

9/97

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

Ecole Nationale Polytechnique
Département : Electronique



المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état
en Electronique

Thème

ETUDE ET REALISATION D'UN
LOGICIEL D'ACQUISITION, DE
TRAITEMENT ET
D'INTERPRETATION DU
SIGNAL CARDIAQUE

Proposé par :
Mme: M.BEDDEK
et
Mr : R. SADOUN

Etudié par :
Mr: CHENNI Adel Eddine
et
Melle: MEDANI Lynda.

Dirigé par :
Mme: M.BEDDEK
et
Mr : R. SADOUN

Promotion : 1997

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

Ecole Nationale Polytechnique
Département : Electronique



PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état
en Electronique

Thème

**ETUDE ET REALISATION D'UN
LOGICIEL D'ACQUISITION, DE
TRAITEMENT ET
D'INTERPRETATION DU
SIGNAL CARDIAQUE**

Proposé par :

Mme: M.BEDDEK

et

Mr : R. SADOON.

Dirigé par :

Mme: M.BEDDEK

et

Mr : R. SADOON

Etudié par :

Mr: CHENNI Adel Eddine

et

Melle: MEDANI Lynda.

Promotion : 1997

إن الغرض من بحثنا يكمن في تصور و إنجاز برنامج آلي يسمح بواسطة البطاقة PA300 الحصول على الإشارات القلبية ثم معالجتها و تأويلها تحت MATLAB. إن الإتصال بين مساري الإلتقاط تطلب استعمال تقنية التبادل الديناميكي للمعلومات. فيما يخص المعالجة، تم تطوير ثلاثة طرق مكنتنا من تأويل و استشعار بعض الإضطرابات القلبية.

Résumé :

Le but de notre étude a consisté à concevoir et réaliser un logiciel qui permet de faire l'acquisition par la carte PA300, du signal cardiaque, puis son traitement et son interprétation sous MATLAB.

la communication entre les processus d'acquisition a nécessité l'utilisation des DDE , concernant le traitement, trois méthodes ont été développées, ces dernières ont permis de faire l'interprétation et la détection de quelque anomalies cardiaques

Abstract :

The objective of this thesis is :

- To design and to built a software which permits the acquisition of cardiac signal by using the PA300 card.
- The process of these latters .
- And their analysis under MATLAB.

The communication between the processus of acquisition is made by using the Dynamic Data Exchange (DDE).

Three methodes processing the cardiac signals were developped for the purpose of interpretation and detection of cardiac anomalies.

DEDICACE



- A mon cher père
- A ma chère mère
- A mon frère Amine
- A mes soeurs Dalal et Nawal

Je dédie cette étude avec toute mon affection.

Adel Eddine.

Je dédie ce travail :

- A mes parents.
- A mes frères.
- A ma soeur et à Nouara.
- A Adel.
- A N'fissa, Rafika et à tous mes amis (es).

Lynda.

REMERCIEMENTS



En premier lieu, nous devons rendre grâce à Dieu qui nous a donné la force et le savoir pour pouvoir réaliser ce travail.

Nous tenons, en second lieu, à présenter nos vifs remerciements à nos Professeurs M^{me} BEDDEK et M. SADOUD, d'une part, pour nous avoir montré l'intérêt particulier de cette étude, et d'autre part, pour avoir bien voulu nous la confier. Comme nous voudrions leur exprimer toute notre gratitude pour avoir dirigé, orienté, critiqué et corrigé nos travaux, avec patience et compétence. De même, nous aimerions saisir cette opportunité, pour adresser à l'ensemble de nos Professeurs, notre attachement et notre reconnaissance pour leur dévouement et pour les efforts qu'ils ont, sans cesse déployés, tout au long de notre cursus, en vue de nous assurer, dans les meilleures conditions, une formation solide et rigoureuse, à l'image de notre prestigieuse Ecole.

Par ailleurs, cette étude n'aurait pu être menée à bien sans le soutien moral et affectif de nos parents, qui ont toujours répondu, avec bienveillance, à nos sollicitations; sans le concours effectif du D' CHENNI NAWAL qui nous a prodigué maints conseils et observations dans le domaine cardiologique; sans la contribution précieuse de M^{me} OULTACHE Moundjia qui, avec sa spontanéité habituelle, a tenu à prendre en charge le tirage de ce mémoire et enfin, sans la participation de M. SAOUD Abdel Ali, pour en avoir assuré l'impression.

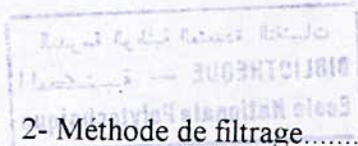
Nous voudrions, également, remercier M. et M^{me} AZZEDDINE Mokhtar pour leur accueil si chaleureux et pour avoir mis, tout naturellement, à notre disposition, leur installation informatique. De même, nos remerciements vont à M. MAIRECHE Djillali, pour sa disponibilité, son aide et son apport en matière de documentation ainsi qu'à M. MOKDAD Malek dont l'amitié fidèle et agissante ne s'est jamais démentie.

Que toutes et tous, trouvent, ici, l'expression de notre déférente gratitude.

SOMMAIRE :



INTRODUCTION GENERALE.....	1
Chapitre 1: GENERALITES.....	3
Introduction.....	3
1- L'électrocardiographe.....	3
2- L'activité électrique du coeur.....	3
3- Interprétation de l'ECG.....	4
4- Dérivations électrocardiographiques.....	6
5- Les bruits.....	11
6- Classification des anomalies cardiaques.....	12
Conclusion.....	22
Chapitre 2: SYSTEME D'ACQUISITION ET DE CONVERSION.....	23
Introduction.....	23
1- Etude d'une chaîne d'acquisition.....	23
2- Description de la carte PA300.....	27
3- Programme d'acquisition.....	33
3.1- Procédure principale.....	33
3.2- Procédure de temporisation.....	33
3.3- Procédure de conversion.....	36
4- Etude des DDE.....	36
4.1- Introduction.....	36
4.2- Gestion de la conversion.....	37
Conclusion.....	41
Chapitre 3: TRAITEMENT ET DETECTION DU COMPLEXE QRS.....	43
Introduction.....	43
1- Méthode des seuils.....	43
1.1- Premier critère.....	43
1.2- Deuxième critère.....	43
1.3- Présentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode des seuils.....	44
1.4- Conclusion.....	49



2- Méthode de filtrage.....	49
2.1- Mise au point de la méthode	50
2.2- Présentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode de filtrage.....	51
2.3- Conclusion.....	54
3- Méthode de détection automatique	55
3.1- Introduction.....	55
3.2- Eléments de détection automatique du complexe QRS	55
3.3- Présentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode de détection automatique.....	62
3.4- Conclusion.....	66
4- Comparaison des méthodes	66
Conclusion.....	69
Chapitre 4: DESCRIPTION DU LOGICIEL.....	71
Introduction.....	71
1- Fichier	72
2- Prétraitement	73
3- Détection.....	85
4- interprétation.....	89
5- Outils.....	91
6- Aide	93
Conclusion.....	96
CONCLUSION GENERALE	97
ANNEXE1	98
ANNEXE2	107
ANNEXE3	108
ANNEXE4	114
BIBLIOGRAPHIE.....	116

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة — BIBLIOTHEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

INTRODUCTION GENERALE

Les principaux objectifs du traitement du signal visent l'élaboration, la détection, et l'interprétation de signaux porteurs d'informations. A l'origine, le traitement des signaux se basaient, presque exclusivement, sur des techniques et des dispositifs analogiques. Bien que le traitement analogique connaisse un progrès continu, c'est surtout le traitement numérique qui a connu, depuis les années 70, une évolution considérable.

Le traitement numérique repose sur l'électronique et l'informatique. Ainsi, les progrès accomplis dans ces deux disciplines ont été rendus possibles par le concours de plusieurs facteurs dont le principal est incontestablement le développement de la technologie des semi-conducteurs. L'effet conjugué de l'amélioration soutenue des performances des circuits LSI et de la diminution sans cesse croissante des prix ont ainsi, permis la mise en place de structures informatiques inconcevables auparavant.

Le traitement du signal trouve son champ d'application dans tous les domaines concernés par la perception, la transmission et l'exploitation des informations. C'est ainsi que, dans l'industrie, dans la recherche et en médecine, les micro-ordinateurs constituent des outils privilégiés pour acquérir et traiter des données, piloter des appareils de mesure, contrôler et commander des processus de production.

En médecine moderne, un grand nombre d'appareils de contrôle et de surveillance médicale offrent une aide appréciable au médecin traitant, dans le but de lui faciliter la prise de décisions devant un problème de diagnostic donné. Or, la prise en considération de tous les paramètres intervenant dans l'établissement d'un diagnostic correct, prendrait un temps non négligeable à un médecin peu ou pas expérimenté. Une prise de décision tardive pourrait avoir un effet néfaste sur le malade. De même, une hospitalisation prolongée entraînerait un handicap social certain pour le malade et serait économiquement négative pour l'établissement hospitalier.

De ce fait, et en vue d'apporter une aide au diagnostic en minimisant les facteurs relatifs au temps et aux erreurs, qui sont des facteurs prépondérants, l'utilisation des calculateurs numériques s'avère indispensable. La mise en oeuvre de ces calculateurs suppose automatiquement l'existence de dispositifs réalisant la digitalisation des signaux représentatifs des grandeurs physiologiques recueillies.

Aussi, eu égard à l'intérêt soutenu qu'accorde la Médecine aux techniques utilisant les calculateurs, notamment les calculateurs visant l'interprétation d'un signal cardiaque, il nous a été proposé, dans le cadre de notre projet de fin d'études, l'élaboration d'un logiciel en vue de

l'acquisition, du traitement et de l'interprétation du signal cardiaque délivré par un électrocardiographe.

Rappelons que l'électrocardiographe est un appareil qui met en valeur l'activité électrique du muscle cardiaque à travers des signaux cardiaques qu'il acquiert. Ces signaux continus varient en fonction du temps. Dès lors, il est nécessaire d'utiliser un conditionnement préalable des signaux; conditionnement qui constitue la conversion A/N de ces signaux à même d'être exploités par ordinateur.

Pour mener à bien notre projet de fin d'étude, nous l'avons divisé en quatre parties :

- Dans la première partie, nous examinerons les généralités concernant l'électrocardiographe, son interprétation, les différentes dérivations électrographiques, les bruits qui altèrent les signaux physiologiques et enfin, la classification des pathologies cardiaques.
- Dans la seconde partie, nous nous intéresserons aux systèmes d'acquisition des signaux analogiques et en particulier, à l'acquisition à l'aide de la carte PA300.
- Dans la troisième partie, nous procéderons à l'examen de quelques méthodes de traitement du signal cardiaque, méthodes que nous avons implantées.
- Dans la dernière partie, nous proposerons le logiciel que nous avons développé et qui permet l'acquisition, le traitement et l'interprétation du signal cardiaque.

CHAPITRE 1:
GENERALITES

I- Généralités

Introduction :

Le cœur est l'unique muscle de l'organisme qui peut se contracter automatiquement d'une manière rythmique. C'est un muscle strié [1] qui, par ses contractions, maintient la circulation du sang dans le corps.

1- L'électrocardiographie: [2]

L'électrocardiographie est un galvanomètre qui enregistre la différence de potentiel entre les deux régions sur lesquelles sont appliquées les électrodes. Les courants électriques qui aboutissent à ces électrodes, proviennent du cœur car, chaque phase de la révolution cardiaque, est précédée et accompagnée de phénomènes électriques qui se diffusent dans tout l'organisme.

2-L'activité électrique du coeur: [2]

Le fonctionnement automatique du cœur est provoqué par l'activation régulière d'un groupe de cellules contractiles situées à la partie haute de l'oreillette droite dans la région dite 'nœud sinusal' (N-A). Un courant électrique y prend naissance et se propage de cellule en cellule, le noeud sinusal produit automatiquement une impulsion de 60 à 100 battements par minute.

Ces excitations cheminent dans les deux oreillettes vers le noeud auriculo-ventriculaire (A-V), là l'excitation est un peu ralentie avant de passer vers le bas dans le faisceau de HIS et ses branches. Puis dans le myocarde ventriculaire, la contraction musculaire qui en résulte agit d'abord sur les oreillettes puis sur les ventricules.

Le noeud S-A est à l'origine de l'impulsion électrique, qui diffuse à la façon d'une onde, stimulant les deux oreillettes.. La stimulation du noeud A-V déclenche une impulsion électrique qui descend le long du faisceau A-V vers les branches.

Au repos, la fibre musculaire cardiaque est dite polarisée : elle est chargée électriquement positivement à sa surface, négativement à l'intérieur. Elle n'est la source d'aucune activité électrique ni mécanique. Cet état correspond à la *diastole électrique et mécanique*.

Une fois la fibre électrique est excitée, les charges électriques s'inversent dans la partie excitée: positives à l'intérieur et négatives en surface.

L'excitation se propage le long de la fibre jusqu'à atteindre son extrémité. Celle-ci est entièrement dépolarisée. Ce processus de transmission de l'excitation d'une extrémité à l'autre de la fibre cardiaque et de changement de polarité, constitue **LA DEPOLARISATION**.

La fibre cardiaque qui vient d'être dépolarisée, retrouve ses charges de repos à partir du point d'excitation : elle se repolarise. Lorsque ce processus aura atteint l'autre extrémité, la fibre aura atteint sa polarité de repos initiale. Ceci constitue **LA REPOLARISATION**.

La dépolarisation est le phénomène initial et rapide; la repolarisation est le phénomène terminal et lent. A la dépolarisation (phénomène électrique) correspond la contraction musculaire (phénomène mécanique). La repolarisation est un phénomène purement électrique.

3- Interprétation de l'ECG: [3]

La courbe caractéristique de l'ECG comporte un certain nombre d'ondes notées respectivement P,Q,R,S,T,U,...etc. Chaque onde correspond à une phase du cycle cardiaque. (*voir Figure.1*)

a- Onde P:

Cette onde représente la stimulation des oreillettes. C'est le noeud S-A qui la provoque. L'impulsion atteint ensuite le noeud A-V où il se produit une pause de 1/10 de secondes, permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle est de faible amplitude par rapport aux autres ondes. Sa durée varie entre 0.08 et 0.12s, et son amplitude ne dépasse pas 0.25 mv.

b- Intervalle PR:

Il débute à l'onde P et se termine au début du complexe QRS. Sa durée est comprise entre 0.12 et 0.20s. Il correspond à la ligne isoélectrique.

c- Complexe QRS:

Ce complexe correspond à la dépolarisation ventriculaire. Il est généré par le noeud A-V. Il est représenté par un pic raide dont la durée est inférieure à 0.1s et d'une amplitude qui varie entre 0.5 et 2 mv. Il est constitué par les ondes suivantes:

- **Onde Q:**

L'onde Q est la première déflexion vers le bas du complexe QRS. Sa durée ne doit pas dépasser 0.04s et son amplitude 0.3 mv.

- **Onde R:**

Elle est dirigée vers le haut et suit l'onde Q. Son amplitude est d'environ 1.6 mv.

- **Onde S:**

C'est l'onde négative qui suit immédiatement la première déflexion positive (onde R).

d- Onde T:

Elle traduit le phénomène de relaxation des ventricules. Son amplitude varie de 0.2 à 0.5 mv.

e- Onde U:

C'est une onde positive qui fait immédiatement suite à l'onde T. Sa signification est inconnue. Elle peut se fusionner avec T et faire paraître celle-ci, très élargie.

f- Intervalle QT:

Il part du début de l'onde Q jusqu'à la fin de l'onde T. Il représente le temps de la dépolarisation et de la repolarisation des ventricules. Sa durée moyenne est de 0.35s mais ne doit pas dépasser 0.42s.

g- Intervalle RR:

Il constitue la distance entre deux ondes R successives. Il permet, pour un rythme régulier, de calculer la fréquence cardiaque. Dans le cas contraire, cette fréquence sera calculée par une autre méthode qui fait la moyenne des fréquences de dix intervalles.

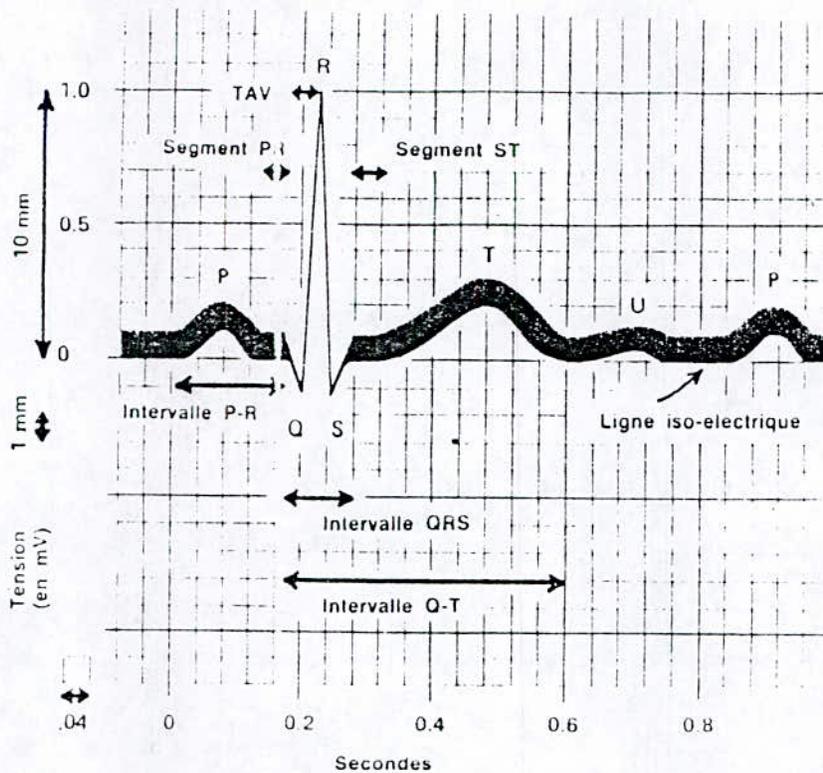


Figure 1: un cycle cardiaque typique avec les complexes, les intervalles et les segments de l'électrocardiogramme .

4- Dérivations électrocardiographiques: [4]

Une paire d'électrodes, placée sur le corps, forme une dérivation. Ce qui distingue une dérivation d'une autre, c'est son emplacement. Pour l'interprétation des tracés ECG obtenus, il est nécessaire de savoir dans quelles régions sont appliquées les électrodes. Selon les dérivations il existe trois types de plans:

a- le plan frontal:

Dans ce plan, nous avons deux types de dérivations: bipolaires ou standards et unipolaires.

• Dérivations unipolaires (voir figure 2):

Introduites par WILSON en 1932, les dérivations unipolaires VR, VL et VF, exploitent le cœur dans le plan frontal. Elles se caractérisent par le fait qu'une seule électrode est exploratrice tandis que la deuxième électrode est prise comme référence (borne centrale de WILSON).

WILSON a proposé comme référence, la moyenne des tensions mesurées au niveau du bras droit, du bras gauche et la jambe gauche. Les dériviatiions VR, VL et VF, mesurent la différence de potentiel (ddp) entre la borne de référence et le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche, respectivement.

Ces dériviatiions ne sont plus utilisées. Elles ont été remplacées par les dériviatiions unipolaires augmentées : AVR, AVL et AVF. Il est possible, avec une légère modification technique de l'électrode de la borne de référence, d'augmenter d'environ 50%, l'amplitude des dériviatiions unipolaires. A cet effet, GOLDBERGER a proposé de prendre comme référence, la moyenne des tensions de deux membres et non plus la référence reliée à l'électrode exploratrice.

- **Dériviatiions bipolaires:** (*voir figure 3*)

Dans ces dériviatiions, les deux électrodes sont exploratrices. Il existe trois dériviatiions bipolaires dénommées : D1, D2 et D3. Elles ont été proposées par EINTOVEN pour enregistrer la différence de potentiel entre deux membres éloignés du corps dans le plan frontal. Elles sont définies comme suit:

D1: enregistre la différence de potentiel entre le bras gauche et le bras droit.

D2: enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche et le bras droit.

D3: enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche et le bras gauche.

Ces trois dériviatiions sont liées entre elles par la relation suivante:

$$\mathbf{D2 = D1 + D3.}$$

Cette relation est le résultat de l'application de la lois de KIRSCHOFF concernant les mailles.

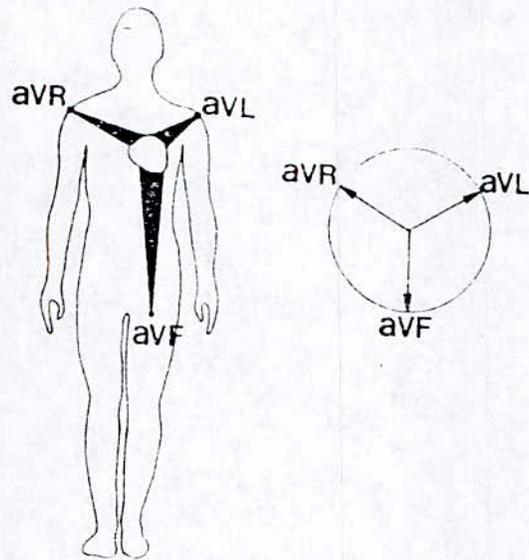


Figure 2: les dérivations unipolaires.

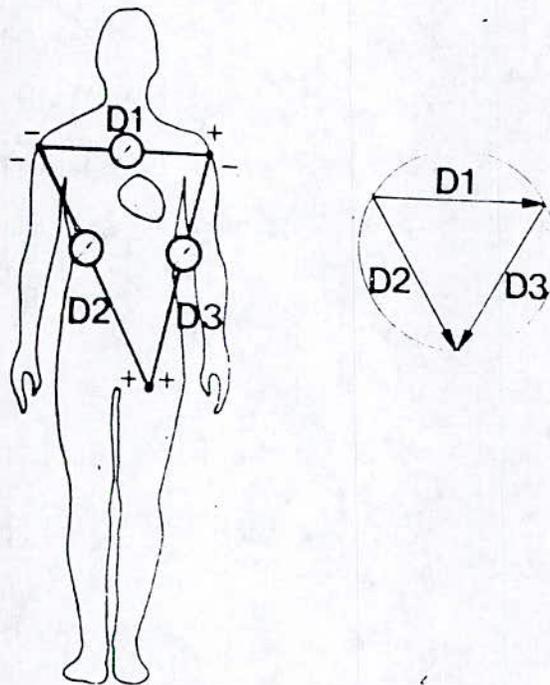


Figure 3: les dérivations bipolaires .

b- Le plan horizontal.• **les dérivations précordiales** (voir figure 4)

Elles sont obtenues en plaçant l'électrode exploratrice reliée au pôle positif de l'électrocardiogramme en différents points du précordium, le pôle négatif étant relié à la borne centrale de WILSON. Les positions des électrodes précordiales sont les suivantes:

- V1:** quatrième espace intercostal droit, près du bord droit du sternum.
- V2:** quatrième espace intercostal gauche, près du bord gauche du sternum.
- V3:** à égale distance entre V2 et V4.
- V4:** cinquième espace intercostal sur la ligne médioclaviculaire gauche.
- V5:** cinquième espace intercostal gauche sur la ligne axillaire antérieure gauche.
- V6:** ligne axillaire moyenne gauche à la même hauteur que V5.

c- Le plan orthogonal: les dérivations de FRANK: (voir figure 5) .

Une électrode de référence est placée à la cheville gauche, les électrodes exploratrices sont placées sur le thorax près du cœur, en des endroits précis. Elles sont disposées comme suit:

- A:** sur la ligne axillaire moyenne gauche.
- C:** entre la ligne médiane avant et la ligne axillaire moyenne gauche à 45°.
- E:** sur la ligne médiane avant.
- L:** sur la ligne axillaire moyenne droite.
- M:** sur la ligne médiane dorsale.
- H:** à l'arrière du cou.
- F:** sur la jambe gauche.

Ces dérivations donnent une information électrique observée sur ce plan. En fait, le phénomène électrique du cœur est bien plus complexe. Il peut être assimilé à un vecteur dont l'origine est fixe et située à l'intérieur de la cage thoracique. Ce vecteur se déplace dans toutes les directions de l'espace. Son module est variable et représente la tension électrique à un instant donné. Lorsque le cœur effectue un cycle complet, il reprend sa position initiale. Ceci conduit à prendre un repère tridimensionnel orthogonal (X, Y, Z), pour l'examen des

dérivations électriques spatiales. Ce repère a pour origine le cœur et pour plan horizontal le plan (X, Y), frontal le plan (X, Z) et sagittal le plan (Z, Y).

Les dérivations orthogonales de FRANK nous permettent de suivre l'activité électrique cardiaque, à partir de ces trois plans pour l'analyse des signaux X, Y et Z.

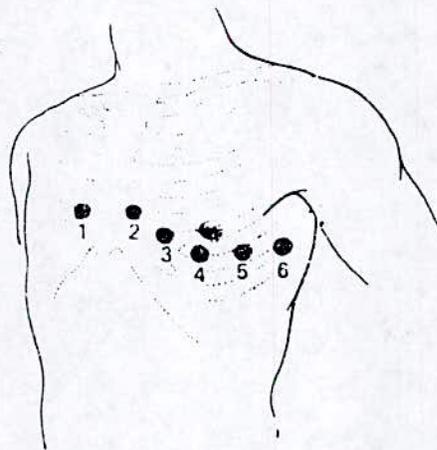


Figure 4: les dérivations précordiales.

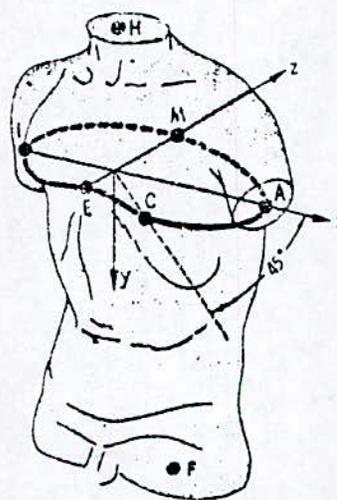


Figure 5: les dérivations de FRANK.

5- Les bruits: [4]

Dans le domaine biomédical, les perturbations du signal ECG dues aux bruits sont nombreuses et représentent une source de difficultés. Elles altèrent les signaux physiologiques et diminuent la qualité de la mesure du signal, d'où l'importance du traitement du signal et du filtrage.

◆ Nature des bruits:

Le bruit pouvant altérer le signal ECG provient principalement de:

a- l'interface peau-électrode: (voir figure 6:)

Le mauvais contact des électrodes engendre des bruits qui provoquent une instabilité de la ligne isoélectrique et des sauts verticaux sur le tracé.

b- Bruits respiratoires: (voir figure 7):

Le signal respiratoire de très basse fréquence - environs 0.1 Hz - interfère sur le signal électrique cardiaque et provoque l'ondulation de la ligne isoélectrique.

c- Bruits musculaires: (voir figure 8):

Ils apparaissent lorsque la résolution musculaire est incomplète ou lorsque le patient bouge pendant l'enregistrement de l'ECG. Ainsi, on observe sur le tracé, une dentelure irrégulière de la ligne isoélectrique et des autres artefacts dus aux mouvements du patient.

d- Bruits radiofréquences:

Les électrodes et le câble patient constituent une antenne pour capter les ondes radiofréquences dues à l'environnement extérieur. Ces ondes produisent le signal qui altère l'ECG.

e- Bruits d'instrumentation:

L'utilisation des circuits électriques et électroniques pour la mesure de l'ECG, introduit des bruits supplémentaires appelés bruits d'instrumentation. Ils sont dus au caractère aléatoire que présente, au niveau microscopique, les phénomènes de conduction électrique. Les plus importants sont: le bruit thermique et le bruit de grenailles .

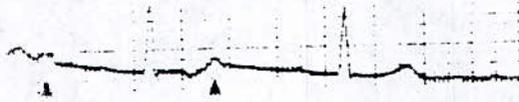


Figure 6: bruits dus à l'interface peau-électrode.

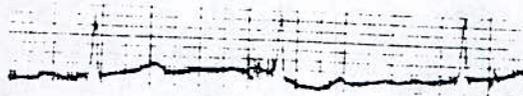


Figure 7: bruits respiratoires.



Figure 8: bruits musculaires.

6- Classification des anomalies cardiaques: [5]

a- Troubles du rythme :

Extrasystoles (voir figure 9):

- ***auriculaires:*** onde P précoce, différente des ondes P normales et suivie d'un QRS normal (1).

- Jonctionnelles: QRS précoce et fin, non précédé d'une onde P (2)
- Ventriculaires: QRS précoce et large, non précédé d'une onde P, et suivi d'un repos compensateur.(3)

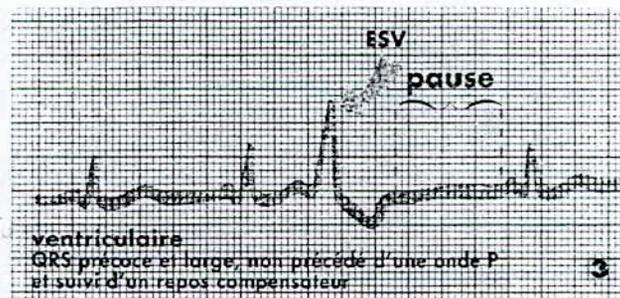
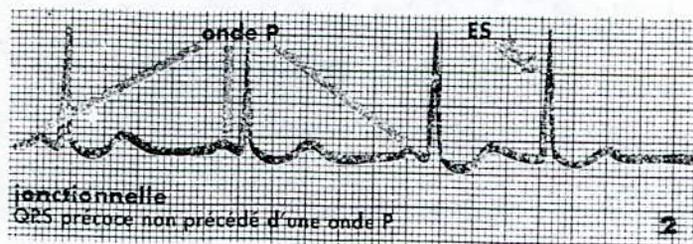
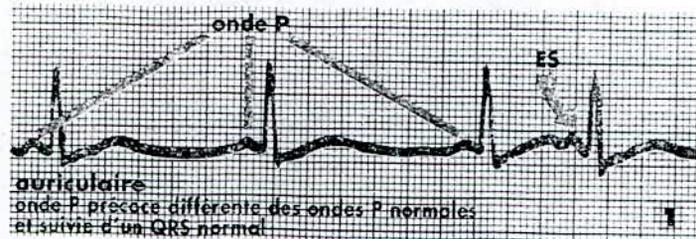


Figure 9: Extrasystoles auriculaires, jonctionnelles et ventriculaire.

Tachycardies paroxystiques (voir figure 10):

- tachycardie auriculaire: succession d'ondes P et de QRS normaux à une fréquence de 150 à 250 battements/mn.
- flutter auriculaire:
 - ondes P remplacées par des ondes F= ondes régulières en dents de scie à une fréquence de 240 à 360 battements/mn.

- complexes QRS normaux
- fréquences ventriculaires à un sous-multiple de la fréquence des ondes F
- **fibrillation auriculaire:** appelée aussi arythmie complète par fibrillation auriculaire:
 - ondes P remplacées par de nombreuses petites ondes irrégulières, donnant une ligne de base irrégulière.
 - complexes QRS normaux
 - intervalles RR irréguliers
- **tachycardie jonctionnelle:** succession des complexes QRS normaux non précédés d'ondes P, à une fréquence de 150 à 250 battements/mn, mais suivis d'ondes P'.

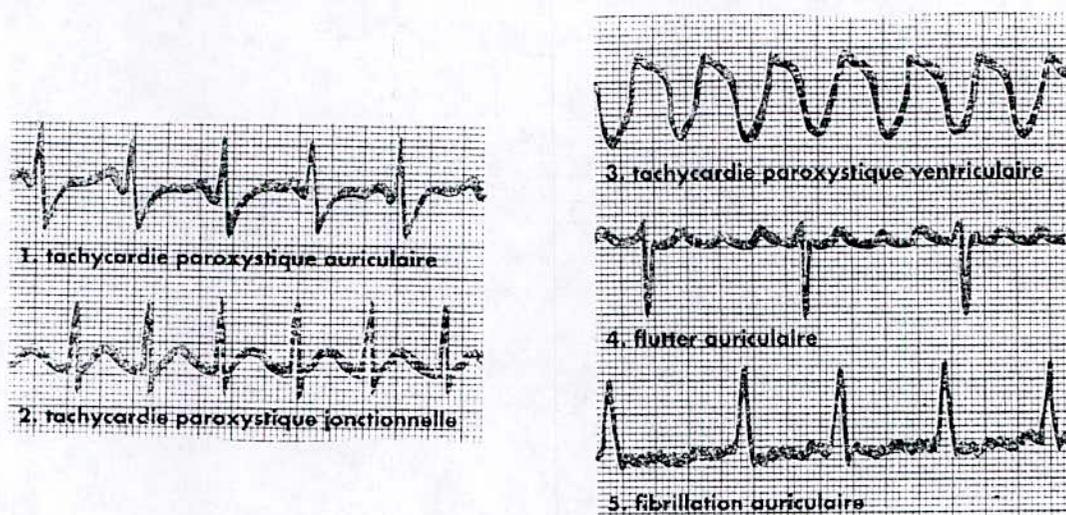


Figure 10: Différents types de tachycardies paroxystiques

- **tachycardie ventriculaire (TV):** (voir figure 11).
 - succession rapide des complexes QRS larges à une fréquence de 150 à 250 battements/mn, avec des ondes P moins fréquentes que les complexes QRS.

- trois critères permettent d'affirmer une TV:
 - * dissociation auriculo-ventriculaire avec complexes ventriculaires plus fréquents que les complexes auriculaires
 - * complexes de fusion: complexes QRS moins larges provenant de la fusion de QRS d'origine ventriculaire et de QRS d'origine supraventriculaire
 - * complexes de capture: complexes QRS en principe fins, liés à l'activation supraventriculaire normale, en raison de la survenue d'une onde P, en dehors de la période réfractaire et qui peut donc conduire normalement.
- fibrillation ventriculaire (FV): (voir figure 12).
 - Activité électrique complètement désordonnée faite d'oscillations d'amplitude plus ou moins grande.

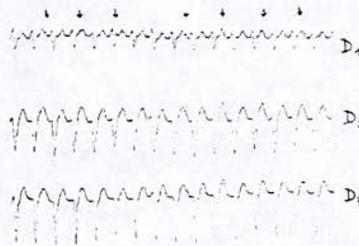


Figure 11: Tachycardie ventriculaire.

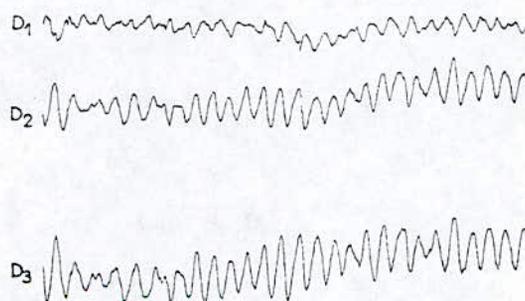


Figure 12: Fibrillation ventriculaire.

b- Troubles de conduction:**Auriculo-ventriculaire:**

l'intervalle PR > 0.20 secondes.

- bloc premier degré:

PR > 0.20 s.

ondes P suivies de QRS.

- bloc deuxième degré:

- premier type (voir figure 13):

allongement progressif de PR jusqu'à une onde P non suivie de QRS normaux.

- deuxième type (voir figure 13 bis):

toutes les ondes P ne sont pas suivies de QRS.

existence de 1, 2 ou 3 ondes P successives sans QRS.

- bloc troisième degré ou bloc auriculo-ventriculaire (BAV) complet: (voir figure 14)

- ondes P régulières à un rythme normal.

- QRS réguliers à un rythme lent (30 à 40 battements/mn).

- pas de rapport entre P et QRS = dissociation auriculo-ventriculaire.

- QRS fins ou larges.

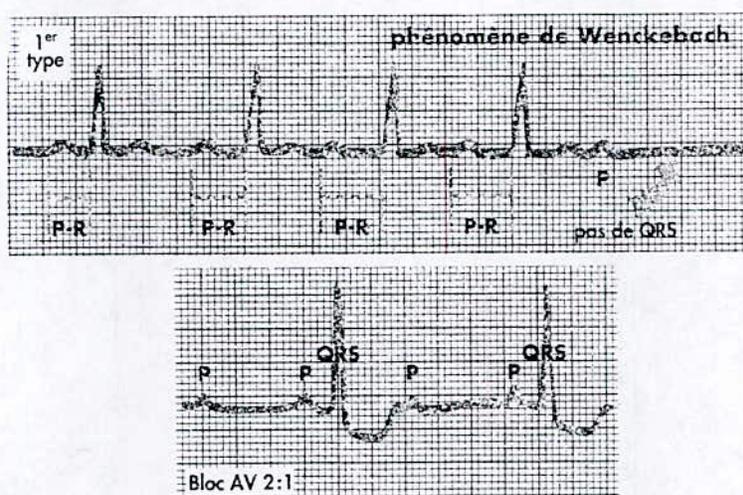


Figure 13: Bloc auriculo-ventriculaire du deuxième degré.

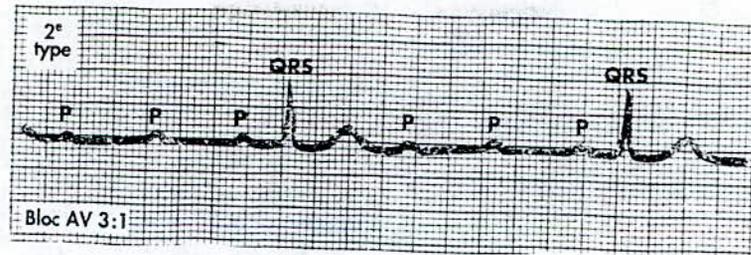


Figure 13 bis: Bloc auriculo-ventriculaire du deuxième degré.

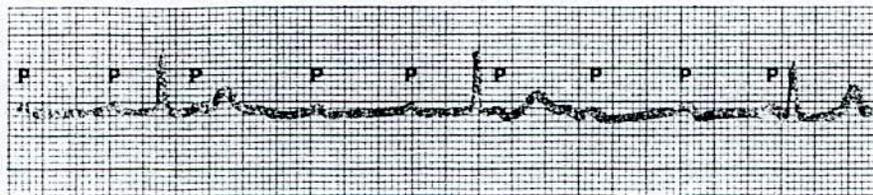


Figure 14: bloc auriculo-ventriculaire du troisième degré.

Ventriculaire

- bloc de branche (BB):
 - bloc incomplet: QRS entre 0.09 et 0.11 seconde.
 - bloc complet: QRS \geq 0.12 seconde (1).
- bloc de branche droit(BBD): (voir figure 15)
 - aspect RSR' en V1- V2 (2).
 - onde S large en V5- V6 (3).
 - inversion de T en V1- V2 (4).

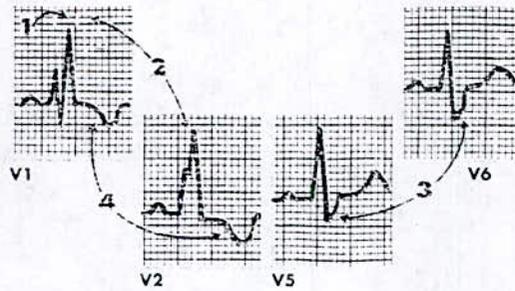


Figure 15: Caractères électrocardiographiques du bloc de branche droit.

- bloc branche gauche (BBG): (voir figure 16)
 - aspect RR' ou R large en V5- V6 (2).
 - onde S large et profonde en V1- V2 (3).
 - inversion de T en V5- V6 (4).

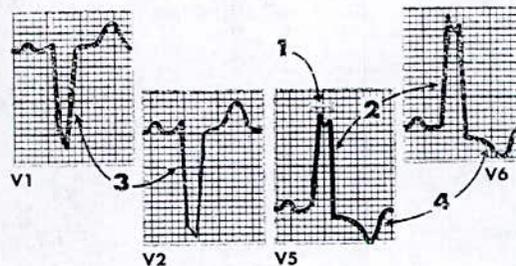


Figure 16: caractères électrocardiographiques du bloc de branche gauche.

c- Infarctus du myocarde transmural :

aspect ECG

- lésion sous-épicaudique: sus-décalage du segment ST.
- nécrose: onde Q:
 - large >0.04s.
 - profonde >2 mm ou le 1/3 du complexe QRS.

- ischémie sous épocardique:
 - inversion symétrique de l'onde T.

Localisation (voir figure 17)

- antéro-septal (2): V1, V2, V3.
- antéro-latéral (3): V4, V5, V6, D1, AVL.
- antérieur étendu (4): V1 à V6, D1, AVL.
- postéro-diaphragmatique ou inférieur (5): D2, D3, AVF.
- postérieur (6): V8, V9 grande onde R en V1.
- apical: V4, V5.
- septal profond: V1 à V3, D2, D3, AVF.
- circonférentiel: toutes les dérivations sauf AVR.

d- Embolie pulmonaire (voir figure 18)

- dérivation axiale droite.
- aspect S1 Q3: onde S large en D1 (1), grande onde Q en D3 (2).
- inversion de l'onde T en V1, V2, V3 (3).
- bloc de branche droit (4).

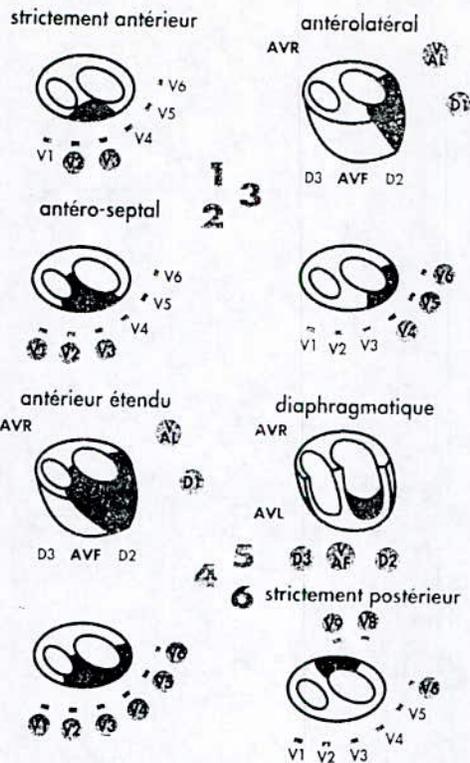


Figure 17: Topographie des nécroses myocardiaques.

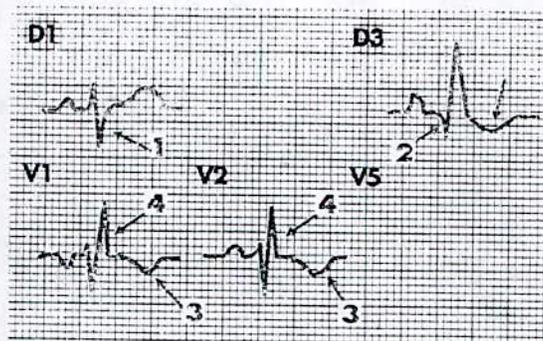


Figure 18: signes électrocardiographiques d'une embolie pulmonaire.

e- Péricardite (voir figure 19)

- sus-décalage de ST concave en haut (1).
- aplatissement puis inversion de l'onde T (2).
- anomalies présentes dans toutes les dérivation.

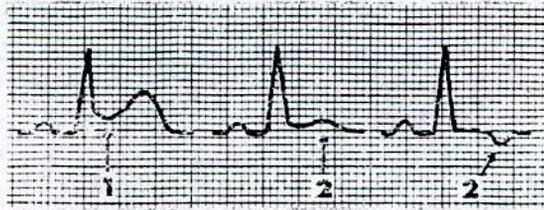


Figure 19: péricardite.

f- Troubles électrolytiques:

• hyperkaliémie: (voir figure 20)

- onde T pointue et haute (1).
- QRS élargi (2).
- onde P aplatie (3).

• hypokaliémie:

- onde T plane ou inversée (1).
- sous-décalage de ST.
- apparition d'une onde U (2).

• hypercalcémie:

- raccourcissement de QT.
- aplatissement de T.

• hypocalcémie:

- allongement de QT.

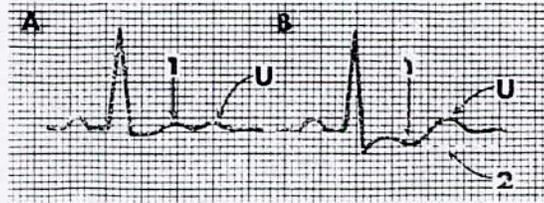


Figure 20: Hypokaliémie modérée (A), grave (B).



Figure 21: Hyperkaliémie modérée (A), grave (B).

Conclusion :

Dans ce premier chapitre, nous nous sommes intéressés aux caractéristiques du signal cardiaque. Ceci est important car, la digitalisation d'un signal nécessite une connaissance parfaite de ces caractéristiques comme nous allons le constater dans les chapitres suivants. Nous avons aussi fait un aperçu sur l'activité électrique du coeur car c'est cette activité qui génère le signal cardiaque qui est un signal électrique. Et enfin nous nous sommes intéressés à quelques anomalies cardiaques, car ceci nous aidera dans le calcul des paramètres de chaque anomalie pour la partie relative à l'interprétation du signal cardiaque.

CHAPITRE 2:
**SYSTEME
D'ACQUISITION
ET DE
CONVERSION**

INTRODUCTION :

Pour réaliser le traitement par ordinateur d'informations en provenance de l'électrocardiogramme, nous sommes appelés à digitaliser et introduire ces signaux dans un dispositif de traitement. La qualité de la mesure et du traitement du signal, dépendent en grande partie de la chaîne d'acquisition. Celle-ci doit présenter un rapport signal sur bruit correct, avec une reproduction fidèle du signal. De même, la vitesse de conversion est un paramètre très important. Il faut donc distinguer la vitesse propre du convertisseur analogique numérique (CAN) de celle obligatoirement moins grande, de l'ensemble CAN et logiciel d'acquisition.

Dans notre travail, le choix s'est porté sur la carte PA300. Cette carte présente une chaîne d'acquisition assez performante pour la digitalisation du signal cardiaque.

1- ETUDE D'UNE CHAÎNE D'ACQUISITION : [6]

Le système d'acquisition est constitué de deux parties essentielles : une partie analogique servant à la mise en forme des signaux à digitaliser et une partie numérique réalisant la digitalisation des signaux et la transmission de l'information vers un micro-ordinateur.

1-1 La carte d'acquisition analogique (bloc analogique) :

Pour garder une conversion analogique/numérique correcte d'un signal, en vue de traitement en temps réel sur un ordinateur numérique, la mise en forme des signaux à traiter est indispensable. De ce fait, une parfaite connaissance des caractéristiques électriques du signal à traiter s'avère nécessaire. Pour cela, ce bloc aura pour fonction le conditionnement en vue du traitement de signaux très divers, en gardant une reproduction aussi fidèle que possible entre le signal analogique à traiter et sa version numérisée.

a- La préamplification : [6]

Le signal délivré par une électrode d'ECG est de très faible amplitude (de l'ordre de millivolt). De ce fait, ce signal est sujet à la superposition de bruits parasites. De plus, son niveau de tension est trop faible pour être directement traité par un CAN. De ce fait, le signal provenant de l'électrode, subit une préamplification. Cette amplification doit se concrétiser de façon à éliminer les parasites sans atténuer le signal utile. Aussi, une grande impédance d'entrée de cet étage, renforce l'isolation électrique du patient et crée une parfaite adaptation.

Pour toutes ces raisons, l'amplification différentielle est nécessaire. La préamplification étant le premier maillon de la chaîne d'acquisition, le plus grand soin doit donc lui être apporté. Pour cela, nous pourrions utiliser un amplificateur opérationnel **LF346** monté en mode différentiel (figure1). Son entrée est à base de transistor FET d'où une impédance de quelques centaines de $M\Omega$. Les capacités à l'entrée assurent la bonne transmission des basses fréquences tout en éliminant la composante continue pouvant se présenter à l'entrée.

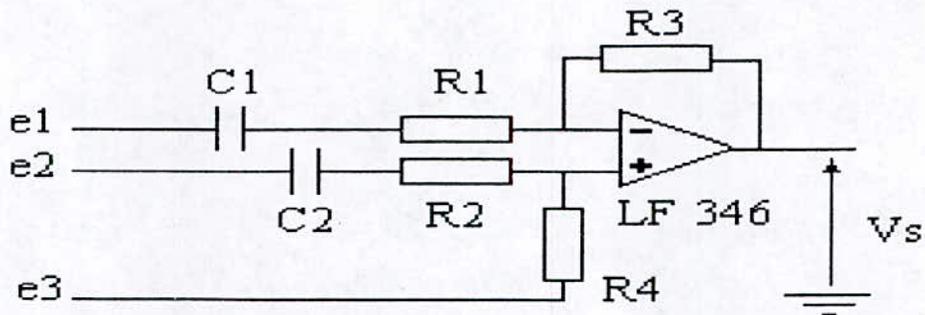


Figure 1 : La préamplification

b- Le filtrage : [6]

Le signal préamplifié doit passer par un étage de filtrage pour lui extraire le signal utile de certains bruits qui ne peuvent pas être éliminés par l'amplification différentielle telles les harmoniques du 50 Hz. Un filtre passe bas de fréquence de coupure = 50 Hz est satisfaisant pour la reproduction du signal ECG.

Pour cet étage, nous pourrions prendre un filtre passe-bas de Chebyshev du quatrième ordre comme le montre la figure 2.

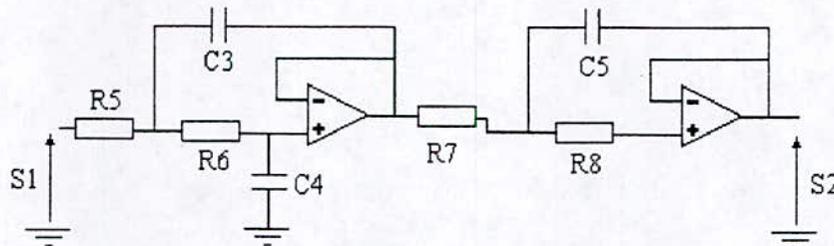


Figure 2 : Le filtrage

La structure de ce filtre utilise la mise en cascade de deux filtres actifs du deuxième ordre dont la fonction de transfert de la cellule primaire est donnée par l'expression :

$$F(P) = \frac{S2}{S1} = \frac{1}{R_5 R_6 C_3 C_4 P^2 + 2 R_5 C_4 P + 1}$$

Sa fréquence de coupure à -3 dB est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_5 \sqrt{C_3 C_4}}$$

Son coefficient de surtension est tel que :

$$Q = \frac{1}{2\sqrt{C_3/C_4}}$$

En choisissant la résistance R_5 et les capacités C_3 et C_4 , nous aurons un filtre passe bas de fréquence de coupure = 50 Hz.

c- L'amplification : [6]

Le gain de la préamplification étant de l'ordre de 100, le signal de sortie du filtrage est de l'ordre de centaines de mv. Ce niveau de tension est encore faible pour être traité par un CAN. Pour pallier à cet inconvénient, un étage d'amplification doit être envisagé.

Pour diverses raisons pathologiques ou physiologiques, l'ECG est variable d'un patient à un autre. Aussi la présence d'un amplificateur à gain variable s'avère indispensable. La figure 3 représente l'étage amplificateur.

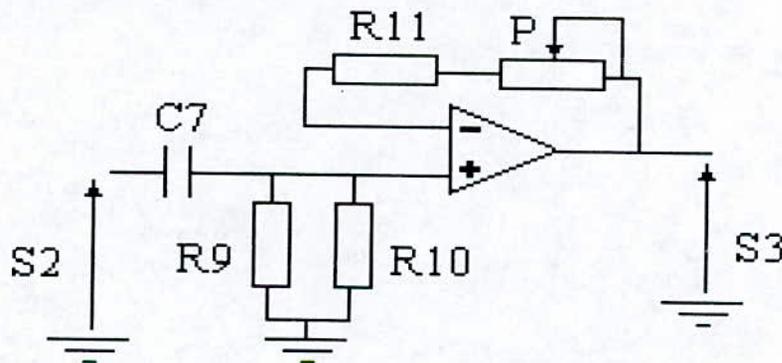


Figure 3 : L'amplificateur

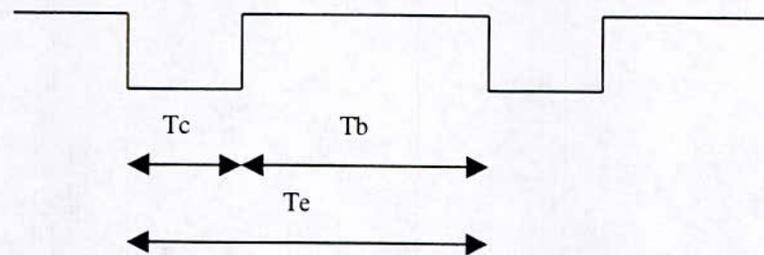
Le gain du montage amplificateur est donné par :

$$G_v = 1 + \frac{R_{11} + P}{R_{10}}$$

La cellule RC (R_9, R_7) assure le découplage de l'amplificateur avec l'étage de filtrage.

d- L'échantillonneur bloqueur : [7]

Pour satisfaire la stabilité de la valeur du signal, entre les instants d'échantillonnage, il faut agir sur un bloqueur qui garde cette valeur constante pendant le temps voulu. Cette fonction de blocage permet au CAN de procéder de façon correcte à la conversion. Le paramètre durée de blocage 'Tb', additionné au paramètre de durée d'échantillonnage 'Tc', nous donne la période d'échantillonnage 'Te'.



Remarque :

Dans tous les cas, la durée de blocage Tb doit être supérieure ou égale au temps de conversion.

1-2 Le bloc numérique :

C'est dans ce bloc que se fera la conversion. Ce bloc dépend du type de la carte d'acquisition; c'est à dire du convertisseur analogique numérique et du microprocesseur utilisé. Il comporte essentiellement :

- ◆ Le convertisseur analogique numérique.
- ◆ Un microprocesseur.
- ◆ Des mémoires mortes ROM et des mémoires vives RAM.
- ◆ Interfaces séries / parallèles.
- ◆ La partie logiciel .

2- DESCRIPTION DE LA CARTE PA300 :

Le rôle principal de la carte PA300 est la conversion analogique numérique. L'exploitation de cette carte, dans notre projet, réside dans la numérisation des signaux cardiaques. Les caractéristiques principales de la carte PA300 sont les suivantes :

- ◆ Conversion analogique numérique sur 12 bits.
- ◆ Entrées unipolaires ou bipolaires (16 entrées simples, 8 entrées différentielles).
- ◆ Temps d'acquisition de 25 μ s.
- ◆ Chaque canal sélectionné par logiciel.
- ◆ Facteurs d'amplification de : 1 à 1024.
- ◆ Circuit de protection pour chaque canal.
- ◆ Entrées avec filtre de précision.
- ◆ Option SF : filtre pour voie simple.
- ◆ Option DF : filtre pour voie différentielle.
- ◆ Deux sensibilités d'entrées : ± 10 volts, 0 à 10volts.
- ◆ Fin de conversion testable par logiciel.
- ◆ Deux sorties digitales à transistor.

Cette carte est équipée d'une chaîne analogique comportant une préamplification, un filtrage et une amplification, d'un module de saisie SDM 854 qui est un multiplexeur analogique permettant la communication de 16 entrées simples ou 8 entrées différentielles. Ce module fournit toutes les tensions de haute précision.

Cette carte est conçue pour travailler avec une tension d'alimentation de +5V.

2-1 La saisie des données :

La carte PA300 permet la mise en œuvre simple de l'interface d'E/S. Elle est sélectionnée par les signaux « IO Read (lecture) » et « IO write (écriture) ». Elle comporte un décodage d'adresse de 64 KO d'E/S . Elle occupe seulement 2 octets dans cet espace d'adressage. Le choix de l'adresse se fait à l'aide d'un micro-switch à 10 pôles et de 5 ponts à wrapper.

2-2 Les entrées simples et différentielles :

a- Le mode d'entrée simple :

Dans ce mode, les lignes de retour des signaux sont communes et reliées avec la masse analogique du convertisseur. Les sorties du multiplexeur sont reliées à l'entrée positive de l'étage sample and Hold (pont 7 et 9 vers 12), le signal de masse pour chaque entrée analogique étant relié à la masse analogique du connecteur Min-D à 37 pôles de la carte PA300. Si un amplificateur programmable est employé (optionA), les sorties du multiplexeur seront reliées avec l'entrée négative de l'amplificateur programmable relié à la masse analogique par le port 8-9.

b- Le mode d'entrée différentielle

Dans ce mode, aucun signal d'entrée n'est relié à la masse du multiplexeur. Le câblage se fait comme suit : pont 7 vers 11 et 8 vers 9, avec PGA (option A) les sorties du multiplexeur pont 7 vers 11 et 8 vers 9.

2-3 Interface bus :

L'interface de la carte vers le bus du PC comporte deux adresses dans l'espace d'adressage de la carte. Celle-ci utilise les lignes d'adresses de données et de contrôle du PC. Elle prend place dans un slot libre du PC. La sélection de l'adresse se fait selon le tableau suivant :

Microswitch	Ponts	Adresse
S1.....S10	S11.....S15	
000000000	0000	0000H
100000000	0000	0002H
010000000	0000	0004H
.	.	.
.	.	.
.	.	.
0001001110	0000	0390H
.	.	.
.	.	.
.	.	.
1111111111	1111	FFFFH

Tableau N° 01: Adressage de la carte d'Acquisition PA300

S1 à S15 correspond respectivement aux bits d'adresse A1 à A 15

- 0 = « 0 » logique : swith sur position « on »
- 1 = « 1 » logique : swith sur position « off »

2-4 La conversion A/N temporisée :

La conversion A/N est lancée 50 μ S après l'adressage du multiplexeur. Ainsi le système SDM 854 travaille en mode de conversion A/N temporisé, c'est à dire qu'avec l'application de l'adresse de la voie, le début de conversion est différé comme l'indique la figure suivante :

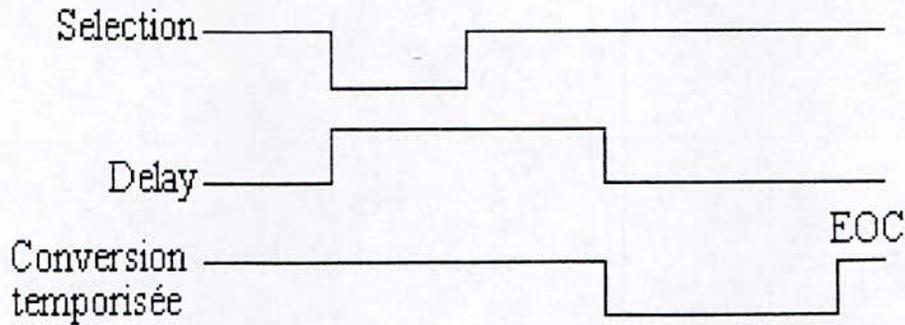


Figure 4 : La CAN temporisée

Dans le délai de 50 μ s, les capacités internes peuvent changer leurs charges, en fonction des nouvelles tensions appliquées. Avec le front descendant de Delay, la valeur analogique est prise en compte et la conversion est lancée. Le temps de conversion est de 25 μ s lorsque la résistance interne du signal source est inférieure à 1 K Ω . Si des signaux à résistance interne supérieure sont utilisés, le changement de charges des capacités internes ne peut se réaliser dans l'espace de Delay : la conversion serait lancée trop tôt. Dans ce cas, il faut prolonger le temps Delay à l'aide du condensateur « C₁₀ ».

Le tableau suivant donne les valeurs de « C₁₀ » pour différentes résistances internes du signal source :

R _{int} (résistance interne)	C ₁₀
R _{int} ≤ 10 K	C ₁₀ = 1,5 nF
R _{int} ≤ 100 K	C ₁₀ = 10 nF
R _{int} ≤ 1 M	C ₁₀ = 22 nF

Tableau n° 2 : Variation de C₁₀ par rapport à la résistance interne

2-5 La programmation des adresses :

Comme nous l'avons déjà vu, la carte utilise 2 adresses dans l'espace d'adressage d'E/S. Les deux octets que nous allons désigner sont les suivants :

- Octet « 1 » : ADC - DATA
- Octet « 2 » : ADC - STATE

Le tableau ci-après, donne la signification de ces octets. Ces deux octets peuvent être lus et écrits.

Adresse	7	6	5	4	3	2	1	0	
XXX 0H	V3	V2	V1	V0	M3	M2	M1	M0	ADC-DATA écriture
	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	ADC-DATA lecture
XXX 1H	-	-	-	-	-	-	T2	T1	ADC-STATE écriture
	EOC	-	-	-	D11	D10	D9	D8	ADC-STATE lecture

Tableau n° 3: Signification des octets utilisés dans la carte PA300

Une fois l'écriture des données dans la voie à convertir est sélectionnée, le facteur d'amplification pour cette voie est transmis. Aussitôt la conversion commence.

Le tableau suivant montre la signification de ces données :

V3	V2	V1	V0	Facteur d'amplification
0	0	0	0	1
0	0	0	1	2
0	0	1	0	4
0	1	0	1	8
0	1	1	0	16
1	0	0	0	32
1	0	0	1	64
1	0	1	0	128
1	1	0	0	256
1	1	0	1	512
1	1	1	1	1024

Tableau n° 4: Ecriture de ADC - DATA pour le facteur d'amplification.

M3	M2	M1	M0	Sélection du canal
0	0	0	0	0 = 0 H
0	0	0	1	1 = 1 H
0	0	1	0	2 = 2 H
0	0	1	1	3 = 3 H
0	1	0	0	4 = 4 H
0	1	0	1	5 = 5 H
0	1	1	0	6 = 6 H
0	1	1	1	7 = 7 H
1	0	0	0	8 = 8 H
1	0	0	1	9 = 9 H
1	0	1	0	10 = 10 H
1	0	1	1	11 = 11 H
1	1	0	0	12 = 12 H
1	1	0	1	13 = 13 H
1	1	1	0	14 = 14 H
1	1	1	1	15 = 15 H

Tableau n° 5: Ecriture de ADC - DATA pour la sélection du canal

- ADC - STATE.

- Ecriture de ADC - STATE.

Pour écriture de ADC - STATE, les sorties logiques de la carte peuvent être activées.

T1 = « 0 » sortie logique 1 « off ».

T1 = « 1 » sortie logique 1 « on ».

T2 = « 0 » sortie logique 2 « off ».

T2 = « 1 » sortie logique 2 « on ».

- Lecture de ADC - STATE

Si EOC (fin de conversion) = 0 la conversion est en cours, si EOC = 1 la conversion est terminée et les données sont emmagasinées dans :

- ADC - STATE: (bits de 8 à 11).

- ADC - DATA : (bits de 0 à 7).

Comme nous venons de le voir, l'acquisition des données issues de la carte PA300 nécessite la sélection de tout les paramètres de conversion ainsi que la sélection de l'adresse de la carte dans l'interface d'entrée/sortie. Mais le langage Matlab ne peut pas adresser une mémoire, donc, on a détourné ce problème en développant notre programme d'acquisition en langage (Borland Pascal 7) sous Windows.

3. PROGRAMME D'ACQUISITION:

Le programme a été fait avec le langage assembleur sous Borland Pascal 7, il est structuré en plusieurs procédures réalisant chacune une tâche bien déterminée.

3.1. Procédure principale

Cette procédure a pour rôle d'exécuter la conversion analogique numérique et de récupérer la donnée binaire représentant le signal sur 12 bits et ce à des intervalles fixés par l'utilisateur. Ces intervalles de temps sont fixés par l'exécution de la procédure de temporisation.

3.2. Procédure de temporisation

La procédure de temporisation réalise l'intervalle de temps entre deux échantillons successifs, on utilise pour cette temporisation l'intervalle de temps programmable (PIT). Celui-ci contrôle l'interruption timer du PC, avec ses 18,2 pulsations à la seconde. Nous allons illustrer quelques notions sur les éléments matériels qui conditionnent le timer.

• Spécification du PIT

Le timer utilisé contient trois (03) compteurs 16 bits indépendants, chacun de ces trois compteurs peut fonctionner selon l'une de ces six opérations logiques :

- Mode 0 : génère l'interruption.
- Mode 1 : Monoflop programmable.

- Mode 2 : Génération du battement.
- Mode 3 : Génération de signaux périodiques rectangulaires.
- Mode 4 : Déclencheur de la sortie logique.
- Mode 5 : Déclencheur de la sortie matériel.

Ce sont surtout les modes de fonctionnement 1 à 3 qui nous intéressent dans notre procédure de temporisation. Ils permettent de faire un appel périodique et des événements synchronisés.

Chacun de ces trois canaux est contrôlé par un compteur qui lui est propre. Celui-ci peut fonctionner en mode Binaire ou BCD.

Le canal « 0 » contrôle le système timer, responsable de l'heure système et de l'heure courante. Le hardware du système se sert du canal « 1 ». Il contrôle le « Dram Refresh ». Le canal « 2 » enfin utilisé pour générer le son par l'intermédiaire du speaker PC.

- **Le registre contrôle :**

Le registre de contrôle règle l'activité des canaux. Il peut être adressé par l'intermédiaire du port 43H. On lui transmettant le numéro du canal souhaité, le type de commande, le mode de fonctionnement et le format du compteur. Par l'intermédiaire du registre d'état, on peut lire les spécifications qui se trouvent dans le registre de contrôle.

Voici sous forme de tableau, la signification des différents bits de ce registre :

Bit 7-6 Sélection du compteur.

00	Compteur 0.
01	Compteur 1.
10	Compteur 2.
11	Mode de lecture inverse.

Bit 5-4 Type de commande.

00	Compteur latch.
----	-----------------

01	Lecture/écriture dans l'octet Lo du compteur.
10	Lecture/écriture dans l'octet Hi du compteur.
11	Lecture/écriture d'abord dans l'octet Lo, puis dans l'octet Hi du compteur.

Bit 3-1 Choix du mode de fonctionnement.

000	Mode 0, génère l'interruption.
001	Mode 1, monoflop programmable.
010	Mode 2, génération du battement.
011	Mode 3, générateur de signaux périodiques rectangulaires.
100	Mode 4, déclencheur de sortie par logiciel.
101	Mode 5, déclencheur de sortie par matériel.

Bit 0 Choix du format de compteur.

0	16 bits Binaire (Standard).
1	Format.

• **Le registre compteur :**

Le registre compteur est un registre 16 bits et compte de 0 à 0FFFh. Un accès en écriture à l'un des registres compteurs d'entrée lance le compteur. Une initialisation du compteur se présenterait comme suit :

Port [43] := S36 ;
Port [40] := 12 ;
Port [40] := 34 ;

Ayant décrit le hardware du PIT nous allons intégrer notre procédure de temporisation dans notre programme global afin d'appeler périodiquement la routine d'acquisition.

3.3. Procédure de conversion

La procédure de conversion analogique numérique a pour rôle d'écrire dans les registres internes du PPI, les mots de commande vus dans la partie précédente pour effectuer la commande de l'organe principale de la carte d'acquisition à savoir le convertisseur analogique numérique.

Le programme d'acquisition du signal cardiaque étant développé avec le langage Borland Pascal et le reste de notre étude (le traitement du signal et son interprétation) sous Matlab, il est nécessaire de faire le lien entre ces deux applications sous windows.

La communication entre ces deux parties est résolue grâce à l'utilisation du système d'exploitation Microsoft Windows. En effet, Windows 3.1 possède un protocole de communication que peuvent utiliser les applications Windows pour l'échange de données, ce sont les DDE (Dynamic Data Exchange) ou (Echange Dynamique de Données)

4. ETUDE DES DDE :

4.1 Introduction

Pour faire la communication entre la partie acquisition sous Borland Pascal et la partie traitement sous Matlab, on utilise le système d'exploitation Microsoft Windows. c'est les DDE (Echange Dynamique de Données) qui permettent de faire l'échange de données.

L'échange dynamique des données permet de faire l'échange entre applications Windows. Et pour cela les fonctions que fournit la bibliothèque DDEML (Dynamic Data Exchange Management Library) seront utilisées.

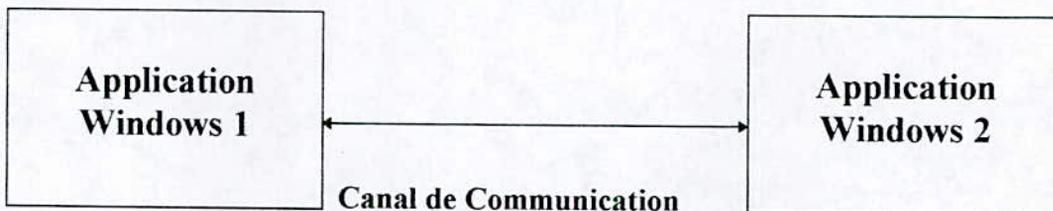


Figure 4 : Principe de l'échange dynamique de données (DDE)

L'échange dynamique de données prends toujours place entre une application cliente et une application serveur. Le client envoi une demande de données ou de service). Un serveur peut avoir plusieurs clients au même moment, et un client peut demander des données à plusieurs serveurs.

Le client arrête la conversation lorsqu'il n'a plus besoin de données ou de services.

3.2 Gestion de la conversation

Durant la conversation, l'échange sera porté sur une donnée. Pour identifier cette dernière l'application DDE utilise 3 niveaux de hiérarchie qui sont:

- Nom de l'application (Service Name): c'est une chaîne de caractères concernant le nom du serveur DDE vers lequel on ouvre un canal de communication.
- Nom de rubrique (Topic Name): c'est une chaîne de caractère qui décrit un objet dans l'application serveur vers laquelle on ouvre un canal. Par exemple si on établit une conversation avec un tableau , le nom de rubrique sera un nom de fichier.
- Le Nom de l'élément (Item Name): c'est une chaîne de caractère qui indique la donnée sur laquelle porte la transaction.

Ces noms représentent une sorte « d'adresse » de l'application serveur. et toute application DDE possède une fonction appelée « Fonction callback » qui gère les transactions DDE associées à cette application.

Toute application DDE passe par les quatre étapes suivantes:

a . Initialisation :

Cette étape consiste à appeler la fonction DDE initialisée avant de faire appel à toute autre fonction DDEML. Cette fonction obtient un identificateur d'instance de l'application, et enregistre la fonction callback avec la bibliothèque DDEML.

Syntaxe : Ddelnitialize (Inst, Callback, 0, 0)

Paramètres :

inst : Ce paramètre est appelé « identificateur distance de l'application ». Il correspond au numéro (handle)de l'application active repérée par Windows.

Callback :Ce parametre permet de se pointer vers la fonction callback de l'application.

b . Etablissement de la conversation :

Une application cliente établie une conversation avec l'application serveur en appelant la fonction Dde_connect et en spécifiant le nom de l'application serveur ainsi que son Nom de rubrique.

DDEML répond à l'appel en envoyant la transaction XTYP_CONNECT à la fonction callback du serveur, ainsi que le nom de l'application et le nom de rubrique spécifiés par Dde_connect.

Le serveur examine les noms envoyés et retourne la valeur VRAI s'ils correspondent bien à son nom d'application et à son nom de rubrique, et la valeur FAUX dans le cas contraire et dans ce dernier cas aucune conversation n'est établie.

Dans le cas contraire, le serveur retourne la valeur VRAI, et le client reçoit un Handle qui identifie la conversation. Ce Handle sera utilisé par le client pour tous les appels ultérieurs aux fonctions DDE au cours de l'échange de données. Le serveur reçoit la transaction XTYP_CONNECT_CONFIRM. Cette transaction envoie le Handle de conversation au serveur et confirme la connexion avec l'application cliente.

Syntaxe : DdeConect (Inst, Service, Topic, point)

paramètre:

Inst : il correspond à l'identificateur d'instance de l'application.

Service : handle qui spécifie le nom de l'application serveur avec laquelle on établit une conversation.

Topic : handle qui spécifie le nom de rubrique de l'application serveur.

point : c'est un pointeur. Il a la valeur NIL.

Ces handles seront créés au préalable avec la fonction DdeCreateStringHandle.

Syntaxe : handle = DdeCreateStringHandle (Inst, Chaîne de caractères,
cp_WinAnsi)

paramètres :

Inst : l'identificateur d'instance de l'application.

Chaîne de caractères : peut être le Nom de l'application, son nom de rubrique ou le nom d'un élément de l'application.

On doit créer un handle (un identificateur) pour chacun de ces noms.

cp_WinAnsi : spécifie le code page de la chaîne de caractère.

c) Echange de données

Pour échanger des données, une application envoie un Handle identifiant les données à la bibliothèque DDEML ,qui l'envoie à son tour à la fonction callback de l'application recevant les données, cet échange se fait au niveau de la mémoire globale.

Il existe plusieurs transactions pour l'échange de données:

- Envoie de données:

On utilise pour cela la transaction XTYP_POKE : DDEML envoie cette transaction au serveur en spécifiant le handle de la conversation, le handle de l'élément (ItemName) sur lequel portera la transaction, ainsi que le format des données transmises. Si le serveur accepte l'envoi de la donnée, il retourne la valeur DDE_FACK à DDEML. On ne peut envoyer qu'une seule donnée à la fois (par exemple on ne peut pas envoyer un vecteur vers une application en une seule transaction, mais on l'envoie élément par élément), et cette donnée devra être mise sous forme de chaîne de caractères avant d'être transmise.

- Demande de données :

Une application peut utiliser la transaction XTYP_REQUEST pour faire une demande de données à une application serveur.

DDEML envoie cette transaction au serveur en spécifiant le handle de la conversation, le handle de l'élément (ItemName) et le format des données. Le serveur renvoie un handle qui identifie la valeur de la donnée. DDEML passe ce handle à l'application cliente, il servira à repérer cette donnée en mémoire vive.

Syntaxe : DdeClientTransaction (Data, DataLen, ConvHdl, ItemHdl, cf_Text, Transaction, time, point).

Paramètres :

Data : un pointeur qui indique l'emplacement en mémoire de la donnée sur laquelle porte la transaction .

DataLen : spécifie la longueur en octets, de la donnée sur laquelle porte la transaction.

ConvHdl : le handle de la conversation DDE .

ItemHdl : le handle de l'élément sur lequel portera la transaction .

Ct-text : c'est un format de données. Les données seront transmises sous forme de chaîne de caractères.

Transaction : pour un envoie de données :

Transaction = XTYP_POKE.

pour une demande de données:

Transaction = XTYP_REQUEST.

Time : spécifie le temps maximum, en milliseconde, que l'application cliente devra attendre pour avoir une réponse de l'application serveur.

point : c'est un pointeur qui a la valeur NIL.

d . Fin de la conversation :

Une application termine une conversation DDE en appelant la fonction DdeDisconnect. Cette fonction met fin à la conversation entre l'application cliente et l'application serveur.

Syntaxe : Ddedisconnect (ConvHdl)

DdeUninitialize (Inst)

paramètres :

ConvHdl : le handle de la conversation DDE qu'on veut terminer.

Inst : l' identificateur d'instance de l'application.

CONCLUSION :

La carte PA300 se caractérise par sa flexibilité qui la rend adaptable aux besoins de la digitalisation des signaux cardiaques. Ainsi les, différents types de dérivations et les multiples bruits qui peuvent altérer les signaux cardiaques n'ont pas d'incidence importante sur la

conversion des signaux cardiaques. Cependant, pour une meilleure interprétation de l'ECG, nous le traiterons numériquement, par des méthodes différentes que nous étudierons dans le chapitre qui suit.

L'acquisition des données numériques passe par plusieurs étapes pour être réalisée à savoir:

- Echange de données.
- Spécification des paramètres de conversion.
- Procédure de temporisation.
- Procédure de conversion.

CHAPITRE 3:
**TRAITEMENT ET
DETECTION DU
COMPLEXE
QRS**

Introduction:

Dans l'analyse automatique des tracés électrocardiographiques, l'apparition de chaque complexe QRS doit être détectée, car toutes les analyses et les mesures subséquentes seront effectuées autour de la position de celui-ci. Par conséquent, la précision des résultats obtenus, repose sur une détection fiable des battements cardiaques.

A cet égard, plusieurs méthodes ont été utilisées. Parmi elles, nous citerons la méthode des seuils, la méthode de filtrage, et la méthode de détection automatique ; méthodes que nous allons exposer dans ce chapitre dans le but d'établir un état comparatif concernant ses résultats qui peuvent en être obtenus.

1- Méthode des seuils :

Cette méthode repose sur le fait que la présence d'un complexe QRS sera détectée si la valeur de son maximum se trouve à l'intérieur d'une plage de limites déterminées par des seuils, l'un inférieur et l'autre supérieur. L'algorithme de cette méthode doit donc identifier et indiquer la présence des complexes QRS. Cet algorithme est basé sur deux critères:

1.1- Premier critère: [9] (voir figure1)

Pour écarter les bruits éventuels ou toute autre onde perturbatrice, l'amplitude de l'onde **R** doit être comprise dans une plage délimitée par **S1** et **S2**, la limite inférieure ou seuil **S1** étant égale à:

$$S1 = 3/4 \text{ max} - 1/4 \text{ min.}$$

Et la limite supérieure ou seuil **S2** étant égale à:

$$S2 = 5/4 \text{ max} - 1/4 \text{ min} .$$

max et **min** constituent respectivement, la valeur moyenne du maximum et du minimum d'un cycle pris comme cycle de référence d'un signal à traiter.

1.2- Deuxième critère : [9] (voir figure1)

La détection de cette fourchette doit tenir compte de toutes les anomalies cardiaques pour différents sujets, tout en excluant les artefacts. Comme dans ce cas, l'amplitude d'un artefact peut se trouver à l'intérieur de cette fourchette, l'algorithme de détection basé sur le premier critère peut confondre un artefact avec un complexe.

La majorité des bruits étant de durées très courtes, un deuxième critère sur la durée de l'onde, s'avère nécessaire. De cette manière, un complexe QRS sera détecté seulement si les deux critères de détection sont satisfaits.

La durée D_c de l'onde R doit être comprise entre D_{min} et D_{max} pour une amplitude égale à S_3 .

Avec : $D_{min} \leq D_c \leq D_{max}.$

Et : $D_{min} = d - d/2.$

$D_{max} = d + d/2.$

D : durée moyenne du complexe QRS.

D_c : durée du complexe détecté.

Le seuil S_3 est donné par l'équation:

$$S_3 = \min + 1/2 (\max - \min).$$

Nota: Les équations S_1 , S_2 et S_3 ont été déterminées expérimentalement.

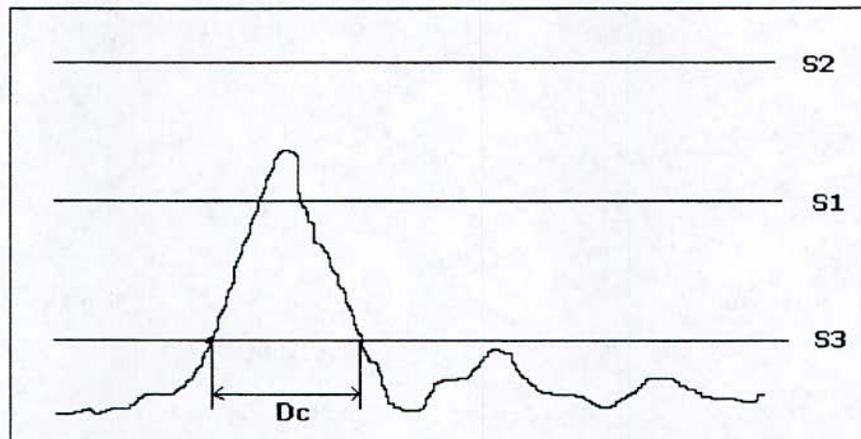
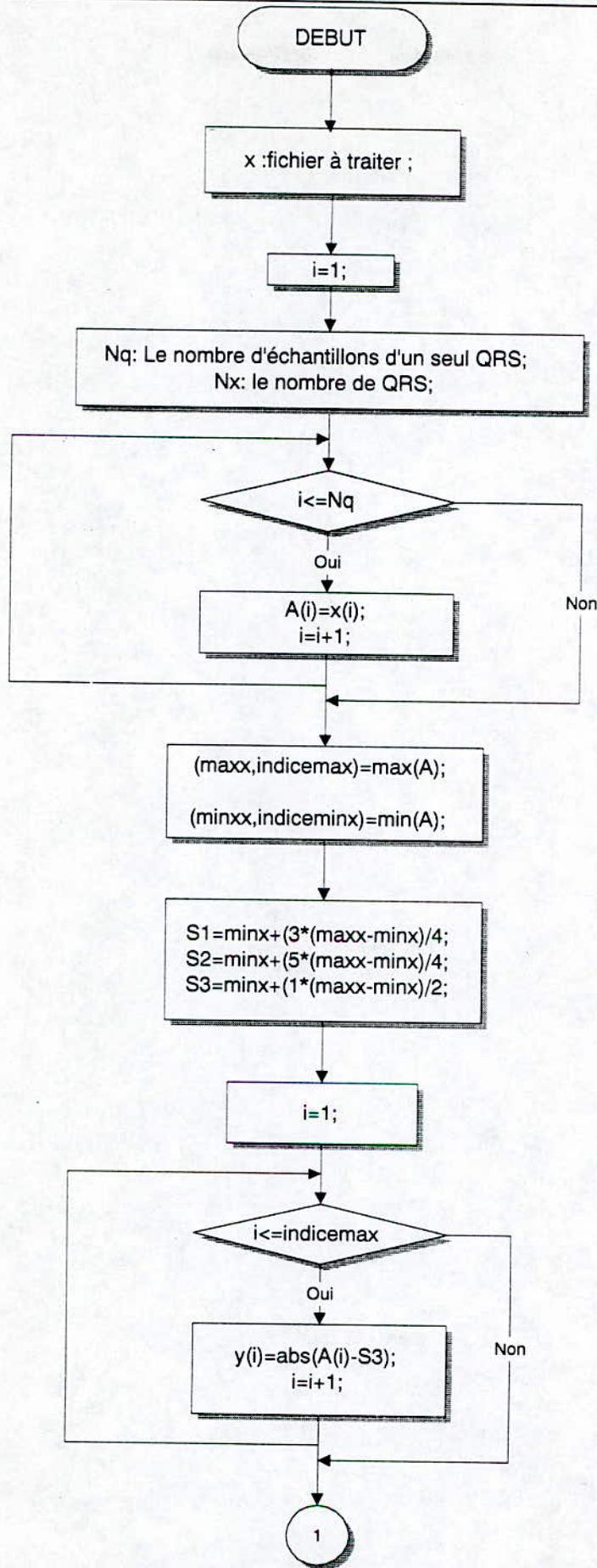


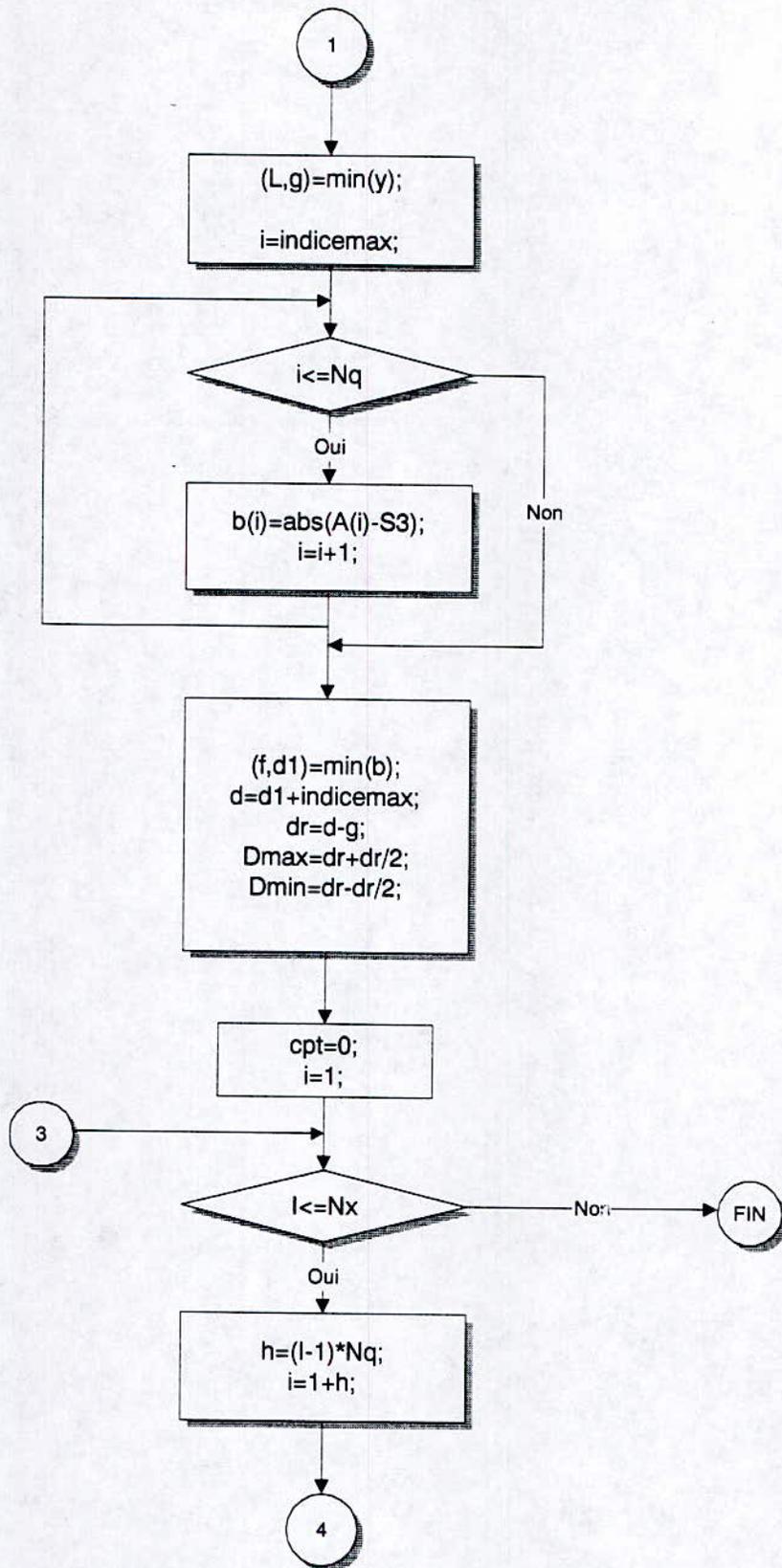
Figure1 : Les critères de la méthode des seuils.

1.3- Présentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode des seuils:

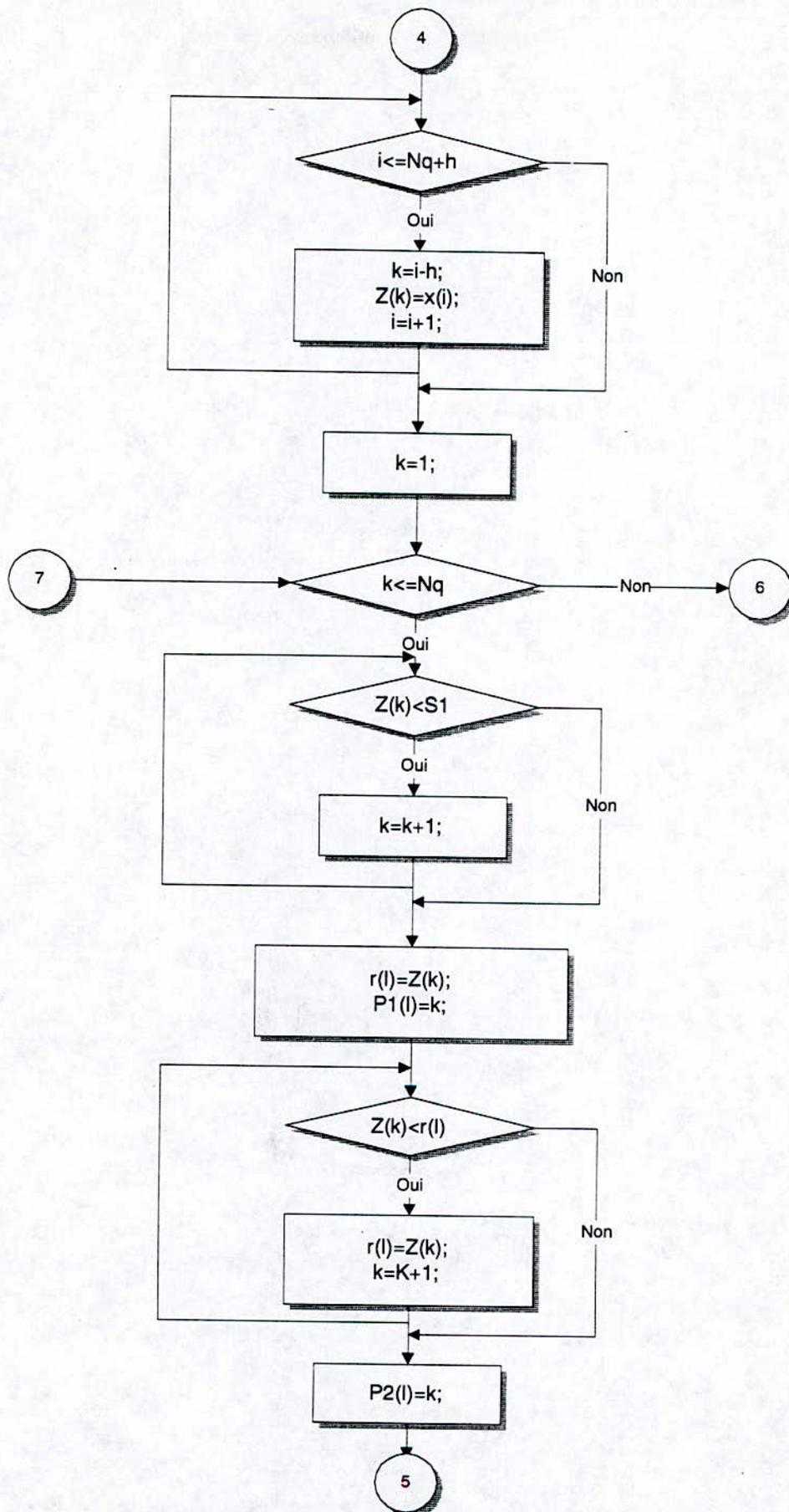


choix du cycle de référence

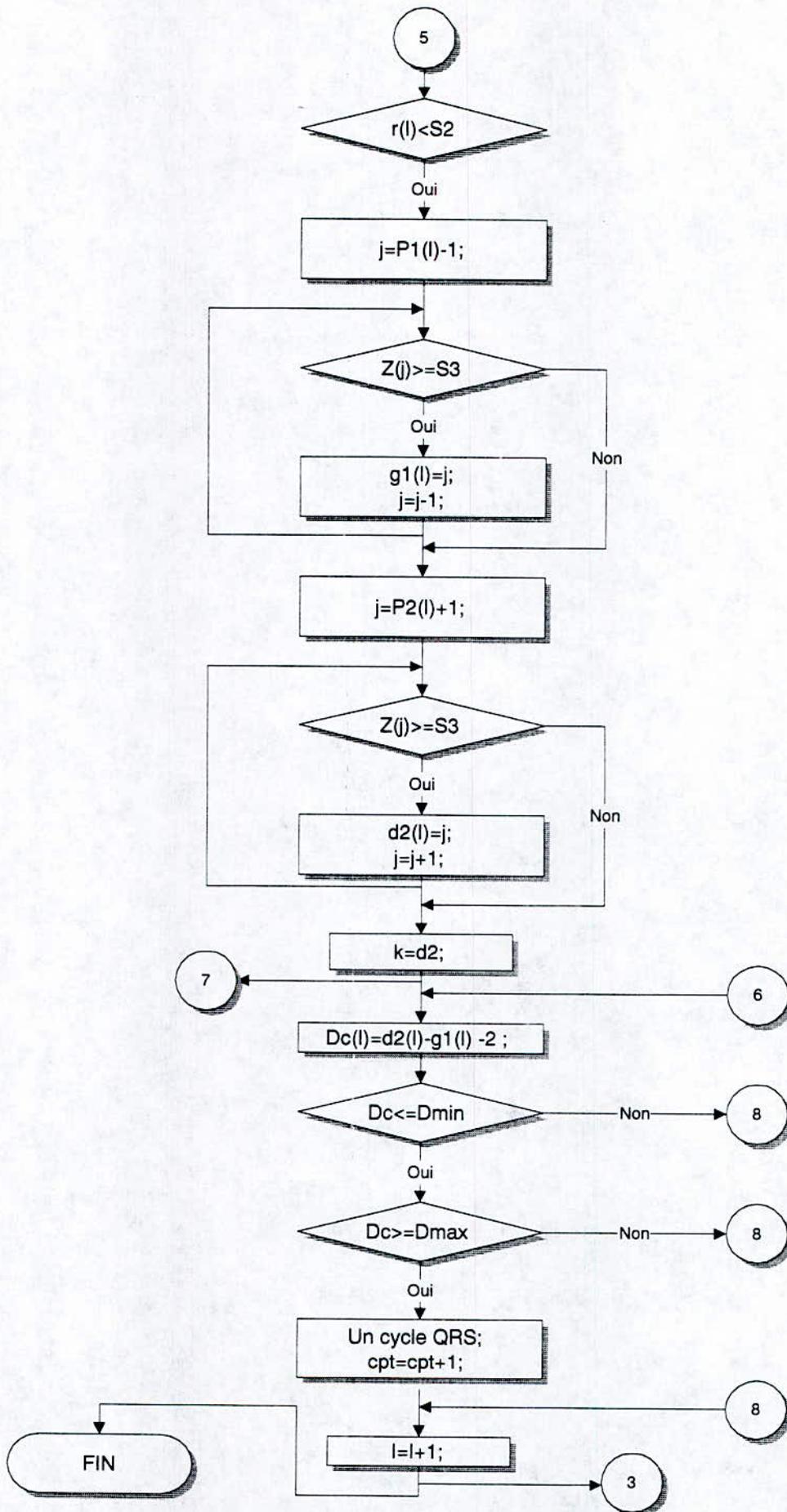
Organigramme de la méthode de seuillage.



Organigramme de la méthode de seuillage (suite) .



Organigramme de la méthode de seuillage (suite).



Organigramme de la méthode de seuillage (suite et fin).

1.4-Conclusion:

L'intérêt principal de cette méthode est l'élimination des artefacts. Toutefois, cette méthode ne saurait être suffisante pour détecter les complexes QRS localisés autour de la ligne isoélectrique. Pour y remédier, nous devons faire une correction au niveau de la ligne de base. Pour ce faire, nous utiliserons d'autres méthodes.

2- Méthode de filtrage : [9]

Pour la détection des complexes QRS par cette méthode, l'ECG est filtré par un filtre passe bas qui élimine l'interférence du secteur(50 Hz), le décalage et le déplacement au niveau de la ligne isoélectrique (ligne de base) ainsi que les variations brusques de courtes durées (spikes) ou les artefacts dus au mouvement du muscle du patient. Par la suite, l'ECG est filtré par un dérivateur.

La fonction de transfert du filtre est donnée par l'équation suivante [10]:

$$G_1(z) = \frac{1 - Z^{-8}}{1 - Z^{-1}}$$

La réponse en fréquence est donnée par la figure 2.

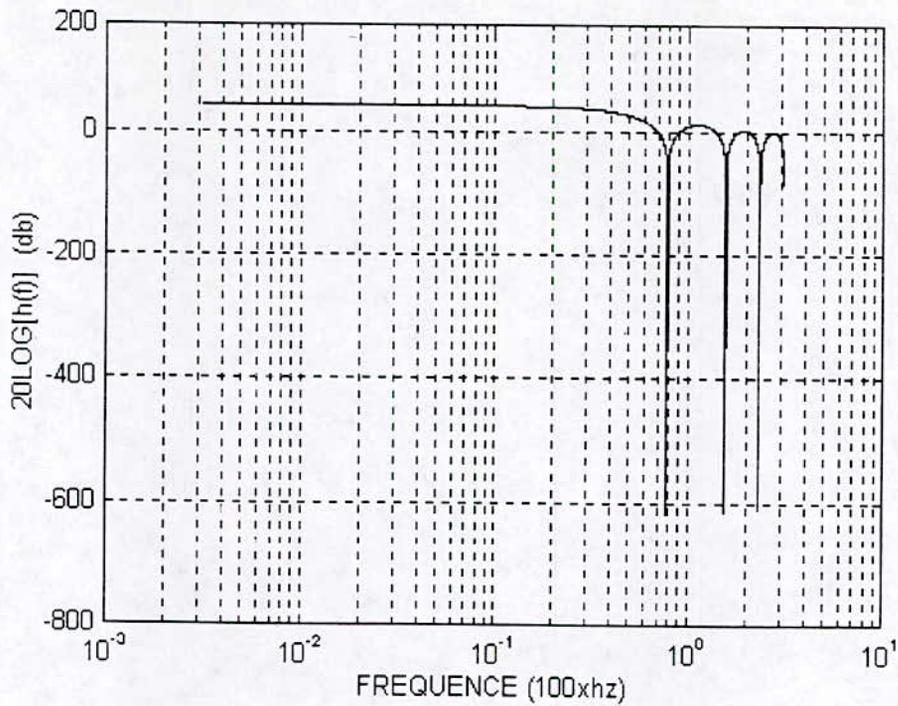


Figure 2: Fonction de transfert du filtre passe bas.

La fonction de transfert du dérivateur est donnée par l'équation suivante [10]:

$$G_2(z) = 1 - Z^{-1}$$

La réponse en fréquence est donnée dans la figure .3:

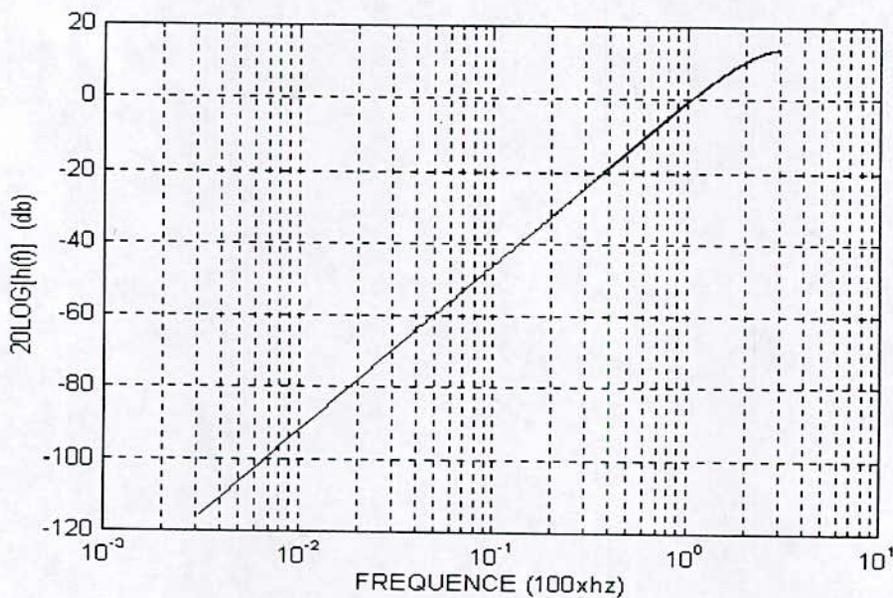


Figure 3: Fonction de transfert du filtre dérivateur.

2.1- Mise au point de la méthode:

Les complexes QRS présentent de fortes ruptures de pentes par rapport aux autres ondes du signal ECG, d'où l'idée de dériver le signal.

Donc, pour déterminer les trois changements brusques de pente du complexe QRS, nous dérivons le signal ECG. Pour cela, nous utiliserons une commande existante dans MATLAB, appelée la commande DIFF. Cette commande fait la différence entre tous les deux points du signal qui se suivent. C'est exactement le même travail qu'effectue le filtre dérivateur.

Une fois le signal est filtré puis dérivé, nous mettrons en œuvre un détecteur de complexes QRS basé sur deux critères qui sont :

2.1.1 Premier critère: [9]

Nous avons défini un seuil du n ème battement comme S_n et nous avons détecté le complexe QRS comme étant le premier maximum dont la valeur est plus grande que S_n . Pour le premier cycle, nous avons cherché la valeur de son maximum \max_1 , puis nous avons établi la relation suivante:

$$S_1 = 0.8 \max_1.$$

Si \max_n représente la valeur maximale du complexe QRS, nous calculerons le prochain seuil comme suit:

$$S_{n+1} = 0.8 S_n + 0.2 \max_n$$

2.1.2 Deuxième critère. [9]

Pour avoir une bonne détection des QRS, nous avons ajouté un autre critère de durée. Ce critère repose sur le calcul de plusieurs paramètres qui sont: Z_{ap} , Z_{av} et T .

Avec :

$$T = Z_{ap} - Z_{av}.$$

Après la détection du max du cycle cardiaque dérivé, nous avons calculé le premier zéro après le max qui correspond à l'onde R. Nous le dénommons Z_{ap} .

En second lieu, nous avons calculé le premier zéro avant le max qui correspond à l'onde Q. Nous le dénommons Z_{av} .

Ainsi, la présence d'un complexe QRS sera détectée si la valeur de sa durée QR se trouve à l'intérieur d'une fourchette représentée par la relation suivante:

$$C_{\min} \leq T \leq C_{\max}$$

Avec:

$$C_{\min} = 15 \text{ ms.}$$

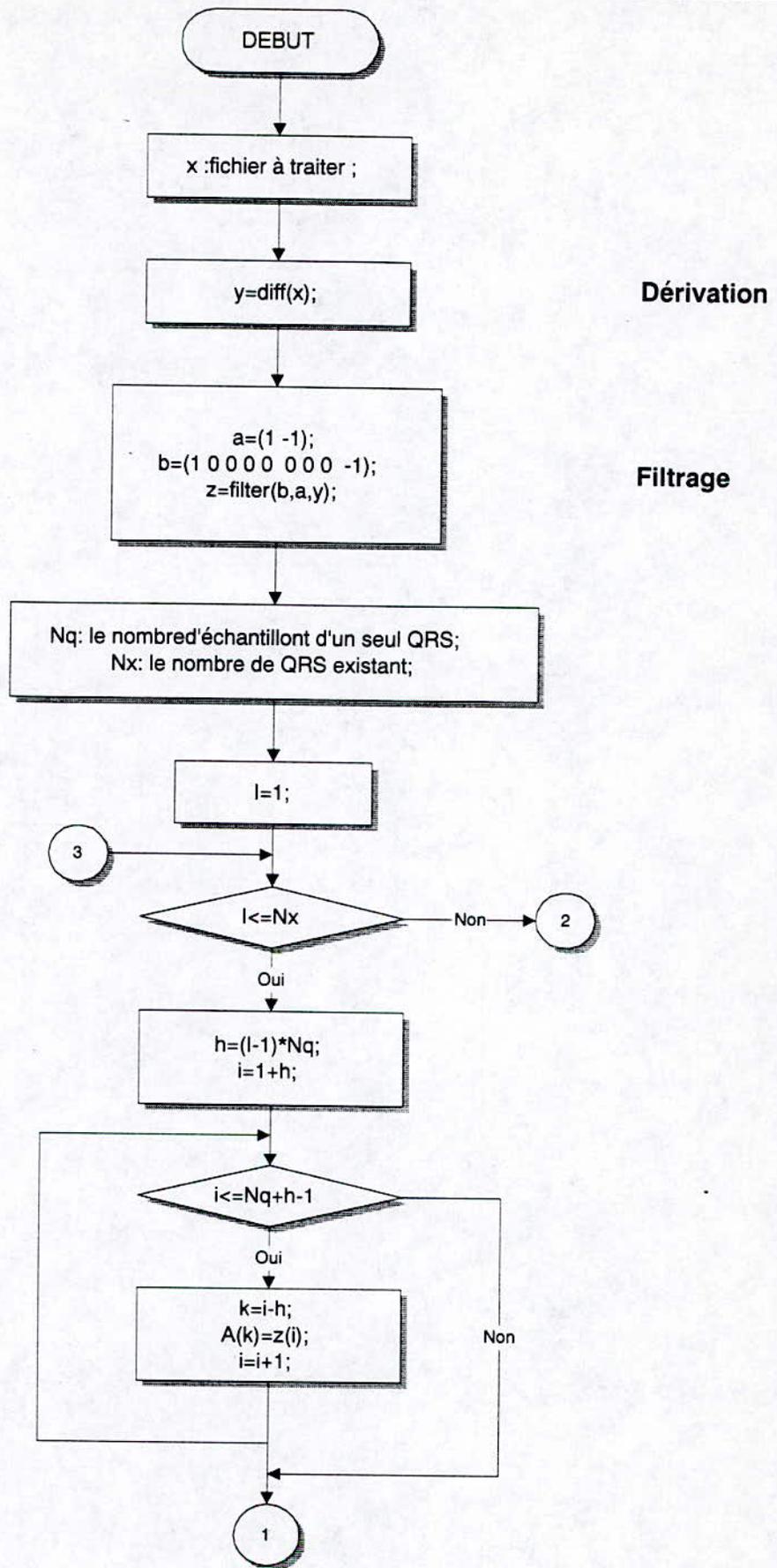
$$C_{\max} = 45 \text{ ms.}$$

L'utilisation de cette méthode permet la localisation du point R du complexe QRS.

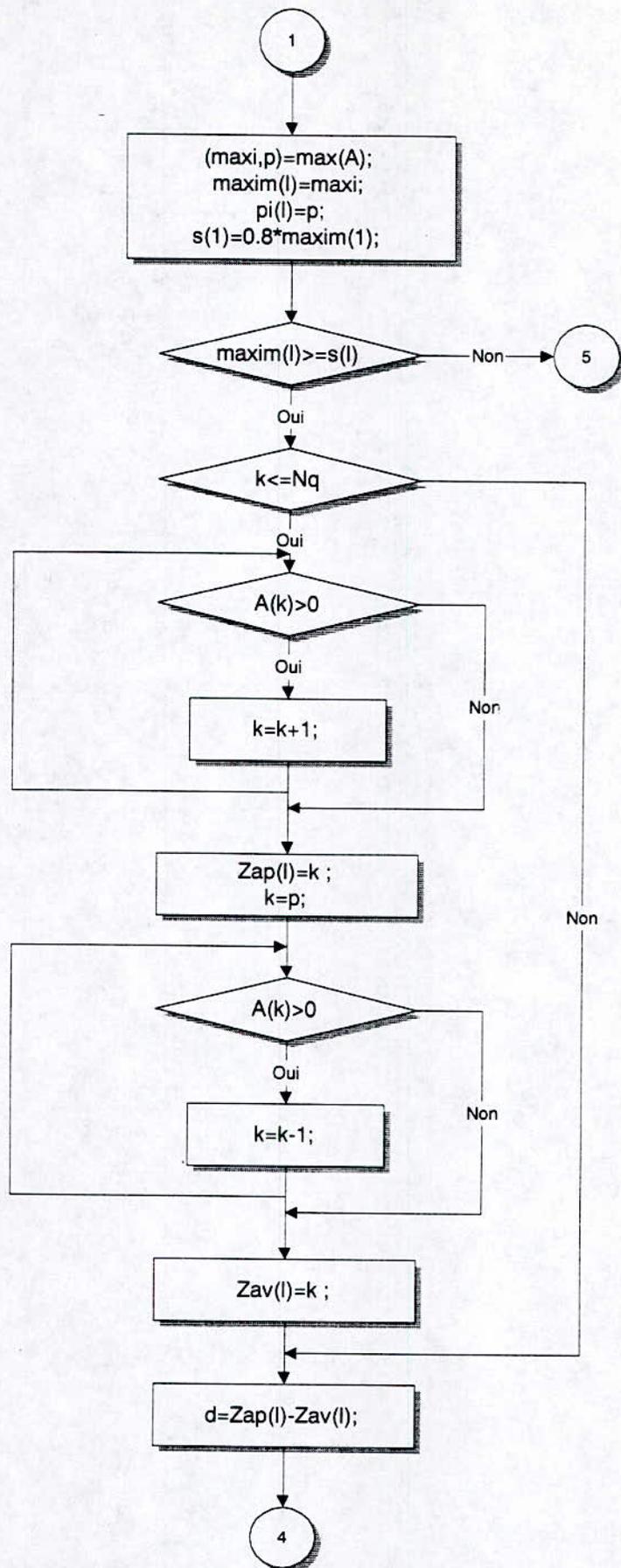
Remarque :

L'équations S_n ainsi que les valeurs de C_{\min} et de C_{\max} sont déterminées expérimentalement. [9]

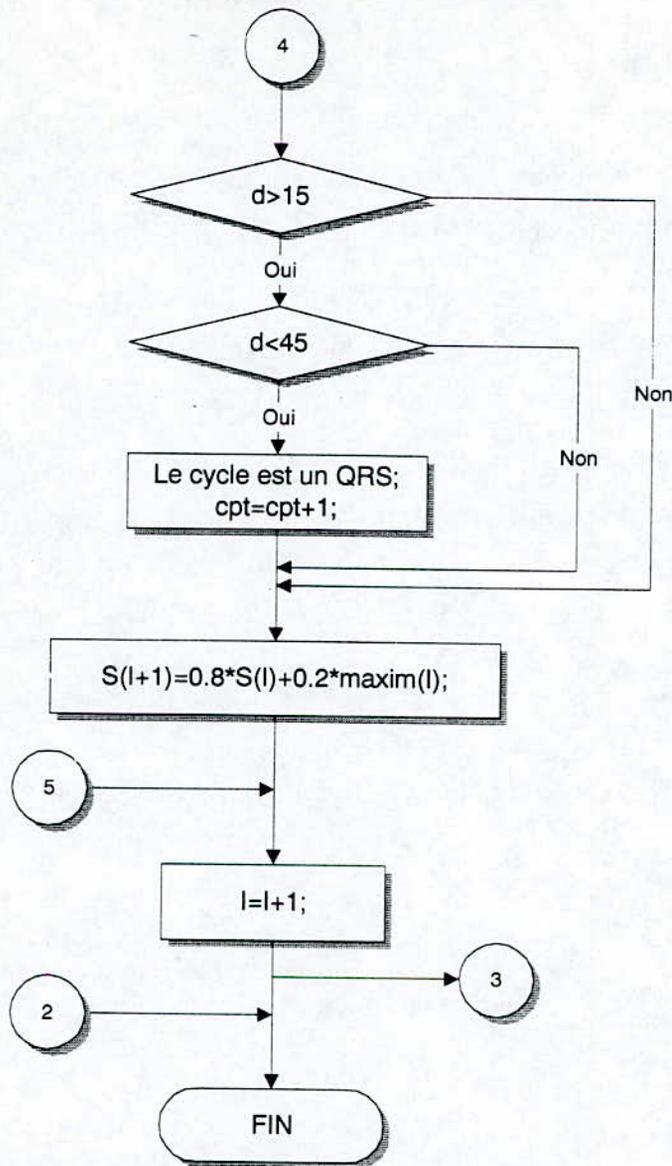
2.2- Représentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode de filtrage:



Organigramme de la méthode de filtrage.



Organigramme de la méthode de filtrage (suite).



Organigramme de la méthode de filtrage (suite et fin).

2.3- Conclusion:

La méthode que nous avons utilisée a permis que notre travail aboutisse à des résultats probants. Ces résultats sont satisfaisants par rapport au temps d'exécution et de leurs indépendances vis à vis des différents patients. Cependant, l'inconvénient de cette méthode réside dans le fait qu'en filtrant le signal ECG, il y a une amplification.

3- Méthode de la détection automatique :

3.1-Introduction :

Le complexe QRS de l'ECG se caractérise dans le cas normal, par des pentes raides et de durée normalement inférieure à 0.10 secondes. L'analyse fréquentielle du signal ECG montre que la majeure partie de l'énergie se situe entre 10 Hz et 30 Hz .

En prenant en compte ces différentes propriétés et sans omettre les différentes configurations morphologiques rencontrées dans certains types d'arythmies, nous pouvons réaliser un dispositif de détection automatique du complexe QRS .

3.2- Eléments du détecteur automatique du complexe QRS : [11]

Nous pouvons schématiser notre détecteur automatique par la figure suivante :

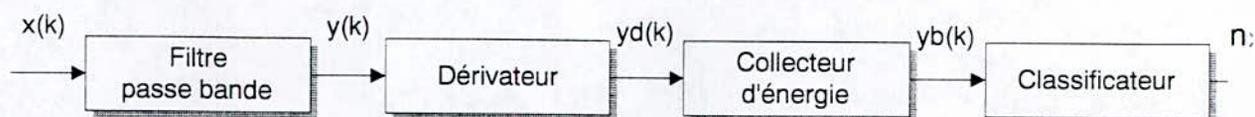


Figure 4: schéma bloc d'un détecteur automatique d'un complexe QRS.

Nous avons 4 blocs principaux :

- filtre passe bande.
- dérivateur .
- collecteur d'énergie .
- classificateur .

3.2.1- Filtre passe bande: [10,11]

Le rôle principal de ce bloc est l'élimination des artefacts et les bruits dus au 50 Hz .

Le filtre réalisé est constitué de deux étages comprenant chacun deux filtres moyennés en cascade. En faisant la différence entre ces deux étages, nous obtiendrons un filtre passe bande (fig 5).

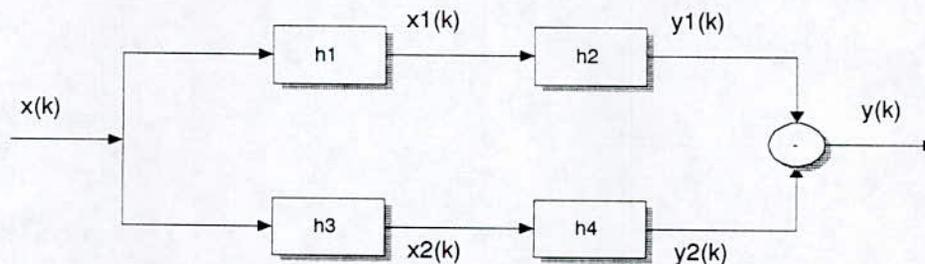


Figure5 : Filtre passe bande.

Soit $y(k)$ la sortie du filtre passe bande , déterminons $y(k)$;

Nous avons :

$$x1(k) = \sum_{i=0}^{K-1} h1(k) x(k-m) .$$

Avec :

$$h1(m) = \begin{cases} 1/K , & \text{si } 0 \leq m \leq K-1 \\ 0 , & \text{si non} \end{cases}$$

Nous aurons donc:

$$x1(k) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} x(k-m) \dots\dots (1) .$$

De même nous avons:

$$y1(k) = \sum_{m=0}^{K-1} h2(k) x1(k-i) .$$

avec :

$$h2(k) = \begin{cases} 1/K , & \text{si } 0 \leq k \leq K-1 \\ 0 , & \text{si non} \end{cases}$$

Nous aurons donc:

$$y1(k) = \frac{1}{K} \sum_{m=0}^{K-1} x1(k-i) \dots\dots (2) .$$

De (1), nous aurons :

$$x1(k-i) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} x(k-i-m) .$$

Remplaçons $x1(k-i)$ dans (2), nous aurons :

$$y1(k) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=0}^{K-1} \sum_{i=0}^{K-1} x(k-i-m) \dots\dots (3) .$$

De même pour trouver $y2(k)$, nous procédons de la même façon en remplaçant K par L de tel sorte que nous aurons:

$$h3(m) = \begin{cases} 1/L , & \text{si } 0 \leq m \leq L-1 \\ 0 , & \text{si non} \end{cases}$$

et

$$h_4(k) = \begin{cases} 1/L, & \text{si } 0 \leq k \leq L-1 \\ 0, & \text{si non} \end{cases}$$

D'où, nous trouvons :

$$y_2(k) = \frac{1}{L^2} \sum_{m=0}^{L-1} \sum_{i=0}^{L-1} x(k-i-m) \dots\dots\dots(4)$$

Et nous aurons donc:

$$y(k) = y_1(k) - y_2(k) .$$

$$y(k) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=0}^{K-1} \sum_{i=0}^{K-1} x(k-i-m) - \frac{1}{L^2} \sum_{m=0}^{L-1} \sum_{i=0}^{L-1} x(k-i-m) \dots\dots\dots(5).$$

Remarque :

Dans notre cas, les constantes K et L représentant l'ordre des deux filtres, valent respectivement 5 et 200 .[10,11]

◆ Calculons la transformée en Z de y(k) .

D'après l'équation (3), nous avons :

$$Y_1(Z) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=0}^{K-1} \sum_{i=0}^{K-1} X(Z) * Z^{-(i+m)} .$$

Donc nous aurons :

$$H_1(Z) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=0}^{K-1} \sum_{i=0}^{K-1} Z^{-m} * Z^{-i} .$$

$$H_1(Z) = \frac{1}{K^2} * \frac{1 - Z^{-K}}{1 - Z^{-1}} * \frac{1 - Z^{-K}}{1 - Z^{-1}}$$

$$H_1(Z) = \frac{1}{K^2} * \frac{(1 - Z^{-K})^2}{(1 - Z^{-1})^2}$$

$$H_1(Z) = \frac{1}{K^2} * \frac{1 - 2Z^{-K} + Z^{-2K}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}}$$

De même, nous aurons :

$$H_2(Z) = \frac{1}{L^2} * \frac{1 - 2Z^{-L} + Z^{-2L}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}}$$

Nous aurons donc :

$$H(Z) = \frac{1}{L^2} * \frac{1 - 2Z^{-L} + Z^{-2L}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}} - \frac{1}{K^2} * \frac{1 - 2Z^{-K} + Z^{-2K}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}}$$

En remplaçant K par 5 et L par 200, nous aurons :

$$H(Z) = \frac{1}{20^2} * \frac{1 - 2Z^{-200} + Z^{-400}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}} - \frac{1}{5^2} * \frac{1 - 2Z^{-5} + Z^{-10}}{1 - 2Z^{-1} - Z^{-2}}$$

$$H(Z) = \frac{4 * 10^4 * (1 - 2Z^{-5} + Z^{-10}) - 25 * (1 - 2Z^{-200} + Z^{-400})}{10^6 * (1 - 2Z^{-1} - Z^{-2})}$$

$$H(Z) = \frac{39975 - 80000Z^{-5} + 40000Z^{-10} + 50Z^{-200} - 25Z^{-400}}{10^6 * (1 - 2Z^{-1} - Z^{-2})}$$

La réponse fréquentielle du filtre est donnée dans la figure 6.

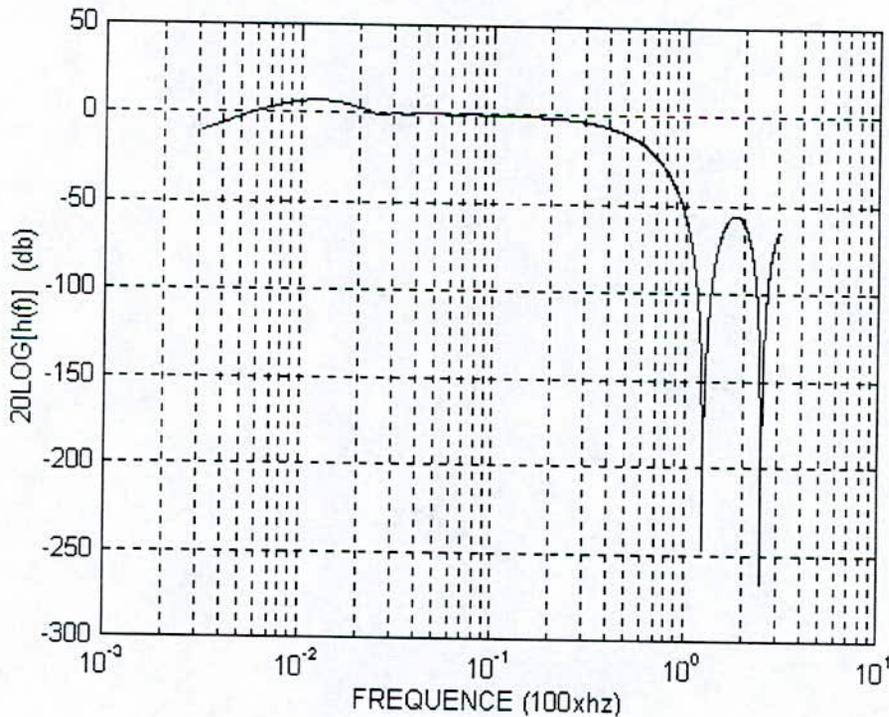


Figure 6 : La réponse en fréquence du filtre passe bande.

3.2.2- Dérivation : [10,11]

Notre travail consiste à déterminer la position du pic R. Il est donc nécessaire de mettre en évidence l'allure des pentes raides du complexe QRS, d'où l'importance de cet étage .

Nous adoptons alors un différentiateur à bande limitée (fig7) dont les coefficients de la réponse impulsionnelle h_d sont donnés par :

$$h_d = 1/3 [-1, -2, 0, 2, 1] .$$

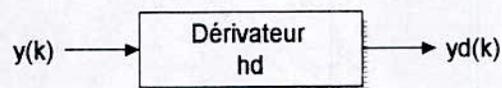


Figure 7 : Dérivateur.

$$y_d(k) = h_d * y(k).$$

$$y_d(k) = \sum_{i=0}^4 h(i) y(k-i) .$$

D'où la transformée en z du filtre dérivateur est donnée par

$$H_d(z) = -1/3 - 2/3 z^{-1} + 2/3 z^{-3} + 1/3 z^{-4} .$$

Sa caractéristique fréquentielle est donnée par la figure 8.

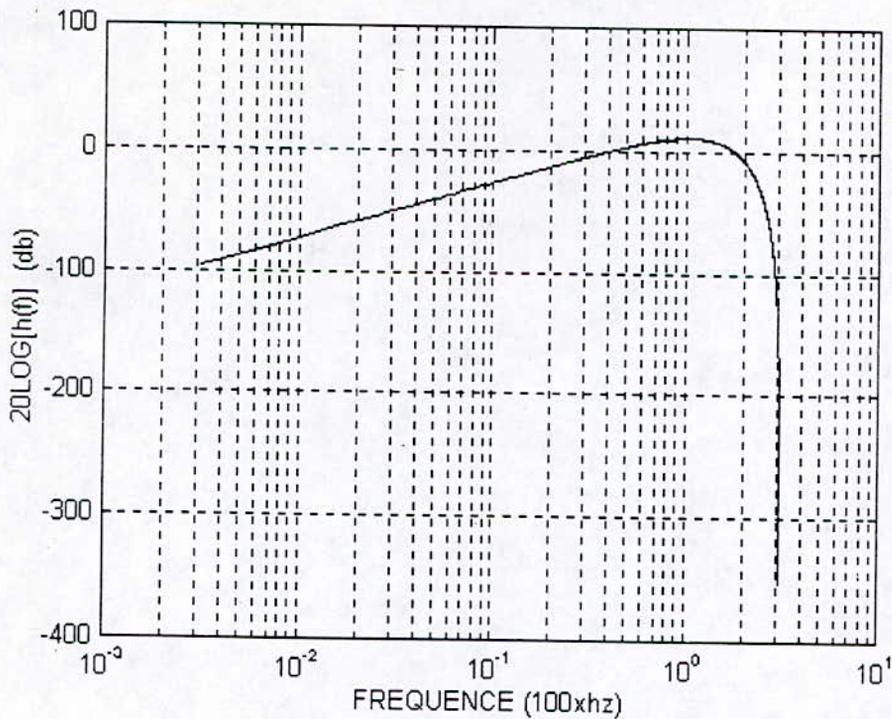


Figure 8 : La réponse en fréquence du dérivateur.

3.2.3-Collecteur d'énergie :[10,11]

Nous savons que l'énergie d'un signal réel $x(t)$ calculée dans un intervalle $[t_1, t_2]$ est donnée par:

$$W_x(t_1, t_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} X^2(t) dt .$$

Ce bloc est donc constitué d'un multiplicateur suivi d'un intégrateur. Le multiplicateur est un opérateur paramétrique linéaire et l'intégrateur prendra en compte la durée du complexe QRS.

Le multiplicateur : $y_m(k)=[y_d(k)]^2 .$

L'intégrateur : $y_b(k)=\sum_{n=K-N+1}^K y_m(n) .$

de sorte que N soit le nombre d'échantillons représentant la durée du complexe QRS .

Cet étage est schématisé par la figure 9.

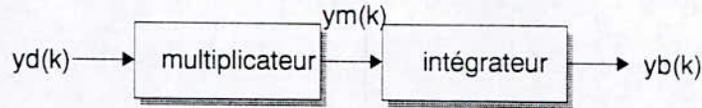


Figure 9 : Collecteur d'énergie.

3.2.4- Classification :

Les données recueillies à la sortie du collecteur d'énergie seront destinées à la *classification* qui consiste à distinguer les complexes QRS et les signaux non QRS. Nous procéderons de la manière suivante :

- *Compression de données* : consistant à déterminer le maximum d'énergie dans une fenêtre de N_q points, que nous appellerons b_{max} .

- *Apprentissage et décision* : l'apprentissage est la détermination des règles de décisions .

Pour cela, nous passons par les étapes suivantes:

a- Nous fixons deux classes :

c1:classe des QRS.

c2:classe des non QRS .

b- Nous déterminons le maximum et le minimum du signal pendant les deux premières secondes, que nous appellerons respectivement, **max1** et **min1**. Ils représentent initialement, la valeur moyenne des centres des deux classes.

QRS[0]=max1.

NQRS[0]=min1.

c- Nous calculerons la distance euclidienne entre y_b et QRS et y_b et NQRS que nous appellerons respectivement **d1** et **d2**.

Avec :

$d1 = |b_{max}(k) - QRS(k)|$.

$d2 = |b_{max}(k) - NQRS(k)|$.

Si $d1 < d2$ nous dirons le signal est un QRS et si $d1 > d2$ nous dirons que le signal n'est pas un QRS .

d- Nous ajusterons à chaque étape de la classification, les centres des classes moyennant les deux équations suivantes :

$QRS[k] = 0.9 * QRS[k-1] + 0.1 * y_b$, si y_b est un QRS .

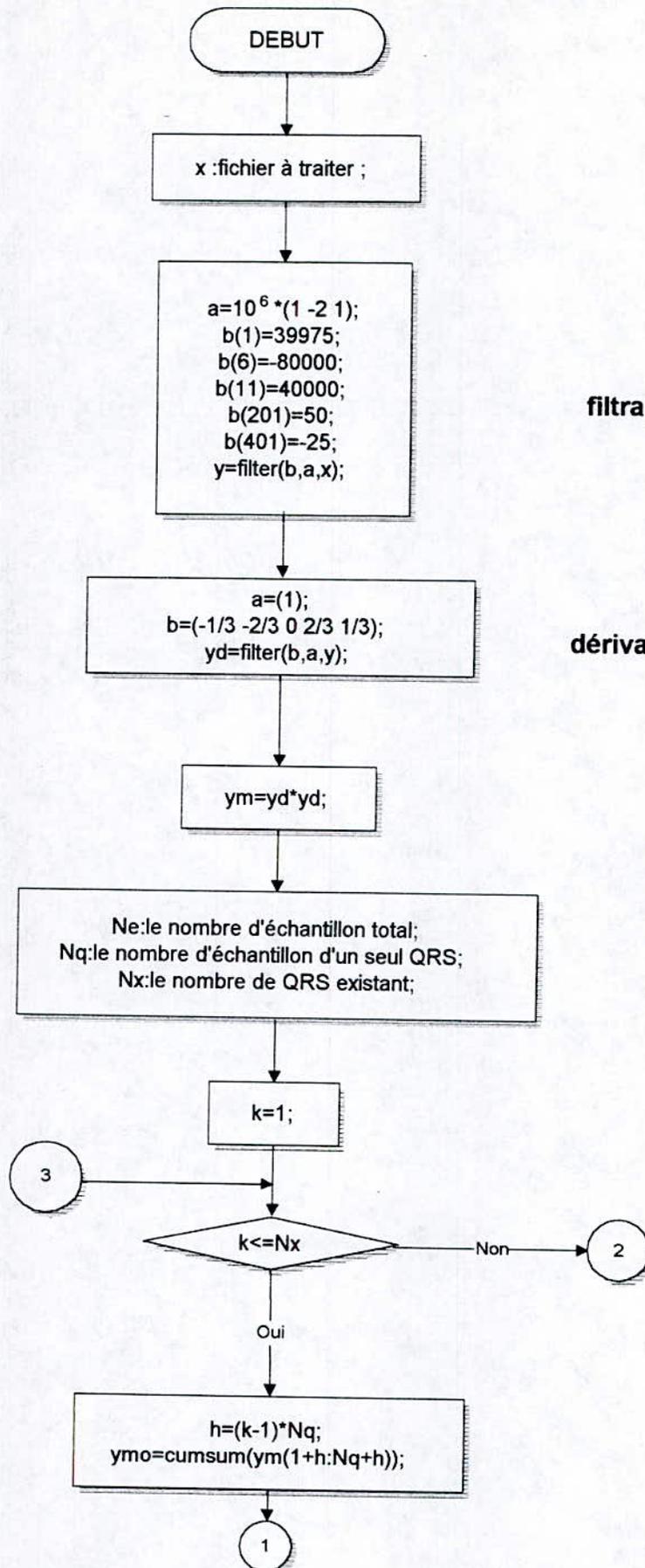
$NQRS[k] = 0.9 * NQR[k-1] + 0.1 * y_b$,si y_b n'est pas un QRS .

Afin de permettre la compréhension de l'implantation de cette méthode, nous présenterons l'organigramme dans la figure ci-après :

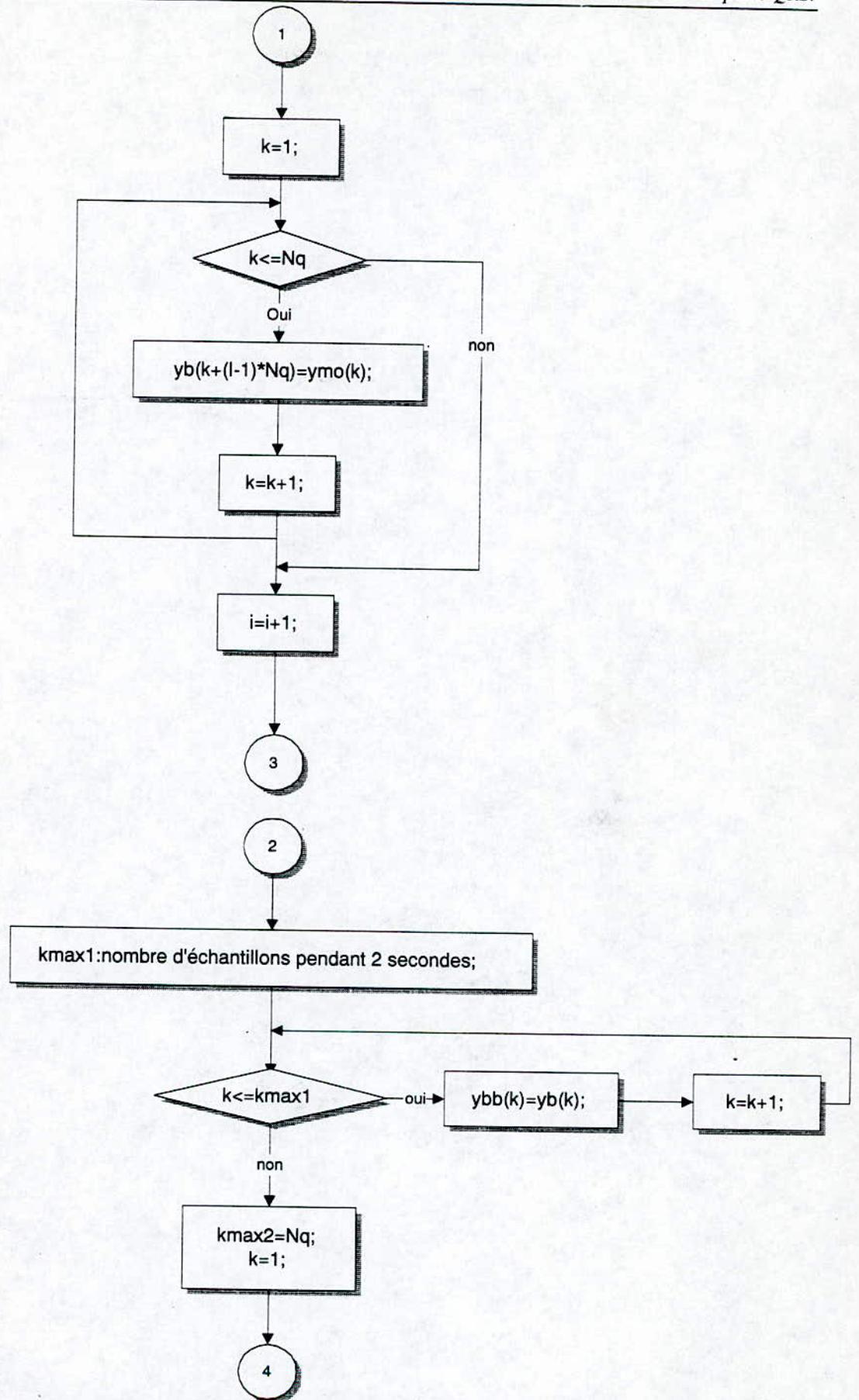
Remarque :

Il faut souligner que l'utilisation de Matlab nous a facilité d'une part, le filtrage et la dérivation par l'utilisation de la commande **FILTER** (Annexe 1) et d'autre part, le calcul de l'énergie par l'utilisation de la commande **CUMSUM** (Annexe 1).

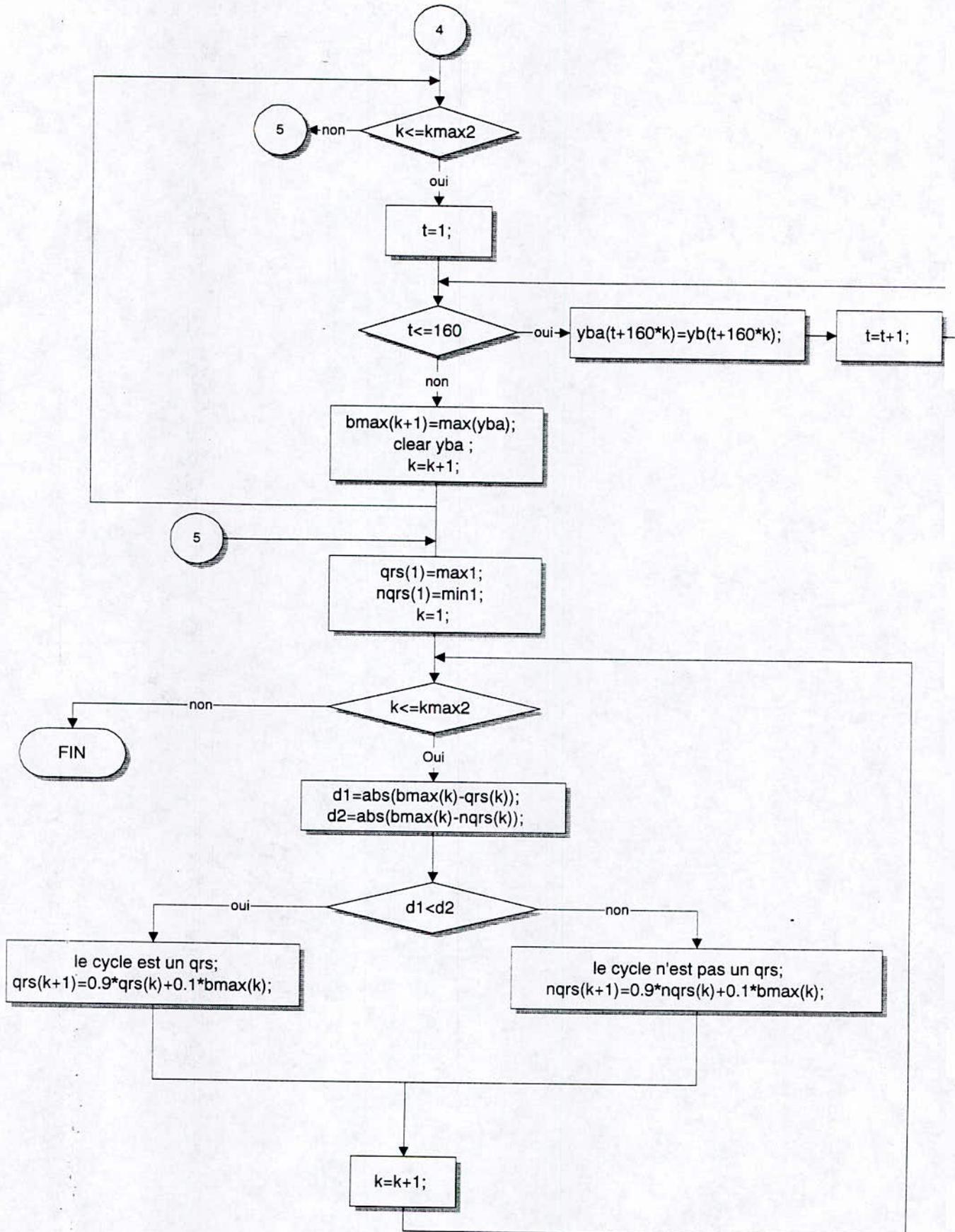
3.3- Représentation de l'organigramme de détection des complexes QRS par la méthode de détection automatique :



Organigramme de la méthode de la détection automatique.



Organigramme de la méthode de la détection automatique (suite).



Organigramme de la méthode de la détection automatique (suite et fin).

3.4- Conclusion :

Cette méthode nous aura permis la détection de tous les complexes QRS qui existent. Cependant, elle présente certains inconvénients relatifs, notamment, au temps d'exécution et au déplacement de la ligne isoélectrique.

4- Comparaison des méthodes:

Pour faciliter la comparaison, on dresse le tableau suivant:

Méthode des seuils	Méthode de filtrage	Méthode de détection automatique
<ul style="list-style-type: none"> • Ne peut pas être utilisée pour la dérivation AVR. • Donne de faux résultats en cas du déplacement de la ligne isoélectrique • Permet l'élimination de tous les artefacts. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ne donne aucune information concernant les amplitudes • Permet le calcul de tous les intervalles. 	<ul style="list-style-type: none"> • Permet le calcul des amplitudes. • Difficulté de calcul des intervalles. • Elle est plus lente que les deux autres.

Donnons des figures illustrant les résultats obtenus par chaque méthode:

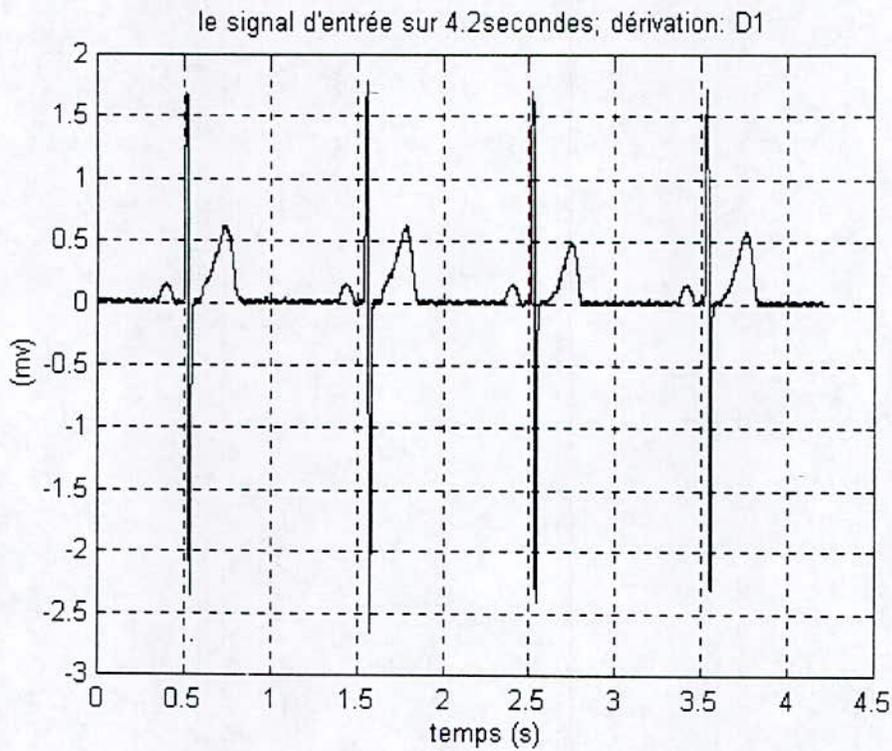


Figure10: Signal d'entrée avant traitement .

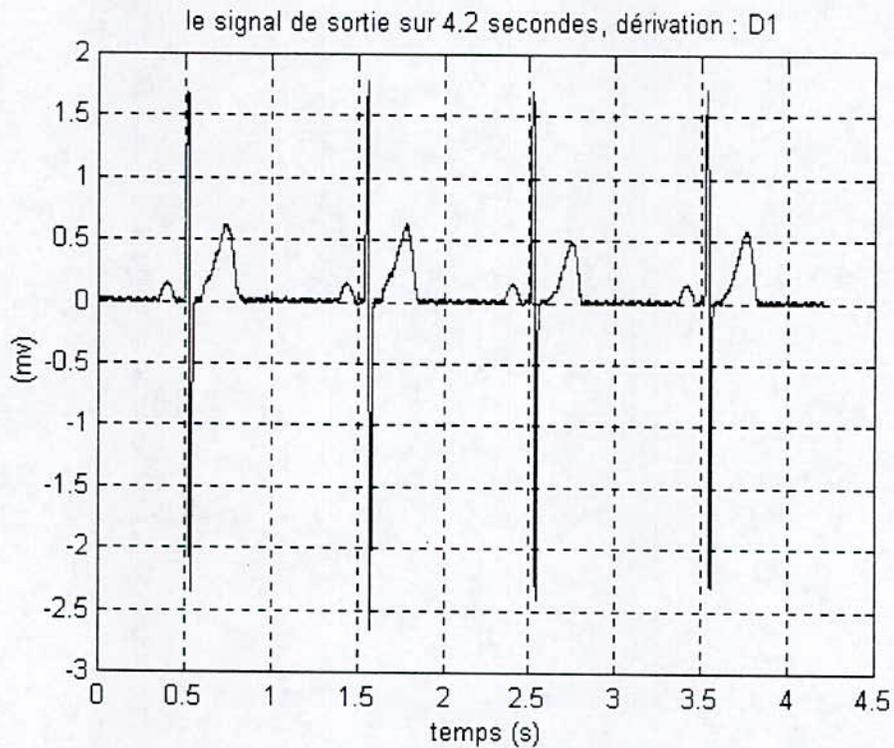


Figure 11: Signal de sortie après traitement par la méthode des seuils.

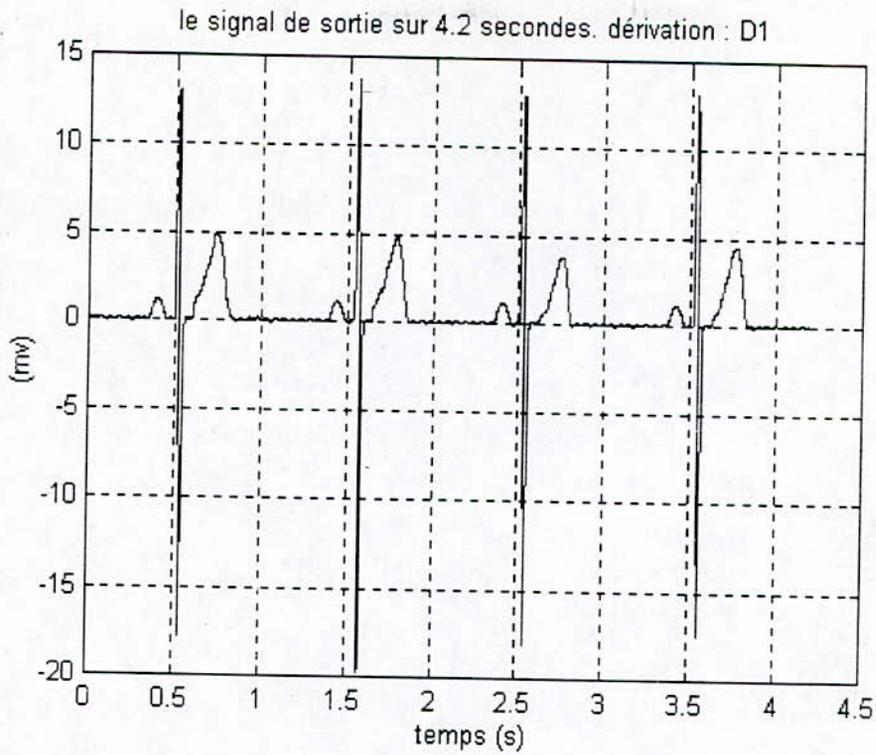


Figure 12 : Signal de sortie après traitement par la méthode de filtrage.

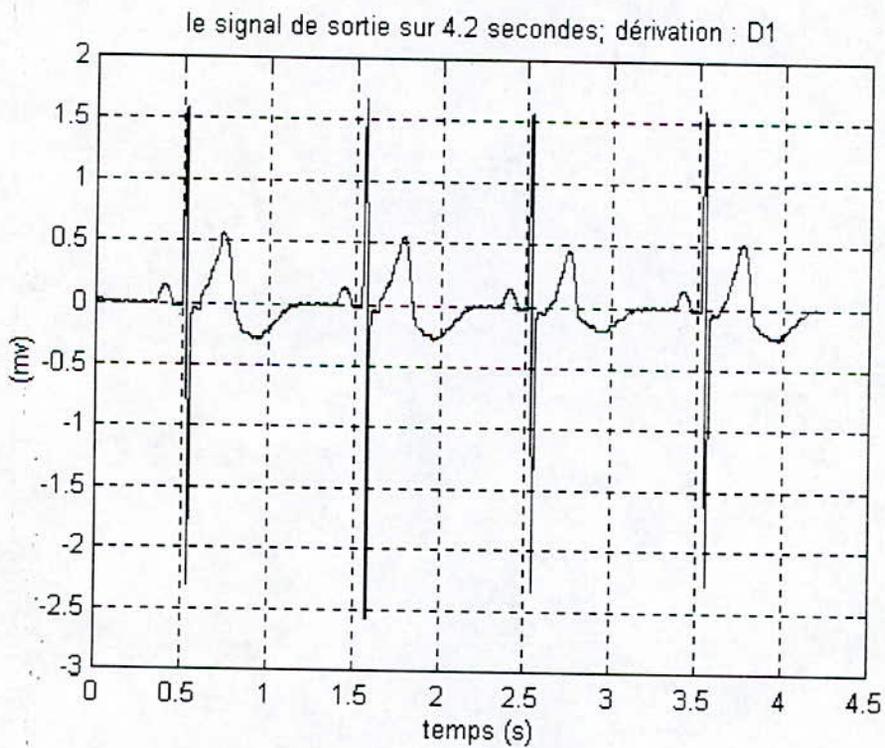


Figure 12: Signal de sortie après traitement par la méthode de détection automatique.

Conclusion:

Dans ce chapitre, nous avons fait la détection du complexe QRS par les différentes méthodes citées. Ceci nous a permis de déterminer les avantages et les inconvénients de chacune d'entre elles; ainsi, nous concluons que pour faire le calcul des différents paramètres permettant l'analyse du signal cardiaque, nous devons utiliser les trois méthodes (voir tableau comparatif).

Dans le chapitre suivant, nous décrirons le logiciel développé, qui permet l'acquisition, le traitement et l'interprétation du signal cardiaque.

CHAPITRE 4:

**DESCRIPTION DU
LOGICIEL**

INTRODUCTION:

Après avoir fait l'étude des différentes méthodes de détection et testé leur efficacité, nous avons élaboré un logiciel de gestion qui nous permet de faire l'acquisition, le traitement et l'interprétation du signal cardiaque. L'intérêt essentiel de notre travail est de faciliter à son utilisateur, probablement un médecin, l'élimination du bruit du signal cardiaque et de lui proposer une lecture automatique du signal ECG.

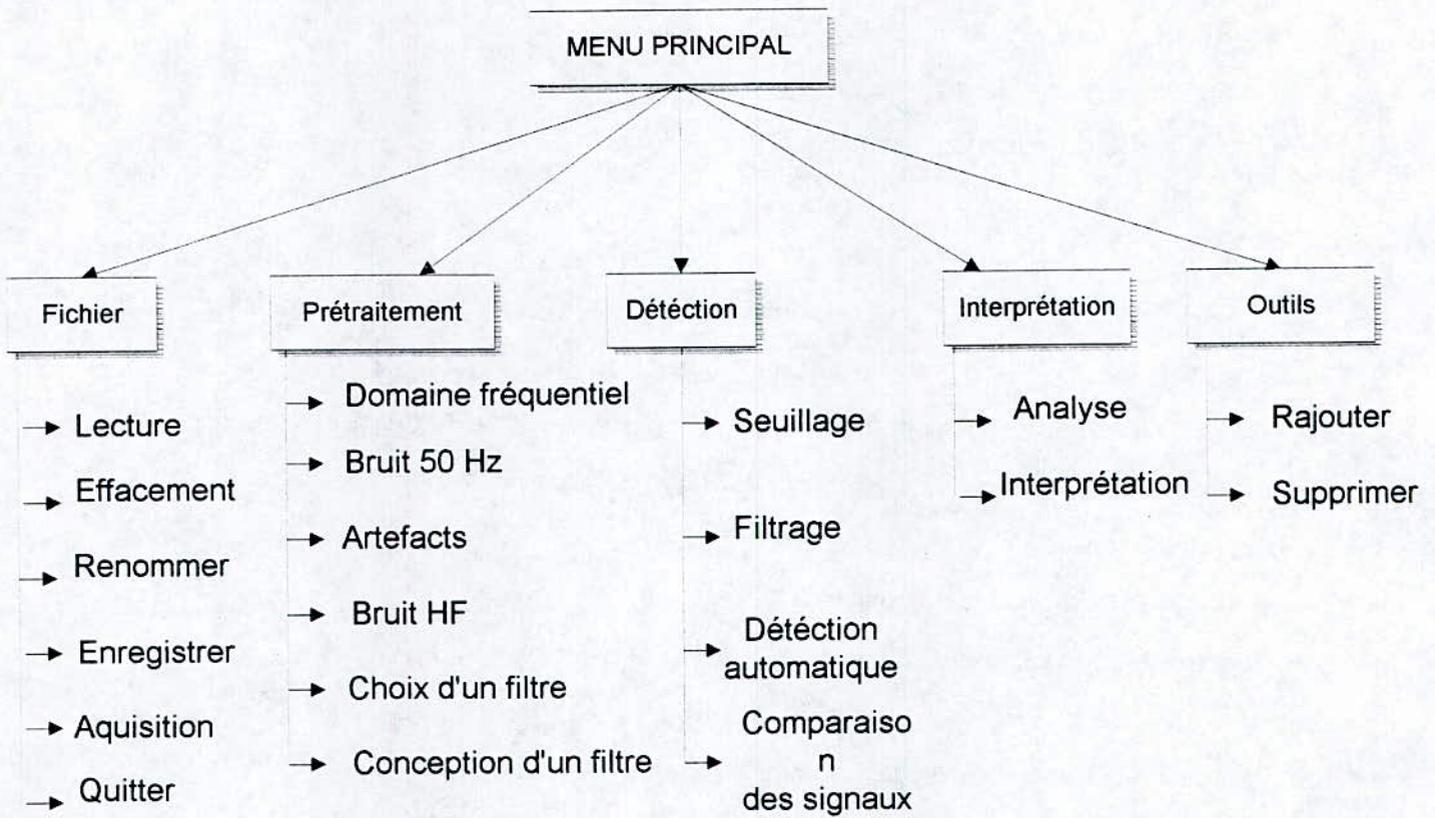
Remarque:

Tout les programmes utilisés pour la réalisation de ce logiciel ont été fait avec le langage MATLAB (version 4.2). Ce langage contient:

- Plusieurs fonctions concernant le traitement du signal et surtout le filtrage numérique, ce qui a été le domaine de notre étude. Donc, nous avons choisi ce langage pour pouvoir utiliser ces fonctions sans être obligé de les créer.
- Possibilité de programmation objet.
- Interface graphique, gestion de menu et gestion de pointage.
- Bibliothèque spécialisée sous forme de toolbox.

Et tout ça, nous a beaucoup aidé dans la réalisation de ce logiciel..

PRESENTATION DE L'ORGANIGRAMME DU MENU :



Description du menu: [12]

Dès le lancement de ce logiciel, la figure 1 apparaît sur l'écran. Cette figure correspond au menu principal.

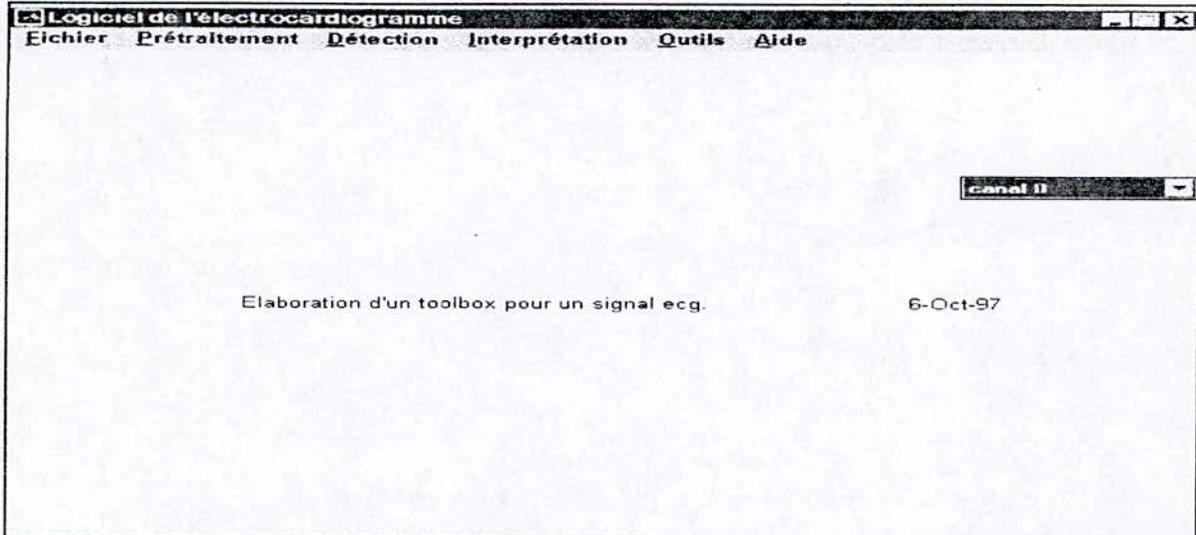


Figure 1: Menu principal.

1- Fichier: (voir figure 2).

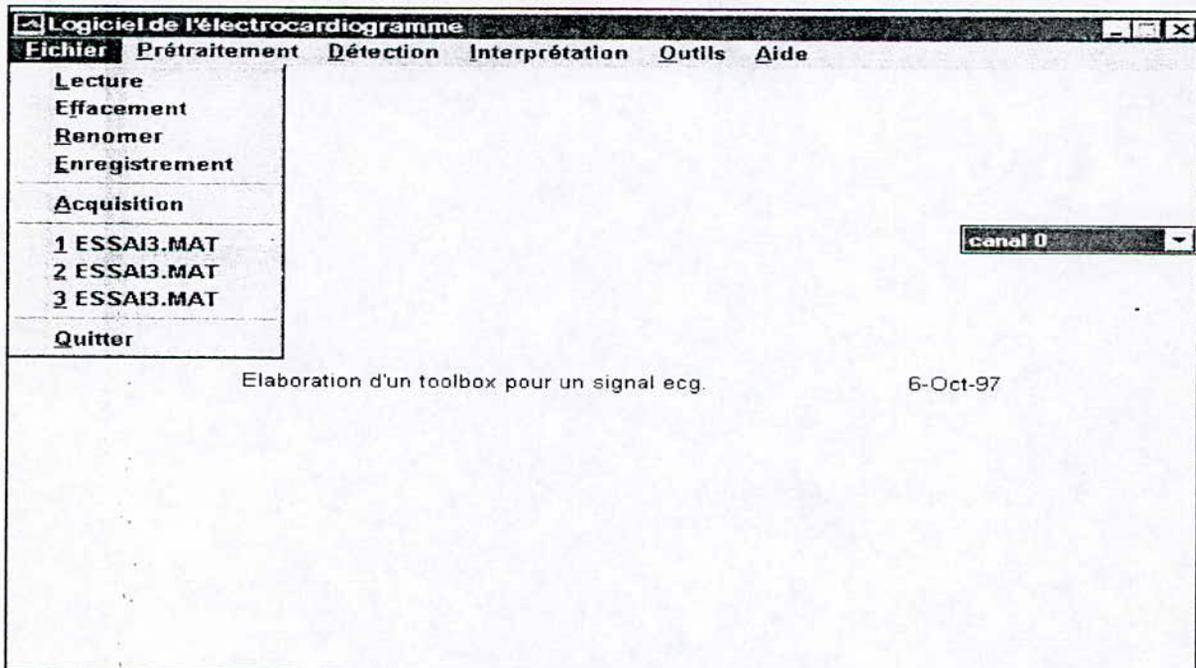


Figure 2: Le sous menu Fichier.

Ce sous menu contient toutes les commandes concernant les fichiers, ces dernières permettent de lire, d'effacer, de renommer et d'enregistrer les fichiers. La validation de l'une des ces commandes, par exemple « enregistrer », permet l'affichage de la figure 3.

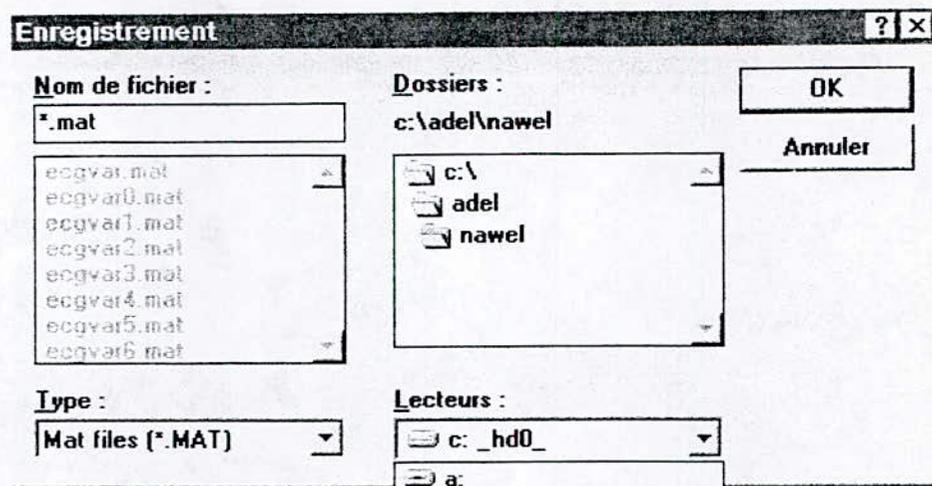


Figure 3: Validation de la commande « Enregistrer »

L'exécution de la commande lecture, affiche en bas de l'écran un bouton permettant la visualisation du signal d'entrée lu, le type de dérivation choisi ainsi que le nom du fichier lu au dessus de la commande « Acquisition ». cette dernière option est valable uniquement pour les trois derniers fichier lus. (Voir figure 4).

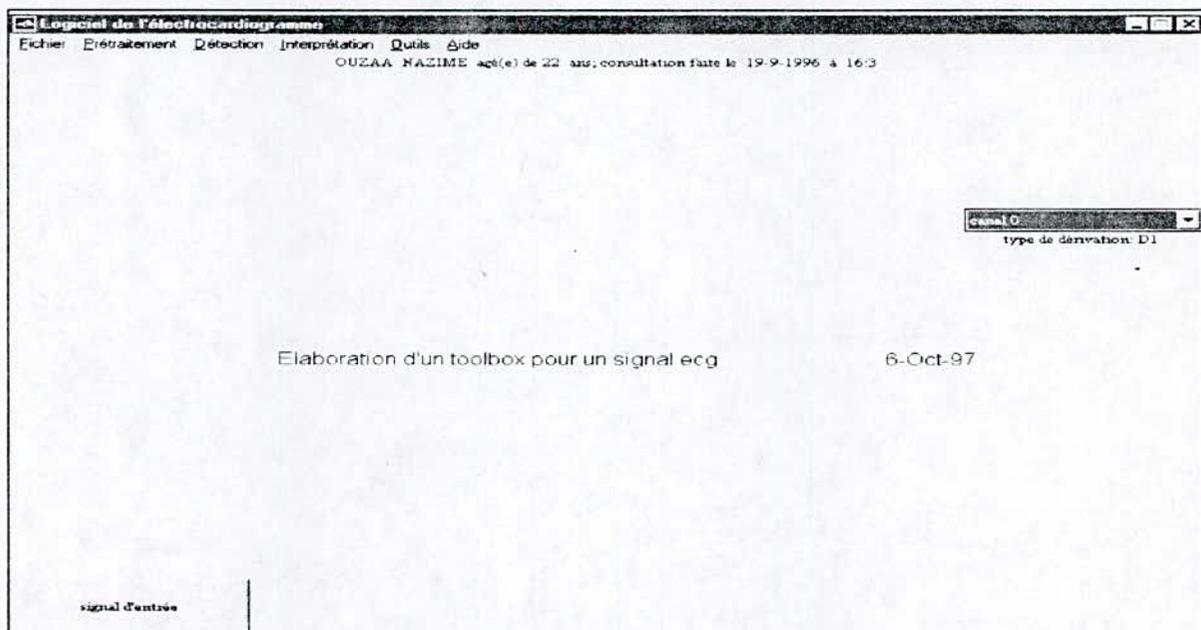


Figure 4: Résultat de l'exécution de la commande « Lecture ».

Concernant la commande « acquisition », sa validation, nous affiche une fenêtre (voir figure 5), qui permet d'inscrire le nom, le prénom et l'âge du patient; ainsi que le nombre de voix choisies.

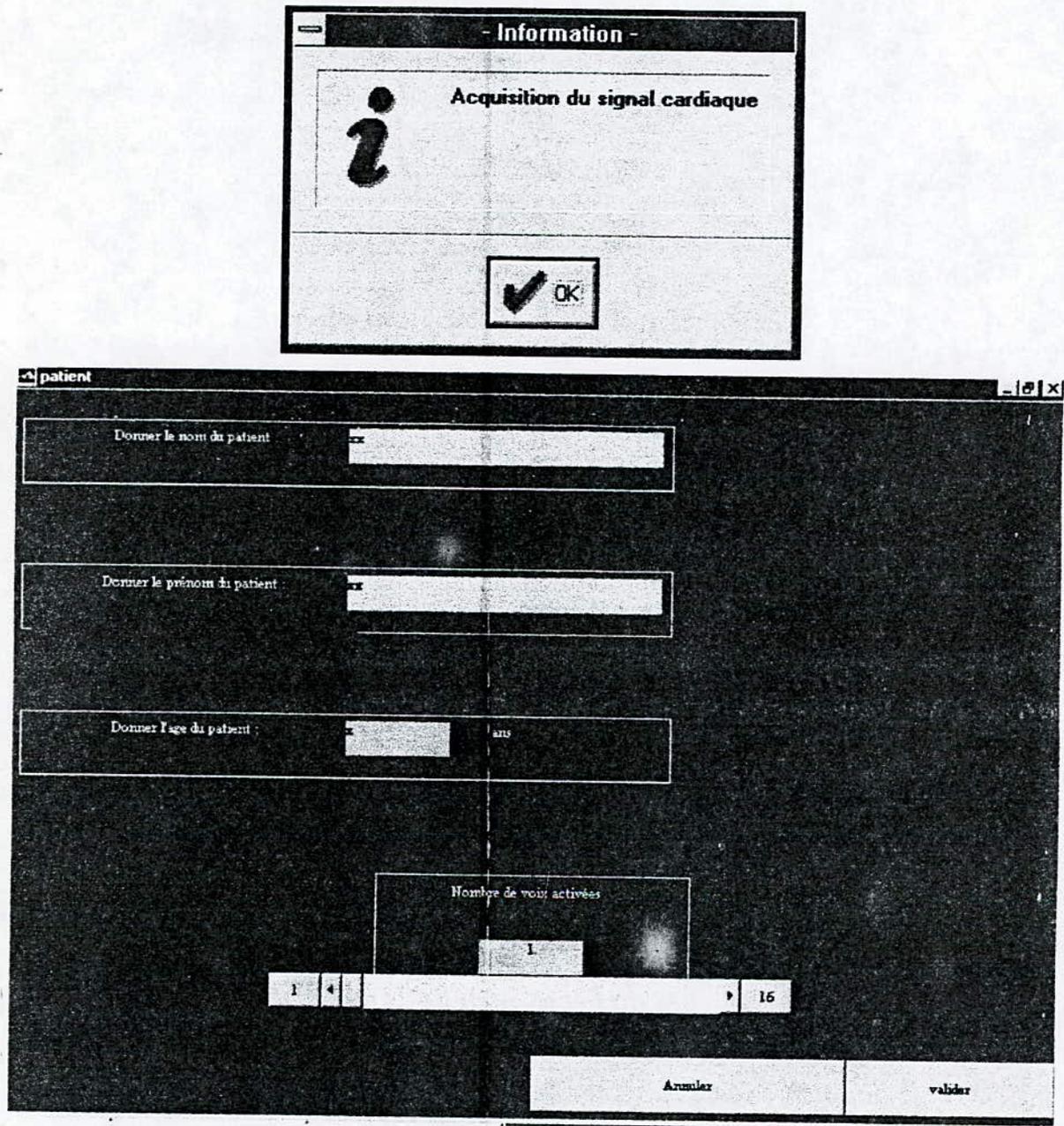


Figure 5: Première fenêtre vu après validation de la commande « Acquisition ».

Après validation, une deuxième fenêtre permettant le choix du type de dérivation apparaît. (Voir figure 6).

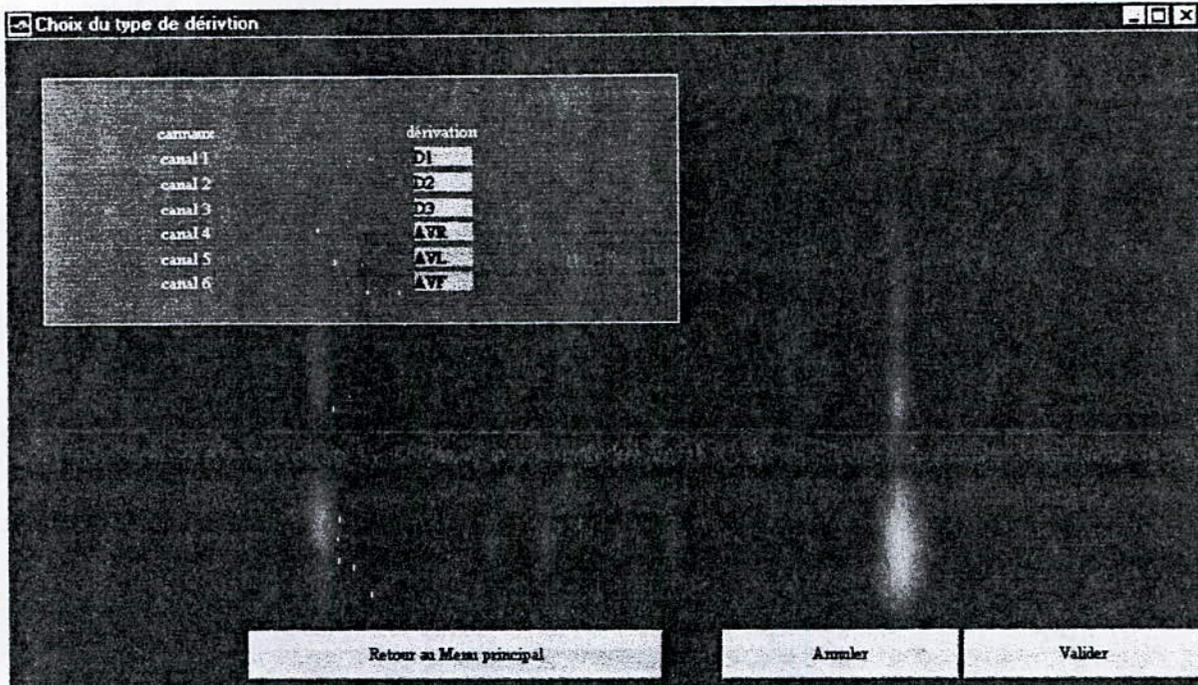


Figure 6: Choix du type de dérivation.

Après ce dernier choix, l'utilisateur devra donner les valeur du facteur d'amplification, du temps de visualisation et de la fréquence d'échantillonnage pour chacun des canaux. (Voir figure 7)

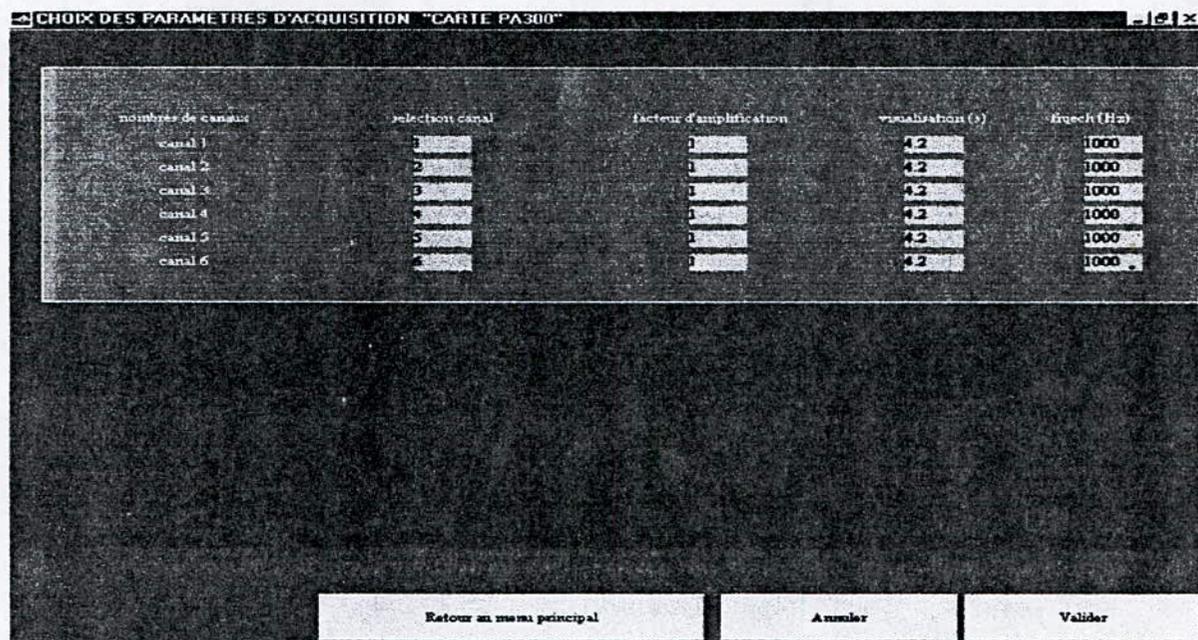


Figure 7: Choix des paramètres d'acquisition.

La commande « quitter », permet l'apparition de la fenêtre suivante: (voir figure 8).

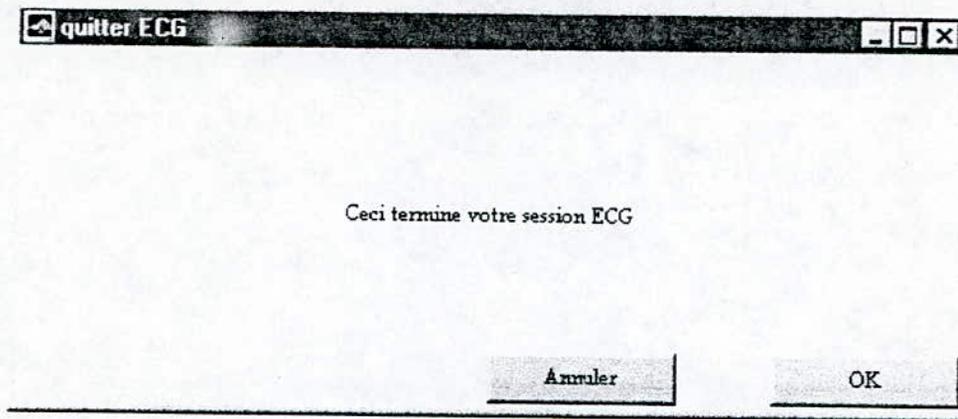


Figure 8: La commande « Quitter ».

2- PRETRAITEMENT:

ce sous menu contient les commandes inscrites sur la figure 9:

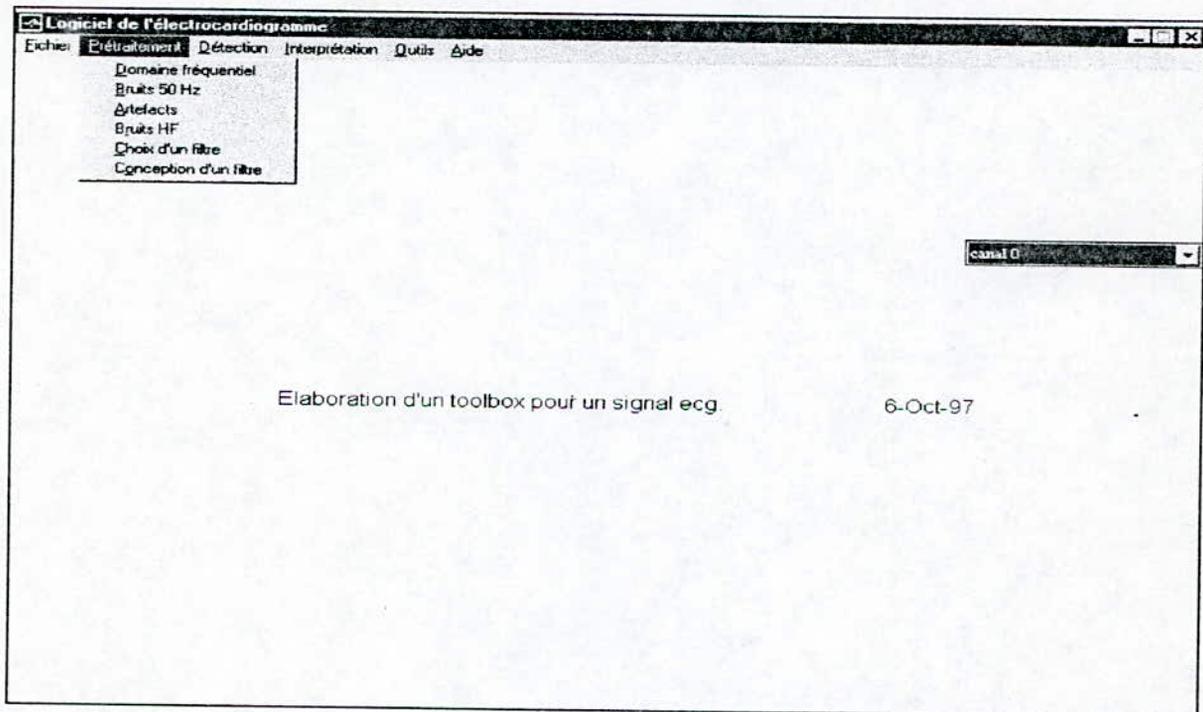


Figure 9: sous menu « Prétraitement ».

Avant utilisation des commandes contenues dans ce sous menu, l'utilisateur doit connaître le spectre fréquentiel de son signal d'entrée. Et pour cela nous avons commencé par la commande « Domaine fréquentiel ». Son exécution nous trace le spectre fréquentiel du signal d'entrée comme le montre la figure 10.

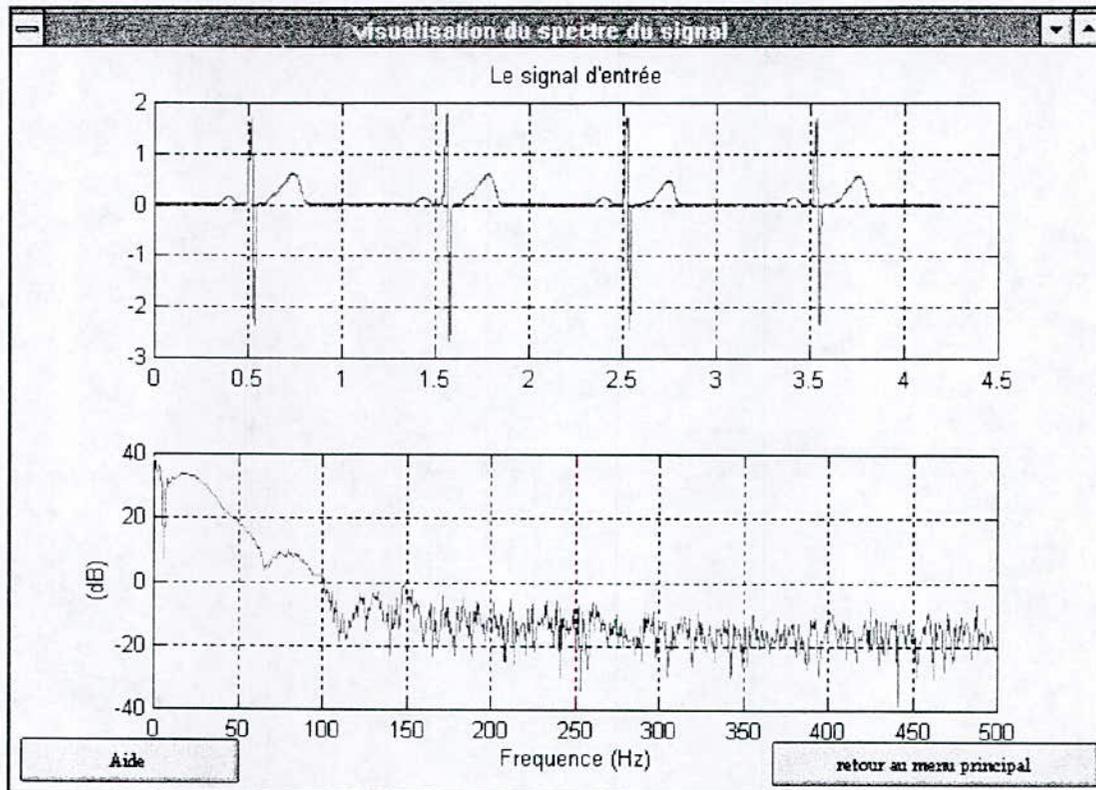


Figure 10: Exécution de la commande « Domaine fréquentiel ».

La commande « Bruit 50 Hz » permet de tracer la fonction de transfert en amplitude et en phase du filtre correspondant à l'élimination de ces bruit (voir figure 11).

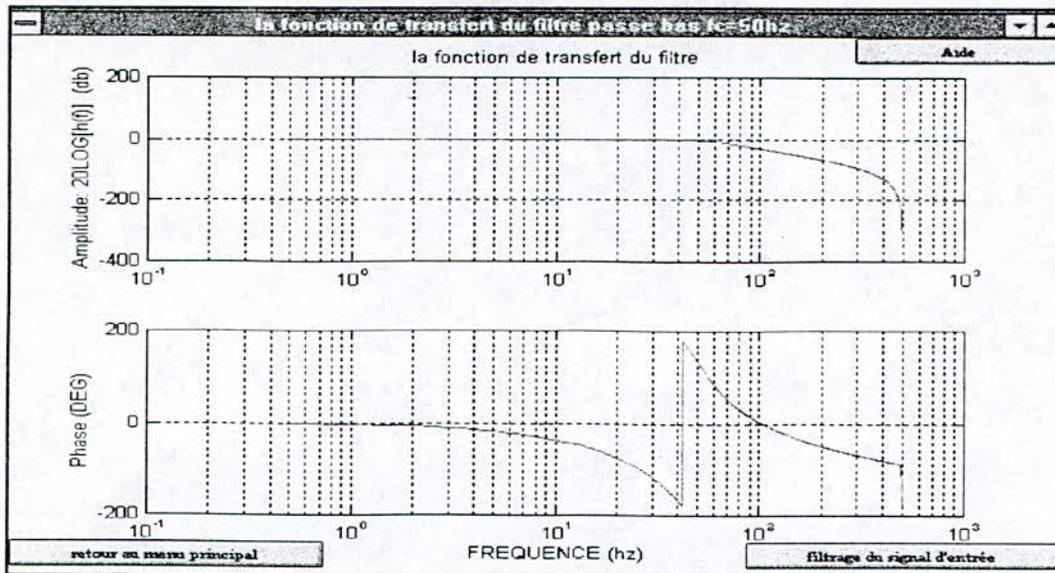


Figure 11: La fonction de transfert du filtre passe bas dont $F_c = 50$ Hz.

Le signal obtenu après filtrage par ce filtre s'affiche sur une nouvelle fenêtre (voir figure 12).

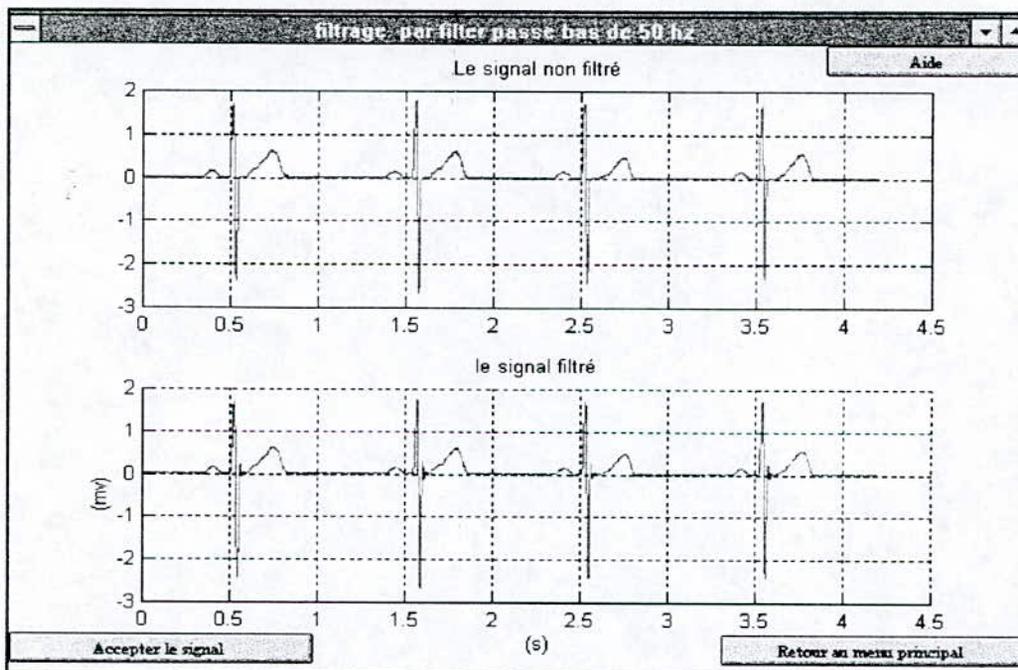


Figure 12: Filtrage du signal par le filtre précédent.

Concernant les commandes « Artefacts » et « Bruits HF » la même chose sera affiché; c'est à dire le tracé de la fonction de transfert en amplitude du filtre et ensuite, sur une nouvelle fenêtre, le signal filtré et non filtré par le filtre correspondant. (Voir figure 13 14 15 et 16).

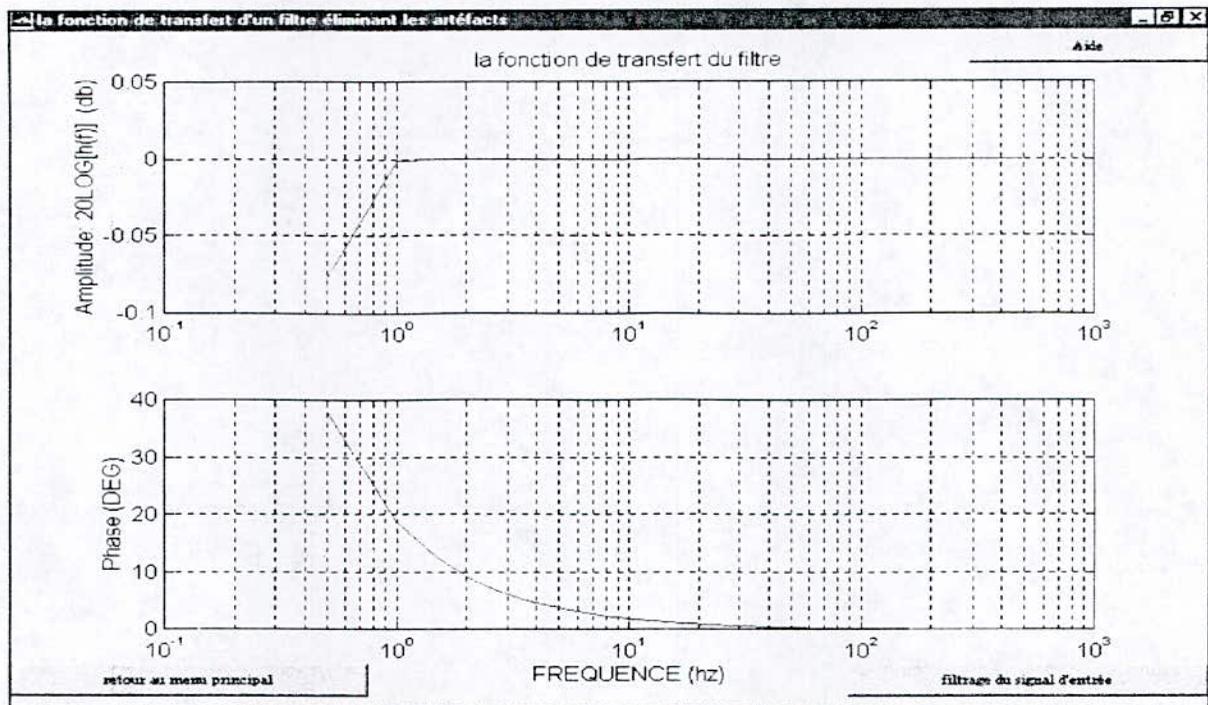


Figure 13: Fonction de transfert du filtre éliminant les artefacts.



Figure 14: Filtrage du signal d'entrée par le filtre précédent.

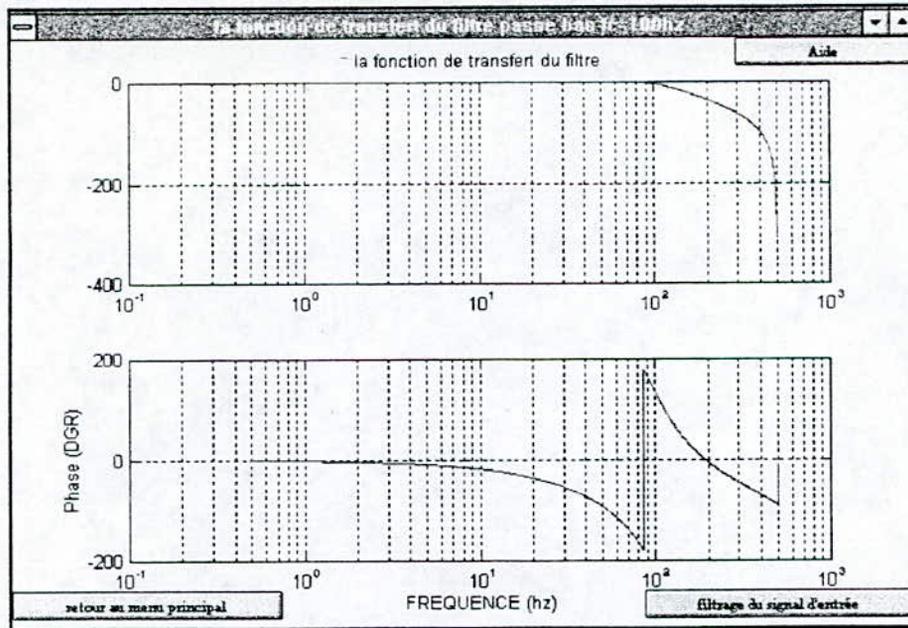


Figure 15: Fonction de transfert du filtre éliminant les bruits HF.

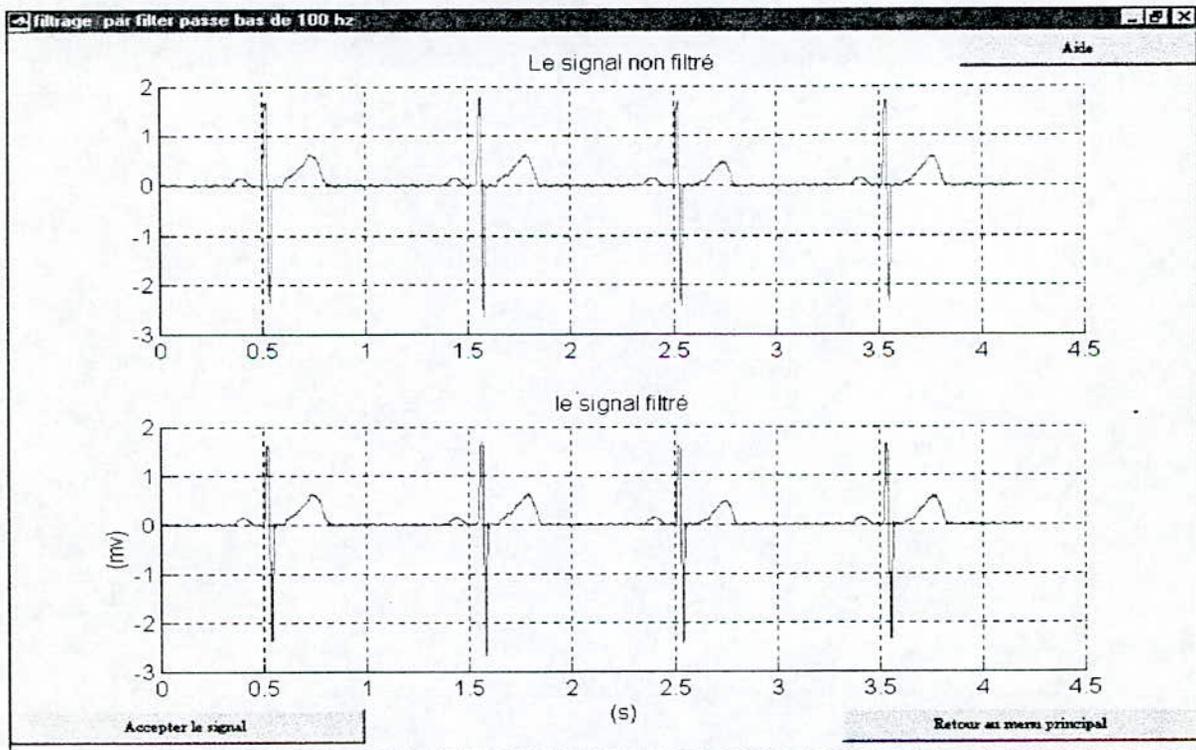


Figure 16: Filtrage du signal d'entrée par le filtre précédent.

Choix du filtre:

Cette commande permet de choisir n'importe quel filtre numérique; et ceci en donnant les valeurs des coefficients des vecteurs a et b. Pour faire cela, nous avons utilisé la commande FILTER de MATLAB (voir annexe 1). La validation de cette commande affiche la figure 17:

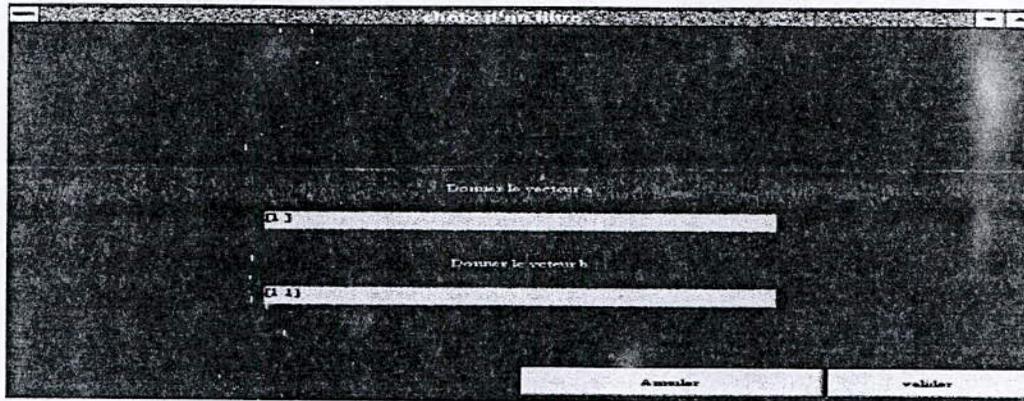


Figure 17: choix des coefficients des vecteurs du filtre.

En validant, le tracé de la fonction de transfert du filtre choisi s'affiche sur une nouvelle fenêtre. (Voir figure 18).

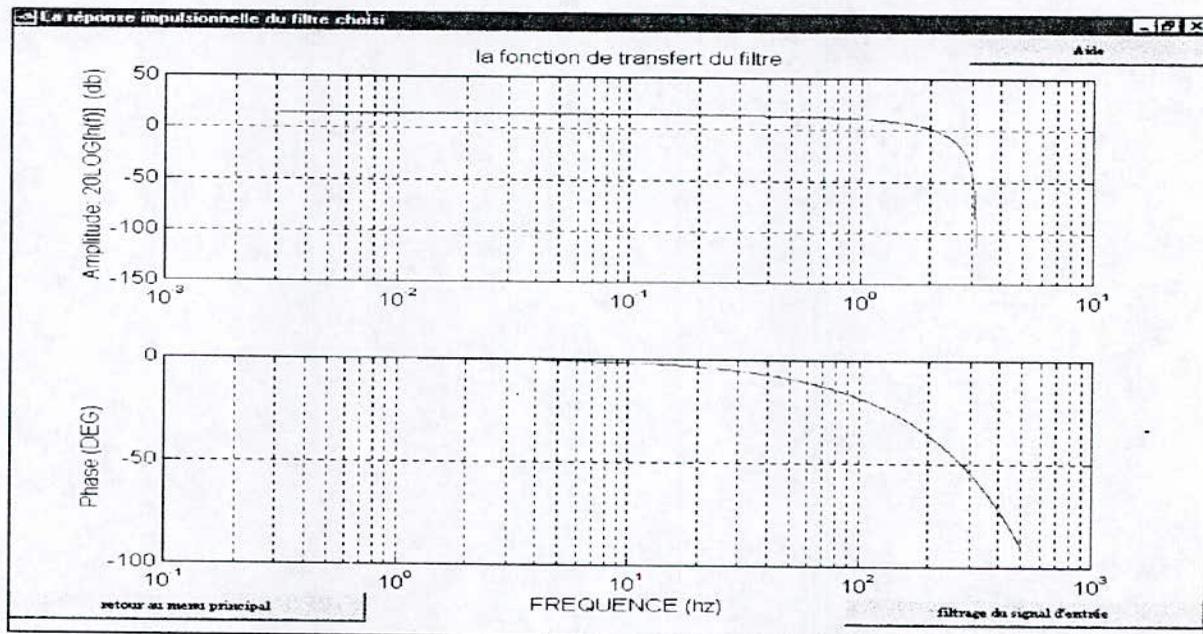


Figure 18: Fonction de transfert du filtre choisi.

Après cela, l'utilisateur peut filtrer son signal d'entrée en utilisant ce filtre; et ceci permet de tracer le signal d'entrée avant et après filtrage par ce filtre. (Voir figure 19).

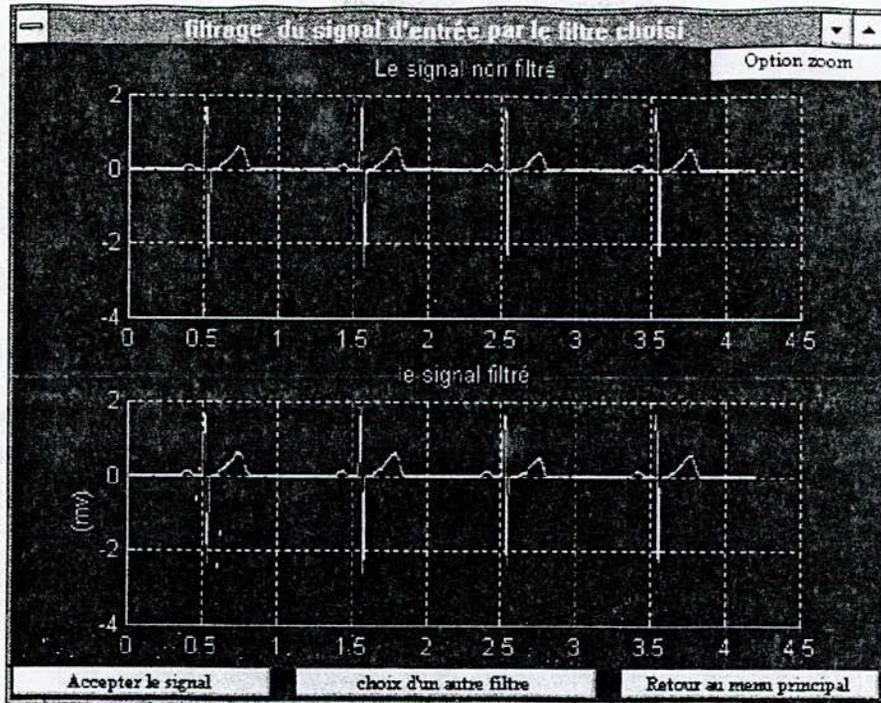


Figure 19: Filtrage du signal d'entrée par le filtre choisi.

Conception d'un filtre:

Cette commande se compose de deux parties:

a- Prétraitement:

Cette partie permet, de concevoir un filtre numérique. Ce dernier peut être, un filtre passe bas, passe haut, passe bande ou rejeteur. Ce filtre peut être aussi, soit un filtre de Butterworth, de chebyshev 1, de chebyshev 2 ou elliptique. En choisissant le type du filtre à concevoir, on devra donner les paramètres du filtre choisi.

Remarque:

pour chaque choix, il peut y avoir quelque paramètres non actif, par exemple, pour le filtre passe bas ou passe haut la fréquence de coupure F_{c2} n'est pas active. (voir figure 20)

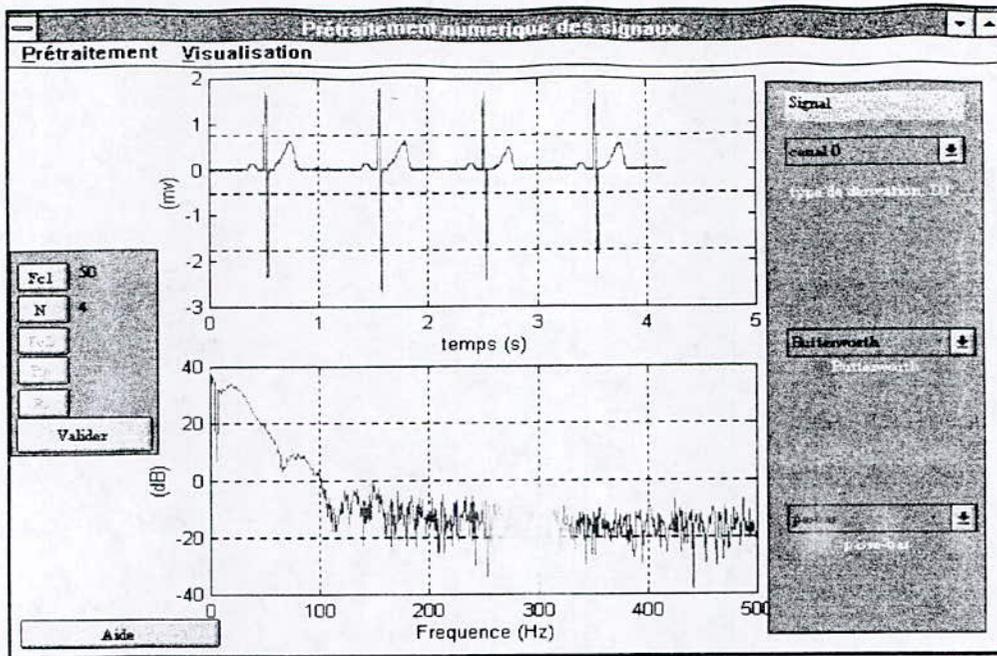


Figure 20: Conception d'un filtre.

Après le choix du type, de la méthode et des paramètres du filtre à concevoir, l'utilisateur en validant obtient sur une figure le tracé de la fonction de transfert en amplitude et en phase du filtre conçu. (Voir figure 21).

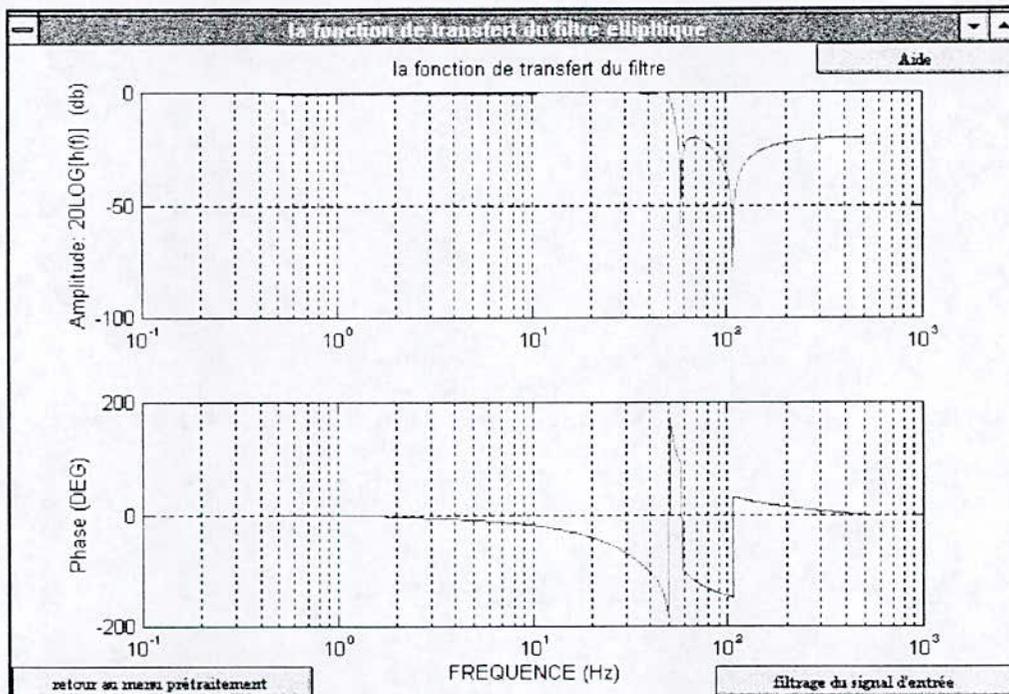


Figure 21: Fonction de transfert du filtre conçu. Ici, filtre elliptique passe bas .

En validant le bouton « filtrage du signal d'entrée », l'utilisateur obtient sur une nouvelle fenêtre le tracé du signal filtré et non filtré par ce filtre. (Voir figure 22).

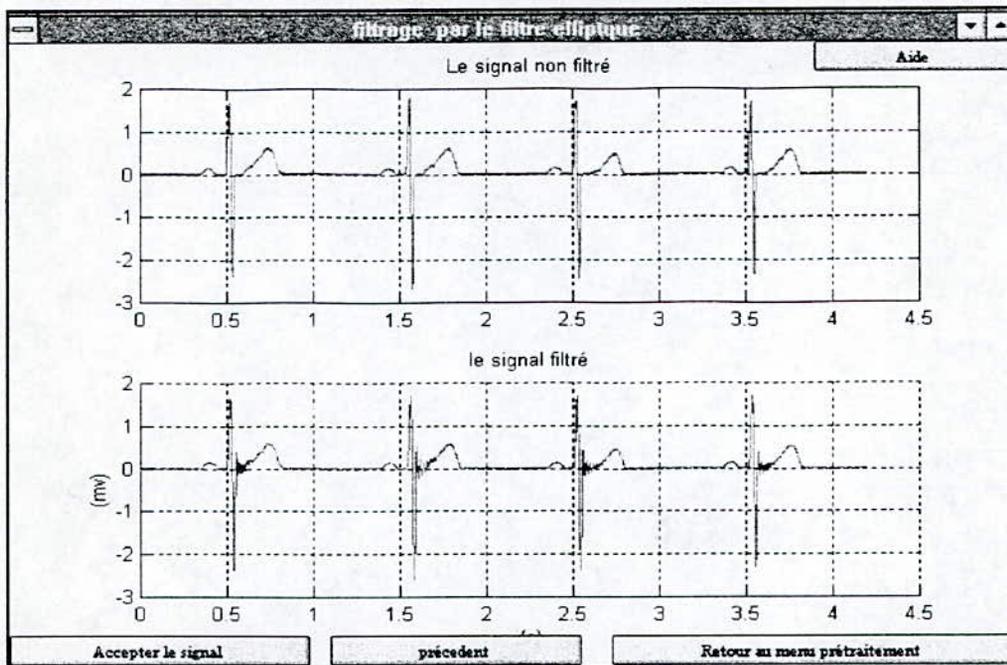


Figure 22: Filtrage du signal d'entrée par le filtre conçu.

Il est possible de comparer les signaux filtrés par les quatre méthodes de filtrage, grâce à la commande « comparaison des signaux ». (voir figure 23).

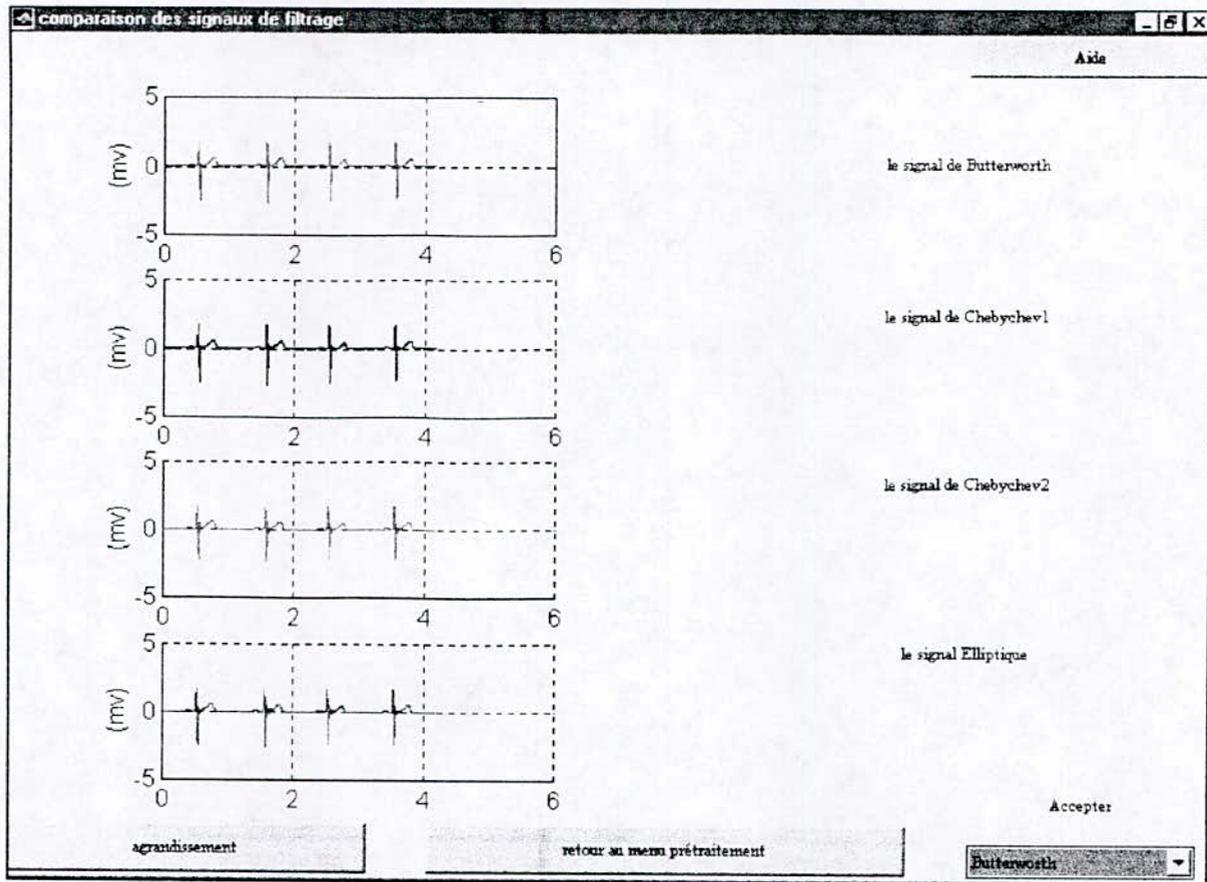
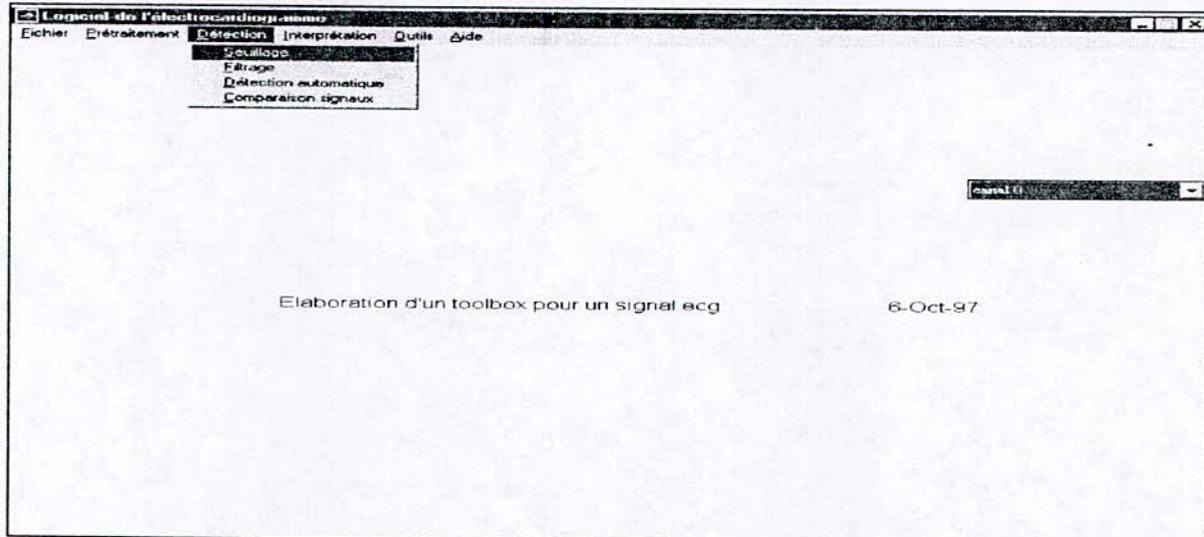


Figure 23: Comparaison des signaux filtré par le filtre de Butterworth, le filtre de Chebyshev 1, de Chebyshev 2 et par le filtre elliptique.

3- DETECTION:



Ce sous menu contient toutes les commandes qui exécutent les méthodes de détection du complexe QRS étudié au chapitre 3.

Le choix de l'une des commandes permet l'exécution des programmes correspondants. Donc elle permet de détecter les complexes QRS du signal d'entrée pour les douze dérives, l'une après l'autre, et trace le signal obtenu. (Voir les figures 24, 25 et 26).

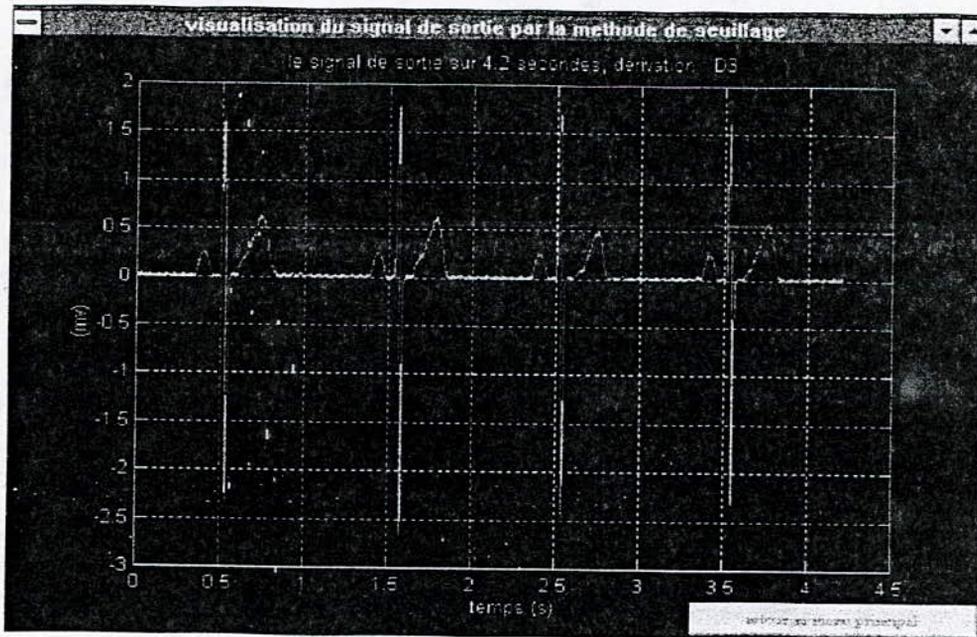


Figure 24: Signal de sortie par la méthode de seuillage. Ici, la dérivation D3.

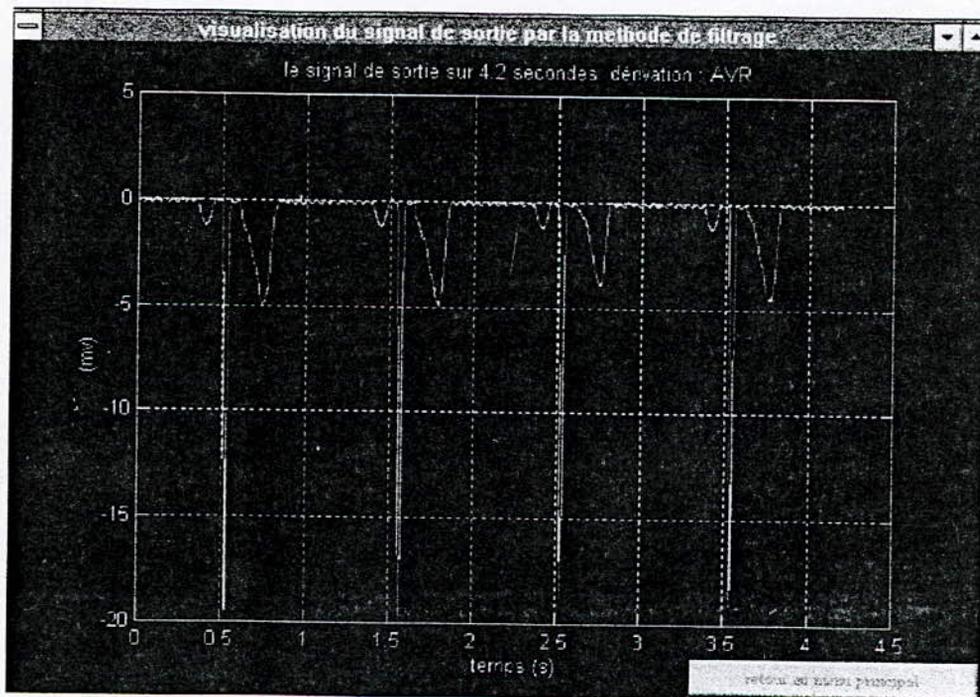


Figure 25: Signal de sortie par la méthode de filtrage. Ici, la dérivation AVR.

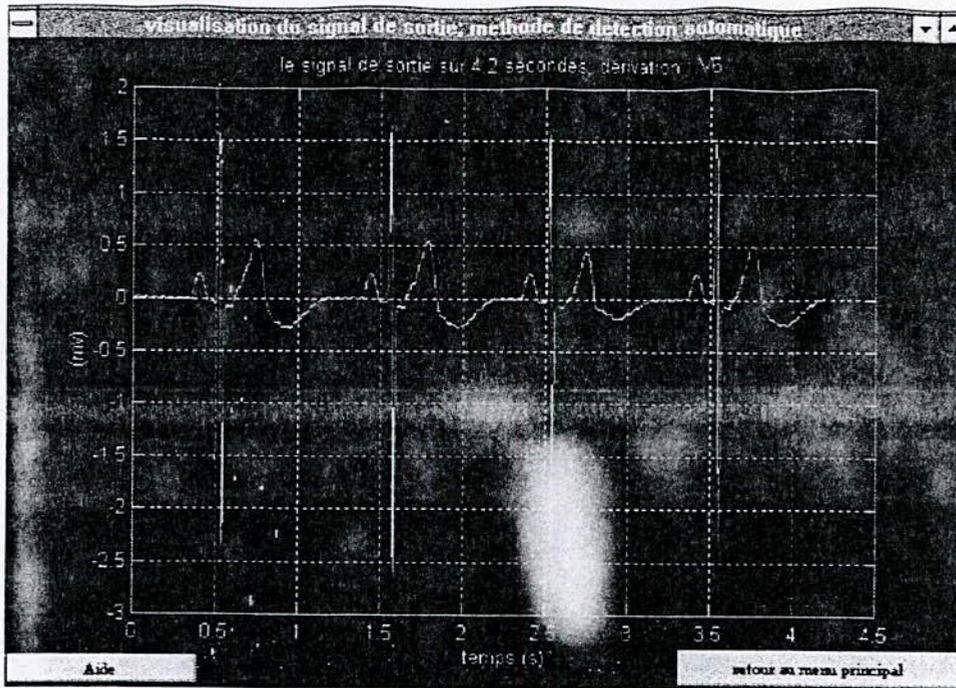


Figure 26: Signal de sortie par la méthode de détection automatique. Ici, dérivation V6.

On peut comparer les trois signaux de sorties pour chaque dérivation, et ceci grâce à la commande « comparaison des signaux ». (voir figure 27 et 28).

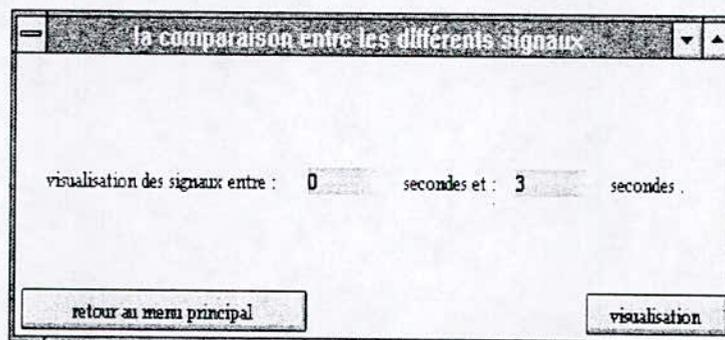


Figure 27: Choix du temps de visualisation.

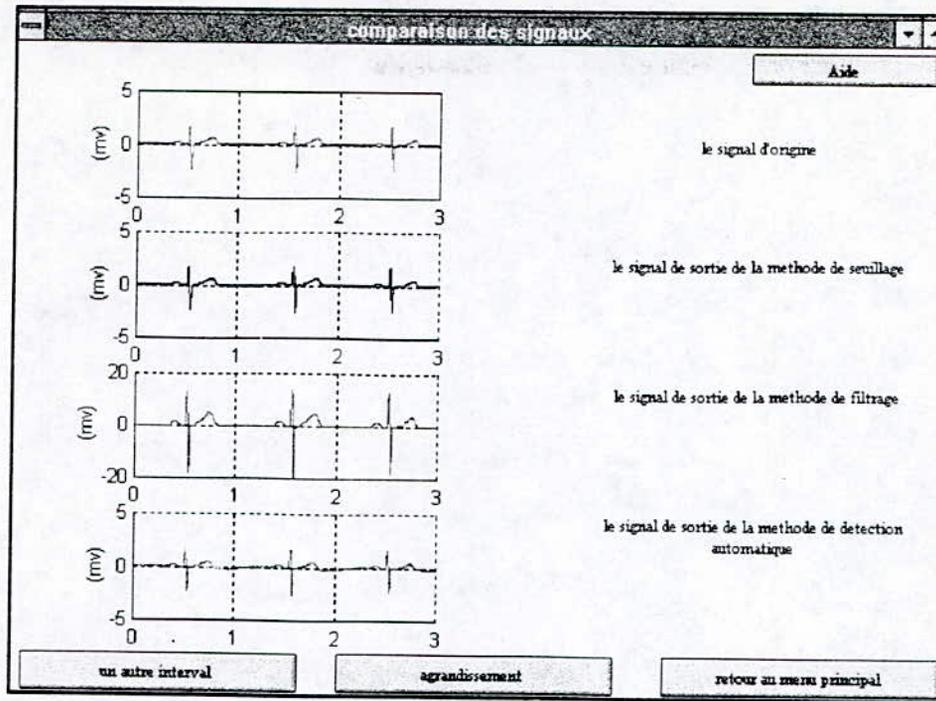


Figure 28: Visualisation des signaux de sortie des trois méthodes de détection ainsi que le signal d'entrée.

Après utilisation de chacune des méthodes de détection, un bouton portant le nom de la méthode apparaît en bas de la figure correspondant au menu principal. Et ceci permet de visualiser le signal de sortie de chaque méthode, pour une dérivation choisie. (Voir figure 29)

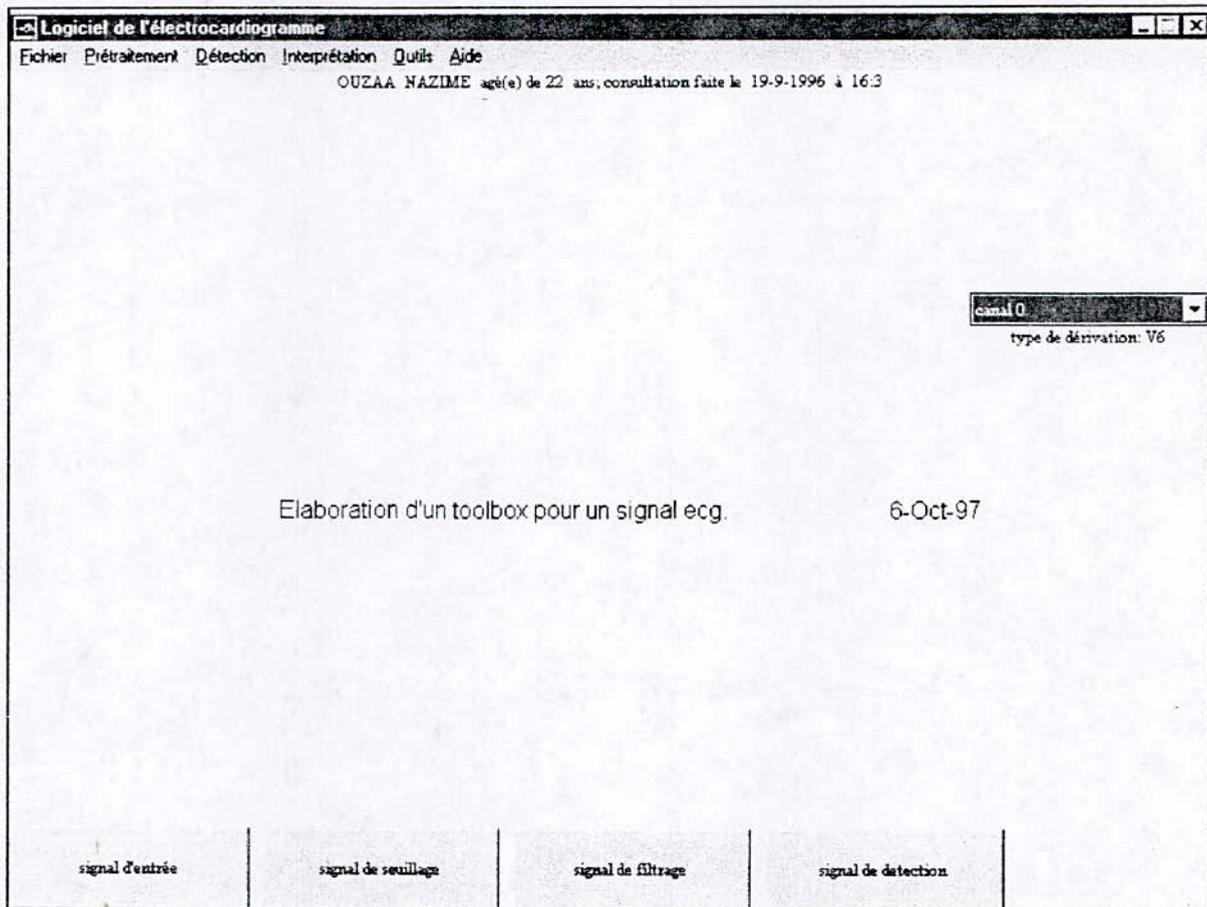


Figure 29: Figure du menu principal après exécution des méthodes de détection.

TRES IMPORTANT:

Dans toutes les figures contenant le tracé d'un signal, ou d'un spectre d'un filtre, une option très importante est disponible. Cette option est la commande « ZOOM ».

Nous la montrerons dans la fenêtre suivante, après son utilisation sur la figure 12.

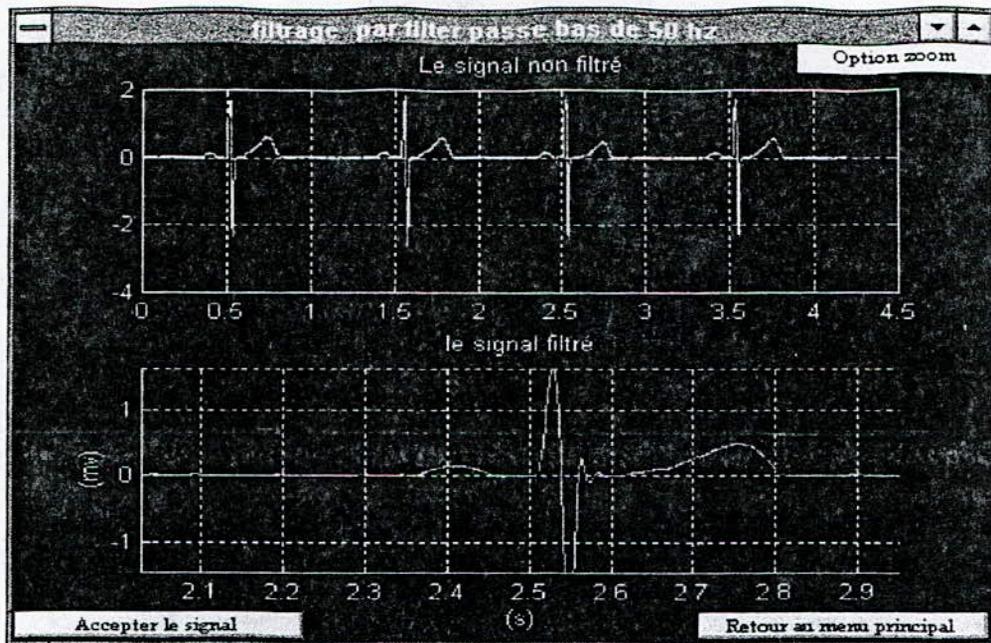
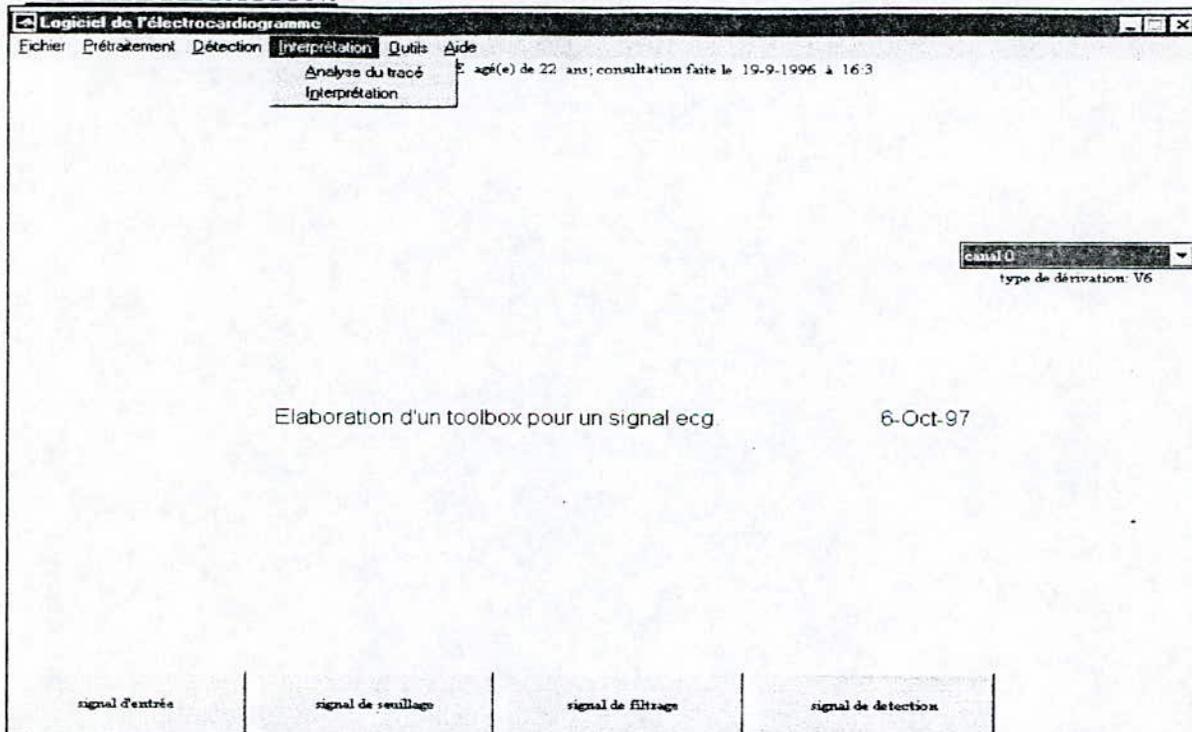


Figure 30: Exemple d'utilisation de l'option « ZOOM ».

4- INTERPRETATION:



ce sous menu contient deux commandes. La première calcule les paramètres du signal et les affiche sur une fenêtre. (Voir figure 31). La deuxième quant à elle, elle fait l'étape finale, c'est à dire affiche les anomalies du rythme, et ceci en comparant les résultats obtenus aux paramètres idéales d'un cycle parfait. (Voir figure 32).

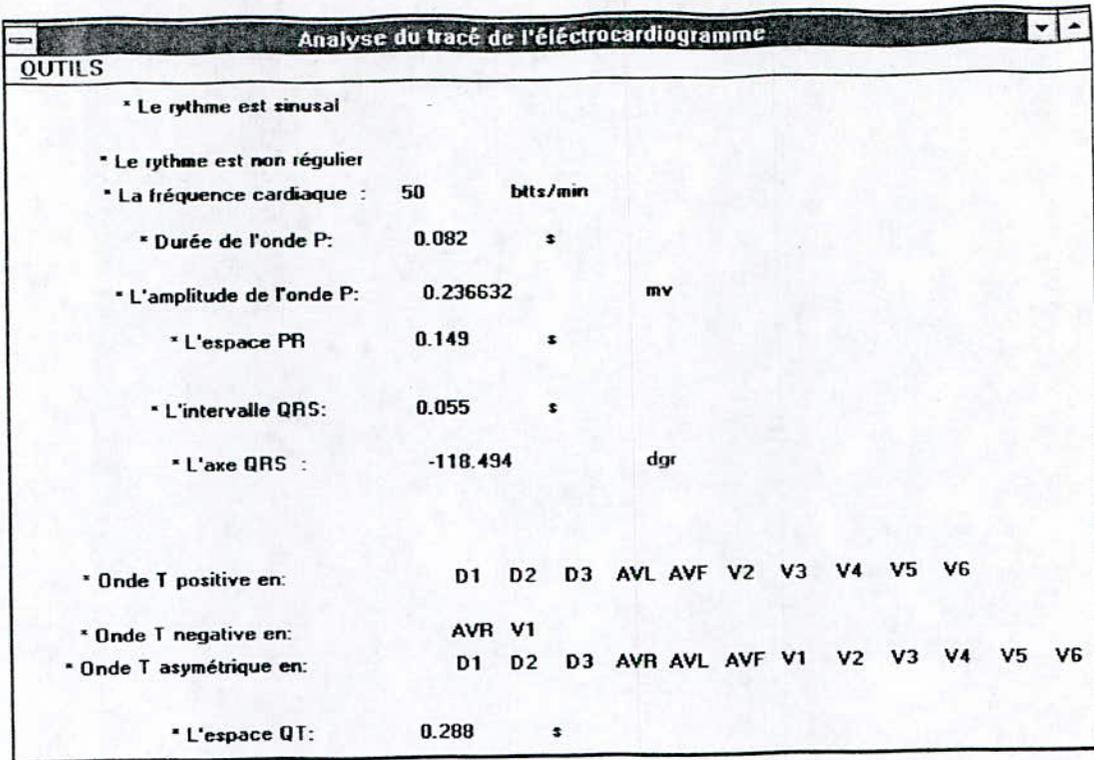


Figure 31: Calcul des paramètres du cycle du patient.

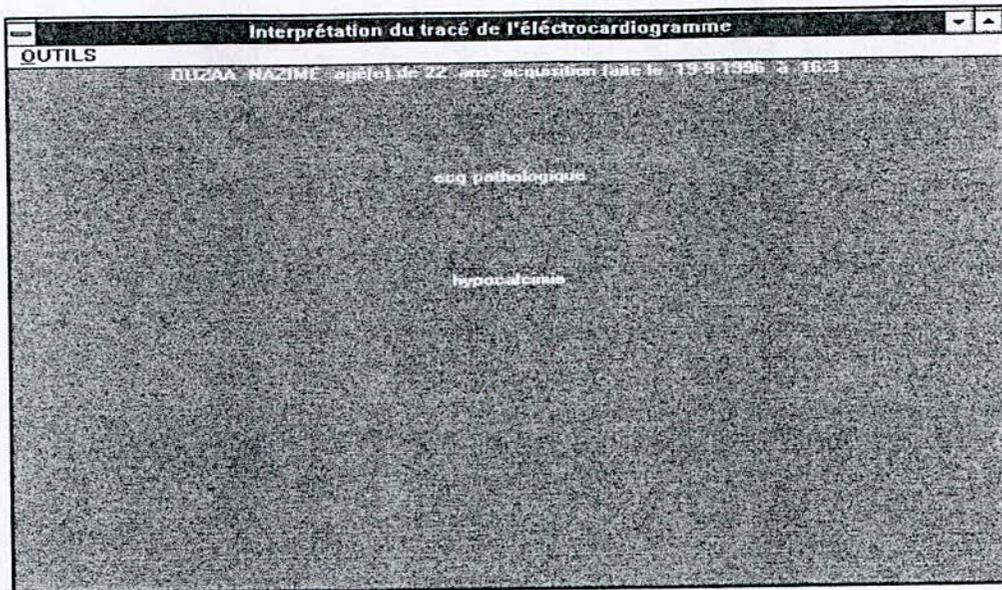


Figure 32: Interprétations des résultats après affichage des paramètres;

5- OUTILS:

Ce sous menu est destiné essentiellement aux étudiants voulant poursuivre ce travail. Il permet à son utilisateur de rajouter n'importe quel programme sous MATLAB. simplement en faisant sa lecture, et ceci va permettre de créer automatiquement un sous menu ou commande correspondant au nom de ce programme. Quant à son exécution, il suffit de valider la commande créée.

Les commandes que contient ce sous menu sont illustrées sur la figure 33.

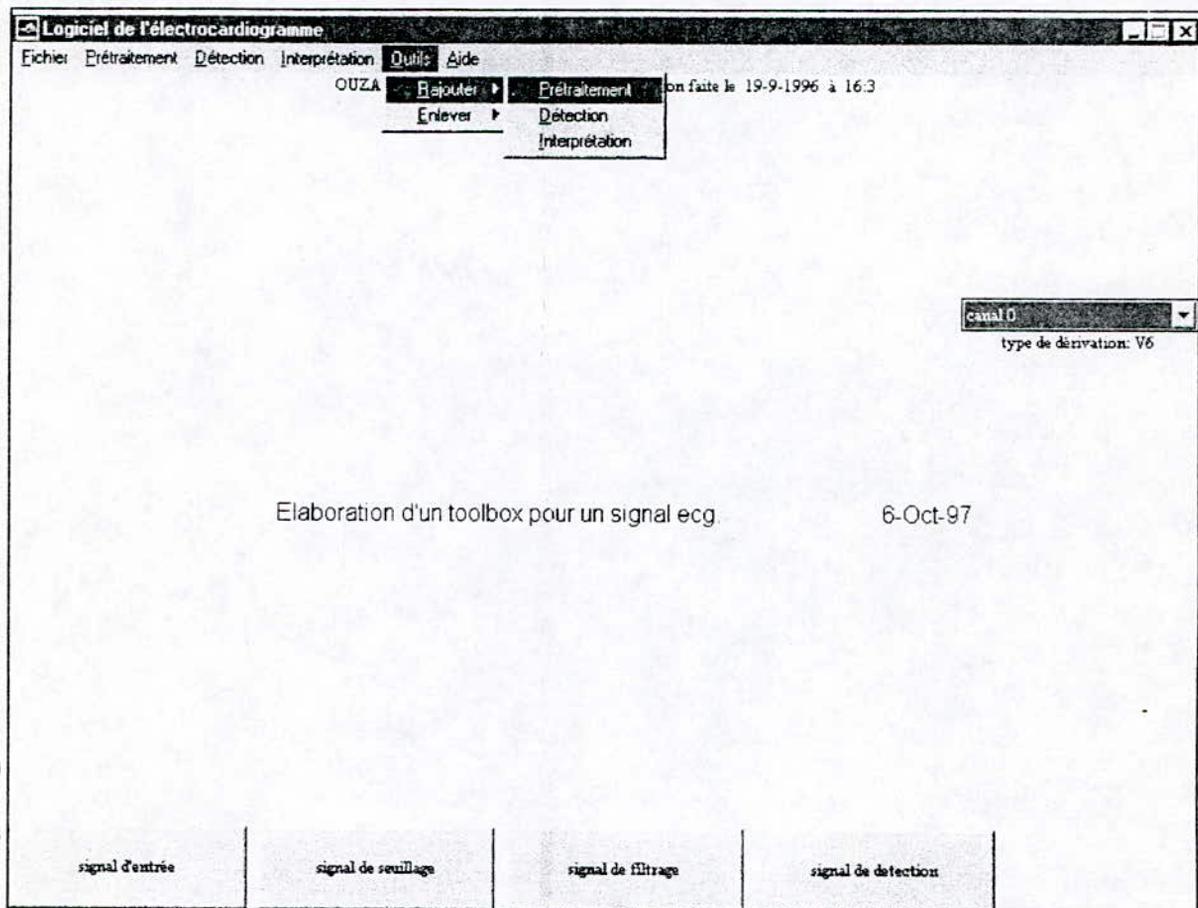


Figure 33: Le sous menu Outils, ses commandes et ses sous commandes.

L'exécution de l'une des commandes, par exemple « ajouter » permet l'affichage de la figure suivante: (voir figure 34).

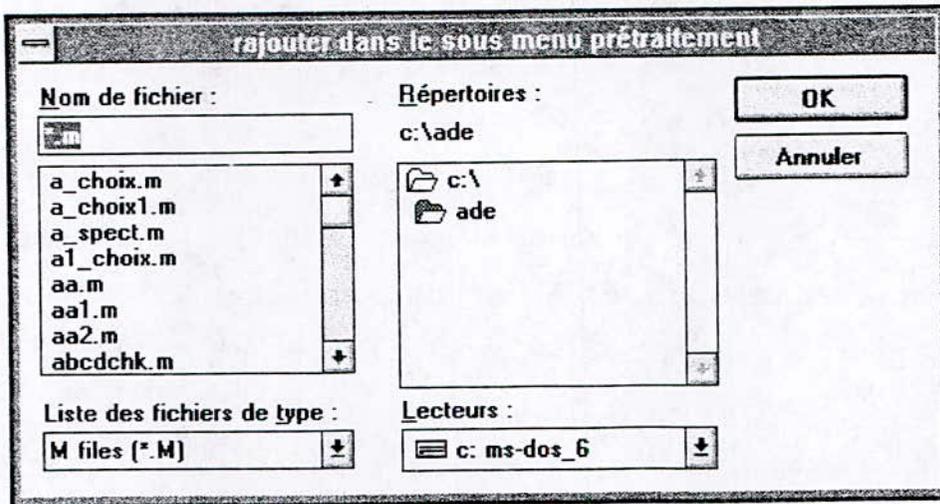


Figure 34: Exécution de la commande « Ajouter ».

Cette figure, permet à son utilisateur de rajouter à l'un des sous menus existant une commande. Cette dernière, en la validant, exécute le programme dont nous donnons le nom dans la figure précédentes.

Pour donner un nom à cette commande, nous avons rajouter la fenêtre suivante, qui appelle l'utilisateur à donner ce nom.

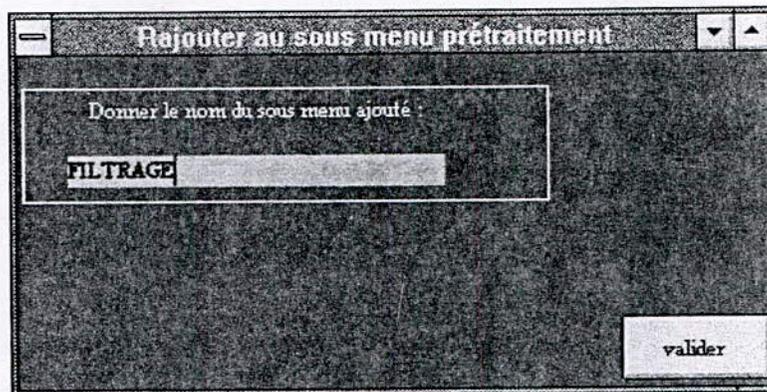
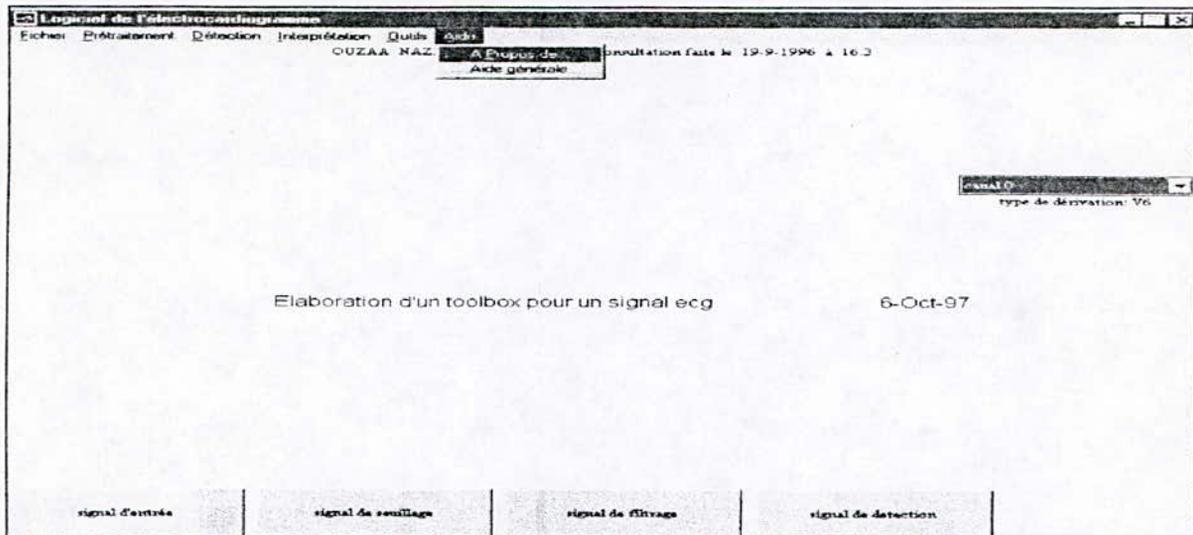


Figure 35: Fenêtre permettant de nommer la commande à ajouter.

Remarque:

C'est la même figure qui apparaît lors de la validation de la commande « enlever ».

6- AIDE :



Ce menu va permettre à son utilisateur, de lui donner un aperçu général, sur le menu principal et ses sous menu; ainsi que la commande « Zoom ».

il contient deux commandes, à savoir « A propos de » et « aide générale ». la validation de la première commande permet d'afficher la figure suivante:

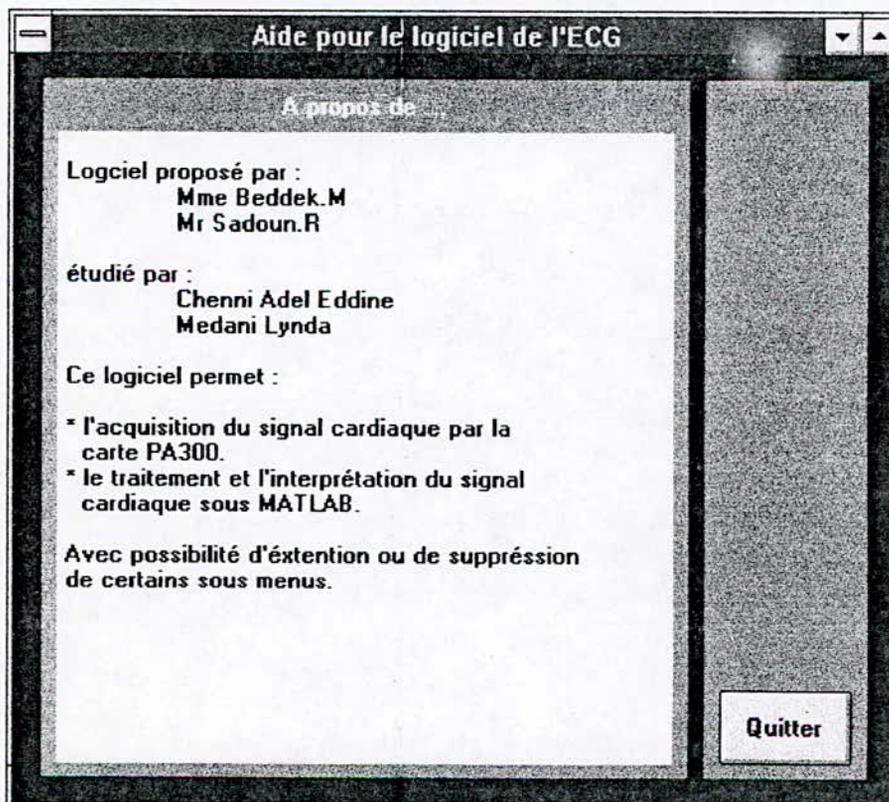


Figure 36 : Fenêtre Donnant un aperçu général sur le logiciel.

La validation de la commande « aide général » permet de donner la liste des commande possédant une aide, la fenêtre qui apparaît sur l'écran est la suivante:

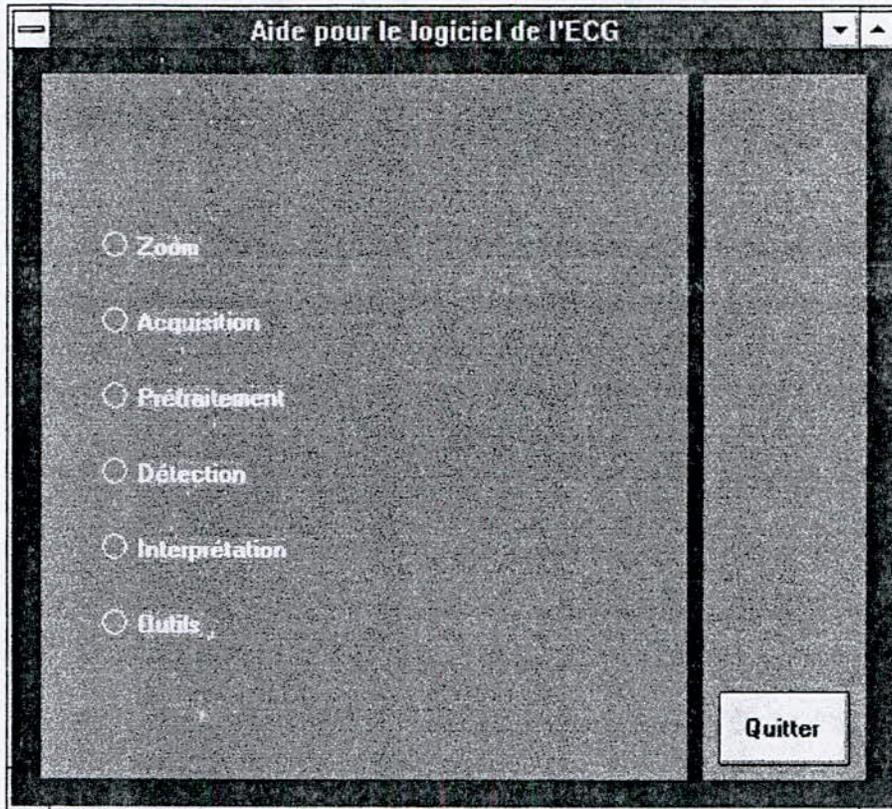


Figure 37 : Figure donnant les commande ayant une aide .

CONCLUSION:

A la fin de notre étude, nous avons présenté le logiciel que nous avons conçu. Son intérêt essentiel est de faciliter aux médecins, en particulier, aux cardiologues leur travail. -

En l'exécutant, nous avons observé quelque remarques, que nous citerons:

Nous remarquons que la méthode de seuillage ne pourra pas être appliquée à la dérivation AVR, car, pour cette dernière, le signal cardiaque est inversé. Par contre, la méthode de détection automatique est plus lente que les deux autres.

Nous remarquons aussi, que nous avons obtenu les mêmes résultats pour les trois méthodes concernant la détection des complexes QRS.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE:

Notre étude a consisté à acquérir, traiter et interpréter le signal cardiaque et ceci dans le but de fournir aux praticiens un outil susceptible de leur faciliter la détection de certaines pathologies cardio-vasculaires.

Concernant l'acquisition, la carte de conversion analogique numérique PA 300 a été utilisée. La communication entre les processus d'acquisition a nécessité l'utilisation des DDE. Le traitement, lui, a été fait avec trois méthodes différentes dont la première ne s'avère pas intéressante dans le cas du déplacement de la ligne isoélectrique et ne peut pas être appliquée au type de dérivation AVR, la seconde utilise des filtres possédant une amplification non linéaire d'où la difficulté du calcul des amplitudes de notre signal après filtrage. Quant à la dernière son désavantage est le fait qu'elle est lente par rapport aux deux autres.

Cependant, malgré ces inconvénients, chacune des méthodes apporte une information supplémentaire, la première assure l'élimination de tout les artefacts; la deuxième permet le calcul avec précision des intervalles suivants : la durée de l'onde P, l'espace PR, l'intervalle QRS et l'espace QT. Et la dernière permet le calcul des différentes amplitudes. D'où nous concluons que pour l'analyse et l'interprétation du signal cardiaque, ces trois méthodes s'avèrent complémentaires.

Le logiciel proposé facilite, par le sous menu 'outils' l'inclusion de nouvelles méthodes, le changement des anciennes méthodes ou tout simplement, l'ajout de fonctionnalités supposées intéressantes pour l'utilisateur.

Dans le cadre d'une extension future de ce travail, nous proposons:

- l'implémentation de nouvelles méthodes, permettant la détection des complexes QRS.
- l'implémentation de nouvelles méthodes, permettant la détection d'autres anomalies cardiaques.
- l'amélioration du logiciel, en ajoutant de nouvelles méthodes de prétraitement.

ANNEXE 1

ANNEXE 1

Dans cette annexe, nous présenterons les fonctions de MATLAB que nous avons utilisées:

I- Fonctions utilisées disponibles:

1. ABS : [13]

Thème : valeur absolue.

Synoptique : $y=ABS(x)$.

Description : $ABS(x)$ est la valeur absolue des éléments du vecteur x . Si x est un complexe, $ABS(x)$ est l'amplitude des éléments de x .

2. ALL : [13]

Thème : test de tout les éléments d'un vecteurs.

Synoptique : $y=ALL(x)$.

Description: $ALL(x)$ est égal à 1 si tout les éléments du vecteur sont non nuls. Sinon il est égal à 0. Pour les matrices, $ALL(x)$ opère sur les colonnes de x comme pour les vecteurs.

3. ANY : [13]

thème : test de chaque élément d'un vecteur.

Synoptique : $y=ANY(x)$.

Description : $ANY(x)$ est égal à 1 si aucun élément du vecteur x n'est nul. Sinon il est égal à 0. Pour les matrices, $ANY(x)$ opère sur chaque colonne comme pour les vecteur.

4. BREAK : [13]

thème : sort de la boucle FOR ou WHILE.

Synoptique : BREAK

5. BUTTER : [14]

thème : filtre numérique de Butterworth.

Synoptique : $[b, a] = \text{BUTTER} (n, W_n) \dots \dots \dots (1)$

$[b, a] = \text{BUTTER} (n, W_n, \text{'ftype'}) \dots \dots \dots (2)$

ftype peut être high (haut) ou stop (rejecteur).

Description : butter désigne un filtre numérique de butterworth. Il peut être un filtre passe-bas, passe-bande, passe-haut ou rejecteur.

n désigne l'ordre du filtre

L'écriture selon la relation (1) désigne un filtre passe-bas ou passe-bande, suivant que W_n est égal à une ou deux valeurs. W_n est donnée par la relation suivante:

$$W_n = 2 f_c / f_e$$

avec :

f_c : fréquence de coupure du filtre.

f_e : fréquence d'échantillonnage du signal à filtrer.

L'écriture en selon la relation (2) désigne un filtre passe-haut si ftype est high ou rejecteur si ftype est égal à stop.

6. CHEBY1 : [14]

thème : filtre numérique de chebyshev du type 1.

Synoptique : $[b, a] = \text{CHEBY1} (n, R_p, W_n) \dots \dots \dots (1)$

$[b, a] = \text{CHEBY1} (n, R_p, W_n, \text{'ftype'}) \dots \dots \dots (2)$

ftype peut être high (haut) ou stop (rejecteur).

Description : cheby1 désigne un filtre numérique de chebyshev du type 1. Il peut être un filtre passe-bas, passe-bande, passe-haut ou rejecteur.

n désigne l'ordre du filtre.

L'écriture selon la relation (1) désigne un filtre passe-bas ou passe-bande, suivant que W_n est égal à une ou deux valeurs. W_n est donnée par la relation suivante:

$$W_n = 2 f_c / f_e$$

avec :

f_c : fréquence de coupure du filtre.

f_e : fréquence d'échantillonnage du signal à filtrer.

L'écriture en selon la relation (2) désigne un filtre passe haut si f_{type} est high ou rejecteur si f_{type} est égal à stop.

7. CHEBY2 : [14]

thème : filtre numérique de chebyshev du type 2.

Synoptique : $[b, a] = \text{CHEBY2}(n, r, W_n)$ (3)

$[b, a] = \text{CHEBY2}(n, r, W_n, 'f_{type}')$ (4)

f_{type} peut être high (haut) ou stop (rejecteur).

Description : cheby2 désigne un filtre numérique de chebyshev du type 2. Il peut être un filtre passe-bas, passe-bande, passe-haut ou rejecteur.

n désigne l'ordre du filtre.

L'écriture selon la relation (3) désigne un filtre passe-bas ou passe-bande, suivant que W_n est égal à une ou à deux valeurs. W_n est donnée par la relation suivante:

$$W_n = 2 f_c / f_e$$

avec :

f_c : fréquence de coupure du filtre.

f_e : fréquence d'échantillonnage du signal à filtrer.

r : est l'atténuation du lobe secondaire par rapport au lobe principal en décibels.

L'écriture en selon la relation (4) désigne un filtre passe haut si f_{type} est high ou rejecteur si f_{type} est égal à stop.

8. CUMSUM : [13]

thème : la sommation cumulative.

Synoptique: $y = \text{cumsum}(x)$.

Description: La sommation cumulative d'un vecteur donné x , peut être calculer par la commande cumsum.

9. ELLIP: [14]

thème : filtre numérique elliptique.

Synoptique : $[b, a] = \text{ELLIP} (n, R_p, R_s, W_n)$ (1)

$[b, a] = \text{ELLIP} (n, R_p, R_s, W_n, \text{'ftype'})$ (2)

ftype peut être high (haut) ou stop (rejeteur).

Description : ellip désigne un filtre numérique elliptique. Il peut être un filtre passe-bas, passe-bande, passe-haut ou rejeteur.

n désigne l'ordre du filtre.

L'écriture selon la relation (1) désigne un filtre passe-bas ou passe-bande, suivant que W_n est égal à une ou à deux valeurs. W_n est donnée par la relation suivante:

$$W_n = 2 f_c / f_e$$

avec :

f_c : fréquence de coupure du filtre.

f_e : fréquence d'échantillonnage du signal à filtrer.

L'écriture en selon la relation (2) désigne un filtre passe haut si ftype est high ou rejeteur si ftype est égal à stop.

La figure suivante illustre les paramètres utilisés pour les différents filtres:

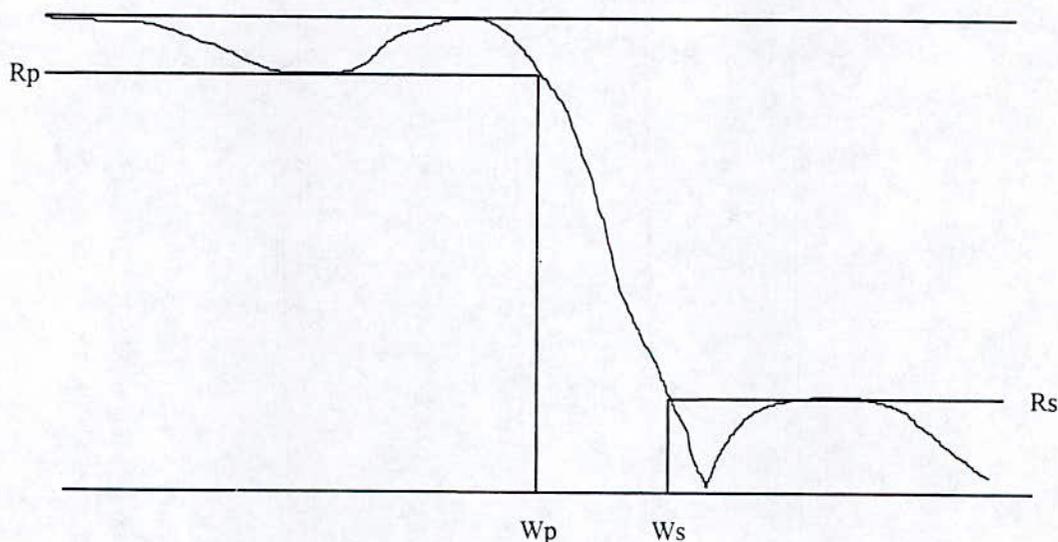


Figure 1: signification des caractéristiques des filtre utilisé.

10. FILTER : [14]

thème : filtrage numérique 2.

Synoptique : $y = \text{FILTER}(b, a, x)$ (1)

$[y, zf] = \text{FILTER}(b, a, x, zi)$ (2)

Description : FILTER, filtre le signal x en utilisant un filtre numérique.

la première relation filtre le signal x avec le filtre décrit par les coefficients des vecteurs a et b, et ceci pour créer le vecteur de données filtré y.

L'opération qu'effectue la commande FILTER est décrite dans le domaine temporel par l'équation:

$$y(n) = b(1)x(n) + b(2)x(n-1) + \dots + b(nb+1)x(n-nb) \\ - a(2)y(n-1) - \dots - a(na+1)y(n-na).$$

Une équivalente représentation à cette équation dans le domaine fréquentiel ou en utilisant la transformée en z:

$$Y(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(nb+1)z^{-nb}}{1 + a(2)z^{-1} + \dots + a(na+1)z^{-na}} X(z)$$

Si $a(1) \neq 1$, les coefficients du filtre peuvent être normalisés par $a(1)$.

La deuxième relation permet de donner les dernières valeurs de ce filtrage.

11. FIX : [13]

Thème : Le calcul de la partie entière d'un nombre réel.

Synoptique : $y = \text{FIX}(x)$.

Description : La commande FIX(x), prend la valeur entière du réel x et élimine la partie décimale.

12. FFT : [14]

Thème : La transformée de Fourier discrète.

Synoptique : $y = \text{FFT}(x)$.

$y = \text{FFT}(x, N)$.

Description : FFT(x) est la transformée de Fourier discrète du vecteur x

FFT(x, N) c'est les N points de la FFT de x.

Si x est une matrice la FFT est appliquée à chaque colonne de la matrice x.

13. FREQZ : [14]

Thème : Réponse fréquentielle d'un filtre numérique.

Synoptique: [h , w] = FREQZ (b , a , n).

Description: Cette relation de n points donne la réponse fréquentielle complexes d'un filtre numérique, suivant l'équation :

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(nb + 1)z^{-nb}}{a(1) + a(2)z^{-1} + \dots + a(na + 1)z^{-na}}$$

En donnant les valeurs des coefficients du numérateur et du dénominateur dans les vecteur a et b. Cette commande met, dans h, la réponse fréquentielle complexe, et dans w, les vecteur contenant les valeurs des n point de la fréquence. Il est préférable de choisir n, de tel façon qu'il soit un nombre de la puissance de 2, car cette opération utilise la FFT.

14. MAX : [13]

Thème : Le calcul de l'élément maximal d'un vecteur x .

Synoptique: y = MAX(x).

[y , i] = MAX(x) .

Description: y = MAX(x), y est donc le plus grand élément du vecteur x .

[y , i] = MAX(x), y est donc le plus grand élément du vecteur x et i est l'indice du plus grand élément du vecteur x .

15. MIN : [13]

Thème : Le calcul de élément minimal d'un vecteur x .

Synoptique: y = MIN(x).

[y , i] = MIN(x) .

Description: y = MIN(x), y est donc le plus petit élément du vecteur x .

[y , i] = MIN(x), y est donc le plus petit élément du vecteur x et i est l'indice du plus petit élément du vecteur x .

II- Fonctions utilisées réalisées:

16. PB50 :

Thème : visualisation de la fonction de transfert d'un filtre passe bas de fréquence de coupure 50 Hz.

Synoptique: PB50(x)

Description: PB50(x), permet de visualiser la fonction de transfert d'un filtre passe bas de fréquence de coupure 50 Hz. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre filtrant signal x.

17. PB50_1 :

Thème : filtrage d'un signal par un filtre passe bas de fréquence de coupure 50 Hz, et visualisation de ce signal avant et après filtrage.

Synoptique: PB50_1(x)

Description: PB50_1(x), permet de filtrer le signal x par un filtre passe bas de fréquence de coupure 50 Hz, et la visualisation de ce signal avant et après filtrage. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre permettant de remplacer les valeurs du signal x par les valeurs du signal filtré.

18. PB100 :

Thème : visualisation de la fonction de transfert d'un filtre passe bas de fréquence de coupure 100 Hz.

Synoptique: PB100(x)

Description: PB100(x), permet de visualiser la fonction de transfert d'un filtre passe bas de fréquence de coupure 100 Hz. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre filtrant signal x.

19. PB100 1 :

Thème : filtrage d'un signal par un filtre passe bas de fréquence de coupure 100 Hz, et visualisation de ce signal avant et après filtrage.

Synoptique: PB100_1(x)

Description: PB100_1(x), permet de filtrer le signal x par un filtre passe bas de fréquence de coupure 100 Hz, et la visualisation de ce signal avant et après filtrage. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre permettant de remplacer les valeurs du signal x par les valeurs du signal filtré.

20. PH01 :

Thème : visualisation de la fonction de transfert d'un filtre passe haut de fréquence de coupure 0.1 Hz (élimination des artefacts dus à la respiration).

Synoptique: PH01(x)

Description: PH01(x), permet de visualiser la fonction de transfert d'un filtre passe haut de fréquence de coupure 0.1 Hz. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre filtrant signal x.

21. PB01 1 :

Thème : filtrage d'un signal par un filtre passe haut de fréquence de coupure 0.1 Hz, et visualisation de ce signal avant et après filtrage.

Synoptique: PH01_1(x)

Description: PH01_1(x), permet de filtrer le signal x par un filtre passe haut de fréquence de coupure 0.1 Hz, et la visualisation de ce signal avant et après filtrage. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le

retour au menu principal et l'autre permettant de remplacer les valeurs du signal x par les valeurs du signal filtré.

22. A SPECT :

Thème : La variation de l'amplitude d'un signal cardiaque dans le domaine fréquentiel.

Synoptique: A_SPECT(x)

Description: A_SPECT(x), permet la visualisation de la variation de l'amplitude d'un signal cardiaque dans le domaine fréquentiel. Avec la possibilité de faire un zoom. Un boutons poussoirs existe, qui permet le retour au menu principal.

23. CHFILT :

Thème : introduire les vecteurs a et b d'un filtre choisi.

Synoptique: CHFILT

Description: CHFILT, permet d'introduire les vecteurs a et b d'un filtre choisi. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre permettant de visualiser la fonction de transfert du filtre choisi.

24. CHFILT1 :

Thème : visualisation de la fonction de transfert d'un filtre choisi (après l'introduction des vecteurs a et b par CHFILT).

Synoptique: CHFILT1(x)

Description: CHFILT1(x), permet la visualisation de la fonction de transfert d'un filtre choisi. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre permettant de filtrer le signal x .

25. CHFILT2 :

Thème : filtrage d'un signal par un filtre choisi, et visualisation de ce signal avant et après filtrage.

Synoptique: CHFILT2(x)

Description: CHFILT2(x), permet de filtrer le signal x par un filtre choisi et la visualisation de ce signal avant et après filtrage. Avec la possibilité de faire un zoom. Deux boutons poussoirs existent, l'un permettant le retour au menu principal et l'autre permettant de remplacer les valeurs du signal x par les valeurs du signal filtré.

26. TRAITE :

Thème : conception d'un filtre recurssif (Butterworth, Chebychev1, Chebychev2 ou Elliptique).

Synoptique: TRAITE(x)

Description: TRAITE(x), permet la conception d'un filtre recurssif (Butterworth, Chebychev1, Chebychev2 ou Elliptique), visualisation du signal, visualisation de la variation de l'amplitude en fonction de la fréquence, visualisation de la fonction de trasfert du filtre conçu et le filtrage du signal. Avec la possibilité de faire un zoom et la possibilité de remplacer les valeurs du signal x par les valeurs du signal filtré.

27. ECG :

Thème : toolbox pour un ECG (menu principal).

Synoptique: ECG

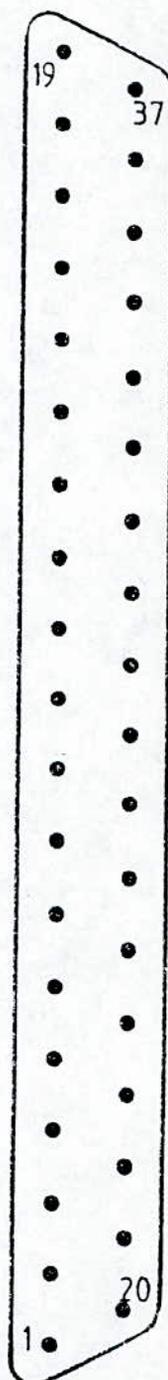
Description: ECG, est un toolbox réaliser pour l'acquisition, le Traitement et l'interprétation du signal cardiaque, avec la possibilité de faire une extension dans les sous menus existant.

ANNEXE 2

ANNEXE 2

Brochage du connecteur périphérique

Broche	Entrées simples	Entrées différentielles	
1	(+) Voie 8	(-) Voie 0	
2	(+) Voie 9	(-) Voie 1	
3	(+) Voie 10	(-) Voie 2	
4	(+) Voie 11	(-) Voie 3	
5	(+) Voie 15	(-) Voie 7	
6	(+) Voie 14	(-) Voie 6	
7	(+) Voie 13	(-) Voie 5	
8	(+) Voie 12	(-) Voie 4	
10	(-) Voie 8	ANALOG GROUND	
11	(-) Voie 9		
12	(-) Voie 10		
13	(-) Voie 11		
14	(-) Voie 12		
15	(-) Voie 13		
16	(-) Voie 14		
17	(-) Voie 15		
18	(-) Voie 7	Sortie logique 0	
19	Sortie logique 0		
20	(-) Voie 0		(+) Voie 0
21	(-) Voie 1		(+) Voie 1
22	(-) Voie 2		(+) Voie 2
23	(-) Voie 3		(+) Voie 3
24	(-) Voie 7		(+) Voie 7
25	(-) Voie 6		(+) Voie 6
26	(-) Voie 5	(+) Voie 5	
27	(-) Voie 4	(+) Voie 4	
29	(-) Voie 0	" "	
30	(-) Voie 1	" "	
31	(-) Voie 2	" "	
32	(-) Voie 3	" "	
33	(-) Voie 4	" "	
34	(-) Voie 5	" "	
35	(-) Voie 6	" "	
36	DIGITAL GROUND	DIGITAL GROUND	
37	Sortie logique 1	Sortie logique 1	



ANNEXE 3

ANNEXE 3

• **STRUCTURE DU LOGICIEL :**

Le logiciel réalisé a été élaboré en langage MATLAB pour plusieurs raisons que nous avons évoquées précédemment. Ce logiciel est commandé par un programme principal qui fait appel à d'autres programmes permettant l'acquisition, le traitement et l'interprétation du signal cardiaque ainsi qu'aux programmes qui géreront la base de donnée.

1. **Programme principal :**

Le programme principal réalise la fonction de commande. Il représente ainsi, le menu principal. En faisant appel à ce logiciel, il y aura, en premier lieu chargement de certains fichiers que nous appellerons 'fichiers variables'. Ces fichiers contiennent des informations qui vont être exploitées par notre logiciel. Ces informations sont:

- Les noms des trois derniers fichiers de malades, lus par ce logiciel.
- Les noms des éléments et des programmes ajoutés dans les sous menus par l'utilisateur du logiciel.
- les noms des éléments enlever dans les sous menus par l'utilisateur du logiciel.

En second lieu, le programme principal fera apparaître les sous menus existants et leurs éléments.

2. **Le sous menu fichier :**

Ce menu permettra la lecture, l'effacement, la renomination, et l'enregistrement du fichier traité, ainsi que l'acquisition d'un nouveau signal, les noms du dernier, des deux derniers, ou des trois derniers noms des fichiers lus par ce logiciel, et enfin le moyen de le quitter.

Lecture :

En cliquant sur l'élément lecture, les noms des fichiers existants apparaîtront. En validant un nom, nous aurons :

- che = chemin du fichier validé.
- vnms = nom du fichier validé.
- Effacement des variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom , age, frq , tmv, fact_amp et drv.

- Le nom et le chemin du fichier vont correspondrons ainsi, au dernier nom lu, comme ci-après :

vnms3=vnms2.

vnms2=vnms1.

vnms1=vnms.

che3=che2.

che2=che1.

che1=che.

- Sauvegarde des variables vnms1, vnms2, vnms3, che1, che2, che3.
- Chargement du fichier lu.
- Relance du programme principal sans faire appel aux 'fichiers variables'.

Effacement :

En cliquant sur effacement, les noms des fichiers existants apparaîtrons. Le nom du fichier validé sera effacé par l'instruction 'delete'.

Renomination :

En cliquant sur renommer, les noms des fichiers existants apparaîtrons. En validant un nom, nous aurons :

- Effacement des variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom , age, frq , tmv, fact_amp et drv.
- Chargement du fichier validé.
- Apparition de la fenêtre qui nous permettra d'introduire le nouveau nom et le nouveau chemin du fichier à valider. Après validation, nous aurons :
- La sauvegarde les variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom , age, frq , tmv, fact_amp et drv dans le nouveau chemin et nom du fichier.
- Le relancement du programme principal sans faire appel aux 'fichiers variables'.

Enregistrement :

En cliquant sur enregistrement, les noms des fichiers existants apparaîtrons. En introduisant un nouveau nom et en le validant, les variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom, age, frq, tmv, fact_amp et drv seront sauvegardées dans le nouveau fichier.

Acquisition :

En cliquant sur acquisition, nous aurons :

- Effacement des variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom, age, frq, tmv, fact_amp et drv.
- Programme de l'acquisition qui est sous 'borland pascal', programme qui se lancera et attendra les paramètres d'acquisition.
- Introduction du nom, du prénom et de l'âge du patient :

nom = nom du patient.

pnom = prénom du patient.

age = âge du patient.

dath = fix (clock).

- Introduction du nombre de voix N.
- Introduction du type de dérivation drv.
- Introduction de la fréquence d'échantillonnage frq, du temps de visualisation tmv et du facteur d'amplification fact_amp.
- En validant ces paramètres l'acquisition débutera.

Les trois derniers noms lus :

En lançant le programme principal, il cherchera l'existence ou non des variables vnms1, vnms2 et vnms3. L'existence de ces variables permettra d'afficher leurs noms dans le sous menu fichier. En cliquant sur l'une de ces trois variables, nous aurons :

- Effacement des variables signa, sseui, sdete, sfilt, dath, nom, pnom, age, frq, tmv, fact_amp et drv.
- Chargement du fichier lu.
- Relance du programme principal sans faire appel aux 'fichiers variables'.

Quitter :

En cliquant sur quitter et en validant, le logiciel sera fermé par la simple instruction 'quit'.

3. Le sous menu prétraitement :

Ce menu permettra le prétraitement du signal d'entrée soit en éliminant les bruits de 50 Hz, les artefacts dus à la respiration, soit en éliminant les bruits HF. De même, le prétraitement du signal cardiaque pourra se réaliser en choisissant un filtre ou par la conception d'un filtre (Annexe 1).

4. Le sous menu détection :

Ce menu permettra la détection du complexe QRS par la méthode de seuillage, la méthode de filtrage et la méthode de détection automatique ainsi que la comparaison des différents signaux.

Méthode de seuillage :

En cliquant sur la méthode de seuillage, nous aurons :

- Vérification de l'existence du signal d'entrée.
- Application de l'algorithme de seuillage développé dans le chapitre 3 pour toutes les dérivations.
- Visualisation du signal de sortie de la méthode à la fin du traitement de chaque dérivation.
- A la fin du traitement de la dernière dérivation, un bouton poussoir permettra le retour au menu principal et en cliquant sur celui-ci, le programme principal est relancé sans faire appel aux 'fichiers variables'. Ainsi, un bouton poussoir sera créé dans le menu principal. Ce bouton permettra la visualisation du signal de sortie de cette méthode, à n'importe quel moment.

Le même procédé sera appliqué aux autres méthodes.

Comparaison des signaux:

En cliquant sur ce menu, nous pourrions visualiser les signaux de sorties existants ainsi que le signal d'entrée dans la même figure. Ceci s'effectuera par :

- L'introduction de l'intervalle de visualisation :
 de = début de visualisation
 aa = fin de visualisation
 Si $aa > tmv$ alors $aa = tmv$
- La visualisation des signaux existants.

5. Le sous menu interprétation :

Ce menu permettra le calcul des différents paramètres rentrant dans l'analyse du signal cardiaque ainsi que la détection de certaines pathologies éventuelles.

Analyse du tracé :

L'analyse du tracé va calculer les différents paramètres du signal cardiaque à partir des signaux de sorties des méthodes mentionnées plus haut. En cliquant sur ce sous menu, nous aurons :

- Vérification de l'existence des signaux sseui, sfilt, sdete. Si ces signaux n'existent pas les méthodes de détection seront appliquées automatiquement.
- Calcul des paramètres du signal cardiaque.
- Affichage de ces paramètres avec la possibilité d'impression.

Interprétation du tracé :

L'interprétation du tracé s'effectuera à partir des paramètres calculés et permettra la détection de certaines anomalies existantes. En cliquant sur ce sous menu, nous aurons :

- Vérification si l'ECG est pathologique ou normal.
- Si l'ECG est pathologique, recherche des anomalies. Les anomalies qui peuvent être détectées sont :
 - Extrasystole auriculaire
 - Extrasystole ventriculaire
 - Extrasystole jonctionnelle
 - Tachycardie sinusal
 - Bradycardie sinusal
 - Bloc auriculoventriculaire premier degré
 - Bloc auriculoventriculaire deuxième degré type 1
 - Bloc auriculoventriculaire deuxième degré type 2
 - Bloc auriculoventriculaire deuxième degré type 3
 - Hyperkaliémie
 - Hypercalcémie
 - Hypocalcémie
- Affichage des anomalies détectées avec la possibilité d'impression.

6. Le sous menu outils :

Ce menu permettra d'ajouter ou d'enlever un élément dans les sous menus : prétraitement, détection et interprétation. Ce qui donnera la possibilité aux utilisateurs de ce logiciel de le développer éventuellement.

Rajouter :

Rajouter un élément dans un sous menu se fera de la manière suivante :

- Sélectionner le sous menu dans lequel on veut rajouter un élément.
- Introduire le nom et le chemin du programme.
- Introduire le nom qu'on veut attribuer à cet élément. Ce nom ne doit pas dépasser 22 caractères.
- Sauvegarder ces paramètres dans un fichier. Au lancement du programme principal, ce fichier sera chargé automatiquement.
- Relancer le programme principal sans faire appel aux 'fichiers variables'.

Enlever :

Enlever un élément dans un sous menu se fera de la manière suivante :

- Sélectionner le sous menu dans lequel on veut enlever un élément.
- Introduire le nom de l'élément à enlever.
- Ce nom va être comparé aux noms des éléments existants dans le sous menu sélectionné.
- Si ce nom existe, une valeur nulle lui sera attribuée.
- Sauvegarder la valeur de ce nom dans un fichier. Au lancement du programme principal, ce fichier sera chargé automatiquement.
- Au lancement du programme principal, et arrivé au niveau de cet élément, il y aura une vérification de la valeur du nom de cet élément. Si cette valeur est nulle, cet élément sera ignoré.

ANNEXE 4

ANNEXE 4:

Dans cette annexe, nous allons donner toutes les abréviations utilisées dans ce document:

Age: âge du patient.

Nom: nom du patient

Pnom: prénom du patient

AVR, AVL, AVF: Dérivations unipolaires.

D1, D2, D3 : dérivations bipolaires.

V1, V2, V3, V4, V5, V6 : Dérivations précordiales.

A-V : Noeud sinusal.

N-A : noeud auriculo-ventriculaire.

CAN : conversion analogique/ numérique.

Cmin : Valeur minimale de l'intervalle QR

Cmax : Valeur maximale de l'intervalle QR.

d1: Distance euclidienne entre yb et QRS.

d2: Distance euclidienne entre yb et NQRS.

Dath : Vecteur contenant la date et l'heure de l'acquisition.

Drv : Type de dérivation.

D : Durée moyenne du complexe QRS.

Dc : Durée du complexe QRS détecté.

Dmin : Valeur minimale de la durée du complexe QRS détecté.

Dmax : Valeur maximale de la durée du complexe QRS détecté.

ddp : Différence de potentiel.

DDE : Echange dynamique de données.

DDEML : Dynamic data exchange management library.

ECG : Electrocardiogramme.

Fact_amp : Facteur d'amplification.

Frq : Fréquence d'échantillonnage.

G1 : Fonction de transfert du filtre passe bas de la méthode des seuils.

G2 : Fonction de transfert du filtre dérivateur de la méthode des seuils.
Hd : Fonction de transfert du filtre dérivateur de la méthode de détection automatique.
K , L : Ordre des filtres.
NQRS : Cycle non considéré comme un vrai QRS.
QRS : Cycle considéré comme un bon QRS.
PA300 : Carte utilisée pour la conversion A/N.
PIT : Intervalle de temps programmable.
S1, S2, S3 : Seuils utilisés pour la méthode de seuillage.
Sn : LE n^{ieme} seuil de la méthode de filtrage.
Sdte : Signal de sortie de la méthode de détection automatique.
Sfilt : Signal de sortie de la méthode de filtrage.
Sseui : Signal de sortie de la méthode de seuillage.
Signa : Signal d'entrée.
T : Durée de l'intervalle QR.
Te : Période d'échantillonnage.
tmv : Temps de visualisation.
Vnms1 : Nom du dernier fichier lu.
Vnms2 : Nom de l'avant dernier fichier lu.
Vnms3 : Nom du troisième dernier fichier lu.
Wx : L'énergie du signal .
Yb : Signal de sortie du collecteur d'énergie de la méthode de détection automatique.
Yd : Signal de sortie du dérivateur de la méthode de détection automatique.
Zap : Premier zéro après le maximum correspondant à l'onde Q.
Zav : Premier zéro avant le maximum correspondant à l'onde Q.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Michel Maillet, Histologie générale humaine, Bréal Editeur, 1979.

- [2] C.Lian et J.Vilenski, Savoir interpréter en électrocardiogramme, Editeur librairie Maloine, Paris, 1966.

- [3] J.Herlaut, Comprendre l'E.C.G, Collection Tempo Médical, juin 1984.

- [4] M.Kaoua et M.Tighidet, Etude comparative de l'analyse du signal cardiaque par la transformée de Fourier rapide. transformée des ondelettes, PFE USTHB 1995.

- [5] Dr Yves Degueurce, Le guide de l'externe, Impact Internat, 1992.

- [6] A.Bellil., Etude et réalisation d'un classificateur basé sur la transformation de Walsh pour la détection en temps réel d'anomalies cardiaques, Magistaire USTHB 1989.

- [7] M.A.Chenni et D.T.Chouiter., Etude et réalisation d'une chaîne d'acquisition et de restitution des signaux BF, PFE ENITA, 1990.

- [8] Manuel technique du mode d'emploi de la carte PA300, Appli-data.

- [9] Z.Zaidi et R.Ziane, Contribution à la mise au point d'un logiciel de détection des anomalies cardiaques, PFE USTHB, 1995.

- [10] Frédéric de Coulon, Le traiter d'électricité, d'électronique et d'électrotechnique, Presses polytechniques romandes, 1984.

- [11] Computer and biomedical processing reasearch 16, pp. 273-286, 1983.

- [12] Matlab user's guide, The math work inc, juiellet 1993.

[13] Matlab referance guide, The math work inc, février 1993.

[14] Matlab signal processing toolbox, The math work inc, juin 1992.