UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉTECTION OPTIMALE DES TEMPS D'ACTIVATION D'ÉLECTROGRAMMES ÉPICARDIQUES ET ENDOCARDIQUES CHEZ L'HOMME

par

Stéphane MASSÉ

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MÉMOIRE PRESENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU GRADE DE MAITRE ES SCIENCES APPLIQUÉES (M.Sc.A.)

mars 1989

© Stéphane Massé 1989

rmission has been granted
the National Library of
nada to microfilm this
esis and to lend or sell
pies of the film.

e author (copyright owner)
s reserved other
blication rights, and
ither the thesis nor
tensive extracts from it
y be printed or otherwise
produced without his/her
itten permission.

L'autorisation a été accordée
à la Bibliothèque nationale
du Canada de microfilmer
cette thèse et de prêter ou
de vendre des exemplaires du
film.

L'auteur (titulaire du droit
d'auteur) se réserve les
autres droits de publication;
ni la thèse ni de longs
extraits de celle-ci ne
doivent être imprimés ou
autrement reproduits sans son
autorisation écrite.

ISBN 0-315-52703-X

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé

DÉTECTION OPTIMALE DES TEMPS D'ACTIVATION D'ÉLECTROGRAMMES ÉPICARDIQUES ET ENDOCARDIQUES CHEZ L'HOMME

Présenté par : Stéphane Massé

en vue de l'obtention du grade de : M.Sc.A.

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. Robert Guardo, Ph.D., président
M. Pierre Savard, Ph.D.
M. Jean Laurier, M.Sc.A.

A ma mère Laurence†

SOMMAIRE

L'ablation chirurgicale des foyers d'arythmie cardiaque est guidée par des enregistrements de potentiel réalisés en plusieurs sites à la surface du coeur. Un algorithme simple détermine les temps d'activation pour chaque électrogramme qui sont ensuite vérifiés par un électrophysiologiste. Ce temps de correction peut devenir très long si l'on considère un système à 128 ou 256 sites.

Le but de cette étude est de trouver des algorithmes pouvant améliorer les performances de détection. Différentes techniques ont été envisagées et les plus intéressantes sont évaluées avec une banque de données formées de milliers d'électrogrammes épicardiques et endocardiques provenant de patients présentant un syndrome de pré-excitation ou des tachycardies ventriculaires. Les temps d'activation de ces électrogrammes unipolaires ont d'abord été déterminés manuellement afin de servir de référence pour mesurer la sensibilité et le taux de prédiction positive des algorithmes choisis. L'effet de certains paramètres comme le seuil de pente sur l'efficacité de la détection furent étudiés afin de déterminer les valeurs assurant une détection optimale. Une comparaison des temps de calcul ainsi qu'une analyse portant sur les causes d'erreurs et les possibilités d'amélioration complètent cette étude.

ABSTRACT

The surgical ablation of arrhythmogenic foci is guided by electrical measurements performed at multiple sites in the heart. Previously, a simple algorithm detected on each electrogram the local activation time which was then manually edited by an electrophysiologist. The duration of these manual corrections can become objectionably long when the number of recordings is increased to 128 or 256.

The objective of this study is to increase the performance of the detection algorithms. To evaluate this performance, a data base was constituted from thousands of unipolar electrograms recorded intraoperatively in patients with the Wolff-Parkinson-White syndrome or ventricular tachycardia. The local activation times on these electrograms were first manually determined so as to be used as standards for the evaluation of sensitivity and positive prediction accuracy of the algorithms. The effects of certain parameters such as the slope threshold were studied so as to determine their optimum value. An evaluation of the computer time for each algorithm as well as a detailed error analysis complete this work.

REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, M. Pierre Savard, avec qui j'ai eu de très profitables dicussions, un support scientifique soutenu et qui m'a guidé tout le long de mon projet.

Je remercie également M. Robert Leblanc qui m'a fourni d'enrichissantes suggestions et qui m'a permis d'accomplir le présent travail.

Je salue au passage mes confrères et consoeurs de l'hôpital Sacré-Coeur qui ont contribué a maintenir une parfaite atmosphère, riche en discussions de toute sortes: François Lippens, Bernard Soucy, Denis Derome, Diane Joly, Jean-Luc Dutois et Bruno Dubé. Un merci tout spécial à MM Gaétan Tremblay et Guy Bonneau qui m'ont "entraîné" au système de mapping.

Merci également à Marianne Labouret qui m'a insufflé un enthousiasme fort apprécié tout au long de mon travail.

Finalement, je ne saurais passer sous silence l'important support et l'encouragement constant de ma compagne de vie. Merci Sylvie.

TABLE DES MATIERES

SOMMAIRE v

ABSTRACT vi

REMERCIEMENTS vii

TABLE DES MATIERES viii

LISTE DES FIGURES xi

CHAPITRE 1. INTRODUCTION 1

CHAPITRE 2. THEORIE GENERALE 5

2.1 INTRODUCTION 5

2.1.1 COEUR ANORMAL 7

2.2 GENERATION DU POTENTIEL EXTRACELLULAIRE 8

2.3 REVUE BIBLIOGRAPHIQUE DES ALGORITHMES DE DETECTION 14

CHAPITRE 3. METHODES 18

3.1 EQUIPEMENT 18

3.2 CONSTITUTION DE LA BANQUE DE DONNEES 21

3.3 ALGORITHMES DE PRETRAITEMENT 25

3.3.1 Dérivateur à deux points 27

3.3.2 Dérivateur à onze points 28

3.4.3 Dérivateur à sept points 32

3.3.4 Filtre à bande d'arrêt 35

3.3.5 Filtrage spatial 41

3.4 TECHNIQUES DE DETECTION 43

3.4.1 Détecteur à seuil fixe 43

3.4.2 Détecteur à seuil statistique 45

3.5 TABLES DE VERITE 46

3.6 PARAMETRES D'EVALUATION 50

CHAPITRE 4. RESULTATS 53

4.1 PERFORMANCE GLOBALE 54

4.2 PERFORMANCE DU PRETRAITEMENT 57

4.3 PERFORMANCE DES DETECTEURS 59

4.4 PERFORMANCE EPICARDE VERSUS ENDOCARDE 61

4.5 LARGEUR DE LA FENETRE ET PERIODE REFRACTAIRE: 61

4.6 ANALYSE DE RAPIDITE 64

4.7 ANALYSE D'ERREUR 66

4.7.1 Indécision 67

4.7.2 Erreurs de l'usager 67

4.7.3 Déflexions multiples 69

4.7.4 Le bruit 69

4.7.5 Seuil marginal 71

4.7.6 Artéfacts de stimulation. 71

4.7.7 Ondes Q-S 72

7.8 Autres raisons 72

CHAPITRE 5. CONCLUSION 76

BIBLIOGRAPHIE 78

ANNEXE 1. COMPOSITION DETAILLEE DE LA BANQUE DE DONNEES 90

ANNEXE 2. DIAGRAMME DU FLUX DES DONNEES 93

ANNEXE 3. DIAGRAMME HIERARCHIQUE DU LOGICIEL DE DETECTION D3 . . . 94

ANNEXE 4. RESULTATS DE L'ETUDE DE SEUIL POUR DETECTEURS A SEUIL FIXE ET STATISTIQUE ET DERIVEE A DEUX ET A SEPT POINTS POUR TOUTES LES CATEGORIES DE PATIENTS 96

ANNEXE 5. COMPILATION DES ERREURS DE DETECTION 102

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Activation du coeur humain 6

Figure 2.2 Carte isochrone épicardique avec préexcitation 9

Figure 2.3 Electrogrammes générés par un front d'activation 11

Figure 2.4 Causes d'erreurs 13

Figure 3.1 Dispositions d'électrodes 19

Figure 3.2 Format de présentation de la banque de données 24

Figure 3.3 Dérivation avec la fonction différence 29

Figure 3.4 Spectre de fréquence du signal no 1 30

Figure 3.5 Filtrage avec le dérivateur à onze points 31

Figure 3.6 Comparaison entre la fonction différence et le dérivateur à onze points 33

Figure 3.7 Réponse en fréquence du filtre désiré 34

Figure 3.8 Filtrage avec le dérivateur à sept points 36

Figure 3.9 Réponse en fréquence du filtre à bande d'arrêt no 1 . . 37

Figure 3.10 Résultats avec le filtre à bande d'arrêt no 1 39

Figure 3.11 Résultats avec le filtre à bande d'arrêt no 2 40

Figure 3.12 Opérateur laplacien 42

Figure 3.13 Détecteur à seuil fixe 44

Figure 3.14 Situation typique de détection 47

Figure 3.15 Histogramme des différences en valeur absolue entre les temps d'activation édités et ceux déterminés par algorithme 49

Figure 4.1 Effet du seuil sur les quatre combinaisons Prétraitement-Détecteur pour l'ensemble de la banque de données 55

Figure 4.2 Comparaison de l'efficacité optimale pour chaque combinaison Prétraitement-Détecteur 56

Figure 4.3 Comparaison entre dérivateur à 7 points et deux points . 58

Figure 4.4 Comparaison entre détecteur à seuil fixe et statistique 60

Figure 4.5 Comparaison Epicardique vs Endocardique 62

Figure 4.6 Etude sur la période réfractaire et la largeur de fenêtre 63

Figure 4.7 Comparaison des temps de calcul pour chaque combinaison Prétraitement-Détecteur 65

Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection (a) indécision (b) erreur de l'usager (c) déflexions multiples 68

Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection (d) bruit (e) seuil marginal (f) artéfacts de stimulation 70

Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection (g) ondes Q-S (h) ondes P 73

Figure 4.9 Répartition des erreurs de détection selon le détecteur employé 75

CHAPITRE 1. INTRODUCTION

Les maladies du coeur comptent toujours pour une large part dans le nombre de déçès en Occident. La plupart des morts subites sont dues à des troubles du rythme sérieux comme la dégénérescence de la tachycardie ventriculaire en fibrillation ventriculaire. Il existe trois moyens d'y remédier: l'implantation d'un pacemaker, l'emploi de médicaments antiarythmiques et la chirurgie. Dans le dernier cas, on est intéressé à connaître la région du coeur causant l'arythmie afin de la neutraliser par cryochirurgie. On peut repérer la région arythmogène en recueillant des électrogrammes à différents endroits de la surface du coeur durant la chirurgie et en traçant le parcours de l'activation après avoir trouvé les temps d'activation locale de chaque électrogramme. On appelle cette technique *cartographie d'activation*.

La cartographie d'activation fut proposée pour la première fois par Rothberger et Winterberg (1913) ainsi que par Lewis et Rothschild (1915) qui l'utilisèrent lors d'expériences chez le chien. Chez l'homme, les premières expériences datent de 1930 (Barker *et al.*, 1930). La première utilisation clinique de la cartographie d'activation pour guider la chirurgie des arythmies fut la localisation de faisceaux accessoires dans le syndrome de Wolff-Parkinson-White (Durrer *et al.*, 1967; Frank *et al.*, 1977). Pour faire une carte d'activation, le chirurgien parcourait alors la surface du coeur

(epicarde) avec une électrode mobile. Le signal était simultanément tracé sur papier et enregistré sur bande magnétique. En comparant ce signal avec l'électrogramme d'une électrode de référence, l'électrophysiologiste pouvait ainsi trouver le décalage entre les temps d'activation (Durrer *et al.*, 1970).

Mais cette première méthode n'était pas sans inconvénient. D'abord, il fallait absolument que le coeur se comporte exactement de la même façon du début à la fin de l'expérience de façon à ce que les données provenant de battements différents puissent être comparées. Ceci n'était pas toujours le cas. Ensuite, les opérations de balayage et de repérage pouvaient être extrêmement longues, ce qui posait des problèmes à cause du contexte opératoire. Ces problèmes devinrent encore plus évidents quand on se mit à utiliser la cartographie pour traiter les arythmies ventriculaires (Fontaine *et al.*,1975; Gallagher *et al.*, 1978; Spurrell *et al.*, 1975).

Pour pallier à ce problème, on se mit à disposer plusieurs électrodes sur le coeur pour numériser simultanément les signaux et les traiter par ordinateur (Ideker *et al.*, 1979). Une approche totalement analogique fut également réalisée pour traiter ces signaux (Parson *et al.*, 1987). L'avantage de cette dernière technique est qu'elle permet d'obtenir des cartes d'activation en *temps réel*, pour chaque battement. Par contre, l'emploi de l'ordinateur est devenu plus populaire à cause de sa souplesse pour effectuer divers traitements (Smith *et al.*, 1980; Witt *et al.*, 1982; De Bakker *et al.*, 1983; Witkowski *et al.*, 1984;

Ershler *et al.*, 1984; Bonneau *et al.*, 1987). Parmi ces traitements on trouve la détermination des temps d'activation sur chacun des électrogrammes. Dans les premiers systèmes, la détection se faisait par l'entremise d'un algorithme très simple et les résultats étaient ensuite corrigés par un électrophysiologiste.

Une difficulté demeurait: la faible résolution des systèmes de cartographie numérique. Avec l'évolution de la technologie, on augmenta graduellement le nombre d'électrodes. A cause de la grande quantité de signaux (de 64 à 256), la mise au point d'un algorithme de détection plus efficace devint pertinente à cause du temps requis pour valider et corriger les résultats. Présentement à l'Institut de Génie Biomédical, on est à mettre au point un nouveau système numérique de cartographie à 256 canaux. Ce système utilisera un mini-ordinateur Micro-VAX II pour générer les cartes et un microprocesseur numérique TMS 320C25 pour détecter les temps d'activation.

A ce jour, la performance des algorithmes de détection des systèmes de cartographie d'activation n'égale pas celle des algorithmes qui existent déjà pour détecter le QRS au niveau de l'ECG (Ligtenberg et Kunt, 1983; Pan et Tompkins, 1985). Ces algorithmes détectent correctement le QRS dans plus de 99 % des cas. Une raison est que les systèmes de cartographie numérique sont relativement plus récents. De plus, comme ils sont souvent utilisés sur des animaux, on n'a pas jugé bon d'en améliorer la performance, le temps requis pour générer une carte ayant moins d'importance.

Les buts de ce travail seront donc d'étudier tout d'abord les caractéristiques de l'électrogramme, depuis la génération du potentiel extracellulaire jusqu'à la définition de la déflexion intrinsèque. Nous mettrons ensuite en valeur les caractéristiques de l'évènement à détecter et tenterons de trouver un prétraitement et un détecteur adéquat à la lumière de ce qui a déjà été fait dans ce domaine. Une banque de données sera constituée afin de déterminer le point d'opération optimal d'algorithmes choisis. Nous évaluerons leurs performances en termes de sensibilité et de temps de calcul. En dernier lieu, nous analyserons en détail les différentes causes d'erreurs de détection et tenterons d'y trouver une solution.

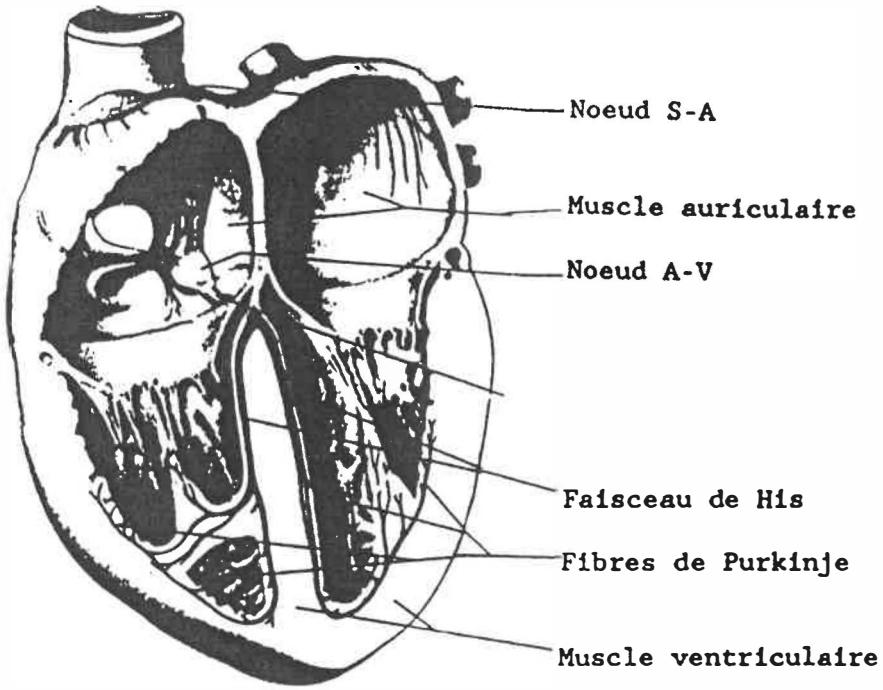
CHAPITRE 2. THEORIE GENERALE

2.1 INTRODUCTION

L'activité électrique du coeur se propage initialement dans un réseau de cellules spécialisées comprenant le noeud sino-auriculaire (SA) qui contrôle le rythme cardiaque, le noeud auriculo-ventriculaire (AV), le faisceau de His et les fibres de Purkinje (voir Figure 2.1 a). L'activité électrique contrôlant le rythme cardiaque est générée au niveau du noeud sinusal. Ce groupe de cellules est appelé le *pacemaker*. L'activation parcourt ensuite les oreillettes pour atteindre le noeud AV qui assure un délai entre la contraction des oreillettes et celle des ventricules. Ce retard est nécessaire afin de permettre une bonne vidange des oreillettes et ainsi obtenir une meilleure efficacité de pompage de la part des ventricules. Les fibres de Purkinje permettent ensuite une excitation quasi-instantanée de tout le muscle ventriculaire.

La cartographie d'activation permet de visualiser cette séquence d'activation du muscle cardiaque. Tout d'abord, les signaux électriques sont recueillis à l'aide d'un réseau d'électrodes disposé à l'épicarde ou à l'endocarde. Les signaux sont par la suite analysés de façon à générer différents types de cartes: isochrone, isopotentielle, isodérivée, etc. Si on s'intéresse à la séquence d'activation du coeur, on choisit en général une carte isochrone. A la Figure 2.1 (b)

(a)



(b)

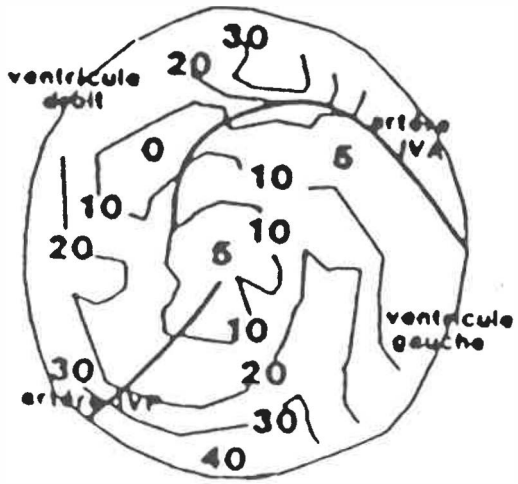


Figure 2.1 Activation du coeur humain
(a) le réseau de conduction (adapté de Netter, 1969)
(b) représentation polaire d'une carte isochrone normale. Les lignes isochrones joignent les points activés au même instant sur l'épicarde. Les chiffres représentent le temps d'activation en milliseconde pour chaque isochrone. (coeur canin). (adapté de Cardinal *et al.*, 1987)

on voit une carte polaire du coeur. Le cercle extérieur représente la base du coeur, c'est à dire la région séparant les oreillettes des ventricules, et le centre désigne l'apex. Les courbes en traits gras sont des repères physiologiques (les artères coronaires) et les courbes fines sont des contours isochrones qui joignent les sites activés au même instant. Les nombres indiquent le temps d'activation local exprimé en millisecondes par rapport au début de la séquence d'activation. Ces courbes permettent de visualiser la séquence d'activation du coeur ainsi que la vitesse de conduction. Dans un coeur sain, la séquence d'activation a généralement la forme de la carte isochrone de la Figure 2.1 (b). On remarque que l'émergence épicardique (breakthrough) se trouve du côté antérieur droit et survient de 7 à 48 ms après le début du QRS (Wyndham *et al.*, 1979). De plus, on sait que le temps d'activation total, c'est à dire la période entre l'émergence épicardique et la fin de l'excitation, n'excéde pas 100 ms (Durrer *et al.*, 1970).

2.1.1 COEUR ANORMAL

Un premier cas qui nous intéresse est celui du syndrome de Wolff-Parkinson-White (Gallagher *et al.*, 1975). Cette maladie se caractérise par une anomalie congénitale du système de conduction. Nous avons vu tantôt que l'activation électrique empruntait le noeud AV et que celui-ci agissait comme une ligne à retard. Normalement, il n'y a pas d'autre passage électrique entre les oreillettes et les ventricules.

Le syndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW) se caractérise par la présence d'un faisceau de conduction accessoire entre oreillettes et ventricules. Cette voie accessoire peut induire des tachycardies que l'on dit supraventriculaires. La cartographie d'activation permet de localiser le faisceau accessoire de façon à le détruire. On peut voir à la Figure 2.2 que la carte isochrone d'un patient souffrant d'un tel syndrome est tout-à-fait différente de celle de la Figure 2.1 (b): l'émergence épicardique se trouve à un autre endroit (préexcitation) que dans le cas normal.

Dans le cas de patients présentant des tachycardies ventriculaires après un infarctus, les schémas d'activation deviennent beaucoup plus complexes. On peut ainsi observer des phénomènes de réentrée où les impulsions générées restent dans le système et permettent un ré-excitation des régions du coeur après la fin de la période réfractaire. Dans ce cas, la cartographie peut guider la chirurgie intraopérative en aidant à localiser ces sites de réentrée (Fontaine *et al.*, 1975; Cardinal *et al.*, 1987).

2.2 GENERATION DU POTENTIEL EXTRACELLULAIRE

Le potentiel extracellulaire ϕ dans un volume conducteur de conductivité isotrope σ_e est égal à (Plonsey, 1969):

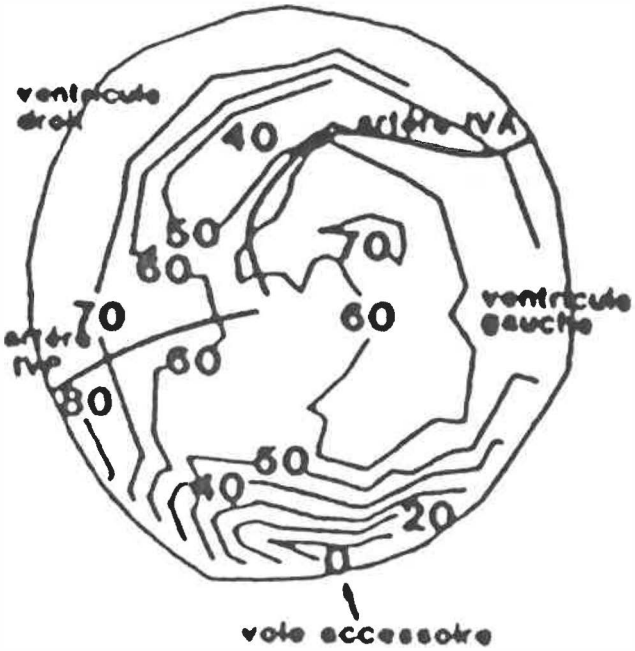


Figure 2.2 Carte isochrone épicardique avec préexcitation syndrome de Wolff-Parkinson-White (adapté de Cardinal *et al.*, 1987)

$$\phi(P) = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \int \frac{I_m}{r} \, dV \qquad (2.1)$$

où I_m est le courant transmembranaire par unité de volume et r est la distance entre la source et le point d'observation P. Si on considère une pièce de tissu sain dans laquelle un front d'activation électrique se déplace, comme sur la Figure 2.3, on observera différentes morphologies de signal dépendemment du point d'observation.

En 1, le front d'activation s'éloigne et on observe une diminution rapide du potentiel suivie d'un rétablissement lent. En 3, l'opposé se produit: l'approche du front induit une augmentation lente suivi d'une diminution rapide au moment où le front d'activation atteint l'extrémité de la pièce de tissu. En 2, le front d'activation passe sous l'électrode et on a une combinaison des évènements observés en 1 et 3: l'onde mesurée est biphasique et se caractérise à nouveau par une brusque déflexion négative au moment du passage du front d'activation sous l'électrode. Cette déflexion est appelée *déflexion intrinsèque* (Lewis et Rothschild, 1915) et le moment où elle survient correspond au *temps d'activation local*. Dans le cas normal, la déflexion intrinsèque ne dure pas plus de 3 millisecondes (Durrer *et al.*, 1954).

Dans le contexte de la cartographie isochrone, c'est le temps d'activation qu'il faudra déterminer avec le plus de précision

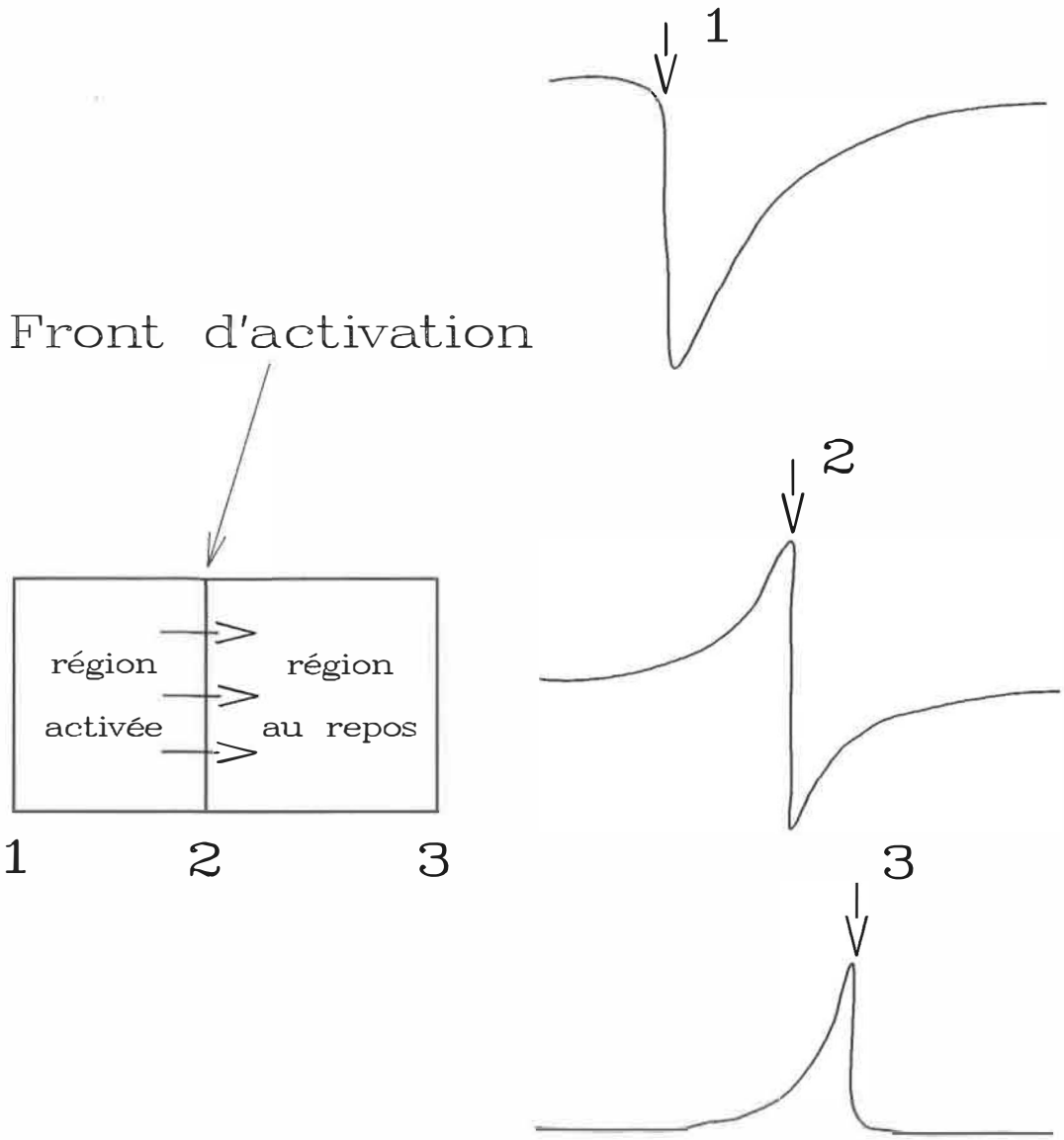


Figure 2.3 Electrogrammes générés par un front d'activation. Morphologie des électrogrammes aux trois sites. Les flèches indiquent le temps d'activation locale correspondant à la déflexion intrinsèque

possible. En principe, ceci ne devrait pas poser de problèmes: le signal est clair et l'évènement à détecter assez évident. Cependant, dans la réalité, ce signal est superposé à d'autres et il devient parfois difficile à détecter. Par exemple:

1) le bruit: induit par le secteur ou par d'autres appareils. Il peut parfois être du même ordre de grandeur que le signal d'intérêt.

2) Les artéfacts de stimulation: quand on utilise des impulsions électriques pour entraîner le coeur à un rythme donné, celles-ci peuvent être facilement confondues avec des déflexions intrinsèques. (Figure 2.4 a)

3) L'activité électrique éloignée. Ce effet a déjà été étudié par Durrer *et al.* (1964). On voit à la Figure 2.4 (b) une tranche de coeur ayant une zone infarcie. On constate alors trois choses: premièrement, la zone infarcie ne produit pas de déflexion intrinsèque, étant électriquement inerte. Le front d'activation doit contourner celle-ci et est ralenti en raison des propriétés anormales de la zone de bordure. Deuxièmement, l'amplitude de la déflexion intrinsèque est diminuée puisqu'elle est proportionnelle à l'épaisseur de tissu sain. Troisièmement, la zone infarcie reste quand même conductrice et elle permet de mesurer l'activité électrique provenant de régions éloignées. Etant donné que cette activité provient de l'autre coté du ventricule et que le front d'activation se propage de l'endocarde vers l'épicarde, (Figure 2.4 b) il en résulte une onde lente et négative, l'onde QS. La

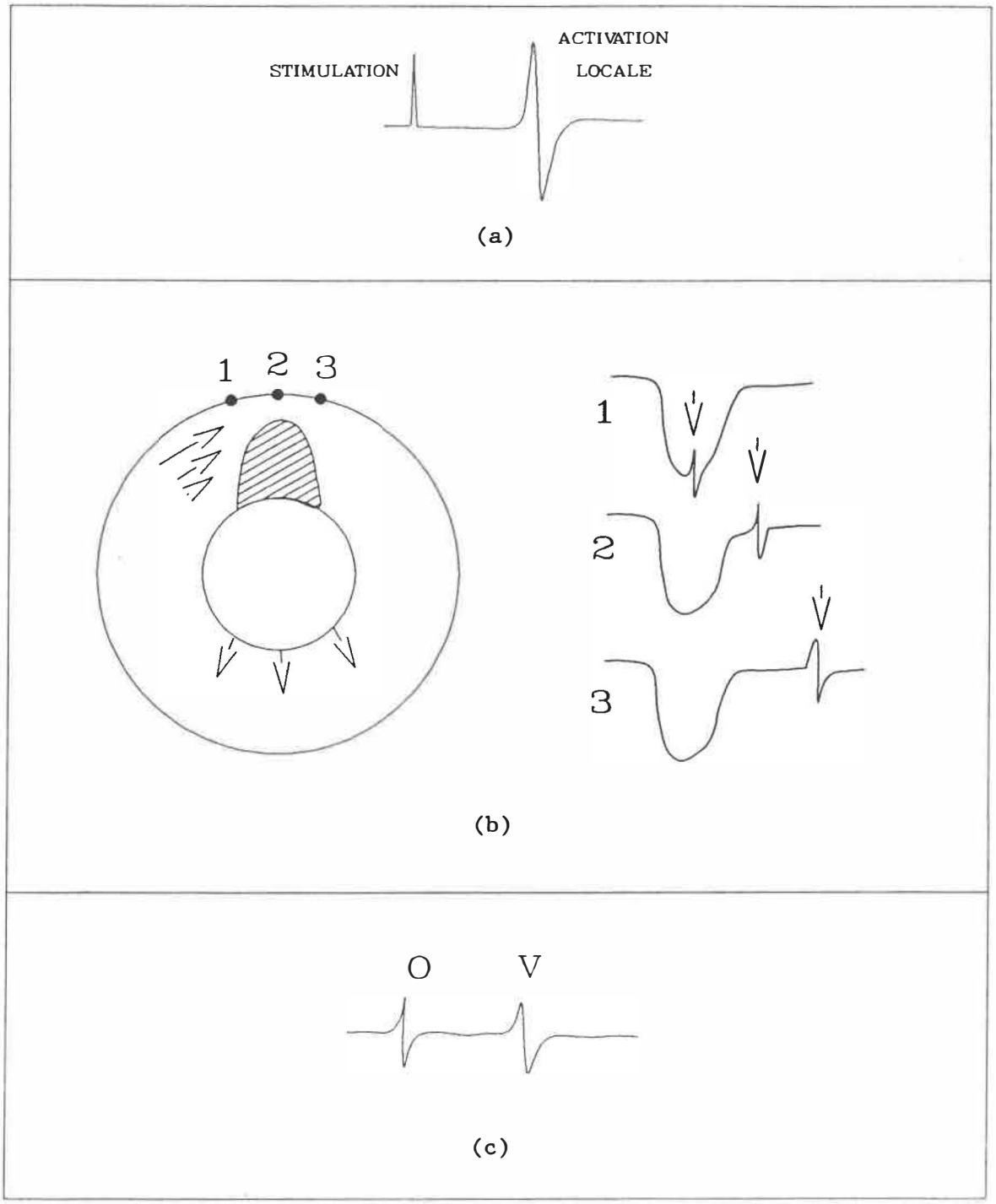


Figure 2.4 Causes d'erreurs
(a) artéfact de stimulation
(b) en hachuré: infarctus (voir texte)
(c) O: onde P provenant des oreillettes
V: onde R-S provenant des ventricules

déflexion intrinsèque devient alors un petit crochetage superposé à l'onde QS, compliquant ainsi la détection.

4) Ondes P: Dans certaines conditions, on peut recueillir de l'activité électrique auriculaire (Figure 2.4 c). Ce type de signal, quoique intrinsèque, ne nous intéresse pas étant donné que l'on désire produire uniquement des cartes isochrones ventriculaires.

La détection de la déflexion intrinsèque n'est donc pas triviale. De plus, on doit se souvenir que le signal varie dans le temps: sa morphologie peut changer complètement en l'espace d'un battement. Nous devrons également tenir compte du facteur temps. En effet, on vise à traiter 256 canaux en même temps. Si on désire obtenir des résultats en un temps raisonnable, il faut songer à des algorithmes simples. Mais auparavant, il convient de voir ce qui a déjà été fait dans le domaine.

2.3 REVUE BIBLIOGRAPHIQUE DES ALGORITHMES DE DETECTION

Définissons d'abord ce que l'on entend par électrogramme unipolaire et bipolaire, puisque ces deux types d'électrogrammes sont utilisés pour la cartographie d'activation. L'enregistrement unipolaire est celui dont on a parlé à la section précédente. Le potentiel est mesuré en un point P sur le coeur par rapport à une électrode de référence éloignée et le temps d'activation correspond à la déflexion négative la

plus rapide. Le signal est toutefois influencé par tout le coeur. C'est un type d'enregistrement qui peut être pratique pour d'autres études: mesure de la durée des ondes QT, cartes isopotentielles, etc.

Jouve *et al.* (1960) ont toutefois démontré que pour des mesures chronologiques, l'arrangement bipolaire peut donner également de très bons résultats. Un enregistrement bipolaire enregistre la différence de potentiel entre deux sites distants de quelques millimètres seulement et donne une information plus localisée. La déflexion intrinsèque prend l'allure d'une "raie" où le temps d'activation est le moment où survient le maximum (Durrer *et al.*, 1954). Ce type d'enregistrement est théoriquement supérieur pour déterminer les temps d'activation car il est moins influencé par l'activité distante, mais il faut mentionner que l'orientation de la paire d'électrodes joue un grand rôle dans les amplitudes mesurées: si l'activation se propage perpendiculairement à l'axe formé par les deux électrodes, la différence de potentiel sera nulle et donc inutile pour déterminer les temps d'activation. L'amplitude sera maximum si l'activation est parallèle à l'axe des deux électrodes.

Au temps des systèmes manuels, on ne s'était pas préoccupé d'une définition formelle de la déflexion intrinsèque. Mais avec l'apparition des premiers systèmes automatisés, on commenca à établir certains algorithmes de détection. Une liste non-exhaustive des articles décrivant des systèmes de cartographie et leur algorithme de détection est compilée dans le Tableau 2.1. On remarque que ceux-ci

AUTEUR(S)	ANNEE	DEFINITION DE LA DEFLEXION INTRINSEQUE
Gallagher *et al.*	78	< -3.3 V/s
Klein *et al.*	79	< -0.3 à -0.4 V/s
Ideker *et al.*	79	< -2.5 V/s + fenêtre de recherche de 25 ms
Smith *et al.*	80	< -X V/s + fenêtre de recherche de 25 ms
De Bakker *et al.*	83[1]	"pente la plus négative" d'un complexe préalablement identifié à la main
Witkowski *et al.*	84[2]	seuil statistique. Seuil = 2σ et fenêtre de recherche de 50 ms
Ershler *et al.*	84	Dérivée minimum dans le QRS
Kadish *et al.*	86[3]	"déflexion la plus rapide croisant la ligne isoélectrique"
Parson *et al.*	87[4]	ajustable entre -0.1 et -5.0 V/s
Bonneau *et al.*	87	seuil ajustable, fenêtre ajustable, période réfractaire ajustable

1) Ce groupe utilise également des enregistrement *coaxiaux*, en soustrayant les quatres électrodes voisines de l'électrode considérée.

2) Les statistiques sont établies à partir de 5 secondes de signal. Temps de calcul: 7 secondes pour traiter 8 canaux

3) Sonde formée de 4 électrodes

4) Système entièrement analogique

TABLEAU 2.1 Caractéristiques des principaux systèmes de cartographie d'activation

sont relativement simples et ne tiennent jamais compte des électrodes voisines, ce que l'on fait pourtant d'une certaine façon si on édite des cartes isochrones à la main. Une exception, l'équipe de De Bakker (1983) qui utilise dans certains cas des enregistrements coaxiaux en soustrayant d'une électrode la moyenne de ses voisins.

Dans l'algorithme de Witkowski *et al*. (1984), le seuil est établi en fonction de statistiques établies pour chaque signal. Cette technique fonctionne bien en rythme sinusal, mais peut présenter des problèmes en tachycardie. On constate que quelques groupes ont pensé à laisser variables certains paramètres, ce qui est particulièrement judicieux dans les cas où l'amplitude du signal est faible.

Enfin, on note que presque tous les groupes emploient des enregistrements unipolaires afin de pouvoir analyser plus en détail les morphologies de signaux. Le type de prétraitement employé semble toujours le même: la dérivateur à deux points ou fonction différence.

Quant au détecteur, le principe est toujours le même. On remarque qu'aucun groupe ne traite des performances de leur système en ce qui concerne la détection des temps d'activation.

CHAPITRE 3. METHODES

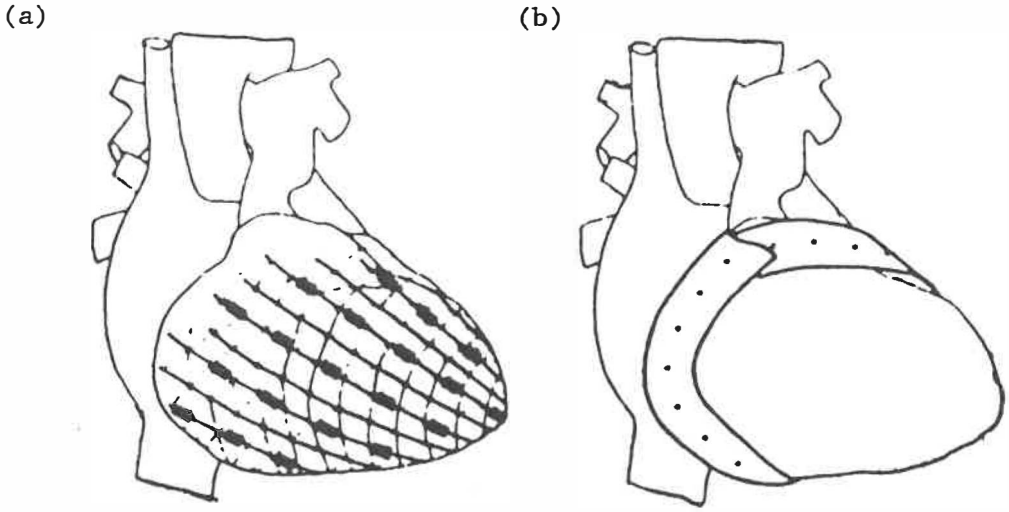
3.1 EQUIPEMENT

Le matériel utilisé pour enregistrer les électrogrammes se compose comme suit. Tout d'abord, on recueille les signaux à l'aide d'une des trois dispositions suivantes:

a) Le bas d'électrode: inspiré d'une technique utilisée par le groupe de Harrison *et al.* (1980), ce réseau d'électrodes est disposé sur l'épicarde et permet d'obtenir une vue d'ensemble de l'activation à la surface du coeur. Ce bas comporte 63 électrodes unipolaires uniformément réparties sur un filet de nylon extensible qui est enfilé sur les deux ventricules (Figure 3.1 a).

b) La ceinture: elle sert à localiser le faisceau auriculo-ventriculaire accessoire chez les patients de WPW. Elle est constituée de 28 électrodes uniformément alignées sur une bande de plastique flexible que l'on dispose à la base du coeur (Figure 3.1 b). On ne produit pas de carte isochrone quand on utilise la ceinture.

c) le ballon endocardique: il s'agit d'un ballon que l'on insère dans le ventricule gauche après avoir installé un coeur-poumon artificiel. Ce ballon est inséré soit par l'oreillette et



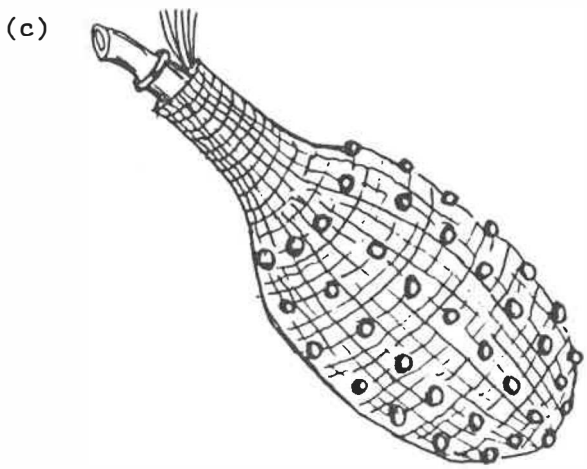


Figure 3.1 Dispositions d'électrodes
(adapté de Cardinal *et al.*, 1987)
(a) bas d'électrodes
(b) ceinture
(c) ballon endocardique

la valve mitrale, soit par une incision dans un anévrisme ventriculaire. Une fois en place, on le gonfle de façon à ce que ses 32 électrodes touchent l'endocarde. Il est un peu plus difficile d'obtenir de bons enregistrements avec cette disposition car la surface de l'endocarde n'est pas très lisse. Elle permet toutefois d'obtenir une information très importante car les sites arythmogènes sont souvent situés à l'endocarde dans les cas de tachycardie ventriculaire (Figure 3.1 c).

Il est à noter que toutes ces dipositions utilisent des électrodes unipolaires.

Les signaux sont ensuite amplifiés et numérisés par le module d'acquisition EDI 10/64 mis au point à l'Institut de Génie Biomédical de Montréal. Ce module possède 64 entrées pouvant être numérisées à 10 bits de résolution. Les gains peuvent varier de 1 à 4000. La fréquence d'échantillonnage est de 500 Hz par canal. Ces paramètres sont programmables. Les signaux numérisés sont immédiatement transmis à un mini-ordinateur (PDP 11/23 +, *Digital Equipment Corporation*). Un logiciel mis au point à l'Hôpital du Sacré-Coeur (Bonneau *et al.*, 1987) présente continuellement à l'usager un signal provenant d'une des électrodes. Quand celui-ci désire cartographier l'activation d'un battement d'intérêt, il délimite une fenêtre d'une seconde englobant celui-ci et l'ordinateur détermine pour chaque canal les temps d'activation en fonction du seuil, de la largeur de la fenêtre de recherche et de la période réfractaire. Ces trois paramètres sont

choisis par l'usager et nous les décrirons en détail plus tard. Il est également possible de visualiser chaque électrogramme et d'effectuer les corrections nécessaires de façon manuelle à l'aide d'un photostylet (Light Pen). Cela fait, on génére la carte isochrone à l'écran. Le but de notre étude est de raccourcir le plus possible cette période de correction en augmentant les performances des algorithmes de détection et de prétraitement.

3.2 CONSTITUTION DE LA BANQUE DE DONNEES

Afin d'évaluer adéquatement la performance des algorithmes de détection et de prétraitement mentionnés plus haut, une banque de données la plus représentative possible a été constituée. Dans le but d'incorporer le plus de situations différentes possibles, la banque regroupe deux grandes familles de patients:

- patients souffrant de maladie coronarienne et de tachycardie ventriculaire
- patients souffrant du syndrome de Wolff-Parkinson-White

Le premier cas est associé aux maladies de coeur courantes, à savoir les infarctus et les ischémies, tandis que le second se rapporte à une situation plus rare due à une anomalie congénitale du système de conduction cardiaque. Les données recueillies avec le bas ou la ceinture chez les patients WPW vont servir en quelque sorte de "cas contrôle" car le muscle cardiaque de ces patients est sain et par

conséquent, beaucoup des problèmes envisagés au chapitre précédent ne se présenteront pas.

Dans le cas des patients souffrant de maladie coronarienne, nous avons obtenu des enregistrements avec le bas et avec le ballon d'électrodes. En ce qui concerne les fichiers épicardiques, l'électrode 64 a servi à enregistrer l'électrogramme thoracique et elle est donc rejetée. Pour ce qui est des fichiers endocardiques, seulement 32 canaux sont utilisés. Nous sommes intéressés ici à savoir si l'enregistrement endocardique pose plus de problèmes de détection que celui à l'épicarde.

Divers types de rythmes ont été étudiés:

- rythme sinusal normal
- tachycardie
- stimulation

Nous verrons qu'en rythme sinusal, la détection pose moins de problèmes car le rythme est lent et il y a moins de blocs de conduction. Par contre en tachycardie, les changements de morphologie des signaux peuvent entraîner de fausses détections (Witkowski *et al.*, 1984). Pour ce qui est de la stimulation, on aimerait évaluer la robustesse des algorithmes face aux artéfacts de stimulation car ceux-ci présentent des caractéristiques semblables à celles des déflexions intrinsèques. A noter que nous n'avons des fichiers de stimulation que pour des patients WPW. Enfin, pour ce type de patient, nous avons également recueilli des signaux avec la ceinture et on peut s'attendre

dans ce cas à des artéfacts auriculaires.

Le format de présentation de chaque fichier de la banque de données est montré à la Figure 3.2. Les signaux sont placés en ordre numérique dans un tableau 8 par 8.

Quatre types de situations sont survenues lors de l'examen de la banque de données par les deux électrophysiologistes:

A) il y a au moins un battement ayant un temps d'activation visible sur l'électrogramme.

B) Canal bloqué: cette situation survient quand on ne peut déceler une déflexion intrinsèque sur aucun battement de l'électrogramme. L'électrode se trouve sur une zone de bloc de conduction.

C) Canal annulé: Ce canal ne doit pas être considéré pour la production de carte isochrone, car on sait *à priori* que le signal mesuré n'aura pas de sens à cause d'un problème technique quelconque (canal défectueux) ou que l'électrode considérée ne sera pas utilisée (hors disposition ou sur le thorax). Cet électrogramme n'est pas utilisé pour produire la carte isochrone. Nous n'en tiendrons pas compte non plus dans notre analyse. Il est rejeté *à priori*, car il s'agit d'une erreur prévisible.

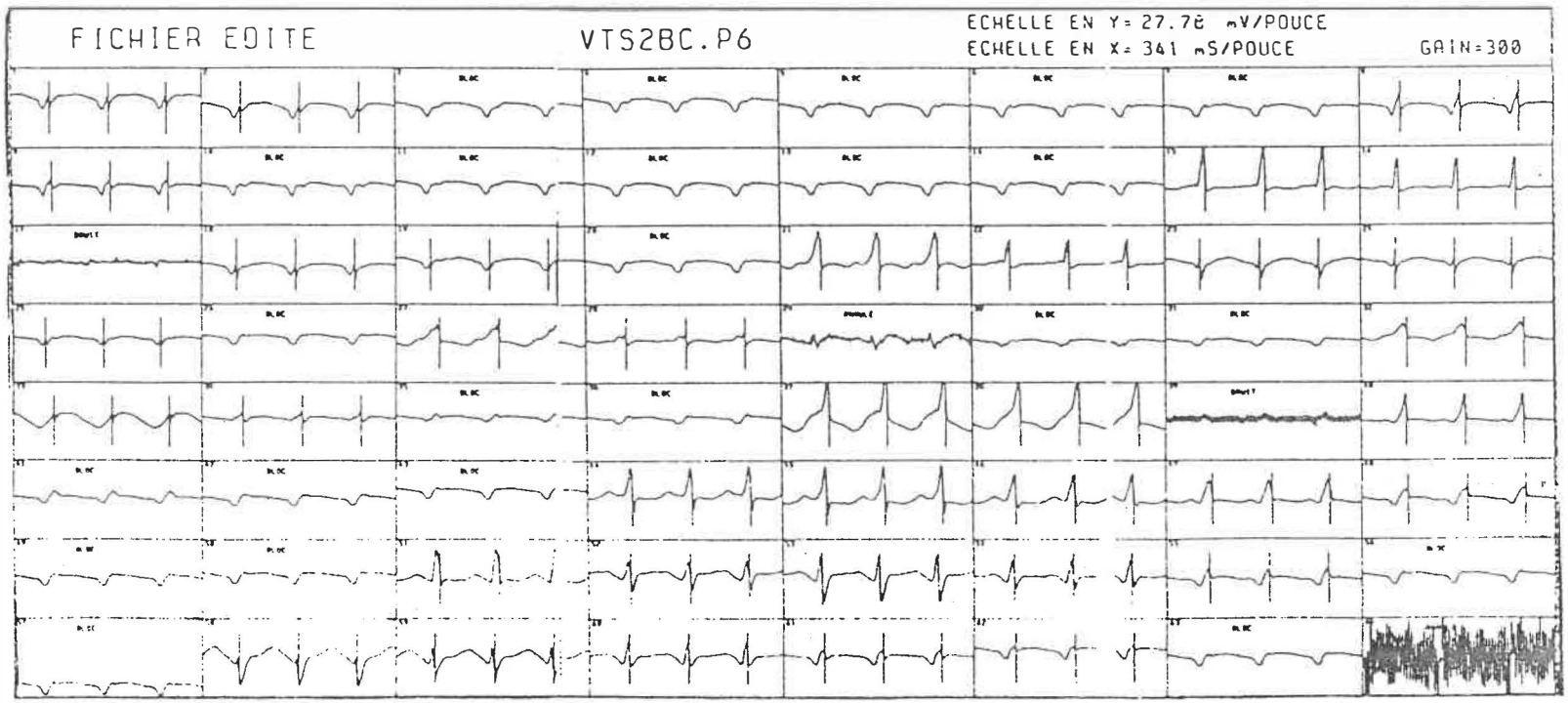


Figure 3.2 Format de présentation de la banque de données

D) Signal bruyant: cette situation survient dans les cas de saturation de signal ou d'un niveau de bruit trop élevé. On parle ici d'une erreur imprévisible. Ce signal est traité de la même façon que le signal bloqué quand il n'y a pas de déflexion intrinsèque visible.

La banque de données est composée de 71 fichiers provenant de 21 patients. Elle comprend un total de 8050 battements ayant une déflexion intrinsèque. La composition de la banque de données est résumée au Tableau 3.1.

Pour éviter la redondance, un seul fichier en rythme sinusal a été retenu par patient de même qu'un maximum de 3 fichiers de tachycardie. Chacun de ceux-ci devant alors contenir des signaux ayant une morphologie différente. La composition détaillée de la banque de données se trouve en Annexe 1. Cette banque servira de standard pour évaluer les algorithmes de détection et de prétraitement.

3.3 ALGORITHMES DE PRETRAITEMENT

Au chapitre précédent on a vu les différents critères de sélection des temps d'activation. En fait, le principal évènement à détecter est la présence d'une brusque déflexion négative qui caractérise le passage de l'activation sous l'électrode considérée. De plus, normalement on doit s'attendre à ce que cette déflexion traverse la ligne iso-électrique. D'après ce qu'il a été vu, personne n'est allé plus loin

	NB DE FICHIERS	NB DE BATTEMENTS	NB DE PATIENTS
TOTAL DES CHD	35	3225	13
TOTAL DES WPW	36	4825	8

CHD

	NB DE FICHIERS	NB DE BATTEMENTS	NB DE PATIENTS
TOTAL DES EPI	19	2043	12
EPI-NSR	11	1150	11
EPI-TV	8	893	6
EPI-PACED	0	0	0

	NB DE FICHIERS	NB DE BATTEMENTS	NB DE PATIENTS
TOTAL DES ENDO	16	1182	10
ENDO-NSR	8	402	8
ENDO-TV	8	780	5
ENDO-PACED	0	0	0

WPW

	NB DE FICHIERS	NB DE BATTEMENTS	NB DE PATIENTS
TOTAL DES WPW	36	4825	8
NSR	15	1367	8
TV	15	3046	7
PACED	6	412	6

Tableau 3.1 Caractéristiques globales de la banque de données

en utilisant par exemple des techniques de reconnaissance de forme. Dans cette section, nous passerons en revue différents types de prétraitement qui pourraient être utilisés, en commencant par le plus utilisé, la fonction différence.

3.3.1 Dérivateur à deux points

Si on utilise un enregistrement de type unipolaire, le premier type de prétraitement qui vient à l'esprit est l'emploi d'un dérivateur pour mettre en valeur la pente élevée de la déflexion intrinsèque. En comparant la dérivée du signal avec un seuil quelconque, on peut déterminer sans trop de difficultés les temps d'activation pour les signaux forts où le rapport signal/bruit est élevé et où l'activité éloignée est faible par rapport à l'activité sous-jacente. La plupart des systèmes de cartographie utilisent comme prétraitement un dérivateur simple que l'on appelle également fonction différence:

$$\Delta y_i = y_{i+1} - y_i. \tag{3.1}$$

Il existe une exception: Walsh et Peura (1987) qui utilisent une dérivée avec interpolation du deuxième ordre.

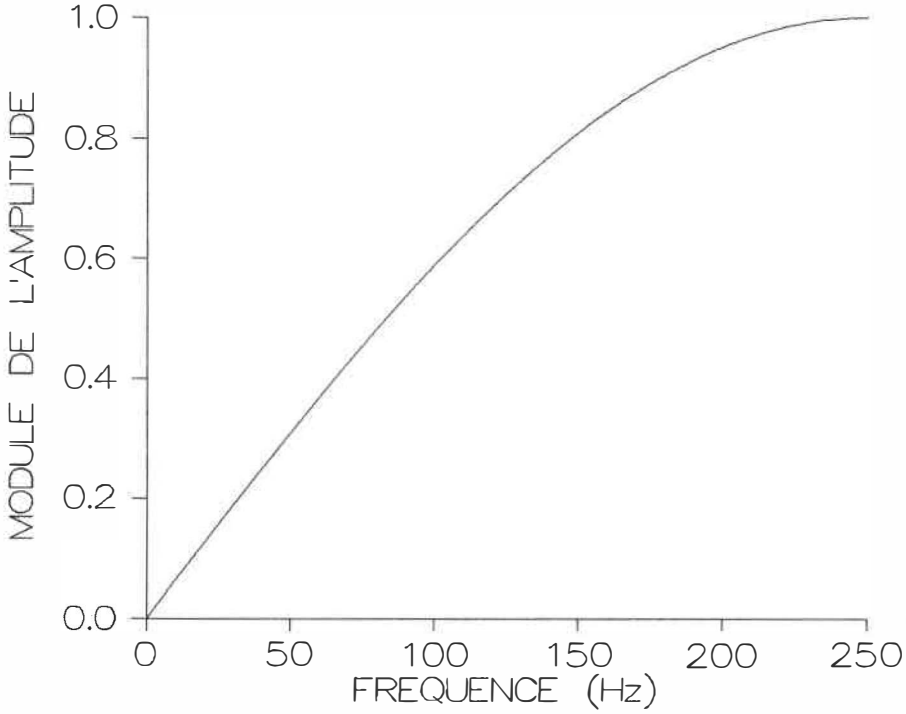
L'utilisation de la différence dans le but d'évaluer la dérivée pose deux problèmes: d'abord la fonction différence n'a pas une réponse en fréquence linéaire. Spriet et Bens (1979) ont démontré qu'il existait

d'autres dérivateurs à large bande possédant de meilleures caractéristiques spectrales. Dans notre cas, ce point est moins important car on ne vise pas à estimer avec précision la dérivée. Ensuite, le bruit à haute fréquence risque d'être mis en valeur et de fausser les résultats. C'est effectivement ce que nous avons constaté (Figure 3.3).

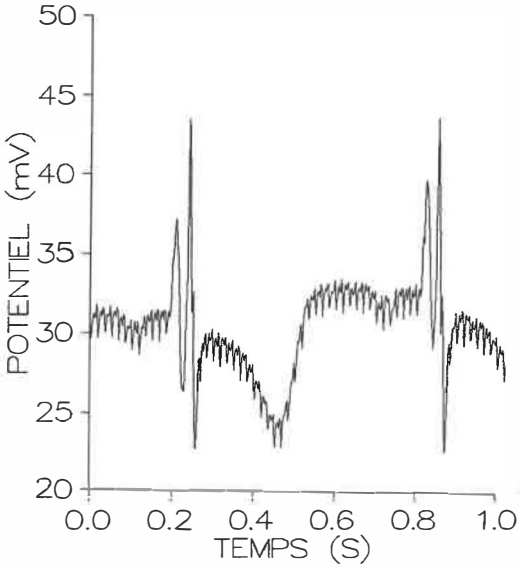
Les harmoniques 60 Hz peuvent être assez importantes, comme on peut le voir avec la transformée de Fourier du signal de la Figure 3.3 (b) montrée à la Figure 3.4. On y remarque des raies spectrales très nettes à 60 Hz, 120 HZ, 180 Hz et 240 Hz. Etant donné que les raies à 120 Hz et suivantes sont situées dans une région du spectre où le signal n'est pas vraiment important (moins de -70 dB), on peut avoir recours à un filtre passe-bas pour les éliminer. D'ailleurs, en deça de -60 dB et à 10 bits de résolution, le bruit de quantification devient prépondérant (Oppenheim et Schafer, 1975). En fait, l'information pertinente semble se situer surtout en deça du 60 Hz.

3.3.2 Dérivateur à onze points

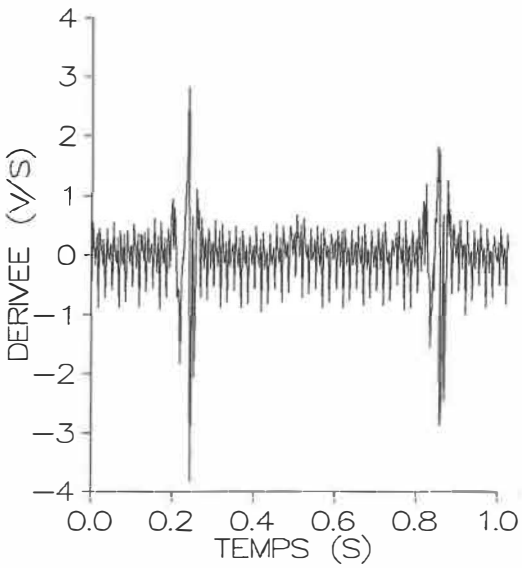
Un autre filtre a été testé dans le but de couper le 60 Hz et d'atténuer les hautes fréquences tout en dérivant le signal entre 0 et 60 Hz. La réponse fréquentielle de ce filtre est montrée à la Figure 3.5 (a). On remarque le premier zéro à 60 Hz avec un premier lobe secondaire qui peut mettre en valeur l'information entre 60 Hz et 120 Hz.



(a)



(b)



(c)

Figure 3.3 Dérivation avec la fonction différence
(a) réponse en fréquence de la fonction différence
(b) signal épicardique bruyant (signal no 1)
(c) sortie du filtre dérivateur à deux points

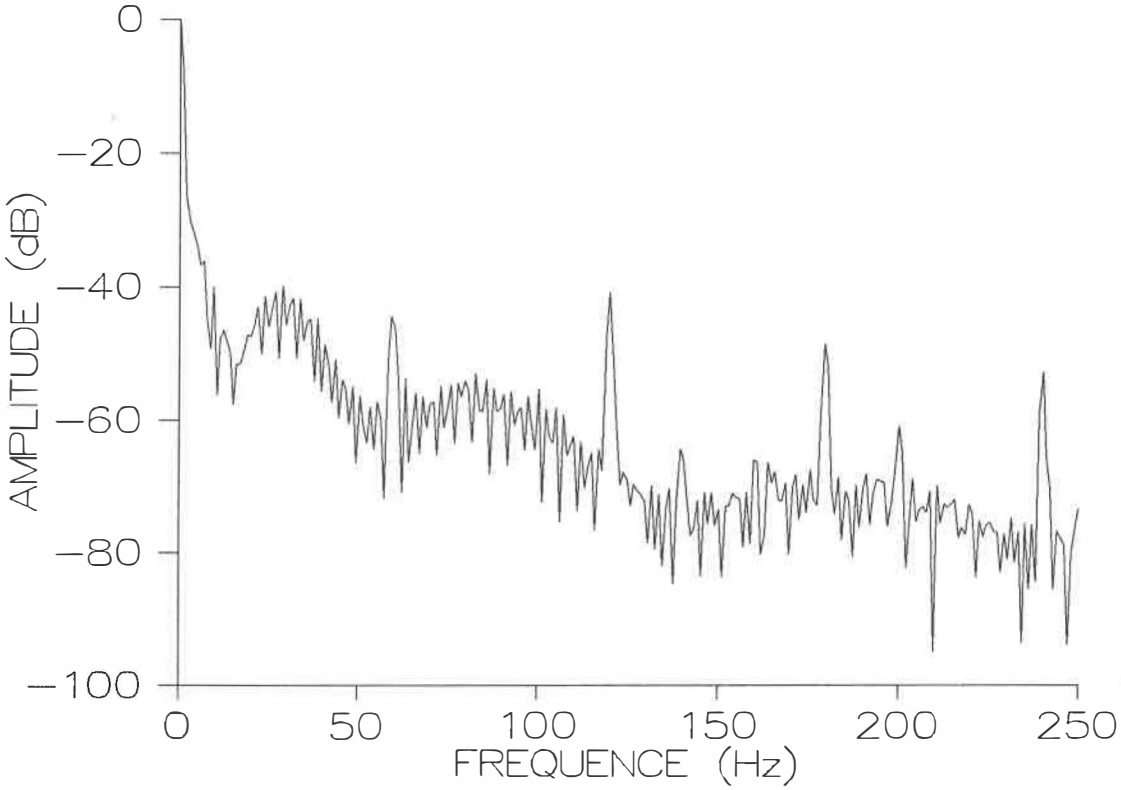
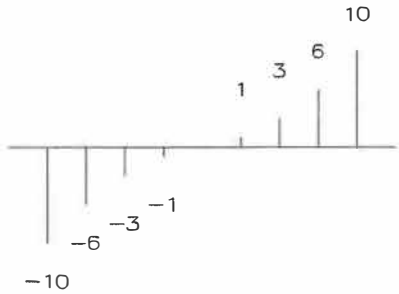
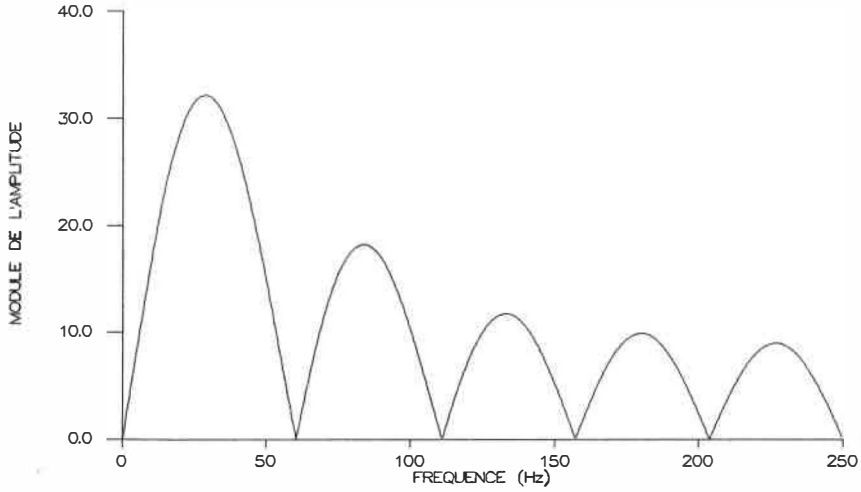
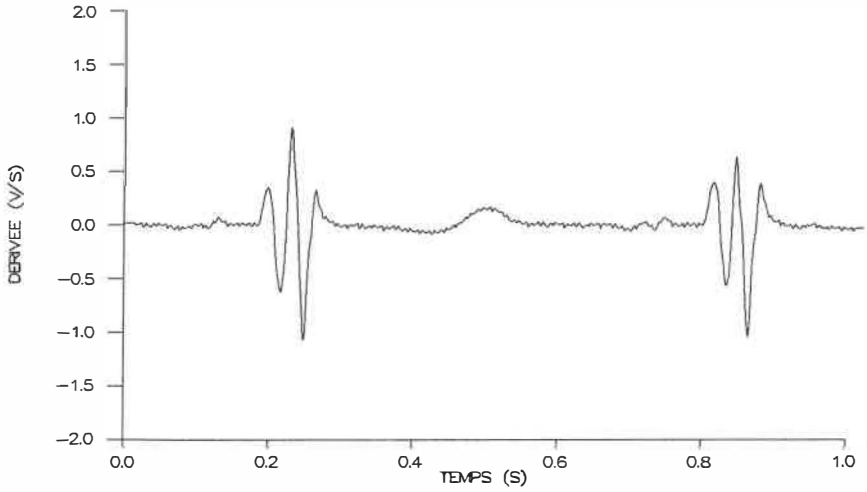


Figure 3.4 Spectre de fréquence du signal no 1





(a)



(b)

Figure 3.5 Filtrage avec le dérivateur à onze points
(a) Réponse en fréquence du dérivateur (avec réponse à l'impulsion)
(b) Dérivée du signal no 1

De 0 à 25 Hz le filtre dérive le signal. La fonction récursive de ce filtre est la suivante:

$$y'(n) = -15*y(n-5) - 10*y(n-4) - 6*y(n-3) - 3*y(n-2) - y(n-1) + y(n+1) + 3*y(n+2) + 6*y(n+3) + 10*y(n+4) + 15*y(n+5) \quad (3.2)$$

On peut voir l'effet d'un tel filtre sur le signal de la Figure 3.3 (a) à la Figure 3.5 (b). Le bruit est complètement disparu quoique l'amplitude ait considérablement chuté, tandis que les déflexions très rapides mais faibles sont disparues (voir Figure 3.6). Il est donc clair que le premier zéro du filtre doit se situer à plus haute fréquence, probablement dans les environs de 120 Hz.

Afin d'éviter de détruire les caractéristiques du signal entre 60 et 120 Hz, un autre type de filtre a été construit: le filtre idéal aurait la réponse en fréquence de la Figure 3.7 (a).

3.4.3 Dérivateur à sept points

Une solution qui s'approche grossièrement de ce filtre idéal est montré à la Figure 3.7 (b). Ce filtre a un premier zéro à 125 Hz et un lobe secondaire très atténué, afin d'éliminer les hautes fréquences. Son principal avantage est que ses coefficients sont très simples à implanter:

$$y'(n) = -y(n-3) - 1.5*y(n-2) - y(n-1) + y(n+1) + 1.5*y(n+2) + y(n+3) \quad (3.3)$$

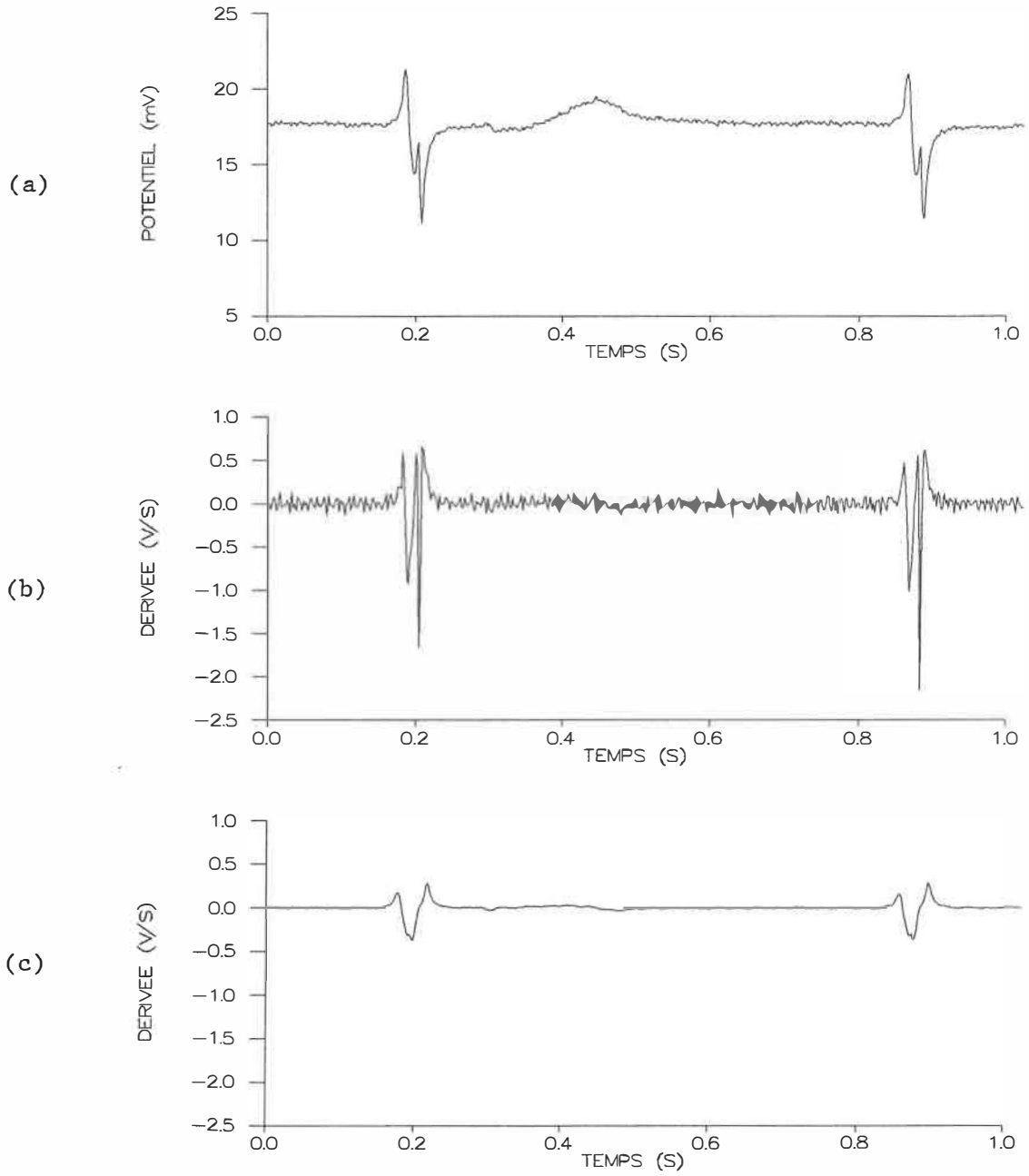
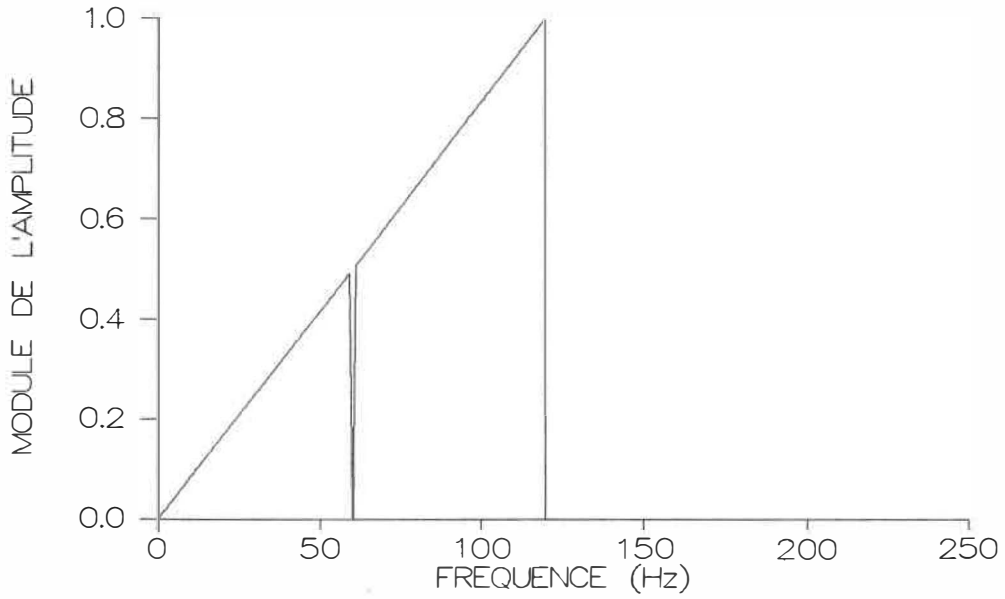
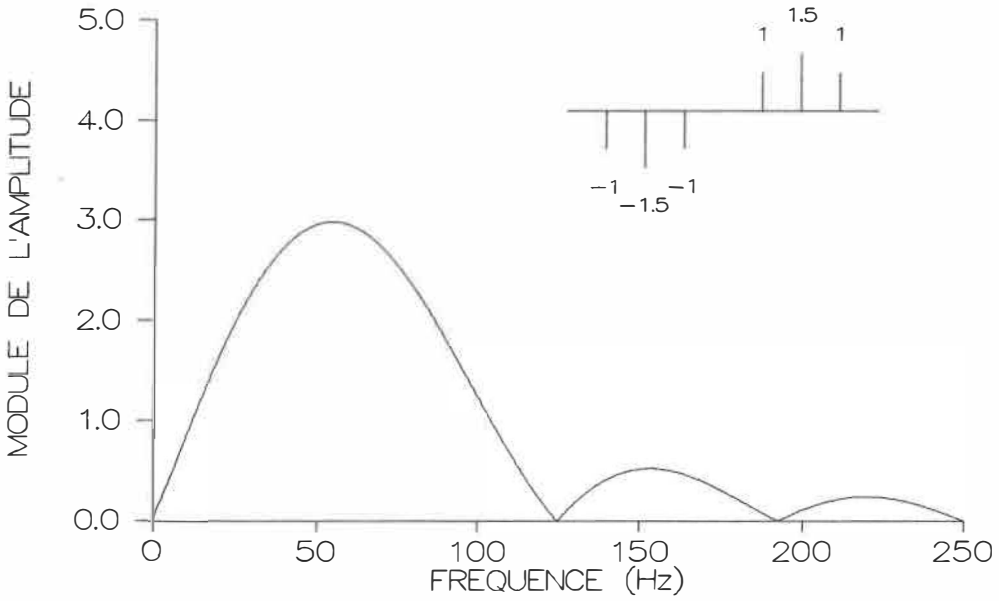


Figure 3.6 Comparaison entre la fonction différence et le dérivateur à onze points pour un signal faible
(a) signal épicardique faible (signal no 2)
(b) sortie de la fonction différence
(c) sortie du dérivateur à onze points



(a)



(b)

Figure 3.7 Réponse en fréquence du
(a) filtre désiré
(b) filtre dérivateur dont la réponse à l'impulsion apparaît dans le coin supérieur droit

Les signaux des Figures 3.4 (a) et 3.6 (b) donnent avec ce filtre une dérivée qui n'a pas trop perdu des caractéristiques qualitatives de la fonction différence bien que les amplitudes soient maintenant différentes (Figure 3.8 a et b). Un autre avantage de ce filtre est son temps de réponse: seulement 7 échantillons. Il s'approche du filtre optimal si on compare sa réponse en fréquence et celle du signal. Cependant, il reste un problème à résoudre: on aimerait bien éliminer la raie du 60 Hz. Pour ce faire, l'emploi d'un filtre à bande d'arrêt a été envisagé avec ce dérivateur.

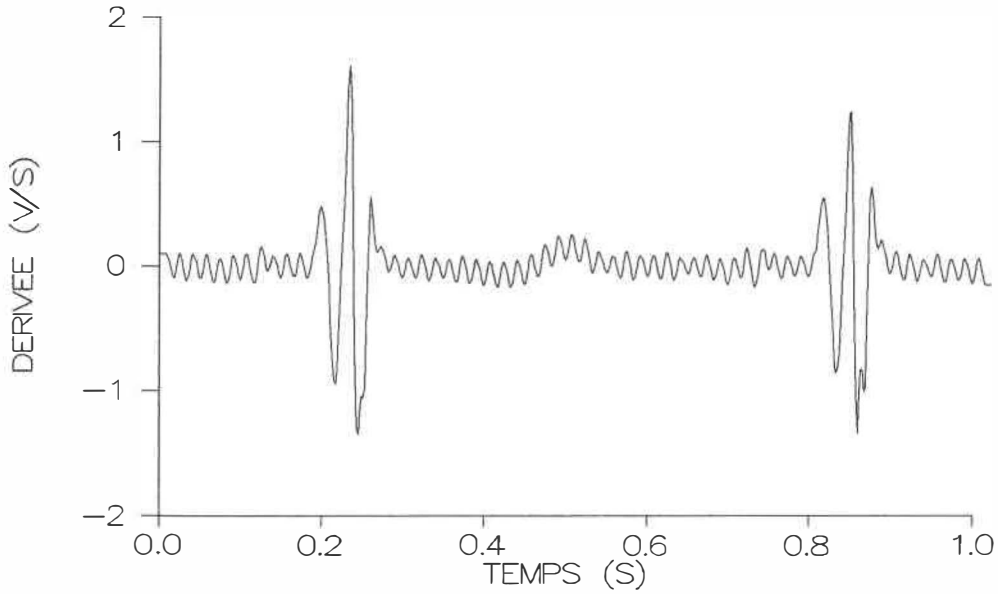
3.3.4 Filtre à bande d'arrêt

Un filtre à bande d'arrêt idéal a une réponse unitaire sur toute la bande de fréquence sauf pour une fine bande qui est très atténuée. La réponse en phase est également linéaire sur toute la bande passante, sauf aux abords de la bande d'arrêt. Pour faire la synthèse d'un tel filtre selon l'approche du plan en Z, il faut placer un zéro à la fréquence désirée, tout près du cercle unitaire et un pôle à la même fréquence, mais plus éloigné du cercle afin de déterminer la largeur de bande de réjection. Nous avons testé deux filtres. Le premier a une bande d'arrêt très étroite (Figure 3.9). Le gain à la fréquence de coupure est égal à

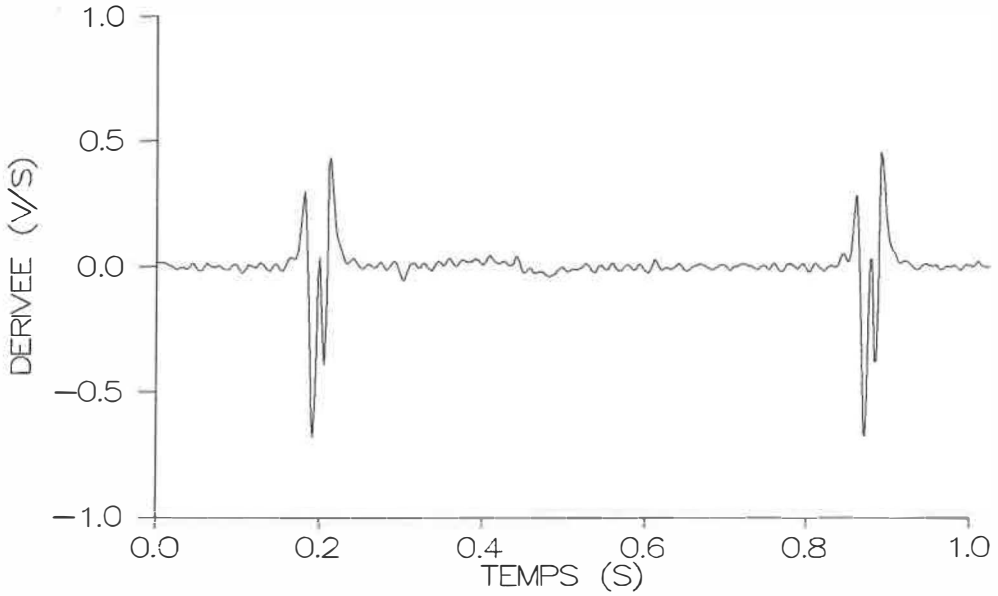
$$H(f_c) = a/b \tag{3.4}$$

la largeur de la bande d'arrêt à -3 dB est égale à

$$W_1 = 2b/T \tag{3.5}$$

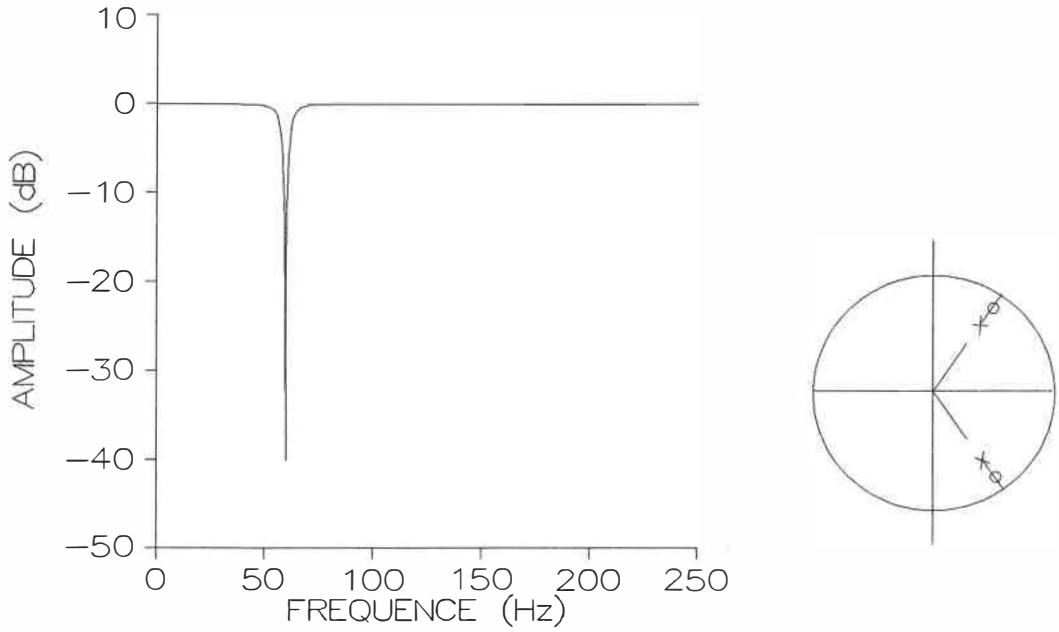


(a)

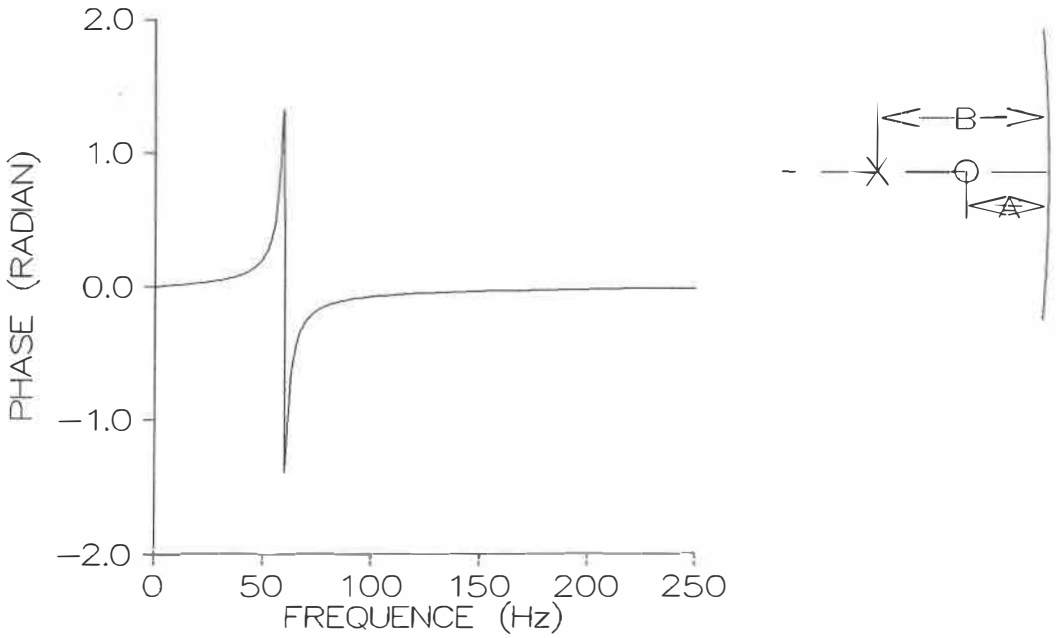


(b)

Figure 3.8 Sortie du dérivateur à sept points
(a) signal no 1
(b) signal no 2



(a)



(b)

Figure 3.9 Réponse en fréquence du filtre à bande d'arrêt no 1
(a = 0.0003, b = 0.03)
(a) amplitude
(b) phase

Et la largeur de la bande d'arrêt à 3 dB plus haut que a/b donne

$$W_2 = 2a/T \tag{3.6}$$

où T est la période d'échantillonnage (dans notre cas T = 2 ms), a représente la distance entre le cercle unitaire et le zéro, et b la distance entre ce cercle et le pôle. Un premier filtre a été conçu pour ne rejeter qu'une bande étroite de chaque côté du 60 Hz (W_1 = 4.77 Hz

et W_2 = 0.047 Hz, a = 0.0003, b = 0.03). On peut voir les effet de ce filtre à la Figure 3.10.

Le bruit est très atténué sur la dérivée mais on remarque un rebondissement après les impulsions brusques, comme les déflexions intrinsèques de la Figure 3.10 (b). En fait, il faut faire un compromis entre la largeur de la bande de rejet et la constante de temps du filtre: $\tau = 1/b$.

(3.7)

Dans ce cas-ci, τ = 66.7 ms. En général on alloue 5τ pour laisser au filtre le temps de se stabiliser. Dans ce cas-ci, on obtient: 5 * 0.03 = 166.67 échantillons ou 333 ms ! En employant un autre filtre avec une bande d'arrêt plus large (b = 0.188496, W_1 = 30 Hz), les résultats ont été plus encourageants, mais la morphologie du signal n'est toujours pas la même que si on emploie la fonction différence, voir la Figure 3.11.

Cette voie a été finalement abandonnée à cause de la grande bande

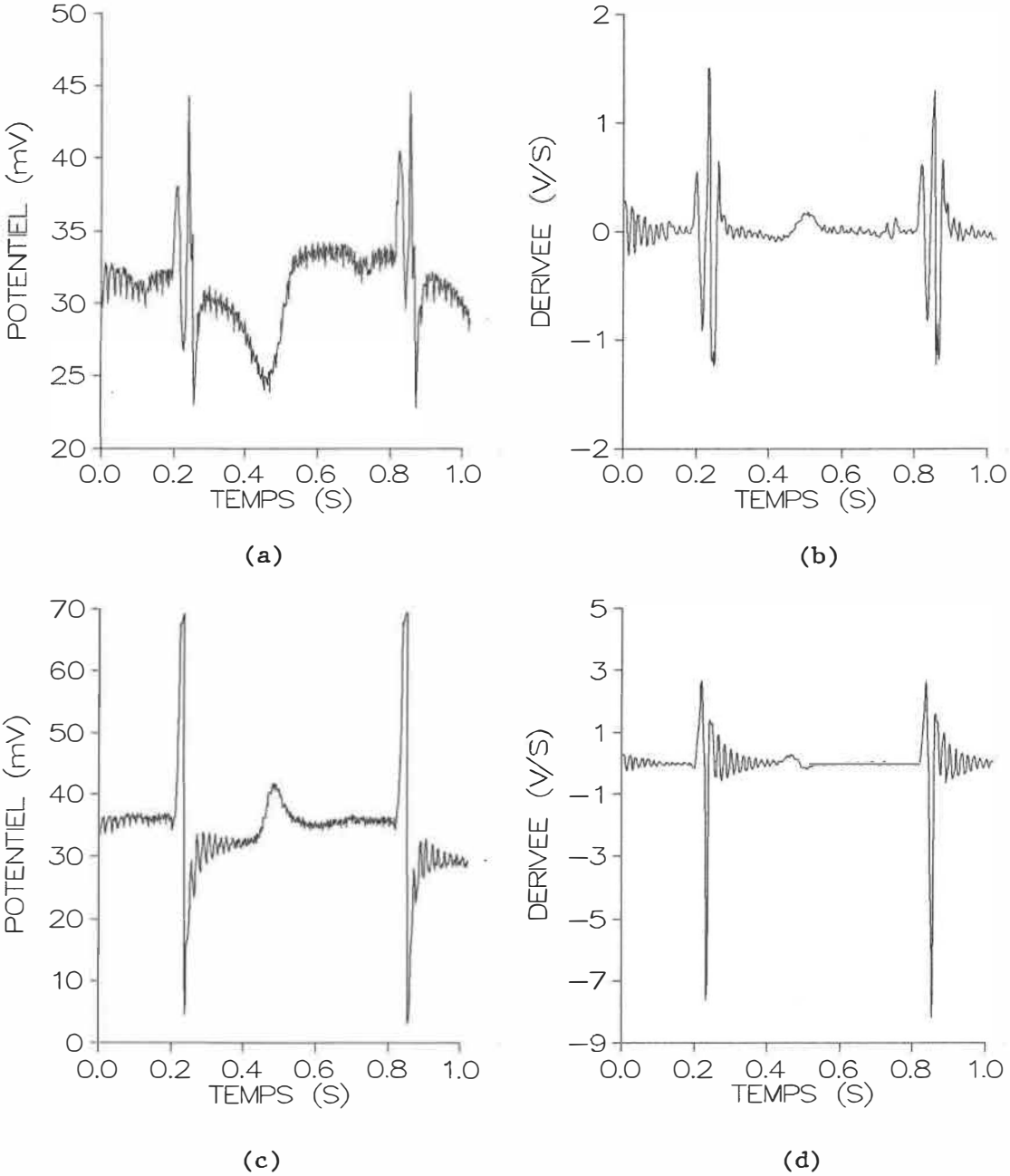


Figure 3.10 Résultats avec le filtre à bande d'arrêt no 1 (b=0.03)
(a) signal no 1 avec filtre à bande d'arrêt
(b) signal no 2 avec filtre à bande d'arrêt
(c) dérivée de (a)
(d) dérivée de (b)

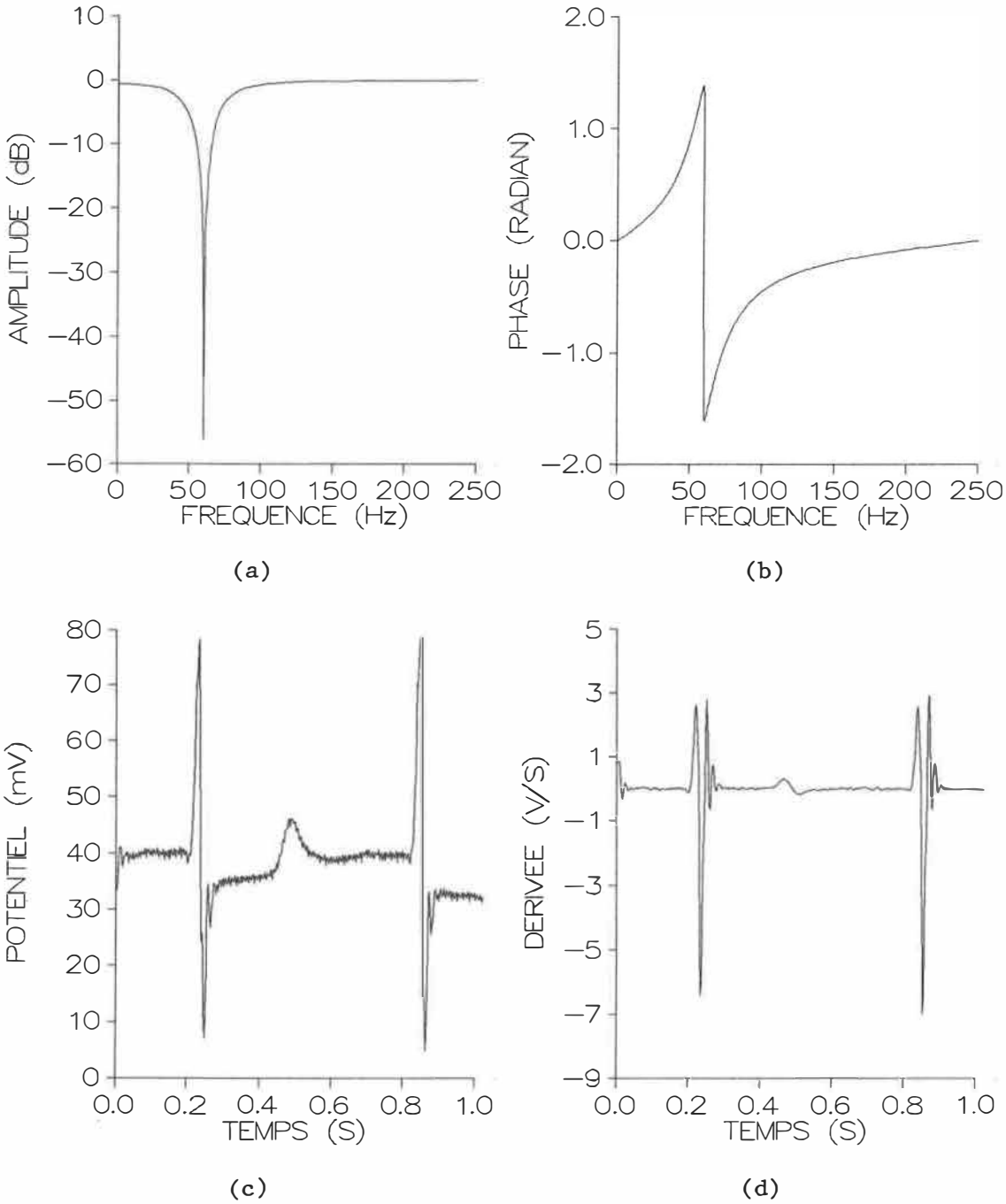


Figure 3.11 Résultats avec le filtre à bande d'arrêt no 2 (b=0.188)

(a) réponse en fréquence (amplitude)
(b) réponse en fréquence (phase)
(c) signal no 2 filtré
(d) dérivée de (c)

d'arrêt nécessaire pour éviter les oscillations. Autre problème: l'emploi d'un filtre pour réduire le 60 Hz est hasardeux, car on ne sait pas *à priori* la quantité de 60 Hz contenu dans le signal.

3.3.5 Filtrage spatial

De Bakker *et al.* (1983) ont utilisé un filtre de type spatial pour mettre en valeur les déflexions intrinsèques lors d'expériences où une plaquette d'électrodes était utilisée. Ce filtrage correspond au calcul du Laplacien de la distribution de potentiel. On peut estimer ce Laplacien en soustrayant du signal la moyenne de ses voisins dans une grille d'électrodes équidistantes. Ce type de traitement permet d'éliminer l'information commune entre des canaux adjacents. Par exemple, le bruit, les ondes QS, l'activité électrotonique et les artéfacts de stimulation. En fait, on en revient à l'idée de base, à savoir *l'information locale*. Ce principe s'applique particulièrement bien aux cas où on a des ondes avec des complexes QS larges, comme on peut le voir à la Figure 3.12 (enregistrements provenant d'un bas d'électrodes, donc non-uniformément espacés). A noter le bruit qui est disparu car corrélé d'une électrode à l'autre.

De Bakker *et al.* (1983) ont constaté que les cartes isochrones obtenues par cette technique coaxiale ne différaient pas des cartes obtenues par des enregistrements unipolaires. D'autre part, cet enregistrement coaxial est supérieur au bipolaire car il est

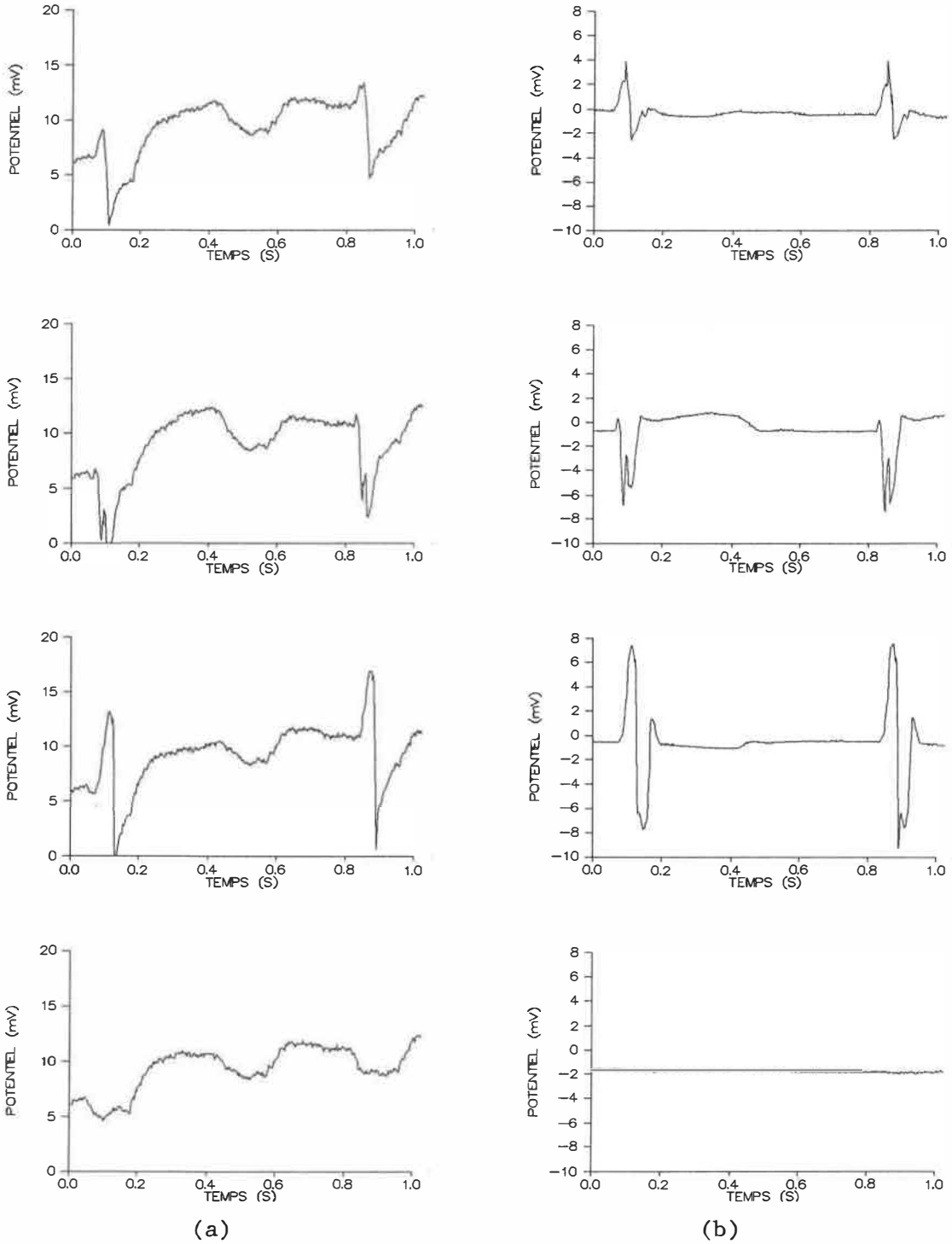


Figure 3.12 Opérateur laplacien
(a) signaux originaux
(b) Laplacien de (a)

indépendant de la direction de propagation de l'activation.

Dans notre cas cependant, ce type de traitement peut présenter quelques inconvénients, car les électrodes sont assez éloignées dans la plupart des dispositions et le niveau de corrélation peut être assez faible. Ce type de traitement ne s'avère indiqué qu'avec une disposition fixe d'électrodes rapprochées, comme les plaquettes épicardiques.

En résumé, compte tenu de nos dispositions irrégulières d'électrodes et du temps de traitement disponible, le dérivateur à sept points semble le type de prétraitement le plus indiqué. Nous étudierons l'effet de son utilisation en le comparant avec la fonction différence.

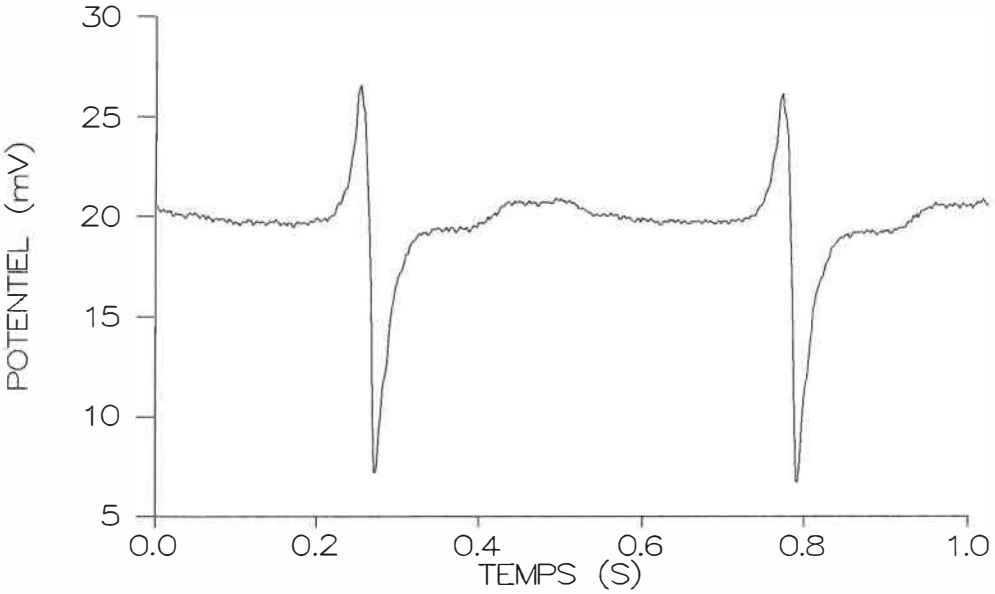
3.4 TECHNIQUES DE DETECTION

Comme nous l'avons vu précédemment, il existe présentement deux types de détecteurs simples: à seuil fixe et à seuil statistique.

3.4.1 Détecteur à seuil fixe

Le détecteur à seuil fixe repose sur un principe très simple: on compare la sortie du prétraitement avec un seuil (A) fixé à l'avance (Figure 3.13). Une fois que le seuil a été franchi, on considère une fenêtre de recherche (B) afin de trouver la pente minimale dans la

(a)



(b)

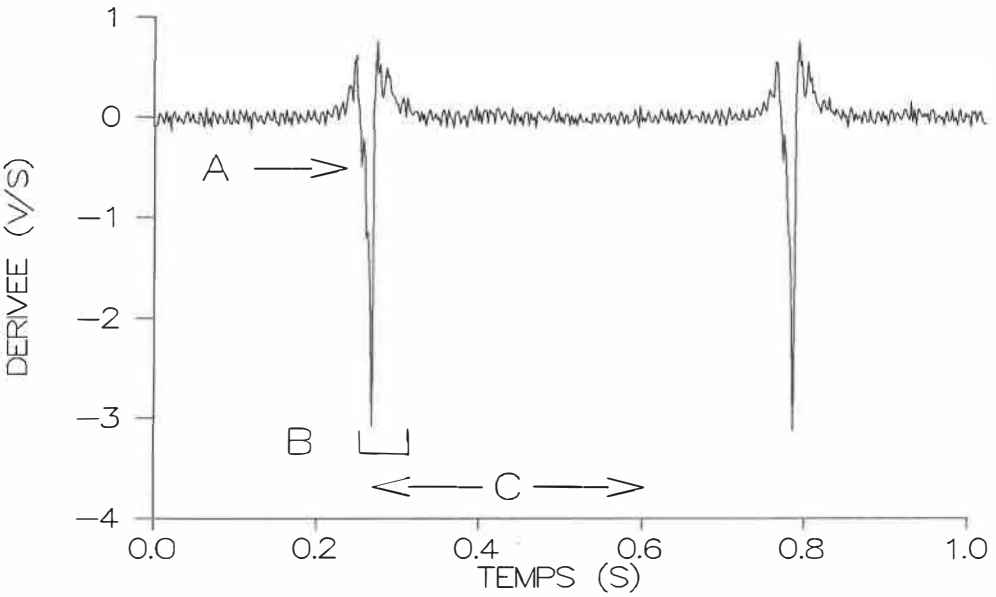


Figure 3.13 Détecteur à seuil fixe
(a) signal mesuré
(b) dérivée du signal et critères de détection: seuil (A), fenêtre de recherche (B) et période réfractaire (C)

région d'intérêt. Ce paramètre est important: il doit avoir au moins la largeur d'un complexe afin de pouvoir détecter la dérivée minimale. Une fois que la déflexion intrinsèque a été convenablement détectée, l'algorithme poursuit sa recherche de croisement de seuil après une période réfractaire (C) qui est déterminée selon les caractéristiques physiologiques du tissu et qui a pour but de diminuer le nombre de fausses détections.

3.4.2 Détecteur à seuil statistique

Le détecteur à seuil statistique a été proposé par Witkowski *et al.* (1984). De façon générale, on peut utiliser les mêmes paramètres que le détecteur à seuil fixe (période réfractaire, fenêtre) sauf que le seuil est déterminée de la façon suivante: on calcule la moyenne et l'écart-type de la dérivée et on établit le seuil en fonction de l'écart-type. L'avantage de ce détecteur est qu'il tend à minimiser les effets du bruit. En effet, si le niveau de bruit augmente, la distribution s'étend et l'écart-type augmente, ce qui accroît le niveau du seuil. Dans le cas d'un signal faible sans bruit, le petit écart-type diminue le seuil, permettant ainsi d'accepter de plus faibles déflexions. Le principal désavantage du détecteur à seuil statistique est qu'il ne repose sur aucune base physiologique. Dans le cas vu précedemment, on peut accepter ce qui pourrait n'être qu'un artéfact ou bien refuser un battement faible, superposé sur de grosses ondes QS. De plus, durant les tachycardies ventriculaires la performance du

détecteur semble se détériorer beaucoup (Witkowski *et al.*, 1984).

3.5 TABLES DE VERITE

Après comparaison des temps d'activation de la banque de données et ceux déterminés par l'algorithme, on désire évaluer l'efficacité de celui-ci. La théorie nous fournit des outils pour évaluer la performance d'un détecteur: courbes ROC (Receiver Operating Characteristic), fonction de coût, etc. (Van Trees, 1968) Mais auparavant, il convient de procéder à quelques définitions. A la Figure 3.14, supposons que la distribution B représente l'ensemble des pentes des temps d'activation édités à la main. La distribution A représente l'ensemble des pentes des échantillons à mesurer qui ne sont pas des temps d'activation. L'axe des X désigne la dérivée du signal où on établit un seuil de détection τ associé à la droite en pointillé. La région α fait partie de la distibution B, mais étant située au-dessus du seuil, elle n'est jamais détectée. On appelle les temps d'activation de cette région *les faux négatifs*. La région β fait partie de la distribution A et elle est détectée. Cette région englobe *les faux positifs*. Ce qui reste des distributions B et A regroupe respectivement les *vrais positifs* et les *vrais négatifs*. Dans le cas qui nous préoccupe, les vrais négatifs sont très élevés en nombre puisqu'ils correspondent à chaque échantillon qui n'est pas un temps d'activation et qui n'est pas détecté, soit 508 à 510 points par canal. Nous n'en tiendrons pas compte pour des raisons qui deviendront évidentes plus tard.

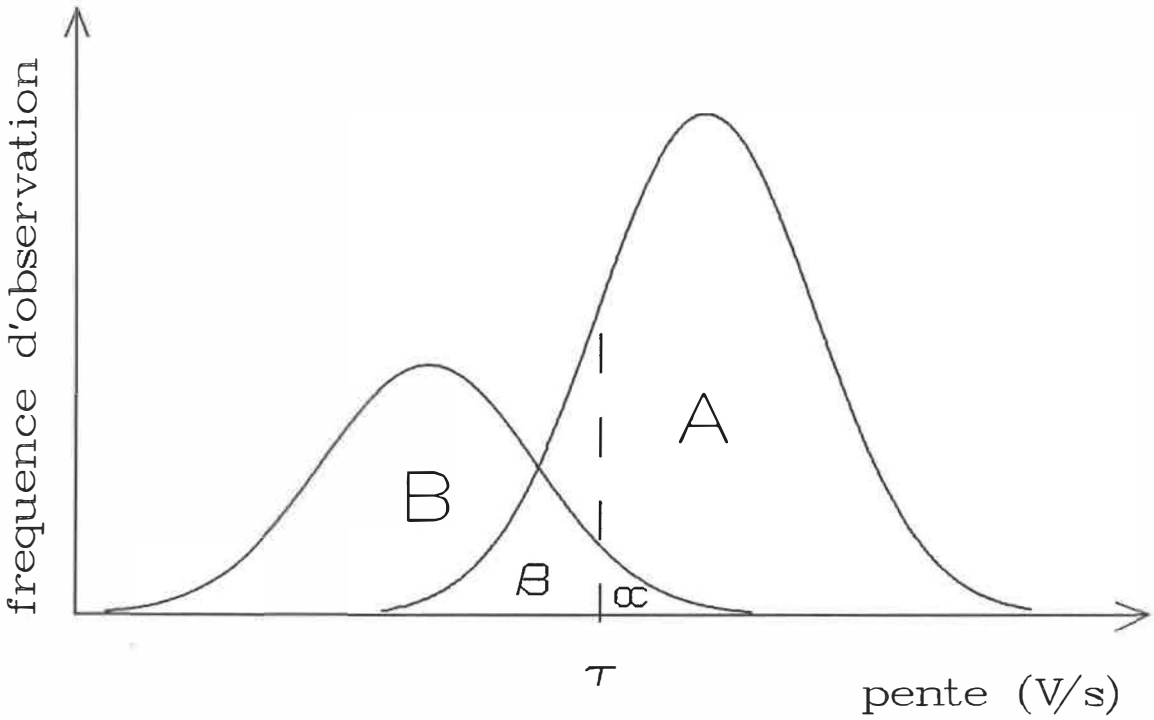


Figure 3.14 Situation typique de détection

Les résultats sont présentés sous forme de table de vérité:

		REALITE	
		NON-EVENEMENT	EVENEMENT
ALGORITHME	NON-DETECTION	VRAI NEGATIF	FAUX NEGATIF
	DETECTION	FAUX POSITIF	VRAI POSITIF

Il s'agit simplement de comparer le contenu de la banque de données avec les résultats de l'algorithme. Si un temps d'activation détecté par algorithme coïncide avec celui de la banque de données, on a un vrai positif. Dans le cas où l'algorithme détecte un T.A. à un mauvais endroit, il s'agira d'un faux positif. Si l'algorithme ne détecte pas un T.A. alors qu'il aurait dû, un faux négatif est enregistré. La tolérance de coïncidence est de plus ou moins 8 ms (4 échantillons). Ce paramètre a été choisi ainsi: on a calculé l'écart absolu entre les temps d'activations édités à la main et les meilleurs résultats obtenus par un algorithme à seuil statistique. Ces différences ont été ensuite reportées sur un histogramme. (Figure 3.15) On constate que la grande majorité des différences est nulle ou égale à un échantillon . Si on prend tous les écarts absolus inférieurs à 4 points (8 ms), on considère alors plus de 95 % des cas sans fausser outre mesure la morphologie des cartes isochrones générées.

Les écarts non-nuls sont explicables: 1) par l'incertitude qu'il peut y avoir en fixant un temps d'activation manuellement: on ne peut pas

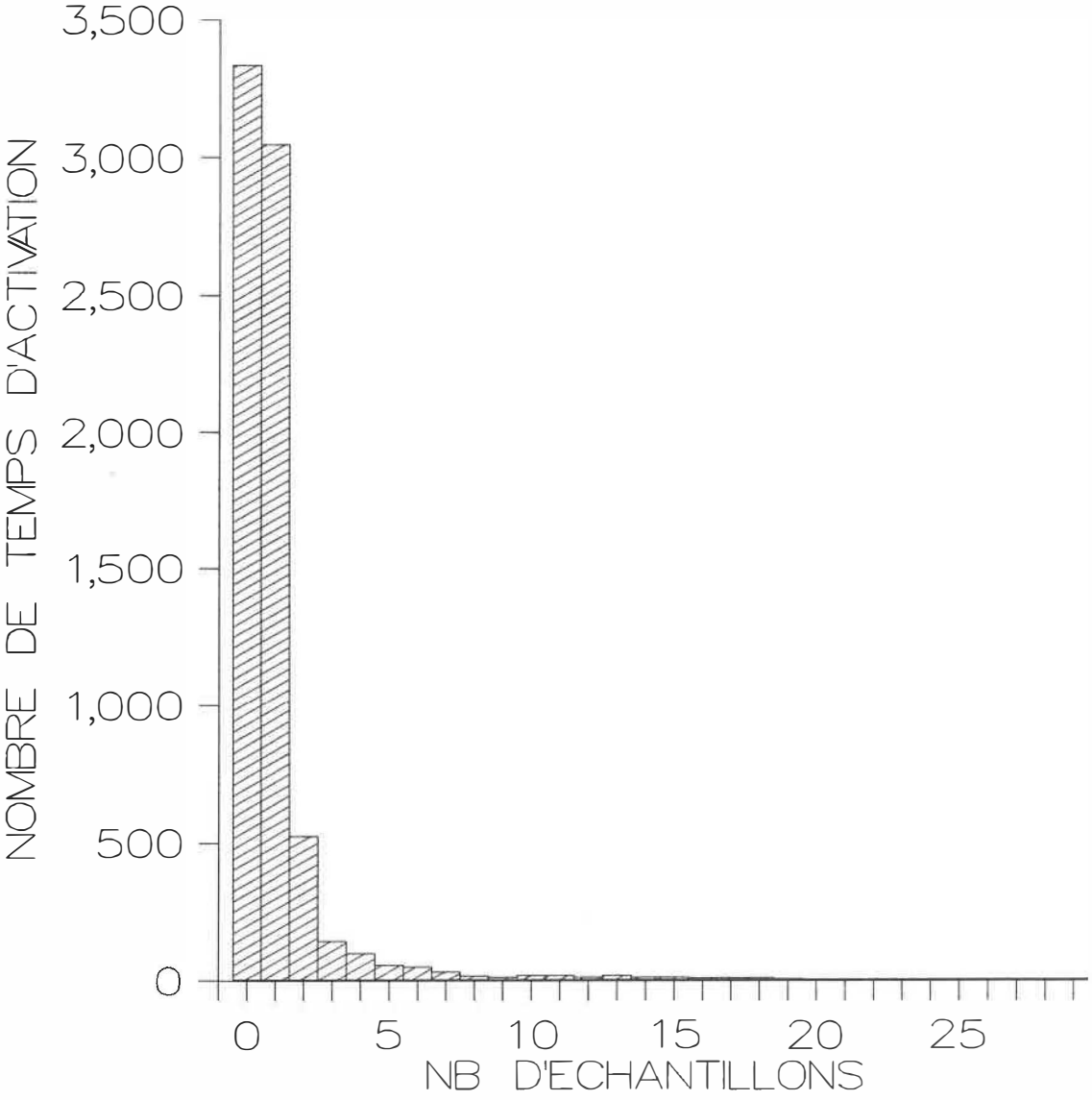


Figure 3.15 Histogramme des différence en valeur absolue entre les temps d'activation édités et ceux déterminés par algorithme

toujours déceler exactement à l'oeil l'instant où survient la pente la plus négative. 2) La différence de déphasage entre le prétraitement de l'algorithme testé et celui utilisé sur le système d'acquisition existant pour l'édition manuelle des signaux. Si on compare le dérivateur à 2 points de ce dernier et le dérivateur à 7 points employé pour la production de l'histogramme de la Figure 3.15, on constate un déphasage d'un demi-échantillon, dû au dérivateur à 2 points.

3.6 PARAMETRES D'EVALUATION

Les résultats sont ensuite normalisés afin d'obtenir des paramètres d'évaluation courants, à savoir: (Ingelfinger *et al.*, 1983)

A) SENSIBILITE:

$$\frac{\text{nombre de vraies détections}}{\text{nombre total de temps d'activation}} \tag{3.8}$$

B) TAUX DE PREDICTION POSITIVE:

$$\frac{\text{nombre de vraies détections}}{\text{nombre total de détections}} \tag{3.9}$$

C) SPECIFICITE:

$$\frac{\text{nombre de vraies non-détections}}{\text{nombre total de non-temps d'activation}} \tag{3.10}$$

D) TAUX DE PREDICTION NEGATIVE:

$$\frac{\text{nombre de vraies non-détections}}{\text{nombre total de non-détections}} \tag{3.11}$$

Nous n'utiliserons pas les deux derniers paramètres car le nombre de vrais négatifs (non-détection) est tellement élevé que la spécificité et le taux de prédiction négative tendent vers un. Ces paramètres ne sont donc pas sensibles vis-à-vis la performance de l'algorithme de détection.

La sensibilité tend vers 100 % quand l'algorithme détecte tous les temps d'activation de la banque de données. Cependant, ce paramètre ne donne aucune information quant au nombre de faux positifs. On peut se faire une idée de cette quantité avec le taux de prédiction positive. Quand ce paramètre est égal à 100 %, les temps d'activation déterminés par algorithme sont tous bons: il n'y a pas de faux positifs. La sensibilité et le taux de prédiction positive vont nous permettre d'évaluer le plus justement possible l'efficacité des algorithmes de détection et de prétraitement.

Ne pouvant pas employer la spécificité comme paramètre, nous ne pourrons pas utiliser les courbes ROC et les critères d'optimisation classiques qui consistent à fixer un point d'opération quasi-optimal à l'endroit où les erreurs de sensibilité et de spécificité sont égales. Dans notre cas, un point d'opération quasi-optimal sera défini comme étant l'endroit minimisant la racine carrée de la moyenne quadratique des erreurs de sensibilité (1 - SENSI.) et du taux de prédiction positive (1 - T.P.P). Le paramètre que nous chercherons à maximiser sera appelé *efficacité:*

$$\underline{\text{EFFICACITE}} = 1 - \left[\frac{(1 - \text{SENSI.})^2 + (1 - \text{T.P.P.})^2}{2}\right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.12)$$

CHAPITRE 4. RESULTATS

En utilisant la banque de données et avec l'aide des paramètres décrits plus haut, nous nous proposons de déterminer un point d'opération quasi-optimal et d'étudier l'effet des paramètres suivants de l'algorithme de détection:

1- le seuil

2- la largeur de la fenêtre de recherche

3- la période réfractaire

On fera varier le seuil de -0.1 V/s à -2.5 V/s pour le détecteur à seuil fixe et de 1σ à 7σ pour le détecteur à seuil statistique. La largeur de la fenêtre sera fixée arbitrairement à 160 ms (80 échan.) et la période réfractaire sera de 80 ms (40 échan.). Ensuite, en fixant le seuil à sa valeur optimale, la largeur de la fenêtre et la période réfractaire seront changées (largeur de la fenêtre: 80 - 300 ms; période réfractaire: 40 - 300 ms).

Une comparaison entre le dérivateur à deux points et celui à sept points sera faite afin de vérifier si celui-ci est plus efficace que l'autre. Un même genre d'étude servira à comparer le détecteur à seuil fixe avec celui à seuil statistique. Nous tenterons de déterminer s'il y a corrélation entre l'efficacité et le type de disposition (bas, ballon),le rythme cardiaque (rythme sinusal,tachycardie ventriculaire)

et l'état du myocarde (WPW, CHD).

Nous évaluerons ensuite les performances en termes de temps de calcul pour chaque combinaison prétraitement/détecteur, en écrivant le même algorithme sur trois machines différentes. Enfin, nous déterminerons les différentes situations typiques d'erreurs commises par chaque détecteur, ce qui pourra orienter des recherches futures en vue d'améliorer la détection. Un diagramme du flux des données se trouve à l'Annexe 2 et la structure du logiciel utilisé, à l'Annexe 3.

4.1 PERFORMANCE GLOBALE

On peut voir à la Figure 4.1 les résultats obtenus pour chaque combinaison détecteur/prétraitement en fonction du seuil, en utilisant la banque de données complète. Comme on pouvait s'y attendre, les courbes d'efficacité nous permettent d'établir une valeur optimale de seuil. On remarque que l'efficacité au seuil optimal est à peu près la même pour les quatre cas, quoique le prétraitement à 7 points améliore les performances de détection. De façon générale, le détecteur à seuil statistique se comporte un peu mieux que son homologue à seuil fixe et avec ce détecteur, le type de prétraitement utilisé semble avoir moins d'effet. Si on considère maintenant le type de patient (CHD: Coronary Heart Disease; WPW: Wolff-Parkinson-White) et le rythme (NSR: rythme sinusal normal; TV: tachycardie ventriculaire), on observe des disparités. A la Figure 4.2, un histogramme résume les performances

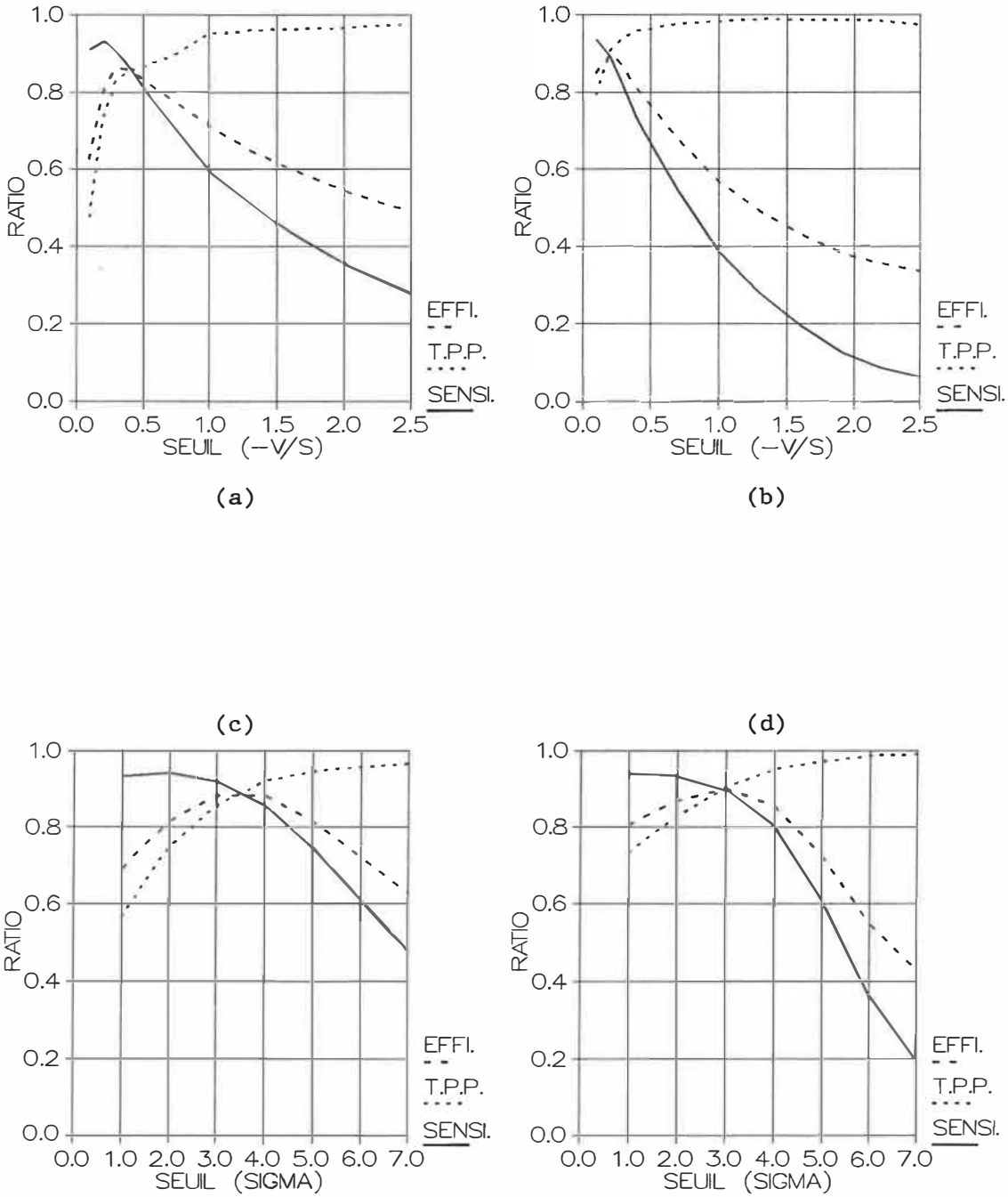


Figure 4.1 Effet du seuil sur les quatre combinaisons Prétraitement-Détecteur pour l'ensemble de la banque de données (SENSI.= sensibilité EFFI.= efficacité T.P.P.= taux de prédiction positive)

(a) différence, seuil fixe
(b) dérivée 7 points, seuil fixe
(c) différence, seuil stat
(d) dérivée 7 points, seuil stat

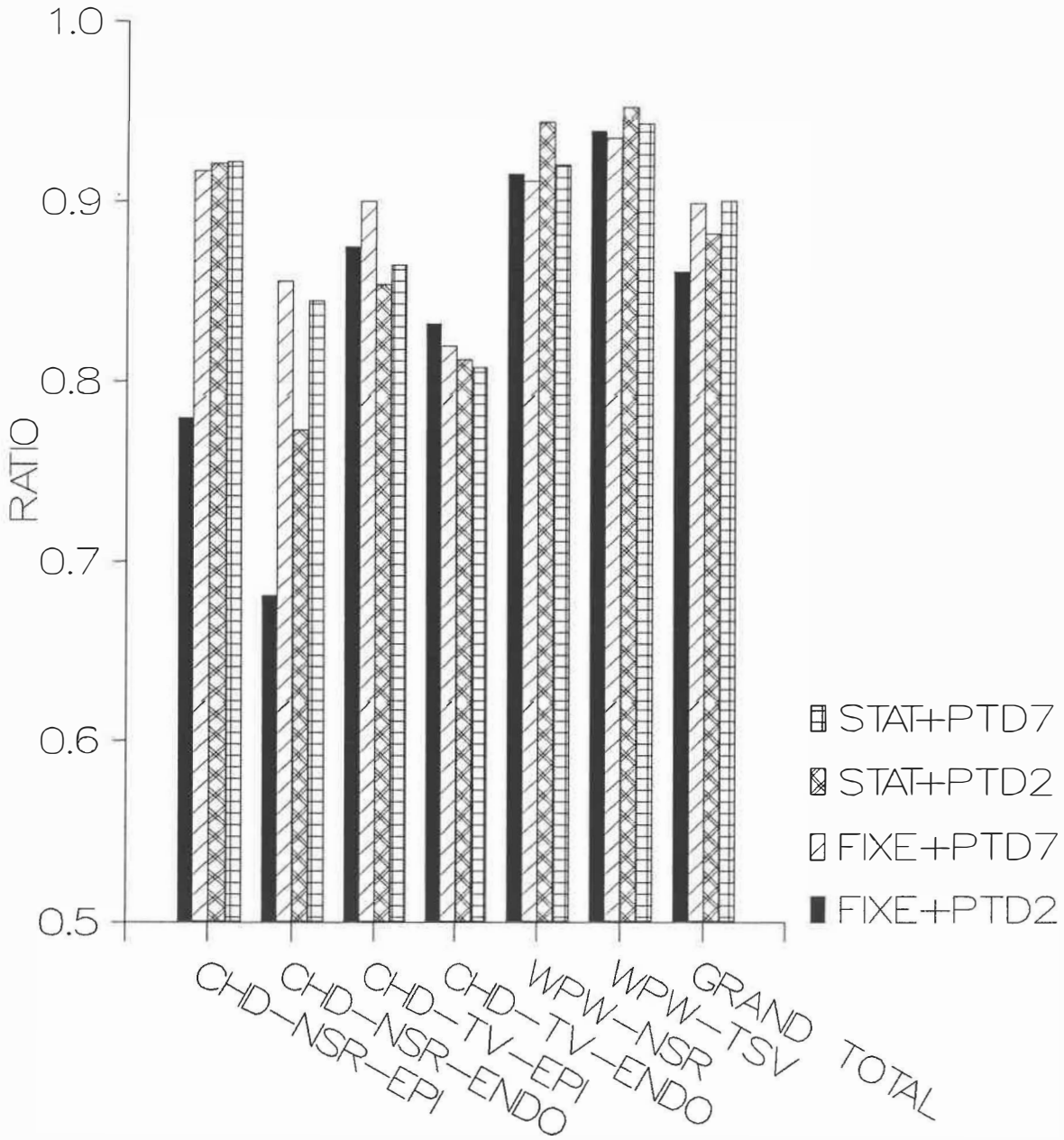


Figure 4.2 Comparaison de l'efficacité optimale pour chaque combinaison Prétraitement-Détecteur
PTD2: dérivateur à deux points
PTD7: dérivateur à sept points

optimales de chacun des couples prétraitement-détecteur pour chaque catégorie de la banque de données. Dans certaines catégories, le détecteur à seuil statistique se comporte beaucoup moins bien que le détecteur à seuil fixe. Les cas de tachycardie des patients CHD en sont un exemple. Le dérivateur à 7 points n'est pas toujours supérieur, par exemple les cas de WPW et NSR-TV-ENDO. Les résultats numériques de tous les tests se trouvent à l'Annexe 4.

4.2 PERFORMANCE DU PRETRAITEMENT

Nous avons vu au chapitre 3 que la dérivée à deux points posait certains problèmes avec le 60 Hz et ses harmoniques. Dans cette analyse sur l'effet du prétraitement, nous tenterons de discerner lequel des deux dérivateurs (2 points ou 7 points) est le plus efficace. Le plus grand écart entre les deux types de prétraitement se trouve avec les cas CHD-NSR.

Avec détecteur à seuil fixe, on remarque une nette amélioration du taux de prédiction positive (avec un seuil égal à -0.3 V/s) en passant du dérivateur à 2 points à celui à 7 points (de 0.67 à 0.94). Toutefois, la sensibilité a chuté de 0.89 à 0.81. Le seuil optimum est de -0.2 V/s pour lequel on obtient une sensibilité de 0.91 et un taux de prédiction positive de 0.90 (Figure 4.3 a et b). Toutefois, si on fait la même chose avec le détecteur à seuil statistique, on ne remarque pas de changement significatif (Figure 4.3 c et d).

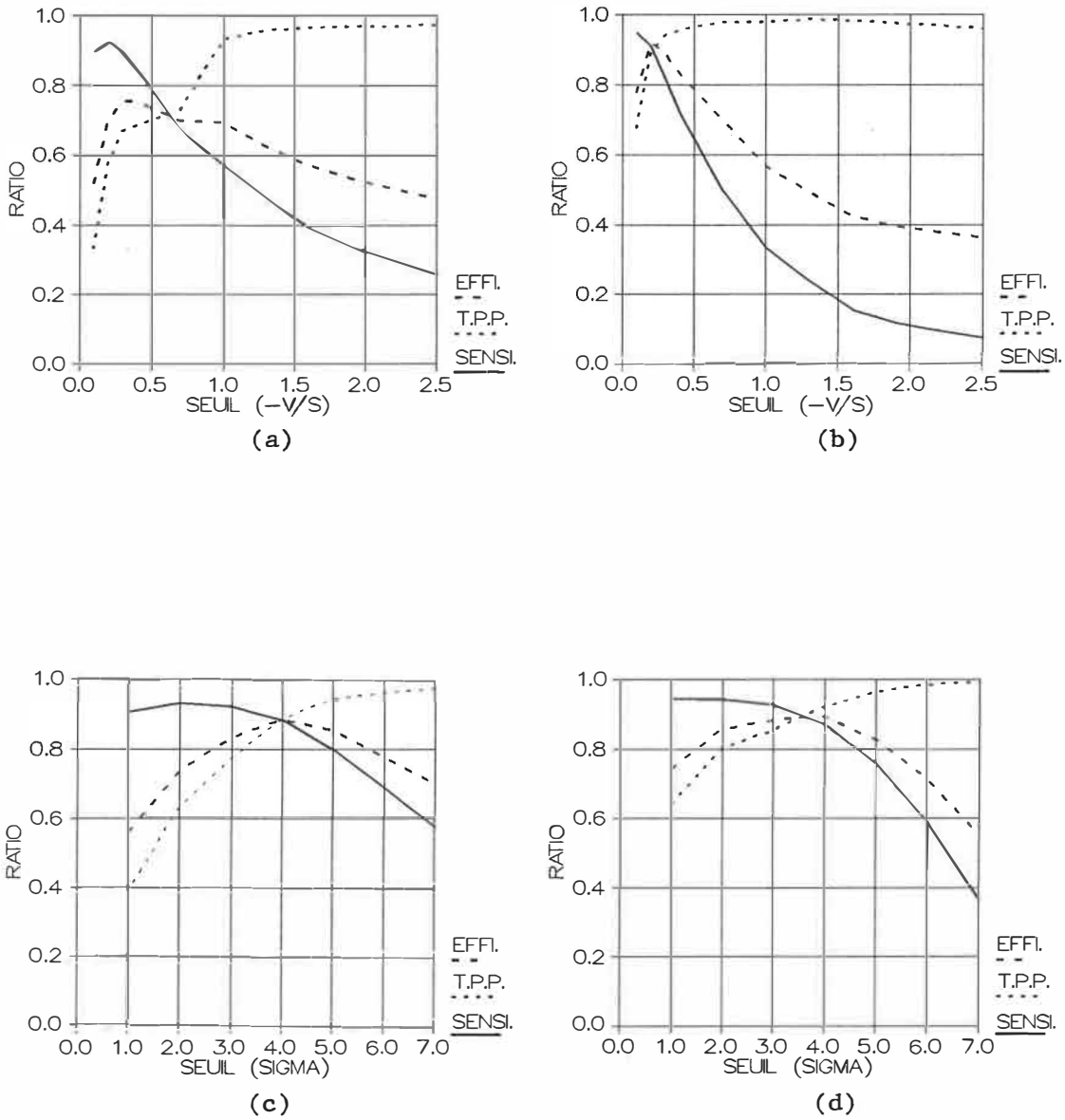


Figure 4.3 Comparaison entre dérivateur à 7 points et deux points
(a) différence, seuil fixe, CHD-NSR
(b) dérivée 7 points, seuil fixe, CHD-NSR
(c) différence. seuil statistique, CHD-NSR
(d) dérivée 7 points, seuil statistique, CHD-NSR

Dans les cas de CHD-TV-ENDO et WPW, on observe une légère chute d'efficacité en passant du dérivateur à 2 points au dérivateur à 7 points. Comment expliquer que l'effet du prétraitement à 7 points soit surtout avantageux pour les CHD-NSR ? Dans l'analyse détaillée des erreurs on a remarqué que le taux d'erreur dû au bruit était plus élevé pour les fichiers CHD-NSR que pour les autres fichiers si on emploie le détecteur à seuil fixe. On peut ainsi déduire que l'emploi du dérivateur à 7 points accroît le ratio signal/bruit. Mais en même temps il déforme le signal à cause de sa réponse en fréquence non-linéaire, ce qui cause des fausses détections.

4.3 PERFORMANCE DES DETECTEURS

Il n'est pas possible de discerner un type de détecteur qui soit généralement supérieur à un autre. Dans le cas CHD-NSR, la supériorité du détecteur à seuil statistique est évidente, sans doute à cause de son immunité au bruit (Figure 4.3). Chez les patients de WPW, les deux techniques sont équivalentes, (Figure 4.4 a et b) parce que les temps d'activation sont très clairs et qu'il n'y a pas trop de bruit. On remarque, à un seuil de 3 sigma, une excellente sensibilité de 92 % et un taux de prédiction positive de 94 %. Les cas de CHD-TV sont intéressants: le détecteur à seuil fixe est légèrement plus efficace, Figure 4.4 (c et d). Sans doute à cause des ondes de faibles amplitudes qui sont difficiles à détecter (voir la section 4.8 sur les causes d'erreurs). Il faut dire également que la morphologie des

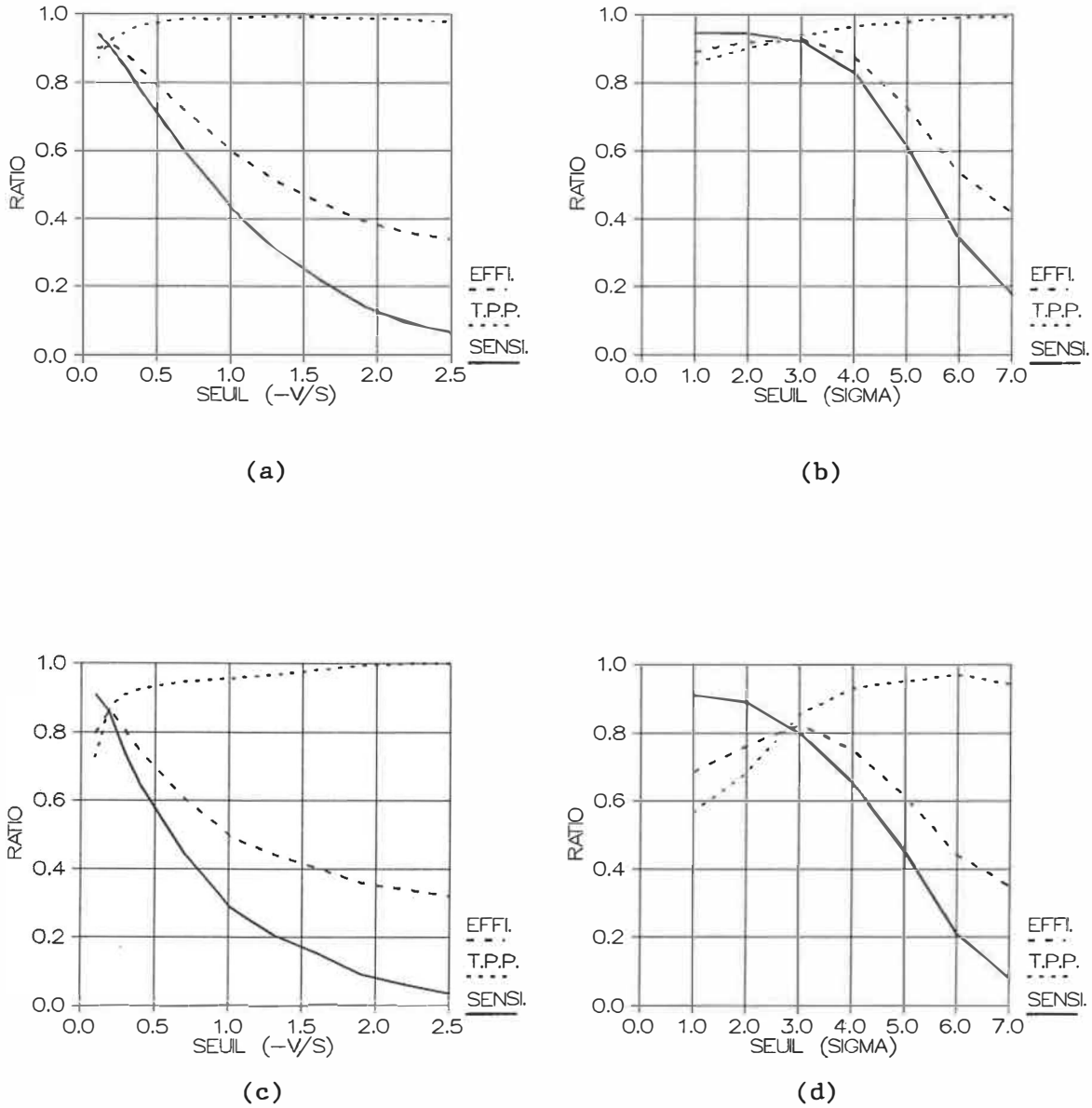


Figure 4.4 Comparaison entre détecteur à seuil fixe et statistique: Wolff-Parkinson-White et CHD-TV (dérivateur à sept points)

(a) seuil fixe, WPW-TOTAL
(b) seuil statistique, WPW-TOTAL
(c) seuil fixe, CHD-TV
(d) seuil statistique, CHD-TV

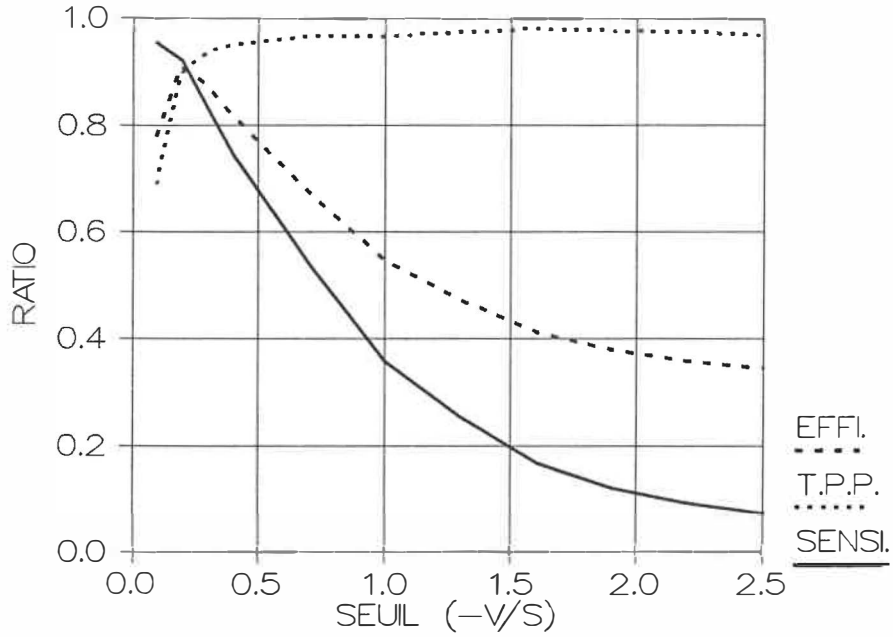
signaux peut grandement biaiser l'évaluation du seuil basé sur l'écart-type. A l'exception des fichiers CHD-TV, le détecteur à seuil statistique est un peu plus efficace, mais l'écart est peu ou pas significatif.

4.4 PERFORMANCE EPICARDE VERSUS ENDOCARDE

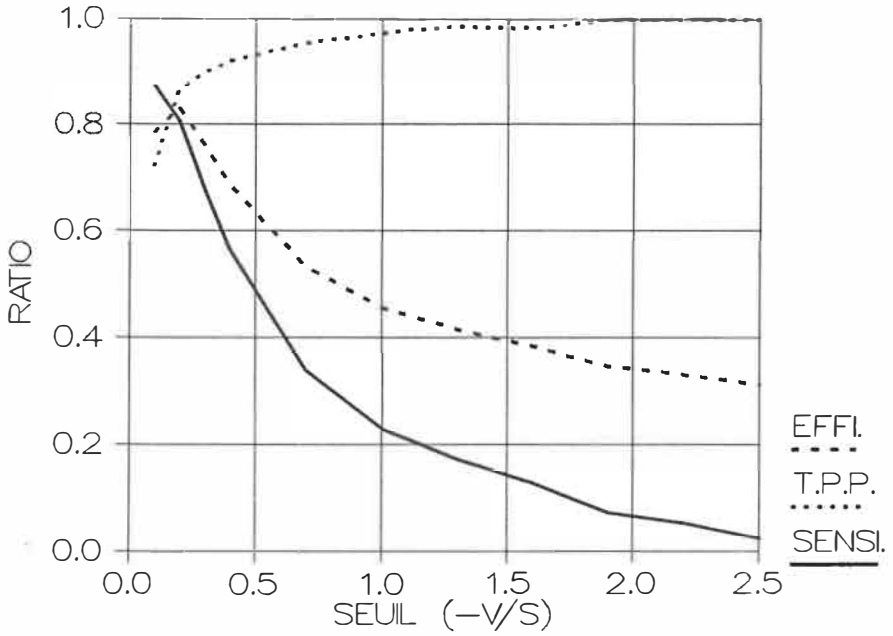
La performance de tous les détecteurs se détériore avec des dispositions endocardiques. L'écart est typiquement de 5 à 7%, Figure 4.5 (a et b). Cette chute peut s'expliquer par des problèmes de contact électrique. Il est plus difficile d'obtenir de bons contacts avec le ballon qu'avec le bas à cause de la surface endocardique qui est très accidentée.

4.5 LARGEUR DE LA FENETRE ET PERIODE REFRACTAIRE:

Deux autres paramètres restent à être optimisés: la largeur de la fenêtre et la période réfractaire. On retrouve à la Figure 4.6 (a) un graphique représentant l'efficacité en fonction de la période réfractaire avec la largeur de la fenêtre fixée à 220 ms. On observe que l'efficacité reste insensible à la période réfractaire jusqu'à 220 ms. La chute est due à une perte de sensibilité, car le nombre de faux négatifs augmente. A noter que pour les CHD-NSR, le plateau se prolonge jusqu'au delà de 400 ms. Cela est normal, car la fréquence

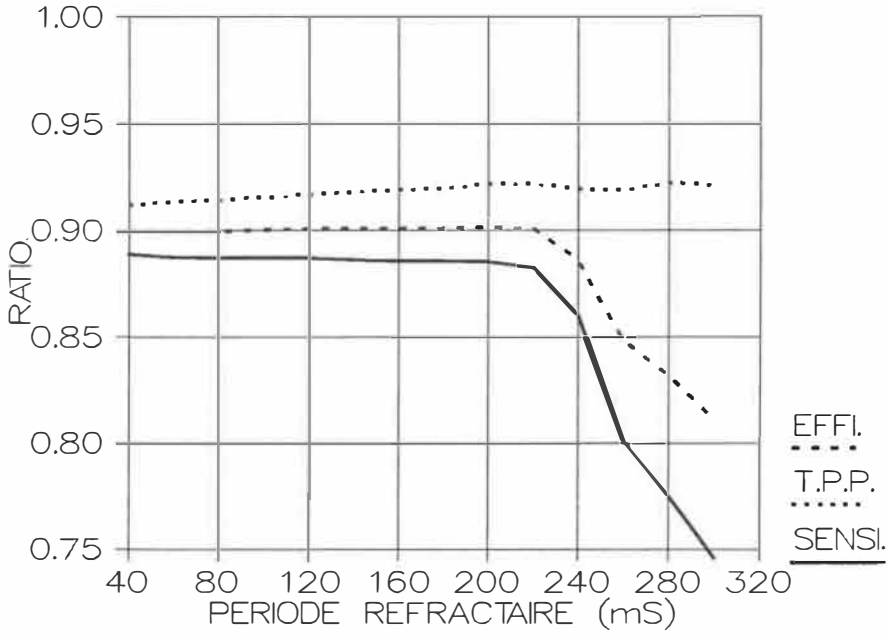


(a)

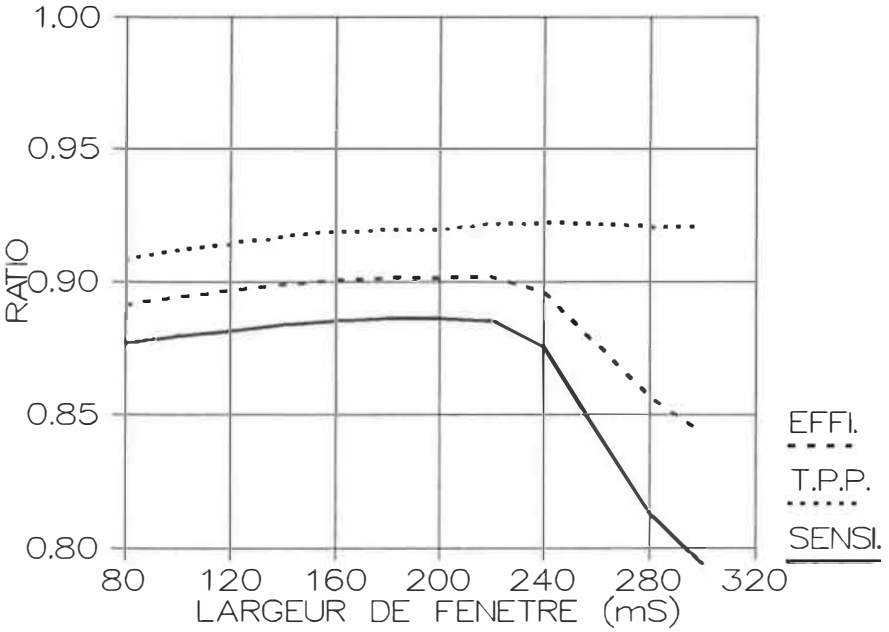


(b)

Figure 4.5 Comparaison Epicardique vs Endocardique pour l'ensemble des fichiers
(prétraitement: dérivateur à sept points
détecteur: à seuil fixe)
(a) Total épicardique
(b) Total endocardique



(a)



(b)

Figure 4.6 Etude sur la période réfractaire et la largeur de fenêtre pour l'ensemble des fichiers (prétraitement: dérivateur à sept points détecteur: à seuil fixe)
(a) période réfractaire
(b) largeur de la fenêtre

cardiaque est plus faible. La valeur optimum est de 200 ms. On observe la même insensibilité avec la largeur de fenêtre, avec à peu près les mêmes valeurs de coupure (220 ms). En fixant la largeur de la fenêtre à 160 ms et la période réfractaire à 80 ms pour l'étude du seuil, nous avons obtenu une efficacité globale de 89 %. En variant les durées de fenêtre et de période réfractaire, nous n'avons réussi à améliorer l'efficacité que de 1 % (Figure 4.6 b).

Avant de faire un choix sur les algorithmes à utiliser, on doit cependant introduire un autre facteur, la rapidité de calcul.

4.6 ANALYSE DE RAPIDITE

Dans le but d'évaluer le temps de calcul de chacun des algorithmes, les deux algorithmes de détection et les deux dérivateurs ont été implantés sur trois machines différentes: PDP 11/34 (langage Fortran), micro VAX II (langage Fortran) et TMS 320C25 (langage d'assemblée). A noter que ce banc d'essai ne tient compte que du temps de calcul lui-même et on ne se préoccuppe pas du transfert des données. Les résultats sont présentés à la Figure 4.7. D'abord, on remarque l'écart remarquable entre le PDP-11 34 et le TMS 320C25: ce dernier est 70 fois plus rapide ! Ce ratio "tombe" à 20 avec le micro-VAX II. Dans la situation qui nous préoccuppe, l'emploi d'un TMS320C25 est tout indiqué pour faire du traitement rapide, à cause du type de calcul requis.

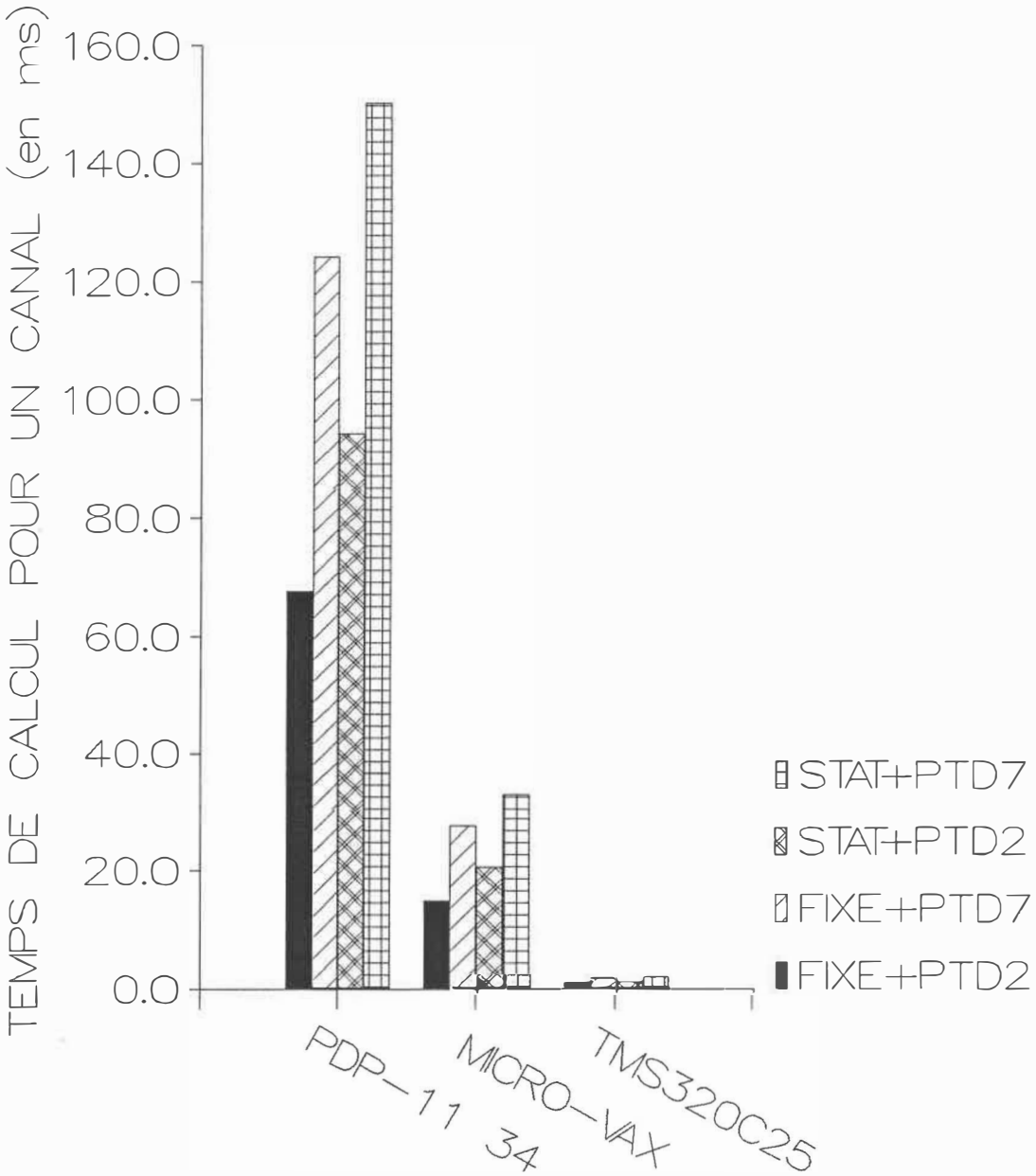


Figure 4.7 Comparaison des temps de calcul pour chaque combinaison Prétraitement-Détecteur

Comme on pouvait s'y attendre, le dérivateur à 2 points et le détecteur à seuil fixe demandent moins de temps de calcul. La différence entre les détecteurs fixe et statistique varie de 10 % à 40 % selon la machine et le prétraitement. Le dérivateur à 7 points demande de 60 % à 80 % plus de temps de calcul que le dérivateur à 2 points. Ce résultat était prévisible, étant donné que pour chaque point, il faut effectuer sept multiplications et sept additions.

Considérant le faible écart de performance de détection entre le détecteur à seuil fixe et le détecteur statistique, il semble plus indiqué de choisir le premier, d'autant plus que celui-ci a plus de signification "physiologique" que l'autre.

4.7 ANALYSE D'ERREUR

Dans le but général d'améliorer l'algorithme de détection, il convient de cerner les causes de mauvaises détections avec les deux types de détecteurs. Pour ce faire, une étude statistique des causes d'erreur a été faite en utilisant la dérivée à 7 points. On a défini l'ensemble des erreurs comme étant le nombre de faux positifs plus le nombre de faux négatifs. Pour chaque détecteur, environ 1000 erreurs ont été répertoriées manuellement. Les paramètres de détection utilisés ainsi que les résultats complets se trouvent à l'Annexe 5. Nous analyserons chaque type d'erreur, par ordre décroissant d'importance.

4.7.1 Indécision

C'est le type d'erreur le plus courant dans les deux cas. Il représente 33,5% des erreurs si on utilise le détecteur à seuil fixe et 42,0% des erreurs si on emploie le détecteur à seuil statistique. Le problème d'indécision survient quand on met un temps d'activation à un endroit où la pente n'est pas élevée. Cela arrive dans les cas où, après avoir vérifié la ressemblance de ce canal avec ses voisins ainsi que la carte isochrone, on suppose la position d'un temps d'activation sans que l'on ait la certitude que la déflexion soit vraiment locale (Figure 4.8 a). L'inverse peut également se produire: on peut ne pas mettre un temps d'activation alors que la pente de la déflexion intrinsèque semble suffisament élevée. Dans les deux cas, différents électrophysiologistes peuvent décider différemment de la présence ou de l'absence de la déflexion intrinsèque à cause de l'absence de critères électrophysiologiques rigoureux.

4.7.2 Erreurs de l'usager

Outre l'oubli pur et simple de certains complexes, l'usager peut aussi faire des erreurs dans les cas où il doit mettre manuellement un temps d'activation: la position où il met celui-ci n'est pas nécessairement celle où la pente est minimum. L'écart de quelques échantillons qui en résulte peut dépasser la largeur de fenêtre permise.(8 ms) Ce type d'erreur est non-négligeable (fixe: 25.6 %; stat:

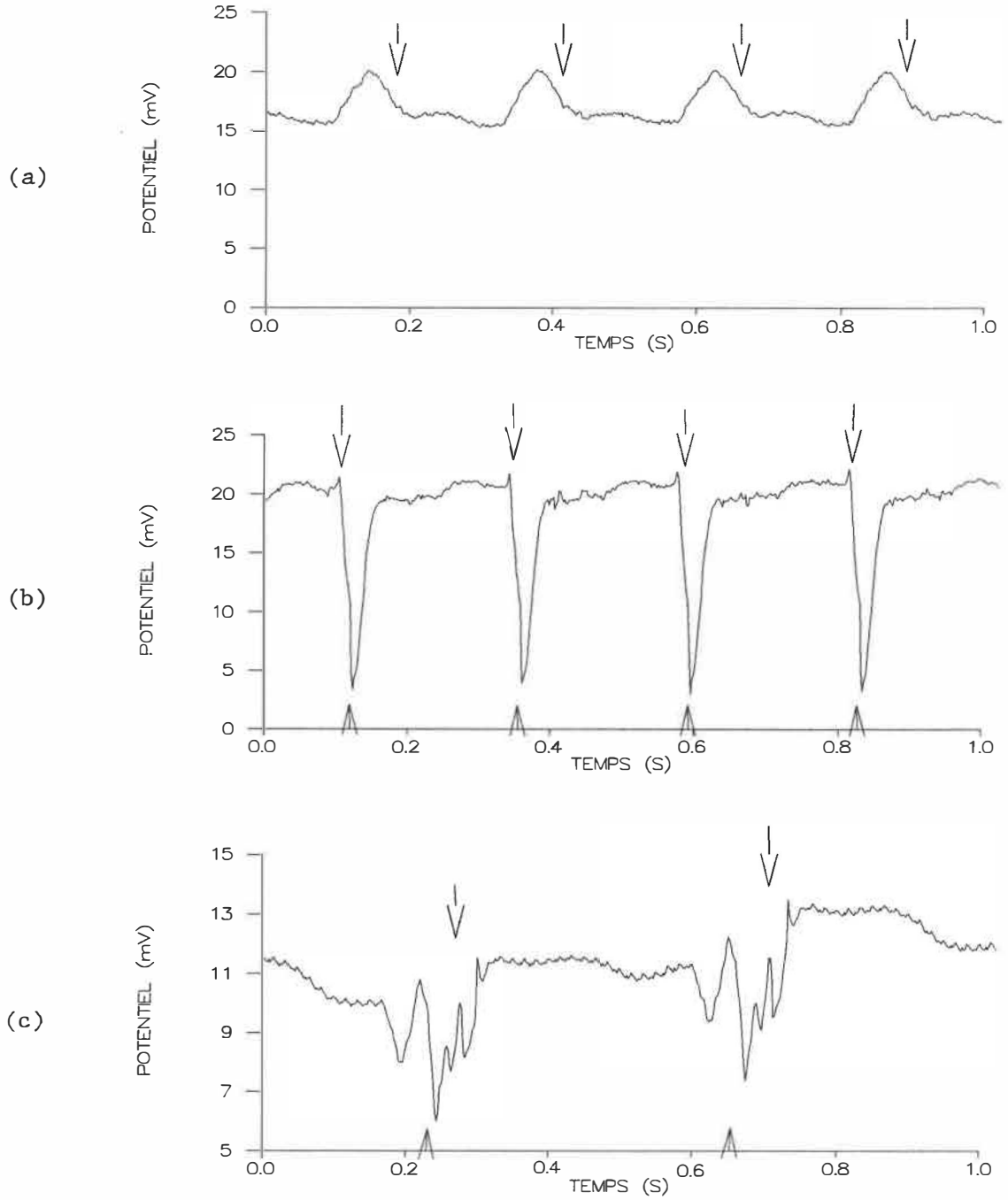


Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection
(a) indécision
(b) erreur de l'usager
(c) déflexions multiples
Pour chaque exemple, les flèches du haut représentent les temps d'activation édités et les flèches du bas désignent les temps d'activation déterminés par l'algorithme.

26.2 %). Un exemple est donné à la figure 4.8 (b). Ces erreurs peuvent être également causées par de légères déformations du signal produites par le prétraitement employé (voir les Figures 3.6 b et 3.8 b). Cela semble être le prix à payer pour utiliser un prétraitement de type passe-bande: en coupant les hautes fréquences, on perd la linéarité du dérivateur et la morphologie du signal s'en trouve changée.

4.7.3 Déflexions multiples

Les déflexions multiples sont causées par des collisions de fronts d'activation ou par la non-uniformité du myocarde. L'algorithme détecte habituellement la déflexion la plus rapide, qui n'est pas nécessairement la même que celle de la banque de données. Il n'y a pas de solution physiologique à ce problème. Ce type d'erreur est beaucoup moins important que les deux autres (fixe: 11.7 %; stat: 10.7 %). Un exemple est montré à la Figure 4.8 (c)

4.7.4 Le bruit

Le bruit cause évidemment des fausses détections, mais en nombre moins élevé. (fixe: 10.3 %; stat: 2.4 %) Avec l'emploi d'un dérivateur à 7 points, on atténue les harmoniques du 60 Hz, mais on ne les élimine pas complètement, voir la Figure 4.8 (d). A noter que cet effet n'est

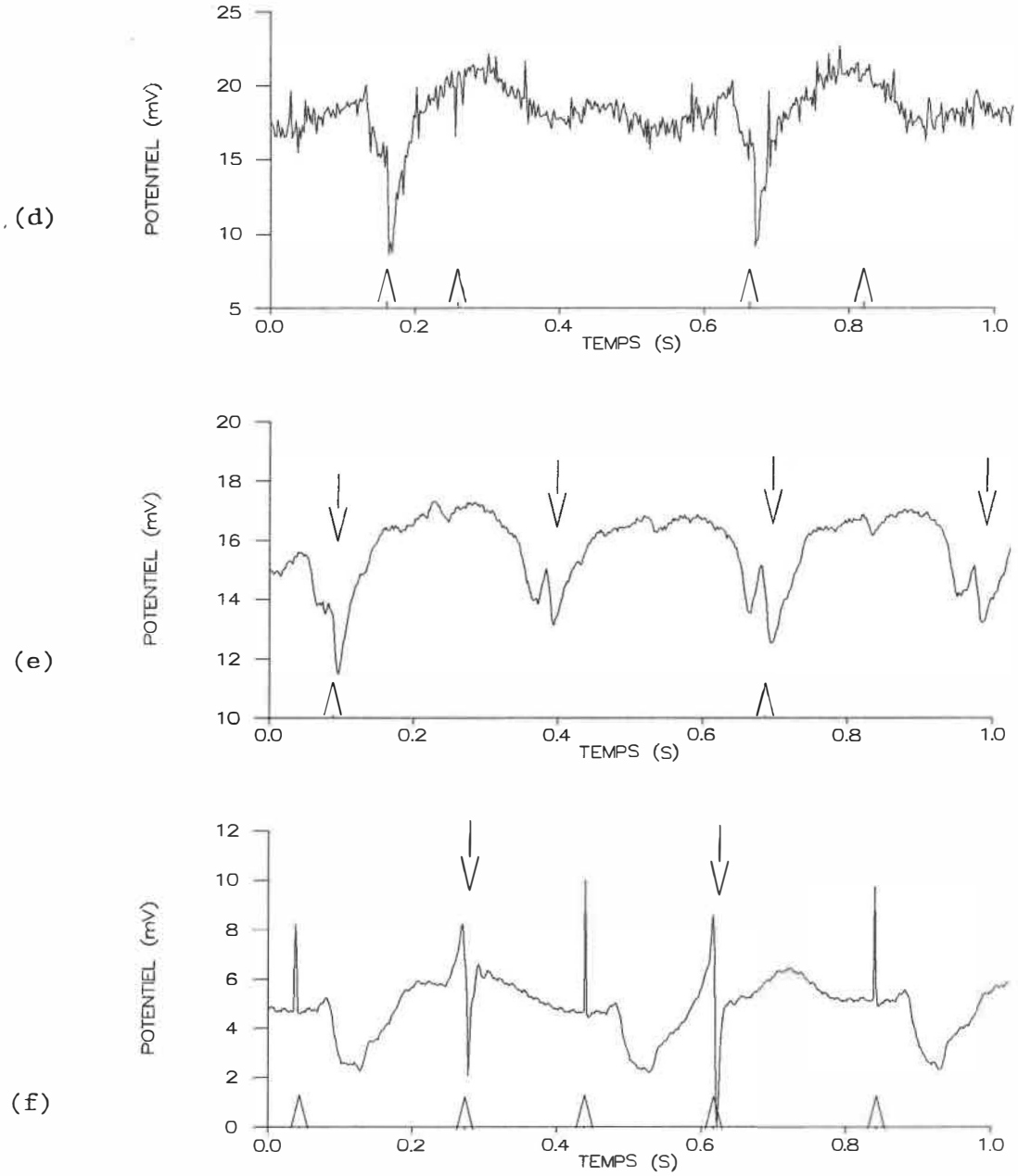


Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection
(d) bruit
(e) seuil marginal
(f) artéfacts de stimulation
Pour chaque exemple, les flèches du haut (A) représentent les temps d'activation édités et les flèches du bas (B) désignent les temps d'activation déterminés par l'algorithme.

presque pas perceptible avec le détecteur à seuil statistique mais que son emploi cause d'autres types d'erreurs, surtout de l'indécision.

4.7.5 Seuil marginal

Quand on considère un signal faible, il existe une frontière où il n'est pas possible pour l'algorithme d'affirmer qu'il y a une déflexion intrinsèque alors que sa présence est nettement visible. On peut voir à la Figure 4.8 (e) deux déflexions nettes avec morphologie d'onde RS qui n'ont pas été détectées. Ceci est dû au fait que ces deux déflexions sont juste en-deçà du seuil. Ce type de fausses détections compte pour 10.1 % (fixe) et 16.0 % (stat) des erreurs.

4.7.6 Artefacts de stimulation

Il est évident que leur présence cause des problèmes: il n'y avait qu'un seul fichier avec des artéfacts visibles dans la banque de données et l'algorithme à seuil fixe les a tous détecté. Voir la Figure 4.8 (f). L'importance de cette erreur est assez faible, (fixe: 4.0 %; stat: 2.4 %) parce que l'on a évité d'inclure trop de signaux avec stimulation dans la banque de données. Nous avons agi ainsi parce que l'on croit qu'il est possible d'éviter ce genre de problème en utilisant un algorithme simple de réjection d'artéfacts de stimulation.

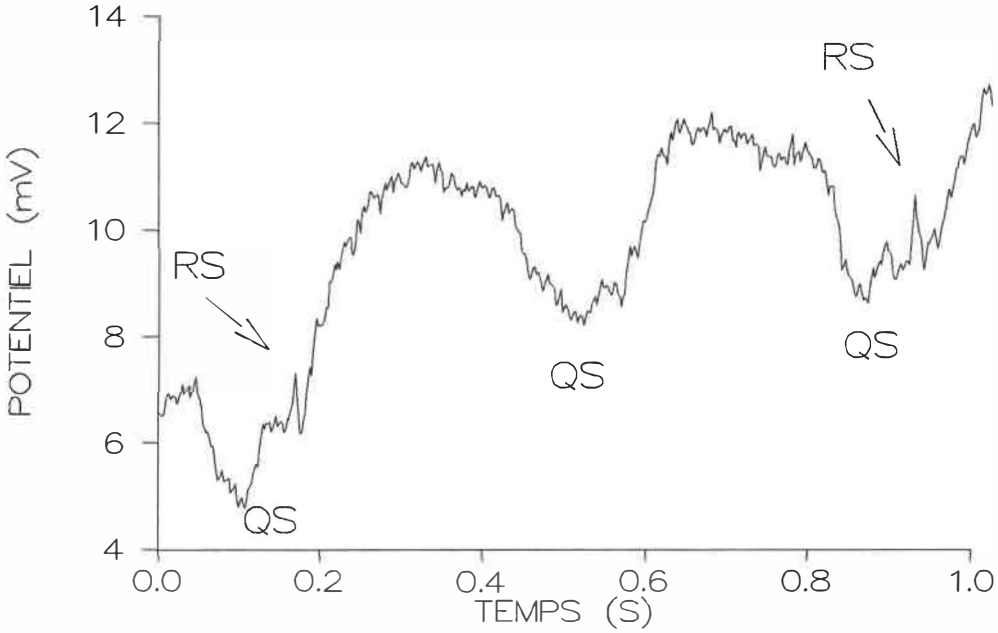
4.7.7 Ondes Q-S

Elles n'ont pas eu l'importance pressentie.(fixe: 2.9 %; stat: 0.3 %) On peut dire toutefois que pour détecter le crochetage RS (voir Figure 4.8 g) il aurait fallu diminuer le seuil au point d'augmenter de façon significative le nombre de faux positifs. Les deux types de détecteurs ne sont pas parfaitement efficaces face à de telles morphologies de signal. Une façon d'améliorer les performances pourrait être l'emploi de filtres spatiaux, afin d'extraire la petite déflexion locale en rejetant les signaux communs aux voisins. Cette optique n'a pas encore été explorée à fond, mais on peut se demander s'il y a possibilité de détecter de tels évènements.

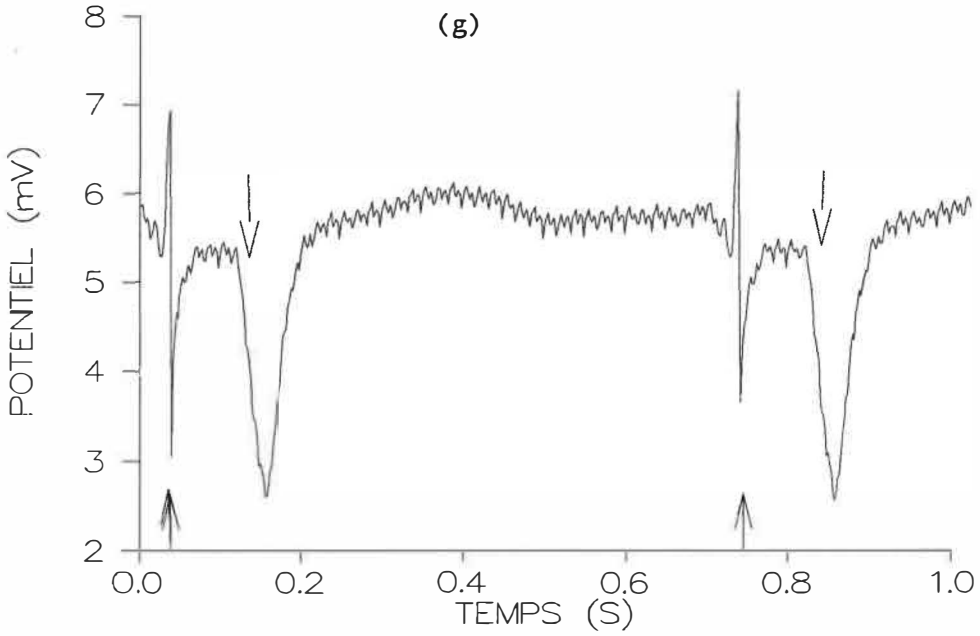
4.7.8 Autres raisons

Constituent 1.9 % des sources d'erreurs (seuil fixe). On pense à:

a) Les ondes P causent des fausses détections quand on utilise un arrangement d'électrode qui touche aux oreillettes. On peut alors avoir deux temps d'activation pour un battement (augmentation des faux positifs). Un exemple est donné à la Figure 4.8 (h). Ce type d'erreur survient surtout avec le ballon endocardique et la ceinture épicardique. A noter que nous n'avons pas toléré de cas flagrants relativement à cette situation dans notre banque de données, car il



(g)



(h)

Figure 4.8 Principales causes d'erreur de détection
(g) ondes Q-S
(h) ondes P
Pour chaque exemple, les flèches du haut (A) représentent les temps d'activation édités et les flèches du bas (B) désignent les temps d'activation déterminés par l'algorithme.

s'agit d'abord et avant tout d'une erreur de manipulation.

b) Parmi les autres cas de fausses détection, on peut noter: potentiels tardifs, ondes T proéminentes, etc. En général ces types d'erreurs sont négligeables.

Un histogramme résumant l'importance relative des différents types d'erreurs se trouve à la Figure 4.9.

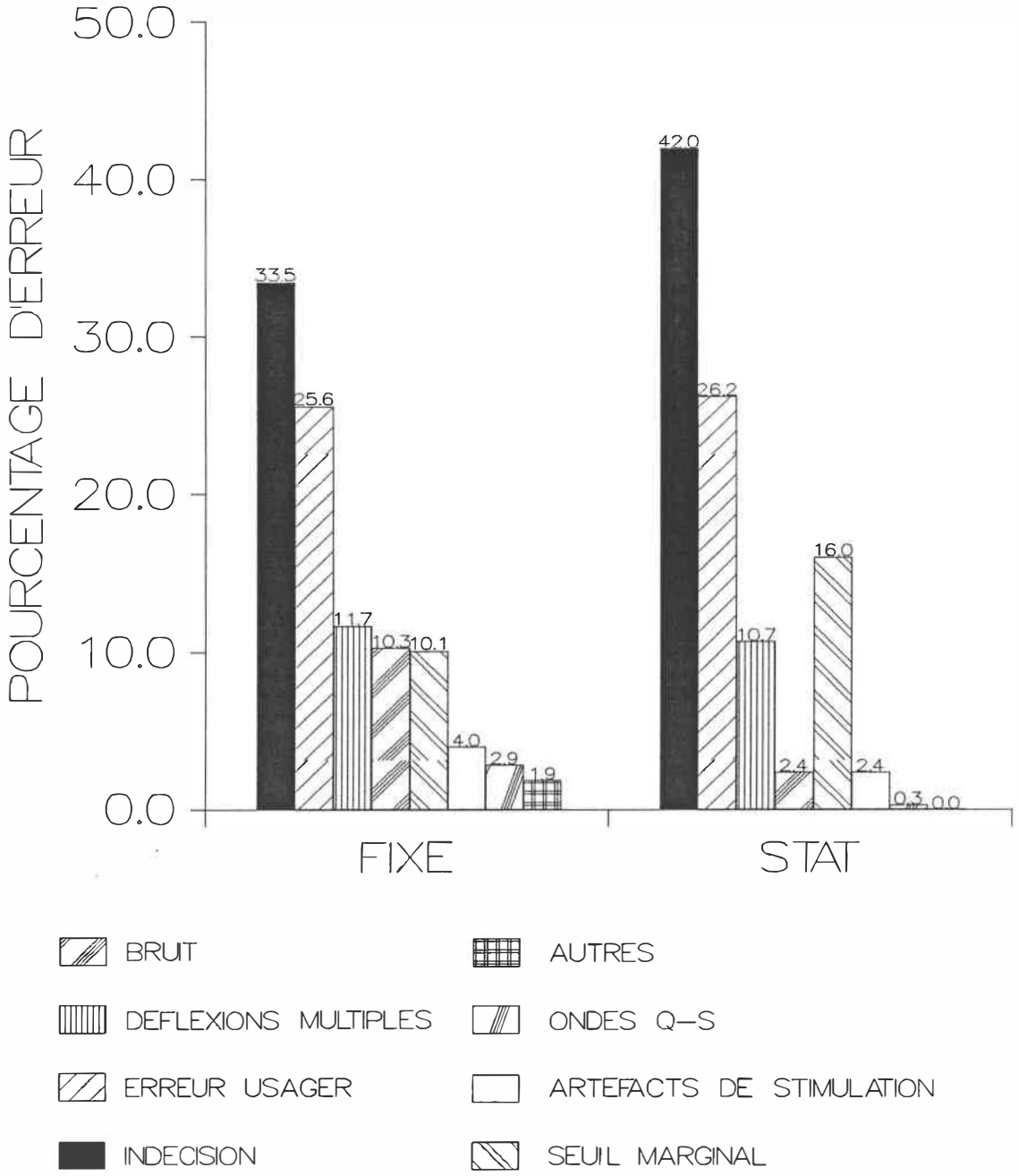


Figure 4.9 Répartition des erreurs de détection selon le détecteur employé

CHAPITRE 5. CONCLUSION

La performance des détecteurs testés ici, malgré leur simplicité, est tout de même satisfaisante: à peu près 90 % de sensibilité et de T.P.P.. Le choix des paramètres a permis d'optimiser leurs performances. L'analyse comparative de vitesse nous a donné une idée de la quantité de calcul requise pour leur implantation. Finalement, l'étude d'erreur a mis en lumière les principales faiblesses de chaque algorithme.

En considérant les facteurs temps de calcul et performance, le meilleur choix prétraitement/détecteur semble être le détecteur à seuil fixe utilisé avec le prétraitement à sept points. D'abord cette combinaison est globalement presque aussi efficace que la meilleure des quatre, (le couple détecteur à seuil statistique-prétraitement à sept points) tout en demandant moins de temps de calcul que celui-ci. Ensuite, cette combinaison est la plus efficace en tachycardie chez les patients CHD, qui est la situation où les temps d'activation sont les plus difficiles à détecter. En termes de temps de calcul, la détection de 256 canaux sur un micro-VAX demande 7 secondes contre 4 secondes avec un prétraitement à deux points. C'est presque le double, mais l'écart en valeur absolue (3 secondes) peut être tolérable pour l'usager.

L'indécision reste un problème à résoudre à cause du manque de

critères physiologiques rigoureux (Ideker *et al.*, 1987). En effet, comment peut-on distinguer la déflexion intrinsèque de l'activité lente et éloignée causée par le reste du coeur ? (Gallagher *et al.*, 1981) D'autre part, l'erreur dûe aux déflexions multiples reste, par sa nature même, impossible à résoudre. Ces deux types d'erreur représentent environ 50 % des erreurs selon le détecteur utilisé. Comme le nombre total d'erreurs représente environ 10 % des détections totales (1 - sensibilité et 1 - T.P.P.), il semble très difficile de pouvoir en arriver à une efficacité supérieure à 95 %. Toutefois, certaines erreurs pourraient être évitées. Les erreurs survenues à cause du bruit étaient bien souvent dues à une saturation de signal ou plus souvent, à une électrode débranchée. Il serait sûrement possible d'éviter ce genre de situation en employant un détecteur de bruit qui rejeterait le signal bruyant ou avertirait l'opérateur. Sur la carte isochrone, on n'aurait qu'à interpoler le temps d'activation à partir des signaux voisins. Un algorithme simple de réjection des artéfacts de stimulation pourrait éliminer certaines fausses détections.

Afin d'éliminer le bruit et l'activité éloignée on pourrait également utiliser des filtres spatiaux de type Laplacien, tel que mentionné au chapitre 3. Mais pour les utiliser, il faudrait avoir une connaissance *à priori* de la position des électrodes. L'idéal serait de combiner l'information temporelle (le signal) avec l'information spatiale (la disposition d'électrodes). Cette approche, appelée espace-temps, est déjà utilisée dans d'autres domaines comme la géologie et le radar. (Sengbush *et al.*, 1972; Davis, 1972; Willsky, 1977).

BIBLIOGRAPHIE

Ahlstrom ML, Tompkins WJ, "Digital Filters for Real-Time ECG Signal Processing Using Microprocessors", IEEE Trans. Biomed. Eng. 32:708-713, (1985)

Barker PS, Macleod AG, Alexander J, "The excitatory process observed in the exposed human heart", Am. Heart J. 5:720-742, (1930)

Blanchard SM, Damiano RJ, Asano T, Smith WM, Ideker RE, Lowe JE, "The Effects of Distant Cardiac Electrical Events on Local Activation in Unipolar Epicardial Electrograms", IEEE Trans. Biomed. Eng. 34:539-546, (1987)

Boineau JP, Cox JL, "Rationale for a Direct Surgical Approach to Control Ventricular Arrythmias: Relation of Specific Intraoperative Techniques to Mechanism and Locations of Arrythmias Circuit" in Seminar on Surgical Therapy for Ventricular Arrythmias, Part III, Am. J. Cardiol. 49:381-396, (1982)

Bonneau G, Tremblay G, Savard P, Guardo R, LeBlanc AR, Cardinal R, Page PL, Nadeau RA, "An Integrated System for Intraoperative Cardiac Activation Mapping" IEEE Trans. Biomed. Eng. 34:415-423, (1987)

Cardinal R, Savard P, Carson LD, Perry JB, Page PL, "Mapping of Ventricular Tachycardia induced by Programmed Stimulation in Canine Preparations of Myocardial Infarction", Circ. 70:136-148, (1984)

Cardinal R, Page P, Shenasa M, Faugere G, Savard P, "Cartographie de l'activation cardiaque et troubles du rythme", Medecine/Sciences 3:352-358, (1987)

Carter GC, Knapp CH, "Coherence and its Estimation via the Partitioned Modified Chirp-Z Transform", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing 23:257-264, (1975)

Charayaphan C, "An Assessment of Signal-to-Noise Ratio Of Physiological Signal Using Magnitude Coherency Spectrum", Proceedings CMBEC-13:203-204, (1987)

Davis JM, "Velocity Analysis: An Application of Deterministic Estimation to Reflection Seismology", IEEE Trans. Comput., 21:730-734, (1972)

De Bakker JMT, Janse MJ, Van Capelle FJL, Durrer D, "Endocardial Mapping By Simultaneous Recording Of Endocardial Electrograms During Cardiac Surgery For Ventricular Aneurysm", J. Am. Coll. Cardiol. 2:947-953, (1983)

De Bakker JMT, Janse MJ, Van Capelle FJL, Durrer D, "An Interactive Computer System For Guiding The Surgical Treatment Of Life-Threatening Ventricular Tachycardias", IEEE Trans. Biomed. Eng. 31:362-368, (1984)

Durrer D, Van Lier AAW, Buller J, "Epicardial and Intramural excitation in chronic myocardial infarction", Am. Heart J. 68:765-776, (1964)

Durrer D, Van Dam RTh, Freud GE, Janse MJ, Meijler FL, Arzbaecher RC, "Total Excitation of the Isolated Human Heart", Circ. 16:899-912, (1970)

Durrer D, Ross J, "Epicardial Excitation of the Ventricles in a Patient with Wolff-Parkinson-White syndrome (Type B)", Circ. 35:15-21, (1967)

Durrer D, Van Der Tweel LH, "Spread of Activation in the Left Ventricular Wall of the Dog II", Am. Heart J. 47: 192-203, (1954)

Ershler PR, Steadman BW, Wyatt RF, Lux RL, Abildskov JA, "A 64 Lead Online System For Clinical And Experimental Mapping Of Ventricular Activation Sequences", Computers In Cardiology, (1984)

Fontaine G, Guiraudon G, Frank R, Gerbaux A, Cousteau JP, Barrillon A, Gay J, Cabrol C, Facquet J, "La cartographie épicardique et le traitement chirurgical par simple ventriculotomie de certaines tachycardies ventriculaires rebelles par réentree", Arch. Mal. Coeur 68:113-124, (1975)

Frank R, Fontaine G, Guiraudon G, Grosgogeat Y, Facquet J, "Etude par cartographie épicardique de la séquence d'activation ventriculaire dans le syndrome de Wolff-Parkinson-White", Arch. Mal. Coeur 70:433-440, (1977)

Gallagher JJ, Kasell JH, Sealy WC, Pritchett ELC, Wallace AG, "Epicardial Mapping in the Wolff-Parkinson-White Syndrome", Circ. 57:854-866, (1978)

Gallagher JJ, Gilbert M, Svenson RH, Sealy WC, Kasell J, Wallace AG, "Wolff-Parkinson-White Syndrome: the Problem, Evaluation, and Surgical Correction", Circ. 51:767-785, (1975)

Gallagher JJ, Kasell JH, Cox JL, Smith WM, Ideker RE, Smith WM, "Techniques of Intraoperative Electrophysiologic Mapping", Am. J. Cardiol. 49:221-240, (1982)

Gallagher JJ, Smith WM, Kasell JH, Cox JL, Ideker RE, Smith WM, German L, Wallace AG, "Cardiac Mapping As A Guide To The Surgical Treatment Of Ventricular Tachycardia", in "Cardiac Arrhythmias: A Decade of Progress", Edited by Donald C. Harrison, Chapitre 40, pp. 545-561, G.K. Hall Medical Publishers, Boston, Massachusetts, (1981)

Harris FJ, "On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform", Proceedings of The IEEE 66:51-83, (1978)

Harrison L, Ideker RE, Smith WM, Klein GJ, Kasell J, Wallace AG, Gallagher JJ, "The Sock Electrode Array: A Tool for Determining Global Epicardial Activation during Unstable Arrhythmias", Pace 3:531-540, (1980)

Haykin S, Justice JH, Owsley NL, Yen JL, Kak AC, "Array Signal Processing", Prentice-Hall, Englewood Cliffs, (1985)

Horowitz LN, Harken AH, Kastor JA, Josephson ME, "Ventricular Resection Guided by Epicardial and Endocardial Mapping for Treatment of Recurrent Ventricular Tachycardia", New Engl. J. Med. 302:589-593, (1980)

Ideker RE, Smith WM, Wallace AG, Kasel J, Harrison LA, Klein GJ, Kinicki RE, Gallagher JJ, "A Computerized Method For The Rapid Display Of Ventricular Activation During The Intraoperative Study Of Arrythmias", Circ. 59:449-458, (1979)

Ideker RE, Smith WM, Wolf P, Danieley ND, Bartram FR, "Simultaneous Multichannel Cardiac Mapping Systems", Pace 10:281-292, (1987)

Ingelfinger JA, Mosteller F, Thibodeau LA, Ware JH, "Biostatistics in Clinical Medicine", Mac Millan Publishing Co. Inc. New York 1983, pp. 5-16

Jackson LB, "Digital Filters and Signal Processing" Kluwer Academic Publishers, Boston 1986

Josephson ME, Wit AL, "Fractionated Electrical Activity and Continuous Electrical Activity: Fact or Artifact ?", Circ. 70:529-532, (1984)

Jouve A, Corriol J, Torresani J, Benyamine R, Velasque P, Peytavi R, "Epicardial Leads in Man", Am. Heart J. 59:856, (1960)

Kadish AH, Spear JF, Levine JH, Hanich RF, Prood C, Moore EN, "Vector mapping of myocardial activation", Circulation 74:603-615, (1986)

Klein GJ, Ideker RE, Smith WM, Harrison LA, Kasell J, Wallace AG, Gallagher JJ, "Epicardial Mapping of the Onset of Ventricular Tachycardia Initiated by Programmed Stimulation in the Canine Heart with Chronic Infarction", Circ. 60:1375-1384, (1979)

Klein H, Karp RB, Kouchoukos NT, Zorn GL, James TN, Waldo AL, "Intraoperative Electrophysiologic Mapping of the Ventricules During Sinus Rhythm in Patients with a Previous Myocardial Infarction", Circ. 66:847-853, (1982)

Kramer JB, Corr PB, Cox JL, Witkowski FX, Cain ME, "Simultaneous Computer Mapping to Facilitate Intraoperative Localization of Accessory Pathways in Patients with Wolf-Parkinson-White Syndrome", Am. J. Cardiol. 56:571-576, (1985)

Laxer C, Ideker RE, Pilkington TC, "The use of unipolar epicardial QRS potentials to estimate myocardial infarction", IEEE Trans. Biomed. Eng. 32:64-67, (1985)

Lewis T, Rothschild MA, "The Excitatory Process in the Dog's Heart. II. The Ventricles", London: Philosophical Transactions of the Royal Society 206:181, (1915)

Ligtenberg A, Kunt M, "A robust-digital QRS-detection algorythm for arrhythmia monitoring", Comput. Biomed. Res. 16:273-286, (1983)

Lynn PA, "Autoregressive Digital Filters: Application report [Biological Signal Analysis Report] Report no. 1", Engineering in Medicine Laboratory, Departement of Electrical Engineering, Imperial College of Science and Technology, London, S.W.7., England

Marble AE, Mc Intyre CM, Hastings-James R, Hor CW, "A Comparison of Digital Algorithms Used in Computing the Derivative of Left Ventricular Pressure", IEEE Trans. Biomed. Eng. 28:524-528, (1981)

Mason JW, Stinson EB, Derby G, Griffin JC, Winkle RA, Ross DL, Oyer PE, Harrison DC, "Advantages Of Intraoperative Activation Sequence Mapping For Recurrent Ventricular Tachycardia", in "Cardiac Arrhythmias: A Decade of Progress". Edited by Donald C. Harrison, Chapitre 39 pp. 533-543. G. K. Hall Medical Publishers Boston, Massachusetts, 1981

Miller JM, Harken AH, Hargrove WC, Orishimo TF, Josephson ME, "Pattern of Endocardial Activation During Sustained Ventricular Tachycardia", J. Am. Col. Cardiol. 6:1280-7, (1985)

Nawab SH, Dowla FU, Lacoss RT, "A New Method For Wideband Sensor Array Processing", International Conference on accoustic, speech and signal processing pp. 4.12.1-4.12.4, (1984)

Netter F, "The Heart", Ciba, p. 49, (1969)

Oligny Chantal, "Cartographie Electrophysiologique pour l'Etude des Tachycardies Ventriculaires", Mémoire M.Sc.A., Institut de Génie Biomédical, Université de Montréal, (1984)

Oppenheim AV, Schafer, RW, "Digital Signal Processing", Prentice-Hall, London, 1975

Pan J, Tompkins WJ, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng. 32:230-236, (1985)

Parson ID, Downar E, "Real-Time Cardiac Ventricular Mapping By Parallel Analog Processing", Digest Of The 9th Canadian Medical And Biological Engineering Conference, Fredericton 1982

Parson ID, Downar E, "Cardiac Mapping Instrumentation for the Instantaneous Display of Endocardial and Epicardial Activation", IEEE Trans. Biomed. Eng. 34:468-472, (1987)

Peper WA, Allor DR, Corace RA, Magilligan DJ, "Epicardial Mapping of the right atrial cardiac conduction system", IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care Cat no. 84CH 2058-6, pp. 228-230, (1984)

Periyalwar S, Marble AE, Nugent ST, Swingler DN, "A Posteriori "Wiener" Differentiation of the Left Ventricular Pressure Waveform", Résumé de la 14eme conference de genie biomedical (CMBEC-14), pp 55-56, (1988)

Plonsey R, "Bioelectric Phenomena", Mc Graw-Hill, New-York, (1969)

Pollard AE, Wolf PD, Bartram FR, Ideker RE, Smith WM, "A High-Speed Memory For The Acquisition And Analysis Of Data From Cardiac Mapping Studies", IEEE Comp. Cardiol. pp. 413-416, (1984)

Pratt WK, "Generalized Wiener Filtering Computation Technique", IEEE Trans. Comp. 21:636-641, (1972)

Principe JC, Smith JR, "Design and Implementation of Linear Phase FIR Filters for Biological Signal Processing", IEEE Trans. Biomed. Eng. 33:550-559, (1986)

Rothberger CJ, Winterberg H, "Studien über die Bestimmung des Ausgangspunktes ventrikularer extrasystolen mit Hilfe des Elektrokardiogramms", Pflüger Arch. Physiol. 154:571-598, (1913)

Sengbush RL, Foster MR, "Design and Application of Optimal Velocity Filters in Seismic Exploration", IEEE Trans. Comp. 21:648-654, (1972)

Smith WM, Ideker RE, Kinicki RE, Harrison L, "A Computer System For The Intraoperative Mapping Of Ventricular Arrhythmias" Comp. Biomed. Res. 13:61-72, (1980)

Smith WM, Ideker RE, "Computer Techniques for Epicardial And Endocardial Mapping Progress in Cardiovascular Diseases Vol XXVI, no. 1, pp 15-32 (1983)

Sornmo L, Pahlm O, Nygards ME, "Adaptive QRS Detection: A Study of Performance", IEEE Trans. Biomed. Eng. 32:392-401, (1985)

Spach MS, Miller WT, Miller-Jones E, Warren RB, Barr RC, "Extracellular Potentials Related To Intracellular Action Potentials During Impulse Conduction In Anisotropique Canine Cardiac Muscle", Circ. Res. 45:188-204, (1979)

Spielman, SR, Michelson EL, Horowitz LN, Spear JF, Moore EN, "The Limitations of Epicardial Mapping as a Guide to the Surgical Therapy of Ventricular Tachycardia", Circ. 57:666-670, (1978)

Spriet J, Bens J, "Optimal Design and Comparison of Wide-Band Digital On-Line Differentiators", IEEE Trans. Accous., Speech, Signal Processing 27:46-52, (1979)

Spurell RAJ, Yakes SK, Thornburn CW *et al.*, "Surgical Treatment of Ventricular Tachycardia after Epicardial Mapping Studies", Br. Heart J. 37:115-126, (1975)

Van Alste JA, Schilder TS, "Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference form the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps", IEEE Trans. Biomed. Eng. 32:1052-1060, (1985)

Van Trees HL, "Detection, Estimation, and Modulation Theory", vol 1, Wiley, New-York, (1968)

Waldo AL, "Seminar On Surgical Therapy For Ventricular Arrythmias Part I", Am. J. Cardiol. 49:163-165, (1982)

Walsh EG, Peura RA, "Time Differentiation of Endocardial Signals by Five-Point Parabolic Interpolation ", Proceedings of the 13th Annual Northeast Bioengineering conf., Philadelphia, (1987)

Willsky AS, "Digital Signal Processing and Control and Estimation Theory Points of Tangency, Areas of Intersection, and Parallel Directions", The M.I.T. Press, Cambridge, (1977)

Witt AL, Allessie MA, Bonke FEM, Lammers W, Smeets J, Fenoglio JJ, "Electrophysiologic Mapping to Determine the Mechanism of Experimental Ventricular Tachycardia Initiated By Premature Impulses", Am. J. Cardiol. 49:166-185, (1982)

Witkowski FX, Corr PB, "An Automated Simultaneous Transmural Cardiac Mapping System", Am. J. Physiol. 247:H661-H668, (1984)

Wyndham CR, Meeran MK, Smith T, Saxena A, Engelman RM, Levitsky S, Rosen KM, "Epicardial Activation of the Intact Human Heart Without Conduction Defect", Circ. 59:161-168, (1979)

ANNEXE 1, COMPOSITION DETAILLEE DE LA BANQUE DE DONNEES

Les données recueillies en salle d'opération chez des patients sont conservées dans des fichiers.

Chaque fichier comprend:
- Les gains de chaque canal (typiquement de 150 à 500)
- Les temps d'activation déterminés par l'algorithme et vérifiés
- Le type de disposition d'électrode utilisé
- 512 échantillons pour chacun des 64 canaux.
- d'autres informations secondaires: commentaires, curseurs, fréquence de coupure des filtres, type de couplage, etc.

Chaque fichier a de plus un nom descriptif, comme par exemple NSR2BE.P2 ou SVT1.WP2

- L'extension désigne le numéro de patient
  - P2: 2ième patient maladie coronarienne
  - WP2: 2ième patient WPW

- Les deux ou trois premières lettres représentent le type de rythme
  - NSR: rythme sinusal
  - TV ou VT: tachycardie ventriculaire
  - VP: pacing ventriculaire
  - SVT: tachycardie supraventriculaire

- Les dernières lettres avant le point font référence au type de disposition
  - B: bas (EPIHUM.85)
  - BE: ballon endocardique (par exemple ENDOHUM.AB)
  - C: ceinture (WPW.AB)

Le tableau qui suit contient la liste complète des fichiers de la banque de données.

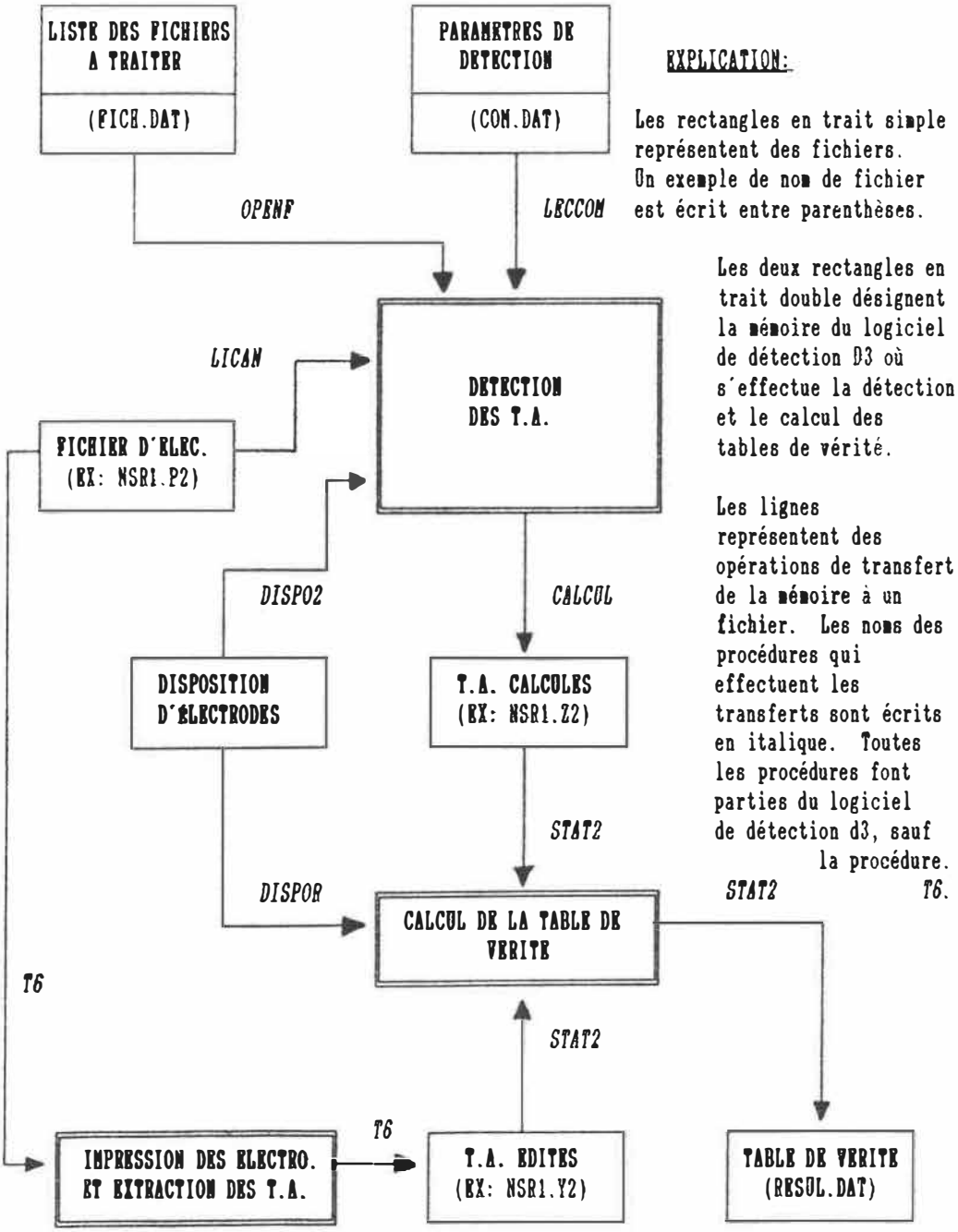
- NSR/TV désigne le type de rythme
- WPW/CHD représente le type de patient

NOM FICHIER	DISPOSITION	NSR/TV	WPW/CHD	NOTES
NSR1BGT.P10	EPIHUM.85	NSR	CHD	
NSR1BA.P12	EPIHUM.85	NSR	CHD	
NSR3XK.P12	ENDOHUM.85	NSR	CHD	canal 55 &autres: algo défec.
VTI4BPT.P15	ENDOHUM.MIT	TV	CHD	
VTI7BE.P15	ENDOHUM.MIT	TV	CHD	
NSR2BEH.P7	ENDOHUM.AB	NSR	CHD	
NSR1BA.P7	EPIHUM.85	NSR	CHD	potentiels tardifs ?
NSR1BA.P8	EPIHUM.85	NSR	CHD	doubles déflexions
NSR6BEF.P8	ENDOHUM.AB	NSR	CHD	activité auriculaire
VTI9BEM.P11	ENDOHUM.85	TV	CHD	canal 34: déflex. multiples
NSR2BEJ.P11	ENDOHUM.85	NSR	CHD	
VTI1BA.P11	EPIHUM.85	TV	CHD	
NSR1BEFT.P11	EPIHUM.85	NSR	CHD	
NSR1BA.P14	EPIHUM.85	NSR	CHD	
NSR2BEF.P14	ENDOHUM.AB	NSR	CHD	algorithme défectueux
VTI5BEGB.P14	ENDOHUM.MIT	TV	CHD	
TI5BEGAT.P14	ENDOHUM.MIT	TV	CHD	
TV2BB.P3	EPIHUM.85	TV	CHD	
NSR1B.P3	EPIHUM.85	NSR	CHD	beau cas de filtrage spatial
NSR2BE.P3	ENDOHUM.AB	NSR	CHD	beau cas de filtrage spatial
NSR2BE.P2	ENDOHUM.CD	NSR	CHD	activité auriculaire
NSR1.P2	EPIHUM.85	NSR	CHD	haut niveau de bruit 60 Hz
VT1.P1	EPIHUM.85	TV	CHD	
VT2.P1	EPIHUM.85	TV	CHD	
RVP9C.P5	EPIHUM.85	TV	CHD	
NSR1BE.P5	ENDOHUM.AB	TV	CHD	artéfacts de stimulation ?
RVP12F.P5	EPIHUM.85	TV	CHD	
NSR1B.P5	EPIHUM.85	NSR	CHD	potentiels tardifs ?
TV6BD.P4	EPIHUM.85	TV	CHD	
NSR1BA.P4	EPIHUM.85	NSR	CHD	potentiels tardifs
NSR2BET.P6	ENDOHUM.CD	NSR	CHD	voir carte isochrone
NSR1BH.P6	EPIHUM.85	NSR	CHD	potentiels tardifs
VTS2BC.P6	EPIHUM.85	TV	CHD	
VTS13BEW.P6	ENDOHUM.CD	TV	CHD	
VTS12BEV.P6	ENDOHUM.CD	TV	CHD	
NSR1B.WP1	EPIHUM.85	NSR	WPW	
VPPCC.WP1	WPW.AB	PACED	WPW	pacing faible
SVT1BT.WP2	EPIHUM.85	TV	WPW	
VP1400C.WP2	WPW.AB	PACED	WPW	pacing très fort
NSR1B.WP2	EPIHUM.85	NSR	WPW	
NSR2C.WP2	WPW.AB	NSR	WPW	
SVTBH.WP3	EPIHUM.85	TV	WPW	canal 2: crochetage
AFBM.WP3	EPIHUM.85	TV	WPW	
NSRBF.WP3	EPIHUM.85	NSR	WPW	
SVTBN.WP3	EPIHUM.85	TV	WPW	
NSR1CA.WP3	WPW.AB	NSR	WPW	
VP400CC.WP3	WPW.AB	PACED	WPW	
SVTCET.WP3	WPW.AB	TV	WPW	canal 2: double déflexion
SVTBCT.WP5	EPIHUM.85	TV	WPW	

NOM FICHIER	DISPOSITION	NSR/TV	WPW/CHD	NOTES
NSR2CET.WP5	WPW.AB	NSR	WPW	
NSR1BAT.WP5	EPIHUM.85	NSR	WPW	
SVT2.WP6	EPIHUM.85	TV	WPW	
SVT1.WP6	EPIHUM.85	TV	WPW	
NSR1CDT.WP6	WPW.AB	NSR	WPW	
VPCRY2T.WP6	WPW.AB	PACED	WPW	
NSR1BA.WP6	EPIHUM.85	NSR	WPW	
SVTCIT.WP7	WPW.AB	TV	WPW	
NSR1BAT.WP7	EPIHUM.85	NSR	WPW	
NSR1CF.WP7	WPW.AB	NSR	WPW	
SVTBD.WP7	EPIHUM.85	TV	WPW	
AFBE2T.WP7	EPIHUM.85	TV	WPW	
AFBE1T.WP7	EPIHUM.85	TV	WPW	
VP350CK.WP7	WPW.AB	PACED	WPW	
NSR2CF.WP8	WPW.AB	NSR	WPW	
NSR1BBT.WP8	EPIHUM.85	NSR	WPW	
AF3BCT.WP8	EPIHUM.85	TV	WPW	
NSRPCCK.WP9	WPW.AB	NSR	WPW	
AFBDT.WP9	EPIHUM.85	TV	WPW	
VP400CIT.WP9	WPW.AB	PACED	WPW	
SVTBFT.WP9	EPIHUM.85	TV	WPW	
NSR1BA.WP9	EPIHUM.85	NSR	WPW	

ANNEXE 2

DIAGRAMME DU FLUX DES DONNÉES



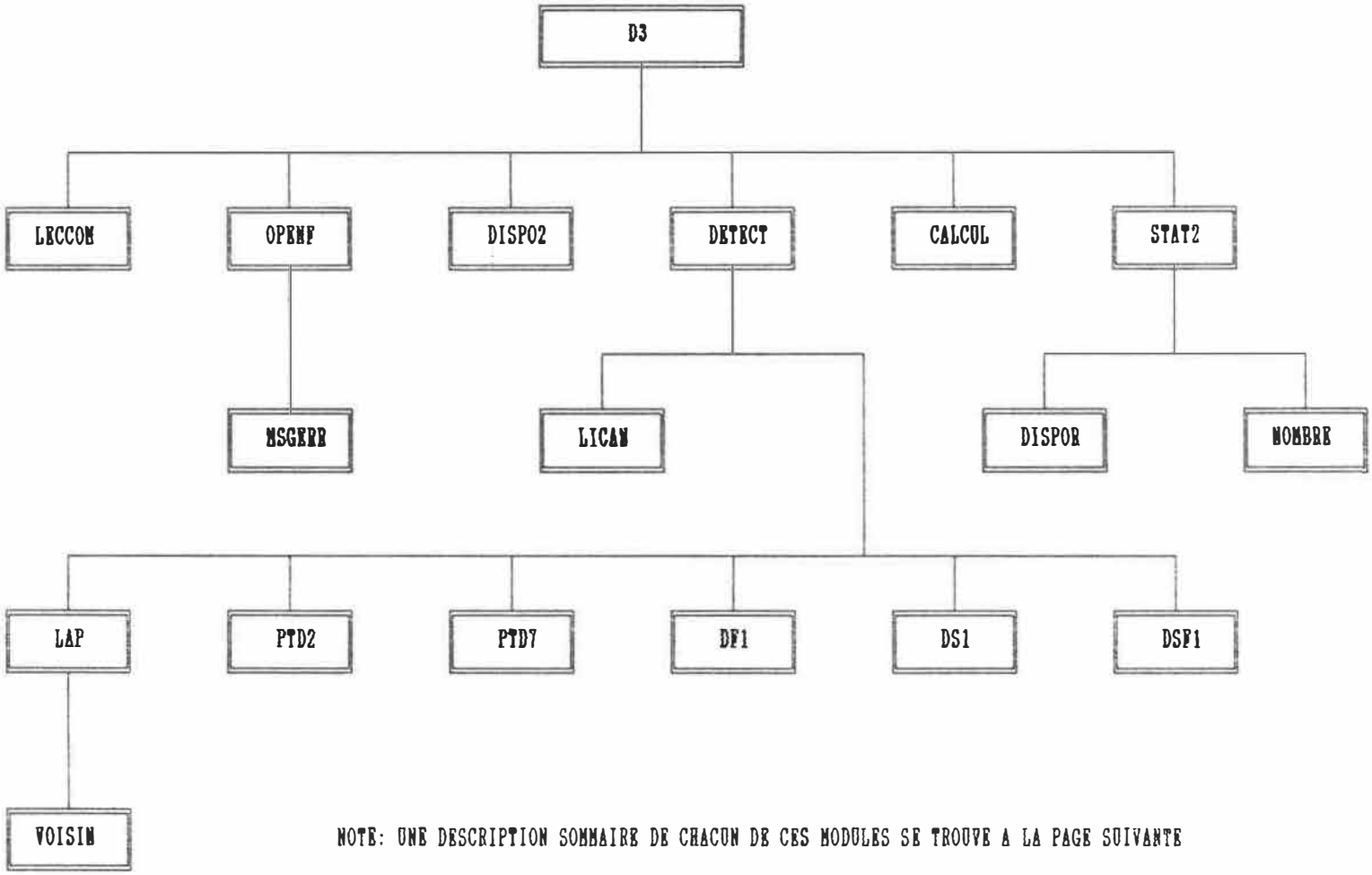
EXPLICATION:

Les rectangles en trait simple représentent des fichiers. Un exemple de nom de fichier est écrit entre parenthèses.

Les deux rectangles en trait double désignent la mémoire du logiciel de détection D3 où s'effectue la détection et le calcul des tables de vérité.

Les lignes représentent des opérations de transfert de la mémoire à un fichier. Les noms des procédures qui effectuent les transferts sont écrits en italique. Toutes les procédures font parties du logiciel de détection d3, sauf la procédure. *STAT2* *T6*.

ANNEXE 3
DIAGRAMME HIERARCHIQUE DU LOGICIEL DE DETECTION D3



NOTE: UNE DESCRIPTION SOMMAIRE DE CHACUN DE CES MODULES SE TROUVE A LA PAGE SUIVANTE

DESCRIPTION SOMMAIRE DES MODULES DU LOGICIEL D3

D3: ROUTINE PRINCIPALE DU LOGICIEL

LECCOM: CETTE ROUTINE EFFECTUE LA LECTURE DU FICHIER DE COMMANDE (LECCOM.DAT). CE FICHIER CONTIENT LES PARAMETRES DE DETECTION QUI SERONT UTILISES.

OPENF: LECTURE DU FICHIER LISTE (FICH.DAT) CONTENANT LE NOM DU FICHIER D'ELECTROGRAMME A LIRE: OUVERTURE DE CE FICHIER.

MSGERR: SOUS-ROUTINE DE MESSAGES D'ERREURS.

DISPO2: LECTURE DU FICHIER DE DISPOSITION D'ELECTRODE. RETOURNE L'ENSEMBLE DES TRIANGLES

DETECT: DETECTION DES TEMPS D'ACTIVATION. CETTE ROUTINE NE FAIT QUE LIRE UN CANAL ET DIRIGER LE TRAITEMENT EN FONCTION DES PARAMETRES DE DETECTION.

LICAN: LECTURE D'UN CANAL.

CALCUL: SAUVEGARDE DES TEMPS D'ACTIVATION CHOISIS PAR L'ALGORITHME DANS UN FICHIER. L'UTILISATION DE CE FICHIER A ETE RENDUE NECESSAIRE A CAUSE DU MANQUE DE MEMOIRE.

STAT2: LECTURE DES DEUX FICHIERS DE TEMPS D'ACTIVATION ET CALCUL DES STATISTIQUES: TABLES DE VERITE. CREATION DU FICHIER RESUL.DAT.

DISPOR: LECTURE DU FICHIER DE DISPOSITION D'ELECTRODE. RETOURNE LE VECTEUR DE CONVERSION NOEUD-CANAL

NOMBRE: CALCUL DU NOMBRE DE T.A. SUR UN CANAL

LAP: CALCUL DU LAPLACIEN

PTD2: FONCTION DIFFERENCE PTD7: DERIVATEUR A SEPT POINTS

DF1: DETECTEUR A SEUIL FIXE DS1: DETECTEUR A SEUIL STATISTIQUE

DSF1: COMBINAISON DE DS1 ET DE DF1 (FONCTIONNEL MAIS INUTILISE)

VOISIN: TROUVE LES VOISINS D'UNE ELECTRODE

ANNEXE 4. RESULTATS DE L'ETUDE DE SEUIL POUR DETECTEURS A SEUIL FIXE ET STATISTIQUE ET DERIVEE A DEUX ET A SEPT POINTS POUR TOUTES LES CATEGORIES DE PATIENTS

PATIENTS CHD, RYTHME SINUSAL
ÉPICARDE

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	100	2084	1050	0.913	0.335	0.525
-0.2	66	699	1084	0.942	0.607	0.719
-0.3	94	458	1056	0.918	0.697	0.778
-0.4	151	392	999	0.868	0.718	0.780
-0.7	321	338	829	0.720	0.710	0.715
-1.0	409	51	741	0.644	0.935	0.744
-1.3	520	23	630	0.547	0.964	0.679
-1.6	625	16	525	0.456	0.970	0.615
-1.9	698	12	452	0.393	0.974	0.570
-2.2	754	10	396	0.344	0.975	0.536
-2.5	807	9	343	0.298	0.974	0.503

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	46	501	1104	0.96	0.687	0.777
-0.2	81	110	1069	0.929	0.906	0.917
-0.3	182	49	968	0.841	0.951	0.883
-0.4	276	32	874	0.76	0.964	0.828
-0.7	499	12	651	0.566	0.981	0.692
-1.0	704	8	446	0.387	0.982	0.566
-1.3	825	5	325	0.282	0.984	0.492
-1.6	938	5	212	0.184	0.976	0.423
-1.9	982	5	168	0.146	0.971	0.395
-2.2	1012	5	138	0.12	0.965	0.377
-2.5	1036	5	114	0.099	0.957	0.362

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	93	1612	1057	0.919	0.396	0.569
2	54	539	1096	0.953	0.670	0.764
3	57	218	1093	0.950	0.833	0.877
4	91	90	1059	0.920	0.921	0.921
5	157	43	993	0.863	0.958	0.899
6	275	28	875	0.760	0.968	0.829
7	400	15	750	0.652	0.980	0.753

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	44	568	1106	0.961	0.660	0.758
2	44	257	1106	0.961	0.811	0.863
3	52	183	1098	0.954	0.857	0.894
4	91	88	1059	0.920	0.923	0.922
5	195	29	955	0.830	0.970	0.878
6	367	11	783	0.680	0.986	0.774
7	664	3	486	0.422	0.993	0.591

PATIENTS CHD, EN TACHYCARDIE
ÉPICARDE

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	134	1847	759	0.849	0.291	0.487
-0.2	70	685	823	0.921	0.545	0.674
-0.3	82	214	811	0.908	0.791	0.838
-0.4	111	112	782	0.875	0.874	0.875
-0.7	257	53	636	0.712	0.923	0.789
-1.0	403	38	490	0.548	0.928	0.676
-1.3	519	26	374	0.418	0.9	0.586
-1.6	592	20	301	0.337	0.937	0.529
-1.9	646	14	247	0.276	0.946	0.487
-2.2	691	9	202	0.226	0.957	0.452
-2.5	718	5	175	0.195	0.972	0.431

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI
-0.1	47	370	846	0.947	0.695	0.781
-0.2	79	101	814	0.911	0.889	0.899
-0.3	161	64	732	0.819	0.919	0.860
-0.4	243	46	650	0.727	0.933	0.801
-0.7	439	27	454	0.508	0.943	0.650
-1.0	608	18	285	0.319	0.940	0.516
-1.3	700	9	193	0.216	0.955	0.444
-1.6	759	2	134	0.150	0.985	0.398
-1.9	811	1	82	0.091	0.987	0.357
-2.2	842	0	51	0.057	1	0.333
-2.5	857	0	36	0.040	1	0.321

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	82	1619	811	0.908	0.333	0.524
2	57	891	836	0.936	0.484	0.632
3	70	340	823	0.921	0.707	0.785
4	143	113	750	0.839	0.869	0.853
5	280	48	613	0.686	0.927	0.772
6	436	28	457	0.511	0.942	0.652
7	556	15	337	0.377	0.957	0.558

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	43	922	850	0.951	0.479	0.630
2	47	526	846	0.947	0.616	0.726
3	79	165	814	0.911	0.831	0.865
4	188	51	705	0.789	0.932	0.843
5	393	21	500	0.559	0.959	0.687
6	648	1	245	0.274	0.995	0.486
7	797	0	96	0.107	1	0.368

PATIENTS CHD, RYTHME SINUSAL
ENDOCARDE

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	64	725	338	0.840	0.317	0.504
-0.2	54	341	348	0.865	0.505	0.637
-0.3	71	235	331	0.823	0.584	0.680
-0.4	93	207	309	0.768	0.598	0.672
-0.7	192	51	210	0.522	0.804	0.635
-1.0	258	14	144	0.358	0.911	0.541
-1.3	296	11	106	0.263	0.905	0.475
-1.6	312	7	90	0.223	0.927	0.448
-1.9	327	5	75	0.186	0.937	0.423
-2.2	336	5	66	0.164	0.929	0.406
-2.5	344	2	58	0.144	0.966	0.394

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	41	199	361	0.898	0.644	0.738
-0.2	64	49	338	0.840	0.873	0.856
-0.3	107	30	295	0.733	0.907	0.800
-0.4	162	18	240	0.597	0.930	0.710
-0.7	285	5	117	0.291	0.959	0.497
-1.0	331	3	71	0.176	0.959	0.417
-1.3	356	0	46	0.114	1	0.373
-1.6	375	0	27	0.067	1	0.340
-1.9	389	0	13	0.032	1	0.315
-2.2	392	0	10	0.024	1	0.310
-2.5	400	0	2	0.004	1	0.296

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	55	632	347	0.863	0.354	0.533
2	52	291	350	0.870	0.546	0.666
3	67	195	335	0.833	0.632	0.714
4	94	87	308	0.766	0.779	0.772
5	157	31	245	0.609	0.887	0.712
6	211	15	191	0.475	0.927	0.625
7	261	9	141	0.350	0.94	0.538

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	41	253	361	0.898	0.587	0.699
2	44	98	358	0.890	0.785	0.829
3	60	65	342	0.850	0.840	0.845
4	110	28	292	0.726	0.91	0.796
5	181	16	221	0.549	0.932	0.678
6	269	4	133	0.330	0.970	0.526
7	324	0	78	0.194	1	0.430

PATIENTS CHD, EN TACHYCARDIE
ENDOCARDE

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	101	428	679	0.870	0.613	0.711
-0.2	105	206	675	0.865	0.766	0.809
-0.3	144	112	636	0.815	0.850	0.831
-0.4	215	67	565	0.724	0.893	0.791
-0.7	379	31	401	0.514	0.928	0.652
-1.0	463	22	317	0.406	0.935	0.577
-1.3	536	15	244	0.312	0.942	0.512
-1.6	564	13	216	0.276	0.943	0.487
-1.9	589	9	191	0.244	0.9	0.465
-2.2	624	7	156	0.2	0.957	0.433
-2.5	648	5	132	0.169	0.963	0.411

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	109	202	671	0.860	0.768	0.808
-0.2	164	103	616	0.789	0.856	0.820
-0.3	276	60	504	0.646	0.893	0.738
-0.4	356	40	424	0.543	0.913	0.671
-0.7	496	14	284	0.364	0.953	0.549
-1.0	579	4	201	0.257	0.980	0.474
-1.3	621	3	159	0.203	0.981	0.436
-1.6	655	3	125	0.160	0.976	0.405
-1.9	706	0	74	0.094	1	0.359
-2.2	724	0	56	0.071	1	0.343
-2.5	752	0	28	0.035	1	0.318

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	96	434	684	0.876	0.611	0.712
2	97	210	683	0.875	0.764	0.811
3	195	82	585	0.75	0.877	0.803
4	329	37	451	0.578	0.924	0.696
5	418	20	362	0.464	0.947	0.619
6	529	16	251	0.321	0.940	0.518
7	597	12	183	0.234	0.938	0.457

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	104	250	676	0.866	0.730	0.787
2	133	174	647	0.829	0.788	0.807
3	256	64	524	0.671	0.891	0.755
4	396	30	384	0.492	0.927	0.637
5	525	16	255	0.326	0.940	0.522
6	676	9	104	0.133	0.920	0.384
7	746	8	34	0.043	0.809	0.310

PATIENTS CHD, RYTHME SINUSAL
TOTAL

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	164	2809	1388	0.894	0.330	0.520
-0.2	120	1040	1432	0.922	0.579	0.697
-0.3	165	693	1387	0.893	0.666	0.752
-0.4	244	599	1308	0.842	0.685	0.751
-0.7	513	389	1039	0.669	0.727	0.697
-1.0	667	65	885	0.570	0.931	0.692
-1.3	816	34	736	0.474	0.955	0.626
-1.6	937	23	615	0.396	0.963	0.572
-1.9	1025	17	527	0.339	0.968	0.532
-2.2	1090	15	462	0.297	0.968	0.502
-2.5	1151	11	401	0.258	0.973	0.475

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	87	700	1465	0.943	0.676	0.767
-0.2	145	159	1407	0.906	0.898	0.902
-0.3	289	79	1263	0.813	0.941	0.861
-0.4	438	50	1114	0.717	0.957	0.798
-0.7	784	17	768	0.494	0.978	0.642
-1.0	1035	11	517	0.333	0.979	0.528
-1.3	1181	5	371	0.239	0.986	0.461
-1.6	1313	5	239	0.153	0.979	0.401
-1.9	1371	5	181	0.116	0.973	0.375
-2.2	1404	5	148	0.095	0.967	0.359
-2.5	1436	5	116	0.074	0.958	0.345

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	148	2244	1404	0.904	0.384	0.559
2	106	830	1446	0.931	0.635	0.737
3	124	413	1428	0.920	0.775	0.831
4	185	177	1367	0.880	0.885	0.883
5	314	74	1238	0.797	0.943	0.851
6	486	43	1066	0.686	0.961	0.776
7	661	24	891	0.574	0.973	0.698

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	85	821	1467	0.945	0.641	0.743
2	88	355	1464	0.943	0.804	0.856
3	112	248	1440	0.927	0.853	0.884
4	201	116	1351	0.870	0.920	0.892
5	376	45	1176	0.757	0.963	0.826
6	636	15	916	0.590	0.983	0.710
7	988	3	564	0.363	0.994	0.549

PATIENTS CHD, EN TACHYCARDIE
TOTAL

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	235	2275	1438	0.859	0.387	0.555
-0.2	175	891	1498	0.895	0.627	0.726
-0.3	226	326	1447	0.864	0.816	0.838
-0.4	326	179	1347	0.805	0.882	0.839
-0.7	636	84	1037	0.619	0.925	0.726
-1.0	866	60	807	0.482	0.930	0.630
-1.3	1055	41	618	0.369	0.937	0.551
-1.6	1156	33	517	0.309	0.94	0.509
-1.9	1235	23	438	0.261	0.950	0.476
-2.2	1315	16	358	0.213	0.957	0.443
-2.5	1366	10	307	0.183	0.968	0.422

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	156	572	1517	0.906	0.726	0.795
-0.2	243	204	1430	0.854	0.875	0.864
-0.3	437	124	1236	0.738	0.908	0.804
-0.4	599	86	1074	0.641	0.925	0.741
-0.7	935	41	738	0.441	0.947	0.603
-1.0	1187	22	486	0.290	0.956	0.497
-1.3	1321	12	352	0.210	0.967	0.441
-1.6	1414	5	259	0.154	0.981	0.402
-1.9	1517	1	156	0.093	0.993	0.358
-2.2	1566	0	107	0.063	1	0.338
-2.5	1609	0	64	0.038	1	0.319

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	178	2053	1495	0.893	0.421	0.583
2	154	1101	1519	0.907	0.579	0.695
3	265	422	1408	0.841	0.769	0.802
4	472	150	1201	0.717	0.888	0.785
5	698	68	975	0.582	0.934	0.701
6	965	44	708	0.423	0.941	0.590
7	1153	27	520	0.310	0.950	0.511

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	147	1172	1526	0.912	0.565	0.686
2	180	700	1493	0.892	0.680	0.761
3	335	229	1338	0.799	0.853	0.824
4	584	81	1089	0.650	0.930	0.748
5	918	37	755	0.451	0.953	0.610
6	1324	10	349	0.208	0.972	0.440
7	1543	8	130	0.077	0.942	0.346

PATIENTS WPW, RYTHME SINUSAL

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	112	1551	1255	0.918	0.447	0.604
-0.2	62	226	1305	0.954	0.852	0.890
-0.3	76	154	1291	0.944	0.893	0.915
-0.4	113	129	1254	0.917	0.906	0.911
-0.7	248	69	1119	0.818	0.941	0.865
-1.0	361	23	1006	0.735	0.977	0.812
-1.3	465	11	902	0.659	0.987	0.759
-1.6	572	8	795	0.581	0.990	0.704
-1.9	658	7	709	0.518	0.990	0.659
-2.2	751	6	616	0.450	0.990	0.611
-2.5	803	5	564	0.412	0.991	0.584

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	100	238	1267	0.926	0.841	0.876
-0.2	119	125	1248	0.912	0.908	0.910
-0.3	177	83	1190	0.870	0.934	0.897
-0.4	252	49	1115	0.815	0.957	0.866
-0.7	458	15	909	0.664	0.983	0.762
-1.0	672	7	695	0.508	0.990	0.652
-1.3	840	1	527	0.385	0.998	0.565
-1.6	980	1	387	0.283	0.997	0.493
-1.9	1116	1	251	0.183	0.996	0.422
-2.2	1214	1	153	0.111	0.993	0.372
-2.5	1264	1	103	0.075	0.990	0.346

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	71	627	1296	0.948	0.673	0.766
2	56	155	1311	0.959	0.894	0.919
3	62	90	1305	0.954	0.935	0.944
4	93	68	1274	0.931	0.949	0.940
5	156	51	1211	0.885	0.959	0.914
6	248	31	1119	0.818	0.973	0.870
7	348	19	1019	0.745	0.981	0.819

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	95	220	1272	0.930	0.852	0.884
2	95	141	1272	0.930	0.900	0.914
3	104	115	1263	0.923	0.916	0.920
4	134	85	1233	0.901	0.935	0.917
5	201	45	1166	0.852	0.962	0.892
6	352	10	1015	0.742	0.990	0.817
7	636	4	731	0.534	0.994	0.670

PATIENTS WPW, EN TACHYCARDIE

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	164	1110	2882	0.946	0.721	0.799
-0.2	135	276	2911	0.955	0.913	0.931
-0.3	196	175	2850	0.935	0.942	0.938
-0.4	287	132	2759	0.905	0.954	0.925
-0.7	692	61	2354	0.772	0.974	0.838
-1.0	1070	34	1976	0.648	0.983	0.751
-1.3	1321	17	1725	0.566	0.990	0.693
-1.6	1537	15	1509	0.495	0.990	0.643
-1.9	1769	13	1277	0.419	0.989	0.589
-2.2	1951	11	1095	0.359	0.990	0.547
-2.5	2102	11	944	0.309	0.988	0.511

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	149	306	2897	0.951	0.904	0.924
-0.2	234	153	2812	0.923	0.948	0.934
-0.3	407	98	2639	0.866	0.964	0.902
-0.4	643	64	2403	0.788	0.974	0.849
-0.7	1177	26	1869	0.613	0.986	0.726
-1.0	1662	16	1384	0.454	0.988	0.614
-1.3	2062	10	984	0.323	0.989	0.521
-1.6	2363	9	683	0.224	0.986	0.451
-1.9	2608	8	438	0.143	0.982	0.394
-2.2	2748	7	298	0.097	0.977	0.361
-2.5	2833	7	213	0.069	0.968	0.341

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	112	473	2934	0.963	0.861	0.898
2	109	231	2937	0.964	0.927	0.942
3	147	146	2899	0.951	0.952	0.951
4	327	77	2719	0.892	0.972	0.921
5	757	49	2289	0.751	0.979	0.823
6	1262	24	1784	0.585	0.986	0.706
7	1801	9	1245	0.408	0.992	0.581

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	138	310	2908	0.954	0.903	0.924
2	145	228	2901	0.952	0.927	0.938
3	220	106	2826	0.927	0.963	0.942
4	574	24	2472	0.811	0.990	0.866
5	1481	3	1565	0.513	0.998	0.656
6	2549	1	497	0.163	0.997	0.408
7	2982	0	64	0.021	1	0.307

PATIENTS WPW, STIMULATION

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	40	320	372	0.902	0.537	0.665
-0.2	62	199	350	0.849	0.637	0.722
-0.3	123	148	289	0.701	0.661	0.680
-0.4	161	119	251	0.609	0.678	0.642
-0.7	240	101	172	0.417	0.630	0.512
-1.0	288	72	124	0.300	0.632	0.441
-1.3	321	65	91	0.220	0.583	0.375
-1.6	342	57	70	0.169	0.551	0.332
-1.9	357	42	55	0.133	0.567	0.315
-2.2	375	26	37	0.089	0.587	0.293
-2.5	391	13	21	0.050	0.617	0.276

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	47	137	365	0.885	0.727	0.790
-0.2	154	73	258	0.626	0.779	0.693
-0.3	211	28	201	0.487	0.877	0.627
-0.4	246	1	166	0.402	0.994	0.577
-0.7	349	0	63	0.152	1	0.401
-1.0	397	0	15	0.032	1	0.318
-1.3	412	0	0	0	?	?
-1.6	412	0	0	0	?	?
-1.9	412	0	0	0	?	?
-2.2	412	0	0	0	?	?
-2.5	412	0	0	0	?	?

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	37	378	375	0.910	0.498	0.639
2	49	247	363	0.881	0.595	0.701
3	62	181	350	0.849	0.659	0.736
4	94	137	318	0.771	0.698	0.732
5	142	105	270	0.655	0.72	0.686
6	204	82	208	0.504	0.717	0.596
7	357	58	155	0.376	0.727	0.518

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	24	231	388	0.941	0.626	0.732
2	29	141	383	0.929	0.730	0.803
3	58	78	354	0.859	0.819	0.838
4	115	36	297	0.720	0.891	0.788
5	183	17	229	0.555	0.930	0.682
6	284	2	128	0.310	0.984	0.512
7	368	0	44	0.106	1	0.368

PATIENTS WPW, TOTAL

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	316	2981	4509	0.934	0.602	0.714
-0.2	259	701	4566	0.946	0.866	0.898
-0.3	395	477	4430	0.918	0.902	0.910
-0.4	561	380	4264	0.883	0.918	0.899
-0.7	1180	231	3645	0.755	0.940	0.822
-1.0	1719	129	3106	0.643	0.960	0.746
-1.3	2107	93	2718	0.563	0.966	0.690
-1.6	2451	80	2374	0.492	0.967	0.640
-1.9	2784	62	2041	0.423	0.970	0.591
-2.2	3077	43	1748	0.362	0.975	0.548
-2.5	3296	29	1529	0.316	0.981	0.516

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	296	681	4529	0.938	0.869	0.897
-0.2	507	351	4318	0.894	0.924	0.908
-0.3	795	209	4030	0.835	0.950	0.878
-0.4	1141	114	3684	0.763	0.969	0.83
-0.7	1984	41	2841	0.588	0.985	0.709
-1.0	2731	23	2094	0.433	0.989	0.559
-1.3	3314	11	1511	0.313	0.992	0.514
-1.6	3755	10	1070	0.221	0.990	0.449
-1.9	4136	9	689	0.142	0.987	0.393
-2.2	4374	8	451	0.093	0.982	0.358
-2.5	4509	8	316	0.065	0.975	0.338

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	220	1478	4605	0.954	0.757	0.825
2	214	633	4611	0.955	0.879	0.909
3	271	417	4554	0.943	0.916	0.928
4	514	282	4311	0.893	0.938	0.913
5	1055	205	3770	0.781	0.948	0.841
6	1714	137	3111	0.644	0.957	0.747
7	2406	86	2419	0.501	0.965	0.646

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	257	761	4568	0.946	0.857	0.892
2	269	510	4556	0.944	0.899	0.918
3	382	299	4443	0.920	0.936	0.928
4	823	145	4002	0.829	0.965	0.876
5	1865	65	2960	0.613	0.978	0.726
6	3185	13	1640	0.339	0.992	0.533
7	3986	4	839	0.173	0.995	0.415

TOTAL DE TOUS LES FICHIERS

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	715	8065	7335	0.911	0.476	0.624
-0.2	554	2632	7496	0.931	0.740	0.809
-0.3	786	1496	7264	0.902	0.829	0.860
-0.4	1131	1158	6919	0.859	0.856	0.858
-0.7	2329	704	5721	0.710	0.890	0.781
-1.0	3252	254	4798	0.596	0.949	0.712
-1.3	3978	168	4072	0.505	0.960	0.649
-1.6	4544	136	3506	0.435	0.962	0.599
-1.9	5044	102	3006	0.373	0.967	0.556
-2.2	5482	74	2568	0.319	0.971	0.518
-2.5	5813	50	2237	0.277	0.978	0.489

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL FIXE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
-0.1	539	1953	7511	0.933	0.793	0.846
-0.2	895	714	7155	0.888	0.909	0.898
-0.3	1521	412	6529	0.811	0.940	0.859
-0.4	2178	250	5872	0.729	0.959	0.806
-0.7	3703	99	4347	0.54	0.977	0.674
-1.0	4953	56	3097	0.384	0.982	0.564
-1.3	5816	28	2234	0.277	0.987	0.489
-1.6	6482	20	1568	0.194	0.987	0.430
-1.9	7024	15	1026	0.127	0.985	0.382
-2.2	7344	13	706	0.087	0.981	0.354
-2.5	7554	13	496	0.061	0.974	0.336

DÉRIVÉE A 2 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	546	5775	7504	0.931	0.565	0.688
2	474	2564	7576	0.941	0.747	0.816
3	660	1252	7390	0.910	0.855	0.882
4	1171	609	6879	0.855	0.918	0.882
5	2067	347	5983	0.742	0.945	0.814
6	3165	224	4885	0.608	0.956	0.720
7	4220	137	3830	0.477	0.965	0.628

DÉRIVÉE A 7 POINTS, SEUIL STATISTIQUE

SEUIL	F.N.	F.P.	V.P.	SENSI.	T.P.P.	EFFI.
1	489	2754	7561	0.939	0.733	0.806
2	537	1565	7513	0.933	0.827	0.869
3	829	776	7221	0.897	0.902	0.899
4	1608	342	6442	0.800	0.949	0.854
5	3159	147	4891	0.607	0.970	0.721
6	5145	38	2905	0.360	0.987	0.547
7	6517	15	1533	0.190	0.990	0.427

NOTES:

SEUIL = seuil de détection

F.N. = nombre de faux négatifs

F.P. = nombre de faux positifs

V.P. = nombre de vrais

SENSI. = sensibilité

T.P.P. = taux de prédiction positive

EFFI. = efficacité

POUR CHAQUE CATÉGORIE,

V.P. + F.N. = constante

LARGEUR DE LA FENETRE: 160 ms

PÉRIODE RÉFRACTAIRE: 80 ms

ANNEXE 5. COMPILATION DES ERREURS DE DETECTION

LEGENDE:

IN: INDECISION
DM: DEFLEXIONS MULTIPLES
CF: CONDITIONS AUX FRONTIERES
QS: ONDES Q-S
ER: ERREUR DE L'USAGER
BR: BRUIT
AS: ARTEFACTS DE STIMULATION
AU: AUTRES

CONDITIONS DES TESTS:	SEUIL FIXE	SEUIL STATISTIQUE
SEUIL :	-0.3 V/s	3σ
TYPE DE DÉRIVATEUR :	dérivée à 7 points	dérivée à 7 points
LARGEUR DE FENETRE :	160 ms	160 ms
PERIODE RÉFRACTAIRE:	80 ms	80 ms

CHD-NSR-EPIHUM

	SEUIL FIXE								SEUIL STATISTIQUE							
NOM FICHIER	IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
NSR1.P2	4	8	4	4	0	0	0	24	6	4	4	2	0	0	0	0
NSR1B.P3	1	10	4	0	0	0	9	0	14	6	4	0	0	0	3	0
NSR1BA.P4	6	0	0	1	0	0	0	0	17	0	0	1	0	0	0	0
NSR1B.P5	0	2	2	0	0	0	0	0	15	2	2	0	0	0	0	0
NSR1BH.P6	2	0	2	10	0	0	0	0	48	0	2	1	0	0	0	0
NSR1BA.P7	13	0	0	0	1	0	0	0	21	2	0	0	0	0	0	0
NSR1BA.P8	0	0	4	0	0	0	0	0	1	0	4	0	0	0	0	0
NSR1BGT.P10	5	0	0	0	1	0	0	0	3	0	4	0	0	0	0	0
NSR1BEFT.P11	2	0	4	7	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0
NSR1BA.P12	10	0	0	6	0	0	0	0	5	2	0	0	0	0	0	0
NSR1BA.P14	4	10	6	8	4	0	0	0	14	12	6	4	0	0	0	0
TOTAL	47	30	26	36	6	0	9	24	144	32	26	8	0	0	3	0
TOTAL =	178								213							
TOTAL %	26.4	16.9	14.6	20.2	3.4	0	5.1	13.5	67.6	15.0	12.2	3.8	0	0	1.4	0

CHD-NSR-ENDOHUM

	SEUIL FIXE								SEUIL STATISTIQUE							
NOM FICHIER	IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
NSR2BE.P2	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
NSR2BE.P3	0	4	0	15	0	0	4	0	0	10	0	0	0	0	2	0
NSR2BET.P6	0	6	4	0	1	0	0	0	6	2	4	0	0	0	0	0
NSR2BEH.P7	5	12	0	0	0	0	0	0	6	12	0	0	0	0	0	0
NSR6BEF.P8	3	0	4	6	5	0	0	0	23	4	4	5	4	0	0	0
NSR2BEJ.P11	13	0	4	2	0	0	0	0	23	10	2	1	0	0	0	0
NSR3XK.P12	0	0	8	0	0	0	0	0	0	8	0	1	1	0	0	0
NSR2BEF.P14	6	0	8	1	0	0	0	0	15	0	8	2	0	0	0	0
TOTAL	33	22	28	24	6	0	4	0	73	46	18	9	5	0	2	0
TOTAL =	117								153							
TOTAL %	28.2	18.8	23.9	20.5	5.1	0	3.4	0	47.7	30.1	11.8	5.9	3.3	0	1.3	0
TOTAL CHD-NSR	80	52	54	60	12	0	13	24	217	78	44	17	5	0	5	0
TOTAL CHD-NSR =	295								366							
TOTAL CHD-NSR %	27.1	17.6	18.3	20.3	4.1	0	4.4	8.1	59.3	21.3	12.0	4.6	1.4	0	1.4	0

CHD-TV-EPIHUM

NOM FICHIER	SEUIL FIXE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	SEUIL STATISTIQUE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
VT1.P1	3	0	6	7	6	0	0	3	14	2	6	4	0	0	0	0
VT2.P1	8	0	0	7	0	0	0	0	18	4	0	2	0	0	0	0
TV2BB.P3	8	0	0	0	0	0	1	0	20	2	0	0	6	0	0	0
TV6BD.P4	14	2	0	0	0	0	3	0	30	4	0	0	0	0	0	0
RVP9C.P5	5	6	8	0	0	0	0	0	19	10	2	0	2	0	0	0
RVP12F.P5	7	28	0	0	0	0	0	0	19	28	0	0	0	0	0	0
VTS2BC.P6	5	4	0	10	1	0	0	0	7	6	0	0	2	0	0	0
VTI1BA.P11	15	0	0	8	0	0	0	0	23	4	0	3	0	0	0	0
TOTAL	65	40	14	32	7	0	4	3	150	60	8	9	10	0	0	0
TOTAL =	165								237							
TOTAL %	39.4	24.2	8.5	19.4	4.2	0	2.4	1.8	63.3	25.3	3.4	3.8	4.2	0	0	0

CHD-TV-EPIHUM

NOM FICHIER	SEUIL FIXE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	SEUIL STATISTIQUE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
NSR1BE.P5	9	0	0	0	0	0	0	0	22	0	0	0	0	0	0	0
VTS13BEW.P6	15	10	2	0	0	0	0	0	23	0	0	0	27	0	0	0
VTS12BEV.P6	18	14	4	0	0	0	0	0	4	8	2	0	54	0	0	0
VTI9BEM.P11	19	0	12	0	0	0	0	0	10	0	16	0	0	0	0	0
VTI5BEGB.P14	8	50	0	5	0	0	20	0	50	20	4	0	20	0	0	0
TI5BEGAT.P14	11	6	6	9	0	0	0	0	48	0	6	6	27	0	0	0
VTI4BPT.P15	20	0	0	0	4	0	0	0	4	0	0	0	12	0	0	0
VTI7BE.P15	19	6	4	0	4	0	0	0	31	10	4	0	3	0	0	0
TOTAL	119	86	28	14	8	0	20	0	192	38	32	6	143	0	0	0
TOTAL =	275								411							
TOTAL %	43.3	31.3	10.2	5.1	2.9	0	7.3	0	46.7	9.2	7.8	1.5	34.8	0	0	0
TOTAL CHD-TV	184	126	42	46	15	0	24	3	342	98	40	15	153	0	0	0
TOTAL CHD-TV =	440								648							
TOTAL CHD-TV %	41.8	28.6	9.5	10.5	3.4	0	5.5	0.7	52.8	15.1	6.2	2.3	23.6	0	0	0

WPW-NSR

NOM FICHIER	SEUIL FIXE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	SEUIL STATISTIQUE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
NSR1B.WP1	2	4	8	7	0	0	0	0	3	12	8	1	0	0	0	0
NSR1B.WP2	0	0	8	2	0	0	0	0	0	0	8	2	0	0	0	0
NSRBF.WP3	2	4	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0
NSR1BAT.WP5	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
NSR1BA.WP6	4	8	0	1	1	0	0	0	12	20	0	1	0	0	0	0
NSR1BAT.WP7	4	4	4	0	0	0	0	0	2	10	0	0	0	0	0	0
NSR1BBT.WP8	0	8	0	2	0	0	0	0	0	8	0	1	0	0	0	0
NSR1BA.WP9	2	8	0	7	0	0	0	0	2	8	0	0	0	0	0	0
NSR2C.WP2	0	2	0	0	3	0	0	1	0	2	4	0	0	0	0	1
NSR1CA.WP3	9	0	0	0	0	0	0	0	12	0	0	0	0	0	0	0
NSR2CET.WP5	0	8	4	8	0	0	0	0	0	12	4	0	0	0	0	0
NSR1CDT.WP6	0	2	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0
NSR1CF.WP7	12	16	0	0	0	0	0	0	3	16	0	0	0	0	0	0
NSR2CF.WP8	0	8	0	0	0	0	0	0	0	8	0	0	0	0	0	0
NSRPCCK.WP9	2	4	12	0	0	0	0	0	0	2	20	0	4	0	0	0
TOTAL	37	76	36	31	4	0	0	1	34	104	44	5	4	0	0	1
TOTAL =	185								192							
TOTAL %	20.0	41.1	19.5	16.8	2.2	0	0	0.5	17.7	54.2	22.9	2.6	2.1	0	0	0.5

WPW-TV

NOM FICHIER	SEUIL FIXE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	SEUIL STATISTIQUE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
SVT1BT.WP2	20	0	0	0	14	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0
SVTBH.WP3	0	4	8	0	3	0	0	0	0	0	6	0	7	0	0	0
AFBM.WP3	3	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
SVTBN.WP3	4	16	6	0	2	0	0	0	0	10	6	0	6	0	0	0
SVTBCT.WP5	2	8	0	13	1	0	0	0	2	4	0	3	6	0	0	0
SVT2.WP6	7	8	0	0	0	0	0	0	0	10	0	0	5	0	0	0
SVT1.WP6	14	10	0	0	2	0	0	0	16	18	0	0	12	0	0	0
SVTBD.WP7	0	30	18	0	0	0	0	0	3	24	14	0	2	0	0	0
AFBE2T.WP7	6	8	8	0	0	0	0	0	0	11	8	0	1	0	0	0
AFBE1T.WP7	1	8	0	0	0	0	0	0	7	2	0	0	17	0	0	0
AF3BCT.WP8	0	6	0	0	0	0	0	0	0	6	0	0	0	0	0	0
AFBDT.WP9	3	2	0	0	0	0	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0
SVTBFT.WP9	3	0	0	0	3	0	0	0	8	0	0	0	5	0	0	0
SVTCET.WP3	27	0	0	0	19	0	0	0	17	8	5	0	2	0	0	0
SVTCIT.WP7	13	21	0	0	0	0	0	0	9	32	0	0	9	0	0	0
TOTAL	103	121	40	14	44	0	0	0	68	125	39	3	74	0	0	0
TOTAL =	322								309							
TOTAL %	32.0	37.6	12.4	4.3	13.7	0	0	0	22.0	40.5	12.6	1.0	23.9	0	0	0

WPW-PACED

NOM FICHIER	SEUIL FIXE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU	SEUIL STATISTIQUE IN	ER	DM	BR	CF	AS	QS	AU
VPPCC.WP1	0	0	0	0	5	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0
VP1400C.WP2	2	0	0	0	11	59	0	0	0	0	2	0	10	39	0	0
VP400CC.WP3	19	0	0	0	12	0	6	0	2	0	6	0	7	0	6	0
VPCRY2T.WP6	50	0	0	0	10	0	0	0	16	12	0	0	5	0	0	0
VP350CK.WP7	9	0	0	0	21	0	0	0	3	2	0	0	3	0	0	0
VP400CIT.WP9	7	0	0	0	14	0	0	0	6	6	0	0	1	0	0	0

TOTAL	87	0	0	0	73	59	6	0	27	24	8	0	26	39	6	0
TOTAL =	225								130							
TOTAL %	38.7	0.0	0.0	0.0	32.4	26.2	2.7	0	20.8	18.5	6.2	0.0	20.0	30.0	4.6	0
TOTAL WPW	227	197	76	45	121	59	6	1	129	253	91	8	104	39	6	1
TOTAL =	732								631							
TOTAL WPW %	31.0	26.9	10.4	6.1	16.5	8.1	0.8	0.1	20.4	40.1	14.4	1.3	16.5	6.2	1.0	.2
GRAND TOTAL	491	375	172	151	148	59	43	28	688	429	175	40	262	39	5	1
GRAND TOTAL =	1467								1639							
GRAND TOTAL %	33.5	25.6	11.7	10.3	10.1	4.0	2.9	1.9	42.0	26.2	10.7	2.4	16.0	2.4	0.3	0

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00290861 2