

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK BENYAHIA JIJEL

Faculté des sciences et de la technologie

Département d'Electronique

N° :/2022

MEMOIRE DE MASTER

DOMAINE: Sciences et Technologies

FILIERE: Télécommunication

SPECIALITE: Système des Télécommunications

Thème

**Application de l'analyse en ondelettes pour le
débruitage des signaux électrocardiographiques
(ECG)**

Présenté Par : INNSAF HELLA

Encadré Par : Dr. FATIHA BOUAZIZ

Date de soutenance: 13/07/2022

Jury de Soutenance

Président : RIMA YACEF

Grade MCB

Univ MSB jijel

Encadreur : FATIHA BOUAZIZ

Grade MCA

Univ MSB jijel

Examineur : RIAD REMMOUCHE

Grade MCA

Univ MSB jijel

Promotion : 2021 /2022

Remerciements

Remerciements

Avant tout je remercie Allah tout puissant qui m'a donné la force et la volonté pour pouvoir finir ce modeste travail.

Je tiens évidemment à débiter mes remerciements en témoignant de ma profonde reconnaissance envers Madame FATIHA BOUAZIZ, Docteur à l'université de Jijel, pour m'avoir encadré et dirigé ce travail avec patience. Ainsi que pour sa riche contribution et ses précieux conseils.

mes vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre mémoire en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leur propositions.

Enfin, je tiens à remercier, tous ceux qui m'ont enseigné durant toutes mes études à l'université de Jijel et en particulier mes enseignants au département d'électronique.

Insaf Hella

Dédicace

*A l'aide de DIEU tout puissant, qui trace le chemin de ma vie, j'ai pu arriver à réaliser ce
modeste travail que je dédie à :*

A ma chère mère ;

A mon cher père ;

Pour l'éducation et le grand amour dont ils m'ont entouré depuis ma naissance.

Et pour leurs patiences et leurs sacrifices.

Qu'ils trouvent dans ce travail

Un Témoignage de mon profond amour et éternelle reconnaissance.

A mon frère Badis

A mes chères sœurs : Rajaa, Cilya, Oumnia

A mes chères amies

Pour la merveilleuse ambiance qui caractérise notre amitié. Qu'ils soient heureux sur

le plan Personnel, professionnel et social

A tous ceux qui m'ont aidé afin de réaliser ce travail.

A tous ceux que j'aime et qui m'aiment.

J'exprime mes sentiments les plus profonds et leur dédie ce modeste travail.

Insaf Hella

Sommaire

Table des matières

Introduction générale.....01

Chapitre I: présentation du signal Electro-cardiographique (ECG)

I.1 Introduction.....03

I.2 Le Système cardiovasculaire.....03

I.2.1 Le cœur humaine03

I.2.2 Anatomie du cœur.....03

I.2.3 Réseau vasculaire et circulation du sang.....04

I.2.4 Fonctionnement électrique du cœur05

I.3 Le signal électrocardiographique.....06

I.3.1 Définition du signal l'électrocardiogramme.....06

I.3.2 Principe de l'ECG en cardiologie.....06

I.3.3 Onde et intervalles de L'ECG.....07

I.3.4 Rythme et fréquence cardiaque.....08

a. Le Rythme cardiaque.....08

b. La Fréquence cardiaque.....08

I.4 Dérivations cardiaque.....08

I.4.1 Dérivations sur le plan frontal10

a. Les dérivations bipolaires des membres.....10

b. Les dérivations unipolaires des membres.....10

c. Les dérivations sur le plan horizontal (précordiales).....11

I.5 les différence types de bruits...12

I.5.1 Bruits d'origine technique.....12

a. Bruit du réseau 50Hz12

b. Bruits dus au mauvais contact électrode-peau12

c. Autres bruits technique13

I.5.2 Bruits physiques13

a. Fluctuations de la ligne de base.....13

b. Bruits dus au signal électromyogramme EMG.....14

c. Autres bruits physiques.....14

I.6 Conclusion.....15

Chapitre II: Théorie des ondelettes

II.1 Introduction.....16

II.2 Principe général de la transformée en ondelette.....16

II.3 Propriétés des ondelettes18

II.3.1 Sélectivité en fréquence.....18

II.3.2 Similarité..... 18

II.3.3 Symétrie.....18

II.3.4 Orthogonalité..... 19

II.3.5 Régularité19

II.3.6 Facteur d'échelle minimal.....19

II.4 Familles d'ondelettes.....19

II.4.1 Ondelettes continues.....19

a L'ondelette de Morlet.....19

b ondelette chapeau mexicain.....13

II.4.2 Ondelettes discrètes.....14

a Ondelette de Haar.....15

b Ondelettes de Daubechies16

c Ondelet de symlet.....17

d Ondelettes de coiflet.....18

II.5 Types de la transformée en ondelette.....19

II.5.1 La transformée en ondelette continue (TOC).....20

II.5.2 La transformée en ondelette discrète (TOD).....21

II.6 Analyse multi-résolution.....22

II.7 Conclusion.....23

Chapitre III : Méthode de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes

III.1	Introduction.....	27
III.2	Principe général de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes.....	27
III.3	Type de seuillage.....	28
III.3.1	Seuillage dur.....	28
III.3.2	Seuillage doux.....	29
III.4	Méthodes de détermination de seuil.....	30
III.4.1	Le seuillage universel.....	30
III.4.2	Le seuillage SURE.....	30
III.4.3	La Méthode HEURISTIC SURE.....	31
III.4.4	La méthode Minimax.....	31
III.5	Conclusion.....	32

Chapitre IV : Application de la transformée en ondelettes pour le débruitage du signal ECG

IV.1	Introduction.....	33
IV.2	Techniques de débruitage du signal ECG par seuillage.....	33
IV.3	Choix de la base décomposition-reconstruction en ondelette.....	34
IV.4	Méthode d'analyse.....	35
IV.5	Signal ECG utilisé.....	36
IV.6	Décomposition du signal ECG bruité par la TOD.....	36
IV.7	Analyse par les méthodes du seuillage.....	38
IV.7.1	Analyse par la méthode du seuillage universel.....	38
IV.7.2	Analyse par la méthode du Minimax.....	43
IV.7.3	Analyse par la méthode du seuillage RIGSURE.....	46
IV.7.4	Analyse par la méthode du seuillage HEURSURE.....	48
IV.8	Interprétation et Comparaison des meilleures performances.....	50
IV.9	Conclusion.....	52
	Conclusion générale.....	53
	Références bibliographiques.....	55

Liste des figures

Figures et tableaux

Figures	Pages
Figure I.1 Emplacement de cœur.....	03
Figure I-2 Anatomie du cœur.....	04
Figure I.3 Schéma du circuit sanguin.....	05
Figure I-4 Noeuds électrique du cœur.....	06
Figure I.5 Signale ECG avec ses ondes et ses intervalles principaux.....	07
Figure I.6 Montage d'einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.....	10
Figure I.7 Montage Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.....	11
Figure I.8 Position des électrodes recommandées pour l'enregistrement du système de dérivations unipolaires précordiales.....	11
Figure I.9 Bruit dû au mauvais contact électrode-peau.....	13
Figure I.10 Bruit présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50 Hz ; (b) fluctuation de la ligne de base ; (c) le signal EMG et (d) les artefacts dus aux mouvements du patientr.....	14
Figure II.1 Illustration de l'ondelette de Morlet pour trois différence facteurs d'échelle.....	12
Figure II.2 Illustration de l'ondelette de Moret pour trois différentes positions b.....	17
Figure II.3 Ondelette de haar	20
Figure II.4 Exemples d'ondelettes de Daubechies.....	21
Figure II.5 Exemples d'ondelettes de Symlets.....	21
Figure II.6 Exemple d'ondelette de coiflet.....	22
Figur II.7 Principe de l'analyse multi-résolution.....	25
Figure II.8 Décomposition du signal en approximations et détails à 3 niveaux.....	26
Figure III.1 Principe du débruitage par seuillage.....	28
Figure III.2 Courbe du seuillage dur.....	29
Figure III.3 Courbe du seuillage doux.....	29
Figure IV.1 Schéma de la méthode de débruitage.....	35

Figure IV.2	Représentation temporelle du signal ECG (a) original, (b) mélangé avec un bruit blanc avec $SNR = 5$ dB.....	36
Figure IV.3	Tracé du signal ECG original et de ses coefficients de détail.....	37
Figure IV.4	Tracé du signal original et de ses coefficients d'approximation.....	37
Figure IV.5	Représentation des meilleures valeurs du SNR après filtrage par seuillage universel avec $SNR_0 = 0$ dB.....	40
Figure IV.6	Représentation des meilleures valeurs du SNR après filtrage par seuillage universel avec $SNR_0 = 5$ dB.....	41
Figure IV.7	Représentation des meilleurs résultat de débruitage par seuillage dur avec $SNR_0 = 5$ dB.....	51

Liste des tableaux

Tableaux

Tableau IV.1 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	38
Tableau IV.2 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	39
Tableau IV.3 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	40
Tableau IV.4 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	41
Tableau IV.5 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	42
Tableau IV.6 Résultat des performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	42
Tableau IV.7 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimaxe (doux) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	43
Tableau IV.8 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimaxe (dur) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	44
Tableau IV.9 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimaxe (doux) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	44
Tableau IV.10 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimaxe (dur) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	45
Tableau IV.11 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimaxe (doux) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	45
Tableau IV.12 Résultat des performances de débruitage par seuillage minimax (dur) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	46
Tableau IV.13 Résultat des performances de débruitage par seuillage Rigsure (doux) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	47
Tableau IV.14 Résultat des performances de débruitage par seuillage Rigsure (doux) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	47
Tableau IV.15 Résultat des performances de débruitage par seuillage Rigsure (doux) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	48
Tableau IV.16 Résultat des performances de débruitage par seuillage HEURSUR (doux) du signal ECG avec SNR = 0dB.....	48

Tableau IV.17 Résultat des performances de débruitage par seuillage HEURSUR (doux) du signal ECG avec SNR = 5dB.....	49
Tableau IV.18 Résultat des performances de débruitage par seuillage HEURSUR (doux) du signal ECG avec SNR = 10dB.....	49
Tableau IV.19 Meilleures performances de l'analyse par ondelettes pour différentes méthode de débruitage, seuillage doux.....	51
Tableau IV.20 Meilleures performances de l'analyse par ondelettes pour différentes méthode de débruitage, seuillage dur.....	52

Liste des abréviations

Abréviations et symboles

Abréviations

EKG	Electrocardiogramme
DI	Dérivation I.
DII	Dérivation II.
DIII	Dérivation III.
TO	Transformée en ondelette.
TOC	La transformée en ondelette continue.
TOD	La transformée en ondelette discrète.

Symboles

$\psi(t)$	L'ondelette mère.
$\psi_{a,b}(t)$	Les ondelettes filles.
a	Le facteur d'échelle.
b	Le facteur de translation
N	Le nombre d'échantillons.
N_{min}	Le nombre minimale d'échantillon.
$T(a,b)$	Les coefficients d'ondelettes.
a_{min}	Le facteur d'échelle minimal.
T	Le seuil.
σ	L'écart type du bruit.
σ^2	La variance

Introduction générale

Introduction générale

Le cœur représente l'organe central du système cardiovasculaire. Ce dernier peut être affecté par divers types de pathologies qui peuvent soit être bénignes, comme certaines tachycardies, soit s'avérer très sérieuses, comme l'infarctus du myocarde. Avec le développement technologique, les médecins disposent aujourd'hui d'outils adéquats pour observer le fonctionnement du muscle cardiaque et dresser ainsi le diagnostic de toutes ses anomalies. Parmi les examens cardiologiques envisageables, l'enregistrement électrocardiographique (ECG) est l'examen le plus couramment effectué.

Le signal ECG représente l'enregistrement de l'activité électrique du cœur, obtenu facilement en attachant des petites électrodes à l'être humain. Il est caractérisé par un comportement périodique ou quasi-périodique. Il se compose typiquement de trois ondes caractéristiques très importantes appelées : onde P, complexe QRS et onde T.

Pendant l'enregistrement des signaux ECG, il peut apparaître des événements indésirables qui peuvent les brouiller. Ces perturbations ont fait l'objet d'études [1] et ils restent pour certains cas difficiles à traiter de manière automatique. Donc, le filtrage de ces bruits est une étape très nécessaire pour mieux détecter les paramètres caractéristiques du tracé ECG. En effet, ces paramètres sont particulièrement intéressantes pour le suivi médicale ou pour l'aide au diagnostic des dysfonctionnements cardiaques.

Récemment apparues, les ondelettes ont répondu à beaucoup de problèmes posés au traitement du signal. Elles se comportent comme un microscope mathématique avec leurs propriétés de changement d'échelle et de déplacement permettant en effet de repérer les discontinuités d'un signal à différentes échelles. Le débruitage des signaux repose sur cette dernière caractéristique par seuillage des coefficients de détails pouvant contenir l'information caractérisant le bruit présent dans le signal.

L'objectif principal de ce travail est focalisé sur le débruitage des signaux électrocardiographiques (ECG) par utilisation des ondelettes. Dans un premier lieu, on a utilisé la transformée en ondelettes discrète (TOD) pour analyser les signaux ECG. Ensuite, une étude comparative des performances de diverses techniques de seuillage appliquées aux coefficients d'ondelettes pour minimiser le taux de bruit.

Le travail effectué dans ce mémoire est organisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre présente brièvement le fonctionnement du système cardiovasculaire et notamment du cœur. L'origine et la nature des signaux électrique enregistrés par l'électrocardiographie ainsi que les techniques employées pour leur enregistrement sont présentées. Quelques types de bruit pouvant être observés sur les enregistrements ECG font aussi objet de ce chapitre.

Le deuxième chapitre donne un aperçu général des notions fondamentales de la théorie des ondelettes. Tout d'abord, l'aspect général des ondelettes ainsi que leurs propriétés sont exposés suivis par une description des deux types de la transformée en ondelettes : continue et discrète. L'analyse multi résolution fondée sur l'algorithme de Mallât fait aussi partie de ce chapitre. Cette dernière est devenue un outil très puissant pour le débruitage des signaux par seuillage des coefficients d'ondelettes.

Le troisième chapitre est consacré à la présentation du principe de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelette en se basant sur différentes méthodes du choix de seuil.

Le quatrième chapitre est destiné à l'application et à la recherche des meilleures ondelettes adaptées au débruitage du signal électrocardiographique pour chaque méthode de seuillage. Nous appliquons dans cette partie plusieurs méthodes de débruitage par seuillage allant de la plus classique (seuillage universel ou global), vers des méthodes basées sur des estimateurs à risque (SUR, HEURSURE, minimax...). Le débruitage permet de séparer le signal originel du bruit additif. Afin de répondre à cet objectif, nous calculons pour chaque méthode de seuillage deux critères permettant de juger les résultats : l'erreur quadratique moyenne (MSE) et le rapport signal sur bruit (SNR). Ensuite, le meilleur filtre pour chaque méthode de débruitage est celui donnant les meilleures performances, en termes de la plus faible erreur quadratique moyenne et de plus grand rapport signal sur bruit.

Enfin, ce mémoire est achevé par une conclusion générale résumant tous les résultats obtenus dans notre travail ainsi que les perspectives envisageables.

Chapitre I

*Présentation du Signal Electrocardiographique
(ECG)*

I.1. Introduction

Nous présentons le long de ce chapitre le signal électrocardiographique. Dans un premier lieu, l'anatomie du cœur humain est exposée suivie par une description du réseau vasculaire. Ensuite, le fonctionnement électrique du cœur est exposé. Puis, nous présentons toutes les ondes et les intervalles constituant le tracé ECG, ainsi que leurs origines physiologiques. Enfin, les différents types de bruits pouvant être observés sur les électrocardiogrammes font aussi partie de ce chapitre.

I.2. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire du corps est constitué du cœur, des vaisseaux sanguins et du sang. Le cœur pompe le sang dans les artères et le sang est renvoyé au cœur via les veines. La circulation sanguine est un circuit fermé : le sang ne quitte jamais les vaisseaux.

I.2.1. Cœur humain

Le cœur est un muscle creux (poids 270g chez l'adulte), à contraction rythmique dont sa fonction est d'assurer la progression du sang à l'intérieur des vaisseaux. Le cœur est situé dans le thorax entre les deux poumons (figure I.1), il repose sur le diaphragme dans le médiastin antérieur, derrière le sternum et en avant de la colonne vertébrale. Le cœur est de forme pyramidale triangulaire [2].

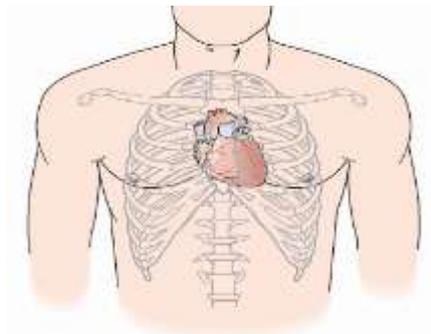


Figure I.1 : Emplacement du cœur [2].

I.2.2. Anatomie du cœur

Le cœur est un muscle creux à quatre cavités, situé dans le médiastin antérieur, en forme de cône dont le grand axe est dirigé en avant, en bas et à gauche, sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing de la personne ; un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm

de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il comporte trois tuniques : le péricarde à l'extérieur, le myocarde et l'endocarde qui tapisse les cavités [3]. Deux parties distinctes, le cœur droit et le cœur gauche, sont séparées par la cloison auriculo-ventriculaire chacune comprend une oreillette et un ventricule.

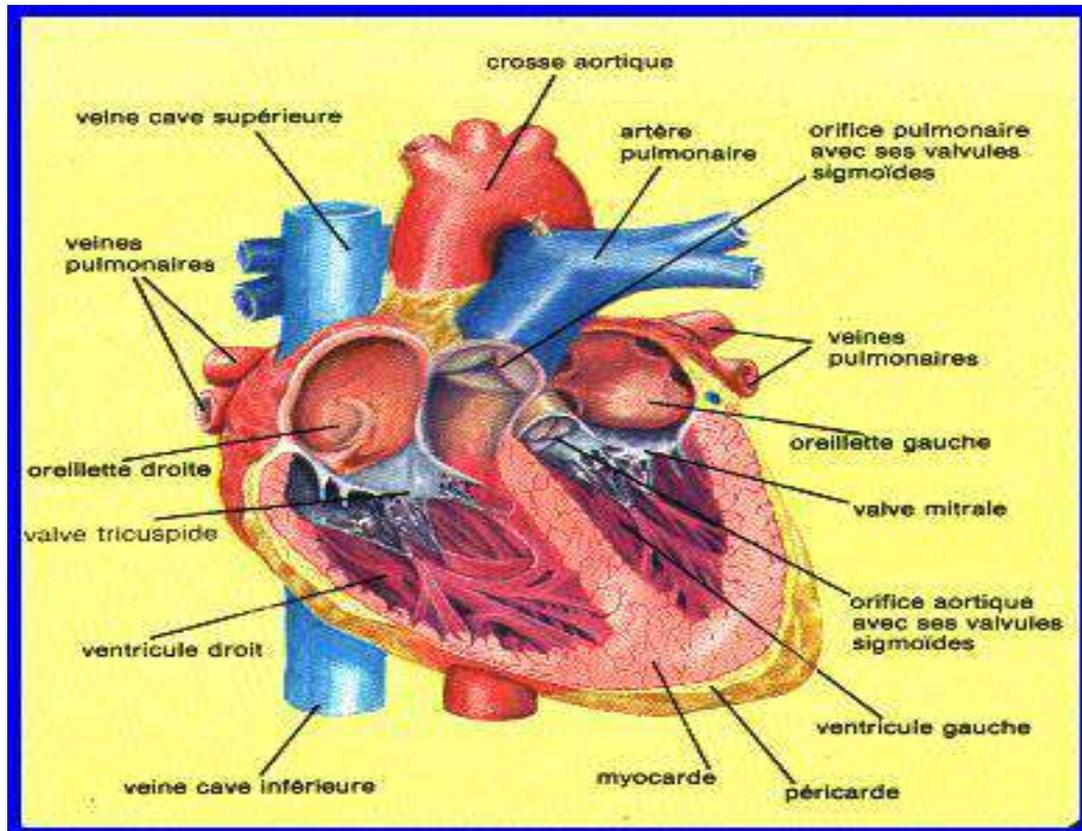


Figure I.2 : Anatomie du cœur [3].

I.2.3. Réseau vasculaire et circulation du sang

Le circuit sanguin est décrit sur la figure I.3. Les veines acheminent le sang au cœur et les artères le conduisent hors du cœur [4]. Le cœur propulse le sang grâce aux contractions de son tissu musculaire appelé myocarde. A chaque battement, le myocarde suit la même séquence de mouvement [5], l'oreillette droite reçoit le sang périphérique par les deux veines caves, l'oreillette gauche reçoit celui des poumons par les quatre veines pulmonaires. Le ventricule gauche propulse le sang riche en O_2 (hémosé) dans l'aorte. Le ventricule droit propulse le sang veineux (riche en CO_2) dans l'artère pulmonaire. Les valvules interdisent le retour du sang dans les oreillettes. On peut diviser la circulation sanguine en deux parties :

- **La grande circulation** : (ou circulation systémique) permet depuis le ventricule gauche, la circulation du sang hémosé par l'aorte et ses multiples arborisations

jusqu'au tissu. Le circuit se poursuit par les capillaires. Le réseau veineux ramène ensuite le sang appauvri en O_2 au niveau des veines caves qui débouchent dans l'oreillette droit.

- **La petite circulation :** (ou circulation pulmonaire) au départ du ventricule droit, l'artère pulmonaire et ses branches se divisent en capillaires pulmonaires (ramification) par les quels arrive le sang veineux au niveau des alvéoles. Le sang se débarrasse alors du CO_2 , il revient ensuite au cœur dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires et est chassé dans l'aorte.

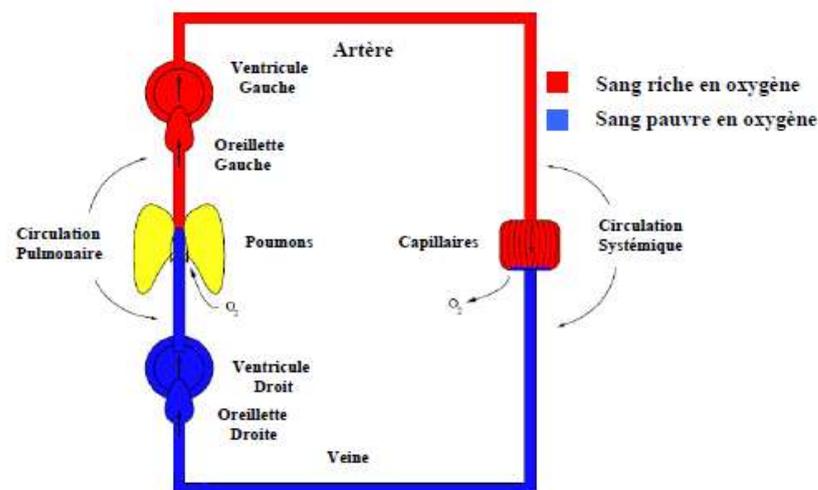


Figure I.3 : Schéma du circuit sanguin [4].

I.2.4. Fonctionnement électrique du cœur

La stimulation électrique d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, ce qui donne lieu à un courant électrique, qui entraîne la contraction. Puis la phase de repolarisation survient, plus lente, ramenant la cellule dans son état électrique initial.

Le potentiel électrique (quelques mV) naît en un point précis du cœur (de l'ordre de quelques millimètres de diamètre), appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite ; c'est là où débute l'activation électrique rythmique du cœur. Il y a aussi le nœud auriculo-ventriculaire (appelé nœud d'Aschoff-Tawara), situé à la jonction auriculo-ventriculaire. Il s'agit d'un tissu spécialisé permettant la transmission et le filtrage de l'activité électrique

auriculaire aux ventricules ; grâce à lui une stimulation auriculaire trop rapide n'est que partiellement transmise [6].

Le nœud auriculo-ventriculaire est relié au faisceau de His (à la partie haute du septum inter-ventriculaire) qui se divise en deux branches, allant vers les ventricules droit et gauche (Figure I.4).

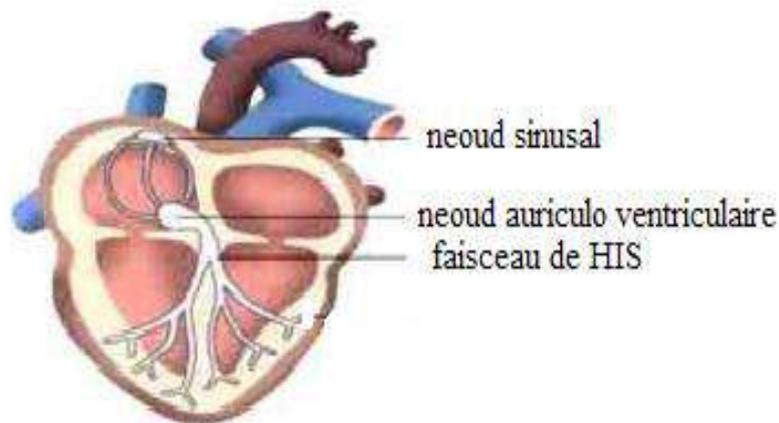


Figure I.4 : Nœuds électriques du cœur.

I.3. L'électrocardiogramme

I.3.1. 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 à la surface de la peau [7]. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées du myocarde, et sont mesurés entre deux points de la surface du corps [8].

I.3.2. Principe de l'ECG en cardiologie

Il existe deux types d'électrodes : les électrodes frontales au nombre de trois (ou quatre) afin d'affiner le signal se plaçant sur les membres et les électrodes précordiales au nombre de six se positionnant sur le torse. Chacune de ces électrodes enregistre un signal positif si l'influx électrique se rapproche d'elles, ou un signal négatif si l'influx s'éloigne.

Les électrodes frontales sont positionnées au niveau des poignets et des chevilles du patient. Elles permettent de reconstituer l'axe électrique du cœur du patient. Si l'axe est dirigé

vers le haut et vers la gauche, le patient possède une hypertrophie ventriculaire gauche (anomalie morphologique se caractérisant par un trop gros ventricule). Si l'axe est dirigé vers le bas et la droite, le patient possède une hypertrophie ventriculaire droite.

Chacune des électrodes précordiales permet d'avoir une vue sur une partie du cœur :

- V1 et V2 : permettent d'étudier le ventricule droit.
- V3 et V4 : explorent la paroi inter-ventriculaire et la pointe du cœur.
- V5 et V6 : offrent une vision du ventricule gauche.

I.3.3. Onde et Intervalles de L'ECG

L'ECG enregistre le processus de dépolarisation et de repolarisation du massif musculaire auriculaire et du massif musculaire ventriculaire. Ce processus est enregistré comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique, et négative si non.

Pour chaque battement cardiaque, l'ECG comporte plusieurs ondes, et différentes intervalles entre ces ondes (figure I.5) [2, 9-11].

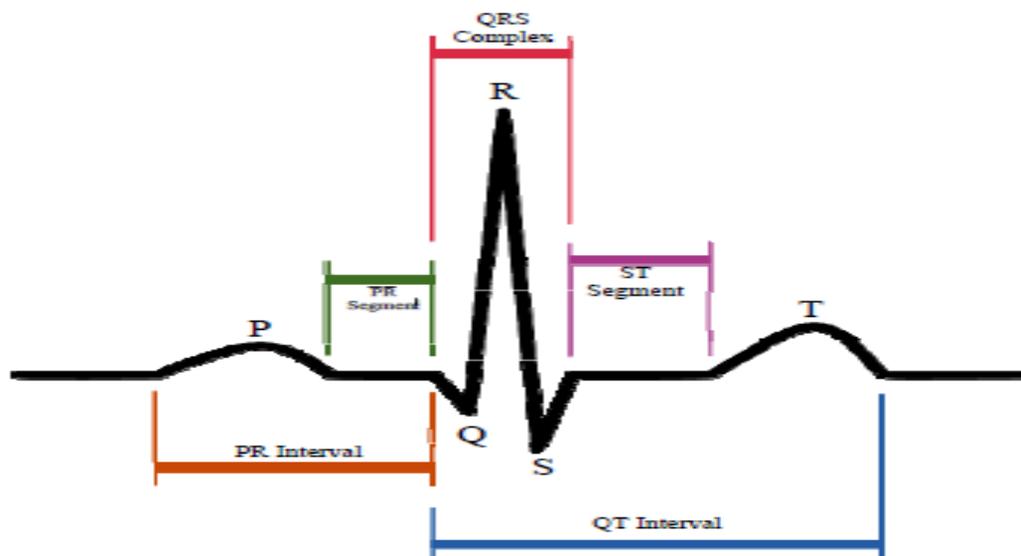


Figure I.5 : Signal ECG avec ses principales ondes et ses intervalles.

- **Onde P** : elle est liée à la dépolarisation auriculaire. C'est une onde de petite amplitude, arrondie. Si le rythme physiologique est sinusal, les ondes P sont toujours positives et précèdent régulièrement les complexes QRS.
- **Intervalle PR** : (ou PQ) est le temps entre le début de P et le début du QRS. Il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules.
- **Segment PR** : c'est un court segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire.
- **Complexe QRS** : il témoigne de la dépolarisation ventriculaire, et se compose de plusieurs déflexions rapides :
 - **Onde Q** : physiologiquement, elle est de faible amplitude (moins du tiers du complexe QRS).
 - **Onde R** : elle est par définition la première onde positive, qu'elle soit ou non précédée d'une onde Q.
 - **L'onde S** : est une onde négative qui fait suite à une onde R.
- **Segment ST** : il correspond au début de la repolarisation ventriculaire. Il est généralement isoélectrique et suit horizontalement la ligne de base.
- **Onde T** : elle est le témoin électrique de la repolarisation ventriculaire. Sa durée est imprécise du fait de sa fin progressive. Elle est généralement dirigée dans le même sens que le complexe QRS. Sa forme est asymétrique, avec un premier versant en pente faible, un sommet arrondi et un deuxième versant descendant en pente rapide.
- **Intervalle QT** : mesuré du début du QRS à la fin de l'onde T correspond à l'ensemble de la dépolarisation et de la repolarisation cardiaque.

Les durées normales des différentes composantes de l'ECG chez l'homme sont les suivantes : onde P < 0.12 s, complexe QRS = 0.06 à 0.10 s, onde T = 0.2 s environ, intervalle PR=0.12 à 0.20 s, segment ST = 0 à 0.16 s, intervalle QT = 0.33 à 0.43 s. Les amplitudes des ondes P, Q, S et T normales sont de quelque 0.1 mV ; l'onde R peut parfois dépasser 1 mV. La fréquence cardiaque s'évalue à partir de la mesure d'un espace RR.

I.3.4. Rythme et fréquence cardiaque

a. Le rythme cardiaque

Le rythme cardiaque est en relation à la fois du lieu de génération de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est :

- régulier : l'intervalle RR est quasi-constant sur tout le tracé, avec des complexes QRS similaires.
- sinusal : l'activité électrique est générée par le nœud sinusal.

L'analyse du rythme cardiaque à partir du signal électrocardiogramme est accomplie par la vérification de la régularité du rythme et de son origine.

b. la 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, donc on le repère grâce au nombre 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) en dessus de 100 bpm [12].

I.4. Dérivations cardiaques

L'enregistrement de l'ECG s'effectue en utilisant divers points (dérivations) donnant naissance à des courbes de morphologies différentes, toujours dans l'ordre : onde P, complexe QRS et onde T. Le tracé ECG va présenter des morphologies différentes selon l'emplacement des électrodes [8, 13].

On distingue deux types d'électrodes :

- **Electrodes périphériques** : (appelées D) qui sont placées sur les quatre membres et qui explorent le plan frontal du cœur.
- **Electrodes précordiales** : (appelées V) qui sont placées sur le thorax du patient pour explorer le plan transversal du cœur.

D'après ces électrodes, l'ECG standard est enregistré sur douze dérivations (six dérivations des membres et six précordiales) [2, 13-14].

I.4.1. Dérivations sur le plan frontal

a. Dérivations bipolaires des membres :

Les dérivations bipolaires enregistrent l'activité cardiaque entre deux points du corps, elles sont placées sur les bras droit et gauche, ainsi que sur le pied gauche. On relève ainsi les différences de potentiel entre les bras gauche et droit (I), pied gauche et bras droit (II) et pied et bras gauches (III). Ces dérivations ont été déterminées par Einthoven au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui [8].

Soit VL le potentiel sur le bras gauche, VR le potentiel sur le bras droit et VF le potentiel sur la jambe gauche, les trois dérivations sont :

- **DI** (dérivation I) dont la différence de potentiel respecte l'équation $DI=VL-VR$.
- **DII** (dérivation II) avec $DII=VF-VR$.
- **DIII** (dérivation III) avec $DIII=VF-VL$.

Ces trois dérivations constituent le triangle d'Einthoven et chaque dérivation est une arête du triangle (figure I.6).

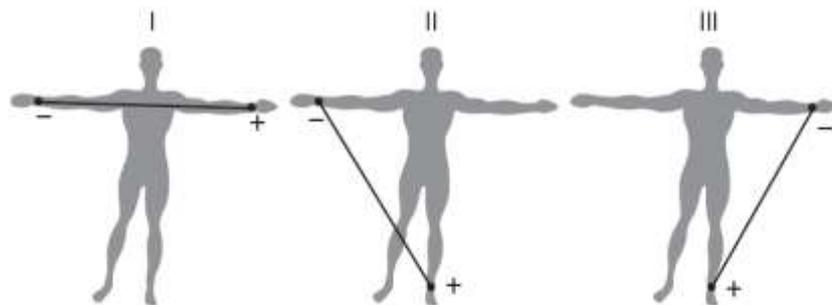


Figure I.6 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.

b. Dérivation unipolaires des membres

Les trois dérivations unipolaires aVR, aVL et aVF (a = augmented, R = right, L = left, F = foot) ont chacune des lignes allant d'un pôle positif à un pôle négatif en passant par le centre

d'un triangle, chaque électrode est prise comme pôle positif avec pour référence négative les deux autres électrodes. Les trois dérivations sont (Figure I.7) :

- **aVL** = $V_L - (V_R + V_F)/2 = 1.5V_L$ (loi de Kirchhoff $V_L + V_R + V_F = 0$).
- **aVR** avec $aVR = 1.5V_R$.
- **aVF** avec $aVF = 1.5V_F$.

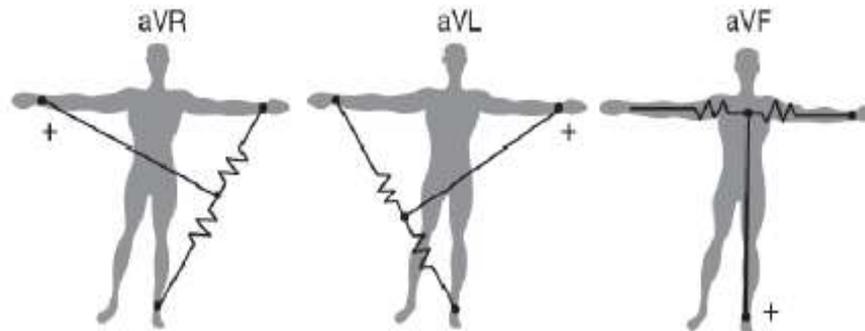


Figure I.7 : Montage Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.

c. Dérivations sur le plan horizontal (précordiales)

Les dérivations du plan horizontal (dérivations de Wilson) constituent les dérivations unipolaires et sont au nombre de six (V1 à V6). Ces dérivations ont une partie positive, là où est placée l'électrode exploratrice, et une négative, qui correspond à la région opposée.

L'électrode exploratrice est placée sur divers points précordiaux. En plus des dérivations V1 à V6, on peut utiliser dans certaines occasions les dérivations droites (V1R à V4R) ou gauches (V5 à V6) [15].

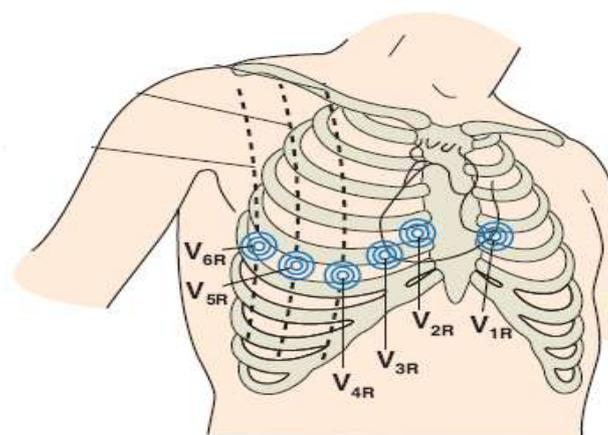


Figure I.8 : Positions des électrodes recommandées pour l'enregistrement du système de dérivations unipolaires précordiales [2].

I.5. Types de bruits présents dans le signal ECG

Lors de l'acquisition du signal ECG, des événements indésirables appelés artefacts peuvent apparaître sur le tracé électrocardiographique. Le problème est souvent posé lors du traitement automatique du signal, où la présence de ces bruits peut engendrer des erreurs dans le diagnostic.

Ces bruits sont considérés comme des perturbations, et ils ont fait l'objet de plusieurs travaux dans la littérature, mais souvent le traitement de ces bruits reste encore difficile à effectuer de manière automatique. Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique.

I.5.1. Bruits d'origine technique

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

a. Bruit du réseau 50Hz

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électrocardiographique ECG avec des oscillations dont l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort, cependant il s'élimine facilement avec une opération de filtrage sélective. Ce type de bruit est illustré dans la figure I.10.a.

b. Bruits dus au mauvais contact électrode-peau

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements brusques de l'amplitude du signal ECG (Figure I.9), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence.

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

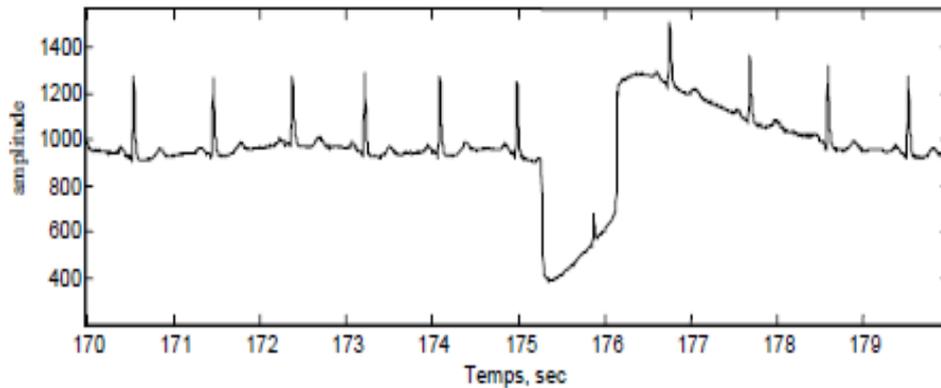


Figure. I.9 : Bruit dû au mauvais contact électrode-peau.

c. Autres bruits technique

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts dus aux :

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

I.5.2. Bruits physiques

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

a. Fluctuations de la ligne de base

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

Les fluctuations de cette ligne de base correspondent aux déviations de basses fréquences de l'amplitude de l'ECG liées principalement aux mouvements du patient pendant sa respiration. En effet, pendant un enregistrement d'un signal ECG, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base du signal à un rythme régulier. Un tel bruit est visible sur la figure I.10.b. Généralement, ces perturbations ne sont pas très gênantes pour l'analyse du

signal ECG, car ils peuvent être filtrés puisque leur énergie se situe dans les basses fréquences.

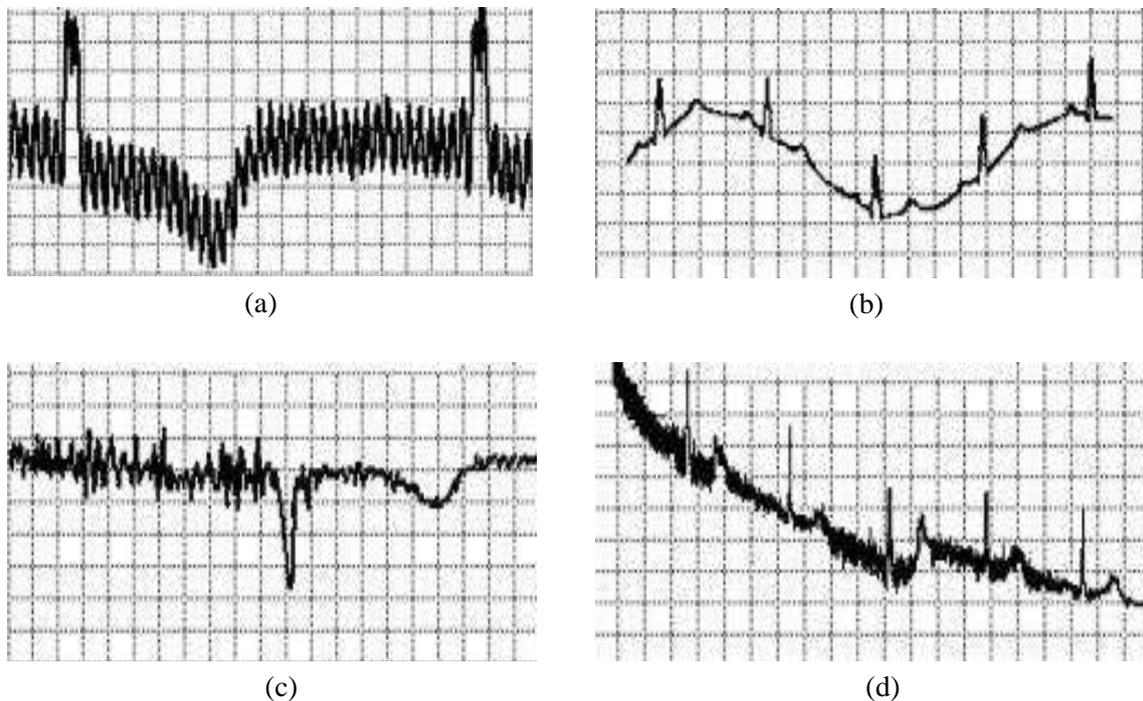


Figure I.10 : Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz, (b) fluctuations de la ligne de base, (c) le signal EMG et (d) les artefacts dus aux mouvements du patient.

b. Bruits dus au signal électromyogramme EMG

Malgré que les électrocardiographes soient conçus pour être essentiellement sensibles aux contractions du myocarde, l'ECG peut enregistrer aussi les contractions des autres muscles squelettiques. En effet, ce bruit est dû à la contraction des tissus musculaire qui est accompagnée par une dépolarisation des cellules ce qui donne un signal électromyogramme qui va être superposé sur le signal ECG comme des oscillations de hautes fréquences.

Ces perturbations sont assez gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher parfois la détection des pics R. Un exemple de tel bruit est représenté sur la figure I .10.c.

c. Autres artefacts d'origine physique :

Le signal électrocardiographique 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 dioxine qui bloque la conduction

AV et ralentit la fréquence cardiaque et la digitaline qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT.

I.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes fondamentaux de l'électrocardiographie, où nous avons essayé d'expliquer et de vulgariser toutes les notions liées au signal électrocardiogramme. Les composants caractéristiques de l'enregistrement ECG, tels que : les ondes, les segments et les intervalles cardiaques ont été présentés suivis par une description de leurs origines physiologiques. Les diverses sources de bruit pouvant affecter les enregistrements ECG ont fait aussi partie de ce chapitre.

Chapitre II

Théorie des ondelettes

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons l'aspect théorique des ondelettes en privilégiant leurs applications liées au domaine du traitement du signal. Tout d'abord, la notion d'ondelette ainsi que ses différentes propriétés sont exposées. Ensuite, nous décrivons les fonctions d'ondelettes couramment employées en traitement du signal. Puis, le principe général de la transformée en ondelette est présenté dans le cas continu et discret. L'analyse multirésolution basée sur la théorie de la transformée en ondelette discrète fait aussi portion de ce chapitre.

II.2. principe général de la transformée en ondelette

La transformée en ondelettes (TO) peut être définie comme étant la projection du signal sur une base des fonctions d'ondelettes. En d'autres termes, une fonction de base appelée l'ondelette mère $\psi(t)$ que l'on va traduire et dilater pour recouvrir le plan temps – fréquence et analyser le signal.

L'analyse des basses et des hautes fréquences contenues dans un signal est effectuée respectivement en dilatant ou en comprimant une fonction d'ondelette $\psi(t)$, à l'aide d'un paramètre a appelé facteur d'échelle. L'analyse par les ondelettes nécessite également un autre paramètre appelé facteur de translation b , dépendant de la position dans le temps de la fonction d'ondelette. Par conséquent, à partir d'une 'ondelette mère', on peut construire une famille de fonctions d'ondelettes $\psi_{ab}(t)$. Ces fonctions représentent les atomes de base appelées également 'ondelettes filles' qui ont la même forme mais de taille variable (Figure II.1, Figure II.2). Pour toute échelle $a \in \mathcal{R}^+$ et pour toute position $b \in \mathcal{R}$, on définit un atome de la transformée en ondelette par :

$$\forall b \in \mathcal{R}, \forall a \in \mathcal{R}^+, \psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{II.1})$$

Il existe plusieurs types d'ondelettes telles que celle de Haar, de Morlet, de Daubechies, ...etc.

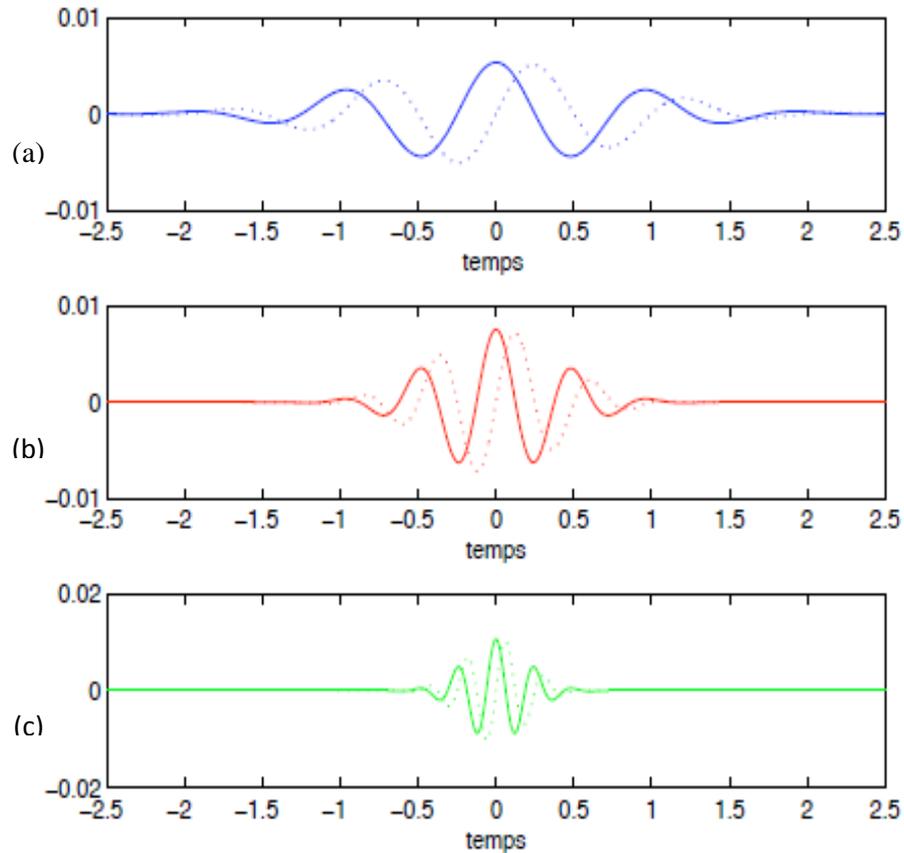


Figure II.1: Illustration de l'ondelette de Morlet pour trois différents facteurs d'échelle a :

(a) $a=1$, (b) $a=1/2$ et (c) $a=1/4$.

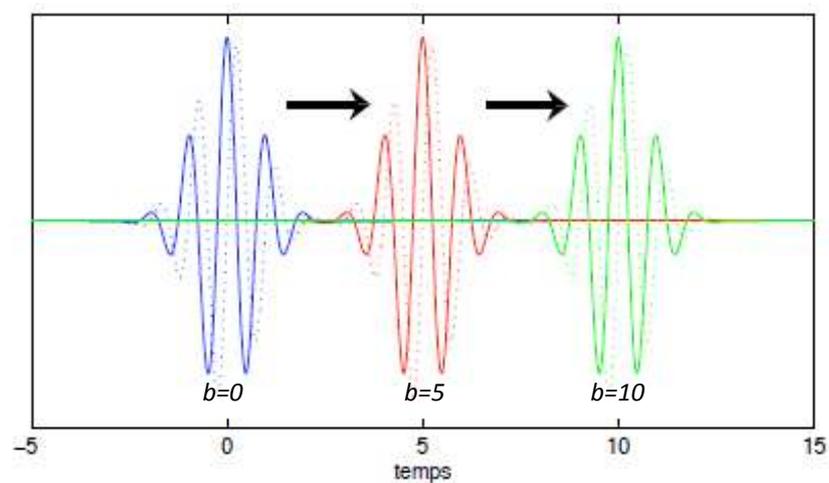


Figure II.2: Illustration de l'ondelette de Morlet pour trois différentes positions b .

- Si $a < 1$: une compression de l'ondelette (la fréquence de l'ondelette fille est plus grande que celle de l'ondelette mère).

- Si $a > 1$: une dilatation de l'ondelette (la fréquence de l'ondelette fille est plus petite que celle de l'ondelette mère).
- Si $a = 1$: même enveloppe que l'ondelette mère (la fréquence de l'ondelette fille est égale à la fréquence de l'ondelette mère).

Alors, on peut dire qu'il y a une correspondance entre les échelles d'ondelette et la fréquence comme suit :

- Les basses échelles permettent une analyse très localisée en temps (changement rapide de détails) ce qui implique une bonne résolution temporelle et une mauvaise résolution fréquentielle.
- Les hautes échelles permettent une analyse sur un horizon plus large (changement lent de détails) ce qui implique une mauvaise résolution temporelle et une bonne résolution fréquentielle.

II.3. Propriétés des ondelettes

II. 3. 1. Sélectivité en fréquence

Dans la transformée de Fourier, la fonction utilisée pour analyser le signal étudié est une fonction sinusoïdale 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 [16].

II. 3.2. 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 [16].

II. 3.3. Symétrie

On souhaite parfois que l'ondelette présente des propriétés de symétrie temporelle afin d'éviter le déphasage dans la transformée en ondelettes [17].

II. 3.4. Orthogonalité

Cette propriété est à l'origine de la popularité des ondelettes qui offrent des bases d'ondelettes orthogonales et non redondantes. Cela conduit à une décomposition unique [17].

II. 3.5. 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 [18].

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 [16].

II. 3.6. Facteur d'échelle minimal

En pratique, le nombre minimal N_{min} de points de discrétisation de l'ondelette fille $\psi_a(t)$ doit être fixé de telle sorte que les valeurs discrètes de l'ondelette soient représentatives de sa forme continue. Le facteur d'échelle minimal a_{min} est exprimé par :

$$a_{min} = N_{min} / N \quad (\text{II.2})$$

Avec : N représente le nombre d'échantillons de l'ondelette mère $\psi(t)$ et N_{min} est le nombre minimal d'échantillons de $\psi_a(t)$.

II.4. Familles d'ondelettes

Il existe plusieurs familles d'ondelette que l'on peut utiliser pour la décomposition d'un signal quelconque $x(t)$ (les coefficients d'ondelettes sont alors caractéristiques du signal considéré). On peut énumérer des types d'ondelettes, continues ou discrètes, couramment utilisées :

II.4.1 Ondelettes continues

a. L'ondelette de Morlet

L'ondelette de Morlet est l'ondelette complexe la plus populaire dans la pratique. Cette dernière est définie par l'équation suivante :

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{4\pi}} \left(e^{iw_0 t} - e^{-\frac{w_0}{2} t} \right) e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (\text{II.3})$$

Avec w_0 est la fréquence centrale de l'ondelette mère.

b. Ondelette Chapeau mexicain

L'ondelette chapeau mexicain est la deuxième dérivée d'une fonction gaussienne donnée par l'équation :

$$\psi(t) = (1 - t^2)e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (\text{II.4})$$

II.4.2 Ondelettes discrètes

Les ondelettes orthogonales discrètes ont été construites par Ingrid Daubechies et sont très asymétriques.

a. Ondelette de Haar

Les ondelettes de Haar représentent les ondelettes les plus anciennes et les plus simples. L'ondelette de Haar représente une fonction discontinue exprimée comme suit (Figure II.3):

$$\psi(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } 0 \leq x \leq 0.5 \\ -1 & \text{si } 0.5 \leq x \leq 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{II.5})$$

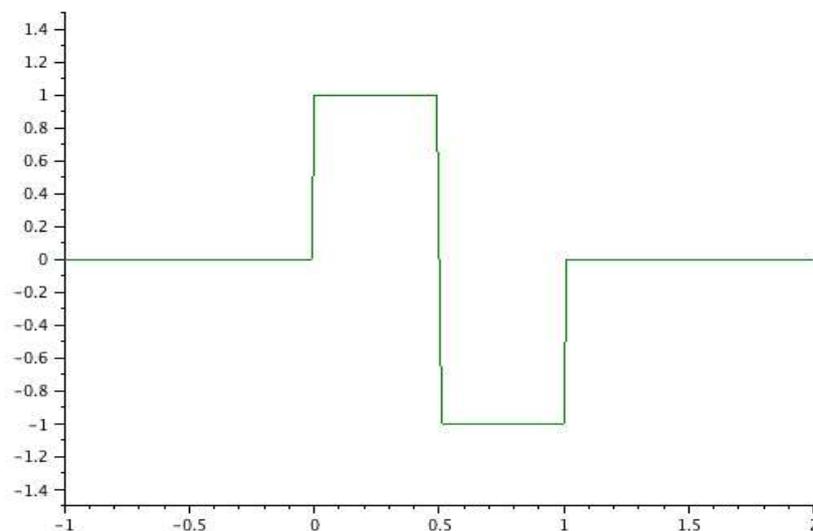


Figure II.3 : Ondelette de Haar.

b. Ondelette de Daubechies

Les ondelettes de Daubechies donnent un résultat robuste dans l'analyse des signaux biomédicaux variables dans le temps, due à leur capacité de compenser le coefficient manqué dans le modèle final de décomposition. La plupart de dbN sont asymétrique (Figure II.4).

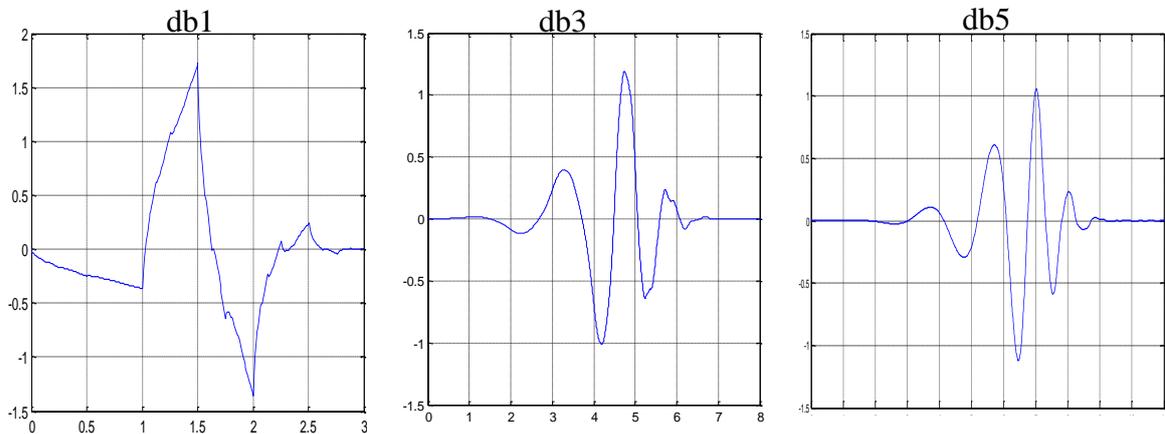


Figure II.4 : Exemples d'ondelettes de Daubechies.

c. Ondelette de Symlet

Les Symlets notées $symN$, ont été proposées par Daubechies en modifiant la construction des ondelettes dbN et constituent une famille d'ondelettes presque symétrique. À part la symétrie, les propriétés de ces deux familles sont similaires. En regardant les figures des ondelettes de Daubechies (Figure II.4) et les Symlets (Figure II.5), nous pouvons constater que l'ondelette de Symlet ressemble à l'ondelette de Daubechies pour un nombre de moments nul petit, mais elle est plus symétrique.

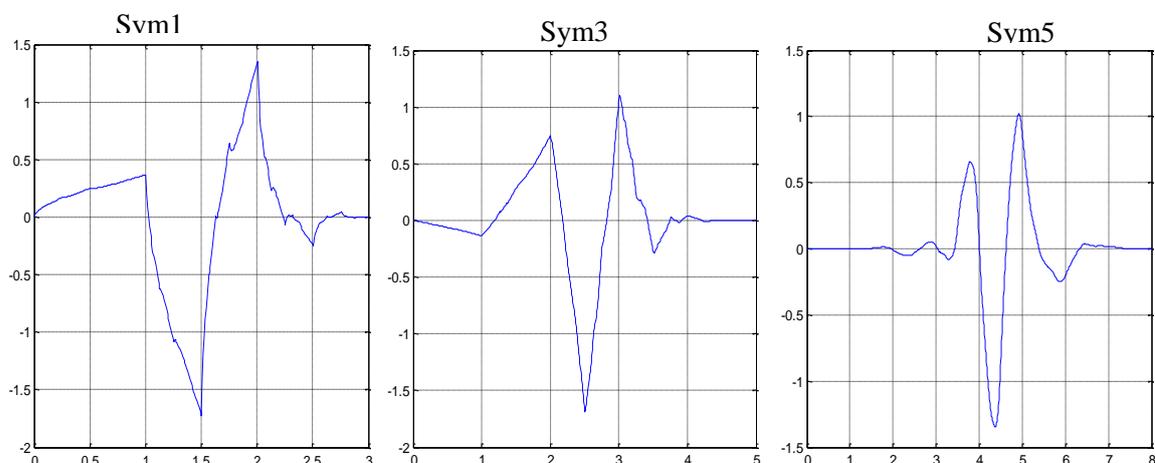


Figure II.5 : Exemples d'ondelettes de Symlets.

d. Ondelettes de Coiflets

Cette famille d'ondelette est différente des deux précédentes par le fait que la famille coif_N aura $2N$ moments nuls. Toutefois, les Coiflets sont bien plus symétriques que les Symlets ou les ondelettes de Daubechies.

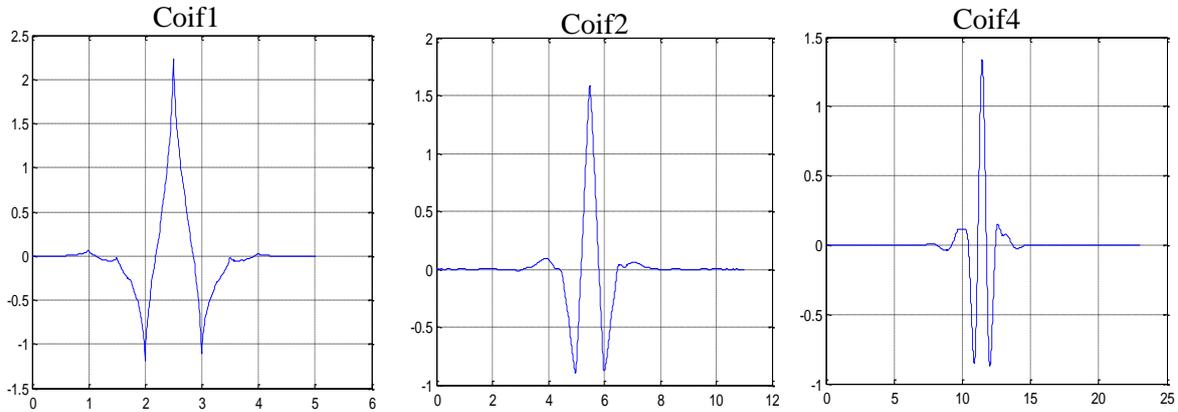


Figure II.6: Exemples d'ondelettes de Coiflets.

II.5 Types de la transformée en ondelette

La TO possède deux variétés distinctes selon le type de variation des paramètres d'échelle et de translation : la transformée en ondelettes continue (TOC) et la transformée en ondelettes discrète (TOD).

II.5.1 La transformée en ondelette continue (TOC)

La transformée en ondelettes continue a été introduite initialement par Goupillaud, Grossaman, et Morlet. Dans ce cas, les paramètres de translation et de dilatation varient de manière continue. En d'autres termes, la TOC d'un signal d'énergie finie $x(t)$ à l'échelle a et à la position b est calculée par la corrélation de $x(t)$ avec l'ondelette $\psi_{ab}(t)$ correspondante [19]. Elle permet donc le calcul d'une famille des coefficients d'ondelettes $T(a,b)$ exprimés comme suit:

$$\begin{aligned} T(a,b) &= \langle x, \psi_{a,b} \rangle : a \in \mathfrak{R}^{+*}, b \in \mathfrak{R} \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) dt \end{aligned} \quad (\text{II.6})$$

Donc :

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (\text{II.7})$$

La TOC est alors calculée en faisant varier l'échelle sur la fenêtre d'analyse en décalant la fenêtre dans le temps, en effectuant le produit avec le signal puis en intégrant sur toute la durée. Les grandes échelles correspondent à des vues globales du signal sans aucun détail. Les faibles valeurs d'échelle correspondent à des vues détaillées. Du point de vue fréquentiel, les basses fréquences correspondent aux grandes échelles et fournissent une information globale sur le signal, alors que les hautes fréquences correspondent aux faibles échelles et donnent les informations détaillées sur un événement caché dans le signal (généralement de faible durée) [20].

Ainsi défini, la TOC est une transformation temps-échelle, permettant l'analyse du signal $x(t)$ pour la détection des singularités ou d'un comportement non stationnaire. Pour que cette transformation soit inversible, elle doit vérifier une condition très importante appelée condition d'admissibilité décrite par [21] :

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\hat{\Psi}(f)|^2}{|f|} df < +\infty \quad (\text{II.8})$$

Avec $\hat{\Psi}(f)$ est la transformée de Fourier de $\psi(t)$.

Cette dernière condition permet d'analyser le signal $x(t)$, puis de le reconstruire sans perte d'information. De plus, elle indique que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence continue $f=0$ doit être nulle :

$$\hat{\Psi}(0) = \hat{\Psi}(f)|_{f=0} = 0 \quad (\text{II.9})$$

Cette dernière équation implique que les fonctions d'ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande. On peut également déduire que la fonction $\psi(t)$ doit être à moyenne nulle car :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (\text{II.10})$$

La formule précédente implique que l'ondelette mère $\psi(t)$ est une fonction de largeur temporelle finie, possédant un caractère oscillatoire [19].

La formule de synthèse ou de reconstruction du signal est définie par [22] :

$$x(t) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_0^{+\infty} T(a,b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2} \quad (\text{II.11})$$

La contribution de l'énergie de signal à l'échelle a et à la translation b est donnée par la fonction bidimensionnelle de la densité d'énergie d'ondelette connue sous le nom de scalogramme :

$$E(a,b) = |T(a,b)|^2 \quad (\text{II.12})$$

Ainsi, une ondelette doit avoir une énergie finie :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (\text{II.13})$$

II.5.2 La transformée en ondelette discrète (TOD)

Contrairement à la transformée en ondelette continue, dans laquelle l'ondelette est dilatée de manière continue, la transformée en Ondelette Discrète (TOD) translate et dilate (contracte) l'ondelette selon des valeurs discrètes [30]. Par conséquent, la TOD est obtenue par une discrétisation de la TOC par un facteur d'échelle a et de translation b variant d'une manière dyadique, selon les formules suivantes :

$$a = a_0^j \quad \text{et} \quad b = kb_0 a_0^j \quad (j, k \in \mathbb{Z}) \quad (\text{II.14})$$

Avec : $a_0 > 1$ et $b_0 > 0$.

j, k : sont les paramètres de discrétisation qui contrôlent respectivement la dilatation et la translation.

Le choix usuel $a_0=2$ et $b_0=1$ est dicté par le théorème d'échantillonnage de Shannon [23]. Par conséquent, au lieu d'utiliser la famille d'ondelette décrite par la formule (II.1), on utilise pour la transformée discrète, la famille d'ondelettes décrite par l'équation suivante :

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi^*(2^{-j}t - k) \quad (\text{II.15})$$

La transformée en ondelette discrète du signal $x(t)$ est alors définie par l'équation suivante :

$$T(a = 2^j, b = 2^j k) = 2^{-\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi^*(2^{-j}t - k) dt \quad (\text{II.16})$$

Dans le cas où la base d'ondelettes est orthonormale, la transformée inverse de cette équation est donnée par :

$$x(t) = \sum_j \sum_k T_{j,k} \cdot \psi_{j,k}(t) \quad (\text{II.17})$$

II.6. 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 [24].

Cette technique consiste à décomposer le signal avec la transformée en ondelette en passant par deux filtres. L'un est un filtre passe bas pour avoir les approximations qui représentent l'allure générale du signal, et l'autre est un filtre passe haut pour avoir ses détails. Le schéma de la figure (II.7) montre l'opération [25].

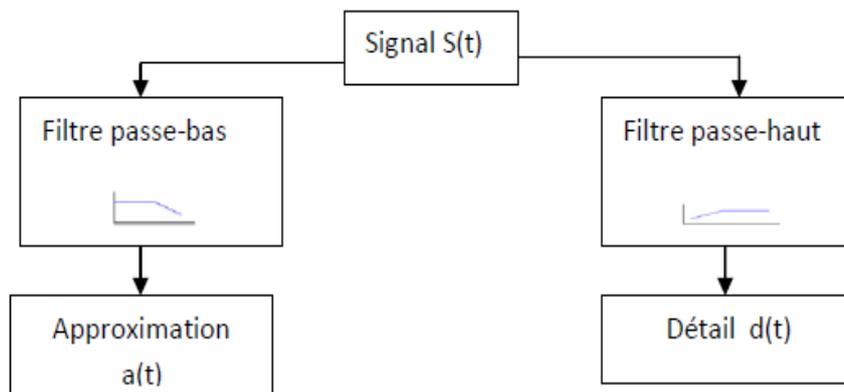


Figure II.7 : Principe de l'analyse multi-résolution [25].

La forme générale de signal au cours de la décomposition est illustrée par la figure (II.8). Dans ce cas, le signal décomposé s'écrit sous la forme :

$$s(t) = d1 + d2 + d3 + a3 \quad (\text{II.18})$$

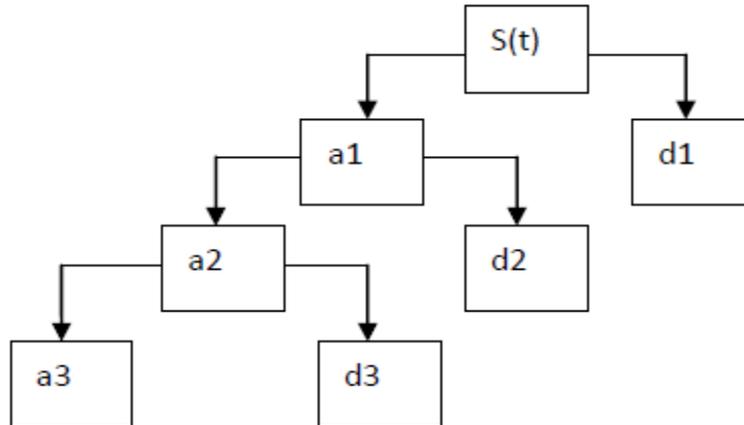


Figure II.8 : Décomposition du signal en approximations et détails à 3 niveaux [25].

II.7. Conclusion

Nous avons présenté le long de ce chapitre l'aspect théorique des ondelettes et de la transformée en ondelettes continue et discrète. Plusieurs types de familles d'ondelettes pouvant être utilisées dans le cas continu et discret ont été exposées. L'analyse multi-résolution basée sur la transformée en ondelette discrète a été présentée. Elle est effectuée par un ensemble de filtres passe bas et passe haut complémentaires pour la décomposition d'un signal en des coefficients d'approximation et de détail. Cette dernière propriété démontre l'utilité de l'analyse multi-résolution pour le filtrage des signaux.

Chapitre III

*Méthode de débruitage par seuillage des
coefficients d'ondelettes*

III.1. Introduction

Les ondelettes apportent un nouveau souffle dans le domaine du traitement de signal depuis son apparition. Elles permettent en effet d'analyser et de repérer les discontinuités d'un signal à différentes échelles.

Ce chapitre est consacré à la description du problème de débruitage des signaux par seuillage des coefficients d'ondelettes. Dans un premier lieu, le principe général de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes est expliqué. Ensuite, diverses méthodes de détermination du seuil sont présentées.

III.2. Principe général de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes

En général, il est possible de réaliser une décomposition en ondelettes d'un signal puis de reconstruire ce signal à partir de ses coefficients d'ondelettes. Pourtant, cette technique n'aurait pas grand intérêt si on ne modifiait pas ces coefficients car on obtiendrait un signal final identique au signal initial [26][27]. Les coefficients d'ondelettes marquent les discontinuités qui interviennent dans le signal. Ils correspondent alors aux détails. Le seuillage de ces coefficients revient donc à éliminer les détails les plus fins du signal. Par conséquent, il en découle deux grandes applications de cette technique de seuillage des coefficients d'ondelettes : la compression et le débruitage des signaux [28].

L'application de seuillage des coefficients d'ondelettes pour le débruitage des signaux représente l'objectif de notre travail. Dans ce cas, on ne garde que les coefficients les plus grands et on met les autres à zéro puis on reconstruit le signal [29]. Le bruit correspond en général à des détails faibles, donc il est éliminé par ce seuillage des coefficients d'ondelettes. Nous obtenons alors un signal plus lisse donc débruité.

Le débruitage des coefficients d'ondelettes par seuillage est schématisé sur la figure III.1.

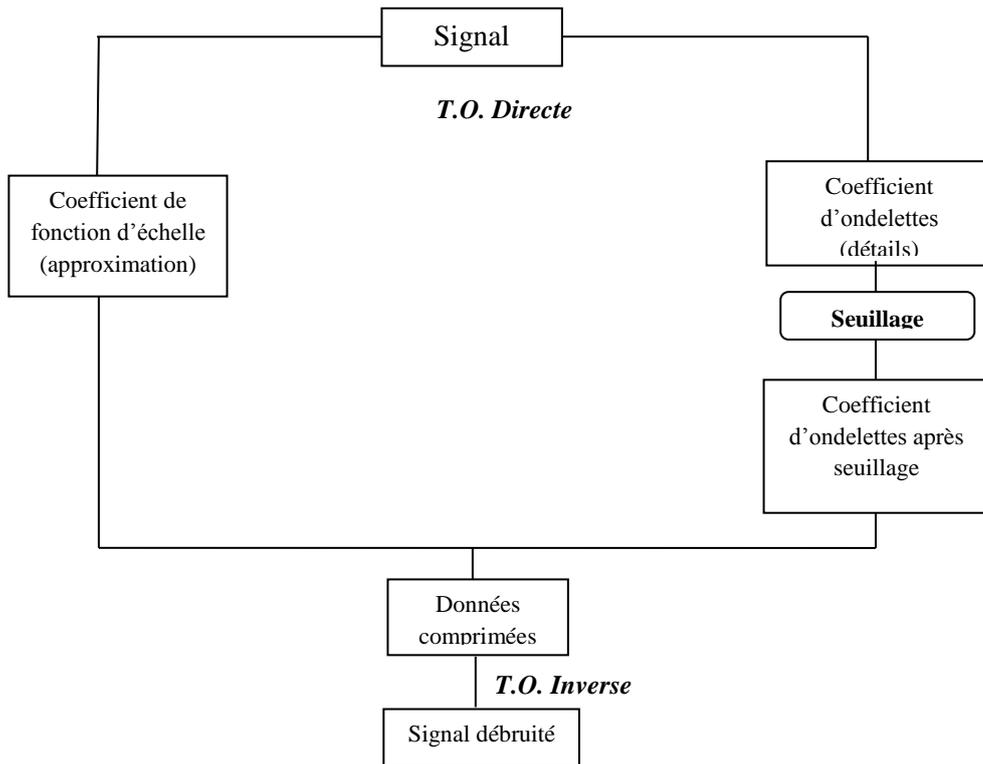


Figure III.1: Principe du débruitage par seuillage [33].

III.3. Types de seuillage

Les techniques traditionnelles de débruitage réalisent un seuillage des coefficients d'ondelettes. Donoho et Johnstone ont proposé deux types de fonctions, le seuillage dur (hard thresholding) et le seuillage doux (soft thresholding).

III.3.1. Seuillage dur

Le seuillage dur est celui qui est le plus intuitif. On se fixe un seuil $T > 0$. On ne conserve que les coefficients d'ondelettes supérieurs à T et on met à zéro les autres [20] [29] [30]. Pour un seuil T choisi, la règle du seuillage est définie par :

$$D_h(x) = \begin{cases} x & \text{si } |x| > T \\ 0 & \text{si } |x| \leq T \end{cases} \quad (\text{III.1})$$

La représentation graphique du seuillage dur est illustrée par la figure III.2:

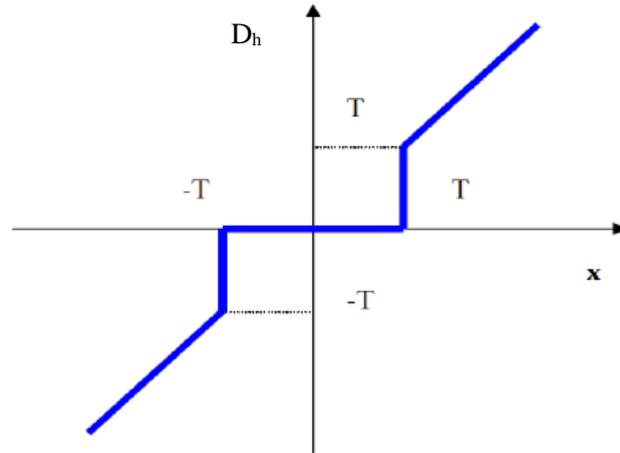


Figure III.2: Courbe de seuillage dur.

Du fait de la discontinuité de la fonction de seuillage ; le seuillage dur engendre une élévation de la variance.

III.3.2. Seuillage doux

Dans le cas du seuillage doux, on met toujours à zéro les coefficients inférieurs à un seuil T . Par contre, pour ceux supérieurs à T , on atténue l'amplitude des coefficients par la valeur du seuil afin de s'assurer d'avoir enlevé l'effet du bruit même pour les forts coefficients[20] [29] [30]. Donc, la règle de seuillage est exprimée comme suit :

$$D_s(x) = \begin{cases} x - \text{sign}(x) \cdot T & \text{si } |x| > T \\ 0 & \text{si } |x| \leq T \end{cases} \quad (\text{III.2})$$

Dans ce cas, la fonction de seuillage D_s est continue :

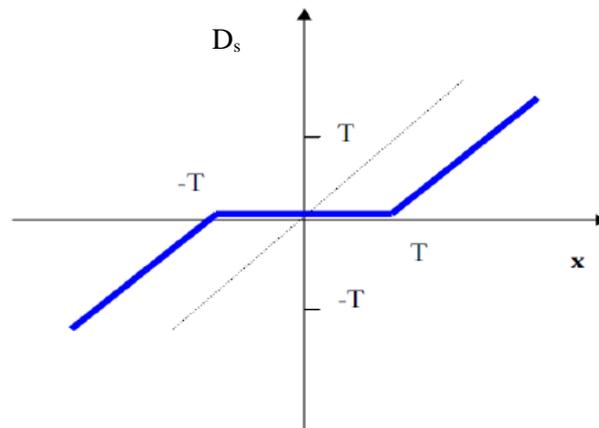


Figure III.3: Courbe de seuillage doux.

Le seuillage doux présente l'inconvénient d'engendrer une élévation du biais à cause de seuillage des larges coefficients.

III.4. Méthodes de détermination de seuil

Comme nous l'avons vu, le seuillage est une technique d'estimation d'un signal. En général, le calcul de l'estimation qui minimise le risque d'écart au signal est impossible, il est recherché parmi tous les estimateurs possibles. Parmi les méthodes d'estimation, on peut citer: le seuillage universel, le seuillage RIGSURE, Minimax et le seuillage HEURSURE [31].

III.4.1. Le seuillage universel

Récemment, Donoho et Johnstone (1995) ont proposé le seuillage universel dans le cas d'un bruit blanc additif gaussien. L'idée du seuil universel est d'approcher les performances qu'offre un oracle ; un oracle suppose que l'on a une connaissance parfaite des coefficients x_i inconnus. Ceci va nous permettre d'effectuer un choix judicieux du seuil afin de minimiser l'erreur quadratique moyenne [32]. Adopter le seuil universel permet de se rapprocher de ces performances : il suffit pour cela de choisir T tel que :

$$T = \sigma \sqrt{2 \log_2(N)} \quad (\text{III.3})$$

où :

N : représente la taille du signal.

σ : est une estimation de l'écart type du bruit.

Il a été démontré que le maximum de l'amplitude du bruit à une très forte probabilité doit être en dessous de la valeur du seuil universel.

III.4.2. Le seuillage SURE (Stein's Unbiased Risk Estimate)

Cette méthode utilise la valeur du seuil des coefficients d'ondelettes à plusieurs niveaux, différents du seuil universel, où une seule valeur de seuil est utilisée pour tous les niveaux. Le principe du seuillage SURE [32] est de choisir le seuil T en minimisant le risque estimé par une méthode non biaisée comme suit :

$$risk_T = \sum_{i=0}^{N-1} E \{ (\tilde{x}_i(T) - x_i)^2 \} \quad (\text{III.4})$$

Dans l'expression ci-dessus, $\tilde{x}_i(T)$ est un estimateur de x_i .

Une façon élégante et simple pour choisir le seuil et de réordonner les coefficients $|\Psi(n)|$ par ordre croissant.

L'estimateur risque non biaisé pour un seuil particulier est défini par :

$$risk = N - 2n \frac{cumsum(n) + (-n)x}{N}, \quad n=1, 2, \dots, N \quad (III.5)$$

où *cumsum* est la somme cumulative des coefficients d'ondelettes réservés x . le risque minimum est calculé avec la série ci-dessus. Si le risque est minimum quant $N = ni$ alors le seuil peut être donné par :

$$TH_{SURE} = \sqrt{x(ni)} \quad (III.6)$$

La méthode SURE n'est pas bien performante dans le cas où la représentation en ondelettes à différents niveaux est trop dispersée.

La méthode RIGSURE est basée sur le principe du seuillage SURE en utilisant le seuillage doux.

III.4.3. La Méthode HEURISTIC SURE

Dans la méthode HEURISTIC SURE, plusieurs niveaux de résolution sont testés pour la dispersion à plusieurs niveaux. La méthode SURE ou celle de l'universel est utilisée pour déterminer la valeur du seuil.

La dispersion à différents niveaux est déterminée par la valeur de ε et de *crit* :

$$\varepsilon = \frac{\|x\|^2 - N}{N}, \quad crit = \frac{(\log_2(N))^{3/2}}{\sqrt{N}} \quad (III.7)$$

Si la valeur de ε est inférieure à celle du *crit*, les coefficients sont jugés pour être dispersés. Donc, le seuil universel est considéré comme la valeur finale, sinon la valeur du seuil considérée provient d'un compromis entre les deux méthodes SURE et HEURISTIC SURE.

III.4.4. La méthode Minimax

Les performances de cet estimateur sont comparées à :

$$B_n(x, \sigma^2) = \sigma^2 + \sum_{i=1}^n \min(xi, \sigma^2) \quad (III.8)$$

où x : est la valeur n-dimensionnel des coefficients d'ondelettes, bruités par un bruit blanc de variance σ^2 .

On utilise un seuil fixe choisit pour avoir une performance du plus petit maximum d'erreur quadratique moyenne par rapport à un cas idéal. Le principe du plus petite Maximum est utilisé en statistique afin de déterminer un estimateur. Le signal débruité est assimilé à un estimateur d'une fonction de régression inconnue.

Quand $TH_n^* = \sqrt{2\log_2(n)}$, il est montré de plus que le facteur $2\log(n)$ ne peut être diminué. Les seuils optimaux TH_n n'existent pas sous forme analytique mais des approximations numériques pour diverses valeurs de n sont disponibles.

III.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue le principe général de débruitage des signaux par seuillage des coefficients d'ondelettes. Les diverses méthodes employées pour la détermination du seuil ont été présentées en mettant en évidence ses avantages et ses inconvénients. Ces méthodes de seuillage permettent, en annulant les coefficients d'ondelettes les moins significatifs de réduire les bruits indésirables présents dans les signaux.

Chapitre IV

*Application de la transformée en ondelettes pour le
débruitage du signal ECG*

IV.1.Introduction

Nous allons procéder dans ce chapitre à l'application de la transformée en ondelettes discrète (TOD) pour le débruitage des signaux électrocardiographiques (ECG) mélangés avec un bruit blanc gaussien. Nous analysons et comparons dans cette partie plusieurs méthodes de débruitage par seuillage en raison de trouver la meilleure fonction analysante et le niveau de décomposition optimal. Afin de répondre à cet objectif, deux paramètres sont calculés. Le filtre optimal pour chaque méthode du choix de seuil sera sélectionné en termes de maximisation du rapport signal sur bruit et de minimisation de l'erreur quadratique moyenne après filtrage.

IV.2. Techniques de débruitage du signal ECG par seuillage

L'analyse par ondelettes permet de séparer le signal du bruit grâce à leur propriété de décomposition en sous bandes de hautes et de basses fréquences. En effet, elle possède les capacités de conserver l'énergie du signal. Les coefficients d'approximation conservent les caractéristiques du signal tandis que les coefficients de détail sont vraisemblablement dus au bruit. Donc, l'objectif de la réduction du bruit se repose sur le seuillage des coefficients de détails sans affecter les caractéristiques significatives du signal. En cas du signal ECG, ces dernières sont : les ondes, les segments et les intervalles cardiaques.

Le seuillage est une technique non linéaire qui s'applique sur les coefficients d'ondelettes, chacun de ces coefficients est modifié par comparaison avec le seuil : quand le coefficient est plus petit que le seuil, la valeur est mise à zéro, sinon la valeur est gardée ou modifiée selon une règle appropriée. Remplacer les coefficients bruités par zéro et prendre la transformée en ondelettes inverse pour effectuer une reconstruction avec les caractéristiques essentielles du signal et avec moins de bruit.

Les techniques de débruitage effectués par le seuillage universel, le seuillage RIGSURE , le seuillage HEURSURE et le seuillage minimax, exposées dans le chapitre III sont appliquées sur le signal ECG. Toutes ces méthodes reposent sur le principe de seuillage des coefficients obtenus après application de la transformée en ondelettes discrète (TOD). Cette dernière est identique à la théorie des bancs des filtres ou bien à l'analyse multirésolution [32].

IV.3. Choix de la base décomposition-reconstruction en ondelette

Dans ce travail, nous utilisons plusieurs types d'ondelettes pour la décomposition du signal par la TOD et nous évaluons leurs performances pour le débruitage du signal ECG. Les familles d'ondelettes considérées sont : la famille de Daubechies (db6, db4, db10), la famille coiflets (coif4, coif5) la famille symlets (sym 4, sym8, sym 10). L'investigation de la meilleure ondelette analysante est basée sur le calcul de deux critères différents : le rapport signal sur bruit (SNR_p) et l'erreur quadratique moyenne (MSE : Mean Square Error) entre le signal original et le signal débruité.

Le rapport signal sur bruit avant le filtrage est exprimé par :

$$SNR_0 = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{i=1}^N x_0^2(i)}{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_b(i))^2} \right] \quad (IV.1)$$

Après l'analyse par les techniques de seuillage, le rapport signal sur bruit est calculé en se basant sur l'expression suivante:

$$SNR_p = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{i=1}^N x_0^2(i)}{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_d(i))^2} \right] \quad (IV.2)$$

où :

SNR_0 : représente le rapport signal sur bruit avant analyse.

SNR_p : représente le rapport signal sur bruit après analyse.

$x_0(i)$: est le signal ECG original.

$x_b(i)$: est le signal ECG bruité.

$x_d(i)$: représente le signal ECG débruité.

La comparaison entre le SNR_0 et le SNR_p , nous permettra de choisir la meilleure ondelette analysante ainsi que le meilleur niveau de résolution pour obtenir les performances optimales du signal débruité.

L'erreur quadratique moyenne entre le signal original et le signal débruité est formulée comme suit :

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_d(i))^2 \quad (IV.3)$$

Afin d'identifier l'ondelette analysante optimale pour chaque technique du choix de seuil, on cherche la plus haute valeur du SNR_P et la plus petite valeur du MSE.

IV.4. Méthode d'analyse

Les techniques de seuillage présentées en chapitre III sont utilisées dans notre travail. Le modèle considéré pour le débruitage peut s'exprimer comme suit :

$$x_b(i) = x_0(i) + \sigma \cdot e(i) \quad 0 < i < N-1 \quad (IV.4)$$

Le signal mesuré $x(i)$ est un mélange additif d'un signal contenant l'information $x_0(i)$ et d'un bruit blanc gaussien $e(i)$ de valeur moyenne nulle et de variance donnée σ^2 .

Trois différentes valeurs du SNR_0 (0, 5 et 10 dB) sont considérées dans notre travail. Cette étude est effectuée en utilisant différents niveaux de résolution allant de $j = 2$ à $j = 8$.

Afin de pouvoir opter pour le type de filtre optimal et du niveau de résolution approprié, nous effectuons une évaluation systématique des deux critères sus-indiqués. Le meilleur filtre (la meilleure fonction d'ondelette) est recherché en se basant sur les valeurs du rapport signal sur bruit et de l'erreur quadratique moyenne calculées. Le principe général de cette procédure est illustré par la figure (IV.1).

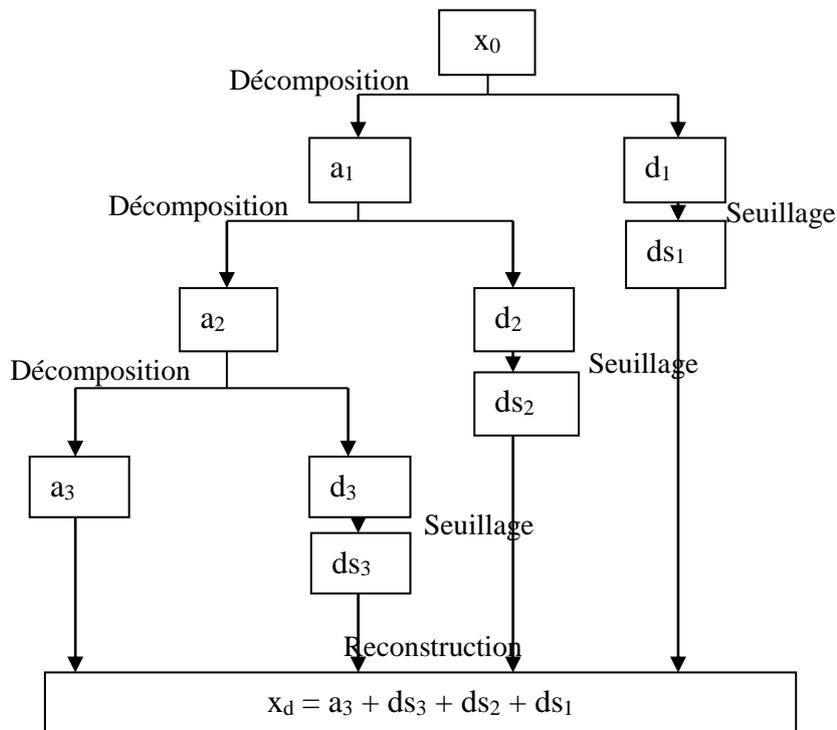


Figure (IV.1): Schéma de débruitage par seuillage des coefficients de détail à 3 niveaux de décomposition.

IV.5. Signal ECG utilisé

Le signal original employé dans ce travail est un enregistrement ECG de la base de données universelle MIT-BIH [33], ayant une fréquence d'échantillonnage égale à 360 Hz.

La figure (IV.2) illustre la représentation temporelle du signal ECG original (Figure IV.2.a) et du signal bruité avec un $SNR_0 = 5$ dB (Figure IV.2.b).

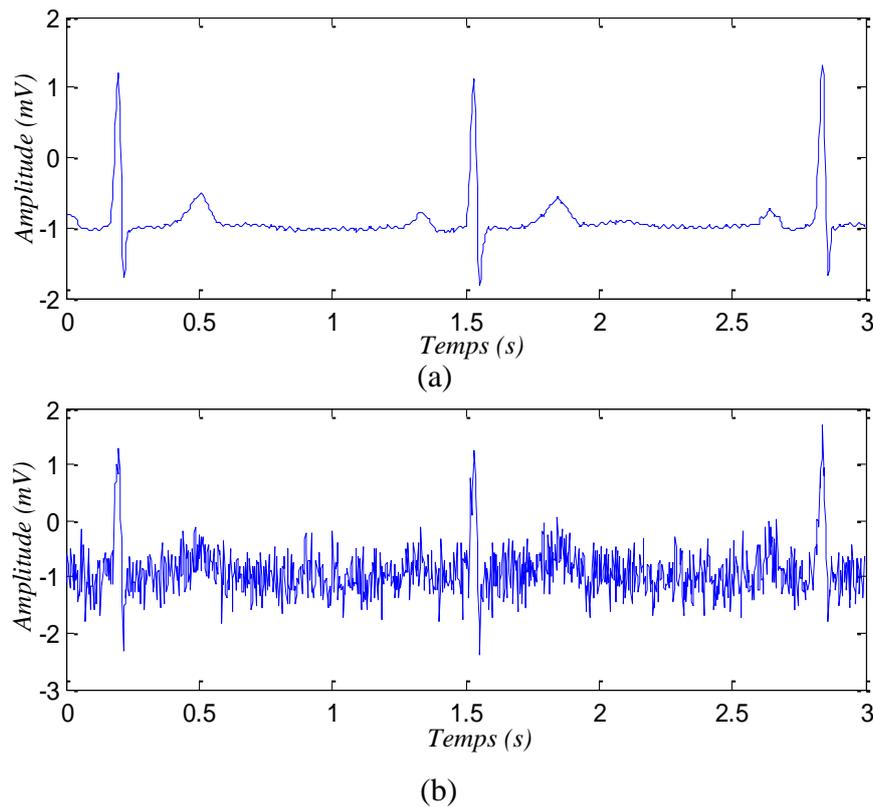


Figure (IV.2) : Représentation temporelle du signal ECG (a) original, (b) mélangé avec un bruit blanc avec $SNR_0 = 5$ dB.

IV.6. Décomposition du signal ECG bruité par la TOD

L'analyse du signal ECG par la TOD s'effectue en utilisant plusieurs niveaux de décomposition pour assurer la présence de quelques composants de basse fréquence du signal original. La figure (IV.3) illustre le signal ECG original et ses coefficients de détail pour huit niveaux de décomposition. Le signal ECG original et ses coefficients d'approximation pour les huit niveaux de décomposition sont montrés sur la figure (IV.4). D'après les deux figures, il est évident que les informations du signal ECG (basses fréquences) apparaissent dans les coefficients d'approximation, alors que les événements de hautes fréquences (bruits) sont observés dans les coefficients de détail.

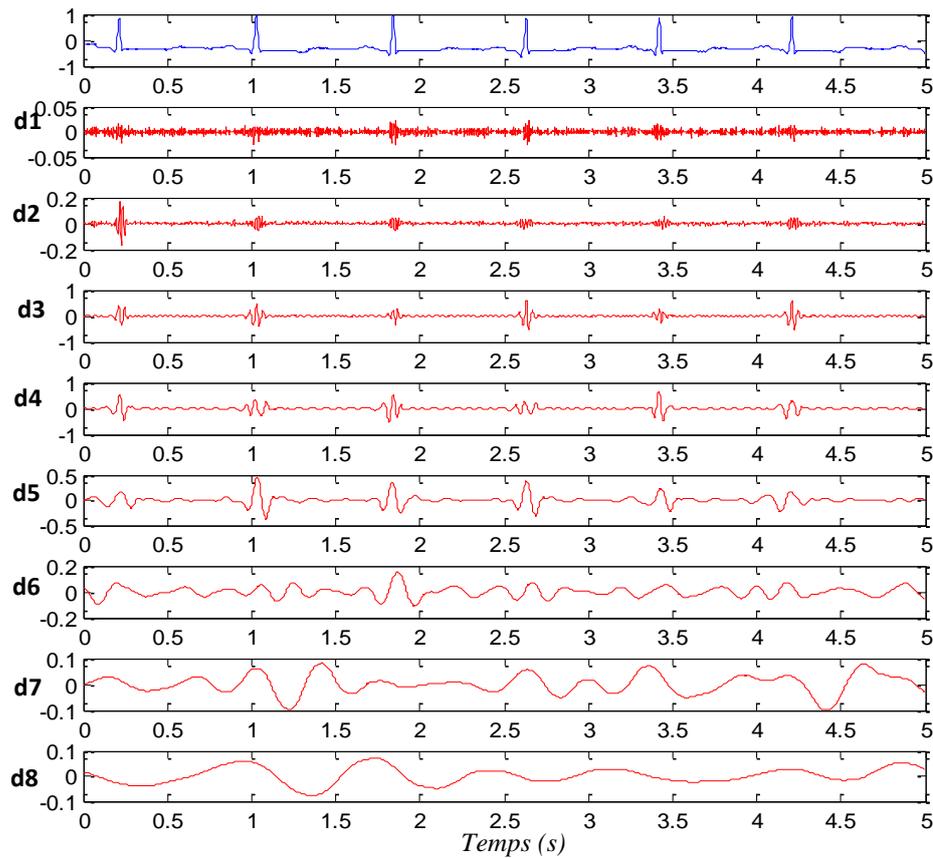


Figure (IV.3) : Tracé du signal ECG original et de ses coefficients de détail.

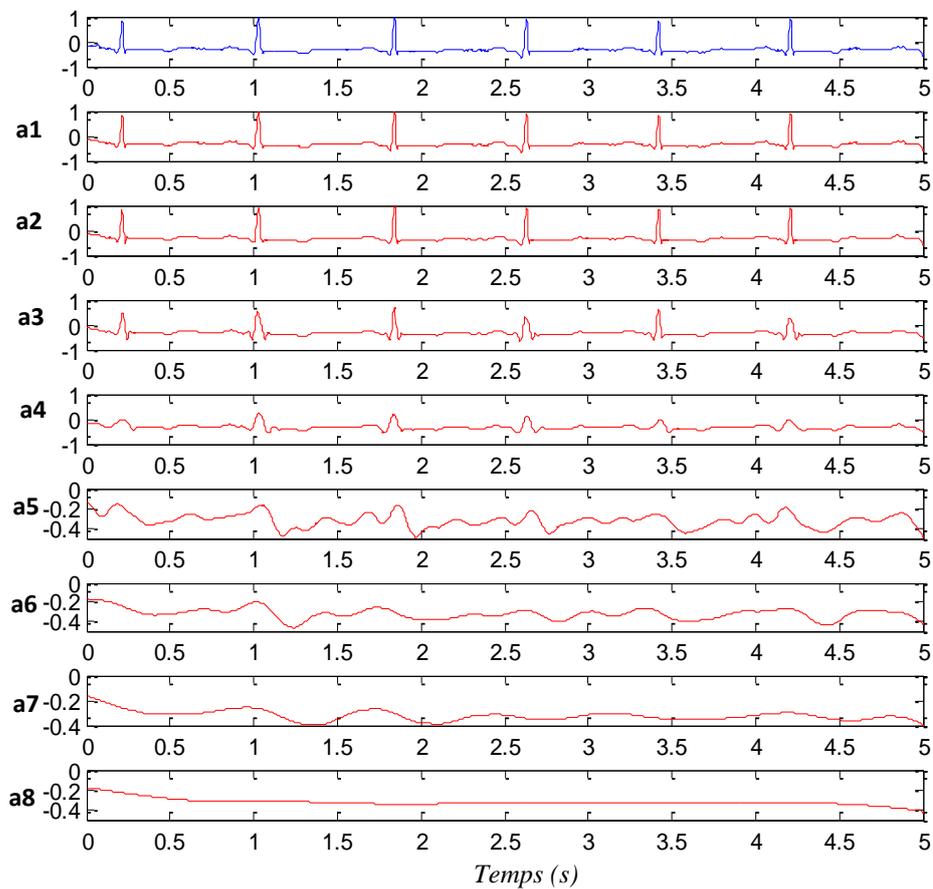


Figure (IV.4): Tracé du signal original et de ses coefficients d'approximation.

IV.7. Analyse par les méthodes de seuillage

Dans ce travail, nous appliquons quatre différentes méthodes de seuillage des coefficients de détail obtenus par la décomposition du signal bruité en utilisant la transformée en ondelette discrète (TOD). Le signal est bruité avec trois différentes valeurs du SNR avant analyse (0 dB, 5 dB et 10 dB). Cette application est réalisée à plusieurs niveaux de décomposition (de $j=2$ jusqu'à $j=8$) et ainsi pour diverses fonctions analysantes.

Les chiffres en gras dans tous les tableaux ci-dessous indiquent les valeurs du SNR_P les plus élevées et les valeurs du MSE les plus basses pour chaque type de filtre. Ceci indique donc les meilleures performances du filtre obtenues au niveau de résolution optimal.

IV.7.1. Analyse par la méthode du seuillage universel

a. Analyse avec $SNR_0 = 0\text{dB}$

Avec un $SNR_0 = 0\text{dB}$, les résultats obtenus des valeurs moyennes du SNR_P et du MSE, mesurées en utilisant le seuillage doux et le seuillage dur, pour divers types d'ondelettes et à plusieurs niveaux de décomposition sont regroupés dans les tableaux (IV.1) et (IV.2), respectivement.

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	5.3257	7.9675	9.4617	9.4331	9.3977	9.8665	9.9385
	MSE	0.2695	0.1467	0.1014	0.1047	0.1055	0.0947	0.0932
db6	SNR	5.6012	7.8182	8.6961	9.8098	9.6945	9.6277	9.6900
	MSE	0.2529	0.1518	0.1240	0.0960	0.9850	0.1001	0.0987
db10	SNR	5.3189	8.2828	9.0393	9.5466	9.4696	9.7522	9.9595
	MSE	0.2699	0.1364	0.1146	0.1020	0.1038	0.0972	0.0927
coif4	SNR	5.7441	7.6116	9.1918	10.1430	10.0924	10.1450	10.1916
	MSE	0.2447	0.1592	0.1106	0.0889	0.0899	0.0888	0.0879
coif5	SNR	5.6615	7.9021	9.5514	10.0359	9.9467	10.0609	10.0269
	MSE	0.2494	0.1489	0.1018	0.0911	0.0930	0.0906	0.0913
sym4	SNR	5.6013	8.6795	9.4302	9.7348	9.9507	9.8381	9.8283
	MSE	0.2529	0.1245	0.1047	0.0976	0.0929	0.0953	0.0956
sym8	SNR	5.1955	7.9095	9.2709	9.8190	9.2400	9.8357	9.8798
	MSE	0.2777	0.1486	0.1086	0.0958	0.1094	0.0954	0.0944
sym10	SNR	5.2850	7.5855	8.6608	9.0170	8.9986	9.3663	9.5228
	MSE	0.2720	0.1602	0.1250	0.1152	0.1157	0.1063	0.1025

Tableau (IV.1) : Performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0\text{dB}$

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	5.1049	7.5701	9.3958	9.6540	9.6168	10.1115	10.1877
	MSE	0.2835	0.1607	0.1056	0.0995	0.1003	0.0895	0.0880
db6	SNR	5.6212	7.8182	8.9717	9.9733	10.0685	10.0856	10.1372
	MSE	0.2529	0.1518	0.1164	0.0924	0.0900	0.0901	0.0801
db10	SNR	5.3189	7.7414	8.4021	8.8366	8.7711	9.0105	9.1846
	MSE	0.2699	0.1545	0.1327	0.1201	0.1219	0.1154	0.1108
coif4	SNR	5.5182	7.2088	8.9927	9.7399	9.8103	9.9109	9.9313
	MSE	0.2578	0.1747	0.1158	0.0976	0.0960	0.0938	0.0933
coif5	SNR	5.6615	7.9021	9.4435	9.9154	9.8287	9.9398	9.9067
	MSE	0.2494	0.1489	0.1044	0.0937	0.0956	0.0931	0.0938
sym4	SNR	5.6013	8.6795	9.8092	10.0718	10.3315	10.1979	10.1874
	MSE	0.2529	0.1245	0.0960	0.0903	0.0851	0.0878	0.0880
sym8	SNR	5.1955	7.9095	9.6484	10.2245	9.5927	10.1453	10.1748
	MSE	0.2777	0.1486	0.0996	0.0872	0.1009	0.0888	0.0882
sym10	SNR	5.2850	7.5855	9.0010	9.3872	9.3675	9.3473	9.4978
	MSE	0.2720	0.1602	0.1156	0.1058	0.1063	0.1088	0.1031

Tableau (IV.2) : Performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0$ dB

Dans les tableaux, nous avons présenté les meilleurs résultats des performances obtenus en gras pour chaque type de fonction analysante. Les meilleures performances de débruitage sont recherchées en termes de la plus grande valeur du SNR_P et la plus faible valeur du MSE pour chaque ondelette utilisée. Donc, on peut extraire de ces tableaux les meilleures performances de filtrage au niveau de résolution optimal.

Il est évident que la meilleure ondelette analysante dans le cas du seuillage doux est celle de Coiflet d'ordre 4 (coif4) pour le niveau de résolution $j=8$. Alors que l'ondelette de Symlet d'ordre 4 est la meilleure fonction dans le cas du seuillage dur pour un niveau de résolution $j=6$. La comparaison des valeurs trouvées met en évidence que dans le cas d'un $SNR_0=0$ dB, les meilleures performances calculées sont celles du seuillage dur ($SNR_P=10.3315$ dB et $MSE=0.0851$).

La figure (IV.5) montre une comparaison graphique des valeurs du SNR après analyse par les deux types de seuillage : doux et dur. Les meilleures valeurs du SNR après le filtrage par seuillage dur sont supérieures à celles mesurées par seuillage doux.

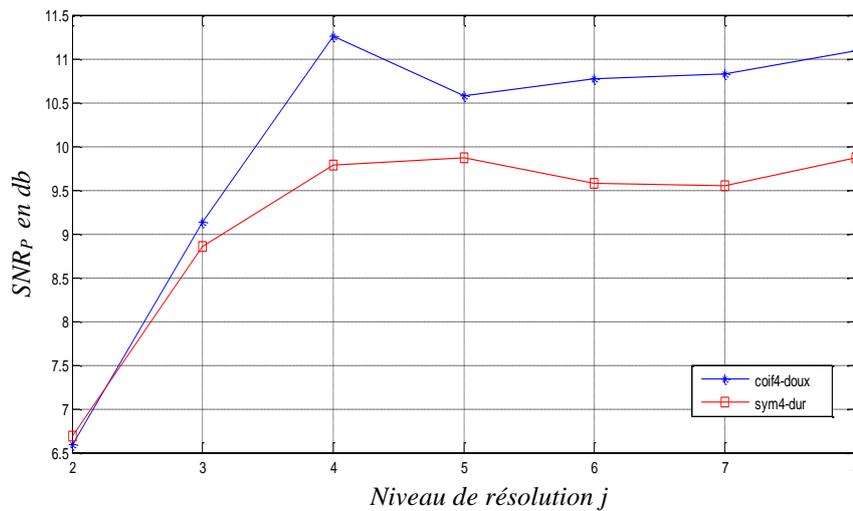


Figure (IV.5): Représentation des meilleures valeurs du SNR après filtrage par seuillage universel avec $SNR_0 = 0$ dB.

b. Analyse avec $SNR_0 = 5$ dB

Les résultats de performances obtenus par analyse du signal ECG bruité avec un $SNR_0=5$ dB en utilisant plusieurs familles d'ondelettes et plusieurs niveaux de décomposition avec les deux types de seuillage doux et dur sont regroupés dans les deux tableaux (IV.3) et (IV.4), respectivement.

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	10.0914	12.1797	12.5215	11.8720	11.2766	11.2771	11.3912
	MSE	0.0899	0.0556	0.0514	0.0597	0.0685	0.0685	0.0667
db6	SNR	10.7486	12.7030	13.6817	13.3215	12.5583	12.2116	12.1713
	MSE	0.0773	0.0472	0.0529	0.0603	0.0737	0.0776	0.0782
db10	SNR	10.1219	12.2648	12.0920	11.7747	11.0141	10.8073	10.8251
	MSE	0.0893	0.0545	0.0567	0.0610	0.0727	0.0763	0.0760
coif4	SNR	11.1939	12.7645	12.7854	12.2027	11.6775	11.4174	11.3787
	MSE	0.0698	0.0486	0.0484	0.0553	0.0624	0.0663	0.0669
coif5	SNR	10.6093	12.7510	12.9201	11.9227	11.1409	10.8598	10.8786
	MSE	0.0798	0.0488	0.0469	0.0599	0.0590	0.0754	0.0750
sym4	SNR	10.9625	12.3841	12.7382	12.1111	11.4846	11.0894	10.9001
	MSE	0.0736	0.0531	0.0489	0.0565	0.0653	0.0715	0.0747
sym8	SNR	10.7012	12.7757	13.4107	13.3413	12.3260	11.9283	11.7840
	MSE	0.0782	0.0485	0.0419	0.0426	0.0538	0.0589	0.0609
sym10	SNR	11.5313	13.5988	13.3352	13.4001	13.8581	11.6016	11.4107
	MSE	0.0646	0.0401	0.0426	0.0420	0.0585	0.0635	0.0664

Tableau (IV.3) : Performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	10.0914	12.1797	12.6404	12.4483	12.0808	12.0685	12.1221
	MSE	0.0899	0.0556	0.0500	0.0523	0.0569	0.0570	0.0563
db6	SNR	10.7486	12.7030	13.6817	13.3215	12.5583	12.2160	12.1712
	MSE	0.0773	0.0493	0.0393	0.0428	0.0510	0.0551	0.0557
db10	SNR	10.1219	12.1514	13.1191	13.3510	12.3854	12.0819	12.0974
	MSE	0.0893	0.0560	0.0448	0.0425	0.0530	0.0569	0.0567
coif4	SNR	10.9542	12.3178	13.0859	13.3296	12.9148	12.5712	12.5189
	MSE	0.0737	0.0539	0.0451	0.0427	0.0467	0.0508	0.0514
coif5	SNR	10.6093	12.7391	14.1286	14.0413	13.1491	12.7203	12.7404
	MSE	0.0798	0.0489	0.0355	0.0362	0.0445	0.0491	0.0489
sym4	SNR	10.9625	12.5243	14.0760	13.7692	13.6478	13.0522	12.7595
	MSE	0.0736	0.0514	0.0360	0.0386	0.0397	0.0485	0.0487
sym8	SNR	10.7012	12.7757	14.6635	16.1556	15.3388	14.5583	14.3065
	MSE	0.0782	0.0485	0.0314	0.0223	0.0269	0.0332	0.0341
sym10	SNR	11.5313	13.5988	15.3015	15.4130	13.7814	13.2484	12.9737
	MSE	0.0646	0.0401	0.0271	0.0264	0.0384	0.0435	0.0463

Tableau (IV.4) : Performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

En suivant le même raisonnement décrit précédemment, l'examen des résultats obtenus pour $SNR_0 = 5$ dB montre que la meilleure ondelette analysante est sym10 avec un niveau de décomposition $j=6$ pour le seuillage doux. Cependant dans le cas du seuillage dur, l'ondelette sym8 a donné les meilleures valeurs des performances pour le niveau de résolution $j=5$.

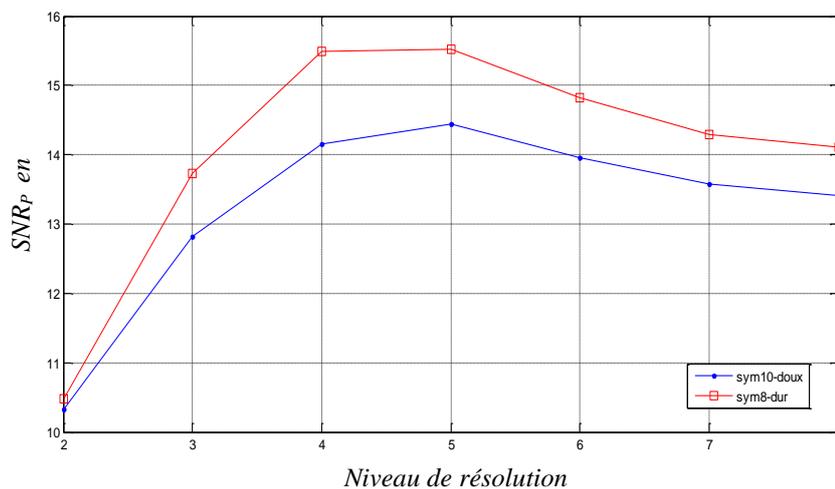


Figure (IV.6): Représentation des meilleures valeurs du SNR après filtrage par seuillage universel avec $SNR_0 = 5$ dB.

A partir de la figure (IV.6), il est clair que le seuillage dur a donné des valeurs du SNR_P plus grandes que celles obtenus en cas du seuillage doux, comme dans le cas du $SNR_0 = 0$ dB.

c. Analyse avec $SNR_0 = 10$ dB

Les résultats d'analyse par différentes ondelettes du signal ECG avec un $SNR=10$ dB sont résumés dans les tableaux (IV.5) et (IV.6).

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.7065	16.1696	15.4560	14.0632	13.2517	13.1098	13.0076
	MSE	0.0247	0.0222	0.0262	0.0360	0.0434	0.0449	0.0460
db6	SNR	15.1629	15.0708	14.9528	14.3811	13.5370	13.1622	13.0523
	MSE	0.0280	0.0286	0.0294	0.0335	0.0407	0.0443	0.0455
db10	SNR	16.0026	17.6177	16.6847	15.2563	13.9586	13.5411	13.3557
	MSE	0.0231	0.0159	0.0197	0.0274	0.0369	0.0406	0.0424
coif4	SNR	15.6000	15.8406	15.9623	15.2700	14.3545	13.9136	13.9251
	MSE	0.0253	0.0239	0.0233	0.0273	0.0337	0.0373	0.0372
coif5	SNR	15.0520	16.0720	16.0712	14.5001	13.7650	13.2863	13.2050
	MSE	0.0287	0.0227	0.0227	0.0326	0.0386	0.0431	0.0439
sym4	SNR	15.4394	16.4547	15.8855	14.9903	13.9260	13.6984	13.4388
	MSE	0.0263	0.0208	0.0237	0.0291	0.0372	0.0392	0.0416
sym8	SNR	15.7007	17.4046	16.4278	15.5156	13.9098	13.5623	13.2061
	MSE	0.0247	0.0167	0.0209	0.0258	0.0373	0.0404	0.0439
sym10	SNR	15.3530	17.1332	17.0180	15.7248	14.1255	13.7882	13.5543
	MSE	0.0268	0.0183	0.0183	0.0246	0.0355	0.0384	0.0405

Tableau (IV.5) : Performances de débruitage par seuillage universel (doux) du signal ECG, avec $SNR_0=10$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.7065	16.9275	17.1430	17.2697	16.6686	16.5310	16.4893
	MSE	0.0247	0.0186	0.01777	0.0172	0.0198	0.0204	0.0206
db6	SNR	15.1629	16.3033	17.1612	17.0753	16.3593	15.9236	15.7249
	MSE	0.0280	0.0215	0.0177	0.0180	0.0212	0.0235	0.0246
db10	SNR	16.0026	18.5044	19.7077	18.9424	16.9341	16.3214	15.9367
	MSE	0.0231	0.0130	0.0098	0.0117	0.0186	0.0214	0.0234
coif4	SNR	15.6000	17.1029	18.7907	19.0702	18.7248	18.0613	17.9987
	MSE	0.0253	0.0179	0.0129	0.0114	0.0140	0.0144	0.0146
coif5	SNR	15.0520	16.8073	18.2686	18.8104	17.8476	16.8311	16.6465
	MSE	0.0287	0.0192	0.0137	0.0121	0.0151	0.0191	0.0199
sym4	SNR	15.4394	16.5907	17.5562	17.6706	17.1533	17.0259	16.6475
	MSE	0.0263	0.0201	0.0161	0.0157	0.0177	0.0182	0.0199
sym8	SNR	15.7007	17.8029	18.6556	18.3866	17.5303	17.4535	16.8864
	MSE	0.0247	0.0152	0.0125	0.0133	0.0162	0.0165	0.0188
sym10	SNR	15.3530	17.7538	18.9608	18.8200	17.0931	16.8209	16.2475
	MSE	0.0268	0.0154	0.0117	0.0121	0.0179	0.0191	0.0218

Tableau (IV.6) : Performances de débruitage par seuillage universel (dur) du signal ECG, avec $SNR_0=10$ dB

L'examen des tableaux (IV.5) et (IV.6) permet d'observer les meilleurs résultats obtenus pour chaque fonction d'ondelette utilisée et à un niveau de décomposition optimal. Nous remarquons que pour les deux types de seuillage utilisés, l'ondelette de Daubechies d'ordre 10 (db 10) est la fonction optimale au niveau de résolution optimal $j=3$ pour le seuillage doux et $j=4$ pour le seuillage dur.

La comparaison entre les deux méthodes de seuillage doux et dur montre également une supériorité des valeurs des performances mesurées dans le cas du seuillage dur.

IV.7.2. Analyse par la méthode du seuillage MINIMAX

a. Analyse avec $SNR_0 = 0$ dB

Les tableaux (IV.7) et (IV.8) montrent les valeurs du rapport signal sur bruit et de l'erreur quadratique moyenne obtenus après analyse avec un SNR initial égal à 0 dB en utilisant la méthode MINIMAX du choix de seuil pour le seuillage doux et dur, respectivement.

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	5.2450	7.4782	9.0788	10.1292	10.1292	10.3487	10.6673
	MSE	0.2745	0.1672	0.1136	0.0954	0.0858	0.0780	0.0777
db6	SNR	5.5289	8.8485	9.1719	10.5512	10.3702	10.6417	10.6782
	MSE	0.2572	0.1344	0.1112	0.0809	0.0843	0.0792	0.0786
db10	SNR	5.1576	7.5248	9.3116	9.7611	9.9107	10.3342	10.4376
	MSE	0.2801	0.1624	0.1076	0.0970	0.0938	0.0851	0.0831
coif4	SNR	5.6752	7.6417	10.5461	10.4822	10.6947	10.6065	10.6403
	MSE	0.2486	0.1581	0.0810	0.0822	0.0783	0.0799	0.0793
coif5	SNR	5.5731	8.6778	10.1235	10.4739	10.6737	10.8833	10.9297
	MSE	0.2546	0.1245	0.0893	0.0824	0.0792	0.0750	0.0743
sym4	SNR	5.3647	7.9725	9.8504	10.3981	10.3558	10.4584	10.3642
	MSE	0.2671	0.1465	0.0951	0.0838	0.0846	0.0827	0.0845
sym8	SNR	5.1977	8.5630	10.2162	10.3783	10.5202	10.4770	10.4239
	MSE	0.2775	0.1279	0.0874	0.0842	0.0815	0.0827	0.0833
sym10	SNR	5.5830	7.6513	9.4494	10.8311	11.2111	11.5425	11.1724
	MSE	0.2540	0.1577	0.1043	0.0759	0.0695	0.0644	0.0701

Tableau (IV.7) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	3.6354	4.6347	5.1435	5.3504	5.3786	5.4507	5.5046
	MSE	0.3977	0.3160	0.2810	0.2680	0.2313	0.2257	0.2254
db6	SNR	3.9175	5.4050	5.8975	6.2745	6.1906	6.3339	6.3246
	MSE	0.3727	0.2646	0.2362	0.2166	0.2208	0.2137	0.2147
db10	SNR	3.6850	5.1416	6.0728	6.2878	6.2920	6.4581	6.5029
	MSE	0.3922	0.2812	0.2269	0.2159	0.2157	0.2076	0.2055
coif4	SNR	3.8735	5.0096	5.7872	5.6600	5.6010	5.5764	5.5863
	MSE	0.3765	0.2898	0.2423	0.2495	0.2529	0.2544	0.2538
coif5	SNR	3.6280	5.0969	5.8075	5.8834	5.8923	5.9495	5.9603
	MSE	0.3984	0.2841	0.2412	0.2370	0.2365	0.2334	0.2338
sym4	SNR	3.5187	4.6138	5.2624	5.3326	5.3194	5.3668	5.3567
	MSE	0.4085	0.3175	0.2734	0.2691	0.2699	0.2669	0.2676
sym8	SNR	4.1682	5.7827	6.5630	6.6344	6.5157	6.5064	6.5105
	MSE	0.3518	0.2426	0.2027	0.1994	0.2049	0.2053	0.2051
sym10	SNR	4.0272	5.2793	6.0830	6.5908	6.5631	6.6667	6.5411
	MSE	0.3634	0.2724	0.2264	0.2014	0.2027	0.1978	0.2036

Tableau (IV.8) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (dur) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0$ dB

La fonction d'ondelette analysante optimale trouvée pour les deux types de seuillage doux et dur est l'ondelette sym10 pour un niveau de résolution optimal $j=7$. En comparant les meilleurs résultats obtenus pour les deux méthodes de seuillage, nous concluons que le seuillage doux présente des performances nettement meilleures que celles obtenues en cas de seuillage dur.

b. Analyse avec $SNR_0 = 5$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	10.6564	12.4475	12.7902	11.2982	10.8528	10.8255	10.7975
	MSE	0.0790	0.0523	0.0483	0.0691	0.0755	0.0760	0.0765
db6	SNR	10.8195	11.8537	12.0188	11.5783	10.8598	10.6817	10.6593
	MSE	0.0761	0.0599	0.0577	0.0639	0.0754	0.0785	0.0789
db10	SNR	9.8960	12.5665	11.7655	11.7857	11.1819	11.0721	11.0525
	MSE	0.0941	0.0509	0.0612	0.0609	0.0700	0.0718	0.0721
coif4	SNR	10.6629	12.1384	12.3698	11.6233	10.9536	11.7917	10.8031
	MSE	0.0789	0.0561	0.0532	0.0632	0.0737	0.0765	0.0763
coif5	SNR	10.2362	12.7781	12.8150	11.8276	11.4347	11.2367	11.2791
	MSE	0.0870	0.0485	0.0480	0.0603	0.0660	0.0691	0.0684
sym4	SNR	10.1230	12.1338	12.2500	12.7382	11.5832	11.2173	11.0564
	MSE	0.0893	0.0562	0.0435	0.0489	0.0638	0.0694	0.0720
sym8	SNR	10.4432	12.5212	13.4748	12.8663	12.0480	11.6728	11.5102
	MSE	0.0832	0.0514	0.0412	0.0475	0.0573	0.0625	0.0649
sym10	SNR	10.7626	13.5402	13.9797	13.3513	11.9193	11.6053	11.5185
	MSE	0.0771	0.0407	0.0367	0.0425	0.0590	0.0635	0.0648

Tableau (IV.9) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	10.6564	12.6504	13.8165	12.2593	11.8564	11.8580	11.8167
	MSE	0.0790	0.0499	0.0381	0.0546	0.0599	0.0599	0.0605
db6	SNR	10.8195	11.8537	12.2722	11.8086	11.2483	11.0446	11.0318
	MSE	0.0761	0.0599	0.0544	0.0606	0.0689	0.0722	0.0724
db10	SNR	9.8960	12.6274	12.2153	12.8866	12.3811	12.2512	12.1839
	MSE	0.0941	0.0502	0.0552	0.0473	0.0531	0.0547	0.0556
coif4	SNR	10.6629	12.2695	13.0278	12.3937	11.8557	11.6983	11.6719
	MSE	0.0789	0.0545	0.0439	0.0529	0.0599	0.0627	0.0625
coif5	SNR	10.2362	12.5551	13.6480	12.5919	12.5704	12.3644	12.4278
	MSE	0.0870	0.0510	0.0397	0.0506	0.0508	0.0533	0.0525
sym4	SNR	10.1230	12.1338	13.8782	13.5850	12.7736	12.2988	12.0939
	MSE	0.0893	0.0562	0.0376	0.0402	0.0485	0.0541	0.0567
sym8	SNR	10.4322	12.4446	14.8548	15.2415	14.1457	13.5735	13.4920
	MSE	0.0832	0.0524	0.0300	0.0275	0.0351	0.0403	0.0411
sym10	SNR	10.7626	13.5402	16.4513	16.3537	14.6501	14.1414	13.9642
	MSE	0.0771	0.0407	0.0208	0.0208	0.0315	0.0354	0.0369

Tableau (IV.10) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (dur) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

Les résultats résumés dans les tableaux (IV.9) et (IV.10) mettent en évidence que sym10 est la meilleure ondelette analysante au niveau de résolution optimal $j=4$ pour le seuillage doux et dur, dans le cas de SNR initial égal à 5 dB.

c. Analyse avec $SNR_0 = 10$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.8283	15.7898	14.1215	12.2876	11.3839	11.1799	11.1288
	MSE	0.0240	0.0242	0.0356	0.0542	0.0668	0.0700	0.0709
db6	SNR	16.3540	15.3649	13.6706	12.2262	11.1298	10.8362	10.7859
	MSE	0.0213	0.0267	0.0394	0.0550	0.0708	0.0758	0.0768
db10	SNR	16.1796	17.2227	13.7751	12.1719	11.0482	10.8063	10.7220
	MSE	0.0221	0.0219	0.0385	0.0557	0.0722	0.0763	0.0778
coif4	SNR	15.0466	14.7183	13.4618	11.9551	11.0088	10.7092	10.6559
	MSE	0.0287	0.0310	0.0414	0.0608	0.0728	0.0780	0.0790
coif5	SNR	16.2100	16.4426	14.5107	12.2312	11.1150	10.8099	10.7651
	MSE	0.0220	0.0208	0.0325	0.0550	0.0711	0.0762	0.0770
sym4	SNR	15.4272	15.6157	14.1655	12.9569	11.6958	11.3244	11.2061
	MSE	0.0263	0.0252	0.0352	0.0465	0.0622	0.0677	0.0696
sym8	SNR	15.8854	16.9880	15.9476	14.1590	12.3190	11.8886	11.6970
	MSE	0.0237	0.0184	0.0234	0.0353	0.0539	0.0595	0.1621
sym10	SNR	16.0241	17.4405	15.5756	13.9761	12.3198	11.8985	11.6150
	MSE	0.0229	0.0166	0.0254	0.0368	0.0538	0.0593	0.0633

Tableau (IV.11) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 10$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.8283	15.7898	14.4728	13.7806	12.8812	12.5965	12.5166
	MSE	0.0240	0.0242	0.0328	0.0385	0.0473	0.0505	0.015
db6	SNR	16.3540	15.8294	15.5889	14.0903	12.9168	14.4552	12.3897
	MSE	0.0213	0.0240	0.0254	0.0358	0.0469	0.0522	0.0530
db10	SNR	16.1796	16.2227	15.3784	14.3578	13.0141	12.5930	12.4398
	MSE	0.0221	0.0219	0.0266	0.0337	0.0459	0.0506	0.0524
coif4	SNR	15.0466	14.7183	13.29088	12.0978	11.3633	11.0396	10.9811
	MSE	0.0287	0.0310	0.0373	0.0567	0.0671	0.0723	0.0723
coif5	SNR	16.2100	16.8676	17.0107	14.1028	12.4915	12.0771	12.0185
	MSE	0.0220	0.0189	0.0183	0.0357	0.0518	0.0569	0.0577
sym4	SNR	15.4272	15.6157	15.8360	14.4076	13.5513	13.0358	12.8569
	MSE	0.0263	0.0252	0.0240	0.0333	0.0405	0.0457	0.0476
sym8	SNR	15.8854	16.9880	18.1611	16.1489	14.5665	13.9260	13.6127
	MSE	0.0237	0.0184	0.0140	0.0223	0.0321	0.0372	0.0400
sym10	SNR	16.0241	17.4405	18.4363	17.1383	14.8376	14.0863	13.6318
	MSE	0.0229	0.0166	0.0132	0.0178	0.0302	0.0358	0.0398

Tableau (IV.12) : Performances de débruitage par seuillage MINIMAX (dur) du signal ECG, avec $SNR_0 = 10$ dB

A partir des tableaux (IV.11) et (IV.12), on peut constater que l'ondelette sym10 est le filtre optimal pour les deux types de seuillage. Tandis que le niveau de résolution optimal est : $j=3$ pour le seuillage doux et $j=4$ pour le seuillage dur.

Dans cette méthode du choix de seuil 'MINIMAX', le seuillage dur donne des meilleures performances que le seuillage doux pour les valeurs du SNR initial égales à 5 dB et 10 dB.

IV.7.3. Analyse par la méthode du seuillage RIGSURE

Comme il a été indiqué au chapitre III, la technique RIGSURE est basée sur le principe de la méthode SURE en utilisant seulement le seuillage doux. Pour cette méthode, nous avons mesuré les performances de débruitage pour trois différentes valeurs du rapport signal sur bruit.

Les résultats obtenus sont regroupés dans les tableaux (IV.13), (IV.14) et (IV.15), respectivement. Avec $SNR_0 = 0$ dB, l'ondelette coif5 est la fonction analysante optimale au niveau de résolution optimal $j=6$. En cas de l'analyse avec $SNR_0 = 5$ dB, la meilleure ondelette analysante est sym10 au niveau de résolution $j=5$. Enfin, coif 5 est la fonction analysante la plus optimale au niveau de résolution $j=4$.

a. Analyse avec $SNR_0 = 0$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	5.2456	7.8257	9.4933	10.0508	10.3969	10.8526	10.9922
	MSE	0.2724	0.1515	0.1032	0.0908	0.0838	0.0755	0.0731
db6	SNR	5.1104	7.4046	9.4540	10.0477	10.6601	10.6873	11.0735
	MSE	0.2832	0.1670	0.1042	0.0909	0.0789	0.0784	0.0717
db10	SNR	5.5216	8.1956	9.8577	10.2735	10.1023	10.2080	10.2571
	MSE	0.2576	0.1392	0.0949	0.0842	0.0897	0.0875	0.0806
coif4	SNR	5.9509	8.2661	9.8892	10.6615	11.0173	11.1757	11.4345
	MSE	0.2334	0.1369	0.0942	0.0789	0.0727	0.0701	0.0660
coif5	SNR	6.1287	8.8854	10.5773	11.9944	12.3185	12.3006	12.2773
	MSE	0.2240	0.1187	0.0804	0.0580	0.0539	0.0541	0.0544
sym4	SNR	5.3799	7.8176	9.0068	9.8819	10.3008	10.3291	10.7286
	MSE	0.2661	0.1518	0.1155	0.0944	0.0857	0.0852	0.0777
sym8	SNR	5.3678	8.0732	9.9556	10.4679	10.6284	10.9669	10.8106
	MSE	0.2669	0.1431	0.0928	0.0828	0.0795	0.0735	0.0762
sym10	SNR	4.7077	6.8133	8.5246	9.2854	9.4383	9.5812	9.6970
	MSE	0.3107	0.1913	0.1290	0.1083	0.1045	0.1012	0.0985

Tableau (IV.13) : Performances de débruitage par seuillage RIGSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0$ dB

b. Analyse avec $SNR_0 = 5$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	10.7396	12.8410	13.2712	13.0918	12.3584	12.1939	12.1062
	MSE	0.0775	0.0478	0.0432	0.0451	0.0534	0.0554	0.0566
db6	SNR	10.6201	12.2291	13.2854	13.5295	13.3862	13.2748	13.1281
	MSE	0.0796	0.0550	0.0431	0.0408	0.0421	0.0432	0.0447
db10	SNR	10.7970	13.3895	13.7875	14.1836	13.3793	12.8550	12.7407
	MSE	0.0765	0.0421	0.0384	0.03551	0.0422	0.0476	0.0489
coif4	SNR	10.6754	12.1989	13.2438	12.5477	12.6646	12.3545	12.4626
	MSE	0.0786	0.0554	0.0435	0.0511	0.0497	0.0534	0.0521
coif5	SNR	10.9826	13.0803	14.0249	13.3943	12.9300	13.0377	13.0681
	MSE	0.0733	0.0452	0.0364	0.0420	0.0468	0.0456	0.0453
sym4	SNR	11.2360	12.7306	12.9397	13.8221	12.3949	11.9739	11.9659
	MSE	0.0691	0.0490	0.0467	0.0381	0.0529	0.0593	0.0584
sym8	SNR	10.8437	13.4309	14.3328	13.8245	14.1406	14.1806	14.0235
	MSE	0.0756	0.0417	0.0339	0.0381	0.0354	0.0351	0.0364
sym10	SNR	10.0306	12.9891	13.8109	15.4856	14.6668	15.2889	14.8256
	MSE	0.0912	0.0542	0.0377	0.0260	0.0314	0.0272	0.0302

Tableau (IV.14) : Performances de débruitage par seuillage RIGSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

c. Analyse avec $SNR_0 = 10$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.3517	15.7044	15.9909	15.7219	13.9343	13.5659	13.5235
	MSE	0.0268	0.0247	0.0231	0.0246	0.0371	0.0404	0.0402
db6	SNR	16.1151	15.0437	14.6867	14.3559	13.6602	13.4212	13.3401
	MSE	0.0225	0.0288	0.0312	0.0337	0.0395	0.0418	0.0426
db10	SNR	15.5077	16.1916	15.8448	14.9787	14.2274	14.0891	13.8799
	MSE	0.0258	0.0221	0.0239	0.0292	0.0347	0.0358	0.0376
coif4	SNR	16.0699	15.2094	14.5818	14.0549	13.3508	12.8522	12.7560
	MSE	0.0227	0.0277	0.0320	0.0361	0.0425	0.0476	0.0487
coif5	SNR	15.7688	17.4261	18.0338	16.8735	15.7625	14.9562	14.8209
	MSE	0.0243	0.0166	0.0144	0.0189	0.0244	0.0293	0.0303
sym4	SNR	16.0502	16.3409	15.5194	14.9521	13.9677	14.0014	13.7280
	MSE	0.0228	0.0213	0.0258	0.0294	0.0368	0.0366	0.0389
sym8	SNR	15.9658	17.4680	17.5308	16.6797	15.4562	14.9342	14.5176
	MSE	0.0233	0.0165	0.0162	0.0197	0.0262	0.0295	0.0325
sym10	SNR	14.7678	16.9969	17.8548	16.0935	14.6615	13.9924	13.6972
	MSE	0.0306	0.0183	0.0151	0.0226	0.0316	0.0366	0.0392

Tableau (IV.15) : Performances de débruitage par seuillage RIGSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 10$ dB

IV.7.4. Analyse par la méthode du seuillage HEURSURE

a. Analyse avec $SNR_0 = 0$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	5.4177	8.2296	9.6682	10.2378	10.7552	10.6825	10.7573
	MSE	0.2638	0.1381	0.0910	0.0870	0.0772	0.0785	0.0772
db6	SNR	5.6036	8.3695	9.8311	10.0162	9.9861	10.1943	10.7051
	MSE	0.2528	0.1337	0.0955	0.0915	0.0921	0.0878	0.0781
db10	SNR	5.9867	8.4042	9.2324	9.2402	9.5131	9.4756	9.6758
	MSE	0.2314	0.1326	0.1096	0.1094	0.1028	0.1036	0.0990
coif4	SNR	5.8717	8.3121	10.8161	10.6400	10.4675	10.3838	10.6124
	MSE	0.2376	0.1355	0.0761	0.0793	0.0825	0.0841	0.0798
coif5	SNR	5.2084	7.9862	9.6792	10.5936	10.4641	10.6104	10.7869
	MSE	0.2769	0.1460	0.0989	0.0801	0.0825	0.0798	0.0766
sym4	SNR	5.6228	8.0161	9.4979	10.1499	9.8126	9.9916	10.1995
	MSE	0.2517	0.1450	0.1031	0.0887	0.0959	0.0920	0.0877
sym8	SNR	6.0943	8.9945	11.5240	12.4566	11.6091	12.0172	12.0621
	MSE	0.2258	0.1158	0.0647	0.0522	0.0634	0.0577	0.0571
sym10	SNR	5.8427	8.1603	5.9590	10.3798	10.8236	11.0244	11.0237
	MSE	0.2392	0.1403	0.0927	0.0842	0.0760	0.0726	0.0726

Tableau (IV.16) : Performances de débruitage par seuillage HEURSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 0$ dB

b. Analyse avec $SNR_0 = 5$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	11.0201	12.4331	11.6444	10.5400	10.1243	10.1330	10.1459
	MSE	0.0726	0.0552	0.0629	0.0811	0.0893	0.0891	0.0888
db6	SNR	10.9487	12.3947	11.9928	11.3216	10.5253	10.3032	10.3455
	MSE	0.0738	0.0529	0.0581	0.0678	0.0814	0.08547	0.0848
db10	SNR	10.3415	12.8776	12.2287	11.4195	10.5169	10.4506	10.4292
	MSE	0.0849	0.0474	0.0550	0.0662	0.08815	0.0828	0.0836
coif4	SNR	10.4010	12.3054	11.7546	11.1109	10.4745	10.2931	10.2705
	MSE	0.0838	0.0540	0.0613	0.0711	0.0823	0.0859	0.0863
coif5	SNR	11.1964	12.9381	12.3789	11.3459	10.6693	10.4133	10.3802
	MSE	0.0697	0.0467	0.0531	0.0674	0.0787	0.0835	0.0842
sym4	SNR	10.7438	12.6993	12.3928	11.8304	11.0216	10.7269	10.6267
	MSE	0.0774	0.0493	0.0529	0.0603	0.0726	0.0777	0.0795
sym8	SNR	10.4335	12.6570	13.2569	12.6997	11.9430	11.7439	11.6402
	MSE	0.0831	0.0498	0.0434	0.0493	0.0587	0.0615	0.0630
sym10	SNR	5.3805	7.9639	10.4308	11.5304	12.2105	12.4258	12.5796
	MSE	0.2661	0.1468	0.0822	0.0646	0.0552	0.0552	0.0507

Tableau (IV.17) : Performances de débruitage par seuillage HEURSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 5$ dB

c. Analyse avec $SNR_0 = 10$ dB

Ondelettes		j=2	j=3	j=4	j=5	j=6	j=7	j=8
db4	SNR	15.6367	15.8377	13.4852	11.5031	10.6798	10.5070	10.4195
	MSE	0.0251	0.0240	0.0412	0.0650	0.0785	0.0817	0.0834
db6	SNR	15.3666	14.4627	12.5047	11.3716	10.4502	10.2395	10.2182
	MSE	0.0267	0.0329	0.0516	0.0670	0.0828	0.0869	0.0874
db10	SNR	16.0773	17.1276	13.3983	11.5606	10.5395	10.2757	10.2044
	MSE	0.0227	0.0178	0.0420	0.0641	0.0811	0.0862	0.0876
coif4	SNR	15.7177	15.2054	13.3137	11.6078	10.8335	10.5376	10.4870
	MSE	0.0246	0.0277	0.0428	0.0634	0.0758	0.0812	0.0821
coif5	SNR	15.9597	16.2942	13.5582	11.5844	10.6467	10.3913	10.3512
	MSE	0.0233	0.0216	0.0405	0.0638	0.0791	0.0839	0.0847
sym4	SNR	15.5933	16.0241	12.8060	11.5914	10.7264	10.4146	10.3098
	MSE	0.0253	0.0229	0.0481	0.0637	0.0777	0.0835	0.0855
sym8	SNR	15.5931	16.9781	13.5662	12.1997	10.9849	10.7743	10.5919
	MSE	0.0253	0.0184	0.0404	0.0554	0.0732	0.0769	0.0802
sym10	SNR	15.6109	17.0289	13.5331	12.2500	11.0579	10.7481	10.5153
	MSE	0.0252	0.0182	0.0407	0.05478	0.0720	0.0733	0.0816

Tableau (IV.18) : Performances de débruitage par seuillage HEURSURE (doux) du signal ECG, avec $SNR_0 = 10$ dB

Les résultats de filtrage en utilisant la méthode HEURSURE sont présentés dans les tableaux (IV.16), (IV.17) et (IV.18) pour les trois valeurs considérées du SNR_0 . L'examen de ces tableaux montre que les meilleures performances sont obtenues par les ondelettes: sym8 au niveau de résolution $j=5$ dans le cas de l'analyse avec SNR_0 égal à 0 dB, sym8 au niveau

de décomposition $j=4$ en cas de l'analyse avec SNR_0 égal à 5 dB, et db10 au niveaux de résolution $j=3$ dans cas de l'analyse avec SNR_0 égal à 10 dB.

IV.8. Interprétation et Comparaison des meilleures performances

Dans notre travail, quatre méthodes de débruitage par seuillage des coefficients de détails résultants de l'application de l'analyse multirésolution basée sur la TOD sur un signal ECG mélangé avec un bruit blanc gaussien pour les valeurs du rapport signal sur bruit initial : 0, 5 et 10 dB.

Les résultats sont obtenus en utilisant une transformée en ondelette orthogonal à huit niveaux de décomposition basée sur différents fonctions analysantes de la famille de Daubechies, coiflet et symlet. Les deux caractères d'évaluation utilisés sont le SNR après seuillage et l'erreur quadratique moyenne MSE.

A titre de comparaison entre les différentes méthodes de débruitage considérées, nous rassemblons toutes les meilleures performances obtenues dans les tableaux (IV.19) et (IV.20) pour le seuillage doux et dur, respectivement. L'examen des tableaux permet de choisir la meilleure méthode pour le niveau de bruit correspondant ainsi que les meilleures ondelettes ayant donné les valeurs plus élevés du SNR après analyse et les plus petites valeurs de l'erreur quadratique moyenne MSE.

Il est évident que pour le cas d'analyse avec un $SNR_0= 0$ dB, la bonne qualité de débruitage est observée en utilisant la méthode HEURSURE avec un seuillage doux et la méthode de seuillage universel avec un seuillage dur. En cas du $SNR_0= 5$ dB, la méthode optimale est RIGSURE avec un seuillage doux et MINIMAX avec un seuillage dur. Dans le dernier cas ($SNR_0= 10$ dB), RIGSURE est la méthode la plus performante avec un seuillage doux et le seuillage universel est meilleur avec un seuillage dur.

En plus, on peut constater que sym8 et sym10 sont les meilleures ondelettes analysantes dans le cas du seuillage doux. Tandis que, les fonctions analysantes les plus performantes sont sym4, sym8 et db10 pour le seuillage dur. Les meilleures performances détectées en utilisant les ondelettes sym10 et db10 sont dues principalement à la similitude existante entre le complexes QRS du signal ECG et la forme des ondelettes en question. Sachant que les coefficients d'ondelettes sont évalués grâce à une fonction de corrélation entre le signal et la fonction d'ondelette.

Afin de mieux visualiser la qualité des signaux débruités, nous présentons les résultats de débruitage du signal ECG mélangé avec un bruit blanc avec un SNR égal à 5 dB (Figure IV.7).

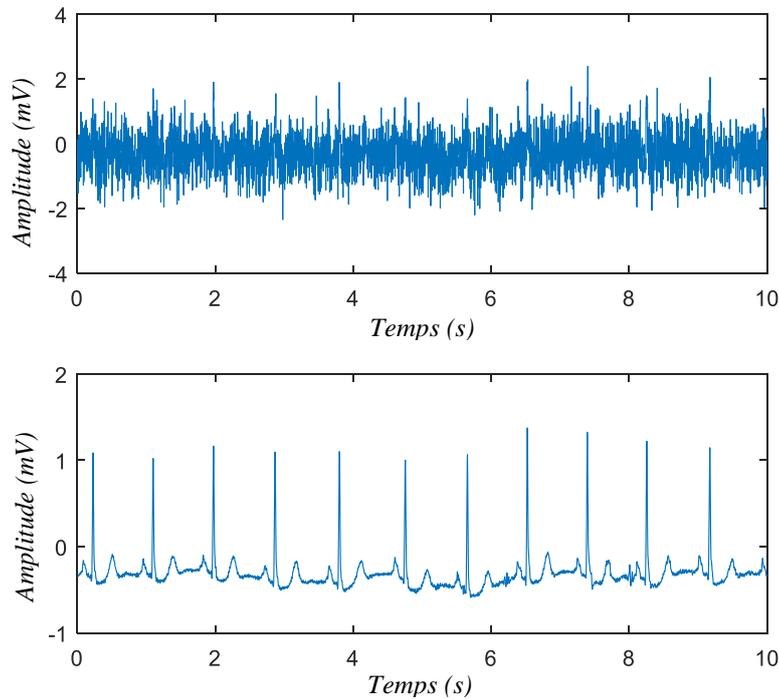


Figure (IV.7): Représentation des meilleurs résultats de débruitage par seuillage dur, avec $SNR_0 = 5\text{dB}$.

SNR_0	Méthode de seuillage	j	Ondelette	SNR_p	MSE
0 dB	Universel	8	Coif4	10.1916	0.0879
	Heursure	5	Sym8	12.4566	0.0522
	Rigsure	6	Coif5	12.3185	0.0539
	Minimax	7	Sym10	11.5425	0.0644
5 dB	Universel	6	Sym10	13.8581	0.0585
	Heursure	4	Sym8	13.2569	0.0434
	Rigsure	5	Sym10	15.4856	0.0260
	Minimax	4	Sym10	13.9797	0.0367
10 dB	Universel	3	db10	17.6177	0.0159
	Heursure	3	db10	17.1276	0.0178
	Rigsure	4	Sym10	17.8548	0.0151
	Minimax	3	Sym10	17.4405	0.0166

Tableau (IV.19) : Meilleures performances de l'analyse par ondelettes pour différentes méthodes de débruitage par seuillage doux.

SNR	Méthode de débruitage	j	Ondelette	SNR	MSE
0 dB	Universel	6	Sym4	10.3315	0.0851
	Minimax	7	Sym10	6.6667	0.1978
5 dB	Universel	5	Sym10	16.1556	0.0223
	Minimax	4	Sym10	16.4513	0.0208
10 dB	Universel	4	db10	19.7077	0.0098
	Minimax	4	Sym10	18.4363	0.0132

Tableau (IV.20) : Meilleures performances de l'analyse par ondelettes pour différentes méthodes de débruitage par seuillage dur.

IV.9. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons appliqué la transformée en ondelettes discrète basée sur l'analyse mutirésolution pour le débruitage du signal ECG noyé dans un bruit blanc gaussien avec un rapport S/B égal à : 0, 5 et 10 dB. Une étude comparative entre différentes méthodes de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes a été effectuée, pour divers types de fonctions d'ondelettes et à différents niveaux de résolution en considérant les deux types de seuillage : doux et dur. Dans ce travail, nous avons défini deux critères d'évaluation ; le rapport signal sur bruit après analyse et l'erreur quadratique moyenne. La fonction d'ondelette la plus performante a été choisie en recherchant la valeur maximale du SNR_P et la valeur minimale du MSE. En plus, l'analyse basée sur ces deux critères nous a permis aussi de choisir la méthode de débruitage efficace donnant la meilleure qualité du signal débruité.

Conclusion générale

Conclusion générale

Le signal ECG traduit l'activité électrique du muscle cardiaque. Il peut être affecté par des anomalies dues soit aux bruits provenant du matériel d'enregistrement ou du corps humain ou bien des pathologies cardiaques. Ces anomalies se manifestent sur les tracés ECG par un changement de la forme des ondes et des segments caractéristiques.

Le débruitage reste toujours l'un des problèmes posés dans beaucoup de domaines des sciences et de la technologie. Le travail effectué dans le cadre de ce mémoire a permis de mettre en évidence comment la transformée en ondelettes pouvait améliorer la qualité des signaux ECG corrompus par un bruit.

L'approche que nous avons adoptée est basée sur les ondelettes considérées comme un outil adéquat pour les signaux non stationnaire du point de vue de la représentation à différentes échelles (fréquences). En effet, l'utilisation de la transformée en ondelette discrète basée sur le principe de l'algorithme de Mallat a permis la décomposition et la reconstruction à divers niveaux (échelles). Le débruitage du signal ECG noyé dans un bruit blanc a été réalisé en se basant sur le seuillage des coefficients de détails obtenus de la décomposition en ondelettes.

Cette application nous a permis de mener une comparaison entre la méthode classique du choix de seuil (seuillage universel) et les autres méthodes utilisant un seuil adaptatif dépendant du niveau de décomposition. Par ailleurs, cette étude comparative nous a permis de trouver pour chaque méthode employée les meilleures fonctions d'ondelettes et le meilleur niveau de décomposition. Afin de répondre à cet objectif, nous avons défini deux critères d'évaluation ; le rapport signal sur bruit après analyse et l'erreur quadratique moyenne. La fonction d'ondelette la plus performante a été choisie en recherchant la valeur maximale du SNR_P et la valeur minimale du MSE. En plus, l'analyse basée sur ces deux critères nous a permis aussi de choisir la méthode de débruitage efficace donnant la meilleure qualité du signal débruité.

Nous avons constaté que pour le cas d'analyse avec un $SNR_0 = 0$ dB, la bonne qualité de débruitage est observée en utilisant la méthode HEURSURE avec un seuillage doux et la méthode de seuillage universel avec un seuillage dur. En cas du $SNR_0 = 5$ dB, la méthode

optimale est RIGSURE avec un seuillage doux et MINIMAX avec un seuillage dur. Dans le dernier cas ($SNR_0 = 10$ dB), RIGSURE est la méthode la plus performante avec un seuillage doux et le seuillage universel est le plus approprié avec un seuillage dur.

En plus, nous avons trouvé que sym8 et sym10 sont les meilleures ondelettes analysantes dans le cas du seuillage doux. Tandis que, les fonctions analysantes les plus performantes sont sym4, sym8 et db10 pour le seuillage dur.

Les fonctions d'ondelettes sym10 et db10 ont apporté des performances optimales, du fait de la grande similitude entre la forme des ondelettes en question et le complexe QRS du signal ECG représentant sa partie la plus caractéristique. En effet, la transformée en ondelettes est basée principalement sur une opération de corrélation entre le signal et la fonction d'ondelette analysante.

Enfin, nous terminons cette conclusion en évoquant quelques perspectives envisageables de notre travail :

- d'appliquer cette technique de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes pour le débruitage des autres signaux largement rencontrés en traitement du signal.
- d'étendre l'idée de débruitage basée sur la transformée en ondelettes pour le filtrage des signaux ECG de différents types de bruits réels pouvant les affecter lors de leurs enregistrements.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] J. Mackay, G. Mensah, 'The atlas of heart disease and stroke', Organisation Mondiale de la Santé, 2004.
- [2] S.A.Jones, 'ECG Success, Exercices in ECG Interprétation', A. A Davis 2008.
- [3] C. S. Chen, J. L. Hung, 'Theoretical aspects of vertically invariant gray-level morphological operators and their application on adaptive signal and image filtering', IEEE. Trans, Signal Process, pp. 1049-1060.
- [4] I.M.Alfredo, 'Segmentation de l'Electrocardiogramme pour la Modélisation de la dynamique du QT lors de l'exercice du hand grip', Thèse de doctorat électronique, Université de Rennes, 2008.
- [5] D. Rémi, 'Application des Nouvelles méthodes d'Apprentissage à la détection précoce d'anomalies en Electrocardiographie', Thèse de doctorat électronique, Université Paris 6, 2004.
- [6] J. Serra, L. Vincent, 'An overview of morphological filtering', Circuits. Systems and signal Processing 11 (1992), p. 47-108.
- [7] Z. Abedin, R. Conner, ' ECG Interpretation', Blackwell Publishing, 2008.
- [8] P. François, 'Pilotage d'Algorithmes pour la Reconnaissance en ligne d'arythmies Cardiaque', Thèse de doctorat informatique, Université de Rennes 1, 2005.
- [9] K. Balkine, 'Analyse et Modélisation d'Electrocardiogramme dans le cas de Pathologies Ventriculaires', Thèse de doctorat en Sciences, Université de nice-sophia Antipolis-UFR Sciences, 2005.
- [10] A. Bayés de Luna, 'Baisic Electrocardiographie', Normal and Abnormal ECG Patterns Broché , 22 août 2007.
- [11] M. Gabriel Khan, ' Rapid ECG Interpretation, ' 3eme edition, Associate Professor of Medcinie, University of Ottaw Cardiologist, 2007.

- [12] F. BELMAHDI, 'Application du filtre de Kalman pour le dé bruitage des signaux', Mémoire de magister, Université Mouloud Memmeri, Tizi Ouzou, 14/12/2015.
- [13] C. Cabrol, R. Vialle, 'Anatomie du cœur humain', Université Paris VI, Faculté de Médecine, 2002.
- [14] M. Gabriel Khan, 'Rapid ECG Interpretation', 3^{ème} édition, Associate Professor of Medicine, University of Ottawa Cardiologist, 2007.
- [15] M. Akhtar, 'The Electrocardiogram', 5eme parties, American Heart Association, 2000.
- [16] R. Polikar, 'the wavelet tutorial', <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/>
- [17] P. S Addison, 'Wavelet transforms and the ECG', Institute of physics publishing physiological measurement; *Physiol. Meas.*, 2005, 26, pp. R155–R199.
- [18] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J.M Paggi, 'Les ondelettes et leurs applications', 2003.
- [19] E. Bekiaris, S. Nikolaou, M. Panou, K. van Wees, G. Baten, 'User needs analysis per category of driving group, AWAKE D1_1. AWAKE (System for effective Assessment of driver vigilance and Warning According to traffic risk Estimation)', IST-2000-28062, June 2002, p. 262.
- [20] S. Mallat, 'Une exploration des signaux en ondelettes', Editions de l'Ecole Polytechnique, Ellipses édition, Paris, 2000.
- [21] N.E. Huang, Z. Shen, S.R. Long, M.C. Wu, H.H. Shih, Q. Zheng, N.C. Yen, C.C. Tung, and H.H. Liu, 'The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proceedings : Mathematical, Physical and Engineering Sciences', 454(1971) :903–995, 1998.
- [22] J.Ch. Cexus, 'Analyse des signaux non-stationnaires par Transformation de Huang, Opérateur de Teager-Kaiser, et Transformation de Huang-Teager (THT)', thèse de l'Université de Rennes 1, décembre 2005.
- [23] R. Aufrère, R. Chapuis, F. Chausse, 'Détection précise de bord de route par vision monoculaire embarquée', RFIA 2000, Volume II, pages 229-238, Paris, 1-3 février 2000.
- [24] N. BAILEK, '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.

- [25] I. TOUAFEK, '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 (Algérie) 28-jui-2018.
- [26] A. Cohen, 'Ondelettes et traitement numérique du signal', Edition Masson, Paris, 1992.
- [27] F. Truchetet, 'Ondelettes pour le signal numérique', Edition Hermès, Paris, 1998.
- [28] Y. Misiti, G. Oppenheim , J. M. Poggi , 'Les ondelettes et leurs applications', Hermès, Paris, 2003
- [29] D. L. Donoho & I.M. Johnstone, 'Ideal Denoising in an orthonormal basis chosen from a library of bases, Department of Statistics', Stanford University, 1994.
- [30] D. L. Donoho , 'De-Noising By Soft-Thresholding', IEEE Transactions on Information Theory, 1994
- [31] C. Stein, 'Estimation of the mean of multivariate normal distribution', Annals of statistics, 9:195-211, 1994.
- [32] CH. CHESNEAUX , 'Quelques contribution à l'estimation fonctionnelle par méthode d'ondelettes', université pierre et Marie curie-PARIS VI, thèse de doctorat en science de l'université pierre et Marie, 2006.
- [33] MIT-BIH (<http://www.physionet.org/mitdb>).

ملخص

يتعلق العمل المنفذ في هذه الأطروحة بتطبيق التحويل المويجي المنفصل لتقليل الضوضاء من إشارة تخطيط كهربية القلب (ECG). هذا الأخير هو إشارة فسيولوجية تستخدم على نطاق واسع في الممارسة السريرية كأحد أقوى الأدوات لتقييم الحالة القلبية للمرضى. إنه يمثل تتبع تباين النشاط الكهربائي للقلب بمرور الوقت .

النهج الذي اعتمدها يعتمد على الموجات التي تعتبر أداة مناسبة لتحليل الإشارات غير الثابتة من وجهة نظر التمثيل على مستويات مختلفة (الترددات). في الواقع ، فإن استخدام التحويل المويجي المنفصل على أساس مبدأ خوارزمية ملاط سمح بالتحلل وإعادة البناء على مستويات مختلفة (مقاييس). تم إجراء تقليل ضوضاء إشارة ECG الغارقة في الضوضاء البيضاء بناءً على عتبة معاملات التفاصيل التي تم الحصول عليها من تحلل الموجات.

الكلمات الدالة :

إشارة ECG ، تقليل الضوضاء ، تحويل الموجة المنفصلة ، خوارزمية ملاط.

Résumé

Le travail effectué dans ce mémoire concerne l'application de la transformée en ondelettes discrète pour le débruitage d'un signal électrocardiographique (ECG). Ce dernier est un signal physiologique très largement utilisé dans la pratique clinique comme l'un des outils les plus puissants pour évaluer l'état cardiaque des patients. Il représente le tracé de la variation de l'activité électrique du cœur au cours du temps.

L'approche que nous avons adoptée est basée sur les ondelettes considérées comme un outil adéquat pour l'analyse des signaux non stationnaire du point de vue de la représentation à différentes échelles (fréquences). En effet, l'utilisation de la transformée en ondelette discrète basée sur le principe de l'algorithme de Mallat a permis la décomposition et la reconstruction à divers niveaux (échelles). Le débruitage du signal ECG noyé dans un bruit blanc a été réalisé en se basant sur le seuillage des coefficients de détails obtenus de la décomposition en ondelettes.

Mots clefs :

Signal ECG, Débruitage, Transformé en ondelette discrète, Algorithme de Mallat.

Abstract

The work carried out in this memoir concerned with the application of the discrete wavelet transform for an electrocardiographic signal (ECG) denoising. It is a physiological signal widely used in clinical practice as one of the most powerful tools for assessing the cardiac status of patients. It shows the representation of the variation of the heart electrical activity in function of the time.

The approach that we adopted is based on wavelets considered as an adequate tool for analyzing non-stationary signals from the point of view of representation at different scales (frequencies). Indeed, the use of the discrete wavelet transform based on the Mallat algorithm principle allowed the decomposition and reconstruction at various levels (scales). The denoising of the ECG signal drowned in white noise was carried out based on the thresholding of the detail coefficients obtained from the wavelet decomposition.

Keywords:

ECG signal, Denoising, Discrete wavelet transform, Mallat algorithm.

