

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université MOULOUD MAMMARI DE TIZI OUZOU

Faculté de Génie Electrique et d'Informatique

Département d'Electronique.



MEMOIRE DE FIN D'ETUDES



En Vue de l'Obtention du Diplôme d'Ingénieur d'Etat
en Electronique.

Option : Communication.

THEME

*Détection de l'Onde R d'un
Electrocardiogramme Basée sur la
Transformée en Ondelette*

Présenté par :

Melle. BOUHERAOUA NASSIMA.

Melle. HAMMADI ALIMA.

Encadré par :

Mr. AIT BACHIR.

Promotion 2012

R remerciements

A travers ce modeste travail, nous tenons à remercier vivement notre promoteur Mr –AIT BACHIR- Y pour son soutien et ses conseils avisés. J'en profite également pour saluer sa compétence et son sérieux.

Nos remerciements les plus vifs s'adressent aussi aux messieurs le président et les membres de jury d'avoir accepté d'examiner et d'évaluer notre travail.

Nous exprimons également notre gratitude à tous les professeurs et enseignants qui ont collaboré à notre formation depuis notre premier cycle d'étude jusqu'à la fin de notre cycle universitaire.

Sans omettre bien sur de remercier profondément tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à réalisation du présent travail.

Introduction général

Chapitre I : Notion de cardiologie

I.1. Introduction	1
I.2. Anatomie du cœur	1
I.3. La conduction électrique du cœur	3
I.4. Fréquence cardiaque	4
I.5. Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques	6
I.6. L'Electrocardiogramme (ECG).....	7
I.6.1. Les dérivations.....	7
I.6.2. Ondes et Intervalles de L'ECG.....	10
I.7. Techniques d'enregistrement de l'ECG	12
I.8. Troubles du rythme et de la conduction cardiaque.....	13
I.8.1. Rythme sinusal.....	13
I.8.2. Blocs cardiaques.....	14
I.8.2.1. Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA).....	14
I.8.2.2. Blocs Auriculo-Ventriculaire (BAV).....	14
I.8.2.3. Blocs de branche.....	14
I.9. Les arythmies cardiaques	15
I.9.1. Extrasystoles supra-ventriculaires.....	15
I.9.2. Contraction ventriculaire prématurée (extrasystole ventriculaire).....	16
I.9.3. La tachycardie supra-ventriculaire.....	16
I.9.4. La fibrillation auriculaire.....	17
I.9.5. La tachycardie ventriculaire.....	17
I.9.6. Fibrillation ventriculaire.....	18
Conclusion	19

Chapitre II: Technique de traitement du signal

Introduction.....	20
II-1 Définition d'un signal.....	20
II-2 Classification des signaux	21
II-2-1 Signaux déterministes	21
II-2-1-1 Signaux périodique	21
a- Signaux quasi périodiques	21

b- Signaux transitoires	21
II-2-2 Signaux aléatoires	21
II-2-2-1 Signaux stationnaires	21
II-2-2-2 Signaux non stationnaires.....	22
II-3 Définition et différents types de bruit	22
II-3-1 Bruit déterministe	22
I-3-2 Bruit aléatoire.....	22
II-4 Méthode de traitement numérique.....	22
II-4-1 Transformée de Fourier	22
II-4-2 Transformée de Fourier à Court Terme (T.F.C.T) ou (TFFG)	24
II-4-2-1 Les fenêtres	25
a- Fenêtre rectangulaire	25
b- Fenêtres de Hamming et Hanning	25
II-4-2-1 Effet de fenêtrage	26
II-4-2-2 Algorithme de la T.F.C.T	26
Conclusion	28

Chapitre III: Théorie des ondelettes

Introduction	29
III.1. Définition d'une ondelette	29
III.2. La transformée en ondelettes	29
III-3 Caractérisation des ondelettes	30
III-4 Illustration du changement d'échelle et de la translation	30
III-5 Propriétés de la transformée en ondelette	31
III-5-1 Linéarité	31
III-5-2 Régularité	31
III-5-3 Localisation	32

III-5-4 Compacité	32
III-5-5 Orthogonalité	32
III-6 Transformée en ondelette continue	33
III-7 Transformée en ondelette discrète	35
III-8 Analyse multirésolution	36
III-8-1 Décomposition du signal original (analyse)	37
III-8-2 Reconstruction du signal original (synthèse)	38
III-8-3 Algorithme de MALLAT	39
III-8-4 Architecture pyramidale	39
III-9 Différentes familles d'ondelettes	40
III-9-1 Ondelette de HAAR	40
III-9-2 Ondelettes de Daubéchies	41
III-9-3 Les symlets	41
III-9-4 Ondelette de MORLET	42
III-9-5 Ondelette de MEYER	42
III-9-6 Chapeau mexicain	43
III-9-7 Ondelettes biorthogonales	43
III-10 Critères de choix de l'ondelette analysante	44
Conclusion	46

Chapitre IV : Application de la T.O au signal ECG

IV- Introduction	47
IV-1 Lecture et chargement des signaux ECG	47
IV-2- Prétraitement du signal cardiaque	48
IV-2-1- Filtrer le signal	49
IV-2-2- Suppression de la dérivée de la ligne de base	52

IV-2-3- Seuillage des coefficients	53
IV-2-4- Détection de l'onde R	54
IV-2-5- Mesure de la fréquence cardiaque	57
Conclusion	58

Conclusion General

INTRODUCTION GENERALE

Le développement de l'électrocardiogramme est l'aboutissement d'un effort scientifique visant à perfectionner un dispositif conçu pour l'élucidation de l'activité électrique du cœur. Le développement de l'électronique numérique et celle des outils informatiques vient faciliter le travail du cardiologue grâce à l'aide au diagnostic automatique rendu possible par le travail des chercheurs dans le domaine du "biomédical Engineering".

La lecture de l'ECG (Electrocardiogramme) représente une première étape de tout examen cardiologique. Si cette lecture est assistée par ordinateur, elle ne sera fiable que si les enregistrements ne présentent aucune composante indésirable ou bruit pouvant erroné le calcul de paramètres nécessaire à l'aide au diagnostic.

De nombreuses méthodes existent pour détecter efficacement le complexe QRS ou plus précisément l'onde R, ce qui permet en outre de caractériser la fréquence cardiaque. Chaque méthode possède ses avantages et ses inconvénients en termes de robustesse, de coût de calcul ou de complexité. La majorité des méthodes utilise le calcul de la dérivée, puis un seuillage. De nombreuses variantes existent, faisant intervenir d'autres caractéristiques (dérivée seconde, amplitude...). Ces multiples méthodes se différencient par leur plus ou moins grande sensibilité au bruit, perturbations de la ligne de base, etc. D'autres méthodes, plus récentes, ont vu le jour depuis une dizaine d'années, et sont basées par exemple, sur l'utilisation des ondelettes ou des réseaux de neurones pour la reconnaissance du QRS. La plupart des méthodes utilisant les TO sont basées sur le travail de Mallat et Hwang de détection des singularités utilisant les maximums locaux des coefficients en ondelettes issus de la décomposition d'un signal donné. Il est montré également dans que ces singularités correspondent à l'analyse d'une paire de module de maxima (minimum négatif/maximum positif) sur les échelles.

Dans le premier chapitre, nous présenterons des notions fondamentales sur l'électrocardiographie pour arriver à extraire le signal ECG, et définir la terminologie liée ce dernier.

Dans le deuxième chapitre nous avons présenté différentes techniques classiques du traitement du signal.

Le troisième chapitre est consacré à l'étude de la théorie des ondelettes, tout en mettant l'accent sur la transformée.

Le quatrième chapitre, consiste à l'application de la transformée en ondelette pour détecter les pics R et calculer la fréquence cardiaque.

En fin, nous clôturons notre travail par une conclusion.

CHAPITRE I

NOTIONS DE CARDIOLOGIE

I-1- Introduction :

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale est d'assurer un flux de sang adéquat continu et sous pression suffisante aux organes et aux tissus afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu. Dans ce chapitre, l'introduction à la cardiologie est volontairement limitée aux notions utiles à la compréhension des chapitres suivants. Le lecteur intéressé pourra cependant trouver des informations complémentaires détaillées dans [1,2] et de manière plus intuitive dans [3,4].

I-2- Anatomie du cœur :

Le cœur est un organe contractile assurant la circulation sanguine. C'est un muscle strié creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui communiquent par des valves d'admission qui, à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire respectivement. Sur la Figure (I.1), nous pouvons voir l'anatomie du cœur et des vaisseaux associés. Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques ou cardiomyocytes [5].

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

La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la

grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases :

La systole auriculaire, la contraction ventriculaire isovolumique et la systole ventriculaire [6].

- ✚ La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.
- ✚ La contraction ventriculaire isovolumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
- ✚ La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.

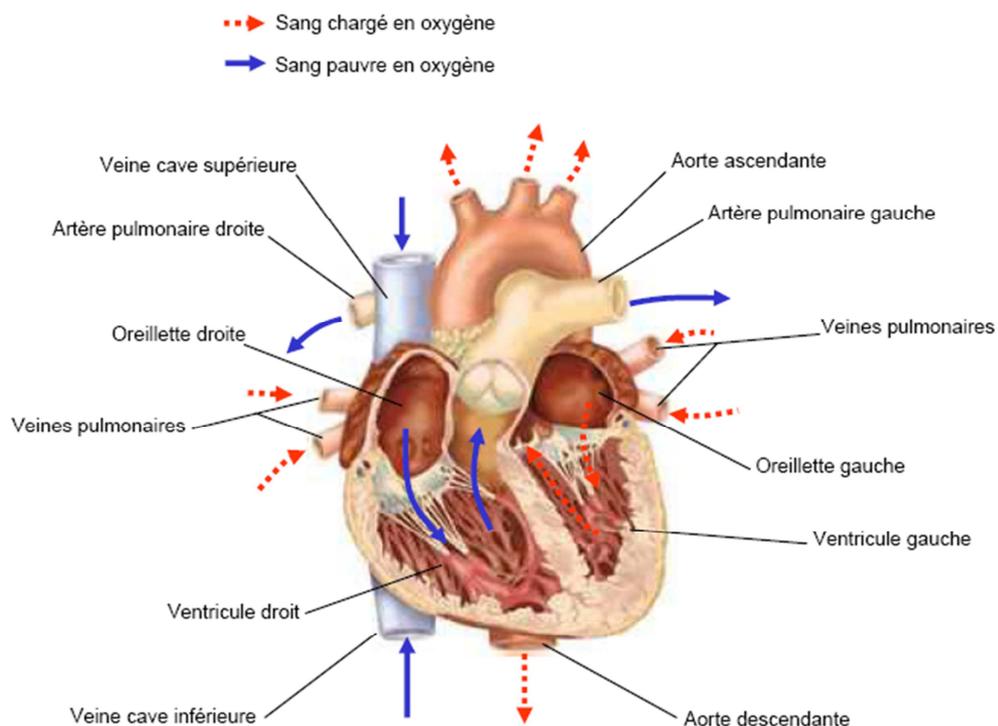


Figure (I.1): Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

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

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

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

I-3- La conduction électrique du cœur :

La contraction du muscle cardiaque (ou myocarde) a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi afin que la contraction soit la plus efficace possible. Le système spécialisé d'excitation/conduction électrique comprend: le nœud sinusal, les voies spécialisées internodales, le nœud auriculo-ventriculaire (NAV), le faisceau de His, appelé nœud pacemaker dominant du cœur, les branches droite et gauche et les fibres de Purkinje, comme montré sur la Figure (I.2) [5,6]. L'activité électrique normale du cœur suit la séquence d'activation suivante :

•Le nœud sinusal (NS):

L'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal qui est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite, au niveau où débouche la veine cave supérieure. L'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes. Cette activation est facilitée au moyen des voies spécialisées internodales qui relient le nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire.

• Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV) :

Il est situé en bas de l'oreillette droite et est constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est physiologiquement ralentie (environ 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations du NAV et d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, ce qui optimise la contraction ventriculaire.

- **Le faisceau de His :**

Il est situé dans la partie haute du septum interventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Le faisceau de His comprend un tronc initial qui se divise en deux branches, droite pour le ventricule droit et gauche pour le ventricule gauche.

- **Les fibres de Purkinje:**

Les branches du faisceau de His finissent dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation.

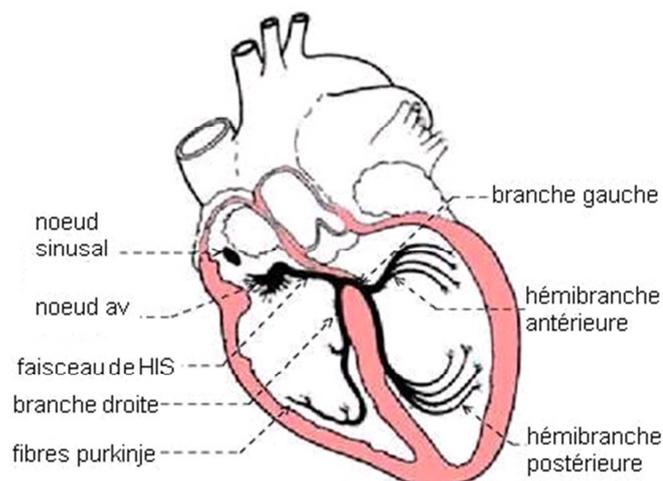


Figure (I.2): Le système spécialisé d'excitation.

I-4- Fréquence cardiaque :

On appelle fréquence cardiaque le nombre de battements du cœur par minute. Plusieurs facteurs peuvent l'influencer : nous savons par exemple qu'après une émotion forte (comme une peur) notre cœur "s'emballera".

Nous rappelons que le cœur est composé de cellules musculaires et que ces cellules ont besoin d'être stimulées (influx nerveux) pour se contracter. Cependant, le cœur échappe au phénomène de téτανisation (contraction permanente) qui se produit dans les muscles squelettiques, sinon il ne pourrait plus remplir son rôle de pompe.

En fait, il possède son propre système capable de générer des influx nerveux, qui assurent la contraction des fibres cardiaques, on dit qu'il est auto excitable. Plusieurs observations en témoignent : les battements cardiaques s'observent dès le début de la 4^{ème} semaine du développement embryonnaire et quelques jours plus tard le sang se met à circuler dans les vaisseaux de l'embryon, alors qu'il n'existe pas encore d'innervation du cœur; des contractions spontanées et rythmiques s'observent au niveau des fibres musculaires en culture de cellules; un cœur transplanté continue à battre alors que toutes ses connexions nerveuses ont été coupées.

Ce système appelé système de conduction du cœur ou système cardionecteur, est composé de cellules nodales, citées au paragraphe précédent. Ces cellules produisent des influx et les propagent dans le cœur afin que les fibres cardiaques se contractent des oreillettes aux ventricules pour que le cœur batte comme s'il était formé d'une seule cellule.

Le nœud sinusal (situé au-dessous de l'entrée de la veine cave supérieure) est le centre rythmogène ou pacemaker naturel du cœur : ses cellules se dépolarisent spontanément de 70 à 80 fois par minute, engendrant des influx qui se propagent par la suite dans le système de conduction du cœur et assurant ainsi les contractions rythmiques du cœur. Ce système est indépendant du système nerveux et c'est pourquoi on le dit autonome, cependant il peut être influencé par le système nerveux autonome.

Les pacemakers artificiels, ou stimulateurs cardiaques sont implantés de façon permanente ou transitoire dans le thorax pour réguler et maintenir un rythme cardiaque normal lorsque le nœud sinusal n'est plus en mesure de le faire correctement.

I-5- Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques :

On observe au niveau des fibres myocardiques au repos, une Différence de Potentiels (DP) entre le potentiel de la surface de la membrane positif et le potentiel intérieur de la cellule. Le potentiel de repos est de l'ordre de -80 à -90 mV. La contraction de myocarde est précédée par une inversion de cette DP, ce phénomène constitue le potentiel d'action, qui au niveau du myocarde se prolonge pendant une partie de la contraction. Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité d'abord totale, puis relative, du myocarde. Voir figure (I.3).

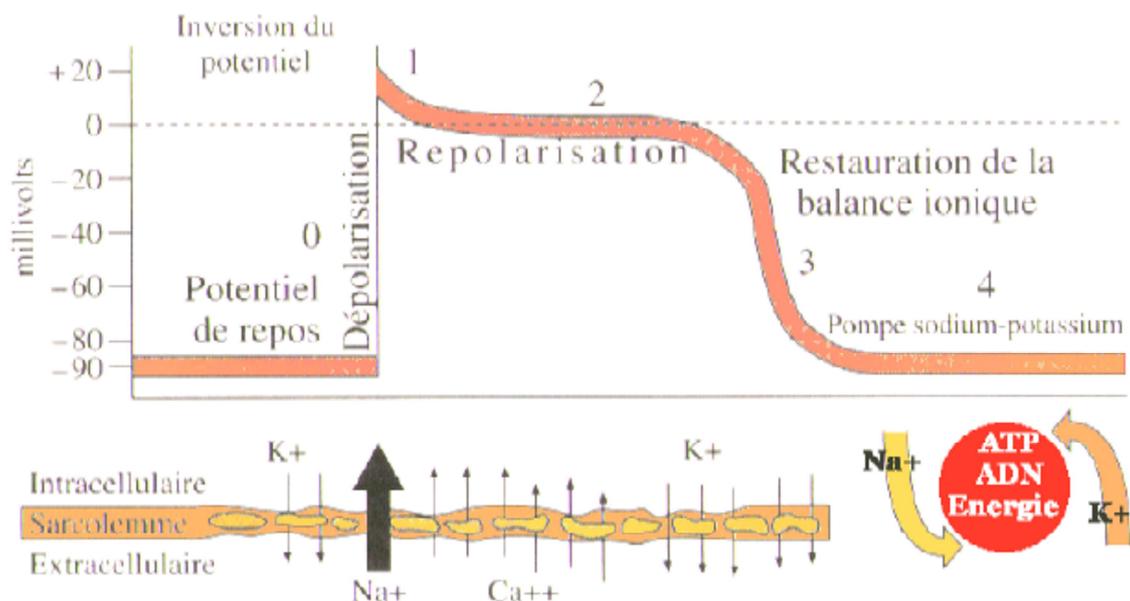


Figure (I.3): Le potentiel d'action

Le potentiel de repos (-90 mV) est lié essentiellement à l'existence d'une pile de concentration au potassium (potentiel d'équilibre = - 94mV). Le sodium intervient également pour le maintien de la valeur du potentiel de repos de -90 mV. Pendant le potentiel d'action, il existe des modifications des courants transmembranaires liés à un passage des ions Na⁺, K⁺, et Ca⁺⁺.

La dépolarisation rapide initiale (phase 0) est liée à l'entrée des ions Na⁺. Puis, le début de la repolarisation (phase 1) correspond à une augmentation d'ions

K⁺ sortants. Cette phase est suivie d'un plateau (phase 2) résultant de l'entrée de Ca⁺⁺, combinée à la sortie de K⁺. La reprise de la repolarisation (phase 3) correspond à nouveau à une sortie d'ions K⁺ jusqu'à ce que le potentiel de repos soit atteint (phase 4).

Le couplage entre les phénomènes électriques et la contraction des fibres myocardiques est assuré par les variations des concentrations intracellulaires de Ca⁺⁺.

I-6- L'Electrocardiogramme (ECG):

Le terme électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG [4,8].

I-6-1- Les dérivations:

Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps, selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels correspond à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le corps du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

Si on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, on ne sera pas en

mesure de le caractériser entièrement. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En pratique, douze dérivations sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur. On distingue :

- **Trois dérivations bipolaires (ou dérivations standard) :**

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

$$D_I = V_L - V_R$$

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

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

Où V_R correspond au potentiel au bras droit, V_L correspond au potentiel au bras gauche et V_F correspond au potentiel dans la jambe gauche. La jambe droite est reliée à la masse. Les vecteurs obtenus forment alors un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven comme donné sur la Figure (I.4).

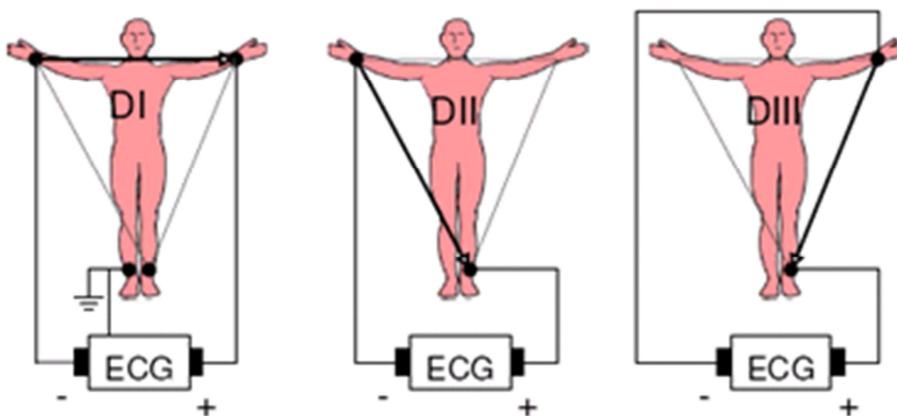


Figure (I.4): Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.

- **Trois dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF:**

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

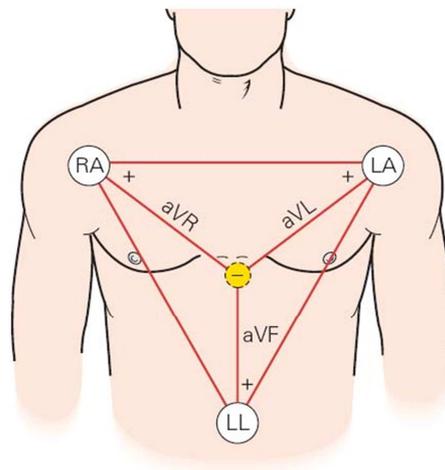


Figure (I.5): Dérivations unipolaires.

- **Six dérivations précordiales :**

Ce sont des dérivations unipolaires mises au point par Wilson (Wilson et al, 1944). Elles sont posées sur le thorax et sont désignées par la lettre V suivie du numéro de leur emplacement. Le potentiel de l'électrode exploratrice est pris par rapport à la moyenne des potentiels VL, VR et VF. Six points, définis par Wilson, permettent d'obtenir les dérivations V1 à V6. Leur emplacement est représenté sur la Figure (I.6).

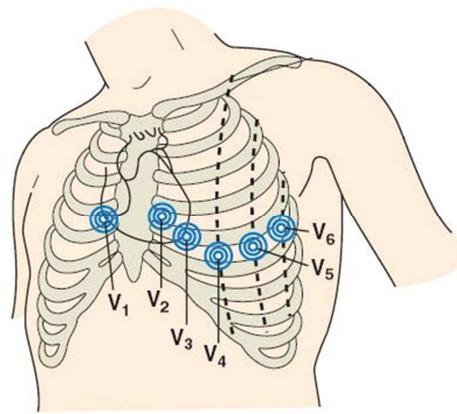


Figure (I.6): Dérivations thoraciques.

I-6-2- Ondes et Intervalles de L'ECG:

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives.

Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives [22,8] comme montré sur la Figure (I.7).

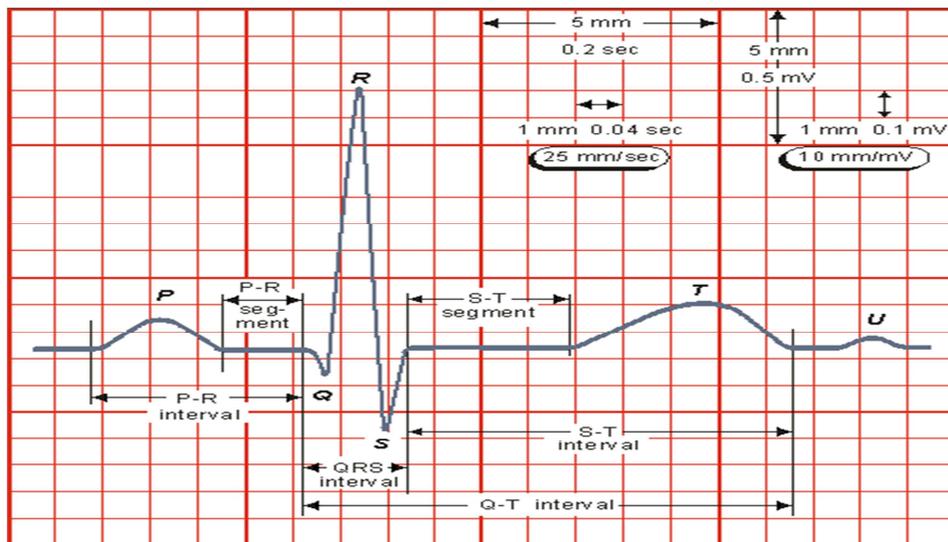


Figure (I.7): Tracé ECG.

- **L'onde P**

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante.

- **le complexe QRS**

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

- **L'onde T:**

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou bi-phasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques.

L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles comme on peut voir sur la Figure (I.7):

- **L'intervalle RR:**

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

- **Le segment ST:**

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

- **L'intervalle PQ:**

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

- **L'intervalle QT:**

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.

I-7- Techniques d'enregistrement de l'ECG :

L'électrocardiographie sert à enregistrer l'activité électrique du cœur par l'intermédiaire des différentes électrodes exploratrices précédemment décrites, l'électrocardiographe comprend 6 éléments principaux, Figure (I.8) [9] :

- Le circuit électrique constitué par l'ensemble des différentes électrodes exploratrices au contact du sujet, captant les différences de potentiel d'origine cardiaque.
- Un système amplificateur des impulsions nées dans le circuit précédent.
- Un galvanomètre.
- Un système inscripteur branché sur le galvanomètre, ayant une très faible inertie.

- Un fil de terre isolant, fixée sur le sujet à la jambe droite.
- Un fil de terre sur l'appareil qui élimine les courants parasites.

L'électrocardiographe utilise du papier millimétré divisé en grandes divisions (5mm x 5mm) et petites divisions (1mm x1mm). Une déflexion de 2 grandes divisions ou 10mm correspond à une tension de 1 mV. L'échelle du temps dépend de la vitesse de défilement du papier.

Celle-ci est normalement de 25 mm/s, ce qui fait correspondre 0.20s à une grande division et 0.04s à une petite division. La vitesse de 50 mm/s est aussi utilisée pour mieux examiner les complexes QRS lorsque la fréquence cardiaque est trop élevée ou des détails particuliers de l'électrocardiogramme sont nécessaires. Les quatre électrodes des membres permettent d'obtenir les trois dérivations frontales DI, DII, DIII l'électrode jaune correspond au bras gauche, la rouge au bras droit, la verte au pied gauche, la noire au pied droit.

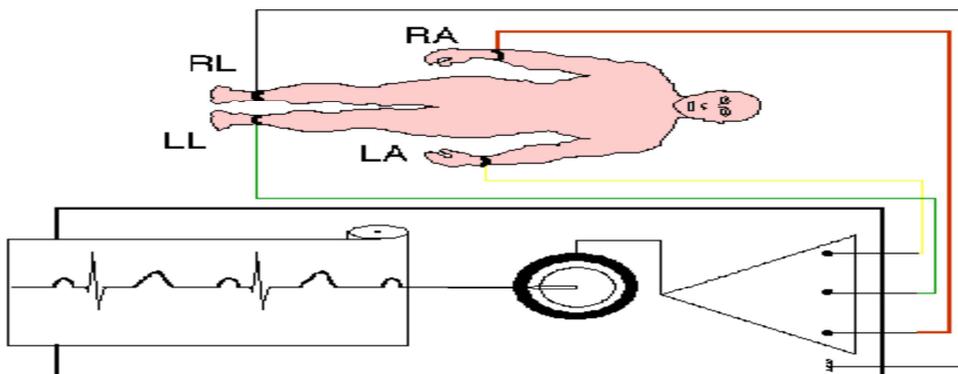


Figure (I.8): Système d'enregistrement d'ECG. Sur ce schéma, l'ECG se compose des trois dérivations bipolaires DI, DII et DIII.

I-8- Troubles du rythme et de la conduction cardiaque:

I-8-1- Rythme sinusal:

Le rythme sinusal est le rythme normal cardiaque. Il correspond à une activation physiologique des oreillettes, puis des ventricules, à partir du nœud sinusal. Son rythme est compris entre 60 à 80 battements par minute avec un intervalle régulier entre des battements normaux. Le cœur

s'accélère normalement lors de l'activité physique, dans les circonstances physiologiques qui exigent un surcroît de demande métabolique ou sous l'effet des émotions ou d'excitants tels que café, tabac et alcool.

I-8-2- Blocs cardiaques:

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

I-8-2-1- Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA):

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

I-8-2-2- Blocs Auriculo-Ventriculaire (BAV):

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

I-8-2-3- Blocs de branche:

Le bloc de branche est dû au blocage de la dépolarisation dans une des branches du faisceau de His. Un bloc dans l'une ou l'autre branche provoque un retard dans la dépolarisation du ventricule auquel elle appartient. La dépolarisation des ventricules est désynchronisée et le complexe QRS est élargi par rapport à l'ECG normal comme montré sur la Figure (I.9).

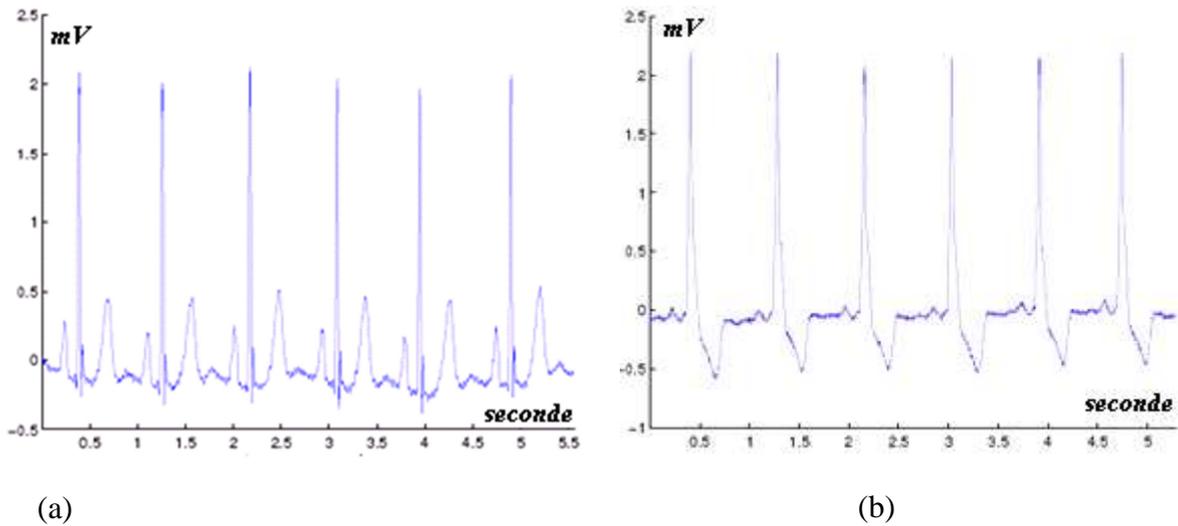


Figure (I.9): Exemples d'ECG : (a) normal et (b): bloc de branche gauche.

I-9- Les arythmies cardiaques :

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

La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole. On classe les arythmies en fonction de leur lieu de formation et de leurs effets sur le rythme cardiaque. Si le trouble se déclare dans les oreillettes ou le nœud atrio-ventriculaire, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire; s'il apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmie ventriculaire. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie (tachy = rapide); si elle le ralentit, on parlera alors de bradycardie (brady = lent) [7].

I-9-1- Extrasystoles supra-ventriculaires:

Une extrasystole supra-ventriculaire est caractérisée par une stimulation cardiaque prématurée par rapport au rythme de base. Selon son

origine, elle pourra être auriculaire (oreillettes) ou jonctionnelle (nœud atrio-ventriculaire). Souvent l'hypertension artérielle, en raison de sa surcharge pour le cœur, provoque une distension des oreillettes et leur contraction prématurée. La faiblesse du muscle cardiaque peut constituer une autre cause de ce type d'extrasystole.

I-9-2- Contraction ventriculaire prématurée (extrasystole ventriculaire):

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

I-9-3- La tachycardie supra-ventriculaire:

Lors de tachycardie paroxystique, le cœur s'emballé soudainement et bat très rapidement, jusqu'à 150 à 220 fois par minute comme montré sur la Figure (I.10). Ces épisodes peuvent durer quelques secondes ou se prolonger pendant plusieurs heures. Ils s'arrêtent aussi soudainement qu'ils sont apparus. Les tachycardies supra ventriculaires peuvent apparaître dès le très jeune âge et persister toute la vie. Après ces crises, le sujet se sent fatigué, mais ce type d'arythmie est rarement dangereux. Elles nécessitent néanmoins l'attention du médecin, car elles peuvent être gênantes et diminuer la qualité de vie.

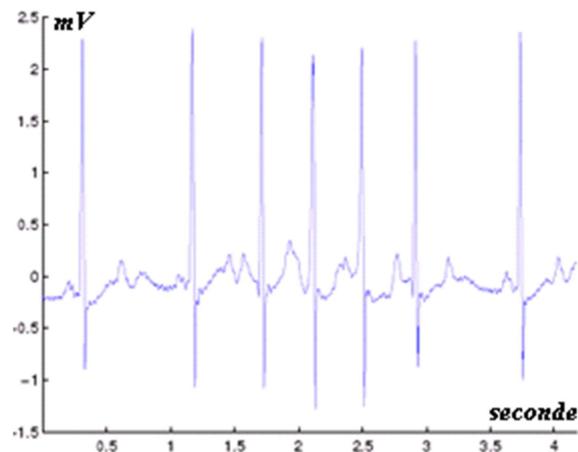


Figure (I.10): Tachycardie supra-ventriculaire

I-9-4- La fibrillation auriculaire:

Une fibrillation auriculaire est définie comme la contraction anarchique des oreillettes, qui entraîne une contraction rapide et irrégulière des ventricules comme montré sur la Figure (I.11). Il s'agit d'un trouble du rythme du cœur très fréquent, en particulier chez les sujets de plus de 60 ans. Le diagnostic est difficile car les symptômes de fibrillation auriculaire ne sont absolument pas ressentis.

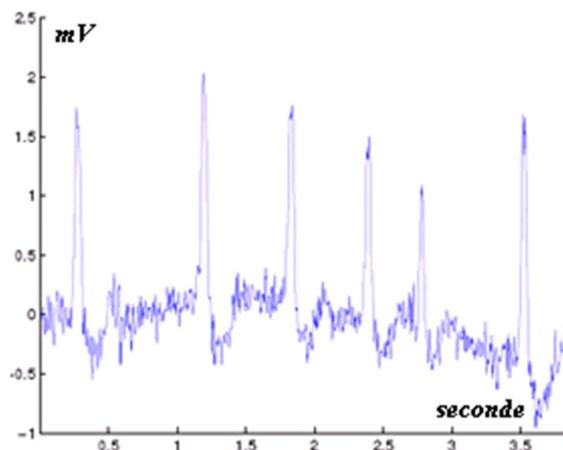


Figure (I.11): Fibrillation auriculaire

I-9-5- La tachycardie ventriculaire:

La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement du muscle cardiaque. Elle peut apparaître à tout âge, mais elle est fréquemment la conséquence d'un infarctus du myocarde. Elle

se manifeste par la désynchronisation des battements ventriculaires qui conduit à une diminution du pompage du sang voir Figure (I.12).

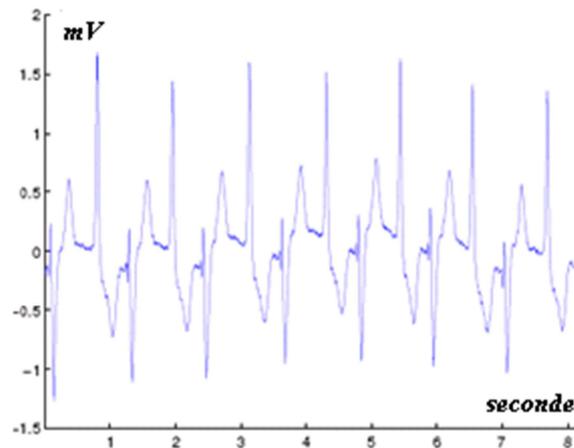


Figure (I.12): Tachycardie ventriculaire

I-9-6- Fibrillation ventriculaire:

La fibrillation ventriculaire (FV) est parfois inaugurale (mort subite), précoce (fibrillation ventriculaire primaire de bon pronostic), parfois tardive (fibrillation ventriculaire secondaire) accompagnant alors un anévrisme du ventricule gauche suite à un mauvais diagnostic.

La fibrillation ne peut pas se produire dans un milieu homogène. En fait, la période réfractaire, l'excitabilité, ainsi que la vitesse de conduction n'ont pas des propriétés constantes partout dans le tissu ventriculaire comme montré sur la Figure (I.13).

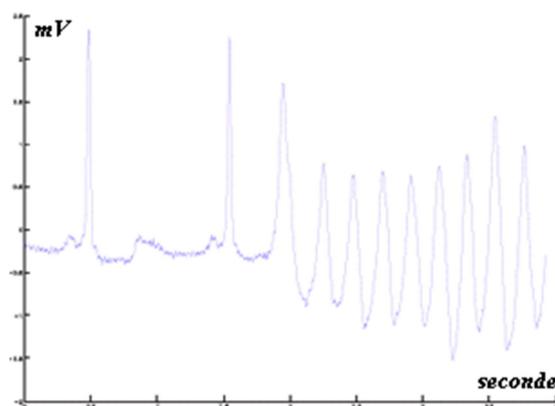


Figure (I.13): Fibrillation ventriculaire

Conclusion :

Le cœur est l'élément centrale du système cardiovasculaire qui permet l'alimentation en oxygène, il est composé de quatre cavités : deux oreillettes et ventricules .A chaque battement, leur contraction successive peuvent être suivies depuis l'extérieur du corps par des électrodes, collées à la surface de la peau, qui mesurent l'activité électrique des fibres musculaires cardiaques que l'électrocardiogramme traduit par une succession d'ondes significatives.

La recherche de l'information utile dans le signal ECG nécessite des traitements permettant une détection et une classification des arythmies cardiaque tout en analysant automatiquement le tracé Holter car il permette de mettre en évidence un grand nombre de pathologies.

CHAPITRE II

Techniques de traitement du signal

II- Introduction :

L'analyse de signal porte sur un vaste ensemble de phénomènes et réalités physique, diverses : l'évolution de l'intensité du courant électrique en un point d'un réseau est un signal électrique, la vibration de la terre est un signal sismique, l'activité du cœur est un signal bioélectrique .ces signaux dépendent d'une seule variable le temps.

Le traitement du signal consiste à extraire des informations contenue dans ce signal plusieurs méthodes et analyses ont été développées relativement à ce sujet.

L'analyse de Fourier étant la plus ancienne et la plus connue, nous propose une approche globale de l'information contenue dans le signal. Cette dernière considère le signal comme une fonction infinie, ainsi toute notion de localisation et d'information temporelle disparaît dans l'espace de Fourier .il faut donc trouver une représentation qui fait apparaître l'information temporelle et fréquentielle.

Une première solution a été introduite par Denis GABOR à l'aide d'une fonction « fenêtre » limitée dans le temps, laquelle en translatant pour visualiser le signal partie par partie.

II-1- Définition d'un signal :

Un signal est fonction d'une ou plusieurs variables servant à la transition d'une commande ou d'une information. Le signal constitue le support d'une information.

Suivants leur nature, on peut distinguer plusieurs types de signaux.

❖ Dimension d'un signal:

- 1D dépend d'un unique paramètre (courbe de température (t))
- 2D dépendant de deux paramètres (mammographie (x,y))
- nD dépendant de n paramètres (échocardiographique)

On se restreint ici au cas des signaux 1D dépendant du temps

II-2- Classification des signaux:

On peut classer les signaux en deux grandes catégories

- Les signaux déterministes.
- Les signaux aléatoires.

II-2-1- Signaux déterministes :

Ils sont définis par les équations mathématiques à chaque instant. Cette catégorie est divisée en deux classes

II-2-1-1- Signaux périodique:

Ce sont des signaux dont l'amplitude se répète dans des intervalles réguliers. Les signaux non périodiques, parmi lesquels on retrouve les signaux quasi périodiques et les signaux transitoires.

a- Signaux quasi périodiques:

Sont des signaux composés d'une somme de plusieurs sinusoïdes.

b- Signaux transitoires:

Sont définis dans un intervalle de temps donné, en dehors de cet intervalle ils seront nuls.

II-2-2- Signaux aléatoires :

Les signaux aléatoires sont définis par des grandeurs dont les valeurs successives sont gérées par la loi de probabilité. Ce sont des signaux à puissance moyenne finie.

La catégorie des signaux aléatoires se divisent en deux classes :

II-2-2-1- Signaux stationnaires:

Ce sont des signaux dont les propriétés statistiques sont les mêmes quelque soit l'origine du temps considéré (translation de l'origine du temps).

II-2-2-2- Signaux non stationnaires:

Ce sont des signaux pour lesquels l'amplitude a une variation particulière dans un intervalle de temps donnés.

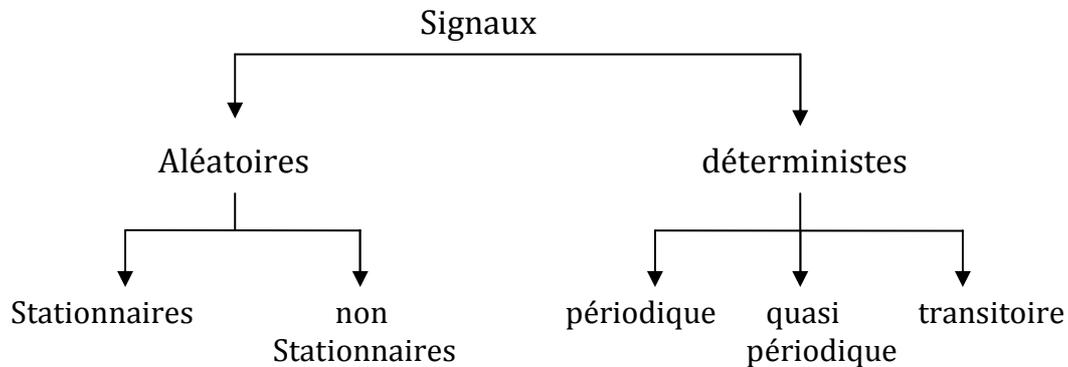


Figure II-1 : Classification des signaux

II-3- Définition et différents types de bruit:

Le bruit est un signal indésirable qui masque ou dégrade le signal utile. Il peut être de nature déterministe (prévisible) ou aléatoire (imprévisible).

II-3-1- Bruit déterministe:

Le bruit déterministe est un son. Le son possède des fréquences précises et donc des harmoniques. Du fait qu'il y a des groupes de signaux qui se répètent dans le temps (périodicité), le signal devient prévisible.

I-3-2- Bruit aléatoire:

Le bruit aléatoire n'est pas prévisible. A chaque instant, le signal a une certaine probabilité d'avoir une certaine amplitude. Le bruit de la rue est un bruit aléatoire.

II-4- Méthode de traitement numérique:

II-4-1- Transformée de Fourier:

La transformée de Fourier est un outil majeur dans l'analyse du signal. Elle permet de passer de la représentation temporelle à la représentation fréquentielle, son expression est la suivante :

$$S(t) \longrightarrow s(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{-2j\nu\pi t} dt \quad (\text{II-1})$$

S (ν) Peut s'écrire :

$$S(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cos(2\pi\nu t) dt + j \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \sin(2\pi\nu t) dt \quad (\text{II-2})$$

D'où : $s(\nu) = A(\nu) + jB(\nu)$

Tel que $A(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cos(2\pi\nu t) dt$ et $B(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \sin(2\pi\nu t) dt$

$s(\nu) = |s(\nu)| e^{-j\varphi}$ avec $|s(\nu)| = [A(\nu) + B(\nu)]^{1/2}$: Spectre d'amplitude de $s(t)$.

($\varphi = \arctg B(\nu)/A(\nu)$) : Spectre de phase de $s(t)$.

Malgré son immense intérêt, cette technique a plusieurs limites en particulier son manque évident de localisation temporelle. En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences contenues dans un signal, c'est à dire son spectre de fréquence, mais ne permet pas de savoir à quel instant ces fréquences ont été émises.

Cette analyse donne une information globale et non locale, car les fonctions d'analyse utilisées sont des sinusoides qui oscillent indéfiniment sans s'amortir.

Cette perte de localité n'est pas un inconvénient pour analyser des signaux dont la structure n'évolue pas ou peu (statiquement stationnaires), mais devient un problème pour l'étude des signaux non stationnaires, car l'information qui est véhiculée dans l'évolution temporelle du signal est perdue lors du passage à la représentation fréquentielle.

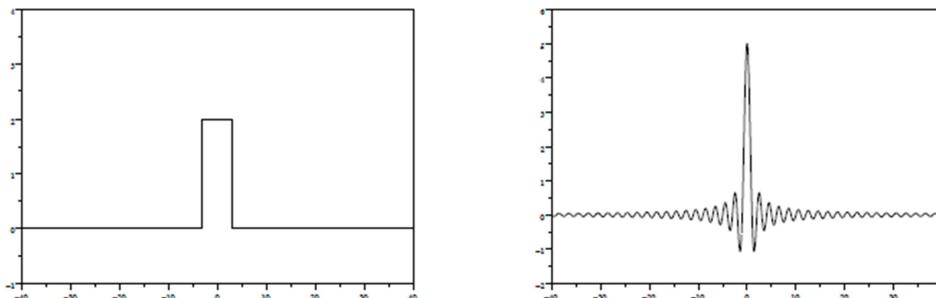


Figure II-2: Exemple de la Transformée de Fourier.

Si on prend l'exemple de la Figure (III-2), on remarque que lors du passage de la représentation temporelle à la représentation fréquentielle l'information liée au temps est perdue. En effet, dans la représentation fréquentielle, il est impossible de savoir à quel instant le pic a eu lieu.

L'analyse de Fourier ne permet pas l'étude des signaux dont la fréquence varie dans le temps. De tels signaux nécessitent la mise en place d'une analyse temps-fréquence qui permettra une localisation des périodicités dans le temps et indiquera donc si la période varie d'une façon continue, si elle disparaît par la suite, etc.

Pour les signaux non stationnaires, la première idée des traiteurs des signaux a consisté en l'introduction de la notion de stationnarité locale, qui revient à découper le signal à traiter en segments tel que ce signal est considéré comme stationnaire à l'intérieur de chaque segment, et à appliquer la T.F à chaque segment. Cette représentation est appelée Transformée de Fourier à Court Terme (T.F.C.T).

II-4-2- Transformée de Fourier à Court Terme (T.F.C.T) ou (TFFG):

Pour pallier aux limites de la T.F. GABOR dans les années 1940 définit la première forme de la représentation temps-fréquence (T.F.C.T) [11]. La technique consiste à découper le signal en tranches successives de telle sorte que le signal puisse, dans la durée de chaque tranche, être considéré comme stationnaire, chaque tranche de durée T est obtenue en multipliant le signal par une fenêtre temporelle de largeur finie, elle est considérée comme stationnaire. On peut alors appliquer la T.F, non pas au signal globale, mais à chacune des tranches de ce signal.

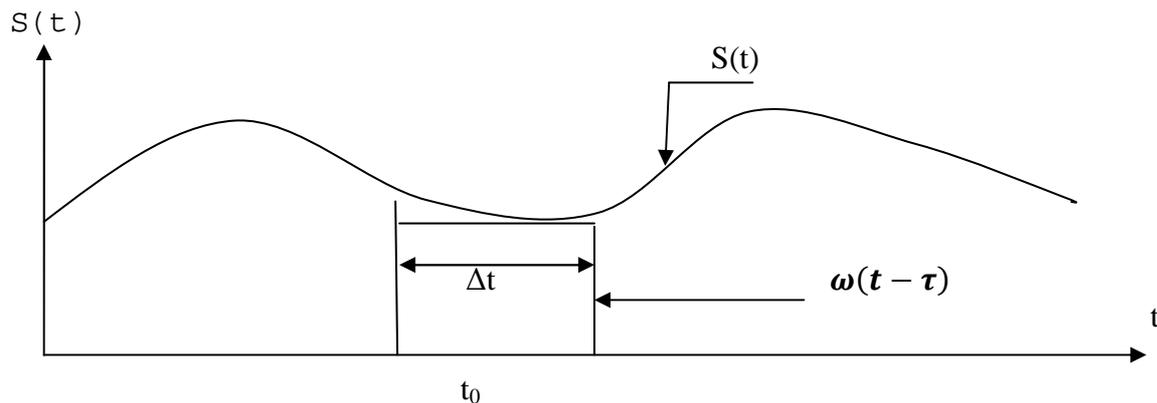


Figure II-3 : influence de la fenêtre glissante sur le calcul de la TF.

Avec $s(t)$: signal à traiter.

τ : Paramètre de translation de la fenêtre.

$\omega(t - \tau)$: Fonction introduisant la notion de fenêtre de Gabor

ω : Notation de la pulsation.

II-4-2-1- Les fenêtres:

En général, la transformation est appliquée au produit entre le signal et une fenêtre. Ces fenêtres affectent toujours le spectre vu la modification de la définition de la transformée de Fourier. Il existe plusieurs types de fenêtres.

a- Fenêtre rectangulaire:

La fenêtre rectangulaire a d'excellentes caractéristiques de résolution pour des signaux possédant des amplitudes comparables, mais c'est un choix mauvais pour des signaux possédant des amplitudes disparates.

b- Fenêtres de Hamming et Hanning:

Les fenêtres de Hamming et Hanning [12] sont généralement employées dans des applications à bande étroite, telles que le spectre d'un signal téléphonique.

II-4-2-1- Effet de fenêtrage:

En théorie, le calcul de la transformée de fourrier devrait s'effectuer sur un signal dans la durée est infinie. Or dans la pratique cette transformée ne peut se calculée que sur une fenêtre temporelle de largeur Δt . Il est donc nécessaire de considérer que le signal est nul en dehors de cette fenêtre et le rendre « artificiellement » infini en le répétant identiquement à lui-même. La multiplication du signal par la fenêtre temporelle Δt se traduit par une convolution de la TF du signal et la TF de la fenêtre, le spectre du signal sera donc modifié.

II-4-2-2- Algorithme de la T.F.C.T:

- 1- Choisir une fonction fenêtre de longueur finie N
- 2- Placer la fenêtre sur le début du signal au temps $t=0$
- 3- Tronquer le signal en le multipliant par cette fenêtre
- 4- Calculer la TF du signal tronqué.
- 5- Décaler incrémentalement la fenêtre vers la droite
- 6- Revenir au pas 3, jusqu'à ce que la fenêtre atteigne l'extrémité du signal.

Pour chaque partie où la fenêtre est centrée, nous obtenons une FT différente.

Malheureusement cette représentation (T.F.C.T) présente les inconvénients

suivants :

- ✚ La longueur de la plage étant fixée, il n'est pas possible d'analyser simultanément des phénomènes dont les échelles de temps sont différentes.
- ✚ La précision de l'analyse impose un compromis insurmontable entre la résolution temporelle et la résolution fréquentielle.
- ✚ La détermination de l'intervalle temporel dans lequel on peut considérer le signal comme stationnaire, est un inconvénient pratique.

Pour remédier aux limites de la T.F.C.T, MORLET a choisi une autre méthode [11]. Au lieu de garder la taille de la fenêtre fixe et de varier le nombre d'oscillations à l'intérieur de cette fenêtre, il a gardé le nombre d'oscillations constant, et fait varier la taille de la fenêtre, retirant ou la comprimant comme un accordé on. MORLET a pu alors localiser les basses fréquences avec des fenêtres plus larges.

Conclusion:

Les informations de fréquence et de temps d'un signal en un certain point du plan temps - fréquence ne peuvent être simultanément connues. De la même manière, pour les particules élémentaires, Heisenberg stipula que le moment cinétique et la position d'une particule ne peuvent être simultanément déterminés [12].

On ne peut savoir quelle composante spectrale existe à un instant donné. Le mieux qu'on puisse faire est de chercher quelles composantes spectrales existent pendant un intervalle de temps donné. C'est un problème de résolution et c'est la raison principale pour laquelle les chercheurs sont passés de la TFCT à la transformée en ondelette. La TFCT donne une résolution fixe pour tous les instants alors que la transformée en ondelette donne une résolution variable.

Les hautes fréquences sont mieux résolues en temps et les basses fréquences sont mieux résolues en fréquence. Ceci signifie, qu'aux hautes fréquences, les composantes sont mieux localisées en temps (moindre erreur relative) qu'aux basses fréquences. Au contraire, une composante de basse fréquence est mieux localisée en fréquence qu'une composante de haute fréquence.

CHAPITRE III

Theorie des ondelettes

III- Introduction :

L'analyse par ondelette a été introduite au début des années 1980, dans un contexte d'analyse du signal et d'exploitation pétrolière. Il s'agissait à l'époque de donner une représentation de signaux permettant de faire apparaître simultanément caractéristiques physique de la source du signal. Les ondelettes n'ont depuis cessé de développer et de trouver de nouveaux champs d'application.

III-1- Définition d'une ondelette:

L'analyse en ondelettes propose une évaluation importante de la T.F.C.T en ce sens qu'elle adopte une fenêtre de durée moyenne Δt variable en fonction de zone spectrale à analyser.

Une ondelette est la vibration la plus courte dans une plage de fréquence. Elle est donc concentrée en temps et en fréquence. L'idée de base est de décomposer un signal sur une famille de fonction translatées et dilatées à partir d'une fonction unique $\Psi(t)$ appelée ondelette mère. Le terme ondelette désigne une fonction qui oscille pendant un temps donné "si la variable est le temps" ou un intervalle de longueur finie "si la variable est de type spatiale". Au-delà la fonction décroît très vite vers zero.

III-2- La transformée en ondelettes:

La transformée en ondelette peut être définie comme étant la projection du signal sur la base des fonctions ondelettes [13, 14], appelées aussi ondelette filles ($\Psi(a,b)$). Les coefficients d'ondelettes sont définis comme suit :

$$\mathbf{T0 f(a, b) = C_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \left(\frac{t-b}{a} \right) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi_{a,b}(t) dt \quad (\text{III. 1})$$

avec:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad a > 0 \text{ et } b \in R \quad (\text{III. 2})$$

- Les coefficients d'ondelettes $C_{a,b}$ dépendent de deux paramètres a et b , où a est le facteur d'échelle et b le facteur de translation. Le pas de translation à l'échelle a est b/a .
- les facteur $\Psi_{a,b}(t)$ sont obtenues à partir de la dilatation et de la translation de la fonction ondelette mère $\Psi(t)$.

III-3- Caractérisation des ondelettes :

Les ondelettes (wavelets) sont issues de ce qu'on appelle onde mère (mother wave). On aboutira à représenter n'importe quel signal L^2 , par une base d'ondelettes qui ne sont que des versions dilatées et translatées de l'onde mère. La représentation d'un signal continu $x(t)$ par une base d'ondelettes est donnée par :

$$x(t) = \sum W(a, b) \cdot \Psi_{a,b}(t) \quad (\text{III. 3})$$

Où $W(a,b)$ est la pondération (le poids) de la contribution de l'ondelette

$\Psi_{a,b}$ liée à l'onde mère par :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{III. 4})$$

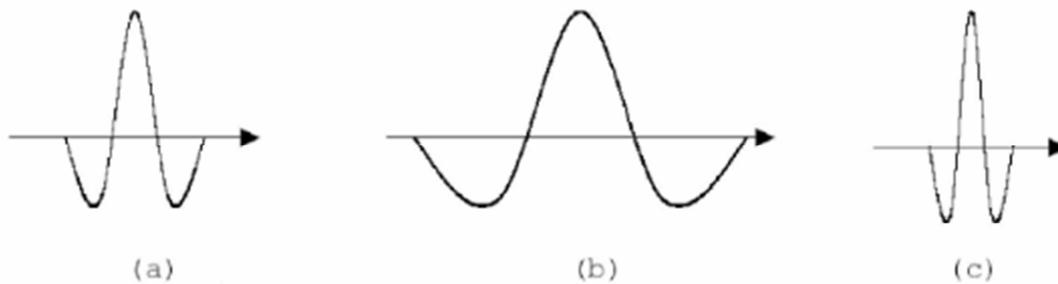
a : est l'échelle et b : est la translation.

La pondération de chaque ondelette est décrite par :

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (\text{III. 5})$$

III-4- Illustration du changement d'échelle et de la translation :

Le changement d'échelle sert à compresser ou dilater l'onde mère, ce qui mène à analyser les hautes fréquences ou les basses respectivement contenues dans un signal.



(a) L'onde mère ; **(b)** L'ondelette pour $0 < a < 1$; **(c)** L'ondelette pour $a > 1$

Fig. III.1: illustration de la variation du facteur d'échelle

Le facteur d'échelle est lié à la fenêtre analysante de l'ondelette. Une longue fenêtre veut dire une vue globale tandis qu'une courte veut dire une vue de détails. La translation est l'opération de glissement de l'ondelette tout au long du signal. C'est la technique similaire à celle de TFCT de GABOR.

III-5- Propriétés de la transformée en ondelette [15]:

III-5-1- Linéarité:

La transformée en ondelette est un opérateur linéaire si:

$$C(\alpha f_1 + \beta f_2) = C \alpha f_1 + C \beta f_2 \quad (f_1, f_2) \in L^2(\mathbb{R}) \quad (\alpha, \beta) \in \mathbb{C}^2$$

III-5-2- Régularité:

Une ondelette est dite régulière d'ordre 'n' si elle est 'n' fois continument dérivable. Cette propriété se traduit sur les coefficients d'ondelette par une amplitude importante, caractérisant une singularité dans le signal, et par la décroissance des valeurs des coefficients avec l'échelle de résolution. On peut noter qu'il existe un lien entre la régularité et les moments nuls d'une ondelette. Une ondelette Ψ a n moment nuls si :

$$M_p = \int t^p \Psi(t) dt \quad 0 \leq p \leq n \quad \text{(III.6)}$$

Elle est capitale pour la décomposition car la régularité implique une meilleure localisation fréquentielles des filtres.

III-5-3- Localisation:

La qualité de localisation en temps et en fréquence peut se mesurer par la borne d'incertitude du principe d'Heisenberg, qui assume une meilleure localisation. Lorsque cette incertitude est atteinte, une mauvaise localisation induit un étalement de l'énergie au signal autour d'un instant moyen et d'une fréquence moyenne pour une échelle donnée.

III-5-4- Compacité:

Cette propriété est indispensable pour l'algorithme rapide, car si la fonction d'échelle φ et d'ondelette Ψ sont à support compact, les filtres sont à réponse impulsionnelle finie.

Si cette condition n'est pas satisfaite, une décroissance de l'ondelette est souhaitable, pour que les filtres puissent être approchés par des filtres à réponse impulsionnelle finie.

Il n'est pas possible de construire des ondelettes ayant toutes ces propriétés réunies. Il faudra donc faire un compromis.

III-5-5- Orthogonalité:

L'orthogonalité permet de minimiser la redondance, autorisant un codage efficace grâce aux nombres de coefficients. L'orthogonalité simplifie la reconstruction qui reste néanmoins possible même lorsque cette propriété est vérifiée. La redondance (non-orthogonale) n'empêche pas la reconstruction, mais la rend plus compliquée, elle donne cependant plus de robustesse dans les calculs et une meilleure précision de reconstruction.

Le choix de l'ondelette est donc très ouvert, il faut cependant noter que la robustesse et la vitesse de convergence de l'algorithme de reconstruction sont très dépendantes du choix de l'ondelette.

Il est clair que la transformée en ondelette ne sera intéressante comme outil d'analyse du signal que si la fonction analyse (ondelette) reste bien localisée dans le temps et en fréquence.

Il existe différents types de famille d'ondelettes:

- On peut faire varier les paramètres a et b dans $\mathbb{R} \times \mathbb{R}$ (domaine continu). On parle alors de la transformation continue en ondelette (CWT).
- On peut faire varier les paramètres a et b dans un domaine discret, on parle de la transformation discrète en ondelette (DWT).

III-6- Transformée en ondelette continue :

Dans $L^2(\mathbb{R})$ espace des signaux d'énergie finie, la transformée en Ondelettes continue (TOC) d'une fonction f est définie par :

$$T(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (\text{III.7})$$

La fonction $\Psi_{a,b}$ est appelée ondelette et est définie par :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0) \quad (\text{III.8})$$

Dans cette définition, les indices a et b ont respectivement un rôle de dilatation et de décalage temporel à partir d'une fonction Ψ , dite ondelette mère, dont les propriétés restent à définir.

Le facteur de normalisation $\frac{1}{\sqrt{a}}$ assure la conservation de la norme pour les ondelettes, soit : $\|\Psi_{a,b}(t)\| = \|\Psi(t)\|$.

Le produit scalaire de f avec la $\Psi_{a,b}$ permet de mesurer les similitudes entre f et l'ondelette mère dilatée d'un facteur a et ce au temps b .

L'ondelette mère Ψ et sa transformée de Fourier ψ doivent vérifier un certain nombre de propriétés :

La première d'entre elle se nomme condition d'admissibilité.

Soit $\Psi(t) \in L^2$, alors :

$$2\pi \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(\omega)|^2 \frac{d\omega}{\omega} = C_\Psi < +\infty, \quad (\text{spectre à décroissance rapide}). \quad (\text{III.9})$$

Cette condition permet d'analyser le signal, puis de le reconstruire sans perte d'information. La condition d'admissibilité implique en outre que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence du continu (pour $\omega = 0$) doit être nulle. Soit :

$$\Psi(\omega)_{(\omega = 0)} = 0 \quad (\text{III.10})$$

Ceci implique en particulier deux conséquences importantes :

- la première est que les ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande
- la seconde apparaît en réécrivant l'équation (III.5) de façon équivalente sous la forme de l'équation suivante :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) dt = \Psi(0) = 0 \quad (\text{moyenne nulle}), \quad (\text{III.11})$$

Pour la reconstruction du signal, la conservation d'énergie entre la fonction et sa transformée assure la possibilité de reconstruction parfaite. Elle est analogue à l'égalité de Parseval pour la transformée de Fourier (TF). La propriété de conservation d'énergie se traduit par :

$$|f(t)|^2 = \frac{1}{C_\Psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |TOC_f(a, b)|^2 \frac{1}{a^2} da db \quad (\text{III.12})$$

et la reconstruction de f à partir de sa TOC s'écrit :

$$f(t) = \frac{1}{C_\Psi} \int_0^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |TOC_f(a, b)|^2 \Psi_{a,b}(t) \frac{1}{a^2} da db \quad (\text{III.13})$$

Il est à noter que la transformée en ondelette continue TOC est aussi implémentable sur les systèmes digitaux avec un lourd calcul provenant de la nature continue du facteur d'échelle et de la dilatation (Toutes les valeurs sont possibles).

III-7- Transformée en ondelette discrète:

La transformée en ondelettes continue est très redondante. Il suffit en pratique de quelques coefficients pour couvrir entièrement le plan temps-échelle. On discrétise ainsi la représentation continue en échantillonnant la fois le paramètre d'échelle a et le paramètre de translation temporelle b . un échantillonnage judicieux de ces grandeurs doit : Garantir la reconstruction du signal analysé, en trouvant un juste compromis entre redondance et perte d'information, et utiliser au mieux les caractéristiques propres aux fonctions analysantes $\psi_{a,b}$ et aux signaux que l'on désire étudier.

On appelle transformée en ondelettes discrète dyadique toute base d'ondelettes travaillant avec un facteur d'échelle $a=2^i$. Il est clair que la TOD est pratique en implémentation sur tout système numérique (PC, DSP, CARTE à $\mu P...$).

C'est pourquoi on choisit un échantillonnage logarithmiquement uniforme des paramètres et non pas un échantillonnage linéaire. La grille d'échantillonnage est la suivante :

$$\{(a, b) = (a_0^m, nb_0 a_0^m); a_0 > 1, b_0 > 0; n, m \in \mathbb{Z}\} \quad (\text{III.14})$$

Où m et n représentent les indices d'échelle et de temps, et l'ondelette qui lui est associée est :

$$\Psi_{m,n}(t) = a_0^{-\frac{m}{2}} \Psi^*(a_0^{-m}t - nb_0) \quad (\text{III.15})$$

Le problème de la discrétisation est alors reporté sur la transformation de l'intégrale en une somme double sur les indices m et n .

$$A \|f\|^2 \leq \sum_{mn} |\langle \Psi_{m,n}, f \rangle|^2 \leq B \|f\|^2 \quad (\text{III.16})$$

Pour la reconstruction du signal, une condition suffisante est d'avoir l'égalité des bornes A et B . Dans ce cas, la valeur commune des bornes est un indice de redondance lié à l'échantillonnage.

La transformée en ondelettes discrète se formalise comme suit :

$$\text{TOD}_{m,n}[f(t)] = a_0^{-\frac{m}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi^*(a_0^{-m}t - nb_0) dt \quad (n, m \in \mathbb{Z}) \quad (\text{III.17})$$

Et la formule de reconstruction s'écrit :

$$f(t) = \sum_m \sum_n \langle f, \Psi_{m,n}^* \rangle \Psi_{m,n}(t) = \sum_m \sum_n \text{TOD}_{m,n}[f(t)] \cdot \Psi_{m,n}(t) \quad (\text{III.18})$$

On choisit fréquemment les valeurs $a_0 = 2$ et $b_0 = 1$, ce qui conduit à une échelle logarithmique formant un réseau appelé réseau dyadique. ce choix a conduit à proposer des algorithmes rapides de décomposition en ondelettes discrète grâce à l'utilisation d'opérateurs de décimation et d'interpolation d'un facteur 2.

III-8- Analyse multirésolution :

L'analyse en multi-résolution permet d'analyser un signal en différentes bandes de fréquences, ce qui permet une vue de la plus fine et la plus grossière. Soit φ la fonction échelle. Elle doit être L^2 et ayant une moyenne non nulle. On forme une base de fonctions d'échelle pour tout $i \in \mathbb{Z}$ comme suit :

$$\varphi_{i,j} = 2^{-\frac{i}{2}} \varphi(2^{-i}t - j) \quad (\text{III. 19})$$

Et de la même manière la base d'ondelette :

$$\Psi_{i,j}(t) = 2^{-\frac{i}{2}} \Psi(2^{-i}t - j) \quad (\text{III. 20})$$

Le facteur d'échelle dyadique mène à :

$$\begin{aligned} \varphi(t) &= \sum_j 2 \cdot h(j) \cdot \varphi(2t - j) \\ \Psi(t) &= \sum_j 2 \cdot g(j) \cdot \varphi(2t - j) \end{aligned} \quad (\text{III. 21})$$

L'équation (III.21) représente la décomposition de la fonction d'échelle et de l'ondelette en combinaisons linéaires de la fonction d'échelle à la résolution haute suivante directement. On note que $h(j)$ et $g(j)$ sont les filtres passe bas et passe haut respectivement lors d'une décomposition par ondelettes.

III-8-1- Décomposition du signal original (analyse):

Le signal original $x[n]$, traverse deux filtre complémentaires et émerge en tant que deux signaux, donc on a besoin d'un filtre passe-bas $h[n]$ pour obtenir l'allure général appelée approximation ou moyenne, et un filtre passe-haut $g[n]$ pour estimer ses détails.

Pou la DWT seuls les signaux d'approximation sont à nouveau décomposés. Les signaux de détails issus du filtre passe-haut sont laissés de coté à chaque itération, on divise la résolution par 2. C'est la raison pour laquelle cette méthode est appelée analyse multi résolution.

afin d'éviter la perte d'information, on utilise deux paire de filtres complémentaires, et en quadrature pour que les fréquences coupées par l'un seront conservées par l'autre.

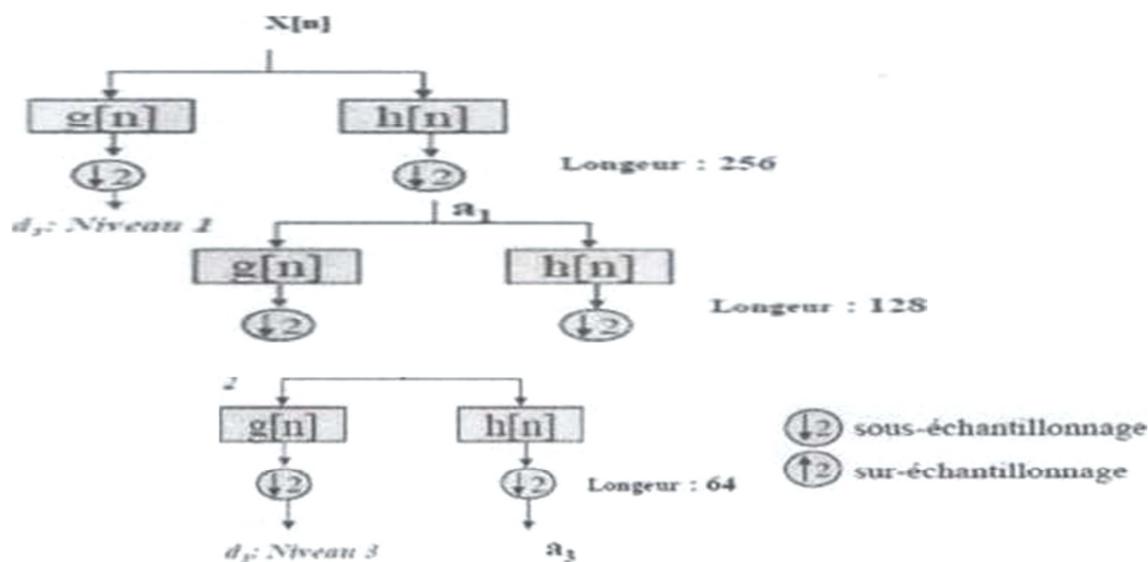


Figure III-2: Arbre d'analyse multi-résolution

❖ Nombre de niveaux:

Puisque le processus d'analyse est itératif, dans la théorie il peut être continu indéfiniment. En réalité, la décomposition peut procéder jusqu'à ce que les différents détails se composent d'un échantillon ou d'un pixel simple. Dans la pratique, on choisit un nombre approprié de niveaux basés sur la nature du signal et de l'application envisagée.

❖ Sous-échantillonnage:

En effectuant l'opération de filtrage sur un signal numérique réel, on retrouve deux fois autant de données qu'au début.

Pour y remédier, nous sous-échantillonons chaque signal d'un facteur 2, c'est-à-dire maintenir seulement une des deux composantes dans chacun des deux échantillons, on se ramène à deux signaux de longueur $N/2$ (N :longueur du signal initial).

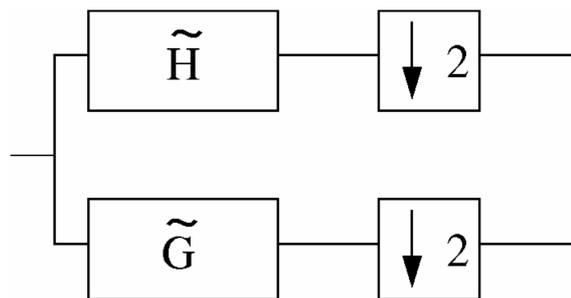


Figure III-3: Décomposition du signal par deux filtres passe-bas et passe-haut plus un sous-échantillonnage

H: filtre passe-haut.

G: filtre passe-bas

III-8-2- Reconstruction du signal original (synthèse):

La procédure est identique à celle de la décomposition mais opérant dans le sens inverse avec une modification au niveau des blocs de traitement; la décimation est remplacée par une interpolation qui permet de doubler à chaque pas la longueur de l'approximation et de détail en introduisant un zéro entre chaque échantillon.

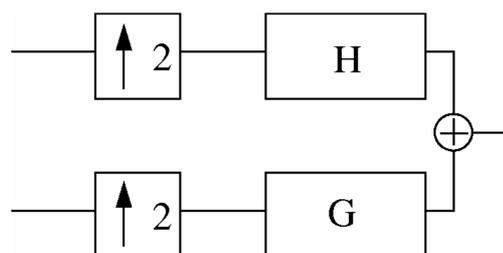


Figure III-4: Schéma de synthèse

III-8-3- Algorithme de MALLAT :

Cet algorithme est schématisé par la structure suivante :

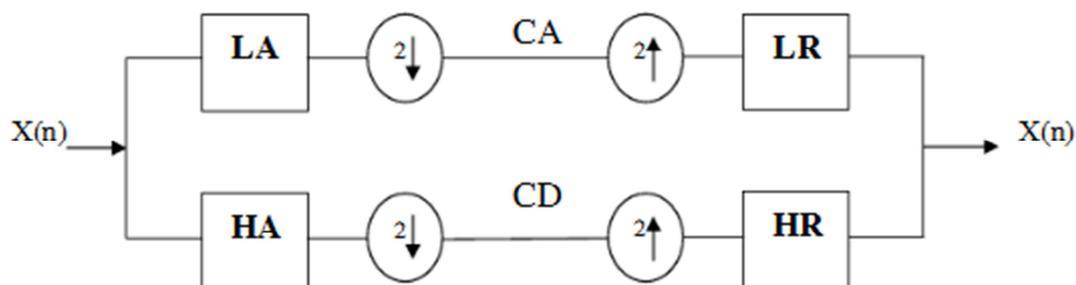


Figure III-5: Algorithme de MALLAT uni-dimensionnel

Le signal $x(n)$ est décomposé par les deux filtres d'analyse LA (filtre basses fréquences) et HA (filtres hautes fréquences) pour donner deux vecteurs respectivement CA (coefficients ondelette d'approximation) et CD (coefficients ondelette de détails). Tous les deux sont de taille approximativement égale à la moitié du vecteur d'origine. Ceci résulte de l'opération de décimation par 2 (down sampling).

La reconstruction parfaite est théoriquement possible. Tout d'abord, on fait passer les deux vecteurs CA et CD par un sur échantillonnage (upsampling) puis un filtrage par le filtre LR (filtre passe bas de reconstruction) pour le vecteur CA et le filtre LH (filtre passe haut de reconstruction) pour le vecteur CD. Ensuite, on somme ces deux vecteurs. Le vecteur résultant n'est que le vecteur d'origine $x(n)$.

Cette reconstruction est appelée reconstruction en banc de filtres. Elle est caractéristique aux signaux unidimensionnels. Le quadripole (LA, HA, LR et HR) forme un banc de filtres miroirs en quadrature.

III-8-4- Architecture pyramidale :

L'architecture pyramidale se base sur la décomposition de signal en deux signaux : approximations et détails. Le signal « approximations » est à son tour décomposé et ainsi de suite.

La figure (III-6) illustre cette stratégie.

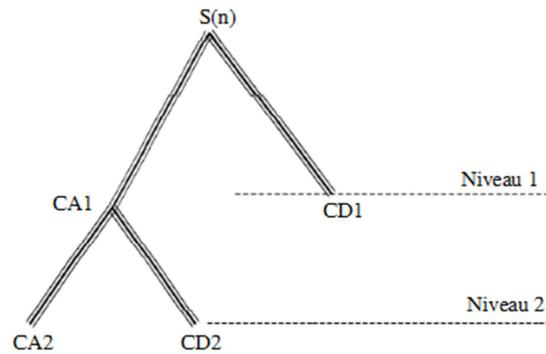


Figure III-6: Décomposition pyramidale de profondeur 2.

Ce schéma illustre la décomposition d'une profondeur (depth) de 2 niveaux. $S(n)$ est le signal original de taille N . $CA1$ est le signal basses fréquences de taille $N/2$ résultant de la première décomposition tandis que $CD1$ est le signal « détails » (hautes fréquences) issu de la même décomposition.

III-9- Différentes familles d'ondelettes:

II-9-1- Ondelette de HAAR:

L'ondelette de HAAR est la seule ondelette discontinue qui a un seul moment nul elle ressemble à la fonction escalier, donc si on effectue une projection d'un signal sur cette base on aura une allure escalier. Elle est définie par :

La fonction ondelette :

$$\begin{cases} \Psi(t) = 1 & \text{si } 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ \Psi(t) = -1 & \text{si } \frac{1}{2} \leq t \leq 1 \\ \Psi(t) = 0 & \text{ailleurs} \end{cases}$$

La fonction d'échelle:

$$\begin{cases} \varphi(t) = 1 & \text{si } t \in [0, 1] \\ \varphi(t) = 0 & \text{ailleurs} \end{cases}$$

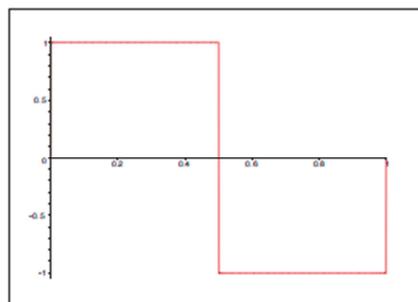


Figure (III-7): Ondelette de Haar

III-9-2- Ondelettes de Daubéchies:

Proposées 1988 par Ingrid DAUBECHIES, elle sont des ondelettes orthogonales à support compact; tout comme la fonction de Haar, notons que DAUBECHIES 1 n'est autre que Haar. Ces ondelettes n'ont pas d'expressions, cependant Daubéchie a proposé un algorithme de synthèse des filtres explicite et simple.

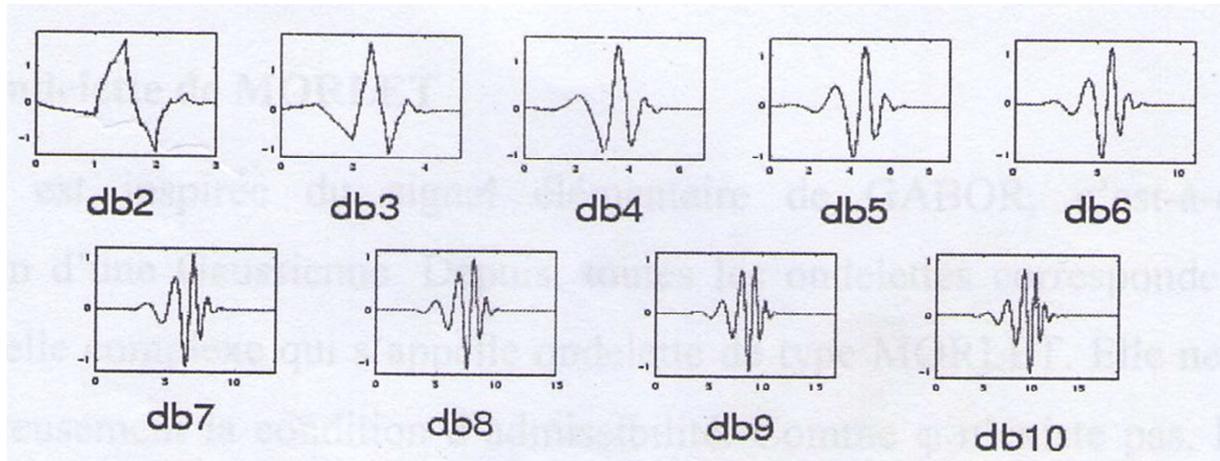


Figure III-8 : Ondelette de Daubechies.

❖ Propriétés des ondelettes de daubéchies

- Le nombre de moments nuls égal à l'ordre de l'ondelette Ψ les fonctions d'échelles φ est de $2N-1$
- Elle ne sont pas symétriques, d'ailleurs pour certaines l'asymétrie est plus prononcée
- La régularité augmente avec l'ordre de l'ondelette
- L'analyse est orthogonale

III-9-3- Les symlets:

Les symlets sont des ondelettes presque symétriques, construites par Daubéchies afin d'améliorer la symétrie des Daubechies.

Les propriétés de ces ondelettes sont similaire à celles des Daubéchies .

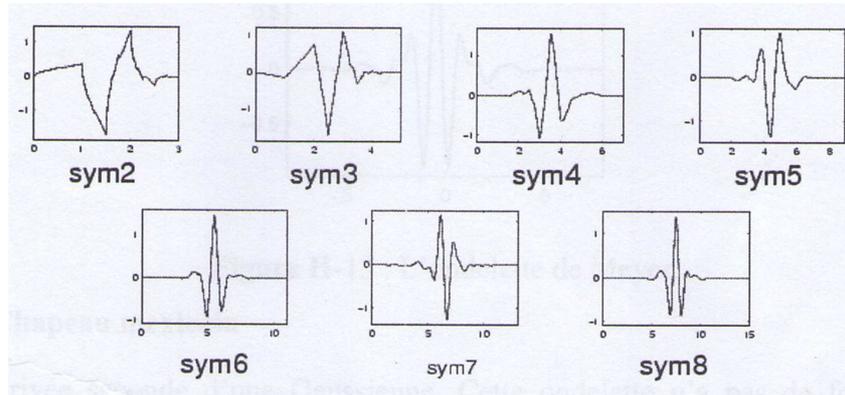


Figure III-9 : Les ondelettes «symlet »

III-9-4- Ondelette de MORLET:

Elle est inspirée du signal élémentaire de GABOR, c'est-à-dire par modulation d'une Gaussienne. Depuis, toutes les ondelettes correspondent à une exponentielle complexe qui s'appelle ondelette de type MORLET. Elle ne satisfait pas rigoureusement la condition d'admissibilité. Comme (p n'existe pas, l'analyse n'est pas orthogonale).

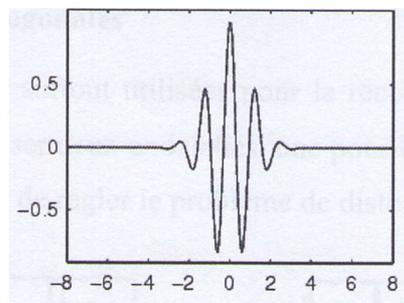


Figure III-10: Ondelette de Morlet.

III-9-5- Ondelette de MEYER:

Les fonctions Ψ et φ sont définies par les expressions explicites, mais dans le domaine fréquentiel avec une fonction auxiliaire. En changeant la fonction auxiliaire, on obtient une famille de différentes ondelettes.

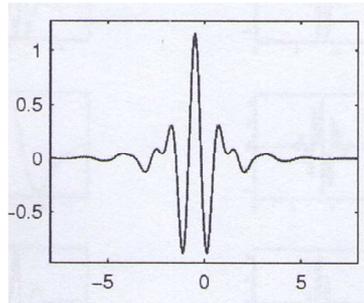


Figure III-11 : L'ondelette de Meyer.

III-9-6- Chapeau mexicain:

C'est la dérivée seconde d'une Gaussienne. Cette ondelette n'a pas de fonction d'échelle φ donc n'est pas orthogonale.

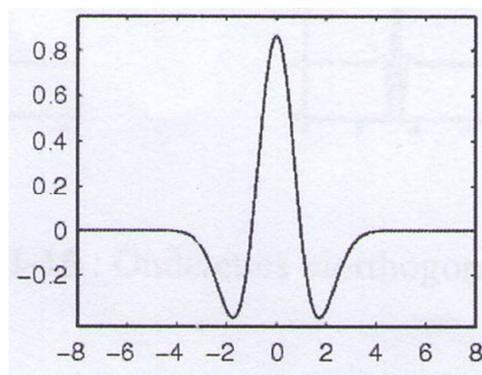


Figure III-12: l'ondelette chapeau mexicain.

III-9-7- Ondelettes biorthogonales:

Ces ondelettes sont surtout utilisées pour la reconstruction des signaux ou d'images. L'idée est d'utiliser deux ondelettes, une pour la décomposition et l'autre pour la reconstruction, afin de régler le problème de distorsion de phase.

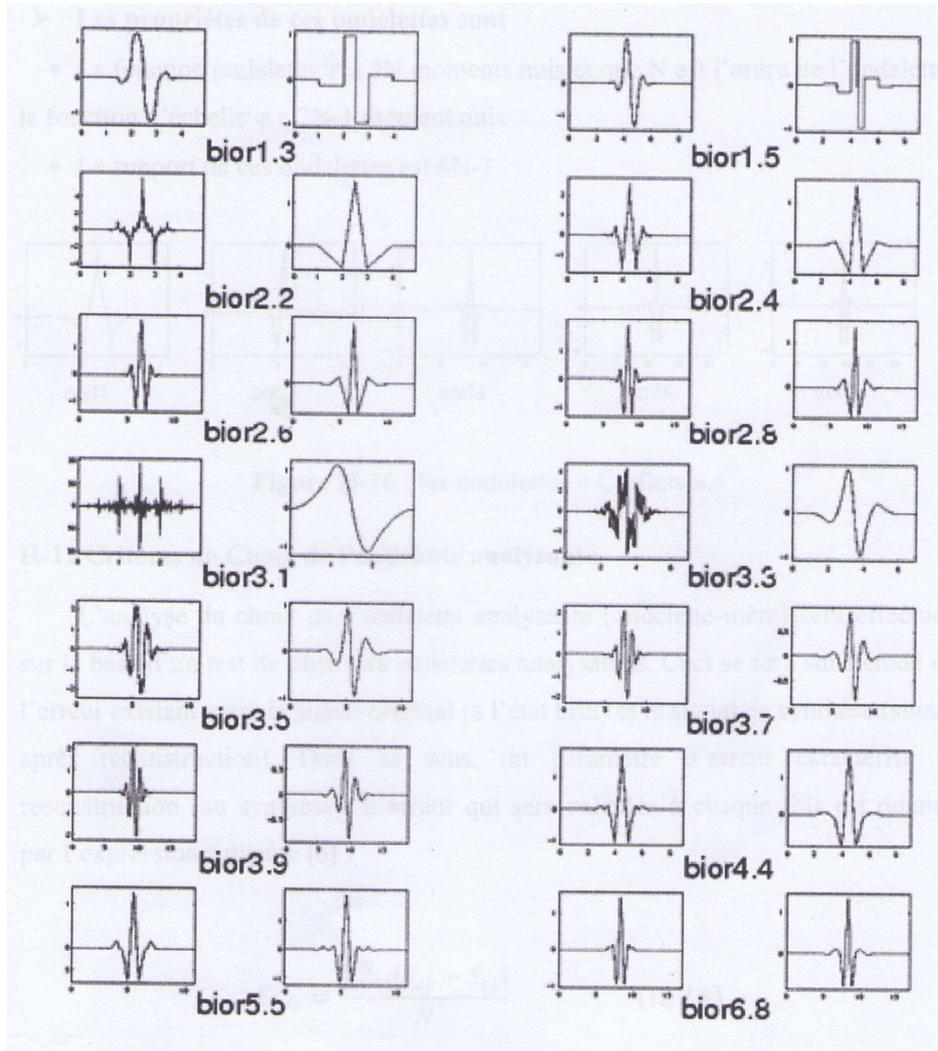


Figure III-13: ondelettes biorthogonales

III-10- Critères de choix de l'ondelette analysante:

L'analyse du choix de l'ondelette analysante (ondelette-mère) sera effectuée sur la base d'un test de plusieurs ondelettes analysantes. Ceci se fera sur l'étude de l'erreur existant entre le signal original (à l'état brut) et le signal de synthèse (signal après reconstruction). Dans ce sens, un paramètre d'erreur caractérise la reconstruction (ou synthèse). L'erreur qui sera calculée à chaque fois est donnée par l'expression suivante [16].

$$E_{o/r} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_{oi} - S_{ri}|}{N} \quad (\text{III} - 22)$$

S_0 : Signal original; S_{0i} : échantillon i de S_0 .

S_r : Signal de synthèse; S_{ri} : échantillon i de S_r .

Le choix de l'ondelette peut être ainsi guidé par:

- Un bon compromis de résolution temps/fréquence
- Ces propriétés mathématiques: moments nuls, régularité,....
- Une forme proche d'un motif que l'on veut mettre en évidence dans le signal sans en connaître exactement l'échelle.

Donc l'ondelette analysante choisie sera celle qui présentera la plus faible erreur de reconstruction en respectant les particularités du signal original normal. Ceci permettra de trouver l'ondelette analysante optimale, afin d'établir une distinction très facile des bruits et des différents signaux indésirables.

Conclusion:

La transformée en ondelettes est un outil qui fournit une approche nouvelle pour l'analyse de signaux, comportant des transitions abruptes en complément à de basses fréquences correspondantes à la parole, la musique ou les signaux bioélectriques. La transformée en ondelettes a une capacité de multi-résolution lui permettant de fournir un ensemble de champ de travail pour un nombre de techniques qui ont été développées indépendamment pour diverses applications de traitement du signal. Parmi les vastes domaines d'application de la théorie des ondelettes on distingue:

- ✓ Le filtrage des signaux biologique tel que l'ECG.
- ✓ Le traitement d'image et la compression de données.
- ✓ La détection des discontinuités.
- ✓ L'analyse de turbulences. Analyse d'écoulement turbulent des fluides de basse viscosité coulant aux vitesses élevées.
- ✓ L'analyse de séries temporelles pour des prévisions du marché boursier.

CHAPITRE IV

Application de la T.O au signal ECG

IV- Introduction:

Ce chapitre décrit une technique très efficace d'extraction de l'onde R et calcule de la fréquence cardiaque. Les signaux ECG à longue durée fournissent les informations qui peuvent être employées pour détecter les arythmies passagères, qui peuvent ne pas être présentées durant les essais cliniques réguliers. Un grand nombre de paramètres tels que la fréquence cardiaque, la largeur de complexe QRS et la morphologie des ondes P et T de ce signal, sont nécessaires, et sont utilisés pour évaluer si le patient présente ou non des anomalies.

Pendant les dernières années, les systèmes de surveillance assistés par ordinateur ont été exploités dans divers domaines cliniques. La plupart de ces systèmes utilisent des systèmes conventionnels d'extraction, pour analyser le complexe QRS et pour classifier les cas anormaux. Nous présentons dans ce chapitre un algorithme efficace pour détecter l'onde R du signal ECG.

IV-1 Lecture et chargement des signaux ECG :

Parce qu'il est un système interactif et convivial de calcul numérique et de visualisation graphique, Matlab 7 était l'environnement sous lequel nous avons développé notre software de détection des ondes ECG. Cet environnement possède un langage de programmation à la fois puissant et simple d'utilisation, il permet d'exprimer les problèmes et solutions d'une façon aisée, contrairement aux autres langages.

Le chargement du signal cardiaque sous Matlab constitue une étape important dans notre algorithme, il s'agit de convertir le signal ECG enregistré (codé) sous sa forme initiale en un autre format compréhensif par Matlab.

Ces enregistrements sont effectués sur une durée de 30 minutes, échantillonnés à une fréquence de 360 Hz avec une résolution de 12 bits.

La figure (IV-1) présente un exemple d'enregistrement ECG de la base de données MIT-BIH

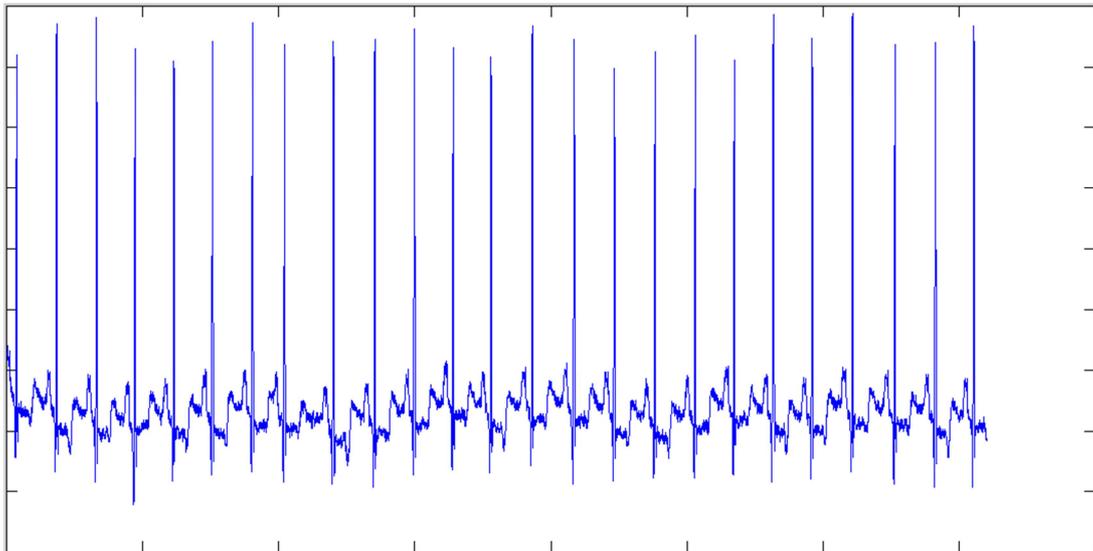


Figure IV-1: Exemple d'un enregistrement ECG de MIT-BIH Database

IV-2- Prétraitement du signal cardiaque:

Le traitement et l'analyse automatique des signaux électrocardiographiques notamment pendant les efforts sont très difficiles car ses signaux sont fortement bruités. Les principales sources de bruit sont:

- Les interférences du 50 Hz du secteur, occasionnent des erreurs dans la détection de la fréquence spécifique.
- Bruit dû à l'interface électrode-peau que l'on minimisera en nettoyant la surface de la peau par un gel conducteur spécifique.
- Bruit respiratoires, ils sont de très basse fréquence, engendrent une irrégularité de la ligne isoélectrique.
- Bruit musculaires dus au stress et à la mobilité du patient.

Pour aborder toute une opération d'analyse de l'ECG, il est impératif que le signal à traiter soit propre et dénué de tous éléments parasites entraînant des lectures erronées. Par conséquent, l'opération de filtrage s'impose d'elle-même. Pour ce faire, l'opération exige deux étapes: filtrage du signal et suppression des ondulations de la ligne de base.

IV-2-1- Filtrer le signal:

Les étapes suivantes pour effectuer le filtrage des signaux bruités sont illustrées par l'organigramme suivant:

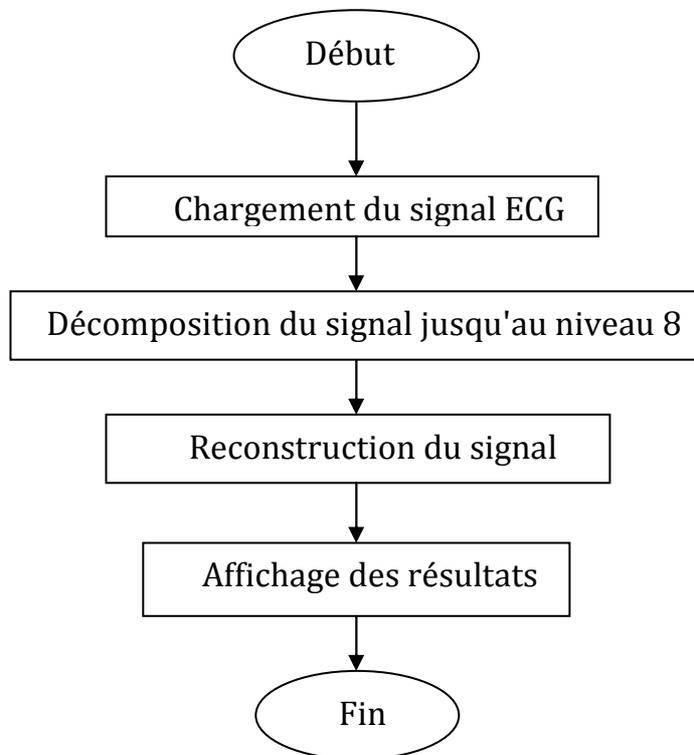


Figure IV-2: organigramme de filtrage

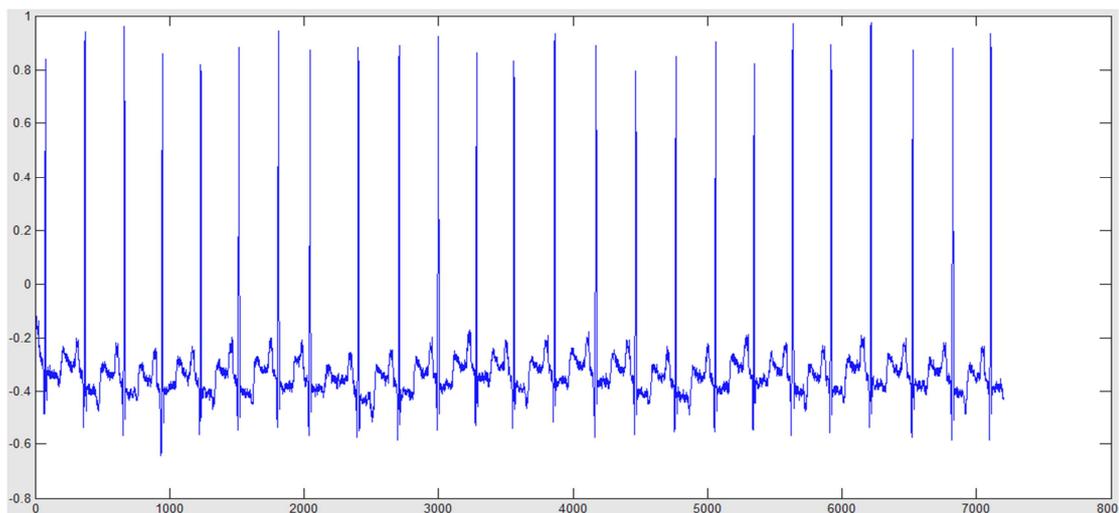


Figure IV-3: représentation d'un signal ECG bruité.

❖ Choix de l'ondelette:

Le choix de l'ondelette analysante est un problème critique dans la théorie d'ondelettes. Pour extraire des événements spécifiques dans un signal, le choix de l'ondelette est important. A partir de la littérature, nous avons sélectionné 2 ondelettes analysantes

Si le calcul de l'erreur ϵ_{ormoy} est important pour procéder au choix de la meilleure ondelette analysante à appliquer dans l'analyse des signaux ECG sont aussi importante. Ici pour distinguer laquelle des ondelettes (db4, sym4) qui pourrait être utilisée de façon convenable, nous avons effectué le calcul d'erreurs indiqué par la table suivante:

Familles d'ondelettes	Ondelettes optimales	ϵ_{ormoy}
Ondelettes orthogonales		
Daubechies	db4	0.6165u
symlet	sym4	0.6213u

Table III-1: Erreur calculée en utilisant différentes ondelettes

Le travail effectué ci-dessus, nous a permis de choisir l'ondelette "db4" comme étant la plus appropriée à l'analyse du signal ECG. L'ondelette "db4" qui est une ondelette à support compact et à phase linéaire permet d'avoir un meilleur résultat.

❖ Décomposition du signal original:

Puisque le signal est échantillonné à 360 Hz, la plage de fréquences occupées par le signal est [0, 180Hz]. Au premier niveau de décomposition, le signal traverse deux filtre miroirs, passe bas $h[n]$ et passe haut $g[n]$ de même fréquence de coupure dont les sorties sont sous échantillonnées par deux. La sortie du filtre passe haut présente le premier niveau des coefficients de détails qui occupent la plage de fréquence [90, 180] hertz. La sortie du filtre passe bas (approximations)

qui est également sur 7200 échantillons, couvre une bande de fréquence [0, 90] hertz. L'approximation est à son tour décomposée de la même manière. Les résultats de cette série de décompositions sont indiqués par la figure suivante.

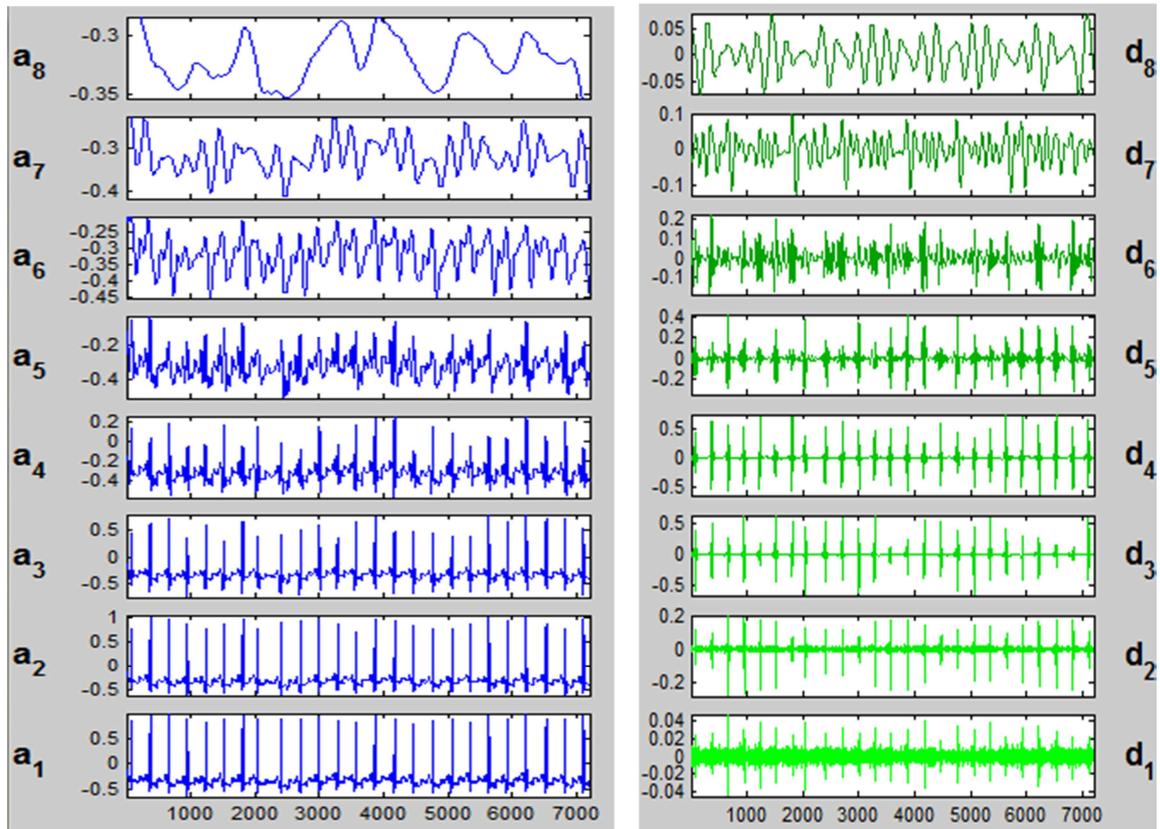


Figure IV-4: Décomposition du signal original sur 8 niveaux de résolution

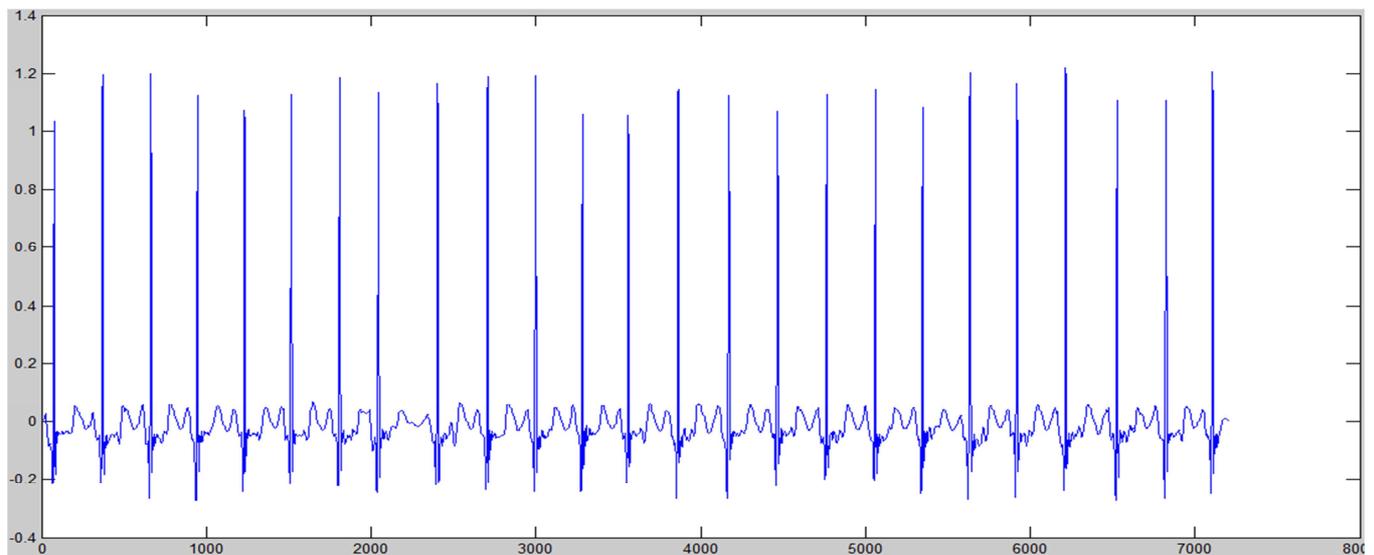


Figure IV-5 : signal reconstruit

IV-2-2- Suppression de la dérivée de la ligne de base:

On appelle ligne de base la ligne isoélectrique du cœur ; elle correspond au trace qui serait observe sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique. La figure (IV-6) montre un exemple de dérivé de ligne de base sur un ECG.

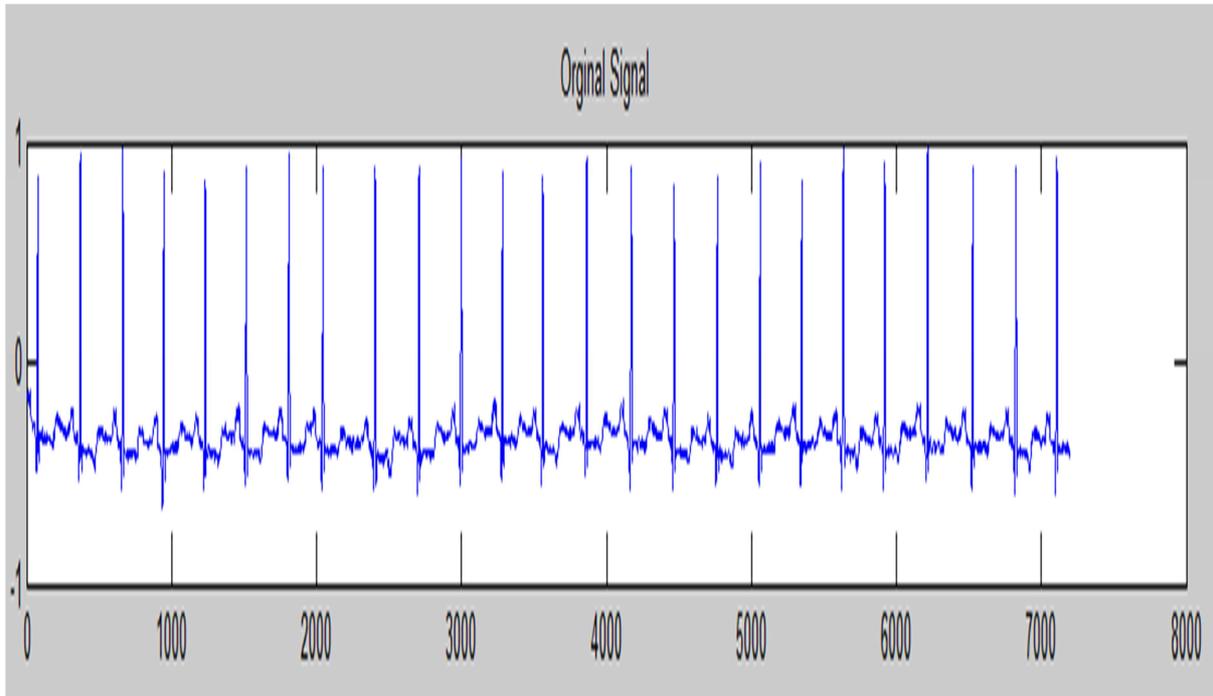


Figure IV-6: dérivée de la ligne de base

Le prétraitement consiste à rendre le signal *propre* sans artéfacts. Avant de procéder à la suppression des bruits, il est d'abord nécessaire de corriger le signal, cette correction est réalisée par un filtre médian afin de redresser la ligne de base et ramener le signal vers un repère normalisé. Cette opération est représentée sur la figure IV-7 et par les équations (1) et (2).

$$Y_{ecg2}(n) = Y_{ecg1}(n) * f1(n) \quad (1)$$

$$Y_{\text{corrigé}}(n) = Y_{ecg1}(n) - Y_{ecg2}(n) \quad (2)$$

Le filtre médian est un outil efficace pour corriger le signal sans perte d'information. C'est un filtre classique non linéaire, son principe est le suivant :

Pour chaque échantillon du signal, on classe les échantillons voisins compris dans la fenêtre par valeurs croissantes. On prend la valeur médiane des échantillons classés et on l'affecte à l'échantillon courant. Le processus de correction est élaboré de façon à éliminer à partir du signal original $Y_{ecg1}(n)$ l'onde P et le complexe QRS par un filtre médian $f1(n)$ d'une largeur de 150 millisecondes. Le signal $Y_{ecg2}(n)$ résultant de l'opération ne contient donc que la ligne de base. Le signal corrigé $Y_{corrigé}(n)$ est alors obtenu par une soustraction entre le signal original $Y_{ecg1}(n)$ et le signal $Y_{ecg2}(n)$ résultant de l'opération de filtrage.

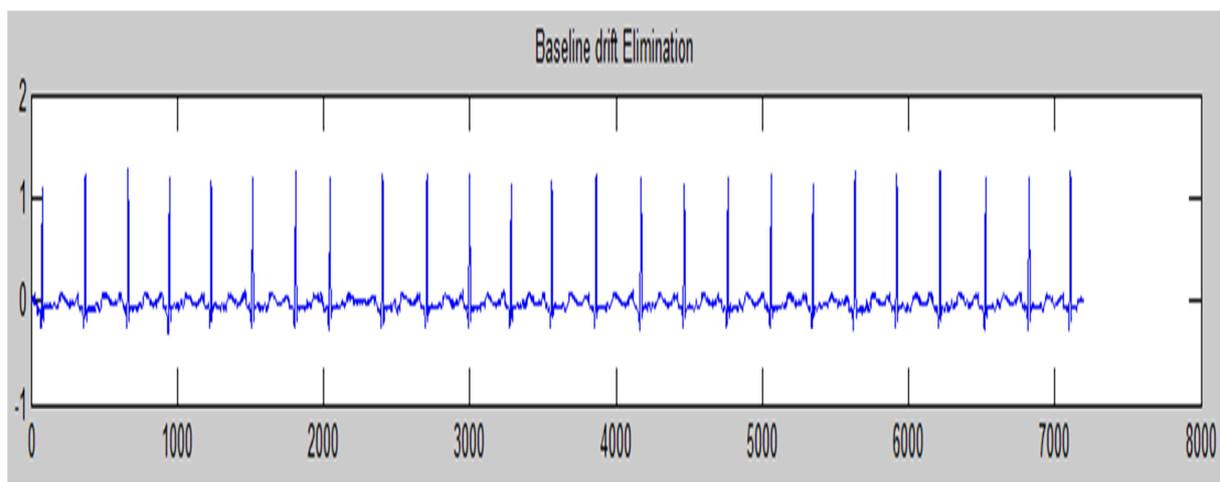


Figure IV-7: signal reconstruit après élimination de la ligne de base

IV-2-3- Seuillage des coefficients:

Les techniques traditionnelles de filtrage réalisent un seuillage des coefficients ondelettes en remplaçant par des zéros les valeurs des coefficients inférieures au seuil choisi. Avant que le système puisse détecter les crêtes, une valeur seuil a été mise en application pour déterminer quelle partie de l'ECG peut être considérée comme valeur maximal. La valeur seuil a été calculée en employant la valeur maximum et la valeur minimum et la valeur moyenne de l'ECG. Le seuil est défini par l'équation suivante :

```
%thresholding
max_value = max(cleanecg);
mean_value = mean(cleanecg);
thres = (max_value-mean_value)/2;
```

IV-2-4- Détection de l'onde R:

❖ Décomposition du signal:

Avant de détecter l'onde R on a décomposée le signal par ondelette.

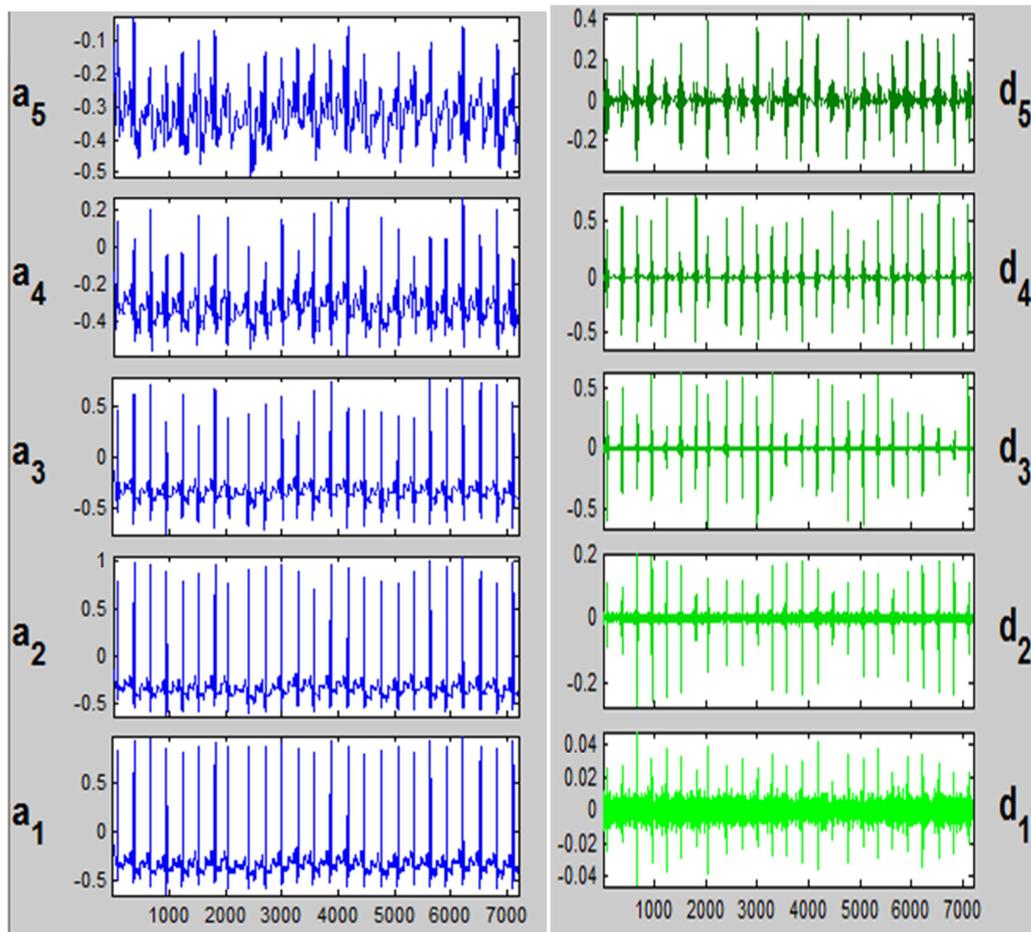


Figure IV-8: décomposition du signal sur 5 niveaux de résolution.

Sur la figure IV-8 on remarque que les approximations apparaissent de moins en moins bruitées, les informations hautes fréquences apparaissent surtout dans les détails cd_1 et cd_2 qui contient des petites impulsions correspondant aux bruit de haut fréquences.

L'analyse de ce type de signaux ne nécessite pas d'aller loin dans les échelles de décompositions, puisque le signal biologique est de basses fréquences et que la fréquence d'échantillonnage n'est pas très élevée. Nous remarquons que l'onde R

apparaissent dans tous les coefficients et les détails car elle est l'onde la plus grande du signal ECG.

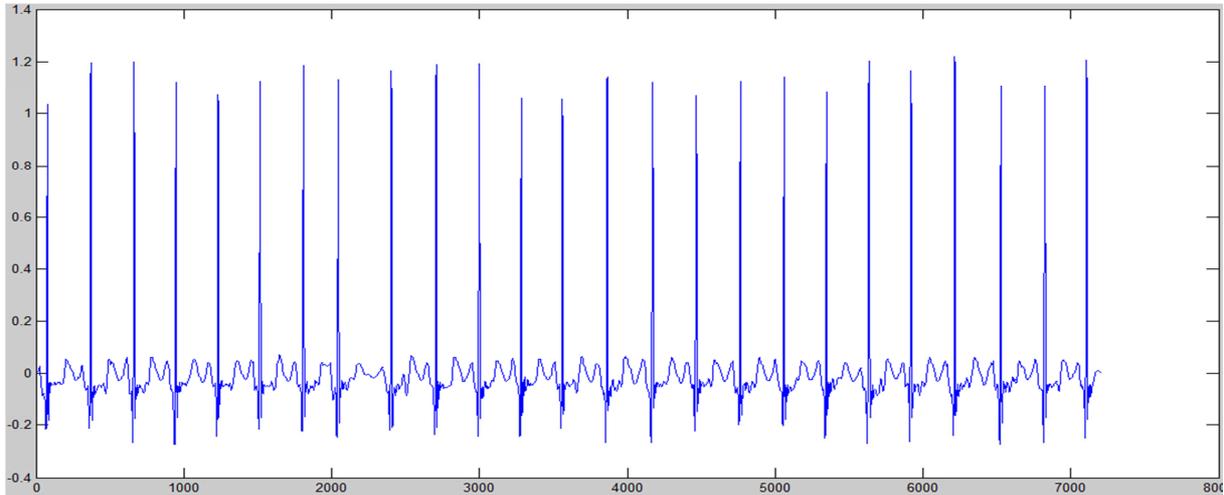


Figure IV-9: signal reconstruit

❖ Extraction des pics R:

Pour faire ceci, les besoins de système d'abord de détecter le dispositif le plus en avant dans l'ECG, qui est la crête la plus élevée ou les pics R. L'ECG obtenu à partir de Physionet a été déjà digitalisé et contient l'intervalle d'environ 7200 échantillons dans une durée d'une minute.

Chacun de ces échantillons ont été comparé à la valeur seuil, s'ils sont au-dessous du seuil, ils ne sont pas comptés comme crêtes. Cependant, s'ils sont au-dessus du seuil, le système commencera à faire une autre comparaison entre ces valeurs détectées. L'issue produite quand employer ce processus était que les valeurs détectées ont été considérées comme les crêtes les plus longues au-dessus du seuil. Par conséquent, en faisant une autre comparaison, les valeurs qui ont été au commencement classifiées au-dessus du seuil mais ne répondent pas aux critères seront enlevées.

Les critères qui ont été mise en application est la distance entre les valeurs détectées. Si la distance est trop étroite, la valeur plus basse sera enlevée

(initialisé en tant que '0' dans les codes). Le résultat de ce processus est présenté sur la figure IV-10, et les crêtes détectées sont indiquées dans en rose.

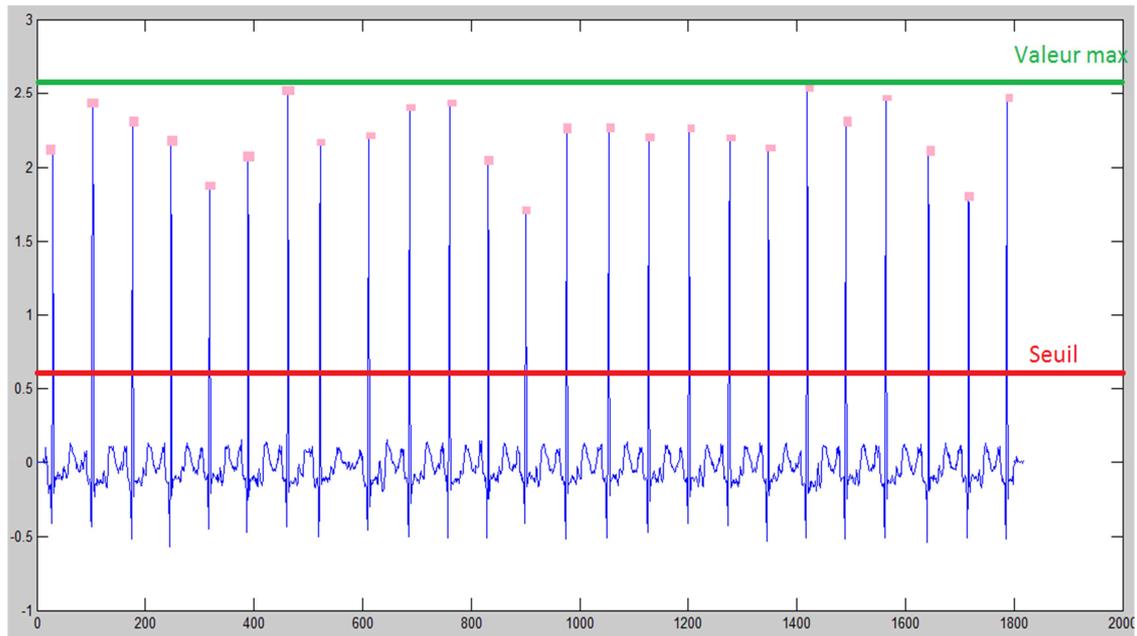


Figure IV-10 : Détection du seuil.

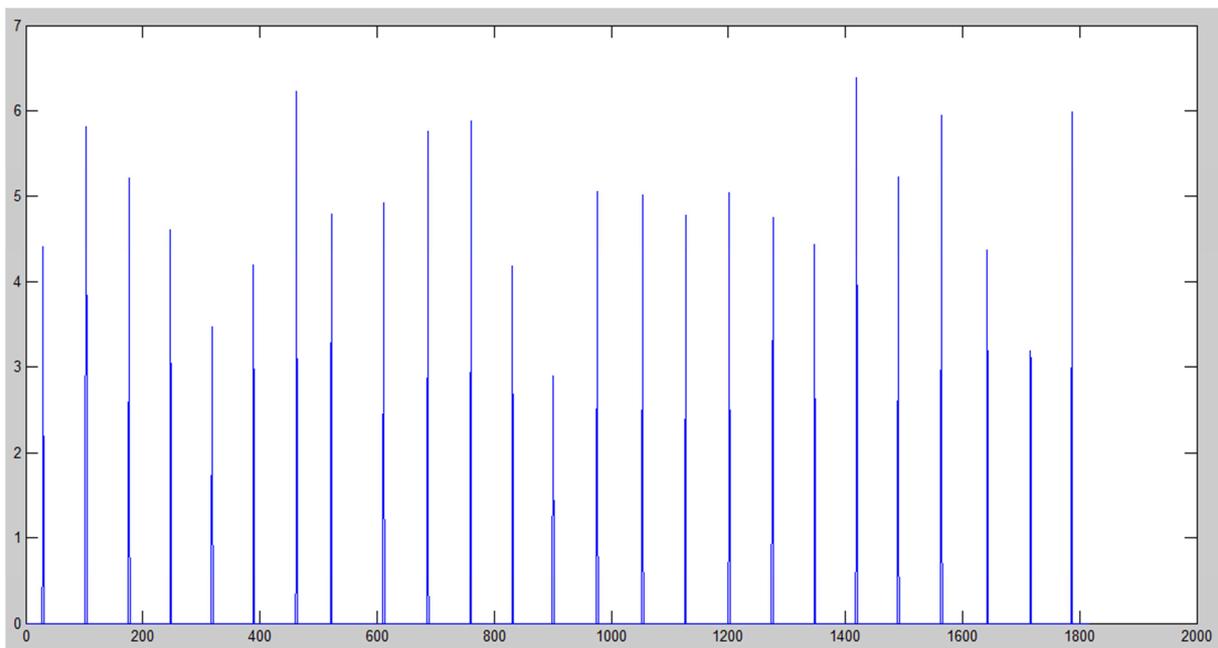


Figure IV-11 : Détection des pics R.

IV-2-5- Mesure de la fréquence cardiaque:

La fréquence cardiaque (Heart Rate) est le nombre d'impulsions par minute, les limites considérées comme normal sont entre 60 et 100 impulsions par minute.

Elle se calcul facilement on mesurant soit l'activité auriculaire (pp) soit l'activité ventriculaire(RR).

Dans notre algorithme, la fréquence cardiaque est mesurée à partir de l'intervalle de temps séparant deux ondes R-R, Elle est donnée par la relation suivante:

$$RR(n)=R_P(n)- R_P (n-1)$$

Ou $R_P(n)$ représente la position du pic R du n^{ème} cycle cardiaque.

Cela conduit à la mesure du nombre de battement de cœur par minute, ceci est donné par la relation suivante:

$$\text{Bat}(K)= \frac{60}{RR(K)}$$

Après avoir fait ces étapes de l'algorithme de détection du pic R et calcul du nombre de battement du cœur en une minute on abouti aux résultats suivant:

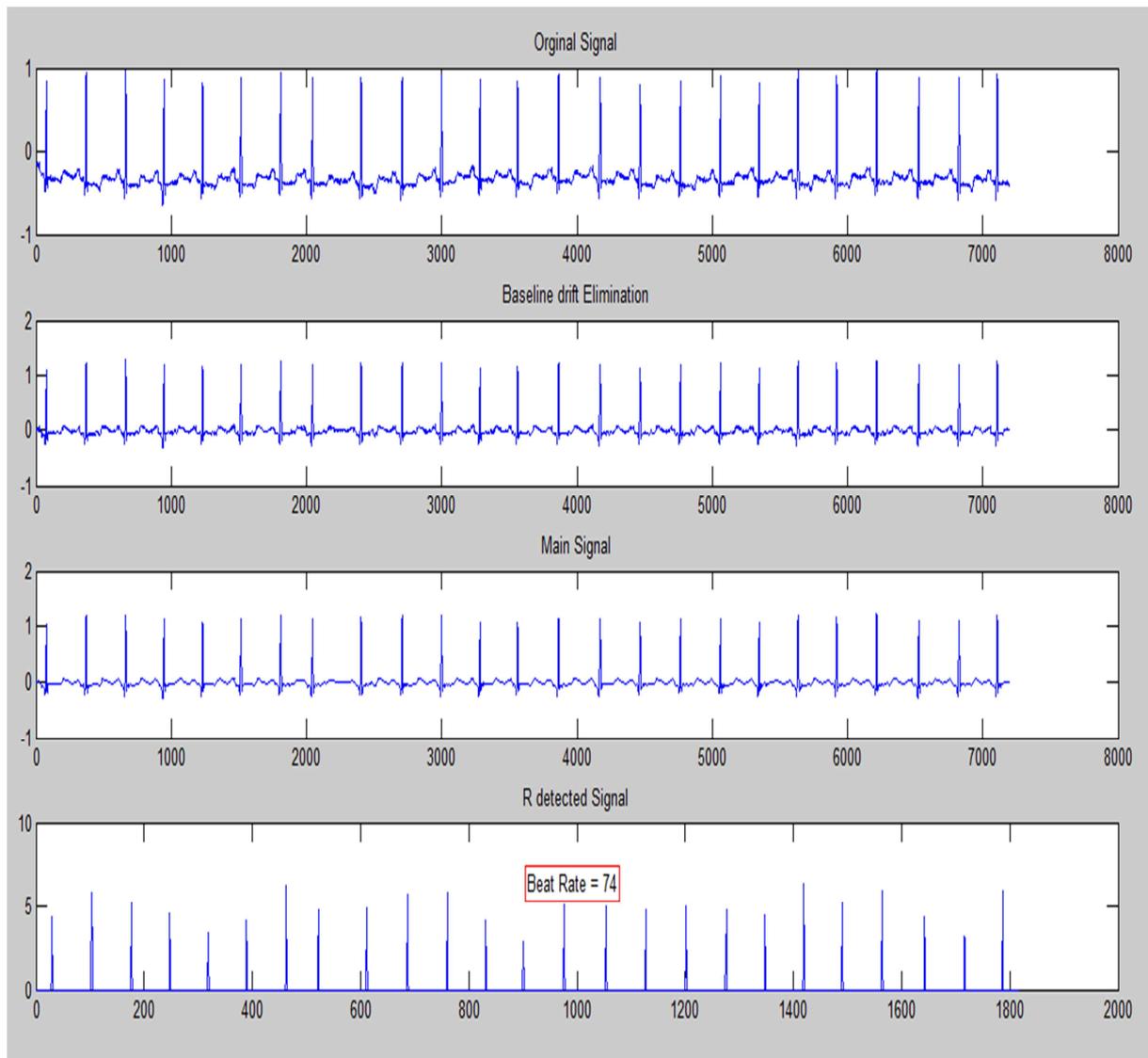


Figure IV-12 : mesure de la fréquence cardiaque (Beat Rate)

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons exploité la transformée en ondelette pour le traitement numérique d'un signal physiologique ECG. Nous avons utilisé un algorithme qui permet la détection des pics R et calcule de la fréquence cardiaque.

Il y a deux avantages de l'utilisation des ondelettes aux signaux ECG. D'un côté la mémoire utilisée pour le stockage est bien plus petite qu'avec les autres méthodes, d'autre côté le débruitage des signaux est devenu très facile.

CONCLUSION GENERALE

ANNEXE

I. MATLAB:

MATLAB (MAT Trix LABoratory) est un logiciel de calcul scientifique dédié plus particulièrement aux applications numérique. A l'origine, il a été conçu pour manipuler des données matricielles ce qui en fait un outil majeur de l'analyse de données du traitement du signal, du traitement d'image et de simulation numérique ...etc, il possède son propre langage de programmation avec de nombreuses fonctions fournies.

II. Commande de base:

- ✚ help ou doc <commande>: affiche définition et l'utilisation de la commande.
- ✚ Lookfor <mot>: recherche les informations contenant le <mot> dans leur description.
- ✚ Which <commande>: affiche le chemin d'accès à la commande.
- ✚ who: liste l'ensemble des variables dans l'espace de travail "Workspace".
- ✚ whos: liste l'ensemble des variables ainsi que leur taille.
- ✚ clear all: supprime l'ensemble des variables de l'espace de travail.
- ✚ clear x: supprime la variable x de l'espace de travail.
- ✚ close all: ferme toutes les fenêtres Matlab.
- ✚ clc: supprime l'ensemble des variables de commande window.
- ✚ save: sauvegarde l'ensemble des variables de l'espace de travail dans le fichier par défaut 'matlab.mat'.
- ✚ save <fichier>: sauvegarde l'ensemble des variables de l'espace de travail dans <fichier>.
- ✚ load: charge les variables contenues dans <matlab.mat> dans l'espace de travail.
- ✚ load <>: charge les variables contenues dans <fichier>.
- ✚ path: affiche la liste de chemins.
- ✚ path(path,'d:matlab'): ajoute un nouveau chemin d:matlab.
- ✚ cd <chemin>: change le répertoire de travail.

III. Toolbox signal:

La boîte à outils de traitement des signaux est une collection d'outils basés sur l'environnement de calcul numérique de MATLAB®. La boîte à outils soutient un éventail d'opérations de traitement des signaux, de génération de forme d'onde pour filtrer la conception et l'exécution, modélisation paramétrique, et l'analyse spectrale. La boîte à outils fournit deux catégories des outils, des fonctions de commande-ligne et des interfaces utilisateur graphiques:

Fonctions De Command-Line

Les fonctions de Commande-ligne sont disponibles dans les catégories suivantes:

- Conception, analyse, et exécution de filtre de temps discret
- Conception, analyse, et exécution analogues de filtre
- Transformations linéaires de système
- Fenêtres
- Analyse spectrale et analyse cepstral
- Transforme
- Traitement des signaux statistique
- Modeler paramétrique
- Prévision linéaire
- Traitement des signaux de Multirate
- Génération de forme d'onde

Interfaces utilisateur Graphiques

Une suite des interfaces utilisateur graphiques interactives sont disponible pour:

- Conception et analyse de filtre
- Conception et analyse de fenêtre
- Signalez la traçage et l'analyse, l'analyse spectrale, et filtrage

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

[1] : U.R. ACHARYA, S.J. SURI, A.E.J. SPAAN, S.M. KRISHNAN " advances in cardiac signal processing " springer-verlag berlin heidelberg, 2007.

[2]: G.D. CLIFFORD, F. AZUAJE, P.E. MCSHARRY " advanced methods and tools for ecg data analysis" ARTECHOUSE , 2006.

[3]: E. MARIEB" anatomie et physiologie humaines " DeBoeck Université, Paris, 4 éditions, 1999.

[4] : M. BLONDEAU, M. HILTGEN "electrocardiographie clinique " Masson, 1980.

[5] : ETIENNE-PAUL D'ALCHE"comprendre la physiologie cardiovasculaire" Flammarion Médecine-Sciences, 2003.

[6]: D. P. ZIPES, J. JALIFE" cardiac electrophysiology: from cell to bedside" Philadelphia, W.B. Saunders and Company, 2004.

[7]: J. MACKAY, G. MENSAH "the atlas of heart diseas and strock" Organisation Mondiale de la Santé, 2004.

[8]: S. A. JONES, M.S ED, MHA, EMT-P "ECG NOTES interpretation and management guide" F. A. Davis Company, Philadelphia, USA, 2005.

[9]: BELGHOSI. A. « Réseau de nuerons appliqués a la modélisation et la compression du signal ECG » Thèse De Magister Université de Constantine.

[10] :J. ADAMEC, R. ADAMEC "ECG holter:manuel d'interpretation HOLTER: MANUEL D'INTERPRETATION ELECTROGARDIOGRAPHIQUE, Edition Médecine et Hygiène, 2000.

[11]: M BEDOUCHENE, k.TABANI "les méthodes de debruitage du signal de parole", Mémoire d'ingénieur en électronique UMMTO 2007/2008.

[12]: T.ALANI "Introduction aux ondelettes (wavelets)", 2008.

<http://www.esiee.fr/alanit>

[13]: FREDERIQUE TRUCHETET "ondelettes pour le signal numérique"

collection traitement du signal .Edition HERMES.

[14]: S.MALLAT "une exploitation des signaux en ondelettes" Editions de l'école polytechnique, Novembre 2000.

[15]: I. MERAKEB "Méthode des Ondelettes Dans Le Diagnostic Des Machines Tournantes", Mémoire d'ingénieur en Génie Mécanique UMMTO 2006/2007.

[16]: S. M. DEBBAL ET AL."Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogrammes en fonction des souffles surajoutés", Afrique Science 2005.