

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 : Imagerie et Instrumentation Biomédicale

Par :

- CHEDDANI Hanane

-GROUSSEL Sonia

Thème :

***Analyse des Signaux électrocardiogramme par
Application de La transformée en Ondelettes Discrète.***

Date de soutenance : 27/09/2017

Devant le jury composé de :

Mr. ARABI	à l'université de Bouira	Président
Mr. BENGHENIA H .A	à l'université de Bouira	Rapporteur
Mr. BENSEGUENI	à l'université de Bouira	Examineur
Mr. CHALABLI	à l'université de Bouira	Examineur

2016/2017



Dédicaces

Je rends grâce a Dieu de m'avoir donné le courage et la volonté ainsi que la conscience d'avoir pu 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 mon marie AMAR a été toujours le pour me donner les conseils et pour m'encourager le long de ces années avec tout son amour et mon fisse ISLAM

A mes chers sœurs :Luiza, Karima,Naima et son marie mouhamed et la petite MARIA avec AYOUB

A tout mes amis(es) surtout sonia ,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

MERCI

HANANE





Dédicaces

Je rendre grâce à Dieu de m'avoir donné le courage et la volonté ainsi que la conscience d'avoir pu terminer mes études.

Au nom de l'amour et de respect, Je dédie ce modeste travail:

A mes parents, ma famille, je leur adresse mes plus chaleureux remerciements, particulièrement à ma chère mère adorée. Leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir bon dans les moments Difficiles. Qu'ils soient certains de toute ma reconnaissance et de tout mon amour.

Quant à mon mari, Pour sa patience et son amour,

A mon sœur et mes frères

Je ne pourrais pas oublier mes amies surtout hanane qui m'a accompagnée et ma soutenue durant cette période. Je lui adresse toute ma reconnaissance pour notre amitié.

Ainsi mes amies, Pour le soutien qu'ils m'ont toujours apporté.

A mes collègues de promotion,

Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance

A ceux qui se sont toujours d'évalués et sacrifiés pour moi.

Ceux qui m'ont aidée du mieux qu'ils pouvaient pour me voir réussir.

Ceux qui m'ont accompagnée tout au long de ce parcours merveilleux.

*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, **Merci.***

Sonia





Remerciements

*Avant tout, je remercie Dieu de m'avoir donné la force pour
réaliser ce présent travail.*

(الحمد لله)

*Je remercie tout particulièrement "Mr benghenia hadj abd el
kader" de m'avoir encadré durant ces années de master en étant
toujours disponible et encourageant, pour son aide et conseils et
pour ses grandes valeurs humaines.*

*Nos respectueux remerciements à l'ensemble des membres du
jury pour l'intérêt porté sur notre travail.*

*Merci à tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin durant ces
années de recherche et d'études. Je ne peux conclure sans un mot
de remerciement à tous mes enseignants du Département de
Génie Electrique, Université de Bouira tout le long de ma
formation.*

Je vous remercie !





TABLE DES MATIÈRES



Table des figures	I
Table des acronymes et abréviations	IV
Table des tableaux	VI
INTRODUCTION GENERALE	1

CHAPITRE I : Notions de base en électrocardiographie

I.1. Introduction.....	3
I.2. Système cardio-vasculaire.....	3
I.2.1. Anatomie de cœur	3
I.2.2. Activité mécanique cardiaque.....	4
I.2.3. Fonctionnement de la pompe cardiaque.....	5
I.2.3.1. Circulation Pulmonaire : connexion cœur poumons.....	5
I.2.3.2. Circulation systémique : Connexion cœur et Corps.....	5
I.3. Électrophysiologie cardiaque.....	6
I.3.1. Potentielles de repos et d'action	7
I.3.1.1. Phase 0 ou dépolarisation rapide.....	7
I.3.1.2. Phase 1 ou début de ré-polarisation.....	7
I.3.1.3. Phase 2 ou plateau.....	8
I.3.1.4. Phase 3 ou ré-polarisation.....	8
I.3.1.5. Phase 4.....	8
I.3.2. Conduction cardiaque.....	8

I.4. Électrocardiographie.....	10
I.4.1.Définition.....	10
I.4.2. Notion de dipôle électrique	10
I.4.3. Enregistrement de l'ECG standard (les dérivations).....	12
I.4.3.1. Dérivation périphériques bipolaires.....	12
I.4.3.2.Dérivation périphériques unipolaires de coldberger.....	13
I.4.3.3.Dérivation précordiales.....	13
I.5. Signal électrocardiogramme (ECG) de Surface.....	14
I.5.1. Aspect normal des ondes P-QRS-T	15
I.5.1.1.Onde P: dépolarisation des oreillettes.....	15
I.5.1.2. Complexe QRS : dépolarisation des ventricules.....	15
I.5.1.3. Onde T: ré-polarisation des ventricules.....	16
I.5.1.4. Onde U: ré-polarisation des fibres de Purkinje.....	16
I.5.2. Segment et les intervalles qui caractérisent un ECG normal.....	16
I.5.2.1.Intervalle RR (fréquence des battements cardiaques).....	16
I.5.2.2.Intervalle PP (période de polarisation des oreillettes).....	16
I.5.2.3.Segment PR (pause du nœud AV).....	16
I.5.2.4.Intervalle PR (durée de conduction auriculo-ventriculaire).....	16
I.5.2.5.Intervalle QT (durée de systole ventriculaire).....	17
I.5.2.6.Segment ST (durée de stimulation complète des ventricules).....	17
I.6. Fréquence cardiaque.....	17
I.7. Holter cardiaque	17
I.8.Troubles du rythme et de la conduction cardiaque.....	18
I.8.1.Rythme sinusal.....	18
I.8.2.Blocs cardiaques.....	18

I.8.1.1. Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA).....	18
I.8.1.2. Blocs Auriculo-ventriculaire (BAV).....	19
I.8.1.3. Blocs de branche.....	19
I.9. Arythmies cardiaques	19
I.9.1. Bradycardie sinusale.....	19
I.9.2. Tachycardie ventriculaire.....	20
I.9.3. Tachycardie supra-Ventriculaire.....	20
I.10. Conclusion.....	21

CHAPITRE II : THEORIE DES ONDELETTES

II. 1. Introduction.....	22
II.2. Représentation en temps-fréquences des signaux.....	22
II.2.1. Transformation de Fourier.....	22
II.2.2. Transformée de Fourier Fenêtrée.....	23
II.3. Ondelettes.....	24
II.3.1. Définition.....	25
II.3.2. Quelques propriétés.....	28
II.3.2.1. Sélectivité en fréquence.....	28
II.3.2.2. Similarité.....	28
II.3.2.3. Symétrie.....	28
II.3.2.4. Orthogonalité.....	28
II.3.2.5. Régularité.....	29
II.3.2.6. Nombre de moments nuls.....	29

II.3.2.7.Facteur d'échelle minimal.....	29
II.3.2.8.Relation entre fréquence et l'échelle.....	29
II.3.3. Transformée en ondelette continue.....	29
II.3.3. 1.Définition.....	29
II.3.3. 2.Reconstruction.....	30
II. 3.4. Transformée en ondelette discrète.....	31
II.3.4.1.Définition.....	31
II.3.4.2.Analyse multi résolution.....	31
II.3.4.3.Transformée en Paquets d'ondelettes.....	32
II.4. Choix de la meilleure ondelette	33
II.5.transformée en ondelettes Daubechies.....	35
II.6.Application des ondelettes sur le signal ECG	35
II.7.Conclusion.....	37

CHAPITRE III : Traitement du signal ECG par les ondelettes

III.1.Introduction.....	38
III.2.Base de données MIT.....	38
III. 3.Prétraitement du signal ECG.....	39
III.3.1. Sources de bruits dans les signaux électro cardiographiques.....	39
• bruit 50Hz	39
• bruits provoqués par les ondulations de la ligne de base.....	39
• Electromyogramme (EMG).....	39
• artefacts d'origine physique	40

• bruits dûs au mauvais contact électrode-peau.....	40
III.3.2. Filtrage de l'ECG.....	41
III.3.2.1. Principe du dé-bruitage par les ondelettes.....	41
III.3.2.2. Algorithme de dé-bruitage par la transformée en ondelettes.....	41
III.3.2.3. Filtrage du signal ECG par ondelette.....	42
III.4. Détection du complexe QRS	44
III.4.1. Etat de l'art sur la détection du complexe QRS.....	44
III.4.2. Principe de l'algorithme de détection des complexe QRS.....	45
III.4.2.1. Principe de l'algorithme proposé.....	45
III.4.2.2. Détection du pic R.....	47
III.4.2.3. Détection des ondes Q et S	48
III.5. Analyse des Résultats Obtenus	50
III.6. Conclusion	53
Conclusion générale.....	55
Références bibliographiques.	
Résumé.	

Table des figures

Figure	Titre	Page
<u>Chapitre I</u>		
Figure I.1	Schéma général du cœur	4
Figure I.2	Circulation sanguine.....	6
Figure I.3	cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique.....	8
Figure I.4	Activité électrique du cœur.....	9
Figure I.5	Progression de l'impulsion électrique à travers le cœur.....	11
Figure I.6	Schéma de signal enregistré par les électrodes.....	11
Figure I.7	Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.....	13
Figure I.8	Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres augmentés	13
Figure I.9	Position des électrodes précordiales.....	14
Figure I.10	Etape successives de dépolarisation/ repolarisation du cœur qui se traduisent sur la plan électro cardiographique par différentes ondes P, QRS, et T.....	14
Figure I.11	ECG normal (intervalles temporels et différentes onde).....	15
Figure I.12	Enregistreur Holter numérique.....	18
Figure I.13	Exemple d'ECG (a)normal et (b) : bloc de branche gauche.....	19
Figure I.14	Bradycardie sinusale.....	20
Figure I.15	Tachycardie ventriculaire.....	20
Figure I.16	Tachycardie supra-ventriculaire.....	20

<u>Chapitre II</u>		
Figure II.1	Transformée de Fourier à Court terme.....	23
Figure II.2	Pavage temps-fréquence pour la transformée de Fourier à fenêtre glissante.....	24
Figure II.3	Ondelette mère	25
Figure II.4	Ondelette avec différent facteurs d'échelle.....	27
Figure II.5	Ondelette avec différent facteur de position b.....	27
Figure II.6	Pavage temps fréquence pour la transformée en ondelettes pour deux facteurs d'échelle a_1 et a_2	28
Figure II.7	Transformée en ondelette par multi résolution.....	32
Figure II.8	Décomposition de signal en approximations et détail.....	32
Figure II.9	Décomposition par paquets d'ondelettes	33
<u>Chapitre III</u>		
Figure III.1	Etapas de la segmentation du signal ECG.....	38
Figure III.2	Bruit présent d'une un signal ECG, (a) bruit de secteur 50HZ, (b) fluctuation de la ligne de base, (c)le signal EMG, (d) les artefacts dus aux mouvements de patient.....	40
Figure III.3	Bruit dû au mauvais contact électrode-peau.....	40
Figure III.4	Principe du dé-bruitage par ondelette.....	41
Figure III.5	Ondelette 'db4'.....	42
Figure III.6	Décomposition en ondelette du signal ECG du patient '100m'.....	42
Figure III.7	Résultats de l'opération du filtrage des bruits HF appliqué sur le signal du patient '100m'.....	43
Figure III.8	Elimination de la ligne de base sur le signal du patient '100m'.....	44
Figure III.9	Schémas bloc d principe adopté dans l'algorithme de détection du complexe QRS.....	46
Figure III.10	Huit détails de décomposition du signal ECG du patient '100m'.....	47
Figure III.11	Détection du l'onde R.....	48
Figure III.12	Détection de l'onde Q.....	49
Figure III.13	Détection de l'onde S.....	49
Figure III.14	Détection des QRS sur le signal du patient '108m'.....	51

Figure III.15	Détection des QRS sur le signal du patient '103m'.....	51
Figure III.16	Détection des QRS sur le signal du patient '105m'.....	52

Tableaux des acronymes et abréviations

A	
AV	Auriculo-Ventriculaire
AF	Fibrillation Auriculaire
aVF	Dérivation augmentée de la jambe
aVL	Dérivation augmentée bras gauche
aVF	Dérivation augmentée du bras droit
B	
Bpm	Battement par minute
brady=lent	bradycardie
C	
Ca ⁺⁺	Calcium
CO ₂	Dioxyde de carbone
D	
DI, DII, DIII	Dérivation bipolaire
E	
ECG	ElectroCardioGramme
EMG	ElectroMyoGramme
F	
Fc	Nombre de battements cardiaque
FN	Nombre fausse détection
FP	Nombre de battement non détecté

M	
MIT	Massachusetts institute of technology
P	
P+	Prédictivité positive
Q	
QRS	Trois ondes Q, R et S
S	
SA	Sinusal
Se	sensitivité
T	
TF	Transformée de Fourier
TFCT	Transformée de Fourier à court terme
TO	Transformée en ondelettes
TOC	Transformée en ondelettes continue
TOD	Transformée en ondelettes discrète
TFF	Transformée de Fourier Fenêtrée
TP	Nombre de battement correctement détecté
TE%	Taux d'erreur
V	
$V_1, V_2 \dots \dots, V_6$	Dérivations précordiales
VT	Tachycardie Ventriculaire

Liste des tableaux

Tableaux	Titre	Page
Tableau II.1	Liste de famille d'ondelette.....	34
Tableau II.2	Principales propriétés des familles d'ondelettes.....	35
Tableau III.1	Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection de l'onde R du complexe QRS.....	52
Tableau III.2	Comparaison des performances des algorithmes de détection du complexe QRS citées dans la littérature.....	53

Introduction générale

Dans le monde occidental, la première cause de mortalité provient des maladies cardiovasculaires. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses secrets. Pourtant les médecins disposent de nombreux moyens pour l'étudier et vérifier son bon fonctionnement. Notamment, ils utilisent l'électrocardiogramme (ECG), qui est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque. 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. 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.

L'électrocardiogramme regroupe trois ondes importantes appelées onde P, complexe QRS et onde T qui traduisent respectivement l'activité auriculaire, l'activité ventriculaire et la repolarisation ventriculaire. Ces ondes sont déterminées des intervalles connus par l'intervalle PR qui définit le temps de conduction auriculo-ventriculaire, le segment ST qui correspond à la phase de repolarisation ventriculaire, phase durant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, et l'intervalle RR qui indique la période cardiaque, c'est à dire le temps entre deux battements successifs. En l'inversant, on obtient alors la fréquence cardiaque communément exprimée en battements par minute. 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 classifier l'ECG. La morphologie variable de l'ECG, la variabilité physiologique des complexes QRS avec la contamination à partir de diverses sources de bruit, 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]. Dans le cadre de ce travail, nous proposons une méthode automatisée pour la détection du complexe QRS. Cette méthode est basée sur la représentation du signal ECG par « la transformée en ondelettes » ou encore dites « wavelets » qui permet de donner une représentation « temps – échelle ». Cette dernière permet de séparer les informations d'un signal dans des bandes spectrales dans un plan bidimensionnel à la fois fréquentiel et temporel. Ces nouvelles transformations sont, en général, orthogonales. L'orthogonalité de la décomposition élimine la redondance d'informations. La réversibilité de l'algorithme de décomposition autorise une

Introduction générale

reconstruction parfaite du signal d'origine à partir des coefficients de la décomposition. On distingue deux grandes familles d'ondelettes: les ondelettes continues (Morlet, Sombbrero, ...) et les ondelettes discrètes (Haar, Shannon, Meyer, Daubechies). La transformée en ondelettes a prouvé son efficacité à travers les résultats enregistrés dans l'analyse des signaux transitoires et non stationnaires, comme c'est le cas pour l'ECG. Sur le plan pratique, le travail s'est focalisé sur la détection du complexe QRS c'est-à-dire la zone sensée contenir la valeur exacte du début du complexe QRS à partir de la représentation par l'ondelette discrète la plus performante et plus précisément l'ondelette de Daubechies. La base de données d'arythmie MIT/BIH a été employée pour examiner l'efficacité de la méthode proposée. Les résultats obtenus sont présentés, discutés et comparés aux algorithmes de détection de l'onde R les plus récents et les plus efficaces.

L'objectif de ce travail est la détection du complexe QRS par une nouvelle méthode basé sur la transformée d'ondelette discrète.

Le présent document est reparti en 3 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.

Le deuxième chapitre est dédiée à la présentation des principes mathématiques des transformées en ondelettes continue et discrète et leurs propriétés les plus connues en privilégiant les aspects liés au traitement du signal. Le calcul des coefficients de détail et d'approximations dans la décomposition en ondelettes ainsi qu'un état de l'art sur l'application des ondelettes pour l'analyse du signal électrocardiogramme sont brièvement présentés.

Le troisième chapitre il présente l'algorithme de détection du complexe QRS que nous avons développé et implémenté pour la caractérisation des battements cardiaques. Il est entamé d'abord par étude de plusieurs techniques de détection du complexes QRS présentent dans la littérature suivi par une description détaillée de l'algorithme proposé et qui est basé sur la transformée d'ondelette discrète et la décomposition des ondelettes.

Le document est terminé par une conclusion générale.

Introduction générale

I.1. Introduction

L'électrocardiographie (ECG) est la traduction, sous forme électrique, du fonctionnement du muscle cardiaque. L'acquisition du signal ECG indolore et non invasive, s'effectue à travers d'électrodes cutanées, convenablement réparties sur le corps humain, et sensible au potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Cette acquisition peut s'effectuer en milieu hospitalier ou bien de façon ambulatoire, le patient vaquant alors à ses activités quotidiennes [1].

Ce chapitre rappelle quelques notions de base sur l'électrocardiographie. Nous décrivons ensuite le fonctionnement général du système cardiovasculaire, ses principales composantes, suivie d'une description détaillée de l'activité physiologique cardiaque, avec le principe d'enregistrement, l'aspect normal d'un signal ECG. Le chapitre est terminé par une brève description d'arythmies cardiaques.

I.2. Système cardio-vasculaire

Le système cardiovasculaire (SCV) est composé d'une double pompe (le cœur), d'un liquide circulant (le sang) et de deux circuits de transport : la circulation systémique qui permet la distribution des nutriments et de l'oxygène (O₂) vers les différents organes, excepté les poumons, et la circulation pulmonaire qui permet au sang d'être ré-oxygéné au contact des alvéoles pulmonaires et débarrassé du dioxyde de carbone (CO₂). Ces circulations sont composées de deux réseaux : le réseau artériel qui transporte le sang du cœur vers les tissus et le réseau veineux qui transporte le sang des tissus vers le cœur.

Si la fonction principale du SCV est d'assurer l'approvisionnement des cellules en oxygène et nutriments, il a aussi pour rôle :

- l'évacuation du CO₂ et autres déchets métaboliques ;
- la transmission d'information en véhiculant les hormones ;
- la régulation de la température corporelle ;
- la défense de l'organisme en assurant le transport des anticorps et des cellules immunitaires comme les lymphocytes [2].

I.2.1. Anatomie de Cœur

Le cœur est un organe musculéux d'environ 250 à 350 grammes ayant une forme pyramidale triangulaire. Il est formé de trois parois de l'intérieur vers l'extérieur :

l'endocarde, le myocarde et le péricarde. Il est situé dans la partie centrale du thorax, décalé du coté gauche, entre la deuxième et la cinquième côte. Il est cloisonné en deux parties droite et gauche qui ne présentent pas de communication entre elles. Ces deux cœurs se composent eux-mêmes de deux cavités : une oreillette aux parois fines et un ventricule aux parois épaisses (**Figure I.1**) [3].

La circulation du sang s'effectue par des étapes suivantes :

- Le tissu musculaire du cœur (le myocarde) se contracte et envoie le sang pauvre en oxygène par la veine cave supérieure et inférieure vers l'oreillette droite (flèches bleues) ;
- Le myocarde chasse le sang vers le ventricule droit (contraction appelée systole auriculaire) ;
- Le sang est propulsé du ventricule droit vers les poumons par la systole ventriculaire (contraction des ventricules). Dans les poumons le sang se charge en oxygène ;
- Le sang revient au cœur par les veines pulmonaires et s'accumule dans l'oreillette gauche ;
- La systole auriculaire envoie le sang vers le ventricule gauche ;
- La systole ventriculaire propulse le sang vers les organes (flèches rouges) par l'artère aorte [4].

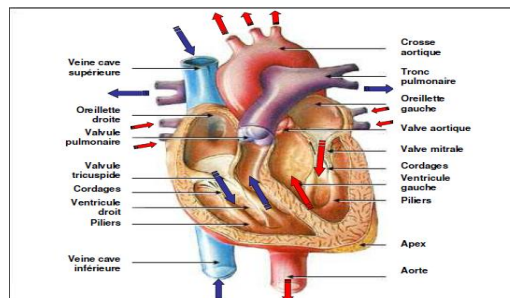


Figure I.1. Schéma général du cœur [5].

I.2.2. Activité mécanique cardiaque

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

a) 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.

b) 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 [6].

I.2.3. Fonctionnement de la pompe cardiaque

Le cœur peut être considéré d'un point de vue fonctionnel comme étant deux pompes reliées avec les circulations pulmonaires et systémiques (**voir la figure I.2**) [7]:

I.2.3.1. Circulation Pulmonaire: Connexion Cœur Poumons

Le sang désoxygéné entre l'oreillette droite par la veine cave supérieure et inférieure. Il se déplace à travers la valve tricuspide dans le ventricule droit. Le ventricule droit pompe le sang à travers la valve semi-lunaire pulmonaire dans l'artère pulmonaire, puis dans les poumons. Dans les poumons, le sang est oxygéné et il retourne au cœur par les veines pulmonaires dans l'oreillette gauche. L'oreillette gauche est la dernière étape de la circulation pulmonaire [7].

I.2.3.2. Circulation Systémique: Connexion Cœur et Corps

Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche et se déplace à travers la valve mitrale dans le ventricule gauche. Le ventricule gauche pompe le sang à travers la valve aortique semi-lunaire dans l'aorte; ce dernier fournit au sang la voie pour circuler à travers le corps. Dans l'organisme, l'oxygène dans le sang est échangé avec du dioxyde de carbone. Après

avoir voyagé à travers le corps, le sang retourne désoxygéné vers le cœur par la veine cave supérieure et inférieure [7].

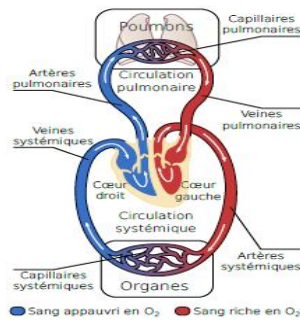


Figure I.2. Circulation sanguine [8].

I.3. Electrophysiologie cardiaque

L'électrophysiologie est le domaine qui étudie les activités électriques des cellules de l'organisme. Cette étude concerne notamment les cellules excitables telles les cellules nerveuses (neurones) et les cellules musculaires (les muscles cardiaques ou myocarde, les muscles striés). Les cellules cardiaques, comme toutes les cellules vivantes dans le corps, ont un potentiel électrique à travers la membrane cellulaire. Ce potentiel peut être mesuré par l'insertion d'une microélectrode dans la cellule et à mesurer la différence de potentiel électrique en millivolts (mV) entre l'intérieur et l'extérieur. Par convention, l'extérieur de la cellule est considéré comme 0 mV. Si les mesures sont prises avec un myocyte ventriculaire au repos, un potentiel de membrane d'environ -90 mV sera enregistré. Ce potentiel de repos est déterminé par les concentrations des ions chargés positivement et négativement, la perméabilité relative de la membrane cellulaire pour ces ions et les pompes ioniques qui transportent ces ions [9].

Du point de vue fonctionnel, le cœur est constitué de trois types de cellules:

- **Les cellules stimulatrices (pacemaker)**, c'est la source d'alimentation électrique du cœur.
- **Les cellules de la conduction électrique**, elles représentent les câbles électriques du cœur.
- **Les cellules du myocarde**, ce sont les machines contractile du cœur [10].

I.3.1. Potentielles de repos et d'action

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane sont le siège de mécanismes actifs (passage de différents ions), ce qui aboutit à des différences de concentration de part et l'autre de la membrane cellulaire.

Ainsi :

- Le sodium (Na^+) est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane ;
- concentration intracellulaire de potassium (K^+) est 30 fois supérieure à sa concentration extracellulaire;
- la concentration extracellulaire de calcium (Ca^{++}) est très supérieure à sa concentration intracellulaire ;

Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire. Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement avec une différence de potentiel de -90mV ce qui est connu par le potentiel de repos. Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, mécanique ou chimique, des modifications transitoires de la membrane vont aboutir à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. La différence de potentiel passe alors de -90mV à environ $+20\text{mV}$. C'est le **potentiel d'action**. Après la phase excitatrice, les concentrations ioniques vont se rétablir de part et l'autre de la membrane. Cette phase constitue la ré-polarisation de la cellule au cours de laquelle la cellule ne peut pas réagir à une nouvelle stimulation. C'est la **période réfractaire** [11]. L'enregistrement des différences de potentiel mesurées entre les milieux intracellulaire et extracellulaire, pendant les processus de dépolarisation et ré-polarisation d'une cellule, correspond au Potentiel d'Action (PA) Ce dernier est constitué de cinq phases (**Figure I.3**) :

I.3.1.1. Phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.

I.3.1.2. Phase 1 ou début de ré-polarisation : elle est caractérisée par une ré-polarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .

I.3.1.3.Phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de ré-polarisation lent. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{++} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortie, ralentissant ainsi la phase de ré-polarisation.

I.3.1.4.Phase 3 ou ré-polarisation : elle correspond à la ré-polarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

I.3.1.5.Phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable [12].

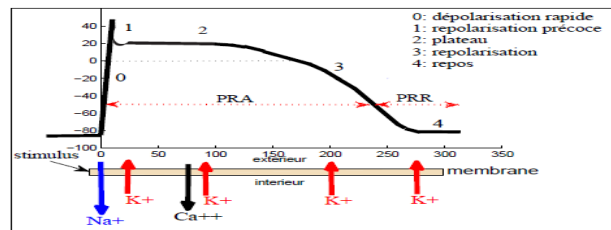


Figure I.3. Cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique [13].

I.3.2. Conduction Cardiaque

Le système de conduction du cœur contrôle son action de pompage, ce qui se traduit par la fourniture du sang pour les différents organes et tissus de l'organisme. Ce système de conduction est composé d'un groupe de cellules spéciales se trouvant dans les parois du muscle cardiaque, et qui envoient des impulsions électriques provoquant la contraction du muscle cardiaque [14].

a) Système de Conduction Cardiaque

Il est formé par les cinq éléments suivants [14] :

Nœud SA (sino-auriculaire)

- Le nœud SA se trouve en haut de l'oreillette droite du cœur.
- Il déclenche une impulsion qui provoque une dépolarisation et génère le potentiel d'action, qui se propage à travers les deux oreillettes et au nœud AV.
- Il donne le rythme du battement du cœur.

Nœud AV (auriculo-ventriculaire)

- Ce groupe de cellules se trouve entre les oreillettes et les ventricules.
- Il transmet les impulsions électriques à partir de l'oreillette - où le potentiel d'action est brièvement retardé-vers le faisceau AV.

Tronc du Faisceau de His

- La connexion électrique entre les oreillettes et les ventricules se fait à travers le faisceau de **His**.
- Il permet le mouvement du potentiel d'action du septum dans les oreillettes vers le septum divisant les ventricules, et relie le nœud AV aux Branches ventriculaires.

Branches du Faisceau de His

- Ceux-ci passent le potentiel d'action au septum inter-ventriculaire du cœur.

Fibres de Purkinje

- Ces fibres commencent au niveau du septum inter-ventriculaire vers le sommet du cœur (apex), et continuent à travers les muscles ventriculaires.
- Ils transmettent les impulsions électriques aux cellules musculaires des ventricules.
- A partir d'un événement électrique (potentiel d'action), un événement mécanique (contraction musculaire) se produit lorsque les cellules contractiles agissent de manière coordonnée résultant en un battement de cœur [14].

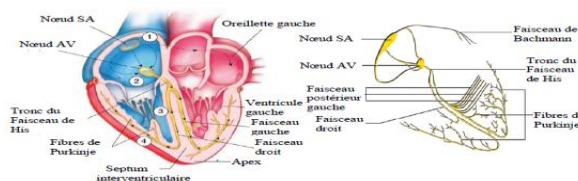


Figure I.4. Activité électrique du cœur [14].

b) Fonctionnement du Système de Conduction

Le système de conduction du cœur fonctionne de cette façon [14]:

- **Étape 1:** Génération de l'impulsion électrique à partir du stimulateur cardiaque.

Le nœud SA est connu comme un stimulateur naturel car il donne le rythme des battements du cœur. Il est situé là où la contraction du muscle cardiaque commence. L'impulsion provoque les oreillettes droite et gauche à se contracter et pousser le sang dans les ventricules.

- **Étape 2:** conduction de l'influx par le nœud AV.

A partir des oreillettes, le signal électrique se propage vers le nœud auriculo-ventriculaire qui un groupe de cellules qui se trouvent entre les oreillettes.

- **Étape 3:** conduction de l'influx dans le tronc du faisceau de His.

Le signal électrique se propage le long du faisceau de His qui chemine dans le septum inter ventriculaire avant de se diviser en deux branches (droite destiné au ventricule droit et gauche destiné au ventricule gauche).

- **Étape 4:** conduction de l'influx dans les Fibres de Purkinje.

Le potentiel d'action se propage à travers les fibres de Purkinje, ce qui provoque la contraction des ventricules gauche et droit. La forte contraction des ventricules provoque le pompage du sang du ventricule droit vers les poumons, et du ventricule gauche au reste du corps. Après la contraction des ventricules, ils se détendent et se remplissent de plus de sang provenant des oreillettes lorsqu'une impulsion électrique à partir du nœud SA commence à nouveau le cycle cardiaque [14].

I.4. Électrocardiographie

I.4.1. Définition

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

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 [15].

I.4.2. Notion de dipôle électrique

Pour comprendre le fonctionnement des dérivations, il faut revenir sur une notion fondamentale, les différences de potentiels, et donc les vecteurs. L'ECG est l'enregistrement

des potentiels électriques parcourant le cœur. La propagation des potentiels d'action au sein du cœur correspond en fait à la propagation d'une zone de dépolarisation (positive) dans un myocarde ré-polarisé (négatif). C'est donc l'importance, la vitesse, et la direction moyenne du front de propagation qui sont enregistrées au cours de l'ECG. Ceci revient à enregistrer le vecteur représentant la différence de potentiel entre les 2 fronts positif et négatif. Ainsi, un cœur au repos, ré-polarisé (négatif) ou complètement dépolarisé (positif) donnera un enregistrement "nul" : le trace correspondant sera la ligne de base, la ligne isoélectrique. Une électrode voyant le front positif se rapprocher enregistrera un signal positif, et à l'inverse si ce front s'éloigne, le signal enregistré est négatif [16].

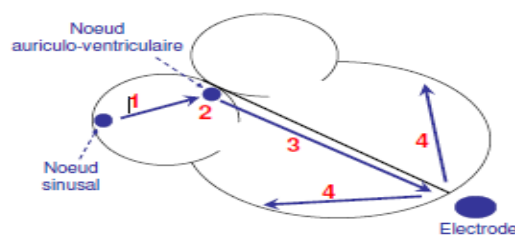


Figure I.5. Progression de l'impulsion électrique à travers le cœur [16].

La progression des ondes à travers le cœur suit le chemin décrit par la **figure I.5** :

1. L'onde de dépolarisation va du nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire,
2. elle est ralentie au niveau du nœud auriculo-ventriculaire
3. l'onde de dépolarisation part du nœud auriculo-ventriculaire pour atteindre la pointe du septum ventriculaire,
4. l'onde de dépolarisation est transmise du septum à l'ensemble des ventricules [16].

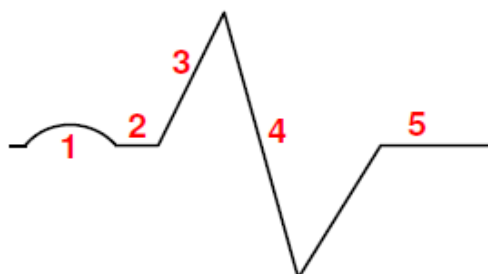


Figure. I.6. Schéma du signal enregistré par les électrodes [16].

Le signal enregistré par l'électrode de la **figure I.5** placée en bas du septum ventriculaire, est présentée schématiquement par la **figure I.6** et est composée de :

1. une onde positive, le signal allant vers l'électrode,
2. un trace isoélectrique : pas de déplacement de dépolarisation,
3. une onde positive, le signal allant vers l'électrode,
4. une onde négative, le signal s'éloignant de l'électrode,
5. un trace isoélectrique : myocarde au repos (tout ré-polarise) ligne de base.

Plus précisément, dans les paragraphes suivants nous allons voir les différentes ondes constituant un enregistrement ECG normal [16].

I.4.3. Enregistrement de l'ECG standard (les dérivations)

Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune définie par la disposition de ses électrodes sur le thorax du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de sorte à explorer le quasi totalité du champ électrique cardiaque en offrant un ensemble cohérent de dérivations non redondantes. Plusieurs systèmes standardisés existent. Dans le paragraphe suivant, nous décrirons chronologiquement les systèmes de dérivations les plus utilisés [17].

I.4.3.1. Dérivations périphériques bipolaires

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 trois dérivations sont (**Figure I.7**) :

- **DI** (dérivation I) : Mesure bipolaire entre bras gauche et bras droit avec $DI = VL - VR$.
- **DII** (dérivation II) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras droit avec $DII = VF - VR$.
- **DIII** (dérivation III) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras gauche avec $DIII = VF - VL$ [18].

Avec : **VL** le potentiel sur le bras gauche, **VR** le potentiel sur le bras droit, **VF** le potentiel sur la jambe gauche [5].

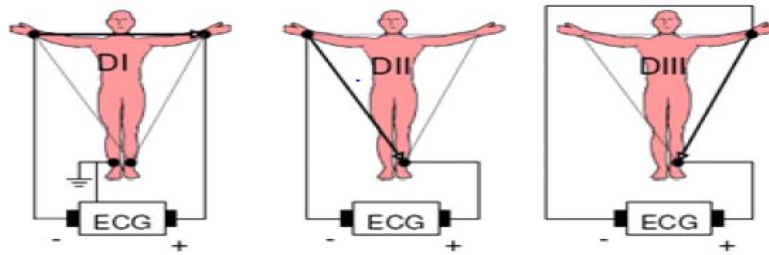


Figure I.7. Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres [19].

I.4.3.2. Les dérivations périphériques unipolaires de coldberger

Les dérivations unipolaires : aVR, aVL, aVF sont représentées sur la figure I.8 :

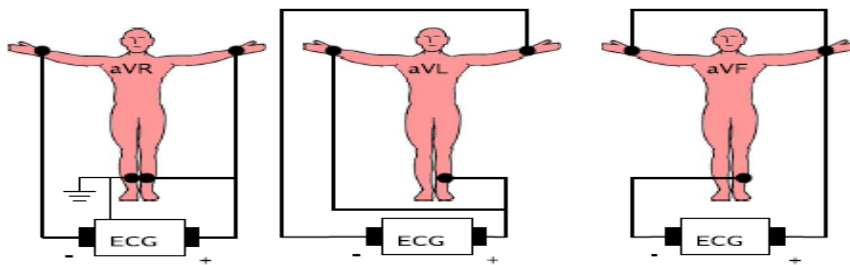


Figure I.8. Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres augmentés [19].

Comme le montre la figure I.8, en plus de l'électrode de référence, les deux autres électrodes sont utilisées comme suit: la première explore les variations de potentiel d'un des membres. La deuxième est reliée soit à une borne de potentiel zéro (VR, VL, VF), soit aux deux autres membres réunis (aVR, aVL, aVF). Où "a" : augmented voltage ; indique que le potentiel recueilli par chacune de ces dérivations est amplifié. Le "V" signifie qu'il s'agit d'une dérivation unipolaire. "R", "L", "F" est (Right, Left, Foot).

Tels que :

- **aVR** (poignet droit): explore le potentiel endo-cavitaire.
- **aVL** (poignet gauche) : explore la paroi latérale supérieure du ventricule gauche.
- **aVF** (jambe gauche) : correspond à la partie inféro-diaphragmatique du cœur [20].

I.4.3.3. Dérivations précordiales

Ce sont des dérivations unipolaires fixées en des points définis sur la paroi thoracique désignés par Wilson. On les nomme les dérivations standards : V1 à V6 :

- **V1** : est placée sur le 4ème espace intercostal droit, au bord droit du sternum.
- **V2** : est placée sur le 4ème espace intercostal gauche, au bord gauche du sternum.
- **V3** : est placée entre V2 et V4.
- **V4** : est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio-claviculaire.
- **V5** : est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure.
- **V6** : est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne.

La figure (I.9) montre ces dérivations et leur emplacement sur la paroi thoracique [21].

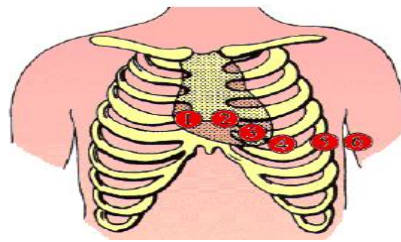


Figure I.9. Position des électrodes précordiales [21].

I.5. Electrocardiogramme (ECG) de surface

L'électrocardiogramme (ECG) est obtenu à partir d'un appareil, l'électrocardiographe, qui enregistre l'activité mécanique du cœur sous forme d'un signal électrique. Ce signal électro-physiologique est recueilli par l'intermédiaire des électrodes métalliques bien placées sur la surface de la peau. L'information enregistrée dans l'ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques relatifs au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque et dont les étapes sont successives comme illustré dans la figure I.10 [22] :

- **l'onde P**, représente la dépolarisation des oreillettes ;
- **le complexe QRS**, la dépolarisation des ventricules ;
- **l'onde T**, la repolarisation des ventricules [2].

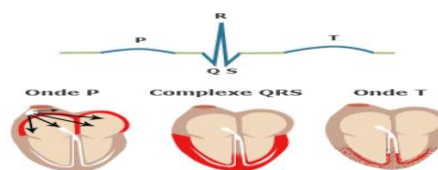


Figure I.10. Étapes successives de dépolarisation/ré-polarisation du cœur qui se traduisent sur le plan électro-cardiographique par différentes ondes P, QRS, et T [22].

I.5.1. Aspect normal des ondes P-QRS-T

Le tracé relevé, nommé électrocardiogramme (ECG), présente un aspect caractéristique ; ses déformations sont le signe d'anomalies dans le fonctionnement cardiaque. A l'état normal, de part et d'autre de la ligne isoélectrique, il présente des crêtes qui se succèdent régulièrement au cours d'une révolution cardiaque et correspondent à la propagation de l'influx nerveux dans le myocarde. Leur repérage se fait à l'aide de lettres et on les nomme ondes P, Q, R, S, T, U, qui se distribuent de part et d'autre de la ligne isoélectrique (**figure I.11**) [23,24].

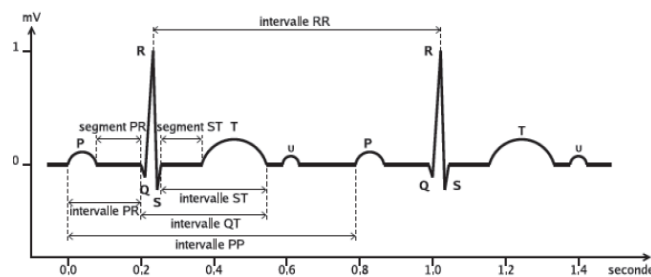


Figure. I.11. ECG normal (intervalles temporels et différentes ondes) [19].

Pour chaque battement cardiaque, l'électrocardiogramme enregistre quatre ondes successives [25]:

I.5.1.1. Onde P : dépolarisation des oreillettes

L'onde P correspond à la dépolarisation auriculaire et à la diffusion du signal électrique à travers les oreillettes droite et gauche, cette onde s'achève au niveau où le tracé rejoint la ligne de base. Sa durée est de 0.08 à 0.1 secondes, son amplitude inférieure à 2 mm, elle est monophasique, arrondie, et toujours positive [26].

I.5.1.2. Complexe QRS : dépolarisation des ventricules

Le complexe QRS est formé de 3 ondes Q, R et S et correspond à la diffusion de l'influx électrique à travers les ventricules (dépolarisation ventriculaire). Il représente la dépolarisation ventriculaire et dure normalement entre 0.06 et 0.1 seconde. Cette durée courte indique que la dépolarisation ventriculaire est rapide. L'onde Q est la première déflexion négative du complexe QRS et l'onde R est la première déflexion positive. Une déflexion négative suit l'onde R, elle est appelée onde S. Ce complexe est d'une grande amplitude (signal de quelques millivolts) [26].

I.5.1.3. Onde T : ré-polarisation des ventricules

L'onde T représente la ré-polarisation ventriculaire. Elle est plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de ré-polarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation). Elle survient pendant la diastole, et ne témoigne d'aucun événement mécanique. C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables [26].

I.5.1.4. Onde U : ré-polarisation des fibres de Purkinje

L'onde U est une onde positive qui suit l'onde T, visible essentiellement en précordiale (surtout en V2 et V3), dont la signification est discutée (ré-polarisation prolongée des cellules du réseau de Purkinje ou à un facteur mécanique correspondant à la relaxation du myocarde) [20].

I.5.2. Segments et intervalles qui caractérisent un ECG normal

Les intervalles et les segments les plus importants sont (**figure I.11**) [20] :

I.5.2.1. Intervalle RR (fréquence des battements cardiaques)

L'intervalle RR correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque instantanée FC (nombre de battements/min) donnée par la formule suivante :

$$FC = \frac{1}{\text{Période}} \times 60 \quad (\text{I.1})$$

I.5.2.2. Intervalle PP (période de polarisation des oreillettes)

L'intervalle PP correspond au délai entre deux dépolarisations des oreillettes.

I.5.2.3. Segment PR (pause du nœud AV)

Le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.

I.5.2.4. Intervalle PR (durée de conduction auriculo-ventriculaire)

L'intervalle PR correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.

I.5.2.5. 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.

I.5.2.6. Segment ST (durée de stimulation complète des ventricules)

Le segment ST correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique [20].

I.6. Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque est le nombre de cycles cardiaques par unité de temps (par minute en général). Elle est très rapide chez le nouveau-né, rapide chez un enfant et légèrement plus lente chez une personne âgée. La fréquence cardiaque est aussi le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps ; autrement dit sur l'ECG on le repère grâce au nombre de complexe QRS, donc de dépolarisations des ventricules par une impulsion électrique, à chaque minute. La fréquence normale du cœur varie entre 50-100 bpm (battements par minute). On parle de bradycardie (brady=lent) en dessous de 50 bpm et de tachycardie (tachy=rapide) dessus de 100 bpm [27].

I.7. Holter cardiaque

C'est une technique d'enregistrement de l'activité cardiaque d'un sujet pendant 24 ou 48 heures, lui permettant de continuer ses activités normalement, sans alitement ni hospitalisation. L'enregistrement se fait sur une bande magnétique ou un support numérique, cet examen permet l'analyse du rythme cardiaque d'un individu de façon à y déceler d'éventuelles pathologies cardiovasculaires. Le Holter est particulièrement indiquée dans le cas de certaines pathologies cardiaques mais aussi en prévention, chez des individus porteurs d'un stimulateur cardiaque qu'il faut surveiller. Son utilisation est également recommandée pour la surveillance d'arythmies cardiaques (extrasystoles entre autres) ainsi que dans les cas où le diagnostic ne peut être posé avec certitude ; c'est le cas de certaines angines de poitrine par exemple, ou lorsque l'épreuve d'effort est impossible ou non significative, pour dépister une ischémie myocardique silencieuse (c'est-à-dire sans douleur thoracique) chez des sujets à facteurs de risques élevés (tabac, alcool, sucre, athérome, hypertension artérielle, etc) (voir la **figure I.12**) [13].

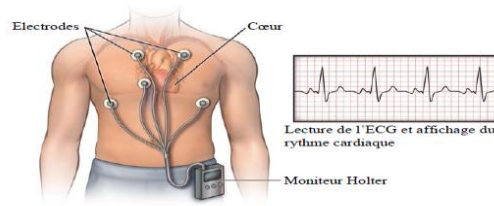


Figure I.12. Enregistreur Holter numérique [28].

I.8.Troubles du rythme et de la conduction cardiaque

Sous cette dénomination on regroupe les arythmies cardiaques et les blocs cardiaques. Le meilleur outil pour diagnostiquer une arythmie est l'électrocardiogramme. Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies ou anomalies sont détectées et classées en fonction de leur déviation par rapport au rythme idéal qu'est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG peut être attribuée à une anomalie physiologique [29 ,30].

I.8.1.Rythme sinusal

Le rythme sinusal est le rythme normal cardiaque. Il correspond à une activation physiologique des oreillettes, puis des ventricules, à partir du nœud sinusal. Son rythme est compris entre 60 à 80 battements par minute avec un intervalle régulier entre des battements normaux. Le cœur s'accélère normalement lors de l'activité physique, dans les circonstances physiologiques qui exigent un surcroît de demande métabolique ou sous l'effet des émotions ou d'excitants tels que café, tabac et alcool [6].

I.8.2.Blocs cardiaques

Les blocs cardiaques sont dus à une rupture de conduction du myocarde qui altère la dépolarisation. Ces ruptures peuvent être plus ou moins sévères : freinantes (allongement du temps de parcours), intermittentes (le blocage de la conduction se fait aléatoirement), ou complète (aucune conduction) [6].

I.8.2.1. Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA)

Le nœud sinusal peut ne pas transmettre de stimulus aux cellules des oreillettes. La conséquence est qu'au moins un cycle complet n'est pas effectué. Après la pause, due au bloc, le cycle reprend normalement si aucun autre foyer ectopique n'a déclenché la contraction [6].

I.8.2.2. Blocs Auriculo-ventriculaire (BAV)

On appelle BAV l'altération de la conduction du stimulus de dépolarisation entre les oreillettes et les ventricules [6].

I.8.2.3. Blocs de branche

Le bloc de branche est dû au blocage de la dépolarisation dans une des branches du faisceau de His. Un bloc dans l'une ou l'autre branche provoque un retard dans la dépolarisation du ventricule auquel elle appartient. La dépolarisation des ventricules est désynchronisée et le complexe QRS est élargi par rapport à l'ECG normal comme montré sur la Figure (I.13) [6].

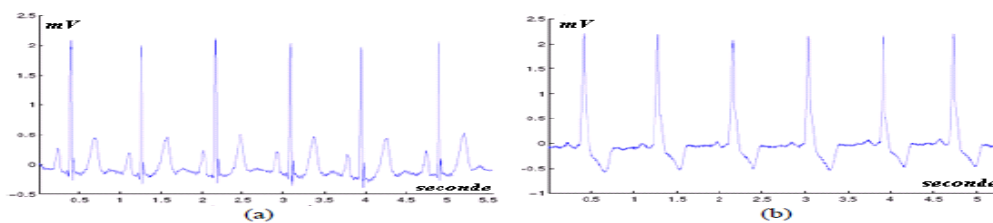


Figure I.13. Exemples d'ECG : (a) normal et (b): bloc de branche gauche [6].

I.9. 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 atrio-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 atrio-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) [30].

I.9.1. Bradycardie sinusale

De façon générale la bradycardie est une diminution soudaine et passagère du rythme cardiaque (inférieure à 60 bpm) [31]. La bradycardie sinusale est caractérisée par la présence

systématique d'une l'onde P avant les complexes QRS (**figure I.14**).Le rythme est de l'ordre de 40 bpm [1].

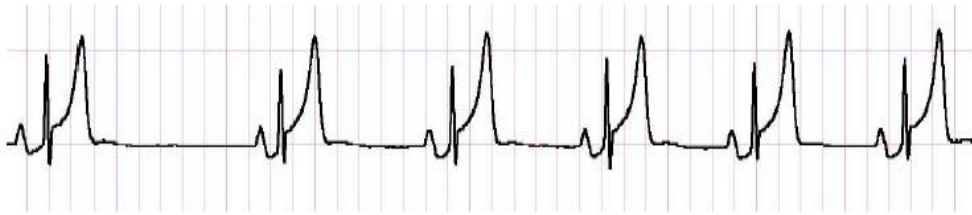


Figure I.14. Bradycardie sinusale [1].

I.9.2.Tachycardie ventriculaire

La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement du muscle cardiaque et l'accélération du rythme cardiaque (supérieure à 100 bpm). 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 (1.15)**) [6].

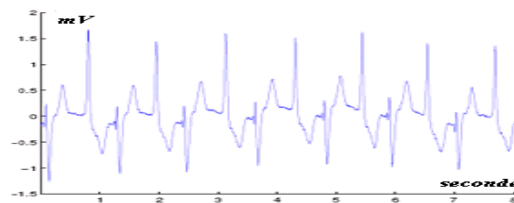


Figure I.15. Tachycardie ventriculaire [6].

I.9.3.La 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 (1.16)**. 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 [6].

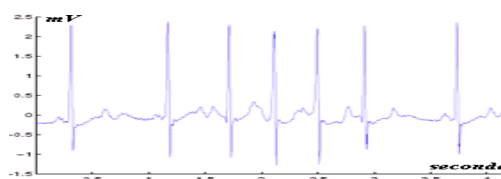


Figure I.16. Tachycardie supra-ventriculaire [6].

I.10.Conclusion

L'électrocardiographie est une technique largement utilisée, elle remplit bien sa fonction et fourni de façon fiable un signal auquel nous pouvons appliquer des méthodes appropriées du traitement de signal. Ce chapitre a pour but de présenté les principes fondamentaux de l'électrocardiographie pour comprendre la génération du signal cardiaque ainsi que les méthodes de sa détection. Le chapitre suivant présente une technique très utilisée dans le domaine du traitement de signal qui est la transformée de ondelettes. Cette technique est très appliquée sur les signaux électro-physiologiques vu leur caractéristiques statistiques aléatoires.

II.1. Introduction

La transformée de Fourier (1822) représente une référence inévitable pour toute application ayant trait au domaine du traitement du signal. Elle permet d'explorer la composition fréquentielle du signal et par ses propriétés de lui appliquer des opérateurs de filtrage. Très tôt dans l'histoire du traitement du signal, il est apparu que cette décomposition de Fourier n'était pas toujours satisfaisante et la première transformation en ondelettes est proposée par Haar 1910. La transformée en ondelettes remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par une famille de translations et dilatations d'une même fonction, l'ondelette. Les paramètres de translation et de dilatation permettent de localiser l'information dans un signal en le représentant à différents niveaux de détails allant d'une approximation grossière et globale à des représentations plus précises et plus localisées [3]. Dans ce deuxième chapitre, Nous proposons un tour d'horizon sur la théorie des ondelettes avec ses deux transformées continue et discrète, ainsi qu'un état de l'art sur l'application de cet outil pour l'analyse du signal électrocardiogramme.

II.2. Représentation en temps-fréquences des signaux

II.2.1. Transformée de Fourier

Au 19ème siècle (1822), le mathématicien français J. Fourier, a prouvé que n'importe quelle Fonction périodique peut être exprimée comme une somme infinie de fonctions exponentielles complexes périodiques [4]. Afin de pouvoir extraire certains paramètres d'intérêt cliniques, on fait appel souvent aux différentes techniques du traitement numériques du signal tel que la transformée de Fourier (**équation II.1**). Cette dernière est toujours considérée comme un outil mathématique très puissant pour analyser le comportement fréquentiel des signaux électro physiologiques. Elle permet d'explorer la composition fréquentielle du signal et par ses propriétés de lui appliquer des opérateurs de filtrage.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (\text{II.1})$$

Afin d'introduire une dépendance temporelle dans la transformée de Fourier, on remplace l'analyse spectrale globale par une succession d'analyses locales du signal observé au travers d'une fenêtre glissante. Cette représentation, usuellement appelée transformée de Fourier à court terme TFCT (**équation II.2**), est défini comme suit :

$$X(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)g(t - \tau)e^{-j2\pi ft} dt \quad (\text{II.2})$$

Où x est le signal à analyser et g une fonction "fenêtre" appropriée centrée sur τ .

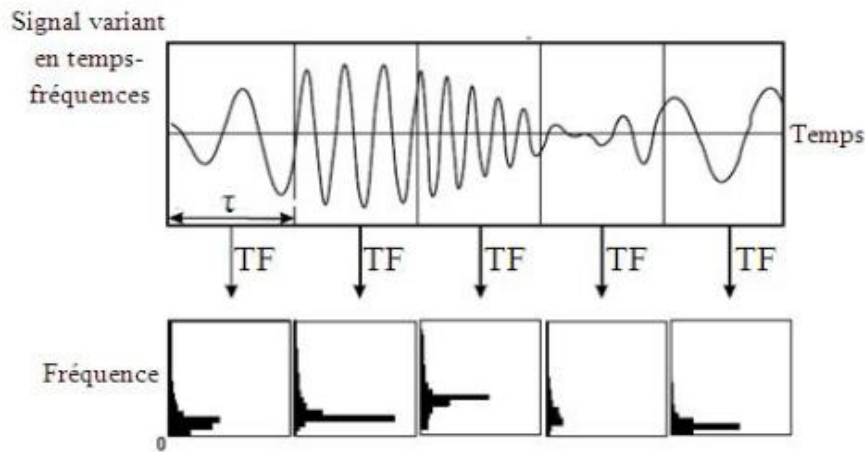


Figure II.1. Transformée de Fourier à court terme [32].

Malgré son immense succès, l'analyse de Fourier a plusieurs inconvénients, en particulier :

- Elle permet de connaître les différentes fréquences existantes dans un signal, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises ;
- Elle ne permet pas l'étude de signaux dont la fréquence varie dans le temps, (signaux non stationnaires) ;
- Elle donne une information globale et non locale ;
- Si le signal contient N points, sa TFD nécessitera un nombre d'opérations égal à $N*N$;

Pour localiser dans le temps des fréquences d'un signal $s(t)$, nous utilisons la « Transformée de Fourier fenêtrée ». Elle permet de donner une représentation « Temps- Fréquence » du signal [4].

II.2.2. Transformée de Fourier Fenêtrée

En 1940, D. Gabor a présenté la première forme de représentation « Temps – Fréquence » appelée Transformée de Fourier Fenêtrée (TFF). Sa technique consiste à découper le signal en différentes plages de longueur fixe. Cette technique se base sur une analyse locale **c.-à-d.**, chaque plage est étudiée séparément des autres par l'analyse

traditionnelle de Fourier. C'est un outil de base pour l'analyse des signaux non-stationnaires. Le signal est supposé stationnaire sur chaque fenêtre [4].

La figure II.2 montre que l'espace de représentation, appelé plan temps-fréquence, est donc pavé de cellules élémentaires fixes dont la taille ne varie ni avec le temps ni avec la fréquence. Par contre, pour une bonne représentation temps-fréquence du signal étudié, nous souhaitons une résolution temporelle élevée (Δt petit) pour les hautes fréquences, ainsi qu'une résolution temporelle faible (Δt grand) pour les fréquences plus basses [22].

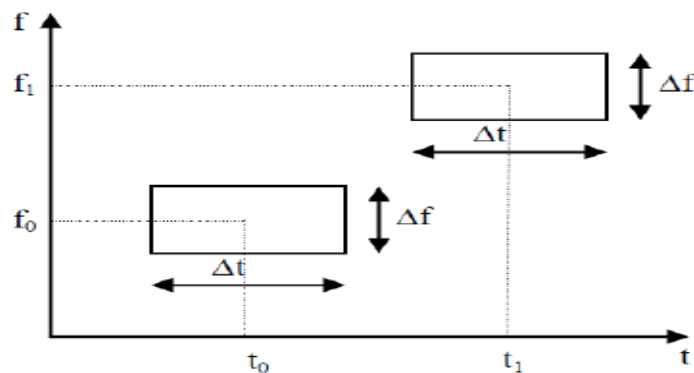


Figure II.2. Pavage temps-fréquence pour la transformée de Fourier à fenêtre glissante [22].

Cette transformation conserve les aspects temporels et fréquentiels du signal. Cependant le fait de décomposer un signal suivant des fonctions à la fois localisées en temps et en Fréquence ne peut se faire que dans la limite imposée par « l'inégalité de Heisenberg ». En effet : Si $g(t)$ est une fonction fenêtre et $G(f)$ sa transformation de Fourier, la résolution en fréquence f est définie par :

$$\Delta f^2 = \frac{\int f^2 |G(f)|^2 df}{\int |G(f)|^2 df} \quad (\text{II.3})$$

De la même façon, la résolution en temps t est définie par :

$$\Delta t^2 = \frac{\int t^2 |g(t)|^2 dt}{\int |g(t)|^2 dt} \quad (\text{II.4})$$

Heisenberg montre que :

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi} \quad (\text{II.5})$$

D'après ce principe, aucun signal ne peut être simultanément localisé en temps et en fréquence. L'amélioration de la résolution fréquentielle n'est possible qu'au détriment de la résolution temporelle, et vice versa.

II.3. Ondelettes

L'analyse d'ondelette est utilisée pour transformer le signal sous enquête en représentation temporelle et spectrale jointe (Addison 2005; Janusek et al. 2011) qui nous

permet d'améliorer l'analyse et le traitement du signal. La transformée en ondelettes peut être représentée comme une application de filtre passe bas Et les filtres passe-haut. Ces deux filtres sont avec une fréquence de coupure au milieu de la fréquence d'échantillonnage [33].

La transformée en ondelettes (TO) est apparue dans les années 1980 à partir du travail de Jean Morlet effectué en vue d'applications sismiques. Ensuite, la TO a connu de nombreux développements mathématiques [34].

La Transformée en ondelettes, est une approche analytique très intéressante, elle facilite problème de la résolution par l'application d'une analyse multi-résolution sur le signal étudié. Comme son nom indique, cette analyse permet d'avoir des résolutions temporelles et fréquentielles différentes. Il fournit une bonne résolution temporelle (une mauvaise résolution fréquentielle) aux hautes fréquences c.-à-d. on va utiliser des rectangles plus larges en fréquences et plus localisés en temps, et une bonne résolution fréquentielle (une mauvaise résolution temporelle) aux basses fréquences c.-à-d. une grande largeur en fréquences n'est pas nécessaire, on peut donc utiliser des rectangles plus larges en temps [35].

L'analyse par transformée en ondelettes consiste à décomposer le signal sur un base d'ondelettes en commençant par la fonction $\psi(t)$ qui est l'ondelette mère (le terme mère implique que les fonctions d'intervalles de support différents utilisées dans le processus de transformation dérivent toutes d'une fonction principale). La fonction $\psi(t)$ à une forme d'une petite onde, donc cette transformation a pris le nom de transformation d'ondelettes **Figure. II.3.** [35].

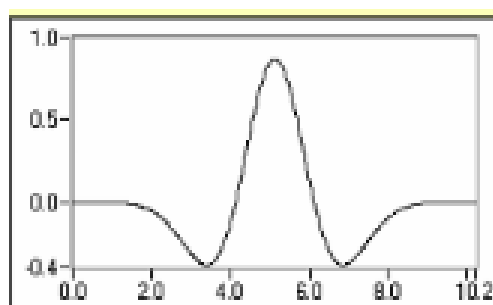


Figure II.3. Ondelette mère [36].

II.3. 1. Définition

Soit ψ une fonction choisie suffisamment régulière et bien localisée. Cette fonction ψ est appelée ondelette si elle vérifie la condition d'admissibilité suivante [3] :

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (\text{II.6})$$

Où Ψ désigne la transformée de Fourier de ψ .

La condition d'admissibilité implique en outre que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence nulle ($\omega = 0$) doit être nulle. Soit,

$$\Psi(\omega)_{|\omega=0} = 0 \quad (\text{II.7})$$

Ceci suppose, en particulier, deux conséquences importantes :

- la première est que les ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande,
- la seconde apparaît en réécrivant l'équation (II.7) de façon équivalente sous la forme :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (\text{II.8})$$

Et montre que l'ondelette doit être à moyenne nulle.

C'est une condition suffisante d'admissibilité beaucoup plus simple à vérifier. Cette condition d'admissibilité est très importante, puisqu'elle permet de garantir la conservation de l'énergie lors de la transformation (**c.-à-d.** qu'aucune information n'est perdue lors de la transformation, donc qu'il est possible de reconstruire le signal à partir de sa transformée). L'ondelette est une fonction à largeur temporelle finie (fenêtre temporelle) possédant un caractère oscillatoire. On est donc bien en présence d'une petite onde : une ondelette. Cette condition minimale est souvent renforcée en exigeant que l'ondelette ait $(m+1)$ moments nuls, **c.-à-d.**, vérifie l'équation :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} t^k \psi(t) dt = 0 \quad \text{pour } k = 0, \dots, m. \quad (\text{II.9})$$

Pour fixer les idées, disons qu'une ondelette oscille, pendant un certain temps, comme une onde et se localise grâce à un amortissement.

L'oscillation d'une ondelette se mesure par le nombre de moments nuls qui nous indiquent que l'information du signal peut être concentrée dans quelques coefficients d'ondelettes, cet aspect est utile dans la compression et la détection des singularités.

A partir de cette unique ondelette ψ (appelée ondelette mère), on construit par translation et dilatation, une famille de fonctions qui sont les atomes de base (souvent appelées ondelettes filles), elles sont de forme constante, mais de taille variable (**Figure II.4 et figure II.5**) :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{II.10})$$

Avec :

$a \in \mathbb{R}^{+*}$: Facteur d'échelle (paramètre de dilatation).

$b \in \mathbb{R}$: Paramètre de translation.

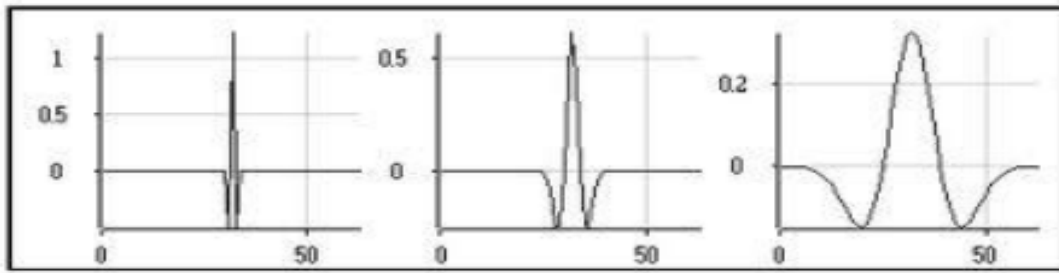


Figure II.4. Ondelette avec différents facteurs d'échelles [37].

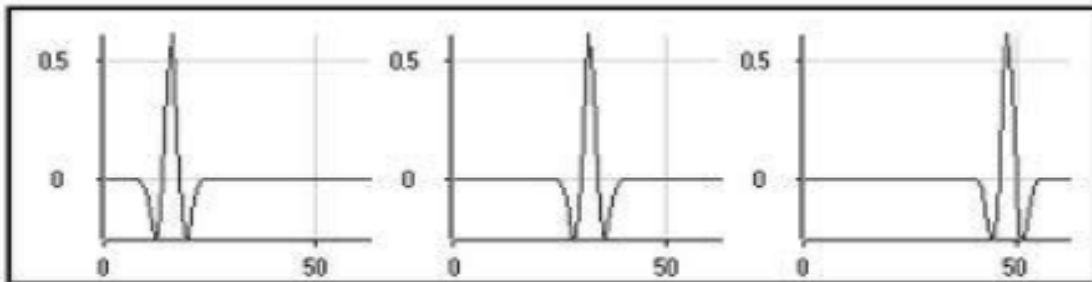


Figure II.5. Ondelette avec différents facteurs de position b [37].

Ces fonctions définissent l'espace bidimensionnel dans lequel l'information du signal est représentée comme le plan temps-échelle.

Quand l'échelle augmente, le support temporel de l'ondelette croît, tandis que le support fréquentiel décroît inversement :

$$\Delta t_{\psi a} = a \cdot \Delta t_{\psi} \quad (\text{II.11})$$

$$\Delta f_{\psi a} = \Delta f_{\psi} / a \quad (\text{II.12})$$

Chaque atome se représente symboliquement sur le plan temps-fréquence, par un rectangle dont l'abscisse est l'intervalle temporel et l'ordonnée est l'intervalle fréquentiel.

L'aire des rectangles qui couvrent le plan temps-échelle est ainsi préservé :

$$\Delta t_{\psi a} \cdot \Delta f_{\psi a} = \Delta t_{\psi} \cdot \Delta f_{\psi} \quad (\text{II.13})$$

Mais, ceux-ci se déforment et s'allongent le long de l'axe des temps et des fréquences (**Figure II.6**). Ce mécanisme représente la richesse de l'analyse temps-échelle. Il permet, à une échelle petite, de réaliser un examen temporel précis du signal correspondant aux fréquences hautes. Bien au contraire, les basses fréquences sont examinées avec une très forte résolution fréquentielle, mais, leurs instants d'occurrence sont moins précis.

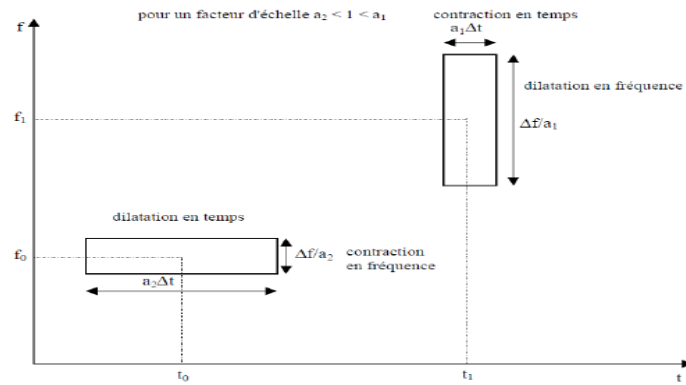


Figure II.6 Pavage temps fréquence pour la transformée en ondelettes pour deux facteurs d'échelle a_1 et a_2 [22].

II.3.2. Quelques propriétés

II.3.2. 1.Sélectivité en fréquence

Dans la transformée de Fourier, la fonction utilisée pour analyser le signal étudié est une fonction sinusoidale de fréquence précise, et quand on la multiplie par le signal, le coefficient obtenu ne se réfère qu'à cette fréquence. En revanche, une ondelette est constituée de plusieurs fréquences. Les coefficients d'ondelettes se réfèrent à ce mélange de fréquences. Plus la gamme de fréquence de l'ondelette est étroite, plus l'ondelette est sélective en fréquence [3].

II. 3.2.2.Similarité

Toutes les ondelettes qui appartiennent à la même famille doivent être similaires, **c.-à-d.** se déduire les unes des autres par combinaison linéaire de translations et de dilatations [3].

II.3.2.3.Symétrie

Comme le nombre de moments nuls, la symétrie de l'ondelette conditionne la régularité de celle-ci sur un intervalle [4].

II.3.2.4.Orthogonalité

L'orthogonalité d'une ondelette est la propriété permettant d'éliminer la redondance d'informations [4].

II.3.2.5. Régularité

La régularité d'une ondelette est la propriété permettant de localiser les singularités dans un signal. On peut noter qu'il existe un lien entre la régularité et les moments nuls. Autant on a des moments nuls autant le signal est régulier [4].

II.3.2.6. Nombre de moments nuls

Pour certaines applications, les ondelettes doivent également avoir un certain nombre de moments nuls, afin d'éliminer la partie polynomiale du signal et être ainsi plus sensible aux fluctuations les moins régulières [3].

II.3.2.7. Facteur d'échelle minimal

Théoriquement le facteur d'échelle, a , qui est strictement positif, peut varier jusqu'à $+\infty$. En pratique, Il convient de se fixer un nombre de points de discrétisation minimum, N_{min} de telle sorte que les valeurs discrètes de l'ondelette soient représentatives de sa forme continue. Soit a_{min} le facteur d'échelle minimum, alors : $a_{min} = N_{min} / N$
Avec N_{min} nombre d'échantillons minimal de $\psi a(t)$
 N : nombre d'échantillons de l'ondelette mère $\psi(t)$ [3].

II.3.2.8. Relation entre fréquence et échelle

Si f_0 est la fréquence centrale de l'ondelette mère $\psi(t)$, les autres ondelettes $\psi a, b(t)$ oscillent à la fréquence $f = f_0/a$. D'où l'identification :

$$a = f_0/f \text{ [3].}$$

II.3.3. Transformée en ondelettes continue (Continuous Wavelet Transform: C.W.T)

II.3.3.1. Définition

La transformée en ondelettes remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par une famille de translations et dilatations d'une même fonction, l'ondelette notée ψ [22]. Pour un signal $x(t)$ d'énergie finie, on définit sa transformée en ondelettes continue par la fonction WT (a, b) par l'équation II.14 [3]

$$WT(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (\text{II. 14})$$

Le signal $x(t)$ est alors représenté par ses coefficients d'ondelettes WT (a, b) qui permettent de mesurer les fluctuations, à l'échelle "a", du signal $x(t)$. L'ondelette ayant été déplacée pour être centrée sur b, qui est le point autour duquel l'analyse se fait, a est le paramètre d'échelle

qui décide de la finesse de l'analyse ; plus a est grand, plus $\Psi_a(t)$ est dilatée, donc plus l'analyse se fait sur une large zone de $x(t)$. Ainsi, de par ses propriétés de dilatation contraction et de translation, la transformée en ondelette est caractérisée dans le plan temps échelle par une fenêtre dont la largeur diminue lorsqu'on se focalise sur les structures de petite échelle (hautes fréquences) ou s'élargit lorsqu'on s'intéresse au comportement à grande échelle (basses fréquences). Cette capacité d'adaptation en fonction de l'échelle d'analyse lui a valu la dénomination de "microscope mathématique". On peut voir la transformée en ondelettes continue comme un produit de convolution pour une échelle " a " fixée :(équation **II.15**):

$$WT(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\Psi_{a,b}^*(t)dt = x^* \Psi_a^* \quad (\text{II. 15})$$

Ou l'on à:

$$\Psi_a^*(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi^*\left(-\frac{t}{a}\right) \quad (\text{II.16})$$

Comme $\psi(0) = 0$ (car ψ est de moyenne nulle), On peut interpréter $\Psi(\omega)$ comme la fonction de transfert d'un filtre passe-bande. En utilisant les propriétés de translation et de changement d'échelle de la transformation de Fourier, la transformée de Fourier de $\psi(t)$ peut s'écrire :

$$\Psi_a(\omega) = \sqrt{a}\Psi(a\omega) \quad (\text{II. 17})$$

Par conséquent, la convolution (**II.15**) calcule la transformée en ondelettes d'un signal $x(t)$ avec des filtres passe-bande dilatés [3].

La transformée en ondelettes continues est une transformée redondante par le fait que l'ondelette parcourt tout le signal à toutes les échelles [38].

II.3.3.2.Reconstruction

La condition d'admissibilité donnée par l'équation (2.6) garantit la possibilité de calculer la transformée inverse. En effet, de même que pour la transformée de Fourier et la transformée de Fourier à fenêtre glissante, on dispose, sous certaines conditions, d'une formule inverse pour la transformée en ondelettes. La formule de reconstruction est donnée par :

$$X(t) = \frac{1}{C_\Psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} WT(a, b) \cdot \Psi_{a,b}(t) \frac{dadb}{a^2} \quad (\text{II. 18})$$

Cette possibilité reste théorique car le calcul n'est possible que numériquement et sa convergence peut-être très lente [3].

II.3.4. Transformée en Ondelettes Discrète (Discrete Wavelet Transform:(D.W.T)

Nous la notons (TOD). Son but est d'augmenter l'efficacité de la décomposition obtenue par la (TCO), en limitant le nombre de facteurs d'échelle tout en conservant la même précision. La discrétisation de l'analyse en ondelettes est utile pour le traitement numérique des donner [4].

II.3.4.1.Définition

Dans la pratique, les variables a et b de la transformée en ondelette ne varient pas continument dans \mathbb{R} , mais sont discrétisées. Ainsi, la transformée en ondelettes discrète consiste à trouver une sous famille dénombrable $(\Psi_{a_j, b_k})_{a_j, b_k \in \mathbb{R}}$ de la famille $(\Psi_{a, b})_{a, b \in \mathbb{R}}$. Morlet à proposé de créer des bases de fonctions construites sur le modèle suivant [27] :

$$\psi_{j,k}(t) = a_0^{-j/2} \psi(a_0^{-j} t - kb_0) \quad (\text{II.19})$$

Avec :

$$a_0 > 1 \text{ et } b_0 > 0 \text{ fixés et } j, k \in \mathbb{Z}$$

Cette discrétisation attribue des valeurs à l'échelle a sur une échelle logarithmique avec des paramètres de translation qui lui sont proportionnels :

$$a = a_0^j \text{ et } b = kb_0 a_0^j \quad (\text{II.20})$$

Une gamme d'échelles couramment utilisées est la gamme dyadique, soit $a_0 = 2$ et $b_0 = 1$. On obtient, ainsi, des familles constituées des fonctions de la forme :

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \Psi(2^{-j} t - k) \quad (\text{II.21})$$

Cependant, on trouve, très souvent dans la littérature, une transformée en ondelettes dyadique où seul le paramètre d'échelle est échantillonné selon une suite dyadique $\{2^j\}_{j \in \mathbb{Z}}$, et le paramètre b reste une variable continue. Une telle transformée, pour un signal $x(t)$, peut s'écrire en utilisant l'équation (II.15) [3] :

$$\text{WT}(2^j, b) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi^*\left(\frac{t-b}{2^j}\right) dt \quad (\text{II.22})$$

II.3.4.2. Analyse multi résolution

L'analyse multi-résolution est un cadre fonctionnel qui permet de représenter une fonction comme une limite de ses approximations à différents niveaux de résolutions ou à des

échelles successives. Cette notion est très liée à celle de l'analyse temps-fréquence ou temps-échelle utilisée en traitement du signal.

La représentation temps-fréquence qui se déduit de cette analyse permet d'observer un signal dans un espace intermédiaire entre l'espace temps et l'espace des fréquences. Dans le cadre de l'imagerie une autre notion est adaptée c'est la notion d'espace-échelle [39].

Cette technique consiste à décomposer le signal avec la transformée en ondelette en passant par deux filtres. L'un est un passe bas pour avoir les approximations qui représentent l'allure générale du signal, et l'autre est un passe haut pour avoir ses détails. Le schéma de la figure (II.7) montre l'opération [40]

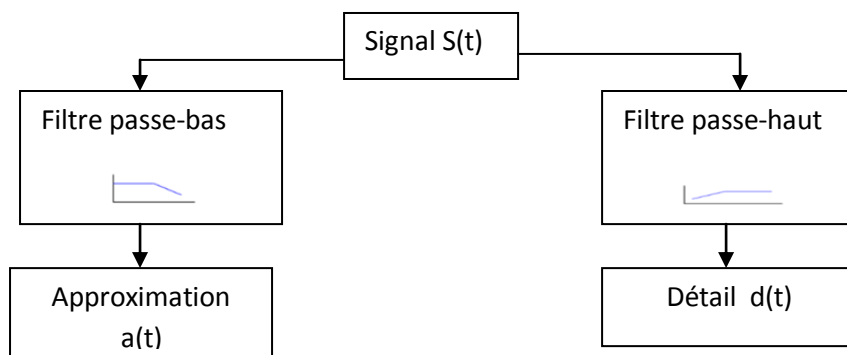


Figure II.7. Transformée en ondelette par multi résolution [40].

La forme générale de signal au cours de la décomposition est illustrée dans la figure (II.8)

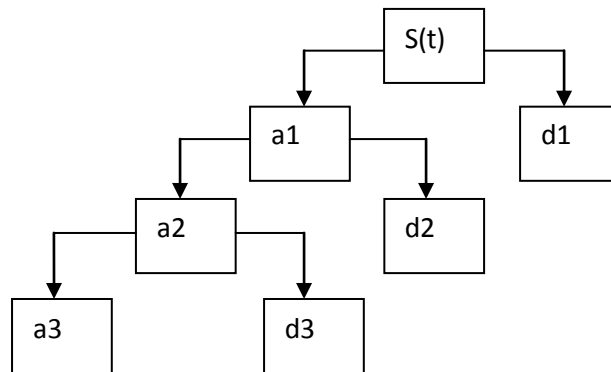


Figure II.8. Décomposition de signal en approximations et détails [40].

Donc le signal décomposé s'écrit sous la forme (II.23):

$S(t)=d_1+d_2+d_3+a_3$ (II.23), ici le niveau présenté est de valeur 3 comme exemple.

II.3.4. Transformée en Paquets d'ondelettes (Paquets Wavelet Transform : P.W.T)

La décomposition en paquets d'ondelettes est une généralisation de l'analyse multi résolution. Elle consiste à décomposer le signal sur un arbre de fonctions de base obtenues à

partir de l'ondelette mère. Et comme pour la décomposition en ondelettes discrètes (T.O.D), il s'agit toujours de décomposer un signal au moyen d'un filtre passe-bas et d'un filtre passe-haut complémentaires. La différence réside dans le fait que les différents signaux de détails vont également faire l'objet à chaque itération d'une décomposition selon le même principe [35]. Cette nouvelle approche peut être représentée sous forme d'un arbre binaire ou chaque nœud correspond à un paquet d'ondelette comme illustré dans la **figure. II.9** [22].

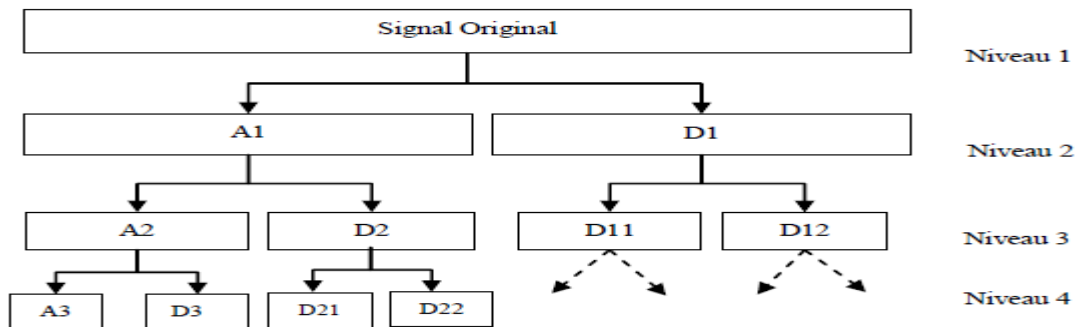


Figure .II.9 . Décomposition par paquets d'ondelettes [22].

La décomposition complète d'un signal en paquets d'ondelettes permet d'avoir une représentation redondante et seules certaines combinaisons de paquets constituent une représentation significative et non redondante [22].

II.4. Choix de la meilleure ondelette

Le choix de l'ondelette analysante est un problème critique dans la théorie d'ondelettes. Pour extraire des événements spécifiques dans un signal, le choix de l'ondelette devient important pour que l'ondelette soit adaptée à la forme de l'événement à détecter. Dans les domaines d'application très différents, la décomposition en ondelettes est utilisée à des fins de détection des transitoires. Elle a été utilisée dans les domaines de détection des contours des images [41], la compression [42], et dans le traitement de parole, de plus elle a été utilisée pour le débruitage [43] et comme outil de classification [44, 45].

Dans les applications biomédicales, Li [46] a utilisé une ondelette spline quadratique qui lui permet de distinguer facilement les caractéristiques du bruit et de la ligne de base dans le signal électro-cardiographique ECG. C'est une ondelette à support compact et à phase linéaire.

Shenhadji (1995) a utilisé une ondelette complexe pour la détection des ruptures dans l'ECG [47].

En pratique le choix de la meilleure ondelette se base sur :

- **La forme de l'ondelette analysante:** plus la fonction ressemble à l'événement à traiter, plus l'analyse ne sera efficace.
- **Les Propriétés mathématiques** (moments nuls, régularité,...).
- **ad hoc:** une ondelette qui permet un traitement de signal efficace est acceptable, même si elle n'est pas la meilleure possible.

En théorie, plus la <fonction ressemble à l'événement à traiter, plus l'analyse ne sera efficace. De toute façon, une ondelette optimale pour les signaux mesurés lors d'une certaine expérimentation dans un domaine donné ne le serait pas nécessairement lors d'une autre prise de mesures pour un autre domaine [4].

Il ya plusieurs ondelettes mères utilisées pour le calcul de la transformée en ondelette des signaux analysés. Chacune d'entre elles a un domaine d'application défini de la forme du signal étudié. Le tableau (II.1) contient les familles les plus usuelles [40].

Tableau. II.1. Liste de famille d'ondelette.

Nom des familles d'ondelettes	Nom court en Matlab
Ondelette de Haar	Haar
Ondelette de Daubechies	Db
Symlets	Sym
Coiflets	Coif
Ondelettes biorthogonales	Bior
Ondelette de Meyer	Meyr
Ondelette de Battleet Lemarité	Btlm
Ondelettes gaussiennes	Gaus
Chapeau mexican	Mexh
Ondelette de Morlets	Morl
Ondelettes gaussiennes complexes	Cgau
Ondelettes de shanon complexes	Shan
Ondelettes B-splines fréquentielles complexes	Fbsp
Ondelettes de Morlet complexe	Cmor

Les familles d'ondelettes peuvent être caractérisées par quatre propriétés principales : existence de filtres associés, orthogonalité ou bi-orthogonalité, support compact ou non, ondelettes réelles ou complexes. Le tableau (II.2) résume ces diverses propriétés [4].

Tableau II.2. Principales propriétés des familles d'ondelettes.

Analyse discrètes				Analyse continue	
Ondelettes filtré				Ondelettes sans filtrer	
Support compact		Support non compact		Réelles	Complexe
Orthogonales	Bi-orthogonales	Orthogonales			
db, haar, sym, coif	Bior	Meyr	Btml	gauss, mesh, morl	cgau, shan, fbasp, cmor

II.5. Transformée en ondelettes Daubechies

La transformée en ondelettes Daubechier porte le nom de son inventeur, la physicienne et mathématicienne belge Ingrid Daubechier. Les ondelettes de Daubechies sont une famille d'ondelettes orthogonales définissant une transformée en ondelettes discrète et caractérisée par un nombre maximal de moments de disparition pour un support donné. Avec chaque type d'ondelette de cette classe, il existe une fonction de mise à l'échelle (également appelée onde du père) qui génère une analyse orthogonale multi-résolution. Daubechies les ondelettes orthogonales D2-D20 sont les plus utilisées et, parmi celles-ci, les plus courantes sont D4, D6 et D8. Le numéro d'index se réfère au nombre de coefficients. Chaque ondelette présente de nombreux moments de disparition. Le nombre de moments de disparition est égal à la moitié du nombre de coefficients dans le cas de la famille de Daubechies des ondelettes de la mère. Les ondelettes Daubechies sont largement utilisées pour résoudre un large éventail de problèmes, par ex. Propriétés d'auto-similarité d'un signal ou des problèmes de fractale, des discontinuités de signal. La propriété importante de l'ondelette de rechange est des moments de disparition [48].

II.6. Application des ondelettes à l'ECG

Les ondelettes ont trouvé un très grand nombre d'applications dans le domaine médical, principalement dans l'analyse des signaux bioacoustiques, électroencephalographiques, électro cardiographiques et les signaux d'imagerie médicale.

Dans le domaine de la cardiologie, les ondelettes ont été utilisées afin de résoudre divers Problèmes de détection d'ondes, de points fiduciels et de la présence de PT. Les deux premiers types de travaux n'ont pas retenu l'attention car le problème de classification des

complexes et de détection des ondes anormales avait déjà été résolu par des approches déjà performantes.

Les travaux s'intéressant à l'analyse de l'ECG à haut résolution pour la détection des PT ont par contre généré un grand nombre de publications. Deux cent cinquante neuf articles concernant l'analyse des PT sur l'ECG-HR sont parus entre 1992 et 1996, 30% utilisaient une transformation par ondelettes [49].

La conception d'un algorithme de détection des différentes ondes électrocardiographique (l'onde P, le complexe QRS et l'onde T du signal ECG) est un problème difficile en raison de la variation de la morphologie temporelle du signal pour des raisons physiologiques et à cause de la présence de bruit dans le signal lui-même. Un certain nombre de techniques basées sur les ondelettes ont été proposées pour détecter ces paramètres caractéristiques. Senhadji et al ont comparé la capacité des trois ondelettes (Daubechies, spline et Morlet) à reconnaître et décrire des battements cardiaques. Sahambi et al ont utilisé la dérivée du premier ordre de la fonction gaussienne comme ondelette pour la caractérisation des battements ECG. Ils ont ensuite utilisé le module maxima basé sur les ondelettes pour l'analyse en utilisant la transformée d'ondelette dyadique pour détecter et mesurer les différentes parties du signal, en particulier la localisation du début et la fin du complexe QRS ainsi que les ondes P et T. Sahambi et al ont montré la robustesse de l'algorithme en présence du bruit haute fréquence ajouté au signal. Le travail de Sahambi et al décrit une amélioration de cette méthode. D'autres travaux ont été accomplis par Park et al en utilisant un filtre adaptatif d'ondelette pour minimiser la distorsion du segment ST en raison des fluctuations de la ligne de base. Dans un article ultérieur de Park et al, un filtre d'interpolation à ondelette est décrit pour la suppression des artefacts de mouvement dans le segment ST dans un ECG de stress. Une méthode de réduction du bruit pour les signaux ECG en utilisant la transformée en ondelettes dyadique a été proposée par Inoue et Miyazaki et Tikkanen a évalué la performance de plusieurs ondelettes et paquet d'ondelettes comme des méthodes de seuillage en ondelettes pour l'élimination de bruit de l'ECG. Leman et Marque ont mis au point un algorithme de seuillage basé sur les paquets d'ondelettes pour le séparer le signal ECG du signal électrohystérogram, un signal qui représente l'activité utérine pendant la grossesse. Nikolaev et al ont supprimé le signal électromyogramme (EMG) dans l'ECG en utilisant une méthode intégrant la transformée en ondelettes dans un filtre de Wiener. Les résultats montrent une amélioration du rapport signal-sur-bruit de plus de 10dB. Sternickel a développé un algorithme automatique pour la détection de l'onde P dans les signaux ECG de longue durée (Holter) en utilisant une analyse multi-résolution par ondelette pour générer vecteur caractéristique à l'entrée d'un

classifier neuronale. Chevalier et al a utilisé la 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. Cette évidence a été combinée avec les résultats des études d'imagerie et de génétiques sur des patients qui présentent une multiplicité de liens entre les deux syndromes. Duverney et al ont mis au point une méthode qui combine la transformée en ondelettes avec l'analyse fractale pour la détection automatique de la fibrillation auriculaire (FA) à partir es intervalles cardiaques. Près un apprentissage de leur méthode sur des sujets sains et des sujets qui présentent un rythme chronique FA, ils ont atteint une sensibilité de 96,1% et une spécificité de 92,6% [22].

II.7. Conclusion

Ce chapitre a sommairement présenté les bases théoriques de la transformée en ondelettes. Après avoir rappelé la transformée de Fourier, nous avons discuté de la limitation de cette dernière vis-à-vis des signaux non stationnaires. Une solution à ce problème a été introduite : la transformée de Fourier à fenêtre glissante. Mais, celle-ci n'est pas pleinement adéquate à cause du choix de la fenêtre d'analyse qui pourra compromettre la notion de résolution et de stationnarité du signal analysé. Cela nous a conduit à introduire la transformée en ondelette comme outil très performant dans l'analyse des signaux non stationnaires. Après avoir détaillé les propriétés et les caractéristiques de cette transformée, nous avons exposé une vue générale des principales ondelettes existant dans la littérature.

III.1.Introduction

Dans ce travail, la caractérisation des signaux ECG réside dans la détection du complexe QRS de chaque battement cardiaque, afin d'extraire les paramètres représentatifs nécessaires qui permettront par la suite de bien reconnaître les battements normaux et les battements pathologiques. Cette opération doit être la plus efficace possible car elle permet de réduire la dimension des données et conserver une information interprétable par les spécialistes. Elle est réalisée en deux principales étapes :

- Une première étape de prétraitement dont le rôle est d'éliminer les artefacts qui nuiraient à la bonne segmentation des battements
- Et une deuxième étape de détection des complexes QRS par la localisation des pics R dans le signal ECG.

L'objectif de ce chapitre est justement d'y apporter des solutions pour cette problématique. De manière générale, l'opération de caractérisation du signal ECG peut être décomposée en 2 étapes illustrées sur la **figure III.1**.

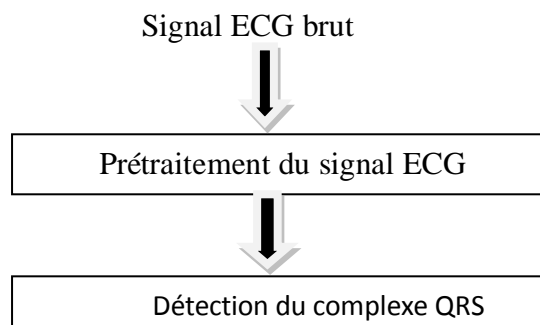


Figure.III.1. Etapes de la segmentation du signal ECG.

III.2.Base de données MIT

Les différents algorithmes présentés dans le cadre de ce mémoire ont été testés sur les différents enregistrements de la base de l'institut de Technologie de Massachusetts (Massachusetts Institute of technology MIT), dans laquelle chaque complexe QRS a été annoté manuellement et séparément par deux cardiologues. La base de données MIT contient 48 enregistrements, obtenus à partir de 47 sujets étudiés par le laboratoire des arythmies cardiaques. 23 enregistrements de 24 heures (la série 100), ont été choisis au hasard parmi 4000 sujets. 60 % des enregistrements ont été obtenus à partir des hospitaliers. Les 25 enregistrements restants (la série 200), ont été sélectionnés du même ensemble, présentant une

variété de phénomènes peu ordinaire mais ayant une signification clinique importante. Chaque enregistrement de la base de données MIT correspond à deux signaux échantillonnés à 360 Hz. Le premier signal est obtenu par la dérivation bipolaire périphérique standard (DII). Le second est obtenu par Dérivations précordiales unipolaires (V1, V2 ou V5) [50, 51].

III.3.Prétraitement du signal ECG

Les différents bruits qui entachent un signal ECG, sont considérés comme des indésirables, et peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique. En outre, Les difficultés de la détection des complexes QRS résident, essentiellement, dans la grande variabilité de la forme du signal et la présence dans l'ECG de ces bruits inutiles d'origines diverses. Il est donc important de savoir quels sont les types de bruit qui peuvent contaminer un signal électrocardiogramme ECG [22].

III.3.1.Sources de bruits dans les signaux électro-cardiographiques

Le signal électrocardiogramme (ECG) obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé avec différentes sources de bruits. Celles-ci peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile. Parmi ces bruits on peut citer [18] :

- **bruit 50Hz** : est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électro-cardiographique 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. Un exemple de tel bruit est représenté sur la **figure III.2.a** [52].
- **bruits provoqués par les ondulations de la ligne de base** [53] : 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 où au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne. Un exemple de tel bruit est représenté sur la **figure III.2.b**.
- **Electromyogramme (EMG)** [54]: Il est dû aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires. Son amplitude est la même que le signal ECG mais il se produit dans les hautes fréquences. Un exemple de tel bruit est représenté sur la **figure III.2.c**.

- **artefacts d'origine physique** : Le signal électro-cardiographique ECG peut être affecté par certaines maladies comme l'hyperthyroïdie, l'ischémie et l'hypokaliémie. Ainsi que l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG, notamment la digoxine qui bloque la conduction AV et ralentit la fréquence cardiaque et la *digitaline* qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT. Un exemple de tel bruit est représenté sur la **figure III.2.d** [52].

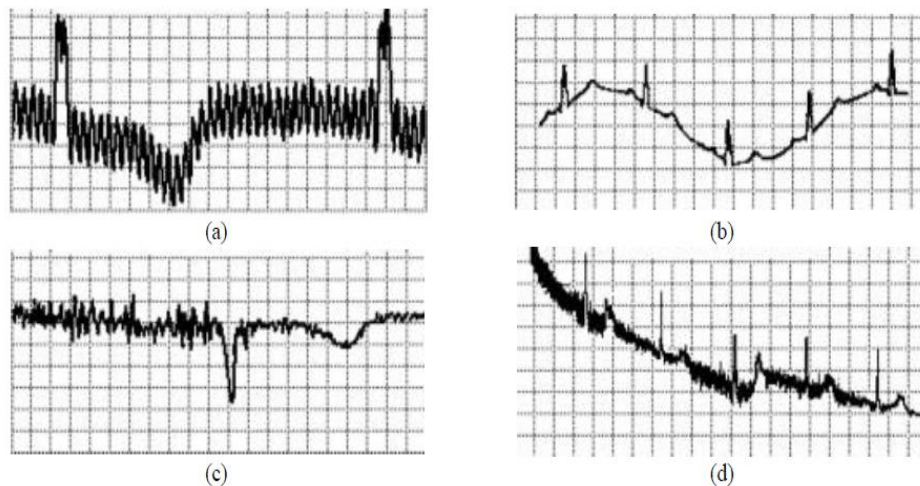


Figure.III.2 : Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz; (b) fluctuations de la ligne de base; (c) le signal EMG; et (d) les artefacts dûs aux mouvements du patient [52].

- **bruits dûs au mauvais contact électrode-peau** : Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements brusques de l'amplitude du signal d'ECG (**voir figure III.3**), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS [13].

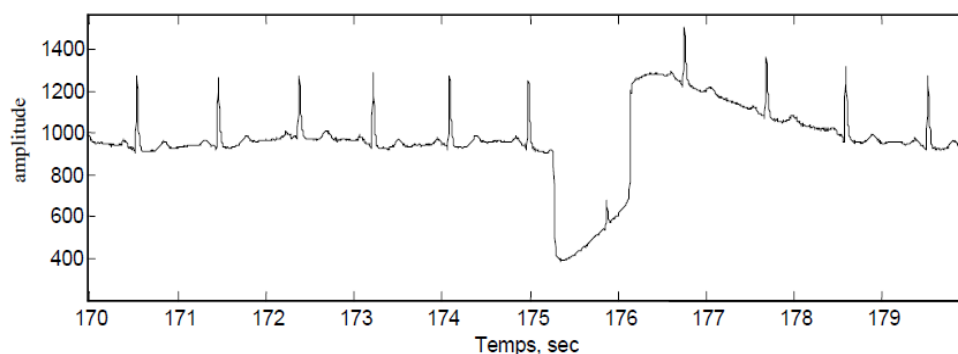


Figure III.3.Bruit dû au mauvais contact électrode-peau [52].

III.3.2. Filtrage de l'ECG

Le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé avec différentes sources de bruits. Le filtrage de ces bruits est l'une des étapes la plus importante et nécessaires pour faire apparaître clairement les paramètres du signal ECG en vue de leur détection [18].

III.3.2.1. Principe du dé-bruitage par les ondelettes

Parmi l'un des plus grand succès de la transformée en ondelettes est le dé-bruitage. En effet cette technique est basée sur la construction d'estimateurs statistiques à base d'ondelettes qui nécessite le calcul d'un seuil qui correspond à l'amplitude maximal du bruit et dépend de l'énergie du signal et du bruit. Ces méthodes exploitent la caractéristique essentielle de la transformée en ondelettes qui est la concentration de l'énergie du signal autour de peu de coefficients et l'on n'a donc besoin d'estimer que quelques grands coefficients pour obtenir une bonne estimation de la fonction [55].

III.3.2.2. Algorithme de dé-bruitage par la transformée en ondelettes

Un tel algorithme de dé-bruitage a été proposé initialement par Donoho. Le schéma de principe d'un système de dé-bruitage basé sur la transformée en ondelettes est illustré dans la **figure III.4**. Généralement, elle est réalisée en trois étapes successives [56]:

- L'application de la transformée en ondelettes au signal affecté par du bruit.
- Le filtrage des coefficients ainsi obtenus, conformément à un certain critère (par seuillage).
- Le calcul de la transformée inverse, à partir des coefficients issus de l'étape précédente

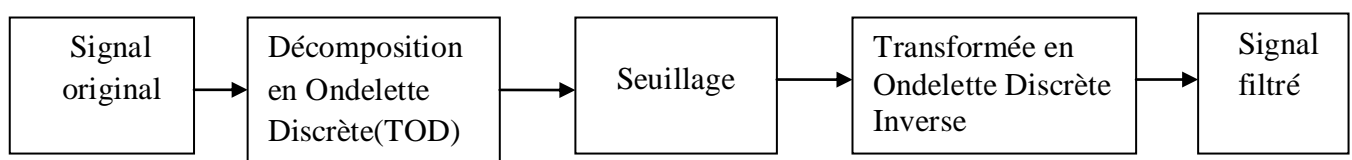


Figure III.4. Principe du dé-bruitage par ondelette.

Le seuillage consiste à comparer les coefficients d'ondelettes à un seuil et de les mettre à zéro si leurs amplitudes sont inférieures à ce seuil. L'efficacité et la fiabilité de l'opération de filtrage sont fortement liées au choix du seuil [22].

III.3.2.3. Filtrage du signal ECG par ondelette

Plusieurs problèmes sont rencontrés lors du filtrage par décomposition en ondelette, parmi lesquelles:

- Le choix du seuil (ou méthode de seuillage).
- Le choix de l'ondelette 'db4' comme ondelette mère utilisée pour le traitement (illustrée dans la **figure III.5**).
- le niveau de décomposition.

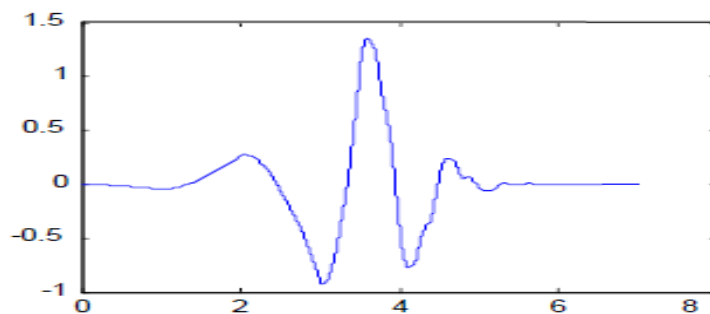


Figure.III.5. Ondelette 'db4'.

La **figure III.6** illustre la décomposition en 8 niveaux du signal ECG du patient '100m' de la base de données MIT. Ce signal est entaché d'un bruit HF. Le signal original, les coefficients d'approximation A8 ainsi que les huit coefficients de détails sont représentés.

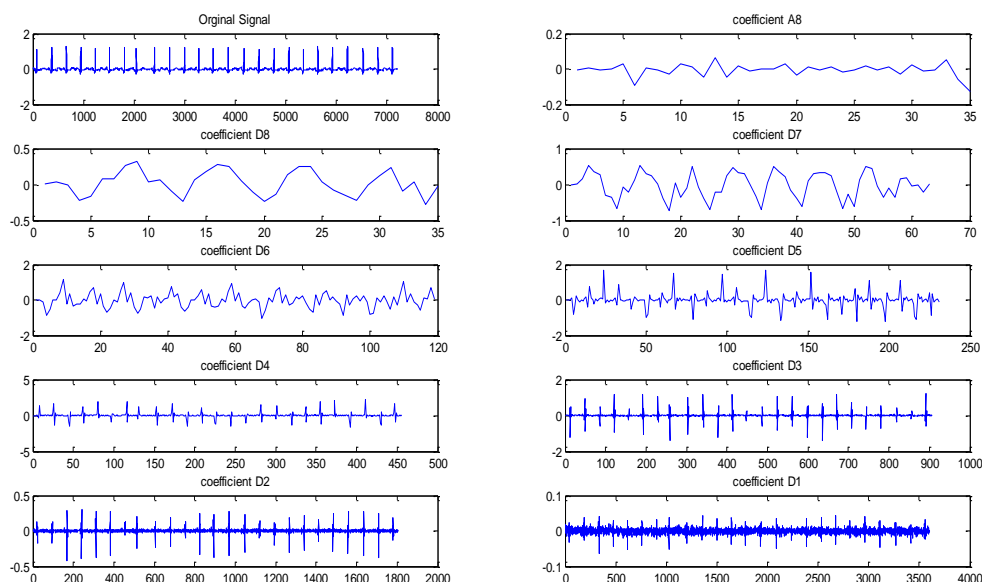


Figure III.6. Décomposition en ondelette du signal ECG du patient '100m'.

Nous remarquons dans **la figure III.6** que le bruit HF se concentre dans les détails D1 et D2 qui sont les plus dominants dans le signal avec une faible amplitude tandis que la plupart de l'énergie du signal utile est concentrée dans les autres détails (D3-D8) qui contiennent bien plus moins de coefficients mais ils sont de forte amplitude.

Le résultat de l'application de l'opération du filtrage par la décomposition en ondelette sur le signal du patient '100m' est illustré sur **la figure III.7**, qui présente le signal original et le signal filtré.

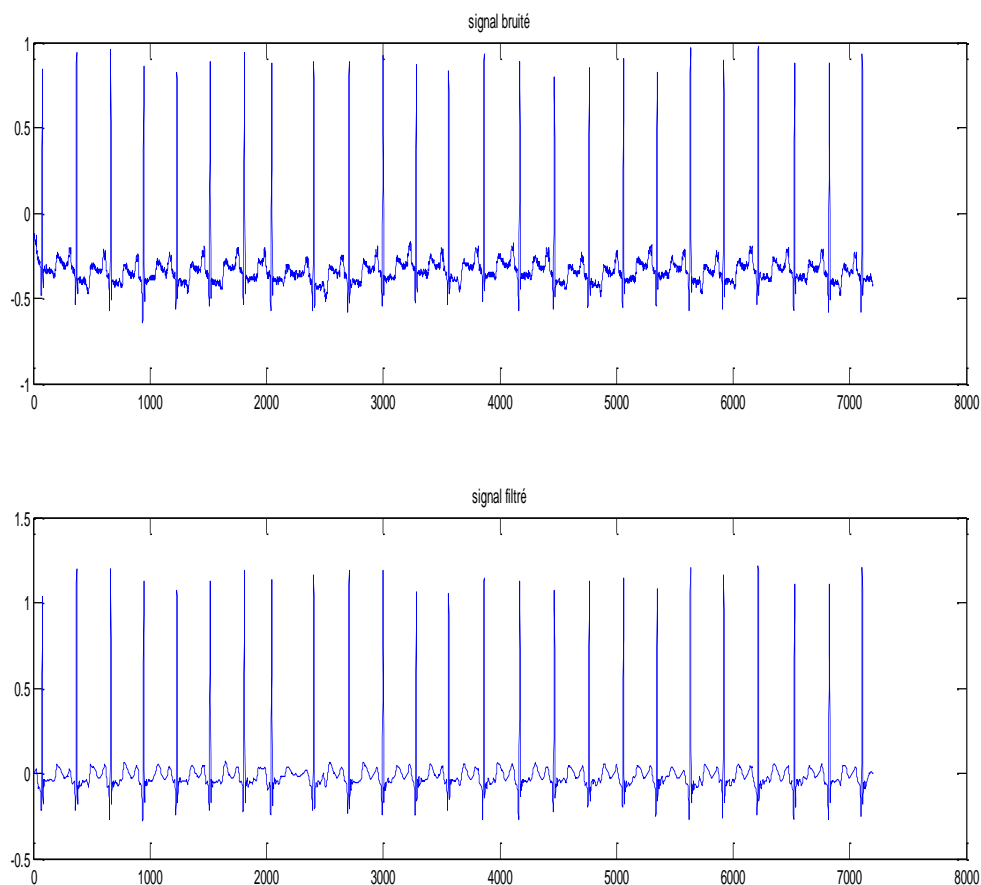


Figure III.7. Résultats de l'opération du filtrage des bruits HF appliqué sur le signal du patient '100m'.

Remarquons que la présence du bruit dans le signal filtré est fortement réduite, et que la qualité du signal n'est pas affectée puisque les complexe QRS ; qui constituent des zones d'intérêt dans la suite du travail ; ainsi que les ondes P et T ne sont pas atténuées.

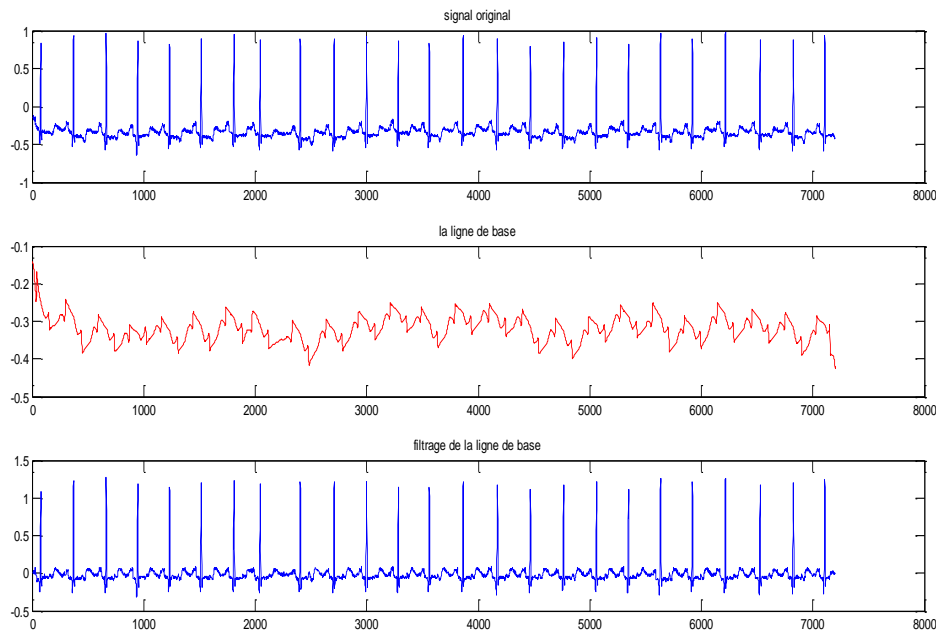


Figure III.8.Élimination de la ligne de base sur le signal du patient ‘100m’.

La figure III.8 présente le résultat de l’opération du filtrage de la ligne de base à partir d’un segment du signal ECG de patient ‘100m’. Il est illustré que le signal filtré est d’une meilleure qualité.

III.4.Détection du complexe QRS

La détection des ondes R du complexe QRS (localisation des battements) est la première étape de toute analyse automatique de l’ECG. À première vue, cette détection semblerait pouvoir être effectuée par un simple seuillage du signal car les ondes R sont en générale de plus grande amplitude que les autres ondes. Mais parfois, dans certains cas l’amplitude de l’onde T est comparable à celle de l’onde R, ce qui pourrait induire une des erreurs dans le résultat final de détection. De plus, l’onde R peut avoir parfois une faible amplitude et une morphologie très variable d’un cycle cardiaque à un autre. Ainsi, une bonne détection des ondes R est essentielle. Cela nécessite donc un traitement du signal très adéquat dû aux difficultés rencontrées [56].

III.4.1.Etat de l’art sur la détection du complexe QRS

L’évolution de la puissance des outils informatiques de traitement numérique a conduit vers la conception et l’implémentation d’une variété d’algorithmes dédiés à la détection

automatique des complexes QRS. Ainsi, La détection du complexe QRS a fait l'objet de beaucoup de travaux et continue à être un domaine de recherche très développée.

La plupart de ces algorithmes sont très efficaces avec une performance très élevée qui dépasse les 99% en termes de taux de bonne détection.

Kohler et al. Ont effectué une étude détaillée qui récapitule différentes méthodes triées par catégories et qui sont utilisées pour la détection du QRS, ainsi que la comparaison de leurs performances. Nous allons présentés d'une façon non exhaustive les algorithmes de détection du complexe QRS les plus populaires, et souvent cités dans la littérature.

On peut ainsi trouver des algorithmes basés sur :

- Des filtres numériques (Daskalov et al. Nagin et al),
- Des transformations *lineaires et non-lineaires* : (Pan et Tompkins, Gritzali), la transformée de Hilbert (Benitez et al), la dérivée première (Arzeno et al),
- Des analyses statistiques (Watrous et al, Silipo et al.),
- Des analyses temps-fréquence (Li et al, Senhadji et al, Afonso et al , Kadambe et al),
- Des méthodes évolutionnaires (Poli et al),
- Des approches neuro- floues (Engin et al),
- Des modèles de Markov cachées (Coast et al.)
- Des modèles de morphologie mathématique (Taouli et al, Chu et al, Trahanias et al)

Christov et al, fait une étude comparative entre les descripteurs morphologiques et les descripteurs temps-fréquence du signal ECG pour la reconnaissance des battements ECG.

Cette recherche est toujours active et plusieurs nouvelles méthodes de détection ont été proposées. Récemment, D'autres méthodes plus récentes basées sur la transformée en ondelettes ont été proposées et testées avec efficacité pour la détection du QRS [22].

La section suivante présente l'algorithme de détection des complexe QRS proposé. Il se base sur décomposition du signal ECG en ondelette et par la transformée d'ondelette discrète.

III.4.2. Principe de l'algorithme de détection des complexe QRS

III.4.2.1. Principe de l'algorithme proposé

La méthode que nous proposons pour la délimitation des de l'onde R se base sur une analyse multi-résolution par la transformée en ondelette, le schéma général des différentes étapes de l'algorithme développé est illustré dans la **figure III.9**.

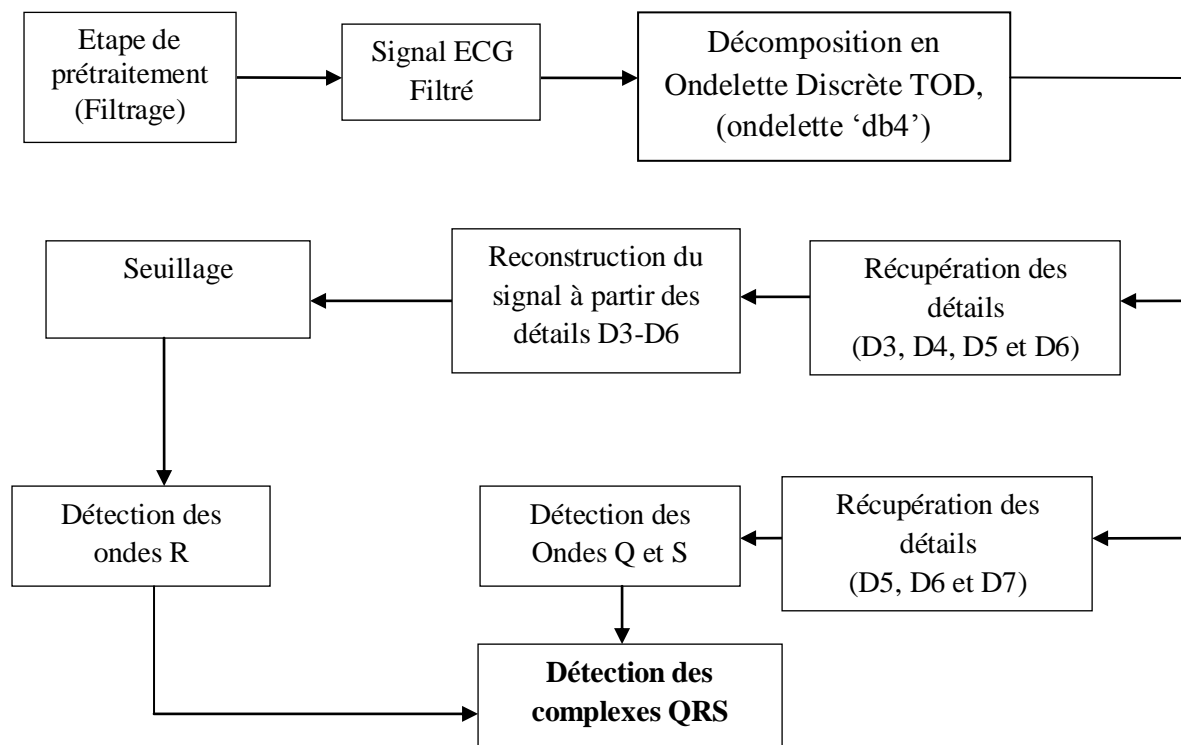


Figure III.9. Schéma bloc du principe adopté dans l'algorithme de la détection du complexe QRS.

Le signal ECG issue de l'étage de prétraitement ou il soumit a une opération de filtrage des différents bruits qui le contamine est de composé en ondelette. Le choix de l'ondelette mère utilisée est d'une importance capitale dans les applications d'ondelettes.

En réalité, il n'existe pas un critère bien défini pour le choix de l'ondelette mère et ce choix dépend énormément de la nature de l'application et diffère d'une application à une autre.

Plusieurs travaux sur l'analyse du signal ECG par ondelette ont constaté que la famille d'ondelette 'Daubechies' et plus particulièrement l'ondelette 'db4' est la mieux adaptée pour le traitement du signal ECG car sa forme présente une similitude avec le complexe QRS. Ainsi dans la suite de ce travail, l'ondelette mère de Daubechies 'db4' est choisie pour être utilisé pour la décomposition du signal ECG.

Le choix du niveau de la décomposition est aussi un paramètre à prendre en compte. Dans cet algorithme, nous avons décomposé le signal ECG à huit niveaux qui montre que ce choix est judicieux puisqu'il permet de distinguer nettement le complexe QRS, les ondes P et T et la ligne de base.

Le principe adopté dans l'algorithme commence d'abord, par la détection des pics R du complexe QRS avec son amplitude qui prédomine signal ECG, puis les ondes Q et S sont détectées

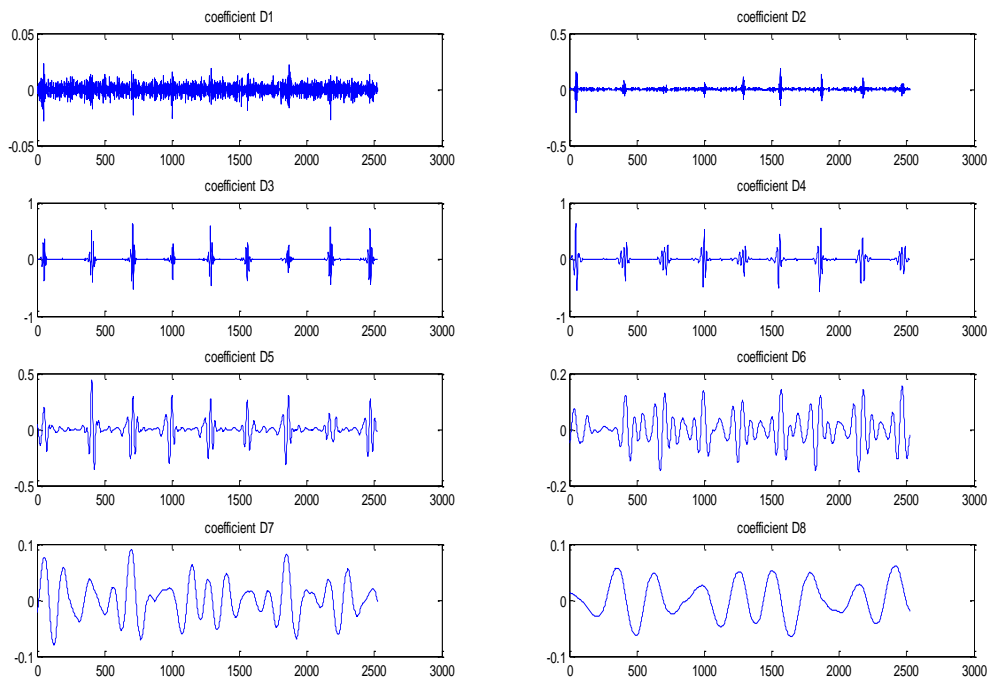


Figure III.10. Huit détails de décomposition du signal ECG du patient '100m'.

III.4.2.2. Détection du pic R

La détection de pic R est l'étape la plus importante lors de la détection du complexe QRS puisque la détection des autres ondes dépend de la fiabilité de cette première étape. Afin de détecter ces pics R, les détails spécifiques aux complexes QRS seront sélectionnés. Huit niveaux de décomposition en ondelettes sont effectués sur le signal ECG prétraité à l'aide de l'ondelette 'db4' (comme illustré dans la **figure III.10**). Les détails D3-D6 sont conservés et tous les autres détails sont supprimés.

La reconstruction du signal est ainsi réalisée à partir des détails D3-D6, ceci permet de garder les complexes QRS dans le signal obtenu et d'éliminer les autres composants à basse et haute fréquence.

Le signal obtenu est élevé au carré dans sa partie positive. Cette opération permet d'accentuer l'onde R et d'atténuer les autres ondes. Un seuillage adaptatif est effectué sur ce signal pour détecter le pic R.

En se basant sur l'impossibilité d'avoir deux battements cardiaques en moins de 0.25 seconde, une dernière étape d'élimination des pics R faussement détectées est effectuée avant de procéder à la validation des résultats de détection.

Le résultat final de détection des ondes R est illustré dans la **figure III.11**

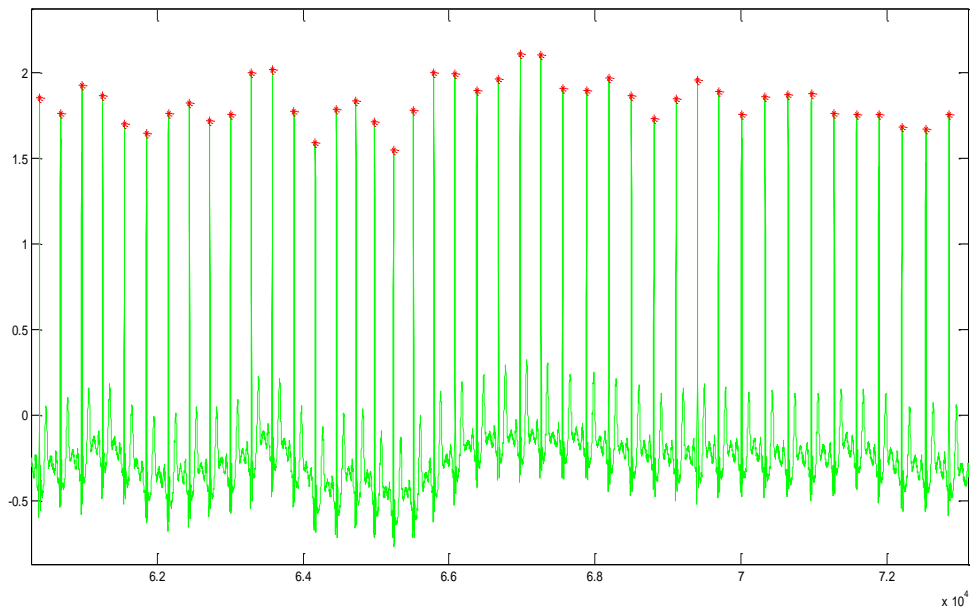


Figure.III.11.Détection de l'onde R.

III.4.2.3. Détection des ondes Q et S

Une fois les pics R sont détectés, les points Q et S doivent être identifiés pour détecter le complexe QRS complètement. En général, les ondes Q et S ont une fréquence élevée, ils sont de faible amplitude et leurs énergies sont principalement à petite échelle [57]. Pour cela, et afin de mettre plus en valeur les ondes Q et S, les coefficients de décomposition de D5 à D7 sont conservés pour faire la reconstruction du signal. Tous les autres détails du signal ont été retirés.

De plus, Les ondes Q et S sont des déflexions négatives qui se produisent de part et d'autre du pic R sur un intervalle maximal de 0,1 seconde d'une façon usuelle. L'onde à gauche noté Q est prise comme étant l'amplitude minimale qui précède le pic R et l'onde S l'amplitude minimale qui le suit.

Le résultat de détection des ondes Q et S est illustré dans la **figure.III.12** et la **figure.III.13** respectivement.

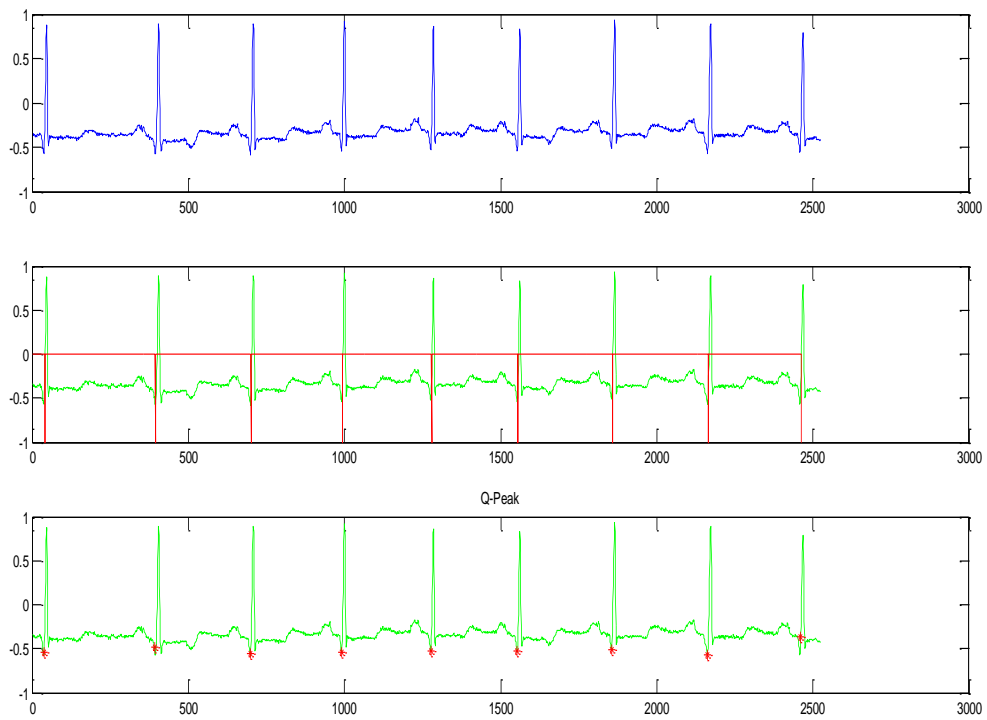


Figure.III.12. Détection de l'onde Q.

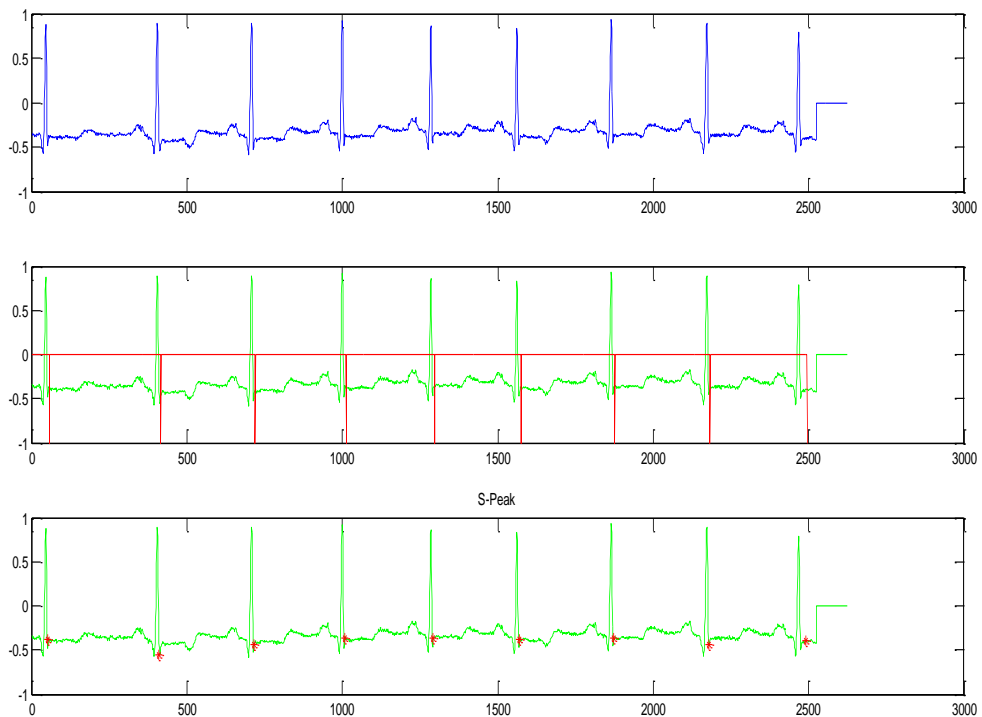


Figure.III.13. Détection de l'onde S.

III.5. Analyse des Résultats Obtenus

Pour l'évaluation des résultats, les complexes QRS détectés sont comparés aux annotations associées à chaque battement de la base de données MIT.

Les performances de l'algorithme de détection sont évaluées en terme de :

- **TP** (True Positive) : nombre de QRS correctement détectés.
- **FP** (False Positive) : nombre de QRS faussement détectés.
- **FN** (False Négative) : nombre de QRS non-détectés.

Pour mieux apprécier de la qualité de l'algorithme, nous avons calculé deux paramètres habituellement utilisées pour l'évaluation de la détection, que sont la prédictibilité positive (P+, %) et le taux d'erreur (TE, %) :

- La prédictibilité positive (Positive Predictivity), P+, ou la spécificité est donnée par

$$P+ (\%) = \frac{TP}{TP+FP} \times 100 \quad (\text{III.1})$$

- Le taux d'erreur est donné par :

$$TE(\%) = \frac{FN+FP}{Nbt} \times 100 \quad (\text{III.2})$$

Avec **Nbt** : Nombre total des battements cardiaques.

Les résultats de l'application de l'algorithme développé sur les différents signaux issus de la base de données universelle (MIT) sont résumés dans le **tableau III.1**.

L'algorithme proposé a donné, au total, 49 FP et 103 FN ayant pour résultat un taux global de détection de 99,43% avec une erreur de 0,78%.

Noter que les différents taux de détection des enregistrements changent de 97% à 100% selon la qualité et la nature du signal ECG correspondant.

En outre, le résultat de la détection du complexe QRS appliqué sur le signal ECG de l'enregistrement '108m' est illustré dans la **figure III.14**. Ceci montre l'échec de détecter deux complexes QRS, en raison de leurs très faibles amplitudes ainsi que leur présence dans une déflexion brusque de la ligne de base (due à un artefact de mouvement). Ils sont considérés comme faux négatifs (FN).

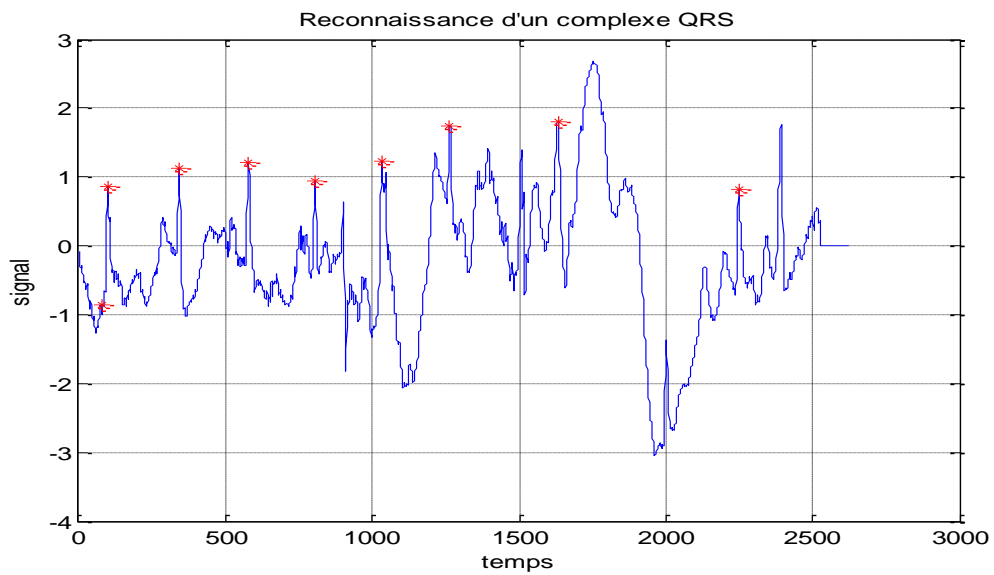


Figure III.14. Détection des QRS sur le signal du patient '108m'.

Les figures III.15, III.16 montrent le succès de la détection du complexe QRS dans des situations diverses et sur différents patients.

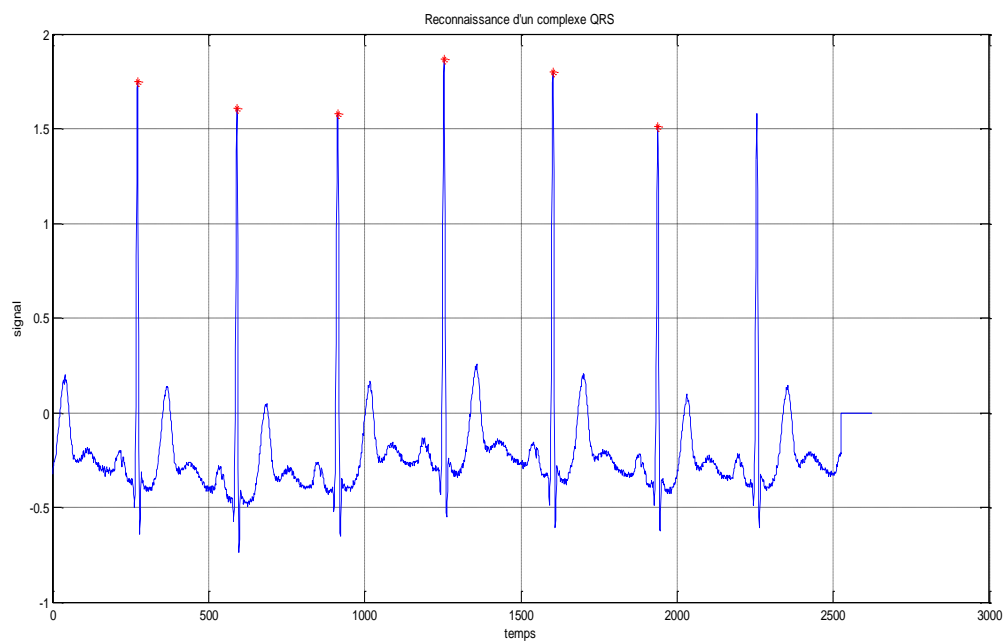


Figure.III.15. Détection des QRS sur le signal du patient '103m'.

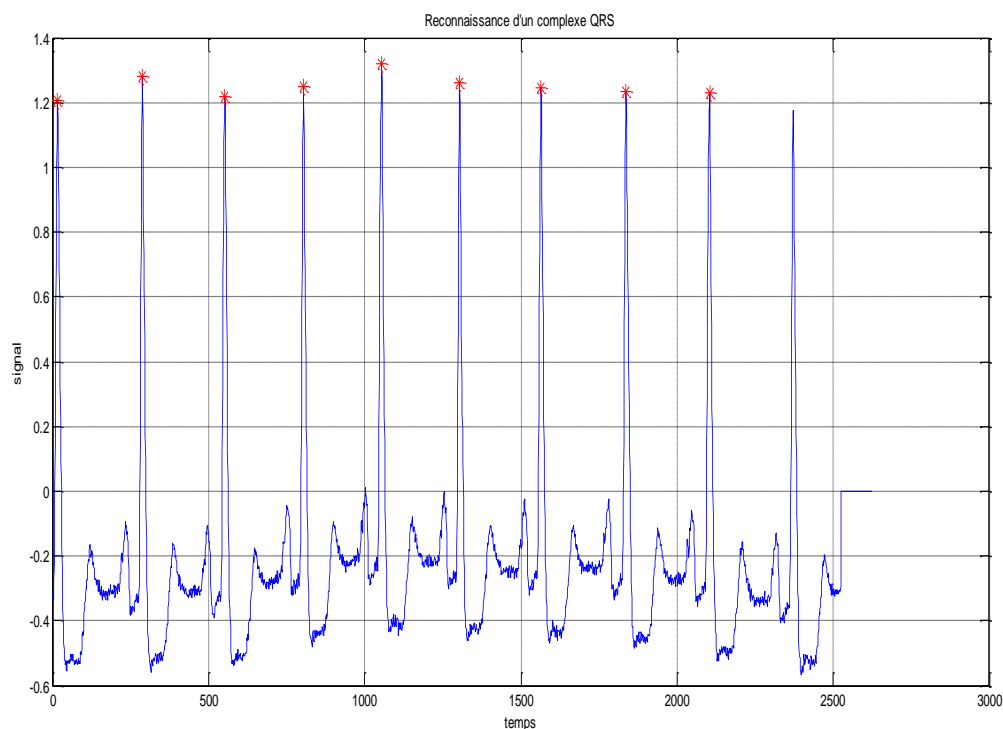


Figure.III.16. Détection des QRS sur le signal du patient '105m'.

Tableau .III.1. Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection de l'onde R du complexe QRS.

Enregistrement	Nombre de bat	Bat détecté (TP)	Bat. non détecté (FN)	Faux positif (FP)	+P(%)	Erreur(%)
100	2273	2273	0	0	100	0,00
101	1873	1870	3	1	99,84	0,21
102	2191	2187	4	0	99,82	0,18
103	2090	2085	5	0	99,76	0,24
104	2310	2302	8	5	99,65	0,56
105	2690	2664	26	16	99,03	1,56
106	2097	2086	11	23	99,48	1,62
107	2139	2134	5	0	99,77	0,23
108	1831	1786	41	4	97,54	2,46
Total	19494	19387	103	49	99,43	0,78

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.

Ces algorithmes sont très variés et chacun d'entre eux se base sur une technique appropriée. Cette comparaison est résumée sur le **tableau III.2** ci-dessous.

Tableau III.2. Comparaison des performances des algorithmes de détection de l'onde R du complexe QRS citées dans le littérature.

Algorithme de détection	Nombre de bat. total	TP Total	Bat.non détecté FN	Faux positif FP	+p%	Erreur (%)
Notre algorithme	19494	19378	103	49	99,43	0,78
Benmalek.M (FDD) [25]	19164	19137	27	57	99,70	0,43
ABDELLICHE .F (col1 et col2) [3]	19137	19085	53	79	99,58	0,71
ABDELLICHE .F (gaus1 et gaus2) [3]	19137	19059	78	85	99,53	0,89

Nous remarquons à partir des résultats présentés dans le **tableau III.2** que notre algorithme cité a une bonne capacité de détection des complexes QRS, avec une spécificité qui dépasse les 99%.

Même si le taux de détection de l'algorithme que nous avons développé et implémenté n'est pas le meilleur, la méthode proposée donne un résultat satisfaisant et compétitif avec une spécificité de (99,43%) et peut être considérée comme un outil performant pour la détection des complexes QRS dans le signal ECG.

III.6.Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le prétraitement du signal ECG suivi de la détection des complexe QRS qui nous permet de segmenter les battements. L'algorithme de détection proposé est testé en utilisant les 9 enregistrements de la base de données MIT. Cet

l'algorithme permet la détection de l'onde R des battements normaux et d'une grande variété de battements pathologiques malgré qu'ils soient parfois noyés dans différents types de bruits.

Conclusion générale

Dans ce travail de mémoire, nous avons abordé le problème de la détection de l'onde R du complexe QRS du signal ECG à travers le développement et l'implémentation d'une méthode basée sur la transformée en ondelette discrète dans le but d'améliorer les performances de détection vis-à-vis des algorithmes existants dans la littérature.

Premièrement, quelques notions de base sur l'électrophysiologie cardiaque ayant trait à notre travail, tels que le fonctionnement mécanique et électrique du cœur, le système de conduction cardiaque, l'électrocardiogramme, les intervalles temporels, les différentes ondes de l'ECG.

Nous avons, ensuite, introduit la théorie des ondelettes. Les définitions et les propriétés de ces dernières ont été largement développées en s'appuyant sur des exemples de familles d'ondelettes les plus connues dans la littérature. En tenant compte de ces définitions et propriétés, nous avons présenté notre famille d'ondelettes basées sur la distribution de Daubechies. La caractérisation des battements cardiaques par des paramètres pertinents constitue une étape primordiale afin d'avoir une meilleure classification. L'évaluation de l'algorithme implémenté a permis d'apprécier la bonne aptitude de détection des complexes QRS des battements normaux ainsi que plusieurs types de battements pathologiques malgré que dans la plupart des cas le signal ECG est affecté par différents types de bruits.

Enfin, dans l'étape la plus importante de notre travail, la méthode proposée passe par deux étapes, la première pour but éliminer les artefacts et la deuxième consiste à détecter le complexe QRS. Nous avons présenté la phase de prétraitement du signal ECG ainsi que l'algorithme de détection des complexes QRS basé sur la décomposition en ondelette discrète. L'algorithme a été testé sur la base de données universelle MIT.

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 de (99,43%). Avec une erreur de 0,78%. Ces résultats sont très acceptables et très comparables avec ceux de la littérature en ce qui concerne la rapidité d'exécution et la précision de détection.

Références bibliographiques

- [1] BENSALIA. K, "Transmission sans fil par voie GSM et traitement du signal électrocardiographie (ECG)", mémoire de magister, Université Mouloud Memmeri, Tizi-Ouzou.
- [2] Emmanuelle. G, "contribution à l'appréhension du système cardiovasculaire Modélisation et Traitement de signaux issus de la Macro-circulation et de la Microcirculation Sanguines", Thèse de Doctorat, UNIVERSITE Angers ,25 novembre 2013.
- [3] ABDELLICHE. F, "Contribution au diagnostic des signaux électrocardiographiques en utilisant les concepts des fractales", thèse doctorat en sciences, Université Mentouri de Constantine ,2011.
- [4] ABID. T, "analyse du signal ECG par les ondelettes", Mémoire MAGISTER, Université Badji Mokhtar Annaba, 2008.
- [5] HODNI. A, " Analyse du signal ECG par réseaux de neurones récurrents ", Mémoire de Magister, Université Mentouri, Constantine, 08 /12/2009.
- [6] TALBI. M. I, "Analyse et traitement du signal electrocardiographique (ECG), thèse de Doctorat en sciences, Université Mentouri, Constantine, 2011.
- [7] K. A. Booth, P. Deitos & T. O'Brien, "Electrocardiography For Health Care Personnel", 2nd edition McGraw-Hill, 2008.
- [8] A. Kerfour, "Modélisation du système cardio-respiratoire : remodelage cardiaque et interactions patient-ventilateur", thèse de Doctorat, Université de Rouen, 23 novembre 2015.
- [9] R. E. Klabunde, "Cardiovascular physiology concepts", 2nd edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [10] S. Malcolm, M.D Thaler, "The Only EKG Book You'll ever need", Wolters Kluwer, 2015.
- [11] BOUHACINA. O, "simulation & Modélisation de l'activité électromécanique cardiaque", Mémoire de magister, Université d'Oran, 04 Mai 2010.
- [12] WONG. S, "segmentation de l'intervalle RT et description par l'analyse factorielle de la variabilité de fréquence cardiaque et de la repolarisation ventriculaire, Thèse de Doctorat, Université de Rennes1 ,14 JUIN 2004.

Références bibliographiques

- [13] Zidelmal. Z, épouse A ‘‘Reconnaissance d’arythmie cardiaques par Support Vector Machines (SVMs), ‘‘Thèse de Doctorat, Université Mouloud Memmeri Tizi-Ouzou’’ ,10 juin 2012.
- [14] BENDIF ALLAH. A, ‘‘Contribution a l’élaboration la mise en œuvre d’algorithmes pour la compression des signaux unidimensionnels, Thèse Doctorat, Université de batna2 ,5 janvier 2017.
- [15] AMZIL. D, ‘‘Méthode hybride pour la restauration des signaux : ECG, EMG’’, Mémoire Master, Université Mohamed Khider Biskra, juin 2012.
- [16] CABASSON. A, ‘‘Estimation et analyse des intervalles cardiaques ‘’, Thèse de doctorat, Université de Nice-Sophia Antipolis, 4 Décembre 2008.
- [17] TRIQUI. B, ‘‘Classification des arythmies cardiaques par les chaines de Markov cachée’’, Mémoire Magister, Université des sciences et de la technologie Mohamed Boudiaf, novembre 2010.
- [18] M.HADJ SLIMANE. Z, ‘‘Analyse et synthèse de méthodes de détection du complexe QRS du signal électrocardiogramme’’, Thèse de doctorat, Université Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen, février 2006.
- [19] PORTET. F., ‘‘Pilotage d’algorithmes pour la reconnaissance en ligne d’arythmies cardiaques’’, Thèse de Doctorat, Université de Rennes1 ,6 décembre 2005.
- [20] RERBAL. S (ép.) Ziani C, ‘‘Traitement numérique du signal physiologique en télémédecine’’, Thèse de doctorat, Université Abou-Bekr Belkaid-Tlemcen, 2014.
- [21] Belghobsi .Abdelaziz, ‘‘ Réseaux de neurones appliqués à la modélisation et à la compression du signal ECG’’, Mémoire de magister, Université Mentouri-Constantine.
- [22] BENALI. R, ‘‘Analyse du signal ECG par réseaux adaptif d’ondelettes en vue de la pathologies cardiaques’’, thèse de doctorat, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, Avril 2013.
- [23] Encyclopédie des Sciences Industrielles Quillet. (1983). Electricité Electronique Application, 735-750.
- [24] Gilbert H. Mudge, ‘‘Manuel d’électrocardiographie’’, Collection Spirales MEDSI, 1982.

Références bibliographiques

- [25] Benmalek. M, ''Contribution a l'analyse de l'électrocardiogramme (ECG) en utilisant les concepts des opérateurs d'ordre fractionnaires'', Thèse doctorat, Université Mentouri de Constantine ,21/11/2011.
- [26] Samer. CH, ''Biométrie par signaux physiologiques'', Thèse de Doctorat, Université Paris est Creteil (UPEC), 02/05/2011.
- [27]BELMAHDI. F, 'Application du filtre de Kalman pour le dé bruitage des signaux'', Mémoire de magister, Université Mouloud Memmeri, Tizi Ouzou, 14/12/2015.
- [28] ARK Medical center, cardiovascular & arrhythmia center, "Holter monitor", [online] <http://www.arkmedicalcenter.com/procedures/holter-monitor/>.
- [29] S.A. Jones, M.S Ed, MHA, EMT-P, ECG Notes Interpretation And Management Guide , F. A. Davis Company, Philadelphia, USA, 2005.
- [30] J.Mackay, G. Mensah, The Atlas of Heart Diseas and Stroock, Organisation Mondiale de la Santé, 2004.
- [31] MALTI. A et LANTRI. H, 'Transfert du signal ECG sur mobile pour la télésurveillance médicale'', MEMOIRE MAGISTER, Université Abou Bakr Bekaid de Tlemcen, 23juin2013.
- [32] V. C. Chen et H. Ling, Time-Frequency Transforms for Radar Imaging and Signal Analysis. Artech House, Inc., 2002.
- [33] TALBIM, 'Electrocardiogram de noising based on forward wavelet transform translation invariant application in bionic wavelet domain'', sādhanā vol.39, part 4, pp.921-937. ©Indian Academy of sciences, August 2014.
- [34] MAHGOUN. H, 'Analyse non stationnaire des signaux vibratoires dans la surveillance des machines et la prévention des défaillances'', 157p, thèse de Doctorat Université Ferhat Abbas Seti1, 13/06/2013.
- [35] MEZIANI .F, ''analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par l'application des transformées d'ondelettes'', Thèse de Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, juin 2013.
- [36] Quan .phan , Desing of vibration inspired bi-orthogonal wavelets for signal analysis, thesis submitted in Partial fulfillment of the requirements for the Degree Rice, Master of science, April 2012.

Références bibliographiques

- [37] MUSTIG.G Traitement du Signal. (Page consulter le 27/01/2008). Bibliothèque Ondelettes pour Mustig version 1.0, [En ligne]. Adresse URL:http://www.lis.inpg.fr/mustig/doc_html/ondlet/ondlet.htm.
- [38] COHEN. A, "Détection et diagnostic des fautes dans des systèmes complexes par approches multi-échelle", 164p, thèse de Doctorat Université d'Angers, 02 décembre 2015.
- [39] BAILEK N, "Résolution de l'équation de Schrödinger sur une base d'ondelettes – Cas des systèmes unidimensionnels", Magistère en Physique Université Abou-bekr Belkaid de Tlemcen, Juin 2012.
- [40] TOUAFEK. I, "Extraction d'indicateurs robustes pour le diagnostic des défauts mécaniques : Comparaison de L'EMD et des ondelettes(WT)", Diplôme de Magister Université Ferhat Abbas-Setif UFAS (Algerie).
- [41] Mallat, S. juillet 2000. Une exploration des signaux en ondelettes. Les éditions de l'Ecole Polytechnique, Paris.
- [42] Truchetet, F. 1998. Ondelettes pour le signal numérique. Collection traitement du signal, édition HERMES, Paris.
- [43] Marque, C., Dûchene, J., Leclercq, S., Panczer, G., Chaumont, J. 1986. Uterine EHG processing for obstétrical monitoring. IEEE Trans. BME. , 33 : 1182-1187.
- [44] Diab, M.O., Marque, C., Khalil, M. 2004. Uterine electromyography signals: classification and interpretation. Proceedings of the 2nd Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC, IEEE EMBS), Cairo, Egypt, December 27-28, pp. 1-4.
- [45] Diab, M.O., Marque, C., Khalil, M. 2005. Unsupervised classification in uterine electromyography signal: toward the detection of preterm birth. Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Shanghai, China, September 1-4, pp. 2232-2235.
- [46] Li, C., Zheng, C., Tai, C. 1995. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE transaction, BME. , 42(1): 21- 29.
- [47] M.O.Diab^{1,2}, C.Marque¹, M.Khalil², "Une approche de classification des contractions utérines basée sur la théorie des ondelettes et la statistique" Lebanese science Journal, vol 7, No.1, 2006.

Références bibliographiques

- [48] M. Rekha, B. Rajapriya, M. Saranya, K. Shruthilaya and S. Ravindrakumar*, ‘‘ ECG De-noising and Delineation Using Wavelet Transform and Slope Thresholding’’, International Journal of Research in Electronics & Communication Technology Volume 1, Issue 1, July-September, 2013, pp. 17-21, © IASTER 2013www.iaster.com, ISSN Online: 2347-6109, Print: 2348-0017.
- [49] Jean-Philippe .C, ‘‘ Analyse quantitative des composantes tempe-échelle de l’ECG a haute-résolution moyenne pour l’évaluation du risque de tachycardies ventriculaires et de la mort subite après un infarctus du myocarde’’, thèse de doctorat, 9 Janvier1997.
- [50] MIT Arrhythmia Database Directory, Harvard University-Massachusetts Institute of Technology Division of Health Sciences and Technology, July 1992.
- [51] N. Belgacem, ‘‘Détection et classification des arythmies cardiaques par application des réseaux de neurones’’, Thèse de Magister en Electronique- Option Signaux et Systèmes, soutenue en juin 2002 au Département d’Electronique, Faculté des sciences de l’Ingénieur-université de Tlemcen.
- [52] LAID. Z, DARAOUI .A, ‘‘ Filtrage adaptatif du signal électrocardiogramme (ECG)’’, MASTER en GENIE BIOMEDICAL, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 02 octobre 2014.
- [53] J. A. Van Alsté, ‘‘Removal of base-line wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR with reduced number of taps’’, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 32, No. 12, pp.1052-1060, December 1985.
- [54] T. D’Alessio, ‘‘Analysis of Digital EMG Signal Processor in Dynamic Conditions’’, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.32, No. 1, pp. 78-82, January 1985.
- [55] A.BOUSSAAD, ‘‘Compression et debruitage par ondelettes’’, Mémoire Magister, Université Mohamed Khider- Biskra, 2009.
- [56] D.Donoho , De-noising by sof-thresholding IEEE Transactions on Information Theory, pp. 613 – 627, 41, 1995.
- [57] S. Pal, M. Mitra. Detection of ECG characteristic points using Multiresolution Wavelet Analysis based Selective Coefficient Method. Journal of Measurement 43 (2010) 255–261.
- [58] TAOULI .S, ‘‘ Analyse de la variabilité de l’intervalle QT et de sa Corrélation avec le Rythme cardiaque du signal Electrocardiogramme ECG’’,Thèse de doctorat, Université Abou-Bekr Belkaid- Tlemcen, décembre 2012.

Références bibliographiques

Abstract

The electrocardiogram (ECG) is the signal that represents the variations of the electrical activity of the heart as function of time. The QRS complex is the most coveted wave in the ECG analysis. QRS detection is of vital importance in the ECG automatic processing and in the diagnosis of the cardiac pathological cases. The QRS detection difficulties lie, essentially, in the physiological and morphological variability of the ECG signal along with the noise contamination from various sources.

Numerous detection algorithms exist in the literature. The work realized in this thesis presents an ECG signal processing and QRS complex detection algorithm based on the discrete wavelet transform and the wavelet decomposition. We have chosen the wavelet of Daubechies db4, because its shape is similar to that of the QRS complex.

The experimental results obtained by testing the proposed approach on ECG data from the MIT arrhythmia database demonstrate the efficiency of such an approach when compared with other methods existing in the literature.

Keywords: Electrocardiogram (ECG), detection, QRS complex, signal processing, decomposition, discrete wavelet transform

Résumé

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal qui représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps. Le complexe QRS est l'onde la plus convoitée dans l'analyse de l'ECG. La détection du complexe QRS est d'une importance capitale dans les systèmes de traitement automatique de l'ECG et dans le diagnostic des cas pathologiques cardiaques. Les difficultés de la détection de complexes QRS résident, essentiellement, dans la grande variabilité de la forme du signal et la présence de bruits d'origines diverses. De nombreux algorithmes de détection existent dans la littérature.

Le travail réalisé dans ce mémoire présente un algorithme de traitement du signal ECG et de détection du complexe QRS que nous avons développé en se basant sur la transformée en ondelettes discrète et la décomposition en ondelettes. Nous avons choisi l'ondelette de Daubechies 'db4', car sa forme est proche de celui du complexe QRS.

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

Mots clés : Electrocardiogramme (ECG), détection, complexe QRS, traitement de signal, décomposition, transformée d'ondelettes discrètes.

الملخص

المخطط الكهربائي للقلب (ECG) هو إشارة تمثل تغيرات الكهربائي للقلب بدلالة الزمن. المركب QRS هو الموجه الأكثر طلبا في تحليل إشارة ECG يكتسي الكشف عن المركب QRS أهمية قصوى في أنظمة التحليل الآلي لإشارة ECG وفي تشخيص الحالات المرضية القلبية.

ان صعوبة الكشف عن هذا المركب QRS تكمن في وجود اشكال مختلفة والتغير الكبير في شكل الإشارة زيادة على وجود في اغلب الاحيان عدة تشويشات ذات مصادر عديدة يوجب العديد من الخوارزميات هدفها الكشف عن المركب QRS.

تقدم لنا هذه الأطروحة خوارزمية لتحليل إشارة تخطيط القلب ECG والكشف عن المركب QRS باستعمال الموجات غير المترابط و تحلل الموجات. لقد قمنا باختيار الموجة DB4 لان شكلها العام يشبه الموجة QRS.

النتائج التجريبية التي تم الحصول عليها عن طريقها اختبار النهج المقترح على اشارات (م ك ت) من قاعدة البيانات اثبتت كفاءة هذا النهج بالمقارنة من الاطراف الاخرى والمستوردة في مجالات علمية مشهورة.

كلمات المفاتيح

المخطط الكهربائي للقلب (ECG) , الكشف , المركب QRS , معالجة الموجات , تحويل الموجات المنفصلة ,