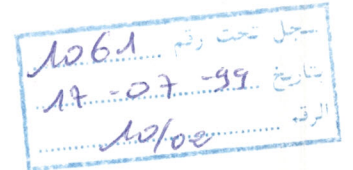


République Algérienne Démocratique et Populaire

Université Abou-bekr Belkaïd - Tlemcen  
Institut d'Electronique

## THESE DE MAGISTER EN ELECTRONIQUE

Option : SIGNAUX ET SYSTEMES



Thème :

### ETUDE ET ANALYSE DE LA VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE (HRV)

Présentée par :

**Mr. Saïd ASSOUS**

Directeur de Thèse  
**M. F. BEREKSI-REGUIG**  
Maître de conférence  
Université de Tlemcen



Soutenue en juillet 1999 devant la commission d'examen :

Président:

**Mr. N. E. CHAABANE SARI**

M.C Université de Tlemcen

Examineurs:

**Mr. M. BENABDELLAH**

M.C Université de Tlemcen

**Mr. A. RAHMOUN**

M.C Université de S.Belabes

## DEDICACES

Je dédie ce modeste travail à ma très chère mère et mon cher père, en reconnaissance de leur soutien et de leur gentillesse.

A mes chers frères et sœurs

A mes neveux Nasr-Eddine et Mohamed-EI-Amine et ma nièce Radia

A toute ma famille

Ma dédicace est également pour tous mes amis : Mourad, Adil, Abdellah, Adda, Nadir, Mohammed, Nasr Eddine, Fouad, Ahmed, Boufeldja, Miloud, Mahieddine, Abdelouahab, Hicham, Nour eddine, Driss, Sid Ahmed, Khalid, Abdelhak, Snouci, Abd el Hadi ainsi que mes amies Ilhem, Lamia, Naïma et Hassiba et sa famille Ziani.

## REMERCIEMENTS

Le présent travail a été effectué au Laboratoire d'Electronique Biomédicale (BEL) à l'Institut d'Electronique de l'Université Abou-Bekr Belkaïd-Tlemcen.

Je suis très honoré que Monsieur N.E. CHAABANE-SARI Maître de conférence à l'Université Abou-Bekr Belkaïd-Tlemcen ait accepté de présider le jury de ma thèse.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur F. BEREKSI-REGUIG d'avoir dirigé mon travail et de m'avoir initié à la recherche.

Je remercie Monsieur A. RAHMOUN Maître de conférence de l'Université de Sidi Bel-Abbès qui m'a fait l'honneur de participer à ce jury.

Mes remerciements vont également à Monsieur M. BENABELLAH Maître de conférence à l'Université de Tlemcen d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Et enfin, je remercie avec l'immense plaisir Monsieur José Vila Maître de conférence de l'institut d'electronique de l'Université de Santiago de Compestelo ( Espagne) de son aide pour la documentation ainsi que pour ces conseils.

## SOMMAIRE

<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>9</b>
<b>CHAPITRE I : GENERALITES SUR LA HRV.....</b>	<b>12</b>
<b>I-1 HISTORIQUE DE L'ETUDE DE LA HRV.....</b>	<b>12</b>
<b>I-2 DIFFERENTES METHODES DE MESURE DE LA HRV.....</b>	<b>13</b>
I-2-1 DOMAINE TEMPOREL.....	13
I-2-2 DOMAINE SPECTRAL.....	15
<b>I-3 LES COMPOSANTES SPECTRALES.....</b>	<b>15</b>
I-3-1 ENREGISTREMENT COURT DURÉE.....	15
I-3-2 ENREGISTREMENT LONGUE DURÉE.....	16
<b>I-4 CORRELATION ENTRE LES DIFFERENTS PARAMETRES SPECTRAUX ET TEMPORELS.....</b>	<b>18</b>
<b>I-5 EXIGENCES TECHNIQUES ET RECOMMANDATIONS.....</b>	<b>18</b>
<b>I-6 ALGORITHME STANDARD ET RECOMMANDATION.....</b>	<b>19</b>
<b>I-7 MODELE D'ANALYSE DU RYTHME.....</b>	<b>20</b>
<b>I-8 STABILITE ET REPRODUCTIBILITE DES MESURES DE LA HRV.....</b>	<b>20</b>
<b>I-9 EXIGENCES D'ENREGISTREMENT.....</b>	<b>20</b>
I-9-1 SIGNAL ECG.....	20
I-9-2 ACQUISITION DU SIGNAL ECG.....	21
I-9-3 STATIONNARITE DU SIGNAL HRV.....	22
<b>CHAPITRE II : ANALYSE DE LA HRV.....</b>	<b>24</b>
<b>II-1 INTRODUCTION.....</b>	<b>24</b>
<b>II-2 PRETRAITEMENT DU SIGNAL HRV.....</b>	<b>25</b>
II-2-1 SIMULATION DU SIGNAL HRV.....	25
II-2-2 DETECTION DU COMPLEXE QRS.....	29
II-2-3 CLASSIFICATION DES DONNEES.....	32
<b>II-3 ANALYSE TEMPORELLE.....</b>	<b>32</b>
<b>II-4 ANALYSE SPECTRALE.....</b>	<b>33</b>
II-4-A) ALGORITHME DE CALCUL DES COMPOSANTES SPECTRALES DE LA HRV :.....	33
<b>II-5 MESURE ET DISCUSSION.....</b>	<b>36</b>
II-5-1 CAS DE LA BRADYCARDIE.....	36
II-5-2 CAS DE LA TACHYCARDIE SINUSALE.....	41
<b>II-6 SYNTHESE.....</b>	<b>43</b>

**CHAPITRE III :LIMITATION DE L'ANALYSE TEMPORELLE ET SPECTRALE ..45**

**III-LIMITATION DE L'ANALYSE TEMPORELLE ET SPECTRALE ..... 45**

    III-A) LIMITATION DE L'ANALYSE TEMPORELLE ..... 45

    III-B) LIMITATION DE L'ANALYSE SPECTRALE ..... 47

**CHAPITRE IV : ANALYSE SPECTRO-TEMPORELLE DE LA HRV.....49**

**IV-1 INTRODUCTION ..... 50**

**IV-2 PRINCIPE GENERALE DE L'ANALYSE PAR ONDELETTE ..... 51**

**IV-3 APPLICATION DE L'ANALYSE PAR ONDELETTE ..... 56**

**IV-4 CONCLUSION ..... 68**

**CONCLUSION.....70**

**BIBLIOGRAPHIE.....73**



## Résumé

Notre travail consiste l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque : le signal HRV( Heart Rate Variabilité). Ce signal est le résultat des intervalles RR du signal électrocardiogramme ECG ; traduisant l'évolution des rythmes cardiaques en fonction du temps. Le signal HRV est analysé dans trois domaines différents : le domaine temporel, le domaine spectrale et spectro-temporel.

L'analyse dans le domaine temporel consiste en une étude statistique du signal HRV et cela par le calcul des différents paramètres temporels ( SDNN, rMSSD, pNN50 etc.) qui peuvent contribuer à l'évaluation de ce signal HRV. Il est démontré par cette analyse sur différents signaux HRV simulés, que l'analyse temporelle contribue à l'étude des enregistrements HRV longue durée ; elle permet de donner une indication globale sur la variabilité cardiaque. L'analyse dans le domaine spectrale est basée sur le calcul de l'estimation spectrale par application de l'algorithme de la transformée de Fourier rapide FFT dans le but de séparer les différentes composantes spectrales contenues dans le signal HRV. Les résultats obtenus justifient le fait que ces composantes contribuent à l'évaluation de l'activité sympathique et parasympathique du système nerveux autonome. La synthèse sur l'étude et l'analyse temporelle et spectrale du signal HRV a montré que ces méthodes présentent certaines limitations dans certains cas de variabilité pathologiques, là où le signal HRV présentant des transitions rapides ; la méthode spectro-temporelle est alors appliquée.

C'est une méthode bidimensionnelle qui consiste à appliquer la transformée en ondelettes permettant une analyse de la variabilité simultanément dans le domaine temporel et le domaine spectrale. L'ensemble de tests appliqués sur des signaux HRV présentant des cas pathologiques, ou encore l'effet des médicaments sur la variabilité cardiaque, ont montré l'efficacité et la performance de cette méthode d'analyse mettant en évidence le contenu spectral et temporel de ce signal.

## INTRODUCTION

### INTRODUCTION

La plupart des signaux d'origine cardio-vasculaire : électrocardiogramme, pression artérielle du sang et signaux de respiration sont quasi-périodiques. Ils se répètent à chaque cycle cardiaque avec une période qui n'est pas strictement constante, ils peuvent aussi avoir quelques changements dans leurs morphologies ; amplitude et phase d'un cycle à un autre. D'un autre côté, ces oscillations sont maintenues autour de certaines valeurs moyennes, cette variabilité est un résultat de l'action du système nerveux autonome [1,2]. Ces changements d'un cycle à un autre, peuvent contribuer à mettre en évidence certaines données importantes concernant l'état des mécanismes cardiaques dans des conditions physiologiques ou pathologiques [3,4].

En particulier, la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) est le résultat du contrôle sympatho-vagal du système cardio-vasculaire[5]. Certains paramètres sont pris en compte avec une intention particulière dans le but d'obtenir des indices quantitatifs sur l'action du système nerveux autonome.

La mesure de cette variabilité de la fréquence cardiaque est largement utilisée dans différentes applications, à partir des investigations de base de la régulation centrale du système nerveux autonome jusqu'à l'étude des liens fondamentaux entre les processus psychologiques et les fonctions physiologiques .

Ces corrélations psychologiques et les mécanismes physiologiques sont délimitées. Les mesures de la variabilité de la fréquence cardiaque peuvent offrir un outil puissant pour la clarification des relations entre les processus physiologiques et psychologiques. En même temps, il y a des avertissements clairs et des trappes dans la mesure, l'analyse et l'interprétation de la variabilité de la fréquence cardiaque. Bien que les différentes formes de la variabilité de la fréquence cardiaque présentent de considérables promesses pour clarifier des questions dans la psychophysiologie, la quantification peu appropriée et l'interprétation de ces modèles peuvent obscurcir les promesses rapports ou des issues critiques et peuvent mettre un obstacle au développement des applications psychophysiologiques [6].

L'utilité et l'acceptation scientifique finale de la mesure de la variabilité de la fréquence cardiaque ou encore sinusale dépend de l'extension de quelles recherches des différentes disciplines qui sont capables de formuler une perspective intégrative et interdisciplinaire sur l'origine, la quantification, et l'interprétation des différentes formes de cette variabilité.



L'étude de la variabilité sinusale est donc un moyen d'évaluation de l'effet du système nerveux végétatif sur le cœur normal et pathologique. Elle présente des marques importantes dans différentes situations pathologiques : suite d'infarctus, insuffisance cardiaque, etc.

La première publication qui a souligné l'intérêt de la variabilité sinusale dans les suites d'un infarctus du myocarde est un travail effectué à partir de la banque de données de l'étude MPIP (Multicenter Post Infarction Program) [7].

Les auteurs ont étudié l'enregistrement Holter d'un groupe d'environ 800 patients qui avaient survécu à un infarctus du myocarde. Le paramètre étudié était l'écart type de tous les intervalles RR normaux sur une période de 24 heures. La période moyenne de suivi a été de 31 mois. Les patients qui avaient une variabilité sinusale faible, inférieure à 50 ms, avaient une mortalité 5,3 fois plus élevée que ceux dont la variabilité sinusale était supérieure à 100 ms.

On peut considérer que, dans l'infarctus, une diminution de la variabilité sinusale est liée à un mauvais pronostic. Il semble que la variabilité sinusale soit un marqueur du risque post-infarctus relativement performant aux autres indices pronostiques.

L'insuffisance cardiaque est généralement un domaine dans lequel les études de la variabilité sinusales sont très fructueuses.

Une diminution des index d'analyse temporelle et de la puissance spectrale a été montrée chez l'insuffisant cardiaque. Les études sur la variabilité sinusale doivent être interprétées avec prudence chez l'insuffisant cardiaque. En effet, un patient de ce type a une fréquence cardiaque moyenne qui est plus rapide que celle d'un sujet normal et par voie de conséquence, le simple fait que la fréquence soit plus rapide implique que la variabilité sinusale soit faible.

Cependant, on peut démontrer que, pour des gammes de fréquences égales, la variabilité reste plus faible chez les patients atteints de cardiopathies comparativement à des sujets témoins normaux. La valeur pronostique de la diminution de la variabilité dans l'insuffisance cardiaque semble moins évidente que dans les suites d'infarctus du myocarde.

Le mécanisme de cette diminution de variabilité serait une réduction de la modulation vagale avec une relative conservation de la modulation sympathique.



On peut trouver d'autres domaines d'application comme, la possibilité d'appréhender l'état du système nerveux végétatif par l'étude de la variabilité sinusale qui conduit à la réalisation de très nombreux travaux sur des maladies cardio-vasculaires variées ou des pathologies à retentissement cardio-vasculaire vis-à-vis desquelles le système vagosympathique joue un rôle important. Ainsi, la variabilité sinusale a été étudiée lors de test physiologique, comme l'exercice, le sommeil, le stress mental ou moins physiologique comme le tilt test.

On trouve également dans la littérature des travaux concernant les patients coronariens (en dehors de l'infarctus ou de l'insuffisance cardiaque), hypertendus, rescapés de mort subite, porteurs d'une hypertrophie ventriculaire gauche et même les transplantés cardiaques.

Les études peuvent également s'appliquer à l'évaluation de l'influence d'un certain nombre de thérapeutiques cardio-vasculaires. Enfin, un certain nombre de publications concernant l'analyse de la variabilité sinusale chez des patients atteints de diverses maladies, met en jeu le système nerveux végétatif et a un retentissement cardio-vasculaire, tels les diabétiques, les éthyliques chroniques, la mort subite du nourrisson.

Le rythme normal du cœur est contrôlé par des processus de la membrane du nœud sinusale cardiaque. Lesquels sont modulés par innervation des deux systèmes antagonistes, sympathiques et parasympathiques du système nerveux. L'acétylcholine, produit par les postganglioniques du nœud sinusal, ralentit le taux de dépolarisation de ce nœud et elle provoque une décharge par le lien des récepteurs chimiques en activant un canal transmembranaire par des ions du potassium. Par contre, une autre matière chimique, norepinephrine et produit par les terminaux sympathiques au niveau du nœud sinusal et accélère le rythme via des récepteurs-médiateurs [7].

En pratique, l'étude de la variabilité sinusale permet d'évaluer l'interaction entre ces deux systèmes. Un consensus tend progressivement à se dégager sur les meilleurs paramètres à utiliser.

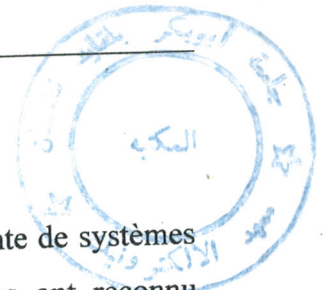
La méthode présente un indiscutable intérêt physiologique, thérapeutique, diagnostique et pronostique. Elle peut s'appliquer à l'étude de nombreuses affections cardio-vasculaires ou à retentissement cardio-vasculaire ainsi qu'à l'évaluation de l'effet de nombreux médicaments.

## INTRODUCTION

Ainsi, dans notre travail on s'intéresse à l'étude de la HRV et plus particulièrement son analyse dans différent domaine spectral, temporel et spectro-temporel. En effet, après une description succinct en chapitre I sur les généralités concernant la variabilité cardiaque, les exigences et les recommandations standards demandées pour sa mesure, on présente en chapitre II une analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque dans le domaine temporel puis spectral. Le chapitre III est particulièrement concerné par une étude de synthèse sur différents signaux ECG réel, les limitations des méthodes temporelle et spectrale dans certains cas de variabilité de fréquence cardiaque analysée.

En chapitre IV, on s'intéresse à une autre méthode d'analyse : c'est l'analyse spectro-temporelle basée sur la méthode des ondelettes. Il est démontré sur un ensemble de test de signaux ECG réels et simulés que cette méthode permet de lever les limitations notées au niveau de la méthode spectrale ou temporelle.

CHAPITRE I  
GENERALITES SUR LA VARIABILITE  
DE LA FREQUENCE CARDIAQUE



## I-1 HISTORIQUE DE L'ETUDE DE LA HRV

Long avant l'invention de l'électrocardiographe et l'apparition plus récente de systèmes modernes d'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque, les médecins ont reconnu l'importance potentielle des rythmes cardiaques. Antérieur à ce siècle, les techniques pour étudier des modèles du rythme cardiaque ont été limitées, cependant et pour plusieurs années, les médecins ont contrôlé le son et le rythme du cœur par auscultation. Ils ont noté les changements des rythmes cardiaques battement par battement dans des cas associés aux : vieillissement, maladies, et les états psychologiques du patient. L'étude de ces rythmes est devenue des enquêtes scientifiques centrales pour le développement des systèmes de diagnostic médicale. Les recherches scientifiques sur le rythme cardiaque battement par battement, sont largement avancées et ont permis la quantification exacte et fiable de l'activité électrique du cœur. Cette technologie a progressé du galvanomètre, au polygraphe de l'inkwriting, et finalement au traitement numérique du signal électrocardiogramme ECG.

Ce signal électrocardiogramme ECG est le résultat de l'enregistrement des différences de potentiels générés sur l'ensemble des cellules cardiaques : ces différences de potentiels sont décrites par l'électrocardiogramme sous formes d'ondes P, Q, R, S et T qui représentent l'interprétation graphique de l'activité électrique où chaque rebondissement représente une phase bien déterminée de la contraction (auriculaire ou ventriculaire). Ainsi, le signal HRV est le résultat des intervalles RR adjacents (durée d'apparition entre deux ondes R successives) du signal ECG.

En effet, l'utilisation clinique de la variabilité de la fréquence cardiaque basé sur le signal HRV (heart rate variabilité) a été initialement appréciée en 1965 quand Hon et Lee [8] ont noté que les détresses du fœtus sont précédées par une altération dans les intercycles des battements avant n'importe quel changement trouvé dans la période cardiaque elle-même.

Une vingtaine d'années après, Sayers et al [9] ont tiré l'attention de l'existence des rythmes physiologiques enfoncés dans les durées RR de la fréquence cardiaque du signal.

En 1970, Ewing et al [10] ont essayé d'étudier cette variabilité pour la détection de la neuropathie autonome chez les diabétiques en faisant quelques tests sur un ensemble de différence des intervalles RR. [11]

L'association de fort risque de mortalité post-infarctus avec HRV réduite, a été initialement montré par Wolf et al [11] en 1977.

Vers les années 1980 et avec le développement de la micro-électronique, et la disponibilité du Hardware digital (ECG multicanaux), l'importance clinique de la HRV est devenue appréciable, et a pu fournir un important aperçu concernant les conditions pathologiques et physiologiques des sujets. Ainsi, en 1981, Akselrod et al [12] ont introduit l'analyse spectrale de puissance de la HRV pour évaluer quantitativement battement par battement le contrôle cardio-vasculaire. Depuis ces années, un nombre important de travaux de recherches dans diverses disciplines ont montré l'importance clinique et physiologique de l'étude de la HRV. Parmi ces travaux, ceux de Hyndman et Zeelenberg en 1993 concernant l'analyse spectrale de la HRV [13], ceux de Bianchi et Mainardi sur la détection des périodes transitoires dans le signal HRV[14], et récemment en 1997 des travaux de Wiklund et Akay sur une méthode de caractérisation de la modulation du système autonome de l'activité cardio-vasculaire[15].

### **I-2 DIFFERENTES METHODES DE MESURE DE LA HRV**

Il existe différentes approches possibles pour évaluer la variabilité sinusale. On peut à partir des enregistrements Holter, réaliser une analyse temporelle, spectrale ou encore une analyse qui peut combiner les deux basée sur des techniques mathématiques non linéaires.

#### **I-2-1 Domaine temporel**

La variation de la fréquence cardiaque peut être évaluée par différentes méthodes, les plus simples sont les mesures dans le domaine temporel. Dans cette méthode, que se soit la fréquence cardiaque à n'importe quel instant ou à des intervalles entre des complexes QRS normaux successifs sont déterminés dans un enregistrement ECG continu. Chaque complexe QRS est détecté, la fréquence cardiaque est déterminée à partir des intervalles NN (Normal-Normal) ou RR qui correspondent aux pics des complexes QRS adjacents. Des variables simples peuvent être introduites dans le domaine temporel et sont calculées en fonction de la moyenne de l'intervalle RR, la fréquence cardiaque moyenne, la différence entre le plus long et le plus court intervalle RR, la différence entre la fréquence cardiaque de nuit et du jour et ainsi de suite. A partir d'une série de mesures des fréquences cardiaques instantanées à des cycles, particulièrement ceux qui sont enregistrés durant de longues périodes, traditionnellement 24 heures, on peut déterminer des mesures statistiques relativement complexe dans le domaine temporel.

Ces mesures peuvent être divisées en deux classes :

- 1)Ceux qui se dérivent à partir des mesures directes des intervalles RR ou des périodes cardiaques instantanées.

2)Ceux qui se dérivent à partir des différences entre des intervalles RR.

Les variables peuvent être calculées à partir d'une analyse totale de l'enregistrement ECG ou en utilisant de petits segments de période d'enregistrement, cette dernière méthode permet de faire une comparaison dans la HRV durant différentes activités par exemple, le sommeil ou l'activité à l'effort.

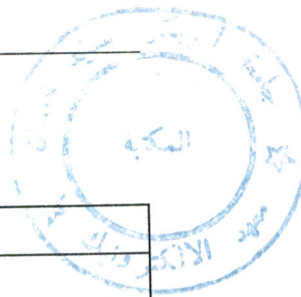
La variable la plus simple à calculer c'est la déviation standard des intervalles RR, (SDNN) qui est la racine carrée de la variance. Puisque la variance exprime mathématiquement la puissance totale de l'analyse spectrale, le SDNN offre une indication de toutes les composantes cycliques qui sont responsables de la variabilité dans la période d'enregistrement.

Dans plusieurs études, le SDNN est calculé à partir des enregistrements de période 24 heures, donc contient des variations HF courtes durées, jusqu'aux composantes basses fréquences.

Il est à noter aussi que la variance totale de la HRV croît avec la longueur de la durée d'analyse. Par conséquent le SDNN n'est pas, comme il a été défini, une quantité statistique à cause de sa dépendance de la longueur de la période d'enregistrement. Ainsi en pratique, il est impropre de comparer les mesures SDNN obtenues pour des périodes d'enregistrement différentes, contrairement, il faut que ces durées de mesure soient normalisées, à des enregistrements courtes durées (5 minutes) et longues durées (24 heures) les plus couramment utilisés.

Un autre paramètre utilisé généralement dans la méthode temporelle est le rMSSD, la racine carrée de la moyenne des différences successives élevées au carré entre les RR normaux adjacents. Un autre coefficient le NN50, qui caractérise le nombre des différences entre les RR successives supérieures à 50ms sur la durée d'enregistrement considérée.

Le tableau ci-dessous résume ces différents paramètres et leur description.



Variable	Unité	Description
SDNN	ms	Déviations standard de tous les intervalles NN
SDANN	ms	Déviations standard de la moyenne des intervalles NN de chaque segment de 5 mn le long de l'enregistrement.
RMSSD	ms	La racine carrée de la moyenne de la somme des carrés des différences entre les intervalles NN adjacents.
SDNN index	ms	La moyenne de la déviations standard de tous les intervalles NN de tous les segments de 5 mn de l'enregistrement entier.
NN50 count		Nombre des NN pairs adjacents différents de plus que 50ms dans l'enregistrement entier
PNN50	%	Le nombre des NN50 divisé par le nombre totale des intervalles NN.

Les paramètres les plus couramment utilisés sont : le SDNN, SDANN, rMSSD et PNN50 où le SDNN estime les composantes de la HRV durant l'enregistrement longue durée, rMSSD estime les composantes de la HRV de l'enregistrement courte durée.

Généralement la méthode du rMSSD est préférée que le PNN50 ou NN50 car elle présente de meilleures propriétés statistiques.

### I-2-2 Domaine spectral

Différentes méthodes spectrales pour l'analyse de la HRV ont été appliquées depuis les années 1960. L'analyse de la densité spectrale de puissance (DSP) fournit les informations de bases, tel par exemple, la distribution de puissance fonction de la fréquence. Indépendamment de la méthode utilisée, paramétrique en utilisant le modèle autoregressif ou non paramétrique en utilisant la transformée de Fourier rapide (FFT), seulement une estimation correcte de la DSP du signal peut être obtenue à partir des algorithmes mathématiques propres. La méthode non paramétrique qui se base sur le calcul de la DSP présente certains avantages par rapport à d'autres, comme la simplicité de l'algorithme utilisé (FFT) et la grande vitesse de traitement.

## I-3 LES COMPOSANTES SPECTRALES

### I-3-1 Enregistrement court durée

Trois bandes spectrales sont distinguées lors d'un enregistrement court durée de 2 à 5 minutes [2,4,9,12] : VLF très basse fréquence, LF basse fréquence et la haute fréquence HF ; La distribution de puissance et la fréquence centrale de la HF et la LF ne sont pas constantes mais peuvent varier en relation des changements en modulation autonome de la période cardiaque [4,16,17].

111



L'explication physiologique de la composante VLF est moins définie, elle peut être due à l'existence d'un processus physiologique spécifique attribué à ce changement de la période cardiaque, les composantes harmoniques qui n'ont pas de propriétés cohérentes, et qui sont affectées par la ligne de base ou la tendance du mouvement, sont acceptées comme majorité qui constituent la VLF. Ainsi, la VLF est imposée par l'enregistrement court durée (5 minutes) et c'est une mesure douteuse, incertaine et elle doit être évitée quand la DSP de l'ECG courte durée est interprétée.

La mesure des composantes de puissance dans les bandes VLF, LF et HF, est généralement liée à des valeurs de puissances absolues ( $\text{msec}^2$ ), la LF et HF doivent être mesurées à des unités normalisées [16,17] qui présentent une valeur relative à chaque composante de puissance en proportion à la puissance totale moins la composante VLF. La représentation des LF et HF mis en évidence les deux activités du système nerveux autonome. D'ailleurs, la normalisation tend à minimiser l'effet du changement dans la puissance totale sur les valeurs des composantes LF et HF.

### I-3-2 Enregistrement longue durée

L'analyse spectrale peut être aussi un outil puissant pour l'étude d'une séquence d'intervalles RR dans une période longue durée de 24 heures.

Les résultats montrent souvent une autre composante additionnée aux VLF, LF, HF qui est la ULF (Ultra Low Frequency). Les tableaux ci dessous regroupent ces différents paramètres avec leurs caractéristiques respectives et la figure I-1 représente un exemple des différentes estimations spectrales possibles.

a)- Enregistrement courte durée :

Variable	Unité	Description	Fréquence
Variance	$\text{ms}^2$	la variance des intervalles NN le long de l'enregistrement	$\leq 0.4 \text{ Hz}$
VLF	$\text{ms}^2$	puissance dans la bande VLF	$\leq 0.04 \text{ Hz}$
LF	$\text{ms}^2$	puissance dans la bande LF	0.04-0.15 Hz
LF norm	u.n	puissance en unité normalisée, $\text{LF}/(\text{P}_{\text{tot}}-\text{VLF}) \cdot 100$	
HF	$\text{ms}^2$	puissance dans la bande HF	0.15-0.4 Hz
HF norm	u.n	puissance en unité normalisée, $\text{HF}/(\text{P}_{\text{tot}}-\text{VLF}) \cdot 100$	
LF/HF		rapport LF/HF	

Cette même moyenne obscurcit les informations détaillées concernant la modulation autonome des intervalles RR qui sont disponibles dans les enregistrements courte durée [17].

Il faut se rappeler que les composantes de la HRV fournissent des mesures concernant le degré de la modulation autonome plutôt que le bruit autonome [20], et les moyennes de la modulation ne représentent pas un niveau moyen de bruit.

#### **I-4 CORRELATION ENTRE LES DIFFERENTS PARAMETRES SPECTRAUX ET TEMPORELS**

Dans l'analyse d'enregistrement stationnaire courte durée, suffisamment d'expériences et de connaissances théoriques existent dans l'interprétation physiologique des mesures dans le domaine spectral comparé avec ceux du domaine temporel dérivé d'un enregistrement.

Contrairement, les variables de mesures pour les deux domaines sont strictement corrélés avec d'autres pendant l'enregistrement longue durée. Cette forte corrélation existe à cause de l'existence des relations physiologiques et mathématiques.

En plus l'interprétation physiologique des composantes spectrales calculées durant l'enregistrement longue durée est difficile à cause des raisons déjà mentionnées. Donc, à moins que des investigations spéciales soient faites en utilisant l'enregistrement longue durée pour prélever des informations autre que les composantes spectrales usuelles (Log-Log du spectre par exemple), les résultats de l'analyse spectrale sont équivalents à ceux de l'analyse temporelle qui sont plus facile à exécuter.

#### **I-5 EXIGENCES TECHNIQUES ET RECOMMANDATIONS**

A cause de l'importante différence dans l'interprétation des résultats, l'analyse spectrale courte et longue durée doivent être strictement distinguées comme on l'a déjà illustré dans les tableaux. L'analyse du signal ECG doit répondre à suffisamment d'exigences dans le but d'obtenir des estimations spectrales sûres de confiance.

N'importe quelle déviation des exigences suivantes peut conduire à des résultats qui seront difficile à interpréter. Ces exigences se résument en :

1-L'attribution d'une composante spectrale unique pour définir un mécanisme physiologique, comme par exemple, le mécanisme modulant la fréquence cardiaque, qui ne doit pas changer durant l'enregistrement.

2- Les phénomènes physiologiques transitoires peuvent être analysés par des méthodes spécifiques qui constituent couramment un thème de recherche mis en question.

3- Pour maintenir la stabilité du signal dans le terme des composantes spectrales correctes, on peut utiliser des tests statistiques[21].

4- La fréquence d'échantillonnage doit être bien choisie, une basse fréquence d'échantillonnage peut produire des perturbations dans l'estimation de l'onde R (son point stable) qui altère et modifie le spectre. Le rang optimal est 250 à 500 Hz [22], tandis qu'une très basse fréquence d'échantillonnage ( $<100\text{Hz}$ ) est déconseillée.

5- La ligne de base et la tendance de changement (trend removal) peuvent affecter les composantes en fréquence basses. Il est recommandé de maintenir la réponse en fréquence du filtre stable et vérifier que les composantes intéressantes ne seraient pas affectées.

6- Le choix du point stable dans le complexe QRS peut être critique, il est nécessaire d'utiliser un algorithme de détection performant basé sur un seuil adaptatif pour localiser des points de références stables et indépendantes du bruit[23].

7- Les battements ectopiques, les événements arythmiques, données perdues et l'influence du bruit peuvent modifier l'estimation de la DSP et donner des résultats erronés sur la HRV.

Il est préférable dans certaines cas, d'utiliser l'enregistrement courte durée du fait qu'il est libre de l'ectopie, de données perdues et de bruit.

### **I-6 ALGORITHME STANDARD ET RECOMMANDATION**

Les bases de données sujettes à l'analyse spectrale peuvent être obtenues de différentes formes. La meilleure illustration de ces données est représentée par une série d'événement discret DES (Discret Event Series). Le spectre du cycle HRV est généralement calculé à partir des intervalles RR ou bien par l'interpolation de la DES. Donc on obtient un signal continu fonction du temps.

Donc le choix peut avoir une implication dans la morphologie, dans l'unité de mesure du spectre et la mesure des paramètres important du spectre.

Généralement l'utilisation de la série des intervalles RR avec des méthodes paramétrique comme l'interpolation ou des méthodes non-paramétriques (transformé de Fourier) sont les plus couramment utilisées. Le nombre d'échantillon utilisé pour le calcul

du spectre et la fenêtre d'analyse (Hanning, Hamming, Triangulaire et rectangulaire) doivent être mis en évidence.

### **I-7 MODELE D'ANALYSE DU RYTHME**

Les deux méthodes spectrale et temporelle d'analyse contribuent aux limitations imposées par l'irrégularité de la série des intervalles RR. Clairement, différents profils analysés par ces techniques peuvent donner des résultats identiques. Les tendances de décroître ou croître la longueur du cycle ne sont pas en réalité symétriques [23,24], comme l'accélération de la période cardiaque est généralement suivie par une décroissance rapide. Dans les résultats de l'analyse spectrale, la tendance pour réduire le pic au niveau de la fréquence fondamentale et élargir sa base, cela nous conduit à l'idée de mesurer les blocs des intervalles RR déterminés par les propriétés du rythme et les investigations des relations de ces blocs sans prendre en considération la variabilité interne.

### **I-8 STABILITE ET REPRODUCTIBILITE DES MESURES DE LA HRV**

Différentes études ont montré que l'analyse courte durée de la HRV retourne rapidement à la ligne de base après des perturbations transitoires introduites par quelques manipulations comme l'exercice faible et l'occlusion coronaire transitoire. Beaucoup de stimuli puissants comme l'exercice ou les effets longs des drogues, peuvent être obtenus dans la plus part des intervalles prolongés avant le retour aux valeurs standards du monitoring.

Il y a très peu de données sur la stabilité des mesures longue durée de la HRV obtenu à partir d'enregistrement ambulatoire de 24 heures. En aucun cas la limitation des données disponibles suggère une forte stabilité des mesures de la HRV dérivé de l'enregistrement 24 heures dans des sujets normaux [25,26], et chez les populations post infarctus du myocarde et arythmies ventriculaires. Il existe aussi quelques données fragmentées pour suggérer que la stabilité des mesures de la HRV puisse persister à des périodes de quelques mois ou quelques années, car les indices de 24 heures apparaissent d'être stable, libre de l'effet placebo et peuvent être les variables idéales pour imposer les interventions thérapeutiques.

### **I-9 EXIGENCES D'ENREGISTREMENT**

#### **I-9-1 Signal ECG**

Le point stable reconnu dans le tracé ECG qui identifie le complexe QRS peut être basé sur le maximum ou le barycentre du complexe. Pour localiser le point stable, un équipement de diagnostic d'ECG doit être mis en évidence pour une satisfaction en terme de rapport signal sur bruit, réjection en mode commun, bande passante etc. [27] Une fréquence de

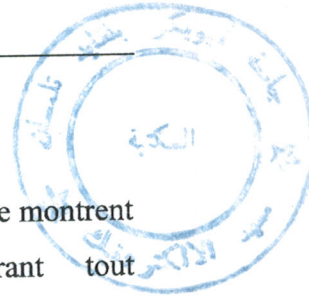
coupure exagérée inférieure à celle établie par les équipements diagnostiques (environ 200 Hz) peut créer des erreurs dans l'identification du point stable du complexe QRS, et par conséquent des mesures d'intervalles RR erronées. En plus, une fréquence d'échantillonnage limitée introduit une erreur dans le spectre de la HRV qui croît avec la fréquence, donc affecte beaucoup plus les composantes de haute fréquence[28].

En plus, quand la technique de stockage d'enregistrement est utilisée, la technique de compression de données doit être considérée avec prudence en termes de la fréquence d'échantillonnage effective et aussi la qualité de la méthode de reconstruction qui peut produire des distorsions au niveau de l'amplitude et la phase[29].

### **I-9-2 Acquisition du signal ECG**

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque dépend de l'intégrité du signal ECG et l'exactitude de détection de l'onde R. L'exactitude de détection de l'onde R déterminera la résolution de base d'évaluations de la variabilité et limite la dimension de différences expérimentales qui peuvent être détectées. Pour des individus adultes sains avec la variabilité d'une amplitude modérée, une fréquence d'échantillonnage de base estimée de 250-500 Hz est convenable. Même avec une période d'échantillonnage adéquate, l'onde R peut être dégradée par le bruit dans le signal d'entrée. Un algorithme de détection du pic R améliorera la localisation du point stable. Une résolution totale du système d'enregistrement entier de 2 à 4 ms est adéquate pour la plupart des applications, mais une résolution de 1-2 ms est préférable pour les rythmes de niveau d'amplitude faible. Le système de l'enregistrement entier devrait être étalonné à des intervalles réguliers.

Les artefacts peuvent corrompre les évaluations de la variabilité sérieusement, ainsi le traitement de ces données devra inclure des méthodes convenables pour identifier et réduire le bruit d'artefacts. Il est également important d'identifier suffisamment et traiter les battements anormaux parce qu'ils peuvent corrompre les interprétations de la variabilité. Un battement anormal occasionnel peut être enlevé par interpolation, où l'analyse peut être limitée à des segments des données qui sont libres de telles anomalies. Cependant, l'enregistrement avec des battements de l'ectopie, ne peut pas être convenable pour l'analyse de la série de signaux ECG. Dans tout événement, les approches spécifiques et procédures doivent mettre en évidence les battements anormaux qui ont besoin d'être spécifiés clairement, et leurs contributions potentielles aux résultats sont nécessaires d'être considérées.



### I-9-3 Stationnarité du signal HRV

L'analyse de la série temporelle des intervalles RR suppose que les données se montrent au moins de faible stationnarité, avec une moyenne et variance stable durant tout l'enregistrement. La stationnarité est une question problématique parce que les violations des données de la période cardiaque réel peuvent être assez communes. Il est important de minimiser la non-stationnarité possible en maintenant un contexte de test constant et contrôlé. Une approche pour réduire ce problème résiduel est de choisir des segments de données de courte durée pour l'analyse. Une inquiétude sur cette approche est que la prédominance de non-stationnarité peut avoir des échantillons qui ne sont pas représentatif de données comme une totalité pour le résultat. Une approche alternative est d'enlever les tendances de non-stationnarité plus lente basé sur des modèles linéaires ou complexes (polynomial). La cible est que le rythme cardiaque lui-même peut varier sur le temps. Cependant, cette non-stationnarité inhérente ne peut pas être enlevé ou extraite. Les approches pour résoudre ce problème incluent l'analyse des époques courtes et multiples obtenues avec une certaine stationnarité raisonnable ou explicitement l'usage des approches conçues pour caractériser les signaux non stationnaires (distribution de Wigner modifiée, periodogrammes en mouvement, la STFT et la transformée en ondelettes).

En conclusion, on peut dire qu'en tenant compte de ces exigences et recommandations déjà cités, l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque sera prise avec une grande importance afin d'avoir des résultats corrects et qui peuvent servir à de meilleures interprétations.

CHAPITRE II  
ANALYSE DE LA VARIABILITE DE  
LA FREQUENCE CARDIAQUE

## II-1 INTRODUCTION

Comme cela était déjà présenté dans le chapitre précédent et compte tenu des exigences pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque, notre analyse est basée d'abord sur une approche temporelle ; puis une approche spectrale. L'approche temporelle consiste à déterminer certains paramètres tels le SDNN, l'écart type des écarts normaux RR, le pNN50 et le rMSSD qui essentiellement traduisent l'activité vagale. Cependant l'approche spectrale consiste à déterminer les composantes spectrales ULF, VLF, LF, HF qui traduisent les mécanismes physiologiques de la modulation de la période, évaluant l'activité sympathique et parasympathique du système végétatif du myocarde. Ces méthodes d'analyse sont testées sur des signaux ECG réels et simulés; avant de faire une synthèse de ces méthodes pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.





## II-2 PRETRAITEMENT DU SIGNAL HRV

### II-2-1 Simulation du signal HRV

Le signal HRV est obtenu du signal ECG simulé. Ce dernier est simulé à partir d'un signal ECG réel par compression ou dilatation des intervalles RR, afin de générer différents cas d'anomalies cardiaques.

Le signal ECG réel (figure II-1) est obtenu à partir des dérivations précordiales à l'aide d'une électrode liée à une carte d'acquisition. Cependant, le signal ECG dans la plupart des cas est noyé dans différents bruits tels que le bruit du réseau 50 HZ, ligne de base, bruit musculaire EMG. La figure II-2 représente le spectre du signal ECG occupant une bande spectrale de 0.5 à 40 Hz et le spectre des différents bruits engendrés[30].

En plus, La figure II-3 représente les différentes situations dans lesquelles le signal ECG peut se retrouver.

Ainsi, il est nécessaire de filtrer le signal ECG afin de mesurer les intervalles RR ; pour générer le signal HRV. Un filtre passe bande est utilisé pour détecter ces différents paramètres du signal. La figure II-4 montre les différents signaux après application d'un filtre FIR (elliptique d'ordre 4) d'une bande passante de 3 à 40 Hz sur les différents signaux ECG bruités de la figure II-3.

En se basant sur ces signaux réels préalablement enregistrés [30], et en agissant sur l'intervalle RR (distance entre les deux pics des deux complexes QRS successifs) et par compression ou dilatation de ce dernier, on peut simuler certaines anomalies, connues dans l'arythmie sinusale (bradycardie, tachycardie, arrêt sinusale, etc...). Ainsi une série de signaux ECG simulés d'une longueur de quelques minutes (environ 5 minutes pour un enregistrement courte durée), sera sauvegardée dans un fichier comme étant une fonction de la période cardiaque (cycle RR) qui évolue en fonction du nombre d'échantillons choisis. Pour cela une étape préliminaire, est indispensable, qui consiste à la détection du complexe QRS, afin de mesurer de façon optimale l'intervalle RR.

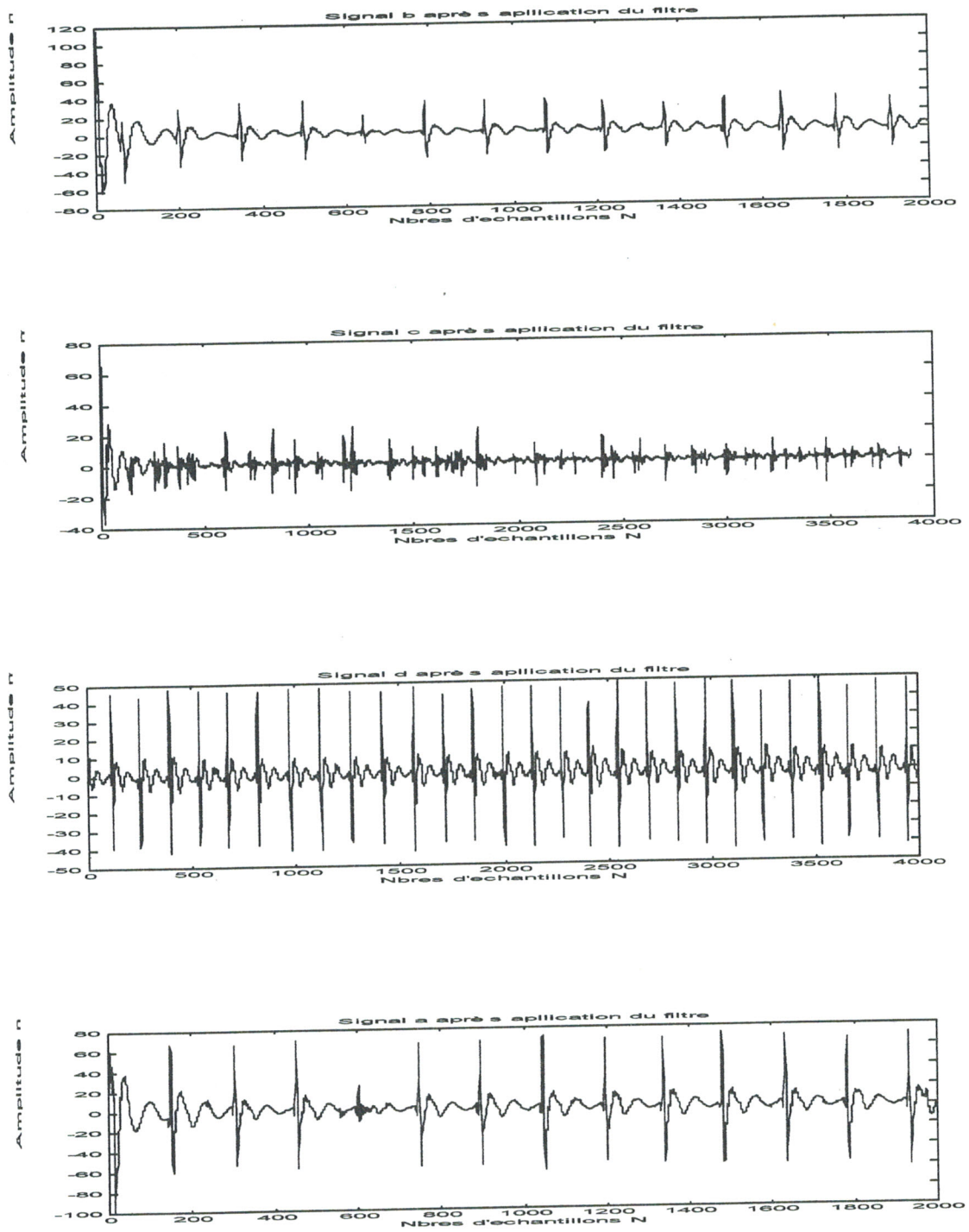
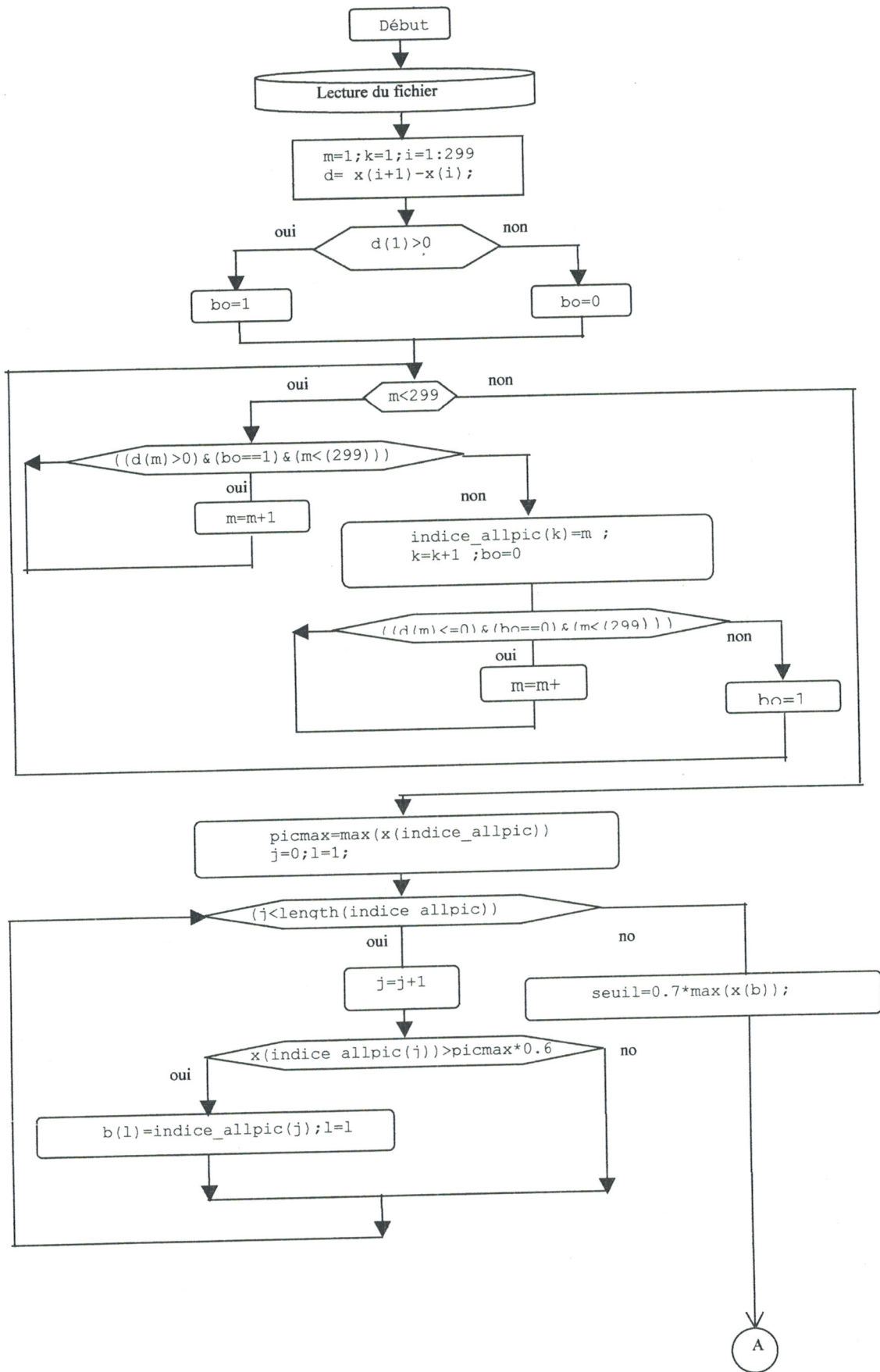


Figure II-4 : les différents signaux a, b, c, d après application du filtre.



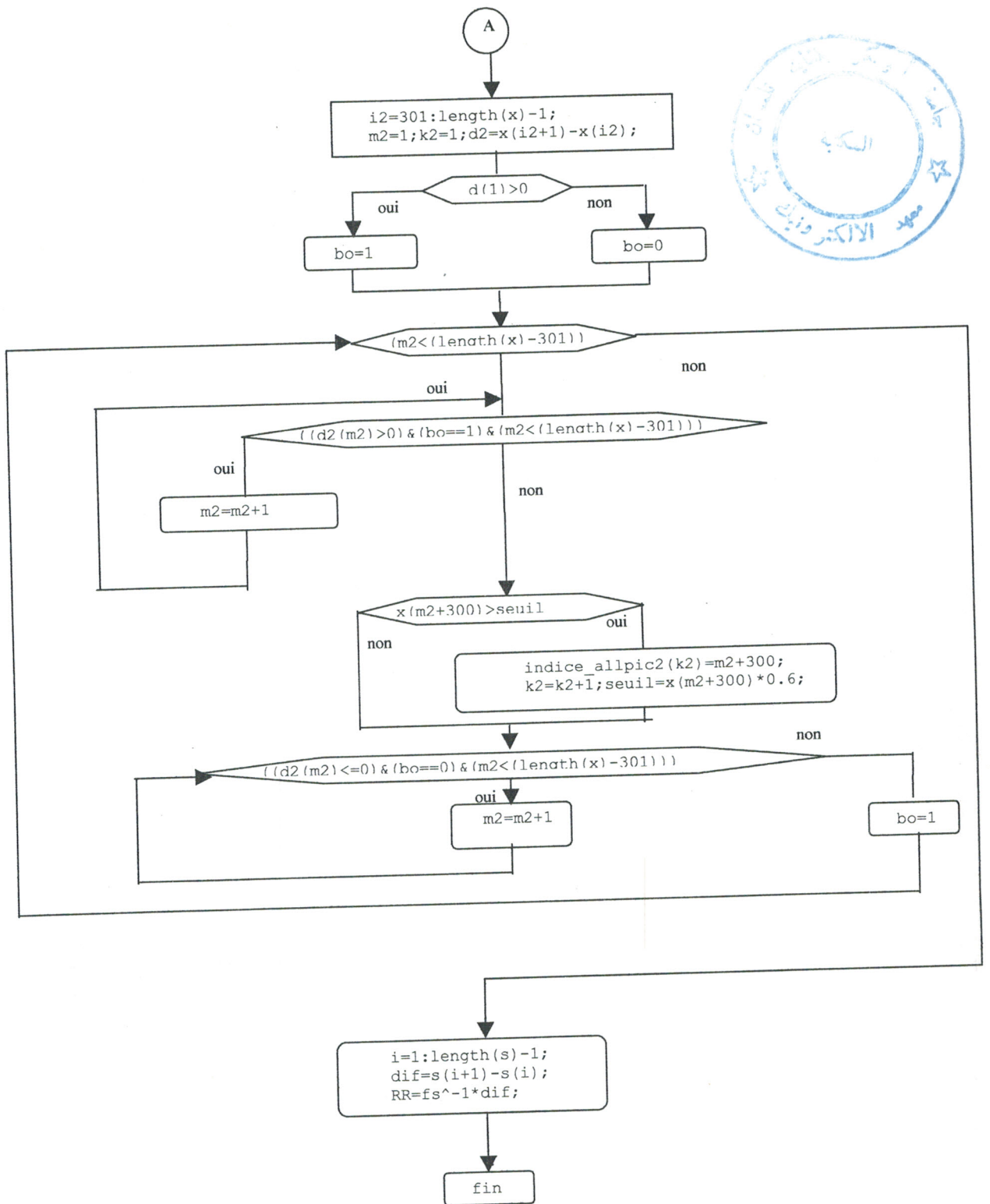


Figure II-5. Organigramme de calcul de l'intervalle RR.

### **II-2-3 Classification des données**

Après que le signal HRV est obtenu à partir des cycles RR simulés, les bases de données sont classées dans des fichiers suivant les différentes anomalies de l'arythmie sinusale pour être traitées par la suite.

Pour l'analyse temporelle et spectrale, ces fichiers se regroupent comme suit :

Trois fichiers pour la bradycardie sinusale [32] :

- Bradycardie mineure (59 à 50 bpm).
- Bradycardie modérée (49 à 40 bpm).
- Bradycardie majeure (inférieure à 40 bpm).

Un fichier référence correspondant au rythme normal.

- Rythme très régulier à 75 bpm.

Trois fichiers pour la tachycardie sinusale [7] :

- Tachycardie régulière de 160 à 220 bpm.
- Flutter auriculaire 120 à 150 bpm.
- Tachy-systolie auriculaire 120 à 280 bpm.

### **II-3 ANALYSE TEMPORELLE**

Cette analyse est basée sur le calcul des différents paramètres temporels : Variance, SDNN, rMSSD et PNN50 qui sont les plus importants pour l'analyse courte durée.

Ces mesures temporelles sont divisées en deux catégories :

- Celles qui sont mesurées directement des intervalles RR eux même, en général, ces variables sont réparties en terme de longueur du cycle en milli-seconde en plus elles peuvent être calculées en terme de la période cardiaque en battement par minute. Les variables basées sur l'intervalle battement par battement regroupent la moyenne de la période cardiaque HR pour toute la durée d'analyse, ce sont : le SDNN et la variance.

- Celles qui sont basées sur la différence entre les cycles adjacents, ces mesures regroupent le rMSSD et le pNN50 qui représentent la différence entre les cycles adjacents qui dépassent 50ms. Ces paramètres sont calculés pour chaque signal (Tableau I-a et II-a).

## II-4 ANALYSE SPECTRALE

L'analyse spectrale est un autre outil pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque et spécialement pour évaluer l'activité sympathique et parasympathique du système végétatif sur le myocarde. Cette méthode consiste à déterminer les trois composantes spectrales VLF, LF et HF pour l'analyse courte durée.

La composante LF et la composante HF peuvent être exprimées en valeur absolue ( $\text{sec}^2$ ) ou en unité normalisée.

Pour cette analyse, on a utilisé l'algorithme de la FFT qui est le plus simple et le plus répandu pour l'enregistrement courte durée.

### II-4-a) Algorithme de calcul des composantes spectrales de la HRV :

L'analyse spectrale du signal HRV est plus performante sur l'enregistrement stationnaire qui ne dépasse pas les 256 ou 512 cycles cardiaques consécutifs, correspondant à des fenêtres temporelles de quelques minutes. Ce choix est initialement imposé par le besoin d'obtenir une meilleure résolution en fréquence, et respecter la condition de stationnarité du signal qui est recommandé pour une estimation spectrale convenable. Cependant, cette condition ne peut être maintenue durant une analyse longue durée et surtout pour le cas d'un signal biologique.

Cette analyse est basée sur la transformée de Fourier qui est facile à évaluer à partir de l'algorithme de la FFT. L'expression de la densité spectrale de puissance (PSD) comme étant une fonction de la fréquence  $P(f)$ , peut être directement obtenue à partir de la série temporelle  $X(k)$  (série des intervalles RR) où  $k$  est l'index temporel discret par l'utilisation de l'expression suivante :

$$P(f) = \frac{1}{N\Delta t} \left| \Delta t \cdot \sum_{k=0}^{N-1} x(k) \cdot e^{-j2\pi f k \Delta t} \right|^2 = \frac{1}{N\Delta t} |X(f)|^2$$

Le choix de la fenêtre d'analyse peut avoir un rôle très important pour déterminer la qualité des résultats, le rôle principal de la fenêtre est de réduire le phénomène de Gibbs qui est le résultat de la troncature des séries qu'on doit analyser.

Parmi les fenêtres d'analyses connues : Hanning, Hamming, triangulaire, rectangulaire, on a utilisé la fenêtre de Hanning qui convient le mieux à la nature du signal HRV et elle possède comme avantage, une diminution de la puissance perdue (leakage power).

Cette fenêtre est donnée par l'expression suivante :

$$W = 0.5 \times \left( 1 - \cos\left(\frac{2\pi(1:N)^T}{(N+1)}\right) \right) \quad \text{Où } (1:N)^T \text{ est un vecteur colonne.}$$

Pour le cas général, l'estimation spectrale du signal se caractérise par le calcul de la transformée de Fourier discrète (DFT) par application de l'algorithme FFT sur des segments de données bien déterminés.

L'algorithme de calcul des différentes composantes spectrales de la HRV est représenté par l'organigramme de la figure II-6.

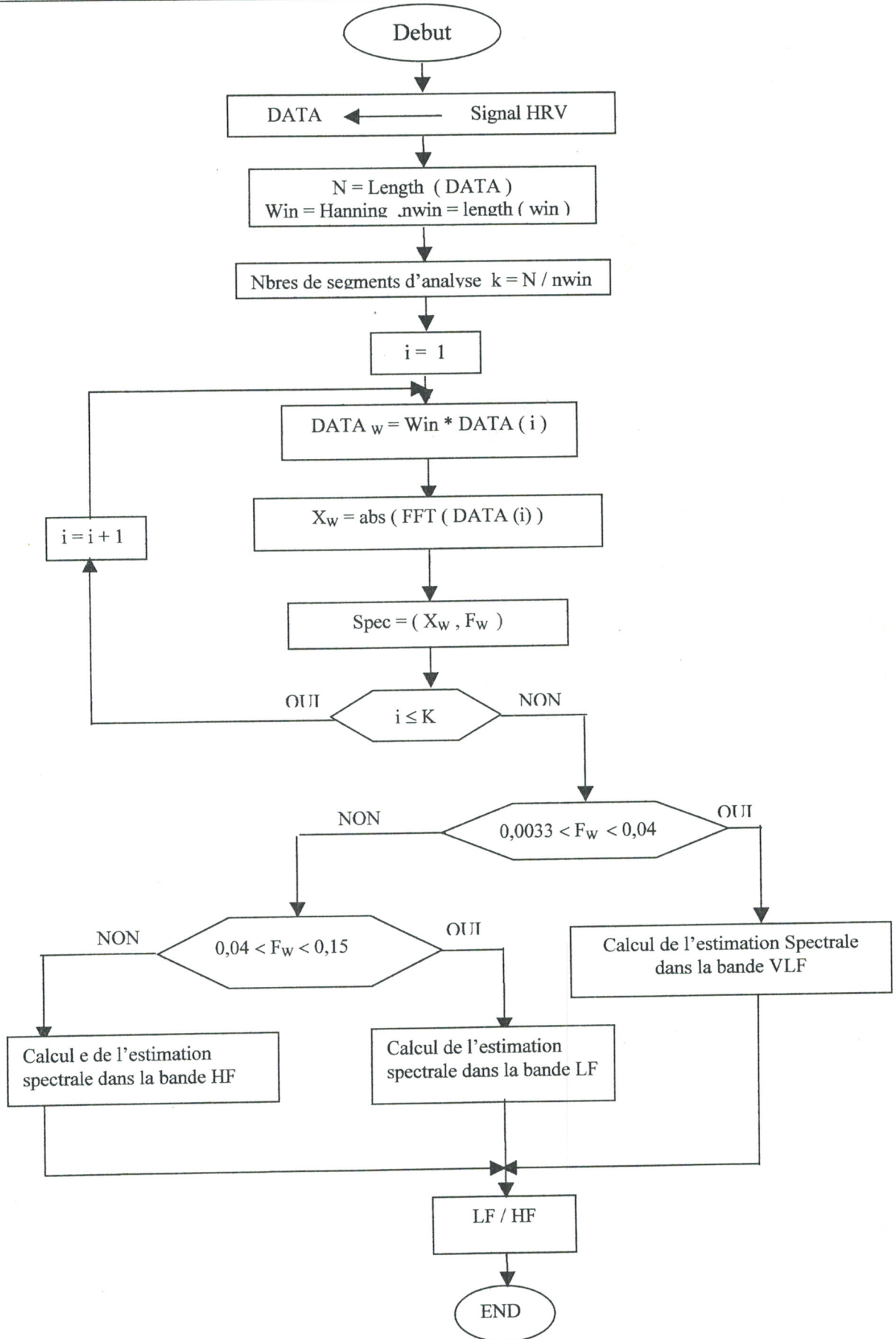


Figure II-6 Organigramme de calcul de différentes composantes spectrales



## II-5 MESURE ET DISCUSSION

A partir des différents signaux HRV simulés pour les différentes anomalies déjà citées, l'analyse par les deux méthodes temporelle et spectrale est présentée comme suite :

### II-5-1 Cas de la bradycardie

#### a)- Analyse temporelle

le tableau I-a, regroupe les résultats obtenus pour les différents cas étudiés. Ainsi:

- Pour la ligne du tableau correspondant au rythme normal, on constate une faible quantité des indices temporels, cela explique une faible ou légère variabilité dans le rythme cardiaque normal.

	Moy Sec	VAR Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	SDNN Sec*10 <sup>-4</sup>	rMSSD sec*10 <sup>-4</sup>	pNN50 %
Rythme normal 75 bpm	0.852	03.00	179	257	2.35
Bradycardie mineure 59-50 bpm	1.080	16.00	397	559	40.09
Bradycardie modérée 49-40 bpm	1.322	39.00	626	874	62.23
Bradycardie majeure < 40 bpm	1.720	135.00	1164	1626	78.27

Tableau I-a

Cette faible variabilité est bien caractérisée par la mesure de la variance ( $3 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ) qui permet de décrire de quelle façon les valeurs observées du signal HRV se répartissent en grandeur autour de la moyenne, elle tient compte de toutes les observations et c'est la meilleure caractéristique de dispersion dans le domaine temporel.

Pour le paramètre SDNN, en réalité c'est la signification concrète de la variance et il représente l'écart-type qui est facile à comprendre. Ce paramètre nous sera d'une grande utilité lorsqu'on voudra préciser par exemple, dans quel pourcentage de valeurs se situent les intervalles RR définis à partir de la moyenne et de l'écart-type.

Les deux autres paramètres rMSSD et le pNN50 donnent des informations locales concernant les cycles RR successifs, et il est évident que ces paramètres seraient faibles pour le rythme normal à cause de la faible variation des intervalles successifs.

Si on s'intéresse aux mesures de ces paramètres regroupés dans le tableau d'une manière globale, on peut les interpréter par colonne pour voir la variation de chaque paramètre pour les différentes anomalies du signal HRV.

Pour la variance, on trouve une augmentation énorme de ce paramètre du rythme normal jusqu'à la bradycardie majeure. Comme ce paramètre exprime la puissance totale, donc il y a une augmentation de cette dernière durant la diminution du nombre des battements

cardiaques par minutes, ceci explique une forte production de la puissance durant la décélération du rythme. Ceci est caractérisé aussi par l'évolution du paramètre SDNN (de 179 à  $1164 \cdot 10^{-4} \text{ sec}^2$ ).

Pour le rMSSD qui exprime les variations des battements adjacents, on remarque aussi une augmentation de ce dernier et cela explique que la moyenne de la quantité de la différence des RR successifs augmente lors de la diminution du nombre des battements cardiaques, même chose pour le pNN50 qui exprime le pourcentage des différences des intervalles RR adjacents supérieure a 50 ms qui varie entre 2 % dans le cas d'un rythme normal, et à environ 80 % dans une bradycardie majeure. En conséquence, pour tous les paramètres mesurés, on constate une relation inversement proportionnelle au nombre des battements cardiaques par minutes.

**b)- Analyse spectrale :**

Les résultats obtenus après application de l'algorithme du FFT pour le calcul de densité spectrale de puissance(DSP), sont illustrés dans la figure II-7 pour le rythme normal et dans la figure II-8 pour les trois cas de la bradycardie.

Les différentes composantes spectrales sont calculées et regroupées dans le tableau I-b ci dessous :

	$F_{VLF}$ Hz	VLF $\text{Sec}^2 \cdot 10^{-4}$	$F_{LF}$ Hz	LF $\text{Sec}^2 \cdot 10^{-4}$	$F_{HF}$ Hz	HF $\text{Sec}^2 \cdot 10^{-4}$	$LF_n$ %	$HF_n$ %	LF/HF
Rythme normale 75 bpm	0.0039	0.373	0.144	1.174	0.304	1.198	44.68	45.6	0.98
Bradycardie mineure 50-59bpm	0.0215	1.291	0.098	4.82	0.308	2.77	32.78	18.89	1.735
Bradycardie Modérée 40-49bpm	0.0039	4.54	0.14	11	0.291	1.96	31.92	5.69	5.40
Bradycardie majeure <40 bpm	0.0098	0.14	0.102	87	0.185	1.96	64.51	12.60	5.19

Tableau I-b : Composantes spectrales

Où  $F_{VLF}$  est localisée entre 0.0039 et 0.0215 Hz.  
 $F_{LF}$  est localisée entre 0.098 et 0.144 Hz.  
 $F_{HF}$  est localisée entre 0.185 et 0.308 Hz.

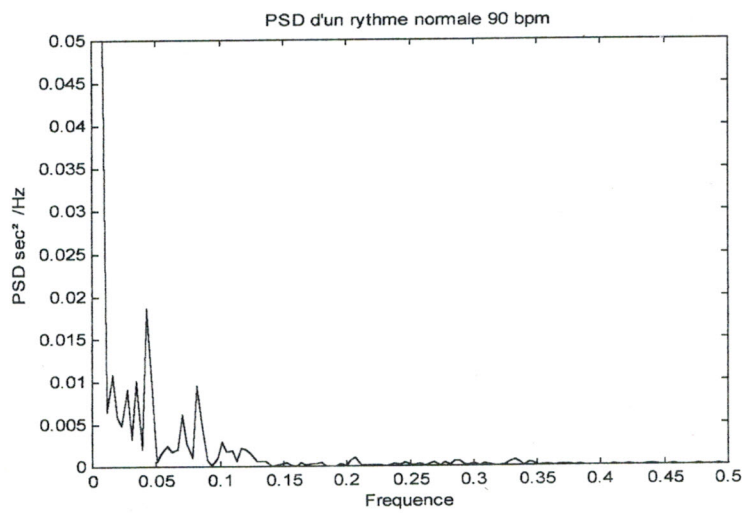
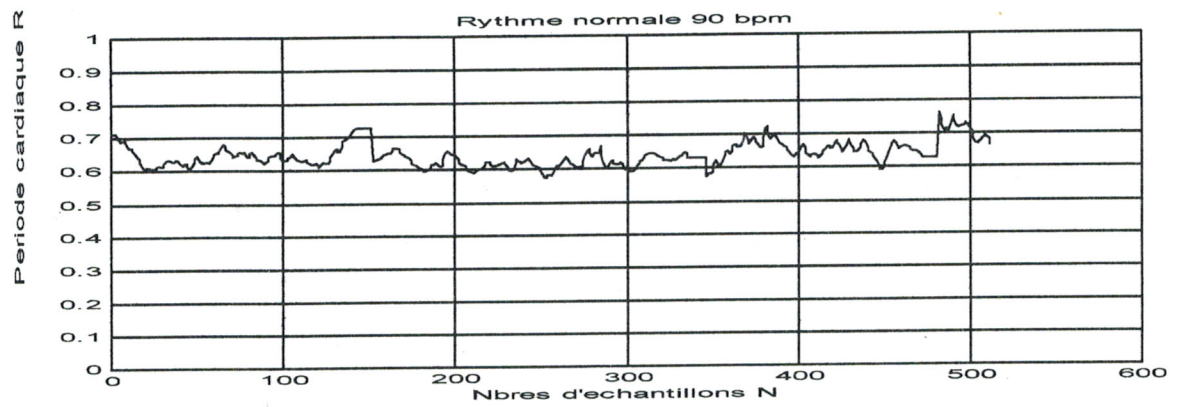
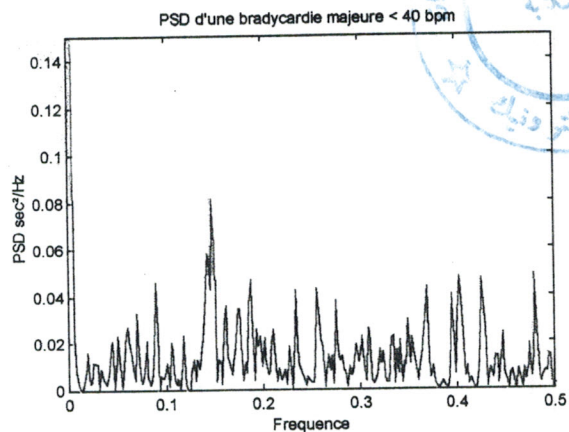
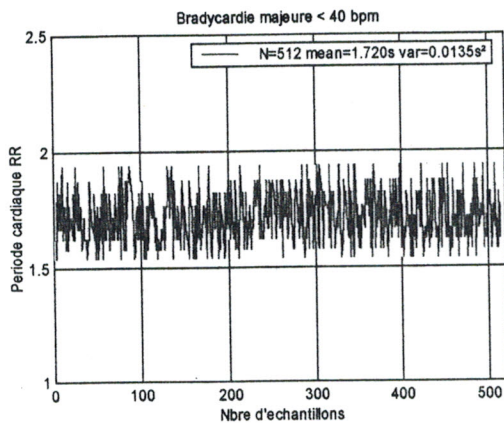
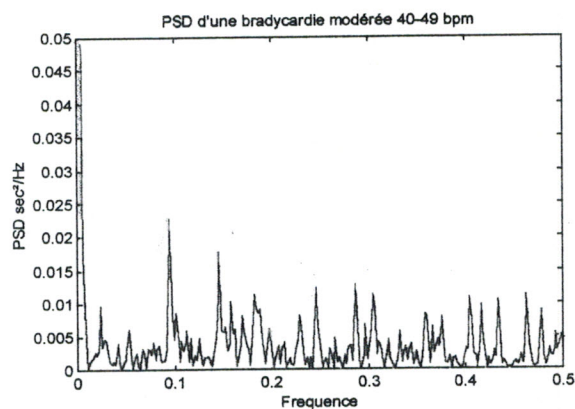
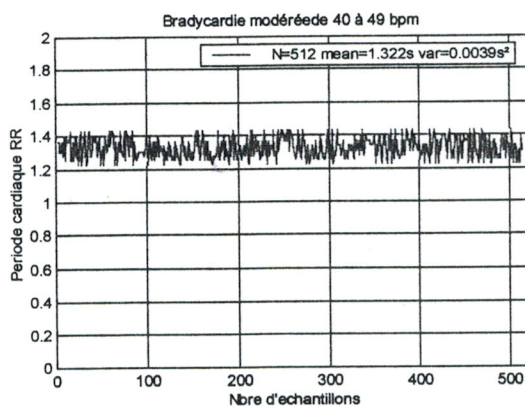


Figure II-7 : Rythme normal du signal HR et son analyse spectrale par FFT(Hanning window).

**a**



**b**



**c**

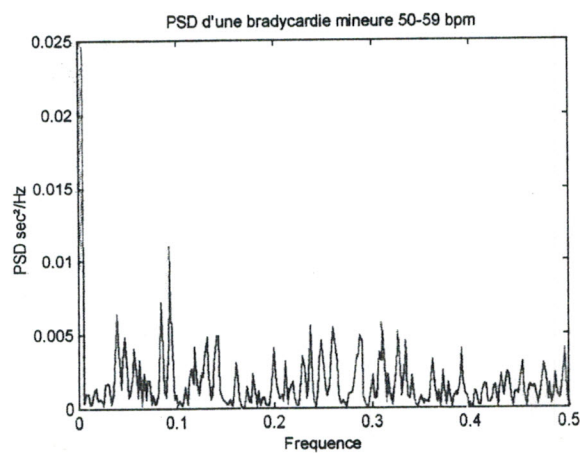
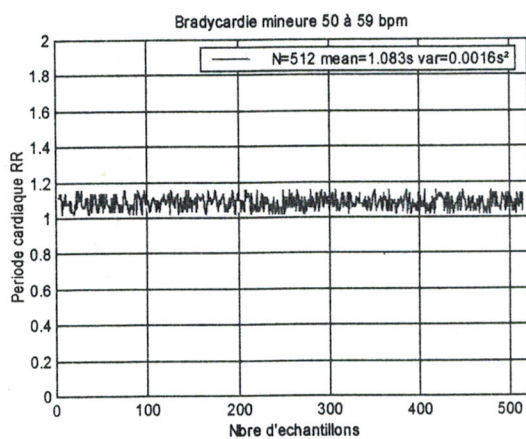
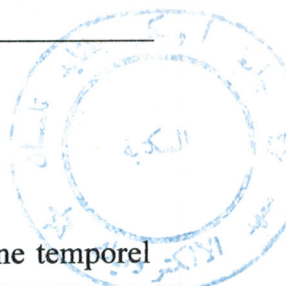


Figure II-8 : différents cas d'une bradycardie des signaux HR simulés (a, b, c) et leurs analyses spectrales par FFT (Hanning window) ci-contre

A partir des différentes composantes spectrales tirées du tableau, on constate que : pour le cas du rythme normal, une très faible valeur des composantes spectrales LF ( $1.174 \cdot 10^{-4}$ ) et HF ( $1.198 \cdot 10^{-4}$ ) exprimées en unité absolue et en unité normalisée, avec un rapport LF/HF faible autour de l'unité qui exprime à son tour un équilibre des deux partitions spectrales LF et HF. En comparant ce cas par rapport aux trois autres cas, suivant une lecture par colonne, on trouve que la LF est prédominante dans les trois cas de la bradycardie et dans un sens croissant par rapport à la HF, qui possède une faible évolution. Le rapport LF/HF exprime clairement ce déséquilibre entre les deux composantes spectrales.

Donc, on constate globalement que la LF est prédominante, et ceci est bien illustré aussi dans la représentation spectrale (figure II-8) où le pic LF est prédominant par rapport à celui de la HF. En plus, la localisation de ces pics correspondant est généralement autour de 0.1 Hz (une période de 10sec) pour la LF. Autour de 0.3 Hz (une période de 3 à 4 secs) pour la HF, avec un décalage entre les deux composantes de 4 à 5 secondes.

Il est intéressant de noter dans ces cas étudiés que la composante LF est un paramètre dont la variation est corrélée directement avec la variation des battements cardiaques par minute, cette variation augmente quand ce dernier diminue. Donc pour le cas de la décélération, la majorité de la puissance spectrale est concentrée dans la bande correspondante à la composante LF.



### III-5-2 CAS DE LA TACHYCARDIE SINUSALE

#### a- Analyse temporelle :

Le tableau II-a représente les différents paramètres mesurés dans le domaine temporel

pour les trois cas de la tachycardie :

le flutter auriculaire qui représente une accélération légère, une fibrillation auriculaire (tachy-systolie) qui représente une forte accélération.

	Moy sec	Var Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	SDNN sec	rMSSD sec	pNN50 %
Flutter auriculaire 120-150 bpm	0.448	8.544	0.0292	0.0414	22.5
Tachy-systolie 120-280 bpm	0.318	59	0.0765	0.107	63.99
Tachycardie régulière 160-220 bpm	0.335	17	0.0324	0.0472	32.48

Tableau II-a : Paramètres temporels.

La plus importante accélération du rythme cardiaque est la tachycardie régulière qui se trouve d'une manière permanente dans la tachycardie sinusale.

La lecture par ligne du tableau, montre une faible production de la puissance totale pour le cas du flutter et de la quantité réduite concernant le SDNN, rMSSD, pNN50 par rapport à la tachy-systolie où on trouve une variance assez importante, qui explique une énorme production de puissance à cause de la forte variation du nombre de battements cardiaques par minute. Cette dernière provoque aussi une augmentation des autres paramètres.

Pour la troisième ligne représentant la tachycardie régulière, une concentration de puissance est moins réduite ainsi que les autres paramètres et ceci par rapport à la tachy-systolie. Ceci est clairement représenté par l'intervalle de la variation du nombre de battements cardiaques par minute (160 à 220 bpm).

#### b- Analyse spectrale :

Les figures II-9-a, b et c représentent les trois signaux HRV de la tachycardie sinusale ainsi que leur représentation spectrale.

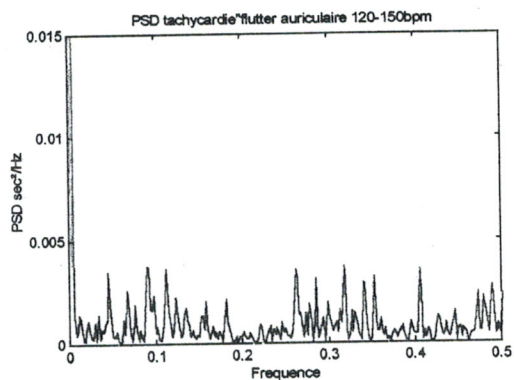
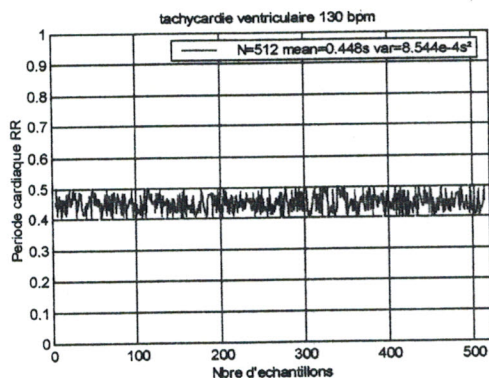
Les composantes spectrales calculées pour chaque cas sont résumées dans le tableau

II-b suivant :

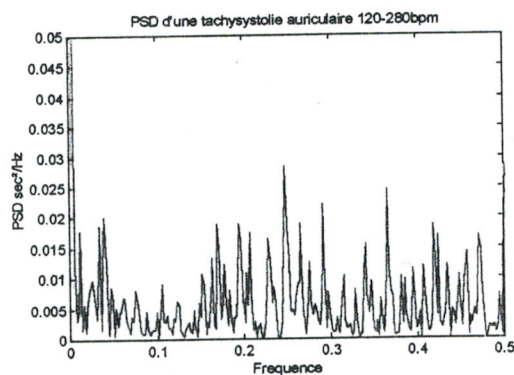
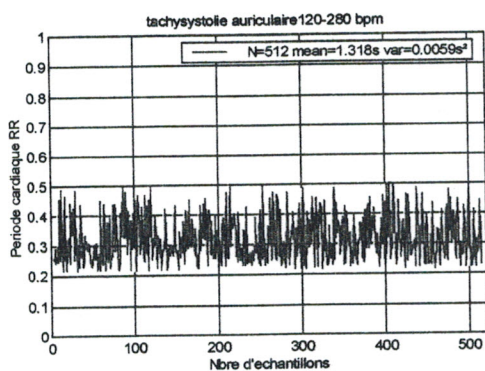
	F <sub>VLF</sub> Hz	VLF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	F <sub>LF</sub> Hz	LF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	F <sub>HF</sub> Hz	HF Sec <sup>2</sup> *10 <sup>-4</sup>	LF <sub>n</sub>	HF <sub>n</sub>	LF/HF
Flutter auriculaire 120-150 bpm	0.0098	0.0893	0.09	1.84	0.316	6.105	20.73	68.51	0.302
Tachy-systolie 120-280 bpm	0.037	6.78	0.103	5.73	0.246	27	10.97	51.7	0.211
Tachycardie régulière 160-220 bpm	0.0095	0.44	0.087	1.44	0.326	12	8.54	71.17	0.120

Tableau II-b : Composantes spectrales.

**a**



**b**



**c**

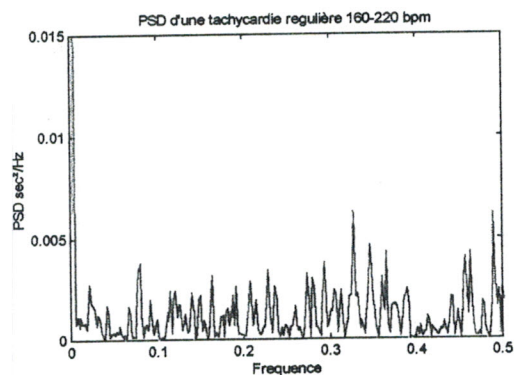
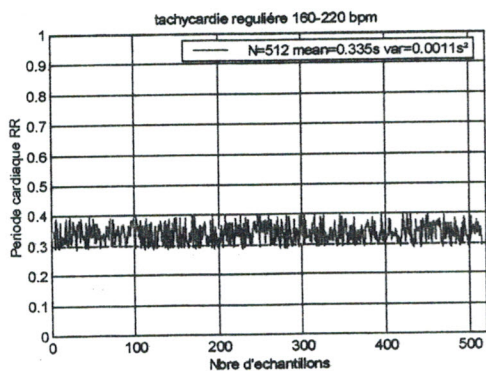


Figure III-10 : différents cas d'une tachycardie des signaux HR simulés (a ,b ,c) et leurs analyses spectrales par FFT (Hanning window)

D'après les trois représentations spectrales des figures II-9 (a, b et c), on constate des pics dominants autour de 0.25 à 0.35 Hz qui représentent la concentration de la variance de puissance dans cette bande (0.15-0.4 Hz). Ceci explique que la composante HF est prédominante pour les trois cas par rapport à la composante LF. Ce déséquilibre des deux composantes est bien caractérisé par le rapport LF/HF qui varie de 0.3 à 0.12 (tableau II-b). Donc durant le rythme d'accélération des battements cardiaques par minute, la majorité de la puissance spectrale produite est concentrée dans la bande correspondante à la composante HF. Ceci explique le fait que cette dernière augmente avec la croissance du nombre de battements par minute.

#### II-6 SYNTHÈSE :

D'après les résultats obtenus dans les deux domaines temporel et spectral pour les différents signaux HRV simulés concernant les différentes anomalies pendant l'analyse courte durée, on peut conclure que :

L'analyse temporelle est moins recommandée dans les courtes durées, car les paramètres temporels expriment la variabilité (HRV) d'une manière globale et ne donnent aucune information concernant le degré d'influence des deux activités du système autonome.

Cette analyse est plus utilisée dans le cas de longue durée (24 heures, un mois, etc.) car elle permet une bonne détection des anomalies cardiaques et cela par l'évaluation des activités sympathiques et parasympathiques du système nerveux. En plus pour l'analyse longue durée, on peut choisir des segments de courte durée (5mn) et faire une corrélation avec tous les autres segments durant toute l'analyse.

Par contre l'analyse spectrale peut être un outil assez fort pour aborder l'étude de la HRV pour des périodes de courte durée et identifier la contribution de chaque activité du système nerveux. De plus, les composantes spectrales expriment mieux la contribution des activités physiologiques du système. D'après les résultats, on a vu que la HF est généralement concentrée autour d'un pic localisé autour de 0.3 Hz, ceci explique l'apparition de la HF tous les 3 ou 4 secondes qui correspond surtout à la modulation du tonus vagal (parasympathique) par la respiration. La composante spectrale LF est généralement localisée par un pic autour de 0.1 Hz, donc avec une période de 10 secondes, qui correspond essentiellement à la modulation du tonus sympathique par les barorécepteurs.

Un autre paramètre très intéressant dans cette analyse c'est le rapport LF/HF qui caractérise l'équilibre sympatho-vagale.



CHAPITRE III  
LIMITATION DE L'ANALYSE  
TEMPORELLE ET SPECTRALE

### **III-LIMITATION DE L'ANALYSE TEMPORELLE ET SPECTRALE**

A cause du mécanisme complexe des différents signaux physiologiques qu'on peut prélever à partir des différents organes de l'être humain, on ne peut pas avoir toujours des signaux stationnaires et qui ne présentent pas de variations fractales. D'un côté, on ne peut pas appliquer l'analyse de Fourier, de l'autre côté, même l'analyse temporelle présente un handicap dans la plus part des cas.

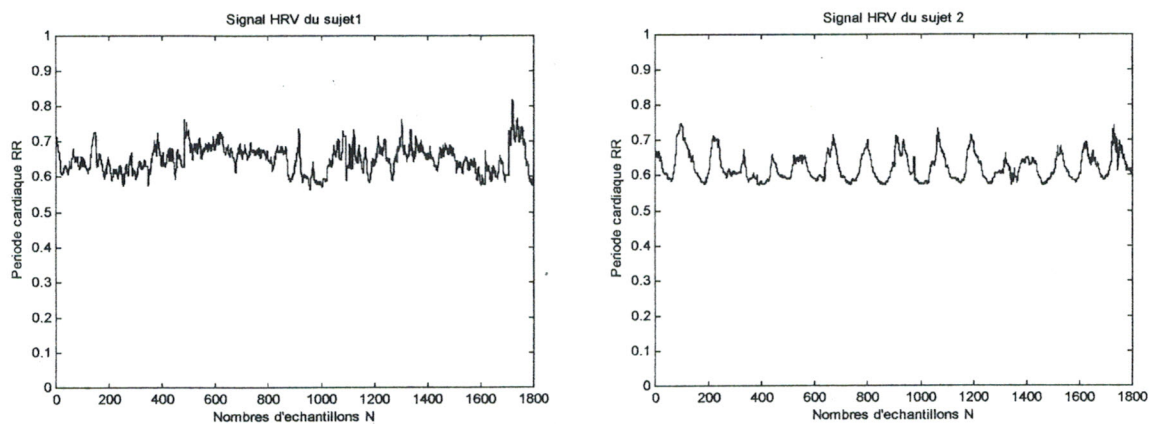
Pour montrer cette limitation, quatre fichiers correspondant à des signaux réels récupérés de la base de données MIT-BIH [33] sont exploités.

#### **III-a) Limitation de l'analyse temporelle**

Les deux premiers signaux de la figure III-1, contiennent 1800 échantillons résultants des mesures instantanées de la période cardiaque à partir du signal HRV-sujet1 et HRV-sujet2.

Les deux sujet1 et 2 sont engagés dans des activités comparables par la durée de chaque signal, les mesures des intervalles RR en sec apparaissent chaque 0.5 seconde. Donc chaque série a une longueur exactement de 15 minutes. Comme représenté en tableau III-1, les indices temporels: moyenne, variance et le SDNN sont comparables pour les deux sujets 1 et 2. Ce qu'on peut conclure à ce niveau c'est que la variabilité cardiaque des deux sujets est comparable. Cependant, en réalité et comme représenté sur la figure III-1, les variations sont différentes, aussi ces coefficients seuls ne peuvent nous conduire à une analyse correcte de la variabilité. L'analyse spectrale est plus appréciable.

En effet, pour ces deux cas, l'analyse spectrale est très fructueuse, car l'étude du comportement spectrale de ces deux signaux illustrés sur la figure III-2, montre que ces oscillations rapides visibles dans la variation de la période cardiaque chez le sujet1 sont indiquées dans l'analyse de la puissance spectrale par un pic au niveau du 0.1 Hz (vraisemblablement due à la fréquence de respiration chez le sujet). Ainsi, cette composante est probablement due à l'arythmie sinusale respiratoire. Une modulation de la période cardiaque qui est plus élevée chez un adulte et graduellement décroissante en amplitude avec la croissance de l'âge. Par contraste, la totalité de la puissance de la période cardiaque du sujet2 est concentrée au très basse fréquence (environ 0.02 Hz). Cette dynamique est observée dans le contexte du syncope congestive, où les retards du circulation sanguine interfèrent avec la régulation du dioxyde du carbone et l'oxygène dans le sang, et conduisent à une faible oscillation de la HRV.



FigureIII-1: Période cardiaque des signaux HRV-sujet 1 et HRV-sujet2 .

	N	Moyenne Sec	Variance Sec <sup>2</sup>	SDNN Sec	rMSSD Sec	pNN50 %
Sujet 1	1800	0.623	0.0015	0.0383	0.0071	5.56
Sujet 2	1800	0.650	0.0015	0.0387	0.0103	50.03

Tableau III-1: Différentes paramètres de l'analyse temporelle des signaux HRV-sujet 1et HRV-sujet2.

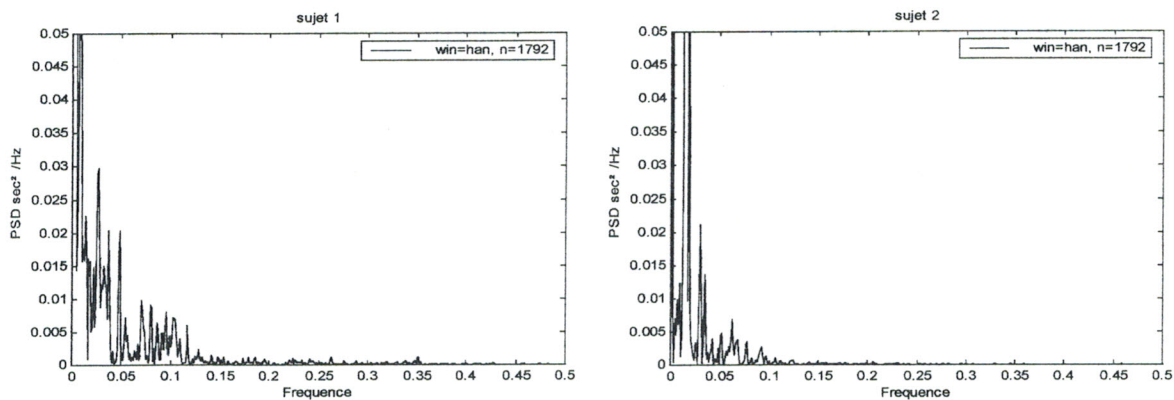


Figure III-2: Représentation de la densité spectrale de puissance des signaux HRV-sujet 1 et HRV-sujet2

### III-b) Limitation de l'analyse spectrale

Malheureusement, si on trouve que cette analyse est intéressante dans les deux cas précédents, ce n'est pas le cas des deux signaux HRV des sujets 3 et 4 représentés sur la figure III-3. En effet, leurs séries temporelles de la période cardiaque contiennent des données représentées de la même façon que les deux précédents, en plus ces deux séries contiennent seulement 950 mesures chacune, correspondant à 7 minutes et 55 secondes dans chaque cas.

Comme pour le premier cas, et d'après le tableau III-2, les moments statiques sont équivalents. De même l'analyse spectrale représentée en figure III-4, montre qu'il n'y a pas une grande différence dans les composantes spectrales de chacune de ces séries malgré que la dynamique des deux séries diffère significativement, là où on trouve des transitions fractales dans chacune mais à des instants différents. Donc ni les moments statiques d'ordre 1 ni l'analyse spectrale de la série temporelle de la période cardiaque ne décrivent toutes les informations cachées dans les variations de la période cardiaque.

En conclusion, l'analyse temporelle et l'analyse spectrale de la variabilité de la fréquence cardiaque restent des outils assez importants pour certaines classes des signaux qui ne présentent pas des transitions rapides, et qui sont plus au moins stationnaires dans le temps car il est parfois nécessaire de connaître l'instant de l'apparition de ces transitions, la durée et le comportement spectraux dans cet instant.

Malheureusement, l'analyse de Fourier présente de sérieux problèmes. En représentant le signal HRV dans le domaine spectral, l'information temporelle est perdue et on ne peut pas connaître à quel instant un tel événement particulier s'est déroulé lors de l'évolution du signal. Donc il est nécessaire de trouver une méthode d'analyse dynamique qui combine les deux paramètres temps et fréquence pour tirer toutes les informations nécessaires à l'interprétation du signal HRV. C'est l'analyse spectro-temporelle et qui constitue l'étude du chapitre suivant.

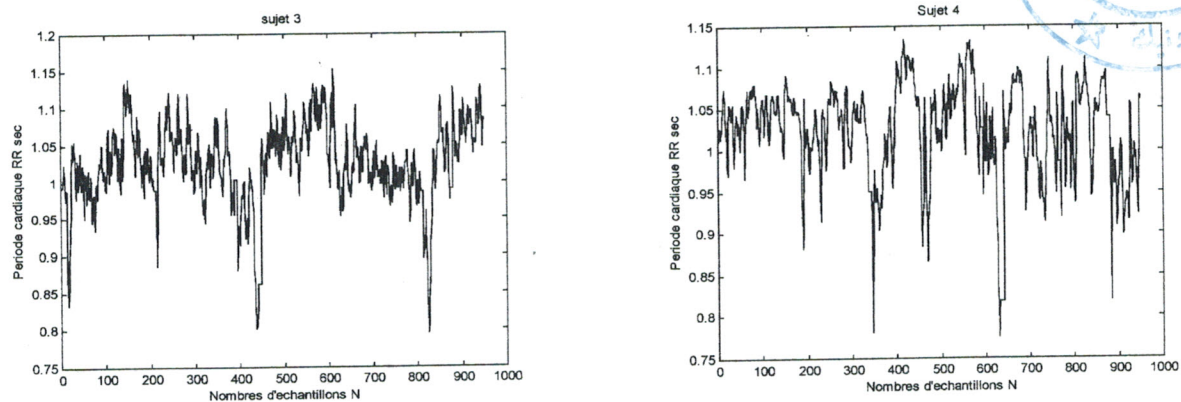
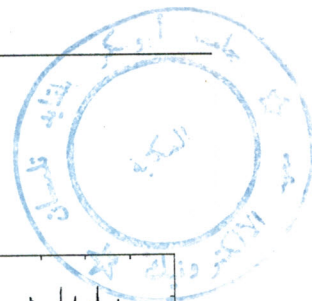


Figure III-3 Période cardiaque des deux signaux HRV-sujet 3 et 4.

	N	Moyenne Sec	Var Sec <sup>2</sup>	SDNN Sec	rMSSD Sec	pNN50 %
Sujet 3	950	1.0258	0.0031	0.0557	0.0197	0.84
Sujet 4	950	1.0251	0.0033	0.0570	0.0217	2.84

Tableau III-2 Différents paramètres temporels des deux signaux HRV-sujets 3 et 4.

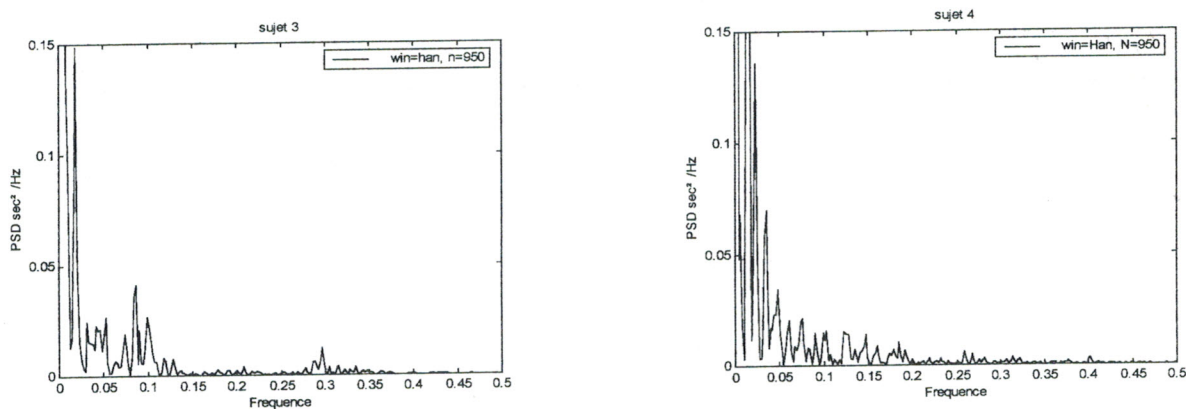


Figure III-4 Représentation de la densité spectrale de puissance des deux signaux HRV-sujets 3 et HRV-sujet 4.

CHAPITRE IV  
ANALYSE SPECTRO-TEMPORELLE DE LA  
VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE

## **IV-I INTRODUCTION**

L'analyse temporelle ou de Fourier des fluctuations de la période cardiaque RR ainsi étudiées présente certaines limitations comme on l'a montré par les exemples précédents. D'un côté, l'analyse temporelle reste globale et produit des informations statistiques plus au moins généralisées sur la durée d'analyse, de l'autre côté, l'analyse spectrale présente de faibles résolutions de l'estimation spectrale. Elle reste limitée pour les signaux qui présentent une certaine stationnarité. En effet, l'analyse sur une durée de 5 à 10 minutes n'offre pas d'informations sur la variation ou la transition temporelle de la structure du spectre. Les changements instantanés de fréquence des composantes du signaux cardio-vasculaires sont induits dehors ou apparaissent comme étant une bande de bruit. Cependant, il est plus pratique qu'une partie stationnaire du signal soit identifiée et analysée, mais l'estimation spectrale dépend de la fenêtre d'analyse choisie et par conséquent l'interprétation des résultats obtenus est limitée[34].

Pour cela et dans le but de lever cet limitation, Dennis Gabor (1946)[35], adapte la transformée de Fourier pour analyser uniquement une section limitée du signal dans le temps, une technique connu par fenêtrage du signal. L'adaptation de Gabor appelée la transformée courte durée(STFT) décrit le signal dans deux fenêtres bidimensionnelle de temps et de fréquence. Cette transformée STFT représente un compromis entre le domaine temporel et spectrale de la représentation du signal. Elle offre quelques informations pour les deux, quand et à quelle fréquence l'événement du signal apparaît. Cependant, on peut obtenir cette information avec une précision assez limitée et qui est déterminée par la longueur de la fenêtre d'analyse. En plus, la résolution peut être meilleure en temps ou en fréquence mais pas les deux en même temps.

Malgré que le compromis de l'information temps et fréquence est très utile à l'interprétation du signal, l'inconvénient se caractérise dans le choix de la longueur d'analyse de la fenêtre temporelle. Elle sera la même pour toutes les fréquences, mais la plupart des signaux, notamment les signaux HRV nécessitent une approche plus flexible dont laquelle on peut varier la longueur de la fenêtre pour déterminer plus exactement le temps ou la fréquence. Cette nécessité nous pousse à exploiter une approche assez adaptable à la nature de ces signaux et assez flexible aux différentes échelles de transition. Cette méthode d'analyse récemment introduite dans le domaine du traitement des signaux biomédicales est appelée transformée en ondelettes (Wavelet Transforms) .

## IV-2 PRINCIPE GENERALE DE L'ANALYSE PAR ONDELETTE

L'idée de base de l'analyse par ondelette se caractérise par la convolution du signal utile avec une pulsation modulée appelée ondelette, par dilatation ou compression et translation pour produire une présentation ou une distribution temps-fréquence.

L'idée de base a été développée par Grossman et Morlet [36] comme un effort pour décomposer des fonctions réelles en ondelettes élémentaires de carrées sommable. Si on considère  $s(t)$  le signal à analyser et  $g(t)$  l'ondelette analysante la transformée en ondelette est définie par :

$$W(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \cdot (g^*(t-b)) dt \quad (1)$$

Où le paramètre  $(a)$  étant l'échelle d'analyse,  $(b)$  est le paramètre de localisation en temps.  $g(t)$  et  $w(b,a)$  sont des fonctions complexes.

L'équivalent de cette transformée dans le domaine spectrale est donnée par :

$$W(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(\omega) \cdot G(a\omega) \cdot e^{jb\omega} d\omega \quad (2)$$

où  $s(\omega)$  et  $G(\omega)$  sont les transformées de Fourier de  $s(t)$  et  $g(t)$  respectivement. Les deux équations (1) et (2) permettent une interprétation de la transformée en ondelette comme étant une présentation temps-fréquence du signal  $s(t)$  par le biais du filtre  $g(t)$  avec une résolution spectrale relativement constante  $\Delta\omega/\omega$ .

Bien que l'ondelette d'analyse peut être de n'importe quel type, elle doit respecter certaines conditions mathématiques, qui se résument par :

- a-  $\int g(t)^2 dt$  fini,  $g(t)$  d'énergie finie.
- b- Elle doit être analytique :  $G(\omega) = 0$  pour  $\omega < 0$ .
- c- Elle doit avoir une moyenne nulle (condition d'admissibilité)

Il est noté à partir de l'équation (1), que la transformée en ondelette peut être considérée comme étant un banc de filtres passe bandes de réponse impulsionnelle finie FIR, où chaque opération a une échelle d'analyse  $(a)$  différente.

La figure IV-1 présente certaines ondelettes d'analyse avec leurs caractéristiques correspondantes. Le choix d'une ondelette par rapport à une autre dépend de la nature du signal et la nature de l'application.

En effet, On peut choisir à titre d'exemple, l'ondelette de Morlet, qui peut être formulée comme étant une fenêtre d'analyse modulée (figure IV-1) [35].



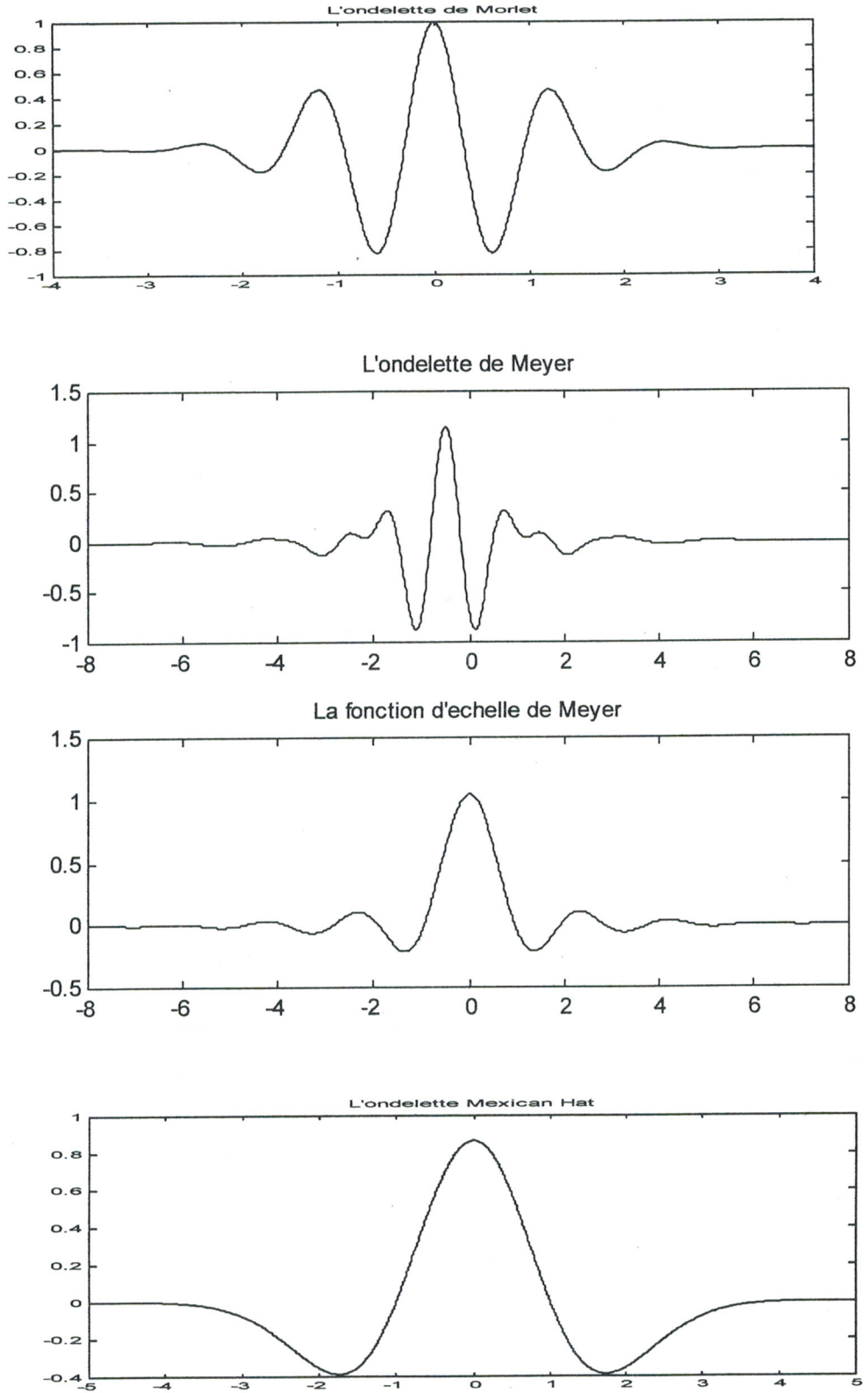


Figure IV-1: Différentes ondelettes d'analyse spectro-temporelle.

En pratique algorithmique ; et avec un signal  $s(t)$  échantillonné à des instant  $t_k=kT$ , où  $1/T$  indique la fréquence d'échantillonnage  $f_s$ , sa transformée en ondelette discrète est définie comme suite :

$$S(KT, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{i=K-n/2}^{K+n/2} S(i) \cdot g^* \left( \frac{i-K}{a} \right)$$

$$= \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{i=-n/2}^{n/2} S(K-i) \cdot g^* \left( \frac{i}{a} \right)$$

où  $n$  est la longueur de l'ondelette d'analyse pour l'échelle  $a=1$ .

On note que, dans la transformée d'ondelette on fait référence généralement à une analyse temps-échelle et non pas temps-fréquence. Cependant, il y a une certaine correspondance entre l'échelle et la fréquence tel que, la plus grande échelle, correspond à une ondelette d'analyse plus allongée, donc de basse fréquence et la petite échelle correspond à une ondelette d'analyse plus compressé donc de haute fréquence.

En 1988, mallat [37] a réalisé un algorithme rapide de décomposition et reconstruction par ondelette. L'algorithme de Mallat pour la transformée en ondelette discrète (DWT), connu sous le nom de codage sous-bandes, utilisant deux filtres quadrature conjugués QMF (quadrature mirror filters).

La décomposition commence par le signal  $S(t)$ , puis le calcul des coordonnées d'approximation  $A_1$  et de détail  $D_1$  puis ceux du  $A_2$  et  $D_2$  et ainsi de suite.

L'algorithme de reconstruction appelé la transformée inverse d'ondelette discrète commence à partir des coordonnées  $A$  et  $D$  et le calcul de ceux du  $A_{-1}$ , puis à partir des coordonnées  $A_{-1}$  et  $D_{-1}$  le calcul de ceux de  $A_2$  et ainsi de suite.

**a)- Filtre utilisé pour le calcul de DWT et IDWT:** Pour une ondelette orthogonale, dans l'analyse multirésolution, on commence par déterminer la fonction d'échelle  $\phi$  et la fonction d'échelle  $\Psi$ ; une parmi les relations fondamentales est la double-échelle : équation de dilatation ou de raffinement donnée par :

$$\frac{1}{2} \phi \left( \frac{x}{2} \right) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} W_n \phi(x-n)$$

les filtres utilisés dans la transformée en ondelette sont étroitement liés à la séquence  $(W_n)_{n \in \mathbb{Z}}$ . En effet, si  $\phi$  est a support compact, la séquence  $(W_n)$  est finie est peut être considérée comme étant un filtre.

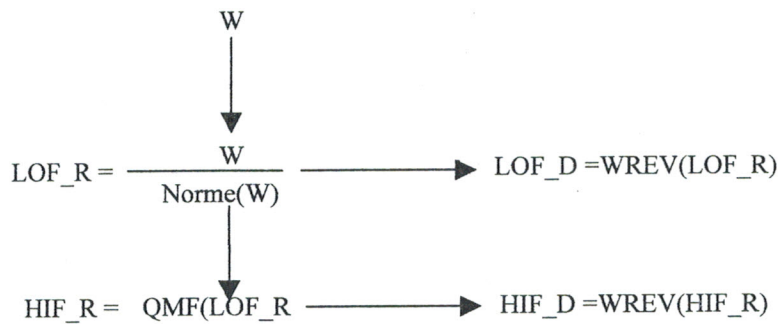
Ce filtre  $W$ , qui est appelé filtre d'échelle (non-normalisé) possède les caractéristiques suivantes :

- Une réponse impulsionnelle finie.
- Longueur de  $2N$ , somme unitaire, norme de  $1/2$ .

en réalité à partir du filtre  $W$ , on définit quatre filtres FIR de longueur  $2N$  et de norme égale à l'unité, structurés comme suite :

Filtre	Passe-bas	Passe-haut
Décomposition	LOF_D	HIF_D
Recomposition	LOF_R	HIF_R

Les quatre filtres sont calculés en utilisant la classification suivante :



Tel que LOF\_R: Low Pass Filter.

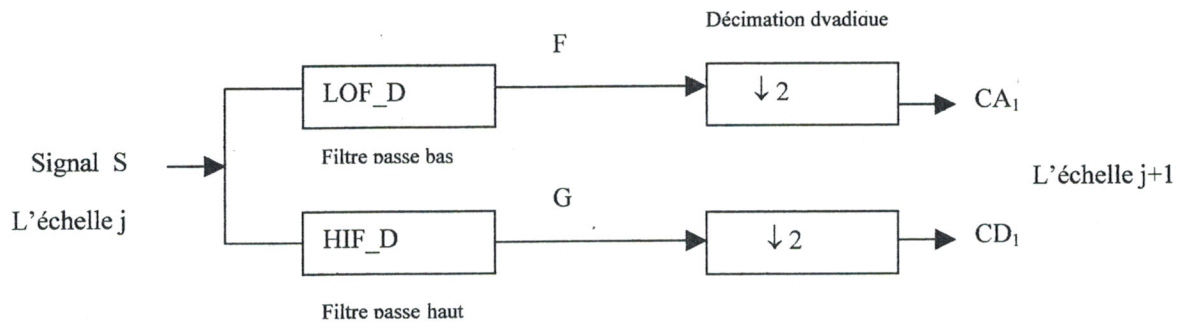
HIF\_R: High Pass Filter.

Où QMF désigne que HIF\_R et LOF\_R sont des filtres quadratures conjugués QMF, cela veut dire que  $\text{HIF\_R}(K) = (-1)^K \text{LOF\_R}(2n-1-k)$ , il est à noter aussi que WREV inverse les coefficients du filtre. Donc, HIF\_D et LOF\_D sont aussi des filtres quadratures conjugués.

Après que les quatre filtres seront déterminés on passe à l'étape suivante :

- Avec un signal  $S(t)$  de longueur  $N$ , la transformée en ondelette consiste à un maximum de  $\text{Lg}_2N$  étapes.
- En première étape et à partir du signal  $S$ , on calcule les deux coefficients, d'approximation CA1 et de détail CD1. Ces coefficients sont obtenus en calculant le produit de convolution de  $S$  avec le filtre passe bas LOF\_D pour l'approximation et avec le filtre passe haut HIF\_D pour le détail, suivi par une décimation dyadique.

Plus précisément, la première étape est :



Où F et G sont les sorties correspondantes à la convolution du signal S(t) avec le filtre correspondant.

La longueur de chaque filtre est égale à 2N. Si n est longueur du signal S, les signaux F et G sont de longueur n+2N-1 et les coefficients CA1 et CD1 sont de longueur ((n-1)/2) +N.

L'étape suivante consiste à la décomposition de CA1 de la même façon que précédemment. En remplaçant S par CA1 on obtient le CA2 et CD2 et ainsi de suite, jusqu'à l'obtention d'une forme arborescente. Chaque échelle j correspond a une fréquence et a un niveau hiérarchique bien déterminé, comme représenté en figure IV-1.

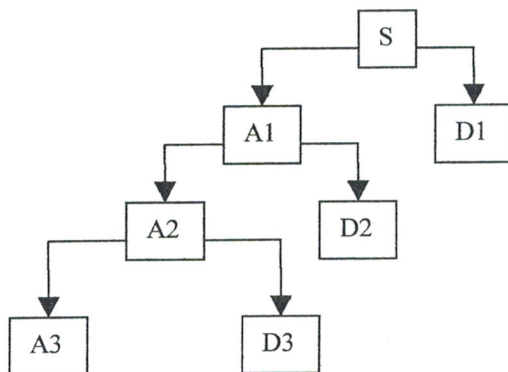


Figure IV-1 : Décomposition du signal S.

Le signal S peut s'écrire sous différentes formes :

$$\begin{aligned}
 S &= A1 + D1 \\
 &= A2 + D2 + D1 \\
 &= A3 + D3 + D2 + D1.
 \end{aligned}$$

Le choix de telle ou telle configuration est basé sur un critère d'entropie.

### IV-3 APPLICATION DE L'ANALYSE PAR ONDELETTE

Le but de cette étude est de caractériser le signal HRV dans le domaine spectral et temporel par l'utilisation de la transformée en ondelettes. Cette méthode est choisie car les composantes du signal peuvent être analysées et quantifiées à différentes échelles. Des fenêtres larges peuvent être utilisées pour les composantes basses fréquences et celles de courte durée peuvent être utilisées pour les hautes fréquences. Dans cette étude, la méthode de la transformée en ondelettes est appliquée sur des signaux HRV simulés et réels. Les résultats obtenus sont comparés aux méthodes d'analyses précédemment présentées à savoir l'analyse temporelle et l'analyse spectrale.

Il faut noter que la méthode 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. En effet, cette méthode est basée sur la projection orthogonale, où les fonctions de base peuvent être supposées comme étant des constructions sous forme de blocs ou atomes. En plus, le plan temps fréquence est réparti en cellules rectangulaires symboliques, où chaque rectangle correspond à une estimation spectrale dans un certain intervalle de fréquence pour chaque segment de données.

En premier test, on applique cette méthode d'analyse sur le signal HRV-sujet2, qui représente un rythme régulier. Les résultats obtenus précédemment par la méthode spectrale classique montrent qu'il y avait une très forte concentration de la puissance seulement dans la bande VLF, mais pas dans les autres bandes LF et HF, ceci peut se confirmer d'une manière plus claire par la méthode de la transformée en ondelettes.

La figure IV-2-a montre le signal HRV-sujet2, enregistré durant 9minutes et 55secondes, la figureIV-2-b représente le signal après que la composante DC a été éliminé ( Detrending ), dans le but de séparer les trois basses fréquences présentant des variations très lentes du signal HRV. Cette procédure est appliquée pour les signaux qui seront analysés par la transformée en ondelettes.

La figure IV-2-c et IV-2-d montrent la distribution d'énergie du signal HRV-sujet2 après application de l'algorithme de la transformée en ondelettes CWT (continus wavelet transforms). L'application de cet algorithme est accomplie en deux étapes: la première est de calculer les coefficients d'ondelettes correspondants ( figure IV-2-c ) et la deuxième étape se caractérise par le calcul de l'énergie correspondante et sa représentation dans le domaine spectro-temporelle (figureIV-2-d). La meilleure représentation a été choisie par critère d'entropie, où le niveau de puissance dans le plan temps-fréquence est normalisé en respectant la localisation de la haute puissance du signal dans chaque cellule. La figure IV-2-d montre cette distribution d'énergie à

des échelles différents (32 échelles). Cette figure montre une faible distribution dans les deux bandes LF et HF et de très forte concentration dans la bande VLF.

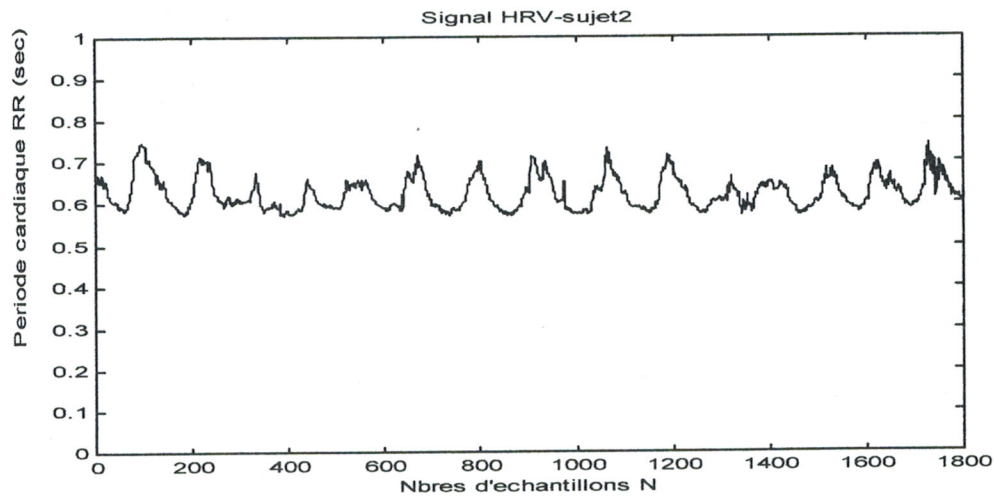


Figure IV-2-a : Signal HRV-sujet 2

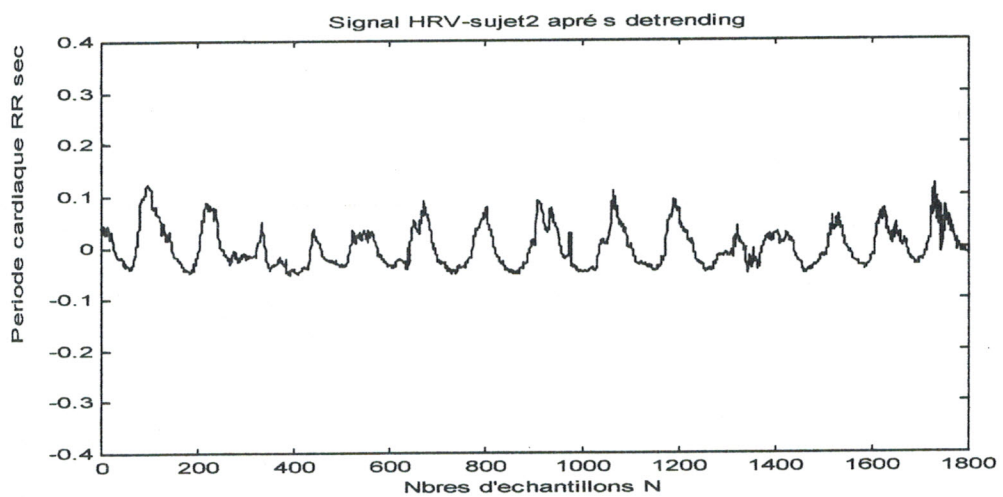


Figure IV-2-b: Signal HRV-sujet2 après élimination de la composante DC

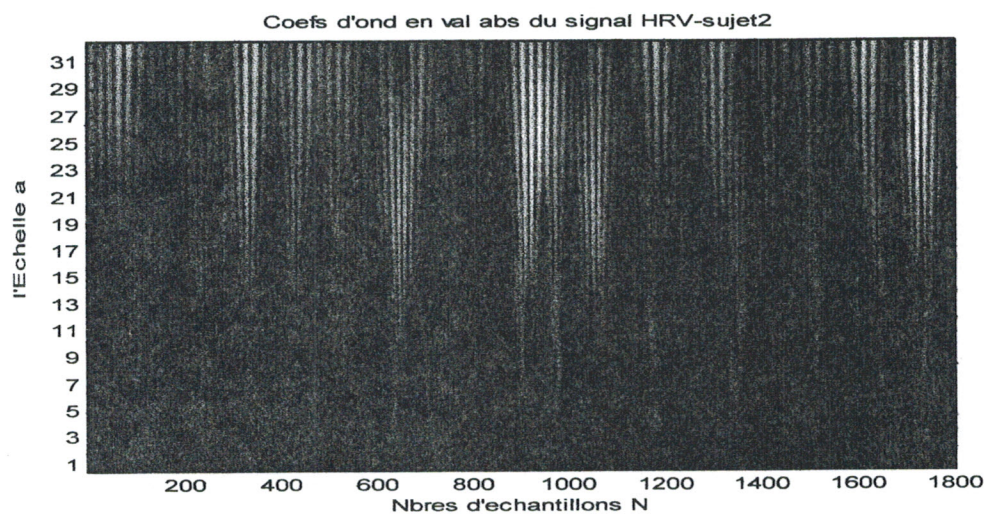


Figure IV-2-c: Coefficients d'ondelettes du signal HRV-sujet2

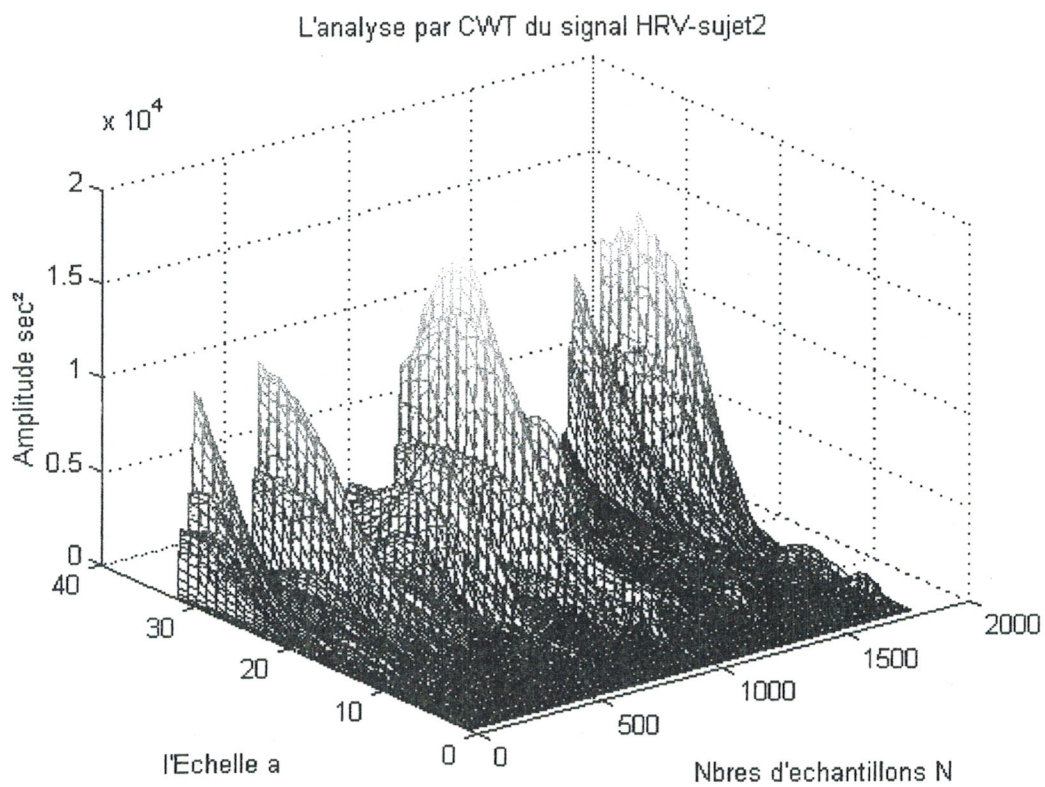


Figure IV-2-d: Représentation spectro-temporelle du signal HRV-sujet2

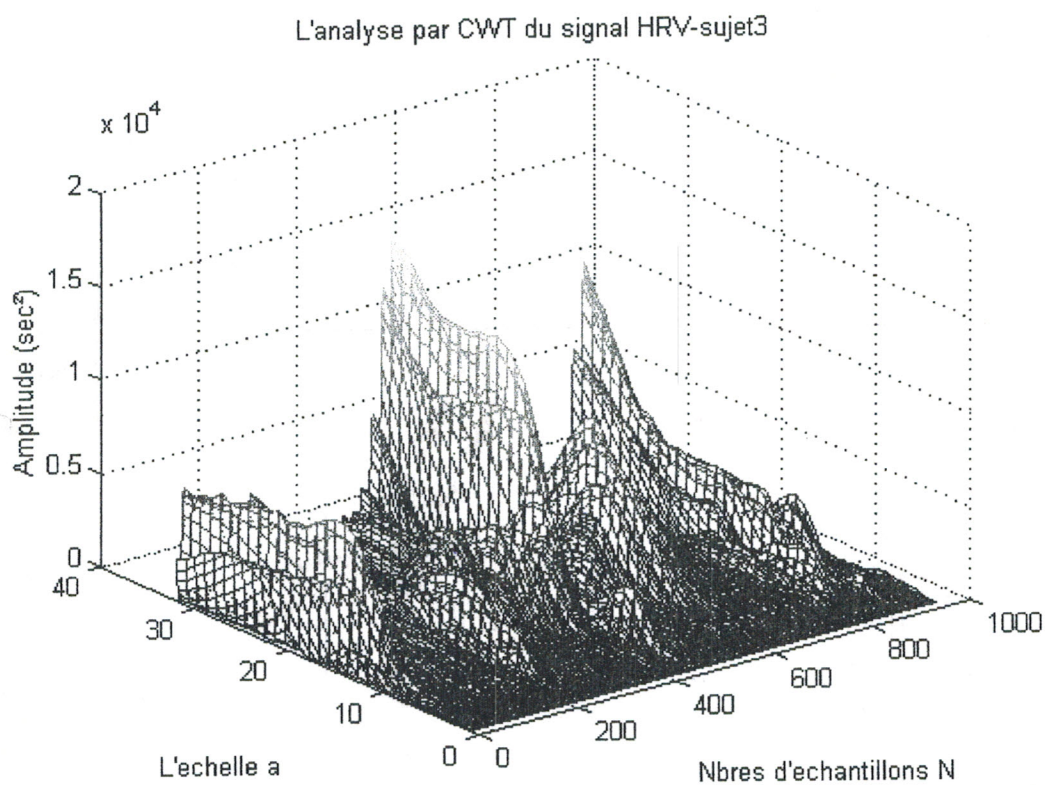
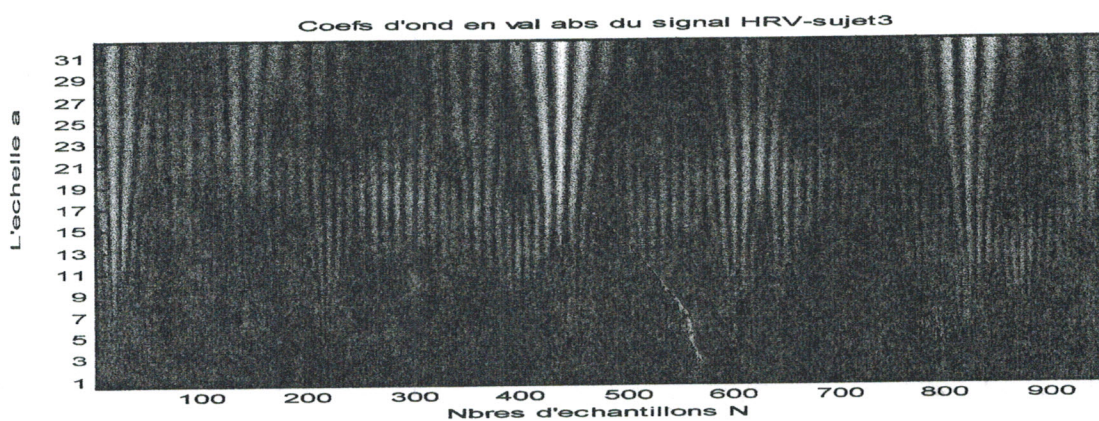
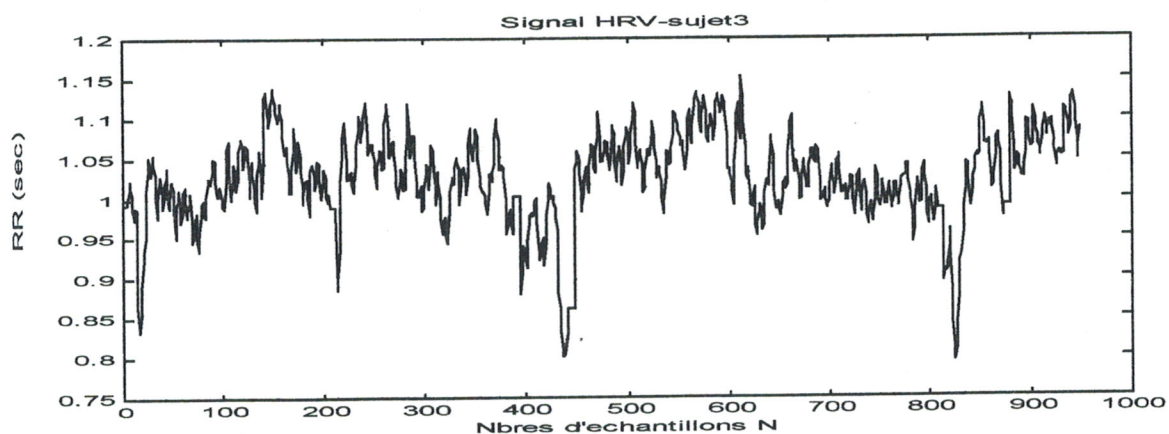


Figure IV-3 :L'analyse par ondelettes du signal HRV-sujet3



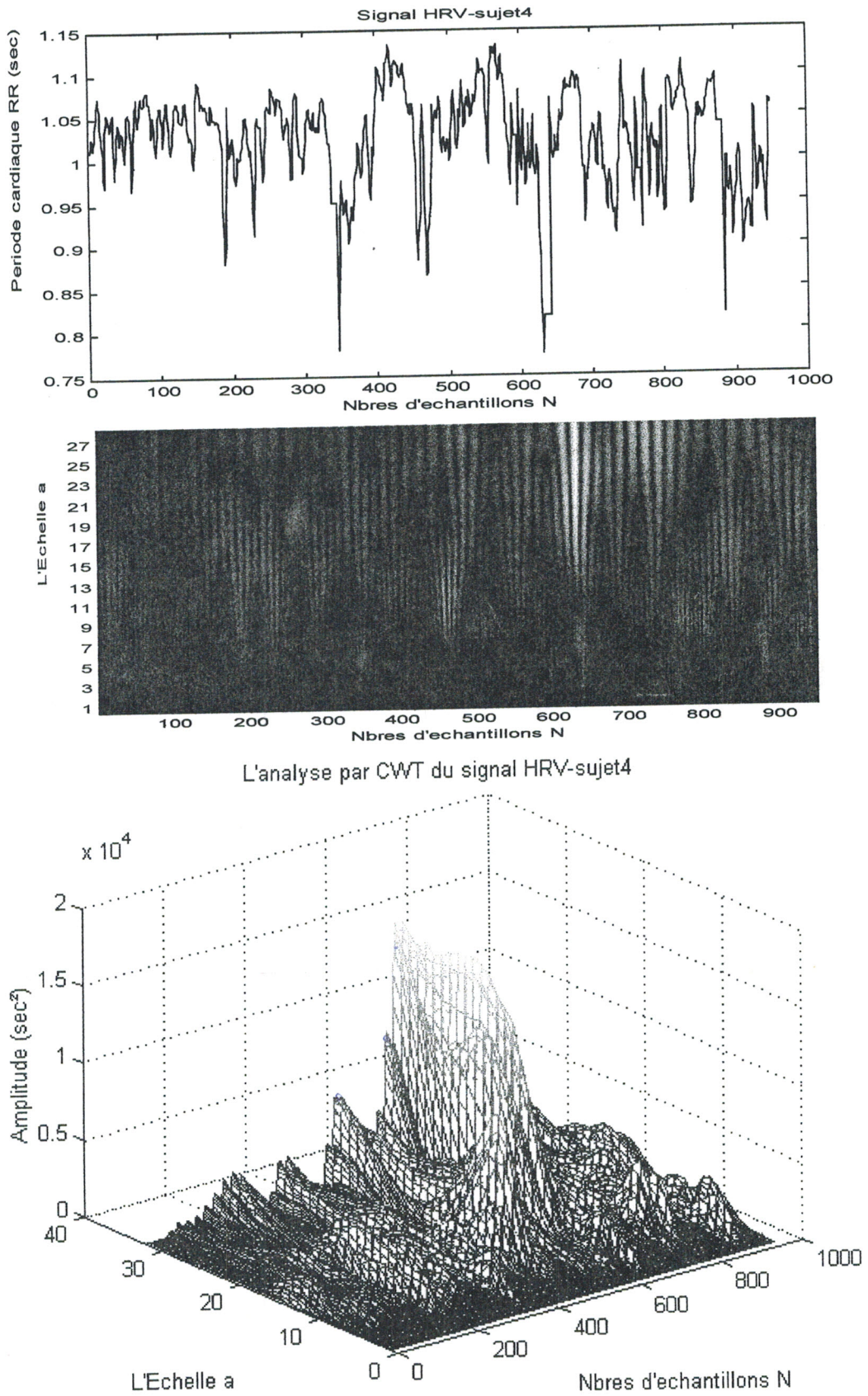


Figure IV-4: L'analyse par ondelettes du signal HRV-sujet4.

Pour les cas d'anomalies présentés par les deux signaux HRV-sujet3 et HRV-sujet4 ; là où les méthodes classiques 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.

En effet, pour le signal HRV-sujet3, la figure IV-3 montre une distribution de puissance dans la bande spectrale LF. Cette distribution est bien localisée entre les segments d'échantillons (200 à 600 échantillons).

En plus, on remarque au niveau de l'échantillon <sup>440</sup>400, <sup>600</sup>600 et <sup>840</sup>800 que le signal présente certaines transitions rapides irrégulières qui sont dues généralement au bloc sinuso-auriculaire qui possède un arrêt sinusal là où l'apparition de l'onde R prend un temps plus court que la normale.

Pour le cas du signal HRV-sujet4 représenté dans la figure IV-4, la distribution d'énergie dans la bande LF commence à se localiser à partir de l'échantillon 200 jusqu'à l'échantillon 800, les transitions rapides apparaissent à des instants correspondants aux échantillons 340, 480, 620, et 700 etc. Donc en comparaison avec le signal HRV-sujet3, il y a une ressemblance de phénomène, mais le comportement spectral est différent dans le domaine temporel.

Un autre avantage de cette analyse se caractérise par sa puissance de montrer les différentes évolutions longue durée. Ceci à un intérêt très important pour l'étude des différents cas thérapeutiques, là où on veut connaître l'effet d'un médicament sur le rythme cardiaque, son instant d'intervention et sa durée du maintien de l'effet. Pour éclaircir ceci, on a simulé un signal HRV à partir des deux signaux réels HRV-sujet2 et HRV-sujet3, là où on trouve deux évolutions longue durée à des composantes spectrales différentes, figureIV-5-a.

Ce phénomène d'évolution peut exister chez un sujet passant de l'état clinostatique à l'état orthostatique, généralement cette situation est appelée «tilt manœuvre ». Le résultat de l'analyse par Ondelettes représenté dans la figure IV-5-c, montre la distribution de l'énergie dans la première durée, jusqu'à l'échantillon 500. Ainsi, la distribution spectrale qui est localisée dans la bande VLF est négligeable dans les autres bandes. Après l'instant correspondant à l'échantillons500, la distribution de l'énergie dans la bande LF devient importante. Cela est exprimé par la variation importante du rythme cardiaque.

Le cas suivant à étudier est un signal simulé à partir des signaux réels précédents(figure IV-6-a). Ce signal représente la variabilité de la fréquence cardiaque due à l'effet d'un médicament dans le but d'accélérer ces battements cardiaques. Ce phénomène est utilisé généralement dans le domaine thérapeutique, quand on veut étudier l'influence d'un médicament sur les battements cardiaque.

Le signal de la figure IV-6-a présente un enregistrement d'une quinzaine de minutes où on trouve un segment au milieu de l'enregistrement bien différencié, le début et la fin de cette période sont marqués en coïncidence avec D(début) et F(fin).

Pour la totalité de la série RR, On remarque clairement que le rythme cardiaque change avec l'attaque du médicament, la durée RR et la variance sont augmentées à l'intérieur de l'événement et de fortes oscillations sont évidentes durant cette période immédiatement précédant le début de l'attaque (D).

Une quantification de ces observations est achevée par le biais de l'analyse par ondelettes montrée dans la figure IV-6-c basée sur le même principe d'analyse des signaux précédents avec un simple changement du niveau d'échelle(jusqu'à 20 échelles seulement) pour avoir une meilleure résolution. D'après la figure IV-6-c la période d'événement est bien caractérisée entre l'échantillon 500 et 1000 où on trouve une occupation spectrale HF bien localisée qui exprime l'accélération du battement cardiaque dans cette époque due essentiellement à l'attaque du médicament, suivi ensuite par une densité spectrale négligeable dans cette bande.

Le dernier cas à étudier consiste à appliquer l'analyse par ondelettes sur un signal HRV simulant une pathologie très rencontrée chez les patients qui souffre du trouble du rythme. Elle est connue sous le nom de l'Eschimie.

L'eschimie est connue comme le manque de provision d'oxygène pour le cœur, une situation qui se présente dans un extrême et irréversible cas résultant dans l'infarctus du myocarde aigu(acute M.I), une raison pour laquelle une précoce détection et traitement et de grand intérêt.

Quand un patient est admis dans un bloc hospitalier de maladie de l'artère coronaire, un diagnostic est effectué, basé sur l'historique de l'évolution clinique et l'électrocardiogramme (ECG). Les résultats peuvent être confirmés avec des critères d'évaluation enzymatiques ou par le biais des techniques d'imagerie comme l'écho bidimensionnelle ou la coronarographie. Durant le contrôle CCU (coronary care unit), les conditions du patient seront observées et quelques complications possibles seront détectées par le monitoring de l'activité électrique du cœur. Le traitement de cette eschimie peut être approché via l'évolution du signal ECG, spécialement, à partir de l'un des paramètres extraits de ce signal, qui est le segment ST.[38] L'utilité de cette mesure est justifiée dans sa capacité de détecter les particularités dans la conduction des impulsions cardiaques qui sont associés avec la présence de l'eschimie.

Seulement, en prenant en considération uniquement le segment ST, de sérieux problèmes peuvent apparaître dans l'interprétation compte tenu du fait qu'un simple changement de position du patient peut causer des manifestations similaire dans le segment ST[39].

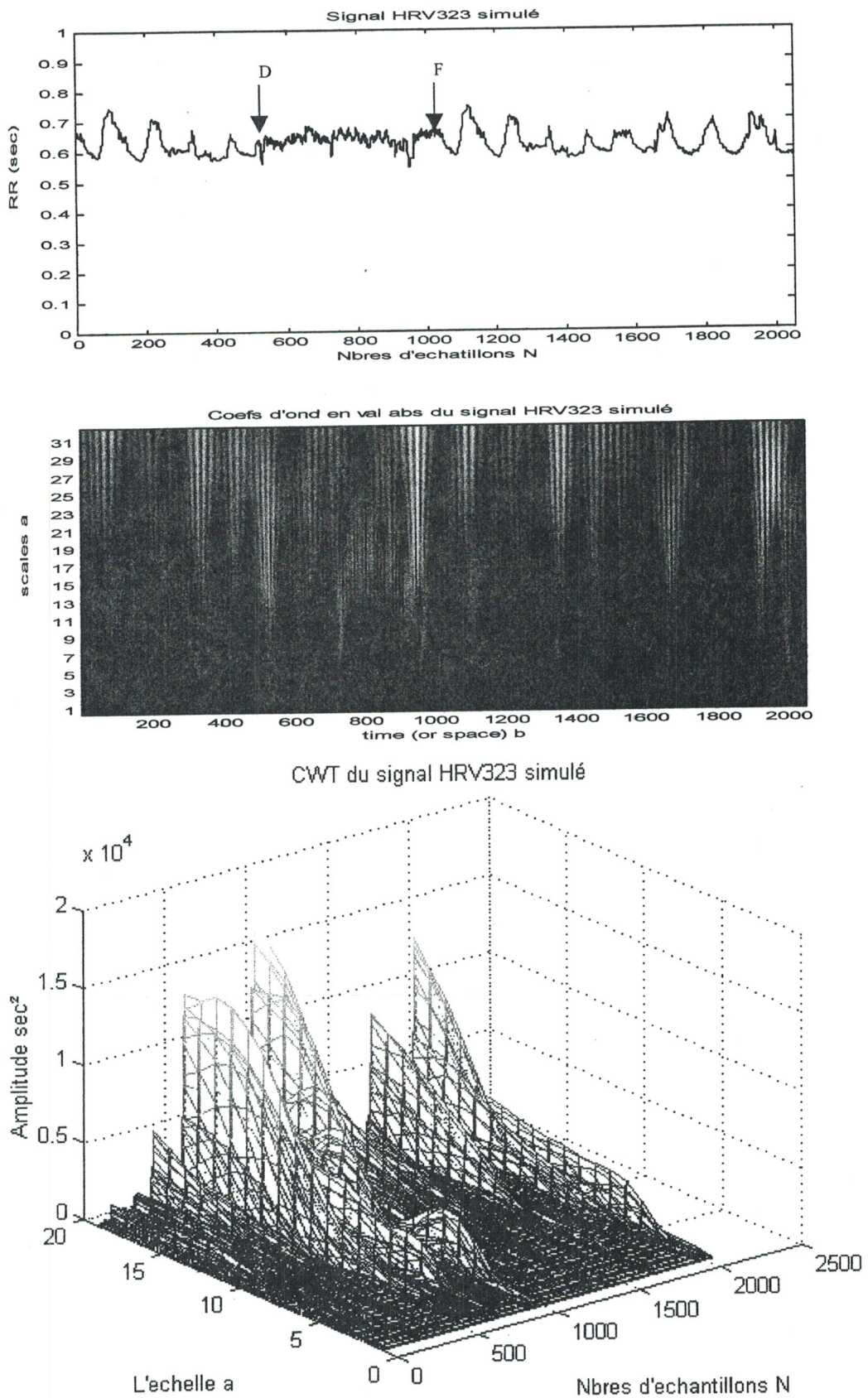


Figure IV-6-c : Analyse spectro-temporelle du signal HRV simulé montrant l'effet du médicament entre l'échantillon 500 et 1000.

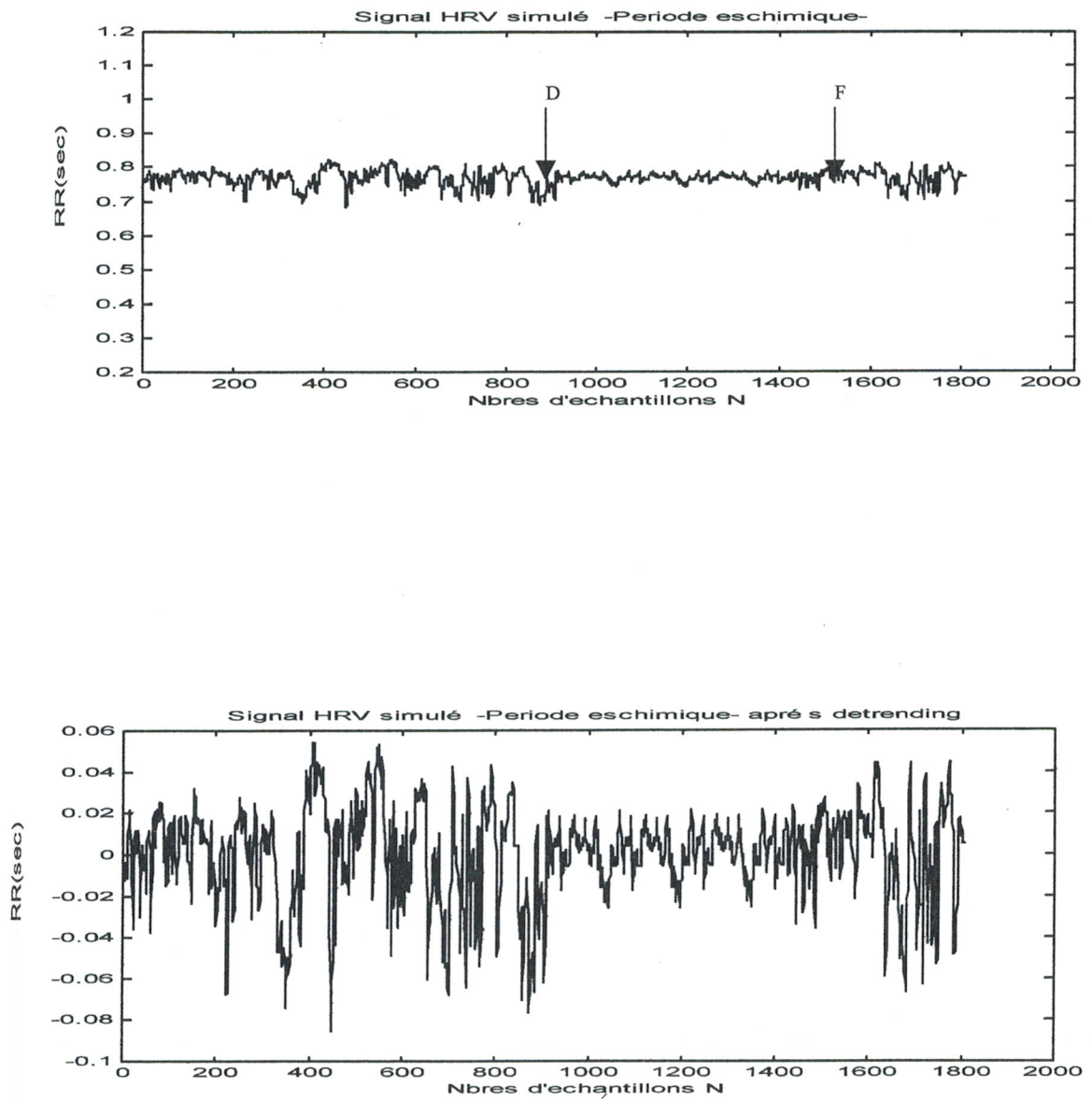
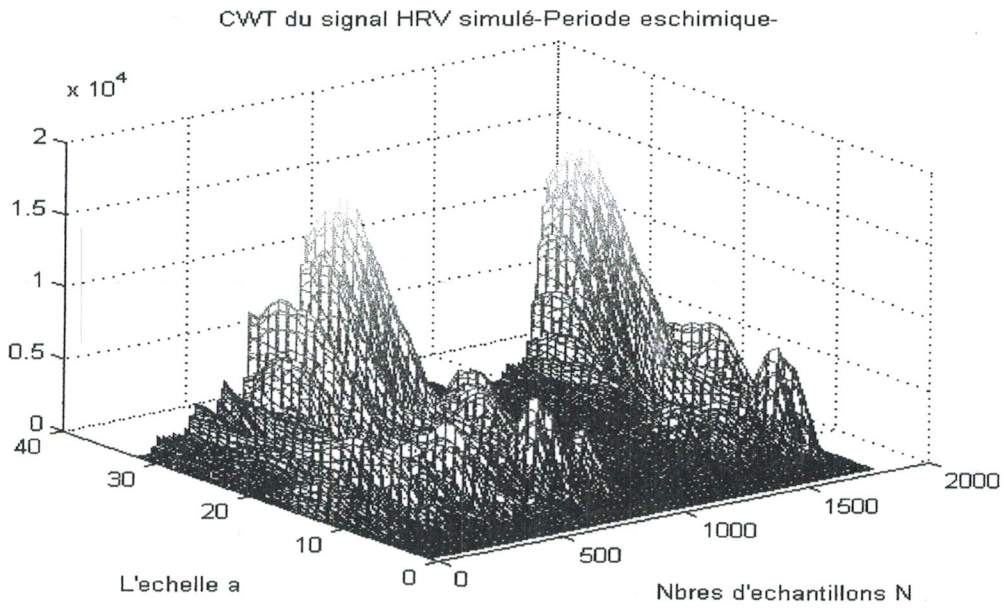
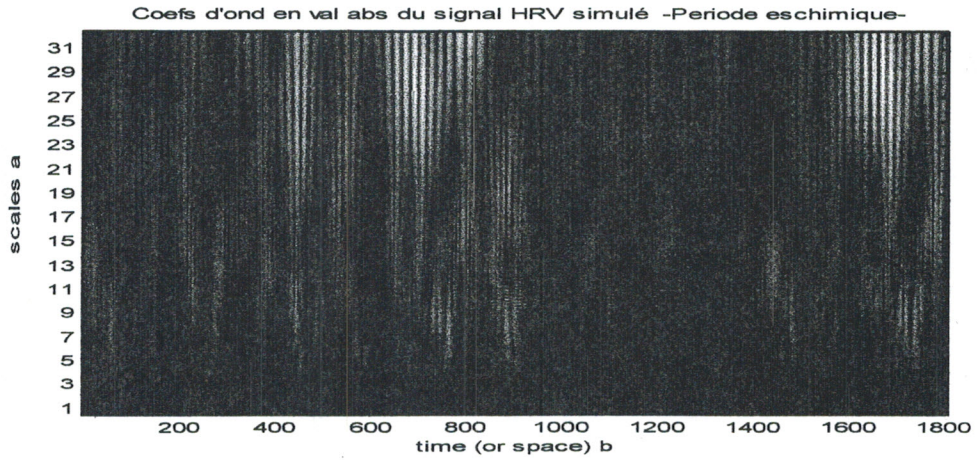


Figure IV-7-a :Signal HRV simulé présentant une Eschimie.  
b-Signal HRV après élimination de la composante DC



FigureIV-8: L'analyse par ondelettes du signal HRV simulant une période eschimique

#### IV-4 CONCLUSION

Après l'étude de ces différents cas de la variabilité de la fréquence cardiaque, il faut noter que, l'évolution du système sympathique et parasympathique sont maîtrisée par la distribution de la puissance spectrale dans les deux bandes correspondantes, en faisant intervenir le paramètre temps qui est plus intéressant pour l'étude et l'interprétation des signaux physiologiques. Il faut aussi noté que l'exigence de la stationnarité imposée dans l'analyse spectrale (STFT) n'est plus considérée dans l'étude par ondelettes. Les transitions rapides notés dans certains cas des rythmes cardiaques sont mis en évidence dans cette méthode d'analyse spectro-temporelle.

La méthode de la transformée en ondelettes proposée dans cette étude, nous montre donc l'estimation des caractéristiques spectrales du signal HRV, et leurs évolutions dans le domaine temporelle.

L'application de cette technique pour l'étude des différents pathologies cardiaque : infarctus du myocarde, insuffisance cardiaque et période éschimique peuvent donner des résultats qui semblent pertinents du point de vue physiologique et clinique.

L'habilité d'adaptation de l'algorithme sur la base battement par battement, le rend utile pour le système de monitoring et surveillance des malades en temps réels.

Les résultats obtenus pour les différents signaux HRV étudiés doivent être considérés préliminaires, des études plus sérieuses doivent déterminer une implémentation optimale pour la méthode qui respecte le choix de l'ondelette analysante et le niveau d'échelle.

Finalement on peut noter que l'avantage principale de l'analyse spectro-temporelle est la représentation dynamique de la structure du signal.

Les deux caractéristiques temps et fréquence sont simultanément présentes particulièrement, la modulation d'amplitude des différentes composantes spectrales qui sont typiques pour les signaux biologiques, peuvent être détectés et analysés.

Dans cette étude on a montré les possibilités que peut offrir l'analyse spectro-temporelle pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque. Cette méthode est considérée très puissante pour caractériser la nature des signaux non stationnaire. Il est évident que cette méthode d'estimation spectrale si elle est appliquée plus intensivement peut contribuer à quantifier les caractéristiques linéaires ou non linéaires du système cardio-vasculaire.

## CONCLUSION



## CONCLUSION

Dans notre travail, nous avons présenté et étudié les différentes méthodes de l'analyse du signal HRV dans le domaine temporel, spectral et spectro-temporel. Nous avons présenté en premier lieu la méthode temporelle qui a été appliquée sur des signaux simulant différentes arythmies cardiaques. Cette méthode nous a permis de mesurer les différents paramètres : SDNN, rMSSD et pNN50 dans le domaine temporel, permettant de caractériser l'évolution de la variabilité cardiaque. Les résultats obtenus présentent des informations statistiques sur le signal HRV, sa moyenne, son énergie totale et sa dispersion autour de la valeur moyenne. Ainsi, l'analyse temporelle offre une indication globale sur la variabilité cardiaque, sans qu'on puisse identifier le degré d'influence des deux activités sympathiques et parasympathiques du système nerveux autonome pour les enregistrements courte durée. Elle peut être toujours utilisée pour les cas pathologiques qui apparaissent généralement dans les enregistrements longue durée, là où on trouve des indices temporels qui expriment relativement le degré d'influence des deux activités du système nerveux.

Par la suite, on a abordé la méthode non paramétrique de Fourier pour l'analyse spectrale. Cette méthode a été appliquée pour les signaux réels et simulés. Notre étude a montré que l'analyse spectrale du signal HRV est largement utilisée dans des études cliniques et physiologiques. Elle consiste en une estimation spectrale du signal HRV par application de l'algorithme FFT dans le but de déterminer la densité spectrale de puissance et afin de séparer toutes les composantes spectrales ULF, VLF, LF et HF contenues dans ce signal.

L'application de cette méthode sur les signaux réels et simulés nous a montré son efficacité pour évaluer les système nerveux végétatif. 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 où l'équilibre sympathovagale. Cependant, l'estimation spectrale par la méthode de Fourier présente certaines limitations qui sont dues essentiellement à sa structure algorithmique. Cette méthode reste limiter aux l'applications sur des signaux qui sont relativement stationnaires, donc de courte durée d'enregistrement. Cette limitation est due généralement à la fenêtre d'analyse utilisée qui reste de longueur fixe durant toutes les durées d'analyse et qui provoquent aussi des pertes au niveau de la puissance totale. Cependant, il a été démontré sur les cas étudiés que l'analyse spectrale de la HRV reste un outil puissant pour la quantification du système sympathovagale. La limitation de la méthode spectrale, qui est due à sa structure

algorithmique nous a poussé à étudier une autre méthode d'analyse qui prend en considération les facteurs temps et fréquence. Cette nouvelle implémentation a été étudiée dans la dernière partie de notre travail, où on a introduit l'analyse par ondelettes pour l'étude de la HRV. Cette méthode d'analyse combine les deux paramètres temps et fréquence à la fois, et son principal avantage est caractérisé par son habilité de représenter de façon dynamique le signal. Les deux caractéristiques temps et fréquence sont simultanément disponibles, particulièrement la modélisation d'amplitude des différentes composantes spectrales qui sont généralement typiques pour les signaux biologiques peuvent être détectées et analysées. Les possibilités de cette analyse et qui ne sont pas limitées par la non stationnarité des signaux sont montrées pour les différents cas étudiés, simulés et réels. Les différents test et cas étudiés montrent que cette méthode peut servir à maîtriser l'étude de beaucoup de pathologies : infarctus du myocarde, période ischémique et à l'évaluation de l'effet de nombreux médicaments d'intérêt thérapeutique. En effet cette méthode d'estimation spectrale, quand elle est appliquée avec soin, peut contribuer significativement à la quantification des caractéristiques linéaires et non linéaires du système cardio-vasculaire.

En fin, l'application de ces différentes méthodes sur les différents signaux HRV pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque, nous a montré que les composantes temporelles, spectrale, ainsi que les composantes spectro-temporelles du signal HRV contribuent considérablement à l'étude des fluctuations du système nerveux autonome chez les individus normaux et chez les patients avec différents désordre cardio-vasculaires. Son étude, nous a permis d'enrichir notre compréhension de phénomène physiologique, de l'action des médicaments sur l'activité cardiaque et les mécanismes des différentes maladies, cependant d'autres cas restent à étudier pour déterminer l'importance des méthodes d'analyse présentées dans notre travail.

## BIBLIOGRAPHIE

**REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

- [1]: K. Kollai and K. Koizumi, "cardiovascular reflexes and interrelationships between sympathetic and parasympathetic activity," *J. Autonom. Nerv. Syst.*, vol 4, pp. 135-148, 1981
- [2]: J.A. Hirsch and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: How breathing pattern modulates heart rate," *Amer. J. Physiol.* vol 241, pp. H620-H629, 1981
- [3]: R. I. Kitney and O. Rompelman, "the study of heart rate variability," Oxford: Clarendon, 1980
- [4]: M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzenelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'orto, E. Piccahuga, M. Turiel, G. Baselli, S. Cerutti, and A. Malliani, "Power spectral analysis of a beat to beat heart rate and blood pressure variability as a possible marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog," *Cir. Res.*, vol 59, pp. 178-193, 1986
- [5]: A. Malliani, F. Lombardi, M. Pagani, and S. Cerrutti, "Clinical exploration of the autonomic nervous system by means of electrocardiography," in *Electrocardiography Past and Future*, P. Courel, O.B. Garfein, Eds. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol 601, pp. 234-246, 1990
- [6]: Gary G. Berntson, J. Thomas Bigger, JR. Dwain, L. Eckberg, Paul Grossman, Peter G. Kaufmann, Marek Malik, Haikady N. Nagaraja, Stephen W. Porges, J. Philip Saul, Peter H. Stone, and Maurits W. Van Der Molen, "Heart rate variability origins, methods, and interpretive caveats," Cambridge university press, *Psychology*, vol 34, pp. 623-648, 1997
- [7]: C. Barnay, J-M. Tarlet, "Dysfonction sinusale: comment la détecter, comment la confirmer", Centre hospitalier d'Aix-en-Provence, CD ROM "Cardiologie Pratique 1997", LEN Médical.
- [8]: E. H. Hon, S.T. Lee, "Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observations," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol 87, pp. 814-826, 1965
- [9]: B. M. Sayers, "analysis of heart rate variability," *Ergonomics*, vol 16, pp. 17-32, 1973
- [10]: D. J. Ewing, C. N. Martin, R. J. Young, B. F. Clark, "the value of cardiovascular autonomic functions tests: 10 years experience in diabetes," *Diabetes care*, vol 8, pp. 491-498, 1985
- [11]: M. M. Wolf, G. A. Varigos, D. Hunt, J. G. Sloman, "sinus arrhythmia in acute myocardial infarction," *Med. J. Aust.*, vol 2, pp. 52-53, 1978
- [12]: S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Vbel, D. C. Shannon, A. C. Barger, R. J. Cohen, "power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control," *Science*, vol 213, pp. 220-222, 1981
- [13]: R. E. Kleiger, J. P. Miller, J. T. Bigger, A. J. Moss, and the multicenter post-infarction research group, "Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction," *Am. J. Cardiol.*, vol 59, pp. 256-262, 1987

- [14]: J. T. Bigger, J. L. Fleiss, R. C. Steinman, L. M. Rolnitzky, R. E. Kleiger, J. N. Rottman, "Frequency domain measures of heart periods variability and mortality after myocardial infarction," *circulation*, vol. 85, pp. 167-171, 1991
- [15]: A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, S. Cerrutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," *circulation*, vol. 84, pp. 482-492, 1992
- [16] : R. Furlan , S. Guzzetti ,W. Crivellaro , M. Tinelli , G. Baselli ,S. Cenetti ,F. Lombardi , M. Pagani ,A. Malliani , " Continuous 24 -hours assessment of the neural regulations of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects," *circulation*, vol 81, pp. 537-547, 1990
- [17] : 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
- [18] : J. N. Rottman, R. C. Steinman, P. Albrecht, J. T. Bigger, L. M. Rolnitzky, J. L. Fleiss, "Efficient estimation of the heart period power spectrum suitable for psychologie and pharmacologie studies," *Am. J. cardiol*, vol 66, pp. 1522-1524, 1990
- [19] : M. Malik, A. J. Camm, "Components of heart rate variability " what they really mean and what we really messier, *Am. J. Cardiol*, vol 72, pp. 821-822, 1993
- [20] : J. S. Bendat, A. G. Piersol, "Measurement and analysis of random data," New York, NY: Wiley & Sons, 1966
- [21]: G. D. Pinna, R. Maestri, A. Di Cesare, R. Colombo, G. Minuco, " the accuracy of power spectrum analysis of heart rate variability from annotated RR list generate by holter systems," *Physiol. Meas.*, vol 15, pp. 163-179, 1994
- [22]: G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, H. T. Wogle, " a comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol 37, pp. 85-98, 1990
- [23]: P. G. Katona, F. Jih, " Respiratory sinus arrhythmia: a non invasive measure of parasympathetic control," *J. Appl. Physiol.*, vol. 39, pp. 801-805, 1975
- [24]: D. L. Eckberg, " Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow," *J. Appl. Physiol.*, vol. 54, pp. 961-966, 1983
- [25] : R. E. Kleiger, J. T. Bigger, M. S. Bosner, M. K. Chung, J. R. Cook, L. M. Rolnitzky, R. Steinman, J. L. Fleiss, " Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects," *Am. J. Cardiol*, vol 68, pp. 626-630, 1991
- [26]: D. K. Van Hoogenhuyze, N. Weinstein, G. J. Martin, J. S. Weiss, J. W. Schaad, X. N. Sahyouni, D. Fintel, W. J. Remme, D. H. Singer, " Reproductibility and relation to mean heart