolarisation ventriculaire. L'intervalle ST-T coïncide avec la lenteur et la repolarisation rapide du muscle ventriculaire.

L'intervalle QT correspond à la durée du potentiel d'action ventriculaire et la repolarisation. L'intervalle TP est alors la période pendant laquelle les oreillettes et les ventricules sont en diastole.

L'intervalle RR représente un cycle cardiaque est utilisé pour calculer la fréquence cardiaque.

La prochaine étape de l'analyse ECG consiste à évaluer la forme, amplitude et durée des vagues, des segments et des intervalles.

L'onde P:

L'onde P est généralement positive dans la plupart des dérivations.

La durée normale de l'onde P est de 0,12 s, et la tension dans les câbles des membres (the limb leads) ne doit pas dépasser 0,25 et 0,15 mV dans les dérivations précordiales. Une onde P qui est entaillée et dépasse les valeurs indiquées ci-dessus (tension, durée et polarisation dans les fils appropriés) sont considéré comme anormal. Cela peut résulter d'une hypertrophie des oreillettes et d'une hypertrophie ou de la dépolarisation auriculaire générée dans des emplacements autres que le nœud S-A.

L'intervalle PQ

La plage normale pour l'intervalle PQ est de 0,12 à 0,20 s. Des intervalles PQ plus longs sont observés en cas de bloc auriculo-ventriculaire du premier ou du deuxième degré. L'intervalle PQ peut être raccourcie dans les syndromes de pré-excitation, dans lesquels les dépolarisations des oreillettes sont transmis aux ventricules via une voie de conduction accessoire anormale qui contourne le nœud A-V.

Le complexe QRS

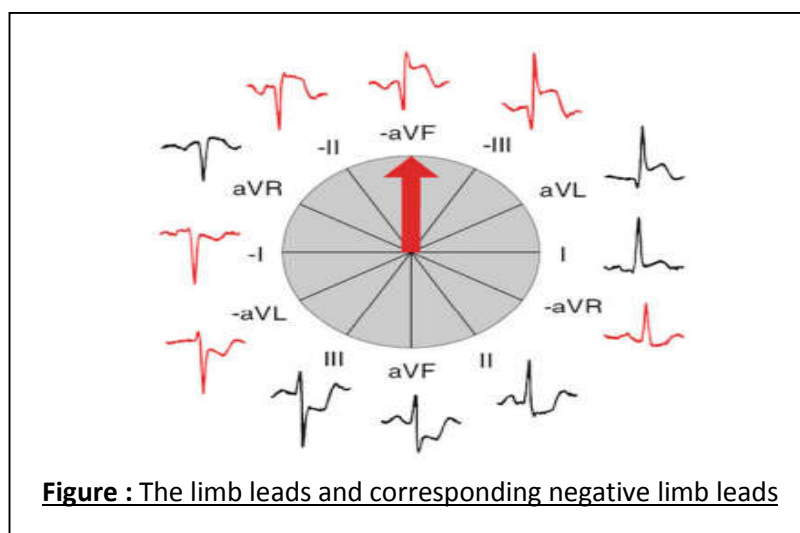
Il s'agit du plus grand groupe d'ondes sur l'ECG et représente la dépolarisation ventriculaire. La première déviation vers le bas est l'onde Q. La première déviation vers le haut est appelé l'onde R. L'onde S est la dernière déviation vers le bas du complexe QRS.

La normale durée du complexe QRS ne dépasse pas 0,12 s. La tension varie généralement entre 1,5 et 2,0 mV. Des durées supérieures à 0,12 s sont très probablement dues à une dépolarisation asynchrone des deux ventricules. Cela se produit en cas de bloc de branche, de syndromes de pré-excitation ou de contraction ventriculaire prématurée.

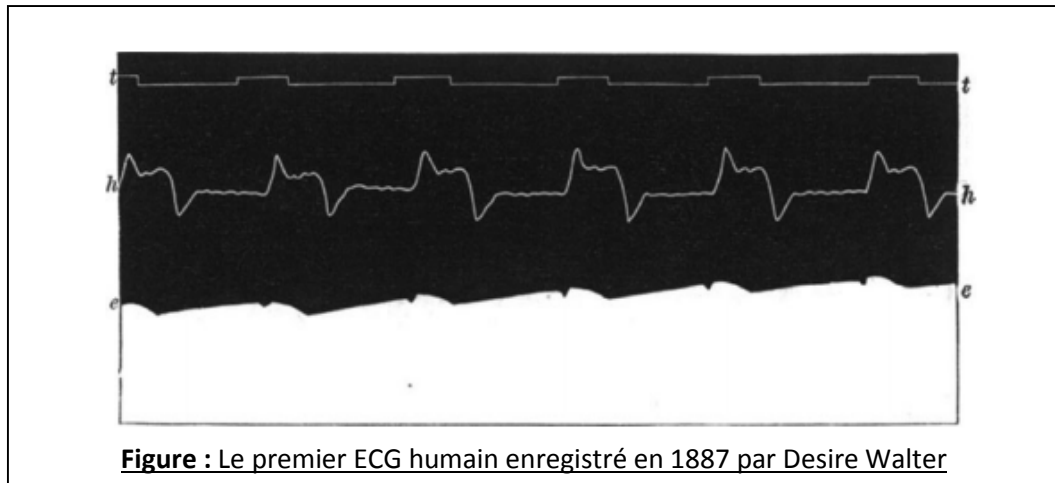
Dans ces situations, un ventricule est dépolarisé plus tôt que l'autre. Dans ces cas le complexe QRS se compose d'une onde R suivie d'une onde R. Ces vagues correspondent à la dépolarisation de l'un puis de l'autre ventricule, respectivement.

T-Wave

L'onde T doit être positive dans la plupart des dérivations à l'exception de l'aVR et parfois dans V1, dans lequel il peut être horizontal ou négatif.



Conclusion :



L'application de méthodes numériques à l'ECG augmente la résolution du signal, donc amélioré ses capacités de diagnostic.

Clinical signature	Typical values (unit)	Nominal limits (unit)
P width	110 ms	± 20 ms
T width	180 ms	± 40 ms
PR interval	120 ms	± 20 ms
QRS width	100 ms	± 20 ms
QT _c interval	400 ms	± 40 ms
P amplitude	0.15 mV	± 0.05 mV
T amplitude	0.3 mV	± 0.2 mV
QRS amplitude	1.2 mV	± 0.5 mV

Figure : ECG commun signatures à usage clinique

Dans le même temps, des méthodes sophistiquées permettent d'appliquer des algorithmes qui interprètent automatiquement l'ECG à la fois en termes de morphologie (l'évaluation de plusieurs dérivations) et d'arythmies et troubles de la conduction (la surveillance d'une seule sonde suffit généralement).

Prudent L'évaluation de l'ECG permet de déterminer le mécanisme et l'origine du courant électrique l'impulsion et la propagation des ondes électriques dans le muscle cardiaque et fournit une abondance d'informations utiles sur l'orientation du cœur, l'hypertrophie et ischémie, blessure ou nécrose.

Bien que simple à mettre en œuvre, l'ECG peut être très difficile à interpréter. Bien que les programmes et protocoles informatiques pour évaluer l'ECG soient utiles pour établir un diagnostic préliminaire, l'état clinique global d'un patient doit être pris en considération lors de l'interprétation de l'ECG.

Chapitre 2: Etat de l'art sur le traitement des signaux cardiaques

Introduction

Afin d'exploiter les signaux ECG sur des logiciels de traitement de signal assisté par ordinateur, il faut élaborer un algorithme ou un code par lequel on va rendre notre signal exploitable d'une façon à faire le diagnostic cardiaque, sans erreur, avec les minimums coûts, et avec une efficacité maximale.

Notre système doit analyser le signal ECG d'une façon automatique à savoir l'élimination des bruits et des signaux non importants tout en gardant le signal utile seule et prêt à être exploité directement par l'utilisateur.

Le traitement va nous donner la possibilité d'extraire les différentes amplitudes et fréquence, compter le nombre de battement cardiaque par minute, détecter les piques supérieures des composantes R, Pour ces différentes raisons, les outils du traitement du signal peuvent-être considérés en cardiologie comme des outils d'aide au diagnostic médical.

Composition des signaux ECG :

- Les artefacts de l'ECG :

Divers bruits sont présents dans l'ECG de routine. Parmi les plus importants, on peut citer : 1) La dérive de la ligne de base (fréquence $< 5\text{Hz}$), 2) Les artefacts dus aux mouvements (fréquence $1\text{-}10\text{Hz}$), 3) Le secteur et ses harmoniques (fondamental 50 ou 60Hz), 4) L'EMG (fréquence $25\text{-}100\text{Hz}$).

- Contenu spectral de l'ECG

Le signal ECG est un signal riche par la variété des ondes qui le constitue (ondes P, QRS et T). Ainsi, il présente une densité spectrale de puissance qui varie en fonction de la morphologie du signal (dérivations) et d'un sujet à un autre. La densité spectrale de puissance des signaux ECGs a été étudiée dans les cas suivants :

- 1) ECG normaux de personnes saines au repos,
- 2) ECG avec des bruits musculaires engendrés par des actions des bras et des muscles de la poitrine,
- 3) Les artefacts dus aux mouvements de personnes sur tapis roulant.
- 4) ECG anormaux de personnes souffrant d'arythmies.

Les techniques de débruitage du signal :

Le débruitage du signal ECG vise à éliminer (ou, au moins à minimiser) les signaux indésirables à partir d'un dossier ECG, sans entraver les informations cliniques contenues dans le signal lui-même.

Dans de nombreux travaux rapportés, les chercheurs ont validé l'algorithme en introduisant un bruit simulé avec un signal ECG «propre» pour générer un signal composite bruyant puis débruitage en utilisant leur algorithme proposé.

En général, les techniques de débruitage ECG peuvent être classées dans l'un des catégories suivantes:

- ✓ Techniques de filtrage numérique - non adaptatives et adaptatives.
- ✓ Méthodes de séparation des sources - analyse en composantes principales (ACP) et analyse en composantes indépendantes (ICA).
- ✓ Réseaux de neurones.
- ✓ Méthodes basées sur les ondelettes.
- ✓ Autres méthodes non adaptatives comme la décomposition en mode empirique (EMD), etc...

- *Techniques de filtrage numérique Un filtre à réponse impulsionnelle infinie (non adaptatives)*

Un filtre à réponse impulsionnelle infinie ou filtre RII (en anglais infinite impulse response filter ou IIR filter) est un type de filtre électronique caractérisé par une réponse fondée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que les valeurs antérieures de cette même réponse.

Il est nommé ainsi parce que dans la majorité des cas, la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif. Ce filtre est l'un des deux types de filtre numérique linéaire. L'autre type possible est le filtre à réponse impulsionnelle finie (filtre RIF).

Contrairement à celle du filtre RII, la réponse du filtre RIF ne dépend que des valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, la réponse impulsionnelle d'un filtre RIF est toujours de durée finie.

La plupart des filtres analogiques peuvent également être considérés comme des filtres à réponse impulsionnelle infinie.

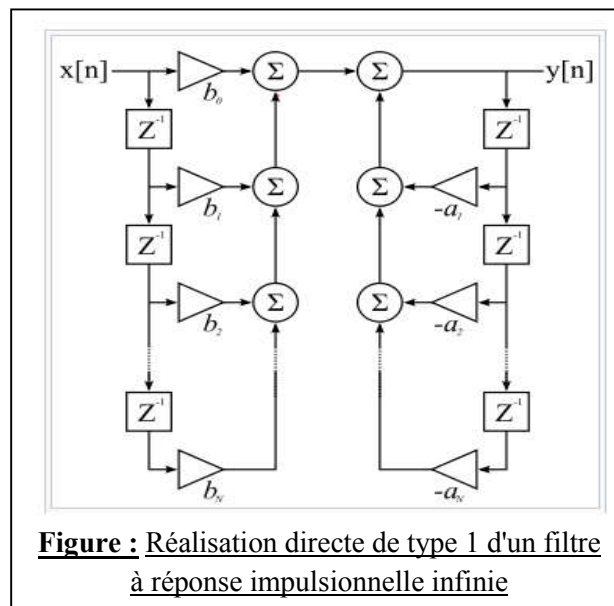
De façon générale, le filtre à réponse impulsionnelle infinie est décrit par l'équation aux différences suivante où x représente les valeurs du signal d'entrée et y les valeurs du signal de sortie.

$$y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + b_2 \cdot x[n-2] + \dots + b_N \cdot x[n-N] - a_1 \cdot y[n-1] - a_2 \cdot y[n-2] - \dots - a_M \cdot y[n-M]$$

En utilisant le symbole de sommation, l'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x[n-k] - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y[n-k]$$

Les filtres numériques peuvent être réalisés à l'aide de trois éléments ou opérations de base, soit l'élément gain, l'élément de sommation et le retard unitaire ; ces éléments sont suffisants pour réaliser tous les filtres numériques linéaires possibles. La réalisation présentée dans la figure 1 est une réalisation directe de type 1 du filtre RII.



- *Techniques de filtrage numérique adaptatives LMS :*

L'algorithme du gradient se réduit aux équations suivantes :

$$\begin{cases} e(k) = y(k) - h'(k-1)x(k) \\ h(k) = h(k-1) + \delta x(k)e(k) \end{cases}$$

Choix du scalaire d'adaptation.

On peut montrer que la condition de stabilité sur le scalaire d'adaptation est

$$0 < \delta < \frac{2}{n\sigma_x^2}$$

Le choix effectif de δ résulte ensuite d'un compromis entre la rapidité d'adaptation, d'autant meilleure que δ est élevé, et la puissance de l'erreur résiduelle également proportionnelle à δ .

Choix du scalaire d'adaptation.

On admettra, pour constante de temps la plus faible, donc apportant la convergence la plus rapide du filtre, l'expression :

$$\tau_{\min} = nT_e$$

avec:

- n : nombre de coefficients du filtre,
- T_e : période d'échantillonnage.

Remarque

Le nom d'algorithme du gradient, associé à ce critère, provient du fait que le gradient du carré de l'erreur est proportionnel au terme $x(k)e(k)$:

$$\frac{\partial e^2(k)}{\partial h(k-1)} = -2x'(k)e(k)$$

Chapitre 3: Traitement du signal ECG I03.mat

```
#####%
%-TRAITEMENT D'UN SIGNAL ELECTROGARDIOGRAMME-----%
%-EL ASRI YASSINE-----%
%-MASTER GE A TEMPS AMENAGE-----%
%-MODULE DE TRAITEMENT DE SIGNAL-----%
%-SUPERVISER PAR Mr.ELMHAMDI-----%
#####%

clc
clear all
close all
whitebg('k'); %Affichage des figures en noir
load ('I03.mat')
s=val(1,:); %Choix du signal N°1
figure(1), plot(s),title('signal d entrée') %Affichage du signal d'entrée
M=length(s) %Affichage de la longueur du signal
%-----%
```

Dans le code ci-dessus, on débute notre traitement de signal sur matlab par l'initialisation de l'environnement du traitement (Workspace, Command history and command windows) . Dans notre démonstration nous avons choisie le fond noir sur les figures qui vont s'afficher chaque fois qu'on exécute le programme.

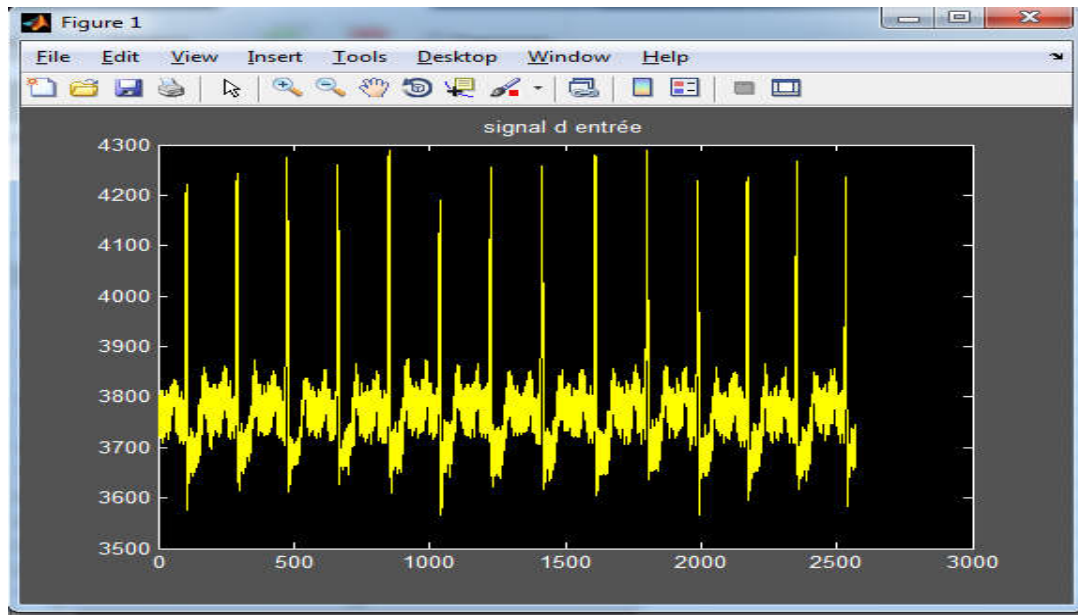
On fait appel au signal ECG par la fonction load.

Le fichier I03.mat c'est un fichier sous forme d'un tableau qui contient des lignes et des colonnes, pour travailler sur la première ligne de ce tableau, on doit sauvegarder la première ligne sur une variable qui s'appelle s en utilisant la commande `s=val(1, :)`.

The screenshot shows the MATLAB Variables window with two variables:

- val**: 12x2570 double. This variable contains a 12x2570 matrix of numerical data. The first four rows are visible, showing values ranging from -2694 to 3797.
- s**: 1x2570 double. This variable contains a 1x2570 row vector of numerical data, which is a flattened version of the 'val' matrix. The first four elements are visible, showing values ranging from -2694 to 3797.

En fin, on affiche notre signal brut sur une figure,



Puis en calcul la longueur de notre signal et on la sauvegarde sur la variable M.

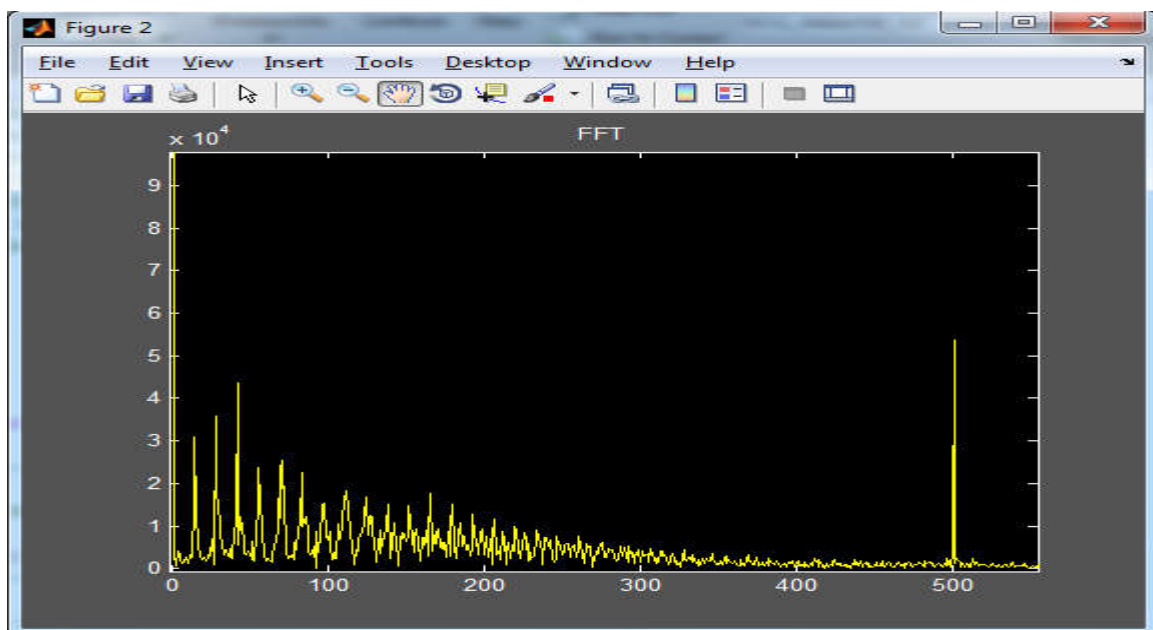
Command Window

M =

2570

```
%-----TRASFORMEE DE FOURIER RAPIDE-----  
F=fft(s) %F c'est La FFT du signal d'entrée  
figure(2), plot(abs(F)); title('FFT'); %Affichage du FFT signal d'entrée  
%
```

En suite, on applique la transformation de fourrier rapide, Cet algorithme est couramment utilisé en traitement numérique du signal pour transformer des données discrètes du domaine temporel dans le domaine fréquentiel. La FFT du signal s sera mise sur la variable F et affichée sur la figure 2(ZOOM).

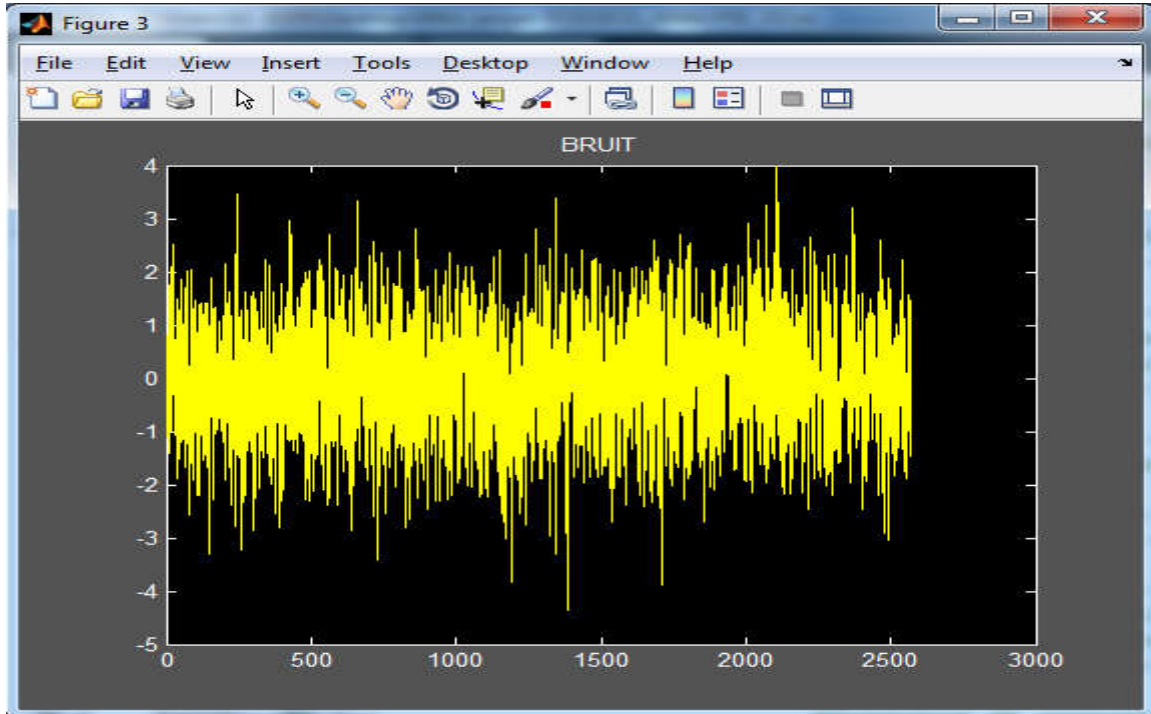


```

%-----Création du bruit-----
bruit=wgn(1,M,1); %Création d'un bruit blanc gaussien
sb=bruit; %Le signal de Bruit
figure(3), plot(sb);title('BRUIT'); %Affichage du FFT signal d'entrée
%

```

La phase qui suit, c'est la création d'un bruit blanc gaussien, qui a la même longueur de notre signal et de puissance égale a 1, après on l'affiche dans la figure 3.

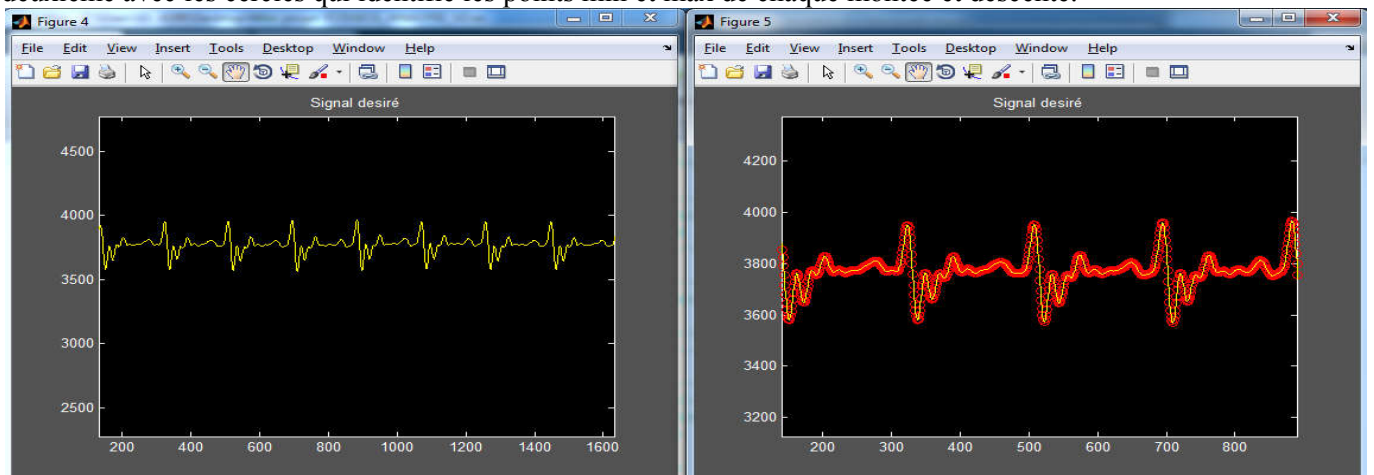


```

%-----Filtrage du signal-----
fe=1000; %Frequence d'échantillonnage
Te=1/fe %Periode d'echantillonnage
fc=50; %Frequence de coupure
O =20; %Ordre du filtre
fcu=fc/(fe/2); %Frequence de coupure
[num,den]=butter(15,fcu); %Filtrage
Hb=dsp.IIRFilter('Numerator',num,'Denominator',den);
d = step(Hb,s'); %d est le signal filtré désiré
figure(4);plot(d);title('Signal désiré');%Affichage du signal filtré
figure(5);plot(d,'ro'); hold on; plot (d);title('Signal désiré');
%

```

On applique un filtrage à réponse impulsionnelle infinie sur le signal avec une fréquence de coupure de f_c et un filtre d'ordre O , après on affiche notre signal filtré sur deux figures, la première avec un traçage simple et la deuxième avec les cercles qui identifient les points min et max de chaque montée et descente.



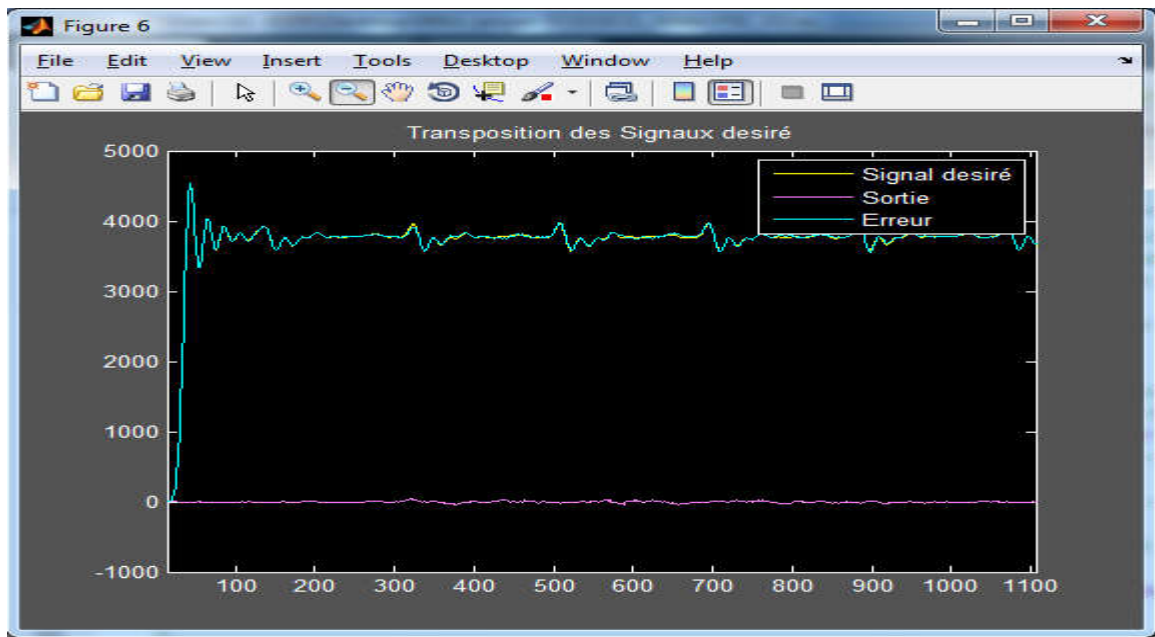
```

%-----Filtre Adaptatif LMS-----
delta=0.00005; % Facteur d'adaptation
hlms=dsp.LMSFilter(0,'StepSize',delta); %POUR REDUIRE L'ERREUR IL FAUT JOUER SUR
DELTA
[y,e,w] = step(hlms,sb',d);
figure(6),plot(1:M,[d,y,e]),title('Transposition des Signaux désiré');
legend('Signal désiré','Sortie','Erreur');
%-----

```

Le code en haut applique la méthode du filtrage adaptatif (LMS) sur le signal, avec la possibilité d'agir sur le coefficient delta pour trouver ou réduire l'erreur du filtrage.

Les trois résultats sont affichés sur la même figure 6 pour voir l'effet de ce type de filtrage sur le signal.



```

%-----Erreur prédite et la sortie prédite-----
a=lpc(s,0); %Linear prediction filter coefficients a l'ordre 0
err=filter(a,1,sb); %extraction du erreur predict
rest=filter(1,a,err); %extraction du signal Bruit predict
figure(7),plot(1:M-1,rest(1:M-1)),title('Signal predict');%Affichage du signal predict
figure(8),plot(1:M-1,err(1:M-1)),title('Erreur predict');%Affichage de l'erreur predict
%-----

```

Par l'application de la fonction lpc (La prédiction linéaire des coefficients), on peut prédire la forme et les caractéristique du signal du bruit at aussi l'erreur.

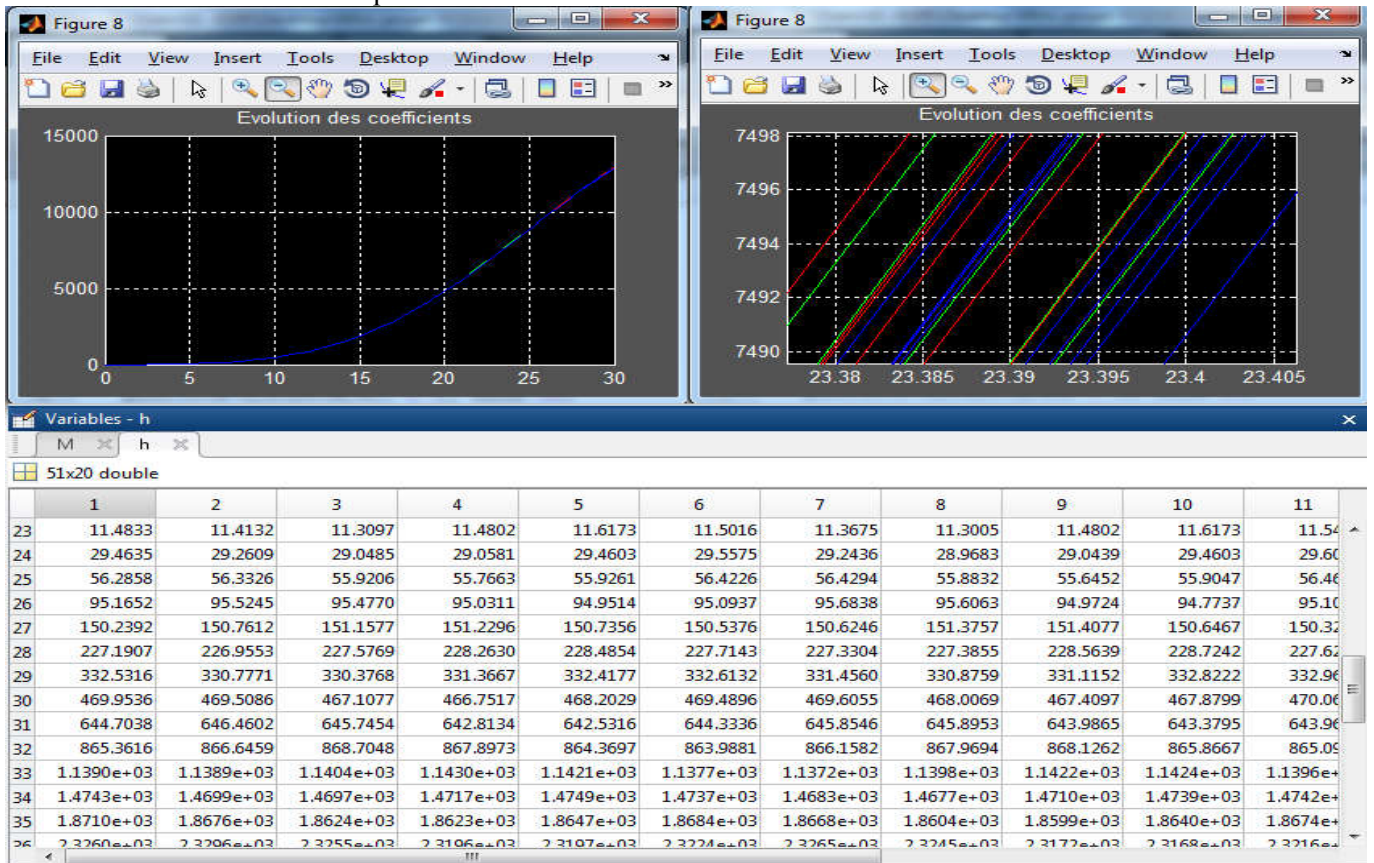
Les résultats sont affichés sur les deux figures 7 et 8.

```

%-----Evolution des coefficients-----
N=50;
h=zeros(N+1,0);
e(0)=0;
for i=0+1:N;
    y(i)=0;
    for j=1:20;
        y(i)=y(i)+h(i,j)*s(1,i-j+1);
        h(i+1,j)=h(i,j)+delta*e(i-1)*s(1,i-j+1);
    end;
end;
figure(8);
plot(0:N-O,h(20:N,1),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,2),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,3),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,4),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,5),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,6),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,7),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,8),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,9),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,10),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,11),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,12),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,13),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,14),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,15),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,16),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,17),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,18),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,19),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,20),'b'), hold off;
grid;
title('Evolution des coefficients ');
%-----

```

L'évolution des coefficients de prédiction




```

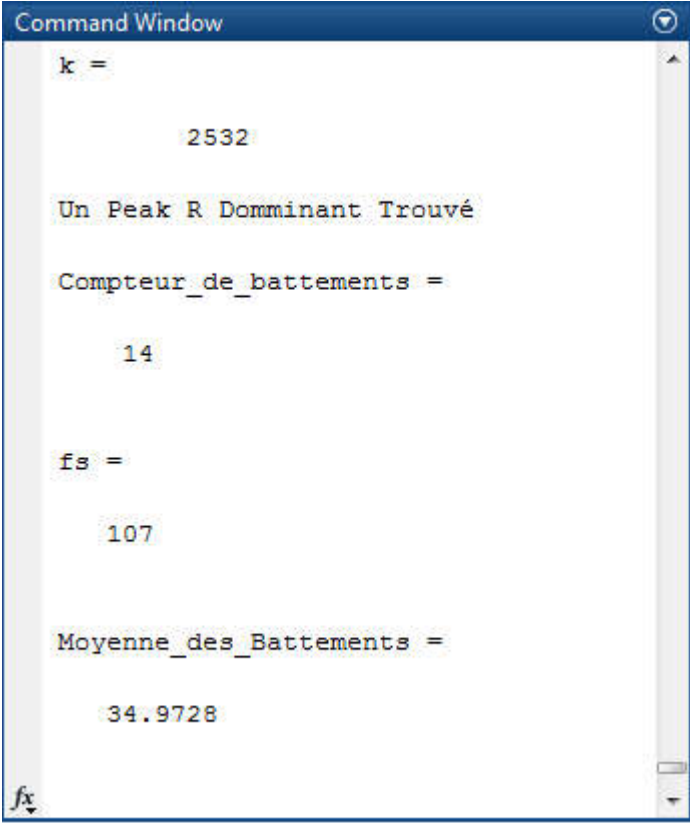
%-----DETECTION DES R PEAKS-----
Compteur_de_battements = 0;
for k = 2 : M-1
    if(s(k) > s(k-1) & s(k) > s(k+1) & s(k) > 4000)
        k
        disp('Un Peak R Dominant Trouvé');
        Compteur_de_battements = Compteur_de_battements + 1
        fs = (s(k)-s(k-1))
    end
end
%-----

%-----Calcul de nombre de battement par minute-----
fs=mean(fs); %Calcul de la valeur moyenne de la frequence
durer_en_secondes = M/fs; %Calcul de la durée du signal en secondes
durer_en_minutes = durer_en_secondes/60;%Calcul de la durée du signal en Min
Moyenne_des_Battements = Compteur_de_battements/durer_en_minutes %Calcul de nombre de
battement en secondes
%-----

```

Pour détecter le nombre de battement du cœur, on doit faire appel à la transformée de fourier rapide, ainsi le calcul de la différence entre deux pointe dominant de l'onde R, pour cela on doit exécuter la boucle du code au dessus en incrémentons le compteur des battements a chaque pointe de R dominante.

Comme ça on aura deux résultats pertinentes, la première, la fréquence de battement, la deuxième, les amplitudes des pointe R dominantes.



```

Command Window

k =

    2532

Un Peak R Dominant Trouvé

Compteur_de_battements =

    14

fs =

    107

Moyenne_des_Battements =

    34.9728

```

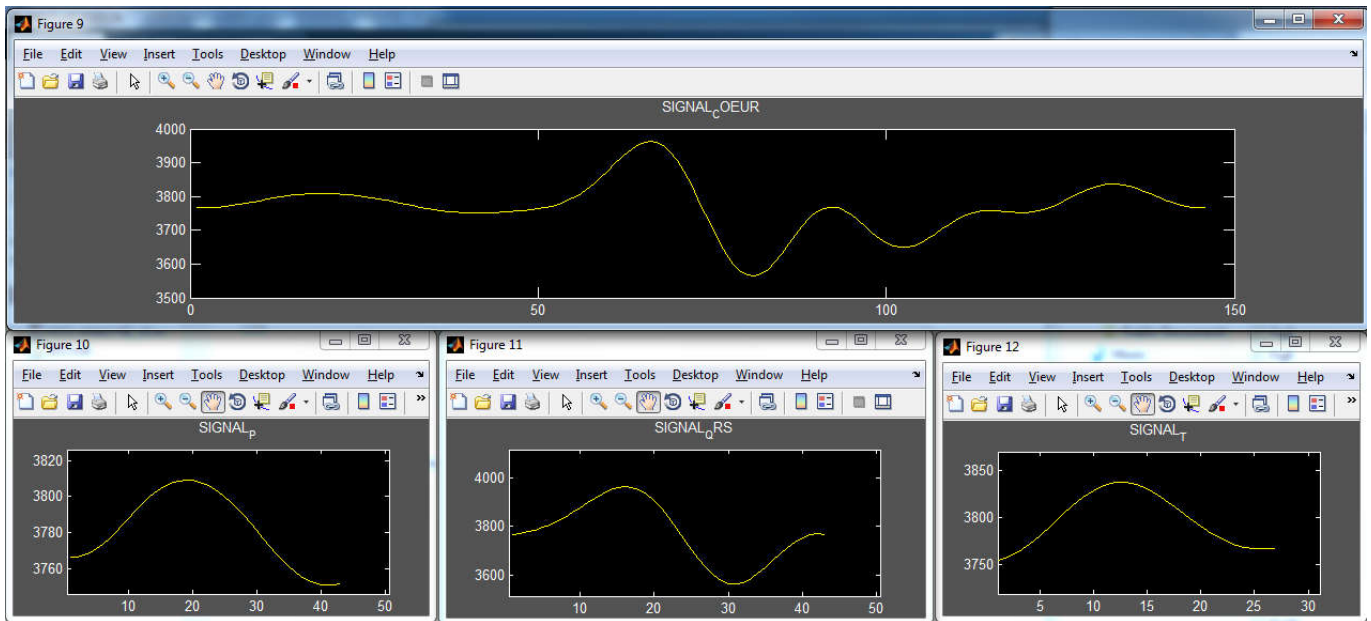


```

%-----Affichage des échantillons-----
S_COEUR = d(2320:2465);
figure(9), plot(S_COEUR);title('SIGNAL_COEUR');
P = d(2320:2362);
Fp = 1/(2362-2320)
figure(10), plot(P); title('SIGNAL_P');
QRS = d(2370:2412);
Fqrs = 1/(2412-2370)
figure(11), plot(QRS); title('SIGNAL_QRS');
T = d(2440:2466);
Ft = 1/(2466-2440)
figure(12), plot(T); title('SIGNAL_T');
%-----

```

Le code `Affichage des échantillons` comme son l'indique, prend un échantillon d'onde de période T, pour faire l'analyse approfondie sur chaque onde du signal,



ce qui nous donnera la possibilité de juger si les amplitudes et les périodes de chaque onde respecte les normes d'un signal ECG d'un cœur sain ou non.

```

Command Window

Fp =

    0.0238

Fqrs =

    0.0238

Ft =

    0.0385

fx >>

```

Le code Complet sur MATLAB:

```
#####%
%-----TRAITEMENT D'UN SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME-----%
%-----EL ASRI YASSINE-----%
%-----MASTER GE A TEMPS AMENAGE-----%
%-----MODULE DE TRAITEMENT DE SIGNAL-----%
%-----SUPERVISER PAR Mr.ELMHAMDI-----%
#####%

clc
clear all
close all
load ('I03.mat')
s=val(1,:); %Choix du signal N°1
whitebg('k'); %Affichage des figures en noir
figure(1), plot(s),title('signal d entrée') %Affichage du signal d'entrée
M=length(s) %Affichage de la longueur du signal
%-----

%-----TRASFORMEE DE FOURIER RAPIDE-----
F=fft(s) %F c'est La FFT du signal d'entrée
figure(2), plot(abs(F)); title('FFT'); %Affichage du FFT signal d'entrée
%-----

%-----Création du bruit-----
bruit=wgn(1,M,1); %Creation d'un bruit blanc gaussien
sb=bruit; %Le signal de Bruit
figure(3), plot(sb);title('BRUIT'); %Affichage du FFT signal d'entrée
%-----

%-----Filtrage du signal-----
fe=1000; %Frequence d'échantillonnage
Te=1/fe %Periode d'echantillonnage
fc=50; %Frequence de coupure
O =20; %Ordre du filtre
fcn=fc/(fe/2); %Frequence de coupure
[num,den]=butter(15,fcn); %Filtrage
Hb=dsp.IIRFilter('Numerator',num,'Denominator',den);
d = step(Hb,s'); %d est le signal filtré désiré
figure(4);plot(d);title('Signal désiré');%Affichage du signal filtré
figure(5);plot(d,'ro'); hold on; plot (d);title('Signal désiré');
%-----

%-----Filtre Adaptatif LMS-----
delta=0.00005; % Facteur d'adaptation
hlms=dsp.LMSFilter(0,'StepSize',delta); %POUR REDUIRE L'ERREUR IL FAUT JOUER SUR DELTA
[y,e,w] = step(hlms,sb',d);
figure(6),plot(1:M,[d,y,e]),title('Transposition des Signaux désiré');
legend('Signal désiré','Sortie','Erreur');
%-----

%-----Erreur prédite et la sortie prédite-----
a=lpc(s,0); %Linear prediction filter coefficients a l'ordre 0
err=filter(a,1,sb); %extraction du Signal predict
rest=filter(1,a,err); %extraction du Bruit predict
figure(7),plot(1:M-1,rest(1:M-1)),title('Signal de bruit predict');%Affichage du signal predict
figure(8),plot(1:M-1,err(1:M-1)),title('Erreur predict'); %Affichage de l'erreur predict
%-----
```

```

%-----Evolution des coefficients-----
N=50;
h=zeros(N+1,0);
e(0)=0;
for i=0+1:N;
    y(i)=0;
    for j=1:20;
        y(i)=y(i)+h(i,j)*s(1,i-j+1);
        h(i+1,j)=h(i,j)+delta*e(i-1)*s(1,i-j+1);
    end;
end;
figure(8);
plot(0:N-O,h(20:N,1),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,2),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,3),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,4),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,5),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,6),'r'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,7),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,8),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,9),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,10),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,11),'g'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,12),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,13),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,14),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,15),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,16),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,17),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,18),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,19),'b'), hold on;
plot(0:N-O,h(20:N,20),'b'), hold off;
grid;
title('Evolution des coefficients ');
%-----
%-----DETECTION DES R PEAKS-----
Compteur_de_battements = 0;
for k = 2 : M-1
    if(s(k) > s(k-1) & s(k) > s(k+1) & s(k)> 4000)
        k
        disp('Un Peak R Dominant Trouvé');
        Compteur_de_battements = Compteur_de_battements + 1
        fs = (s(k)-s(k-1))
    end
end
%-----
%-----Calcul de nombre de battement par minute-----
fs=mean(fs); %Calcul de la valeur moyenne de la frequence
durer_en_secondes = M/fs; %Calcul de la durée du signal en secondes
durer_en_minutes = durer_en_secondes/60;%Calcul de la durée du signal en Min
Moyenne_des_Battements = Compteur_de_battements/durer_en_minutes %Calcul de nombre de
battement en secondes
%-----
%-----Affichage des echantillons-----
S_COEUR = d(2320:2465);
figure(9), plot(S_COEUR);title('SIGNAL_COEUR');
P = d(2320:2362);
Fp = 1/(2362-2320)
figure(10), plot(P); title('SIGNAL_P');
QRS = d(2370:2412);
Fqrs = 1/(2412-2370)
figure(11), plot(QRS); title('SIGNAL_QRS');
T = d(2440:2466);
Ft = 1/(2466-2440)
figure(12), plot(T); title('SIGNAL_T');
%-----

```

Conclusion :

L'étude des signaux électrocardiogrammes des qui reflète l'activité électrique des cellules cardiaques, suivant les contractions du cœur est depuis toujours une source d'information sur l'état de cet organe critique.

Ce signal, modifié en cas d'anomalie de la commande de l'influx électrique ou de sa propagation, de la masse globale et régionale des cellules ou de leur souffrance éventuelle, donne des renseignements importants et très utilisés en médecine.

Références

- Rajarshi Gupta, Madhuchhanda Mitra, Jitendranath Bera (auth.) - ECG Acquisition and Automated Remote Processing-Springer India (2014)
- Jarosław Wasilewski, Lech Poloński (auth.), Adam Gacek, Witold Pedrycz (eds.) - ECG Signal Processing, Classification and Interpretation_ A Comprehensive Framework of Computational Intelligence-Spring
- www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM
- http://93.174.95.29/_ads/E81E40BCA2B94ABD8471E3D98878C75A
- http://93.174.95.29/_ads/EC05AB0391E16BE4B9329861A6430137
- <https://www.mathworks.com/help/comm/ref/wgn.html>
- <https://www.dropbox.com/sh/zybmchwafm47ww6w/AABQgiqCs1ja6aPh3toBrhkDa>
- <https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/73784-how-to-take-out-a-specific-part-of-signal-for-processing>
- http://dobigeon.perso.enseeiht.fr/teaching/signal/MODAP_TS_URSAFE.pdf
- https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_%C3%A0_r%C3%A9ponse_impulsionnelle_infinie
- https://www.researchgate.net/publication/267253416_Traitement_adaptatif_applique_au_signal_sismique/ink/54abd9470cf25c4c472fb124/download