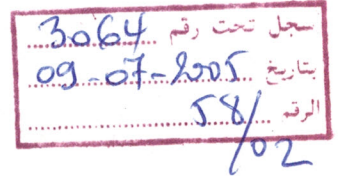


République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche  
Scientifique

Université Abou Bekr Belkaïd – Tlemcen  
Faculté des Sciences de l'Ingénieur  
Département d'Electronique  
Laboratoire du Génie Biomédical



Mémoire de Magister en Electronique

*Option : Signaux et Systèmes*

## Thème

---

Analyse Temps-Fréquence de la  
Variabilité de L'intervalle Q-T  
du Signal Electrocardiogramme

---

Présenté par :

**M. TAOULI Sidi Ahmed**

Soutenu en Juin 2005 devant le jury :

M. M. Khélif	M.C. à l'Université de Tlemcen	Président
M. F. Bereksi Reguig	Prof. à l'Université de Tlemcen	Directeur
M. S. Debbal	M.C. à l'Université de Tlemcen	Examineur
M. A. Bessaid	M.C. à l'Université de Tlemcen	Examineur

## Remerciements

*Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde reconnaissance pour mon directeur de thèse Mr.F.BEREKSI REGUIG, qui a consacré à l'encadrement de ma thèse un temps et une disponibilité d'esprit considérables.*

*Je remercie Mr.M.Khélif d'avoir accepté de présider le jury, ainsi que Mr.A .Bessaid, Mr.S .Debbal, pour leur disponibilité pour juger ce travail.*

*Dédicaces*

Je dédié ce modeste travail :

A Mes très chers parents pour leurs sacrifices indéniables

A Mes frères et sœurs pour leurs encouragements,

A Ma nièce Mannar

A toute la famille Taouli,

A Mes collègues de promotion,

A tous mes amis.

T.SidiAhmed

# SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE : .....	1
-------------------------------	---

## CHAPITRE I:

### LES CONCEPTS DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

I-2. ANATOMIE DU CŒUR.....	4
I-3. DESCRIPTION DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME.....	5
I-4. CARACTERISTIQUE DU SIGNAL ECG .....	6
I-5. DETECTION DU SIGNAL ECG.....	8
I-5-1. LES DERIVATIONS FRONTALES : .....	8
I-5-2. LES DERIVATIONS PRECORDIALES : .....	10
I-6. CAS PATHOLOGIQUES ET VARIABILITE DE L'INTERVALLE Q-T.....	12
I-6-1. LES ARYTHMIES PROVOQUEES PAR L'INTERVALLE Q-T .....	14
I-7. CONCLUSION.....	17
BIBLIOGRAPHIE.....	18

## CHAPITRE II:

### TRAITEMENT DU SIGNAL ECG

II.1. INTRODUCTION .....	19
II.2. FILTRAGE DU SIGNAL ECG.....	20
II.2.1 OPERATEURS MATHEMATIQUES DE MORPHOLOGIE : .....	20
II.2.3 RESULTATS ET INTERPRETATIONS : .....	24
II.3 DETECTION DES ONDES DU SIGNAL ECG.....	29
II.3.1 INTRODUCTION .....	29
II.3.2 MODELE MORPHOLOGIE.....	30
II.3.3 ALGORITHME DE DETECTION DES INTERVALLES Q-T ET R-R DU SIGNAL ECG.....	31
II.3.3.1 DETECTION DE L'INTERVALLE R-R.....	31
II.3.3.2 DETECTION DE L'INTERVALLE QT.....	33
II.3.4 INTERPRETATION DES RESULTATS .....	36
II.3.5 EVALUATION DES RESULTATS DE DETECTION.....	38
BIBLIOGRAPHIE.....	42

CHAPITRE III:  
ANALYSE TEMPORELLE ET SPECTRALE DE L'INTERVALLE QT ET DE SA  
CORRELATION AVEC LE RYTHME RR

III-1 INTRODUCTION.....	44
III-2 ANALYSE TEMPORELLE .....	45
III-3 ANALYSE FREQUENTIELLE .....	46
III-4 ESTIMATION DE LA DENSITE SPECTRALE DE PUISSANCE PAR LA METHODE DE WELCH .....	47
III-5 ESTIMATION DE LA COHERENCE.....	48
III-6 LES COMPOSANTES SPECTRALES.....	49
III-7 MESURES ET DISCUSSION .....	50
III-7-1 EXTRASYSTOLE VENTRICULAIRE : .....	50
III-7-2 CAS EXTRASYSTOLE AURICULAIRE (E.A).....	58
III-7-3 CAS DE TACHYARYTHMIE COMPLETE PAR FIBRILLATION AURICULAIRE SUR BLOC DE BRANCHE GAUCHE COMPLET .....	67
III-8 CONCLUSION .....	71
BIBLIOGRAPHIE.....	72

CHAPITRE IV:  
ANALYSE TEMPS-ECHELLE DE LA VARIABILITE  
du l'intervalle QT

IV.1 INTRODUCTION.....	73
IV.2 LOCALISATION TEMPS-FREQUENCE .....	74
IV.3 LA TRANSFORMEE EN ONDELETTE.....	77
IV.3.1. LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES CONTINUE TOC.....	78
IV.3.1.1. Expression de la TOC.....	79
IV.3.1.2 Les ondelettes : Historique .....	79
IV.3.2. LA TRANSFORMEE EN ONDELETTES DISCRETE (TOD) .....	82
IV.3.2.1 Discrétisation de la TOC .....	82
IV.3.2.2 Les ondelettes de Haar.....	84
IV.4 DIFFERENTES ONDELETTES .....	89
IV.5 APPLICATION DE L'ANALYSE PAR ONDELETTE.....	90
IV. 6 CONCLUSION .....	100
BIBLIOGRAPHIE.....	102
CONCLUSION GENERALE .....	104

## Résumé

Le signal électrocardiogramme (ECG) joue un rôle très important pour l'aide au diagnostic des maladies cardiaques. Les ondes du signal ECG sont d'une importance clinique majeure, notamment, l'onde P, le complexe QRS, l'onde T, l'intervalle PR, le segment ST et l'intervalle QT. Il a été démontré que la mesure de l'intervalle QT peut être un moyen pour reconnaître une récupération ventriculaire anormale suite à une excitation.

En fait la récupération ventriculaire joue un rôle important dans la genèse de l'arythmie ventriculaire et elle peut dans certains cas entraîner une mort subite par une arythmie cardiaque. La mesure de l'intervalle QT, et sa corrélation avec le rythme cardiaque est l'objectif visé par ce travail. Cependant pour accomplir cette mesure, il faut filtrer le signal ECG en vue de détecter ces différentes ondes. Le filtrage Morphologique est choisi pour filtrer le signal ECG. Ce type de filtrage se base sur des opérateurs de morphologies qui, par un choix approprié, ont permis d'abord de filtrer le signal, par la suite de détecter ces différentes ondes et en conséquence de mesurer l'intervalle QT et le rythme RR.

L'étape suivante se résume en l'analyse des intervalles QT et RR dans trois domaines différents : le domaine temporel, spectral et spectro-temporel.

L'analyse temporelle consiste à déterminer les différents paramètres (SDNN, VARNN, MEAN) qui contribuent à l'évaluation de la variabilité des intervalles QT et RR. Elle permet de donner une indication globale sur la variabilité de ces derniers.

Cependant, L'analyse spectrale du signal ECG à partir des algorithmes d'estimation de la densité spectrale de puissance notamment la technique de Welch, qui permet un bon compromis entre stabilité statistique et résolution spectrale, permet de séparer les composantes spectrales (VLF, LF, HF). Les résultats obtenus justifient le fait que ces composantes contribuent à l'évaluation de l'activité sympathique et parasympathique du système nerveux autonome.

Une approche était appliquée pour évaluer cette variabilité de l'intervalle QT dans les deux domaines simultanément l'analyse temps-fréquence. L'outil utilisé est les ondelettes. Les résultats obtenus ont montré que l'ondelette de Morlet permet de suivre les évolutions rapides de la variabilité de l'intervalle QT mieux que la méthode de Welch.

# ABREVIATIONS ET NOTATIONS

## Abréviations

ESV	- Extrasystole Ventriculaire
ESA	- Extrasystole Auriculaire
ECG	- Electrocardiogramme
BAT	- Battement
FMM	- Filtrage Morphologique Modifié
Max	- Maximum
Min	- Minimum
VAR	- Variance
MEAN	- Moyenne
SD	- Deviation standard
VLf	- Very Low Frequency
LF	- Low Frequency
HF	- High Frequency
DSP	- Densité spectral de puissance
TO	- Transformée en Ondelette
TOC	- Transformée en Ondelette Continue
TOD	- Transformée en Ondelette Discret
CWT	- Continus Wavelet Transforms

## Notations

$\langle \cdot, \cdot \rangle$  : Produit scalaire.

$\psi$  : Ondelette.

$a, \tau$  : Facteur d'échelle, (l'échelle  $1/a$ ), position.

$\hat{f}$  : Transformée de Fourier de la fonction  $f$ .

INTRODUCTION  
GENERALE



## Introduction générale :

Le signal Electrocardiogramme qui représente l'activité électrique du cœur est caractérisé par un comportement périodique ou quasi périodique. Il se compose typiquement de trois ondes importantes appelées onde P, complexe QRS et onde T, l'intervalle PR, le segment ST et l'intervalle QT. L'intervalle QT est une partie très significative du signal ECG, il représente le phénomène de polarisation des ventricules. Sa mesure peut être un moyen pour reconnaître une récupération ventriculaire anormal suite à une excitation. En fait la récupération ventriculaire joue un rôle important dans la genèse de l'arythmie ventriculaire. Le traitement est fait en deux étapes, une étape de filtrage Morphologique qui se base sur des opérateurs mathématiques appelés opérateurs de morphologie d'ouverture et de fermeture.

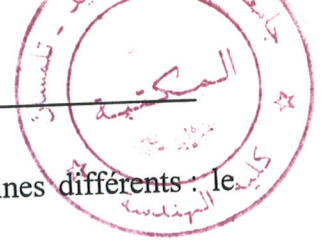
Ces opérateurs constituent l'étape fondamentale du filtrage morphologique, en les modifiant ont abouti à une version modifiée de filtre Morphologique, qui sera ajustée pour filtrer le signal ECG. Ce travail consiste alors à implanter des procédures sous MATLAB qui permettent d'une part d'effectuer des opérations de filtrage du signal ECG, et d'autre part l'analyse de l'intervalle QT.

L'algorithme du filtre morphologique modifié pour le filtrage du signal ECG est constitué de six étapes successives : Une première étape qui consiste à acquérir le signal ECG. Cette étape est suivie d'une étape qui permet la détection de la ligne de base.

Cette ligne de base est dérivée et est soustraite du signal ECG à traiter. On obtient alors une correction de la ligne de base. Les étapes suivantes consistent à exploiter cette correction de ligne de base pour la suppression des bruits et enfin générer un signal ECG filtré.

Par la suite, nous avons développé un nouvel algorithme qui permet la détection des intervalles QT et RR battement par battement en utilisant le modèle morphologie. Ce modèle consiste à estimer le signal Electrocardiogramme par un ensemble des opérateurs morphologies.

Les algorithmes de filtrage morphologique du signal ECG et de détection des intervalles QT et RR sont évalués sur la base de données universelle MIT/BIH.



Enfin, les intervalles QT et RR sont analysés dans trois domaines différents : le domaine temporel, spectral et spectro-temporel.

L'analyse temporelle consiste à mesurer un ensemble des paramètres connue le SDNN (l'écart type des écarts normaux QT et RR), la variance (VARNN), et la moyenne de la durée (MeanNN) dans le domaine temporel, permettant de caractériser l'évolution de la variabilité des intervalles QT et RR.

La deuxième étape de cette étude consiste en l'analyse spectrale de la variabilité du signal ECG qui présente des non-stationnarités et un rapprochement des composantes spectrales qui exigent un outil d'estimation spectrale convenable. La méthode de Welch pour l'estimation de la densité spectrale (DSP) permet d'assurer, et la stabilité statistique, et une résolution fréquentielle acceptable, cet estimateur est une variante du périodogramme. L'analyse spectrale et la corrélation permettant de séparer les composantes spectrales, VLF (Very Low Frequency), LF (Low Frequency) et HF (High Frequency).

La distribution de puissance et la fréquence centrale de HF et la LF ne sont pas constantes mais varient en fonction des changements en modulation autonome de la période cardiaque. En plus, le rapport  $LF/HF$  caractérise évidemment le système ou l'équilibre sympathique. En outre, la prédominance de la composante spectrale LF met en évidence le système sympathique, et celle de la HF correspond à l'influence du système sympathovagale.

L'analyse par les méthodes temporelle et spectrale de la variabilité des intervalles QT et RR est testée pour différentes anomalies du signal ECG.

L'une des limitations majeures de l'analyse spectrale par la méthode de Fourier est qu'elle ne permet pas la représentation simultanée en temps et en fréquence du signal ECG.

Pour cela l'utilisation des techniques de localisation conjointe est indispensable, les plus répandus sont basés sur les ondelettes, qui permettent une représentation temps-échelle.

En effet, l'analyse temps-échelle est effectuée par l'utilisation de l'ondelette de Morlet qui nous a permis de suivre les variations rapides de la variabilité, ce qui n'était pas possible de réaliser par l'intermédiaire de la méthode de Welch.

Ainsi notre mémoire est repartie en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, on décrit le signal physiologique ECG, et sa morphologie.

Le deuxième chapitre, présente une technique de traitement du signal ECG. Elle est accomplie par filtrage morphologique modifié suivi d'une détection des intervalles QT et RR par les opérateurs morphologies.

Le troisième chapitre, consiste à présenter une analyse statistique de la variabilité des intervalles QT et de sa corrélation avec le rythme RR dans le domaine temporel et spectral.

Enfin, une analyse de la variabilité par la transformation en ondelettes fait l'objet du chapitre 4.



# Chapitre I

## LES CONCEPTS DE BASE DE L' ELECTROCARDIOGRAPHIE

### I-1. Historique

1842 Un physicien italien *Carlo Matteucci* montre qu'un courant électrique accompagne chaque battement cardiaque [1].

1887 Un physiologiste anglais *John Burden* publie le premier électrocardiogramme d'un humain.

1897 *Clément Ader*, ingénieur électronicien, adapte un système d'amplification appelé galvanomètre à corde, jusque là utilisé pour les communications télégraphiques sous-marines.

1903 *Einthoven* parvient à recueillir ces courants d'une manière satisfaisante en utilisant un montage électrique rappelant le pont de Wheatstone.

Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à *Emanuel Goldberger* de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

### I-2. Anatomie du cœur

Le cœur assure l'irrigation de tout l'organisme en fonctionnant comme une pompe, il est composé d'une partie droite et d'une partie gauche chacune divisée en deux cavités (figure I-1). Un cycle complet de battements du cœur comprend deux



phases la systole ou contraction et la diastole ou décontraction. Le sang appauvri en oxygène entre dans l'oreillette droite par deux grandes veines, en se contractant l'oreillette l'envoie dans le ventricule, les valvules s'ouvrent, le ventricule se contracte à son tour expulse le sang par les artères pulmonaires vers les poumons, là il est rechargé en oxygène. Le sang enrichit revient dans l'oreillette gauche puis dans le ventricule gauche, la contraction du ventricule envoie le sang dans tout l'organisme par les artères, la contraction-décontraction des deux parties du cœur se déroule simultanément environ 70 fois par minute [2]. S'est en se refermant que les valvules [auriculo-ventriculaires (tricuspide et mitrale) et sigmoïdes (aortique et pulmonaire) émettent les bruits des battements.

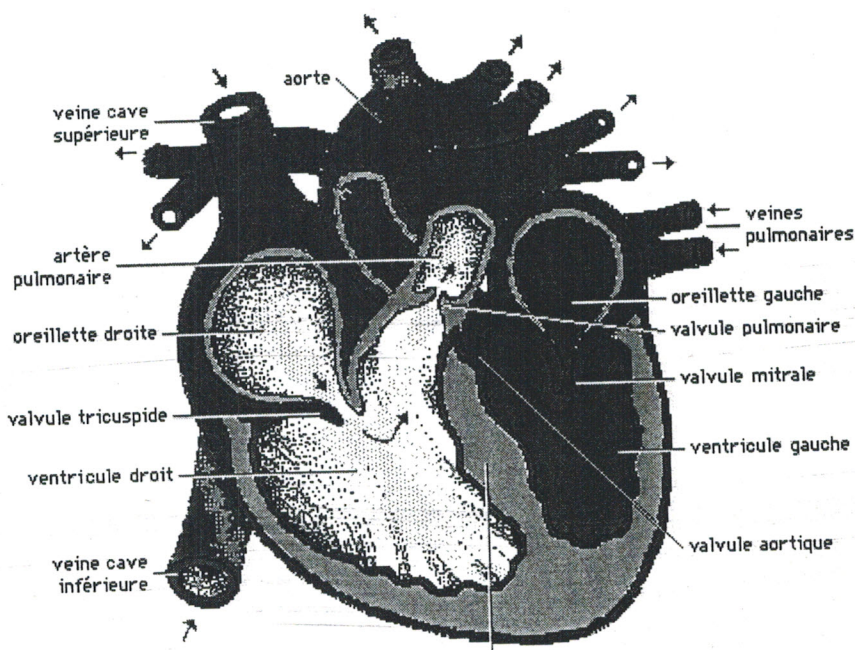


Fig. I-1 : Anatomie du cœur

### I-3. Description du signal électrocardiogramme

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement des électrocardiogrammes, tracés bidimensionnels qui inscrivent en fonction du temps les variations du potentiel électrique induites dans les différents



points du corps par le cœur en activité. Les innombrables cellules musculaires qui le constituent sont dotées de propriétés spéciales dont les deux plus importantes sont le pouvoir mécanique de contraction et l'activité électrique rythmique, elle-même liée à des déplacements ioniques à travers la membrane des cellules.

La dépolarisation très brusque, se maintient environ durant 0,3 secondes puis est suivie aussitôt de la repolarisation qui rétablira les charges électriques initiales. Elle se propage rapidement de proche en proche, aux cellules voisines et finalement au cœur tout entier en 5 centièmes de seconde environ. Cependant, comme la repolarisation est beaucoup plus lente, la durée totale de l'activation de la masse cardiaque est de l'ordre de 40 centièmes de seconde. L'état de repos électrique dure environ 60 centièmes de seconde. Ainsi, le rythme de l'activité du cœur est de 60 à 80 activations par minute au repos [3].

L'électrocardiographie consiste à recueillir au niveau de la peau ces courants d'activités de la fibre musculaire cardiaque, à les amplifier puis les enregistrer.

#### **I-4. Caractéristique du signal ECG**

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT (figure I-2).

Ces composantes réunies forment le cycle cardiaque complet, elles sont définies comme suit :

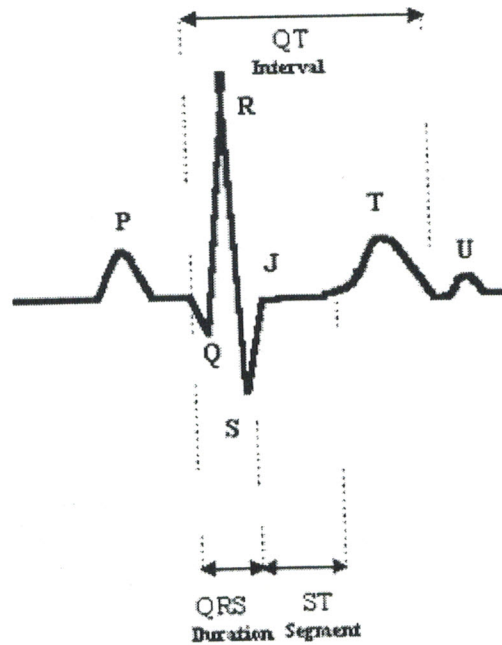


Fig. I-2 : Le tracé normal du signal ECG

*L'onde P* : représente la dépolarisation née du nœud sinusal, qui se propage dans les oreillettes et provoque leur contraction. Sa durée est inférieure à 120 ms, son amplitude inférieure à 2 mm, elle est monophasique.

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

*L'onde R* : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P.

*L'onde S* : représente la déflexion négative qui suit l'onde R. Le complexe QRS (appelé ainsi par extension, même s'il ne comprend pas toutes les ondes) correspond à la dépolarisation des ventricules, et à leur contraction. Sa durée est inférieure à 100 ms

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

*L'onde T* : suit le complexe QRS et correspond à la repolarisation des ventricules.

Elle survient pendant la diastole, et ne témoigne d'aucun événement mécanique.



C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables. Elle est habituellement dissymétrique.

*L'intervalle QT* : Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires.

*L'onde U* : est une déflexion positive de faible amplitude qui est parfois observée après l'onde T et presque uniquement visible dans les précordiales. Sa signification exacte reste discutée.

## I-5. Détection du signal ECG

Le signal ECG est détecté sur le corps en utilisant des électrodes, celles-ci peuvent être disposées de différentes manières standard qui sont connues par *dérivations*.

Il existe deux types de dérivations : les dérivations frontales et les dérivations précordiales.

### I- 5-1. Les dérivations frontales :

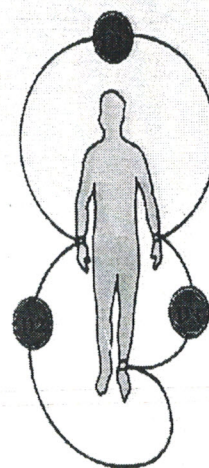
Ce sont "les dérivations des membres ". Connues par D1, D2, D3, aVR, aVL, et aVF

Les dérivations D1, D2, D3 sont des dérivations bipolaires figure (I-3).Elles traduisent la différence de potentiel entre deux membres [4] :

D1 : entre bras droit (pôle -) et bras gauche (pôle +)

D2 : entre bras droit (pôle -) et jambe gauche (pôle +)

D3 : entre bras gauche (pôle -) et jambe gauche (pôle +)



**Fig.I-3** : Dérivation bipolaire





Dans la figure (I-4), D<sub>I</sub>, D<sub>II</sub>, et D<sub>III</sub> décrivent le triangle d'Einthoven.

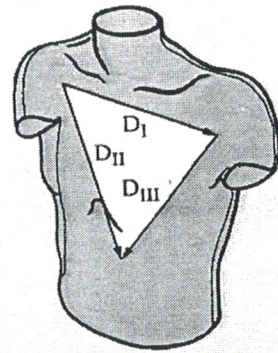


Fig.I-4 : triangle d'Einthoven

Les dérivations aVR, aVL, et aVF sont des dérivations unipolaires figure. I-5. L'ECG est détecté par rapport à une électrode de référence, celle-ci est connectée à la borne de Wilson (B.W) [5]. Cette borne correspond à la moyenne des potentiels au niveau de chaque électrode. Le potentiel ECG est alors mesuré dans chaque cas en plaçant l'électrode egolovatrice sur les membres brat droit (AVR), le brat gauche (AVL) en pied gauche (AVF).

Le voltage est alors amplifié (d'où le préfixe a) pour obtenir un tracé de même amplitude que D<sub>I</sub>, D<sub>II</sub>, D<sub>III</sub>.

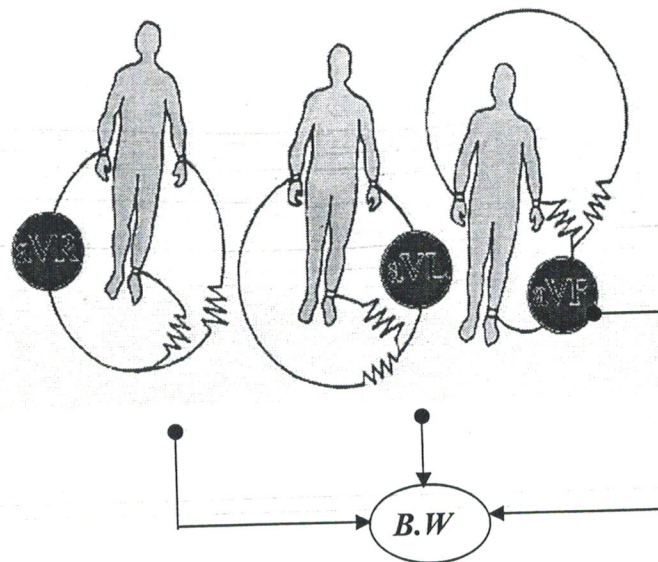


Fig. I-5 : Dérivation unipolaire



L'ensemble des dérivations unipolaires et bipolaires projetées géométriquement représentent un double triaxe avec un centre schématisé : le cœur (figure I-6).

On peut déjà apercevoir que les régions explorées par ces dérivations périphériques seront :

D1, aVL : paroi latérale du ventricule gauche

D2, D3, aVF : paroi inférieure

aVR : intérieur des cavités du cœur.

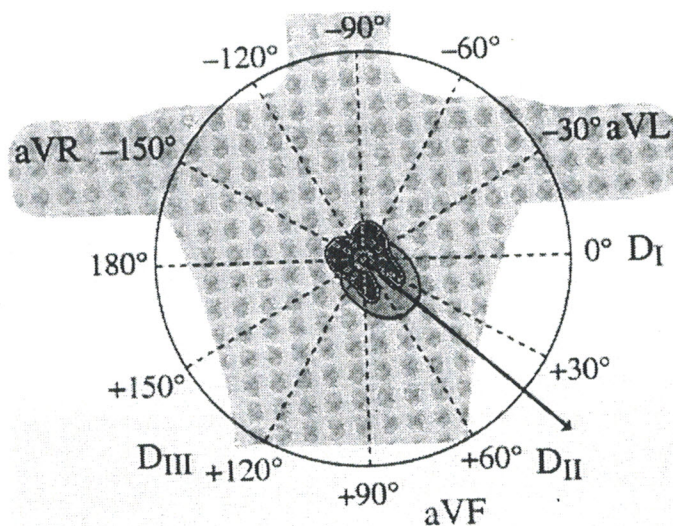


Fig.I-6 : Le triaxe des dérivations frontales

### I-5-2. Les dérivations précordiales :

Ce sont des dérivations unipolaires fixées en des points définis sur la paroi thoracique désignés par Wilson (figure I-7). Elles sont connues par : V1-V2-V3-V4-V5-V6.

On les nomme pour les dérivations standards : V1 à V6 :

V1 correspond au 4<sup>ème</sup> espace intercostal droit, au bord droit du sternum.

V2 correspond au 4<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, au bord gauche du sternum.

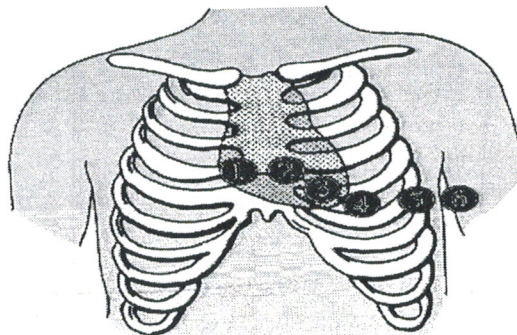


V4 correspond au 5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, sur la ligne médioclaviculaire.

V3 situé entre V2 et V4.

V5 correspond au 5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure.

V6 correspond au 5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne



*Fig.I-7 : Les dérivations précordiales*

Il est possible d'utiliser trois dérivations précordiales supplémentaires pour explorer la face postérieure du coeur :

V7, V8, V9 qui sont à placer sur le 5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, respectivement sur la ligne axillaire postérieure [6], sur la ligne médioscopulaire, et sur la ligne scapulo-vertébrale.

De même que pour les dérivations frontales, il est possible d'apercevoir les régions explorées par ces dérivations :

V1 et V2 : les parois ventriculaires droite et septale.

V3 et V4 : les parois antérieures du septum et du ventricule gauche.

V5 et V6 : la paroi latérale du ventricule gauche.

Le signal ECG détecté par les électrodes est souvent noyé dans différentes sources de bruit. Celles-ci peuvent dégrader les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal ECG parmi ces bruits on peut citer [6] :



**a) Electromyogramme (EMG) :** Il est du aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires. Son amplitude est la même que le signal ECG mais il se produit dans les hautes fréquence

**b) Les bruits provoqués par les ondulations de la ligne de base :** La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque. Elle doit être isoélectrique.

Des ondulations de très basses fréquences dues aux mouvements du sujet ou au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne.

**c) Interférences du réseau 50 Hz.**

**d) Motion Artefact :** C'est la forme de bruit la plus difficile à extraire des signaux ECG, et ceci en raison du chevauchement de son spectre avec celui de l'ECG ainsi que sa morphologie qui ressemble à celles des ondes P, QRS, T.

Ainsi l'ECG regroupe l'ensemble des ondes P, QRS, T qui sont en corrélation directe avec l'activité cardiaque, ou l'onde P traduit la dépolarisation auriculaire, le QRS traduit la dépolarisation ventriculaire et T traduit la repolarisation ventriculaire. Ces ondes et compte tenu de ces différentes sources de bruits sont difficilement détectables sans traitement préalable. Aussi, les intervalles entre ces différents ondes tels que c'est décrit précédemment comme par exemple l'intervalle R-R qui traduit le rythme cardiaque ou encore l'intervalle Q-T qui traduit la durée de la repolarisation ventriculaire sont d'un intérêt diagnostique compte tenu que ces intervalles varient pour différents cas pathologiques.

## I-6. Cas pathologiques et variabilité de l'intervalle Q-T

Il a été démontré que la mesure de l'intervalle Q-T peut être un moyen pour reconnaître une récupération ventriculaire anormale suite à une excitation. En fait la récupération ventriculaire joue un rôle important dans la genèse de l'arythmie ventriculaire et elle peut dans certains cas entraîner une mort subite par une arythmie cardiaque.

Dans les 12 dérivations, l'intervalle QT global est défini comme la distance allant du début le plus précoce du QRS à la fin la plus tardive de l'onde T. Cet intervalle QT, cependant, n'est pas nécessairement un reflet fidèle du temps global de repolarisation ventriculaire : certaines régions du ventricule peuvent être complètement repolarisées avant



la fin du QT tandis que d'autres ne termineront leur repolarisation qu'après la fin du Q - T.

On s'intéresse beaucoup à l'heure actuelle à la "dispersion" de l'intervalle QT, c'est-à-dire aux différences du QT d'une dérivation à l'autre, qui pourrait refléter une inhomogénéité de la phase de repolarisation au sein du myocarde ventriculaire et constituer un élément prédictif d'arythmies ventriculaires éventuellement létales [7]. Il en est de même de la dynamicité de l'intervalle QT, qui dépend entre autres du système nerveux autonome, appréciée sur un enregistrement continu de 24h (méthode Holter) (24).

La durée de l'intervalle QT varie en fonction de la fréquence cardiaque, de l'âge et du sexe. La correction la plus couramment utilisée est celle qui tient compte de la fréquence cardiaque : c'est l'intervalle QT corrigé pour la fréquence ou QTc obtenu au moyen de la formule de Bazett (tableau I-1) [8].

$$QT = K\sqrt{RR}$$

I-1

La limite supérieure de la normale est de 0,39 à 0,40 secondes chez l'homme et 0,41 à 0,44 seconde chez la femme.

Fréquence	Valeur normale Inférieure (80%)	Valeur moyenne	Valeur normale Supérieure (120%)
40	385	480	576
44	360	450	540
50	344	430	516
60	312	390	468
70	288	360	432
80	272	340	408
90	256	320	384
100	240	300	360
110	232	290	348
120	224	280	336
130	216	270	324
150	200	250	300
160	192	240	288

Tableau. I-1 : Temps QT (bat/min) et fréquence cardiaque d'après Hegglin et Holzmann



## I-6-1. Les arythmies provoqués par l'intervalle Q-T

Dans l'analyse de la variabilité de l'intervalle Q-T, ont distingué deux types d'arythmies: Allongement du temps Q-T ; et raccourcissement du temps Q-T.

### a) Allongement du temps Q-T :

#### 1) Allongement du temps Q-T acquis [9] :

► *Antiarythmiques* ou autre médicaments par exemple (antidépresseurs, érythromycine) :

- L'effet des antiarythmiques sur ECG est hétérogène et dépend de la classe de substance concernée. Il s'agit essentiellement de l'allongement excessif du temps Q-T, afin de reconnaître une tendance accrue à la proarythmie (tachycardie par torsade de pointes).

- D'autres médicaments peuvent entraîner des modifications de l'ECG et l'apparition de tachycardie par torsade de pointe :

- Antibiotique et agents de chimiothérapie (p. ex. érythromycine + pentamidine)
- Antidépresseurs tricyclique (p. ex. imipramine).

- *Résultat d'ECG*

- Rythme/fréquence: arythmie ventriculaire (ESV sous forme de bigéminisme, allant jusqu'à la tachycardie par torsade de pointes).

- Temps/morphologie:

- a) Allongement du temps P-Q (presque tous les antiarythmiques).

- b) Allongement de Q-T, parfois ondes U, par augmentation de la phase de repolarisation (substance De classe IA et III, p. ex. quinidine, procainamide, disopyramide, sotatol, amiodarone ) .

Une surveillance régulière des électrolytes sériques et de l'ECG (durée de Q-T) est importante, notamment au début d'un traitement par les antiarythmiques afin de prévenir des effets proarythmiques.

► *trouble électrolytiques* (hypocalcémie) : il est définie par une calcémie (taux de calcium dans le sang) inférieure à 70 mg/l (1.75 mmol/l). Hypocalcémie produit la



manifestation électrocardiographique inverse : un allongement de l'intervalle Q-Tc aux dépens du segment ST qui devient particulièrement long tandis que la durée de l'onde T n'est pas modifiée. D'après Surawicz, à l'exception de l'hypothermie, seule l'hypocalcémie serait capable d'allonger le segment ST sans toucher à l'onde T, la plupart des perturbations d'autre nature prolongent à la fois le segment ST et l'onde T.

► *Hypothyroïdie* : Lorsque l'hypothyroïdie est sévère et prolongée, des anomalies électrocardiographiques sont fréquentes; certaines sont causées par l'œdème interstitiel myocardique ou les épanchements péricardiques:

- Allongement de l'intervalle Q-T.
- Bradycardie sinusale.
- Ondes T palées (modification semblables à celles de hypokaliémie).
- Bas voltage (ondes P, ondes T).

► *hypertrophie ventriculaire gauche* : hypertrophie musculaire du ventricule gauche, par exp. en cas d'hypertension artérielle ou rétrécissement aortique. Les anomalies sur l'électrocardiogramme sont :

- troubles de la repolarisation : on distingue parfois : la surcharge en pression : troubles de la repolarisation plus précoces (qu'en cas de surcharge volumique) avec onde T négative et sous décalage de ST.
- Surcharge en volume : fréquemment ondes Q plus accentuées, l'onde T reste positive.

► *Bloc de branche* : trouble de la conduction de l'excitation intraventriculaire par ralentissement ou interruption de la conduction de l'impulsion au sein du tissu de conduction spécifique (bloc au sein d'une des branches de Tawara). Ainsi, dans le bloc de branche, on trouve plusieurs blocs (bloc de branche droite complet- bloc de branche droite incomplet- bloc de branche gauche complet- bloc de branche droite incomplet- hémibloc antérieur gauche ...).

- *bloc de branche droite complet (BBD)* : est un bloc unifasciculaire, en raison d'un retard ou d'une interruption complète de la conduction de l'excitation, l'onde d'excitation est d'abord conduite par la branche gauche de Tawara ; le ventricule



droit est ensuite excité de façon anormale ou avec du retard de gauche à droite par le septum. Il en résulte un élargissement et une déformation du complexe ventriculaire.

Les résultats d'ECG sont :

- Morphologie/temps :
  - Segment ST et onde T : les troubles de la repolarisation sont fréquents : sous décalage de ST, discordance de l'onde T.
- Sont inchangés : le rythme et la fréquence.
- bloc de branche gauche complet (BBG) : est un bloc bifasciculaire, le ventricule gauche est excité par la branche droite de Tawara. les résultats d'ECG sont :
  - Morphologie/temps :
    - Segment ST et onde T : troubles secondaires de la repolarisation (p. ex. sous- décalages de ST, sus- décalages de ST, onde T négative).
  - Pas de retentissement sur le rythme et la fréquence.

## 2) Allongement du temps Q-T congénital [10] :

Il y a deux syndromes :

► *Syndrome de Jervell-Lange-Nielsen (avec surdité congénitale)*: est une affection héréditaire relativement rare, dont la transmission se fait selon le mode récessif (il est nécessaire que les deux parents portent l'anomalie génétique pour que l'enfant ait la maladie). En dehors d'une surdité et d'une mutité (l'enfant est mué) entre autres, on constate la survenue de syncopes.

► *Syndrome de Romano- Ward (sans surdité congénitale)*: est une maladie rare sans doute familiale et dont la transmission se fait selon autosomique dominant (il suffit que l'un des deux parents porte l'anomalie génétique pour que la descendance présente la pathologie).

Cette affection se caractérisant sur le tracé électrocardiographique (pour les spécialistes) par des modifications de celui-ci c'est à dire un allongement de l'espace Q-T. Quelquefois on constate la présence d'anomalies des ondes T.

### b) Raccourcissement du temps Q-T :

► *Hyperthyroïdie* : se révèle dans bon nombre de cas par un trouble du rythme. Les résultats d'ECG sont [11] :





- Rythme/fréquence :
  - fibrillation auriculaire.
  - Tachycardie sinusale.
- Morphologie : sous décalage de ST avec onde T négative ou aplatie.
- Temps : raccourcissement de Q-T.

Ainsi, il ya plusieurs cas de raccourcissement du temps Q-T (p. ex. traitement digitalique, augmentation de tonus sympathique .....).

## I-7. Conclusion

Dans ce chapitre, les concepts généraux de l'électrocardiographie ont été présentés. Une description détaillée du signal électrocardiogramme a permis de montrer que les différentes ondes P, QRS, T, U, qui le constituent ont en corrélation directe avec l'activité cardiaque. Cependant il est noyé dans différentes sources de bruits. Un intérêt particulier était porté sur la variabilité de l'intervalle Q-T, ou il a été montré que cet intervalle varie dans plusieurs cas pathologiques traduisant ainsi son importance et son intérêt diagnostic.

Il est alors nécessaire et dans le but d'étudier l'intervalle QT, qu'un traitement du signal ECG soit accompli ce traitement du signal ECG constitue l'essentiel du chapitre II.

## ANNEXE A

**Diastole** : phase de relaxation du cycle cardiaque au cours de laquelle les oreillettes et ventricules se remplissent de sang.

**Systole** : contraction des oreillettes (S.auriculaire) et des ventricules (S.ventriculaire), la première précède la seconde.

**Artères** : vaisseaux conduisent le sang vers les périphériques. Il s'agit habituellement du sang « artériel », riche en dioxygène, pauvre en dioxyde de carbone. L'artère pulmonaire véhicule toutefois du sang « veineux ».

**Aortique** : qui concerne l'aorte...ex. insuffisance ou rétrécissement aortique.

**Mitrale** : qui concerne la valvule mitrale entre oreillette et ventricule gauche, ex. : rétrécissement ou insuffisance mitrale.

**Sigmoïde** : valvule à l'origine de l'aorte ou de l'artère pulmonaire.

**Tricuspidale** : valvule auriculo-ventriculaire droite formée de trois valves.

**Intercostale** : entre les côtes. Les douleurs intercostales peuvent annoncer un zona accompagner une affection pleuro- pulmonaire ou vertébrale, une fracture costale.

**Thoracique** : la ponction de la paroi thoracique, de la plèvre.

**Axillaire** : région de l'aisselle.

**Scapulaire** : qui concerne l'omoplate.

**Septale** : qui concerne les cloisons interauriculaires ou interventriculaires cardiaques.

**Myocarde** : muscle cardiaque, strié mais involontaire.

**Létale** : mortalité.

**Antidépresseur** : on distingue des aticycliques, les inhibiteurs de la mono-amine-oxydase (IMAO) et la classe hétérogène des non tricycliques non IMAO plus récents. Leur action est de type mono-ami-nergique adrénolytique et/ou antihistaminique.

**Tachycardie** : augmentation du rythme cardiaque au de là de 90 ou 100 battements par minute, normale à l'effort, anormale au repos.

**Torsade de pointe** : variété de fibrillation ventriculaire où l'axe de QRS est variable.

**Chimiothérapie** : au sens large traitement par une substance chimique, en pratique traitement anticancéreux par des médicaments.

**Bigéminisme** : redouble ex. rythme cardiaque bigéminé.

**Hypothermie** : abaissement de la température centrale du corps.

**Œdème** : infiltration séreuse des tissus sous-cutané et sous-muqueux ou des viscères (poumons), de cause cardiaque, rénale, hépatique, veineuse, carencielle ou iatrogène (corticothérapie).

**Interstitiel** : qui concerne les espaces entre cellules, tissus ou organes.

**Épanchement** : accumulation d'un liquide ou d'un gaz dans un endroit inhabituel.ex : épanchement synovial au genou, ascite péritonéale, pneumothorax ou pleurésie.

**Péricardique** : inflammation ou infection du péricarde, avec ou sans épanchement liquidien, idiopathique ou en rapport avec une tuberculose



## Chapitre II

# Traitement du signal ECG

### II.1. Introduction :

Comme cela était décrit dans le chapitre 1, le signal ECG est constitué par un ensemble d'ondes P, QRS, T. Leurs durées, ainsi que les durées des différents intervalles comme par exemple l'intervalle R-R, et Q-T sont d'un intérêt diagnostique. Cependant pour aboutir à ces mesures, il est indispensable de traiter le signal ECG. Le traitement est fait en deux étapes, une étape de filtrage et un autre de détection.

En fait, le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé par différentes sources de bruits qui peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile. En outre, la ligne de base (ligne isoélectrique); correspond au tracé qui serait observé sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique. Cette ligne est le plus souvent horizontale si le patient n'effectue aucun mouvement [1]. En revanche, pendant la journée, les mouvements du patient modifient les positions relatives des électrodes, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulé d'où la nécessité d'un bon filtrage. De même, compte tenu que les différentes ondes constituant le signal ECG est en corrélation directe avec l'activité cardiaque, il est alors indispensable d'assurer une bonne détection de ces ondes afin d'aboutir à une mesure fiable de l'intervalle QT et RR, en vue d'un aide au diagnostic.

Les méthodes les plus souvent utilisées pour estimer les variations de la ligne de base sont développées à partir des filtres fréquentiels passe-bas ; elles entraînent généralement une déformation du signal, et sont inefficaces lors de variations brutales d'amplitude (bruit haute fréquence). Récemment, des techniques de filtrage adaptatives basées sur la méthode des moindres carrés récursifs ont été utilisées [2]. Elles réduisent graduellement l'erreur moyenne entre le signal d'entrée et un signal de référence.



Cependant, dans certains cas, ces techniques présentent des difficultés compte tenu qu'on ne peut pas toujours obtenir un signal qui peut être considéré comme référence.

Dans notre travail une nouvelle technique de filtrage du signal ECG est étudiée.

Elle concerne le filtre Morphologique. Le filtrage morphologique est très répandu dans le domaine de traitement signal et le traitement d'image du fait de sa robustesse et de son calcul simple et rapide.

Le filtre morphologique, de part sa structure, se base sur des opérateurs mathématiques appelés opérateurs de morphologie d'ouverture et de fermeture. Ces opérateurs constituent l'étape fondamentale du filtrage morphologique, en les modifiant ont abouti à une version modifiée de filtre Morphologique, qui sera ajustée pour filtrer le signal ECG.

## II.2. Filtrage du signal ECG

### II.2.1 Opérateurs mathématiques de morphologie :

Il y a deux cas possibles en morphologie mathématique fonctionnelle :

L'élément structurant peut être [3] :

- soit plat
- soit volumique, c'est-à-dire affecté d'une amplitude de niveau de gris (dans le cas du traitement d'image).

On s'intéresse ici, au cas d'un élément structurant plat. Pour les mêmes raisons, toutes ces transformations seront illustrées dans une seule dimension sur le signal ECG.

Les opérations utilisées dans le filtrage morphologique modifié sont [4] :

*Erosion – Dilatation – Ouverture – Fermeture.*

#### a) Erosion

Pour obtenir la fonction érodée de  $f(x)$ , on attribue à  $f(x)$  sa valeur minimale dans le domaine de l'élément structurant  $B$  et ce, à chaque nouveau déplacement de



$B$  (voir la figure II-1). La formule suivante illustre l'érosion de la fonction  $f(x)$  (ECG bruité) par un élément structurant  $B$  :

$$(f \ominus B)(n) = \underset{m=0, \dots, M-1}{\text{MIN}} \{f(n) - B(m)\} \quad \text{II-1}$$

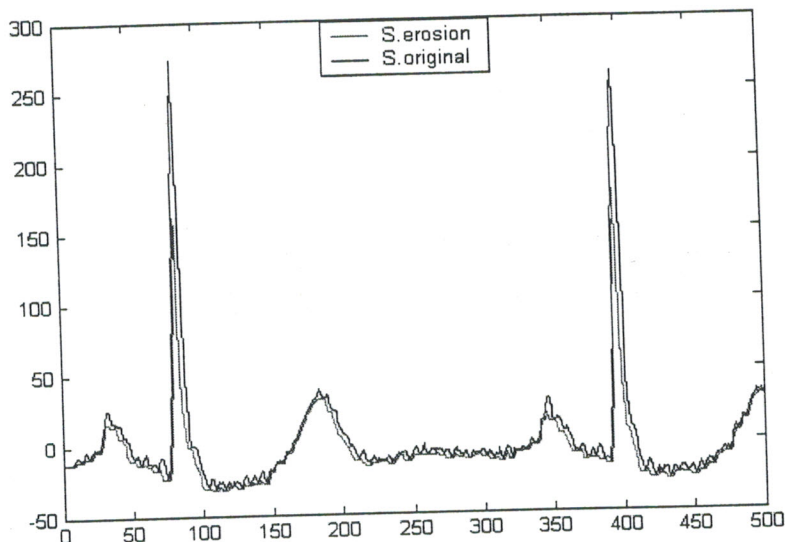


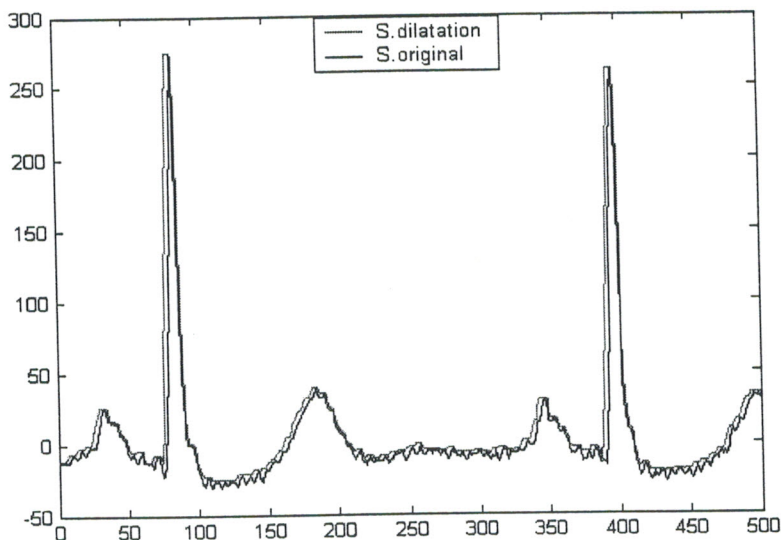
Fig.II.1 : Erosion

Cette transformation a pour propriétés dans le filtrage morphologique de réduire les pics du signal ECG et d'élargir les vallées [5]. L'érosion est un opérateur de rétrécissement.

### b) Dilatation

Pour obtenir la fonction dilatée de  $f(x)$ , on attribue à  $f(x)$  sa valeur maximale dans le domaine de l'élément structurant  $B$  et ce, à chaque nouveau déplacement de  $B$  (voir la figure II-2). La formule suivante illustre la dilatation de la fonction  $f(x)$  (ECG bruité) par un élément structurant  $B$  :

$$(f \oplus B)(n) = \underset{m=0, \dots, M-1}{\text{MAX}} \{f(n) + B(m)\} \quad \text{II-2}$$



**Fig.II.2 : Dilatation**

Cette transformation comble les vallées et épaissit les pics [6]. Donc, la dilatation est une opération d'expansion.

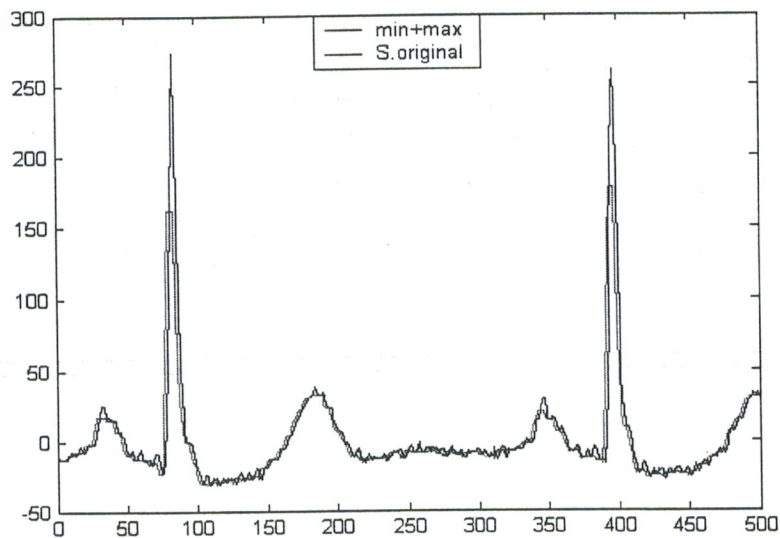
### c) Ouverture

Comme en morphologie mathématique, l'ouverture consiste en une érosion suivie d'une dilatation. L'ouverture de  $f(x)$  par l'élément structurant  $B$  a les conséquences suivantes sur la fonction de départ (figure II-3) :

L'ouverture supprime les pics mais préserve les vallées [7]. Son expression est donnée par :

$$f \circ B = f \ominus B \oplus B$$

II-3



**Fig.II.3 : Ouverture**



#### d) Fermeture

Comme en morphologie mathématique, la fermeture consiste en une dilatation suivie d'une érosion (voir la figure II-4). La fermeture de  $f(x)$  par l'élément structurant  $B$ , quant à elle, a les conséquences suivantes sur la fonction de départ [5] : la fermeture comble les vallées [8]. Son expression est donnée par :

$$f \bullet B = f \oplus B \ominus B$$

II-4

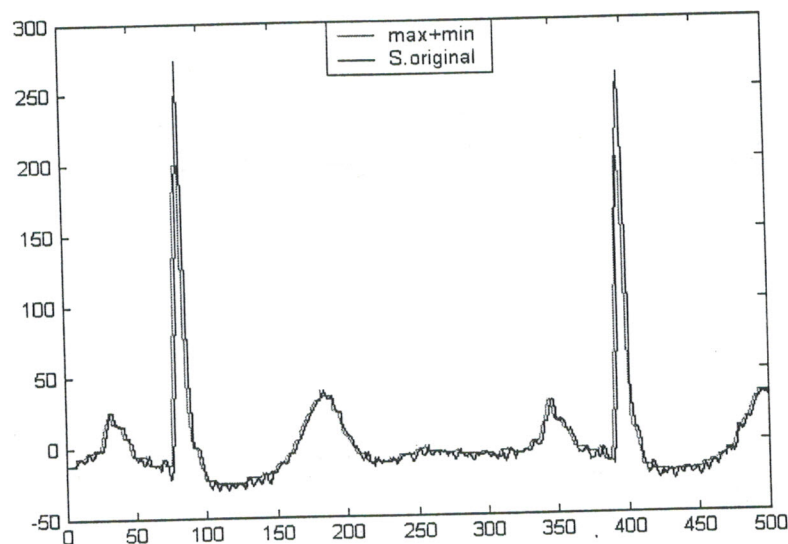
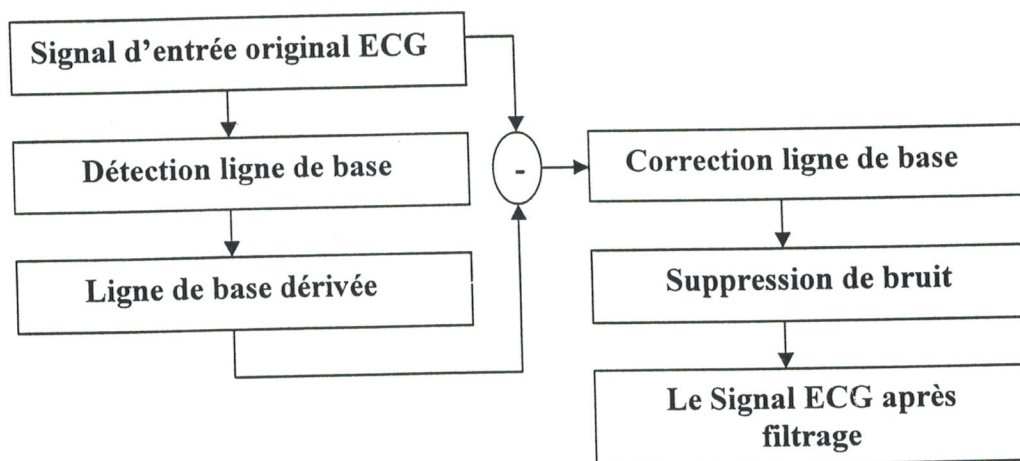


Fig.II.4 : Fermeture

Les opérateurs « fermeture » et « « ouverture » se comportent comme des filtres, on parlera de « Filtre Morphologique » [9].

### II.2.2 Algorithme du filtre morphologique modifié (F.M.M)

Le schéma bloc ci dessous représente la structure générale de l'algorithme du filtrage morphologique. Il est constitué de six étapes successives : Une première étape qui consiste à acquérir le signal ECG à traiter. Cette étape est suivie d'une étape qui permet la détection de la ligne de base. Cette ligne de base est dérivée et est soustraite du signal ECG à traiter. On obtient alors une correction de la ligne de base. Les étapes suivantes consistent à exploiter cette correction de ligne de base pour la suppression des bruits et enfin générer un signal ECG filtré.



*Fig.II.5 : Schéma bloc représentant les différentes étapes de l'algorithme du filtre F.M.M*

L'algorithme, représenté en figure (II-5) est implémenté sous environnement MATLAB6.5. Il est testé sur un l'ensemble de signaux ECG (bruités) de la banque de données MIT-BIH.

### **II.2.3 Résultats et interprétations :**

Après implémentation des différentes étapes du filtre morphologique modifié (FMM); différents signaux ECG de la banque de donnée MIT-BIH sont appliqués. Sur la figure II-6-a-b sont illustrés respectivement les signaux ECG bruités, les signaux ECG après correction de la ligne de base et les signaux ECG filtrés résultants (voir la figure II-7).

Cette figure illustre la performance de l'algorithme : dans le filtrage du signal ECG. En fait pour générer un tel signal filtré, les étapes de traitement réalisées et qui constituent globalement toutes les étapes du filtre morphologique se résument comme suit.

Tout d'abord, le signal ECG est ouvert par un élément structurant  $B$ , ce qui signifie l'application de deux opérations de morphologies « érosion + dilatation », pour supprimer les pics et préserver les vallées. Cette opération « ouverture », génère un signal





constitué de vallées qui sont supprimées, en utilisant la deuxième opération qui est la fermeture « dilatation + érosion ». On aboutit ainsi au signal  $f_B$ .

L'élément structurant  $B$  est utilisé pour la correction de la ligne de base. Dans ce cas  $B$  est considéré comme une forme géométrique « segment horizontal de différentes longueurs ». Les résultats qu'on a obtenus montrent que le minimum dans l'opération de fermeture joue un rôle très important pour la détection des variations de la ligne de base. La figure II-7-c, illustre le cas où le minimum est choisi à une valeur fixe [-3.4]. Pour améliorer ce résultat le minimum doit être choisi proportionnelle à la variation de la ligne de base. Cette corrélation de la variation du minimum avec la ligne de base est illustrée dans l'opération fermeture « max + min », tel que le maximum est fixé à une valeur corrélés aux variations de la ligne de base (voir figure II-7-d). L'étape finale pour aboutir à la correction de la ligne de base est la soustraction du signal ECG bruité avec  $f_B$  (signal dérivée).

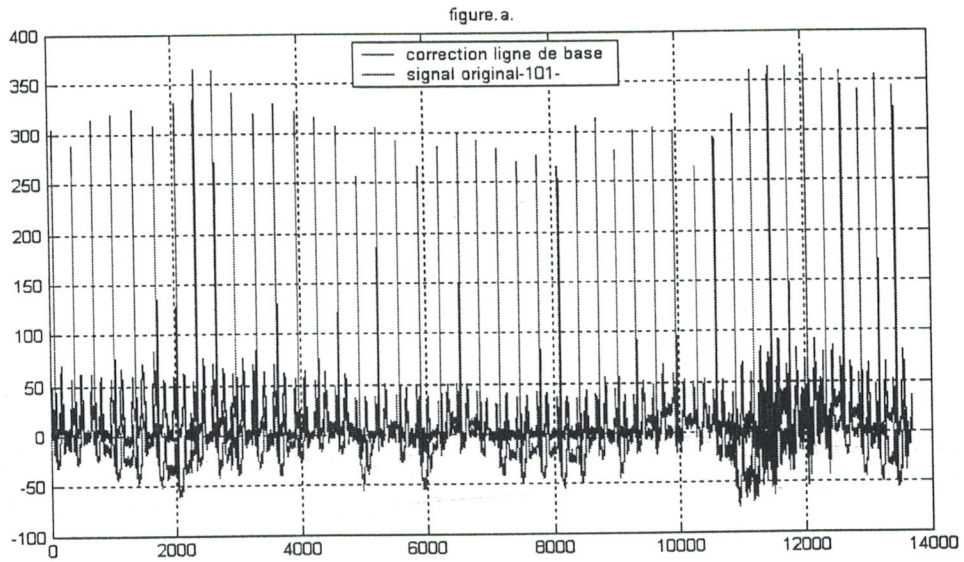
Ainsi comme cela est clairement illustré sur la figure II-2-d, le signal ECG filtré ne présente aucune variation de la ligne de base, aussi les différentes ondes du signal sont clairement mises en exergue, et sans aucune déformation.

Après la correction de la ligne de base, l'étape suivante est la suppression du bruit. Elle consiste en l'application d'opérateurs de morphologies modifiées. En fait, le signal obtenu après correction de la ligne de base est traité simultanément par l'opération « fermeture » et « ouverture », suivi d'une sommation puis une division par deux pour générer en fin le signal filtré. Il faut savoir que la forme de l'élément structurant dans la suppression de bruit est différente par rapport à celle de la correction de la ligne de base. En effet, elle peut prendre deux formes différentes de longueurs égales : une forme triangulaire  $B_1$  pour maintenir les crêtes et les vallées et une forme droite (segment d'amplitude nulle)  $B_2$ . Dans notre cas la taille de l'élément structurant était fixée à 5. Cette valeur est fixée d'une manière empirique.

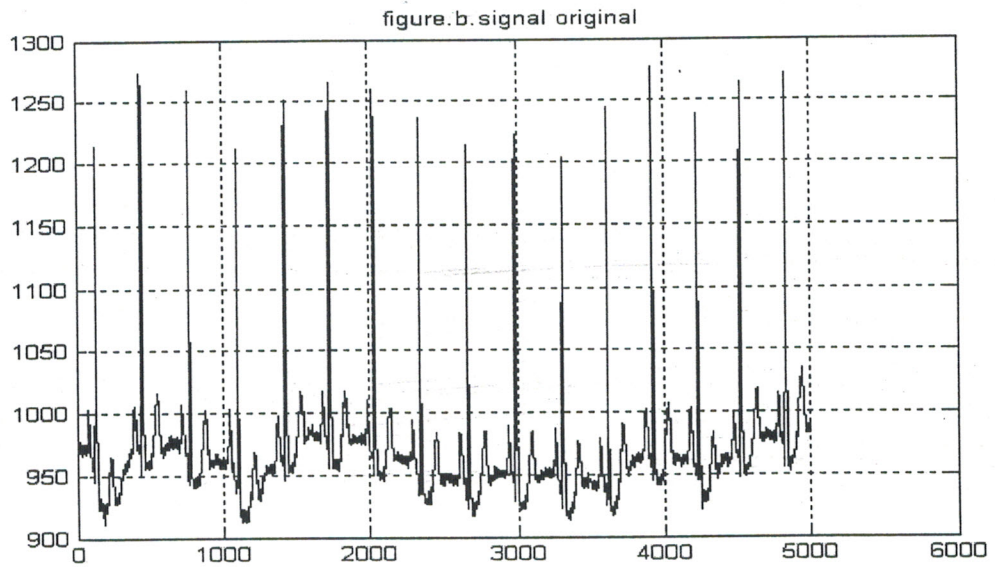
Le minimum et le maximum sont fixés à des valeurs optimales dans l'étape de la suppression du bruit.



a)



b)

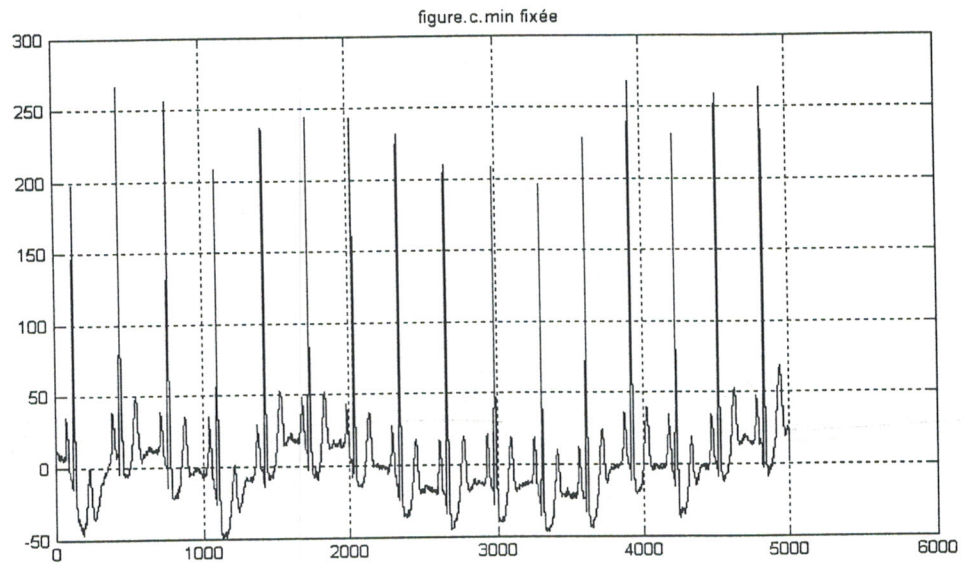


*Fig.II-6 : a) Signal original + correction ligne de base*

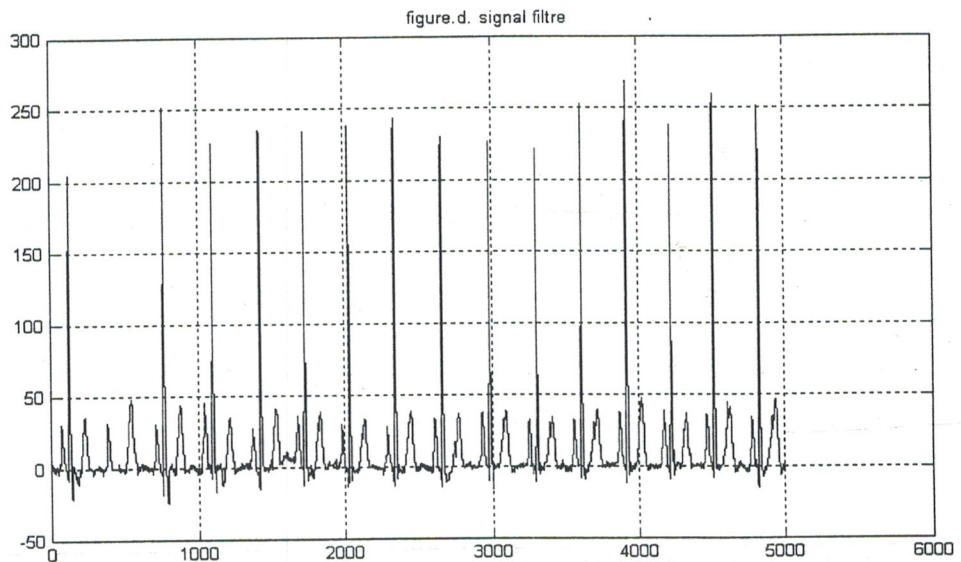
*b) Signal original*



c)

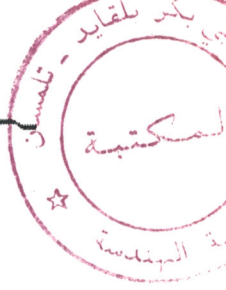


d)



*Fig.II-7 : c) Signal filtré (minimum fixe)*

*d) Signal filtré (minimum varie)*



## II.3 Détection des ondes du signal ECG

### II.3.1 Introduction

Une fois le signal ECG filtré, et en vue de mesurer l'intervalle Q-T et le rythme R-R, Il est nécessaire de fiablement détecter les différentes ondes P, QRS, T. En fait dans notre cas c'est la localisation du pic R, le début de l'onde Q et la fin de l'onde T, qui sont nécessaire afin de déduire l'intervalle Q-T et le rythme R-R.

Par conséquent, la détection des différentes ondes P, QRS, T, est très difficile, à cause de leur variabilité morphologique des diverses sources de bruit et la largeur de la bande de fréquence du signal ECG enregistré qui peut changer de manière significative.

Différents méthodes ont été utilisées pour filtrer les signaux ECG et par conséquent détecté les différentes ondes. On peut citer par exemple la méthode de Pan & Tompkins [10], ou encore celle exploitant les ondelettes [11], ou celle connue par MOBD [12] (Multiplication of the Backward difference). La méthode de Pan – Tompkins se base sur une transformation non linéaire du signal ECG après son filtrage par un filtre passe bande. La transformation non linéaire, consiste à une élévation au carré du complexe QRS après son intégration; la détection se fait à travers un seuil convenablement choisi. Cependant la méthode par ondelette, emploi la fonction de décomposition en bancs de filtre à travers des transformations en ondelettes discrète. L'algorithme de détection du complexe QRS ainsi développée sur l'algorithme de MOBD, est basée sur le calcul de la dérivé du signal ECG et la fonction sgn [13] assurant ainsi une détection rapide et stable, aussi, il doit avoir deux pic en vue de la détection QRS. Deux seuils sont implémentées (seuil bas et seuil haut), puisque l'amplitude de pic varie le long du signal.

Dans notre travail, les paramètres du Morphologie précédemment décrit sont utilisés pour détecter les différents ondes et par conséquent les intervalles QT et RR.



## II.3.2 Modèle Morphologie

Comme cela était décrit, la combinaison des opérateurs morphologies « Fermeture + Ouverture » forment le filtre morphologique. De même l'opérateur morphologie « Erosion » ou encore minimum joue un rôle important dans la détection de la variation de la ligne de base, il permet de ramener l'ECG sur une ligne horizontale correspondant au « Zéro » pour permettre une comparaison simple des amplitudes des ondes d'un battement, par contre l'opérateur morphologie {dilatation} ou encore maximum joue un rôle de localisation des ondes positive.

Nous verrons toute l'importance de cette correction dans la suite du présent mémoire, notamment lors de la détection de l'intervalle Q-T, et le rythme cardiaque R-R.

Pour obtenir les deux fonctions érodée et dilatée de  $f(x)$  :

$$EROSION(f(x) \ominus B)(x) = \min_y \{f(x-y) - B(y)\}$$

$$DILATATION(f(x) \oplus B)(x) = \max_y \{f(x-y) + B(y)\}$$

$$\text{Pour } \begin{cases} x = 0, 1, 2, 3, \dots, X-1 \\ y = 0, 1, 2, 3, \dots, Y-1 \end{cases}$$

Tel que : ►  $f(x)$  est le signal ECG filtrée

►  $B(y)$  est l'élément structurant symétrique.

On a attribué à  $f(x)$  la valeur minimale (érosion) ou maximale (dilatation) qu'elle peut prendre dans le domaine de l'élément structurant  $B(y)$  et ce, à chaque nouveau déplacement de  $B$ . Ces transformations ont pour propriétés de réduire les pics, et d'élargir les vallées dans le cas d'érosion; ainsi, l'érosion est un opérateur de rétrécissement, dans lequel les valeurs de :

$$(f(x) \ominus B(y)) < f(x) .$$

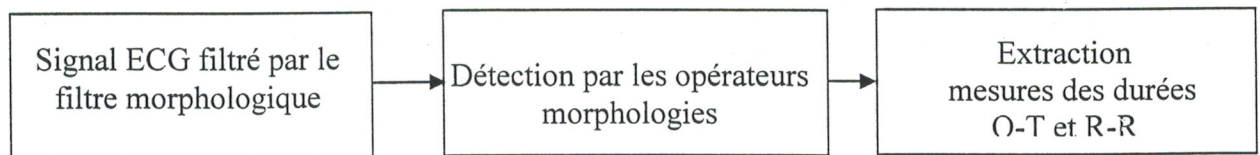


La dilatation, comble les vallées et augmente les pics, donc c'est une opération d'expansion tel que :

$$(f(x) \oplus B(y)) \succ f(x)$$

### II.3.3 Algorithme de détection des intervalles Q-T et R-R du signal ECG

Le schéma bloc ci dessous représente les étapes de détection des intervalles Q-T et le rythme R-R :



*Fig.II.9 : schéma bloc de l'algorithme de détection et des mesures del'intervalle Q-T et le rythme R-R.*

L'algorithme développé pour la détection des intervalles Q-T et R-R se compose de trois étapes successives :

- 1<sup>ère</sup> étape : elle consiste à acquérir le signal ECG après le filtrage morphologie modifié.
- 2<sup>ème</sup> étape : cette étape permet la détection des ondes du signal ECG filtré par les opérateurs morphologies *érosion*(Minimum) et *dilatation*(Maximum).
- 3<sup>ème</sup> étape : permet de traduire les durées Q-T et R-R.

#### II.3.3.1 Détection de l'intervalle R-R

La détection de l'intervalle RR peut être accomplie qu'après une bonne détection du pic R. Cette détection passe par trois étapes. Une étape qui permet de localiser le pic R (sur maximum), une autre étape qui permet de localiser le minimum du pic R (dans le cas ou R



est inversé) et finalement une troisième étape qui combine les deux précédentes pour finalement détecter ce pic dans tous les situations possibles.

### **Étape 1 : détection du pic R par le Maximum**

On fixe la valeur initiale du maximum à zéro ( $Max=0$ ) pour localiser uniquement les parties positives (du signal). Ainsi l'élément structurant  $B_i(y)$  peut prendre des valeurs en dessus du l'onde T (pour rejeter l'onde T). Cet élément est changé entre deux limites par rapport au pic R [ $1/6 R$  et  $2/3 R$ ]. La fonction de dilatation est alors comparée à l'élément structurant  $B_i(y)$  avec les conditions fixés précédemment, tel que :

$$\text{Si } (f(x) \oplus B_i(y)) > B_i(y) \text{ donc}$$

$$\text{Maximum} = (f(x) \oplus B_i(y))$$

Dans ce cas les pics R positifs ayant des amplitudes supérieurs à  $(2/3) R$  sont détectés, ceux inférieurs à ce niveau sont annulés par la fonction de la dilatation. Par conséquent, le choix des valeurs de l'élément structurant est effectué sur la base d'un ensemble de tests. La figure-II-10 montre ce résultat de détection.

Dans le cas ou les pics R sont inférieurs à ce seuil  $(2/3)$  ou encore négatifs alors les étapes 2 et 3 permettent de répondre à cette situation (voir la figure II-11 et II-12).

### **Étape 2 : détection du pic R par le Minimum**

On fixe la valeur initiale du minimum à zéro ( $Min=0$ ) pour localiser uniquement les parties négatives du signal. Ainsi l'élément structurant  $B(y)$  dépend de la durée du complexe QRS qui est généralement de l'ordre de 0.2 secondes [14] et de la fréquence d'échantillonnage ( $F_s = 360Hz$  pour la base de données MIT-BIH) du signal ECG.

Cet élément est changé entre deux limites, 0.1 et 0.2 secondes, il est effectué sur la base d'un ensemble de tests. La fonction d'érosion est alors comparée à l'élément structurant  $B_i(y)$  avec les conditions fixées précédemment, tel que :



Si  $(f(x) \ominus B_i(y)) < B_i(y)$  donc

$$\text{Maximum} = f(x) \ominus B_i(y)$$

Dans ce cas les pics R négatifs ayant des largeurs inférieures à 0.2 secondes sont alors détectés.

### **Etape 3 : détection du pic R par le Maximum**

On fixe la valeur initiale du maximum à zéro (Max=0) pour localiser uniquement les parties positives du signal. Ainsi l'élément structurant  $B_i(y)$  peut prendre des valeurs entre 0.1 et 0.2 secondes. La fonction de dilatation est alors comparée à l'élément structurant  $B_i(y)$  avec les conditions fixées au préalable, tel que :

Si  $(f(x) \oplus B_i(y)) > B_i(y)$  donc

$$\text{Maximum} = (f(x) \oplus B_i(y))$$

Dans ce cas les pics R positifs ayant des largeurs inférieure à 0.2 seconde sont ainsi détectés.

### **II.3.3.2 Détection de l'intervalle QT**

La détection de l'intervalle QT peut être accomplie après une bonne détection de l'onde T. Cette détection passe par deux étapes; la première consiste à localiser l'onde T (sur un minimum et un maximum), ce qui signifie l'application de deux opérations de morphologies « érosion + dilatation », pour détecter les pics et préserver les vallées, une autre étape qui permet de localiser le maximum du l'onde T dans toutes les situations possibles.





**Etape 1 : détection du l'onde T par le Minimum+Maximum**

On fixe les valeurs initiales du minimum et du maximum et l'élément structurant à zéro (Min=0 et Max=0,  $B_1(y) = 0$ ) pour localiser uniquement les parties négatives et positives du signal. La fonction d'ouverture est alors comparée à l'élément structurant  $B_1(y)$  avec les conditions fixés précédemment, telle que :

Si  $(f(x) \ominus B_1(y)) < B_1(y)$  donc  
 $Minimum = (f(x) \oplus B_1(y))$

Si  $(f(x) \oplus B_1(y)) > B_1(y)$  donc  
 $Maximum = (f(x) \oplus B_1(y))$

Dans ce cas, les ondes T et P négatives et positives sont détectés.

**Etape 2 : détection du l'onde T par Maximum+Maximum**

Pour localiser uniquement l'onde T, on a attribué deux opérateurs de dilatation, pour détecter le premier pic par le maximum ( $Max1$ ) qui correspond à l'onde T, et l'autre onde P par le maximum ( $Max2$ ). Dans ce cas, on a fixé le maximum et l'élément structurant de l'onde T ( $Max1 = 0, B_1(y) = 0$ ). D'autre part, ( $Max2 = 0, B_2(y) = S, \forall S \in \mathbb{R}^+$ ) de l'onde P, telle que  $B_1(y) < B_2(y)$  pour détecter l'onde qui est situé a gauche (l'onde T) par  $B_1(y)$ , et l'onde suivante par un décalage  $B_2(y) = S$ . La longueur  $S$  est testée pour accomplir la détection des ondes, par exemple, il suffit que  $S > 0$  pour détecter uniquement l'onde P. La fonction de dilatation est alors comparée à l'élément structurant  $B_1(y)$  et  $B_2(y)$  avec les conditions fixés précédemment, telle que :

Si  $(f(x) \oplus B_1(y)) > B_1(y)$  donc

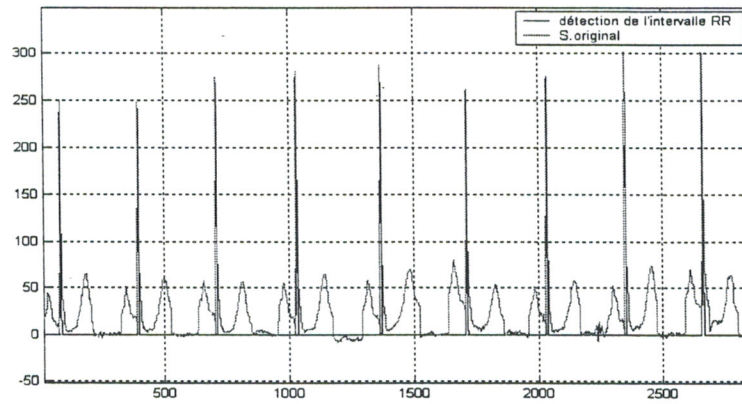
Si  $(f(x) \oplus B_{2_1}(y)) > B_2(y)$  donc

$Max1 = (f(x) \oplus B_1(y))$  pour détecter la première onde située à gauche  
 (L'onde T),

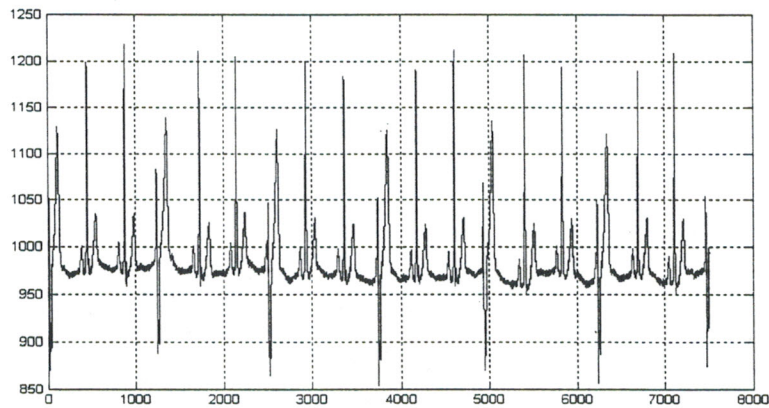
$Max1 = (f(x) \oplus B_2(y))$  pour détecter la deuxième onde située à droite  
 (L'onde P)



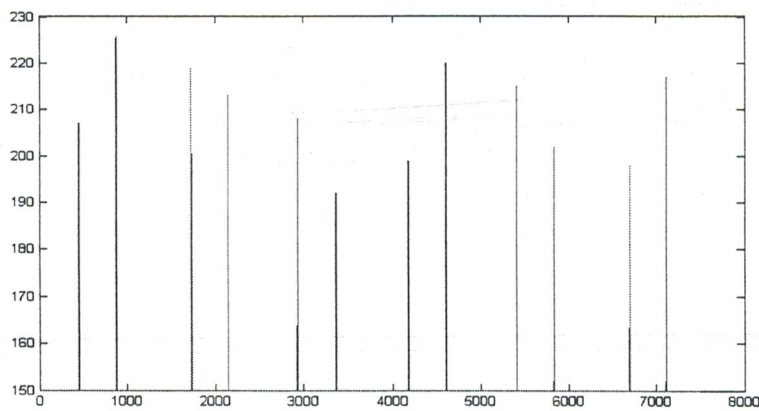
Dans ce cas, les ondes T négatives et positives sont détectées dans toutes les situations possibles.



*Fig.II.10 : Détection par le maximum=0*



*Fig.II.11 : Signal original 201*



*Fig.II.12 : Détection des pics R supérieures a  $(2/3)R$*



### II.3.4 Interprétation des résultats

Les étapes de l'algorithme de détection sont mises en application sur les enregistrements de la base de données d'arythmie MIT-BIH.

La figure (II-13-a) représente l'enregistrement 101. Nous pouvons remarquer que l'amplitude du pic R est supérieure à l'onde T. D'autre part, l'onde P apparaît dans chaque cycle de rythme cardiaque, ce qui rend difficile la détection de l'intervalle QT et RR.

Les figures (II-13-b-c) montrent que l'intervalle QT et le rythme RR, sont parfaitement détectés.

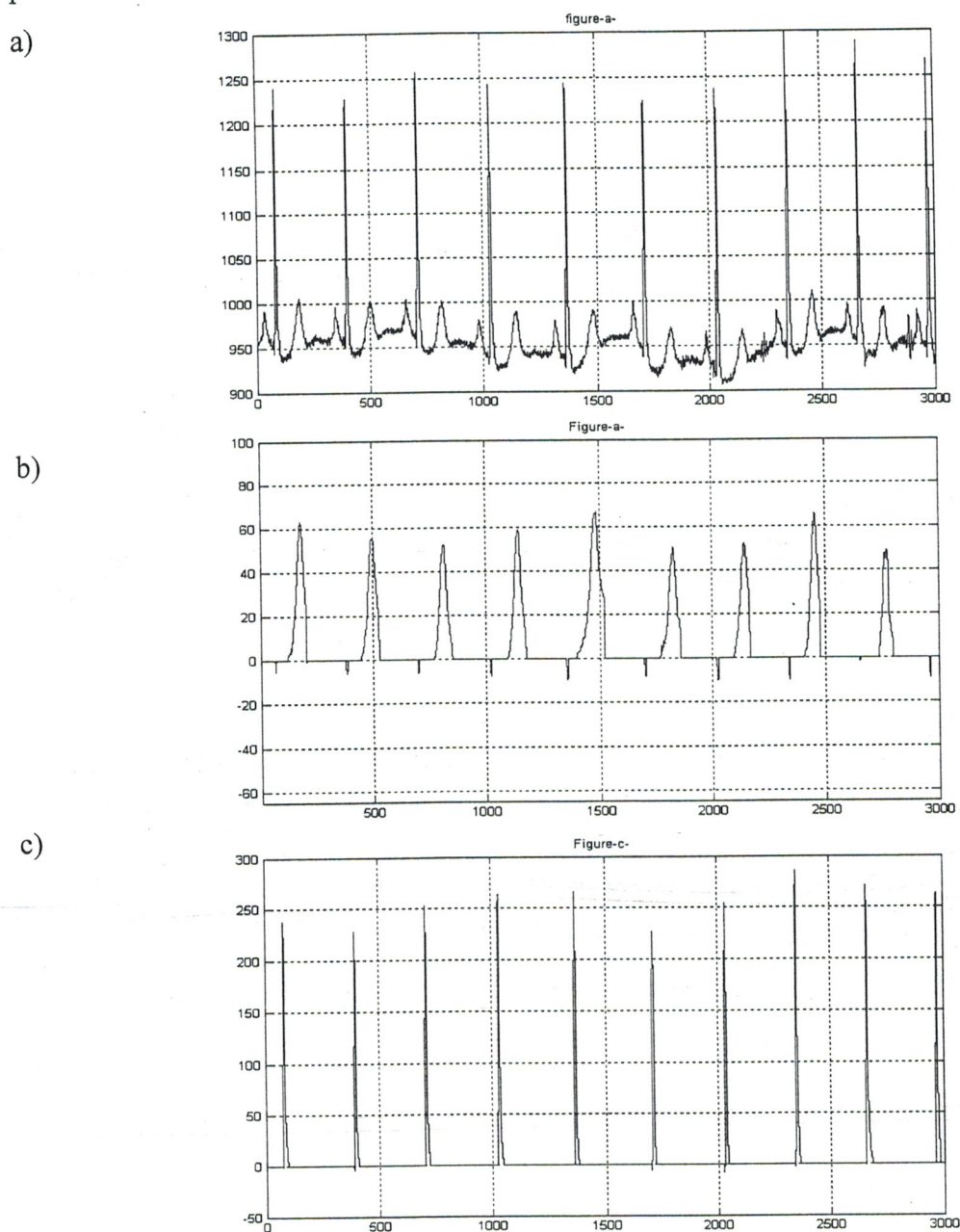
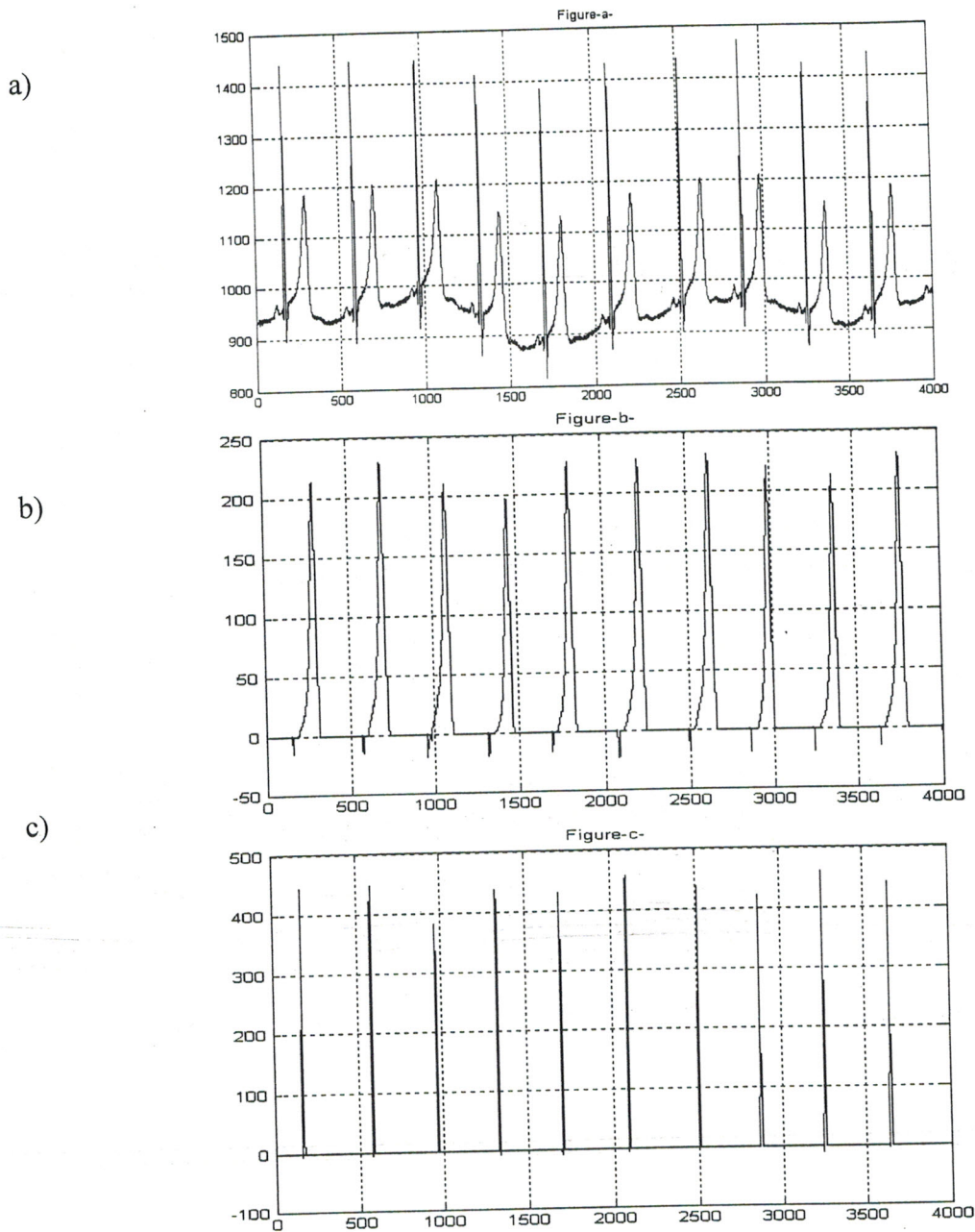


Fig.II.13 : a- signal original 101 b- détection de l'intervalle Q-T. c- détection le rythme R



Nous pouvons remarquer sur la figure (II-14-a) que la morphologie de l'onde T est bien localisée, et son amplitude est presque la moitié du pic R. D'autre part, l'onde P apparaît dans chaque cycle de battement, en revanche, l'intervalle QT et le rythme RR est difficile de détecter. L'application de l'algorithme de détection par les opérateurs morphologies sur cet enregistrement (113) donne des résultats très satisfaisants comme cela est illustré; en figure II-14.b. et II.14.c.



**Fig.II.14:** a- signal original 113

b- détection de l'intervalle QT c- détection le rythme RR



Par conséquent, la détection morphologique s'avère très fiable pour estimer les changements rapides de la morphologie du signal ECG si les règles de détection morphologique, sont choisies très soigneusement.

### II.3.5 Evaluation des résultats de détection

L'évaluation de cet algorithme est basée sur deux lois statistiques (la sensibilité (SE) et la prédictibilité (P+)).

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \quad \text{II-5}$$

$$P+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad \text{II-6}$$

Avec : TP (True positive) : représente le nombre de battements correctement détectés (QRS).

FN (false negative) : représente le nombre de battements non détectés (QRS).

FP (false positive) : représente le nombre de battements correctement détectés (QRS) mais en fait, ils n'existent pas.

rp : le nombre total de battement dans un enregistrement.

Le taux de sensibilité globale sur cette base de données est de 99.82%. Sa distribution est représentée dans le tableau ci-dessous



		ALG. MORPHOLOGIQUE			
enrigi.	rp	FP	FN	P+	SE
100	2273	0	0	100	100
101	1865	0	0	100	100
102	2187	0	0	100	100
103	2084	0	0	100	100
104	2230	1	0	99,96	100
105	2572	4	0	99,85	100
106	2027	2	0	99,90	100
107	2137	0	0	100	100
108	1763	14	6	99,21	99,60
109	2532	0	0	100	100
111	2124	1	0	99,95	100
112	2539	0	0	100	100
113	1795	0	0	100	100
114	1879	6	3	99,70	99,84
115	1953	0	0	100	100
116	2412	0	0	100	100
117	1535	1	1	99,94	99,93
118	2275	1	3	99,96	99,86
119	1987	1	1	99,95	99,95
121	1863	3	4	99,84	99,78
122	2476	0	0	100	100
123	1518	0	0	100	100
124	1619	0	0	100	100
200	2601	10	2	99,61	99,92
201	1963	0	5	100	99,74
202	2136	0	0	100	100
203	2982	51	45	98,30	98,49
205	2656	0	3	100	99,88
207	1862	2	6	99,90	99,70
208	2952	13	20	99,56	99,32
209	3004	3	3	99,90	99,90
210	2647	9	13	99,70	99,50
212	2748	1	5	99,96	99,81
213	3251	0	1	100	99,97
214	2262	3	5	99,86	99,77
215	3363	8	10	99,76	99,70
217	2208	4	5	99,81	99,37
219	2154	0	0	100	100
220	2048	0	0	100	100
221	2427	1	3	99,95	99,87
222	2484	4	8	99,84	99,68
223	2605	0	0	100	100
228	2053	25	21	99,78	98,97
230	2256	3	2	99,86	99,91
231	1571	0	1	100	99,93
232	1780	8	12	99,55	99,32
233	3079	3	4	99,9	99,87
234	2753	0	0	100	100
<b>Total</b>	109490	182	192	99,86	99,82

*Tableau.II.1 : résultats de détection par l'algorithme morphologique  
Sur la base MIT-BIH*



La technique de détection que nous avons complétée est comparée à d'autres techniques connues dans la littérature; MOBD, Tompkins, Ondelette. Les résultats sont résumés dans le tableau II-2 ci-dessous.

Algorithme	TP	FP	FN	SE	P+
MOBD	90236	240	1047	98.85	99.73
Tompkins	90432	1331	851	99.07	98.55
ondelettes	89521	5530	1762	98.07	94.18

**Tableau.II.2 : Résultats de détection**

L'algorithme de MOBD présente des valeurs de prédictibilité positive (P+) élevée, alors que la réalisation de l'algorithme Tompkins a une sensibilité légèrement plus élevée (SE). L'exécution par l'approche d'ondelettes montre que les valeurs sont les plus basses dans le SE et le P+ par aux autres algorithmes, qui sont également sensiblement inférieurs à ceux rapportés dans la littérature [15].

Nous pouvons remarquer à partir de ses résultats que l'algorithme morphologique a donné le meilleur résultat; avec le plus haut paramètre de prédictibilité (P+ = 99,86), et une sensibilité plus grande (SE = 99,82).

Les algorithmes de détection du complexe QRS de Saxena [16], et So [17] et MOBD ont été mis en application sur les signaux de la base de données MIT-BIH (100-104). Les résultats obtenus sont représentés sur le tableau (II.3) :

Algorithme	Enreg.signal	SE	P+
Saxena	100	100	97.73
	104	75.81	47.96
So	100	100	99.23
	104	92.74	79.31
MOBD	100	100	100
	104	86.29	87.70

**Tableau.II.3 : Evaluation des différents algorithmes de détection du complexe QRS**  
Pour deux signaux ECG



Algorithme	Enreg.signal	SE	P+
Détec.Morph	100	100	100
	104	100	99.96

**Tableau.II.4** : résultats de l'algorithme de détection du complexe QRS  
 Pour deux enregistrements du signal ECG

L'algorithme de détection morphologique a permis d'obtenir les meilleurs résultats par rapport aux méthodes basées sur les dérivées premières ou secondes, des seuils adaptatifs, ou des ondelettes.

### II. 3. 6. Conclusion :

Dans ce chapitre, on a implémenté une version modifiée du filtrage morphologique. Il a été démontré que par les opérateurs morphologies « fermeture » et « ouverture » on pouvait aboutir à la réalisation d'opérations de filtrage. Ainsi, l'opérateur morphologie « Minimum » et « Maximum » constitué le bloc de détection. L'étape du développement de ce filtre et la détection a montré que le choix des minimums des opérations de fermeture est important compte tenu que ce minimum pouvait affecter la détection des variations de la ligne de base et par conséquent la performance du filtre. Il a été aussi démontré que le filtre morphologique est très performant dans le filtrage du signal ECG.

Nous avons pu avoir une prédictibilité de  $P+ = 99.86$ , en utilisant les opérateurs morphologies (maximum, minimum), ce qui montre la puissance de cet algorithme de pouvoir détecter, identifier et mesurer les paramètres du signal ECG.

La détection de l'intervalle QT et l'intervalle RR va maintenant nous permettre d'aborder l'étape fondamentale de cette recherche : une analyse temporelle et fréquentielle de la variabilité de l'intervalle QT du signal ECG.



## Bibliographie

- [ 1 ] Stephenson, "Analyse de la ligne de base", Thèse de doctorat, pp. 75-86, 1946.
- [ 2 ] INRIA, "Capteurs et Traitement avancé du signal", pp. 14-20, 2002
- [ 3 ] J. Serra, G. Matheron, "La théorie du filtrage Morphologique", MAT88a, école des Mines de Paris
- [ 4 ] 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
- [ 5 ] F. Leymarie and M. D. Levin, "Curvature Morphology", Center for Intelligent Machine, McGill University, Montreal, Canada, December 1998.
- [ 6 ] J. Serra, "Image Analysis and Mathematical Morphology", Academic Press, 1982
- [ 7 ] S. R. Sternberg, "Grayscale morphology", Computer Vision, Graphics and Image Processing, pp. 333-355, 1986.
- [ 8 ] P. Maragos, "Differential morphology and image processing", IEEE. Trans, Image Process, pp. 922-937, June 1996
- [ 9 ] Y. Sun, K. Luk, "ECG signal conditioning by Morphological Filtering", Computers in Biology and Medicine, pp. 465-479, 2002.
- [ 10 ] P. Laguna, et Al, "New Algorithm for QT Interval Analysis in 24-hour Holter ECG: Performance and Applications", Med. & Biol. Eng. & Computer., Vol. 28, pp. 67-73, 1990.
- [ 11 ] P. Laguna, R. G. Mark, A. Goldberger, "A data base for evaluation of the Algorithms for measurement of the QT and other Waveform intervals in the ECG", Computer in Cardiology, VOL. 24, pp. 673-676, 1997.
- [ 12 ] U. Kunzmann, G. von Wagner, "Parameter extraction of ECG Signals in Real-Time", Institute for Biomedical Engineering, University Karlsruhe (TH), Germany, pp. 456-460, 1999.
- [ 13 ] H. Joeng, K. Heinecker, "ECG in clinic and praxis", Stuttgart, New York, 1999
- [ 14 ] T. A. Wrublewski, Y. Sun, "Real-time early detection of R waves of the ECG signals", Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 1, pp. 38-39, 1989.

*Bibliographie*

---

- [ 15] A. Taddei, Al, "The European ST-T database: standard for evaluating systems for the analysis of ST-T changes in ambulatory electrocardiography", *European Heart Journal*, Vol. 13, pp. 1164-1172, 1992.
- [ 16] S. C. So. K.L. Chan, "A comparison of three QRS-Detection Algorithms using the AHA ECG database", *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 13, pp. 586-587, 1991.
- [ 17] S. C. Saxena, A. Sharma, "Data compression and feature extraction of the ECG signals", *I international Journal of Systems Science*, Vol. 23(5), pp. 483-498, 1997.



## Chapitre III

# Analyse temporelle et spectrale de l'intervalle $QT$ et de sa corrélation avec le Rythme $RR$

### III-1 Introduction

L'analyse du signal ECG permet la détection et le comptage d'un ensemble d'événements rythmiques : pauses ventriculaires, trouble de conduction de plus ou moins haut degré, épisode de bradycardie ou tachycardie paroxystique d'origine auriculaire, jonctionnelle ou ventriculaire, extrasystole auriculaire et ventriculaire. Un moyen d'apprécier l'état du système nerveux autonome et son influence potentielle sur les troubles du rythme cardiaque consiste à étudier les variations de la durée de l'intervalle  $QT$  au cours d'une durée de 24 heures. Cette analyse est proposée par certains logiciels développés récemment, qui traite la relation entre la durée de l'intervalle  $QT$  et la fréquence cardiaque du sujet (durée entre deux pics R successifs). On peut ainsi représenter une pente  $QT/RR$  en fonction du temps [1]. Cette variable pourrait également aider à identifier des patients exposés à une mortalité accrue dans diverses circonstances pathologiques, et notamment après infarctus du myocarde. Cependant, cette approche est encore en cours d'évaluation [2].

La variabilité de la durée de l'intervalle  $QT$  est d'une importance clinique majeure pour le suivi d'un certain nombre de pathologies, notamment le syndrome du  $QT$  long congénital qui est généralement responsable de la mort subite par troubles du rythme ventriculaire. L'analyse des variations de la durée de l'intervalle  $QT$  ainsi que le rythme cardiaque  $RR$  par des méthodes statistiques temporelle et spectrale permet d'apprécier l'aspect pathologique du signal ECG.



## III-2 Analyse temporelle

La détection morphologique (chapitre 2) appliquée au signaux ECG de la base de données MIT-BIH permet d'analyser les intervalles QT et RR battement par battement le long de chaque signal. Cette analyse est effectuée dans le domaine temporel et est appliquée sur les différentes arythmies du signal ECG enregistré, ce qui nous a permis de mesurer les différents paramètres suivants (voir Tableau III-1) :

- **MeanNN** : moyenne des intervalles NN sur un enregistrement de 30 minutes de durée. Ce paramètre permet de comparer le signal ECG normal aux cas pathologiques.
- **SDNN** : écart type des intervalles NN (racine carrée de la variance) qui exprime mathématiquement la puissance totale du signal. Ce paramètre offre une indication sur toutes les composantes responsables de la variabilité du l'intervalle QT et RR.

Variable	Unité	Description
MeanNN	sec	Moyenne totale de tous les intervalles N
SDNN	sec	Ecart type de tous les intervalles NN
VARNN	sec <sup>2</sup>	Variance totale de tous les intervalles NN

Tableau III-1 : Description des paramètres temporels



Les instants d'apparition des échantillons des signaux d'intervalles QT et RR obtenus ne sont pas équidistants sur le domaine temporel du signal ECG, ce qui nécessite de choisir une période d'échantillonnage ayant comme valeur la valeur moyenne des intervalles RR le long de chaque signal [3].

La solution un peu rustique consiste à considérer régulièrement, la période d'échantillonnage étant la valeur moyenne des intervalles RR [4]. Il est utile en pratique de tracer la variabilité en fonction de temps régulier, d'autre part, le temps régulier s'obtient avec la multiplication de la valeur moyenne des intervalles RR par le nombre de cycles, la figure III-1 illustre le tracé de la variabilité en fonction du temps régulier.

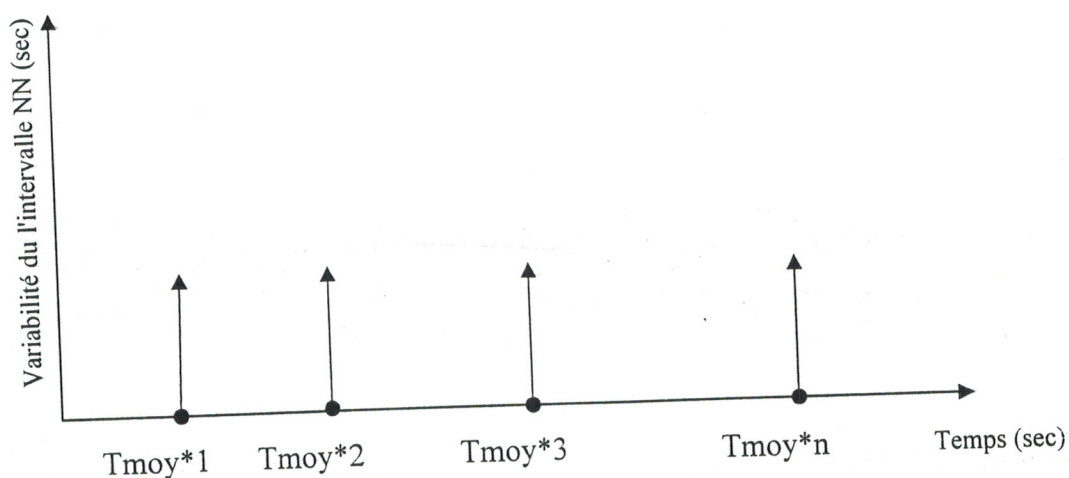


Fig. III-1 : Domaine temporel des intervalles QT et RR (période d'échantillonnage = durée moyenne des intervalles RR)

### III-3 Analyse fréquentielle

La Densité Spectrale de Puissance (DSP) permet de décrire le contenu fréquentiel du signal analysé. La variabilité du signal ECG présente des non-stationnarités et un rapprochement des composantes spectrales qui exigent un outil d'estimation spectrale convenable [5]. La méthode de Welch pour l'estimation de la DSP permet d'assurer, et la

stabilité statistique, et une résolution fréquentielle acceptable, cet estimateur est une variante du périodogramme [6].

### III-4 Estimation de la Densité Spectrale de Puissance par la méthode de Welch

En 1967, Welch proposa deux modifications à la méthode de Bartlett. La première est de permettre aux séquences  $x_i(n)$  de se recouvrir et la seconde est de rajouter une fenêtre à chacune de ces séquences, produisant ainsi un ensemble de périodogramme modifiés qui sont moyennés. En supposant que les séquences successives sont décalées de  $D(\leq L)$  échantillons et que chacune d'entre elles est de longueur  $L$ , la  $i^{\text{ème}}$  séquence est donnée par:

$$x_i(n) = x(n + iD), \quad n = 0, 1, \dots, L - 1 \quad \text{III-1}$$

Ainsi, la durée de recouvrement (overlap) entre  $x_i(n)$  et  $x_{i+1}(n)$  est  $L - D$  points, et si  $K$  séquences couvrent les  $N$  données du signal, alors

$$N = L + D(k - 1) \quad \text{III-2}$$

Par exemple, sans recouvrement ( $D = L$ ) on a  $K = N/L$  sections de longueur  $L$  comme dans la méthode de Bartlett. D'un autre coté, si les séquences se recouvrent de 50% ( $D = L/2$ ), alors on peut former

$$K = 2 \frac{N}{L} - 1 \quad \text{III-3}$$

sections de longueur  $L$ . On peut maintenir la même résolution (longueur de section) que la méthode de Bartlett tout en doublant le nombre de périodogramme modifiés qui sont moyennés ( $K \approx 2N/L$ ), réduisant ainsi la variance. Cependant, avec 50% de recouvrement,

on peut aussi former

$$K = \frac{N}{L} - 1 \quad \text{III-4}$$

Sections de longueur  $2L$ . On peut donc améliorer la résolution et maintenir la même variance que la méthode de Bartlett.

Par conséquent, en permettant le recouvrement des séquences, il est possible d'augmenter le nombre et/ ou la longueur des séquences qui sont moyennées, pour arriver à un compromis entre la réduction de la variance et une résolution fréquentielle meilleure.

La méthode de Welch peut s'écrire alors en fonction de  $x_i(n)$  comme suit :

$$\hat{S}_w(\omega) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{k-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} \omega(n)x(n+iD)\exp(-j\omega n) \right|^2 \quad \text{III-5}$$

La méthode de Welch est asymptotiquement non-biaisée. La résolution fréquentielle dépend de la durée de la fenêtre, ainsi que le choix de la fenêtre peut avoir un rôle très important pour déterminer la qualité du spectre obtenu. Le rôle principal de la fenêtre est de réduire le phénomène de Gibbs qui est le résultat de la troncature de séries à analyser.

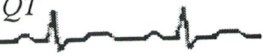
Parmi les fenêtres d'analyses connues : Hanning, Hamming, triangulaire, rectangulaire, on a utilisé la fenêtre de Hanning qui permet de réduire l'effet Gibbs par rapport aux autres fenêtres.

### III-5 Estimation de la Cohérence

La cohérence  $C_{xy}(f)$  est fonction des DSP  $P_{xx}$  et  $P_{yy}$  de deux signaux  $x(t)$  et  $y(t)$  ainsi que leur DSP croisée  $P_{xy}$  comme suit :

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad \text{III-6}$$

C'est une mesure de la corrélation entre les deux signaux dans le domaine spectral.



### III-6 Les composantes spectrales

Ils existent trois bandes spectrales (voir tableau.III-2) [7] : VLF (Very Low Frequency); très basse fréquence, LF (Low Frequency); basse fréquence et HF (High Frequency) les hautes fréquences. La distribution de puissance et la fréquence centrale de HF et la LF ne sont pas constantes mais varient en fonction des changements en modulation autonome de la période cardiaque [8].

Variable	Unité	Description	Fréquence, Hz
VLF	[ms] <sup>2</sup>	Puissance maximale dans la bande VLF	[0.0033, 0.04]
LF	[ms] <sup>2</sup>	Puissance maximale dans la bande LF	[0.04, 0.15]
HF	[ms] <sup>2</sup>	Puissance maximale dans la bande HF	[0.15, 0.4]
FVLF	Hz	Traduise la valeur maximale de la puissance dans la bande VLF	
FLF	Hz	Traduise la valeur maximale de la puissance dans la bande LF	
FHF	Hz	Traduise la valeur maximale de la puissance dans la bande HF	

Tableau III-2 : Description des paramètres fréquentiels

La mesure des composantes de puissance dans les bandes VLF, LF, HF, est généralement liée à des valeurs de puissance absolues (msec<sup>2</sup>), ainsi qu'à la fréquence qui correspond à la puissance maximale de chaque bande (FVLF, FLF, FHF). En plus, le rapport  $LF/HF$  caractérise évidemment le système ou l'équilibre sympathique. En outre, la prédominance de la composante spectrale LF met en évidence le système sympathique, et celle de la HF correspond à l'influence du système sympathovagale [9].



### III-7 Mesures et discussion

L'analyse par les méthodes temporelle et spectrale de la variabilité des intervalles QT et RR des signaux ECG pour différentes anomalies permet d'aboutir aux résultats suivants :

#### III-7-1 Extrasystole ventriculaire :

##### a)- Analyse temporelle :

Le tableau III-3 regroupe le numéro d'enregistrement des signaux testés, le nombre de cycle et la période d'échantillonnage.

Le tableau III-4-5 regroupe les valeurs des paramètres temporels QTmoy, RRmoy, SDNN et VARNN obtenus pour deux catégories de l'extrasystole ventriculaire selon le rythme cardiaque

	N° : enregistrement	Nombre du cycle	Echantillon
Rythme normal 74 bpm	113	80	[166.3920 jusqu'à 2.8966*10 <sup>4</sup> ]
Extrasystole ventriculaire 60-65bpm	119	74	[961 jusqu'à 27601]
Extrasystole ventriculaire 55-59bpm	119	72	[8115 jusqu'à 34035]

Tableau III-3 : Description des signaux ECG

	QT moy Sec*10 <sup>-4</sup>	RR moy Sec*10 <sup>-4</sup>	SDQT Sec*10 <sup>-4</sup>	SDRR Sec*10 <sup>-4</sup>	VARQT sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	VARRR sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>
Rythme normal 74 bpm	4358	8161	210	269	4.4023	7.2312
Extrasystole ventriculaire 60-65bpm	4711	9172	732	2151	54	463
Extrasystole ventriculaire 55-59bpm	4619	10223	261	4835	6.88153	2338

Tableau III-4 : mesures des paramètres temporels (Intervalle)



Variabilité	QT moy Sec*10 <sup>-4</sup>	RR moy Sec*10 <sup>-4</sup>	SDQT Sec*10 <sup>-4</sup>	SDRR Sec*10 <sup>-4</sup>	VARQT sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	VARRR sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>
Rythme normal 74 bpm	125	158	79	105	6.2512	1.0936
Extrasystole ventriculaire 60-65bpm	362	954	368	1179	14	139
Extrasystole ventriculaire 55-59bpm	140	3256	120	971	1.4326	94

Tableau III-5 : mesures des paramètres temporels  
(Variabilité)

Pour la ligne du tableau correspondant au rythme normal, on constate une faible quantité des indices temporels de la variabilité de l'intervalle QT et RR, ce qui explique une légère variabilité dans le rythme cardiaque par rapport au cas normal.

Cette faible variabilité est bien caractérisée par la mesure de la variance de l'intervalle QT ( $4.4023 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ) et le rythme RR ( $7.2312 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ) ce qui permet de décrire de quelle façon les valeurs observées du signal ECG se répartissent en grandeur autour de la moyenne. Ces valeurs de variabilité tiennent compte de toutes les observations ce qui permet de retrouver une bonne caractéristique de dispersion dans le domaine temporel.

Le paramètre SDNN représente la variance (écart type) qui permet de situer les intervalles QT et RR définis à partir de la moyenne et de l'écart type. Les paramètres regroupés dans le tableau sont interprétés par colonne afin d'évaluer la variation de chaque paramètre pour les différentes anomalies des variabilités des intervalles QT et RR battement par battement.

La moyenne de la durée (QTmoy, RRmoy) présente une augmentation du rythme cardiaque jusqu'à l'extrasystole ventriculaire (ESV). Les ESV ici est bi-gémées (après un complexe sinusal) de 55 jusqu'à 59 bpm et sext-gémées de 60 jusqu'à 65 bpm (après cinq



complexes sinusaux), précoces avec phénomène R/T (risque de fibrillation ventriculaire) [10].

La variance des variabilités des intervalles QT et RR adjacents présente une augmentation énorme ce qui explique que l'ESV bi-géminés et sext-géminés est suivie d'un repos compensateur (décalage de l'onde P); le couplage QRS sinusal est en général fixe (sauf en cas de parasystolie).

#### **b)- Analyse spectrale :**

Les résultats obtenus après application de la méthode de Welch pour l'estimation de la Densité Spectrale de Puissance (DSP) ainsi que la mesure de la corrélation entre la variabilité de l'intervalle QT et RR, sont illustrés par les figures III-2 (rythme normal) et III-3. et la figure III-4 (deux cas de l'extrasystole).

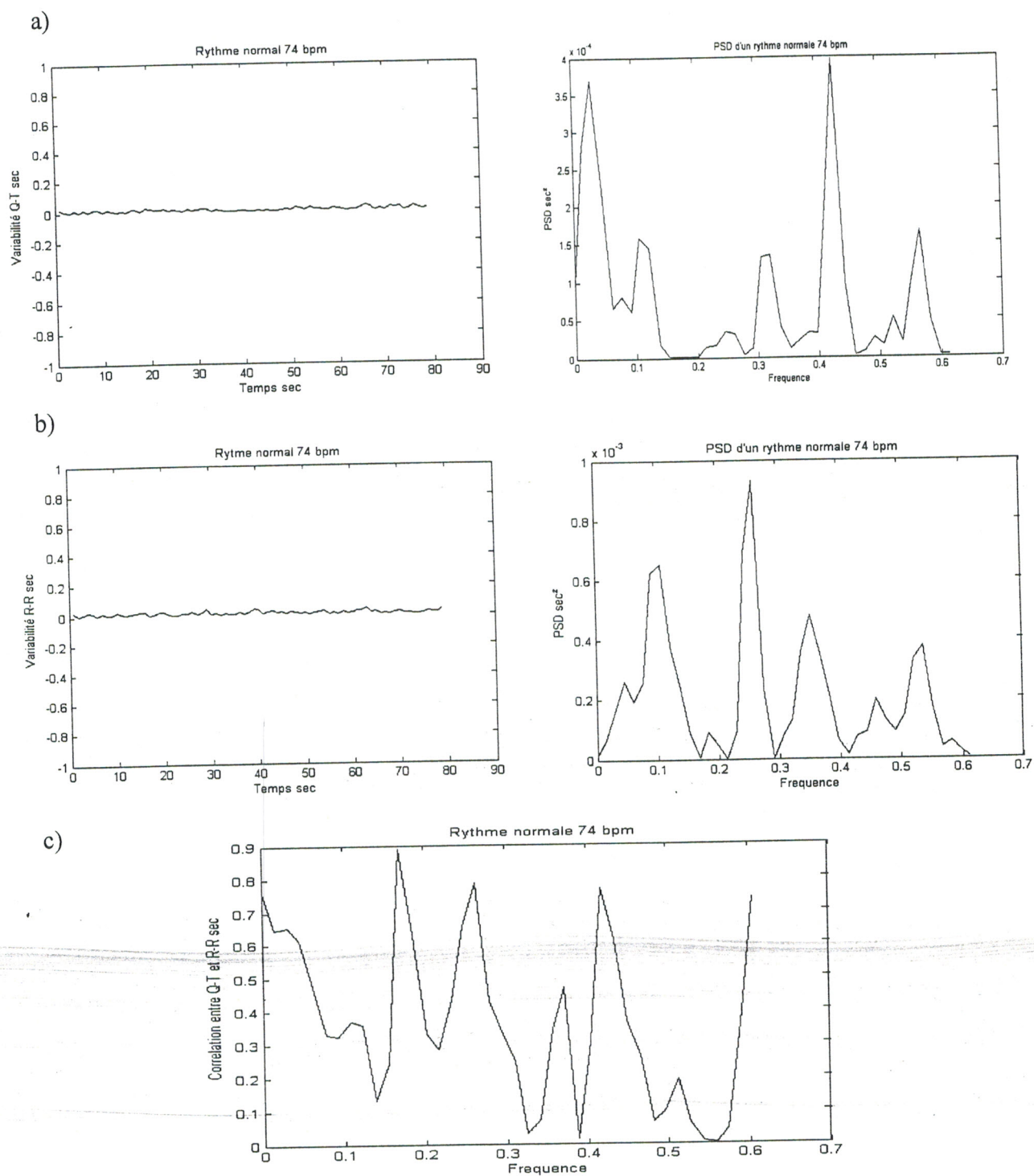


Fig. III-2 : a-b) variabilités des intervalles QT et RR (Rythme normal) et DSPs Calculés par méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre les intervalles QT et RR

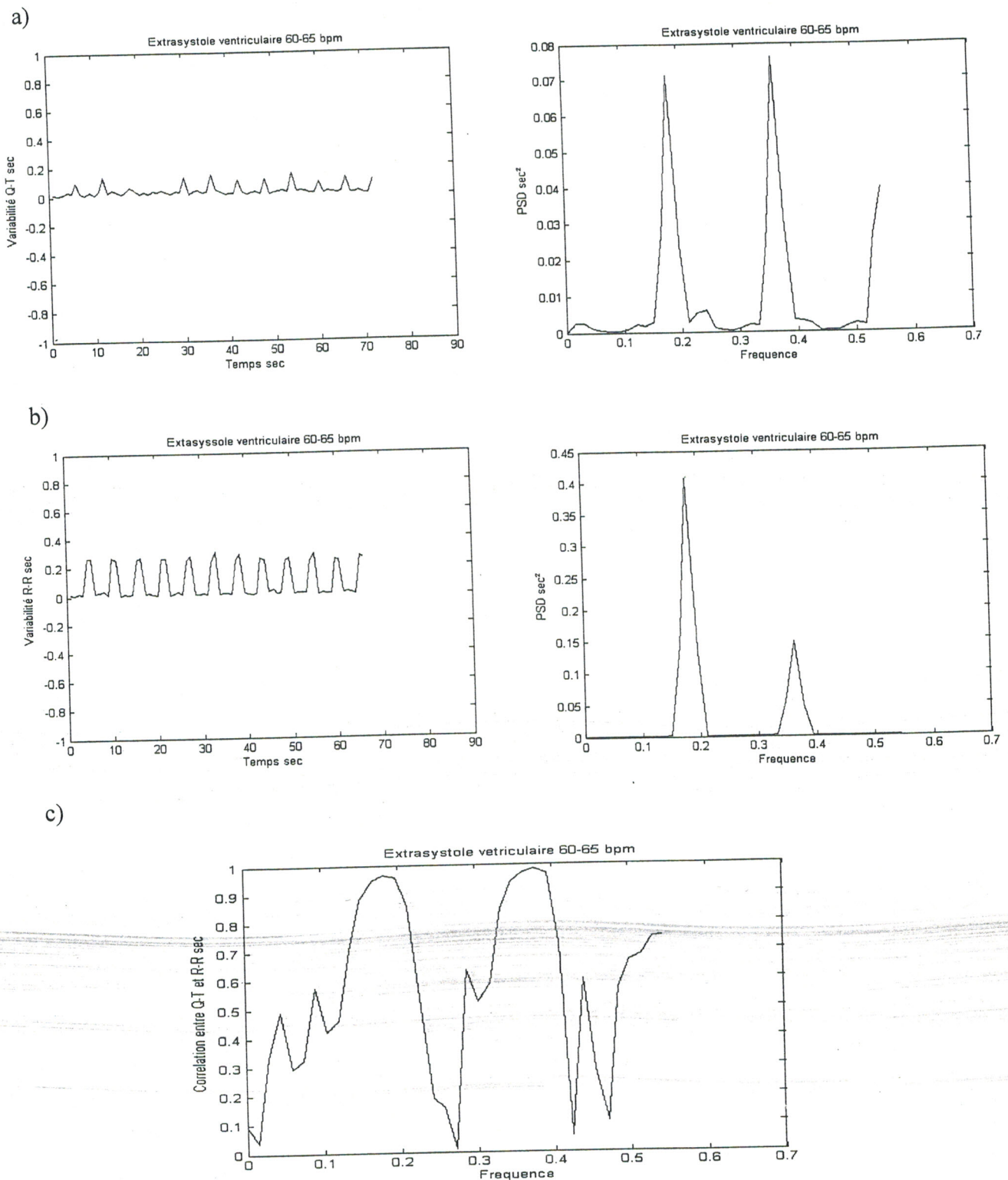


Fig. III-3 : a-b) variabilités des intervalles QT et RR (extrasystole ventriculaire, 60-65bpm) et DSPs Calculés par méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre les intervalles QT et RR

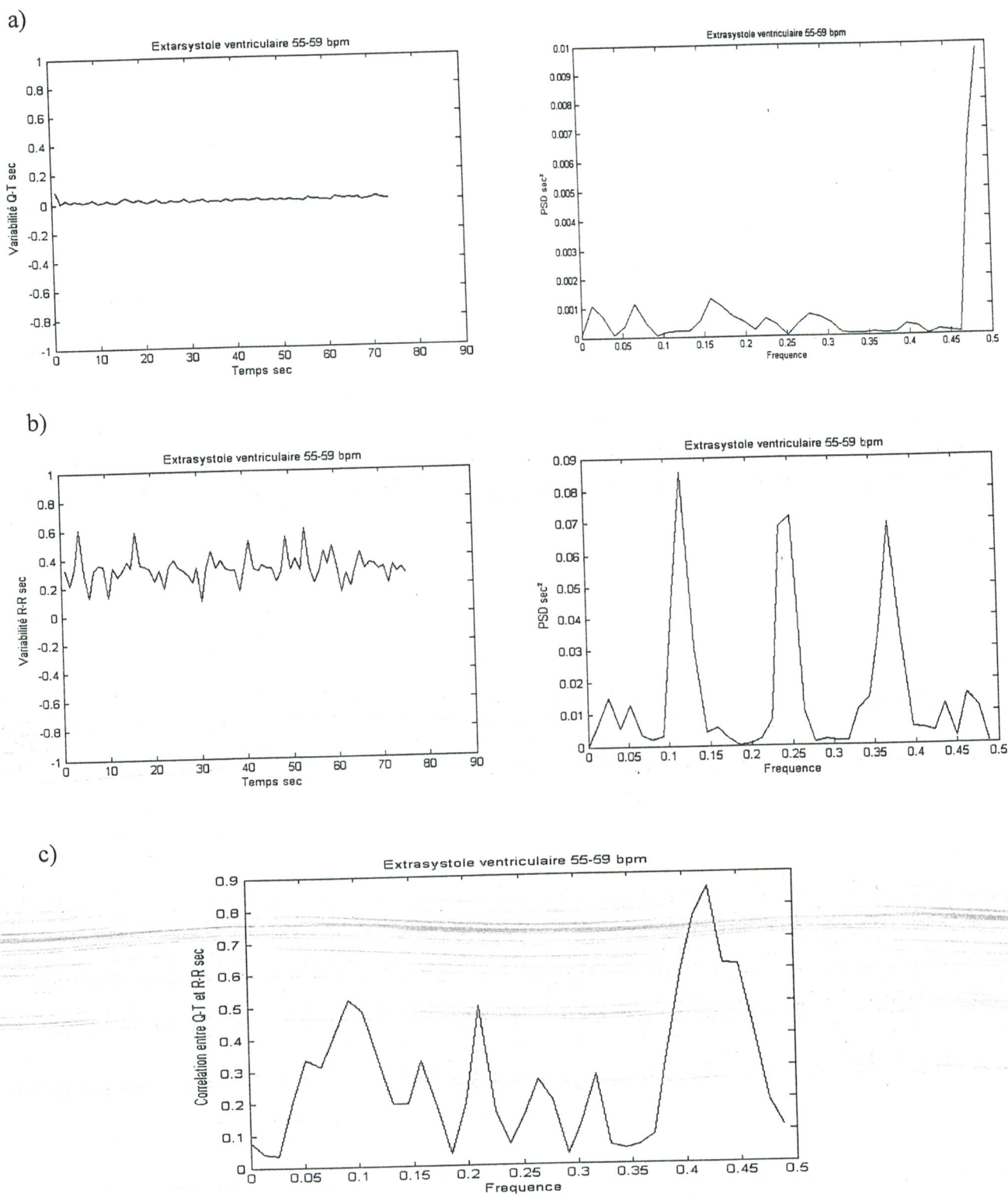


Fig. III-4 : a-b) variabilités des intervalles  $QT$  et  $RR$  (extrasystole ventriculaire, 55-59bpm) et DSPs Calculés par méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre les intervalles  $QT$  et  $RR$

Les différentes composantes spectrales sont calculées et regroupées dans le tableau III-6-7-8.

	Rythme normal 74 bpm	Extrasystol-ventriculaire 60-65 bpm	Extrasystol-ventriculaire 55-59 bpm
VLF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	1.5917	0,26 26	11
FVLF QT HZ	0.0306	0.0151	0.0132
LF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	1.5380	22	11
FLF QT HZ	0.0459	0.1211	0.0661
HF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	1.6369	762	13
FHF QT HZ	0.2144	0.3634	0.1586
VLF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	1.1578	1.0012	152
FVLF RR HZ	0.0306	0.0303	0.0264
LF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	3.6839	2.3221	857
FLF RR HZ	0.0919	0.1060	0.1190
HF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	3.6827	4072	717
FHF RR HZ	0.2451	0.1817	0.2512
LF/HF QT	0.9396	5.7028e-004	0.8876
LF/HF RR	1.0003	0.5834	1.1961

Tableau III-6 : Composantes spectrales de la DSP de la variabilité des intervalles QT et RR



Les paramètres suscités sont regroupés dans le tableau suivant :

Bande fréquentielle	Début (Hz)	Fin (Hz)
FVLF QT	0.0132	0.0306
FLF QT	0.0459	0.1211
FHF QT	0.1586	0.3634
FVLF RR	0.0264	0.0306
FLF RR	0.0919	0.1190
FHF RR	0.1817	0.2512

Tableau III-7

	Rythme normal 74 bpm	Extrasystol-ventriculaire 60-65 bpm	Extrasystol-ventriculaire 55-59 bpm
VLF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	5091	3358	2037
FVLF HZ	0.0153	0.0303	0.0397
LF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	5027	7061	5195
FLF HZ	0.1225	0.1363	0.0925
HF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	7063	9826	5872
FHF HZ	0.1685	0.3786	0.3966
LF/HF	0.7117	0.7186	0.8847

Tableau III-8 : Composantes spectrales de la corrélation de la variabilité des intervalles QT et RR

Avec;

Bande fréquentielle	Début (Hz)	Fin (Hz)
FVLF	0.0153	0.0397
FLF	0.0925	0.1363
FHF	0.1685	0.3966

Tableau III-9



Selon les résultats illustrés sur les tableaux précédents, pour un rythme normal, de très faible valeurs des composantes spectrales de la variabilité de l'intervalle QT et RR sont obtenues. Ces valeurs se situent dans la bande LF-QT ( $1.5380 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ) et HF-QT ( $1.6369 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ), LF-RR ( $3.6839 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ) et HF-RR ( $3.6827 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ), avec un rapport LF/HF faible autour d'un équilibre des deux partition spectrales LF et HF. En parcourant les tableaux des deux cas de l'ESV selon une lecture par ligne, on trouve que la HF-QT est prédominante dans le cas de l'ESV (60 jusqu'à 65 bpm) par rapport à la LF (voir le tableau III-5), ainsi que la LF-RR qui est prédominante par rapport à la HF. Le rapport LF/HF exprime clairement le déséquilibre entre les deux composantes spectrales, c'est le même résultat obtenu par la corrélation entre la variabilité des intervalles QT et RR.

Donc, on constate que la HF est prédominante ce qui est bien illustré aussi dans la représentation spectrale (figure III-3, III-4) où le pic HF est plus intense que celui de la LF. D'autres part, la localisation de ces pics correspondant est généralement autour 0.18 et 0.38 Hz pour la HF.

Il est intéressant de noter dans ces cas étudiés que la composante HF est un paramètre dont la variation est corrélée directement avec la variation de l'intervalle QT et le rythme cardiaque RR battement par battement.

### **III-7-2 Cas Extrasystole auriculaire (E.A) :**

#### **a)- Analyse temporelle :**

Le tableau III-10 représente le numéro d'enregistrement, le nombre du cycle et la période d'échantillonnage pour les signaux ECG.



	N° : enregistrement	Nombre du cycle	Echantillon
Extrasystole auriculaire 65-70 bpm	107	77	[792 jusqu'à 28512]
Extrasystolique 55-62 bpm	207	77	[24324 jusqu'à 52044]
Extrasystole auriculaire 50-55bpm	107	82	[213000 jusqu'à 242520]

Tableau III-10 : Description des signaux ECG (ESA)

Le tableau III-11-12 représente les différents paramètres mesurés dans le domaine temporel pour les trois cas de l'extrasystole auriculaire :

	QT moy Sec*10 <sup>-4</sup>	RR moy Sec*10 <sup>-4</sup>	SDQT Sec*10 <sup>-4</sup>	SDRR Sec*10 <sup>-4</sup>	VARQT sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	VARRR sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>
Extrasystole auriculaire (L'onde Tgrand amplitude) 65-70 bpm	7459	8539	306	336	9.3429	11
Extrasystolique (aberration ventriculaire) 55-62 bpm	6499	9946	247	294	6.0776	8.6330
Extrasystole auriculaire (L'onde T négative) 50-55bpm	5987	10621	875	3187	77	1015

Tableau III-11 : Paramètres temporels (ESA).

(Intervalle)

	QT moy Sec*10 <sup>-4</sup>	RR moy Sec*10 <sup>-4</sup>	SDQT Sec*10 <sup>-4</sup>	SDRR Sec*10 <sup>-4</sup>	VARQT sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	VARRR sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>
Extrasystole auriculaire (L'onde T grand amplitude) 65-70 bpm	175	191	125	140	1.5571	1.9612
Extrasystolique (aberration ventriculaire) 55-62 bpm	6499	162	108	129	6.077	1.6627
Extrasystole auriculaire (L'onde T négative) 50-55bpm	521	1965	330	1080	11	117

Tableau III-12 : Paramètres temporels (ESA).  
(Variabilité)

La lecture par ligne de ce tableau montre un allongement total de l'intervalle QT à cause de la morphologie de l'onde T (grande amplitude par rapport à l'onde R) pour le cas E.A (65-70 bpm) par rapport aux cas restant ayant les rythmes de battements moins important (55-62 bpm et 50-55 bpm).

L'extrasystole auriculaire pour la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> ligne représentant une faible accélération du rythme cardiaque accompagnée d'un allongement assez important pour la durée de l'intervalle QT. Ceci est dû à la morphologie de l'onde P extrasystolique qui est différente de celle de l'onde P sinusale, ce qui dépend de la situation du foyer auriculaire ectopique, ainsi que la morphologie de l'onde T qui est négative et élargie. Ceci est clairement représenté par la VAR Q-T ( $77 \cdot 10^{-4}$ ) et VAR R-R ( $1015 \cdot 10^{-4}$ ).

#### b)- Analyse spectrale :

Les figures III-5, III-6. et III-7, représentent les trois cas de l'extrasystole auriculaire ainsi que leur représentations spectrales.



Les composantes spectrales de chaque cas sont présentées dans les tableaux III-13. et III-14 suivant :

	Extrasystole auriculaire (L'onde T grand amplitude) 65-70 bpm	Extrasystolique (aberration ventriculaire) 55-62 bpm	Extrasystole auriculaire (L'onde T négative) 50-55bpm
VLF QT Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	2.1137	0.98366	7.3969
FVLF QT HZ	0.0304	0.0261	0.0344
LF QT Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	6.248	1.7959	15
FLF QT HZ	0.1369	0.1175	0.1263
HF QT Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	10	10	136
FHF QT HZ	0.2738	0.3917	0.2526
VLF RR Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	1.8691	2.9241	235
FVLF RR HZ	0.0152	0.0131	0.0115
LF RR Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	6.4242	5.4956	432
FLF RR HZ	0.0760	0.1306	0.0919
HF RR Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	11	7.5925	2769
FHF RR HZ	0.1521	0.3656	0.3330
LF/HF QT	0.6081	0.1725	0.1085
LF/HF RR	0.5642	0.7238	0.1559

Tableau III-13 : Composantes spectrales de la variabilité des intervalles QT et RR.



	Extrasystole auriculaire (L'onde T grand amplitude) 65-70 bpm	Extrasystolique (aberration ventriculaire) 55-62 bpm	Extrasystole auriculaire (L'onde T négative) 50-55bpm
VLF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	4232	1243	2710
FVLF HZ	0.0152	0.0131	0.0344
LF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	7423	7790	6537
FLF HZ	0.0913	0.1306	0.1378
HF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	8585	9082	7754
FHF HZ	0.3650	0.3134	0.1607
LF/HF	0.8646	0.8578	0.8430

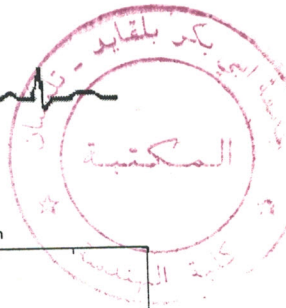
Tableau III-14 : Composantes spectrales de la corrélation entre la variabilité des intervalles QT et RR.

D'après les trois représentations spectrales des figures III-5-6-7, on constate la présence d'un ensemble de pics dominants autour de 0.17 jusqu'à 0.35 Hz. Ces composantes représentent la concentration de la variance de puissance dans la bande HF (0.15-0.4 Hz). Ceci explique que la composante HF est prédominante pour les trois cas étudiés pour l'ESA par rapport à la composante LF. Ce déséquilibre des deux composantes est bien caractérisé par le rapport LF (Q-T) / HF (Q-T) qui varie de 0.1085 à 0.6081, LF (RR)/HF (RR) qui varie de (0.1559 à 0.7238) (tableau III-7), et varie de 0.8430 à 0.8578 dans la composante spectrale de la corrélation entre la variabilité de l'intervalle QT et RR (tableau III-8). Pour un rythme cardiaque réduit, un allongement de l'intervalle QT se présente, et la majorité de la puissance spectrale produite est concentrée dans la bande HF.

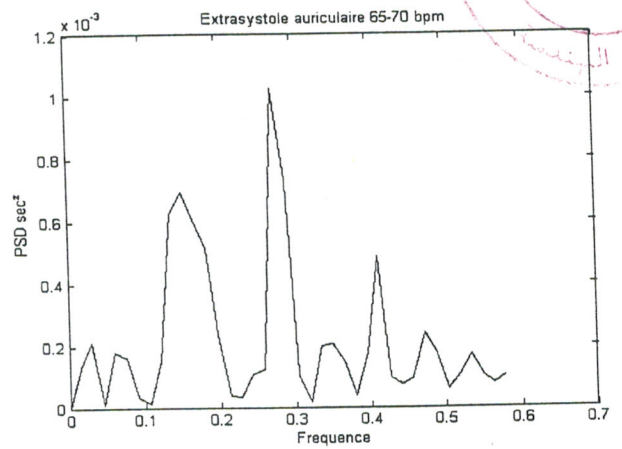
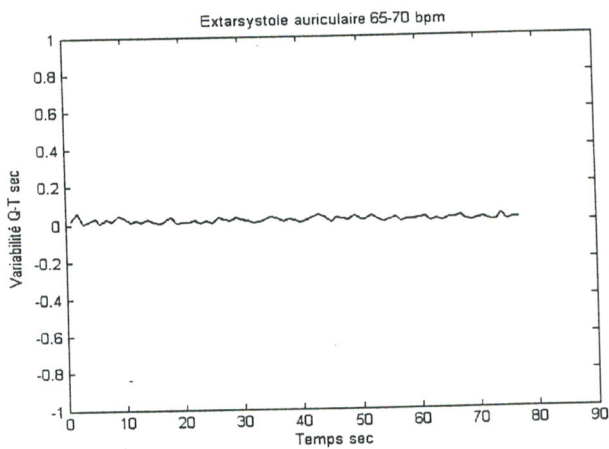
L'extrasystole ventriculaire et L'extrasystole auriculaire atteinte du système nerveux central responsable d'une hypertension intracrânienne : traumatisme crânien, tumeurs cérébrales, abcès cérébraux et, plus fréquemment, hémorragies cérébrales. L'anomalie la plus caractéristique est l'apparition d'ondes T amples, larges, positives, ou au contraire très négatives, avec prolongation de l'intervalle QT.



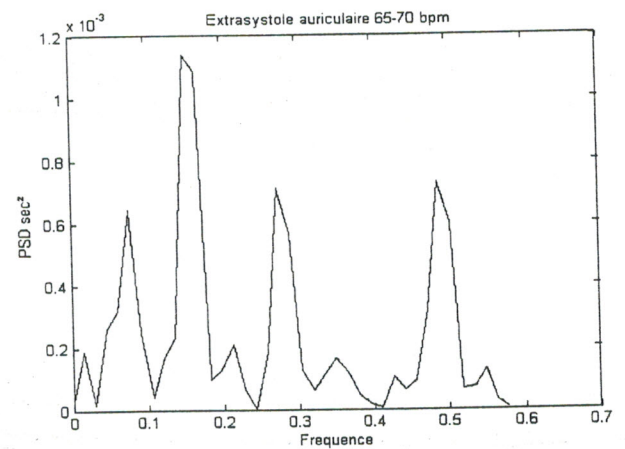
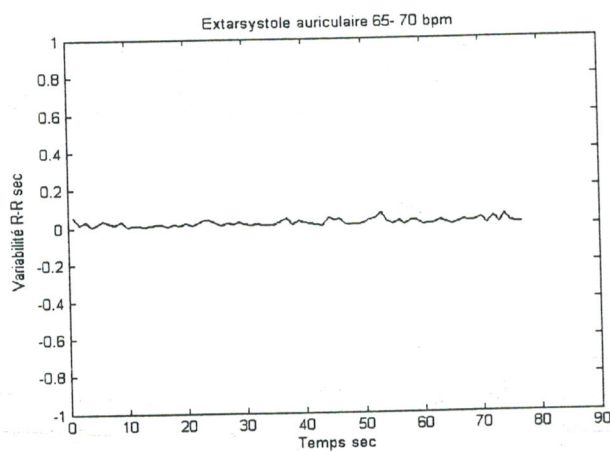
A partir des résultats obtenus (voir le tableau.III-8, III-13), on constate que la HF est prédominante dans les deux cas (ESV et ESA). Ceci qui correspond à l'activité du système nerveux parasympathique (haute fréquence), régissant le ralentissement général des fonctions de l'organisme afin de conserver l'énergie. Tout ce qui était augmenté, dilaté ou accéléré par le système nerveux sympathique est diminué, contracté et ralenti. La fonction digestive et l'appétit sexuel sont favorisés par le système nerveux parasympathique. Il est associé au neurotransmetteur acétylcholine. Dans la bande de fréquence au système nerveux parasympathique, la fréquence présentant le maximum de puissance spectrale est liée à la fréquence respiratoire. Si ces deux fréquences ne sont pas synchronisées, on observe alors un problème cardiorespiratoire.



a)



b)



c)

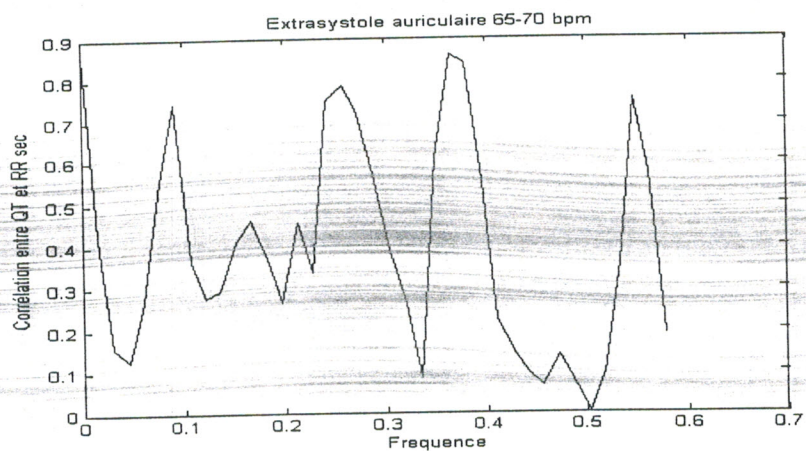


Fig. III-5 : a-b) DSPs de la variabilité des intervalles QT et RR : Cas d'une ESA (65-70bpm) calculées par la méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre QT et RR

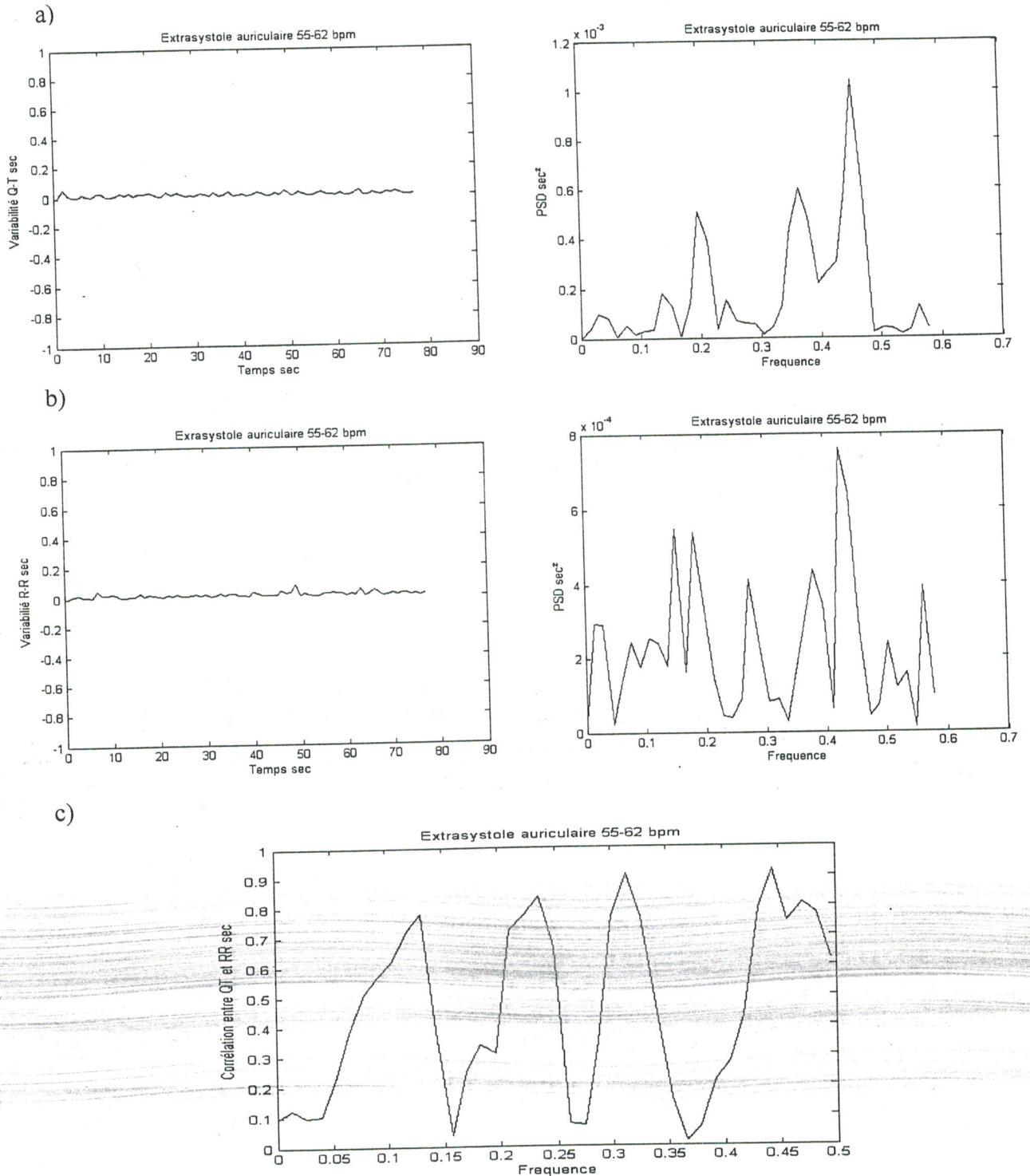


Fig. III-6 : a-b) DSPs de la variabilité des intervalles QT et RR : Cas d'une ESA (55-62bpm) calculées par la méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre QT et RR



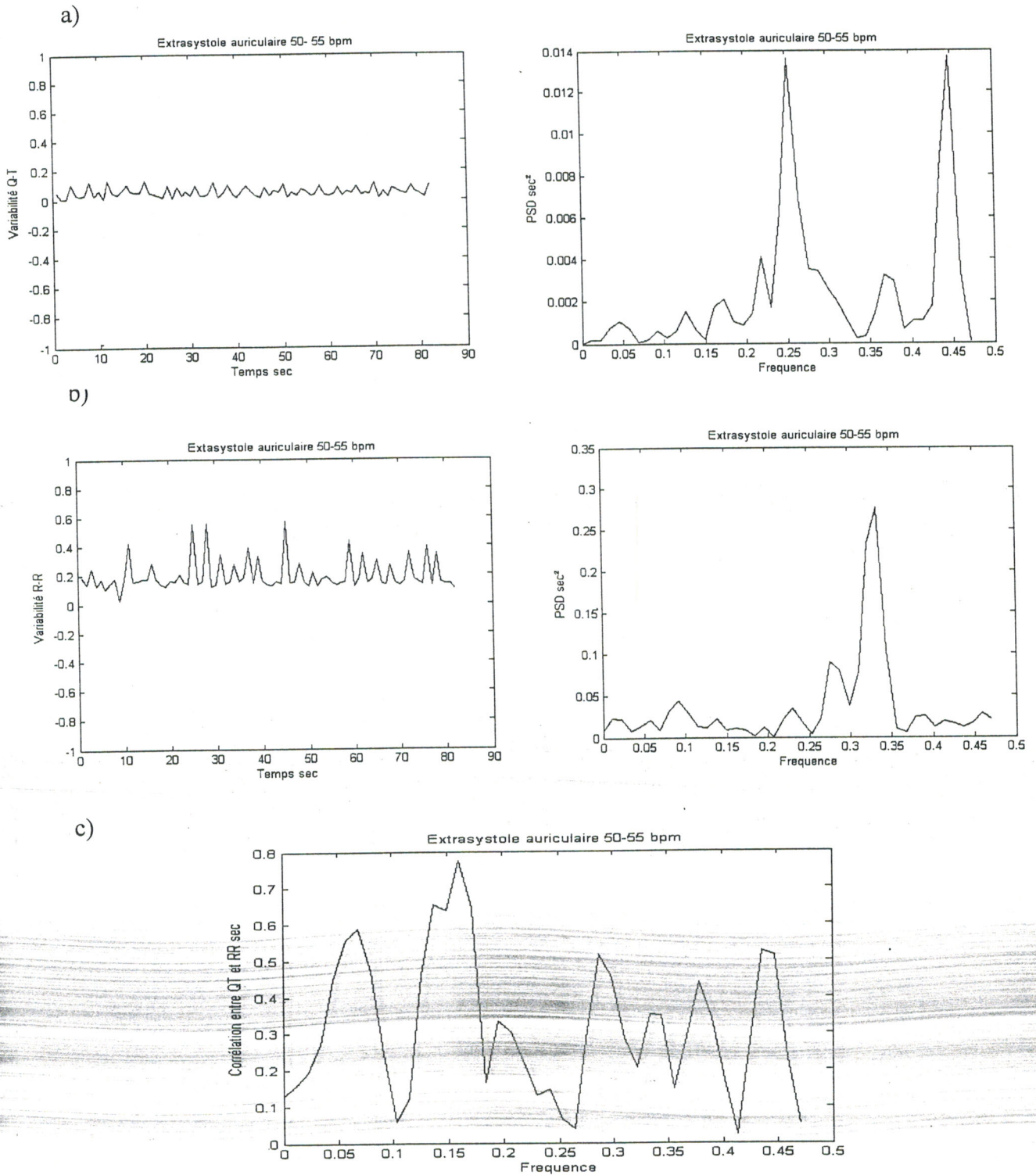


Fig. III-7 : a-b) DSPs de la variabilité des intervalles QT et RR : Cas d'une ESA (50-55bpm) calculées par la méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre QT et RR



### III-7-3 Cas de tachyarythmie complète par fibrillation auriculaire sur bloc de branche gauche complet :

#### a)- Analyse temporelle :

Le tableau III-15 représente le numéro d'enregistrement, le nombre du cycle et la période d'échantillonnage pour les signaux ECG

	N° : enregistrement	Nombre du cycle	Echantillon
Tachyarythmie 120-167 bpm	207	73	[5987 jusqu'à 32267]

Tableau III-15 : Description des signaux ECG

Le tableau III-16, III-17 regroupe les résultats obtenus pour une tachyarythmie d'un rythme cardiaque de 120 à 167 bpm.

	RRmoy sec $10^{-4}$	QT moy sec $10^{-4}$	SDQT Sec $10^{-4}$	SDRR Sec $10^{-4}$	VARQT Sec $2*10^{-4}$	VARR Sec $2*10^{-4}$
Tachyarythmie 120-167 bpm	3580	2860	334	374	11	14

Tableau III-16 : Paramètres temporels des 'intervalles QT et RR.

On constate un raccourcissement de la variabilité de l'intervalle QT accompagné d'une forte accélération du rythme cardiaque. Ceci est clairement représenté par la valeur du QTmoy (286 msec). D'autres part, la morphologie du complexe QRS varie rapidement (amplitude réduite du pic R par rapport à l'onde T).

	RRmoy sec $10^{-4}$	QT moy sec $10^{-4}$	SDQT Sec $10^{-4}$	SDRR Sec $10^{-4}$	VARQT Sec $2*10^{-4}$	VARR Sec $2*10^{-4}$
Tachyarythmie 120-167 bpm	213	192	136	115	1.84	2.4020

Tableau III-17 : Paramètres temporels de la variabilité des 'intervalles QT et RR.



**b)- Analyse spectrale :**

Les résultats obtenus pour le calcul de la DSP et la corrélation sont illustrés sur la Figure III-8. Les différentes composantes spectrales maximales sont regroupées dans le tableau III-18. et III-19.

Tachyrythmie complète par fibrillation auriculaire sur bloc de branche gauche complet : 120-160 bpm			
VLF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	2.3402	VLF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	6.4032
FVLF QT HZ	0.0285	FVLF RR HZ	0.0142
LF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	7.6614	LF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	9.2753
FLF QT HZ	0.1282	FLF RR HZ	0.1425
HF QT Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	4.8845	HF RR Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	15
FHF QT HZ	0.1567	FHF RR HZ	0.1995
LF/HF QT	1.5685	LF/HF RR	0.6016

Tableau III-18 : Composantes spectrales de la DSP des variabilités des intervalles QT et RR (Tachyrythmie).

	VLF Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	FVLF HZ	LF Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	FLF HZ	HF Sec <sup>2</sup> * 10 <sup>-4</sup>	FHF HZ	LF/HF
Tachyrythmie 120-160 bpm	8461	0.0285	6211	0.1425	6090	0.3847	1.0199

Tableau III-19 : Composantes spectrales de la corrélation des variabilités des intervalles QT et RR (Tachyrythmie)



On remarque que la LF est prédominante dans le cas de la variabilité de l'intervalle QT. D'autre part, la HF est prédominante dans le cas de la variabilité de rythme RR. Ce déséquilibre des deux composantes est caractérisé par le rapport LF/HF. En outre, la LF est prédominante entre les deux variabilités (QT-RR) par la corrélation.

En plus, la localisation de ces pics est effectuée autour de 0.12 à 0.14 Hz pour la LF. Donc, on constate que la bande de basse fréquence correspond à l'activité du système nerveux sympathique, régissant la réponse de fuite ou de lutte (que ce soit une activité physique ou intellectuelle) par dilatation des bronches, accélération de l'activité cardiaque, dilatation des pupilles, augmentation de la sécrétion de la sueur et de la tension artérielle, mais diminution de l'activité digestive. Le système nerveux sympathique est associé aux neurotransmetteurs neuradrénaline et adrénaline.

L'analyse de l'intervalle QT et de sa corrélation avec le rythme RR que nous avons implémentée et étudié à d'autres travaux, ceux de Maciej.Sos [11].

Cent neuf patients ont été sélectionnés pour cette étude. Il y avait 27 femmes et 82 hommes, âgés ( $51 \pm 9$ ) ans ils sont divisés en trois groupes. Le 1<sup>ère</sup> groupe consiste de 24 patients (maladie de coeur coronaire) et le 2<sup>ème</sup> groupe de 59 maladies (infarctus du myocarde préservé avec ventriculaire gauche), et le reste (enfonceement de ventriculaire gauche). Il a déterminé les mesures de la variabilité des intervalles QT et RR dans le domaine temporelle (SD : écarte type, VAR : variance, Mean : moyenne) et le domaine spectrale (calculé de PSD : densité spectral de puissance, et la corrélation entre QT et RR). Les résultats de l'analyse de la variabilité de l'intervalle QT avec sa corrélation avec le rythme RR illustrent que la bande de haute fréquence est le plus prédominante dans l'analyse spectrale (méthode de Welch).

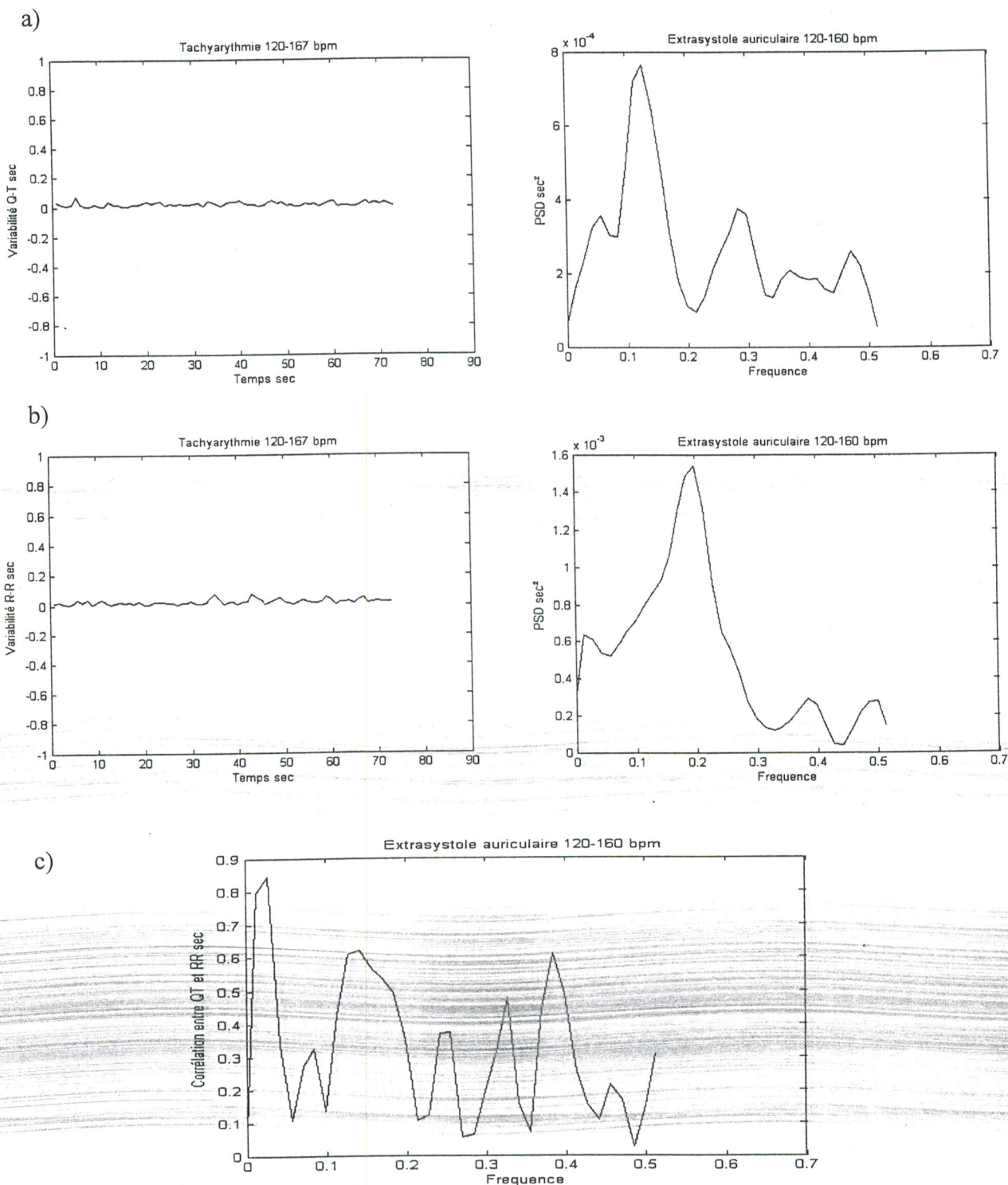


Fig. III-8 : a-b) DSPs de la variabilité des intervalles QT et RR: Cas d'une Tachyrythmie (120-160 bpm) calculées par la méthode de Welch (fenêtre de Hanning)  
c) Corrélation entre QT et RR



### III-8 Conclusion

Pour un ensemble de cas pathologiques, l'analyse de la variabilité des intervalles QT et le rythme RR se fait dans les domaines temporel et spectral. La méthode temporelle appliquée sur des signaux de différentes arythmies cardiaques est évaluée par l'analyse temporelle des paramètres suivants :

MEANNN : Moyenne totale de tous les intervalles N

SDNN : Ecart type de tous les intervalles NN

VARNN : Variance totale de tous les intervalles NN

Ces paramètres permettent de caractériser l'évolution de la variabilité cardiaque qui sont considérés comme des indices temporels exprimant le degré d'influence des deux activités du système nerveux (système sympathique et sympathovagale) pour les cas pathologiques de longue durée.

La méthode de Welch a été appliquée pour les variabilités des intervalles QT et RR des signaux ECG réels de la base de données MIT-BIH afin d'estimer leur DSP en vue de séparer toutes les composantes spectrales VLF, LF, HF. Les résultats obtenus pour les cas étudiés ont confirmé que la bande spectrale HF est prédominante dans le cas d'allongement de la variabilité de l'intervalle QT accompagnée d'une faible accélération du rythme cardiaque. La bande LF est prédominante dans le cas du raccourcissement de l'intervalle QT, en plus d'une forte accélération de rythme des battements cardiaques. Cependant, cette méthode reste limitée aux applications sur des signaux qui sont relativement stationnaires. Elle ne permet pas de faire une analyse simultanée en temps et en fréquence du signal.

L'analyse par transformation en ondelettes qui permet une représentation temps-échelle sera étudiée est appliquée à l'étude de la variabilité de l'intervalle QT, elle fera l'objet de chapitre 4 suivante.

## Bibliographie

- [ 1] J. B. Andrew, P. A. Christopher, "A method for QT correction based on beat-to-beat analysis of the QT/RR interval relationship in conscious telemetered beagle dogs", Safety Pharmacology, GlaxoSmithKline, The Frythe, Welwyn, Herts AL6 9AR, UK Received 22 January 2002.
- [ 2] D. J. Ewing, C. N. Martin, "The value of cardiovascular autonomic functions tests: 10 years experience in diabetes", Diabetes care, Vol. 8, pp. 491-498, 1985.
- [ 3] S. Akselrod, D. Gordon, D. C. Shannon, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat cardiovascular control", Science, Vol. 213, pp. 220-222, 1981.
- [ 4] M. Akay, "Time-Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing", IEEE Press Series in Biomedical Engineering, Vol. 1, pp. 725-726, 1997.
- [ 5] P. MECHLER, "Traitement du signal", Vol. 12, pp. 55-66, 1990.
- [ 6] J. T. Bigger, J. L. Fleiss, R. C. Steinman, "Frequency domain measures of heart periods variability and mortality after myocardial infarction", circulation, Vol. 85, pp. 480-495, 1992.
- [ 7] R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability", IEEE. Trans. Biomed. Eng, Vol. 33, pp. 900-904, 1986.
- [ 8] M. Mlik, A. J. Camm, "Components of heart rate variability", Vol. 72, pp. 820-822, 1993.
- [ 9] J. N. Rottman, R. C. Steinman, "Efficient estimation of the heart period power spectrum suitable for psychologie and pharmacologie studies", Am. J. cardiol, Vol. 66, pp. 1522-1524, 1990.
- [ 10] INRIA, "Allongement de l'intervalle QT", Article PDF, PP. 3-9, 2003.
- [ 11] H. Burri, Z. Marc, "orthogonal leads for the measurement of QT dispersion: a comparison with conventional leads", International Journal of Cardiology, pp. 245-248, 2000.



## Chapitre IV

# Analyse temps-échelle de la variabilité du l'intervalle QT

---

### IV.1 Introduction

L'analyse par des méthodes spectrales basées sur la théorie de Fourier ne permet pas de faire une analyse simultanée en temps et en fréquence du signal. La notion de temps disparaît dans la représentation spectrale du signal. Or, connaître l'instant d'apparition d'une fréquence est important pour une bonne analyse du signal [1].

La représentation temps-échelle met en jeu deux opérations réciproques : l'analyse et la synthèse. Pour les méthodes spectrales non-paramétriques, on décompose le signal en somme de constituants simples et universels appelés fonctions élémentaires de l'analyse de Fourier (fonctions sinusoïdales). Ces fonctions dépendent uniquement de la fréquence. Pour les représentations temps-fréquence, on fait intervenir deux paramètres, " $\alpha$ " et " $\tau$ ", où " $\alpha$ " est lié à la fréquence et " $\tau$ " au temps [2]. La transformée de Fourier à fenêtre glissante est apparue vers les années 1940 grâce à un physicien appelé D. Gabor.

L'idée a été de multiplier le signal  $f(t)$  par une fenêtre  $g(t)$  de dimension finie en un instant donné et en prenant ensuite la transformée de Fourier du produit, on obtiendra des informations spectrales du signal à ce moment [3]. En faisant glisser la fenêtre sur tout le signal, il sera alors possible de faire une analyse en temps et en fréquence du signal. Des exemples de fenêtres d'analyse sont données dans la littérature : fenêtre de Hamming et Hanning, fenêtre de Gauss,... [4].





Cette théorie est exprimée par la relation suivante :

$$W_{a,\tau}(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\overline{g}(t) e^{-2\pi i f t} dt \quad \text{IV-1}$$

L'application  $f(t) \longrightarrow W_{a,\tau}(f)$  s'appelle la transformée de Fourier à fenêtre glissante de  $f$ .  $W_{a,\tau}$  est une famille de coefficients à deux paramètres réels  $a$  et  $\tau$ .  $W_{a,\tau}(f)$  donne une indication sur ce qui se passe autour de l'abscisse  $t = \tau$  pour la fréquence  $a$  ;  $g(t)$  représente la fenêtre d'analyse.

L'inconvénient de cette nouvelle transformée est que la taille et la forme de la fenêtre sont inchangées au cours de l'analyse. Or, pour étudier un signal qui a une allure irrégulière, il est potentiellement intéressant de pouvoir changer la forme de la fenêtre analysante en fonction du temps. C'est à partir de là qu'était née la transformée en ondelettes qui a été découverte pour la première fois vers 1983 par le géophysicien J. Morlet quand il a étudié les signaux sismiques.

Les ondelettes sont, avant tout, un puissant outil d'analyse mathématique. La véritable révolution due aux ondelettes s'est opérée dans le très vaste domaine du *traitement du signal*. Si dans les mathématiques pures, certains théorèmes ont trouvé grâce aux ondelettes une démonstration plus élégante, en règle générale, les ondelettes n'ont rien démontré qui n'ait déjà été démontré rigoureusement auparavant. Donc, c'est par les spécialistes du traitement du signal que les ondelettes ont été accueillies comme une mine d'or.

## IV.2 Localisation temps-fréquence

La transformée de Fourier peut être vue comme une représentation à base de sinusoides. Ces sinusoides sont très bien localisées en fréquences, mais pas en temps car leur support est infini. C'est une conséquence de leur périodicité. Si on veut représenter les propriétés fréquentielles d'un signal localement en temps, il convient de l'analyse par des signaux localisés en temps et en fréquence par exemple en utilisant (si possible) une base constituée de fonctions à support compact en temps et



en fréquence. Ainsi, cette propriété de localisation temps-fréquence est limitée par les deux résultats [5] : Théorème d'incertitude de Heisenberg et compacité des supports.

### i) Théorème d'incertitude de Heisenberg

Si  $f$  est dans  $L^2$  (espace des fonctions à énergie finie), alors on peut définir son écart-type en temps  $\sigma_t$  et l'écart-type en fréquence  $\sigma_\omega$  de sa transformée de Fourier. Alors :

$$\sigma_t^2 \cdot \sigma_\omega^2 \geq \frac{1}{4}$$

On est donc contraints à un compromis entre résolution temporelle et fréquentielle. Pour le cas limite de la sinusoïde,  $\sigma_\omega$  est nul et  $\sigma_t$  est fini.

### ii) Compacité des supports

Si  $f$  non nul est à support compact, alors sa transformée de Fourier ne peut s'annuler sur tout un intervalle. De même, si sa transformée de Fourier est à support compact,  $f$  ne peut s'annuler sur tout un intervalle.

On représente la localisation temps-fréquence d'un atome de base sous forme de boîte de Heisenberg (Figure-IV-1), situé dans le plan temps-fréquence qui est un rectangle de dimension  $\sigma_t$  et  $\sigma_\omega$  centré sur le point de coordonnées  $(u, \xi)$  (centre temporelle, centre fréquentiel) [6].

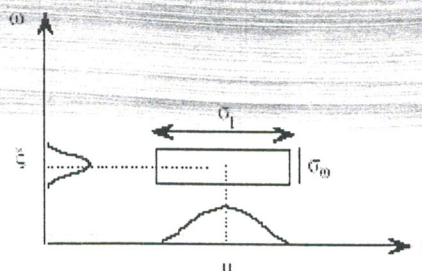


Fig. IV-1 : Boîte de Heisenberg

Nous présentons parallèlement à la figure IV-1 la représentation sous forme de boîte de Heisenberg d'atomes de Fourier fenêtrés (figure IV-2) et d'ondelette (figure IV-3) [7].

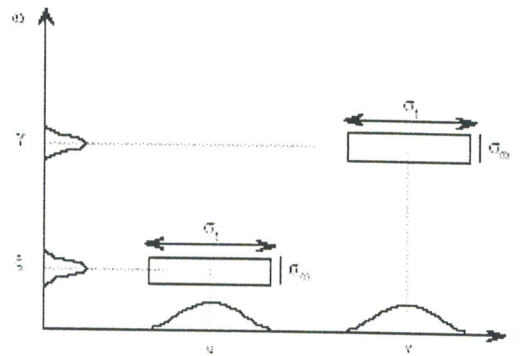


Fig. IV-2 : Boîte Heisenberg d'atome de Fourier fenêtrés

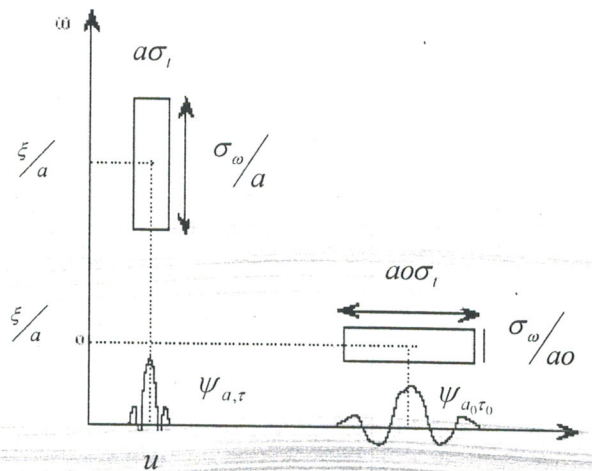


Fig. IV-3 : Boîte Heisenberg d'atome d'ondelette

Dans le cas de la transformée de Fourier fenêtrée, l'atome utilisé est une sinusoïde multipliée par une fenêtre  $g$  symétrique d'énergie finie. La famille de vecteurs d'analyse est obtenue par translation en temps et modulation en fréquence de la fenêtre :

$$g_{\tau, \xi}(t) = e^{i\xi t} g(t - \tau) \quad \text{IV-2}$$

L'écart-type en temps est constant, de même pour l'écart-type en fréquence. La



famille est donc obtenue par translation en temps et en fréquence d'une fenêtre unique.

Pour le cas de transformée en ondelette, l'atome de base  $\psi$  est une fonction de moyenne nulle, centrée au voisinage de 0 et d'énergie finie. La famille de vecteurs est obtenue par translation et dilatation de l'atome de base :

La fonction précédente est centrée au voisinage de  $\tau$ , comme l'atome de Fourier fenêtrés. Si le centre de fréquence de  $\psi$  est en  $\xi$ , le centre de fréquence de la fonction dilatée est en  $\xi/a$ . Ainsi, on peut dire que la transformée en ondelettes a une résolution temps-fréquence qui dépend de l'échelle  $a$  [8].

### IV.3 la transformée en ondelette

La transformée en ondelettes permet d'obtenir une représentation locale de l'information contenue dans le signal analysé, en respectant le principe de l'incertitude, alors que la transformée de Fourier fournit une information globale sur le signal. Similairement à la transformée de Fourier, la transformée en ondelettes permet de décomposer un signal sur une base de fonction élémentaires :

A partir d'une fonction de base, appelée ondelette-mère ou ondelette analysante, on construit cette base de fonctions élémentaires par des opérations de dilatation et de translation. Dans le cas unidimensionnel, cette opération s'obtient à l'aide de la relation suivante :

$$\psi_{a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \quad (a, \tau \in \mathbb{R}, a \neq 0) \quad \text{IV-3}$$

$a$  est appelé paramètre de dilatation ou de compression lié à la fréquence ou à la résolution tandis que  $\tau$  est le paramètre de translation lié au temps ou à l'espace.

Dans le cas général, cette opération s'exprime à l'aide de la relation suivante [9] :

$$\psi_{s,t}(u) = \psi_s(u-s) = |s|^{-p} \psi\left(\frac{u-t}{s}\right) \quad \text{IV-4}$$



Dans ce cas si  $s > 1$ , on a une dilatation de facteur  $s$  suivant l'horizontale ; si  $s < 1$ , on aura une compression. Si  $p > 0$ , on a une compression suivant la verticale.

L'ondelette doit être une fonction de moyenne nulle ; en d'autres termes,  $\psi$  doit être une onde. Ce qui s'écrit mathématiquement [10] :

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi_{a,\tau}(t) dt = 0 \quad \text{IV-5}$$

$\psi_{a,\tau}(t)$  est une fonction bien localisée dans le domaine temps-fréquence ou espace-fréquence. [11]

### IV.3.1. La transformation en ondelettes continue TOC

La transformation en ondelettes continue est dans le principe semblable à la transformation de Fourier : il s'agit de projeter un signal sur une base différente de la base canonique (temporelle) de l'espace fonctionnel. En considérant la fonction prototype d'analyse  $\psi$ , appelée *ondelette mère*, la base en question est l'ensemble des translatées et dilatées de  $\psi$  qui ont la forme :

$$\psi_{a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \quad \text{IV-5}$$

La fonction  $\psi$  doit vérifier les propriétés suivantes pour être une ondelette :

-  $\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0$  et en notant  $\phi(\omega)$  sa transformée de Fourier,  $\int_0^{+\infty} \phi(\omega) d\omega < +\infty$

- le support temporel et le support fréquentiel de  $\psi$  sont limités (idéalement, compact), c'est-à-dire que  $\psi$  procure une analyse locale en temps comme en fréquence;
- $\psi$  a un caractère ondulatoire, ie. elle change de signe au moins une fois.

On montre alors facilement que  $\psi$  permet de constituer des filtres d'analyse à facteur de qualité  $Q$  constant, comme souhaité. En effet, si on note  $\Delta\omega$  la

largeur du spectre de  $\psi$  et  $\omega$  sa pulsation centrale, la largeur de bande d'une dilatée  $\psi_a$  ( $\tau$  quelconque) est  $\Delta\omega/a$ , sa pulsation centrale est  $\omega/a$ , et leur rapport ne dépend pas de  $a$  :

$$\forall a \in \mathfrak{R}_+ \quad \frac{\Delta\omega/a}{\omega/a} = \frac{\Delta\omega}{\omega} = Q \quad \text{IV-6}$$

### IV.3.1.1. Expression de la TOC

On peut à présent donner la TOC d'un signal continu  $f$  :

$$TOC(f, a, \tau) = \left\langle f(t), \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \right\rangle \quad (\text{Produit scalaire}) \quad \text{IV-7}$$

Ou  $\tau$  et  $a$  représentent respectivement le décalage et l'échelle de la fonction d'analyse (par rapport à l'ondelette-mère) Notons que pour un décalage  $\tau$  donnée, la TOC (une fonction de  $a$ ) est le résultat de l'analyse locale du signal  $f(t)$  à la position  $\tau$  à l'aide d'une fonction prototype d'analyse dont la largeur dépend du facteur d'échelle  $a$ . Cette fonction est maximale en  $\tau$  ou le prototype mis à l'échelle correspondant le mieux à la fonction de départ; par conséquent, en choisissant des prototypes adéquats, cette transformée permet de trouver des motifs spécifiques (par exemple des singularités) dans les signaux non stationnaires.

### IV.3.1.2 Les ondelettes : Historique

De nombreuses ondelettes ont été conçues depuis l'apparition de la théorie des ondelettes. Celles ci ont été mentionnées pour la première fois en annexe dans la thèse de A. Haar (1909), en tant que fonction d'analyse plus performante que les bases de Fourier usuelles.

L'ondelette de Haar (figure IV-4) est extrêmement simple – c'est la différence de deux fonctions de Heaviside, et elle a un support compact – c'est pourquoi c'est elle qui est



utilisée dans la plupart des applications des ondelettes à la compression des images [12].

Elle souffre malheureusement de quelques déficiences :

- elle n'est pas continûment différentiable, ce qui limite ses applications théoriques;
- elle manque de propriétés d'autosimilarité indispensables pour que la transformée inverse se fasse par le biais des mêmes fonctions, ce qui était le cas pour la transformation de Fourier.

Dans les années 30, elle eut toutefois un grand succès en permettant une analyse du mouvement brownien [13], et une avancée technique dans le cadre du débruitage des signaux, dans les années 60. Entre 1960 et 1980, les mathématiciens G. Weiss et R.R.

Coifman découvrirent une autre base d'ondelettes (les ondelettes de Coifman, figure IV-5).

En 1980, A. Grossman et A. Morlet, un ingénieur et un physicien, définirent une base d'ondelettes dans le contexte de la physique quantique, et fournirent une manière de penser les ondelettes plus "pratique" qui devait permettre leurs applications techniques. L'ondelette mère de Morlet (figure 11) est la fonction :

$$\Psi : t \rightarrow e^{-\frac{1}{2}t^2} \cos(5t)$$

IV-8

En 1985, Stéphane Mallat aida considérablement l'utilisation pratique des ondelettes en unifiant les méthodes empiriques de filtres miroir en quadrature et d'algorithmes pyramidaux pour montrer qu'il s'agissait sans que le mot soit prononcé de transformation en ondelettes.

On doit à Yves Meyer, inspiré par ces travaux, la première construction mathématique complète des ondelettes, et les premières ondelettes non triviales qui au contraire de celles de Haar sont de classe  $C^1$  (continûment différentiables) mais n'ont pas un support compact.

Deux ans plus tard, Ingrid Daubechies utilisa les travaux de Mallat pour construire une base d'ondelettes (figure IV-7), qui réunissent toutes les propriétés recherchées, ie.



elles sont de classe  $c_0$ , à support compact, forment une base orthonormale, et ont de fortes propriétés d'autosimilarité qui permettent leur calcul rapide par des machines.

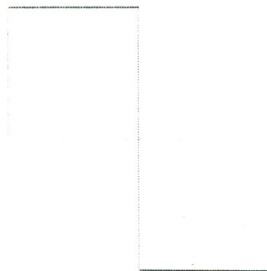


Fig. IV-4 : L'ondelette de Haar à 4 moments

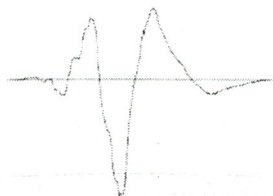


Fig. IV-5 : L'ondelette-mère de Weiss et Coifman

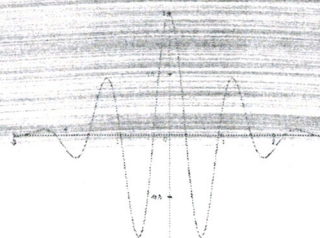


Fig. IV-6 : L'ondelette-mère de Grossman et Morlet





## IV.3.2. La transformée en ondelettes discrète (TOD)

### IV.3.2.1 Discrétisation de la TOC

La TOC n'est pas utilisable en tant que telle : définie par un produit scalaire, c'est une fonction des deux variables d'échelle et de décalage. Il est donc nécessaire de discrétiser ces variables pour ne travailler ultérieurement que sur des échantillons de la transformée, l'échantillonnage devant être effectué sans perte; l'objectif est de parvenir à une transformée discrète notée TOD.

#### Discrétisation de l'échelle $a$

En se rappelant que la TOC est équivalente à un filtrage à facteur de qualité constant, il existe un moyen évident de discrétiser les paramètres  $a$  et  $\tau$  de TOC ( $a, \tau$ ) décrit plus haut, en accord avec le théorème de Shannon [14]. La représentation semi-logarithmique de filtres à facteur de qualité constant ont en effet la même forme, la même largeur, mais sont translatés selon  $\omega$  et ont une amplitude variable. Ceci signifie que les échantillons en  $\log \omega_i$  (ou, de façon équivalente, en  $\log a_i$ ) doivent être régulièrement espacés afin d'obtenir un pas de discrétisation constant pour nos filtres; en d'autres termes, la quantité :

$$\log a_i - \log a_{i-1} \quad \text{IV-9}$$

doit être constante pour tout  $i$ , ou encore :

$$\frac{a_i}{a_{i+1}} = c \quad \text{IV-10}$$

Où  $c$  est une constante réelle (positive), et par conséquent :

$$a_n = a_1 c^n \quad \text{pour } n \in \mathbb{Z}$$

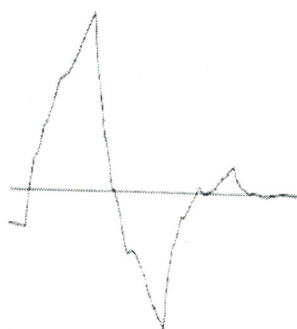


Fig. IV-7 : L'ondelette-mère de Daubechies

### Discretisation du décalage $\tau$

Notons que si  $\omega_0$  est la pulsation d'échantillonnage correcte pour numériser  $\psi(t)$  (en accord avec la règle de Nyquist, cf. théorème de Shannon alors la pulsation d'échantillonnage correcte pour  $\psi_a(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi(t/a)$  est  $\omega_0/a$ . Il s'ensuit que la période d'échantillonnage correcte pour  $\omega_a$  est  $T_a = aT$  où  $T = 2\pi/\omega_0$ , Nous pouvons donc écrire les décalages discrets  $\tau_j$  pour l'échelle discrète correspondante  $a_i$  sous la forme  $\tau_j = ja_i T$ .

En choisissant  $a_i = 1$  et en réécrivant la définition de la TOC sous une forme discrète avec les deux notations précédentes, il vient (avec  $(i, j) \in \mathbb{Z}^2$ ) :

$$TOD_{i,j} \stackrel{\text{def}}{=} TOC(a_i, \tau_j) = \left\langle f(t), \frac{1}{c^{j/2}} \psi\left(\frac{x}{c^i} - jT\right) \right\rangle \quad \text{IV-11}$$

Lorsque la discrétisation est effectuée selon des intervalles dyadiques (en ce qui concerne  $a$ , ie. lorsque  $c = 2$ ) on peut clairement interpréter la TOD comme l'application successive :

- d'une banque de filtres d'analyse à  $Q$  constant, dont les bandes passantes sont par octaves;
- d'un échantillonnage aux fréquences de Nyquist correspondantes.



Nous expliquerons plus loin en quelle mesure on peut en déduire les concepts d'analyse multirésolution et de description en sous bandes; dans la section suivante nous décrirons tout d'abord une TOD pratique, la transformation de Haar d'un signal discret.

### IV.3.2.2 Les ondelettes de Haar

#### Les prototypes d'analyse de Haar

$$\psi : \begin{cases} [0,1] \rightarrow \mathfrak{R} \\ t \mapsto \begin{cases} -1, si & t < 1/2 \\ 1, si & t \geq 1/2 \end{cases} \end{cases} \quad \text{IV-12}$$

Selon les notations précédentes, on définit les ondelettes-filles (les dilatées et translitées de  $\psi$ ) par :

$$\psi_{ij}(t) \stackrel{def}{=} \psi_{2^i, j/2^i}(t) = \psi(2^i t - k) \quad \text{IV-13}$$

#### Décomposition de l'espace des signaux discrets

Considérons l'ensemble des fonctions de  $[0, 1]$  dans  $\mathfrak{R}$ , en escalier à subdivision de pas constant, dont la subdivision contient exactement  $2^n + 1$  points : la représentation graphique de ces fonctions contient  $2^n$  paliers. Nous le noterons  $E_n$ ; c'est évidemment un sous-espace de  $\mathfrak{R}^{[0,1]}$ .

Cet espace correspond à une modélisation de l'ensemble des signaux échantillonnés sur  $2^n$  points, c'est-à-dire que l'on peut noter ses éléments  $f = (f_k)_{k \in [0, 2^n - 1]}$  (sous forme de signaux discrets).

Remarquons que les  $E_n$  forment une suite croissante d'espaces dont la réunion a pour adhérence  $C^m([0, 1], \mathfrak{R})$  (ensemble des fonctions continues par morceaux de  $[0, 1]$



dans  $\mathbb{R}$ ); on peut démontrer que, comme dans la construction de l'intégrale selon Riemann, toute fonction est limite uniforme d'une suite de fonctions  $(f_k)_{k \in \mathbb{N}} : \forall k, f_k \in E_k$ , et en particulier tout signal de précision  $n$  est limite d'une suite de tels  $f_k$ , la suite étant stationnaire à partir du rang  $n$ .

On construit une base évidente de  $E_n$  avec les fonctions  $e_{nk}$  nulles partout sauf sur  $2^{-n} \cdot [k, k+1]$  où elle est égale à 1 :

$$e_{nk} : \begin{cases} [0,1] \rightarrow \mathbb{R} \\ t \mapsto \begin{cases} 1, \text{ si } t \in \left[ \frac{k}{2^n}, \frac{k+1}{2^n} \right[ \\ 0 \text{ si non} \end{cases} \end{cases} \quad \text{IV-14}$$

La famille :

$$e_n = (e_{nk}) \quad 0 < k < 2^n - 1 \quad \text{IV-15}$$

Constitue alors une base de  $E_n$ . Notons que les  $e_{nk}$  peuvent s'écrire à l'aide d'une seule fonction  $e$ , la fonction caractéristique de l'intervalle  $[0, 1[$ , dilatée et translatée (comme notre ondelette-mère):  $e(2^n t - k)$ . Tout signal discret  $f = (f_k)$  échantillonné sur  $2^n$  points se décompose donc sous la forme :

$$f(t) = \sum_{k=0}^{2^n-1} f_k e_{nk}(t) = \sum_{k=0}^{2^n-1} f_k e(2^n t - k) \quad \text{IV-16}$$

En munissant l'espace  $E_n$  du produit scalaire :

$$(f, g) \mapsto \int_0^1 f(t)g(t) dt \quad \text{IV-17}$$

On remarque que  $E_n$  est alors euclidien, et que  $\varepsilon_n$  en est une base orthogonale, ou  $\delta$  désignant le fonction de Kronecker [15] :

$$\forall k \in N_{2^n-1} \langle e_{nk}, e_{nk'} \rangle = \frac{\delta_{kk'}}{2^n} \quad \text{IV-18}$$

Notons alors  $F_N$  le supplémentaire orthogonal de  $E_N$  dans  $E_{N+1}$ . Le principe de la transformation en ondelettes de Haar va consister à décomposer un signal de  $E_{N+1}$  en deux signaux de  $E_N$  et  $F_N$ , et d'itérer le procédé jusqu'à  $E_0$ ; c'est-à-dire que l'on décompose  $E_N$  sous la forme :

$$E_n = E_0 \oplus \bigoplus_{k=0}^{n-1} F_k \quad \text{IV-19}$$

Où les sommes directes sont orthogonales. Cette décomposition correspond à séparer dans un signal une tendance grossière, les coefficients du signal dans  $E_0$ , et des détails de plus en plus fins, ie. Correspondant à des résolutions de plus en plus fines (les coefficients dans les espace  $F_i$ ).

### Calcul des coefficients d'ondelettes

Nous connaissons à présent une base orthogonale de l'espace  $E_{N+1}$ ; notre objectif est maintenant de pouvoir décomposer un élément  $s_{n+1}$  de cet espace en  $s_n + d_n$  avec  $s_n \in E_N$  et  $d_n \in F_N$ . Notons que :

$$\forall k \in N_{2^n-1} \langle e_{nk}, \psi_{nk'} \rangle = 0$$

et que

$$\forall k \in N_{2^n-1} \langle \psi_{nk}, \psi_{nk'} \rangle = \frac{\delta_{kk'}}{2^n} \quad \text{IV-20}$$



On en déduit que la famille réunissant les  $e_{nk}$  et les  $\psi_{nk}$  est une base orthogonale de  $E_{N+1}$ , et par conséquent que les  $\psi_{nk}$  forment une base orthogonale du supplémentaire orthogonal de  $E_n$  dans  $E_{N+1}$ ,  $f_n$ .

Supposons que le signal  $s_{n+1}$  s'écrive dans la base  $\varepsilon_{n+1}$  de sous  $E_{N+1}$  la forme :

$$S_{n+1} = \sum_{k=0}^{2^{n+1}-1} S_{n+1,k} e_{n+1,k} \quad \text{IV-21}$$

et que l'on souhaite le décomposer en

$$S_{n+1} = S_n + d_n = \sum_{k=0}^{2^n-1} S_{nk} e_{nk} + \sum_{k=0}^{2^n-1} d_{nk} \psi_{nk} \quad \text{IV-22}$$

C'est-à-dire déterminer les  $s_{nk}$  et les  $d_{nk}$ . On calcule à cet effet les produits de projection de la base  $\varepsilon_{n+1}$  sur la base  $\varepsilon_n \cup (\psi_{nk})_{k \in \mathbb{N}_{2^{n-1}}}$ , dans  $E_{n+1}$  :

$$\langle e_{n+1,k}, e_{nk'} \rangle = \begin{cases} 2^n & \text{Si } \lfloor k/2 \rfloor = k' \\ 0 & \text{Si non} \end{cases} \quad \text{IV-23}$$

$$\langle e_{n+1,k}, \psi_{nk'} \rangle = \begin{cases} (-1)^k 2^n & \text{Si } \lfloor k/2 \rfloor = k' \\ 0 & \text{Si non} \end{cases}$$

Les coefficients dans la nouvelle base de  $E_{n+1}$  étant alors donnés par :

$$S_{nk} = 2^n \langle S_{p+1}, e_{nk} \rangle \quad \text{et} \quad d_{nk} = 2^n \langle S_{p+1}, \psi_{nk} \rangle \quad \text{IV-24}$$

Selon l'orthogonalité des bases et les valeurs des produits projectifs, la projection de  $s_{n+1}$  sur  $E_n$  et  $F_N$  se résume alors au calcul de :



$$S_{nk} = \frac{1}{2}(S_{n+1,2k} + S_{n+1,2k+1}) \quad d_{nk} = \frac{1}{2}(S_{n+1,2k} - S_{n+1,2k+1}) \quad \text{IV-25}$$

On

obtient comme prévu, à partir d'un signal donné, deux sous-signaux :

- un signal principal, grossier, contenant les basses fréquences du signal de départ;
- un signal secondaire, de détail, contenant les hautes fréquences, ceci en appliquant des formules fixes et extrêmement simples de la *transformée de Haar* au signal de départ.

### Reconstruction d'un signal

Comme on a par construction  $s_n = s_{n-1} + d_{n-1}$ , on reconstruit de manière itérative le signal de départ d'une manière similaire en utilisant les formules:

$$S_{n,2k} = (S_{N-1?K} + S_{n-1,k}) \quad S_{n,2k+1} = (S_{n-1,k} - S_{n-1,k} - S_{N-1?K}) \quad \text{IV-26}$$

Ce qui fournit de nouveau un algorithme de calcul rapide et précis de la *transformée inverse de Haar*.

### Multirésolution et codage en sous-bandes

Le signal transformé – ie. la transformée en ondelettes – se compose finalement de  $n + 1$  sous-signaux ou *sous-bandes*: les coordonnées du signal de  $E_n$  dans  $F_{N-1}$  ( $2^{N-1}$  coefficients), dans  $F_{N-2}$ , etc. jusqu'à  $F_0$ , et enfin une composante (un seul coefficient) pour  $E_0$ . L'algorithme

de calcul peut bien sûr être interrompu, en décomposant  $E_n$  sous la forme:

$$E_n = E_p \oplus \bigoplus_{k=p}^{n-1} F_k \quad \text{IV-27}$$



Ce qui génère évidemment le même nombre de coefficients. Notons que l'algorithme présenté étant très décorrélant, les coefficients d'ondelettes seront faciles à compresser [16].

Où réside la décorrélation par la transformation en ondelettes de Haar ?

Nous nous contenterons de dire que l'action de la transformation est une séparation du signal en sous-bandes qui le décrivent à des *résolutions* différentes : par exemple la  $k$ -ième bande de détail décrit localement les composantes de période  $2^{-(k+1)}$  du signal. Les composantes fréquentielles et spatiales étant séparées, on peut affirmer que le signal a été décorrélé.

## IV.4 Différentes ondelettes

Pour finir, on peut énumérer différents types d'ondelettes, continues ou discrètes, couramment utilisées :

► ondelettes continues :

- ondelette de Morlet
- ondelette Sombbrero : (opposée de la dérivée première d'une gaussienne)

► ondelettes discrètes :

- ondelettes orthogonales : Haar, Shannon, Meyer, Battle-Lemarié, Daubechies, Coiflets, Spline.
- ondelettes bi-orthogonales : Cohen-Daubechies-Feauveau, Chui
- ondelettes semi-orthogonales : spline

On rappelle que les ondelettes bi-orthogonales se distinguent des ondelettes orthogonales parce qu'elles utilisent deux familles d'ondelettes différentes : une pour l'analyse et une autre pour la reconstruction. Quelques différences de propriétés entre ces familles d'ondelettes sont énumérées dans le tableau IV-1.





### Quelle ondelette choisir ?

Le choix de l'ondelette dépend surtout de l'application : en traitement d'images, on préfère utiliser des ondelettes bi-orthogonales qui permettent d'allier les propriétés de

linéarité en phase (symétrie du traitement droite-gauche) avec la compacité des supports des filtres utilisés (filtre à réponse impulsionnelle finie) Le Tableau IV-1, issu de [Qui98], présente quelques propriétés utiles pour décider du choix de l'utilisation de telle ou telle ondelette.

ondelette	Support compact		Expression analytique		symétrie	orthogonalité	
	primaire	dual	primaire	dual		semi	totale
Daubechies	O	O	N	N	N	O	O
Bi-orthogonale Spline	O	O	O	N	O	N	N
Spline semi-orthogonales	O	N	O	O	O	O	N
Meyer	N	N	N	N	O	O	O
Spline orthogonale	N	N	O	O	O	O	O

Tab IV-1 : Tableau des propriétés de plusieurs ondelettes, symbole :

O pour oui, N pour non

## IV.5 Application de l'analyse par ondelette

La variabilité de la durée de l'intervalle Q-T est étudiée et analysée dans le domaine spectral et temporel par l'utilisation de la transformation en ondelettes. Les composantes du signal peuvent être analysées et quantifiées à différentes échelles. La méthode de la transformés en ondelettes est une représentation dynamique dans le domaine temps-échelle et non pas temps fréquence. Cependant, il y a toujours une corrélation entre le paramètre d'échelle et la fréquence correspondante.

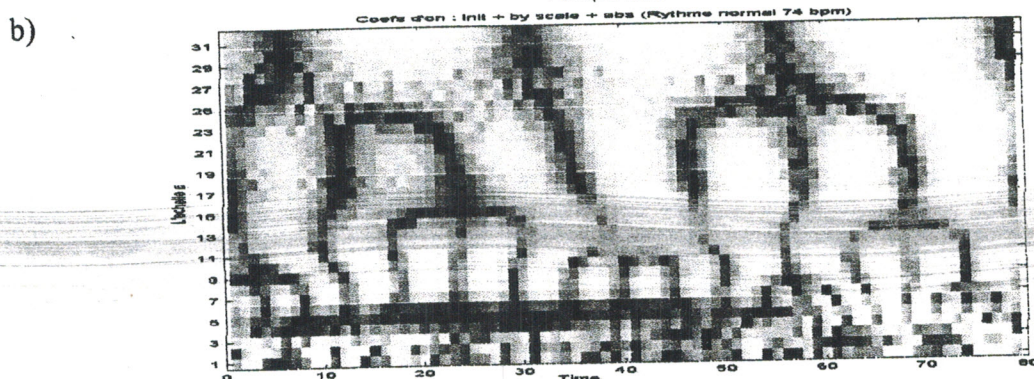
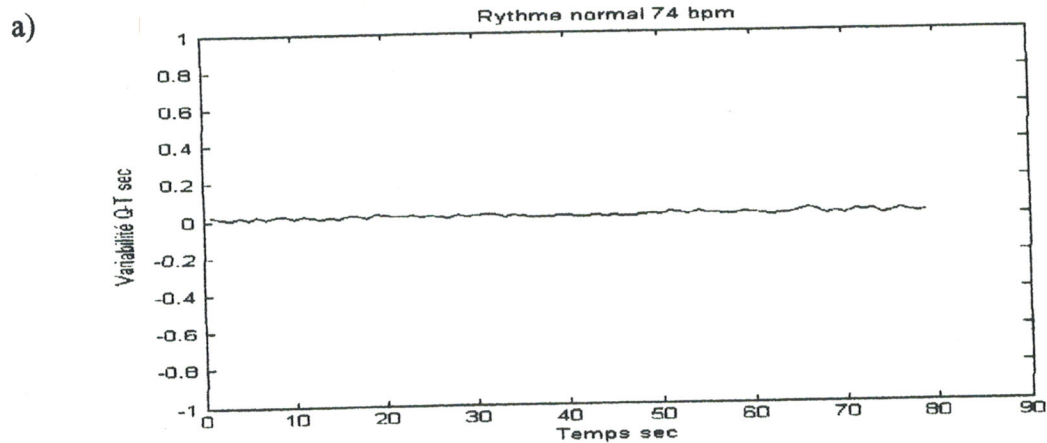


Cette analyse est appliquée sur des signaux réels. Les résultats obtenus sont comparés aux méthodes d'analyse précédemment présentée (statistique).

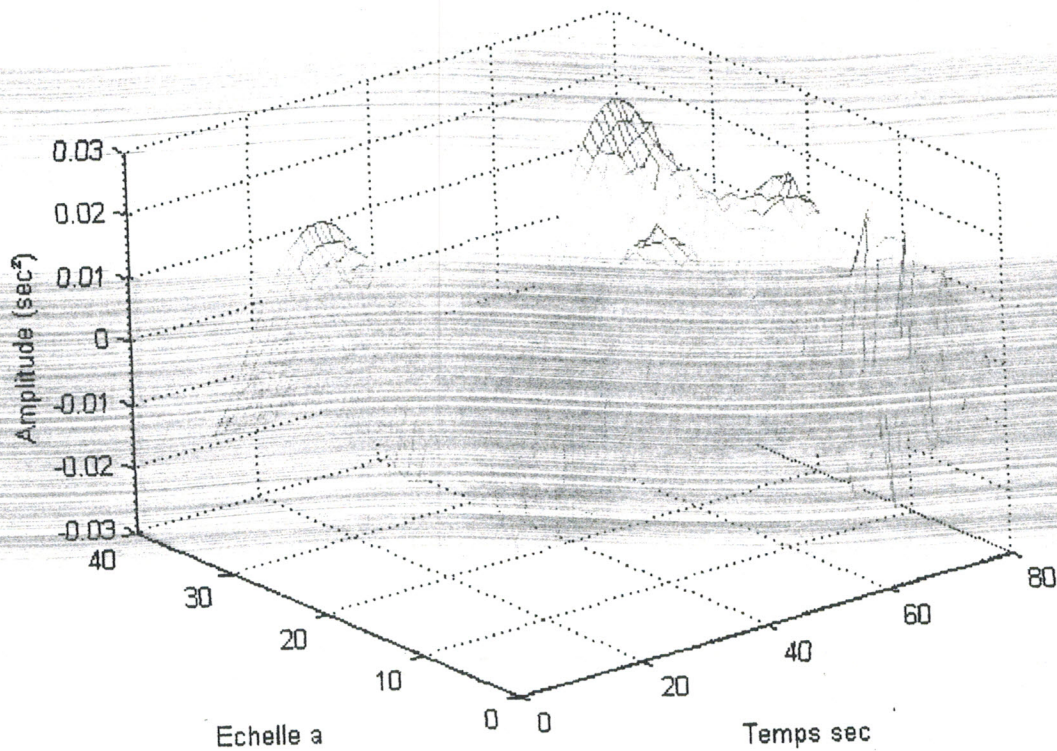
La figure IV-8 illustre une application de cette méthode d'analyse sur la variabilité de la durée de l'intervalle QT, qui représente un rythme normal. Les résultats obtenus par la méthode spectrale classique montrent qu'il y avait une très forte concentration de la puissance seulement dans la bande VLF, ceci peut se confirmer d'une manière plus claire par la méthode de la transformée en ondelettes.

La figure IV-8-a montre la variabilité de la durée de l'intervalle Q-T. La figure IV-8-b et IV-c montrent la distribution d'énergie après application de l'algorithme de la transformée en ondelettes CWT (continuous wavelet transforms). Cet algorithme est composé en deux étapes : la première est de calculer les coefficients d'ondelettes correspondant (figure IV-8-b) se caractérise par le calcul de l'énergie correspondante et sa représentation dans le domaine spatio-temporelle (figure IV-8-c).

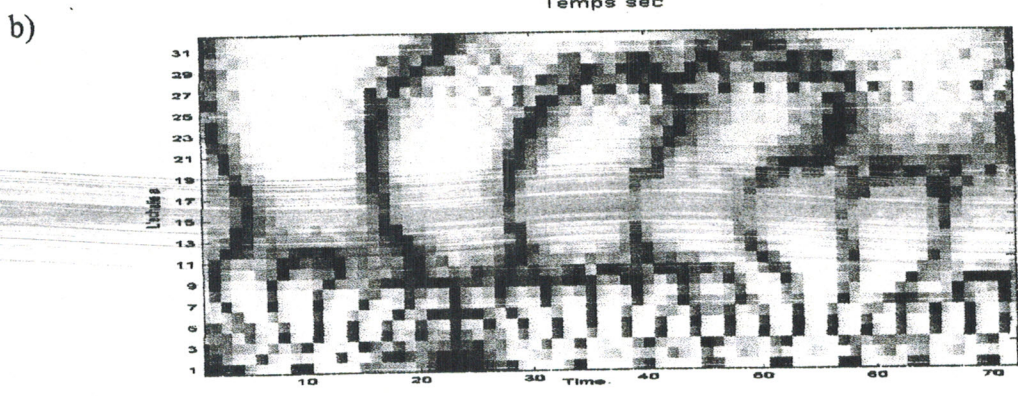
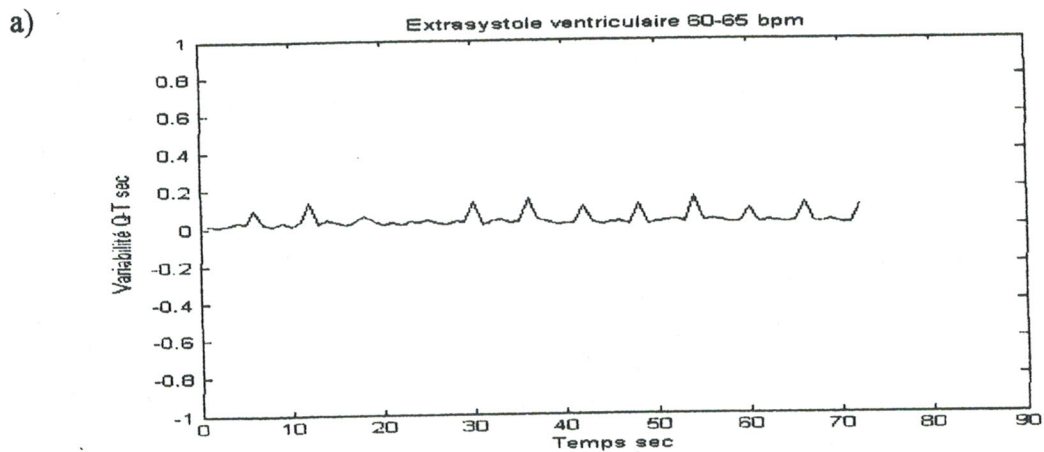
Nous pouvons remarquer sur la figure (IV-8-c) que cette distribution d'énergie à des échelles différentes (32 échelles). D'autre part, elle montre une faible distribution dans les deux bandes LF et HF et de très forte concentration dans la bande VLF autour de 20 jusqu'à 50 secondes et de 60 jusqu'à 70 secondes.



c) *L'analyse par CWT du rythme normal*



*Fig.IV-8 :L'analyse par ondelettes du rythme normal*



c) *L'analyse par CWT du signal anormal (ESV)*

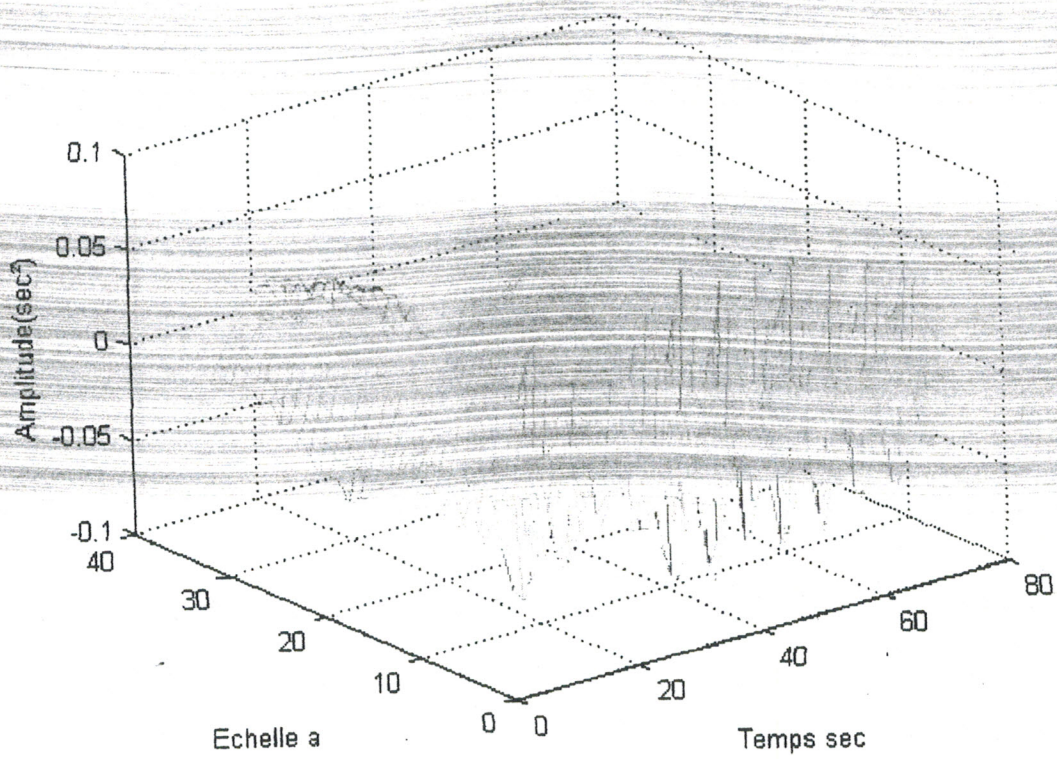
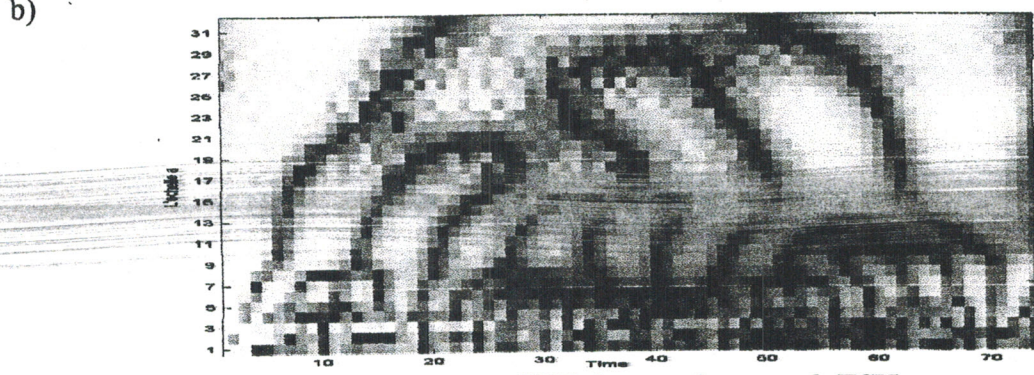
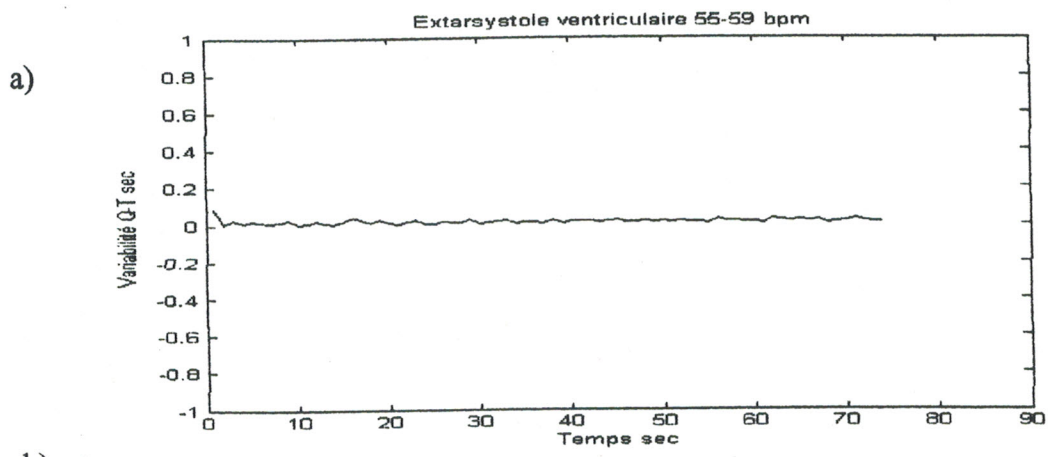
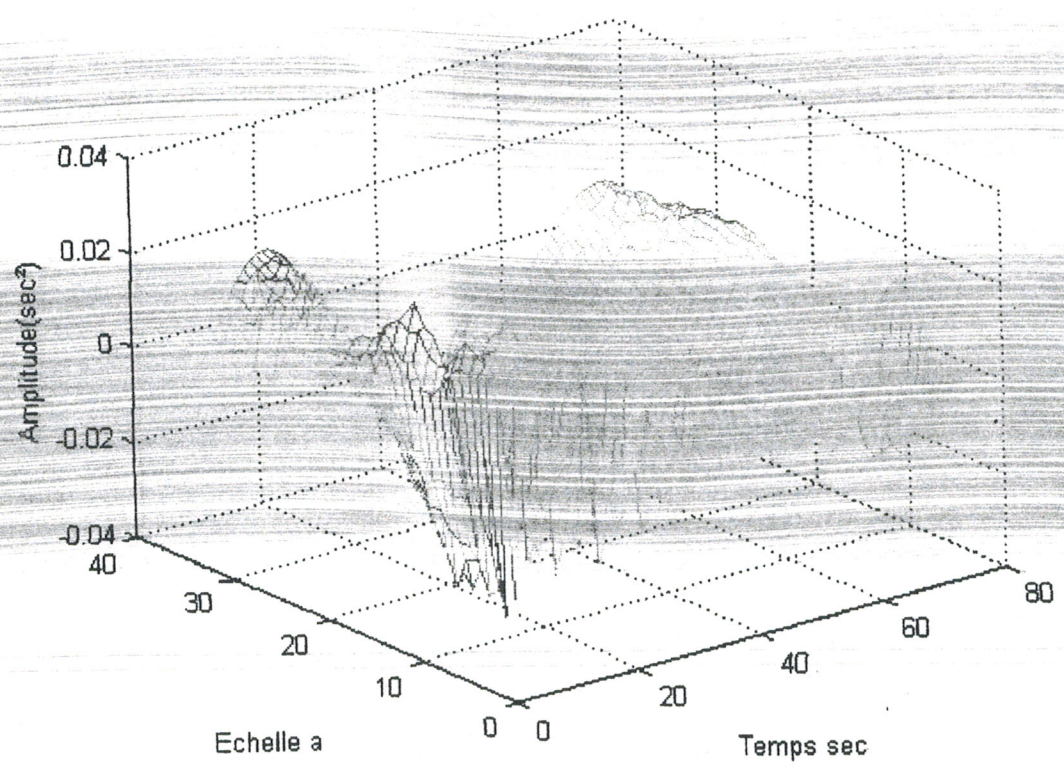


Fig.IV-9 : *L'analyse par ondelettes d'un rythme anormal (ESV)*



c) *L'analyse par CWT du signal anormal (ESV)*



*Fig.IV-10 :L'analyse par ondelettes d'un rythme anormal (ESV)*



Pour les cas d'anomalies (Extrasystole Ventriculaire) présentés par les deux figures IV-9-10; en outre, les méthodes spectrales ou temporelles n'ont pas pu montrer la différence du point de vue interprétation. L'analyse par ondelettes nous a permis de faire cette interprétation.

La figure IV-9 montre une distribution de puissance dans la bande spectrale LF. Cette distribution est bien localisée entre les segments des durées (25 à 65 secondes).

En plus, on remarque au niveau de la durée (5, 30, 35, 45, 55 60, 65) secondes que le signal présente des transitions rapides irréguliers qui sont dues généralement au bloc sext-géminées de l'onde T qui possède un arrêt sinusal là où l'apparition de l'onde R prend un temps plus long que la normale.

Dans le 2<sup>ème</sup> cas d'extrasystole ventriculaire, la distribution d'énergie dans la bande HF commence à se localiser à partir de 20 jusqu'à 30 secondes (figure IV-10). En plus, on a une distribution d'énergie très importante qui apparaît dans la bande LF à des instants 55, 70 secondes dues au bloc uni-géminées de l'onde T avec une variation très forte de l'onde R.

Cette analyse se caractérise par sa puissance de montrer les différentes évolutions de la variabilité de la durée de l'intervalle QT par rapport au rythme cardiaque; là on trouve deux évolutions de longues durées à des composantes spectrales différentes, figure IV-10.

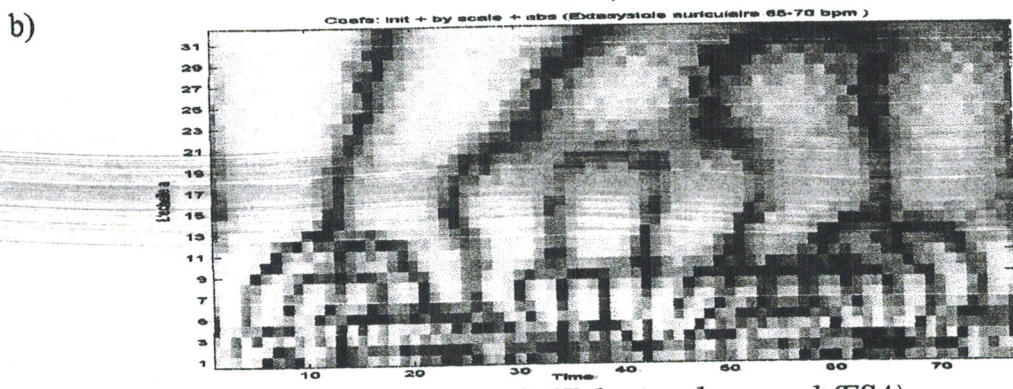
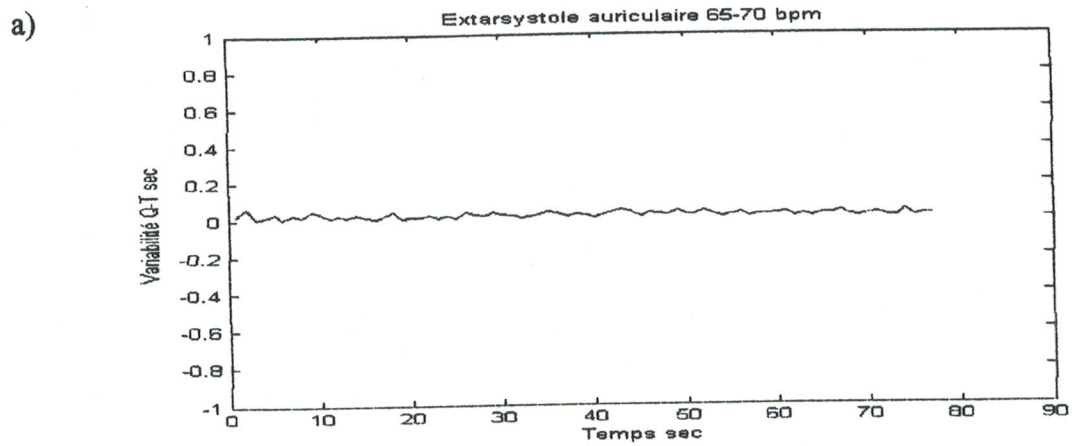
Ce phénomène d'évolution peut exister pour des cas de morts subites suite à un infarctus du myocarde.

Dans le cas d'ESA, la représentation temps-échelle présentée par la Figure IV-11 montre une distribution de puissance dans la bande VLF localisée entre 10 et 40 secondes. En plus des transitoires irrégulières rapides, les instants 25, 50 et 60 secondes dans la bande LF présente une activité due à la morphologie de l'onde T ayant une amplitude aussi importante par rapport à l'onde R.



La figure IV-12 montre une distribution d'énergie dans la bande LF aux instants 10, 40 et 80 secondes. En plus des transitoires irrégulières, les énergies présentes aux instants 5 et 65 secondes sont dues à la morphologie de l'onde P extrasystolique (aberration ventriculaire).

La figure IV-13 montre une distribution d'énergie dans la bande LF. En plus des transitoires irréguliers ayant une longue durée, une certaine activité est aperçue en relation avec la morphologie de l'onde T négative.



c) *L'analyse par CWT du signal anormal (ESA)*

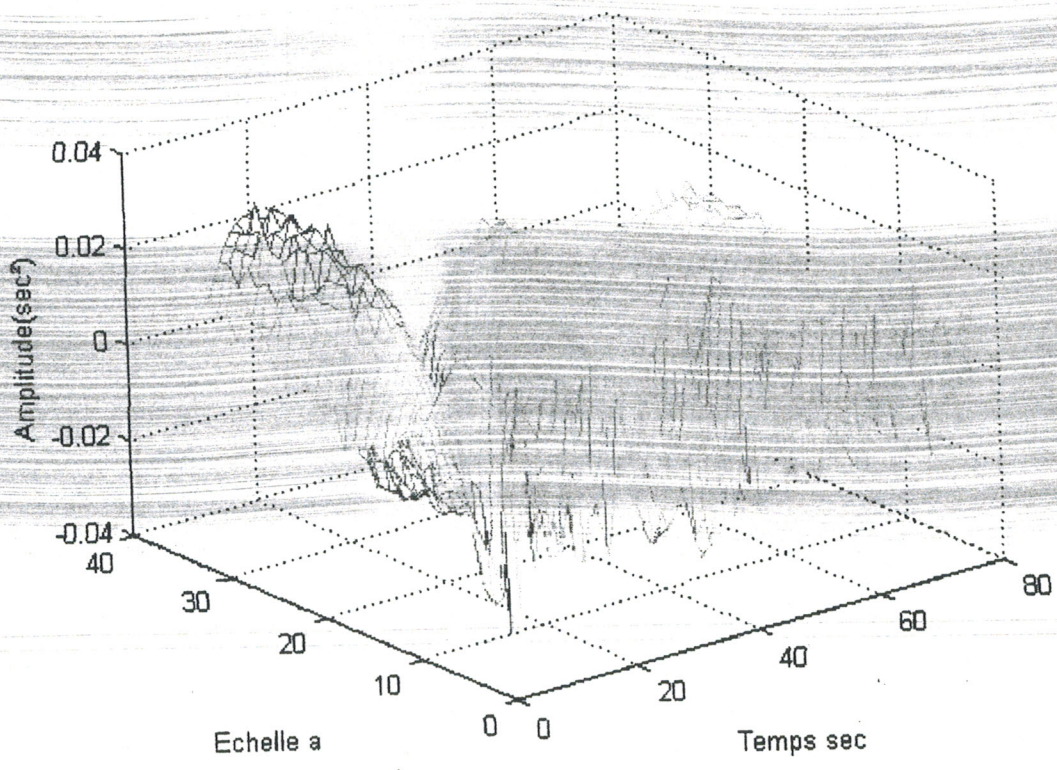
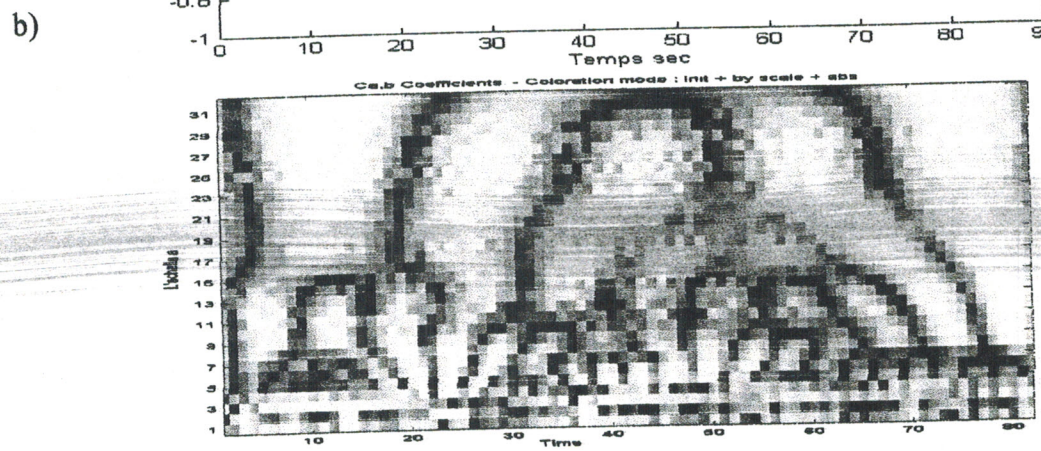
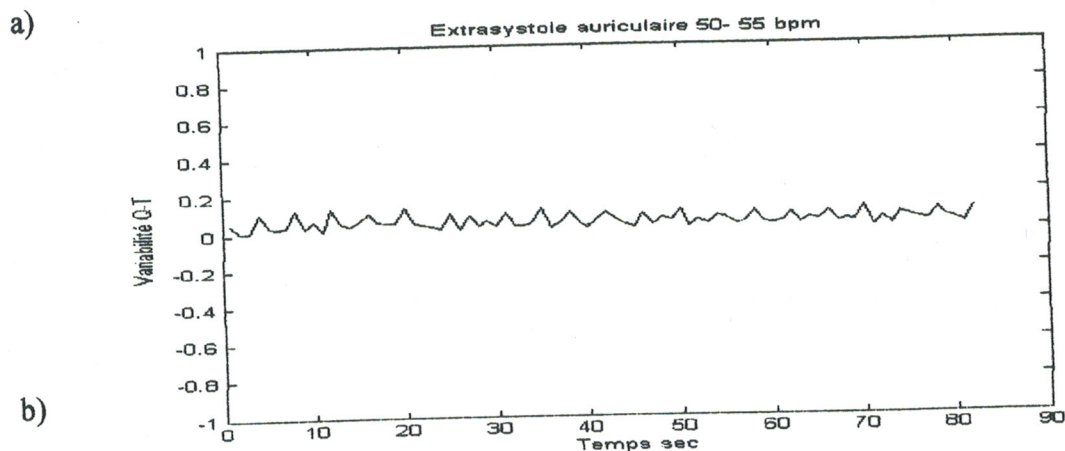


Fig.IV-11 :L'analyse par ondelettes d'un rythme anormal (ESA)





c) *L'analyse par CWT du signal anormal (ESA)*

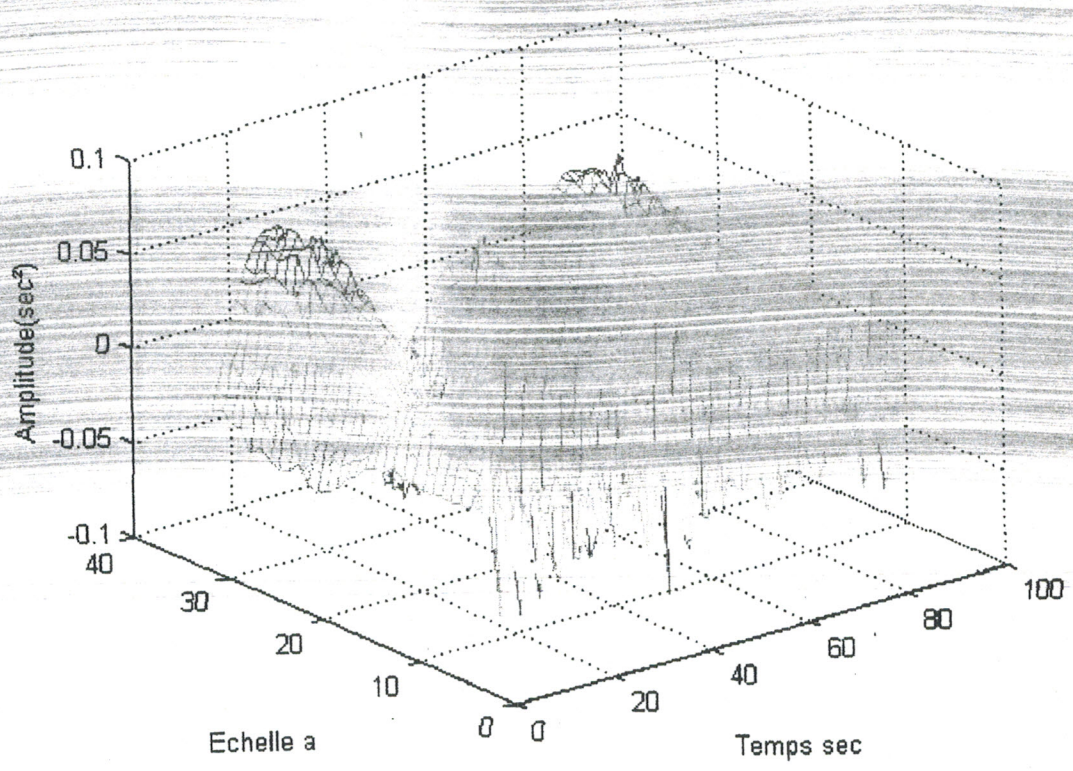


Fig.IV-13 :L'analyse par ondelettes d'un rythme anormal (ESA)



Dans le cas tachyarythmie, la figure IV-14 montre une distribution de puissance dans la bande LF. Dans la bande LF présente une activité due à la morphologie de l'onde T ayant une forte amplitude aussi par rapport à l'onde R.

La variabilité est mieux étudiée par l'analyse en ondelettes par rapport à la méthode d'analyse spectrale utilisée dans le chapitre précédant (méthode de Welch). En effet, l'analyse temps-échelle effectuée par l'utilisation de l'ondelette de Morlet nous a permis de suivre les variations rapides de la variabilité, ce qui n'était pas possible de réaliser par l'intermédiaire de la méthode de Welch.

## IV.6 Conclusion :

L'analyse par la transformée en ondelettes montre une estimation claire par rapport à la méthode classique; là ou la variabilité change selon trois critères :

En premier lieu, une variabilité légère et une accélération moyenne de rythme normal est traduite par la prédominance de la bande VLF lors de l'analyse temps-échelle.

Deuxièmement, une variabilité très forte et une accélération légère de rythme d'anomalie de l'ESV est illustrée par la prédominance de la VLF (allongement de l'intervalle QT).

Le troisième critère consiste en une faible variabilité et une forte accélération de rythme d'anomalie de tachyarythmie est vue comme une prédominance la bande LF (raccourcissement de l'intervalle QT).

Les résultats obtenus sont mesurés que l'analyse par transformation en ondelettes est mieux adaptée à décrire le contenu spectral à très basse fréquence par rapport à la méthode de Welch.

## Bibliographie

- [ 1] M. Bellanger, "Traitement numérique du signal", CNET-ENST, MASSON, Vol. 16, pp. 42-60, 1993.
- [ 2] J. Dumas, B. Bennevault, "Analyse du signal", Vol. 18, pp. 88-92, 2001.
- [ 3] S. G. Mallat, "A Wavelet Tour of Signal Processing", Academic Press, 1997.
- [ 4] P. Abry, P. Gonc, Alves, P. Flandrin (1994), "Wavelets spectrum analysis and  $1=f$  processes. In Wavelets and Statistics", A. Antoniadis & G. Oppenheim Eds, Lecture Notes in Statistics, Vol. 103, pp. 15-29.
- [ 5] A. Arneodo, F. Argoul, E. Bacry, J. Elezgaray, J.F. Muzy, "Ondelettes, Multifractales et Turbulence", Diderot éditeur des Arts et Sciences, Paris, 1995.
- [ 6] R. Carmona, W.L. Hwangm, B. Torr sani, "Practical Time-Frequency Analysis: Wavelet and Gabor transforms, with an implementation in S", Academic Press, to appear, 1998.
- [ 7] C.K. Chui, "An Introduction to Wavelets. Wavelet Analysis and Its Applications", Academic Press, San Diego, 1992.
- [ 8] L. Cohen, "Time-frequency Analysis", Prentice Hall, Englewood Cliffs (NJ), 1995.
- [ 9] I. Daubechies, "Ten Lectures on Wavelets", CBMS-NFS Regional Series in Applied Mathematics 61, 1992.
- [ 10] B. Torr sani, "Analyse Continue par Ondelettes", Inter Editions/Editions du CNRS (in French), 1996.
- [ 11] B. Torr sani , "Time-Frequency Distributions: Wavelet Packets and Optimal Decompositions", Annales de l'institut Henri Poincar , pp. 215-234, 1992.
- [ 12] S. Mallat , "A Wavelet Tour of Signal Processing", Academic Press, 1998.
- [ 13] M. Holschneider, "Wavelets An Analysis Tool", Oxford Mathematical Monographs, Clarendon Press, Oxford, 1995.
- [ 14] M.B. Priestley, "Evolutionary Spectra and Non-Stationary Processes", J. Roy. Stat. Soc. B27, 204-237. Design relations for Non-Stationary Processes, J. Roy. Stat. Soc. B28, pp. 228-240, 1965.

## *Bibliographie*

---

- [ 15] P. Flandrin, "Temps-Fréquence Traité des Nouvelles Technologies", série Traitement du Signal, Hermes, 1993.
- [ 16] H.AUBERT, D.L. JAGGARD, "Continuous Wavelet Transform Analysis of Fractal Superlattices," in *Fractals : Theory and Applications in Engineering* , M. Dekking, J.Lévy Véhel, E. Lutton and C. Tricot, Eds., Springer Verlag, Berlin, pp. 245-260, 1999.

# CONCLUSION GENERALE

## Conclusion générale

Le signal ECG (Electrocardiogramme) traduit l'activité électrique du cœur. Il est universellement utilisé par les spécialistes dans le diagnostic des pathologies cardiaques.

Il est constitué par un ensemble d'ondes P, QRS, T. Leurs durées, ainsi que les durées des différents intervalles comme par exemple l'intervalle RR, et QT sont d'un intérêt diagnostique. Cependant pour aboutir à ces mesures, il est indispensable de traiter le signal ECG. Le traitement est fait en deux étapes, une étape de filtrage et une autre de détection.

Cependant, à son acquisition, il est souvent noyé dans différentes sources de bruit rendant difficile son interprétation. Dans la 1<sup>ère</sup> étape on s'est intéressé au filtrage de ces bruits; particulièrement l'application du filtrage morphologique modifié (F.M.M).

Ce filtre est basé sur la détection de la morphologie du signal permettant ainsi de supprimer les différents bruits et particulièrement les variations de la ligne de base du signal ECG.

Les résultats obtenus par l'application de ce filtre sur des signaux réels de la banque de données MIT BIH sont très satisfaisants comparativement à d'autres techniques de filtrage universellement appliquées pour le filtrage du signal ECG.

Pour la détection des paramètres du signal ECG, typiquement des intervalles QT et RR, on a présenté une technique, qui se base sur les opérateurs Morphologies (Maximum, Minimum). Cette technique est efficace pour estimer les changements rapides de la morphologie du signal ECG.

Une prédictibilité de détection P+ de 99.86 a été obtenu, ce qui montre la puissance de cette technique dans la détection et l'identification des ondes constituant le signal ECG.

Il est important de noter qu'un algorithme d'aide au diagnostic ne peut être performant que si la détection du signal ECG est adéquate.

Enfin, dans l'étape la plus importante de notre travail, nous avons présenté et étudié les différentes méthodes d'analyse de la variabilité de l'intervalle QT et de sa corrélation avec le rythme RR, dans le domaine temporel, spectral et spectro-temporel.

Nous avons présenté en premier lieu la méthode temporelle qui a été appliquée sur des signaux réels pour différentes arythmies cardiaques. Cette méthode consiste à

déterminer certains paramètres tels le SDNN, l'écart type des écarts normaux QT et RR, la variance (VARNN), et la moyenne de la durée (MEAN) dans le domaine temporel, permettant de caractériser l'évolution de la variabilité des intervalles QT et RR.

Les résultats obtenus présentent des informations statistiques sur la variabilité, sa moyenne, son énergie totale et sa dispersion autour de la valeur moyenne. Ainsi, cette analyse temporelle nous a permis de quantifier la variabilité, sans qu'on puisse identifier le degré d'influence des deux activités sympathiques et parasympathiques du système nerveux autonome.

Par la suite, on a abordé la méthode non paramétrique de Fourier pour l'analyse spectrale. La méthode de Welch a été appliquée pour les variabilités des intervalles QT et RR des signaux ECG réels de la base de données MIT-BIH afin d'estimer leur densité spectrale de puissance (DSP) en vue de séparer toutes les composantes spectrales VLF, LF, HF.

L'application de cette méthode nous a permis d'évaluer l'activité sympathique et parasympathique du système végétatif sur le myocarde.

Les résultats obtenus pour les cas étudiés ont confirmé que la composante spectrale LF quand elle est prédominante met en évidence le système sympathique et la HF quand elle est prédominante, elle est due à l'influence du parasympathique. En plus, le rapport LF/HF caractérise évidemment le système ou l'équilibre sympathovagale.

Cependant, cette méthode reste limitée aux applications sur des signaux qui sont relativement stationnaires. Elle ne permet pas de faire une analyse simultanée en temps et en fréquence du signal. L'analyse par transformation en ondelettes qui permet une représentation temps-échelle a été étudiée et appliquée à l'étude de la variabilité de l'intervalle QT. Cette méthode d'analyse combine les deux paramètres temps et fréquence à la fois. L'analyse temps-échelle effectuée par l'utilisation de l'ondelette de Morlet nous a permis de suivre les variations rapides de la variabilité, ce qui n'était pas possible de réaliser par l'intermédiaire de la méthode de Welch.

Enfin, l'application de ces différentes méthodes sur les différents signaux ECG pour l'étude de la variabilité de l'intervalle QT, nous a montré que les composantes temporelles, spectrale, ainsi que les composantes spectro-temporelles de la variabilité de l'intervalle QT contribuent considérablement à l'étude des fluctuations du système nerveux autonome chez les individus normaux et chez les patients avec différents désordre cardio-vasculaire.