

N° d'ordre : 1097

50376  
1983  
295

50376  
1983  
295

# THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

**DOCTEUR DE 3ème CYCLE**

Spécialité : AUTOMATIQUE

par

Jean-Marc LECERF

**CONCEPTION D'UNE STRUCTURE LOGICIELLE  
REDONDANTE EN VUE D'AMELIORER LA SURETE  
DES PRISES DE DECISION EN TEMPS REEL :  
Application à l'analyse automatique des  
signaux biologiques**



\*0300107068\*

Soutenu le 27 octobre 1983 devant la Commission d'Examen

Mrs	P.	VIDAL	Président
	C.	VASSEUR	Rapporteur
	C.	CHOPIN	Examinateur
	P.	ANDRE	Examinateur
Mme	M.C.	CHAMBRIN	Examinatrice

*A la mémoire de Mes Parents,  
et de ma Soeur .*

*A Marie-José*

Ce travail est en partie financé par le Conseil Régional du Nord/Pas.de.Calais et par l'I.N.S.E.R.M. (C.R.L n° 805014).

# AVANT - PROPOS

Le travail exposé dans ce mémoire est le résultat d'une collaboration suivie entre le Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille et le Centre de Réanimation Respiratoire de l'Hôpital Calmette de Lille.

Avant de présenter cette étude, je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Monsieur le Professeur Pierre VIDAL, Directeur du Centre d'Automatique, qui m'a accueilli dans son Laboratoire.

Christian VASSEUR, Maître-Assistant à l'Université de Lille 1, a été responsable scientifique et rapporteur de cette thèse. Qu'il veuille bien trouver ici, l'expression de ma reconnaissance et de mon amitié pour l'attention, les conseils et l'aide constante qu'il m'a apportés.

Que Monsieur le Professeur C. CHOPIN, affecté au Service de Réanimation à l'Hôpital B de Lille, accepte mes sincères remerciements pour l'accueil reçu au sein de son service et sa collaboration à ce projet. Je lui suis reconnaissant d'avoir accepté de juger ce travail dont il est l'initiateur.

Je remercie également Monsieur P. ANDRE, Professeur à l'Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Micro-techniques de Besançon, pour l'intérêt qu'il a témoigné à ces travaux et pour sa présence parmi les membres du jury.

Marie-Christine CHAMBRIN, chargée de recherche à l'INSERM de Lille, a suivi cette étude dans son ensemble. Son aide et ses conseils m'ont été particulièrement utile lors des phases d'expérimentation. Je la remercie donc vivement pour son soutien et sa participation au jury de thèse.

Mes remerciements s'adressent enfin aux personnels et collègues chercheurs des deux Centres qui m'ont accueilli, notamment à Messieurs CEURSTEMONT et MANGALABOYI pour leur aide technique, Messieurs VEINNANT et HOUZE pour la réalisation pratique de ce mémoire, Fabrice, Bernard, Michel et Tino pour le climat "DYNAMIQUE" dans lequel ce travail a été réalisé.



# SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE ..... i-1

## CHAPITRE 1 : OBSERVATION DU SIGNAL - Aspects particuliers

### I - ETUDE DES SIGNAUX TEMPORELS

I-1	Introduction .....	I-1
I-2	La notion d'événement .....	I-2
I-3	Analyse d'un signal .....	I-4
I-4	Mémorisation et traitement .....	I-6

### II - MODES DE TRAVAIL

II-1	Traitement à la demande .....	I-8
II-2	Mode continu .....	I-10
II-3	Mode temps réel .....	I-12

### III- CONTRAINTES TEMPS REEL

III-1	Le non-débordement .....	I-15
III-2	Mémorisation limitée .....	I-15
III-3	Anticipation .....	I-16
III-4	Mémorisation consécutive à un traitement .....	I-17

### IV - CONCLUSION

## CHAPITRE 2 : OBSERVATION DU SIGNAL - Implantation en temps réel

### I - IMPLANTATION DE TRAITEMENTS EN TEMPS REEL

I-1	Possibilité d'implantation en temps réel .....	II-1
I-2	Limitation temporelle .....	II-3
I-3	Durée des traitements .....	II-4
I-4	Conclusion .....	II-7

II - LE PREMIER NIVEAU DE TRAITEMENT	
II-1	Introduction ..... II-8
II-2	Exemple préliminaire ..... II-9
II-3	Les outils ..... II-10
	a) la détection ..... II-10
	b) paramétrisation globale ..... II-19
III- STRUCTURE DE VALIDATION	
III-1	Conditions de l'étude ..... II-23
III-2	Contexte favorable ..... II-25
III-3	Contexte défavorable ..... II-28
III-4	Conclusion ..... II-35
IV - CONCLUSION	

### CHAPITRE 3 : STRUCTURE DE TRAITEMENT DANS UN CONTEXTE PEU FAVORABLE

I - STRUCTURE REDONDANTE	
I-1	Etapas conventionnelles de l'analyse ..... III-1
I-2	Exemple préliminaire ..... III-3
I-3	Cas général ..... III-6
I-4	Conclusions ..... III-11
II - CLASSIFICATION TEMPS REEL	
II-1	La décision ..... III-11
	a) algorithme de décision ..... III-12
	b) niveaux d'interprétation ..... III-14
II-2	Cellule d'affectation ..... III-15
	a) principe ..... III-15
	b) structure ..... III-18
II-3	Classification à caractère dynamique ..... III-21
	a) exemple préliminaire ..... III-22
	b) principe ..... III-24
	c) structure ..... III-28
II-4	Modèle de Référence - Apprentissage ..... III-29
	a) modèle de référence ..... III-29
	b) phase d'apprentissage ..... III-30
	c) cellule de contrôle ..... III-33
	d) écart par rapport à un modèle ..... III-35

II-5 Conclusion .....	III-39
III- VECTORISATION DES RESULTATS	
III-1 Structure des résultats .....	III-40
III-2 Traitement .....	III-42
III-3 Mémorisation .....	III-43
IV - CONCLUSION	

CHAPITRE 4 : APPLICATION A L'ANALYSE DES SIGNAUX D'ORIGINE BIOLOGIQUE

A) <u>TRAITEMENT AUTOMATIQUE DE L'E.C.G.</u>	
I - CAHIER DES CHARGES	
I-1 Présentation des signaux .....	IV-2
I-2 Troubles du rythme .....	IV-3
a) défaut à "complexe fin" .....	IV-5
b) défauts à "complexe large" .....	IV-6
I-3 Cahier des charges .....	IV-8
I-4 Bibliographie sur le traitement de l'E.C.G. ...	IV-8
I-5 Perturbations .....	IV-9
II - MISE EN OEUVRE	
II-1 Contrôle Automatique de Gain (C.A.G.) .....	IV-13
II-2 Paramètres choisis .....	IV-16
II-3 Classification .....	IV-16
a) cellule de classification .....	IV-19
b) cellule d'affectation .....	IV-21
c) cellule de validation .....	IV-22
II-4 Affectation des anomalies ventriculaires .....	IV-22
II-5 Prises de décision .....	IV-23
a) cellule de classification .....	IV-23
b) cellule de paramétrisation .....	IV-25
c) cellule d'affectation .....	IV-25
III- IMPLANTATION SUR MATERIEL MICROINFORMATISE	
III-1 Expérimentation .....	IV-26
III-2 Mise au point .....	IV-27
III-3 Implantation .....	IV-27

B) TRAITEMENT TEMPS REEL DES SIGNAUX RESPIRATOIRES

I - CAHIER DES CHARGES

I-1	Présentation des signaux .....	IV-29
I-2	Cahier des charges .....	IV-31
I-3	Déformations éventuelles .....	IV-32

II - MISE EN OEUVRE

II-1	Obtention des paramètres spatiaux et temporels .	IV-33
II-2	Synchronisation des signaux de Volume et de CO <sub>2</sub> .	IV-35
II-3	Paramètre VDS .....	IV-36
	a) obtention de la caractéristique CO <sub>2</sub> =f(Volume)	IV-37
	b) calcul de S <sub>exp</sub> .....	IV-38
	c) calcul de la pente .....	IV-39
	d) calcul de VDS .....	IV-39

C) CONCLUSION

CONCLUSION GENERALE .....	c-1
---------------------------	-----

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXE

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

La récupération d'un signal émis par un processus physique à l'aide de capteurs, s'accompagne fréquemment d'une détérioration de l'information source. Ceci provient, soit du capteur (mauvais positionnement ou fonctionnement non optimal, superposition de phénomènes ...), soit de l'environnement dans lequel il est placé (50 Hz du réseau par exemple). Selon le cas, le signal reçu est porteur d'un "bruit" permanent ou au contraire, n'est affecté que de manière intempestive par des phénomènes de nature et de durée imprévisibles (perturbations).

Face à la première des situations, il est possible de conditionner le signal bruité en utilisant les techniques conventionnelles de filtrage, analogique ou/et numérique (KALMAN, WIENER ...). Dans la seconde par contre, rien ne peut être fait a priori et les perturbations ne sont localisées qu'à l'issue de l'analyse demandée par l'utilisateur. Ainsi, la réalisation des algorithmes de traitement doit tenir compte de cette hypothèse de fonctionnement de façon à ce que les portions de signal défectueuses n'affectent pas les résultats. Il est clair que cet impératif ne peut qu'accroître la complexité de l'analyse.

Les solutions à mettre en oeuvre dépendent du contexte dans lequel se situe l'expérience et du mode de travail nécessaire à l'obtention des résultats. La plus contraignante des situations face aux perturbations, correspond à une analyse en temps réel dans des conditions peu favorables (diversité et évolution des formes). C'est à cette configuration que nous nous sommes intéressé plus spécialement dans notre travail. En effet, ce mémoire a pour objectif de proposer une démarche visant à fiabiliser les décisions à prendre dans un tel contexte.

Dans ce sens, le développement est plus particulièrement orienté vers la classification des événements constituant le signal (chapitre III). Cette opération nécessite des traitements sophistiqués et leur implantation s'avère parfois délicate (limitation temporelle). Cet aspect est examiné au chapitre II. Finalement, nous donnons à titre d'illustration, au chapitre IV, un exemple de réalisation portant sur le traitement automatique de l'E.C.G. (Electrocardiogramme) et de quelques signaux respiratoires. Le premier chapitre fait l'objet quant à lui, d'une présentation générale sur la notion de temps réel.

Cette étude s'inscrit dans le domaine du Génie Biologique et Médical. Ainsi, les signaux choisis pour faciliter la compréhension des divers commentaires sont tous des signaux physiologiques. L'E.C.G. est particulièrement "riche" en nombre de situations possibles et il est utilisé comme support d'illustration à plusieurs reprises dans le développement.

# CHAPITRE I

OBSERVATION DU SIGNAL :

Aspects particuliers

# I ETUDE DES SIGNAUX TEMPORELS

## I-1 Introduction

On peut agir sur un signal émis par un processus physique à deux niveaux bien distincts (figure I-1):

- Au premier niveau, il s'agit de conditionner le signal reçu à l'aide des multiples outils offerts par la plupart des méthodes de traitement de signal (filtrage, amplification, modulation etc...). On parle alors d'observation en perception.

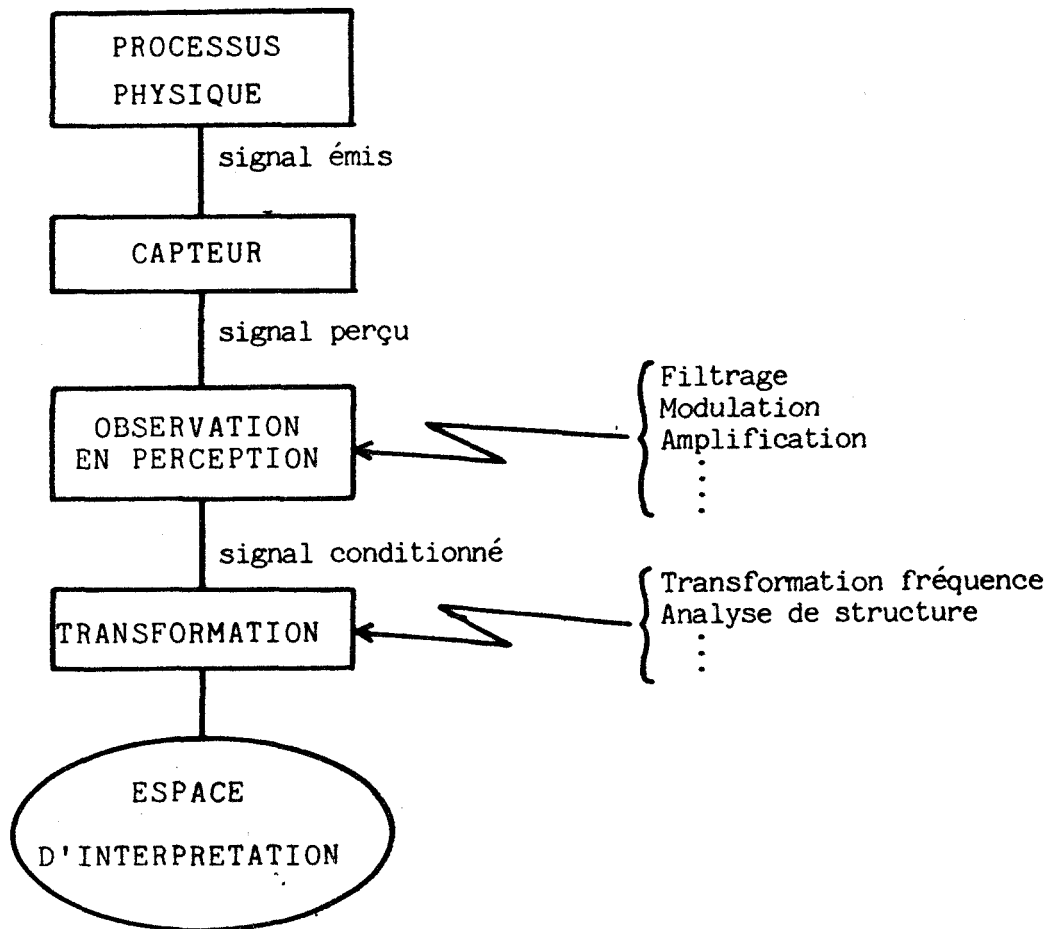


figure I-1



- Le second niveau quant à lui, n'affecte pas réellement le signal. Il opère uniquement une transformation permettant de passer d'un espace de représentation (visualisation du signal) à un espace d'interprétation. Ainsi, il est possible d'extraire du signal non seulement des informations spatiales ou temporelles mais également des informations plus synthétiques sur son évolution dans le temps et sur la nature des phénomènes qui s'y produisent (diagnostic, décision ...).

L'observation en perception n'est pas abordée dans ce mémoire ; nous nous intéressons exclusivement à la seconde manipulation. Dans ce sens, ce premier paragraphe fournit une présentation générale du problème traité dans les chapitres II et III.

### I-2 La notion d'événement

Tout phénomène temporel peut être décrit comme la succession dans le temps d'événements caractéristiques. A titre d'exemple, le signal d'impédance thoracique d'un nouveau-né peut être interprété comme la succession d'ondes pseudo-périodiques représentant chacune un événement "cycle respiratoire". Pour analyser chacun d'entre eux, on s'intéresse notamment aux durées et amplitudes enregistrées lors des phases d'inspiration et d'expiration (figure I-2) /COUV-81/. De façon générale, chaque événement est caractérisé par un certain nombre de paramètres et de mesures effectuées sur ces paramètres.

De la même manière, on peut considérer tout événement donné comme un assemblage d'événements plus élémentaires. Ainsi, le traitement de ce tracé sur ordinateur numérique nécessite une conversion analogique/digitale à intervalles de temps réguliers (fréquence d'échantillonnage). Chaque prise d'information, caractérisée par l'amplitude du signal au moment de l'échantillonnage, peut être assimilée à l'évé-

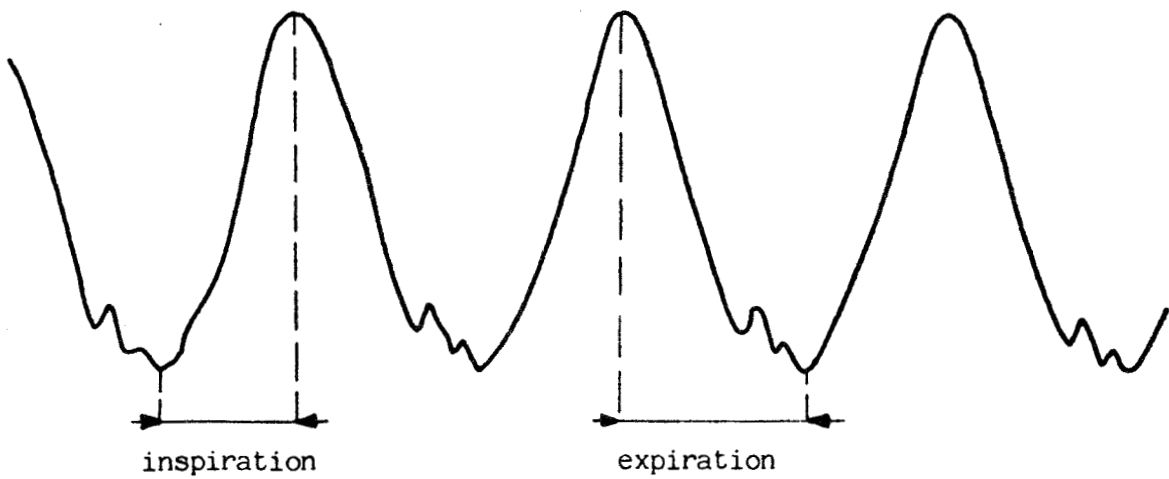


figure I-2

nement "période d'échantillonnage". L'événement "cycle respiratoire" apparaît alors comme leur assemblage sur un intervalle temporel donné (figure I-3).

D'un point de vue plus macroscopique, il est possible de regrouper plusieurs événements "cycles respiratoires" pour définir une succession d'événements "états respiratoires" (rythme régulier, irrégulier, cyclique, etc...). Ces derniers, étroitement liés au comportement du patient (sommeil profond, activité motrice, apnée...), sont obtenus en comparant le rapport  $TI/TE$  (durée d'inspiration/durée d'expiration) à des seuils standard compris entre 0.5 et 1 (figure I-4).

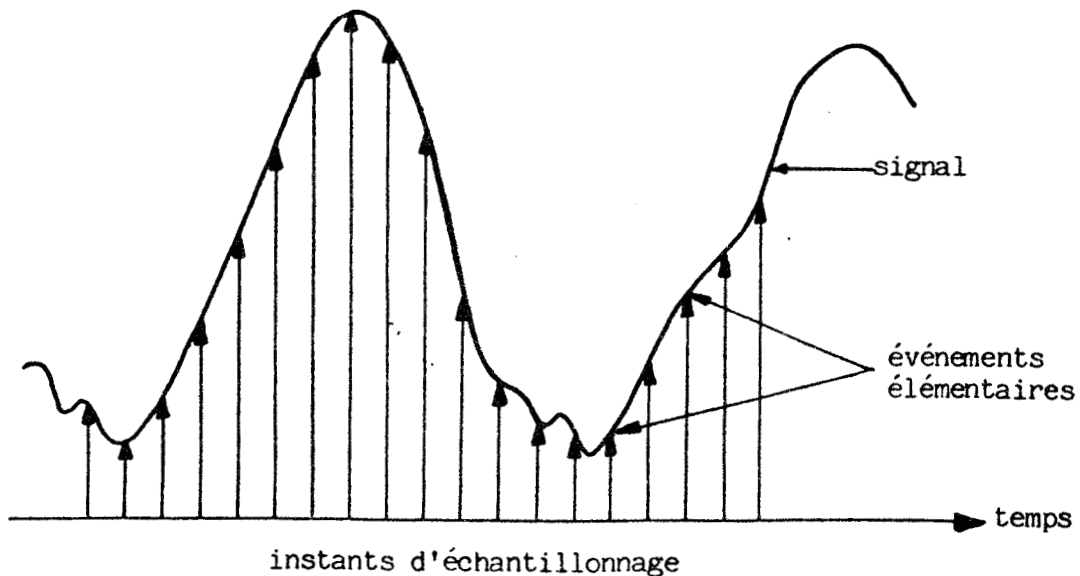


figure I-3

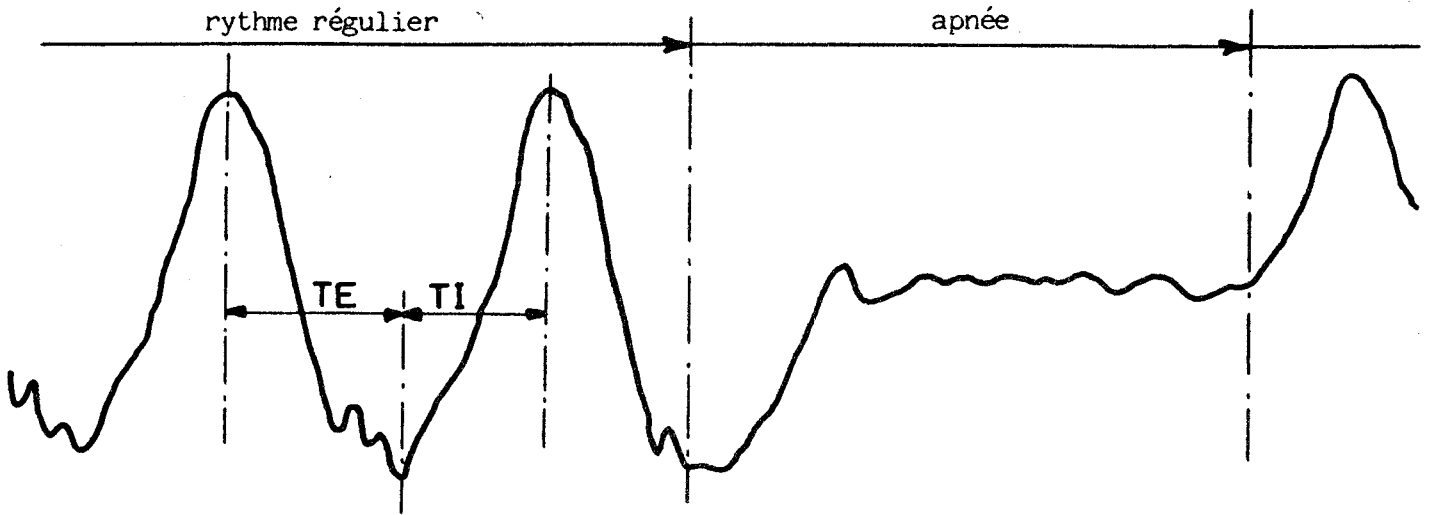


figure I-4

Parmi les hypothèses à vérifier pour l'emploi de certaines techniques, on retrouve fréquemment les propriétés de périodicité et de stationnarité. Toutefois, bien que la plupart des signaux biologiques soient cycliques, on ne peut pas réellement parler de périodicité. Les phénomènes observés quant à eux, ne sont pas stationnaires globalement mais seulement stationnaires par morceaux.

C'est de ce point de vue que la notion d'événement présente un grand intérêt pour l'analyse des signaux. Dans ce sens, une définition plus formelle a été proposée par C. VASSEUR dans laquelle l'événement est assimilé à un triplet : (objet, date, durée) /VASS-82/.

### I-3 Analyse d'un signal

Après avoir précisé cette notion d'événement, il apparaît que l'observation d'un phénomène peut se situer à divers niveaux d'interprétation. Chaque niveau est caractérisé par un type d'événements dont l'assemblage permet d'accéder à un niveau d'interprétation supérieur.

Dans une telle démarche, la vision du phénomène est d'autant plus synthétique qu'elle se situe à un haut niveau d'interprétation. De même, la durée des événements observés est d'autant plus longue que l'on se situe à un haut niveau d'observation.

Ainsi, sur un même phénomène, on peut être amené à réaliser une analyse plus ou moins sophistiquée selon les renseignements que l'on souhaite en extraire. Pour cela, deux hypothèses de travail sont envisageables :

- Dans la première, on s'intéresse exclusivement aux formes successives prises par le signal, autrement dit à son allure. La recherche des solutions au problème posé est alors faite parmi les diverses méthodes d'analyse syntaxique. Ce mode d'analyse est particulièrement bien adapté à l'étude de l'enchaînement des primitives /GROS-67/ /FU-74/ /MICL-79/.
- Dans la seconde, l'objectif porte essentiellement sur certains aspects fondamentaux du traitement des signaux temporels (durée, rythme, variation, répétition...). La prise en compte de ces composantes est obtenue en substituant à la notion de primitive, la notion d'événement.

Toutefois, quels que soient les traitements utilisés, l'analyse a pour but de faciliter la compréhension du processus étudié en passant d'un espace de représentation (visualisation du signal analogique) à un espace d'interprétation (histogramme, courbe d'évolution, tableau de coefficients...). Ce passage consiste à appliquer différentes transformations mathématiques

- transformations fréquentielles (FOURIER, WALSH) /PAPO-62/ /BEAU-75/ /LIFE-79/

- Analyse de structure et extraction de paramètres caractéristiques d'un signal : pentes, rythme, points de cassure...  
/VALE-75/ /PAVL-77/
- Changements d'axes ...

aux informations (échantillons du signal) issues du capteur. Cependant, cette opération nécessite parfois l'utilisation de procédures particulières, notamment lorsqu'une classification des événements appréhendés est demandée. Dans ces conditions, celle-ci fait appel à un ensemble de données (modèle, prototype...) établies a priori ou de manière évolutive, représentatives des "connaissances" que l'on a du processus.

En associant une analyse de ce type aux éléments chargés de recueillir l'information (capteurs), l'instrument réalisé devient alors un outil d'aide à la décision.

#### I-4 Mémorisation et traitement

Les remarques précédentes relatives aux méthodes utilisées dans l'étude des signaux, peuvent être complétées par d'autres portant quant à elles, sur les moyens de les implanter sur machine. Il est clair que la mise en oeuvre de telles solutions nécessite l'utilisation de machines informatiques. Dans ce sens, la réalisation d'un outil regroupant diverses fonctions fondamentales telles que décision, apprentissage... s'appuie sur deux éléments fonctionnels caractéristiques de ce type de machine : la mémorisation et le traitement.

La mémorisation permet de sauvegarder une certaine quantité d'informations relatives aux différents niveaux d'interprétation sur lesquels on travaille. Parmi les plus couramment utilisées, on trouve les données spatiales et temporelles. Il s'agit d'une part, de mesures des grandeurs analogiques représentant le signal (amplitude) et d'autre part, des écarts temporels séparant les événements élémentaires spécifiques, exprimés en nombre de périodes d'échantillon-

nage (durée). En dehors de ces données qui, bien que sans dimension au niveau de la machine ont une signification physique, on peut être amené à manipuler des indicateurs (drapeaux). Leur rôle se limite à ordonner la succession des diverses opérations selon la situation dans laquelle on se trouve, en aiguillant le déroulement de chaque tâche vers un traitement adéquat. Le dernier type d'informations porte quant à lui, sur les coefficients propres aux résultats demandés par l'utilisateur.

Le stockage des données peut se faire de deux manières fondamentalement différentes :

- Dans la première hypothèse, l'information est figée définitivement. C'est le cas notamment dans la mémorisation des résultats ou lorsqu'un modèle (prototype) est fixé a priori (Cf. paragraphe précédent).
- Dans la seconde, l'information sauvegardée est remise à jour en permanence au cours de l'étude. Il s'agit alors de paramètres, de résultats intermédiaires ou d'auxiliaires de calcul.

Le terme "traitement", deuxième élément introduit précédemment, correspond en fait, à la programmation des méthodes adoptées pour effectuer l'analyse du signal. Il n'y a pas de règles universelles en cette matière. Toutefois, les structures microinformatisées autour desquelles s'articulent les traitements, sont parfaitement définies. Ainsi, on parle de structure conventionnelle ou de structure fonctionnelle répartie (étoile ou série) /VASS-80/ et /AFCE-78/.

L'élément le plus restrictif à prendre en considération dans cette opération, est sans doute la limitation temporelle imposée par les conditions de l'étude. C'est le cas notamment lorsque le mode d'analyse adopté nécessite des traitements en temps réel. Pour certaines applications, on se retrouve également confronté à une limitation matérielle (place mémoire).

En ce qui concerne la contrainte temporelle, on constate aisément qu'en adoptant une structure plutôt qu'une autre, la gestion des échanges d'informations requiert un minimum de temps. De plus, un certain nombre de techniques (tabulation, approximation, etc...) permet de minimiser la durée des calculs qui ne se ramènent pas à des opérations de base (addition, soustraction, ...). Ainsi, l'implantation de la majorité des systèmes d'analyse, ne soulève pas de problèmes particuliers.

## II MODES DE TRAVAIL

Ce paragraphe apporte quelques éléments d'information supplémentaires sur les diverses manières d'opérer l'analyse selon le contexte de l'expérience (cahier des charges). On s'intéressera en particulier, à l'enchaînement des opérations (répartition temporelle) pour trois modes de travail spécifiques. Chacune des solutions est accompagnée d'un exemple concret d'implantation de manière à faciliter la comparaison de l'un des modes vis-à-vis des autres. Les constatations faites à ce niveau feront l'objet du prochain paragraphe.

Les signaux choisis pour illustrer les trois modes sont d'origine biologique comme tous ceux auxquels nous ferons référence dans ce mémoire. Cependant, des raisonnements similaires et des structures de traitement identiques peuvent être adoptés pour tout autre type de signal émis par un processus physique, dans le domaine industriel en particulier.

### II-1 Traitement à la demande

Dans ce premier mode de travail, un traitement unique suit l'acquisition d'un certain nombre d'échantillons (figure I-5). Le traitement est demandé à intervalles de temps, réguliers ou non, largement supérieurs à la durée de l'analyse (acquisition + traitement).

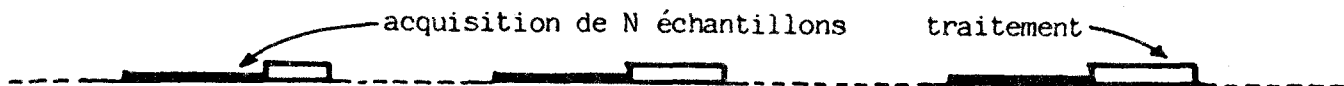


figure I-5

Ce principe a été adopté pour la réalisation d'un système de contrôle et de surveillance destiné à une unité de réanimation respiratoire /CHAM-77/. On le retrouve notamment, dans l'une de ses fonctions qui consiste à calculer un bilan fonctionnel. Celui-ci est établi à partir de plusieurs paramètres relatifs aux signaux de volume expiré (figure I-6a) et de concentration en CO<sub>2</sub> (figure I-6b). Le bilan est fourni, soit toutes les heures lorsque la concentration finale en CO<sub>2</sub> reste à l'intérieur de normes pré-réglées, soit sur demande de l'utilisateur (touche de fonction), soit encore sur déclenchement d'une alarme résultant d'un dépassement répété de l'un des seuils limites. En effet, l'étude peut s'échelonner sur plusieurs jours.

L'analyse débute par la mémorisation de l'ensemble des échantillons constituant trois cycles consécutifs et ceci pour les deux signaux. Puis vient le traitement dont le premier objectif consiste à localiser les amplitudes maximales et à déterminer la durée de chacun des cycles. Dans la seconde partie du travail, ces paramètres sont repris dans une série de calculs dont les résultats représentent un ensemble de données physiopathologiques caractéristiques de l'état pulmonaire (fréquence, ductance, compliance, gradient, ...) /CHOP-77a/.

Il y a deux raisons essentielles à ce que l'acquisition se fasse sur trois cycles. D'une part, la comparaison des mesures appréhendées sur chacun d'entre eux permet un contrôle de stabilité. D'autre part, en effectuant le calcul des coefficients demandés sur une valeur moyenne et non



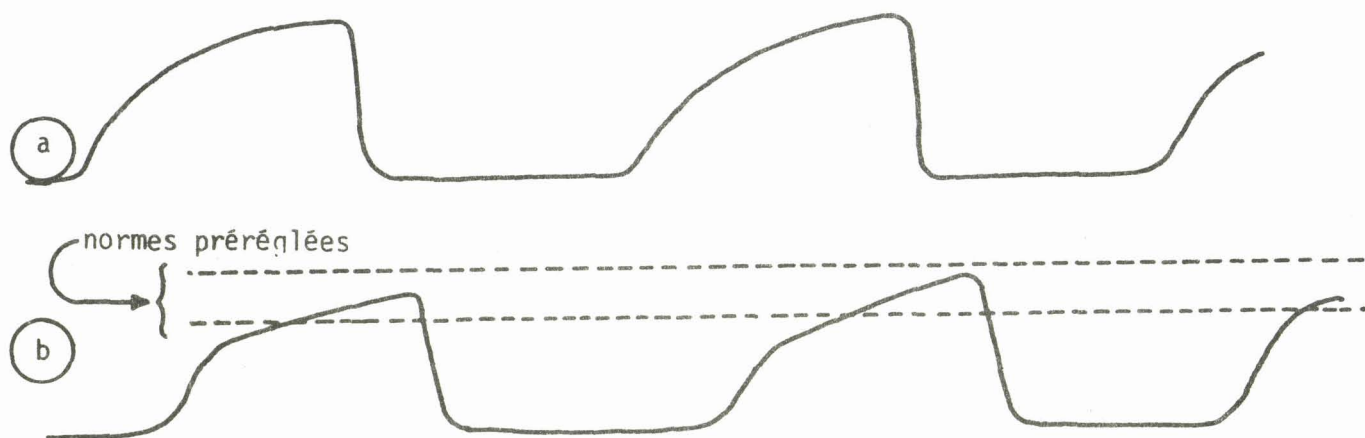


figure I-6

sur une mesure ponctuelle, on réalise un filtrage des fluctuations susceptibles d'affecter le signal considéré.

On imagine aisément que le fait de multiplier les demandes de bilan ne présente aucun intérêt, sauf si le malade se trouve dans une situation critique. Il paraît donc logique que dans une telle application, la répartition des périodes d'analyse suive le principe représenté figure I-5.

## II-2 Mode continu

Le mode continu reprend le même déroulement que précédemment dans la succession des opérations. Ainsi, le traitement est consécutif à une série de prises d'informations. Néanmoins, la différence vient de l'enchaînement d'une analyse sur l'autre qui s'effectue sans interruption contrairement au mode précédent. En effet, comme l'illustre la figure I-7, la fin d'un traitement coïncide avec le début d'une nouvelle phase d'acquisition.

acquisition de N échantillons

traitement

figure I-7

A titre d'exemple, nous allons nous intéresser à un second dispositif expérimenté dans le même service hospitalier /MAUT-82/. Celui-ci est alimenté par un signal de pression artérielle pulmonaire (P.A.P.) recueilli par l'intermédiaire d'un cathéter. Sa fonction consiste à surveiller les pressions systoliques et diastoliques d'un malade (figure I-8). La durée de l'étude est nettement plus courte que dans le cas traité précédemment (quelques heures maximum).

Compte tenu des conditions particulières dans lesquelles le signal est récupéré, le tracé est fortement perturbé (artefacts ...) et des fluctuations sont souvent observées dans l'allure des ondes appréhendées. Ainsi, les résultats fournis reposent de nouveau sur la moyenne de plusieurs mesures effectuées sur des cycles non déformés.

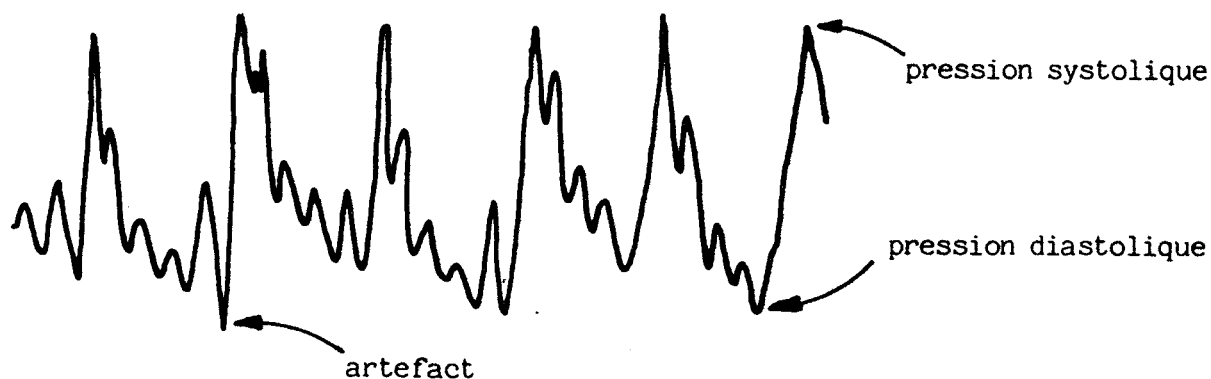


figure I-8

La procédure d'analyse consiste alors à stocker une certaine quantité d'échantillons (10 à 20 cycles selon le rythme cardiaque) et à les traiter ensuite tout en stoppant l'acquisition. Il s'agit de localiser parmi l'ensemble des extrêma apparaissant sur chaque événement, ceux qui s'identifient aux pressions recherchées. La durée du traitement peut représenter plusieurs cycles, voire quelques dizaines, qui sont donc perdus pour l'analyse. Cependant, on conçoit aisément que l'évolution des pressions considérées ne nécessite pas de prendre la totalité des cycles en considération. Ceci explique le mode de travail adopté pour cette réalisation.

### II-3 Mode temps réel

Lorsque nous ne pouvons plus nous permettre de perdre des échantillons, nous sommes contraints d'adopter le mode temps réel. L'analyse consiste alors en une succession de traitements élémentaires répartis sur chaque période d'échantillonnage. Ainsi, chaque prise d'information est suivie d'un traitement (figure I-9). Nous préciserons cette notion au chapitre II.

L'illustration que nous donnons de ce type de traitement, porte sur une étude faite au Centre de Pathologie Néonatale d'ARRAS /COUV-79/. Le signal traité caractérise une onde respiratoire de nouveau-né, par le biais de son impédance thoracique (figure I-10) /DUBO-70/. Il a été choisi pour renseigner plus efficacement le médecin sur le comportement respiratoire (rythme régulier, irrégulier, cyclique)



figure I-9

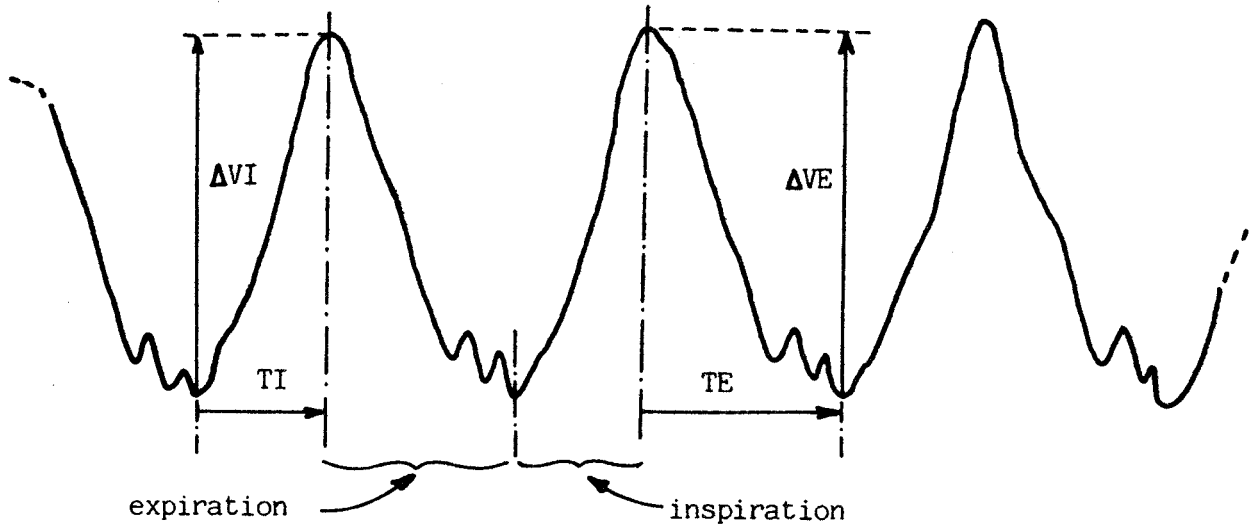


figure I-10

et l'état du patient (activité motrice, sommeil, apnée...). Ainsi, l'analyse peut s'échelonner sur plusieurs jours et, compte tenu de son rôle de surveillance (détection d'apnée), elle implique une prise en compte permanente des échantillons appréhendés.

Les principaux paramètres adoptés pour extraire les indications nécessaires au diagnostic s'identifient aux durées (TI et TE) et aux amplitudes ( $\Delta VI$  et  $\Delta VE$ ) des phases d'inspiration et d'expiration. Les premiers éléments de classification reposent sur les rapports  $TI/TE$  et  $\Delta VI/\Delta VE$ . Cependant, il est préférable de leur associer un bilan énergétique de manière à favoriser la localisation de tel ou tel phénomène /RAJA-79/. L'intérêt de cette procédure réside en particulier, dans la détection anticipée des phases d'apnée qui sont généralement précédées d'une onde de fréquence élevée et de forte énergie.

Dans cette application, l'objectif consiste essentiellement à permettre au médecin de suivre l'évolution des caractéristiques d'un cycle sur l'autre. On ne devra donc plus recourir, comme dans les exemples précédents, au

calcul d'une moyenne intégrant les paramètres de plusieurs ondes consécutives. La démarche revient alors à isoler chacun des cycles et à ne fournir comme résultat, que ses propres paramètres.

Chaque échantillon alimente un traitement élémentaire destiné à identifier les échantillons correspondant aux valeurs maximales et minimales de la portion de signal observée. Il n'y aura donc mémorisation que si cet échantillon s'identifie davantage au point recherché que le dernier échantillon sauvegardé. Les données stockées en cours d'analyse ne sont associées aux paramètres correspondants que lorsqu'elles ont été validées par la localisation de la fin du cycle. Cette opération est facilitée en complétant les informations d'amplitude par des indications sur la dérivée du signal. Le traitement de fin de cycle peut s'avérer plus complexe que les autres dans ce sens où le signal est également soumis à des perturbations (récupération par électrode, activité cardiaque). Il s'agit alors de valider les mesures effectuées depuis le dernier événement considéré, en vérifiant leur cohérence avec celles enregistrées précédemment. Cependant, cette procédure ne doit pas entraver l'acquisition de l'ensemble des échantillons issus du convertisseur analogique/digital et la répartition des traitements sur chaque information élémentaire est établie en tenant compte de cet impératif.

### III CONTRAINTES TEMPS REEL

Les exemples relatifs à chacun des modes de traitement vont nous permettre maintenant d'isoler l'essentiel des caractéristiques d'une procédure effectuée en temps réel. Nous nous intéresserons notamment, à l'ordre dans lequel les opérations se succèdent et au cheminement des diverses informations utilisées. Ainsi, le mode temps réel va apparaître comme le plus restrictif d'entre tous au niveau de la conception des traitements.

Notre objectif n'est pas de passer en revue l'ensemble des particularités liées au mode de traitement temps réel, mais uniquement de préciser les points fondamentaux qui le caractérisent. Des remarques plus spécifiques seront faites au cours des chapitres II et III.

### III-1 Le non-débordement

La caractéristique essentielle du traitement temps réel s'identifie à la prise en compte de l'ensemble des événements élémentaires extraits du signal, quelle que soit la durée de l'expérience. Ceci impose une procédure d'analyse où chaque échantillon est traité individuellement dès sa récupération ou presque. Pour qu'il n'y ait aucune perte d'informations et que les hypothèses de l'étude soient respectées, la durée moyenne des traitements successifs ne doit donc pas excéder une certaine limite liée à l'horloge externe régissant la prise d'échantillons (période d'échantillonnage). En adoptant le mode temps réel, tout doit donc être fait pour éviter le débordement. Cette idée maîtresse conditionne aussi bien le choix des méthodes que celui des structures utilisées pour satisfaire le cahier des charges de l'analyse. Ainsi, même si les techniques diffèrent quelque peu, on retrouve dans chaque implantation en temps réel, une organisation caractéristique dans le déroulement des diverses tâches.

### III-2 Mémorisation limitée

La première conséquence de la limitation temporelle porte sur la quantité d'informations à mémoriser. En effet, toute donnée stockée est reprise par un ou plusieurs traitements ultérieurs et l'on admet aisément qu'en multipliant cette mémorisation, la durée des traitements s'accroît fortement. On peut alors aboutir à une consommation de temps non négligeable devant l'intervalle temporel imparti au traitement.

La sauvegarde des résultats ne constitue pas un problème spécifique du temps réel. Par contre, il est préférable de minimiser le nombre de variables intermédiaires. Ainsi, la démarche préconisée consiste à traiter non plus des groupes mais un seul échantillon à la fois. De plus, les techniques utilisées pour effectuer l'analyse font uniquement appel aux informations relatives au voisinage de l'échantillon considéré.

### III-3 Anticipation

La seconde conséquence de la limitation temporelle concerne la façon de procéder à l'extraction des paramètres représentatifs du signal observé. En effet, tel que nous l'avons vu plus haut, il est clair que le passage d'un traitement élémentaire à un autre se fait systématiquement entre deux échantillons consécutifs. Dans ces conditions, il est hors de question de reprendre le traitement d'un échantillon déjà pris en compte et de retrouver une information du passé qui n'a pas été stockée. Face à cette situation, la seule attitude envisageable consiste à procéder par anticipation ou prédiction s'accompagnant d'une mémorisation des événements observés.

Ceci va à l'encontre des constatations faites au paragraphe précédent et l'on voit apparaître ici la source des difficultés rencontrées dans une étude en temps réel. Ce dilemme se solde généralement par la sauvegarde d'une minorité d'échantillons (événements caractéristiques) correspondant à des points particuliers du signal, a priori indispensables pour satisfaire le cahier des charges. Certaines de ces informations présentent réellement un intérêt ; d'autres au contraire, s'avèrent inutiles pour l'obtention des résultats demandés. Ceci est dû au fait que la décision ne peut intervenir qu'a posteriori.

### III-4 Mémorisation consécutive à un traitement

Nous allons maintenant aborder l'enchaînement des différentes opérations qui en temps réel, revêt un caractère particulier. Si précédemment la mémorisation d'un ensemble d'échantillons engendrait un traitement reprenant chacun d'entre eux autant de fois que nécessaire, celle-ci intervient dorénavant à l'issue du traitement, s'il y a lieu. En effet, la démarche préconisée dans le paragraphe III-3, consiste à ne conserver que les échantillons susceptibles de correspondre à une donnée recherchée. Ceci implique alors un traitement sur chaque information appréhendée de façon à comparer les résultats aux valeurs des paramètres choisis.

Généralement, tout échantillon isolé de cette manière est emmagasiné dans l'attente, soit d'un événement semblable, soit de la prochaine décision. Si plusieurs échantillons présentent des caractéristiques voisines sur un intervalle de temps donné, il n'est pas toujours nécessaire de tous les sauvegarder pour identifier le paramètre considéré au moment venu. Ainsi, il est fréquent que l'extraction de l'un coïncide avec la dévalidation du précédent ou au contraire à son maintien ; c'est alors lui qui est écarté lors de la remise à jour.

## IV CONCLUSION

Diverses manipulations sont envisageables pour favoriser l'interprétation d'un signal. Toutefois, lorsque ce dernier est d'origine biologique à caractère cyclique ou pseudocyclique, les méthodes choisies sont celles qui facilitent l'examen du rythme, des variations de paramètres, des répétitions ... etc. Dans ces conditions, il est intéressant d'assimiler le signal observé à une succession d'"événements" (échantillons ou cycles ou états), plus ou moins microscopiques selon l'interprétation recherchée. Ainsi, l'analyse du phénomène peut se situer à divers niveaux d'observation ce



qui se traduit, dans l'étude, par plusieurs phases spécifiques (validation, paramétrisation, classification, affectation ...).

La répartition temporelle des traitements dépend de l'objectif visé par le cahier des charges. Dans ce sens, on peut être amené à réaliser l'implantation des algorithmes en temps réel lorsque la prise en compte de l'ensemble des échantillons reçus est nécessaire à l'obtention des résultats demandés. La démarche adoptée dans l'établissement des programmes d'analyse est alors conditionnée par plusieurs contraintes spécifiques de ce mode. Certains aspects de cette restriction sont tout à fait classiques et nous nous sommes contentés de les rappeler succinctement dans ce premier chapitre. D'autres en revanche, apparaissent plus rarement et, comme nous allons pouvoir le constater dans la suite du développement, les procédures mises en oeuvre relèvent alors davantage de la technique particulière que de la solution universelle.

## CHAPITRE II

OBSERVATION DU SIGNAL:

Implantation en temps réel

## I IMPLANTATION DE TRAITEMENTS EN TEMPS REEL

Au cours du premier chapitre, nous avons fait un récapitulatif des différents modes d'analyse envisageables pour l'étude des signaux pseudo-périodiques. Le traitement temps réel est alors apparu comme le plus contraignant d'entre tous. On en déduit donc aisément que le concepteur n'envisage un tel traitement que s'il y est contraint.

Dans cette éventualité, ce paragraphe apporte quelques éléments d'information supplémentaires permettant d'aborder, de manière plus objective, l'implantation du traitement en temps réel.

### I-1 Possibilité d'implantation en temps réel

Dans un premier temps, nous allons préciser les contraintes imposées par l'utilisateur. Pour ce faire, nous allons distinguer deux types de données et différencier les rôles joués par chacun d'eux :

- Le premier type s'assimile à l'objectif de l'analyse, matérialisé en particulier par les résultats à fournir (coefficients, classes...). Ce sont ces données qui imposent le mode de traitement (temps réel ou non).-
- Le deuxième type s'identifie davantage au contexte de l'expérience (nombre de signaux, fréquence d'échantillonnage ...) et aux informations élémentaires à extraire du signal (paramètres...). Ces données interviennent quant à elles, dans le choix des algorithmes à mettre en oeuvre.

Si après l'examen du premier type de données une étude en temps réel s'impose, la première phase du travail consiste à évaluer les possibilités de réalisation. Ceci sous-entend d'une part, de s'assurer de sa faisabilité et d'autre part, de recenser les moyens susceptibles d'être utilisés.

Parmi les différents éléments à prendre en considération pour cette décision, nous retrouvons les contraintes liées au temps réel auxquelles viennent s'ajouter celles propres au cahier des charges. En effet, la restriction essentielle porte sur le temps imparti au traitement qui dépend étroitement des demandes formulées par l'utilisateur. Comme l'illustre la figure II-1, le troisième élément à prendre en compte correspond à l'ensemble des méthodologies susceptibles de satisfaire le cahier des charges.

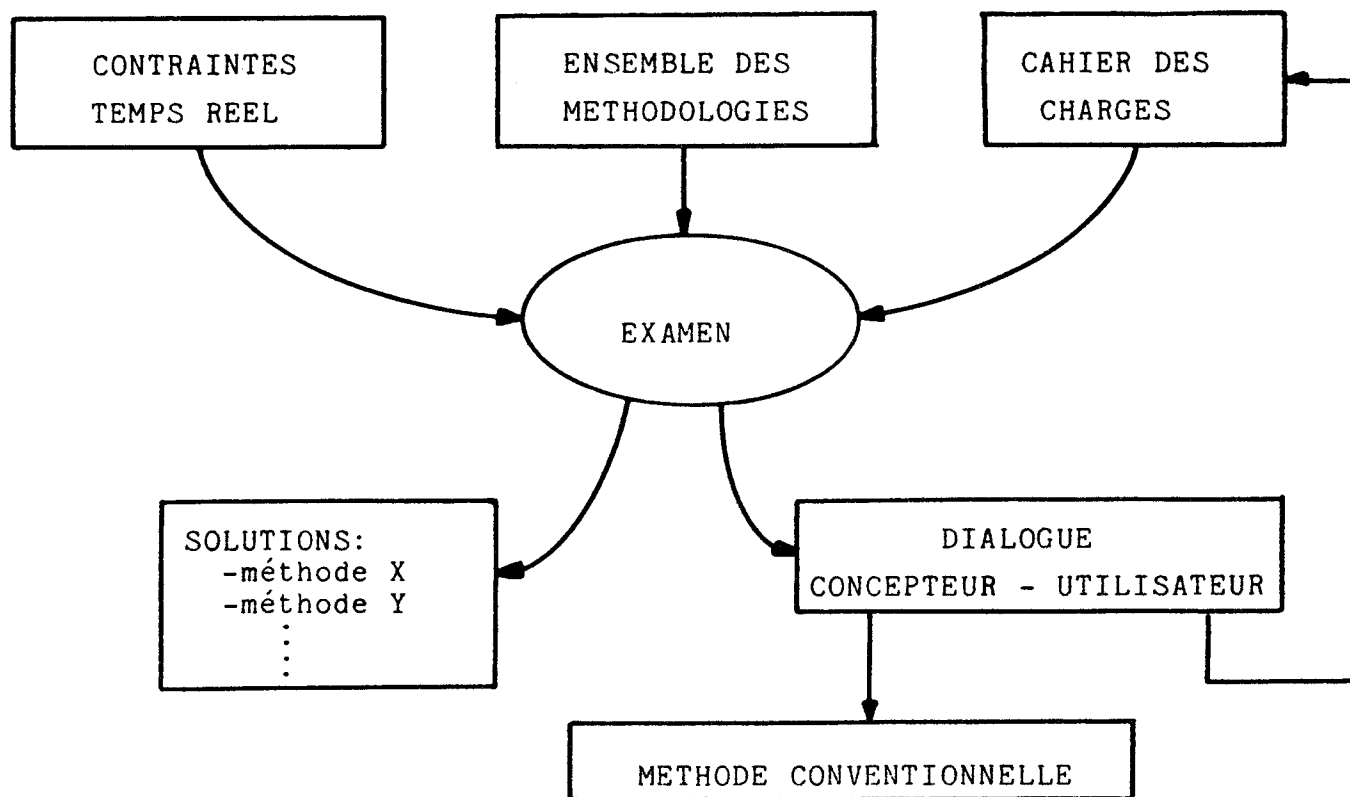


figure II-1

C'est donc l'examen de ces différents points qui permet d'envisager une implantation temps réel ou au contraire, conduit concepteur et utilisateur à reprendre le dialogue afin de "retoucher" le cahier des charges. On peut alors être amené à se replier sur des méthodes plus conventionnelles.

Après avoir présenté la démarche à adopter dans cette première phase du travail, il est nécessaire d'examiner plus en détails les critères intervenant dans ce bilan.

### I-2 Limitation temporelle

Le premier aspect à considérer est la limitation temporelle qui conditionne le choix des algorithmes utilisables. Pour cela, examinons les configurations spécifiques à deux processus d'analyse que nous appellerons le "traitement synchronisé" et le "traitement désynchronisé".

Dans le cas le plus favorable, il est possible de synchroniser le traitement sur la prise d'information. Ceci sous-entend que la durée de ce traitement n'excède jamais la période d'échantillonnage (figure II-2). On retrouve généralement cette configuration sur des processus assez lents (période d'échantillonnage importante) ou lorsque l'analyse est vraiment succincte.

Lorsque la situation est moins propice, soit du fait de la dynamique du signal, soit du fait d'une fluctuation importante dans la durée des traitements, le mode "synchronisé" n'est plus utilisable. Ainsi, dès lors que la durée de l'analyse est susceptible de déborder la période d'échantillonnage (et ce de façon non systématique), seul le mode "désynchronisé" est envisageable (figure II-3). Néanmoins, il est impératif de satisfaire à la condition que tous les échantillons soient pris en compte. Ceci implique que tout dépassement de la période d'échantillonnage soit compensé par des intervalles de temps laissés libres par des traitements plus courts.

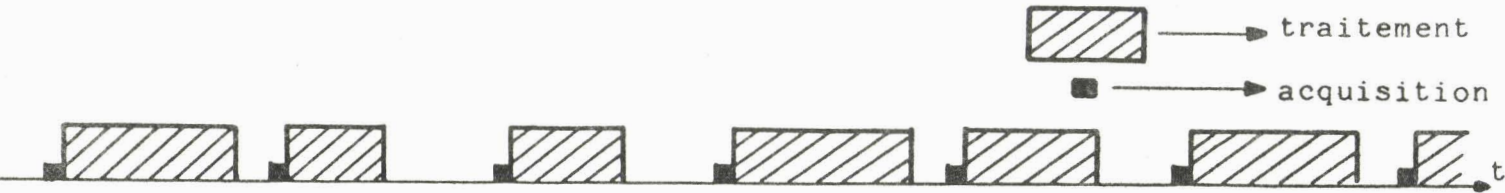


figure II-2



figure II-3

On dispose actuellement de matériels microinformatiques avec lesquels une acquisition en cours de traitement ne pose plus aucun problème. La seule contrainte apportée par cette configuration réside donc dans la gestion de la "file d'attente" qui lui est associée.

En adoptant le mode "désynchronisé", d'utilisation beaucoup plus souple que le mode "synchronisé", la limitation temporelle du traitement revêt un caractère moyen. En effet, dans ces conditions, la durée instantanée n'a rien de significatif. Il faut donc s'intéresser uniquement à la durée moyenne de plusieurs traitements consécutifs sur une fenêtre donnée (par exemple un cycle pour les signaux pseudo-périodiques) pour savoir s'il y a ou non, débordement.

### I-3 Durée des traitements

Le paragraphe précédent a mis en évidence une certaine optique de la durée des traitements. Ainsi, dans la grande majorité des cas, cette vision des choses est amplement

suffisante pour envisager une implantation temps réel. Pour les cas plus litigieux, le problème se pose différemment. C'est ce que nous allons montrer en partant d'un cas concret.

Prenons par exemple, le signal issu d'un spectromètre de masse donnant la concentration en CO<sub>2</sub> du gaz expiré par un malade hospitalisé dans une unité de réanimation respiratoire. Deux hypothèses de travail sont possibles :

- La première consiste à réaliser une fonction de "surveillance" en comparant la valeur maximum obtenue sur un cycle à deux seuils pré-réglés par un médecin /CHAM-78/. Le franchissement de ces seuils provoque une alarme, soit par absence de signal, soit par une concentration en CO<sub>2</sub> trop élevée (figure II-4).

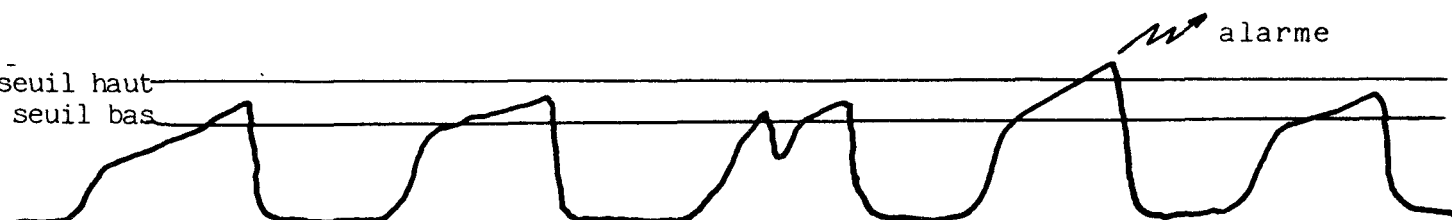


figure II-4

- La seconde revient à faire de "l'aide au diagnostic" en analysant le cycle globalement, de façon à pouvoir établir une classification des différents événements survenus lors de l'étude. C'est ainsi que l'extraction des paramètres (pentes, points de cassure, intervalles temporels, etc ...) permet d'une part, l'obtention de coefficients propres à la fonction respiratoire demandés par le médecin et d'autre part, de signaler éventuellement les phénomènes d'accrochage, d'asynchronisme ou d'instabilité (figure II-5).

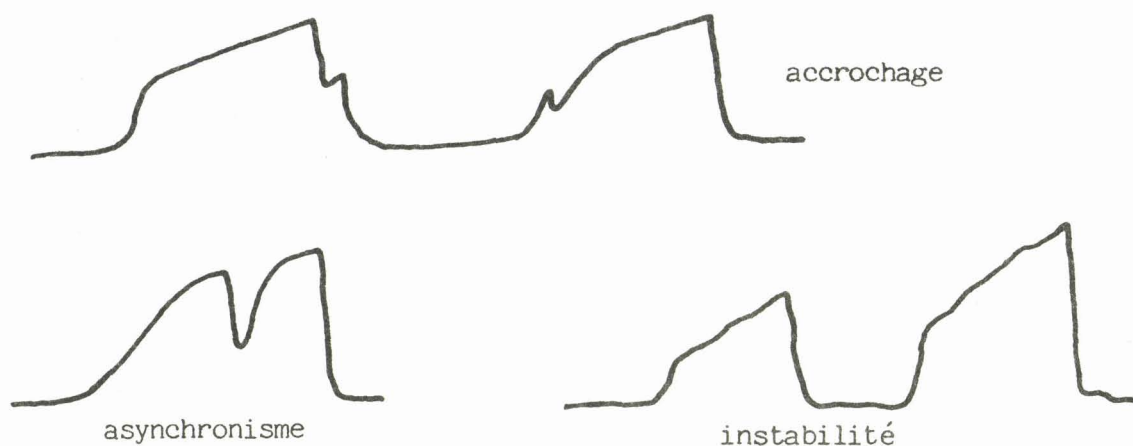


figure II-5

Dans la première façon de procéder, le traitement reste succinct et cette fonction de "surveillance" peut aisément être implantée en mode synchronisé. Par contre, la seconde fait apparaître la notion de prise de décision-classification qui est une opération délicate et surtout consommatrice de temps comme nous le verrons dans le chapitre III. Cependant, on peut constater que la paramétrisation n'est établie que sur 4 à 10 échantillons maximums parmi les 200 que le cycle contient en moyenne (figure II-6). Ainsi, l'implantation de ce cahier des charges en temps réel ne pourra se faire que si la durée du traitement des échantillons non utilisés, compense celle du traitement sophistiqué lié à l'échantillon de fin de cycle  $\odot$ .

Cet exemple nous a permis d'illustrer la contrainte relative à un traitement complexe. Ainsi, on a pu mettre en évidence l'importante fluctuation que peut subir la durée d'un traitement suivant que l'échantillon appréhendé correspond ou non, à un point caractéristique du signal. En effet, lorsque la durée d'une partie des traitements est imposée, tout peut être fait pour minimiser celle de l'autre partie.



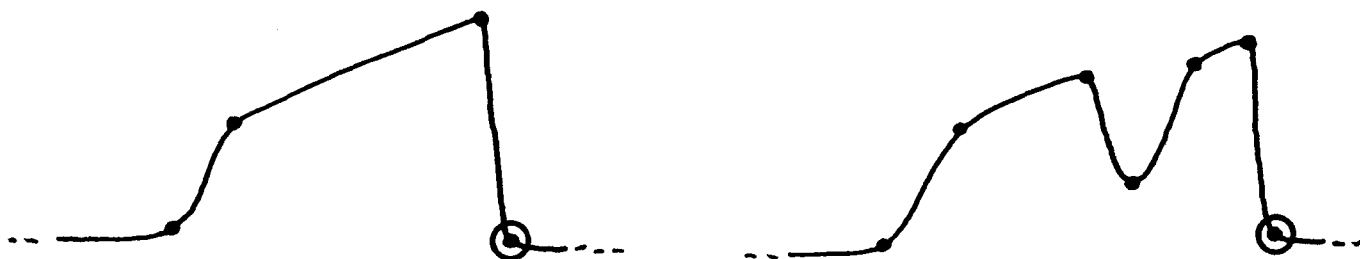


figure II-6

C'est un élément important à prendre en considération dans l'évaluation des possibilités d'implanter une étude en temps réel.

#### I-4 Conclusion

La première phase de travail consiste à faire un bilan temporel des méthodologies offertes pour satisfaire le cahier des charges proposé. Dans la majorité des cas, cette opération ne soulève pas de difficultés particulières.

L'examen devient plus délicat lorsque le cahier des charges impose un traitement sophistiqué (classification). On peut alors être amené à adopter une structure de traitement moins conventionnelle visant à répartir les temps de traitement en fonction de la propriété des échantillons appréhendés.

## II LE PREMIER NIVEAU DE TRAITEMENT

La nécessité d'optimiser, pour certaines applications, la répartition des temps de traitement, a été mise en évidence au paragraphe précédent. Dans ce cas, l'objectif est de réduire au minimum l'analyse des informations non prépondérantes de manière à libérer un maximum de temps pour celle des points caractéristiques du signal. Il s'agit en fait, d'opérer un premier niveau de traitement sur chaque information

reçue afin de la valider s'il y a lieu. Nous nous intéresserons d'abord aux moyens dont on dispose pour effectuer cette opération ; les structures de traitement utilisées feront l'objet du paragraphe suivant.

### II-1 Introduction

Le "pré-traitement" peut être assimilé à un processus alimenté par une suite d'échantillons et fournissant un résultat susceptible de caractériser un paramètre (candidat possible). Ce résultat constitue lui-même une donnée pour la

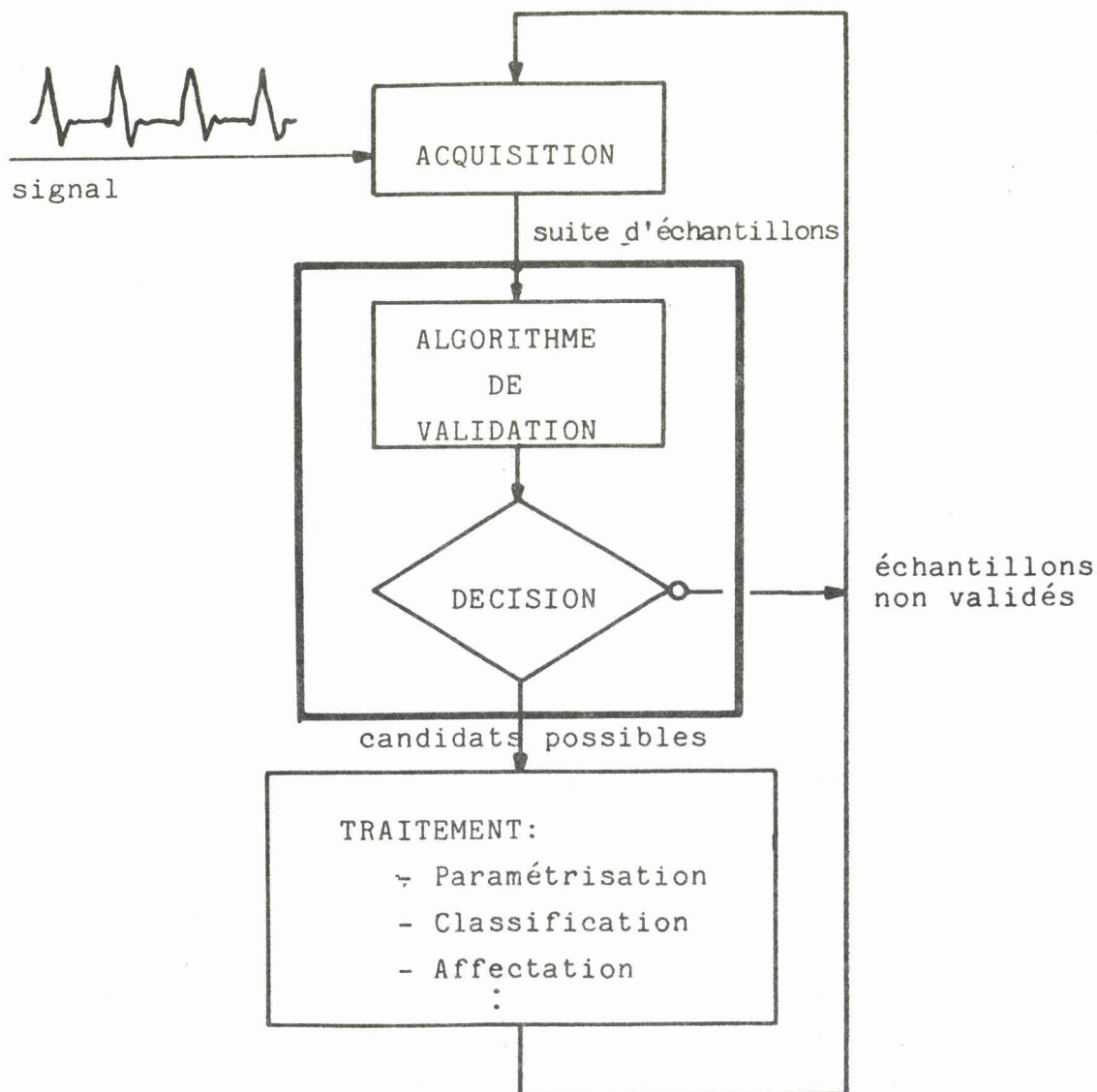


figure II-7

procédure d'extraction de paramètres qui est l'étape suivante de l'analyse (figure II-7). Autrement dit, l'opération consiste à localiser un certain nombre de points spécifiques (événements microscopiques) permettant de caractériser le cycle (événement macroscopique) entièrement ou partiellement.

La qualité des résultats terminaux dépendra essentiellement des informations qui auront été validées lors du pré-traitement. Fiabilité et rapidité constituent donc deux critères prépondérants dans le choix des algorithmes de validation à mettre en oeuvre.

## II-2 Exemple préliminaire

A titre d'exemple, nous allons examiner un signal de pression artérielle pulmonaire (P.A.P.) recueilli par l'intermédiaire d'un cathéter (figure II-8). Quelques artefacts apparaissent sur le tracé en raison des conditions très difficiles dans lesquelles se font ces expériences /MAUT-82/.

Le traitement que l'on se propose d'effectuer consiste à déterminer les pressions systoliques et diastoliques de chaque cycle. Ces deux informations correspondent à des extrêmums sur le tracé ; il semble donc logique d'exploiter les passages par zéro de la dérivée de ce signal pour les localiser. Ainsi, pour cette application, l'"algorithme de validation" consiste à extraire la dérivée du signal étudié. La "décision" se limite à détecter les changements de signe de cette dérivée.

Nous avons fait ressortir, sur l'un des cycles, les échantillons validés par cette méthode. On constate alors que les pressions  $D_1$ ,  $D_2$  et  $D_3$  constituent des "candidats possibles" pour la pression diastolique  $D$ , de même que  $S_1$  pour la pression systolique  $S$ . C'est au traitement d'analyser cette suite de "candidats" afin d'isoler les cycles et de fournir les deux résultats demandés. Le principe revient alors à confirmer

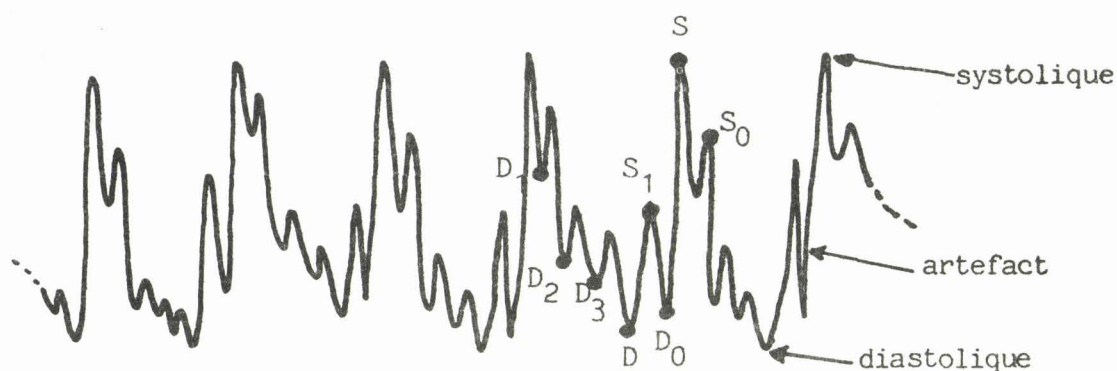


figure II-8

ou infirmer la dernière valeur retenue à l'aide d'un simple test sur le candidat considéré. Ainsi, le candidat "D" a éliminé le candidat "D<sub>3</sub>" (infirmation) et c'est "D<sub>0</sub>" qui lui a permis d'être associé au paramètre "pression diastolique" (confirmation).

Cette procédure devient beaucoup plus délicate lorsque le signal est soumis à des perturbations (artefacts ...). Dans ces conditions, il n'est plus permis de s'appuyer sur la simple comparaison de deux informations d'amplitude. La démarche adoptée requiert alors des méthodologies particulières sur lesquelles nous reviendrons plus longuement dans le chapitre III.

### II-3 Les outils

Après avoir mis en évidence l'aspect temporel de la validation, nous allons maintenant aborder l'aspect fonctionnel. Ainsi, nous serons amenés à parler successivement de détection et de paramétrisation. Cependant, si dans ce pré-traitement la détection garde son sens habituel, il n'en est pas de même pour la paramétrisation qui revêt un caractère assez particulier.

#### II-3-a la détection

Certaines techniques sont fréquemment utilisées en détection notamment, le test de seuils, l'utilisation de la dérivée du signal /VASS-79/, l'utilisation de son enveloppe

/KTON-80/, voire de sa phase /CHRI-79/. Faute de pouvoir définir des méthodes universelles, la ou les solutions retenues sont toujours spécifiques du signal étudié et du cahier des charges imposé par l'utilisateur. Notre objectif n'est donc pas de recenser l'ensemble de ces techniques mais seulement d'apporter quelques compléments à l'une d'entre elles, de manière à faciliter la localisation de certains échantillons. Ainsi, après avoir fait quelques remarques sur l'obtention de la dérivée, nous expliciterons une façon simpliste d'obtenir une information représentative de la "courbure" du signal à chaque instant.

II-3-a1 dérivée du signal  
 .....

Pratiquement, l'évaluation de la dérivée peut se faire selon une procédure numérique fondée sur le principe de la segmentation récursive /RAJA-79/. Elle offre l'avantage de fournir une bonne immunité au bruit dans la mesure où elle intègre, dans un même calcul, le filtrage du signal incident et l'estimation de la dérivée de ce signal.

Il s'agit de faire "glisser" le long du signal analysé un segment de droite de longueur fixée  $S_n$ , de pente  $a_n$  et d'ordonnée à l'origine variable (figure II-9).

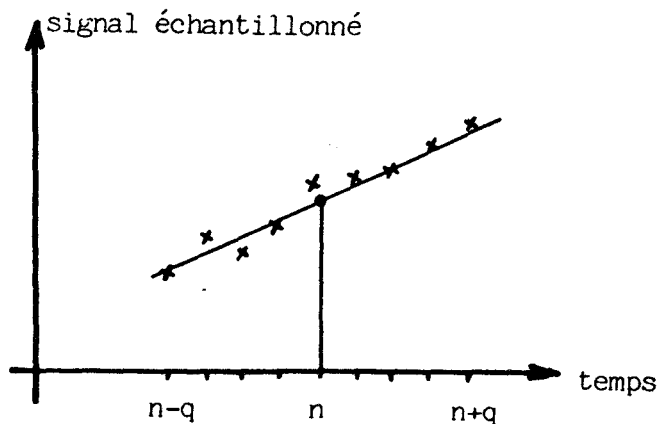


figure II-9

A chaque instant d'échantillonnage  $n$ , sont associés les  $q$  instants précédents et les  $q$  instants suivants. Le choix de  $q$  permet de régler l'effet du filtrage.

La méthode associée à la suite temporelle  $n$ , une suite de segments de droite  $S_n$  de pente  $a_n$  et d'ordonnée  $b_n$  en  $n$ . Les coefficients  $a_n$  et  $b_n$  sont obtenus en minimisant l'erreur quadratique moyenne entre le segment  $S_n$  et l'ensemble des points  $y_{n+i}$  ( $i = -q, \dots, 0, \dots, +q$ ). Les valeurs de  $a_n$  et  $b_n$  sont alors exprimées par :

$$b_n = \frac{1}{2q + 1} \sum_{i=-q}^{i=+q} y_{n+i}$$

$$a_n = \frac{3}{q(q + 1)(2q + 1) T_e} \sum_{i=-q}^{i=+q} y_{n+i} \cdot i$$

où  $T_e$  est la période d'échantillonnage.

Par définition, il apparaît que la suite  $S_n$  constitue l'enveloppe géométrique de la courbe engendrée par la suite  $b_n$ . Cette dernière réalise une estimation filtrée de  $y_n$  tandis que  $a_n$  est la dérivée exacte de  $b_n$ .

L'aspect le plus intéressant vis-à-vis de la notion de temps réel, réside dans la possibilité de définir ces équations sous forme récurrentes. Ainsi, après avoir effectué les changements de variables suivants :

$$B_n = (2q + 1) b_n$$

$$A_n = \frac{q(q + 1)(2q + 1) T_e}{3} a_n$$

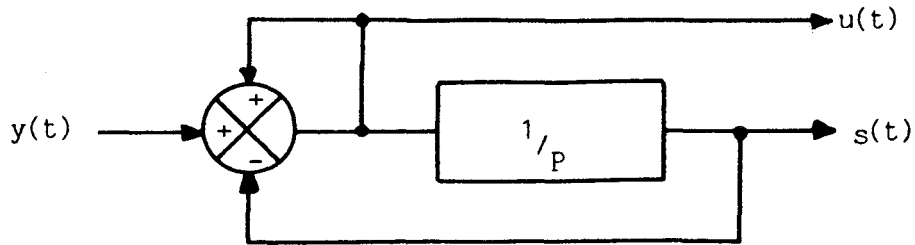
$A_{n+1}$  et  $B_{n+1}$  sont évalués à l'instant  $n+1$  par le couple d'équation :

$B_{n+1} = B_n + D_n$ $A_{n+1} = A_n - B_n + q \cdot Z_n + y_{n-q}$
---

avec

$$D_n = y_{n+q+1} - y_{n-q}$$

$$Z_n = y_{n+q+1} + y_{n-q}$$



$$u(t) = u(t) + y(t) - s(t) \longrightarrow s(t) = y(t)$$

$$u(t) = ds/dt \longrightarrow u(t) = dy/dt$$

figure II-10

Dans certaines circonstances, en particulier lorsque l'on recherche un gain de temps, on peut être amené à évaluer la dérivée par un montage analogique /VASS-82/. La figure II-10 illustre le schéma de principe du dispositif présenté figure II-11.

Le premier ordre situé en amont du montage assure l'existence de  $dy/dt$  ; il permet également de compléter, le cas échéant, le filtrage du signal incident nécessaire à un bon fonctionnement du dispositif.

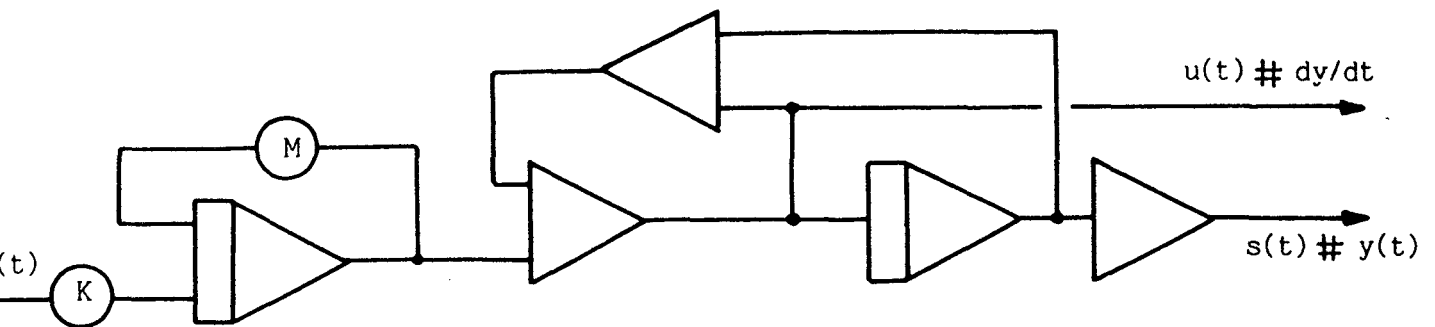


figure II-11

II-3-a2 coefficient de concavité  
.....

Si certains éléments saillants du signal (extrêmes, passages par zéro,...) s'appréhendent sans trop de difficultés, il en est d'autres où la localisation s'avère plus délicate. C'est le cas en particulier, pour l'extraction des points de cassure.

A titre d'exemple, nous avons représenté à la figure II-12 un signal de pression pulmonaire non perturbé où nous avons fait ressortir les éléments à détecter pour chaque cycle. Ainsi, pour cette application, la détection consiste à exploiter le changement de pente, caractéristique commune à tous ces éléments.

La courbure est définie algébriquement par le rayon de courbure :

$$Q = \frac{(1 + y'^2)^{3/2}}{y''}$$

fait appel aux dérivées première et seconde dans un calcul "ardu" lourd à implanter en temps réel. En effet, l'élévation à une puissance ne fait pas partie des opérations les plus simples. De plus, la division par  $y''$  pose le problème des points d'inflexion. Il est donc préférable d'adopter une méthode qui gagne en simplicité ce qu'elle perd en rigueur.

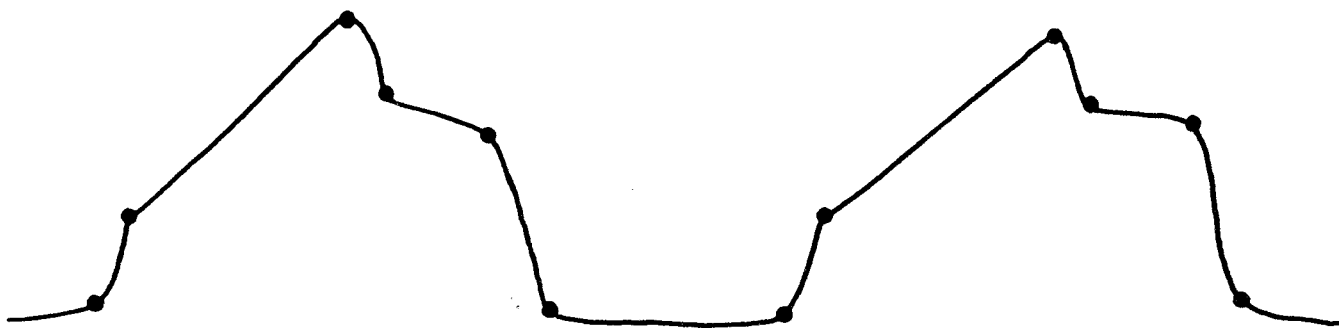


figure II-12



Dans ce sens, nous proposons le calcul d'un "coefficient de concavité" se limitant à l'utilisation de l'amplitude du signal. Le principe s'inspire de celui exposé précédemment pour la méthode de segmentation. Le coefficient associé à l'échantillon considéré est alors fonction de son proche entourage. Suivant le niveau de "bruit" affectant le signal, le dispositif est alimenté, soit directement par les échantillons issus du convertisseur, soit par la suite des coefficients  $b_n$  obtenue avec la première technique.

L'idée maîtresse consiste à exploiter l'aire comprise entre le signal et un segment de droite joignant deux de ses points relativement proches l'un de l'autre (figure II-13e). En effet, il est clair que cette surface est d'autant plus importante que le changement de trajectoire est net. Toutefois, cette information n'est pas suffisante pour caractériser l'allure du signal et il s'avère nécessaire de la compléter par un signe représentatif de son évolution (concavité positive ou négative...). Ainsi, on ne parlera plus de surface mais de "coefficient de concavité".

Il est obtenu en évaluant l'aire sous la portion de signal considérée (figure II-13c) à partir de la demi-somme des surfaces  $S_1$  (figure II-13a) et  $S_2$  (figure II-13b) :

$$\text{Surface } S_1 = Te \sum_{i=-p}^{p-1} b_{n+i} = Te \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+i} + Te \cdot b_{n-p}$$

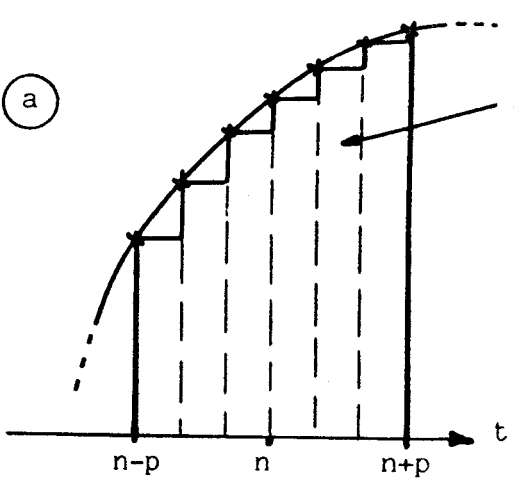
$$\text{Surface } S_2 = Te \sum_{i=-p+1}^p b_{n+i} = Te \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+i} + Te \cdot b_{n+p}$$

d'où

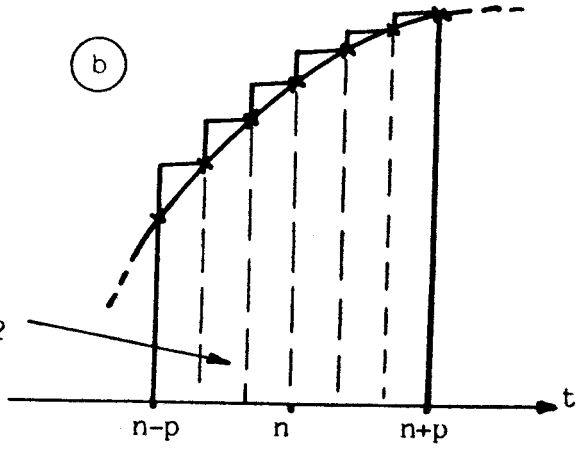
$$\text{Surface sous la courbe} = Te \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+i} + Te (b_{n+p} + b_{n-p})/2$$

Une première formulation de la solution recherchée est fournie en retranchant de ce résultat, l'aire du trapèze correspondant (figure II-13d) :

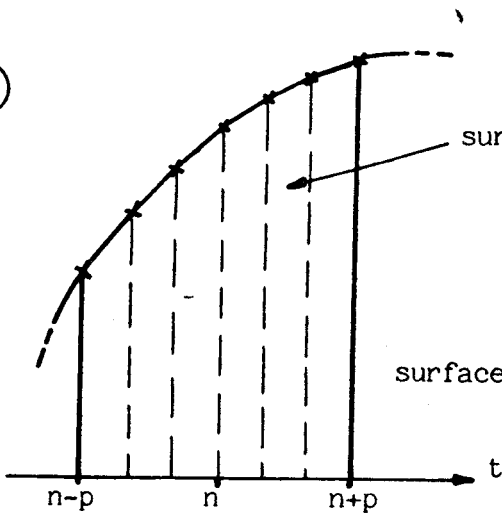
(a)



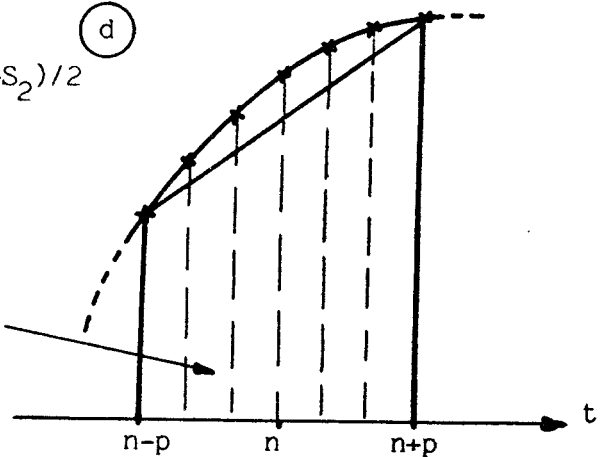
(b)



(c)



(d)



(e)

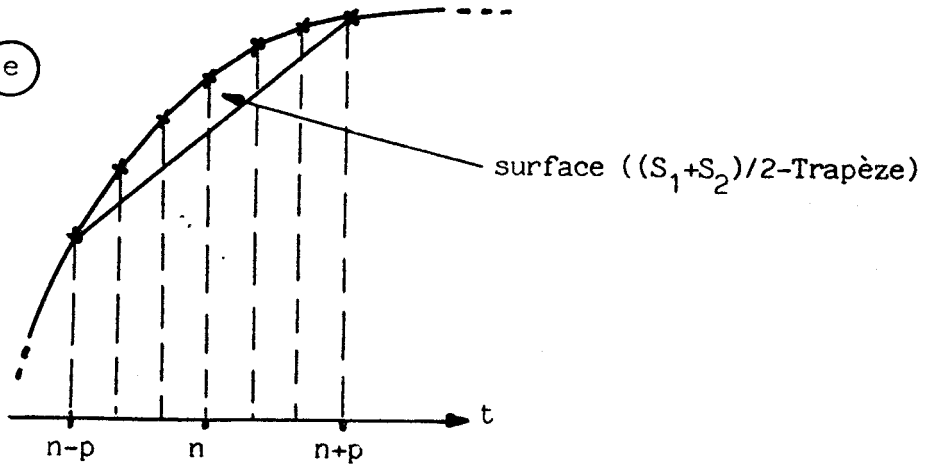


figure II-13

Surface du trapèze =  $T_e \cdot p(b_{n+p} + b_{n-p})$

soit

Coefficient de concavité =  $(S. \text{ sous la courbe} - S. \text{ du trapèze})/T_e$

$$C_n = \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+i} - (b_{n+p} + b_{n-p})(2p - 1)/2$$

Il est alors possible d'exprimer ce coefficient sous forme d'une équation récurrente :

$$\begin{aligned} C_{n+1} &= \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+1+i} - (b_{n+p+1} + b_{n-p+1})(2p - 1)/2 \\ &= \sum_{i=-p+1}^{p-1} b_{n+i} - b_{n-p+1} + b_{n+p} - (b_{n+p+1} + b_{n-p+1})(2p - 1)/2 \\ &= C_n + (b_{n+p} + b_{n-p})(2p - 1)/2 - (b_{n+p+1} + b_{n-p+1})(2p - 1)/2 \\ &\quad - b_{n-p+1} + b_{n+p} \end{aligned}$$

$$C_{n+1} = C_n + p(D_0 + D_1) + (D_0 - D_1)/2$$

avec  $D_0 = b_{n+p} - b_{n-p+1}$   
 $D_1 = b_{n-p} - b_{n+p+1}$

Le signe de ce coefficient est donc :

- positif lorsque la concavité est tournée vers les y négatifs.
- négatif lorsque la concavité est tournée vers les y positifs.

Les figures II-14 et II-15 illustrent un mode d'utilisation possible du coefficient de concavité :

- \* La suite des coefficients  $|C_n|$  est calculée à partir du signal incident (figure II-14a).
- \* L'effet de lissage apparaît en II-14b et II-14c pour diverses valeurs du paramètre p.

\* Enfin, la comparaison du signal de concavité à un seuil pré-défini ou adaptatif, permet de détecter les points de cassure de la courbe initiale (figure II-15). Le signe de  $C_n$  intervient alors pour vérifier la cohérence de la suite d'échantillons isolés par ce test. Dans notre exemple, le changement de signe doit logiquement s'opérer une fois sur trois.

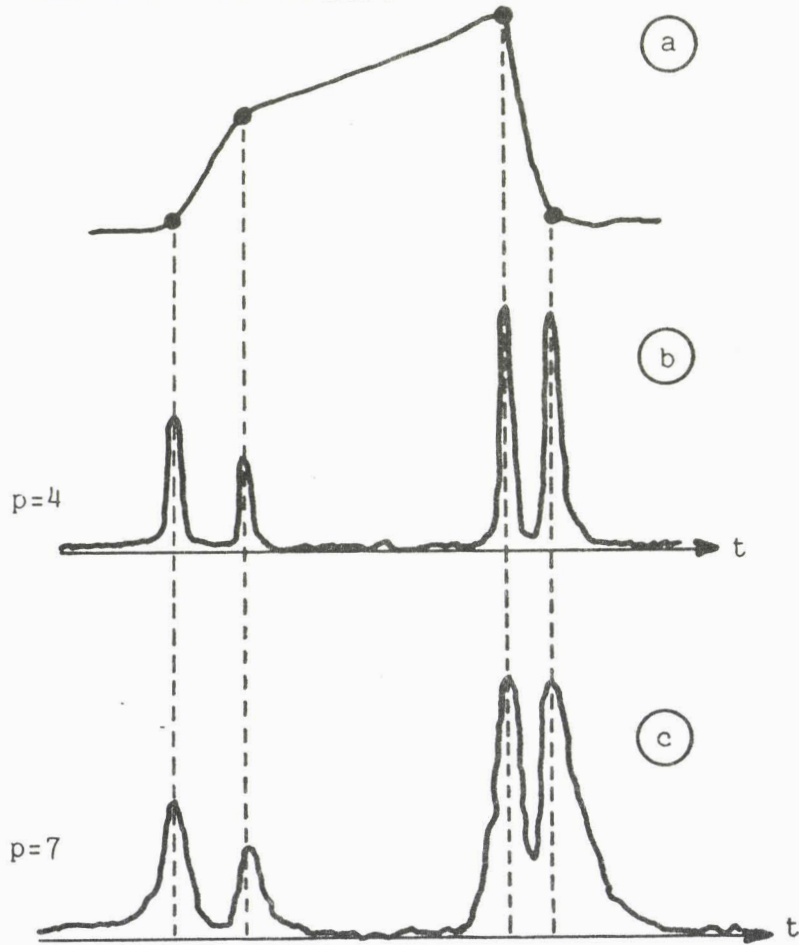


figure II-14

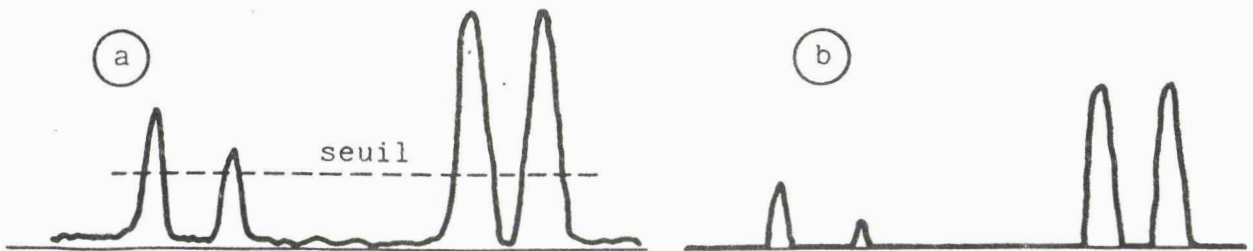


figure II-15

II-3-b paramétrisation globale  
.....

Nous abordons maintenant un aspect important du pré-traitement visant à le rendre plus souple. En effet, la détection donne à la phase de validation un caractère strict par le biais d'une décision en "tout ou rien". Ceci reste sans inconvénient tant que les informations recherchées reposent sur une faible minorité des échantillons constituant le cycle. La caractérisation de ce dernier ne comporte alors que des données spatiales (valeur de l'échantillon considéré) et/ou temporelles (écart entre deux événements). Toutefois, ceci peut s'avérer insuffisant pour opérer une classification et dans ce paragraphe, nous nous proposons d'associer aux techniques de détection, quelques "outils" applicables aux échantillons rejetés par la première validation.

Si un échantillon n'est pas retenu par l'algorithme de détection, c'est qu'a priori l'information dont il est porteur ne présente pas d'intérêt. En revanche, son comportement vis-à-vis de tous ceux qui, comme lui, ont été écartés peut constituer un excellent renseignement. Il faut alors caractériser un ensemble d'échantillons non validés. On voit apparaître ainsi, une notion très particulière de l'extraction de paramètre puisque habituellement cette opération revêt un caractère ponctuel et que là, une vision plus globale du phénomène étudié est envisagée. Il s'agit en fait d'intégrer des données ponctuelles sur une période d'observation déterminée (entre deux ou plusieurs détections). L'exemple le plus simple est de calculer la valeur moyenne du signal sur un intervalle de temps séparant deux événements, mais il est possible de demander davantage...

Ainsi, dans le cas d'une classification utilisant des méthodes syntaxiques, chaque cycle peut être modélisé par une suite de segments de droite (figure II-16) de manière à faire le lien avec un alphabet donné (figure II-17)/CHEB-83/. Pour ce faire, il est nécessaire d'associer à la détection (coefficient de concavité par exemple) une procédure qui déterminera les pentes avec précision.

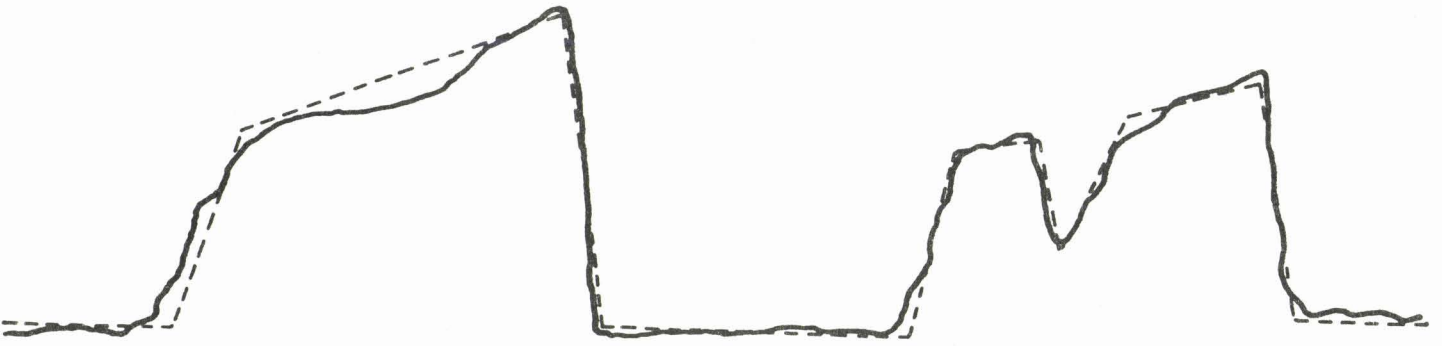


figure II-16

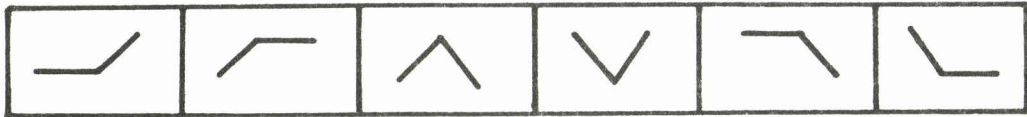
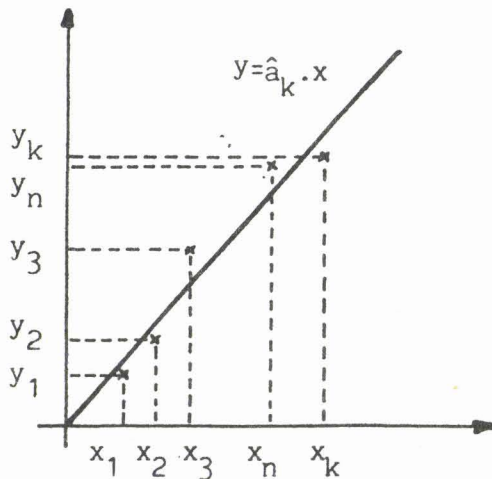


figure II-17

La méthode des moindres carrés récursifs est sans doute la mieux adaptée à ce genre de besoins /LABA-78/. Nous en rappelons brièvement le principe pour les deux modèles envisageables dans notre exemple.

\* modèle  $y = a \cdot x$



Dans ce modèle, le critère quadratique est défini comme suit :

$$C = \sum_{i=1}^k (a \cdot x_i - y_i)^2$$

Le meilleur estimé de  $a$ , noté  $\hat{a}_k$ , est obtenu lorsque  $\frac{\partial C}{\partial a} = 0$

$$\text{On obtient ainsi : } \hat{a}_k = \frac{\sum_{i=1}^k x_i y_i}{\sum_{i=1}^k x_i^2} = \frac{N_k}{D_k}$$

Les récurrences sont alors les suivantes :

$$N_k = N_{k-1} + x_k \cdot y_k$$

$$D_k = D_{k-1} + x_k^2$$

\* modèle  $y = a \cdot x + b$

Un raisonnement similaire conduit à partir du critère :

$$C = \sum_{i=1}^k (a \cdot x_i + b - y_i)^2$$

aux deux valeurs estimées  $\hat{a}_k$  et  $\hat{b}_k$  en résolvant le système :

$$\begin{cases} \frac{\partial C}{\partial a} = 0 \\ \frac{\partial C}{\partial b} = 0 \end{cases}$$

Nous obtenons ainsi :

$$\hat{a}_k = \frac{k \sum_{i=1}^k x_i \cdot y_i - \sum_{i=1}^k x_i \sum_{i=1}^k y_i}{k \sum_{i=1}^k x_i^2 - (\sum_{i=1}^k x_i)^2} = \frac{N_k}{D_k}$$

$$\hat{b}_k = \frac{1}{k} \left( \sum_{i=1}^k y_i - \hat{a}_k \sum_{i=1}^k x_i \right)$$

et les récurrences sont les suivantes :

$$N_k = N_{k-1} + (k-1)x_k \cdot y_k - x_k \sum_{i=1}^{k-1} y_i - y_k \sum_{i=1}^{k-1} x_i$$

$$D_k = D_{k-1} + (k-1)x_k^2 - 2x_k \sum_{i=1}^{k-1} x_i$$

\* remarques

Cette méthode offre trois qualités essentielles pour un traitement en temps réel:

- la forme récurrente des équations évite une mémorisation de l'ensemble des échantillons à considérer.
- le nombre des échantillons à prendre en compte n'est pas à fixer par avance.
- le calcul peut être arrêté à tout instant.

Dans un deuxième exemple (tracé d'E.C.G.) on ne connaît pas a priori l'allure des événements rencontrés, l'un des objectifs de l'analyse étant justement de signaler les fluctuations de formes pouvant intervenir entre différents cycles. C'est sur un tel tracé que nous allons expliciter une technique élémentaire apportant un élément supplémentaire de caractérisation globale /LECE-81/.

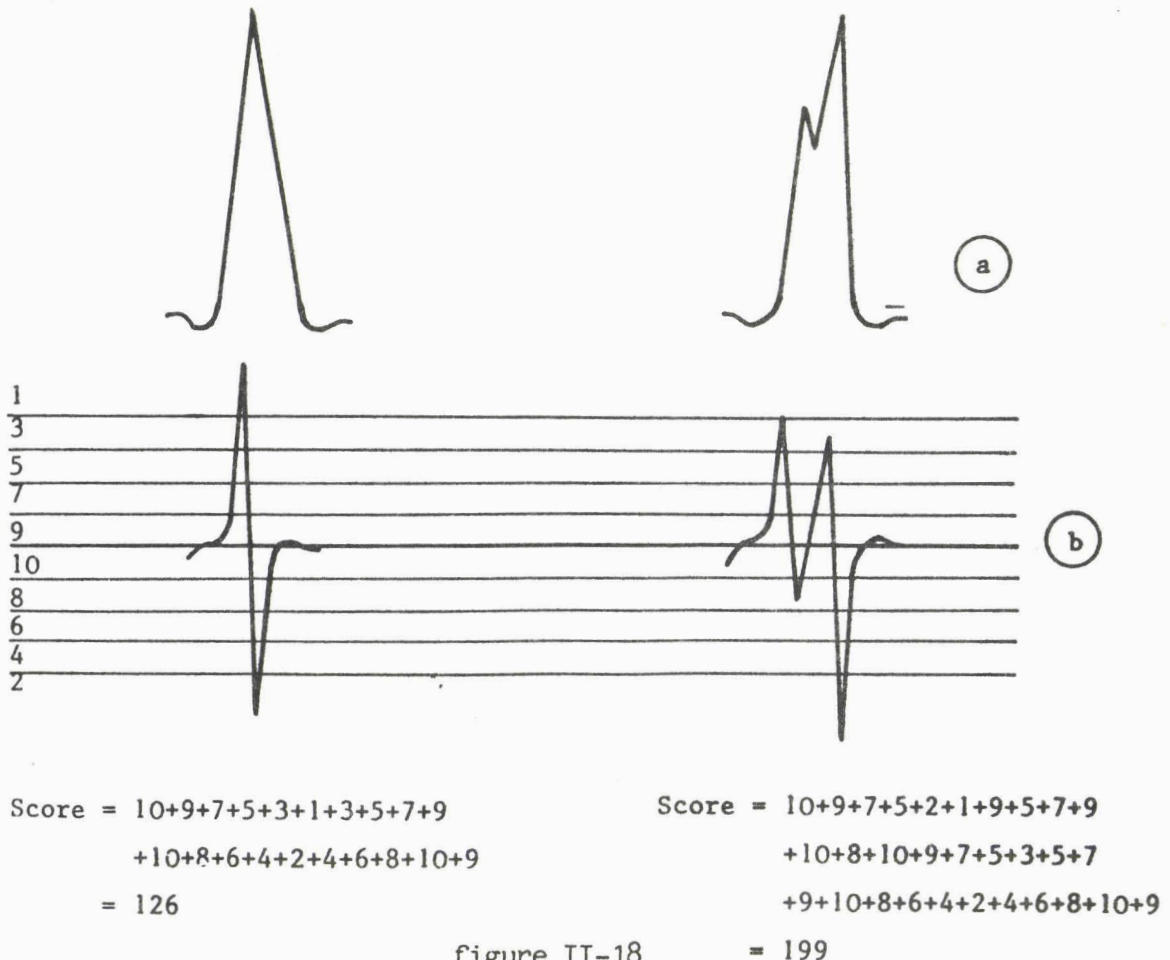


figure II-18

(c)



Considérons pour cela les portions de signal de la figure II-18a représentant deux complexes QRS différents. L'utilisation de la dérivée de ce signal (figure II-18b) facilite la mise en évidence des accidents apparaissant sur le tracé d'amplitude. En effet, à chaque accident, cette dérivée passe nécessairement par zéro et c'est cette propriété que nous allons exploiter pour caractériser le cycle et les accidents qui peuvent s'y produire.

A cette fin, nous faisons évoluer le signal dérivée sur une "portée". Un "poids" est alors affecté à chaque "fourchette" de la "portée" dans le but d'établir un "score" (figure II-18c). La pondération est réalisée de telle façon que les changements de signe de la dérivée amplifient ce score et qu'au contraire, les amplitudes des pointes ont une faible incidence sur lui.

Il est clair que le "score" ne peut pas constituer à lui seul un élément de caractérisation d'un cycle, dans la mesure où plusieurs formes différentes peuvent conduire à un même score. Toutefois, il constitue un excellent outil de recoupement permettant de confirmer ou d'infirmer des résultats obtenus par d'autres méthodes.

### III STRUCTURE DE VALIDATION

Après avoir cité quelques "outils" particulièrement bien adaptés à un travail en temps réel, nous allons présenter les différentes structures envisageables pour ce premier niveau de traitement. Cette diversité coïncide avec les possibilités multiples de prendre la décision et de valider ou non les résultats issus des algorithmes de détection.

#### III-1 Conditions de l'étude

L'analyse des signaux physiologiques peut se faire sous deux hypothèses de travail fondamentalement différentes. L'une correspond au contexte "clinique", l'autre au contexte "examen".

L'utilisation d'une instrumentation médicale en milieu clinique impose certaines contraintes spécifiques souvent dues à la nécessité du service. Ces contraintes sont de trois types :

- Le premier type recouvre la diversité extrême existant dans la morphologie des signaux appréhendés. Ainsi, des différences importantes peuvent être observées d'un patient à un autre. De la même façon, sur un même patient, on peut relever des variations sensibles selon son activité (agitation, repos, sommeil, non coopération...).
- Le second type provient d'une certaine latitude prise par le personnel soignant vis-à-vis des protocoles d'expérience. Par exemple, une infirmière ne s'impose pas de brancher les électrodes d'E.C.G. rigoureusement dans l'axe du coeur.
- Le troisième type recouvre la nécessité d'effectuer, en contexte clinique, un monitoring permanent qui peut être soumis à de nombreuses perturbations (décollement d'électrodes, toux, agitation...).

En opposition à ces conditions défavorables, celles de l'examen (ou bilan) sont nettement favorisées par le fait que l'on s'assure de la bonne qualité des signaux durant toute l'expérience et que, généralement, cette dernière ne demande que très peu de temps.

Entre ces deux cas extrêmes, il est possible néanmoins d'effectuer du monitoring dans de bonnes conditions et l'on ne doit pas associer systématiquement le contexte "clinique" à des conditions défavorables. Dans la suite du développement, nous parlerons donc de contexte "favorable" ou "défavorable" plutôt que de contexte "clinique" ou "examen".

III-2 Contexte favorable

Considérons dans un premier temps, que les signaux restent très proches des "standards". Autrement dit, on connaît a priori l'allure prise par le signal étudié.

La plus simple des configurations consiste à tester la (ou les) donnée issue de l'algorithme de détection par rapport à une (ou plusieurs) valeur fixe pré-réglée (figure II-19).

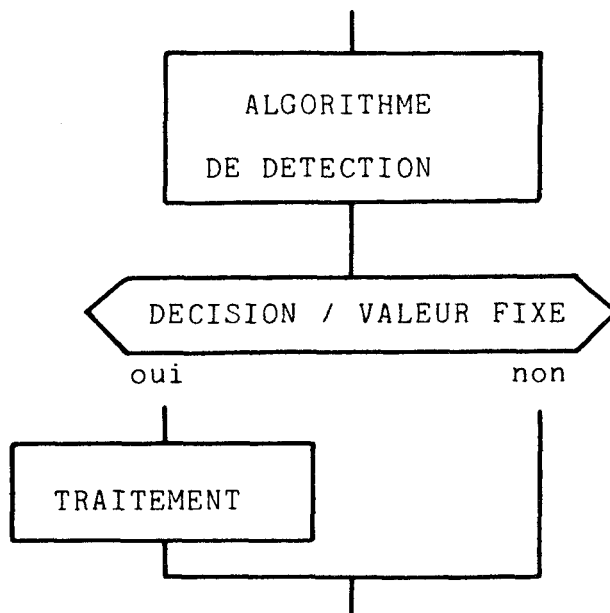


figure II-19

A titre d'exemple, examinons l'impédance thoracique caractérisant l'onde respiratoire d'un nouveau-né /COUV-81/. Si l'on calcule la dérivée de ce signal et si on trace  $dy/dt$  en fonction de  $y(t)$ , on obtient une représentation du cycle respiratoire dans le plan de phase (figure II-20). Une telle représentation permet d'isoler avec précision chaque cycle respiratoire en détectant les intersections des formes de Lissajous successives avec l'axe  $y(t)$ .

Dans ce cas, l'algorithme de détection repose sur l'extraction de la dérivée, quant à la prise de décision, il s'agit simplement de signaler les passages par zéro (valeur pré-réglée = 0).

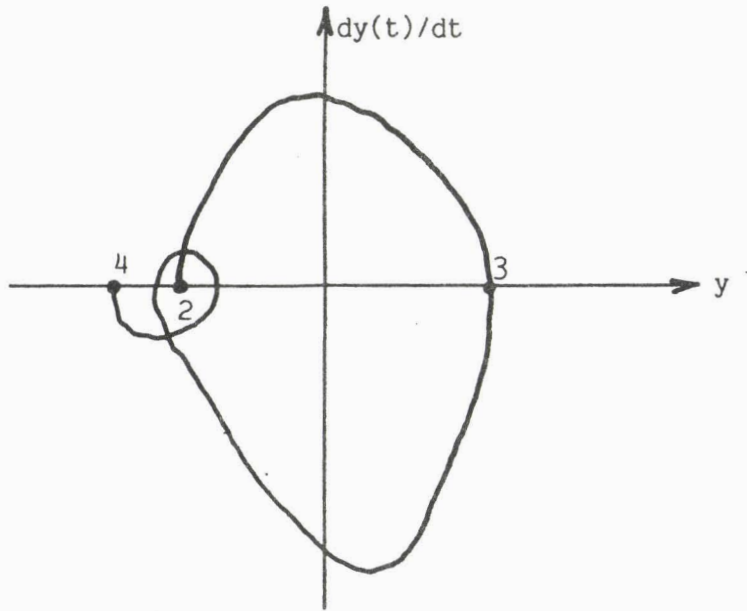
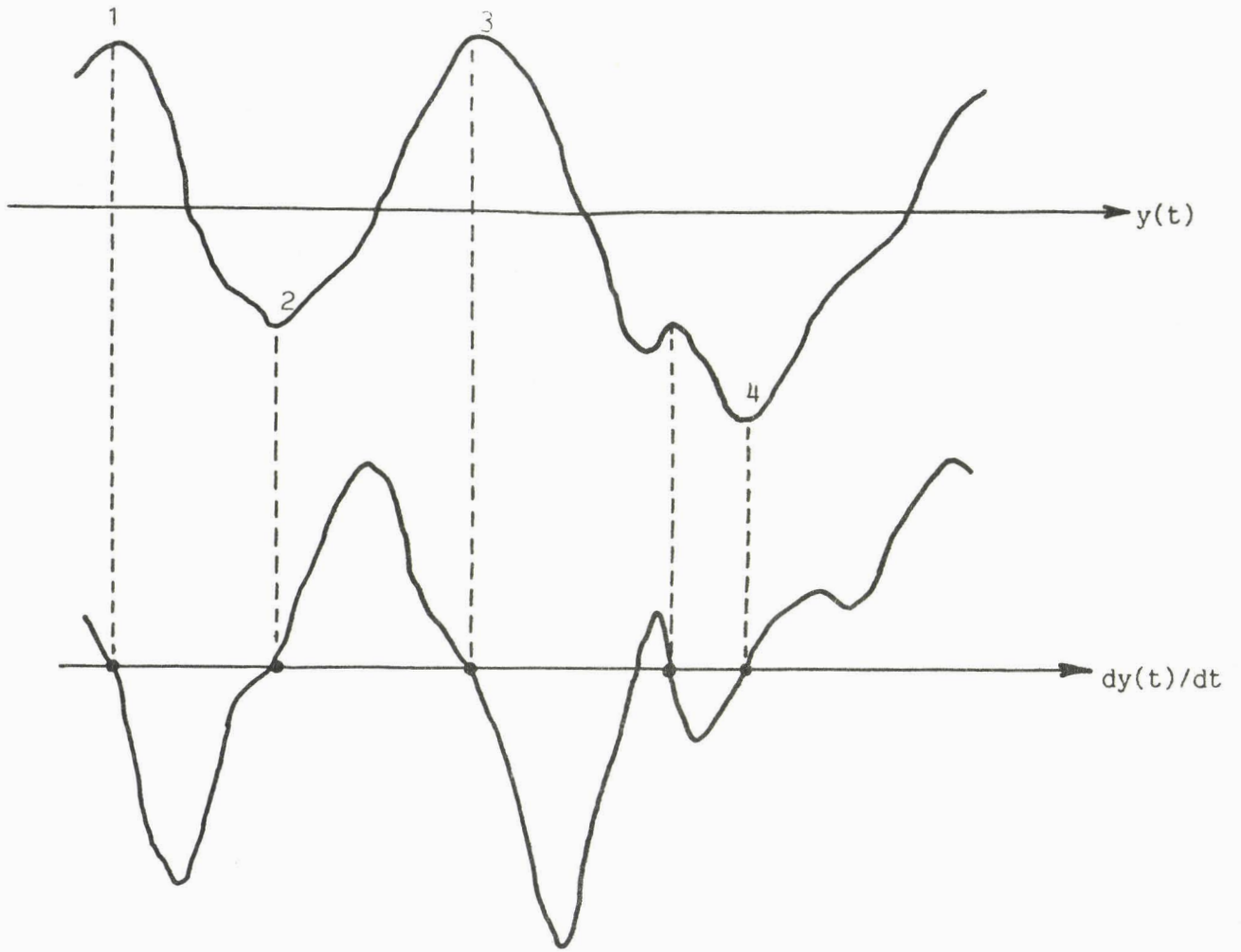


figure II-20



Prenons un autre exemple qui nous amènera à une configuration légèrement différente...

On désire contrôler le comportement cardiaque d'un sportif, aussi bien durant les phases d'effort que durant celles de récupération. Pour ce faire, on demande à cette personne de courir sur un tapis roulant auprès duquel se trouve le moniteur chargé de fournir le rythme instantané. Nous avons repris, à la figure II-21, deux portions d'E.C.G. prises l'une pendant l'effort (zone 1), l'autre pendant le repos (zone 2).

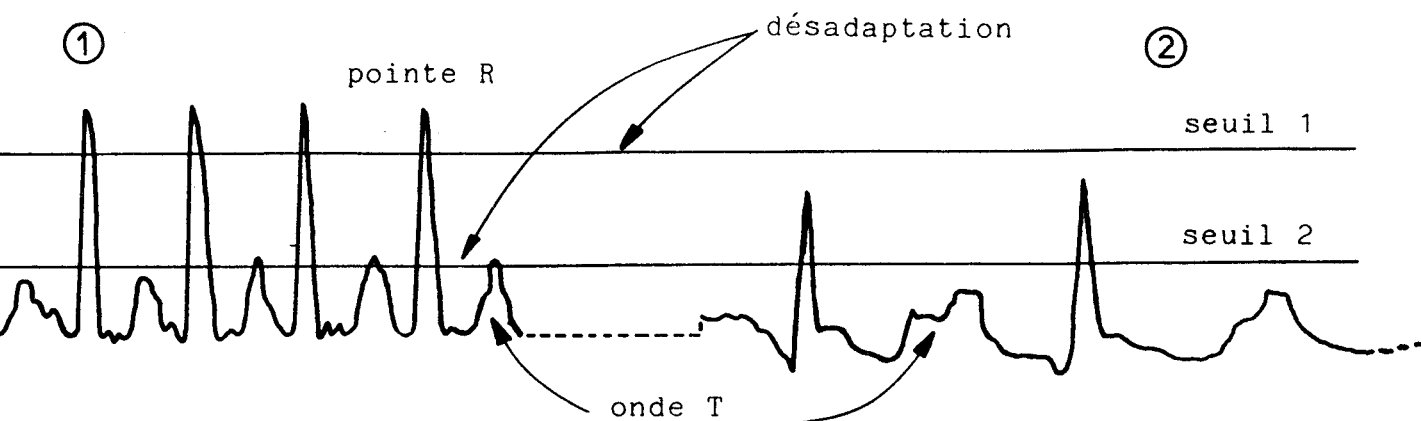


figure II-21

Dans ces conditions, le résultat demandé correspond à l'intervalle de temps séparant l'apparition d'un même élément sur deux cycles consécutifs. La détection unique de cet élément, la pointe R, correspond également à la localisation de l'événement "cycle cardiaque". Ce cas particulier rejoint l'interprétation faite habituellement sur cette notion de détection.

On constate que la valeur du seuil permettant l'isolement de cette pointe R ne peut être définie de manière absolue. Ainsi, ce sont les paramètres élaborés lors du traite-

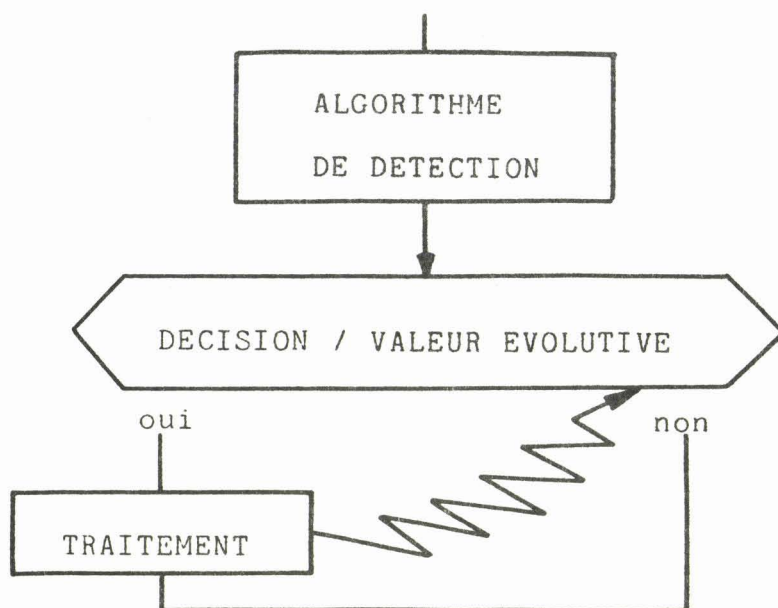


figure II-22

ment, en particulier les moyennes établies à partir des amplitudes de R et de T, qui permettront de la faire évoluer (figure II-22).

### III-3 Contexte défavorable

Envisageons maintenant le cas où les formes appréhendées diffèrent d'une expérience à l'autre et le cas où les signaux sont soumis à des perturbations incontrôlables. Tous ces phénomènes étant, a priori, de nature et/ou de durée imprévisible(s), il est impossible de trouver une technique unique garantissant la détection des seuls événements non perturbés. Dès lors, deux solutions sont envisageables :

- La première consiste à multiplier les algorithmes de détection de manière à recouvrir l'ensemble des cas possibles. Ainsi, la figure II-23 fait apparaître la mise en parallèle de ces techniques, les décisions pouvant se faire à partir de valeurs absolues ou évolutives.
- La seconde correspond à une configuration beaucoup plus souple dans le sens où la détection n'est pas fonction uniquement de la qualité de

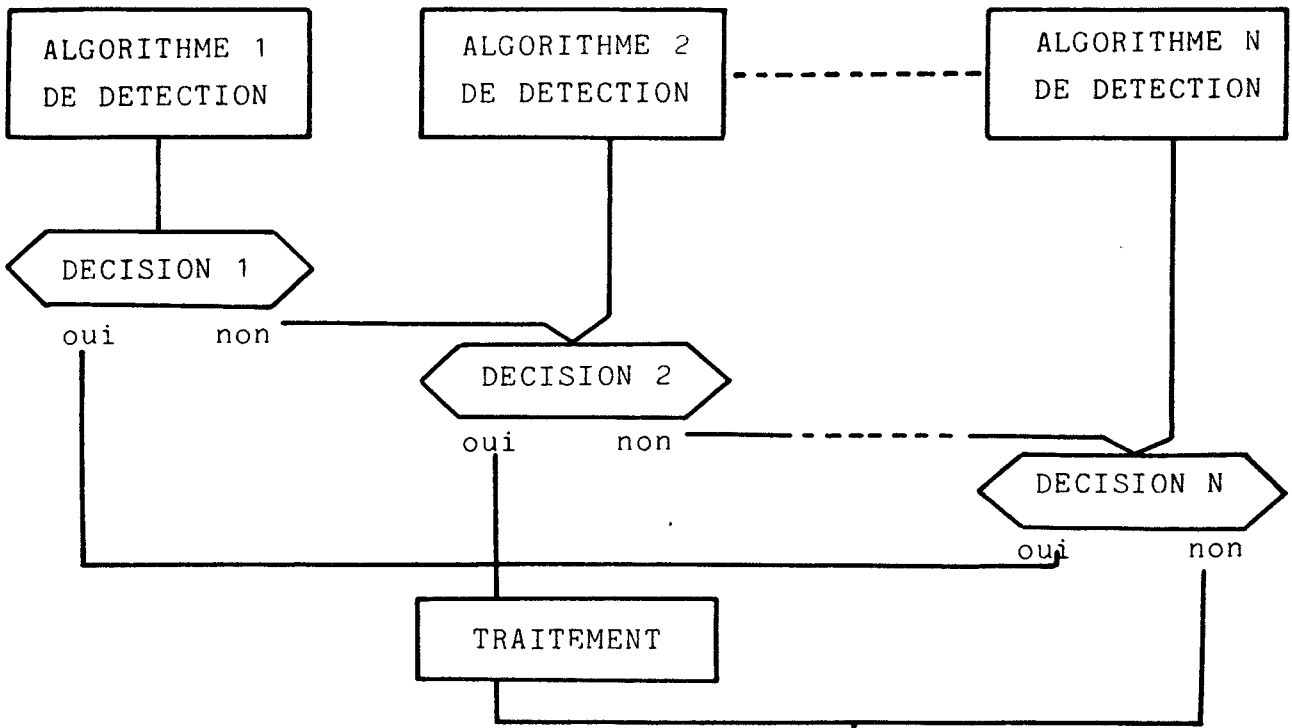


figure II-23

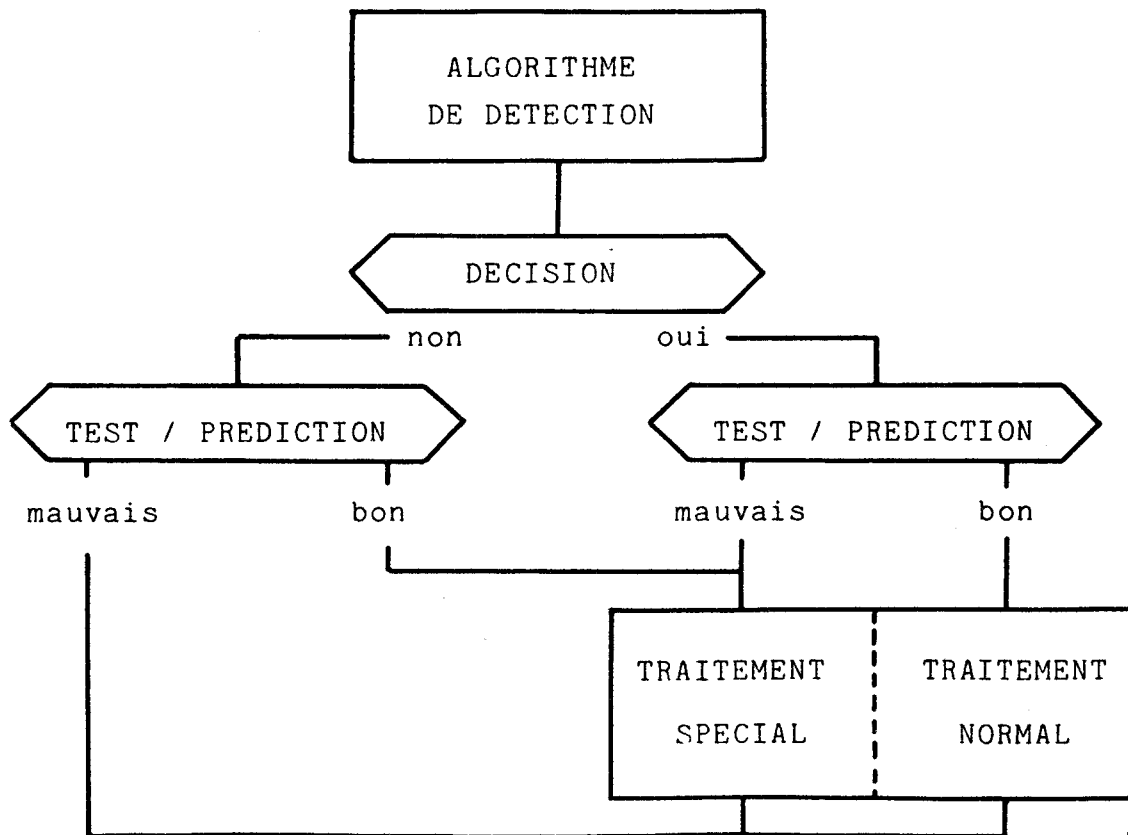


figure II-24



l'échantillon considéré, mais également de la situation dans laquelle il est susceptible de se trouver. En effet, après avoir mis l'accent sur le caractère imprévisible des phénomènes, l'idée revient à exploiter la différence entre les cas normaux et pathologiques. Pour ce faire, nous conservons une technique classique de détection appropriée essentiellement aux cycles corrects (standards) à laquelle nous associons une technique particulière pour signaler toute anomalie éventuelle. Ceci est obtenu en utilisant la notion de "prédiction" par le biais d'un prototype de référence. Ce dernier est établi sur une suite logique d'éléments caractéristiques de plusieurs cycles corrects et il est sans cesse remis à jour. Cet aspect sera développé au chapitre III.

A chaque instant, le modèle fournit une donnée spatiale et une donnée temporelle représentatives du prochain élément que la détection doit prendre en considération. Si un écart trop important est constaté lors du test, la phase de détection est complétée par un traitement spécial permettant d'analyser en détail la forme appréhendée (figure II-24).

Gardons l'exemple de l'E.C.G. pour illustrer ces deux configurations, non plus sur un sujet sain mais sur un malade soumis à des irrégularités de rythme. Dans un premier temps, intéressons-nous à la simple détection de l'événement "cycle cardiaque" ; nous envisagerons ensuite une approche plus sophistiquée de ce cycle en vue de la caractérisation.

Si l'anomalie est d'origine ventriculaire, la déformation du complexe QRS peut être très importante. Ainsi, sur le tracé de la figure II-25a, la localisation de la pointe R par un test d'amplitude est remise en cause à deux reprises.





figure II-25

L'examen du signal dérivé correspondant (figure II-25b) montre que le positionnement de deux seuils permet d'y remédier. Ces deux techniques peuvent donc être associées dans cette tâche.

Le tracé repris figure II-26 suggère une remarque très importante sur le compromis à trouver en matière de détection, lorsque le contexte est peu favorable. En effet, quelle que soit la technique utilisée, il faut envisager la possibilité d'une part, d'effectuer de fausses détections et d'autre part, de perdre de l'information. Eviter l'une revient à favoriser l'autre ; il est donc préférable de trouver un juste milieu dans ce dilemme et d'envisager ces deux éventualités dans la suite des traitements.

Poursuivons cet exemple en nous intéressant non plus au rythme mais à la dynamique d'occurrence des défauts.

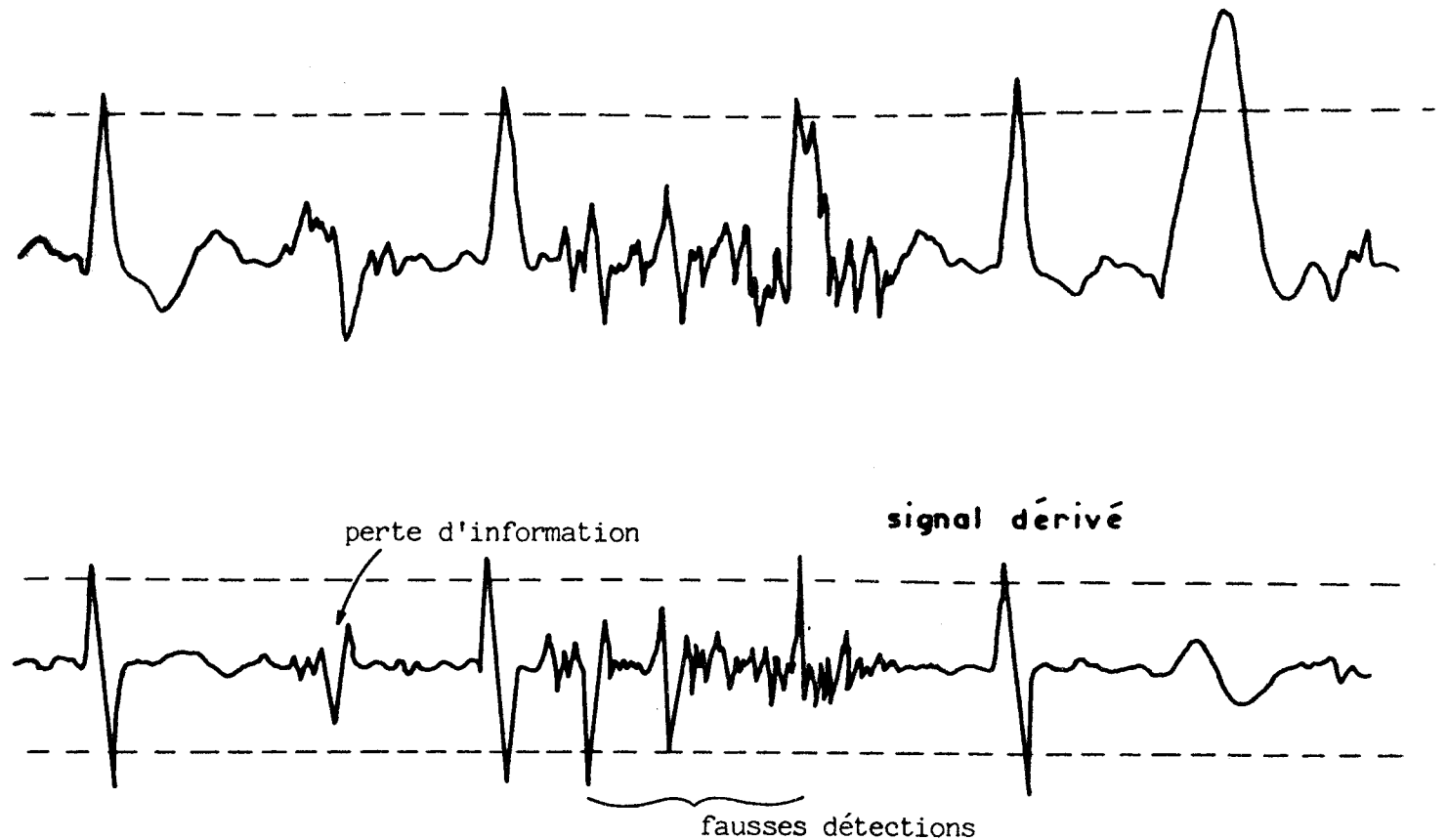


figure II-26

L'objectif de l'analyse réside alors dans la classification des différentes anomalies et l'allure du complexe QRS devient donc prépondérante pour le traitement. Cette étude faisant l'objet du chapitre IV, nous ne présenterons ici que deux situations possibles afin de montrer l'intérêt que peut avoir la technique de prédiction.

Dans le premier cas de figure, le prototype de référence correspond respectivement aux points Q, R et S ainsi qu'au maximum de l'onde T. Sur le tracé de la figure II-27, nous avons donc matérialisé les tolérances relatives à chacun des quatre éléments à l'aide d'un rectangle.

Après quelques cycles sans problème, où l'on a pu vérifier la succession logique des points spécifiques en s'appuyant uniquement sur une détection classique (passage par zéro de la dérivée), on constate un écart entre le point a et

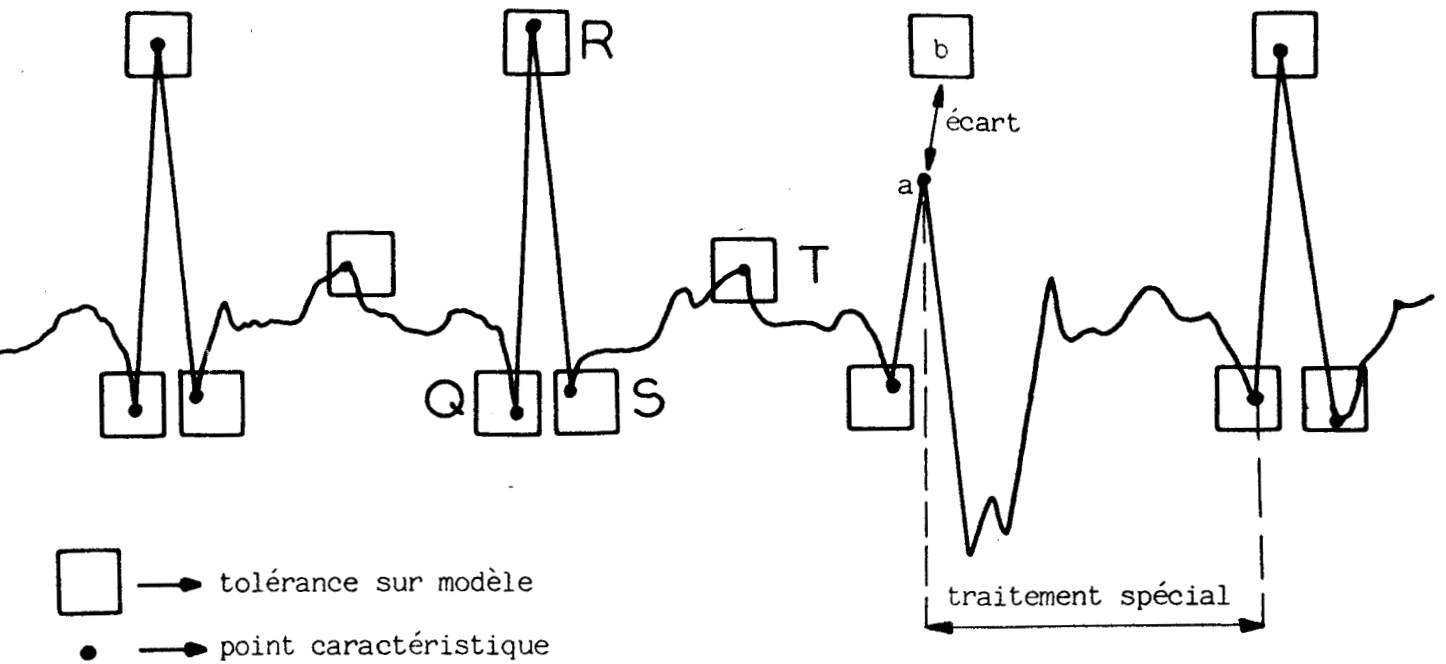


figure II-27 -

la prédiction b . Ceci déclenche un traitement spécial où chaque échantillon est pris en considération tant que le signal reste éloigné du modèle de base. L'anomalie peut donc être caractérisée plus en détails.

Le deuxième cas de figure fait ressortir le rôle d'anticipation que l'on peut donner à ce mode de détection (figure II-28). En effet, il est tout à fait possible d'opérer une analyse particulière dès lors qu'une absence de phénomène est constatée. Ainsi, dans le cas présent, il est possible de distinguer l'extrasystole supra-ventriculaire de la figure II-28a, du décollement d'électrode présenté en II-28b. La différenciation s'opère simplement en observant qu'aucune variation notable de la dérivée n'intervient dans le cas du décollement d'électrode.

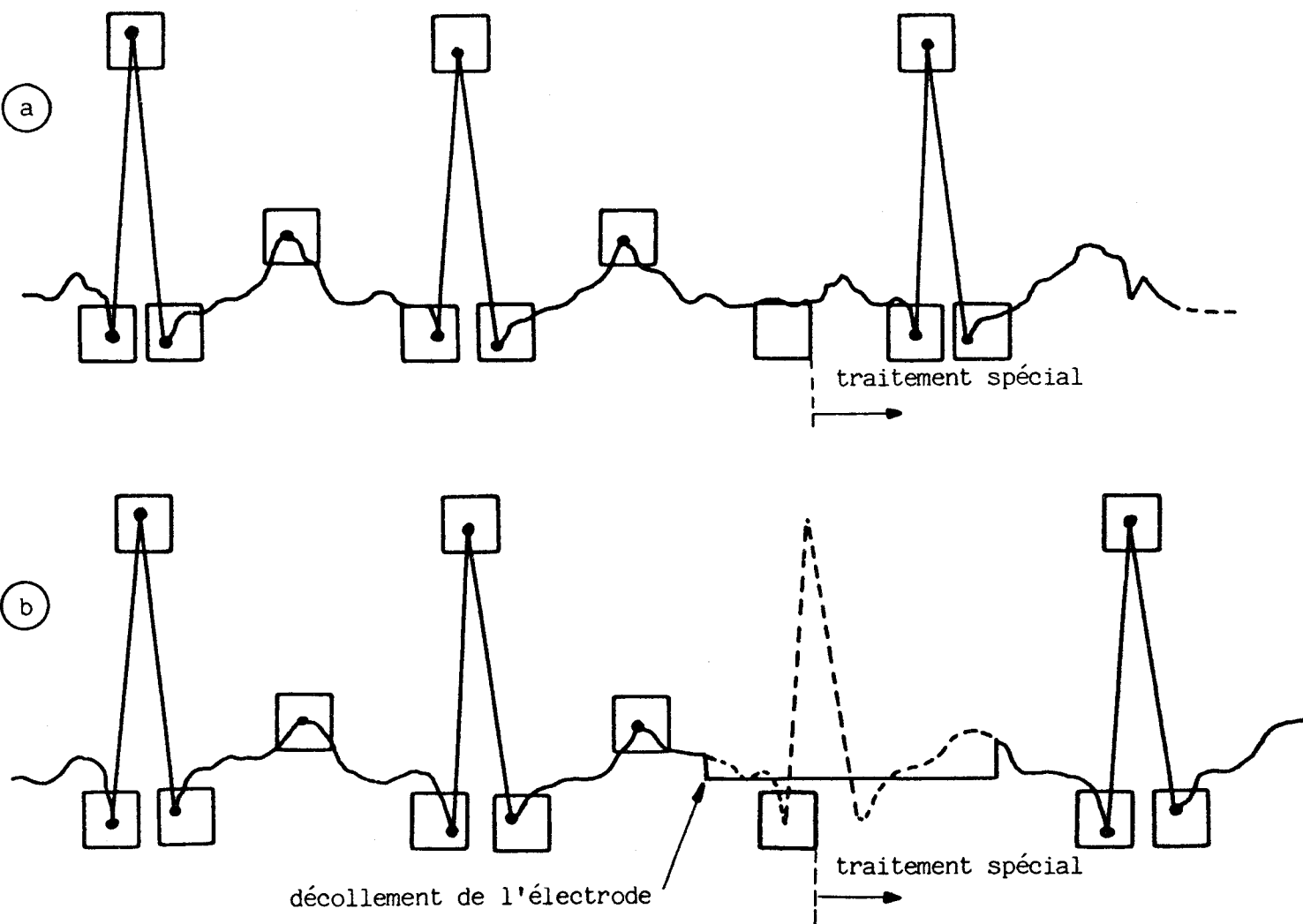


figure II-28

Remarque  
.....

Il existe une certaine analogie entre la démarche décrite ci-dessus et le filtre de KALMAN /RADI-70/ dont l'équation de fonctionnement est la suivante :

$$\hat{X}_{k/k} = \hat{X}_{k/k-1} + K_k (Z_k - H_k \cdot \hat{X}_{k/k-1})$$

Cette formulation liée à l'amélioration de l'estimation  $\hat{X}_{k/k-1}$  compte tenu du résultat de la mesure  $Z_k$ , fait apparaître :

- Une prédiction de la sortie à l'instant k

$$\hat{Z}_k = H_k \cdot \hat{X}_{k/k-1}$$

définie à partir de l'estimation de l'état relative à cet instant. Cette estimation découle de l'observation des échantillons pris en compte jusqu'à l'instant k-1.

- Un terme correctif

$$K_k (Z_k - \hat{Z}_k)$$

qui s'identifie à l'écart enregistré entre la mesure à l'instant k ( $Z_k$ ) et la prédiction qui en avait été donnée ( $\hat{Z}_k$ ). La matrice de correction  $K_k$  assure l'effet linéaire du filtre.

On retrouve ainsi des procédés semblables à ceux utilisés dans notre application bien que les objectifs diffèrent.

#### III-4 Conclusion

L'objectif de cette première étape de travail étant d'optimiser la répartition des temps de traitement, on recherche essentiellement dans la phase de validation, la rapidité des algorithmes mis en oeuvre et la fiabilité des décisions qu'ils engendrent. Ceci nous conduit à adopter des structures de traitement différentes selon le contexte de l'étude et le cahier des charges qui lui est associé. Ainsi, face à des conditions défavorables, on voit apparaître une certaine redondance dans les configurations proposées ; la fiabilité est alors obtenue au détriment de la rapidité. Leur implantation requiert donc une démarche particulière qui fait l'objet du chapitre suivant.

#### IV CONCLUSION

L'évaluation des possibilités d'implanter une étude en temps réel nécessite une attention particulière lorsque l'analyse comporte des traitements sophistiqués (classification par exemple). Dans ces conditions, l'examen portant sur le respect des limitations temporelles revient à faire le bilan d'une part, du nombre de points caractéristiques par rapport à l'ensemble des échantillons du cycle et d'autre part, des durées nécessaires aux traitements des uns et des autres. En effet, la quantité d'informations élémentaires susceptible de correspondre à un paramètre est essentielle lorsque les écarts estimés sont faibles.

Le traitement de validation permet d'écarter un maximum d'échantillons pour ne suggérer, à la procédure d'extraction de paramètres, qu'un nombre restreint de "candidats". Lorsque la marge de manoeuvre est limitée, c'est principalement la rapidité des algorithmes mis en oeuvre que l'on recherche. Si ce n'est pas le cas, l'objectif réside davantage dans la fiabilité de l'opération. Les procédures adoptées pour la détection des "candidats" font appel à des techniques particulièrement simples, qu'il est possible d'associer le cas échéant. Toutefois, une manipulation plus délicate peut s'avérer indispensable pour la localisation d'une donnée à caractère "global". Il s'agit notamment, d'une détermination de paramètres représentatifs de l'allure d'une portion du signal observé. On est alors amené à réaliser un traitement succinct sur chaque échantillon écarté par la "validation" avant de le rejeter.

Le logiciel de validation présente une structure plus ou moins complexe suivant la facilité d'appréhender les phénomènes demandés. Face à certains cahiers des charges, la démarche préconisée conduit à la multiplication des algorithmes ou à l'emploi de modèles. Cette opération perd alors sa simplicité d'implantation mais ses performances permettent de maintenir une certaine confiance dans les résultats qui en découlent, bien que l'information source soit parfois dégradée.

## CHAPITRE III

STRUCTURE DE TRAITEMENT DANS UN  
CONTEXTE PEU FAVORABLE

## I STRUCTURE REDONDANTE

Nous avons vu, au chapitre II, que la procédure de validation dans un contexte défavorable ne pouvait pas s'appuyer sur une structure conventionnelle. Nous allons maintenant envisager les étapes suivantes de l'analyse dans un tel contexte. Les constatations faites à divers niveaux nous permettront ainsi de généraliser la démarche à adopter face à ce type d'étude.

### I-1 Etapes conventionnelles de l'analyse

La démarche adoptée dans l'analyse des signaux électrophysiologiques a permis de dégager plusieurs étapes de travail. A chacune d'entre elles est associée une opération spécifique et c'est ainsi que l'on parle d'isolation de cycle, de caractérisation ainsi que de classification ou de décision.

#### \* l'isolation de cycle

.....

Celle-ci correspond en fait à la détection de l'événement "cycle". Bien qu'il ne s'agisse pas du même niveau d'interprétation, les techniques utilisées pour tester la structure de l'information sont les mêmes que celles citées au paragraphe II-3a du chapitre II. Le seul complément que l'on puisse apporter réside dans le fait que certains de ces outils permettent la synchronisation des traitements au signal.

#### \* la caractérisation

.....

Cette opération repose essentiellement sur la paramétrisation d'un ensemble de points saillants du cycle (extrémums, passage par zéro, courbure, pente, intervalle de temps ...). Dans ce sens, celle-ci est toujours spécifique du signal étudié et du cahier des charges imposé par l'utilisateur. De manière plus générale, on peut distinguer deux types de paramètres. Les premiers ont un caractère



ponctuel et sont évalués soit par des écarts temporels (durées, fréquences), soit par des amplitudes du signal (extrema, passage par zéro...). Les seconds ont un caractère global et intègrent les précédents sur une période d'observation déterminée. Nous avons déjà eu l'occasion d'aborder cet aspect particulier au paragraphe II-3-b du chapitre II.

\* classification et décision  
.....

Ces opérations résultent directement des précédentes. Elles visent à affecter chaque cycle étudié à telle ou telle classe spécifique, dans le but d'établir un diagnostic. La structuration des algorithmes de classification repose essentiellement sur une succession bien définie de tests hiérarchisés selon une pondération fournie par le cahier des charges.

L'enchaînement des opérations décrites précédemment s'effectue de manière linéaire ainsi que l'illustre le schéma de la figure III-1.

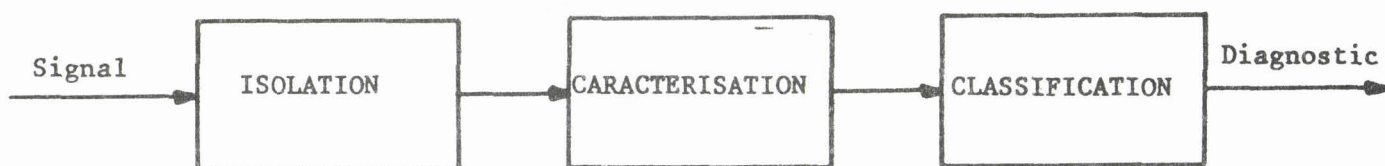


figure III-1

Dans un tel schéma, on associe à chaque étage de travail un seul algorithme de traitement. Cette procédure reste sans inconvénient aussi longtemps que les formes sont proches des "standards". Par contre, lorsque l'on envisage de traiter des formes à caractère fluctuant, il devient nécessaire de structurer les algorithmes de manière à pouvoir appréhender efficacement tous les cas envisageables.

I-2 Exemple préliminaire

Dans la suite du développement, on se propose de généraliser les remarques faites à la fin du chapitre II, afin de formaliser une méthodologie de traitement visant à rendre plus fiables les décisions à prendre dans un contexte défavorable. Nous avons été amenés à faire une distinction très nette dans les solutions proposées suivant que l'on se trouvait ou non, dans un tel contexte. Malheureusement, les répercussions ne se limitent pas à cette première phase de travail. Ainsi, en reprenant l'exemple de la caractérisation d'un cycle prélevé sur un signal, on peut envisager deux structures de traitement /LECE-82/.

La première est une structure linéaire conventionnelle, illustrée figure III-2a, qui se comporte comme un processus alimenté, en temps réel, par des entrées (par exemple une suite d'échantillons de données) et délivrant une sortie (par

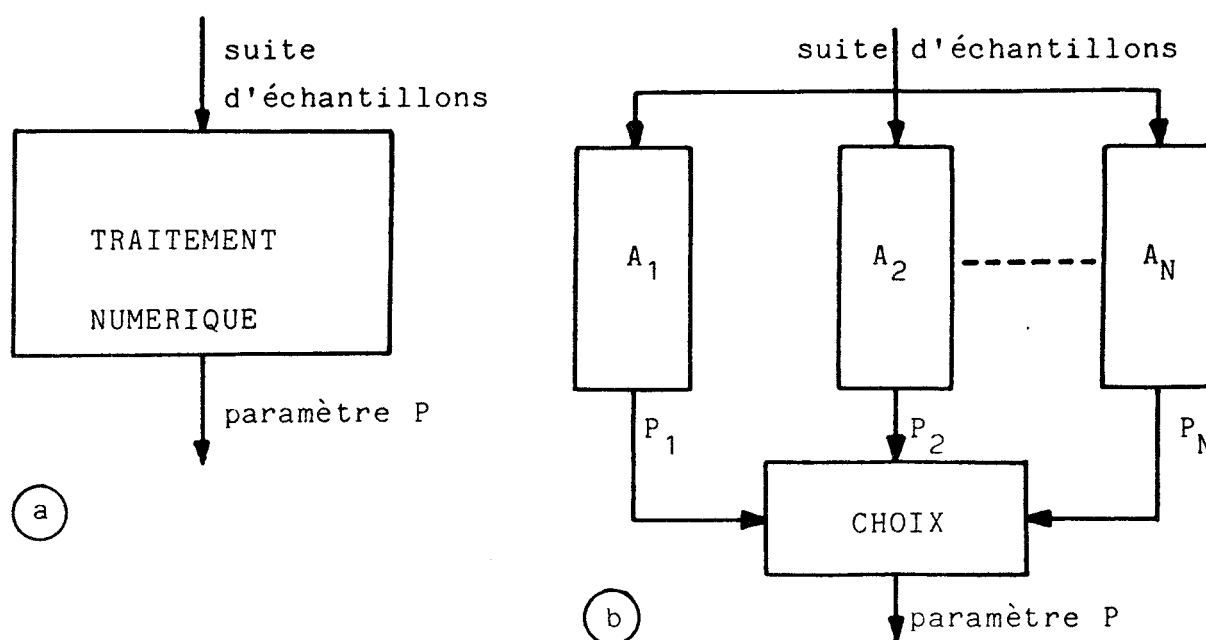


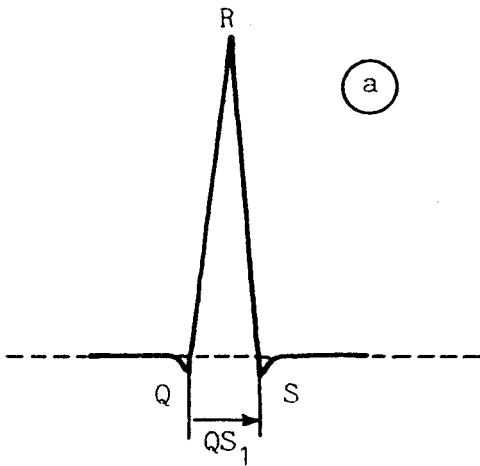
figure III-2

exemple un paramètre P). Toutefois, lorsque le signal est soumis à des perturbations intempestives donnant aux cycles des morphologies multiples, la nécessité d'envisager tous les "cas de figure" possibles conduit à la réalisation d'algorithmes complexes.

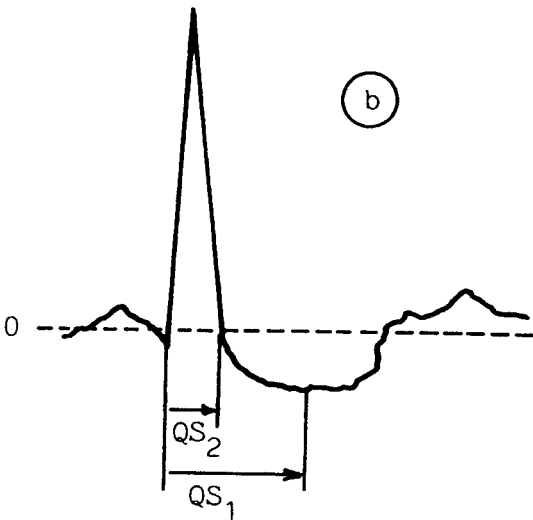
Le second type de structure, illustré figure III-2b, vise à rendre les traitements plus fiables par l'utilisation d'algorithmes parallèles. La procédure envisagée est alors la suivante :

- tous les algorithmes  $A_i$  ( $i=1, \dots, N$ ) possèdent la structure linéaire définie ci-dessus.
- tous les algorithmes  $A_i$  sont soumis simultanément aux mêmes entrées (par exemple une suite d'échantillons).
- tous les algorithmes  $A_i$  ont la même fonction (par exemple calculer un paramètre P) mais selon des méthodes différentes correspondant aux divers "cas de figure" envisagés.
- chacun des algorithmes  $A_i$  délivre une sortie (par exemple une valeur  $P_i$  calculée par  $A_i$ , pour le paramètre P).
- les valeurs numériques  $P_i$  délivrées par les algorithmes  $A_i$  constituent autant de candidats possibles pour le paramètre P. —
- la procédure de choix final vise à affecter à P, l'une des valeurs candidates  $P_i$  élaborées précédemment.

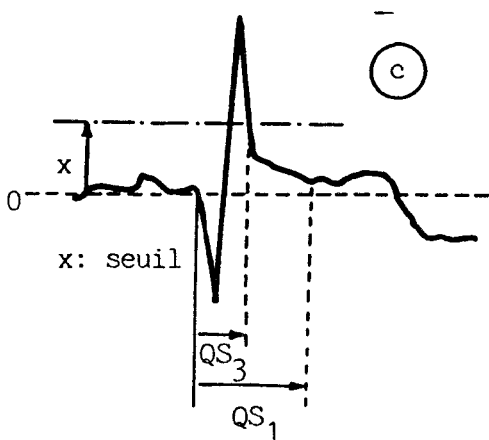
Afin d'illustrer cette structure, nous donnons ci-après une démarche envisageable pour le calcul de la largeur du complexe QRS (intervalle QS) dans l'analyse clinique de l'E.C.G.. Dans ces conditions, trois méthodes de calcul de QS peuvent être utilisées (valeur  $QS_1$ ,  $QS_2$  et  $QS_3$ ). La décision consiste ensuite à choisir la valeur de QS parmi ces trois candidats possibles /LECE-81/.



Dans la première méthode d'évaluation de QS, on considère que le complexe QRS est idéal et  $QS_1$  correspond à l'intervalle de temps séparant deux passages successifs de la dérivée, de négatif à positif (figure III-3a).



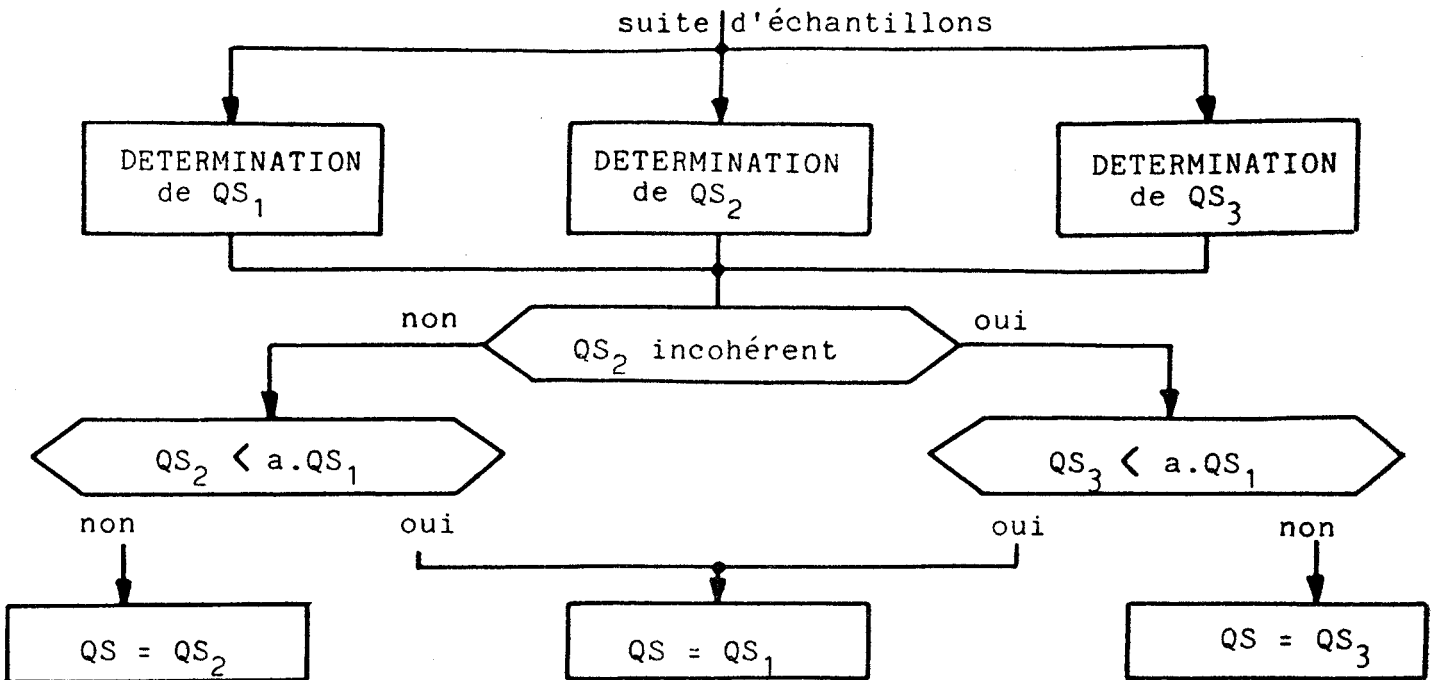
Dans la seconde méthode, on suppose que la déformation du complexe ne permet pas de s'appuyer sur un test de la dérivée. La solution  $QS_2$  est alors déterminée en cherchant, à partir de R, l'intersection de l'E.C.G. avec sa ligne de base (figure III-3b).



Enfin la troisième méthode suppose que non seulement la fin du complexe est déformée, mais qu'en plus l'E.C.G. ne repasse pas par sa ligne de base. Dans ce cas, la solution  $QS_3$  est obtenue en cherchant l'intersection de l'E.C.G. avec sa ligne de base augmentée d'un seuil X (figure III-3c).

figure III-3

Un choix est ensuite opéré parmi les candidats  $QS_1$ ,  $QS_2$  et  $QS_3$  selon le principe représenté figure III-4.



remarque:  $0.75 < a < 1$

figure III-4

### I-3 Cas général

On a pu constater, grâce à cet exemple de l'E.C.G., une similitude très nette entre les structures redondantes relatives aux deux opérations de validation (vue au paragraphe III-3 du chapitre II) et de paramétrisation. Nous allons voir qu'il est possible d'aboutir à cette même remarque en abordant non plus la caractérisation du cycle mais sa classification. Ceci nous amène donc à définir une "cellule élémentaire" ayant une configuration adaptable à chaque étape de l'analyse (figure III-5).

Ainsi, de façon générale, l'alimentation des différents algorithmes de traitement se fait par des "sous-ensembles de données" (S.E.D.) issus de l'"ensemble initial de données" (E.I.D.), cette décomposition étant imposée par les besoins de chaque algorithme. Ces derniers élaborent des résultats (ré-

sultat 1, ..., résultat N) qui constituent autant de candidats à la décision finale. L'algorithme de décision choisit ensuite parmi ces candidats celui qui s'identifiera à la décision finale.

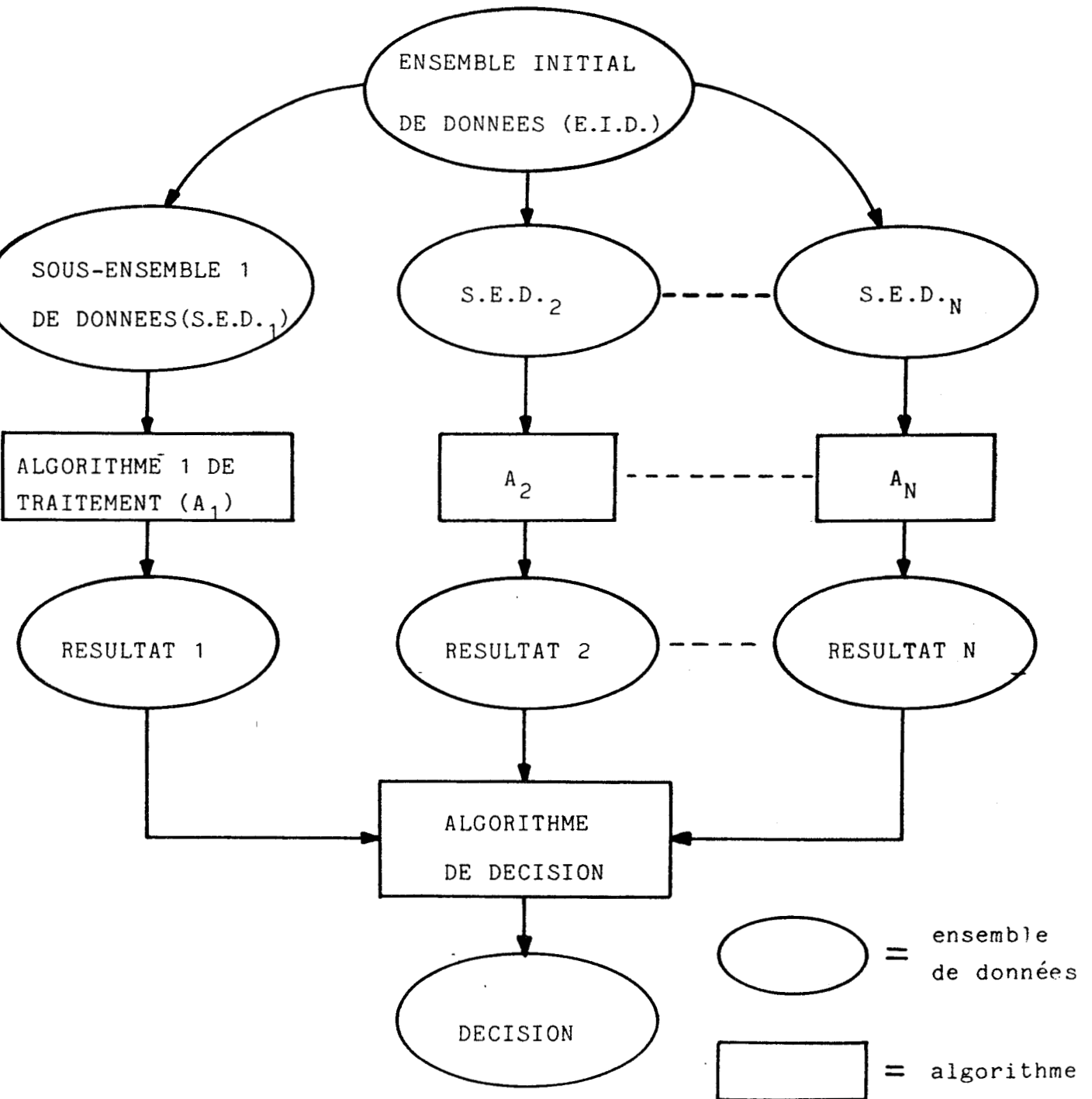


figure III-5

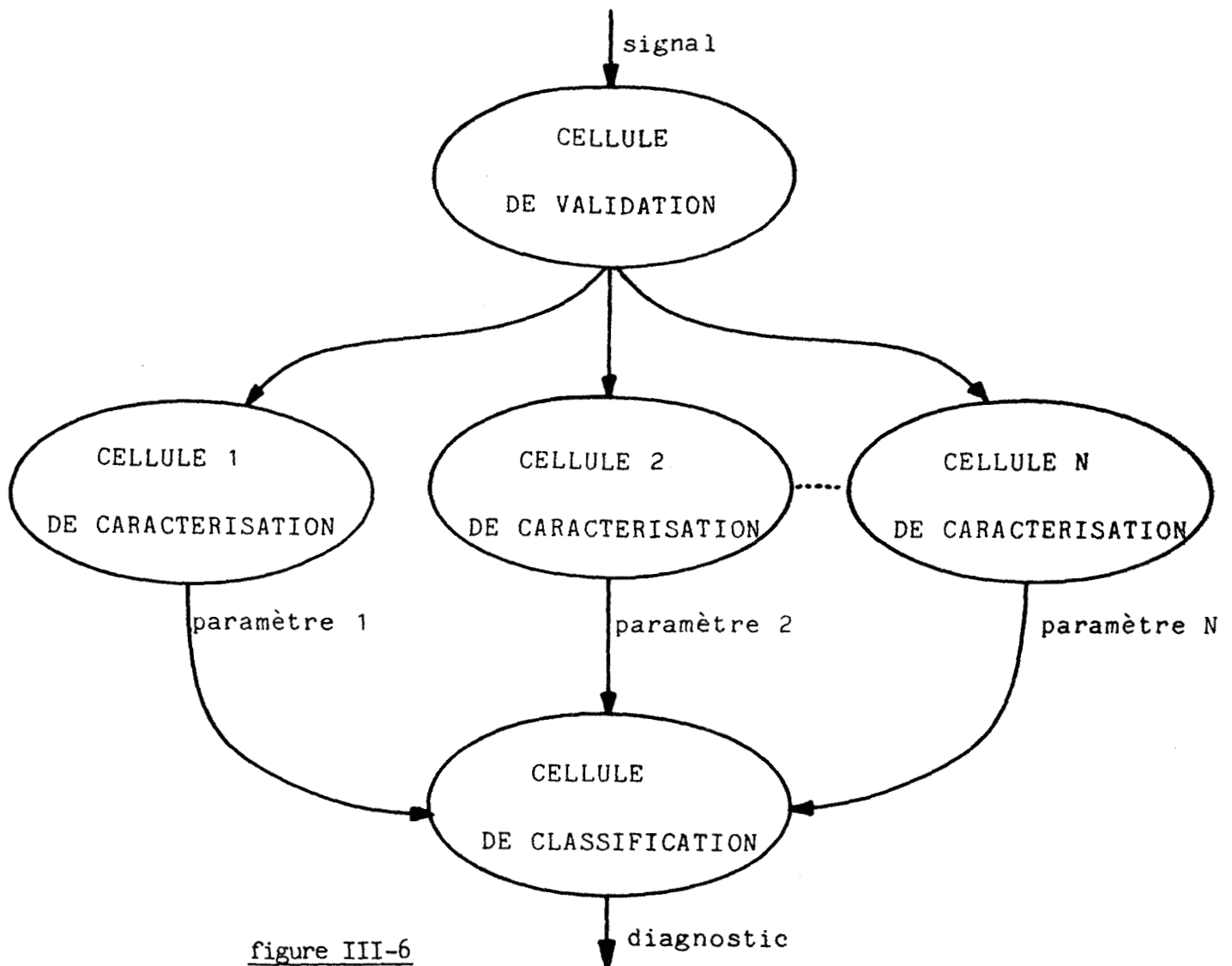


figure III-6

Chaque étape de l'analyse (détection, caractérisation, classification) peut donc être réalisée par une ou plusieurs de ces "cellules" de telle sorte que la structure définitive correspond à un assemblage dans lequel la "décision" d'un étage constitue une "donnée" pour l'étage suivant (figure III-6).

Nous allons appliquer cette méthodologie à un cas concret et nous intéresser plus spécialement à la "cellule de classification". La portion d'E.C.G. de la figure III-7 fait apparaître trois anomalies de rythme. La première est d'origine auriculaire, les deux autres, d'origine ventriculaire d'où leur appellation respective d'extrasystole supra-

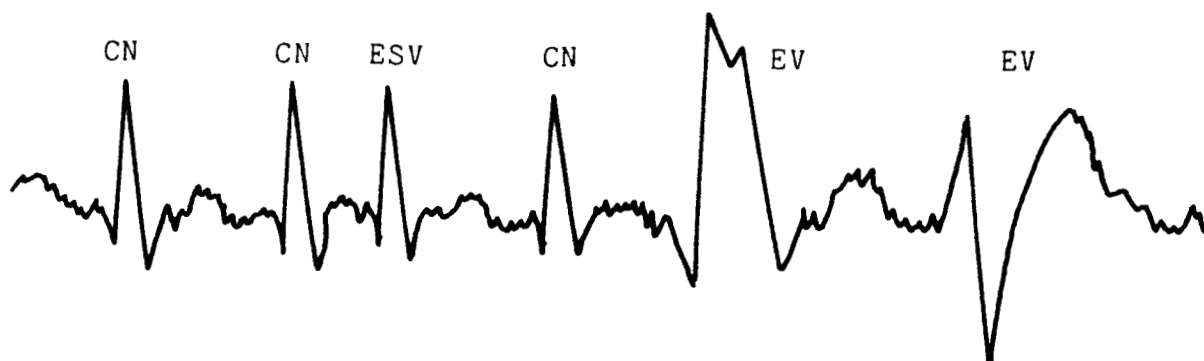


figure III-7

ventriculaire et extrasystoles ventriculaires. Celles-ci se différencient essentiellement de la précédente par une déformation imprévisible du complexe QRS et une augmentation de l'intervalle QS.

A titre de cahier des charges, on se propose de localiser et de distinguer ces deux types d'anomalie parmi les complexes normaux. Ainsi, notre classification comporte les trois possibilités suivantes :

- cycle NORMAL (CN)
- extrasystole SUPRA-VENTRICULAIRE (ESV)
- extrasystole VENTRICULAIRE (EV)

Les cinq composantes du vecteur paramètre qui ont été choisies pour caractériser les fluctuations de morphologie du complexe QRS sont :

- l'amplitude de la pointe R (APR)
- le nombre de pointes dans le complexe (NP)
- le coefficient de forme (CF)
- l'intervalle QS (QS)
- l'intervalle RR (RR)

remarque : le coefficient de forme s'identifie  
 .....  
 au paramètre "score" présenté au paragraphe II-3b du chapitre II.



La "cellule de classification" relative à cette étude est présentée figure III-8. La remarque concernant les critères de distinction entre anomalies est matérialisée par la mise en parallèle de deux algorithmes, l'un est orienté vers l'analyse de l'allure du complexe, l'autre vers l'analyse de sa largeur. Ainsi, le diagnostic est établi par confrontation de deux résultats intermédiaires issus de deux méthodes indépendantes de classification, alimentées chacune par trois paramètres.

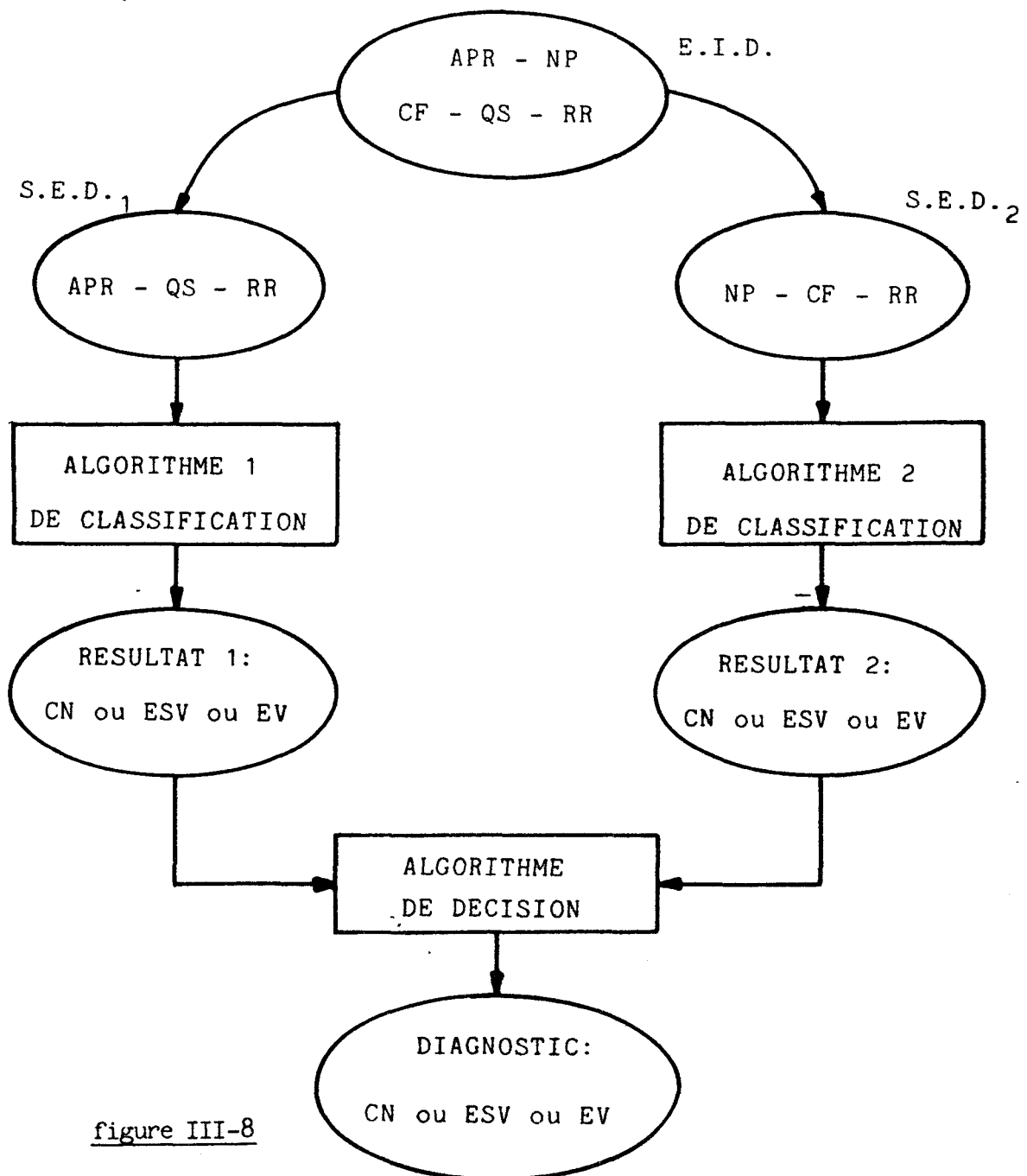


figure III-8

#### I-4 Conclusions

L'analyse temps réel des signaux physiologiques nécessite dans un contexte peu favorable, une redondance logicielle à chaque étape du calcul (détection, caractérisation, classification). A la structure de traitement conventionnelle qui est linéaire; il est alors intéressant de substituer un assemblage de cellules élémentaires (décomposition - sélection). Ceci permet de valider une méthode choisie parmi plusieurs ayant la même fonction.

### II CLASSIFICATION TEMPS REEL

Nous avons constaté précédemment, une certaine analogie dans les raisonnements relatifs à chaque étape de travail qui nous a conduit à définir une cellule élémentaire. Ainsi, la structure complète de l'analyse s'en trouve simplifiée. Néanmoins, pour ce qui est de l'implantation, les problèmes posés sont spécifiques à chaque opération et par conséquent, cette généralisation ne s'applique qu'aux structures du traitement. Ceci est dû essentiellement aux difficultés rencontrées dans l'ultime phase de l'analyse et nous allons en présenter quelques aspects.

#### II-1 La décision

En adoptant une cellule élémentaire de ce type (décomposition - sélection), notre objectif est de substituer à un algorithme complexe, une série d'algorithmes simples ayant une fonction bien précise. Cette démultiplication implique alors une prise de décision sur les divers résultats issus de ces traitements et c'est de ce choix que dépend la fiabilité de l'opération considérée.

A la figure III-9a, la décision consiste à choisir un résultat parmi plusieurs "candidats". Ce résultat final faisant partie des données, tout se situe au même niveau d'interprétation.

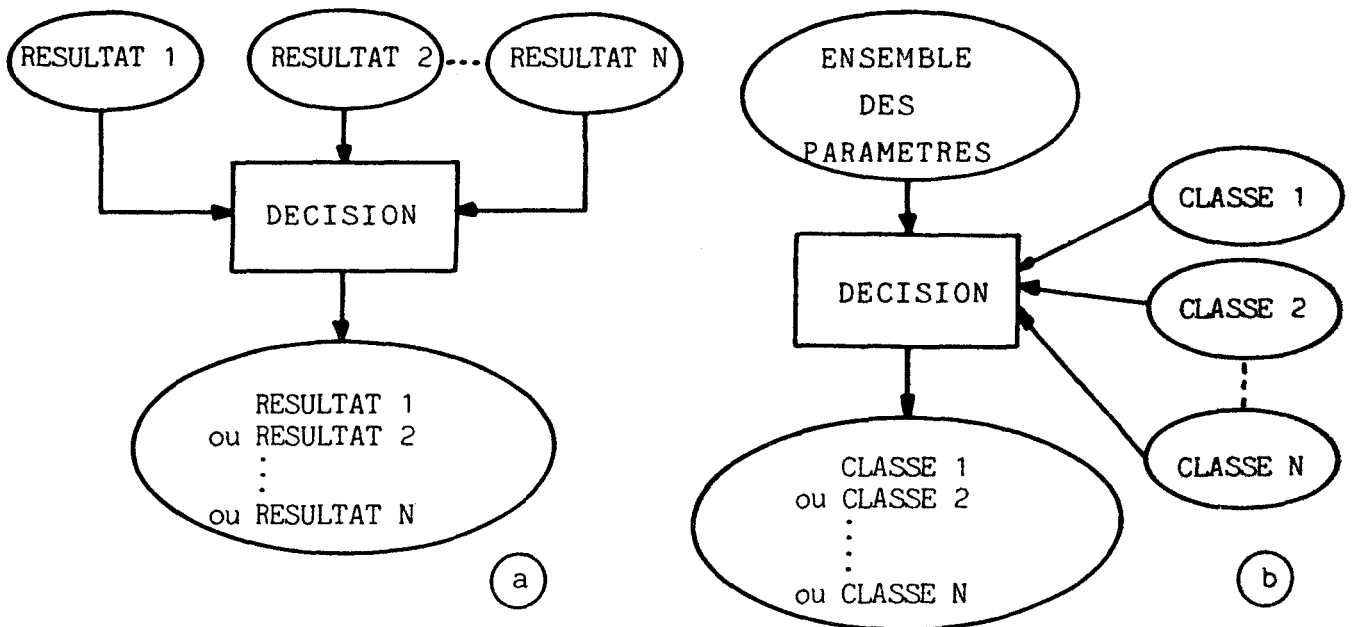


figure III-9

Par contre, à la figure III-9b, la décision consiste à affecter un événement à une classe déterminée suivant le comportement des données (paramètres) qui le caractérisent. Pour ce faire, la solution choisie s'identifie à celle qui, parmi les cas envisageables, semble refléter le mieux les constatations faites sur ces paramètres. Cette procédure, étant alimentée par des paramètres et fournissant une classe d'affectation, s'accompagne d'un changement de niveau d'interprétation. Nous reviendrons sur cette configuration à l'occasion des paragraphes suivants mais dans l'immédiat, intéressons-nous à l'une des possibilités offertes pour opérer le premier type de décision.

II-1-a algorithme de décision  
 .....  
 .

Le choix parmi les résultats (candidats) fournis par les différents algorithmes  $A_i$  peut s'effectuer en minimisant une fonction de coût qui, elle-même, met en jeu deux ensembles de paramètres d'évaluation.

Le premier ensemble de paramètres noté  $a_i$  ( $i=1, \dots, N$ ) permet d'évaluer le poids (c'est à dire la confiance) accordé à chaque algorithme. Les coefficients  $a_i$  vérifient alors les propriétés évidentes suivantes :

$$1 \gg a_i \gg 0 \quad \text{et} \quad \sum_{i=1}^N a_i = 1$$

Le second ensemble regroupe les fonctions de coût élémentaires relatives à chaque prise de décision. Chaque fonction est notée  $C(D_k/R_j)$  et correspond à la "pénalité" accordée pour avoir fourni le résultat  $R_j$  alors que la décision à prendre est  $D_k$ .

Dans ces conditions, si  $D_k$  est la décision à prendre, le coût global provenant des résultats fournis par l'ensemble des différents algorithmes a pour expression :

$$K(D_k) = \sum_{i=1}^N a_i \cdot C(D_k/R_{1i}) \quad (1)$$

dans laquelle  $R_{1i}$  désigne le résultat fourni par l'algorithme  $A_i$ . On désigne par  $E$ , l'ensemble des  $R_{1i}$  différents. Dès lors, la décision finale notée  $D_f$  est telle que

$$K(D_f) = \min_{D_n \in E} K(D_n)$$

Dans le pire des cas, l'obtention de cette solution se fait après  $N$  calculs de l'équation (1). Néanmoins, cette situation est peu fréquente et il faut davantage s'attendre à ce que les éléments de l'ensemble  $E$  soient restreints par rapport au nombre d'algorithmes. En effet, il n'est pas rare que deux ou plusieurs d'entre eux aboutissent à un même résultat.

Les coefficients  $a_i$  sont établis par expérimentation. Les résultats issus de chaque algorithme sont analysés sur une période donnée (suffisamment longue) de manière à extraire deux types d'informations, le nombre d'erreurs et leur gravité. En effet,  $a_i$  ne reflète pas uniquement le taux d'erreur global ( $a_{ei}$ ) de l'algorithme  $A_i$  mais également les conséquences de celle-ci. Ainsi, la confiance accordée à  $A_i$  est telle que

$$a_i = a_{ei} \cdot a_{gi}$$

où  $a_{gi}$  est un facteur correctif représentatif de la gravité des erreurs.

Les fonctions de coût élémentaires représentatives de chaque prise de décision sont fixés par l'utilisateur. Le concepteur lui soumet tous les cas possibles (P! si P diagnostics) afin de leur faire correspondre un coefficient plus ou moins important selon la gravité de l'erreur considérée. Cette démarche fait donc appel aux connaissances personnelles de l'utilisateur quant au processus et, éventuellement, à des informations d'ordre général relatives à celui-ci.

Cette méthodologie constitue l'une des solutions offertes pour opérer une telle sélection. Elle nous a permis de dégager les notions de "confiance" dans un algorithme et de "pénalité" à prendre telle décision vis-à-vis d'une autre. Abordons maintenant son implantation.

#### II-1-b niveaux d'interprétation

L'algorithme que nous venons d'exposer est applicable quel que soit le type de résultat sur lequel le choix est opéré. Cependant, on conçoit aisément que dans certains cas, la complexité du problème ne nécessite pas une telle mise en oeuvre. Ainsi, une distinction peut être faite entre les résultats représentatifs d'une donnée spatiale ou temporelle issue du signal (paramètre) et les indicateurs matérialisant une classe d'affectation (diagnostic). En effet, dans la première des situations, un test entre les divers candidats peut éventuellement favoriser la sélection ce qui n'est pas possible dans la seconde. Dans ces conditions, l'algorithme est modifié en conséquence ou une autre solution est adoptée (Cf. exemple préliminaire I-2).

Une remarque similaire peut être faite non plus sur l'algorithme de décision mais sur l'algorithme de traitement. Ainsi, selon le type de données avec lesquelles ils sont alimentés, ces traitements consistent en une suite de calculs (validation - caractérisation) ou en une série de tests succes-

sifs (classification). On constate donc que les difficultés rencontrées sont spécifiques à chaque étape de l'analyse et que par conséquent, aucune généralisation à ce sujet n'est envisageable.

Chaque cellule, en condensant ou en sélectionnant l'information, nous amène d'un niveau d'interprétation à un autre. Autrement dit, on va accorder davantage de "poids" au résultat final qu'aux informations dont il découle et ceci parce qu'il synthétise un ensemble de données /SIMO-80/. On passe par exemple de 200 à 10, puis à 4 données pour affecter finalement un événement à 1 catégorie. Dans ces conditions, il est clair que la manipulation de ces différents groupes d'informations ne se fait pas suivant la même procédure et l'adaptation de la cellule est d'autant plus délicate que l'on se situe à un niveau d'interprétation élevé. Nous en avons vu un des aspects par le biais de l'algorithme de décision exposé précédemment mais c'est à un autre niveau que les contraintes apparaissent réellement.

## II-2 Cellule d'affectation

Habituellement, la classification constitue l'ultime étape de l'analyse. Dans ces conditions, l'affectation du diagnostic issu de la prise de décision finale est immédiate. On se propose donc de poursuivre la démarche préconisée jusqu'alors en différant cette affectation de manière à la rendre plus fiable. De cette façon, l'observation du phénomène étudié peut se faire sur une "fenêtre" suffisamment large pour apprécier la dynamique des événements. En effet, les contraintes temps réel se traduisent généralement par une limitation de la "plage de travail" à un seul événement macroscopique (cycle).

### II-2-a principe

A diverses reprises, nous avons été amenés à parler de validation a posteriori d'événements admis a priori. Cette opération nous a permis de dégager les notions de "confirmation" et "infirmité" d'un candidat possible. Notre objectif consiste maintenant à adopter ce principe pour traiter non plus les évé-

nements mais les diagnostics qui leur sont associés. Ainsi, la plus simple des configurations envisageables est illustrée figure III-10. A l'instant  $t^+$ , le résultat  $R_{t^+}$  permet d'affiner le résultat  $R_t$  obtenu à l'instant  $t$  et conduit à la décision définitive  $D_t$ .

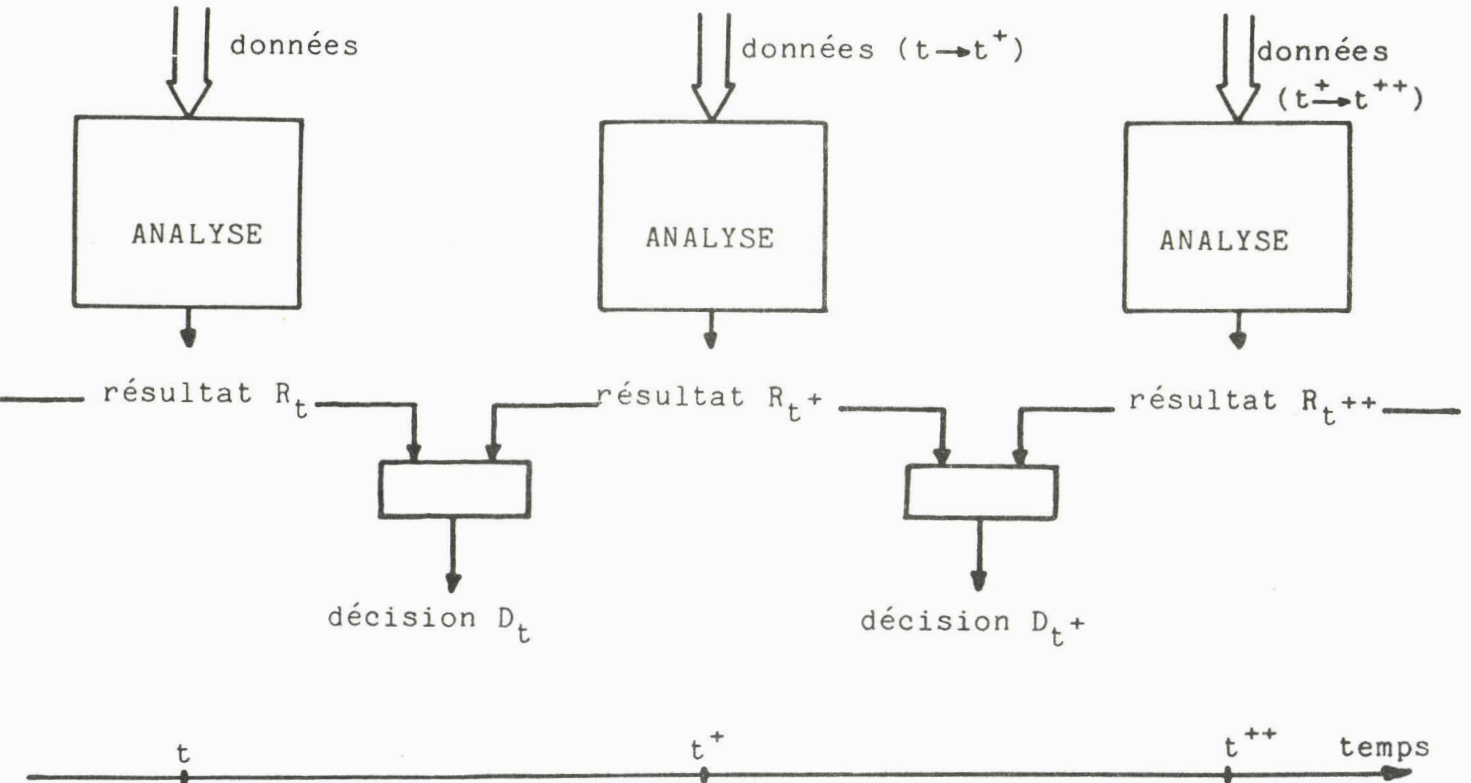


figure III-10

Deux remarques s'imposent :

- \* Dans cette procédure, seul le successeur du résultat considéré est pris en compte et l'on admet facilement que s'il est erroné, la décision peut l'être également. Ceci ne sera mis en évidence qu'à la prochaine validation, donc trop tard.
- \* Dans le chapitre II, nous avons vu qu'il est nécessaire d'envisager la possibilité d'effectuer de fausses détections. Ainsi, on peut être amené à

faire plusieurs traitements successifs sans le moindre intérêt pour l'étude et malheureusement, ceux-ci sont souvent source d'erreurs.

Dans un contexte peu favorable, il est donc souhaitable que la validation d'un diagnostic s'effectue à partir de plusieurs résultats mutuellement remis en cause sur un intervalle de temps donné. En effet, suite à la seconde remarque, il est plus judicieux d'introduire une information temporelle dans cette opération plutôt que de travailler sur une quantité déterminée de résultats. La méthodologie adoptée consiste alors à faire le bilan d'un certain nombre de diagnostics issus de la cellule de classification sur une fenêtre d'observation limitée. L'origine de cette fenêtre se situe sur le dernier résultat validé et l'on recherche parmi les candidats qui le suivent, celui qui s'identifie à la prochaine affectation.

A titre d'exemple, nous avons repris à la figure III-11 une portion d'E.C.G. perturbée par intermittence et les diagnostics relatifs à chaque prise de décision demandée (complexe QRS ou perturbation). Deux d'entre eux sont erronés et nous avons placé la fenêtre d'observation en conséquence afin de procéder à l'affectation de ces candidats.

La démarche préconisée consiste à remettre en cause chacun des trois diagnostics concernés. Celui du candidat  $C_1$  (ESV) est confirmé par l'écart existant entre les intervalles  $I_1$  et  $I_R$  (# référence). Par contre, la comparaison de  $I_2$ ,  $I_R$  et  $I_3$  (valeurs voisines) entraîne la modification de celui du candidat  $C_2$  (ESV) qui devient CN. Dans ces conditions,  $C_1$  n'est plus cohérent avec cette nouvelle situation et il sera donc écarté pour ne valider que le diagnostic CN de  $C_2$ . L'affectation de  $C_3$  se fera en repositionnant l'origine de la fenêtre sur  $C_2$  et en renouvelant l'opération.

Nous avons choisi cet exemple de manière à préciser un point important de cette validation. En effet, on peut constater que les diagnostics (ESV) des candidats  $C_1$  et  $C_2$  ont conduit à l'affectation de  $C_2$  mais avec CN comme décision finale.



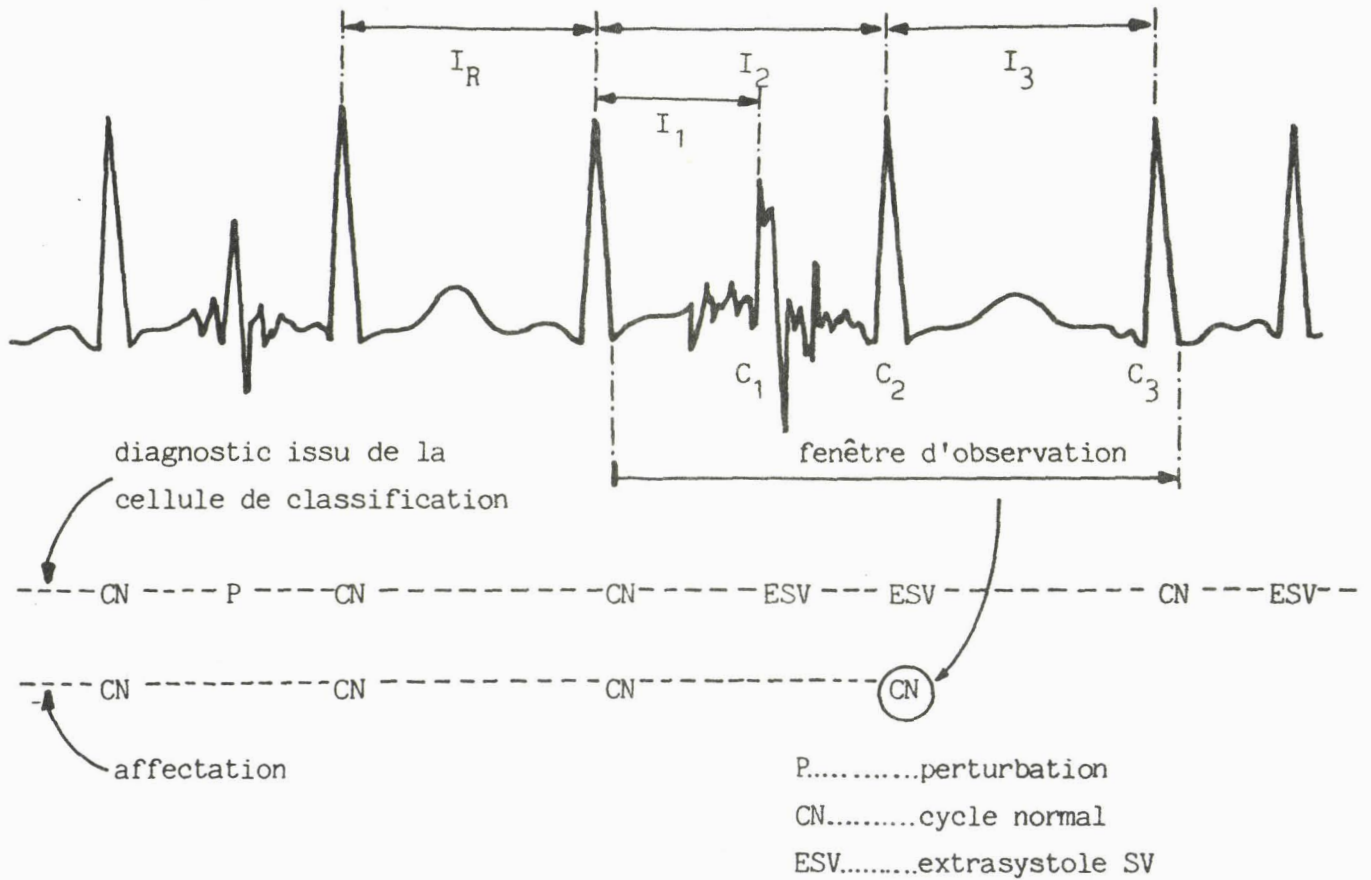
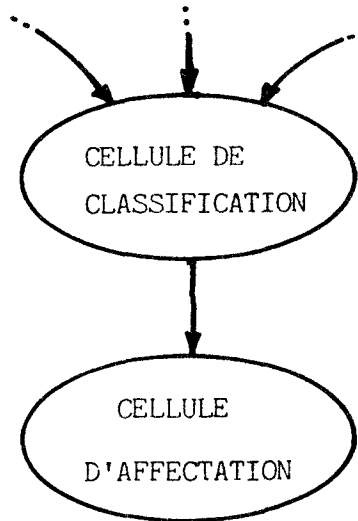


figure III-11

La solution adoptée n'est donc pas obligatoirement l'une de celles proposées.

II-2-b structure

Du point de vue structure de traitement, nous sommes en présence de difficultés identiques à celles qui nous ont conduit précédemment à adopter une cellule de type "décomposition-sélection". Nous nous sommes inspirés d'une méthodologie implantée à un niveau inférieur dans l'analyse ; il est donc normal que la mise en oeuvre de cette opération se fasse également à partir d'une cellule dite "cellule d'affectation".



La décomposition permet de remettre en cause chaque candidat vis-à-vis des autres afin de proposer ou non un résultat (diagnostic initial ou modifié) à la validation finale. Une sélection est ensuite faite en respectant l'ordre de scrutation des candidats. Tout ceci se situe à un niveau élevé d'interprétation et l'on conçoit que les procédures utilisées soient très délicates.

Ainsi, les algorithmes font nécessairement appel à un ensemble de modèles répertoriant les différentes solutions envisageables pour la succession des événements relatifs au phénomène étudié (séquences). Leur rôle consiste alors à vérifier si la configuration considérée offre bien les mêmes caractéristiques (en particulier au niveau de la répartition temporelle) que celles de l'un des modèles.

Afin d'illustrer le caractère spécifique que peut revêtir cette opération, nous allons poursuivre l'exemple de l'analyse de l'E.C.G. dans un contexte clinique. C'est à la perte d'information consécutive à des perturbations prolongées (décollement d'électrode, toussottement du malade...) affectant le signal que l'on va s'intéresser plus particulièrement. Ainsi, il s'avère que quelques cycles, parfois même plusieurs dizaines, deviennent inexploitable ou presque selon la source du "bruit" (figure III-12).

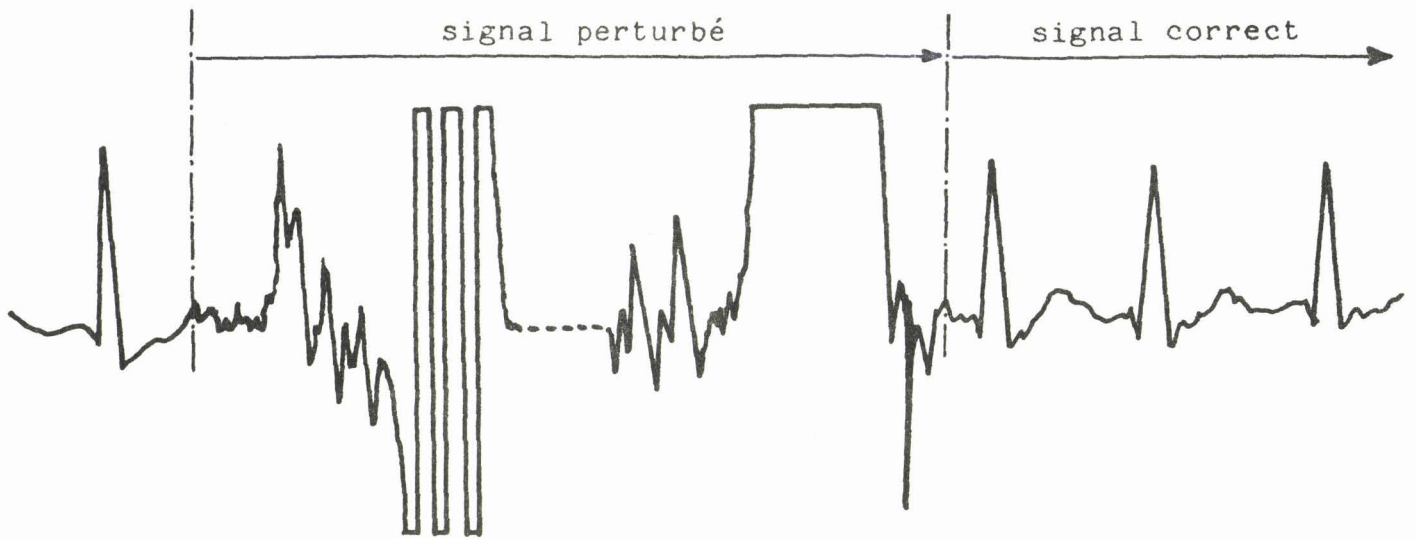


figure III-12

Face à cette situation, il est préférable pour la fiabilité de l'analyse de ne plus rien prendre en considération dès lors que le signal est soumis à ces perturbations. Il est clair que si l'on veut détecter la fin de ce phénomène aléatoire, il n'est pas question de stopper l'analyse sitôt qu'une perturbation apparaît sur le tracé. La solution consiste alors à laisser le processus de traitement se dérouler normalement mais en ne validant plus les diagnostics dès lors que la perturbation persiste. Par conséquent, c'est à la cellule d'affectation que revient cette tâche.

La difficulté réside essentiellement dans la localisation du retour à un signal non bruité. En effet, l'objectif est d'éviter une perte d'information supplémentaire en reprenant la validation des résultats aussitôt qu'ils retrouvent un intérêt pour l'étude. Pour ce faire, il est possible de définir un ou plusieurs modèles spécifiques au redémarrage après une telle situation. Les algorithmes d'affectation chercheront alors une séquence de résultats coïncidant avec l'un de ces modèles. Ils reprendront leur fonction première dès qu'une solution sera vérifiée. On voit apparaître ici l'aspect "intelligent" de cette cellule.

Pour conclure sur cette opération d'affectation, il est important de préciser que si la mise en oeuvre est délicate, elle n'en est pas moins indispensable au bon fonctionnement du processus d'analyse. En effet, cette ultime prise de décision, faisant intervenir la dynamique des événements, diminue nettement les risques d'erreurs liées aux contraintes temps réel (plage de travail restreinte). Cette cellule joue également un rôle prépondérant lorsqu'une fonction de surveillance est associée à l'étude. Que l'on soit amené à actionner une alarme pour un cas pathologique ou pour une dégradation du signal, il est souhaitable que le déclenchement se fasse à bon escient. Ceci implique qu'une distinction entre des phénomènes intempestifs et des phénomènes durables puisse être faite au niveau des traitements. La méthode d'affectation adoptée le permet et l'exemple pris précédemment le confirme. Pour les cas pathologiques (tachycardie ventriculaire par exemple), la localisation se fait à partir du modèle utilisé pour l'affectation (salve d'extrasystoles ventriculaires par exemple) et le déclenchement de l'alarme est autorisé lorsque ce modèle a été identifié à plusieurs reprises, consécutivement ou de façon rapprochée.

### II-3 Classification à caractère dynamique

Dans ce paragraphe, nous allons poursuivre avec l'apport d'informations lié à la dynamique des événements. Néanmoins, l'objectif sera tout à fait différent. Si précédemment, c'était la fiabilité du diagnostic qui était visée, c'est maintenant à sa précision que l'on va s'intéresser. La classification conventionnelle se limite à l'analyse d'un vecteur de paramètres pour délivrer un diagnostic. Cependant, ce résultat peut s'avérer insuffisant pour l'utilisateur si son interprétation du phénomène étudié repose sur l'évolution des différents types d'événement enregistré. C'est le cas, notamment, lorsque la fréquence d'apparition est beaucoup plus significative que la nature même de l'événement, en particulier dans le domaine médical.

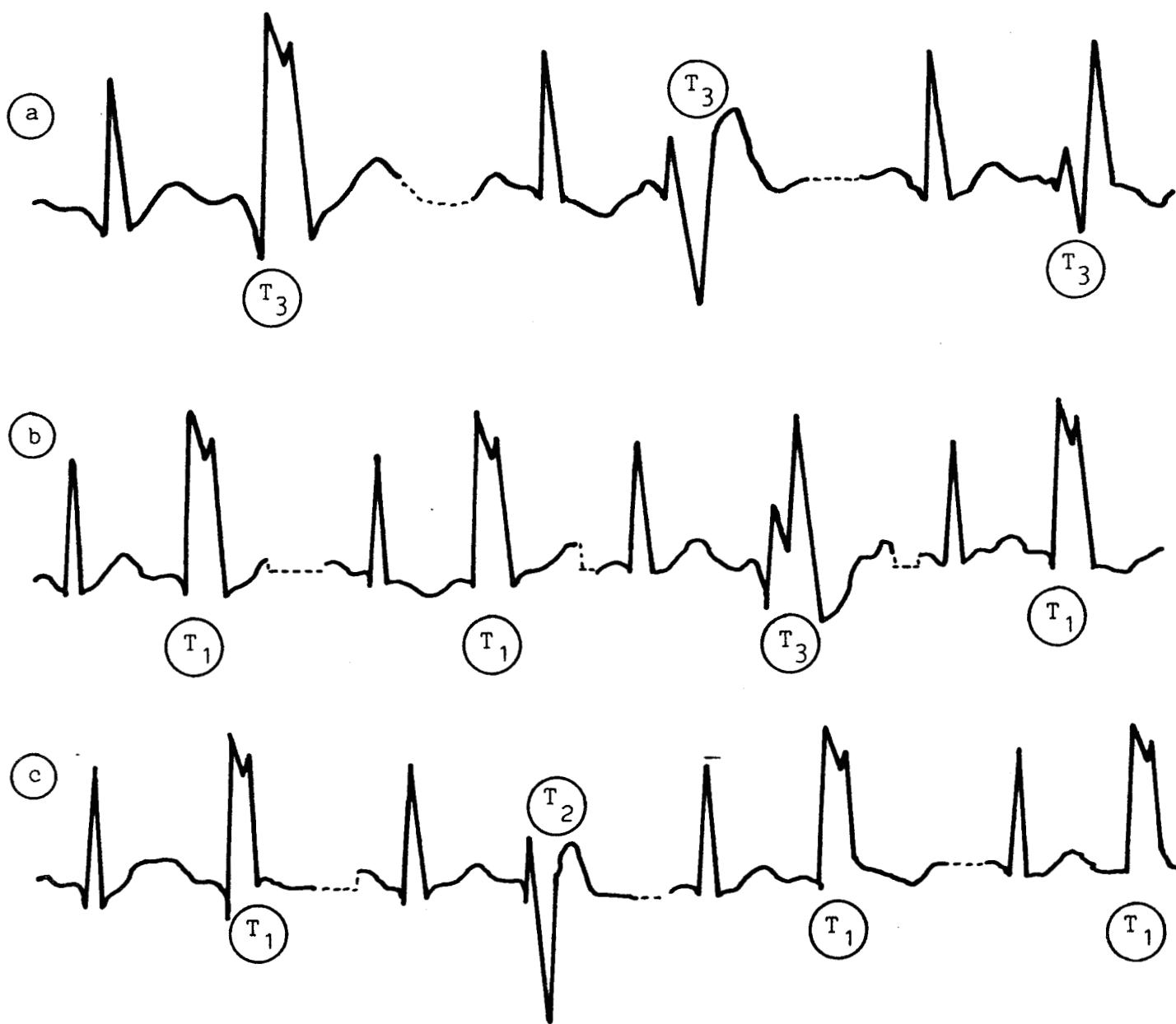
Vouloir associer une donnée temporelle à chaque affectation conduirait à une mise en oeuvre beaucoup trop lourde et la présentation des résultats soulèverait sans doute d'autres problèmes. La solution consiste alors à décomposer la classe sur laquelle on souhaite obtenir des précisions, en plusieurs sous-classes. Ceci permet ensuite de répartir les cycles concernés entre ces dernières suivant leurs propres allures, mais aussi selon celles des cycles récemment affectés à l'une ou l'autre de ces sous-classes. Avant d'explicitier plus largement cette opération, nous proposons un exemple faisant appel à une telle procédure de classification.

#### II-3-a exemple préliminaire

Nous allons compléter le cahier des charges suggéré au paragraphe I-3 pour illustrer la cellule de classification (figures III-7 et III-8). Il était alors demandé de localiser et de distinguer deux types d'anomalies du rythme parmi les complexes normaux d'un E.C.G.. On se propose maintenant d'affiner cette classification en affectant, pour l'un des défauts (extrasystoles ventriculaires), le cycle considéré à des classes différentes selon son degré de gravité.

En présentant cet exemple, nous avons mis l'accent sur la déformation non caractéristique du complexe QRS enregistrée pour ce type d'anomalie. Néanmoins, il est important de préciser que ce n'est pas l'unique examen de la forme appréhendée qui permet d'en estimer la gravité. En effet, ce degré de gravité est évalué à partir de l'évolution des formes relevées sur chaque défaut ventriculaire survenant en cours d'étude, et non en comparant l'allure du complexe à des prototypes bien définis.

Les différentes configurations présentées figure III-13 vont nous permettre d'introduire les trois sous-classes choisies pour satisfaire cette demande.



T<sub>1</sub>.....complexe dominant  
 T<sub>2</sub>.....complexe inverse  
 T<sub>3</sub>.....complexe polymorphe

figure III-13



- Sur le premier tracé (a), on constate une grande diversité dans l'allure des complexes relatifs aux anomalies ventriculaires. C'est la situation la plus critique et chacun des cycles déformés est affecté à la classe  $(T_3)$  représentative des complexes polymorphes.
- Sur le second tracé (b), une forme prédomine sur les autres et sert alors de référence à la classification. Tout complexe proche de ce prototype est affecté à la classe  $(T_1)$  représentative des complexes dominants.
- Une classe  $(T_2)$  permet de différencier, parmi les complexes n'appartenant pas à  $(T_1)$ , ceux dont la pointe R est inverse à celle du prototype (c).

Cet exemple sera repris au chapitre IV. Nous tenions simplement à mettre en évidence le problème posé par ce cahier des charges où, suite à une classification conventionnelle, on est amené à préciser le diagnostic en se basant sur l'évolution des caractéristiques qui l'ont suscité.

#### II- 3-b principe

Précédemment, la décision  $d$ , prise pour le cycle  $n$ , pouvait être assimilée à une fonction  $f$  du vecteur paramètre  $P_n$ .

$$d_n = f(P_n)$$

Dès lors, elle s'identifie à une fonction plus complexe faisant intervenir des données du passé "récent".

$$d_n = f(P_n, P_{n-1}, P_{n-2}, \dots, P_{n-q}) \quad (2)$$

Cette façon plus rigoureuse de présenter l'objectif de cette opération fait ressortir d'emblée le problème lié à la largeur de la fenêtre d'observation nécessaire à un tel calcul. En effet, la valeur de  $q$  peut fluctuer de 10 à plusieurs centaines (comme dans l'exemple précédent). Si l'on a pu faire glisser une fenêtre d'observation pour fiabiliser la cellule



d'affectation, c'est parce que sa largeur n'excédait pas trois cycles mais cette solution ne peut pas être retenue ici. La prise en considération et la réactualisation d'une telle quantité d'informations ne sont pas envisageables pour une étude en temps réel.

Si l'on se heurte à une telle difficulté de mémorisation et de gestion des informations, c'est que la formulation du problème (équation 2) va à l'encontre des contraintes temps réel. Ainsi, la procédure de classification du cycle  $n$  ne consiste pas à faire appel à l'ensemble des informations considérées ( $P_{n-1}, P_{n-2}, \dots, P_{n-q}$ ) mais seulement à quelques résultats représentatifs de cet ensemble. Cette démarche revient en fait à anticiper l'apparition d'un événement en effectuant la remise à jour permanente d'une donnée en fonction de l'affectation des cycles qui le précèdent. La dynamique des événements est alors matérialisée par un certain nombre de coefficients (égal au nombre de cas possibles) que l'on pourra tester à chaque instant pour aboutir au diagnostic final.

Ceci est obtenu en associant à la classification, le calcul d'une équation récurrente de filtrage pour chaque classe concernée par ce mode d'affectation. En effet, la simplicité de mise en oeuvre de cette solution est due essentiellement à la

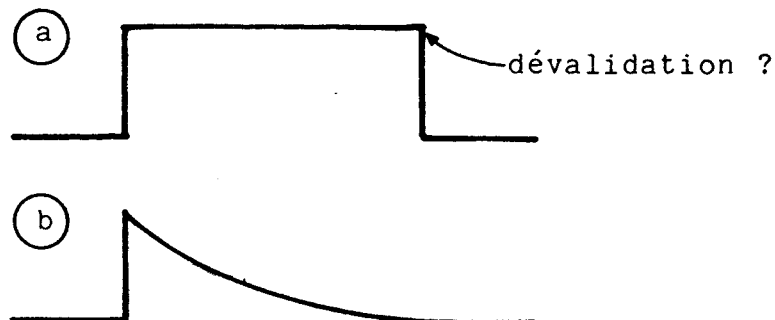


figure III-14



notion de filtrage. En adoptant le principe de la fenêtre d'observation (courbe de réponse figure III-14a), on se heurte à la "dévalidation" des événements pris en compte jusqu'alors. C'est pourquoi on adopte une courbe de réponse du même style que celle présentée figure III-14b, afin d'éviter ce phénomène.

L'équation récurrente peut être formulée de la façon suivante :

$$g_{n+1} = u^2 \cdot g_n + v^2 \cdot e_n \quad (3)$$

où  $u^2$  et  $v^2$  sont deux coefficients qui permettent d'obtenir la réponse désirée en réglant l'effet de filtre. Il existe autant de coefficients  $g$  que de classes où cette manipulation est nécessaire et leur évolution dans le temps se fait suivant une fonction en escalier. En effet, leur réactualisation est opérée systématiquement à chaque prise de décision (fin de cycle) où l'on donne à  $e_n$  une valeur non nulle ou nulle selon que le diagnostic est affecté ou pas, à la classe concernée. Ce diagnostic quant à lui, est issu d'un algorithme de décision alimenté par l'ensemble des coefficients  $g$ .

A titre d'illustration, nous avons représenté à la figure III-15, l'évolution des trois coefficients relatifs au cahier des charges de l'exemple préliminaire, dans le cas où un complexe prédomine. A la figure III-16, la situation est plus critique.

Remarques :

- \* Chaque front montant s'accompagne de l'affectation du cycle considéré à la classe concernée ( $T_1$ ,  $T_2$  ou  $T_3$ ).
- \* Un coefficient global représentatif de l'état du malade peut alors être fourni en pondérant chacun des coefficients élémentaires dans une équation de la forme :

$$G = a \cdot g_{T_1} + b \cdot g_{T_2} + c \cdot g_{T_3} \quad \text{avec } a < b < c$$

III-27

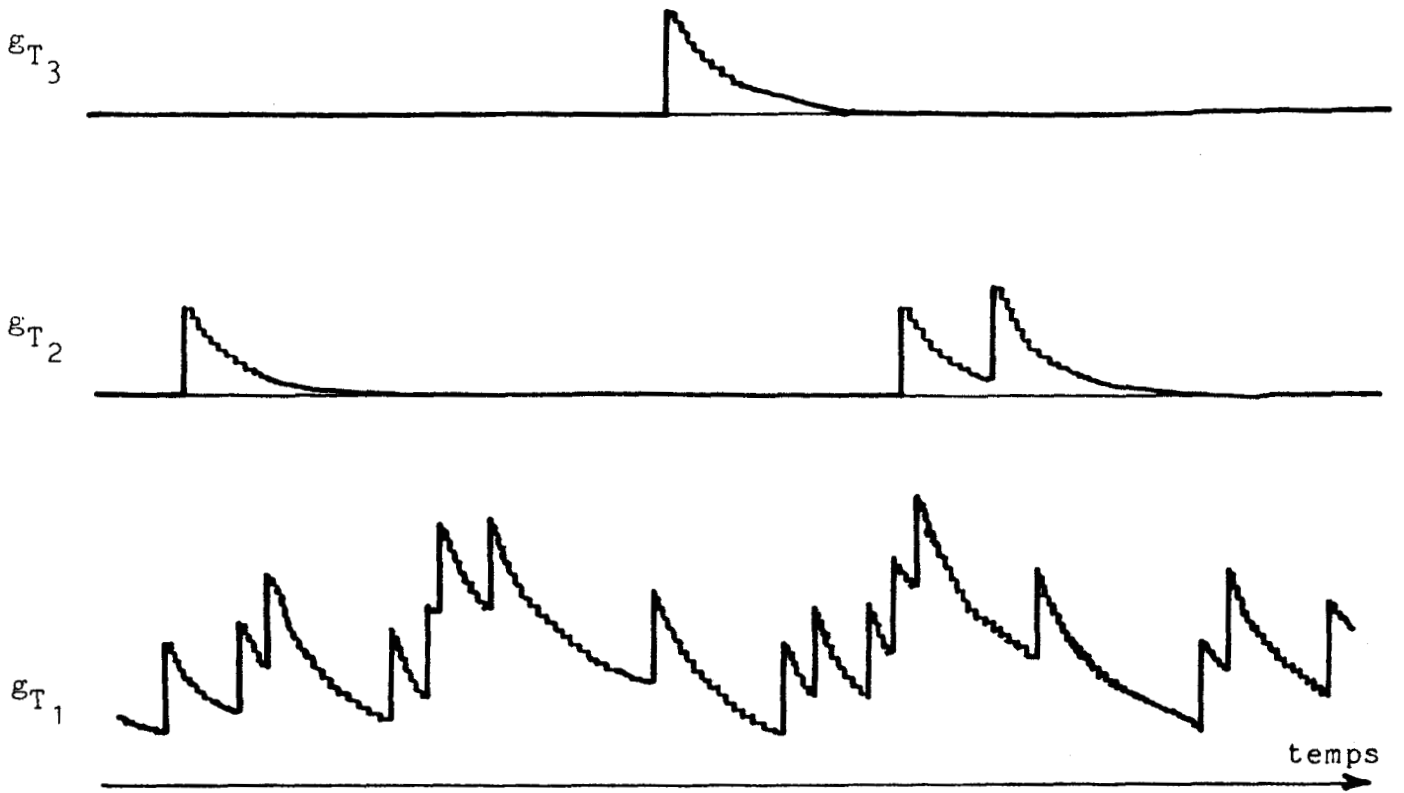


figure III-15

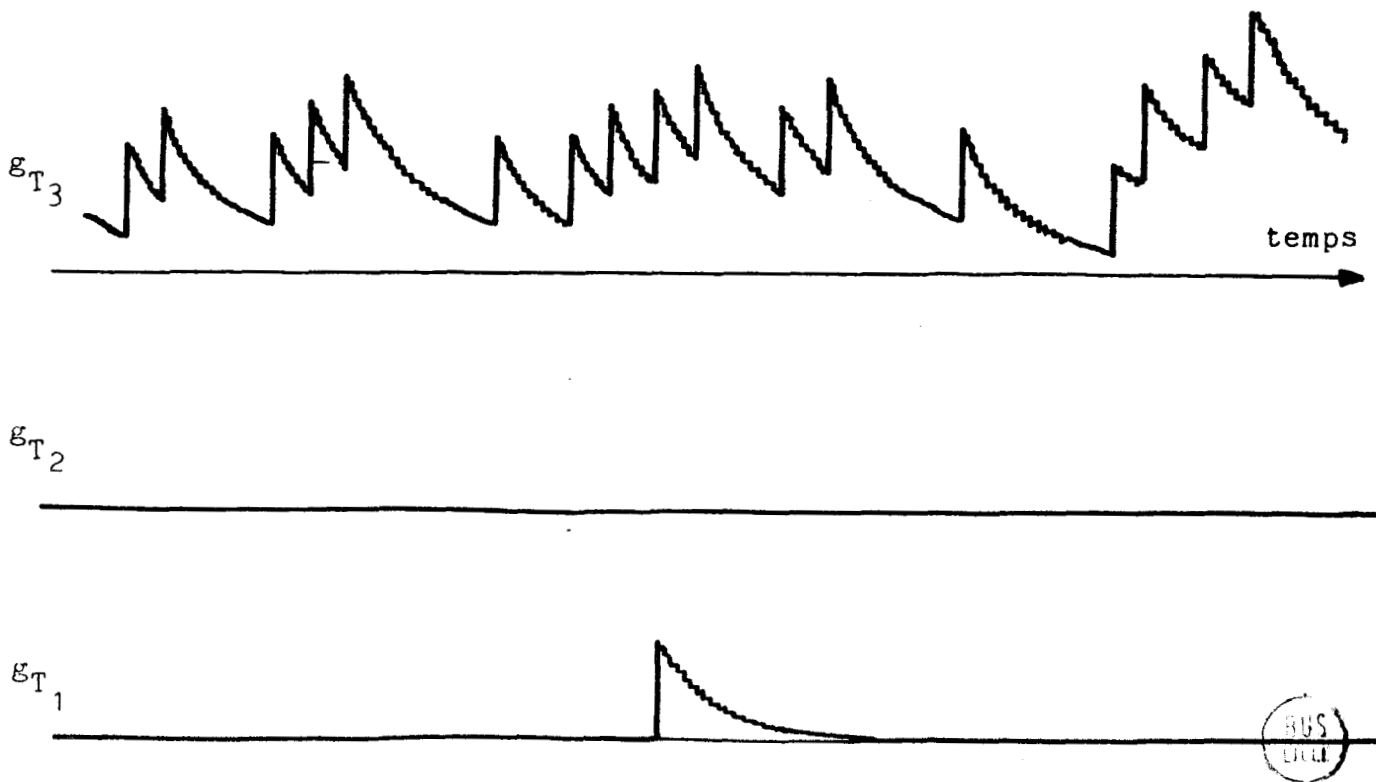


figure III-16

II-3-c structure

Contrairement à toutes les étapes de l'analyse que nous avons vues jusqu'à présent, cette opération possède une structure conventionnelle linéaire (figure III-17). De ce fait, il est préférable de ne pas l'introduire au niveau de la classification "classique", au risque de la compliquer inutilement. En effet, la classification "dynamique" ne porte généralement que sur une minorité de classes et il est plus judicieux d'isoler cette opération qui se situera, par conséquent, en aval de la précédente.

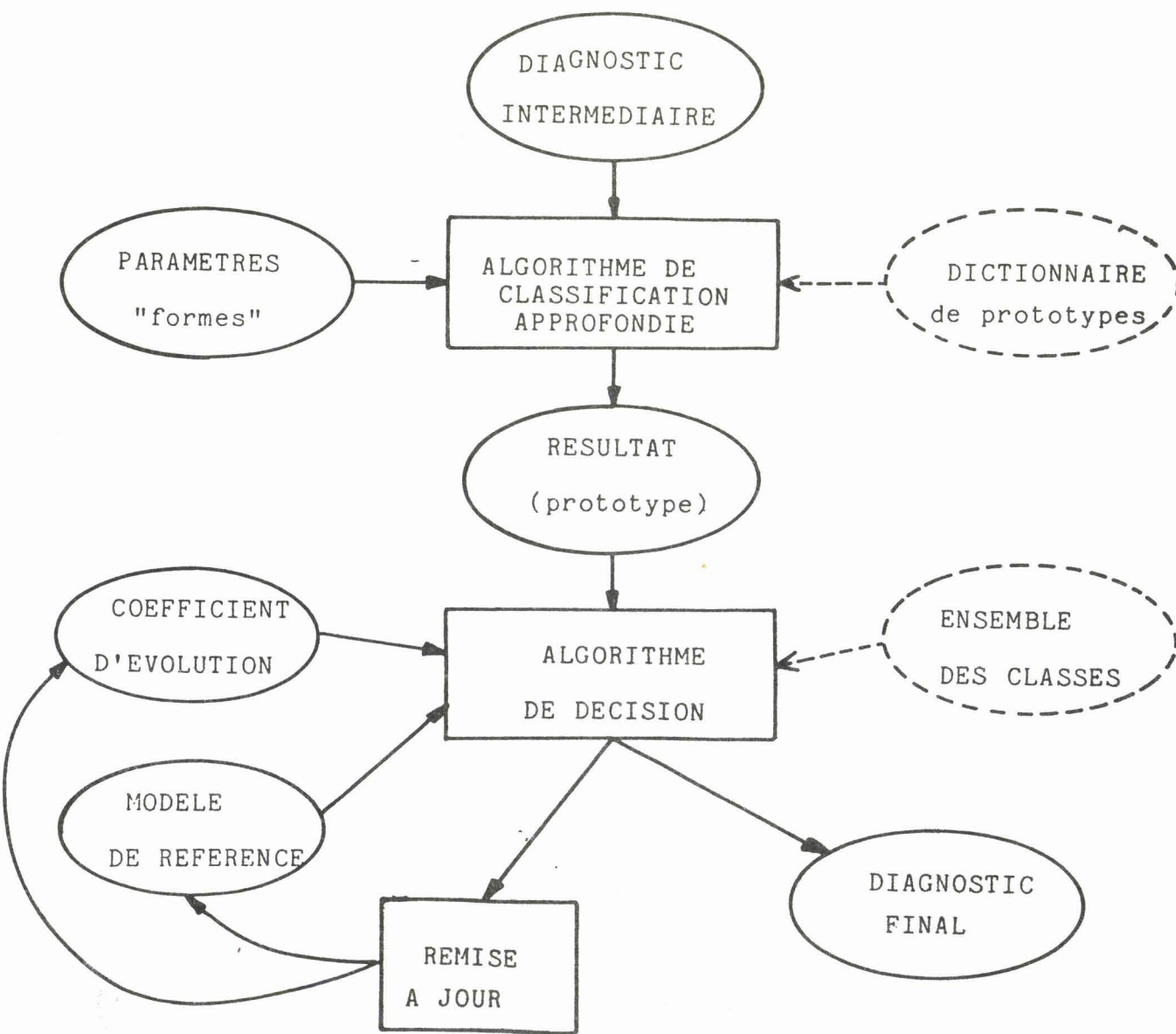


figure III-17

Dans un premier temps, on procède à un examen approfondi du cycle, axé principalement sur sa forme, de manière à lui faire correspondre un "prototype". Celui-ci est choisi parmi un "dictionnaire" de formes types, sélectionné par le diagnostic issu de la cellule de classification. Ce prototype alimente ensuite un algorithme de décision utilisant l'ensemble des coefficients d'évolution (g) et un modèle de référence pour sélectionner parmi l'ensemble des classes, celle qui s'identifie à la solution finale. Ces deux éléments sont alors remis à jour.

On remarque une fois de plus, qu'au cours de cette opération, on sera amené à manipuler des résultats sans dimension, matérialisant une quantité très importante d'informations élémentaires. En envisageant la dynamique des événements, on se situe au plus haut niveau d'interprétation de l'analyse et la démarche en est d'autant plus délicate que les solutions adoptées au temps réel sont extrêmement limitées.

#### II-4 Modèle de référence - Apprentissage

Pour en terminer avec la dynamique des événements, nous allons aborder la détermination en ligne d'un modèle de référence. Cette opération est rendue nécessaire lorsque le contexte de l'étude ne permet pas de le définir a priori. Il ne s'agit pas d'une procédure sollicitée en permanence mais seulement au démarrage du processus. Ceci nous permettra de distinguer deux phases dans l'analyse. La fin de ce paragraphe portera, quant à elle, sur l'utilisation de ce modèle.

##### II-4-a modèle de référence .....

Un modèle est un vecteur de paramètres dont chaque composante sert de référence à la classification d'une suite d'événements, eux-mêmes caractérisés par un ensemble de paramètres. Le nombre et la nature de ces composantes dépendent du signal étudié et du cahier des charges imposé par l'utilisateur.

Le modèle peut être fixé définitivement ou rendu évolutif en opérant une remise à jour permanente en cours d'étude. Dans la première solution, il s'agit d'associer à un prototype "standard", des données théoriques ou expérimentales, spécifiques d'un phénomène et par conséquent reconnues de tous. Dans la seconde, les conditions de l'expérience ne permettent pas de définir un modèle statique. Il est alors nécessaire de l'ajuster chaque fois qu'un événement appréhendé s'identifie à lui-même. Cette réactualisation fait appel à une équation récurrente de filtrage semblable à celle expliquée précédemment pour les coefficients d'évolution (équation 3). Ainsi, la contribution apportée par cet événement au modèle dépend du positionnement des coefficients  $u^2$  et  $v^2$ .

Si le modèle n'est pas défini a priori, il doit être élaboré dès le début de l'étude. Une étape intermédiaire est donc nécessaire avant de passer à l'analyse proprement dite. Ainsi, on parle respectivement de phase d'"apprentissage" et de phase "opérationnelle".

#### II-4-b phase d'apprentissage

L'"apprentissage" consiste à extraire, sur une portion de signal, un ensemble de paramètres représentatifs d'un type d'événement. Deux hypothèses sont envisageables :

- L'allure du modèle est connue grossièrement. Cette opération consiste alors à affiner ce prototype pour obtenir un prototype spécifique du cas traité.

Ainsi, le tracé de la figure III-18 (pression pulmonaire) nous amène du modèle "standard" (figure III-19a) au modèle propre à ce signal (figure III-19b).

- On ignore, a priori, les formes prises par le signal et a fortiori, celles à donner au prototype de référence. L'apprentissage nécessite alors un examen comparatif des divers cycles de manière à localiser le type d'événement qui prédomine.

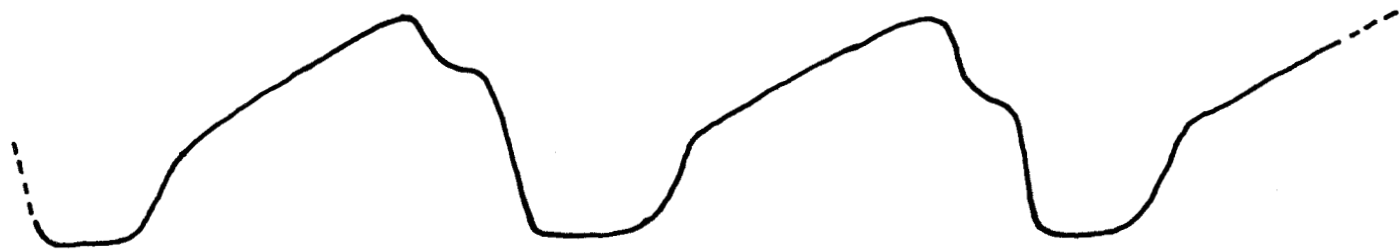


figure III-18



figure III-19



figure III-20

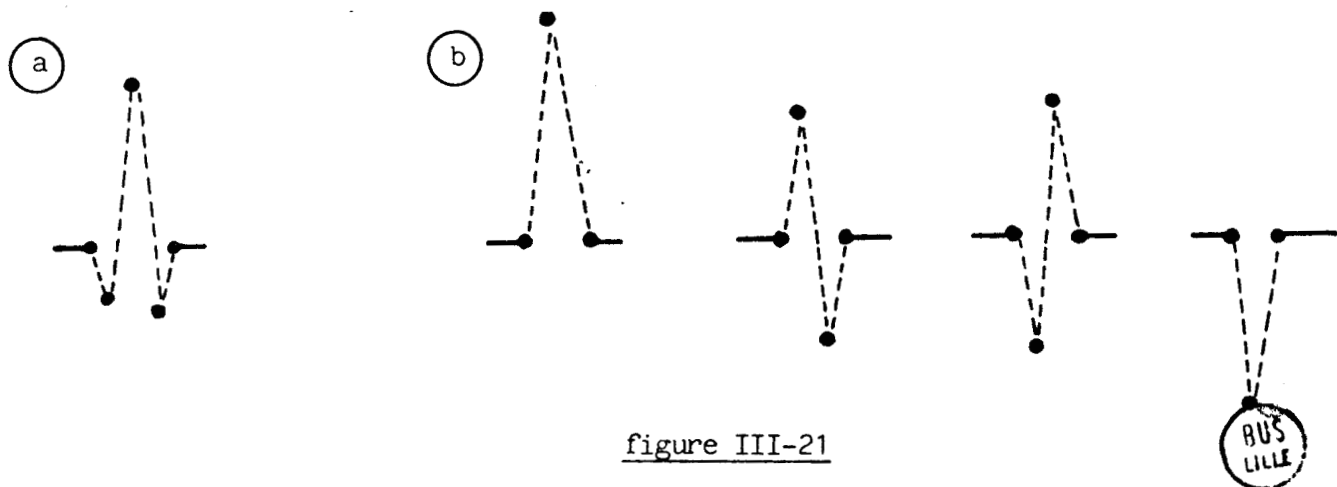


figure III-21

Le modèle (figure III-21a) issu de l'E.C.G. représenté figure III-20 aurait pu avoir une toute autre configuration (figure III-21b).

La première des situations ne soulève pas de problèmes particuliers dans le sens où, généralement, la procédure de remise à jour suffit à l'obtention du modèle désiré. Toutefois, si l'on a choisi un modèle "standard" trop éloigné des formes rencontrées, cette démarche est remise en cause. Par conséquent, l'apprentissage consiste ici à vérifier que la procédure de réactualisation est effectivement sollicitée. Si ce n'est pas le cas, le processus d'analyse est ré-initialisé avec un modèle de base modifié en conséquence.

La seconde hypothèse de travail conduit à une implantation plus délicate. Il y a deux façons de procéder :

- Une première technique consiste à définir a priori une série de prototypes correspondant aux différents cas possibles. Chaque événement détecté sur le signal est alors rattaché à l'un d'entre eux. Le prototype de référence choisi est celui qui a comptabilisé le plus d'affectations sur un intervalle de temps donné. Cette démarche reste sans inconvénient tant que le nombre de prototypes est restreint.
- Une seconde solution revient à prendre le premier événement appréhendé comme modèle et à le remettre en cause en établissant un bilan de la classification qu'il a engendrée sur quelques dizaines de cycles. Ceci sous-entend que l'on autorise l'analyse tout en bloquant l'affectation des résultats. Si la majorité des diagnostics coïncide avec ce modèle, il est adopté définitivement.

Dans cette deuxième proposition, il n'est pas nécessaire de prévoir une structure propre au démarrage. Il suffit d'insérer un aiguillage entre les cellules de classification et d'affectation de façon à orienter les diagnostics vers une cel-

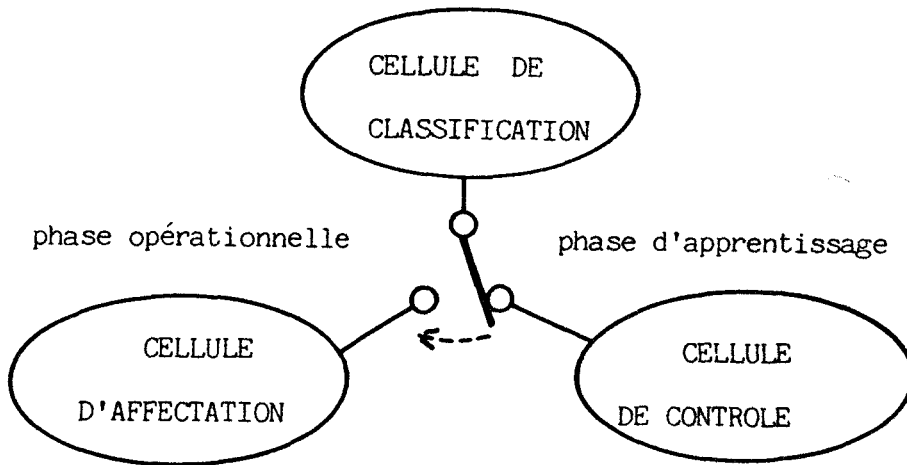


figure III-22

lule de contrôle durant la phase d'apprentissage (figure III-22). En bénéficiant de toutes les opérations utiles à la phase opérationnelle, on se place dans des conditions optimales et de plus, on n'a pas à recenser des prototypes comme dans la technique précédente. Cette démarche est donc la plus attrayante des deux.

II-4-c cellule de contrôle  
 .....  
 .....

Tout comme les cellules d'affectation et de classification dynamique, cette cellule est alimentée par une suite de diagnostics. Après la fiabilité et leur précision, c'est maintenant à leur répartition que l'on va s'intéresser principalement. Néanmoins, d'autres tâches découlent des constatations faites à ce niveau et le déroulement de cette opération correspond en définitive à l'organigramme de la figure III-23.

Les diverses fonctions assurées par cette cellule sont les suivantes :



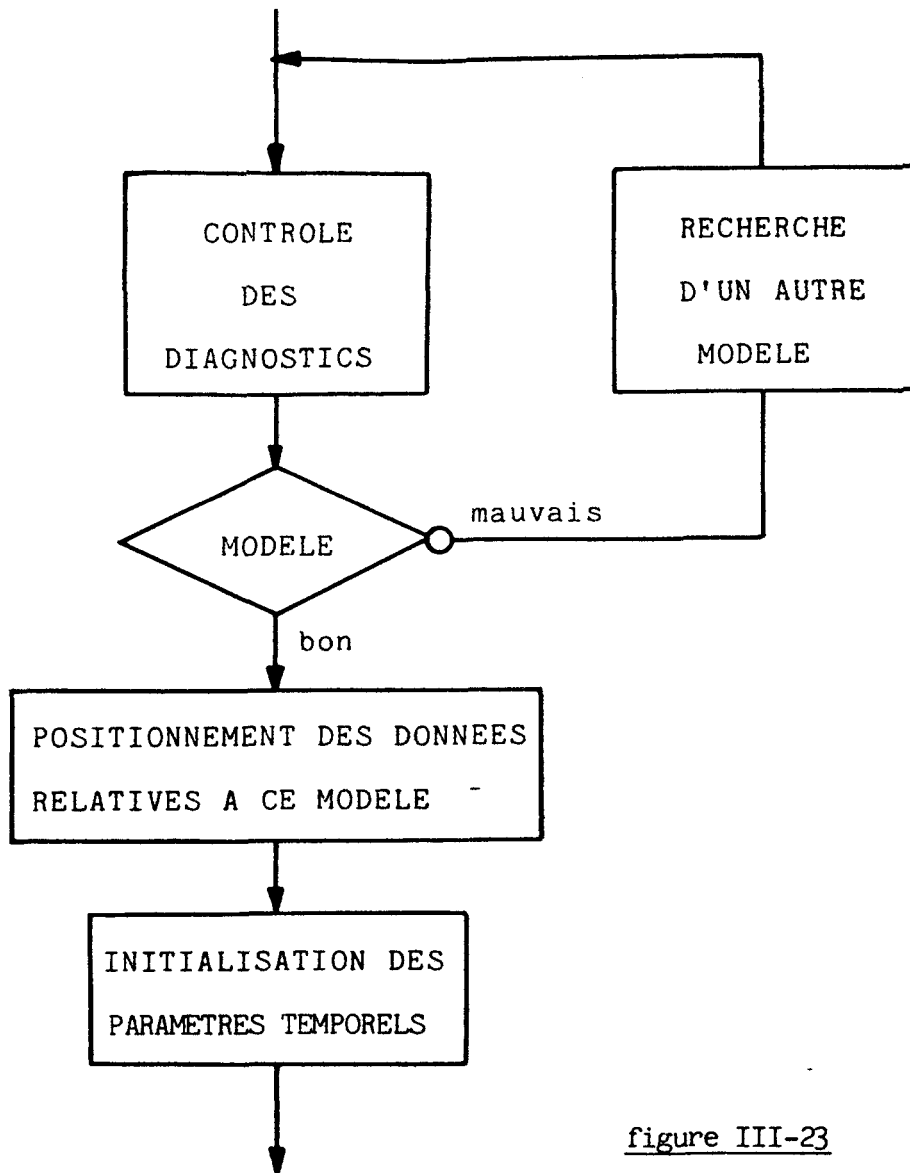


figure III-23

\* contrôler la répartition des diagnostics

Il s'agit d'un examen comparatif des "scores" enregistrés par chaque classe après une analyse limitée. Si le plus élevé d'entre eux appartient à la classe représentative des événements coïncidant au modèle, ce dernier est adopté sinon un autre est proposé.

\* rechercher un autre modèle

Cette recherche s'effectue en localisant une suite



de diagnostics identiques portant sur la classe la plus sollicitée. C'est surtout à ce niveau que l'on voit apparaître l'information liée à la dynamique des événements.

\* positionner les données relatives au modèle choisi

Il est clair que l'utilisation du modèle adopté peut être différente selon son type et sa configuration. Chaque opération faisant appel à celui-ci doit donc être étudiée en conséquence. Ainsi, on aura recours à des indicateurs ou à des coefficients pour opérer une éventuelle distinction dans les traitements. Après l'obtention du prototype de référence, il est alors nécessaire de positionner correctement ces variables.

\* autoriser le passage en phase opérationnelle

Le fait de rentrer dans le processus normal d'analyse à un instant quelconque peut entraîner des erreurs sur les premiers résultats. Pour que les paramètres temporels soient cohérents dès la première classification, il est préférable de ne quitter cette phase d'apprentissage que sous certaines conditions (fin d'un cycle correct par exemple).

L'implantation de ces traitements ne nécessite pas une structure redondante. La succession des divers algorithmes à mettre en oeuvre se fera donc de façon conventionnelle.

II-4-d écart par rapport à un modèle  
.....

Après avoir fait quelques remarques sur l'obtention d'un prototype de référence, nous allons aborder son utilisation au sein d'une cellule de classification. Il s'agit évidemment de le comparer aux différents événements appréhendés mais de quelle manière ... ?

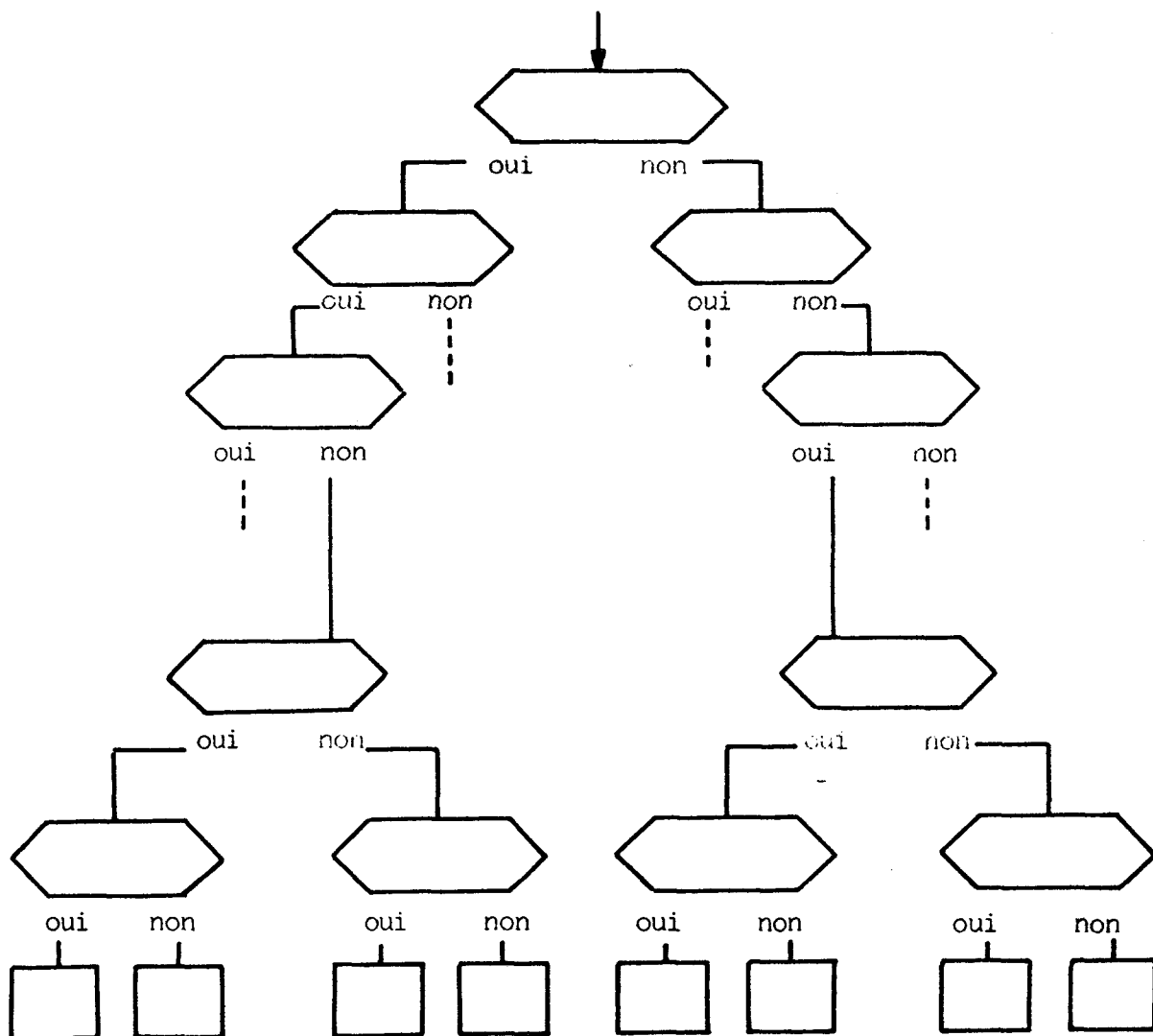
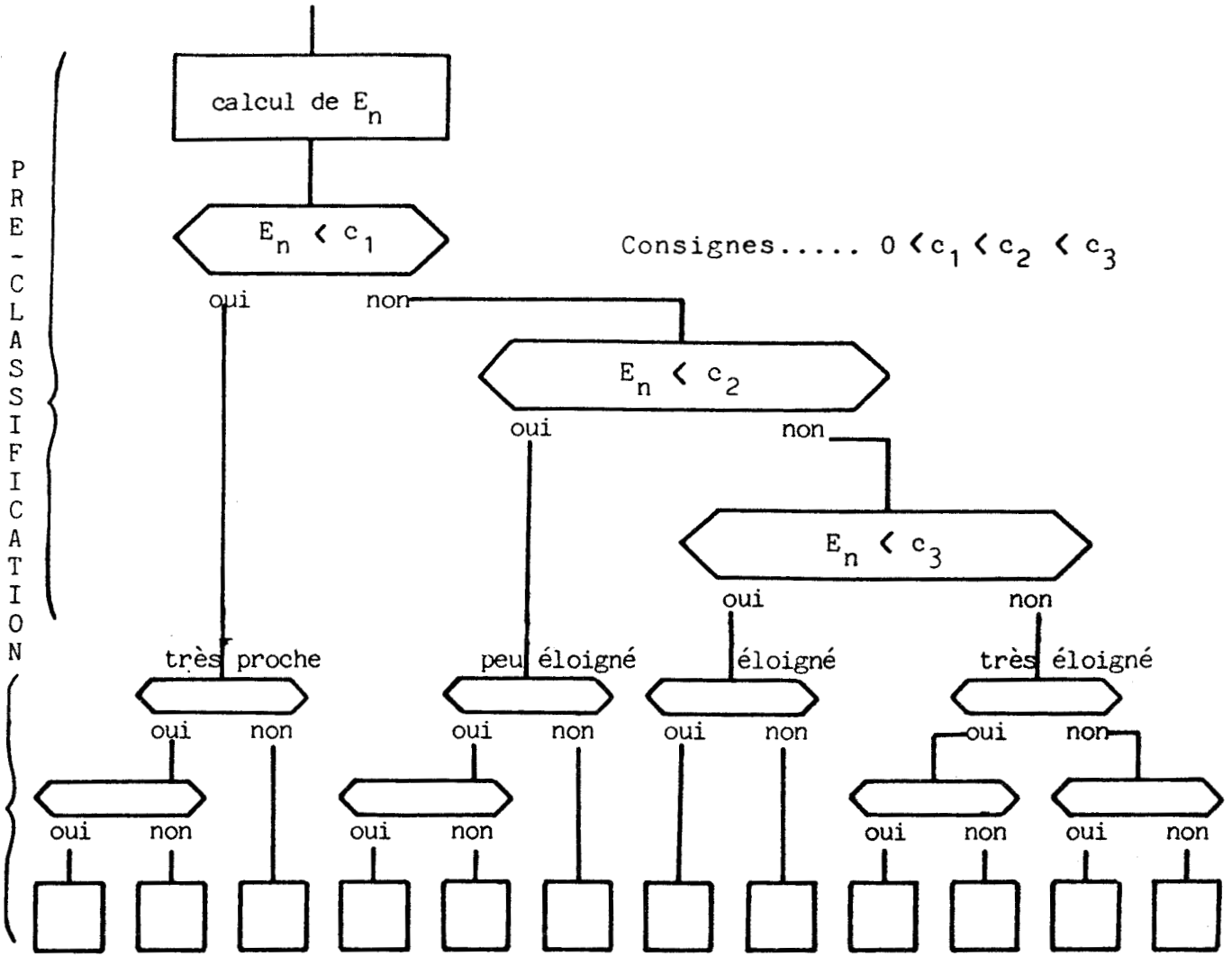


figure III-24

Généralement, la structuration des algorithmes de classification repose sur une succession bien définie de tests hiérarchisés (figure III-24).

Dans ces conditions, tous les paramètres concernés ne sont pas systématiquement testés et une erreur sur l'un d'entre eux peut conduire à un diagnostic aberrant. Ce genre d'erreur est fréquent lorsque le signal est soumis à des perturbations intempestives et il est alors souhaitable d'adopter une méthodologie légèrement différente minimisant ces faux résultats (figure III-25).

L'idée maîtresse consiste à calculer un coefficient ( $E_n$ ) représentatif de l'écart existant entre le modèle et



CLASSIFICATION

figure III-25

l'événement considéré (cycle n). Celui-ci correspond à la somme pondérée de l'ensemble des écarts élémentaires enregistrés au niveau de chaque paramètre.

$$E_n = \sum_{i=1}^q a_i \cdot |m_i - p_{in}|$$

avec q..... nombre de paramètres alimentant l'algorithme.

$m_i$ ..... valeur de référence du paramètre  $p_i$ .

$p_{in}$ ..... paramètre  $p_i$  de l'événement n.

Ainsi, une première classification grossière peut être opérée en testant ce coefficient (très proche, peu éloigné, éloigné et très éloigné du modèle par exemple). La seconde classification reprend ensuite quelques écarts élémentaires pour arriver au diagnostic propre au cahier des charges. Néanmoins, le

nombre de ces tests est très restreint par rapport à la méthode traditionnelle.

L'intérêt de cette solution réside dans le test global du modèle qui, par une pré-classification, limite le risque d'erreur. Si toutefois une erreur subsiste, cette technique en minimise la gravité.

Le "poids" accordé à chacun des paramètres est très important dans cette opération ( $a_i$ ). Il est établi en tenant compte du cahier des charges essentiellement, mais aussi des perturbations pouvant affecter le paramètre auquel il est associé.



figure III-26

A titre d'exemple, le "poids" accordé à l'amplitude de la pointe R (figure III-26a) est nettement plus faible que celui associé à l'intervalle QS (figure III-26b) dans la recherche des anomalies du rythme cardiaque. En effet, l'écart  $x$  se retrouve fréquemment sur les tracés (modulation due à la respiration) sans qu'il s'agisse d'un cas pathologique. Par contre, l'écart  $y$  constitue l'un des éléments permettant de distinguer une anomalie ventriculaire d'un complexe normal.

Pour conclure sur cette façon de procéder, il est important de préciser qu'elle ne s'adresse pas exclusivement aux algorithmes de classification. Ainsi, le calcul du coefficient  $E_n$  permet, à lui seul, d'entreprendre la phase d'apprentissage sans

avoir à multiplier les tests nécessaires au contrôle de chaque paramètre. La classification n'implique pas une prise en compte de l'ensemble des paramètres, par contre la recherche de la forme du cycle apparaissant le plus souvent sur le tracé (Cf. exemple du paragraphe II-3-a), fait systématiquement appel à chacun d'entre eux. L'intérêt de cette procédure (calcul de  $E_n$  puis test par rapport à une consigne) est alors incontestable.

#### II-5 Conclusion

La classification des événements appartenant à un signal pseudo-périodique nécessite parfois l'implantation de méthodologies particulières. C'est le cas notamment, lorsque le contexte est peu favorable. Cette opération fait alors appel à des informations liées à la dynamique des résultats. Ceci va à l'encontre des contraintes temps réel et la mise en oeuvre des algorithmes nécessaires s'avère très délicate. En effet, tout se situe à un niveau élevé d'interprétation et les traitements adoptés manipulent des données et des résultats matérialisant non plus de simples paramètres, mais des événements macroscopiques ou des "situations" (suite d'événements).

Parmi les objectifs possibles, on trouve la fiabilité des diagnostics issus de cette ultime étape de travail. Il peut s'agir également d'une contrainte liée au cahier des charges qui impose une classification reflétant d'une part, la nature des cycles appréhendés et d'autre part, la fréquence d'apparition de certains d'entre eux. La détermination en ligne d'un modèle de référence constitue un autre aspect de ce problème. Cette fois-ci, il est nécessaire de contrôler la répartition des diagnostics au sein d'une fenêtre donnée et éventuellement, de localiser une suite d'événements de même type si ce contrôle s'avère négatif.

### III VECTORISATION DES RESULTATS

La structure redondante, mettant en jeu un assemblage de cellules élémentaires, vise à fiabiliser les décisions

prises à chaque étape de l'analyse. Nous en avons décrit plusieurs aspects à des niveaux d'interprétation différents et ce paragraphe va nous permettre de préciser l'une des possibilités offertes par une telle décomposition. Jusqu'à présent, chaque résultat issu de l'une des cellules contenait une seule information, qu'il s'agisse d'un échantillon, d'un paramètre ou d'une classe. Il est alors permis de se demander s'il n'y aurait pas moyen d'enrichir ce résultat. L'objectif reste étroitement lié à la qualité des résultats fournis par le système. Cette opération nous conduit à manipuler des informations conditionnées sous une forme peu conventionnelle. Cependant, en complétant efficacement les avantages apportés par la structure parallèle, cette démarche peut être d'un grand intérêt face aux conditions peu favorables que l'on rencontre dans ce genre d'étude.

### III-1 Structure des résultats

L'idée maîtresse s'inspire de la définition faite sur la notion d'événement et notamment des différentes composantes qui la caractérisent. En effet, notre but consiste à compléter l'information initiale par quelques renseignements secondaires pouvant favoriser la suite des traitements. Chaque "résultat" est alors assimilé à un vecteur dont la nature des composantes peut fluctuer d'une cellule à l'autre.

Parmi ces composantes, on peut prévoir une date tout comme pour la notion d'événement. Cette datation permet le cas échéant, de retrouver l'ordre d'apparition des informations. D'autre part, un "poids" peut être associé à la donnée issue de chaque prise de décision. Il s'agit en fait d'un coefficient représentatif de la confiance que l'on peut accorder à cette donnée dans l'étape suivante de l'analyse .

$$R = \{ r , d , p \}$$

Si la première composante envisageable facilite parfois la sélection entre divers candidats, c'est la seconde qui présente le plus d'intérêt pour la fiabilité de l'analyse. L'estimation de ce "poids" ne pose pas de difficulté particulière

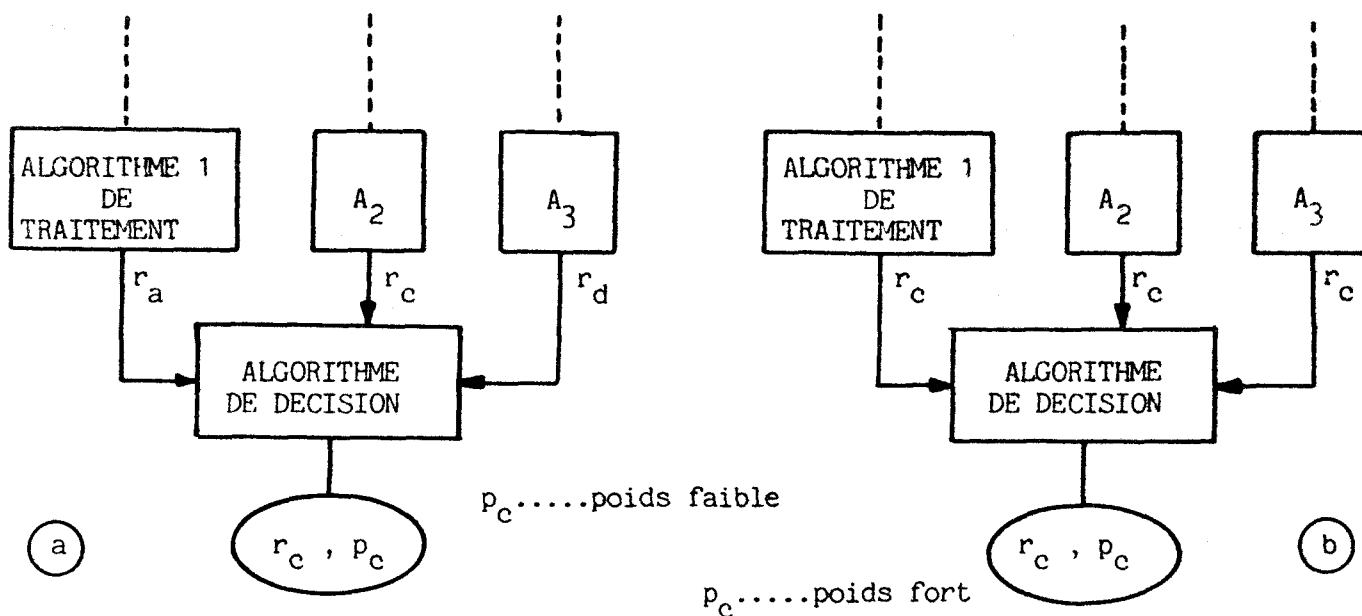


figure III-27

dans le sens où ce coefficient reflète uniquement la diversité des solutions proposées au choix final. En effet, il est clair qu'un résultat sera d'autant plus à remettre en cause qu'il émanera d'un large éventail de propositions.

Ainsi, dans une première illustration, la décision est opérée parmi trois résultats intermédiaires différents (figure III-27a). Quelque soit celui retenu, on ne pourra lui accorder qu'une confiance limitée (poids faible).

En revanche, dans la seconde configuration, les trois algorithmes mis en oeuvre aboutissent à la même conclusion (figure III-27b). La solution recherchée apparaît alors immédiatement et le poids maximum lui sera associé en toute logique.

Si l'obtention des composantes ne soulève aucun problème, il faut s'assurer qu'il en est de même pour leur manipulation. Dans un premier temps, nous examinerons l'utilisation qui peut en être faite dans les traitements situés en aval et notamment à quel niveau elles interviennent. C'est ensuite à leur mémorisation que nous nous intéresserons.



III-2 Traitement

Il est important de préciser que la multiplication des informations contenues dans un "résultat" ne se traduit pas systématiquement par un accroissement de complexité dans les traitements qu'elles alimentent. En effet, chaque composante a une signification propre et la structuration de la cellule est établie en conséquence. Ainsi, chacune des données intervient à un niveau différent au sein de cette cellule sans réellement alourdir les algorithmes (figure III-28).

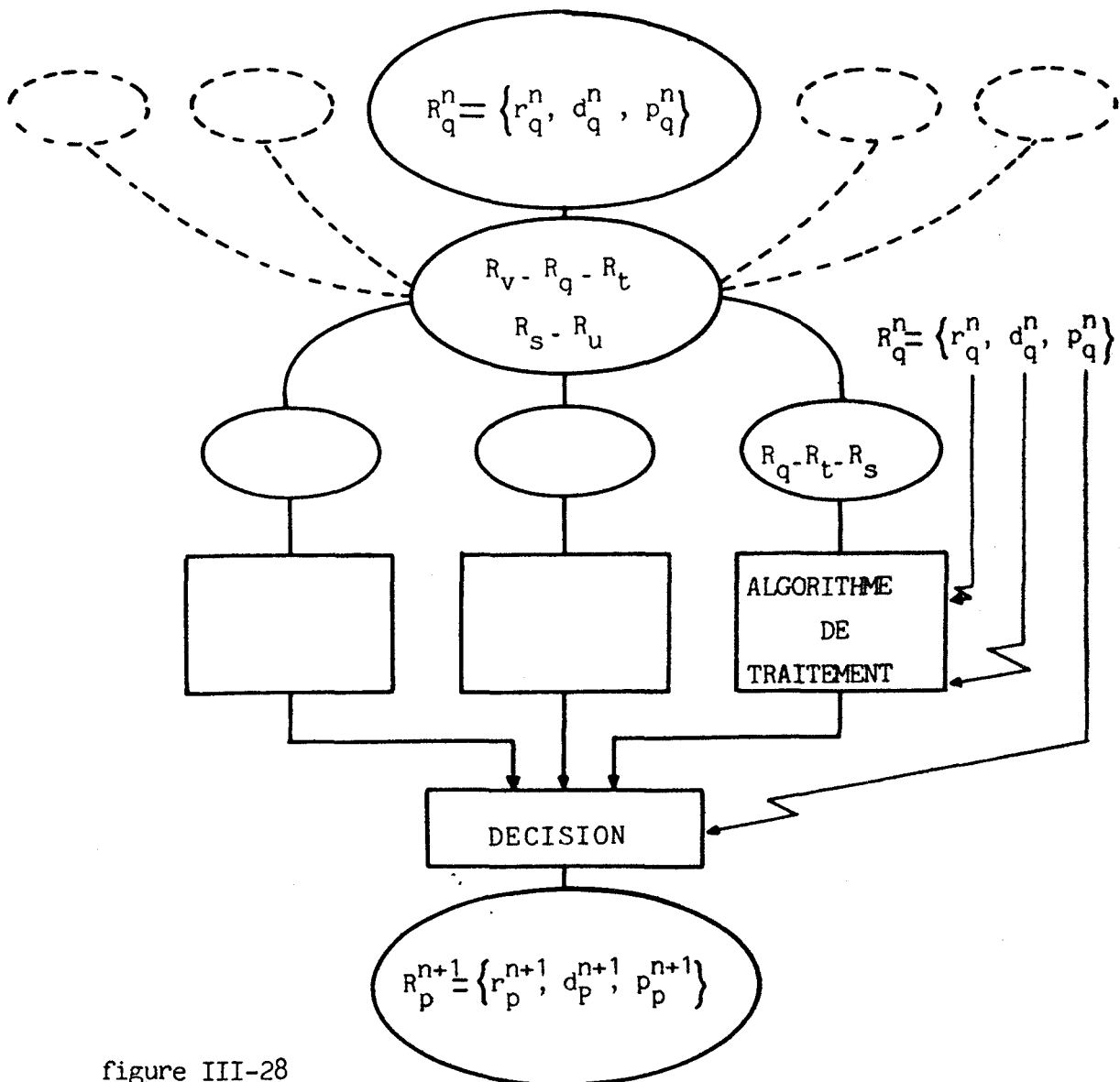


figure III-28

L'information portant sur la "date" (par exemple  $d_q^n$ ) est sollicitée en cas d'ambiguïté à l'issue du traitement mettant en jeu l'ensemble des résultats initiaux (par exemple  $r_q^n$ ,  $r_s^n$  et  $r_r^n$ ). Le test de cette grandeur temporelle permet alors de solutionner un dilemme entre deux candidats tout aussi plausibles l'un que l'autre.

Le "poids", quant à lui, est pris en considération par l'algorithme de décision. Pour ce faire, il est nécessaire de compléter la formulation de la fonction de coût relative à l'ensemble des algorithmes de traitement. Cette fonction, décrite au paragraphe II-1-a (équation 1), s'exprime de la façon suivante :

$$K(D_k) = \sum_{i=1}^N a_i \cdot C(D_k/R_{li})$$

Au coefficient  $a_i$  représentatif de la confiance accordée à l'algorithme  $A_i$  est associé un coefficient  $b_i$  matérialisant pour sa part, la confiance accordée aux données qui l'alimentent. Cette fonction de coût s'écrit alors :

$$K(D_k) = \sum_{i=1}^N a_i \cdot b_i \cdot C(D_k/R_{li})$$

avec  $b_i = f(p_{q1}, p_{q2}, \dots, p_{qh})$

$h$  : nombre de paramètres constituant le S.E.D.  
 où  $p_{qj}$  ( $j=1\dots h$ ) est le "poids" associé au paramètre  $q$  ; l'un des paramètres alimentant l'algorithme  $A_i$ .

### III-3 Mémorisation

C'est dans le stockage des résultats que les difficultés apparaissent réellement. Chaque information doit être sauvegardée individuellement bien qu'elle ne puisse avoir de sens que si elle est rattachée à d'autres. Le problème réside essentiellement dans la non standardisation du format de ces résultats. En effet, selon la cellule dont il découle, celui-ci se présente comme un triplet, un couple ou une unique donnée.

Dans ces conditions, la gestion des pointeurs s'avère plus délicate et l'on peut être amené à adopter un modèle d'organisation approprié à la manipulation de banques de données. Cependant, il est souhaitable que ce modèle soit particulièrement bien adapté à la remise à jour des mémoires car il n'y a pas lieu de conserver plus longuement ces résultats intermédiaires sachant qu'ils ne seront plus sollicités après l'obtention du diagnostic final. Par contre, ce dernier fera l'objet d'un stockage prolongé permettant à l'utilisateur de retrouver, s'il le désire, chaque élément lié à un phénomène quelconque du passé récent.

#### IV CONCLUSION

Les conditions dans lesquelles se déroule l'expérience observée sont prépondérantes pour l'adoption de telle ou telle structure de traitement. Ainsi, la structure linéaire conventionnelle est sans inconvénient tant que l'on reste maître du contexte de l'étude. Par contre, il est préférable d'adopter une structure parallèle dès lors que des phénomènes intempestifs affectent le signal.

Face à des conditions peu favorables, il est possible de réaliser l'analyse demandée à partir de l'assemblage de plusieurs "cellules". Chacune d'elles correspond à l'adaptation d'une cellule élémentaire (décomposition/sélection) aux propres besoins de l'étape considérée (validation - caractérisation - classification - affectation ...). Toutefois, si une certaine généralisation est envisageable pour ce qui a trait aux structures, il n'en est pas de même pour l'implantation de chaque opération. Ceci est dû essentiellement au fait que chaque cellule permet de passer d'un niveau d'interprétation à un autre. Par conséquent, le nombre et la nature des informations qui l'alimentent, fluctuent selon la phase de l'analyse concernée. Il est clair également, que les techniques utilisées pour les traiter diffèrent d'une étape à l'autre.

Lorsque des perturbations de nature et de durée imprévisibles apparaissent, la fiabilité du système passe par un élargissement de la fenêtre d'observation. On s'inspire ainsi des constatations faites au niveau de l'oeil humain qui, en intégrant une succession d'événements visualisés sur écran cathodique, identifie les artefacts par comparaison des formes de chacun mais aussi des écarts temporels, notamment pour les allures litigieuses. Une cellule d'"affectation" est donc chargée d'analyser plus particulièrement, l'information temporelle reliant chaque diagnostic issu de la classification. La prise de décision finale s'effectue alors en léger différé.

Le cahier des charges peut également nécessiter cette vision "globale" du signal. Il s'agit alors d'extraire de ce dernier, un certain nombre de résultats portant sur la dynamique des événements qui le composent. Cette opération va à l'encontre des contraintes "temps réel" et s'avère par conséquent, très délicate. L'utilisation d'équations récurrentes de filtrage constitue une solution relativement simple à mettre en oeuvre. Toutefois, les possibilités de cette proposition sont limitées. Dans ces conditions, les méthodes relèvent davantage de l'application particulière que du cas général.

En travaillant non plus de façon ponctuelle (sur un cycle) mais sur des "situations" (ensemble d'événements), on est amené à considérer chaque résultat intermédiaire comme un vecteur d'informations élémentaires. En effet, il est impératif dans cette manipulation, de respecter la chronologie des décisions prises d'où l'adjonction d'une "date". De même, les redondances logicielles conduisent à accorder à chaque résultat, une certaine confiance pour la suite de l'analyse ; un "poids" lui est donc associé. La prise en considération de ces données ne soulève pas de difficulté car la structure des cellules est prévue dans ce sens.

## CHAPITRE IV

APPLICATION A L'ANALYSE DES  
SIGNAUX D'ORIGINE BIOLOGIQUE

A - TRAITEMENT AUTOMATIQUE DE L'E.C.G.Introduction

L'étude proposée s'inscrit dans le cadre du Génie Biologique et Médical. Plus précisément, l'objectif consiste à réaliser l'analyse de l'électrocardiogramme (E.C.G.) dans un contexte clinique peu favorable (Centre de Réanimation Respiratoire de l'Hôpital CALMETTE de Lille).

Selon le cahier des charges proposé, le but à atteindre est la classification en temps réel des cycles cardiaques successifs détectés sur un patient. L'analyse cycle par cycle impose alors trois types d'action qui sont :

- Détection de l'événement (cycle cardiaque)
- Extraction de paramètres caractéristiques pour chaque cycle
- Classification des cycles

Le système ainsi réalisé, bâti autout de micro-processeurs, est un outil d'aide à la décision, à la disposition du médecin réanimateur. Dans ce sens, et contrairement aux appareillages de Monitoring conventionnels, il réalise au pied du lit du malade un traitement automatique qui valorise fortement l'information, la condense et la rend plus facilement exploitable par le médecin.

D'un point de vue plus technique, et compte tenu du contexte de la réanimation, la diversité des formes d'E.C.G. appréhendées ne permet pas de se référer aux standards habituels qui conditionnent des expériences beaucoup plus favorables. Dans ces conditions, la méthode proposée vise à chaque niveau de l'analyse, à pallier tous les inconvénients résultant de la non-standardisation :

- Apprentissage des formes de référence pour chaque patient (prototype)
- Remise à jour permanente de ces formes de référence (adaptativité)

- Introduction, au niveau logiciel, de redondances permettant d'effectuer des recoupements et d'augmenter la fiabilité du système.

## I CAHIER DES CHARGES

### I-1 Présentation des signaux

L'enregistrement de la figure IV-1 est un tracé standard d'E.C.G. servant de base aux premières définitions traitant du myocarde dans la bibliographie médicale /SCHA-78/.

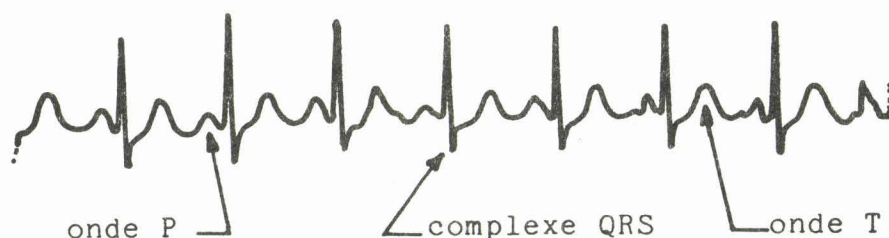


figure IV-1

Il permet notamment d'introduire les notions d'onde et de complexe (Cf. également figure IV-3) :

- L'onde P correspond à la dépolarisation des oreillettes, autrement dit à la propagation de l'onde d'excitation provenant du noeud sinusal (entraîneur primaire) dans l'oreillette.
- Le complexe QRS correspond à la dépolarisation des ventricules, c'est à dire à la propagation de l'onde d'excitation en aval du noeud auriculo-ventriculaire (dans les deux branches du Faisceau de His).
- L'onde T coïncide avec la repolarisation des ventricules.

Si ce tracé est tout à fait classique, il ne peut pas être utilisé comme "tracé type" même pour un fonctionnement normal du coeur. En effet, sur un même patient, il est possible d'obtenir plusieurs tracés différents car, la prise d'informations

se faisant par électrodes, le positionnement de ces dernières influe très fortement sur l'amplitude et le signe des diverses ondes ou complexes. Ceci a donc amené les Cardiologues à se mettre d'accord sur la dénomination des types de branchement que ce soit sur un plan horizontal (figure IV-2a) ou sur un plan frontal (figure IV-2b) et c'est sur l'ensemble des enregistrements que leur diagnostic est établi.

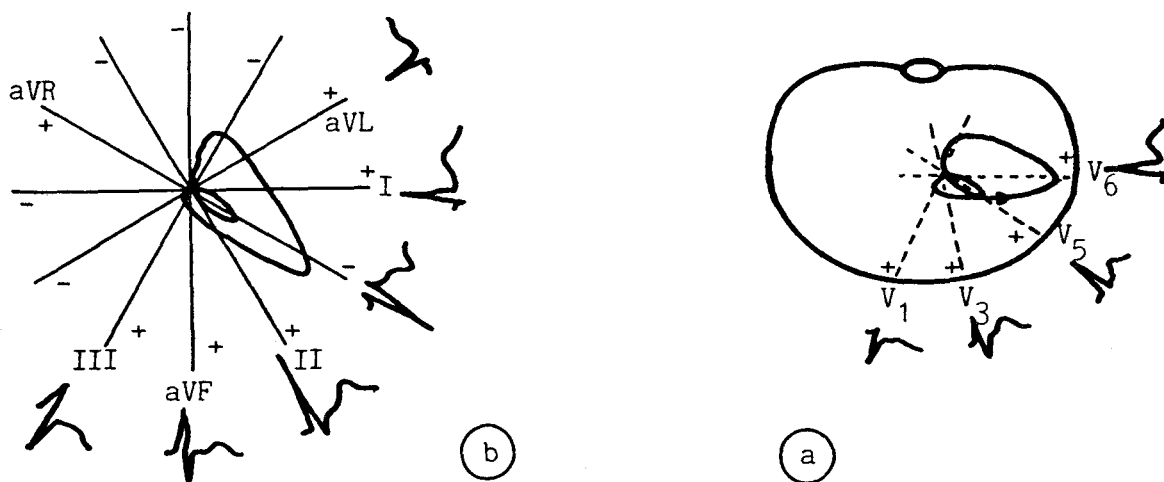


figure IV-2

Par contre, en Réanimation, l'E.C.G. joue plutôt un rôle de surveillance et le branchement des électrodes importe moins, les anomalies éventuelles du coeur étant visibles quel que soit le tracé. Ce sont essentiellement les anomalies du rythme qui intéressent les médecins réanimateurs et nous allons maintenant les décrire.

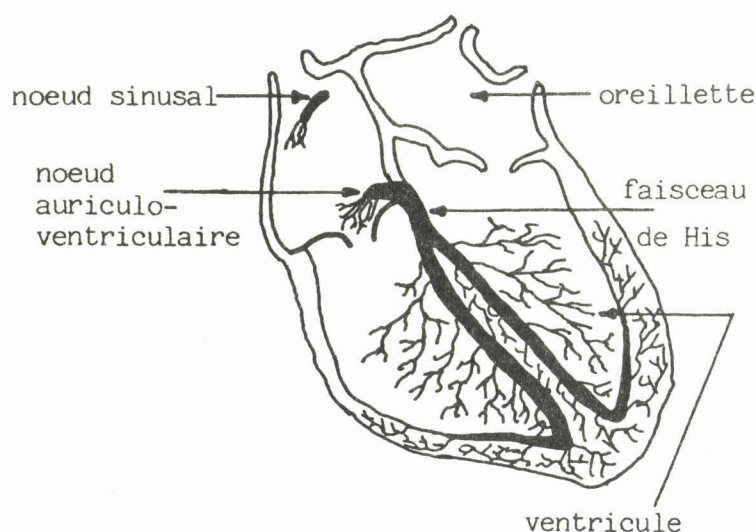
### I-2 Troubles du rythme

Le cycle cardiaque correspond à la naissance d'un "stimulus" dans un foyer (entraîneur) et à la propagation de l'onde excitatrice émise au sein du myocarde, entraînant contractions ou relachements des ventricules et oreillettes (figure IV-3). L'origine de l'anomalie sera donc une formation anormale de l'excitation ou



un trouble de la conduction.

Sur un sujet sain, l'excitation vient du noeud sinusal et crée la dépolarisation de l'oreillette. L'onde atteint le faisceau de His par l'intermédiaire du noeud auriculo-ventriculaire, il y a alors dépolarisation et repolarisation des ventricules.



- L'entraîneur primaire dit "noeud sinusal" a une fréquence propre de 60 à 100 c/mn.
- L'entraîneur secondaire dit "noeud auriculo-ventriculaire" se situe légèrement au-dessous : 40 à 60 c/mn.
- Le faisceau de His est considéré comme centre tertiaire avec une fréquence comprise entre 20 et 40 c/mn.

figure IV-3

Il y a hétéropie passive lorsque la fréquence du noeud sinusal diminue ou cesse, ou lorsque l'onde d'excitation est "bloquée", soit entre les deux noeuds, soit entre l'oreillette et le ventricule. L'excitation est alors donnée par un centre situé en aval et selon que ce remplacement est unique ou qu'il se prolonge, on parle respectivement d'"échappement" ou d'"automatisme".

Il y a hétéropie active lors d'excitations prématurées. Le noeud sinusal est dominé, passagèrement ou durablement, par son automatisme aussi bien auriculaire que ventriculaire. Pour quelques cycles, il s'agit d'extrasystoles supra-ventriculaires ou ventriculaires. Si ce phénomène se prolonge, il est alors question de tachycardie, fibrillation ou flutter.

Ceci est un exposé très simplifié des troubles du rythme cardiaque mais il est largement suffisant pour introduire notre cahier des charges. En effet, il faut situer notre étude dans le contexte de la Réanimation où les situations se résument à deux questions simples :

- Le rythme est-il régulier ou irrégulier ?
- S'il y a anomalie, est-ce d'origine auriculaire ou ventriculaire ?

Nous allons donc préciser ces deux classes de défauts.

I-2-a défaut à "complexe fin"  
.....

Dans cette classe se trouvent les deux possibilités introduites précédemment.

- L'automatisme domine le noeud sinusal et a donc tendance à exciter prématurément le ventricule (figure IV-4).

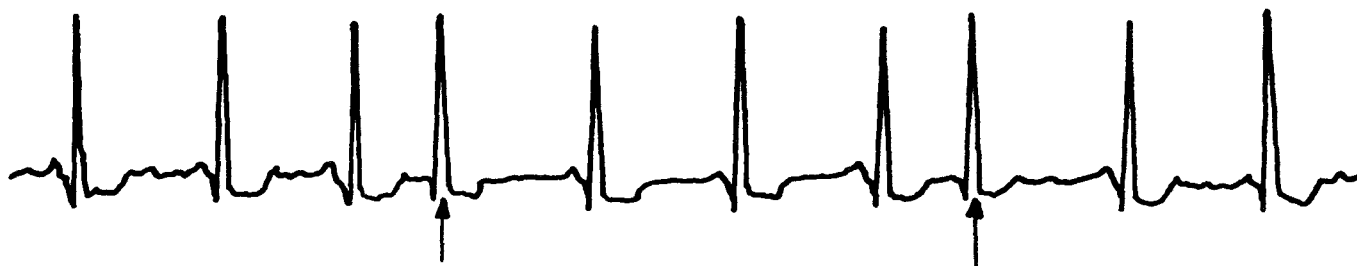


figure IV-4

- Il y a blocage entre noeud sinusal et noeud auriculo-ventriculaire si bien que c'est ce dernier qui devient entraîneur. Sa fréquence propre étant plus basse, l'excitation des ventricules se fera en retard (figure IV-5).

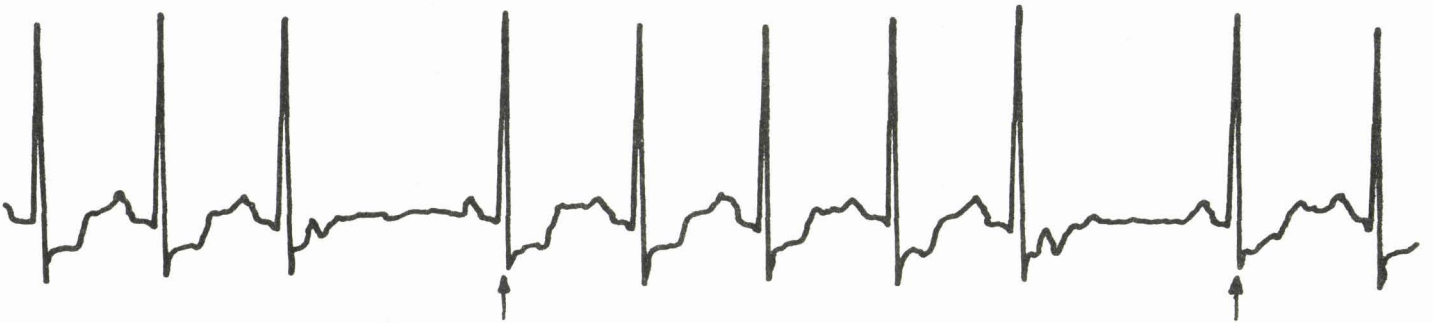


figure IV-5

En dehors de cette répercussion sur l'intervalle RR, la déformation du signal est minime car elle intervient sur la partie la moins nette du tracé à savoir l'onde P qui peut retomber précocement. Nous pouvons noter néanmoins qu'une très légère déformation du QRS est possible. En effet, si nous n'avons pas parlé de l'onde de repolarisation de l'oreillette, c'est qu'elle coïncide la plupart du temps avec le complexe. Toutefois, il arrive qu'elle se décale en présence de cette anomalie au point d'affecter le QRS (figure IV-6).

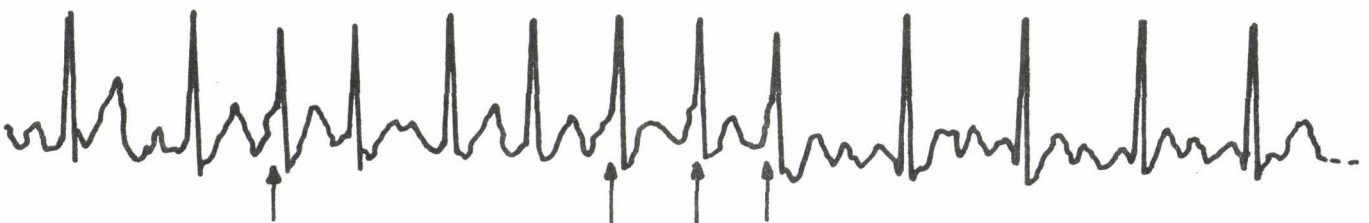


figure IV-6

I-2-b défauts à "complexe large"  
 .....

Cette classe contient les deux mêmes types d'origine à savoir :

- L'automatisme ventriculaire qui domine l'entraîneur.

IV-7

- L'excitation qui est produite par un centre tertiaire suite à un blocage en aval du noeud auriculo-ventriculaire par exemple.

L'intervalle RR fluctuera donc en conséquence (figure IV-7).

(a)



(b)

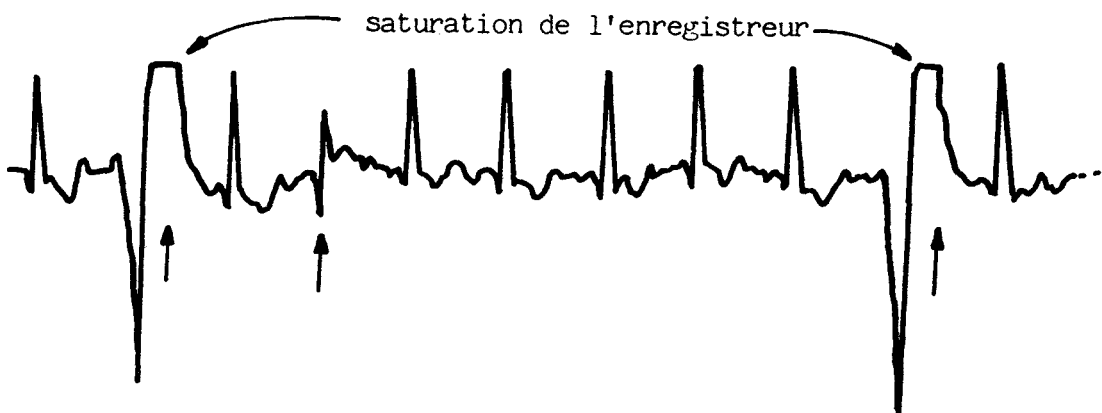


figure IV-7

Comme l'illustre la figure IV-7b, la déformation du tracé peut être très importante car le défaut se répercute sur le QRS et éventuellement sur l'onde T. Néanmoins, la déformation est loin d'être caractéristique. Il est possible de recenser plusieurs dizaines de configurations. Par contre, l'augmentation de l'intervalle QS est systématique dans ce type d'anomalie.

I-3 Cahier des charges

Actuellement, chaque chambre du service dispose d'un petit moniteur visualisant l'E.C.G., donnant le rythme et offrant la possibilité de programmer les seuils de déclenchement de l'alarme. On souhaite y adjoindre un traitement succinct en vue d'une mémorisation des anomalies du rythme sur une échelle de temps pouvant atteindre 24 heures. Il s'agit donc d'analyser chaque cycle cardiaque pour savoir si le rythme est régulier ou non, et si le complexe QRS est fin ou large. Ainsi, notre classification comporte les quatre possibilités suivantes :

- Rythme régulier à complexe fin (noté "R-CF")
- Rythme régulier à complexe large (noté "R-CL")
- Défaut à complexe fin (noté "D-CF")
- Défaut à complexe large (noté "D-CL")

Pour ce dernier diagnostic, on demande davantage de précision de manière à l'affecter à des classes différentes selon son degré de gravité.

I-4 Bibliographie sur le traitement de l'E.C.G.

Une analyse simpliste fournit uniquement le rythme instantané. Les premières méthodes de détection consistaient à utiliser l'amplitude de la pointe R ou l'aire sous la courbe qui en résultait. L'apparition des calculateurs a permis d'exploiter d'autres paramètres tels que le spectre de fréquences. C'est ainsi qu'il est possible de localiser le QRS par filtrages numériques successifs /OKAD-79/ ou par filtrages homomorphiques /MURT-79/. On trouve également des méthodes de segmentation ce qui revient à travailler, par exemple, sur des angles /MURT-80/.

Lorsque l'objectif vise, non plus la détection mais la classification des cycles, il est nécessaire d'analyser la forme. Un simple traitement se contente d'une "comparaison". Il est possible de procéder avec deux enveloppes "références" (supérieure et inférieure) et un seuil de détection /synchronisation /GOOV-79/. Une étude classique consiste à relever les différents intervalles séparant ondes et complexes ainsi que leurs largeurs /WEIS-82/.

On peut alors utiliser la notion de phase /WILL-80/. Lorsque le nombre des classes augmente, on propose l'emploi de "tables de décision" /MURR-80/. Les méthodes syntaxiques sont également adoptées dans ce domaine /BELF-79/ et /BIRM-82/. D'autre part, on trouve une classification basée sur le calcul des surfaces (positives et négatives par rapport à la ligne de base) /KONT-80/. Parmi ces multiples possibilités, certaines font appel à plusieurs signaux (jusqu'à quatre). Il se pose alors le problème du réalignement du complexe QRS /CHRI-79/.

Même si les publications sont nombreuses dans le domaine de l'E.C.G., la perturbation du signal est très peu envisagée. En particulier, les documentations envisageant les mauvais contacts ou le débranchement complet d'une électrode sont très rares. Ce sont cependant ces aspects qui nous ont posé le plus de problèmes. De plus, certaines pathologies peu fréquentes il est vrai, peuvent remettre en question les algorithmes proposés en particulier lorsque l'onde T est supérieure au QRS. Si en plus on envisage une structure à microprocesseurs travaillant en temps réel, les solutions deviennent vite trop lourdes. La suite du développement explicite donc une démarche fortement conditionnée par ces remarques.

#### I-5 Perturbations

Nous distinguons trois types de perturbations du signal :

##### \* modulation de la respiration

On constate souvent des écarts, plus ou moins réguliers, entre la ligne de base (niveau zéro) et le signal. Cela est dû essentiellement à la respiration ou parfois, aux mouvements du malade (figure IV-8). Il est possible également de rencontrer des cas où la modulation porte uniquement sur les pointes.



figure IV-8

\* toussotements du malade  
.....

Les toussotements, quant à eux, affectent réellement le signal car les fréquences qui apparaissent sont du même ordre que celles contenues dans celui-ci. Ce phénomène est d'autant plus net que l'amplitude est faible (figure IV-9).

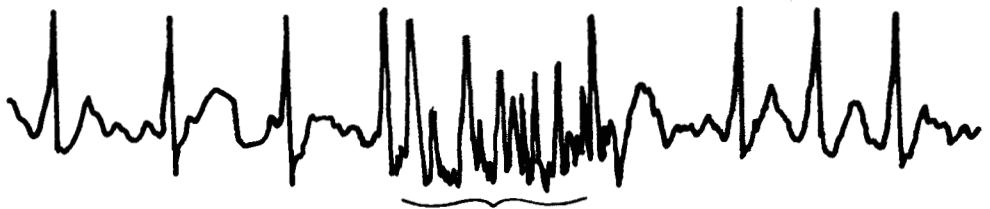


figure IV-9

\* électrodes  
.....

Il peut y avoir débranchement complet de l'électrode ou décollement passager lors d'un mouvement du malade.

Dans la première hypothèse, selon l'électrode déconnectée, il n'y a plus de signal ou au contraire, on obtient une oscillation importante purement aléatoire (figure IV-10).



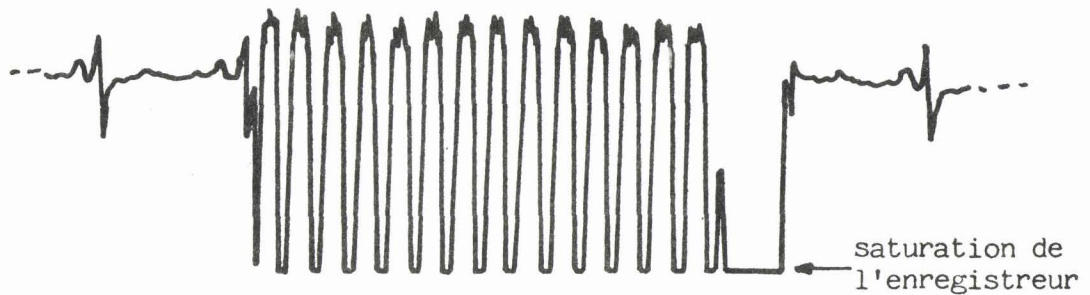


figure IV-10

Dans la seconde, selon l'électrode concernée, nous constatons soit un maintien de la ligne de base avec apparition d'oscillations, soit un retour de type "exponentiel" au niveau zéro à la suite d'une montée (ou descente) en "échelon" (figure IV-11).

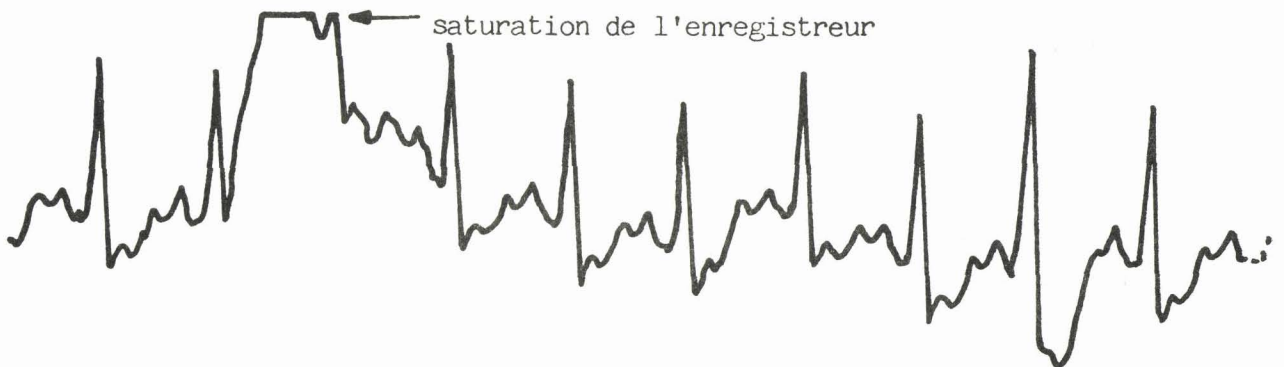


figure IV-11

Nous avons déjà parlé des multiples formes que peut prendre le signal étudié. Nous voyons maintenant que les perturbations l'affectent de diverses façons. Nous débouchons donc sur une confusion possible entre des perturbations aléatoires et une pathologie difficilement caractérisable, ce qui constitue le problème le plus complexe de cette étude (figure IV-12).



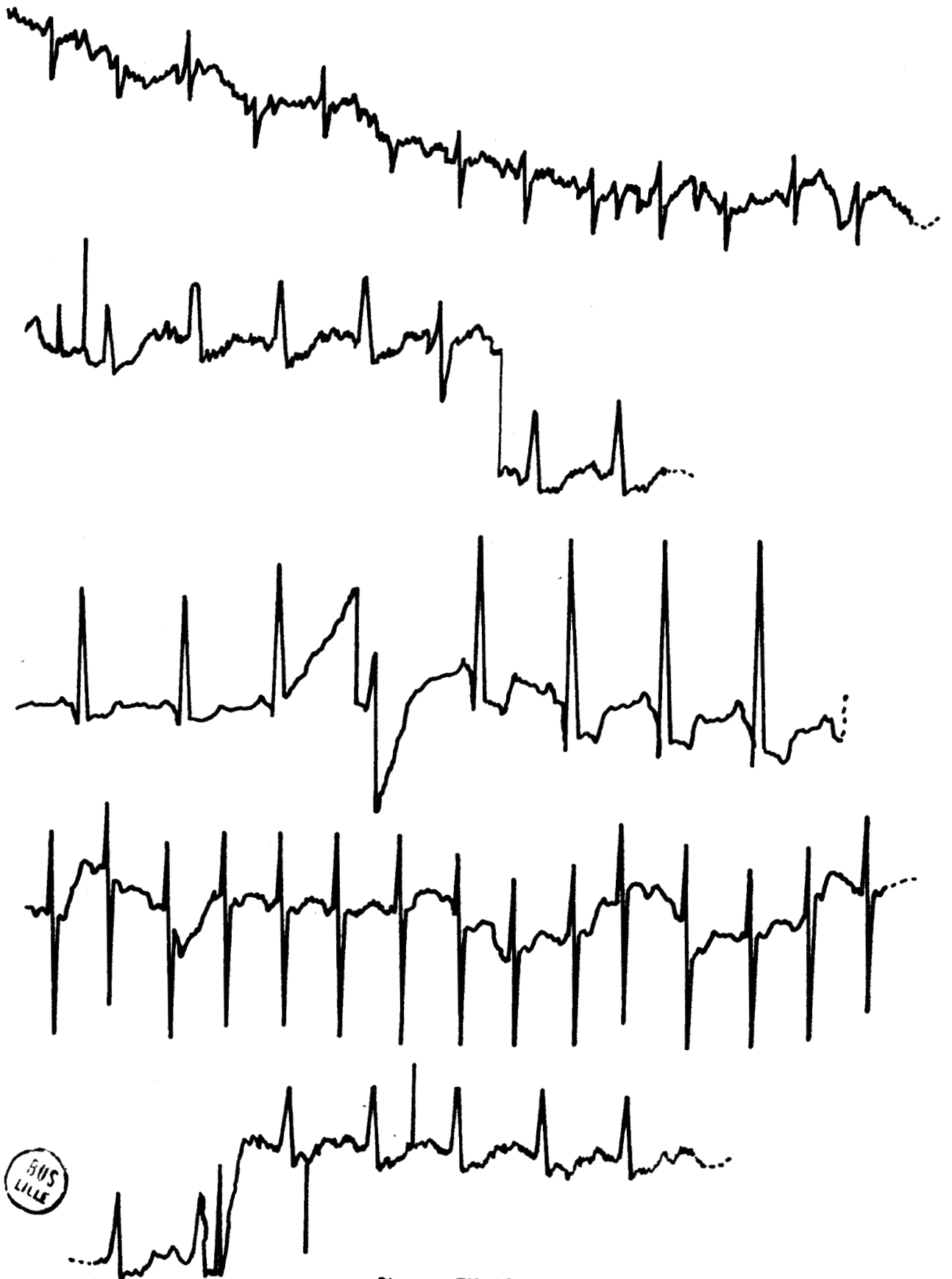


figure IV-12

## II MISE EN OEUVRE

A la suite des remarques faites sur la diversité des formes rencontrées et sur le caractère imprévisible des phénomènes étudiés, il est clair qu'un soin tout particulier devait être apporté dans la façon d'aborder l'analyse. C'est ainsi que l'on a substitué à la structure conventionnelle, l'assemblage de cellules élémentaires exposé dans les chapitres II et III. La raison essentielle en est d'éviter toute ambiguïté ou confusion due aux perturbations en utilisant des traitements à structures redondantes.

L'E.C.G. a servi d'illustration à diverses reprises dans la présentation générale des propriétés de chaque cellule. Nous ne reprendrons donc pas l'ensemble de la démarche adoptée mais uniquement quelques détails restant à préciser.

### II-1 Contrôle Automatique de Gain (C.A.G.)

La prise d'informations par électrodes multiples est à l'origine de deux difficultés essentielles. La première a été largement détaillée au paragraphe I-5 (perturbations). La seconde difficulté porte sur la présentation des signaux. Ainsi, sur un même patient, des fluctuations importantes sont observées sur l'amplitude des diverses ondes, suivant que les électrodes sont appliquées à un niveau ou à un autre. En conséquence, il est impossible de connaître a priori l'allure du tracé et les amplitudes recueillies d'après le positionnement de ces électrodes sur le thorax du malade. La seule manipulation intéressante consiste à favoriser la hauteur du complexe QRS en recherchant une dérivation proche de l'axe du coeur. Cependant, le personnel ne s'impose pas une telle contrainte et il est nécessaire de prévoir des écarts de niveau importants (rapport 5 éventuellement) d'un malade à un autre (figure IV-13).

Malgré cela, nous avons fait en sorte que les deux convertisseurs Analogique/Digital (récupération de l'amplitude et de la dérivée) fonctionnent toujours sur une plage suffisamment large de manière à valoriser davantage l'information (travailler



figure IV-13

sur 8 bits plutôt que 4 par exemple...). La réalisation d'un "contrôle automatique de gain" (C.A.G.) s'avère donc indispensable pour satisfaire cette demande (figure IV-14).

La démarche adoptée consiste à asservir le niveau maximum de chacun des signaux à une consigne pré-réglée (3/4 de la pleine échelle du convertisseur par exemple). Néanmoins, suite aux remarques faites sur les déformations (perturbations ou défauts ventriculaires) intervenant en cours d'étude, il est clair que les mesures prises en considération sont uniquement celles relatives à des cycles normaux. D'autre part, il n'est pas utile d'effectuer cette correction en permanence et il est préférable d'attendre plusieurs dizaines de cycles entre chaque opération. Le réglage du gain est alors établi sur la valeur d'un maximum maximorum.

Une procédure particulière est nécessaire à la mise en marche du système. L'analyse ne pouvant pas encore être assurée, le gain est fixé à partir de l'échantillon ayant le niveau le plus élevé (en valeur absolue) parmi les 1024 premiers appréhendés.

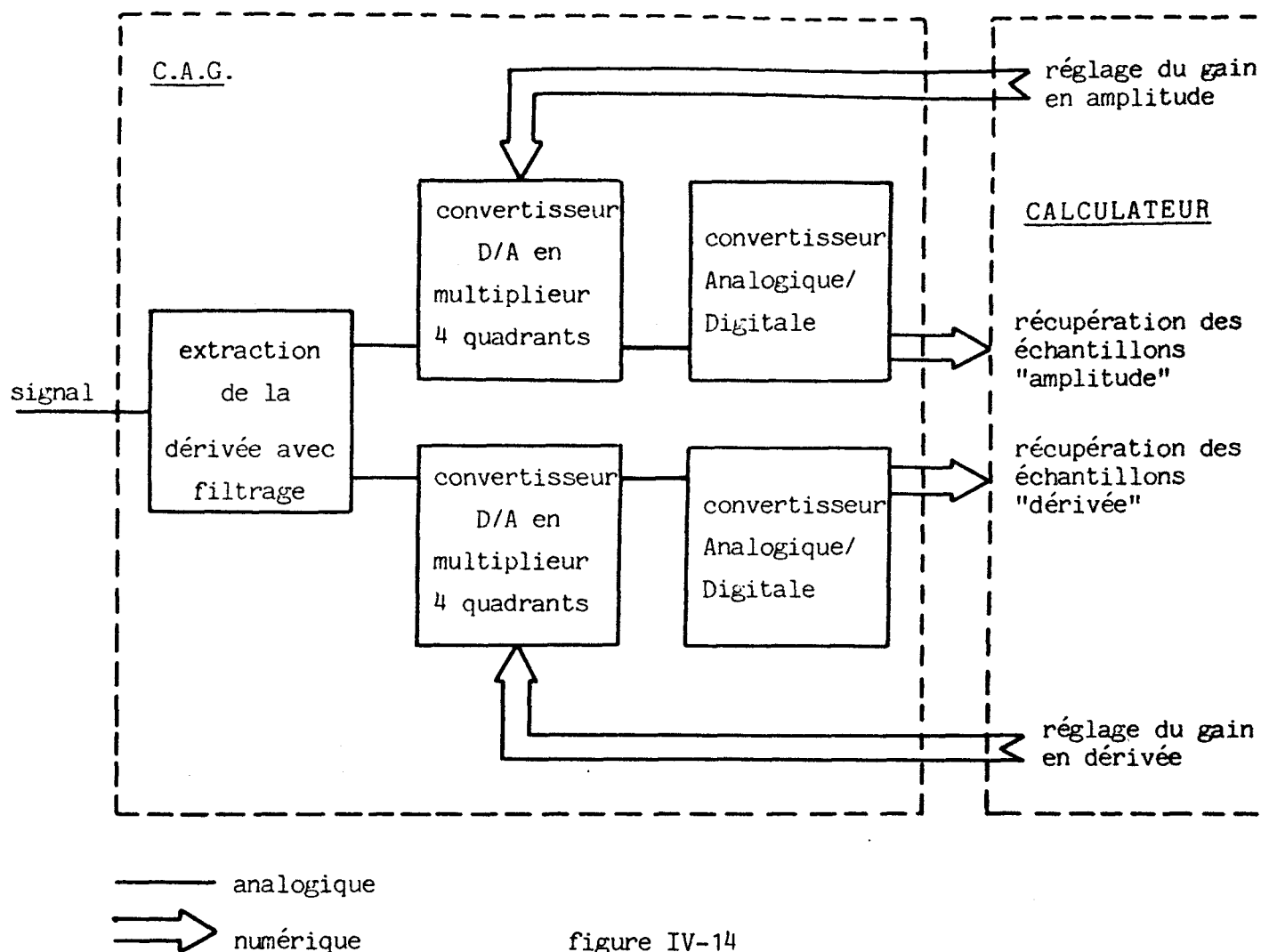


figure IV-14

D'un point de vue pratique, le montage fait appel à quelques circuits supplémentaires chargés d'ajuster les gains avant de procéder à la conversion Analogique/Digitale classique. Il s'agit de convertisseurs Digital /Analogique associés à des amplificateurs opérationnels montés en "Multiplieur-4 quadrants". Un schéma plus détaillé est donné en annexe, où l'on verra apparaître notamment le circuit d'horloge permettant l'échantillonnage des deux signaux à une fréquence de 400 Hz.

## II-2 Paramètres choisis

L'étude repose exclusivement sur l'allure du complexe QRS, notamment sur les déformations pouvant intervenir d'un cycle à l'autre.

Pour cela, quatre paramètres ont été choisis pour caractériser ce complexe et un autre pour fournir l'information temporelle les reliant :

- Le premier, noté QS, correspond à la largeur du complexe au voisinage de sa ligne de base.
- Le second, noté APR, s'identifie à l'amplitude de la pointe R ; autrement dit, à la valeur absolue maximum appréhendée sur cette portion du signal.
- Le troisième, noté NP, coïncide avec le nombre de pointes observées sur le tracé entre les points Q et S.
- Le quatrième, noté CF, s'assimile à un coefficient représentatif de la forme du complexe. Il s'agit du paramètre "score" décrit au paragraphe II-3-b du chapitre II.
- Le dernier, quant à lui, représente l'intervalle QQ, rythme instantané du patient.

Chacun d'eux est obtenu à l'issue d'une procédure semblable à celle explicitée au paragraphe I-2 du chapitre III pour l'intervalle QS (cellule de paramétrisation). Ainsi, un raisonnement similaire permet d'envisager une pointe R aussi bien positive que négative. D'autre part, l'incertitude dans la localisation du point S, se traduit par la prise en compte de plusieurs propositions dans la détermination de "NP" et de "CF". Il en est de même pour QQ dont la diversité des solutions suggérées provient du doute lié à la polarité du complexe et aux éventuelles fausses détections pouvant intervenir en cours d'étude.

## II-3 Classification

La phase de classification s'effectue en deux étapes :

- Dans un premier temps, on s'intéresse à la nature du cycle considéré (complexe fin - complexe large) en utilisant une cellule de classification.
- Une cellule d'affectation reprend ensuite ces résultats en analysant leur répartition temporelle, soit pour les confirmer, soit pour les compléter ou les annuler le cas échéant.

Afin de justifier cette façon de procéder, nous allons présenter quelques situations couramment rencontrées lors des expériences.

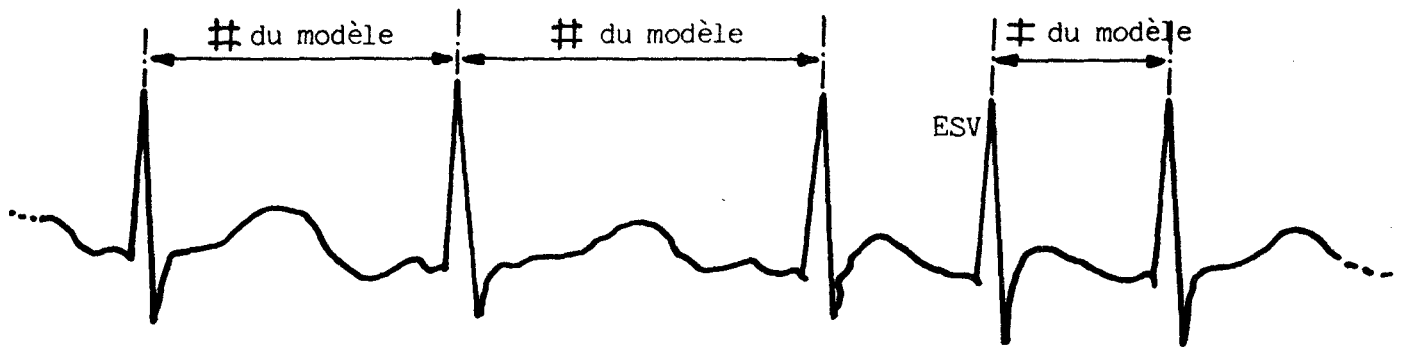


figure IV-15

Dans le premier cas de figure, la localisation de l'extrasystole supra-ventriculaire (ESV) est immédiate. Par contre, le problème vient du complexe qui suit cette anomalie. En effet, un raisonnement similaire au précédent (intervalle QQ éloigné de celui du modèle de référence) conduirait à la même affectation bien qu'il ne s'agisse pas d'un défaut (figure IV-15).

Dans le deuxième cas (figure IV-16), la prise de décision se complique lorsque l'anomalie se répète consécutivement. On parle alors de "salves" ("trigéminie" dans le cas présent). Cette fois ci, les deux cycles suivant la première ESV doivent être comptabilisés en tant que défaut. Le troisième, quant à lui, rejoint le cas précédent.

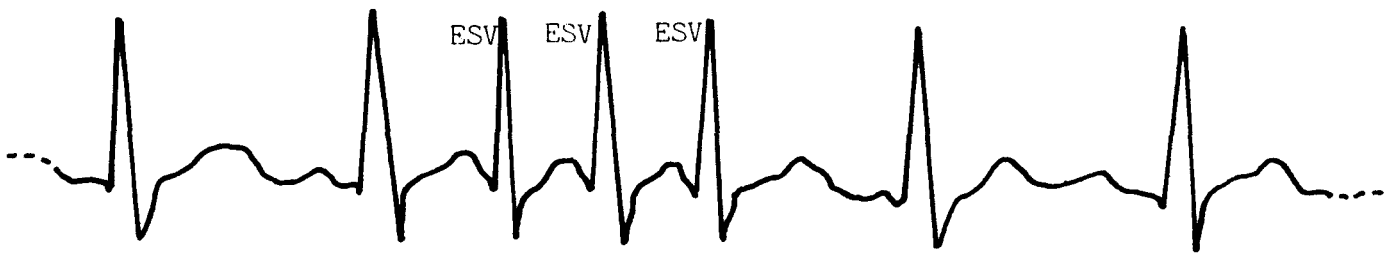


figure IV-16

Le dernier exemple que nous donnons (figure IV-17) porte sur un signal totalement irrégulier (arythmie). Dans ces conditions, l'objectif n'est plus de distinguer les cas pathologiques parmi les complexes normaux mais seulement de préciser que le malade est en arythmie. Néanmoins, ce phénomène peut être passager ou permanent et ceci implique un contrôle systématique pour signaler un éventuel retour à la stabilité. Dès qu'un rythme principal ressort du tracé, l'analyse classique reprend. En revanche, si le nombre d'affectations relatives aux anomalies se multiplie sans qu'il s'agisse de "salves", le système optera pour l'arythmie.



figure IV-17

Les trois illustrations précédentes nous montrent la nécessité d'associer deux procédures complémentaires pour réaliser la classification. En effet, deux cycles ayant des caractéristiques identiques ne seront pas obligatoirement affectés à une même classe. Après une première analyse de ses paramètres, le cycle est replacé dans son contexte temporel (proche entourage) afin d'assurer la cohérence des résultats.

II-3-a cellule de classification

Un diagnostic sur la nature du cycle est établi par confrontation de deux résultats intermédiaires issus de deux méthodes indépendantes de classification, alimentées chacune par trois paramètres (figure IV-18).

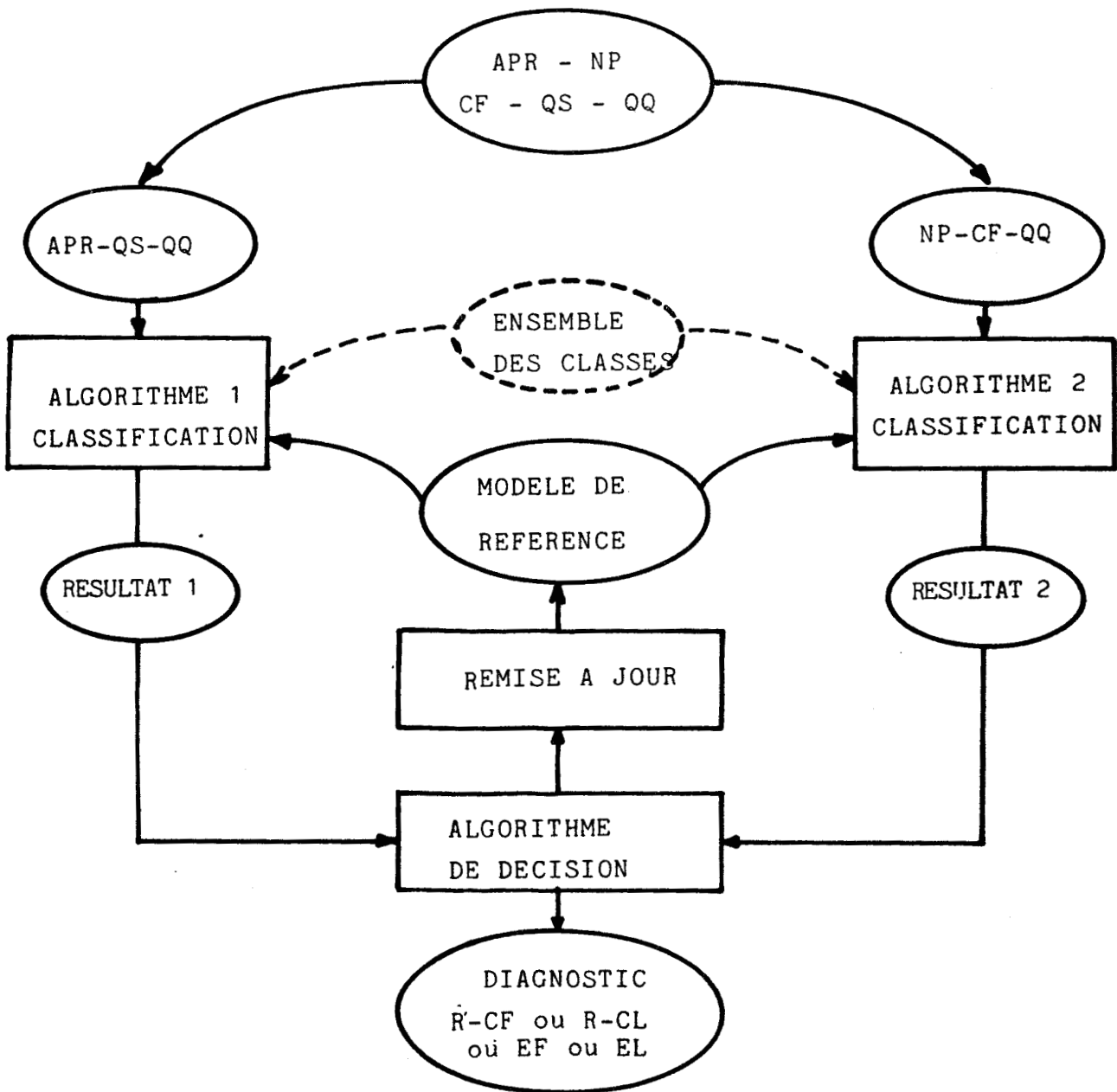


figure IV-18



Les algorithmes de classification reprennent le principe décrit au paragraphe II-4-d du chapitre III, approprié à la comparaison d'un ensemble de paramètres avec le "modèle" correspondant. L'un d'entre eux est représenté schématiquement à la figure IV-19. On constate alors que les résultats qu'ils proposent à la décision finale ne coïncident pas exactement avec les quatre diagnostics énoncés dans le cahier des charges. Ceci est dû au fait qu'il est impossible de conclure sur la signification d'un "événement" quelque peu différent du modèle, tant que l'analyse temporelle n'a pas été faite. En effet, ce n'est qu'au niveau de la cellule d'affectation que la distinction entre anomalies et perturbations sera effectuée. Pour faciliter ce travail, une indication sur la largeur de l'événement appréhendé (complexe QRS ou artefact) est fournie en cas de doute. Elle est notée EF ou EL (événement fin ou large).

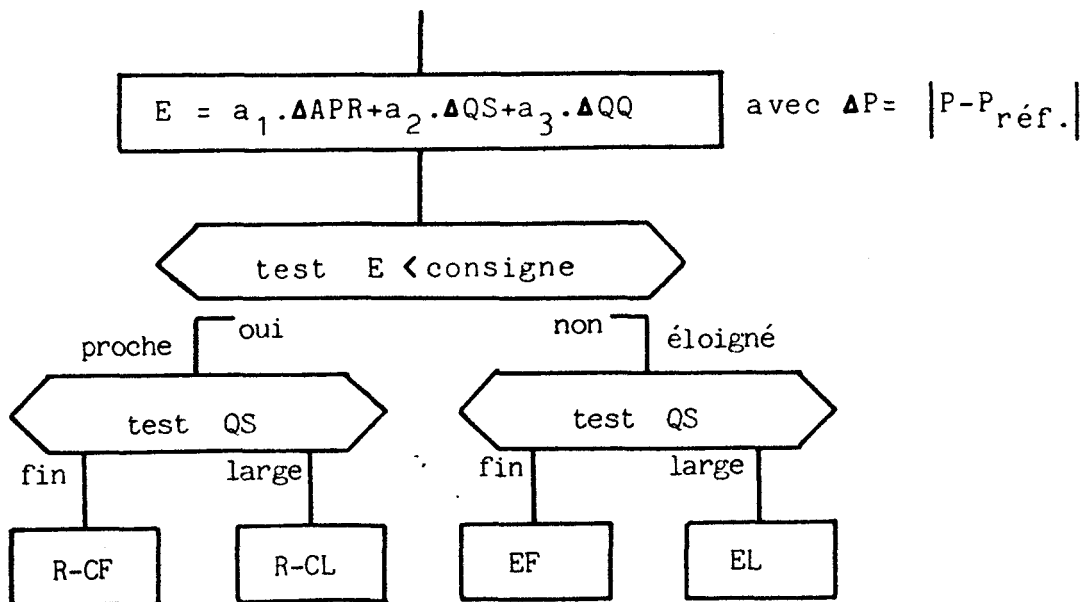


figure IV-19

Le caractère cyclique des signaux se prête tout particulièrement à l'utilisation d'un "prototype". Toutefois, le cahier des charges ne permet pas de se référer à un modèle standard statique et la cellule de classification est également chargée de l'adapter en permanence. La procédure de remise à jour est sollicitée à chaque cycle reconnu proche de la référence. L'influence de ce cycle sur le modèle est réglée par une équation de filtrage de manière à ce que son évolution ne puisse se faire que progressivement. A la mise en marche du système, le prototype est obtenu à l'issue d'un apprentissage en ligne (Cf. paragraphe II-4-b du chapitre III) et, peut correspondre aussi bien à un complexe fin que large (bloc de branche de la figure IV-20).



figure IV-20

#### II-3-b cellule d'affectation .....

La présentation faite sur cette cellule au chapitre précédent (Cf. paragraphe II-2), s'inspirait des problèmes soulevés par le traitement de l'E.C.G.. Ainsi, plusieurs illustrations portaient sur ce signal et nous ne jugeons pas utile de nous étendre davantage sur les raisonnements adoptés à ce niveau. Cependant, une précision s'impose en ce qui concerne le diagnostic résultant de cette opération. Nous avons fait allusion à plusieurs reprises aux fausses détections et aux déformations causées par les artefacts. Il est donc logique de prévoir une cinquième solution à la décision finale, regroupant l'ensemble de ces éventualités. Toutefois, celle-ci n'appartient pas à notre classification et il s'agit

uniquement d'un résultat intermédiaire (noté "PERTURBATION" par exemple) suivi d'aucune affectation.

#### II-3-c cellule de validation .....

Une dernière remarque porte sur les informations directement issues de la cellule de validation utilisées pour opérer la classification. Il s'agit de la méthode de classification par prédiction décrite au paragraphe III-3 du chapitre II. Dans le cas présent, lorsqu'un écart important est constaté entre le modèle prédit et l'événement étudié, on se contente de le signaler aux cellules de classification et d'affectation sans modifier les procédures d'extraction de paramètres. Ainsi, une ou plusieurs informations viennent favoriser la prise de décision finale, notamment lorsqu'il est question de perturbations prolongées (électrode déconnectée par exemple) et qu'il est nécessaire de surveiller le retour à un signal correct pour procéder de nouveau aux affectations des cycles.

#### II-4 Affectation des anomalies ventriculaires

Les défauts ventriculaires (complexes larges) font l'objet d'une classification particulière. En effet, leur nombre ne constitue pas une indication suffisante pour le médecin car il ne reflète pas la gravité de l'état du malade. Cette information de gravité ne peut être obtenue qu'en comparant les formes successives prises par les cycles affectés lors de cette anomalie. Pour ce faire, trois sous-classes correspondant chacune à un degré de gravité, permettent de répartir les défauts selon leur propre allure et celle des anomalies qui les ont précédés.

L'ensemble de la démarche a été exposé au paragraphe II-3 du chapitre III et le seul point restant à préciser concerne la détermination du prototype de référence (1er degré de gravité). Il s'agit en fait de rechercher le tracé apparaissant le plus fréquemment parmi ceux relatifs aux défauts de ce type. C'est une opération très complexe compte tenu du travail en temps réel et l'on est donc contraint de contourner les difficultés en procédant expérimentalement. Ainsi, plutôt que de rechercher une solu-

tion, on va proposer une hypothèse de solution et vérifier ensuite si elle convient tout comme on a pu le faire lors de l'apprentissage en ligne. Cependant, pour accélérer l'opération, il est préférable de prendre au moins deux modèles de base (l'un avec pointe R positive et l'autre négative par exemple). Ce sont les premiers défauts qui seront choisis puis remis en cause par les suivants. Pour être adopté définitivement, le prototype considéré doit totaliser un minimum de tests favorables vis-à-vis des cas traités. La comparaison s'effectue uniquement à partir du calcul du coefficient  $E_n$  (Cf. fin du paragraphe II-4-d du chapitre III).

Tant que le prototype n'est pas déterminé, les anomalies sont toutes affectées à la classe représentative du 1er degré de gravité. Toutefois, si les défauts sont fréquents et que l'obtention du modèle n'intervient pas, on pourra en déduire une forte majorité de complexes polymorphes et c'est alors vers la classe correspondante (3ème degré de gravité) qu'ils seront aiguillés. En revanche, si les défauts apparaissent assez rarement (1 pour 5 à 10 mn), il n'y a pas lieu de procéder de la sorte et quelle que soit la forme détectée, la classification portera sur le 1er degré sans qu'il y ait besoin de rechercher un prototype.

## II-5 Prises de décision

Les propositions faites aux paragraphes II-1-a et III-1 du chapitre III pour mettre en évidence les facteurs intervenant dans les sélections, ont été adaptées à chaque cellule. Ainsi, il n'est pas systématiquement question de calculs et les trois éléments (confiance dans un algorithme, confiance dans les informations qui l'alimentent et fonction de "coût" élémentaire) recensés lors de la présentation, n'apparaissent pas obligatoirement.

### II-5-a cellule de classification .....

Pour cette cellule, qui ne délivre que deux candidats possibles, l'algorithme de décision se réduit à une "matrice de décision" (figure IV-21). En effet, nous avons accordé le même poids à chacun des algorithmes de classification et dans ces conditions, il n'est pas utile de quantifier les différentes fonctions

"coût" élémentaires. Il suffit de les ordonner. C'est ainsi que nous avons établi la matrice de décision en respectant les relations suivantes :

$$C (CR/\$CR) = 0 \text{ et } C (E/\$E) = 0$$

$$C (CR/\$E) > C (E/\$CR)$$

$$C (R-CL/\$R-CF) < C (R-CF/\$R-CL)$$

avec E.....événement (anomalie ou artefact)

CR.....complexe régulier (# modèle)

§ désigne le résultat d'un algorithme

$A_2 \backslash A_1$	R-CF	EF	R-CL	EL
R-CF	R-CF	R-CF	R-CF	R-CF
EF	R-CF	EF	R-CL	EF
R-CL	R-CF	R-CF	R-CL	R-CL
EL	R-CF	EF	R-CL	EL

figure IV-21

Nous trouvons en entrée, les résultats donnés par les algorithmes  $A_1$  et  $A_2$  ; en sortie, la décision prise.

Toutefois, cette procédure peut subir une modification lorsque les deux résultats intermédiaires diffèrent. Dans ce cas, deux coefficients ( $b_1$  et  $b_2$ ) représentatifs des "poids" accordés aux paramètres utilisés par chacun des algorithmes, sont testés non pas entre eux mais par rapport à une consigne. L'un des résultats peut alors être annulé à la faveur de l'autre sans qu'il y ait à passer par la matrice de décision.

Selon la démarche adoptée, un certain "poids" est associé au résultat :

$p_1$  .....résultats identiques.

$p_2$  .....résultats différents avec  $b_1$  et  $b_2$  corrects.

$p_3$  .....un des résultats éliminé par  $b_1$  ou  $b_2$  trop faible.

Ainsi, la classe proposée à la cellule d'affectation est donc accompagnée d'un "poids" et d'une "date" référencée sur le dernier complexe validé.

$$R = \{c, p, t\}$$

#### II-5-b cellule de paramétrisation

Au niveau de la caractérisation du complexe, la décision est favorisée par la possibilité d'effectuer des recouplements avec une série de tests entre les diverses propositions. Si les fonctions "coût" n'ont plus de raison d'être, il n'en est pas de même pour les coefficients  $a_i$  qui apparaissent uniquement dans l'ordre adopté pour opérer ces contrôles successifs. Pour ce qui est du "poids" associé à chaque paramètre, deux solutions sont offertes. Le choix dépend du cheminement suivi dans la procédure, donc de la facilité avec laquelle le paramètre est obtenu. Cette information de type "tout ou rien" facilite la détermination de  $b_1$  et  $b_2$  (cellule de classification) en précisant l'importance que l'on peut accorder au résultat.

#### II-5-c cellule d'affectation

La cellule d'affectation a une structure différente de celle relative aux deux précédentes et la prise de décision n'intervient donc pas de la même façon. La première phase consiste à vérifier la cohérence des classifications successives en utilisant la "date" de chaque résultat. Deux solutions sont ensuite envisageables :

- Les informations recueillies depuis la dernière affectation ne sont pas suffisantes pour compléter la première classification ou pour la valider définitivement. Dans ce cas, on attend une autre proposition.

- Les éléments accumulés permettent de conclure sur l'affectation à donner à l'un des cycles. Dans un premier temps, on va alors chercher à éliminer les événements "perturbations" éventuels en comparant la "situation" (ensemble des événements considérés) à un "modèle de succession" (Cf. paragraphe II-2-b du chapitre III). Puis, on procède à la validation d'un ou plusieurs candidats en s'appuyant le cas échéant, sur les "poids" de chacun. Il est alors nécessaire de réactualiser les "dates" des résultats en attente.

### III IMPLANTATION SUR MATERIEL MICROINFORMATISE

Après avoir exposé l'essentiel des méthodes adoptées pour satisfaire le cahier des charges, nous allons maintenant nous intéresser au matériel utilisé pour les implanter. Plusieurs phases ont marqué cette étude et c'est en respectant cet ordre que les différentes explications sont fournies.

#### III-1 Expérimentation

La première étape du travail portait sur l'expérimentation de plusieurs techniques envisageables pour répondre au problème posé. Ces essais ont été réalisés à partir de multiples enregistrements de façon à se placer dans les conditions mêmes de l'expérience. Nous avons choisi un ordinateur particulièrement bien adapté à ce genre de manipulation (convertisseurs Analogique/Digital, instruction graphique ...), le MINC 11-23 (DIGITAL).

Différentes méthodes ont été testées, notamment celles portant sur les enveloppes et le calcul de surface. Cependant, les difficultés dues à la diversité des formes rencontrées (complexes ou artefacts), nous ont contraint à procéder autrement. C'est donc à ce niveau qu'est apparue la nécessité d'introduire une certaine souplesse dans les traitements (adaptativité des modèles et des seuils de détection, apprentissage en ligne ...).

### III-2 Mise au point

L'étape suivante consistait à vérifier le bon fonctionnement des procédures choisies en mode temps réel, au sein même du Service de Réanimation. Les programmes ont donc été transcrits en assembleur 6502 pour être ré-implantés sur un CBM 3032 (COMMODORE), seul mini-calculateur appartenant au service à cette date.

Les algorithmes proposés ont très vite été remis en cause et cette phase de travail ne s'est pas limitée à une simple opération de mise au point. Le problème des allures multiples subsistait et la prise en compte des situations possibles (défaut isolé, "salves", arythmie ...) alourdissait les traitements sans donner réellement satisfaction. Les modifications apportées à l'ensemble du programme initial nous ont alors conduit à la structure présentée dans ce mémoire.

### III-3 Implantation

L'analyse de l'E.C.G. est destinée à la réalisation d'un système intégré de surveillance des principales fonctions physiologiques de l'Homme /VASS-82/. Le matériel choisi pour implanter les différents traitements correspond à un assemblage de cartes industrielles développées par INTEL (figure IV-22) /FONT-82/. C'est la raison pour laquelle l'ultime phase de cette étude nous a amené à adapter l'organigramme utilisé jusqu'alors à ce type de produit. Ainsi, le programme définitif, écrit en langage "PLM 80", est actuellement opérationnel sur MDS 261 (INTEL).

D'autres signaux alimenteront ce système et, sans reprendre l'ensemble de l'analyse, nous terminerons ce chapitre avec l'étude de trois informations relatives à la fonction respiratoire. Ceci nous permettra de voir quelques aspects du temps réel, non évoqués jusqu'à présent.



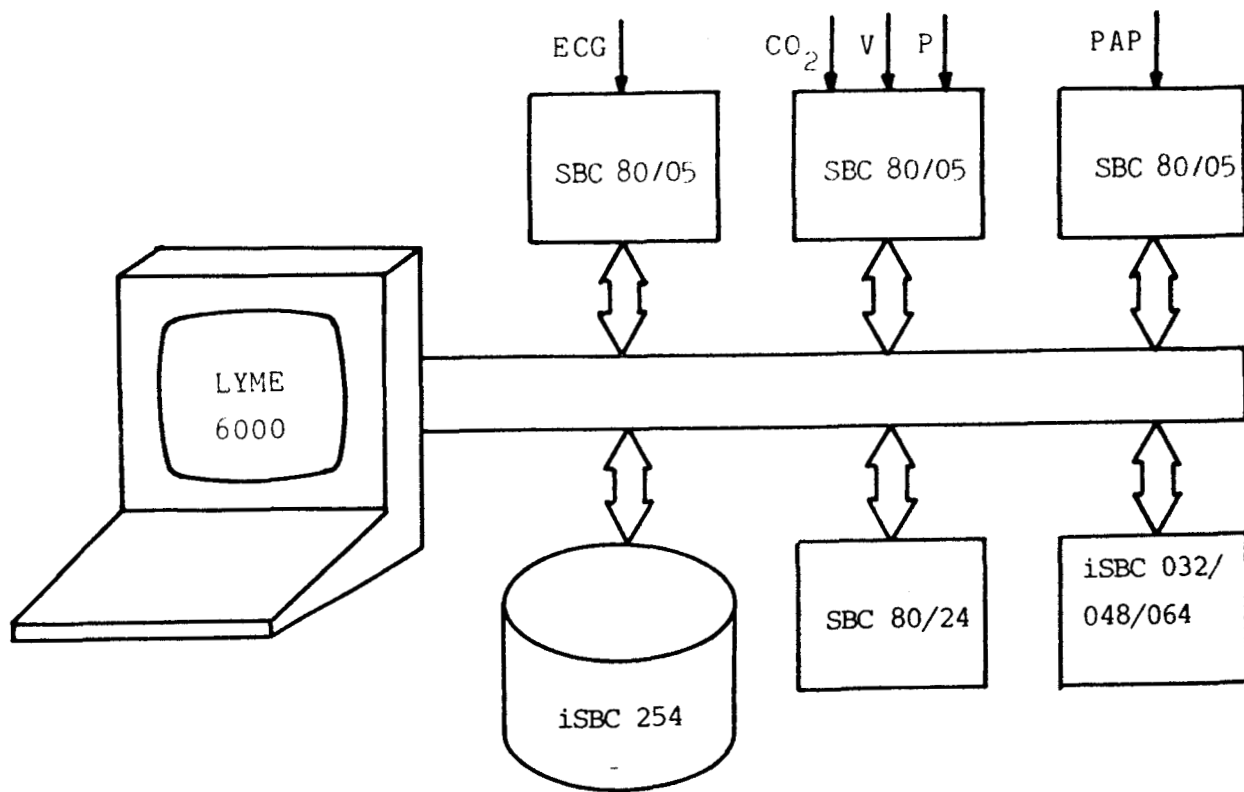


figure IV-22



## B - TRAITEMENT TEMPS REEL DES SIGNAUX RESPIRATOIRES

### Introduction

Le travail que l'on se propose d'effectuer a déjà fait l'objet d'une étude très approfondie. Celle-ci, réalisée également dans le Service de Réanimation Respiratoire de l'Hôpital CALMETTE de Lille, a conduit dernièrement à la commercialisation d'un système de surveillance respiratoire (SIVA). C'est au Professeur C. CHOPIN, responsable de l'une des unités, que revient l'initiative de ce produit et sa collaboration durant l'étude fût sans doute déterminante pour sa réussite /CHOP-77b/ et /CHOP-77c/. D'un point de vue pratique, la conception de ce projet a été assurée dans son ensemble par M.C. CHAMBRIN. Ces travaux lui ont permis de présenter une thèse /CHAM-79/ qui va nous servir de référence pour la suite du développement.

Cet appareil est conçu pour remplir un rôle de "surveillance" et l'on souhaite s'en inspirer pour rendre opérationnel un "outil d'aide au diagnostic" traitant les mêmes informations. Pour cela, il est nécessaire de reprendre l'analyse de ces signaux de manière à ce que chaque cycle soit pris en compte, ce qui n'est pas le cas actuellement. Nous nous limiterons donc à cette partie des traitements sans faire allusion aux résultats recherchés, très largement décrits dans le mémoire cité précédemment.

### I CAHIER DES CHARGES

#### I-1 Présentation des signaux

Jusqu'à présent, l'étude ne portait que sur une seule source d'information mais dans cette application, trois signaux sont nécessaires à l'obtention des résultats demandés.

Le premier d'entre eux correspond au volume de gaz expiré par un malade intubé (figure IV-23). Ce signal est fourni par un capteur de débit (débitmètre à fil chaud ou débitmètre à ailettes) placé en bout de tubulure expiratoire.

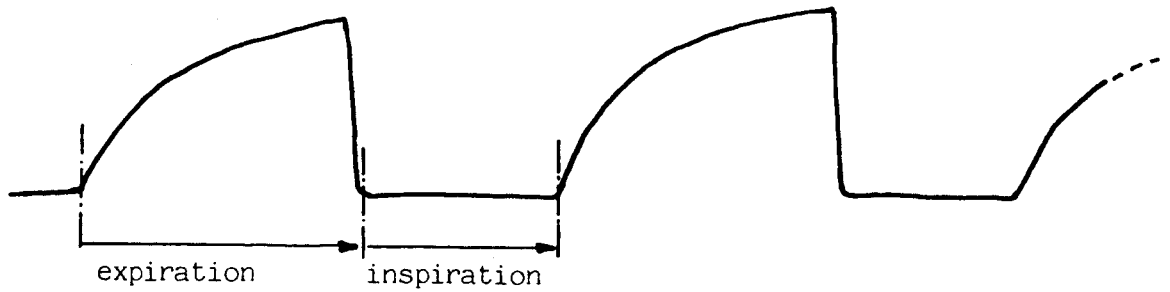


figure IV-23

Le second coïncide avec la concentration instantanée en  $\text{CO}_2$  de ce gaz à la bouche du patient (figure IV-24). Son analyse s'effectue à l'aide d'un capnigraphe ou d'un spectromètre de masse.

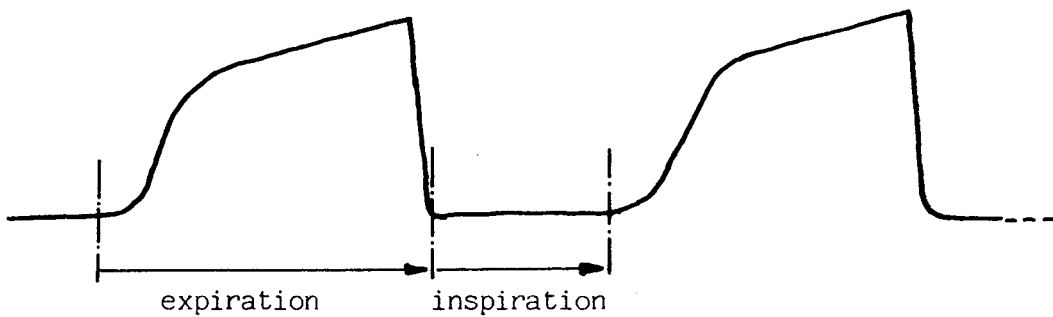


figure IV-24

Le dernier, quant à lui, s'identifie à une mesure de pression (figure IV-25). Le capteur utilisé est placé au sein même du respirateur.

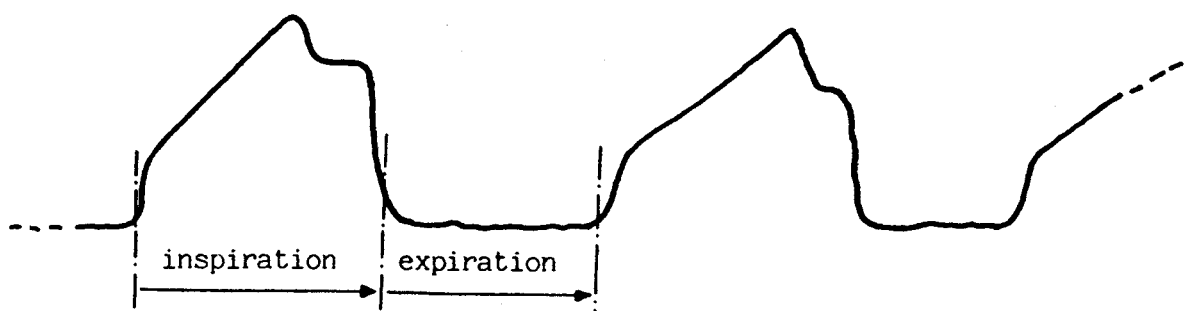


figure IV-25

Il est clair que le rythme respiratoire est largement inférieur au nombre de pulsations cardiaques (15 à 20 cycles/mn). La limitation temporelle sera donc nettement moins contraignante que celle relative à l'E.C.G., d'autant plus que chaque signal n'a de sens que durant une seule des phases de la respiration (inspiration ou expiration). Les "temps morts" (niveau zéro ou constant) permettront le calcul des coefficients propres à la fonction ventilatoire (théorie des ductances) sans que l'analyse en patisse. Chacun des signaux est échantillonné à la fréquence de 50 Hz.

### I-2 Cahier des charges

Actuellement, le système effectue deux types de traitement :

- Le premier consiste à contrôler la stabilité du signal de  $\text{CO}_2$  (durée et amplitude) et la concentration maximum de chaque cycle par le biais de deux seuils pré-réglés par l'utilisateur. Ceci implique une analyse en temps réel.
- Le second repose sur un calcul de bilan fonctionnel établi à partir d'un ensemble de paramètres, spatiaux ou temporels, relatifs aux trois signaux. Ce bilan est fourni soit toutes les heures, soit sur demande du premier traitement (dépassement de seuil) ou de l'utilisateur (touche de fonction). C'est donc le mode "traitement à la demande" (acquisition de N échantillons puis traitement) qui a été adopté pour cette étude.

Notre travail se situe au niveau de ce dernier traitement. Ainsi, on se propose de multiplier le nombre de bilans (1 par minute, par exemple) et d'étendre la fenêtre d'observation (3 cycles actuellement) à l'ensemble des cycles stables observés depuis le dernier calcul. Autrement dit, il s'agit d'adapter les principes utilisés dans cette première application, de manière à ce qu'ils puissent être ré-implantés en mode temps réel.

Nous avons alors été confrontés à deux difficultés essentielles :

- D'une part, les trois signaux étudiés ne sont pas synchronisés. Ceci est dû au fait que leur récupération s'effectue à divers niveaux de la tubulure.
- D'autre part, l'obtention d'un paramètre (VDS) nécessite la construction de la courbe  $CO_2=f(\text{Volume})$ . Ceci sous-entend qu'à partir de deux signaux, on est amené à en créer un troisième.

### I-3 Déformations éventuelles

Contrairement à l'E.C.G., ces signaux sont très peu perturbés. Le lissage obtenu par la méthode de segmentation récursive (Cf. paragraphe II-3-a1 du chapitre II) suffit amplement à éliminer tout bruit pouvant les affecter.

L'origine des déformations observées sur les tracés ne se situe donc pas au niveau de la prise d'information mais dans la mauvaise coordination pouvant survenir entre le patient et la machine qui l'assiste (malade intubé). Autrement dit, il y a désynchronisation entre les phases (inspiration et expiration) imposées par le respirateur et celles de la personne ventilée.

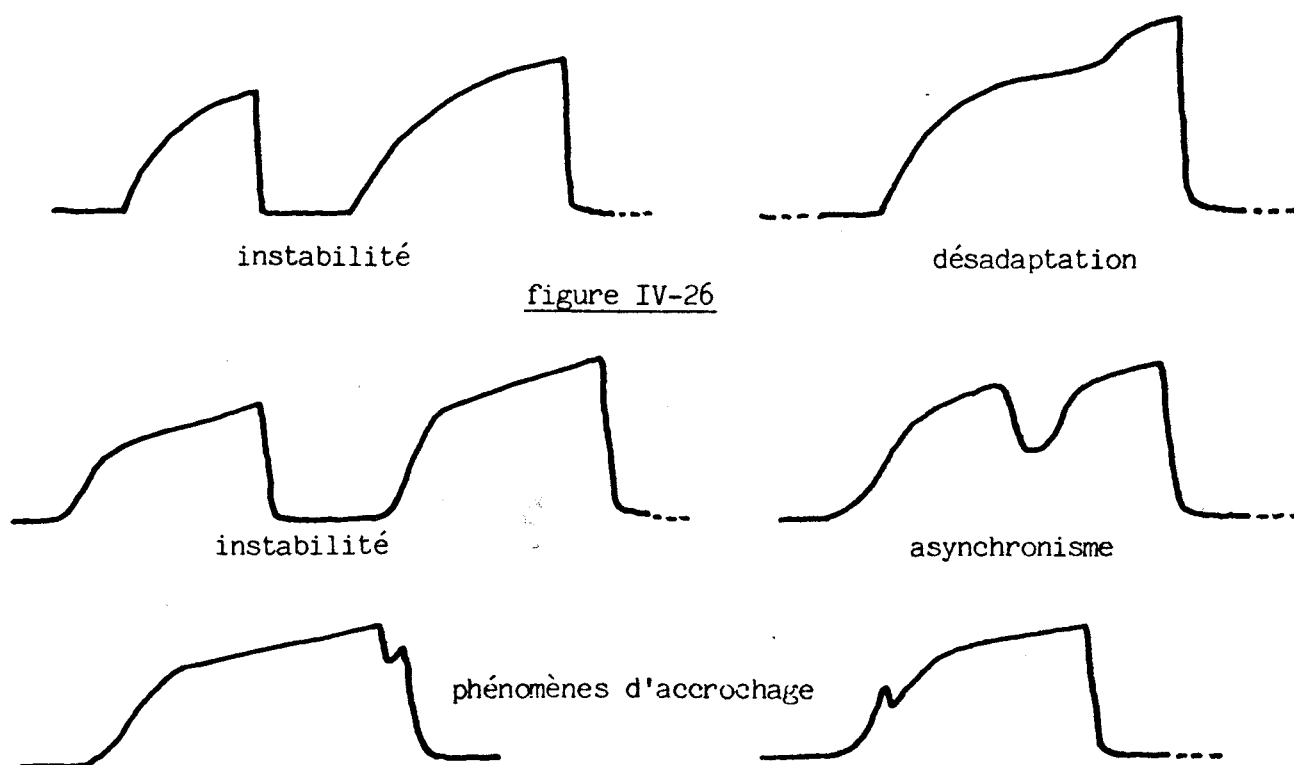


figure IV-27

Selon les répercussions sur l'allure des cycles de volume, on parle d'"instabilité" ou de "désadaptation" (figure IV-26). En ce qui concerne le signal de  $\text{CO}_2$ , les qualificatifs utilisés sont "asynchronisme", "instabilité" et phénomènes d'"accrochage" (figure IV-27).

## II MISE EN OEUVRE

### II-1 Obtention des paramètres spatiaux et temporels

Chaque paramètre repose, soit sur l'amplitude d'un "point de cassure", soit sur l'intervalle temporel le séparant d'un autre (figure IV-28). Le terme "point de cassure" se rapporte en fait à l'échantillon à partir duquel on observe une nette modification de trajectoire (changement de pente).

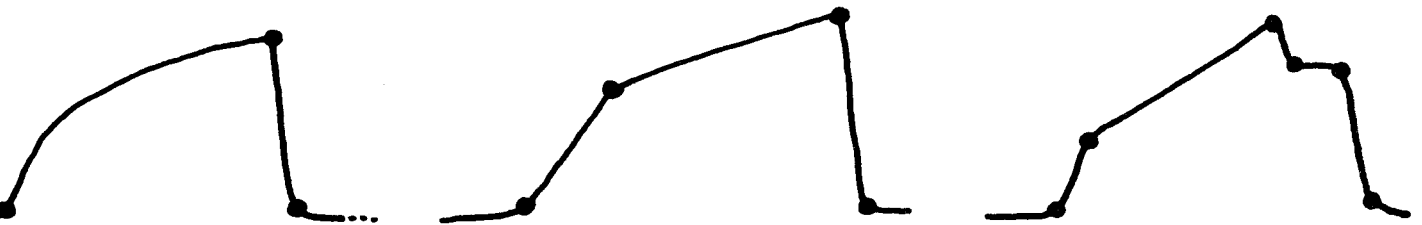


figure IV-28

La méthode adoptée pour extraire ces points caractéristiques a fait l'objet d'une présentation générale au paragraphe II-3-a2 du chapitre II. Toutefois, dans notre application, il s'avère nécessaire de rendre adaptatif, le seuil limitant le nombre de solutions retenues car les niveaux atteints par le coefficient de courbure fluctuent d'un malade à l'autre. Le problème ne réside pas dans la localisation de la fin du cycle mais dans la détermination du début (transition moins nette). La mise en marche du système est donc suivie d'une phase d'apprentissage durant laquelle on s'assure de l'efficacité du seuil, c'est à dire que la détection ne doit porter que sur les solutions recherchées sans qu'il y ait à en exclure.

En isolant chacun des maximums situés au-dessus de ce seuil, la procédure d'extraction des points de cassure se comporte comme un générateur d'impulsions (figure IV-29). A chaque impulsion correspond une information validée (échantillon). Cette procédure est reprise pour les trois signaux et chaque cellule de validation fait donc appel à des routines communes (calcul du coefficient de courbure, isolation des maximums, comptage entre impulsions ...).

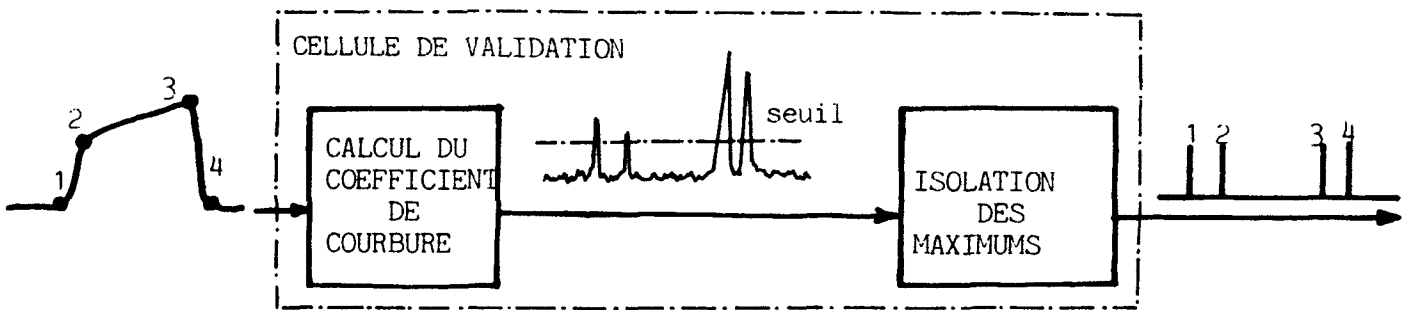


figure IV-29

L'étape suivante de l'analyse consiste alors à vérifier que ce train d'impulsions coïncide bien avec les échantillons demandés. Pour cela, il suffit de partager le cycle en plusieurs "quadrants" et de contrôler que le passage des uns aux autres, s'effectue dans un ordre cohérent (figure IV-30).

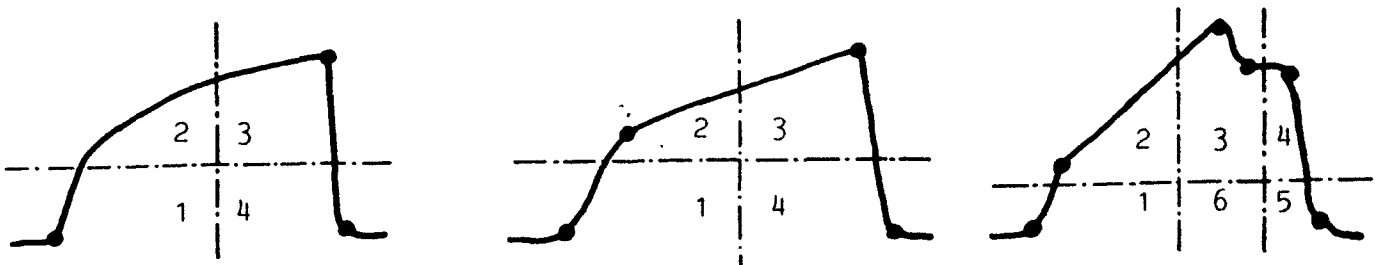


figure IV-30

D'un point de vue pratique, ceci implique pour chaque échantillon, un test en amplitude et en durée par rapport à des valeurs de référence. Celles-ci sont déterminées au cours de la phase d'apprentissage et remises à jour ensuite, à la fin de chaque cycle correct.

L'intérêt de cette façon de procéder réside dans l'identification des déformations affectant le signal. En effet, si cette démarche permet de rejeter un cycle non conforme, elle fournit également les éléments pour en connaître la cause (type du défaut). A titre d'exemple, les figures IV-31a et IV-31b illustrent respectivement un phénomène d'accrochage et un asynchronisme.

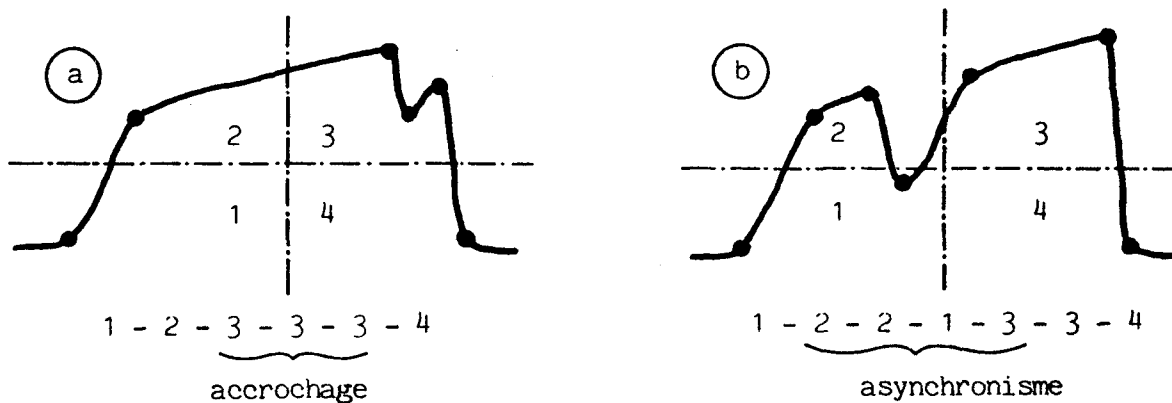


figure IV-31

## II-2 Synchronisation des signaux de Volume et de CO<sub>2</sub>

La procédure que nous venons d'exposer n'impose pas une synchronisation des signaux car les traitements, bien que semblables, restent indépendants. Par contre, nous sommes contraints de re-synchroniser les informations de Volume et de CO<sub>2</sub> pour obtenir le dernier paramètre restant à déterminer.

On se heurte alors à un problème lié à l'incertitude accompagnant la localisation du début de cycle pour le signal de CO<sub>2</sub> (espace mort). Le ré-alignement est donc opéré en se basant sur



les valeurs maximales de fin de cycle (figure IV-32). Ceci se traduit par l'insertion d'une "pile tampon" au niveau de l'acquisition de l'un des signaux (le Volume généralement). Sa longueur est ajustée à chaque fin de cycle stable. Cette opération ne soulève pas de difficulté au sujet de la perte d'information car elle intervient systématiquement lorsque les deux signaux sont nuls (inspiration).

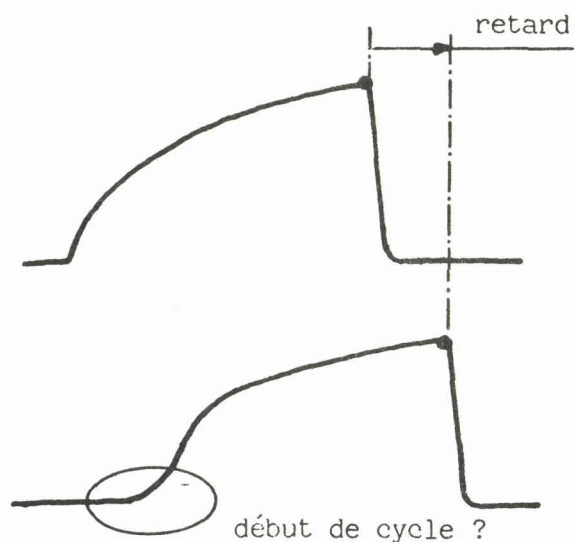


figure IV-32

Toutefois, il est clair que cette démarche ne garantit pas la synchronisation des tracés lors de la phase d'expiration qui suit la réactualisation de la pile. En conséquence, l'information (écart exprimé en nombre d'échantillons) utilisée pour cette remise à jour, permet également de valider ou non le paramètre VDS relatif au cycle qui vient de se dérouler. La tolérance associée à cet écart est fixée actuellement à 5 échantillons.

### II-3 Paramètre VDS

La détermination du paramètre VDS (espace mort série) s'avère très délicate (figure IV-33). Comme nous avons pu le préciser précédemment, la procédure utilisée fait appel à la caractéristique  $CO_2=f(\text{Volume})$ . Cependant, VDS ne coïncide pas avec l'un de ses points mais avec l'abscisse de la petite base d'un trapèze rectangle (A-B-C-VDS) ayant la même aire que celle comprise

entre la courbe considérée et l'axe du volume, dite surface expirée ( $S_{exp}$ ). L'unicité de la solution est assurée en imposant la pente du côté AB. Ainsi, ce dernier doit être tangent à la partie rectiligne de cette caractéristique (fin de cycle).

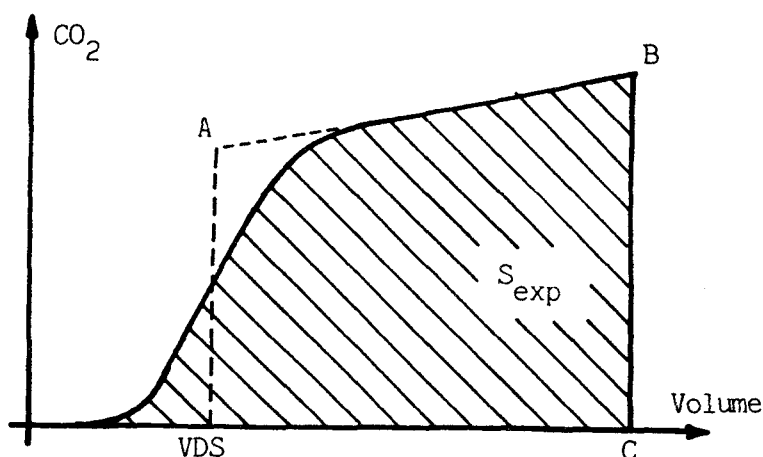


figure IV-33

II-3-a obtention de la caractéristique  $CO_2=f(\text{Volume})$

Le mode temps réel impose que cette opération se fasse au fur et à mesure de l'avance du cycle. C'est donc à ce niveau que l'on voit apparaître le besoin de synchroniser les deux signaux utilisés.

L'idée maîtresse consiste à refaire l'échantillonnage du tracé de  $CO_2$ , non plus à période constante, mais à variation de volume constante (figure IV-34). Autrement dit, on teste la progression du signal de volume de manière à appréhender une information de  $CO_2$ , chaque fois que celui-ci a augmenté d'une certaine valeur depuis la prise d'échantillon précédente. Une correction est ensuite opérée sur l'information recueillie en fonction de l'écart constaté entre le seuil mobile d'échantillonnage et l'amplitude de l'échantillon responsable de cette manipulation.

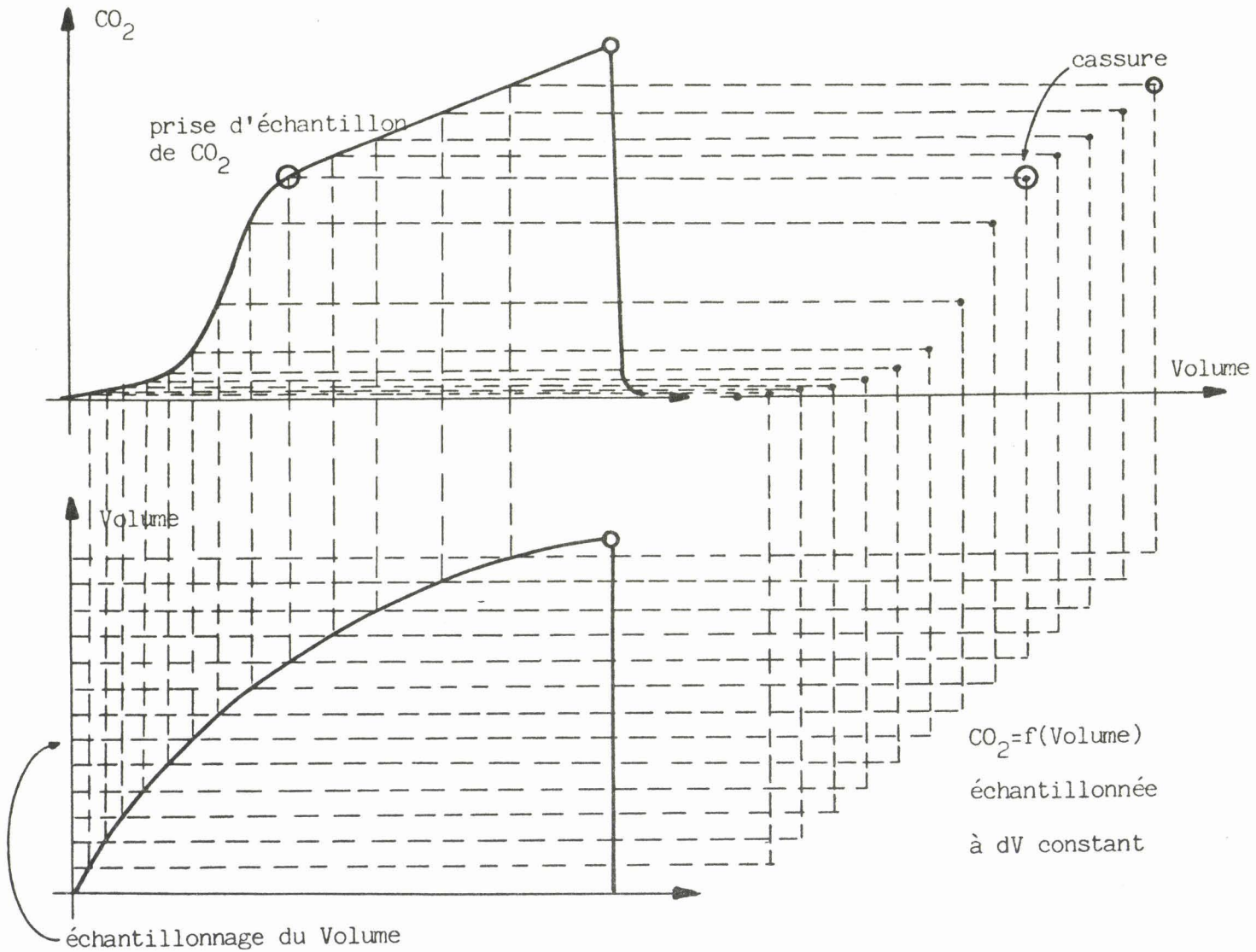


figure IV-34



II-3-b calcul de  $S_{exp}$

Deux résultats sont à extraire de la courbe obtenue; d'une part, la surface expirée et d'autre part, la dérivée de la partie finale.

La surface expirée est fournie par la méthode des trapèzes légèrement simplifiée par le fait que la construction se fait à  $dV$  constant. Cette technique n'implique pas une mémorisation de l'ensemble des points; il n'y a donc pas lieu de les sauvegarder après leur prise en compte.

#### II-3-c calcul de la pente .....

La première phase de cette opération consiste à localiser l'échantillon à partir duquel la trajectoire de la courbe devient rectiligne (ou presque). Cette détermination s'appuie sur le calcul du coefficient de courbure avec une démarche identique à celle adoptée pour l'extraction des autres paramètres.

La seconde phase reprend ensuite la méthode des moindres carrés récursifs (Cf. paragraphe III-2-b du chapitre II) de façon à isoler l'équation ( $y = a.x + b$ ) coïncidant le mieux avec la portion de courbe ainsi délimitée. Comme pour le calcul de  $S_{exp}$ , ces procédures suivent l'alimentation des échantillons sans nécessiter de stockage.

#### II-3-d calcul de VDS .....

Dès lors, toutes les informations utiles à l'obtention de VDS sont réunies. Il s'agit en fait d'un système de deux équations. Toutefois, la solution s'exprime sous une forme bicarrée conduisant à une recherche de racines délicate. Il est donc préférable de proposer la valeur la plus probable (dernière valeur obtenue pour VDS) comme solution et de converger ensuite vers le résultat en analysant l'écart enregistré après chaque proposition (principe de Newton).

### C - CONCLUSION

La classification des cycles cardiaques dans un contexte clinique tel que la Réanimation Respiratoire pose des problèmes qui n'apparaissent pas de manière très aigüe dans la classification conventionnelle. Plus précisément, nous avons été confrontés à trois types de phénomènes :

- D'une expérience à l'autre, les conditions de travail changent. Ceci implique la nécessité d'inclure une phase d'apprentissage dans l'analyse de l'E.C.G.
- Au cours d'une même expérience, les conditions de travail évoluent. Ceci implique la nécessité de rendre les prototypes de la classification évolutifs (adaptativité).
- La diversité des formes rencontrées impose la mise en oeuvre d'une structure logicielle redondante permettant de valider les résultats obtenus en temps réel.

Les perturbations constituent un autre type d'événement non prévu par le cahier des charges. La prise en compte de ces perturbations impose une procédure de classification en plusieurs phases :

- Analyse de la forme de l'événement appréhendé (cellule de classification)
- Analyse de la répartition temporelle des événements (cellule d'affectation)
- Analyse de la dynamique d'occurrence de chaque type d'événement (cellule de classification dynamique).

La première partie de ce chapitre nous a donc permis d'illustrer quelques aspects particuliers du traitement en temps réel, notamment en matière de prise de décision et de format des résultats.

La seconde partie porte quant à elle, sur les problèmes liés à l'analyse simultanée de divers signaux. Dans ces conditions, on peut être amené à opérer une synchronisation ou une extraction de caractéristique reliant un signal à un autre. Les techniques à mettre en oeuvre sont alors nettement moins complexes que dans le cas traité précédemment et la notion de temps réel ne soulève aucune difficulté particulière pour les implanter.

## CONCLUSION GENERALE

Le traitement temps réel de signaux physiologiques pseudo-cycliques à des fins de diagnostic pose, dans les conditions cliniques, des problèmes spécifiques. Ces problèmes nous conduisent à observer le signal cycle après cycle. L'analyse revient alors à situer chacun des événements détectés dans un contexte spatial et temporel (classes d'affectation, situations caractéristiques, séquences ...). Cette opération s'effectue en deux phases distinctes:

- Une première phase consiste à appréhender l'ensemble des échantillons du cycle pour en extraire un certain nombre de paramètres représentatifs de l'événement considéré.
- Une seconde phase intervient dès que l'échantillon de fin de cycle a pu être localisé. Elle se traduit par la prise de décision permettant d'affecter l'événement analysé à sa classe d'appartenance.

Lorsque le signal est soumis à des perturbations (dus à une pathologie ou au matériel), on est amené à effectuer une série de recoupements (vérifications) entre les diverses propositions pour garantir la fiabilité du système. Dans ces conditions, la seconde phase de l'analyse impose la mise en oeuvre de traitements consommateurs de temps. Ainsi, face à cette situation, la démarche préconisée consiste à minimiser la durée des traitements relatifs à l'extraction de paramètres pour laisser un intervalle de temps suffisant à la classification. Dans ce sens, l'étude effectuée a permis de présenter une approche méthodologique au problème de la répartition temporelle des traitements et des structures associées.

Nous nous sommes tout d'abord intéressé à la première phase de l'analyse (pré-traitement). L'accent a été mis sur la rapidité des algorithmes de détection (simples et récurrents) et sur la validation limitée des échantillons (candidats aux points caractéristiques). Toutefois, cette étape de travail est prépondérante pour la qualité des résultats terminaux et quelques procédures peu conventionnelles ont dû être introduites à ce niveau pour assurer un fonctionnement satisfaisant. D'une part, nous avons suggéré l'utilisation d'un modèle de prédiction pour optimiser la détection. D'autre part, la nécessité de caractériser les événements par des informations représentatives de leur forme (allure complète ou partielle) est apparue pour faciliter l'interprétation finale. Ceci nous a conduit à la notion de paramétrisation globale.

La suite de l'étude propose de substituer à la structure de traitement classique (linéaire), un assemblage de cellules élémentaires (Décomposition-Sélection). Cette structuration permet, à chaque étape de l'analyse, de valider une méthode choisie parmi plusieurs ayant la même fonction.

Le dernier point abordé dans le mémoire concerne la manière d'opérer les classifications successives des cycles appréhendés dans un contexte peu favorable. La fiabilité de l'opération impose de compléter la caractérisation des événements (classification conventionnelle) par une prise en compte de la dynamique de ces derniers (fenêtre d'observation). Après une décision liée à l'allure du cycle, la solution retenue est confirmée ou infirmée par une cellule d'affectation (examen temporel) selon la cohérence des résultats successifs (séquences ...). Ceci nous a conduit à utiliser des modèles de référence évolutifs et le développement s'achève donc par quelques remarques (comparaison à un modèle, adaptativité ...) portant sur la phase d'apprentissage nécessaire à leur détermination.

Pour conclure, il faut ajouter que le champ d'application de la méthodologie présentée dans cette étude peut être étendu. En effet, les problèmes de perturbations et de fiabilité de décision dans une opération de classification, ne se rencontrent pas exclusivement dans le milieu médical. Il est donc tout à fait possible d'envisager l'implantation de ces propositions dans un cadre différent, dans le domaine industriel en particulier.



# BIBLIOGRAPHIE

- /AFCE-78/ Journées Multiprocesseurs et Multiordinateurs en Temps Réel  
- Temps Réel, AFCET, Paris 22 et 23 Mai 1978
- /BEAU-75/ BEAUCHAMP K.G.  
Walsh Functions and their Applications  
- Academic Press, London, New-York, 1975
- /BELF-79/ BELFORTE G., DE MORI R. and FERRARIS F.  
A Contribution to the Automatic Processing of Electrocardiograms  
Using Syntactic Methods  
- IEEE Transactions on Biomedical Engineering, March 1979
- /BIRM-82/ BIRMAN K.P.  
Rule-Based Learning for More Accurate ECG Analysis  
- IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,  
July 1982
- /CHAM-77/ CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., CHOPIN C., WATTEL F.  
Définition d'un système de contrôle en réanimation respiratoire  
à l'aide d'un microprocesseur.  
- Congrès M.I.M.I. 77, Zurich, Juin 1977
- /CHAM-78/ CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., CHOPIN C., WATTEL F.  
Surveillance en temps réel par microcalculateur de l'état pulmo-  
naire en réanimation respiratoire  
- Colloque Biosigma, Avril 1978
- /CHAM-79/ CHAMBRIN M.C.  
Réalisation à l'Aide de Microprocesseurs d'un Système de Surveil-  
lance de l'Efficacité Ventilatoire en Réanimation Respiratoire  
- Thèse de Docteur-Ingénieur, Université de Lille 1, Décembre 1979

- /CHEB-83/ CHEBEL B.  
Application de l'Analyse de Structure et de la Fonction  
Entropie au Traitement du Signal  
- Thèse de Docteur-Ingénieur, U.S.T.Lille 1, Mars 1983
- /CHOP-77a/ CHOPIN C. et Coll.  
Détermination sous ventilation assistée de la ductance globale  
du CO<sub>2</sub> et de ses composantes partielles : problèmes techniques  
et intérêt pratique en réanimation respiratoire  
- Ann. de l'anesthésie française, Tome XVIII, n° 7 et 8, 1977, p 543-603
- /CHOP-77b/ CHOPIN C., CHAMBRIN M.C., WATTEL F.  
Détermination sous ventilation assistée et en pathologie respi-  
ratoire aigüe de paramètres fonctionnels d'efficacité ventilatoire  
- Acta tuberc. Pneumol. Belg., 1977
- /CHOP-77c/ CHOPIN C., CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., WATTEL F.  
Définition d'un système de surveillance de contrôle automatique  
des échanges respiratoires sous ventilation assistée  
- Deuxième congrès mondial de réanimation, Paris, 19-23 Septembre 1977
- /CHRI-79/ CHRISTENSEN R.A. and HIRSCHMAN A.D.  
Automatic Phase Alignment for the Karhunen-Loève Expansion  
- IEEE Transactions on Biomedical Engineering, February 1979
- /COUV-79/ COUVREUR M.  
Etude et réalisation d'un système de surveillance respiratoire en  
pathologie néonatale  
- Rapport final de stage - Arras, Juin 1979.
- /COUV-81/ COUVREUR M.  
Application du Traitement Temps Réel à la Constitution d'une Struc-  
ture d'Aide à la Décision dans un Service Hospitalier  
- Thèse de Docteur-Ingénieur, Université de Lille 1, Décembre 1981
- /DUBO-70/ DUBOIS O., LEFEBVRE C.  
La Mesure des Variations d'Impédance Thoracique dans l'Etude et la  
Surveillance de la Respiration chez le Prématuré  
- Pédiatrie, XXV, 387-415, 1970

- /FONT-82/ FONTE C.  
Multiprocesseurs Temps Réel  
- Mémoire de D.E.A., U.S.T.Lille 1, Juin 1982
- /FUK -74/ FUK S.  
Syntactic Methods in Pattern Recognition  
- Academic Press, 1974
- /GOOV-79/ GOOVAERTS H.G., ROS H.H., VAN DEN AKKER T.J. and SCHNEIDER H.  
A Digital QRS Detector Based on the principle of Contour Limiting  
- Biomedical Engineering, October 1979
- /GROS-67/ GROSS M., LENTIN A.  
Notions sur les grammaires Formelles  
- Gauthiers - Villars, Paris, 1967
- /KONT-80/ KONTRON MEDICAL  
- Notice Explicative, 1980
- /KTON-80/ KTONAS P.Y. and PAPP N.  
Instantaneous Envelope and Phase Extraction from Real Signals :  
Theory, Implementation and an Application to EEG Analysis  
- Signal Processing, 2, n° 4, 373-385, October 1980
- /LABA-78/ LABARRERE M., KRIEF J.P. et GIMONET B.  
Le filtrage et ses applications  
- CEPADUES, Toulouse, 1978
- /LECE-81/ LECERF J.M.  
Traitement Automatique de l'ECG : Détection et Classification  
- Rapport de DEA, Centre d'Automatique de Lille, Juin 1981
- /LECE-82/ LECERF J.M., CHEBEL B., CHOPIN C. et VASSEUR C.  
Automatisation des Méthodes de Décision : Application au Traitement  
Temps Réel des Signaux d'Origine Biologique  
- Colloque National du G.B.M., Toulouse, Octobre 1982

- /LIFE-79/ LIFERMANN J.  
Les méthodes rapides de transformation du signal : FOURIER,  
WALSH, HADAMARD, HAAR  
- Masson 1979
- /MAUT-82/ RATUIS C.  
Acquisition et traitement d'un signal de Pression Artérielle Pulmonaire  
- Rapport de Stage C.U.E.P., Juin 1982
- /MICL-79/ MICLET L.  
Inférence de Grammaires Régulières  
- Thèse de Docteur-Ingénieur, ENST, Décembre 1979
- /MURR-80/ MURRAY T.M., JONES W.T. and SANDERS C.  
A real-time Microprocessor - Based E.C.G. Contour Analysis  
System Utilizing Decision Tables  
- Biomedical Engineering, July 80
- /MURT-79/ MURTHY I.S.N., RANGARAJ M.R., UDUPA K.J. and GOYAL A.K.  
Homomorphic Analysis and Modeling of E.C.G. Signals  
- Biomedical Engineering, December 1979
- /MURT-80/ MURTHY I.S.N. and UDUPA J.K.  
Syntactic Approach to E.C.G. Rhythm Analysis  
- Biomedical Engineering, July 1980
- /OKAD-79/ OKADA M.  
A Digital Filter for the QRS Complex Detection  
- Biomedical Engineering, December 1979
- /PAPO-62/ PAPOULIS A.  
The Fourier Integral and its Applications  
- Mc Graw Hill Book Company, 1962
- /PAVL-77/ PAVLIDIS T.  
Structural Pattern Recognition  
- Springer Verlag, Berlin, 1977

- /RADI-70/ RADIX J.C.  
Introduction au filtrage numérique  
- Eyrolles, Paris, 1970
- /RAJA-78/ RAJAGOPALAN C., VASSEUR C., TOULOTTE J.M. et DUBOIS O.  
Segmentation du signal d'impédance thoracique : application au  
monitoring respiratoire du nouveau né.  
- Journées WAMI, Versailles, 19-22 Mars 1978
- /RAJA-79/ RAJAGOPALAN C.  
Segmentation des suites temporelles : Application à l'extraction  
heuristique des paramètres fondamentaux du cardiorespirogramme en  
pathologie néonatale.  
- Thèse de Docteur-Ingénieur, Université de Lille 1, 27 Mars 1979
- /SCHA-78/ SCHAUB F.K.  
Précis d'Electrocardiographie Clinique  
- Documenta GEIGY, Bâle, 1978
- /SIMO-80/ SIMON J.C., BACKER E. and SALLANTIN J.  
A Structural Approach of Pattern Recognition  
- Signal Processing, Vol.2, pp 5-22, 1980
- /VALE-75/ VALENZUELA W.R., KLINGER A. and Mc DONALD J.S.  
Pattern Recognition Applied to Monitoring Waveforms  
- IEEE transactions on Biomedical Engineering, BME-22, 18-24, 1975
- /VASS-79/ VASSEUR C. et al.  
A Microprocessor oriented segmentation Technique : an Efficient Tool  
for Electrophysiological Signal Analysis  
- IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, IM-28, n°4,  
259-262, December 1979
- /VASS-80/ VASSEUR C. et coll.  
Signaux Physiologiques et Microinformatique : Exemple de Réalisation  
d'une Instrumentation Intégrée  
- Innov. Tech. Biol. Med., 1, 92-104, 1980

/VASS-82/ VASSEUR C.

La Notion d'Événement dans les Systèmes Dynamiques : Détection,  
Classification Temps Réel et Application à la Conception d'une  
Instrumentation Distribuée.

- Thèse Docteur Es-Sciences Physiques, U.S.T.Lille 1, Juin 1982

/WEIS-82/ WEISNER S.J., TOMPKINS W.J. and TOMPKINS B.M.

A Compact, Microprocessor-Based ECG ST-Segment Analyzer for  
the Operating Room

- IEEE Transactions on Biomedical Engineering, September 1982

/WILL-80/ WILLEMS J.L.

A Plea for Common Standards in Computer Aided E.C.G. Analysis

- Computers and Biomedical Research, n°13, 1980

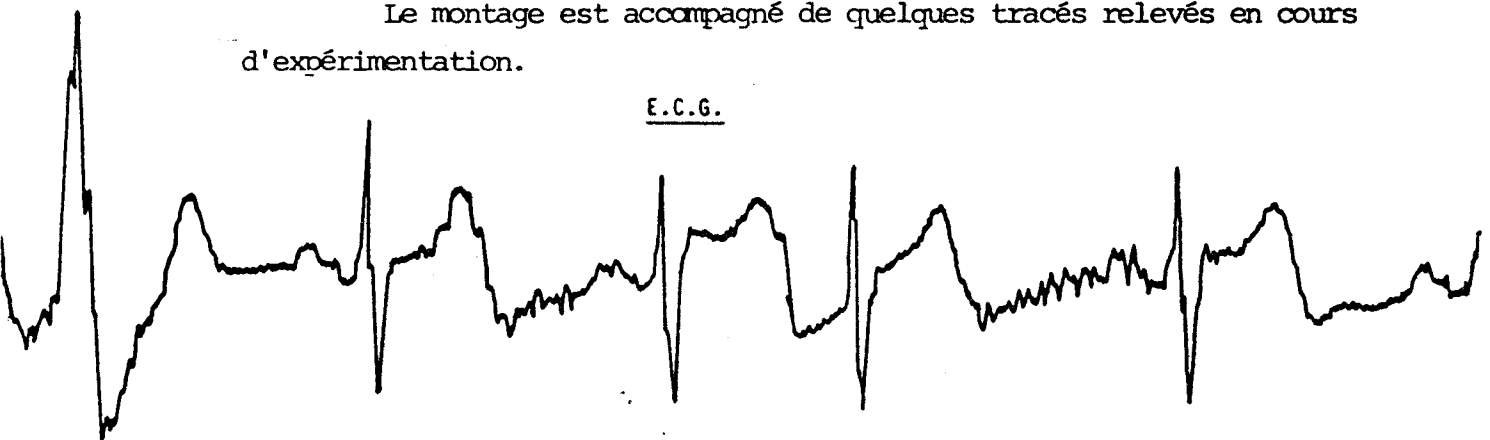
# ANNEXE

Le lecteur intéressé par l'opération de contrôle Automatique de Gain nécessaire à notre application, trouvera à la page suivante un schéma détaillé du montage utilisé.

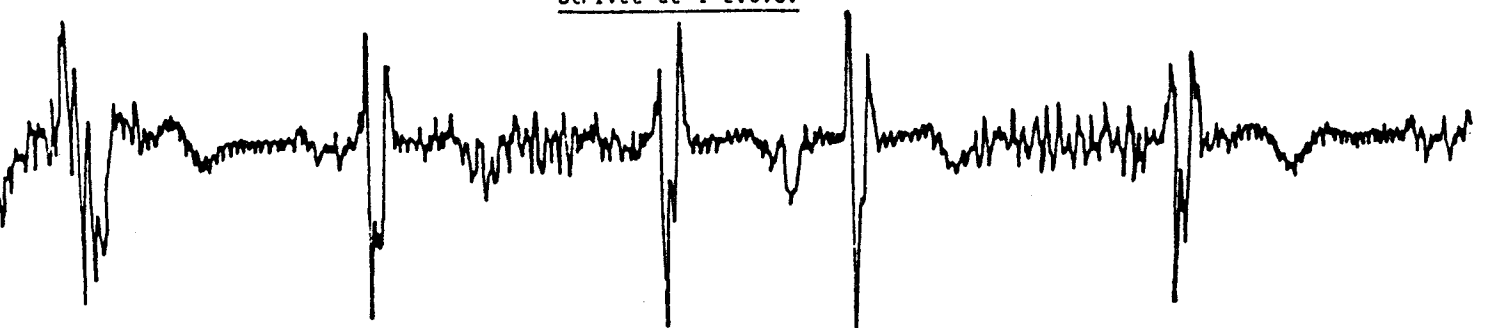
Le signal traité alimente une première cellule (passe-haut) pour supprimer la modulation susceptible de l'affecter. Il est ensuite ajusté à sa consigne à l'aide d'un circuit multiplieur (monté en atténuateur). Le montage suivant réalise l'extraction de la dérivée du signal lissé selon le principe exposé au paragraphe II.3.a du chapitre II. Avant d'opérer la conversion Analogique / Digitale, le signal dérivé passe par un second circuit multiplieur (monté en amplificateur) légèrement différent du fait qu'il ne s'agit plus d'atténuer. L'horloge régissant la prise d'information peut être réglée de 50 Hz à 800 Hz par simple strap. Des buffers 3 états (373 en entrée et 244 en sortie) permettent l'utilisation d'un seul bus de donnée.

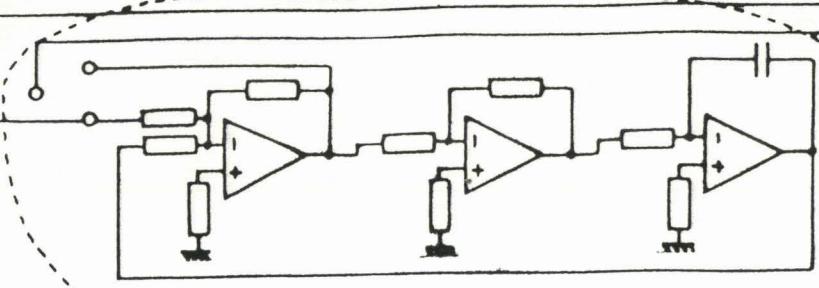
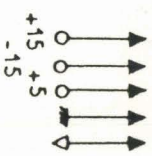
Le montage est accompagné de quelques tracés relevés en cours d'expérimentation.

E.C.G.

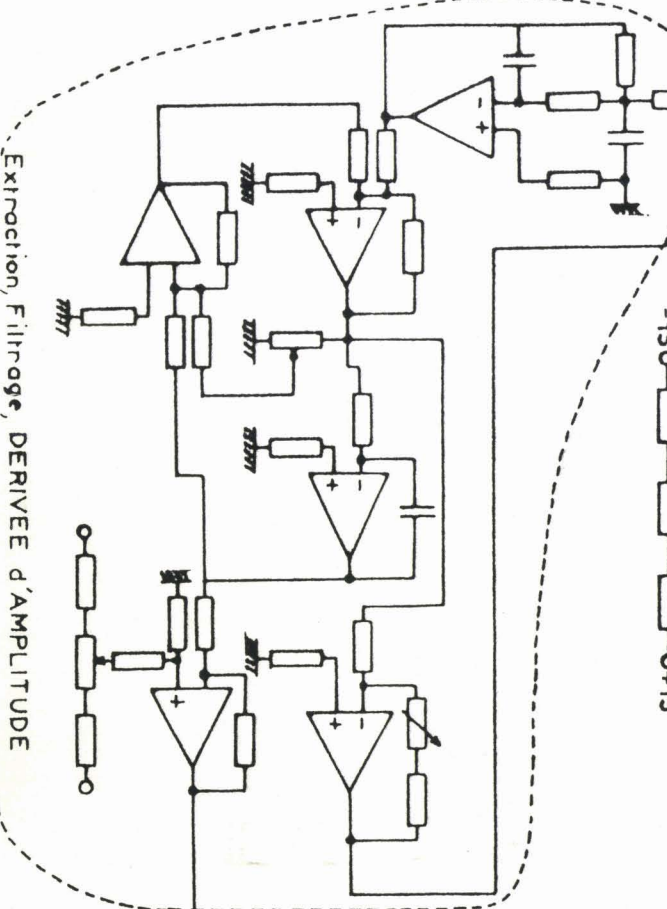


Dérivée de l'E.C.G.

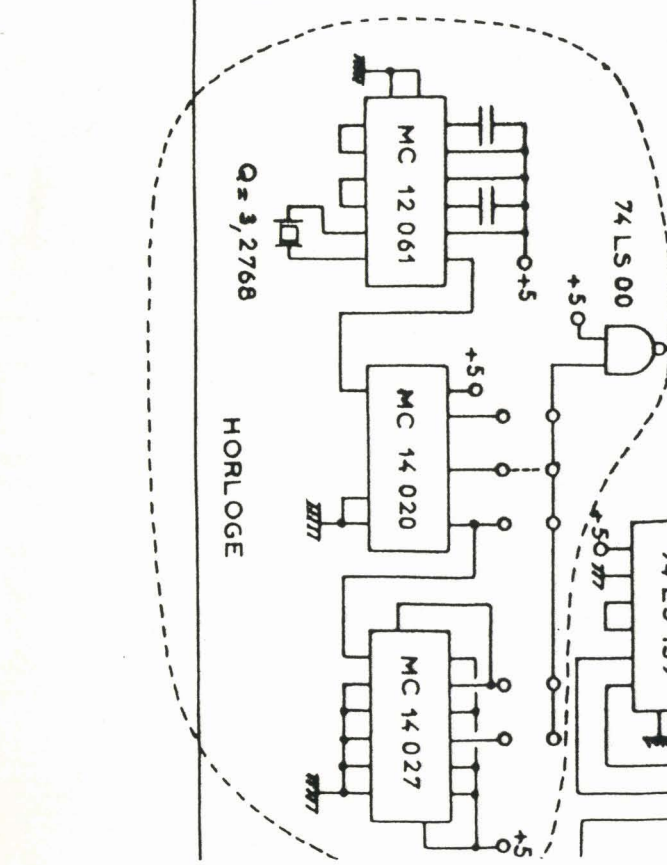




Suppression de la Modulation



Extraction, Filtrage, DERIVEE d'AMPLITUDE



$Q = 3,2768$

HORLOGE

