

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Akli Mohand Oulhadj – Bouira



Faculté des sciences et des sciences appliquées

Département de Génie Electrique

Mémoire de Master

Filière : Génie électrique

Spécialité : Génie biomédical

Option : Génie biomédical

Par :

- BADJA Hanane

- IDER Hanane

Thème :

***Localisation des complexes QRS du signal ECG par
l'application d'un opérateur de différence***

Date de soutenance : 24./09/2017

Devant le jury composé de :

Mr. OUALI	à l'université de Bouira	Président
Mr. BENSEGUENI Skander	à l'université de Bouira	Rapporteur
Mr. CHALBI SALIM	à l'université de Bouira	Examineur
Mr. BENGHANIA	à l'université de Bouira	Examineur

Remerciement

Au terme de ce travail nous tenons à exprimer nos

remerciements :

A notre dieu qui nous a donné la force et la santé pour

accomplir ce travail.

A nos familles de leurs prières Pour qui nous réussirons

dans la vie.

A notre promoteur Mr BENSEGUINI pour avoir accepté de

nous encadrés.

A tous les professeurs de L'UNIVERSITE AKLI MOHAND

OULHADJ qui nous ont enseigné durant la période

d'étude.

Dédicace

Je rends grâce a Dieu de m'avoir donné le courage et la volonté ainsi que la conscience d'avoir pour terminer mes études.

Je dédie ce modeste travail

A ma mère adorée qui a su se montrer patiente et qui n'a jamais cessé de ménager leurs efforts pour que j'atteigne ce niveau.

Al 'esprit de mon père (rahimaho Allah)

Qu'ils trouvent en ce travail la preuve de tout mon amour et ma tendresse

A mes chers frères « Hocine, Lyas et Samir »

A mes chers sœurs :Souad, Nacira, et son marie Kamel et la petite Malak avec Omar

A tous mes amis(es) surtout « kahina, noura,tika,Wahiba, sonia ,hanan , nawal, hanan »

A tous mes enseignants depuis le primaire jusqu'à maintenant surtout nos enseignants du département GENIE ELECTRIQUE

A tous ce que j'aime et qui m'aiment

Hanane

Sommaire

Remerciements -----	I
Dédicace-----	II
Résumé-----	IV
Sommaire-----	IV
Liste des figures -----	V
Liste des Tableaux-----	VI
Liste des significations -----	VII

Introduction générale -----	01
------------------------------------	-----------

Chapitre I : Notions de base de l'électrocardiographe.

I. Introduction -----	03
I.2. Anatomie du cœur-----	03
I.2.1. Activité mécanique et électrique cardiaque-----	05
I.3. Electrocardiogramme-----	08
I.3.1. Ondes et Intervalles de L'ECG-----	08
I.3.2. Dérivations -----	10
I.3.2.1. Dérivations périphériques standard d'Einthoven -----	10
I.3.2.2. Dérivations périphériques unipolaires de Goldberger -----	11
I.4. Arythmies cardiaques -----	12
I.4.1. Anomalies a retenu -----	13
I.5. Bruit d'un signal ECG -----	15
I.5.1. Bruits d'origine technique -----	15
I.5.2. Bruit du réseau 50Hz -----	16
I.5.3. Bruits dus au mauvais contact électrode-peau -----	16
I.5.4. Bruits physiques -----	17
I.5.5. Fluctuations de la ligne de base -----	17
I.6. Description de la base de données MIT-BIH -----	18
I.6.1 Fichiers de la base MIT-BIH -----	19
I.7. Conclusion -----	20

Chapitre II : Méthodes de traitement du signal ECG

II.1. Introduction -----	-21
II.2. Méthodes basées sur les dérivées -----	-21
II.2.1. La méthode de Pan & Tompkins -----	-21
II.2.2. La méthode de Laguna et al -----	-23
II.2.3. Méthode de Dubois-----	-24
II.2.4. Méthode de K-P. Lin et W. H.Chang -----	-25
II.2.5. Méthode de Y. Sun et al -----	-26
II.3. Méthodes statistiques (méthodes basées sur l'inter-corrélation) -----	-27
II.4. Méthodes basées sur la transformée en ondelettes -----	-28
II.5. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones -----	-30
II.6. Conclusion -----	-31

Chapitre III : Résultats et discussions

III.1. Introduction -----	32
III.2. Présentation générale de la méthode -----	32
III.3. Algorithme de détection -----	33
III.4. Performance d'un détecteur de complexe QRS -----	39
III.5. discussion et comparaison-----	39
III.6. Conclusion -----	41
Conclusion générale -----	45

Table des figures

Figure	Titre	page
Figure I.1	Anatomie de cœur.....	3
Figure I. 2	Schéma du circuit sanguin.....	4
Figure I.3	Phénomènes de dépolarisation et de repolarisation d'un élément musculaire...	6
Figure I.4	Phases de potentiel d'action d'une cellule de muscle cardiaque.....	7
Figure I.5	Electrocardiogramme.....	8
Figure I.6	Aspect normal des ondes du signal ECG.....	9
Figure I.7	Dérivations bipolaires périphériques standard.....	11
Figure I.8	Dérivations bipolaires périphériques standard.....	11
Figure I. 9	Dérivations thoracique.....	11
Figure I.10	Anomalies sinusales.....	12
Figure I.11	Tachycardie sinusal.....	13
Figure I.12	Bradycardie sinusal.....	13
Figure I.13	Extrasystoles supra-ventriculaires	14
Figure I.14	Extrasystole ventriculaire	14
Figure I.15	Tachycardie supra-ventriculaire	15
Figure I.16	Tachycardie ventriculaire.....	15
Figure I.17	Interférence secteur 50Hz.....	16
Figure I.18	Les bruits dus au mauvais contact électrode-peau	17
Figure I.19	Bruit mouvement et EMG	17
Figure I.21	Fluctuations de la ligne de base.....	18
Figure I.22	Exemple de deux enregistrement d'un signale ECG de la base de donné MIT BIH...	20
Figure II.1	Schéma bloc d'un détecteur de QRS.....	21
Figure II.2	Diagramme des étapes de l'algorithme de Pan et Tompkins.....	22
Figure II.3	Décomposition des six étapes de l'algorithme.....	22
Figure II.4	À partir des 5 QRS précédents, l'algorithme calcule un seui.....	23
Figure II.5	Dans le cas de l'enregistrement 108.....	24
Figure II.6	(a) Signal ECG original, (b) le signal ECG après dérivation noté d(n)	25
Figure II.7	Méthode de Dubois.....	26
Figure II.8	Enregistrement 207avec une tachycardie ventriculaire.....	27
Figure II.9	(a) Signal ECG après filtrage, (b) Erreur résiduelle (erreur de prédiction).....	28
Figure II.10	(a) Signal ECG après filtrage, (b) Dérivation et	29
Figure.II.11	Fenêtre glissante de taille W pour le calcul de l'indicateur A(t).....	30

Table des figures

Figure II.12	premières échelles de sa transformée en ondelettes.....	33
Figure III.1	Schéma bloc de la détection du complexe QRS.....	34
Figure III.2	Signal ECG d'enregistrement 100.....	35
Figure III.3	Signal ECG après le filtre passe bas.....	36
Figure III.4	Signal ECG après le filtre passe bande.....	36
Figure III.5	dérivée du signal.....	37
Figure III.6	Carrée de la première dérivée.....	38
Figure III.7	Carrée du deuxième dérivé.....	39
Figure III.8	Combinaison linéaire du signal résultant.....	40
Figure III.9	Seuillage appliqué au signal résultant.....	40
Figure III.10	Localisation des ondes R.....	41
Figure III.11	Enregistrement 234.....	42
Figure III.12	Enregistrement 118.....	43

Table des figures

Table des tableaux

Tableau	Titre	Page
Table I.1	Nomenclature des douze dérivations standards.....	18
Table I.2	Différents cas pathologiques traités dans la base de données MIT....	20
Table III.3	Résultats de détection de complexe QRS avec un ensemble enregistrement de la base de données.....	42
Table III.4	Comparaison des détecteurs du complexe QRS.....	43

Table de signification

Mot clé	Signification
ECG	Electrocardiogramme
PVC	Les contractions ventriculaires prématurées (Premature Ventricular Contraction)
APC	Les contractions auriculaires prématurées (Atrial premature Contraction)
QRS	durée du complexe QRS
PA	Potentiel d'Action
PRA	Période Réfractaire Absolue
PRR	Période Réfractaire Relative
ESV	Extrasystole ventriculaire
MIT-BIH	Massachusetts Institut of Technologie /Beth Israel
NBT	Nombre de Battement Total

Introduction général

Introduction général

Les maladies cardiaques constituant l'une des causes principales d'invalidité et de décès et leur apparition augmente avec l'âge. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses secrets. La plupart des décès cardiaque se produisent à l'extérieur des milieux hospitaliers et de nouvelles stratégies sont nécessaires pour détecter, dès que possible, l'apparition d'anomalies cardiaques.

L'électrocardiogramme (ECG) fournit des informations importantes de l'état du cœur d'un patient. Les détecteurs des ondes R sont des outils extrêmement utiles dans n'importe quel système automatique d'analyse du signal ECG pour trouver les points fiduciels, pour calculer la série chronologique des intervalles RR dans la variabilité de fréquence cardiaque, pour examiner le segment ST, pour comprimer l'ECG et pour le classifier. La morphologie variable de l'ECG, la variabilité physiologique des complexes QRS avec la contamination à partir de diverses sources de bruits, y compris l'interférence du secteur, la contraction musculaire, le mauvais contact électrode-peau, oscillation de la ligne de base due à la respiration et la saturation des amplificateurs, augmentent la difficulté de la tâche de détection de l'onde R du complexe QRS [1]. Les ondes P et T avec de grandes amplitudes peuvent également être confondues avec les complexes QRS [1]. L'algorithme parfait qui est suffisamment fiable dans un sens strictement pratique n'a pas encore été développé donc des travaux de recherche devront encore être effectués dans divers aspects en vue de l'amélioration et du perfectionnement de la détection de l'onde R du complexe QRS.

L'objectif de ce travail est de proposer une méthode pour la détection des complexes QRS sur logiciel MATLAB sans complexité de calculs, basée sur les dérivationes qui consiste à éliminer les artefacts du signal ECG, dans le but de faire un diagnostic fiable.

Alors notre mémoire se compose de trois chapitres :

Le premier chapitre présente brièvement le fonctionnement du système cardiovasculaire, et notamment le cœur. Il permet en particulier de comprendre l'origine et la nature des signaux électriques enregistrés par l'électrocardiographie, et présente aussi quelques pathologies cardiaques typiques souvent illustrées dans un enregistrement électrocardiographique ECG.

Introduction général

Dans Le deuxième chapitre, nous allons décrire et étudier un ensemble d'algorithmes de détection des complexes QRS. Beaucoup d'études ont été développées ces dernières années afin de trouver un algorithme fiable et fonctionnant en temps réel.

Le dernier chapitre présente les résultats obtenus par l'application de notre méthode basée sur le premier et le deuxième dérivé du signal. Les résultats obtenus sont discutés et comparés avec ceux d'autres recherches dans la littérature. A la fin, nous présentons des conclusions.

I.1. Introduction

Ce chapitre rappelle quelques notions de base sur l'électrocardiographie. Nous décrivons ensuite le principe d'enregistrement, l'aspect normal d'un signal ECG et les différentes sources de bruits qui peuvent contaminer le signal ECG. Ensuite, une présentation d'arythmies cardiaques est faite. Ce chapitre s'achève par la présentation de la base de données MIT-BIH sur laquelle s'appuiera l'ensemble de nos tests.

I.2. Anatomie du cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum.

Il est l'élément central du système cardiovasculaire. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires et l'artère aorte comme l'illustre la figure (I.1).

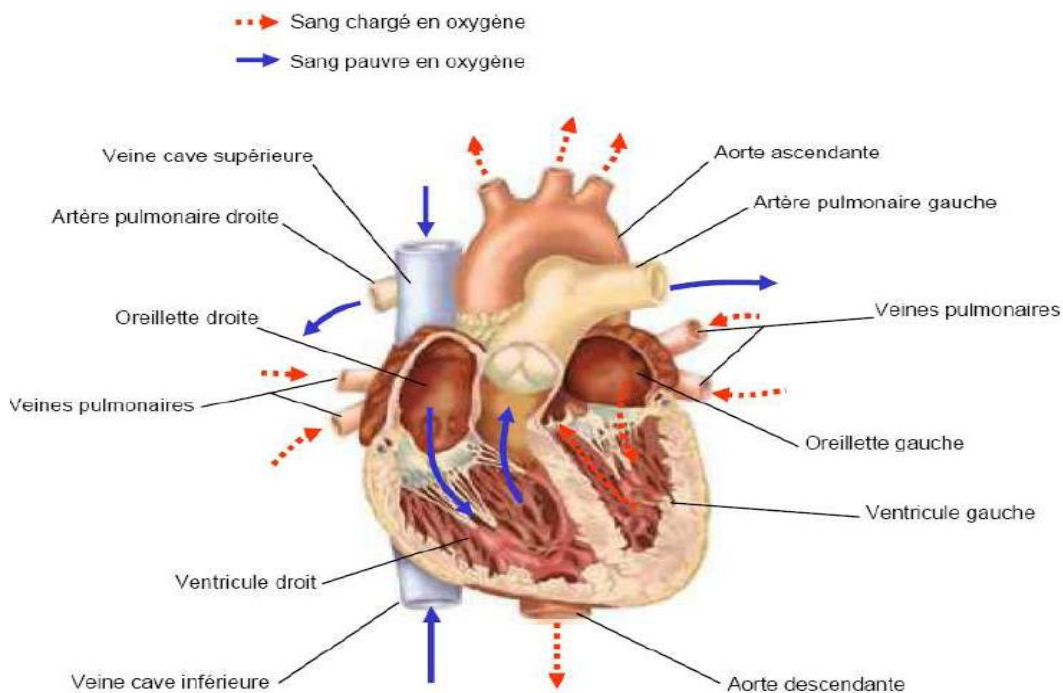


Figure I.1. Anatomie du cœur [1].

Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il se décompose en quatre chambres : Les oreillettes (ou atrial) en haut, et les ventricules en bas. Une cloison musculaire épaisse, le septum, divise le cœur en deux morceaux. Chaque côté, droit et gauche est composé de deux

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

cavités : l'oreillette et le ventricule reliés entre eux par une valve qui assure à l'état normal, un passage unidirectionnel du sang. Pour la cavité de droite, cette valve d'admission est la valve tricuspide pour la cavité de gauche c'est la valve mitrale.

Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique) à l'état normal, ces valves d'admission et d'échappement empêchent le sang de remuer et ne peuvent être ouvertes en même temps, Le cœur est donc séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche), chacune composée d'une oreillette et d'un ventricule. Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire, sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse vers le reste du corps hormis les poumons.

Les parois du cœur sont constituées par un tissu musculaire appelé le myocarde qui est composé de cellules musculaires cardiaques spécialisées, les cardiomyocytes qui ne ressemblent à aucun autre tissu musculaire du corps. En particulier, ces cellules sont inébranlables, ce qui signifie qu'elles sont incapables de contraction prolongée. De plus ces cellules sont excitables automatiques et indépendantes, conductrices et contractiles.

Les tissus annexes du myocarde sont l'endocarde qui le tapisse à l'intérieur et le péricarde qui l'entoure à l'extérieur, les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont alors plus épaisses que celles des oreillettes et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang.

Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à travers tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons [2].

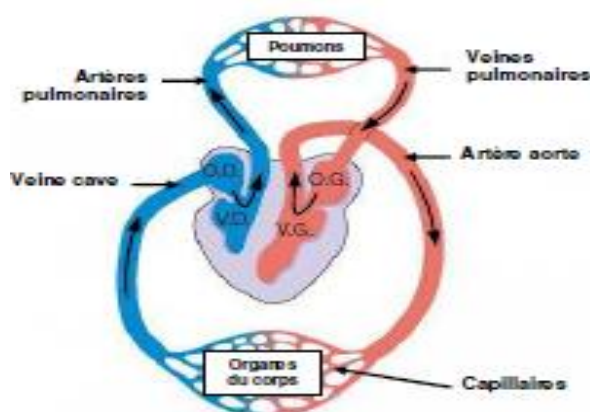


Figure I.2. Schéma du circuit sanguin. La couleur bleue indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène [3].

I.2.1. Activité mécanique et électrique cardiaque

Le cycle de la circulation sanguine se répète constamment et se divise en deux périodes: la systole et la diastole.

- La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases:

- La systole auriculaire, la contraction ventriculaire iso volumique et la systole ventriculaire

- La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.

- La contraction ventriculaire iso volumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.

- La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.

- La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang. Cette période est composée de deux phases: la relaxation ventriculaire isométrique et la phase de repos.

- La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.

- La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes [3].

Ce schéma permet de comprendre les phénomènes de dépolarisation et de repolarisation d'un élément musculaire exploré dans un plan par trois dérivations. Mais le cœur est un organe tridimensionnel et les forces de dépolarisation doivent être observées par de nombreuses électrodes. Habituellement l'électrocardiogramme conventionnel comporte douze dérivations. Les six premières dérivations sont désignées par : DI, DII, DIII, aVR, aVL et aVF ; on les appelle les dérivations membres car elles sont obtenues à partir des électrodes attachées aux bras et l'électrocardiogramme Jambes [4], les dérivations des membres explorent l'activité électrique du cœur dans le Plan frontal, plan que l'on peut imaginer lorsque l'on regarde de face la paroi antérieure du thorax. Les six dernières dérivations précordiales explorent le cœur selon un plan horizontal passant par les 4^{ème} et 5^{ème} espaces intercostaux.

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

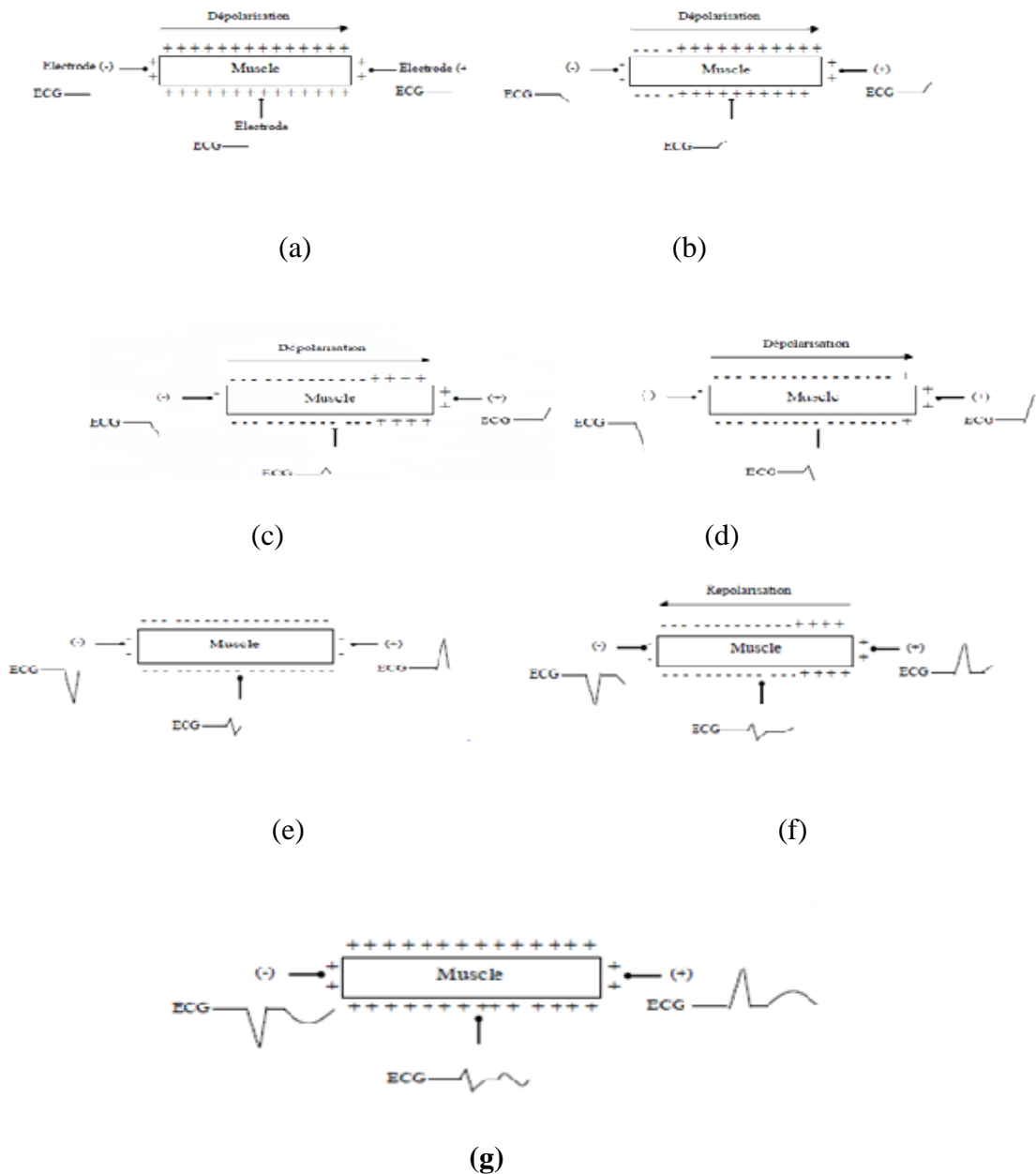


Figure I.3. Phénomènes de dépolarisation et de repolarisation d'un élément musculaire :(a) : Cellule musculaire au repos, (b) : Cellule musculaire au début de dépoloration, (c) : Cellule musculaire au milieu de dépoloration, (d) : Cellule musculaire en fin de dépolarisation, (e): Cellule musculaire en fin de dépolarisation, (f) : Cellule musculaire dépolarisée, (g) : Cellule musculaire dépolarisé [4].

Le mécanisme cardiaque, qui comprend l'explosion du sang l'ouverture fermeture des valves, fonctionne uniquement grâce aux contractions de myocarde. Ces contractions sont déclenchées par les propagations de proche en proche d'un potentiel d'action. Lorsqu'on parle du fonctionnement électrique de cœur, il faut revenir au niveau cellulaire et se rappeler qu'il

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

existe une polarisation naturelle de la cellule. Chaque cellule myocardique réagit à un stimulus électrique.

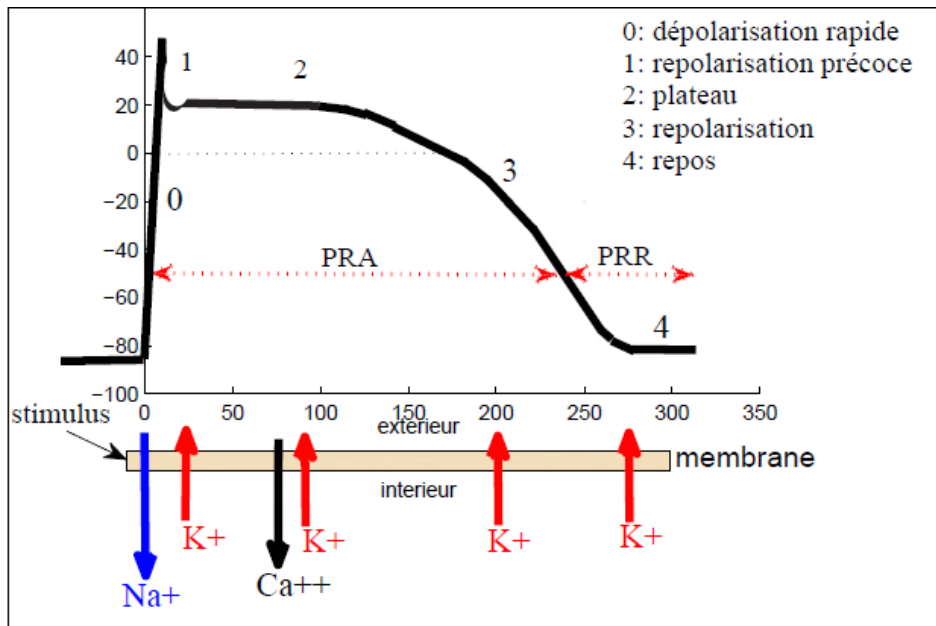


Figure I.4. Phases de potentiel d'action d'une cellule de muscle cardiaque [5].

PHASE 0 : c'est la phase de dépolarisation rapide. Elle est caractérisée par l'irruption des ions de sodium Na^+ à l'intérieur de la cellule et concourent à l'établissement d'un déséquilibre électrique entre l'intérieur et l'extérieur.

PHASE 1 : c'est la phase de repolarisation précoce. Elle correspond à la fermeture des canaux sodium et ouverture des canaux K^+ , cette ouverture permet aux ions K^+ de suivre le gradient électrostatique.

PHASE 2 : la fuite de potassium se poursuit mais l'entrée des ions calcium Ca^{++} à l'intérieur de la membrane permet le maintien de la dépolarisation en plateau car il y a un équilibre entre charges entrant Ca^{++} et sortant K^+ .

PHASE 3 : l'accroissement de conductance au potassium est responsable des charges négatives intracellulaires, et donc la repolarisation finale.

PHASE 4 : elle correspond à la phase de repos. On obtient l'équilibre avec une différence de potentiel négative [5].

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

L'excitabilité de la cellule myocardique, sa capacité à générer un potentiel d'action en réponse à une stimulation peut être décomposée en trois phases spécifiques :

- La période réfractaire absolue (P.R.A) : période pendant laquelle tout stimulus externe n'a aucun effet sur la cellule.
- La période réfractaire effective (P.R.E) : période incluant la P.R.A, on y ajoute une phase pendant laquelle la cellule peut être stimulée mais ne conduit pas.
- La période réfractaire relative (P.R.R.) : période pendant laquelle seul un stimulus puissant peut générer un potentiel d'action.

I.3. Electrocardiogramme

Un électrocardiogramme (ECG) désigne l'examen permettant l'enregistrement du rythme cardiaque. L'ECG consiste à étudier précisément l'activité du cœur grâce à des électrodes posées sur la poitrine, les poignets et les chevilles. Cette activité est mesurée en plusieurs points du cœur, appelés dérivations. Elle est enregistrée sous la forme d'une courbe pour chacune d'entre elles. 12 dérivations sont classiquement apparentes sur le tracé et peuvent être étendues à 18 dans certaines circonstances. L'électrocardiogramme est pratiqué en cas de suspicion de maladie cardiaque [6].

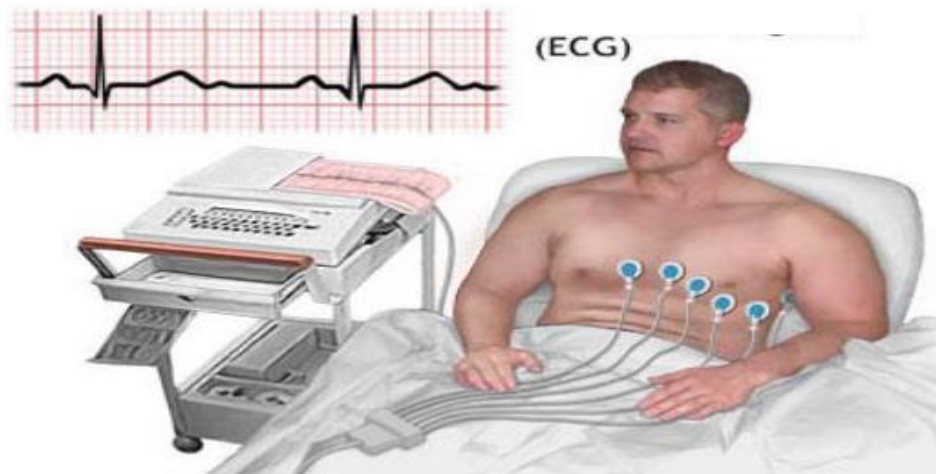


Figure 1.5. Électrocardiogramme [6].

I.3.1. Ondes et Intervalles de L'ECG

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives. Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives comme montré sur la figure (I.6) [8].

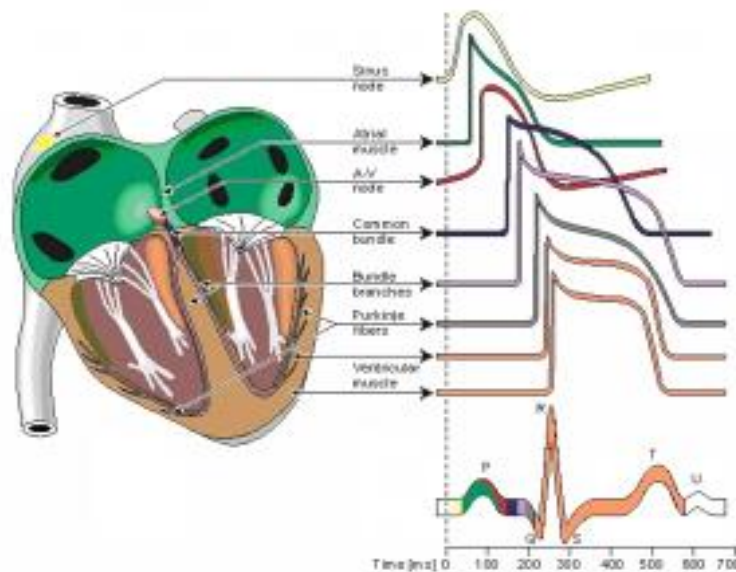


Figure I.6. Aspect normal des ondes du signal ECG [8].

i. Onde P:

Elle représente la dépolarisation auriculaire.

ii. Complexe QRS:

Correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives : L'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.

iii. Onde T:

Elle correspond à la repolarisation des ventricules qui peut être négative, positive ou bi-phasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS.

iv. Intervalle P-R (ou P-Q) :

Correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette et celle du ventricule. C'est le

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

temps de propagation de l'onde de dépolarisation à travers les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His et le réseau de Purkinje, jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires. Il représente le temps de conduction auriculo-ventriculaire.

v. Intervalle Q-T :

Correspond au temps de systole ventriculaire qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

vi. Segment S-T :

Correspond à la phase de repolarisation ventriculaire, phase durant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées : il n'y a donc pas a priori de propagation électrique, le segment est alors isoélectrique.

vii. Intervalle P-P :

Représente le cycle cardiaque. Classiquement, il n'est pas mesuré.

viii. Intervalle R-R :

Sépare les sommets de deux ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque.

I.3.2. Dérivations :

Le signal ECG peut être enregistré sur différents sites du corps d'un sujet par l'intermédiaire d'électrode. Selon leurs emplacements, on distingue différentes dérivations. Ainsi on distingue :

I.3.2.1. Dérivations périphériques standard d'Einthoven

Elles ont été déterminées par Einthoven (Einthoven, 1906) et ils sont appelées bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes [9]. Elles sont obtenues à partir des potentiels du DI, DII, DIII obtenues par permutation des électrodes placées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche de la manière suivante :

$$D_I = V_L - V_R$$

$$D_{II} = V_F - V_R$$

$$D_{III} = V_F - V_L$$

Où

V_R correspond au potentiel au bras droit.

V_L correspond au potentiel au bras gauche.

V_F correspond au potentiel dans la jambe gauche. La jambe droite est reliée à la masse.

Les vecteurs obtenus forment alors un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven comme donné sur la figure (I.7).

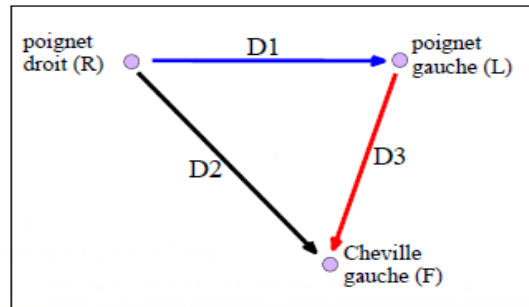


Figure I.7. Dérivations bipolaires périphériques standard [2].

I. 3.2.2. Dérivations périphériques unipolaires de Goldberger.

Les dérivations unipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Wilson (Wilson et al, 1934). Ces dérivations Permettent de mesurer la tension entre un point de référence et le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche respectivement. Le point de référence est réalisé par la moyenne des signaux qui apparaissent sur les deux autres membres qui ne sont pas en observation. A cet effet, on utilise des résistances de valeur élevée, supérieure à $5M\Omega$ [10]. La Figure (I.8) montre les dérivations unipolaires.

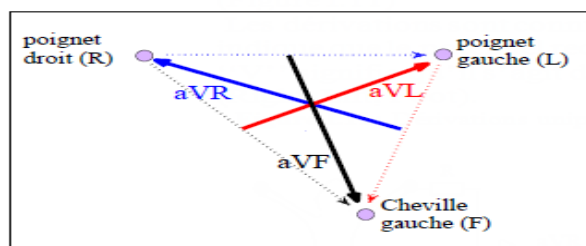


Figure I.8 Dérivations unipolaires de Goldberger [2].

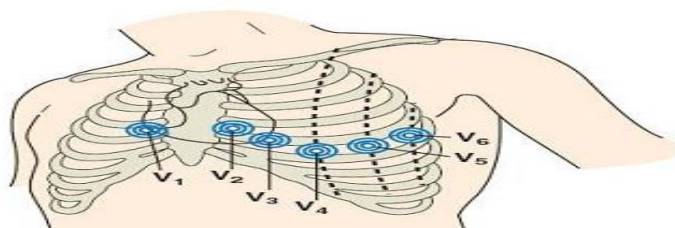


Figure 1.9 Dérivations thoracique [11].

Le tableau suivant résume des différentes dérivations du plan frontal et du plan horizontal :

Plan frontal		Plan horizontal	
Dérivations des membres		Dérivations précordiales	
Dérivations bipolaires	Dérivations unipolaires	Dérivations unipolaires	
I	aVR	V1	V4
II	aVL	V2	V5
III	aVF	V3	V6

TABLE 1.1. Nomenclature des douze dérivations standards

I.4. Arythmies cardiaques

Elles sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie très importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud atria-ventriculaire ou les ventricules par exemple, ou que l'onde électrique ne suit plus les voies préférentielles de propagation. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal.

Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole. On classe les arythmies en fonction de leur lieu de formation et de leurs effets sur le rythme cardiaque. Si le trouble se déclare dans les oreillettes ou le nœud atria-ventriculaire, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire; s'il apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmie ventriculaire. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie (tachy = rapide), si elle le ralentit on parlera alors de bradycardie (brady = lent) [12].

- **Anomalies sinusales**

Le rythme sinusal prend naissance dans le nœud sinusal. La systole dépolarise successivement les oreillettes et les ventricules à une fréquence entre 60 à 100 battements/minute.

L'analyse de l'ECG montre autant d'ondes P que de QRS, chaque onde P entraînant un QRS fin. Le segment ST est isoélectrique.



Figure I.10. Anomalies sinusales [13].

- **Tachycardie sinusale**

Rythme régulier, sinusal de plus de 100 battements/min. chez l'adulte. Ce rythme peut être normal après un effort physique, un sursaut,....



Figure. I .11. Tachycardie sinusale [13].

- **Bradycardie sinusale**

Rythme régulier, sinusal de moins de 60 battements/min. Ce rythme peut être normal chez un athlète.



Figure. I .12. Bradycardie sinusale [13].

I.4.2. Anomalies a retenu

- **Extrasystoles supra-ventriculaires**

Une extrasystole supra-ventriculaire est caractérisée par une stimulation cardiaque prématurée par rapport au rythme de base. Selon son origine, elle pourra être auriculaire (oreillettes) ou fonctionnelle (nœud atriauo-ventriculaire). Souvent l'hypertension artérielle, en

raison de sa surcharge pour le cœur, provoque une distension des oreillettes et leur contraction prématurée. La faiblesse du muscle cardiaque peut constituer une autre cause de ce type d'extrasystole.

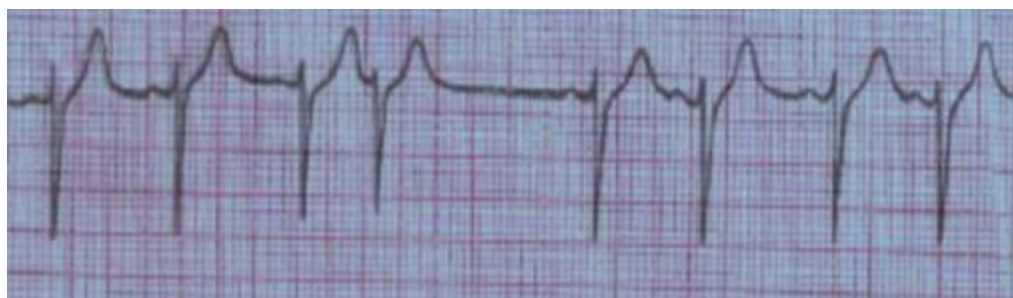


Figure. I .13. Extrasystoles supra-ventriculaires [14].

- **Contraction ventriculaire prématurée (extrasystole ventriculaire)**

L'extrasystole ventriculaire est due à la présence d'une zone irritative dans le ventricule qui ne se soumet pas à l'harmonie de l'activation cardiaque. L'émotion, un déséquilibre de la teneur en sels minéraux, un état fébrile ou une infection peuvent démasquer une propension à cette arythmie. Dans ces cas, celle-ci sera considérée comme bénigne, tandis que l'apparition d'extrasystoles accompagnant une maladie cardiaque peut dévoiler un problème qui nécessite un traitement. Si les extrasystoles se multiplient et que la stimulation électrique suit le mouvement, la fréquence cardiaque augmentera, on parlera alors de tachycardie.



Figure. I .14. Extrasystole ventriculaire [14].

- **Tachycardie supra-ventriculaire**

Lors de tachycardie paroxystique, le cœur s'emballé soudainement et bat très rapidement, jusqu'à 150 à 220 fois par minute comme montré sur la Figure (1.8). Ces épisodes peuvent durer quelques secondes ou se prolonger pendant plusieurs heures. Ils s'arrêtent aussi soudainement qu'ils sont apparus. Les tachycardies supra ventriculaires peuvent apparaître dès le très jeune âge et persister toute la vie. Après ces crises, le sujet se sent fatigué, mais ce type d'arythmie est

rarement dangereux. Elles nécessitent néanmoins l'attention du médecin, car elles peuvent être gênantes et diminuer la qualité de vie.

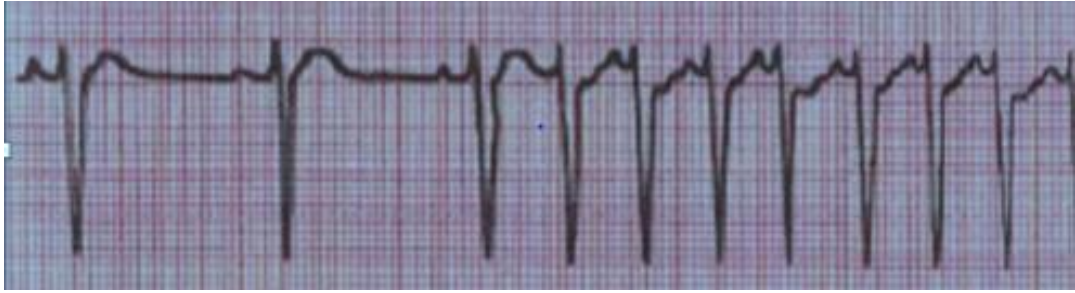


Figure I.12. Tachycardie supra-ventriculaire [14].

- **Tachycardie ventriculaire**

La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement du muscle cardiaque. Elle peut apparaître à tout âge, mais elle est fréquemment la conséquence d'un infarctus du myocarde. Elle se manifeste par la désynchronisation des battements ventriculaires qui conduit à une diminution du pompage du sang (voir Figure I.14)

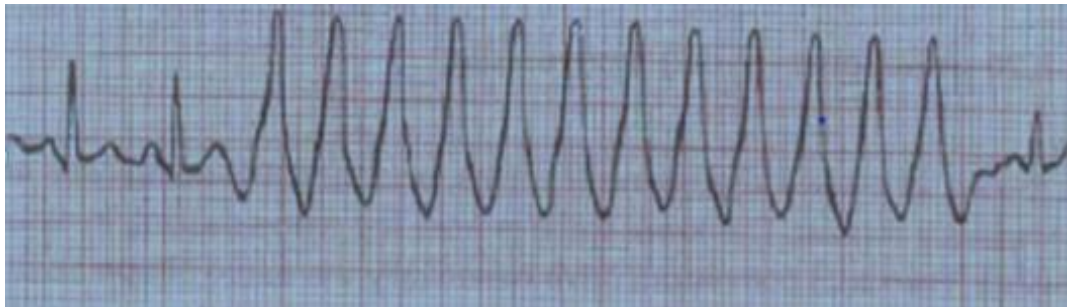


Figure I.14. Tachycardie ventriculaire [14].

I.5. Bruit du signal ECG

Un bruit correspond à tout phénomène perturbateur gênant la transmission ou l'interprétation d'un signal. Le signal ECG est bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologiques (peau, respiration,...) ou environnementale (courant de secteur, placement de l'électrode,...). Les bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique [15].

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 sont :

- Bruit dû au secteur

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50 Hz comme montré sur la Figure (1.16).

Ce type de bruit apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence a bande étroite.

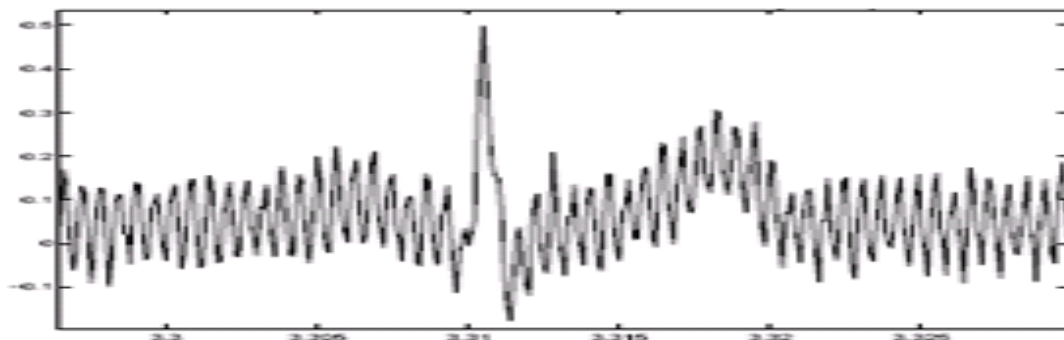


Figure 1.16. Interférence secteur 50Hz.

I.5.2. 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.

I.5.3. 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 (figure I.17), 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.

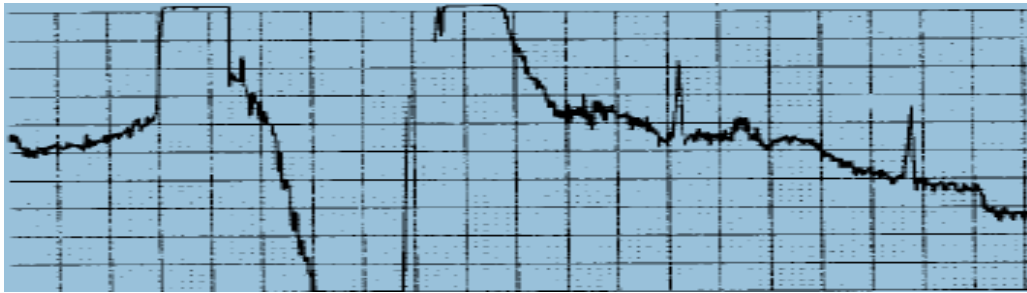


Figure I. 17. Les bruits dus au mauvais contact électrode-peau [16].

I.5.4. Autres types de bruits

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons 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.5.5. 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 comme montrer sur (figure I.18).

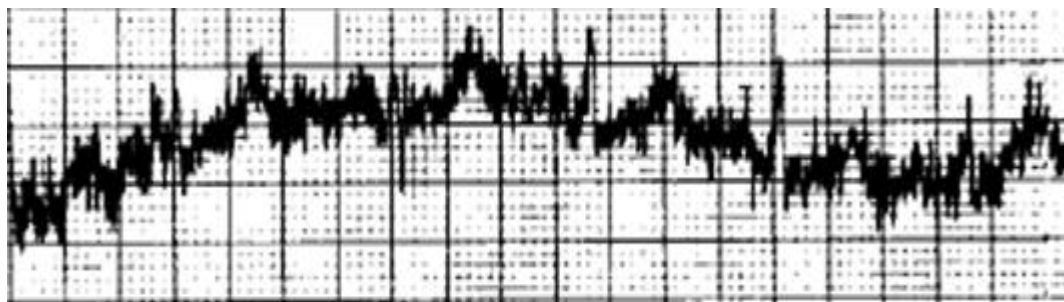


Figure I.18. Bruit mouvement et EMG [16].

I.5.6. 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 un 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.19). 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.

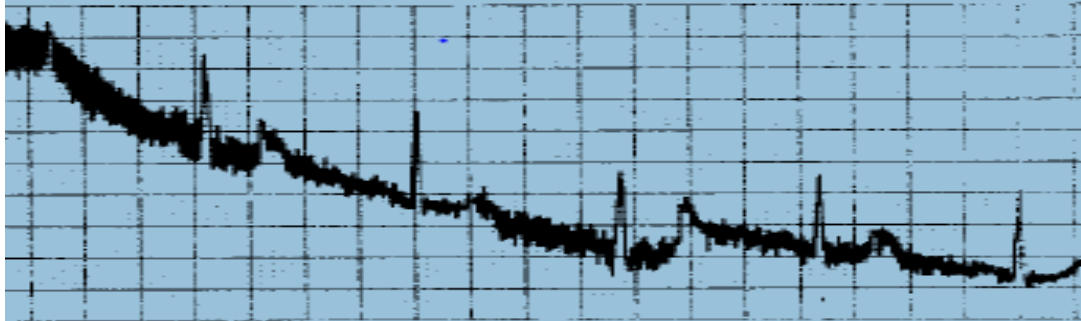


Figure I.19. Fluctuations de la ligne de base [16].

I.6. 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 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 au l'instant d'apparition du pic R du complexe QRS et au type du QRS (N, PVC, etc.) [17].

Les différents cas pathologiques traités dans la base de données MIT-BIH sont données dans le tableau ci-dessous :

CHAPITRE I : NOTION DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

Pathologie	Symbole
Battement atrial prématuré.	A
Battement atrial échappé.	E
Fusion entre V et N.	F
Bloc de branche gauche.	I
Battement nodal (fonctionnel) échappé	J
Battement normal	N
Battement ectopique.	P
Battement non classé	Q
Battement supra ventriculaire prématuré	S
Battement ventriculaire prématuré.	V

Tableau I .3 . Différents cas pathologiques traités dans la base de données MIT-BIH

I.6.1 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.

- **Fichier de données (*.data)**

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

- **Fichier header (*.hea)**

C'est un fichier en tête ; 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.).

- **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).

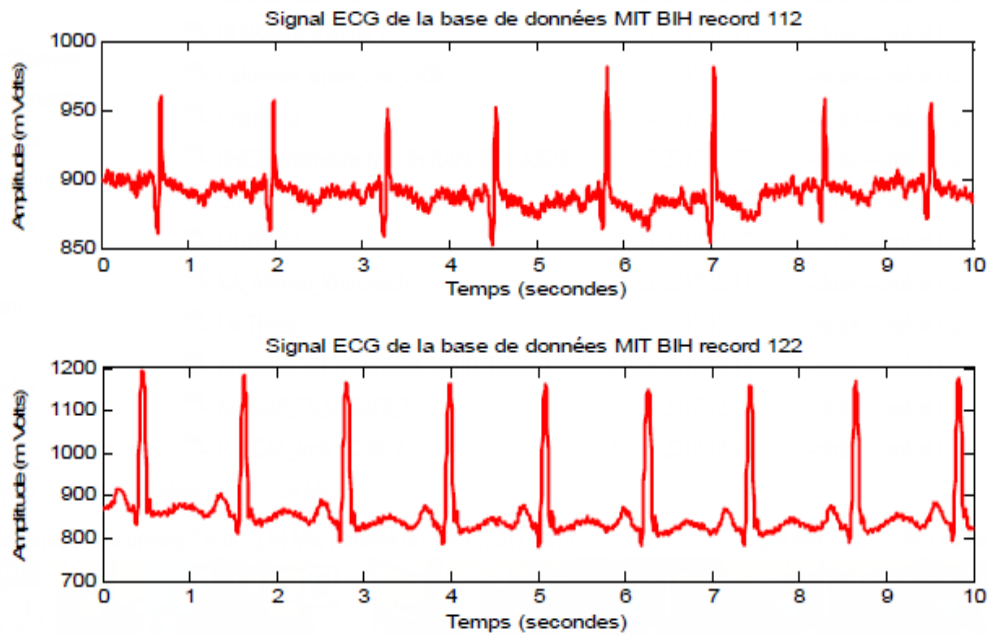


Figure I.20. Exemple de deux enregistrement d'un signal ECG de la base de données MIT BIH [19].

I.7. 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 au troisième chapitre. 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 et donc faciliter la détection des complexes QRS, ce qui va être présenté dans le chapitre suivante.

II.1.Introduction

Le traitement de signal est un ensemble de méthodes et techniques permettant d'extraire le maximum d'informations, dans ce chapitre, nous allons décrire et étudier un ensemble d'algorithmes de détection des complexes QRS, les algorithmes les plus récents sont basés sur :

- Les dérivées premières et les dérivées secondes.
- Des méthodes statistiques.
- Les ondelettes.
- Les réseaux de neurones.

La structure générale d'un détecteur de complexe QRS est composée de quatre étages :

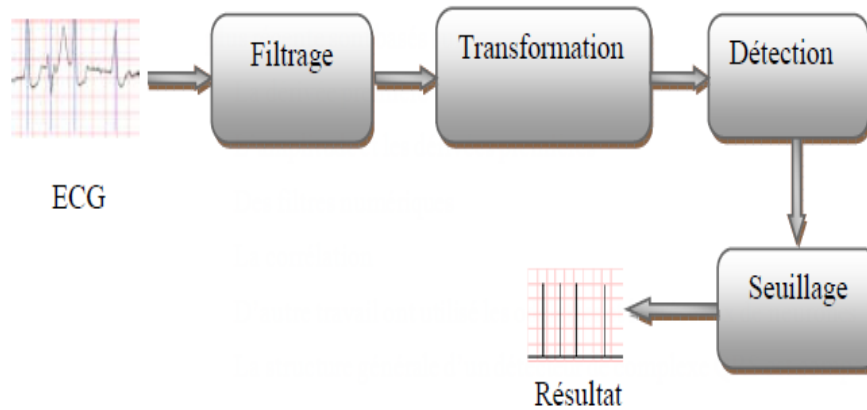


Figure II.1. Schéma bloc d'un détecteur de QRS.

II.2.Méthodes basées sur les dérivées

II.2.1. Méthode de Pan et Tompkins

Cette méthode développée par Pan et Tompkins [18], contient les étapes qui montrent dans la figure (II.2).

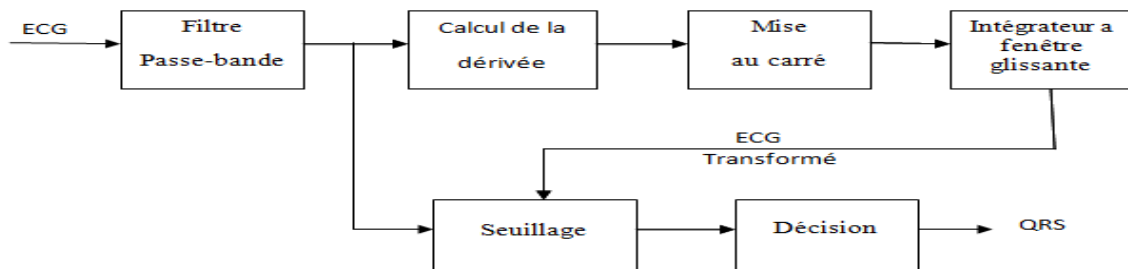


Figure II.2. Diagramme des étapes de l'algorithme de Pan et Tompkins.

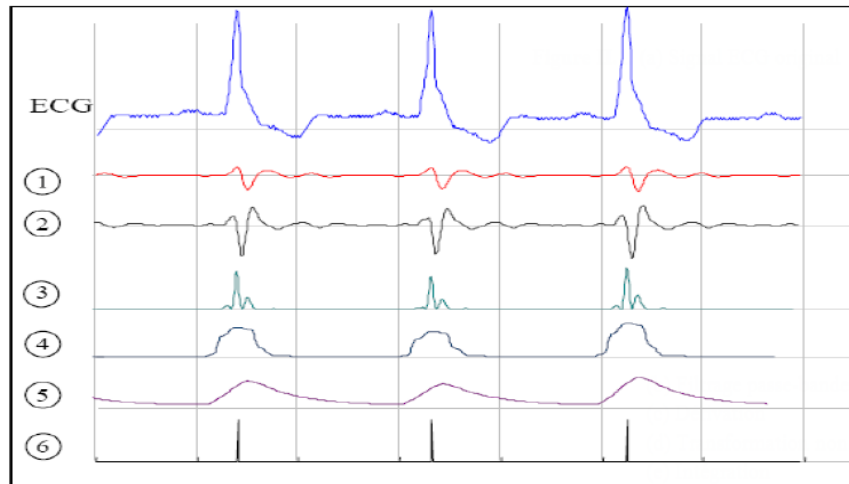


Figure II.3. Décomposition des six étapes de l'algorithme, 1- filtrage passe-bande, 2-dérivation, 3- transformation non-linéaire, 4- intégration,5- filtrage passe-bas, 6- détection du maximum.

On a définis quelques étapes de l'algorithme :

- **Filtrage passe bas** : Le signal obtenu est filtré passe-bas afin d'enlever le bruit haute fréquence résiduel, et d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. Le filtre est un filtre récursif d'ordre 1 de fréquence de coupure 1 Hz.

- **Seuillage adaptatif** : À l'issue du traitement précédent, le signal disponible possède un maximum absolu pour chaque complexe QRS, il possède d'autres maxima locaux, de plus faible amplitude en général qui correspondent soit à du bruit soit aux ondes T. Cette étape consiste donc en une recherche de maxima capable de ne pas prendre en considération les maxima trop faibles qui peuvent correspondre au bruit en effectuant un seuillage en amplitude et ceux trop proches qui risquent d'être introduits par les ondes T en effectuant un seuillage temporel.

-**Seuil adaptatif en amplitude** : Le seuillage en amplitude permet de distinguer les maximum correspondant aux ondes R de ceux correspondant aux ondes T qui sont en général beaucoup plus faibles. L'algorithme calcule un seuil qui vaut 30 % de l'amplitude moyenne des 5 dernières ondes R détectées, et recherche le prochain maximum. Si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS et est ainsi validé sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant :

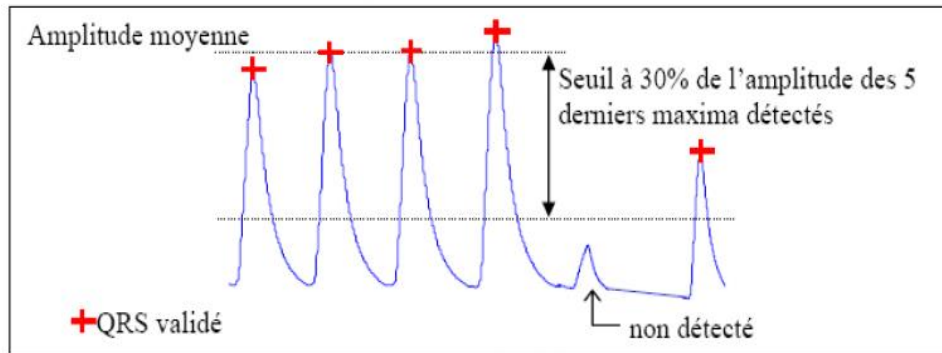


Figure II.4. À partir des 5 QRS précédents, l'algorithme calcule un seuil. Un maximum est validé comme complexe QRS s'il est supérieur au seuil.

L'algorithme de Pan et Tompkins présente quelques limites comme :

- Un taux de détection des complexes QRS de 99.3%. Cependant le point faible de l'algorithme est le faible taux de détection au niveau de quelques enregistrements en effet dans le cas de l'enregistrement 108 (figure II.5).

- Le taux d'erreur est très élevé car l'amplitude des ondes P est comparable à celle des complexes QRS, dans l'enregistrement 222, la morphologie des ondes P est comparable à celle des complexes QRS, ce qui constitue une cause d'erreur et augmentera le taux des faux positifs (FP).

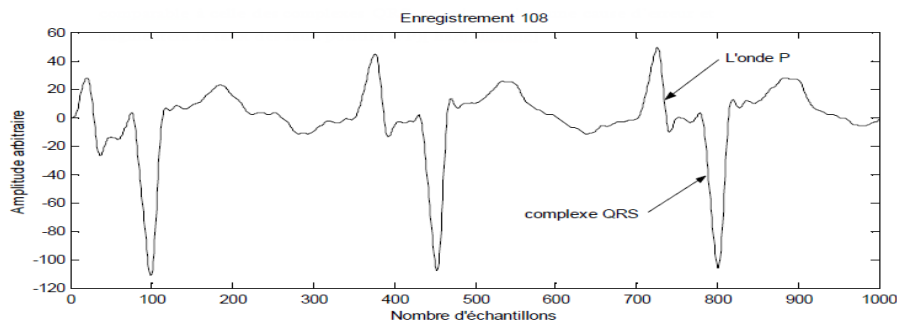


Figure II.5. Dans le cas de l'enregistrement 108, le taux d'erreur est élevé.

II.2.2. La méthode de Laguna et al

Cette méthode est la même que la technique présentée par Pan J. et Tompkins W. J. avec quelques modifications, afin d'accroître la vitesse de traitement et rendre la détection du complexe QRS plus facile :

- Application du filtre dérivateur numérique (figure II.6).
- Filtre passe-bas de premier ordre.
- Seuillage en amplitude.
- Seuillage temporel.

Chapitre II : Méthodes de traitement du signal ECG

Ces deux types de seuillage sont appliqués sur le signal issu du traitement précédent, c'est-à-dire après différentiation et filtrage [19].

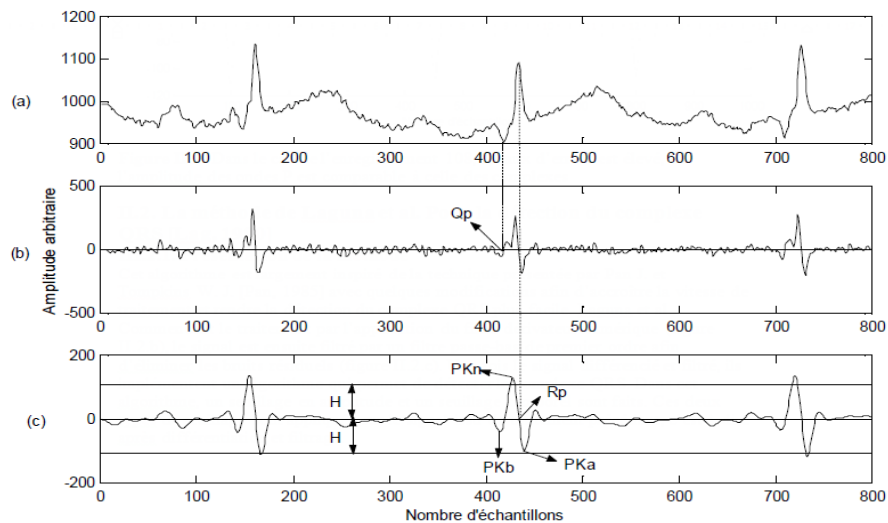


Figure II.6. (a) Signal ECG original, (b) le signal ECG après dérivation noté $d(n)$ et (c) Le signal issu du filtrage passe-bas noté $f(n)$.

Comme première étape après différentiation et filtrage, Laguna *et al.* observent durant les deux premières secondes du signal $f(n)$, le pic positif ou négatif le plus élevé par rapport à la ligne de base, et ils définissent $PK1$ comme étant la valeur absolue de ce pic initial. Puis ils fixent un seuil $H1=0.8PK1$ (80 pour-cent de la valeur du pic initial) (figure II.6), La détection de la position de l'onde R noté R_p est déclenchée lorsque le seuil $H1$ est dépassé.

II.2.3. Méthode de Dubois

Cette technique est presque la même que la technique présentée par Pan J. et Tompkins W. J. [20], elle regroupe :

- 1- Filtrage passe bande
- 2- Dérivation
- 3- Transformation non linéaire
- 4- Intégration
- 5- Filtrage passe bas
- 6- Seuillage adaptatif.

On peut visualiser ces différentes étapes dans la figure II.7.

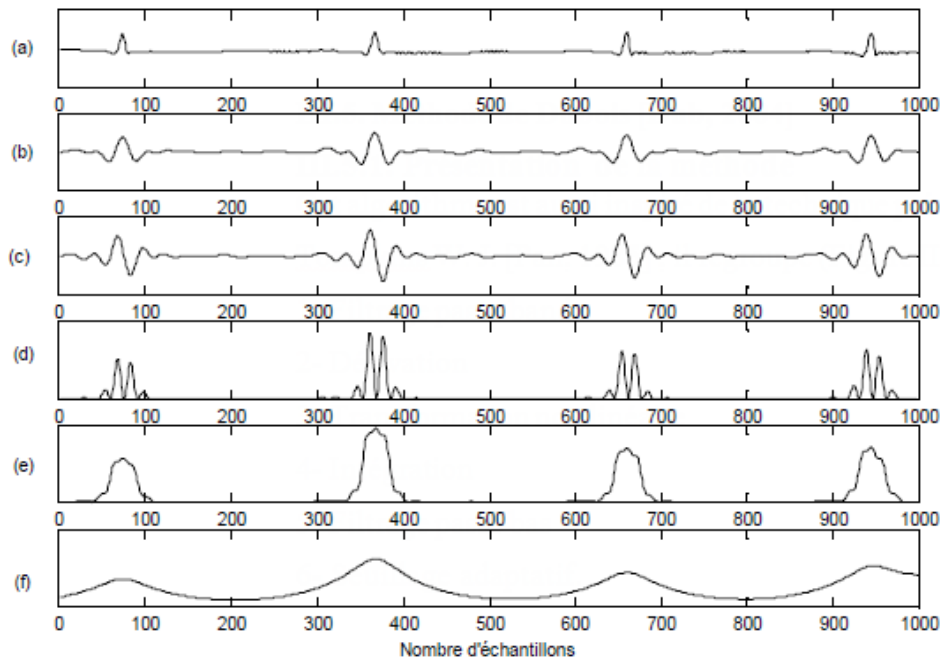


Figure II.7. Méthode de Dubois

Cependant, l'algorithme présente quelques limites :

- Présente un taux de détection 98.90%.
- Les erreurs de détection apparaissent pour quelques pathologies particulières telles qu'une tachycardie ventriculaire ou le cas des extrasystoles de faible amplitude (Figure II.8).
- Le taux d'erreur est très élevé car le patient présente des périodes de tachycardie ventriculaire à plusieurs reprises.
- La détection des extrasystoles de faible amplitude.

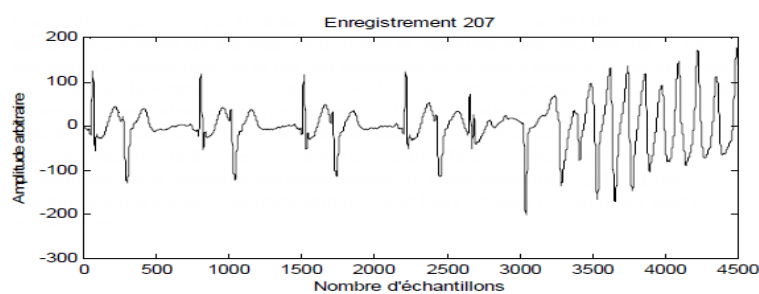


Figure II.8. Enregistrement 207 avec une tachycardie ventriculaire.

II.2.4. Méthode de K-P. Lin et W. H.Chang

Dans cette méthode Kang-Ping et Walter H.Chang utilisant la prédiction linéaire pour l'analyse numérique du signal ECG en vue de détecter les contractions Ventriculaires prématurées (PVC) [21]. Cet algorithme comprend trois étapes :

- 1- Analyse du signal ECG par la prédiction linéaire

2- Application d'un seuillage en amplitude

3- Transformation non linéaire générant un train d'impulsion centré sur la bande du complexe QRS.

La technique permet l'extraction des informations concernant les complexes QRS par l'utilisation de la prédiction linéaire. En effet l'erreur résiduelle (erreur de prédiction) contient beaucoup d'information au niveau de la bande étroite du complexe QRS (figure II.9).

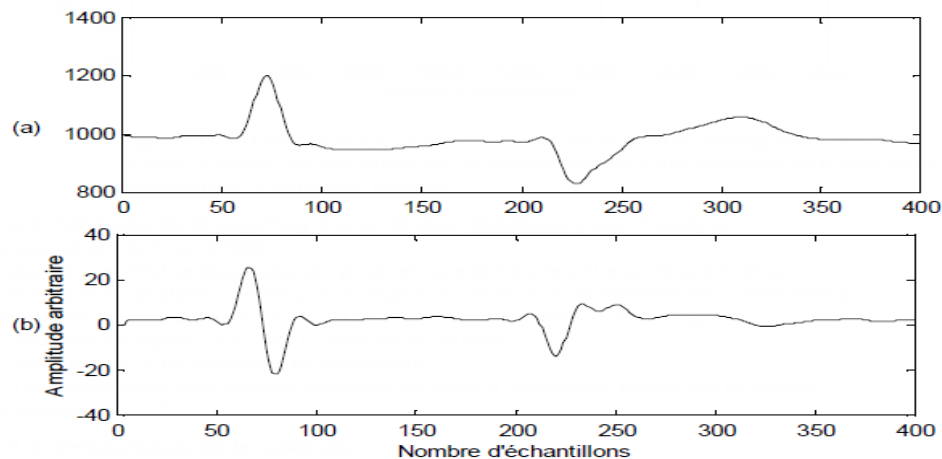


Figure II.9. (a) Signal ECG après filtrage, (b) Erreur résiduelle (erreur de prédiction)

II.2.5. Méthode de Y.Sun et al

Cet algorithme permettant de détecter en temps réel, les complexes QRS du signal ECG est basé sur l'application d'un seuil adaptatif en amplitude. Cet algorithme comprend trois étapes [22] ; il se compose de:

- 1- Dérivation
- 2- Transformation non linéaire
- 3- Détection du pic R

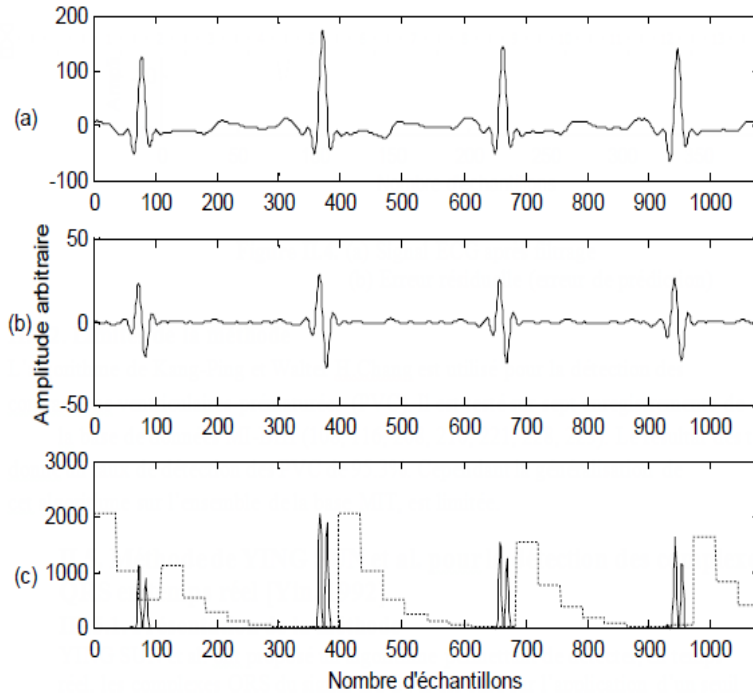


Figure II.10. (a) Signal ECG après filtrage, (b) Dérivation et (c) Transformation non linéaire et détection du pic R.

L'algorithme présenté quelques limites :

- L'algorithme Y. Sun *et al* a été testé sur la base de données AHA (American Heart Association).

- Le taux de détection obtenu est de 99.20%, les limites de la méthode sont essentiellement liées à la qualité du signal ECG et son niveau de bruit.

II.3.Méthodes statistiques (méthodes basées sur l'inter-corrélation)

C'est une méthode qui est basée sur le calcul d'un indicateur $A(t)$ pouvant être vu comme la surface dans l'intervalle $[t - W, t]$ sous le signal et au-dessus de la ligne horizontale qui croise le point $s(t)$, comme cela est illustre sur la figure (II.11).

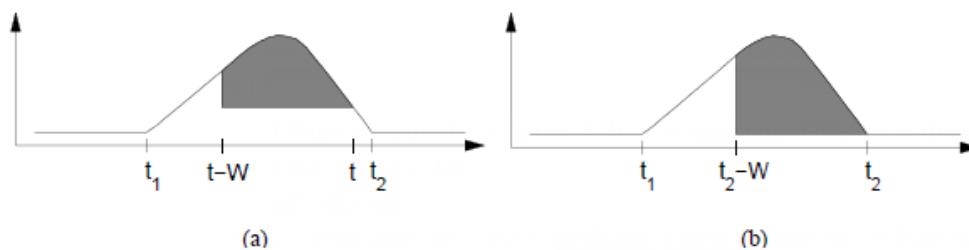


Figure. II.11. Fenêtre glissante de taille W pour le calcul de l'indicateur $A(t)$.

Chapitre II : Méthodes de traitement du signal ECG

Les techniques basées sur l'inter corrélation ont été très souvent présentées dans la littérature [23, 24, 25]. L'idée principale de ce type de techniques est de définir au préalable une onde de référence (un template) de la forme de l'onde à détecter, puis de localiser le maximum de l'inter corrélation entre cette onde de référence et l'onde testée. Il existe différentes façons de construire l'onde de référence : soit en la modélisant à l'aide de fonctions mathématiques en s'inspirant des ECG réels, soit en moyennant les ondes observées [26, 27]. En effet souvent l'onde de référence est créée à partir de la moyenne de quelques ondes de l'enregistrement ECG sous l'hypothèse que la forme de ces ondes réelles ne varie pas, de même que leurs alignements. Pour cette méthode, les hypothèses sur le modèle d'observations (II.12) sont alors :

- le signal s est connu.
- le signal s ne subit pas de changements de forme trop importants.
- la fonction parasite f_i n'existe pas.

La fonction d'inter corrélation est alors utilisée pour mesurer les corrélations entre l'onde de référence $x_1(n)$ et l'onde observée $x_2(n)$:

La méthode d'inter corrélation généralisée a également été développée pour améliorer ces résultats. Cette méthode réalise un pré-filtrage des signaux avant d'effectuer leur intercorrélations [28, 29, 30]. Les coefficients des filtres sont estimés grâce aux connaissances a priori sur les signaux et notamment les connaissances spectrales des deux signaux d'entrée décalés.

L'avantage de cette méthode basée sur l'inter corrélation est qu'elle est robuste au bruit d'observations. Cependant elle est très sensible aux variabilités morphologiques des ondes. De ce fait, il est impossible de construire une onde de référence universelle pour chaque onde de l'ECG. Aussi, et plus précisément, lorsqu'on utilise cette méthode sur des signaux ECG d'effort ou les formes des ondes T et P varient beaucoup avec le rythme cardiaque, le calcul de l'onde de référence doit être évolutif.

II.4.Méthodes basées sur la transformée en ondelettes

Les ondelettes sont un outil récent de traitement du signal permettant l'analyse, à plusieurs échelles de temps. On distingue deux familles d'ondelettes :

- Les ondelettes continues.
- Les ondelettes discrètes.

Elles donnent lieu à de nombreuses applications des domaines variés, comme par exemple :

-La comparaison de la capacité des trois ondelettes (Daubechies, spline et Morlet) par Senhadji et al [31].

Chapitre II : Méthodes de traitement du signal ECG

- Utilisation de la dérivée du premier ordre de la fonction gaussienne comme ondelette pour la caractérisation des battements ECG ([32], [33]), montré la robustesse de l'algorithme, décrit une amélioration de cette méthode [34] par Sahambi et al.
- Utilisation d'un filtre adaptatif d'ondelette pour minimiser la distorsion du segment ST [35], application d'un filtre d'interpolation à ondelette est décrit pour la suppression des artefacts de mouvement dans le segment ST dans un ECG de stress [36] par Park et al .
- Utilisation la transformée en ondelettes dyadique pour la réduction du bruit sur les signaux ECG par Inoue et Miyazaki [37] et Tikkanen [38].
- Utilisation de seuillage basé sur les paquets d'ondelettes pour le séparer le signal ECG du signal électro-hystérogram par Leman et Marque [39].
- Utilisation d'une méthode intégrant la transformée en ondelettes dans un filtre de Wiener pour supprimé le signal électromyogramme (EMG) dans l'ECG par Nikolaev et al [40].
- Utilisation d'une analyse multi-résolution par ondelette pour générer vecteur caractéristique à l'entrée d'un classifieur neuronale par Sternickel [41].
- Utilisation la transformée en ondelettes de Morlet pour analyser les enregistrements ECG chez les patients qui présentent une sténose coronaire gauche ou droite par Gramatikov et al [42].
- Décomposition basée sur la transformée continue d'ondelette de Morlet appliquée sur le signal ECG et le signal MCG (magnéto-cardiogramme).
- Utilisation d'une transformée en ondelettes discrète pour identifier un substrat commun électro physiologique à la fois pour le syndrome du QT long acquis et le syndrome du QT long congénital par Chevalier et al [44].
- Utilisation d'une transformation en ondelettes combine avec l'analyse fractale pour la détection automatique de la fibrillation auriculaire (FA) à partir des intervalles cardiaques par Duverney et al [45].

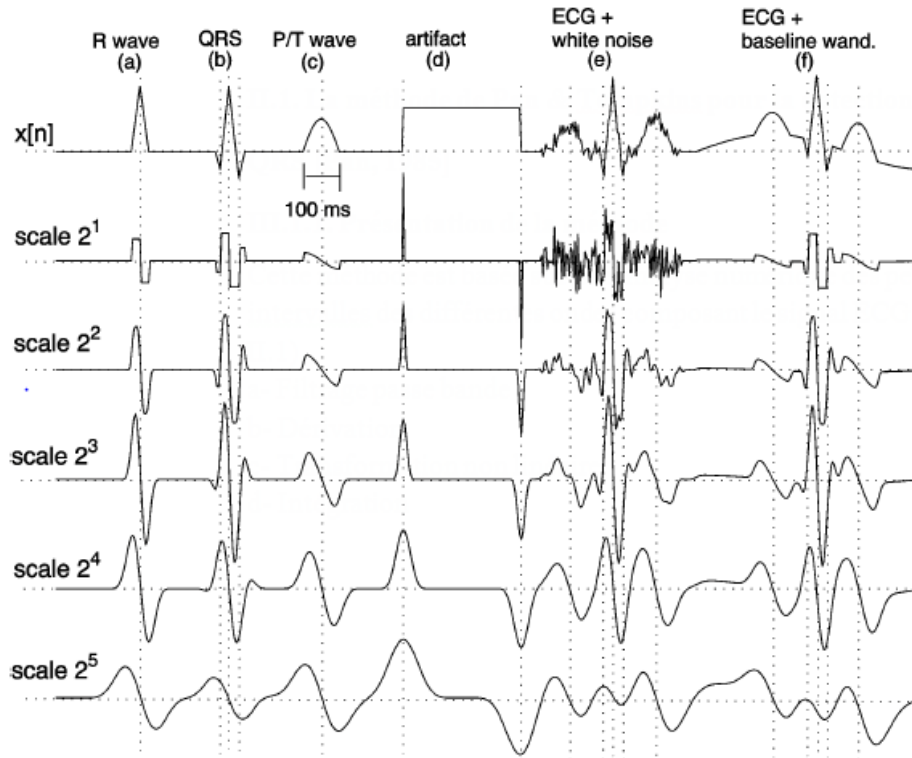


Figure II .12. Exemple d'un ECG synthétique et des 5 premières échelles de sa transformée en ondelettes.

II.5. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones

Un réseau de neurones est une somme pondérée de fonctions non-linéaires paramétrées, appelées "neurones". Il existe deux type de neurones : biologique et artificiel.

Neurone biologique : Le neurone biologique est un corps cellulaire composé entre autres de *dendrites* et d'un *axone* comme montre dans la figure(II.13).

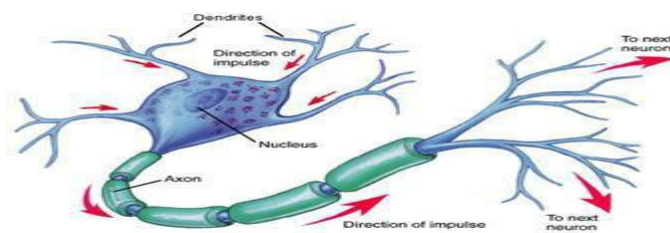


Figure II.13. Neurone biologique.

Neurone artificiel (formel) : Un neurone formel est une minuscule structure qui traite les influx nerveux qui arrivent (*inputs*), chacun selon son importance relative, et qui émet un signal de sortie (*output*) comme montre dans la figure(II.14).

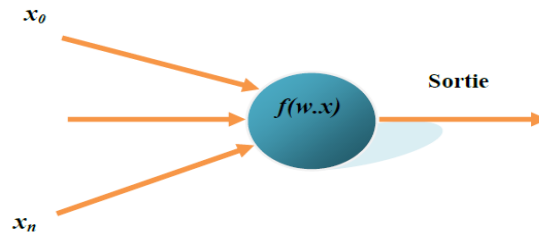


Figure II.14. Neurone formel.

Dans la littérature par exemple : Xue *et al.* [46] ont développé un algorithme de détection du complexe QRS qui utilise un filtre adaptatif basé sur les réseaux de neurones, généralement utilisé en reconnaissance de forme.

II.6. Conclusion

Différentes méthodes de détection des complexes QRS et d'analyse du signal ECG ont été décrites dans ce chapitre, nous avons commencé en premier lieu par les méthodes qui sont basé sur la dérivée puis nous avons étudié les méthodes statistiques, les méthodes basées sur les ondelettes et enfin celles utilisant les réseaux de neurones. Dans Le chapitre suivant nous allons appliquer un algorithme basé sur la dérivée premier et seconde pour détecter les complexes QRS du signal.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.1. Introduction

Un détecteur automatique de l'onde R du complexe QRS est une partie intégrée dans tout système moniteur de l'ECG. Il est en fait une étape essentielle pour aborder une analyse correcte de l'ECG.

Notre travail consiste alors à présenter une méthode de prétraitement et de détection des ondes R du complexe QRS basé sur les opérateurs de différence. Premièrement, une description détaillée de notre méthode est présentée. Ensuite, les résultats obtenus seront discutés et comparés avec les algorithmes les plus récents utilisant aussi la même base de données.

III.2. Présentation générale de la méthode :

Premièrement nous avons appliqué un filtre passe bas sur un signal ECG puis un filtre passe haut, ensuite la dérivé première et la dérivé deuxième faite, et la mise en carrée des deux dérivés afin de pouvoir à la fin effectuer une combinaison linéaire et un seuillage.

Le schéma de la figure(III.1) récapitule les étapes de cette méthode.

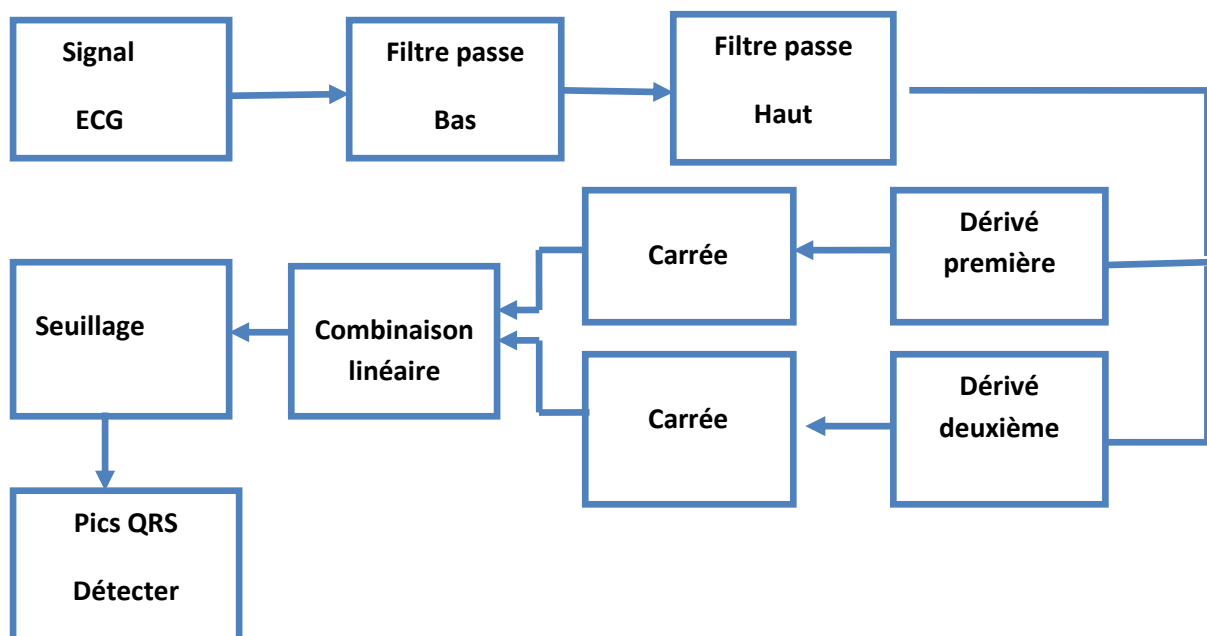


Figure III.1. Schéma bloc de la détection du complexe QRS.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.3. Algorithme de détection :

Pour effectuer une analyse automatique du signal ECG, la détection des complexes QRS constitue une étape très importante. Nous décrivons dans ce qui suit, en détail les étapes de la méthode et les valeurs numériques et les résultats que nous avons obtenus :

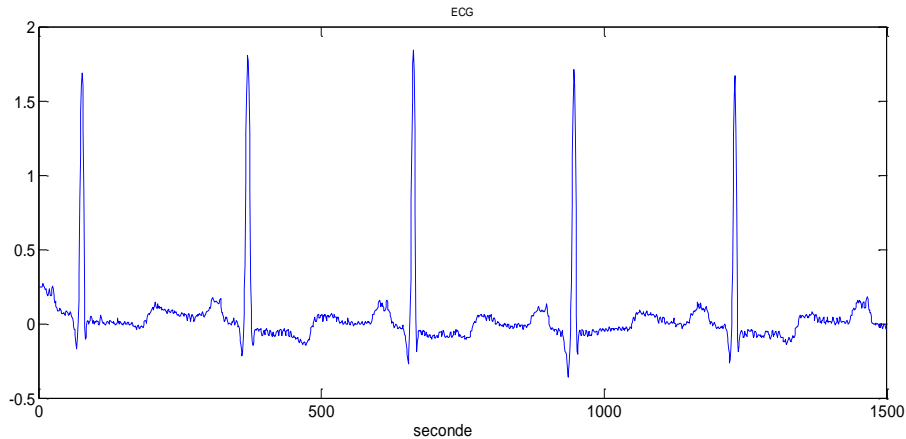


Figure III.2. Signal ECG d'enregistrement 100.

III.3.1 Filtrage passe-bande

La détection du complexe QRS est difficile non seulement à cause de sa morphologie variable, mais aussi à cause des différentes sources de bruits qui perturbent le signal ECG. Les sources de bruits qui peuvent intervenir peuvent être des bruits du muscle, la motion artefact, les interférences du réseau 50 Hz, les ondulations de la ligne de base et les différentes ondes T de fréquences élevées et qui peuvent être interprété comme étant le complexe QRS.

Donc, la conception d'un filtre passe-bande pour éliminer ces perturbations est primordiale. Ce filtre passe-bande sera réalisé par la mise en cascade des deux filtres passe-bas et passe-haut suivants :

- Filtrage passe bas

Le signal obtenu est filtré par un filtre passe-bas afin d'enlever le bruit de hautes fréquences résiduelles, et d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. Notre filtre a une fréquence coupure de 20 Hz. Ce qui nous permet d'éliminer les ondulations dues au réseau de 50Hz.

La fonction de transfert du filtre passe bas est donnée par l'équation :

$$H_l(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \quad (\text{III.1})$$

CHAPITRE III : Résultats et discussion

La figure (III.3) représente le signal ECG après filtre passe bas :

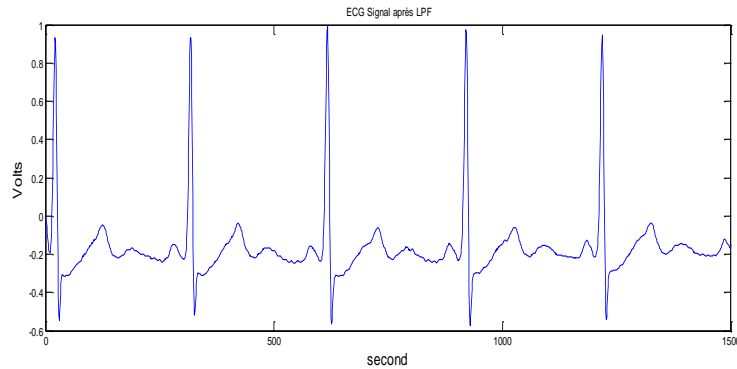


Figure III.3.Signal ECG après le filtre passe bas.

-Filtre passe haut :

Le signal est traité ensuite par un filtre passe haut. Ce filtre élimine toutes les basses fréquences qui n'appartiennent pas au signal ECG. La fréquence de coupure de ce filtre est de 5 Hz. Ce filtre élimine complètement les bruits relatifs à la variation de la ligne de base, la respiration, ainsi que tous autres artefacts liés à des mouvements du patient.

La fonction de transfert du filtre passe bas est donnée par l'équation :

$$H_l(z) = z^{-16} - \frac{(1-z^{-32})}{(1-z^{-1})} \quad (III.2)$$

La figure (III.4) montre le signal ECG à la sortie de filtre passe haut :

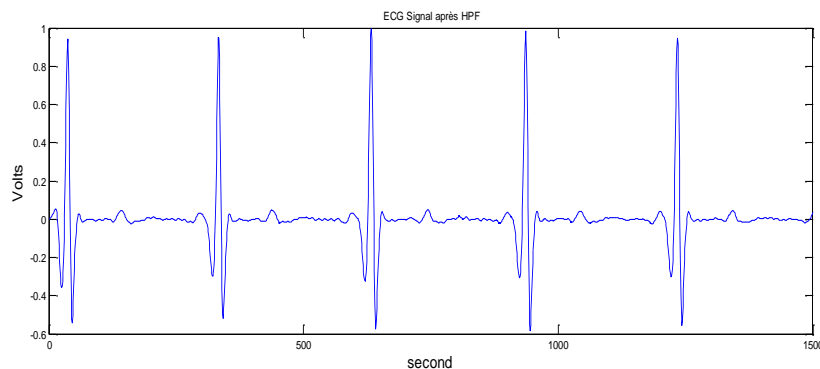


Figure III.4. Signal ECG après le filtre passe bande.

La figure (III.4) représente le résultat de l'opération du filtrage de la ligne de base à partir d'un filtre passe bande qui applique à le signal ECG de patient '100'. Il est illustré que le signal filtré est d'une meilleure qualité.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.3.2. Dérivation:

Après filtrage, le signal ECG est dérivé afin d'obtenir le maximum d'information au niveau du complexe QRS.

L'équation récursive permettant de calculer le dérivé premier est donnée par la relation suivante :

$$x(k) = ECG(k - 1) - ECG(k + 1) \quad (III.3)$$

Le dérivé deuxième est calculé en utilisant la formule

$$y(k) = -2 * ECG(k - 2) - ECG(k - 1) + ECG(k + 1) + 2 * ECG(k + 2) \quad (III.4)$$

LA figure (III.5) représente respectivement le signal de la première et la deuxième dérivée.

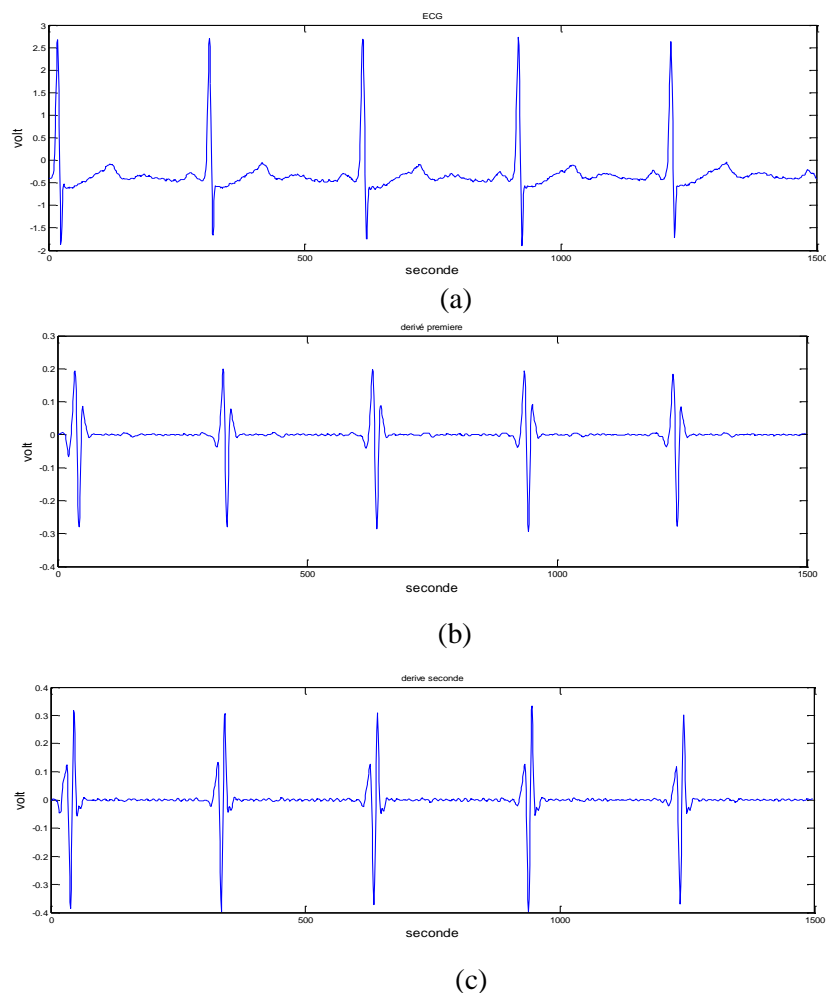


Figure III.5.Dérivée :(a) signal ECG original, (b) Première dérivée du signal et (c) deuxième dérivée du signal.

La figure (III.5) représente respectivement les résultats du dérivé premier et second, où un pique R se situe entre deux optima.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.3.3. Carrées du signal résultant

Le signal de chaque dérivé est mis au carré pour but de supprimer la partie négative du signal et des ondes de petites amplitudes. Il n'aura à la fin, alors que les pics de grandes amplitudes qui correspondent aux complexes QRS.

Les figures (III.6) et (III.7) représentent successivement le carré de la dérivé première et seconde

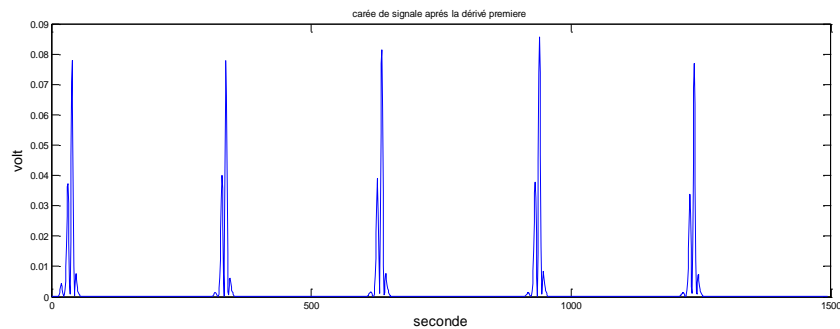


Figure III.6. Carrée du premier dérivé

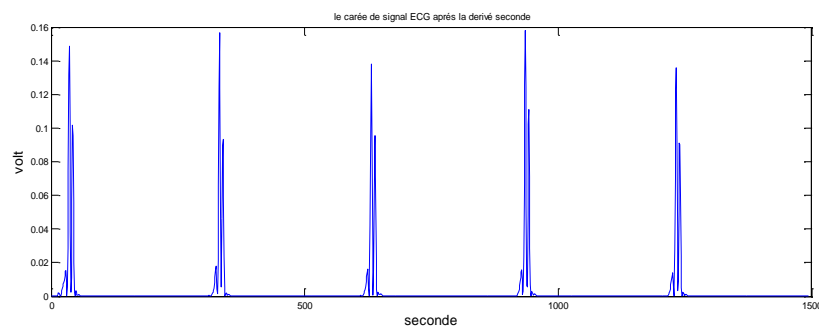


Figure III.7. Carrée du deuxième dérivé.

Dans la figure (III.7) et (III.8) la partie négative du signal est supprimée et tous les ondes de petites amplitudes, il reste seulement les pics de grandes amplitudes (des complexes QRS).

III.3.4. Combinaison linéaire

La sommation a pour but de maximiser l'amplitude (l'énergie) du signal par la formule suivant :

$$Y = \alpha x + \beta y \quad (\text{III.4})$$

Tel que : α et β des coefficients inférieurs à 1 et $\alpha + \beta = 1$.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

La figure (III.9) représente la combinaison linéaire:

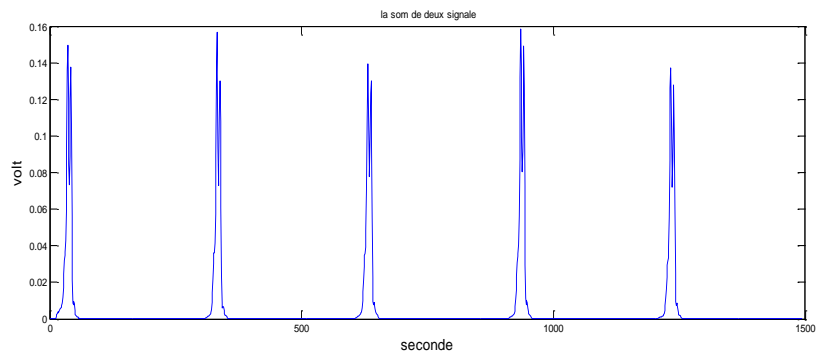


Figure III.9. Combinaison linéaire du signal résultant.

III.3.5 Seuillage

Le seuillage permet de distinguer les maxima correspondant aux ondes R de ceux correspondant aux autres ondes dont l'onde T, et qui sont en général beaucoup plus faibles. L'algorithme de détection recherche le prochain maximum, si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS et est ainsi validé ; sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant.

La figure (III.10) représente le seuillage appliqué au signal ECG de l'enregistrement 100 nous remarquons que pour chaque QRS nous détectons plusieurs pics, ces derniers seront éliminé dans l'étape suivante.

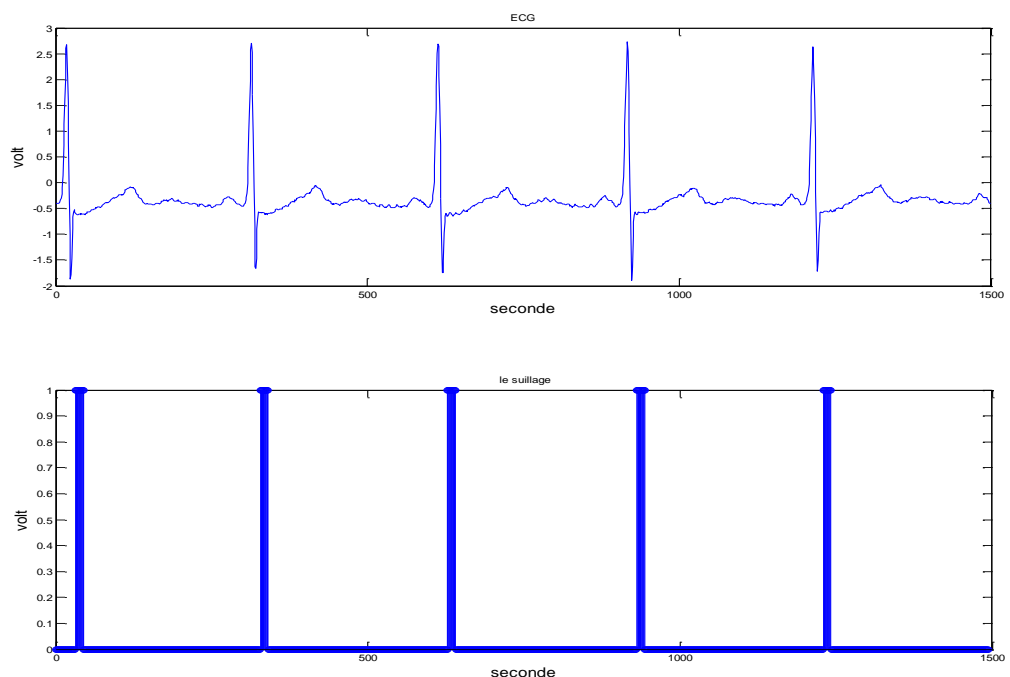


Figure III.10 Seuillage appliqué au signal résultant.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.3.6 Localisation des ondes R :

La figure suivant représente les QRS éliminé

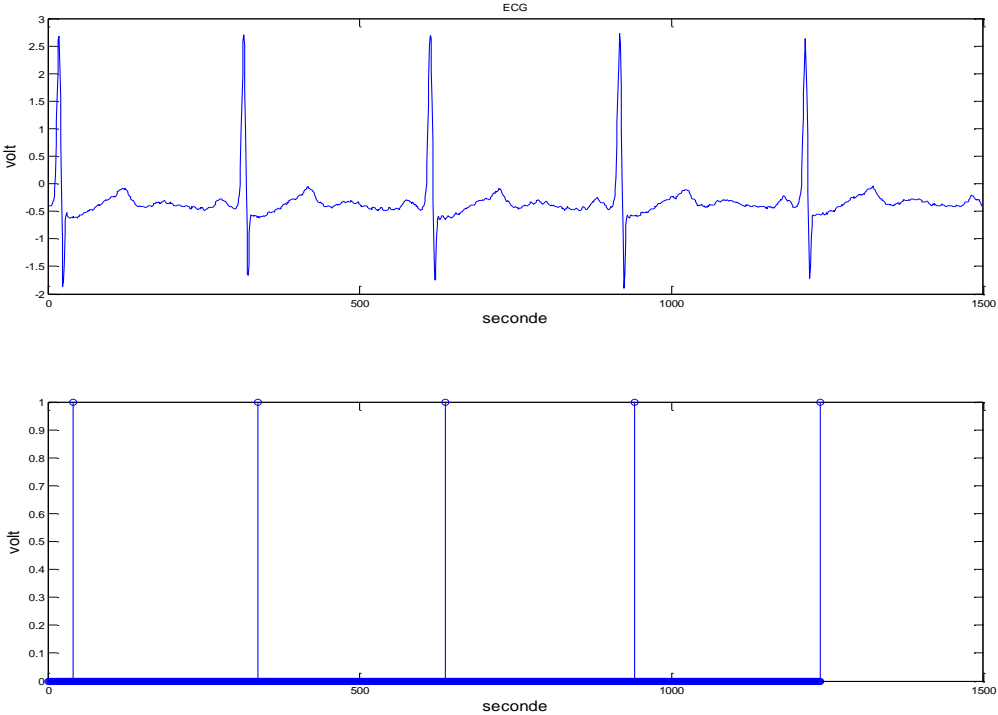


Figure III.11. Localisation des ondes R.

Les résultats obtenus sur l'enregistrement 234 ,118 successivement

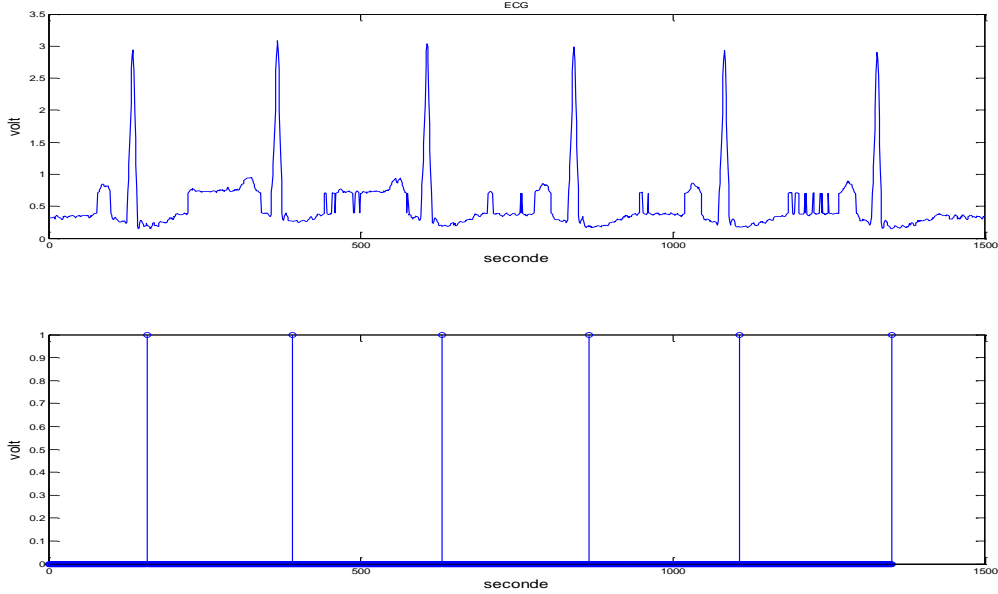


Figure III.12. Enregistrement 234.

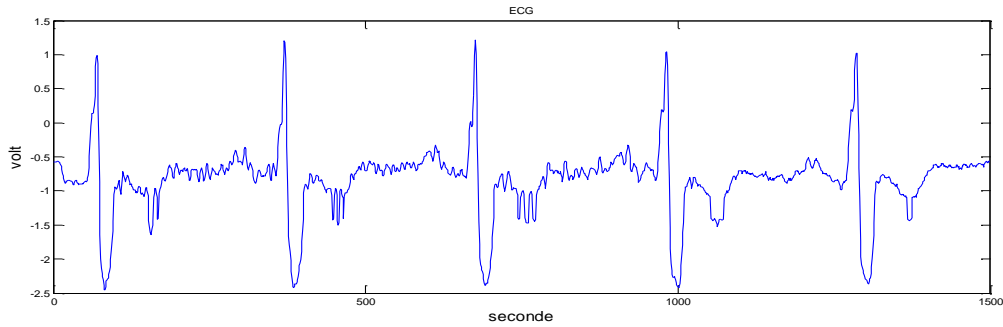


Figure III.13. Enregistrement 118.

III.4. Performance d'un détecteur de complexe QRS

Afin d'évaluer les performances d'une méthode de détection des complexes QRS, on définit les paramètres suivants :

a) Les vrais positifs (TP)

La valeur vrai positive ou true positive (TP), indique que l'algorithme détecte les vraies positions des complexes QRS.

b) Les faux positifs (FP)

La valeur fausse positive ou false positive (FP), indique que la méthode donne des fausses positions des complexes QRS.

c) Les faux négatifs (FN)

La valeur fausse négative ou false négative (FN), indique que la méthode ne détecte pas les positions des complexes QRS.

d) La prédictibilité positive (Positive Predictivity), P_+ , ou la spécificité est donnée par

$$TE(\%) = \frac{FN+FP}{NBT} \times 100 \quad (\text{III.5})$$

e) Le taux d'erreur donné par

$$TE = \frac{FN+FP}{NBT} \times 100 \quad (\text{III.6})$$

NBT est le nombre de battements (nombre de QRS total qui est égal à la taille du vecteur d'annotation après lecture de *.atr).

III.5. Discussion et comparaison des résultats :

Les résultats obtenus pour 6 enregistrements de la base de données sont récapitulés dans le tableau (III.3), l'algorithme proposé a réalisé une exécution très bonne sur la base de données étudiée. Il a produit, au total, 11 FP et 30 FN ayant pour résultat un taux global de détection de 99,92% avec une erreur de 0,29%.

CHAPITRE III : Résultats et discussion

En conclusion, nous avons comparé l'exécution de notre algorithme avec trois détecteurs du complexe QRS rapportés dans la littérature. Les résultats de la comparaison sont donnés dans le tableau (III.4).

Les enregistrements sont identifiés par leurs numéros dans la base de données (première colonne) comme représente ce tableau suivant :

Tableau III .3.Résultats de détection de complexe QRS avec un ensemble d'enregistrements de la base de données

enregistrement (nombre)	TP Battement	FN Battements	FP Battements	Te (%)	+P (%)
100	2273	0	0	0	100%
115	1949	2	2	0,20	99,90%
118	2258	16	4	0,87	99,82%
122	2471	4	1	0,20	99,95%
220	2040	5	2	0,34	99,90%
234	2749	3	1	0 ,14	99,96%
Total	13740	30	10	0,29	99,92%

Avec la méthode de la dérivée première et seconde, nous avons détecté la majorité des pics qui correspondent aux complexes QRS mais il y des pics existant qui ne sont pas détecté, ce qui peut fausser le calcul de la fréquence cardiaque.

Afin de situer notre algorithme de détection du complexe QRS par rapport aux autres travaux dans la littérature, les performances de la qualité de détection sont comparées avec plusieurs algorithmes testés et validés sur la base MIT-BIH.

Tableau. III.4. Comparaison des détecteurs du complexe QRS

Méthodes	TP (battements)	FN (battements)	FP (battements)	+P (%)
Travail proposé	13740	30	10	99.92
R. Ben Ali [16]	13776	31	1	99,95
M. Malek [47]	14216	4	5	96,78
M. Talbi [48]	14465	11	577	81,27

CHAPITRE III : Résultats et discussion

Le tableau (III.4) donne les valeurs moyennes correspondant aux six enregistrements choisis à partir de la base MIT-BIH. Les résultats obtenus sur les six enregistrements choisis, donnent pour notre algorithme, un pourcentage de détection égal à 99,92%, Ces résultats sont meilleurs par rapport à ceux obtenus par l'application des méthodes de M. Talbi et M. Malek.

III.6. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre un algorithme permettant la détection des complexes QRS : il est basé sur l'utilisation de la première et la deuxième dérivée. Les résultats de l'application de l'algorithme développé sur les différents signaux issus de la base de données (MIT-BIH) sont très acceptables, par un total de 41 (0,27%) fausses détections seulement et un taux global de détection de 99,92 %. Nous avons comparé l'exécution et les résultats de notre algorithme avec trois détecteurs du complexe QRS utilisant des algorithmes un peu complexes, contrairement à notre méthode qui est très simple à implémentée et qui ne nécessite pas un grand temps de calcul (c'est-à-dire, elle a une complexité de calcul minimal).

Dans ce travail de mémoire nous avons étudié le signal électrocardiographique (ECG) pour détecter le complexe QRS, par une approche basée sur l'opérateur de déférence dans le but d'améliorer les performances de détection vis-à-vis des algorithmes existants dans la littérature. Toutes les étapes de l'algorithme de détection ont été élaborées en utilisant de simples stratégies de traitement basées sur les dérivations.

Premièrement, quelques notions de base sur l'électrophysiologie cardiaque ayant trait à notre travail, tel que le système de conduction cardiaque, l'électrocardiogramme, les intervalles temporels, les différentes ondes de l'ECG et les artefacts couramment rencontrés dans les enregistrements de l'électrocardiogramme ont été présentées. Nous avons aussi présenté la base de données MIT-BIH sur laquelle s'appuiera l'ensemble de nos tests.

Par la suite, nous avons présenté et étudié les différentes méthodes de l'analyse et la détection des complexes QRS du signal ECG qui sont basées sur la dérivée première et la dérivée seconde, le filtrage numérique, les méthodes statistiques, les ondelettes et les réseaux de neurones. Leurs performances ont été évaluées et leurs limites étudiées.

Enfin, dans l'étape la plus important de notre travail, on a proposé une méthode utilisant deux étapes, la première a pour but d'éliminer les artefacts et la deuxième consiste à détecter les complexes QRS.

Les résultats obtenus ont montré que la méthode proposée peut être considérée comme un outil efficace pour la détection de complexe QRS d'un signal ECG avec une précision très acceptable de 99,92 %. Avec une erreur de 0,29 %. Ces résultats sont très acceptables et très comparable avec ceux de la littérature en ce qui concerne la rapidité d'exécution et la précision de détection.

Notre perspectives

- Implémenter d'autres méthodes de détection des complexes QRS afin d'améliorer les taux de détection.
- Appliquer de nouveaux algorithmes de classification des arythmies cardiaques basés sur l'utilisation des réseaux de neurones.
- Faire la recherche de nouvelles méthodes de compression du signal ECG afin de pouvoir le stocker ou le transmettre, pour l'utiliser dans des applications de la télémédecine.

Références

References

- [1] Rémi D, “Application des nouvelles méthodes d’apprentissage à la détection précoce d’anomalies en électrocardiographie”, thèse doctorat de l’université Paris 6, 2004.
- [2] D. Pickham, B.J. Drew, “*QT/QTc interval monitoring in the emergency department*”, Journal of Emergency Nursing, vol. 34, no 5, p. 428-434, oct. 2008.
- [3] Aline Cabason, “Estimation et analyse des intervalles cardiaque”, thèse doctorat université Paris 6, 2008.
- [4] Z.E.hadj Slimane, “Analyse et synthèse de méthode de détection de la détection du complexe QRS du signal électrocardiogramme”, thèse doctorat, 2006.
- [5] Z. Zidelmal , “Reconnaissance d’arythmie cardiaque par support vecteur machine”, thèse doctorat, 2012.
- [6] Gilbert H. Mudge, “*Manuel d’électrocardiographie*”, Collection Spirales.
- [7] J. Malmivuo et R. Plonsey , “*Bioelectromagnetism - principles and applications of Bioelectric and biomagnetic field, s*”, Oxford University Press, 1995.
- [8] J .P. BASSAND, “Introduction à la pathologie cardiaque et vasculaire”, Coude Professeur à l’université de Besançon, France, 25 Octobre 2005.
- [9] W. Einthoven, “Weiteresuber das electrocardiogram”, Arch GesPhysiol Menschen-Thiere, pages 517-548, 1908.
- [10] F.Wilson et F.Johnston et H.Erlanger, “*The pericardial electrocardiogram American Heart*”, Journal, no .27, pages 19-25, 1944.
- [11] C. BROHET, “*Electrocardiogramme 12 dérivation,*” Edition Santé ’’, Masson Paris 1998.
- [12] J. Mackay, G. Mensah, “*The atlas of heart diseas and strock*” ,Organisation Mondiale, 2004.
- [13] Shirley A. Jones, “*ECG Notes Interpretation and Management Guide*”, p 28-29-30.
- [14] John R. Hampton, “*The ECG MADE EASY*”, p65-66-67, F. A. Davis company .
- [15] G.M.FRIESEN.THOMAS C.JANNETT.MANAL AFIFY JADALLAH.STANEORD L.YATES.STEPHEN R.QUINT AND H.TROY NAGLE, “A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms”, IEEE transactions on biomedical engineering.VOL.37.NO.I. January 1990.
- [16] R. Ben Ali, “Analyse du signale ECG par réseau adaptif d’odelettes en vue de la reconnaissance de pathologie cardiaque”, thèse doctorat, 2013.

Références

- [17] MIT-BIH Arrhythmia Database Directory, Harvard University-Massachusetts Institute of Technology Division of Health Sciences and Technology.
- [18] J. Pan and W.J. Tomkins, "Areal-Time QRS Detection Algorithm", IEEE, vol. BME-232, pp. 230-236, March.
- [19] P. Laguna et al, "New Algorithm For QT Interval Analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Medical & Biological Engineering & computing, Vol-28, pp. 67-73, January 1990.
- [20] Rémi. D. "Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce D'anomalies en électrocardiographie ". Mémoire de thèse de doctorat de l'université Paris 6, 2004.
- [21] Kang-Ping Lin and Walter H. Chang, "QRS Feature Extraction Using Linear Prediction", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, No. 10, pp. 1050-1058, October 1989.
- [22] Ying Sun, S. Supappola, Thoma A. Wrubleski, "Microcontroller-Based Real-Time QRS Detection", Biomedical Instrumentation & Technology, pp. 444-484, Nov/Dec 1992.
- [23] S. Abboud et D. Sadeh, "The use of cross correlation function for the alignment of ECG waveforms and rejection of extrasystols", Comput. Biomed. Res., 17:258-266, 1984.
- [24] G. M. Jenkis et D. G. Watts, "Spectral Analysis and Its Applications", Holden-Day, San.
- [25] A. Papoulis, "Probability, Random Variables and Stochastic Process", McGraw-Hill, New York, 1965. Francisco, 1968.
- [26] A. Cabasson, O. Meste, G. Blain et S. Bermon, "A New Method for the PP- PR Hysteresis Phenomenon Enhancement under Exercise Conditions", Computers In Cardiology, 32:723-726, September 2005.
- [27] O. Meste, G. Blain et S. Bermon, "Hysteresis Analysis of the PR-PP relation under Exercise Conditions", Computers In Cardiology, 31:461-464, September 2004.
- [28] R.E. Boucher et J.C. Hassab, "Analysis of discrete implementation of generalized cross-correlator", IEEE Trans. Acoust. Speech, Signal Processing, ASSP-29(3):609-611, June 1981.
- [29] G. C. Carter, "Special Issue on Time Delay Estimation", IEEE Trans. Acoust, Speech, Signal Processing, ASSP-29, June 1981.
- [30] C. H. Knapp et G. C. Carter, "The Generalized Correlation Method for Estimation of Time Delay", IEEE Trans. Acoust. Speech, Signal Processing, 24, no. 4:320-327, August 1976.

Références

- [31] Senhadji, L., Carrault, G., Bellanger, J.-J. et Passariello, G. (1995), " *Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns*". IEEE Engineering in Medicine and Biology", pages 167-173.
- [32] Sahambi J S, Tandon S M and Bhatt R K P 1997a, " *Using wavelet transforms for ECG characterization: an on-line digital signal processing system*", IEEE Eng. Med. Biol. 16 77–83.
- [33] Sahambi J S, Tandon S M and Bhatt R K P 1997b, " *Quantitative analysis of errors due to power-line interference and base-line drift in détection of onsets and offsets in ECG using wavelets*", Med. Biol. Eng. Comput. 35 747–51.
- [34] Sahambi J S, Tandon S M and Bhatt R K P 1998, " *Wavelet base ST-segment analysis* "Med. Biol. Eng. Comput. 36 568–72.
- [35] Park K L, Lee K J and Yoon H R 1998, " *Application of a wavelet adaptive filter to minimise distortion of the ST-segment*", Med. Biol. Eng. Comput. 36 581–6.
- [36] Park K L, Khil M J, Lee B C, Jeong K S, Lee K J and Yoon H R 2001, " *Design of a wavelet interpolation filter for enhancement of the ST-segment*", Med. Biol. Eng. Comput.
- [37] Inoue H and Miyazaki A 1998, " *A noise reduction method for ECG signals using the dyadic wavelet transform IEICE Trans*", Fundam. vol E81A 1001–7.
- [38] Tikkanen P E 1999," *Nonlinear wavelet and wavelet packet denoising of electrocardiogram signal Biol*",Cybernetics 80 259–67.
- [39] Leman H and Marque C 2000, " *Rejection of the maternal electrocardiogram in the electrohysterogram signal*", IEEE Trans. Biomed. Eng. 47 1010–7.
- [40] Nikoliaeov N, Gotchev A, Egiazarian K and Nikolov Z 2001, " *Suppression of electromyogram interference on the electrocardiogram by transform domain denoising Med*", Biol. Eng. Comput.39 649–55.
- [41] Sternickel K 2002, " *Automatic pattern recognition in ECG time series Comput. Methods*", Prog. Biomed. 68 109–15.
- [42] Gramatikov B, Brinker J, Yi-chun S and Thakor N V 2000, " *Wavelet analysis and time-frequency distributions of the body surface ECG before and after angioplasty Comput. Methods* ",Prog. Biomed. 62 87–98.
- [43] Link A, Endt P, Oeff M and Trahms L 2001, " *Variability of the QRS in high resolution electrocardiograms and magnetocardiograms* ", IEEE Trans. Biomed. Eng. 48 133–42
- [44] Chevalier P, Rodriguez C, Bontemps L, Miquel M, Kirkorian G, Rousson R, Potet F, Schott J-J, Baro I and Touboul P 2001, " *Non-invasive testing of acquired long QT syndrome: evidence for multiple arrhythmogenic substrates Cardiovasc*",Res,page 50 386–98.

Références

- [45] Duverney D, Gaspoz J-M, Pichot V, Roche F, Brion R, Antoniadis A and Barthelemy J-C 2002, ” *High accuracy of automatic detection of atrial fibrillation using wavelet transform of heart rate intervals*” , PACE 25 457–62.
- [46] Xue. Q. Hu , Y. H. and Tomkins, W. J,”*Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection*”, IEEE, Trans. Biomed. Eng. 1992, 39, pp. 317-329.
- [47] M. Ben MALEK,” Contribution de l’electrocardiogramme (ECG) en utilisant les concepts des operateurs fractionnaire”, thèse doctorat ,université Constantine,2011.
- [48] M.Talbi,” Analyse et traitement du signal électro cardiographique (ECG)”, thèse doctorat, université Constantine, 2011.

RESUME

L'électrocardiogramme (ECG), qui représente l'activité électrique du cœur, est largement utilisé pour le diagnostic des maladies cardiaques. L'électrocardiogramme (ECG) est constitué de trois ondes importantes P, QRS, T qui caractérisent l'activité cardiaque.

Dans la deuxième partie de ce mémoire, nous présentons un ensemble d'algorithmes de détection des complexes QRS. Les différents algorithmes présentés dans le cadre de ce travail ont été testés sur les différents enregistrements de la base universelle MIT-BIH. Enfin, nous proposons une méthode pour la détection des complexes QRS qui est basée sur la dérivée première et deuxième.

Les résultats expérimentaux obtenus en testant l'approche proposée sur les enregistrements ECG de la base de données MIT-BIH démontrent l'efficacité d'une telle approche par rapport à d'autres méthodes existantes dans la littérature.

Mots Clés. ECG, détection, QRS.

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG), which represents the electrical activity of the heart, is widely used for the diagnosis of heart disease. The electrocardiogram (ECG) contains three important waves P, QRS, T which characterize the cardiac activity.

In the second part of this study, we present different algorithms for detection of QRS complexes. The different algorithms presented in the framework of this work have been tested on the different recordings of the universal MIT-BIH database.

Finally, we propose a method for the detection of QRS complexes based on the first and second derivation.

The experimental results obtained by testing the proposed approach on the ECG recordings of the MIT-BIH database demonstrate the effectiveness of such approach compared to other existing methods in the literature.

Keywords détection, QRS.