

12/99

République Algérienne Démocratique et populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE
D.E.R DE GENIE ELECTRIQUE ET INFORMATIQUE
DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE



PROJET DE FIN D'ETUDE

Pour l'obtention du diplôme d'Ingénieur d'Etat en Electronique

Thème

**ANALYSE ET DETECTION DES EVENEMENTS
DANS LE SIGNAL
ELECTROCARDIOGRAPHIQUE (E C G)**

Proposé par :
Mr. R. ZERGUI

Etudié par :
SARNI YACINE
ADJRAD MOUNIR

Promotion : JUIN 1999
E.N.P. 10, Avenue HASSEN BADI -EL-HARRCH- ALGER

DEDICACES



Yacine

Je dédie ce mémoire

A mes très chers parents

A ma chère grand-mère

A mon frère Mounir

Et ma petite sœur Kenza

A mon ami G. Salim

Mounir

Je dédie ce travail

A mes très chères parents

A mes très chers grands-parents

A mes deux sœurs Wahiba et Djamila

A mes deux frères Samir et Djamel

A mes oncles A. Abdesselem et M. Ouslimani qui m'ont beaucoup soutenu

A toute la famille Adjrad et Ouslimani

A mes meilleurs amis Merouane et Hafid



Remerciements

Nous remercions le tout puissant de nous avoir donné la volonté de terminer ce travail.

Nous tenons à remercier :

Notre cher promoteur Mr. R. Zergui qui nous a fait l'honneur de nous encadrer, pour son aide précieuse, ses conseils, sa constante disponibilité qui nous ont été très bénéfiques pour mener à bien notre projet.

Nous remercions également Mr. Bousbia Salah d'avoir bien voulu présider le jury

Nos remerciements s'adressent également à Mme. moussaoui pour avoir accepté de participer au jury.

Sans oublier de remercier tous nos amis pour leur soutien moral. Toute personne ayant contribué à la réalisation de ce mémoire trouvent ici le témoignage de notre profonde reconnaissance.

ملخص:

الهدف من دراستنا تحليل الإشارة (القلبية ECG) وتمثيلها في الميدان الزمني، الترددي والزمني - الترددي. البرامج المستعملة لمعالجة هذه الإشارة ثم ترجمتها تحت MATLAB 5.2 وتقييمها باستعمال مجموعة من الإشارات القلبية طبيعية.

RESUME :

Notre étude a porté sur l'analyse du signal ECG et sa représentation dans les domaines temps, fréquence et temps-fréquence

Des algorithmes de détection et de représentation du signal ont été interprétés sous MATLAB 5.2 et évalués à partir d'un ensemble de signaux tests réels.

Abstract :

The objective of this thesis is to analyse the cardiac signal and represent it in time, frequency and time-frequency domain.

Algorithms of detection and representation of this signal have been interpreted under matlab 5.2 and evaluated by using a real ECG signals

Mots clés:

ECG, Détection, Algorithme, Complexe QRS, Temps-fréquence, Signal analytique, Transformée, Dérivation

SOMMAIRE



INTRODUCION

Chapitre I : Rappels sur les signaux ECG

Introduction	01
I-1 : Electrophysiologie	01
A : Dépolarisation et repolarisation- positionnement des électrodes	02
B : Morphologie des signaux	06
I-2 : L'électrocardiographe : technique d'enregistrement	07
I-3 : Troubles cardiaques	08
Conclusion	11

Chapitre II : Traitement et analyse du signal ECG dans le domaine temporel

Introduction	12
II-1 : Phase de prétraitement	12
II-2 : Détermination de la porte QRS	15
II-3 : Recherche de l'onde R, estimation de la durée des QRS.....	16
II-4 : Analyse temporelle globale	16
II-5 : Détection des ondes T et P	18
II-5-1 : Détection de l'onde T	18
II-5-2 : Détection de l'onde P.....	21
Conclusion	23

Chapitre III : Analyse spectrale

Introduction	24
III-1 : Elimination de l'interférence périodique par filtrage adaptatif	24
III-2 : Analyse spectrale globale	27
III-3 : Analyse battement par battement	29
Conclusion	31

Chapitre IV : Signal analytique et représentation temps –fréquence

Introduction	32
IV-1 : Signal analytique	32
IV-2 : Représentation temps –fréquence	36
Conclusion	41

Chapitre V : Présentation et analyse des résultats

Introduction	42
V-1 : Résultats	42
V-2 : Evaluation des méthodes	65
CONCLUSION	67
BIBLIOGRAPHIE	69
• Annexe 1 : Méthode de Welch	71
• Annexe 2 : Organigrammes des programmes	78
• Annexe 3 : Programmes	85



INTRODUCTION

L'électrocardiographie est parmi les techniques de diagnostic médical les plus répandues. Cette technique a bénéficié de l'apport de l'électronique et de l'informatique, ce qui a permis, en premier lieu, d'envisager l'analyse assistée par ordinateur des signaux électrocardiographiques. De nos jours, des programmes d'analyse automatique d'ECG sont intégrés dans la majorité des électrocardiographes en apportant une aide considérable aux médecins par leur efficacité et leur rapidité.

Des constatations ont été faites sur des ECG pathologiques où les méthodes classiques d'analyse temporelle ne sont pas tout à fait satisfaisantes. On peut alors penser que c'est l'une des raisons pour laquelle l'analyse de ce signal dans des domaines autres que temporel a reçu un intérêt considérable par plusieurs chercheurs ces dernières années.

Notre travail consiste à utiliser les outils du traitement du signal pour l'analyse de l'ECG dans les domaines temps, fréquence et temps - fréquence tout en évoquant les points forts de chaque traitement dans le but de permettre une analyse complète.

Dans les deux premiers chapitres, une étude de la morphologie des signaux cardiaques est suivie de leur analyse dans le domaine temporel. Le chapitre III, est consacré à une analyse fréquentielle globale et une analyse battement par battement. La notion de signal analytique associé à l'ECG et sa représentation temps - fréquence sont l'objet du chapitre IV. Le dernier chapitre présentera les résultats d'analyse d'un ensemble de signaux tests issus de la base de données mitdb du CD ROM «MIT-BIH»[1] échantillonnés à 360 Hz. Ils correspondent à des signaux réels, affectés par différentes perturbations parasites dont l'interférence du secteur (60 Hz)

CHAPITRE I

CHAPITRE I

RAPPELS SUR LES SIGNAUX E C G

INTRODUCTION :

Dans ce chapitre, nous définissons le signal ECG en évoquant les différents phénomènes électriques présents au niveau du cœur et leurs explications physiologiques. Nous présenterons l'électrocardiogramme d'une façon résumée pour expliquer ensuite les contraintes qui interviennent lors de l'enregistrement. En dernier, nous citerons les différents types de troubles cardiaques ainsi que leurs caractéristiques [2].

I-1- ELECTROPHYSIOLOGIE :

Le battement cardiaque est un processus mécanique conduisant à des phénomènes électriques. Lorsqu'un phénomène électrique, chimique ou mécanique altère suffisamment le milieu au contact d'un tissu excitable, il se produit un état de déséquilibre qui se propage à toutes les parties du tissu progressivement. Cette propagation s'accompagne d'une onde électrique enregistrable avec des appareils spécialisés. Le but de l'électrocardiographie est de recueillir et d'analyser les ondes électriques liées au processus d'excitation des oreillettes et des ventricules.

A. DEPOLARISATION ET REPOLARISATION – POSITIONNEMENT DES ELECTRODES :

L'activité électrique de l'ensemble des cellules cardiaques peut être assimilée à celle d'une seule cellule.

La stimulation d'une cellule cardiaque détermine l'apparition d'une activité électrique. La cellule cardiaque est polarisée à l'état de repos. La polarisation est représentée par une charge électrique positive à la surface de la cellule. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise, ce qui donne lieu à un courant électrique composé de succession de dipôles avec un pôle (-) et un pôle (+), qui parcourent toute la longueur de la cellule. Celle-ci, une fois dépolarisée, récupère progressivement sa charge électrique positive initiale : c'est la repolarisation. (Le début de la dépolarisation correspond au début de la contraction cellulaire et la fin de la repolarisation correspond à la fin de la contraction cellulaire).

La dépolarisation naît dans l'endocarde et se termine dans l'épicarde, alors que la repolarisation commence dans l'épicarde et se termine dans l'endocarde. Les dipôles de

dépolarisation et de repolarisation ont ainsi toujours le même sens (-) (+). Cette particularité (comparée au phénomène de repolarisation pour une cellule musculaire) est expliquée par l'inégalité de la vitesse de dépolarisation et de repolarisation entre les couches sous-épicaudiques et sous-endocardiques. La durée de repolarisation, liée à la contraction musculaire, serait plus longue dans les couches sous-endocardiques. Ainsi, l'épicarde, ayant terminé le premier sa dépolarisation, commence plutôt sa repolarisation. (Figure -I-1 : a, figure -I-1 : b).

Un vecteur représente le dipôle avec la même orientation : si le pôle (+) est en avant et le pôle (-) en arrière, l'électrode placée en avant recueillera une positivité et l'électrode placée en arrière, une négativité.

Si l'on place une électrode à la partie moyenne de la cellule, l'électrode captera d'abord la positivité du dipôle qui vient vers elle et ensuite la négativité du dipôle qui là fuit. L'inscription graphique des forces électriques enregistre conventionnellement une déflexion vers le haut dite positive, quand le pôle (+) du dipôle se dirige vers l'électrode exploratrice, et une déflexion vers le bas, dite négative, quand l'électrode exploratrice fait face au pôle (-) du dipôle. Après avoir enregistré la force électromotrice du dipôle, la déflexion retourne à la ligne de base (Figure-I 1:c).

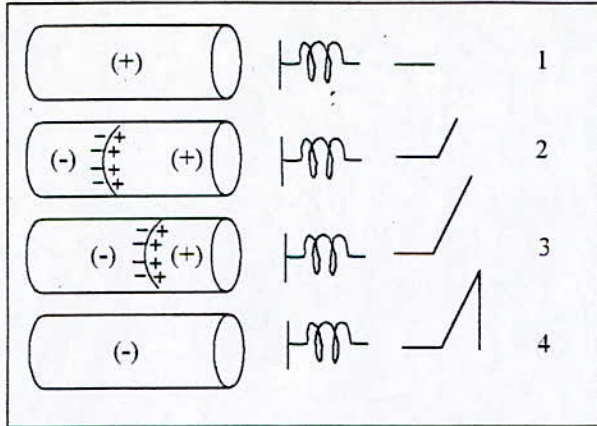


Figure-I-1 :a

Schéma de dépolarisation d'une cellule cardiaque

1. Cellule au repos
2. Cellule stimulée à l'extrémité gauche et naissance de dipôles électriques
3. Progression des dipôles vers la droite
4. Cellule totalement dépolarisée

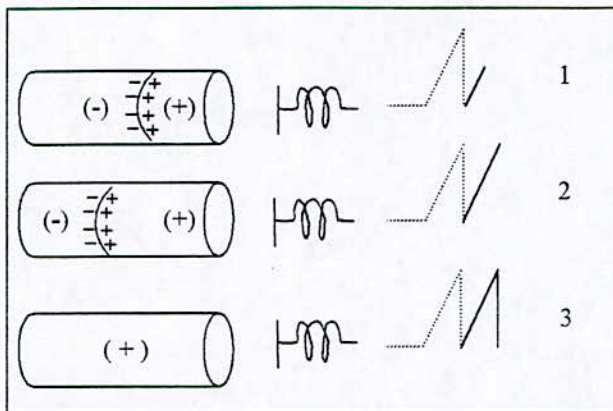


Figure-I-1 :b

Repolarisation d'une cellule cardiaque

1. Dipôle de repolarisation progressant de droite vers la gauche
2. La repolarisation se poursuit vers la gauche
3. A la fin de la repolarisation, la surface cellulaire est totalement positive.

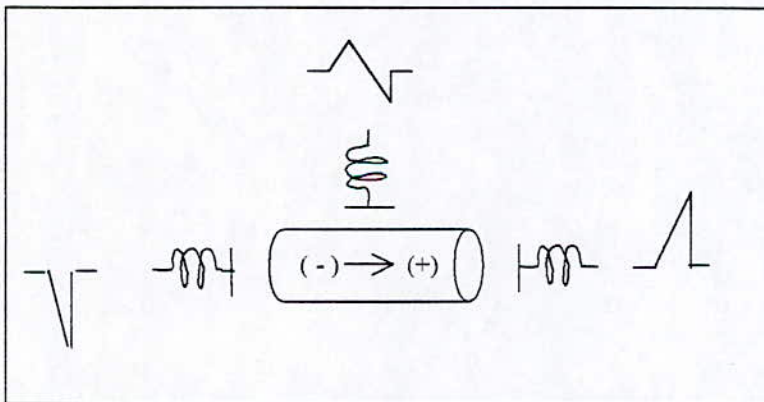


Figure-I-1 :c

Inscription graphique du dipôle selon la position de l'électrode

L'enregistrement des forces électromotrices peut se faire à distance, le corps humain étant considéré comme un conducteur «homogène et isotrope». Les électrodes exploratrices peuvent donc être situées dans n'importe quelle région du corps sans que soient modifiés les potentiels enregistrés. Le type de connexion établie entre les électrodes et l'entrée de l'électrocardiographe est appelé «système de dérivation». C'est un ensemble cohérent de plusieurs dérivations permettant d'explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. Il existe plusieurs systèmes standardisés, celui qui nous intéresse est l'« électrocardiogramme standard » (E C G). Il comprend 12 dérivations classées en trois catégories :

- Bipolaires standards DI, DII, DIII, d'après Einthoven.
- Unipolaires des membres aVR, aVL et aVF, mise au point par Golberger.
- Précordiales de V1 à V6 d'après Wilson.

Bras droit, bras gauche, jambe gauche seront représentés ultérieurement par les lettres R, L et F (Right, Left, Foot).

Dérivations bipolaires : les électrodes sont placées en R, L, F (figure-I-2 : a). Chaque dérivation standard donne la différence de potentiel entre deux de ses points comme suit :

- DI : potentiel L – potentiel R.
- DII : potentiel F – potentiel R.
- DIII : potentiel F – potentiel L = DII – DI.

Dérivations unipolaires des membres : on mesure la différence de potentiel entre une des électrodes citées d'une part et le potentiel moyen des deux autres (figure-I-2 : b). Ainsi, en aVR, on mesure le potentiel de R par rapport au potentiel de $(L+F)/2$; on applique le même procédé pour aVL et aVF, on aura :

$$aVR = R - \frac{L+F}{2} \quad aVL = L - \frac{R+F}{2} \quad aVF = F - \frac{R+L}{2}$$

Dérivations unipolaires précordiales de Wilson : En 1932, Wilson introduit un nouveau système de mesure des potentiels à la surface du corps par rapport à un potentiel donné. Ceci est réalisé en reliant les trois électrodes placées en R, L, F avec une résistance de $5\text{ K}\Omega$ ou plus à une électrode centrale appelée borne centrale. Cette borne centrale reçoit ainsi le potentiel moyen de R, L et F. L'électrode exploratrice explore le champ électrique cardiaque dans la partie antérieure du thorax en des points normalisés. (Figure-I-2 : c-).

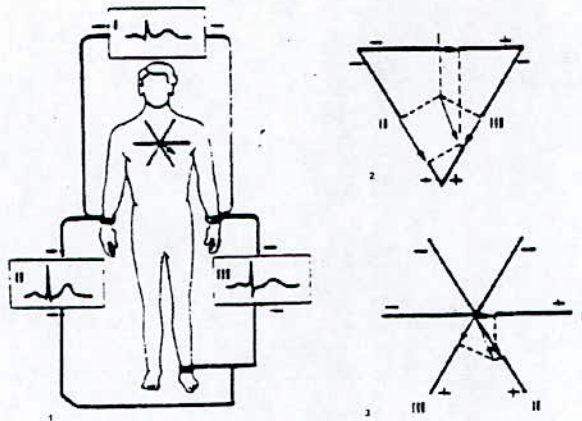


Figure -I-2 : a
Dérivations bipolaires I, II, III
d'Einthoven

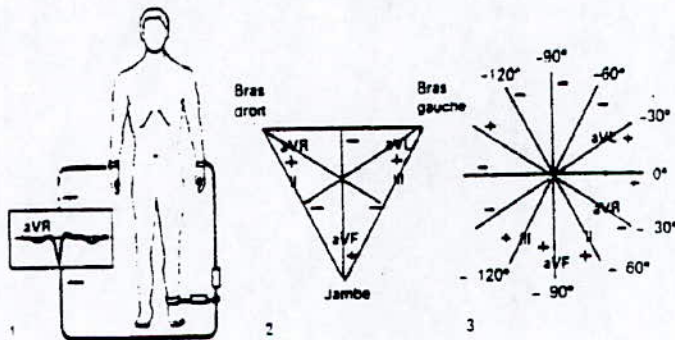


Figure -I-2 : b
Dérivations unipolaires
de Golberger

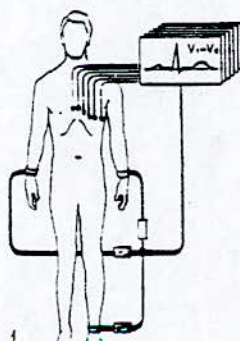


Figure -I-2 : c
Dérivations unipolaires
Précordiales de Wilson

B. MORPHOLOGIE DES SIGNAUX :

L'électrocardiogramme est l'enregistrement successif de la dépolarisation et la repolarisation auriculaire qui correspondent à la contraction auriculaire, puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire qui correspondent à la contraction ventriculaire, il apparaît une succession de déflexions, séparées par des intervalles.

Ces déflexions et ces intervalles ont une terminologie précise :

- Onde P : correspond à la dépolarisation des oreillettes droite et gauche, elle est de durée inférieure ou égale à 0.11 sec et d'amplitude inférieure ou égale à 0.25 mv.
- Complexe QRS : ensemble de déflexions correspondant à la repolarisation des ventricules :
 - Onde Q : déflexion négative initiale précédant la première déflexion positive R de durée inférieure à 0.04 sec, son amplitude est inférieure de 25% par rapport à l'amplitude de l'onde R qui la suit.
 - Onde R : correspond à une déflexion positive, son amplitude ne dépasse pas les 2.5 mv.
 - Onde S : première déflexion négative, succédant à la déflexion R.

La durée du complexe est inférieure à 0.10 sec, habituellement entre 0.06 et 0.08sec

- Onde T : déflexion correspondant à la repolarisation ventriculaire, son amplitude est inférieure à 0.5 mv.

Les durées des intervalles sont comme suit :

RR : entre 0.12 et 0.2 sec, sa durée varie en fonction de la fréquence cardiaque, elle s'allonge quand la fréquence se ralentit et se raccourci quand la fréquence s'accélère.

QT : sa durée varie de la même façon. Pour une fréquence de 60 bpm "battement par minute"

QT = 0.39 ± 0.04 sec, pour une fréquence de 80 bpm, QT = 0.35 ± 0.045 sec.

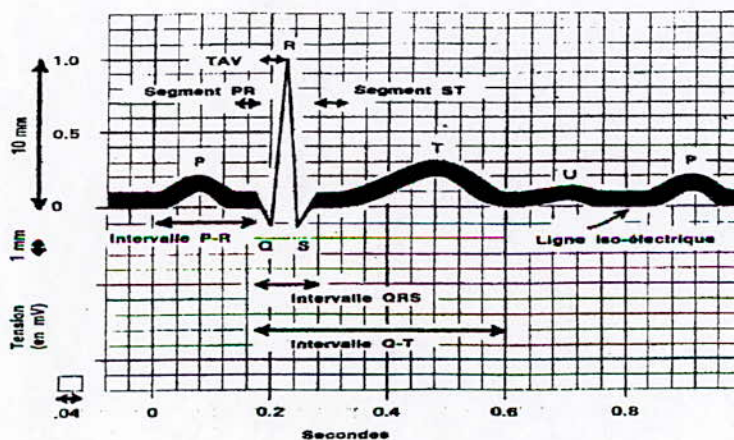


Figure -I-3
Tracé d'un ECG
normal

I-2- L'ELECTROCARDIOGRAPHE : TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT

L'électrocardiogramme comprend 6 éléments principaux : le circuit électrique (les différentes électrodes exploratrices) ; systèmes amplificateur, galvanomètre, système inscripteur branché sur le galvanomètre, fil de terre isolant, fixe sur le sujet à la jambe droite et fil de terre sur l'appareil qui élimine les courants parasites.

Quatre électrodes sont placées sur les membres habituellement à la face interne des avant-bras, et la face externe des jambes. Elles permettent l'enregistrement des trois dérivations bipolaires (DI, DII et DIII) et des trois dérivations unipolaires (aVR, aVL et aVF).

Une ou plusieurs électrodes sont appliquées sur le thorax, et enregistrent les dérivations Précordiales.

L'enregistrement doit être fait sous plusieurs conditions : le patient doit être couché sur le dos et en résolution musculaire complète, c'est à dire dans une position confortable et protégée du froid. L'enregistrement peut aussi être fait en position debout ou assise. Le tracé enregistré peut être bruité pour plusieurs raisons :

- Ondulations de la ligne de base : due à plusieurs causes : (cette ligne devrait être isoélectrique)
 - 1- Electrodes appliquées d'une manière trop lâche : les mouvements respiratoires font varier la pression d'application des électrodes.
 - 2- Traction exercée sur l'électrode par le fil de câble
 - 3- Oscillation de la tension du secteur
 - 4- Le décalage brutal de la ligne de base peut être provoqué par un mouvement inopiné du patient, un faux contact, le plus souvent fil-électrode.

- Parasitage de la ligne de base et des différentes déflexions : reconnaît trois causes principales
 - 1- Tremblement musculaire causé par une mauvaise relaxation musculaire.
 - 2- Interférences du courant alternatif : il s'agit d'oscillations régulières, sinusoïdales, de fréquence 50 Hz (60 Hz) ou multiple de 50 Hz (60 Hz), permanente, se superposant au tracé électrocardiographique normal
 - 3- Les mauvais contacts fil-électrodes : conduisent à des oscillations larges de la ligne de base.

I-3- TROUBLES CARDIAQUES :

Pour expliquer les causes de ces troubles ; rappelons la chronologie des événements cardiaques : l'activité cardiaque est une succession de cycles qui correspondent à différents phénomènes, et qui ont une durée moyenne de 0.8 secondes.

Le premier phénomène d'un cycle cardiaque est d'ordre électrique. C'est une onde qui prend naissance au niveau du nœud sinusal. L'onde ainsi créée se propage rapidement dans les oreillettes, provoquant la contraction des cellules auriculaire. Ce phénomène se traduit dans l'ECG par l'onde P. Elle précède la contraction auriculaire qui dure environ 0.1 secondes. Cette contraction provoque une augmentation de pression dans les oreillettes, puis dans les ventricules, lorsque ceux-ci sont mis en communication avec les oreillettes par l'ouverture des valves auriculo-ventriculaires, et a pour effet de remplir les ventricules de sang.

Après s'être propagée à travers les oreillettes, l'onde électrique parvient dans les ventricules par une jonction appelée nœud auriculo-ventriculaire ou nœud de Tawara. Celui-ci constitue un passage dans lequel la vitesse de l'onde électrique est considérablement diminuée. Sortant du nœud de Tawara, l'onde se propage dans les ventricules par l'intermédiaire du faisceau de His et des fibres de Purkinje, entraînant la contraction des cellules ventriculaires, d'où l'apparition du complexe QRS. Durant cette contraction, les cellules auriculaires se repolarisent. Ce dernier phénomène ne se traduit pas par l'apparition d'une onde dans l'électrocardiogramme car il est faible et lent.

L'onde QRS de l'ECG apparaît lors de la diminution de pression qui suit la fin de la contraction auriculaire. Cette onde précède la contraction ventriculaire. Très vite après le début de celle-ci, la pression ventriculaire dépasse la pression auriculaire, entraînant la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires. Le sang est expulsé rapidement dans le système artériel.

La durée de la contraction ventriculaire est de 0.3 secondes. La fin de celle-ci est marquée par l'apparition de l'onde T qui correspond à la repolarisation des cellules ventriculaires. La relaxation du ventricule provoque une chute rapide de la pression ventriculaire qui, très vite, tombe sous la pression aortique. Le reflux du sang vers le ventricule est arrêté par l'ouverture des valvules sigmoïdes. La pression continue de chuter et tombe en dessous de la pression auriculaire. Les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent et le remplissage des ventricules et des oreillettes s'effectue pendant la phase de décontraction du cœur appelée diastole. Cette phase ne se traduit par aucun phénomène visible dans l'ECG (Figure -1-4)

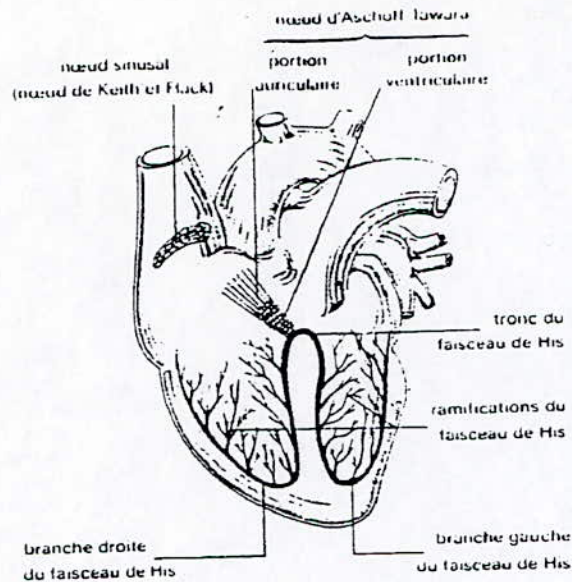


Figure -I-4-
Anatomie du cœur

Venons en aux troubles qui peuvent affecter le cœur : la physiologie de la conduction cardiaque allant du sinus aux cellules ventriculaires contractiles explique que toute affection atteignant le nœud sinusal, l'oreillette, le nœud de Tawara, le tronc commun du faisceau de His ou les branches de Purkinje sera susceptible de créer une interruption de la conduction de la dépolarisation vers les ventricules, d'où le nom de maladie du sinus et de bloc atrio-ventriculaire.

Il existe deux grandes catégories de troubles : les troubles du rythme et les troubles de conduction.

1- Troubles du rythme : sont liées à un défaut d'excitabilité des cellules du myocarde.

On peut les classer selon l'étage de leur origine : sinusal, auriculaire, ventriculaire.

- *Troubles du rythme sinusal* : naissent au niveau du nœud sinusal de Keith et Flack.
 - . Tachycardie sinusale : fréquence entre 100 et 150 bpm (battement par minute)
 - . Bradycardie sinusale : fréquence entre 40 et 60 bpm
 - . Arythmie sinusale : rythme sinusal irrégulier correspondant à une variation de plus de 0.16 secondes de la durée des intervalles P-P successifs.

- *Troubles du rythme auriculaire* : appelées aussi extrasinusal, naissent au niveau du myocarde auriculaire droit et gauche.
 - . Extrasystoles auriculaires : QRS précédé par une onde P prématurément apparue.

- . Le flutter auriculaire : la commande est prise par un foyer ectopique, on distingue deux catégories :
 - . Flutter 2/1 : QRS précédé par deux ondes P
 - . Flutter 3/1 : QRS précédé par trois ondes P.
- . Fibrillation auriculaire : causée par une décharge simultanée de plusieurs foyers ectopiques inefficaces.
- . Tachycardie auriculaire : caractérisée par une fréquence entre 100 et 250 bpm (200 bpm en moyenne), aussi par des ondes P de morphologies anormales suivies par des ondes T cachées par les QRS qui viennent après ces ondes anormales.
- *Troubles du rythme ventriculaire* : (extrasinusal) signifient une urgence, classées-en :
 - . Extrasystoles ventriculaires : caractérisées par QRS large (durée ≥ 0.12 secs) (critère non absolu pour le diagnostic).
 - . Tachycardie ventriculaire : succession de QRS large à une fréquence supérieure ou égale à 150 bpm.
 - . Flutter ventriculaires : caractérisés par une onde P plus visible et aucune distinction entre QRS et onde T, le rythme ventriculaire est élevé.
 - . Fibrillation ventriculaire : non-existence de complexe QRS, ce qui signifie l'arrêt cardiaque.
- 2 – troubles de conduction** : sont liées à un défaut de propagation de l'onde électrique, on peut les classer comme suit :
 - BAV : bloc auriculo-ventriculaire, divisé en trois catégories
 - . BAV I (premier degré) : durée de l'intervalle PR $> 22/100$ secs
 - . BAV II (second degré) : correspond à un allongement progressif de l'intervalle PR jusqu'à blocage.
 - . BAV III (troisième degré) ou BAVC (complet) : dissociation entre les ondes P et les QRS.
 - Bloc de branche : durée de QRS supérieure ou égale à $12/100$ secs.

On doit noter l'existence d'autres troubles, on cite :

- Les ischémies : divisées en deux catégories :
 - Sous epicardique : l'onde T est négative et symétrique.
 - Sous endocardique : l'onde T est positive.

- L'infarctus du myocarde :
 - De première heure : l'onde T est géante
 - De quatre premières heures : surdécalage de l'intervalle ST
 - Infarctus récent : onde Q large

- Hypertrophie : elles entraînent des modifications de l'onde P (en durée et en phase).

CONCLUSION :

L'électrocardiographie est une technique d'exploration largement utilisée. On a vu que l'électrocardiographe devait satisfaire un certain nombre de contraintes concernant l'immunité aux parasites diverses. De nos jours, cet appareil remplit bien sa fonction et fournit de façon fiable un signal auquel on peut appliquer des méthodes appropriées du traitement du signal. La recherche de l'information utile dans le signal ECG nécessite des traitements permettant une détection et une classification des arythmies cardiaques ; ce sera l'objet des chapitres qui vont suivre.

CHAPITRE II

CHAPITRE II

TRAITEMENT ET ANALYSE DU SIGNAL E C G

DANS LE DOMAINE TEMPOREL

INTRODUCTION

Les systèmes d'interprétation de l'ECG sont basés sur l'identification des événements pseudo-périodiques qui caractérisent sa morphologie.

La détection du complexe QRS est une des phases principales pour cette interprétation. Donc, il est très important d'avoir une technique fiable pour son identification. Cette détection est rendue difficile du fait de la grande variation de sa morphologie d'un individu à un autre et des différents bruits qui se superposent à ce signal.

Dans ce chapitre nous allons introduire un processus de détection du complexe QRS qui combine les 3 traitements suivants : un filtrage linéaire, une transformation non linéaire et une règle de décision. Pour la détection de l'onde R et du complexe QRS, on a utilisé un algorithme voisin de celui décrit par Pan et Tompkins [3] ; cette détection est suivie de celle des ondes T et P afin de permettre une analyse plus poussée du signal étudié.

II-1-Phase de prétraitement :

II-1-1-Filtrage

Afin d'atténuer le bruit, le signal passe à travers un filtre numérique résultant de la mise en cascade de deux filtres : un passe bas et un passe haut. Le filtre passe bande résultant doit maximiser l'énergie du complexe QRS qui se situe entre [5 – 15] Hz avec un maximum aux environs de 12 Hz.

Le filtre passe bas utilisé a pour fonction de transfert :

$$H(Z) = \frac{(1 - Z^{-6})^2}{(1 - Z^{-1})^2} \quad (1)$$

La fonction de transfert du filtre passe haut est :

$$H(Z) = \frac{(-\frac{1}{32} + Z^{-16} - Z^{-17} + \frac{1}{32} Z^{-32})}{(1 - Z^{-1})} \quad (2)$$

La mise en cascade des ces deux filtres donne un filtre dont la bande passante s'étend de 9 à 21 Hz, ce qui englobe une grande partie de l'énergie du signal. Ce filtre a un retard de groupe de 21 échantillons et un gain de 31 dB, il permet aussi d'atténuer les interférences introduites par le 60 Hz. La figure -II-1 donne sa réponse fréquentielle.

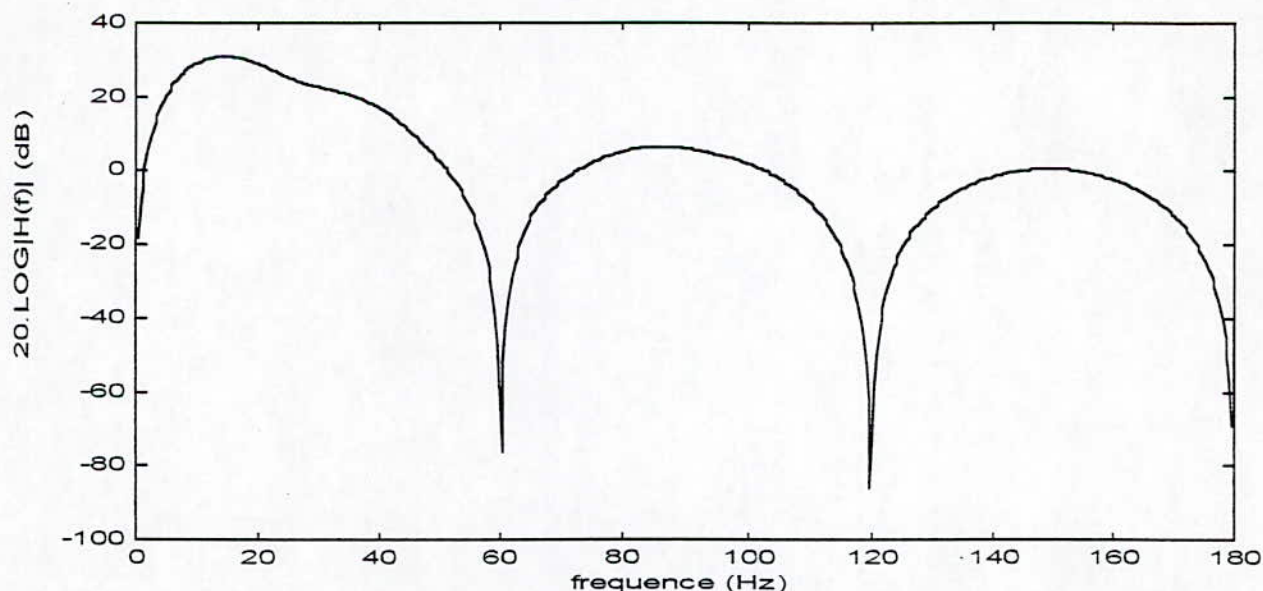


Figure -II-1 : réponse fréquentielle du filtre

II-1-2-Dérivation et lissage :

Après filtrage, on procède au calcul des dérivées première et seconde. Les opérations de base pour ce calcul sont :

- dx1: dérivée première $y(n) = 0.5(x(n+1) - x(n-1))$
- dx2: dérivée seconde $yy(n) = 0.25.(x(n+2) - 2x(n) + x(n-2))$

Pour le calcul de la dérivée première, on a préféré choisir la méthode de dérivée à point central qui est moins sensible au bruit et plus précise que la méthode de différence entre deux points successifs. Après calcul des deux dérivées, on procède à un lissage de ces dernières sur un nombre de points $2n+1$.

Nous avons effectué un lissage par moyenne mobile successivement sur 3,5,7 et 9 points, la fonction de base utilisée est un lissage sur 3 points "lis(3)" avec les coefficients $[0.25 \ 0.5 \ 0.25]$, le lissage sur $2n+1$ points s'obtient par un produit de convolution avec la fonction de base lis(3) : $lis(2n+1) = lis(2n-1)*lis(3)$.

On obtient les fonctions suivantes :

- $dlis1(n)$: dérivée première et lissage sur $2n+1$ points.
- $dlis2(n)$: dérivée seconde et lissage sur $2n+1$ points.

La figure II-2 donne les représentations graphiques des fonctions de transfert de $dlis1(n)$ et $dlis2(n)$.

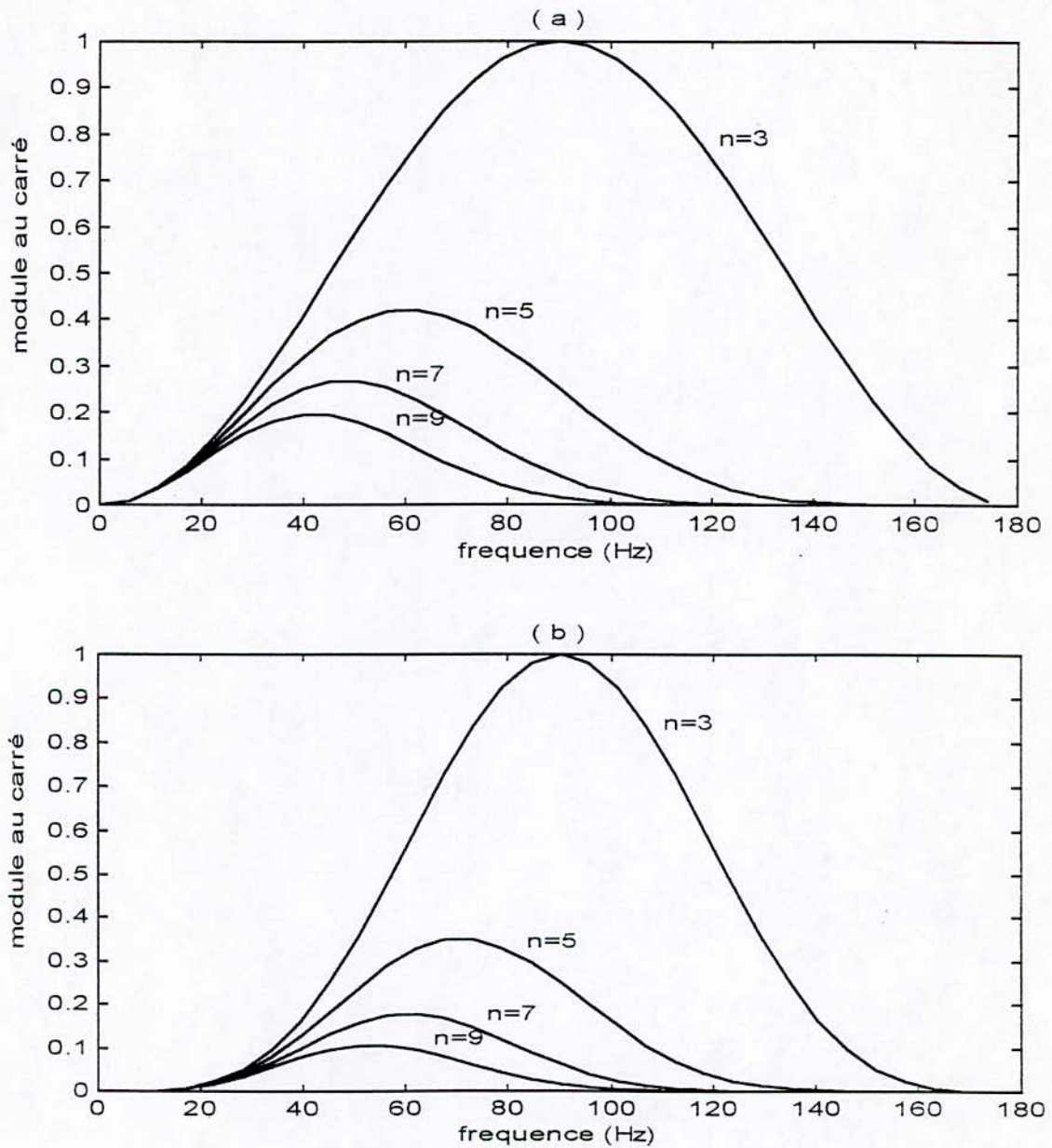


Figure -II-2 : - (a) : fonction de transfert de la fonction $dlis1$
 - (b) : fonction de transfert de la fonction $dlis2$

Dans notre programme on a utilisé un lissage sur 5 points, qui offre des performances satisfaisantes.

II-1-3-Fenêtre d'intégration

On a ajouté un processus non linéaire qui est l'élévation au carré des points des deux dérivées lissées point par point, toutes les données deviennent positives ce qui permet une détection quel que soit le sens des QRS. Cette opération est suivie d'une sommation des dérivées première et seconde. Le calcul des dérivées permet l'extraction de la pente du complexe QRS. Sur le plan pratique, certains ECG conduisent à des valeurs de dérivées premières et secondes très inégales. Une sommation sans précaution donne d'assez mauvais résultats et par la suite de fausses alarmes. Pour réduire ces inégalités, le signal obtenu est passé à travers une fenêtre d'intégration sur N points, le signal de sortie sera de la forme :

$$y(n) = (1/N)[x(n-(N-1)) + x(n-(N-2)) + \dots + x(n)] \quad (3)$$

où $x(n)$ est la somme des carrés des deux dérivées

Le choix du nombre de points de la fenêtre d'intégration est important ; il doit être approximativement égal au nombre de points du complexe QRS. S'il est trop petit, quelques complexes QRS vont introduire plusieurs pics dans la fenêtre d'intégration qui vont influencer sur la détermination du rythme cardiaque basée sur le calcul de l'intervalle RR. S'il est trop grand, cette fenêtre va déborder sur l'onde T, par la suite, la détection de cette onde deviendra très compliquée, voir impossible. Le nombre N d'échantillons de la fenêtre d'intégration est obtenu de manière empirique. Pour une fréquence d'échantillonnage de 360 Hz un nombre N=30 échantillons donne de bons résultats.

II-2- Détermination de la porte QRS :

II-2-1-Seuillage:

La phase de prétraitement réalisée, nous déterminons la fenêtre contenant l'onde R en appliquant au signal $y(n)$, sortie de l'intégrateur, un seuillage. Le seuil choisi, S_1 , est égal à 30% du maximum du signal $y(n)$, le choix d'un seuil aussi bas est possible grâce au fort rapport signal sur bruit du filtre utilisé et de l'utilisation de la fenêtre d'intégration. Toutefois, ce seuil a été déterminé d'une façon pratique sur un ensemble de signaux tests. Sa valeur influence sur l'estimation de la durée théorique du complexe QRS.

$$S_1 = 0.3 \text{maximum}(y(n))$$

$$\text{Si } y(i) > S_1 \text{ qrs}(i) = 1 \text{ sinon } \text{qrs}(i) = 0.$$

Cette comparaison avec un seuil, conduit à la création d'un tableau logique "qrs" dont les valeurs seront 1 ou 0.

Il faut noter que le retard de groupe introduit par les filtres utilisés doit être pris en compte lors de la détermination de la porte logique ; pour cela, l'ensemble des valeurs "qrs" sont décalées de 21 échantillons.

II-2-2- Validation de la porte logique qrs :

Une fois la porte "qrs" déterminée, on procède à la validation de cette dernière. En effet, quel que soit le rythme cardiaque, il existe une durée minimale RR_{min} supérieure à 200 ms [4] entre deux battements cardiaques successifs. Pour éviter de fausses détections, il est important de vérifier que chaque porte correspond bien à un QRS. Pour cela nous avons calculé le temps écoulé entre deux ondes R consécutives. Si cette durée est plus grande que $RR_{min} = 200$ ms, la porte sera conservée, sinon elle est redéterminée par augmentation du seuil S_1 en choisissant $S_1 = 2 * S_1$.

II-3- Recherche de l'onde R, estimation de la durée des QRS.

À partir du tableau "qrs" nous déterminons les indices de transitions montantes et descendantes par calcul de la différence entre deux points successifs de ce tableau. On détermine de ce fait les indices de début 'début' et de fin 'fin' de la porte. L'indice correspondant à l'onde R est obtenu par recherche de la valeur maximale prise par la valeur absolue du signal ECG original $x(n)$ entre le début et la fin de chaque porte ; on obtient ainsi le tableau "R" contenant les indices des ondes R. La durée moyenne du complexe QRS est obtenue en faisant la moyenne des durées des portes.

II-4- Analyse temporelle globale :

L'analyse globale a pour but l'estimation des paramètres quantitatifs temporels de l'ECG. Les paramètres estimés, déterminés sur la durée totale du signal sont : le rythme cardiaque moyen et la durée moyenne des QRS.

a) rythme cardiaque moyen :

Le rythme cardiaque est un indicateur important de l'état d'un patient ; sa mesure est classique et habituelle. Nous le calculons en évaluant la moyenne des intervalles RR

$$\text{Durée moyenne : } RR_m (s) = \frac{1}{n \cdot fe} \left(\sum_{i=1}^n R(i+1) - R(i) \right)$$

fe : fréquence d'échantillonnage

n : et le nombre total de porte qrs

$$\text{le rythme moyen (bpm)} = \frac{60}{RR_m}$$

b) Porte QRS, estimation de la durée

La durée du complexe QRS correspond au temps que met l'onde d'excitation pour activer l'ensemble de la musculature ventriculaire. A partir du tableau "qrs" nous estimons la durée moyenne du complexe par l'équation suivante :

$$\text{durée moyenne du complexe } d_{qrs}(s) = \frac{1}{n \cdot fs} \sum_{i=1}^n (\text{fin}(i) - \text{début}(i))$$

Où début(i) et fin(i) sont les instants des transitions montante et descendante de la porte "qrs" (Figure -II-3).

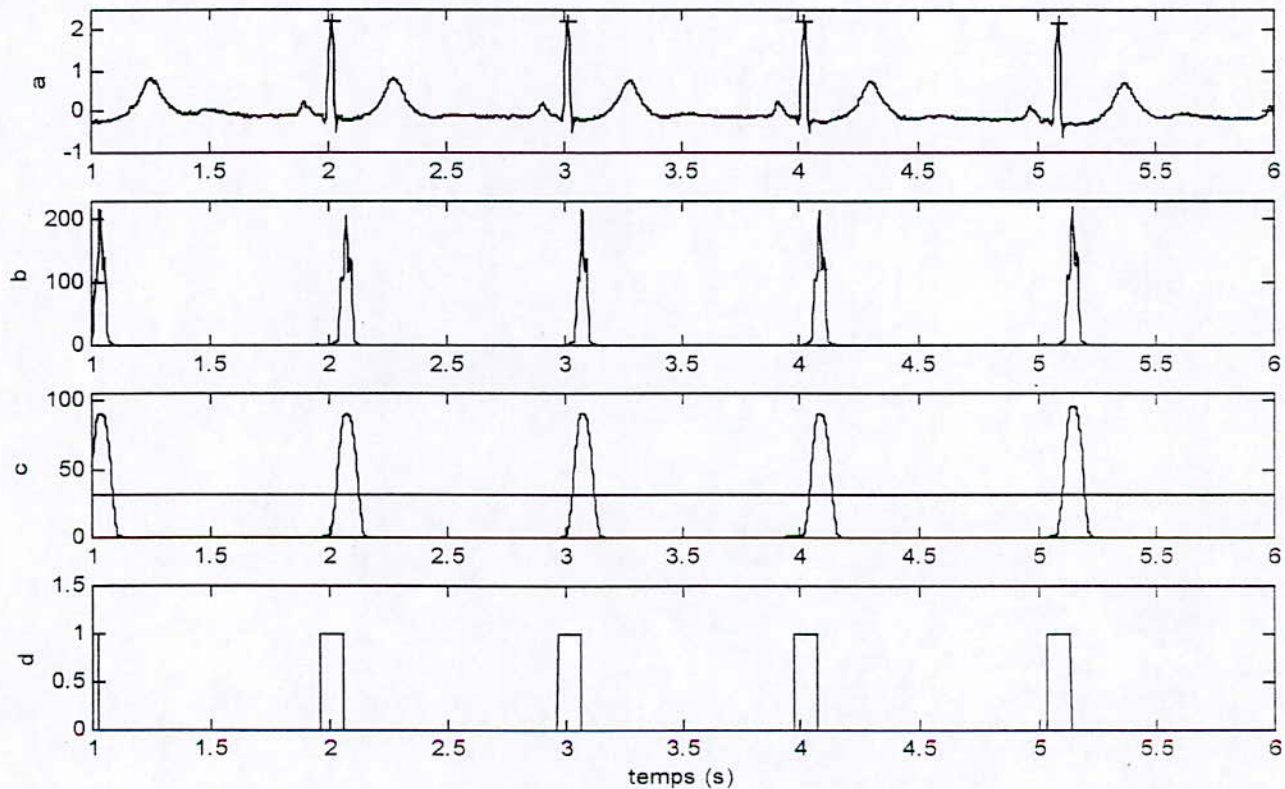


Figure -II-3 : - a : signal ECG réel
 - b : signal après intégration et élévation au carré
 - c : signal a la sortie de la fenêtre d'intégration et le seuil utilisé
 - d : porte qrs

II-5-Détection des ondes T et P

II-5-1- détection de l'onde T :

Pour la détection de l'onde T nous avons appliqué une transformation de longueur [5] au signal ECG. Après détection des complexes QRS, une opération logique simple entre la porte "qrs" et le signal ECG "x(n)" non filtré donne lieu à un autre signal xt(n) tel que :

$$xt(n) = x(n).not(qrs)$$

not : non logique.

Ce signal ne contient pas de complexe QRS. La détection de l'onde T peut être effectuée comme suit :

II-5-1-1-transformation de longueur :

Cette transformation peut être utilisée sur un seul canal ou plusieurs canaux. Chaque canal contenant une dérivation $x_i(t)$ du signal ECG, $1 < i < n$, où n est le nombre total de dériviatives.

La longueur ds de la fonction $r = r(t) = \{x_1(t) \dots x_n(t)\}$ dans l'intervalle $[t, t+dt]$ est donnée

par :

$$ds = \sqrt{\sum_{j=1}^n (dx_j/dt)^2} dt \quad (4)$$

la transformation de longueur $L(n,q,t)$ de r(t) est définie dans l'intervalle $[t, t+q]$ comme suit

$$L(n,q,t) = \int_t^{t+q} ds = \int_t^{t+q} \sqrt{\sum_{j=1}^n (dx_j/dt)^2} dt \quad (5)$$

Où q est la largeur de la fenêtre.

Pour le cas discret la relation (5) devient :

$$L(n,q,i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad (6)$$

Où :

n: nombre de dériviatives utilisées

q: la largeur de la fenêtre

i: indice de l'échantillon

Dans le cas du signal ECG, les x_j de la relation (6) sont des fonctions de la forme $f_j(t,y_j(t))$, avec $y_j(t)$ représentant la tension de la dérivation j. considérons la fonction $r = r(t)$ qui a pour coordonnées la longueur de la courbe $f_j(t,y_j(t))$, $1 \leq j \leq n$.

Dans notre cas on utilise une seule dérivation du signal ; 'un seul canal' ; la transformation de longueur devient donc :

$$L_i = L(1, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta x_{i,k})^2} = \sum_{k=i}^{i+q-1} |\Delta x_{i,k}| \quad (7)$$

$$L_i = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta t)^2 + (\Delta y_k)^2} = \Delta t \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{1 + (\Delta y_k / \Delta t)^2} \quad (8)$$

Comme Δt n'est qu'un facteur multiplicatif, on aura :

$$L_i = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{1 + (\Delta y_k)^2} \quad (9)$$

où y_k est la dérivée du signal $xt(n)$

II-5-1-2- Algorithme de détection :

a)- Détermination de la fenêtre de recherche de l'onde T

La fenêtre de détection de l'onde T est déterminée en fonction du rythme cardiaque en prenant comme origine le pic de l'onde R.

Si RR_m (s) est supérieur à 0,7 s le début et la fin de la fenêtre seront :

début = 30 échantillons après le pic de l'onde R

fin = 180 échantillons après le pic de l'onde R

sinon :

début = 12 échantillons après le pic de l'onde R, la fin de cette fenêtre est déterminée à partir de la relation :

fin = indice de l'onde R + partie entière de la relation ($g = .4 * (RR_m \times fe)$)

b)- Transformation de longueur :

Une fois le signal $xt(n)$ obtenu, on lui applique une transformation de longueur (9) sur une fenêtre de durée $q = 100$ échantillons. (approximativement égale à la durée de l'onde T), on retire au signal $L(i)$ obtenu sa valeur moyenne afin d'avoir un seuil fixe puis on compare sa valeur dans la fenêtre de détection de l'onde T à un seuil $S_2 = -0.1$. On suppose qu'il y a une onde "T" si cette valeur est inférieure à -0.1 .

La non détection sur l'ensemble du signal signifie qu'il possède des ondes T inversées, dans ce cas on compare la fonction $-L(i)$ au même seuil S_2 .

c)- Détermination des paramètres de l'onde T :

- Durée de l'onde T : dans la fenêtre de détection, l'ensemble des points $L(i) < S_2$ donne le nombre d'échantillons nt de l'onde T. La durée de cette dernière est donc : $duré_T = nt / fe$.

- Maximum de l'onde T : Comme pour la détermination de l'onde R, le maximum de l'onde T est la valeur maximale du signal $L(i)$ dans la fenêtre de détection.

- Détermination du début et de la fin de l'onde T L'indice de début de l'onde T correspond au premier point vérifiant la condition $L(i) < S_2$. L'indice de fin de cette onde est celui vérifiant dans la fenêtre de détection $L(i) < S_2$.

On obtient donc deux tableaux, le tableau "T" contenant les indices du maximum de l'onde T et le tableau "detT" qui contient les indices de début et fin de cette onde.

La figure -II-4 illustre le processus de détection de l'onde T

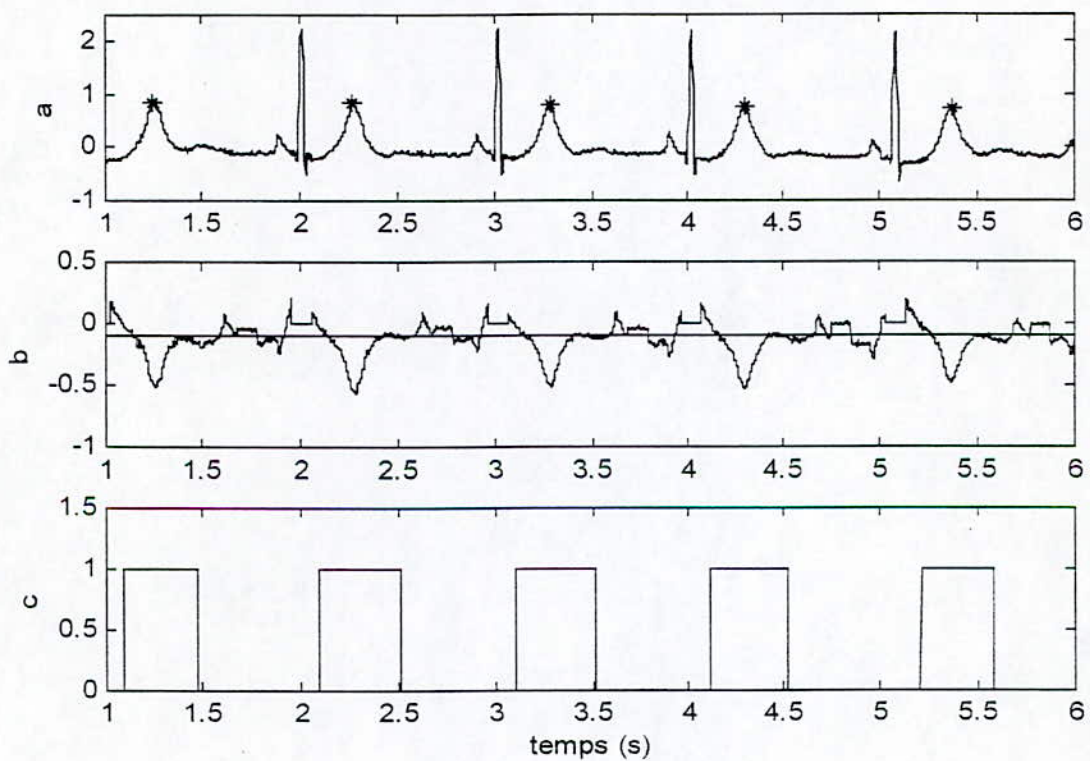


Figure -II-4 : - (a) : signal ECG avec ondes T détectées (*)
 - (b) : transformation de longueur du signal (a)
 - (c) : fenêtre de détection de l'onde T

Remarque : cette méthode peut être utilisée pour la détection de l'onde P en procédant comme suit :

- On applique la transformation de longueur sur le signal ECG sans les complexes QRS et sans les fenêtres contenant l'onde T avec une fenêtre $q = 45$ échantillons "durée approximative de l'onde P"
- La fenêtre de détection de l'onde P est comprise entre la fin de l'onde T(i) et le début du complexe QRS(i+1)
- Le même critère de décision est appliqué pour la détermination de cette onde et de ses paramètres

On a préféré utiliser une autre méthode pour la détermination de l'onde P qui a un temps de calcul beaucoup plus court et qui donne des résultats assez bons.

II-5-2-Détection de l'onde P :

La détection de l'onde P est très importante pour l'analyse du rythme ; toutefois elle est rendue difficile à cause de la faible amplitude de cette onde qui peut être noyée dans du bruit. Nous procédons de la manière suivante [6] :

On filtre le signal avec un filtre de Butterworth passe bas d'ordre 7 avec une fréquence de coupure de 40 Hz, un segment de 290ms est extrait du signal $x_p(n)$ qui représente le signal ECG sans les complexes QRS et les ondes T. Ce segment débute 350 ms avant l'onde R et est supposé contenir l'onde P. Afin d'atténuer les ondulations de la ligne de base, on retire du signal la valeur moyenne de chaque segment dans la fenêtre de détection pour avoir une ligne isoélectrique.

Le signal obtenu est passé dans un filtre dérivateur dont la fonction de transfert en Z est :

$$H(Z) = 1 - Z^{-9}$$

Ce filtre présente une atténuation de -40 dB à 40 Hz qui n'influe pas sur le signal vu que le maximum de l'énergie de l'onde P est compris entre 0 et 30Hz. La figure -II-5 illustre la fonction de transfert du filtre $H(Z)$

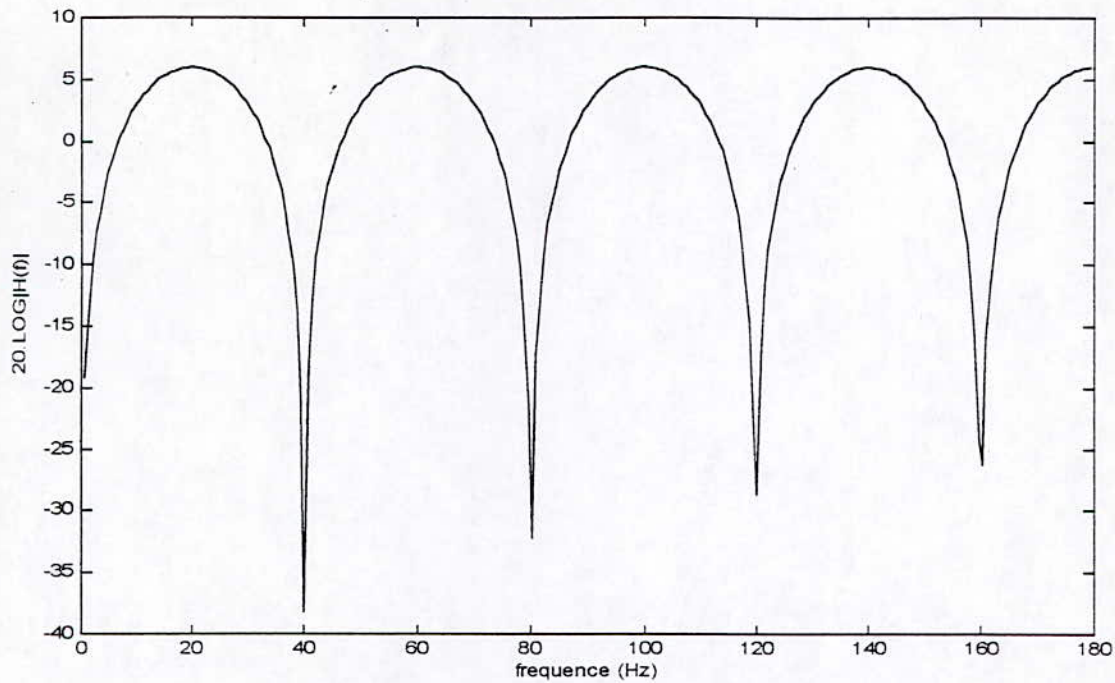


Figure II.5 : Réponse en fréquence du filtre $H(Z)$

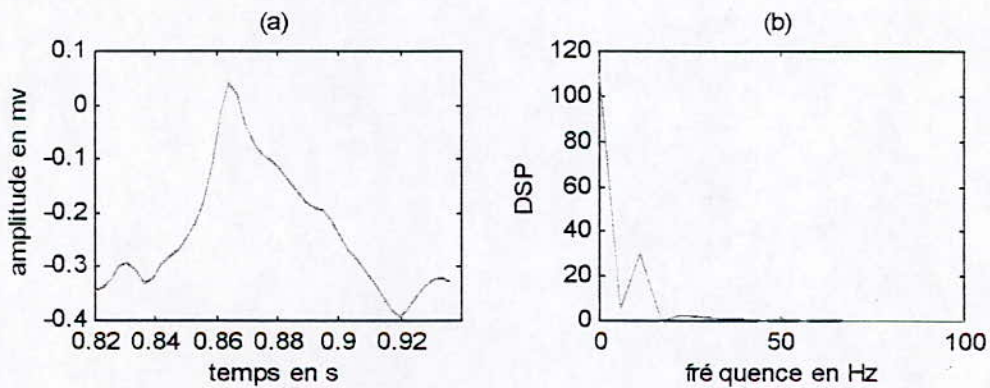


Figure II.6 : (a) - Onde p

(b) - Densité spectrale de l'onde P

Si une onde P est présente sur ce segment, le signal $xd(n)$ de sortie du filtre $H(z)$ possédera deux points limites : un maximum et un minimum. Les autres points oscillent autour du 0. L'algorithme détecte l'onde P dans une fenêtre qui s'étend de la première valeur du signal $xd(n)$ qui est inférieure à zéro avant son maximum, jusqu'à la première valeur inférieure à zéro après le minimum de ce dernier. La mesure de cet intervalle donne la durée approximative de l'onde P, le maximum de l'onde P correspond à la valeur max du signal $xd(n)$

La figure -II-7 représente le processus de détection de l'onde P.

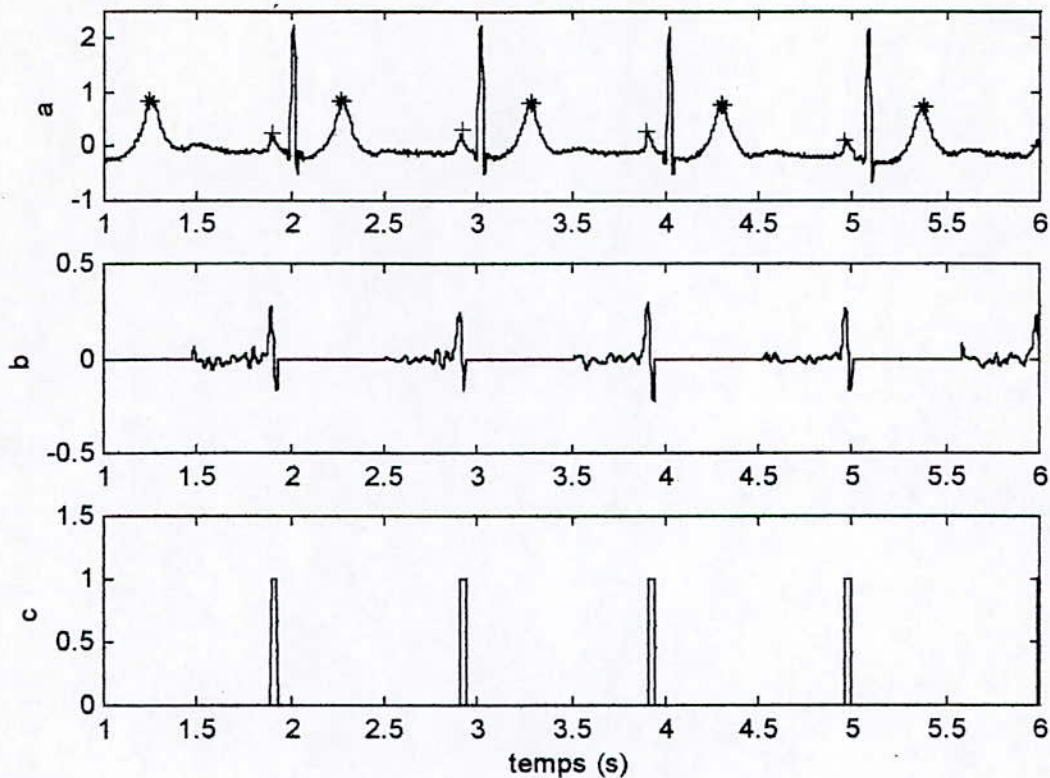


Figure II.7 : (a)- Signal ECG et ondes P détectées (+)

(b)- Signal ECG filtrée à travers le filtre $H(Z)$ sans ondes T
et sans complexes QRS

(c)- Fenêtre de détection de l'onde P

CONCLUSION :

L'analyse du signal ECG dans le domaine temporel permet la détection des différentes ondes qui le caractérise, les résultats obtenus, notamment ceux de la détection des ondes R et P donnent une évaluation du rythme et une détection des différents troubles cardiaques cités au chapitre I. Ces mêmes résultats seront utilisés pour l'analyse battement par battement qui sera introduite dans le prochain chapitre.

CHAPITRE III

CHAPITRE III

ANALYSE SPECTRALE

INTRODUCTION :

L'analyse spectrale cherche à décrire les composantes fréquentielles d'un signal. Nous allons, dans ce qui suit, présenter deux approches utilisant cette analyse très importante en traitement du signal : une analyse fréquentielle globale et une analyse battement par battement. Les deux portent sur le calcul de la densité spectrale et d'autres paramètres caractéristiques qui seront définis au cours de ce chapitre.

Avant d'entamer cette analyse, on présentera une technique appelée «filtrage adaptatif» dans le but d'éliminer l'interférence due au secteur (60 Hz pour notre cas).

III-1- ELIMINATION DE L'INTERFERENCE PERIODIQUE PAR FILTRAGE

ADAPTATIF :

Le filtrage adaptatif intervient quand il faut réaliser, simuler ou modéliser un système dont les caractéristiques évoluent dans le temps. Il conduit à la mise en œuvre de filtres à coefficients variables dans le temps. Les variations des coefficients sont définies par un critère d'optimisation et réalisés suivant des algorithmes d'adaptation, qui sont déterminés en fonction de l'application.

On utilisera l'algorithme LMS "least mean square", correspondant à une technique itérative minimisant l'erreur quadratique moyenne entre l'entrée primaire et l'entrée de référence. Une structure transversale est toujours employée et les coefficients du filtre sont obtenus en utilisant cet algorithme.

a- Méthode de Widrow :

La méthode de Widrow [7] consiste en la suppression d'une interférence périodique sans utilisation d'une source de référence externe.

Il existe un grand nombre de circonstances où un signal est affecté par une interférence périodique où on ne dispose pas d'une entrée de référence externe. L'idée est d'insérer un retard fixe soit dans l'entrée primaire, comme ceci est montré sur la figure III-1 ou dans l'entrée de référence; l'interférence périodique pourra être dans plusieurs cas supprimée.

Le retard choisi doit être d'une durée suffisante pour que les composantes du signal à l'entrée de référence deviennent décorrélées de celles de l'entrée primaire. Les composantes de l'interférence, à cause de leur nature périodique resteront corrélées entre elles.

Signal + interférence périodique

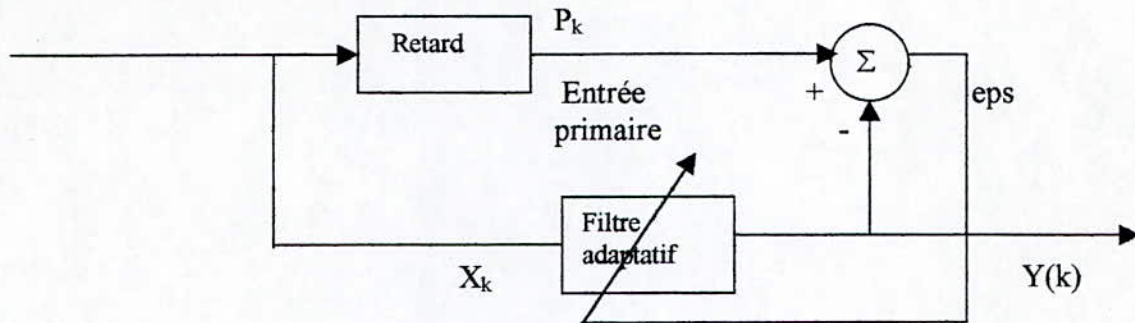


Figure -III-1-

Suppression d'une interférence périodique sans une source de référence externe

b- L'algorithme LMS :

Soit:

- N ordre du filtre adaptatif
- $h_N(k)=[h_1 \dots h_N]$ les coefficients du filtre a l'instant k
- $X_k=[x(k) \dots x(k-N)]$ le vecteur d'entrée à l'instant k des échantillons du signal de référence
- P_k est l'entrée primaire désirée de l'ECG à filtrer
- $Y(k)$ est la sortie du filtre qui est la meilleure estimation des moindres carrés de P_k

L'algorithme LMS est défini comme suit: à l'instant k,

$$eps(k) = P_k - Y(k) = P_k - [x(k) \dots x(k-N)] \cdot [h_1 \dots h_N]^T$$

$$[h_N(k+1)]^T = [h_N(k)]^T + \mu \cdot eps \cdot [x(k) \dots x(k-N)]^T$$

Le facteur μ est une constante positive appelée : pas d'adaptation, le choix de la valeur de μ résulte d'un compromis entre la rapidité de convergence et la valeur de l'erreur résiduelle lorsque la convergence est obtenue.

Bellanger [8] a montré que pour obtenir une bonne stabilité de ce type de filtre, en supposant l'indépendance entre l'erreur et le signal reçu et en désignant par σ_x^2 la puissance du signal reçu, le pas d'adaptation doit satisfaire la condition:

$$0 < \mu < \frac{1}{N \cdot \sigma_x^2}$$

c- Résultats:

La figure -III-2 (a) donne le tracé d'un signal ECG d'une durée de 5 secondes avant élimination du 60Hz. La figure -III-2 (b) représente la densité spectrale de puissance dans la bande de fréquence 0, 100 Hz .

Les figures -III-2 (c) et -III-2 (d) représentent respectivement le même signal ECG et sa densité spectrale de puissance après filtrage.

Les constantes du filtre utilisées sont les suivantes:

- $f_e=360$ Hz "fréquence d'échantillonnage"
- Ordre du filtre $N=32$
- Le retard inséré $\Delta=16$
- Le pas d'adaptation $\mu=0.01$.

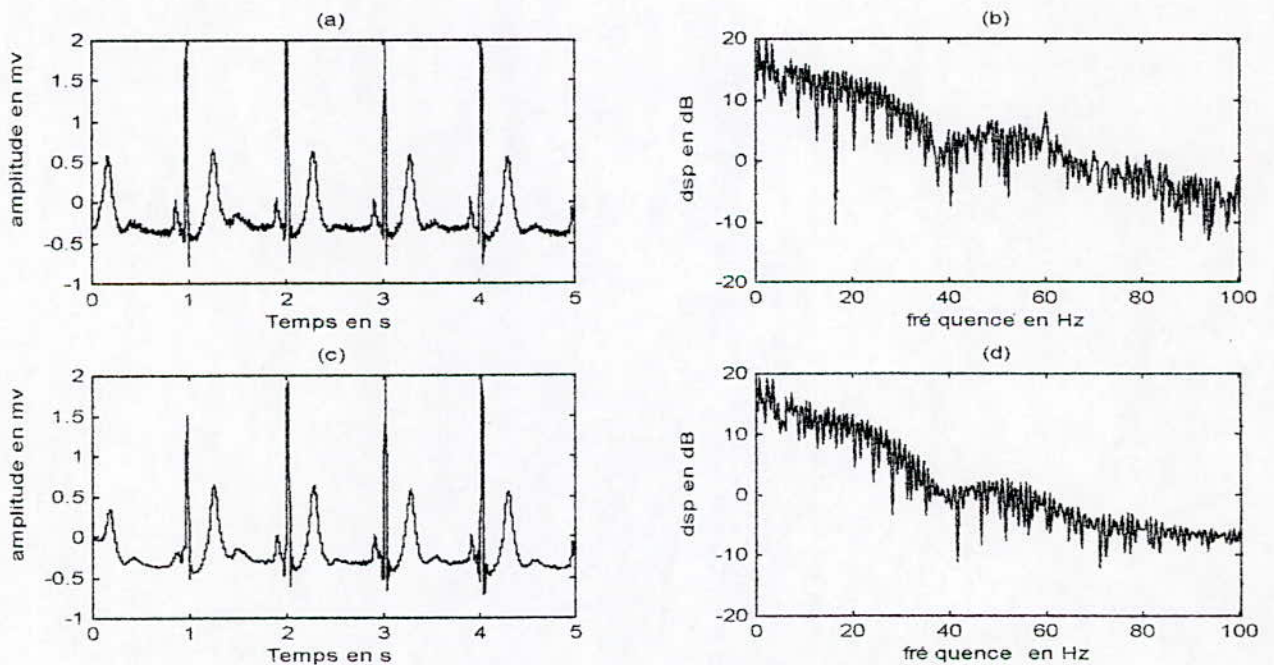


Figure III-2 : (a) Signal ECG avant filtrage
 (b) Densité spectrale du signal avant filtrage
 (c) Signal après filtrage
 (d) Densité spectrale du signal après filtrage

III-2- ANALYSE SPECTRALE GLOBALE :

Cette analyse consiste en la représentation du spectre d'amplitude de l'ECG. [9]

Soient : $x(n)$ le signal ECG, $X(m)$ sa transformée de Fourier ; on a la relation :

$$X(m) = FFT(x(n), N)$$

Avec : FFT : correspond à la transformée de Fourier rapide

N : l'ordre de la FFT

La densité spectrale de $x(n)$, notée W : (PSD : Power Spectral Density)

$$W = |X(m)|^2$$

Du fait que le traitement sera numérique sur des signaux limités dans le temps (réels), le calcul qui évaluera la PSD ne donnera qu'une valeur estimée de la PSD réelle TPSD (true PSD) du signal.

Il existe plusieurs méthodes pour évaluer cet estimateur, nous présentons celle que nous allons utiliser dans notre programmation. Il s'agit de la «méthode de WELCH» ; qui calcule la densité spectrale à partir de segments de recouvrements contenus dans des intervalles obtenus par application de fenêtres spécifiques. Ensuite, la PSD sera calculée avec application de moyenne. (*voir annexe 1*)

On procède à la détermination des paramètres caractéristiques suivants :

a - Fréquence du maximum d'amplitude : f_{max}

On cherche l'indice k pour lequel W est maximale ; on calculera :

$$f_{max} = k \times \Delta f$$

Avec Δf : la résolution fréquentielle $\Delta f = f_e / N$.

b - Fréquence moyenne 'meanf', écart type 'stdevf' :

On calcule les valeurs suivantes :

$$a = \sum_{k=0}^{N/2} (k \times W(k)) \quad b = \sum_{k=0}^{N/2} W(k) \quad c = \sum_{k=0}^{N/2} k^2 \times W(k)$$

$$m1 = \frac{a}{b} \quad m2 = \frac{c}{b}$$

On aura donc : $meanf = m1 \times \Delta f$ $stdevf = \sqrt{m2 - m1^2} \times \Delta f$

c - Fréquence médiane f_{med} :

Définition : Dans une distribution, la médiane est la variable pour laquelle cette distribution vaut 1/2

On procédera pour l'évaluation de f_{med} comme suit : on cherche la somme cumulée

$$C(k) = C(k - 1) + W(k)$$

On calcule n :
$$n = \frac{C(N - 1)}{2}$$

On cherchera k pour lequel : $C(k) < n < C(k + 1)$

D'où : $f_{med} = k \times \Delta f$

La figure -III-3 illustre le tracé de W en fonction de la fréquence f .

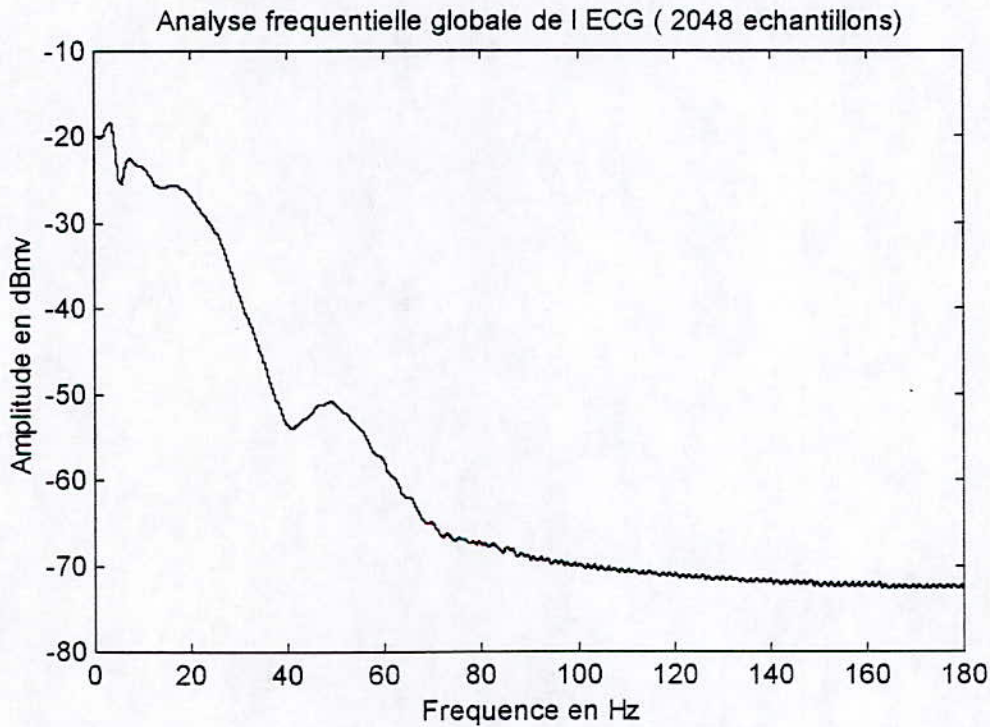


Figure -III-3-
Analyse fréquentielle globale

Pour une analyse plus détaillée du signal ECG, on introduit une analyse dite «battement par battement».

III-3- ANALYSE BATTEMENT PAR BATTEMENT :

Cette analyse va nous permettre de mieux déceler les variations des caractéristiques temporelles et fréquentielles à travers deux représentations graphiques [10].

Définition :

On définit un battement comme étant la partie du signal située entre les milieux de deux intervalles RR consécutifs.

1 – Pour la représentation temporelle, on récupéra les indices rw correspondants à l'onde R. On calculera ensuite les durées des battements et on relèvera les durées maximales et minimales correspondantes comme suit :

$$RR \max = \max\left(RR[rw(i+1) - rw(i), rw(i) - rw(i-1)] \right)$$

$$RR \min = \min\left(RR[rw(i+1) - rw(i), rw(i) - rw(i-1)] \right)$$

2 – En représentation fréquentielle, on calcule la PSD, comme définie précédemment, pour cela on devra choisir un ordre approprié de la FFT appliquée (pour un calcul optimal) suivant le rythme cardiaque car la durée du battement varie avec ce rythme.

Nous avons la relation suivante :

$$f_{card} = \frac{60}{RR}$$

avec

f_{card} : fréquence cardiaque (en bpm)

RR : durée de l'intervalle RR (en secs)

Soit

$f_e = 360$ Hz , nbe : nombre d'échantillons du signal à analyser

$$nbe = RR \times \Delta f = \left(\frac{60}{f_{card}} \right) \times \Delta f$$

D'où, pour

$$f_{card} \leq 45 \text{ bpm} : \quad nbe \leq 1024 \Rightarrow N = 1024$$

$$45 < f_{card} < 85 \text{ bpm} : \quad nbe \leq 512 \Rightarrow N = 512$$

$$f_{card} \geq 85 \text{ bpm} : \quad nbe \leq 256 \Rightarrow N = 256$$

A partir du spectre d'amplitude de chaque battement, on calcule les paramètres suivants :

- Fréquence moyenne : $\text{meanf}(j)$
- Ecart type : $\text{stdevf}(j)$
- Fréquence médiane : $\text{fmed}(j)$
- Fréquence du maximum d'amplitude : $\text{fmax}(j)$

Où «j» correspond au battement.

Ces paramètres seront plus significatifs en prenant leurs variations relatives par rapport à leurs valeurs moyennes après calcul de leurs valeurs maximales et minimales, car la morphologie des événements est variable d'un signal à un autre.

En dernier, en effectuera une représentation graphique battement par battement dans les deux domaines. (figure -III-4-)

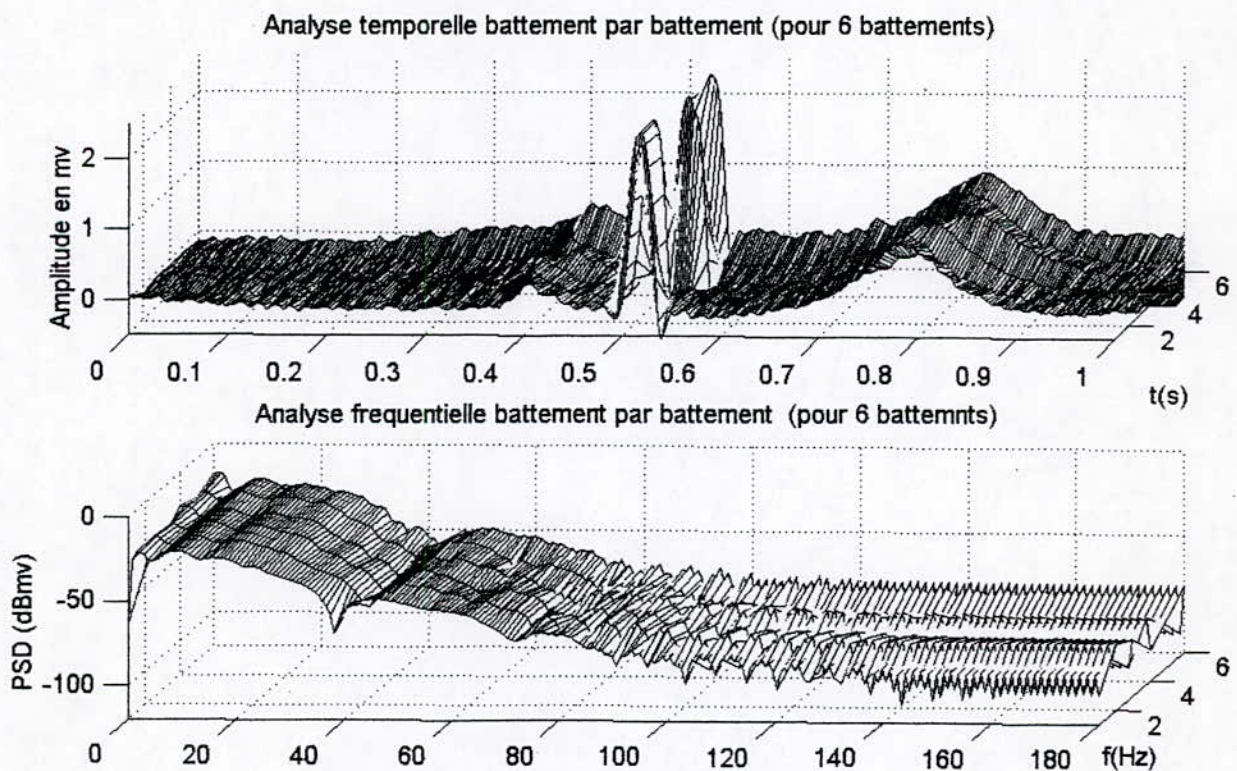


Figure III-4-

Analyse battement par battement

CONCLUSION :

Dans ce chapitre, on a décrit les principes de calcul et les programmes mis en œuvre pour une analyse fréquentielle du signal ECG. Les algorithmes utilisés ont permis la représentation graphique et le calcul des paramètres spectraux.

L'analyse battement par battement permet de montrer une évolution en temps et en fréquence des signaux.

Il est à noter que la méthode du filtrage adaptatif n'a pas été utilisée au chapitre II, car les filtres utilisés pour la détection avaient des fréquences de coupure inférieures à 60 Hz, qui était de ce fait rejeté.

Dans le chapitre qui suivra, nous introduirons la notion de signal analytique associé à l'ECG permettant d'atteindre celle de fréquence instantanée. Ensuite on évoquera la possibilité de représenter les variations temporelles(Chapitre II)et fréquentielles(Chapitre III) dans un double espace temps – fréquence.

CHAPITRE IV

CHAPITRE IV

SIGNAL ANALYTIQUE ET REPRESENTATION TEMPS-FREQUENCE

INTRODUCTION :

Il s'agira d'aborder le dernier processus d'analyse : l'étude du signal analytique associée à l'ECG et sa représentation dans le plan temps – fréquence. Dans la première partie, un rappel des propriétés du signal analytique sera suivi par son application à l'ECG en procédant comme suit :

- Calcul de l'enveloppe et de la partie imaginaire
- Calcul et représentation de la phase et de la fréquence instantanée
- Représentation dans le plan complexe

La deuxième partie sera consacrée à la représentation temps – fréquence où un bref rappel sur celle-ci sera évoqué. L'application de cette représentation termine ce chapitre.

IV-1- SIGNAL ANALYTIQUE :

La notion de signal analytique [11] généralise, à tout signal réel, la notation complexe utilisée pour un signal sinusoïdal et permet de définir certaines grandeurs intéressantes :

Enveloppe, fréquence instantanée.

Definition1 :

On appelle signal analytique une fonction \hat{x} complexe du temps dont la transformée de Fourier est la forme unilatérale de celle de la partie réelle $x(t)$.

$$\hat{x}(t) = x(t) + j \cdot x_H(t)$$

$$TF[\hat{x}(t)] = 2 \cdot \varepsilon(f) \cdot TF[x(t)] = [1 + \text{sign}(f)] \cdot X(f)$$

Avec ε : la fonction échelon unité (ou saut unité)

X : transformée de Fourier de x

Definition2 :

La transformée d'Hilbert TH est définie comme suit :

$$TH[x(t)] = x_H(t) = \frac{1}{\pi.t} * x(t)$$

Avec * : opérateur de convolution.

Les paramètres caractéristiques du signal analytique sont :

- L'enveloppe env : $env(t) = \left| \hat{x}(t) \right|$

- La phase phi : $phi(t) = \arg\left(\hat{x}(t)\right)$

- La fréquence instantanée fi : $fi(t) = \frac{1}{2 \times \pi} \times \frac{d}{dt}(phi(t))$

On utilisera pour le calcul de fi en programmation l'expression :

$$fi(t) = \frac{d}{dt}(phi) = \frac{1}{2.\pi} \times \frac{x'_H(t).x(t) - x'(t).x_H(t)}{env(t)^2}$$

Avec : $x'_H = \frac{d}{dt}(x_H)$

$$x'(t) = \frac{d}{dt}(x)$$

Remarque :

On doit souligner que phi doit être une fonction continue, pour pouvoir interpréter le tracé de la fi à partir de celui de la phase.

Le calcul de phi est celui de l'argument de $\hat{x}(t)$; donc :

$$phi = \arctan 2(x_H(t), x(t))$$

arctan2 : fonction arctg2

Nous utilisons le MATLAB 5.2 pour notre programmation, où la fonction arctan2 est prédéfinie, notée atan2, et qui satisfait la condition :

$$-\pi \leq \arctan 2(y, x) \leq \pi$$

D'où, la continuité de phi sera satisfaite.

Application au signal E C G :

Un traitement par filtrage adaptatif est utilisé pour éliminer l'interférence due au secteur, comme il a été le cas pour l'analyse spectrale.

Soit : le signal E CG $x(n)$: ($n = 1, M$)

$$\hat{x}(n) = x(n) + j * x_n(n) = HILBERT[x(n)]$$

$$env(n) = |\hat{x}(n)| = ABS[\hat{x}(n)]$$

$$phi(n) = \arg[\hat{x}(n)] = ANGLE[\hat{x}(n)]$$

$$fi(k) = \frac{1}{\Delta t} \times \frac{1}{2 \times \pi} \times \frac{xhp * real(\hat{x}) - xp * imag(\hat{x})}{env.^2}$$

$$xhp = diff(imag(\hat{x}))$$

$$xp = diff(real(\hat{x}))$$

(Les équations sont écrites avec les instructions MATLAB)

Avec Δt : résolution temporelle (en secondes)

On définit aussi les paramètres suivants :

- Valeur moyenne de fi «meanfi» et écart type de fi «stdevfi» :

$$meanfi = \frac{\sum_{k=pr}^{dr} fi(k)}{dr - pr} \times \frac{1}{\Delta t}$$

(fi pour ce calcul est prise sans unité – sans multiplication par $1/\Delta t$)

$$m2fi = \frac{\sum_{k=pr}^{dr} fi^2(k)}{dr - pr}$$

$$stdevfi = \sqrt{m2fi - meanfi^2}$$

Nous notons que la fréquence instantanée fi permettra de détecter l'onde P qui correspond à une variation très rapide sur le tracé de fi sous forme d'impulsion (négative dans la majorité des cas mais elle peut être positive pour certains cas).

IV-2-REPRESENTATION TEMPS-FREQUENCE

Deux types de représentations sont habituellement utilisées pour l'étude d'un signal physique :

La représentation temporelle, et la représentation fréquentielle. La première permet de suivre l'évolution du signal en fonction du temps. La deuxième, liée à la première par une transformation de Fourier, permet d'accéder aux composantes spectrales du signal, et occupe une place privilégiée en traitement des signaux. Néanmoins, de par sa nature, elle ne peut donner qu'une information fréquentielle globale du signal temporel dans laquelle toute notion de chronologie a disparue : " pour obtenir $X(f)$ on doit connaître toute l'histoire de $x(t)$ ".

Son champ d'application naturel est l'analyse des signaux stationnaires. Dès lors que l'on considère des processus non stationnaires, une analyse spectrale classique fournit une information moyennée sur la durée d'observation, donc peu caractéristique de la structure instantanée du signal étudié.

Une solution partielle à ce problème consiste à associer à un signal non stationnaire une suite de transformées de Fourier à court terme, en adaptant les fenêtres d'observations, de telle sorte que les hypothèses de stationnarité soient localement satisfaites. Cette solution nécessite un compromis entre les résolutions temporelles et fréquentielles liés à l'impossibilité d'une localisation précise en temps et en fréquence.

Une dernière solution plus satisfaisante consiste à chercher un outil adapté à l'étude des phénomènes non stationnaires sans référence directe aux méthodes du cas stationnaire, ce qui est l'objet de la représentation temps – fréquence.

IV-2-1-Définition à partir de l'énergie du signal ou de l'énergie du signal analytique associé :

Dans ce paragraphe, nous allons simplement à partir de la définition de l'énergie d'un signal ou de son signal analytique associé, donner une définition de la représentation temps – fréquence proposée par quelques auteurs.

Soit un signal temporel $x(t)$ d'énergie finie, ayant pour TF $X(f)$.

$$E_x = \int |x(t)|^2 dt = \int |X(f)|^2 df \quad (\text{théorème de Parseval})$$

On a alors :

$$E_x = \int x(t) x^*(t) dt = \int \int x(t) X^*(f) e^{-2\pi \cdot j \cdot f \cdot t} dt df$$

$$E_x = \iint b_x(t, f) dt df$$

Avec: $b_x(t, f) = x(t) \cdot X^*(f) e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot t \cdot f} = \rho_x(t, f) + j \sigma_x(t, f)$

Si E_x est l'énergie du signal analytique $\hat{x}(t)$ associé à $x(t)$, elle a pour expression :

$$E_x = \int \hat{x}(t) \cdot \hat{x}^*(t) dt = \iint \hat{x}(t) \cdot X^*(f) \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t} dt df$$

$$b_{\hat{x}}(t, f) = \hat{x}(t) \cdot X^{*+}(f) e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot t \cdot f} = \rho_{\hat{x}}(t, f) + j \cdot \sigma_{\hat{x}}(t, f)$$

Avec : $b_x(t, f)$ fonction complexe, est la définition de la représentation temps – fréquence selon RIHACZEK [12].

- Représentation de Wigner - Ville (W.V) : [13]

soit:

$x(t)$: signal ECG réel

$X(f)$: transformée de Fourier de $x(t)$

$W_x(t, f)$: transformation de Wigner – Ville de $x(t)$ tel que:

$$W_x(t, f) = \int x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) \cdot x\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \cdot e^{-i \cdot 2 \cdot \pi \cdot \tau \cdot f} d\tau$$

C'est une représentation réelle qui définit une distribution d'énergie dans le plan temps – fréquence.

Dans le cas discret :

$$W_x(\eta, f) = 2 \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(\eta + k) x(\eta - k) \cdot e^{-i \cdot 4 \cdot \pi \cdot f \cdot k}$$

Numériquement, pour obtenir la transformation de W.V au point t_i , nous faisons successivement une translation d'une unité à gauche : $x(t_i + \tau)$, suivie d'une translation d'une unité à droite : $x(t_i - \tau)$. Cette opération est suivie du produit des deux translations $p(t_i, \tau) = x(t_i + \tau) \cdot x(t_i - \tau)$. La distribution de W.V est obtenue par une simple transformée de Fourier de $p(t_i, \tau)$, comme nous n'avons pas tenu compte du terme $\tau/2$, la transformée de W.V de $x(t)$ au point $t = t_i$, $W_x(t_i, f)$ est représentée par un plan $P(f)$ au point $2t_i$, nous donnant des informations sur la répartition spectrale de $x(t)$ en t_i .

Toutefois, elle présente des inconvénients pouvant être jugés comme majeurs suivant les applications :

- Elle peut prendre des valeurs négatives
- Présente des interférences parasites importantes entre composantes
- Elle est obtenue à partir de toute l'histoire temporelle du signal
- Les calculs sont complexes et lents.

IV-2-2- Propriétés d'une représentation temps – fréquence :

Une représentation temps–fréquence devant permettre la mise en évidence des caractéristiques évolutives temporelles et fréquentielles d'un signal, ainsi que le rapport existant entre elles, devrait satisfaire un grand nombre de propriétés.

La représentation temps–fréquence associée à un signal temporel continu d'énergie finie, une fonction à deux variables $d_x(t,f)$ qui a les propriétés suivantes :

- $d_x(t,f)$ est une distribution de l'énergie de $x(t)$ dans le plan temps – fréquence

$$E_x = \iint d_x(t,f) dt df$$

- $d_x(t,f)$ est une quantité réelle facilement observable
- $d_x(t,f)$ est une densité d'énergie $d_x(t,f) \geq 0$
- $d_x(t,f)$ est compatible avec la translation temporelle

$$x(t - t_0) \rightarrow d_x((t - t_0), f)$$

- $d_x(t,f)$ est compatible avec toute modulation du signal

$$x(t) e^{2\pi f_0 t} \rightarrow d_x(t, (f - f_0))$$

- $d_x(t,f)$ est compatible avec le filtrage linéaire

$$x(t) * h(t) \rightarrow d_x(., f) * d_h(., f) (t)$$

- $d_x(t,f)$ est compatible avec toute convolution fréquentielle

$$x(t) h(t) \rightarrow d_x(t,.) d_h(t,.) (f)$$

- $d_x(t,f)$ est compatible avec les changements d'échelles

$$x(kt) \rightarrow \frac{1}{k} d_x(kt, f / k)$$

- $d_x(t,f)$ conserve le support temporel de $x(t)$

$$x(t) = 0, t > T \rightarrow d_x(t, f) = 0, t > T$$

- $d_x(t,f)$ conserve le support fréquentiel de $X(f)$

$$X(f) = 0, f > B \rightarrow d_x(t, f) = 0, f > B$$

IV-2-3-Application de la représentation temps –fréquence à l'analyse de l'ECG:

Les résultats obtenus par l'analyse battement par battement de l'ECG indiquent bien la nature non stationnaire de ce signal.

Il paraît donc naturel, d'envisager une représentation temps –fréquence de ce signal, en vue de présenter simultanément et dans un même plan, cette double évolution; ce que ne permettent pas les seules représentations temporelle ou fréquentielle, quoique la même information y soit contenue.

IV-2-4-Formulation de la représentation temps –fréquence utilisée:

Nous avons choisi d'utiliser comme définition de la représentation temps –fréquence la formulation suivante:

$$\rho_{\hat{x}}(t, f) = \text{Réal}(b_{\hat{x}}(t, f)) = \text{Réal}\left[\hat{x}(t). X^{*}(f) e^{-2\pi.j.f.t}\right]$$

$\rho_{\hat{x}}(t, f)$ fait ressortir les variations temporelle et fréquentielle du signal ECG ,cette représentation présente les même inconvénient que la représentation de W.V mais les calculs sont beaucoup plus simples est les résolutions temporelle et fréquentielle ne sont pas moins bonnes que celles obtenues avec la représentation de W.V.

IV-4-5-Programme d'analyse temps –fréquence:

L'algorithme de calcul comporte les étapes suivantes:

- lecture des valeurs temporelles $x(k)$ de la dérivation à analyser.
- calcul du signal analytique $\hat{x}(k)$ associée à $x(k)$ à partir du calcul de la transformé de Hilbert
- calcul de la transformée de Fourier discret $X_1(n)$ de $\hat{x}(k)$ sur 2048 échantillons. Après annulation des fréquences négatives, nous aboutissons au signal $X(n)$ comportant 1024 échantillons.
- Distribution d'énergie dans le plan temps –fréquence

Les points de la distribution d'énergie sont donné par :

$$\rho_{\hat{x}}(k, n) = \text{Réal}\left[\hat{x}(k). X^{*}(n) e^{-j.2.\pi.n.k}\right] = 2. \text{Réal}\left[x(k). X^{*}(n) e^{-j.2.\pi.n.k}\right]$$

avec $1 \leq k \leq c$ ou c est le nombre maximum d'échantillons
 $1 \leq n \leq 1024$ points

vue que l'énergie du signal est moins importante ,au delà de 30 Hz ,cette distribution est calculée pour un nombre de points $n=170$ points pour une fréquence d'échantillonnage de 360 Hz.

CONCLUSION

L'utilisation du signal analytique nous a permis d'introduire les notions de fréquence instantanée et de représentation complexe de l'ECG. Nous avons souligné l'intérêt de ce dernières pour la détection de l'onde P et la discrimination des ondes constituantes l'ECG.

Pour représenter simultanément dans un même plan, la double évolution en temps et en fréquence d'un signal réel, nous avons choisi comme formulation de la représentation temps – fréquence la relation:

$$\rho_x(t, f) = \text{Réal}(b_x(t, f)) = \frac{\text{Réal}\left(\hat{x}(t) \cdot X^{*}(f) \cdot e^{-2\pi \cdot j \cdot f \cdot t}\right)}{\sum |\hat{x}(t)|^2}$$

Cette représentation appliquées au signal ECG fait ressortir la notion de densité de puissance instantanée, laquelle permettra une meilleure évaluation de son évolution simultanée en temps et en fréquence ce que ne permet pas une analyse de Fourier classique.

Les résultats expérimentaux obtenus avec l'ensemble des traitements des chapitre précédents sont analysés au chapitre suivant.

CHAPITRE V

CHAPITRE V

PRESENTATION ET ANALYSE DES RESULTATS

INTRODUCTION :

Dans ce chapitre nous appliquerons les méthodes décrites précédemment aux six signaux suivants :

- « S1 » : rythme sinusal normal
- « S2 » : battement auriculaire prématuré
- « S3 » : battement prématuré décalé
- « S4 » : variation importante de la ligne de base
- « S5 » : contraction ventriculaire prématurée
- « S6 » : QRS inversé

Pour chaque signal, il s'agira de représenter les graphes des différents traitements accompagnés d'un tableau récapitulatif des paramètres quantitatifs correspondants.

Nous terminerons par une discussion concernant les résultats obtenus, les performances des méthodes et leurs limites.

V-1- RESULTATS :

A chaque ECG on associera 3 figures :

- La première rassemble les traitements décrits au chapitre II et l'analyse fréquentielle globale du chapitre III.
- La seconde concerne la partie signal analytique du chapitre IV.
- La dernière sera celle des traitements battement par battement du chapitre III et de la représentation temps – fréquence du chapitre IV.

Signal S1 :

C'est un signal réel normal dont les caractéristiques vont se retrouver sur le tableau -1-

- Dans le domaine temporel, les ondes R sont bien détectées et la «porte QRS», de durée moyenne 93 ms, englobe bien les complexes QRS.
- Dans le domaine fréquentiel, les valeurs de la fréquence moyenne(8.30 Hz), de l'écart type(7.18 Hz), de la fréquence médiane(5.98 Hz) de la largeur relative(0.86) serviront de valeurs de référence pour l'analyse spectrale.
- Les tracés battement par battement, dans les domaines temporel et fréquentiel, nous permettent de mieux visualiser la périodicité du signal ECG et de mettre en œuvre de façon plus précise la régularité du rythme cardiaque, la variation relative de l'intervalle RR étant de 11 %.
- L'étude du signal analytique révèle plusieurs faits importants :
 - La représentation dans le plan complexe est composée de trois catégories de boucles différenciées par leurs tailles : la plus grande est associée à l'onde R, la moyenne à l'onde T et la plus petite à l'onde P. Les deux plus grandes boucles entourent l'origine, alors que celle associée à l'onde P ne l'entoure pas.
 - La variation totale de la phase entre deux ondes R successives est donc de 4π (correspond à deux tours autour de l'origine), le sens de description de la courbe est le sens trigonométrique direct.
 - Le tracé de la fréquence instantanée f_i comporte des pics négatifs de variations rapides qui correspondent à l'onde P, cela est déduit de la courbe de variation de la phase. (on notera que ces pics peuvent être positifs)
 - Les ondes P, T et R sont clairement apparentes à travers la variation de la fréquence instantanée.
 - La valeur moyenne de la fréquence instantanée (2.09 Hz) correspond au rythme cardiaque (59 bpm) avec une marge d'erreur, compte tenu du fait qu'il y a deux rotations complètes autour de l'origine pendant un cycle cardiaque.
 - La valeur de l'écart type (4.65 Hz) indique l'importance des variations de f_i autour de sa valeur moyenne.

- La représentation temps - fréquence de type 3D, donne la variation de la densité de puissance en fonction du temps et de la fréquence. La périodicité du signal est facilement déductible suivant l'axe des temps, suivant l'axe de fréquence, la structure est un ensemble de pics nettement visible en basse fréquence, qui s'adoucit avec l'augmentation de la fréquence.

(Les illustrations graphiques pour S1 ont déjà été représentées aux chapitres correspondants).

On ajoutera sur le tableau les paramètres suivants :

- La dispersion relative de la $f_i = \frac{stdevf_i}{meanf_i}$
- La largeur spectrale relative $= \frac{stdevf}{meaf}$
- Variation relative de l'intervalle RR $= \frac{RR_{max} - RR_{min}}{RR_m}$

tableau -1-

Temps		Fréquence		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	59	Fréquence moyenne (Hz)	8.30	Intervalle RR	11
Durée QRS moyenne (ms)	99	Ecart type (Hz)	7.18	Fréquence moyenne	15
f_i moyenne (Hz)	2.07	Fréquence médiane (Hz)	6.00	Ecart type	9
Ecart type f_i (Hz)	5.05	Fréquence du max (Hz)	3.16	Fréquence médiane	35
Dispersion relative de f_i	2.43	Largeur spectrale relative	0.86	Fréquence du max	9
Nombre moyen de rotation	2				
Rythme cardiaque (avec f_i)	55				

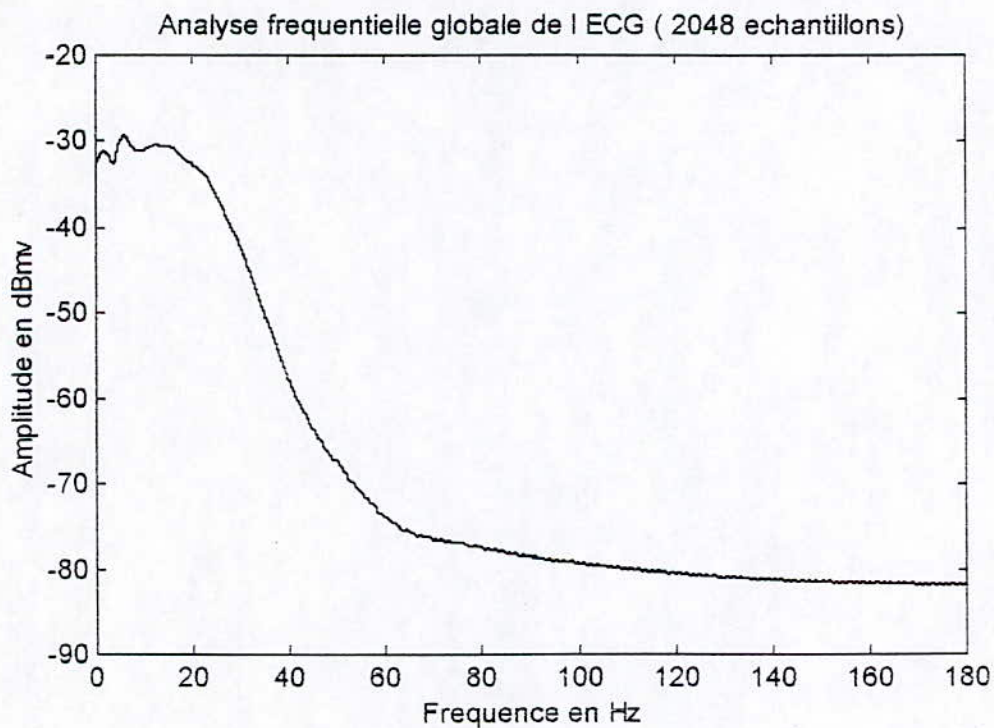
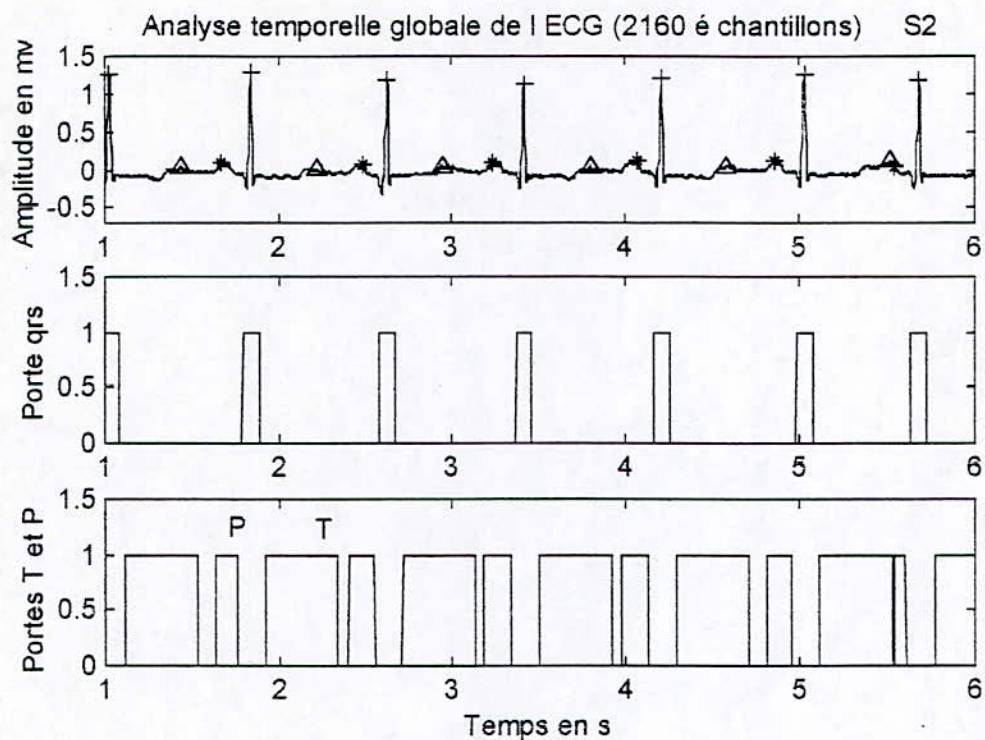
Signal «S2» :

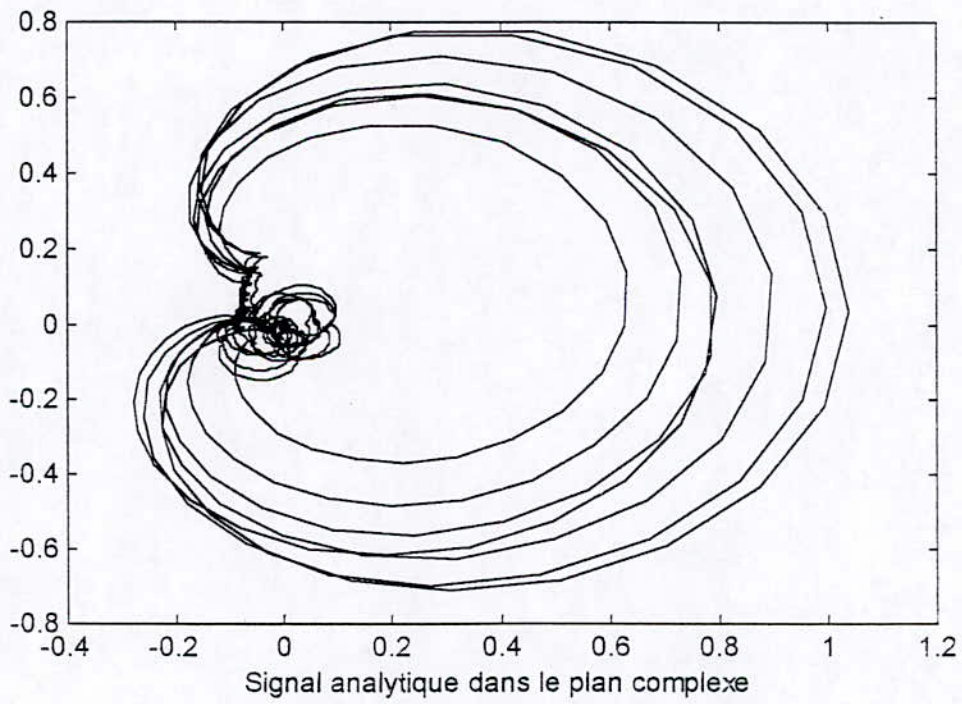
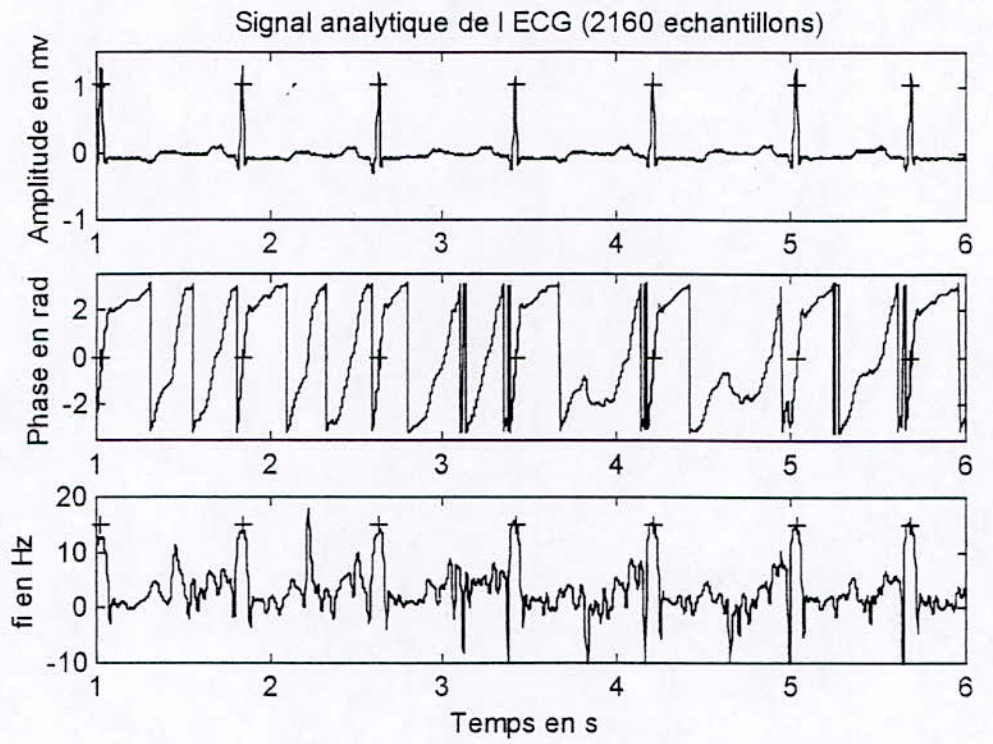
Ce signal est caractérisé par une variation du rythme plus importante que celle du signal de référence. En effet, l'analyse temporelle battement par battement met en évidence cette arythmie où la variation relative de l'intervalle RR dépasse 40 %.

L'analyse spectrale (globale ou battement par battement) n'est pas caractérisante pour cette arythmie, cela est dû à la forme des différents complexes qui est la même. Et pour la même raison, le signal analytique dans le plan complexe est pratiquement le même que celui du signal de référence avec détection des ondes P sur le tracé de la fi sous forme d'impulsions rapides. La représentation temps – fréquence met en évidence ce battement prématuré qui coïncide avec le dernier intervalle RR.

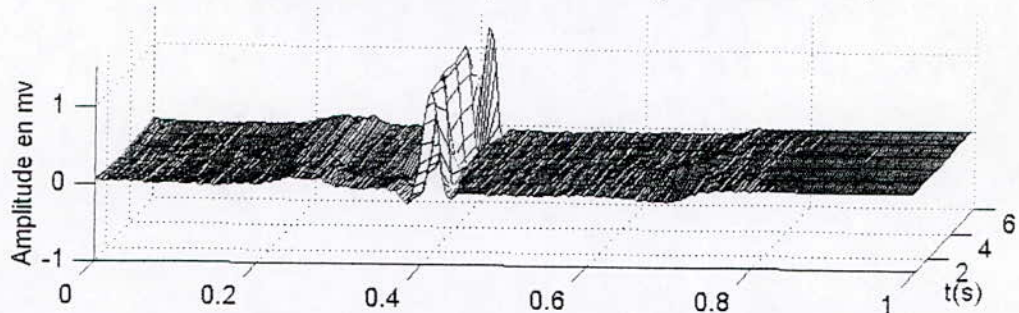
Tableau -2-

Temps		Fréquence		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	74	Fréquence moyenne (Hz)	12.05	Intervalle RR	43
Durée QRS moyenne (ms)	95	Ecart type (Hz)	7.27	Fréquence moyenne	24
fi moyenne (Hz)	2.79	Fréquence médiane (Hz)	11.51	Ecart type	29
Ecart type fi (Hz)	5.30	Fréquence du max (Hz)	6.00	Fréquence médiane	30
Dispersion relative de fi	1.9	Largeur spectrale relative	0.60	Fréquence du max	0
Nombre moyen de rotation	2.66				
Rythme cardiaque (avec fi)	63				

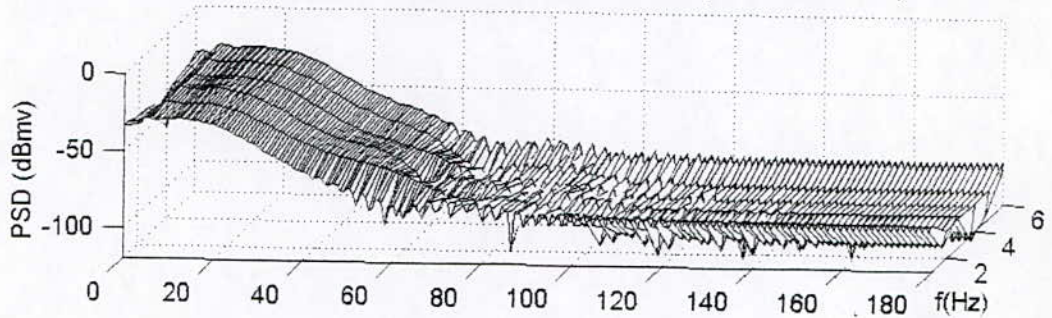




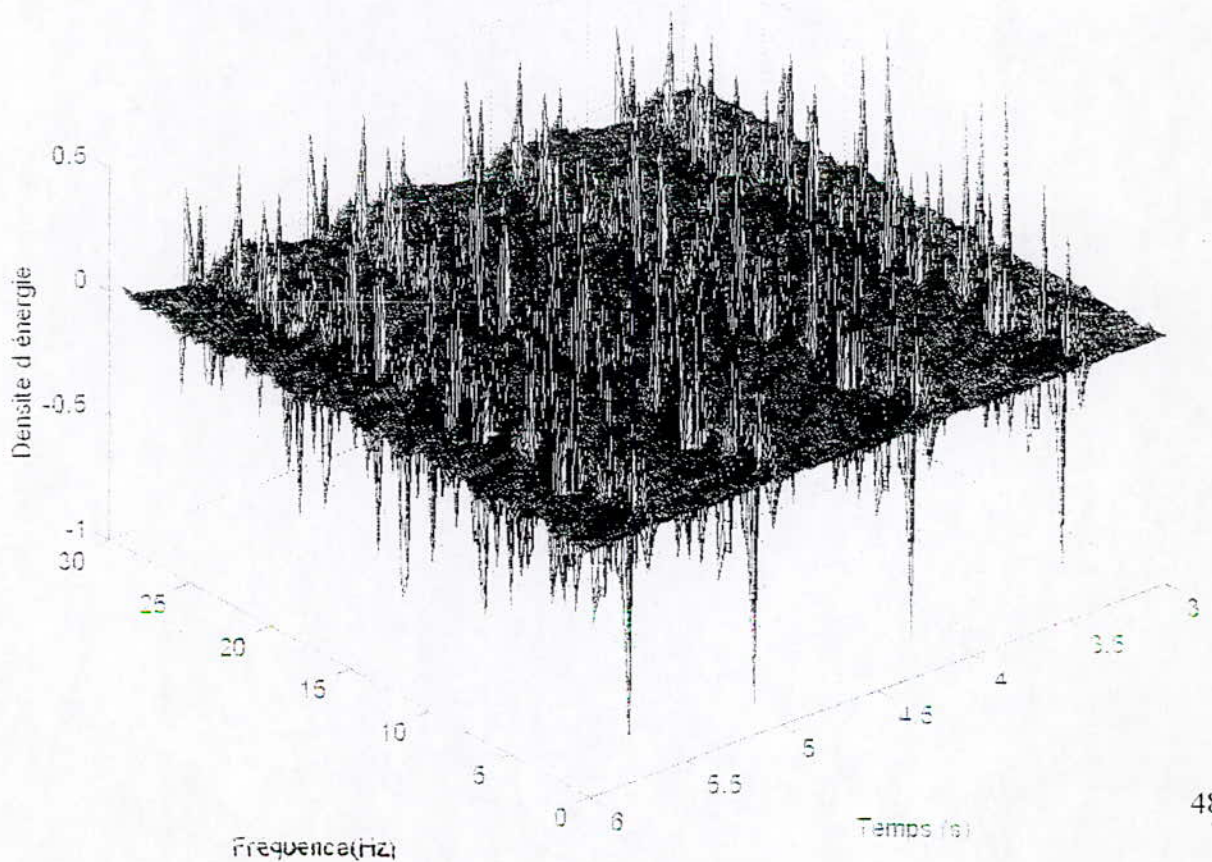
Analyse temporelle battement par battement (pour 6 battements)



Analyse fréquentielle battement par battement (pour 6 battements)



Représentation temps-fréquence du signal ECG



Signal S3 :

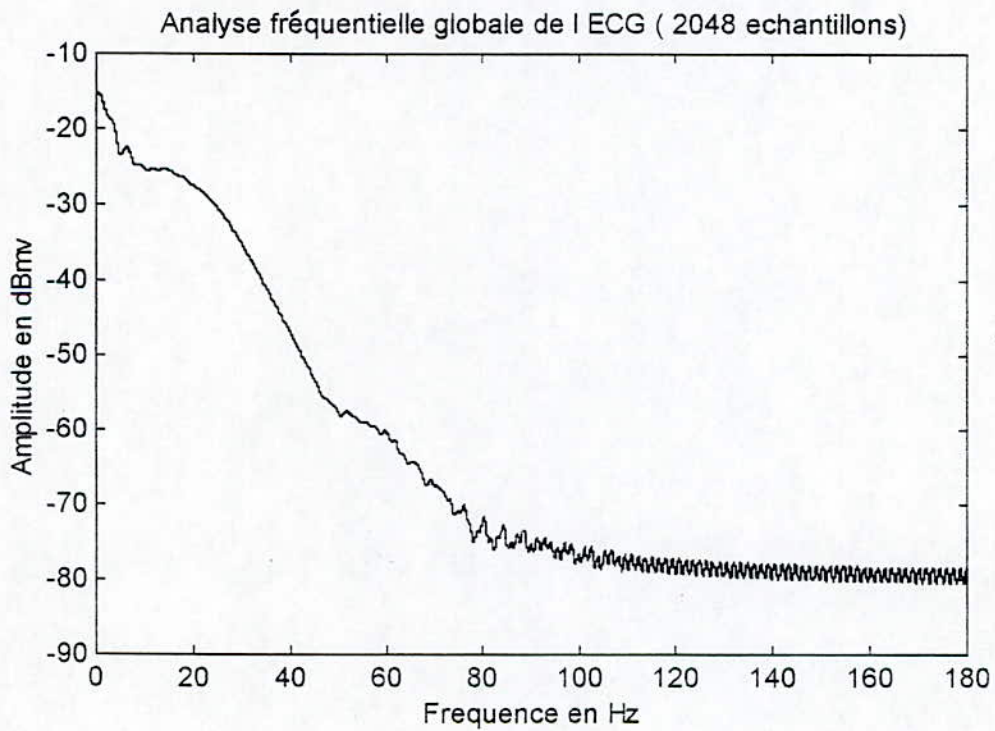
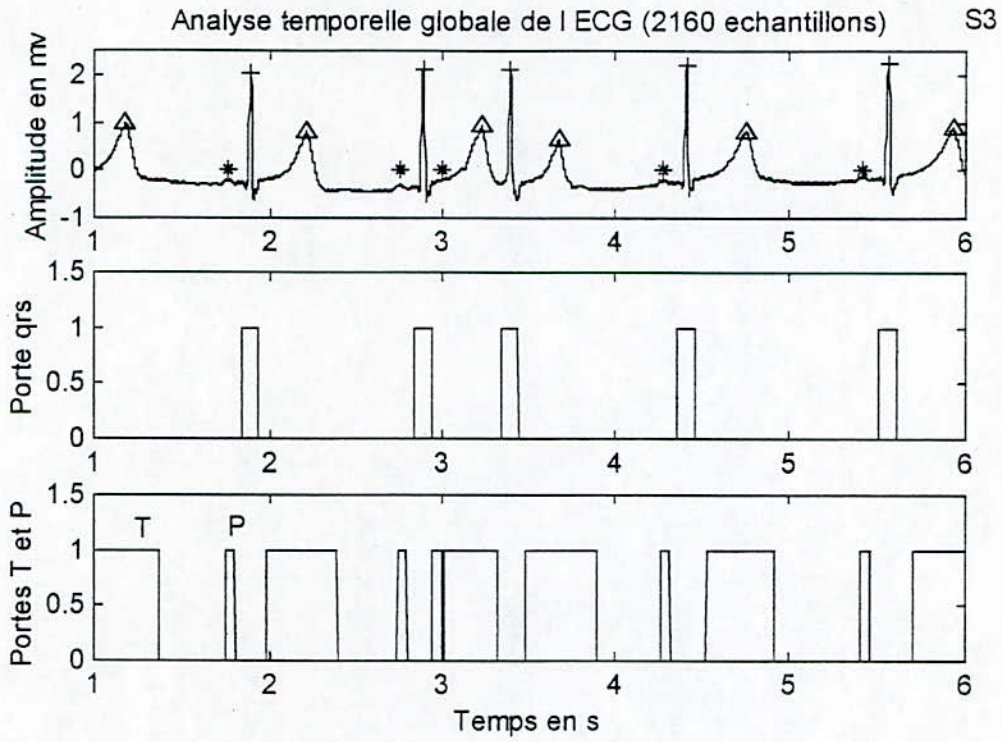
Cet exemple concerne un ECG de rythme lent (61 bpm) comportant des ondes R et T assez nettes. Les ondes P sont au contraire de très faible amplitude. Le rythme est irrégulier caractérisé par une variation de l'intervalle RR de 65 %. L'analyse fréquentielle battement par battement révèle des variations faibles sauf pour la fréquence médiane. L'analyse temporelle battement par battement quant à elle met en évidence le battement prématuré d'une manière assez claire.

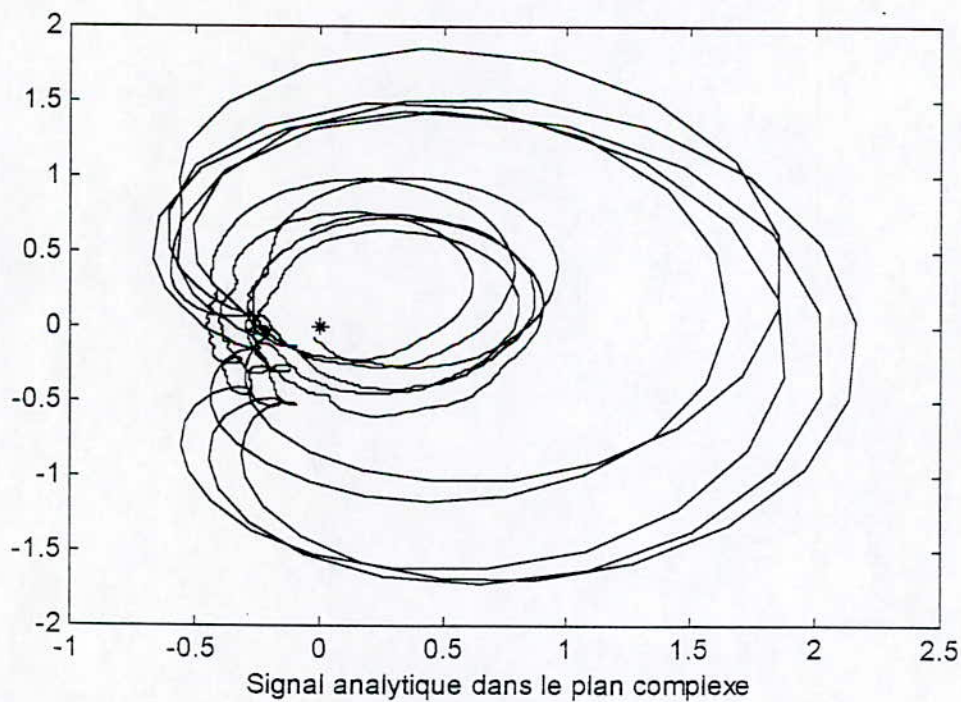
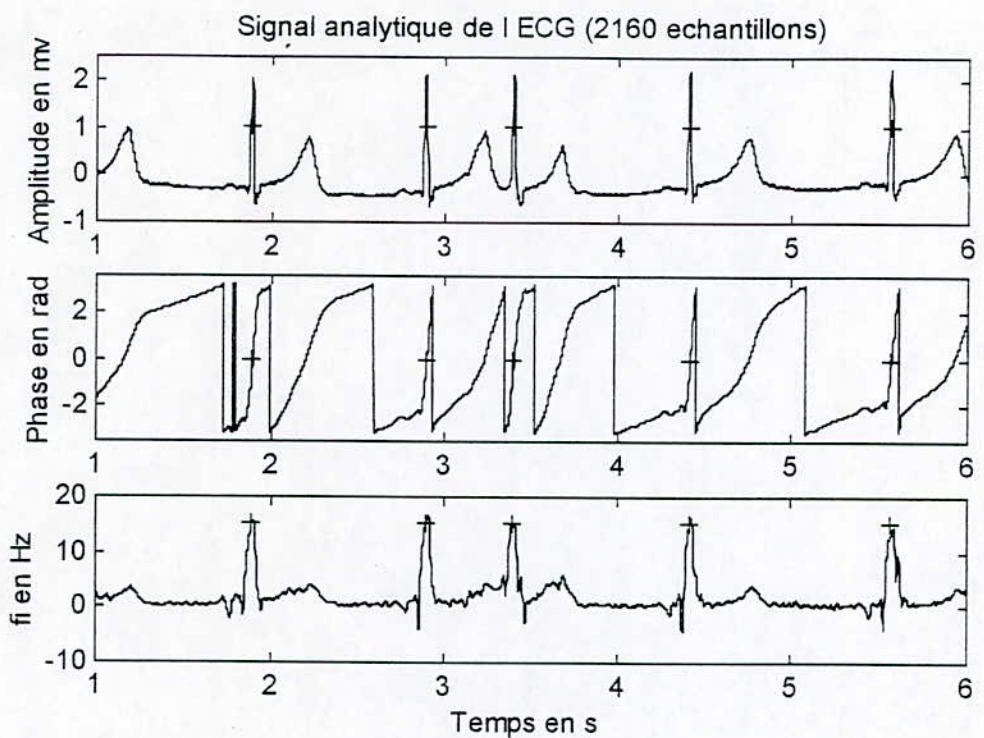
Le signal analytique montre que les boucles correspondant aux ondes R et T sont bien apparentes et distinguées, contrairement à celles correspondant aux ondes P. Le graphe de la fréquence instantané f_i sera encore une fois un moyen efficace pour la détection des ondes P.

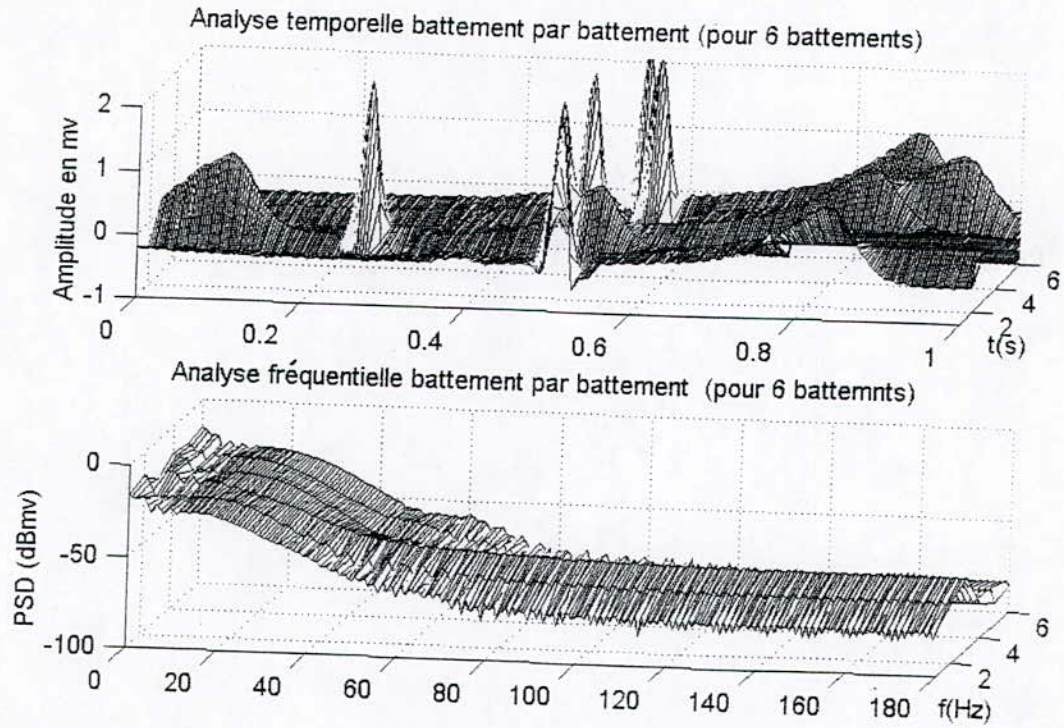
La représentation temps – fréquence montre bien l'irrégularité de ce signal sur l'axe des temps, la densité de puissance est assez élevée aux basses fréquences et décroît brusquement à partir de 15 Hz.

Tableau –3-

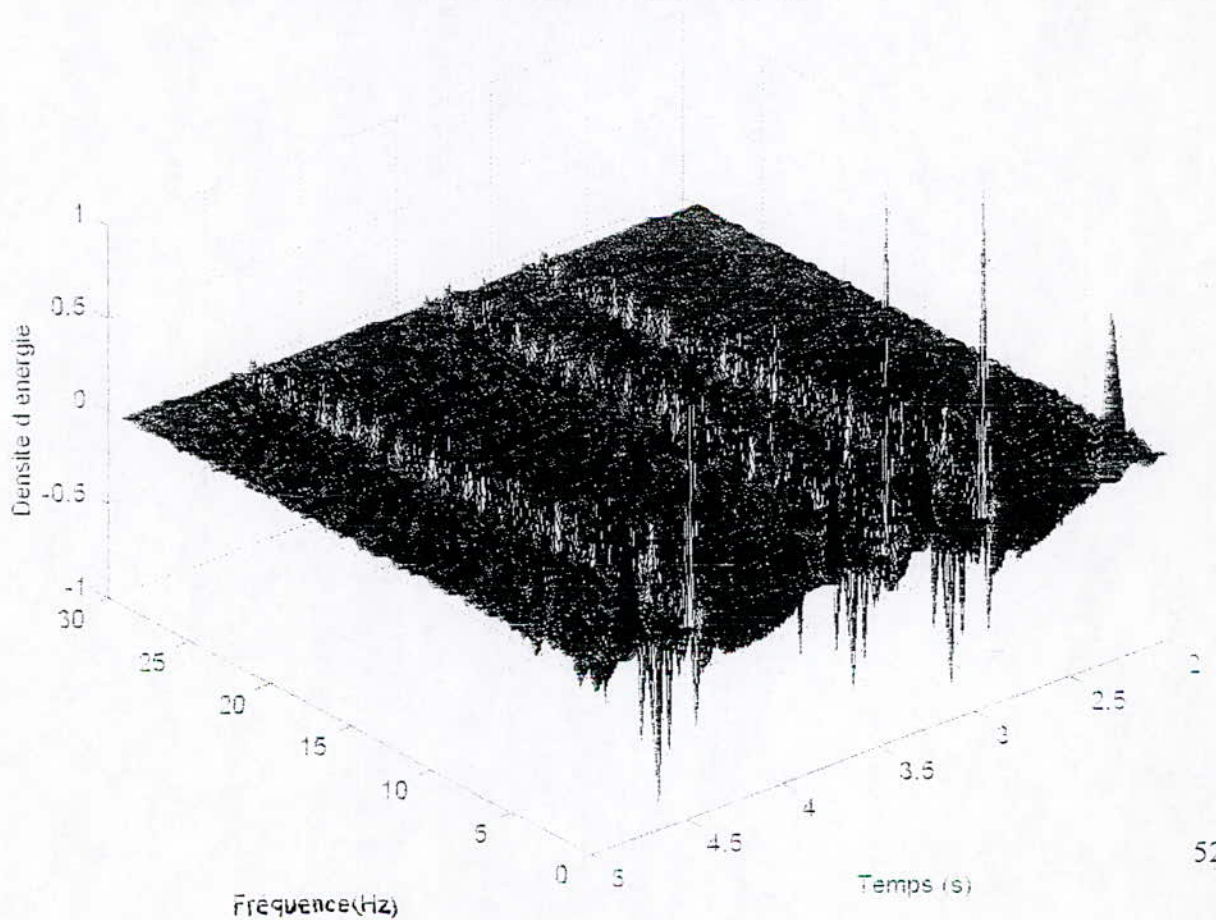
Temps		Frequece		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	61	Fréquence moyenne (Hz)	6.73	Intervalle RR	65
Durée QRS moyenne (ms)	98	Ecart type (Hz)	7.40	Fréquence moyenne	36
f_i moyenne (Hz)	1.90	Fréquence médiane (Hz)	3.34	Ecart type	14
Ecart type f_i (Hz)	3.37	Fréquence du max (Hz)	0.88	Fréquence médiane	93
Dispersion relative de f_i	1.80	Largeur spectrale relative	1.09	Fréquence du max	26
Nombre moyen de rotation	2.2				
Rythme cardiaque (avec f_i)	51				







Représentation temps-fréquence du signal ECG



Signal S4 :

Le signal ECG est assez régulier, ce que montre bien l'analyse battement par battement dans le domaine temporel, cette même représentation dans le domaine fréquentiel indique de grandes variations entre battements du fait que le signal comporte une ondulation de la ligne de base. L'analyse fréquentielle globale indique que cette ondulation est un bruit haute fréquence.

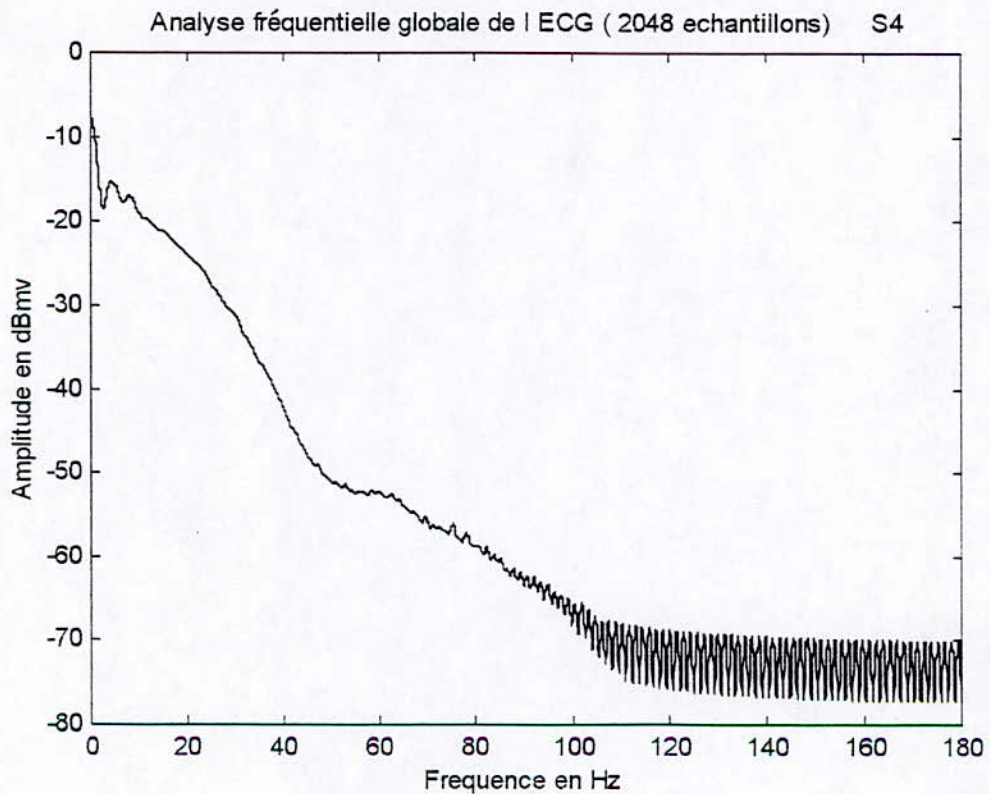
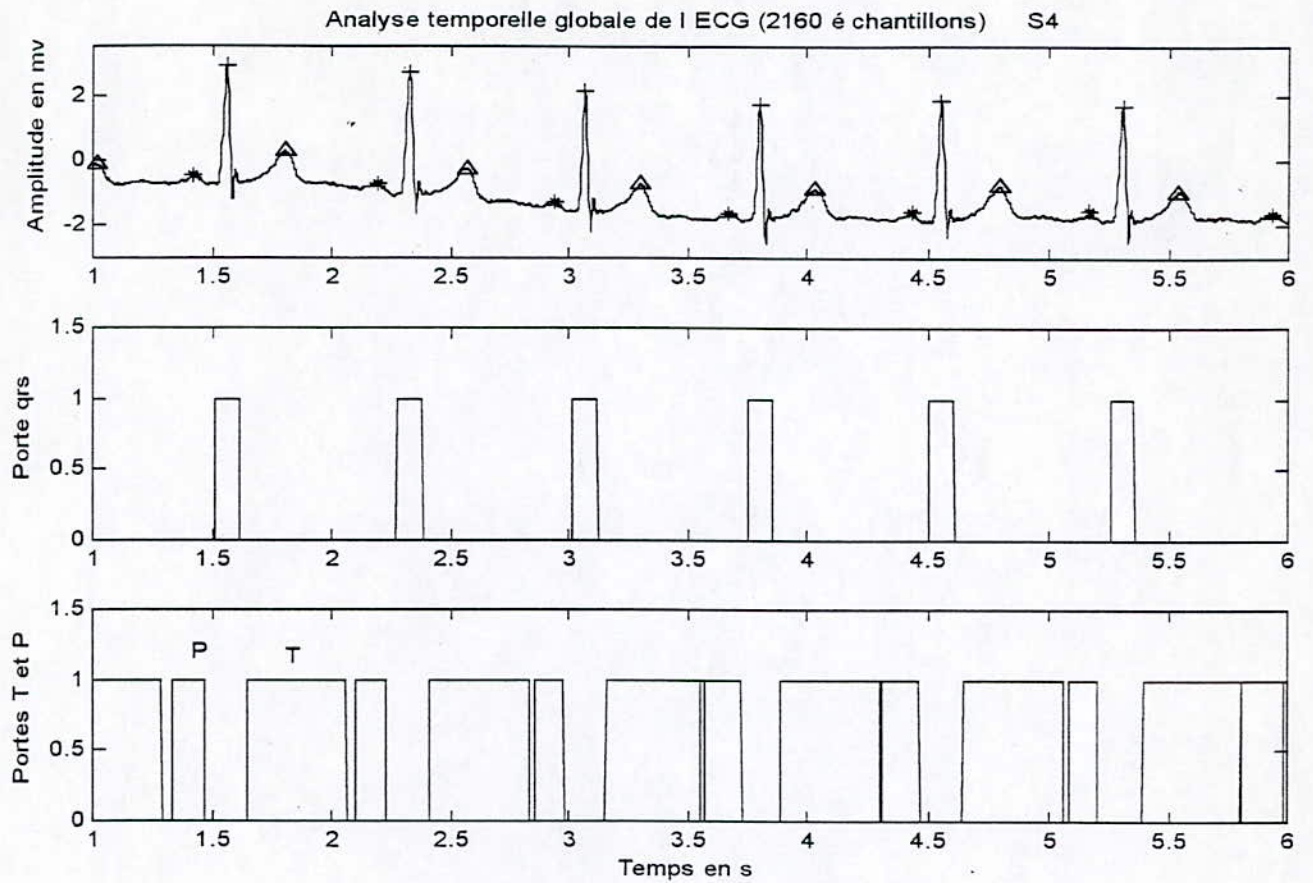
Les différentes ondes du signal ont été bien détectées par notre algorithme, la fenêtre de l'onde T ne donne pas une bonne estimation de sa durée réelle. Le seuil utilisé pour la détection est trop grand.

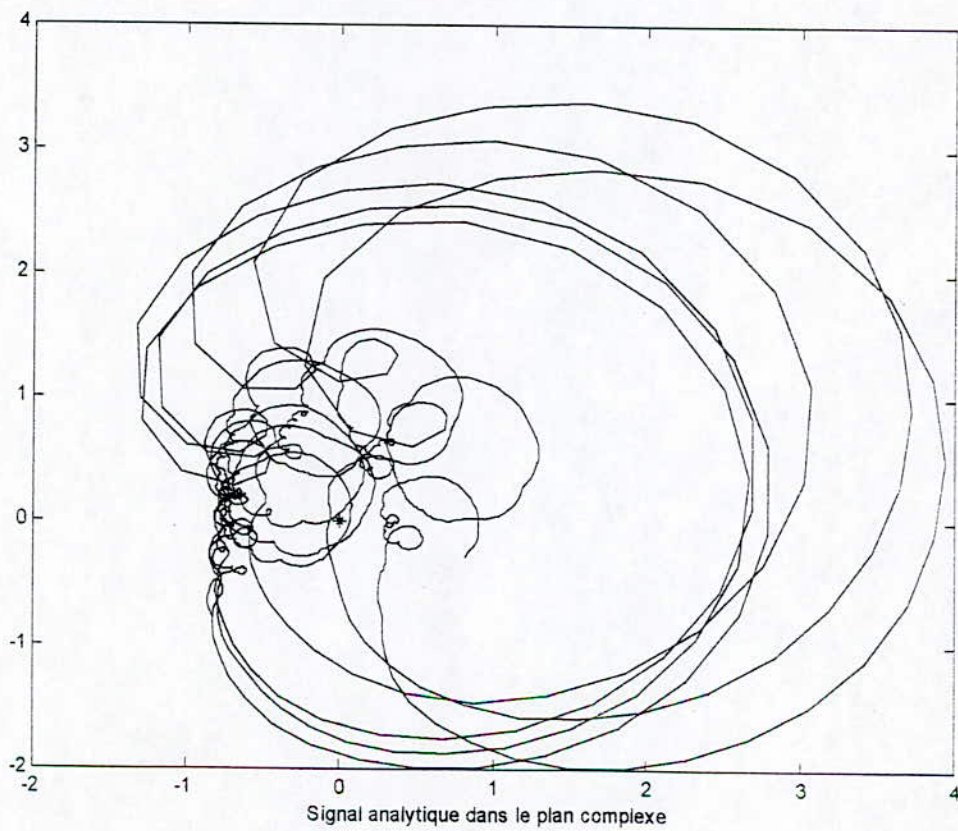
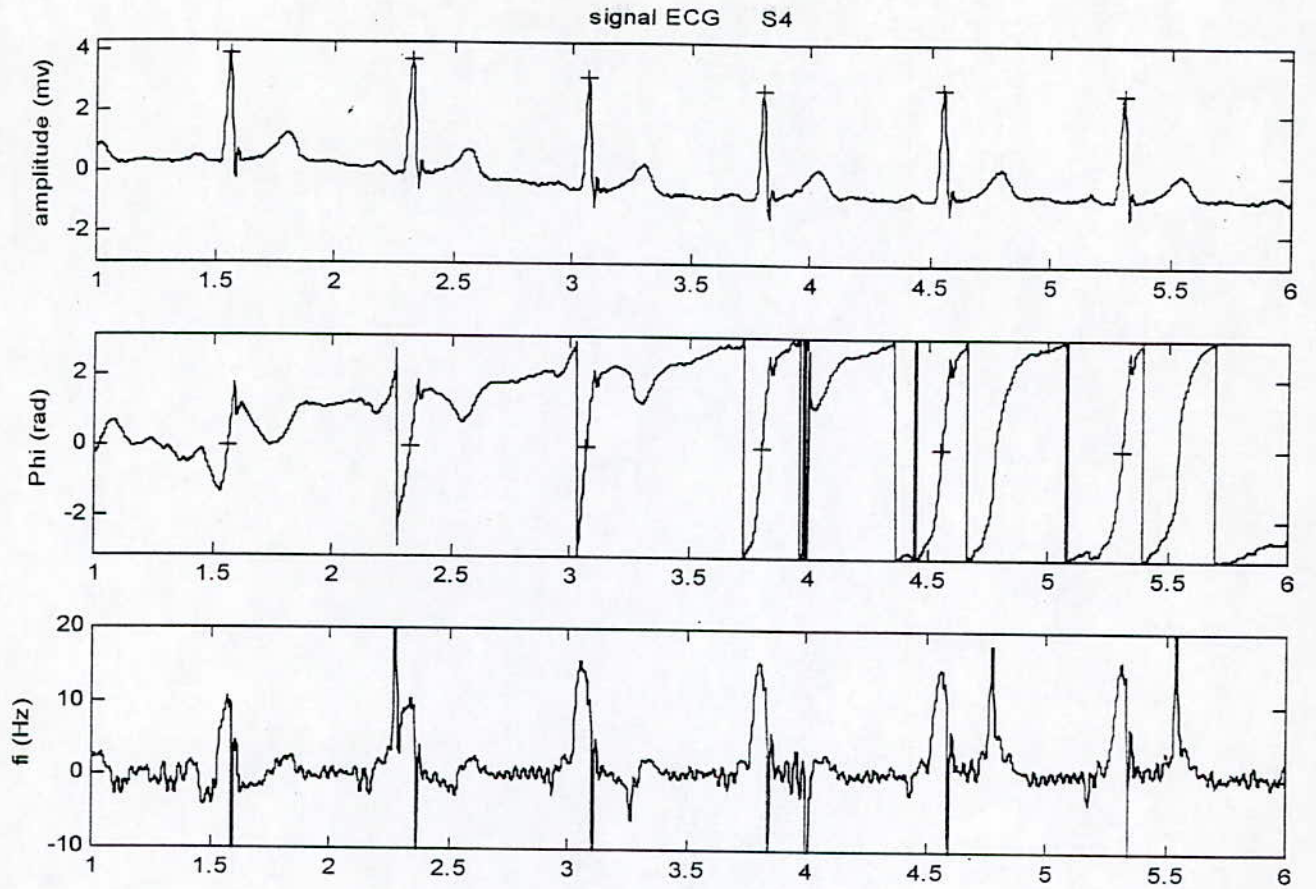
Le signal analytique présente une grande dispersion relative de la fi introduite par le bruit.

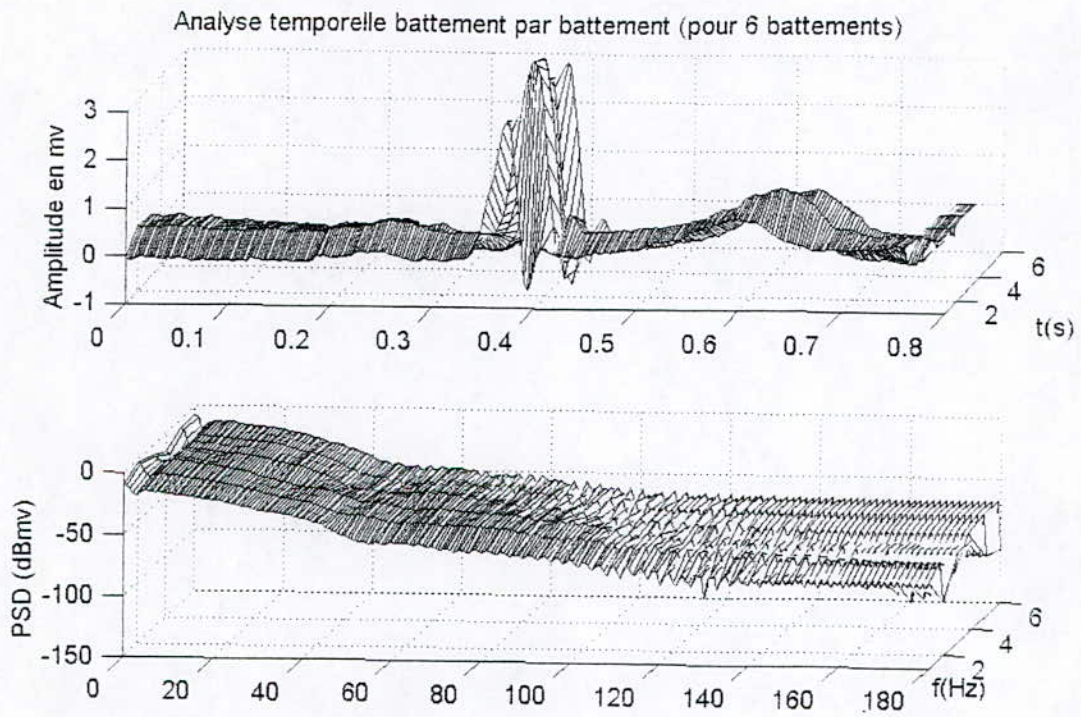
La représentation temps –fréquence indique une grande variation de la densité d'énergie le long de l'axe des temps.

Tableau -4-

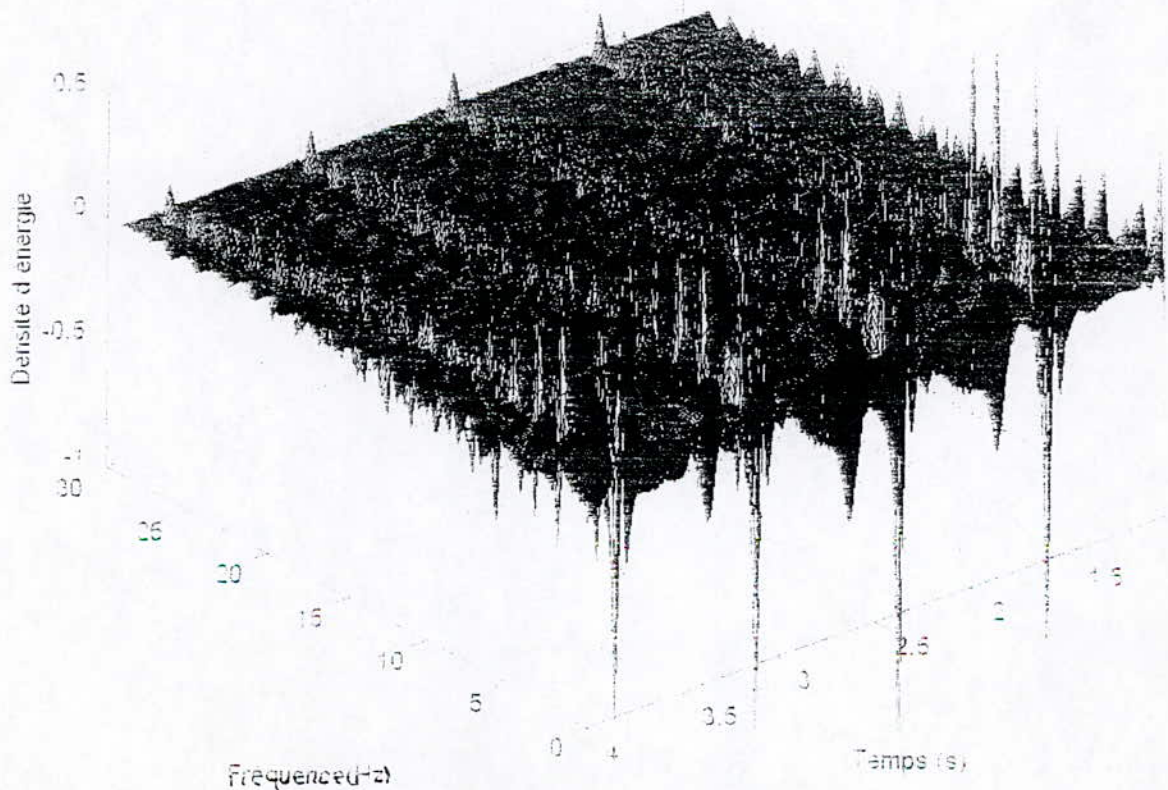
Temps		Fréquence		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	80	Fréquence moyenne (Hz)	6,07	Intervalle RR	5
Durée QRS moyenne (ms)	99	Ecart type (Hz)	6,83	Fréquence moyenne	59
fi moyenne (Hz)	1,52	Fréquence médiane (Hz)	3,78	Ecart type	19
Ecart type fi (Hz)	9,3	Fréquence du max (Hz)	0,88	Fréquence médiane	106
Dispersion relative de fi	6,11	Largeur spectrale relative	1,12	Fréquence du max	26
Nombre moyen de rotation	1,17				
Rythme cardiaque (avec fi)	78				







Représentation temps-fréquence du signal E C G



Signal S5 :

L'ECG contient une contraction ventriculaire prématurée non détectée comme onde R, d'où un rythme exacte de 86 bpm. Le calcul du rythme à partir de la fréquence instantanée moyenne confirme cette valeur. On note une fausse détection de l'onde T introduite par cette contraction. Plusieurs fausses détection de l'onde P sont signalées dues à la superposition de bruits parasites au niveau de ces ondes.

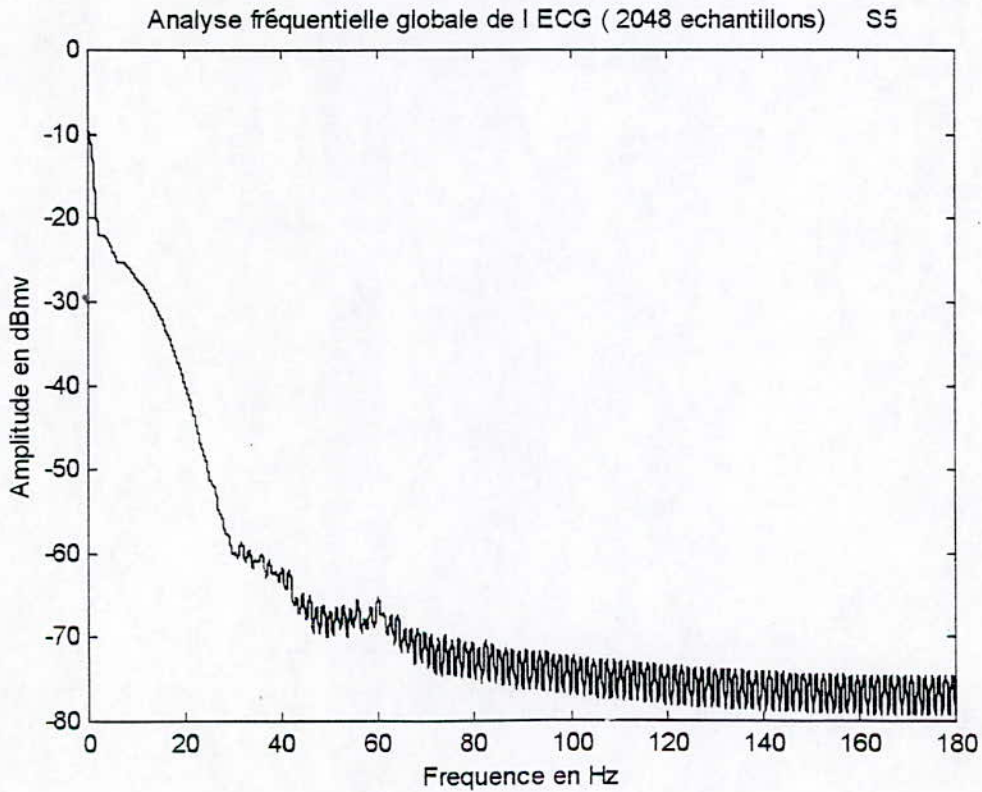
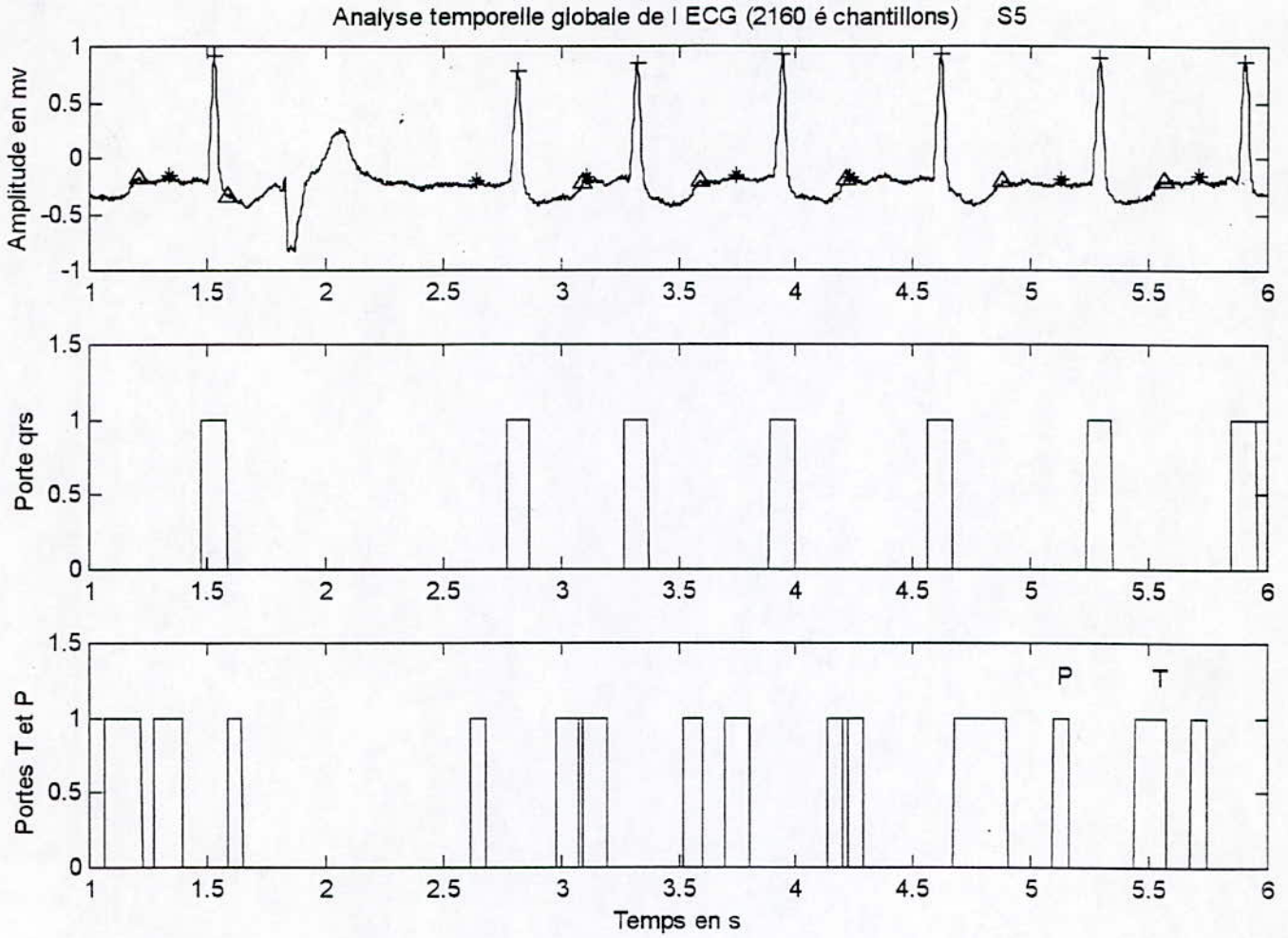
L'analyse fréquentielle globale confirme bien cette dernière constatation

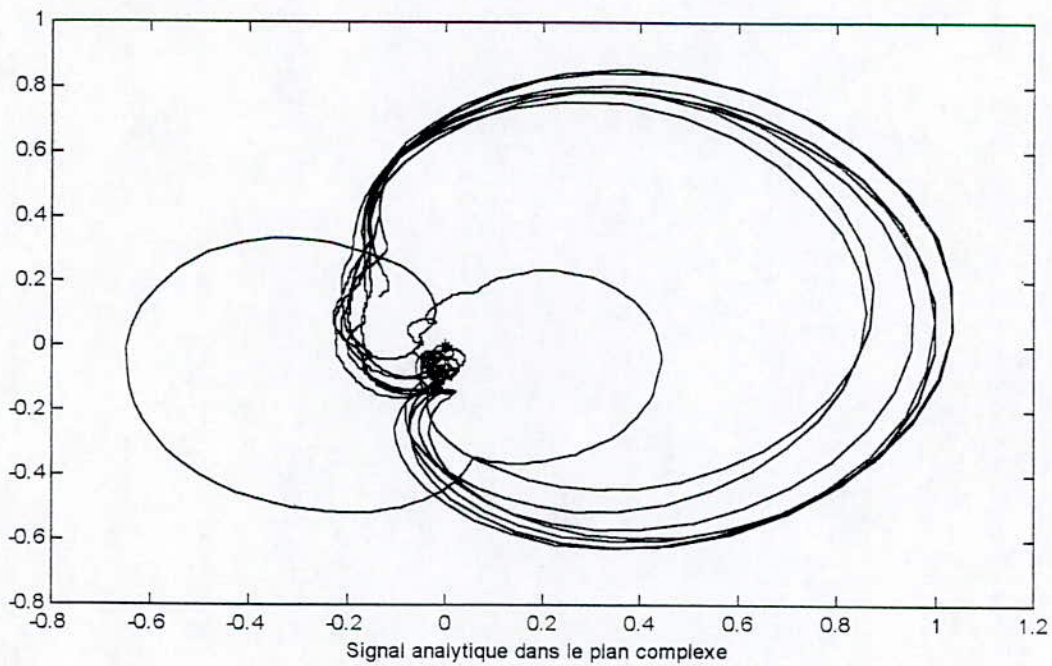
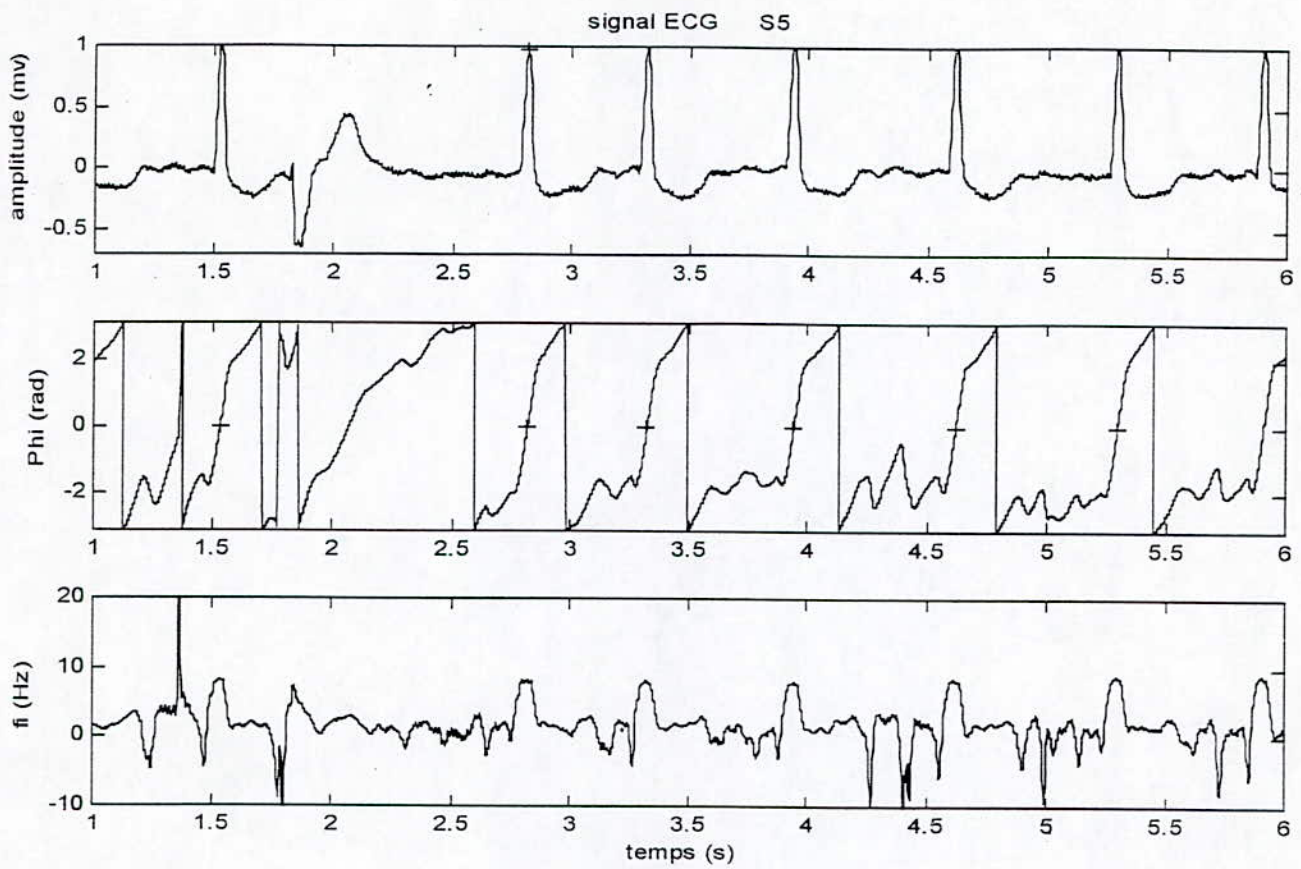
La détection de l'onde P à partir de la fi est plus précise. La représentation du signal analytique dans le plan complexe présente une boucle supplémentaire très visible correspondant à la contraction ventriculaire.

La représentation temps–fréquence indique le décalage de la densité de puissance vers les basses fréquences. Elle montre que le pic correspondant à la contraction ventriculaire prématurée est étendu dans le temps.

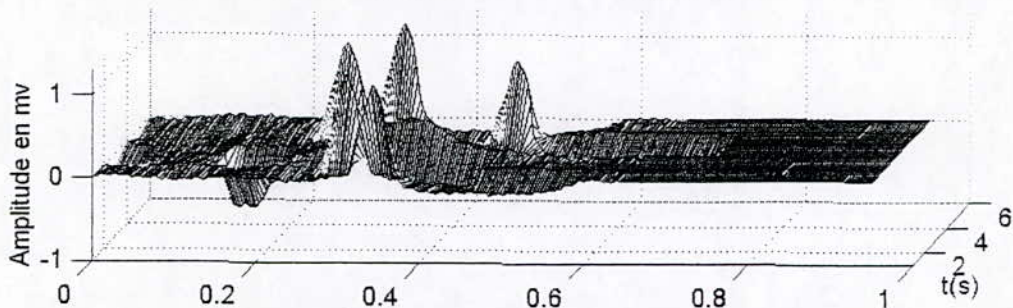
Tableau -5-

Temps		Fréquence		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	86	Fréquence moyenne (Hz)	2,27	Intervalle RR	103
Durée QRS moyenne (ms)	103	Ecart type (Hz)	3,45	Fréquence moyenne	39
fi moyenne (Hz)	1,94	Fréquence médiane (Hz)	0,79	Ecart type	33
Ecart type fi (Hz)	4,44	Fréquence du max (Hz)	0,88	Fréquence médiane	67
Dispersion relative de fi	2,29	Largeur spectrale relative	1,52	Fréquence du max	0
Nombre moyen de rotation	1,33				
Rythme cardiaque (avec fi)	87				

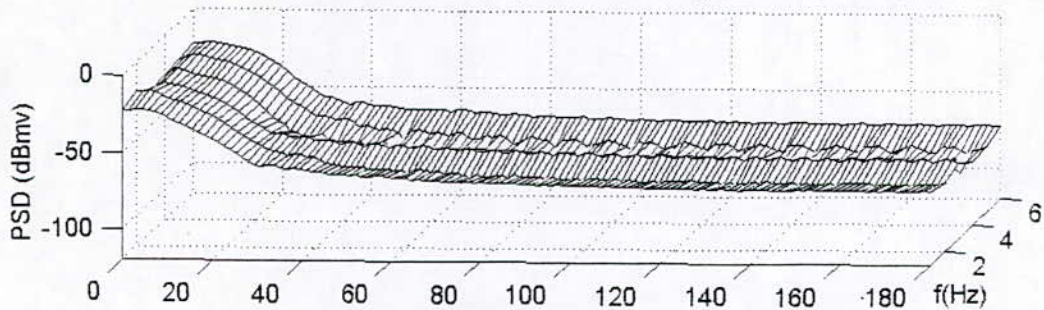




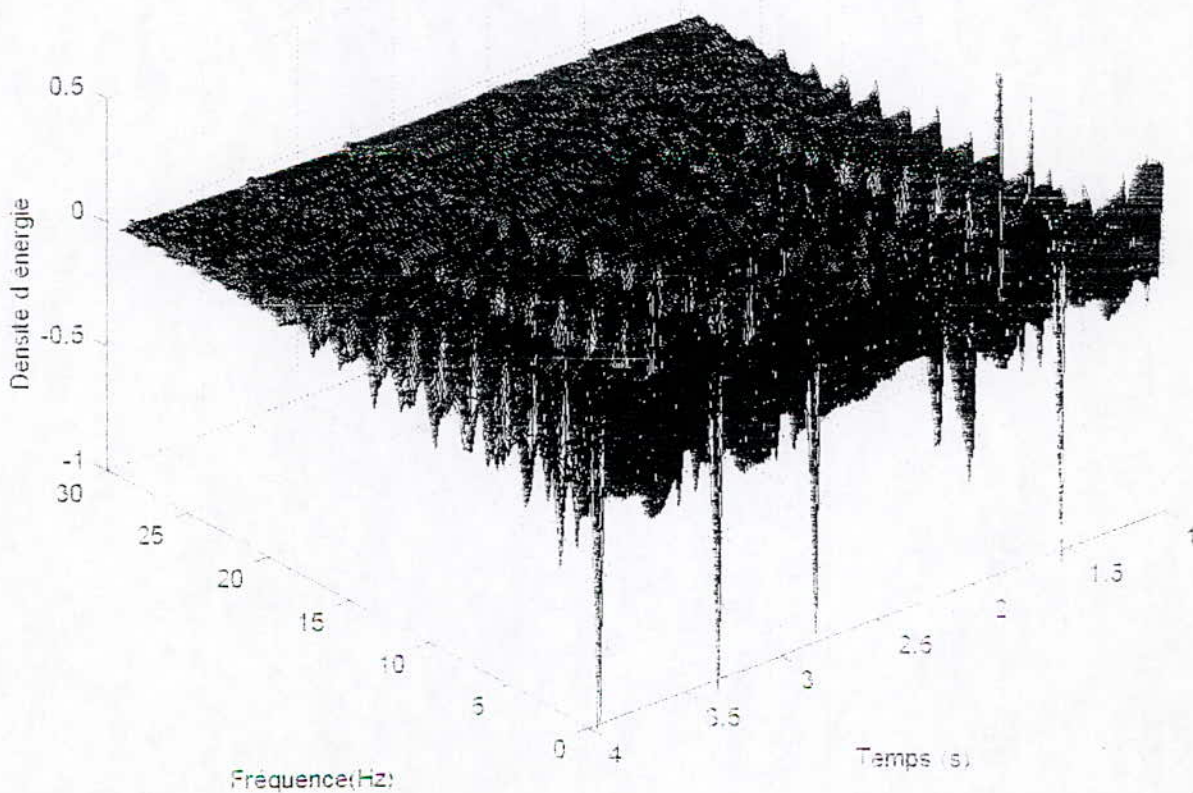
Analyse temporelle battement par battement (pour 6 battements)



Analyse fréquentielle battement par battement (pour 6 battements)



Représentation temps-fréquence du signal E C G



Signal S6 :

Il présente des complexes QRS inversés détectés par notre algorithme. Le rythme cardiaque est assez lent et régulier. On remarque une dispersion relative de l'intervalle RR inférieur à 10%. Toutes les ondes R, T et P sont détectées.

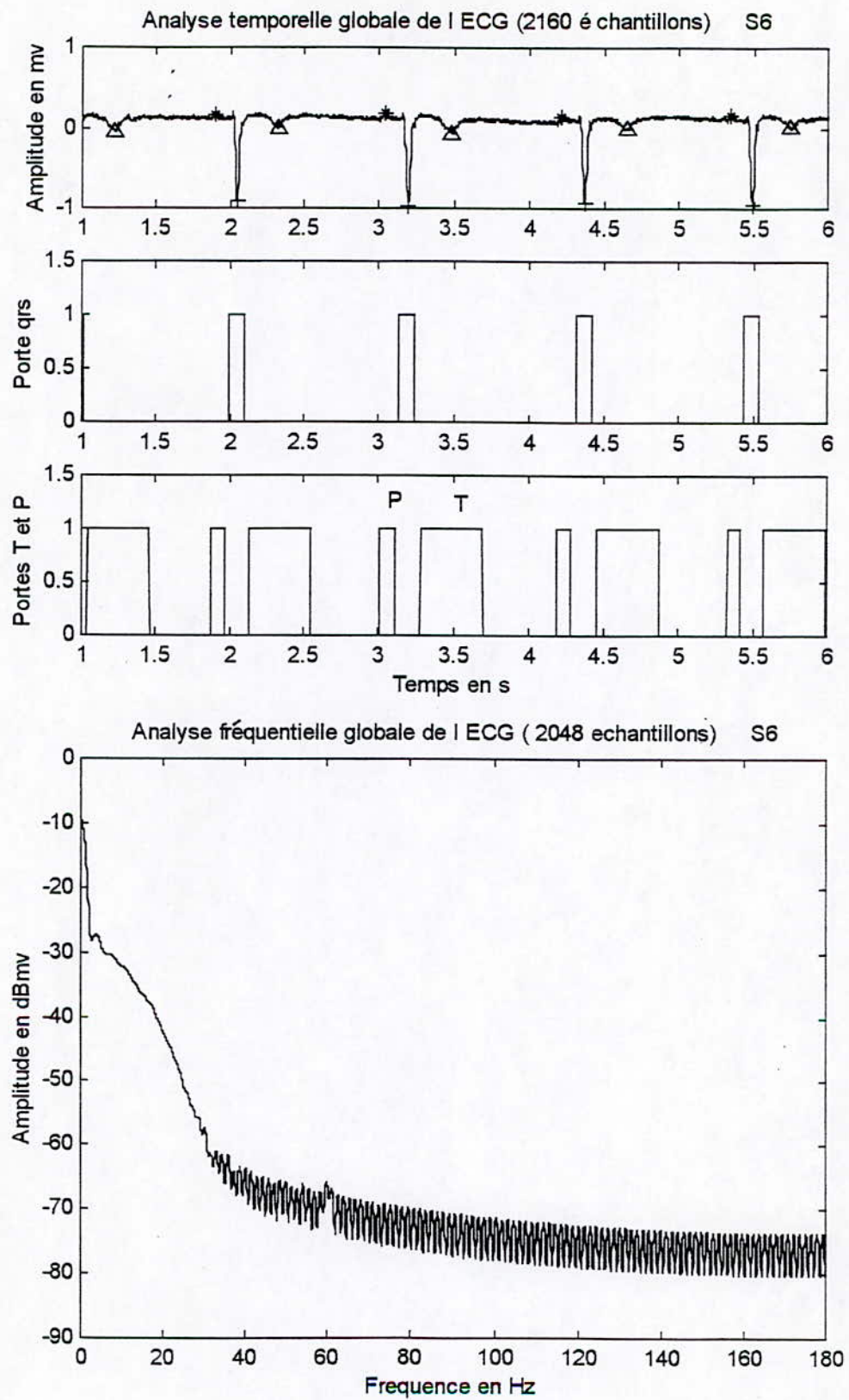
L'analyse battement par battement confirme la régularité du rythme et indique de grandes variations entre battements dans le domaine fréquentiel dues probablement au bruit.

La représentation dans le plan complexe du signal analytique est similaire à celle du signal s_1 , avec un décalage des boucles vers la gauche.

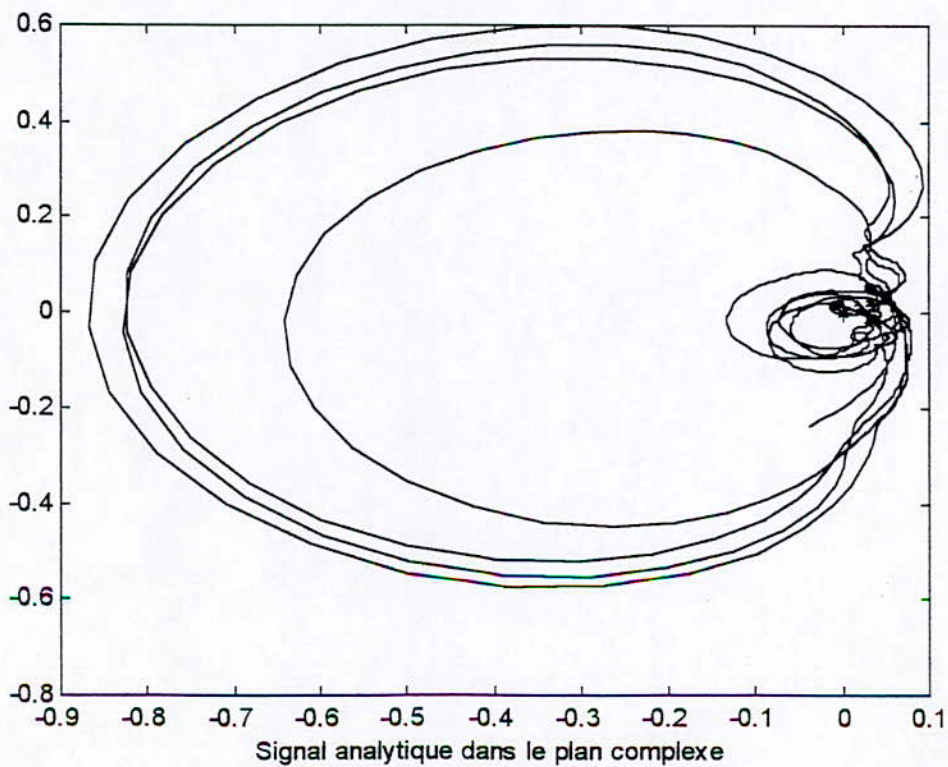
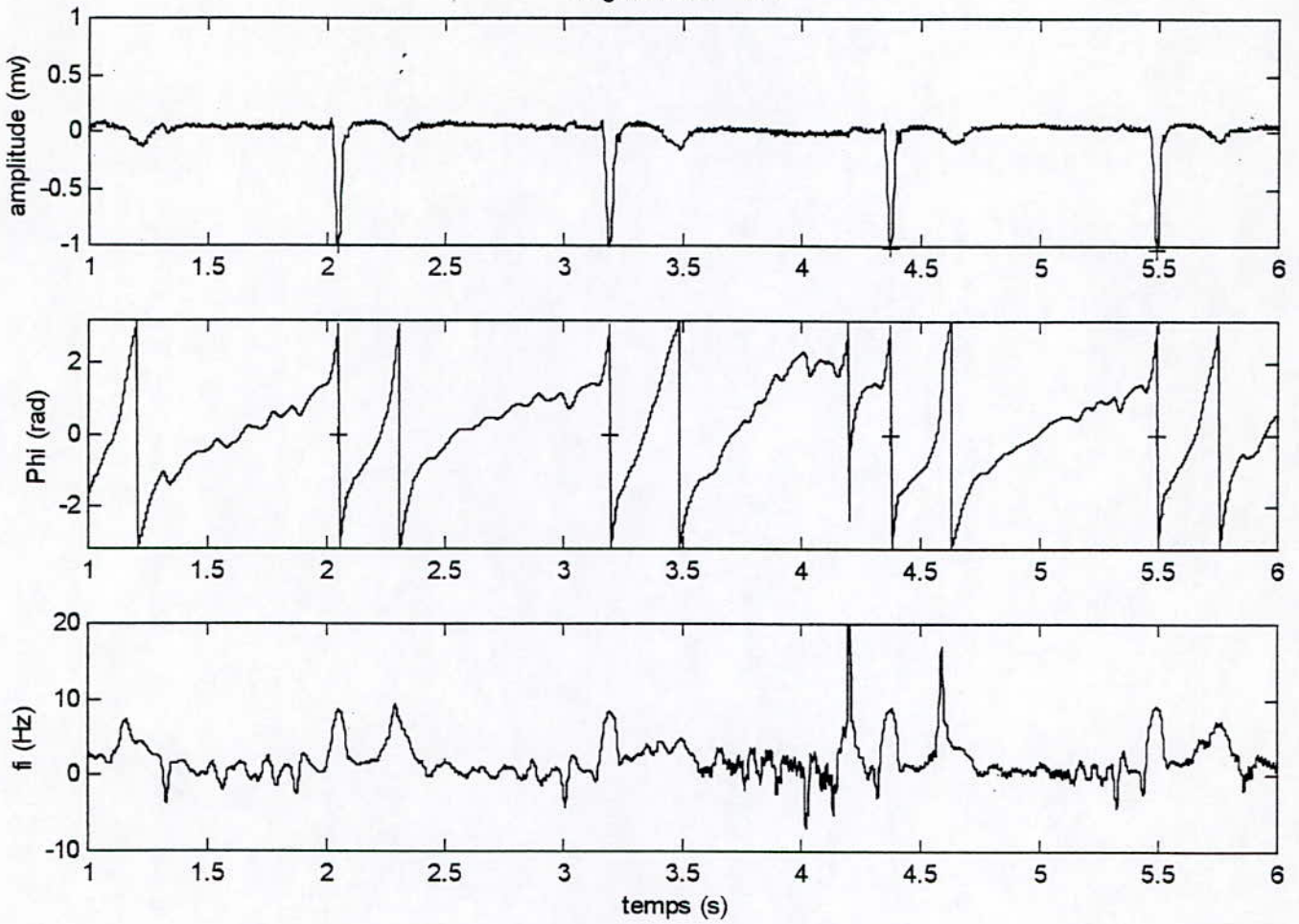
La représentation temps –fréquence montre bien la régularité du signal dans le domaine temporel, avec une densité d'énergie qui s'étend largement suivant l'axe des fréquences, mais le maximum de l'énergie reste toujours concentré aux basses fréquences.

Tableau -6-

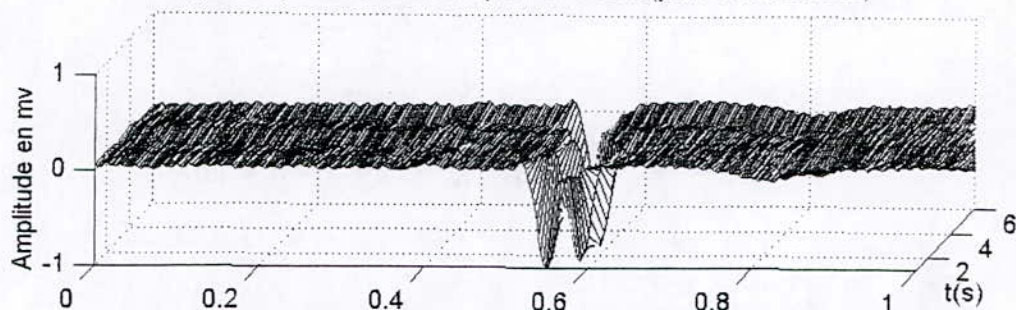
Temps		Fréquence		Battement par battement (%)	
Rythme cardiaque moyen (bpm)	54	Fréquence moyenne (Hz)	1,32	Intervalle RR	9
Durée QRS moyenne (ms)	100	Ecart type (Hz)	2,54	Fréquence moyenne	16
fi moyenne (Hz)	1,79	Fréquence médiane (Hz)	0,52	Ecart type	22
Ecart type fi (Hz)	3,23	Fréquence du max (Hz)	0,89	Fréquence médiane	28
Dispersion relative de fi	1,81	Largeur spectrale relative	0,93	Fréquence du max	9
Nombre moyen de rotation	2				
Rythme cardiaque (avec fi)	54				



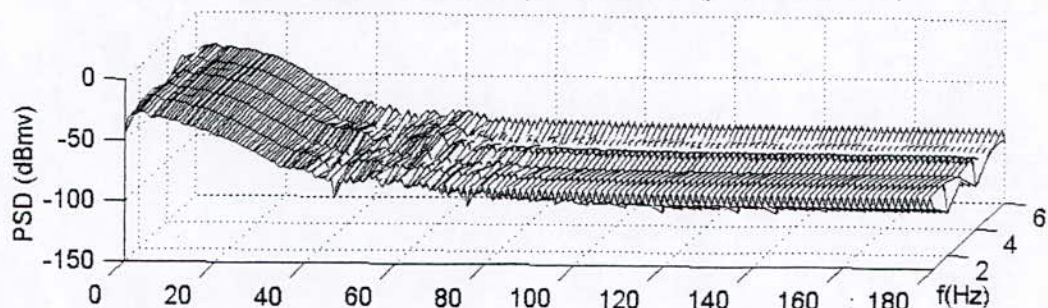
signal ECG S6



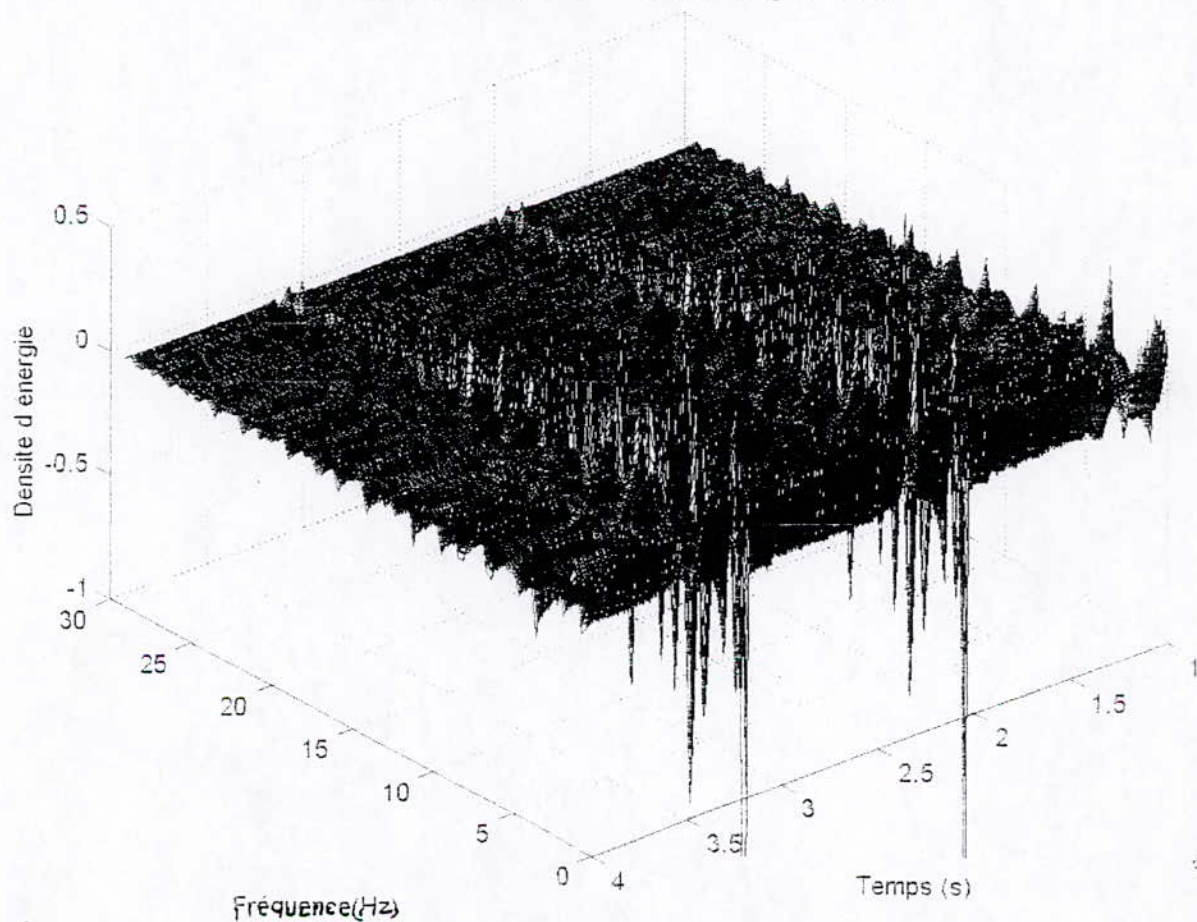
Analyse temporelle battement par battement (pour 6 battements)



Analyse fréquentielle battement par battement (pour 6 battements)



Représentation temps-fréquence du signal E C G



V-2- EVALUATION DES METHODES :

Après l'acquisition des données, la première étape d'analyse a été la détection du complexe QRS et celle des ondes T et P. l'application de notre algorithme sur des signaux réels a donné de bons résultats et ceci même en présence de signaux perturbateurs.

L'utilisation de la somme des carrées des dérivées première et seconde, la fonction d'intégration et le choix d'un seuil (30% du maximum) ont permis une bonne estimation de la durée du complexe.

L'algorithme de détection de l'onde T donne de bons résultats mais le seuil utilisé ne permet pas une bonne estimation de la durée de cette onde. La fenêtre de détection de cette onde présente l'inconvénient d'être basé sur la détermination du rythme. Pour des signaux comportants des variations importantes du rythme, l'algorithme conduira à de fausses détections.

La méthode utilisée pour la détection de l'onde P reste limitée par la durée de la fenêtre utilisée.

L'analyse globale temporelle nous a permis de disposer de paramètres quantitatifs de base pour chaque cas étudié. Leurs variations d'un sujet à l'autre sont liées à la physiologie de chaque individu.

L'analyse fréquentielle globale nous a permis de calculer la densité spectrale avec une bonne résolution pour estimer les paramètres caractéristiques. Vu que nous avons pris des signaux d'une durée de 5 secondes nous avons appliqué une FFT d'ordre 2048. Pour tous ces signaux, les valeurs calculées sont situées en dessous de 20 Hz, et leur spectre global s'atténue fortement au-delà de cette valeur. Le calcul des différents paramètres est venu dans le but d'obtenir une information complète concernant le spectre : le calcul de la fréquence moyenne et de l'écart type nous sert à évaluer la largeur spectrale qui caractérise la variation du spectre, la valeur de la fréquence du maximum est révélatrice de la morphologie des événements présents sur l'ECG. Le calcul de la fréquence médiane vient compléter la caractérisation spectrale. Elle est liée (la médiane) à la distribution spectrale et indépendante de l'amplitude totale du spectre.

Cependant, il est clair que cette analyse nous donne des valeurs qui représentent une moyenne sur la durée totale du signal, ce qui rend les variations instantanées non apparentes.

L'analyse battement par battement vient remédier à cela en nous permettant de suivre l'évolution en temps et en fréquence des ECG. Elle permet aussi d'étudier la variation relative des paramètres qui sert à mettre en évidence la présence de perturbation qui sont en général de valeurs moyennes très faibles.

L'étude du signal analytique de l'ECG est basée essentiellement sur les notions de fréquence instantanée et de représentation dans le plan complexe. L'utilisation de la f_i pour la détection de l'onde P donne des résultats meilleurs ; S5 en est un exemple. En effet, le tracé temporel montre deux fausses détections de l'onde P, alors que le tracé de la f_i comporte des impulsions de variations rapides qui correspondent bien à des ondes P.

Dans le plan complexe, le calcul du nombre moyen de tours du signal analytique autour de l'origine nous a permis d'estimer la valeur du rythme cardiaque réel de façon meilleure en utilisant la relation suivante :

$$\text{rythme} = \frac{\text{mean}f_i}{\text{nbr moyen}} \times 60$$

La représentation complexe permet de remarquer que pour des ECG comportants des contractions ventriculaires prématurées, il existe des boucles supplémentaires aux trois déjà définies.

La représentation temps-fréquence fournit une analyse fine de l'évolution spectrale en fonction du temps. Elle donne une image originale, riche d'information, qui permet une analyse qualitative. Elle peut être utilisée pour la détection des variations importantes de la densité d'énergie dans le temps.

CONCLUSION

CONCLUSION :

Nous nous sommes intéressés dans ce mémoire à l'analyse et le traitement de l'ECG dans différents domaines.

L'analyse du signal cardiaque dans le domaine temporel est une procédure courante en électrocardiographie ayant subi des évolutions considérables. La recherche de domaines d'analyse autres que temporels est venue dans un but de tirer des informations supplémentaires ou complémentaires.

Dans le premier chapitre, nous avons décrit d'un point de vue physiologique la nature de ce signal et de ses événements en évoquant les contraintes liées à la détection de ces derniers.

Le traitement temporel de l'ECG est décrit au chapitre II, il englobe des procédés de filtrage et de lissage. La détection des ondes R, T et P et l'estimation de leurs durées suivent ce traitement.

L'analyse fréquentielle, objet du chapitre III, nous assure une bonne résolution (0.175) ; compte tenu de la durée du signal (5 s). On a pu obtenir une estimation des paramètres caractéristiques du spectre : fréquence moyenne, écart type, fréquence médiane et fréquence du maximum. On a montré que ces paramètres sont liés à la morphologie de l'ECG correspondant. Cependant, ces valeurs sont calculées sur toute la durée du signal.

L'analyse battement par battement vient remédier à ce problème. Elle met en évidence la variation des paramètres temporels et spectraux tout en diminuant la résolution fréquentielle.

On remarque que sur une durée relativement brève, la variation de ces paramètres est importante : exemple de l'intervalle RR qui varie au minimum de 5%, ce qui confirme le caractère non stationnaire de l'ECG.

Dans le chapitre IV, on a abordé, en premier lieu, l'étude du signal analytique associé à l'ECG. Elle a permis d'introduire la notion de fréquence instantanée avec laquelle on a pu établir un lien entre sa valeur moyenne et le rythme cardiaque.

La morphologie des ondes présente dans l'ECG est de sa part liée à la dispersion de la fréquence instantanée. On a également montré son utilité pour la détection des ondes P.

La représentation dans le plan complexe du signal analytique comporte 3 boucles spécifiques des ondes R, T et P dans le cas d'ECG normal, des boucles supplémentaires apparaissent pour les ECG pathologiques.

La deuxième partie porte sur un choix de représentation temps fréquence de la densité d'énergie calculée à partir du signal ECG est de son signal analytique. Elle permet de suivre, avec une bonne résolution, l'évolution du signal suivant les deux axes temps et fréquence.

On rappelle que les différentes méthodes ont été appliquées à des ECG réels normaux et pathologique extraits de la base de donnée mitdb échantillonnés à 360 Hz. Suivant l'information recherchée, certaines méthodes seront mieux adaptées.

En conclusion, on souligne que les perspectives de ce travail porteront sur l'automatisation des méthodes étudiées et l'implémentation de leurs programmes sur des appareils d'enregistrement de l'ECG.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- [1]- **MIT-BIH** arrhythmia database directory.
Harward university – Massachusetts Institute of Technology
Division of Health Sciences and Technology.
BMECTR010 (Revised). Cambridge, MA.1982
- [2]- **J. GAY, M. DESNOS, P. Benoit**
L'électrocardiogramme : 460 tracés commentés et figures
Edition Frison –Roche
- [3]- **J. PAN, W. J. TOMPKINS**
A real-time QRS detection algorithm
IEEE transaction on biomedical engineering, vol. BME-32 No 3 March 1985
- [4]- **P. S. HAMILTON, W. J. TOMPKINS**
Quantitative investigation of QRS détection rules using the MIT/BIH arrythmia database
IEEE transaction on biomedical engineering, vol. BME-33, No 12, December 1986
- [5]- **F.GRITZALI, G. FRANGAKIS, G. P APKONSTANTINO**
Detection of the P and T waves in an ECG
Acadymic press, inc 1989
- [6]- **VR. ZURRO, AL. STELLE, J.NADAL**
Detection of atrial persistent rythm based on Ps–wave recognition and RR interval variability
Computers in cardiology 1995
- [7]- **B. WIDROW, S. D. STEARNS**
Adaptive signal processing
Prentice-Hall, inc, Englewood Cliffs, New Jersey 1985

[8]- **M. BELLANGER**

Traitement numérique du signal 'Théorie et pratique'
édition MASSON '5ième édition'

[9]- **M. KUNT**

Traitement numérique des signaux

[10]- **O. FOKAPU, J. P. GIRARD**

Evolution temporelle et fréquentielle de l'ECG : analyse battement par battement
Innov. Tech. Biol. Med. , vol. 14, N° 1,1993

[11]- **F. COULON**

Théorie et traitement des signaux
DUNOD 1984

[12]- **A. W. RIHACZEK**

Signal energy distribution in time and frequency
IEEE transaction on information theory, Vol.IT 14, No 3, May 1968

[13]- **M. BARBAUD, M. TRONEL**

Un exemple d'utilisation de l'analyse temps -fréquence pour l'aide à la détection
des potentiels tardifs sur l'ECG
Innov. Tech. Biol. Med. , Vol. 15, N° 2, 1994

[14]- **MATLAB SIGNAL PROCESSING TOOLBOX user's guide**

ANNEXES

ANNEXE 1

METHODE DE WELCH : [14]

Un calcul simple de la PSD d'un processus consiste à trouver la transformée de Fourier discrète (TFD ou DFT en anglais) de ses échantillons (pour le calcul numérique, il s'agira de la TFR : transformée de Fourier rapide ou FFT en anglais) et prendre le carré de l'amplitude du résultat.

Nous prenons l'exemple d'une sinusoïde de fréquence 50 Hz noyée dans un bruit aléatoire «randn» : (nous présentons les relations en utilisant les instructions existantes dans)

le MATLAB 5.2

$$xn(t) = \sin(2 \times \pi \times 50 \times t) + \text{randn}(\text{size}(t))$$

Avec : $f_e = 1000$; c'est la fréquence d'échantillonnage de $x(t)$

$t = 0 : 1/f_e : 1$; durée totale de $x(t)$ qui est de une seconde avec un pas de $1/f_e$

$n = 1001$: c'est le nombre d'échantillons de xn

Un simple estimateur de la PSD est :

$$W = \text{abs}(\text{fft}(x, N)) .^2 / n$$

N : correspond à l'ordre de la FFT appliquée (il est pris égal à 1024)

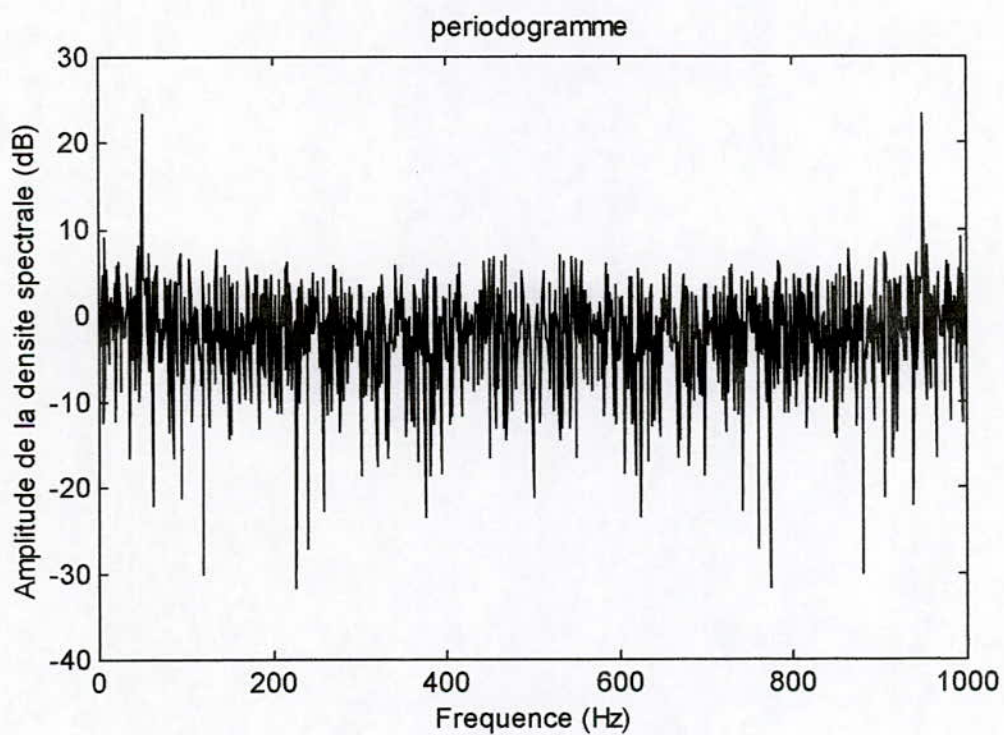
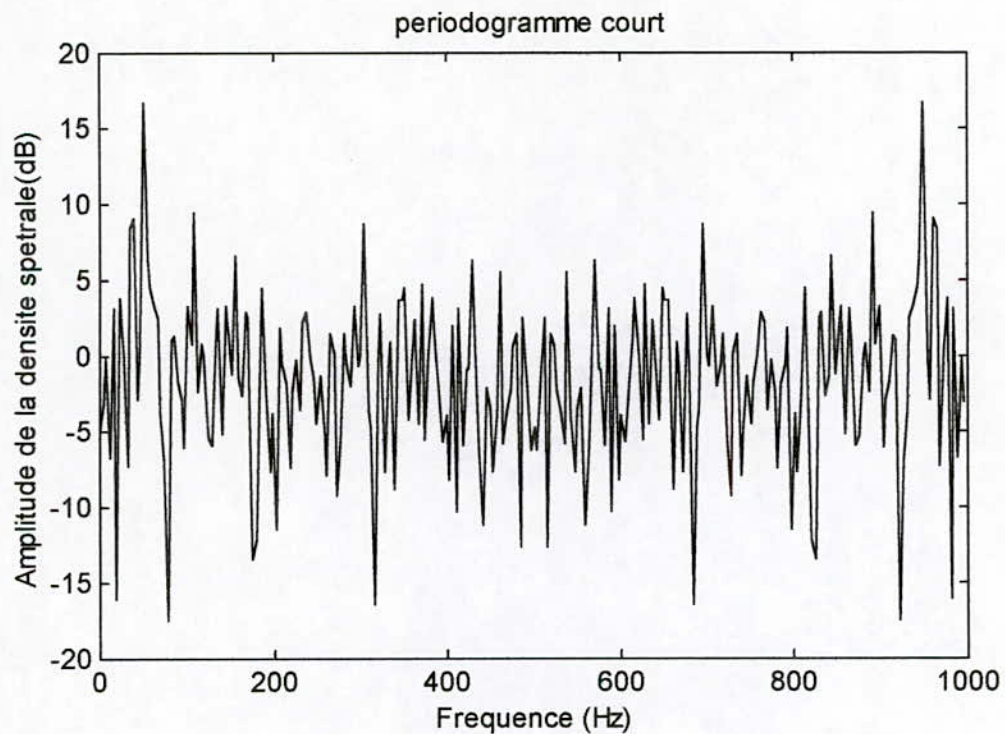
$.^2$: correspond à l'opérateur puissance

Cet estimateur est appelé «periodogramme». On remarque qu'on a divisé par n qui n'est autre que la norme d'une fenêtre carrée à 1001 échantillons. Cela va permettre d'avoir un estimateur asymptotiquement non biaisé.

On remarque que lorsque le nombre d'échantillons n augmente, la valeur du précédent periodogramme approche de celle de la TPSD mais sa variance ne diminue pas avec cette augmentation. Les deux tracés suivants montre que lorsque l'ordre de la FFT augmente, le periodogramme ne devient pas nécessairement plus lisse.

$$W_short = \text{abs}(\text{fft}(xn, 256)) .^2 / 256$$

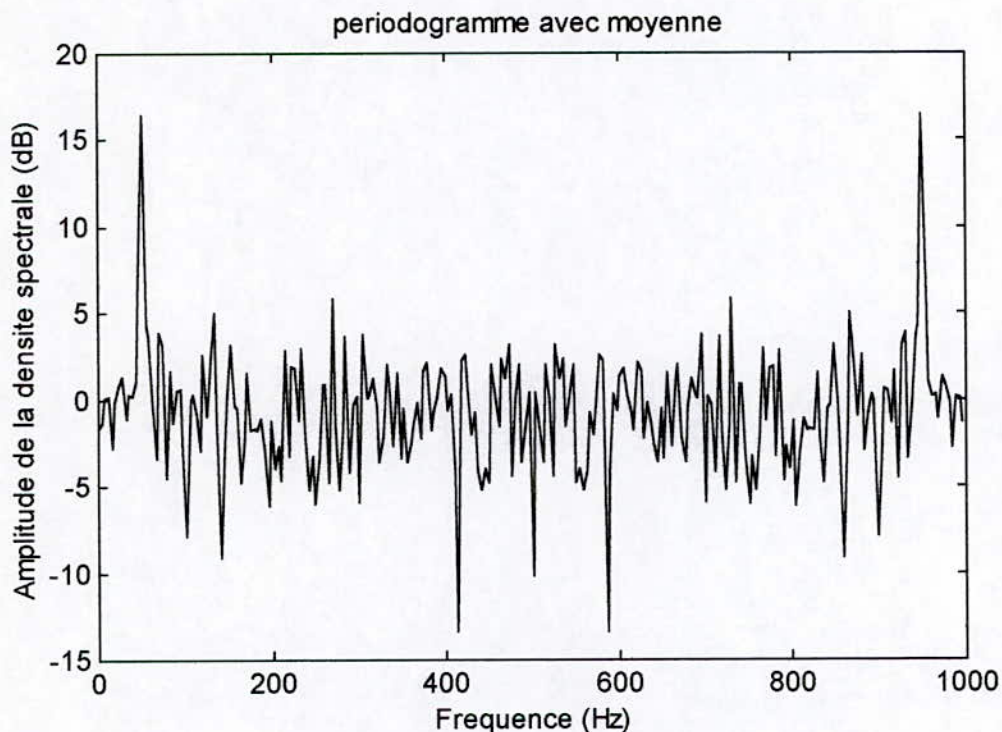
W_short est appelé « periodogramme court ».



Pour réduire la variance, on prendra le signal dans plusieurs sections tout en moyennant le periodogramme de ces sections. On procédera comme suit :

$$W_average = [\text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(1 : 256)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(257 : 512)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(513 : 768)) , 256)) .^2] / (256 * 3)$$

W_average est appelé « periodogramme avec moyenne ». (averaged periodogram)



Cette moyenne donne une variance inférieure à celle du précédent periodogramme .

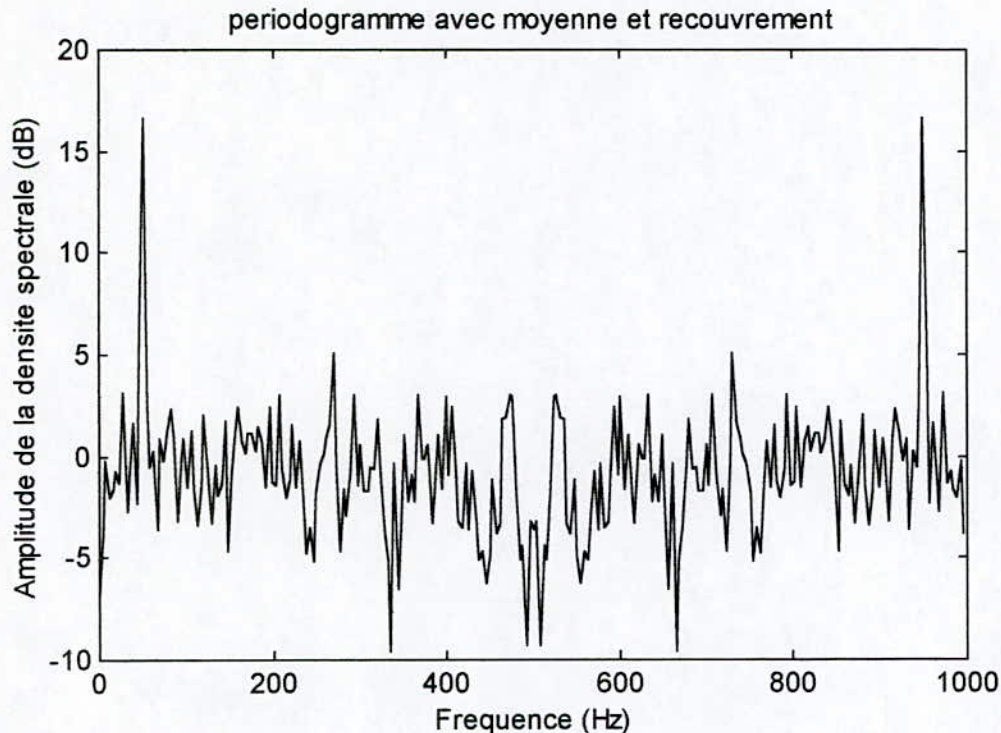
Plus le nombre de sections est augmenté, moins grande sera la variance du résultat. Cependant, la longueur (nombre d'échantillons) du signal xn présente une limitation de ce nombre. En effet, pour notre cas, on ne peut que prendre trois sections, chacune de longueur 256.

Pour l'augmentation du nombre de ces sections, on prendra le signal dans des sections appelées « sections de recouvrement » (overlapping sections) de la façon suivante :

$$W_aveover = [\text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(1 : 256)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(129 : 384)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(257 : 512)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(385 : 640)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(513 : 768)) , 256)) .^2 + \\ \text{abs} (\text{fft} (\text{xn}(641 : 896)) , 256)) .^2] / (256 * 6)$$

$W_{aveover}$ est appelé « periodogramme avec moyenne et recouvrement » (averaged periodogram with overlapping).

(sur 128 échantillons pour notre exemple)



Dans ce cas, les sections sont dépendantes à cause du recouvrement, ce qui conduira à une variance plus élevée.

Pour y remédier, on appliquera une fenêtre non rectangulaire pour chaque section, en réduira par cela l'effet de la dépendance des sections car la fenêtre diminue progressivement jusqu'à atteindre zéro.

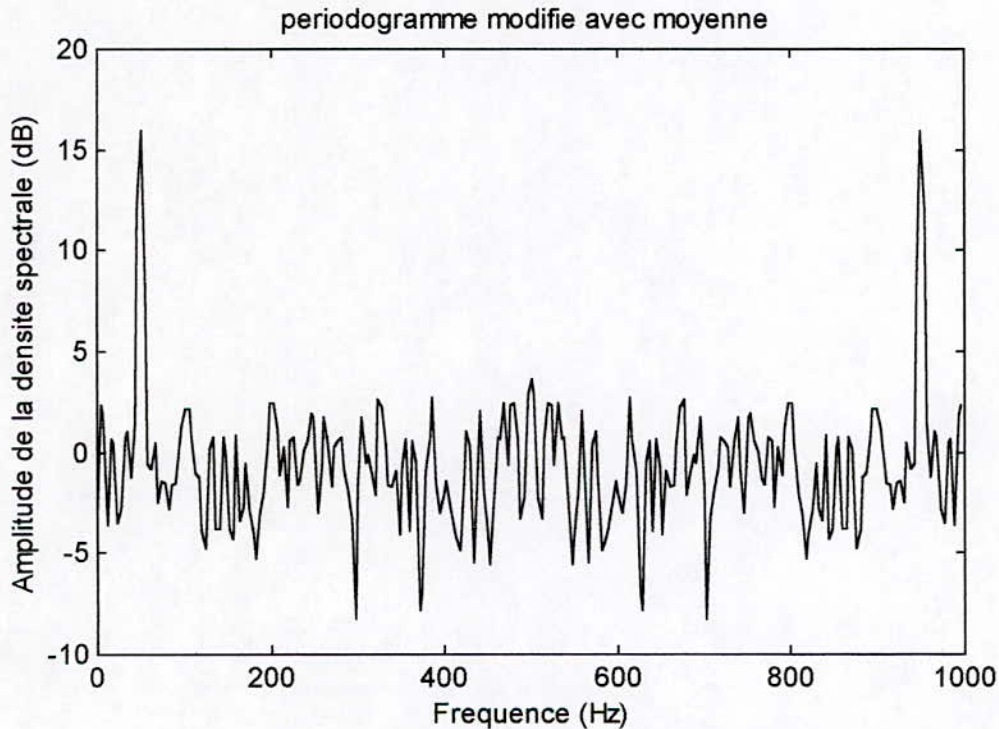
On a trouvé qu'avec un bon choix de cette fenêtre et en prenant un recouvrement de la moitié de la longueur de la section choisie, la variance diminuait considérablement.

Une application de la fenêtre de Hamming est présentée ci-dessous :

$$\begin{aligned}
 W_{welch} = & [\text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(1 : 256) , 256)) .^2 + \\
 & \text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(129 : 384) , 256)) .^2 + \\
 & \text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(257 : 512) , 256)) .^2 + \\
 & \text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(385 : 640) , 256)) .^2 + \\
 & \text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(513 : 768) , 256)) .^2 + \\
 & \text{abs} (\text{fft} (\text{win} .* \text{xn}(641 : 896) , 256)) .^2] / (\text{norm} (\text{win}) ^2 * 6)
 \end{aligned}$$

Avec : `norm(win)` : représente la norme de win.
`win = Hamming(256)'` : fenêtre de Hamming su 256 échantillons.
 (« ' » est l'opérateur de transposition)

`W_welch` est appelé « periodogramme modifié avec moyenne ».(modified averaged periodogram).



On notera sur le tracé que le pic spectral s'est élargi et que le niveau de bruit a diminué considérablement par rapport à ce qui précède. Cette dernière méthode est appelée : « méthode de Welch ».

Pour notre programmation, l'utilisation du MATLAB 5.2 nous a permis d'accéder à la fonction PSD qui permet le contrôle de tous les paramètres discutés précédemment (ordre de la fft, choix de la fenêtre non rectangulaire, valeur du recouvrement). Nous notons, que si notre signal est pris en unité volts, la PSD sera prise en $\text{volt}^2 / \text{Hz}$.

D'où, pour notre exemple, il nous aurait suffi d'utiliser l'instruction suivante :

`W = psd (xn , N, fe, win, noverlap) = W_welch` pour $f = 0 \dots 500 \text{ Hz}$.

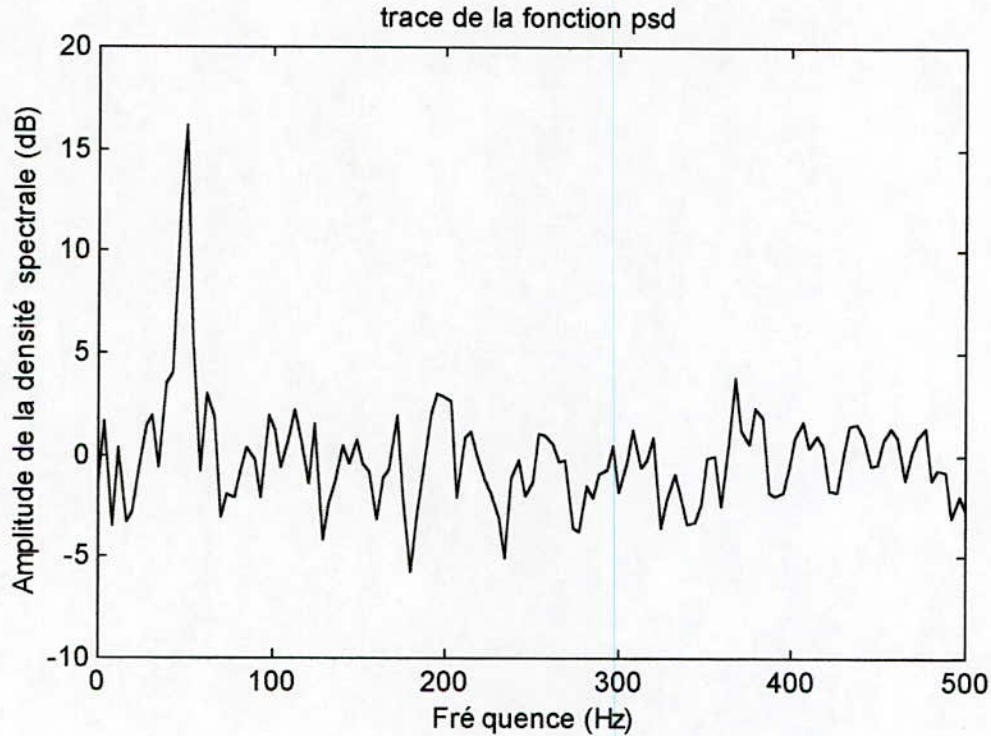
Avec : `N = 256`

`fe = 1000`

`win = Hamming(256)`

`noverlap = 128`

Pour les signaux à valeurs réelles, `psd` fait le tracé pour les fréquences allant de 0 à la fréquence de Nyquist (qui est dans notre exemple égale à 500Hz)



Dans cette dernière représentation, la hauteur du pic de 50 Hz ne nous donne pas des informations suffisantes sur l'amplitude originale de la sinusoïde, pour remédier à cela, on procédera à une analyse supplémentaire.

On note que l'estimateur de la PSD est :

$$E\{W_welch(\omega)\} = \frac{1}{2 \times \pi \times \|win\|^2} \int_{-\pi}^{\pi} TPSD(\theta) \times |WIN(\omega - \theta)|^2 d\theta$$

avec WIN : la TFD de win

cette quantité correspond au produit de convolution de la TPSD et l'amplitude au carré de la TFD de la fenêtre de modification, normalisé par rapport au carré de la norme de cette fenêtre, avec $\|win\|^2 = \sum win^2$.

d'où, si la TPSD contient un pic de hauteur 1 à $\omega = \omega_0$, la valeur de ce pic pour W_welch sera de $\frac{WIN(0)^2}{\|win\|^2}$ à $\omega = \omega_0$.

Donc, pour avoir la valeur du pic original, on multipliera le résultat du calcul psd par le facteur « $\text{norm}(win).^2 / \text{sum}(win).^2$ ». Cette normalisation sera indépendante de la largeur de la et de la forme de la fenêtre de modification utilisée.

On prend comme exemple :

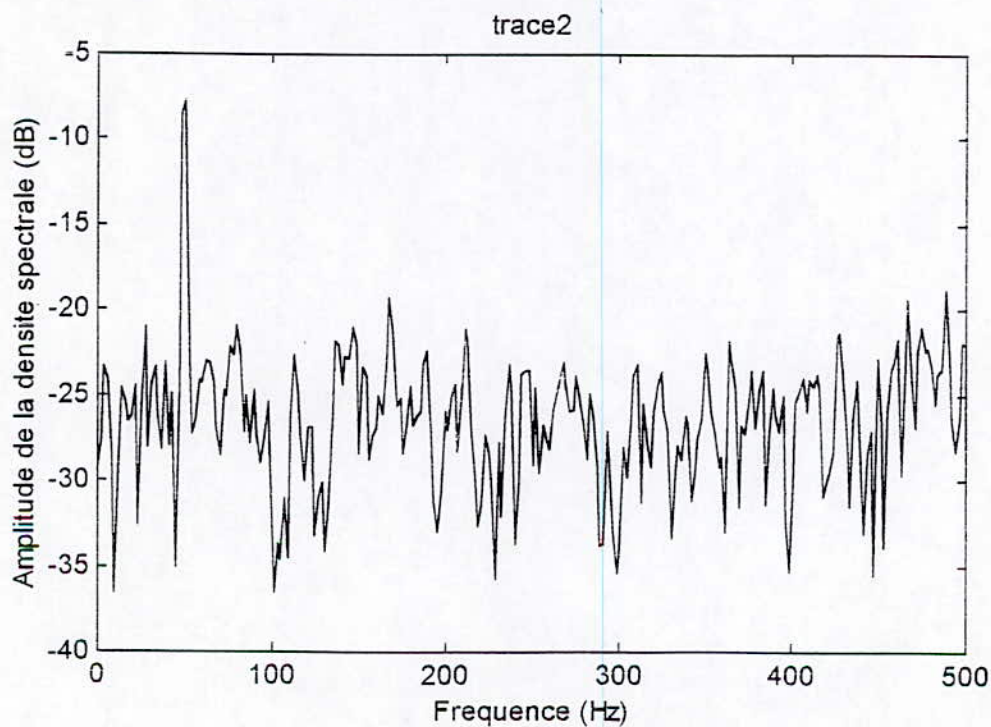
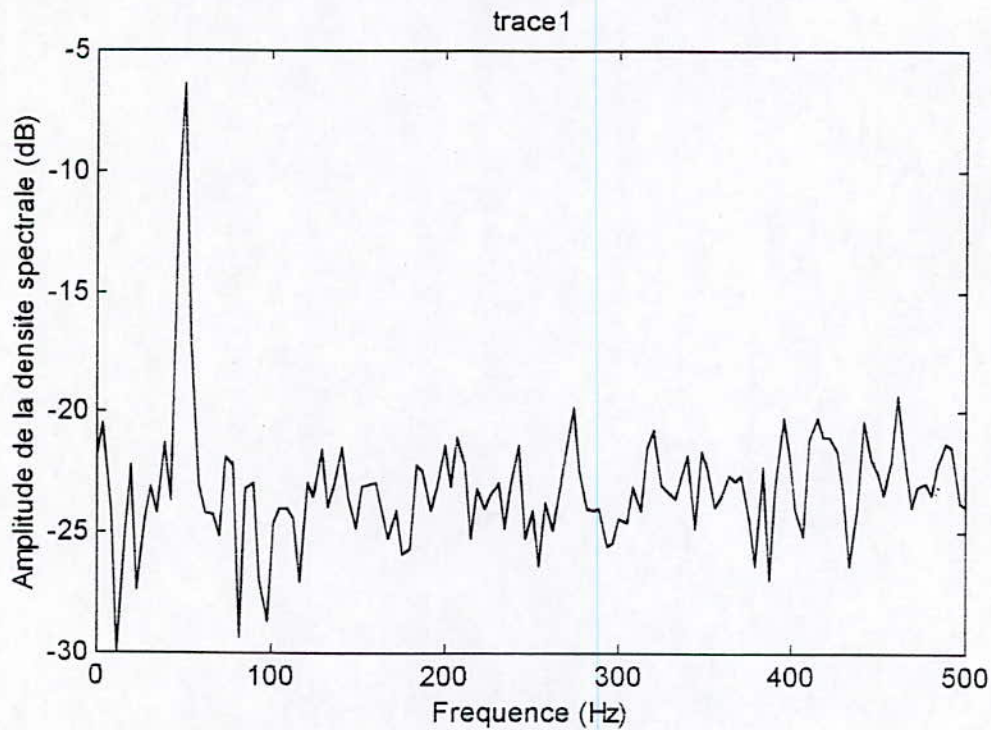
$$\begin{aligned} win1 &= \text{hamming}(256) & ; & \quad win2 = \text{hamming}(512) \\ W1 &= \text{psd}(xn,256,1000,win1,128) & ; & \quad W2 = \text{psd}(xn,512,1000,win2,256) \end{aligned}$$

On tracera ensuite les fonctions :

$$10 \cdot \text{LOG}_{10}(W1 \cdot \text{norm}(\text{win1})^2 / \text{sum}(\text{win1})^2) \quad (\text{tracé 1})$$

$$10 \cdot \text{LOG}_{10}(W2 \cdot \text{norm}(\text{win2})^2 / \text{sum}(\text{win2})^2) \quad (\text{tracé 2})$$

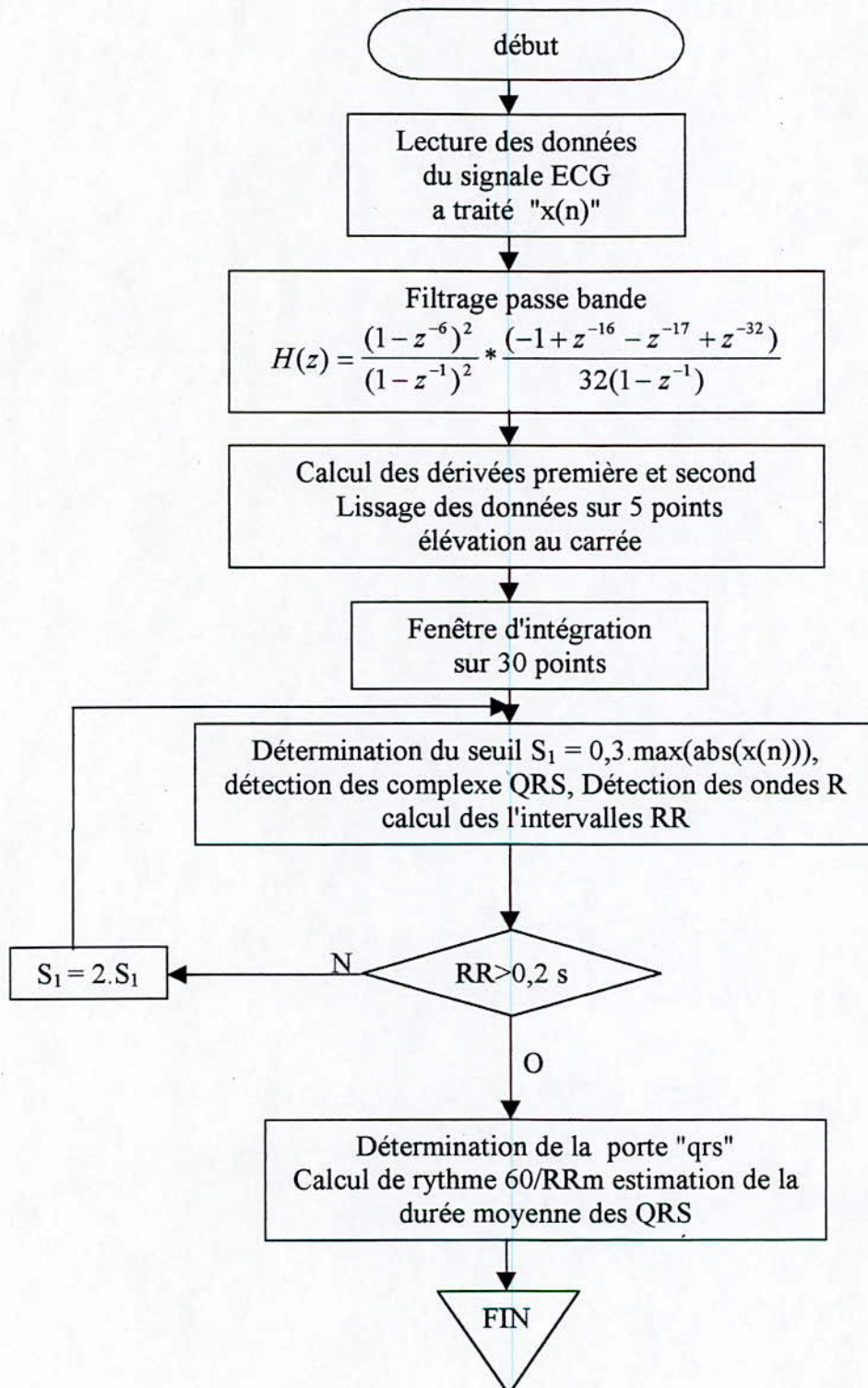
On remarque que dans les deux tracés, la hauteur du pic correspondant au 50 Hz est la même dans les deux tracés, cela contrairement aux tracés précédents. On note aussi une différence dans la variation de la plage correspondante au bruit qui est plus importante sur le deuxième tracé, cela est du à l'utilisation d'une fenêtre plus large.

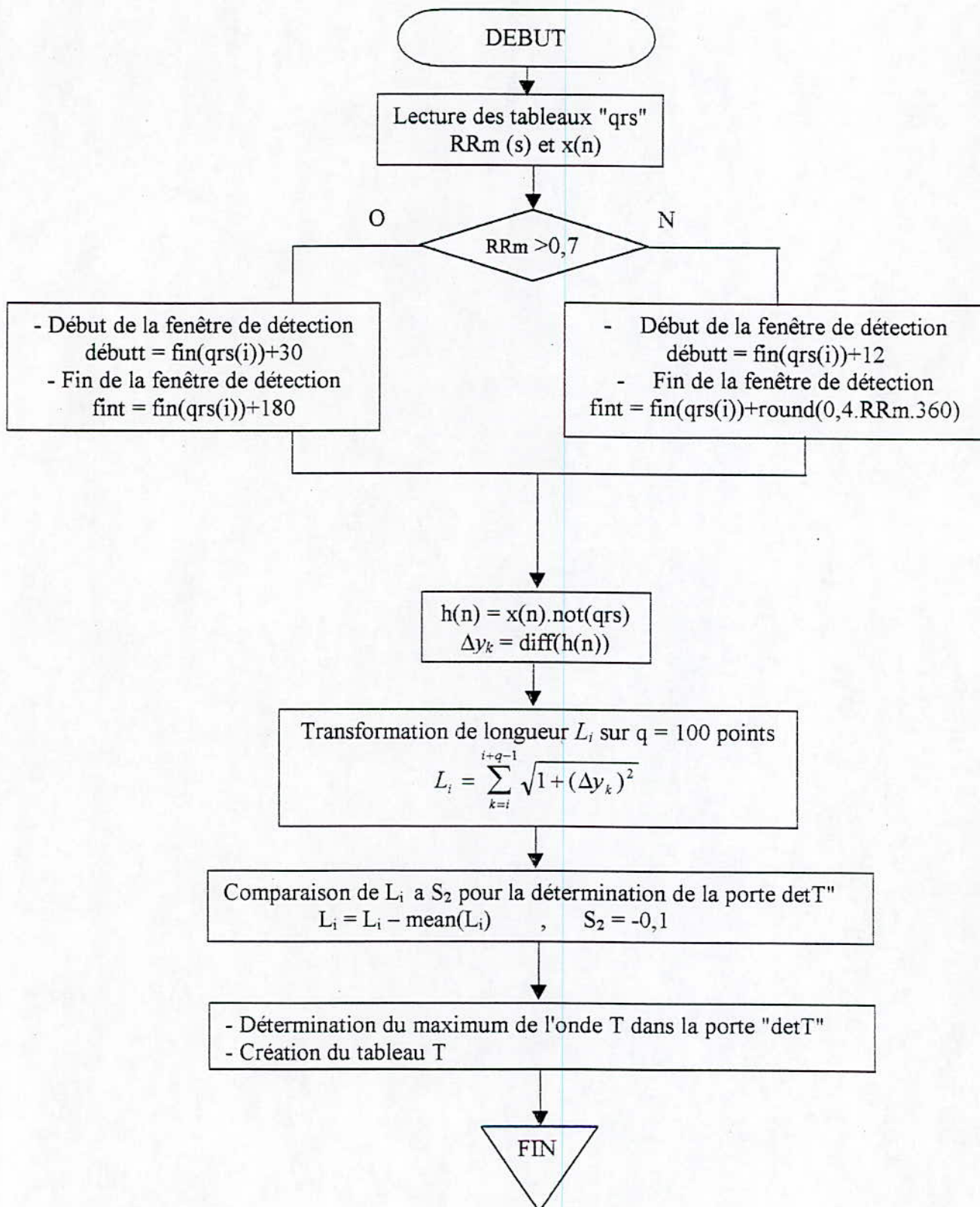


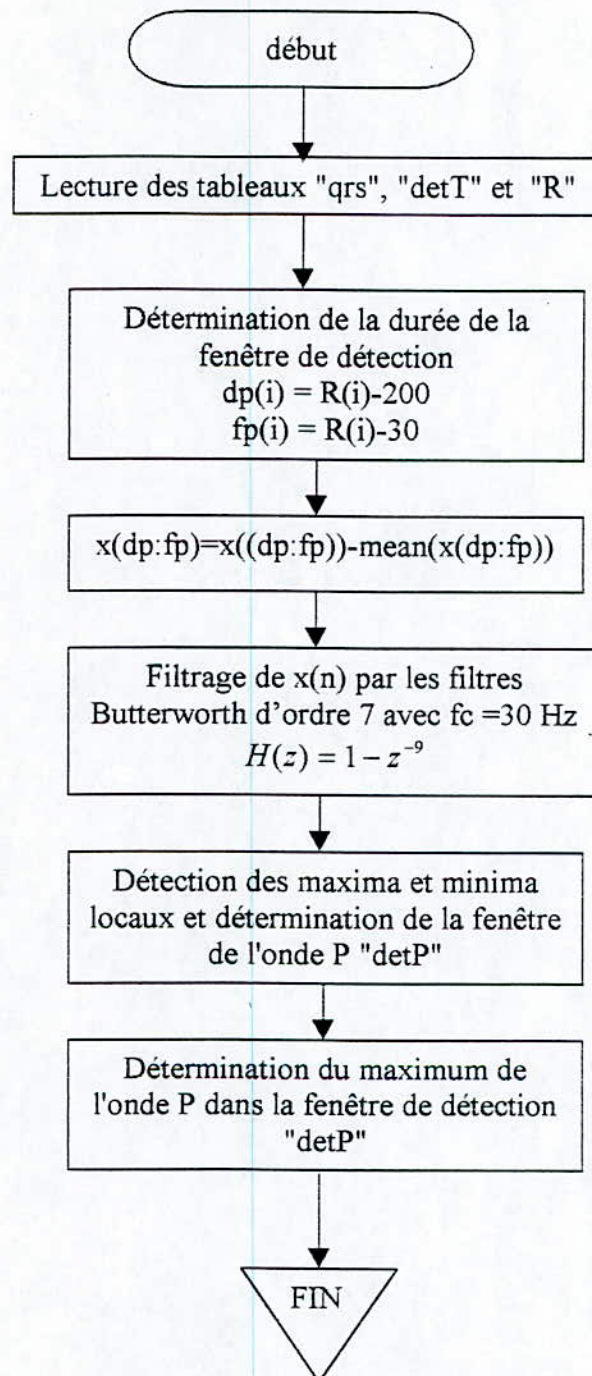
ANNEXE 2

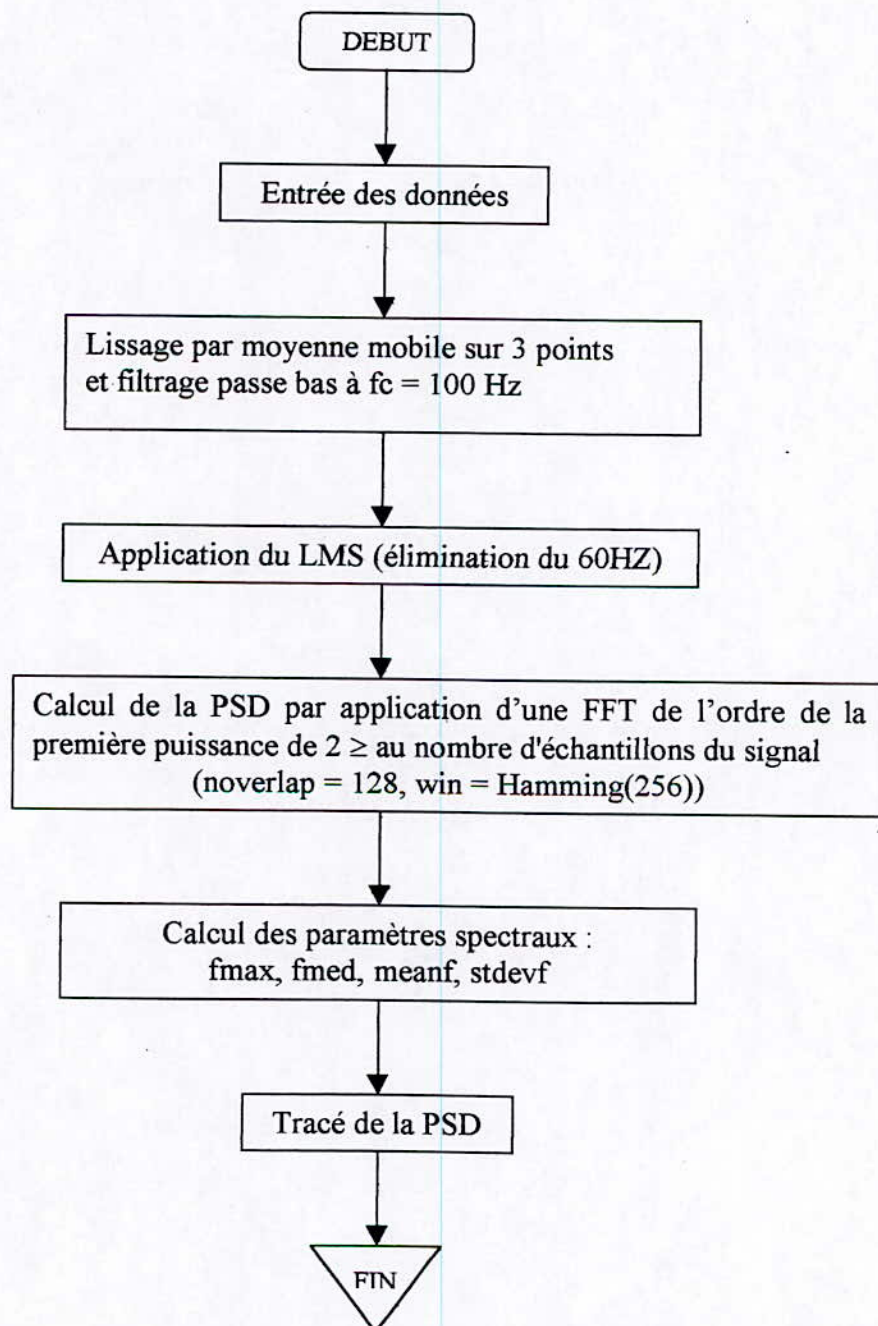
ORGANIGRAMMES DES PROGRAMMES

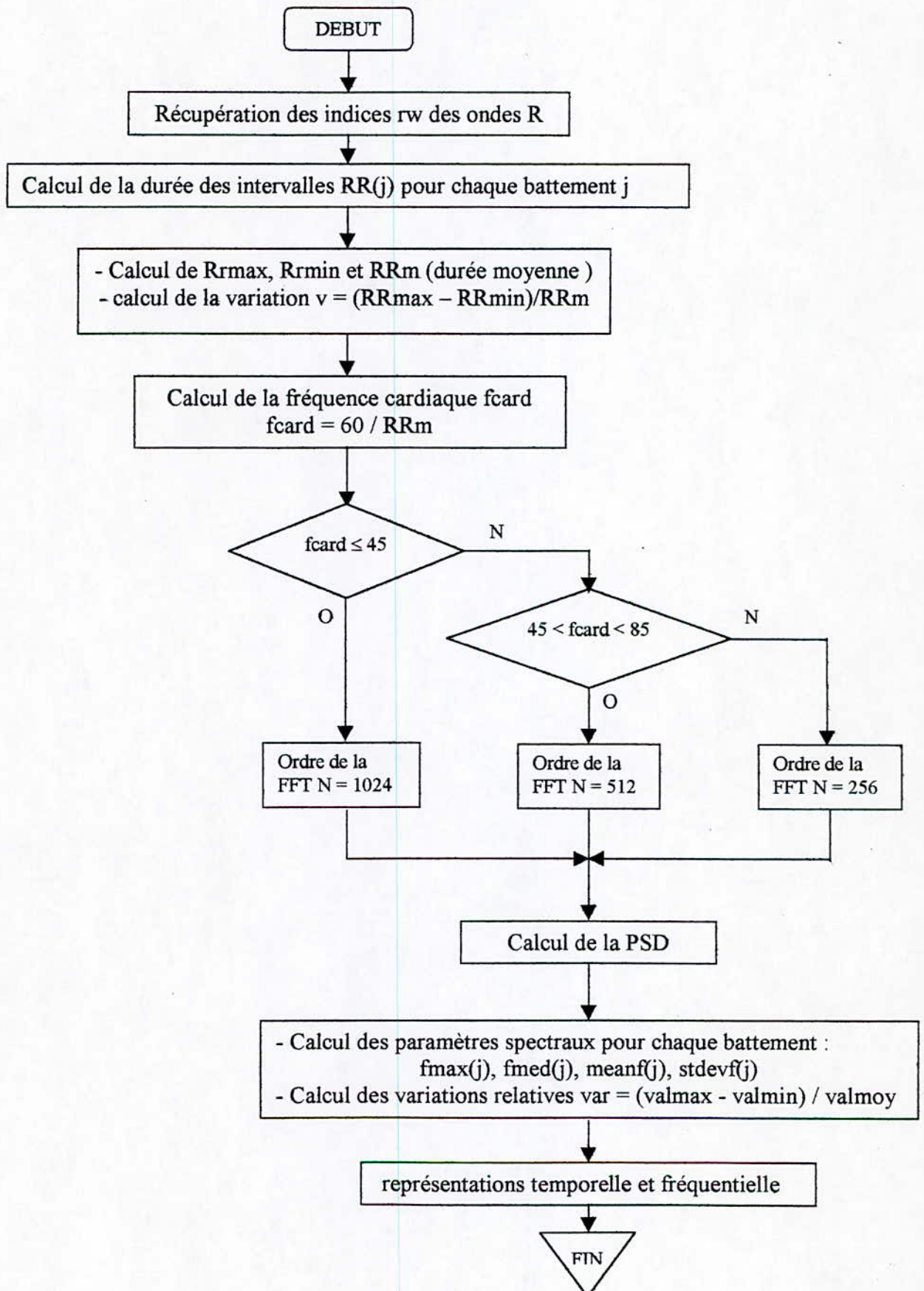
- Détection des complexes QRS et détermination des intervalles RR

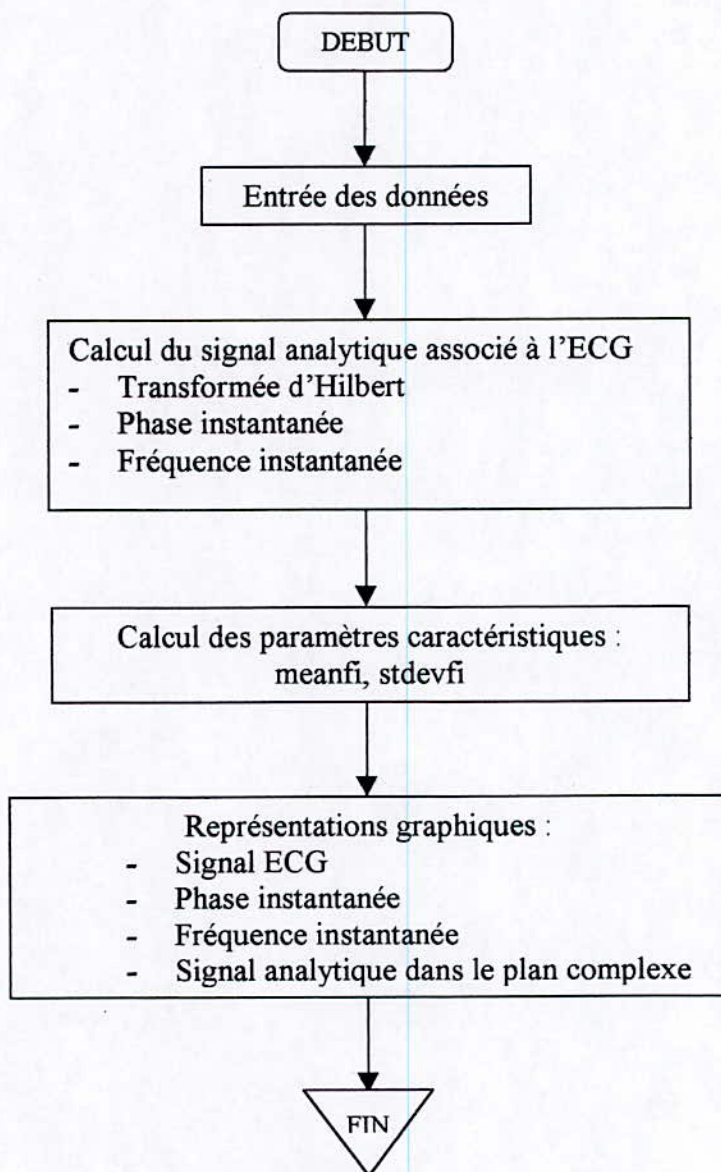


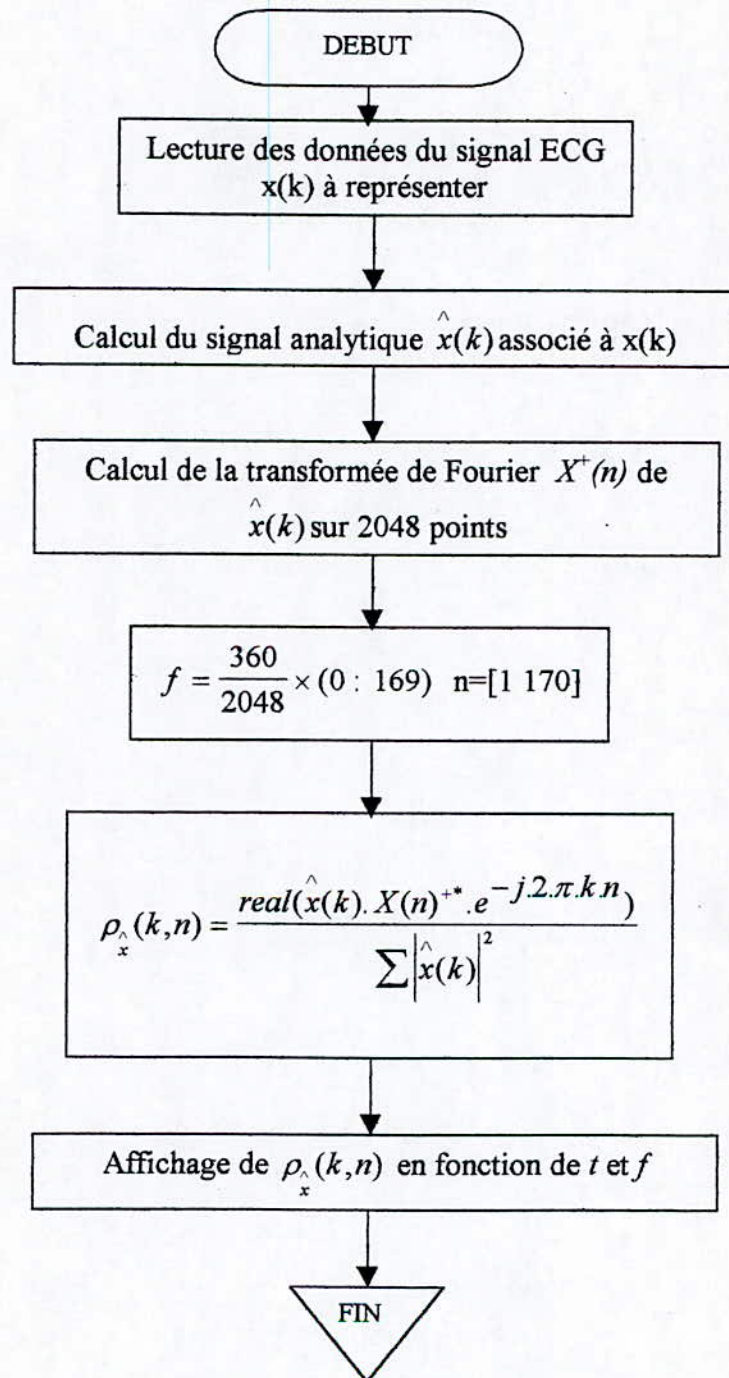
Détection des ondes T et leurs maximums

Détection des ondes P

Organigramme de l'analyse spectrale globale

Organigramme de l'analyse battement par battement

Organigramme du programme de l'analyse du signal analytique

Représentation temps – fréquence

ANNEXE 3

```

=====programme de détection =====
x: signal ECG échantillonné avec une fréquence de 360 Hz
c: nombre d'échantillons
*****
          détection des QRS
*****

=====filtrage=====

num1=[1 zeros(1,5) -2 zeros(1,5) 1];
den1=[1 -2 1];
num2=[-1/32 zeros(1,15) 1 -1 zeros(1,14) 1/32];
den2=[1 -1];
num=conv(num2,num1);
den=conv(den2,den1);
x1=filter(num,den,x);
x2=x1';
=====dérivation et lissage=====

dx1=diff(.5*[0 x2(1:c-1); x2(2:c) 0]);
dx2=sum([x2(3:c) 0 0;-2.*x2;0 0 x2(1:c-2)]);
d1=lissage(5,[.25 .5 .25],dx1);
dx1=d1(2:c+1);
d2=lissage(5,[.25 .5 .25],dx2);
dx2=d2(2:c+1);
d2x1=dx1.^2;
d2x2=dx2.^2;
y0=d2x1+d2x2;
w=1/30*boxcar(30);
l11=conv(y0,w);
l1=l11(15:c+14);
seuil=.3*max(l1);

=====porte qrs=====
qrs=zeros(size(t));
ind=find(l1>=seuil);
if isempty(ind)==0
    a=ind(1);
    if a<23
        ind(1:24-a)=24;
    end
    qrs(ind-23)=1;
    qrs(c)=0;
    qrs(1)=0;
    d=diff(qrs);
    débutq=find(d>0);
    finq=find(d<0);
    a1=length(débutq);
    gf=débutq(2:a1)-finq(1:a1-1);
    io=find(gf<=200e-3*fe);
    if isempty(io)==0
        seuil=.6*max(l1);
        qrs=zeros(size(t));
        ind=find(l1>=seuil);
        if isempty(ind)==0
            a=ind(1);
            if a<23
                ind(1:24-a)=24;
            end
            qrs(ind-23)=1;
            qrs(c)=0;
            qrs(1)=0;
            d=diff(qrs);
            débutq=find(d>0);
            finq=find(d<0);

```

```

al=length(débutq);
gf=débutq(2:al)-finq(1:a1-1);
io=find(gf<=200e-3*fe);
if isempty(io)==0
    seuil=.6*max(ll);
    qrs=zeros(size(t));
    ind=find(ll>=seuil);
    if isempty(ind)==0
        a=ind(1);
        if a<23
            ind(1:24-a)=24;
        end
        qrs(ind-23)=1;
        qrs(c)=0;
        qrs(1)=0;
        d=diff(qrs);
        débutq=find(d>0);
        finq=find(d<0);
        al=length(débutq);
        e=finq-débutq;
    end
    qrs=zeros(size(x));
    for i=1:al,
        qrs(débutq(i):finq(i))=1;
    end
end
début=t(débutq);
fin=t(finq);

*=====détection des pics QRS=====*

R=zeros(size(x));
for i=1:al
    ind1=find(t>=début(i) & t<=fin(i));
    p=length(ind1);
    r=max(abs(x(ind1(1):ind1(p))));
    f=find(abs(x(ind1(1):ind1(p)))==r);
    R(f(1)+ind1(1)-1)=r;
end

*=====rythme moyen et durée de la porte=====*
in=find(R~=0);
pic=zeros(size(x));
pic(in)=x(in);
n=length(in);
din=diff(in);
mr=max(din);
RRm=mean(din)/fe;
rythme=60/RRm;

*=====durée moyenne de la porte qrs=====*
qrsm=mean(fin-début);

```



```

%*****
%
%          détection de l'onde T
%*****

h=x.*not(qrs);
y1=(diff(h));

for i=1:c-101
    l1(i)=sum(sqrt(1+y1(i:i+100)));
end
l1=(l1-mean(l1)).*not(qrs(1:length(l1)));
l1=[l1 zeros(1,c-length(l1))];
dett=zeros(size(x));

    %fenetre de détection de l'onde T%

if RRm>.7
    debf=round(fe/12);
    finf=round(fe/2);
else
    debf=round(fe/30);
    finf=round(0.4*RRm*360);
end
debutt=in(1:n-1)+debf;
fint=in(1:n-1)+finf;
for i=1:n-1;
it=find(l1(debutt(i):fint(i))<-0.1);
if isempty(it)==1
    it=find(-l1(debutt(i):fint(i))<-0.1)+debutt(i)-1;
else
    it=it+debutt(i)-1;
end
b=length(it);
u=diff(it);
o=find(u~=1);
p=[1 o b];
r=diff(p);
uu=find(r==max(r));
al=it(p(uu)+1:p(uu+1));
dett(al)=1;
end
d=diff(dett);
dét=find(d>0);
ft=find(d<0);
débutt=t(dét);
fint=t(ft);
a2=length(débutt);

%*****
%
%          détection des pics de l'onde T
%*****

T=zeros(size(x));

for i=1:a2
indt=find(t>=débutt(i) & t<=fint(i));
p=length(indt);
r=max(x(indt(1):indt(p)));
f=find(x(indt(1):indt(p))==r);
T(f(1)+indt(1)-1)=r;
end

```

```

?*****
?
?          détection des ondes P          ?
?*****
detp=zeros(size(x));
hl=x;
?=====fenetre de détection de l'onde P=====
[B,A]=butter(7,30/180);
hl=filter(B,A,hl);
td=in(2:n)-200;
tf=in(2:n)-30;
for i=1:n-1,
detp(td(i):tf(i))=1;
a=hl(td(i))-hl(tf(i));
hl(td(i):tf(i))=hl(td(i):tf(i))-mean(hl(td(i):tf(i)));
tdp(i)=td(i);
tfp(i)=tf(i);
end

num=[1 zeros(1,8) -1];
den=1;
v1=filter(num,den,hl);
v=v1.*detp.*not(qrs).*not(dett);
nt=length(tdp);
P=zeros(size(x));
dp=zeros(size(x));
for i=1:nt,
maxi=max(v(tdp(i):tfp(i)));
indm=find(v(tdp(i):tfp(i))==maxi);
mini=min(v(tdp(i)+indm:tfp(i)));
w=tdp(i)+indm;
gh=find(v(tdp(i):w)<=0);
ag=length(gh);
if isempty(gh)==1
w1=tdp(i);
else
w1=tdp(i)+gh(ag);
end
fin=find(v(w:tfp(i))==mini);
fin=fin(1)+w;
gh=find(v(fin:tfp(i))<=0);
bg=length(gh);
if isempty(gh)==1
fin=fin;
else
fin=gh(bg)+fin(1);
end
débutp(i)=w1;
finp(i)=fin(1);
dp(débutp(i):finp(i))=1;
end

?=====porte de l'onde P=====
d=diff(dp);
débutp=find(d>0);
fin=find(d<0);
débutp=t(débutp);
finp=t(fin);
a3=length(débutp);

?=====détection des pics P=====

```



```
for i=1:a3
indl=find(t>=debutp(i) & t<=finp(i));
p=length(indl);
r=max(x(indl(1):indl(p)));
f=find(x(indl(1):indl(p))==r);
P(f(1)+indl(1)-1)=1;
tp(i)=f(1)+indl(1)-1;
end
else
end
```

```

%*****;***** programme d'analyse spectrale globale *****%
% x: signal ECG échantillonné avec une fréquence fe=360 Hz      %
% c: nombre d'échantillons                                     %
%*****;*****
%===== traitement fréquentiel =====%

x1 = lissage(3,[.25 .5 .25],x);
x10 = lms(x1);
[B,A]=butter(7,100/180);
x1=filter(B,A,x10);

%===== calcul de la PSD =====%

N = 2.^nextpow2(c);
win = hamming(256);
noverlap = 128;
[w,f] =psd(x1,N,fe,win,noverlap);

%===== calcul des parametres caracteristiques=====

w = w';
df = fe/N;
m = max(w(10:length(w)));
k = find(w == m);
fmax = k(1)*df;
i = 1:length(w);
a = sum(i.*w);
b = sum(w);
d = sum((i.^2).*w);
m1 = a/b;
m2 = d/b;
meanf = m1.*df;
stdevf = sqrt(m2 - (m1.^2)).*df;
y = cumsum(w);
n = y(length(w)-2)/2;
i = find(y<n);
i = max(i);
fmed = i.*df;
vectf = [meanf;stdevf;fmed;fmax;stdevf/meanf];

%*****;*****

```



```

***** programme d'analyse battement par battement *****
x: signal ECG échantillonné avec une fréquence fe=360 Hz
c: nombre d'échantillons
rw: vecteur des indices des pics R détectés
récupération du tableau R à partir du programme de détection
récupération de la valeur du rythme moyen
*****

t = linspace(0,c/fe,c);
t=t';
[B,A] = butter(7,100/180);
xe = filter(B,A,x);
xl0 = lissage(3,[.25 .5 .25],xe);
xbat = lms(xl0);

===== analyse temporelle battement par battement =====

in=find(R~=0);
n=length(in);
din=diff(in);
RRm=mean(din)/fe;
mr=max(din);
di=round(.5*din);
bati=zeros(n-2,mr);
for i=2:n-1,
    dbat=in(i)-di(i-1);
    fbat=in(i)+di(i);
    bat=xbat(dbat:fbat)';
    bati(i-1,1:length(bat))=bat';
end
btbmin = min(60./din)*fe;
btbmoy = 60./RRm;
btbmax = max(60./din)*fe;
RRmax = 60/btbmin;
RRmin = 60/btbmax;
vecttbat = [RRmin;RRm;RRmax;(RRmax-RRmin)/RRm];

===== analyse fréquentielle battement par battement=====

if rythme <= 45
    N = 1024;
else
    if rythme < 85
        N = 512;
    else
        N = 256;
    end
end
win = hamming(N/2);
noverlap = N/4;
for u = 1:length(rw)-2
    [fbati(:,u),f] = psd(bati(u,:),N,fe,win,noverlap);
end
fbati = fbati';
fbatidb = 10.*log10(fbati.*norm(win).^2./sum(win).^2);

===== calcul des parametres caractéristique =====

df = fe/N;
for j = 1:length(rw)-2
    m = max(fbati(j,1:length(fbati)));
    k = find(fbati(j,:) == m);
    fmax(i) = k(1).*df;

```

```

i = 1:length(fbati);
a = sum(i.*fbati(j,:));
b = sum(fbati(j,:));
d = sum((i.^2).*fbati(j,:));
m1 = a./b;
m2 = d./b;
meanf(j) = m1.*df;
stdevf(j) = sqrt(m2 - (m1.^2)).*df;
y = cumsum(fbati(j,:));
n = y(length(fbati(j,:))-2)/2;
i = find(y<n);
i = max(i);
fmed(j) = i.*df;
end

```

```

%===== calcul des variations relatives =====>

```

```

min1 = min(meanf);
max1 = max(meanf);
min2 = min(stdevf);
max2 = max(stdevf);
min3 = min(fmed);
max3 = max(fmed);
min4 = min(fmax);
max4 = max(fmax);
var1 = (max1-min1)/((max1+min1)/2);
var2 = (max2-min2)/((max2+min2)/2);
var3 = (max3-min3)/((max3+min3)/2);
var4 = (max4-min4)/((max4+min4)/2);
vectfbat = [min1,max1,var1;min2,max2,var2;min3,max3,var3;min4,max4,var4]

```

```

%*****

```



```

***** programme d'analyse par signal analytique *****
% x: signal ECG échantillonné avec une fréquence fe=360 Hz
% c: nombre d'échantillons
% rw: vecteur des indices des pics R
*****
xl=lissage(3,[.25 .5 .25],x);
xl0=lms(xl);
[B,A]=butter(7,100/180);
xana=filter(B,A,xl0);
cc=length(xana);
t=t';
prw=rw(1);
drw=rw(length(rw));
y=hilbert(xana);
env=abs(y);
phi=angle(y);
mp=length(phi);
xhp=diff(imag(y));
xp=diff(real(y));
fi=(1/(2*pi))*(xhp.*real(y(1:cc-1))-xp.*imag(y(1:cc-1)))./(env(1:cc-1).^2);
meanfi=sum(fi)./length(fi);
m2=fi.^2;
m2=sum(m2(prw:drw))/(drw-prw);
stdevfi=sqrt(m2-meanfi.^2);
fi=fi*fe;
meanfi=meanfi*fe;
stdevfi=stdevfi*fe;
vectana=[meanfi;stdevfi;60*meanfi/nb;rythme;stdevfi/meanfi]
*****

```

```

%-----%
%programme de la representation temps-frequence %
%-----%
X1: signal ECG
g=hilbert(x1);
X=fft(g,2048);
l=2:4*360;
n=1:280;
re=l'*n;
prol=g(l)*X(n)';
a=real(prol.*exp(-i.*2.*pi.*re))./sum(abs(g).^2);
f=360/2048.*(0:280);
mesh(f(n),t(1),a);

```

```

%*****%
%      fonction lissage      %
%*****%

function y=lissage(n,lis,b);
% fonction de lissage sur un n points
% lissage(n,b)
% b est le vecteur à lisser
% lis vecteur fonction de base du lissage
y=b;
n=round(n/2)-1;
for i=1:n,
    y=conv(lis,y);
    y=y;
end

%*****%
% fonction pour le filtrage adaptatif %
%*****%

function y=lms(x)
% x : signal ECG
c=length(x);
a=16;
xk=[zeros(a,1); x];
cl=length(xk);
xr=[x;zeros(a,1)];
h=zeros(32,1);
for i=32:cl,
    u=fliplr(xr(i-31:i)');
    eps=xk(i)-u*h;
    h=h+.01*eps*u';
    y(i)=u*h;
end
y=y(a+1:cl);
% y : sortie du filtre LMS

```