

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

UNIVERSITÉ BADJI MOKHTAR - ANNABA
BADJI MOKHTAR – ANNABA UNIVERSITY



جامعة باجي مختار - عنابة

Faculté :

Sciences de L'Ingéniorat

Département :

Electronique

Domaine :

Sciences et Technologie

Filière :

Electronique

Spécialité :

Instrumentation

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master

Thème :

Filtrage du signal ECG par l'algorithme RLS

Présenté par : *BEDOUI SORAYA*

Encadreur : BOUSBIA S. MOUNIR

PROF

UBM.ANNABA

Jury de Soutenance :

Ait Izem Tarek	MCB	UBM.ANNABA	Président
Bousbia Salah Mounir	PROF	UBM.ANNABA	Encadreur
Amara Fethi	MCB	UBM.ANNABA	Examineur

Année universitaire : 2019-2020

ملخص

في الأطروحة درسنا التخطيط الكهربائي للقلب الذي هو عبارة عن تغيرات في تسجيل النشاط الكهربائي للخلايا القلبية والتي يتعلق بها تقلص القلب. وتتغير الإشارة الكهربائية للقلب (ECG) في حالة حدوث تشنجات في النبضة الكهربائية أو انتشارها بسبب الكتلة الشاملة والموضعية للخلايا أو بسبب معاناتها المحتملة ويمكن أن نتخلص من ضوضاء لها خصية التداخل مع طيف إشارة (ECG) من خلال التصفية التكيفية الضرورية ولقد قمنا في هذا العمل بتنفيذ خوارزمية التكيفية التي تسمى ب: RLS

كلمات مفتاحية: إشارة ECG; الضوضاء; التصفية التكيفية. RLS.

ABSTRACT

In this thesis, we studied the electrocardiogram, which is a change in the recording of the electrical activity of the cardiac cells that is related to the contraction of the heart. Noise has the property of interfering with the ECG signal spectrum through the necessary adaptive filtering and in this work we have implemented a capacitive algorithm called RLS.

Key words: ECG signal, noise, adaptive filtering, RLS.

RESUME

Dans ce mémoire, nous avons étudié l'électrocardiogramme, qui est une modification de l'enregistrement de l'activité électrique des cellules cardiaques et qui est liée à la contraction du cœur. Le signal électrique du cœur change en cas de spasmes de l'impulsion électrique ou de sa propagation due à la masse globale et locale des cellules ou à cause de leur souffrance potentielle. Nous pouvons nous débarrasser du bruit qui a la propriété d'interférer avec le spectre du signal ECG grâce au filtrage adaptatif nécessaire. Dans ce travail, nous avons mis en œuvre un algorithme capacitif appelé RLS.

Mots clés : signal ECG, Filtrage adaptatif, bruit, RLS.

Dédicaces

JE DEDIE CE TRAVAIL

A MA MERE JE LUI SOUHAITE LONGUE VIE ET PARFAITE SANTE,

*A MON PERE ,POUR SES ENCOURAGEMENTS SON SOUTIENT, SURTOUT
POUR SON SACRIFICE*

A MON FRERE : FETHI

A MES SCEURS : WAFA, HANNA ; BASMA ET SARA

A TOUTE LA FAMILLE : BEDOUI

AUX PETITES FILLES DE MA SCEUR MARIEM & SIDRA

A LEURS PROCHES : AMIRA, AJA, LILIA, YASMIN, AMIR ET RABIE

A MES AMI(E)S

A TOUS MES COLLEGUES DE LA PROMOTION DE 2 EME

ANNEE MASTER

INSTRUMENTATION INDUSTRIELLE

A TOUS ET A TOUTES QUI ONT CONTRIBUES DE PRES OU DE LOIN A MA REUSSITE

Bedoui Soraya

Remerciements

Tout d'abord, louange à Dieu, Le tout Puissant, qui nous a permis

Grâce à ses faveurs et bien fait, de concrétiser ce travail.

*Aussi je tiens à remercier mon encadreur, Le professeur BOUSBIA SALAH
MOUNIR*

*Pour son soutien scientifique et pour ses précieux
conseils et aussi ses encouragements, Je lui exprime toute ma gratitude.*

Je remercie messieurs les membres de jury :

- *Mr. Ait Izem Tarek*
- *Mr. Amara Fethi*

Qui ont accepté de participer au jury de soutenance

*Je voudrais aussi remercier MA MERE, MON PERE pour son courage et son
Soutien moral tout le long de ce travail, ainsi que toute MA FAMILLE
BEDOUI*

*Enfin, je remercie tous mes ami(e)s et toute personne ayant participé de près
ou de loin à la
réalisation de ce travail.*

Liste des Figures

FIG	Titre	Page
I.1	Principe de fonctionnement d'ECG	8
I.2	Le cœur	10
I.3	Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque	11
I.4	Cycle cardiaque	13
I.5	ECG Normal	13
I.6	Les dérivations bipolaires	15
I.7	Triangle d'Einthoven	15
I.8	Dérivation unipolaire	16
I.9	Le triangle des dérivations frontales	16
I.10	Différents intervalles dans l'ECG	18
I.11	Collecte de champ magnétique par les fils de connexion de l'électrocardiographie	19
I.12	Bruit dû au mauvais contact électrode-peau	20
I.13	Bruit présent dans un signal ECG	21
II.1	Principe du filtrage adaptatif	25
II.2	Schéma d'identification d'un système par le filtrage adaptatif	26
II.3	Schéma de prédiction par le filtrage adaptatif	26
II.4	Schéma de modélisation inverse par le filtrage adaptatif	27
II.5	Schéma d'annulation d'interférence par le filtrage adaptatif	28
III.1	Programme de simulation de MATLAB qui présente les trois signaux	41
III.2	Signal ECG original	42
III.3	Signal ECG bruité	42
III.4	Signal filtré par l'algorithme RLS	42

Liste des Symboles

Symbole	Description
OMS	L'organisation mondiale de santé
QRS	Durée du complexe QRS
ECG	Electrocardiogramme
RLS	Réursive Least Square
MATLAB	Matrix LABoratory
EMG	Electro-myographiques
AV	Auriculo-Ventriculaire
GSM	Global System For Mobil Communications
HDTV	High définition télévision
ADSL	Asymptotique Digital Subsidiar Line
MMSE	Minimum Mean Square Error (Erreur quadratique Moyenne Minimale)
DSP	Digital Signal Processing
MSE	Mean Squared Error (Erreur quadratique Moyenne)
RSB	Rapport Signal à Bruit
RII	Réponse Impulsionnelle Infinie
RIF	Réponse Impulsionnelle finie
MIT	Massachusetts Institute of Technologie
BIH	Beth Israël Hôpital
$J_w(n)$	La fonction d'erreur quadratique moyenne
τ_{RLS}	la constante du temps
$h(n)$	La réponse impulsionnelle
$\mathcal{R}_{yy}(n)$	La fonction des échantillons disponibles

λ	Le facteur de pondération
ξ	La somme finie d'erreur au carré
$\mathbf{h} \rightarrow \mathbf{h}_0$	Les coefficients optimaux
$\mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n})$	La réponse impulsionnelle du filtre



Table des matières

Résumé.....	I
Dédicaces.....	II
Remerciements.....	III
Liste des figures.....	IV
Liste des symboles	VI
Tables des matières.....	1
Introduction générale.....	4
<u>Chapitre I : Le signal ECG</u>	
I.1. Introduction	7
I.2. L'électrocardiographie.....	7
I.2.1. Définition.....	7
I.2.2. Principe de fonctionnement.....	8
I.2.3. Enregistrement de l'électrocardiogramme et dérivations	9
I.3. Le Cœur.....	9
I.3.1. Anatomie et activation musculaire du Cœur	10
I.3.2. Activité électrique du cœur	11
I.3.3. Le cycle cardiaque.....	12
I.3.4. Caractéristique du signal ECG.. .	13
I.3.5. Détection du signal ECG.....	14
I.4. Analyse de l'ECG.....	17
I.5. Les Types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG.....	17
I.5.1. Bruits d'origine technique.....	18
a. Le Bruit du réseau 50HZ.....	18
b. Interférence électromagnétique.....	19
c. Les Bruit dus au mauvais contact électrode –peau	19
I.5.2. Bruits physiques.....	20
a. Fluctuations de la ligne de base.....	20

b. Bruits dus au signal électromyogramme EMG.....	21
I.6. La base de données MIT-BIH.....	22
I.7. Conclusion.....	22
<u>Chapitre II : Filtrage Adaptatif</u>	
II.1. Introduction	24
II.2.Filtrage adaptatif	24
II.2.1.Principedu filtrage adaptatif.....	24
II.2.2.Applicationdu filtrage adaptatif.....	25
II.2.2.1. Identification.....	25
II.2.2.2.Prédiction.....	26
II.2.2.3.Modélisation inverse.....	27
II.2.2.4.Annulationd'interférence.....	27
II.3.Critère de performance de l'algorithme.....	28
II.4.Critères d'évaluation de performance d'un filtre adaptatif.....	29
II.5.LesAlgorithmes de filtrage adaptatifs.....	31
II.6.Conclusion.....	31
<u>Chapitre III : Etude de l'algorithme RLS</u>	
III.1.Introduction.....	35
III.2.L'Algorithme RLS.....	35
III.2.1.Définition.....	35
III.2.2.Propriété.....	35
III.2.3.La Convergence RLS.....	35
III.2.4.Avantageset Inconvénients du RLS.....	38
III.3.Traitementde signal d'ECG par RLS.....	38
III.3.1. Définition de logiciel utilisé (MATLAB).....	38
III.3.2.Descriptionde la base de données MIT-BIH.....	39
III.3.2.1.Fichiers de la base MIT-BIH.....	39
III.3.2.1.a.Fichiers de données (*.dat).....	39
III.3.2.1.b. Fichiers header (*.hea).....	39
III.3.2.1.c.Fichiers annotation (*.atr).....	39

III.3.3.Paramètres d'évaluation des performances.....	39
III.3.3.a.MSE.....	39
III.3.3.b. RSB.....	40
III.4.Résultat et Discussion	40
III.5.Conclusion.....	43
Conclusion générale.....	44
Bibliographie.....	45.46



Introduction Générale

Selon l'organisation mondiale de santé (OMS), les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde. Elles provoquent plus de décès que toute autre cause de mortalité [30].

Le cœur n'a pas dévoilé tous ses secrets malgré les grandes connaissances de la maladie cardiaque. Pourtant les médecins et les scientifiques disposent de nombreux moyens pour l'étudier et vérifier son bon fonctionnement. Le signal électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des cardiopathies.

La technique d'électrocardiographie appelée communément (ECG), consiste à mesurer les différences de potentiel, variables dues au champ dipolaire, en différents points du corps.

L'électrocardiogramme (ECG) représente un enregistrement électrique du cœur obtenu facilement en attachant des petites électrodes à l'être humain. Il est caractérisé par un comportement périodique ou quasi périodique. Il se compose typiquement de trois ondes importantes appelées onde P, complexe QRS et onde T. Pendant l'enregistrement, les signaux ECG peuvent avoir quelques changements dans leurs morphologies (Amplitude et phase d'un cycle à un autre). Aussi des bruits recouvrent le signal utile partiellement ou totalement. Le filtrage de ces bruits est donc très important pour mieux détecter les paramètres du signal ECG car ceux-ci sont d'ordre physiologique ou physiopathologique. Ces paramètres sont particulièrement intéressants pour le suivi médical ou pour l'aide au diagnostic de dysfonctionnement cardiaque ; dans ce cas l'extraction des bruits est réalisée grâce à l'analyse de ces signaux.

Les conditions d'enregistrements de l'ECG font que le signal est nécessairement bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration, ...) ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode, ...). Le praticien qui analyse l'ECG peut alors être gêné par la présence de bruit.

Par exemple, le filtrage adaptatif pourra ainsi être utilisé. Par rapport au filtrage classique le filtrage adaptatif comporte une mise à jour récursive des paramètres (coefficients) du filtre [22].

L'objectif de ce travail est le filtrage des signaux ECG en utilisant l'algorithme RLS ; Pour mener à bien notre travail, nous avons organisé ce mémoire comme suit :

- Le premier chapitre décrit les généralités de l'électrocardiographie.
- Le deuxième chapitre est dédié au filtrage adaptatif.
- Le troisième et dernier chapitre présente l'application d'algorithme RLS et le résultat du filtrage effectué sur les signaux ECG sous MATLAB de la base de données MIT-BIH.

Enfin, on termine ce mémoire par une conclusion générale.





Chapitre I :
Le signal ECG

I.1. Introduction :

Dans le corps humain, le cœur est l'élément principal du système cardiovasculaire.

Ce chapitre concerne le principe de l'électrocardiogramme (ECG). Celui-ci désigne l'enregistrement de l'activité électrique du cœur qui représente le fonctionnement de cœur.

I.2.L'électrocardiographie :

I.2.1. Définition :



L'électrocardiographie (ECG) est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes mises à la surface de la peau.

En général, l'électrocardiographe est constitué de :

- Un ensemble d'électrodes destinées à être appliquées en contact direct avec le patient.
- Un système d'amplification des signaux issus des électrodes.
- Un appareil enregistreur.
- Un système d'enregistrement graphique.

L'ECG est né en 1887 avec les travaux de Waller [1], révélé à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes, qui valut à son auteur, le Dr. Wilhelm Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924[2]. L'électrocardiographie est devenue une technique incontournable en pratique cardiologique. [3]-[5]

Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942 permettant à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardio-

circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du Myocarde. [6]

I.2.2 .Principe de fonctionnement :

Une cellule vivante lors de transfert ionique entre ses parois, peut être considérée comme un dipôle électrique. Au repos aucune différence de potentiel n'existe, alors et par une représentation vectorielle du potentiel électrique, le vecteur est nul (figure 1.1.a). Après une stimulation, la polarité des parois change induisant ainsi une différence de potentiel qui se propage tout au long de la paroi marquée par un vecteur positif(b) qui atteint son maximum lorsque l'impulsion électrique arrive au milieu(c). La fin de la dépolarisation est marquée par un vecteur positif de faible amplitude. Une fois la cellule est dépolarisée le vecteur est nul(d). La ré-polarisation de la cellule se manifeste par un vecteur négatif (e), qui suit les mêmes étapes que le premier, dans le sens opposé (f), figure I.1. [6]

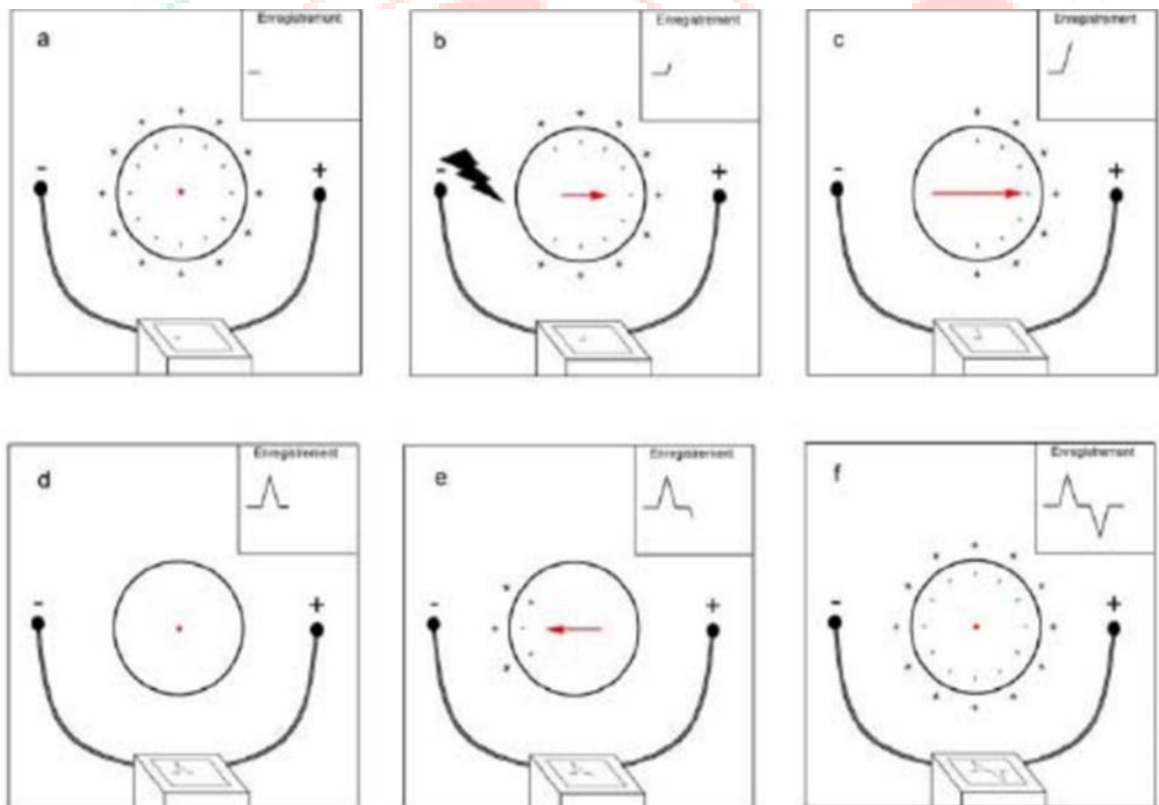


Figure I.1 : Principe de fonctionnement de l'ECG

I.2.3. Enregistrement de l'électrocardiogramme et dérivations :

L'électrocardiogramme est le tracé obtenu grâce à l'électrocardiographie. L'acquisition du signal électrocardiographie est assurée par des électrodes de surface, dont leur emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sur le thorax du patient sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographie est visualisé selon 12 axes privilégiés :

- 6 axes dans le plan frontal qui sont :

Les trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven

• I : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche.

• II : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche

• III : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche.

Plus les dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF dites de Wilson

• aVL (left) pour l'avant-bras gauche

• aVR (right) pour l'avant-bras droit

• aVF (foot) pour la jambe gauche

- 6 axes sur le plan transversal (dérivations unipolaires précordiales V1 à V6 dites de Kossman) :

V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal).

V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne. [6]

I.3. Le cœur :

Le cœur est composé de deux ventricules, deux cavités séparées entre elles par une cloison épaisse (Le septum intraventriculaire) et deux oreillettes qui sont deux petits réservoirs qui reçoivent le sang de la circulation et les retransmettent à leur ventricule respectif.

L'oreillette droite reçoit le sang désoxygéné des veines caves supérieure et inférieure ainsi que du sinus coronaire qui draine le sang du myocarde. L'oreillette gauche récupère le sang oxygéné des poumons à travers quatre veines pulmonaires. Le cœur éjecte simultanément le sang riche en oxygène vers la périphérie par le biais du ventricule gauche et le sang pauvre en oxygène vers les poumons par le biais du ventricule droit. [7]

I.3.1. Anatomie et activation musculaire du Cœur :

Le cœur est divisé en deux parties par une cloison, une partie droite et une partie gauche. Chaque partie est divisée elle-même en deux parties, une partie haute qui est les oreillettes et une partie basse qui sont les deux ventricules. La figure I.2 illustre la structure anatomique détaillée du cœur humain.

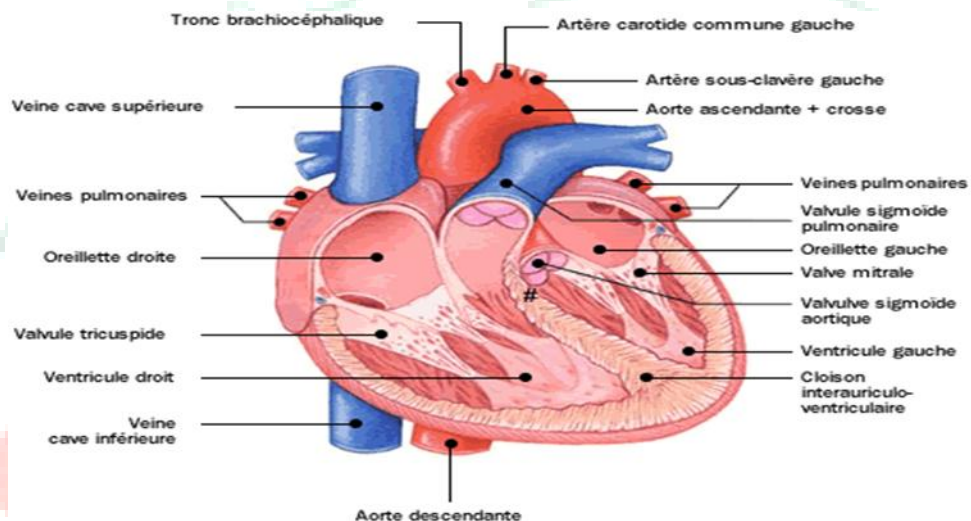


Figure I.2 : Le Cœur.

Le sang pauvre en oxygène arrive au cœur par la veine cave. Il y entre par l'oreillette droite, et en est chassé par sa contraction appelée systole auriculaire qui le déplace dans le ventricule droit. La contraction ventriculaire (systole ventriculaire) propulse le sang du ventricule droit vers les poumons où il va se charger en oxygène. De retour au cœur par les veines pulmonaires, le sang s'accumule dans l'oreillette gauche puis, lors de la contraction auriculaire, passe dans le ventricule gauche qui lors de la systole ventriculaire l'envoie vers les organes par l'aorte.

Du fait que le muscle cardiaque est myogénique, les contractions rythmiques se produisent spontanément et sont coordonnées par une impulsion électrique qui le stimule. Dans le prochain paragraphe en va aborder le processus de contraction cardiaque du point de vue électrique. [6]

I.3.2. Activité électrique du cœur :

Le mécanisme cardiaque, que comprend l'expulsion du sang et l'ouverture-fermeture des valves, fonctionne uniquement grâce aux contractions de myocarde. Ces contractions sont déclenchées par la propagation de poche en poche d'un potentiel d'action.

Lorsqu'on parle du fonctionnement électrique du cœur, il faut revenir au niveau cellulaire et se rappeler qu'il existe une polarisation naturelle de la cellule. Chaque cellule myocarde réagit à un stimulus électrique grâce à une membrane permettant une perméabilité sélective aux ions. Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement par rapport à l'extérieur qui est pris comme référence. Dans cet état électrique stable, on dit que la cellule est polarisée.

Lorsque la cellule est stimulée électriquement, la propriété de la membrane est modifiée et sa perméabilité aux ions augmente les échanges ioniques à travers la membrane des cellules myocardiques donnant naissance au potentiel d'action. La figure I.3 montre l'effet de l'échange ionique transmembranaire sur le potentiel d'action. [8]

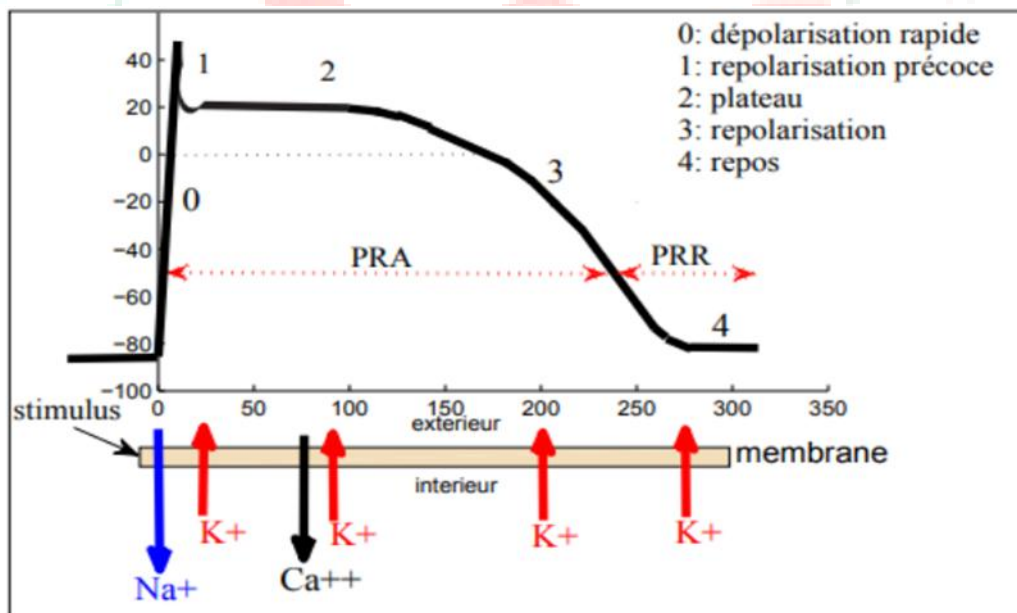


Figure I.3 : Les phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque

Les différentes phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque sont donc :

- La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.
- La phase 1 ou début de repolarisation : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .
- La phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{2+} dans la cellule qui atténue l'influence des ions K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.
- La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.
- La phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable [9].

I.3.3. Le cycle cardiaque :

Un cycle complet de battements du cœur comprend deux phases la systole ou contraction et la diastole ou décontraction. Le sang appauvri en oxygène entre dans l'oreillette droite par deux grandes veines. En se contractant l'oreillette l'envoi dans le ventricule, les valvules s'ouvrent, le ventricule se contracte à son tour. Il expulse le sang par les artères pulmonaires vers les poumons, là il est rechargé en oxygène. Le sang enrichi revient dans l'oreillette gauche puis dans le ventricule gauche. La contraction du ventricule envoie le sang dans tout l'organisme par les artères (Figure I.4). La contraction décontraction des deux parties du cœur se déroule simultanément environ 70 fois par minute. C'est en se refermant que les valvules [auriculo-ventriculaires] tricuspide et mitrale, et sigmoïdes (aortique et pulmonaire) émettent les bruits des battements. La durée de tout le cycle cardiaque est d'environ 0.8s. Le cœur se relâche à peu près 0.4s. Un tel repos dans les intervalles entre les contractions est suffisant pour que la capacité de travail du muscle cardiaque se rétablisse tout le temps. [10]

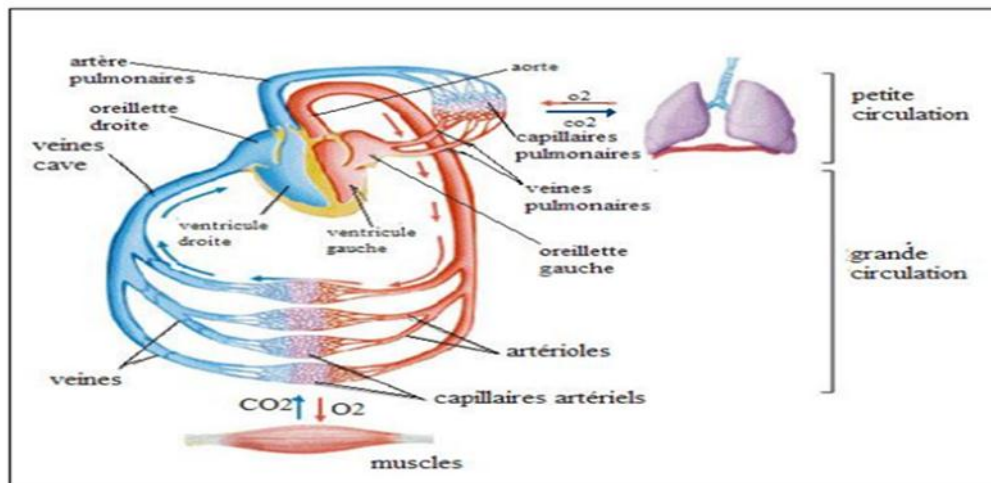


Figure I.4 : Cycle cardiaque

I.3.4. Caractéristique du signal ECG :

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT (figure I.5).

Ces composantes réunies et forment le cycle cardiaque complet. Elles sont définies comme suit :

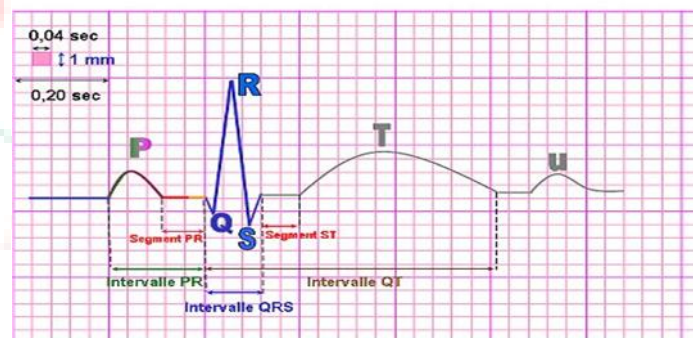


Figure I.5: ECG Normal

❖ *L'onde P*: représente la dépolarisation née du nœud sinusal qui se propage dans les oreillettes et provoque leurs contractions. Sa durée est inférieure à 120 ms, son amplitude inférieure à 2 mm et elle est monophasique.

- ❖ L'onde Q : Quand elle existe, c'est la première déflexion négative qui suit l'onde P. Souvent, il n'existe pas d'onde Q. Sa durée peut atteindre 0.2 sec.
- ❖ L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P.
- ❖ L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R. Le complexe QRS (appelé ainsi par extension, même s'il ne comprend pas toutes les ondes) correspond à la dépolarisation des ventricules, et à leurs contractions. Sa durée est inférieure à 100 ms
- ❖ Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.
- ❖ L'onde T : suit le complexe QRS et correspond à la dépolarisation des ventricules.

Elle survient pendant la diastole et ne témoigne d'aucun événement mécanique.

C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables. Elle est habituellement dissymétrique.

- ❖ L'intervalle QT : Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires.
- ❖ L'onde U : est une déflexion positive de faible amplitude qui est parfois observée après l'onde T et presque uniquement visible dans les précordiales. Sa signification exacte reste discutée. [11]

I.3.5. Détection du signal ECG :

Le signal ECG est détecté sur le corps en utilisant des électrodes. Celles-ci peuvent être disposées de différentes manières standards qui sont connues par dérivations.

Il existe deux types de dérivations : les dérivations frontales et les dérivations précordiales.

Ce sont les dérivations des membres, connues par D1, D2, D3, aVR, aVL, et aVF.

Les dérivations D1, D2, D3 sont des dérivations bipolaires (figure I.6). Elles traduisent la différence de potentiel entre deux membres :

D1 : entre bras droit (pôle -) et bras gauche (pôle +)

D2 : entre bras droit (pôle -) et jambe gauche (pôle +)

D3 : entre bras gauche (pôle -) et jambe gauche (pôle +), voir figure. I.6 :

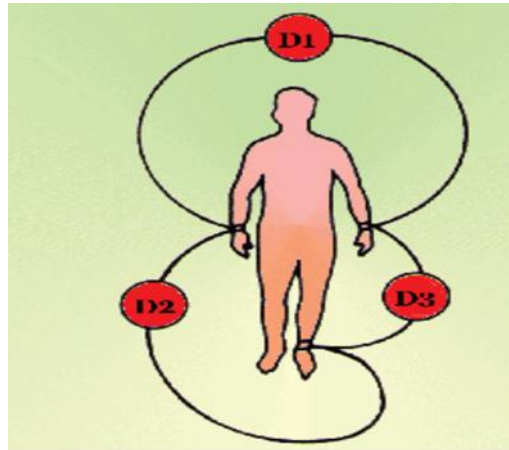


Figure I.6 : Les dérivations bipolaires

Dans la figure (I.7), D1, D2, et D3 décrivent le triangle d'Einthoven :

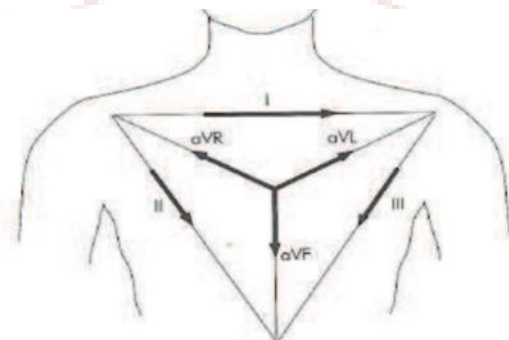


Figure I.7 : Triangle d'Einthoven

Les dérivations aVR, aVL, et aVF sont des dérivations unipolaires (figure I.8).

L'ECG est détecté par rapport à une électrode de référence. Celle-ci est connectée à la borne de Wilson (B.W) [12]. Cette borne correspond à la moyenne des potentiels au niveau de chaque électrode. Le potentiel ECG est alors mesuré dans chaque cas en plaçant l'électrode egolovatrice sur les membres bras droit (AVR), le bras gauche (AVL) en pied gauche (AVF).

Le tension est alors amplifié (d'où le préfixe a) pour obtenir un tracé de même amplitude que D1, D2, D3.

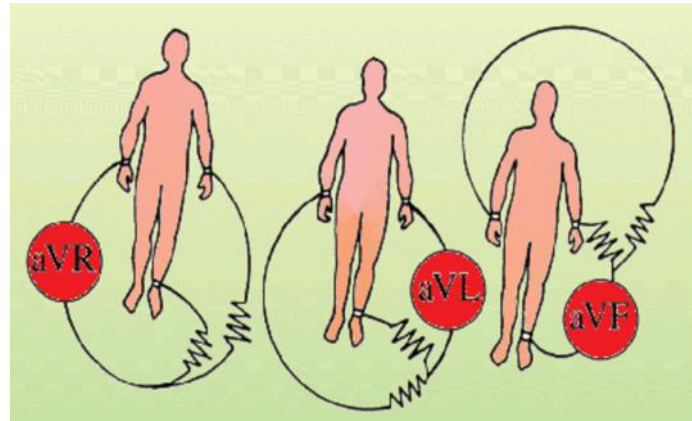


Figure I.8 : Dérivation unipolaire

L'ensemble des dérivations unipolaires et bipolaires projetées géométriquement représentent un double triage avec un centre schématisique : le cœur (figure I.9).

On peut déjà apercevoir que les régions explorées par ces dérivations périphériques seront :

D1, aVL : paroi latérale du ventricule gauche.

D2, D3, aVF : paroi inférieure.

aVR : intérieur des cavités du cœur. [13]

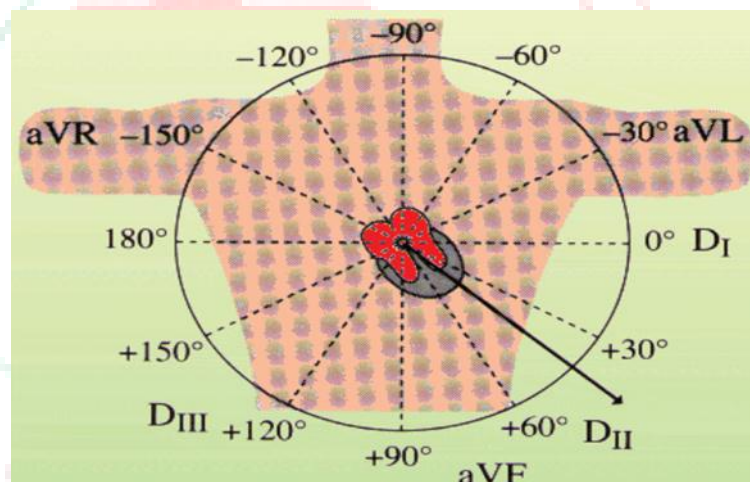


Figure I.9 : Le triage des dérivations frontales

I.4. Analyse de l'ECG :

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT. Les valeurs normales citées ci-dessous qui s'appliquent à des adultes d'âge moyen sont données à titre indicatif car il existe un chevauchement parfois important entre les valeurs normales et pathologiques.

- **L'Intervalle PR Ou PQ:**

L'intervalle PR ou PQ, mesuré du début de l'onde P au début du complexe QRS, représente le temps de propagation de l'influx par les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His, ses branches, le réseau de Purkinje jusqu'au début de l'activation ventriculaire. La durée de l'intervalle PR varie de 0,12 à 0,20 secondes en fonction de la fréquence cardiaque et de l'âge.

- **L'Intervalle QRS :**

La durée de cet intervalle représente le temps de dépolarisation ventriculaire.

- **L'Intervalle ST :**

Le segment ST est la partie du tracé comprise entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Il correspond à la phase 2, en plateau, du potentiel d'action transmembranaire.

Le segment ST normal peut être légèrement décalé, vers le haut au repos, ou vers le bas à l'effort.

- **L'Intervalle QT :**

Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires. La durée de l'intervalle QT varie en fonction de la fréquence cardiaque, de l'âge et du sexe.

- **L'Intervalle RR :**

Cet intervalle désigne le temps entre deux ondes R successives. La facilité de la détection de l'onde R donne l'importance de cet intervalle qui sert à mesurer la fréquence cardiaque. [6]

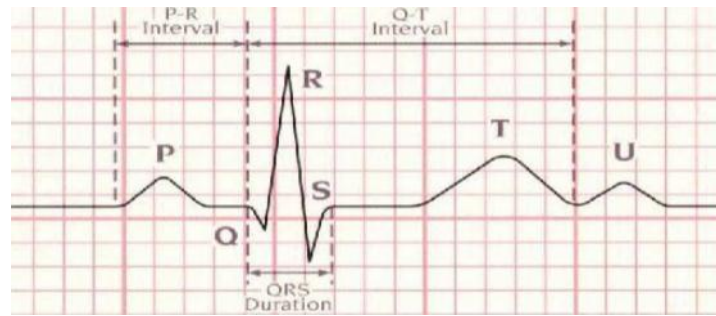


Figure I.10 : Différents intervalles dans l'ECG

I.5. Les Type de bruits et artefacts visibles sur l'ECG :

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et, parfois, induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Les effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques ou pathologiques. Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur le tracé électrocardiographique. En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ceux-ci auxquelles nous allons nous attaquer sont l'amplitude, la périodicité et la bande spectrale. Les artefacts prennent une place particulière puisqu'ils induisent des modifications des performances des algorithmes d'analyse automatique de l'électrocardiogramme.

Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique. [14]

I.5.1. Bruits d'origine technique :

Les bruits d'origine technique sont les bruits qui sont causés par le matériel utilisé lors de l'enregistrement et dont les plus courants présentent :

a. Le Bruit du réseau 50Hz :

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électrocardiographique ECG avec des oscillations dont l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort. Cependant il s'élimine facilement avec une opération

de filtrage sélective car c'est un bruit haute fréquence a bande étroite. Ce type de bruit est illustré dans la figure I.11.a [14]

b. Interférence électromagnétique :

Interférence électromagnétique de la radio, de la télévision, ou équipement HF de haute puissance voisins peuvent affecter les signaux captés à travers les électrodes.

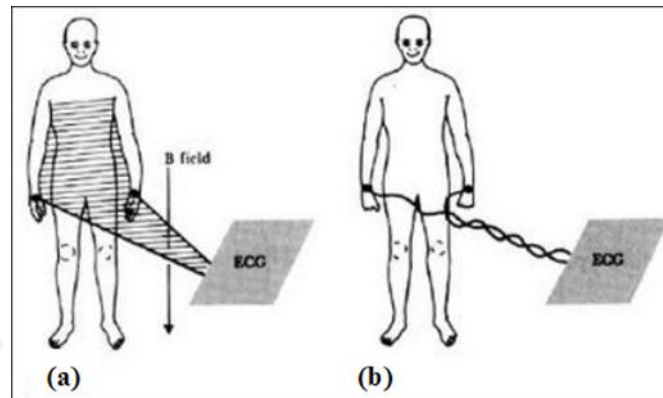


Figure I.11 : Collecte de champ magnétique par des fils de connexion de l'électrocardiographie

(a) : pour une boucle bloquée :(secteur ombragé) quand le patient et l'électrocardiographie sont considérés dans le circuit.

(b) : Cet effet peut être réduit au minimum en tordant les fils de connexion ensemble et en les gardant près du corps afin de sous-tendre un secteur beaucoup plus petit

c. Les bruits dus au mauvais contact électrode-peau :

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements brusques de l'amplitude du signal d'ECG (voir figure1.11), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence.

De plus, une mauvaise conductivité entre les électrodes et la peau peut avoir un effet sur le signal ECG qui peut aller d'une simple diminution d'amplitude à l'apparition des pics qui peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS. [14]

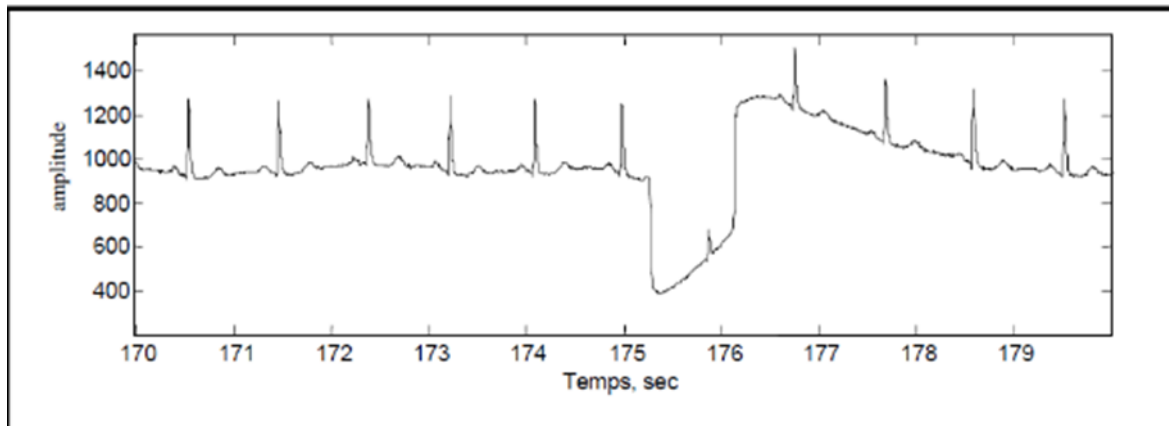


Figure I.12 : Bruit dû au mauvais contact électrode-peau

➤ **Autres bruits:**

Parmi les bruits courants on peut citer les artefacts dus aux :

- Mouvements des câbles électriques.
- La saturation des instruments de mesure.
- Mauvaise qualité du câblage.
- Port de vêtements synthétiques.
- Ondes RF émises par les équipements électro-chirurgicaux.

I.5.2. Bruits physiques :

Les bruits d'origine physique sont des artefacts engendrés par, soit des activités électriques du corps humain telles que les contractions musculaires, soit par les mouvements lors de la respiration.

a. Fluctuations de la ligne de base :

La ligne de base est la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques.

Les fluctuations de cette ligne de base correspondent aux déviations de basses fréquences de l'amplitude de l'ECG liées principalement aux mouvements du patient pendant sa respiration.

En effet Pendant l'enregistrement d'un signal ECG, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base du signal à un rythme régulier. Un tel bruit est visible sur la figure I.13.b

Généralement, ces perturbations ne sont pas très gênantes pour l'analyse du signal ECG, car ils peuvent être filtrés puisque leur énergie se situe dans les basses fréquences.

b. Bruits dûs au signal électromyogramme EMG :

Malgré que les électrocardiographes soient conçus pour être essentiellement sensibles aux contractions du myocarde, l'ECG peut enregistrer aussi les contractions des autres muscles squelettiques. En effet, ce bruit est dû à la contraction du tissu musculaire qui est accompagné par une dépolarisation des cellules ce qui donne un signal électromyogramme. Celui-ci va être superposé sur le signal ECG comme des oscillations hautes fréquences. Ces perturbations sont assez gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup (la figure I.13.d) ou lorsqu'il frissonne. Aussi, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher parfois la détection des pics R. Un exemple d'un tel bruit est représenté sur la figure I.13.c.

Autres artefacts d'origine physique :

Le signal électrocardiographique ECG peut être affecté par certaines maladies comme l'hyperthyroïdie, l'ischémie et l'hypokaliémie. Aussi, l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG, notamment la dioxine qui bloque la conduction AV et ralentit la fréquence cardiaque et la digitaline qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT.

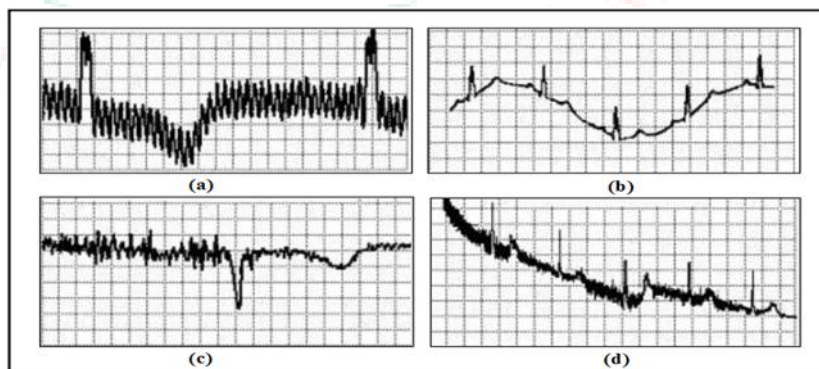


Figure I.13 : Bruits présents dans un signal ECG

(a) : bruit du secteur 50Hz ; (b) : fluctuations de la ligne de base ;(c) : le signal EMG ;(d) : les artefacts dus aux mouvements du pâtre

I.6. La base de données MIT-BIH :

La base de données MIT-BIH est une base universelle qui contient 48 enregistrements d'une durée d'une demi-heure sur deux voies (DII et V5). Elle a été collectée par des chercheurs afin d'être utilisée comme une référence pour la validation et la comparaison des algorithmes sur le signal ECG.

Chaque enregistrement ECG est échantillonné à une fréquence de 360 Hz. L'avantage majeur de cette base est qu'elle contient un grand nombre de pathologies cardiaques, ce qui permet de valider les algorithmes sur un grand nombre de cas de signaux ECG.

Les enregistrements correspondent à des sujets qui sont 25 hommes âgés de 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans.

Les signaux sont numérotés de 100 à 124 pour le premier groupe qui comporte une variété de formes d'ondes et de 200 à 234 pour le deuxième qui comporte une variété de cas pathologiques.

Chaque enregistrement a été annoté indépendamment par plusieurs cardiologues (deux au moins) ce qui permet d'avoir des études plus fiables. L'annotation correspond à l'instant d'apparition du pic R du complexe QRS et au type du QRS (N, PVC, etc.). [15]

I.7. Conclusion :

L'électrocardiographie est une procédure de premier choix chez des patients se plaignant de précordialgies, lipothymies ou syncopes, symptômes qui peuvent être annonciateurs d'infarctus myocardique ou de mort subite. Il peut refléter des atteintes anatomiques, électrophysiologiques, métaboliques et hémodynamiques ; il procure une information qui souvent s'avère essentielle pour le diagnostic et le traitement de diverses anomalies cardiaques ; l'électrocardiogramme est le premier et le seul témoin de modifications se produisant à l'étage moléculaire et cellulaire.

Enfin l'électrocardiogramme est le seul examen couramment utilisé dans l'étude des troubles de conduction et des troubles du rythme. C'est un excellent instrument médical de diagnostic.



Chapitre II :

Filtrage Adaptatif

II.1 Introduction :

Généralement les signaux électrocardiogrammes ECG sont contaminés par des bruits.

Une branche très importante du traitement numérique du signal qui s'appelle les algorithmes du filtrage adaptatif numérique sont utilisés pour adresser plusieurs problèmes comme la modélisation et l'identification de système, l'égalisation de canal de communication et l'annulation de bruit. [16] Dans ce chapitre présente le filtrage adaptatif et l'algorithme RLS et l'application ECG.

II.2 Filtrage adaptatif :

Les développements modernes dans le domaine du filtrage adaptatif ont commencé dans les années 30 et 40 avec les travaux de Kolmogorov, Wiener et Levinson pour résoudre des problèmes d'estimation linéaire [17]. Il est utilisé chaque fois qu'un environnement est mal connu ou changeant, ou pour supprimer des perturbations situées dans le domaine des fréquences du signal utile, ce que les filtres classiques ne peuvent pas faire. Il est constitué de deux parties distinctes :

- un filtre numérique à coefficients ajustables.
- un algorithme de modification des coefficients basé sur un critère d'optimisation (Haykin1986). [18]

II.2.1 Principe du filtrage adaptatif :

Les méthodes adaptatives en traitement du signal, ont pour objectif :

L'adaptation des outils de traitement aux propriétés statistiques des signaux et des systèmes, ainsi que l'adaptation à leurs fluctuations dans le temps. Il s'agit donc d'un mélange bien équilibré, entre la stationnarité et le non stationnarité.

La stationnarité permet de maintenir de façon permanente, dans le temps les propriétés statistiques, grâce auxquelles sont éliminées ou tout au moins réduites les fluctuations purement aléatoires.

Le non stationnarité, est la variation lente ou rapide, au cours du temps des propriétés statistiques, sans lesquelles, il n'y aurait nul besoin d'adaptation. En l'absence de fluctuation des signaux et systèmes, le filtre optimal pourrait être calculé une seule fois. [19]

Le figure II.1 correspond à une opération effectuée sur un signal reçu $x(k)$ pour fournir une sortie $y(k)$ dont la différence avec un signal de référence $d(k)$ soit minimisée. Cette minimisation est obtenue en calculant les coefficients du filtre pour chaque nouvel ensemble de données, référence et signal reçu. [20]

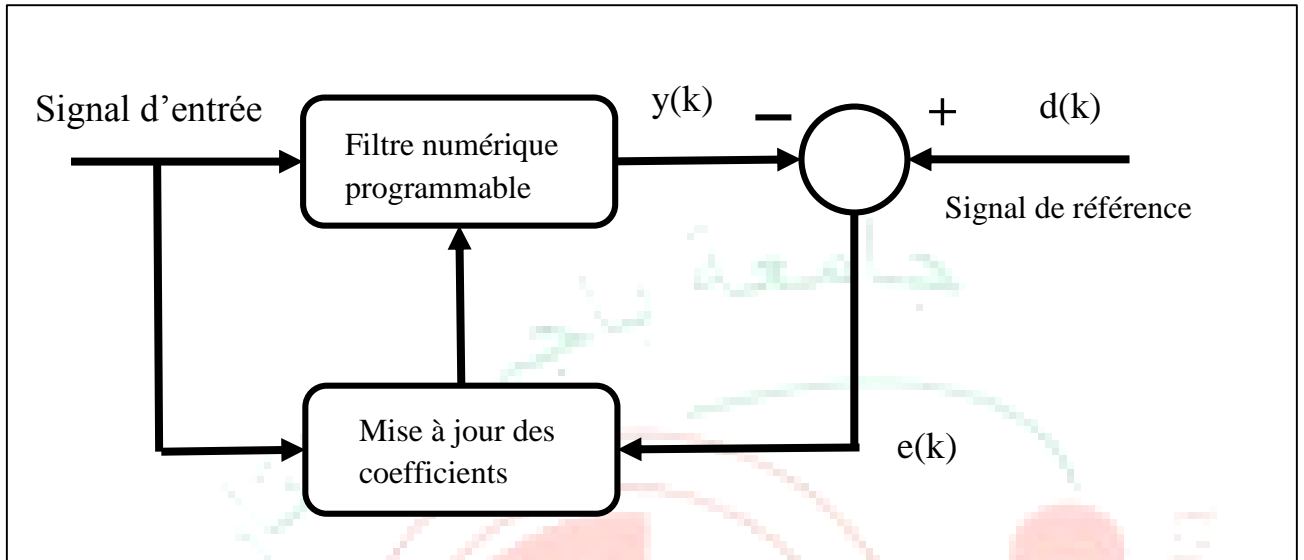


Figure : II.1 Principe du filtrage adaptatif

II.2.2 Application du filtrage adaptatif :

Le filtrage adaptatif est un outil puissant en traitement du signal, communications numériques, et contrôle automatique. Les applications sont diverses mais présentent les caractéristiques suivantes : on dispose d'une entrée $x(k)$ ainsi que de la réponse désirée (Référence) $d(k)$ et l'erreur $e(k)$, qui est la différence entre $d(k)$ et la sortie du filtre $y(k)$, sert à contrôler (adapter) les valeurs des coefficients du filtre. Ce qui différencie essentiellement les applications provient de la façon de définir la réponse désirée $d(k)$.

On peut distinguer quatre grandes classes d'applications :

II.2.2.1 Identification :

La figure II.2 illustre le contexte du problème d'identification. Celui-ci consiste en la détermination d'un filtre modélisant au mieux le comportement d'un système inconnu. Seuls sont connus les signaux d'entrée/sortie de ce processus. Le filtre représentant le modèle sera estimé à partir de l'observation de la différence entre la sortie du processus et son estimation à la sortie du filtre.

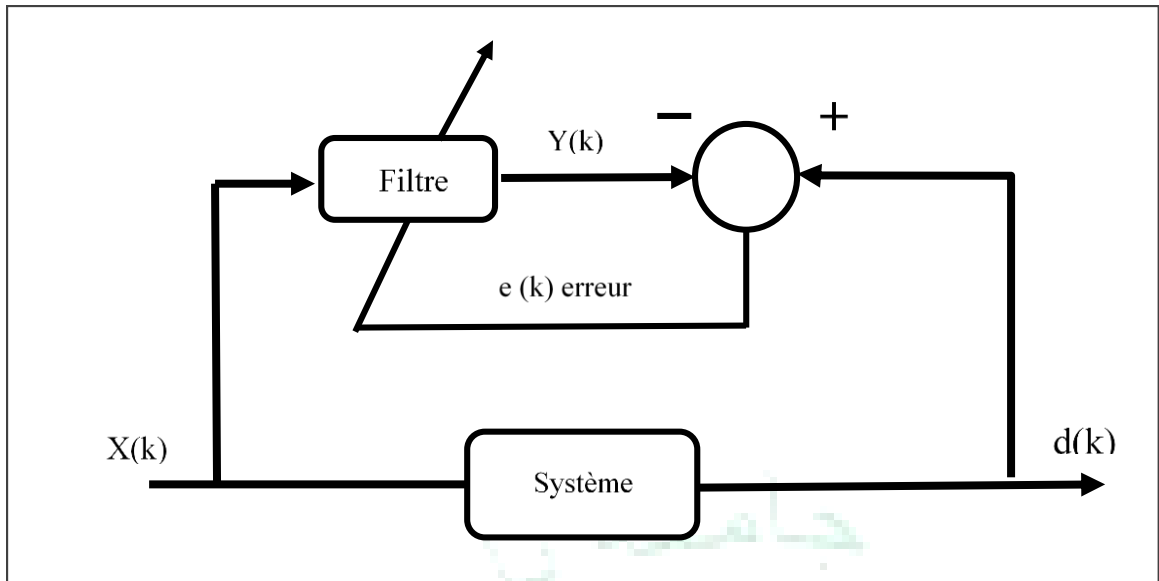


Figure II.2 Schéma identification d'un système par le filtrage adaptatif.

II.2.2.2 Prédiction :

La figure II.3 illustre le contexte du problème de prédiction. Ce problème consiste en l'estimation de la valeur future d'un signal à partir de l'information passée. Ce peut être par exemple pour prévoir la position future d'un objet, ou pour anticiper l'évolution future d'une grandeur afin de prendre au plus vite une décision.

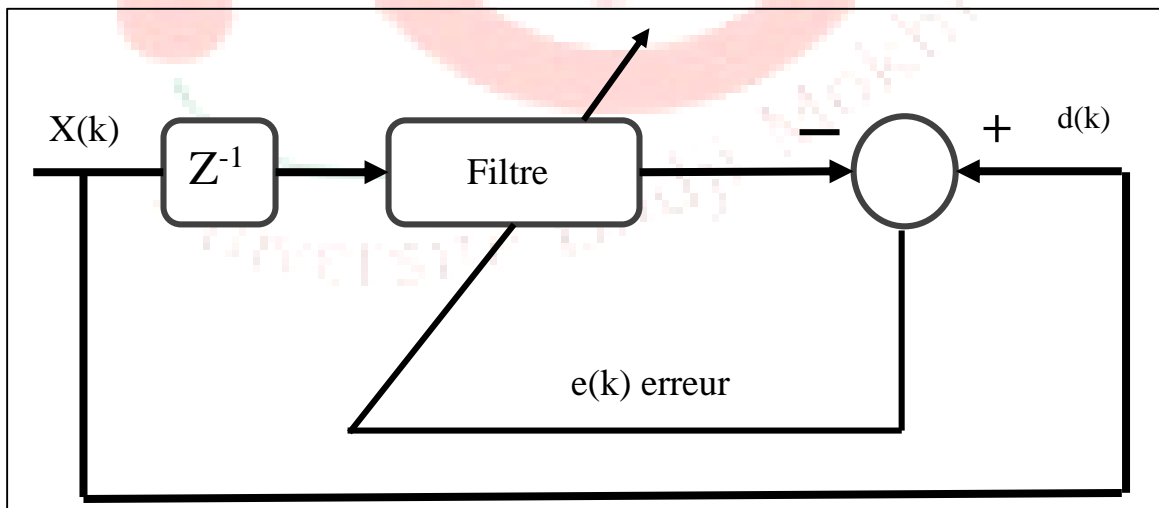


Figure II.3 Schéma de prédiction par le filtrage adaptatif

II.2.2.3 Modélisation inverse :

La figure II.4 illustre le contexte du problème de modélisation inverse. Il s'agit ici de reconstruire au mieux un signal de référence qui a été déformé par un système inconnu. Le filtre adaptatif doit permettre une compensation des déformations induites par le processus.

En télécommunication ce problème est désigné sous le nom de problème d'égalisation

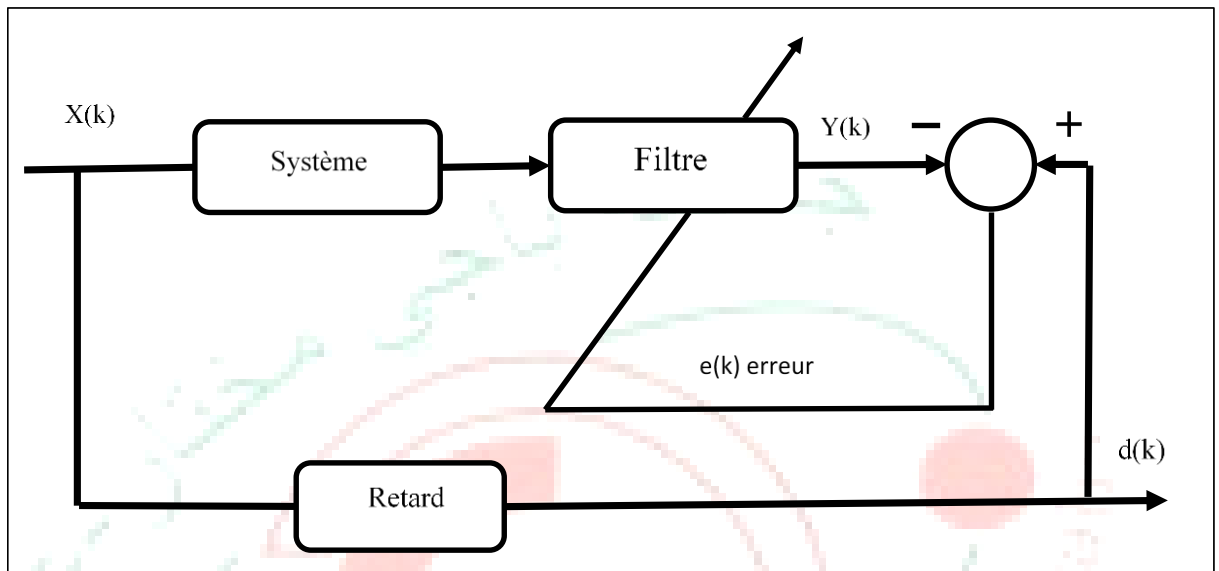


Figure II.4 Schéma de Modélisation inverse par le filtrage adaptatif

II.2.2.4 Annulation d'interférence :

La figure II.5 illustre le contexte du problème d'annulation d'interférence. Le problème de l'électrocardiogramme est un problème typique d'annulation d'interférence. On dispose d'un signal primaire électrocardiogramme du bébé, parasité par un signal de référence déformé. Ce signal de référence est l'électrocardiogramme de la mère.

Le filtrage adaptatif va permettre une compensation de l'influence de l'électrocardiogramme de la mère sur l'électrocardiogramme du bébé.

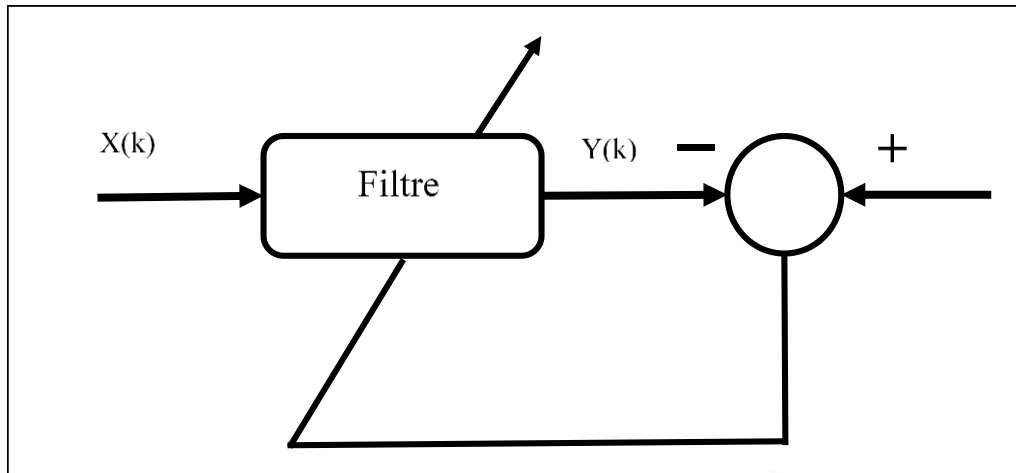


Figure II.5 Schéma d'Annulation d'interférence par le filtrage d'adaptatif

II.3 Critères de performance de l'algorithme :

Le choix de l'algorithme se fera en fonction des critères suivants :

- La rapidité de convergence qui sera le nombre d'itérations nécessaires pour converger «assezprès » de la solution optimale de Wiener dans le cas stationnaire.
- La mesure de cette « proximité » entre cette solution optimale et la solution obtenue.
- La capacité de poursuite (tracking) des variations (non-stationnarités) du processus. On examiner quels sont les algorithmes vraiment adaptatifs.
- La robustesse au bruit
- La complexité ;
- La structure (modularité, parallélisme,)
- Les propriétés numériques (stabilité –précision) dans le cas d'une précision limitée sur les données et les coefficients (problèmes d'implémentation en virgule fixe).

II.4 Critères d'évaluation de performance d'un filtre adaptatif :

- **Taux de convergence:**

Dans un système adaptatif, une convergence rapide vers la solution optimale est un critère désiré. Cependant, une convergence ne peut être considérée seule mais en conjonction avec d'autres critères. Par conséquent, il faut retenir que la convergence rapide :

- Ne veut pas forcément dire meilleure solution.
- Est recommandé pour des applications à haute fréquence (radiocommunications mobiles, téléphone portable (GSM), télévision numérique à haute définition ou HDTV et Asymptotic Digital Subscriber line ou ADSL).
- Est un critère important pour évaluer la performance d'un algorithme.

- **Erreur quadratique moyenne minimale (Minimum Mean Square Error, MMSE) :**

Indique dans quelle mesure le système est apte à exécuter sa tâche de filtrage. Une MMSE faible indique que le système adaptatif a «*Précisément*» convergé vers la solution désirée. Les paramètres qui peuvent affecter ce critère sont, mais ne se limitent pas à : l'ordre du système adaptatif, l'erreur de quantification et le bruit de mesure. L'erreur quadratique moyenne excédante (excédante MSE) est définie comme étant la différence entre l'erreur quadratique moyenne (MSE) réelle à la sortie du filtre adaptatif et ce qu'elle devrait être si les coefficients du filtre adaptatif étaient maintenus à leurs valeurs optimales.

- **L'erreur d'ajustement (misadjustment) dépend essentiellement de :**

- Bruit du gradient,
- La sensibilité des coefficients à l'effet de quantification (distorsion),
- L'ordre du filtre adaptatif,
- L'amplitude (grandeur) du bruit de la mesure.

- **Précision de l'estimation des paramètres du filtre :**

La précision de l'estimation des coefficients du filtre est plutôt importante dans la mesure où elle permet des conditions acceptables de l'erreur d'ajustement.

- **Charge de calcul:**

Une faible charge de calcul est particulièrement intéressante pour une implémentation matérielle en temps réel (DSP) et les applications où une faible consommation d'énergie est exigée.

- **Stabilité:**

Les filtres RIF sont intrinsèquement stables aussi longtemps que le facteur de convergence et constantes de gain sont appropriés. La stabilité devient un problème majeur lorsqu'il s'agit de filtres RII.

- **Robustesse:**

Il est difficile de mesurer quantitativement ce critère tant la robustesse est directement liée avec la stabilité du système adaptatif.

Elle indique à quelle mesure le système peut résister aussi bien aux aléas du signal d'entrée qu'aux effets de quantification.

- **Ordre du filtre:**

L'ordre du filtre, désigné par N , est intrinsèquement lié aux autres critères d'évaluation de la performance. Il indique à quel degré de précision le filtre adaptatif peut modéliser le système. Pour les systèmes surdéterminés, (l'ordre du filtre est supérieur à l'ordre du système), ou autrement, quand il y a trop de pôles/zéros dans le modèle du système, l'erreur quadratique moyenne aura la possibilité de converger vers zéro mais au prix d'une charge de calcul excessive. De la même manière, lorsque le système est sous déterminé, (l'ordre du filtre est inférieur à l'ordre du système), peu de calculs seront nécessaires. Par

Contre, l'erreur quadratique moyenne va converger vers un constant non nul.

[23]

II.5 Les algorithmes de filtrages adaptatifs :

Un algorithme adaptatif est un algorithme qui modifié son comportement au moment où il est exécuté, sur la base de l'information disponible et a priori défini rewa mécanisme (ou critère).ces informations peuvent être l'histoire de données récemment reçues, d'informations sur les ressources de calcul disponibles ou d'autres informations acquises à l'exécution (ou connues à priori) relatives à l'environnement dans lequel elles opèrent. [24]

Depuis plus de vingt ans, la nécessité d'obtenir cette solution optimale, avec un coût de calcul réduit, a entraîné une importante activité de recherche et la découverte de nombreux algorithmes. L'évolution considérable de la puissance de calcul des processeurs, depuis les années 70, aurait pu rendre ce problème de coût de calcul aujourd'hui obsolète. Cette évolution a plutôt eu comme effet d'entraîner le traitement numérique du signal vers de nouveaux domaines d'applications, pour lesquels le problème du coût de calcul est toujours d'actualité. Classifier et comparer les algorithmes des moindres carrés existants est une tâche difficile sujette à de nombreuses controverses. Il est cependant possible de distinguer trois grandes approches assez différentes [25].

II.6 Conclusion :

Nous avons réservé ce chapitre pour la littérature de filtrage adaptatif. On a donné le Principe, pour choisir l'algorithme le plus performant pour cette opération. On a choisis l'algorithme (RLS : réursive least square) pour filtrer le signal ECG, l'implémentation de ce l'algorithme dans cette application fera l'objet du dernier chapitre.

Chapitre III :
Etude de l'algorithme
RLS



III.1 Introduction :

Un algorithme adaptatif est un capable de changer automatiquement son comportement en fonction de son cotexte d'exécution pour atteindre des performances optimales. Les changements peuvent être sur les données manipulées par l'algorithme, des paramètres de configurations de l'environnement d'exécution et de l'occupation des ressources.

Ces algorithmes sont des algorithmes au sens classique, le terme adaptatif est ici utilisé pour souligner le fait que le comportement de l'algorithme peut varier de façon importante selon l'environnement [26]- [27].

On parle par exemple l'algorithme (RLS : réursive least square) de cet chapitre suivant.

III.2 L'algorithme RLS :

III.2.1 Définition :

En traitement numérique du signal, l'algorithme des moindres carrés récursifs (en anglais, RLS ou Réursive least squares) est un filtre adaptatif, un type de filtre. Il fournit une manière récursive pour calculer le filtre qui minimise une fonction d'erreur, plus précisément qui minimise les moindres carrés pondérer [28].

III.2.2 Propriété :

Sachant que les propriétés statistiques nous sont inconnues, on ne vas pas chercher à minimiser $E[e^2(n)]$ mais une somme finie d'erreur au carré donnée par :

$$\xi = \sum_{k=0}^n (\mathcal{X}(k) - \hat{\mathcal{X}}(k))^2 \quad (3.1)$$

Quand cette fonction coût est minimisée en utilisant ne réponse impulsionnelle $h(n)$ associée à $\hat{\mathcal{X}}(n)$, on obtient l'estimée des moindres carrés.

La réponse impulsionnelle est donc fonction des échantillons disponibles et non pas d'une moyenne statistique générale. Par analogie avec Wiener, elle est donnée par la relation :

$$\mathcal{R}_{yy}(n)h(n) = r_{yx}(n) \quad (3.2)$$

Où

$$\mathcal{R}_{yy}(n) = \sum_{k=0}^n y(k)y^T(k) \quad (3.3)$$

Et

$$\mathbf{r}_{yx}(\mathbf{n}) = \sum_{k=0}^{\mathbf{n}} \mathbf{y}(\mathbf{k})\mathcal{X}(\mathbf{k}) \quad (3.4)$$

La réponse impulsionnelle du filtre est donc à modifier à chaque nouvel échantillon. Pour limiter le nombre du calcul, on passe par une équation récursive :

$$\mathbf{h}(\mathbf{n}) = \mathbf{h}(\mathbf{n} - 1) + \mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n})\mathbf{y}(\mathbf{n})\mathbf{e}(\mathbf{n}) \quad (3.5)$$

Où

$$\mathbf{e}(\mathbf{n}) = \mathcal{X}(\mathbf{n}) - \mathbf{h}^T(\mathbf{n} - 1)\mathbf{y}(\mathbf{n}) \quad (3.6)$$

Et où

$$\mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n}) = \mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n} - 1) - \frac{\mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n} - 1)\mathbf{y}(\mathbf{n})\mathbf{y}^T(\mathbf{n})\mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n} - 1)}{(1 + \mathbf{y}^T(\mathbf{n})\mathcal{R}_{yy}^{-1}(\mathbf{n} - 1)\mathbf{y}(\mathbf{n}))} \quad (3.7)$$

Ces trois équations sont connues sous le nom de l'algorithme RLS. Le détail de cet algorithme est donné ci-dessous. [26]

$$\mathcal{R}_{yy}(0) = \frac{1}{\delta} I_N, \delta \text{ est le plus nombre positif}$$

$$\mathbf{h}(0) = 0$$

Pour chaque échantillon $n = 1, 2, \dots$ Faire

$$\hat{\mathcal{X}}(n) = \mathbf{h}^T(n - 1)\mathbf{y}(n)$$

$$\mathbf{e}(n) = \mathcal{X}(n) - \hat{\mathcal{X}}(n)$$

$$\mathcal{R}_{yy}^{-1}(n) = \frac{1}{\alpha} (\mathcal{R}_{yy}^{-1}(n - 1) - \frac{\mathcal{R}_{yy}^{-1}(n - 1)\mathbf{y}(n)\mathbf{y}^T(n)\mathcal{R}_{yy}^{-1}(n - 1)}{(\alpha + \mathbf{y}^T(n)\mathcal{R}_{yy}^{-1}(n - 1)\mathbf{y}(n))})$$

➤ Les étapes de l'algorithme RLS est présenté comme suit

(1) Quantités obtenues au temps t et disponibles au temps $t+1$:

Inverse de la matrice d'autocorrélation : $\mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t)$
 Vecteur des coefficients du filtre : $\mathcal{A}_{p-1}(t)$

2) Nouvelles données au temps $t+1$:

Vecteur de données reçues : $\mathcal{X}_{p-1}(t+1)$
 Signal de référence : $\mathcal{X}_p(t+1)$

(3) Calcul du nouveau filtre au temps $n+1$:

Erreur de prédiction avant : $e_p^{1 \rightarrow p-1}(t+1) = \mathcal{X}_p(t+1) - \mathcal{A}_{p-1}^T(t) \mathcal{X}_{p-1}(t) \mathcal{X}_{p-1}(t+1)$

Calcul du gain de Kalman : $G_{p-1}(t+1) = \frac{\mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t) \mathcal{X}_{p-1}(t+1)}{\lambda + \mathcal{X}_{p-1}^T(t+1) \mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t) \mathcal{X}_{p-1}(t+1)}$

Mise à jour du filtre au temps $t+1$: $\mathcal{A}_{p-1}(t+1) = \mathcal{A}_{p-1}(t) + G_{p-1}(t+1) e_p^{1 \rightarrow p-1}(t+1)$

Propagation de l'inverse de $\mathcal{R}_{p-1}(t+1)$;

$$\mathcal{R}_{p-1}(t+1) : \mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t+1) = \frac{1}{\lambda} (\mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t) - G_{p-1}(t+1) \mathcal{X}_{p-1}^T(t+1) \mathcal{R}_{p-1}^{-1}(t))$$

III.2.3 La convergence du RLS :

On définit l'erreur quadratique moyenne par la fonction : $J_w(\mathbf{n}) = E[\mathbf{e}(k)]^2$

Lorsque les coefficients $\mathbf{h} \rightarrow \mathbf{h}_0$ (les coefficients optimaux) la fonction J_w deviennent :

$$J_w(\mathbf{n}) = J_{wmin}(\mathbf{n}) + \frac{1-\lambda}{1+\lambda} \cdot \frac{1+\lambda^{k-1}}{1-\lambda^{k-1}} \cdot N \cdot J_{wmin}(\mathbf{n}) \tag{3.8}$$

Notons que le deuxième terme du côté droit de l'équation (3.8) représente une déviation positive par rapport à J_{wmin} , ce terme converge vers sa valeur finale tant que k agrandit.

La vitesse de convergence de ce terme est déterminée par le facteur λ^{k-1} ou tout simplement λ^k , à partir de ce terme on définit la constante du temps τ_{RLS} associé à l'algorithme RLS en utilisant l'équation suivante :

$$\lambda^k = e^{-k/\tau_{RLS}} \Leftrightarrow \tau_{RLS} = -\frac{1}{\ln \lambda}$$

$$\Leftrightarrow \tau_{RLS} \approx \frac{1}{1-\lambda} \quad (3.9)$$

En stationnaire : Si $\lambda=1$ donc il n'y a pas d'erreur en excès et la convergence est assurée en $2M$ itérations.

En non stationnaire : Si $\lambda \leq 1$ donc l'erreur en excès est proportionnelle à λ et la vitesse est proportionnelle à $1-\lambda$.

D'après (3.9) la convergence du RLS est contrôlée, seulement, par un seul mode de convergence.

La convergence du RLS ne dépend pas de R , elle est très rapide en vue du facteur λ qui est pris très proche de un.

III.2.4. Avantages et Inconvénients du RLS :

- **Les Avantages :**

Les propriétés (vitesse, erreur en excès) de convergence bien supérieures à celles du LMS et indépendantes du conditionnement des données.

- **Les Inconvénients :**

Coût calculatoire exorbitant : de l'ordre de M^2 opérations (stockage et inversion d'une matrice) d'où l'intérêt des algorithmes rapides. [29]

III.3 Traitement de signal d'ECG par RLS :

III.3.1 Définition de logiciel utilisé (MATLAB) :

MATLAB [38] est un environnement de calcul intégré basé sur un langage de programmation qui Permette développement rapide d'applications. Le langage permet la manipulation d'objets mathématiques à l'aide de fonctions.

MATLAB dispose de fonctions de calcul de base ainsi que de bibliothèques plus spécialisées appelées boîtes à outils «Toolboxes».

III.3.2 Description de la base de données MIT-BIH :

III.3.2.1 Fichiers de la base MIT-BIH :

Pour chaque enregistrement de la base de données, il existe trois fichiers différents avec les extensions suivantes : dat, hea et atr.

III.3.2.1.a Fichier de données (*.dat) :

Il contient les données numérisées du signal ECG. Deux signaux différents correspondant aux deux dérivations sont stockés dans le même fichier, exemple : 100.dat.

III.3.2.1.b Fichier header (*.hea):

C'est un fichier entête ; il contient les paramètres d'interprétation du fichier de données correspondant et qui permettent au programme de l'utiliser (fréquence d'échantillonnage, gain d'amplification, dérivations utilisées, nombre d'échantillons, pathologie, etc.).

III.3.2.1.c Fichier annotation (*.atr) :

Il comporte les positions ou les moments d'apparition des pics R du complexe QRS du signal données. Ces emplacements ont été marqués manuellement par plusieurs cardiologues.

On trouve un nombre donnant l'ordre du pic R ainsi qu'une marque correspondant au type du QRS (normal ou anormal). [15]

III.3.3 Paramètres d'évaluation des performances :

Les paramètres d'évaluation des performances sont constitué de deux paramètres :

III.3.3.a MSE :

L'erreur quadratique moyenne est une manière d'évaluer la différence entre un estimateur et la valeur réelle de la quantité doit être calculée. Le MSE mesure la moyenne du carré de "l'erreur", avec la valeur d'erreur, dans lequel l'estimateur est différente de la quantité à estimer.

L'erreur quadratique moyenne (MSE) est définie via l'équation mathématique :

$$MSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F_i - O_i)^2} \quad (3.10)$$

Où

F_i = les valeurs de la prévision du paramètre en question.

O_i = la valeur de vérification correspondante (observée ou analysée)

N = le nombre de points de vérification (points de grille ou points d'observations) dans la zone de vérification.

III.3.3.b RSB :

La qualité d'un signal est souvent représentée par le «rapport signal/bruit" pour :

$$X(t) = S(t) + b(t).$$

Le rapport signal sur bruit est défini par :

$$RSB = \frac{W_s}{W_n} \quad (3.11)$$

Où

W_s Est l'énergie du signal $s(t)$ et

W_n Est l'énergie du bruit $b(t)$

Le RSB est souvent représenté avec une échelle logarithmique appelée décibels et noté dB.

III.4 Résultats et Discussion :

Nous avons utilisé logiciel MATLAB, pour écrire un programme qui nous permet supprimer le bruit dans le signal ECG et d'obtenir le signal original de cœur et le signal filtré par l'algorithme RLS à l'aide de la base de données d'arythmies MIT-BIH, qui est montré comme suit :

```

1- Fs = 360;
2- frameSize = 500;
3- fileName = 'ecgsig.mat';
4- winLen = 13; % Window length for the filters.
5
6- fileReader = dsp.MatFileReader('FileName',fileName, ...
7- 'VariableName','ecgsig','SamplesPerFrame',frameSize);
8- scope = dsp.TimeScope('SampleRate',Fs,'TimeSpanOverrunAction','Scroll', ...
9- 'TimeSpan',2,'YLimits',[-1.5 1.5],'ShowGrid',true, ...
10- 'NumInputPorts',2,'LayoutDimensions',[2 1]);
11- scope.ActiveDisplay = 1;
12- scope.Title = 'noise-sig';
13- scope.ActiveDisplay = 2;
14- scope.Title = 'RLS Filtered Signal';
15- movAvg = dsp.MovingAverage(winLen);
16- while ~isDone(fileReader)
17-     x = fileReader();
18-     y = movAvg(x);
19-     scope(x,y);
20- end
21
22- % Clean up
23- release(scope);
24- reset(fileReader);
25- reset(scope);
26- noise_coeff = 0.5; %randomize the amplitude of the noisy eeg signal
27- noise_signal = 2*sin(2*pi*50*t); %add 50Hz noise from power supply
28- noise_signal = noise_signal'; %transpose vector
29- dirty_signal = real_sig + noise_coeff*noise_signal; %mix the Real time eeg sample signal with the noisy 50 Hz sine
30- eqls = lineareq(1,rls(1.5,0.5));
31- eqls.SigConst = 'sigConst';

```

```

7- 'VariableName','ecgsig','SamplesPerFrame',frameSize);
8- scope = dsp.TimeScope('SampleRate',Fs,'TimeSpanOverrunAction','Scroll', ...
9- 'TimeSpan',2,'YLimits',[-1.5 1.5],'ShowGrid',true, ...
10- 'NumInputPorts',2,'LayoutDimensions',[2 1]);
11- scope.ActiveDisplay = 1;
12- scope.Title = 'noise-sig';
13- scope.ActiveDisplay = 2;
14- scope.Title = 'RLS Filtered Signal';
15- movAvg = dsp.MovingAverage(winLen);
16- while ~isDone(fileReader)
17-     x = fileReader();
18-     y = movAvg(x);
19-     scope(x,y);
20- end
21
22- % Clean up
23- release(scope);
24- reset(fileReader);
25- reset(scope);
26- noise_coeff = 0.5; %randomize the amplitude of the noisy eeg signal
27- noise_signal = 2*sin(2*pi*50*t); %add 50Hz noise from power supply
28- noise_signal = noise_signal'; %transpose vector
29- dirty_signal = real_sig + noise_coeff*noise_signal; %mix the Real time eeg sample signal with the noisy 50 Hz sine
30- eqls = lineareq(1,rls(1.5,0.5));
31- eqls.SigConst = 'sigConst';
32- eqls.ResetBeforeFiltering = 0;
33- plot(abs(errorSig))
34- title('Error Estimate, RLS Equalizer')
35- xlabel('Symbols')
36- ylabel('Amplitude')

```

Figure III.1 : Programme de simulation de MATLAB qui présenté les trois signaux (Signal ECG original, signal ECG bruité, signal filtré par l'algorithme RLS)

Grace au programme (figure III.1), on obtient les formes des signaux suivant :

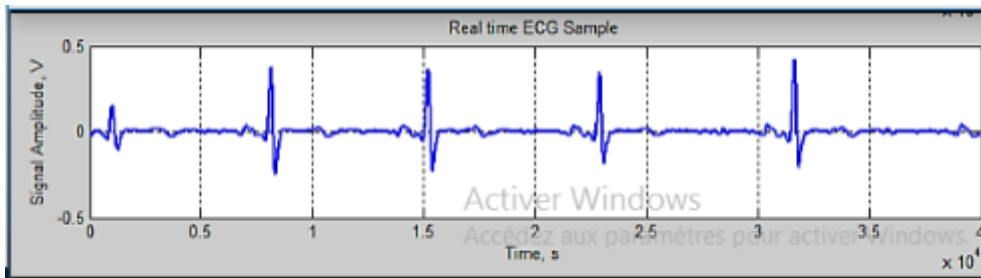


Figure III.2 : Signal ECG original

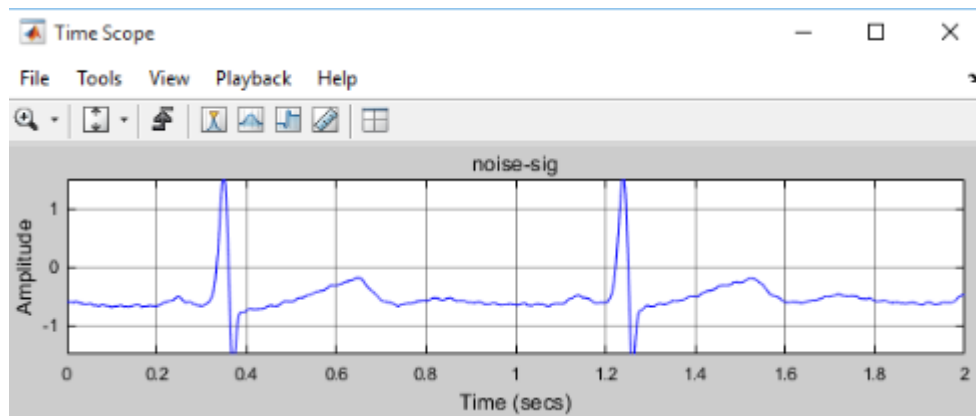


Figure III.3 : Signal ECG bruité

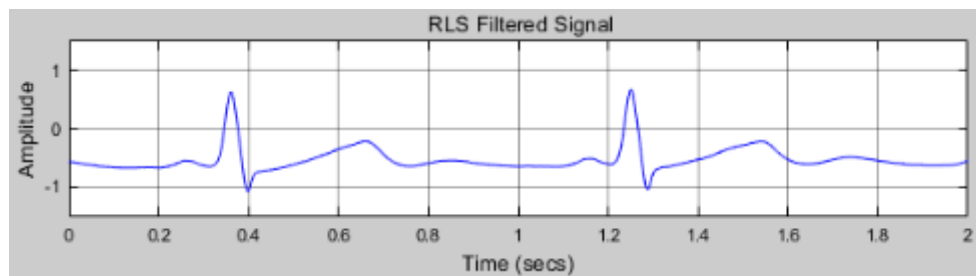


Figure III.4 : signal ECG filtré par l'algorithme RLS

1-Calcul L'erreur quadratique moyenne : EOM (Mean Square Error /MSE) :

La formule de l'équation MSE :

$$MSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F_i - O_i)^2}$$

A grâce les formes des signaux on obtient les valeurs suivant :

N= 3

F_i	1.50	0.10	1.30
O_i	0.90	-0.90	0.99

$$MSE = \sqrt{1/N} \sum_{i=1}^N [(F1 - O1)^2 + (F2 - O2)^2 + (F3 - O3)^2]$$

AN:

$$MSE = \sqrt{1/3} [(1.5-0.9)^2 + (0.1-(-0.9))^2 + (1.3-0.99)^2]$$

$$MSE = 0.6928$$

2- calcul Le rapport signal sur bruit : RSB (Signal-to-noise ratio /SNR) :

La formule de l'équation RSB :

$$RSB = \frac{w_s}{w_n}$$

Ou :

$$RSB = 10 \log \left(\frac{w_s}{w_n} \right)$$

AN :

$$RSB = 10 \log \sqrt{\frac{1}{3} \left(\frac{(1.5 - 0.9)^2 + (0.3 - (-0.9))^2}{(0.4 - 0.3)^2 + (0.69 - (0.64))^2} \right)}$$

$$RSB = 6.17 \text{ db}$$

III.5 Conclusion :

Enfin, nous disons que l'algorithme RLS est le filtre idéal pour éliminer les signaux haut fréquence pour l'activité musculaire autre que le noyau et l'interférence des appareils électriques, En plus cette la converge plus rapidement.

Conclusion générale

Le signal ECG (Electrocardiogramme) traduit l'activité électrique du cœur. Il est universellement utilisé par les spécialistes dans le diagnostic des pathologies cardiaques.

Dans ce travail, nous avons abordé l'un des problèmes d'acquisition du signal ECG ; Le bruit à travers le filtrage adaptatif et l'implémentation de ce filtre pour éliminer le bruit du 50 Hz.

Nous disons à ce filtrage adaptatif de ce bruit est l'une d'étapes la plus importante pour faire apparaître clairement les paramètres du signal ECG.

On remarque dans les résultats visuels que l'algorithme de filtrage adaptatif RLS donne des résultats meilleurs, à cause de convergence plus rapide, et nous avons choisi parmi les critères d'évaluation des performances, le RSB (rapport de signal bruit) qui avait une valeur élevée, par opposition à une valeur MSE (d'erreur quadratique moyenne) qui était faible. Cela indique que l'algorithme RLS d'une bonne qualité de filtrage.

On a ajouté un bruit blanc gaussien pour augmenter l'intensité de bruit sur les enregistrements des signaux ECG issues de la base de données MIT-BIH pour une meilleure d'algorithme RLS.

Enfin ; nous pouvons envisager, comme perspectives, d'utiliser d'autre algorithme plus complexe et plus robuste pour le filtrage adaptatif du signal ECG.

Bibliographie

- [1] A.D. Waller, "A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart beat", in: *Physiol.* 8, 229-234, 1887.
- [2] I.E.W.Einthoven: "The man. The string galvanometer electrocardiograph", in: *Arch. Intern. Med.*, 148, 453-455, 1988.
- [3] C. Fisch, "The clinical electrocardiogram", A classic, in: *Circulation*62 (Suppl .III), 1-4, 1980.
- [4] H.J.J. Wellness, "The electrocardiogram 80 years after Einthoven", in: *J. Am. Coll.Cardiol.-Vol.07*, pp. 484-491, 1986.
- [5] D.M. Krikler, "Electrocardiography then and now. Where next?" in *Br. Heart J.* 57, 113
- [6] :M.Arbatni Khaled," Réseaux de Neurones Appliqués l'Analyse et à la Modélisation non linéaire du Signal ECG", mémoire magister, Université de Mentouri Constantine, 17 décembre 2007.
- [7] F. BOUSEFSAF « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » THÈSE de doctorat, UNIVERSITÉ DE LORRAINE,
- [8] «Système cardiaque Anatomophysiologie cardiaque», cours, CHUM -Direction des soins infirmiers, Montréal, Novembre 2007
- [9] S. Tawara: «The conduction system of mamma line heart ».imperial press, 2000.
- [10] B. Surawicz, "abnormalities, in : *Comprehensive Electrocardiology* ", Mac Farlane
- [11] "Encyclopédie Universalis", Vol. 8, pp. 141-147, 1996

- [12] ALPHA, Vol. 6, pp. 2157, Ed. Grange Batelière.
- [13] R. Wasserburger, W.J.Alt., "The normal RS-T segment elevation variant", in: Am. J. Cardiol., Vol. 8, pp. 184-192, 1961.
- [14] Rangayyan Rangaraj M., —Biomedical Signal Analysis: A case study approach, Wiley-IEEE press, December 2001
- [15] BENALI Radhwane, « Analyse du Signal ECG par Réseau Adaptif d'Ondelettes en Vue de la Reconnaissance de Pathologies Cardiaques », Mémoire de thèse de doctorat, Université de Abou Bekr Belkaid, Avril 2013.
- [16] Hocine Merabt, « filtrage adaptatif a très faible longueur binaire a base des algorithmes génétiques », Mémoire de thèse l'université du Québec à Trois-Rivières, Juillet 2014.
- [17] S.C.Douglas, "Introduction to Adaptive Filters", CRC Press LLC, 1999.
- [18] DIDIER FELIX EKE, « Méthode d'identification en virgule Fixe d'un Modèle non linéaire Basé sur les algorithmes génétique », l'université du Québec à Trois-Rivières, Mai 2008
- [19] Jacob BENESTY, « Traitement des signaux numériques –II Filtrage adaptatif et analyse spectrale », 2005.
- [20] Bellenger M. (2005) traitement des signaux théorie et application.
- [21] [Pouliquen, 2009]. [http://www. mathieu.pouliquen@greyc.ensicaen.fr](http://www.mathieu.pouliquen@greyc.ensicaen.fr) Introduction au filtrage adaptatif et à l'égalisation. ENSI Caen.
- [22] J-F.Bercher & P. Jardin « Introduction au Filtrage adaptatif » - ESIEE Paris ; I4-TTS 2003.
- [23] Maurcie CHARBIT ; « Filtre de Wiener », Juin 2002.
- [24] <https://WWW.24Pm.com> ; 227-algorithme adaptatif.
- [25] Michel Terré « Filtrage Adaptatif et Egalisation, DEA Système de communications hautes fréquences UEn°1, version 1.0, Octobre 2003.
- [26] François Michaut et Maurice Bellanger, Filtrage Adaptatif : théorie et algorithmes, Hermes Science ,2005.
- [27] Franck Nielsen, Algorithmes géométriques adaptatifs (thèse de doctorat), 1996.
- [28] Monson H.Hayes; statistical Digital signal processing and Modeling. New York, Wiley ,1996; 608 p ; ce document provident de <https://Fr.wikipedia.org/w/index.php> titel = Algorithmes-des –moindres-carrés-récurrents&. Oldid=16459.7508 ».
- [29] Chabert (2007). http://www.master-siao.enseiht.fr/documents/doc_cours/algota2.pdf.
Résumé du cours de filtrage adaptatif.
- [30] Site Officiel de l'OMS : [http://www.who.int/fr/news-room/factsheets/detail/cardiovasculareases-\(cvds\)](http://www.who.int/fr/news-room/factsheets/detail/cardiovasculareases-(cvds)) (consulté le 28 /08/2008).

