



المدرسة الوطنية المتعددة التخصصات
المدرسة الوطنية المتعددة الفنون
Ecole Nationale Polytechnique
المكتبة — THEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

Département d'Electronique

Projet de Fin d'Etudes
pour l'Obtention du Diplôme d'Ingénieur d'Etat en Electronique

Thème

**Application d'algorithmes de détection
sur une base de données ECG**

Proposé par :

Mr. R. ZERGUI

Réalisé par :

REDJAL ATMANE

SOBAIHI KHALED

Examiné par :

M^{me} M. GUERTI

Mr. B. BOUSSEKSOU

Mr. A. BELOUHRANI

Promotion : 1999/2000

المهدف من هذا العمل دراسة مختلف الخوارزميات لكشف و تحليل الأشارات القلبية، لمقارنة خصائص هذه الخوارزميات، باستعمال لغة MATLAB 5.3 لاختبار هذه الخوارزميات .

Résumé :

L'objectif de notre thèse est l'étude des différents algorithmes de détection et d'analyse du signal cardiaque, par une étude comparative de ces algorithmes, par l'utilisation de langage MATLAB 5.3 pour l'expérimentation des différents algorithmes.

Abstract:

The objective of our thesis is the study of different algorithms of detection and analysis of cardiac signal, with use a comparative study of this algorithms, with using a MATLAB 5.3 language to experiment the different algorithms.

Mots clés

Electrocardiogramme, Fausse alarme, Complexe QRS, Onde T, Onde P.

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة — BIBLIOTHEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

Remerciements

Nous tenons à remercier :

Notre promoteur M. R. Zergui, qui nous a aidé tout au long de l'élaboration de ce projet de fin d'étude.

Nous remercions également le président et les membres de jury qui ont acceptés d'examiner ce travail :

M^{lle} Guerti, M. Bousseksou et M. Bellouchrani

Le personnel de la bibliothèque centrale de l'école, à leur tête :

Orari Mahmoud dit ami mahmoud,

Guerrak Si Salah dit ami Salah,

Sans oublier de remercier tous nos amis pour leur soutien moral.

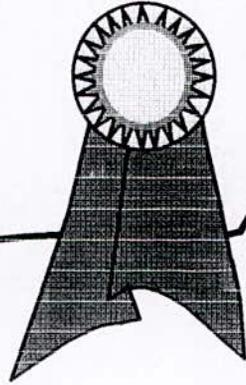
K. Sobaihi

Je dédie ce modeste travail

A mes très chers parents

A ma famille

A mes meilleurs amis



Dédicace

A. Redjal

Je dédie ce modeste travail

A mes très chers parents

A mes très chers frères et ma soeur Souad

A mon oncle R. Rachid

A mes amis Manser Sadi , Bouabbes Brahim, Yahi Ali ,

Rouibet Kamel et Tabani Razek

A C. Nacira de la faculté centrale

A mes amis de l'école nationale polytechnique

Sommaire



Chapitre I : Rappel sur les signaux ECG

I.1 Rappel physiologique.....	1
I.2 Les Dérivations, Loi d'Einthoven	3
I.3 Morphologie des signaux ECG.....	6
I.4 Technique d'enregistrement d'un électrocardiogramme.....	10
I.5 Problèmes les plus fréquemment rencontrés.....	11
I.6 Les principaux troubles du cœur	12

Chapitre II : Algorithmes de détection de complexe QRS

I. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée première.....	14
I.1 Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux	14
I.2-Algorithme de Fraden-Neuman	15
I.3-Algorithme de Gustafson.....	16
I.4-Algorithme de Menard	17
II.5-Algorithme de Holsinger.....	18
II Algorithmes basés sur le calcul des dérivées première et secondes.....	19
I.1-Algorithm de Balda	19
II.2-Algorithm de Ahlstrom et Tompkins.....	21
III Algorithmes utilisant les filtres numériques.....	23
III.1 Algorithme de Engelse et Zeelenberg	23
III.2. Algorithme de Okada	25
III.3. Algorithme de Ligtenberg et Kunt	28
III.4. Algorithme de Murthy et Rangaraj	30
IV Algorithme utilisant la méthode d'échantillonnage sélectif.....	32
IV.1 Principe d'échantillonnage sélectif.....	32
IV.2 Algorithme à échantillonnage sélectif.....	33
IV.3 Conclusion	35



Chapitre III : Détection des ondes T et P

I Détection de l'onde T.....	36
I.1 algorithme basé sur les signaux échantillonnés sélectivement.....	36
I.2 Algorithmes de détection des ondes T utilisant la transformation de longueur	38
II Détection de l'onde P.....	40
II.1 Algorithme basé sur la transformation de longueur.....	40
II.2 Autre algorithme de détection de l'onde P	42
III Conclusion :.....	43

Chapitre IV : Analyse fréquentielle et battement par battement

I Analyse fréquentielle globale.....	44
II Principe de calcul de la DES.....	44
III Analyse battement par battement.....	47
IV Conclusion	49

Chapitre V: Présentation et analyse des résultats

I Etude comparative des algorithmes de détection de complexe QRS.....	50
I.1 Paramètres à évaluer.....	50
I.2 Les signaux de tests.....	50
I.3 Illustration et discussion des résultats des algorithmes de détection de complexe QRS.....	53
II. Etude comparative des algorithmes de détection des ondes T et P.....	54
Illustration discussion des résultats obtenus des algorithmes de détection des ondes T et P	56
III. Etude comparative des algorithmes d'analyse fréquentiel.....	56
Illustration et discussion des résultats obtenus des Algorithmes d'analyse Fréquentiel.....	60

Conclusion	61
Bibliographie.....	63
Annexe1.....	65
Annexe2.....	81

Introduction Générale

L'électrocardiogramme (ECG) est devenu l'outil de diagnostic le plus répandu pour la détection des pathologies cardiaques. L'analyse des signaux ECG nécessite une aide informatisée et l'utilisation des outils de traitement de signal. Une analyse automatique permet au cardiologue de prendre connaissance des instants critiques de l'électrocardiogramme enregistré et cela dans un temps très court. Pour ce faire le signal électrocardiographique doit subir une étape automatique de segmentation.

Un grand nombre de méthodes de détection des événements dans les signaux ECG existent dans la littérature, il serait difficile de faire une liste exhaustive et encore toutes les tester. Cette étude a pour but de tester plusieurs algorithmes que nous avons sélectionné. Ils présentent un bon rapport performance /complexité) en mesurant leur performance en terme de non-détection, fausse alarme, retard de détection. D'autres algorithmes de détection des ondes T et P sont présentés de façons détaillées, ainsi que l'étude du signal ECG dans le domaine fréquentiel pour les deux cas : global et battement par battement.

Dans le premier chapitre, nous présentons un rappel sur les signaux ECG, ensuite les algorithmes de détection de complexes QRS avec exemples de détection pour chaque algorithme dans le deuxième chapitre. Les algorithmes de détection des ondes T et P sont présentés dans le chapitre III avec des exemples de détection suivie d'une analyse fréquentielle du signal ECG dans le chapitre IV. Nous avons présenté aussi des algorithmes de détection des complexes QRS ainsi que des ondes T et P dans les signaux ECG échantillonnés sélectivement. Enfin le chapitre V est consacré pour la présentation des résultats obtenus.

Les algorithmes présentés sont testés sur huit signaux ECG endocavitaires, représentatifs de morphologie fréquemment rencontrée, à l'apparition de certains troubles ainsi que la présence de certaines perturbations (bruit musculaire, variation de la ligne de base, ...). Ces signaux échantillonnés à 360 Hz sont tout issus du CD ROM « MIT-BIH » [3].

Le lecteur trouvera en annexe tous les programmes des algorithmes cités programmés en matlab 5.3.

CHAPITRE I

Rappel sur les signaux ECG

Chapitre I

Rappel sur les signaux ECG

L'objet de ce chapitre est de présenter l'origine de l'électrocardiogramme, en commençant par un rappel physiologique où en évoquant les différents phénomènes électriques présents au niveau du cœur et leurs explications, nous présentons ensuite la morphologie des signaux ECG. En s'intéressant au complexe QRS, l'onde P, l'onde T et les différents intervalles PR, ST, QT, RR.

I.1 Rappel physiologique

La stimulation d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. La cellule musculaire 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 qui détermine la contraction de la cellule. Ce courant électrique est composé d'une succession de dipôles avec un pôle (-) et un pôle (+), qui parcourt toute la longueur de la cellule. Celle-ci, une fois dépolarisée, récupère progressivement sa charge électrique positive initiale : c'est la *repolarisation*, la fin de cette polarisation correspond à la fin de la contraction cellulaire (figure I.1)

La cellule cardiaque a une repolarisation différente : en effet la dépolarisation n'ait 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 est expliquée par l'inégalité de la vitesse de dépolarisation et de repolarisation entre les couches sous-épicardiques et sous-endocardique (figure I.2), la figure I.3 montre l'inscription graphique du dipôle selon la position de l'électrode [1].

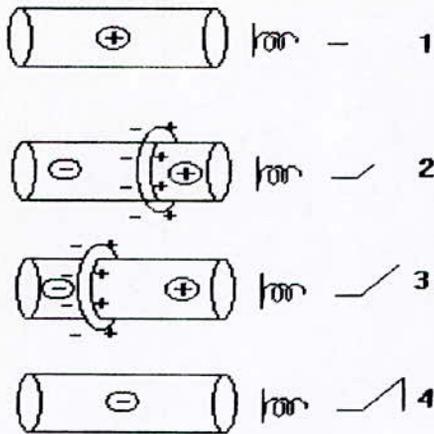


Fig I.1 Schéma de la dépolarisation d'une cellule musculaire.

1. Cellule au repos
2. Cellule dépolarisée, l'électrode située à l'extrémité droite enregistre une déflexion positive
3. Progression des dipôles vers la droite. l'électrode enregistre une déflexion positive
4. Cellule totalement dépolarisée. disparition de la déflexion positive et retour brusque à la ligne iso-électrique.

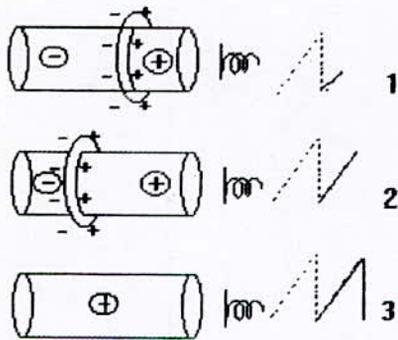


Fig I.2. Repolarisation d'une cellule musculaire cardiaque.

1. Les dipôles de repolarisation progressent de la droite vers la gauche, l'électrode exploratrice située à l'extrémité droite de la cellule enregistre une déflexion positive (trait plein)
2. La repolarisation se poursuit vers la gauche et l'électrode enregistre un déflexion positive croissante.
3. Fin de repolarisation et l'électrode enregistre un brusque retour à la ligne iso-électrique

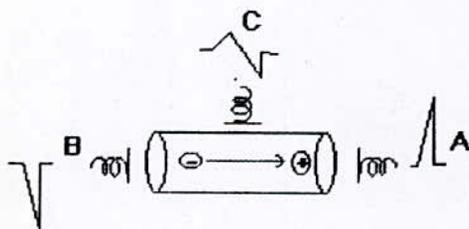


Fig I.3. Inscription graphique du dipôle selon la position de l'électrode.

- En A l'électrode enregistre une déflexion positive
- En B l'électrode enregistre une déflexion négative
- l'électrode placé en C enregistre une déflexion diphasique (+) (-)

I.2 Les Dérivations, Loi d'Einthoven [3]

L'enregistrement se fait par des électrodes cutanées. Il faut au moins une paire d'électrodes (une positive et une négative) pour pouvoir enregistrer l'activité électrique. Deux électrodes forment une *dérivation (D)*. Selon la position des électrodes, on définit 12 dérivations[2].

Pour représenter le corps en trois dimensions, trois plans sont définis en électrocardiographie (Fig I.4).

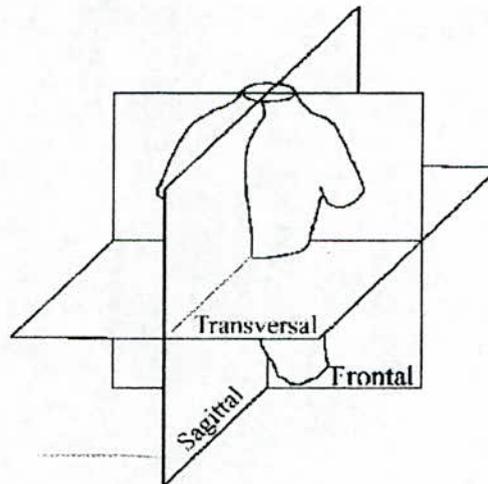


Fig I.4 Représentation du corps en trois dimensions

Le positionnement des électrodes définit la direction de mesure, appelée axe ou angle. L'axe se détermine grâce à la direction quand l'on va de l'électrode négative à l'électrode positive. L'ECG enregistre la différence de potentiel entre l'électrode positive et l'électrode négative.

La dérivation est représentée mathématiquement par un vecteur. Un vecteur est symbolisé par une flèche indiquant l'électrode positive. La taille de la flèche est proportionnelle à la différence de potentiel de la dérivation. La configuration des trois dérivations dont la polarité est explicitée dans la figure I.5 est appelée triangle d'Einthoven : la dérivation I va de l'épaule droite à l'épaule gauche, la dérivation II va de l'épaule droite au bas-ventre, et la dérivation III va de l'épaule gauche au bas-ventre. Pour simplifier les calculs, on supposera que le triangle est équilatéral. Comme les bras et les jambes sont des extensions du torse, on peut aussi redéfinir les dérivations comme suit :

Fig I.5

Dérivation I

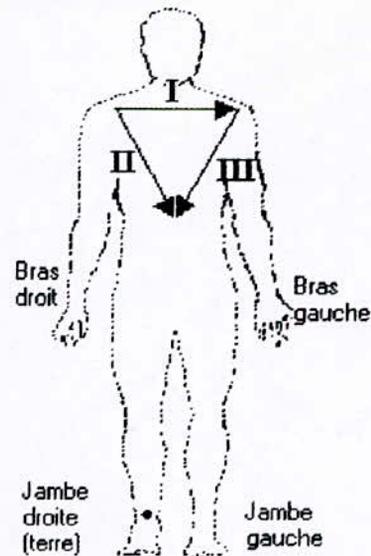
Bras droit (BD)
Bras gauche (BG)

Dérivation II

Bras droit (BD)
Jambe Gauche (JG)

Dérivation III

Bras gauche (BG)
Jambe gauche (JG)



La direction de la dérivation est importante. Cette configuration des dérivation est appelée dérivation bipolaire standard des membres. La *Loi d'Einthoven* s'écrit mathématiquement comme suit :

$$\text{Dérivation I} + \text{Dérivation III} = \text{Dérivation II}$$

Donc, si deux dérivation sont connues, on peut en déduire mathématiquement la troisième. La Figure I.6 illustre une autre façon d'envisager le triangle d'Einthoven. Vous pouvez bouger horizontalement ou verticalement les axes et toujours garder la même représentation. Ceci permet une visualisation plus aisée de l'axe électrique moyen du cœur.

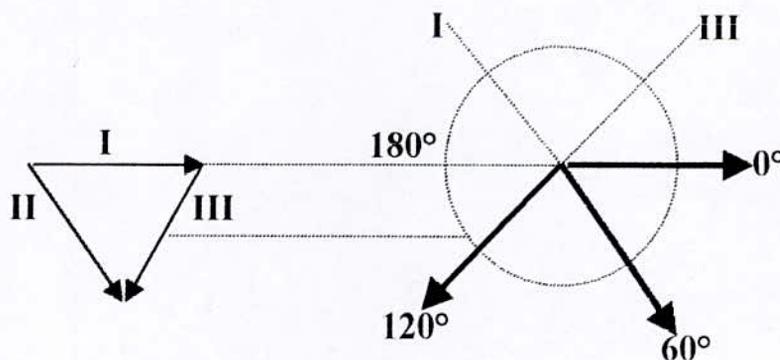


Fig I.6 Triangle d'Einthoven

L'activité électrique moyenne du cœur peut à chaque instant être représentée par un vecteur. L'axe électrique moyen du cœur est la somme des vecteurs sur tout un cycle cardiaque. Comme l'intervalle QRS provoqué par la dépolarisation ventriculaire représente la majorité de l'activité électrique du cœur, il est possible d'estimer l'axe électrique moyen uniquement en sommant sur cet intervalle.

Une autre approximation consiste à ne s'occuper que du pic de l'onde R, qui comprend la plus grande différence de potentiel du cycle cardiaque. Il faut définir l'axe électrique moyen en trois dimensions (X, Y, et Z). En pratique ceci est rendu possible par un montage standard à douze dérivations. Trois de ces dérivations sont celles définies précédemment. Elles permettent d'obtenir la composante de l'axe électrique moyen dans le plan frontal. Cette leçon ne s'intéresse qu'à l'axe du plan frontal

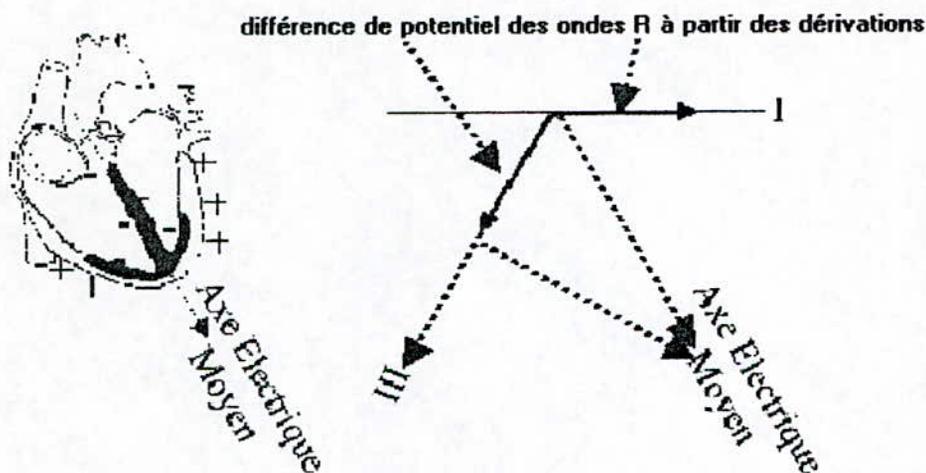


Fig I.7 Tracé de l'onde R à partir des dérivation I et II.

Comme mentionné ci-dessus, une manière d'approcher la valeur de l'axe électrique moyen sur le plan frontal est de tracer l'onde R à partir de la Dérivation I et II (Figure I.7). On peut procéder comme suit :

1. Tracez une droite perpendiculaire à partir des extrémités des vecteurs (à angle droit de l'axe de la dérivation).
2. Déterminez le point d'intersection de ces deux droites perpendiculaires.
3. Tracez un nouveau vecteur à partir de l'origine jusqu'au point d'intersection.

La direction du vecteur résultant est une bonne approximation de l'axe électrique moyen du cœur. La longueur du vecteur donne une valeur approchée du potentiel moyen du cœur. Une méthode plus précise pour approcher l'axe électrique moyen consiste à additionner

algébriquement les potentiels Q, R, et S d'une dérivation, plutôt que de n'utiliser que la différence de potentiel de l'onde R. Le reste de la procédure est similaire à celle expliquée ci-dessus

Il est important de noter que, comme le corps n'est pas un conducteur parfait, et comme les électrodes ne sont pas parfaitement fixées au peau (et comme pour bien d'autres raisons encore), les mesures de l'ECG à la surface de la peau ne sont qu'une approximation de l'activité du cœur.

I.3 Morphologie des signaux ECG

L'électrocardiogramme (Fig I.8) enregistre l'activité électrique du cœur c'est à dire la dépolarisation et la repolarisation auriculaire (contraction auriculaire), puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire).

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT. Les valeurs normales citées ci-dessous qui s'appliquent à des adultes d'âge moyen sont données à titre indicatif car il existe un chevauchement parfois important entre les valeurs normales et pathologiques

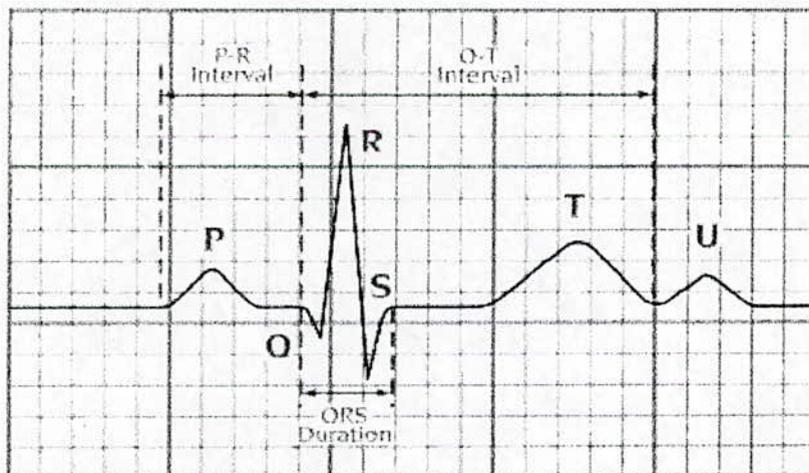


Fig I.8 électrocardiogramme normal

- la ligne isoélectrique

Sur un tracé électrocardiographique Fig I.9, le premier repère est la *ligne isoélectrique*. Elle est la ligne de base correspondant à l'absence de phénomène électrique. Au-dessus de celle-ci, on parle d'onde positive, en dessous, d'onde négative. Une onde peut être aussi diphasique si une partie de celle-ci se situe au-dessus et l'autre partie au-dessous de la ligne isoélectrique.

Toutes les ondes se mesurent du début de leur phase initiale, à la ligne isoélectrique.

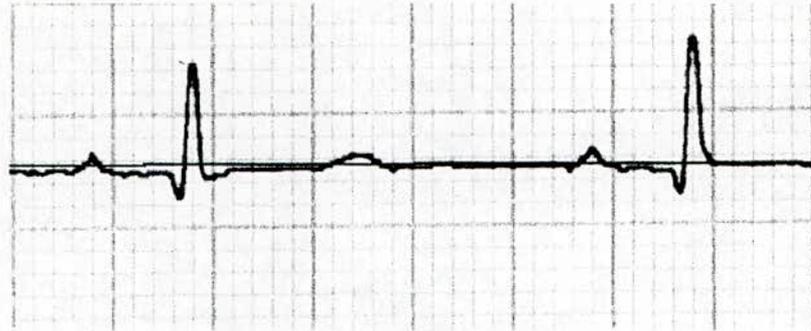


Fig I.9 Ligne iso-électrique

- **L'onde P :**

Elle est l'onde de dépolarisation auriculaire.

Elle est de forme arrondie, souvent positive, de faible amplitude (1 à 3 mvolts) et de moins de 0,12 seconde en D2(Figure I.10).



Fig I.10 L'onde P

- **Le complexe QRS :**

Il correspond à l'activation et à la dépolarisation des ventricules de l'endocarde vers l'épicarde, il est constitué de trois segments :

L'onde Q : première déflexion négative : activation septale.

L'onde R : première déflexion positive : activation pariétale du VG.

L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R : activation basale du VG.

La durée de l'ensemble QRS varie de 0,06 à 0,1 seconde (3 à 5 petits carreaux) et se mesure du début du QRS jusqu'à la fin de l'onde S ou R, selon le cas.

L'amplitude se mesure en mm et, par convention, une onde d'amplitude < 5 mm s'écrit en minuscules : q, r, s.

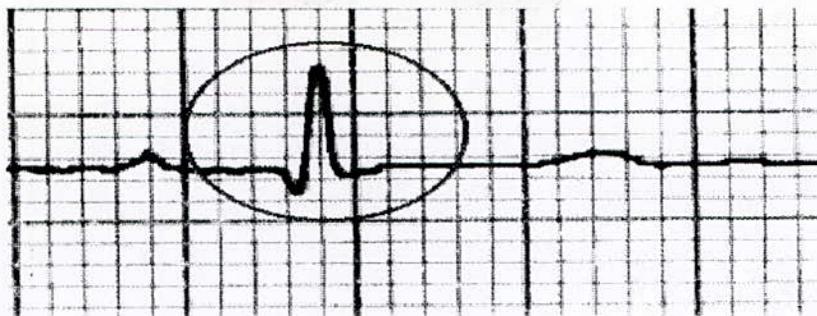


Fig I.11 Complexe QRS

- Le segment PR :

Il correspond à la pause d' $1/10^e$ de seconde entre l'activation auriculaire et l'activation ventriculaire, par le passage de l'influx du *Nœud auriculo-ventriculaire* au *faisceau de His*. Il se mesure de la fin de l'onde P jusqu'au début du QRS et correspond à 0,03 à 0,04 secondes (moins de 2 petits carreaux).

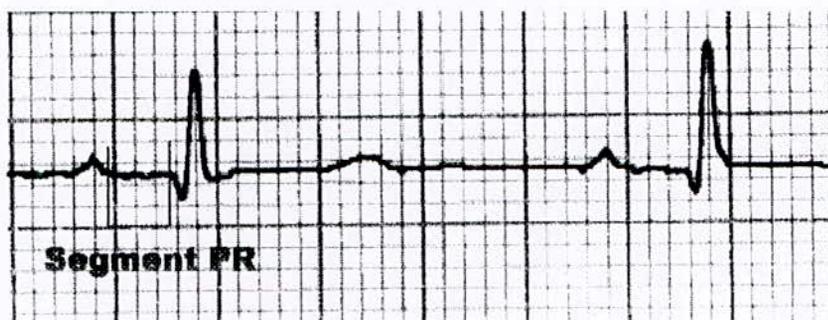


Fig I.12 L'intervalle PR

- L'onde T :

C'est la période de repolarisation ventriculaire, c'est l'inhibition de l'excitation ventriculaire de l'épicaire vers l'endocarde. Elle est *asymétrique*, d'une branche ascendante légèrement oblique et d'une branche descendante plus abrupte. Son amplitude est inférieure à 2 mm.

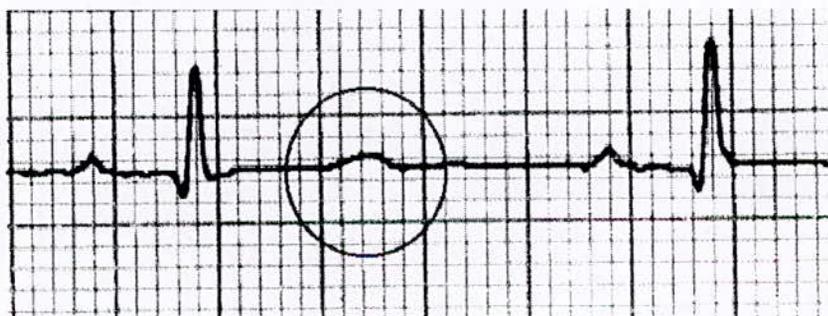


Fig I.13 L'onde T

- Le segment ST :

- **Le segment ST :**

Il correspond à la période d'excitation uniforme des ventricules jusqu'à la phase de récupération des ventricules. On le mesure de la fin de l'onde S ou R jusqu'au début de l'onde T. Il est normalement horizontal ou légèrement oblique +/- isoélectrique. Un sur-décalage ou un sous-décalage de plus d'1 mm par rapport à la ligne isoélectrique est anormal

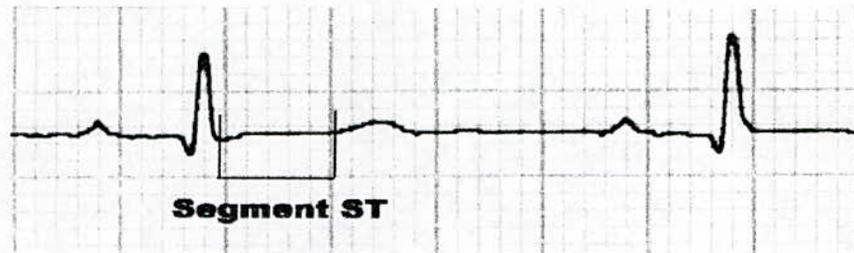


Fig .14 L'intervalle ST

- **L'onde U :**

C'est le témoin d'une repolarisation tardive de zones myocardiques d'amplitude inscrite entre celle de l'onde P et de celle de l'onde T. Elle est inférieure à $\frac{1}{4}$ de l'amplitude de l'onde T.

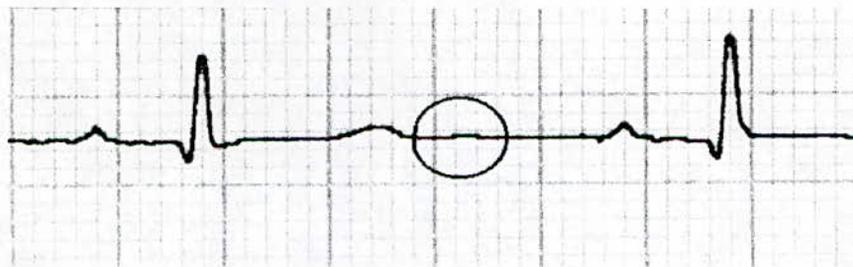


Fig I.15 L'onde U

- **L'intervalle PR :**

C'est le temps de conduction auriculo-ventriculaire. C'est le temps nécessaire à l'influx pour dépolariiser les oreillettes puis franchir le Nœud auriculo-ventriculaire et le tronc du faisceau de His. Il se calcule à partir du début de l'onde P en allant jusqu'au début du QRS. Il est de 0,12 à 0,23 secondes



Fig I.16 L'intervalle PR

- **L'intervalle QT :**

C'est l'intervalle de dépolarisation (QRS), d'excitation (ST) et de repolarisation (T) des ventricules.

Intervalle QT : mesuré entre le début de complexe QRS et la fin de l'onde T, la valeur de l'intervalle QT corrigé selon la fréquence de battement il est déterminé par la formule suivante :

$$QT_{\text{corrigé}} = \frac{QT_{\text{mesuré}}}{\sqrt{RR}}$$

Normalement, sa valeur est comprise entre 0.34 et 0.44s et que sa valeur approximative est d'environ 40% de l'intervalle RR précédent (l'intervalle QT représente un indice de normalité importante dans l'interprétation de l'arythmie).

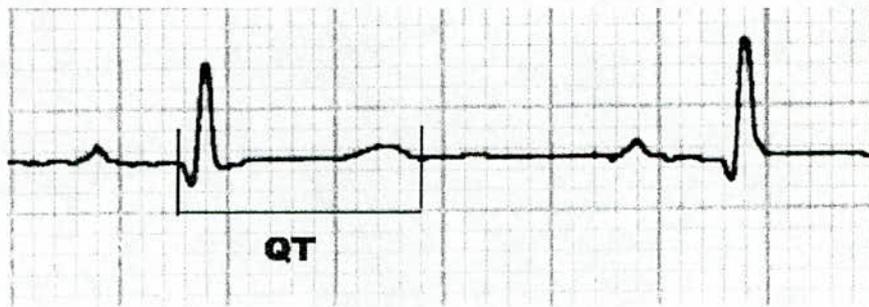


Fig I.17 L'intervalle QT

I.4 Technique d'enregistrement d'un électrocardiogramme

L'enregistrement se fait sur un papier millimétré qui se déroule de vitesse constante, dans les conditions standard le papier se déroule à la vitesse de 25 mm à la seconde, de sorte qu'en abscisse : 1 mm = 0.24 seconde et 5 mm = 0.20 seconde. L'étalonnage standard de l'électrocardiographe enregistre en ordonnées une déflexion de 10mm pour un voltage de 1mv [2]. Les principaux éléments d'un système d'enregistrement sont montrés sur la figure (I.18) dans le quel nous pouvons distinguer :

- 1- Le circuit électrique constitué par l'ensemble des différentes électrodes exploratrices au contact du sujet, captant les différences de potentiel d'origine cardiaque.
- 2- Un système amplificateur des impulsions nées dans le circuit précédent (A)
- 3- Un galvanomètre (G).
- 4- Un système inscripteur branché sur le galvanomètre, ayant une très faible inertie (I).
- 5- Un fil de terre isolant.

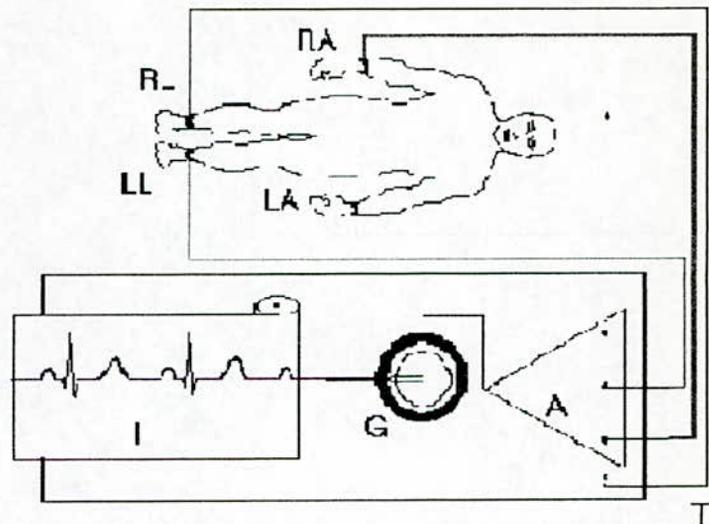
Fig I.18 Schéma d'un électrocardiographe.

A : système amplificateur des impulsions recueillies par les électrodes exploratrices.

T : prise de terre reliant la jambe droite à l'appareil.

G : galvanomètre.

I : système inscripteur



I.5 Problèmes les plus fréquemment rencontrés

Il existe deux types de parasites : le myogramme, qui résulte de l'activité électrique des muscles squelettiques, et les parasites induits par les courants environnants, en particulier le 220 Volts à 50 Hertz. Les parasites diminuent la lisibilité de l'ÉCG, voire rendent illisibles certains indices. Certains appareils sont pourvus de filtres, qu'il ne faut surtout pas utiliser. En effet, ils peuvent fausser l'enregistrement

1. Parasite de la ligne de base et les déflexions (P-QRS-T)

Ces parasites sont la cause de trois principaux effets :

- ◆ Tremblement musculaire : ils sont dus à l'activité électrique secondaire à la contraction des muscles squelettiques, c'est le parasitage le plus fréquemment observé.

Interférence de courant alternatif : il s'agit d'oscillations régulières sinusoïdales, de fréquence 50Hz ou multiple de 50, permanent, se superposant au tracé électrocardiographie normal. Cette interférence à plusieurs sources qui ne seront pas citées ici.

- ◆ Mauvais contact fil-électrodes :

Il peut s'agir : d'oscillation large de la ligne de base, de décalages brutaux de ligne de base, de parasitage anarchique.

2. Ondulations de la lignes de base

Plusieurs causes possibles :

- Dû au positionnement des électrodes appliquées et les mouvements respiratoires font varier la pression d'application des électrodes.
- Oscillation de la tension de secteur.
- Le décalage brutal de ligne de base.

Pour supprimer ces parasites, il faut :

- Utiliser des électrodes ou des pinces de qualité, sur une peau dégraissée à l'alcool, voire rasée ;
- utiliser de l'alcool pour les pinces et les poires, et du gel pour les électrodes,
- Demander au patient de ne pas bouger et de respirer calmement ; une apnée peut être nécessaire pour enregistrer les précordiales ;
- Brancher l'appareil à ÉCG à la terre (radiateur, canalisation d'eau) s'il dispose d'une prise ;
- Débrancher temporairement tous les appareils qui ne sont pas indispensables ou éloigner leurs prises du patient ou les brancher sur une autre prise ; éviter qu'un câble électrique croise le fouet de l'appareil à ÉCG.

I.6 Les principaux troubles du cœur :

Il existe deux catégories de troubles : les troubles de conduction, les troubles de rythmes. Les troubles de conduction sont liés à un défaut de propagation de l'onde électrique, les troubles de rythme sont liés à un défaut d'excitabilité des cellules de myocarde.

Les principaux troubles de rythme sont :

- Tachycardie sinusale ou ventriculaire : accélération du rythme cardiaque au-delà des limites normales
- Fibrillation sinusale ou ventriculaire : accélération du rythme cardiaque supérieur à celui de la tachycardie.
- Bradycardie sinusale : ralentissement du rythme cardiaque.
- Arythmie sinusale : succession de phase d'accélération et de ralentissement du rythme cardiaque.
- Arrêt sinusal : inhibition passagère du nœud sinusal provoquant une pause cardiaque et de durée variable.

- extrasystoles : Une extra-systole est un battement cardiaque prématuré. Elle peut être d'origine auriculaire ou ventriculaire : seul l'électrocardiogramme permet de le préciser.

Les principaux troubles de conduction sont :

- B.A.V : Bloc Auriculo-Ventriculaire arrêtant la propagation de l'onde électrique au niveau du nœud auriculo-ventriculaire.
- Bloc de branche : arrêt de la propagation de l'onde électrique dans l'une des branches du faisceau de His.



Connecting businesses and independent consultants worldwide

[click here](#)



[HOME](#) [DIRECTORY](#) [DISEASES AND CONDITIONS](#) [HEART](#) [RHYTHM DISORDERS](#)

SEARCH

[advanced search](#)

ENCYCLOPEDIA

- [Overview](#)
- [Symptoms](#)
- [Treatment](#)
- [Prevention](#)

IMAGES

- [Heart, front view](#)
- [Heart, section through the middle](#)

NEWS STORIES

[Mental stress exacerbates heart arrhythmia \(full story\)](#)

[Defibrillator improves survival in heart failure \(full story\)](#)

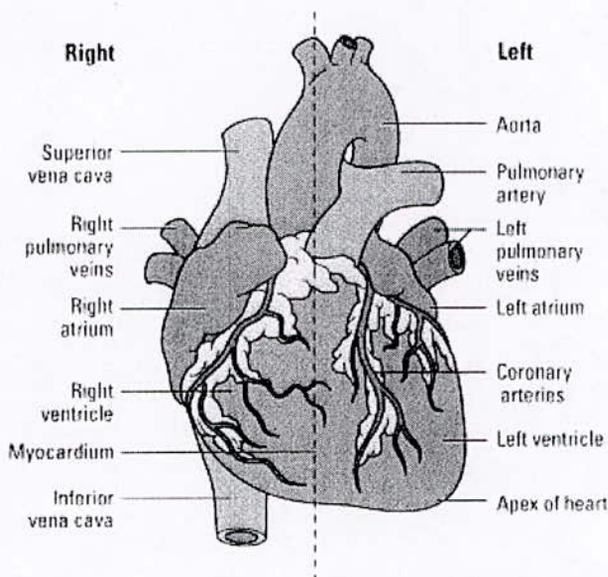
[New type of battery has 50% more energy \(full story\)](#)

[More...](#)

DRUG LEAFLETS

- [amiodarone](#)
- [disopyramide](#)
- [flecainide](#)
- [More...](#)

The Heart: Outside



adam.com

This is an illustration of the exterior of the heart. The arteries are colored blue and represent blood that is flowing into the heart. The veins are red and indicate blood flow out from the heart. The chambers are also labeled.

MEMBER SERVICES:

[Join Us](#)

HEALTH ILLUSTRATED

[Electrocardiogram \(ECG\)](#)

[DISEASES & CONDITIONS](#) · [TREATMENTS & THERAPIES](#) · [SEX & RELATIONSHIPS](#)
[CHILDREN'S HEALTH](#) · [MEN'S HEALTH](#) · [WOMEN'S HEALTH](#)

[about adam.com](#) | [health advisory panel](#) | [jobs](#) | [privacy statement](#) | [customer service](#) | [disclaimer](#)
Copyright (c) 1999 by adam.com. All rights reserved.

CHAPITRE II

**Algorithmes de detection des
complexes QRS**

Chapitre II

Algorithmes de détection de complexes QRS

INTRODUCTION

Dans ce chapitre nous présentons plusieurs algorithmes de détections des complexes QRS dans le signal ECG, En indiquant pour chaque algorithme son origine et une description du principe sur lequel il repose, et un exemple de détection pour chaque algorithme sur des signaux de courte durée.

La détection des complexes QRS dans les enregistrements ECG présente plusieurs difficultés. En effet, le signal est quelquefois perturbé par un bruit non stationnaire et il est sujet à des variations d'amplitudes dues à la variation d'impédance du contact entre les électrodes et la peau. Un autre problème vient du fait que la morphologie des complexes QRS normale peut varier pendant la durée de l'enregistrement. Ce phénomène est dû au changement de position du cœur par rapport aux électrodes.

On peut classifier ces algorithmes de détection de complexe QRS par familles, selon qu'ils utilisent les dérivées du signal ECG (première ou première et second), un ou plusieurs filtres, l'algorithme 12 présenté ci-dessous est basé sur les signaux échantillonnés sélectivement.

On utilisant dans la suite les notations suivantes :

$x(i)$: valeur brute de l'ECG à l'instant i ,

$y(i)$: dérivé premier de $x(i)$ défini par $y(i) = x(i+1) - x(i-1)$,

$yy(i)$: dérivé seconde définie par $yy(i) = x(i+2) - 2*x(i) + x(i-2)$,

$détection(i)$: indique la présence de complexe QRS à l'instant i ,

I. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée première

I.1 Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux [4]

Cet algorithme recherche trois valeurs consécutives de la dérivée supérieures à un seuil positif, suivies dans un délai de 100 ms de deux valeurs consécutives de la dérivée inférieure à un seuil négatif.

Algorithme(1) : Voir programme prog1_mah_qrs (annexe1)

```

pour i = 2..n-26 faire
Si y(i) > 0.6 et y(i+1) > 0.6 et y(i+2) > 0.6 alors
pour j = i+2..i+25 faire
    si y(j) < -0.6 et y(j+1) Alors
        détection (i+1) = vrai ;
    fin si ;
fin pour ;
fin si ;
fin pour ;

```

La figure II.1 montre un exemple de détection correcte et la dérivée du signal



Fig II.1. Représente respectivement :
Signal brut, détection d'un complexe QRS, dérivée première du signal ECG

I.2- Algorithme de Fraden-Neuman [15]

le signal est recentré, un seuil est calculé, les données sont ensuite rectifiées et dérivées. La détection est effective quand un point de la dérivée dépasse un certain seuil.

Algorithme(2) : Voir programme prog2_fra_qrs (annexe1)

```
Retirer au signal sa valeur moyenne ;
Seuil=0.4*max(x) ; x0=abs(x) ; x1=sup(seuil,x0)
pour i = 2..n-1 faire
    x2(i)=x1(i+1)-x1(i-1) ;
fin pour pour j = 2..n-1 faire
    Si x2(i)>0.7 Alors
        détection (i)=vrai ;
    Si x2(i)<-0.7 Alors
        détection (i)=vrai ;
    fin si ;
fin pour
```

Cet algorithme ne provoque pas autant de mauvaises détections que celui de Mahoudeau, mais comme tous les détecteurs basés sur un calcul de dérivée, il provoque des fausses détections à cause de la sensibilité de la dérivée au bruit.

De plus si le signal ECG utilisé possède une onde T d'amplitude importante, l'algorithme peut donner une fausse détection de complexe QRS.

La figure II.2 montre un exemple de détection correcte.

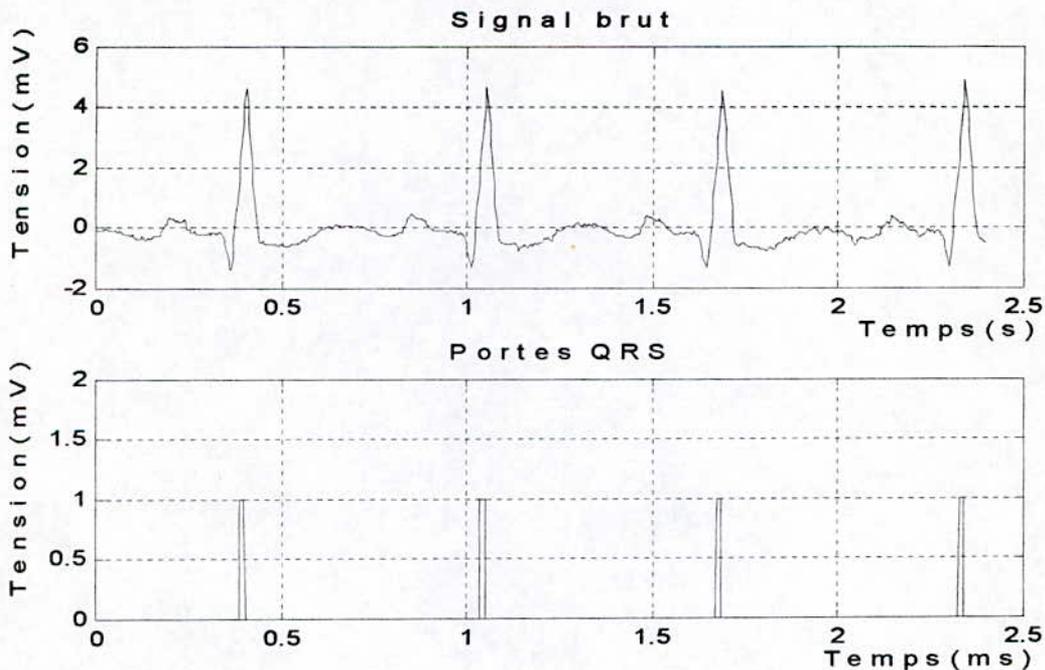


Fig II.2 détection des complexes QRS

I.3-Algorithmme de Gustafson[16]

On calcule la dérivée du signal, on y recherche quatre points dépassant un seuil. Il y a détection si les deux points suivants le premier sont tels leur produit pente. Amplitude est positive.

Algorithme(3) : Voir programme prog3_gus_qrs (annexe1)

```

Calculer sa dérivée y ;
pour i = 2..n-3 faire
    Si [y(i) et y(i+1) et y(i+2) et y(i+3)] >0.3 ,alors
        Si [y(i+1)*x(i+1)]>0 et [y(i+2)*x(i+2)]>0, Alors
            détection (i+1)=vrai ;
        fin si ;
    fin si ;
fin pour

```

Cet algorithme proposé par Gustafson est très sensible aux bruits et peut provoquer des non détections pour des signaux qui ne sont pas extrêmement bruités. Le choix d'un seuil constant augmente les probabilités de fausse détection ou de non détection.

Le figure II.3 suivante présente un exemple de fausse détection .

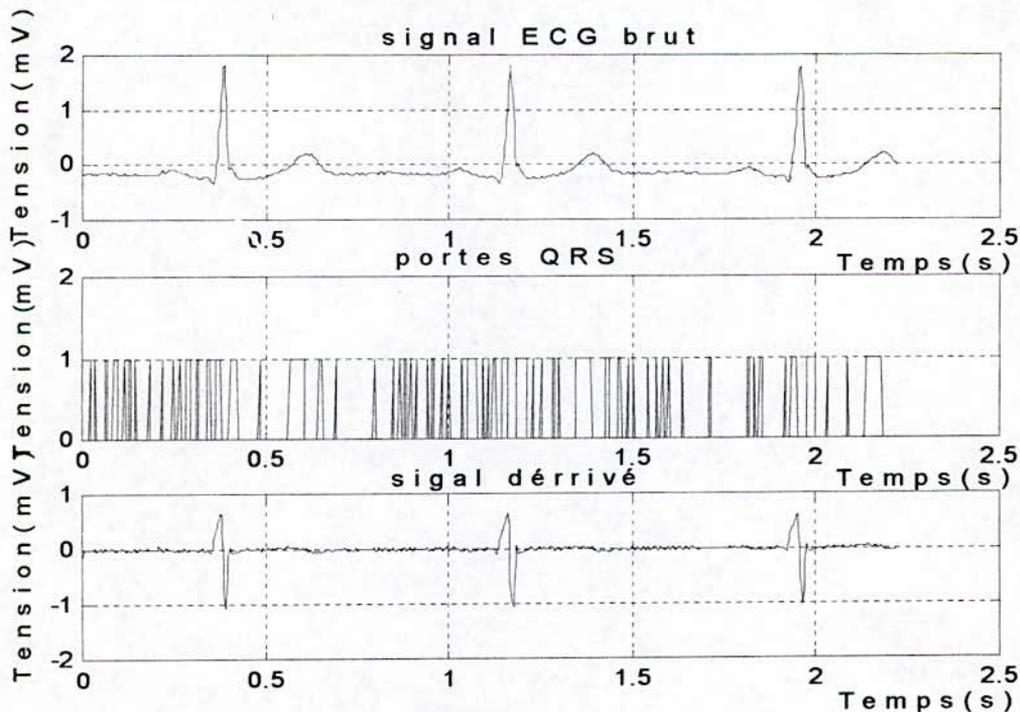


Fig II.3 fausse détection de complexes QRS

I.4-Algorithmme de Menard [19]

On calcul la dérivée du signal selon une formule spécifique,

$$Y(n)=2X(n-2)-X(n-1)+X(n+1)+2X(n+2)$$

On calcul un seuil de détection à l'aide du maximum de la dérivée. Ce maximum est recherché dans les 1,2 première seconde du signal.

le premier point dépassant ce seuil indique le début d'un complexe.

Algorithme(4) : Voir programme prog4_men_qrs (annexe1)

```

pour i = 3..n-2 faire
fin pour Seuil=0.5*max[y(1..500)] ;
pour i = 3..n-2 faire
    Si y(i)>seuil alors alors
        détection (i)=vrai ;
    fin si ;
fin pour

```

Cet algorithme présente l'avantage d'être peu sensible au bruit, comme l'illustre la figure II.4 Où l'on constate des détections correctes, bien que le signal soit bruité.

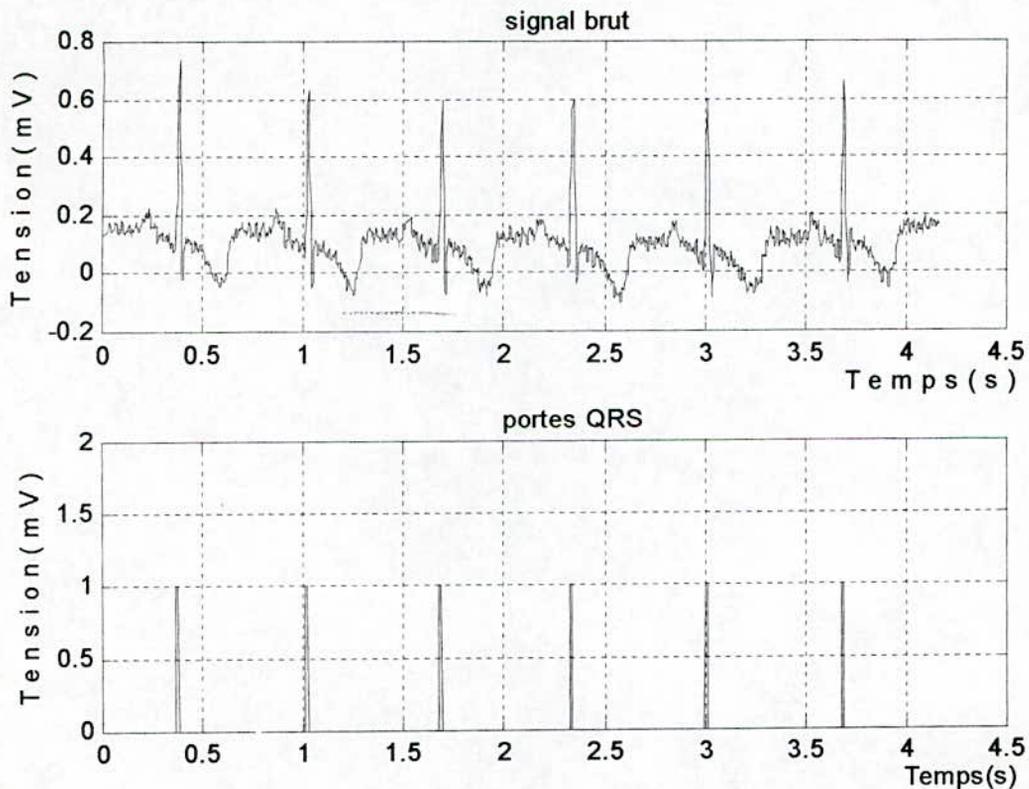


Fig II.4. exemple de détection correcte sur un signal bruité

II.5-Algorithmme de Holsinger [11]

On cherche un point de la dérivée première dépassant un seuil donné et il y a détection si un des trois suivants dépassent le même seuil.

Algorithme (5) : Voire programme prog5_hol_qrs annex1

```

pour i = 2..n-3 faire
    Si  $Y(i) > 0.45$  et ( $y(i+1)$  ou  $y(i+2)$  ou  $y(i+3) > 0.45$ )
        Alors détection (i)=vrai ;
    fin si ;
fin pour
    
```

Cet Algorithme à le problème de la sensibilité au bruit de la dérivée, la figure II.5 donnent un exemple De fausses alarmes, sur un signal faiblement bruité.

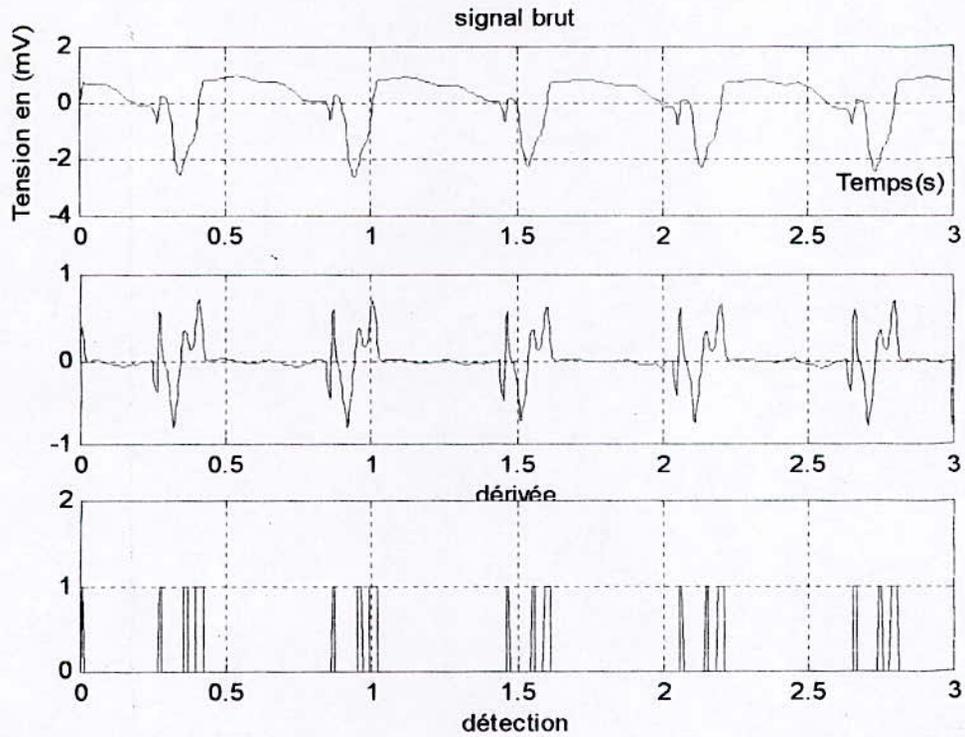


Fig II.5 Exemple de fausses alarmes sur un signal peu bruité

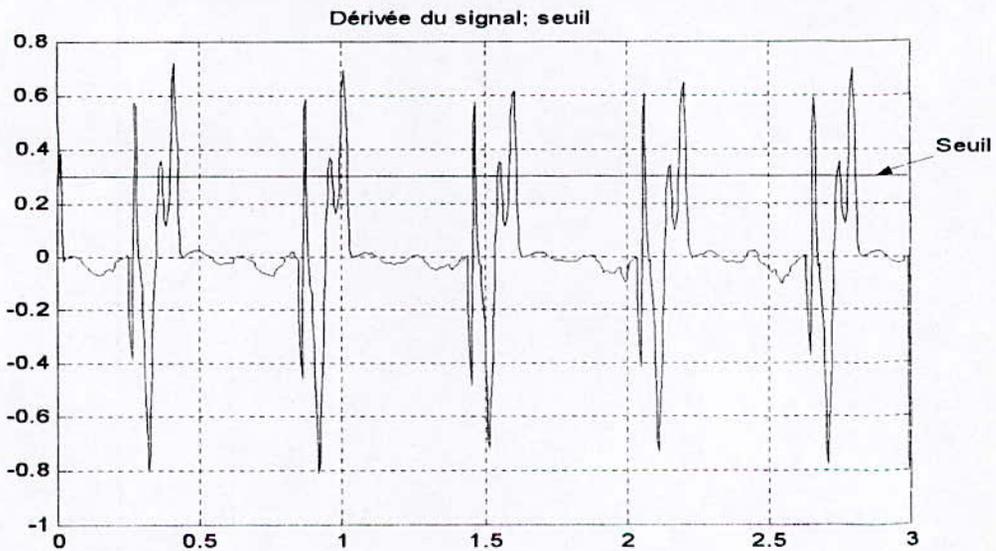


Fig II.6 signal ECG dérivé

II Algorithmes basés sur le calcul des dérivées première et secondes

I.1- Algorithme de Balda [13]

On calcule les dérivées premières et secondes, on effectue une pondération de ces dérivées, on recherche 1 point dépassant ce seuil et il y a détection si six ou plus des huit points suivants dépassent ce seuil.

Algorithme(6) : Voir programme prog6_bal_qrs annexel

```

Y0=abs(y) ; yy0=abs(yy) ; y1=1.3*y0+1.1*yy0 ;
pour i = 2..n-8 faire
  Si y1(i)>=1 alors
    Nombre=0 ;
    pour j 1..8 faire
      Si y1(i+j)>=1 alors
        Nombre = nombre+1 ;
      fin si ;
    fin pour
    Si nombre>=6 alors
      détection(i+j)=vraie ;
    fin si
  fin si ;
fin pour ;

```

Cette méthode ne provoque pratiquement jamais de non détection. Par contre des fausses détections peuvent apparaître pour un signal ECG très fortement bruité.

L'exemple suivant montre une détection correcte sur un signal bruité.

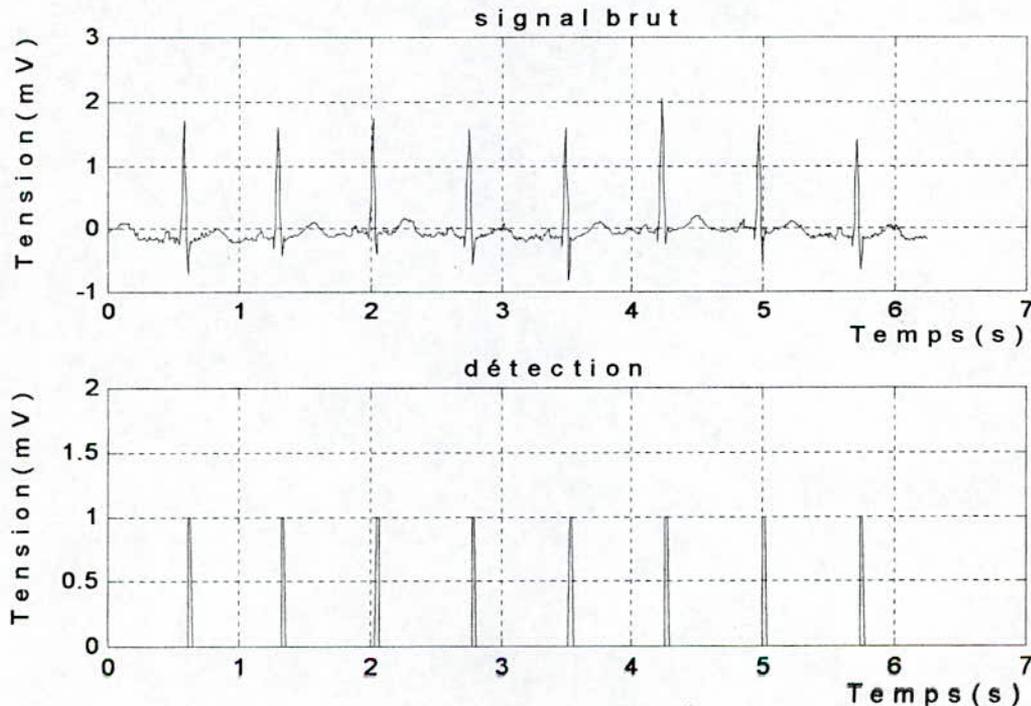


Fig II.7 exemple de détection de complexes QRS sur un signal bruité

La figure II.8 représente la somme pondérée des dérivées :

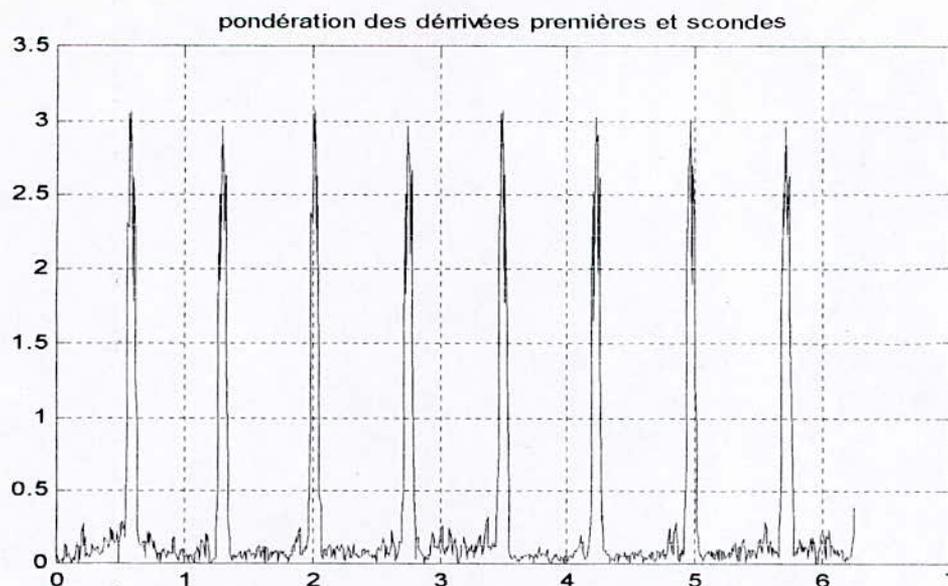


Fig II.8 somme pondérée des dérivées

II.2- Algorithme de Ahlstrom et Tompkins[12]

On calcule la valeur absolue de la dérivée puis on la lisse, on y ajoute la dérivée seconde et on calcule deux seuils. On recherche alors un point dépassant le premier seuil et il y a détection si les six points suivants atteignent ou dépassent le seconde seuil.

Algorithme (7): Voir programme prog7_tom_ahl_qrs (annexe1)

```

Y0=abs(y) ; yy0=abs(yy) ;
pour i = 2..n-1 faire
    y1(i)=0.25*[y0(i-1)+2*y0(i)+y0(i+1)]
fin pour
Y2=y1+yy0 ;
Seuil1=0.3*max[y2(1..500)] ;
Seuil2=seuil1/8 ;
pour i = 1..n-6 faire
    Si y2(i)>=seuil1 alors ;
        Nombre=0 ;
        pour j = 1..6 faire
            Si y2(i+j)>seuil2 alors ;
                Nombre=nombre+1
            fin si
        fin pour ;
        Si nombre=6 alors ;
            Détection(i+6)=vraie ;
        fin si ;
    fin si
fin pour

```

Cet algorithme proposé dans la publication de *Ahlström et Tompkins [AHL 83]* permet de détecter précisément le complexe QRS ainsi que sa durée.

Cette méthode a été développée à partir de l'observation empirique que les dérivées premières et seconds du signal ECG, lorsqu'elles sont rectifiées et correctement combinées, donnent une carrée pour chaque complexe QRS.

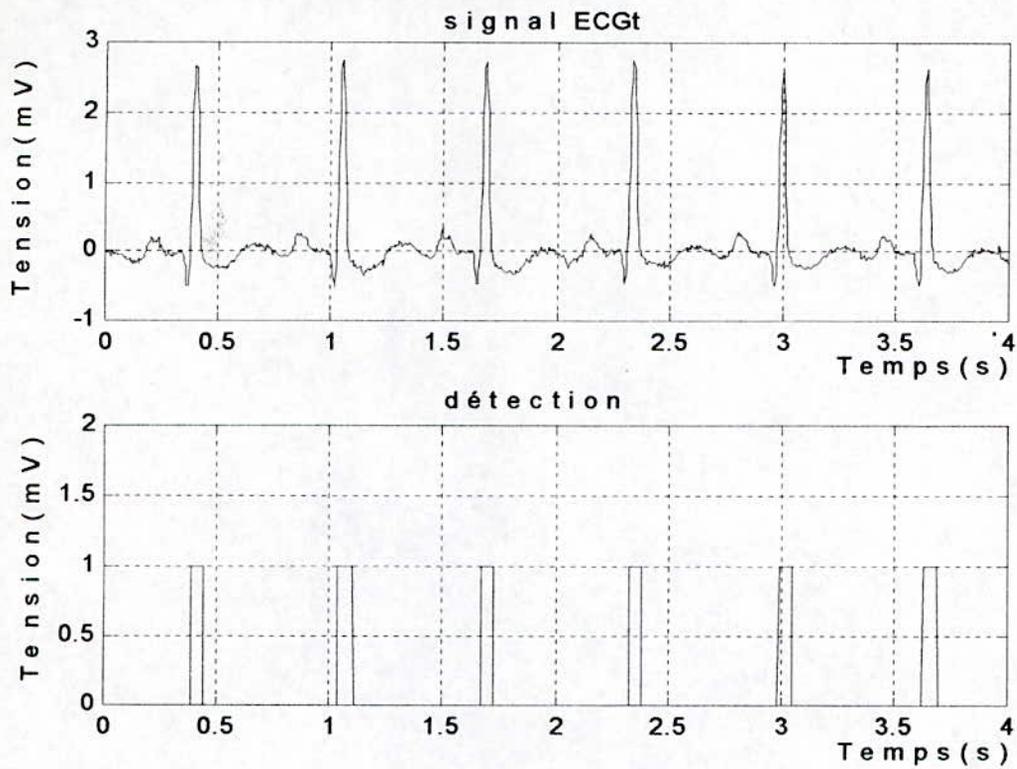


Fig II.9. détection de complexes QRS

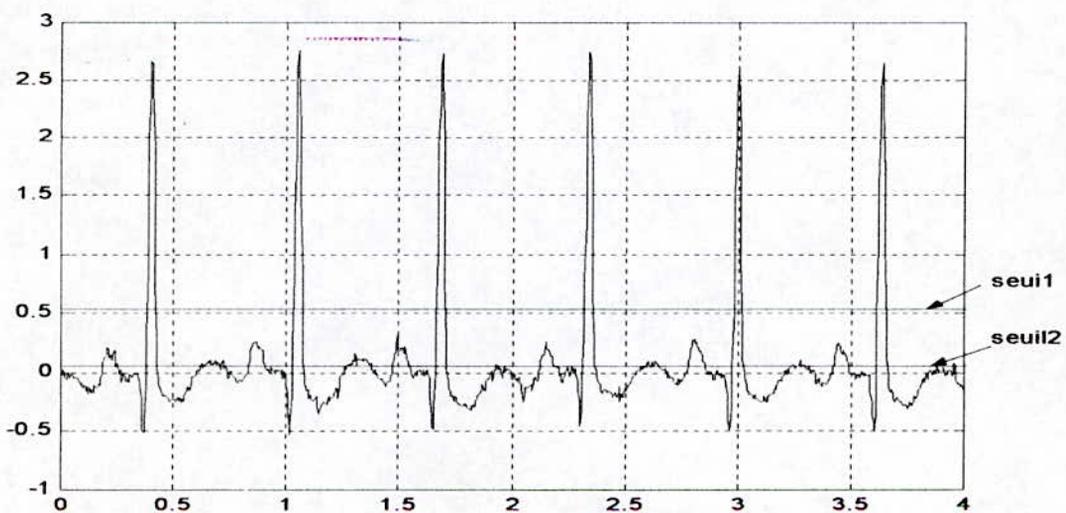


Fig II.10. dérivées premières et secondes pondérées

III Algorithmes utilisant les filtres numériques.

Cette famille d'algorithmes utilise les propriétés fréquentielles des complexes QRS pour la détection de ceux-ci.

III.1 Algorithme de Engelse et Zeelenberg [14]

Le signal est injecté dans un filtre coupe-bande de fréquence centrale 50 Hz, le résultat est soumis à un filtre passe-bas numérique et la détection se fait par comparaison avec deux seuils.

Cette méthode propose de faire passer dans un premier temps le signal ECG dans un filtre rejeteur de bande de fréquence de coupure 50 Hz et 100 Hz.

L'équation du filtre rejeteur de bande est :

$$Y(n) = X(n) - X(n-5).$$

La Fig II.11. représente sa réponse fréquentielle

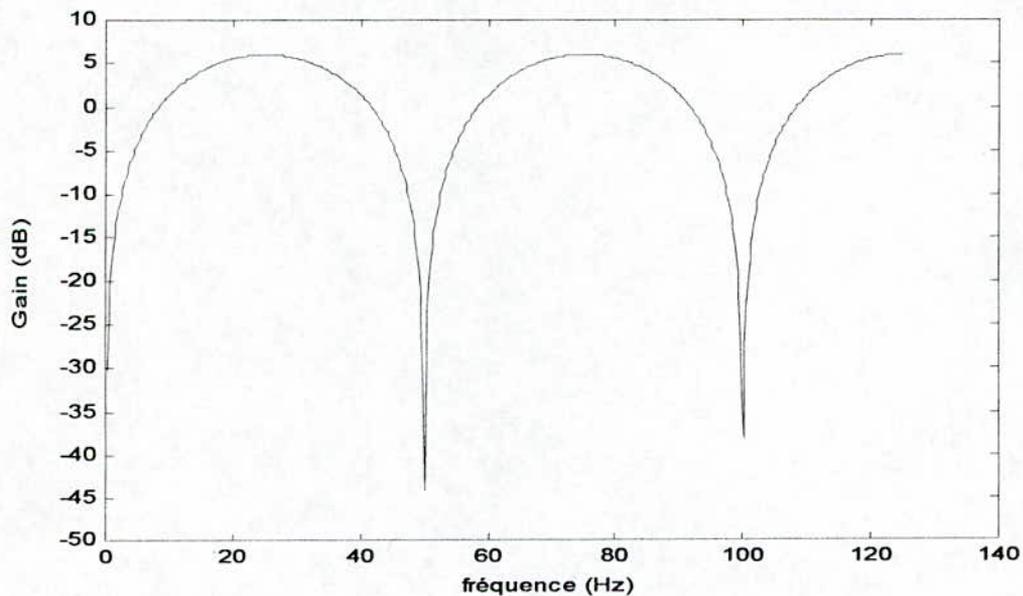


Fig II.11. réponse fréquentielle du filtre rejeteur

En suite la sortie du filtre rejeteur est injectée dans un filtre passe-bas.

$$Y1(n) = Y(n) + 4Y(n-1) + 6Y(n-2) + 4Y(n-3) + Y(n-4).$$

La figure II.12 représente la réponse fréquentielle de ce filtre.

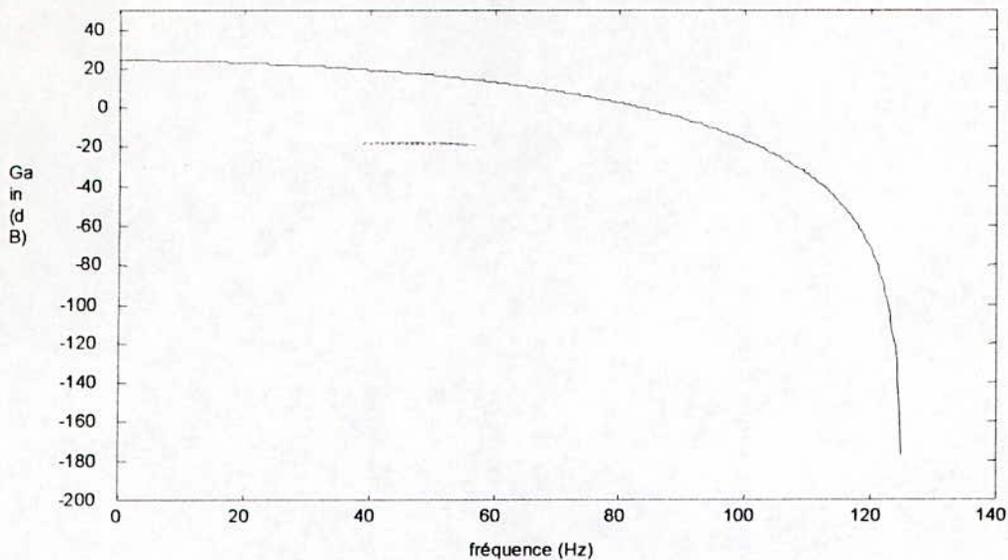


Fig II.12. réponse fréquentielle du filtre passe-bas.

On fixe deux seuils, égaux en amplitudes mais de signe opposés et la détection se fait par rapport ces deux seuils.

L'algorithme complet utilisé est le suivant :

Algorithme(8) : Voir programme prog8_eng_zee_qrs annexe1

```

pour i = 5..n faire
    Y0(i)=x(i)-x(i-5) ;
fin pour
pour i = 5..n faire
    Y1(i)=y0(i)+4*y0(i-1)+6*y0(i-2)+4*y0(i-3)+y0(i-4) ;
fin pour
pour i = 5..n-25 faire
    Si y1(i)>25, alors
        pour j =i..i+25
            Si y1(j)>-21, alors
                Détection(j)=vraie ;
            fin si ;
        fin pour ;
    fin si ;
    Si y1(i)<-25, alors
        pour j=i..i+25 faire
            Si y1(j)>21,alors
                Détection(j)=vraie ;
            fin si ;
        fin pour ;
    fin si ;
fin pour

```

la figure II.13 montre un exemple de détection correcte :

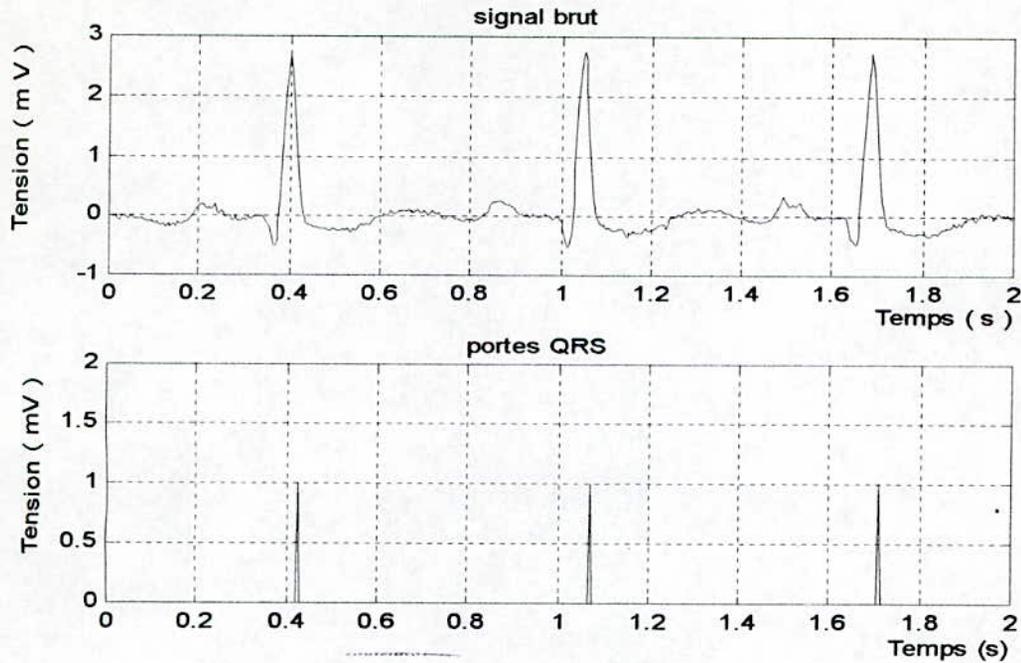


Fig II.13 détection des complexes QRS

Le signal filtré est représenté à la figure II.14



Fig II.14 signal ECG filtré coupe bande et passe-bas

III.2. Algorithme de Okada [17]

La première étape consiste à lisser le signal par un filtre moyenneur sur trois points, la sortie de ce filtre est envoyée dans un filtre passe-bas. On élève au carré la différence entre

l'entrée et la sortie du filtre passe-bas, le résultat est nouveau filtré puis rectifié et on effectue la détection par comparaison avec un seuil.

La première étape consiste à lisser le signal par un filtre moyenneur :

$$Y(n) = (X(n-1) + 2X(n) + X(n+1))/4$$

La figure II.15 représente la réponse fréquentielle de ce filtre.

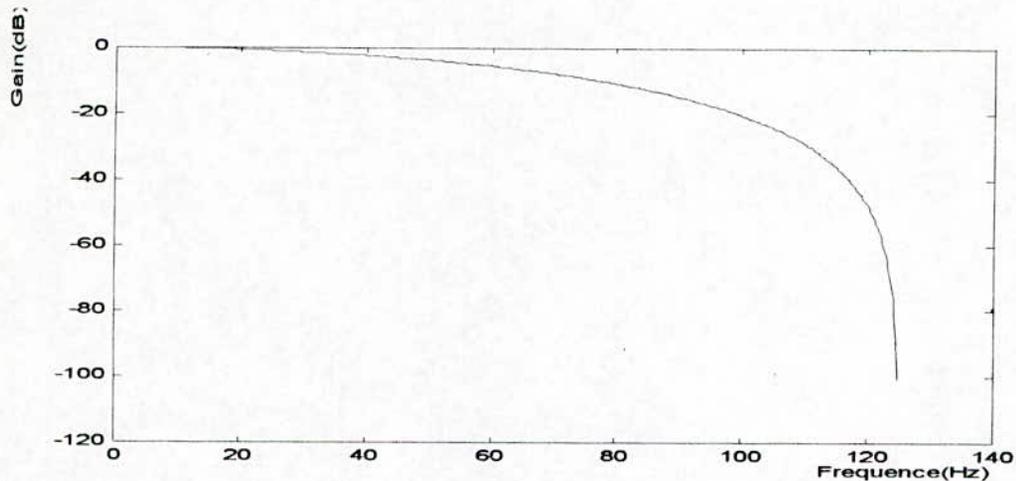


Fig I.3.15. Réponse fréquentielle du filtre moyenneur

la sortie de ce filtre est amenée à l'entrée d'un filtre passe-bas d'équation

$$Y1(n) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=n-m}^{n+m} Y(k)$$

où m est un paramètre établi en fonction de la fréquence d'échantillonnage du signal .

pour une fréquence d'échantillonnage de 250 Hz , Okada [OKA 79] utilise une valeur de m égale à trois.

En suite on élève au carré la différence entre l'entrée et la sortie du filtre passe-bas

$$Y2(n) = [Y(n) - Y1(n)]^2$$

On filtre alors le résultat

$$Y3(n) = Y2(n) \left[\sum_{k=n-m}^{n+m} Y2(k) \right]^2$$

puis le signal est rectifié à l'aide de la formule suivante :

$$\begin{cases} Y4(n) = Y3(n) & \text{si } [Y(n) - Y(n-m)][Y(n) - Y(n+m)] > 0 \\ Y4(n) = 0 & \text{si non} \end{cases}$$

le seuil de détection est calculé comme suivant

$$\text{seuil} = 0,125 \max[Y4(n)]$$

un point appartient au complexe QRS si celui ci dépasse le seuil.

$$Y4(n) > \text{seuil}$$

Algorithme (9): Voir programme prog9_oka_qrs (annexe1)

```

pour i= 2..n-1 faire
    Y0(i)=0.25*[x(i-1)+2*x(i)+x(i+1)];
fin pour ;
pour i = m+1..n-m faire
    Somme = 0 ;
    pour j=i-m..i+m faire
        Somme = somme + y0(j) ;
    fin pour ;
    Y1(i) = somme /7 ;
fin pour
Y2 = (y0-y1)2
pour i = i=m+1..n-m faire
    Somme = 0 ;
    pour j=i-m..i+m faire
        Somme = somme + y2(j) ;
    Y3(i)=y2(i)*somme2 ;
fin pour
pour i= m+1..n-m faire
    Si [(y0(i)-y0(i-3))*(y0(i)-y0(i+3))]>0, alors
        Y4(i)=y3(i) ;
        Sinon y4(i) = 0 ;
    fin si
fin pour
Seuil = max(y4(1..500))*0.03 ;
pour i = m+1..n-m faire
    Si Y4(i)>seuil, alors
        Détection(i)=vrai ;
    fin si
fin pour

```

Cette méthode est peu sensible au bruit, les deux figures II.16 et II.17 montrent le signal filtré et rectifié (Y4), et la détection des complexes QRS

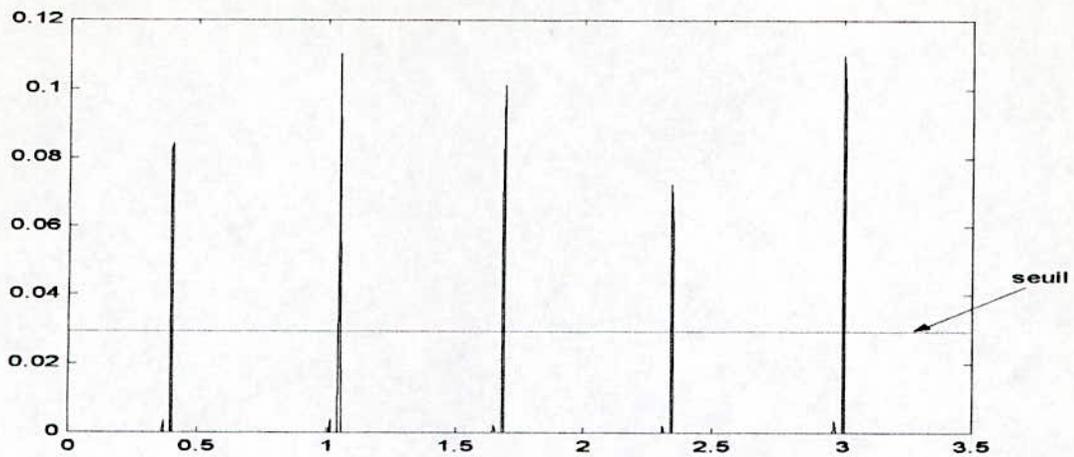


Fig II.16. signal filtré et rectifié (Y4)

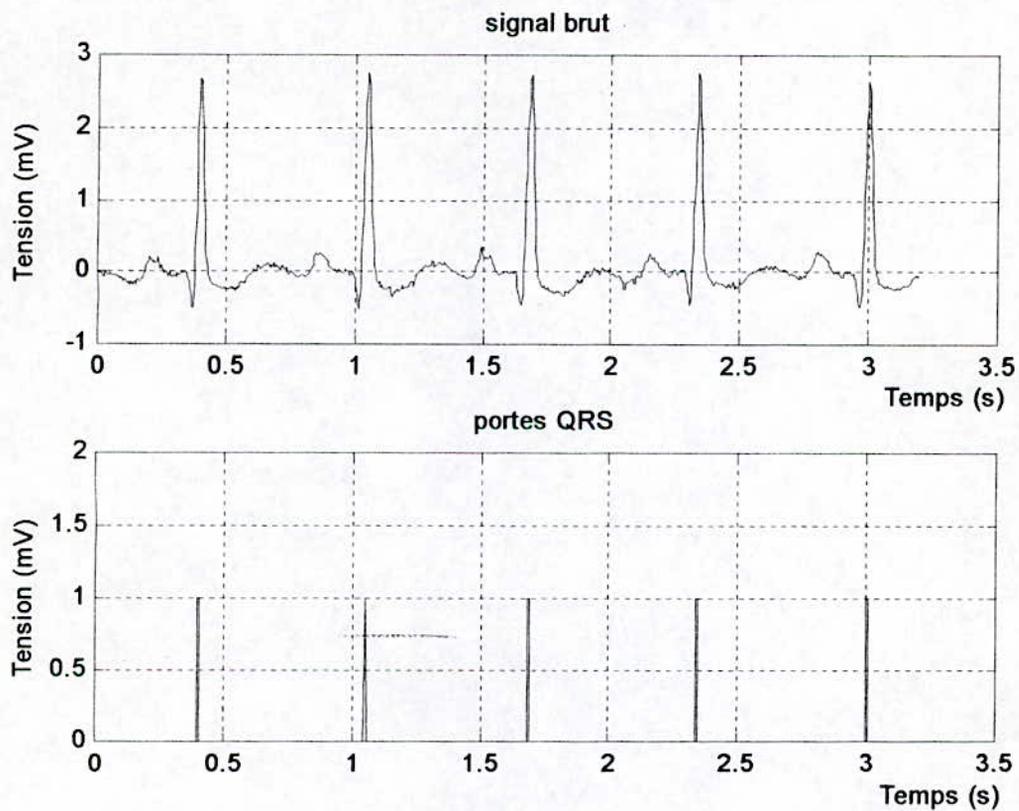


Fig II.17 détection de complexes QRS par la méthode de Okada

III.3. Algorithme de Ligtenberg et Kunt [18]

Le signal est dérivé, on effectue « un collecteur d'énergie » (élévation au carré) et la détection se fait par référence à un seuil.

La dérivée du signal ECG est calculée par une formule spécifique

Le collecteur d'énergie [Lig 83] est calculé en effectuant une élévation au carré sur une fenêtre mobile du signal dérivé.

$$Y1(n) = \sum_{k=n-N+1}^n [Y(k)]^2$$

le seuil est calculé par

$$\text{seuil} = 0,45 \max[Y1(1:n)]$$

où $n = fs * 1s$

Cette méthode se révèle être assez peu sensible au bruit mais des non détections peuvent apparaître lorsque un complexe QRS est inférieur à la moyenne (Fig II.18)

Algorithme (10) : Voir programme prog10_lig_kun_qrs (annexe1)

```

pour i = 3..n-2 faire
    Y(i) = -x(i-2) - 2*x(i-1) + 2*x(i+1) + x(i+2);
fin pour
Y1 = y2;
pour i = 8..n faire
    pour j = 1..7 faire
        Y2(i) = y2(i) + y1(i-j);
    fin pour
fin pour
Seuil = 0.45 * max(y2(1..500))
Si y2(i) > seuil, alors
    Détection(i) = vrai;
fin si
fin pour

```

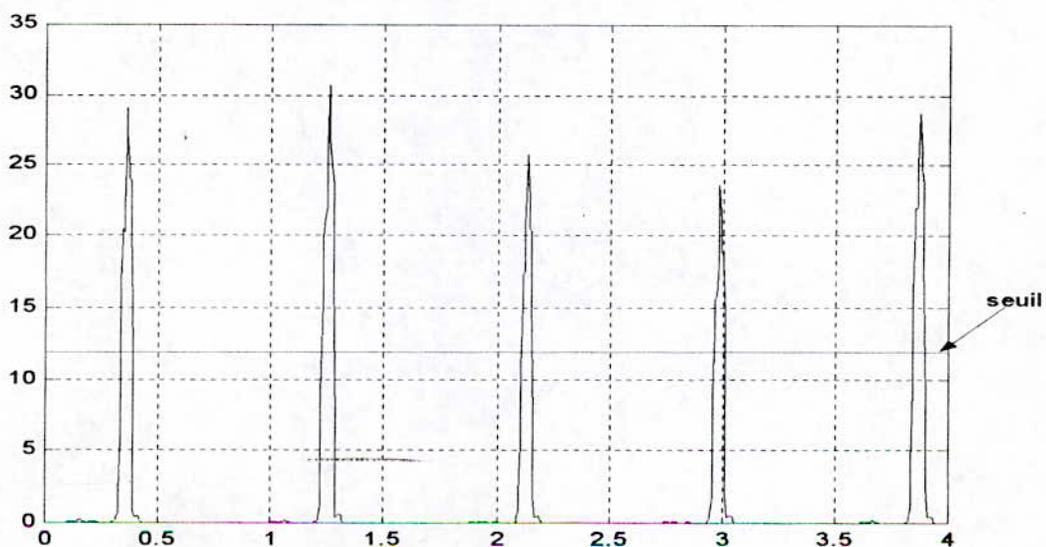


Fig II.18. représentation du collecteur d'énergie

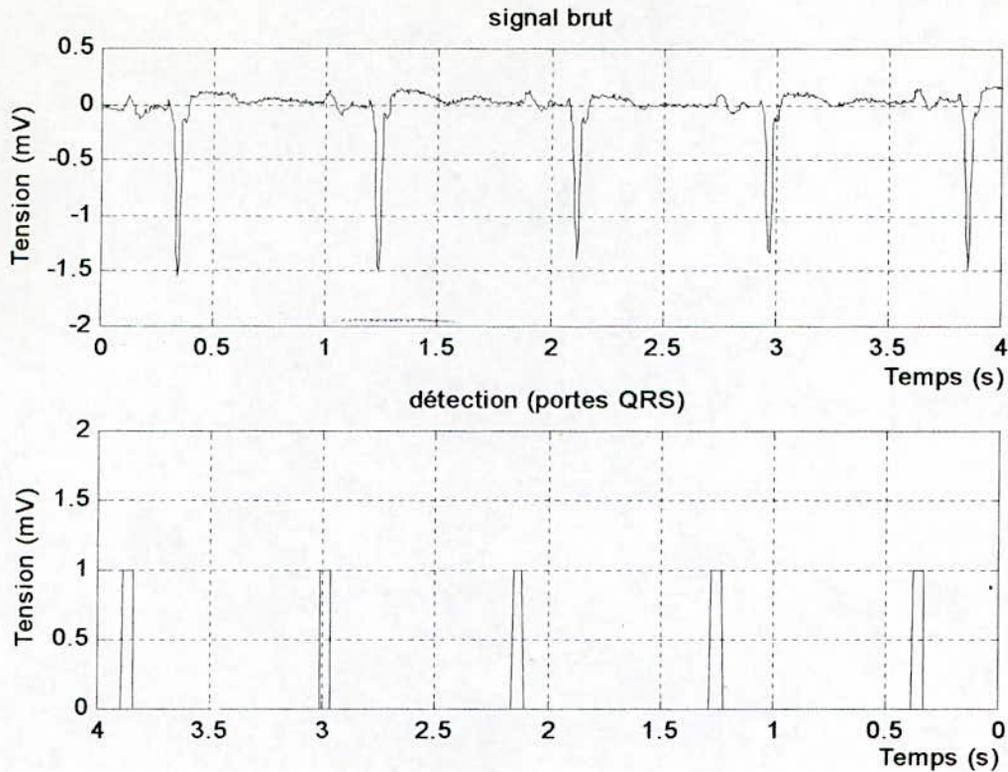


Fig II.19. exemple de détection de complexes QRS par la méthode de Ligtenberg et Kunt

III.4. Algorithme de Murthy et Rangaraj [20]

Le signal subit une transformation non linéaire sur une fenêtre glissante de taille N .

$$y1(i) = \sum_{k=1}^N \left[(x(i-k+1) - x(i-k)) \right]$$

Cette transformation peut produire des oscillations en cas de présence d'un artefact en forme de pic dans le signal. Pour remédier à cet inconvénient, les auteurs proposent d'effectuer un moyennage du signal sur M points suivant l'expression.

$$y2(i) = \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M y1(i-k)$$

et pour $N=M=8$, pour notre cas nous avons adopté $N=5$ et $M=3$.

Cette transformation produit un pic positif sans ondulation pour chaque cycle de l'ECG avec un maximum à la fin du complexe QRS. On établit un seuil et il y a détection quand N points consécutif dépassant ce seuil.

Le principe de cette méthode se rapproche de celui de la méthode de Ligtenberg et Kunt [Lig 83], cependant, elle est plus sensible.

Algorithme(11) :Voire programme prog11_mur_qrs (annexe1)

```

pour i= N+1..n faire
  pour j=1..N faire
    Y1(i)=y1(i)+ [x(i-j+1)-x(i-j)] * [x(i-j+1)-x(i-j)]
  fin pour
fin pour
pour i=1..M+1 faire
  pour j=1..M faire
    Y2(i)=y2(i)+y1(i-j) ;
  fin pour
  Y2(i)=y2(i) / M ;
fin pour
Seuil = max[y2(20..500)] / 5
pour i = N..n faire
  Si y2(i)> seuil, alors
    Détection(i)=vrai ;
  fin si
fin pour

```

Un exemple de détection correcte est donné sur la figure I.3.20.

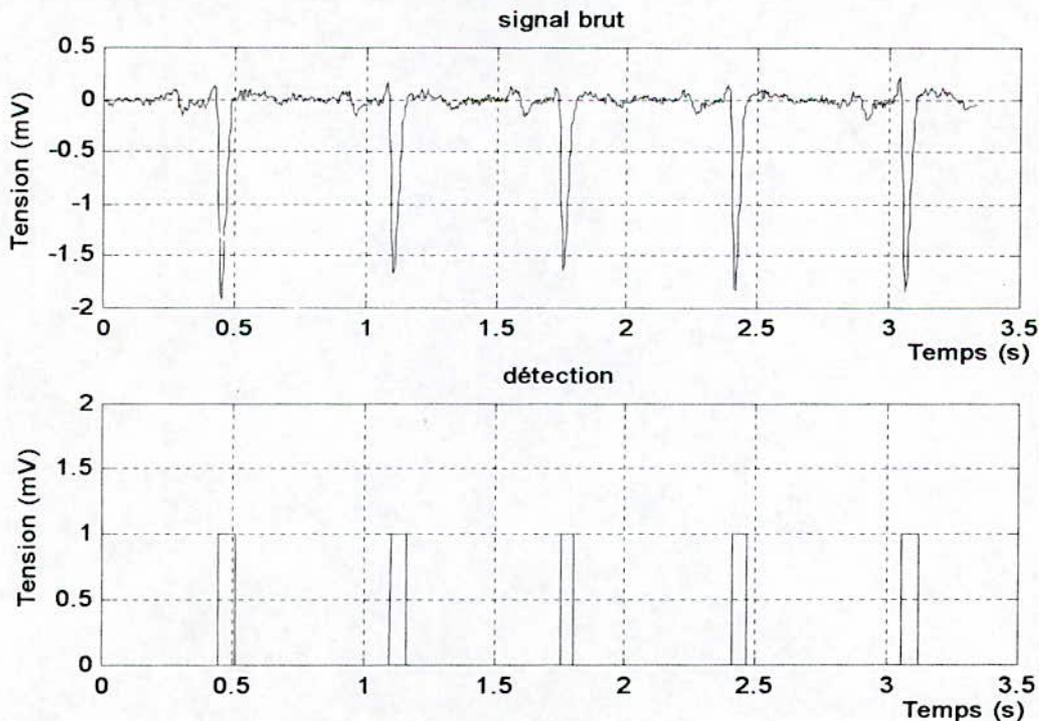


Fig II.20. exemple de détection de QRS par la méthode de Murthy et Rangaraj

IV Algorithme utilisant la méthode d'échantillonnage sélectif

IV.1 Principe d'échantillonnage sélectif

Le principe de l'échantillonnage sélectif est de supprimer une partie des points de l'ECG considérés comme peu représentatifs de l'information contenue dans le signal. A la différence des méthodes de compression destructives, l'échantillonnage sélectif se propose de traiter le signal sans passer par une phase de décompression. De ce fait l'échantillonnage sélectif s'apparente plus à une transformation du signal. Le seuil d'erreur (ϵ) est basé sur en fonction du contenu du signal (ou plutôt à partir des de la moyenne des variations du signal enregistré sur une courte portion précédante du signal). Ainsi on obtient une valeur ϵ qui augmente lorsque le signal présente de fortes variation et diminue lorsque l'amplitude des variations diminue.

Le résultat d'un signal échantillonné sélectivement sera composé de deux suites de points : L'une correspondant à la suite des amplitudes des points conservés et l'autre correspondant à la suite des instants de ces points figure II.21.

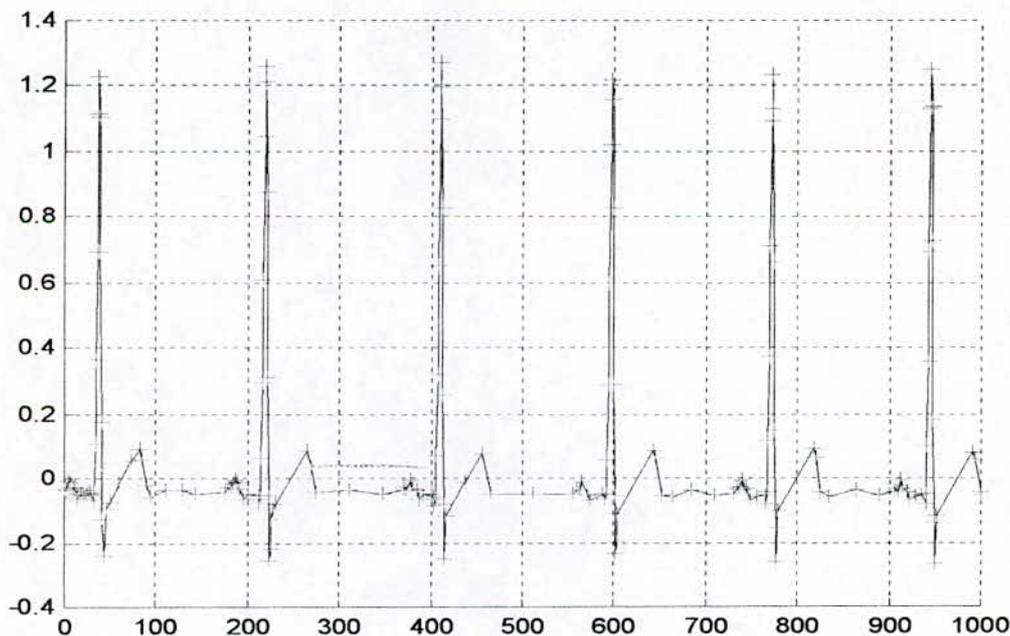


Fig II.21 Signal ECG échantillonné sélectivement
 '+' représente les points conservés après l'échantillonnage sélectif
 185 points seulement sur 1000 à l'origine sont conservés.

IV.2 Algorithme à échantillonnage sélectif

Cet algorithme est basé sur celui de *Ahlstrom* et *Tompkins* adapté aux signaux échantillonnés sélectivement, permet de détecter précisément le complexe QRS ainsi que sa durée. On procède de la manière suivantes : calcul de la première dérivée (y), qui sera rectifiée en suite, lissage de la dérivée à l'aide d'une routine de lissage utilisant un filtre de Hamming à moyenne mobile pondérée dans la dérivée lissée.

La dérivée rectifiée sera y_0 tel que :

$$y_0 = \text{abs}(y)$$

Les deux dérivée lissées première est deuxième sont obtenues respectivement comme suivant :

$$y_1(i) = \frac{1}{4} (y_0(i) + 2y_0(i-1) + y_0(i-2))$$

$$yy_1(i) = \frac{1}{4} (yy_0(i) + 2yy_0(i-1) + yy_0(i-2))$$

par la suite la somme des deux dérivées rectifiés et lissées est élevée au carré pour accentuer encore la proportionnalité entre la somme des dérivées et le complexe QRS et on fixe les deux seuils correspondant à 50% et 10% respectivement du maximum du signal sommé. Puis on cherche un point dépassant le premier seuil, Il y a détection si les six points suivant dépassent le second seuil.

Le pas d'échantillonnage n'est pas constant puisque le signal ECG est échantillonné sélectivement, alors nous utilisons une approximation des dérivés première et secondes tel que:

$$y(i) = \frac{x(i+1) - x(i)}{t(i+1) - t(i)} \quad yy(i) = \frac{y(i+1) - y(i)}{t(i+1) - t(i)}$$

Les meilleurs performances pour une bonne détection ont été obtenues pour des valeurs de seuil $s_1 = 0.1 \max(y_2)_{\text{péci}}$ et $s_2 = 0.1 \times s_1$.

A l'initialisations la valeur de s_1 sera donnée par le maximum de y_2 dans une fenêtre assez grande pour contenir au moins un complexe QRS.

La matrice *dete_qrs* contienne les indices correspondants à la série temporelle du complexe QRS.

La matrice *pic_onde_R* contienne les indices des pics des complexes QRS.

La matrice *temp_qrs* contienne les durées des complexes QRS.

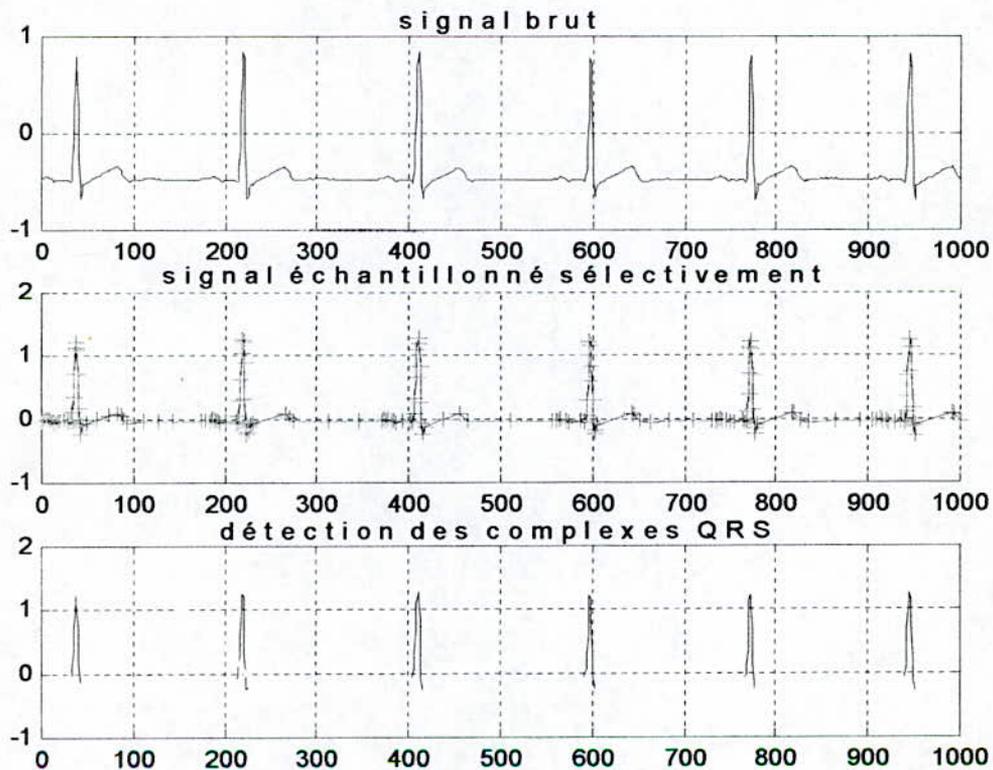
Algorithme (12)

```

y0 = abs(y) ; yy0 = abs(yy) ;
pour i = 2..n faire
    y1(i) = ¼ (y0(i) + 2y0(i-1) + y0(i-2)) ;
    yy1(i) = ¼ (yy0(i) + 2yy0(i-1) + yy0(i-2)) ;
    y2(i) = (y1(i) + yy1(i))2 ;
fin pour
seuil1 = 0.1 * max(y2) ;
seuil2 = 0.1 * seuil1 ;
pour i = 1..n faire
    nombre = 0 ;
    si y2(i) >= seuil1 alors
        pour j = i..i+6 faire
            si y2(j) >= seuil2 alors
                nombre = nombre + 1 ;
            fin si
        fin pour
    si nombre = 6 alors
        détection(i) = vrai ;
    fin si ;
fin si ;
fin pour ;

```

La figure II.2 représente un exemple de détection en utilisant la méthode d'échantillonnage sélectif qui est moins sensible au bruit.



FigII.2 2 Exemple de détection de complexes QRS

IV.3 Conclusion :

On constate que certains algorithmes d'après les exemples illustrés ci-dessus que certains de ces algorithmes provoquent des fausses détections à cause de la sensibilité aux bruits de la dérivée. De plus si le signal ECG utilisé possède des ondes T d'amplitude importante, l'algorithme peut détecter une onde T ou une autre partie du signal comme complexe QRS. La figure II.15 illustre un exemple de fausses alarmes provoquées par l'algorithme de Holsinger qui est très sensible au bruit de la dérivée, d'autres provoquent les non-détections selon la morphologie du complexes QRS et les seuils fixés. Les performances de ces algorithmes (taux de non-détection, fausse alarme, ...ect) sont données sous forme de tableaux au chapitre V.

CHAPITRE III

Détection des ondes T et P

Chapitre III

Détection des ondes T et P

Dans ce paragraphe nous décrivons les méthodes de détection de l'onde T et P, basées soit sur les signaux échantillonnés sélectivement ou la transformation de longueur [5]

La détection de l'onde P est une tâche difficile, cette onde est petite et quelquefois on ne peut pas la distinguer du bruit. Les méthodes utilisées pour la détection de ces ondes sont décrites ci-dessous.

I Détection de l'onde T

I.1 algorithme basé sur les signaux échantillonnés sélectivement

Voir annexe2 prog12_ech_sel(détection de l'onde T)

La détection se fait sur la dérivée première du signal échantillonné sélectivement à partir de la position de l'onde R précisée dans le chapitre II dans laquelle doit se trouver l'onde T dont les limites sont *deb* et *fin* :

$$(\text{deb}, \text{fin}) = \begin{cases} (140, 500) \text{ms} & \text{si } RR_{av} > 700 \text{ ms} \\ (100, 0.7r_{av}) \text{ms} & \text{si } RR_{av} < 700 \text{ ms} \end{cases}$$

En suite nous recherchons la morphologie de la dérivée y du signal dans la fenêtre du travail à l'aide de minimum (*min*) et de maximum (*max*) de la fonction, quatre morphologies peuvent alors apparaître :

up/down si dans la fenêtre de détection le maximum de y se trouve avant le minimum. Et *up only* si dans la fenêtre de détection le maximum de y est supérieur à quatre fois le minimum.

Si dans la fenêtre le minimum de y se trouve avant le maximum, alors on cherche la valeur du minimum (*mina*) de la fonction entre le maximum et la fin de la fenêtre. En suite on si les valeurs du maximum et du minimum (*mina*) sont proches ($\text{abs}(\text{max}) < 4 * \text{abs}(\text{mina})$) alors la dérivée de l'onde T dans la fenêtre sera : *up/down* sinon la fonction sera *down/up* ou *down only* si $\text{abs}(\text{mini}) > 4 * \text{abs}(\text{maxi})$.

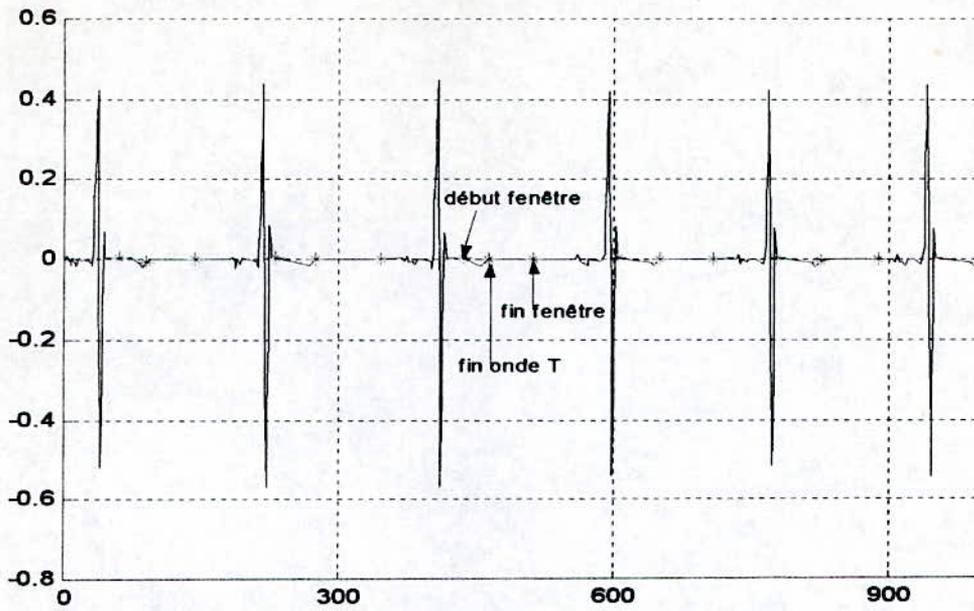


Fig III.1 Signal dérivé

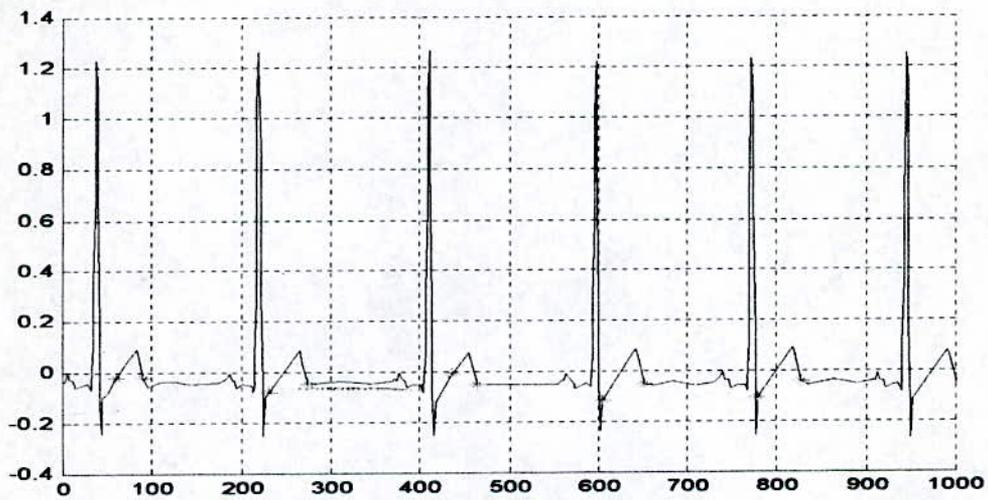


Fig III.2 détection de dernier point de l'onde T

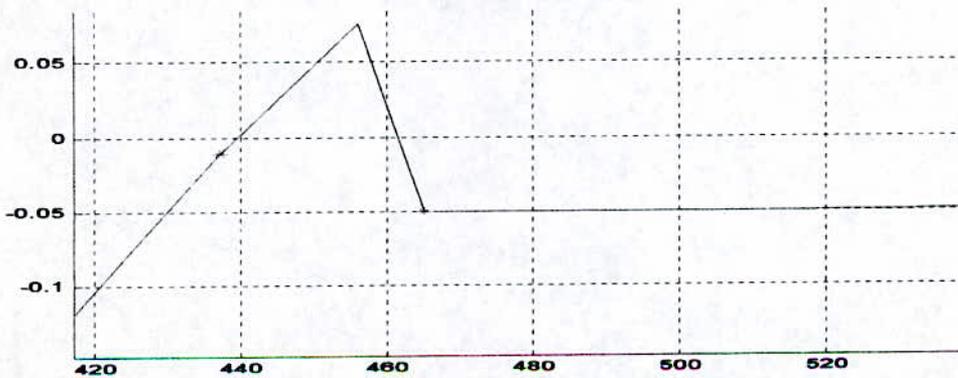


Fig III.3 détection de la fin de l'onde T

I.2 Algorithmes de détection des ondes T utilisant la transformation de longueur [5]

Cette méthodes utilise pour la détections des ondes T , la transformation de longueur L , la largeur de la fenêtre q et le seuil de détection eT

La transformation de longueur

La transformation de longueur ds de la fonction $r = r(t) = \{x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t)\}$ dans l'intervalle $\{t, t+dt\}$ est :

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

La transformation de longueur $L(n, q, t)$ dans l'intervalle $\{t, t+q\}$ est :

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

lorsque la fonction $r(t)$ est discrètes $L(n, q, t)$ devient :

$$L(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad (3)$$

Dans le cas d'un signal ECG, x_j de la relation (3) est une fonction de la forme $f_j(t, y_j(t))$, où $y_j(t)$

représente la tension de la dérivation j , considérons maintenant la fonction $r = r(t)$ qui a pour coordonnées la longueur des courbes, $f_j(t, y_j)$; $1 \leq j \leq n$. Dans le cas d'un seul canal la relation (3) devient :

$$\begin{aligned} Li = L(1, q, i) &= \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta x_{i,j})^2} = \sum_{k=i}^{i+q-1} |\Delta x_{i,k}| \\ &= \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{(\Delta t)^2 + (\Delta y_k)^2} = \Delta t \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{1 + (\Delta y_k / \Delta t)^2} \end{aligned}$$

En considérant Δt facteur scalaire, la transformation de longueur sera décrite par :

$$L_i = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{1 + (\Delta y_k)^2} \quad (4)$$

Dans le cas de trois dérivations, la transformation de longueur s'écrit comme suivant :

$$L_i = L(3, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^3 [1 + (\Delta y_j)^2]} \quad (5)$$

Algorithme de détection de l'onde T

On détecte l'onde T en utilisant la méthode de la transformation de longueur [12] avec quelques modifications appropriées pour avoir une détection précise. Pour ce la on utilise une fenêtre de détection et le signal original.

Fenêtre de détection

Elle est déterminée en fonction de rythme cardiaque, avec les pics des ondes R comme origine,

Si la durée moyenne des intervalles RR est supérieur à 0.7s alors :

Début du fenêtre = 80ms après le pic R

Fin de du fenêtre = 500ms après le pic R.

Sinon : Début du fenêtre = 30ms après le pic R

Fin de du fenêtre = partie entière de (0.4*intervalle RR moyen) après le pic R.

Seuil de détection :

Le seuil (eT) utilisé pour la détection de l'onde T est calculé par la formule suivante:

$$eT = 86.637 + 0.648x - 0.000032x^2$$

où x est déterminé par :

$x = L_{max} - L_{min}$: La différence entre la valeur maximale et minimale du signal ECG après qu'on a lui appliqué la transformation de longueur (4)

Le paramètre q (largeur de la fenêtre) est déterminé par :

$$q = \text{durée onde T} \times Fs$$

où Fs est la fréquence d'échantillonnage.

il y a détection si le signal après transformation est supérieur à ce seuil. S'il n'y a pas de détection, il peut être que l'onde T soit inversée dans ce cas la comparaisons se faite avec l'inverse de la transformation de longueur de l' ECG $-L_i$.

Exemple de détection de l'onde T :

La figure III.4 est obtenue par le programme `prog13_trans_t` (annexe 1), illustre le processus de détection de l'onde T

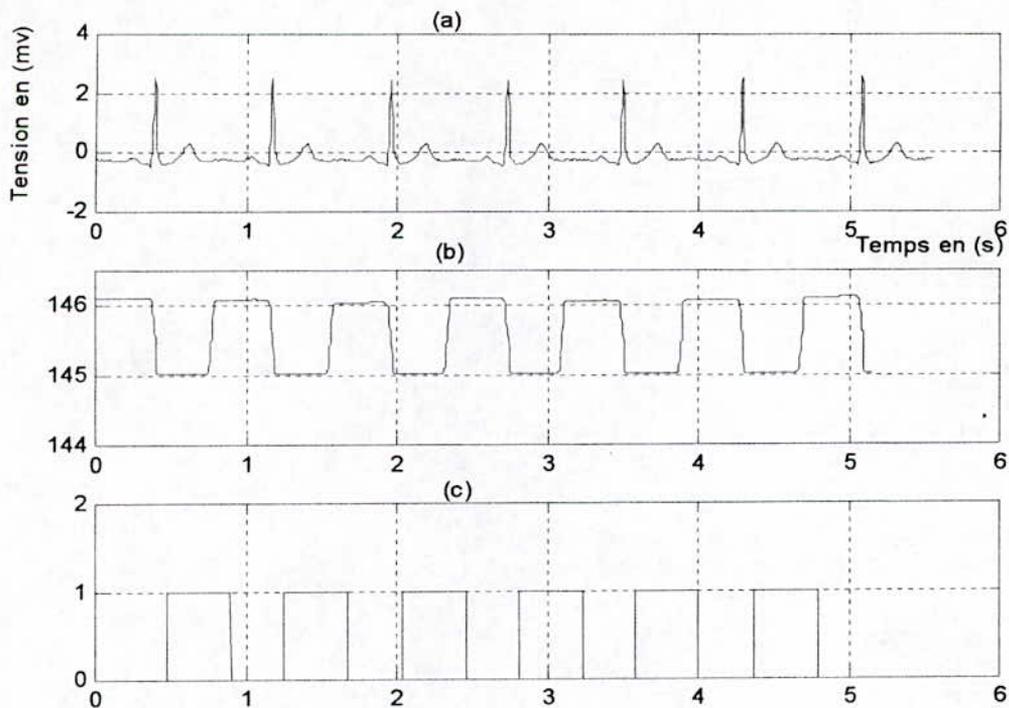


Fig III.4 Exemple de détection de l'onde T par la méthode de la transformation de longueur

- a. signal ECG d'origine
- b. transformation de longueur de l'ECG
- c. portes des ondes T

II Détection de l'onde P

II.1 Algorithme basé sur la transformation de longueur

Les mêmes étapes de détection de l'onde T sont appliquée pour l'onde P. Pour la fenêtre de détection débute à 350ms avant le pic R, et à un largeur de 290ms. Le seuil de détection eP est calculé par :

$$eP = 38.609 + 0.309x + 0.0008x^2 \quad \text{avec } x = (L_{max} - L_{min})$$

Le paramètre q (largeur de la fenêtre) est déterminé par :

$$q = \text{durée ondeP} \times Fs$$

où Fs est la fréquence d'échantillonnage.

Exemple de détection de l'onde P:

La figure III.5 est obtenue par le programme `prog14_trans_p` (annexe 1), illustre le processus de détection de l'onde P

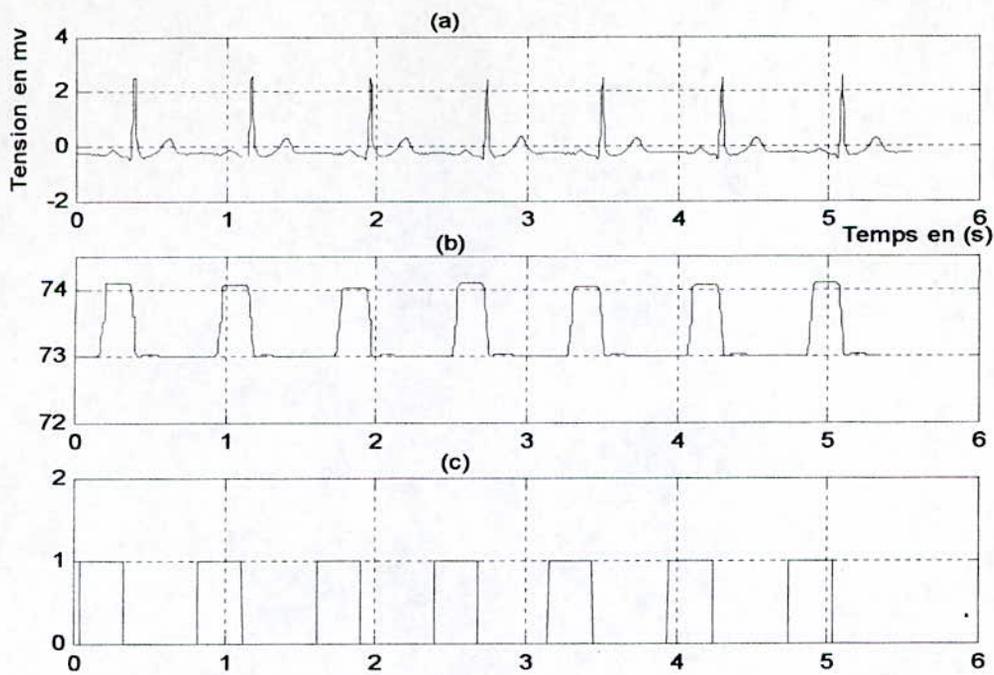


Fig III.5 Exemple de détection de l'onde P par la méthode de la transformation de longueur
 a) signal ECG d'origine, b) transformation de longueur de l'ECG, c) portes des ondes P

Cet algorithme provoque des non-détection pour ondes P de faible amplitudes, la figure III.6 représente un exemple de non détection.

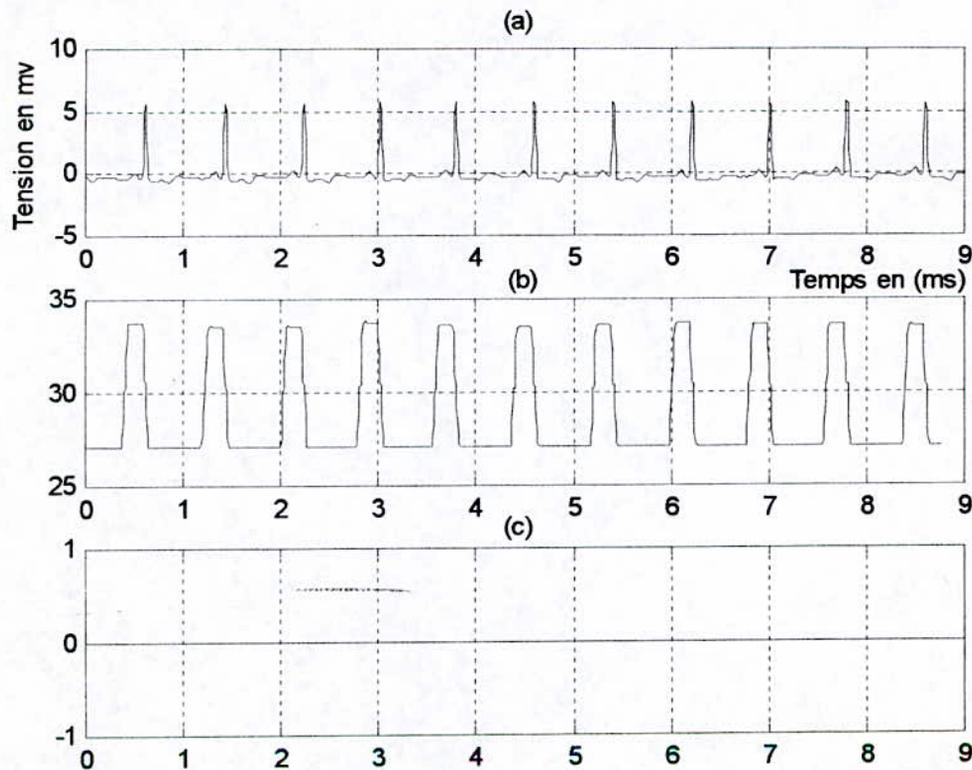


Fig III.6 Exemple de non-détection de l'onde P par la méthode de la transformation de longueur
 a) signal ECG d'origine, b) transformation de longueur de l'ECG, c) portes des ondes P

II.2 Autre algorithme de détection de l'onde P [6]

A cause de faible amplitude de l'onde P, elle peut être noyée dans les bruits, sa détection est difficile, alors on a utilisé un algorithme (VR Zurro) basé sur le modèle fréquentiel de l'onde P, le principe de cet algorithme repose sur :

Pour chaque complexe QRS, on extrait un segment de signal original de longueur 290ms qui débute à 350ms avant le pic R, ce segment supposé contient l'onde P pour un signal ECG normal, afin d'atténuer les ondulations on retire la valeur moyenne de signal dans chaque segment.

Le signal précédent est injecté dans un filtre dérivateur d'ordre 8 ce filtre présente une grande atténuation pour le 60Hz, de fonction de transfert $H(z) = 1 - Z^{-8}$, ce filtre n'influe pas sur l'onde P par ce que la plus grande partie d'énergie de l'onde P est située entre 0 et 30Hz, la figure III.7, représente la réponse fréquentielle de ce filtre.

Quand l'onde P est détectée, le signal à la sortie du filtre contient deux points qui correspondent aux maximum et minimum local dans l'intervalle de l'onde P, l'algorithme détecte l'onde P en mesurant l'intervalle entre les deux points max et min, la détection est considérée quand la durée de l'intervalle P est comprise entre 40 et 60 ms.

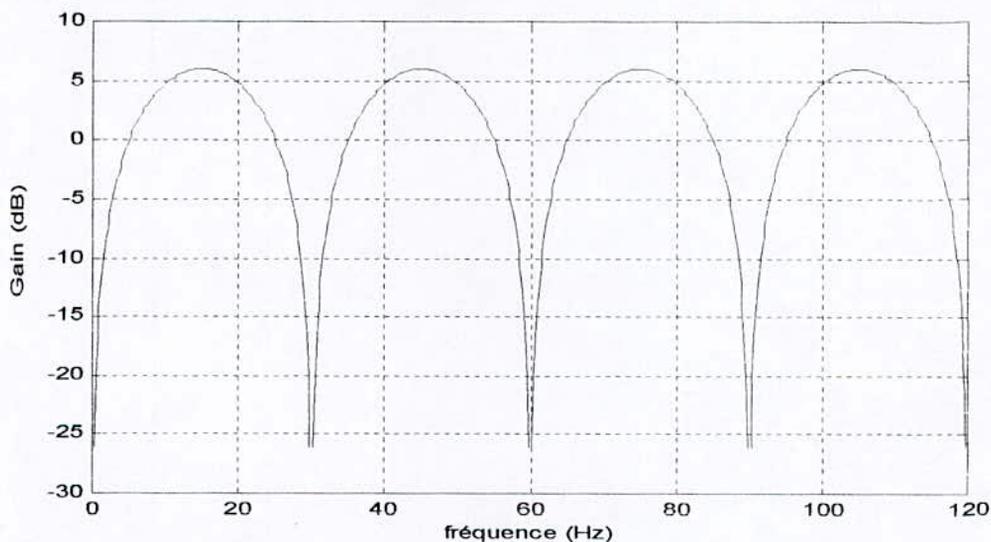
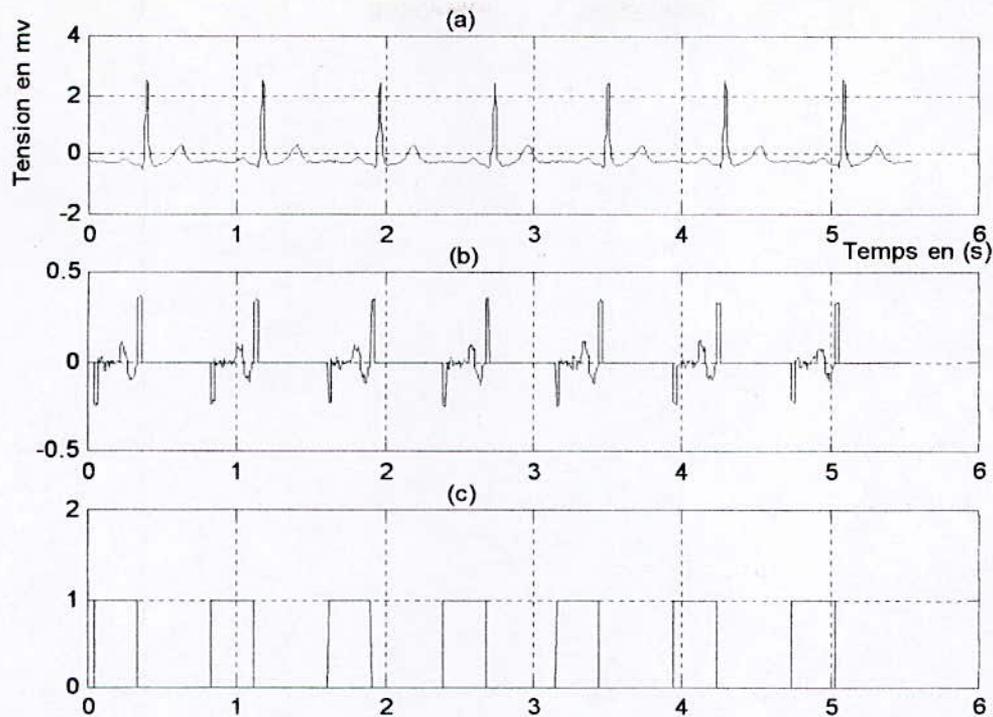


Fig III.7 Réponse fréquentielle du filtre dérivateur d'ordre 8



FigIII.8 Exemple de détection de l'onde P par le deuxième algorithme

- a) Signal ECG original
- b) Le signal ECG à la sortie du filtre
- c) Détection de l'onde P

III Conclusion :

La détection de l'onde T sur les signaux échantillonnage sélectivement s'avère satisfaisante, elle nous permis de détecter la fin de l'onde T avec précision, la méthode utilisant la transformation de longueur peut provoquer des non détections dans le cas où les ondes T et P sont très petites (figure III.6), le deuxième algorithme de détection de l'onde P est relativement simple il mérite quelques sophistications. Les résultats de ces algorithmes sont présentés dans le chapitre des résultats.

CHAPITRE IV

**Analyse fréquentielle et battement
par battement**

Chapitre IV

Analyse fréquentielle et battement par battement

La représentation de signal ECG dans le domaine fréquentiel fournit des informations précieuses permettant de reconnaître la nature du signal et de déceler les variations de ces caractéristiques. Nous présentons ci-dessous deux approches utilisant cette analyse, une analyse fréquentielle globale et une analyse battement par battement.

Dans le cas des signaux ECG échantillonnés sélectivement où le signal est composé de deux suites de points. L'échantillonnage non-fixe ne permet pas d'utiliser la transformation de Fourier discrète. Pour palier à ce problème, nous utilisons le calcul littéral de la densité d'énergie par la transformation de Laplace.

I Analyse fréquentielle globale

Dans cette analyse nous décrivons la méthode de représentation spectrale du signal ECG global adaptée aux signaux échantillonnés sélectivement en utilisant le calcul de la DSE (densité spectrale d'énergie).

II Principe de calcul de la DSE

Après échantillonnage sélectif le signal $X(t)$ sera composé de deux séries :

$$X = \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$$

$$T = \{T_1, T_2, \dots, T_n\}$$

Si nous posons $X(t)$ est nul pour $t < 0$, et pour $t > T_N$. Ainsi que nous considérons que le signal est parfaitement reconstituable en reliant les points (X_i, T_i) par des segments de droites, nous pouvons décomposer le signal $X(t)$ en une somme de N rampes retardés et de deux échelons, alors l'expression de $X(t)$ sera de la forme :

$$X(t) = E_1(t) + \sum_{i=1}^N R_i(t) + E_N(t)$$

avec :

$$E_1(t) = X_1.U(t - T_1)$$

$$E_N(t) = -X_N.U(t - T_N)$$

$$R_i(t) = A_i(t - T_i).U(t - T_i)$$

$$A_1 = \frac{X_2 - X_1}{T_2 - T_1}$$

$$A_i = \frac{X_{i+1} - X_i}{T_{i+1} - T_i} - \frac{X_i - X_{i-1}}{T_i - T_{i-1}} \quad \forall i \in [2 \quad N-1]$$

$$A_N = \frac{X_N - X_{N-1}}{T_N - T_{N-1}}$$

où $U(t)$ représente l'échelon unité...

A fin de simplifier l'utilisation de ce modèle, on pose $T_1=0$, $X_1=X_N=0$.

Alors le signal $X(t)$ peut s'écrire sous la forme d'une somme de rampes :

$$X(t) = \sum_{i=1}^N R_i(t) = \sum_{i=1}^N A_i(t - T_i)U(t - T_i).$$

a partir de ce modèle nous obtenons les transformations de Laplace et de Fourier de $X(t)$:

$$X_L(s) = \frac{1}{s^2} \sum_{i=1}^N A_i e^{-sT_i} \qquad \hat{X}(f) = \frac{1}{(j\omega)^2} \sum_{i=1}^N A_i e^{-j\omega T_i}$$

Ainsi nous pouvons tracer le spectre fréquentiel du signal sous la forme de densité spectrale d'énergie :

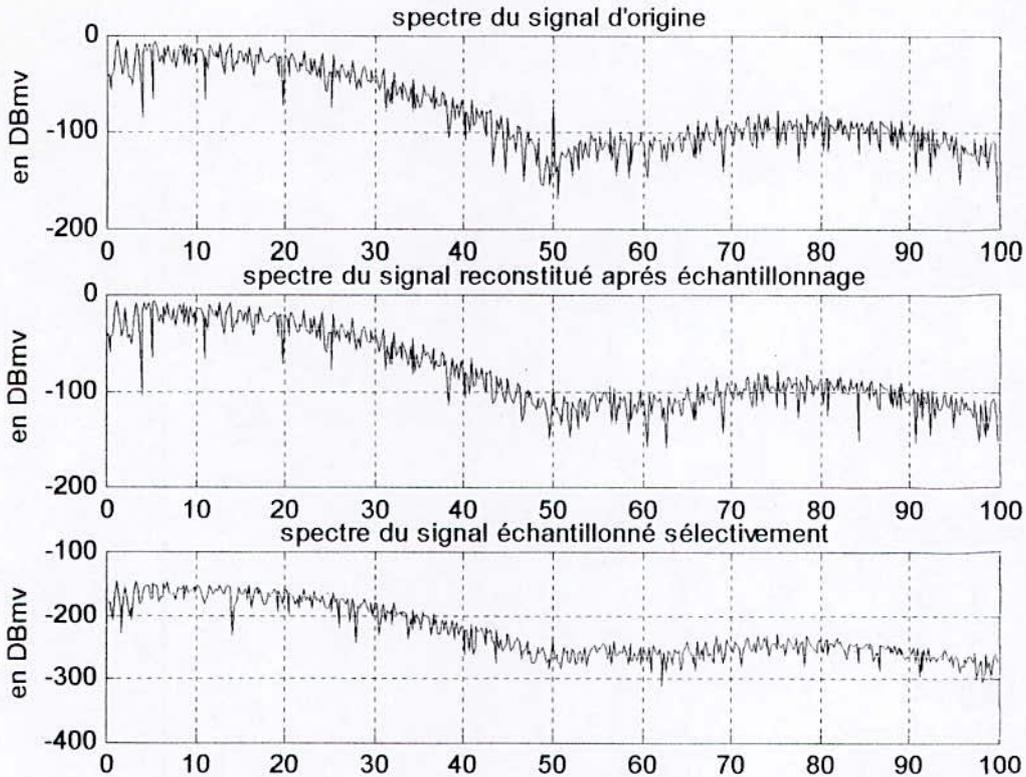
$$DSE = |\hat{Y}(f)|^2$$

Nous avons obtenu par la méthode d'analyse spectrale expliquée ci-dessus (voire annexe2 programme prog12_ech_sel) les figures V.1 et V.2 des spectres suivant :

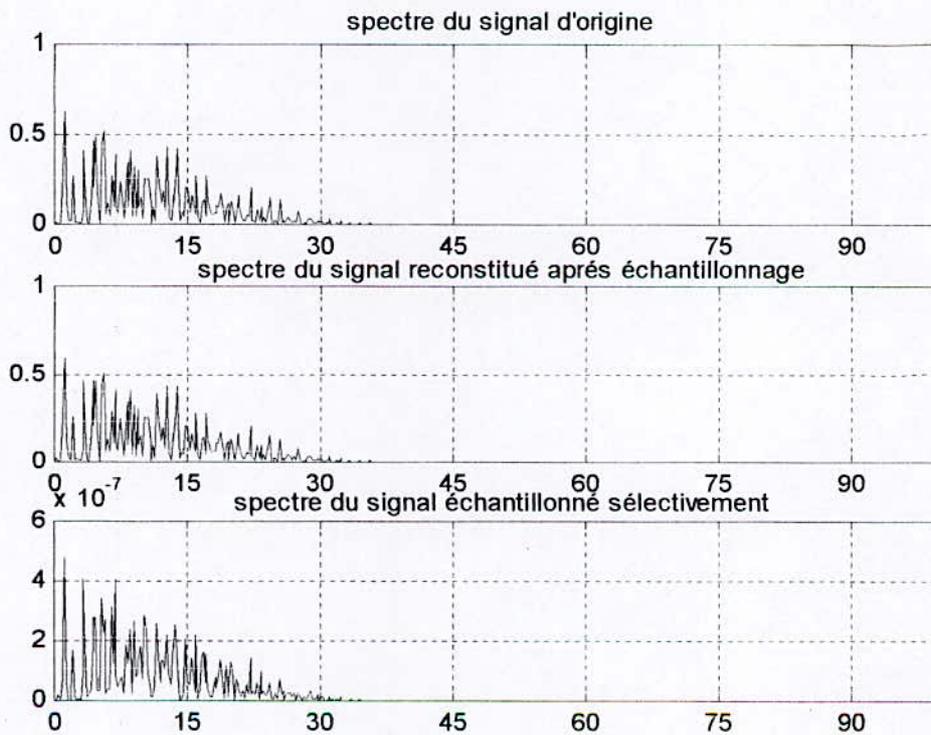
- spectre du signal d'origine
- spectre du signal reconstitué après échantillonnage
- spectre du signal après échantillonnage sélectif

D'après plusieurs essais on constate une bonne reconstitution du signal échantillonné sélectivement, et seulement pour quelques pour-cent près.

Pour les signaux échantillonnés sélectivement, nous remarquons une forte discordance des spectres. Seule l'allure générale des spectres en DBmv est retrouvée. De ce fait une analyse précise du spectre des signaux échantillonnés sélectivement s'avère impossible.



FigIV.1 Spectre des signaux : d'origine, reconstitué après échantillonnage, après échantillonnage sélectif en DBmv



FigIV.2 Spectre des signaux : d'origine, reconstitué après échantillonnage, après échantillonnage sélectif

Nous pouvons conclure que l'analyse spectrale sur des signaux échantillonnés sélectivement peut être suffisante pour des traitements simples (suppression de bruits connus, détection de grosses anomalies dans l'ECG, ...), mais qu'elle est trop imprécise pour être appliquée à un outil d'analyse automatique des électrocardiogrammes.

III analyse battement par battement [7]

Cette analyse permet de déceler au mieux les variations des caractéristiques temporelles et fréquentielle du signal, la représentation des signaux et de leurs spectres obtenus par le programme que nous avons développé (prog12_ech_sel, annexe2) et donné sous la forme de tranches décalées figure V.3, il permis aussi de conservé les paramètres intéressants des signaux, les durées des battement de signal sont conservé dans la matrice batt_batt (domaine temporel).

A partir de la DSE de chaque battement nous avons calculé par la méthode proposée au paragraphe précédent les paramètres caractéristiques suivant :

- La fréquence où l'énergie est maximale :

$F_{max} = i \cdot \Delta f$ avec Δf est la résolution fréquentielle et i l'indice où la DSE est maximal,

- La fréquence moyenne f_{mean} et écart type $stddev$:

$$F_{mean} = m_1 \cdot \Delta f; \quad stddev = \sqrt{m_2 - m_1^2} \cdot \Delta f$$

Avec :

$$m_1 = \frac{\sum_{i=0}^{i=nf-1} iA(i)}{\sum_{i=0}^{i=nf-1} A(i)} \quad m_2 = \frac{\sum_{i=0}^{i=nf-1} i^2 A(i)}{\sum_{i=0}^{i=nf-1} A(i)}$$

- Fréquence médiane (f_{med}) :

$F_{med} = i \cdot \Delta f$ avec i tel que : $t[i] \leq \frac{1}{2} t[nf-1] < t[i+1]$

Où $t[i]$ est la somme cumulée définit par : $t[0] = A[0]$, $t[i] = A[i-1] + A[i]$,

- Facteur de forme spectral (f_{forme}) :

$F_{forme} = \text{écart type} / \text{fréquence moyenne}$,

Les deux figures ci-dessous illustrent la représentation battements par battement dans le domaine temporelle figure IV.3, et l'autre la représentation des spectres de chaque battement dans le domaine fréquentiel figure IV.4.

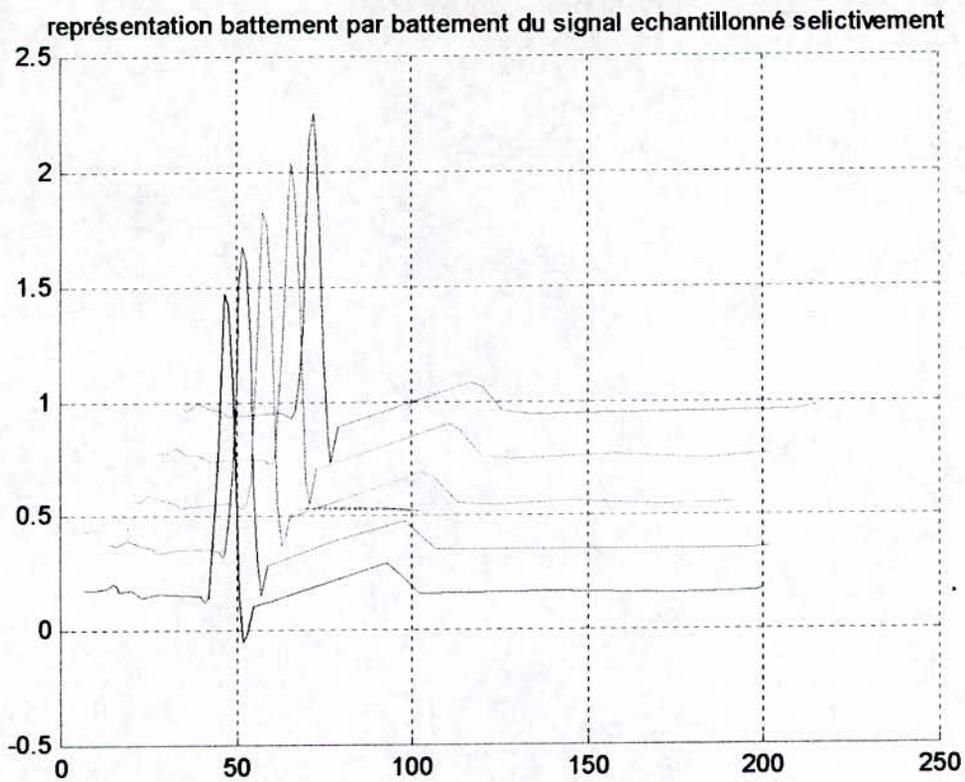


Fig IV.3 Représentation temporelle battement par battement du signal du signal échantillonné sélectivement

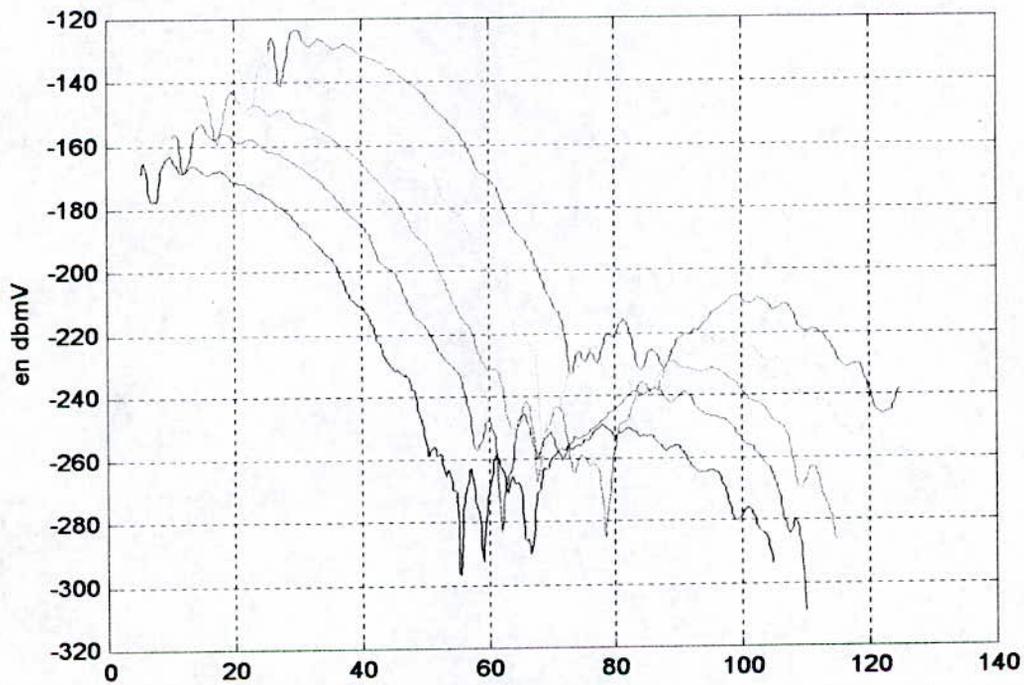


Fig IV.4 Représentation fréquentielle battement par battement du spectre filtré du signal échantillonné sélectivement

IV Conclusion :

Dans ce chapitre on a décrit la méthode d'analyse fréquentielle avec ces deux types : global et battement par battement, l'analyse fréquentielle globale ne permet pas une bonne lisibilité des différentes anomalies, afin de contourner ce problème et d'interprétation dans le domaine fréquentiel, nous avons conçu la méthode battement par battement. Cette méthode propose d'effectuer une analyse de signal dans le domaine fréquentiel et temporel, et associée à une représentation graphique des signaux conviviale permet de mettre en évidence des caractéristiques indécélables lors de la vision d'un enregistrement entier.

CHAPITRE V

**Présentation et analyse des
résultats obtenus**

Chapitre V: Présentation et analyse des résultats obtenus

Dans ce chapitre on fait une étude comparative des algorithmes de détection des complexes QRS et des ondes T et P, ainsi que l'analyse spectrale globale et battement par battement, pour l'évaluation des performances et des résultats de chaque algorithme on a choisi un jeu de signaux ECG présentant des morphologies particulières des différents complexes et des rythmes cardiaques variés.

I Etude comparative des algorithmes de détection de complexe QRS

Pour comparer les performances des différents algorithmes de détection d complexes QRS, nous avons soumis ces algorithmes à plusieurs signaux de tests, dans un premier temps nous avons fixé les valeurs des différents paramètres de chaque algorithme (seuil de détection, longueur de fenêtre glissante, ...), par test de chaque algorithme sur des signaux de courtes durées(5 ms) Ensuite nous avons soumis chaque algorithme à chaque signal test. Les résultats de détection (taux de détection, taux de fausse alarme et retard de détection) sont donnés sous forme de tableaux.

I.1 Paramètres à évaluer

- Taux de non-détection :

L'algorithme n'a rien détecté entre le début et la fin d'un complexe QRS, le taux de non-détection est le quotient de nombres de complexes non détecté par le nombre de QRS présents.

- Taux de fausse alarme :

L'algorithme a détecté en dehors des limites des complexes QRS, le taux de fausse alarme est obtenue en divisant le nombre des fausses alarmes par le nombre maximal de fausses alarmes possibles.

- Retard de détection :

L'algorithme a détecté après le maximum (ou le minimum en cas de complexes inversés), correspondant à l'onde R, et avant la fin de complexe QRS, il est obtenu en calculant la moyenne du nombre d'échantillons compris entre le maximum et l'instant de détection.

I.2 Les signaux de tests

Les huit signaux d'ECG choisis le test de ces algorithmes sont représentatifs des morphologies fréquemment rencontrées qui sont notamment dues au mode de recueil

utilisé (monopolaire ou bipolaire), à l'apparition de certains troubles (Extrasystole ventriculaire, tachycardie, ...) ainsi qu'à la présence de certaines perturbations (bruit musculaire, variation de la ligne de base, ...). La figure suivante représente les signaux utilisés pour le test de ces algorithmes.

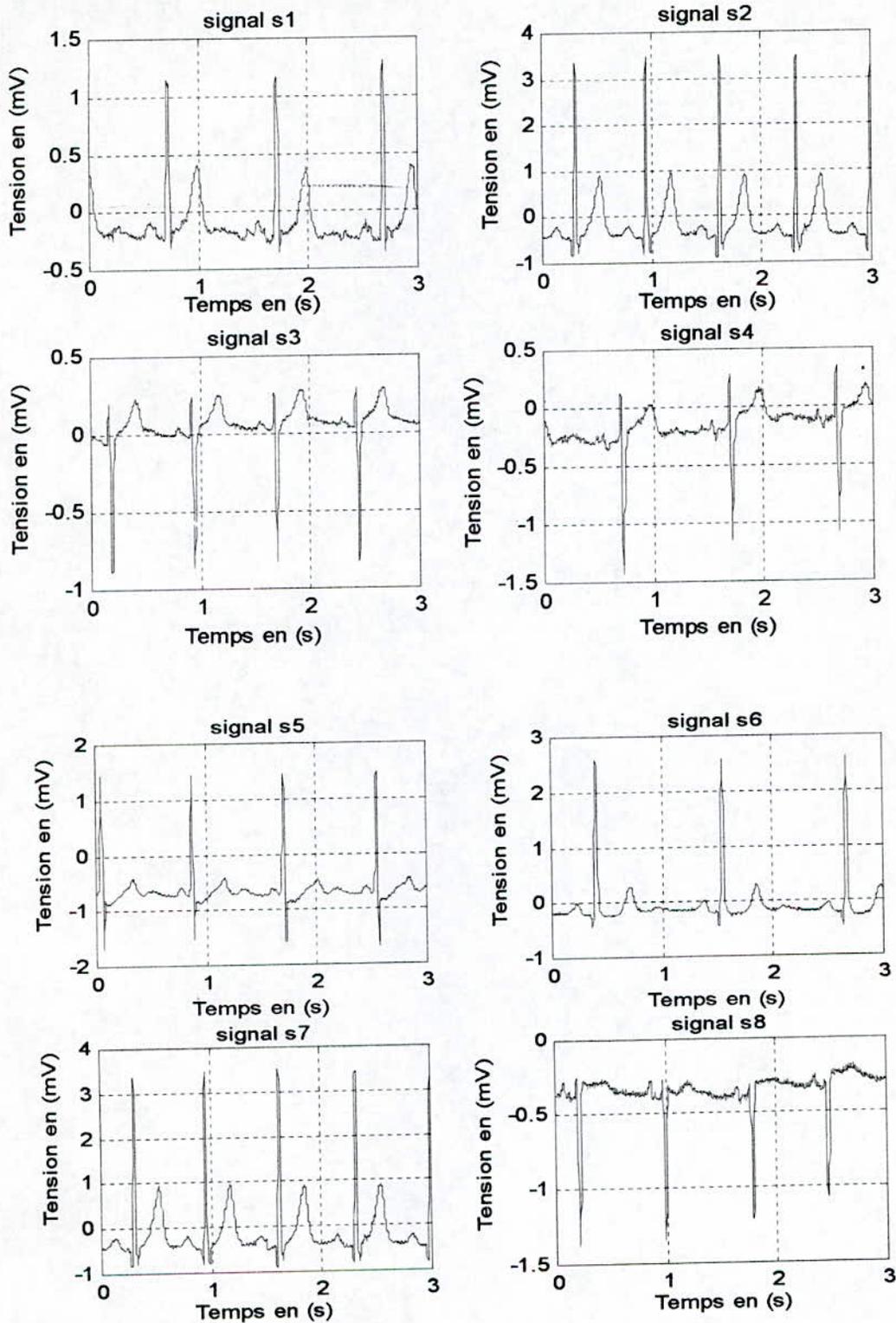


Fig V.1 Signaux de test

Les paramètres évalués (taux de non-détection, taux des fausses alarmes et retard de détection) sont représentés dans les tableaux suivants :

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	Moyenne
Alg1 Morizet	13	0	44	0	0	0	0	100	19,63
Alg2 Fraden	0	0	0	0	0	0	0	10	1,25
Alg3 Gustafson	18	0	0	56	0	0	0	40	14,25
Alg4 Menard	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Alg5 Holsinger	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Alg6 Balda	0	0	0	9	0	0	0	0	1,13
Alg7 Tmopkins , Ahlstr.	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Alg8 Engelese et Zeelen.	6	0	0	0	12	0	0	8	3,25
Alg9 Okada	0	0	0	0	11	0	0	10	2,63
Alg10 Murthy et Ranga.	0	0	0	0	5	0	0	12	2,13
Alg11 Ligtemberg,Kunt	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Alg12 Echan.sel	0	0	0	0	0	0	0	55	6,88

Tableau V.1 : Taux de Non-détection en (%)

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	Moyenne
Alg1 Morizet	0	0	52	4	0	0	52	0	13,5
Alg2 Fraden	10	0	49	4	0	0	0	50	14,125
Alg3 Gustafson	0	0	0	0	0	0	0	35	4,375
Alg4 Menard	0	0	0	1	0	0	0	5	0,75
Alg5 Holsinger	0	0	100	0	23	0	2	100	28,125
Alg6 Balda	0	0	100	0	1	0	1	100	25,25
Alg7 Tmopkins , Ahlstr.	0	0	20	0	0	0	0	0	2,5
Alg8 Engelese et Zeelen.	0	20	100	0	0	0	100	100	40
Alg9 Okada	0	0	1	0	2	0	0	0	0,375
Alg10 Murthy et Ranga.	0	0	1	0	0	0	0	3	0,5
Alg11 Ligtemberg,Kunt	0	0	0	0	2	0	0	20	2,75
Alg12 Echan.sel	6	0	24	21	0	3	0	0	6,75

Tableau V.2 : Taux de fausses alarmes en (%)

	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅	S ₆	S ₇	S ₈	Moyenne
Alg1 Morizet, Mahoud.	0	0	4	4	0	0	3	9	2,5
Alg2 Fraden	0	0	0	0	0	0	0	1	0,125
Alg3 Gustafson	0	3	0	0	0	0	8	15	3,25
Alg4 Menard	0	7	0	6	0	0	4	4	3,375
Alg5 Holsinger	0	0	0	4	0	0	0	0	0,5
Alg6 Balda	3	2	4	2	3	3	3	3	2,875
Alg7 Tmopkins ,Ahlstr.	4	2	3	3	4	3	2	7	3,5
Alg8 Engelese, Zeelen.	3	5	1	7	5	4	4	7	4,5
Alg9 Okada	0	1	0	1	1	3	0	0	0,75
Alg10 Murthy et Ranga.	1	6	5	0	0	1	2	2	2,125
Alg11 Ligtemberg,Kunt	0	0	0	0	4	10	0	1	1,875
Alg12 Echan.sel	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tableau V.3 : retard de Détection en (pas d'échantillonnage)

Comme les moyennes obtenues sont de même ordre de grandeur, on a introduit un critère de qualité obtenu en additionnant ces moyennes, la qualité de l'algorithme étant inversement proportionnelle à cette grandeur.

Méthode	Alg 1 Morizet, Mahoud.	Alg 2 Fraden	Alg 3 Gustafson	Alg 4 Menard	Alg 5 Holsinger	Alg 6 Balda
Somme des moyennes	35,63	15,5	21,87	3,37	28,625	29,25
Méthode	Alg 7 Tmopkins ,Ahlstr.	Alg 8 Engelese, Zeelen.	Alg 9 Okada	Alg 10 Murthy et Ranga.	Alg 11 Ligtemberg, Kunt	Alg 12 Echan.sel
Somme des Moyennes	6	47,75	3,75	4,755	4,62	13,63

Tableau V.4 : critère de qualité des algorithmes

I.3 Illustration et discussion des résultats des algorithmes de détection de complexe QRS

D'après les deux premiers tableaux, nous remarquons une grande défaillance du premier algorithme de Morizet-Mahoudeaux, En effet cet algorithme est basé sur une recherche de

trois points successifs de la dérivée supérieure à un seuil, pour certains complexes QRS seulement deux points successifs atteignent ce seuil ou selon morphologie particulière de certains complexes QRS on peut avoir une non-détection. Les fausses alarmes générées par certains signaux sont causés par des bruits ou des ondes T de grande amplitude, or on sait que la dérivé d'un signal est très sensible au bruit.

Les algorithmes Alg2, Alg3, Alg5, Alg6 et Alg7 présentent des défaillances moins prononcées par rapport au premier algorithme, en effet certaines améliorations ont été apportées à ces algorithmes par rapport au premier algorithme (prise en compte du signal en combinaison avec la dérive première, utilisation de la seconde dérivé), l'algorithme Alg4 de Menard donne un meilleur résultat, qui n'utilise pas la dérivée simple, mais un compromis entre les deux dérivées (première et seconde).

L'algorithme Alg8 présente des défaillances qui ne sont pas dues au forme de signal mais l'inadaptation des seuils de détection du signal. Les algorithmes Alg9, Alg10 et Alg11 sont robustes et moins sensibles au bruit dû à l'utilisation de filtrage, mais ils présentent un temps de calcul important. Le douzième algorithme à échantillonnage sélectif présente un taux de défaillance plus ou moins important, il utilise des dérivés premiers et seconds mais il est très rapide en temps de calcul.

II. Etude comparative des algorithmes de détection des ondes T et P

Pour l'évaluation des méthodes de détection des ondes T et P proposées dans le chapitre III, on a évalué les mêmes paramètres que pour la détection des complexes QRS (taux de non-détection, taux de fausse alarme), sans tenir compte du retard de détection, avec les huit signaux de tests ($S_1, S_2 \dots S_8$), les résultats obtenus sont représentés dans les tableaux suivants :

Détection de l'onde T	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅	S ₆	S ₇	S ₈	Moyenne
Méthode basée sur les signaux échantillonnés sélectivement	0	0	0	100	100	100	0	100	50
Méthode basée sur La transformation de longueur	0	100	100	5	0	0	100	0	38,12

Tableau V.5 : Taux de non-détection de l'onde T
Pour les Méthodes basées sur les signaux échantillonnés sélectivement et La transformation de longueur

Détection de l'onde T	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅	S ₆	S ₇	S ₈	Moyenne
Méthode basée sur les signaux échantillonnés sélectivement	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Méthode basée sur La transformation de longueur	0	0	0	5	0	0	0	0	0.62

Tableau V.6 Taux de fausses alarmes de l'onde T

Pour les Méthodes basées sur les signaux échantillonnés sélectivement et La transformation de longueur

Détection de l'onde P	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅	S ₆	S ₇	S ₈	Moyennes
Méthode basée sur La transformation de longueur	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Méthode de VR Zurro	0	16	88	24	0	42	16	30	27

Tableau V.7 Taux de non-détection de l'onde P

Pour les Méthodes basées sur La transformation de longueur et La Méthode de VR Zurro

Détection de l'onde P	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄	S ₅	S ₆	S ₇	S ₈	Moyennes
Méthode basée sur La transformation de longueur	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Méthode de VR Zurro	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tableau V.8 Taux de fausses alarmes de l'onde P

Pour les Méthodes basées sur La transformation de longueur et La Méthode de VR Zurro

On a introduit un critère de qualité obtenu en additionnant ces moyennes, la qualité de l'algorithme étant inversement proportionnelle à cette grandeur, sont représentés dans les tableaux suivants :

	Méthode basée sur les signaux échantillonnés sélectivement	Méthode basée sur La transformation de longueur
Somme des Moyennes	50	38.74

Tableau V.9 critère de qualité des algorithmes de détection de l'onde T

	Méthode de VR Zurro	Méthode basée sur La transformation de longueur
Somme des Moyennes	27	0

Tableau V.10 critère de qualité des algorithmes de détection de l'onde P

Illustration discussion des résultats obtenus des algorithmes de détection des ondes T et P

En observant les deux derniers tableaux présentant le critère de qualité de chaque algorithme pour la détection des ondes T et P, nous remarquons que le meilleur résultat est obtenu par les algorithmes basés sur la transformation de longueur, à cause des propriétés de la transformé de longueur qui nous donne des impulsions d'amplitude importantes pour chaque onde, donc facile a détecté et avec le choix d'un intervalle pour le calcul de la transformée de longueur égale approximativement au largeur de l'onde a détecté, ainsi que l'utilisation d'une fenêtre de détection nous a permis d'atténuer fortement le taux des fausses alarmes, devient négligeable. Les résultats obtenus par l'algorithme à échantillonnage sélectif basé sur le calcul de la dérivée première est moins performants que les algorithmes à transformée de longueur, il à l'avantage de détecté avec précision la fin de l'onde T. L'algorithme de VR Zurro pour la détection de l'onde P n'est pas sensible au bruit a une bonne détection que pour des ondes T d'amplitude suffisante comme pour le signal S_1 et S_5 , mais il est simple pour la conception.

III. Etude comparative des algorithmes d'analyse fréquentielle

Pour l'étude de ce type d'analyse on a testé les deux algorithmes l'un pour l'analyse fréquentielle global et l'autre pour l'analyse battement par battement, toujours avec les mêmes signaux précédents (S_1, S_2, \dots, S_8), ainsi pour chaque signal on a calculé les paramètres spectraux suivant :

- Fréquence de maximum d'amplitude de spectre,
- Fréquence de moyenne d'amplitude de spectre,
- L'écart type de spectre,
- Facteur de forme.

Les paramètres spectraux (fréquence max, fréquence moyenne, écart type, facteur de Forme) pour chaque signal, sont représentés dans Les tableaux suivants pour chaque analyse (analyse fréquentielle globale et analyse fréquentielle battement par battement).

Paramètres	Analyse global	Type d'analyse	
		Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max (Hz)	0.7813	Minimum	40.1953
		Moyenne	40.1953
		Maximum	40.1953
Fréquence moyenne (Hz)	1.0350	Minimum	29.8110
		Moyenne	33.4500
		Maximum	40.0046
Ecart type (Hz)	5.1654	Minimum	5.4268
		Moyenne	5.4422
		Maximum	5.4567
Facteur de Forme	4.9906	Minimum	13.64
		Moyenne	16.27
		Maximum	18.20

Tableaux V.11 Paramètres spectraux de signal S1

Paramètres	Analyse global	Type d'analyse	
		Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max. (Hz)	2.7344	Minimum	60.1953
		Moyenne	60.3906
		Maximum	62.3438
Fréquence moyenne (Hz)	1.2410	Minimum	37.3625
		Moyenne	44.0002
		Maximum	50.4035
Ecart type (Hz)	4.7590	Minimum	5.423
		Moyenne	5.4442
		Maximum	5.4682
Facteur de Forme	3.8348	Minimum	8.24
		Moyenne	11.84
		Maximum	17.00

Tableaux V.12 Paramètres spectraux de signal S2

Paramètres	Analyse global	Type d'analyse	
		Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max. (Hz)	0.9766	Minimum	65.1953
		Moyenne	65.9766
		Maximum	66.1719
Fréquence moyenne (Hz)	1.0246	Minimum	30.2372
		Moyenne	38.2433
		Maximum	47.4271
Ecart type (Hz)	4.5173	Minimum	5.4351
		Moyenne	5.4505
		Maximum	5.4685
Facteur de Forme	4.4088	Minimum	11.53
		Moyenne	14.25
		Maximum	17.97

Tableaux V.13 Paramètres spectraux de signal S3

Paramètres	Type d'analyse		
	Analyse global	Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max. (Hz)	0.3906	Minimum	40.1953
		Moyenne	40.9766
		Maximum	43.1250
Fréquence moyenne (Hz)	1.0811	Minimum	26.8372
		Moyenne	30.8035
		Maximum	41.1354
Ecart type (Hz)	5.2975	Minimum	5.4351
		Moyenne	5.4475
		Maximum	5.4899
Facteur de forme	4.9000	Minimum	13.346
		Moyenne	17.685
		Maximum	20.252

Tableaux V.14 Paramètres spectraux de signal S4

Paramètres	Type d'analyse		
	Analyse global	Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max (Hz)	2.1484	Minimum	51.7578
		Moyenne	51.9531
		Maximum	51.9531
Fréquence moyenne (Hz)	1.6437	Minimum	20.9864
		Moyenne	31.5499
		Maximum	39.9765
Ecart type (Hz)	5.2822	Minimum	5.3522
		Moyenne	5.4178
		Maximum	5.451
Facteur de forme	3.2136	Minimum	13.607
		Moyenne	17.084
		Maximum	25.503

Tableaux V.15 Paramètres spectraux de signal S5

Paramètres	Type d'analyse		
	Analyse global	Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max (Hz)	3.1250	Minimum	37.1484
		Moyenne	37.9297
		Maximum	38.3203
Fréquence moyenne (Hz)	1.0908	Minimum	22.3856
		Moyenne	27.0835
		Maximum	29.6071
Ecart type (Hz)	4.2895	Minimum	5.4281
		Moyenne	5.4313
		Maximum	5.4348
Facteur de forme	3.9324	Minimum	18.356
		Moyenne	20.054
		Maximum	24.248

Tableaux V.16 Paramètres spectraux de signal S6

Paramètres	Type d'analyse		
	Analyse global	Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max (Hz)	2.7344	Minimum	60.1953
		Moyenne	60.3906
		Maximum	62.3438
Fréquence moyenne (Hz)	1.2410	Minimum	37.3625
		Moyenne	44.0002
		Maximum	50.4035
Ecart type (Hz)	4.7590	Minimum	5.423
		Moyenne	5.4442
		Maximum	5.4682
Facteur de forme	3.8348	Minimum	8.2449
		Moyenne	11.844
		Maximum	17.039

Tableaux V.17 Paramètres spectraux de signal S7

Paramètres	Type d'analyse		
	Analyse global	Analyse battement par battement(%)	
Fréquence max (Hz)	0.9766	Minimum	20.7813
		Moyenne	20.9766
		Maximum	21.1719
Fréquence moyenne (Hz)	1.1407	Minimum	14.0834
		Moyenne	18.8041
		Maximum	25.6732
Ecart type (Hz)	5.0676	Minimum	5.4211
		Moyenne	5.4271
		Maximum	5.4361
Facteur de forme	4.4427	Minimum	21.17
		Moyenne	28.86
		Maximum	38.49

Tableaux V.18 Paramètres spectraux de signal S8

III.1 Illustration Discussion des résultats obtenus des Algorithmes d'analyse fréquentielle

En examinant le Facteur de forme donné en % par l'analyse battement par battement, on remarque qu'il reflète bien les différentes irrégularités des signaux ECG testés, pour le signal S_8 caractérisé par une anomalie et des bruits très prononcés, le Facteur de forme moyenne est important et égale à 28.86%. L'analyse spectrale globale nous a permis d'observer un rythme cardiaque normal donné par la fréquence du maximum d'amplitude, le Facteur de forme le plus faible 11.84% est donné avec le signal S_2 , caractérisé par une forme proche de celle d'un signal normal, avec un rythme moyenne important reflété par la fréquence de maximal d'amplitude donnée par l'analyse globale 2.73Hz. les autres signaux caractérisés par des Facteurs de forme du même ordre de grandeur donnée par l'analyse battement par battement.

Conclusion Général:

Nous nous sommes intéressés dans cette mémoire aux méthodes de détections des événements (complexes QRS, des ondes T et P) dans les signaux ECG normaux et les signaux ECG échantillonnés sélectivement ainsi qu'aux traitements de ces signaux dans le domaine fréquentiel avec les deux types d'analyse, (analyse fréquentielle globale et battement par battement).

Nous avons présenté plusieurs algorithmes de détection des complexes QRS, ceux basés sur le calcul de la première dérivée ou la première et la deuxième dérivée du signal ECG, et ceux utilisant les filtres numériques, le dernier algorithme est basé sur un autre algorithme existant adapté pour la détection des complexes QRS sur des signaux échantillonnés sélectivement. Des meilleurs résultats ont obtenu par l'algorithme de Menard (Alg4) qui n'utilise pas la dérivée simple, mais un compromis entre les deux dérivées (première et seconde). Le douzième algorithme à échantillonnage sélectif présente un taux de défaillance plus ou moins important, il utilise des dérivés premiers et seconds mais il est très rapide en temps de calcul. Il est clair que la détection des complexes QRS sur des signaux échantillonnés sélectivement est moins précise que sur les signaux ECG normaux.

Ensuite, nous avons présenté des algorithmes de détection des ondes T et P dans le signal ECG, le premier algorithme est adapté pour la détection des ondes T dans les signaux ECG échantillonnés sélectivement, il a l'avantage de détecté avec précision la fin de l'onde T. Des meilleurs résultats sont obtenus par les algorithmes basés sur la transformation de longueur, à cause des propriétés de la transformé de longueur qui nous donnent des impulsions d'amplitude importante pour chaque onde, donc facile a détecté et avec le choix d'un intervalle pour le calcul de la transformée de longueur égale approximativement au largeur de l'onde a détecté, ainsi que l'utilisation d'une fenêtre de détection nous a permis d'atténuer fortement le taux des fausses alarmes, et devient négligeable. L'algorithme de VR Zurro (basé sur l'exploitation des caractéristiques fréquentiels de l'onde P) pour la détection de l'onde P n'est pas sensible au bruit, a une bonne détection que pour des ondes P d'amplitude suffisante comme pour le signal S_1 et S_5 .

Enfin nous nous sommes intéressés aux méthodes d'analyses des signaux ECG dans le domaine fréquentiel, L'analyse fréquentielle fournit des informations précieuses permettant de reconnaître la nature d'un signal et de déceler les variations de ces caractéristiques, les algorithmes fonctionnant sur les signaux ECG normaux donnent des résultats plus précis que celui fonctionnant sur des signaux échantillonnés sélectivement, mais ce dernier à l'avantage de gain du temps de traitement.

Nous avons terminé nos travaux par la mise au point de plusieurs programmes (programmes en MATALB 5.3) de traitement de signaux ECG (présentés en annexe1, annexe2).

Bibliographie

- [1] J. Gay, M. Desons, P. Benoit
L'électrocardiogramme : 460 tracés commentés et figures
Edition Frizon-Roche
- [2] Phieu LE-HUY
La modélisation linéaire des signaux électrocardiographiques
Doctorat d'état des sciences physiques INPL.
- [3] *MIT-BIH* arrhythmia database directory.
Hardware university Massachusetts Institute of Technology
Division by Health Science and Technology.
- [4] D. Henry; L. Claudon; M. Robert; C.Y.Lee
Détection de complexes QRS: Une étude comparative et un nouvel algorithme basé
sur le test de KHI2.
- [5] F.GRITZALI, G. FRANGAKIS, G. PAPKONSTANTINO
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
variabilty.
Computers in cardiology 1985
- [7] 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.
- [8] Gérard Blanchet et Maurice Charbit
Traitement numérique du signal simulation sous Matlab
Edition HERMES 1995
- [9] M. KUNT
Traitement numérique des signaux
Presses polytechniques romandes 1981
- [10] MAHOUDEAUX P.M et al.
Single microprocessor-based system for on-line ECG analysis.
Med. Biol. Eng. Comput., 1980, vol 19, pp 497-500
- [11] HOLSINGER W.P. et al.
A QRS preprocessor based on digital differentiation.
IEEE Trans. Biomed. Eng., 1971, vol BME-18, pp212-217

- [12] AHLSTROM M.L. and TOMPKINS W.J.
Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputer.
IEEE Trans. Biomed. Eng., 1983, vol BME-30, PP 651-657
- [13] BALDA R.A. et al.
The HP ECG analysis program.
Trends in computer-Processed Electrocardiograms
J.H. VanBemmel and J.L. Willems, Eds. North Holland, 1977, pp 197-205
- [14] ENGELESE W.A.H. and ZEELENBERG C.
A single scan algorithm for QRS detection and feature extraction.
IEEE Comput. Card., Long Beach : IEEE Computer Society, 1979, pp 37-42
- [15] FRADEN J., NEUMAN M.R.
QRS wave detection.
Med. Biol. Eng, 1980, vol 18, pp125-132
- [16] GUSTAFSON D. et al.
Automated VCG interpretation studies using signal analysis techniques.
R-1044 Charles Stark Draper Lab., Cambridge, 1977
- [17] OKADA M.
A digital filter for QRS complex detection
IEEE Trans. Biomed. Eng., 1979, vol BME-26, pp 700-703
- [18] LIGTENBERG A. and KUNT M.
A robust-digital QRS detection algorithm for arrhythmia monitoring.
Computers and Biomedical Research, 1983, n° 16, pp 273-286
- [19] MENARD A. et al
Dual microprocessor system for cardiovascular data acquisition, processing and recording.
Proc. 1981 IEEE Int. Conf. Industrial Elect. Contr. Instrument, pp 64-69
- [20] MURTHY I.S.N, RANGARAJ M. R
New concept for PVC detection.
IEEE Trans.Biomed. Eng., 1979, vol. 26, n°. 12, pp, 700-703

Annexe 1

Annexe 1

```
*****%
%
%                               prog2_fra_qrs                               %
%                               Fraden-Neuman                               %
%*****%

clear; c=1000; Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_2_1=zeros(1,c);
x2=zeros(1,c);
detqrs_2=zeros(1,c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(3.6,-8,'Temps(s)');title('signal brut');
x = x';
% on retire la valeur moyenne du signal
x = x - mean(x);
% calcul du seuil en fonction du maximum d'amplitude du sigal.
seuil = 0.4*max(x);
x0 = abs(x); %rectification du signal.
for i=1:c
    if x0(i)>=seuil
        x1(i)=x0(i);
    else
        x1(i)=seuil;
    end;
end;
% dérivation du signal résultant
for i=2:c-1
    x2(i)=x1(i+1)-x1(i-1);
end;
subplot(3,1,2);plot(t,x2);grid;xlabel('dérivée');
% détection des complexe QRS
for i=2:c-1
    if x2(i)>0.7
        detqrs_2(i)=1;
    else
        detqrs_2(i)=0;
    end;
end;
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_2);grid;xlabel('détection');
% calcul du rythme moyen
det_detqrs_2 = diff(detqrs_2);
indice_R = find(det_detqrs_2>0);
for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;
RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
%
%                               prog3_gus_qrs                               %
%                               Gustafson                               %
%*****

clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_3=zeros(1,c);

subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');

x = x';
y = diff([0 x(1:c-1);x(2:c) 0]);

subplot(3,1,2);plot(t,y);grid;xlabel('dérivée');

% détection des complexes QRS
seuil1=0.15;
seuil2=0;
for i=2:c-3
    if (y(i)&y(i+1)&y(i+2)&y(i+3))>seuil1;
        if (y(i+1)*x(i+1))>seuil2 & (y(i+2)*x(i+2))>seuil2
            detqrs_3(i)=1;
        else
            detqrs_3(i)=0;
        end;
    end;
end;

subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_3);grid;xlabel('détection');

%calcul du rythme moyen
det_detqrs_3 = diff(detqrs_3);
indice_R = find(det_detqrs_3>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;

RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
prog4_men_qrs
%
*****

clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_4=zeros(1,c);
y=zeros(1,c);
detqrs_4=zeros(1,c);

subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps (s)');title('signal brut');

x = x';
x = x - mean(x);
for i=3:c-2
    y(i)=-2*x(i-2)-x(i-1)+x(i+1)+2*x(i+2);% calcul de la dérivée
end;
subplot(3,1,2);plot(t,y);grid;xlabel('dérivée');

% détection des complexes QRS
seuil= 0.5*max(y(1:Fs*2));

for i=3:c-2
    if y(i)>seuil
        detqrs_4(i)=1;
    else
        detqrs_4(i)=0;
    end;
end;

subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_4);grid;xlabel('détection');

% calcul du rythme moyen
det_detqrs_4 = diff(detqrs_4);
indice_R = find(det_detqrs_4>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;

RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
%                               %
prog5_hol_qrs                   %
%                               %
*****

clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_5=zeros(1,c);

subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');

x=x';
y = diff([0 x(1:c-1);x(2:c) 0]);

subplot(3,1,2);plot(t,y);grid;xlabel('dérivée');

% détection des complexes QRS
seuil=0.45;
for i = 2:c-3
    if ((y(i) > seuil) & (y(i+1)| y(i+2)| y(i+3)) > seuil),
        detqrs_5(i) = 1;
    end;
end;

subplot(3,1,3);plot(detqrs_5);grid;xlabel('détection');

% calcul du rythme moyen
det_detqrs_5 = diff(detqrs_5);
indice_R = find(det_detqrs_5>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;

RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
?                                     8
?                                     8
?                                     8
*****

clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_6=zeros(1,c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');
x=x';
y = diff([0 x(1:c-1);x(2:c) 0]);
yy= sum([x(3:c) 0 0; -2.* x;0 0 x(1:c-2)]);
y0=abs(y);
yy0=abs(yy);
y1=1.3*y0+1.1*yy0;
subplot(3,1,2);plot(t,y1);grid;xlabel('somme pondérée des
dérivées');
% détection des complexes QRS
for i=2:c-8
    if y1(i)>=1
        Nb=0;
        for j=1:8
            if y1(i+j)>=1
                Nb=Nb+1;
            end
        end
        if Nb>=6
            detqrs_6(i+j) = 1;
        else
            detqrs_6(i+j) = 0;
        end
    end
end
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_6);grid;xlabel('détection');
% calcul du rythme moyen
det_detqrs_6 = diff(detqrs_6);
indice_R = find(det_detqrs_6>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;

RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
%                               prog7_tom_ahl_qrs                               %
%                               Ahlstron et tompkins                             %
*****

clear; c=1000; Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_7=zeros(1,c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');
x=x';
y = diff([0 x(1:c-1);x(2:c) 0]);
yy= sum([x(3:c) 0 0; -2.* x;0 0 x(1:c-2)]);
y0=abs(y); yy0=abs(yy);
for i=2:c-1
    y1(i)=0.25.*(y0(i-1)+2.*y0(i)+y0(i+1));
end;
y1=[y1 0]; y2=y1+yy0;
subplot(3,1,2);plot(t,y2);grid;xlabel('dérivées premières et secondes
pondérées');
seuil1=0.3*max(y2(1:500));
seuil2=seuil1/8;
% détection des complexes QRS
for i=1:c-6
    if y2(i)>=seuil1
        Nb=0;
        for j=1:6
            if y2(i+j)>seuil2
                Nb=Nb+1;
            end
        end
        if Nb==6
            detqrs_7(i+6)=1;
        else
            detqrs_7(i+6) =0;
        end
    end
end
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_7);grid;xlabel('détection');
%calcul du rythme moyen
det_detqrs_7 = diff(detqrs_7);
indice_R = find(det_detqrs_7>0);
for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;
RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
prog8_eng_zee_grs
Engelesé et Zeelenberg
*****

clear;
Fs=360;
c=1000;
a=load('100.txt');%s8c3
x=a(1:c,3);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_8=zeros(1,c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');
x=x';
for i = 6:c
    y0(i)=x(i)-x(i-5);
end
for i = 5:c
    y1(i) = y0(i)+ 4*y0(i-1)+6*y0(i-2)+4*y0(i-3)+y0(i-4);
end
subplot(3,1,2); plot(t,y1);grid;xlabel('dérivée');
seuil=10;
% détection des complexes QRS
for i=5:c-25
    if y1(i)>seuil
        for j=i:i+25
            if y1(j)<=-seuil
                detqrs_8(j)=1;
            else
                detqrs_8(j)=0;
            end;
            if y1(j)>seuil
                detqrs_8(j)=1;
            else
                detqrs_8(j)=0;
            end;
        end;
    end;
end;
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_8);grid;xlabel('détection');
%calcul du rythme moyen
det_detqrs_8 = diff(detqrs_8);
indice_R = find(det_detqrs_8>0);
for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;
RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
NbDeQrs=length(indice_R)
```

Annexe 1

```
*****
%                               prog9_oka_qrs                               %
%                               Okada                                       %
% *****
clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
% lissage du signal d'origine
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_9=zeros(1,c);
y4=zeros(1,c);
m = 2;
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');

x=x';
y0=zeros(1,c);
y1=zeros(1,c);
y2=zeros(1,c);
for i =2:c-1
    y0(i) = 0.25*[x(i-1)+2*x(i)+x(i+1)];
end
for i = 4:c-3
    somme = 0;
    for j =i-3:i+3
        somme=somme+y0(j);
    end
    y1(i)=somme/7;
end

for i =1:length(y0)
    y2(i)=(y0(i)-y1(i))^2;
end

for i =m+1:c-m
    somme=0;
    for j =i-m:i+m
        somme=somme+y2(j);
    end
    y3(i)=y2(i)*(somme^2);
end

for i =m+1:c-m
    if [(y0(i)-y0(i-m))*(y0(i)-y0(i+m))]>0
        y4(i)=y3(i);
    else
        y4(i)=0;
    end
end
end
```

Annexe 1

```
subplot(3,1,2);plot(t,y4);grid;xlabel('signal filtré et rectifié ');

% détection des complexes QRS
seuil=max(y4(1:500))*0.3;
for i = m+1:c-m
    if y4(i)>seuil
        detqrs_9(i)=1;
    else
        detqrs_9(i)=0;
    end
end

subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_9);grid;xlabel('détection');

%calcul du rythme moyen
det_detqrs_9 = diff(detqrs_9);
indice_R = find(det_detqrs_9>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;

RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
prog10_lig_kun_qrs
% Ligtenberg et Kunt
*****

clear;
c=1000;
Fs=360;
a=load('311.txt'); %11
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(7,-1.7,'Temps(s)');title('signal brut');
x=x';
y0=zeros(1,c);
y1=zeros(1,c);
y2=zeros(1,c);
y=zeros(1,c);
for i =3:c-2
    y(i) = -x(i-2)-2*x(i-1)+2*x(i+1)+x(i+2);
end
y1=y.^2;
for i=8:c
    for j=1:7
        y2(i)=y2(i)+y1(i-j);
    end
end
subplot(3,1,2);plot(t,y2);grid;xlabel('collecteur d''energie');
seuil=0.45*max(y2(1:500));
% detection des complexes QRS
for i =8:c
    if y2(i)>seuil
        detqrs_10(i)=1;
    else
        detqrs_10(i)=0;
    end
end
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_10);grid;xlabel('detection');
%calcul du rythme moyen
det_detqrs_10 = diff(detqrs_10);
indice_R = find(det_detqrs_10>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;
RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
%                               prog1_mur_qrs                               %
%                               Mury et Rangaraj                             %
%*****

clear;
c=1000; Fs=360;
a=load('311.txt'); %11 .....
x=a(1:c,2);
x=lissage(5,[0.5 .25 0.5],x);
t=a(1:c,1);
x=x(1:c);
detqrs_11_1=zeros(1,c);
subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mV)');
text(2.6,-2.9,'Temps(s)');title('signal brut');
x=x';
y1=zeros(1,c);
y2=zeros(1,c);
N=8;
M=8;
for i=N+1:c
    for j=1:N
        y1(i)=y1(i)+[x(i-j+1)-x(i-j)]*[x(i-j+1)-x(i-j)];
    end
end
for i =M+1:c
    for j=1:M
        y2(i)=y2(i)+y1(i-j);
    end
    y2(i)=y2(i)/M;
end
subplot(3,1,2);plot(y2);grid;xlabel('signal filtré');
seuil=max(y2(20:500))/5;
% détection des complexes QRS
for i =N:c
    if y2(i)>seuil
        detqrs_11_1_1(i)=1;
    else
        detqrs_11_1_1(i)=0;
    end
end
subplot(3,1,3);plot(t,detqrs_11_1);grid;xlabel('détection');
% calcul du rythme moyen
det_detqrs_11_1 = diff(detqrs_11_1);
indice_R = find(det_detqrs_11_1>0);

for i=1:length(indice_R)-1
    RR_interval(i)=indice_R(i+1)-indice_R(i);
end;
RR_interval_moy = mean(RR_interval)
duree_RR_moy=RR_interval_moy/(Fs*60)
BPM = 1/duree_RR_moy;
sprintf('Nombre moyenne de battement par min = %f', BPM)
```

Annexe 1

```
*****
%                               prog13_trans_t                               %
%                               Programme de détection de l'onde T           %
*****

subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en (mv)');

yt = diff(x);
qt=0.4*Fs;
OndeT=zeros(c,1);

% transformation de longueur du signal yt

for i=1:c-qt-1
    ytL(i)=sum(sqrt(1+yt(i:i+qt).^2));
end;

xt=max(ytL)-min(ytL);

% calcul du seuil de détection par la méthode de la transformation de
longueur

eT = 86.637+0.648*xt-0.000032*xt^2;

subplot(3,1,2);plot(t(1:length(ytL)),ytL);grid;

% fenêtre de détection de l'onde T

if RR_interval_moy/Fs > 0.7
    for i=1:length(RR_interval)
        DebWinT(i) = round(0.080*Fs) + indice_R(i);
        FinWinT(i) = round(0.500*Fs) + indice_R(i);
    end;

else
    for i=1:length(RR_interval)
        DebWinT(i) = round(0.033*Fs) + indice_R(i);
        FinWinT(i) = round(0.4*RR_interval_moy/Fs) + indice_R;
    end;
end;

% routine de détection de l'onde T

for i=1:length(FinWinT)-1
    for j=DebWinT(i):FinWinT(i)
        if ytL(j) > eT
            OndeT(j)=1;
        else
            OndeT(j)=0;
        end;
    end;
end;
```

Annexe 1

```
subplot(3,1,3);plot(t,OndeT);grid;

det_OndeT = diff(OndeT);
indice_Tp = find(det_OndeT>0);
indice_Tn = find(det_OndeT<0);
TT_interval=zeros(length(indice_Tn),1)

for i=1:length(indice_Tn)
    TT_interval(i)=indice_Tn(i)-indice_Tp(i);
end;

TT_interval_moy = mean(TT_interval)
duree_TT_moy=TT_interval_moy/(Fs)
sprintf('durée moyenne de l''onde T = %f', duree_TT_moy)
```

Annexe 1

```
*****
%                               prog14_trans_p                               %
%                               Programme de détection de l'onde P           %
*****

OndeP=zeros(1,c);

subplot(3,1,1);plot(t,x);grid;ylabel('Tension en mv');

yp=diff(x);
qp = 0.2*Fs;

for i=1:c-qp-1
    ypL(i)=sum(sqrt(1+yp(i:i+qp).^2));
end;

xp=max(ypL)-min(ypL);
eP = 38.609+0.309*xp+0.0008*(xp^2);
subplot(3,1,2);plot(t(1:length(ypL)),ypL);grid;

% fenêtres de détection de l'onde P

for i=1:length(indice_R)
    DebWinP(i) = indice_R(i)-round(0.350*Fs);
    FinWinP(i) = DebWinP(i)+round(0.290*Fs);
end;

% routine de détection de l'onde P

for i=1:length(FinWinP)-1
    for j=DebWinP(i):FinWinP(i)
        if ypL(j)> eP
            OndeP(j)=1;
        else
            OndeP(j)=0;
        end;
    end;
end;

subplot(3,1,3);plot(t,OndeP);grid;
det_OndeP = diff(OndeP);
indice_Pp = find(det_OndeP>0);
indice_Pn = find(det_OndeP<0);

for i=1:length(indice_Pn)
    PP_interval(i)=indice_Pn(i)-indice_Pp(i);
end;

PP_interval_moy = mean(PP_interval)
duree_PP_moy=PP_interval_moy/Fs
sprintf('durée moyenne de l'onde P = %f', duree_PP_moy)
```


Annexe 2

Annexe 2

```

*****
*****
                               prog12_ech_sel
%      programme de détection des événements dans les signaux ECG
%      échantillonnés sélectivement
%
% détection des complexes QRS, calcul des maxima du signal et du
% rythme cardiaque, calcul de la durée des complexes QRS
%
% détection de l'onde T ( son maximum est la fin de l'onde T)
%
% représentation spectrale de l'ECG: signal origine,
% signal reconstitué après échantillonnage sélectif,
% signal échantillonné sélectivement
% découpage battement par battements du signal ECG
*****
*****

clear;
clf;
c=1000;
a=load('ecg2min.txt');
ecg=a(1:c,1);
figure(1)
subplot(3, 1, 1);plot(ecg);grid;
l_ecg = length(ecg);
[t, x] = ech(ecg);
l_x = length(x);
det_qrs = zeros(size(x));

for i=1:l_x-1      %centrage du signal en lui retirant sa moyenne
    moy2(i) = ((x(i) + x(i+1))/2)*(t(i+1)-t(i));
end;

moy=(sum(moy2))/l_ecg;
x = x - moy;
subplot(3, 1, 2);
plot(t,x);
title('signak ECG échantilonné sélectivement et centré');
grid;

% détection des qrs (calcul des dérivées premières et secondes
y = diff(x)./diff(t);
y0 = abs(y);
yy0 = abs([diff(y) 0]./diff(t));

for i =2:l_x - 2
    y1(i) = 0.25*(y0(i - 1) + 2*y0(i) + y0(i+1));
    deriv(i) = 0.25 * (y(i-1) + 2*y(i) + y(i + 1));
    yy1(i) = 0.25 * (yy0(i - 1) + 2*yy0(i) + yy0(i + 1));
end;
y2 = (y1 + yy1).^2;

```

Annexe 2

```
s1 = 0.01*max(y2(1:100)); % réglage des seuils de decision
s2 = s1 / 10;

for i = 10:l_x-4, % on cherche un point qui dépasse le seuil
    if y2(i) > s1, % (si les trois points suivants dépassent
        nb = 0; %le seuil2, le point appartient au QRS)
        for j = 1:2
            if y2(i + j) > s2,
                nb = nb + 1; % compteur pour les trois points
            end;
        end;

        if (nb == 2),
            det_qrs(i) = x(i);
            det_qrs(i + 1) = x(i + 1);
        end;
    end;

    if (det_qrs(i-9:i) ~= 0)
        s1 = 0.01 * max(y2(i-9:i));
        s2 = s1 / 10;
        visu_s(i) = s1;
    end;
end;
k = 1;
j = 0;

% qrs : Matrice des détections pour séparer les différents qrs
% ind_qrs : Matrice des indices de la matrice qrs

for i=1:length(det_qrs) - 1,
    if (det_qrs(i) ~= 0) & (det_qrs(i+1) ~= 0)
        qrs(k,j)=det_qrs(i);
        indic_qrs(k,j)=i;
        k=k+1;
    end
    if (det_qrs(i)~=0) & (det_qrs(i+1)==0)
        qrs(k,j)=det_qrs(i);
        indic_qrs(k,j)=i;
    end
    if (det_qrs(i)==0) & (det_qrs(i+1)~=0)
        j = j + 1;
        k = 1;
    end;
end;

% calcul des maximas des qrs et du rythme cardiaque

j = 1;
% qrs1 : Matrice des complexes QRS avec élimination des mauvaises
détectations
% ind_qrs1 : Matrice des indices de la matrice qrs1
m = 1;
```

Annexe 2

```
long_qrs=length(qrs(1,:));
for n=1:long_qrs
    if max(qrs(:,n))>max(det_qrs)/6, % on élimine les détections trop
        qrs1(:,j)=qrs(:,n);          faibles
        indic_qrs1(:,j)=indic_qrs(:,n);
        if abs(max(qrs1(:,1)))>abs(min(qrs1(:,1))),
            pic_onde_R(m)=max(qrs1(:,j));
        else pic_onde_R(m)=min(qrs1(:,j));
        end
        ind=find(pic_onde_R(m)==qrs1(:,j));
        ind1=min(ind);
        ind_pic_qrs(m)=indic_qrs1(ind1,j);
        m=m+1;
        j=j+1;
    end
end
dete_qrs=ones(1,l_x).*inf; % matrice des QRS sans fausses détections
inter=find(indic_qrs1); % d'après la condition énoncée
tind=indic_qrs1(inter);
dete_qrs(tind)=x(indic_qrs1(inter));

%calcul du rythme moyen d'après les maximas
%Echantillonnage à Fs (Hz)

rytm = (mean(diff(t(ind_pic_qrs))))/Fs;
rythme = num2str(60/rytm);
rythme = ['le rythme cardiaque est :', rythme,'bpm'];
subplot(3, 1, 3);plot(t, dete_qrs);
title('détection des QRS');
grid;zoom xon;

% calcul des longueurs des qrs
% maxi: fin du complexe QRS donné
% min1: début du complexe QRS donné

lonlign=length(qrs1(1,:));
i=1;
for l=1:lonlign
    maxi(i)=max(indic_qrs1(:,l));
    i=i+1;
end;
i=1;
k=1;
for l=1:lonlign
    for k=1:length(qrs1(:,l))
        ifindic_qrs1(k,l)==0
            indic_qrs1(k,l)=10000000;%on enlève les zéros de la matrice QRS
        end;
    end;
    min1(i)=min(indic_qrs1(:,l));
    i=i+1;
end;
```

Annexe 2

```

% t_qrs_str: chaîne des durées de QRS
i=1;
for i=1:length(maxi)
    t_qrs(i)=(t(maxi(i))-t(min1(i)))*5;
    t_qrs_str=num2str(t_qrs);
end;
j=1;
for i=1:length(t_qrs_str)-1
    t1_qrs_str(round(j),:)=[' ',t_qrs_str(i:i+1),' '];
    j=j + 1/2;
end;

moy_t_qrs=[' ',num2str(mean(t_qrs))];
disp(' ');
disp('----- ');
disp('les durée des complexes qrs en ms ');
disp(' ');
disp(t1_qrs_str);
disp(' ');
disp('la moyenne des durées en ms ');
disp(moy_t_qrs);
disp('----- ');

% *****
%      détection de l'onde T ( son maximum est la fin de l'onde T)
% *****

% définition des fenêtres de travail dans lesquelles on cherchera
l'onde T
i=1;
tab_debut_win=[];          %Tableau des points de début des fenêtre
tab_fin_win=[];           %Tableau des points de fin des fenêtre
ind_tab_debut_win=[];     %Tableau de leurs indices respectifs
ind_tab_fin_win=[];

for j=1:(length(ind_pic_qrs)-1)
    R_Rav_ms=(t(ind_pic_qrs(i+1))-t(ind_pic_qrs(i)))*5;%intleR_R en ms

    if R_Rav_ms>700
        bwind=140/5;      % définition de la fenêtre de détection
        ewind=500/5;      % début et fin de la fenêtre
    else
        bwind=100/5;
        ewind=round(0.7*(R_Rav_ms/5));
    end;

    pic_qrs=t(ind_pic_qrs(i));
    debut_win_ms=pic_qrs+bwind;
    fin_win_ms=pic_qrs+ewind;
    ind_debut_win=find(t==debut_win_ms);
    ind_fin_win=find(t==fin_win_ms);
    debut_win=t(ind_debut_win);
    fin_win=t(ind_fin_win);

```

Annexe 2

```
% on cherche l'amplitude la plus
% proche du début théorique de la fenêtre

while isempty(ind_debut_win)==1
    debut_win_ms=debut_win_ms-1;
    ind_debut_win=find(t==debut_win_ms);
    debut_win=t(ind_debut_win);
end;

% on cherche l'amplitude la plus
% proche du fin théorique de la fenêtre

while isempty(ind_fin_win)==1
    fin_win_ms=fin_win_ms+1;
    ind_fin_win=find(t==fin_win_ms);
    fin_win=t(ind_fin_win);
end;

tab_debut_win(i)=debut_win;
ind_tab_debut_win(i)=ind_debut_win;
tab_fin_win(i)=fin_win;
ind_tab_fin_win(i)=ind_fin_win;
i=i+1;
end;

% recherche des maximas et des minimas des yf dans chaque fenêtre
% yf est la dérivée du signal échantillonné sélectivement

yf=[0 y];
for i=1:length(tab_debut_win)
    maxim(i)=max(yf(ind_tab_debut_win(i)+1:ind_tab_fin_win(i)));
    in=(find(maxim(i)==yf(ind_tab_debut_win(i):ind_tab_fin_win(i))))
        +ind_tab_debut_win(i)-1;
    ind_maxim(i)=in(:, 1);
    in=[];

    min2(i)=min(yf(ind_tab_debut_win(i)+1:ind_tab_fin_win(i)));
    in=(find(min2(i)==yf(ind_tab_debut_win(i):ind_tab_fin_win(i))))
        +ind_tab_debut_win(i)-1;
    ind_minim(i)=in(:, 1);
    in=[];
end;

% critères de détermination de l'onde T)

seu=input('val seuil:', 's'); % Tapez la valeur du seuil dans
                             ''editor matlab command'' (exp val seuil:0.5)

seun=str2num(seu);
seu=seun;
ud=zeros(size(min2));
du=zeros(size(min2));
ud1=zeros(size(min2));
```

Annexe 2

```
% on cherche la morphologie de la dérivée dans la fenêtre
% on determine la valeur des seuils pour chaque fenêtre

for i=1:length(maxim)
    ii=num2str(i);
    if ind_maxim(i)<ind_minim(i)
        if (abs(maxim(i))>(4*abs(min2(i))))
            uponly=['onde T n°',ii,':up only'];
            s(i)=min2(i)/seun;
            ud(i)=1;
        else
            updown=['onde T n°',ii,'up and down'];
            s(i)=min2(i)/seun;
            ud(i)=1;
        end;
    end;
    if ind_maxim(i)>ind_minim(i)
        mina(i)=min(yf(ind_maxim(i):ind_tab_fin_win(i)));
        ind_mina(i)=find(mina(i));
        if abs(maxim(i))<abs(4*mina(i))
            updown=['onde T n°',ii,':up and down'];
            s(i)=mina(i)/seun;
            ud1(i)=1;
        else
            if abs(maxim(i))>abs(4*maxim(i))
                downonly=['onde T n°',ii,':down only'];
                s(i)=maxim(i)/seun;
                du(i)=1;
            else
                downup=['onde T n°',ii,'down and up'];
                s(i)=maxim(i)/seun;
                du(i)=1;
            end;
        end;
    end;
end;

% determination du dernier point de l'onde à l'aide du seuil

% ecart:      Matrice des écarts entre les points d'une fenêtre et
              le seuil correspondant à cette fenêtre

% ecart_colon: Indice remis à zero des points correspondant au écarts
% ecart_mini:  Valeur des points les plus proches du seuil
% point_pro:   Indice correspondant au point proche du seuil
% fin_onda_T: Tableau des indices des points de l'onde T

s_string=num2str(s);
for i=1:length(s)
    if ud(i)==1
        for j=ind_minim(i):ind_minim(i)+2
            ecart(j-ind_minim(i)+1,i)=s(i)-yf(j)+eps;
        end;
        ecart_colon=find(ecart(:,i));
    end;
end;
```

Annexe 2

```

ecart_mini(i)=min(abs(ecart(ecart_colon,i)));
point_pro(i)=find(ecart_mini(i)==abs(ecart(:,i)));
fin_onde_T(i)=ind_minim(i)+point_pro(i)-1;
end;
if du(i)==1
for j=ind_maxim(i):ind_maxim(i)+2
ecart(j-ind_maxim(i)+1,i)=s(i)-yf(j)+eps;
end;
ecart_colon=find(ecart(:,i));
ecart_mini(i)=min(abs(ecart(ecart_colon,i)));
point_pro(i)=find(ecart_mini(i)==abs(ecart(:,i)));
fin_onde_T(i)=ind_maxim(i)+point_pro(i)-1;
end;
if udl(i)==1
for j=ind_min(i):ind_min(i)+2
ecart(j-ind_min(i)+1,i)=s(i)-yf(j)+eps;
end;
ecart_colon=find(ecart(:,i));
ecart_mini(i)=min(abs(ecart(ecart_colon,i)));
point_pro(i)=find(ecart_mini(i)==abs(ecart(:,i)));
fin_onde_T(i)=ind_min(i)+point_pro(i)-1;
end;
end;

figure(2);
clg
hold on
plot(t,[y 0]);

plot(t(fin_onde_T),y(fin_onde_T),'r*');
plot(t(ind_tab_debut_win),y(ind_tab_debut_win),'r*');
plot(t(ind_tab_fin_win),y(ind_tab_fin_win),'wx');
grid;
title('détection du dernier point de l''onde T')
hold off

% *****
%                               représentation spectrale de l'ECG                               %
%                               signal origine                                                       %
%                               signal reconstitué après échantillonnage sélectif                    %
%                               signal échantillonné sélectivement                                   %
% *****

% spectre du signal d'origine avec fft sur 1024 points
% affichage en DBmv

n=length(x);
disp('')
disp('tapez un touche pour continuer')
disp('')
pause

```

```

figure(3)
fft_ecg=fft(ecg,1024);
lo=length(fft_ecg);
spec_P=fft_ecg.*conj(fft_ecg)/lo;
f=100*(0:511)/512;
spec_P(513:1024)=[];
spec_P_db=10*log(spec_P);
spec_P_db(1)=spec_P_db(2);
subplot(3,1,1);
plot(f,spec_P_db);
ylabel('en DBmv');
grid;
title('spectre du signal d''origine');

% spectre du signal reconstitué avec la fonction rec
% fft sur 1024 points, affichage en échelle DBmv

ecg_rec=rec(t,x);           %signal ECG reconstitué
fft_ecg_rec=fft(ecg_rec,1024);
lo=length(fft_ecg_rec);
spec_P_ecg_rec=fft_ecg_rec.*conj(fft_ecg_rec)/lo;
f=100*(0:511)/512;
spec_P_ecg_rec(513:1024)=[];
spec_P_ecg_rec_db=10*log(spec_P_ecg_rec);
spec_P_ecg_rec_db(1)=spec_P_ecg_rec_db(2);
subplot(3,1,2);
plot(f,spec_P_ecg_rec_db);
ylabel('en DBmv');
grid;
title('spectre du signal reconstitué après échantillonnage');

% spectre du signal échantillonné sélectivement
% calcul par les coefficients de la transformée de Laplace
% affichage en échelle DBmv

tra=trans(t,x);
spe=spectr(tra);
f=100*(1:511)/512;
spe_db=10*log(spe);
spe_db(1)=spe_db(2);

subplot(3,1,3);
plot(f,spe_db);
ylabel('en DBmv');
xlabel('---représentation en échelle DBmv---');
grid;
title('spectre du signal échantillonné sélectivement');

%affichage en échelle Hertzienne normale

disp('')
disp('tapez un touche pour continuer')
disp('')

```

```

pause
figure(4)
subplot(3,1,1);
spec_P(1)=0;
f=100*(0:511)/512;
plot(f,spec_P);
grid;
title('spectre du signal d''origine');

subplot(3,1,2);
spec_P_ecg_rec(1)=0;
plot(f,spec_P_ecg_rec);
grid;
title('spectre du signal reconstitué après échantillonnage');

subplot(3,1,3);
spe(1)=0;
f=100*(1:511)/512;
plot(f,spe);
grid;
title('spectre du signal échantillonné sélectivement');
xlabel('---représentation en échelle Hertzienne normale---');

```

```

*****
          découpage battement par battements du signal ECG
*****
for i=1:(length(ind_pic_qrs)-1)
    batt_batt(i)=(ind_pic_qrs(i)+ind_pic_qrs(i+1))/2;
end
i=1;
j=1;
for i= 1:(length(batt_batt)-1)
    for j=batt_batt(i):batt_batt(i+1)
        t1_batt(j,i)=t(j);
        ecg_batt(j,i)=x(j);
    end
end
j=1;
disp('')
disp('tapez un touche pour continuer')
disp('')
pause
figure (5);

for i= 1:(length(batt_batt)-1)
    ind_t1_batt=find(t1_batt(:,i));
    t1_batt1=t(ind_t1_batt)-t(ind_t1_batt(1))+i*7;
    ecg_batt1=x(ind_t1_batt)+0.2*i;
    hold on
    plot(t1_batt1,ecg_batt1);
    grid;

```

```

prism;
title('représentation battement par battement du signal
echantillonné selectivement')
hold off
end
disp('')
disp('tapez un touche pour continuer')
disp('')
pause
figure(6);

for i= 1:(length(batt_batt)-1)
ind_t1_batt=find(t1_batt(:,i));
t1_batt1=t(ind_t1_batt)-t(ind_t1_batt(1));
ecg_batt1=x(ind_t1_batt);
tran=trans(t1_batt1,ecg_batt1);
spec=spectr(tran);
f=100*(1:511)/512;
spec_db=10*log(spec);
spec_db(1)=spec_db(2)+0.0001;
spec_calcul(i,:)=spec_db;
spec_db1=spec_db+10*i;
ff=f+5*i;
hold on
plot(ff,spec_db1);
grid;
prism;
hold off
ylabel('en dbmV');
title('representation battement par battement du spectre filtré du
signal echantillonné select')
end

% calcul des parametres spectraux caracteristiques
% fréquence du maximum d'amplitude pour chaque battement
% son minimum
% son moyen
% son maximum

for i= 1:(length(batt_batt)-1)
freq_max_amp(i)=max(spec_calcul(i,:));
ind_freq_max_amp(i)=find(freq_max_amp(i)==spec_calcul(i,:));
end
mini_freq_max=num2str(ff(min(ind_freq_max_amp)));
moy_freq_max=num2str(ff(mean(ind_freq_max_amp)));
max_freq_max=num2str(ff(max(ind_freq_max_amp)));
maxi_de_freq=[...
'frequence du maximum de''amplitude
(hz):minimum:',mini_freq_max,...
'moyenne:',moy_freq_max,...
'maximum:',max_freq_max,...
];
xlabel('maxi_de_freq');

```

Annexe 2

```
% calcul de la fréquence pour chaque por battement
% son minimum
% son moyen
% son maximum

for i= 1:(length(batt_batt)-1)
    for j=1:length(ff)
        freq_moy2_inter(j)=(spec_calcul(i,j)-
min(spec_calcul(i,:)))*ff(j);
        freq_moy2(i)=(sum(freq_moy2_inter))/sum(abs(spec_calcul(i,:)));
    end
end
freq_moy2_mini=num2str(min(freq_moy2));
freq_moy2_moy=num2str(mean(freq_moy2));
freq_moy2_maxi=num2str(max(freq_moy2));
moyl_de_freq=[...
    'frequence du moyenne (hz):minimum: ',freq_moy2_mini,...
    'moyenne: ',freq_moy2_moy,...
    'maximum: ',freq_moy2_maxi,...
];
disp(' ');
disp('PARAMETRES SPECTRAUX ');
disp(' ');
disp('----- ');
disp(maxi_de_freq);
disp(' ');
disp(moyl_de_freq);
disp('----- ');
```

```
*****
Les fonction utilisées dans le programmeprog12_ech_sel
*****
```

```
function [te, ye] = ech(y)
ye = y(1);
te = 1;
k = 1;
di = abs(y(2) - y(1));
m = ones(256,1)*di;
sm = sum(m);
err = di;
ps = y(2) + err - ye(1);
pi = y(2) - err - ye(1);
for i = 3:length(y)
    p = (y(i) - ye(k))/(i - te(k));
    di = abs(y(i) - y(i-1));
    m = [m(2:256); di];
    sm = sm - m(1) + m(256);
    err = sm / 512;
    if (p <= ps)&(p >= pi)
        pt = (y(i) + err - ye(k))/(i-te(k));
        if ps > pt
```

```

        ps = pt;
    end;
    pt = (y(i) - err - ye(k))/(i - te(k));
    if pi < pt;
        pi = pt;
    end;
else
    k = k + 1;
    ye(k) = y(i - 1);
    te(k) = i - 1;
    ps = (y(i) + err - ye(k));
    pi = (y(i) - err - ye(k));
end;
end;
end;

```

```

te(k + 1) = i;
ye(k + 1) = y(i);

```

```

%*****

```

```

function sp=spectr(tr)
jw=sqrt(-1)*((1:511)/512)*2*pi*100;
sp=(-tr(length(tr),1)*(exp(-(0.005+tr(length(tr),2))))).*jw;
for i=1:length(tr)
    sp=sp+tr(i,1)*exp(-tr(i,2)*jw/200);
end
sp=sp./(jw.^2);
sp=sp.*conj(sp);

```

```

%*****

```

```

function tr=trans(t,y)
ac=0;
for i=2:length(y)
    c=(y(i)-y(i-1))/(t(i)-t(i-1));
    tr=[tr;c-ac];
    ac=c;
end
tr=[tr;-c];
tr(:,2)=t';

```

```

%*****

```

```

function yr=rec(te,ye)
for i=2:length(te)
    p=(ye(i)-ye(i-1))/(te(i)-te(i-1));
    dt=(te(i-1):te(i)-0.9)'-te(i-1);
    yr=[yr;dt*p+ye(i-1)];
end
yr=[yr;ye(i)];

```