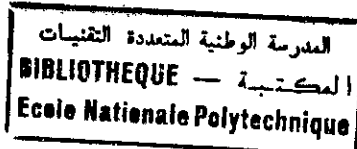


M0014/94B

Ecole Nationale Polytechnique
Département d'Electronique



Thèse de Magister
option : Acquisition et traitement de l'information

Présentée par
NASRI Azzedine
Ingénieur d'Etat en Electronique de l'ENP

THEME

***Approche ascendante pour
la reconnaissance syntaxique
du complexe QRS :
mise en oeuvre et évaluation***

Soutenue en Juin 1994 devant le jury composé de :

A. ZERGUERAS... Maitre de conférences (E.N.P) Président
A. FARAH Maitre de conférences (E.N.P) Rapporteur
B. DERRAS Maitre de conférences (E.N.P) Examineur
Mme. GUERTI... .. Maitre de conférences (E.N.P) Examineur
Mme. HAMAMI Chargée de cours (E.N.P) Examineur
M.T.CHENTIR Prof. Cardiologue (C.H.U. Mustapha).. Invité

1993/1994

Ecole Nationale Polytechnique
Département d'Electronique

المدرسة الوطنية المتعددة التخصصات
المكتبة — BIBLIOTHEQUE
Ecole Nationale Polytechnique

Thèse de Magister
option : Acquisition et traitement de l'information

Présentée par
NASRI Azzedine
Ingénieur d'Etat en Electronique de l'ENP

THEME

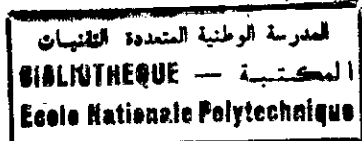
***Approche ascendante pour
la reconnaissance syntaxique
du complexe QRS :
mise en oeuvre et évaluation***

Soutenue en Juin 1994 devant le jury composé de :

A. ZERGUERAS ... Maitre de conférences (E.N.P) Président
A. FARAH Maitre de conférences (E.N.P) Rapporteur
B. DERRAS Maitre de conférences (E.N.P) Examineur
Mme. GUERTI Maitre de conférences (E.N.P) Examineur
Mme. HAMAMI Chargée de cours (E.N.P) Examineur
M.T.CHENTIR Prof. Cardiologue (C.H.U. Mustapha).. Invité

1993/1994

AVANT PROPOS



Cette thèse n'aurait jamais vu le jour sans la contribution de mes formateurs et de mes collègues.

Le travail a été effectué au laboratoire des Techniques Digitales et Systèmes (ex. Biomédical) du département d'électronique de l'Ecole Nationale Polytechnique d'Alger en collaboration avec le service de cardiologie "B" (chirurgie thoracique et cardio-vasculaires) au C.H.U. Mustapha d'Alger.

Je ne saurais exprimer ma reconnaissance à Monsieur A.FARAH, Maître de conférences à l'ENP, pour avoir proposé et diriger la présente étude. Qu'il trouve ici l'expression de mes plus vifs remerciements pour sa disponibilité, ses conseils et pour la confiance qu'il m'a toujours témoignée.

Je suis très reconnaissant envers le Professeur M.T.CHENTIR, qui a mis à notre disposition le matériel de son bloc opératoire pour faire des enregistrements (ECG), d'avoir bien voulu m'accorder des entretiens qui m'ont été très utiles et pour l'honneur de sa participation au jury.

Je remercie sincèrement Monsieur A.ZERGUERRAS, d'avoir accepter la présidence du jury, et Monsieur B.DERRAS pour les discussions fructueuses que j'ai eu avec lui et pour sa participation au jury.

Je suis très honoré de la présence de Mme GUERTI et Mme HAMAMI, qui ont bien voulu accepter d'examiner ce travail.

...Mes remerciements, à mes amis et collègues du laboratoire, particulièrement Mme KOUIDER et Messieurs A.HAMZA, L.ABDELOUEL, R.HINI, I.KACHA, M.TAGHI, A.OUCHAR, A.LAIB, D.ADDOU.

Enfin, je témoigne ma gratitude à Messieurs R.AKSAS, A.BENKHALIFA, R.ZERGUI, F.CHIGARA ainsi qu'à ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de cette thèse.

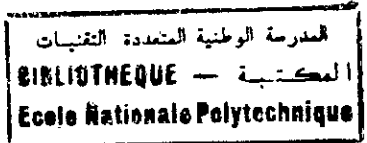
S O M M A I R E

الدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
 المكتبة — BIBLIOTHEQUE
 Ecole Nationale Polytechnique

	Pages
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I: GENERALITES	
1.1 Electrophysiologie du cœur et électrocardiogramme.....	4
1.2 Electrocardiographie et electrocardiologie.....	7
1.3 Systemes de dérivations.....	10
1.3.1 Dérivations bipolaires.....	10
1.3.2 Dérivations unipolaires.....	12
CHAPITRE II: SYSTEMES DE TRAITEMENT DE L'ECG	
2.1 Introduction.....	14
2.2 Analyse de l'ECG et traitement.....	16
2.3 Etapes d'analyse d'un ECG par ordinateur.....	23
2.3.1 Fréquence d'échantillonnage.....	23
2.3.2 Conversion analogique numérique.....	25
2.3.3 Transmission de données.....	26
2.3.4 Prétraitement et conditionnement du signal.....	26
2.3.5 Le traitement.....	27
2.3.6 La reconnaissance syntaxique de formes.....	28
CHAPITRE III: DESCRIPTION DE LA METHODE	
3.1 Introduction.....	30
3.2 Extraction de pic.....	32
3.2.1 Reconnaissance de pic.....	33
3.2.2 Reconnaissance des pics introduits par le bruit....	34

	Pages
3.2.3 Reconnaissance des paires de pics de bruit.....	36
3.2.4 Méthode de rejection des paires de bruit.....	38
3.2.5 Paires de bruit auprès de la ligne de base.....	39
3.2.6 Approximation de la ligne de base.....	40
3.3 Délimitation de pic.....	42
3.3.1 Amélioration de la méthode de délimitation.....	49
3.4 Reconnaissance des complexes QRS.....	52
3.4.1 Filtrage numérique.....	53
3.4.2 Extracteur de primitives.....	53
3.5 Procédure de la reconnaissance.....	54
3.5.1 Formation des complexes.....	54
3.5.2 Reconnaissance et ignorance des spikes.....	55
3.5.3 Reconnaissance des QRS.....	56
CHAPITRE IV: RESULTATS ET DISCUSSION	
4.1 Collecte de données.....	57
4.2 Acquisition de données.....	57
4.3 Traitement de données.....	58
4.3.1 Resultats expérimentaux et évaluation.....	59
4.3.2 Discussion.....	92
CONCLUSION.....	94
BIBLIOGRAPHIE.....	98
ANNEXE A	
ANNEXE B	
ANNEXE C	

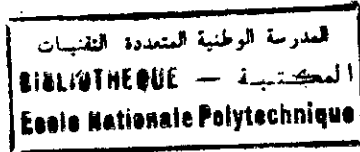
LISTE DES ABBREVIATIONS



AHA	:	American Heart Association
AV	:	Nœud Auriculo-Ventriculaire
AVS	:	Absolute Value of the Slope
CAN	:	Convertisseur Analogique Numérique
CSE	:	Common Standards for Quantitative Electrocardiography
ECG	:	ElectroCardioGramme
e_i	:	Energie du pic P_i
FM	:	Frequency Modulation
LA	:	Left Arm (Bras gauche)
LL	:	Left Leg (Jambe gauche)
ls_i	:	Left Slope (Pente gauche du pic P_i)
PLA	:	Piecewise Linear Approximation
P+	:	Pic Positif
P-	:	Pic Négatif
RA	:	Right Arm (Bras droit)
rs_i	:	Right Slope (Pente droite du pic P_i)
SA	:	Nœud Sinusal
SNR	:	Signal to Noise Ratio
WBI	:	Wave Boundary Indicators
X_1, Y_1	:	Coordonnées de la limite gauche du pic
X_m, Y_m	:	Coordonnées de l'extremum du pic
X_r, Y_r	:	Coordonnées de la limite droite du pic
\bar{Y}_1, \bar{Y}_r	:	Valeurs moyennes des bras gauche et droit d'un pic
σ_1^2, σ_r^2	:	Variances des bras gauche et droit d'un pic
V	:	AND (ET logique)
\cap	:	OR (OU logique)
ρ	:	Courbure
mV	:	MilliVolt
ms	:	Milliseconde
μV	:	Micro-Volt

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

Introduction



De nos jours la reconnaissance des formes connaît un net regain d'intérêt dans ses aspects fondamentaux et appliqués. Les applications pratiques de la reconnaissance des formes sont de plus en plus nombreuses. La reconnaissance de la parole, la lecture optique, le traitement d'images ou des signaux biomédicaux et la vision par ordinateur, constituent des exemples frappants parmi bien d'autres. Dans tous ces domaines des produits de reconnaissance existent et sont déjà commercialisés. Par ailleurs la reconnaissance des formes conduit à des liens étroits et essentiels avec l'intelligence artificielle. De plus le formalisme des systèmes experts pose le problème de l'interface entre un système de déduction et le monde réel duquel proviennent les données manipulées. Dans un tel système, la reconnaissance des formes apparaît comme un maillon indispensable.

Dans le domaine des signaux biomédicaux, la reconnaissance des formes permettrait d'automatiser ou de simplifier des tâches à la fois très complexes et très répétitives, comme le dépouillement d'un électrocardiogramme, ou encore d'assurer une surveillance automatique sur des mesures prises en temps réel.

Les médecins ont souvent besoin d'analyses fiables, rapides et immédiatement exploitables. L'électrocardiogramme est un examen très significatif de l'état d'un patient, au même titre que sa pression artérielle et sa température corporelle. La première étape du traitement d'un système d'analyse du signal cardiaque est la reconnaissance des complexes QRS dont les instants de présence sont utilisés en analyse rythmique. En médecine clinique et en physiologie expérimentale, la connais-

sance précise du rythme cardiaque est capitale. Sa mesure donne de précieux renseignements sur l'activité de la pompe cardiaque et sur l'ensemble des besoins de l'organisme. Cette mesure constitue un examen de routine très utile, pratiqué systématiquement en médecine générale et en milieu hospitalier.

En raison de la fréquence de cet examen mobilisant un effectif très important en personnel médical, le besoin d'un système, effectuant la mesure automatique et séquentielle des différents paramètres caractéristiques du signal cardiaque, s'est fait sentir depuis plusieurs années et a donné lieu à diverses études. En plus de la rapidité, l'automatisation de l'analyse du signal cardiaque minimise l'intervention de l'opérateur, et élimine son influence sur la validité des résultats.

L'objectif de notre travail est de contribuer à l'étude et à la réalisation d'un système d'analyse et d'interprétation automatique du signal cardiaque.

Pour mettre au point ce travail deux étapes complémentaires ont été entreprises:

1. L'acquisition des signaux cardiaques et la recherche des critères de reconnaissance du complexe QRS.
2. Le développement d'un logiciel de traitement numérique des signaux cardiaques à l'aide d'un micro-ordinateur.

Dans un premier chapitre nous avons dressé un rappel sommaire sur l'électrophysiologie du cœur et l'électrocardiogramme ainsi que sur les différents systèmes de dérivation.

Une revue des systèmes de traitement les plus importants et les plus répandus ainsi que les différentes étapes d'analyse du signal cardiaque sont présentées dans le deuxième chapitre.

Le troisième chapitre est consacré à une description détaillée de l'approche utilisée.

Le quatrième chapitre regroupe quelques exemples des résultats expérimentaux obtenus lors des essais et de l'évaluation de la méthode utilisée.

En annexe, nous présentons la description de quelques algorithmes utilisés ainsi que notre programme dénommé RSQRS (Reconnaissance Syntaxique du complexe QRS).

Chapitre I

Généralités

1.1 ELECTROPHYSIOLOGIE DU CŒUR ET ELECTROCARDIOGRAMME

Le cœur est l'unique muscle de l'organisme qui peut se contracter automatiquement d'une manière rythmique. C'est un muscle caverneux qui, par ses contractions rythmiques, maintient la circulation du sang dans le corps. Il peut être simulé par une double pompe, foulante et aspirante à quatre cavités dont la schématisation est représentée dans la figure 1.1.

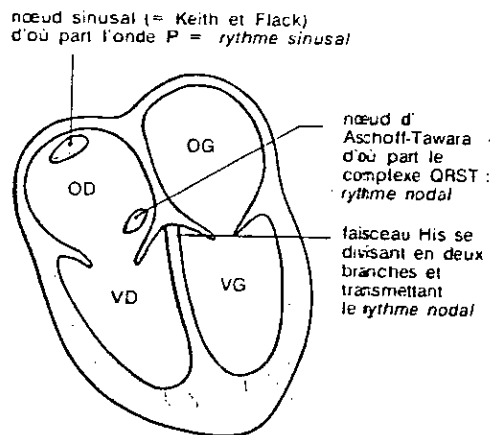


Fig.1.1 Les quatre chambres* et les centres de commande du cœur

Le cœur se compose d'une tunique musculaire épaisse, le myocarde, composée de fibres musculaires striées, ramifiées et groupées en faisceaux, dont la dépolarisation initialise la contraction [7].

Un groupe de cellules baptisées nœud sinusal, en abrégé (SA), situé dans la partie supérieure de l'oreillette droite, se dépolarise régulièrement, à une vitesse influencée par le système nerveux intracardiaque (figure 1.2). La dépolarisation du nœud (SA) active les cellules adjacentes et l'activité s'étend par-dessus les oreillettes.

* OD: Oreillette Droite

OG: Oreillette Gauche

VD: Ventricule Droit

VG: Ventricule Gauche

Elle prend en général 100 à 120 millisecondes avant que les oreillettes ne soient totalement dépolarisées.

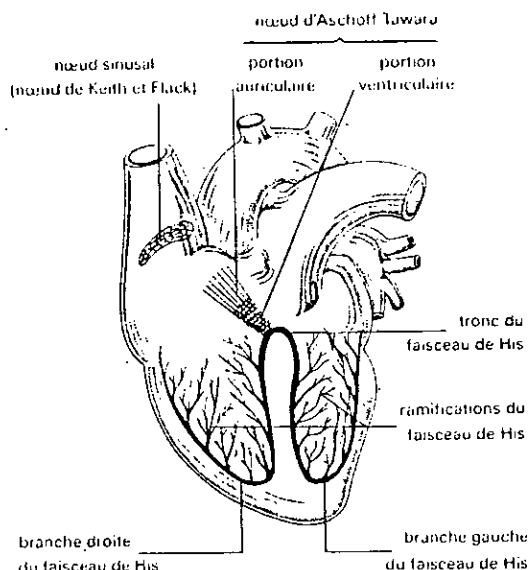


Fig.1.2 Le tissu nodal, partie principale du système cardionecteur.

Deux électrodes placées sur la surface du corps permettent d'obtenir le tracé d'une révolution cardiaque. La figure 1.3 représente le tracé d'une révolution normale. L'onde P représente la dépolarisation des oreillettes.

Les oreillettes et les ventricules sont séparés par un anneau fibreux non conducteur, à l'exception d'un groupe de cellules, baptisé nœud auriculoventriculaire, en abrégé (AV), dont la vitesse de conduction est beaucoup plus lente que celle du tissu myocardique. La dépolarisation de ces cellules dure approximativement 50 à 100 millisecondes, ce qui rend asynchrone les contractions respectives des oreillettes et des ventricules. Cette période d'activité électrique lente se traduit par le segment PR.

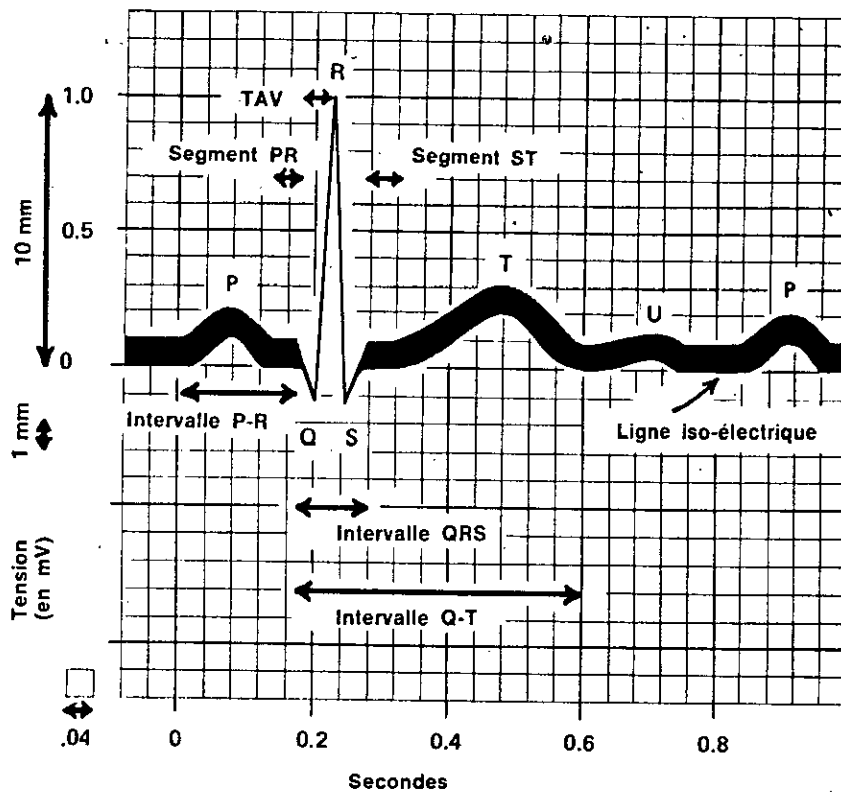


Fig.1.3 Un cycle cardiaque typique avec les complexes, les intervalles et les segments de l'électrocardiogramme.

Dans les ventricules il y a des faisceaux de cellules, où la vitesse de conduction peut aller jusqu'à 2.5m/s tandis que dans les cellules des parois ventriculaires cette vitesse est de l'ordre de 0.3m/s seulement [25]. Ces bandes de cellules dites faisceau de His dont le tronc est la suite du nœud auriculo-ventriculaire (AV), descendent le long du septum inter-ventriculaire et se divisent en deux branches, la branche ventriculaire droite et la branche ventriculaire gauche. Chaque branche se divise encore en plusieurs sous branches pour former ce qu'on appelle le réseau de Purkinje.

A cause de la vitesse de conduction élevée dans le faisceau de His, l'excitation se poursuit dans le ventricule pour

envelopper instantanément le myocarde ventriculaire. Chez un sujet normal, la dépolarisation ventriculaire a une durée d'environ 100 millisecondes [25]. Une dépolarisation normale se traduit par le complexe QRS.

L'électrocardiogramme en abrégé ECG, est l'enregistrement graphique des potentiels émis lors de chaque contraction cardiaque. L'influx d'excitation produit des courants d'intensité faible. Ces courants peuvent atteindre tout l'organisme au moyen d'un système de conduction (figure 1.2), tout en provoquant la contraction du myocarde. Un tracé électrocardiographique peut être obtenu par l'application de deux électrodes d'un appareil enregistreur à deux endroits différents du corps.

Du point de vue importance clinique, l'ECG est un examen très courant en cardiologie. Il permet de faire le diagnostic des pathologies telles que :

- L'infarctus du myocarde
- La péricardite
- Les hypertrophies Ventriculaire et auriculaire
- Les Troubles du rythme (les arythmies)
- L'effet de drogues à visée cardiaque
- Les troubles métaboliques

1.2 ELECTROCARDIOGRAPHIE ET ELECTROCARDIOLOGIE

L'électrocardiographe n'est rien d'autre qu'un galvanomètre enregistrant la différence de potentiel électrique entre deux régions de la surface du corps. A l'aide de l'invention du galvanomètre à cordon par Einthoven en 1901 [18] la visualisation de cette différence de potentiel est devenue possible.

Einthoven est le pionnier dans le domaine de l'enregistrement et de la description des ECG. Il a aussi proposé la nomenclature des différentes ondes du signal ECG, et les systèmes de dérivations des membres dont l'utilisation est très courante. Au début du vingtième siècle l'enregistrement était fait seulement dans le cadre de la recherche, et dans des laboratoires spécialisés.

L'évolution scientifique et technologique a joué un rôle très important dans le développement de l'électrocardiographie. Le développement de dispositifs d'enregistrement graphique a permis l'élaboration des instruments capables d'enregistrer l'évolution au cours du temps de la différence de potentiel sur une bande de papier. A cause de leurs équipements électriques volumineux, ces instruments restent encore peu transportables.

Avec l'apparition des tubes, des transistors et enfin des circuits intégrés, les électrocardiographes sont devenus de moins en moins volumineux. De nos jours des enregistreurs portables à trois canaux, ou plus, sont disponibles (figure 1.4). Ils sont pratiquement utilisés partout dans les hôpitaux et même chez les médecins privés.

Actuellement le galvanomètre à corde d'Einthoven est totalement délaissé pour l'électrocardiographe à semi conducteur, qui est plus compact, portable et permet un enregistrement instantané de plusieurs dérivations (3, 6 ou même 12). A l'aide d'un écran fluorescent, on peut obtenir des tracés ECG oscilloscopiques impressionnants. Cette technique est très utilisée surtout pour le contrôle continu de l'ECG en chirurgie cardiaque.

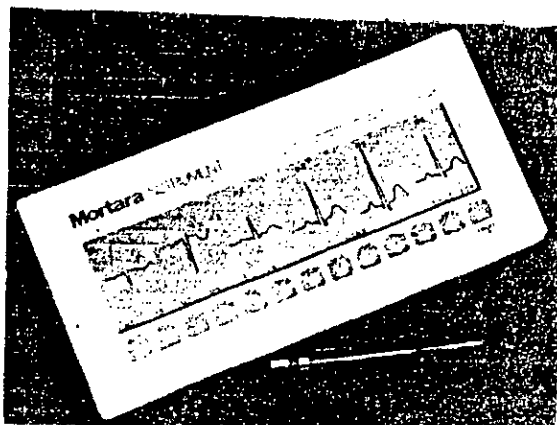


Fig.1.4 Un électrocardiographe compact (12 dérivation) de Mortara, de dimensions 15x12x2 cm et de poids 1.5Kg.

Le signal électrocardiogramme (ECG) peut être enregistré avec le patient sous différentes circonstances (stimulations). Il peut être au repos ou dans d'autres situations, en effectuant quelques activités qui répondent à certains protocoles pré-définis tels que: exercices sportifs, activités journalières, ou sous surveillance continue (contrôle) en unité de soins intensifs. Pour ces types d'enregistrements des équipements spécialisés ont été développés [57].

Le développement de la technologie a aussi facilité la recherche, qu'elle soit de nature fondamentale ou orientée vers le développement des critères de diagnostic. Malgré tous les efforts importants effectués jusqu'à nos jours, il n'y a pas encore un ensemble de critères communs pour interpréter un ECG. Simonson et ses collaborateurs en 1966 ont montré que la précision du diagnostic d'un ECG par la lecture humaine varie considérablement d'un lecteur à un autre.

Le développement de méthodes, et la conception des algorithmes d'interprétation assistée par ordinateur du signal ECG,

nécessitent quelques connaissances de base, concernant le phénomène électrique qui se produit dans le cœur, et sa relation avec la différence de potentiel qui apparaît sur la surface du corps. Plusieurs auteurs ont détaillé l'électrophysiologie et la théorie de l'électrocardiologie. Le lecteur intéressé par ces thèmes pourra consulter les références [21,23,25]. En ce qui nous concerne nous avons mentionné seulement les aspects les plus importants.

1.3 SYSTEMES DE DERIVATIONS

Après la réussite étonnante d'Einthoven à enregistrer l'activité électrique du cœur, plusieurs systèmes de dérivation ont été développés. Dans ce qui suit, quelques dérivations surtout celles qui sont couramment utilisées en électrocardiographie clinique seront exposées.

On peut distinguer deux types de dérivations, les dérivations bipolaires et les dérivations unipolaires. Celles-ci sont dénommées d'après les régions cardiaques qu'elles explorent et leurs positions par rapport au cœur.

1.3.1 DERIVATIONS BIPOLAIRES

Dans les dérivations bipolaires, comme leur nom l'indique, les deux électrodes sont exploratrices. Il y a deux types de dérivations bipolaires: Les dérivations standards et les dérivations précordiales.

Les dérivations bipolaires standards dénommées DI, DII, DIII ont été proposées par Einthoven pour enregistrer la différence de potentiel entre deux membres éloignés du corps dans le plan frontal. Elles sont définies comme suit:

DERIVATION DI: cette dérivation enregistre la différence de potentiel entre le bras gauche et le bras droit (LA-RA)*.

DERIVATION DII: le tracé de cette dérivation représente la différence de potentiel entre la jambe gauche et le bras droit (LL-RA)*.

DERIVATION DIII: par le biais de cette dérivation on peut enregistrer la différence de potentiel entre la jambe gauche et le bras gauche (LL-LA)*.

Les trois dérivations sont liées par la relation d'Einthoven:

$$DII = DI + DIII$$

Cette relation est le résultat de l'application de la loi de Kirchoff concernant les mailles [21] (figure 1.5).

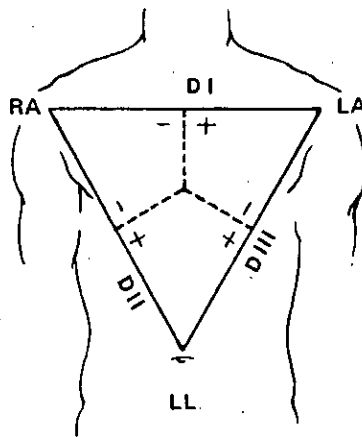


Fig.1.5 Dérivations (standards) du plan frontal

* RA: Right Arm

LA: Left Arm

LL: Left Leg

Les potentiels enregistrés au niveau des membres sont indépendants de l'endroit de l'application des électrodes sur le membre. Les électrodes sont généralement placées juste au dessus des poignets et des chevilles.

Les dérivations bipolaires précordiales enregistrent la différence de potentiel entre un membre et un point quelconque choisi sur le thorax.

1.3.2 DERIVATIONS UNIPOLAIRES

Introduites par Wilson en 1932, les dérivations unipolaires VR, VL, VF explorent le cœur dans un 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 de la jambe gauche. Les dérivations VR, VL, VF mesurent la différence de potentiel entre la borne centrale (Ref) et le bras droit, le bras gauche, la jambe gauche respectivement. Elles sont liées avec les dérivations bipolaires standards par des relations mathématiques [21,29]. Comme exemple nous prenons la dérivation VR. D'après Wilson [21]

$$\text{Ref} = (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL}) / 3$$

$$\text{VR} = \text{RA} - \text{Ref} = (\text{RA} - \text{LA} + \text{RA} - \text{LL}) / 3 = -(\text{DI} + \text{DII}) / 3$$

Ces dérivations ne sont plus enregistrées, elles ont été remplacées par les dérivations unipolaires augmentées (aVR, aVL, aVF).

Avec une légère modification technique de l'électrode prise

comme référence, il est possible d'augmenter d'environ 50% l'amplitude de VR,VL,VF. La modification a été introduite par Goldberger et elle réside au niveau de la réalisation de la borne de référence. Au lieu de prendre la référence égale à la moyenne des tensions des trois membres, Goldberger a proposé de prendre comme référence la moyenne des tensions de deux membres autres que ceux reliés à l'électrode exploratrice. Donc la seule différence entre les dérivations non augmentées et les dérivations augmentées réside au niveau de l'amplitude [21,29].

Un troisième type de dérivations unipolaires, appelées dérivations unipolaires précordiales (V), permet l'enregistrement des potentiels dans un plan horizontal. L'American Heart Association (AHA) a conseillé pour l'électrode précordial les endroits illustrés dans la figure 1.6 [21].

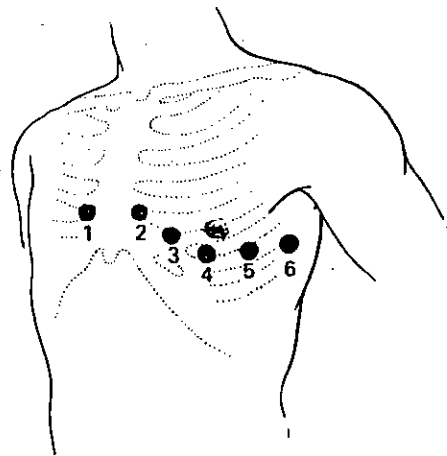


Fig.1.6 Emplacements des électrodes des dérivations précordiales unipolaires (V).

Enfin, les dérivations les plus couramment utilisées en clinique sont au nombre de douze (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6).

Chapitre II

Systemes de traitement de l'ECG

2.1 INTRODUCTION

Bien que les premières tentatives d'automatiser l'analyse de l'ECG par l'introduction du calculateur numérique aient lieu dès 1957 [47], ces efforts ont pris énormément de temps avant de mettre au point des programmes de calcul opérationnels. A cet époque, les systèmes de conversion analogique numérique n'étaient pas encore disponibles comme ils le sont de nos jours, et un système de conversion devait être spécialement développé pour l'ECG [56].

Depuis le début des années soixante, plusieurs travaux de recherche ont été effectués pour élaborer des systèmes d'interprétation automatique de l'électrocardiogramme, en se basant sur les méthodes de la reconnaissance syntaxique de formes.

Le premier programme capable de faire la distinction entre les enregistrements normaux et anormaux, est devenu opérationnel en 1959 [42]. La détermination des limites des différentes ondes constituant l'ECG à cette époque, s'accomplissait manuellement. Le premier programme pour la reconnaissance automatique de l'ECG, a été mis en œuvre en 1961 [53]. Ce programme et ses successeurs ont été développés dans l'ancien hôpital de Washington par Pipberger et collaborateurs [10]. Les travaux de Carcers et collaborateurs ont conduit en 1962 au premier programme d'analyse basé sur le système conventionnel à 12 dérivations [8]. Après 1962, plusieurs programmes dans ce sens ont été développés, en particulier en Amérique du nord, en Europe et au Japon [65].

Depuis 1971, plusieurs méthodes d'analyse grammaticale pour la reconnaissance syntaxique des formes ont été publiées. Ces concepts d'analyse ont touché plusieurs domaines. Parmi les

premiers domaines concernés on peut citer la parole par Demory [13] et les signaux biomédicaux. Pour ces derniers on trouve en particulier les électroencéphalogrammes par Lee [28], les ondes impulsionnelles de la pression artérielle par Stockman et collaborateurs [55] et les électrocardiogrammes par Albus [1]. Les méthodes d'analyse précédentes sont dites de haut niveau, c'est à dire qu'elles ne sont applicables que pour les signaux spécifiés. L'autre type de méthodes dites de bas niveau se caractérisent par le fait que leurs domaines d'applications ne sont pas spécifiques. Parmi ces dernières, on trouve celle proposée par Horowitz [26], applicable comme étape préliminaire dans le cas d'une analyse de haut niveau. Dans une nouvelle version Horowitz [27], a détaillé les différents algorithmes utilisés dans les différentes étapes de la méthode et les améliorations apportées par rapport à la précédente. Cette méthode est la combinaison des algorithmes d'approximation en particulier la représentation discrète par des segments de droites et les langages formels utilisés dans la méthode ascendante. Cette méthode est applicable dans le cas des signaux unipolaires tel que les chromatogrammes, ou bipolaires comme les ECG. D'après Horowitz la rapidité des algorithmes utilisés est assez suffisante pour que la méthode soit utilisée dans les applications en temps réel. Une autre méthode basé sur l'approche ascendante a été proposée pour la reconnaissance syntaxique de l'ECG par Trahanias et Skordalakis [60].

Un système minimal pour le traitement de l'ECG est composé des parties suivantes:

- Un programme de mesure et d'analyse du signal
- Une option efficace pour le stockage et le retrait des données
- Un programme de classification

La plupart des travaux de recherche et de développement des systèmes de traitement ont été focalisés sur les programmes de mesure et d'analyse du signal et sur celui de la classification [33,59,61].

2.2 ANALYSE DE L'ECG ET SYSTEMES DE TRAITEMENT

En général, tout système numérique d'analyse de l'ECG, est développé autour d'un noyau, dont la partie principale constitue le programme d'analyse. Ce programme d'analyse se compose de deux parties complémentaires. La première effectue les mesures, tandis que la deuxième partie s'occupe de l'interprétation clinique de ces mesures (figure 2.1) [62].

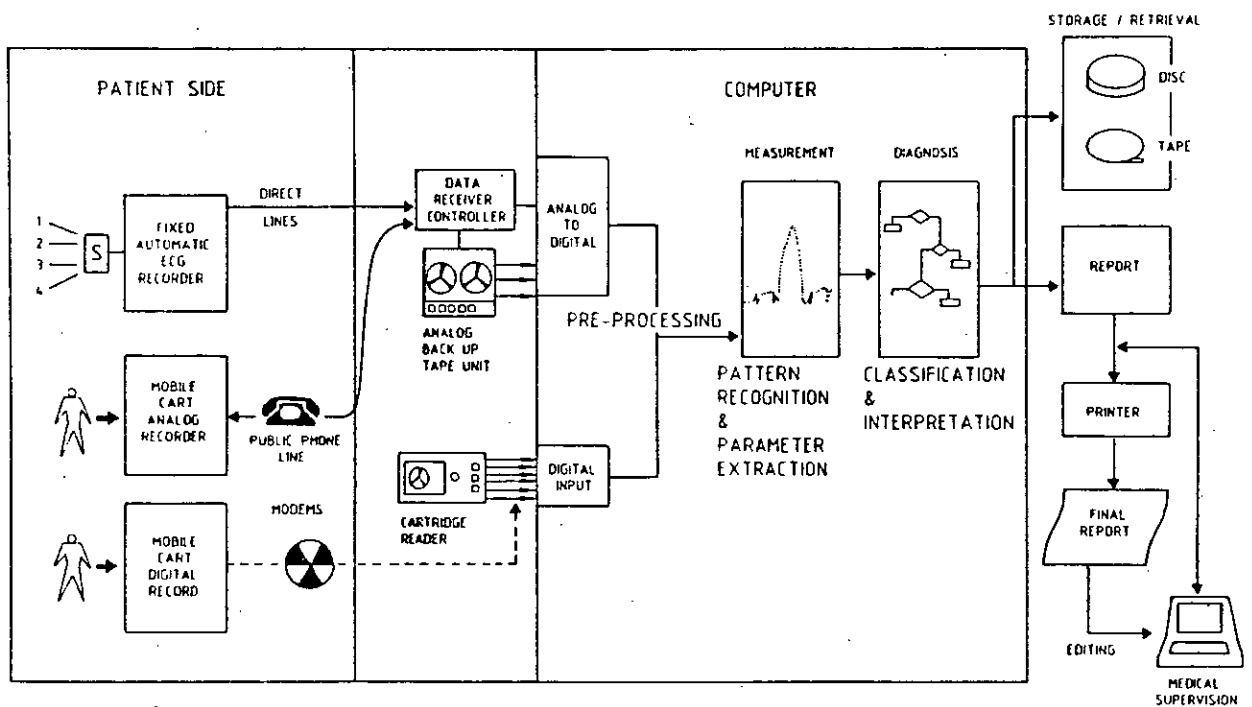


Fig.2.1 Organigramme d'analyse de l'ECG par ordinateur:
Parties Hard et Soft.

Bien que la précision et la fiabilité de ces modules soient les caractéristiques les plus importantes d'un système d'interprétation, l'utilité de ces programmes dans un environnement

clinique est sensiblement influencé par d'autres paramètres. En effet, plusieurs systèmes de traitement numérique de l'ECG, accomplissent d'autres fonctions supplémentaires, comme le stockage de l'ECG pour une consultation ultérieure. Par une simple édition des résultats d'interprétation par ordinateur, le système peut être utilisé pour écrire les rapports de diagnostic, enfin de faciliter la tâche de l'agent opérateur [48].

Durant ces dernières années, plusieurs efforts ont été fournis pour améliorer ces paramètres dans le but d'automatiser le système de la santé. Uniquement aux USA, on comptabilise environ 100 millions d'ECG enregistrés chaque année [14,15], raison pour laquelle, les industriels ont investi dans ce domaine. En 1985, plus de 15000 systèmes d'analyse à base de microprocesseur étaient déjà en service au Japon [39].

Un contrôle rigoureux de la qualité, peut améliorer considérablement la qualité d'enregistrement, ainsi que la fiabilité d'interprétation, en particulier dans les systèmes à base de microprocesseur, ou de traitement en temps réel [62].

Actuellement, le succès commercial apporté par les systèmes d'électrocardiographie à base de microprocesseur est beaucoup plus lié à leur possibilité de recherche, d'extraction et de stockage des ECG, que de leur possibilité d'analyse et de diagnostic [62]. Maintenant, tous les besoins sont pris en compte depuis l'acquisition du signal jusqu'à l'obtention des rapports de diagnostic en passant par l'aménagement, l'analyse et enfin l'interprétation clinique des données. A titre d'information nous citons quelques grandes réalisations de programmes dans ce domaine qui utilisent les méthodes syntaxiques.

● LE PROGRAMME USPHS (SERVICE DE SANTE PUBLIQUE DES ETATS UNIS)

C'était le premier programme pour l'analyse des systèmes à douze dérivations. La première version a été développée par Carcers et ses collaborateurs en 1962 [8]. C'est un programme à canal unique, il ne peut travailler qu'avec un seul enregistrement à la fois. Les versions suivantes ont été distribuées par le service de santé publique des Etats-Unis, sponsor du développement local. Ce programme ayant longtemps servi de référence, n'est plus usité depuis 1976 sauf par quelques médecins privés [14].

● LE PROGRAMME IBM

Au milieu des années soixante, ce programme a été développé par IBM en collaboration avec l'hôpital Mont Sinai [2,45]. Le programme IBM est l'un des plus répandus pour l'interprétation des ECG dans les systèmes à douze dérivations. Récemment IBM a développé une version spéciale pour l'analyse des ECG des enfants et des nourrissons. La partie analyse du signal d'une ancienne version de ce programme a été décrite en détail dans la référence [6].

Le signal ECG à l'entrée du programme est numérisé à une cadence de 250 échantillons par secondes. Après l'échantillonnage, les données subissent une compression dont le rapport de réduction est approximativement de quatre à un. Après la compression, on ne retient que les points nécessaires à la reconstitution des différents pics de l'ECG original.

De cette façon, les points retenus segmentent le signal en plusieurs portions de droites. La détection des complexes QRS s'effectue par le calcul de la différence entre les pentes de

deux segments de droite juxtaposés. L'amélioration du rapport signal sur bruit est assuré par des techniques de filtrage non linéaire. Après un traitement logique très complexe, une décision est prise pour définir les deux points limites, droit et gauche, de chaque complexe QRS. La classification des différents complexes QRS s'effectue à la base de deux critères à savoir l'amplitude et la morphologie. Une fois la classification achevée, le programme essaye de vérifier si les QRS non dominants diffèrent réellement des QRS dominants. Dans le cas où les mesures semblent erronées, le programme les refait, en utilisant cette fois ci, comme directives la morphologie des complexes dominants. Récemment, ce programme a été implanté sur un système à microprocesseur, incorporé dans un électrocardiographe itinérant.

●LE PROGRAMME SIEMENS [49]

A l'entrée de ce programme, les ECG sont numérisés à une vitesse de 250 échantillons par seconde avec une résolution de 10 bits. A l'aide d'une série de tests, le programme peut détecter la présence des spikes (pointes) et la saturation en amplitude éventuelles. Il peut même corriger le décalage de la ligne de base. Ensuite, les complexes QRS sont détectés et leurs limites sont calculées. La partie du programme effectuant les mesures peut être accordée selon les besoins de l'utilisateur.

●LE PROGRAMME TELEMED [20]

Ce programme a été utilisé pour la première fois dans le service de cardiologie de la compagnie TELEMED. Le programme TELEMED peut faire l'analyse de trois dérivations simultanément. De ce fait, les 12 dérivations usuelles sont réparties à l'entrée du programme en quatre groupes et un seul groupe est valide à la fois.

Pour détecter les complexes QRS, le programme procède en deux étapes: premièrement les complexes susceptibles d'être des QRS sont détectés en utilisant une version filtrée de la première dérivée, ensuite les complexes candidats sont analysés pour localiser les complexes QRS réels.

Pour déterminer les QRS dominants, une classification des complexes QRS est effectuée selon des critères à savoir l'amplitude et la durée des complexes, les intervalles R-R, et la présence éventuelle de l'onde P.

Les mesures nécessaires pour le diagnostic telle que la durée des ondes Q, R, et S, sont directement faites sur les complexes QRS dominants obtenus après la classification. Des parties de ce programme sont écrites en FORTRAN [20].

●LE PROGRAMME HP (HEWLETT-PACKARD)

Ce programme fait partie d'un système HP déjà commercialisé. Le signal ECG à l'entrée du programme HP subit une discrétisation dont la cadence est de 250 échantillons par seconde avec une résolution de 10 bits.

Dès que le signal est numérisé, le programme commence à contrôler la qualité du signal acquis. Le test tient compte du décalage de la ligne de base, l'interférence due au 50 Hz du secteur et les défauts artificielles introduites par les tremblements du sujet. Dans le cas de présence de l'un de ces artefacts, le programme envoie un message d'erreur avec les indications éventuelles pour la correction.

Du fait que le complexe QRS est toujours suivie par l'onde T et dans la plupart des cas il est précédé par l'onde P, le

programme utilise ces informations pour l'analyse morphologique. Pour la détection des complexes QRS et la détermination de leurs limites, le programme utilise deux fonctions, appelées indicateurs de limite d'onde (WBI). Ces fonctions représentent la somme pondérée des sommes des amplitudes de la dérivée première et seconde. Par le biais de quelques points caractéristiques du signal original et de ses dérivées première et seconde, tels que les passages par zéro, les minimums, et les maximums, le programme peut décider de l'importance du niveau de bruit présent dans le signal. Pour le lissage des données, le programme HP utilise la méthode des moindres carrés. La classification des complexes QRS s'effectue selon la durée et la mesure des intervalles R-R et P-R [3].

●LE PROGRAMME PADOVA [11,12]

Dans ses versions initiales, ce programme était à canal unique. Récemment, il a été adapté pour qu'il puisse analyser trois dérivations en même temps. De ce fait, il permet l'analyse des systèmes conventionnels à douze dérivations par groupes de trois.

Les ECG sont segmentés par un algorithme d'approximation linéaire. Pour chaque segment, le programme cherche à déterminer les points où la distance entre le segment et le signal original est la plus grande possible. Quand cette distance dépasse un seuil prédéfini, les points trouvés sont utilisés pour segmenter l'intervalle correspondant en deux ou trois sous intervalles. Cette procédure se répète jusqu'à ce que la distance entre les segments d'approximation et le signal original soit inférieur à la valeur du seuil prédéfini. La précision de l'approximation par des segments de droites dépend de la valeur du seuil choisi.

Pour la détection des complexes QRS, un nombre réduit de ces segments est utilisé. Les segments utilisés sont ceux dont la pente est grande. Le nombre de segments est réduit par la formation des intervalles contenant les segments consécutifs dont la pente est soit positive soit négative. Ces intervalles sont éventuellement séparés par des intervalles où les segments ont une pente nulle.

Pour chaque intervalle, les deux points limites (frontières) sont déterminés par l'extension de la droite dont la pente est la plus grande. L'extension d'un segment dépend du signe du maximum des pentes des deux intervalles adjacents. A l'aide de la théorie des sous-ensembles flous, une décision est prise pour la détermination des intervalles appartenant au complexe QRS.

●LES PROGRAMMES JAPONAIS [38]

Dans la littérature occidentale, il est très difficile d'avoir assez d'informations sur les programmes développés au JAPON. D'après Okajima, il y a sept compagnies japonaises qui peuvent délivrer des systèmes pour l'interprétation automatique de l'ECG. Les systèmes japonais se caractérisent par le fait que l'équipement nécessaire à l'acquisition des ECG est directement intégré au système d'interprétation. En plus des programmes pour le traitement des ECG des adultes, il y a d'autres programmes spécialement conçus pour la pédiatrie.

Récemment, des électrocardiographes japonais intègrent des programmes de traitement des ECG. La firme Fukuda, par exemple, offre des cardiographes très perfectionnés avec un programme d'analyse très sophistiqué.

● LE PROGRAMME MARQUETTE [57]

MARQUETTE a développé un système pour l'analyse des douze dérivations. En 1982, MARQUETTE a introduit un nouveau programme d'analyse dont l'avantage est d'enregistrer huit dérivations indépendantes simultanément. Le programme est déjà disponible sur des électrocardiographes avec un système à microprocesseur. Aucun détail sur la structure et les algorithmes utilisés n'a été publié. Seulement, les performances de ce système sont rapportées dans une étude épidémiologique [31].

2.3 ETAPES D'ANALYSE D'UN ECG PAR ORDINATEUR

L'interprétation automatique de l'ECG se fait en plusieurs étapes consécutives. Les principales tâches d'un système à base de microprocesseur sont l'acquisition, le traitement des données et enfin l'interprétation des résultats obtenus. La partie traitement accomplit essentiellement: la détection de l'onde QRS, la détermination des limites des complexes QRS et enfin l'extraction des paramètres ou des primitives. Les principaux paramètres sont les durées et les amplitudes de différentes déflexions ainsi que les inter-segments [62].

Dans ce qui suit, après une brève description de quelques aspects techniques, à savoir: la fréquence d'échantillonnage, la conversion analogique-numérique et la transmission des données, les autres étapes seront explicitées.

2.3.1 FREQUENCE D'ECHANTILLONNAGE

Les fréquences d'échantillonnage pour les données ECG dans divers programmes d'analyses varient de 250 à 1000 échantillons par seconde. Les fréquences basses sont suffisantes pour recouvrir les déflexions principales (P, Q, R, S, T), tandis que

pour les spikes et les bruits de nature rapide les fréquences hautes sont requises. Le comité sur l'électrocardiologie de l'American Heart Association [43], le corps expéditionnaire de l'American College of Cardiology [48] et le CSE Working Party [63,64], ont recommandé une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz pour l'électrocardiographie clinique.

Dans la plupart des cas, les programmes d'analyses utilisent des algorithmes de traitement spécifique à la fréquence d'échantillonnage utilisée. A cause de cette diversité de la fréquence d'échantillonnage, la comparaison des performances de ces différents programmes, pour la même base de données, est très délicate [61]. Pour cette raison, tous les programmes d'analyse ont tendance actuellement à utiliser soit 500 Hz ou 250 Hz comme fréquence d'échantillonnage. Pour un adulte, ces deux fréquences sont largement suffisantes, puisque la fréquence maximale considérée comme intéressante pour le diagnostic dans un ECG est d'environ 80 Hz [57]. Cependant, une fréquence d'échantillonnage de 250 Hz est insuffisante en pédiatrie, car les ECG chez les enfants contiennent des fréquences beaucoup plus élevées que celles des adultes.

Pour obtenir des mesures très précises, telle que la durée de l'onde Q, avec une fréquence d'échantillonnage de 250 Hz, l'interpolation, entre les points échantillonnés, peut être dans certains cas obligatoire. Dans le cas où la fréquence d'échantillonnage est égale à 500 Hz, l'interpolation est rarement utilisée et dans ces conditions, la détection des spikes (pointes) ainsi que les défauts artificielles (introduites par le mouvement des muscles) deviennent aisées.

Si on prend en considération le stockage des données brutes (juste après acquisition et avant tout traitement), la fréquence 250 Hz réduit de moitié l'espace nécessaire au stockage, ce qui est parfois très utile surtout si le nombre de données à stocker est très grand.

Dans notre étude nous avons essayé de rendre nos procédures de mesure et d'analyse indépendantes de la fréquence d'échantillonnage. Ce qui permet la mesure et l'analyse des ECG quelque soit la source de numérisation.

2.3.2 CONVERSION ANALOGIQUE-NUMÉRIQUE

Etant donné que l'ECG représente les variations continues du potentiel en fonction du temps et puisque l'ordinateur ne peut accepter que les données sous formes numériques, il est donc nécessaire de convertir le signal en une série de nombres correspondant aux différents niveaux du potentiel. Les principes généraux concernant la conversion analogique-numérique de l'ECG sont données dans les références [4,5].

La résolution d'un convertisseur analogique-numérique dépend du nombre de bits, par exemple, un convertisseur de dix bits avec une entrée analogique $\pm 5V$ prévoit une quantification de $5 \mu V$ pour le bit le moins significatif. Aujourd'hui, la plupart des convertisseurs analogiques-numériques, utilisés en analyse numérique de l'ECG, ont un niveau de quantification qui peut aller de $1.25 \mu V$ à $5 \mu V$. Un filtre passe-bas convenable (réponse fréquentielle entre 0.05 Hz et 100 Hz), doit être appliqué avant la digitalisation, afin de réduire les erreurs dues aux faibles amplitudes et aux composantes fréquentielles élevées présentes dans le signal initial.

2.3.3 TRANSMISSION DE DONNEES

Avant l'arrivée des micro-ordinateurs personnels (PC), l'analyse des ECG exigeait la transmission des enregistrements à une unité de calcul centrale (figure 2.1). Les moyens de transfert de données à l'époque étaient les bandes magnétiques. L'enregistrement des ECG se faisait en FM; la transmission des données s'effectuait soit par l'envoi des bandes par voies postales, soit par ligne téléphonique. Comme le signal ECG a un spectre qui s'étale du continu jusqu'à 100 Hz environ, et la bande de la ligne téléphonique standard est comprise entre 300 et 3400 Hz, le signal ECG doit être translaté en fréquence pour être transmis à l'aide d'un modem. La transmission analogique a été, pendant longtemps, la technique la plus économique à utiliser. Aujourd'hui, les volumes et les prix des PC et des systèmes de conversion analogique-numérique favorisent la transmission digitale. Le problème de bruit dû à la modulation et la démodulation a aussi contribué à ce que la transmission numérique soit préférée aux procédés analogiques. Afin d'augmenter la vitesse de transmission des ECG digitaux, certains hôpitaux utilisent des câbles coaxiaux [62].

2.3.4 PRETRAITEMENT ET CONDITIONNEMENT DU SIGNAL

Pour avoir un système de traitement de l'ECG de performance optimal, il faut que les données utilisées dans l'analyse soient de bonne qualité [57]. En pratique, l'enregistrement de l'ECG est généralement perturbé par d'autres phénomènes tels que: l'interférence du secteur (50 ou 60 Hz), le décalage et le déplacement au niveau de la ligne isoélectrique (ligne de base) causé par la polarisation des électrodes, la saturation ou variations brusques de courtes durées (spikes) au niveau de l'amplitude ou des artefacts dûs au mouvement des muscles du

patient. Le premier but du module de contrôle de qualité du signal est de détecter ces différentes perturbations. Après la détection, plusieurs parties du signal ECG original peuvent être rejetées pour éliminer les perturbations. Plusieurs techniques ont été développées dans ce sens. Dans la majorité des cas, ce sont les techniques de filtrage qui sont appliquées [35]. Pour la détection des complexes QRS, l'ECG est généralement filtré avec un filtre passe-bande entre 8 et 30 Hz puisque cette bande contient le maximum d'énergie du complexe QRS. Pour la correction du décalage de la ligne de base, des techniques spéciales ont été développées. Une description détaillée de ces différentes techniques est donnée dans la référence [57].

2.3.5 LE TRAITEMENT

Dans cette étape, en appliquant certaines règles pré-définies, le programme d'analyse fait la détection des différentes entités composant l'ECG à savoir les pics Q, R, S, T et les segments S-T, P-R ...etc. Après la détection, d'autres critères sont appliqués pour déterminer les limites de chaque pic, d'où la délimitation des inter-segments. Une fois cette première phase achevée, le programme procède à la reconnaissance de différents complexes constituant l'ECG en particulier les QRS et les P. Dans la phase suivante le programme effectue des mesures (amplitude, durée ...etc) dont le but est d'attribuer un certain nombre de caractéristiques à chaque complexe déjà reconnu. A la base de ces caractéristiques le programme effectue une classification des complexes QRS, nécessaire à la détermination du rythme cardiaque. Enfin, la partie interprétation exploite tous les résultats obtenus antérieurement pour accomplir le diagnostic.

2.4 LA RECONNAISSANCE SYNTAXIQUE DE FORMES

La reconnaissance des formes peut être définie comme l'ensemble des techniques informatiques permettant à la machine de simuler un comportement "sensible". Par exemple, on peut donner à certaines machines la capacité de vision ou d'audition. Il s'agit de doter l'ordinateur de capteurs suivis d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) et de le programmer de sorte qu'il soit capable d'interpréter les sensations reçues à travers ces capteurs [32].

L'objet général de la reconnaissance des formes est de capter et de décrire en mémoire des formes sur lesquelles une décision d'identification doit être prise par référence à un ensemble d'apprentissage décrit dans une représentation analogue. De nos jours la reconnaissance syntaxique des formes est devenue un outil prometteur pour l'extraction des caractéristiques des formes d'ondes numériques.

Dans le domaine du biomédical, la reconnaissance des formes permettrait d'automatiser ou de simplifier des tâches à la fois très complexes et très répétitives, ou encore d'assurer une surveillance automatique sur des mesures prises en temps réel. Cependant, deux grandes méthodologies sont utilisées: l'approche dite statistique et l'approche dite structurelle. Si l'approche statistique permet de se placer dans un cadre mathématique robuste et général, elle présente cependant le défaut d'oublier la nature des mesures qui sont faites sur les formes et de les traiter de façon abstraite. Ce qui n'est pas le cas dans l'approche structurelle où on utilise des paramètres descriptifs liés à la nature même des formes en question. L'approche structurelle décrit les formes, d'une part, en définissant des

formes élémentaires dites primitives et d'autre part, par l'assemblage de ces formes primitives pour constituer la forme totale. Pour mieux préciser ce concept, un exemple simple est donné dans la référence [32].

La reconnaissance de la forme totale ne peut être accomplie que par le biais des méthodes d'analyse grammaticale (langages formels) et après la constitution des phrases à partir des formes dites primitives. Cependant, on peut distinguer deux grandes classes de méthodes d'analyse: les méthodes dites descendantes (Top-Down) où on procède de l'axiome vers la phrase et les méthodes dites ascendantes où on procède à l'envers c'est à dire de la phrase vers l'axiome [22]. La méthode considérée dans cette thèse fait partie de cette dernière catégorie dite ascendante (Bottom-Up).

Chapitre III

Description de la méthode

3.1 INTRODUCTION

La détection et la reconnaissance des complexes QRS est la première étape de traitement après la mise en forme et le conditionnement du signal ECG. Pour avoir une très bonne précision de l'analyse rythmique, il faut que tous les QRS réels soient correctement détectés sans que d'autres artefacts semblables soient pris en compte.

D'après Talmon [57], Morlet et collaborateurs [34], dans la plupart des approches classiques, la détection des complexes QRS ne se fait qu'après que la forme d'onde initiale subisse une ou plusieurs transformations mathématiques. Après la détection et en connaissant les instants de présence des complexes, la détermination des limites et de la morphologie de chaque QRS s'accomplit à partir du signal d'origine (avant transformation) [37]. L'approche à seuil est l'une de ces méthodes. Cette approche consiste à faire passer le signal ECG numérisé à travers un filtre passe-bande et de considérer qu'un complexe QRS est présent dès que la sortie de ce filtre dépasse un seuil prédéfini. Cependant, une certaine partie du signal est omise (zone du temps mort) entre chaque couple de complexes QRS. Un exemple d'illustration de cette approche est donné dans la référence [57]. Cette méthode donne de bons résultats dans le cas où un seul type de QRS est présent dans le signal et avec un rapport signal sur bruit (SNR) raisonnable. En conséquence, une performance précise n'est pas garantie lorsque le SNR du signal est faible ou les complexes QRS ne présentent pas la même morphologie. Pour vaincre cette limitation, plusieurs algorithmes de seuillage sont développés cette fois ci, en utilisant des seuils dynamiques et des règles syntaxiques ou des logiques de valida-

tion très compliquées [57]. Dans l'approche que nous avons utilisé, le signal ECG d'origine ne subit aucune transformation mathématique.

Le signal ECG est premièrement décomposé en un ensemble de formes élémentaires, à savoir les pics et les segments. Par la suite, les formes composantes d'un tracé électrocardiographique sont reconnues en utilisant une procédure ascendante. Cette approche est basée sur la supposition que le signal ECG est une composition d'entités composées de pics et de segments, qui sont considérés comme des formes primitives. Cette hypothèse est nettement justifiée d'après la figure 3.1 où les différentes entités constituantes d'un cycle cardiaque typique sont illustrées [60]. En effet, d'une part les pics sont combinés pour former des complexes, et d'autre part les complexes et les segments sont combinés pour former les cycles cardiaques qui forment les différentes dérivations. Cette approche est donnée dans la référence [19]. Elle est présentée d'une manière très simple, même les non spécialistes dans le domaine de la reconnaissance syntaxique peuvent la comprendre sans aucune difficulté, c'est à dire sans avoir besoin des connaissances sur les langages formels ou de l'analyse grammaticale ...etc.

Pour l'application de cette approche à un ECG, les pics et les segments doivent être premièrement extraits, puis la procédure de la reconnaissance est normalement appliquée. Pour cette raison l'extraction des pics est d'abord discutée dans ce qui suit. Après la reconnaissance des pics, l'extraction des segments devient quelque chose de triviale. La description de la procédure de la reconnaissance dans notre étude est limitée à la reconnaissance des complexes QRS seulement.

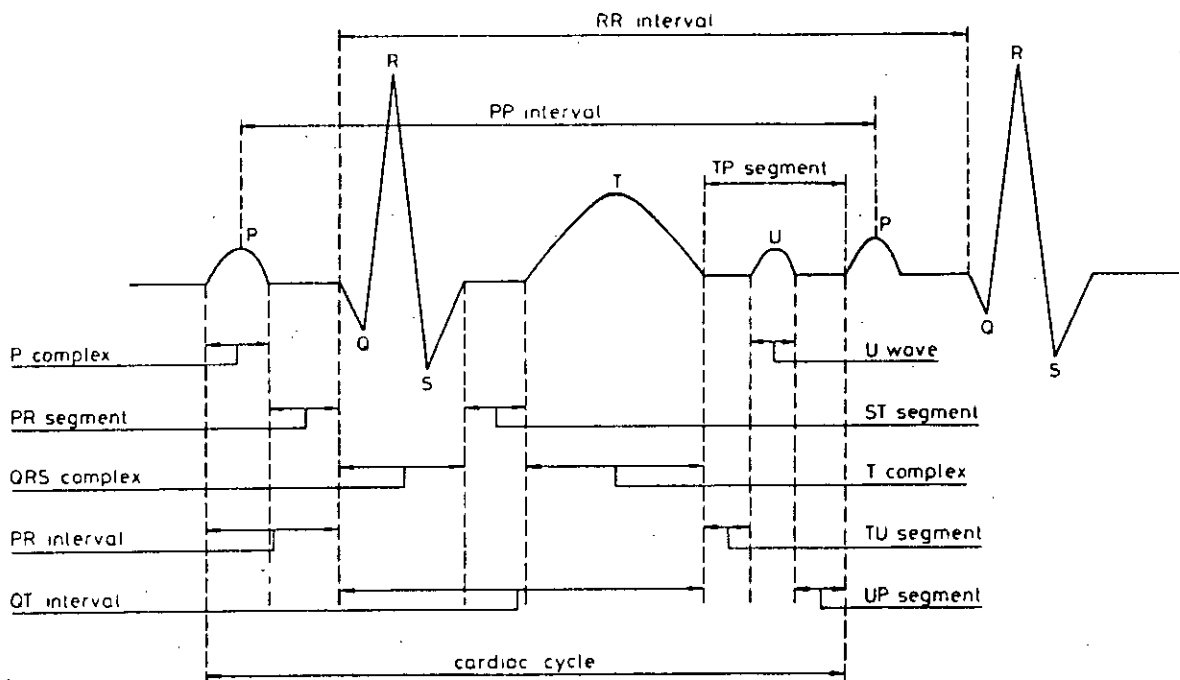


Fig.3.1 Un cycle cardiaque et ses formes constituantes

3.2 EXTRACTION DE PIC

La définition mathématique d'un pic, a été donnée en détail dans la référence [27]. Dans notre travail le terme pic est utilisé dans un sens descriptif plutôt que dans un sens mathématique pur. En conséquence, un pic est une partie d'une forme d'onde démarquée par trois points caractéristiques. Le premier point est appelé "limite gauche de pic", le deuxième "extremum de pic", le troisième "limite droite de pic". Les coordonnées de ce triplet de points sont données par (x_1, y_1) , (x_m, y_m) , (x_r, y_r) respectivement. Les points compris entre la limite gauche et l'extremum de pic forment ce qu'on appelle le "bras gauche" du pic. De la même manière on appelle "bras droit" du pic l'ensemble de points appartenant à la portion du pic délimitée par l'extremum et la limite droite du pic. Les pics sont symbolisés par $p_1, p_2, p_3, \dots, p_i$, où l'index i dénote l'ordre du pic considéré. Le susdit pic avec ses différentes cara-

ctéristiques est illustré dans la figure 3.2 [60].

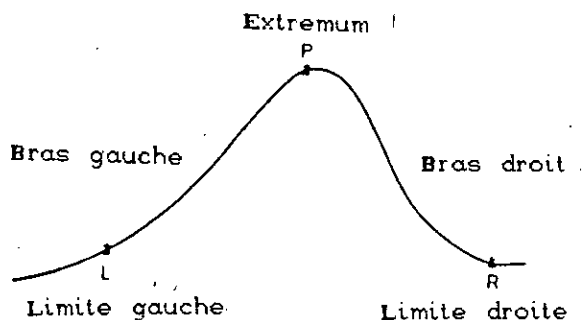


Fig.3.2 Illustration d'un pic

L'extraction des pics dans la méthode utilisée se fait en deux étapes. Dans la première, les pics concernés sont reconnus et dans la deuxième étape les limites de chaque pic reconnu sont calculées.

3.2.1 RECONNAISSANCE DE PIC

La méthode que nous avons adoptée pour la reconnaissance de pics est celle développée par Skordalakis et Trahanias [52]. Cette méthode comporte deux phases. Les deux phases sont telles que, premièrement tous les pics du signal ECG sont reconnus et, deuxièmement l'ensemble de pics introduits par le bruit sont directement reconnus en utilisant un ensemble de critères quantitatifs. Dans un premier lieu la méthode utilise les changements de signe de la première dérivée pour reconnaître tous les pics existant dans le signal ECG. Les pics introduits par le bruit (parasites) d'après la méthode utilisée peuvent être considérés comme des paires de pics noyés dans l'une ou l'autre des deux bras des pics réels, ou encore comme des petits pics auprès de la ligne de base (ligne isoélectrique). L'ensemble des pics réels est obtenu par la soustraction des pics introduits par le bruit parmi l'ensemble des pics reconnus

dans la première étape.

3.2.2 RECONNAISSANCE DES PICS INTRODUITS PAR LE BRUIT

La tâche fondamentale en traitement automatique de l'ECG c'est l'identification des différents pics (P, Q, R ...etc), porteurs des informations nécessaires pour le diagnostic, et la mesure de leurs caractéristiques (durée, amplitude ...etc). Cette opération est plutôt facile pourvu que le signal ECG soit dépourvu de tout sorte de bruit. Malheureusement ceci n'est pas le cas dans la pratique.

La présence du bruit dans un signal peut introduire un décalage au niveau de la base (la ligne de base) ou des oscillations parasites (pics indésirables). Ces deux effets contribuent à rendre très difficile l'identification des pics réels dans un ECG et la mesure de leurs caractéristiques.

Diverses méthodes ont été développées pour la reconnaissance des pics introduits par le bruit. Chaque méthode propose des algorithmes pour résoudre ce problème. Une fois le problème du bruit résolu, les pics réels sont facilement reconnus par la rejection des pics introduits par le bruit parmi l'ensemble de tous les pics existants.

En général, il est difficile de faire la distinction entre les pics réels et ceux du bruit. Cette ambiguïté complique beaucoup la tâche de la reconnaissance de l'ECG réel. Les méthodes actuelles tentent de reconnaître le plus grand nombre possible de pics introduits par le bruit. Ceci est très utile de deux points de vue: premièrement, le nombre de pics dans lequel se fait la recherche diminue considérablement, deuxièmement la détermination des limites des pics réels est nettement

améliorée, ce qui rend l'identification des pics réels moins fastidieuse.

Les méthodes de la reconnaissance des pics introduit par le bruit peuvent être divisées en deux catégories à savoir les méthodes directes et les méthodes indirectes.

● LES METHODES INDIRECTES

C'est par le lissage que ces méthodes éliminent les pics introduits par le bruit. Parmi ces méthodes on peut citer l'approximation linéaire par segment (PLA) [24,27] et le filtrage numérique. Ce dernier supprime une partie des pics indésirables avec l'inconvénient d'atténuer quelques parties du signal. L'approximation linéaire par segment (PLA), avec un choix judicieux du seuil de l'erreur commise, peut supprimer pratiquement tous les pics parasites. Cependant le choix du seuil de l'erreur pour un ensemble d'ECG reste l'inconvénient majeur pour appliquer cette méthode. En plus la méthode (PLA) peut introduire des atténuations plus ou moins importantes au niveau de l'amplitude du signal utile. Certaines versions de la méthode PLA sont très gourmandes du point de vue temps de calcul.

● LES METHODES DIRECTES

Ces méthodes se caractérisent par l'identification puis la rejection des pics indésirables. Le rejet se fait par l'application de quelques critères concernant surtout la durée, l'amplitude et le gradient [17]. En pratique le choix des seuils nécessaires et la détermination de la combinaison convenable des critères constituent des contraintes très délicates pour appliquer ces méthodes.

Dans le cas du signal ECG les méthodes directes sont

généralement utilisées seulement pour reconnaître une certaine catégorie de bruit, spécialement les spikes qui ont des amplitudes importantes et sont semblables à des QRS. Mais avec des combinaisons convenables des critères mentionnés précédemment, les vrais QRS peuvent être facilement distingués. La méthode choisie cependant fait partie de cette dernière catégorie mais avec l'avantage de reconnaître un nombre assez grand de pics indésirables et non seulement les spikes [51].

3.2.3 RECONNAISSANCE DES PAIRES DE PICS DE BRUIT

Pour la reconnaissance de ce type de bruit on considère que chaque pic à pour limite gauche l'extremum de son précédent et pour limite droite l'extremum du successeur. Ainsi, pour chaque pic p_i on associe le triplet de points tel que :

$$P_i \cong \{(P_{x_{i-1}}, P_{y_{i-1}}), (P_{x_i}, P_{y_i}), (P_{x_{i+1}}, P_{y_{i+1}})\}$$

La durée normalisée d'un pic est définie comme suit: considérons le pic p_{i-2} de la figure 3.3a, sa durée normalisée est donnée par le segment joignant les points p_{i-2} et p_i et elle est égale à $(\Delta t_m + \Delta t_r)$. L'observation faite est que la plupart des pics introduits par le bruit apparaissent comme des paires de pics adjacents satisfaisant les critères [51]

$$1: P_{y_{i-3}} \leq P_{y_{i-1}} \cap P_{y_i} \geq P_{y_{i-2}} \quad (\cap: \text{ET logique})$$

$$2: |P_{y_{i-1}} - P_{y_{i-2}}| \leq \beta_1$$

$$3: \Delta t_m \leq \beta_2$$

$$4: \text{Si } \Delta t_m \leq \beta_3 \text{ alors ne pas faire le 5}$$

$$5: \Delta t_m \geq \Delta t_l \cap \Delta t_m \geq \Delta t_r$$

qui sont donnés par rapport à la paire (p_{i-2}, p_{i-1}) illustrée

dans la figure 3.3a où le pic p_{i-1} est négatif (les limites de pic sont au dessus de l'extremum). Lorsque le pic p_{i-1} est positif (les limites de pic sont au dessous de l'extremum), alors les inégalités du premier critère sont interverties.

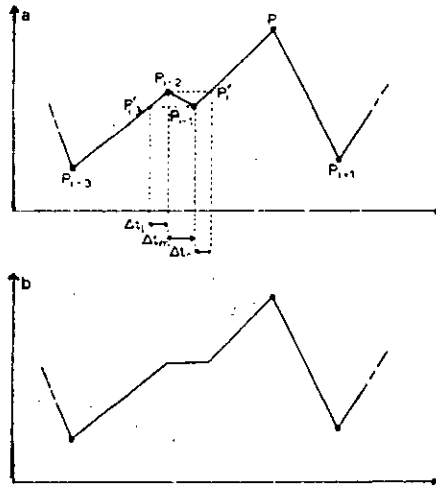


Fig.3.3 (a) (p_{i-2}, p_{i-1}) une paire de bruit (b) Résultat après rejection de la paire (p_{i-2}, p_{i-1}) .

Un exemple d'illustration des paires de pics de bruit est donné dans la figure 3.4 [51]. D'autres exemples où la paire (p_{i-2}, p_{i-1}) n'est pas une paire de bruit sont montrés dans la figure 3.5 [51]. Dans ces exemples il est supposé que des valeurs appropriées ont été choisies pour les seuils $\beta_1, \beta_2, \beta_3$.

Les critères utilisés sont empiriques et il n'y a pas de théorie à partir de laquelle ils peuvent être déduits. Néanmoins, il y a des raisonnements derrière eux. Le premier critère garantit qu'une paire de bruit est nichée à l'intérieur d'autres pics. Le second est un critère d'amplitude, les pics dont l'amplitude est supérieure au seuil prédéfini β_1 ne peuvent pas être considérés comme bruit. Le troisième est un critère de durée qu'est à l'égard du bras commun des deux pics d'une paire. Les paires dont la durée de leurs bras commun est supérieure au

seuil choisi β_2 ne peuvent pas être considérées comme bruit. Le quatrième est un critère de durée, il exprime la non validité du cinquième critère dans le cas où le bras commun d'une paire est de courte durée. Le dernier critère est défini à l'égard de la durée normalisée du pic. En conséquence, la durée normalisée des deux pics d'une paire doit être inférieure à un seuil prédéfini. Autrement, la paire de pics ne peut être considérée comme étant du bruit. Conformément à la figure 3.3a le seuil dans ce cas est $2\beta_2$.

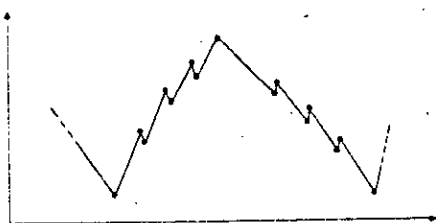


Fig.3.4 Une portion d'ECG avec des paire de bruit

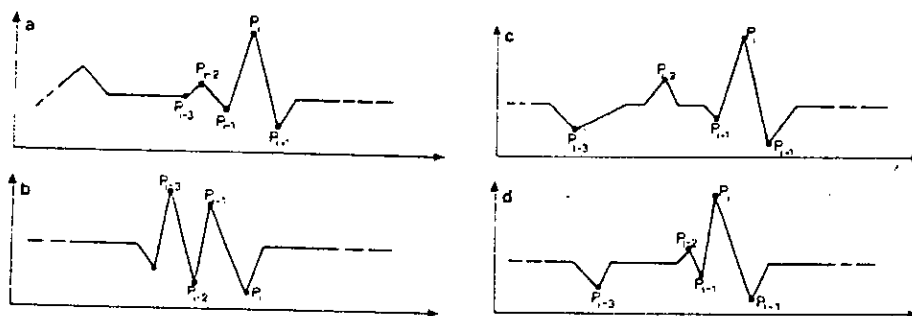


Fig.3.5 Les cas où la paire (p_{i-2}, p_{i-1}) n'est pas de bruit

- (a) Critère 1 non vérifié
- (b) Critère 2 non vérifié
- (c) Critère 3 non vérifié
- (d) Critère 5 non vérifié

3.2.4 METHODE DE REJECTION DES PAIRES DE BRUIT

Cette méthode peut être divisée en trois étapes consécutives. Les trois phases de la méthode peuvent être données sous forme d'un algorithme comme suit [51]:

Début

$i \leftarrow 0;$

1: Répéter Jusqu'à ce que le prochain pic soit trouvé

2: $i \leftarrow i+1;$

Si $i < 3$ Alors Aller à 1;

3: Si (p_{i-2}, p_{i-1}) n'est pas un bruit alors aller à 1

$p_{i-2} \leftarrow p_i;$

$i \leftarrow i-2;$

Si $i < 3$ alors aller à 1;

Aller à 3;

Fin.

Une brève description du principe de fonctionnement de l'algorithme est qu'à chaque fois qu'un nouveau pic est trouvé l'algorithme teste la paire de pics qui le précède pour voir si c'est une paire de bruit, ceci en lui appliquant les critères déjà mentionnés. Dans le cas où les critères sont satisfaits la paire est rejetée, et la paire juste avant sera testée et ainsi de suite. Autrement l'algorithme cherche pour le pic suivant, et teste la paire de pic précédent ...etc. A la sortie de l'algorithme on obtient seulement les pics non reconnus comme des paires de bruit. Les pics résultant englobent les pics réels du signal ECG plus un faible pourcentage de pics de bruit initial. Quelques détails concernant l'implémentation de l'algorithme sont donnés dans l'annexe A.

3.2.5 PAIRES DE PICS DE BRUIT AUPRES DE LA LIGNE DE BASE

Dans l'étape précédente les paires de pics concernés peuvent apparaître à n'importe quel endroit dans le signal ECG. Cependant, certaines paires de bruit peuvent échapper à la méthode décrite ci-dessus. Ces paires de pics sont spéci-

fièrement ceux localisées auprès de la ligne isoélectrique. Une paire (p_i, p_{i+1}) cette fois-ci est considérée comme partie de bruit si elle obéira aux critères suivants [52]:

$$1: X_{m_{i+1}} - X_{m_i} < \beta_4$$

$$2: |Y_{m_{i+1}} - Y_{m_i}| < \beta_5$$

$$3: |Y_{l_i} - Y_{m_i}| < \beta_6$$

$$4: |Y_{r_{i+1}} - Y_{m_{i+1}}| < \beta_7$$

Le premier critère est un critère de durée, tandis que les autres sont des critères d'amplitude. Les paires de pics dont la durée et l'amplitude sont suffisamment petites sont éliminées. Les seuils β_4 , β_5 , β_6 et β_7 ont des valeurs prédéfinies. Après la soustraction de l'ensemble des pics de paires considérées comme bruit, il reste encore quelques pics de bruit (non appariés) qui doivent être reconnus puis rejetés. Ces pics sont généralement localisés autour de la ligne isoélectrique. Pour les éliminer il faut d'abord faire la correction du décalage au niveau de la ligne de base. Cette correction se fait par une approximation syntaxique de la ligne isoélectrique.

3.2.6 APPROXIMATION DE LA LIGNE DE BASE

L'approximation de la ligne isoélectrique est basée sur les suppositions suivantes :

- La variance de chaque bras des petits pics au ras de la ligne de base a une valeur faible.
- La variance de l'un des bras de pics autour de la ligne de base et avec un bras au ras de la ligne de base est aussi faible.

L'identification de ce dernier type de pics permet la définition des points par lesquels passe l'approximation de la ligne de base qui s'obtient en joignant les points (x_j, y_j)

associés aux pics identifiés comme bruit dans cette étape par des segments de droite. Les coordonnées (x_j, y_j) sont tel que $x_j = xm_i$ du pic p_i correspondant et y_j sera définie par la suite. Les critères appliqués pour trouver ces points sont [52]:

$$1: z = z1 \vee z2 \quad 2: z1 = \sigma_l^2 < \beta_B, \quad z2 = \sigma_r^2 < \beta_B$$

Où

$z, z1, z2$ sont des variables prédicats, \vee indique le OU logique σ_l^2, σ_r^2 sont les variances des bras gauche et droit tel que:

$$\sigma_l^2 = \sum_{k=b}^e (y(k) - \bar{y}_l)^2 \quad \text{avec } e = xm_i, \quad b = e - \beta_D, \quad \bar{y}_l = \left(\sum_{k=b}^e y(k) \right) / (\beta_D + 1)$$

$$\sigma_r^2 = \sum_{k=b}^e (y(k) - \bar{y}_r)^2 \quad \text{avec } e = xm_i, \quad b = e + \beta_D, \quad \bar{y}_r = \left(\sum_{k=b}^e y(k) \right) / (\beta_D + 1)$$

\bar{y}_l, \bar{y}_r sont les valeurs moyennes des bras gauche et droit. Enfin, les $y(i), i=1, N$ sont les amplitudes des points échantillons de la forme d'onde ECG et β_B, β_D sont des seuils.

Avec l'introduction d'une variable q définie comme suit :

$$q = \begin{cases} 1 & \text{si } z1 \text{ et } z2 \text{ sont vraies} \\ 2 & \text{si seulement } z1 \text{ est vraie} \\ 3 & \text{si seulement } z2 \text{ est vraie} \end{cases}$$

Les coordonnées y_j sont à calculer à partir des relations suivantes :

$$y_j = \begin{cases} (\bar{y}_l + \bar{y}_r) / 2 & \text{si } q=1 \\ \bar{y}_l & \text{si } q=2 \\ \bar{y}_r & \text{si } q=3 \end{cases}$$

Une fois les différents "points d'approximation calculés, les pics de bruit autour de la ligne de base sont identifiés en appliquant les critères suivants [52]:

1: $z = z_1 \vee z_2$ z_1, z_2 sont définies ci-après

2: $x_{r_i} - x_{l_i} < \beta_{10}$

3: $|y_{m_i} - y_{b_i}| < \beta_{11}$

Avec

$z_1 = |y_{m_i} - y_{l_i}| > \beta_{12} \cap |y_{m_i} - y_{r_i}| > \beta_{13}$ (\cap : ET logique)

$z_2 = |y_{m_i} - y_{l_i}| > \beta_{13} \cap |y_{m_i} - y_{r_i}| > \beta_{12}$

Les y_{b_i} représentent les approximations d'amplitude de la ligne de base aux points situés aux abscisses des pics p_i identifiés précédemment comme bruit. $\beta_{10}, \beta_{11}, \beta_{12}, \beta_{13}$ sont des valeurs seuils.

La signification de ces derniers critères est la suivante: Le premier critère sert à protéger les petites ondes Q et S d'une élimination par les pics de bruit. Le deuxième critère exige que les pics de bruit soient de courte durée. Le troisième critère affirme que les pics auprès de la ligne de base sont considérés comme du bruit.

3.3 DELINEATION DE PIC

La majorité des méthodes de reconnaissance syntaxique de formes utilise pour la délinéation des pics des techniques d'approximation linéaire par segment (PLA) [27]. D'après Trahanias et Skordalakis [59,60] ces techniques sont très sensibles aux morphologies de pics. Par exemple, les pics dont les bras sont des lignes droites sont précisément délinéés par les méthodes PLA, ce qui n'est pas le cas avec des pics des autres morphologies.

Pour cette raison une autre technique appelée "Critère de la Courbure Maximale" a été adoptée. Cette technique est basée sur une caractéristique de plein discernement des points limites des pics, qui est leur appartenance à l'ensemble des points où la courbure est localement maximisée [19].

La technique de la courbure maximale est illustrée dans la figure 3.6a où le point L représente la limite de pic. L'intervalle auxiliaire donné dans la figure représente l'intervalle dans lequel l'hypothèse de la maximisation locale de la courbure est valide. Cependant il y a des morphologies de pic pour lesquelles la validité du critère de la courbure maximale est prise par défaut. Un exemple d'illustration est donné dans la figure 3.6b. La non validité est due principalement à l'ambiguïté entre les points L et T où la courbure a le même ordre de grandeur. Cet handicap de la méthode peut être éliminé si en plus de la courbure maximale, le signe de la deuxième dérivée est pris en compte. Dans l'exemple précédent, les points T et L peuvent être facilement distingués, l'un de l'autre, avec l'introduction de la notion du signe déjà mentionnée. Au point L, la courbe est convexe le signe est négatif, tandis qu'au point T la courbe est concave ce qui se traduit par un signe

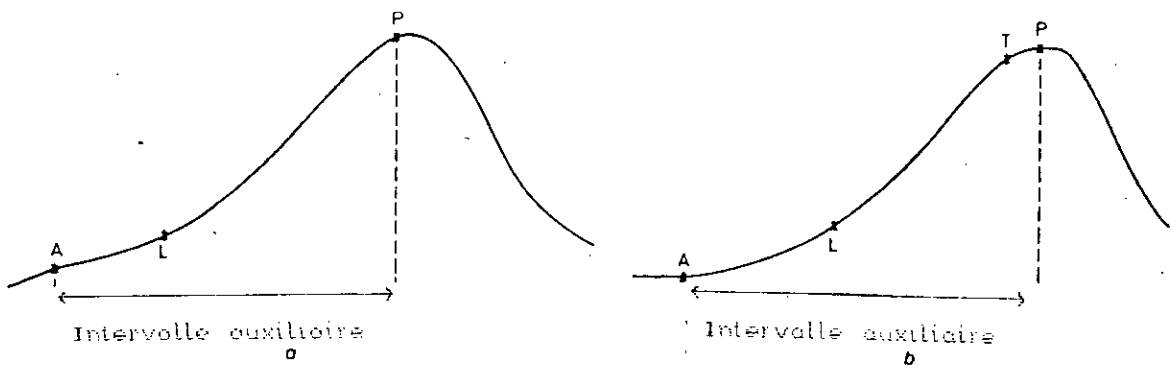


Fig.3.6 Illustration du critère de la courbure maximale

positif. Donc, avec la prise en considération du signe de la deuxième dérivée, le critère de la courbure maximale peut être énoncé comme suit:

Au point limite d'un pic positif/négatif la courbure est localement maximale sur l'intervalle contenant ce point limite, lorsque parmi les points de cet intervalle sont pris en compte seulement ceux qui ont une dérivée seconde positive/négative.

L'intervalle auxiliaire où se fait la recherche du point limite est illustré dans la figure 3.7. Par définition l'une des limites de l'intervalle auxiliaire est prise égale à l'extremum P du pic. L'autre limite peut être déterminée par la méthode PLA [24]. Cette méthode est donnée en détail dans l'annexe B. En commençant par le point P , le dernier point trouvé dans la dernière itération de l'algorithme PLA est pris comme deuxième frontière de l'intervalle auxiliaire. Dans la figure précédente cette limite est donnée par le point A . Si l'erreur d'approximation ϵ_1 est suffisamment grande, alors, l'intervalle auxiliaire contient sûrement la limite réelle du pic. Le choix de ϵ_1 n'est pas tellement critique, car le dernier point de l'intervalle auxiliaire ne demande pas trop de précision pour être défini.

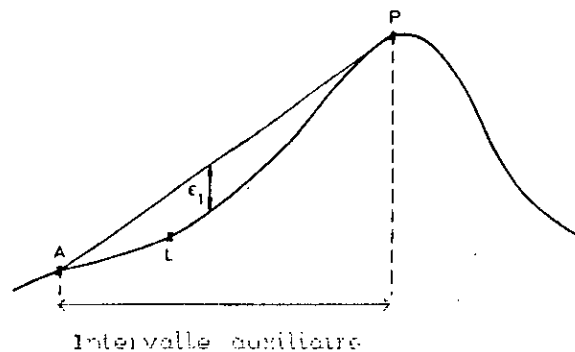


Fig.3.7 Définition de l'intervalle auxiliaire

Une valeur convenable de ϵ_1 peut être estimée d'une manière simple expérimentalement.

La courbure ρ à n'importe quel point d'abscisse t dans l'intervalle auxiliaire est donnée par la formule suivante [44]:

$$\rho(t) = |y''(t)| / (1 + y'(t)^2)^{3/2}$$

Où $y'(t)$ et $y''(t)$ dénotent la première et la deuxième dérivée de la forme d'onde $y(t)$ respectivement. La courbure peut être calculée à partir de l'équation ci-dessus pourvu que la première et la deuxième dérivées soient calculables. En général le signal ECG est non lisse, ceci est due à la présence du bruit. De ce point de vue, il y a des points où les dérivées ne peuvent pas être calculées et parfois même inexistantes. Dans une telle situation, le critère de la courbure maximale ne peut pas être directement appliqué. Cependant, la forme d'onde $y(t)$ doit être approximée à l'intérieur de l'intervalle auxiliaire par une fonction lisse et possédant des dérivées continues. Cela est bien réalisé par le choix du "Cubic Spline" comme fonction d'ajustage, car cette fonction peut faire une approximation précise des courbes arbitraires. Un exposé succinct de la méthode a été donné dans la référence [36].

La technique de la méthode consiste à faire l'approximation d'une courbe quelconque de N points par $N-1$ segments de Spline Cubique (Fig.3.8) [46,50].

En introduisant un paramètre supplémentaire t , un segment de spline cubique est décrit par une équation vectorielle de la forme:

$$\vec{P}(t) = \vec{C}_0 + \vec{C}_1 \cdot t + \vec{C}_2 \cdot t^2 + \vec{C}_3 \cdot t^3 \quad (1)$$

Dont les équations scalaires équivalentes dans le plan sont :

$$X(t) = C_{x,0} + C_{x,1} \cdot t + C_{x,2} \cdot t^2 + C_{x,3} \cdot t^3 \quad (2)$$

$$Y(t) = C_{y,0} + C_{y,1} \cdot t + C_{y,2} \cdot t^2 + C_{y,3} \cdot t^3 \quad (3)$$

Un segment de courbe du plan est donc représenté par une fonction spline pour chaque coordonnée.

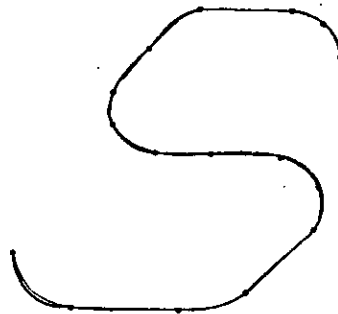


Fig.3.8 Approximation d'une courbe par des segments de spline

Les valeurs de coefficients C_0, C_1, C_2, C_3 sont déterminées à partir des positions des points de contrôle (points expérimentaux) et des conditions aux limites, c'est-à-dire en imposant la continuité du second ordre de la courbe [50]. La fonction spline cubique, étant du troisième ordre il est possible d'obtenir une continuité du second ordre entre les segments, ce qui permet d'éviter les variations brusques de courbure.

Entre deux points de contrôle (p_1, p_2) avec le choix de p_1

comme origine ($t_1=0$) les expressions des coefficients C_0^{\rightarrow} , C_1^{\rightarrow} , C_2^{\rightarrow} , C_3^{\rightarrow} sont les suivantes:

$$\vec{C}_0 = \vec{P}_1 \qquad \vec{C}_1 = \vec{P}'_1 \qquad (4)$$

$$\vec{C}_2 = 3 \cdot \frac{\vec{P}_2 - \vec{P}_1}{t_2^2} - 2 \cdot \frac{\vec{P}'_1 + \vec{P}'_2}{t_2} \qquad (5)$$

$$\vec{C}_3 = 2 \cdot \frac{\vec{P}_1 - \vec{P}_2}{t_2^3} + \frac{\vec{P}'_1 + \vec{P}'_2}{t_2^2} \qquad (6)$$

Où t_2 est la valeur de t à l'extrémité du segment (p_1, p_2) . La condition de continuité impose que la courbure reste constante d'un segment à un autre [50], donc;

$$\vec{P}''(t=t_2) = \vec{P}''(t=0) \implies 2 \cdot C_2 = 6 \cdot C_3 \cdot t_2 + 2 \cdot C_2 \qquad (7)$$

En remplaçant \vec{C}_2, \vec{C}_3 par leurs expressions et en développant les calculs nous arrivons à l'égalité:

$$t_3 \cdot \vec{P}'_1 + 2 \cdot (t_2 + t_3) \cdot \vec{P}'_2 + t_2 \cdot \vec{P}'_3 = \frac{3}{t_2 \cdot t_3} \left[t_2^2 \cdot (\vec{P}_3 - \vec{P}_2) + t_3^2 \cdot (\vec{P}_2 - \vec{P}_1) \right] \qquad (8)$$

Où t_3 est la valeur de t à l'extrémité du deuxième segment joignant les points p_2 et p_3 .

Dans le cas où $t \in [0,1[$ sur chaque segment les Cubic-Splines sont dites normalisées. Dans ce cas l'équation (8) devient:

$$\vec{P}'_1 + 4 \cdot \vec{P}'_2 + \vec{P}'_3 = 3 \cdot (\vec{P}_3 - \vec{P}_2) \qquad (9)$$

Ce qui permet de calculer les dérivées en résolvant le système linéaire suivant:

$$\begin{bmatrix} 4 & 1 & 0 & 0 & 0 & \dots & \dots \\ 1 & 4 & 1 & 0 & 0 & \dots & \dots \\ 0 & 1 & 4 & 1 & 0 & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & 0 & 1 & 4 & 1 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & 0 & 1 & 4 & 1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & 0 & 0 & 1 & 4 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p'_2 \\ p'_3 \\ \dots \\ \dots \\ p_{N-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.(p_3-p_1)-p'_1 \\ 3.(p_4-p_2) \\ \dots \\ \dots \\ 3.(p_N-p_{N-1})-p'_N \end{bmatrix} \tag{10}$$

Ce système se compose de N-2 équations; pour le résoudre il faut connaître les conditions aux limites. On peut distinguer deux cas [50]:

● CUBIC-SPLINE LIBRE (Relaxé)

Dans ce cas les deux extrémités ne sont pas liées à d'autres objets. Ceci se traduit par l'annulation de la courbure aux deux extrémités c'est à dire $p''_1=0$ et $p''_N=0$. Donc, on obtient pour p'_1 et p'_N les expressions suivantes:

$$p'_1 = 3 \cdot \frac{p_2 - p_1}{2 \cdot t_2} - \frac{p'_2}{2} \tag{11}$$

$$p'_N = 3 \cdot \frac{p_N - p_{N-1}}{2 \cdot t_N} - \frac{p'_{N-1}}{2} \tag{12}$$

● CUBIC-SPLINE ENCASTRE

Dans ce cas la courbure aux deux extrémités est imposée par les valeurs de la première dérivée aux limites (p'_1, p'_N).

Avec les conditions aux limites les coefficients d'une spline k sont donnés par le système suivant:

$$\begin{bmatrix} C_3 \\ C_2 \\ C_1 \\ C_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2 & -2 & 1 & 1 \\ -3 & 3 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_k \\ p_{k+1} \\ p'_k \\ p'_{k+1} \end{bmatrix} \quad \text{avec } 1 \leq k \leq N-1 \quad (13)$$

La définition de l'intervalle auxiliaire ainsi que l'approximation de la courbe donnée dans la figure 3.6a sont illustrées dans la figure 3.9. Les résultats de l'approximation par les fonctions "Cubic-Spline" sont superposés avec les données réelles. Le point L dans la même figure indique la limite de pic détectée par le critère de la courbure maximale.

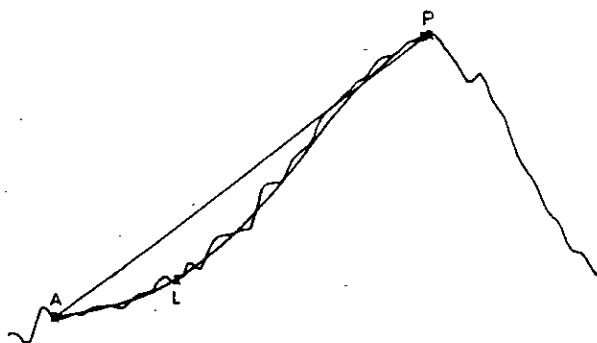


Fig.3.9 Un pic et son approximation par les Cubic-Splines

3.3.1 AMELIORATION DE LA DELINEATION DE PIC

L'application du critère de la courbure maximale a donnée naissance à deux problèmes, à savoir:

a) Pour quelques morphologies de pic comme celle donnée dans la figure 3.10a la détection des points limites de pic est souvent erronée. Ceci est due à la mauvaise approximation des données par les fonctions "Cubic Spline". On remarque que le bras d'un tel pic est une ligne droite et sa limite est mieux calculée par la méthode PLA. Pour dépasser cette contrainte, l'amélioration

suivante est adoptée. La méthode PLA est appliquée deux fois consécutivement, en réduisant de moitié la valeur du seuil dans la deuxième fois c'est à dire ($\epsilon_1/2$). Si la distance entre les deux points trouvés est inférieure à un seuil prédéfini ϵ_2 (figure 3.10b), alors, sans passer par la fonction d'ajustage le point A_2 trouvé dans la deuxième application de la méthode PLA est accepté comme limite de pic. Dans le cas contraire (figure 3.10c), la méthode du critère de la courbure maximale est normalement appliquée dans l'intervalle délimité par l'extremum P et le point A_1 trouvé dans la première application de la méthode PLA.

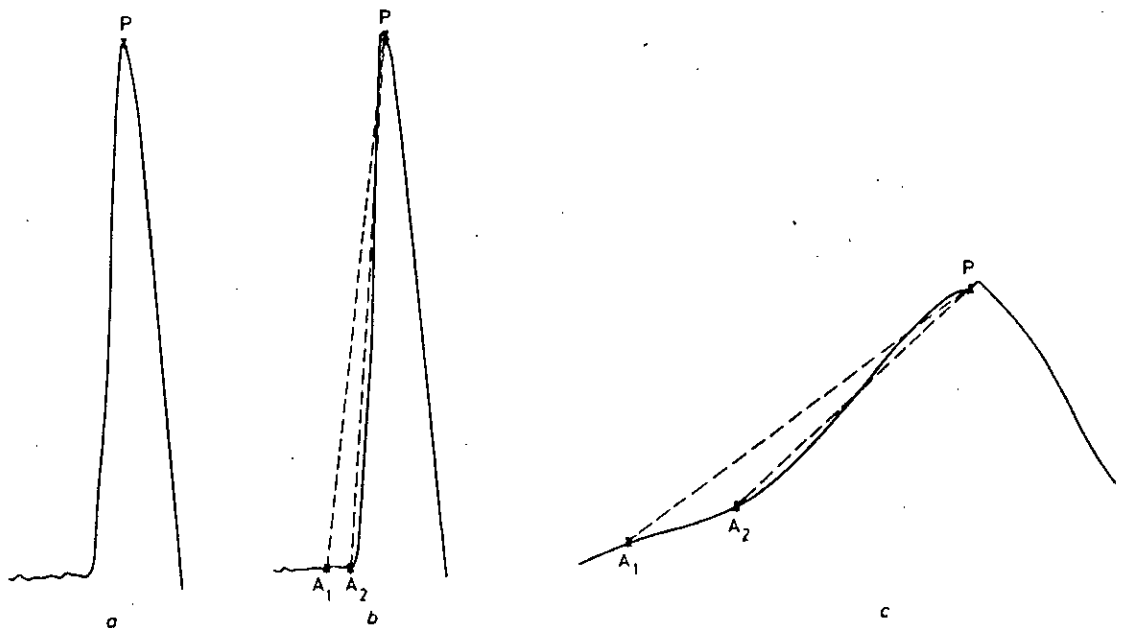


Fig.3.10 (a) Un pic dont les bras sont des droites
 (b) Résultats de la double application de la méthode PLA au pic du (a); (c) Résultats de la double application de la méthode PLA au pic de la fig.3.9

b) Le deuxième problème, est que parfois l'ajustement de la courbe par les fonctions Cubic-Splines introduit un changement

de direction intempestive près de la limite de l'intervalle^o auxiliaire (point B dans la figure 3.11a). Ceci est dû principalement aux raisons suivantes:

- La présence de bruit dans le signal à traiter.
- La tendance des fonctions d'ajustage à engendrer de tels changements (points décisifs) à la frontière de l'intervalle auxiliaire.
- L'irrégularité de la ligne de base de la forme d'onde.

Dans une telle situation des résultats erronés peuvent être obtenus, car la valeur de la courbure aux points de changements est suffisamment grande et peut être supérieure à la valeur de la courbure aux points limites réels. Par exemple dans la figure 3.11a le point B aurait été détecté comme point limite par le critère de la courbure maximale.

Pour éviter de tels résultats aberrants, une autre amélioration est ajoutée à la méthode. En plus de la courbure, la valeur absolue de la pente (AVS) du segment de droite joignant les deux points L et P, où L indique le point limite candidat et P est l'extremum du pic, est prise en compte. Le choix de l'AVS est basé sur le fait que la pente à la limite réelle du pic est au moins aussi grande que pour les autres points de l'intervalle auxiliaire. Cependant, le produit AVS par la courbure peut être utilisé comme critère pour la délinéation au lieu d'utiliser la courbure seulement. En d'autres termes, la limite de pic est détectée au point de l'intervalle auxiliaire, où le produit (AVSxCourbure) est maximisé, en utilisant seulement les points où le signe de la dérivée seconde est le même que celui du pic considéré. La figure 3.11b est donnée comme exemple, où le point L est détecté comme limite par l'utilisation de ce produit.

Cette amélioration ne modifie pas les résultats dans le cas où aucun changement de direction intempestive n'est introduit près de la limite de l'intervalle auxiliaire. Par exemple le point L dans la figure 3.9 est encore détecté comme point limite avec ce dernier critère.

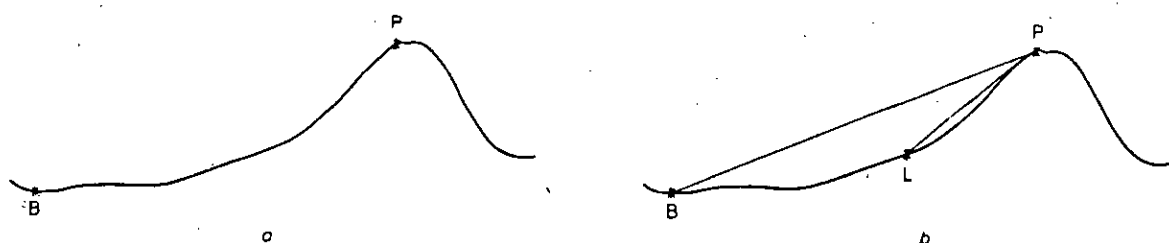


Fig.3.11 (a) Un point décisif auprès de l'intervalle auxiliaire (b) Le point L est détecté comme limite quand la pente est pris en considération.

3.4 RECONNAISSANCE DES COMPLEXES QRS

On a vu dans le chapitre précédent que dans la plupart des systèmes de traitements, les complexes QRS sont toujours détectés en premier lieu; puis leurs limites sont calculées et enfin en fonction des pics composants, leur morphologie est reconnue. Les différents algorithmes de la détection peuvent être regroupés en deux grandes familles à savoir: les algorithmes à canal unique et les algorithmes multicanaux.

D'après Pahlm et Sörnmo [40], ces algorithmes peuvent être implémentés par un système de calcul dont la structure de base est donnée dans la figure 3.12. Le filtrage numérique à l'entrée du système de calcul a pour but d'améliorer le rapport signal sur bruit. Le rôle du deuxième bloc (transformation) est de donner naissance à partir du signal filtré à un nouveau signal dans lequel les complexes QRS sont favorisés par rapport aux autres (P, T, U, artefacts et bruit). A la sortie du système une

décision est prise sur le signal transformé pour indiquer la présence ou non des QRS.

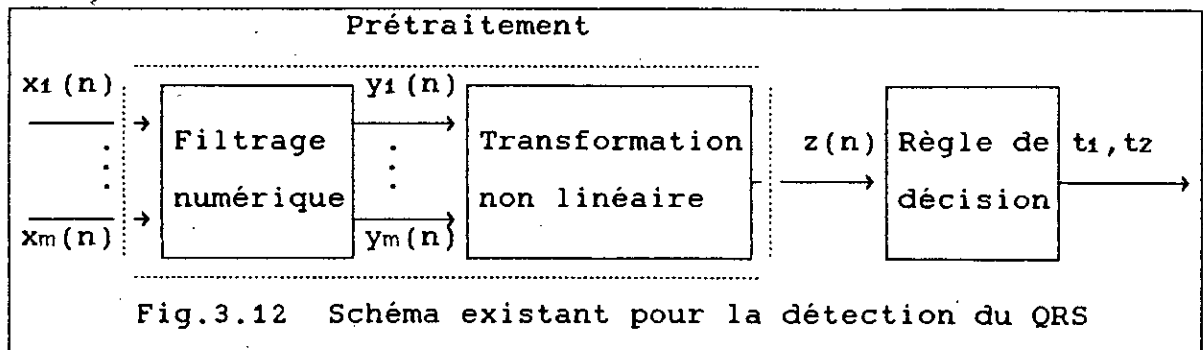


Fig.3.12 Schéma existant pour la détection du QRS

L'algorithme que nous avons utilisé pour la reconnaissance des QRS est un algorithme à canal unique. En se basant sur la méthode ascendante, son schéma d'implémentation est donné dans la figure 3.13 [60]. Une brève description de chaque bloc de la figure précédente sera donnée par la suite.

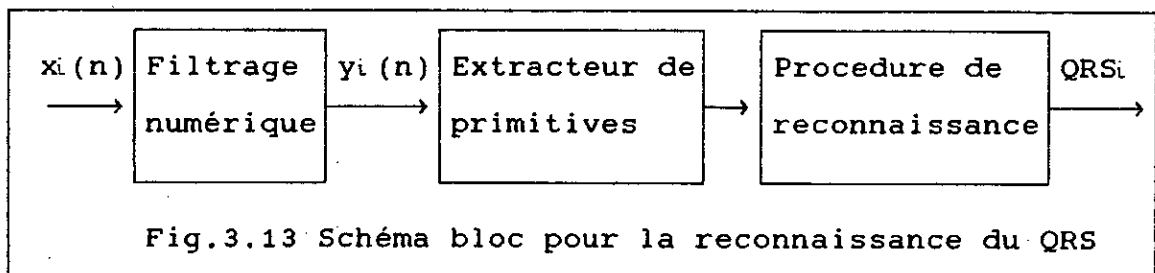


Fig.3.13 Schéma bloc pour la reconnaissance du QRS

3.4.1 FILTRAGE NUMERIQUE

Si le niveau du bruit dans le signal utile est acceptable, ce bloc peut être supprimé. Dans le cas contraire ce bloc peut contenir n'importe quel filtre numérique approprié à l'ECG, tel que ceux décrit dans les références [9,30,41].

3.4.2 EXTRACTEUR DE PRIMITIVES

Ce module a pour rôle l'extraction des formes primitives et la délimitation de leurs limites comme il a été décrit précédemment. Après conversion, le signal ECG est représenté par une

série de points $\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_n, y_n)\}$, où x_i représente l'abscisse de l'échantillon i (temps) et y_i représente son ordonnée (amplitude). L'extracteur de primitives, après calcul, assigne à chaque pic un ensemble de sept attributs. Cet ensemble, pour un pic p_i , est donné comme suit:

$$\{(x_{l_i}, y_{l_i}), (x_{m_i}, y_{m_i}), (x_{r_i}, y_{r_i}), e_i\}$$

où

(x_{l_i}, y_{l_i}) est la limite gauche du pic p_i
 (x_{m_i}, y_{m_i}) est l'extremum du pic p_i
 (x_{r_i}, y_{r_i}) est la limite droite du pic p_i
 e_i est l'énergie du pic p_i définie par:

$$e_i = \sum_{l=p}^{l=q} (y_i - y_{i-1})^2 \quad \text{avec } p=x_{l_i}+1, \quad q=x_{r_i}$$

3.5 PROCEDURE DE RECONNAISSANCE

La procédure de reconnaissance s'effectue en trois étapes consécutives:

3.5.1 FORMATION DES COMPLEXES

Une série de pics consécutifs (sans inter-segment) est considérée comme un complexe lorsque, pour chaque paire de pics consécutifs, l'angle entre le bras droit du premier pic et le bras gauche du deuxième, est inférieur à une valeur seuil pré-définie α_s . Un exemple d'illustration est donné dans la figure 3.14. Dans la figure 3.14a les trois pics consécutifs sont reconnus comme deux complexes (le pic p_1 est un complexe tandis que p_2, p_3 forment un autre complexe). Cela est dû à la valeur importante de l'angle délimité par le bras droit du p_1 et le bras gauche du pic p_2 , tandis que les trois pics de la figure 3.14b sont reconnus comme un seul complexe. L'attribut énergie assigné

pour chaque complexe est égal à la somme des énergies de tous ses pics constitutants.

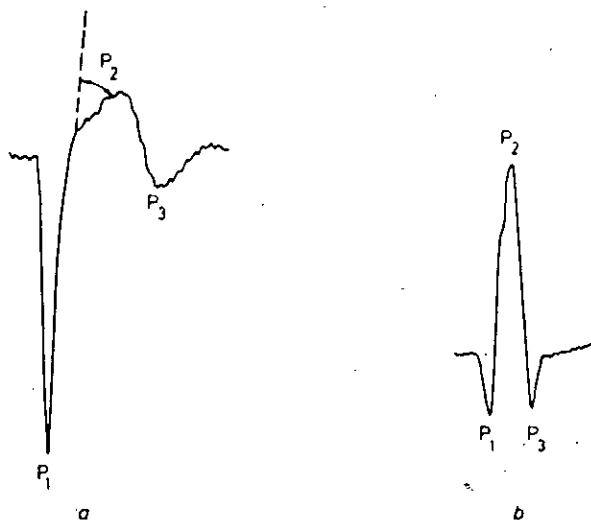


Fig.3.14 Formation des complexes (a) Pics de différents complexes (b) pics du même complexe

3.5.2 RECONNAISSANCE ET IGNORANCE DES SPIKES

Un spike est un artefact constitué d'une séquence de pics consécutifs. Ils se caractérisent par des pentes raides, des amplitudes assez grandes et, des durées courtes. Un complexe est considéré comme spike s'il remplit les conditions suivantes [60]

- 1: $|y_{m_i} - y_{l_i}| \leq \epsilon_4 |ls_i| \vee |y_{m_i} - y_{r_i}| \leq \epsilon_4 |rs_i|$
- 2: $\text{Min}\{|y_{m_i} - y_{l_i}|, |y_{m_i} - y_{r_i}|\} \geq \epsilon_5$
- 3: $x_{r_i} - x_{l_i} < \epsilon_6$

Avec

$$ls_i = \text{Max}\{y_k - y_{k-1}\} \quad k \in [x_{l_i} + 1, x_{m_i}]$$

$$rs_i = \text{Min}\{y_k - y_{k-1}\} \quad k \in [x_{m_i} + 1, x_{r_i}]$$

Dans le cas où le pic p_i est négatif le Max de la première expression et le Min de la deuxième sont intervertis. $\epsilon_4, \epsilon_5, \epsilon_6$ sont des valeurs seuils.

Le premier critère exprime les variations abruptes d'un spike, quant au deuxième critère il est lié à l'amplitude, enfin, le troisième critère indique que la durée d'un spike est assez courte.

3.5.3 RECONNAISSANCE DES QRS

Un complexe non reconnu comme spike est considéré QRS si son énergie dépasse un seuil ϵ_7 . En d'autres termes la décision pour caractériser un complexe comme QRS est une fonction de seuillage. Une fois qu'un complexe est désigné comme un QRS la reconnaissance de sa morphologie est alors très simple. D'après Trahanias et Skordalakis [58,60] les différentes morphologies peuvent être résumées dans le tableau I, avec les notation p^+ (pic positif), p^- (pic négatif).

Tableau I: Les différentes morphologies du complexe QRS

COMPLEXE QRS	MORPHOLOGIE
P^+	R
P^-	S
P^-P^+	QR
P^+P^-	RS
$P^-P^+P^-$	QRS
$P^+P^-P^+$	RSR'
$P^-P^+P^-P^+$	QRSR'
$P^+P^-P^+P^-$	RSR'S'
$P^-P^+P^-P^+P^-$	QRSR'S'
$P^+P^-P^+P^-P^+$	RSR'S'R''
$P^-P^+P^-P^+P^-P^+$	QRSR'S'R''
$P^+P^-P^+P^-P^+P^-$	RSR'S'R''S''
$P^-P^+P^-P^+P^-P^+P^-$	QRSR'S'R''S''

Chapitre IV

Résultats et discussions

4.1 COLLECTE DE DONNEES

Cette opération a été effectuée au niveau du service cardiologie B (chirurgie cardio-vasculaires) de l'hôpital Mustapha à Alger. La totalité de nos enregistrements ont été pris à l'état de repos et aux instants des opérations dites pacemaker. A cet effet, nous avons utilisé un enregistreur portatif d'instrumentation de type 7005 de la société Brüel & Kjaer.

Cet appareil est spécialement conçu pour enregistrer des signaux analogiques dans une gamme de fréquence allant du continu à 60 KHz en mode direct ou en FM, à voie unique ou en multivoies. Ce type d'enregistreur est doté d'un ensemble de quatre modules enfichables, facilement interchangeable, permettant ainsi n'importe quelle combinaison des canaux direct et FM selon les normes IRIG. Un module de compression/extension bicanal permet également une régulation de niveau automatique sur deux modules FM ou direct. Cependant, le rapport signal sur bruit (enregistrement-lecture) est de plus de 70 dB. L'appareil possède une entrée microphone destinée à l'enregistrement des commentaires sur une entrée directe. Pour plus de détails, nous renvoyons le lecteur à la référence [67]. Les données analogiques (signaux ECG) sont stockées sur des bandes magnétiques de type AMPEX. En plus des enregistrements de signaux réels, nous avons utilisé des signaux simulés obtenus directement d'un simulateur de type HELIGE 22004501.

4.2 ACQUISITION DE DONNEES

La numérisation de signaux ECG enregistrés sur bandes magnétiques ou simulés est préalable à toute opération de traitement par micro ordinateur (PC ou Compatible). Pour cela

nous avons utilisé une carte d'interface ADDA-8 constituée d'un CAN de type ADC574 [66] et de l'interface parallèle programmable le PPI 8255A [54]. Cette carte possède 64 entrées multiplexées et deux sorties analogiques. L'acquisition se fait à 8 bits avec une fréquence d'échantillonnage qui peut atteindre 28 KHz. Les caractéristiques de la carte sont données dans la référence [68]. Nous avons également utilisé une seconde carte DAS-8 qui permet l'acquisition soit en 8 bits soit en 12 bits. Les caractéristiques techniques et les différentes entrées et sorties de cette carte sont données en détail dans la référence [69]. Ces deux cartes peuvent être directement enfichées dans un des slots d'extension d'un PC ou compatible.

Le programme d'acquisition a été développé en langage assembleur [16,54] sous Turbo PASCAL Version 6.0. La fréquence d'échantillonnage a été choisie égale à 500 Hz indépendamment de la fréquence d'horloge de la machine utilisée, et la longueur du mot étant de 12 bits. Notre programme d'acquisition est disponible sous forme d'exécutable et sous forme d'unité pour être directement intégré dans les programmes écrits en Turbo PASCAL. Après acquisition, les données sont stockées dans des fichiers à raison de 2500 données par fichier sous forme ASCII. L'acquisition a été accomplie sur un micro-ordinateur HP RS/25.

4.3 TRAITEMENT DE DONNEES

Après acquisition, les données sont traitées par la méthode décrite dans le chapitre III. Les différents algorithmes de la méthode sont écrits en Turbo Pascal Version 6.0. Une fois la méthode programmée, un menu interactif (déroulant), à partir duquel l'utilisateur peut accéder aux différentes étapes de la méthode, a été développé. En plus, nous avons réalisé un inter-

face graphique (NasGraph) pour visualiser les résultats sans quitter le menu principal. Notre programme a été divisé en plusieurs unités pour être directement intégré dans les programmes écrits en Turbo Pascal. Les différents écrans du menu ainsi que les interfaces des unités seront données dans l'annexe C.

4.3.1 RESULTATS EXPERIMENTAUX ET EVALUATION

Pour illustrer les différentes étapes de la méthode, quelques exemples d'ECG simulés et réels sont données par la suite. Les différents seuils ont été calculés expérimentalement. Cependant, les valeurs calculées et utilisées dans notre expérimentation sont: $\beta_1=0.50\text{mV}$, $\beta_2=20\text{ms}$, $\beta_3=15\text{ms}$, $\beta_4=4\text{ms}$, $\beta_5=0.045\text{mV}$, $\beta_6=0.055\text{mV}$, $\beta_7=0.075\text{mV}$, $\beta_8=0.04\text{mV}^2$, $\beta_9=5\text{ms}$, $\beta_{10}=9\text{ms}$, $\beta_{11}=0.095\text{mV}$, $\beta_{12}=0.0125\text{mV}$, $\beta_{13}=0.0115\text{mV}$, $\varepsilon_1=0.1$, $\varepsilon_2=12\text{ms}$, $\varepsilon_3=30^\circ$, $\varepsilon_4=2$, $\varepsilon_5=0.25\text{mV}$, $\varepsilon_6=30\text{ms}$, $\varepsilon_7=2\text{mV}^2$. Cependant, nous avons constaté que dans certains cas l'ajustement de ces valeurs, en particulier le seuil de l'énergie ε_7 , influe directement sur les résultats obtenus.

En plus du filtrage syntaxique utilisé dans l'approche ascendante, nous avons utilisé deux autres types de filtrage à savoir le filtrage linéaire et le filtrage structurel. Comme filtre numérique nous avons adopté le filtre passe bande [0.8 Hz-30 Hz] décrit dans la référence [30]. Pour le filtrage structurel, la méthode utilisée est celle décrite dans la référence [9]. Le principe de cette dernière est d'utiliser des opérateurs morphologiques à savoir l'érosion et la dilatation des données par des éléments de structure. L'érosion et la dilatation sont combinées pour effectuer ce qu'on appelle l'ouverture ou la fermeture de données. L'ouverture de données n'est rien d'autre qu'une érosion suivie d'une dilatation, alors que la fermeture de données est l'opération inverse (dilatation

suivie d'une érosion). La forme et la longueur des éléments de structures dépendent de la morphologie du signal à traiter. Dans le cas de l'ECG les éléments de structures ont des formes triangulaires pour avoir une morphologie semblable à celle d'un pic. Pour atténuer le bruit, les données doivent passer par une ouverture suivie d'une fermeture. Avant que les données réelles ne soient disponibles nous avons utilisé des données simulées, utilisées après comme signaux de référence. A cet effet, nous allons tout d'abord présenter deux exemples simulés suivis de cinq exemples réels. Pour chaque exemple nous avons illustré le signal original, le signal après élimination des paires de bruit (première étape du filtrage syntaxique), le signal après la fin du filtrage syntaxique et la délinéation de pics, le signal après filtrage linéaire, le signal après filtrage structurel et enfin le signal après traitement par l'algorithme PLA. Enfin, les ondes composant chaque complexe QRS après reconnaissance sont données sous forme de tableau. Dans ce dernier nous avons mentionné seulement les différentes ondes composant chaque complexe QRS ainsi que ses limites gauche et droite indiquées par début (QRS) et fin (QRS). En électrocardiographie clinique l'intervalle QRS est déterminé à partir du début de l'onde Q (ou de l'onde R si l'onde Q n'est pas visible) jusqu'à la fin de l'onde S [21]. Dans notre cas, nous avons considéré le critère de la courbure maximale amélioré pour le calcul des limites des pics afin de réduire les effets des distorsions induites par la méthode PLA.

● EXEMPLE 1

Cet exemple est une simulation d'un ECG normal dont le rythme est d'environ 75 battements par minute. Le signal ECG simulé est montré dans la (figure 1.a). Dans ce premier exemple

le nombre total de pics est égal à 600. Parmi ces pics 482 (80.33%) ont été reconnus comme du bruit dans la première étape du filtrage syntaxique. Après cette première phase les 118 pics restants, donnés dans la figure 1.b, contiennent les pics réels plus un nombre de pics introduits par le bruit non reconnu par l'algorithme de paires de bruit. Les pics réels sont au nombre de 31, donc les pics de bruit non reconnus dans cette étape sont au nombre de 87. En considérant le nombre de pics réels, le pourcentage de pics de bruit reconnus est 84.71% dans cet exemple. Le signal après la fin du filtrage syntaxique est montré dans la (figure 1.c). Dans cette deuxième étape le nombre de pics reconnus comme du bruit est 36, ce qui présente 6% du nombre total. La prise en considération du nombre de pics réels dans cet exemple conduit à un pourcentage réel de (6.33%). Par conséquent, le pourcentage réel de pics introduit par le bruit reconnus dans les deux phases du filtrage syntaxique est d'environ (91%). La figure 1.d représente le signal initial après filtrage linéaire à travers le filtre passe bande mentionné ci-dessus. Le nombre de pics restants après filtrage est égal à 251 ce qui donne un pourcentage de (61.33%) pour les pics reconnus comme du bruit. Les pics restants après filtrage structurel du même signal, sont au nombre de 378 comme le montre la (figure 1.e). Donc, le pourcentage de pics de bruit reconnus est de (39%). Nous remarquons que le signal est plus atténué par le filtrage structurel que par le filtrage linéaire. Après traitement du signal de départ par l'algorithme PLA le signal résultant est donnée dans la (figure 1.f). D'après la figure précédente, l'utilisation de l'algorithme PLA introduit des distorsions surtout aux niveau des bras de pics dont la forme est différente des segments de droites. A cet effet, ce dernier a été utilisé juste comme étape préliminaire pendant le

calcul des limites des pics. Les résultats de la reconnaissance, résumés dans le tableau I, montrent que cette approche a reconnu exactement les six QRS réels existants dans le signal original.

Tableau I: Les complexes QRS de l'exemple 1

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
660	-0.127	676	0.718	706	-0.247	634	-0.063	732	-0.11
1414	-0.129	1430	0.718	1460	-0.249	1388	-0.063	1486	-0.11
2168	-0.129	2184	0.718	2214	-0.249	2142	-0.061	2240	-0.11
2922	-0.127	2938	0.718	2968	-0.249	2896	-0.063	2994	-0.10
3676	-0.129	3692	0.718	3722	-0.249	3650	-0.063	3748	-0.10
4430	-0.129	4444	0.718	4476	-0.249	4404	-0.061	4502	-0.11

● EXEMPLE 2

Le deuxième ECG simulé est montré dans la (figure 2.a). Cet ECG est une simulation d'un autre cas normal mais la fréquence cardiaque cette fois-ci est d'environ 100 battements par minute. Dans cet exemple le nombre total de pics (réels et parasites) est égal à 461. Après un premier filtrage syntaxique 360 pics (78.1%) ont été reconnus comme du bruit. Les 101 pics restants, donnés dans la figure 2.b sont formés de 47 pics réels et de 54 pics indésirables. Cependant, le pourcentage réel des pics détectés comme de bruit est 86.96% dans le présent exemple. Dans sa deuxième étape le filtrage syntaxique a reconnu 30 pics de bruit, soit 6.51% du nombre total. Le pourcentage réel est de 7.25%, les pics restants sont montrés dans la (figure 2.c). Par conséquent, le pourcentage total de pics introduit par le bruit reconnus dans les deux phases du filtrage syntaxique est d'environ (94.21%). La figure 2.d représente le signal initial

après filtrage linéaire, le nombre de pics restants après filtrage est égal à 96 ce qui donne un pourcentage de 88.16% pour les pics détectés comme du bruit. Après filtrage structurel, les pics restants sont au nombre de 193 comme le montre la (figure 2.e). Ce qui donne un pourcentage de 64.7% pour les pics considérés comme du bruit. Le signal de départ après traitement par l'algorithme PLA est donnée dans la (figure 2.f). Nous constatons que l'algorithme PLA introduit des distorsions au niveau des bras de certains pics, ce qui conduit à des limites de pic erronées. Pour améliorer les résultats du calcul des limites des pics, la méthode PLA nous a permis de déterminer l'intervalle auxiliaire dans lequel le critère AVS est appliqué. Après exécution de la procédure de la reconnaissance, cette dernière a pu trouver les dix complexes QRS du signal de départ dont les résultats ont été résumés dans le tableau II.

Tableau II: Les Complexes QRS de l'exemple 2

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
262	-0.087	276	0.624	302	-0.265	232	-0.05	332	-0.019
746	-0.087	762	0.636	790	-0.241	718	-0.06	818	0.021
1224	-0.062	1246	0.621	1274	-0.241	1200	-0.03	1298	-0.041
1702	-0.070	1730	0.653	1758	-0.250	1680	0.01	1780	-0.046
2200	-0.060	2214	0.655	2242	-0.289	2172	0.06	2270	-0.058
2682	-0.079	2698	0.658	2726	-0.263	2454	0.11	2754	-0.053
3166	-0.077	3182	0.648	3210	-0.265	3138	0.03	3238	-0.034
3644	-0.089	3666	0.655	3694	-0.241	3620	-0.06	3718	0.021
4130	-0.082	4150	0.648	4178	-0.265	4140	-0.07	4204	0.104
4620	-0.077	4634	0.663	4666	-0.275	4594	-0.09	4692	0.102

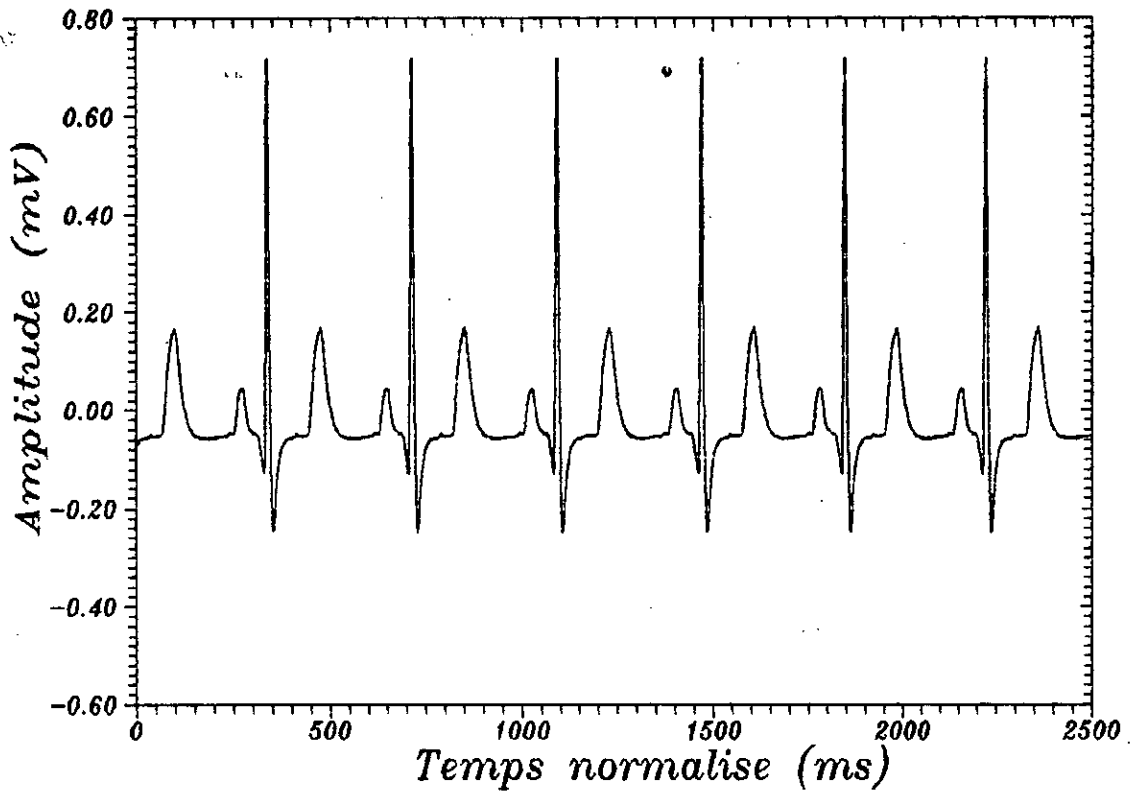


Fig.1.a Le signal ECG original

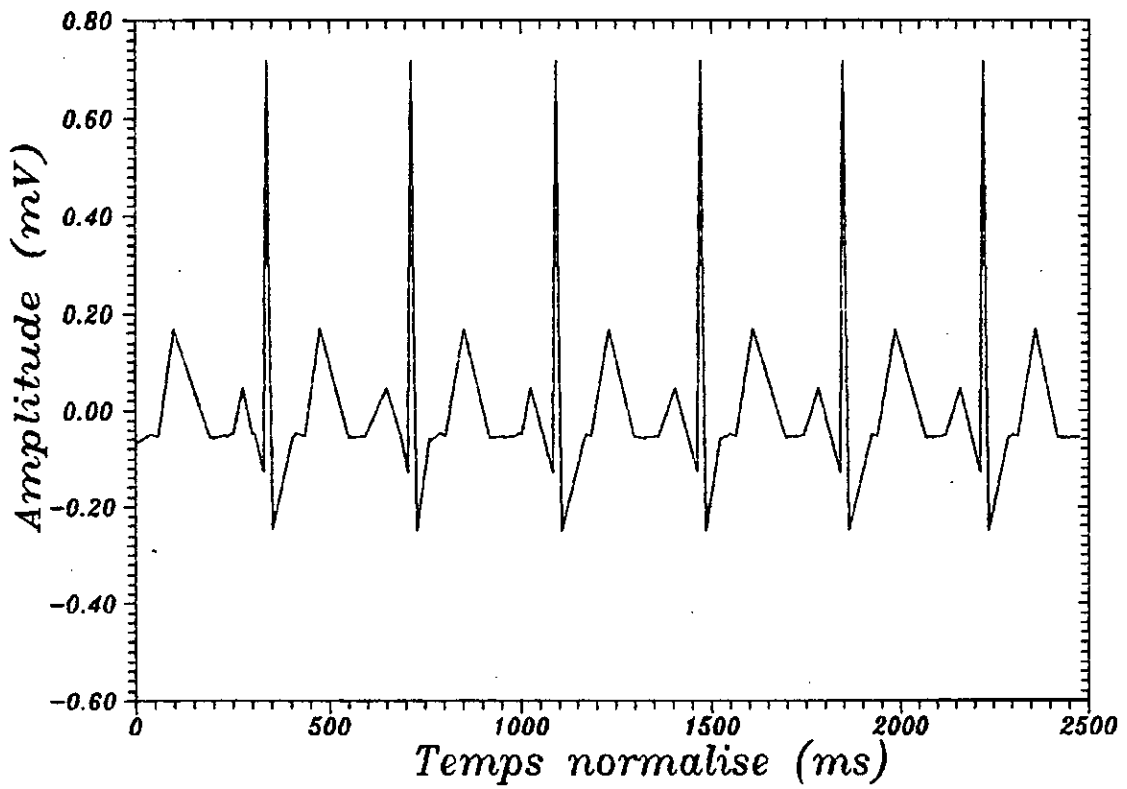


Fig.1.b Le signal ECG apres elimination des paires de bruit

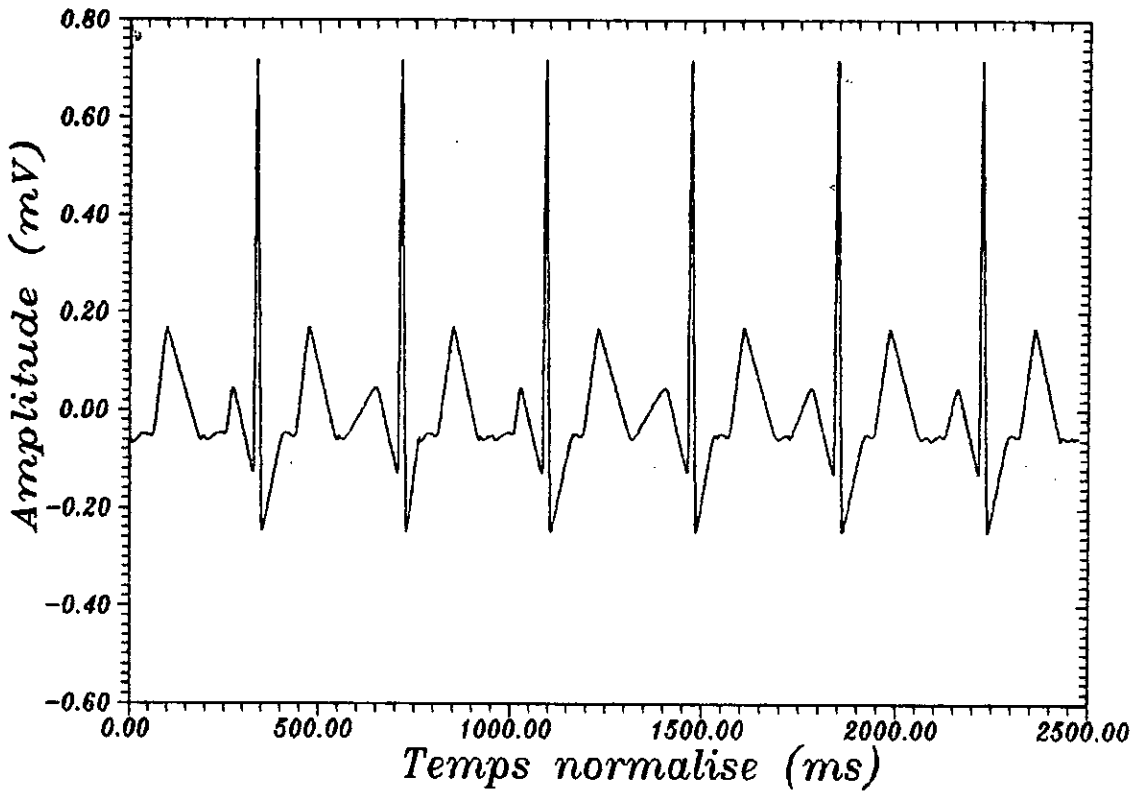


Fig.1.c Le signal ECG apres filtrage syntaxique

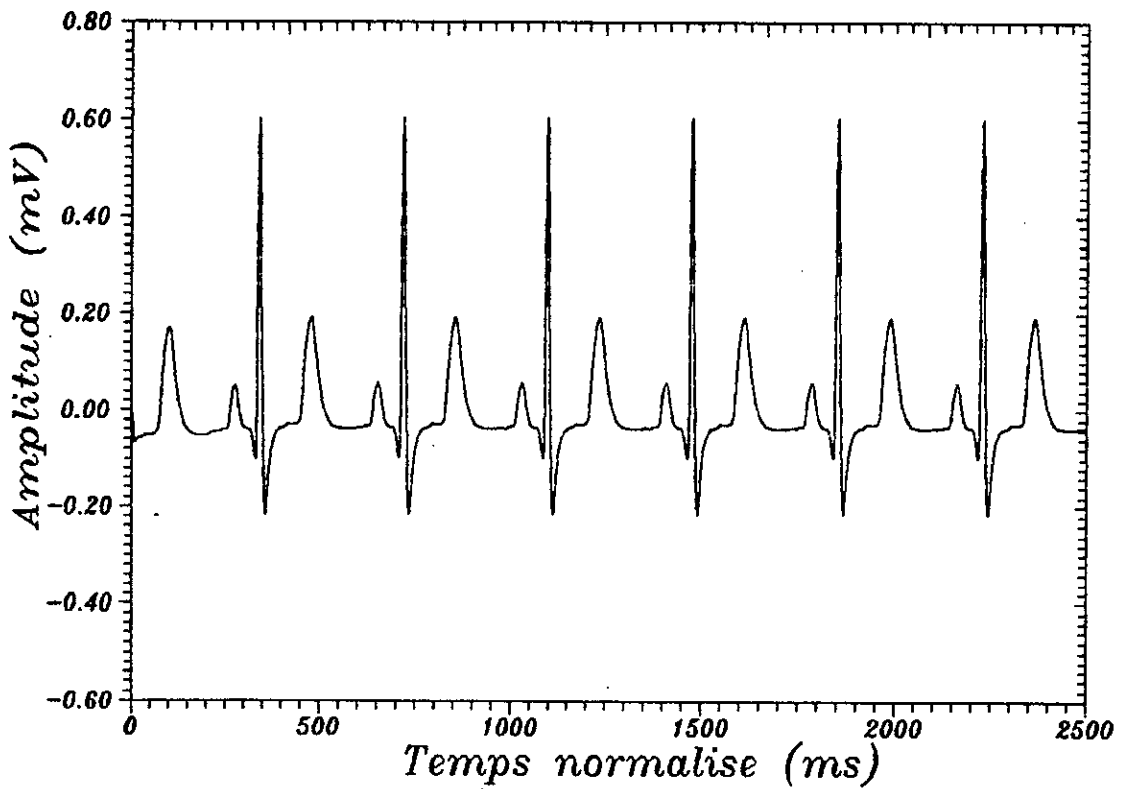


Fig.1.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

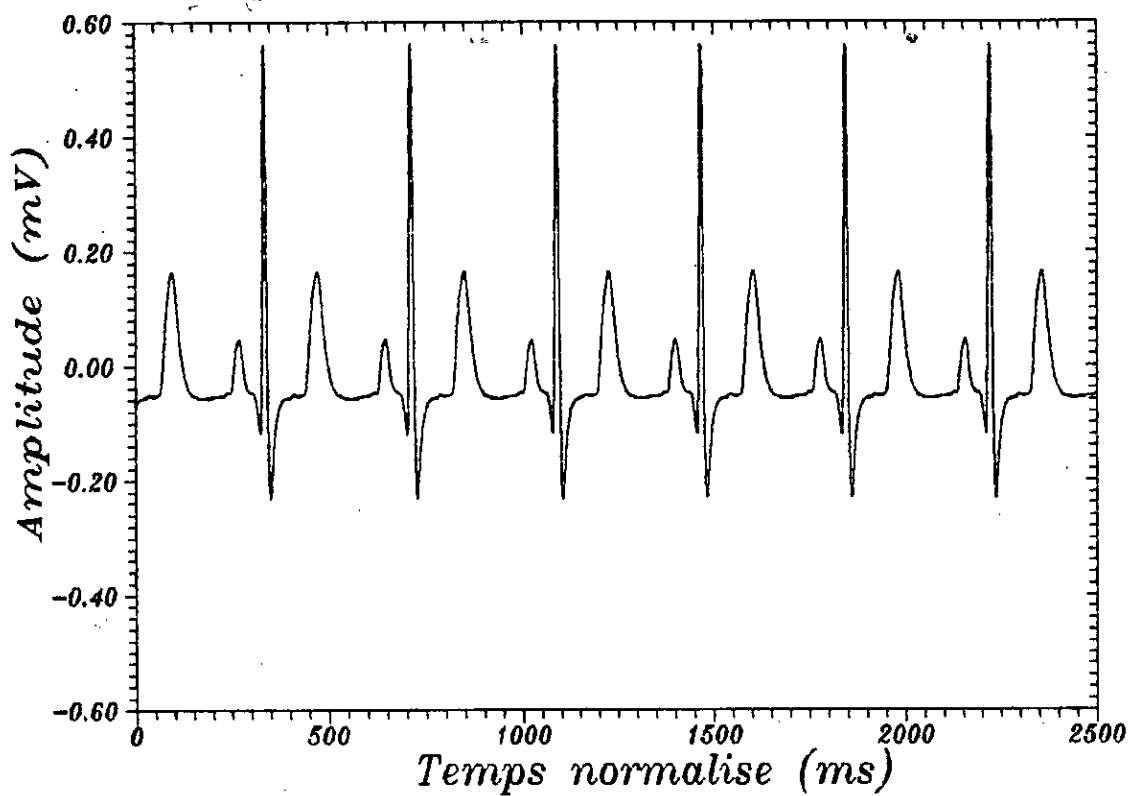


Fig.1.e Le signal ECG apres filtrage structurel

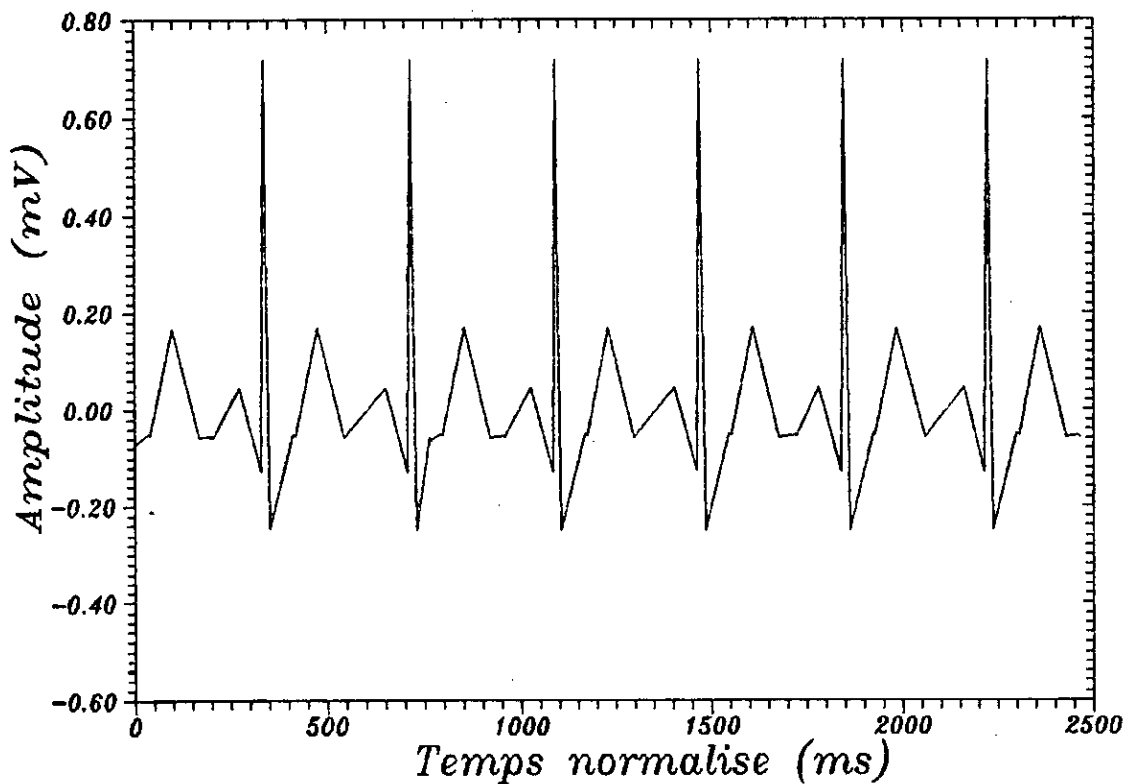


Fig.1.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

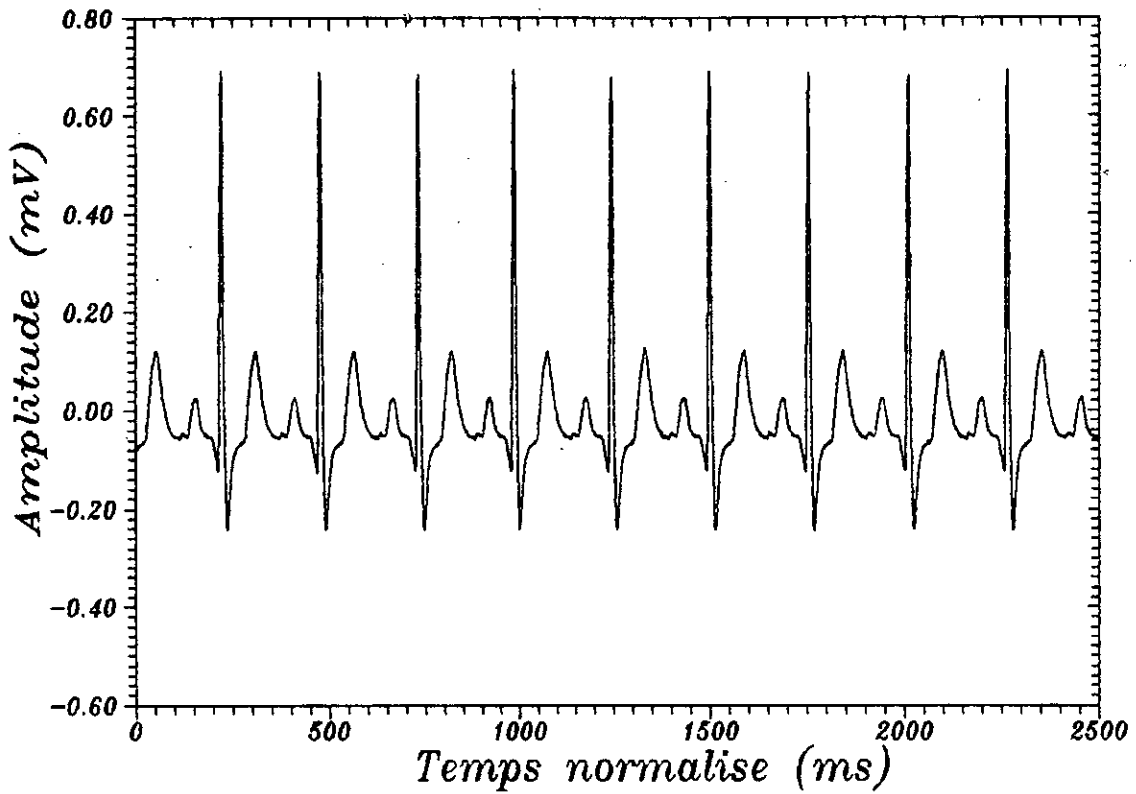


Fig.2.a Le signal ECG original

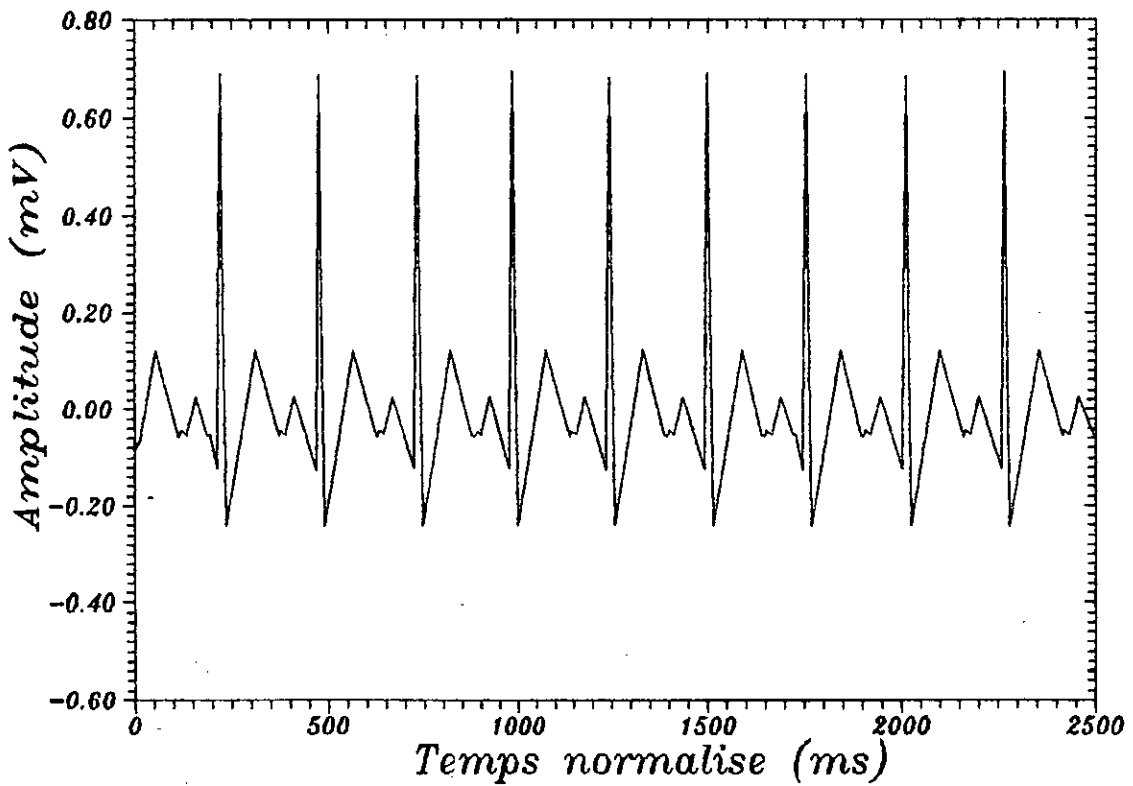


Fig.2.b Le signal ECG apres elimination des paires de bruit

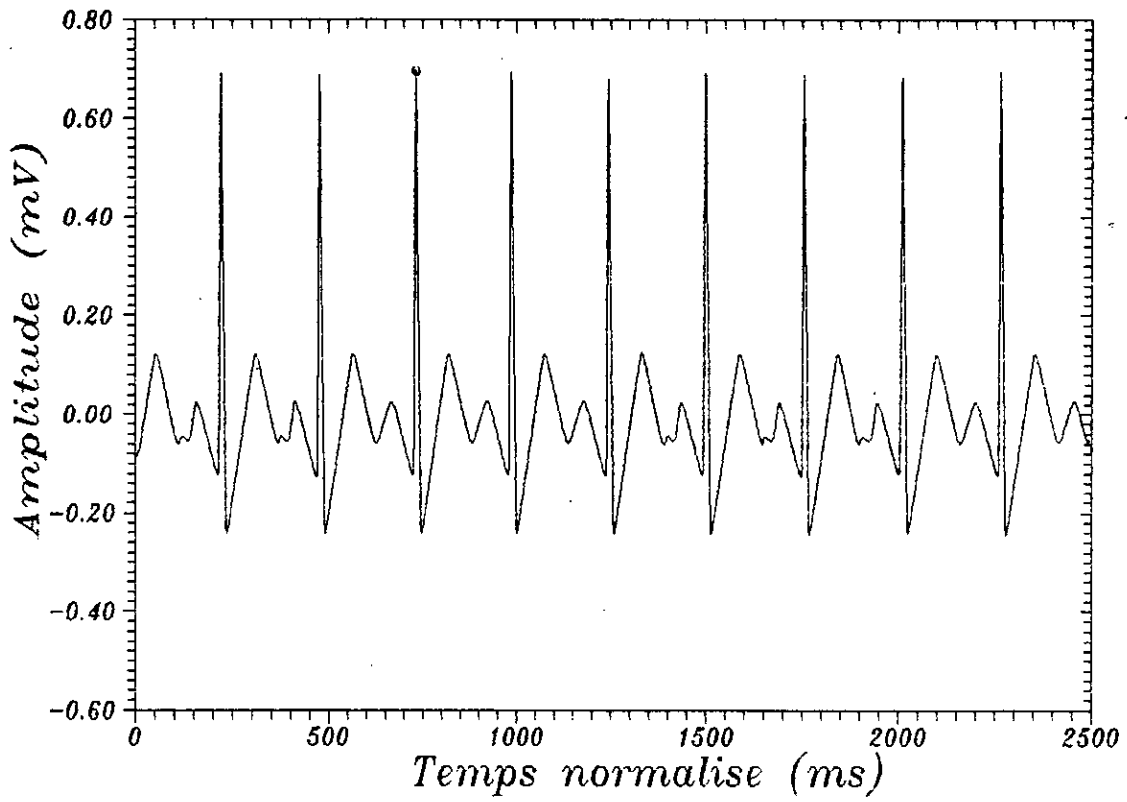


Fig.2.c Le signal ECG apres filtrage syntaxique

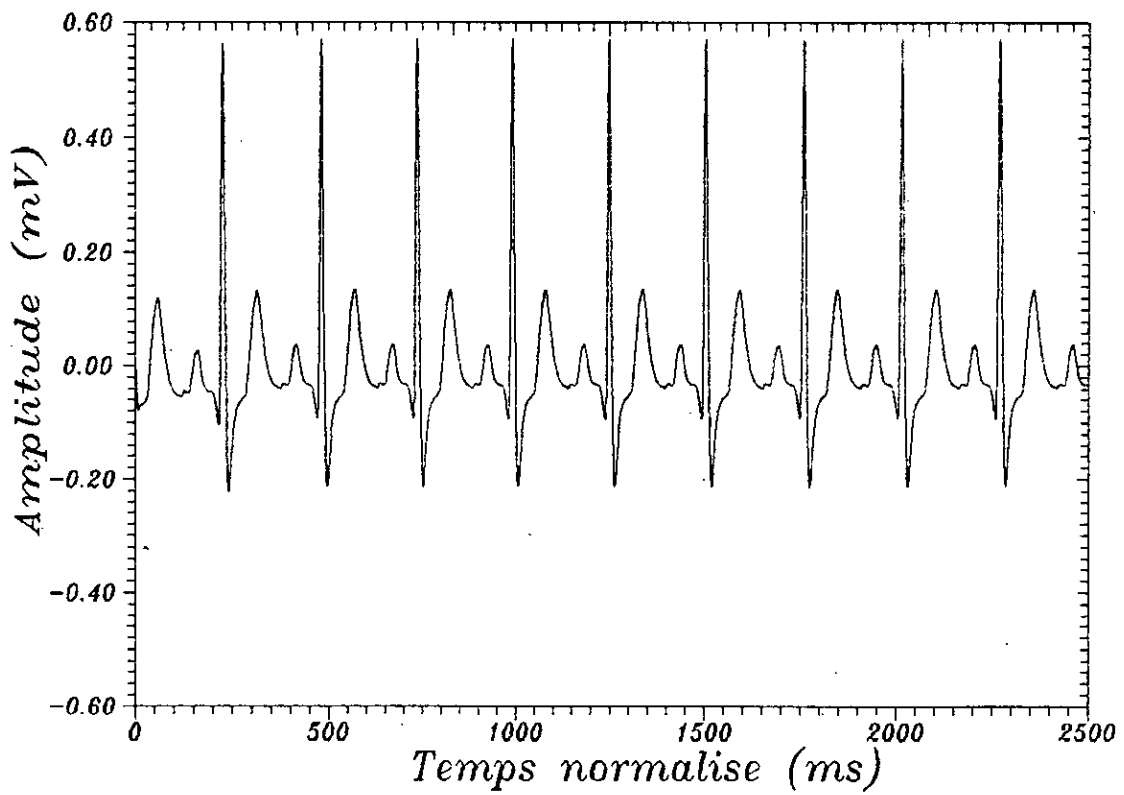


Fig.2.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

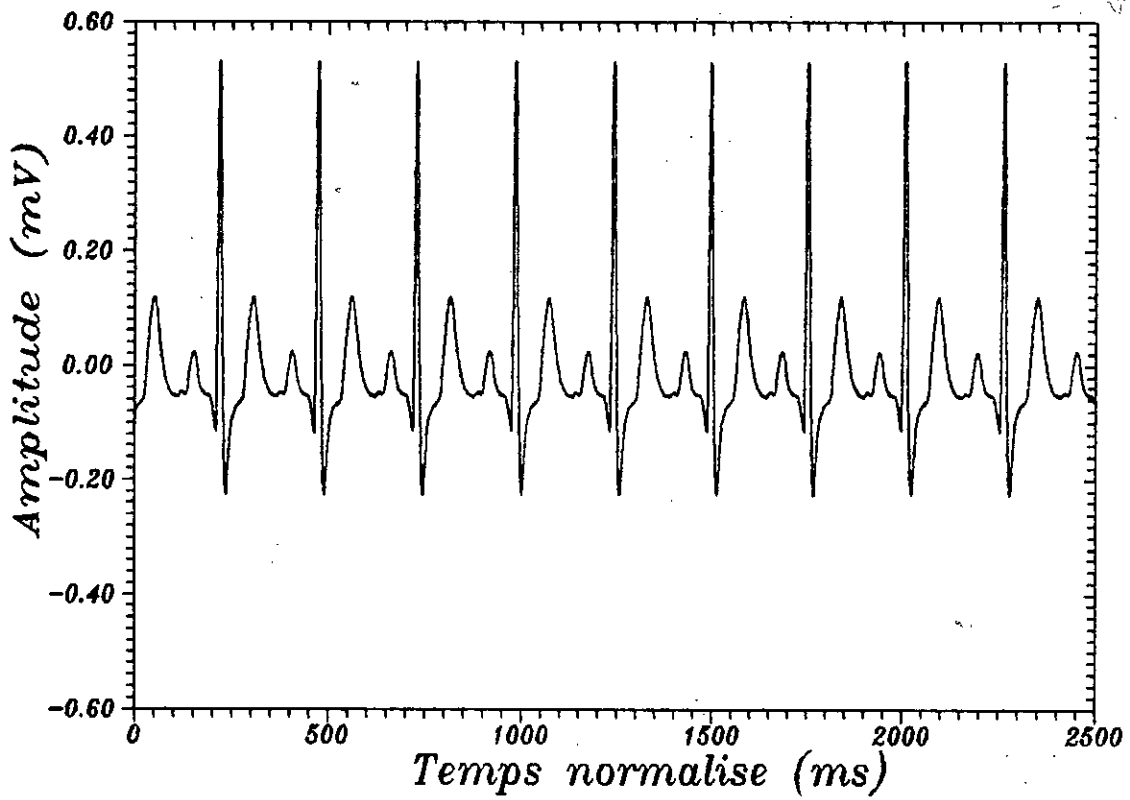


Fig.2.e Le signal ECG apres filtrage structurel

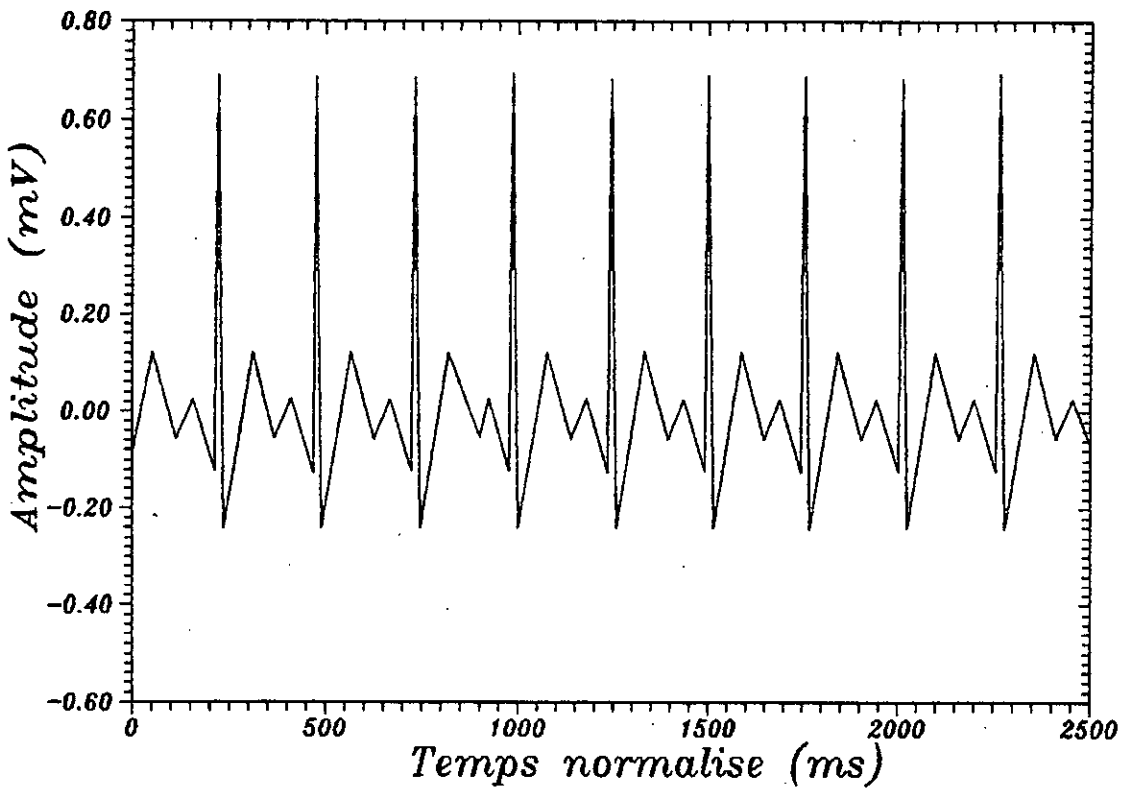


Fig.2.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

● EXEMPLE 3

Le premier ECG réel dans cette série d'exemples est montré dans la figure 3.a, où la présence de bruit est remarquable. Au total ce signal contient 1278 pics. Ce nombre a été réduit à 106 pics après la première phase du filtrage syntaxique. Les pics restants, montrés dans la figure 3.b sont composés de 25 pics réels et de 81 pics de bruit. Dans cette étape, le pourcentage de pics reconnus comme du bruit relativement au nombre total est 91.7% tandis que le pourcentage réel est (93.54%). A la deuxième étape du filtrage syntaxique, 16 autres pics ont été détectés comme du bruit, soit 1.25% du nombre total. Le pourcentage réel dans cette étape est de 1.28% et les pics restants sont montrés dans la (figure 3.c). Par conséquent, le pourcentage total de pics de bruit reconnus dans les deux phases du filtrage syntaxique est d'environ (94.82%). La figure 3.d représente l'ECG initial après filtrage Linéaire. Les pics restants après filtrage sont au nombre de 364 ce qui donne un pourcentage de 72.94% pour les pics reconnus comme de bruit. Le même ECG après filtrage structurel est montré dans la (figure 3.e). Le nombre de pics restants cette fois-ci est 906, ce qui présente 29.7% pour les pics reconnus comme de bruit. L'utilisation de l'algorithme PLA introduit certaines distorsions au niveau des bras de pics dont la forme est loin d'être des segments de droites comme le montre la (figure 3.f). Pour minimiser les erreurs de calcul des limites provoquées par les distorsions, nous avons adopté le critère de la courbure maximale amélioré pour déterminer ces dernières. L'application de l'approche ascendante à la reconnaissance des complexes QRS nous a permis de localiser les cinq QRS existants réellement. Après reconnaissance, les résultats de tous les QRS sont résumés dans le tableau III.

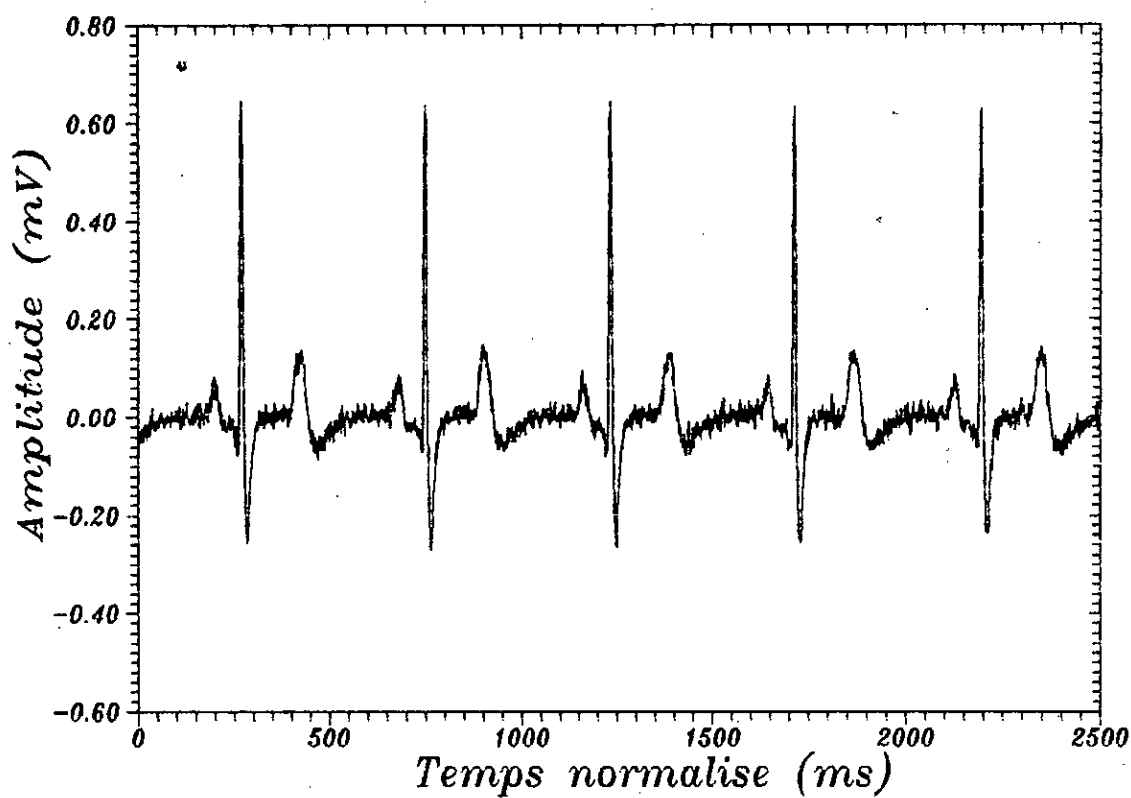


Fig.3.a Le signal ECG original

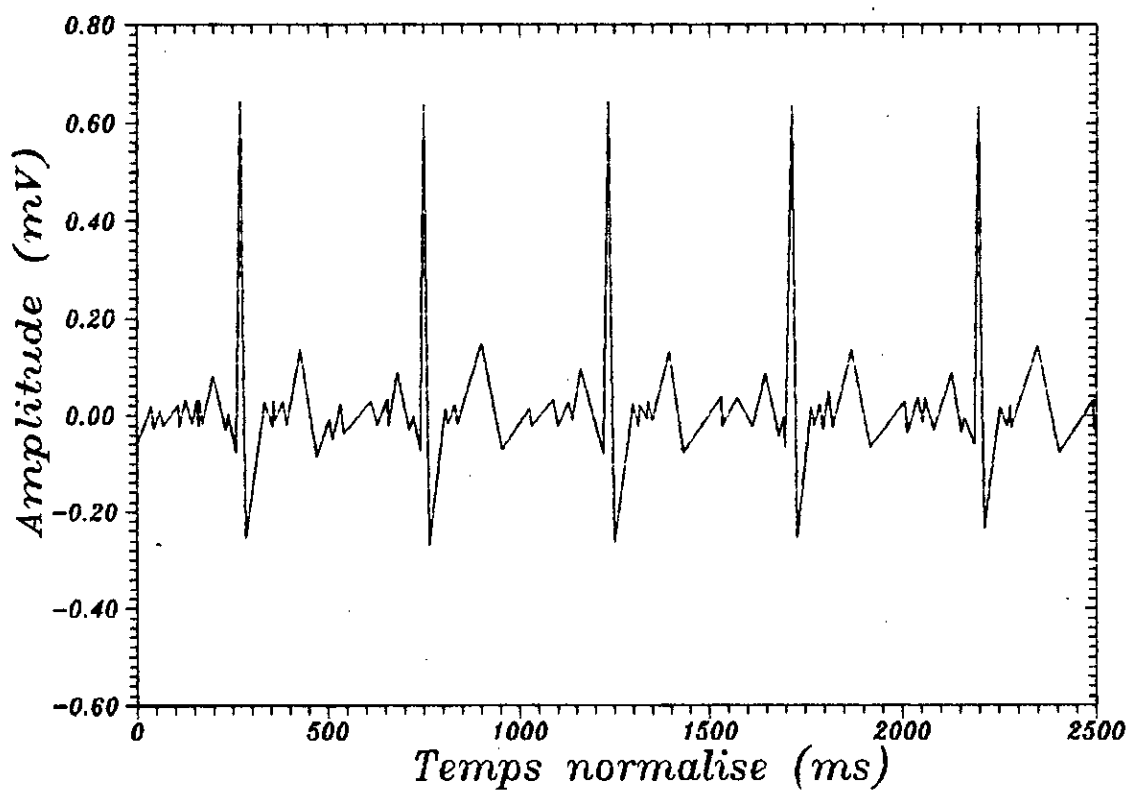


Fig.3.b Le signal ECG apres elimination des paires de bruit

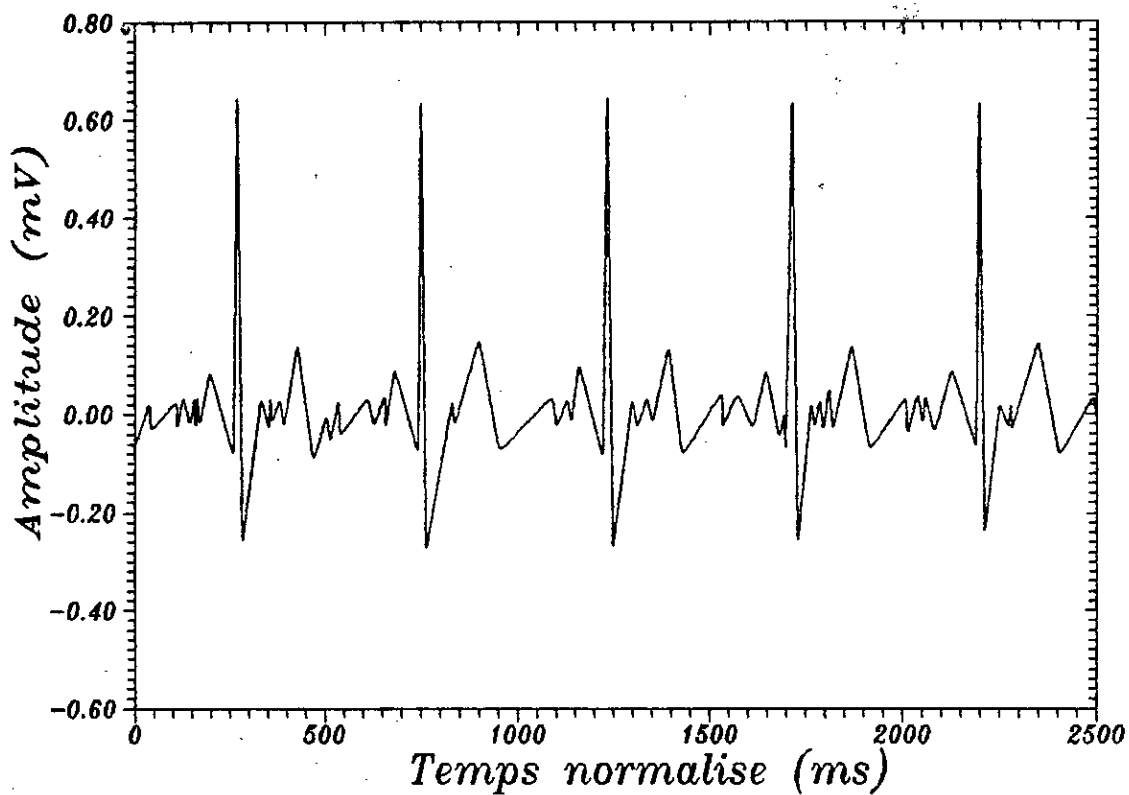


Fig.3.c Le signal ECG apres filtrage syntaxique

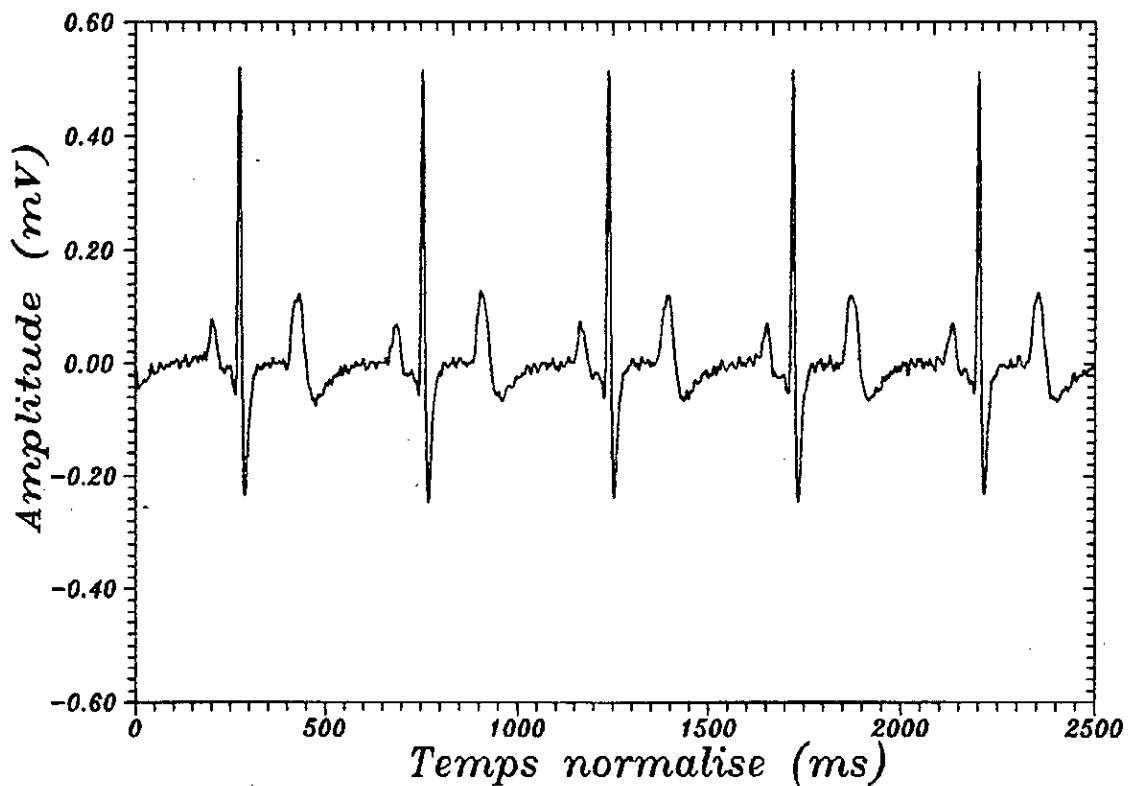


Fig.3.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

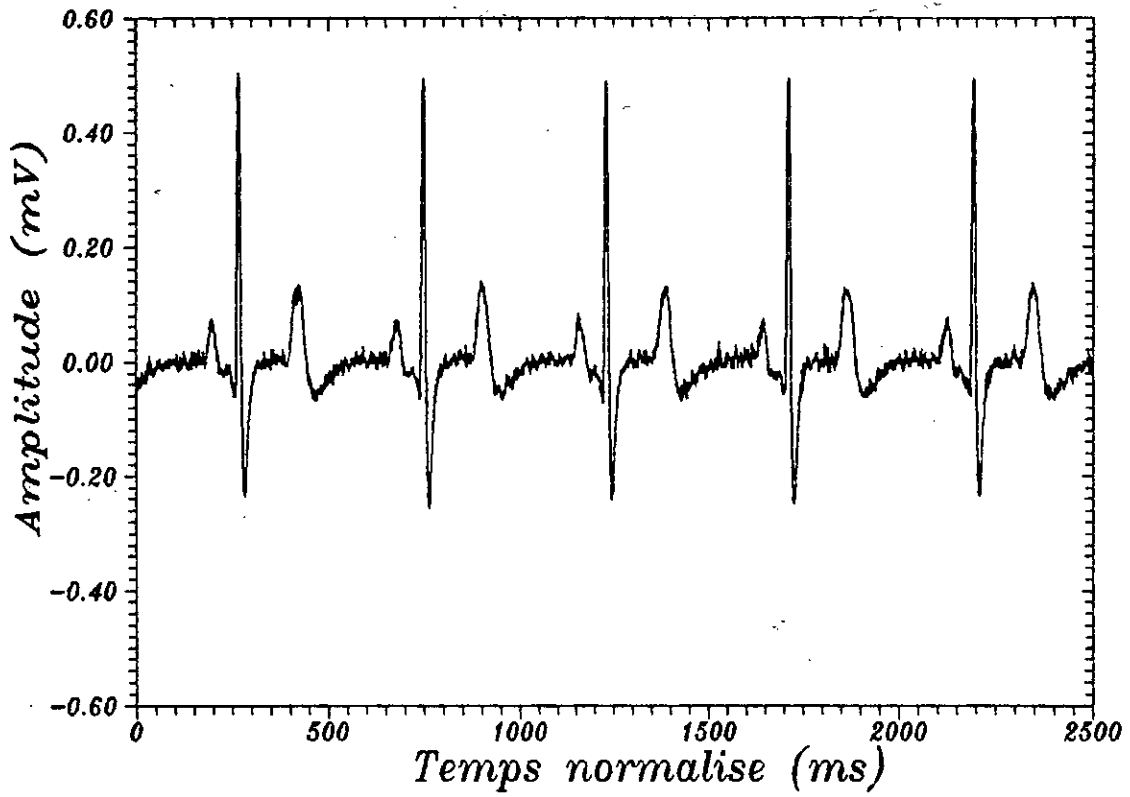


Fig.3.e Le signal ECG apres filtrage structurel

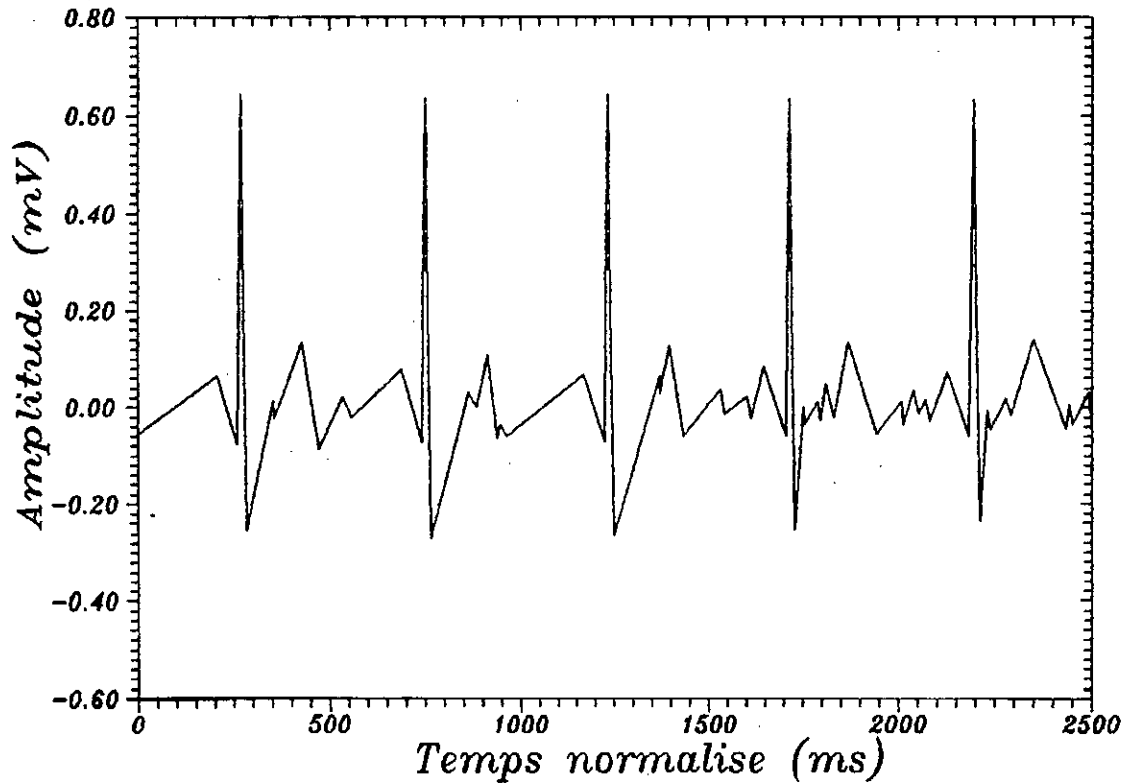


Fig.3.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

Tableau III: Les Complexes^o QRS de l'exemple 3

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
518	-0.077	540	0.643	568	-0.255	494	-0.001	592	-0.10
1486	-0.072	1502	0.636	1530	-0.270	1458	-0.025	1558	-0.08
2440	-0.079	2464	0.643	2496	-0.265	2418	-0.033	2518	-0.09
3394	-0.067	3426	0.633	3458	-0.255	3376	-0.020	3476	-0.10
4376	-0.060	4376	0.631	4424	-0.236	4350	-0.016	4450	-0.05

● EXEMPLE 4

Le signal ECG réel est montré dans la (figure 4.a). Par rapport à l'exemple précédent l'ECG présente un rythme cardiaque plus élevé. Dans ce quatrième exemple le nombre total de pics est égal à 1113. Parmi ces pics 1018 (91.5%) ont été reconnus comme des paires de bruit dans la première étape du filtrage syntaxique. Après cette première phase les 95 pics restants, montrés dans la figure 4.b sont formés de 49 pics réels et de 46 pics de bruit. Si le nombre de pics réels est pris en considération, le pourcentage de pics reconnus comme du bruit est (95.7%). Dans la deuxième étape du filtrage syntaxique le nombre de pics reconnus comme de bruit est de 20, ce qui représente 1.8% du nombre total. Les pics restants sont montrés dans la figure 4.c et le pourcentage réel est d'environ (2%). Cependant, le pourcentage réel de pics de bruit reconnus dans les deux étapes du filtrage syntaxique est d'environ (97.7%). La figure 4.d représente le signal initial après filtrage Linéaire. Les pics restants après filtrage sont au nombre de 349, soit un taux de 71.8% pour les pics rejetés comme inutiles. Après filtrage structurel les pics restants sont au nombre de 144 comme le montre la (figure 4.e). Ceci donne un pourcentage de 91% pour

les pics détectés comme du bruit. Le résultat du traitement du signal de départ par l'algorithme PLA est donné dans la (figure 4.f). Cependant, les distorsions causées par la méthode PLA surtout au niveau des bras de pics différents des segments de droites affectent directement les points limites calculés par l'approche utilisée. Dans le but d'améliorer la précision du calcul des limites, le critère adopté dans les exemples précédents a été maintenu dans le présent cas. Enfin, la reconnaissance proprement dite des complexes QRS dans cet exemple a conduit à déterminer les dix QRS existants réellement dans l'ECG initial. Les résultats de la reconnaissance de tous les complexes QRS sont résumés dans le tableau IV.

Tableau IV: Les Complexes QRS de l'exemple 4

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
60	-0.092	78	0.648	104	-0.248	32	0.008	132	-0.07
574	-0.065	588	0.665	618	-0.282	546	-0.004	626	-0.18
1082	-0.084	1100	0.643	1126	-0.250	1054	0.001	1154	-0.07
1596	-0.084	1610	0.668	1640	-0.280	1568	0.003	1668	-0.06
2106	-0.075	2120	0.636	2150	-0.255	2078	-0.040	2178	-0.06
2610	-0.084	2632	0.670	2660	-0.265	2588	-0.006	2688	-0.07
3126	-0.075	3144	0.607	3170	-0.241	3098	-0.030	3198	-0.05
3636	-0.058	3654	0.646	3684	-0.270	3610	-0.030	3710	-0.04
4148	-0.067	4164	0.638	4190	-0.265	4120	-0.033	4218	-0.08
4660	-0.072	4674	0.663	4706	-0.267	4634	-0.011	4732	-0.05

● EXEMPLE 5

Le signal ECG réel est montré dans la (figure 5.a). Dans ce cas l'ECG choisi présente des anomalies au niveau de l'amplitude des complexes QRS. Dans ce cinquième exemple le nombre total de

pics (pics réels plus ceux introduits par le bruit) est égal à 1077. Dans sa première étape (reconnaissance des paires de bruit) le filtrage syntaxique a révélé que 938 (87.1%) pics sont des pics de bruit. Les 139 pics restants, comme le montre la figure 5.b, sont composés de 34 pics réels et de 105 pics parasites non détectés par l'algorithme des paires de bruit. Ainsi donc, le pourcentage de pics de bruit reconnus est de (89.93%). Le signal issu du filtrage syntaxique est montré dans la (figure 5.c). Dans cette deuxième étape le nombre de pics de bruit reconnus est 52, soit 4.83% du nombre total. Le pourcentage de pics de bruit détectés relativement aux pics réels est de (5%). Par conséquent, le pourcentage total de pics introduit par le bruit reconnus dans les deux phase du filtrage syntaxique est d'environ (94.93%). La figure 5.d représente le signal initial mais cette fois-ci après un filtrage linéaire à travers le filtre passe bande mentionné ci-dessus. Le nombre de pics restants après filtrage est égal à 315 soit (73%) de pics reconnus comme de bruit. Le même signal subit un filtrage structurel en utilisant des éléments de structure comme il est mentionné dans les paragraphes précédents. Les pics restants après ce filtrage sont au nombre de 801 comme le montre la figure 5.e, soit 26.46% de pics qui sont reconnus comme de bruit. Le signal résultant du traitement par l'algorithme PLA est donné dans la figure 5.f où l'on constate que ce dernier introduit des distorsions au niveau des bras de pics dont la forme est différente des segments de droites. Ceci a pour effet d'altérer les limites détectées par la suite. Pour cette raison, comme précédemment, le critère AVS a été utilisé. Les sept complexes QRS du signal de départ ont été reconnus par l'approche utilisée. Les résultats de la reconnaissance de tous les QRS existants dans l'exemple sont résumés dans le tableau V.

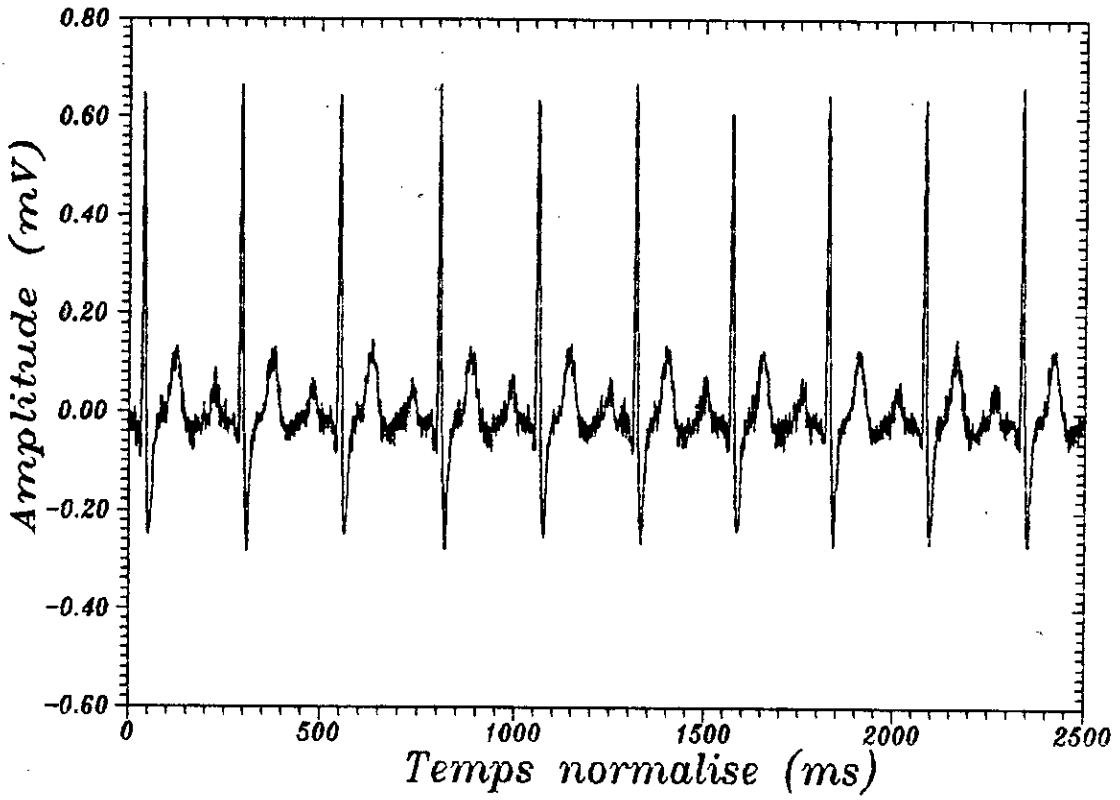


Fig.4.a Le signal ECG original

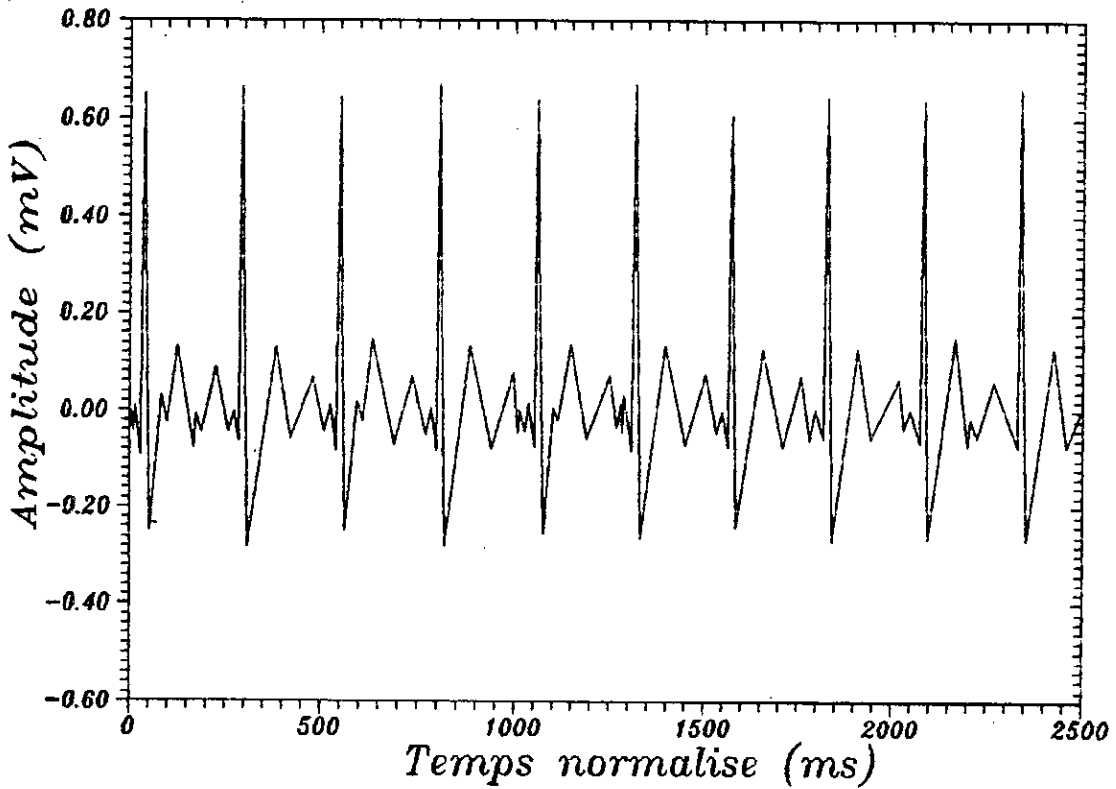


Fig.4.b Le signal ECG apres elimination des paires de bruit

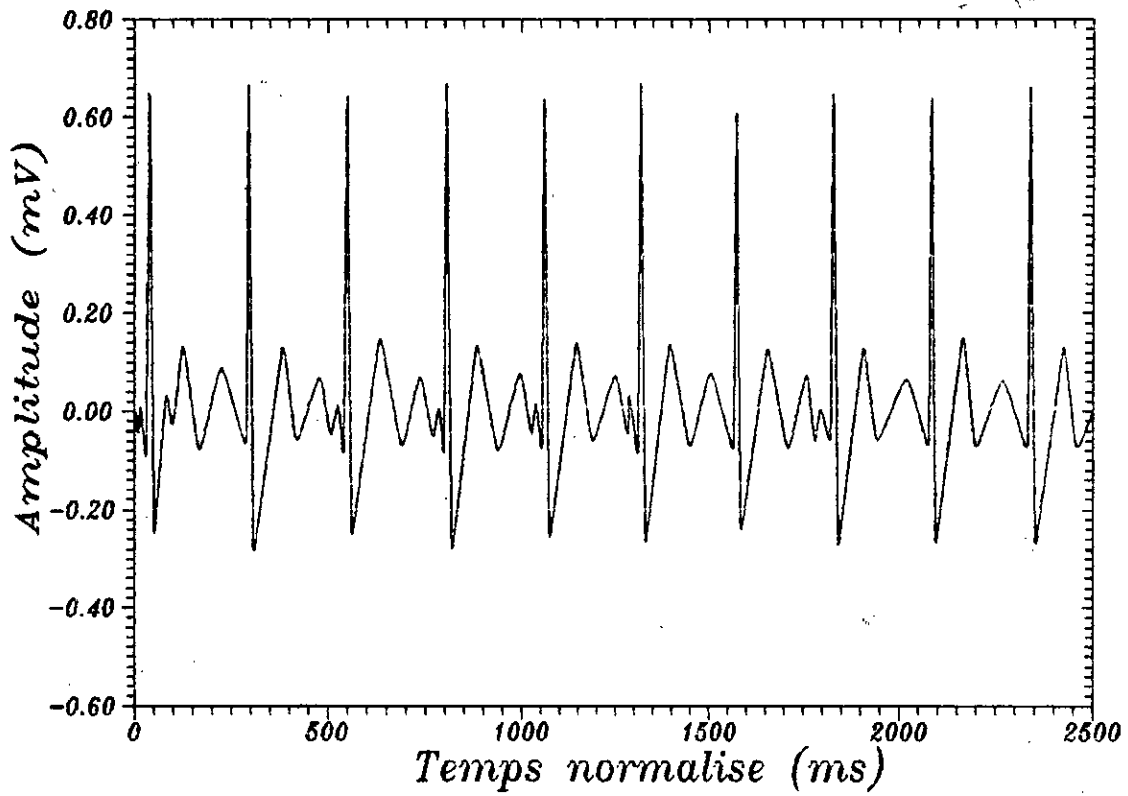


Fig.4.c Le signal ECG apres filtrage syntarique

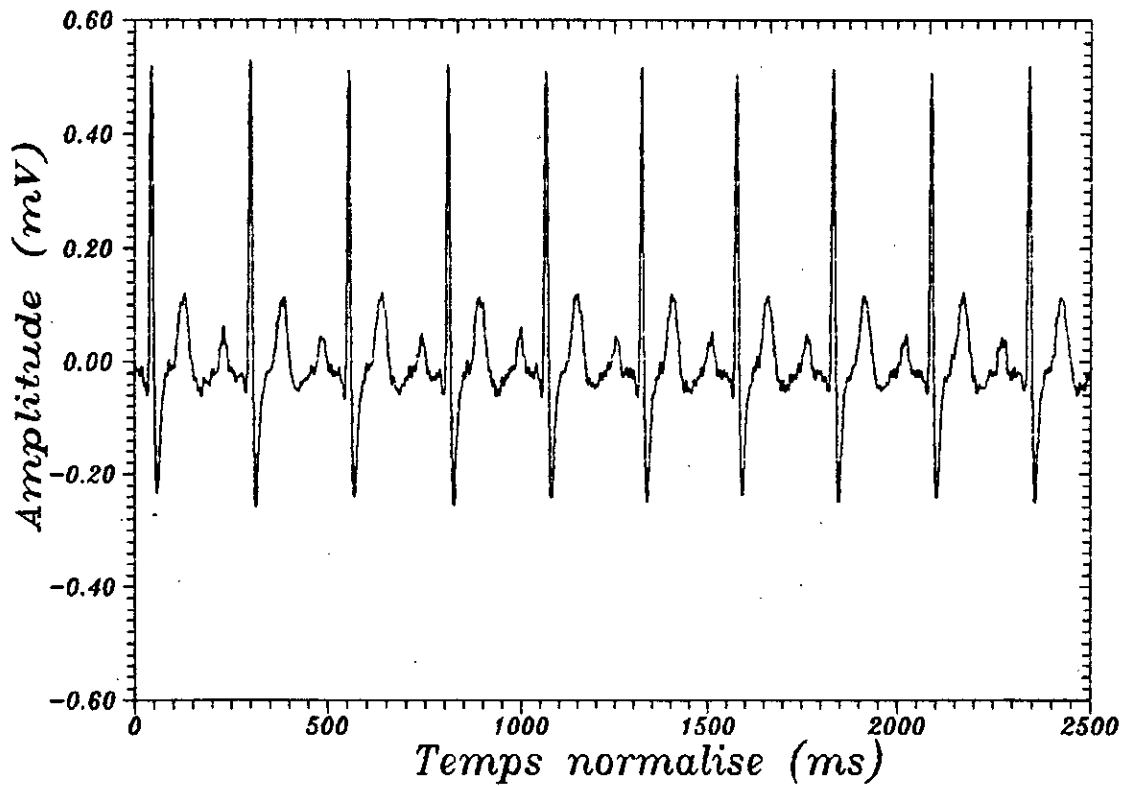


Fig.4.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

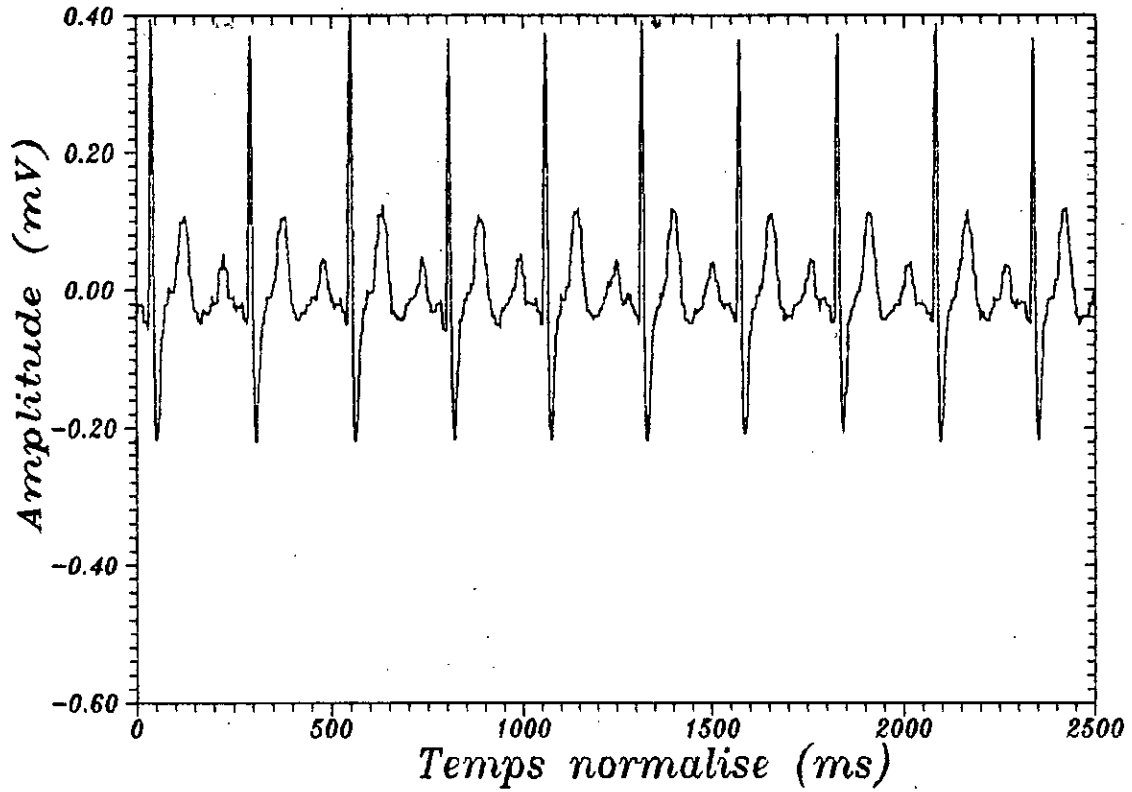


Fig.4.e Le signal ECG apres filtrage structurel

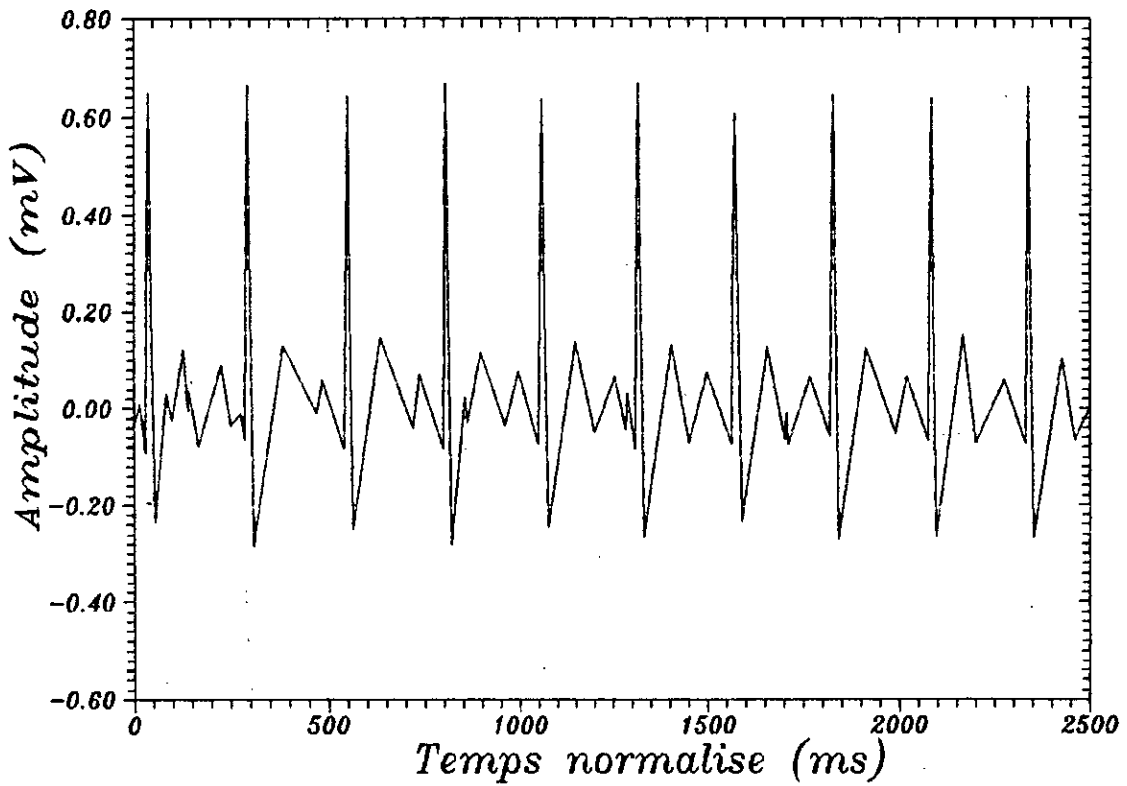


Fig.4.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

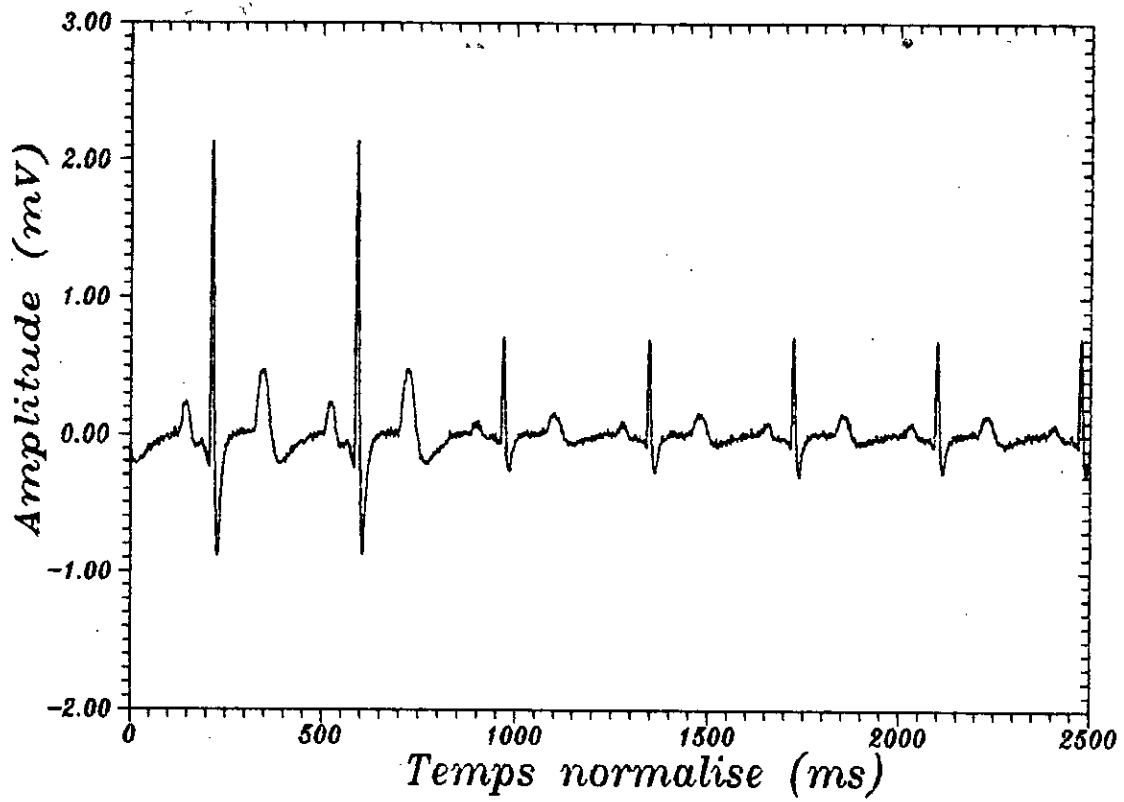


Fig.5.a Le signal ECG original

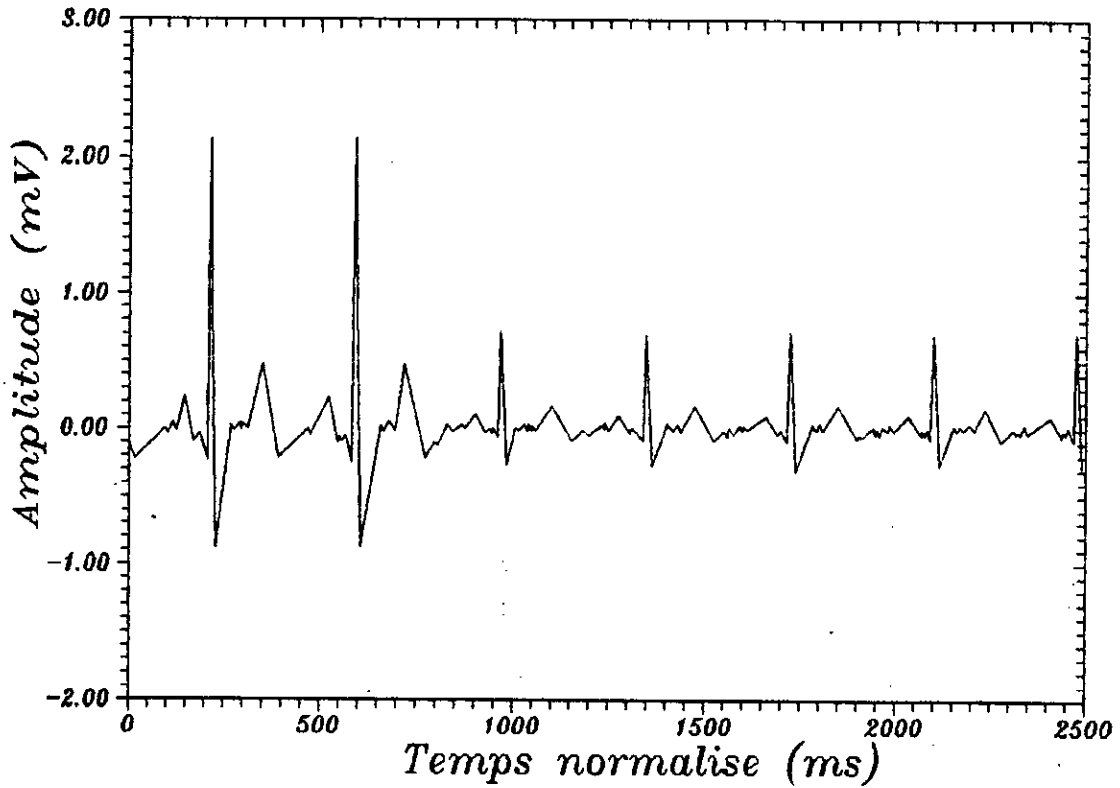


Fig.5.b Le signal ECG apres elemination des paires de bruit

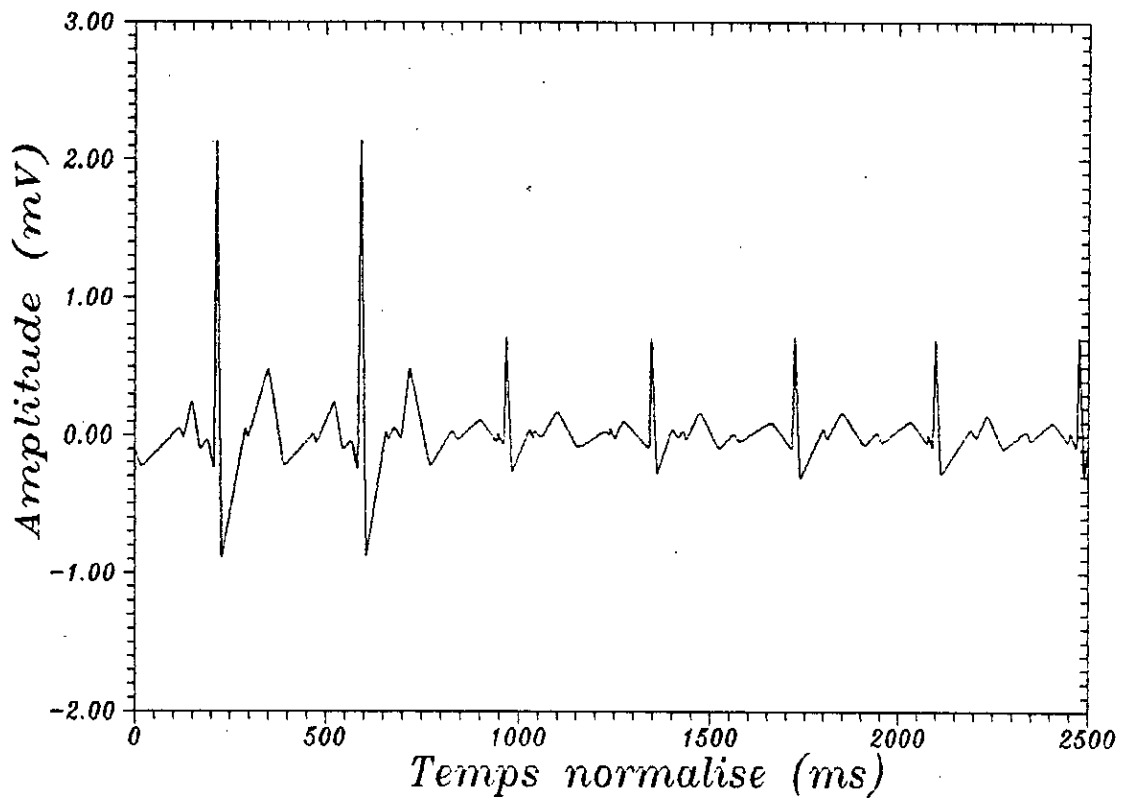


Fig.5.c Le signal ECG apres filtrage syntarique

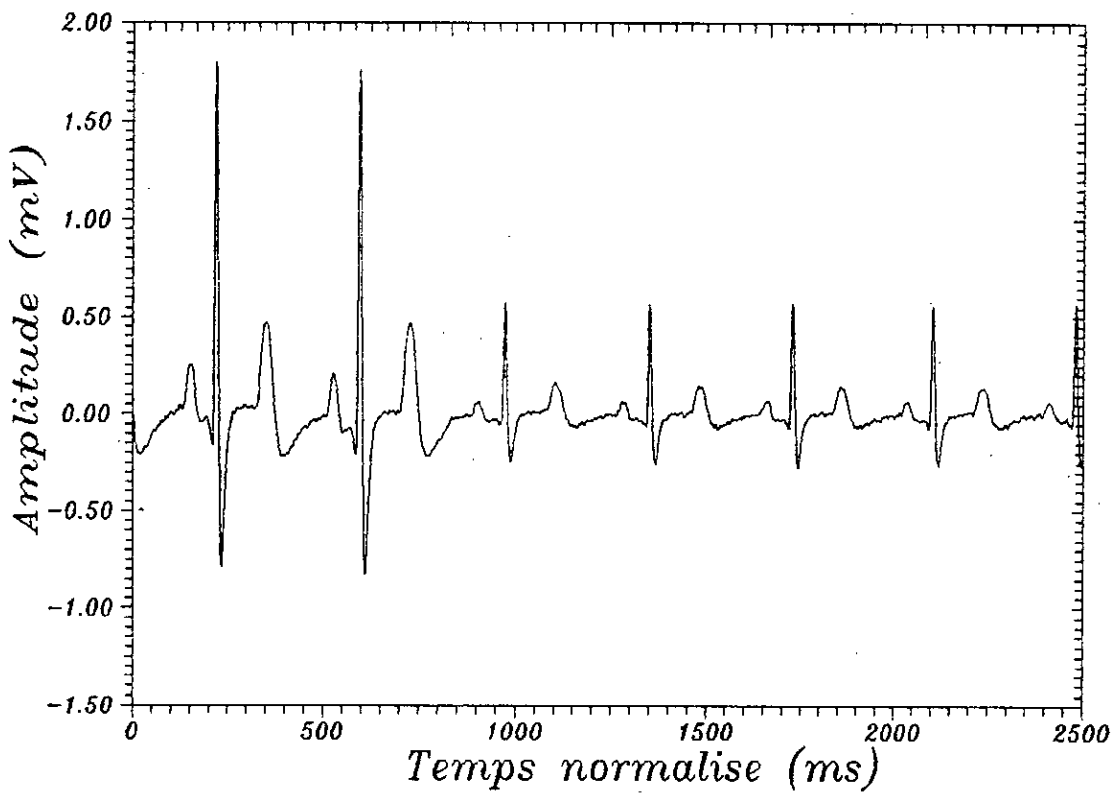


Fig.5.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

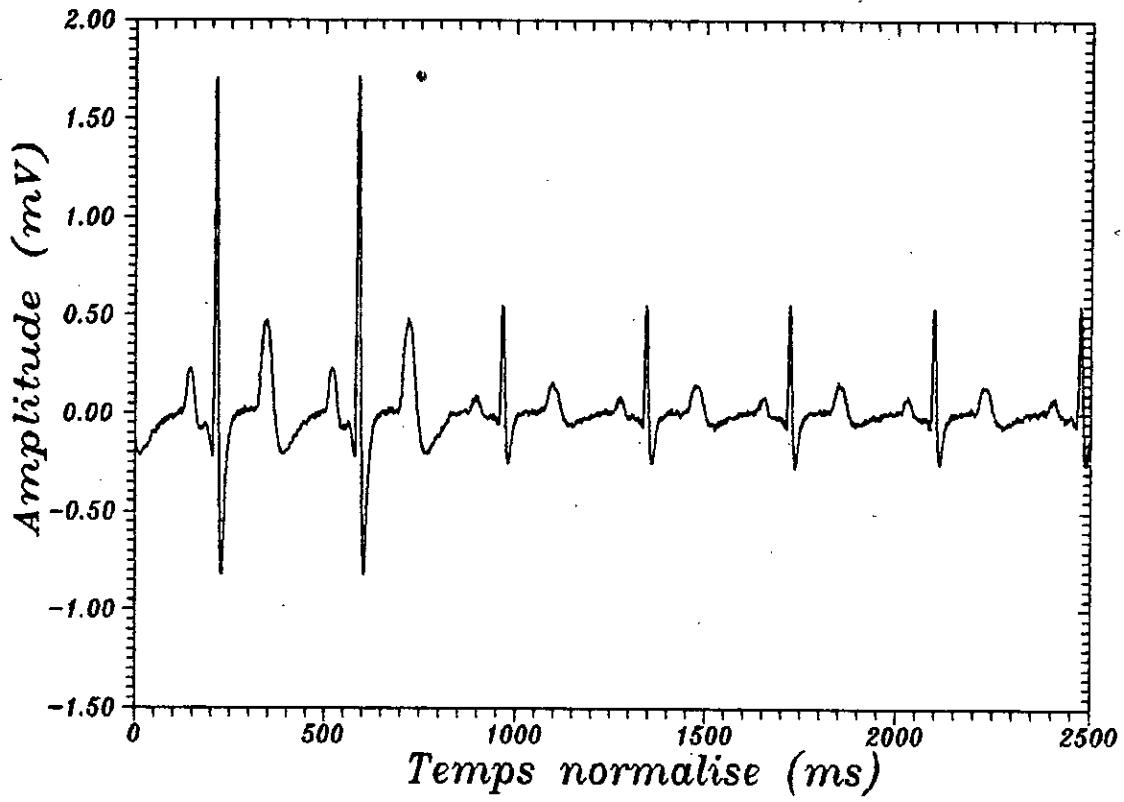


Fig.5.e Le signal ECG apres filtrage structurel

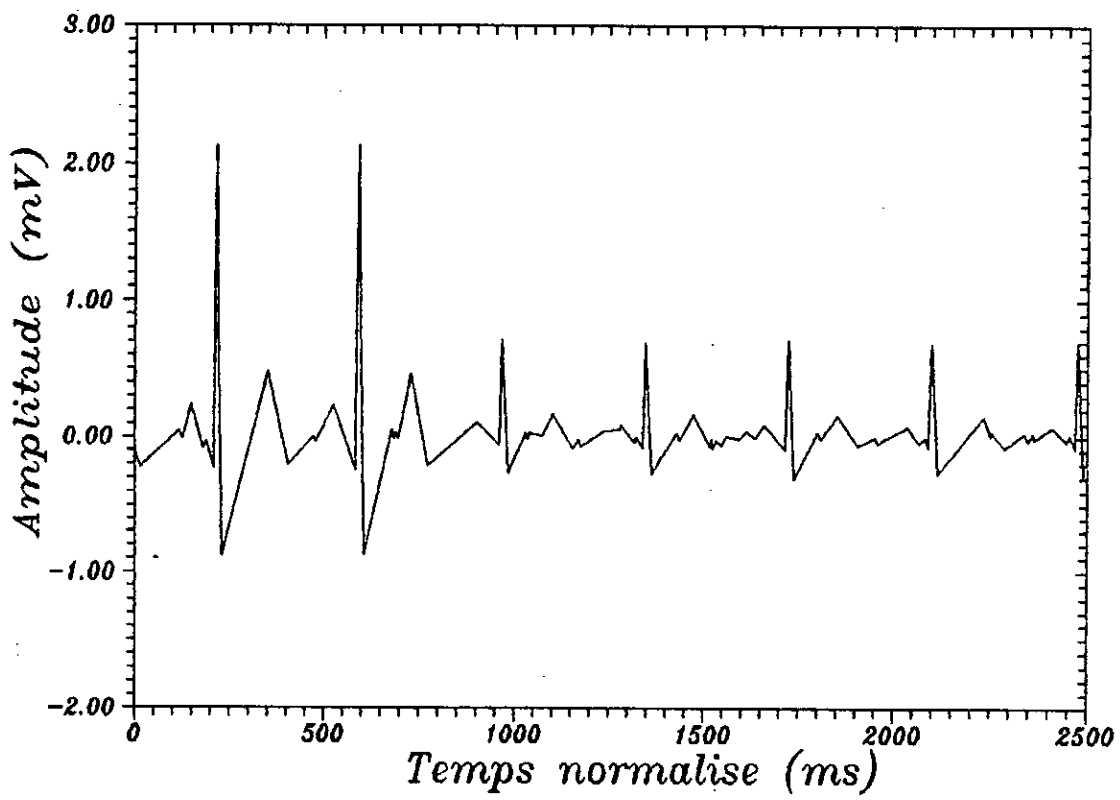


Fig.5.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

Tableau V: Les Complexes QRS de l'exemple 5

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
416	-0.233	430	2.128	458	-0.880	388	-0.099	486	-0.26
1168	-0.246	1184	2.137	1214	-0.878	1142	-0.077	1240	-0.24
1922	-0.065	1936	0.716	1968	-0.263	1896	0.008	1994	-0.06
2676	-0.087	2690	0.702	2722	-0.272	2650	-0.030	2748	-0.05
3428	-0.092	3444	0.714	3474	-0.307	3402	-0.030	3500	-0.07
4180	-0.079	4196	0.697	4228	-0.275	4154	-0.045	4254	-0.07
4936	-0.084	4950	0.712	4978	-0.282	4903	-0.006	4998	-0.11

● EXEMPLE 6

L'ECG utilisé est montré dans la (figure 6.a). Cet exemple réel présente une tachycardie sinusale où la fréquence cardiaque dépasse 100 battements par minute. Cette portion du signal possède 1034 pics au total. Le nombre de pics reconnus comme du bruit dans la première étape du filtrage syntaxique est 934 (90.33%). Les 100 pics restants montrés dans la figure 6.b contiennent encore 50 pics de bruit en plus des 50 pics réels. Donc, le pourcentage réel des pics reconnus comme des paires de bruit est de (94.92%). Les pics restants après filtrage syntaxique sont montrés dans la (figure 6.c). Dans cette deuxième étape le nombre de pics reconnus comme de bruit est de 20, ce qui présente 1.93% du nombre total. La prise en compte du nombre de pics réels dans cet exemple conduit à un pourcentage de 2% au lieu de (1.93%). Enfin, le pourcentage total de pics introduit par le bruit reconnus dans les deux phases du filtrage syntaxique est d'environ (96.92%). La figure 6.d représente le signal initial après filtrage linéaire. Le nombre de pics restants après ce filtrage est égal à 354, ce qui donne un pour-

centage pour les pics reconnus comme inutiles de *(69%). Après filtrage structurel de l'ECG de départ, les pics restants après sont au nombre de 875 comme le montre la (figure 6.e). Ce qui donne un taux de 16.16% pour les pics reconnus comme du bruit pour ce type de filtrage. Après traitement par la méthode PLA, le signal résultant est donné dans la (figure 6.f). Cependant, la distorsion introduite par l'algorithme PLA au niveau des bras de pics dont la forme ne ressemble pas à des segments de droites est responsable des erreurs commises lors du calcul des limites des pics. Pour se rapprocher au mieux des limites réelles, la méthode de la courbure maximale amélioré est normalement utilisé. Enfin, Les résultats obtenus pour les dix complexes QRS de l'exemple considéré, reconnus par l'approche ascendante ont été résumés dans le tableau VI.

Tableau VI: Les Complexes QRS de l'exemple 6

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
262	-0.087	276	0.624	302	-0.265	232	-0.008	332	-0.05
746	-0.087	762	0.636	790	-0.241	718	-0.011	818	-0.07
1224	-0.062	1246	0.621	1274	-0.241	1200	-0.028	1298	-0.07
1702	-0.070	1730	0.653	1758	-0.250	1680	-0.035	1780	-0.09
2200	-0.060	2214	0.655	2242	-0.289	2172	-0.013	1135	-0.06
2682	-0.079	2698	0.658	2726	-0.263	2654	-0.013	2754	-0.06
3166	-0.077	3182	0.648	3210	-0.265	3138	-0.030	3238	-0.05
3644	-0.089	3666	0.655	3694	-0.241	3620	-0.016	3718	-0.05
4130	-0.082	4150	0.648	4178	-0.265	4104	-0.047	4204	-0.10
4620	-0.077	4634	0.663	4666	-0.275	4594	-0.020	4692	-0.06

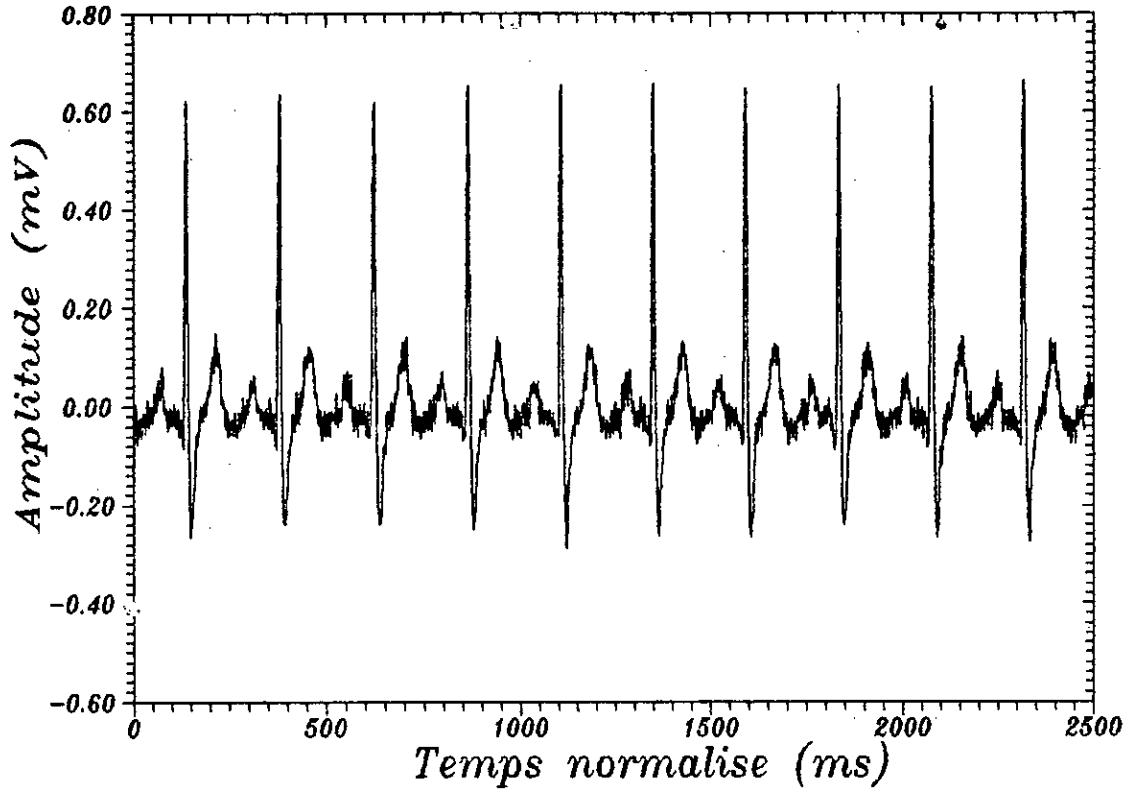


Fig.6.a Le signal ECG original

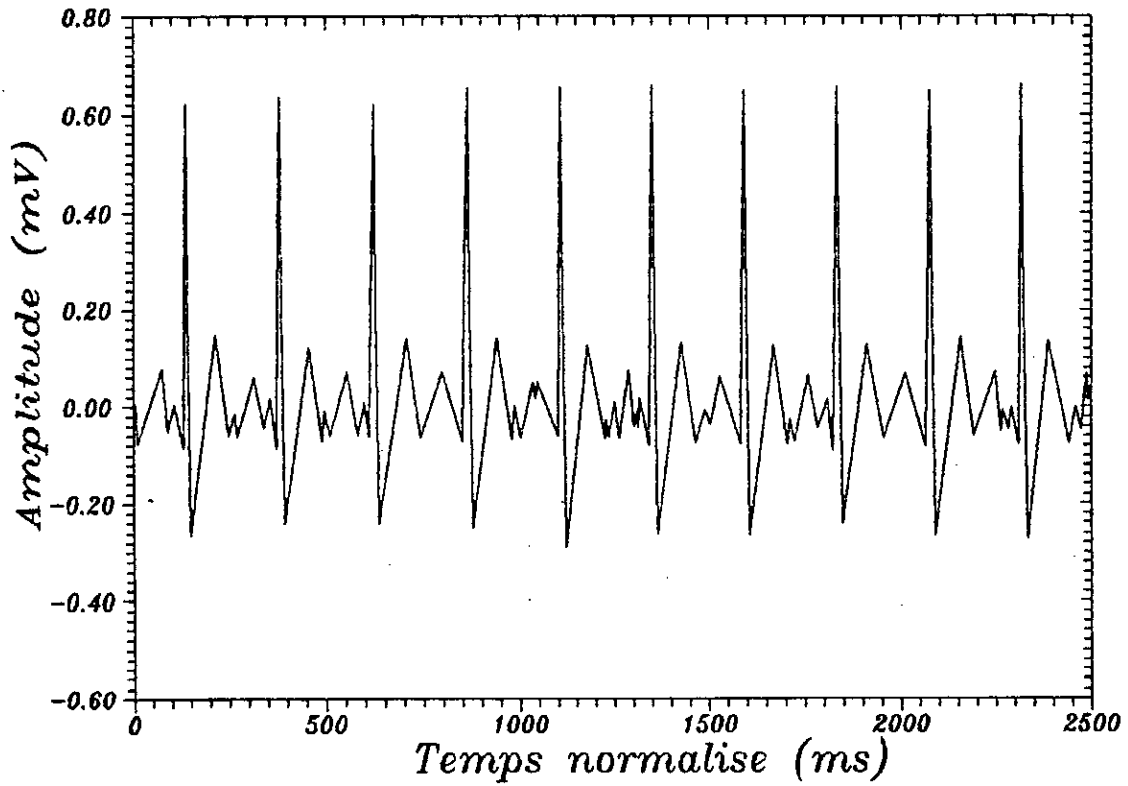


Fig.6.b Le signal ECG apres elemination des paires de bruit

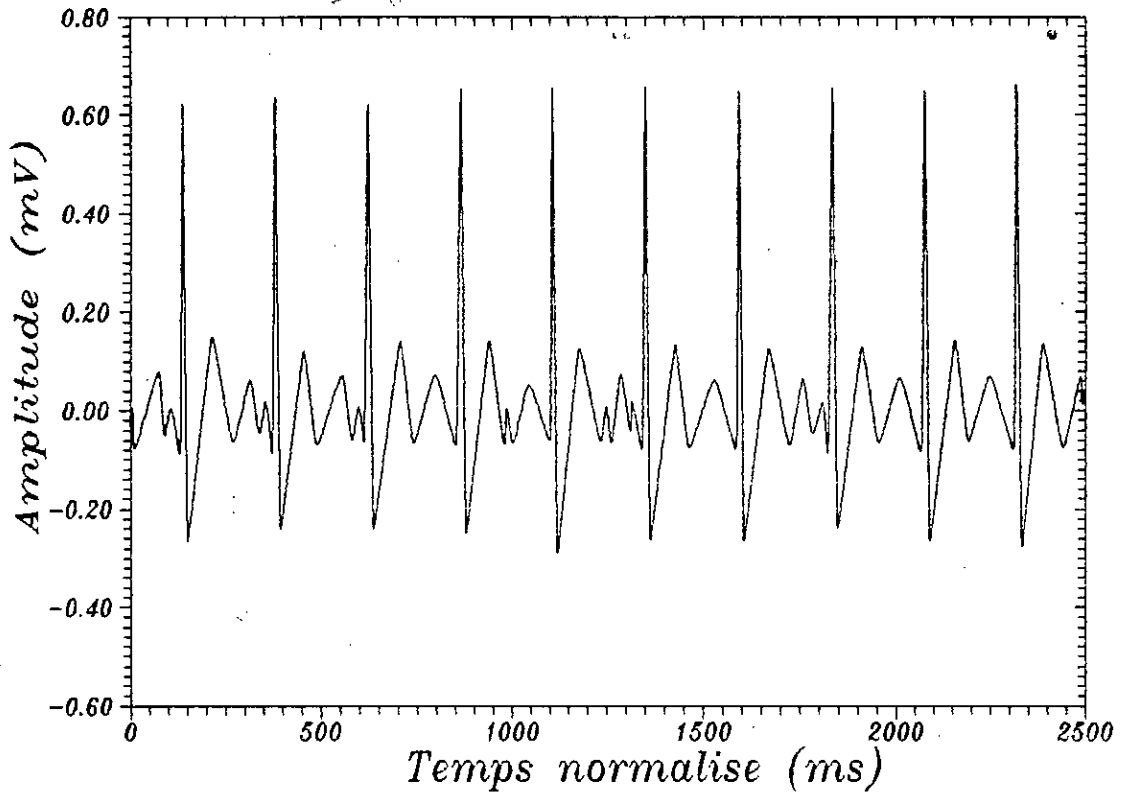


Fig.6.c Le signal ECG apres filtrage syntaxique

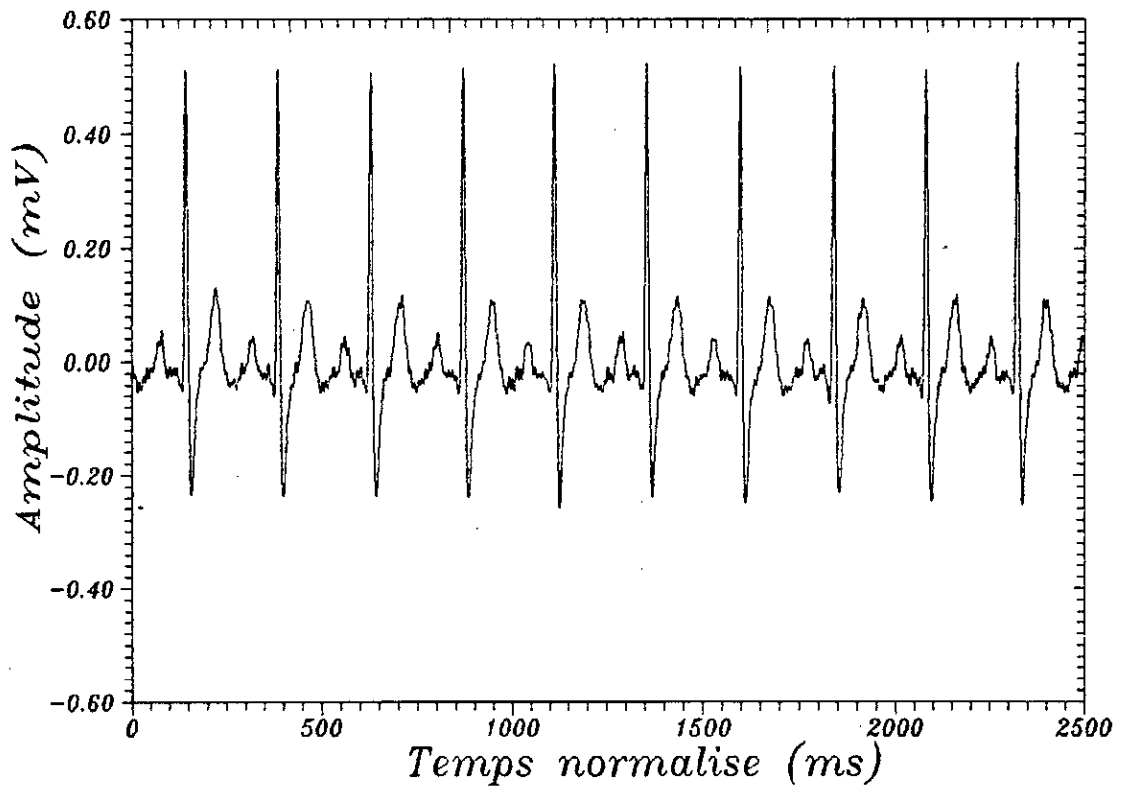


Fig.6.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

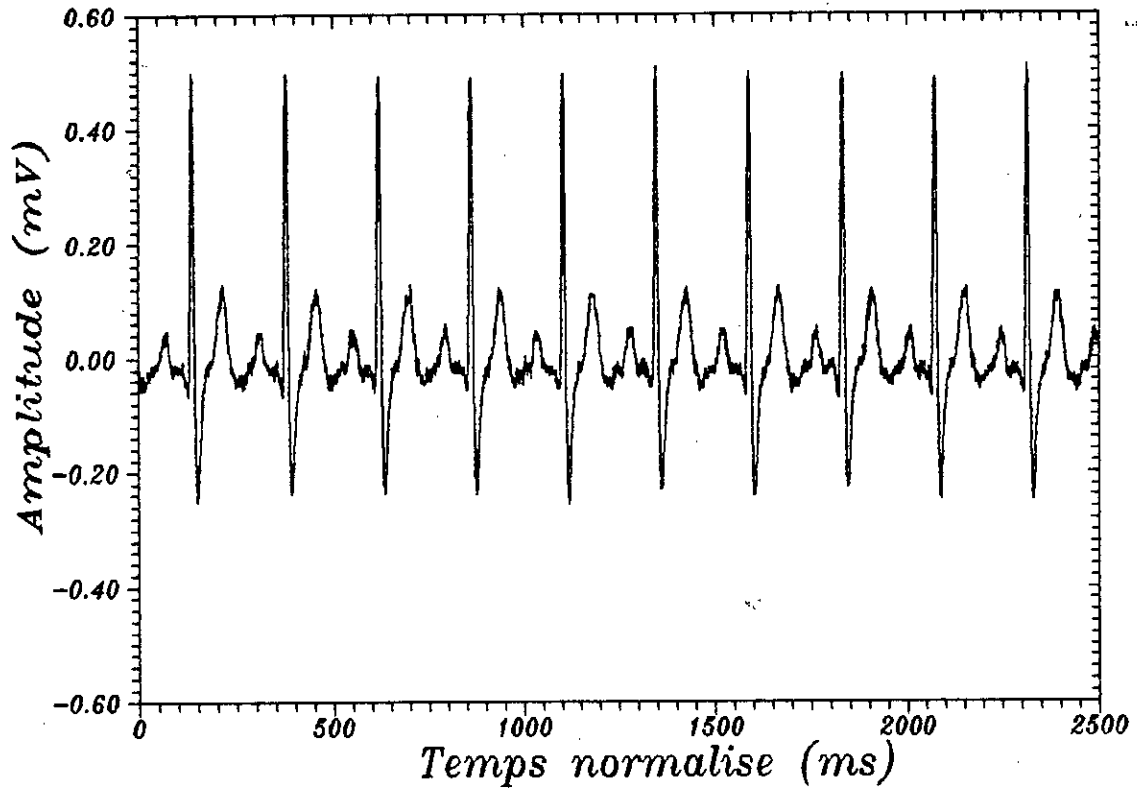


Fig.6.e Le signal ECG apres filtrage structurel

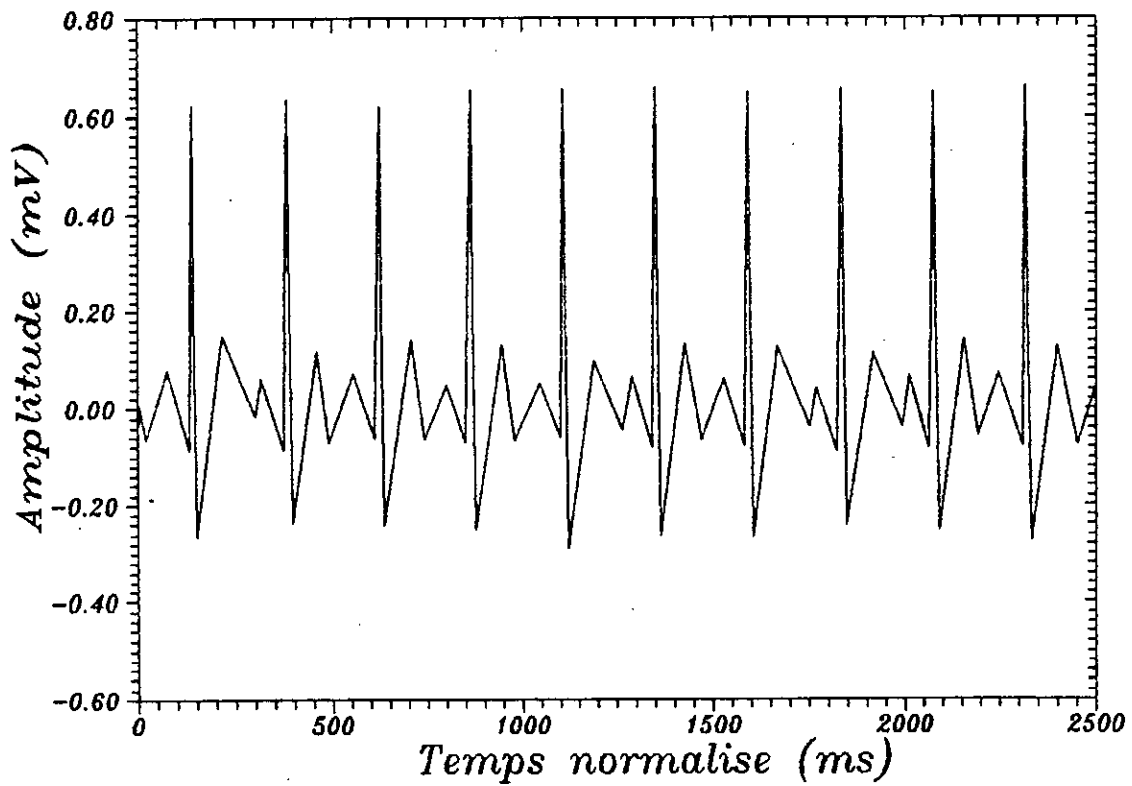


Fig.6.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

● EXEMPLE 7

Avant tout traitement le signal ECG réel est montré dans la (figure 7.a). L'exemple choisi présente en plus des anomalies d'amplitude des ondes T amples semblables à des complexes QRS. Dans ce dernier exemple le nombre total de pics est égal à 953. Dans un premier traitement par le filtrage syntaxique 812 pics 85.2% ont été reconnus comme de bruit. Les 141 pics restants montrés dans la figure 7.b sont composés de 34 pics réels et 107 pics de bruit. Avec la considération des pics réels, le pourcentage de pics reconnus comme des paires de bruit est de (88.36%). Après le deuxième passage du filtrage syntaxique le signal est montré dans la (figure 7.c). Le nombre de pics reconnus comme du bruit est de 39, soit 4.1% du nombre total. Si on ne considère que les pics introduits par le bruit, le pourcentage réel est de 4.24% dans cette deuxième étape. Par conséquent, le pourcentage total de pics de bruit reconnus dans les deux phases du filtrage syntaxique est d'environ (92.6%). Après filtrage linéaire le signal résultant est montré dans la (figure 7.d). Le nombre de pics restants après ce filtrage est 242, ce qui donne 77.36% pour les pics reconnus comme du bruit. Après filtrage structurel, les pics restants sont au nombre de 627 comme le montre la (figure 7.e). Le pourcentage de pics de bruit rejetés par ce dernier est de (35.5%). La figure 7.f montre l'effet du traitement de ce dernier ECG par la méthode PLA. Les distorsions remarquables induites par cette dernière méthode provoquent des limites des pics loin de la réalité. Pour améliorer les résultats des limites, le critère AVS a été utilisé. La reconnaissance des complexes QRS par l'approche ascendante a conduit aux résultats résumés dans le tableau VII. Nous constatons que les sept QRS du signal original ont été reconnus avec succès.

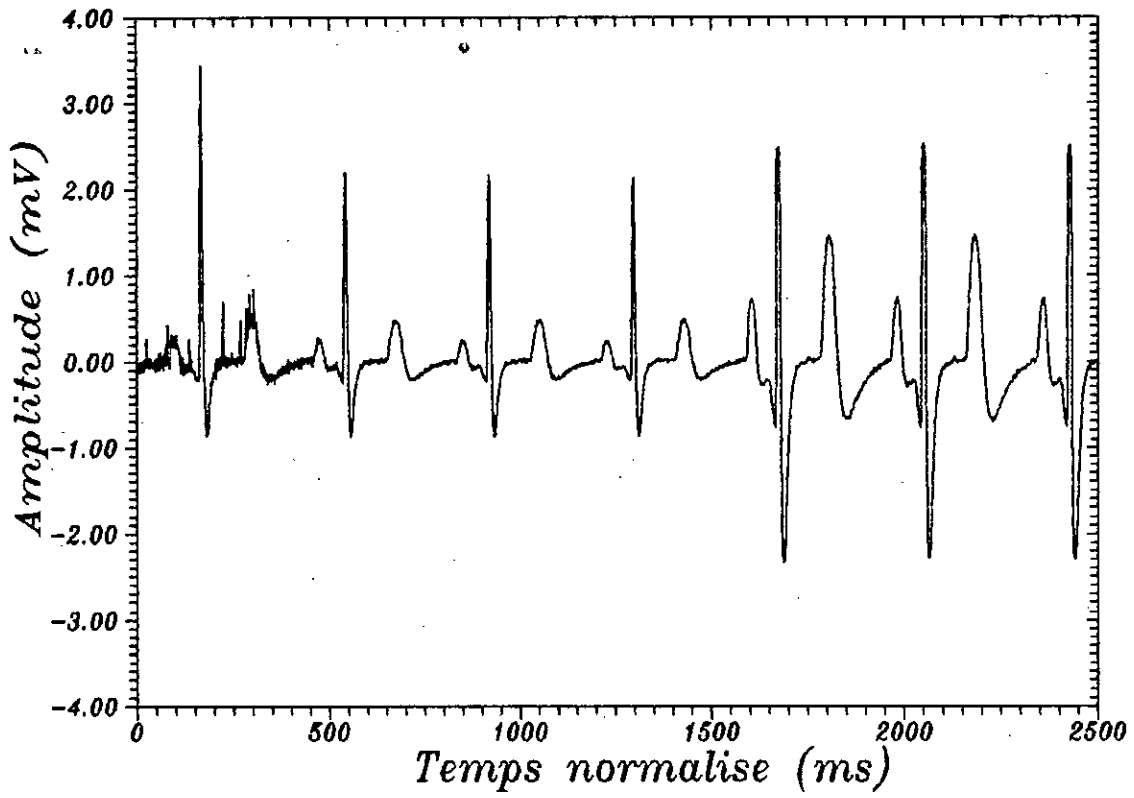


Fig.7.a Le signal ECG original

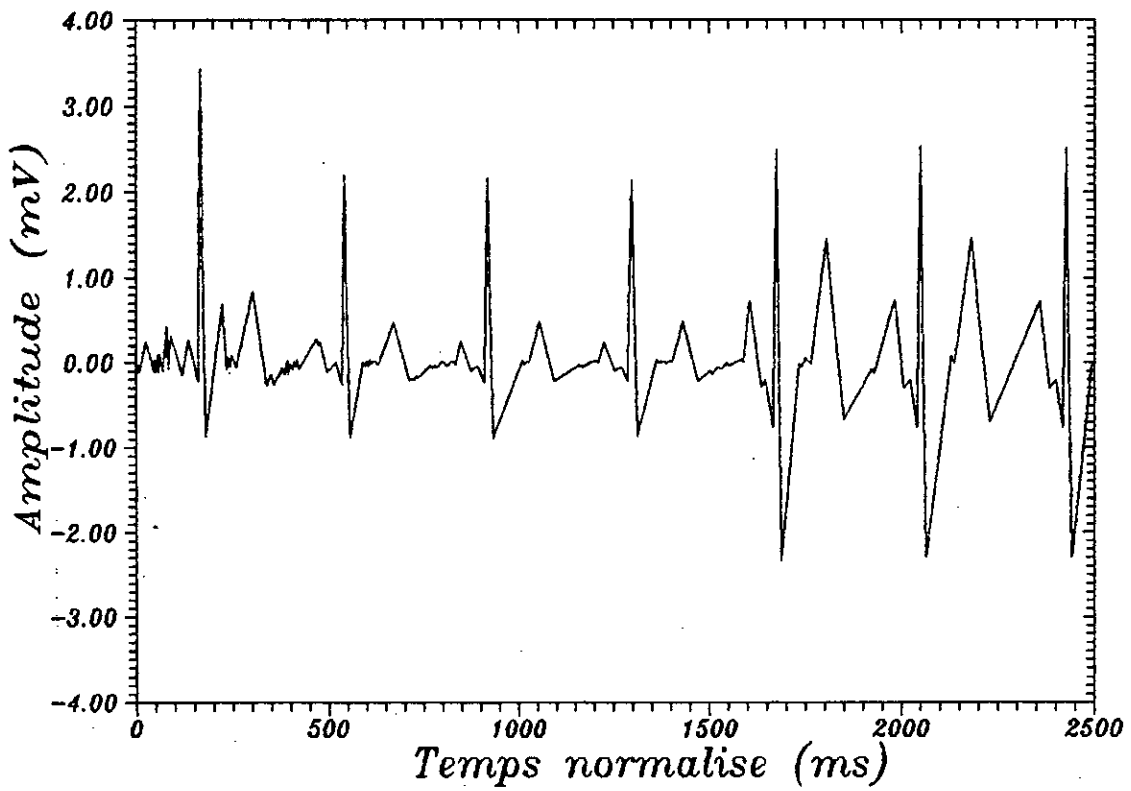


Fig.7.b Le signal ECG apres elimination des paires de bruit

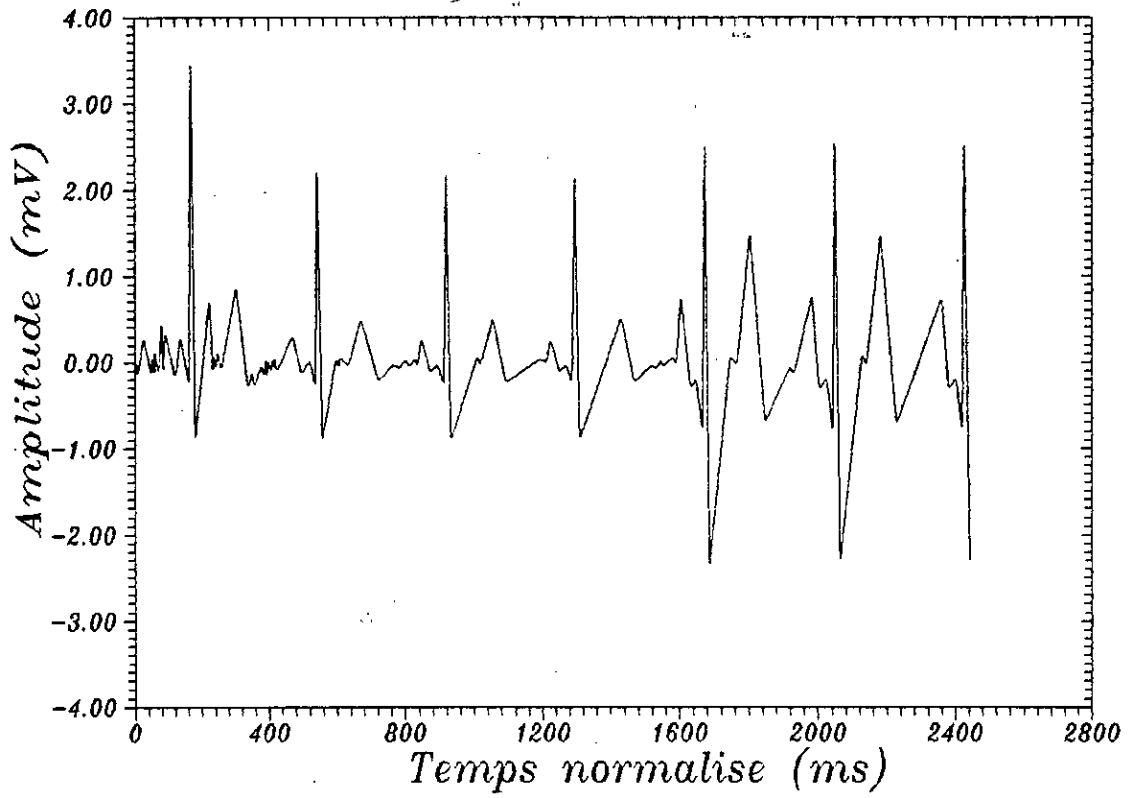


Fig.7.c Le signal ECG apres filtrage syntaxique

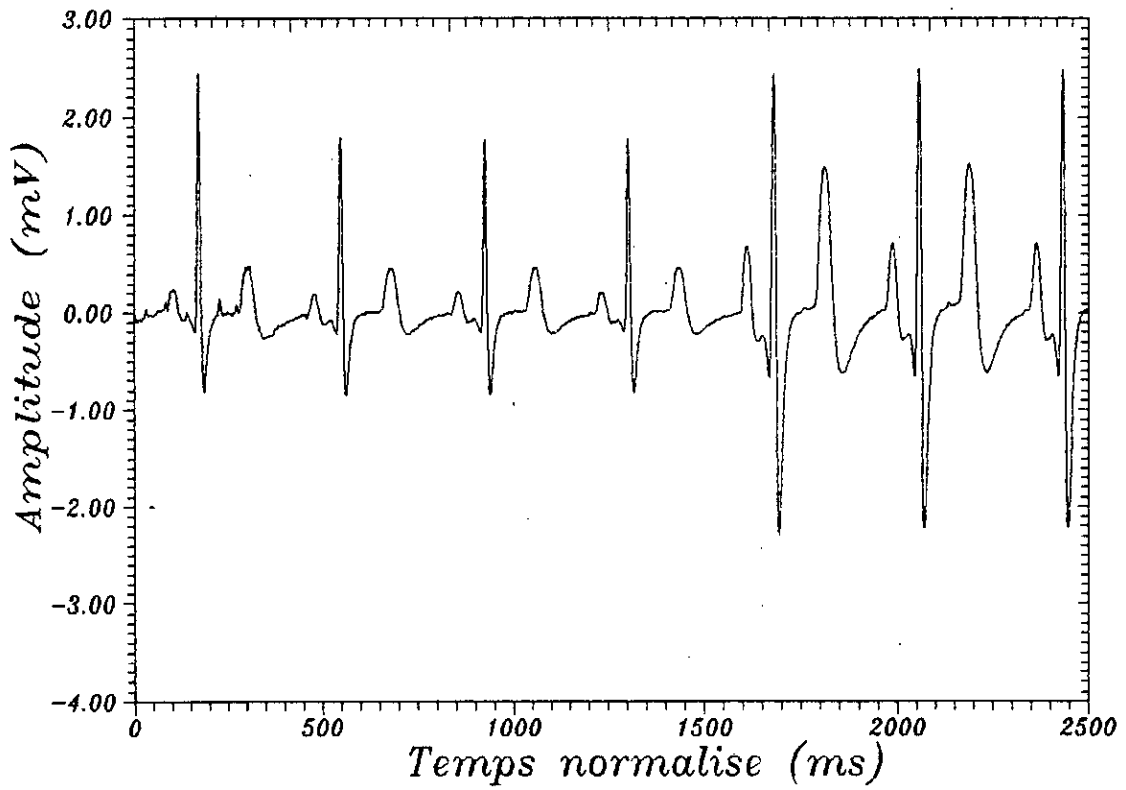


Fig.7.d Le signal ECG apres filtrage lineaire

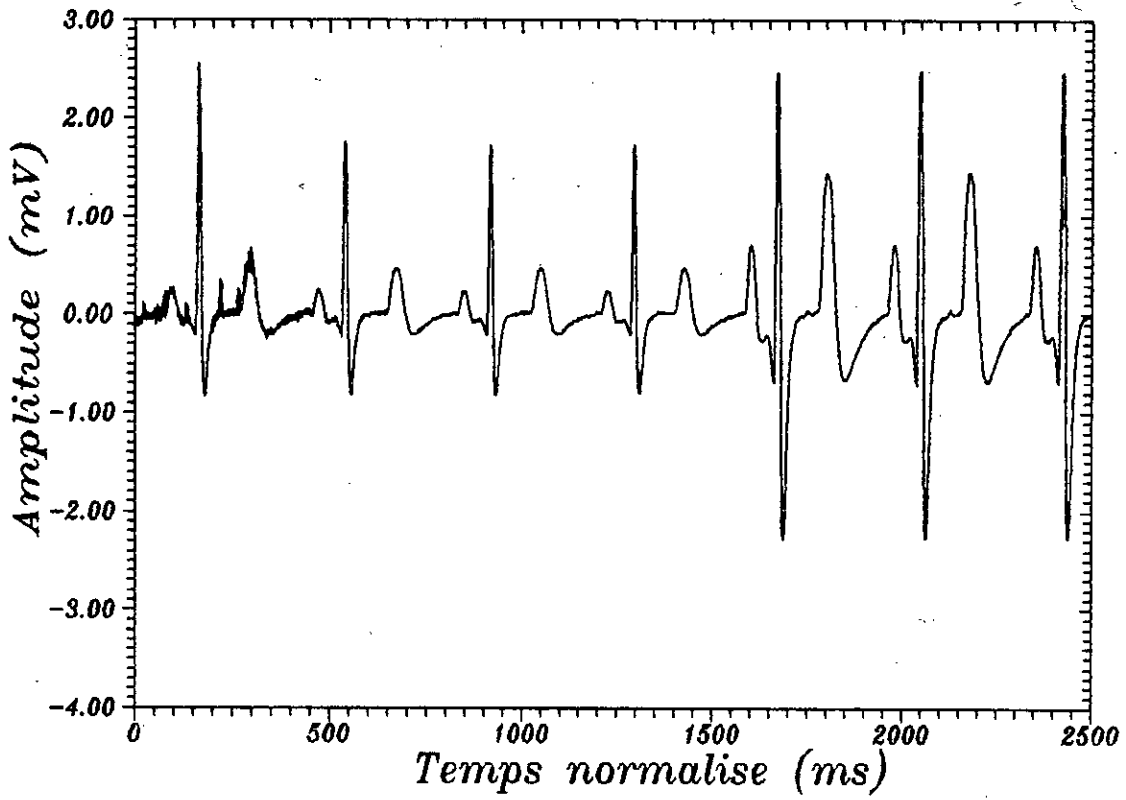


Fig.7.e Le signal ECG apres filtrage structurel

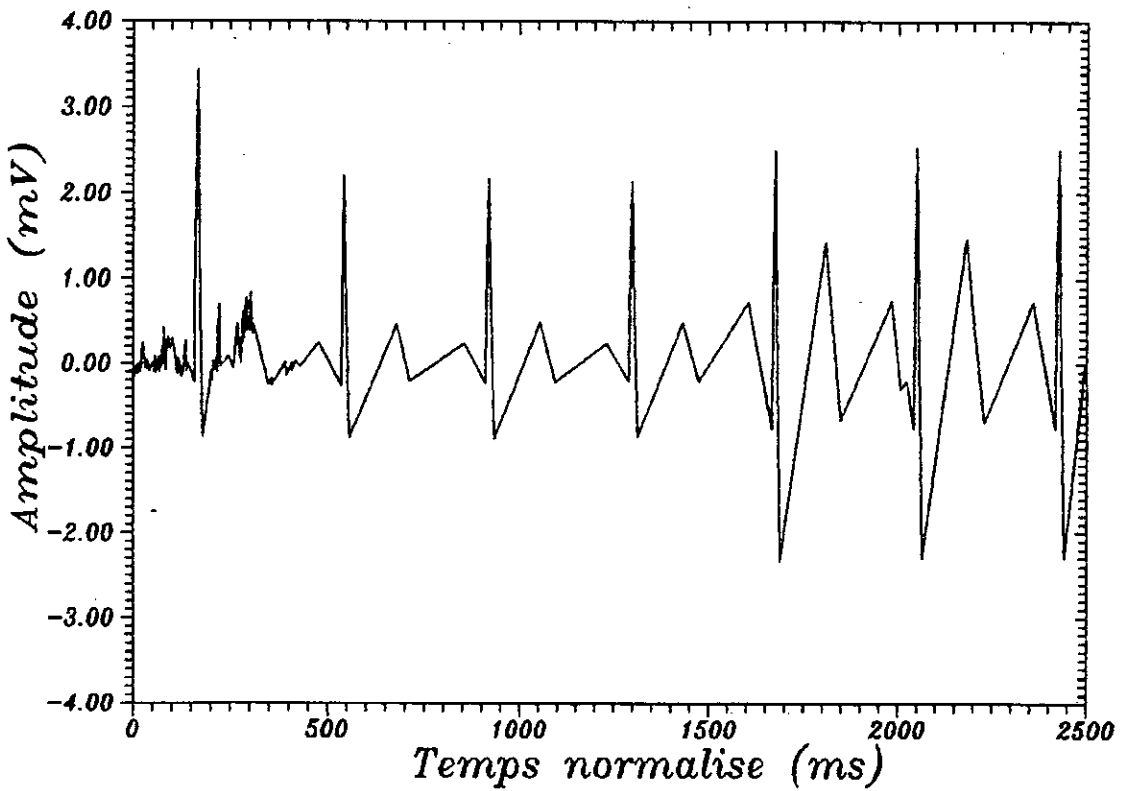


Fig.7.f Le signal ECG apres traitement par l'algorithme PLA

* Signalons qu'il est possible de visualiser les resultats de la reconnaissance des complexes QRS à l'aide du programme RSQRS comme l'illustre les figures ci-après.

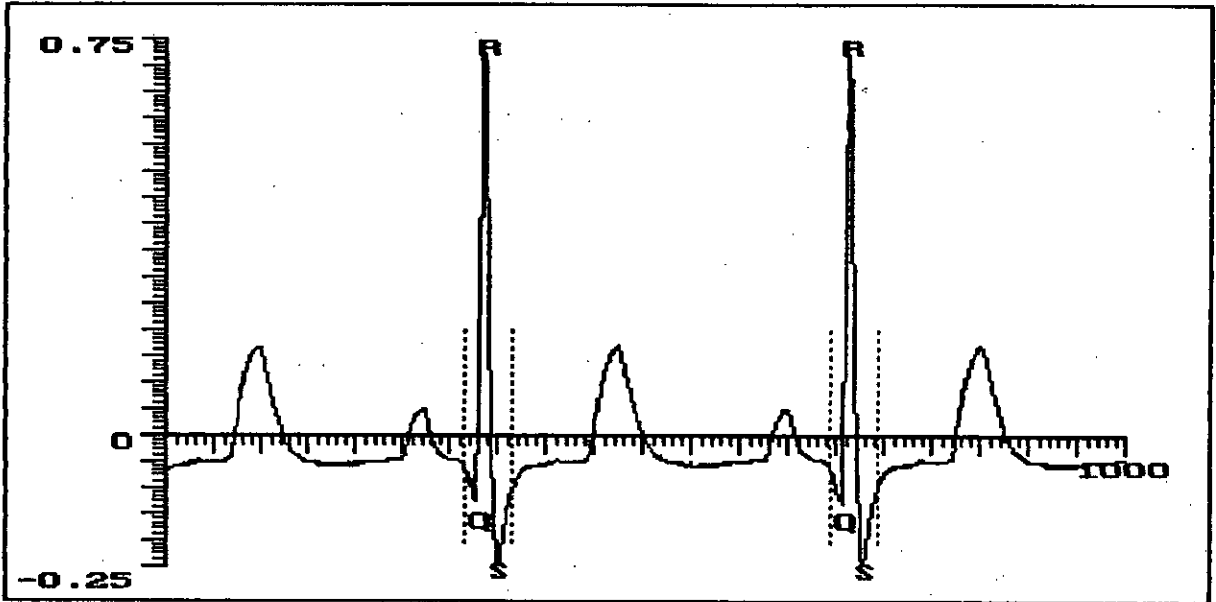


Illustration de quelques QRS et de leurs limites indiquées par des (pointillés) de l'ECG donné dans l'exemple 1 par le programme RSQRS.

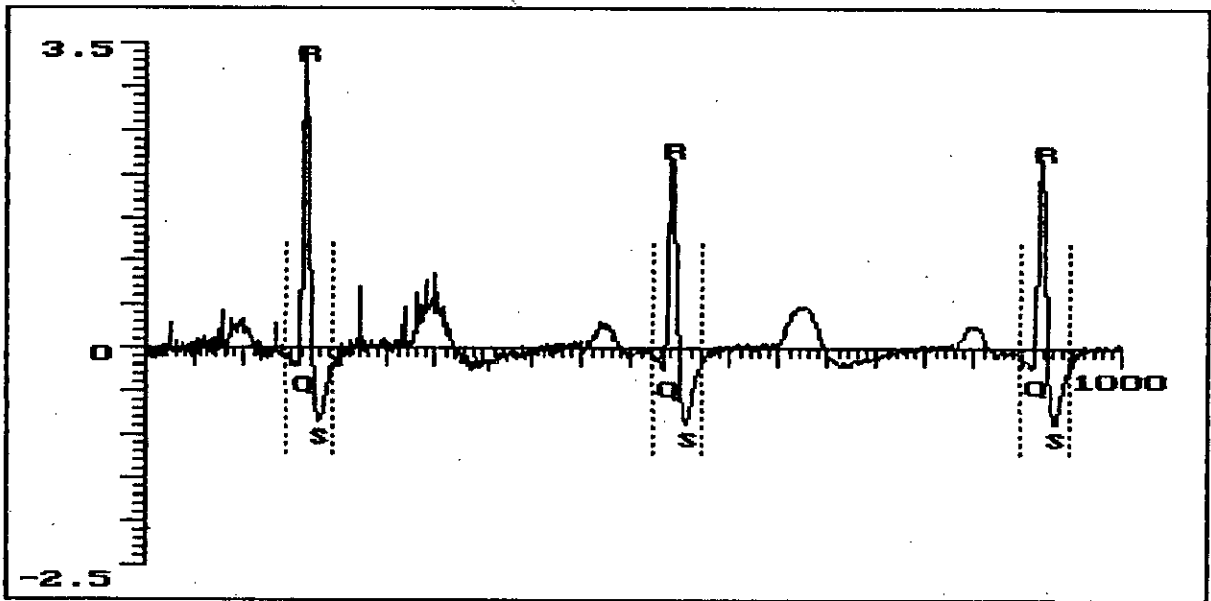


Illustration de quelques QRS et de leurs limites indiquées par des (pointillés) du signal ECG donné dans l'exemple 7 par le programme RSQRS.

Tableau VII: Les Complexes QRS de l'exemple 7

Q		R		S		DEBUT (QRS)		FIN (QRS)	
X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)	X(ms)	Y(mV)
320	-0.221	336	3.431	360	-0.866	290	-0.094	390	-0.25
1072	-0.253	1086	2.196	1116	-0.878	1044	-0.074	1144	-0.25
1824	-0.241	1840	2.162	1868	-0.885	1796	-0.084	1896	-0.25
2578	-0.216	2592	2.132	2622	-0.866	2548	-0.089	2646	-0.28
3332	-0.763	3348	2.494	3374	-2.338	3308	-0.355	3402	-0.80
4084	-0.763	4098	2.535	4128	-2.291	4056	-0.250	4156	-0.77
4834	-0.719	4852	2.508	4884	-2.296	4810	-0.279	4904	-0.84

4.4 DISCUSSION

Dans cette étude une approche ascendante pour la reconnaissance syntaxique du complexe QRS a été mise en œuvre. Le principe de la méthode consiste à décomposer le signal ECG en simples entités, composées de pics et de segments qui sont considérés comme des formes primitives (alphabet). L'implémentation de la méthode se fait en deux étapes. Dans la première étape, les formes dites primitives sont reconnues ainsi que leurs attributs qui sont mesurés. Dans la seconde étape, une approche ascendante est utilisée pour la reconnaissance des complexes QRS. Le succès de l'application de l'approche est très étroitement lié à la reconnaissance correcte des pics, et à la détermination précise de leurs limites. Pour calculer ces dernières, dans les sept exemples traités, nous avons constaté que l'utilisation de l'algorithme PLA seul est insuffisante pour certains exemples. A cet effet, d'autres critères à savoir le critère de la courbure maximale et le critère AVS ont été utilisés. Une caractéristique remarquable de l'approche, est sa capacité d'offrir plusieurs informations à ses diverses étapes.

En plus, cette approche est plus naturelle que les autres utilisées auparavant [60]. Les résultats obtenus nous ont montré que les performances et la fiabilité de l'approche dépendent beaucoup du niveau de bruit présent dans le signal. Cependant, on observe parfois que dans l'extracteur de primitives, les limites de pic ne sont pas déterminées avec précision. Cette erreur se propage par la suite et conduit à des résultats finals imprécis. La correction de cette erreur due au filtrage syntaxique peut améliorer considérablement les performances de l'approche. D'autre part, un faible pourcentage (9% en moyenne) de pics introduit par le bruit sont reconnus comme des pics réels par l'extracteur de primitives. Dans tous les cas traités ce pourcentage est inférieur à ses homologues obtenus par le filtrage linéaire ou structurel: 26.66% en moyenne pour le filtrage linéaire et 56.8% en moyenne pour le filtrage structurel. Cependant, nous avons constaté que mis à part le quatrième exemple, les résultats du filtrage linéaire sont meilleurs que ceux obtenus par le filtrage structurel. Ceci est dû essentiellement aux longueurs des éléments de structure qui doivent être adaptées selon la morphologie et le niveau du bruit présent dans le signal pour une fréquence d'échantillonnage donnée. Pour la reconnaissance des complexes QRS par l'approche ascendante, dans tous les exemples étudiés nous avons constaté que les QRS existants réellement ont été totalement reconnus sans exception.

Conclusion

C O N C L U S I O N

Si nous faisons une analyse globale de l'approche utilisée pour la reconnaissance du complexe QRS dans un ECG nous remarquerons trois aspects du problème : le premier est lié au bruit accompagnant le signal, le deuxième à la délimitation (calcul des limites) et enfin le troisième à la reconnaissance proprement dite des complexes QRS.

Sur le plan du bruit, l'objectif, qui consiste à minimiser au maximum le nombre de pics introduits par le bruit, a été atteint grâce à l'utilisation du filtrage syntaxique. Ce filtrage s'accomplit en deux étapes. Nous avons constaté que dans la première étape la majorité des pics de bruit sont rejetés comme des paires de bruit en utilisant un ensemble de critères empiriques. Le pourcentage moyen de ces derniers est d'environ 91% tandis que dans la deuxième étape le pourcentage de pics reconnus comme bruit ne dépasse guère les (7.25%). Ceci est principalement dû à l'énergie de pics de bruit. D'après les résultats obtenus, plus le niveau de bruit est faible plus le dernier pourcentage est meilleur. Cependant, le taux total moyen des deux étapes est d'environ 95% ce qui est nettement meilleur par rapport aux autres types de filtrage utilisés (73.34% pour le filtrage linéaire et 43.2% pour le filtrage structurel). En plus, le filtrage syntaxique permet la mesure directe des paramètres nécessaires à la reconnaissance à partir du signal filtré, ce qui n'est pas le cas pour les autres types de filtrage à cause de l'atténuation introduite par ces derniers.

Il reste à mentionner que l'idée d'utiliser le filtrage structurel dans le domaine des signaux unidimensionnels dont l'ECG est un exemple, est tout à fait récente. D'après C.H.Chu and E.J.Delp [9], les opérateurs morphologiques sont plus utilisés en traitement d'image que dans les signaux unidimensionnels.

Sur le plan de la détermination des limites, nous avons constaté que la restriction des calculs sur la méthode PLA pour certaines morphologies conduit à des résultats erronés. Ceci est essentiellement dû à la non coïncidence des points d'approximation avec les données réelles. De plus, malgré les améliorations apportées surtout par le critère AVS, l'extracteur de primitives donne parfois des limites imprécises. Cette erreur due au filtrage syntaxique se propage par la suite pour donner des attributs de pic incorrectes. Pour éviter de tels résultats aberrants la recherche d'autres critères d'amélioration est suggérée.

Sur le plan de la reconnaissance des complexes QRS, les résultats obtenus sont très satisfaisants du moment que dans tous les exemples traités la totalité des QRS a été reconnue. La reconnaissance est accomplie avec succès même dans le cas où le signal ECG présente des anomalies d'amplitude ou de rythme. Cependant pour mieux juger la méthode, il faudrait la tester dans le cas des autres anomalies et en utilisant une population représentative de signaux ECG (banque de données). Il reste à mentionner que les pics de bruit, reconnus comme pics réels dans l'extracteur de primitives, peuvent conduire dans certains cas à des morphologies incorrecte des complexes QRS.

L'approche syntaxique a l'avantage d'être plus simple, claire, compréhensive et son implémentation peut être facilement modifiée. Du point de vue vitesse, d'après Trahanias et Skordalakis [58], l'approche syntaxique est moins rapide que la non syntaxique. L'handicap de rapidité n'a pas beaucoup de signification devant la grande vitesse et l'évolution prohibitive de l'architecture des ordinateurs modernes. Pour la surveillance en directe "On-line" des patients cardiaques nous avons encore le besoin d'algorithmes fiables et précis pour la détection automatique du complexe QRS. Heureusement, l'évolution de la technologie VLSI a rendu possible la détection en directe "On-Line" des complexes QRS en exploitant les techniques avancées de la reconnaissance de formes.

Dans le cadre d'une suite future à ce travail nous envisagerons ;

- L'élaboration d'une banque de données des différents signaux biomédicaux et autres (parole, température, pluie, ... etc). A cet effet, il est recommandé de collaborer avec des spécialistes des domaines pour répertorier les données selon les anomalies rencontrées, par exemple les cardiologues dans le cas de l'ECG. Pour ce dernier cas il faut respecter les normes mentionnées dans les références [43, 48, 63, 64, 65].

- L'introduction du filtrage adaptatif et de rendre les seuils dynamiques pour mieux déterminer les limites et mettre la méthode utilisable en mode "On-Line". Ceci à cause des diverse sources de bruit accompagnant le signal ECG telles que : les tremblements musculaires, l'interférence due au 50 Hz du secteur, le mauvais contact entre l'électrode et la peau. Par

ailleurs, d'autres artefacts affectent directement la performance de l'extracteur de primitives. D'autre part, les ondes T à caractéristiques fréquentielles élevées similaires à un QRS, les petites contractions ventriculaires prématurées et la diversité de la morphologie du complexe QRS, causent des ambiguïtés pendant la phase de la reconnaissance.

● L'implémentation de l'approche avec d'autres critères convenables pour la reconnaissance des autres entités du signal ECG à savoir : l'onde P, l'onde T et le segment ST pour accomplir le diagnostic par micro-ordinateur.

● Le test de l'approche dans le cas des enregistrements pris dans d'autres états que celui du repos, en particulier dans le cas où le sujet est en exercice sportif.

Bibliographie

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] J.E.Albus, "Electrocardiogram interpretation using a stochastic finite model," In *Syntactic pattern recognition and applications*. K.S.Fu, Edition Springer Verlag, Berlin, Chapter 3, 1977.
- [2] D.C.Alexander and D.Wortzman, "Computer diagnosis of electrocardiograms," *I.Equipment.Comput. and Biomed.Res.*, vol.1, pp.348-365, 1968.
- [3] R.A.Balda, G.Diller, E.Deardorff, J.Doue and P.Hsieh, "The HP ECG analysis program," In Proc. of the IFIP-TC4 working conference on trends in computer-processed electrocardiograms, Amsterdam, Netherlands, 3-5 November 1976. J.H.Van Bommel and J.L.Willems, Ed. North-Holland Publ.Comp., pp. 191-196, 1977.
- [4] A.S.Berson, "Analog-to-digital conversion," In Computer application on ECG and VCG analysis. C.Zywietz and B.Schneider, Ed. North-Holland, Amsterdam, p.57, 1973.
- [5] A.S.Berson, T.A.Ferguson, C.D.Batchlor, R.A.Dunn and H.V. Pipberger, "Filtering and sampling for electrocardiography data processing," *Comput.Bomed.Res.*, Vol.10, p.605, 1977.
- [6] R.E.Bonner and H.D.Schwetman, "Computer diagnosis of electrocardiograms.II. a computer program for EKG measurments," *Comput.Biomed.Res.*, Vol.1, pp.366-387, 1968.
- [7] R.Caratini, *Bordas-Encyclopédie*. Vol. 60 et 61, Edition Bordas, Milan, 1979.
- [8] C.A.Carcers, C.A.Steinberg, S.Abraham, J.M.McBride, W.E. Tolles and A.F.Rikli, "Computer extraction of electrocardiographic parameters," *Circulation*, Vol.25, pp.356-362, 1962.

- [9] C.H.Chu and E.J.Delp, "Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators," *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol.36, no 2, February 1989.
- [10] J.Cornfield, R.A.Dunn, C.D.Batchlor and H.V.Pipberger, "Multigroup diagnosis of electrocardiograms," *Comput.Biomed. Res.*, Vol.6, P.97, 1973.
- [11] R.Degani, "Pattern recognition of piecewise-linear approximated ECG waveforms," Proceedings of EUROCON 77, Venezia Italy, vol.2, pp.345-352, 1977.
- [12] R.Degani and G.Pacini, "Linguistic pattern recognition algorithms for computer analysis of ECG," Proc. Biosigma, Paris, France, pp.18-26, April 1978.
- [13] R.Demori, "Syntactic recognition of speech parameters," In *Syntactic pattern recognition and applications*. K.S.Fu, Edition Springer Verlag, Berlin, Chapter 4, 1977.
- [14] E.Drazen, "Automated electrocardiography in the United States," For A.D.Little Inc., Cambridge, under contrat 230-75-0212 for Division of health care information systems and technology of health resources administration, National center for health research, Washington, D.C., p.128, 1977.
- [15] E.Drazen, "Use of computer-assisted ECG interpretation in the United States," Proc. Computer in Cardiology, Geneva Switzerland 1979, *IEEE Comput. Soc.*, Long Beach, C.A., USA, pp.83-85, 1979.
- [16] R.Dubois, *Les microprocesseurs 16 bits à la loupe: Familles 8086-8088 et Z8000 et leurs coupleurs*. Ed. Eyrolles, 1985.
- [17] S.R.Dumpala, S.N.Reddy and S.K.Sarna, "An algorithm for the detection of peaks in biological signals," *Comput.Programs Biomed.*, Vol.14, p.249, 1982.
- [18] W.Einthoven, "Un nouveau galvanomètre," *Arch.N.Sc.Ex.Nat.*,

Vol.6, p.625, 1901.

- [19] K.S.Fu, *Syntactic pattern recognition and applications*. Prentice Hall., 1982.
- [20] C.R.Geotowski, "The TELEMED system," In Proc. of the IFIP-TC4 working conference on trends in computer-processed electrocardiograms, Amsterdam, Netherlands, 3-5 November 1976. J.H.Van Bommel and J.L.Willems, Ed. North-Holland Publ.Comp., pp. 191-196, 1977.
- [21] M.J.Goldman, *Electrocardiographie clinique*. Edition Vigot, Paris, 1977.
- [22] R.C.Gonzalez and M.G.Thomson, *Syntactic pattern recognition*. Addison-Wesley Publishing Compagny, Canada, 1978.
- [23] F.Grémy, *Biophysique*. Edition Flammarion Médecine-Sciences, France, 1982.
- [24] F.Gritzali and G.Papakonstantinou, "A fast piecewise linear approximation algorithm," *Sig.Pro.*, vol.5, pp.221-227, 1983
- [25] A.C.Guyton, *Text book of medical physiology*. 5^{eme} Edition, W.B. Saunders Comp., Philadelphia, USA, 1976.
- [26] S.L.Horowitz, "Peak recognition in waveforms," *CACM*, Vol. 18, p.281, 1975.
- [27] S.L.Horowitz, "Peak recognition in waveforms," In *Syntactic pattern recognition applications*. K.S.Fu, Edition Springer Verlag, Berlin, pp.31-49, 1977.
- [28] S.C.Lee, "Pattern recognition and data structures," Proceedings of the conference on computer graphics, Los Angles, pp.135-138, 1975.
- [29] C.Lian et J.Vilenski, *Savoir interpréter un électrocardiogramme.*, Edition Albert De Vischer, Belgique, 1968.
- [30] A.Ligtenberg and M.Kunt, "A robust-digital QRS detection algorithm for arrhythmia monitoring," *Comput.Biomed.Res.*, vol.16, pp.273-286, 1983.

- [31] J. Michaelis, P. Beyermann, E. Gluck, P. Hain, R. Lippold, E. Scheidt and W. Schindler, "Performance of the Bonner-IBM and Marquette programs within an epidemiological study," Proc. of Computers in Cardiology, Seattle, Octobre 1982.
- [32] L. Miclet, *Méthodes structurelles pour la reconnaissance des formes*. Ed. Eyrolles, Paris, 1984.
- [33] G. B. Moody and R. Mark, "Development and evaluation of a two lead ECG analysis program," Proc. Computers in Cardiology, *IEEE Comput. Soc.*, pp.39-44, 1982.
- [34] D. Morlet, P. Rubel, M. C. Forlini and P. Arnaud, "The spatial area as a new function for precise delimitation of the waves in 3-lead ECGs," Proc. Computers in Cardiology, *IEEE Comput. Soc.*, pp.265-268, 1983.
- [35] D. W. Mortara, "Digital filters for ECG signal," In Computer in Cardiology, *IEEE Comput. Soc.*, p.511, 1978.
- [36] A. Nasri et A. Farah, "Approximation des courbes par la méthode Cubic-Spline en vue de la reconnaissance syntaxique de formes," Proceedings du Premier Séminaire National SSA'92, Blida Algérie, Vol.2, pp.527-534, 1992.
- [37] N. E. Nygård and L. Sörnmo, "Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.21, pp.538-547, 1983.
- [38] M. Okajima, "Current status and future optimization of computerized electrocardiography in Japan," Proc. IFIP-TC4 working conference on Optimization of computer-ECG processing, Halifax, Nova Scotia, Canada, North Holland Publ. Comput., pp.293-306, 1980.
- [39] M. Okajima, T. Ohta, M. Yokoi, N. Okamoto, Y. Muzino, T. Iwatsuka, N. Oksawa, A. Yanokuchi and N. Kuba, "Computerized electrocardiography in Japan: An overview and outlines of the nagoya program," In Computer ECG analysis: Towards standar-

- dization. J.L.Willems, J.H.Van Bommel and Chr.Ywietz, ed." North-Holland, Amsterdam, p.25, 1986.
- [40] O.Pahlm and L.Sörnmo, "Software QRS detection in ambulatory monitoring a review," *Med.Biol.Eng.Comput*, vol.22, pp.289-297, 1984.
- [41] J.Pan and W.J.Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol.BME-32,pp.230-236,1985.
- [42] H.V.Pipberger, R.J.Arms and F.W.Stallman, "Automatic screening of normal and abnormal electrocardiograms by means of digital electronic computer," *Proc.Soc.Exp.Biol.Med.*, vol.106, p.130, 1961.
- [43] H.V.Pipberger,R.C.Arzbacher, A.C.Berson and al., "American Heart Association Committee on Electrocardiography recommendations for standarization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectorcardiography," *Circulation*, vol.52; pp.11-31, 1975.
- [44] N.Piskonov, *Calcul différentiel et integral*, Vol.1, Ed. MIR, Moscou, pp.219-242, 1980.
- [45] L.Porady, H.Jaffe, K.Chesky, C.K.Friedberg, L.Fllowes and R.E.Bonner, "Computer diagnosis of electrocardiograms IV. A computer program for contour analysis with clinical results of rhythm and contour interpretation," *Comput.Biomed.RES.*, vol.1, pp.408-433, 1968.
- [46] W.H.Press and B.P.Flannerg, *Numerical recipes*. Combridge University Press, New York, pp.86-89, 1990.
- [47] P.M.Rautaharju, "The impact of computers on electrocardiography," *Eur.J.Cardiol.*, vol.8, p.237, 1978.
- [48] P.M.Rautaharju, M.Ariet, T.A.Pryor and al., "The quest for optimal electrocardiography task force III: computers in diagnostic electrocardiography," *Am.J.Cardiol.*, vol.41, p.158, 1978.

- [49] H. Riedl, W. Ertel, H. Hoffman and K. H. Hott, "The Siemens program," In Proc. of the IFIP-TC4 working conference on trends in computer-processed electrocardiograms, Amsterdam, Netherlands, 3-5 November 1976. J. H. Van Bommel and J. L. Willems, Ed. North-Holland Publ. Comp., pp. 191-196, 1977.
- [50] P. Schweizer, *Infographie Transformations et découpage courbes et surfaces*, Vol. 2, presses polytechnique romandes, Lausanne, pp. 614-636, 1987.
- [51] E. Skordalakis, "Recognition of noisy peaks in ECG wave forms," *Comput. Biomed. Res.*, vol. 17, pp. 208-221, 1984.
- [52] E. Skordalakis and P. Trahanias, "primitive pattern selection and extraction in ECG waveforms," Proc. 8th Int. Conf. Pattern recognition, Paris, *IEEE Comput. Soc.*, vol. 742, pp. 380-382, 1986.
- [53] F. W. Stalman and H. V. Pipberger, "Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer," *Circ. Res.*, Vol. 9, p. 1138, 1961.
- [54] L. Steve, *Manual des interfaces*. Trad. de l'american Auckland, Mc Graw Hill, USA, 1984.
- [55] G. Stockman, L. Kanal and M. C. Kyle, "Syntactic recognition of carotid pulse waves patterns," Proceedings of the First joint International conference on pattern recognition, Washington, D.C., pp. 236-243, 1973.
- [56] L. Taback, E. Marden, H. L. Mason and H. V. Pipberger, "Digital recording of electrocardiographic data for analysis by digital computer," *IRE Trans. Med. Electron. ME*, vol. 6, p. 167, 1959.
- [57] J. L. Talmon, *Pattern recognition of the ECG : a structured analysis*, Ph.D. Thesis, Free University, Amsterdam, 1983.

- [58] P. Trahanias and E. Skordalakis, "Syntactic pattern recognition of the ECG," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol.12, no.7, pp.648-657, July 1990.
- [59] P. Trahanias, E. Skordalakis and G. Papkonstantinou, "A syntactic method for the classification of the QRS patterns," *Pattern Recogn. Lett.*, vol.9, pp.13-18, 1989.
- [60] P. Trahanias and E. Skordalakis, "Bottom-up approach to the ECG pattern-recognition problem," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.27, pp.221-229, May 1989.
- [61] J.L. Willems, "A plea common standards in computer aided ECG analysis," *Comput. Biomed. Res.*, vol.13, pp.120-131, 1980.
- [62] J.L. Willems, "A review of computer ECG analysis: Time to evaluate and standarize," *Crc. Critical Rev. Med. Inform.*, Vol.1, no 2, pp.165-207, 1987.
- [63] J.L. Willems et al., "Establishement of a reference library for evaluating computer ECG measurment programs," *Comput.- Biomed. Res.*, vol.18, pp.439-457, 1985.
- [64] J.L. Willems, P. Arnaud, J.H. van Bommel and al., "Recommendations for measurement standards in quantitative eclectrocardiography," *Eur. Heart J.*, vol.6, pp.815-825, 1985.
- [65] J.L. Willems, J.H. van Bommel and Chr. Zywiets, *computer ECG analysis: Towards standarization*. Edition North-Holland, Amsterdam, p.399, 1986.
- [66] *Data conversion products databook*. Analog Devices Inc., Section 3, pp.61-71, 1988.
- [67] *Instructions, Enregistreurs magnétiques types 7005 et 7006*. Brüel&Kjær DK-2850, Nærum, Danémark, Juin 1982.
- [68] *PC super ADDA-8 card FPC-023 User's manual*. USA 1984.
- [69] *User Guide for the DAS-8, DAS-8PGA, & DAS-8/AO Data Acquisition & Control Boards*. Keithley Metrabyte Corp. 1988, Massachusetts, Juin 1991.

Annexe A

ALGORITHME DE LA RECONNAISSANCE DES PAIRES DE BRUIT

L'algorithme de la reconnaissance des paires de pics introduit par le bruit dans la forme d'onde ECG est présenté en détail dans la présente annexe. En utilisant le modèle d'un automate d'état fini, l'algorithme est formulé de manière qu'à partir de l'ensemble de tous les pics d'un ECG donné, il reconnaisse puis élimine les paires de pics de bruit. A la sortie de l'algorithme on n'obtient que les pics réels plus un faible pourcentage de pics de bruit qui seront reconnus avec d'autres critères comme il a été déjà explicité dans le troisième chapitre. Dans ce qui suit l'algorithme est codé en Algol-Like [51].

● NOTATION

Dans la suite les notations suivantes sont adoptées

▶ Entrées de l'algorithme

y_i , $i=1, N$ dénote les coordonnées y (amplitudes) de la forme d'onde ECG.

dt représente l'intervalle de temps entre deux points échantillons consécutifs.

▶ Sortie de l'algorithme

p_j , $j=1, m$ dénote les pics non considérés comme des paires de bruit; les coordonnées de pic p_j sont notées par (px_j, py_j) et elles représentent les coordonnées de l'extremum de pic.

▶ Valeurs seuils

β_1 seuil sur l'amplitude

β_2 dénote le seuil sur la durée

β_3 indique la durée pour laquelle une paire de pics est caractérisée comme de durée courte.

▶ Entrées de l'automate

Pos-Slope dénote une pente positive c-à-d $y_{i+1} - y_i > 0$

Zer-Slope dénote une pente nulle c-à-d $y_{i+1} - y_i = 0$

Neg-Slope dénote une pente négative c-à-d $y_{i+1} - y_i < 0$

▶ Etats de l'automate

Initial représente l'état initial

Up indique que nous sommes dans une partie croissante de la forme d'onde.

- Down indique* que nous sommes dans une partie décroissante de la forme d'onde.
- FlatAfterUp indique que nous sommes dans une partie horizontale précédée d'une partie croissante.
- FlatAfterDown indique que nous sommes dans une partie horizontale après une partie décroissante.
- ▶ Matrice de transition d'état de l'automate
STM(5,3) Cette matrice d'ordre 5 fois 3 est donnée dans le tableau I.
- ▶ Matrice de routine sémantique de l'automate
SRM(5,3) Cette matrice d'ordre 5 fois 3 est donnée dans le tableau II.
- ▶ Variables temporaires
InpVar Pour garder l'entrée courante de l'automate.
StVar Pour garder l'état courant de l'automate.
SrVar Pour garder le nom de la routine sémantique.
- ▶ Autres symboles
{...} dénote des commentaires

● L'ALGORITHME

```

0: {initialisation}
    i ← 1;
    k ← 0;
    m ← 0;
    StVar ← Initial;
1: {trouver d'entrée à l'automate}
    dy = yi+1 - yi;
    IF dy = 0 THEN InpVar ← Zer-Slope
    ELSE IF dy > 0 THEN InpVar ← Pos-Slope
    ELSE InpVar ← Neg-Slope;
2: {Exécuter la routine sémantique correspondante à
    l'entrée et l'état courantes de l'automate}
    SrVar ← SRM(InpVar, StVar);
    exécution de la routine sémantique dont le nom est
    gardé dans la variable SrVar;
3: {Obtenir l'état prochaine de l'automate}
    StVar ← STM(InpVar, StVar);
4: {Obtenir le point suivant de la forme d'onde}
    i ← i+1;
    IF i ≤ N+1 THEN GOTO 1;
    m ← k;
end;

```

Avec la même notation les routines sémantiques sont décrites comme suit:

```

SR1: {Routine sémantique numéro 1}
begin
end;
SR2: {Routine sémantique numéro 2}
begin
 $k \leftarrow k+1;$ 
 $px_k \leftarrow i;$ 
 $py_k \leftarrow y_i;$ 
L0: IF  $k < 3$  THEN GOTO end1;
 $\Delta tm \leftarrow px_{k-1} - px_{k-2};$ 
D1: IF  $(py_{k-3} > py_{k-1} \vee py_k < py_{k-2})$  THEN GOTO end1;
IF  $|py_{k-2} - py_{k-1}| > \beta_1$  THEN GOTO end1;
IF  $\Delta tm * dt > \beta_2$  THEN GOTO end1;
IF  $\Delta tm * dt < \beta_3$  THEN GOTO RP;
 $j \leftarrow px_{k-2};$ 
L1:  $j \leftarrow j-1;$ 
D2: IF  $y_j > py_{k-1}$  THEN GOTO L1;
 $\Delta tl \leftarrow px_{k-2} - j-1;$ 
 $j \leftarrow px_{k-1};$ 
L2:  $j \leftarrow j+1;$ 
D3: IF  $y_j < py_{k-2}$  THEN GOTO L2;
 $\Delta tr \leftarrow j - px_{k-1} - 1;$ 
IF  $\Delta tm \geq \Delta tl \cap \Delta tm \geq \Delta tr$  THEN GOTO RP
ELSE GOTO end1
RP: {Rejection du paire  $(p_{k-2}, p_{k-1})$  comme de bruit}
 $px_{k-2} \leftarrow px_k;$ 
 $py_{k-2} \leftarrow py_k;$ 
 $k \leftarrow k-2;$ 
GOTO L0;
END1: end;
SR3: {Routine sémantique numéro 3}
begin
Cette routine est exactement la même que SR2 sauf que
les inégalités dans les blocs d'instruction portant
les étiquettes D1, D2, et D3 sont inversées.
end;

```

Tableau I: STM(5,3) Matrice d'état de transition

ETAT	ENTREE		
	Pos-Slope	Zer-Slope	Neg-Slope
Initial	Up	Initial	Down
Up	Up	FlatAfterUP	Down
FlatAfterUP	Up	FlatAfterUP	Down
Down	Up	FlatAfterDown	Down
FlatAfterDown	Up	FlatAfterDown	Down

Tableau II: STM(5,3) Matrice de routine sémantique

ETAT	ENTREE		
	Pos-Slope	Zer-Slope	Neg-Slope
Initial	SR1	SR1	SR1
Up	SR1	SR1	SR2
FlatAfterUP	SR1	SR1	SR2
Down	SR3	SR1	SR1
FlatAfterDown	SR3	SR1	SR1

Annexe B

ALGORITHME D'APPROXIMATION LINEAIRE PAR SEGMENT (PLA)

L'algorithme que nous avons utilisé pour l'approximation PLA est celui de la référence [24]. Cet algorithme est le résultat de la combinaison de deux algorithmes, l'un pour la recherche des pics et l'autre pour l'approximation linéaire par segments. L'idée de base de ce dernier est montrée dans la fig.1.b [24].

En commençant par le premier point (x_1, y_1) du signal ECG, on définit deux angles v_1 et l_1 avec des valeurs initiales égales à $+\pi/2$ et $-\pi/2$ respectivement. Pour chaque point (x_i, y_i) on trace deux droites définies par le point (x_i, y_i) et les points $(x_i, y_i + \varepsilon_1)$ et $(x_i, y_i - \varepsilon_1)$ respectivement, où ε_1 est une valeur seuil prédéfinie. Ces droites forment avec l'axe des x deux angles a_i, b_i comme il est montré dans la fig.1.b. Cependant, les angles v_i, l_i sont définis par:

$$v_i = \text{Min}\{v_{i-1}, a_i\}$$

$$l_i = \text{Max}\{l_{i-1}, b_i\}$$

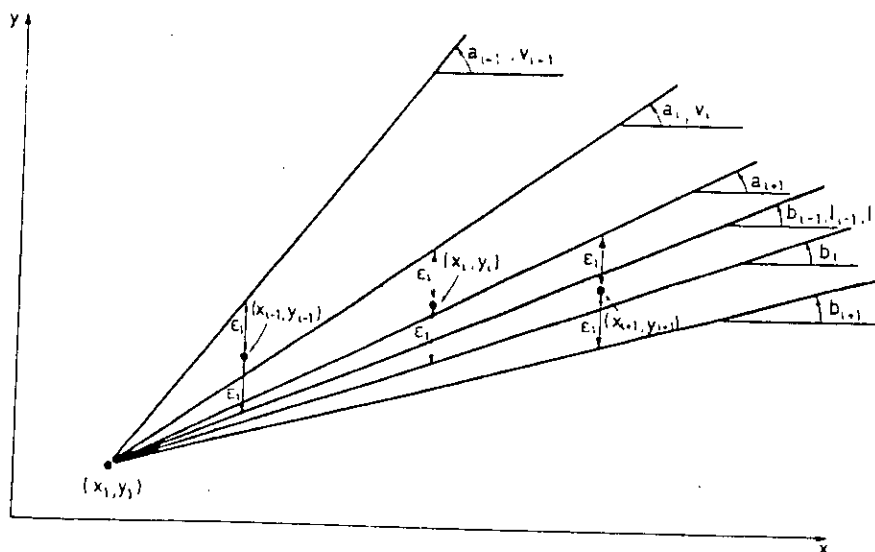


Fig.1.b Un exemple d'illustration du PLA

Si $v_i > l_i$ et si le point (x_i, y_i) est à l'intérieur du domaine défini par les segments de droite $[(x_1, y_1), \text{tg}(v_i)]$ et $[(x_1, y_1), \text{tg}(l_i)]$ alors, (x_i, y_i) est un point valide. Par exemple (x_i, y_i) de la fig.1.b est un point valide tandis que (x_{i+1}, y_{i+1}) est non valide car, il ne vérifie pas la deuxième partie de la condition précédente. Si le point (x_j, y_j) est non valide, alors,

le point (x_{j-1}, y_{j-1}) devient le début du prochain segment PLA avec $v_{j-1} = \pi/2$, $l_{j-1} = -\pi/2$ et la droite joignant (x_1, y_1) avec (x_{j-1}, y_{j-1}) est l'approximation PLA entre ces deux points. D'après Gritzali [24] cet algorithme garantit que la différence Δy entre tous les points réels et les segments PLA est inférieure ou égale à ε_1 . L'algorithme est donné ci-après en utilisant le modèle d'un automate à état fini.

Les entrées de l'automate sont au nombre de cinq et sont définies comme suit:

Spos	pour $0 < \Delta y_i \leq \varepsilon_2$	Lpos	pour $\Delta y_i > \varepsilon_2$
Sneg	pour $-\varepsilon_2 \leq \Delta y_i \leq 0$	Lneg	pour $\Delta y_i < -\varepsilon_2$
Zero	pour $\Delta y_i = 0$		

Où ε_2 est un seuil prédéfini et Δy_i est la différentielle définie par: $\Delta y_i = y_i - y_{i-1}$

Les états de l'automate sont:

Upg	pour une portion croissante du signal
NaUpg	pour une portion de bruit après une portion croissante
Dwg	pour une portion décroissante du signal
NaDwg	pour une portion de bruit après une partie décroissante

La matrice d'état de transition STM(4,5) est donnée par le tableau I. Une brève description des différentes notations utilisées est donnée par la suite.

Soit k l'indice du $k^{\text{ème}}$ segment avec $k \geq 0$. La droite d'indice zéro est auxiliaire et n'appartient pas à la courbe PLA résultante. Soit (X_k, Y_k) le point de départ du $k^{\text{ème}}$ segment et, soient v_i^k , l_i^k , a_i^k et b_i^k les angles définis par la Figure 1.b pour le point (x_i, y_i) .

Les procédures utilisées dans les routines sémantiques SR1 à SR5 sont décrites dans la suite en utilisant la notation Algol-Like.

- a) Initialize(x_i, y_i, k) {initialisation du $k^{\text{ème}}$ segment PLA}
- ```

begin
 $X_k := x_i$; $Y_k := y_i$; $v_i^k := \pi/2$; $l_i^k := -\pi/2$;
end;
```
- b) Continue( $x_i, y_i, k$ ) {pour continuer la PLAW}
- ```

begin
   $v_i^k := \text{Min}\{v_{i-1}^k, a_i^k\}$ ;  $l_i^k := \text{Max}\{l_{i-1}^k, b_i^k\}$ ;
```

```

IF (xi,yi) du segment k est non valide THEN
begin

```

```

    k:=k+1; Xk:=xi-1; Yk:=yi-1;
    vik:=aik; lik:=bik;

```

```

end;

```

c) peakreg(k) {inclusion d'un pic comme un coin dans la courbe résultante}

```

begin

```

```

    IF Xk < X0 THEN k:=k+1;

```

```

    Xk:=X0; Yk:=Y0;

```

```

    vik-1:=vi0-1; lik-1:=li0-1;

```

```

end;

```

Avec la même notation, les routines sémantiques sont définies comme suit:

SR1: {pour continuer le k^{eme} segment PLA}

```

begin

```

```

    Continue(xi,yi); i:=i+1;

```

```

end;

```

SR2: {pour continuer le segment k est débiter un segment auxiliaire dont l'indice est 0}

```

begin

```

```

    Continue(xi,yi,k); initialize(xi-1,yi-1,0);

```

```

    Continue(xi,yi,0); i:=i+1;

```

```

end;

```

SR3: {continuer les segments k et 0 si (X0,Y0) peut être un pic}

```

begin

```

```

    Continue(xi,yi,k); Continue(xi,yi,0);

```

```

    yi:=yi-1; i:=i+1;

```

```

end;

```

SR4: {pour l'inclusion du point (X0,Y0) comme coin dans la courbe résultante et continuer le prochain segment PLA}

```

begin

```

```

    Continue(xi,yi,k); i:=i+1;

```

```

end;

```

SR5: {pour la continuité du prochain segment et l'inclusion du point (Xi-1,Yi-1) comme coin dans la courbe résultante}

```

begin

```

```

    k:=k+1; initailize(xi-1,yi-1,k);

```

```

    Continue(Xi,yi,k); i:=i+1;

```

```

end;

```

La matrice des routines sémantiques SRM(4,5) est donnée dans le tableau II.

L'initialisation de l'automate consiste à poser l'état initial égal à Upg, l'indice k à 1, le compteur i à 2, les variables X_1 à x_1 et Y_1 à y_1 puis à faire appel à initialize(x_1, y_1, k).

Tableau I: STM(4,5) Matrice d'état de transition

ETAT	ENTREE				
	Spos	Lpos	Sneg	Lneg	Zero
Upg	Upg	Upg	NaUpg	Dwg	NaUpg
NaUpg	Upg	Upg	NaUpg	Dwg	NaUpg
Dwg	NaDwg	Upg	Dowg	Dowg	NaDwg
NaDwg	NaDwg	Upg	Dowg	Dwg	NaDwg

Tableau II: SRM(4,5) Matrice de routine sémantique

ETAT	ENTREE				
	Spos	Lpos	Sneg	Lneg	Zero
Upg	SR1	SR1	SR2	SR5	SR2
NaUpg	SR1	SR1	SR3	SR4	SR3
Dwg	SR2	SR5	SR1	SR1	SR2
NaDwg	SR3	SR4	SR1	SR1	SR3

Annexe C

DESCRIPTION DU PROGRAMME RSQRS*

Comme c'est mentionné dans le chapitre IV notre programme dénommé RSQRS est composé de six unités. L'interface de chaque unité où figure les entêtes des procédures et fonctions publiques (ceux qui peuvent être appelés dans un programme utilisant ces unités) seront donnés par la suite. Le menu général du programme RSQRS donné dans la figure 1.c est composé de six sous menus et de deux fenêtres pour résumer les données et les résultats. Chaque sous menu contient une ou plusieurs commandes concernant les différentes phases du traitement. Pour valider un sous menu il suffit de le mettre en surbrillance en se déplaçant horizontalement à l'aide des touches flèches gauche et flèche droite ($\leftarrow \rightarrow$) du clavier (ou on appuyant sur la première lettre du sous menu en question), puis d'appuyer sur la touche Return (Entrée \leftarrow). Une fois un sous menu validé, le choix d'une commande s'effectue par un déplacement vertical à l'aide des flèches Haut et Bas ($\downarrow \uparrow$) du clavier (ou par l'action sur la touche de la première lettre de la commande) pour le mettre en surbrillance, suivi par la touche Return (Entrée \leftarrow) pour exécuter la commande spécifiée. Pour chaque sous menu ou commande une ligne d'aide apparaît en bas de l'écran pour indiquer à l'utilisateur la signification de l'opération qu'il va effectuer. En plus la touche $\langle \text{ESC} \rangle$ du clavier permet le retour au menu principal tandis que la touche $\langle \text{Return} \rangle$ permet l'exécution de la commande choisie. Dans la fig.2.c nous avons illustré le contenu des deux sous menus $\langle \text{Données} \rangle$ et $\langle \text{Graph} \rangle$.

Dans la fenêtre $\langle \text{Données} \rangle$ on trouve les commandes de la lecture, la sauvegarde et de l'acquisition des données. Pour faire la lecture l'utilisateur doit spécifier le chemin et le nom du fichier à lire. Par défaut le programme RSQRS utilise le fichier ENRG100R.DAT. De la même manière se fait la sauvegarde sauf que cette fois-ci le fichier par défaut est RESULTAT.DAT. Le choix de la commande Acquisition provoque un signal sonore avec un message clignotant indiquant que le système sera implanté en cas de la non présence de l'interface Analogique-Numérique. La touche $\langle \text{ESC} \rangle$ permet le retour au menu principal tandis que la touche $\langle \text{Return} \rangle$ continue l'opération. Le sous menu $\langle \text{Graph} \rangle$ contient une seule commande (NasGraph) dont la

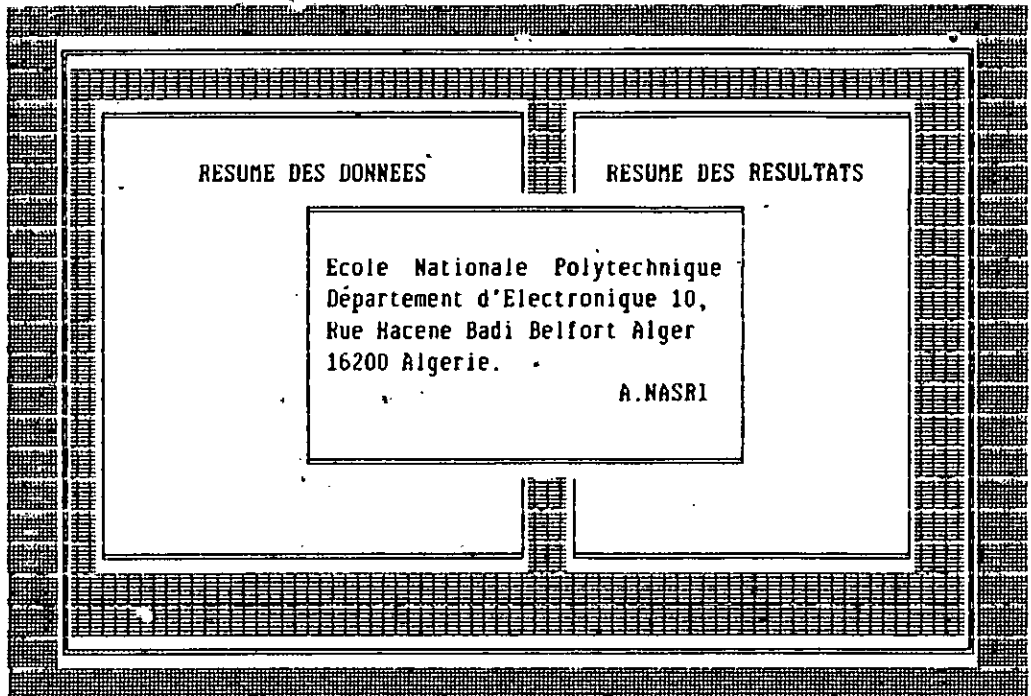
* RSQRS: Reconnaissance Syntaxique du complexe QRS

validation provoque le passage en mode graphique pour visualiser les données d'un fichier ainsi que les résultats obtenus sur écran. La fig.3.c montre les contenus des sous menus <Filtrage> et <Reconnaissance>. Dans <Filtrage> l'utilisateur a le choix entre trois types de filtrage. L'option (Linéaire) valide un filtre passe bande [0.8 Hz à 30 Hz] donné dans la référence [30], le filtrage (Syntaxique) est celui utilisé par la méthode décrite dans le chapitre III et enfin le filtrage (Structurel) est réalisé à l'aide des éléments de structures de forme triangulaire comme il est décrit dans la référence [9]. Dans la fig.4.c sont données les fenêtres correspondant aux sous menus <Limites> et <Quitter>. Dans <Limites> on trouve les différents algorithmes de calcul des limites d'un pic à savoir : la méthode d'approximation linéaire par segment (PLA), les fonctions cubiques "Cubic-Splines", la méthode de la courbure maximale ainsi que la méthode AVS tandis que <Quitter> permet soit une sortie temporaire vers le DOS par le choix de la commande (DOS Shell) ou la sortie définitive du programme RSQRS par le choix de la commande (Exit). Dans ce dernier cas l'utilisateur doit confirmer par la lettre <O> ou par l'action de la touche (Return).

► LES UNITES DU PROGRAMME RSQRS

Comme il a été mentionné ci-dessus notre programme RSQRS est composé de six unités principales. La première unité dénommée VarsGlobal englobe toutes les constantes et les variables globales utilisées par le programme principal. La deuxième unité appelée Process contient les procédures de traitement utilisées lors de l'exécution des différentes commandes du menu général. La troisième unité dont le nom est Anacquic contient la procédure effectuant l'acquisition ainsi que les différents paramètres nécessaires à cette opération à savoir : les adresses des différents ports ainsi que le nombre maximum de données à acquérir qui est limité à 2500. L'acquisition nécessite trois paramètres : la fréquence d'échantillonnage (F_s), contrainte de l'interface utilisé (la carte utilisé permet à F_s les valeurs ≤ 28 KHz), la fréquence d'horloge du PC utilisé (F_h) et le nombre des données à acquérir. La quatrième unité baptisée GesEcran sert à contrôler le bon déroulement du menu surtout la gestion des opérations sur les fenêtres pendant l'exécution. La cinquième unité NasGraph permet la visualisation graphique sur écran d'un fichier de données dont le nom doit être spécifié ainsi que le nombre de points à prendre. La dernière unité ReadSavF contient toutes les opérations de manipulation des fichiers en particulier la lecture et la sauvegarde des données. à la fin de cette annexe sont donnés les interfaces de toutes les unités décrites ci-dessus.

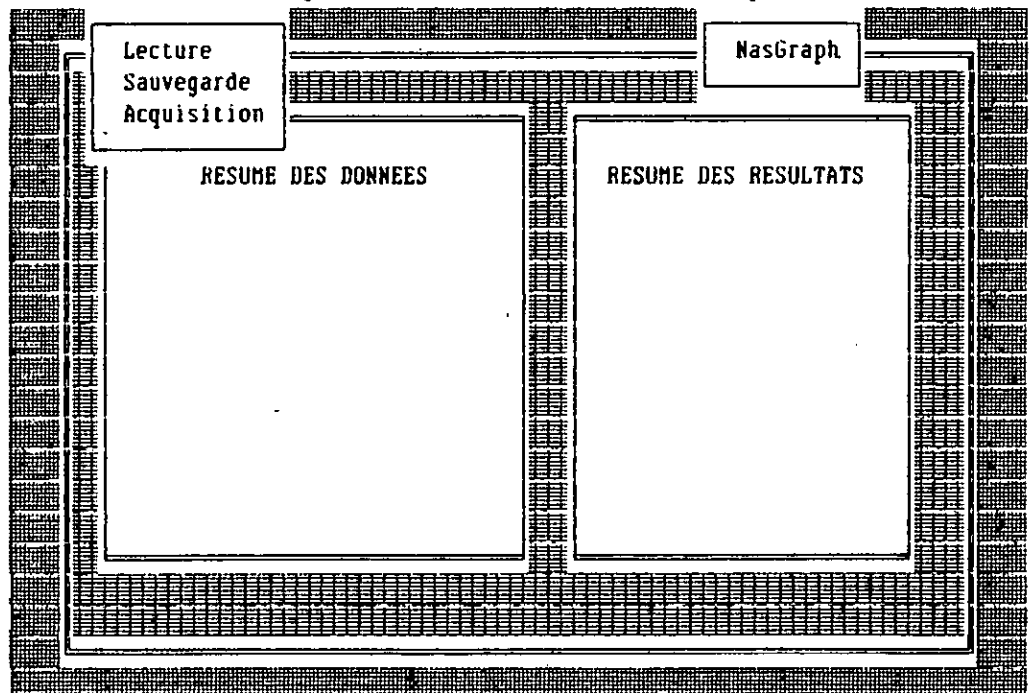
Données Filtrage Limites Reconnaissance Graph Quitter 17:08:59



*** Reconnaissance Syntaxique du Complexe QRS de l'ECG Lun 18/04/1994 ***
Acquisition, Lecture ou Sauvegarde des données

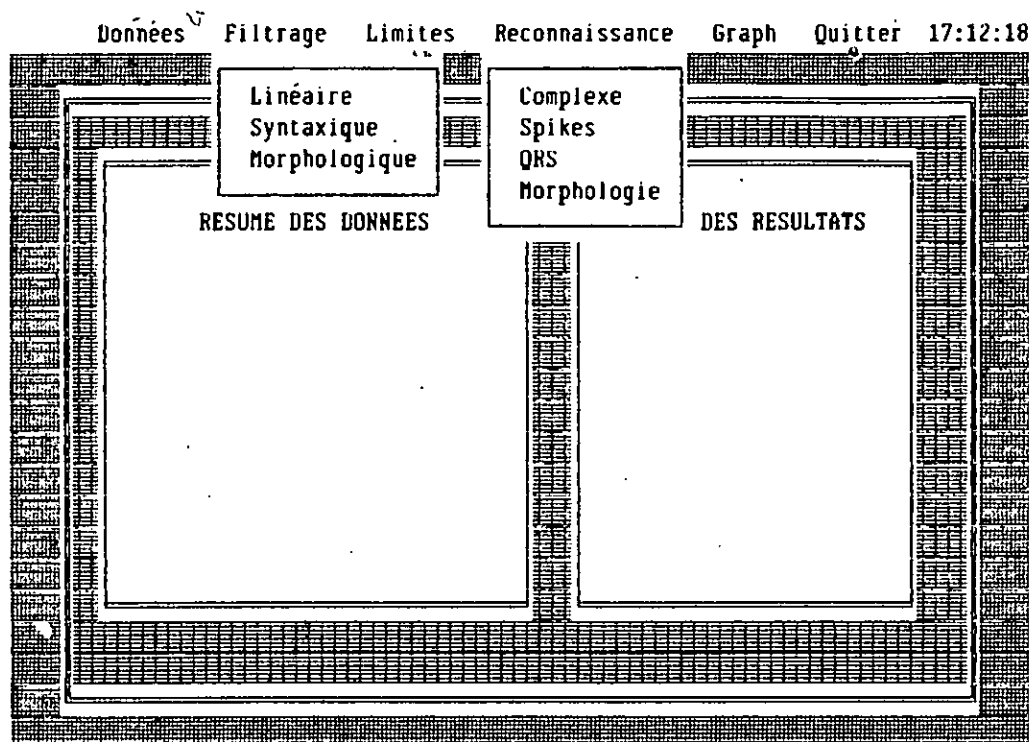
Fig.1.c Le menu général du programme RSQRS

Données Filtrage Limites Reconnaissance Graph Quitter 17:09:51



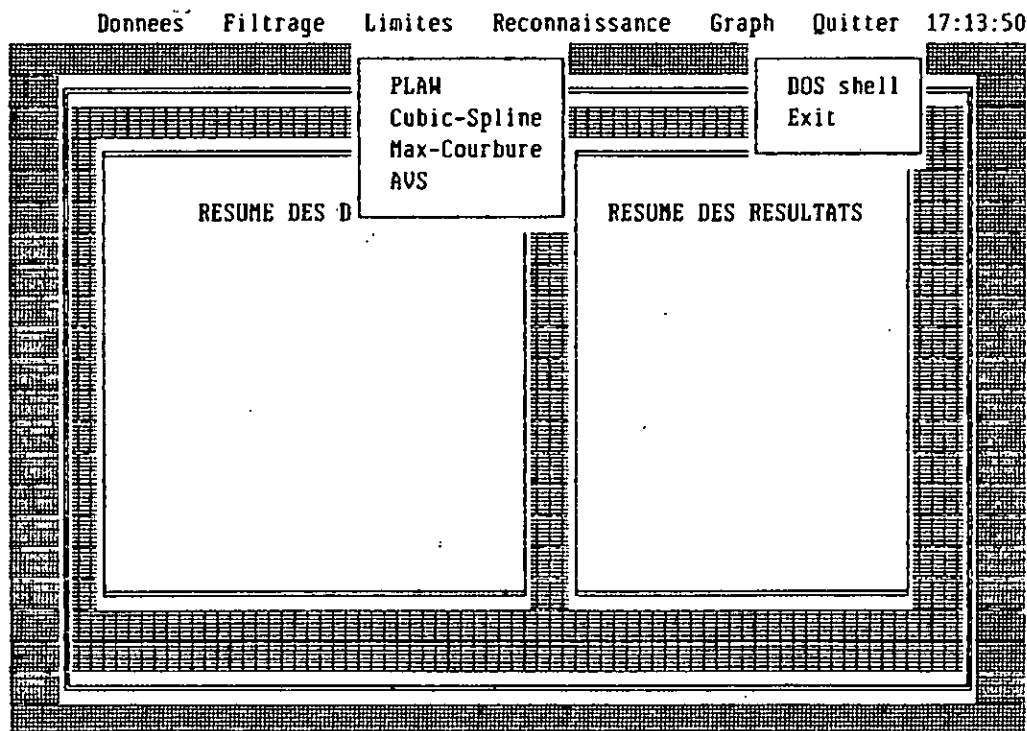
*** Reconnaissance Syntaxique du Complexe QRS de l'ECG Lun 18/04/1994 ***
Visualisation graphique des données par NasGraph

Fig.2.c Les sous menus <Données> et <Graph>



*** Reconnaissance Syntaxique du Complexe QRS de l'ECG Lun 18/04/1994 ***
Formation des Complexes à partir des pics sans inter-segment

Fig.3.c Les sous menus <Filtrage> et <Reconnaissance>



*** Reconnaissance Syntaxique du Complexe QRS de l'ECG Lun 18/04/1994 ***
Sortie temporaire vers le dos

Fig.4.c Les sous menus <Limites> et <Quitter>

● INTERFACE DE L'UNITE VARSGLOBAL

```

UNIT VarsGlobal; {Unité des variables globales}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt;
Const Nmax=1500;
      dim =2650;
      Seuil:Real=1E-6;
      Sup:Real=1E4;
      Inf:Real=1E-3;
TYPE States=(initial,up,flatafterup,down,flatafterdown);
      Inputs=(pos_slope,zer_slope,neg_slope);
      State=(Upg,NafterUpg,Downg,NafterDowng);
      INPUT=(Spos,Lpos,Sneg,Lneg,Zero);
      VR   =^VectR;
      VI   =^VectI;
      Table=^Table;
      VectR=Array[1..Nmax] Of Real;
      VectI=Array[1..Nmax] Of Integer;
      Tabl =Array[1..dim] Of Real;
      V1   =Array[1..40] Of Byte;
      V2   =Array[1..80] Of Byte;
      Vs   =Array[1..4] Of Byte;
      S80  =String[80];
      TPtr =^Table;
      Pic  =^Peak;
      Peak =Record
          Xl,Xm,Xr:Integer;
          Yl,Ym,Yr:Real;
          LS,RS,Eng:Real;
          Sens:0..1;
      end;
Var Pics:Array[1..Nmax] Of Pic;
    QRS :Array[1..50] Of Pic;
    Ym,Yr,Yl,Yb,V0,L0,Yp,Ys,Yi,Yo1,Yo2,Xs,py,y,Ystar,V,Li:VR;
    Xm,Xr,Xl,px,x,Xstar:VI;
    I,J,K,L,M,N,OrgMode,Total :Integer;
    Ic,Pos,Neg,E,BXprj,Xmax,Xstar0:Integer;
    Xa,Ya,Resultat,Cmax,Avs,Ymax,Ci,Yp21,Min,Max:Real;
    Beta1,Beta2,Beta3,Beta4,Beta5,Beta6,Beta7 :Real;
    Beta8,Beta9,Beta10,Beta,Beta11,Beta12,Beta13:Real;
    Pica,Yprj,Alpha,Ybarr,deltatm,deltat1,deltatr:Real;
    Eps1,Eps2,Eps3,Eps4,Eps5,Eps6,Eps7:Real;
    Pi2,Ystar0,Ybar1,Segmar2,Segmal2:Real;
    Slp10,Slp11,Slp2,dt,dx,dy,Sign :Real;

```

```

Erreur,Z,Z1,Z2,Fin:Boolean;
NW,M1,M2,IW,JW,Mns:Word;
F,Xt,Ve,Vd:Table;
EleStS:Vs; EleSt1:V1;EleSt2:V2;
inpvar:Inputs; stvar:States;
Stvr:State; inpvr:input;
Rep :Char; Q:Byte;
Nfd,Nfr:String[67];
Fd,Fr:Text;
{#####}
IMPLEMENTATION      {VarGlobal.TPU}
{#####}

```

● INTERFACE DE L'UNITE PROCESS

```

UNIT Process;{Unité des procédures de traitement}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt,VarsGlobal;
Procedure Filtr_Linear;      {Filtrage linéaire}
Procedure Filtr_Structurel;  {Filtrage structurel}
Procedure Filtr_Syntaxique;  {Filtrage syntaxique}
Procedure Noisy_Pairs;       {Première étape du filtrage syntaxique}
Procedure Noisy_peaks;       {Deuxième étape du filtrage syntaxique}
Procedure Complexes;         {Formation des complexes}
Procedure QRS_Complexe;      {Les complexes QRS}
Procedure Bottom_Up;         {Méthode ascendante}
Procedure Morphologie;       {Morphologies des complexes QRS}
Procedure PLAW;              {La méthode PLA}
Procedure Cubic-Spline;      {Les fonctions cubiques}
Procedure Courbure_Max;      {La courbure maximale}
Procedure AVS;               {Valeur absluue de la pente (AVS)}
Procedure Puissance(X,Y:Real; Var Z:Real);
{#####}
IMPLEMENTATION      {Process.TPU}
{#####}

```

● INTERFACE DE L'UNITE ANACQUIC

```

Unit ANACquiC;{Unité pour l'acquisition}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt,Dos,ReadSavF;

```

Const

```

PortA :word=$300;
Port1 :word=$301;
Port2 :word=$302;
ComReg:word=$0303;
Type Table =ARRAY[1..5000] Of Byte;
Var I,J,DelayLoop :Word;
DataSeg,DataOffs:Word;
ValAcq:Table;
Data :Real;
Procedure Acquisition(Var Xdata,Ydata : Tab;Fs,Fh,Nacq : Word);
{#####}
IMPLEMENTATION (ANAcquiC.TPU)
{#####}

```

● INTERFACE DE L'UNITE GESECRAN

```

Unit GesEcran;{Unité pour la gestion d'écran}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt,Dos,ReadSavF;
Type Secreen =ARRAY[1..4000] Of BYTE;
FrameChars=array[1..6] Of Char;
Const TablD:FrameChars='┌┐';
TablS:FrameChars='┌┐';
TablH:FrameChars='┌┐';
TablV:FrameChars='┌┐';
jours:ARRAY [0..6] OF STRING[3]=('Ven','Sam','Dim',
'Lun','Mar','Mer','Jeu');
Var Regs:Registers;
I,j,deb,Vs:Word;
CarI:FrameChars;
lp :Byte;
Procedure SaveEcran(Var Ecran:Secreen; X1,Y1,X2,Y2:Byte; Freq,
Dely:Word; Ombre:Char);
Procedure Cadre(X1,Y1,X2,Y2,Bck,Frg:Byte; FFrame,Fenetre:Char);
Procedure RestEcran(Var Ecran:Secreen; X1,Y1,X2,Y2:Byte;
Ombre:Char);
Procedure WriteDelay(X,Y:Byte; Sd:S80; d:Word; Son:Boolean);
Procedure FillCar(X1,Y1,X2,Y2,Atr,Car:BYTE; Ombre:Char);
Function ReadStrXY(X,Y:Byte; S:S80; State:Char):S80;
Procedure Write25XColor(X:BYTE; S:S80; Bckg,Frg:BYTE);
Procedure WriteXYAttr(X,Y:BYTE; S:S80; Bckg,Frg:BYTE);
Procedure WriteResult(Var WGMIN,WGMAX,WDMIN,WDMAX:Word);
Procedure WriteXY(X,Y:BYTE; S:S80; Frg,Bckg:BYTE);

```



```

Procedure Beep(Frequence,TimeDelay:Word);
Procedure CentrStr(Sf:S80; Row,Attr:BYTE);
Function ReadWordXY(X,Y:Byte;S:S80):Word;
Function ReadRealXY(X,Y:Byte;S:S80):Real;
Procedure Affiche(Var X,Y:Tab;Var M:Word);
Procedure WriteWin(X,Y:Byte;S:S80);
Function AfficheDate:S80;
Function VidSeg:Word;
Procedure Invisible;
Procedure FirstWin;
Procedure Visible;
{#####}
IMPLEMENTATION      {GesEcran.TPU}
{#####}

```

● INTERFACE DE L'UNITE NASGRAPH

```

Unit NasGraph;{Unité des routines graphiques}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt,Graph,ReadSavF,GesEcran;
Const Seuil:Real=1E-3;
TYPE Vect=Array[1..25] Of Integer;
      S   =String[67];
      S80 =String[75];
      CQRS=Record
      Xq,Yq,Xr,Yr,Xs,Ys:Real;
      end;
Var Coeffx,Coeffy,X1,Y1,Xo,Yo :Real;
    Xmini,Xmaxi,Ymini,Ymaxi,Max:Real;
    Xsmdx,Xspdx,Ysmdy,Yspdy:Real;
    Xmax,Ymax,Xmaxf,Ymaxf :Word;
    CX,CY,Cdx,Cdy,Ng      :Word;
    I,Igx,Igy,Inf,Sup    :Word;
    GraphDriver,GraphMode,L,Largeur:Integer;
    ErrorCode,MaxColor,Hauteur,Tm:Integer;
    Passage,Fin,Grille,Domaine :Boolean;
    Symbol,Plein: Boolean;
    Sdx,Sdy :Byte;
    Rep,Repre:Char;
    OldName :S;
    QRS     :Array[1..25] Of CQRS;
    Xg,Yg   :Vect;
    ModeStr :String;

```

```

Procedure CtrlGraph(Var Rep : Char);
Function Escape:Boolean;
Procedure Abort;
Procedure AnGf(Var Xe,Ye:Tab; Var Nom:S80; Mg:Word);
{#####}
IMPLEMENTATION      {NasGraph.TPU}
{#####}

```

● INTERFACE DE L'UNITE READSAVEF

```

Unit ReadSavF;{Unité des opérations d'Entrée/Sorties}
{#####}
INTERFACE
{#####}
Uses Crt;
Const N =2700;
Type Dim=1..N;
      Tab=ARRAY[dim] Of Real;
      S80=String[80];
Var Nom,S:String;
      f:Text;
      M:Word;
Procedure ReadFile(Var X,Y:Tab; Var Mf:Word);
Procedure SaveFile(Var X,Y:Tab; Var Mf:Word);
Function AcceptNom(Var Nom:String; Etat:Char):Boolean;
{#####}
IMPLEMENTATION      {ReadSavF.TPU}
{#####}

```