



République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l' Education

Université de Blida

Institut d' électronique

Système d'aide à l'interprétation des signaux cardiaques.

*Rena Arma et Jmama*

*ma femme*

Une thèse présentée à l'institut d'électronique de Blida pour l'obtention du Magister.

Par : Mr BOUGHERIRA Tayeb.

Supervisée par: Mr. GUESSOUM Abderrezak.

President: Mr. Belkhamza N.

Membres : Mr Amour K.  
Mr Farah  
Mr Benallel M.

## ABBREVIATIONS.

ECG	Electrocardiogramme
$\varphi_{mr}$	Potentiel membranaire de repos
$\varphi_{oa}$	Durée du potentiel d'action
PRO	Percent root-mean square difference
ZOP	Zero order predictor
$\hat{r}_n$	Echantillon $n$ prédicte
FOP	First order predictor
ZOI	Zero order interpolator
FOI	First order interpolator
FOI-2DF	FOI-deux degrés de liberté
$\sigma^2$	variance
$\beta_i$	coefficients de pondération

Je remercie Dieu de m 'avoir donné le courage et la volonté pour accomplir ce travail .

Je remercie tous les enseignants de post- graduation qui par leur dévouement nous ont aidés à enrichir nos connaissances et progresser dans le domaine de la recherche.

Je remercie les membres du jury d 'avoir accepter d'examiner mon travail .

Je remercie également , mon directeur de thèse, Dr Guessoum A. pour son aide et soutien appréciables.

Je remercie toutes les personnes qui ont contribuées un tant soit peu à l'élaboration de ce projet par tantôt une aide morale et tantôt matérielle. Et notamment Mme Bougherira H. pour avoir bien voulu lire et corriger cette thèse , Mme. Talha de l'université de Babezouar pour m'avoir permis d'utiliser les données réelles resultants de sa thèse .

## ABREVIATIONS.

$n$	nombre de sections pour un segment.
CC	nombre de sections pour une incrémentation ( pente ).
ECG :	Electrocardiogramme.
pmr :	Potentiel membranaire de repos.
dpa :	Durée du potentiel d'action.
PRD :	Percent root-mean square difference.
ZOP :	Zero order predictor.
$Y_n$ :	Echantillon $n$ prédicte.
FOP :	First order predictor.
ZOI :	Zero order interpolator.
FOI :	First order interpolator.
FOI-2DF :	FOI-deux degrés de liberté.
$\sigma^2$ :	variance
$\beta_j$ :	coefficient de pondération.
AZTEC :	Codage d'amplitude.
TP :	Turning point.
Fan :	Evantail.
SAPA :	Scan-along polygonal approximation.
PS :	Points significatifs.
PSC :	Points significatifs candidats.
CLi :	Courbure locale du point $P_i$ .
D :	Distance entre deux points.
Ui :	Degrés d'imprévision ( unexpectedness ).
CLs :	La plus petite courbure locale.
TB :	Tolérance de balayage.
L :	Longueur de balayage.
$P_{iav}$ :	Dernier point de balayage avant du point $P_i$ .
$P_{iar}$ :	Dernier point de balayage arriere du point $P_i$ .
$CG_i$ :	Courbure globale du point $P_i$ .
$P_{i-L} ; P_{i+L}$ :	Points virtuels à l'arriere et à l'avant de $P_i$ .
cd :	Code de durée .
cp :	Code de pente .
haut :	Variable representant l'amplitude de l'échantillon.
samp :	Variable representant l'abscisse de l'échantillon.

ns :	nombre de sections pour un segment .	
nbs :	nombre de sections pour une incrémentation ( pente ) .	
h :	hauteur du dernier point du segment .	
CC <sub>ij</sub> :	Coefficient de corrélation des modèles i et j .	
SC <sub>j</sub> :	Résultat du jeme modèle .	
W <sub>j</sub> :	poids relatif à chaque élément .	1
CS <sub>ij</sub> :	Résultat de corrélation du ieme complexe QRS et du jeme modèle .	

## CHAPITRE DEUX

NOTIONS D'ELECTROCARDIOGRAPHIE		5
2.1	Introduction	6
2.2	Electrophysiologie cardiaque	6
2.3	Genèse de l' electrocardiogramme	8
2.4	Electrocardiogramme normal	10
2.5	Les différentes dérivations	11
2.6	Mesure du signal cardiaque	14

## CHAPITRE TROIS

ETUDE DES METHODES DE COMPRESSION		20
3.1	Introduction	21
3.2	Techniques de compressions ECG	22
3.3	Techniques de compressions ECG de données directes	22
3.4	Techniques de compressions ECG par les transformations	36
3.5	Cadre de comparaison des différentes techniques	37

## CHAPITRE QUATRE

ALGORITHME DE COMPRESSION PAR EXTRACTION DES POINTS SIGNIFICATIFS		39
4.1	Introduction	40
4.2	Definitions et notations	40

4.3 Calcul de la courbure locale .....	42
4.4 Détermination des points significatifs candidats .....	44
4.5 Détermination des points significatifs .....	47
4.6 Résultats et conclusion .....	48
4.6.1 Application de l'algorithme à un signal ECG simulé.....	49
4.6.2 Application de l'algorithme à un signal ECG réel.....	61
4.6.3 Effets de la compression sur le spectre du signal.....	66
4.6.4 Conclusion.....	68

**CHAPITRE CINQ .**

IDENTIFICATION DES CARACTERISTIQUES - RECONNAISSANCE DES FORMES .....	69
5.1 Introduction.....	70
5.2 Algorithme et structures de données.....	71
5.3 Comparaison des formes.....	73
5.4 Résultats (Application à un signal ECG réel).....	81

CHAPITRE UN

**CHAPITRE SIX .**

CONCLUSION GENERALE .....	85
ANNEXE A.....	88
ANNEXE B.....	90
BIBLIOGRAPHIE .....	92

## L'INTRODUCTION GENERALE

Depuis quelques décennies, les relations de plus en plus étroites, entre la médecine, l'informatique et l'électronique ont créés une nouvelle discipline:

L'ingénierie biomédicale ( biomedical engineering ), qui se compose elle même de plusieurs spécialités:

- \* Conception ( contact patient équipement ) ;
  - \* Imagerie médicale ( Echographie, Scanner, ..... )
  - \* Laser, Ultra-Son ( Ophtalmologie, Chirurgie ..... )
  - \* Mesure et visualisation ( Tensiomètre, ECG, EEG, EMG, Holter, contrôle hospitalier, ..... )
- etc .....

En hôpital et surveillance hospitalière, un nombre important de signaux doit être analysé, il devient impératif de le faire automatiquement.

### CHAPITRE UN

Le but alors de ce projet est d'implémenter un algorithme qui permet de donner une interprétation du signal cardiaque et d'émettre un diagnostic. Ainsi, sans le médecin, sert à simplifier et rendre plus rapide la tâche du cardiologue.

### INTRODUCTION GENERALE.

En effet le système envisagé consiste à prélever le signal sur un patient et à effectuer par la suite un traitement numérique par micro-ordinateur ou par un microprocesseur pour une autonomie complète ( figure 1.1 ).

L'acquisition du signal analogique avait fait l'objet d'un projet de fin d'études réalisé par des élèves ingénieurs de l'Institut d'électronique de Bida.

Dans le présent travail sont développés les algorithmes de traitement et de diagnostic.

L'idée générale sur laquelle sont basés ces algorithmes est de faire une corrélation entre un signal existant en mémoire et un signal arrivant à l'entrée. En se basant sur la forme de l'onde (convexité), sur la valeur de l'échantillon (amplitude) et sur sa position (durée et distance).

Cette corrélation ne se fait pas sur les échantillons un à un, mais sur un groupe d'échantillons.

Pour cela les étapes suivantes ont été établies :

\* **Compression du signal cardiaque (ECG).**

Au cours de cette étape, le nombre d'échantillons caractérisant le signal ECG (complexe QRS) est réduit sans diminution ou pertes d'informations recherchées.

\* **Formation du complexe QRS, et interprétation.**

Cette étape consiste à former la morphologie du complexe QRS, afin de traduire le signal (forme) en un langage compréhensible par la machine, et de produire une liste de caractéristiques (données), et réaliser la corrélation entre les arguments de deux signaux.

Ce travail est présenté de la façon suivante. Le chapitre deux introduit quelques notions d'électrophysiologie, concernant le cœur et le signal cardiaque.

Dans le chapitre trois, la question de compression de données est abordée, où l'on énumère et classe les différentes méthodes de réduction de données.

## 2. NOTIONS D' ELECTROCARDIOGRAPHIE

### 2.1 Introduction

Ce chapitre a pour but de décrire la physiologie du signal cardiaque, son origine et sa mise en évidence par un système électronique [1].

Nous verrons comment naît le signal électrique dans le cœur, sa propagation dans le corps qui est relative aux différents mouvements de contractions cardiaques. Un aperçu sera donné sur les différentes formes de dérivation ainsi que sur les électrodes. Enfin, une vue globale d'un système de mesure cardiaque est donnée.

Le signal cardiaque est le résultat des potentiels émis lors de chaque contraction du myocarde [2].

### 2.2 Electrophysiologie cardiaque

## CHAPITRE DEUX

Plusieurs facteurs interviennent dans la genèse du signal cardiaque.

### NOTIONS D' ELECTROCARDIOGRAPHIE

1. La naissance du potentiel électrique dans le nœud sinusal
2. La transmission de ce potentiel électrique par le système de conduction spécialisé du cœur.
3. L'activation (dépolarisation) du myocarde auriculaire et ventriculaire.
4. La repolarisation du myocarde.

## 2. NOTIONS D' ELECTROCARDIOGRAPHIE .

### 2.1 Introduction .

Ce chapitre a pour but de decrire la physiologie du signal cardiaque , son origine et sa mise en évidence par un système électronique .[1].

Nous verrons comment naît le signal électrique dans le coeur , sa propagation dans le corps qui est relative aux différents mouvements de contractions cardiaques . Un aperçu sera donné sur les différentes formes de dérivations ainsi que sur les électrodes . Enfin, une vue globale d'un système de mesure cardiaque est donnée .

Le signal cardiaque est la résultante des potentiels émis lors de chaque contraction du myocarde .[2] .

### 2.2 Electrophysiologie cardiaque .

Plusieurs facteurs interviennent dans la genèse du signal cardiaque :

- 1 . La naissance du potentiel électrique dans le noeud sinusal .
- 2 .La transmission de ce potentiel électrique par le système de conduction spécialisé du coeur .
- 3 . L'activation (dépolarisation ) du myocarde auriculaire et ventriculaire .
- 4 . La repolarisation du myocarde .

### 2.2.1 Potentiel intracellulaire .

Un potentiel provenant essentiellement du gradient des ions potassium ( $K^+$ ), se trouvant à l'intérieur d'une cellule musculaire au repos. Ce potentiel étant de l'ordre de 90 mV est négatif et est appelé **potentiel membranaire de repos (PMR)**. Cependant, le potentiel d'action d'une cellule musculaire du ventricule est caractérisée par les étapes suivantes :

Phase 0 : Correspond à la dépolarisation, (fig 2.1), on note une brusque élévation du potentiel .

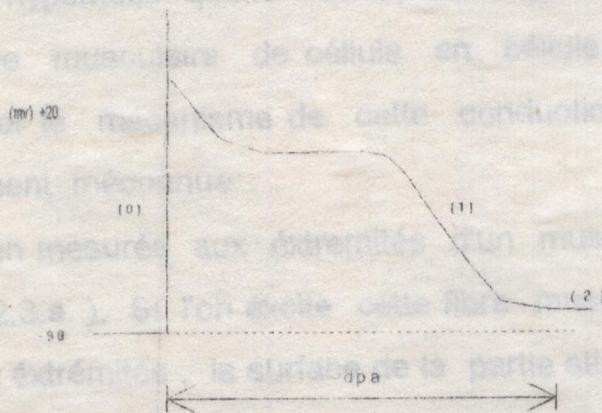


Figure 2.1  
La durée du signal (dpa) est appelée durée du potentiel d'action.

Phase 1 : C'est la repolarisation.

La durée de cette phase est appelée durée du potentiel d'action (dpa).

Phase 2 : C'est le PMR .

Pour une cellule auriculaire, la dpa est plus courte.

Le potentiel d'action du noeud sinusal est différente des précédentes (figure 2.2).

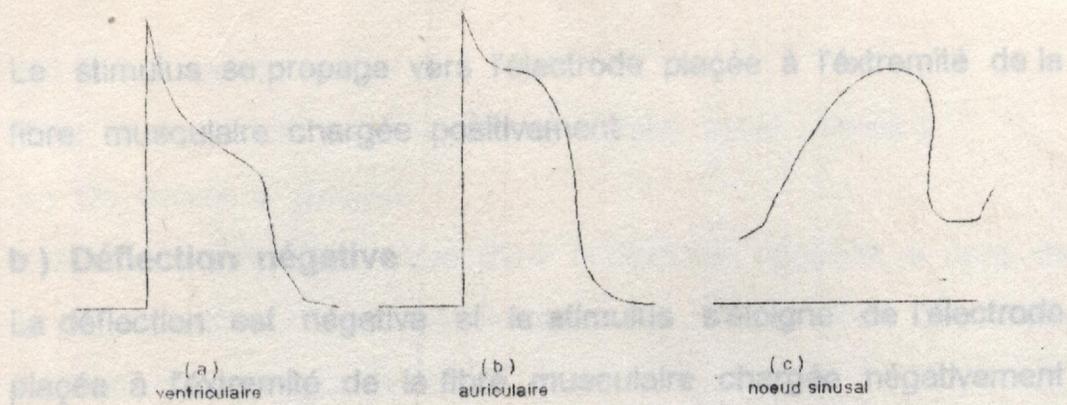


Figure 2.2.  
dpa pour différentes cellules.

### 2.2.2 Potentiels électriques .

En partant de l'hypothèse que le courant électrique se propage à travers une fibre musculaire de cellule en cellule sans pour autant développer le mécanisme de cette conduction qui reste encore relativement méconnue .

Ainsi, la tension mesurée aux extrémités d'un muscle au repos est nulle ( fig 2.3.a. ). Si l'on excite cette fibre musculaire isolée à l'une des ses extrémités , la surface de la partie stimulée devient électriquement négative . Cette charge avance progressivement tandis que la partie du muscle qui n'as pas reçu le stimulus ( excitation ) est positive ( fig 2.3.b. ) .

## 2.3. Génèse de l'électrocardiogramme.

### 2.3.1. La dépolarisation .

La déflexion de l'onde est déterminée par la direction dans laquelle se propage le stimulus et par la position des électrodes par rapport à cette direction ( fig 2.4. ) .

#### a) Déflexion positive .

Le stimulus se propage vers l'électrode placée à l'extrémité de la fibre musculaire chargée positivement.

a) De droite à gauche

**b) Déflexion négative.**

La déflexion est négative si le stimulus s'éloigne de l'électrode placée à l'extrémité de la fibre musculaire chargée négativement (fig 2.4.b. ).

**c) Déflexion biphasique.**

Si l'électrode est placée au milieu de la fibre, l'onde est biphasique.

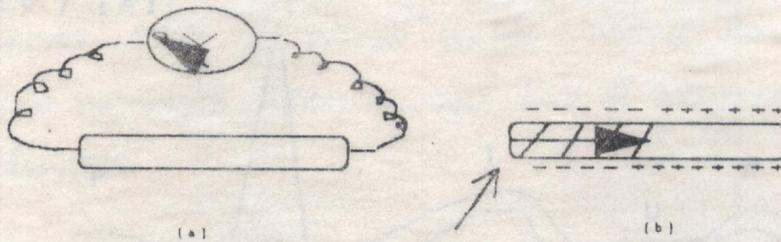


Figure 2.3.  
Potentiel électrique de repos ( a ) et muscle stimulé ( b ).

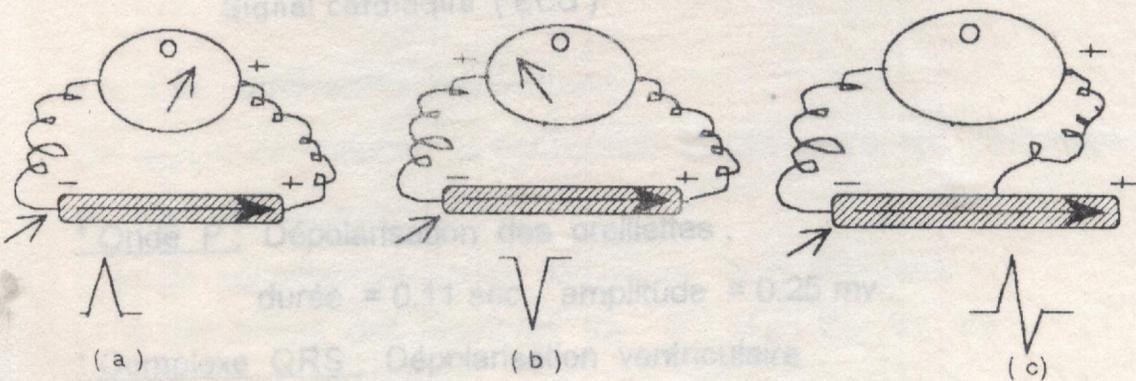


Figure 2.4.  
(a) déflexion positive.(b) déflexion négative.(c) déflexion biphasique.

### 2.3.2. La repolarisation .

C'est le retour du muscle stimulé à l'état initial (repos)

#### a) De droite à gauche .

Si la repolarisation s'effectue dans la direction opposée à celle de la dépolarisation , la déflexion sera de même sens que celle produite par la dépolarisation .

#### b) De gauche à droite .

Si la repolarisation se fait dans la même direction que la dépolarisation , la déflexion sera dans le sens opposé à celle de la dépolarisation .

### 2.4. L'électrocardiogramme normal .

Le signal ECG est composé des ondes P, Q, R, S, T et U .  
( fig 2.5. ) [2].

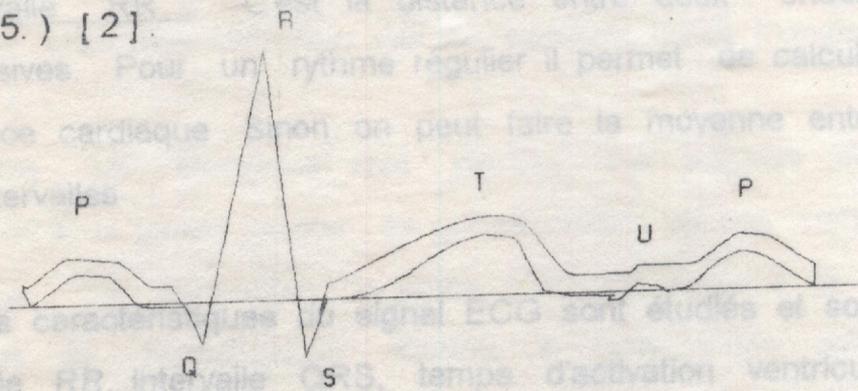


Figure 2.5.  
Signal cardiaque ( ECG ).

### 2.5. Les différentes dérivations .

On appelle dérivation , la connexion établie entre les électrodes

\* Onde P : Dépolarisation des oreillettes .

durée = 0.11 sec , amplitude = 0.25 mv .

\* Complexe QRS : Dépolarisation ventriculaire .

durée = 0.05 s à 0.10 s .

Onde Q ; La première onde négative du complexe QRS .

Onde R : Onde positive du complexe . amplitude = 1.6 mv .

Onde S : C'est la première onde qui suit immédiatement la première déflexion positive ( onde R ).

\* Onde T : Repolarisation des ventricules .

amplitude = 0.1 à 0.5 mv .

\* Onde U : C'est une onde positive qui vient après l'onde T et précède l'onde P . Sa signification exacte est inconnue . On admet toutefois , qu'elle est d'ue à la repolarisation lente du système de conduction intraventriculaire .

\* Intervalle QT : Du début de l'onde Q à la fin de l'onde T .

C'est le temps de dépolarisation et repolarisation des ventricules .

durée moyenne = 0.35 s , max = 0.42 s .

\* Intervalle RR : C'est la distance entre deux ondes R successives . Pour un rythme régulier il permet de calculer la fréquence cardiaque . Sinon on peut faire la moyenne entre dix (10) intervalles .

D'autres caractéristiques du signal ECG sont étudiés et sont :

Intervalle RR, intervalle QRS, temps d'activation ventriculaire , intervalle QT , segment PR , segment ST .

## 2.5. Les différentes dérivations .

On appelle dérivations , la connection établie entre les électrodes et l'électrocardiographe [ 2 ] .

Il existe actuellement douze dérivations dites standards :

\* 6 dérivations des membres :  $D_I$  ,  $D_{II}$  ,  $D_{III}$  ,  $V_R$  ,  $V_L$  ,  $V_F$  .

\* 6 dérivations précordiales :  $V_1$  ,  $V_2$  ,  $V_3$  ,  $V_4$  ,  $V_5$  ,  $V_6$  .

### a) Procédé de Wilson.

Ce point où le potentiel cardiaque peut être négligé, n'existe pas réellement dans le corps. Wilson a donc imaginé un procédé qui consiste à relier les électrodes R, L et F en un seul point W (Pris comme référence de potentiel), par l'intermédiaire de trois résistances de 5 à 10 K $\Omega$  (figure 2.6.).

Le point W est appelé borne centrale.

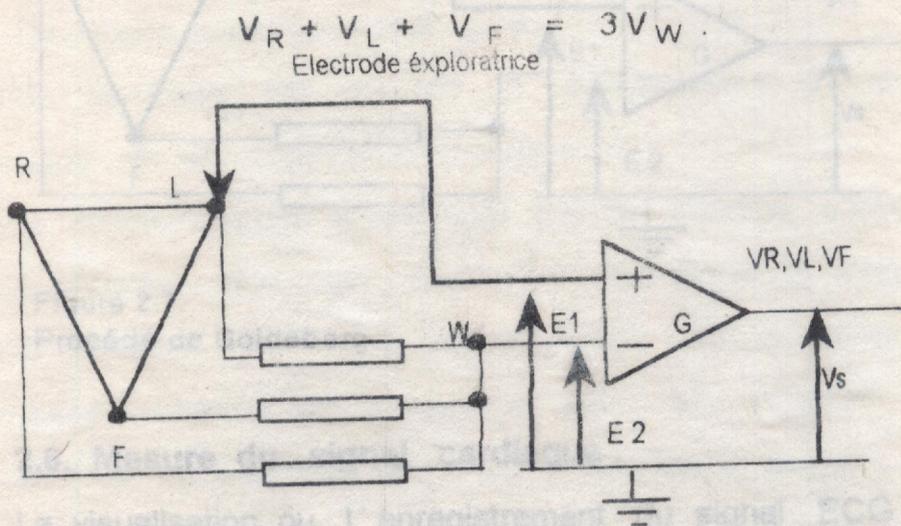


Figure 2.6.

Procédé de Wilson.

### b) Procédé de Goldeberg.

L'électrode exploratrice est placée en R, L ou F.

L'électrode indifférente est obtenue en ajoutant les potentiels prélevés sur les deux autres points (figure 2.7.).

Le signal obtenu par cette méthode est le même que celui de la précédente, excepté pour l'amplitude qui est multipliée par 1.5.

### c) Dérivations précordiales .

Le principe est basé sur la méthode de Wilson en ce qui concerne l'électrode indifférente .

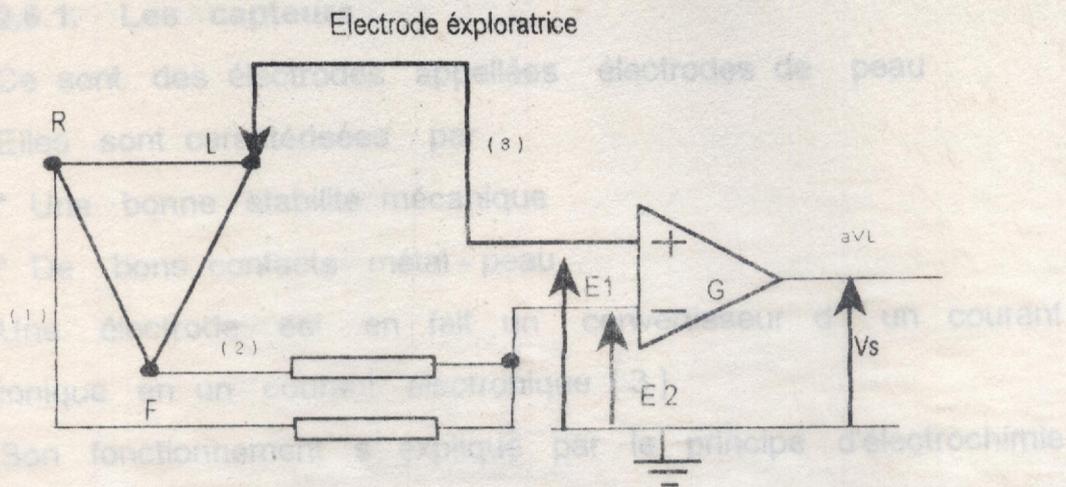


Figure 2.7.  
Procédé de Goldeberg.

### 2.6. Mesure du signal cardiaque .

La visualisation ou l'enregistrement du signal ECG se fait à l'aide d'un électrocardiographe . C ' est un amplificateur d'instrumentation classique , qui se compose des blocs suivants : ( figure 2.8. )

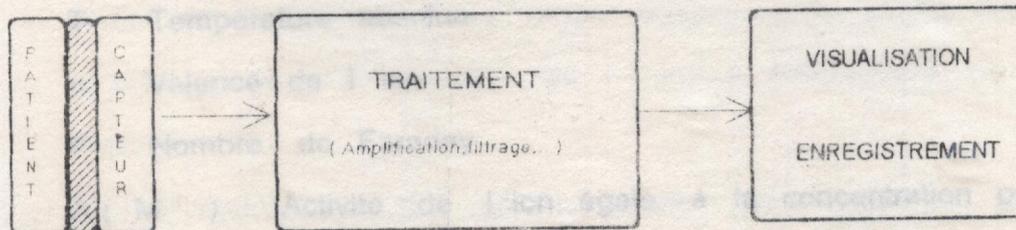


Figure 2.8.  
Chaîne de mesure .

\* Le capteur .

- \* Le capteur
- \* L' amplificateur
- \* L' affichage ( visualisation )

### 2.6.1. Les capteurs .

Ce sont des électrodes appelées électrodes de peau .

Elles sont caractérisées par :

- \* Une bonne stabilité mécanique
- \* De bons contacts métal - peau

Une électrode est en fait un convertisseur d' un courant ionique en un courant électronique [ 3 ] .

Son fonctionnement s'explique par le principe d'électrochimie qui énonce que tout conducteur métallique M plongé dans une solution  $M^{n+}$  du même métal est le siège d' une réaction chimique qui s'équilibre pour un potentiel E entre l'électrode et la solution défini par l' équation de Nernst :

$$E = E_0 + \frac{RT}{nF} \log A(M^{n+}) .$$

Pour l' équation d' oxydoréduction :  $M \rightleftharpoons ( M^{n+} + ne^- ) .$

R : Constante des gaz parfaits

T : Température absolue

n : Valence de l' ion

F : Nombre de Faraday

$A(M^{n+})$  : Activité de l' ion égale à la concentration pour les solutions diluées

Un type d'électrodes très utilisées à cause de leur fiabilité est constituée de plaques métalliques ( Ag / AgCl ) se base sur le fait d'éliminer tout contact direct du métal avec la peau [ 3 ]. Le contact est obtenu à l'aide d'une gelée conductrice qui forme un pont électrolyte ( figure 2.9. )

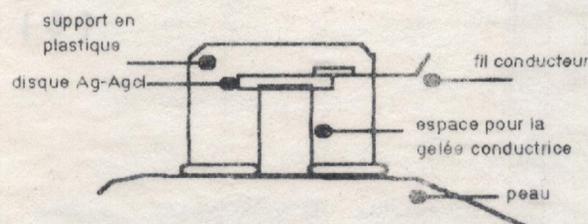


Figure 2.9.  
Schéma d'électrode.

### 2.6.2. Amplificateur .

Du fait de la spécificité du signal cardiaque ( faible amplitude , basse fréquence ) , la mise en oeuvre d ' un amplificateur adéquat nécessite les charges suivantes :

\* Un RRMC assez élevé de l' amplificateur , qui permet d'éliminer les tensions de mode commun . Ce grand RRMC est obtenu grace à l' utilisation de l' entrée différentielle de l' ampli-opérationnel .

\* Une impédance d' entrée élevée est également requise . L'utilisation d ' un amplificateur suiveur de tension à chaque entrée permet d' avoir une grande impédance d' entrée [ 3 ] .

\* Bande passante . Le spectre du signal cardiaque s ' étale jusqu'à environ 100 Hz . Le système doit fonctionner sans distortions

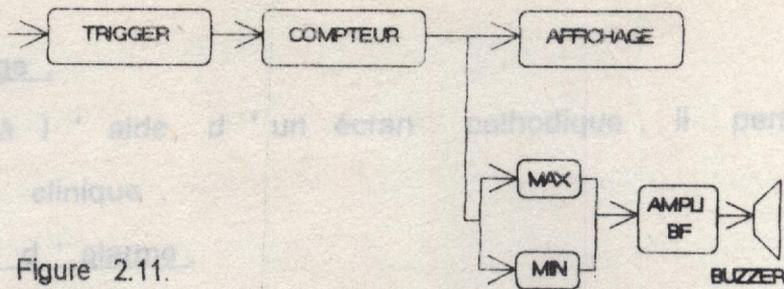


Figure 2.11.  
Circuit d'alarme.

Le premier étage, directement connecté au malade à l'aide des électrodes, est un préamplificateur d'impédance d'entrée élevée et possédant un grand rapport de réjection en mode commun (RRMC). Ensuite le signal préamplifié est appliqué à l'entrée de l'amplificateur chopper. En plus d'une amplification, c'est aussi une modulation / démodulation, ce qui permet au signal ainsi modulé de traverser le circuit d'isolation (transformateur, optocoupleur). Le troisième étage a pour rôle d'épurer le signal des possibles bruits et parasites ainsi que de la fréquence du secteur.

Le signal ainsi mis en forme, peut être utilisé selon les besoins.

#### L'enregistrement.

Ce système comprend un amplificateur de puissance, un enregistreur (galvanométrique, thermo-sensible ...) et un régulateur de vitesse pour le moteur de défilement du papier.

\* L' affichage .

Se fait à l' aide d' un écran cathodique , il permet la surveillance clinique .

\* Le circuit d' alarme .

Cet ensemble est composé d' un Trigger de Schmidt , d' un capteur , d' un afficheur , d' un comparateur et d' un amplificateur BF ( figure 2.11.) [ 5 ] .

\* L' échantillonnage .

L' échantillonnage se fait afin d' un éventuel traitement numérique de l' ECG . La fréquence d' échantillonnage est fixée au moins à :  $f_c = 2 * f_{max} = 2 * 100 = 200 \text{ Hz}$  .

Le traitement numérique consiste à manipuler les données ECG digitalisées afin d' aboutir à un diagnostic automatique .

CHAPITRE TROIS

ÉTUDE DES MÉTHODES DE COMPRESSION

## 3. ETUDE DES METHODES DE COMPRESSION.

### 3.1. Introduction.

Les trois dernières décennies ont vu le développement d'un large éventail de techniques de compression de données pour l'électrocardiogramme (ECG). La réduction du volume des données digitales de l'ECG étant nécessaire pour le stockage, la transmission et le traitement, dans le cas d'une application en temps réel ou pseudo-réel.

Le but de ce chapitre est d'établir une vue globale de ces méthodes de compression, puis de les comparer afin de sélectionner la plus adéquate pour le présent projet.

La tâche principale d'une technique de réduction de données est d'assurer un bon rapport de compression, en préservant les caractéristiques significatives du signal. Le principe général d'une compression est donc de détecter les redondances dans un ensemble de données et de les éliminer, comme par Shannon

## CHAPITRE TROIS

### ETUDE DES METHODES DE COMPRESSION.

est désormais le même dans le sens que si près d'oublier le message qui sera essentiellement crypté ou à la limite peut être considéré.

Toutefois, la première étape d'une méthode de compression est de choisir une fréquence d'échantillonnage minimale et la longueur du mot binaire. Les techniques de compression sont utilisées dans le domaine des communications, tel que le parole, l'image, la transmission en télégraphie [5].

Ces techniques sont classées en trois catégories

- a) Compression de données directes
- b) Méthodes de transformations

## 1. INTRODUCTION GENERALE .

Depuis quelques décennies, les relations de plus en plus étroites, entre la médecine , l'informatique et l'électronique ont créés une nouvelle discipline:

L'ingénierie biomédicale ( biomedical engineering ), qui se compose elle même de plusieurs spécialités :

- \* Connectique ( contact patient équipement ) ;
- \* Imagerie médicale ( Echographie, Scanner ,..... ) ;
- \* Laser , Ultra-Son ( Ophtalmologie , Chirurgie ,.... ) ;
- \* Mesure et visualisation ( Tensiometre , ECG , EEG , EMG , Holter , contrôl hospitalier ,..... ) ;

etc .

En hotler et surveillance hospitalière , un nombre important de signaux doit être analysé , il devient impératif de le faire automatiquement .

Le but alors de ce projet est d'implémenter un algorithme qui permet de donner une interprétation du signal cardiaque et d'émettre un diagnostic . Aussi , sans le remplacer , sert a simplifier et rendre plus rapide la tâche du cardiologue .

En effet le système envisagé consiste à prélever le signal sur un patient et à effectuer par la suite un traitement numérique par micro-ordinateur ou par un microprocesseur pour une autonomie complète ( figure 1.1. ) .

L'acquisition du signal analogique avait fait l'objet d'un projet de fin d'études réalisé par des élèves -ingénieurs de l'institut d'électronique de Blida .

Dans la présente thèse sont développés les algorithmes de **traitement et de diagnostic** .

c) Techniques d'extractions des paramètres .

### 3.2. Techniques de compression ECG .

Les techniques de compression de données ECG existantes sont développées et évaluées sous différentes conditions et contraintes . Des données de base indépendantes , avec des ECG échantillonnés et digitalisés à des fréquences ( 200 à 1000 Hz ) et précisions ( 8 à 12 bit ) différentes , sont utilisées .

Le rapport de compression ( RC ) est basé sur la comparaison du nombre d'échantillons de la donnée originale avec les paramètres de compression résultant sans tenir compte de certains facteurs , tels que la largeur de bande , la fréquence d'échantillonnage , la précision de la donnée originale , la longueur de mot des paramètres de compression , la valeur seuil de l'erreur de reconstruction , la taille de la donnée de base , le choix de la dérivation , et le niveau de bruit .

Plusieurs schémas de compression utilisent le taux de différences des moindres carrés ( percent root - mean - square difference ; PRD )

### 3.3. Techniques de compressions de données directes .

Cette section est divisée en deux majeures parties . Dans la première , on présente les techniques classiques de compression directe , afin de construire une base hiérarchique pour les techniques de compression ECG remarquables présentées dans la seconde partie .

Les données prédites sont obtenues en extrapolant le polynôme, un échantillon à la fois.

Le prédicteur est [ 6 ] :

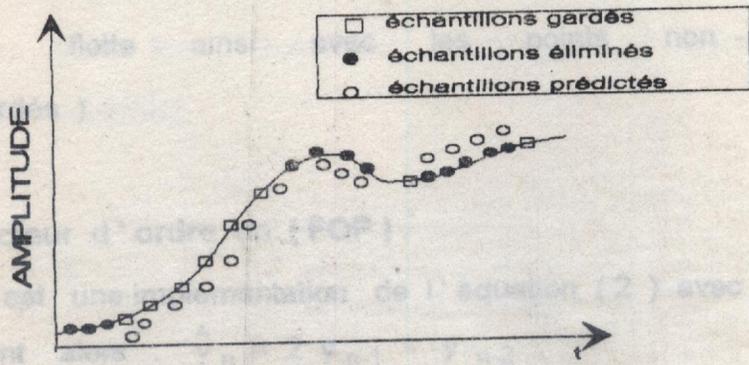


Fig 3.1 illustration au ZOP à ouverture flottante

$$\hat{y}_n = y_{n-1} + \Delta y_{n-1} + \Delta^2 y_{n-1} + \dots + \Delta^k y_{n-1} \dots\dots\dots ( 2 ) .$$

où :  $\hat{y}_n$  : échantillon prédit au temps  $t_n$  :

$y_{n-1}$  : valeur échantillon .

$$\Delta y_{n-1} : y_{n-1} - y_{n-2} .$$

$$\Delta^k y_{n-1} = \Delta^{k-1} y_{n-1} - \Delta^{k-1} y_{n-2}$$

$k$  : représente l'ordre de l'algorithme.

a) Prédicteur d'ordre zéro (ZOP) .

Le ZOP est un prédicteur polynomial ( 2 ) avec  $k=0$  , on a alors :

$$\hat{y}_n = y_{n-1} \dots\dots\dots ( 3 ) .$$

Où la valeur prédite est la donnée précédente .

Plusieurs algorithmes ont été développés avec des ouvertures différentes [ 11 ] .

Le plus efficace utilise une ouverture flottante, ou une bande de tolérance  $\pm \epsilon$ , est centrée autour du dernier point sauvé (figure.3.1. ). Les points successifs qui se trouvent dans la bande de tolérance ne sont pas retenus. La bande de tolérance flotte ainsi avec les points non - redondants (sauvegardés) .

#### b) Prédicteur d'ordre un ( FOP ) .

Le FOP est une implémentation de l'équation ( 2 ) avec  $k = 1$  .

on obtient alors :  $\hat{y}_n = 2 y_{n-1} - y_{n-2}$  .

La valeur prédictee est un point sur la ligne droite reliant les deux derniers points  $y_{n-1}$  et  $y_{n-2}$  .

L' algorithme FOP avec ouverture flottante ( figure 3.2. ) est lancé par les deux premiers points retenus et la ligne tracée entre ces deux points .

Si l' ouverture de largeur  $\pm \epsilon$  centrée autour de la ligne obtenue, contient le point actuel  $y_n$  alors ce point n' est pas gardé . Par ailleurs,  $y_n$  est retenu et une nouvelle ligne de prédiction est tracée entre  $y_n$  et le précédent point prédictee . La reconstruction du signal nécessite les points non redondants avec le temps correspondant .

#### A - 2. Interpolateur polynomial .

Les échantillons antérieurs et futurs sont considérés pour décider de la redondance . Les interpolateurs d' ordre bas sont très efficaces dans la compression de l' ECG .

##### a) Interpolateur d' ordre zéro ( ZOI ) .

Le ZOI est similaire au ZOP dans le sens qu'une ligne horizontale (zero-order) est employée pour déterminer le plus grand ensemble de points consécutifs à l'intérieur d'une valeur seuil d'erreur pré réglée (figure 3.3.)

L'algorithme calcule l'échantillon gardé comme étant la moyenne entre les échantillons maximum et minimum dans l'ensemble redondant.

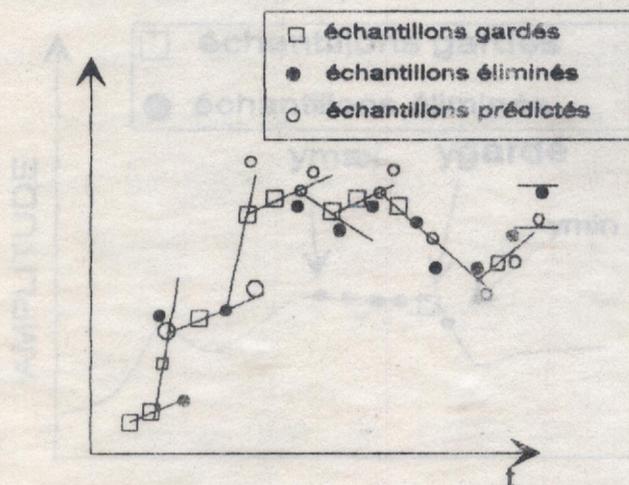


Fig 3.2 Illustration du FOP à ouverture flottante

Fig 3.3 Interpolation d'ordre zéro (ZOI)

Chaque fois que l'échantillon courant dépasse la tolérance déterminée, l'échantillon courant devient le premier point dans un nouvel ensemble et la moyenne entre le plus grand et le plus petit des échantillons antécédents (redondants) est sauvegardé.

b) Interpolateur d'ordre un (FOI).

L'interpolateur du premier ordre (méthode linéaire) suppose que les données traitées suivent une même direction (pente).

L'interpolateur d'ordre un à deux degrés de liberté (FOI-2DF) présente une compression plus efficace parmi les autres interpolateurs d'ordre un.

Le dernier point de la ligne, est utilisé comme premier de la ligne suivante. On note que seulement un point (le dernier point) est retenu pour chaque ligne (figure 3.4).

$$y(\text{gardé}) = (y_{\text{max}} + y_{\text{min}}) / 2$$

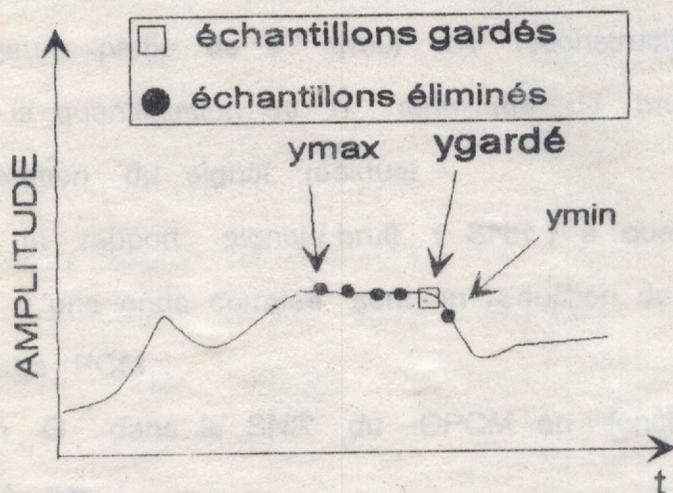


Fig 3.3 Interpolation d'ordre zéro.(ZOI)

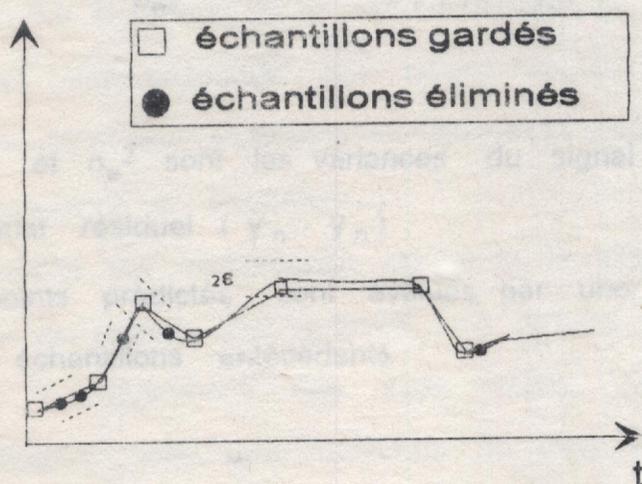


Fig 3.4 Opération principale du FOI - 2DF

Les coefficients de pondération  $\beta_j$  sont tels que l'erreur des moindres carrés entre l'échantillon précédent et actuel est minimum.

**B- Compression des données par DPCM .**

L'idée de base de ce type de compression est que, lorsque les échantillons sont estimés, l'erreur résiduelle entre le point actuel et celui estimé ( $e_n = y_n - \hat{y}_n$ ) est quantifiée et transmise ou stockée [ 7 ] .

A la différence des méthodes précédentes (comparaison-tolérance), la majeure partie de l'erreur de reconstruction en DPCM est due à la quantification de l'amplitude de bruit induite par la quantification du signal résiduel .

Pour un rapport signal / bruit ( SNR ) à quantifier, le codage DPCM d'une onde corrélée sera en réduction de vitesse de bit sur le codage PCM .

Le gain G dans le SNR du DPCM en fonction du PCM est exprimé par :

$$G = \frac{\sigma^2}{\sigma_e^2} = \frac{E[y_n^2]}{E[(y_n - \hat{y}_n)^2]} \quad (5)$$

où  $\sigma^2$  et  $\sigma_e^2$  sont les variances du signal original ( $y_n$ ) et du signal résiduel ( $y_n - \hat{y}_n$ ) .

Les points prédicés sont évalués par une pondération linéaire de M échantillons antécédents :

$$\hat{y}(t) = \sum_{j=1}^M \beta_j y(t_{n-j}) \quad (6)$$

Les coefficients de pondération  $\beta_j$  sont tels que l'erreur des moindres carrés entre l'échantillon prédicte et actuel est minimum. Ce minimum est recherché car dans le plus souvent des cas, le signal résiduel a une moyenne nulle, ainsi le moindre carré est équivalent à la variance. Comme on le voit dans (5), en minimisant  $\sigma_e^2$  on peut augmenter le gain. Les coefficients de pondérations  $\beta_j$  peuvent être déterminés en minimisant l'erreur prédicte des moindres carrés comme suit :

$$\sigma^2(M,N) = 1/N \left( \sum_{k=1}^N \left\{ y(t_{n-k}) - \sum_{j=1}^M \beta_j(M,N) y(t_{n-k-j}) \right\}^2 \right) \dots\dots\dots (7)$$

où N est la largeur de la fenêtre

On notera que si le signal résiduel a une distribution Gaussienne, la variance minimum implique une entropie minimum.

### C- Codage de l'entropie.

Le principe de cette méthode est basé sur le théoreme de Shanon sur la théorie de la communication.

C'est une technique qui affecte au mot code une longueur variable pour une séquence de données quantifiée, en accordant leur fréquence d'occurrence.

La méthode de construction de code à longueur variable a été étudiée en premier par Huffman. Ce codage fournit une méthode pour l'assignement des mots codes pour L sorties du quantificateur, avec une moyenne de longueur de mots allant de un (1) à  $\lceil \log_2 L \rceil$ , basé sur la distribution de probabilité de l'amplitude du signal.

L' algorithme travaille sur trois points en même temps , un point de référence ( $X_0$ ) et deux points  $X_1$  et  $X_2$  .

Le point  $X_1$  ou  $X_2$  est retenu , ceci dépend de celui qui conserve la pente des trois points originaux .

L' algorithme TP produit un rapport de compression de 2 à 1 par lequel le signal reconstruit ressemble à l' original avec peu de distorsions . Un inconvénient de cette méthode est que les points sauvegardés ne représentent pas des intervalles de temps égaux .

### c) Le projet CORTES

L' algorithme du système de codage en temps de réduction de coordonnées (CORTES) est un hybride des méthodes AZTEC et TP. En effet , le CORTES applique l' algorithme TP pour les régions hautes fréquences ( complexe QRS ), alors que l' algorithme AZTEC est appliqué aux régions isoélectrique du signal ECG . Ces méthodes sont appliquées en parallèle aux données ECG qui arrivent . Quand une ligne AZTEC est produite une décision basée sur la longueur de la ligne est utilisée pour déterminer qu' une donnée AZTEC ou une donnée TP est sauvée . Si la ligne est plus longue qu' une valeur seuil déterminée , la ligne AZTEC est sauvée , sinon la donnée TP est sauvegardée . Le signal reconstruit pour le CORTES est réalisé en dilatant les plateaux AZTEC dans les points de données et en interpolant entre chaque paire de données TP.

Un lissage parabolique est effectué pour les portions AZTEC du signal reconstruit CORTES , afin de réduire la distorsion . Une description détaillée de l' implémentation et les procédures de reconstruction du CORTES est discutée dans Tompkins et Webster [ 10 ] .

#### d) Techniques Fan et SAPA.

Les algorithmes Fan (éventail) et SAPA - balayage le long d'une approximation polygonale -, développés pour la compression des données ECG, sont basés sur l'interpolation de premier ordre avec deux degrés de liberté (FOI-2DF, vue en A-1).

##### d-1. Algorithme Fan.

La première étape est d'accepter le premier point comme non redondant ( $t_0$ ) qui est pris pour origine (figure 3.5). Deux pentes ( $U_1$  et  $L_1$ ) sont tracées entre le point origine et l'échantillon suivant plus une valeur seuil spécifiée ( $\pm \epsilon$ ). Une pente supérieure  $U_1$  passe par un point plus grand que le second point avec une tolérance  $\epsilon$ , alors que la pente inférieure  $L_1$  passe par un point plus petit que la valeur du second point avec une tolérance  $\epsilon$ . Si le troisième point ( $t_2$ ) tombe dans la surface bornée par les deux pentes, alors de nouvelles pentes ( $U_2$  et  $L_2$ ) sont calculées entre le point origine et un  $\epsilon$  plus grand et un  $\epsilon$  plus petit que le troisième point. Ces nouvelles pentes ( $U_2$  et  $L_2$ ) sont comparées aux précédentes stockées ( $U_1$  et  $L_1$ ) et les plus convergentes sont maintenues ( $U_1, L_2$ ).

Le processus est répété, par lequel les valeurs d'échantillons futurs, sont comparés avec les valeurs des pentes les plus convergentes, l'échantillon précédent immédiatement cet échantillon est sauvegardé comme échantillon permanent suivant.

Cet échantillon permanent devient le nouvel point origine et l'algorithme est répété.

##### d-2 Algorithme SAPA-2

Ishijima [11] présente trois algorithmes, pour représenter le signal ECG par une série de segments de droite, basées sur la technique SAPA.

L'algorithme SAPA-2 en est l'un des deux et montre les meilleurs résultats.

La théorie de cette méthode est que la déviation entre les lignes droites (signal approximé) et le signal original n'est jamais plus que la tolérance d'erreur ( $\epsilon$ ). La seule différence entre la technique Fan et SAPA-2 est, dans l'addition des deux pentes calculées, SAPA-2 calcule une troisième pente entre le point origine et le point futur (appelée pente centrale). Quand la valeur de la pente centrale ne prend pas sa valeur entre les deux pentes convergentes, le point immédiat précédent est considéré comme un échantillon permanent. Cet algorithme utilise le critère de la pente centrale, pour vérifier si l'échantillon est permanent ou redondant, à la place du critère de la valeur de l'échantillon actuel comme c'est le cas dans l'algorithme Fan.

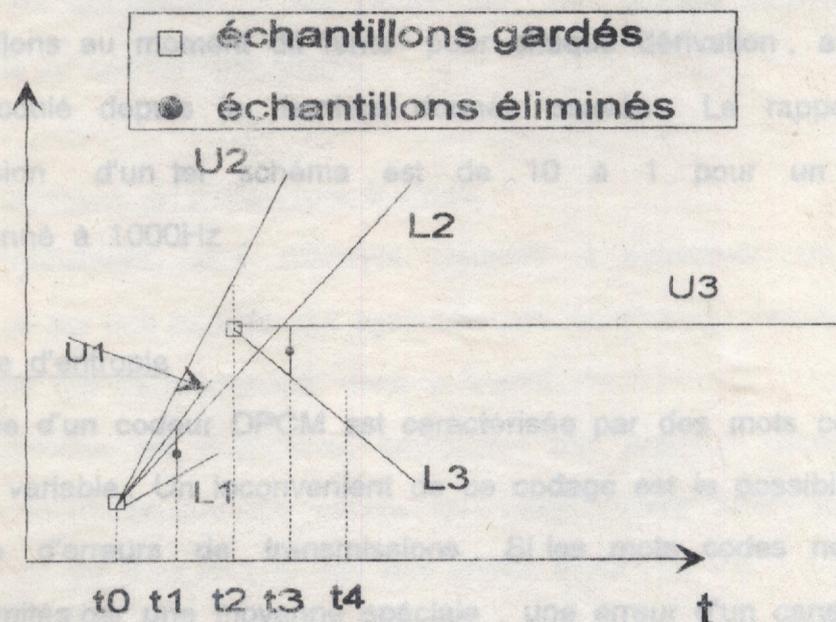


Fig 3.5 Schéma de la méthode de FAN

### e) Compression de données ECG par DPCM

Le plus simple système DPCM pour la compression de données emploie le prédicteur donnée par (3) ( $\hat{y}_n = y_{n-1}$ ). Ce qui explique que le signal de la première différence (amplitude entre les échantillons successifs ( $e_n = y_n - \hat{y}_n$ )) est substitué au signal actuel. Une compression de données ECG basée sur un tel système est référée à un codage delta.

Steward [12] décrit une technique modifiée appelée codage  $\square\Delta$  avec valeur seuil pour la compression des trois dérivations  $D_I, D_{II}, D_{III}$  du signal ECG. Quand la valeur absolue de la différence entre une paire d'échantillons adjacents dans chacune des trois dérivations, exède une valeur seuil, la donnée est sauvée. Sinon elle est considérée comme redondante et est alors éliminée. La donnée retenue comprend la différence d'amplitude, entre la paire d'échantillons au moment dit fente pour chaque dérivation, avec le temps écoulé depuis la dernière donnée sauvée. Le rapport de compression d'un tel schéma est de 10 à 1 pour un ECG échantillonné à 1000Hz.

### f) Codage d'entropie

La sortie d'un codeur DPCM est caractérisée par des mots codes à longueur variable. Un inconvénient de ce codage est la possibilité de décodage d'erreurs de transmissions. Si les mots codes ne sont pas délimités par une moyenne spéciale, une erreur d'un canal peut conduire à une longue séquence de sorties de receveur

erronées . Dans les schéma de codage ECG d'Huffman il n'y a pas de techniques spéciales de contrôle d'erreurs . Toutefois , un tel problème peut être résolu par l'emploi de codage de bloc de données avec les techniques de contrôle d'erreur connues [13] . En conséquence , le contrôle d'erreur ajouté en haut sera pris comme un minimum dans l'ordre non substantiel réduit le rapport de réduction de données .

#### g) Compression d'ECG par choix de pics . " peak-picking "

L'opération de base de telles techniques implique l'extraction des parametre du signal qui portent le plus d'informations . Ces parametres sont l'amplitude et l'espacement des points minimum et maximum , le changement de pente , les intervalles de passage de zéro et les points d'inflexion du signal [14] .

La technique de choix de pics se base sur la détection de passage de zéro du signal de première différence , et sauvegarde les échantillons à ces demandes . De l'autre côté le système adaptatif implique la comparaison de l'amplitude de chaque nouveau pic avec celle du dernier pic stocké .

#### h) Compression d'ECG cycle à cycle .

Fondamentalement, cette méthode consiste à substituer un signal périodique par une période du cycle et une somme du nombre total des cycles qui se produisent dans le signal .

Cette approche est applicable seulement aux signaux périodiques avec la contrainte que les cycles du signal soient exactement les mêmes , ce qui n'est pas le cas des ondes ECG .

Toutefois , l'ECG est un signal quasi-périodique qui ne change pas appréciablement en morphologie sauf comme un résultat d'un

erronées . Dans les schéma de codage ECG d'Huffman il n'y a pas de techniques spéciales de contrôle d'erreurs . Toutefois , un tel problème peut être résolu par l'emploi de codage de bloc de données avec les techniques de contrôle d'erreur connues [13] . En conséquence , le contrôle d'erreur ajouté en haut sera pris comme un minimum dans l'ordre non substantiel réduit le rapport de réduction de données .

#### g) Compression d'ECG par choix de pics . " peak-picking "

L'opération de base de telles techniques implique l'extraction des parametre du signal qui portent le plus d'informations . Ces parametres sont l'amplitude et l'espacement des points minimum et maximum , le changement de pente , les intervalles de passage de zéro et les points d'inflexion du signal [14] .

La technique de choix de pics se base sur la détection de passage de zéro du signal de première différence , et sauvegarde les échantillons à ces demandes . De l'autre côté le système adaptatif implique la comparaison de l'amplitude de chaque nouveau pic avec celle du dernier pic stocké .

#### h) Compression d'ECG cycle à cycle .

Fondamentalement, cette méthode consiste à substituer un signal périodique par une période du cycle et une somme du nombre total des cycles qui se produisent dans le signal .

Cette approche est applicable seulement aux signaux périodiques avec la contrainte que les cycles du signal soient exactement les mêmes , ce qui n'est pas le cas des ondes ECG .

Toutefois , l'ECG est un signal quasi-périodique qui ne change pas appréciablement en morphologie sauf comme un résultat d'un

changement dans la fonction du coeur . Cette technique peut donner un bon rapport de compression quand elle est appliquée à un ECG Holter .

Le complexe QRS est choisi pour une onde répétitive . L' hypothèse d' un tel schéma est basée sur deux observations :

\*\* Existence de techniques de compressions , tel que les schémas de Fan et ZOI , qui donnent un haut rapport de compression quand ils sont appliqués à de lentes variations et de basses amplitudes .

\*\* Dans un enregistrement holter de 24 h , la différence entre un modèle QRS généré et le QRS actuel peut se voir dans une amplitude basse et un signal variant lentement ( signal différence ) .

#### i) Extraction des points significatifs ( PS ) .

C' est une méthode qui s' apparente à celle du choix de pics ( g ) , puisque les points conservés sont les pics de l' onde ECG . La réduction des échantillons est basée ici sur la courbure locale de chaque point , ensuite on élimine les points redondants en comparant cette courbure .

### **3.4. Techniques de compression par les transformations .**

A la différence des compressions de données directes , les techniques de compression par transformation sont plus utilisées dans les compressions de VCG et ECG à multidérivations et exige une détection d' onde ECG .

En général , les techniques de transformations impliquent un prétraitement du signal au moyen d' une transformation orthogonale linéaire et en codant la sortie transformée et en réduisant la somme des données nécessaires à une représentation du signal original .

Pour la reconstruction du signal, une transformation inverse est appliquée et le signal est reconstruit avec une certaine marge d'erreur.

Plusieurs transformées orthogonales discrètes [ 15 ] sont employées dans la représentation du signal digital telle que les transformées de Karhunen - Loeve ( KLT ), de Fourier ( FT ), cosinus ( CT ), Walsh ( WT ), Haar ( HT ), etc.

La transformée KLT est optimale dans le sens que le plus petit nombre de fonctions orthonormales est utilisées pour représenter le signal d'entrée pour une erreur rms donnée. La KLT donne les coefficients corrélés ( matrice de covariance diagonale ) et minimise l'entropie totale.

Le temps de calcul des vecteurs de bases ( fonctions ) de la KLT est très grand. Cette lenteur mène à utiliser des transformées à algorithmes plus rapides ( i.e. FT, WT, CT, HT, etc ).

### 3.5. Cadre de comparaison des techniques de compression ECG.

Pour évaluer les mérites relatifs des méthodes de compression de données ECG, un cadre de comparaison est établi.

Six facteurs doivent être considérés pour assurer une base de comparaison valable.

1. Largeur de bande de dérivation identique ( i.e., contrôle, diagnostics ou holter ) pendant la rencontre du critère de l'erreur acceptable minimum pour la préservation de l'ECG.

2. Toutes les données doivent former des données de base standards. La donnée de base doit avoir une grande largeur de bande pour contenir toute l'information ECG et est quantifiée pour se conformer aux sensibilités requises.

3. Le filtrage de données large bande , pour se conformer à l'application du critère de "largeur de bande" (i.e. contrôle holter), doit avoir une phase linéaire pour conserver l'essentiel d'information en minimisant la distortion de phase .

4. Les niveaux de quantifications doivent être suffisamment élevés pour préserver l'information .

5. Le taux de sortie comparé à celui de l'entrée ( rapport de compression ) peut être présenté en bit / seconde ainsi que l'échantillonnage et l'effet de quantification sur le calcul du rapport de compression est allégé .

6. Le signal reconstruit doit satisfaire le critère d'erreur pour les segments et ondes de l'ECG .

Plusieurs facteurs reglent le niveau de quantification voulu en incluant la préservation de la sensibilité , l'addition requise , d'une plage dynamique pour éviter l'écrêtage du signal , et le palier de bruit associé à l'amplificateur et aux électrodes . On démontre [ 16 ] que 10 bits de quantification sont acceptables pour l'élimination d'une erreur significative dans l'onde ECG . L'annexe B montre comment déterminer le niveau de quantification  $n$  pour permettre la sensibilité nécessaire .

Le choix de la méthode de compression utilisée dans ce travail est basé principalement sur la présente étude bibliographique , ainsi que l'étude comparative faite par [ 5 ] , qui place cette méthode d'extraction des points significatifs parmi les techniques qui donnent les meilleurs résultats concernant l'application présente . C'est à dire une reconstruction du signal fidèle au niveau du complexe QRS et une détection des ondes simplifiées .

## 4. ALGORITHME DE COMPRESSION PAR EXTRACTION DES POINTS SIGNIFICATIFS.

### 4.1. Introduction :

La première partie de cet algorithme consiste à calculer la courbure locale "CLI" de chaque point  $P_i$ . A partir des CLI, les points susceptibles d'être des points significatifs sont déterminés et sont appelés points significatifs candidats (PSC) [ 17 ]

La seconde a pour rôle de passer en revue les PSC afin de vérifier s'il n'y a pas de redondance et cela après avoir calculé la courbure globale CGI de chaque point significatif candidat.

Dans la dernière section de ce chapitre est présenté l'algorithme de **CHAPITRE QUATRE.** ainsi qu'une étude sur les effets de la compression sur le spectre du signal

## ALGORITHME DE COMPRESSION PAR EXTRACTION DES POINTS.

### 4.2. Définitions SIGNIFICATIFS .

a) Image miroir d'un point :

A chaque point  $P_i$ , on définit l'image miroir  $P_{mi}$  du point  $P_i$ . Le point  $P_{mi}$  est symétrique au point  $P_i$  par rapport à  $P_i$  (figure 4.1); et se trouvant sur le droite joignant  $P_{mi}$  et  $P_i$ .

b) Distance (D):

La distance D entre deux points  $P_1(x_1, y_1)$  et  $P_2(x_2, y_2)$  est approximée par

#### 4. ALGORITHME DE COMPRESSION PAR EXTRACTION DES POINTS SIGNIFICATIFS.

##### 4.1. Introduction :

La première partie de cet algorithme consiste à calculer la courbure locale "CLi" de chaque point Pi. A partir des CLi, les points susceptibles d'être des points significatifs sont déterminés et sont appelés **points significatifs candidats (PSC)** [ 17 ] .

La seconde a pour rôle de passer en revue les PSC afin de vérifier s'il n'y a pas de redondance et cela après avoir calculer la courbure globale CGi de chaque point significatif candidat .

Dans la dernière section de ce chapitre est présenté l'algorithme de simulation des signaux ECG , ainsi qu'une étude sur les effets de la compression sur le spectre du signal .

##### 4.2. Définitions et notations :

###### a) Image miroir d'un point :

A chaque point Pi , on définit l' image miroir Pm' du point Pm . Le point Pm' est symétrique au point Pm , par rapport à Pi ( figure 4.1 ), et se trouvant sur la droite joignant Pm et Pi.

###### b) Distance (D):

La distance D entre deux points  $P_i(x_i, y_i)$  et  $P_j(x_j, y_j)$  est approximée par :

$D(P_i, P_j) = (|x_i - x_j| + |y_i - y_j| + 2 \cdot \max(|x_i - x_j|, |y_i - y_j|)) / 3$  alors  $P_i$  peut être ignoré ( $\rightarrow CL_i$  le plus petit  $CL$ ).

**c) Degré d'imprévision (unexpectedness):**

Le degré d'imprévision d'un point  $P_i$  par rapport à deux points  $P_m$  et  $P_n$ , est noté par  $U_i(P_m, P_n)$  et est défini comme étant la distance entre les points  $P_m'$  et  $P_n$ , où  $P_m'$  est l'image miroir du point  $P_m$  par rapport à  $P_i$  (figure 4.1.)

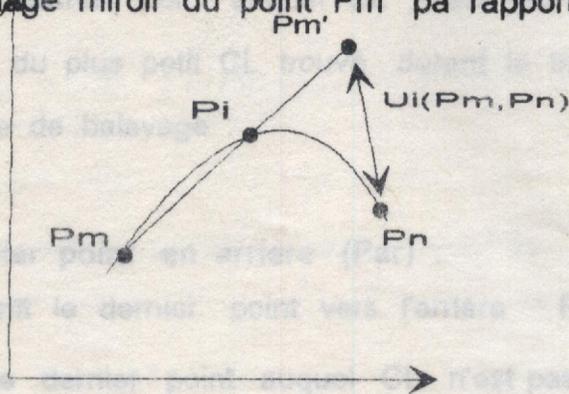


Fig 4.1

**d) Courbure globale (CG):**

La courbure globale  $CG_i$  en un point  $P_i$  est définie comme le rapport aux deux points  $P_{i+L}$

**d) Longueur de balayage (L) :**

C'est une valeur fixée pour calculer les **points virtuels**  $P_{i,-L}$  et  $P_{i,+L}$  associés à  $P_i$ . La constante  $L$  limite le nombre de points associés à chaque portion de courbe.

**e) Courbure locale (CL) :**

Elle est calculée pour chaque point  $P_i$  comme étant le degré d'imprévision en considérant les points virtuels  $P_{i,-L}$  et  $P_{i,+L}$  tel que :

$$CL_i = U_i(P_{i,-L}, P_{i,+L})$$

**f) Tolérance de balayage (TB) :**

pour tout point  $P_i$  tel que si  $CL_i \ll (CL_s + TB)$  alors  $P_i$  peut être ignoré ( $CL_s$  le plus petit  $CL$ ).

**g) Dernier point en avant ( $P_{iav}$ ) :**

Durant le traçage avant, en commençant par le point significatif  $P_i$  le dernier point vers l'avant  $P_{iav}$  de  $P_i$  est défini comme étant le dernier point auquel  $CL$  n'est pas plus grand que la somme du plus petit  $CL$  trouvé durant le traçage avant et de la tolérance de balayage.

**h) Dernier point en arrière ( $P_{iar}$ ) :**

On définit le dernier point vers l'arrière  $P_{iar}$  de  $P_i$  comme étant le dernier point auquel  $CL$  n'est pas plus grand que la somme du plus petit  $CL$  trouvé durant le balayage arrière et de la tolérance de balayage.

**i) Courbure globale (CG) :**

La courbure globale  $CG_i$  en un point  $P_i$  est définie comme le degré d'imprévision de ce point par rapport aux deux points  $P_{iav}$  et  $P_{iar}$  tel que :  $CG_i = U_i(P_{iav}, P_{iar})$ .

**4.3. Calcul de la courbure locale:**

Il existe plusieurs façons de définir la courbure locale d'un signal. Le degré d'imprévision est pris comme mesure de la courbure qui identifie ces points sur une courbe qui possède une courbure significative dans les deux sens, local et global. Le calcul de  $CL_i$  d'un point  $P_i$  utilise les deux points virtuels  $P_{i,-L}$  et  $P_{i,+L}$ , où  $L$  est la longueur de balayage. Les points  $P_{i,-L}$

$P_{i,+L}$  ne sont pas simplement  $P_{i,-L}$  et  $P_{i,+L}$ . En effet ils sont calculés de manière suivante : (tableau 4.1)

(i) Trouver les plus grands entiers  $k_1$  et  $k_2$  qui satisfont à :

$$L \geq L_1 = \sum_{k_1=1} [ D(P_{i+k_1-1}, P_{i+k_1}) ]$$

$$L \geq L_2 = \sum_{k_2=1} [ D(P_{i-k_2+1}, P_{i-k_2}) ]$$

(ii) Les coordonnées des points virtuels  $P_{i,-L}$  et  $P_{i,+L}$  seront :

$$P_{i,+L}(x) = i + k_1 .$$

$$P_{i,+L}(y) = \begin{cases} P_{i+k_1}(y) - (L - L_1) & \text{si } P_{i+k_1}(y) \geq P_{i+k_1+1}(y) \\ P_{i+k_1}(y) + (L - L_1) & \text{si } P_{i+k_1}(y) < P_{i+k_1+1}(y) \end{cases}$$

$$P_{i,-L}(x) = i - k_2 .$$

$$P_{i,-L}(y) = \begin{cases} P_{i-k_2}(y) - (L - L_2) & \text{si } P_{i-k_2}(y) \geq P_{i-k_2-1}(y) \\ P_{i-k_2}(y) + (L - L_2) & \text{si } P_{i-k_2}(y) < P_{i-k_2-1}(y) \end{cases}$$

#### 4.4. Détermination des points significatifs candidats (PSC) :

A partir des CL calculées pour chaque point, les points significatifs candidats, peuvent être déterminés en utilisant la méthode de balayage définie précédemment qui se fait en deux fois, un balayage à droite du point considéré  $P_i$  ( balayage avant - " forward " ) et un balayage à gauche du même point (balayage arrière " backward " ) . En même temps on note les points de chaque fin balayage  $P_{iav}$  et  $P_{iar}$ , afin de les utiliser pour le calcul des CGi ( contour global ).

On remarque également ( tableau 4.4 ), que les CL des points significatifs sont les plus grands localement, tandis que ceux des derniers de balayage  $P_{iav}$  et  $P_{iar}$  sont les plus petits localement

##### 4.4.1. Balayage avant : (tableau 4.2)

1. Initialiser le nombre de points tracés à partir d'un point  $P_i$  et mettre  $j = 1$  .

Si  $cl_i > cl_{i+j}$  alors

( i ) considérer  $cl_{i+j}$  comme étant le plus petit  $cl$ , et stocker  $cl_{i+j}$  dans une variable SMALL .

( ii ) mettre  $i$  dans une liste SIGNIFICANT ;

( iii ) aller à l'étape 2 ;

SINON aller à 3 .

2. Incrementer temporairement l'index de balayage avant,  $j = j+1$  ;

Si  $cl_{i+j} < ( SMALL + TB )$  alors ;

( i ) actualiser le plus petit  $cl$  ;

SMALL =  $\min ( cl_{i+j}, SMALL )$  ;

( ii ) refaire l'étape 2 ;

SINON le dernier point du traçage avant est rencontré .

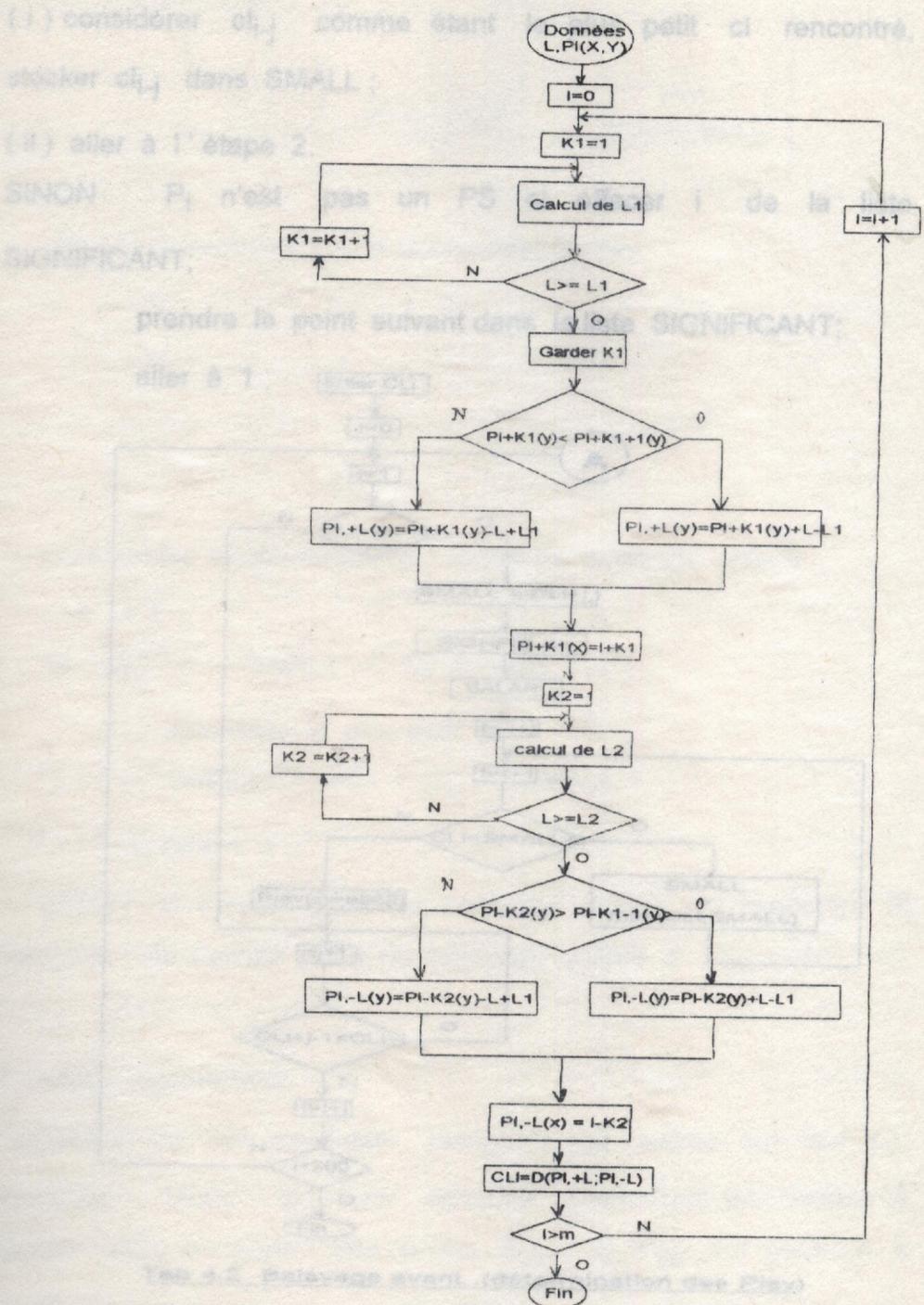
3. Incrémenter  $j = j + 1$  ;

Si  $cl_{i+j-1} < cl_{i+j}$  alors refaire cette étape ;

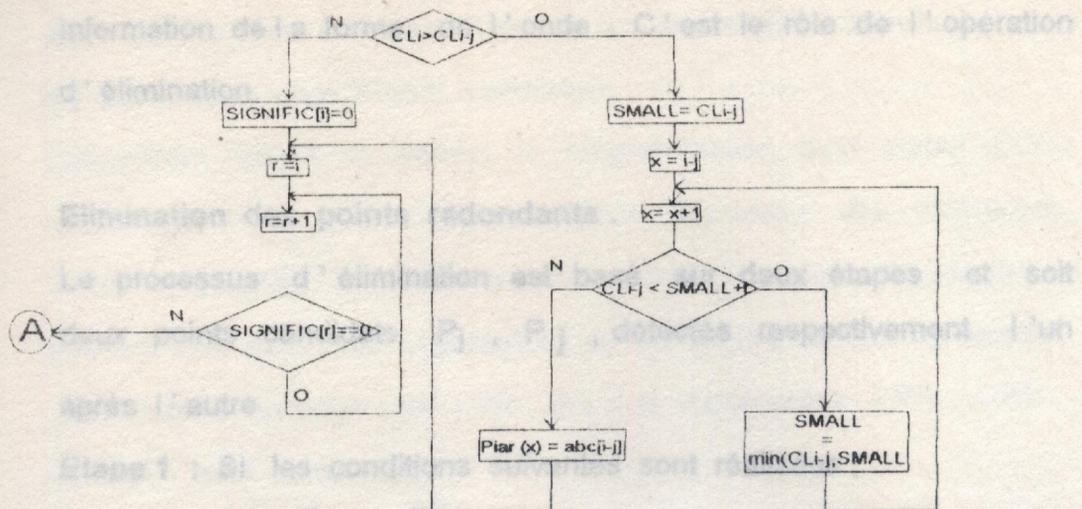
SINON un nouveau PS est trouvé , initialiser le compteur d'

index de point  $i = i + 1$  ;

aller à l'étape 1 ;



Tab 4.1 Calcul des courbures locales (CLi)



Tab 4.3 Balayage arrière."BALAR" (Détermination des Pi-ar)

2. Incrémenter temporairement l'index de balayage arrière ,

$$j = j + 1 ;$$

Si  $cl_{i-j} < ( SMALL + TB )$  alors

(i) actualiser le plus petit cl

$$SMALL = \min ( cl_{i-j} , SMALL ) ;$$

(ii) refaire 2 ;

SINON le dernier point du balayage arrière est rencontré et assigner le dernier point du balayage arrière à Pi-ar .

#### 4.5 Points significatifs :

L'extraction de ces candidats potentiels est basée sur leur CL respectives . Nous pouvons calculés maintenant les courbures globales CG , à partir des points Pi-av et Pi-ar ,qui serviront à choisir les vrais points significatifs sans pour cela perdre l'

information de la forme de l'onde. C'est le rôle de l'opération d'élimination.

#### Elimination des points redondants.

Le processus d'élimination est basé sur deux étapes ; et soit deux points candidats  $P_i$ ,  $P_j$ , détectés respectivement l'un après l'autre.

Etape 1 : Si les conditions suivantes sont réalisées ;

$$(i) P_{iar} = P_{jar}$$

$$(ii) CG_i > CG_j.$$

Alors  $P_i$  est éliminé par  $P_j$ ,

SINON on passe à l'étape suivante.

Etape 2 : Si les conditions suivantes sont réalisées ;

$$(i) P_{iav} = P_{jav}$$

$$(ii) CG_i > 1/3CG_j.$$

Alors  $P_i$  est éliminé par  $P_j$ ,

SINON on garde  $P_i$ .

#### 4.6. Résultats et conclusion.

L'élaboration de cet algorithme de compression s'est faite à partir de données cardiaques simulées. La première partie de cette section présente cette simulation ainsi que les résultats de réduction obtenues.

Dans la seconde partie, l'algorithme de compression est appliqué à des signaux réels.

Une troisième partie analyse les effets de la compression de données sur le spectre de l'ECG.

La figure 4.2 représente un tel signal simulé avec les différents axes (PR, ST, QRS, QT).

#### 4.6.1 Application de l'algorithme à un signal ECG simulé :

##### a) Simulation d'un signal cardiaque :

L'algorithme décrit ici permet la programmation d'un signal ECG quelconque : en effet, les paramètres importants des différentes ondes ( p , QRS , T ) telles que l'amplitude, la pente et la durée peuvent être modifiées séparément ou en même temps ;Egalement, les durées de segments ( PR , ST ) et d'intervalles ( PR , QRS , QT , ST ) sont contrôlés .

Cet algorithme peut trouver des applications dans diverses activités telles que :

- \* Mise au point et maintenance d'équipement de cardiologie (électrocardiographe , vectocardiographe , Holter ,ect...).
- \* Recherche (developpement de systèmes, d'algorithmes ,etc ....).
- \* Pédagogie ( Etude et recherche médicales , séminaires , etc .... ) .

Le principe de cette simulation est basé sur une approximation du signal ECG qui consiste en sa linéarisation [ 19].

##### a.1.) Principe de la simulation :

###### \* Linéarisation du signal ECG .

Après un examen précis des dérivations ECG normales et de quelques arythmies fréquemment rencontrées , l'affirmation que n'importe quel signal ECG peut être représenté par un modèle linéarisé , particulièrement approprié à une simulation numérique [6]. La fidélité du signal simulé est liée directement au nombre de segments linéaires .

Un signal ECG peut être approximé correctement par une série de dix neuf ( 19 ) segments linéaires . La figure 4.2 représente un tel modèle linéarisé avec les différentes ondes ( PR , ST , QRS , QT ).

Chaque segment est numéroté, en commençant par le n° 1 pour la pente positive de l'onde P. Dans l'esprit que le signal ECG est aléatoire, il peut être considéré comme pseudopériodique, ainsi la séquence des dix neuf segments linéaires sera définie comme étant la période de base du signal simulé. La flexibilité de l'algorithme ( cité plus haut ) est obtenue par le fait que chaque segment linéaire est codé.

#### \*\* Principe de codage .

Chaque segment est représenté par deux codes :

- Un code de durée .

- Un code de pente .

La forme de chaque segment peut être alors obtenue en agissant sur l'un ou les deux codes en même temps.

Une première étape, avec une période de base comme le montre la figure 4.2, consiste à diviser l'axe temporel en N sections égales avec T divisions de temps par section .

Ainsi, la période de l'onde ECG est mesurée par N sections où " N . T " divisions de temps . La longueur de chaque division de temps est donnée par :

longueur temporelle d'une division de temps =  $\frac{\text{période du signal ECG}}{(N \cdot T)}$

Une boucle de retard dans le programme principal est utilisée pour régler la valeur en temps réel de cette longueur temporelle, toutefois, la vitesse du signal ECG peut être variée. La valeur numérique de N est empiriquement déterminée comme étant une fonction de la fidélité désirée du signal simulé.

Le nombre T est le plus grand possible, permettant une large variété de pentes, des plus rapides ( QRS ) aux plus lentes

(P , T ) . Moyennant un choix , le rapport  $N / T$  doit être un entier afin d'éviter la génération de signal indésirable .

Dans un deuxième temps , la division de temps proportionnelle est appliquée à chaque segment en considérant son pourcentage de longueur par rapport à la période de base définie , alors :

Le code de durée (CD) de chaque segment est défini par :  
Code de durée = nombre de section \* T .

Sa valeur numérique détermine le nombre de divisions de temps que le programme principal a pris pour la progression de la simulation .

Le code de pente ( CP ) peut être déterminé de façon similaire en considérant chaque segment .

Il est possible de différencier les pentes positives des négatives par un simple signe moins ( - ) . Cette différence est traduite par une augmentation ou une diminution du mot de sortie . Pour les segments horizontaux le code de pente est nul .

A ce niveau , chaque segment est représenté successivement par un code de durée et un code de pente .

Un code de remise à zéro peut être ajouté à celui de durée, où dès sa détection , un retour du programme principal au premier segment est effectué : ce qui donne un signal ECG continuellement simulé ( figure 4.3 ) .

Figure 4.3 - Simulation avec 15 segments / T une période

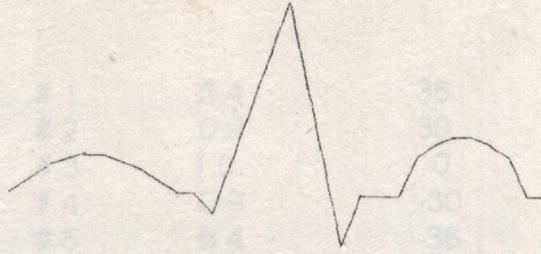


Figure 4.2. Simulation avec 19 segments.

\*\*\* Exemple de codage .

Un exemple de codage est donné à figure 4.4 en prenant la dérivation V3 comme référence , avec les valeurs suivantes :

$N = 161.5$  sections ( nombre de sections ) .

$T = 60$  divisions de temps ( nombre de division de temps par section ) .

Période de base = 9690 divisions de temps .

Les codes de l'onde P sont cités pour l'exemple :



Figure 4.3. Simulation avec 19 segments ( Trois périodes).

# 1	5.4	:	36
# 2	0.9	:	30
# 3	1.0	:	0
# 4	0.9	:	-30
# 5	5.4	:	-36
# 6	3.85	:	0
# 7	5.4	:	-36
# 8	7.75	:	3
# 9	3.2	:	-1
# 10	5.37	:	7
# 11	23.73	:	0
# 12	6.8	:	18
# 13	6.67	:	28
# 14	1.9	:	30
# 15	1.57	:	0
# 16	1.9	:	-30
# 17	6.67	:	-28
# 18	6.8	:	-18
# 19	59.5	:	0

Figure 4.4. Exemple de codage .

Codes de l'onde P :

Segment # 1 ( montant ) .

code de durée = 5.4 .

code de pente = 36 .

Segment # 2 ( montant ) .

code de durée = 0.9 .

code de pente = 30 .

Segment # 3 ( horizontal ) .

code de durée = 1.0 .

code de pente = 0 .

Segment # 4 ( descendant ) .

code de durée = 0.9 .

code de pente = -30 .

Segment # 5 ( descendant ) .

code de durée = 5.4 .

code de pente = -36 .

Ces cinq ( 5 ) segments sont donc codés par respectivement ,  
5.4, 0.9 , 1.0 ,0.9 et 5.4 sections avec 60 divisions par section .  
Toutefois , le code de durée pour le premier et le cinquième  
segment est égal à :

$5.4 \times 60 = 324$  divisions de temps .

Pour le code de pente il est de 36 et -36 pour le premier et  
le cinquième segment . Cette valeur indique que trente six ( 36 )  
divisions de temps sont utilisées pour avoir une incrémentation  
dans le mot de sortie ( amplitude ) . Pour cet exemple la hauteur  
de l'onde P est égale à neuf unités .

L' analyse des autres segments suit le même processus .

A partir de cet exemple , il est aisé de voir que la forme de  
n'importe quelle onde peut être contrôlée par l' un des deux codes  
ou les deux en même temps . Afin d' augmenter la fidélité de  
simulation il est possible d' augmenter le nombre de segments .

## a.2. ) Algorithme de simulation .

### \* Organigramme .

Le programme de simulation est divisé en deux parties principales  
( figure 4.5 ) .

Il s' agit de générer en premier lieu , le signal désiré et cela en  
formant les segments constituant ce signal . La deuxième étape  
consiste à présenter ce signal sous la forme échantillonnée , en  
vue du traitement numérique .

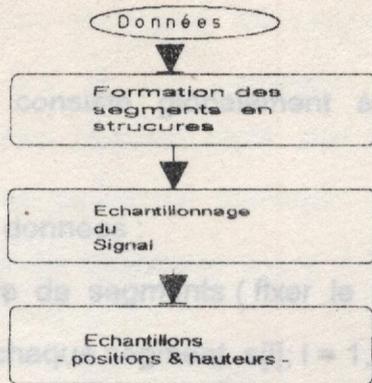


Figure 4.5. Organigramme de simulation.

## \*\* Programme de simulation.

### 1ere partie : Formation des segments.

L' idée générale se traduit par la formation des différents segments . Chaque segment est défini par une structure de la forme suivante :

```

struct seg {
    ns ( nombre de sections pour ce segment ),
    nbs ( nombre de sections pour une incrémentation
    (pente) ),
    cd ( code de durée ),
    cp ( code de pente ),
    h ( hauteur du dernier point du segment );
}
  
```

### 2eme partie : Echantillonnage .

Il s'agit de travailler dans chaque segment , sans pour autant faire une distinction totale, puisqu' il faut considérer le dernier point d' un segment et le premier du segment suivant . Après avoir fixé le pas d' échantillonnage , on parcourt chaque segment de gauche à droite et à chaque pas la position et l' amplitude de l' échantillon est déterminée .

L' algorithme consiste globalement à suivre les étapes suivantes:

1. Entrer les données :

- nombre de segments (fixer le nombre de structures à utiliser).
- pour chaque segment  $s[i]; i = 1, \dots, 19$ .
  - \* nombre de sections pour la durée "ns".
  - \* nombre de sections pour la pente "nbs".

2. Formation de la structure correspondante à chaque segment.

Calcul des codes de durée (cd), de pente (cp) et hauteur (h).

3. Test sur i - SI  $i < 19$  aller à (1).

SINON aller à (4).

4. Fixer un pas d'echantillonnage.

5. Initialiser  $s[i], (i = 1, \dots, 19), n = 0; haut = 0; samp = 0; i = 0;$

6. Tant que  $n < cd$  FAIRE :

SI  $nbs < 0$  (pente négative)

ALORS  $haut = T / (cp - haut);$

SINON SI  $nbs = 0$  (pente nulle, ligne horizontale)

ALORS  $haut = haut;$

SINON  $haut = T / (cp + haut);$

$samp = n;$

$n = n + 1;$

7. SI  $i < 19$  ALLER A (6);

SINON END

Tous les échantillons sont mis dans un fichier, qui sera utilisé par les programmes de compression.

Comme il a été dit, cet algorithme peut être utile pour d'autres applications, ainsi son implémentation sur une carte à microprocesseur peut en faire un appareil de simulation autonome.

b) Compression du signal ECG simulé:

Les tableaux 4.4 et 4.5 montrent les résultats de calcul des courbures locales (CLi) à partir des points virtuels ( $P_{i,+L}$  et  $P_{i,-L}$ ), ainsi que les courbures globales (CGi) calculées à partir des derniers points de balayages avant ( $P_{iav}$ ) et arrière ( $P_{iar}$ ).

i	Pi	Amp	k1	k2	$P_{i,+L}$	$P_{i,-L}$	CLi
323	323	0	73	35	(348, 31)	(272, 2)	41
324	324	-1	73	35	(348, 32)	(274, 2)	44
325	325	-2	73	35	(349, 33)	(276, 2)	47
326	326	-4	73	35	(349, 34)	(277, 2)	52
327	327	-5	73	35	(349, 37)	(280, 2)	57
328	328	-7	73	35	(350, 38)	(281, 2)	62
329	329	-8	73	35	(350, 40)	(283, 2)	66
330	330	-10	73	35	(350, 42)	(285, 2)	72
331	331	-11	73	35	(351, 44)	(287, 2)	76
332	332	-13	73	35	(351, 45)	(288, 2)	81
333	333	-14	73	35	(351, 47)	(291, 2)	85
334	334	-16	73	35	(352, 48)	(292, 2)	90
335	335	-17	73	35	(352, 51)	(295, 2)	94
336	336	-19	73	35	(352, 52)	(296, 2)	100
337	337	-20	73	35	(353, 54)	(296, 4)	106
338	338	-22	73	35	(353, 55)	(298, 8)	115

tableau.4.4

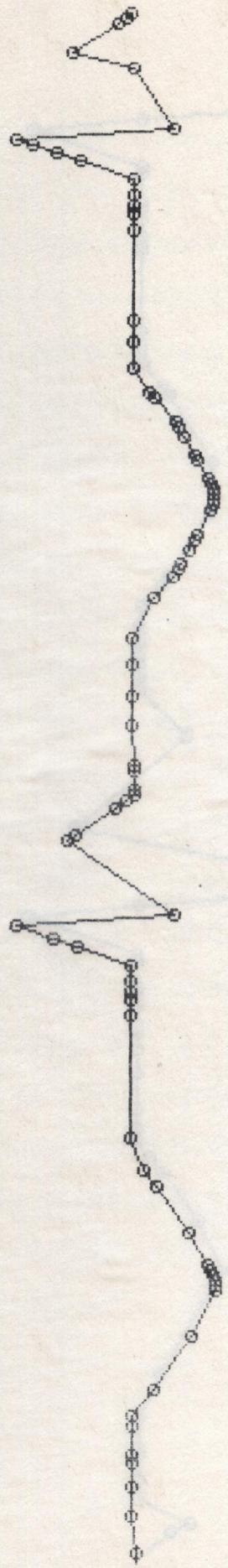
Exemple de calcul de courbure locale pour un signal simulé

i	Pi	Amp	CGi	$P_{iav}$	$P_{iar}$	CLi
270	270	2	.1	(272, 2)	(267, 2)	32
272	272	2	3	(277, 2)	(270, 2)	32
299	299	13	3	(301, 18)	(297, 5)	29
302	302	20	7	(304, 20)	(299, 13)	34
304	304	20	18	(310, 3)	(302, 20)	34
320	320	3	11	(322, 1)	(308, 10)	33
338	338	-22	87	(350, 38)	(320, 3)	115
360	360	88	146	(367, 3)	(348, 28)	162
370	370	-41	114	(383, -3)	(365, 33)	153
417	417	2	15	(435, 2)	(414, 2)	31
435	435	2	2	(439, 2)	(433, 2)	12
439	439	2	1	(442, 2)	(437, 2)	11
442	442	2	1	(445, 2)	(440, 2)	11
449	449	2	1	(452, 2)	(447, 2)	13
452	452	2	1	(455, 2)	(450, 2)	15
455	455	2	2	(458, 4)	(453, 2)	18
458	458	4	0	(460, 6)	(456, 2)	16

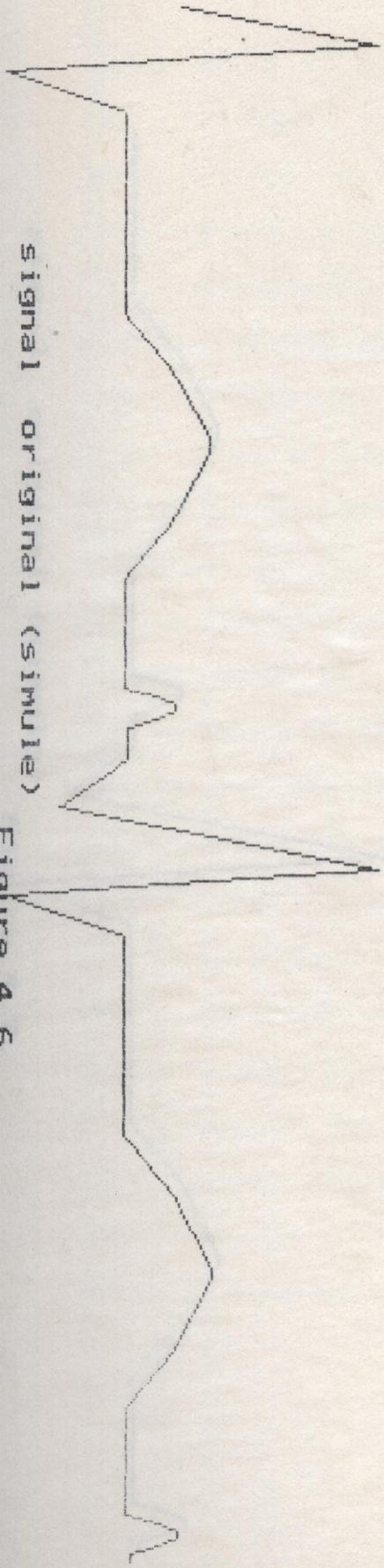
-57-

tableau.4.5

Exemple de détermination de courbure globale (CG- ECG simulé)

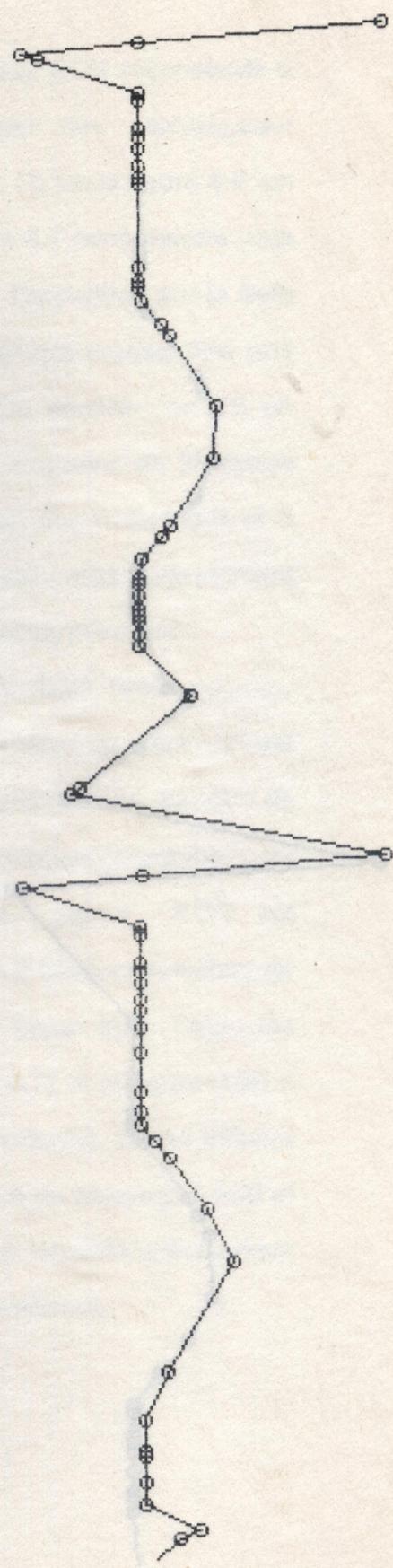


signal reconstitue à partir des PS (simule). (I=20, TB=1).

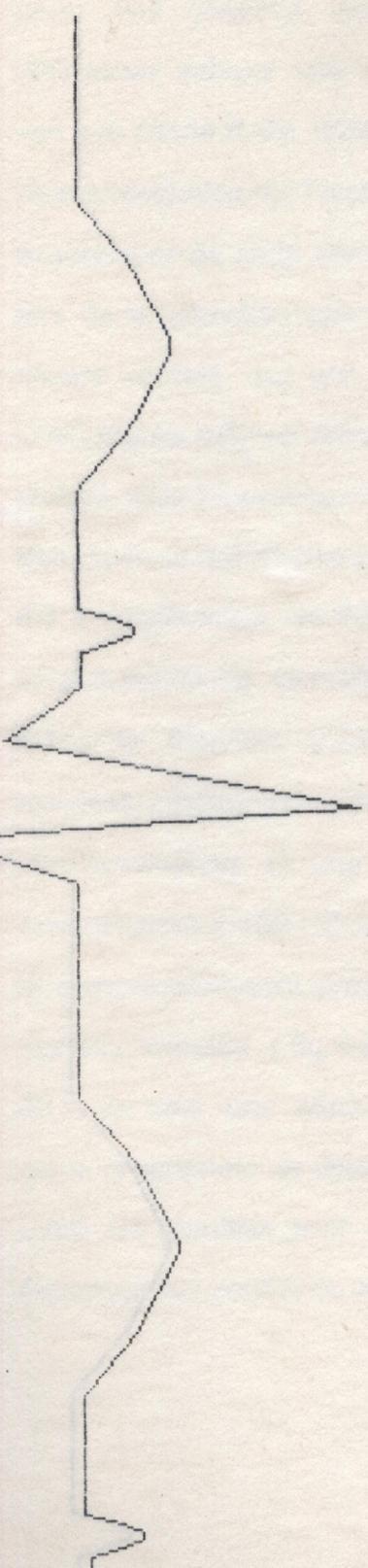


signal original (simule)

Figure.4.6.



signal reconstitue à partir des PS (simule) . (I=40, TB=1) .

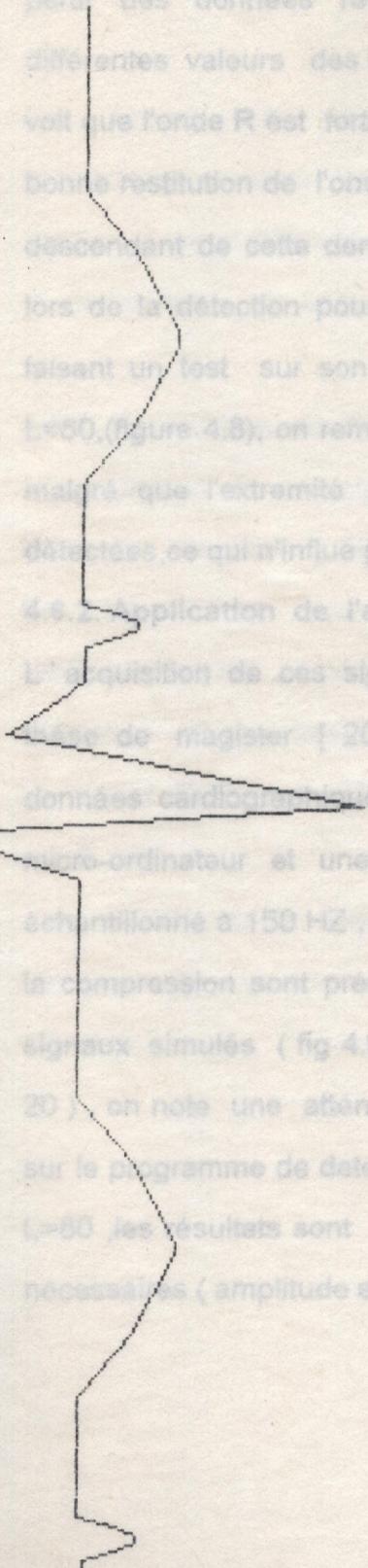


signal original (simule)

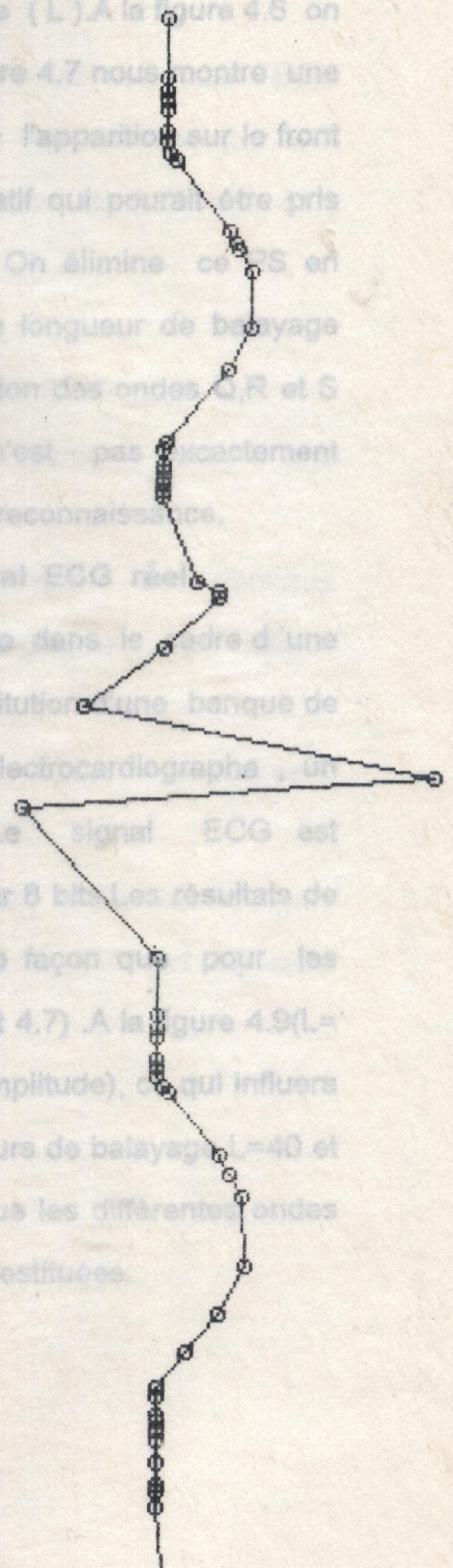
Figure.4.7.

signal original (simulé)

Figure.4.8.



signal reconstitué à partir des PS (simulé) . (L=80, TB=1) .



Les figures 4.6, 4.7 et 4.8 présentent les signaux ECG reconstruits à partir des données réduites (représentées par des cercles), pour différentes valeurs des longueurs de balayage ( $L$ ). A la figure 4.6 on voit que l'onde R est fortement atténuée. La figure 4.7 nous montre une bonne restitution de l'onde R mais on remarque l'apparition sur le front descendant de cette dernière un point significatif qui pourrait être pris lors de la détection pour l'onde respective S. On élimine ce PS en faisant un test sur son amplitude. Pour une longueur de balayage  $L=80$ , (figure 4.8), on remarque la bonne restitution des ondes Q, R et S malgré que l'extrémité des ondes Q et S n'est pas exactement détectées, ce qui n'influe pas sur l'algorithme de reconnaissance.

#### 4.6.2. Application de l'algorithme à un signal ECG réel . données

L'acquisition de ces signaux ECG a été faite dans le cadre d'une thèse de magister [ 20 ] .Ce travail de constitution d'une banque de données cardiographiques , a nécessité un électrocardiographe , un micro-ordinateur et une interface (CAN ) .Le signal ECG est échantillonné à 150 HZ , et les données sont sur 8 bits.Les résultats de la compression sont présentés de la même façon que pour les signaux simulés ( fig 4.9,4.10,4.11et tab 4.6et 4.7) .A la figure 4.9( $L=20$ ) , on note une atténuation des ondes Q (amplitude), ce qui influera sur le programme de detection. Pour les longueurs de balayage  $L=40$  et  $L=80$  ,les résultats sont acceptables du fait que les différentes ondes nécessaires ( amplitude et distance ) sont bien restituées.

	P1	Amp	K1	K2	P1.+L	P1.-L	CL1
323	323	100	59	34	(387, 94)	(268, 84)	25
324	324	101	59	34	(388, 75)	(268, 83)	46
325	325	101	59	34	(388, 74)	(268, 82)	48
326	326	101	59	34	(388, 73)	(268, 81)	49
327	327	101	59	34	(388, 72)	(268, 80)	50
328	328	101	59	34	(388, 71)	(269, 91)	40
329	329	102	59	34	(388, 70)	(269, 90)	44
330	330	101	59	34	(389, 70)	(270, 90)	49
331	331	101	59	34	(389, 69)	(270, 89)	32
332	332	102	59	34	(389, 68)	(270, 88)	34
333	333	102	59	34	(389, 67)	(270, 87)	34
334	334	102	59	34	(389, 66)	(270, 86)	36
335	335	102	59	34	(389, 65)	(270, 85)	36
336	336	102	59	34	(389, 64)	(270, 84)	39
337	337	101	59	34	(389, 63)	(270, 83)	36
338	338	102	59	34	(389, 62)	(270, 82)	40

Les figures 4.6 , 4.7 et 4.8 présentent les signaux ECG reconstruits a partir des données réduites ( représentées par des cercles ), pour différentes valeurs des longueurs de balayage ( L ) et de tolérance de balayage ( TB ) .

#### 4.6.2. Application de l'algorithme à un signal ECG réel .

Exemple de calcul de courbure locale pour un signal réel

L'acquisition de ces signaux ECG a été faite dans le cadre d'une thèse de magister [ 20 ] .

Ce travail de constitution d'une banque de données cardiographiques , a nécessité un électrocardiographe , un micro-ordinateur et une interface ( CAN ) .

Le signal ECG est échantillonné à 150 HZ , et les données sont sur 8 bits .

	P1	Amp	CG1	P1av	P1ar	CL1
224	224	100	3	(230, 102)	(224, 101)	57
225	225	100	3	(230, 102)	(224, 101)	55
230	230	96	12	(242, 103)	(231, 101)	50
237	237	96	12	(242, 103)	(231, 101)	62
257	257	152	152	(260, 161)	(239, 98)	149
261	261	201	237	(264, 103)	(258, 82)	225
266	266	76	114	(273, 96)	(262, 109)	151
273	273	96	6	(281, 98)	(271, 98)	135
286	286	98	2	(298, 99)	(282, 98)	61
290	290	99	2	(292, 99)	(286, 98)	63
292	292	99	0	(294, 99)	(290, 99)	63
294	294	99	5	(298, 104)	(292, 99)	66
298	298	104	4	(301, 110)	(296, 102)	31
302	302	111	11	(305, 107)	(298, 104)	30
306	306	105	5	(308, 104)	(303, 111)	29
308	308	104	3	(313, 101)	(306, 108)	31
313	313	101	3	(318, 100)	(311, 102)	26

tableau 4.7

Exemple de détermination de courbure globale (CG- ECG réel)

i	Pi	Amp	k1	k2	Pi,+L	Pi,-L	CLi
323	323	100	59	34	(387, 94)	(268, 84)	25
324	324	101	59	34	(388, 75)	(268, 83)	46
325	325	101	59	34	(388, 74)	(268, 82)	48
326	326	101	59	34	(388, 73)	(268, 81)	49
327	327	101	59	34	(388, 72)	(268, 80)	50
328	328	101	59	34	(388, 71)	(269, 91)	40
329	329	102	59	34	(388, 70)	(269, 90)	44
330	330	102	59	34	(388, 68)	(269, 88)	49
331	331	101	59	34	(389, 78)	(270, 93)	32
332	332	102	59	34	(389, 76)	(271, 95)	34
333	333	102	59	34	(389, 75)	(272, 96)	34
334	334	102	59	34	(389, 74)	(273, 96)	36
335	335	102	59	34	(389, 73)	(273, 97)	36
336	336	102	59	34	(389, 72)	(274, 96)	39
337	337	101	59	34	(389, 71)	(275, 98)	36
338	338	102	59	34	(389, 70)	(276, 97)	40

tableau.4.6

Exemple de calcul de courbure locale pour un signal reel

i	Pi	Amp	CGi	Piav	Piar	CLi
224	224	101	2	(226,100)	(222,100)	57
226	226	100	3	(230,102)	(224,101)	55
230	230	102	3	(233,101)	(228,100)	50
237	237	96	12	(242,103)	(231,101)	62
257	257	56	152	(260,161)	(239, 98)	149
261	261	201	237	(264,103)	(258, 62)	225
266	266	76	114	(273, 96)	(262,169)	151
273	273	96	6	(281, 98)	(271, 96)	135
286	286	98	2	(288, 99)	(282, 98)	61
290	290	99	2	(292, 99)	(286, 98)	63
292	292	99	0	(294, 99)	(290, 99)	63
294	294	99	5	(298,104)	(292, 99)	66
298	298	104	4	(301,110)	(296,102)	31
302	302	111	11	(305,107)	(298,104)	30
306	306	105	5	(308,104)	(303,111)	29
308	308	104	3	(313,101)	(306,105)	31
313	313	101	3	(318,100)	(311,102)	26

tableau.4.7

Exemple de determination de courbure globale(CG- ECG reel)

#### 4.6.3. Effets de la compression sur le spectre du signal :

D'après les résultats obtenus précédemment , nous remarquons que la compression se fait d'une manière non uniforme , ce qui permet d'avancer à priori que du point de vue fréquentiel le spectre de données réduites ( après compression ) ne sera pas composé de la somme des spectres du signal original ( avant compression ) . Pour affirmer ce point de vue , il a fallut étudier les spectres des signaux . Le calcul des FFT est élaboré grace au logiciel mathématique connu , le " pc matlab " .

En comparant les spectres du signal original ( figure 4.12. ) et du signal compressé ( figure 4.13 ) , nous remarquons qu'ils sont assez différents , ce qui est dû essentiellement à la non uniformité des distances entre les les échantillons gardés . On note d'après les spectres que le signal original ne peut être reconstituer totalement . Est -ce que cela influe sur le programme de reconnaissance de forme ( chapitre 5 ) ?

La réponse est négative , car l'information utilisée dans cet algorithme n'est pas perdue , c'est à dire et toujours au voisinage du complexe QRS , l'amplitude, la position et la durée des ondes ( Q, R , S ) sont connues pour chaque échantillon sauvegardé . Par contre , l'information qui se trouve entre deux échantillons respectifs sauvegardés est perdue , ce qui est sans effets sur les résultats désirés .

#### 4.5.4. Conclusion .

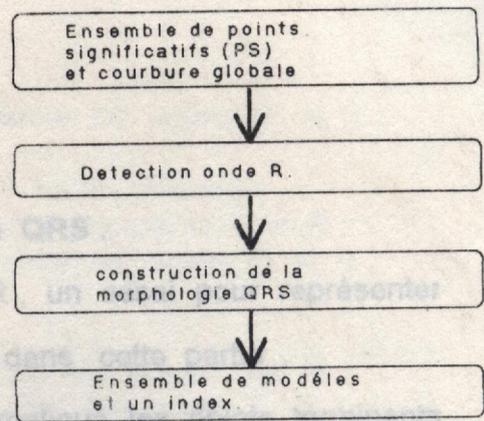
A partir des résultats obtenus , il est aisé de noter le rôle de la compression du signal ECG . Le premier est que les échantillons gardés ( signal compressé . figures 4.6 , ..... , 4.11 ) représente les sommets des ondes QRS c'est en faite une pré-détection des ondes , qui allègera l'implémentation du programme d'interprétation ( Chapitre 5) .

Le second point est que du fait de réduire le nombre de données ( rapport de compression de 1 à 10 ) à traiter , on réduit également le nombre d'opérations et par la suite le temps de calcul de l'algorithme est diminué .

Le troisième point positif est de remarquer l'utilité des signaux ECG simulés , du fait que cet algorithme de compression a été mis au point à l'aide de ces derniers , l'utilisation des signaux ECG réels en fin de parcours , à confirmer la crédibilité des ECG simulés .

Pour ce qui est des défauts de cet algorithme , il est aisé de voir (fig 4.6 , ..... , 4.11) que la compression pour les parties du signal à variation lentes ( ondes P et T ) ne se fait pas de la même façon que pour les ondes à variations rapides ( QRS ) . Ce qui n'est pas un handicap pour ce travail du fait que la reconnaissance de formes se fait uniquement pour le complexe QRS .

Figure 5.1.  
Algorithme de classification.



## 5.2. Algorithme et structure de données .

### a) Détection de l'onde R.

A partir de l'algorithme calculant les points significatifs on établit une règle pour la détection des ondes R. En effet, cette onde présente bien sur une plus grande amplitude par rapport aux autres ondes, néanmoins on fixe une valeur seuil, après avoir cherché la plus grande amplitude. En considérant que l'amplitude d'une onde R est six fois plus grande que celle de l'onde T.

Les différentes étapes de l'algorithme sont :

1. Initialiser le nombre des PSI,  $i = 2 \dots m$  (où  $m$  est le nombre total des PS).
2. Si  $i < m$  alors répéter les étapes 3, 4, 5.  
SINON fin de l'algorithme.
3. Si  $PSi[y] < VALSEUIL$  ou bien  $PSi[y] < PSi+1[y]$ .  
ALORS  $i = i+1$ ; refaire l'étape 3.  
SINON aller à l'étape 4.
4. Si  $i < m$   
ALORS un point R est trouvé, c'est le  $PSi$  courant.  
SINON FIN de l'algorithme.
5. Si  $PSi[y] > PSi+1[y]$   
ALORS  $i = i+1$  refaire l'étape 5.  
SINON  $i = i+1$  refaire l'étape 2.

## b) Représentation de la morphologie QRS .

Après la caractérisation de l'onde R , un essai pour représenter la morphologie du QRS est effectuée dans cette partie .

La représentation du complexe QRS implique les points terminants l'onde R (les points Q et S respectivement) .

Les caractéristiques pris en considération sont la convexité , et la différence d'amplitudes et de durées des points Q-R-S .

La morphologie du QRS est décrite par des valeurs plutôt relatives qu'absolues dans l'idée de rendre l'algorithme moins sensible pour le sens de la ligne de base de l'onde .

La localisation des points Q et S est très importante pour la fidélité de traçage du complexe QRS . Ceci est usuellement un sujet de sélection des deux points significatifs se trouvant juste à gauche et à droite du point de l'onde R .

Quelquefois , dans le cas d'ECG anormal , il apparaît des points significatifs additionnels qui seront classés comme étant des points Q' ou S' . Du point de vue du calcul en temps réel , une plus grande efficacité du programme nécessite une structuration de données optimale .

Ceci est possible en utilisant la structure de données (structure en langage C) . Chaque complexe QRS est enregistré dans une structure , ce qui donne une information adéquate pour la représentation du complexe QRS ( figure 5.2 ) :

```
structure {  
    Point - R .  
    - Le nombre de points caractérisant le complexe QRSi;  
    Point - Q' . ( s'il existe ).  
    - Convexité du point Q' ( concave ou convexe ) ;  
    - Différence en distance entre les points Q' et R ;
```

## b) Représentation de la morphologie QRS .

Après la caractérisation de l'onde R , un essai pour représenter la morphologie du QRS est effectuée dans cette partie .

La représentation du complexe QRS implique les points terminants l'onde R (les points Q et S respectivement) .

Les caractéristiques pris en considération sont la convexité , et la différence d'amplitudes et de durées des points Q-R-S .

La morphologie du QRS est décrite par des valeurs plutôt relatives qu'absolues dans l'idée de rendre l'algorithme moins sensible pour le sens de la ligne de base de l'onde .

La localisation des points Q et S est très importante pour la fidélité de traçage du complexe QRS . Ceci est usuellement un sujet de sélection des deux points significatifs se trouvant juste à gauche et à droite du point de l'onde R .

Quelquefois , dans le cas d'ECG anormal , il apparaît des points significatifs additionnels qui seront classés comme étant des points Q' ou S' . Du point de vue du calcul en temps réel , une plus grande efficacité du programme nécessite une structuration de données optimale .

Ceci est possible en utilisant la structure de données (structure en langage C) . Chaque complexe QRS est enregistré dans une structure , ce qui donne une information adéquate pour la représentation du complexe QRS ( figure 5.2 ) :

structure {

Point - R .

- Le nombre de points caractérisant le complexe QRS<sub>i</sub>;

Point - Q' . ( s'il existe ).

- Convexité du point Q' ( concave ou convexe ) ;

- Différence en distance entre les points Q' et R ;

### 3. ETUDE DES METHODES DE COMPRESSION.

#### 3.1. Introduction .

Les trois dernières décennies ont vu le développement d'un large éventail de techniques de compression de données pour l'électrocardiogramme ( ECG ). La réduction du volume des données digitales de l'ECG étant nécessaire pour le stockage la transmission et le traitement , dans le cas d'une application en temps réel ou pseudo-réel

Le but de ce chapitre est d'établir une vue globale de ces méthodes de compression , puis de les comparer afin de sélectionner la plus adéquate pour le présent projet .

La tâche principale d'une technique de réduction de données est d'assurer un bon rapport de compression , en préservant les caractéristiques significatives du signal . Le principe général d'une compression est donc de détecter les redondances dans un ensemble de données . La redondance définie par Shanon est :

*" La fraction d'un message ( datum ) qui n'est pas nécessaire est désormais se répète dans le sens que si prés d'oublant le message qui sera essentiellement complet, ou à la limite peut être complété "*

Toutefois, la première étape d'une méthode de compression est de choisir une fréquence d'échantillonnage minimum et la longueur du mot binaire . Les techniques de compression sont utilisées dans le domaine des communications , tel que la parole , l'image , la transmission en télémétrie [ 5 ] .

Ces techniques sont classées en trois catégories :

- a) Compression de données directes .
- b) Méthodes de transformations .

automatiquement. A la fin tous les complexes QRS sont classés et leurs modèles stockés. La stratégie de la classification est basée sur une technique de corrélation. Au lieu de calculer l'auto-corrélation ou l'inter-corrélation des valeurs des échantillons individuels, la corrélation est calculée entre les attributs significatifs de l'onde.

Le choix se fait sur la forme (haut, bas, horizontal), l'amplitude, et la distance entre les points Q-R-S comme les attributs à corréler.

La corrélation est trouvée entre un complexe QRS et chaque modèle en comparant un attribut terme à terme.

Du point de vue clinique, certaines caractéristiques sont plus importantes pour l'interprétation que d'autres, de là on leur accorde un poids plus grands pour le calcul des coefficients de corrélation. Par exemple, Pour deux morphologies QRS ayant leurs point Q désaccordés "unmatched" sont moins similaires qu'avec leurs points Q' désaccordés. Pour exprimer cette différence, on assigne à chaque point caractérisant la morphologie QRS un poids qui symbolise l'importance de ce point pour un diagnostic clinique.

Le tableau 5.1 montre les pondérations de chaque point.

ou  $C_k$  représente le résultat de chaque attribut dans le ième complexe QRS quand il est comparé avec le modèle correspondant dans le jème modèle. Il est calculé ainsi :

<u>caractéristique</u> .....	<u>poids</u>
type R .....	6
Nombre .....	3
type Q(S) .....	3
Différence- ampl. Q(S) .....	3
Différence- dist. Q(S) .....	3
type Q'(S') .....	1
Différence- ampl. Q'(S') .....	1
Différence- dist. Q'(S') .....	1

Tableau 5.1

Poids relatifs assignés aux caractéristiques du QRS.

### 5.3.2 Comparaison de modèles .

Pour mener à bien cette comparaison , un coefficient de corrélation  $CC_{ij}$  est calculé entre le complexe  $i$  et le modèle  $j$  . On obtient ce coefficient à partir du résultat pour chaque modèle ( résultat des points assignés aux caractéristiques ) et du résultat de corrélation des attributs qui sont comparés entre le modèle et le complexe QRS .

Le résultat  $SC_j$  du jème modèle est calculé ainsi :

$$SC_j = \sum W_j \left( \sum \text{poids de chaque attribut dans l'enregistrement du jème modèle} \right)$$

Le résultat de corrélation ,  $CS_{ij}$  , ième complexe QRS comparés avec le jème modèle est calculé par :

$$CS_{ij} = \sum C_k$$

où  $C_k$  représente le résultat de chaque attribut dans le ième complexe QRS quand il est corrélé avec l'attribut correspondant dans le jème modèle; il est calculé ainsi :

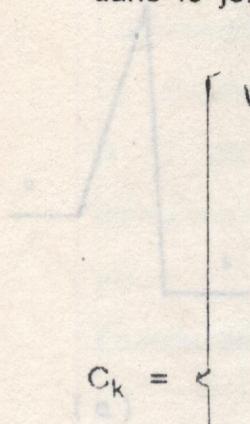


Figure 5.3

(a) Illustration d'un modèle QRS  
 (b) Enregistrement d'attributs  
 (c) Calcul des résultats

- Si l'attribut k dans le ième et jème enregistrement ont :
- (i) types identiques ( Q , R , S , Q' , R' , S' ) ,  
ou bien
  - (ii) même nombre de points d'inflections ,  
ou bien
  - (iii) la différence de distance , comprise dans une plage de tolérance , ou bien
  - (iv) la différence d'amplitude , comprise dans une plage de tolérance .
- Ailleurs .

Le coefficient de corrélation du ième QRS avec le jème modèle est défini par :

$$CC_{ij} = CS_{ij} / SC_j$$

Un complexe QRS peut être partiellement comparé avec plusieurs modèles . Ce complexe devient alors pour la classe de modèle pour laquelle le coefficient de corrélation est le plus grand et en même temps se trouve au dessous d'une valeur seuil donnée .

Par exemple , soit deux modèles et un complexe QRS à classer (figure 5.3 , 5.4 , 5.5) .

Le résultat SCI de chaque modèle i est calculé ( figure 5.3.c et 5.4 ) . Chaque modèle est un enregistrement d'un certain

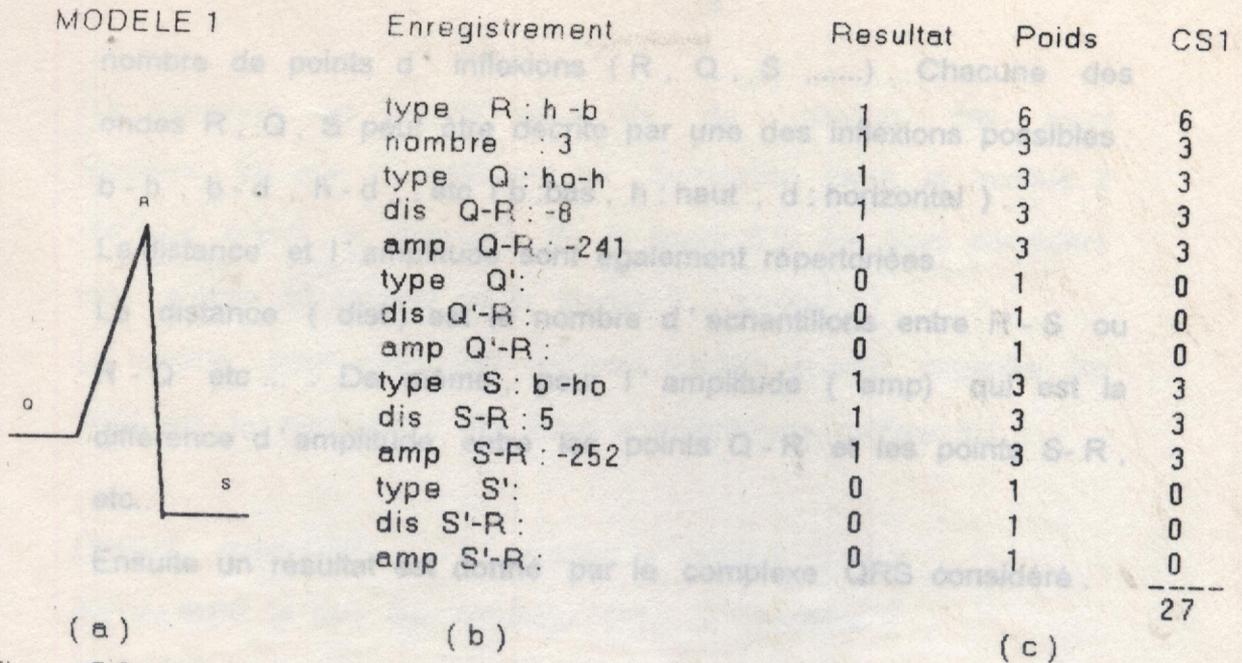


Figure 5.3.  
 (a) Illustration d'un modèle QRS.  
 (b) Enregistrement d'attributs.  
 (c) Calcul des résultats.

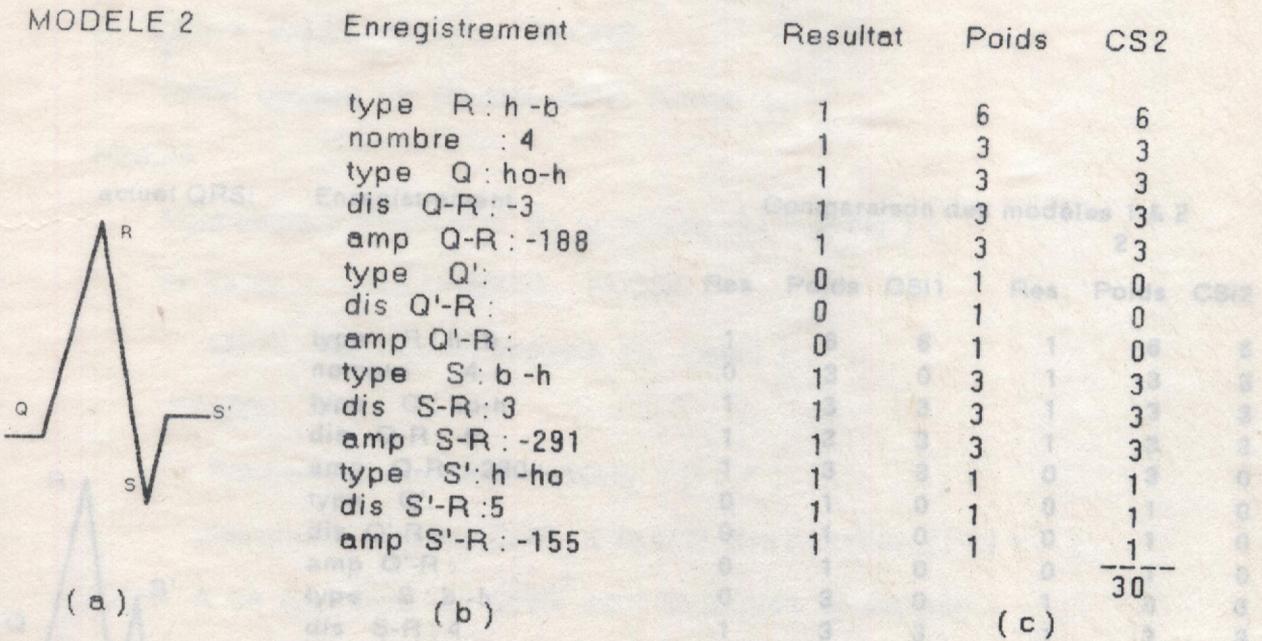


Figure 5.4.  
 (a) Illustration d'un modèle QRS.  
 (b) Enregistrement d'attributs.  
 (c) Calcul des résultats.

Le résultat  $SC_i$  de chaque modèle  $i$  est calculé (figure 5.3.c et 5.4.c). Chaque modèle est un enregistrement d'un certain

nombre de points d'inflexions ( R , Q , S , ..... ) . Chacune des ondes R , Q , S peut être décrite par une des inflexions possibles : b - h , b - d , h - d , ... etc ( b : bas , h : haut , d : horizontal ) .

La distance et l'amplitude sont également répertoriées .

La distance ( dist ) est le nombre d'échantillons entre R - S ou R - Q etc ... . De même , pour l'amplitude ( amp ) qui est la différence d'amplitude entre les points Q - R et les points S - R , etc.. .

Ensuite un résultat est donné par le complexe QRS considéré .

INITIALISER la liste des modèles ( j=1, ..., n modèles )

REFAIRE pour chaque nouveau QRSi ( i=1, ..., N )

Calculer le coefficient de corrélation CCGj .

Choisir le modèle j pour lequel CCGj est maximum .

SI CCGj > VALEURSEUIL ALORS

QRSi devient un modèle de la classe j .

SINON

actuel QRSi Enregistrement

Comparaison des modèles 1 & 2  
1 2

SI CCGk > VALEURSEUIL ALORS

Res Poids CSI1 Res Poids CSI2

type R : h - b	1	6	6	1	6	6
nombre : 4	0	3	0	1	3	3
type Q : ho - h	1	3	3	1	3	3
dis Q - R : -6	1	3	3	1	3	3
amp Q - R : -230	1	3	3	0	3	0
type Q' :	0	1	0	0	1	0
dis Q' - R :	0	1	0	1	1	0
amp Q' - R :	0	1	0	0	1	0
type S : b - h	0	3	0	1	3	3
dis S - R : 4	1	3	3	1	3	3
amp S - R : -282	1	3	3	1	3	3
type S' : h - b	0	1	0	0	1	0
dis S' - R : 6	0	1	0	1	1	1
amp S' - R : -158	0	1	0	1	1	1
			21			26

Coefficient de corrélation :

21 / 27

= 0.78

26 / 30

= 0.87

Figure 5.5.

Comparaison des modèles.

Ce complexe est calculé vis à vis de chacun des deux modèles. Vu que le coefficient de corrélation avec le modèle 2 est plus grand, le complexe de la figure 5.5 est alors considéré plus proche du modèle de la classe 2 (modèle 2).

La routine pour créer un nouveau modèle et pour classer les QRS est la suivante : ( voir aussi organigramme - tableau 5.2. )

DEBUT avec QRS<sub>i</sub> (i=1) et créer le modèle (j=1);

INITIALISER la liste des modèles (j=1,.....,n modèles )

REFAIRE pour chaque nouveau QRS<sub>i</sub> (i= 1,.....,N)

    Calculer le coefficient de corrélation CC<sub>ij</sub>.

    Choisir le modèle j pour lequel CC<sub>ij</sub> est maximum .

    SI CC<sub>ij</sub> > VALEURSEUIL ALORS

        QRS<sub>i</sub> devient un modèle de la classe j ;

    SINON

        Pour chaque élément k de la classe du modèle j ;

        SI CC<sub>ik</sub> > VALEURSEUIL ALORS

            QRS<sub>i</sub> devient un modèle de classe j ;

        SINON

            Former un nouveau modèle "j+1 " ;

        Entrer un nouveau QRS<sub>i</sub> à la liste des modèles (j=j+ 1 ).

JUSQU' A ce que tous les QRS<sub>i</sub> sont comparés et classés .

### Tableau 5.2.

#### Classification

Cet algorithme permet de générer automatiquement de nouveaux modèles et de classer chaque complexe QRS dans des familles de modèles . Le critère de classification est le coefficient de corrélation CC<sub>ij</sub> entre le complexe i et le modèle j . Si la corrélation est bonne ( au dessus de la valeur seuil ), alors le battement est accepté dans la classe j . Sinon , le

complexe est comparé avec tous les autres complexes de la classe, ce qui est une vérification supplémentaire. Si la corrélation avec tous les modèles est au dessous de la valeur seuil, alors là seulement, un nouveau modèle est créé.

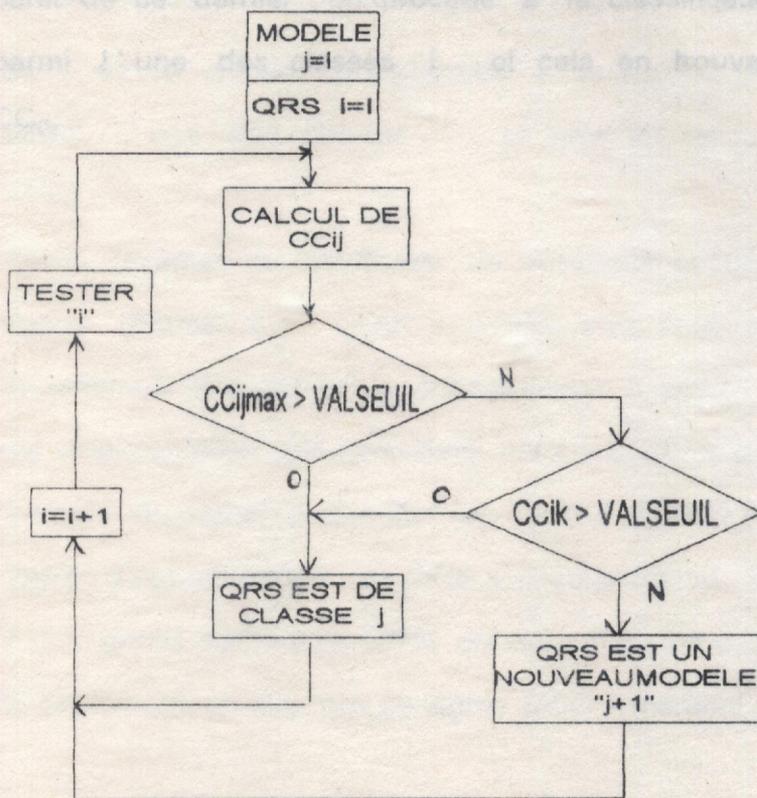


Tableau 5.2.  
Classification.

#### 5.4. Résultats :

L'algorithme de classification est appliqué à un signal ECG réel. Les tableaux 5.3. et 5.4. montrent la construction de la morphologie QRS de quatre complexes détectés. Ensuite, la comparaison du QRS (n° 0) et des trois autres modèles 1, 2 et 3 est donnée au tableau 5.5. A chaque comparaison, on calcule le coefficient de corrélation  $CC_{0i}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) correspondant, puis à partir de ce dernier, on procède à la classification du QRS n° 0 parmi l'une des classes  $i$  et cela en trouvant le plus grand  $CC_{0i}$ .

Après l'examen du coefficient de corrélation si l'on trouve des  $CC_{0i}$  égaux (tableau 5.5,  $CC_{01} = CC_{03}$ ), cela veut dire que le QRS 0 appartient à deux classes en même temps (c'est-à-dire la classe 1 et classe 3), ce qui est inacceptable. On considère alors les complexes QRS<sub>i</sub> restants du signal à identifier (on prend 5 QRS) et on calcule le degré d'appartenance des QRS à chaque classe. Et cela, en trouvant le plus grand nombre de QRS<sub>i</sub> qui appartiennent à une même classe  $i$ . In autrement, on dira que ce signal ECG appartient à cette classe  $i$ .

## 9. CONCLUSION GENERALE

Si l'on se réfère à la figure 2.10, on peut dire que le travail réalisé dans ce projet se situe au niveau du bloc "Echantillonnage et traitement numérique" (en bas à droite).

L'algorithme élaboré dans ce projet offre la possibilité de réaliser son implémentation sur une carte à microprocesseur et cela par le biais d'un sujet de fin d'études d'ingénieur, la partie acquisition de données ayant été faite dans ce même cadre. Un assemblage de ces différentes parties donne un appareil qui aide à l'interprétation des signaux ECG entièrement autonome.

La réalisation de ce projet a nécessité un travail de préparation conséquent. Néanmoins un manque de connaissances de l'équipement utilisé (micro-ordinateur, analyseur de signaux, etc.) et maîtrise de la programmation utilisée (compilateur

## CHAPITRE SIX

C.) Cependant le manque de documentation a entraîné un retard appréciable sur l'élaboration.

## CONCLUSION GENERALE

Toutefois, les résultats obtenus compensent ces difficultés par le fait de leur acceptabilité pour ce type d'application.

Aussi, des perspectives apparaissent et peuvent faire par exemple l'objet de projets de fin d'études d'ingénieurs et sont :

- Elaboration d'une banque de données des différents anomalies du signal cardiaque. Il sera recommandé de collaborer avec un cardiologue afin de repérer toutes les pathologies qui peuvent être rencontrées lors de l'analyse de l'électrocardiogramme.

## 6. CONCLUSION GENERALE .

Si l'on se réfère à la figure 2.10. , on peut dire que le travail réalisé dans ce projet se situe au niveau du bloc "Echantillonnage et traitement numérique " ( en bas à droite ) .

L ' algorithme élaboré dans ce projet , offre la possibilité de réaliser son implémentation sur une carte à microprocesseur et cela par le biais d'un sujet de fin d ' études d ' ingénieur , la partie acquisition de données ayant été faite dans ce même cadre , un assemblage de ces différentes parties donne un appareil d ' aide à l ' interprétation des signaux ECG entièrement autonome .

La réalisation de ce projet a nécessité un travail de préparation conséquent . Notamment en matière de , connaissance de l'équipement utilisé ( micro-ordinateur , analyseur de signaux , ect ... ) et maîtrise de la programmation et du logiciel utilisé ( compilateur C ) . Cependant le manque de documentation a entraîné un retard appréciable sur l ' avancement des travaux .

Toutefois , les résultats obtenus compensent ces difficultés , par le fait de leur acceptabilité pour ce type d ' application .

Aussi , des perspectives apparaissent et peuvent faire par exemple l ' objet de projets de fin d ' études d ' ingénieurs et sont :

- Elaboration d'une banque de données des différentes anomalies du signal cardiaque . Il sera recommandé de collaborer avec un cardiologue afin de répertorier toutes les pathologies qui peuvent être rencontrés lors de l ' analyse de l'électrocardiogramme .

- Implémentation de l' algorithme de simulation de signaux ECG ( chap. 4 ) sur une carte à microprocesseur. Ce simulateur peut être composé des différentes fonctions représentées à la figure 6.1., et comportera notamment une sortie analogique en plus de la sortie numérique .

ANNEXE A

- Un autre thème apparaît , du fait que l' algorithme de reconnaissance et de classification ne s' intéresse qu' aux complexes QRS et donc présente des insuffisances quant à la détection des pathologies situées au niveau des parties basse fréquence ( segment ST , onde P , onde T , etc ... ) du signal ECG . Le problème est donc de caractériser et d'identifier d'abord les domaines à variation lente du signal cardiaque ( P , T , ST , PQ , ... ) et ensuite procéder à la reconnaissance .

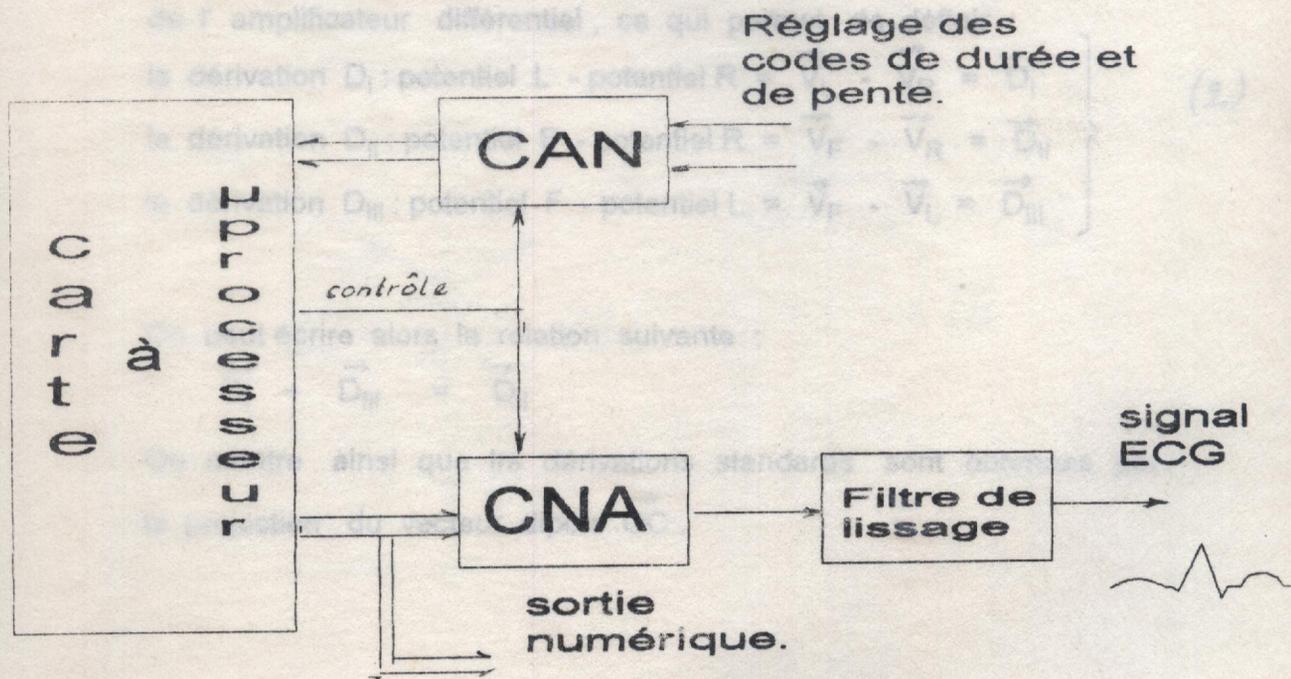


Figure 6.1.  
Appareil de simulation d'ECG.

## ANNEXE A

Les potentiels prélevés par chaque électrode sont donnés par :

$$\left. \begin{aligned}
 \text{potentiel du bras droit: } \vec{V}_R &= \frac{\vec{OC} \cdot \vec{U}_R}{r^2} \\
 \text{potentiel du bras gauche: } \vec{V}_L &= \frac{\vec{OC} \cdot \vec{U}_L}{r^2} \\
 \text{potentiel de jambe gauche: } \vec{V}_F &= \frac{\vec{OC} \cdot \vec{U}_F}{r^2}
 \end{aligned} \right\} (1)$$

Un commutateur applique les électrodes deux à deux à l'entrée

de l'amplificateur différentiel, ce qui permet de définir :

$$\left. \begin{aligned}
 \text{la dérivation } D_I : \text{ potentiel L - potentiel R} &= \vec{V}_L - \vec{V}_R = \vec{D}_I \\
 \text{la dérivation } D_{II} : \text{ potentiel F - potentiel R} &= \vec{V}_F - \vec{V}_R = \vec{D}_{II} \\
 \text{la dérivation } D_{III} : \text{ potentiel F - potentiel L} &= \vec{V}_F - \vec{V}_L = \vec{D}_{III}
 \end{aligned} \right\} (2)$$

On peut écrire alors la relation suivante :

$$\vec{D}_I + \vec{D}_{III} = \vec{D}_{II}$$

On montre ainsi que les dérivations standards sont obtenues par la projection du vecteur dipole  $\vec{OC}$ .

En utilisant (1) et (2), on obtient :

$$\vec{D}_I = \vec{V}_L - \vec{V}_R = \vec{OC} (\vec{U}_L - \vec{U}_R) / r^2$$

$$\vec{D}_{II} = \vec{V}_F - \vec{V}_R = \vec{OC} (\vec{U}_F - \vec{U}_R) / r^2$$

$$\vec{D}_{III} = \vec{V}_F - \vec{V}_L = \vec{OC} (\vec{U}_F - \vec{U}_L) / r^2$$

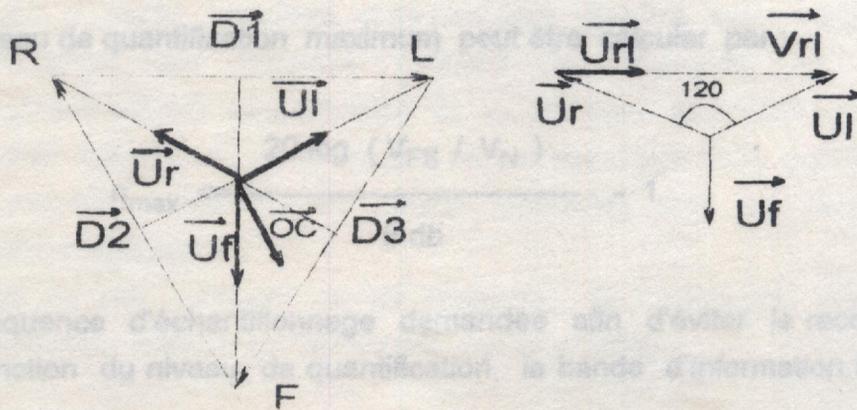
cherchons  $V_{RL}$  :  $|\vec{U}_L| / \sin 30 = |\vec{V}_{RL}| / \sin 120 \implies |\vec{V}_{RL}| = \sqrt{3}$ .

$U_{RL}$  étant le vecteur unitaire porté par le côté RL.

$$\vec{V}_{RL} = \sqrt{3} \vec{U}_{RL} \implies D_I = (\vec{OC} / r^2) \sqrt{3} \vec{U}_{RL}$$

de même  $D_{II} = (\vec{OC} / r^2) \sqrt{3} \vec{U}_{RF}$  et  $D_{III} = (\vec{OC} / r^2) \sqrt{3} \vec{U}_{LF}$

Les dérivations bipolaires donnent des déflexions proportionnelles au cours du temps, à la projection du vecteur dipole instantané, sur les trois côtés respectifs du triangle d'Einthoven.



## ANNEXE B

$f_s$  - fréquence du filtre à 3db  
 $F_{ECG}$  - la fréquence de coupure de la dernière partie du spectre ECG (environ 60Hz)

$$n_{min} \geq \frac{20 \log (V_{FS} / |V_{ECG}|) + 20 \log (|V_{ECG}| / |V_{SEN}|)}{6 \text{ db / bit}}$$

La pente du filtre passe bande est une ligne linéaire appliquée à la largeur de bande ECG

$n$  - niveau de quantification

où :

- $V_{FS}$  - L'entrée crête à crête du convertisseur A/D .
- $V_{ECG}$  - L'amplitude du complexe QRS , prise habituellement 2gale à  $1mV_{cc}$
- $V_{SEN}$  - Le signal désiré à niveau préservé .

Par exemple : si  $V_{FS} = +5mV$      $V_{ECG} = 1mV$      $V_{SEN} = 10\mu V$

Le niveau de quantification maximum usuel peut être estimé en calculant le bruit rms effectif à l'entrée de l'amplificateur ECG . Ce bruit rms est donné par :

$$V_N = \sqrt{V_{EN}^2 + V_{AN}^2}$$

- où :  $V_{AN}$  - Le bruit effectif à l'entrée de l'amplificateur .
- $V_{EN}$  - Le bruit électrique équivalent des électrodes .

Ce niveau de quantification maximum peut être calculer par :

$$n_{max} \leq \frac{20 \log (V_{FS} / V_N)}{6 \text{ db}} - 1$$

La fréquence d'échantillonnage demandée afin d'éviter le recouvrement, est fonction du niveau de quantification, la bande d'information ECG et le filtrage.

Pour cela on montre qu'il faut :

$$f_s \geq 2 f_F \left[ \log^{-1} \left[ \frac{6n - k_{ECG} \log (f_F / F_{ECG})}{k_{ECG} + k_F} \right] \right]$$

$f_F$  . fréquence du filtre à 3db

$F_{ECG}$  - la fréquence de coupure de la dernière pente du spectre ECG (environ 60Hz)

$k_{ECG}$  - La haute fréquence du spectre au dessus de 60 Hz.

$k_F$  -La pente du filtre passe bas à phase linéaire appliquée à la largeur de bande ECG .

$n$  - niveau de quantification.

Si  $k_{ECG} = 20$  db/dec et  $F_{ECG} = 60$  Hz ;  $n = 10$  ;  $f_F = 75$  Hz .

Alors  $f_S \geq 475$  Hz .

En déterminant ainsi la fréquence d'échantillonnage ( $f_S$ ) et le niveau de quantification  $n$ , on forme une base d'analyse pour le traitement à priori de la compression ECG . Les données ECG doivent former une donnée de base standard , transformées en une application à bande large par un filtre à phase linéaire et reconstruites sans violer le critère d'erreur du segment et onde ECG. En suivant ses conseils , une comparaison entre les différentes techniques de compression, faite sur le rapport de données à l'a sortie (bit /sec) pour des applications et dérivations identiques.

A la lumière de ces propos il est évident q'une comparaison directe des méthodes et assez complexe et ne peut être possible sans établissements de standards. Ces derniers incluent les données de base , le prétraitement pour la quantification et le maintien de l' ECG pour chaque application spécifique .Laoresentation de ces standards ECg consiste en un critère d'erreur, acceptable ou permis lesquelles sont les dérivations et applications spécifiques .

L'objectif de ces critères et de préserver le minimum d'information requises pour assurer un diagnostic clinique fidèle.

## BIBLIOGRAPHIE .

- [ 1 ] Dahmani , A. El Amrani, T. Bougherira, " Etude et réalisation d'un électrocardiographe ", Thèse d'ingénieur . 1982 .
- [ 2 ] J.Gay, P. Benoît , Savoir interpréter un électrocardiogramme. G.I.A. Paris
- [ 3 ] M.Chafai , "Les équipements biomédicaux " OPU Alger .
- [ 4 ] L.C. Wilkins and P.A.Wintz, "Bibliography on data compression , picture properties and picture coding", IEE Tran.inform.Theory ; march 1971 .
- [ 5 ] L.D Davisson , " The Theoretical Analysis of Data Compression Techniques " , Proc.IEEE. Vol 56 , Feb 1968 .
- [ 6 ] D.R. Weber and F.J. Wynhoff , " The Concept Of Self-Adaptive Data Compression " , Proc, IRE Nat, Symp, Space Electron . Telemetry , IEEE LG-SET REC , sect.4.1., 1962 .
- [ 7 ] P.Elias , " Predictive Coding- Part I and II " , IRE, Inform.Theory, Vol IT-1, March 1955.
- [ 8 ] J . R Cox , F . M . Nolle , H . A . Fozzard , and G . C . Oliver , "AZTEC , a Processing Program For Real Time ECG Rythm Analysis " . IEEE. Trans .Biomed .Eng ., Vol BME , Apr 1968.
- [ 9 ] Abenstein, J.P. and W . J . Tompkins , " A New Data - Reduction Algorithm For Real - Time ECG Analysis " , IEEE . Biomed .Eng, 29,43,1982.
- [ 10 ] W. J. Tompkins and J . G . Webster , EDs, Design of Microcomputer Based Medical Instrumentation . Englewood Cliffs , N J : Prentice Hall , 1981.
- [ 11 ] M .Ishijima , S . B . Shin , G . H . Hostetter , and J . Sklansky , "Scan- Along Polygonal Approximation For Data Compression Of Electrocardiograms " , IEEE .Trans .Biomed . Eng ., Vol BME-30 , nov 1983.

- [ 12 ] A.Stewart , G. E Dower . and C. Suranyi , " An ECG Compression Code " , J .Electrocardiol , Vol .6 n° 2 ,1973 .
- [ 13 ] H . O . Burtonand . D . D.Sullivan , " Error Control " , Proc .IEEE , Vol 60 ,Nov 1972.
- [ 14 ] E.A .Giakoumakis and G.Papakonstantinou , " An ECG Data Reduction Algorithm " , Computers in Cardiology , Boston , MA, USA , Oct 1986.
- [ 15 ] W . S Kuklinski, " Fast Walsh Transform Data - Compression Algorithm : ECG Applictions " Med&Biol. Engin &Computing, Jul 1983.
- [ 16 ] A .S . Berson , J .M . Wjick, and H . V Pipberger , " Precision Requirments For Electrocardiographie measurements , Computed Automatically " , IEEE . Trans .Biomed-Eng , Vol BMR -24 , Jul 1977.
- [ 17 ] H. S Lee, Q.L.Cheng, N.Thakor , " ECG Waveform Analysis-I Data Reduction " , Comp. Biomed. Research (USA) , Oct 1987.
- [ 18 ] H. S Lee, Q.L.Cheng, N.Thakor , "ECG Waveform Analysis By Significant Points Extractions -II Pattern Matching " , Comp. Biomed. Research (USA) , Oct 1987.
- [ 19 ] P. Le - Hung , E. Yvroud, J. -L - Dion , " A Versatile Cardiac Arrhythmia Simulator " . IEEE . Trans . Intrum . Meas . (USA ) , Dec 1987.
- [ 20 ] M. Talha , " Acquisition de Signaux Cardiaques " Université Houari Boumedine , Bab-Ezouar .

- Différence en **amplitude** entre les points Q' et R ,
- Poin t - Q.**
- Convexité du point Q ( **concave - convexe** ) ;
- Différence en **distance** entre les points Q et R ;
- Différence en **amplitude** entre les points Q et R ,
- Poin t - S.**
- Convexité du point S ;
- Différence en **distance** entre les points S et R ;
- Différence en **amplitude** entre les points S et R ,
- Poin t - S'.**
- Convexité du point S' ;
- Différence en **distance** entre les points S' et R ;
- Différence en **amplitude** entre les points S' et R ,

figure 5.2.

Exemple de représentation d'une onde QRS.

### 5.3. Comparaison des formes (pattern matching)

L'étape suivante consiste d'abord à normaliser les morphologies QRS formées et cela en affectant chaque attribut d'un certain poids , ensuite la comparaison débute par le calcul du coefficient de corrélation de chaque complexe QRS , selon certains seuils pour les différences de durée et d'amplitude . Ensuite , on compare les coefficients de corrélation établis , entre les morphologies QRS et les modèles QRS .

#### 5.3.1. Classification de la morphologie du QRS .

Le processus de classification de morphologie du QRS est dynamique . Au début de l'algorithme , il n'y a pas de modèle sélectionné . Ensuite , chaque complexe QRS est , ou bien placé dans une classe de modèles existants, devient lui même un nouveau modèle ( classe ) . Les nouveaux modèles qui sont différents de ceux déjà sélectionnés sont accumulés