UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

SYSTÈME D'ACQUISITION ET DE TRAITEMENT DÉDIÉ À L'ÉTUDE DES POTENTIELS DU FAISCEAU DE HIS-PURKINJE ET DES POTENTIELS VENTRICULAIRES RETARDÉS

par

Marianne LABOURET

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU GRADE DE MAÎTRE ÈS SCIENCE APPLIQUÉES (M.Sc.A.)

mars 1990

c Marianne Labouret 1990

National Library
of Canada

Canadian Theses Service

Ottawa, Canada
K1A 0N4

Bibliothèque nationale
du Canada

Service des thèses canadiennes

The author has granted an irrevocable non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of his/her thesis by any means and in any form or format, making this thesis available to interested persons.

The author retains ownership of the copyright in his/her thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without his/her permission.

L'auteur a accordé une licence irrévocable et non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de sa thèse de quelque manière et sous quelque forme que ce soit pour mettre des exemplaires de cette thèse à la disposition des personnes intéressées.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège sa thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

ISBN 0-315-58931-0

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé:

SYSTÈME D'ACQUISITION ET DE TRAITEMENT DÉDIÉ À L'ÉTUDE DES POTENTIELS DU FAISCEAU DE HIS-PURKINJE ET DES POTENTIELS VENTRICULAIRES RETARDÉS.

Présenté par: Marianne LABOURET

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

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

M. Pierre SAVARD, Ph.D., président

M. Robert GUARDO, Ph.D.

M. Clermont DUPUIS, Ph.D.

La vie est un chef-d'oeuvre
en péril permanent

à ma mère, à mon père

SOMMAIRE

Il est possible d'enregistrer, à l'aide d'électrodes posées à la surface du torse, l'activité du réseau de fibres cardiaques responsables de la conduction de l'influx électrique dans le coeur. L'analyse par ordinateur du segment électrocardiographique P-Q révèle, en effet, l'existence de signaux de faible amplitude et de fréquence élevée spécifiques à l'activité du faisceau de His-Purkinje. Ces signaux sont de l'ordre de quelques micro-volts et se superposent à l'électrocardiogramme dont l'amplitude du complexe QRS avoisine le milli-volt. L'enregistrement fidèle de ces signaux, de manière non-invasive, soulève diverses difficultés techniques. Le principal objectif de ce travail de maîtrise est le développement d'une nouvelle approche pour la détection et l'examen de ces signaux cardiaques.

La première partie du mémoire introduit le sujet en présentant une revue des publications relatives à l'étude de micro-potentiels cardiaques et met l'accent sur l'évolution et la diversité des techniques utilisées.

Le second chapitre a trait à la réalisation d'un système d'enregistrement utilisant des circuits électroniques de faible bruit. Ce système est constitué de modules de préamplification, d'acquisition, de contrôle et de visualisation.

Le chapitre 3 décrit le support informatique du système d'enregistrement. Celui-ci comprend les logiciels de détection, d'observation, d'analyse et d'archivage de micro-signaux cardiaques. Une interface par menus permet un dialogue aisé entre l'usager et le système.

Finalement, les résultats d'une évaluation du fonctionnement du système de mesure et d'une validation préliminaire des enregistrements obtenus chez des sujets normaux et des patients font l'objet du dernier chapitre.

Compte tenu du cadre expérimental de ce projet, les améliorations ultérieures à apporter au développement du système ainsi que les applications possibles sont suggérées en guise de conclusion.

ABSTRACT

It is possible to record from the body surface, the electrical activity originating from the specialized conduction system of the heart. The signals of interest are in the microvolt range and are superimposed on the electrocardiogram (ECG), so that with standard recording methods, it is not usually possible to extract this information from noise. To achieve this, we have developed a new approach based on data acquisition over a wide dynamic range and fully digital signal processing.

This dissertation describes an ECG data acquisition and processing system for the study of His-Purkinje activity which comprises the following components:

a). a hardware unit of 4 modules: a preamplifier, a data acquisition board, a central processing unit and an output board. This unit is connected to and is controlled by a personnal computer through a parallel printer interface.

b). a software environment including a real-time QRS detection algorithm and an interactive signal analysis package oriented towards clinical users.

Results of a preliminary evaluation on normal subjects and some patients are presented.

We conclude by discussing future improvements and possible applications of this high resolution system.

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier tout particulièrement mon directeur de recherche, le Docteur Robert Guardo, pour le support scientifique soutenu, la pertinence de ses remarques, sa patience, sa disponibilité et sa compréhension à mon égard. Je tiens à lui manifester toute ma reconnaissance et ma profonde admiration.

Je désire également remercier Christian Boulay et Claude Turcotte, qui tout au long de ce travail, m'ont accordé un appui précieux et de judicieux conseils, et de qui j'ai pu profiter d'une expérience professionnelle indéniable.

Je tiens aussi à témoigner toute ma sympathie au personnel de l'Institut de Génie Biomédical de l'Ecole Polytechnique ainsi qu'à mes collègues pour le soutien et l'aide qu'ils m'ont apportés dans le cadre de ce travail: Jean-François Rivest, Bruno Murray, Suzanne Gagnon, Johanne Raymond,....

Je remercie, d'autre part, le Docteur Pierre Savard, pour m'avoir offert l'opportunité d'effectuer une expérimentation clinique à l'Hôpital Sacré-Coeur, et tous ceux qui ont contribué à la rendre possible: Denis Derome, Lise Savard , Dr. Shénasa, Dr. Dubuc et André Beauchemin.

Finalement, j'aimerais souligner le fait que ce projet de recherche fut subventionné par la Fondation des Maladies du Coeur du Québec. Cette aide financière, accordée par le Dr. Robert Guardo, fut fort appréciée pour poursuivre mes études.

TABLE DES MATIERES

Sommaire.....v

Abstract.....vii

Remerciements.....viii

Liste des figures.....xii

Liste des tableaux.....xix

CHAPITRE I INTRODUCTION.....1

I.1 Contexte médical

I.1.1 Notions de physiologie cardiaque

I.1.2 Caractéristiques des micropotentiels cardiaques.....9

I.2 Revue historique.....12

I.2.1 Survol de diverses publications (1969-1988)

I.2.2 Schéma général des systèmes d'enregistrement de micro -potentiels cardiaques.....19

I.2.3 Inconvénients.....20

I.2.4 Améliorations.....24

I.3 Objectifs du projet.....26

CHAPITRE II DESCRIPTION DE L'INSTRUMENTATION.....29

II.1 Introduction

II.2 Préamplificateur.....30

II.3 Carte d'acquisition.....33

II.4 Unité centrale de traitement.....38

II.5 Module d'affichage et de communications.....45

CHAPITRE III DESCRIPTION DES LOGICIELS.....53

III.1 Programme exécuté par l'UTC (TMS32010)

III.1.1 Liste des commandes et description des sous-routines associées.....55

III.2 Détecteur de QRS.....57

III.2.1 Généralités

III.2.2 Evolution du signal à travers les diverses étapes de traitement.....61

III.2.2.1 Le filtrage passe-bande

III.2.2.2 La dérivation.....69

III.2.2.3 L'élévation au carré.....74

III.2.2.4 Le seuillage.....75

III.3 Interface menu-options.....78

III.3.1 Concepts généraux.....85

III.3.2 Description des étapes d'une expérience type ...90

III.4 Post-traitement analytique des fichiers DATA.....99

CHAPITRE IV RESULTATS EXPERIMENTAUX.....103

IV.1 Caractéristiques du pré-amplificateur

IV.1.1 Généralités

IV.1.2 Conditions expérimentales et méthode de mesures...106

IV.1.3 Graphiques et tableaux de mesures.....109

IV.1.4 Conclusion.....112

IV.2 Système d'acquisition.....114

IV.3 Tests de sécurité.....122

IV.4 Enregistrements.....124

IV.4.1 Enregistrements sur des sujets normaux

IV.4.2 Enregistrements sur des patients.....139

CHAPITRE V CONCLUSIONS.....148

V.1 Améliorations

V.2 Applications.....151

BIBLIOGRAPHIE.....153

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Tracé d'un ECG type et identification des divers segments selon la nomenclature usuelle. (tiré de CIBA, F.H.Netter, 1969) 2

Figure 1.2: Description physiologique du système de conduction spécialisé. (tiré de Principles of Clinical ECG, M.J.Goldman, 1967) 4

Figure 1.3: Introduction d'un cathéter à partir de la veine fémorale jusque dans la section droite du coeur. (tiré de CIBA, H.F.Netter, 1969) 6

Figure 1.4: Electrogramme du faisceau de His (HBE) schématisé et identification des intervalles caractéristiques avec référence à un ECG. 7

Figure 1.5: Une vue antéropostérieure montrant la localisation et la position d'un cathéter à électrode multipolaire pendant des enregistrements de l'activité du faisceau de His. L'électrode bipolaire est située à la base du septum auriculaire dans la région de la valve mi-tricuspide. (tiré de Scherlag, 1969) 14

Figure 1.6: Enregistrements simultanés d'un ECG conventionnel et d'un électrogramme du faisceau de His (HBE) pour 2 bandes de fréquence. L'HBE se distingue d'un ECG standard par une activité plus discrète et par un tracé plus stable. (tiré de Scherlag, 1969) 15

Figure 1.7: Schéma global des systèmes d'enregistrement de micro
-potentiels cardiaques. 21

Figure 2.1: Schéma de la structure modulaire du système
d'enregistrement et d'analyse d'ECG à haute résolution. .31

Figure 2.2: Schéma bloc du préamplificateur. 34

Figure 2.3: Photographie du préamplificateur. 35

Figure 2.4: Schéma bloc de la carte d'acquisition. 39

Figure 2.5: Photographie du côté recto de la carte d'acquisition. ...40

Figure 2.6: Photographie du côté verso de la carte d'acquisition. ...41

Figure 2.7: Schéma bloc de la carte d'unité centrale de traitement. .43

Figure 2.8: Photographie de la carte d'unité centrale de traitement. 44

Figure 2.9: Photographie du module des sorties. 46

Figure 2.10: Configuration des broches pour la liaison parallèle avec
le PC. 47

Figure 2.11: Schéma détaillé de la communication entre l'UCT (TMS)
et le PC. 49

Figure 2.12: Photographie du système complet:

1. carte d'acquisition
2. carte d'unité centrale de traitement
3. carte de sorties
4. bloc d'alimentation. 51

Figure 2.13: Photographie de l'appareillage complet:

- PC
- Système
- préamplificateur

- oscilloscope X-Y. 52

Figure 3.1: Algorithme du programme principal exécuté par l'UCT. 54

Figure 3.2: Procédure de transmission d'un fichier de données. 58

Figure 3.3: Procédure de réception d'un fichier de données. 59

Figure 3.4: Schéma de la séquence de détection du QRS. 62

Figure 3.5: Réponse à l'impulsion du filtre passe-bas du second ordre. 65

Figure 3.6: Réponse en fréquence du filtre passe-bas du second ordre dont l'amplitude est exprimées dans une échelle logarithmique [dB]. 66

Figure 3.7: Réponse en fréquence du filtre P-B du 2ième ordre avec l'amplitude exprimée dans une échelle linéaire normalisée [V]. 67

Figure 3.8: Schéma du filtre passe-haut. 68

Figure 3.9: Réponse à l'impulsion du filtre passe-haut. 70

Figure 3.10: Réponse en fréquence du filtre P-H dans une échelle logarithmique. 71

Figure 3.11: Réponse en fréquence du filtre P-H dans une échelle linéaire normalisée. 72

Figure 3.12: Réponse en fréquence de la dérivée à 5 points. 73

Figure 3.13: Structure de l'algorithme de détection de QRS.....77

Figure 3.14: ECG ré-échantillonné à 200Hz. 79

Figure 3.15: a). Filtrage passe-bas de l'ECG.
b). Filtrage passe-haut de l'ECG déjà filtré passe-bas. 80

Figure 3.16: Dérivation de l'ECG filtré passe-bande. 81

Figure 3.17: Elévation au carré de la forme d'onde obtenue à la figure 3.16. 82

Figure 3.18: Interface menu-options. 84

Figure 3.19: Architecture du programme principal. 86

Figure 3.20: Représentation schématique d'une liste chaînée circulaire. 87

Figure 3.21: Options du menu d'interaction avec l'usager. 89

Figure 3.22: Procédure d'opérations pour une expérience. 91

Figure 3.23: Affichage de la disposition des boutons pour le choix du gain du préamplificateur. 92

Figure 3.24: Pseudo-code de la procédure ACQUIRE. 94

Figure 3.25: Superposition de 2 ECGs pour montrer le résultat d'un centrage grossier lors de la détection du QRS par UCT. .97

Figure 3.26: Organigramme général de la conversion des données. 101

Figure 4.1: Graphique de courbes comparatives illustrant les performances de bruit de 2 configurations de préamplificateurs. Le tracé du haut montre le résultat d'une configuration utilisant des composantes discrètes; celui du bas provient d'une configuration utilisant un amplificateur d'instrumentation monolithique. 104

Figure 4.2: Schéma du montage expérimental pour les mesures de bruit du préamplificateur. 107

Figure 4.3: Illustration du bruit RMS [μV] de 3 types d'amplificateurs d'instrumentation monolithiques avec une résistance d'entrée de 1KΩ. 111

Figure 4.4: Spectre de bruit pour le AD524 (Re=10KΩ). 113

Figure 4.5: Allure du bruit pour 3 fréquences de coupure (500, 750 et 1000 Hz) pour le système sans le pré-amplificateur et avec un court-circuit à l'entrée de la carte d'acquisition. 119

Figure 4.6: Spectre de fréquence du bruit pour le système global. ..121

Figure 4.7: 3 courbes de moyennes successives de 10, 20 et 30 battements.

- sujet normal de 27 ans
- gain du préamplificateur = 1024
- position des électrodes = diagonale
- segment P-Q court = 45ms. 126

Figure 4.8: 3 courbes de moyennes successives de 10, 20 et 30 battements.

- sujet normal de 35 ans
- gain du préamplificateur = 1707
- position des électrodes = V6L-V6R
- segment P-Q long = 77ms. 128

Figure 4.9: 3 moyennes de 30 battements chacune (même sujet qu'à la figure 4.8). 130

Figure 4.10: Fenestration de la courbe 2 (Cbe2) de la figure 4.9. ..132

Figure 4.11: Spectre de la courbe apodisée de la figure 4.10. 134

Figure 4.12: 3 courbes de 3 moyennes différentes de 30, 60 et 90 battements sans corrélation.

- sujet normal de 25 ans

- gain du préamplificateur = 1707

- position des électrodes = diagonale

- segment P-Q moyen = 50ms 135

Figure 4.13: 3 courbes de 3 moyennes différentes de 30, 60 et 90 battements avec corrélation (même sujet que la figure 4.12). 136

Figure 4.14: a). Fenestration de la courbe 1 (Cbe1) de la figure 4.12.

b). Fenestration de la courbe 1 (Cbe1) de la figure 4.13. 137

Figure 4.15: a). Spectre de la figure 4.14a) (avant corrélation)

b). Spectre de la figure 4.14b) (après corrélation) ...138

Figure 4.16: Enregistrement sur papier de l'électrogramme de His et de la dérivation V6L-V6R d'un patient de 72 ans dont le rythme cardiaque est de 60 battements par minute. 142

Figure 4.17: Courbe moyennée sur 10 battements corrélés sans "pacing" enregistrée à l'aide du système d'acquisition à haute résolution.

- patient de 72 ans

- gain du préamplificateur = 2560

- position des électrodes = V6L-V6R

- segment P-Q long = 60m 143

Figure 4.18: Spectre de la courbe de la figure 4.17. Le signal a été pondéré par une fenêtre de Hanning à 100%. 145

Figure 4.19: Relation temporelle entre le complexe G, la déflexion du faisceau de His et les déflexions auriculaire et ventriculaire. (tiré de Berbari et al, 1973) 146

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4.1: Résultats d'une étude de bruit pour 3 modèles d'amplificateurs d'instrumentation en considérant plusieurs valeurs de résistances d'entrée et un gain de 10240 (mesures de bruit RMS ramené à l'entrée du préamplificateur et approximations de valeurs crête-à-crête). 110

Tableau 4.2: Valeurs de rejet mode commun pour les 3 classes d'amplificateurs d'instrumentation.

Tableau 4.3: Evaluation du rapport S/B [dB] en considérant une dégradation dûe au bruit de quantification pour des convertisseurs de x bits. 116

Tableau 4.4: Valeurs de bruit RMS en fonction de la fréquence de coupure.

Re = C-C

Gain de la carte d'acquisition = 1

Absence du préamplificateur 117

Tableau 4.5: Valeurs de bruit RMS en fonction de résistances d'entrée. (la fréquence de coupure du filtre anti-recouvrement = 1KHz)

Tableau 4.6: Correspondance entre les valeurs de tensions analogiques et les bits de numérisation perdus. 120

Tableau 4.7: Bruit RMS ramené à l'entrée pour le système global.

Tableau 4.8: Résultats des courants de fuite au châssis et dans les

électrodes pour un montage réduit (carte d'acquisition avec amplificateur d'isolation) et le système complet (avec et sans oscilloscope). 123

CHAPITRE I

INTRODUCTION

I.1 Contexte médical

I.1.1 Notions de physiologie cardiaque.

L'électrocardiographie constitue un important moyen de diagnostic pour déceler un grand nombre de pathologies qui affectent, directement ou indirectement, l'activité électrique du coeur. L'électrocardiogramme (ECG) est la représentation graphique de cette activité électrique qui a pour origine les courants ioniques produits par la dépolarisation des cellules myocardiques et dont le champ de potentiel est échantillonné à l'aide d'électrodes plaçées à la surface du torse. Les variations du tracé électrocardiographique enregistré dans des conditions normalisées permettent, par comparaison à des tracés normaux, l'étude des troubles du rythme, d'hypertrophies et de l'insuffisance coronaire.

L'ECG normal est constitué de 3 ondes principales qui se produisent à chaque cycle cardiaque et représentent l'activité électrique des structures musculaires du coeur (figure 1.1). Les différents accidents du graphique sont désignés par des lettres PQRST. L'onde P représente la dépolarisation auriculaire, le complexe QRS celle du ventricule et l'intervalle ST traduit la repolarisation ventriculaire.

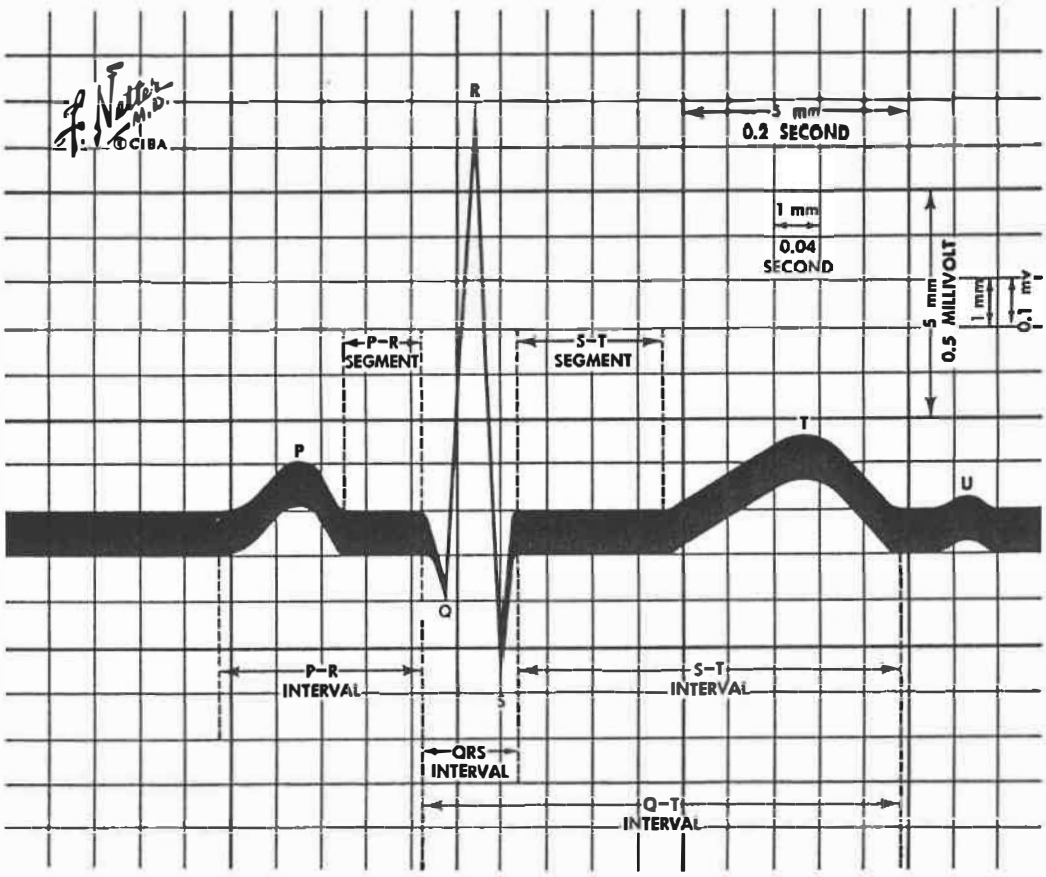


Figure 1.1: Tracé d'un ECG type et identification des divers segments selon la nomenclature usuelle. (tiré de CIBA, F.H.Netter, 1969)

L'activité électrique du coeur débute par la dépolarisation spontanée et cyclique des cellules spécialisées du noeud de Keith et Flack ou noeud sinusal. L'onde d'excitation traverse les oreillettes pour atteindre la jonction oreillette-ventricule appelée noeud d'Aschoff-Tawara puis se concentre en une voie de conduction unique, longue d'un centimètre, le faisceau de His. Celui-ci se divise en branches gauche et droite dans la cloison interventriculaire, et les ramifications, de minuscules fibres irradiant à travers les parois du muscle ventriculaire, assurent une dépolarisation quasi-simultanée des deux ventricules (Netter, 1969; Furness, 1975).

Le système de His-Purkinje ("HPS") est un système de conduction spécialisé dans le coeur (figure 1.2). Il participe au contrôle de la contraction ventriculaire. Ce réseau de fibres neuromusculaires spécialisées comprend :

- le faisceau de His
- les branches gauche et droite
- les fibres de Purkinje

L'onde de dépolarisation se propage dans ce tissu fibreux pendant le segment P-R et la mesure de cet intervalle permet d'estimer le temps de la transmission entre l'oreillette et le ventricule. L'activité électrique des cellules du faisceau de His-Purkinje n'est pas décelable sur un enregistrement conventionnel d'ECG en raison du nombre relativement faible de cellules participantes. Celles-ci produisent de

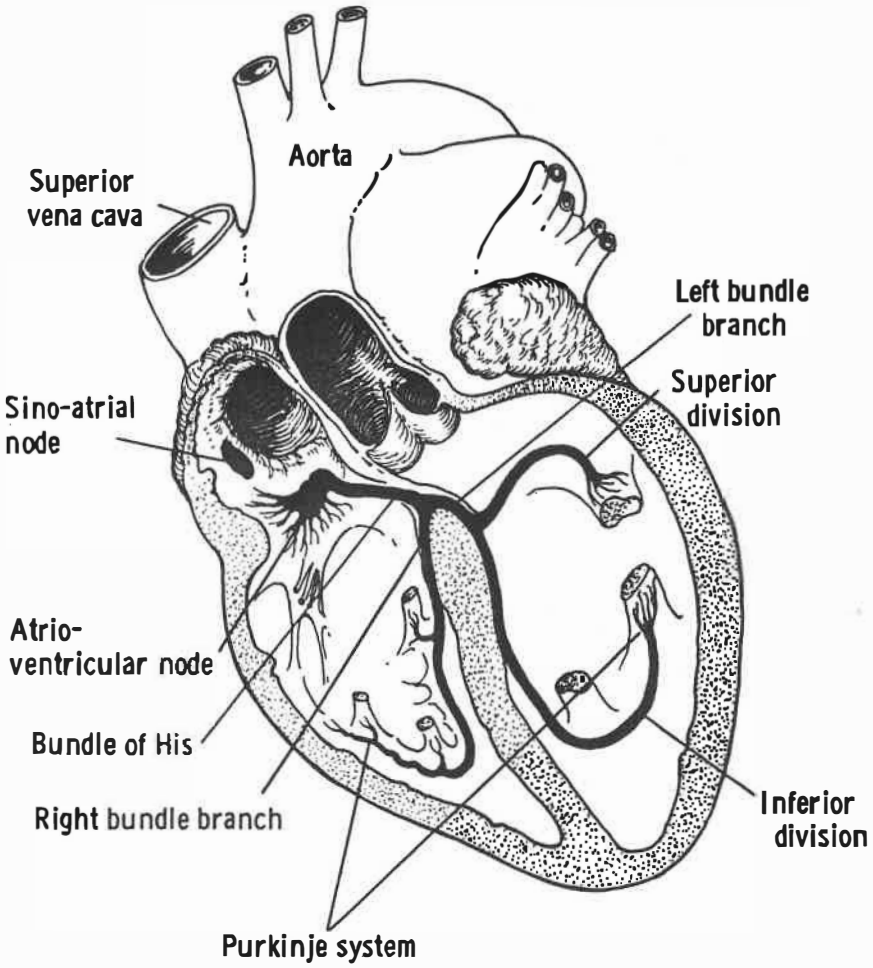


Figure 1.2: Description physiologique du système de conduction spécialisé. (tiré de Principles of Clinical ECG, M.J.Goldman, 1967)

très faibles différences de potentiel, lesquelles, mesurées par des électrodes de surface, semblent se confondre avec la ligne "isoélectrique", entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS.

On peut toutefois mesurer l'électrogramme du HPS au moyen d'électrodes intra-cardiaques, portées par un **cathéter**. Cette technique d'enregistrement nécessite de faire passer un tube très fin, ou cathéter, dans une veine. Après anesthésie locale, on réalise une ponction de la veine fémorale dans le pli de l'aine et on introduit, de manière transcutanée, le guide du cathéter. La sonde chemine successivement dans la veine cave inférieure, l'oreillette droite et le ventricule droit (figure 1.3). On injecte à intervalle régulier de l'iode de façon à repérer le trajet du cathéter sur un écran T.V. à l'aide d'images radiographiques (RX).

L'extrémité du cathéter comporte des électrodes en forme d'anneaux espacés de 1 centimètre. Une paire d'électrodes peut à la fois capter le signal électrique et stimuler certaines régions du coeur. Il s'agit dans ce dernier cas de "pacing" intracardiaque.

L'observation du tracé d'un électrogramme du faisceau de His permet de distinguer différents intervalles caractéristiques (figure 1.4):

- l'intervalle P-A est une mesure du temps de propagation intra-auriculaire. Cet intervalle est de l'ordre de 40 ms (30-50 ms).

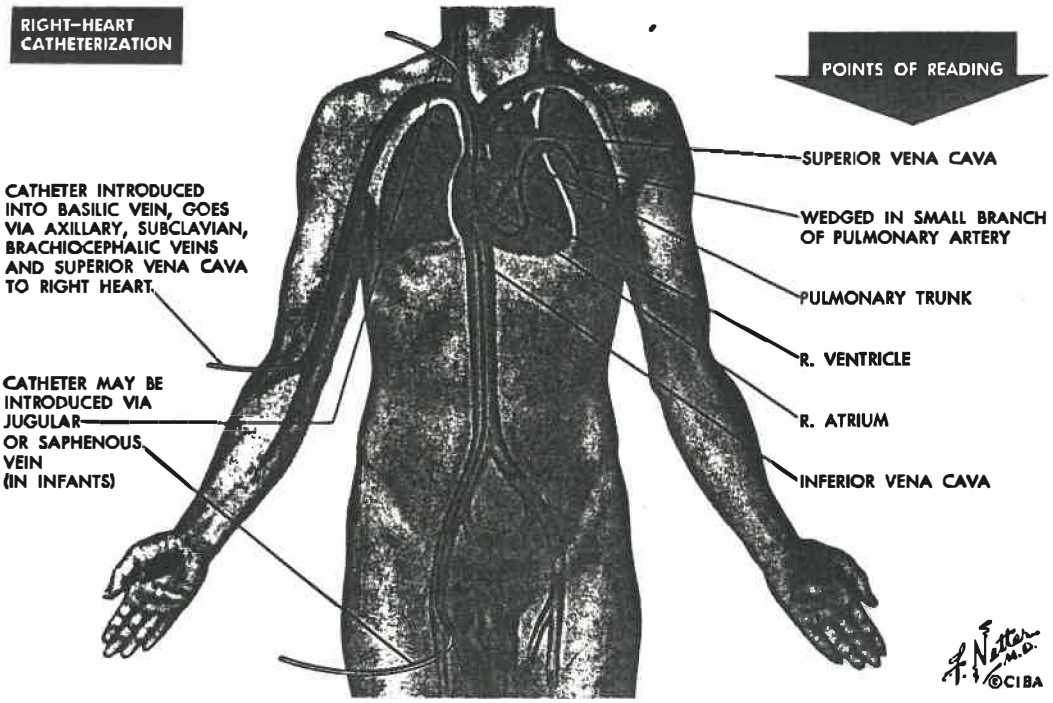


Figure 1.3: Introduction d'un cathéter à partir de la veine fémorale jusque dans la section droite du coeur. (tiré de CIBA, H.F.Netter, 1969)

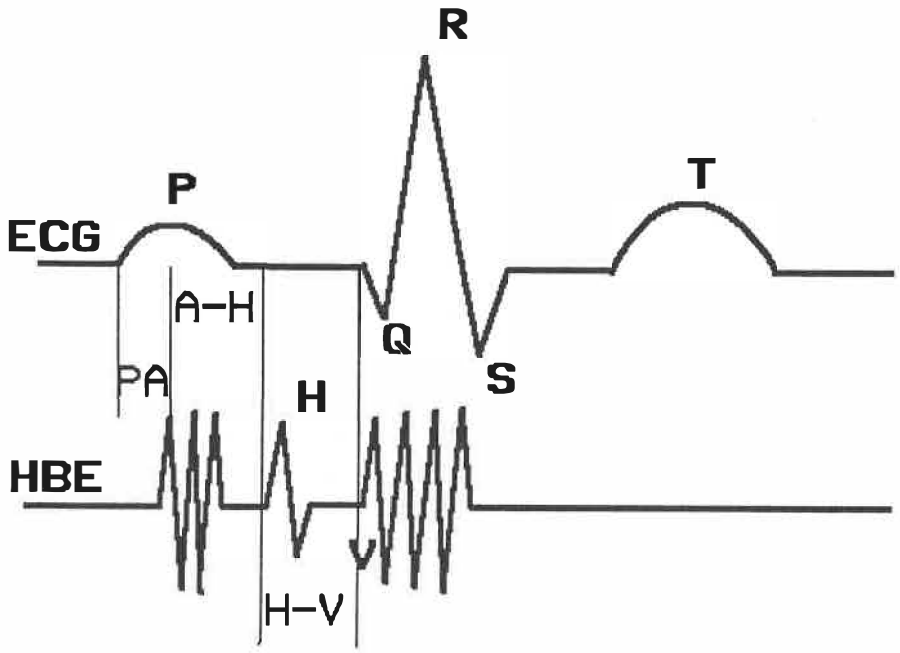


Figure 1.4: Electrogramme du faisceau de His (HBE) schématisé et identification des intervalles caractéristiques avec référence à un ECG.

- la portion A-H est une indication de la conduction nodale A-V; le noeud A-V constitue une ligne de délai d'une durée d'environ 110 ms.
- l'intervalle H-V est un indice de la conduction ventriculaire; celui-ci est constant et constitue un "index de temps" dont la valeur moyenne est de 50 ms.

D'autres signaux semblables en plusieurs points à ceux issus du HPS peuvent se manifester après la contraction ventriculaire. Ils se situent principalement entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T et portent le nom de potentiels ventriculaires "retardés". L'existence de ces potentiels révèle souvent la présence d'une zone nécrosée dans la région du myocarde ventriculaire.

Les troubles du rythme cardiaque engendrés par l'introduction d'un corps étranger tel un cathéter sont contrôlés par médicaments administrés par voie intraveineuse. L'ECG est surveillé pendant toute la durée du cathétérisme afin de déceler rapidement l'incidence d'arythmies qui devront, le cas échéant, être interrompues à l'aide d'un défibrillateur, présent dans la salle d'électrophysiologie.

Le cathétérisme demande une brève hospitalisation de 3 jours pour effectuer les examens préliminaires et exige aussi 24h de surveillance et de repos au lit après l'épreuve. Ce type d'examen est considéré invasif et présente malgré tout le risque de provoquer des lésions au

niveau des artères ou des veines par où passe le cathéter. Par conséquent, le cathétérisme veineux pour l'étude de l'activité électrique du faisceau de His n'est utilisé que dans les situations où le bénéfice potentiel pour le patient compense largement les risques précités. C'est pourquoi d'importants travaux de recherche s'effectuent depuis une vingtaine d'années dans le but de mettre au point des méthodes d'enregistrement à partir d'électrodes de surface. Pour mieux apprécier le défi technologique que représente le développement de ces méthodes, la section suivante décrit les caractéristiques des micro-potentiels cardiaques.

I.1.2 Caractéristiques des micro-potentiels cardiaques.

Dans le texte qui suit, le terme **micro-potentiels cardiaques** sera utilisé pour désigner à la fois les signaux issus de l'activité électrique du faisceau de His-Purkinje et les potentiels ventriculaires retardés. Les micro-potentiels cardiaques sont des signaux de faible amplitude (0.5 à 10 μvolts) qui se superposent au signal ECG dont l'amplitude du complexe QRS est de l'ordre du millivolt. Puisque l'on cherche à optimiser la plage dynamique des systèmes d'enregistrement d'ECG pour reproduire le complexe QRS sans saturation, les micro-potentiels cardiaques sont généralement noyés dans le bruit.

Par comparaison avec le contenu spectral de l'ensemble du cycle cardiaque, les micro-potentiels d'origine hissienne ou ventriculaire ont

une fréquence relativement élevée : 79 % du spectre de puissance des ondes du HPS se situent en deçà de 50 Hz (Berbari et al., 1979).

Les micro-potentiels spécifiques à l'activité du faisceau de His sont localisés au niveau du segment P-R, tandis que les micro-potentiels ventriculaires retardés se situent à la fin du complexe QRS ou dans le prolongement du segment S-T (débordement possible de part et d'autre).

La durée de la manifestation du HPS est d'environ 55 ms. Celle de l'activité ventriculaire tardive est beaucoup plus variable, on adopte en règle générale une moyenne de 100 ms. Dans des cas très particuliers, de dysplasies du ventricule droit, qui engendre un phénomène appelé syndrome de post-excitation, on a enregistré une valeur maximale de 225 ms. (Fontaine et al., 1978)

Dans une plage de fréquences comprise entre 0.1Hz et 300Hz, les potentiels du HPS ont la forme d'une rampe avec quelques échancrures. Après filtrage passe-haut (f_c > 40Hz), cette activité se caractérise par l'apparence d'une onde biphasique (Berbari et al., 1983). Les potentiels ventriculaires retardés font plutôt référence à un complexe poly-phasique ou multi-phasique.

Les pathologies associées au HPS peuvent prendre la forme de divers types de blocs de conduction, soit l'interruption partielle ou complète de la progression de l'activité électrique, au niveau de la jonction

auriculo-ventriculaire ou des branches gauche et droite. La manifestation sur l'ECG de tels blocs va de l'allongement du segment P-R à la présence d'une fibrillation ventriculaire. Un blocage mineur de la conduction auriculo-ventriculaire est dénommé bloc du premier degré. A un degré supérieur, peut survenir un blocage complet de la transmission oreillette-ventricule. S'il est intermittent, il s'agit d'un bloc du deuxième degré; s'il est permanent, on a affaire à un bloc du troisième degré.

La présence de potentiels tardifs traduit un défaut dans le cheminement du front d'activation à travers les parois ventriculaires et provoque des anomalies dans la contraction des ventricules. Les artères coronaires sont les artères nourricières du tissu myocardique. Lorsque se produit une obstruction par un caillot, le rétrécissement par l'athérosclérose ou la fermeture par un spasme, une partie du muscle cardiaque est privée d'apports en oxygène (A.J.Vander et al, 1977). La gravité de l'obstruction, le nombre des artères atteintes conditionnent l'importance de la souffrance: angine de poitrine, infarctus du myocarde, altérations isolées de l'ECG. Ces signes distinctifs peuvent exister au repos ou apparaître à l'effort. Il en est de même pour les troubles du rythme.

Le phénomène de ré-entrée joue un rôle majeur dans la genèse d'arythmies ventriculaires et les prérequis sont le bloc unidirectionnel et une conduction lente dus, entre autres, à une zone infarctée.

Les micropotentiels retardés constituent donc des signes précurseurs d'arythmies cardiaques variées. On rencontre notamment:

- des extrêmes dans le rythme cardiaque

  Si celui-ci est supérieur à 110-130 BPM, on note une tachycardie; s'il est inférieur à 40-60 BPM, il s'agit d'une bradycardie.

- une contraction prématurée ou battement ectopique

  Des systoles auriculaires ou ventriculaires se produisent à des temps non-conventionnels dans le cycle cardiaque normal.

- la fibrillation

  Il est question d'une décharge asynchrone des cellules de manière aléatoire.

I.2 Revue historique

I.2.1 Survol de diverses publications (1969-1988).

Cette section est consacrée à une revue bibliographique portant sur les 20 dernières années et orientée principalement vers l'instrumentation et les méthodes d'analyse des signaux du système de His-Purkinje et les potentiels ventriculaires tardifs.

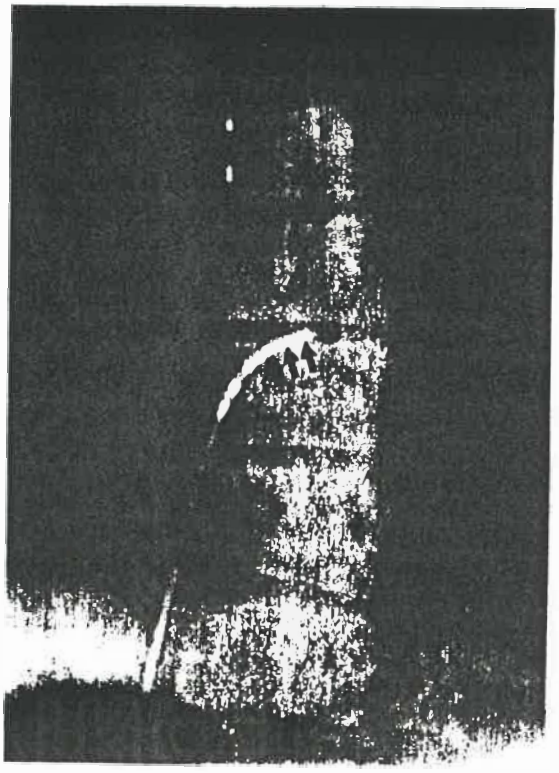
L'existence du faisceau de His fut identifiée pour la première fois en 1893 par Kent et His. Il faut toutefois attendre 1958 avant que des chercheurs tels Alanis et al. n'enregistrent l'information issue de cette région à l'aide d'électrodes à aiguille introduites dans des coeurs de chiens isolés et perfusés.

En 1969, Scherlag et al. utilisent un cathéter (figure 1.5) pour mesurer l'activité électrique provenant du système de His-Purkinje (HPS) chez le chien puis, chez l'Homme et démontrent ainsi l'intérêt de ce genre d'études en électrophysiologie clinique. La forme d'onde résultante de ce type d'enregistrement fut nommée l'"électrogramme du faisceau de His" (HBE) (figure 1.6).

Stimulés par l'impact de cette nouvelle découverte mais soucieux d'éliminer la nature invasive de ce procédé, d'autres groupes de chercheurs ont envisagé la possibilité de capter cette activité électrique à la surface du corps.

Berbari et al. (1973) et Flowers et al. (1974), travaillant indépendamment, ont démontré qu'il était possible d'enregistrer à partir d'électrodes thoraciques, l'activité électrique provenant du faisceau de His-Purkinje chez le chien. Leur technique d'enregistrement faisait appel à un amplificateur à très haut gain, au filtrage analogique passe-bande du signal et au "moyennage" de battements en synchronisme avec le cycle cardiaque afin d'extraire le signal désiré du bruit.

Plus tard, Berbari et al. (1976) effectuent des essais de cette technique chez l'Homme pour évaluer son potentiel clinique et établir ses limites. Celles-ci sont dues à certaines imperfections de l'instrumentation mais sont aussi causées par la présence de phénomènes physiologiques indésirables tels le chevauchemment de l'activité



An anteroposterior view showing the location and position of a multipolar electrode catheter during His bundle recordings. The bipolar His bundle electrogram was recorded from the close bipolar electrode bands (arrows) located at the base of the atrial septum in the mid-tricuspid valve area. Note how the curvature of the electrode tip facilitates the proper positioning of the recording electrodes.

Figure 1.5: Une vue antéropostérieure montrant la localisation et la position d'un cathéter à électrode multipolaire pendant des enregistrements de l'activité du faisceau de His. L'électrode bipolaire est située à la base du septum auriculaire dans la région de la valve mi -tricuspide. (tiré de Scherlag, 1969)

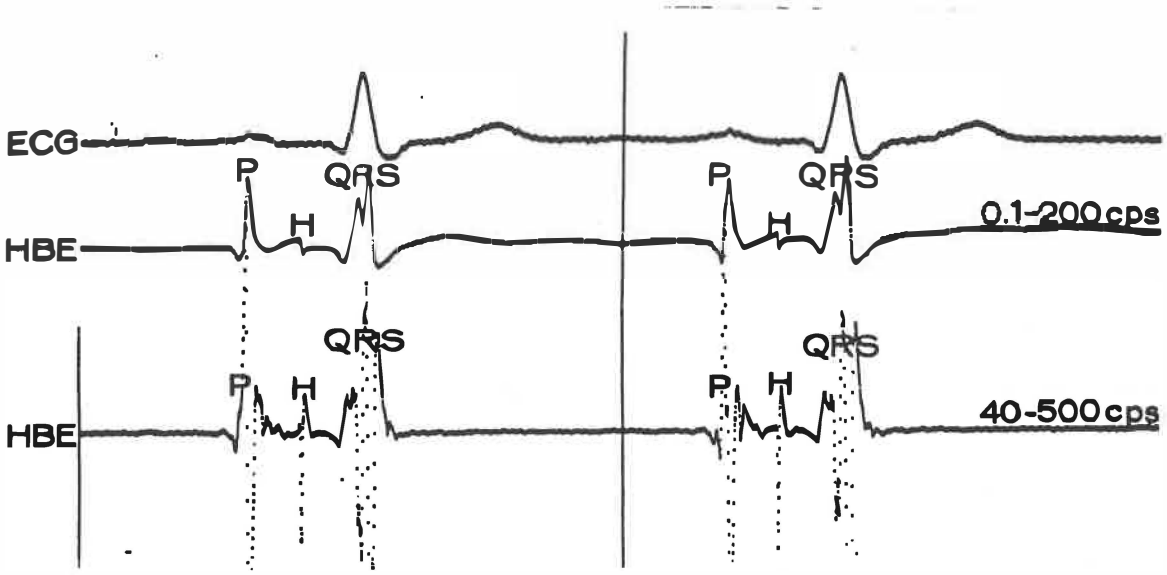


Figure 2

Simultaneously recorded bipolar His bundle electrograms recorded at different amplifier frequencies. Standard lead of the electrocardiogram (ECG). The His bundle electrogram (HBE) indicates rapid electrical activity (H), occurring at the same time during the P-R interval in several cardiac cycles. The middle tracing shows His bundle activity recorded with standard electrocardiographic frequency settings (0.1 to 200 cps). The lower tracing shows the atrial, His bundle, and ventricular components of the His bundle electrogram with frequency settings of 40 to 500 cps. At the latter frequency-levels His bundle activity tends to be somewhat more discrete and the trace more stable than with the standard ECG filtering.

Circulation, Volume XXXIX, January 1969

Figure 1.6: Enregistrements simultanés d'un ECG conventionnel et d'un électrogramme du faisceau de His (HBE) pour 2 bandes de fréquence. L'HBE se distingue d'un ECG standard par une activité plus discrète et par un tracé plus stable. (tiré de Scherlag, 1969)

auriculaire sur l'activité hissienne dans le cas de segments P-Q relativement courts. Par cette étude, ils ont toutefois mis en évidence la concordance temporelle entre l'intervalle H-V obtenu par sonde endocavitaire et la forme d'onde de His enregistrée à la surface du corps.

Dans un article publié l'année suivante, Berbari et al. (1977) décrivent les programmes informatiques utilisés pour l'acquisition de signaux, le moyennage des battements successifs et l'examen du contenu spectral des signaux enregistrées.

Une autre approche de détection "battement par battement", développée par Flowers et al. (1981; 1982), permet d'identifier immédiatement les changements qui surviennent lors d'affections fonctionnelles ou de troubles bio-chimiques du système de conduction spécialisé. Elle est basée sur l'enregistrement simultané de plusieurs canaux en vue de réaliser un moyennage spatial et ainsi d'améliorer le rapport signal/bruit. Pour rehausser de menus détails tels les micro-potentiels cardiaques, on utilise une électronique non-linéaire. Mais le manque de portabilité de ce dispositif, dû à la nécessité d'effectuer les enregistrements dans une pièce blindée, empêche cet appareil d'être employé dans un contexte clinique quotidien.

Malgré des améliorations constantes dans la qualité des signaux enregistrés, la supériorité d'une technique sur une autre ne peut être

établie du fait qu'il existe une grande diversité de paramètres d'enregistrement, tels la largeur de bande des filtres analogiques (Berbari et al., 1979), la position des électrodes, qui intervient sur la morphologie du signal capté (Berbari et al., 1983; 1986; Peper et al., 1983; Flowers, 1974) et la définition de la fenêtre temporelle incluant l'interaction auriculaire (Peper et al., 1982; 1985; Ros et al., 1981). Ces variables entraînent des différences importantes dans les résultats obtenus, situation constatée par Berbari (Berbari et al., 1979; 1983).

Toutefois, 2 études (Berbari et al., 1981; Bones et al., 1982) ont montré que les formes d'onde associées à l'activité du système de His-Purkinje à la surface du corps ont une caractéristique de rampe commençant au temps d'activation du faisceau de His et se terminant au début de l'activité ventriculaire. Ces résultats sont corroborés par un modèle du premier ordre utilisé pour prédire la morphologie des signaux du HPS à la surface du torse, et ce, pour une position d'électrodes spécifique (Berbari et al.1983). Les acquis incitant à croire que l'activité du faisceau de His est principalement composée d'une onde biphasée, de type "spike", ont été révisés et quelque peu démentis par l'étude de Berbari sur les effets du filtrage passe-haut des ondes en forme de rampe. Cette conclusion fut supportée par Peper et al.(1984).

Un autre problème majeur réside dans l'instabilité temporelle de l'impulsion de déclenchement nécessaire à la synchronisation des

battements cardiaques dans la technique du moyennage. Cette instabilité engendre un lissage indésirable des signaux extraits par moyennage (Furness et al., 1975; Ros et al., 1981).

Dernièrement, Al-Nashash et al.(1988) ont décrit une autre approche au problème de détection battement par battement, basée sur un filtrage adaptatif, réalisé par logiciel. Le filtre adaptatif permet d'extraire et de rehausser un signal statistiquement stationnaire ou non-stationnaire par rapport à un bruit de type additif. Deux canaux d'entrée, contenant des composantes du signal corrélé et des composantes de bruit non-corrélé sont requis. L'algorithme du filtre vise à maximiser la moyenne des moindres carrés du signal. Ce nouveau système est encore à l'état expérimental et présente certains inconvénients tels la nécessité d'un traitement de données en temps différé et le choix judicieux des facteurs de pondération et de convergence afin d'éviter des problèmes d'instabilité.

Berbari en 1978 et Breithard en 1982, ont appliqué des méthodes similaires pour étudier le segment électrocardiographique S-T et ont montré la présence de potentiels tardifs dans des ECGs de patients atteints d'anomalies régionales de contraction. Fontaine et al. (1978) ont mis en évidence des potentiels tardifs du syndrome de post-excitation chez des sujets jeunes, exempts de maladie coronarienne et présentant des dysplasies du ventricule droit (troubles du développement somatique qui entraîne des difformités).

I.2.2 Schéma général des systèmes d'enregistrement de micro-potentiels cardiaques.

La plupart des systèmes servant à l'enregistrement de micro-potentiels cardiaques font appel aux éléments suivants:

- une chambre blindée pour réduire les interférences électromagnétiques (e.g. le 60 Hz du réseau d'alimentation, les émissions RF). Certains groupes ont orienté leur recherche dans cette optique-là mais un environnement électriquement protégé n'est pas un attribut indispensable pour qu'un prototype soit fonctionnel.
- une configuration d'électrodes bipolaires thoraciques
- un pré-amplificateur (PA) différentiel à faible bruit avec un gain de l'ordre de x1000 et alimenté par batteries
- un filtre analogique avec bande passante variable (10-300Hz)
- un amplificateur final à gain variable, de x100 à x500

Le gain total de toute la chaîne analogique est compris entre x100000 et x500000.

La chaîne de numérisation et de traitement de signaux comprend:

- un convertisseur A/N de 10 ou 12 bits et jusqu'à 16 bits de résolution dans les systèmes commerciaux plus récents avec une fréquence d'échantillonnage de 500Hz à 2.5KHz
- un détecteur de QRS hardware, ou encore un algorithme de reconnaissance de forme. Exceptionnellement, l'impulsion provenant d'un stimulateur cardiaque peut servir à la

synchronisation pour le moyennage du signal

- un ordinateur et un enregistreur à bande magnétique pour le traitement en temps différé.

La figure 1.7 donne le schéma de cet appareillage.

I.2.3 Inconvénients

Dans cette section, on énonce les différents inconvénients du schéma présenté à la figure 1.7 pour ensuite aborder les améliorations considérées dans le cadre de ce projet.

a). Chambre blindée.

Une chambre blindée bien conçue permet de réduire considérablement les interférences d'origine électromagnétique. Toutefois, il s'agit généralement d'installations fixes où le patient doit être amené pour l'enregistrement. Ceci limite leur utilité dans un contexte hospitalier normal où les patients peuvent se trouver dans une unité de soins coronaires ou dans une salle d'urgence.

b). Disposition des électrodes.

Il n'existe pas de position standard et optimale pour les

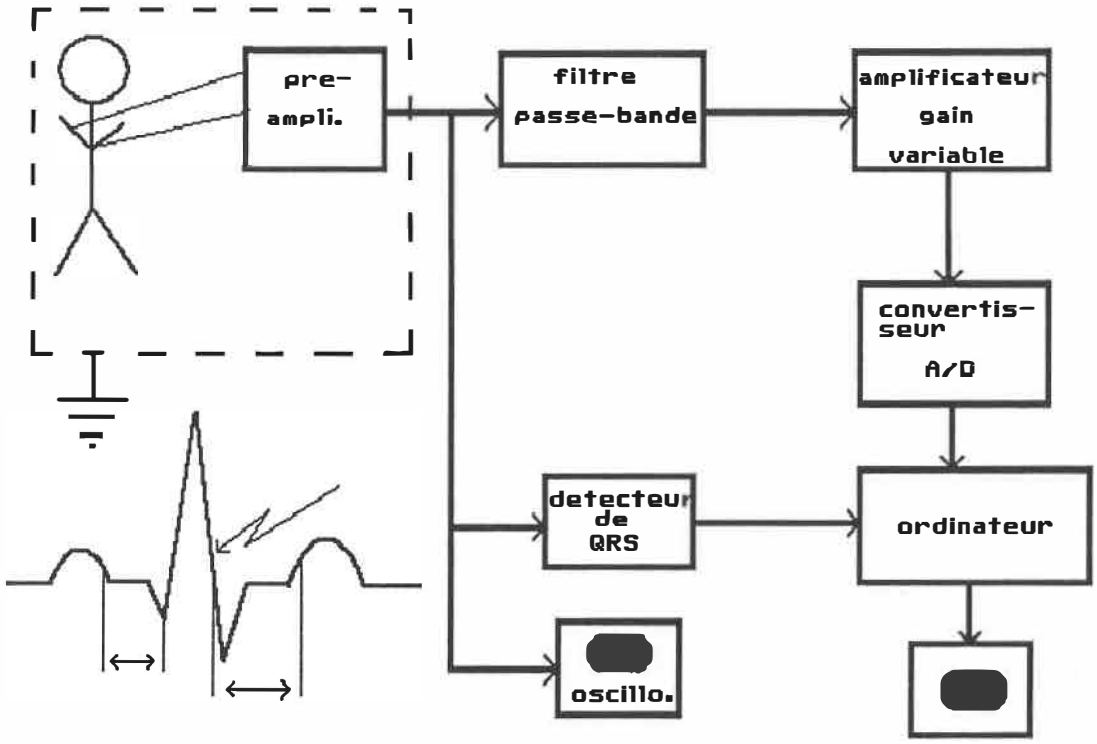


Figure 1.7: Schéma global des systèmes d'enregistrement de micro -potentiels cardiaques.

électrodes. Plusieurs emplacements ont été considérés, tels que les dérivations horizontales avec 2 électrodes situées dans l'aisselle à la hauteur des mamelons, antérieure-postérieure ou bisternales. Comme les points de mesure sont différents, il faut s'attendre à une morphologie des micro-potentiels différente.

c). Bande passante limitée.

De nombreuses études ont porté sur l'effet du filtrage sur les caractéristiques du signal. L'utilisation d'une faible bande passante, bien qu'améliorant le rapport signal à bruit, entraîne de la distorsion ou un déphasage excessif qui peut fausser le calcul du temps de conduction. Le filtrage comporte aussi le risque d'exclure des signaux d'intérêt et la controverse subsiste entre les chercheurs quant à une largeur de bande optimale.

d). Saturation de l'amplificateur.

Pour observer des signaux de faible amplitude l'emploi d'un gain élevé s'avère pertinent mais les autres composantes de l'ECG (P,QRS) étant de plus grande amplitude, certains étages de l'amplificateur seront saturés pendant la majeure partie du cycle cardiaque. Cette saturation périodique de l'amplificateur peut être la source d'importants artefacts dans les signaux extraits par moyennage. En effet, des changements brusques dans la tension de sortie et le courant d'alimentation de

l'amplificateur vont soumettre les circuits analogiques à des sollicitations en forme d'échelon. La réponse de certains circuits à ce type d'excitation peut comporter des oscillations amorties. La saturation étant périodique et synchrone à certaines phases du cycle cardiaque, il est possible que ces oscillations persistent pendant la fenêtre d'échantillonnage et soient rehaussées lors du processus de moyennage.

e). Imprécision temporelle dans le signal de synchronisation.

L'imprécision temporelle ou "jitter" du signal servant à synchroniser le processus de moyennage, provoque un lissage des résultats et donc une détérioration éventuelle du signal extrait par moyennage. Il y a 2 critères à considérer pour accepter la validité d'un signal moyenné:

1. la **similarité**, c'est-à-dire la reproductibilité, de moyennes obtenues en série
2. la **stabilité temporelle**, il faut une relation temporelle constante entre la fenêtre de moyennage et le point de référence.

L'imprécision temporelle peut varier entre 0.5 et 2 ms, ce phénomène est fonction du système de détection utilisé. Il a pour conséquence d'atténuer les hautes fréquences du signal.

f). Nombre de cycles de moyennage.

Dans la plupart des systèmes d'enregistrement décrits précédemment, le nombre de cycles considéré pour le moyennage est assez élevé (100 à 1000 battements). L'amélioration du rapport signal sur bruit par le moyennage est basée sur l'hypothèse d'un bruit aléatoire et d'un signal d'origine cardiaque stationnaire. L'hypothèse de stationarité dans le cas des micro-potentiels cardiaques pour des durées correspondant à 100 ou 1000 cycles peut être difficile à soutenir particulièrement avec des patients souffrant de troubles du rythme.

I.2.4 Améliorations

Grâce aux améliorations importantes apportées aux caractéristiques des composantes électroniques, aux techniques de montage des circuits et à la large part que l'on peut faire aux méthodes numériques de traitement de signaux, il est possible d'envisager des modifications au schéma des systèmes d'enregistrement dans le but d'éliminer certains inconvénients décrits précédemment.

Ces modifications viseront notamment:

- à supprimer la chambre blindée en prenant des précautions supplémentaires dans la conception et la disposition physique des câbles d'électrodes et du préamplificateur.
- à chercher une dérivation d'électrodes qui maximise les

potentiels de His-Purkinje et minimise les potentiels musculaires.

- à réduire les artefacts dus à la saturation, par une meilleure conception des circuits électroniques et à des méthodes de montage plus sophistiquées.
- à éviter le recours au filtre passe-bande analogique en le remplaçant par un filtre passe-haut analogique et un filtre passe-bas numérique. Les filtres analogiques d'ordre élevé peuvent induire un rebondissement ("ringing") dont la durée dépend du type de filtre. L'intérêt d'utiliser un filtre numérique est d'offrir un meilleur contrôle des caractéristiques, notamment de l'effet mentionné ci-dessus.
- substituer le détecteur de QRS hardware par un processus de reconnaissance de forme réalisé sur les données numérisées. Au niveau du prétraitement, on réalise un centrage grossier sur le QRS pour ensuite affiner la synchronisation lors du post-traitement.
- viser à réduire le nombre de cycles de moyennage requis pour atteindre un rapport signal à bruit acceptable pour l'étude de la morphologie des micro-potentiels cardiaques.

I.3 Objectifs du projet

L'enregistrement fidèle des phénomènes électrophysiologiques de très faible amplitude soulève diverses difficultés techniques quant à une représentation adéquate de leur morphologie. Les techniques d'analyse utilisées jusqu'à ce jour font appel à une amplification à très haut gain, associée à des filtres analogiques et au traitement par moyennage sur un nombre important de cycles. La démarche adoptée pour pallier aux inconvénients inhérents à ce type d'approche (saturation, rebondissement, synchronisation, ...) est fondée sur un concept d'instrumentation particulier requérant des circuits électroniques de faible bruit ainsi que des méthodes de montage plus sophistiquées, et sur l'élaboration de logiciels de détection, d'observation et d'analyse.

Le projet proposé vise donc à développer et à évaluer des nouvelles approches basées sur l'acquisition de signaux sur une grande plage dynamique et le traitement numérique des données. Il comprend quatre étapes: la conception, la réalisation, la validation et l'évaluation d'un appareil dédié à l'extraction et à l'étude de micro-signaux cardiaques. Il couvre deux volets principaux et interreliés que sont le développement en instrumentation biomédicale et la création de logiciels connexes.

Plus précisément, la démarche expérimentale comportera la conception et la réalisation des unités suivantes:

- un convertisseur analogique/numérique à très grande plage dynamique et à haute résolution;
- une unité centrale de traitement basée sur un micro-processeur spécifiquement conçu pour le traitement numérique de signaux (TMS32010);
- une unité de visualisation du signal détecté au moyen de sorties analogiques branchées sur un oscilloscope.
- un logiciel permettant l'interaction directe et flexible avec l'usager via une interface parallèle réalisée avec un ordinateur de type IBM-PC.

La seconde phase de ce projet a trait au développement d'un progiciel (système d'exploitation spécialisé). Celui-ci comporte les éléments suivants:

- un module pour gérer les tâches relatives à l'acquisition des données et à la détection des battements cardiaques,
- un module présentant une interface menu-options avec l'usager et permettant l'application de diverses méthodes d'analyse de signaux.

La dernière étape concerne la conception et la mise au point d'une technique d'évaluation du fonctionnement du système de mesure (résolution, immunité au bruit du processus d'extraction, fiabilité

opérationnelle) et d'une technique de validation des résultats obtenus chez des sujets normaux et des patients.

L'évolution de ce projet fut orientée en tenant compte de certaines contraintes budgétaires, en insistant sur l'utilisation optimale des ressources matérielles disponibles, en jugeant des aspects limitatifs de la technologie actuelle et en cherchant à rendre l'appareil fonctionnel dans un contexte de routine au sein d'un environnement hospitalier.

CHAPITRE II

DESCRIPTION de l'INSTRUMENTATION

II.1. Introduction

Ce chapitre décrit la réalisation des composantes matérielles d'un système d'enregistrement des micro-potentiels cardiaques. Le système comporte les modules suivants:

- un préamplificateur faible bruit alimenté par batteries et de dimensions réduites pour qu'il puisse être placé à proximité du patient.
- une carte d'acquisition de données comprenant un amplificateur à isolation optique, un filtre anti-recouvrement à fréquence de coupure programmable et un convertisseur analogique/numérique de 16 bits.
- l'unité centrale de traitement, utilisant un microprocesseur de 32 bits spécifiquement conçu pour l'exécution rapide d'opérations de traitement de signaux.
- une carte pour la visualisation analogique des signaux numérisés et traités, comprenant 2 convertisseurs N/A et un circuit de modulation en Z pour l'affichage sur un oscilloscope X-Y.
- une interface parallèle pour la communication avec un ordinateur
- un ordinateur de type IBM-PC servant au contrôle général du système d'acquisition, au stockage des données et au traitement en temps différé.

La figure 2.1 présente le schéma de ce système d'enregistrements électrocardiographiques à haute résolution (ECG-HR) et fait ressortir sa structure modulaire.

II.2. Préamplificateur

Le préamplificateur est l'élément crucial du système car il impose une limite pratique sur la précision des mesures pouvant être effectuées à l'aide du système. Les caractéristiques de bruit du préamplificateur ont un effet direct sur la résolution du système et sur le nombre de cycles de moyennage qui seront nécessaires pour étudier les micro-potentiels cardiaques.

Le prototype du préamplificateur utilise un amplificateur d'instrumentation monolithique pour l'étage d'entrée. Cet étage est suivi d'un filtre passe-haut du premier ordre (f_c=0.05Hz) puis d'un amplificateur dont le gain est programmable à l'aide d'interrupteurs binaires. Ceux-ci permettent un choix de valeurs s'étendant de x40 à x10240 selon la formule:

$$GAIN = 10240/D$$

où D est la valeur numérique comprise entre 0 et 255, choisie à l'aide des interrupteurs binaires (Rapport interne, C.Boulay, 1988)

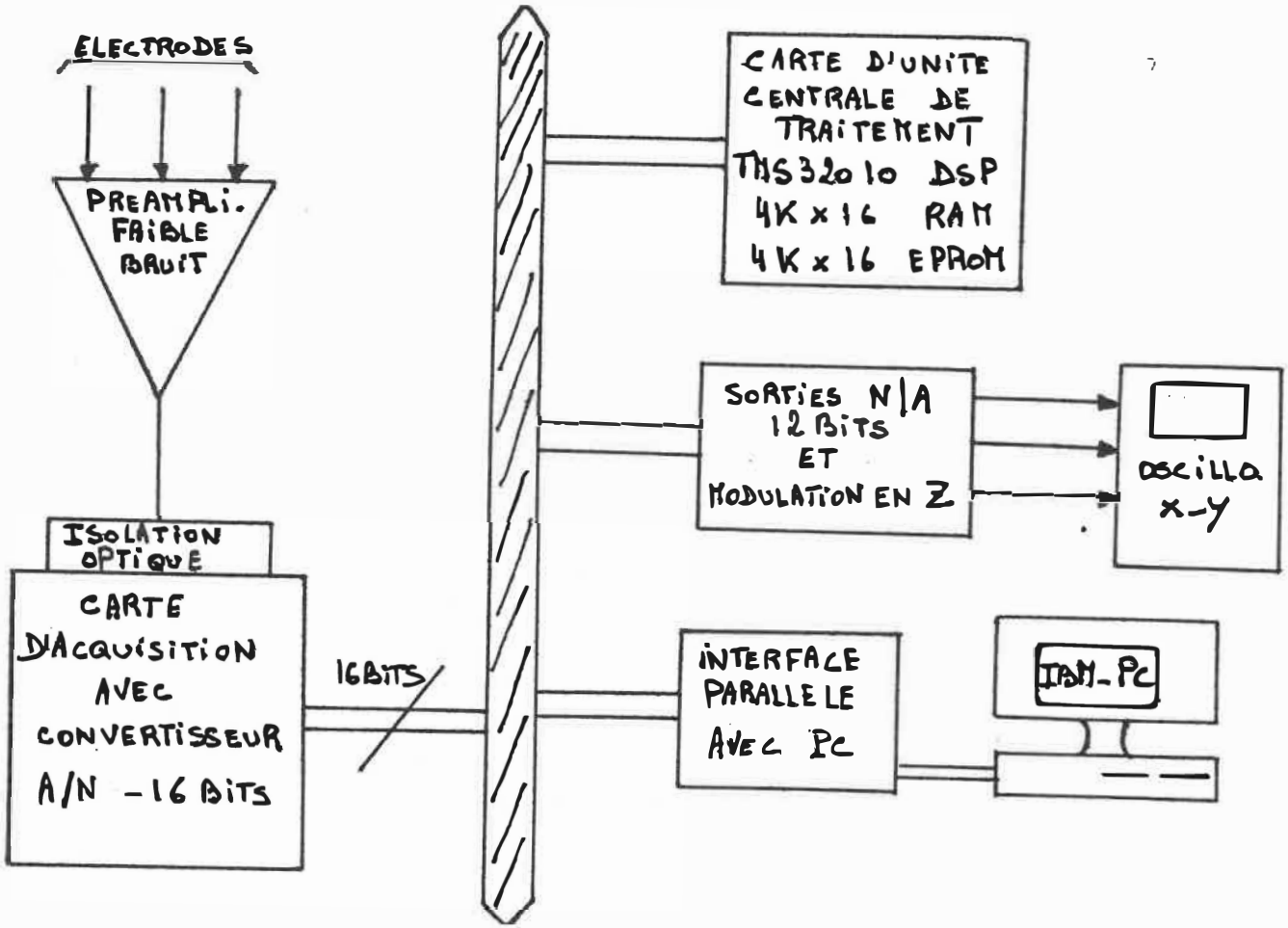


Figure 2.1: Schéma de la structure modulaire du système d'enregistrement et d'analyse d'ECG à haute résolution.

Le préamplificateur permet donc d'augmenter l'amplitude des signaux captés par des électrodes thoraciques, de l'ordre de 1mV, à un niveau compatible avec l'entrée (+ ou - 10V) de la carte d'acquisition afin de couvrir la plage dynamique disponible.

Deux interrupteurs binaires permettent d'introduire un filtre passe-bas de 1KHz ou 10KHz directement à la sortie du préamplificateur. Le filtre analogique passe-haut, situé entre l'étage d'entrée et l'étage à gain programmable, minimise la dérive de la ligne de base provenant des mouvements respiratoires ou de la polarisation des électrodes (potentiels de contact à l'interface peau-électrode).

Le préamplificateur est monté à l'intérieur d'un boîtier métallique offrant un certain blindage aux interférences électromagnétiques. Des connecteurs sont prévus pour le branchement des électrodes aux entrées du préamplificateur et pour le branchement de sa sortie au module d'acquisition de données. Le circuit est alimenté à l'aide de batteries de 9V contenues dans le boîtier. L'utilisation de batteries rechargeables, plus économiques à long terme, est facilitée par la possibilité de recharger celles-ci, via le connecteur de sortie, sans avoir à ouvrir le boîtier.

Le circuit imprimé sur lequel est monté le préamplificateur a été conçu de façon à permettre l'essai de différents types d'amplificateurs d'instrumentation monolithiques (AMP01, INA110KP et AD524). La

réalisation de ce circuit imprimé s'inscrit dans le cadre d'un projet de plus grande envergure (système de cartographie cardiaque à 256 canaux) où le choix du type d'amplificateur et la disposition des composantes exigeaient des essais sur prototype.

La figure 2.2 montre le schéma bloc du préamplificateur et une photographie illustre le module réalisé (figure 2.3). Des essais de bruit et de rejet du mode commun ont été effectués avec ces divers types d'amplificateurs et les résultats de ces mesures sont rapportés au chapitre IV.

II.3. Carte d'acquisition

Le prototype de la carte d'acquisition de données est constitué de 5 éléments principaux:

a). Un amplificateur d'isolation par couplage optique (Burr-Brown 3656) reçoit le signal provenant du préamplificateur et le reproduit du côté non-isolé du système d'acquisition. L'amplificateur d'isolation assure une protection du patient, en limitant le courant de fuite à la masse à des valeurs inférieures à 0.35μA jusqu'à une tension de claquage de 2000VDC. Il possède une largeur de bande de 15KHz avec un gain unitaire et correspond à nos exigences en matière de bruit en contribuant, environ 70μV rms, au bruit global présent à l'entrée du convertisseur A/N (dans la bande 10Hz à 1KHz).

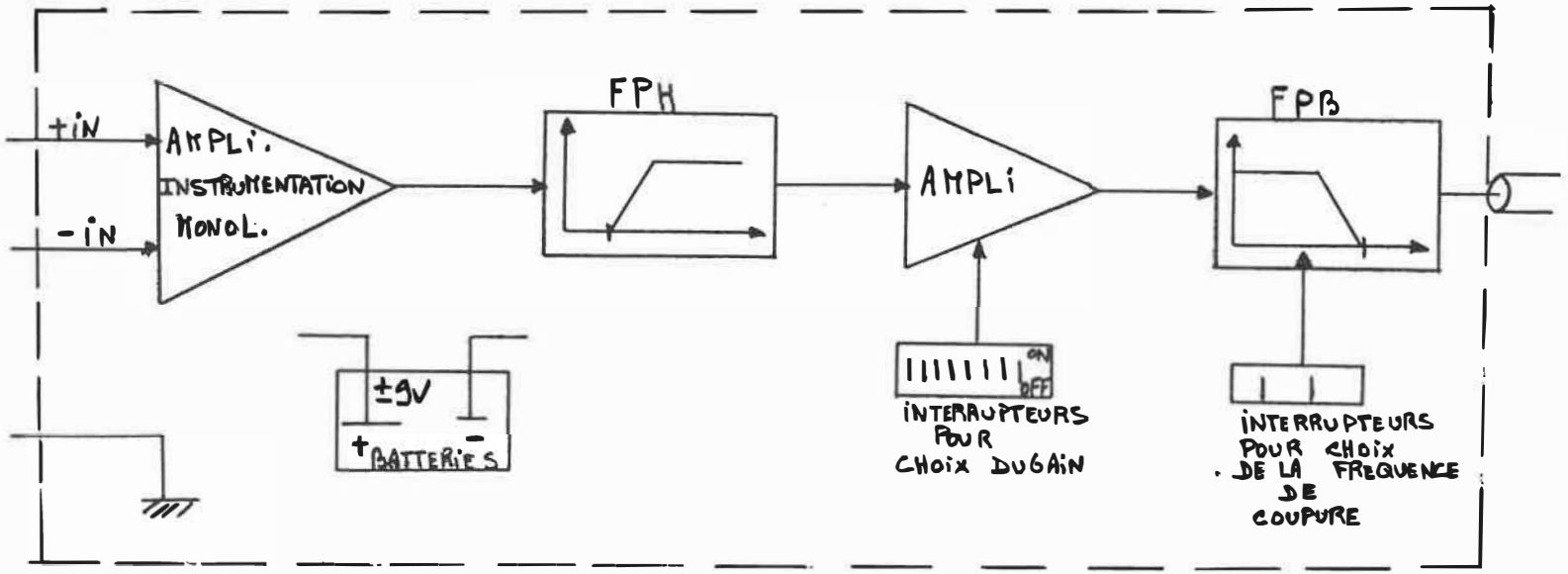


Figure 2.2: Schéma bloc du préamplificateur.

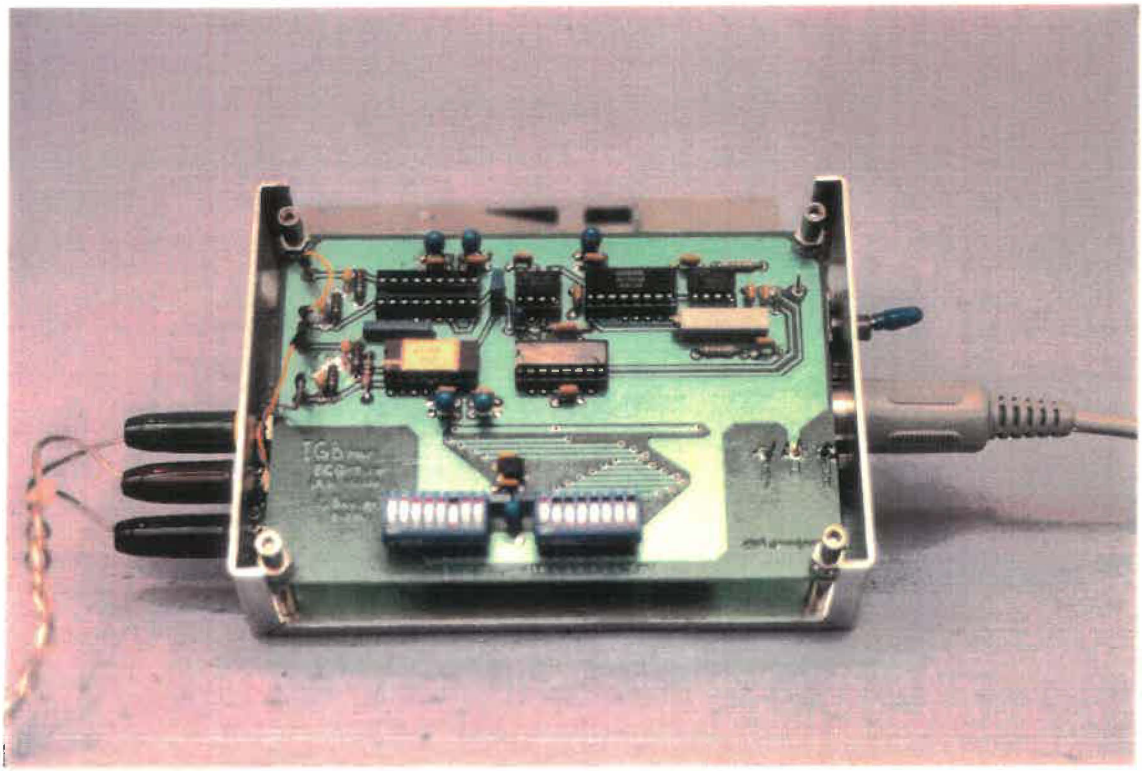


Figure 2.3: Photographie du préamplificateur.

b). Un filtre passe-bas elliptique du 7 ième ordre (XR1016) dont la fréquence de coupure est programmable par un signal d'horloge. Le choix approprié de cette fréquence de coupure en fonction de la fréquence d'échantillonnage prévient le chevauchement spectral en respectant le critère de Nyquist.

c). Des compteurs programmables permettent, d'une part, le choix de la fréquence de coupure du filtre passe-bas qui s'échelonne entre 125Hz et 15KHz, et, d'autre part, celui de la fréquence d'échantillonnage qui s'étend de 250Hz à 30KHz. La sélection de ces fréquences est contrôlée par le micro-processeur.

d). Un convertisseur A/N de 16 bits (CS5016 de Crystal Semiconductor Corporation) est monté sur le circuit imprimé d'une carte d'évaluation (CDB5016). L'échantillonnage et la numérisation du signal provenant du préamplificateur sont actionnés par une horloge programmable. Le signal du convertisseur A/N indiquant la fin d'une conversion déclenche une requête d'interruption au micro-processeur qui exécute une sous-routine d'acquisition. Celle-ci lit la donnée du convertisseur, complémente à 2 la valeur binaire décalée et la stocke dans un tableau.

e). Un circuit d'interface assure la liaison des échanges entre la carte d'acquisition de données et l'unité centrale de traitement. (Rapport interne, C.Boulay, 1989)

L'amplitude des micro-potentiels cardiaques est de quelques μV et il serait souhaitable d'atteindre une résolution de l'ordre de 50nV afin d'obtenir une représentation convenable de leur forme. Or, ces micro-

potentiels sont superposés à l'ECG dont l'amplitude du QRS est approximativement 1mV. La plage dynamique des signaux à traiter est donc d'environ 5 décades, ce qui correspond, dans une notation binaire, à plus de 16 bits.

La carte d'acquisition décrite ci-dessus permet la numérisation avec une résolution nominale de 16 bits et une linéarité de 14 bits minimum. Des essais ont toutefois révélé que le bruit global du système équivaut aux 2 ou 3 bits les moins significatifs du convertisseur.

L'usager peut adapter les procédés d'utilisation à ses besoins en respectant toutefois certaines contraintes inhérentes à la structure fondamentale de la carte. Il existe différents modes d'acquisition qui peuvent s'inscrire dans des cas d'applications particulières. On distingue:

a).le mode par scrutation où le microprocesseur vient régulièrement examiner l'indicateur de fin de conversion pour lire une donnée convertie.

b).le mode par interruption où le microprocesseur suspend l'exécution du programme actuel pour lire la donnée convertie, puis reprend l'exécution de sa tâche antérieure.

c).le mode combiné où une interruption, générée par une horloge, avertit le microprocesseur de déclencher une conversion et d'attendre la fin de celle-ci avant de lire la donnée numérisée.

Le second mode de fonctionnement a été retenu pour notre application. Ce mode s'avère le plus intéressant, notamment dans le cas de la sous-routine de détection du QRS et de déploiement du tampon circulaire. En effet, ce pré-traitement s'effectue de manière "pseudo-continue" pendant que les échantillons se juxtaposent dans le tableau d'éléments acquis. Cette manière de procéder permet une combinaison adéquate des échanges entre le micro-processeur et la carte d'acquisition. L'utilisation du mode par interruption permet de monopoliser l'UCT à intervalle régulier et d'éviter la perte d'échantillons. Dans ce cas, on pallie aux inconvénients des modes par scrutation et combiné.

Les 3 figures (figures 2.4, 2.5 et 2.6) qui suivent présentent un schéma bloc de la carte d'acquisition ainsi que 2 photographies de celle-ci, recto et verso.

II.4 Unité centrale de traitement

L'unité centrale de traitement (UCT) utilise le microprocesseur de 32 bits TMS32010, appartenant à la famille des DSP (Digital Signal Processors) de la compagnie Texas Instruments (1985). Son architecture, de type Harvard, est spécifiquement conçue pour optimiser l'exécution des opérations de traitement numérique de signaux (sommes pondérées, convolution, filtrage, analyse spectrale, ...).

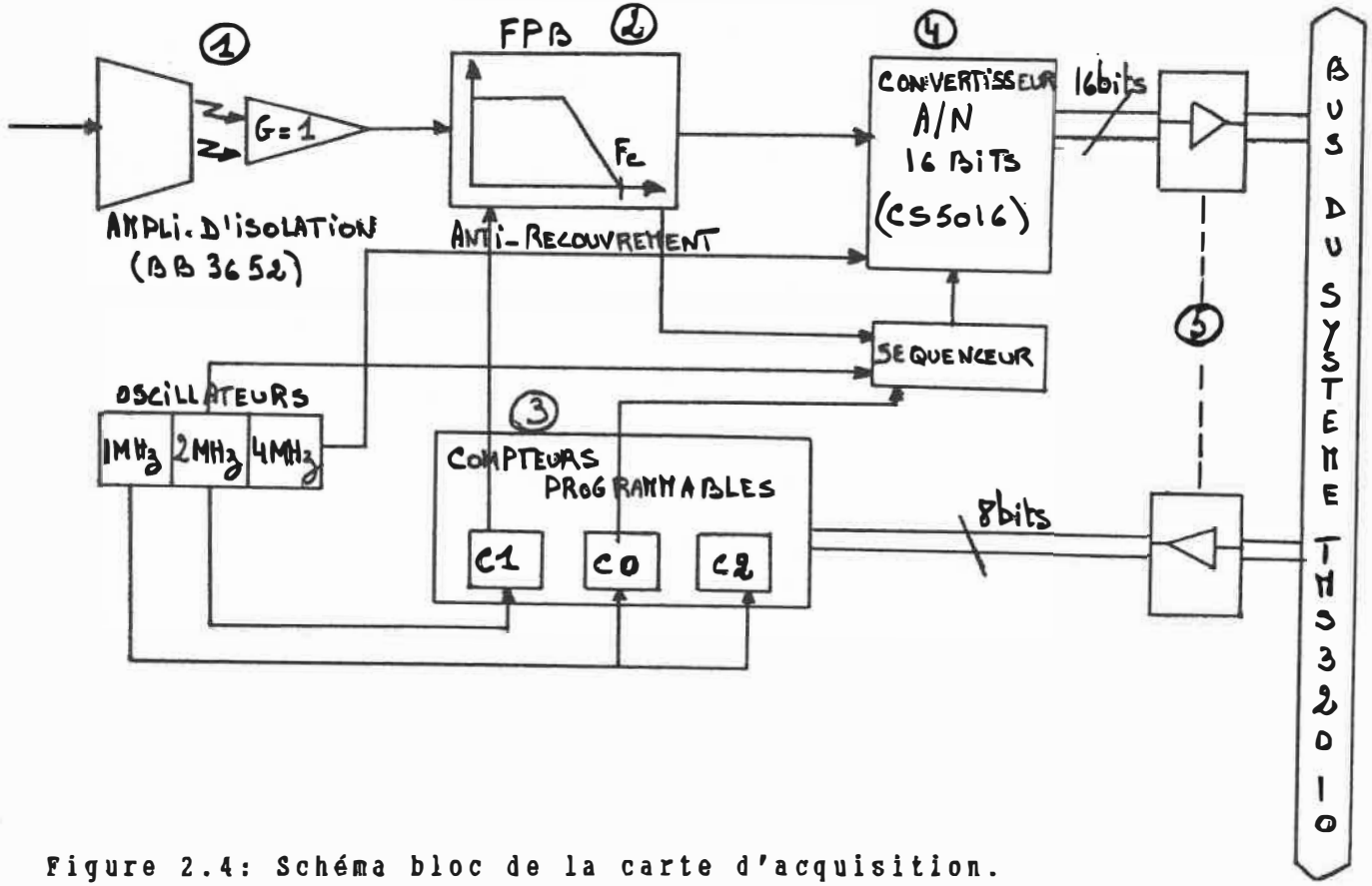


Figure 2.4: Schéma bloc de la carte d'acquisition.

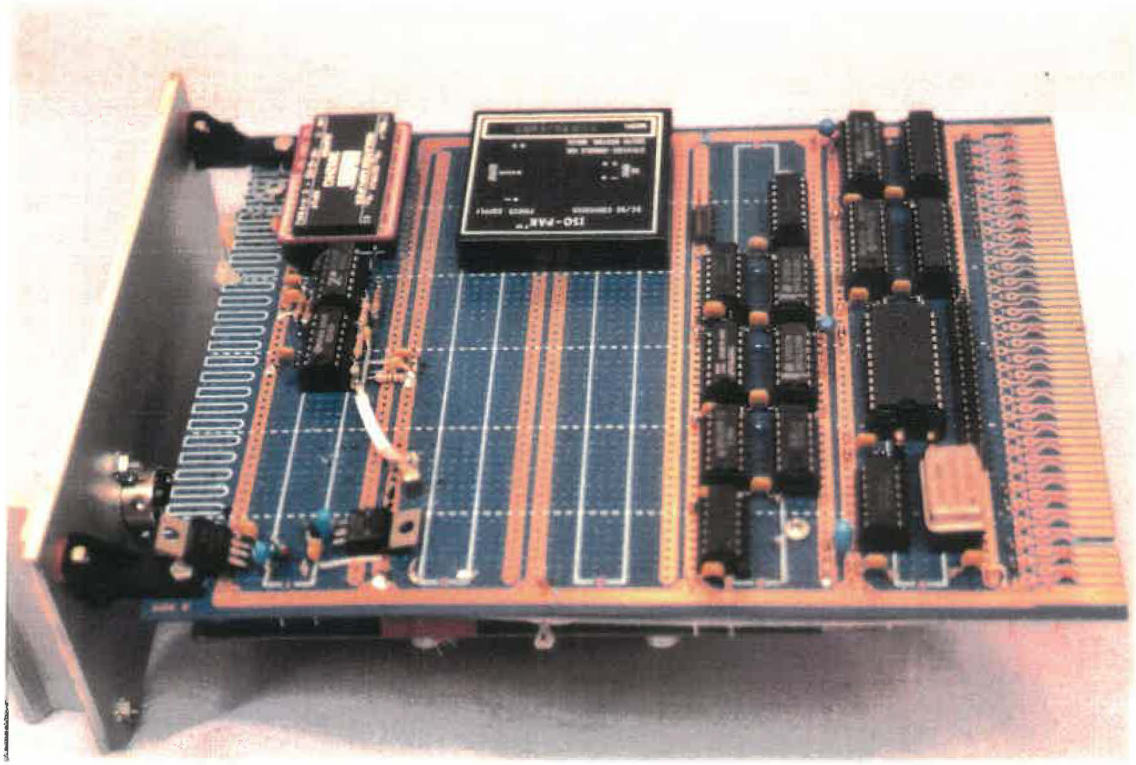


Figure 2.5: Photographie du côté recto de la carte d'acquisition.

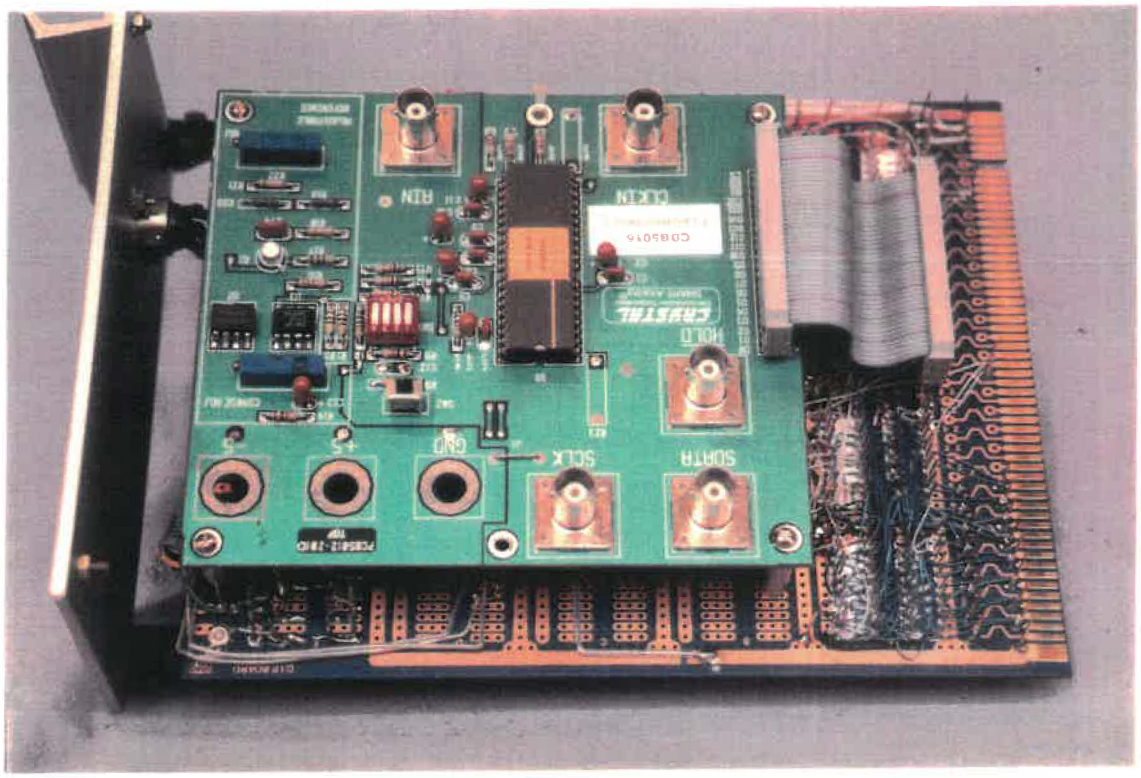


Figure 2.6: Photographie du côté verso de la carte d'acquisition.

Contrairement à une architecture d'UCT conventionnelle (de type Von Neumann), la configuration Harvard place les instructions du programme et les données dans des espaces mémoire séparés qui comportent des bus distincts. Ceci autorise le chevauchement du chargement de l'instruction suivante en même temps que l'exécution de l'instruction actuelle. Ce dispositif permet donc un gain important de vitesse et, dans le cas du TMS32010 utilisé dans ce projet, la majorité des instructions sont exécutées en 200 ns.

L'UCT accomplit diverses fonctions internes d'orchestration, le contrôle des séquences d'acquisition, le prétraitement des données, la présentation graphique et la transmission des échantillons à un ordinateur de type IBM-PC. La partie relative à la programmation sera plus amplement détaillée au chapitre suivant.

La carte d'UCT comporte: (figures 2.7 et 2.8)

a).une mémoire morte,EPROM, avec un circuit auxiliaire, qui lors de la mise sous tension du système transfère le programme résident à la mémoire RAM,

b).une mémoire RAM, haute vitesse, de 4K mots de 16 bits qui sert au stockage des instructions du programme et des échantillons du signal numérisé. La nécessité d'une mémoire RAM rapide s'impose car le temps d'accès de la mémoire morte est trop lent pour permettre une lecture directe des instructions par le TMS32010.

c).des circuits d'interface pour la communication, via le bus de

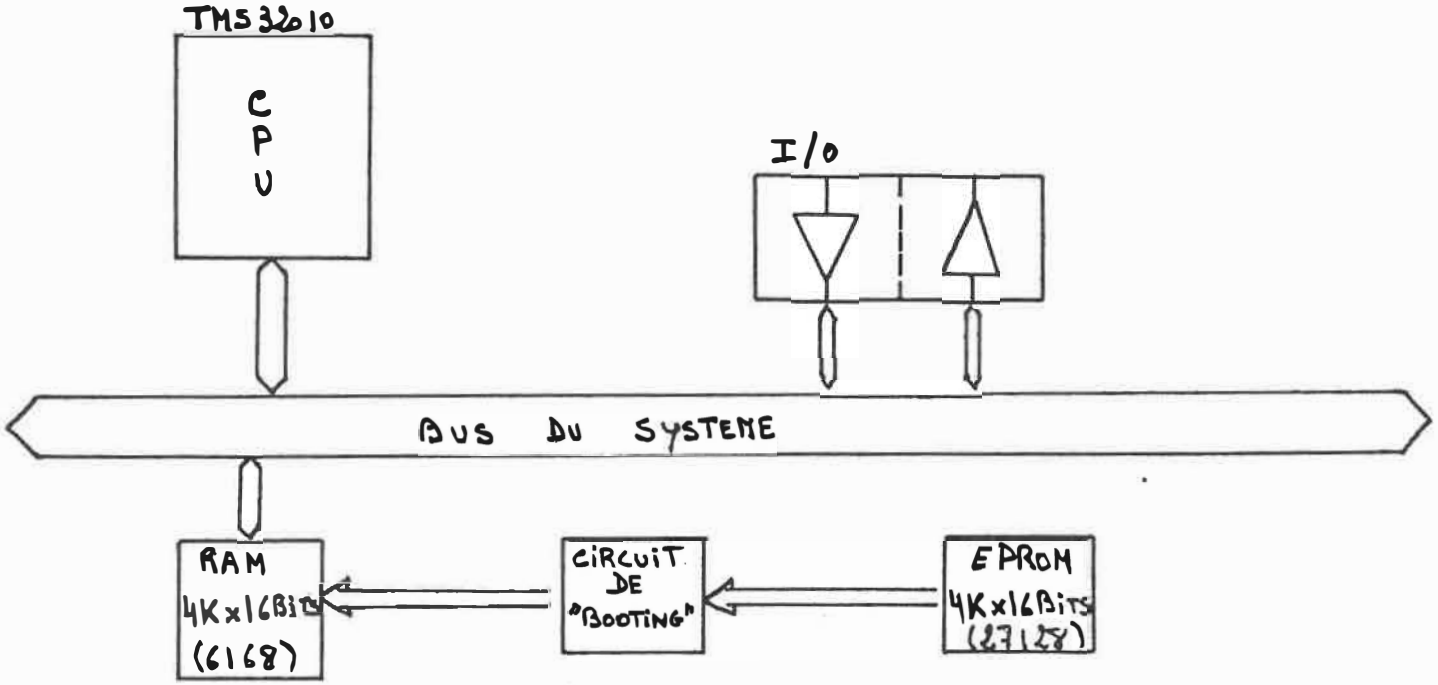


Figure 2.7: Schéma bloc de la carte d'unité centrale de traitement.

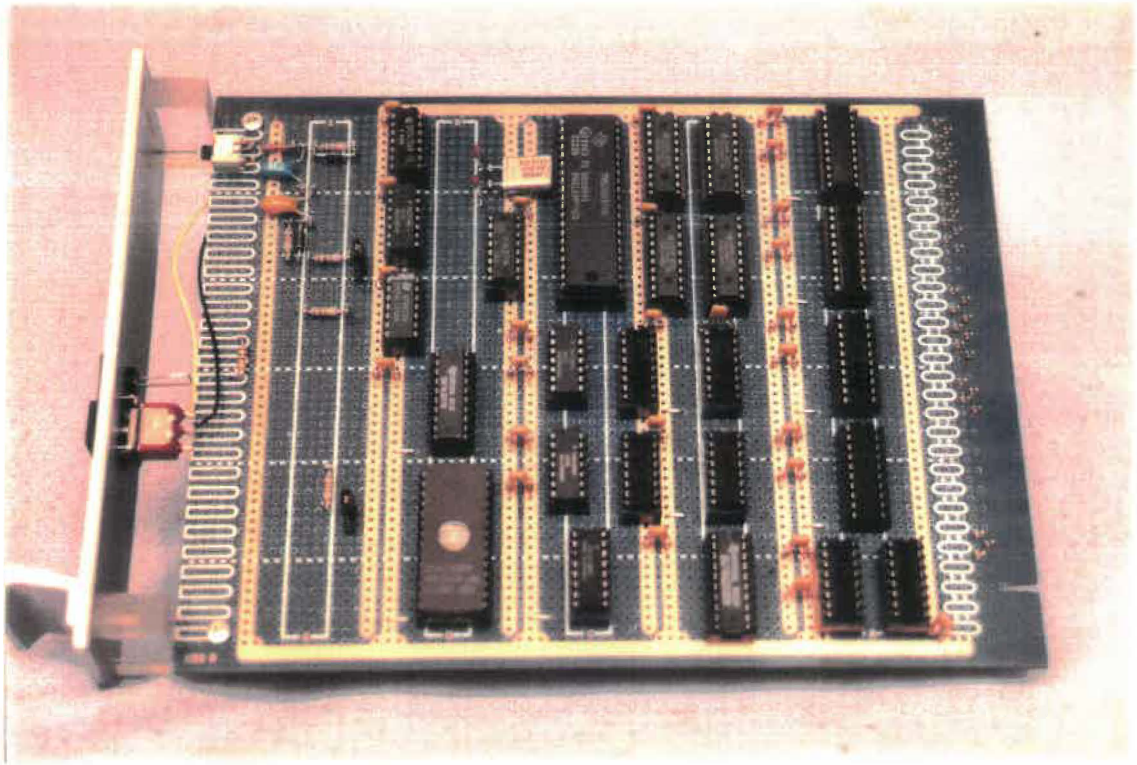


Figure 2.8: Photographie de la carte d'unité centrale de traitement.

fond de panier, avec les autres cartes du système.

(Projet cours BM661, M.Labouret et S.Massé, 1987)

II.5 Module d'affichage et de communications.

Ce module comporte les circuits suivants: (figure 2.9)

- 2 convertisseurs N/A de 12 bits dont les sorties seront branchées à un oscilloscope X-Y pour permettre la visualisation et le contrôle de qualité du signal acquis.

- un circuit de modulation en Z pour l'oscilloscope. Ce circuit permet d'éviter la fixation du faisceau d'électrons en un point de l'écran si aucun affichage n'est requis. L'oscilloscope utilisé n'est pas doté d'une base de temps et n'effectue donc pas automatiquement le balayage horizontal.

- un circuit d'interface pour le port parallèle d'imprimante d'un ordinateur de type IBM-PC. Le choix de ce type d'interface se justifie par la possibilité d'un taux de transfert plus élevé que par un port de communications sérielles.

La figure 2.10 montre la configuration de broches que nous avons adoptée pour la liaison parallèle. Elle tient compte du transfert de données échantillonnées, de l'UCT au PC, qui s'effectue par 2 groupes de 4 bits et l'échange inverse sous les traits d'une commande, du PC vers l'UCT, qui se réalise sur 8 bits. A cela s'ajoutent des lignes pour

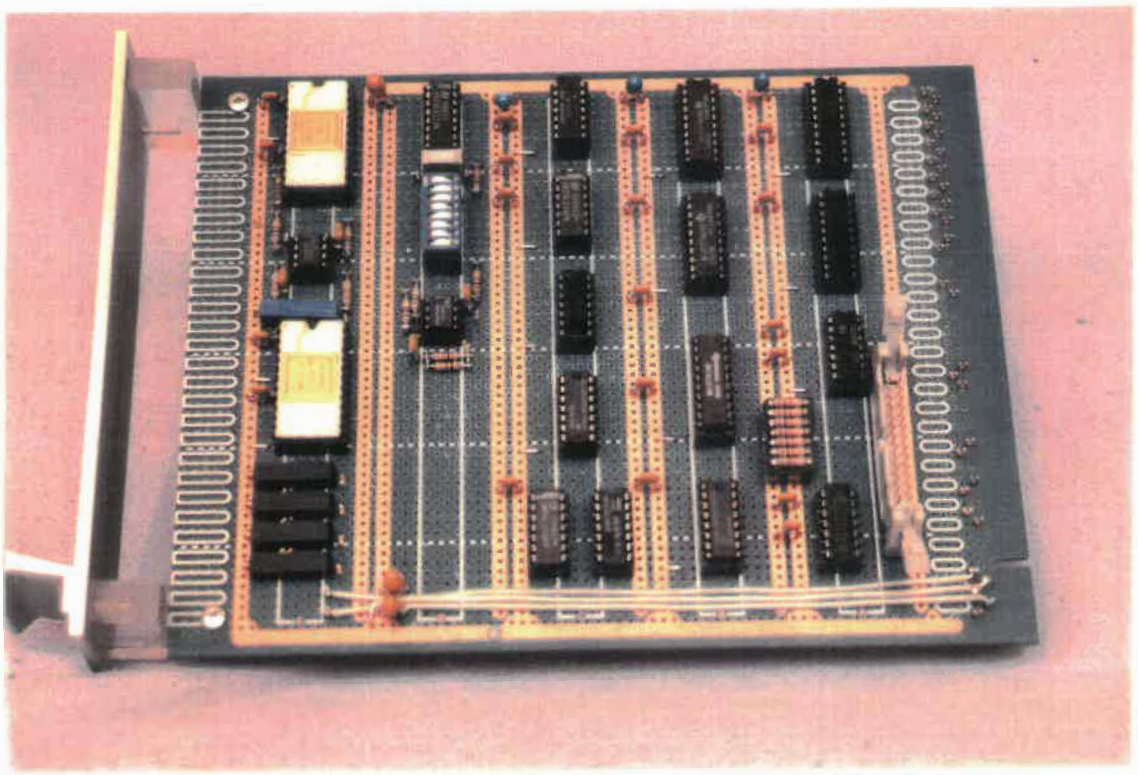


Figure 2.9: Photographie du module des sorties.

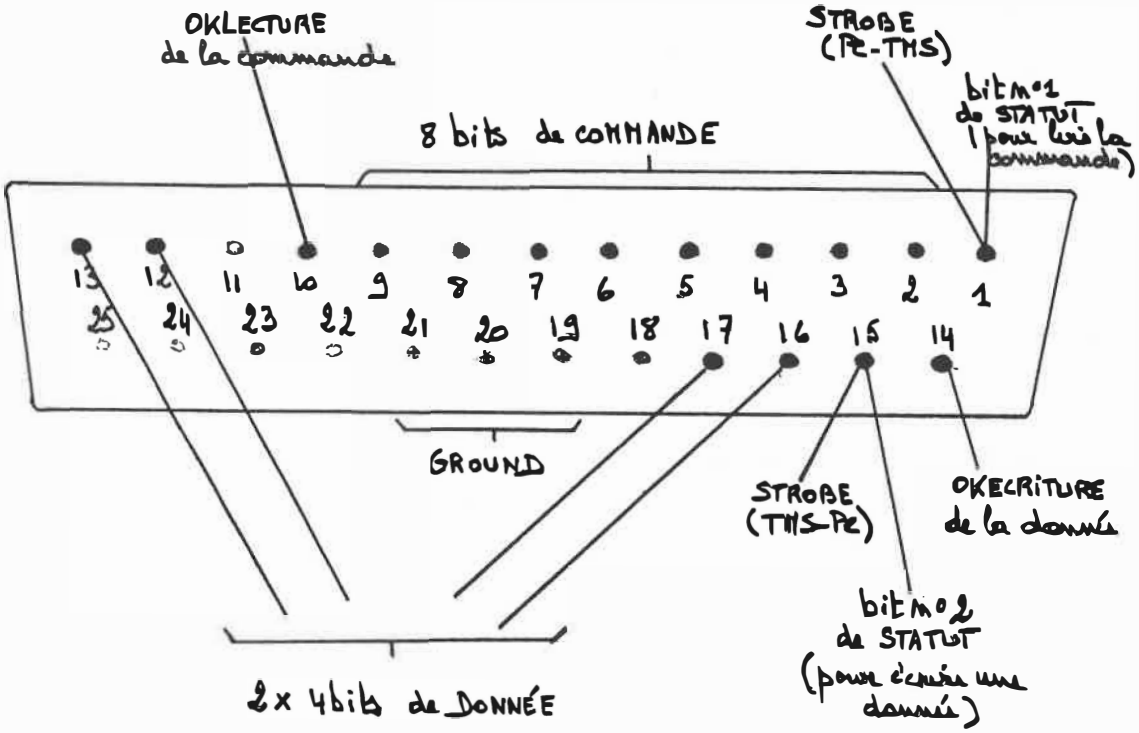


Figure 2.10: Configuration des broches pour la liaison parallèle avec le PC.

assurer le synchronisme dans le transfert et la réception: avertir chaque système de la disponibilité d'un caractère ou stipuler le début ou la fin d'une intervention qu'il s'agisse d'un échantillon à envoyer au PC ou d'une commande à adresser à l'UCT.

La figure 2.11 permet de mieux saisir le déroulement des communications entre l'UCT et le PC:

1. Le PC prévient l'UCT qu'il veut lui envoyer une commande. Pour ce faire, il actionne l'indicateur STATUT1, bit de statut de "lecture" et, simultanément, il écrit la commande dans le registre de sortie (STROBE1). L'UCT vient ensuite lire cette commande par une procédure d'interruption.

Après réception de cette commande sur 8 bits, l'UCT indique au PC l'achèvement de sa lecture (OKLECTURE).

Les circuits intégrés reviennent à leur état initial et l'UCT continue de scruter régulièrement les 2 bits d'état de "lecture" et d'"écriture".

2. Lorsque l'UCT désire faire parvenir une donnée au PC, il alerte celui-ci de se tenir prêt à recevoir de l'information au moyen de la ligne STROBE2 et il modifie à cet effet le bit de statut d'"écriture" (STATUT2) pour laisser le temps au PC d'absorber la donnée. Ce dernier indique alors à l'UCT que l'écriture est terminée (OKECRITURE). Le bit de statut d'"écriture" revient alors dans son état initial et le PC se tient prêt à recevoir les 4 bits de données suivants.

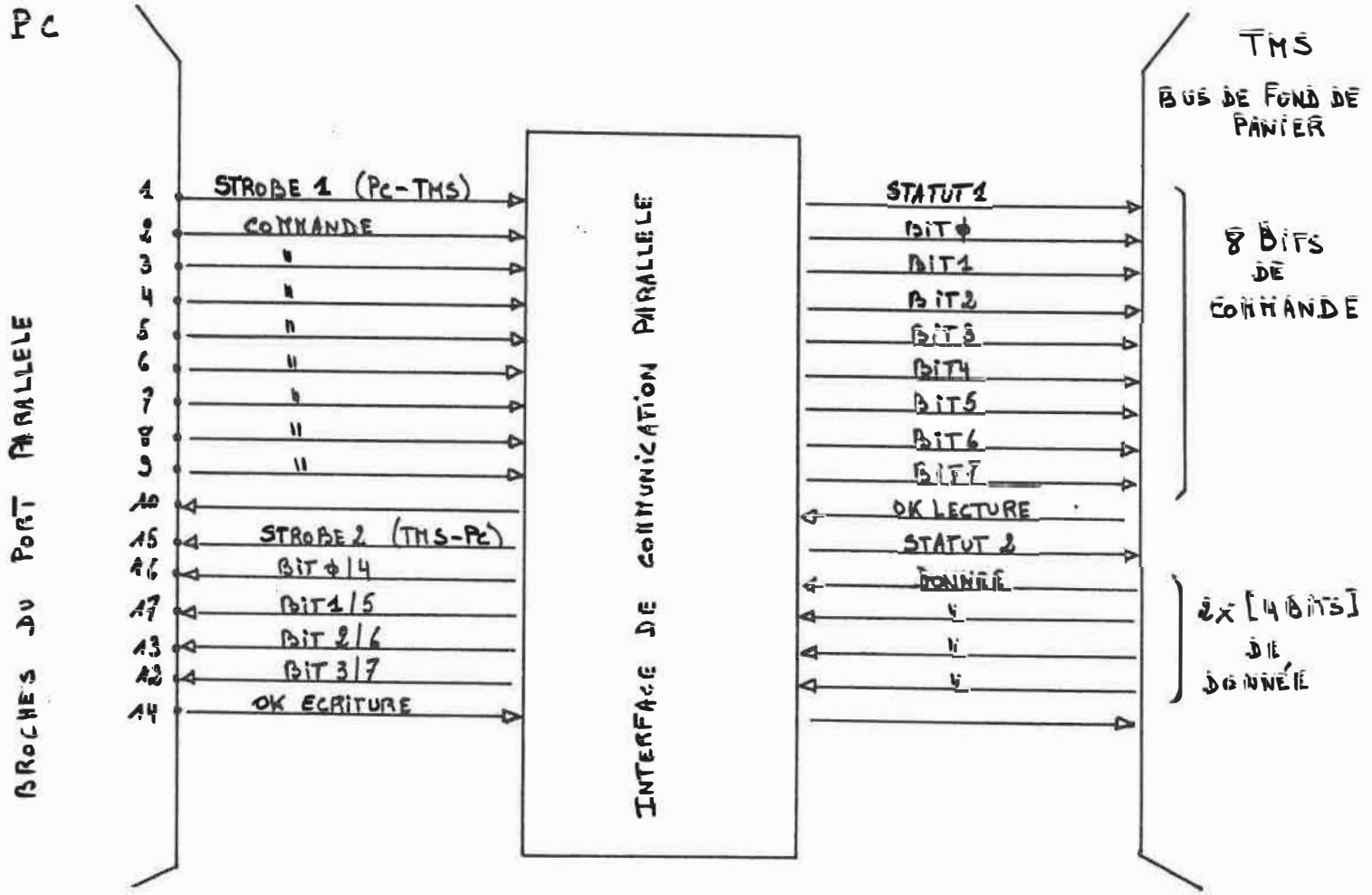


Figure 2.11: Schéma détaillé de la communication entre l'UCT (TMS) et le PC.

Le synchronisme des opérations est assuré par la coordination de programmes de l'UCT et de l'ordinateur hôte. Ces programmes sont intimement liés à l'organisation de l'interface (Eckel et al., 1987).

L'avantage d'une telle approche réside, entre autres, dans la possibilité d'une transmission plus rapide que la communication sérielle par l'intermédiaire d'un port RS-232 dont la vitesse de transmission maximale est de 9600 bauds sur un IBM-PC. L'utilisation de fibres optiques augmente considérablement la vitesse d'échange, environ 38400 bauds, mais elle requiert l'inclusion d'une carte spéciale au sein du PC.

Le mode d'interfaçage que nous avons adopté a fait l'objet de plusieurs essais sur différents types de PC ou AT. Elles se sont révélées fructueuses et ont montré la pertinence de ce choix qui n'entraîne pas de modification interne au PC, ni la nécessité d'introduire une carte spéciale. Le taux de transmission est de 3500 à 5500 octets par seconde, selon qu'il s'agisse d'un PC, d'un XT ou d'un AT. Ce mode de transfert parallèle confère une interaction directe et flexible avec l'usager et permet l'archivage des résultats sur disquettes.

L'instrumentation décrite dans ce chapitre a été réalisée et s'avère fonctionnelle, tel qu'en font foi les figures 2.12 et 2.13 et les résultats rapportés au chapitre IV.



Figure 2.12: Photographie du système complet:
1. carte d'acquisition
2. carte d'unité centrale de traitement
3. carte de sorties
4. bloc d'alimentation



Figure 2.13: Photographie de l'appareillage complet:
- PC
- Système
- préamplificateur
- oscilloscope X-Y.

CHAPITRE III

DESCRIPTION des LOGICIELS

Ce chapitre décrit le support informatique du système d'acquisition de micro-potentiels cardiaques. Cet ensemble de logiciels comprend:

a). un programme résident pour l'UCT,

b). un protocole de communications entre micro-ordinateurs et,

c). un logiciel d'interface personne-machine, exécuté sur ordinateur IBM-PC. Ce dernier est composé de sous-programmes pour le traitement et l'affichage d'électrocardiogrammes à haute résolution.

III.1 Programme exécuté par l'UCT (TMS32010)

Le programme exécuté par l'UCT, aussi appelé **moniteur résident**, est un module écrit en langage assembleur du TMS32010 (Texas Instrument, 1986). Il gère les tâches reliées au fonctionnement du système d'acquisition et de pré-traitement des ECGs. L'algorithme reproduit à la figure 3.1 permet d'apprécier la philosophie du moniteur qui est basée sur l'identification de commandes émanant du PC et l'exécution des procédures relatives. Chaque commande est représentée par une chaîne de 2 caractères ayant une certaine correspondance mnémonique avec la fonction qui sera accomplie.

Une fois la communication établie entre l'ordinateur dédié (UCT) et

- Initialisation des constantes en mémoire DATA et des paramètres relatifs aux modules programmables de la carte d'acquisition
- Envoi d'un message d'identification à la console suivi du caractère ">"

Répéter

- Si un caractère en provenance de l'IBM-PC est en attente

  ALORS

  - lire la 1ière lettre de la commande (Majuscule)
  - lire la 2ième lettre de la commande (minuscule)
  - Si la commande existe dans la table

    ALORS

    - exécuter la s/r. correspondante
    - transmettre le caractère ">"

    SINON

    - écrire un message d'erreur

  SINON

  - afficher le contenu du tableau de données à l'écran d'oscilloscope

Indéfiniment.

Figure 3.1: Algorithme du programme principal exécuté par l'UCT.

l'ordinateur hôte (PC), l'unité de contrôle du système entre dans une boucle d'attente d'une commande. Lorsque l'ordinateur hôte envoie une commande, l'UCT cherche à l'identifier à partir d'une table de correspondance, il interprète sa validité, obtient l'adresse du sous-programme correspondant et enfin l'exécute. Lorsque celui-ci est achevé, l'UCT revient dans son état initial d'attente. Une boucle d'arrière-plan permet d'afficher en permanence le signal dernièrement acquis ou pré-traité.

III.1.1. Liste des commandes et description des sous-routines associées

On peut classer les commandes en 3 catégories:

1. Commande d'initialisation de la carte d'acquisition.

La commande "ST" (Set) sert à programmer les compteurs relatifs à la fréquence de coupure du filtre anti-recouvrement et à la fréquence d'échantillonnage du convertisseurs A/N. La forme générale de la commmande est: ST cmpt# rate où le paramètre "cmpt#" identifie le compteur à programmer et "rate" détermine la fréquence désirée.

2. Commandes se rapportant au pré-traitement des données.

La commande "Dt" (Detection) s'occupe de la synchronisation des opérations d'acquisition du signal par interruption, de détection du QRS, du déroulement du tampon circulaire et du stockage des échantillons dans

une zone réservée de la mémoire. La commande "Aq" (Acquisition) permet seulement l'acquisition et l'entreposage des données brutes dans le tableau. Grâce à celle-ci, on peut tester le fonctionnement des unités de préamplification et d'acquisition en vérifiant la qualité du signal visualisé sur l'oscilloscope. On a prévu plus spécifiquement une commande "Tr" (Trigger) qui sert à initialiser des compteurs propres à l'algorithme de détection du QRS. La forme générale de cette commande est: Tr Wind Thres où le paramètre "Wind" initialise un compteur interne qui, par comparaison avec une variable comptabilisant les échantillons acquis, permet de positionner la fenêtre d'analyse sur la portion du cycle cardiaque désirée. Le second paramètre "Thres" fixe une valeur de départ du seuil de détection du QRS en fonction de l'amplitude du signal capté.

La démarche détaillée ainsi que les résultats des simulations de l'algorithme de détection d'un repère de synchronisation sont documentés dans la section suivante.

3. Commandes faisant appel aux sous-routines de communications entre l'UCT et l'IBM-PC.

La commande "Tx" (Transmission) dirige le transfert des données contenues dans le tableau vers le PC en vue d'un archivage sur disquettes. La commande "Rx" (Reception) assure la réception d'éléments en provenance du PC.

Les concepts et la structure de ces sous-routines proviennent d'un protocole de communication conçu par D.D.Clark (1983). Elles ont été modifiées et adaptées à notre type d'instrumentation. Le critère de complémentarité des structures des 2 sous-routines de transfert et de réception a été retenu dans une section précise du moniteur et dans le cadre d'une librairie de communication dans le programme interactif de traitement de signal. Les processus de transmission et de réception sont décrits par pseudo-codes aux figures 3.2 et 3.3.

III.2 Détecteur de QRS.

III.2.1 Généralités

Dans cette section, nous décrivons la stratégie adoptée pour le pré-traitement des ECGs. Elle consiste en l'élaboration d'un algorithme de détection du complexe QRS pour établir un repère de synchronisation nécessaire à la technique de moyennage. En raison du peu d'espace mémoire disponible et adressable par le micro-processeur TMS32010, il est nécessaire de restreindre la taille du tableau de données conservées pour le traitement ultérieur. Ceci nous oblige à effectuer la détection des QRS et le positionnement de la fenêtre d'analyse en temps réel.

La détection du QRS peut se révéler difficile à cause d'une certaine variabilité physiologique dans la morphologie de l'ECG ou parce qu'il y a présence de bruits divers: bruit myoélectrique, artefacts dus au

- Ouvrir le fichier de données en mode lecture
- Initialiser la communication (voir si DSP est prêt)
- Tant que (il y a encore un secteur à envoyer)

  Répéter

  | - envoyer un SOH (Start Of Header)
  | - envoyer le numéro du secteur
  | - envoyer le numéro complément à 2 du secteur
  | - envoyer les données et calculer un "checksum"
  | - envoyer le checksum
  | - attendre une réponse

  Jusqu'à ce que la réponse soit ACK (ACKnowledge)
- Envoyer un caractère EOT (End Of Transmission)
- Attendre un ACK
- Fermer le fichier

Figure 3.2: Procédure de transmission d'un fichier de données.

```
- Ouvrir un fichier en mode écriture
- Initialiser la communication
  Répéter
  |- Attendre SOH ou EOT ou TIMEOUT
  |- SI le caractère est SOH
  |  ALORS
  |  |- recevoir le numéro du secteur
  |  |- recevoir le complément à 2 du numéro de secteur
  |  |- recevoir les données et calculer un checksum
  |  |- recevoir le checksum
  |  |- SI (checksum reçu = checksum calculé)
  |  |  ALORS
  |  |  |- envoyer un ACK
  |  |  SINON
  |  |     - envoyer un NAK (Negative AcKnowledge)
  |- SI le caractère est un EOT
  |  ALORS
  |     - fermer le nouveau fichier
  |     - envoyer un ACK
  Jusqu'à ce que le caractère initial soit EOT
```

Figure 3.3: Procédure de réception d'un fichier de données.

mouvement des électrodes, interférence de l'alimentation, dérive de la ligne de base ou ondes T avec des caractéristiques hautes fréquences similaires à celles du QRS. On utilise d'ailleurs des filtres numériques pour réduire l'influence de ces sources de bruit de façon à améliorer le rapport signal sur bruit.

La sous-routine de détection du QRS est indispensable pour calibrer et positionner avec exactitude la fenêtre temporelle contenant les éléments à traiter et à analyser. On choisit une fréquence d'échantillonnage de l'ordre de 5KHz pour disposer d'une quantité suffisante d'échantillons dans la fenêtre d'observation. Un tableau de 2048 points est disponible dans la mémoire RAM de l'UCT, ce qui donne une période de 409.6ms couvrant une bonne partie du cycle cardiaque. Cette période est suffisante pour encadrer l'activité provenant du faisceau de His, entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS, ou pour obtenir de l'information au niveau du segment S-T.

Pour la détection du QRS, nous avons adopté une approche inspirée d'un article de Pan et Tompkins (1985). La chaîne modulaire d'opérations successives, qui caractérisent l'algorithme de détection du QRS, se déroule dans le domaine du temps. On utilise, à cet effet, des critères simples mais pertinents pour atteindre l'objectif recherché.

Le mécanisme de détection comprend 2 phases:

- un module de filtrage avec un processus linéaire constitué d'un

filtre passe-bande et d'un dérivateur et, une transformation non-linéaire caractérisée par une élévation au carré

- un module de seuillage adaptatif associé à des règles de décision indispensables pour la discrimination de l'onde T

Dans cette méthode, on met en évidence plusieurs paramètres du signal comme des notions de pente, d'amplitude, de largeur et d'énergie du QRS. Cet algorithme est écrit en assembleur du TMS32010; toutes les opérations s'effectuent en arithmétique entière. De plus, ce détecteur fonctionne à une fréquence de ré-échantillonnage de 200Hz, en considérant un échantillon tous les vingt-cinq lorsqu'on numérise le signal à 5KHz. La figure 3.4 montre la structure simplifiée de la séquence de détection du QRS.

III.2.2 Evolution du signal à travers les diverses étapes du traitement.

III.2.2.1. Le filtrage passe-bande.

Le filtre passe-bande est une combinaison d'un filtre passe-bas et d'un filtre passe-haut placés en cascade. Il permet de réduire l'influence du bruit musculaire, l'interférence du 60Hz, la dérive de la ligne de base et d'atténuer l'interaction de l'onde T. La bande passante désirable pour maximiser l'énergie du QRS se situe entre 5 et 15Hz.
On utilise des filtres numériques, auto-régressifs en temps réel, à coefficients entiers et à déphasage nul, dont les pôles sont localisés

- activation des interruptions au niveau du TMS
- sauvegarde du contexte actuel
- lecture de l'échantillon numérisé
- stockage en mémoire
- initialisation des registres (pointeurs, compteurs, variables des filtres, seuil, drapeaux et variables de travail)
- ré-échantillonnage (200Hz) (1 échantillon par groupe de 25)
- filtrage (PH, PB, Dérivée et Elévation au carré)
- seuillage avec vérification de facteurs physiologiques (largeur du QRS, intervalle R-R,...)
- détermination du maximum (sommet du QRS)
- positionnement de la fenêtre d'observation (segment P-Q, QRS, segment S-T)
- arrêt de l'acquisition par interruption
- dépliage du tampon circulaire
- fin

Figure 3.4: Schéma de la séquence de détection du QRS.

sur le cercle unitaire du plan Z de manière à compenser les zéros.

a). Le filtre numérique passe-bas effectue un lissage des valeurs de x(t), c'est-à-dire une atténuation des variations rapides de x(t). L'équation de récurrence qui décrit le filtre passe-bas est:

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n-k-2) - 2x(n-1) + x(n+k)$$

où:
- x est l'entrée du filtre
- y est la sortie du filtre
- n est le numéro de l'échantillon
- k est un paramètre qui détermine la fréquence de coupure et le gain du filtre

Il s'agit d'un filtre du second ordre, où k vaut 5 et la fréquence d'échantillonnage choisie est égale à 200Hz. On peut aisément calculer le gain, la fréquence d'extinction et la fréquence de coupure.

$$\text{Gain} = (1+k)^2 = 36$$

$$\text{Fext.} = \text{Féch.} / (k + 1) = 33\text{Hz}$$

où
- Fext. = fréquence d'extinction
- Féch. = fréquence d'échantillonnage

La fréquence de coupure traditionnelle est la fréquence telle que l'amplitude de H(w), réponse en amplitude de la fonction de transfert, est atténuée d'un facteur racine de 2 dans une échelle normalisée ou de -3dB dans une échelle logarithmique (JP.Drouhard, 1976). En regard des

graphiques, on trouve pour celle-ci, la valeur: (figures 3.6 et 3.7)

Fcpure = 11Hz où - Fcpure = fréquence de coupure

L'application de ce filtre engendre un délai de 6 échantillons dont il faudra tenir compte dans la suite des événements.

La réponse à l'impulsion ainsi que la réponse en fréquence sont présentées aux figures 3.5, 3.6 et 3.7. La réponse impulsionnelle décrit le comportement d'une filtre dans le domaine temporel. Pour ce faire, on applique une impulsion de Dirac, $\delta(t)$, à l'entrée et on note l'évolution temporelle du signal. La réponse en fréquence d'un filtre est la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle.

b). Le filtre numérique passe-haut est construit à partir de la soustraction d'un filtre passe-tout et d'un filtre passe-bas du premier ordre. Le schéma qui suit donne le principe consacré. (figure 3.8)

Les équations de récurrence correspondantes sont, pour le filtre passe-bas:

$$y_1(n) = y_1(n-1) - x(n-k-1) + x(n+k)$$

où - $k = 31$

sachant que le gain vaut 32 et que le délai est égal à 16 échantillons, on a pour le filtre passe-tout:

$$y_2(n) = 32x(n-16)$$

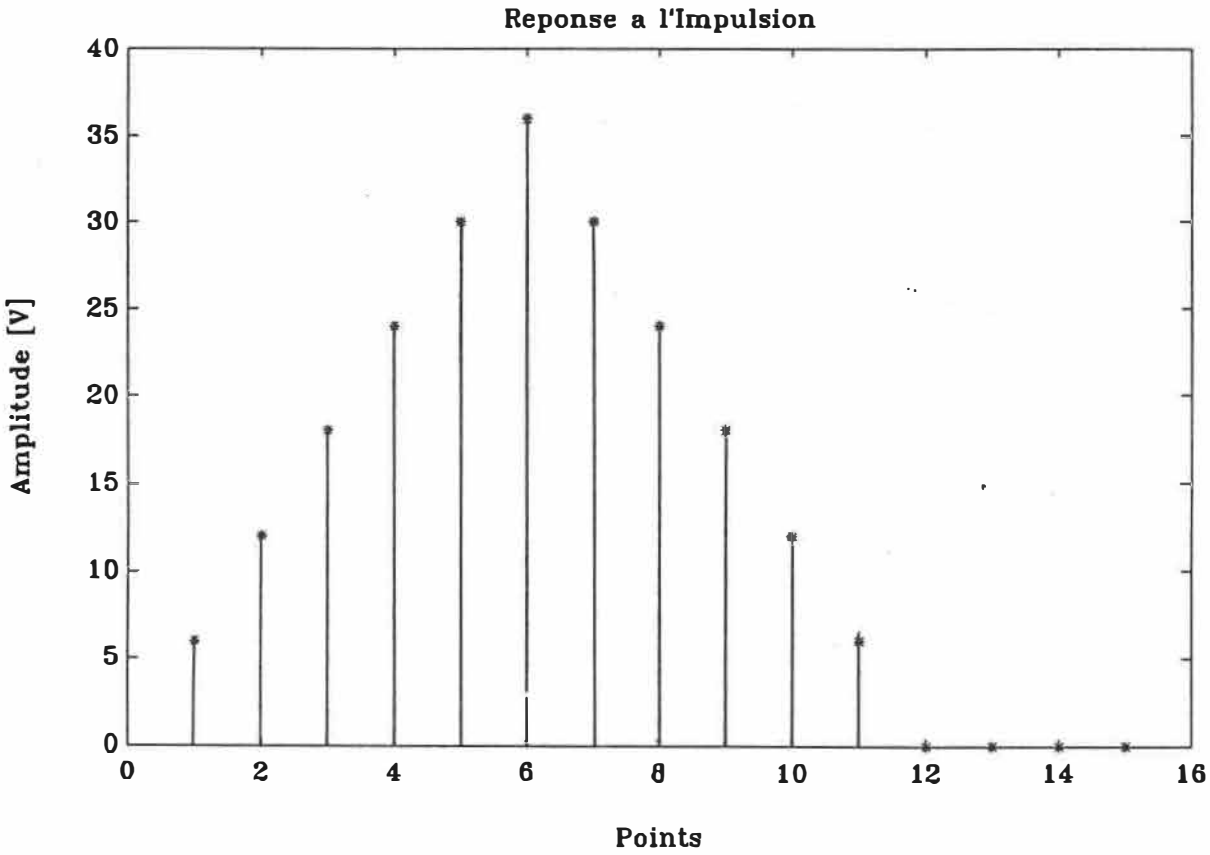


Figure 3.5: Réponse à l'impulsion du filtre passe-bas du second ordre.

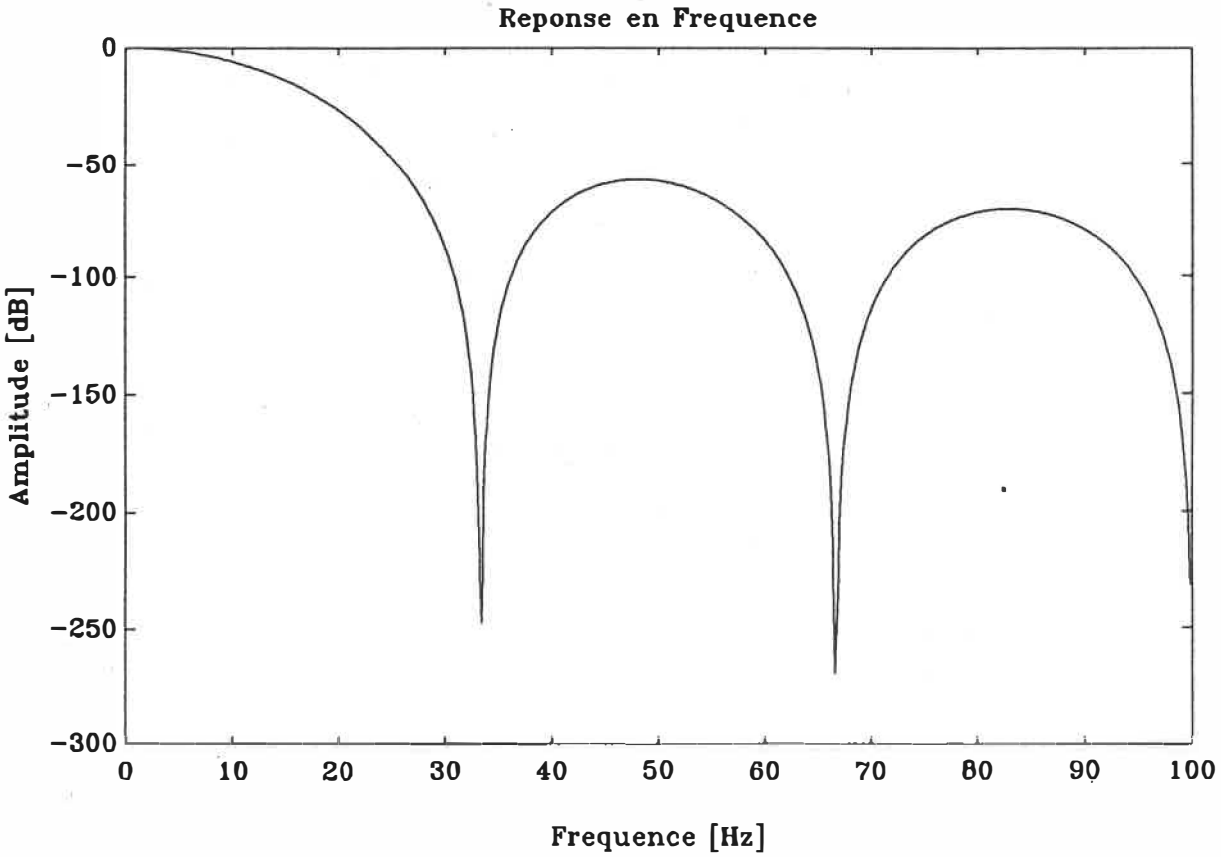


Figure 3.6: Réponse en fréquence du filtre passe-bas du second ordre dont l'amplitude est exprimées dans une échelle logarithmique [dB].

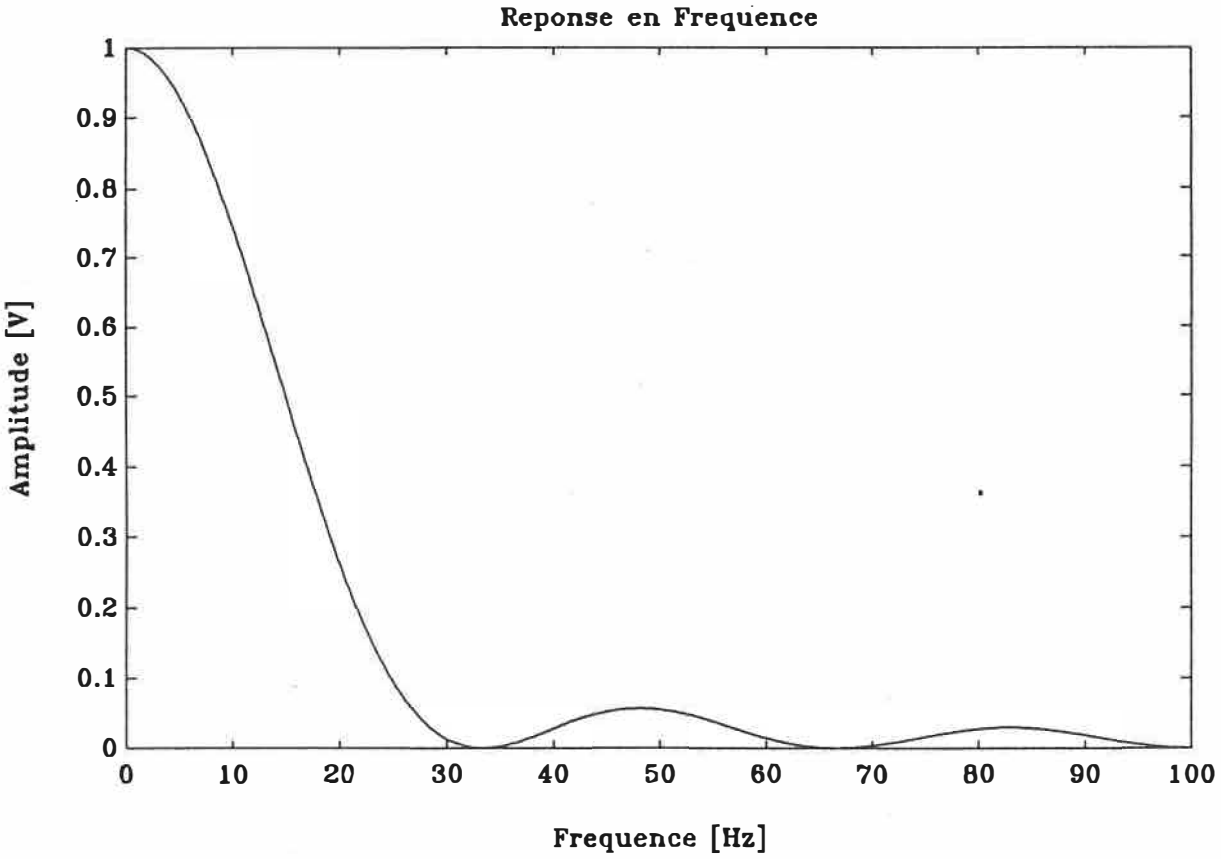


Figure 3.7: Réponse en fréquence du filtre P-B du $2^{ième}$ ordre avec l'amplitude exprimée dans une échelle linéaire normalisée [V].

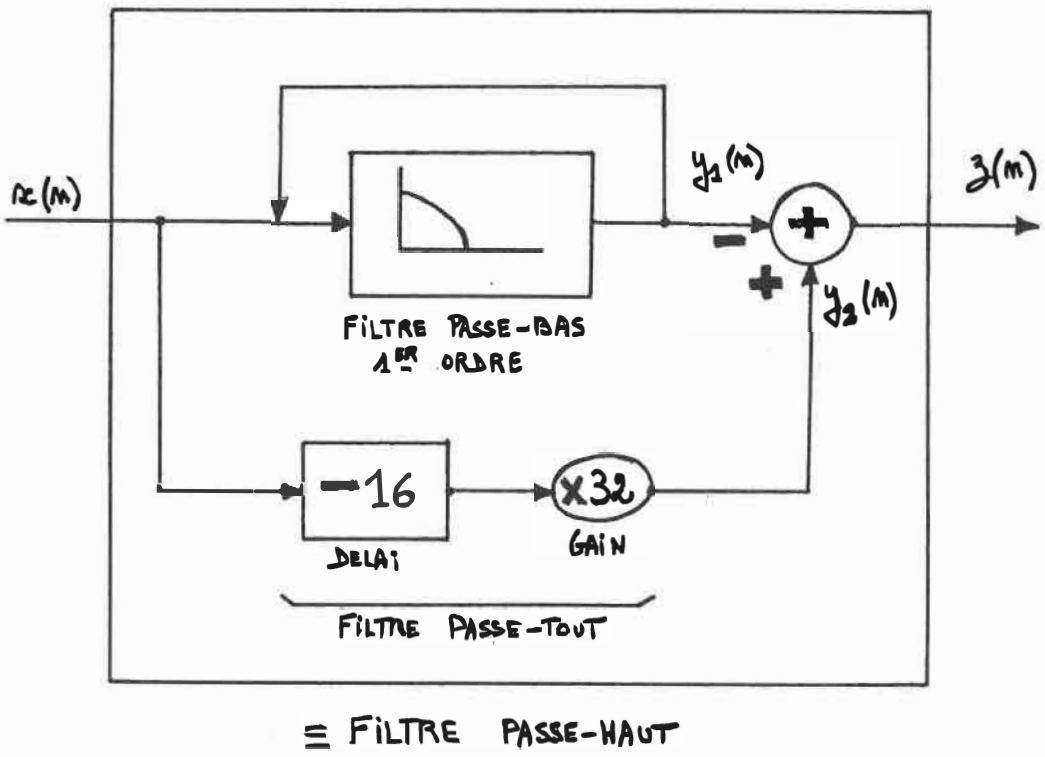


Figure 3.8: Schéma du filtre passe-haut.

et on déduit l'équation du filtre passe-haut:

$$z(n) = y_2(n) - y_1(n) = 32x(n-16) - [y(n-1) + x(n) - x(n-32)]$$

La fréquence de coupure basse est d'environ 5Hz. Les figures 3.9, 3.10 et 3.11 illustrent les réponses à l'impulsion et en fréquence du filtre passe-haut.

Lors du passage du filtre passe-bas au filtre passe-haut, il faut se soucier de respecter les limites imposées par l'arithmétique entière (-32767 et +32768) pour éviter une situation de débordement ou de saturation. La sortie est amplifiée par le gain du filtre, il faut donc normaliser les résultats, quand l'ensemble des calculs est terminé, pour obtenir un filtre à gain unitaire.

III.2.2.2 La dérivation.

L'emploi d'un dérivateur permet de mettre en valeur la notion de pente élevée, propre au complexe QRS. La fonction récursive de ce filtre est:

$$y(n) = (1/8)\ [-x(n-2) - 2x(n-1) + 2x(n+1) + x(n+2)]$$

Il s'agit d'une dérivée à 5 points dont la réponse en fréquence est représentée à la figure 3.12. On peut remarquer que celle-ci est pratiquement linéaire entre le DC et 30Hz. On approxime de cette façon

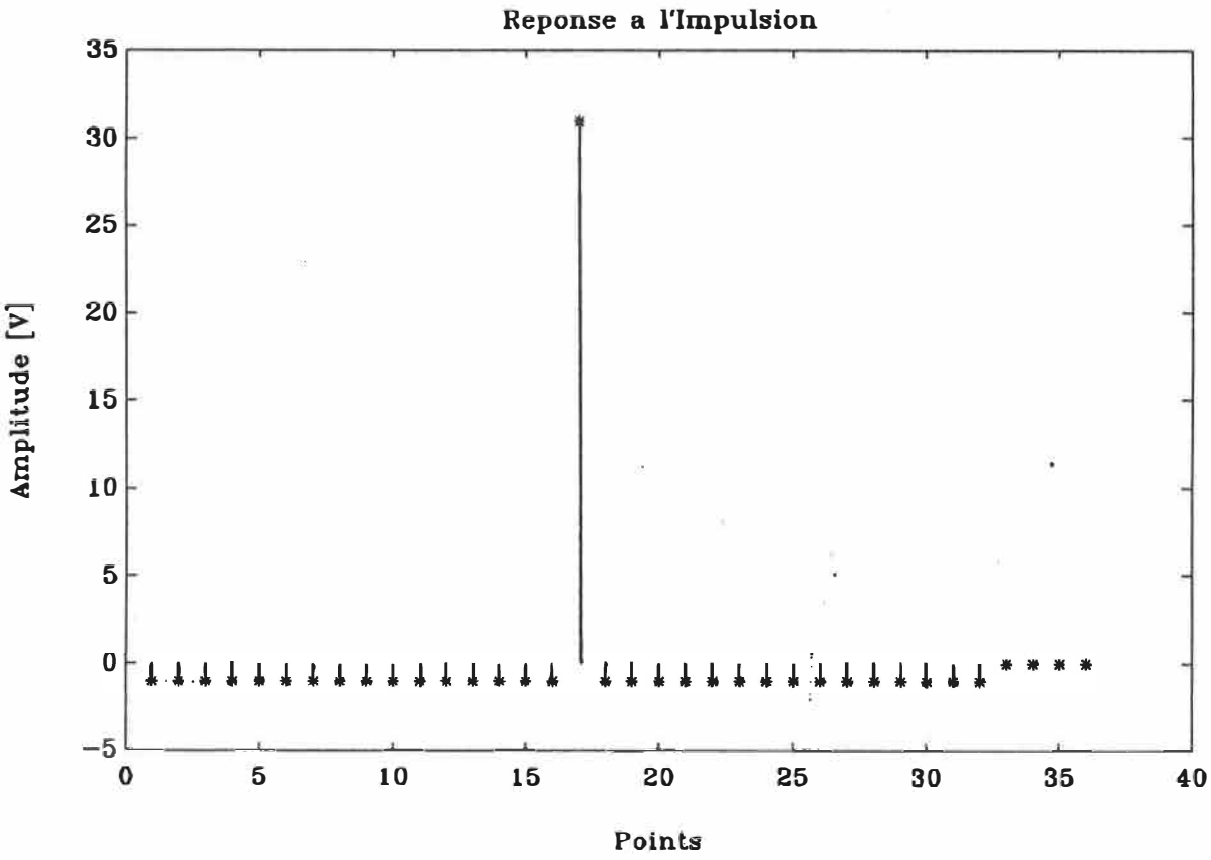


Figure 3.9: Réponse à l'impulsion du filtre passe-haut.

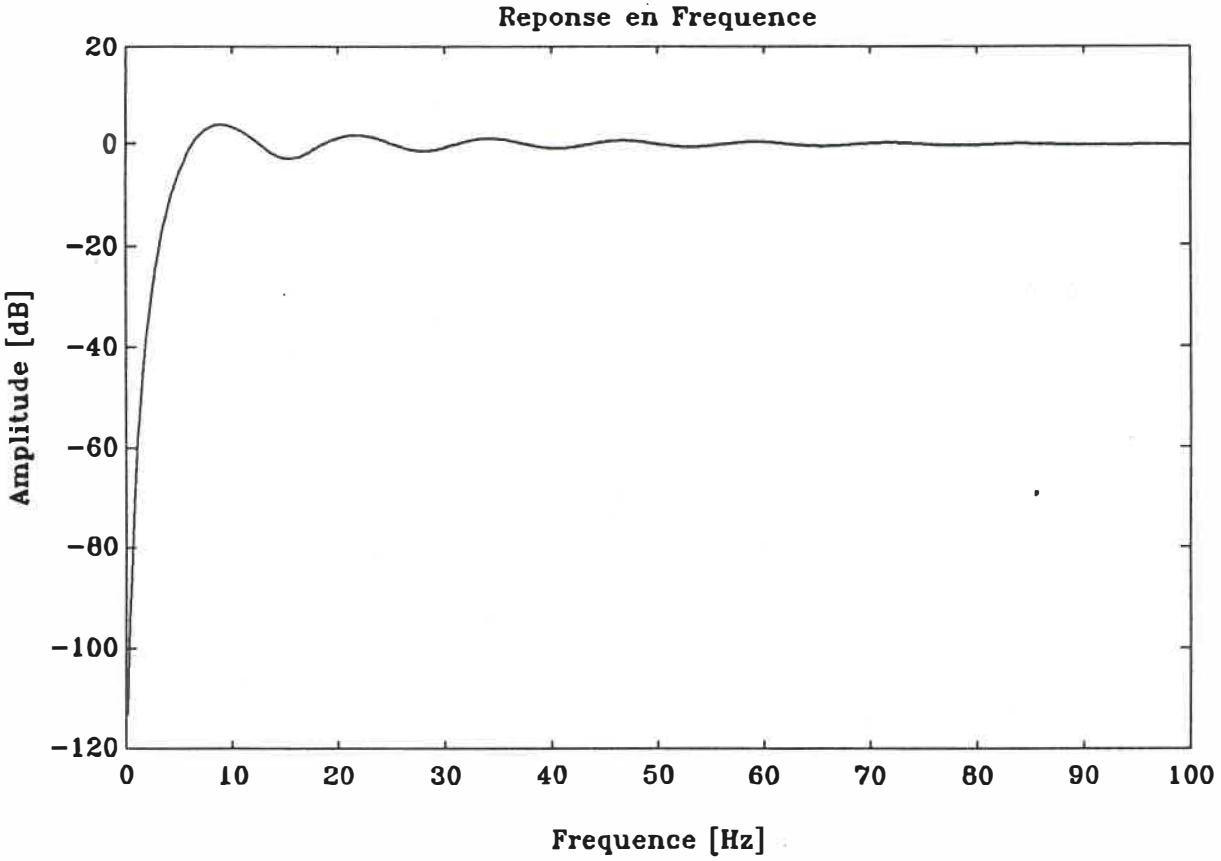


Figure 3.10: Réponse en fréquence du filtre P-H dans une échelle logarithmique

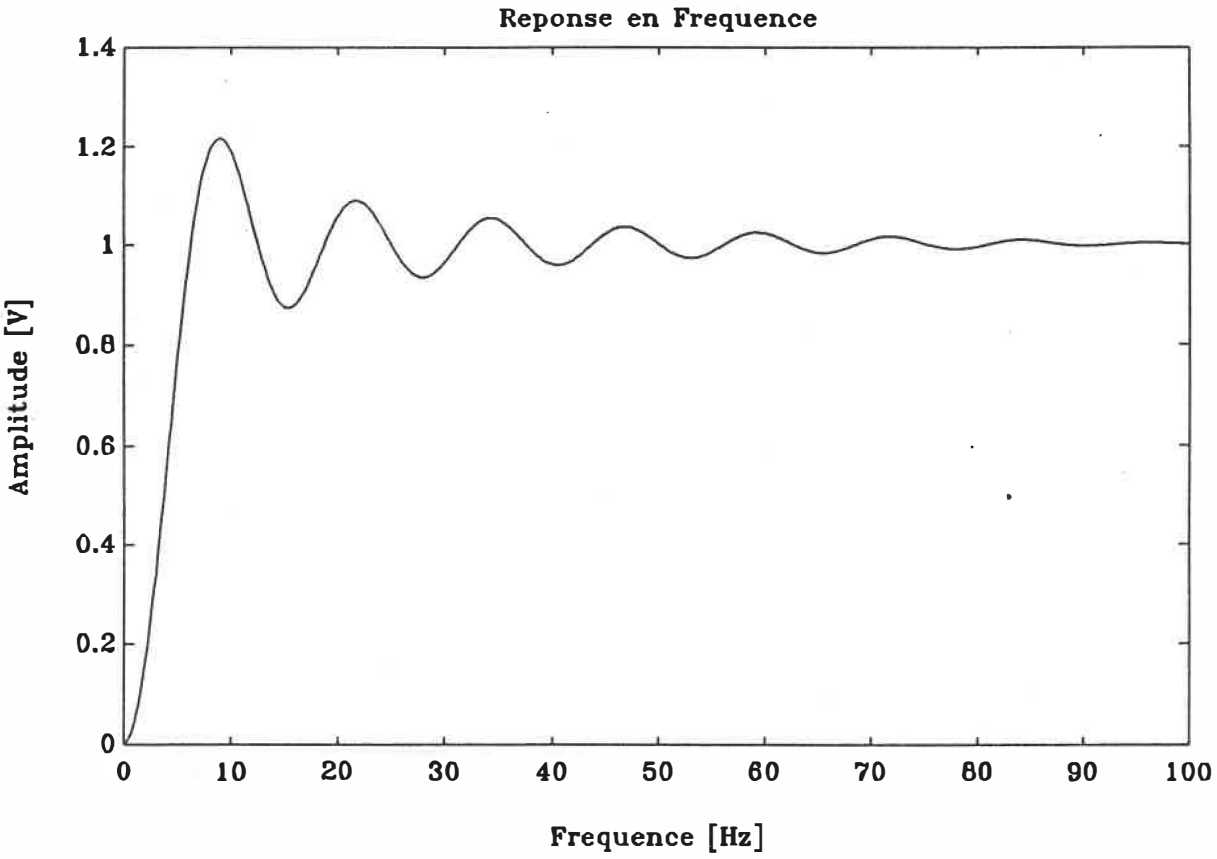


Figure 3.11: Réponse en fréquence du filtre P-H dans une échelle linéaire normalisée.

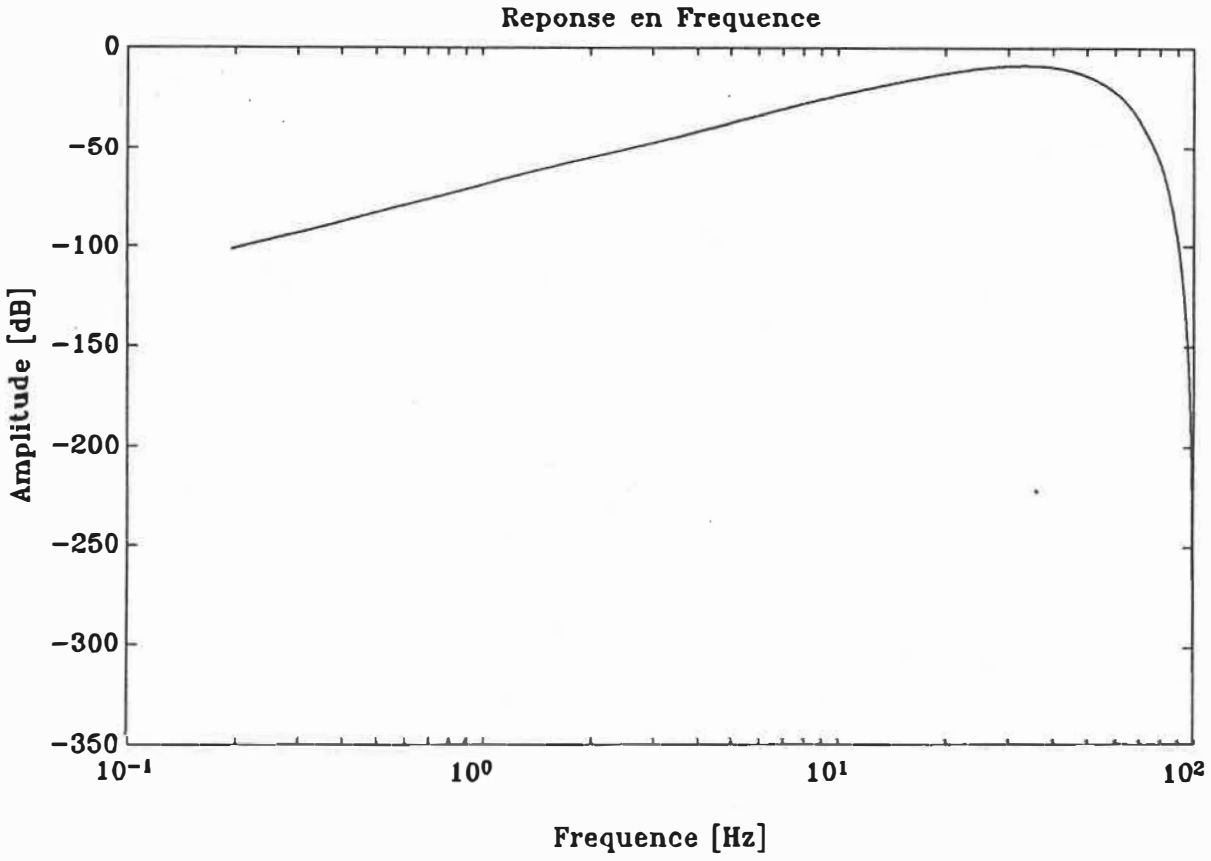


Figure 3.12: Réponse en fréquence de la dérivée à 5 points.

une dérivée idéale dans la bande de fréquence désirée. Le délai généré par ce type de dérivateur est de 2 échantillons.

La section de l'algorithme relative à la dérivée en temps réel est facile à implanter et fournit une information de la pente de l'onde R mais la dérivée amplifie les composantes indésirables de bruit haute fréquence. De plus, de nombreux QRS anormaux à cause de leur grande amplitude et leur longue durée ne sont pas détectés par cette approche car la pente de l'onde R est faible.

III.2.2.3 L'élévation au carré.

Pour terminer les opérations de transformation des données, on rend tous les points positifs par une amplification non-linéaire qui met l'emphase sur les signaux ayant la plus grande amplitude après le traitement antérieur. Ces signaux correspondent à ceux ayant les plus hautes fréquences et on réduit ainsi les "faux positifs" causés par les ondes T au contenu d'énergie spectrale élevé.
On marque ainsi avec plus de netteté l'emplacement des QRS.
L'équation est très simple et se résume à:

$$y(n) = [x(n)]^2$$

III.2.2.4 Le seuillage.

Le filtrage permet de contrôler le contenu de l'information. On peut ainsi supprimer ou atténuer une partie du spectre de fréquences du signal. Dans une seconde étape, il est question de réduire le nombre de "faux négatifs". Il faut surveiller certains paramètres pour s'adapter aux changements de rythme ou de morphologie de l'activité cardiaque de différents patients ou au sein d'un même enregistrement. Pour ce faire, on a considéré un module de seuillage adaptatif qui tient compte des durées extrêmes du QRS et d'intervalles R-R minimal et maximal par comparaison avec celles en vigueur lors de la recherche du QRS. Le seuil se règle automatiquement et périodiquement en fonction des valeurs précisées ci-dessus et en se basant sur les maxima du signal.

Au départ, le seuil est placé arbitrairement à mi-échelle et on ajuste ensuite son niveau en fonction des circonstances présentes. Les entrées dans chaque partie constituant le module de seuillage sont contingentées par l'état de drapeaux et la réactualisation de compteurs actifs qui sont comparés de façon régulière à des valeurs fixées. Celles-ci ont été extraites d'un article de G.Tremblay et A.R.Leblanc (1985):

[R-R]max. correspond à la fréquence cardiaque la plus basse, 30Bpm

[R-R]min. correspond à la fréquence cardiaque la plus élevée, 300Bpm

durée du QRS min. = 70ms

durée du QRS max. = 120ms

Le processus d'ajustement du seuil requiert au moins 2 battements avant de mettre en évidence l'élément visé, un QRS qui remplit tous les critères de sélection.

On a amélioré la structure de l'algorithme (figure 3.13) pour éliminer les éléments redondants et pour optimiser le déroulement des opérations afin de ne pas voir le QRS disparaître, étant donnée la grandeur limitée du tableau d'échantillons. On fonctionne avec un tampon circulaire et le principe d'un pointeur dynamique assujetti au cycle des interruptions. Comme on ne restitue pas la correspondance temporelle entre la sortie et l'entrée, c'est-à-dire on garde le vecteur de sortie tel quel sans le décaler vers le passé, il faut connaître le délai total en terme d'échantillons. D'une part, dans le tableau de données, il s'agit d'identifier le QRS en déterminant avec exactitude le pic de l'onde R et d'autre part, de positionner la fenêtre d'analyse. En considérant les opérations de filtrage et l'incrémentation automatique de l'un ou l'autre compteur, on évalue le délai total à 650 échantillons pour une fréquence d'échantillonnage de 5KHz ce qui représente quelque 130ms. Cette durée imposée par les conditions de programmation correspond approximativement à la durée du segment S-T. On remarque donc que le cycle cardiaque complet d'une personne normale (460ms) reste entièrement à l'intérieur du tableau de points alloué. Des expériences ultérieures ont démontré que, même lors de battements déformés, cette situation est conservée.

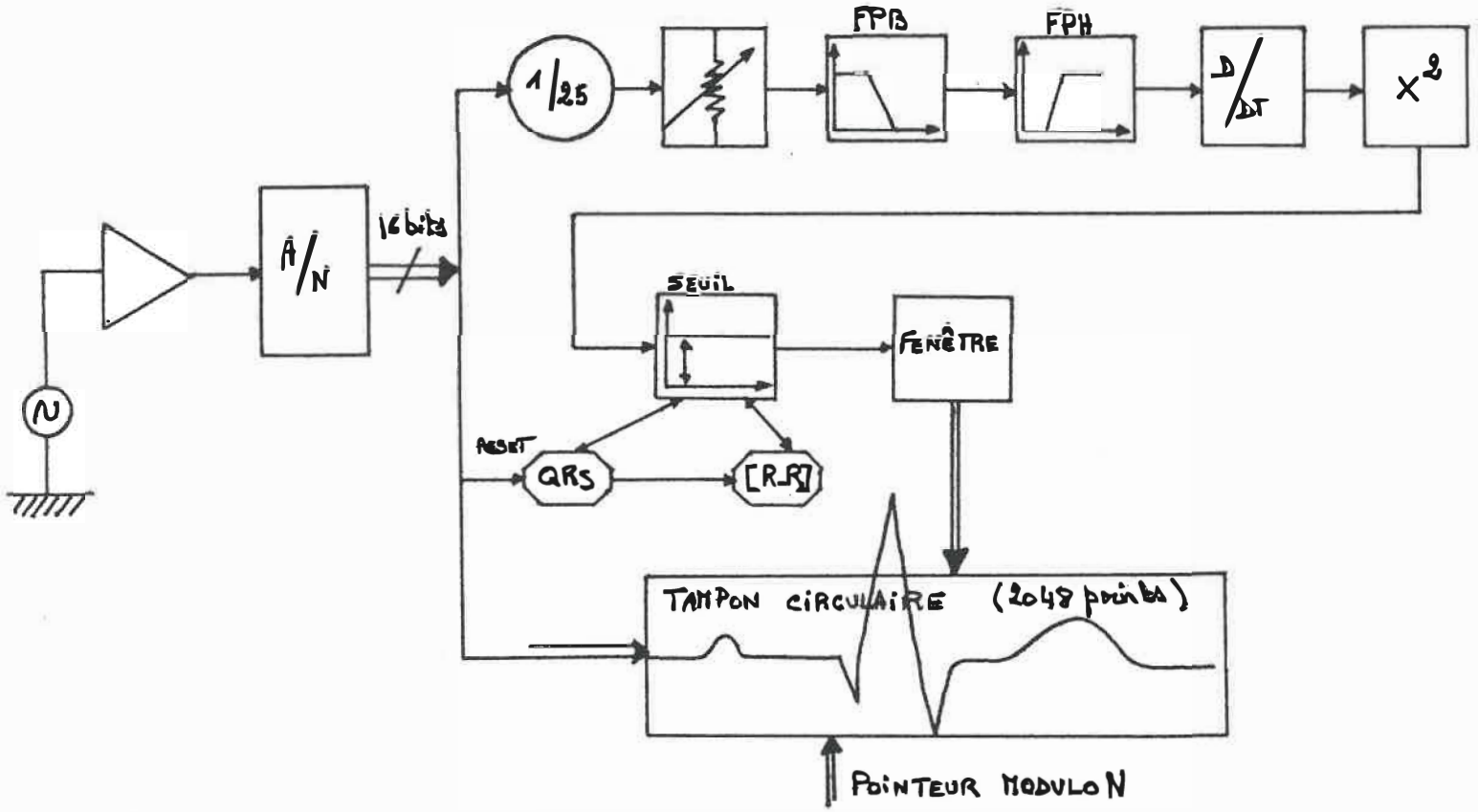


Figure 3.13: Structure de l'algorithme de détectionde QRS.

On termine la séquence par le dépliage du tampon circulaire, l'affichage du résultat sur l'oscilloscope X-Y et le transfert des données ré-ajustées au PC.

Les graphiques qui suivent (figures 3.14, 3.15, 3.16 et 3.17) permettent de voir l'évolution subie par l'ECG à travers les étapes nécessaires à la détection du QRS.

On a vérifié le fonctionnement de l'algorithme de détection du QRS dans différentes conditions c'est-à-dire à l'aide de générateurs d'ECG, d'enregistrements d'ECG de chiens et de sujets humains sur bande magnétique et de captation directe du signal ECG thoracique sur des sujets normaux.

III.3 Interface menu-options.

Ce module, écrit en Turbo-Pascal et développé sur un IBM-PC, présente à l'usager:

- une zone graphique réservée à l'affichage du signal ECG recueilli et transmis par l'UCT,
- un secteur attenant destiné aux unités de mesure du signal repérées par la position de 2 marqueurs qui peuvent se déplacer sur l'image affichée,
- un menu d'options permettant l'application de diverses méthodes

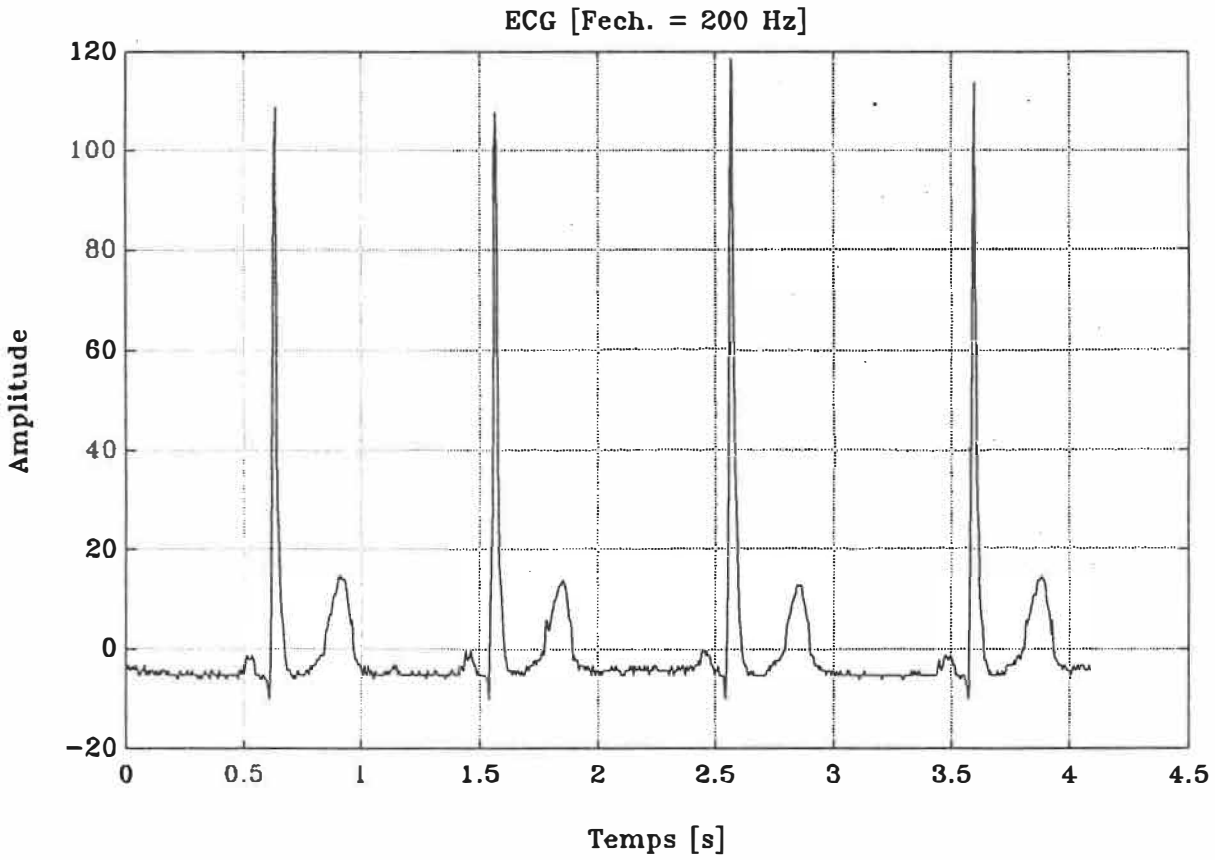


Figure 3.14: ECG ré-échantillonné à 200Hz.

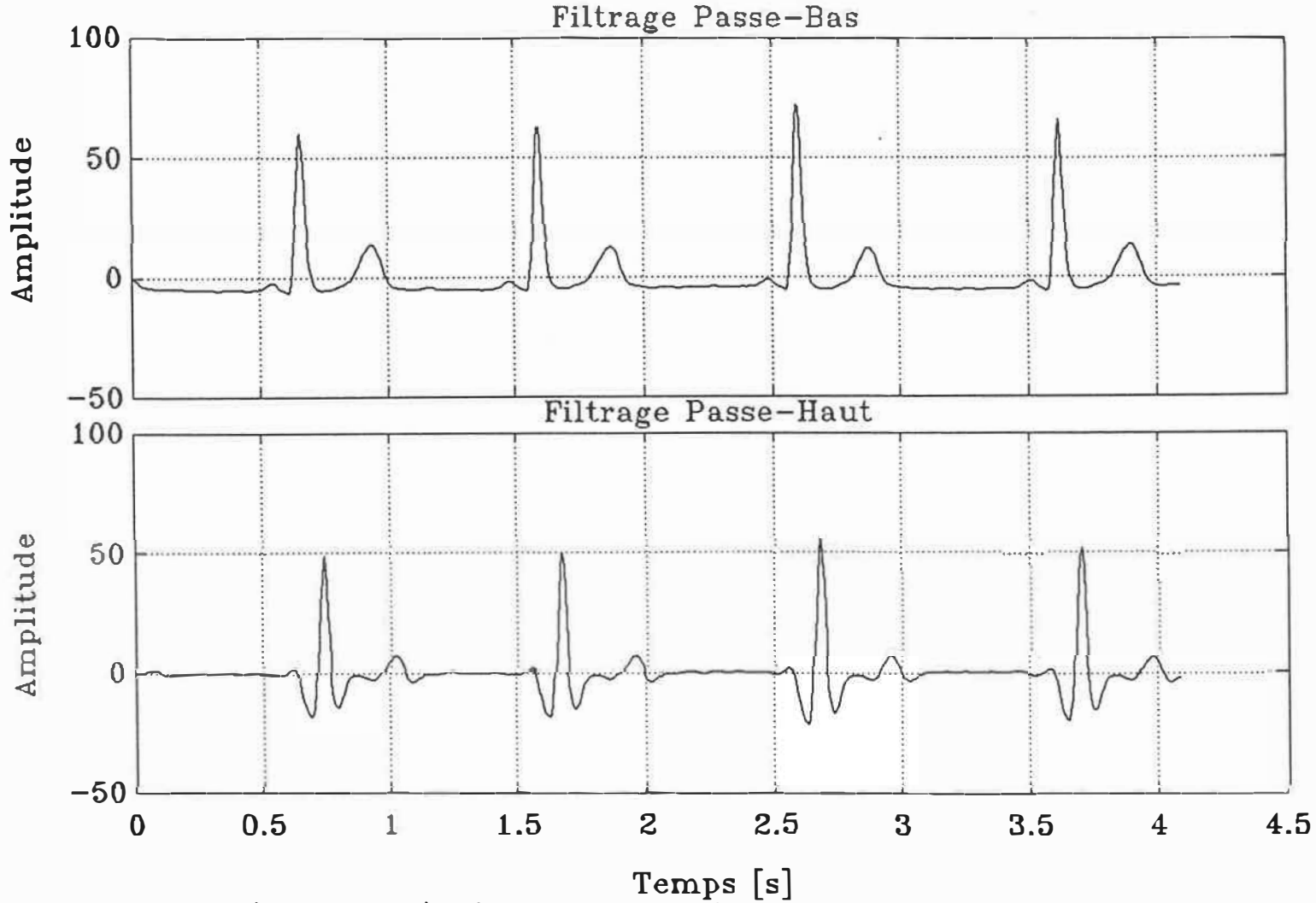


Figure 3.15: a). Filtrage passe-bas de l'ECG.
b). Filtrage passe-haut de l'ECG déjà filtré passe-bas.

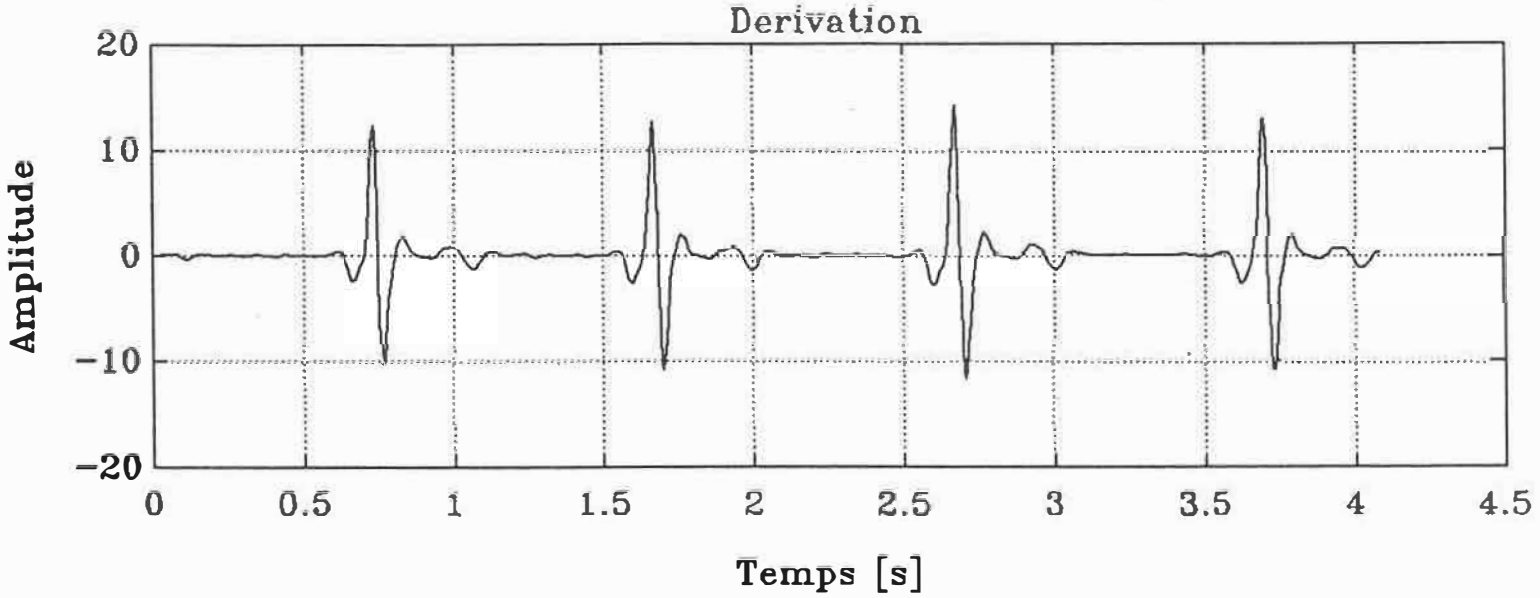


Figure 3.16: Dérivation de l'ECG filtré passe-bande.

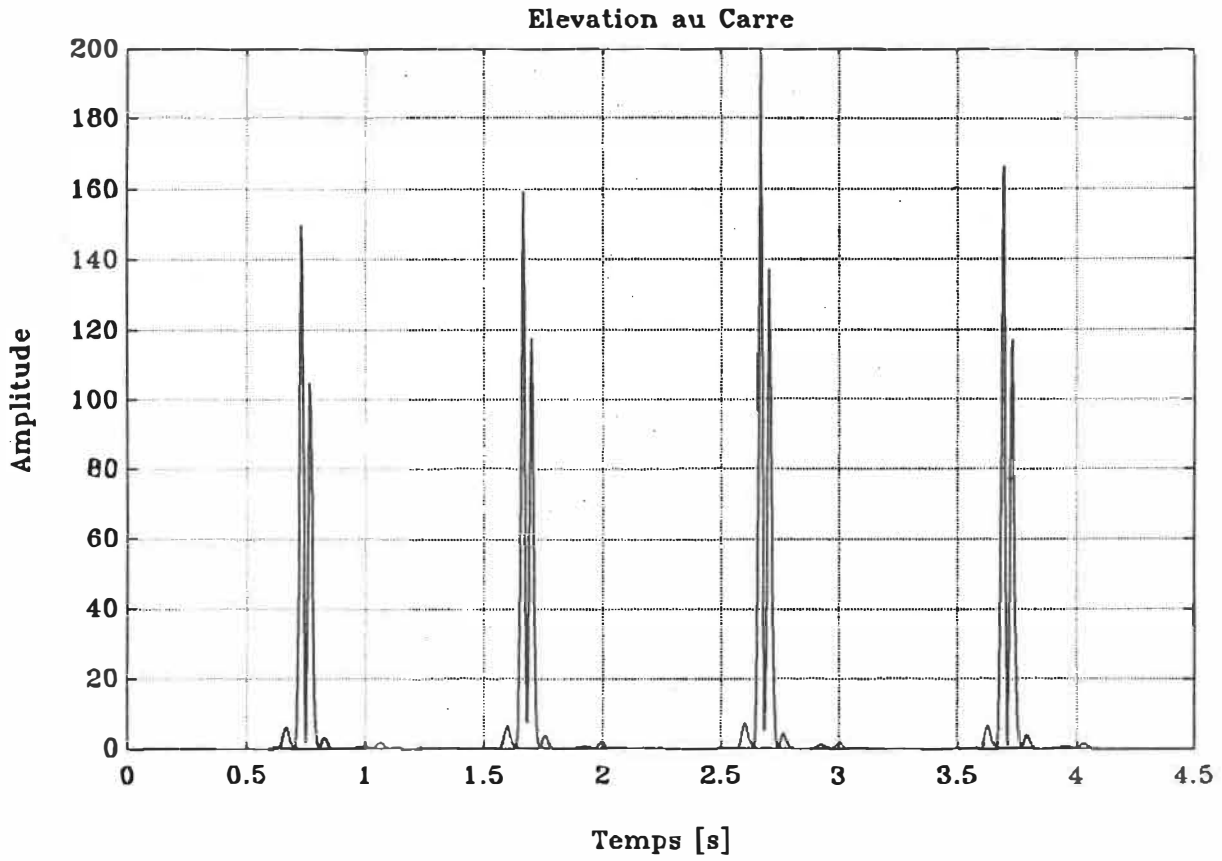


Figure 3.17: Elévation au carré de la forme d'onde obtenue à la figure 3.16.

d'analyse et de traitement de signal (figure 3.18).

Le logiciel est constitué d'un programme principal accompagné d'une série de procédures spécifiques à notre application et d'un ensemble de sous-routines utilitaires regroupées en cinq librairies:

- SGNL_LIB comprend des sous-programmes d'organisation de l'emplacement des signaux, des opérations élémentaires de modèlisation des signaux et des procédures d'affichage du descripteur graphique.
- USER_LIB comprend des sous-routines d'usage général telles: afficher des messages à l'écran, valider la lecture de données, faire apparaître le menu à l'écran et permettre la sélection d'une des options.
- XECG_LIB contient des procédures destinées aux communications entre l'ordinateur hôte et le micro-processeur (TMS) du système d'ECG à haute résolution.
- FFT_LIB est une librairie de sous-programmmes provenant du "Turbo Pascal Numerical Methods Toolbox" permettant le calcul de la transformée de Fourier d'un signal.
- GRAPH, est la librairie graphique du compilateur TURBO PASCAL. Les sous-programmes de GRAPH s'adaptent à une grande variété de cartes graphiques, notamment la carte Hercule, utilisée dans notre système pour obtenir une résolution de 720*348 pixels.

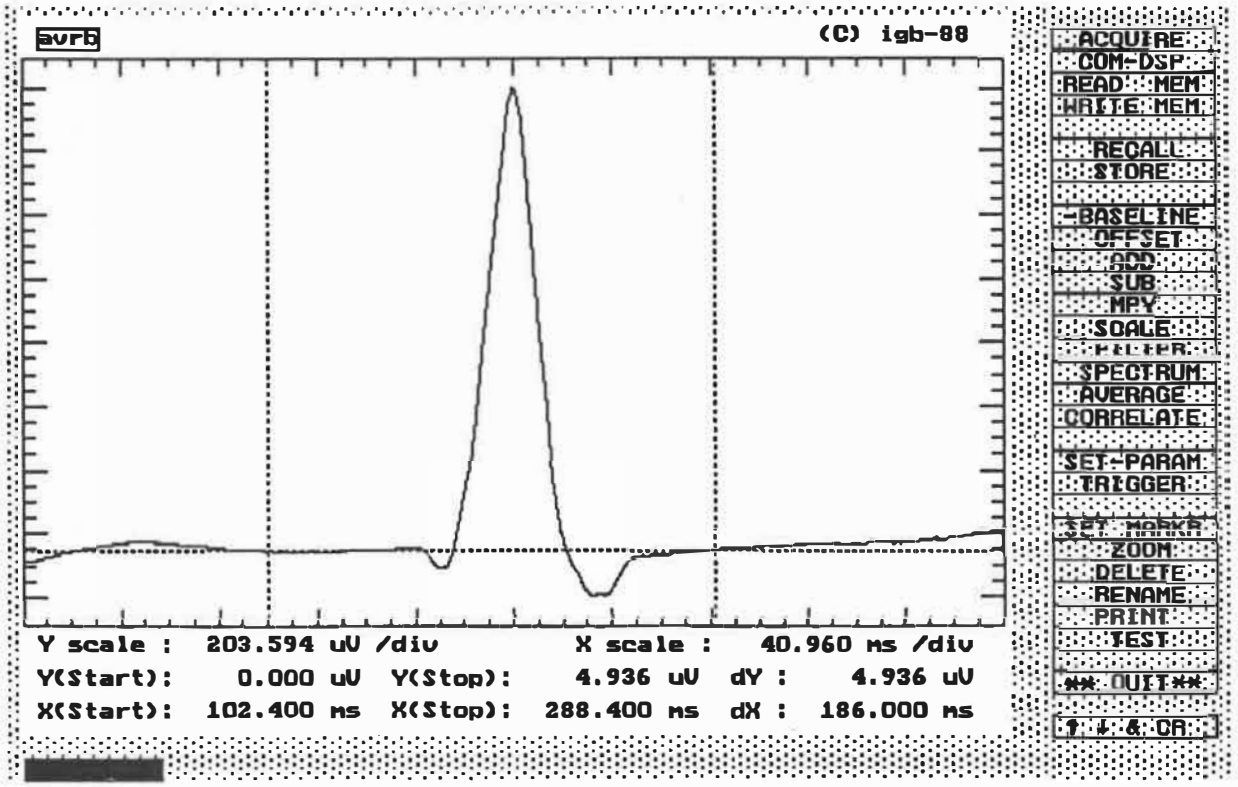


Figure 3.18: Interface menu-options.

III.3.1 Concepts généraux.

La figure 3.19 montre la structure du programme principal. Après l'initialisation du système pour l'affichage graphique, on crée une liste chaînée (figure 3.20). Cette forme circulaire facilite l'accès à l'information contenue dans un fichier. L'utilisation de pointeurs dynamiques permet d'accéder à chaque article de la liste chaînée et évite l'occupation trop importante de la mémoire statique. Les signaux s'annexent dans les espaces alloués et la liste se crée au fur et à mesure. Chaque élément du tampon circulaire a la même structure (type RECORD). Il possède plusieurs champs:

- l'identificateur du signal,
- les paramètres relatifs aux unités de mesure,
- les indices des premier et dernier échantillons,
- l'intervalle d'échantillonnage,
- le tableau de 2048 points,
- les variables rattachées à 2 marqueurs délimitant une portion de la fenêtre graphique contenant le signal et,
- 2 pointeurs aux articles précédent et suivant.

De plus, il existe un objet ayant une structure similaire à un article mentionné ci-dessus. Il sert d'accumulateur pour les opérations mathématiques et représente une image dont les informations sont reliées au signal affiché à l'écran.

- Initialisation du système pour l'affichage du signal
- Création d'une nouvelle structure de liste chaînée prête à recevoir des signaux
- Initialisation de l'interface de communication avec le DSP

REPETER

- Affichage du menu principal
- Attendre la sélection d'une option
- Selon la fonction choisie, effectuer:

    - ACQUIRE: choisir un mode d'acquisition et réaliser les acquisitions
    - COM-DSP: transférer des données avec le DSP
    - READ MEM: placer dans l'accumulateur un article provenant de la liste chaînée
    - WRITE MEM: sauver l'élément de l'accumulateur dans la pile
    - RECALL: rappeler une liste de signaux préalablement sauvée sur disque
    - STORE: sauvegarder la liste sur disque
    - -BASELINE: soustraire la ligne de base du signal
    - OFFSET: rajouter ou retrancher un niveau continu au signal
    - ADD: additionner 2 signaux
    - SUB: soustraire 2 signaux
    - MPY: multiplier 2 signaux
    - SCALE: multiplier le signal par un facteur d'échelle
    - FILTER: filtrer le signal (filtres de moyenne, passe-bas, passe-haut ou de dérivation)
    - SPECTRUM: rechercher la FFT du signal (échelle normalisée ou logarithmique)
    - AVERAGE: calculer la moyenne d'un groupe de signaux présents dans la liste chaînée
    - CORRELATE: corréler 2 signaux
    - SET-PARAM: choisir des paramètres relatifs aux module de l'instrumentation
    - TRIGGER: activer le facteur propre à la détection du QRS et choisir la position de la fenêtre
    - SET MARKER: déplacer les marqueurs sur l'image
    - ZOOM: permettre un agrandissement de la zone délimitée par les 2 curseurs
    - DELETE: détruire un ou plusieurs éléments contenus dans la liste
    - RENAME: renommer un article de la liste chaînée
    - PRINT: imprimer la zone graphique
    - TEST: utiliser des signaux tests (ondes sinusoïdale, triangulaire, impulsionnelle ou bruit)
    - QUIT: quitter le programme et retourner au DOS

Jusqu'à ce que l'usager décide de quitter le programme

Figure 3.19: Architecture du programme principal

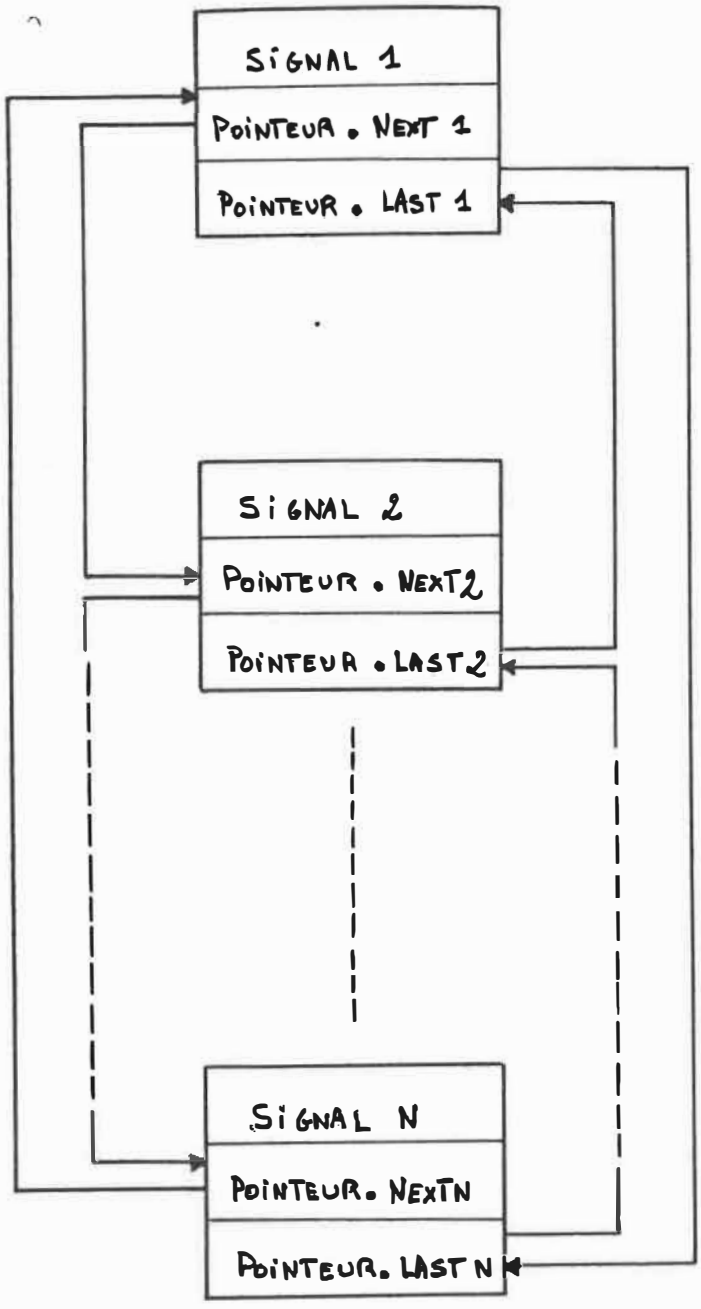


Figure 3.20: Représentation schématique d'une liste chaînée circulaire.

Lorsque le logiciel d'interaction a établi la communication avec le système d'électrocardiographie haute résolution (ECG-HR), il présente un menu à l'usager. Celui-ci peut se subdiviser en 5 parties: (figure 3.21)

1. Les options de la première section, ACQUIRE, COM-DSP, READ MEM et WRITE MEM, sont destinées à l'acquisition (ou les échanges) de signaux via le port parallèle, et à l'insertion de ceux-ci dans une location de la mémoire.
2. Les 2 options suivantes, RECALL et STORE, permettent de sauvegarder le contenu de la liste chaînée dans un fichier sur disque ou de reconstruire la liste à partir du contenu d'un fichier.
3. Les options de la troisième partie, -BASELINE, OFFSET, ADD, SUB, MPY, SCALE, FILTER, SPECTRUM, AVERAGE et CORRELATE, sont associées à une opération de traitement des ECGs emmagasinés dans la liste chaînée.
4. Dans la quatrième section, les fonctions, SETPARAM et TRIGGER, interviennent dans la caractérisation de paramètres propres aux modules du système d'acquisition et dans le processus de détection du QRS.
5. La dernière partie rassemble diverses fonctions d'ordre général, SETMARKER, ZOOM, DELETE, RENAME et PRINT, telles que la visualisation d'une portion agrandie du signal, l'impression du graphique, la destruction d'un item de la liste ou le changement d'étiquette d'un item. Il est aussi possible de générer des

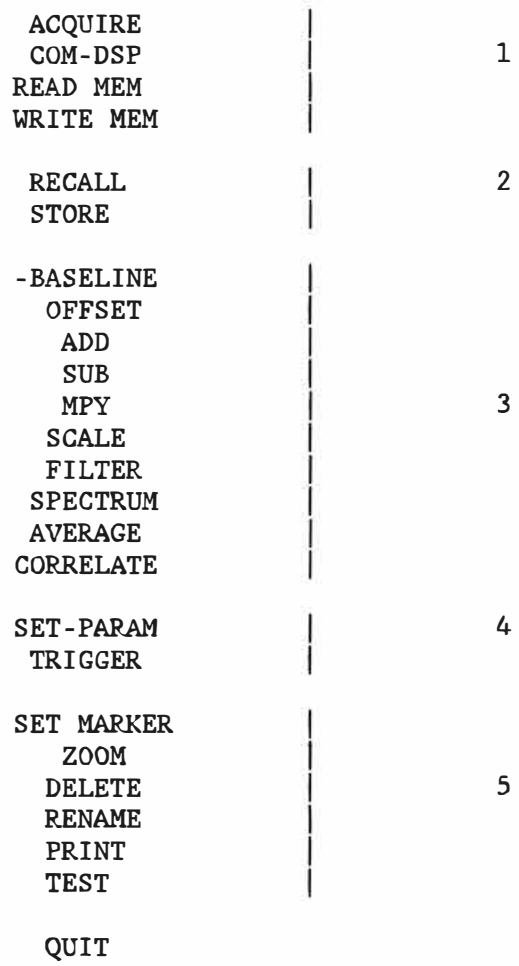


Figure 3.21: Options du menu d'interaction avec l'usager.

signaux calibrés de différentes natures (sinusoïde, onde triangulaire, onde carrée, impulsion ou bruit aléatoire) à l'aide de l'option TEST.

III.3.2 Description des étapes d'une expérience type.

On peut décrire la procédure typique d'une expérience réalisée en salle d'électrophysiologie pour recueillir une séquence d'enregistrements d'ECGs. On peut ainsi détailler chaque opération associée à une option. La figure 3.22 décrit l'enchaînement des commandes dans une expérience.

La première étape consiste à choisir certains paramètres reliés à l'instrumentation. A l'aide du curseur, on sélectionne l'option SET-PARAM qui remplit 3 fonctions:

- choisir le gain du pré-amplificateur pour augmenter l'amplitude du signal capté afin de couvrir adéquatement la plage dynamique de la carte d'acquisition. Cette fonction présente à l'écran, figure 3.23, la disposition des interrupteurs correspondant au gain devant être utilisé. L'usager doit placer les interrupteurs sur le préamplificateur de la façon indiquée à l'écran.

- déterminer la fréquence de coupure du filtre analogique anti-recouvrement

- determiner la fréquence d'échantillonnage du convertisseur A/N.

1. SET-PARAM: - choix du gain au niveau du préamplificateur
   - détermination des fréquences de coupure et/ou d'échantillonnage au niveau de la carte d'acquisition
2. TRIGGER: - activation du paramètre de détection du QRS pour le calibrage du seuil
   - choix de la position de la fenêtre d'analyse
3. ACQUIRE: - une acquisition simple
   - un défilement continu du cycle cardiaque capté
   - un enregistrement de signaux successifs
4. CORRELATE: - corrélation des signaux dans la liste chaînée pour effectuer un centrage plus fin
5. AVERAGE: - calcul de la moyenne des signaux présent dans la pile pour éliminer le bruit aléatoire
6. COM-DSP: - transmission de données entre l'UCT et le PC
7. SET-MARKER: - choix d'une région à traiter avec le mouvement de 2 curseurs à l'écran
8. SPECTRUM: - fenestration et détermination de la FFT avec une représentation dans une échelle normalisée ou logarithmique
9. ZOOM: - visualisation d'un agrandissement d'une zone du signal délimité par les 2 curseurs

Figure 3.22: Procédure d'opérations pour une expérience

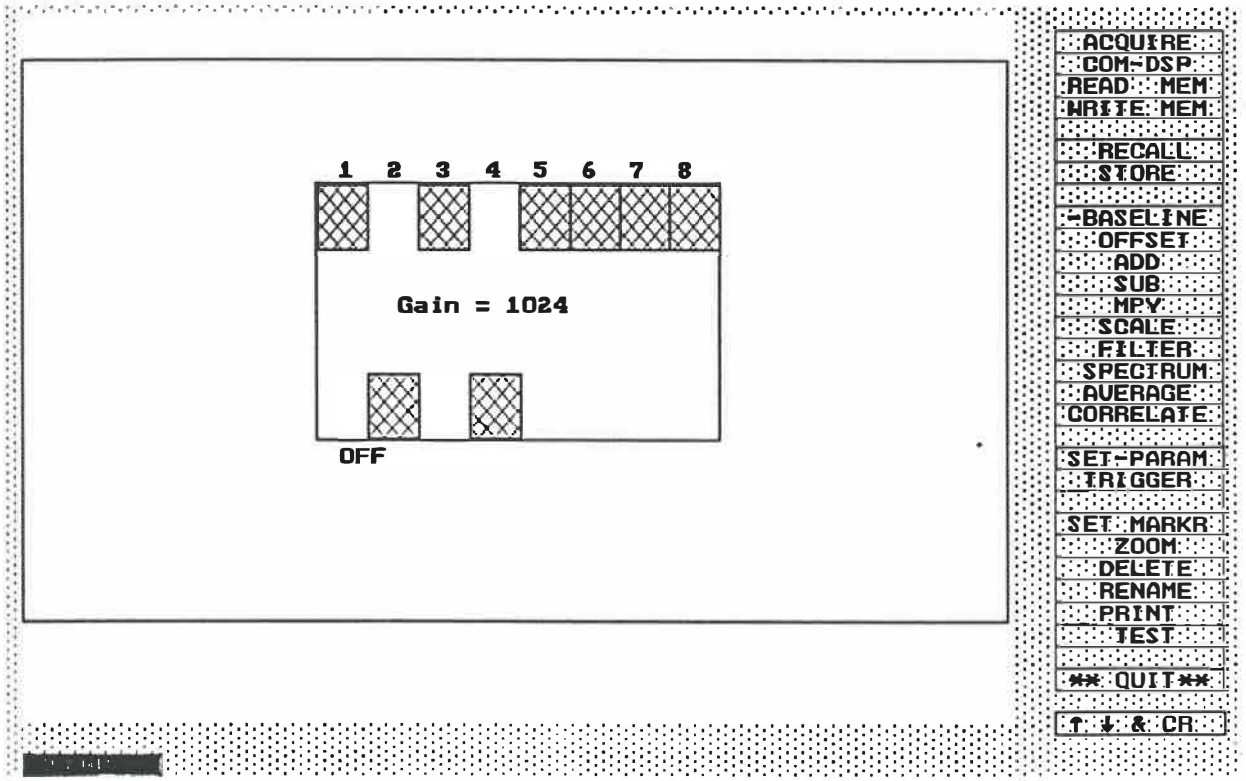


Figure 3.23: Affichage de la disposition des boutons pour le choix du gain du préamplificateur.

Les facteurs expérimentaux choisis par l'usager sont interprétés et validés par le programme puis, sont transmis à l'UCT. La seconde étape consiste à déterminer le seuil de détection du QRS et positionner la fenêtre d'analyse autour des segments P-Q ou S-T, ou encore au centre du QRS. L'option TRIGGER du menu permet ces ajustements. On peut ensuite amorcer l'acquisition de données à l'aide de l'option ACQUIRE. Celle-ci offre 3 modes de fonctionnement:

- "Single" permet d'accomplir une seule acquisition
- "Monitoring" acquiert et affiche l'ECG mais sans le conserver en mémoire. Ce mode est pratique pour le réglage du gain.
- "Recording" permet de réaliser plusieurs acquisitions successives, de les étiqueter et de les conserver en mémoire dans la liste chaînée. (figure 3.24)

En règle générale, on effectue les acquisitions par séquence de 10 cycles cardiaques en conservant ces signaux dans des fichiers différents.

Afin de synchroniser l'enregistrement des battements cardiaques, le processus de pré-traitement, implanté au niveau de l'UCT, utilise un programme de détection de QRS. On peut rencontrer certains types d'anomalies au niveau de la morphologie du complexe QRS, telles un aplatissement ou une asymétrie près de la valeur maximale, qui affectent l'efficacité de la détection. Cela se traduit par un phénomène de "jitter"; c'est-à-dire, une variation de l'intervalle entre le signal

```
- Selon le type d'acquisition désiré
  Effectuer

  Cas_a = "S" (Single)
   - SI le paramètre de détection du QRS a été activé
     ALORS
       - Envoyer commmande "Dt"
     SINON
       - Envoyer commande "Aq"
   - Réception du signal

  Cas_b = "M" (Monitoring)
   - REPETER
     |  - clé du clavier (SP ou ESC)
     |  - Tant que pas (SP ou ESC ou autre clé)
     |    Répéter
     |    |  - Envoyer commande "Aq"
     |    |  - Envoyer commande "Tx" (Réception du signal)
     |    |  - Affichage du signal
     |    Jusqu'à ce qu'une clé soit pressée (Pause ou Quit)
     Jusqu'à ce que la touche ESC soit enfoncée pour sortir

  Cas_c = "R" (Recording)
   - nombre d'acquisitions
   - SI <> 0
     ALORS
       - identifier le signal
       - Tant que i <= nombre d'acquisitions et pas de clé pressée
         Effectuer la boucle
            - SI détection
              ALORS
               - Envoyer commmande "Dt"
              SINON
               - Envoyer commande "Aq"
               - Réception du signal
               - Ajouter le signal dans la liste chaînée
```

Figure 3.24: Pseudo-code de la procédure ACQUIRE

d'intérêt et le point de repère. L'absence de cette stabilité temporelle résulte dans un lissage et une détérioration éventuelle de la forme d'onde moyennée.

De ce fait, l'utilisation d'un ajustement plus fin par l'entremise d'un sous-programme de corrélation, l'option CORRELATE, s'avère nécessaire. On a donc développé un algorithme qui mesure le degré de dépendance de 2 signaux, basé sur un critère de similitude optimale. Il consiste à minimiser l'écart-type entre les divers signaux de la liste et un signal de référence préalablement choisi par l'usager. Il est important de pouvoir choisir l'objet de point de départ pour éviter de procéder à la correspondance avec un signal particulièrement bruité ou déformé. On considère dès lors, une fenêtre de 500 points, soit 100ms (L.Jordaens et al., 1988), centrée autour du QRS du signal à corréler que l'on déplace de part et d'autre de l'élément de référence. A chaque intervalle de déplacement on calcule la somme des carrés des différences. Pour gagner du temps de calcul, on procède par bonds "élastiques", c'est-à-dire où les intervalles de déplacement sont de grandeur variable, jusqu'à cerner une décroissance de la valeur RMS, ce qui nous indique la proximité d'un coefficient de corrélation maximal. Après un affinage de la procédure, l'article corrigé est moyenné avec la référence initiale, et cette moyenne réactualisée constitue la nouvelle référence pour les autres signaux de la liste. La moyenne successive, calculée après chaque rectification se justifie par l'élimination ou la minimisation du risque potentiel qu'un signal comporte des irrégularités qui perturberaient

l'efficacité du processus. On a aussi introduit un critère de limite au niveau des déplacements pour supprimer l'éventuel signal qui aurait une morphologie générale non conforme à la norme. Le temps d'exécution de cette procédure, pour une dizaine de signaux, varie entre 15 et 30 secondes, dépendamment de l'importance des déplacements. Cet algorithme de corrélation permet donc de pallier aux incertitudes temporelles du repère de synchronisation engendrées par la présence d'un complexe QRS à l'allure détériorée et d'évaluer l'efficacité de l'algorithme de détection du QRS. L'étude d'estimation des performances de ce dernier, quoique préliminaire et non représentative de toutes les morphologies d'ECG existantes, est traitée dans le travail de fin d'études de Nathalie Massé (1989).

Le graphique de la figure 3.25 montre le résultat d'un centrage grossier lors de la détection du QRS par l'UCT: le manque de cohérence temporelle de 2 signaux enregistrés successivement qui est dû à une déformation au niveau du sommet du QRS. La sous-routine permet donc de pallier à cet inconvénient.

A ce stade-ci, on peut envisager le moyennage des signaux figurant dans la liste chaînée, l'option correspondante est AVERAGE. Cette technique est établie sur l'amélioration du rapport signal-bruit d'événements déclenchables ou périodiques. Le moyennage du signal accroît le S/B d'événements répétitifs par la racine carrée du nombre de cycles moyennés. Pour que cette méthode soit valable, il faut que les 2

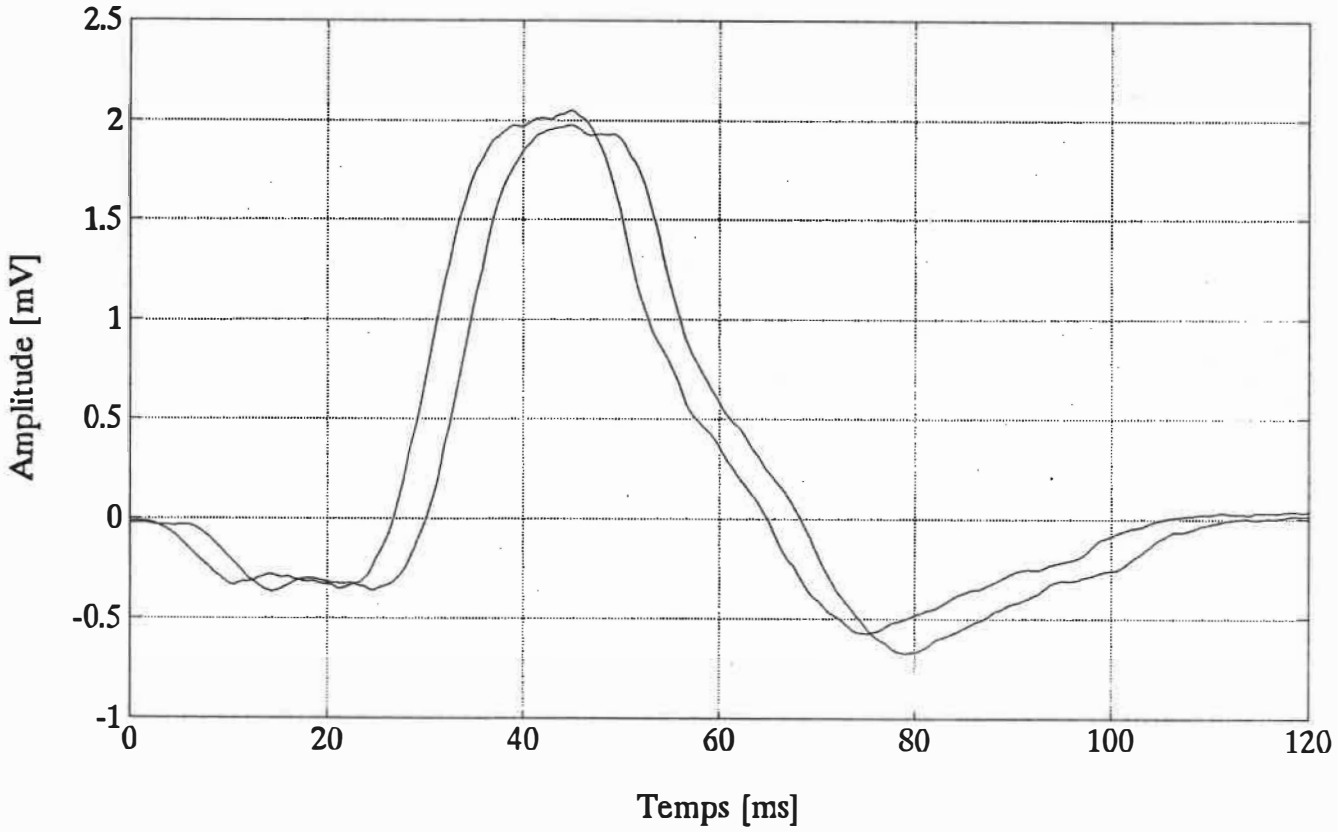


Figure 3.25: Superposition de 2 ECGs pour montrer le résultat d'un centrage grossier lors de la détection du QRS par l'UCT.

hypothèses suivantes soient vérifiées:

1. le bruit interférant est additif et son amplitude est aléatoire
2. le signal d'intérêt est reproductible et déterministe en fonction du point de référence (R.T.Divers, 1983)

On considère que la première hypothèse est généralement vérifiée pour l'ECG et le type d'instrumentation utilisée pour l'enregistrer. Les techniques de seuillage et de synchronisation décrites dans les sections précédentes permettent de rencontrer dans une large mesure la seconde hypothèse.

Dans la littérature, le nombre de cycles cardiaques moyennés varie entre 100 et 300 (et parfois 1000), dépendant de la qualité du signal d'origine (Fontaine et al., 1978). Nous avons, grâce à la nouvelle approche basée sur l'acquisition à taux d'échantillonnage élevé sur une grande plage dynamique et sur le traitement entièrement numérisé des données, réduit approximativement cette quantité d'un facteur 10. On obtient des résultats d'un point de vue qualitatif de bon calibre comparativement à ceux des auteurs pré-cités.

L'option de déplacement des curseurs graphiques, SET MARKER, permet de mieux encadrer une région à traiter. On peut ainsi effectuer un agrandissement de la zone d'expertise, ZOOM, ou examiner son contenu spectral, SPECTRUM. La multiplication préalable par une fenêtre de

Blackman de 16 points élimine les artefacts de bordure du signal qui engendreraient dans le domaine spectral des composantes fréquentielles indésirables. L'option SPECTRUM offre 2 représentations possibles, linéaire ou logarithmique.

Le déroulement des opérations concernant une expérience d'acquisition et de traitement s'achève par la reproduction du résultat sur papier d'imprimante. La procédure d'impression n'étant pas implantée, il faut avoir précédemment chargé le programme Grafplus de DOS et, dans l'environnement du programme d'interaction, presser les touches du clavier Shift et Print Screen pour imprimer. Il reste aussi à développer un algorithme de caractérisation du contenu spectral pour distinguer différents types de pathologies cardiaques. Il faudrait à cet effet réaliser une étude clinique plus complète que celle mentionnée dans le chapitre des résultats.

III.4 Post-traitement analytique des fichiers DATA

Pour vérifier l'effet de certaines procédures sur l'information numérisée issue d'un ECG thoracique, on a utilisé un outil de développement et de simulation disponible au laboratoire: le progiciel PC-MATLAB. Celui-ci, implanté sous une forme interactive, possède une batterie de fonctions mathématiques et une grande capacité graphique. Il permet de mettre au point des algorithmes de simulation et d'analyse de

signaux afin d'en vérifier l'impact sur la variable à traiter et d'en corriger les imperfections.

Pour pouvoir employer le logiciel MATLAB, il faut convertir les données à examiner en format utilisable par le programme de traitement. Ce dernier a servi dans 3 cas:

a). l'étude de bruit du système

b). l'élaboration de l'algorithme de détection de QRS

c). le développement de certaines sous-routines d'analyse des signaux ECG.

Ces divers stades ont donné lieu à 2 programmes de conversion (EXP2MAT et DAT2MAT), dépendamment de l'origine des signaux à traiter. Les éléments numérisés ont été puisés, soit directement dans la mémoire RAM, ou proviennent d'un fichier de sauvegarde d'une liste chaînée d'articles issus du logiciel d'interaction avec l'usager. Dans les circonstances citées, les programmes de traduction sont simples et très semblables.

Dès lors, ils feront l'objet d'une seule description sommaire, dont les différents étapes sont résumées dans le pseudo-code qui suit (figure 3.26).

Partie Déclaration

- constantes
- type d'entête du fichier d'origine
- type d'entête du fichier traitable par MATLAB
- variables

Partie Instructions

- message à l'utilisateur concernant les noms des fichiers d'entrée et de sortie
- ouverture du fichier à convertir
- lecture de chaque secteur de données
- conversion en éléments manipulables par MATLAB
- écriture dans fichier de sortie
- fermeture des fichiers source et destination

Figure 3.26: Organigramme général de la conversion des données.

Il faut cependant savoir que MATLAB requiert un en-tête (header) particulier. Il est constitué d'une grandeur fixe de 20 octets qui contient l'information décrivant certains attributs de la variable:

- le type des éléments
- le nombre de lignes
- le nombre de colonnes
- la mention d'une éventuelle partie imaginaire
- la longueur du nom de la variable

En conclusion, on peut souligner que le système informatique est une constituante importante dans un dispositif d'ECG à haute résolution. On lui attribue plusieurs rôles tels:

- le contrôle de l'acquisition des signaux
- la détection d'un repère de synchronisation
- la visualisation
- la manipulation du signal (=traitement)
- l'archivage des signaux sur disquettes

On dispose à cet effet, d'un système de prétraitement au niveau du microprocesseur et d'une station de contrôle et de traitement du signal au niveau de l'ordinateur IBM-PC.

CHAPITRE IV

RESULTATS EXPERIMENTAUX

Ce chapitre décrit les expériences réalisées dans le but d'évaluer le fonctionnement du système d'enregistrement de micro-potentiels cardiaques et présente les résultats obtenus. Une première série d'essais portait sur la caractérisation de l'instrumentation, soit la résolution, l'immunité au bruit du processus d'extraction, la fiabilité opérationnelle, etc. Dans un second temps, on traitera de résultats obtenus suite à des enregistrements chez des sujets normaux et des patients.

IV.1 Caractérisation du pré-amplificateur

IV.1.1 Généralités.

Dans la phase préliminaire, on s'est attaché à évaluer avec précision la conception du préamplificateur (PA) pour en déduire le niveau de bruit intrinsèque et le taux de rejet du mode commun. Des expériences antérieures ont montré la difficulté de réaliser un préamplificateur d'ECG utilisant des composantes discrètes et ayant de bonnes caractéristiques de bruit (P-M. Gélinas,1989). Les résultats préalablement obtenus (figure 4.1) étant plutôt médiocres, on a préféré se concentrer sur une configuration employant des amplificateurs d'instrumentation monolithiques.

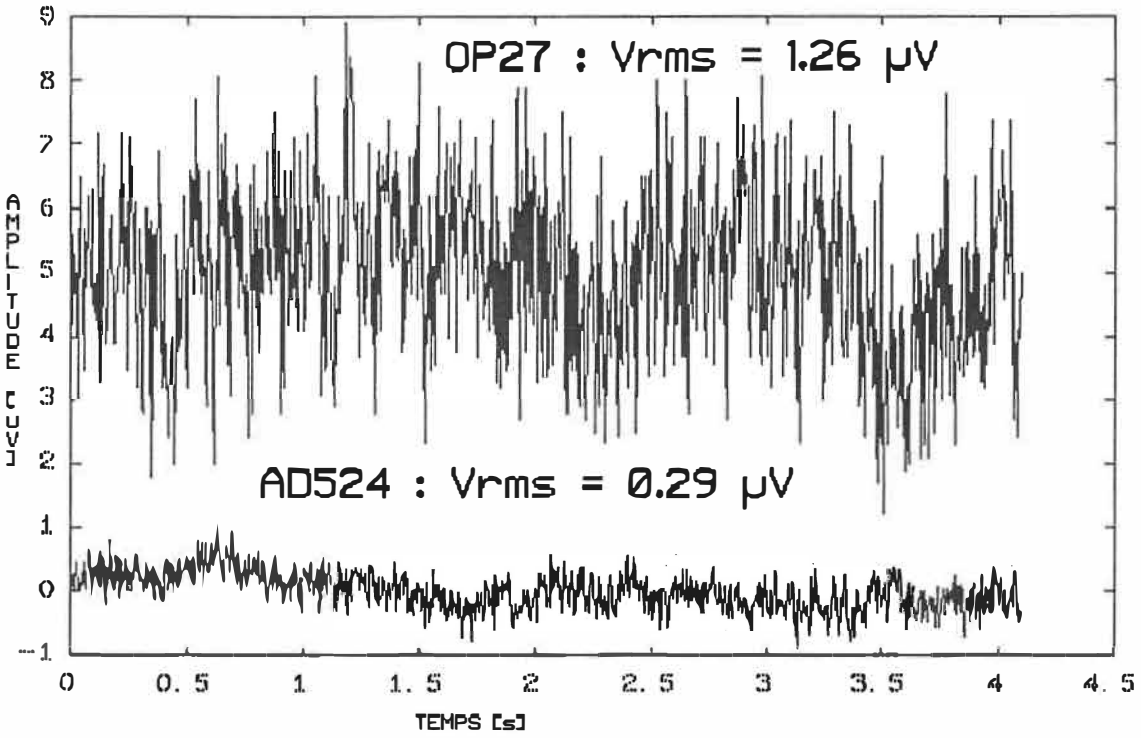


Figure 4.1: Graphique de courbes comparatives illustrant les performances de bruit de 2 configurations de préamplificateurs. Le tracé du haut montre le résultat d'une configuration utilisant des composantes discrètes; celui du bas provient d'une configuration utilisant un amplificateur d'instrumentation monolithique.

Dans cette perspective, on a comparé plusieurs modèles d'amplificateurs d'instrumentation. Le circuit imprimé sur lequel est monté le préamplificateur prototype comporte 2 socles dont les broches sont conformes à des standards assez répandus et permettant, dès lors, l'évaluation de divers types d'amplificateurs tels le AMP01 (PMI-AMP01 Data Book, 1984), le AD524 (Analog Devices Data Book, 1985) ou le INA110KP (Burr Brown Data Book, 1986).

Idéalement, le rôle du PA est d'augmenter l'amplitude du signal sans y introduire de bruit. Evidemment, aucun circuit physique ne peut réaliser ceci mais on peut rechercher les conditions qui conduisent à un rapport signal sur bruit optimal.

Il existe de multiples sources de bruit qui peuvent affecter les mesures des bio-potentiels. Parmi ces sources, on distingue:

a). le bruit de nature physiologique, tremblements musculaires du corps et mouvements de la respiration. Il s'agit de bruits qualifiés de myoélectriques. Il est possible de réduire ces bruits en plaçant le sujet dans un environnement calme, en position allongée et immobile.

b). le phénomène de triboélectricité, produisant une variation de potentiel dans les conducteurs d'un câble coaxial due à une modification des capacités parasites. Il est possible de minimiser ce bruit en immobilisant les câbles d'électrodes

pendant l'enregistrement, en choisissant certains types de câbles et par l'utilisation d'électrodes actives, technique palliative existant dans certains systèmes de cartographie cardiaque. (De Geest et al., 1986)

c). le bruit thermique provenant de l'équipement électronique d'enregistrement (H.W.Ott, 1976; Van Der Ziel, 1956).

d). la manifestation d'induction magnétique où une différence de potentiel dans la boucle comprenant les fils des électrodes et le sujet est induite par la variation du flux d'un champ magnétique alternatif (60 Hz ou équipement de diathermie) à travers la surface délimitée par ceux-ci. On minimise ce phénomène en torsadant les fils d'électrodes et en diminuant la distance séparant le sujet du préamplificateur.

e). les interférences provenant d'un couplage capacitif parasite à l'alimentation du secteur. Pour exclure ces interférences il faudrait que le système d'enregistrement soit entièrement alimenté par batteries et qu'il soit placé loin de tout équipement relié au secteur.

IV.1.2 Conditions expérimentales et méthodes de mesures.

Les mesures de bruit des préamplificateurs ont été réalisées à l'aide du montage expérimental illustré à la figure 4.2. Elles ont été effectuées successivement en court-circuitant l'entrée du

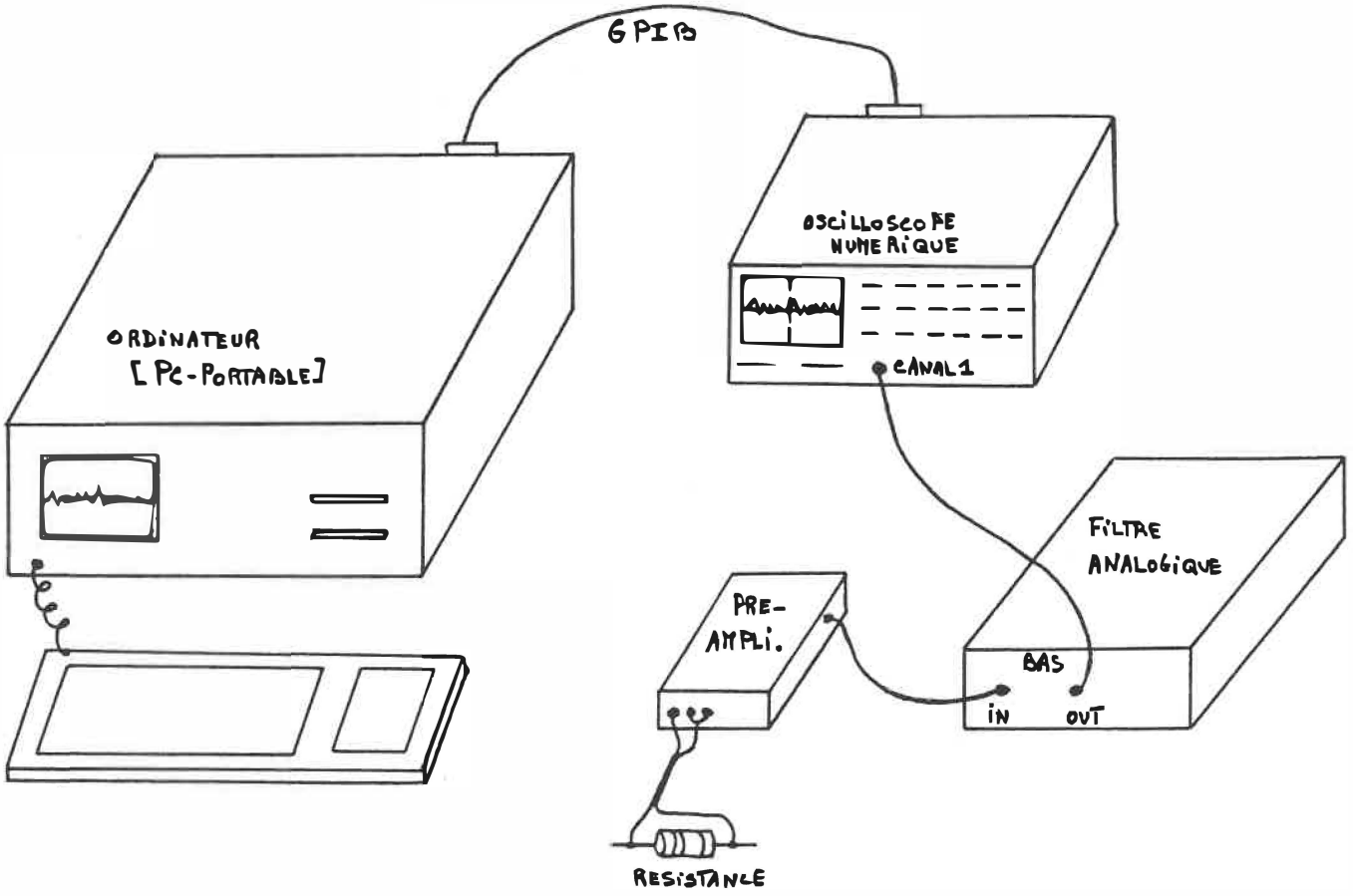


Figure 4.2: Schéma du montage expérimental pour les mesures de bruit du préamplificateur.

préamplificateur et en plaçant des résistances de 1, 10 et 100KOhms.

Les entrées du préamplificateur comportaient des réseaux de protection constitués d'une résistance de 22MOhms et d'un condensateur de 220pFarads, placés en parallèle et reliés à la masse. Pour les mesures, le préamplificateur était alimenté par des piles de 9V et le gain global était de 10240.

On a utilisé des filtres analogiques ajustables (ROCKLAND MODEL 852) pour limiter la bande passante. Un oscilloscope numérique (Tektronix 2430A) fut employé pour visualiser et numériser le signal de sortie filtré du préamplificateur. Celui-ci fut capté sur une période de 4 secondes, avec une fréquence d'échantillonnage de 250Hz et sur une bande de fréquences comprise entre 0.05 et 100Hz.

Les données enregistrées dans la mémoire de l'oscilloscope numérique furent transmises à un ordinateur IBM-PC muni d'une carte de communications GPIB (IEEE 488). Un programme de conversion W2M (Wave to Matlab) permet de traduire les données sous un format compatible au logiciel de traitement MATLAB.

La création de quelques fonctions MATLAB (Echelle, Bruirms, Popcorn, Apod, Spectr, ...) et l'utilisation de celles déjà existantes ont permis d'analyser et de tracer le graphique des signaux dans le domaine temporel et leur représentation dans le domaine spectral. Les paramètres examinés

sont: la valeur RMS, la valeur crête à crête et le spectre du bruit ainsi que le rejet du signal en mode commun (CMRR) du préamplificateur.

IV.1.3 Graphiques et tableaux de mesures.

Les tableaux 4.1 et 4.2 permettent de comparer les 3 modèles d'ampli. d'instrumentation : AMP01, AD524 et INA110KP pour des résistances d'entrée de 0,1,10 et 100KOhms. La figure 4.3 identifie le bruit RMS des 3 types d'amplificateurs pour une résistance d'entrée de 1KOhm.

Le tableau 4.1 résume les résultats de l'étude de bruit. Le bruit RMS est exprimé en micro-volts et les chiffres constituent une moyenne sur 3 séries de mesures. Les valeurs entre parenthèses sont une estimation du niveau de bruit crête-à-crête.

Le rejet mode commun fut examiné en branchant ensemble les 2 entrées du préamplificateur et en reliant ce noeud à une source de tension sinusoïdale de 1 volt crête-à-crête à une fréquence de 60 Hz. Le gain du préamplicateur était fixé à 80. Les mesures furent effectuées au moyen de l'oscilloscope numérique, en moyennant le signal 256 fois pour réduire le bruit de fond (tableau 4.2).

Etat des entrées du préampli.	Type d'amplificateur					
	INA110KP		AD524		AMP01	
	Bruit RMS (C-à-C) [μV]		Bruit RMS (C-à-C) [μV]		Bruit RMS (C-à-C) [μV]	
COURT-CIRCUIT	0.95	(5)	0.15	(0.7)	0.37	(1.9)
Re = 1KΩ	0.89	(5.3)	0.17	(0.9)	0.33	(2.1)
Re = 10KΩ	0.85	(4.7)	0.33	(1.3)	0.37	(2.6)
Re = 100KΩ	0.92	(3.7)	1.20	(3.3)	0.56	(1.9)

Tableau 4.1: Résultats d'une étude de bruit pour 3 modèles d'amplificateurs d'instrumentation en considérant plusieurs valeurs de résistances d'entrée et un gain de 10240 (mesures de bruit RMS ramené à l'entrée du préamplificateur et approximations de valeurs crête-à-crête).

Amplificateur	CMRR en dB
INA110KP	112
AD524	110
AMP01	118

Tableau 4.2: Valeurs de rejet mode commun pour les 3 classes d'amplificateurs d'instrumentation.

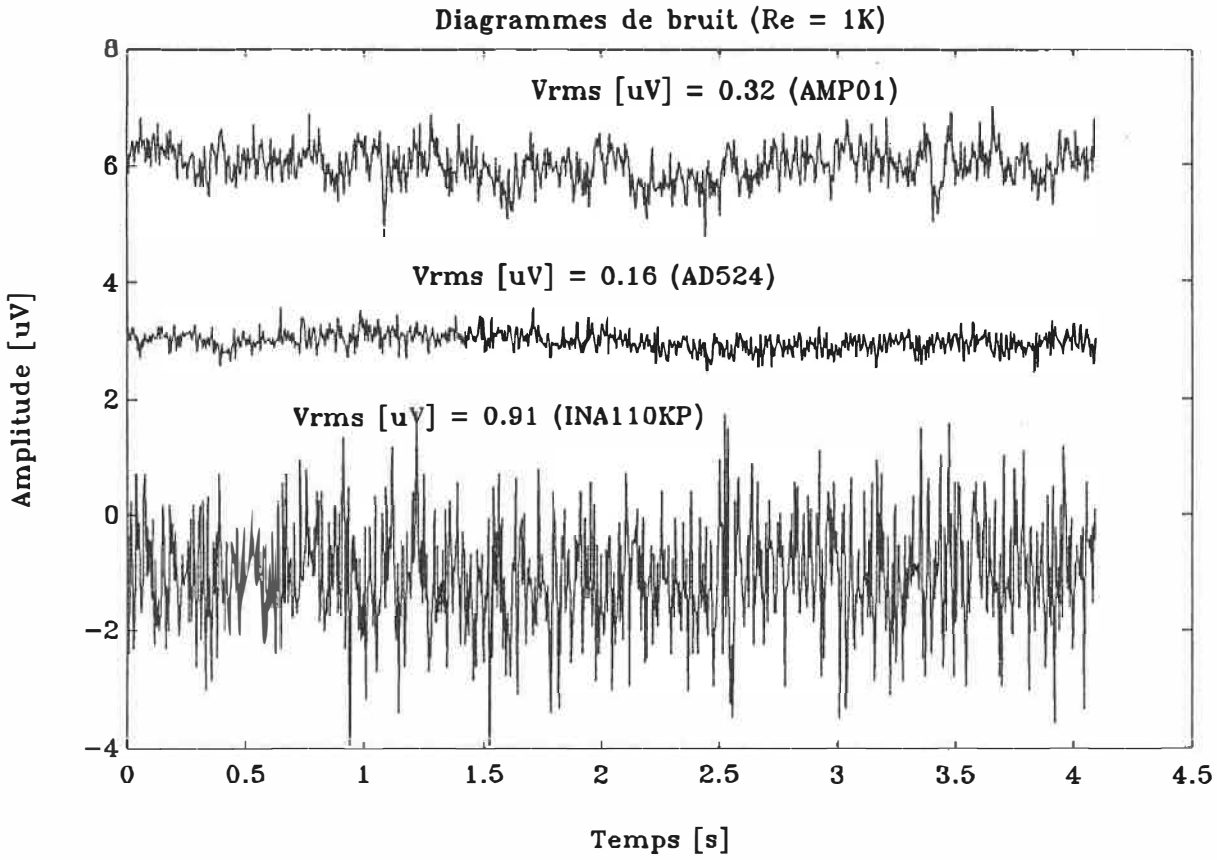


Figure 4.3: Illustration du bruit RMS [μV] de 3 types d'amplificateurs d'instrumentation monolithiques avec une résistance d'entrée de 1KΩ.

IV.1.4 Conclusion.

Les résultats présentés à la section précédente nous ont permis d'orienter le choix du type d'amplificateur d'instrumentation à utiliser dans le système. L'amplificateur de type INA110KP étant éliminé en raison d'un bruit rms beaucoup plus élevé, on constate que le AD524 possède de meilleures caractéristiques de bruit que le AMP01 pour des résistances de source inférieures à 10KOhms. Pour une résistance de source de 100KOhms, le AMP01 l'emporte, dû à un bruit de courant plus faible (PMI-AMP01 Data Book, 1984). Toutefois, la résistance de source dans des applications cliniques, soit l'impédance d'interface peau-électrode, peut être réduite à quelques KOhms par une technique adéquate de pose des électrodes. De plus, le AD524 possède des diodes internes protégeant les entrées d'une surcharge de tension, défense qui fait défaut chez le AMP01. Les mesures de CMRR montrent une légère prééminence du AMP01 mais qui n'est pas significative. En regard à l'immunité aux interférences EM, la conception du circuit semble rencontrer les objectifs désirés. On note l'absence de phénomènes extérieurs de type 60Hz et autres (figure 4.4). Le spectre démontre qu'il s'agit de bruit blanc avec une légère coloration due au filtre de 100Hz. Finalement, notre choix s'est porté définitivement sur le AD524 qui semble offrir le meilleur compromis pour notre application.

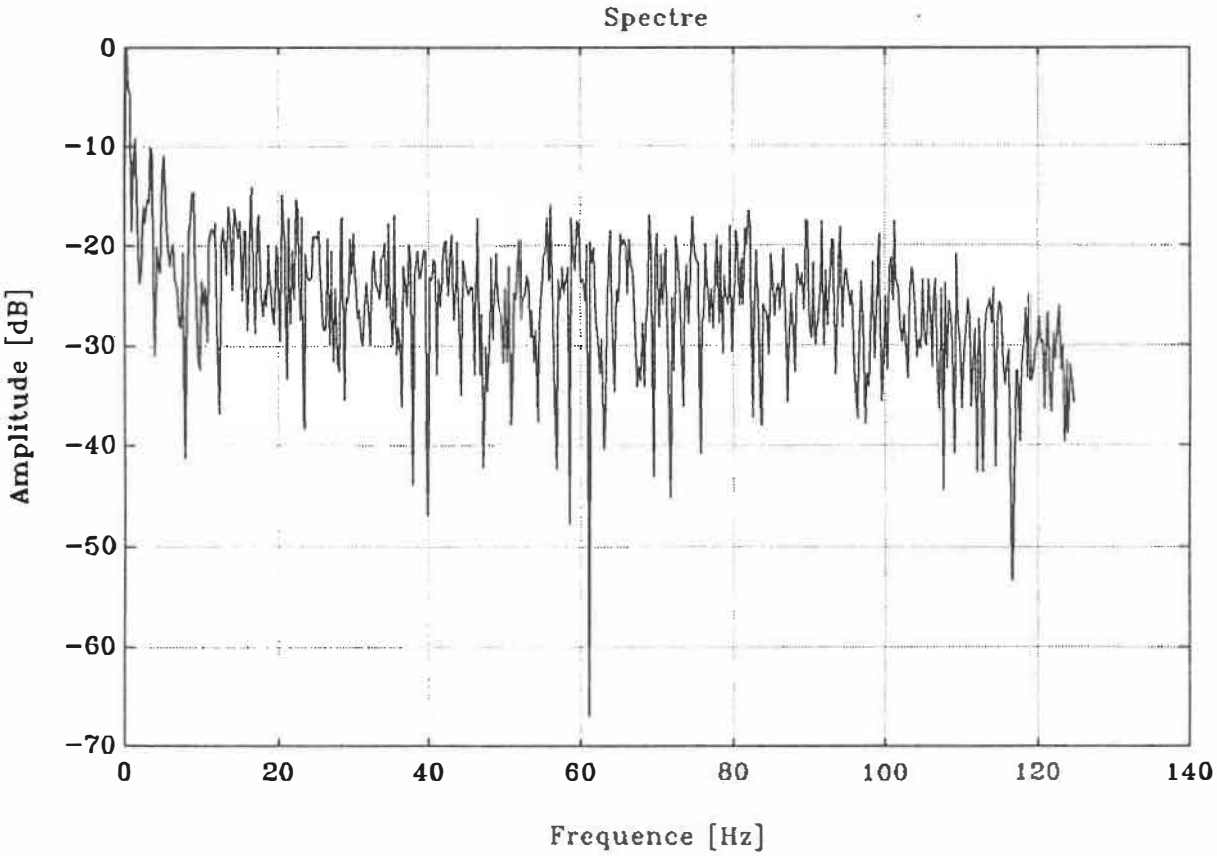


Figure 4.4: Spectre de bruit pour le AD524 (Re=10KΩ).

IV.2 Système d'acquisition

Dans une seconde phase, le système d'acquisition de données a fait l'objet de tests visant à confirmer la cohérence des interconnexions entre les modules du système. Plus particulièrement, nous avons cherché à quantifier l'effet de certaines causes d'erreurs reliées à l'organisation physique du système:

- une disposition impropre des éléments de circuit
- une mise à la terre déficiente
- un mauvais découplage de l'alimentation

Ces imperfections peuvent donner naissance à des artefacts synchrones aux événements cardiaques et qui seront dès lors aussi rehaussées par le procédé de moyennage.

Nous avons examiné, au niveau de la carte d'acquisition, le bruit RMS, le nombre de bits perdus pour quantifier la résolution et, les intervalles de fréquence d'énergie maximale.

Un échantillonnage correct implique 2 choses:

- le taux d'échantillonnage
- la résolution

De très hautes fréquences d'échantillonnage sont souhaitables pour

reproduire convenablement le détail du signal, mais génèrent des quantités importantes de données. L'espace mémoire disponible sur l'UCT du système d'acquisition est 2048 mots, nous avons choisi une fréquence d'échantillonnage de 5KHz afin de couvrir les portions du cycle cardiaque relatives aux segments PQ et ST.

Le convertisseur A/N de 16 bits peut représenter 2^n niveaux d'amplitudes. La relation entre la résolution en bit et les différents types de bruits interférants s'exprime par la formule: (The ARRL, 1986).

$$S/N = -20 \log_{10} (1/2^n)$$

où - n = la résolution du convertisseur A/N en bits

- S/N le rapport signal sur bruit en dB

Le cas idéalisé, ne considérant que le bruit de quantification, est chiffré pour divers cas de convertisseurs dans la table 4.3. Nous avons examiné la dégradation de celui-ci en présence de la carte d'acquisition, sans et avec le préamplificateur branché.

Le tableau 4.4 montre, pour différentes fréquences de coupure, les valeurs RMS moyennes calculées sur 10 mesures . On remarque que la majeure partie du bruit se situe dans une plage de fréquence de 0.05Hz à 125 Hz.

Pour le tableau 4.5, on a pris le même genre d'éléments d'entrée

nombre de bits	niveaux d'amplitude	rapport S/N [dB]
3	8	18
4	16	24
5	32	30
6	64	36
7	128	42
8	256	48
9	512	54
10	1024	60
11	2048	66
12	4096	72
13	8192	78
14	16384	84
15	32768	90
--> 16	65536	96

Tableau 4.3: Evaluation du rapport S/B [dB] en considérant une dégradation dûe au bruit de quantification pour des convertisseurs de x bits.

Fréquence de coupure [Hz]	Valeur RMS [μV]
125	388.4
250	438.6
375	444.4
500	369.5
625	396.2
750	381.5
875	394.2
1000	386.0

Tableau 4.4: Valeurs de bruit RMS en fonction de la fréquence de coupure.
Re = C-C
Gain de la carte d'acquisition = 1
Absence du préamplificateur

Court-Circuit	Re = 1KOhms	Re = 10KOhms	Re = 100KOhms
391.8	381.3	391.4	390.1

Tableau 4.5: Valeurs de bruit RMS [μV] en fonction de résistances d'entrée.
(la fréquence de coupure du filtre anti-recouvrement = 1KHz)

que dans l'étude de bruit du PA, à savoir, un court-circuit, des résistances de 1K, 10K et 100KOhms. La carte d'acquisition a un gain unitaire, une fréquence de coupure de 1KHz et les valeurs des mesures sont exprimées en μV.

La figure 4.5 montre l'allure d'un tel enregistrement pour des fréquences de coupure de 500, 750 et 1000Hz avec un court-circuit à l'entrée.

Sachant que le bit le moins significatif correspond à 134.43 μvolts (la plage dynamique d'entrée s'étend sur 8.75 volts), on peut quantifier le nombre de bits perdus. Le tableau 4.6 précise la correspondance entre les valeurs de tensions analogiques et les bits de numérisation perdus. On s'aperçoit que, dans le pire des cas, la perte ne dépasse pas 3 bits, ce qui équivaut à un rapport signal sur bruit de 78dB. Au départ, on dispose donc de 13 bits de linéarité, on peut dès lors en récupérer un ou 2 en effectuant du moyennage synchrone.

Le spectre de fréquence montre qu'il n'y a pas d'intervalle d'énergie maximale particulier, ce qui appuye l'hypothèse de bruit blanc. (figure 4.6)

Dans un second temps, nous nous sommes concentrés sur le bruit global du système, incluant le préamplificateur et en ramenant le bruit global à l'entrée de ce dernier. Les résultats n'indiquent pas de

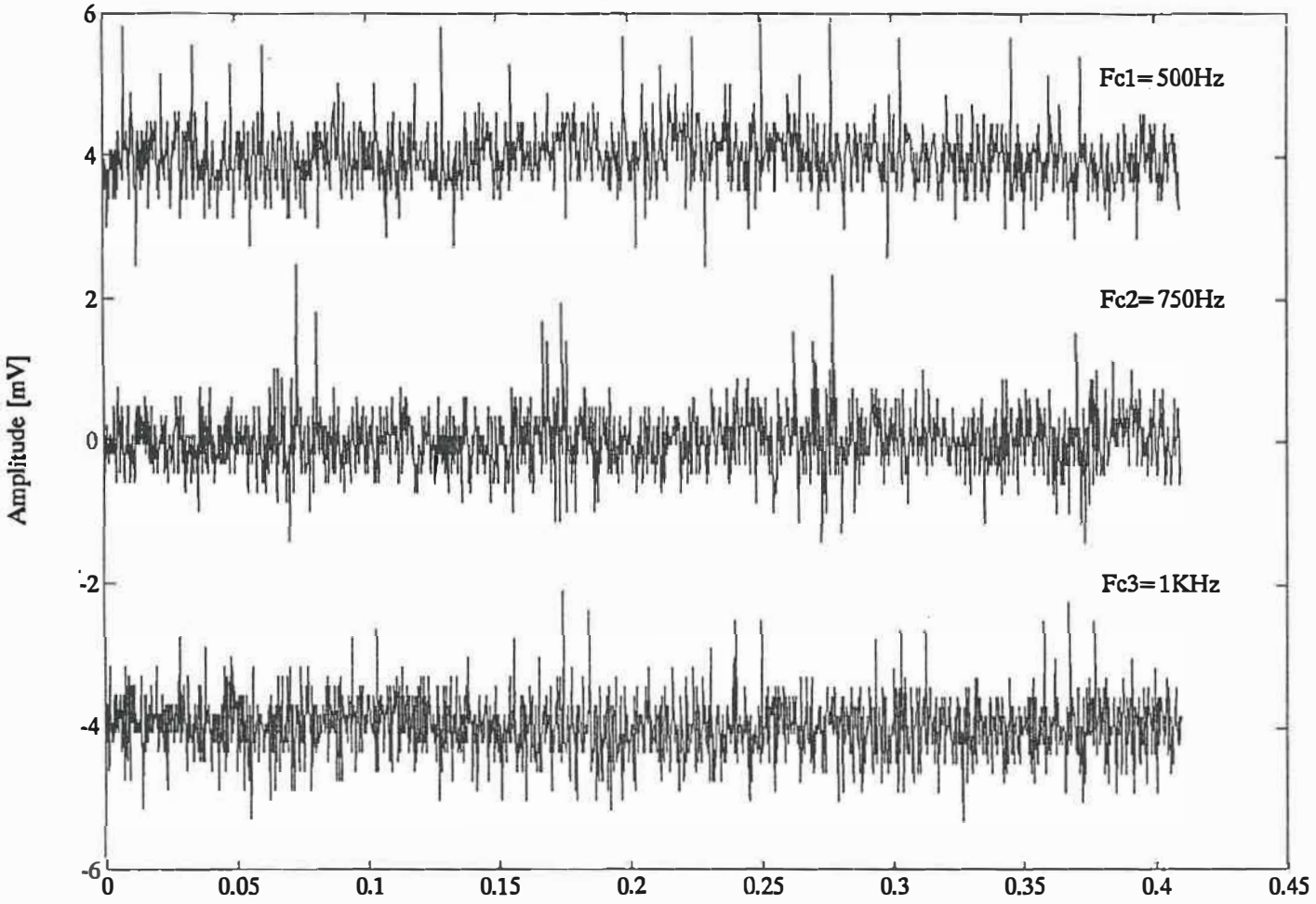


Figure 4.5: Allure du bruit pour 3 fréquences de coupure (500, 750 et 1000 Hz) pour le système sans le pré-amplificateur et avec un court-circuit à l'entrée de la carte d'acquisition.

numéro du bit	valeur correspondante en μV	nombre de bits perdus
0	134.43	1
1	268.86	2
2	537.72	3
3	1075.44	4
4	2150.88	5
...		

Tableau 4.6: Correspondance entre les valeurs de tensions analogiques et les bits de numérisation perdus.

Court-Circuit	Re = 1KOhms	Re = 10KOhms	Re = 100KOhms
0.296	0.318	0.488	1.253

Tableau 4.7: Bruit RMS [μV] ramené à l'entrée pour le système global.

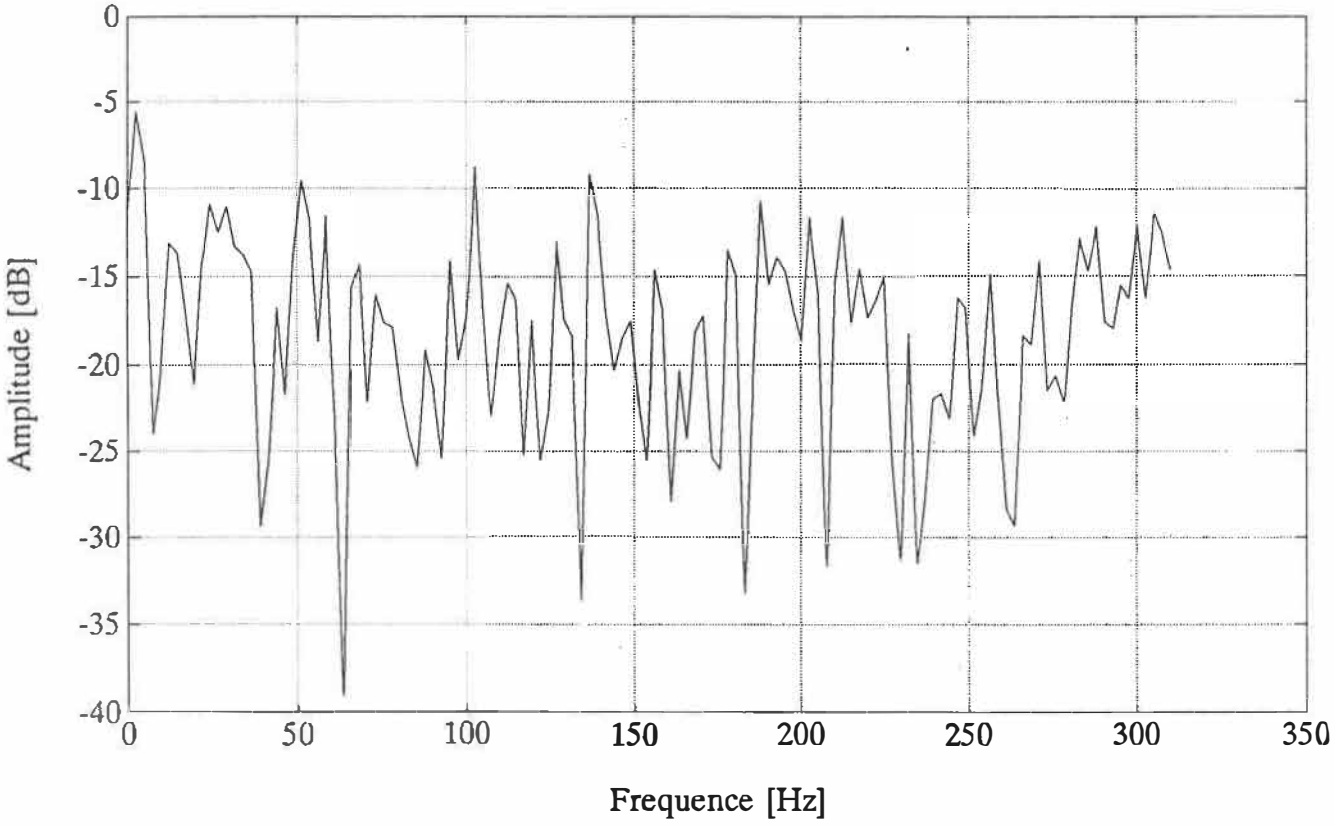


Figure 4.6: Spectre de fréquence du bruit pour le système global.

différences significatives avec ceux obtenus dans la section précédente lors de l'examen du bruit du PA seul. Les valeurs, moyennes sur 5 mesures successives, sont ramenées à l'entrée du PA (gain = 10240). L'unité considérée est le micro-volt (tableau 4.7).

IV.3 Tests de sécurité

Avant de procéder à des enregistrements sur des patients en salle d'électrophysiologie, nous avons tenu à vérifier si les caractéristiques du prototype s'inscrivaient dans les normes de sécurité (APIBQ, 1989). Ce genre d'appareil, monitoring haute résolution, fait partie de la classe de risque numéro 3; par conséquent, les courants de fuite au châssis et les courants de fuite dans les électrodes doivent être respectivement inférieurs à 100 μA et à 20 μA. Nous avons aussi testé l'efficacité de l'amplificateur d'isolation pour des pointes de tension de 110 volts. Les résultats des essais comparatifs (montage réduit et complet) sont mentionnés dans le tableau 4.8 en considérant différentes situations critiques. On se rend compte que les caractéristiques mesurées rencontrent les niveaux de sécurité requis et prescrits par le règlement (Dynatech Nevada).

{ CHÂSSIS < 100 µA
ELECTRODES < 20 µA

TABLEAU I: COURANTS DE FUITE

TABLEAU I COURANTS DE FUITE		Date: 10-3-89 ① Mise à la terre OK Pol. Nor.	Mise à la terre OK Pol. Nor. Neut. Ouv.	Mise à la terre ouverte Pol. Nor.	Mise à la terre ouverte Pol. Nor. Neut. Ouv.	Mise à la terre ouverte Pol. Inv.	Date: 10-3-89 ② Mise à la terre OK Pol. Nor.	Mise à la terre OK Pol. Nor. Neut. Ouv.	Mise à la terre ouverte Pol. Nor.	Mise à la terre ouverte Pol. Nor. Neut. Ouv.	Mise à la terre ouverte Pol. Inv.	
CHÂSSIS fig. 3-2	ON	0	0	35.6	72.9	37.5	0	0	49.8	102.1	52.8	montage réduit
	OFF	0	0	23.0	26.8	19.2	0	0	30.9	38.9	26.5	
GROUPE D'ÉLECTRODES	ON	0.2	1.3	2.0	5.1	3.1	0.2	1.3	2.1	5.4	3.2	
	OFF	0.1	0.1	2.4	3.8	2.0	0.1	0.1	2.4	4.1	2.1	
AUTRES: CHÂSSIS fig. 3-3	ON	0	0	35.4	72.1	36.9	0	0	49.7	101.9	52.7	
	OFF	0	0	22.8	26.6	19.0	0	0	30.5	38.6	26.3	
AUTRES: ELECTRODES	ON	0.1	0.1	2.5	5.5	3.9						assemblé
	OFF	0	0	2.7	4.3	2.2						
ISOLATION (TEST V)		1.2 µA ant. ISO ; 8 µA bdt. ISO										

SANS OSCILLO! AVEC OSCILLO.

rem. 2e montage réduit: 1.1 µA ant. ISO ; 7.1 µA bdt. ISO

TABLEAU II: FORME D'ONDE

Tableau 4.8: Résultats des courants de fuite au châssis et dans les électrodes pour un montage réduit (carte d'acquisition avec amplificateur d'isolation) et le système complet (avec et sans oscilloscope).

IV.4 Enregistrements.

Dans cette section, on présente quelques résultats d'enregistrements effectués sur des sujets normaux au laboratoire et sur des patients en milieu clinique pour démontrer l'aptitude de l'appareil à détecter des micro-potentiels cardiaques à la surface du torse et ainsi apprécier la valeur de notre méthodologie. Le signal biologique choisi pour ces essais est celui issu du HPS car c'est une activité cardiaque normale, présente chez tout sujet en bonne santé.

4.1. Enregistrements sur des sujets normaux

Il y a plusieurs précautions à prendre:

a). soigner la pose des électrodes: (Al-Nashash et al., 1988)

b). déterminer la position optimale des électrodes pour mettre l'emphase sur les structures spécifiques du HPS. Dans la littérature, une contreverse subsiste quant à la meilleure configuration à adopter (Berbari et al., 1976; Fontaine et al., 1978; Al-Nashash et al., 1988)). Pour notre part, nous avons principalement essayé 3 types de dérivations:

- la dérivation "bi-claviculaire"
- la dérivation "diagonale" qui s'identifie à la direction du dipôle cardiaque au niveau ventriculaire.
- la dérivation horizontale avec 2 électrodes placées de part et d'autre du torse, dans les aisselles, à la hauteur des mamelons, au niveau de l'intercostale numéro 6, V6L+ et V6R-

(Berbari et al., 1983 et Al-Nashash et al., 1988)).

c). veiller à ce que la personne soit calme, au repos, immobile et étendue dans un environnement peu bruyant.

L'acquisition des données était réalisée à une fréquence d'échantillonnage de 5KHz et le filtre anti-recouvrement était programmé pour une fréquence de coupure de 1KHz. Après détection du QRS et calibrage de la portion de cycle cardiaque à analyser, les 2048 éléments d'information sont stockés sur le disque dur du PC. On a choisi de grouper 10 battements successifs par fichier pour faciliter le dépouillement et la sélection des données dans la phase de post-traitement. Du côté du PC, on effectue une corrélation de ces 10 articles de manière à éliminer le "jitter" résiduel. Ensuite, on procède à la délimitation du segment P-Q de façon visuelle et approximative; il n'existe pas de consensus à ce sujet (Flowers et al., 1989).

On a examiné qualitativement l'information sous-jacente à ces enregistrements dans le domaine du temps, en utilisant la technique de moyennage de battements successifs (Simson, 1987) et, après apodisation, dans le domaine des fréquences, en employant la transformée de Fourier.

La figure 4.7 représente 3 courbes de moyennes successives de 10, 20 et 30 battements. Les enregistrements proviennent d'un sujet sain, âgé de 27 ans. On peut regarder l'évolution de la morphologie générale du signal des différentes courbes en fonction du nombre de cycles

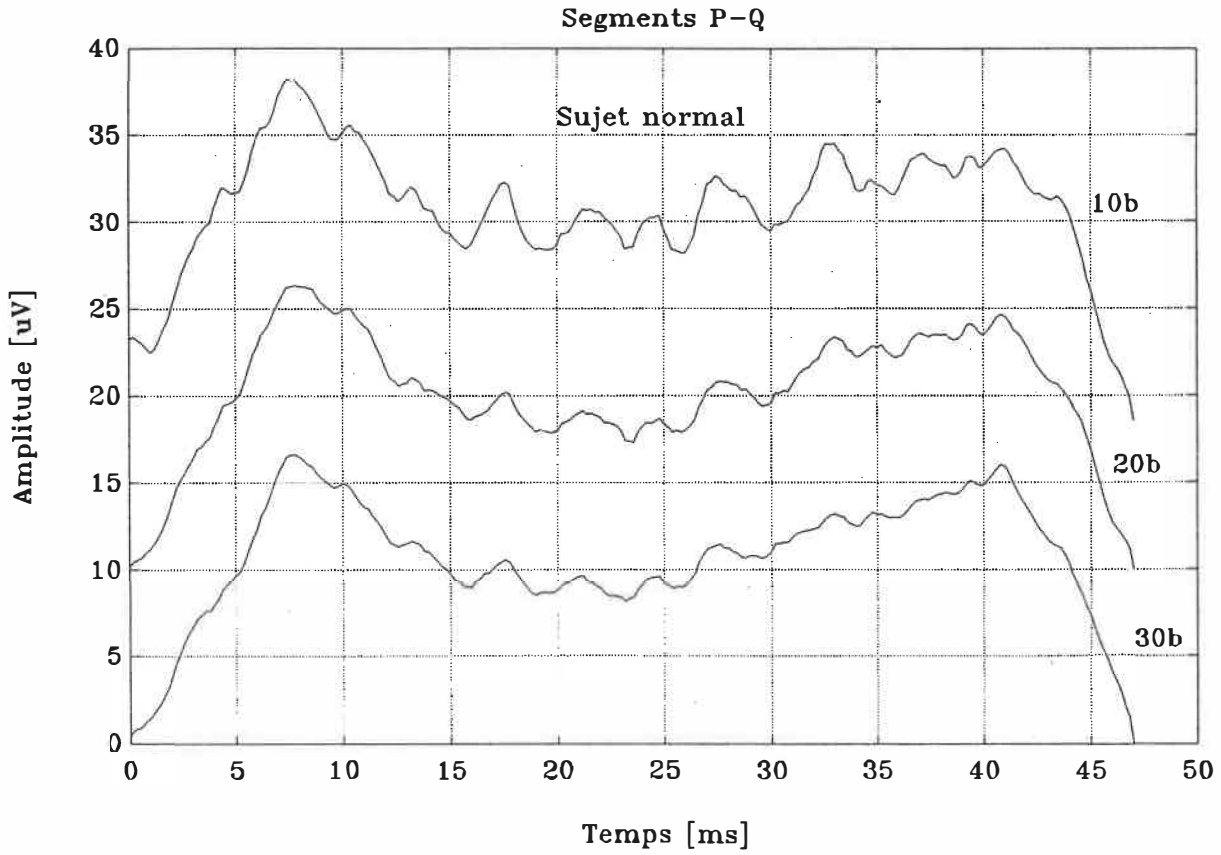


Figure 4.7: 3 courbes de moyennes successives de 10, 20 et 30 battements.
- sujet normal de 27 ans
- gain du préamplificateur = 1024
- position des électrodes = diagonale
- segment P-Q court = 45ms.

cardiaques moyennés. On retrouve un certain degré de reproductibilité, les échancrures s'adoucissent légèrement si on augmente le nombre de battements au delà de 30. Les potentiels de His-Purkinje se traduiraient après sommation par des oscillations superposées à une rampe positive ou négative et caractériseraient la propagation de l'activité électrique à travers le réseau de fibres spécialisées.

Il est cependant difficile de caractériser avec précision ces tracés car le segment P-Q est trop court, à peine de l'ordre de 45ms. En effet, les potentiels hissiens ne peuvent pas toujours être captés à la surface du torse à cause du chevauchement de l'activité auriculaire. Pour distinguer ceux-ci de manière plus sûre, il faut que le segment P-Q excède 55 à 65ms. Dans ce cas, les activités auriculaire et hissienne sont disjointes. (Berbari et al., 1976 et 1983)

La figure 4.8 montre un enregistrement provenant d'un sujet normal de 35 ans avec une autre disposition d'électrodes, soit V6L-V6R. Un changement dans la position des électrodes sur le thorax peut modifier profondément la morphologie des micro-potentiels associés à l'activité du HPS. Les résultats montrent qu'il y a une caractéristique de rampe contenant des échancrures haute fréquence entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS. Des phénomènes semblables de rampe ont été remarqués par d'autres (Berbari et al. 1979, Peper et al. 1984). Il est généralement reconnu qu'ils représentent l'activité électrique globale provenant du système de His-Purkinje.

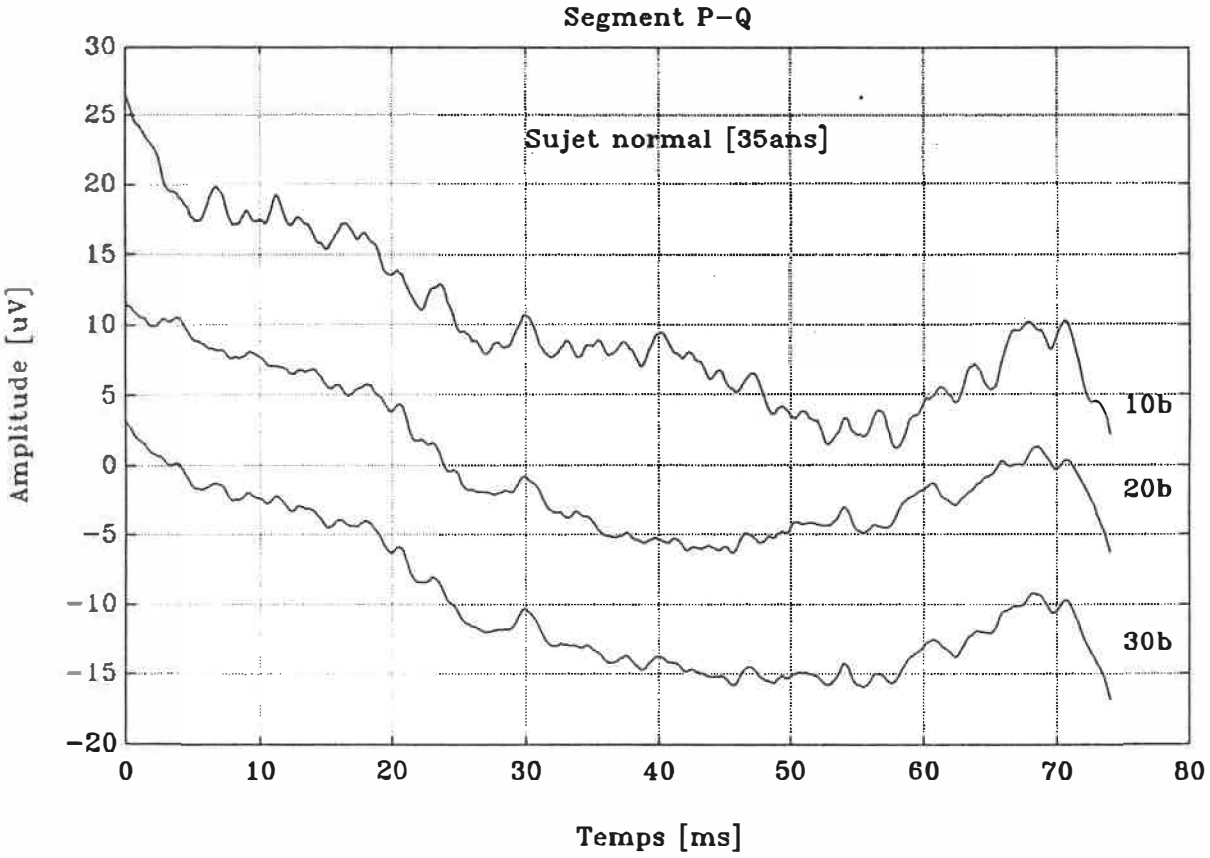


Figure 4.8: 3 courbes de moyennes successives de 10, 20 et 30 battements.
- sujet normal de 35 ans
- gain du préamplificateur = 1707
- position des électrodes = V6L-V6R
- segment P-Q long = 77ms

On peut noter une atténuation plus importante du bruit aléatoire superposé au signal d'intérêt au fur et à mesure que l'on moyenne un nombre de battements croissant. L'allure des formes d'onde conserve, toutefois, une relative similarité.

Le graphique 4.9 représente 3 moyennes de 30 battements, relevées à des moments différents pour cette même personne. On peut observer un patron constant d'une courbe à l'autre avec toujours la particularité de rampe.

En examinant de plus près ces 2 figures, on remarque aussi la présence d'une déflexion plus ou moins marquée, environ 40ms avant le début de l'activation du muscle ventriculaire. De toute évidence, il pourrait s'agir du passage du front d'activation dans la voie unidirectionnelle du faisceau de His. D'autant que le sujet possède un long segment P-Q, environ 77ms et que le paramètre relatif à la durée de l'activité du HPS, pour des cas normaux, peut varier entre 35 et 55ms. Lorsqu'on examine les figures, on peut mettre en évidence un point mentionné par Berbari et al. en 1983: une certaine constance du rythme du HPS.

On a aussi considéré l'aspect général de l'activité de His-Purkinje dans le domaine spectral. Le signal a subi une apodisation: les composantes ont été multipliées soit par une fenêtre de Hanning ou par une fenêtre de Blackman-Harris. Cette opération a pour but d'éliminer

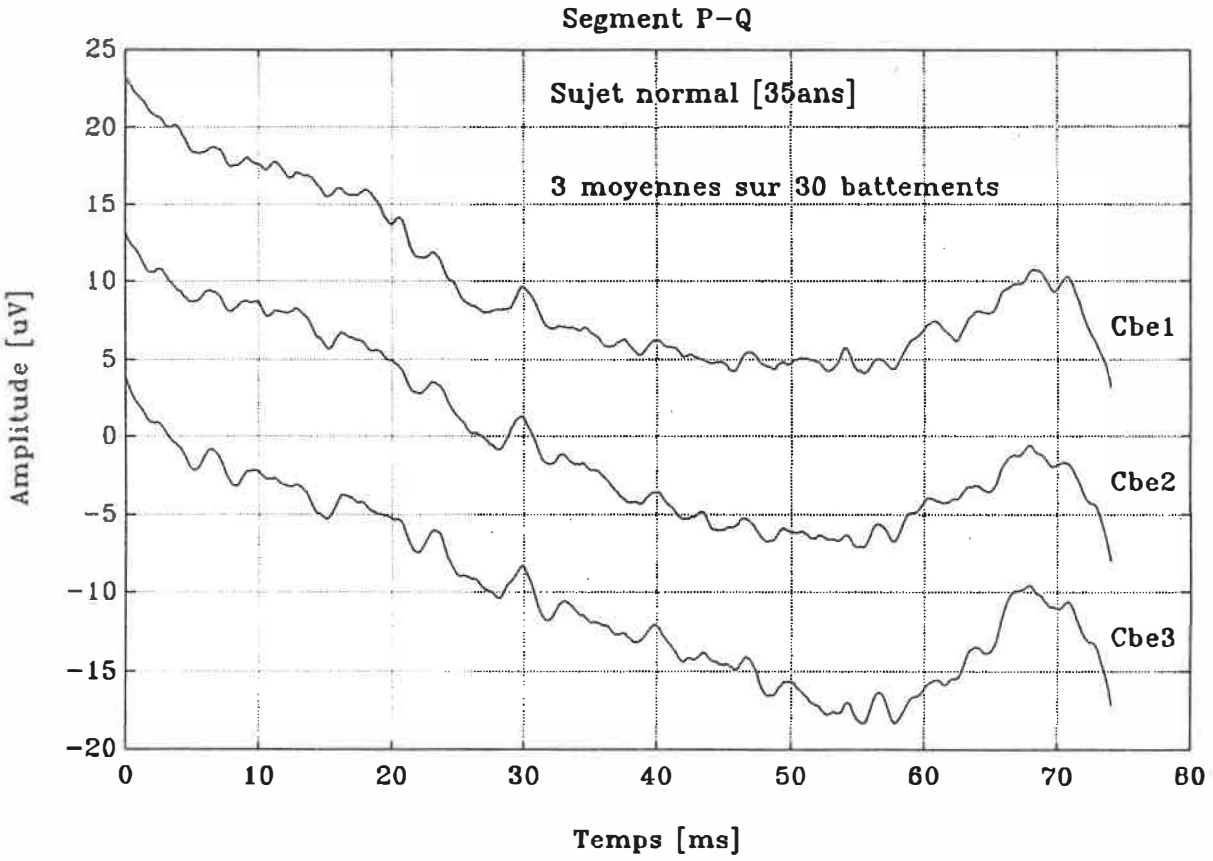


Figure 4.9: 3 moyennes de 30 battements chacune (même sujet qu'à la figure 4.8).

les discontinuités au début et à la fin de la période considérée. En réduisant l'écart d'amplitude, on évite la distorsion spectrale.

La figure 4.10 montre l'effet de la fenestration sur le segment P-Q avec un facteur de pondération de 20%. Plus la fenêtre est large, c'est-à-dire, comporte un grand nombre de points, plus les pics spectraux seront étroits mais moins bonne sera la précision car on perd plus d'information quant à la véritable amplitude des éléments. Par contre, si la fenêtre est plus petite, les pics spectraux sont plus larges mais la précision des valeurs est meilleure.

Plusieurs auteurs ont axé leurs recherches vers le filtrage numérique mais il n'existe pas de consensus quant à la fréquence de coupure et au type de filtre à utiliser. De plus, des études subséquentes ont porté sur l'effet du filtrage qui peut altérer les caractéristiques originales du signal, comme la durée et la morphologie des micro-potentiels. (Berbari et al., 1979 et 1983) De ce fait, nous nous sommes dirigés vers la transformée de Fourier discrète. Bien que la FFT ne soit pas la seule technique pour calculer l'amplitude spectrale et que dans plusieurs cas, elle soit inadéquate (signaux non-périodiques, variance des intervalles d'échantillonnage, etc...), elle pourrait devenir un des outils de prédilection pour l'analyse spectrale des signaux que nous voulons observer. L'élaboration de critères dans le domaine des fréquences pourrait permettre une classification de patients pour différentes catégories de pathologies.

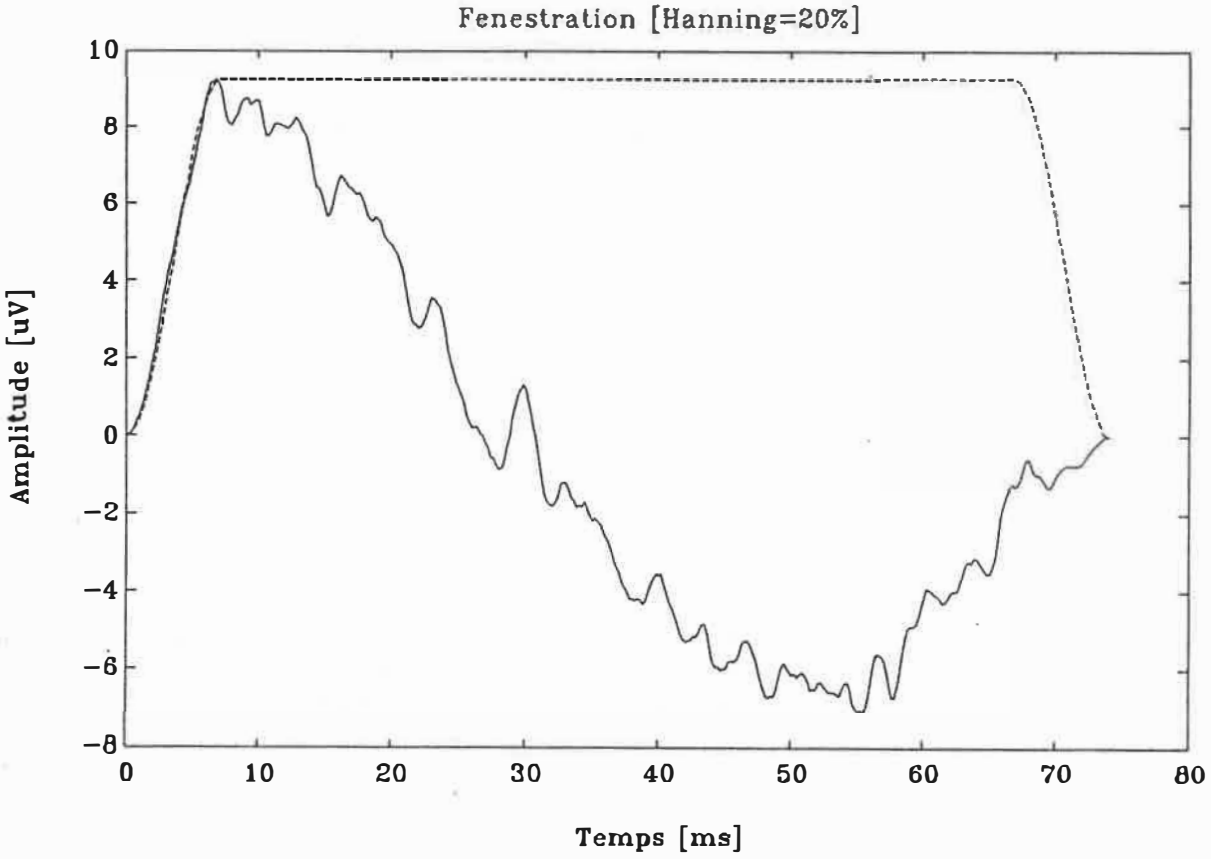


Figure 4.10: Fenestration de la courbe 2 (Cbe2) de la figure 4.9.

Pour illustrer ce concept, considérons la figure 4.11 présentant le spectre d'un signal du HPS. On note que la majeure partie de l'énergie spectrale se situe en-deçà de 100Hz. Woollons et al. (1982) avait rapporté que la plus grande partie de l'énergie fréquentielle se trouve sous les 100Hz. Berbari et al. indiquait en 1979 que 78% de l'énergie totale était confinée avant 50Hz.

La méthode de moyennage peut engendrer certains inconvénients qui ont des conséquences notables pour l'étude des micro-potentiels dans les domaines temporel et spectral. A cause de l'imprécision qui réside sur la référence de synchronisation, elle introduit des erreurs sur l'amplitude, la durée et la morphologie du signal détecté et a le désavantage d'atténuer les hautes fréquences. Ce phénomène se traduit par un lissage de la courbe. (Flowers et al., 1981)

Les figures qui suivent illustrent les répercussions d'une incertitude temporelle importante, évaluée à 5.2ms, chez un sujet de 25 ans, dont l'ECG était déformé au niveau du QRS. Les diagrammes 4.12 et 4.13 permettent de comparer des tracés de moyenne 30, 60 et 90 battements sans et avec corrélation. On remarque des divergences conséquentes sur le niveau et l'emplacement des échancrures.

Le graphique 4.15, après apodisation (fig. 4.14), montre l'effet "filtre passe-bas" du moyennage lorsque l'alignement temporel est imprécis. Donc une variabilité inter-battement du positionnement de la

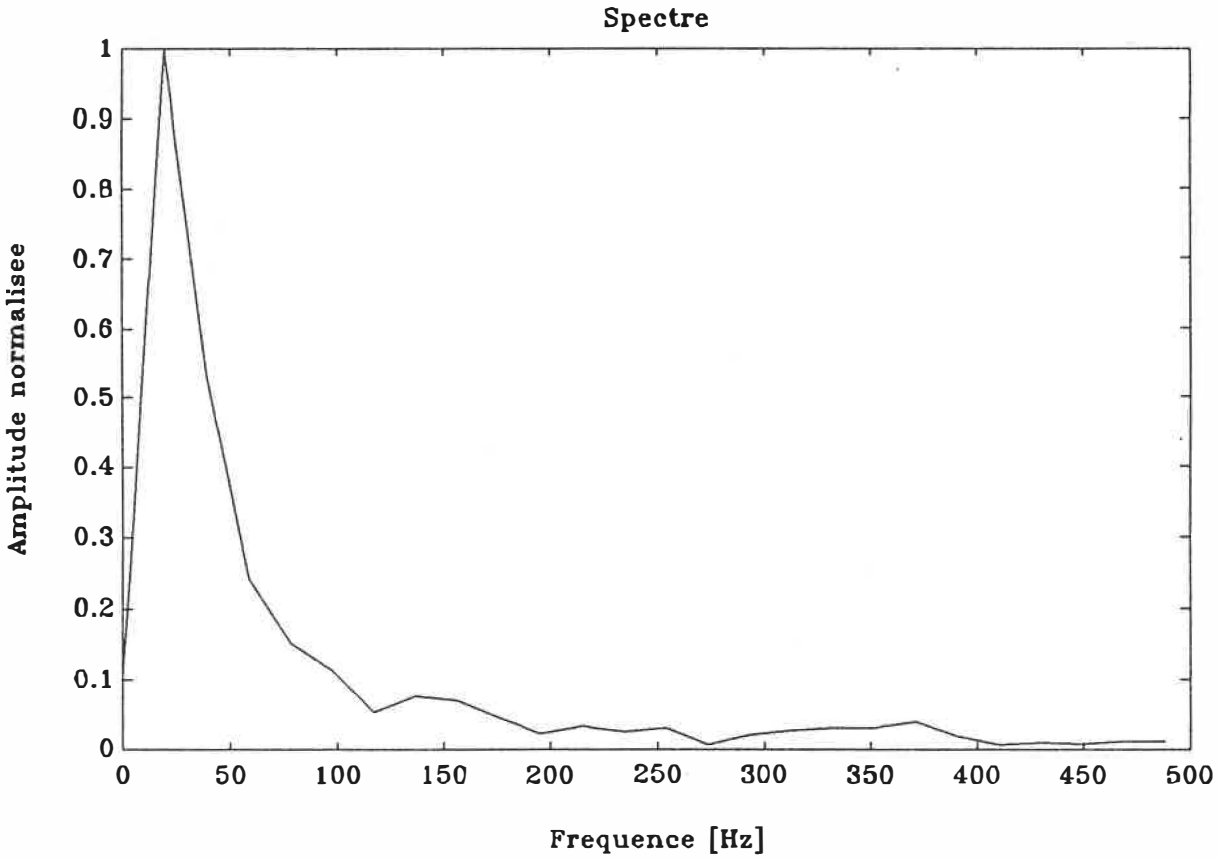


Figure 4.11: Spectre de la courbe apodisée de la figure 4.10.

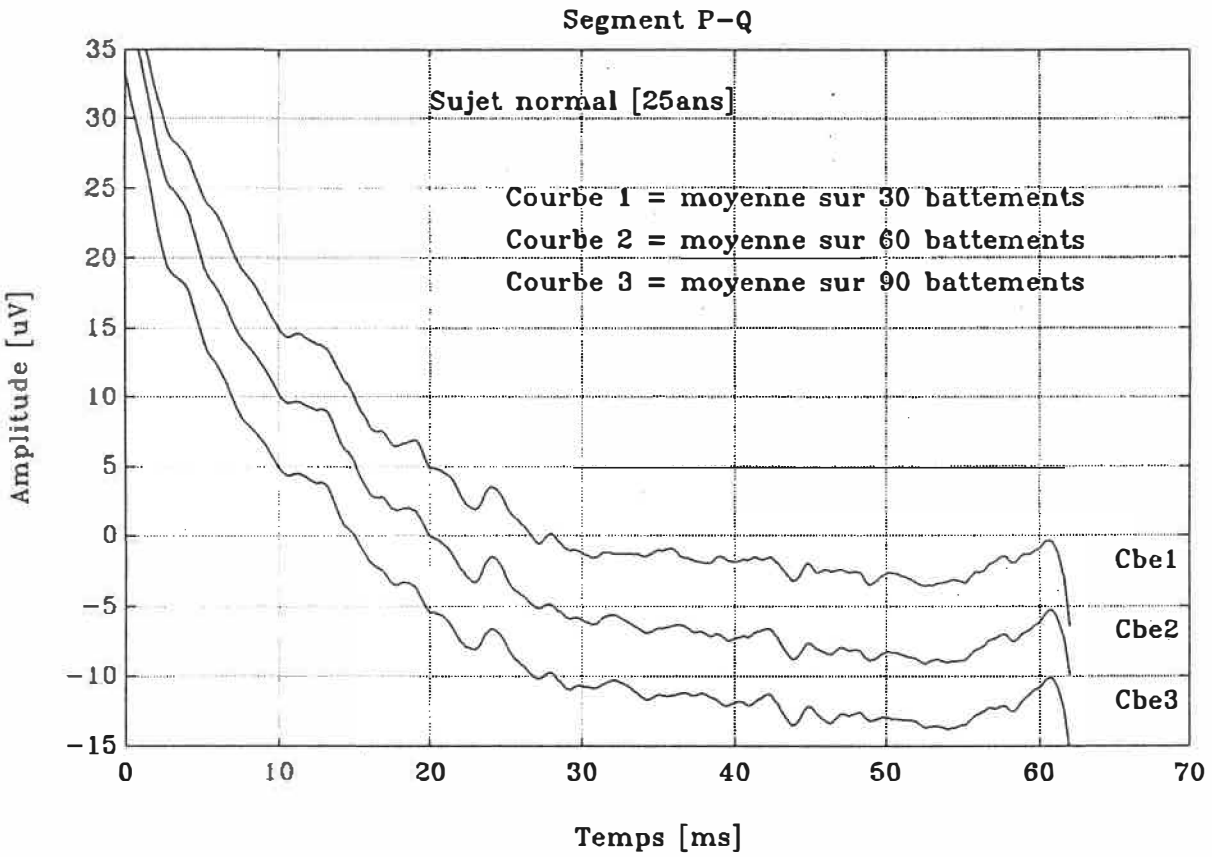


Figure 4.12: 3 courbes de 3 moyennes différentes de 30, 60 et 90 battements sans corrélation.
- sujet normal de 25 ans
- gain du préamplificateur = 1707
- position des électrodes = diagonale
- segment P-Q moyen = 50ms

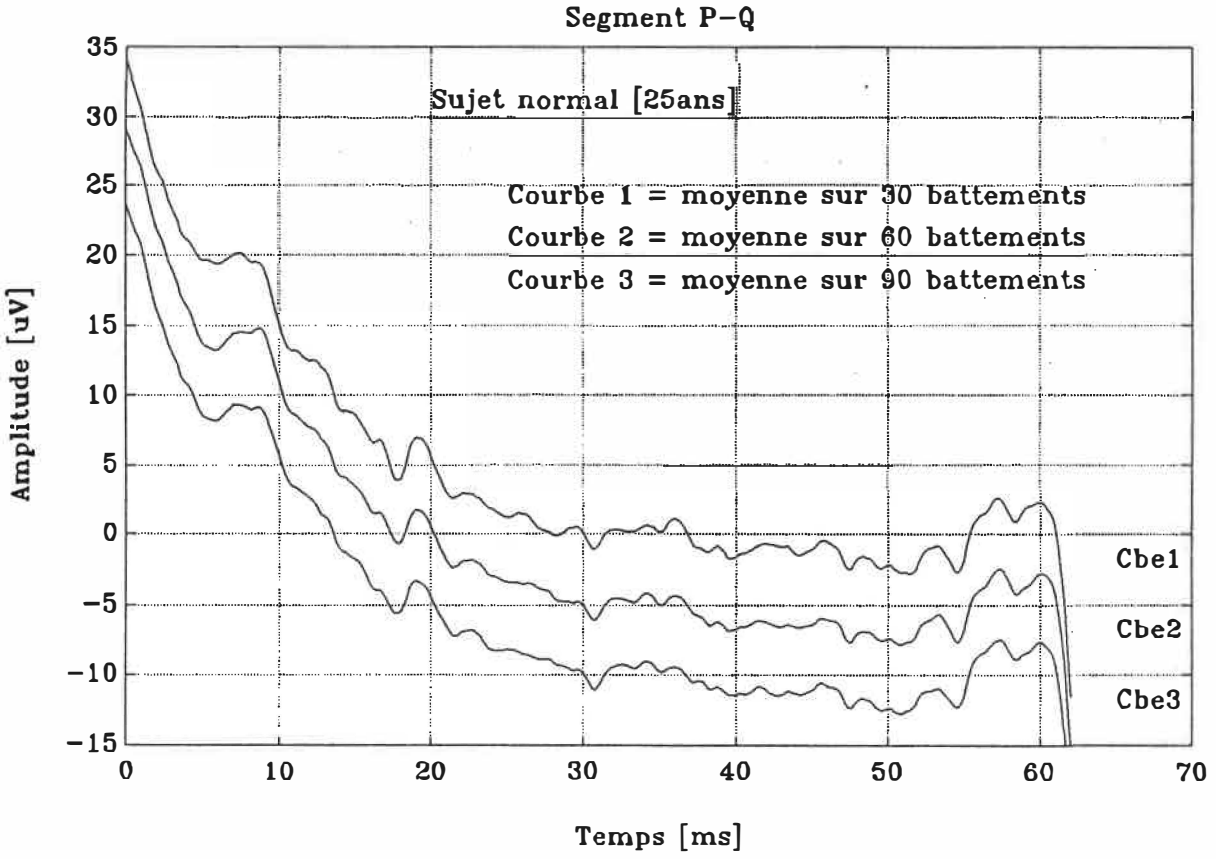


Figure 4.13: 3 courbes de 3 moyennes différentes de 30, 60 et 90 battements avec corrélation.
(même sujet que la figure 4.12)

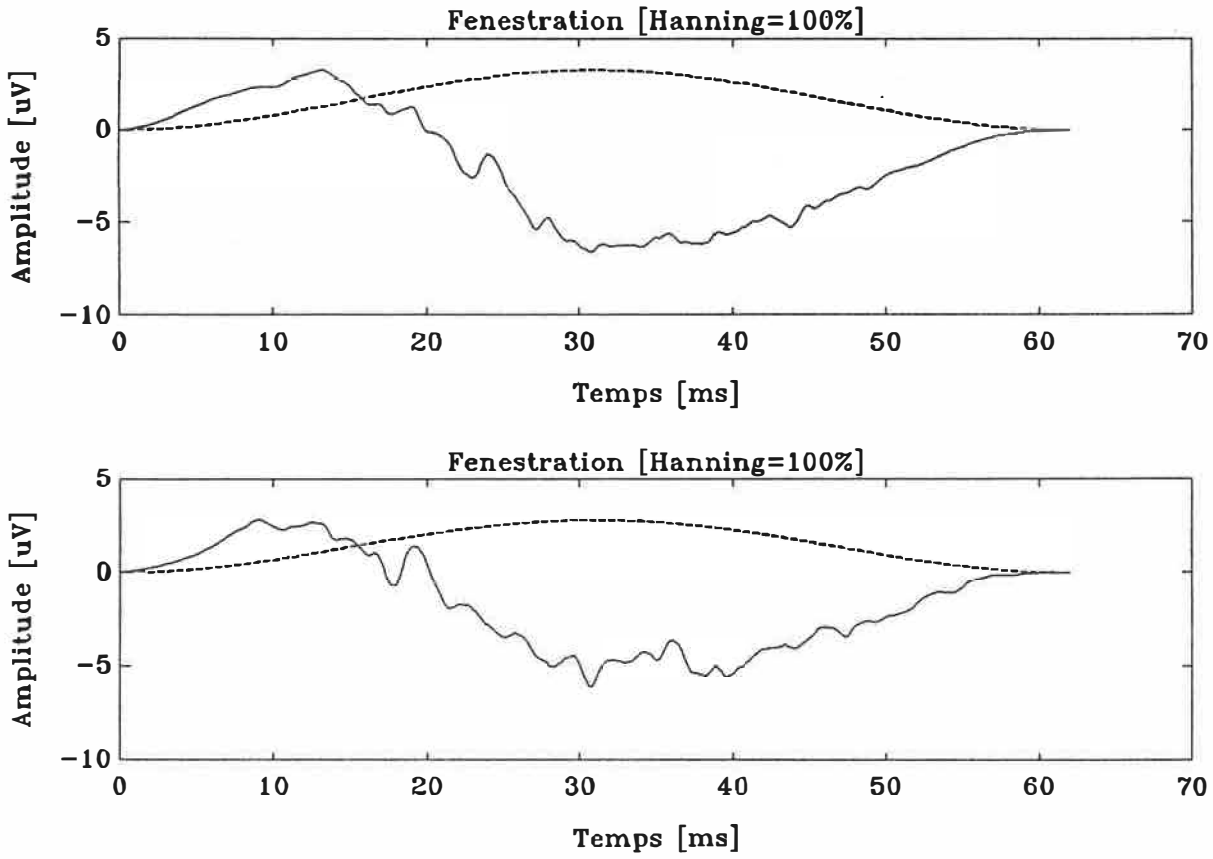


Figure 4.14: a). Fenestration de la courbe 1 (Cbe1) de la figure 4.12.
b). Fenestration de la courbe 1 (Cbe1) de la figure 4.13.

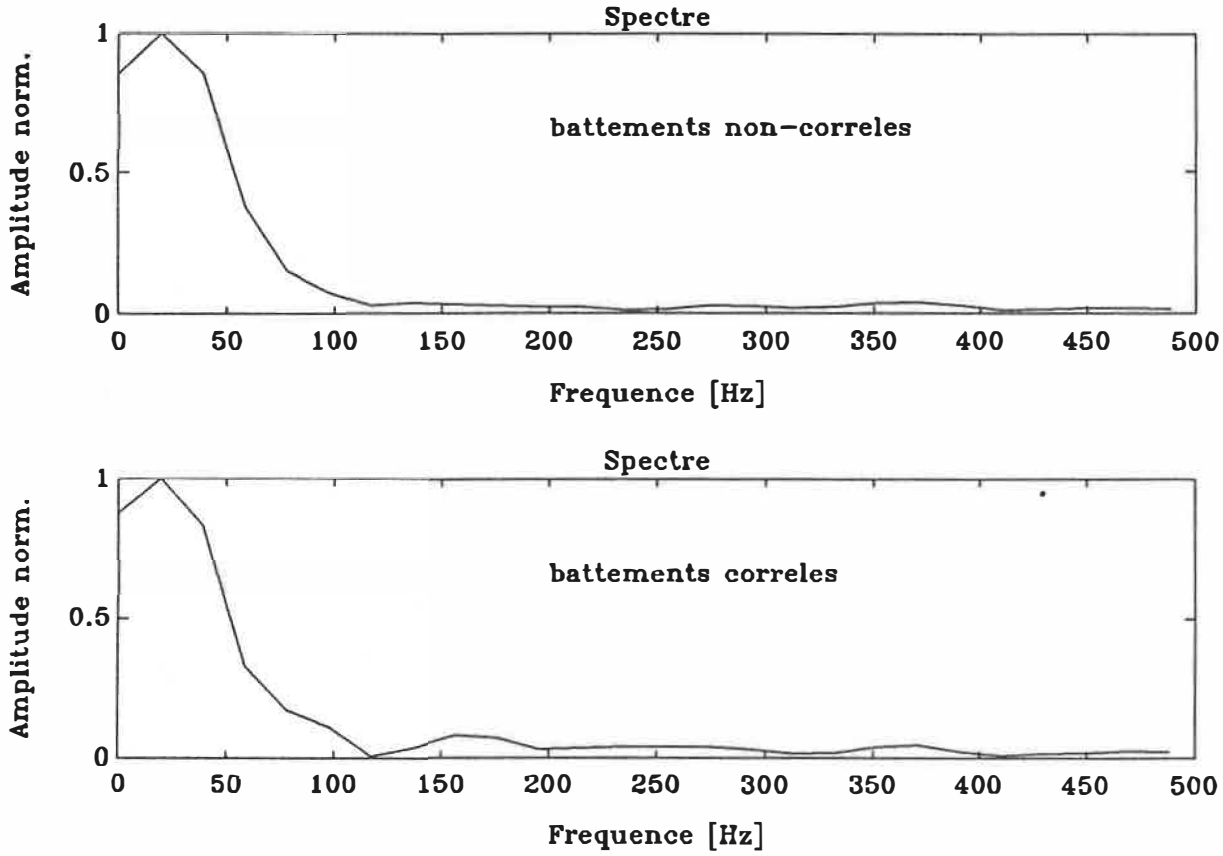


Figure 4.15: a). Spectre de la figure 4.14a) (avant corrélation)
b). Spectre de la figure 4.14b) (après corrélation)

fenêtre d'observation par rapport au maximum de l'onde R entraîne une distorsion du signal d'intérêt.

IV.4.2 Enregistrements sur des patients

Les ondes polyphasiques présentes sur les tracés semblent coïncider avec l'idée générale, quoiqu'imparfaite, mentionnée dans la littérature à propos de l'activité du système de His-Purkinje. Mais jusqu'à présent l'analyse des signaux examinés dans la section précédente repose sur des suppositions et manque de certitude. Pour s'assurer de la véracité de nos déductions, on a effectué des enregistrements à l'Hôpital Sacré-Coeur sur des patients "cathéterisés". En effet, grâce à l'information de provenance intracardiaque, on peut vérifier le synchronisme des signaux captés par une sonde endocavitaire et ceux obtenus par l'intermédiaire d'électrodes de surface.

On a sélectionné quelques patients qui n'étaient pas sujets à un syndrome de Wolff-Parkinson-White car l'onde Delta générée par la pré-excitation ventriculaire viendrait masquer la région du segment P-Q relative à l'activité recherchée. Les patients choisis souffraient soit de syncope, de pause cardiaque ou de tachycardie ventriculaire (TV) avec infarctus du myocarde, mais sans bloc de branche. Donc, les patients examinés ne présentaient pas de pathologies au niveau du système de conduction spécialisé.

Lors de ces expériences, 3 cathéters sont introduits dans le coeur, via la veine fémorale. Chaque extrémité de ceux-ci, munie d'électrode d'enregistrement ou de stimulation, se place à un endroit précis, au niveau de l'oreillette, du faisceau de His et du ventricule.

On a donc considéré la relation temporelle qui existe entre l'activité du HPS enregistré à la surface du torse et l'électrogramme du HPS obtenu de manière invasive par cathéter. Il faut savoir que, dans le jargon médical, il existe 2 terminologies qui ont une certaine correspondance et qui permettent d'identifier les subdivisions caractéristiques de l'intervalle P-R. (Flowers et al., 1989) La dénomination de celles-ci dans le cas d'un électrocardiogramme est P-H et H-Q, alors que dans le cas d'un électrogramme, on rencontre les termes de A-H et H-V, où A et V désignent respectivement "Atrium" et "Ventricle".

L'intervalle P-H représente le temps de conduction depuis le début de la dépolarisation auriculaire (onde P) jusqu'au début de la dépolarisation du faisceau de His. Il s'agit donc d'une mesure des temps de conduction intra-auriculaire et du noeud AV. Pour un sujet normal, on l'évalue entre 80 et 140ms. L'intervalle H-Q indique le temps de conduction compris entre le début de la dépolarisation du faisceau de His et le début de l'activation ventriculaire correspondant à la déflexion initiale du QRS. Il est ici question d'une mesure de la conduction dans le faisceau de His distal et des branches gauche et

droite. Pour un sujet normal, cette valeur varie entre 35 et 55ms.

On a donc ,d'une part, réalisé un enregistrement de l'électrogramme sur papier en choisissant une vitesse de défilement de 100mm/s, pour minimiser l'erreur de lecture lors de la comparaison et, d'autre part, relevé presque simultanément l'ECG à la surface du corps. On a aussi pris soin de tracer sur papier le signal provenant de la dérivation V6L-V6R pour marquer avec précision le début de l'activité ventriculaire.

Lorsqu'on observe un signal HPS issu d'un ECG de surface, il ne faut pas s'attendre à voir seulement une déflexion isolée comme dans le cas du HBE car la méthode non-invasive d'investigation à la surface du torse intègre toute l'activité du HPS qui se produit avant le QRS. Si les électrodes sont bien positionnées, on distingue une déflexion importante au moment du passage du front d'onde puis une caractéristique de rampe reflètant le cheminement de l'activité électrique à travers le tissu de fibres spécialisé. (Berbari et al., 1977 et 1979)

Les figures 4.16 et 4.17 montrent les résultats obtenus chez un patient âgé de 72 ans, souffrant de pré-syncope, dissimulant une tachycardie ventriculaire (TV). Le segment de ce dernier étant relativement long, on s'est penché, dans un premier temps, sur la moyenne d'une dizaine de battements corrélés sans provoquer de "pacing" (fig.4.17).

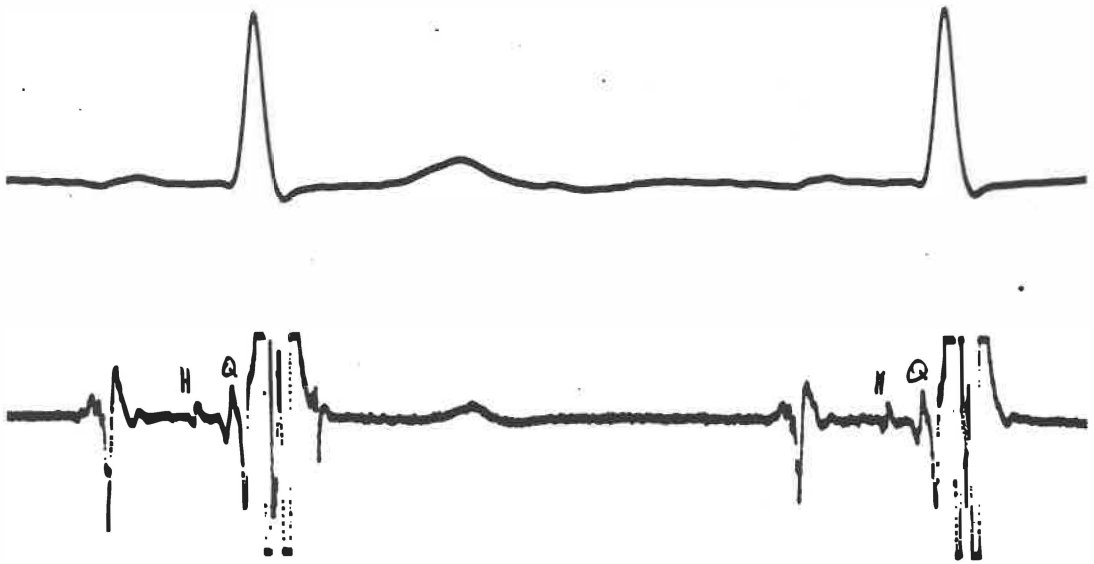


Figure 4.16: Enregistrement sur papier de l'électrogramme de His et de la dérivation V6L-V6R d'un patient de 72 ans dont le rythme cardiaque est de 60 battements par minute.

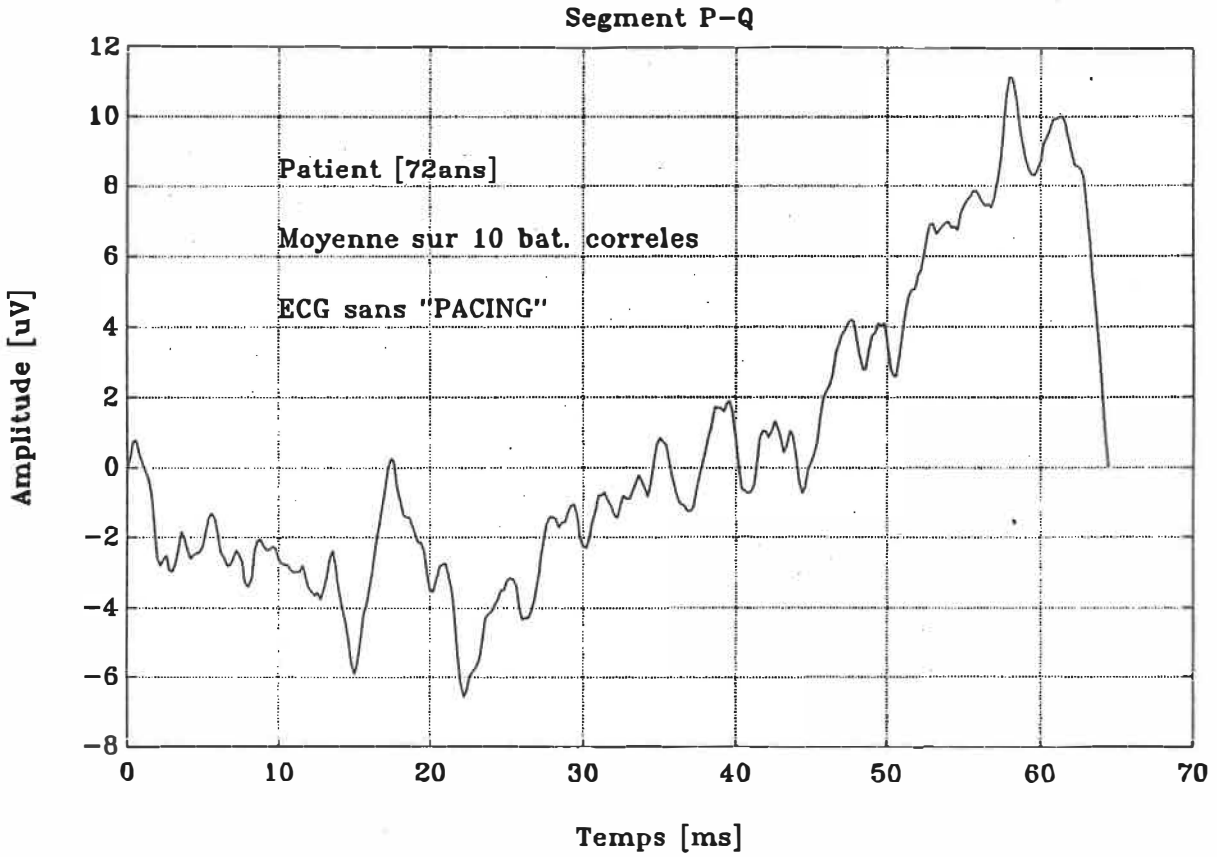


Figure 4.17: Courbe moyennée sur 10 battements corrélés sans "pacing" enregistrée à l'aide du système d'acquisition à haute résolution.
- patient de 72 ans
- gain du préamplificateur = 2560
- position des électrodes = V6L-V6R
- segment P-Q long = 60ms

On peut voir apparaître 2 petites inflexions au début et à mi-chemin de la rampe. La première inflexion s'expliquerait par la transition rapide de la vitesse de conduction à travers la voie unidirectionnelle du faisceau de His. La seconde échancrure coïnciderait avec le changement de direction de l'onde d'activation par rapport à l'axe du faisceau de His et caractériserait le passage dans la branche droite.

L'indice de temps [H-V] mesuré sur le tracé donne une valeur comprise entre 40 et 50ms. Si on se reporte sur le graphique de l'enregistrement thoracique, on note une valeur de [H-Q] égale à 45ms.

La figure 4.18 montre que l'information spectrale de ce tracé est largement concentrée sous 100Hz. L'énergie des plus hautes fréquences provient des événements transitoires rapides qui polluent le signal d'intérêt, étant donné le peu de cycles cardiaques moyennés.

En 1973, Berbari a réalisé le même genre de comparaison chez le chien pour différentes vitesses de stimulation de l'oreillette. Il a montré que la période de relative inactivité, la ligne "isoélectrique" au niveau du segment P-Q était sujette à une série d'oscillations qu'il a nommée le complexe G. (figure 4.19)

Le pacing assure la périodicité du rythme cardiaque, donne des battements quasi semblables et permet d'éviter un chevauchement temporel de la fin de l'onde P sur la portion initiale spécifique à l'activité de His. En

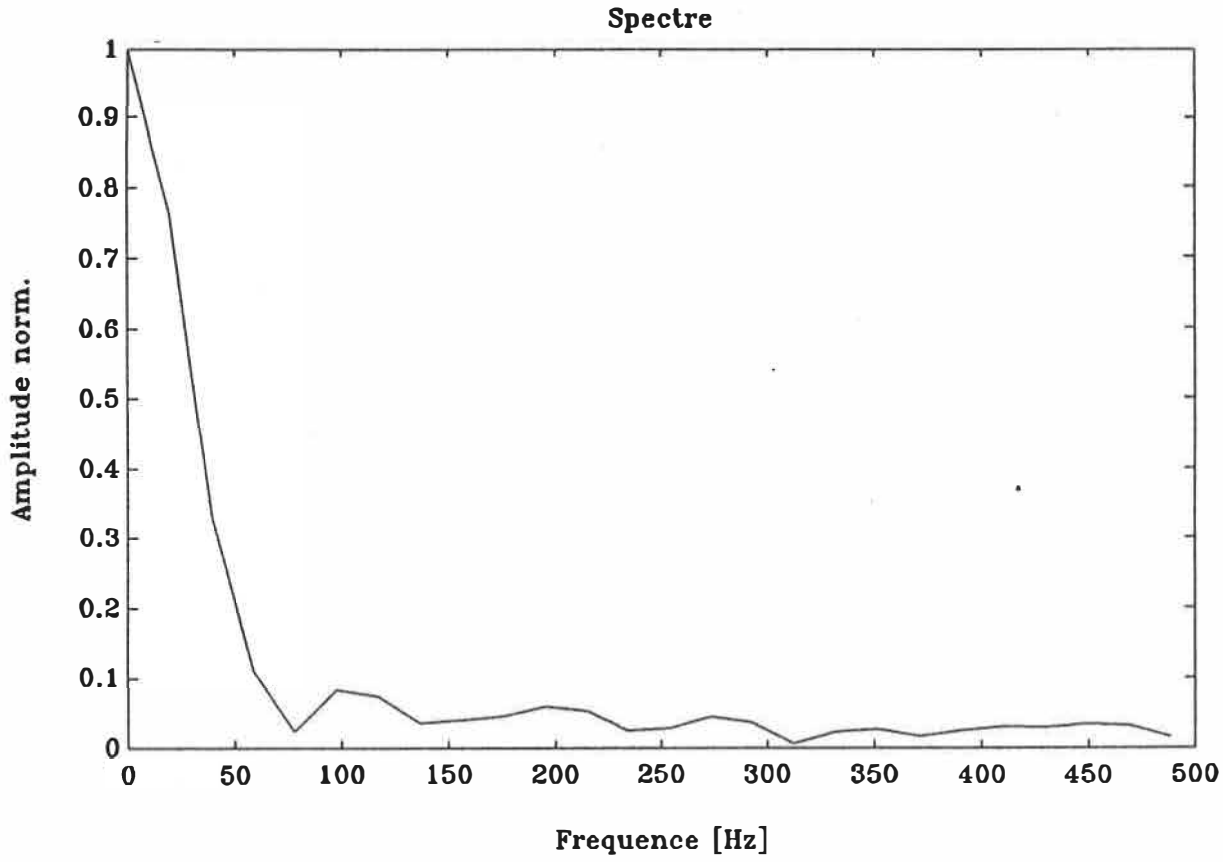


Figure 4.18: Spectre de la courbe de la figure 4.17. Le signal a été pondéré par une fenêtre de Hamming à 100%.

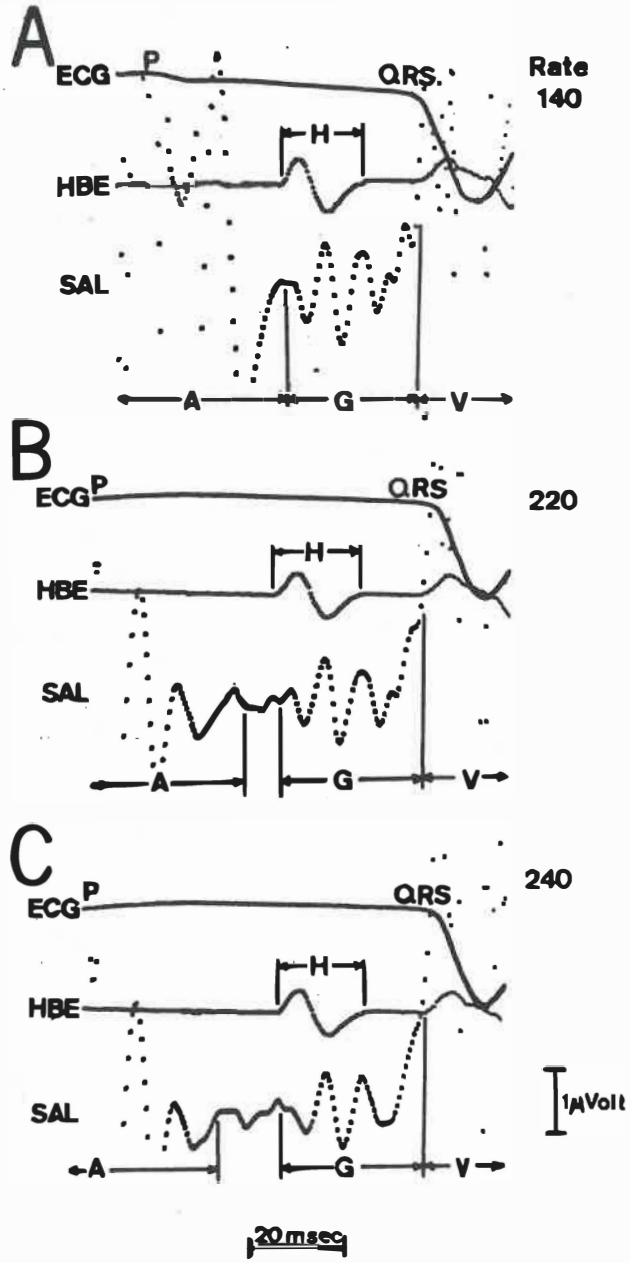


Figure 4

Temporal relationship of G complex, His bundle deflection, and atrial and ventricular deflections. Labels used are as described in figure 2. The G complex retains a close temporal relationship with the His bundle and V, but not with the A for three different heart rates.

Figure 4.19: Relation temporelle entre le complexe G, la déflexion du faisceau de His et les déflexions auriculaire et ventriculaire. (tiré de Berbari et al, 1973)

effet, en stimulant l'oreillette, on accroît le rythme du coeur et on assiste à un allongement du segment P-Q, ce qui concède une séparation des activités auriculaire et hissienne. On a dès lors un degré de sûreté et de précision plus élevé dans l'utilisation de la technique de moyennage et dans la détermination de l'indice [H-Q]. (Berbari et al., 1976 et Rosen 1971)

Il ne faut pas perdre de vue qu'il existe une différence entre les tracés générés par des enregistrements endocavitaire et thoracique de l'activité du système de His-Purkinje. Dans le premier cas, l'information est ponctuelle et instantanée tandis que, dans le second cas, elle est globale et continue. L'électrogramme fournit un repère temporel qui, par comparaison, permet d'évaluer l'information contenues dans les graphiques thoraciques.

Les quelques résultats préliminaires, obtenus chez des sujets en bonne santé et chez des patients cathéterisés, semblent corroborer les hypothèses mentionnées dans la littérature et portent à croire que nous sommes sur la bonne voie.

CHAPITRE 5

CONCLUSIONS

Ce projet de maîtrise portait sur la réalisation d'un système d'enregistrement de micro-potentiels cardiaques basé sur l'acquisition sur une grande plage dynamique et sur le traitement numérique des données. Le travail effectué comprenait la conception et le montage de matériel électronique, et l'élaboration de programmes pour la détection et l'analyse des signaux, ainsi que pour le dialogue usager-système.

V.1 Améliorations

Le système réalisé est un prototype fonctionnel mais plusieurs améliorations pourraient lui être apportées afin d'en augmenter l'efficacité.

Il serait bon de considérer, au niveau du préamplificateur, un asservissement de la jambe droite pour réduire la tension en mode commun entre le patient et la masse du secteur.

Le système d'acquisition n'étant doté que d'un seul canal, on peut seulement capter le signal provenant d'une seule dérivation. Il serait intéressant d'y adjoindre 2 autres canaux et un circuit de multiplexage pour enregistrer les signaux découlant des 3 dérivations conventionnelles (Shvartsman, 1982).

Dans ce cas, il faudrait ajouter de la mémoire RAM au micro-processeur TMS32010 en utilisant les ports d'entrée-sortie comme bus d'extension de mémoire. La possibilité de dépasser la limite actuelle de 4 Kmots permettrait d'ailleurs de profiter des performances du TMS32010 dans la réalisation d'algorithmes de traitements de signaux, tels la transformée de Fourier (C.S.Burrus et al., 1985), qui sont présentement implantés en Turbo Pascal du côté du PC.

Dans la programmation, on peut aussi considérer certains raffinements pour augmenter l'efficacité et la fiabilité des logiciels.

Lors de la phase d'évaluation du système en salle d'électrophysiologie de l'Hôpital Sacré-Coeur, nous avons noté que l'algorithme de détection des QRS affichait des oscillations du niveau du seuil. Pour permettre une meilleure reconnaissance de forme, on peut déterminer, lors du décompte de points dans le processus de ré-échantillonnage, l'élément de valeur maximale de manière à conserver une information, en termes d'amplitude, plus proche de la forme d'onde initiale; ce qui aurait pour conséquence de produire un pas de ré-échantillonnage variable. Il s'agit d'examiner cette situation vis-à-vis du comportement des différents filtres.

Il faudrait élaborer une stratégie pour éliminer les battements cardiaques trop bruyants ou pourvus d'artefacts et l'introduire dans l'automatisation des séquences d'opérations successives à la détection

du QRS, telles la corrélation et le moyennage.

Pour faciliter l'accès aux différentes options du menu, on peut aussi intégrer, au niveau de l'interface usager-système, l'utilisation d'une souris à la place des clés de curseur du clavier.

La souplesse qu'offre le support informatique permet d'implanter d'autres méthodes de calcul de paramètres à partir des signaux recueillis. Par exemple, on peut penser à une approche statistique pour la caractérisation du contenu spectral de manière à distinguer différents types de pathologies cardiaques. Pour ce faire, il faut procéder à une étude clinique plus exhaustive dans le but de répertorier des grandeurs standards de paramètres relatifs aux signaux d'intérêt et de les comparer à une activité "normale". Il peut être question aussi d'effectuer un calcul de surface proportionnelle à un volume de cellules, philosophie qui adhère au concept de cartographie isosurfacique. Ces approches s'avéreraient fort utiles pour le diagnostic électrocardiographique et aideraient à une meilleure compréhension de l'activité électrique du coeur.

V.2 Applications

La possibilité d'enregistrer les potentiels issus du système de His-Purkinje de façon répétitive et non-invasive peut se révéler très utile dans la surveillance de patients à haut risque de bloc cardiaque, ou dans le repérage de défauts cardiaques congénitaux ou pour l'analyse des phénomènes d'arythmies.

Avec ce système, en déplaçant la fenêtre d'analyse pour encadrer le segment S-T, on peut se concentrer sur la détection de micro-potentiels ventriculaires retardés, phénomènes électrophysiologiques de faible amplitude constituant des signes précurseurs de désordres cardiaques d'origine électrique. Ils sont susceptibles d'indiquer certains défauts dans le cheminement de l'influx nerveux et de la contraction ventriculaire qui seraient symptomatiques d'arythmies cardiaques ou de tachycardies (E.J.Berbari, 1988; G.J.Kelen, 1986).

On pourrait aussi envisager une investigation dans le domaine de l'électrocardiographie foetale pour dissocier l'activité cardiaque du foetus de celle de la mère (E.R.Ferrara et al.,1982; J.Vanderschoot et al., 1987).

Malgré certains problèmes, les résultats préliminaires obtenus lors des premiers essais en laboratoire et en milieu clinique laissent à penser que les concepts utilisés dans ce système d'acquisition à haute

résolution peuvent s'inscrire dans une ligne de conduite prometteuse quant à de nouveaux développements dans le contexte des micro-potentiels cardiaques. Le côté technique de l'instrumentation et la plus grande partie du logiciel, concernant la détection en temps réel des battements cardiaques et l'interaction usager-système, ont permis d'atteindre de manière satisfaisante les objectifs fixés lors de la conception du système.

BIBLIOGRAPHIE

* J. ALANIS et al, "The electrical activity of the bundle of His", J.Physiol. (London), 142, 127-140 (1958)

* H.A.M. AL-NASHASH et al., "Beat-to-beat detection of His-Purkinje system signals using adaptative filters", Medical & Biological Engineering & Computing, 26, 117-125 (1988)

* ANALOG DEVICES Data Book, "Instrumentation and isolation amplifiers: AD524", vol.1, 5.43-5.54 (1985)

* APIBQ, "Manuel de sécurité électrique" (1989)

* E.J. BERBARI et al., "Noninvasive tachnique for detection of electrical activity during the P-R segment", Circulation, 48, 1005-1013 (1973)

* E.J. BERBARI et al., "The His-Purkinje electrocardiogram in man, an initial assessment of its uses and limitations", Circulation, 54, n.2, 219-224 (1976)

* E.J. BERBARI et al., "A computerized technique to record new components of the electrocardiogram", Proceedings of the IEEE, 799-802 (1977)

* E.J. BERBARI et al., "Recording from the body surface of arrhytmogenic ventricular activity during the S-T segment", Am.J.Cardiol., 41, 697 (1978)

* E.J. BERBARI et al., "The effects of filtering the His-Purkinje system electrocardiogram", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 26, n.2, 82-85 (1979)

* E.J. BERBARI et al., "A computer model for simulation of non-invasive His-Purkinje system recordings", Proc.Computer in Cardiology,

47-52 (1981)

* E.J. BERBARI, "High resolution electrocardiography", IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care, 240-244 (1983)

* E.J. BERBARI et al., "Orthogonal Surface Lead Recordings of His -Purkinje Activity: Comparison of Actual and Simulated Waveforms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 30, n.3, 160-167 (1983)

* E.J. BERBARI et al., "Evaluation of Esophageal Electrodes for recording His-Purkinje Activity Based Upon Signal Variance", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 33, n.10, 922-928 (1986)

* E.J. BERBARI et al., "An Introduction to High-Resolution ECG Recordings of Cardiac Late Potentials", 148, 1859-1863 (1988)

* BONES et al., "Signals from the ventricular specialized conduction system of heart. I Modeling the VSCS signal", Australas.Phys. & Eng.Sci.Med., 5, n.4, 151-154 (1982)

* C. BOULAY, Rapport interne: "Carte d'évaluation d'un canal d'ECG pour le système d'acquisition électrocardiographique multi-canaux EDI 12/256", 1-8 (1986)

* C. BOULAY, Rapport interne:"Version prototype d'une carte de conversion A/D 16 bits contrôlée par DSP TMS32010 avec : filtre anti-aliasing elliptique du 7ième ordre et Fc contrôlée, entrée analogique isolée par couplage optique linéaire", (1988)

* BREITHARDT G. et al., "Prevalence of late potentials with and without ventricular tachycardia: Correlation with angiographic findings", The American Journal of Cardiology, 49, 1932-1937 (1982)

* BURR-BROWN Data Book, "Instrumentation Amplifier: INA110", 1-12 (1986)

* C.S. BURRUS et T.W. PARKS, "DFT/FFT and Convolution Algorithms: Theory and implementation, Topics in digital signal processing", John Willey and sons (1985)

* D.D. CLARK, "Lmodem: A Small Remote-Communication Program", Byte, 410 -422 (1983)

* G. DE GEEST, J.CORNELIS et al., "Body surface potential mapping: a modular infrastructure", Computer in Cardiology, IEEE (1986)

* R.T. DIVERS, Marquette Electronics Inc., "A signal averaging system for high resolution electrocardiography", IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care, 245-247 (1983)

* J-P. DROUHARD, "Filtrage numérique auto-régressif: théorie, implantation et application de filtres à coefficients entiers", Institut de Génie Biomédical (1976)

* DYNATECH NEVADA, "Model 231D/232D Safety Analyser: operating and service manual"

* B. ECKEL, "A programmer's guide to the parallel port", Turbo Technix, 74-79 (1987)

* E.R. FERRARA et al., "Fetal Electrocardiogram Enhancement by Time -Sequenced Adaptive Filtering", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 29, n.6, 458-460 (1982)

* N.C. FLOWERS et al., "Surface Recording of Electrical Activity from the Region of the Bundle of His", Am. J. Cardiol., 33, 384-389 (1974)

* N.C. FLOWERS et al., "Surface recording of His-Purkinje activity on an every-beat without digital averaging", Circulation, 63, n.4, 948 -952 (1981)

* N.C. FLOWERS et al., "Multichannel signal processing based on logic averaging", IEEE Trans., 29, 531-536 (1982)

* "Comprehencive Electrocardiology: Theory and Practice in Health and Disease", vol.2, P.W. MACFARLANE & TD VEITCH LAWRIE (editors), Pergamon Press, chap.28: N.C. FLOWERS, "Body-Surface His-Bundle Electrocardiography", 1053-1062 (1989)

* G. FONTAINE et al., "Electrocardiographie des Potentiels Tardifs du Syndrome de Post-Excitation", Arch Mal Coeur, 71e année, n.8, 854 -864 (1978)

* A. FURNESS, "His bundle electrocardiography", IEE Medical Electronics Monographs, 13-17 (1975)

* A. FURNESS et al., "The feasibility of detecting His bundle activity from the body surface", Cardiovasc. Res., 9, 390 (1975)

* P-M. GELINAS, "Système d'amplification et d'acquisition pour micro -potentiels cardiaques", Mémoire de M.Sc.A. (1989)

* Mervin J. GOLDMAN, "Principles of Clinical Electrocardiography", Lange Medical Publications (1967)

* L. JORDAENS et al., "Results with an Improved Technique of Signal Averaging for Detection of Late Potentials", IEEE, 265-268 (1988)

* G.J. KELEN et al., "Comparaison of Time and Frequency Domain Analysis of Late Potentials in the Signal Averaged Electrocardiogram", American Heart Association, 59th Scientific Sessions, 1-30 (1986)

* KENT AFS, "Researches on the structure and function of the mammalian heart", J.Physiol. (London), 14, 233-254 (1893)

* M. LABOURET et S. MASSE, "Construction d'une carte utilisant un TMS320

pour le contrôle d'un système d'acquisition à haute résolution", Projet de cours de BM661: Principes d'instrumentation biomédicale (1987)

* N. MASSE, "Développement d'un logiciel de corrélation basé sur un critère de similitude optimale: application à l'analyse de l'ECG à haute résolution", TFE (1989)

* F.H. NETTER, "The CIBA Collection of medical illustrations: the heart", CIBA Pharmaceutical, vol.5 (1969)

* H.W. OTT,"Noise réduction techniques in electronic systems", AWiley -Interscience Publication, New York, chap.8 et 9 (1976)

* J. PAN et W.J. TOMPKINS, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32, n.3, 230-236 (1985)

* A. PEPER et al., "Separation of His-Purkinje potentials from coinciding atrium signal: Removal of the P-wave from the electrocardiogram", Med.& Biol.Eng.& Comput., 20, 195-201 (1982)

* A. PEPER et al., "The recognition of surface His-Purkinje signals", Proc. Medinfo 83, 685-688 (1983)

* A. PEPER et al., "Morphology of the Surface His-Purkinje Signal", Proc.11th Int.Cong.Electrocardiol., 361-367 (1984)

* A. PEPER et al., "Recording of Surface His-Purkinje potentials", Med.& Biol.Eng.& Comput., 23, 365-376 (1985)

* PMI-AMP01 Data Book, "Low-Noise Precision Instrumentation Amplifier, 1-22 (1984)

* H. ROS et al., "The technique of signal averaging and its practical application in the separation of atrial and His-Purkinje activity",

Signal Averaging Techniques in Clinical Cardiology, Stuttgart, West Germany: Schatter Verlag (1981)

* K.M. ROSEN, "The contribution of His bundle recording to the understanding of cardiac conduction in man", Circulation, 43, 961 -966, (1971)

* B.J. SCHERLAG et al., "Catheter technique for recording His bundle activity in man", Circulation, 39, 13-18 (1969)

* J. SHERWIN, "Noise Specs Confusing?", National Semiconductor, Application Note 104, AN104.1-An104.8 (1974)

* V. SHVARTSMAN et al., "Multichannel Signal Processing Based on Logic Averaging", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 29, n.7, 531-536 (1982)

* M.B. SIMSON, "Signal Averaging", Circulation, 75 (suppl III), 69-73 (1987)

* "The ARRL 1986 Handbook for The Radio Amateur", The American Radio Relay League

* G. TREMBLAY et A.R. LEBLANC, "Near-optimal signal preprocessor for positive cardiac arrhythmia identification", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32, n.2, 141-151 (1985)

* A.J. VANDER et al., "Physiologie Humaine", Mc Graw-Hill Editeurs (1977)

* J. VANDERSCHOOT et al., "Two Methods for Optimal MECG Elimination and FECG Detection from Skin Electrode Signals", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 34, n.3, 233-243 (1987)

* A. VAN DER ZIEL, "Noise", Prentice Hall Electrical Engineering series (1956)

* WOOLLONS et al., "Signal Processing for Recorvery of Cardiac Conduction System Activity", IEE Proc., 129A, 684-692 (1982)

* TEXAS INSTRUMENTS, "TMS32010 User's Guide: Digital Signal Processor Products" (1985)

* TEXAS INSTRUMENTS, "Digital Signal Processing Applications with the TMS320 Family: Theory, Algorithms and Implementations" (1986)

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00290761 4