

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

BADJIMOKHTAR-ANNABAUNIVERSITY
UNIVERSITE BADJI MOKHTAR ANNABA



جامعة باجي مختار- عنابة

Faculté: Sciences de l'Ingéniorat

Département: Électronique

MEMOIRE

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de : MASTER

Intitulé :

Débruitage d'un signal ECG par l'algorithme LMS

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Électroniques

Spécialité: Électronique Biomedical

Par :

karfa nour elhouda

DEVANT Le JURY

Président : MESSADEG Djemil

Pr UBM Annaba

Directeur de mémoire: BOUSBIA SALAH Mounir

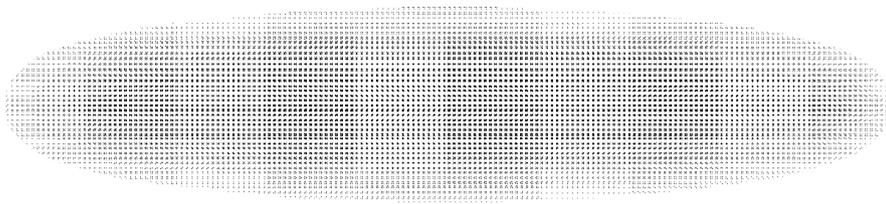
Pr UBM Annaba

Examineurs: BOUGHAZI Mohamed

Pr UBM Annaba

HAFS Toufik

MCB UBM Annaba



Dédicaces

J'ai le grand plaisir de dédier ce travail :

A la femme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, à toi Ma Mère.

Aux personnes dont j'ai bien aimé la présence dans ce jour, à toutes mes sœurs et mes frères ,à le plaisir leurs revient en premier lieu pour leurs conseils, aides et encouragements.

A tous mes aimables amis : Nedjima, Lilia, Soumaya, Et mon rossignol, A mes tantes et mes oncles, A toute la famille Karfa. et Chenairia

A tous ceux qui m'ont aidé durant études universitaires,

Surtout wassila, mouna, sabah,tarek

A toute ma promotion de l'Électronique biomédicale

Enfin À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.





بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

۞ اللَّهُ لَا إِلَهَ إِلَّا هُوَ الْحَيُّ الْقَيُّومُ لَا تَأْخُذُهُ سِنَّةٌ وَلَا نَوْمٌ لَهُ مَا فِي السَّمَاوَاتِ وَمَا فِي
الْأَرْضِ مَنْ ذَا الَّذِي يَشْفَعُ عِنْدَهُ إِلَّا بِإِذْنِهِ يَعْلَمُ مَا بَيْنَ أَيْدِيهِمْ وَمَا خَلْفَهُمْ وَلَا يُحِيطُونَ
بِشَيْءٍ مِّنْ عِلْمِهِ إِلَّا بِمَا شَاءَ وَسِعَ كُرْسِيُّهُ السَّمَاوَاتِ وَالْأَرْضَ وَلَا يَئُودُهُ حِفْظُهُمَا
وَهُوَ الْعَلِيُّ الْعَظِيمُ ۞



« J'ai appris que le succès ne doit pas être mesuré par la position qu'on a atteint dans la vie, mais par les obstacles qu'on a dû surmonter, tout en essayant de réussir »

Remerciements

Je remercie avant tout, Dieu le tout puissant de m'avoir donné santé, volonté et courage pour effectuer ce travail.

Nous tenons d'abord à remercier très chaleureusement mon encadreur le professeur BOUSBIA SALAH Mounir qui m'a permis de bénéficier de son encadrement.

Les conseils qu'il m'a prodigués, la patience, la confiance qu'il m'a témoigné ont été déterminants dans la réalisation de notre travail de recherche.

Je remercie particulièrement les membres du jury de m'avoir fait l'honneur d'accepter d'évaluer mon travail.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs, intervenants et toutes les personnes qui par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions et ont accepté de me rencontrer et répondre à mes questions durant mes recherches. Merci...c'est un mot trop simple. Ce que je souhaiterais exprimer est au-dessus de cela. Je suis à la fois touchée et reconnaissante pour l'aide que tu m'as apportée...et je ne pourrai jamais te remercier assez.

Je remercie ma mère qui est toujours été là pour moi, « Vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargnant ni santé ni efforts. Vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fière ».

mes frères et mes sœurs

Je tiens à remercier mes chères amies Nedjma, Lilia et Soumaya pour leur amitié, leur soutien inconditionnel et leur encouragement.

Je remercie tous mes Ami(e)s que j'aime tant, Samira, Khawla, Salma Pour leur sincère amitié et confiance, et à qui je dois ma reconnaissance et mon attachement.

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

Résumé

Le signal électrocardiogramme (ECG) est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients. Il représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps.

Le travail effectué, dans ce mémoire, consiste à étudier le débruitage d'un signal ECG par le filtre LMS d'ordre supérieur pour améliorer les performances de ces filtres.

Cette étude est principalement, axée sur :

- Le filtre LMS.*
- L'algorithme LMS est très simple*
- Référence est faite à son état d'origine.*
- Méthode plus rapide qui utilise le gradient de l'erreur quadratique moyenne.*
- Utile pour les implémentations en matériel et à haute vitesse.*

Mots clés : Signaux ECG, Débruitage des signaux ECG, filtrage adaptatif, Algorithme LMS.

Abstract

The electrocardiogram (ECG) signal is widely used as one of the most important tools in clinical practice to assess patients' cardiac status. It represents the variations of the electrical activity of the heart as a function of time.

The work performed in this dissertation consists of studying the denoising of an ECG signal by higher order LMS filter to improve the performance of these filters.

This study is mainly focused on:

- The LMS filter.*
- The LMS algorithm is very simple*
- Reference is made to its original state.*
- Faster method that uses the gradient of the mean squared error.*
- Useful for hardware and high speed implementations.*

Keywords: ECG Signals, ECG Signal noise suppression, algorithm LMS, adaptive filtering.

المملخص

تستخدم إشارة تخطيط القلب الكهربي على نطاق واسع, كأحد أهم الأدوات في الممارسة السريرية لتقييم حالة القلب للمرضى. وهو يمثل الاختلافات في النشاط الكهربي للقلب بدلالة الوقت .

يتكون العمل الذي تم إجراؤه في هذه الرسالة على دراسة تقليل الضوضاء لإشارة تخطيط القلب باستخدام LMS فلتر عالي المستوى لتحسين أداء هذه المرشحات

تركز هذه الدراسة بشكل رئيسي على:

- LMS أفضل مرشح

- LMS خوارزمية بسيطة جدا

- إعادة الإشارة إلى حالتها الأصلية

- طريقة أسرع تستخدم التدرج لخطأ الوسط التربيعي

- مفيدة للأجهزة والتطبيقات عالية السرعة

كلمات مفتاحية: إشارات تخطيط القلب, إلغاء الضوضاء لإشارة تخطيط القلب, خوارزمية أقل المربعات المتوسطة, التصفية التكيفية

Table des Matières

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre I :Anatomie du cœur et l'électrocardiogramme	
I-1-Introduction	3
I-2- Historique de l'électrocardiogramme	3
I-3-Le cœur	4
I-3- Anatomie du cœur	4
I-3-2- Le cycle cardiaque	5
I-3-3- L'activité électrique du cœur	6
I-4- L'électrocardiogramme	7
I-4-1- Description du signal électro-cardiographique	7
I-4-2- Système de Dérivations électro cardiographiques	9
I-4-2-1- Les dérivations périphériques	9
I-4-2-2- Les dérivations périphériques polaires	9
I-4-2-3- Les dérivations périphériques unipolaires	10
1-4-2-3-1- Techniques d'enregistrement d'ECG	11
I-4-2-4- Les dérivations précordiales	11
I-5 Analyse de l'ECG.....	12
I-6 Les types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG	13
I-7 La base de données MIT-BIH.....	15

I-8 Conclusion	16
----------------------	----

Chapitre II : Filtrage adaptatif

II-1-Introduction	18
II-2- Le filtrage adaptatif	18
II-2-1-Principe du filtrage adaptatif	18
II-2-2-Application du filtrage adaptatif:.....	19
II -2-3-Critères d'évaluation de performance d'un filtre adaptatif :	20
II-3-Choix de l'algorithme	21
II-3-1-Algorithme du gradient stochastique (<i>LMS -least mean square</i>)	22
II-3-2-Convergence et stabilité de l'algorithme LMS	23
II-4-Erreur quadratique moyenne	2
II-5-Conclusion	24

Chapire III:L'étude de l'algorithme LMS

III-1-Introduction	26
III-2-La base de données de l'ECG	26
III-2-1-Description de la base de données MIT-BIH:	26
III-2-1-1-Fichiers de la base <i>MIT-BIH</i>	26
III-2-1-1-a. Fichier de données (*.dat)	26
III-2-1-1-b.Fichier header (*.hea)	27
III-2-1-1-c. Fichier annotation (*.atr)	27
III-3-Paramètres d'évaluation des performances :	27
III-4-Résultats et Discussion :	28
III-5-Organigramme de l'algorithme LMS	31
<i>III-6-Conclusion</i>	32

<i>Conclusion Générale</i>	34
Références Bibliographiques.....	36

Liste des figure

Chapitre I: Anatomie du cœur et l'électrocardiogramme

Figure I.1: Anatomie du cœur	4
Figure I.2 : cycle cardiaque	5
Figure I.3 : Extrait d'un électrocardiogramme correspondant à un cycle cardiaque	6
Figure I.4 : Positionnement des électrodes permettant d'obtenir un ECG à 12 dérivation	7
Figure I.5: Ondes standard d'un électrocardiogramme(ECG) normal.	8
Figure I.6 : Les dérivation bipolaires : à gauche, emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven ; à droite, représentation vectorielle des dérivation et forme d'ondes observées en surface.	10
Figure I.7 : Dérivation unipolaires de Wilson.	11
Figure I.8 : Système de Gold berger pour l'enregistrement des trois dérivation unipolaires des membres augmentées	11
Figure I.9 : Représentation vectorielle des dérivation unipolaires de Wilson (VR, VL et VF) et de Gold berger (aVR, aVL et aVF)	11
Figure I.10 : Emplacement des électrodes précordiales : V1 à V6.....	12
Figure I.11 : Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal	13
Figure I.12 : Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.....	15

Chapitre II: Filtrage adaptatif

Figure II-1: Principe du filtrage adaptatif	19
--	----

Chapitre I: L'étude de l'algorithme LMS

Figure III-1: Le Signal originale	26
Figure III-2: Le Signal bruité.....	26
Figure III-3: Le signal ECG filtré	27

Glossaire des Acronymes

ADSL Asymptotique Digital Subscriber Line

BC: Borne Centrale

DSP: Digital Signal Processing

ECG: électrocardiogramme

EMG : électro-myographiques

EQM: erreur quadratique moyenne

GSM : Global Système for Mobile

HDTV: High Digital Television

LMS: least mean square

MSE: Mean squared error

RIF: Réponse Impulsionnelle Finie

RII: Réponse Impulsionnelle Infinie

INTRODUCTION

GÉNÉRALE

Dans le monde des accidents, la principale cause de décès est la maladie cardiovasculaire. 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 arythmies cardiaques.

En réalité, l'examen ECG est un outil non invasif effectué par le médecin en vue d'explorer le fonctionnement du cœur par l'emploi des électrodes externes mises en contact de la peau. Il s'agit d'un signal qui reflète l'activité électrique du cœur. Toutefois, les enregistrements des électrocardiogrammes sont bien souvent bruités et parfois peu exploitables ; c'est alors qu'intervient le domaine du traitement du signal. Grâce aux différents outils que ce domaine nous propose, il est par exemple possible de débruiter et d'analyser les électrocardiogrammes de façon automatique. L'importation des méthodes de traitement du signal appliquées au domaine du médical, et en particulier cardiaque, fournissent alors une aide au diagnostic.

L'objectif de ce travail est le filtrage des signaux ECG en utilisant l'algorithme LMS. Le présent document est reparti en trois chapitres comme suit:

Le premier chapitre présente l'anatomie du cœur et le fonctionnement du système cardiovasculaire. Il permet en particulier de comprendre l'origine et la nature des signaux électriques enregistrés par l'électrocardiographie.

Le deuxième chapitre est dédié au filtrage adaptatif et ses différentes approches et Catégories. Une étude plus approfondie sera réservée à l'algorithme LMS.

Le dernier chapitre présentera l'application de l'algorithme LMS, les résultats du filtrage effectués sur les signaux ECG de la base de données MIT-BIH.

Le manuscrit est finalisé par une conclusion générale

CHAPITRE I :
ANATOMIE
DU CŒUR ET
L'ÉLECTROCARDIOGRAMME

Chapitre I : Anatomie du cœur et l'électrocardiogramme

I-1- Introduction:

A travers ce chapitre, une description générale du système cardiovasculaire est d'abord faite, suivie d'une description détaillée de l'activité physiologique cardiaque.

Cette présentation se limite principalement aux différents paramètres décrivant le signal électrocardiogramme (ECG) en vue d'une meilleure compréhension du travail présenté. [1]

Je termine le chapitre par décrire les différents types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG.

I-2- Historique de l'électrocardiogramme:

- 1842 Un physicien italien *Carlo Matteucci* montre qu'un courant électrique accompagne chaque battement cardiaque.
- 1887 Un physiologiste anglais *John Burden* publie le premier électrocardiogramme d'un humain.
- 1897 *Clément Ader*, ingénieur électronicien, adapte un système d'amplification appelé galvanomètre à corde, jusque là utilisé pour les communications télégraphiques sous-marines.
- 1903 *Einthoven* parvient à recueillir ces courants d'une manière satisfaisante en utilisant un montage électrique rappelant le pont de Wheatstone.
- Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet 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. [2]

I-3- Le COEUR:

Élément principal du système cardiovasculaire, qui est un muscle appelé myocarde, d'un volume de poignet sert à propulser le sang vers tout le corps humain à travers les vaisseaux sanguins. Dans le corps humain, le cœur se situe dans le médiastin. C'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum, sur le diaphragme. C'est un organe creux mû par un muscle, le myocarde, et enrobé du péricarde (*pericardium*) ; il est entouré par les poumons.

Les vaisseaux sanguins sont décomposés en deux grands systèmes, le système artériel et le système veineux. Le premier système assure l'acheminement du sang oxygéné vers les organes, et le deuxième sert à ramener le sang pauvre en oxygène au cœur. [3]

I-3-1- Anatomie du cœur:

Le cœur est un organe musclé constitué de quatre chambres. Les deux chambres supérieures sont appelées les oreillettes, tandis que les deux chambres inférieures sont appelées les ventricules. Le cœur est aussi séparé en deux parties : le cœur droit et le cœur gauche. Chacune de ces deux parties comprend donc une oreillette et un ventricule.

L'oreillette droite collecte le sang qui parcourt tout le corps (le sang "bleu") et l'envoie vers le ventricule droit afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être ré-oxygéné. De la même façon, l'oreillette gauche collecte passivement le sang qui traverse les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang fraîchement oxygéné (le sang "rouge") dans l'ensemble du corps comme montré sur la **figure I.1.** [4]

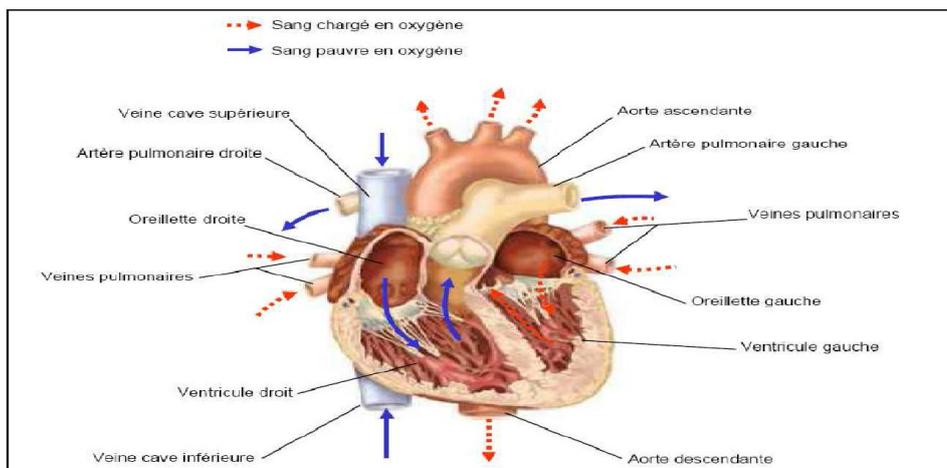


Figure I.1: Anatomie du cœur

I-3-2- 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'envoie dans le ventricule, les valvules s'ouvrent, le ventricule se contracte à son tour et 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. 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, 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 (**Figure I.2**). [5]

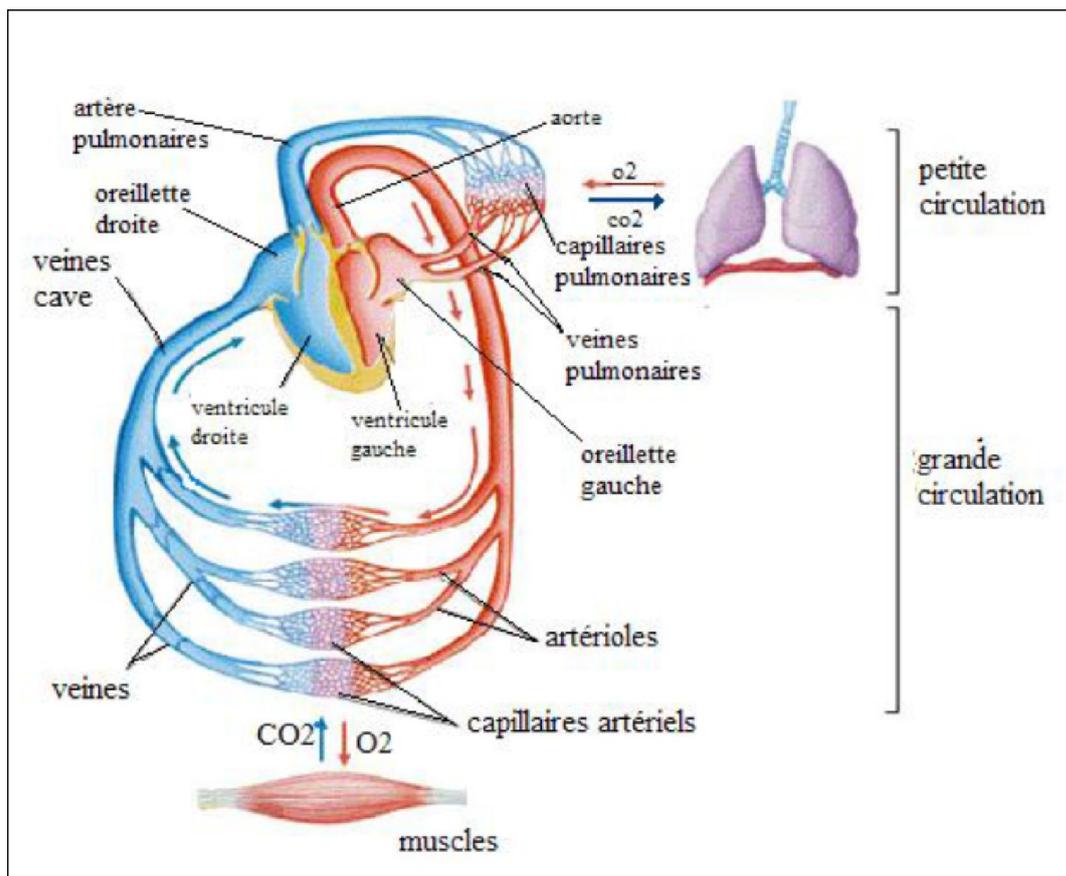


Figure I.2 : cycle cardiaque

I-3-3- L'activité électrique du cœur:

Le cœur est doté d'un tissu, le tissu nodal, capable de produire de manière automatique (De lui-même) des impulsions électriques responsables des contractions rythmiques du muscle cardiaque. L'influx électrique généré par ce tissu se propage à travers le cœur puis s'étend de proche en proche générant un faible courant sur la surface de la peau. En plaçant des électrodes sur la peau, de part et d'autre du cœur et sur les extrémités des bras et des jambes, il devient alors possible d'enregistrer les différences de potentiel électrique généré par ces courants. Un électrocardiogramme (ECG) correspond à l'enregistrement de ces différences de potentiel au cours du temps (**figure I.3**).

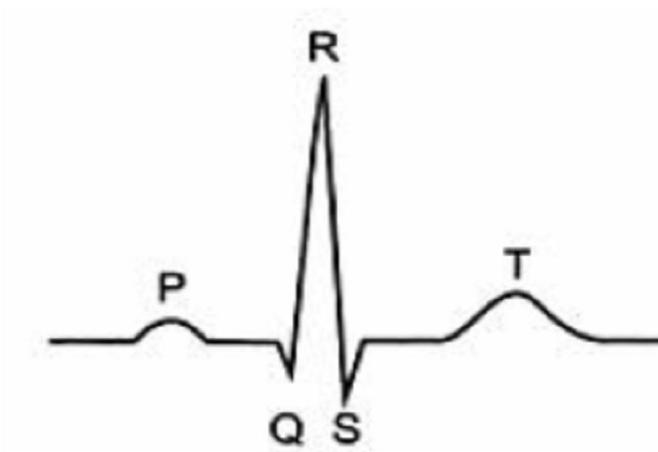


Figure I.3 : Extrait d'un électrocardiogramme correspondant à un cycle cardiaque

L'emplacement des électrodes sur les membres (bras, jambes) et la poitrine est standardisé et permet d'enregistrer douze tracés (ou dérivations). Les six dérivations des membres, dites périphériques (D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF), permettent d'observer l'activité électrique du cœur sur le plan frontal et les six dérivations de la poitrine, dites thoraciques ou précordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6), permettent d'observer l'activité électrique du cœur sur le plan horizontal (**figure I.4**). [6]

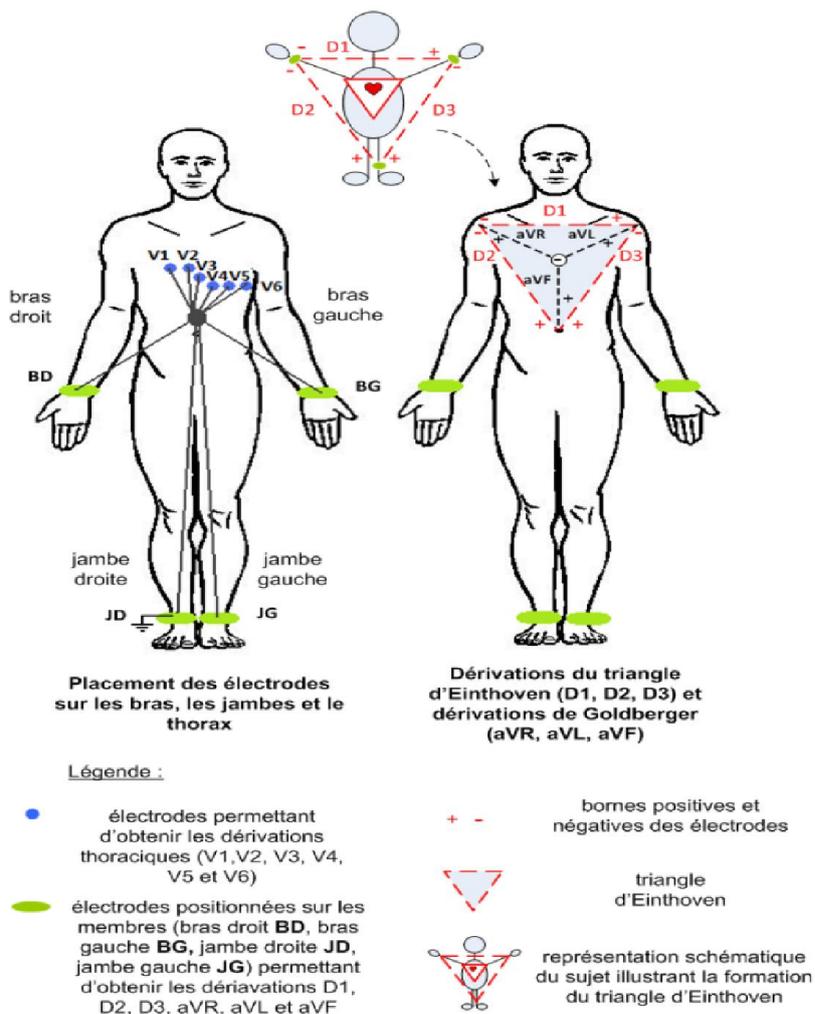


Figure I.4 : Positionnement des électrodes permettant d'obtenir un ECG à 12 dérivations

I-4- L'électrocardiogramme

I-4-1- Description du signal électro-cardiographique:

L'électrocardiogramme (ECG) est la représentation temporelle de l'évolution du champ électrique dans le muscle cardiaque à la surface du corps humain. Souvent il est considéré comme la superposition des ondes élémentaires. Par conséquent, dans le cas normal, il est assimilé à un signal quasi périodique.

L'ECG permet de visualiser sur papier millimétré les ondes électriques qui parcourent les oreillettes et les ventricules, offrant ainsi l'opportunité au médecin de juger de l'état structurel et fonctionnel du cœur de son patient. Il fait apparaître trois types d'onde qui sont respectivement l'onde P, le complexe QRS, et l'onde T. Ces ondes sont reliées par des segments isoélectriques ou des intervalles qui sont :

le segment PR, le segment ST et le segment QT. [7]

Le rythme cardiaque normal est composé par des ondes liées en général à des actions mécaniques du cœur. Elles sont définies comme suit:

L'onde P : représente la dépolarisation auriculaire ou (la systole auriculaire), l'espace PR ou espace PQ habituellement entre 0,12 et 0,20 seconde.

L'onde Q : quand elle existe, est la première déflexion négative qui suit l'onde P. Souvent, il n'existe pas d'onde Q. Sa durée peut atteindre 0.2sec.

L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P ; il est de grande amplitude car la masse des ventricules est supérieure à celle des oreillettes.

L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R.

Le complexe QRS : correspond à la dépolarisation ventriculaire ou (la systole ventriculaire), précédant l'effet mécanique de contraction (entre 0.06 et 0.1 seconde).

L'onde T : suit le complexe QRS elle représente la repolarisation des ventricules ; plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de repolarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation).

Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.

L'onde U : est une déflexion positive qui est parfois observée après l'onde T mais elle n'est pas utilisé pour le diagnostique. (Figure I.5). [8]

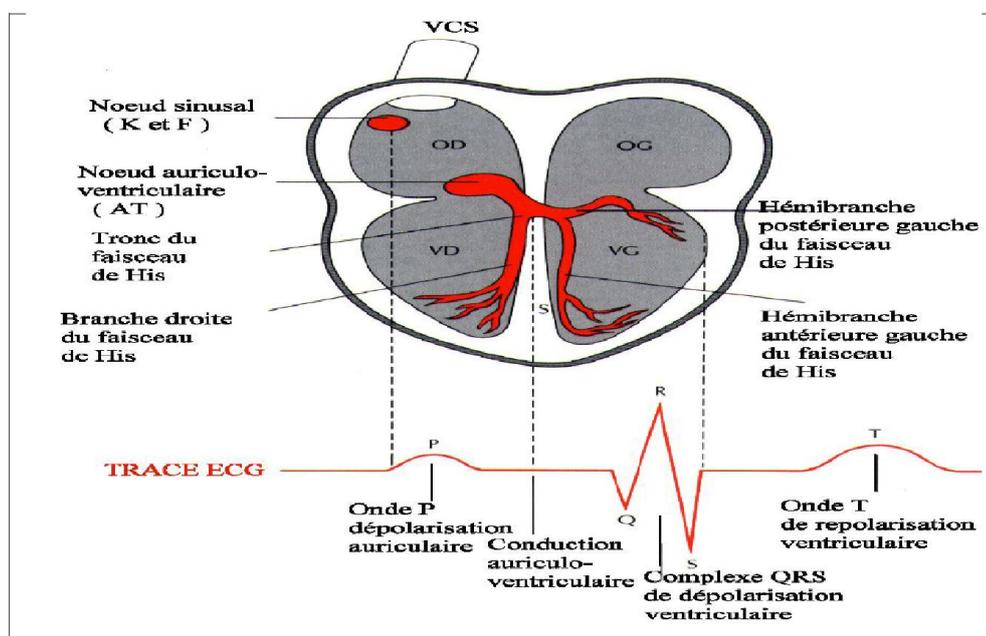


Figure I.5: Ondes standard d'un électrocardiogramme (ECG) normal.

1-4-2- Système de dérivations électro cardiographiques :

La dérivation en électrocardiographie correspond à une droite qui lie les deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électro-cardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivation consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. Plusieurs systèmes standardisés existent. En général en cardiologie clinique, on utilise 12 dérivations connues comme les dérivations standards. L'ECG à 12 dérivations, six dérivations frontales et six précordiales, a été standardisé par une convention internationale. Les différents points d'observation proposés par les dérivations standards permettent d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur. Les dérivations standards forment un système de 12 dérivations complémentaires :

- Trois dérivations bipolaires
- Trois dérivations unipolaires
- Six dérivations unipolaires précordiales [9]

1-4-2-1- Les dérivations périphériques:

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de quatre électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, L'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques. Elles ont été déterminées par Einthoven en 1912 (Les dérivations périphériques bipolaires) et complétées par Goldberger en 1942 (Les dérivations périphériques unipolaires). [1]

1-4-2-2- Les dérivations périphériques bipolaires:

Ce sont la dérivation périphérique standard d'Einthoven. Elles sont au nombre de trois. Ces dérivations sont bipolaires. Elles permettent la mesure des différences de potentiel entre des points très éloignés au niveau du corps. On distingue:

- La dérivation I (DI) : Mesure bipolaire entre bras gauche et bras droit.
- La dérivation II (DII) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras droit.

- La dérivation III (DIII) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras gauche. Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (**figure I.6**). [10]

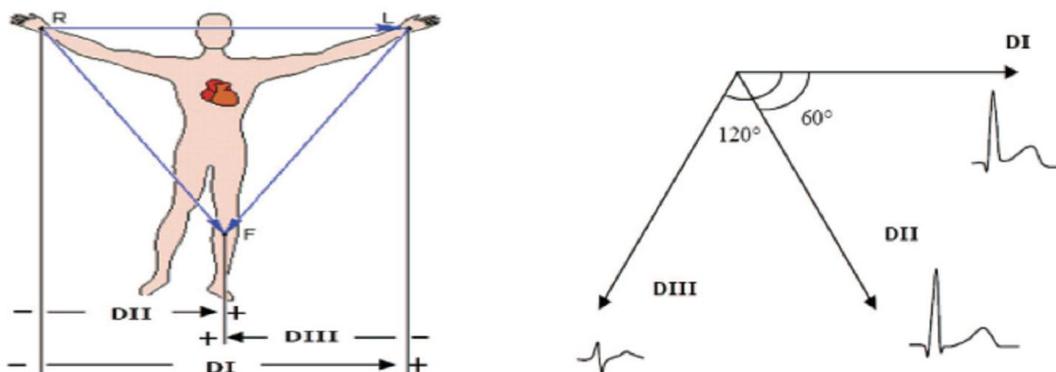


Figure I.6 : Les dérivations bipolaires ; à gauche, emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven ; à droite, représentation vectorielle des dérivations et forme d'ondes observées en surface.

1-4-2-3-Les dérivations périphériques unipolaires:

Quelques années après Einthoven, Wilson a étudié comment des potentiels électrocardiographiques unipolaires pourraient être définis. Idéalement ces potentiels sont mesurés par rapport à une référence lointaine. Pour ce faire, Wilson a proposé une référence en reliant une résistance de $5\text{ K}\Omega$ entre chaque électrode des extrémités du triangle d'Einthoven et un point commun appelé borne centrale de Wilson (BC), comme l'illustre la **figure I.7**. Dans ce système, le point de référence est supposé demeurer à un potentiel constant de valeur quasiment nulle. Les nouvelles dérivations sont appelées VR, VL et VF. Peu de temps après, Goldberger a proposé les dérivations unipolaires augmentées qui permettent d'obtenir des signaux de plus grande amplitude que ceux de Wilson. Ces dérivations, appelées aVR, aVL et aVF (la lettre a pour la notion de "augmented" en anglais), mesurent la différence de potentiels entre chacun des trois points et le potentiel moyen des deux autres (voir **figure I.8**). Ceci correspond aux dérivations augmentées d'un facteur de 1.5 par rapport aux dérivations de Wilson (voir **figure I.9**). [11]

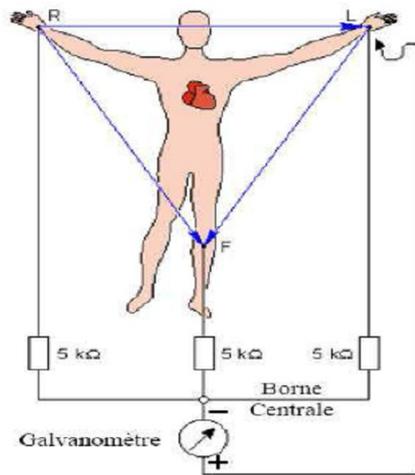


Figure I.7: Dérivations unipolaires de Wilson.

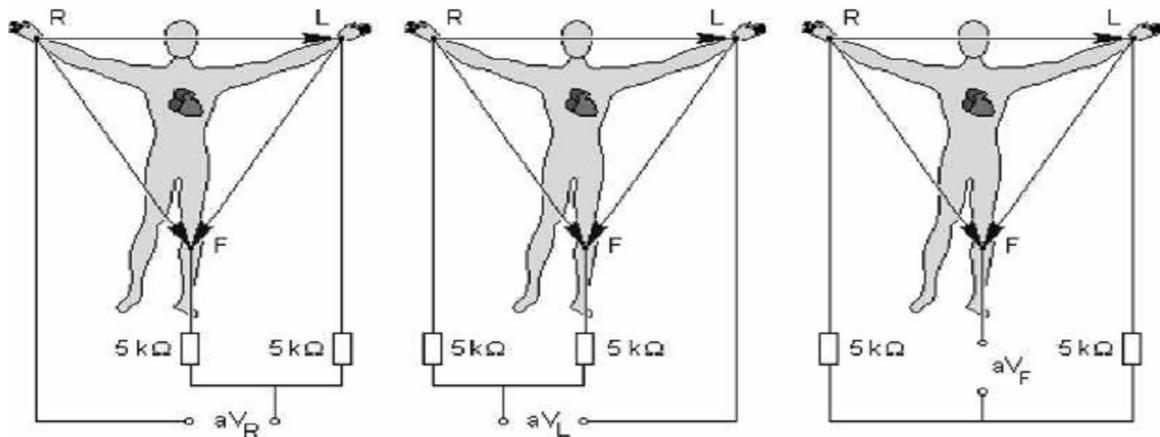


Figure I.8 : Système de Goldberger pour l'enregistrement des trois dérivations unipolaires des membres augmentées.

1-4-2-3-1- Techniques d'enregistrement d'ECG

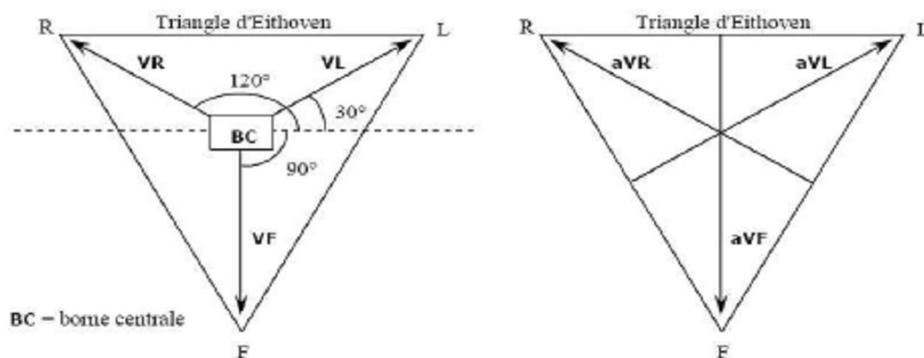


Figure I.9 : Représentation vectorielle des dérivations unipolaires de Wilson (VR, VL et VF) et de Goldberger (aVR, aVL et aVF).

1-4-2-4- Les dérivations précordiales:

Ce sont des dérivations unipolaires, mises au point par Wilson (Wilson et coll., 1944). Elles sont postées sur le thorax et sont désignées par la lettre V suivie du numéro de leur emplacement. Le potentiel de l'électrode exploratrice est pris par rapport à la moyenne des potentiels VL, VR et VF.

Six points, définis par Wilson, permettent d'obtenir les dérivations V1 à V6. Leur emplacement est représenté sur la figure I.10.

Les dérivations précordiales ont deux caractéristiques qui les distinguent fondamentalement des dérivations des membres : elles mesurent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal et sont postées à proximité du cœur.

- V1 : électrode placée à droite du sternum.
- V2 : électrode placée à gauche du sternum.
- V3 : électrode placée à mi-distance entre V2 et le mamelon.
- V4 : électrode placée sous le mamelon.
- V5 : électrode placée à mi-distance entre le mamelon et la ligne axillaire.
- V6 : électrode placée sur la ligne axillaire. [12]

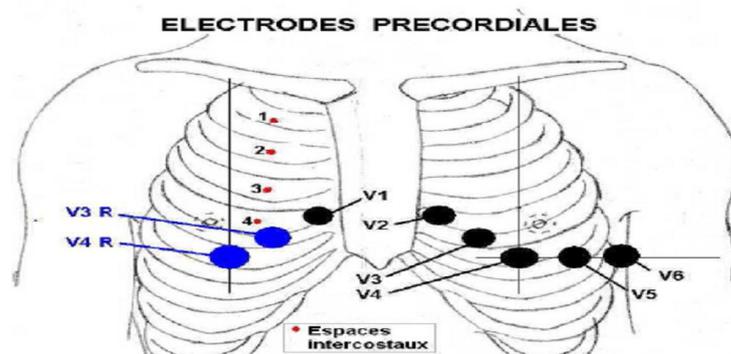


Figure I.10 : Emplacement des électrodes précordiales V1 à V6

I-5-Analyse de l'ECG :

Les différentes ondes et les intervalles les séparant ont permis de dresser le standard ECG. Toute interprétation de l'électrocardiogramme se réfère aux caractéristiques de forme et de largeur d'onde du signal ECG normal présentées dans la figure I.11 et sont détaillées par la suite.

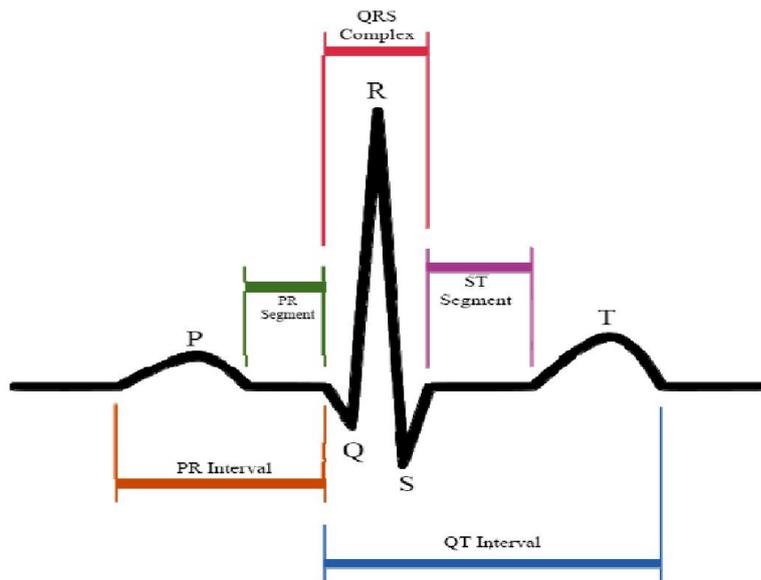


Figure I.11: Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal

Onde P : Dépolarisation des oreillettes L'onde P correspond à la dépolarisation des oreillettes depuis le nœud sinusal vers le nœud a trio-ventriculaire. C'est l'onde qui précède le complexe QRS.

- **Intervalle PR** (ou P-Q) : Il correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette et celle du ventricule. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.
- **Segment PR**: C'est un court segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire.
- **Complexe QRS : Dépolarisation des ventricules** Le complexe QRS est une imbrication de trois ondes accolées qui suivent l'onde P et qui correspondent à la dépolarisation des ventricules.
- **Segment ST**: Il correspond au début de la repolarisation ventriculaire. Il est généralement isoélectrique et suit horizontalement la ligne de base.
- **Onde T : Repolarisation des ventricules** L'onde T correspond à la repolarisation des ventricules. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.
- **Intervalle QT : Durée de systole ventriculaire.** Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

Les durées normales des différentes composantes de l'ECG chez l'homme sont les suivantes: onde P < 0.12 s, complexe QRS = 0.06 à 0.10 s, onde T = 0.2 s environ, intervalle PR=0.12 à

0.20 s, segment ST = 0 à 0.16 s, intervalle QT = 0.33 à 0.43 s.

Les amplitudes des ondes P, Q, S et T normales sont de quelque 0.1 mV; l'onde R peut parfois dépasser 1 mV. La fréquence cardiaque s'évalue à partir de la mesure d'un espace RR.

[13]

I-6-Les types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG :

Sur tout enregistrement électro-cardiographique 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 les tracés électro-cardiographiques notamment sur les tracés Holter.

Nous allons présenter des bruits et artefacts présents sur le tracé électro-cardiographique notamment sur les tracés Holter.

Les plus courants sont présentés ci-dessous (**figure I.12**):

- **Les signaux d'autres muscles (signaux électro-myographiques, EMG) :**

Qui sont dus aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires.

- **Signaux produits dans l'épiderme** (mouvement).

- **L'interférence du réseau 50 Hz (secteur) :** bruit haute fréquence.

- **Les bruits provoqués par les ondulations de la ligne de base :**

La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque, elle doit être isoélectrique. Des ondulations de très basses fréquences dues aux mouvements du sujet ou au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne.

- **Bruit respiratoire :** la respiration du patient se traduit par la superposition à l'ECG des variations de basses fréquences. [8]

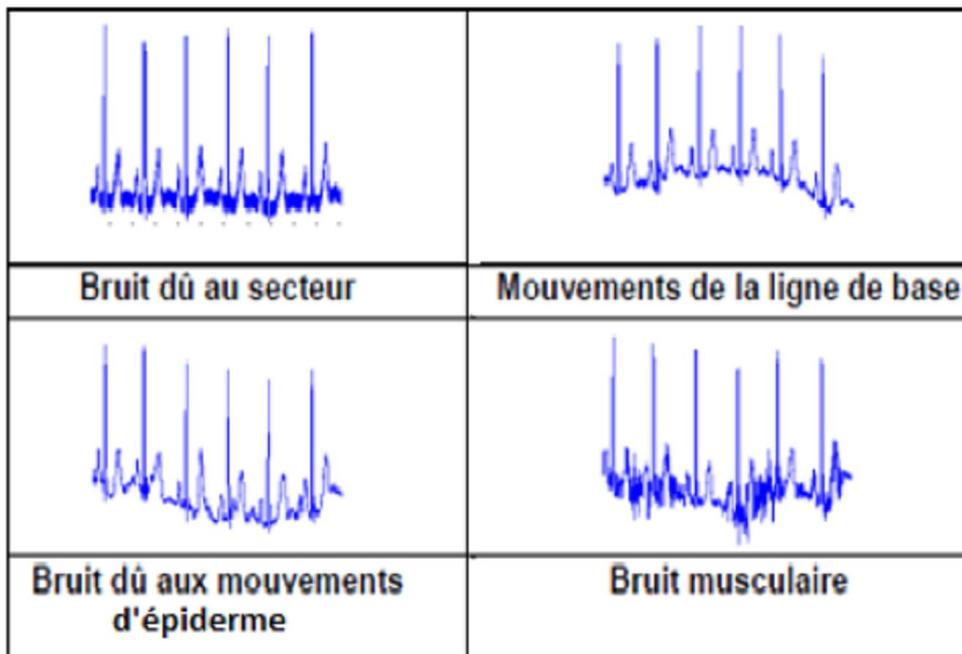


Figure I.12 :Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.

I-7- La base de données MIT-BIH :

La source de l'ECG inclus dans la base de données d'arythmies MIT/BIH est un ensemble de 48 enregistrements annotés. Ils sont utilisés pour le développement et l'évaluation des performances du classificateur obtenus à partir de 48 sujets étudiés par le laboratoire d'arythmie de l'hôpital de Beth Israël à Boston entre 1975 et 1979. 60% des enregistrements ont été obtenus à partir des hospitalisés. La base de données contient 23 enregistrements (numérotés entre 100 et 124) choisis au hasard d'un ensemble de plus de 4000 bandes de 24 heures d'Holter, et 25 enregistrements (numérotés entre 200 et 234) choisis parmi le même ensemble pour inclure une variété de phénomènes rares mais médicalement importants. Chaque enregistrement a lieu légèrement plus de 30 minutes de longueur. Les dossiers d'annotation de référence incluent le battement, le rythme, et les annotations (étiquettes) de la qualité du signal. Approximativement 109.000 battements ont été manuellement annotés.

Par au moins deux cardiologues travail l'antin dépendamment; leurs annotations ont été comparées, Les enregistrements de base de données reproduisent les enregistrements analogues avec la fidélité suffisante pour permettre l'utilisation des détecteurs d'objet façonné de stimulateur conçus pour l'analyse de bande. La base de données d'arythmie de MIT-BIH a été employée dans le monde entier ; donc à partir de cette banque de données, on peut utiliser différents cas des signaux ECG pour le traitement de ces signaux.[08]

I-8-Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes fondamentaux de l'électrocardiographie. Nous avons aussi présenté la base de données MIT-BIH sur laquelle s'appuiera l'ensemble de nos tests. Les signaux ECG de la base MIT sont contaminés avec différentes sources de bruits. Le filtrage de ces bruits est l'une des étapes la plus importante pour faire apparaître clairement les paramètres du signal ECG, ce qui va être dans le chapitre 2 et le chapitre 3.

CHAPITRE II :
FILTRAGE
ADAPTATIF

Chapitre II filtrage adaptatif

II-1-Introduction

Dans le deuxième chapitre, L'ingénieur doit souvent considérer le cas courant, à partir d'un message brut ou signal observé contenant un signal utile et un bruit, à déterminer le meilleur récepteur permettant de discriminer le signal du bruit. Par récepteur ou filtre optimal, nous entendons un filtre qui satisfait certains critères d'optimalité par un filtre adaptatif (numérique) dont les coefficients évoluent en fonction des signaux reçus. Ces coefficients seront estimés par des algorithmes récursifs, au sens d'un certain critère. Dans ce chapitre on parlons juste pour le filtre qui traité le bruit, algorithme LMS et application ECG. [14]

II-2-Le filtrage adaptatif :

Un filtre adaptatif est un filtre numérique dont les coefficients se modifient eux-mêmes en fonction des signaux extérieurs. 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 (Haykin 1986). [15]

II-2-1-Principe du filtrage adaptatif :

Le filtrage adaptatif ainsi que ses méthodes d'application ont connu un développement considérable depuis les années 60. Ce développement du filtrage adaptatif est né de l'essor du traitement numérique, de la croissance soutenue de la puissance des processeurs de traitement qui permettent la mise en œuvre en temps réel, d'algorithmes de plus en plus complexes et qui vont à des cadences de plus en plus élevées

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 la 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. La 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. Les filtres peuvent être classifiés comme étant linéaires ou non linéaires.[16]

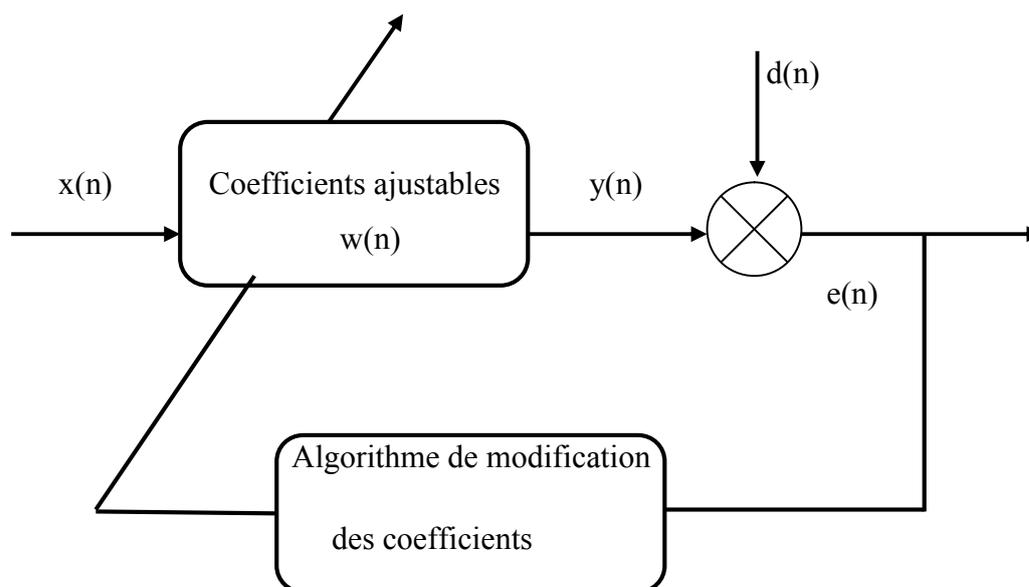


Figure II-1: principe d'un filtre adaptatif

II-2-2-Applications 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 $x(n)$ ainsi que de la réponse désirée (référence) $d(n)$ et l'erreur $e(n)$, qui est la différence entre $d(n)$ et la sortie du filtre $y(n)$, 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 $d(n)$.

On peut distinguer quatre grandes classes d'applications:

- l'identification de systèmes,
- la prédiction,
- la modélisation inverse,

- l'annulation d'interférences. [16]

II-2-3-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 considéré 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 Asymptotique 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 (mis ajustement) 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 condition 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 robustesse est directement reliée 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 relié 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. [16]

II-3-Choix 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 "assez près" de la solution optimale.
- La mesure de cette "proximité" entre cette solution optimale et la solution obtenue.
- La capacité de poursuite (tracking) des variations (non-stationnarités) du système.
- La robustesse au bruit.

- La complexité.
- La structure (modularité, parallélisme, ...).
- Les propriétés numériques (stabilité et précision) dans le cas d'une précision limitée sur les données et les coefficients du filtre. [16]

II-3-1-Algorithmme du gradient stochastique (LMS)

L'algorithme LMS (Least Mean Squares) est un choix populaire dans beaucoup d'applications exigeant le filtrage adaptatif. Deux raisons principales de sa popularité : Simplicité et complexité informatique réduite. En outre, il y a plusieurs variantes de l'algorithme qui peuvent être employées spécifiquement afin de résoudre différents types de problèmes qui sont inhérents à certaines applications. La version de base du LMS est un cas spécial du filtre adaptatif du gradient descendant (steepest descente) bien connu.

Le but de cette technique est de réduire au minimum une fonction de coût quadratique en mettant à jour itérativement des poids de sorte qu'ils convergent à la solution optimale. De la méthode de gradient descendant, le vecteur de poids d'égalisation est donné par l'équation suivante :

$$\mathbf{h}(n+1) = \mathbf{h}(n) + \mu/2 [-\nabla(E(e^2(n)))] \quad (\text{II.1})$$

où

μ : est un paramètre crucial affectant la stabilité et le taux de convergence de l'algorithme LMS.

Il représente le pas de descente de l'algorithme.

$e^2(n)$ est l'erreur quadratique moyenne entre la sortie $\hat{x}(n)$ et le signal de référence $x(n)$; Elle est donnée par la formule suivante :

$$e^2(n) = [x^*(n) - \mathbf{h}^T \mathbf{y}(n)]^2 \quad (\text{II.2})$$

Où

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

Et

$$\hat{\mathbf{x}}(n) = \mathbf{h}^T \mathbf{y}(n) \Leftrightarrow \mathbf{x}(n) = \mathbf{y}^T(n) \mathbf{h}$$

Le vecteur gradient est donné par :

$$\mathbf{h} \nabla = 2\Phi_{yx} + 2\Phi_{yy}$$

Dans la méthode du gradient descendant, le plus gros problème est le calcul impliqué dans la recherche des valeurs Φ_{yy} et Φ_{yx} des matrices en temps réel. Pour y remédier, l'algorithme LMS utilise les valeurs instantanées des matrices de covariance Φ_{yy} et Φ_{yx} au lieu de leurs valeurs réelles c'est-à-dire :

$$\Phi_{yy} = \mathbf{E}[\mathbf{y}(n) \mathbf{y}^T(n)] \quad (\text{II.3})$$

$$\Phi_{yx} = \mathbf{E}[\mathbf{y}(n) \mathbf{x}(n)] \quad (\text{II.4})$$

Par conséquent, la mise à jour du vecteur de poids d'égalisation peut être donnée par l'équation suivante:

$$\mathbf{h}(n+1) = \mathbf{h}(n) + \mu \cdot \mathbf{y}(n)[x^*(n) - \mathbf{y}^T(n) \mathbf{h}(n)] \quad (\text{II.5})$$

$$\mathbf{h}(n+1) = \mathbf{h}(n) + \mu \cdot \mathbf{y}(n) e(n) \quad (\text{II.6})$$

L'algorithme LMS est engagé à démarrer avec une valeur arbitraire $h(0)$ pour le vecteur de poids à $\mathbf{n} = 0$.

Les rectifications successives du vecteur de poids finalement conduisent à la valeur minimale de l'erreur quadratique moyenne. Par conséquent, l'algorithme LMS peut se résumer par ces équations :

Initialiser avec :

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

pour toute séquence $n=1,2,\dots$ Faire:

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

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

$$\mathbf{h}(n) = \mathbf{h}(n+1) + 2\mu \mathbf{y}(n) e(n) \quad [17]$$

II-3-2-Convergence et stabilité de l'algorithme LMS :

L'algorithme LMS engagé avec certaines valeurs arbitraires pour le poids est perçu comme vecteur de convergence : Si μ est choisie pour être très faible alors l'algorithme converge très lentement. Une grande valeur de μ peut conduire à une accélération de convergence, mais peut-être moins stable, autour de la valeur minimale. Habituellement μ est choisie dans la marge [04 et 05] :

$0 < \mu < 2$

λ_{\max}

Où λ_{\max} représente la valeur propre maximale de la matrice d'auto corrélation Φ_{yy} .

La convergence de l'algorithme est inversement proportionnelle à la propagation des valeurs propres de la matrice d'auto corrélation Φ_{yy} .

Pour des valeurs propres de Φ_{yy} qui sont très répandues, la convergence peut être lente. [17]

II-5-conclusion

Le filtrage adaptatif est une part importante du traitement des signaux aléatoires. L'évolution des processeurs de traitement du signal a rendu son réalisation aisée et a permis d'agir sur des signaux rapides, à large spectre. Son principal intérêt consiste à éliminer un bruit dont les caractéristiques évoluent dans le temps par algorithme LMS et autre algorithmes .

CHAPITRE III :
L'ÉTUDE DE
L'ALGORITHME
LMS

Chapitre III : L'étude du l'algorithme LMS

III-1-Introduction :

Durant les dernières années, le traitement du signal biomédical a reçu une grande attention, notamment le signal ECG qui constitue un outil indispensable pour les cardiologues dans le diagnostic.

Dans la troisième chapitre, le bruit blanc gaussien appliqué à un électrocardiogramme. On peut donc utiliser la méthode de l'algorithme des Moindres Carrés Moyens pour filtrer ce signal.

III-2-La base de données de l'ECG:

Dans ce travail on doit simuler la forme de l'électrocardiogramme pour la base de données MIT-BIH, et filtrer à l'aide d'un filtre à Erreur quadratique moyenne

III-2-1-Description de 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 des signaux ECG.

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

III-2-1-1-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-2-1-1-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-2-1-1-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-2-1-1-c. Fichier annotation (*.atr)

Il comporte les positions ou les moments d'apparition des pics R du complexe QRS du signal donné. 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).

III-3-Paramètres d'évaluation des performances :

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

Erreur quadratique moyenne EQM (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 différent de la quantité à estimer.

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

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

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-4-Résultats et Discussion :

L'approche adaptative proposée pour la suppression de bruit dans le signal ECG a été Testée par l'utilisation de la base de données d'arythmie de MIT-BIH.

Sur les figures (III-1, III-2, III-3) sont illustrés respectivement les signaux ECG originaux, les signaux ECG bruités, et les signaux ECG filtrés résultants.

Après l'acquisition du signal ECG, l'étape suivante est d'ajouter un bruit et enfin sa suppression pour ainsi voir l'efficacité de l'algorithme.

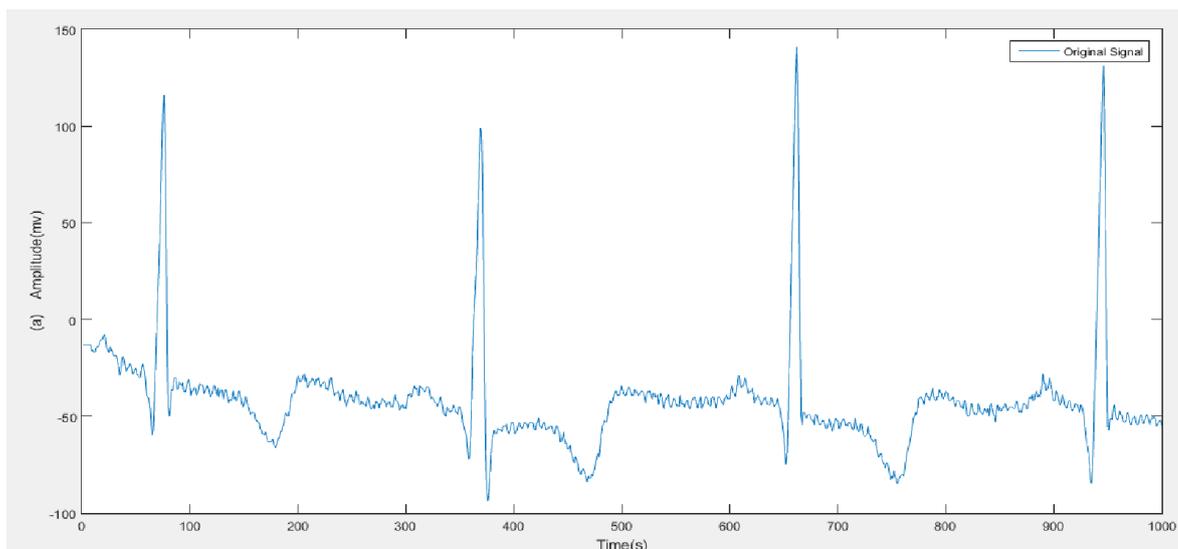


Figure III-1:Le signal ECG original

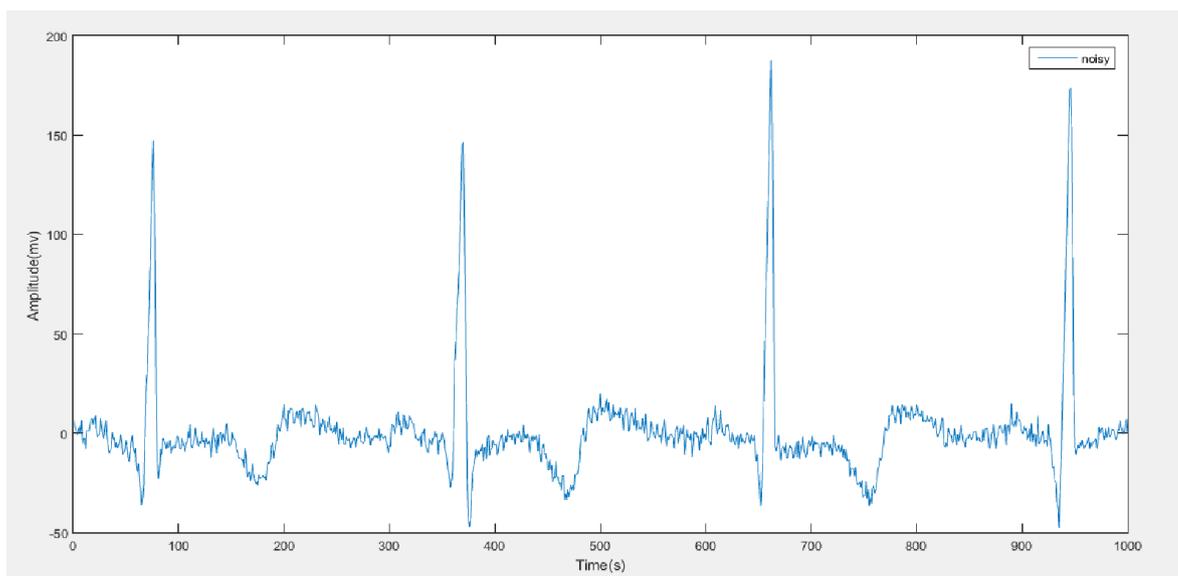


Figure III-2:Le signal ECG bruité

L'algorithme LMS est appliqué à l'enregistrement (100.m) de la base de données MT-BIH arythmie. La figure(III-3) illustre que le signal ECG filtré ne présente aucun bruit de 360 Hz, aussi les différentes ondes du signal sont clairement mises en évidence, et sans aucune déformation.

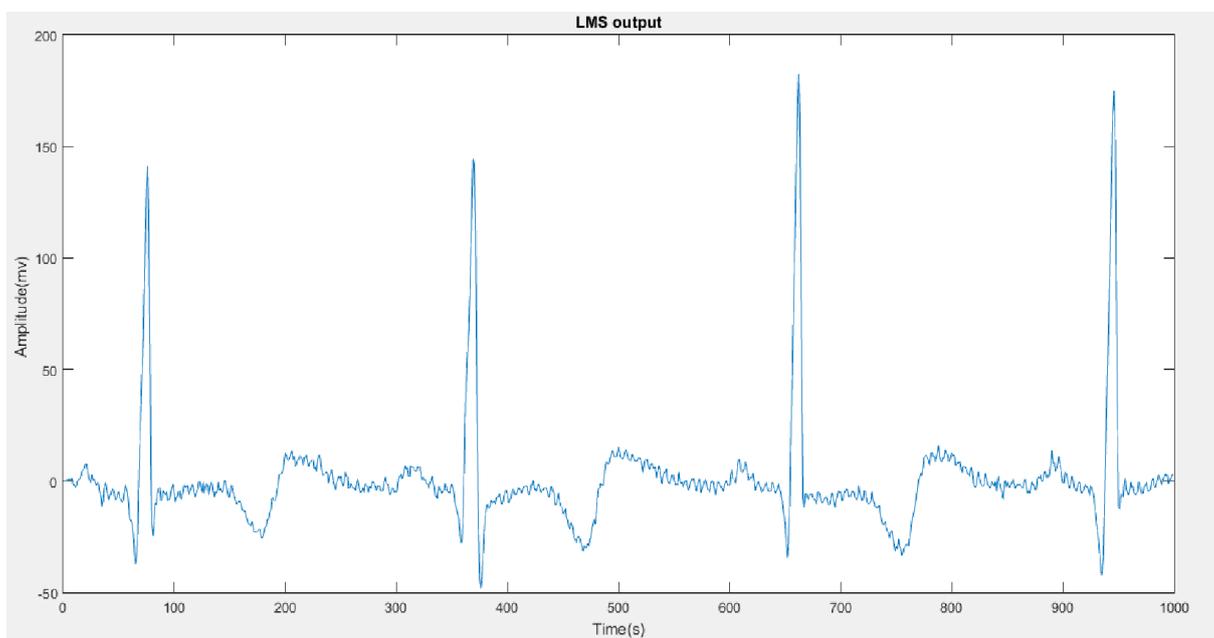


Figure III-3:Le signal ECG filtré

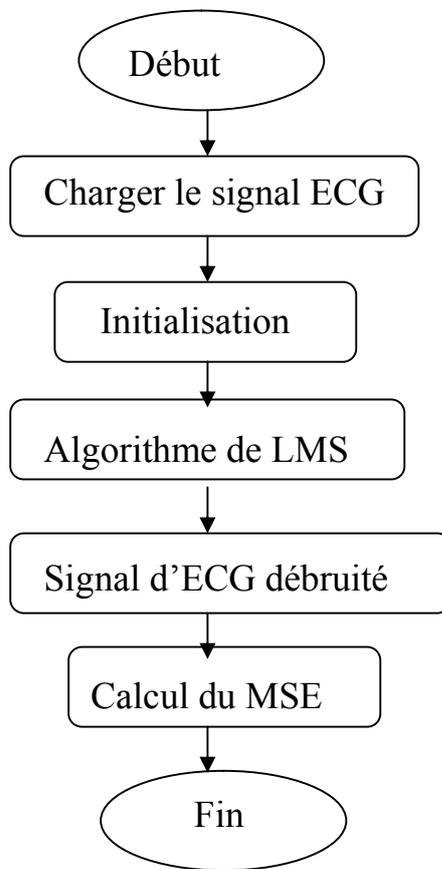
Après on calcule le MSE pour voir le temps qu'il faut à l'algorithme pour converger moins l'erreur est petite meilleur est la qualité de filtrage qui illustre la performance de l'algorithmes par les critères cités :

L'étude de l'algorithme de filtrage adaptatif LMS menée sur un enregistrement de la base de données (MIT-BIH) qui est (100.mat).

Le signal ECG a été noyé dans le bruit blanc gaussien et le niveau de bruit a été ajusté du des valeurs spécifiques pour obtenir le MSE. L'analyse de ce signal indique que le filtrage LMS a une bonne performance, les valeurs obtenues du MSE par l'application de l'algorithme LMS étaient respectivement toujours plus élevés et plus petites.

On calcule le moindre carre moyenne sous matlab on trouve $mse = 18,23128db$

III-5-Organigramme de l'algorithme LMS:



III-6-Conclusion

A la lumière des résultats présentés et des résultats visuels, nous constatons que l'algorithme LMS donne des résultats satisfaisants tels que le signal ECG filtré le résultat obtenu. Grâce aux critères d'évaluation des performances, on conclut que le MSE est hautement élevé que celui obtenu, l'algorithme LMS converge plus rapidement.

CONCLUSION

GÉNÉRALE

Conclusion Générale

L'objectif de ce mémoire est d'étudier le filtrage adaptatif, en utilisant l'algorithme LMS. Dans ce travail, nous avons abordé l'un des problèmes, débruitage d'un signal ECG par l'algorithme du gradient stochastique (LMS - least mean square) et l'implémentation de ce filtre pour éliminer le bruit du 360 HZ. Nous avons chargé une base de données du signal ECG dans le logiciel Matlab et afficher le signal et ensuite le bruiteur pour enfin le filtrer.

On remarque dans les résultats visuels que l'algorithme LMS donne des résultats meilleurs cause non perte d'information à cause de temps de convergence lent. Les résultats montrent que l'erreur obtenue avec les autres algorithmes est plus grande que celle de l'algorithme LMS.

BIBLIOGRAPHIE

Références Bibliographiques

[1] **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

[2]

[3] **M. Arbatni Khaled** ," Réseaux de Neurones Appliqués à l'Analyse et à la Modélisation non linéaire du Signal ECG" , mémoire magister, Université de Mentouri Constantine , 17 décembre 2007

[4] **Benmalek Messaoud** , "Contribution a l'Analyse de l'Electrocardiogramme (ECG) en

Utilisant les Concepts des Operateurs d'Ordre Fractionnaire " , Mémoire de thèse de doctorat, Université Mentouri de Constantine, 21 novembre 2011

[5] **S. A. Taouli** , “ Analyse Temps-Fréquence de la Variabilité du L’intervalle Q-T du Signal Electrocardiogramme”, Mémoire de thèse de magister, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, pp.20-21, 2005.

[6] **Emmanuelle guerreschi** , "Contribution à l'Appréhension du Système Cardiovasculaire de Signaux issus de la Macrocirculation et de la Microcirculation sanguines", Mémoire de thèse de doctorat , Université Nantes Angers Le Mans , 25 novembre 2013

[7] **ABID Tarek** , "Analyse du signal ECG par les ondelettes" , Mémoire de magister, Université Badji Mokhtar annaba , 2008

[8] **Boukhobza Sanaa**, "Debruitage Du Signal Electrocardiogramme (ECG) par les Operateurs Morphologies" , Mémoire de master, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, 02 Juillet 2012

[9] **Aline Cabasson**, " Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques " , Mémoire de thèse de doctorat, université Nice Sophia Antipolis

[10] **M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine**, " Analyse et Système de méthodes de Détection du Complexe QRS du Signal Electrocardiogramme " , thèse de doctorat, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, février 2006.

[11] **Hodni Amar**, "Analyse du Signal ECG par Réseaux de Neurones Récurrents " , Mémoire de magister, Université Mentouri de Constantine, 08-12-2009

[12] François Portet, " Pilotage d'algorithmes pour La Reconnaissance en ligne d'arythmies cardiaque", thèse de doctorat, Université de Rennes 1, 06 decembre 2005

[13] **Ghanai Mouna**, "Développement d’outils de modélisation

et de filtrage pour les signaux biomédicaux", thèse de doctorat, Université de Batna, 24 octobre 2013

[16] **Jamal EL MHAMDI1, Fakhita REGRAGUI2 & Mimoun HARNAFI3**, " Traitement adaptatif appliqué au signal sismique", Bulletin de l'Institut Scientifique, Rabat, section Sciences de la Terre, 2008

[17] **FEKIH Raina**, " Commande et diagnostic de la machine asynchrone à l'aide", Mémoire Master Académique, Université Kasdi Merbah Ouargla, 2016