

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Abou Bekr BELKAID –TLEMCEM-
Département de L'ELECTRONIQUE

MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDES

présenté à

LA FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR

Pour obtenir le titre de

INGÉNIEUR D'ETAT

Spécialité

ELECTRONIQUE BIOMEDICALE

Soutenu par

MEZIANE Hadj Boumédiène

le 02 juillet 2003

Titre

**Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de
la carte DSPACE**

Encadreur : Mr. Chafik KARA-TERKI

Jury

President: Mr. A.CHIKH
Examineur: Mr.A .BESSAÏD

Remerciements

Je remercie ALLAH le tout puissant de m'avoir donné le courage et la volonté de mener à terme ce présent travail.

Je remercie énormément Monsieur chafik Kara-terki d'avoir accepté de m'encadrer et je lui suis très reconnaissant pour ces précieuses aides pendant les moments difficiles de ma recherche.

Je remercie aussi mon oncle choaib Cherrak qui m'a permis d'apprendre et de pratiquer pendant mon stage pratique à la clinique « EL HANA ».

Ainsi, je tiens à remercier :

Mrs f.Bereksi-reguig et b.Cherki pour leurs conseils et leurs dévouements afin d'achever à bien ce mémoire.

Mr h.Bechar et Mr h.Bessaid pour leurs encouragements et leurs aides.

Dédicaces

Je remercie Dieu le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'études.

Je voudrais dédier le présent travail tout spécialement à mes chers parents qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie également ce projet à mes chères sœurs Maliha et Warda, mes petits frères Rachad et Fayçal ainsi que mon grand père et toute la famille.

Je tiens énormément à remercier mes chers amis (es) et camarades de cette 1^{ère} promotion « Electronique Biomédicale » pour leurs encouragements et leurs aides,

Sans oublier mes chers amis et copains : Mohamed Zaoui, Fewzi Bensmail, Mohamed Mécifi, Mahmoud Mesli, Rafik Tabet-Hellal, Yassine Bouayed, Saïd Bouayed, Houari Bouchenak, Zennaki yassine et tous les sportifs du club de Volley-ball pour les précieux moments qu'on a passé.

Enfin, je voudrais dédier cette thèse à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Table des matières

▪ Introduction

CHAPITRE -I- : Généralités sur le système cardiovasculaire.....

- I. La fonction du cœur
- I.1. Rappels anatomiques et fonctionnels
- I.2. L'électrogénèse cardiaque
- I.2.1. Potentiels d'action
- I.2.2. Propagation de l'excitation
- I.2.3. La commande rythmique du cœur
- I. 2.3.1. Le système nerveux autonome
- I. 2.3.1.1. Le système nerveux parasympathique
- I. 2.3.1.2. Le système sympathique

CHAPITRE -II- : Méthodes de recueil du signal Electrocardiogramme ECG.....

- II. 1. Présentation
 - II.1.1. Electrocardiogramme
 - II.1.1.1. Historique
 - II.1.1.2. Introduction physiologique
 - II.1.1.3. Utilisation Médicale
- II. 2. Electrocardiographie
 - II.2.1. Principe de fonctionnement
 - II.2.2. Appareillage
 - II.2.3. Electrocardiogramme ambulatoire de Holter
 - II.2.4. Chaîne d'acquisition de l'ECG par Micro-ordinateur
 - II.2.5. Electrodes
 - II.2.6. Dérivations
 - II.2.7. Tracé des résultats sur papier
- II. 3. Electronique associée
 - II.3.1. Amplification
 - II.3.2. Traitement du signal
 - II.3.2.1. Détection des ondes QRS
 - II.3.2.2. Numérique
- II. 4. Evolution
- II. 5. Stockage des données
- II. 6. Conclusion

CHAPITRE -III- : Programmation de la carte d'acquisition temps-réel DSPACE DS1103

- III. Introduction
 - III.1. Les différentes méthodes de programmation temps-réel de la carte DS1103
 - III.1.1. Programmation manuelle de la carte DSPACE par langage C
 - III.1.2. Compilateurs C de DSPACE

- III.1.2.1. Compilateur Microtec PPC pour processeur Motorola PowerPC
- III.1.2.2. Compilateur C TMS320C3x/C4x pour processeur slave DSP (Digital Slave Processor)
- III.1.3. Programme C d'acquisition du signal ECG
- III.1.4. Utilisation du logiciel SIMULINK de MATLAB
 - III.1.4.1. Avantages de SIMULINK par rapport à la programmation manuelle en langage C
 - III.1.4.2. La bibliothèque d'applications RTI1103
 - III.1.4.3. Acquisition et filtrage temps-réel du signal Electrocardiogramme (ECG)
 - III.1.4.4. Exécution du modèle ECGREAD.MDL
- III.1.5. Conclusion

- Quelques extensions possibles pour le projet de fin d'études

IV. ANNEXES

- **ANNEXE -A- :**

-Caractéristiques techniques de DSPACE DS1103 et Datasheets

- **ANNEXE -B- :**

-Les différents ports de communication et Entrées/Sorties

Lexique Anglais/Français

Lexique Français/Anglais

- **BIBLIOGRAPHIE**

■ Introduction

Nous présentons dans ce mémoire les travaux réalisés au cours de cette dernière année pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état en Electronique Biomédicale ; Cette courte introduction expose la démarche générale que nous avons suivie, qui sous-tend l'organisation de ce document.

Le point de départ de ces travaux est un problème pratique récurrent dans les domaines d'activité pour lesquels le traitement de l'information occupe une large place. Paradoxalement, tandis que ces domaines connaissent des avancées techniques importantes, la complexité des moyens que celles-ci mettent en œuvre freine leur diffusion auprès d'un public non expérimenté.

Le domaine de l'acquisition de signaux physiologiques est crucialement représentatif de cette difficulté. Tout d'abord la grande quantité et la variété des signaux physiologiques nécessitent d'être gérées de manière efficace. Ensuite, l'information que ces signaux contiennent, très riche doit être traitée et analysée et synthétisée en des termes accessibles et exploitables par des médecins en routine. Enfin, les techniques d'acquisition et de visualisation des signaux s'améliorant, le potentiel d'obtention d'éléments diagnostiques croît et doit donc être exploitable au mieux par les médecins chercheurs.

De fait, une large communauté de scientifiques propose d'appréhender cette quantité, cette richesse et ce potentiel en développant des méthodes informatiques de traitement de signaux physiologiques performantes et spécifiques. Ces méthodes sont fondées plus ou moins implicitement sur des connaissances aussi bien méthodologiques (e.g. mathématiques, statistiques, informatiques) que médicales (e.g. anatomiques, physiologiques, physiques). Qui plus est, ces connaissances interviennent souvent dans l'utilisation judicieuse des méthodes pour résoudre des objectifs particuliers de traitement de signaux physiologiques.

Bien que les médecins concernés soient demandeurs de ces nouvelles techniques d'analyse, l'investissement qui leur est demandé pour savoir les manipuler est tel, qu'ils se contentent bien souvent de méthodes triviales, faciles à appréhender et dont ils maîtrisent les résultats.

Notre travail s'est basé sur l'installation et **la mise en œuvre** de la carte d'acquisition temps-réel multiprocesseurs de marque « *DSPACE DS1103* » développée spécialement pour le prototypage d'applications en ingénierie automobile et nouvellement acquise par le laboratoire d'automatique de notre université. Elle permet à la fois l'acquisition ou la restitution de signaux analogiques ou digitaux et le contrôle ou la commande des robots. Vu les hautes performances et la rapidité qu'offre cette carte, nous nous sommes attachés à

l'appliquer à notre domaine d'intérêt à savoir l'acquisition et le traitement de signaux physiologiques tel que l'Electrocardiogramme. De même nous utiliserons le logiciel SIMULINK de MATLAB et les différents compilateurs C appropriés pour associer quelques notions de filtrage numérique.

Dans le premier chapitre nous présentons les principales fonctions du cœur ainsi qu'une introduction à l'électrocardiographie. Dans le deuxième sont détaillées les différentes méthodes permettant de relever le signal Electrocardiogramme (ECG) dans une chaîne d'acquisition par ordinateur et l'importance de l'amplification et du filtrage des signaux physiologiques.

Le chapitre 3 présente les caractéristiques techniques de la carte d'acquisition DSPACE DS1103 et ses différents ports d'entrée et de sortie.

Les chapitres 4 et 5 traitent la partie principale de notre travail qui sont :

- la programmation de la carte d'acquisition et sa mise en œuvre pour acquérir les signaux physiologiques.
- La réalisation pratique de la chaîne d'amplification du signal ECG.

Chapitre -I-



*Généralités
sur le système cardiovasculaire*

I. La fonction du cœur : [extrait du livre de cardiologie éditions Larousse]

***Préambule** : Ce chapitre présente des notions fondamentales sur l'électrogénèse cardiaque. Il décrit succinctement les caractéristiques du tissu cardiaque auxquelles nous nous référerons dans ce mémoire ainsi que les processus de propagation de l'influx cardiaque, puis les principes fondamentaux de l'électrocardiographie et les différents types d'enregistrement. L'accent sera mis sur l'électrocardiogramme à haute résolution.*

I. 1. Rappels anatomiques et fonctionnels

Le cœur est situé au milieu du médiastin où il est partiellement recouvert par les poumons et antérieurement par le sternum et les cartilages des troisièmes, quatrièmes et cinquièmes côtes. Les deux tiers du cœur sont situés à gauche de la ligne passant par le milieu du corps. Il repose sur le diaphragme et est incliné en avant et à gauche de telle sorte que l'apex soit antérieur par rapport au reste du cœur. Le cœur est constitué de quatre cavités contractiles: les oreillettes reçoivent le sang veineux et les ventricules droit et gauche le propulsent respectivement dans la circulation pulmonaire et dans la circulation systémique (cf. figure 1-1). Chaque battement cardiaque est un processus mécanique engendré par des phénomènes bioélectriques, notamment ioniques.

I. 2. L'électrogénèse cardiaque

Excitabilité et contractilité sont les propriétés essentielles des tissus cardiaques. Elles varient selon la localisation de ces tissus dans le myocarde. Pendant la période d'activité (systole) et de repos (diastole) les cellules cardiaques sont le siège d'une suite complexe d'événements électriques membranaires et intracellulaires qui entraînent le glissement des filaments d'actine et de myosine à l'origine du raccourcissement de la cellule, donc de la contraction.

I.2.1. Potentiel d'action

Ce sont les ions chlorure (Cl^-), sodium (Na^+), calcium (Ca^{++}) et potassium (K^+) qui sont impliqués dans les échanges membranaires. Leurs osmolarités intracellulaires et extra cellulaire présentent des valeurs de potentiel électrochimique très différentes, spécifiques de chaque ion. Les gradients des concentrations ioniques sont régis par des mécanismes d'échange à travers des canaux spécifiques de la membrane cellulaire. Les variations des potentiels observées au cours du cycle cardiaque correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire pendant les différentes phases de ce cycle. Pendant la phase de repos (diastole cellulaire), la polarisation membranaire à l'intérieur de la cellule est négative par rapport à l'extérieur : c'est le potentiel de repos dont la valeur est comprise entre -80 et -90 mV (cf. Tableau 1-1).

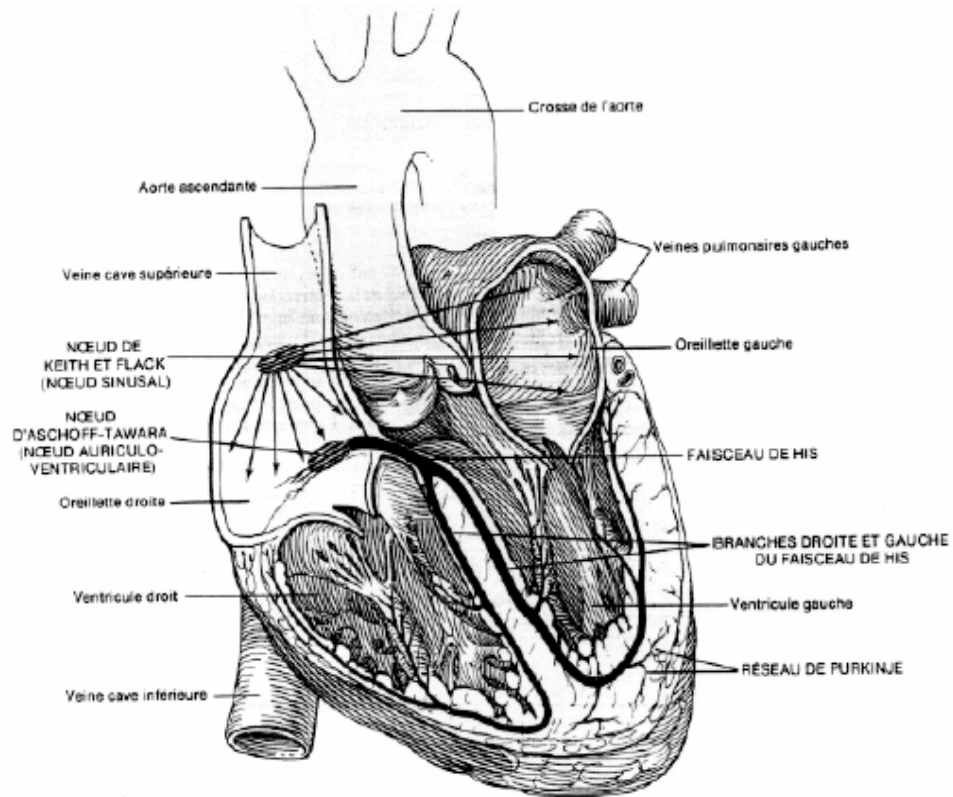


Figure 1-1 : représentation du coeur et de l'origine des gros vaisseaux. On distingue également les voies de conduction normales de l'influx cardiaque [extrait de Tortora et al, 1988].

Pendant la phase de systole, le potentiel de membrane tend à s'inverser par suite des variations de perméabilité aux ions Na^+ , Ca^{++} et du flux sortant de K^+ . L'intérieur de la membrane peut alors atteindre des potentiels de +20 à +30 mV par rapport à l'extérieur de la cellule. Cette variation de potentiel de membrane, caractéristique de la phase d'activité d'une cellule, constitue le potentiel d'action (cf. Figure 1-2).

	Concentrations ioniques		Potentiels électrochimiques à 37 °
	Intra-cellulaire	Extra-cellulaire	
Cl^-	30 mmoles	140 mmoles	$E_{\text{Cl}^-} = -41 \text{ mV}$
Na^+	10 mmoles	140 mmoles	$E_{\text{Na}^+} = +41 \text{ mV}$
Ca^{++}	100 mmoles	2 mmoles	$E_{\text{Ca}^{++}} = +133 \text{ mV}$
K^+	140 mmoles	4 mmoles	$E_{\text{K}^+} = -94 \text{ mV}$

Tableau 1-1 : concentrations intra et extra-cellulaires des principaux ions impliqués dans les phénomènes électrophysiologiques cardiaques et valeurs des potentiels électrochimiques d'équilibre correspondant [extrait de Noble, "The initiation of the heartbeat", Londres, 1973, p 12-13]

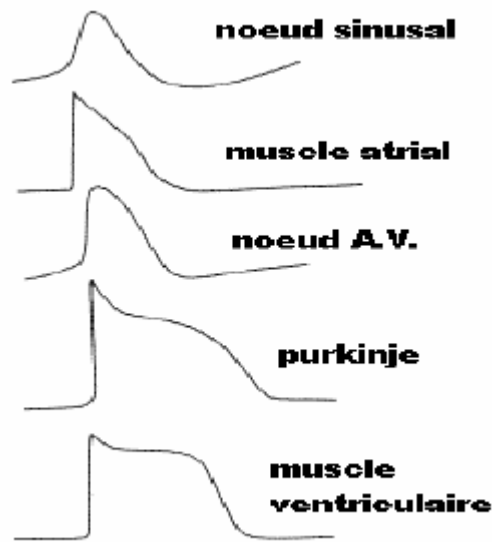


Figure 1-2 : représentation schématique de différentes courbes du potentiel d'action [extrait de Macfarlane, "Comprehensive electrocardiology", NY, 1989, p. 132].

La forme du potentiel d'action varie selon le tissu considéré. Son amplitude crête-à-crête est de 100 à 120 mV. La phase de dépolarisation est la plupart du temps rapide ou très rapide. La vitesse est à peu près proportionnelle à la vitesse de conduction des tissus. La phase rapide de dépolarisation est suivie d'un plateau plus ou moins long et plus ou moins ample selon le tissu. Le tissu nodal (c'est-à-dire des noeuds sinusal et auriculo-ventriculaire) présente, contrairement aux autres, une phase de dépolarisation lente. Durant la phase de dépolarisation et une partie de la phase de repolarisation appelée "période réfractaire", les cellules sont inexcitables. Ces caractéristiques des cellules cardiaques contribuent à une bonne synchronisation des mécanismes de contraction de l'ensemble du muscle cardiaque.

I.2.2. Propagation de l'excitation

La transmission de l'excitation dans les fibres cardiaques s'effectue de proche en proche. Elle résulte d'un flux de courant entre les cellules qui viennent d'être activées et les cellules adjacentes au repos.

L'excitation qui est à l'origine du battement cardiaque prend naissance dans le noeud sinusal (ou noeud de Keith et Flack). Elle se propage de cellule à cellule dans toute la masse du muscle auriculaire pour produire la contraction des oreillettes. L'excitation atteint alors le noeud auriculo-ventriculaire (ou noeud d'Aschoff-Tawara, cf. figure 1.3).

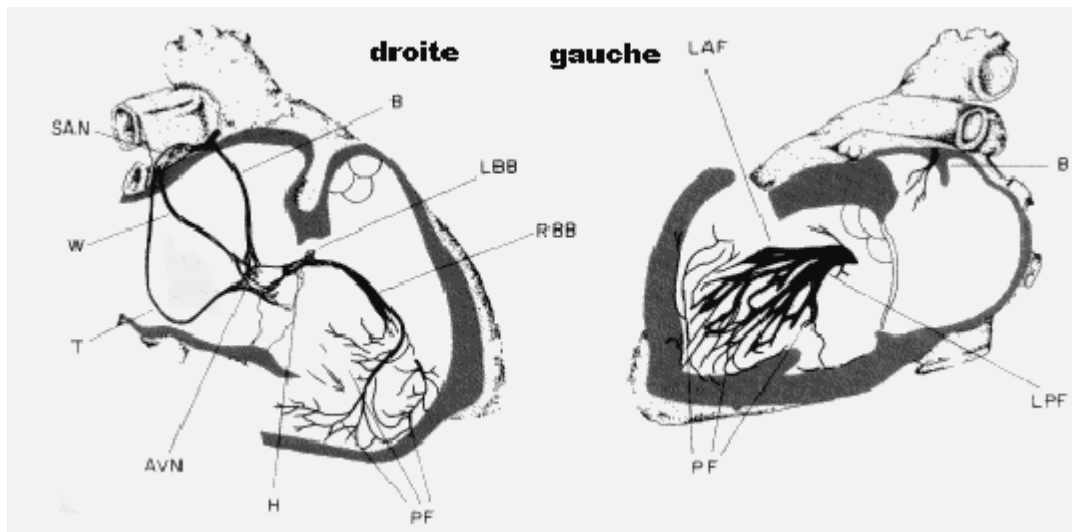


Figure 1-3 : principales caractéristiques du système de conduction dans un cœur humain. SAN: noeud sinusal (Keith et Flack), B: branche antérieure, W: branche médiane, T: branche postérieure, AVN: noeud auriculo-ventriculaire, H: faisceau de His, LBB: branche gauche, RBB: branche droite, PF: fibres de Purkinje [extrait de Macfarlane, "Comprehensive electrocardiology", NY, 1989, p. 111].

Ce noeud a un rôle de régulateur. Il impose à l'onde de propagation un certain retard avant de la transmettre au faisceau de His. Celui-ci transmet l'excitation aux ventricules, plus précisément au Faisceau de His et aux fibres de Purkinje qui cheminent sur toute la surface interne des ventricules. Le noeud auriculo-ventriculaire et le faisceau de His constituent le seul lien fonctionnel normal entre les étages auriculaire et ventriculaire. Grâce au retard imposé par le noeud auriculo-ventriculaire, les ventricules ne sont dépolarisés qu'après la fin de la contraction des oreillettes, donc au moment où les ventricules sont remplis. La conduction dans le réseau de Purkinje est très rapide ce qui permet d'obtenir une contraction à peu près simultanée de l'ensemble des myocards ventriculaires droit et gauche, d'où une expulsion optimale du volume sanguin ventriculaire vers les artères. La repolarisation se produit ensuite de façon plus lente.

I. 2.3. La commande rythmique du coeur

Le coeur est un muscle caractérisé par une activité automatique, spontanée et régulière. Le Coeur isolé bat à une fréquence qu'on appelle "la fréquence cardiaque idiopathique". Elle est en moyenne de 70 battements par minute chez l'adulte. Cette fréquence diminue avec l'âge et l'entraînement physique. Sur le coeur normal, le noeud sinusal est soumis à une régulation extra cardiaque qui a pour effet de réduire la fréquence cardiaque au repos et de l'augmenter au cours de l'effort physique. Cette régulation est assurée en grande partie par le système nerveux autonome.

I. 2.3.1. Le système nerveux autonome

Le système nerveux autonome joue un rôle clé dans la régulation de l'activité cardiaque, de la fréquence, de la force des battements cardiaques, de la pression artérielle (dilatation ou vasoconstriction des vaisseaux sanguins). Il comprend deux systèmes d'effets inverses :

I.2.3.1.1. Le système parasympathique

C'est l'élément dominant de la régulation de la fréquence cardiaque chez l'homme. Il permet le ralentissement de la fréquence cardiaque.

I.2.3.1.2. Le système sympathique

Il est surtout relié aux processus qui impliquent une dépense d'énergie. Lorsque l'organisme est en homéostasie, la fonction principale du système sympathique est de combattre les effets du système parasympathique. A l'inverse de la situation au repos, lors d'une tension extrême par exemple, le système sympathique domine le système parasympathique, surtout dans des situations de stress.

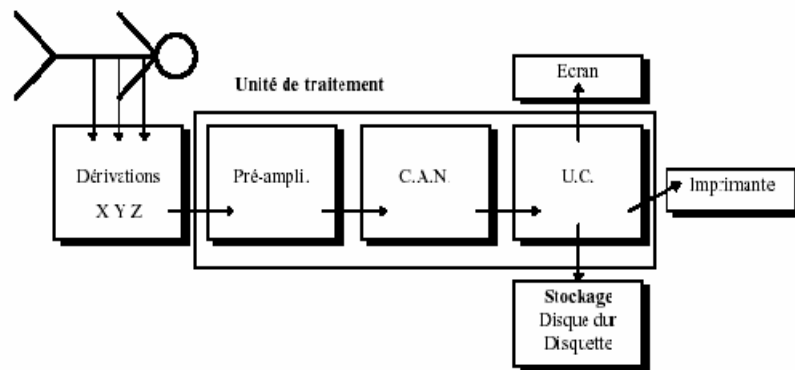
I.2.3.2. Le baroréflexe

L'arc baroréflexe est un mécanisme de rétro-contrôle de la pression artérielle par lequel toute modification de la pression artérielle entraîne une variation opposée de la fréquence cardiaque (baroréflexe cardiaque) et des résistances périphériques (baroréflexe vasomoteur). Ce rétro-contrôle a pour objectif de réguler de façon rapide l'état tensionnel du système circulatoire.

Il réduit la labilité tensionnelle et maintient en toutes circonstances le niveau de pression autour d'une valeur moyenne.

Chapitre -II-

Méthodes de recueil du signal Electrocardiogramme ECG



II. 1. PRESENTATION

[Extrait pris du livre de *Lepeschkin E: Electrocardiographie Moderne. Baltimore: Williams et Wilkins, 195*].

- **II.1.1 Electrocardiogramme**

- **II.1.1.1 Historique**

1842 Un physicien italien Carlo Matteucci montre qu'un courant électrique accompagne chaque battement cardiaque. [1]

1887 Un physiologiste anglais John Burden publie le premier électrocardiogramme d'un humain.

1897 Clément Ader, ingénieur électrique, adapte un système d'amplification appelé galvanomètre à corde*, jusque là utilisé pour les communications télégraphiques sous-marines.

1903 Einthoven parvient à recueillir ces courants d'une manière satisfaisante en utilisant un montage électrique rappelant le pont de Wheatstone*.

- **II.1.1.2 Introduction physiologique**

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement des électrocardiogrammes, tracés bidimensionnels qui inscrivent en fonction du temps les variations du potentiel électrique induites dans les différents points du corps par le cœur en activité. Les innombrables cellules musculaires qui le constituent sont dotées de propriétés spéciales dont les deux plus importantes sont le pouvoir mécanique de contraction et l'activité électrique rythmique, elle-même liée à des déplacements ioniques à travers la membrane des cellules.

La dépolarisation très brusque, se maintient environ durant 0,3 secondes puis est suivie aussitôt de la repolarisation qui rétablira les charges électriques initiales. Elle se propage rapidement de proche en proche, aux cellules voisines et finalement au cœur tout entier en 5 centièmes de seconde environ. Cependant, comme la repolarisation est beaucoup plus lente, la durée totale de l'activation de la masse cardiaque est de l'ordre de 40 centièmes de seconde. L'état de repos électrique dure environ 60 centièmes de seconde. Ainsi, le rythme de l'activité du cœur est de 60 à 80 activations par minute au repos. [2]

L'électrocardiographie consiste à recueillir au niveau de la peau ces courants d'activités de la fibre musculaire cardiaque, à les amplifier puis les enregistrer.

o II.1.1.3. Utilisation médicale

Les renseignements écrits fournis par l'électrocardiogramme sont de ce type :

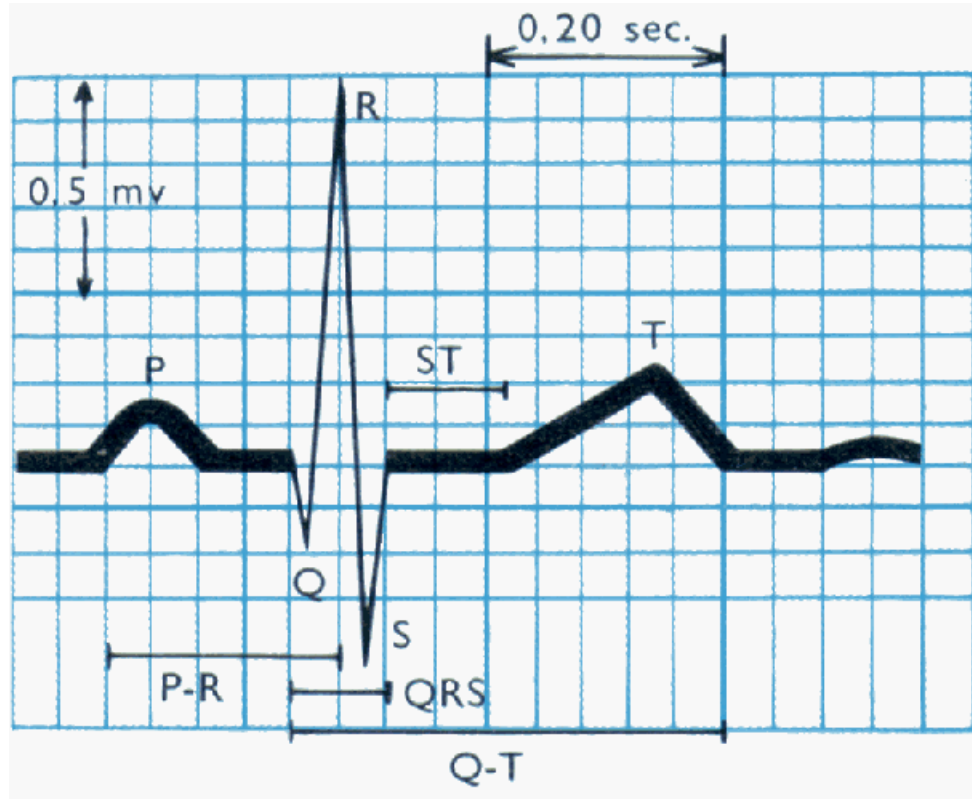


fig.1 : Tracé d'un électrocardiogramme [9]

P = onde auriculaire, PR = temps de conduction auriculo-ventriculaire, QRS = onde ventriculaire rapide ou de dépolarisation, Q = première onde négative, R première onde positive, S = première onde négative suivant une onde positive, ST-T = onde ventriculaire lente ou de repolarisation

- L'onde P : elle représente la dépolarisation auriculaire. Sa durée est de l'ordre de 90 ms.

C'est une onde positive dont l'amplitude est normalement inférieure ou égale à 0.2 mV.

- Le complexe QRS : il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.

- L'onde T : elle correspond à la repolarisation des ventricules. L'onde T normale a une amplitude plus faible que le complexe QRS.

L'intervalle PR : mesure la durée entre le début de l'onde P et le début de Q ou de R. Sa durée est comprise entre 120 et 180 ms. La phase de repolarisation ST-T est beaucoup plus longue (300-400 ms) que la phase de dépolarisation ventriculaire (85-95 ms).

La phase de repolarisation auriculaire n'apparaît pas sur l'ECG car elle est noyée dans le complexe QRS.

Il vient ensuite une phase d'interprétation des tracés obtenus, très délicate, qui demande une connaissance précise de la médecine. L'électrocardiogramme est utilisé pour suivre les modifications de volume des cavités, les troubles du rythme et les affections coronariennes. Il est parfois nécessaire de recourir à des épreuves d'effort (ECG d'effort*), pour le rendre plus

sensible. Parce que le cœur est un organe vital et que les maladies cardiaques sont fréquentes, l'électrocardiographe est un appareil très souvent utilisé.

II.2. ELECTROCARDIOGRAPHIE

Depuis le premier appareil du début du siècle, l'électrocardiographe a évolué en adoptant au fur et à mesure les technologies d'actualité. Ainsi, le signal analogique entraînant une aiguille est devenu numérique, exploité par logiciel, et transmis sur papier par l'intermédiaire d'une imprimante.

II.2.1. Principe de fonctionnement

L'électrocardiographie (ECG) consiste à recueillir les variations du potentiel électrique, à les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, différentialité, minimum de bruit de fond) sont souvent nécessaires.

Sauf pour des études particulières portant sur les aspects énergétiques de l'électrogénèse, on ne s'intéresse guère à la puissance des générateurs bioélectriques, ni au courant qu'ils débitent. On a soin au contraire de rendre négligeable le courant extrait par l'instrument de mesure, qui doit être par conséquent à très haute impédance d'entrée, de telle sorte que les phénomènes biologiques ne soient pas perturbés par la mesure.

II.2.2. Appareillage

Actuellement, il existe des électrocardiographes modernes très sophistiqués. Ils se présentent sous la forme d'appareils compacts intégrant de nombreuses fonctions. En effet, ces appareils comportaient un écran à cristaux liquides, une dizaine de dérivations*, une imprimante, un logiciel d'exploitation des résultats, et une possibilité de stocker les enregistrements sur disque dur et disquette, ou de les transmettre sur une ligne téléphonique et pouvaient aussi contrôler une épreuve d'effort.

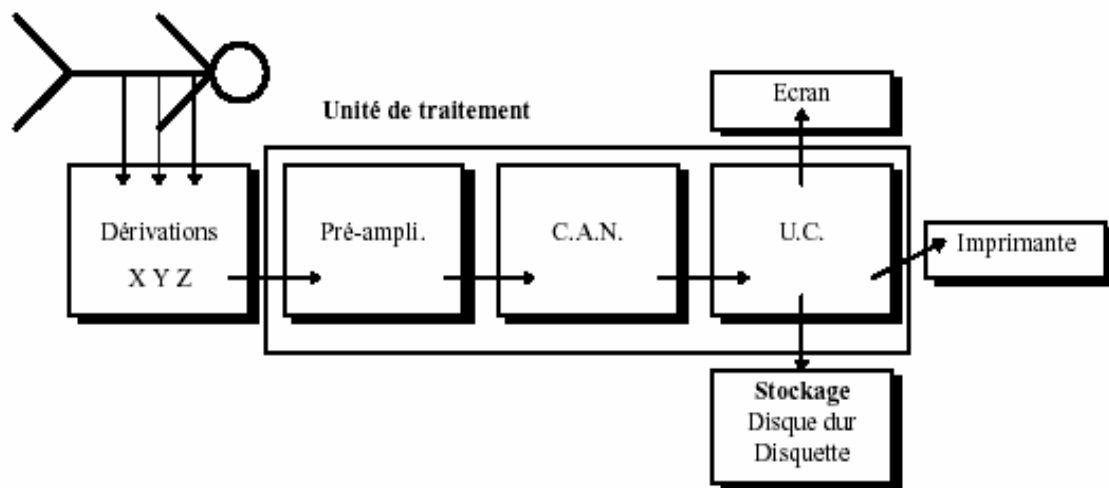
II.2.3. Electrocardiogramme ambulatoire de Holter

L'enregistrement électrocardiographique ambulatoire fut mis au point par Holter [Hol 61] en 1961. Ce type d'enregistrement est surtout employé pour détecter l'apparition d'arythmies et la modification du segment ST-T sur une durée de 24 heures. Les électrodes utilisées sont comme pour tous les ECG, des électrodes en Ag/AgCl. Une préparation de la peau est nécessaire afin de limiter les interférences générées par l'interface peau-électrode. Des recommandations liées au choix des voies enregistrées lors de l'acquisition des ECG Holter ont fait l'objet d'un article publié par l'American Heart Association (AHA) [She 85,1]. Les enregistreurs sont soit analogiques (bande magnétique) soit numériques. L'inconvénient majeur des systèmes numériques était jusqu'à très récemment leur manque de résolution lié à l'utilisation d'algorithmes de compression numérique permettant de stocker les données dans des mémoires solides dont la capacité est limitée à quelques méga-octets. Pour avoir des performances comparables à celles des enregistreurs, il faudrait des capacités d'environ 80 Mo pour pouvoir stocker 24 heures sur trois voies avec une résolution acceptable. L'évolution technologique permet d'envisager de disposer de telles capacités dans un avenir proche (mémoires Flash ou micro-disques). L'ECG Holter est reconnu comme un outil très efficace pour le diagnostic des arythmies transitoires.

II.2.4. Chaîne d'acquisition de l'ECG par Micro-ordinateur:

[Extrait pris du site : <http://www.universalis.com>]

Le positionnement des électrodes d'acquisition de l'ECG-HR a évolué en même temps que les capacités et les limitations des outils de traitement. Actuellement, le système de dérivations recommandées, quoique empirique, relève d'un consensus international préconisant l'utilisation de trois dérivations pseudo-orthogonales positionnées selon le schéma présenté dans la figure suivante :



Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG-HR. C.A.N.: convertisseur Analogique/numérique; U.C.: unité centrale [extrait de Gomes JA, Signal Averaged Electrocardiography, NY, 1993, p. 51].

II.2.5. Electrodes

Un des principaux intérêts de l'électrocardiogramme est qu'il n'est pas traumatisant, c'est à dire qu'il ne nécessite pas d'opération chirurgicale ou d'anesthésie [3]. Les électrodes de mesure sont donc simplement placées à divers endroits du corps, directement sur la peau.

L'important pour ces électrodes est qu'elles soient relativement inaltérables et impolarisables. La plaque d'argent, revêtue d'une couche de chlorure d'argent (gel insoluble), sont des bonnes électrodes superficielles et les plus employées (voir fig.4).

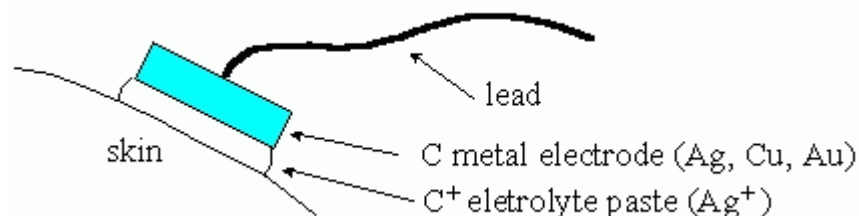


fig.4 : Electrodes bipotentielles : [4]

Électrode de métal (argent principalement), gel de chlorure d'argent

Les électrodes employées pour l'électrocardiographie en milieu hospitalier sont de ce type (fig.5).

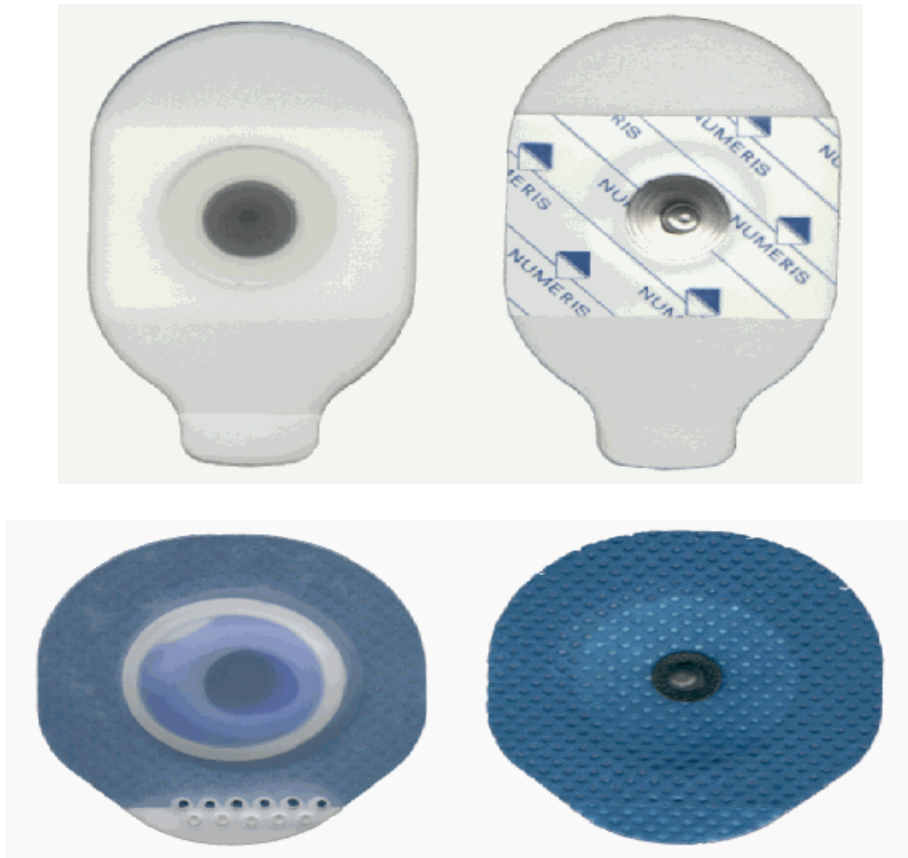


fig.5 : Taille réelle environ 5 cm de longueur maximale.

Celles ci sont jetables après une unique utilisation

II.2.6. Dérivations.

On appelle dérivation un circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes. Les électrodes sont positionnées à des endroits du corps bien définis. Pour prendre un exemple simple, considérons les quatre dérivations utilisées au début de l'électrocardiographie, illustrées sur la figure 6.

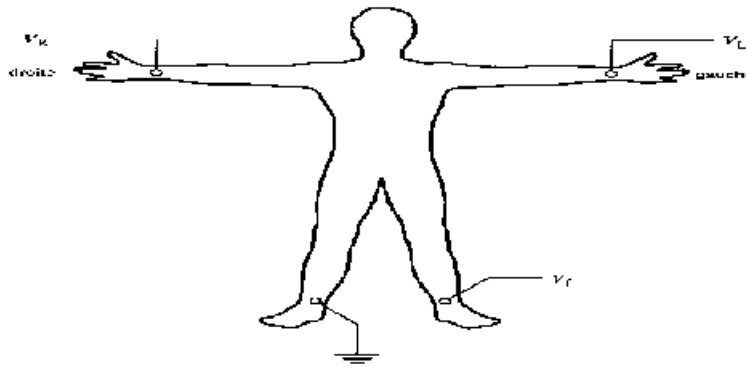


Fig.6 : Placement des électrodes de base pour l'électrocardiogramme

La jambe droite est généralement mise à la masse. On a alors pour chaque dérivation V_I , V_{II} et V_{III} :

$$\begin{aligned} V_I &= V_L - V_R \\ V_{II} &= V_F - V_R \\ V_{III} &= V_F - V_L \end{aligned}$$

On trouve alors mathématiquement $V_I + V_{III} = V_{II}$. Cette équation est appelée relation d'Einthoven.

Mais les techniques utilisées actuellement sont un peu plus complexes comme le décrit la disposition montrée en figure 7. Six électrodes sont placées dans la région du cœur. Les six voies alors récoltées sur l'appareil sont la différence entre chaque électrode et la tension moyenne des trois membres $(V_I + V_{III} + V_{II})/3$. Ces voies provenant d'une région proche du cœur permettent de déceler des petites malformations du muscle cardiaque.

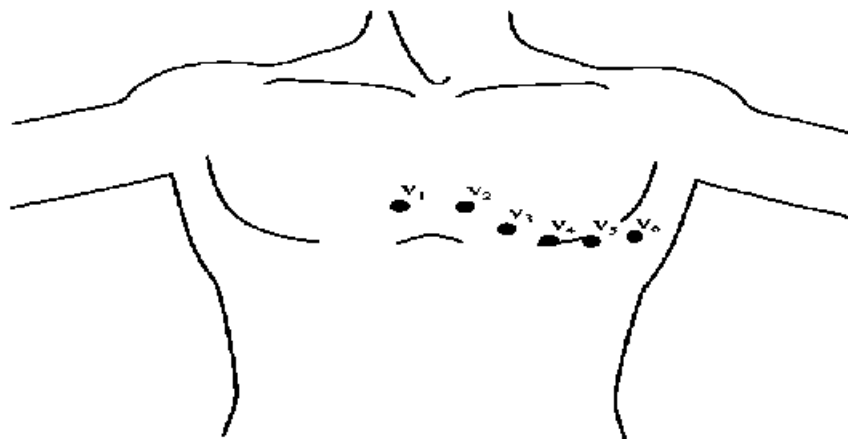


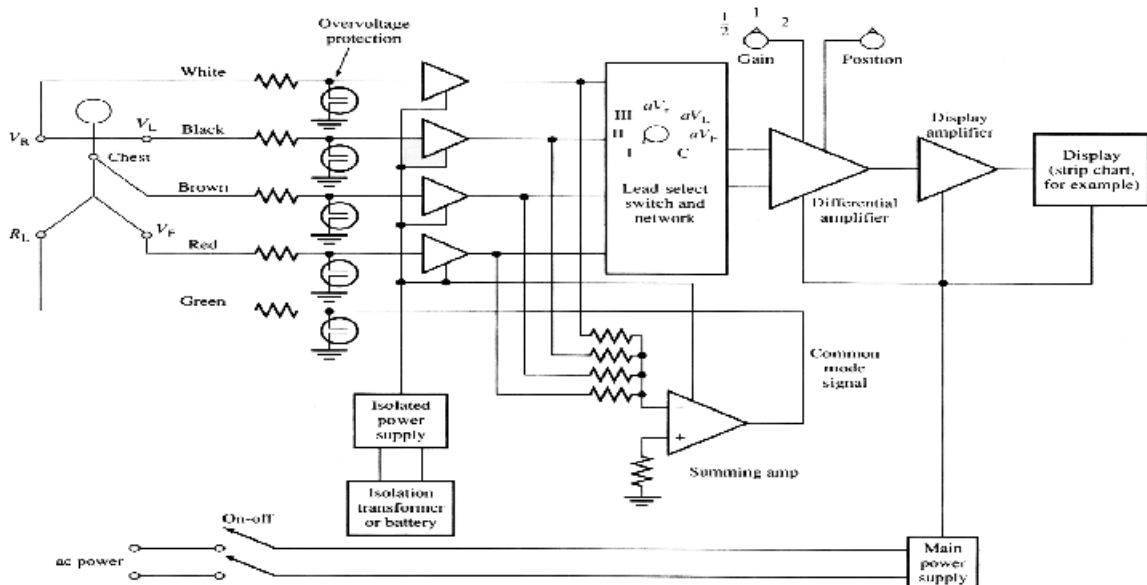
fig.7 : positionnement standard des 6 électrodes proches du cœur pour un relevé de 10 dérivations

II.2.7. Tracé des résultats sur papier

Les premiers électrocardiogrammes provenaient d'un mouvement du stylet sur une bande papier qui déroulait. Aujourd'hui, les tracés se font sur imprimantes, les plus utilisées étant des modèles thermiques*. Typiquement, les performances de ces imprimantes sont : une vitesse de déroulement du papier de 5 à 50 mm/s, une précision horizontale de 1000 ppp* à 25mm/s, une résolution verticale de 200 ppp, jusqu'à 15 voies sur la même bande de papier. Maintenant que nous savons quels sont les principes mis en jeu par l'électrocardiogramme, nous pouvons entrer dans l'électronique associée.

II. 3. Electronique associée

La figure 8 est un diagramme d'un électrocardiogramme simple, regroupant 4 dérivation :



Sur les appareils modernes, chaque électrode est connectée à un tampon (buffer) à haute impédance d'entrée (typiquement 100 MW). Le tampon supporte des hautes tensions, pour protéger les amplificateurs en cas d'électrochoc, envoyé par un défibrillateur* par exemple. Ces tampons, ou au moins tout l'étage d'entrée, sont alimentés par une alimentation isolée et stabilisée, dans le but de réduire les risques de chocs électriques. On trouve parfois une batterie pour cet usage.

Le signal de mode commun peut être utilisé pour réduire le bruit de mode commun par l'intermédiaire d'une rétroaction agissant sur la jambe droite du patient

Sur le schéma ci dessus, il est possible de choisir une dérivation particulière, grâce au 'lead-select switch and network'. Il est à noter que la plupart des appareils actuels travaillent sur au moins dix voies en même temps.

II. 3.1. Amplificateur

Revenons à la fig.8 : une fois la voie sélectionnée, le signal différentiel est amplifié par un amplificateur différentiel à hautes performances.

L'amplificateur différentiel sur chaque voie ressemble à ce modèle :

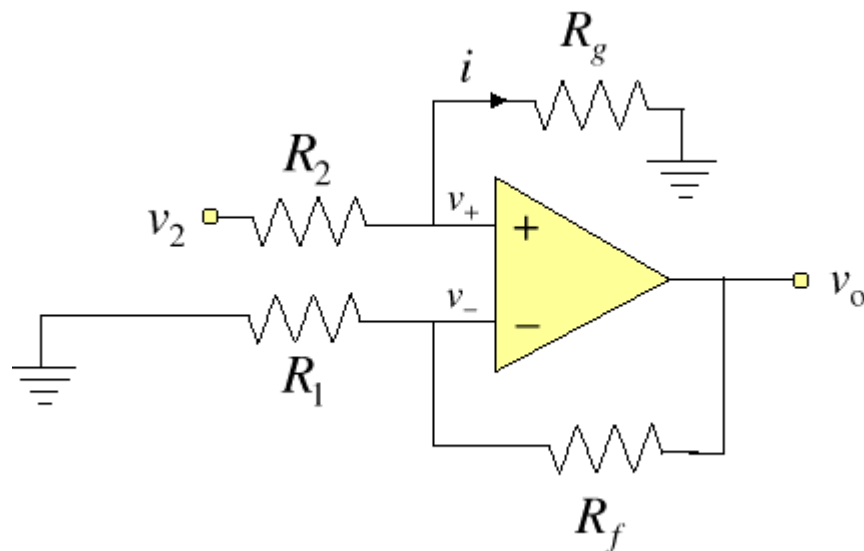


fig.9 : Amplificateur différentiel [4]

On peut modifier le gain et l'offset en faisant varier R_g et R_f .

On a sur ce modèle une formule donnant le

$$CMRR = 20 \times \log_{10} \left| \frac{A_d}{A_c} \right|$$

, où A_d représente l'amplification de mode différentiel, et A_c l'amplification de mode commun.

La principale caractéristique de celui-ci est un CMRR* très important, vu que normalement, le bruit est réparti uniformément sur toutes les électrodes

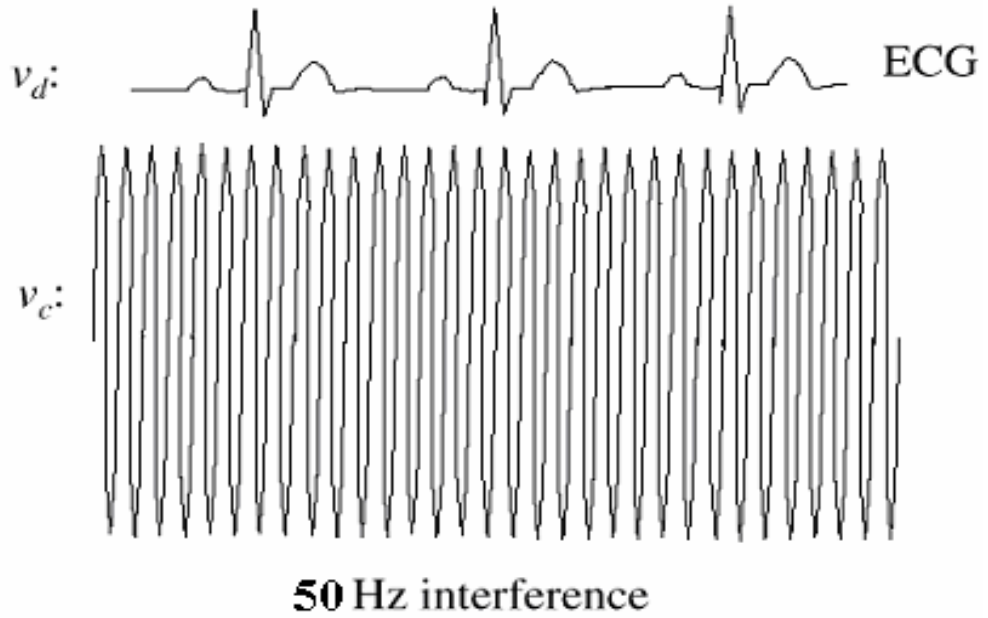


fig.10 : Bruit parasite à 50 Hz [4]

Si $A_c=0$, le montage à amplificateur différentiel va supprimer totalement le bruit de 50 Hz. C'est pourquoi on cherche à avoir A_c le plus faible possible, donc il faut un CMRR le plus fort possible. Pour le Max Personal de Marquette, le rejet en mode commun est donné à 130 dB minimum

II. 3.2. Traitement du signal

▪ II.3.2.1. des ondes QRS Détection

Il est utile de pouvoir distinguer automatiquement les battements cardiaques. Des algorithmes ont été développés à cet effet [4], et ressemblent sur le principe à ceci :

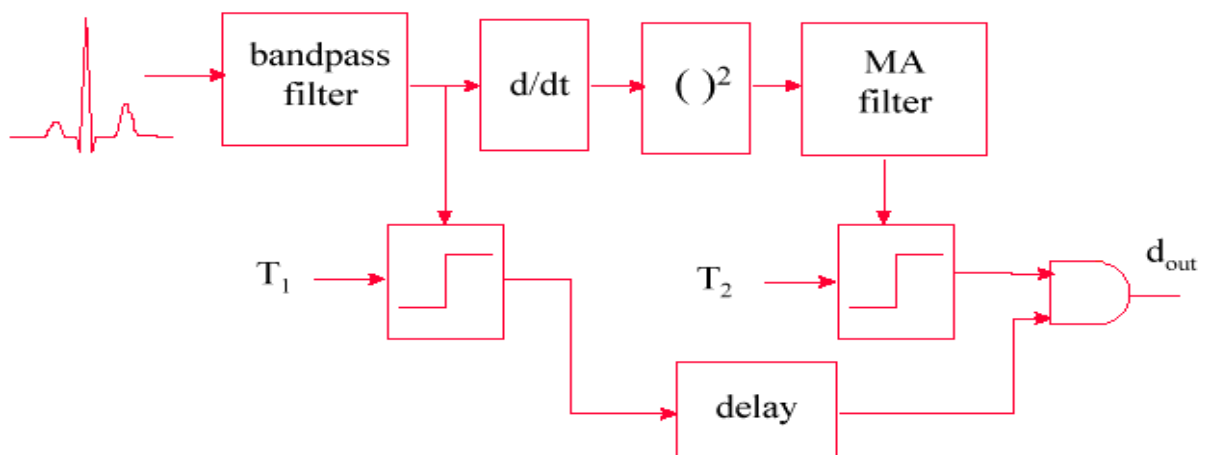


fig.11 : algorithme permettant la détection des pics

Le signal sortant des amplificateurs est filtré par un filtre passe bas puis un filtre passe haut de caractéristiques de transfert suivantes :

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

Passe bas :

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

Passe haut :

On retrouve aussi dans le schéma un dérivateur, une cellule qui élève le signal au carré, un retardateur (*delay*), une porte ET, deux comparateurs (renvoyant un signal TTL* selon le niveau de l'entrée par rapport à T_1 et T_2)

Le *MA filter* (*moving average filter*) correspond à un filtre dont la sortie peut s'écrire :

$$y[n] = \frac{1}{N_w} (x[n - (N_w - 1)] + x[n - (N_w - 2)] + \dots + x[n])$$

, où N_w représente la longueur du moyennage. On a ainsi en sortie D_{out} un signal TTL renvoyant '1' quand un pic est détecté (voir figure 12)

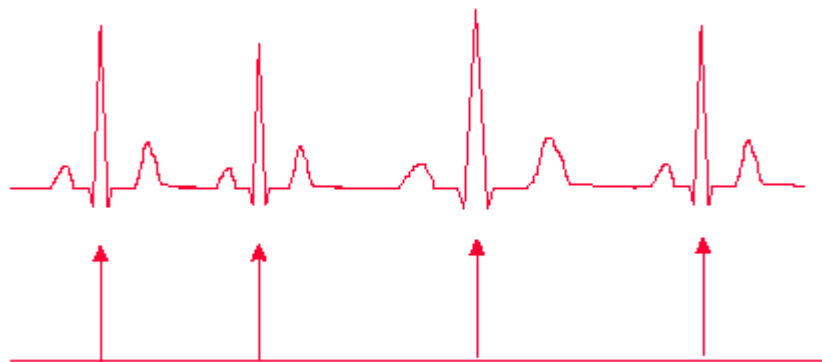


fig.12 : en haut : signal ECG
en bas : détection des battements cardiaques

▪ II.3.2.2. Numérique

La manipulation sur ordinateur s'est généralisée, pour une utilisation plus souple et plus efficace. Cette opération nécessite des signaux échantillonnés. L'appareil que j'ai vu permettait une acquisition de 15 pistes simultanément, avec un taux d'échantillonnage de 4000 Hz. Pour les calculs analytiques (détection des battements, pulsation...), l'appareil utilise 250 échantillons par secondes. Le convertisseur analogique numérique se place alors après le dernier amplificateur différentiel.

Il faut aussi savoir qu'il existe un ECG dit 'Haute Résolution' qui échantillonne à plus de 2 kHz, avec un filtre à 400 Hz, et un bit de poids faible qui représente moins de $2,5\mu\text{V}$. Là se posent des problèmes de bruit, qu'il faut filtrer soigneusement (avec un filtre de Wiener).

II. 4. Evolution

Pour obtenir de meilleures analyses médicales, des nouvelles méthodes de classification des pulsations cardiaques ont été recherchées. Les différences sont tellement fines, que les paramètres de classification diffèrent d'un patient à l'autre. Il est donc quasi impossible de trouver un algorithme permettant cette différenciation. C'est pourquoi les chercheurs se sont orientés assez récemment sur le réseau de neurones* [7]. Celui-ci combine en outre les avantages (que je ne développerais pas ici) de pouvoir apprendre. L'idée est donc les former en leur faisant apprendre une base de plusieurs millions d'enregistrements d'ECG, contenant les détections voulues. Ces réseaux de neurone permettront ainsi de reconnaître ce qu'on leur demande.

II.5 Stockage des données

L'électrocardiogramme haute résolution moyenné peut être archivé sous différentes formes :

Édition sur un support papier (cf. figure 1-12), visualisé sur un moniteur et stocké sur un disque dur ou sur une disquette. Généralement, pour les enregistrements ECG-HR, seule l'édition papier est insérée dans le dossier du patient. Il est cependant intéressant de noter que ces données comportant des informations cliniques et signalétiques sur le patient ainsi que les Electrocardiogrammes des trois dérivations (signaux de durée de 800 ms échantillonnés à 1000 échantillons/s sur 16 bits) sont de plus en plus souvent stockées électroniquement dans une base de données. La taille d'un enregistrement est d'environ 5Ko.

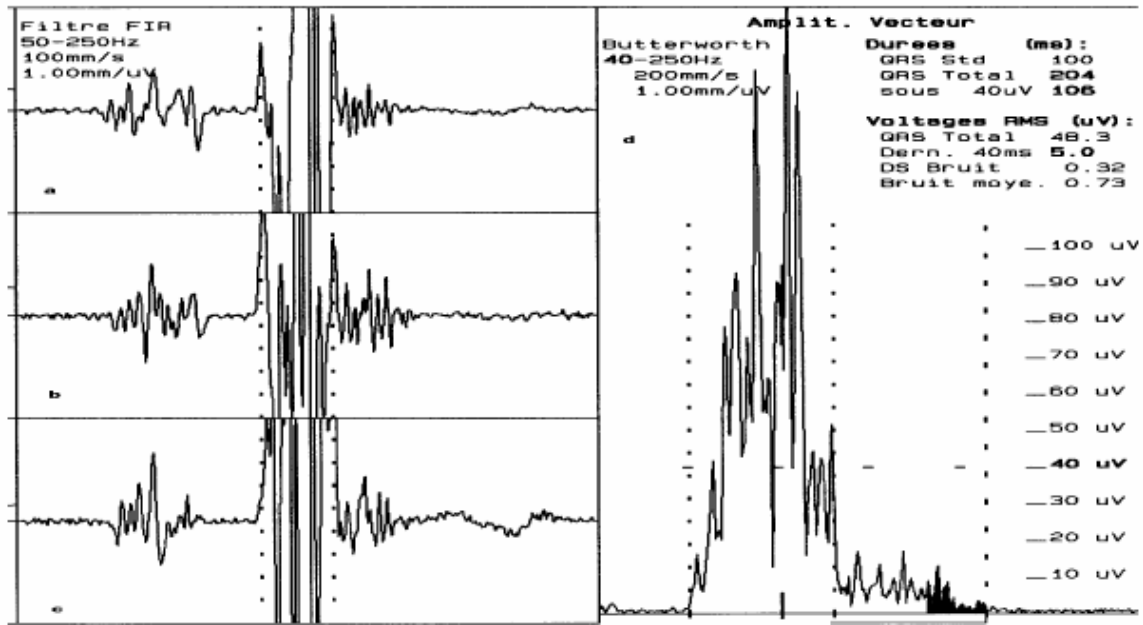


Figure 1-12 : exemple de résultat d'une analyse de l'ECG-HR sur un patient avec TV. (a): dérivation X, (b): dérivation Y, (c): dérivation Z, (d): vecteur amplitude filtré entre 40 et 250 Hz.

II.6. CONCLUSION

L'électrocardiologie a beaucoup évolué durant cette dernière décennie. Quelle que soit la méthode d'acquisition utilisée, elle reste un outil incontournable pour le diagnostic des troubles du rythme, des infarctus et d'un grand nombre de pathologies cardiaques. Si les méthodes d'acquisitions les plus anciennes telles que l'ECG à 12 dérivation et la méthode vectocardiographique conservent un attrait clinique important, il apparaît que l'électrocardiologie dite "quantitative" ouvre un nouveau champ d'investigation en permettant de découvrir et de quantifier des phénomènes électrocardiologiques de surface traduisant des anomalies fonctionnelles graves. L'ECG-HR moyenné apparaît comme une technique majeure qui trouve de nombreuses applications cliniques telle que l'évaluation de l'efficacité d'un acte de chirurgie antiarythmique ou la prédiction des TV chez les patients ayant subi un infarctus [Cai96].

Les informations précises sur ces appareils sont difficiles à trouver. Les constructeurs ont développé leurs solutions et évitent de les dévoiler (ce qui peut se comprendre). De plus, les avancées de l'électronique ont poussé les fabricants à intégrer leurs circuits. Ainsi, la partie électronique pure de l'appareil que j'ai pu voir (Max Personal de Marquette, société américaine) se résume à une carte intégrée regroupant toutes les fonctionnalités de l'appareil, comme le contrôle de l'affichage, de l'impression, d'alimentation, d'amplification, de transfert de données ; si bien qu'il est quasi impossible de retrouver les principes électroniques utilisés.

De plus, les informations que j'ai pu trouver concernent des évolutions très récentes, et par conséquent très pointues. Sur tous ces appareils médicaux, on trouve une protection contre les surtensions et autres chocs électriques, car on en connaît le risque. Cette protection se fait par l'intermédiaire de tampons, qui ont une impédance d'entrée très élevée (de l'ordre d'une centaine de mégohms). La 'révolution' du numérique a aussi touché ces appareils, qui peuvent désormais faire quelques analyses, comme la détection d'un battement, d'une séquence, de classification, une localisation plus précise... L'enregistrement sur papier est encore pratiqué, mais va certainement laisser la place à l'affichage graphique, plus souple et assisté des fonctions de calcul de l'ordinateur. De plus, les enregistrements peuvent maintenant se faire à distance et cela permet au patient d'être mieux suivi. Ces appareils sont aujourd'hui toujours très utilisés en milieu hospitalier. Toutes les améliorations apportées à ceux-ci rendent des services à de nombreux patients.

La mesure des signaux et de l'amplification est quelque peu établie, contrairement au traitement du signal. Dans ce domaine, l'arrivée du numérique a permis d'entrer dans une autre dimension, de par sa puissance et sa souplesse d'utilisation. En effet, les ordinateurs ont pu apporter leur rapidité, leur polyvalence, leurs moyens de stockage et de communication et c'est pour cela qu'on a développé un système d'acquisition de l'ECG par la carte d'acquisition DSPACE DS1103 permettant de numériser ce signal puis lui appliquer des outils de traitement de signal très évolués en utilisant le logiciel SIMULINK de MATLAB et c'est ce qu'on va détailler dans les chapitres suivants.

Chapitre -III-

Caractéristiques techniques de DSPACE DS1103



III.1. Présentation de la carte d'acquisition dSPACE DS1103 :

III.1.1. Vue d'ensemble du système :

- Introduction :

La carte d'acquisition est une carte très performante comportant plusieurs processeurs et dispose de nombreuses entrées et sorties analogiques ou numériques ainsi que des encodeurs incrémentaux pour la commande temps réel de robots.

Chaque processeur possède son compilateur C approprié (un pour PPC Motorola, un pour Slave DSP de Texas-Instruments et un autre pour le Slave de SIEMENS).

La carte dispose aussi d'une barrette de mémoire RAM indépendante et qui peut être augmentée. Cette carte peut être insérée au bus ISA de la carte mère d'un ordinateur compatible IBM.

- **PPC** La carte d'acquisition DS1103 est un système basé sur le processeur Maître (Master) Motorola 604^e PPC (400MHZ clock), qui représente l'unité de traitement principale.
- **Unités d'Entrée/Sortie** Un ensemble de périphériques a bord fréquemment utilisé dans des systèmes de commande numérique a été ajouté au PPC. Aussi bien que les convertisseurs A/D et D/A, les ports numériques d'E/S, l'interface série, PPC a aussi la commande des encodeurs incrémentaux, qui permettent le développement des contrôleurs avancés pour des robots avec jusqu'à six joints.
- **Le sous ensemble DSP** DSP (Digital Signal Processing) est un processeur esclave (Slave) basé sur Texas Instruments TMS320F240 DSP, est particulièrement conçu pour la commande des commandes électriques. Parmi autres, Les possibilités d'Entrée/Sortie, le DSP fournit la génération triphasée de PWM faisant un sous-ensemble utile pour des le contrôle et le guidage d'applications.
- **Le sous ensemble CAN** Un autre sous-ensemble, basé sur le microcontrôleur de Siemens 80C164 (MC), est employé pour les connections entre les différents ADC.
- **Master PPC, Slave DSP, Slave MC** Le PPC a accès au DSP et aux sous-ensembles des CAN. Parlé en termes de communication d'inter processeur, le PPC est le maître, tandis que les DSP et le CAN MC sont des esclaves.

La figure suivante donne une vue d'ensemble des unités fonctionnelles du tableau de contrôle de DS1103 PPC.

Unités fonctionnelles du tableau de contrôle de DS1103 PPC

ADC Analog/Digital Converters
MC CAN Microcontroller 80C164
CAP Capture
DAC Digital/Analog Converters
DPMEM Dual-Ported Memory
DSP Digital Signal Processor TMS320F240
PPC Power PC 604e Processor

PWM Pulse Width Modulation

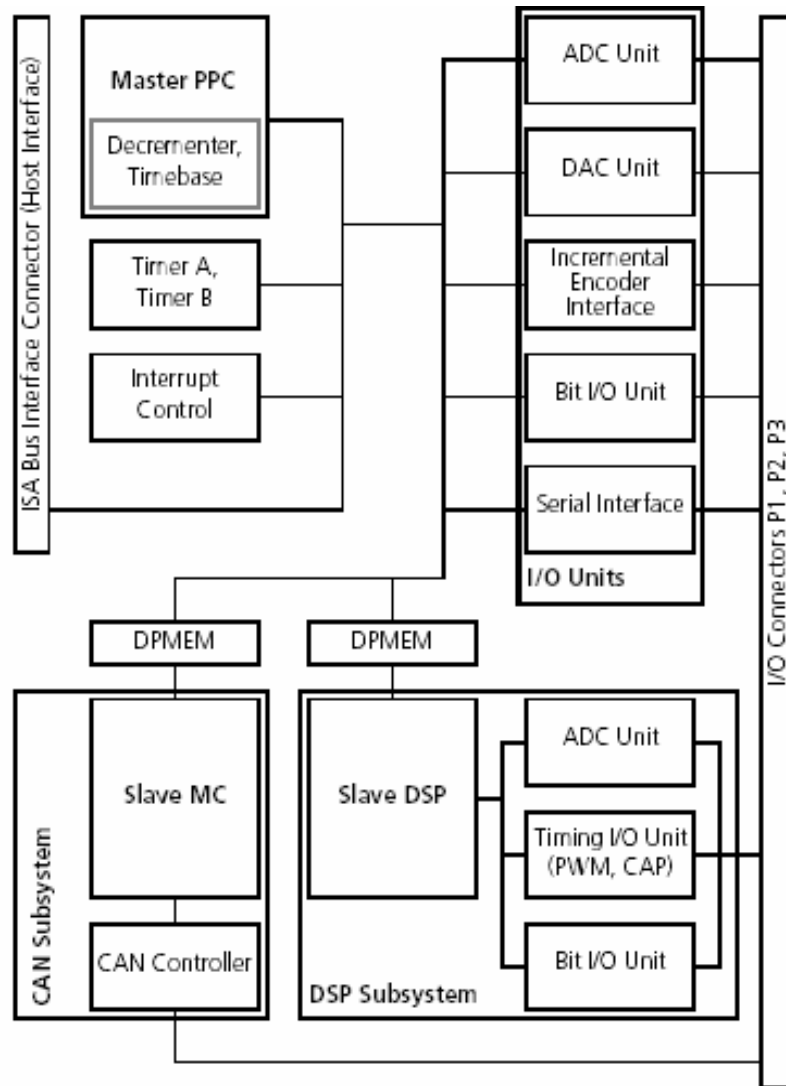


fig..Schéma synoptique de la carte DSPACE DS1103

III.1.2. Dispositifs d'entrée /Sortie :

La Conversion A/D

- 4 convertisseurs A/D parallèles, multiplexés en 4 voies chacun, avec une résolution de 16-bit, et un temps d'échantillonnage de 4 μ s.
- 4 convertisseurs A/D avec 1 voie d'entrée pour chacun, avec une résolution de 12 bit et un temps d'échantillonnage de 800 ns.

Slave DSP ADC

- 2 convertisseurs A/D parallèles, multiplexés sur 8 voies chacun, avec une résolution de 10-bit et un temps d'échantillonnage 6 μ s.

Entrée/Sortie Numérique

- 32-bit input/output, avec possibilité de configuration bit-wise.
- 19-bit input/output, avec possibilité de configuration bit-wise.

D/A Conversion

- 2 convertisseurs D/A avec 4 voies chacun et une résolution de 14-bit.

Interface d'Encodeurs Incrémentaux

- 1 voie analogique avec compteur 22/38-bit.
- 1 voie numérique avec compteur 16/24/32-bit.
- 5 voies numériques avec compteur 24-bit.

Contrôleur d'Interruptions

E/S Série _

- Interface UART standard, pouvant être configurée alternativement en mode RS-232 ou RS-422 mode.

III.1.3. Exemples d'applications typiques de la DS1103 :

Les systèmes dSPACE sont utilisés partout où des systèmes de contrôle mécatroniques rapides sont conçus et testés. Dans ces pages, vous verrez comment optimiser votre processus de développement avec dSPACE et quelques exemples de clients qui l'ont déjà fait avec succès.

- Un développement permanent d'unités de contrôle en ingénierie automobile avec fonction de prototypage de fonctions, implémentation sur calculateurs et test de calculateurs.
- Développement de régulateur pour applications mécatroniques dans le domaine de la technique des entraînements, de l'aéronautique et de l'espace ainsi que la robotique.
- Les 9000 systèmes et plus installés dans le monde entier parlent d'eux-mêmes - tout comme notre liste de clients de A comme Audi à Z comme ZF.

Les produits polyvalents de dSPACE sont utilisés dans de nombreux domaines d'application très divers, les exemples suivants montrent l'ampleur de leur succès.

dSPACE Prototyper

- TRW Automotive: Développement de systèmes de freinage brake-by-wire
- DaimlerChrysler: Développement de suspension active
- Université de Paderborn: Développement d'un entraînement magnétique pour véhicules sur rails

TargetLink

- Cars Volvo: Chaîne d'outils à base de modèles
- Nord-Micro: Régulation de la pression dans la cabine d'avion

dSPACE Simulator

- Audi: Simulation de la chaîne cinématique complète
- Opel: Test d'unités de contrôle de l'habitacle
- Siemens: Test d'une régulation pour turbines à gaz

III.1.4. Présentation des différents composants de la carte DS1103 :

- Emplacement de la carte :

-La carte d'acquisition est directement enfichable au Slot ISA de la carte mère d'un PC, il faut aussi prévoir 3 brackets libres pour le triple connecteur (P1, P2, P3). [voir fig.1]:

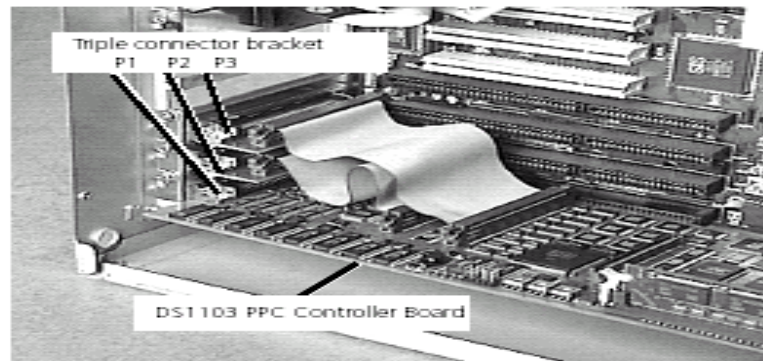


fig.1 Emplacement de la carte DSPACE DS1103

III.1.5. Le Panneau de Connexion CP1103 et d'indicateurs LED CLP1103 :

Le panneau de connexion CP1103 fournit les raccordements faciles à utiliser entre le tableau de contrôle de DS1103 PPC et les dispositifs à relier à eux. Le connecteur et le panneau CLP1103 de LED fournit en plus une rangée de LED indiquant les états des signaux numériques connectés au panneau d'acquisition. [Voir fig.2 et fig.3] :

- CP 1103 (Panneau de connexions) :

Le panneau de connexion CP1103 fournit les raccordements faciles à utiliser entre le tableau de contrôle de DS1103 PPC et les dispositifs reliés à lui. Des dispositifs peuvent être individuellement reliés, débranchés ou échangés sans soudure (liaison physique). Ceci simplifie la construction du système examinant et dépannant.

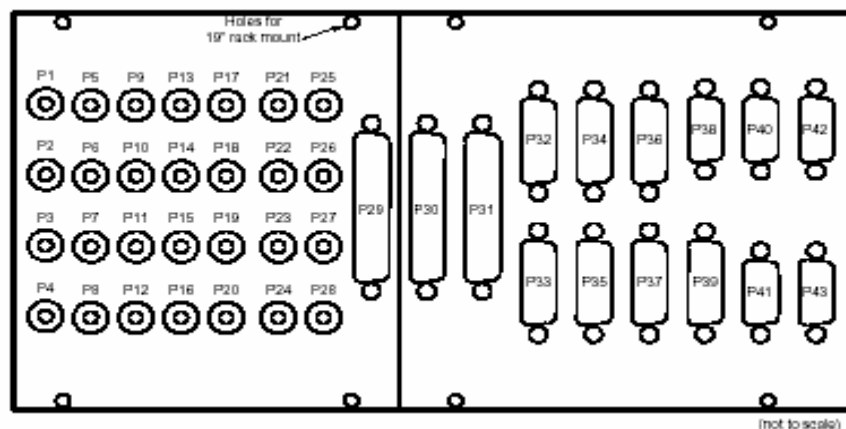


fig.2 Panneau de connexions CP1103

- **CLP 1103 (Panneau d'indicateurs LED) :**

Le connecteur et le panneau CLP1103 de LED fournissent en plus une rangée de LED indiquant les états des signaux numériques. Les Signaux actifs de niveaux bas ne sont pas indiqués sur le panneau plan. Les LED ne montrent pas le statut actif du signal mais montrent le niveau de TTL à la place (TTL haute - > la LED est allumée; TTL basse - > la LED est éteinte). Le CLP1103 est équipé de 92 LED qui indiquent les états des signaux numériques. Pour les signaux par accroissement de sonde, il y a des amortisseurs avec de véritables entrées différentielles. La puissance exigée pour courir la LED est prise de la tension d'alimentation (VCC) du DS1103.

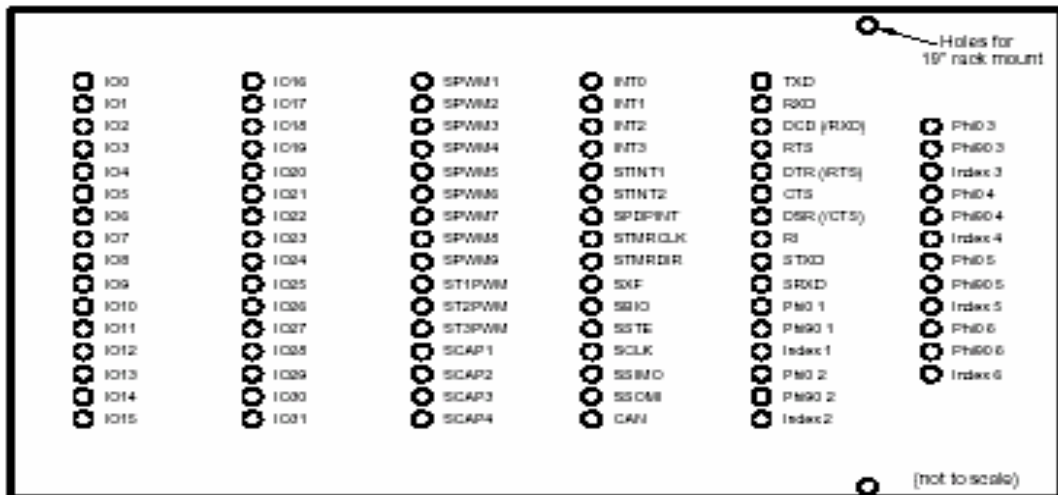


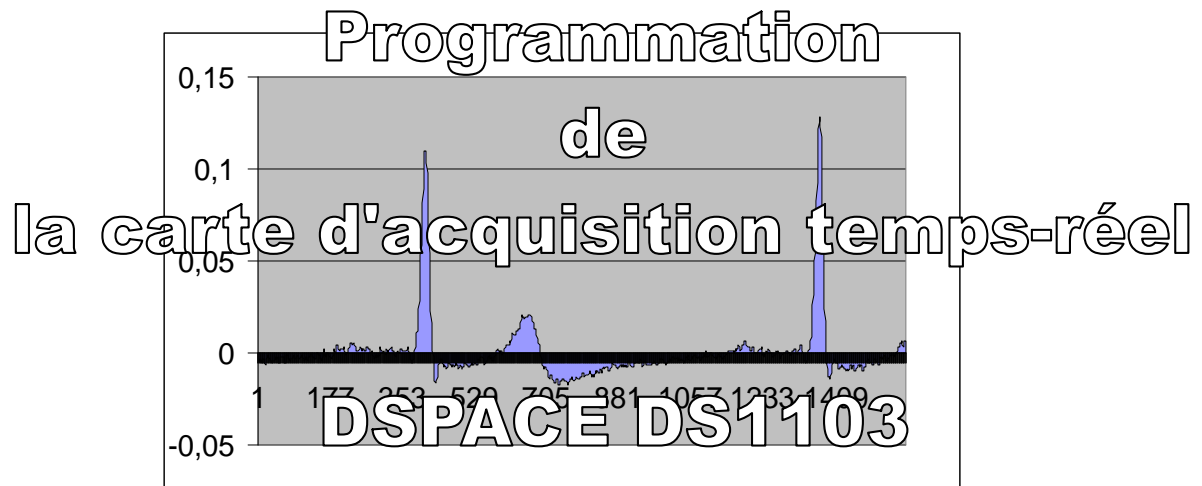
fig.3Panneau d'indicateurs LED CLP1103

III.2.Datasheets de DSPACE DS1103 :

Processor	Motorola PowerPC processor PPC604e
Memory	256Kx64-bit local memory SRAM (2 MByte) up to 16Mx64-bit global memory SDRAM (128 Mbyte)
Timer	32-bit downcounter with reload register 30 ns resolution 32-bit upcounter with compare register 60 ns resolution
Interrupt controller	interrupt controller with 22 interrupt sources 4 external interrupts
Temperature sensor	temperature sensor for the PPC
ADCs 4x16-bit ADC with mux	±10 V input range 4 µs conversion time ±5 mV offset error ±0.25% gain error 4 ppm/K offset drift 25 ppm/K gain drift >80 dB signal to noise ratio

ADCs 4x12-bit ADC	<p>±10 V input range 800 ns conversion time ±5 mV offset error ±0.5% gain error 4 ppm/K offset drift 25 ppm/K gain drift >65 dB signal to noise ratio</p>
DACs 8x14-bit DAC	<p>±10 V output range 5 µs settling time (12bit) ±1 mV offset error ±0.5% gain error 3 ppm/K offset drift 25 ppm/K gain drift $I_{max} = \pm 5mA$ $C_{lmax} = 10nF$</p>
1 Analog Incremental Encoder	<p>selectable 1 Vpp or 11 µApp mode resolution < 5° maximum count frequency of 2.4 MHz (fourfold line count), i.e. 600 000 encoder lines per second 32-bit loadable position counter 5 V/1 A sensor supply voltage ADC performance 6 bits, 10MSPS</p>
6 Digital Incremental Encoder	<p>selectable TTL or differential input fourfold pulse multiplication maximum count frequency of 6.6 MHz 24-bit loadable position counter 5 V/1 A sensor supply voltage</p>
Digital IO	<p>32-bit parallel IO each 8 bit group can be set to input or output $I_{outmax} = \pm 8mA$ TTL output/input levels</p>
CAN	<p>Microcontroller-based CAN Subsystem with ISO 11898 integrated net-transceiver 1 Mbaud</p>
V24	<p>TL16C550 UART with FIFO RS232 / RS422 selectable max. 1 Mbaud</p>

Chapitre -IV-



Signal (ECG) recueilli par DSPACE DS1103



▪ **IV. Préface :**

Dans ce chapitre, nous allons détailler les principales méthodes utilisées lors de la programmation des différents ports d'entrées/sorties afin de pouvoir lancer une acquisition et le filtrage en temps réel d'un ou plusieurs signaux physiologiques comme l'ECG ,le PCG,l'UCG, ,l'EEG,l'EMG,la Pression artérielle,la capacité pulmonaire ...

Puisque notre étude est fondée sur le recueil du signal Electrocardiogramme alors nous avons utilisé qu'une seule entrée Analogique qui est celle du Convertisseur Analogique /Digital Multiplexé ADC1 du panneau de contrôle de la carte DSPACE DS1103.

▪ **IV .1.Les différentes Méthodes de programmation temps réel de la carte DS1103:**

Pour programmer la DS1103, nous pouvons utiliser différentes méthodes, seulement il faut respecter certains paramètres pour empêcher les difficultés d'utilisation de ce prototype. Il faut, donc, d'abord

- se familiariser avec l'environnement de contrôle de la carte DSPACE
- apprendre à maîtriser convenablement le logiciel de la carte appelé « CONTROLDESK »
- apprendre à configurer et manipuler les différents outils d'acquisition, de commande et de traitement comme les compilateurs C, l'environnement SIMULINK de MATLAB ou aussi les scripts du langage PYTHON.

▪ **IV.1.1.Programmation manuelle de la carte DSPACE par langage C**

Cette méthode est fréquemment employée par les utilisateurs expérimentés tel que les informaticiens, elle est aussi adoptée lorsqu'on n'utilise pas trop de fonctions mathématiques comme le traitement du signal sinon la taille du programme risquerait d'être trop longue d'où la programmation manuelle devient encombrante et perdant beaucoup de temps.

▪ **IV.1.2.Compilateurs C de DSPACE :**

Pour pouvoir compiler et exécuter un programme en C pour l'environnement DSPACE DS1103, deux compilateurs sont disponibles :

IV.1.2.1. Compilateur Microtec PPC pour Processeur Motorola PowerPC :

Ce compilateur permet de compiler un programme en langage C utilisant le Processeur MOTOROLA PPC de DSPACE sous l'interpréteur de commandes MSDOS, alors une liste d'instructions et de procédures permettant d'accéder directement aux entrées /sorties de la carte d'acquisition est livrée avec documentation de la DSPACE .Ces fonctions utilisent des bibliothèques et des librairies spéciales puisque le programme en C doit être d'abord traduit en langage machine c'est-à-dire en assembleur en employant les instructions du processeur MOTOROLA PowerPC 604e.

La commande **DOWN1103** qui se trouve dans le répertoire \DSPACE\EXE compile, exécute, génère et charge le programme en .C, puis lance l'expérimentation ou la simulation en temps réel selon le schéma de principe suivant (fig.1):

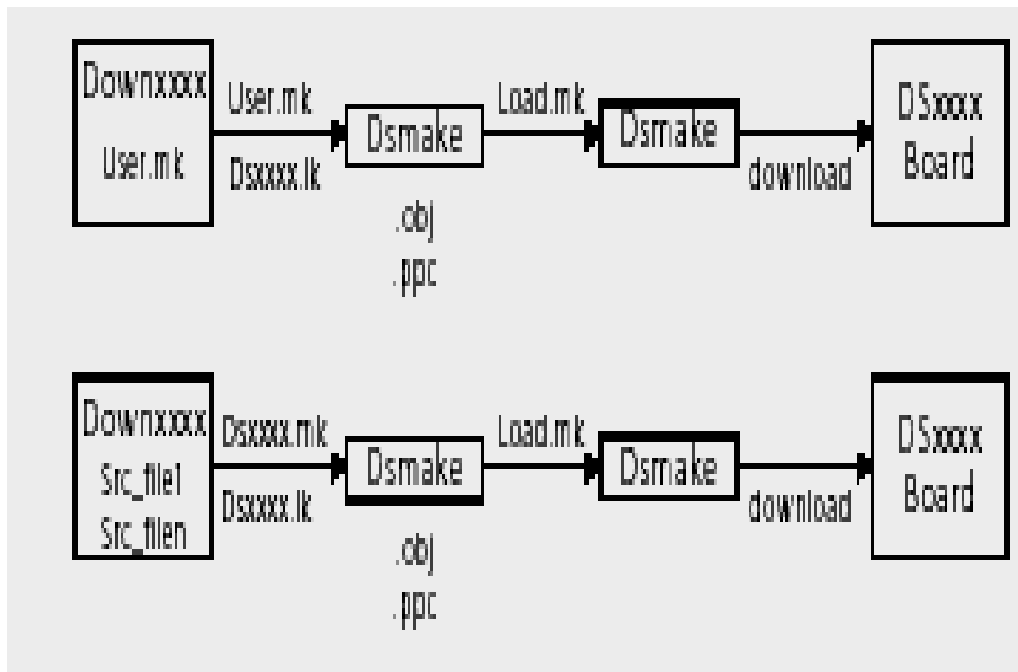


fig.1.pricipe général de compilation du programme

IV.1.2.2.Compilateur C TMS320C3x/C4x pour processeur Slave DSP (Digital Signal Processor) Texas Instruments

De la même façon que la précédente, on utilise ce compilateur qui approprié au deuxième processeur de traitements numériques de Texas Instruments, ce processeur est destiné au contrôle des entrées /sorties Numériques (Digital Input/Output) et a cet effet, une autre librairie est livrée avec la documentation de la DSPACE pour l'utilisation des fonctions sous processeur DSP Texas Instruments.

IV.1.3.Programme C d'acquisition du signal ECG :

Dans ce paragraphe on va décrire la méthode permettant de programmer manuellement le code en C pour pouvoir acquérir 1 signal analogique depuis l'ADC1 multiplexé d'une résolution de 16-bit, une fréquence d'échantillonnage de 250 KHz et un temps d'acquisition de 4µs (type : ADC a approximations successives) .D'abord, il faut éditer le programme en langage C.

Voici l'exemple du programme d'acquisition : **READECG.C**

```

#include <Brtenv.h>

#define DT 1.0e-3 /* 1ms pas entre les échantillons (période d'échantillonnage) */
#define NINPUTS 2 /* nombre d'entrées analogiques */

/* variables pour ControlDesk */
Float64 u[NINPUTS];
Float64 exec_time; /* temps d'exécution */

void isr_timerA(void)
{

    RTLIB_SRT_ISR_BEGIN(); /* vérification s'il y'en a d'autres acquisitions en cours */
    host_service(1, 0); /* service ControlDesk */

    RTLIB_TIC_START(); /* déclenchement de la mesure du temps */

    ds1103_adc_start(DS1103_ADC1);
    /* lire du convertisseur 1 */
    /* canal 1 */
    ds1103_adc_read(1, &u[0]);
    exec_time = RTLIB_TIC_READ();

    RTLIB_SRT_ISR_END();
}

void main(void)
{
    Int16 temperature;

    /* initialisation de ds1103 */
    init();
    /* attribue le multiplexeur 1 (convertisseur 1) au canal 1,

    ds1103_adc_mux_all(1);

    RTLIB_TIC_DELAY(2.0e-6);

    RTLIB_SRT_START(DT, isr_timerA);

    /* tache de fond */
    while(1)
    {
        RTLIB_BACKGROUND_SERVICE();

        /* ecrit la température du CPU en section de configuration */
        ds1103_cpu_temp_read(&temperature);
    }
}

```

- La deuxième étape est de concevoir manuellement le fichier ***.SDF (System Descriptor File)** permettant de regrouper tous les fichiers générés par le compilateur dans le répertoire où le programme C est stocké puis les exécuter, ce fichier s'encharge de tout lors du lancement d'une acquisition.

Voici l'exemple de **READECG.SDF**

```
[RTP]                /* Processeur temps réel */
Type=DS1103          /* modèle de la carte d'acquisition DSPACE */
BoardName=ds1103    /* nom de la carte */
File= READECG.ppc   /* fichier compile en langage machine pour Motorola PowerPC */
TraceFile= READECG.trc /* fichier comportant les variables */
[System]
Version=1.0
Status=Start
RTP=RTP
SystemType=SingleProcessorSystem /* utilisation d'un seul processeur de la carte */
```

- La troisième étape consiste à éditer le programme permettant de générer les signaux d'entrée ou de sortie comme les différentes variables employées dans notre programme en C. Donc nous sommes obligés de programmer le fichier **READECG.TRC** ; l'extension *.TRC indique que c'est un fichier regroupant les variables qu'on voudrait visualiser sous le Plotter du logiciel CONTROLDESK.

Voici l'exemple de **READECG.TRC**

```
sampling_period = 1.0E-3          /* période d'échantillonnage en secondes */
_floating_point_type(64,IEEE)    /* type de la variable */
_integer_type(32)                /* type de la variable */
-- TRACE signals                 /* signaux a tracer*/
--
-- signal name    type address
group "Signals"
  u[0] flt        /* variable stockée en tableau de la variable u*/

  "adc_1"  renames u[0] /* renomme une variable par un autre nom */

endgroup
group Execution
  exec_time  flt
endgroup
```

u :est la donnée (variable) lue par l' ADC1

- La quatrième étape est la compilation des programmes édités :
READECG.C
READECG.SDF
READECG.TRC

Après la compilation du programme **READECG.C** par l'instruction **DOWN1103** de l'interpréteur de commandes **MSDOS**, trois autres fichiers sont générés par le compilateur C de Microtec PPC :

READECG.PPC : exécutable pour le processeur temps-réel Motorola PowerPc dans DS1103.

READECG.CDD : ControlDesk Description file contenant la description de l'expérimentation.

- La dernière étape consiste à créer l'interface graphique ***.LAY** permettant de visualiser notre signal électrocardiogramme sous le logiciel d'expérimentation **CONTROLDESK Automation** approprié à la DS1103.

Voici un exemple de l'interface graphique **READECG.LAY** que nous avons créé pour la visualisation et le contrôle de l'acquisition. (Voir fig.2)

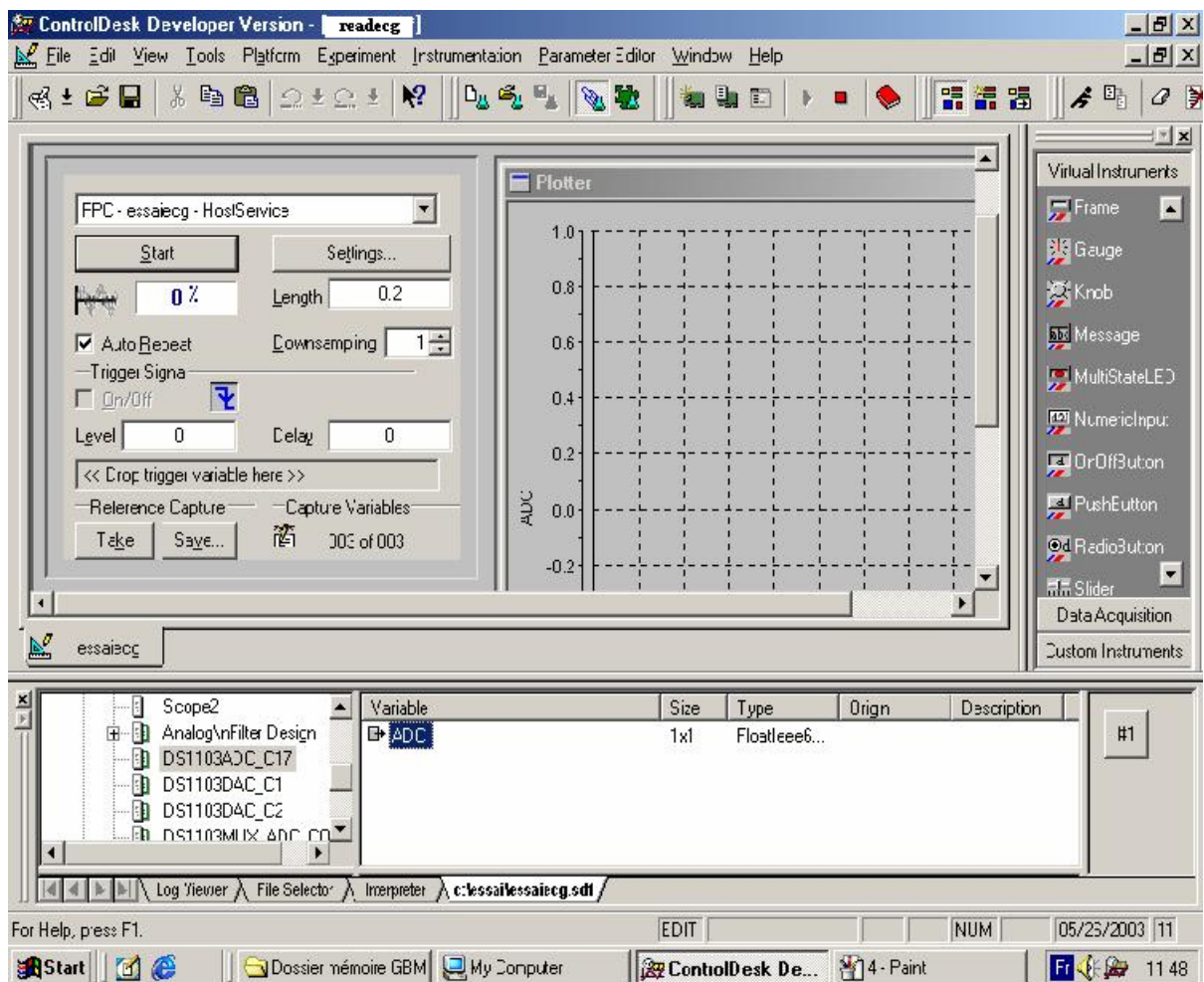


fig.2.interface graphique de visualisation des signaux

Après avoir lancé l'acquisition sous CONTROLDESK, et activé le mode *ANIMATION*, il faut donc associer chaque variable à son endroit ,par exemple, si u[1] est la variable qui contient le signal de l'ADC1,il faut l'attribuer au PLOTTEUR de visualisation ;ou bien si P désigne la variable de la période ,il faut donc procéder de la même façon mais en l'associant au Slider (bouton de réglage),cela nous permettra de contrôler facilement la simulation pendant l'acquisition du signal en temps-réel et sans avoir recours à modifier la valeur des variables associées. Voir ci-dessous (fig.3) :

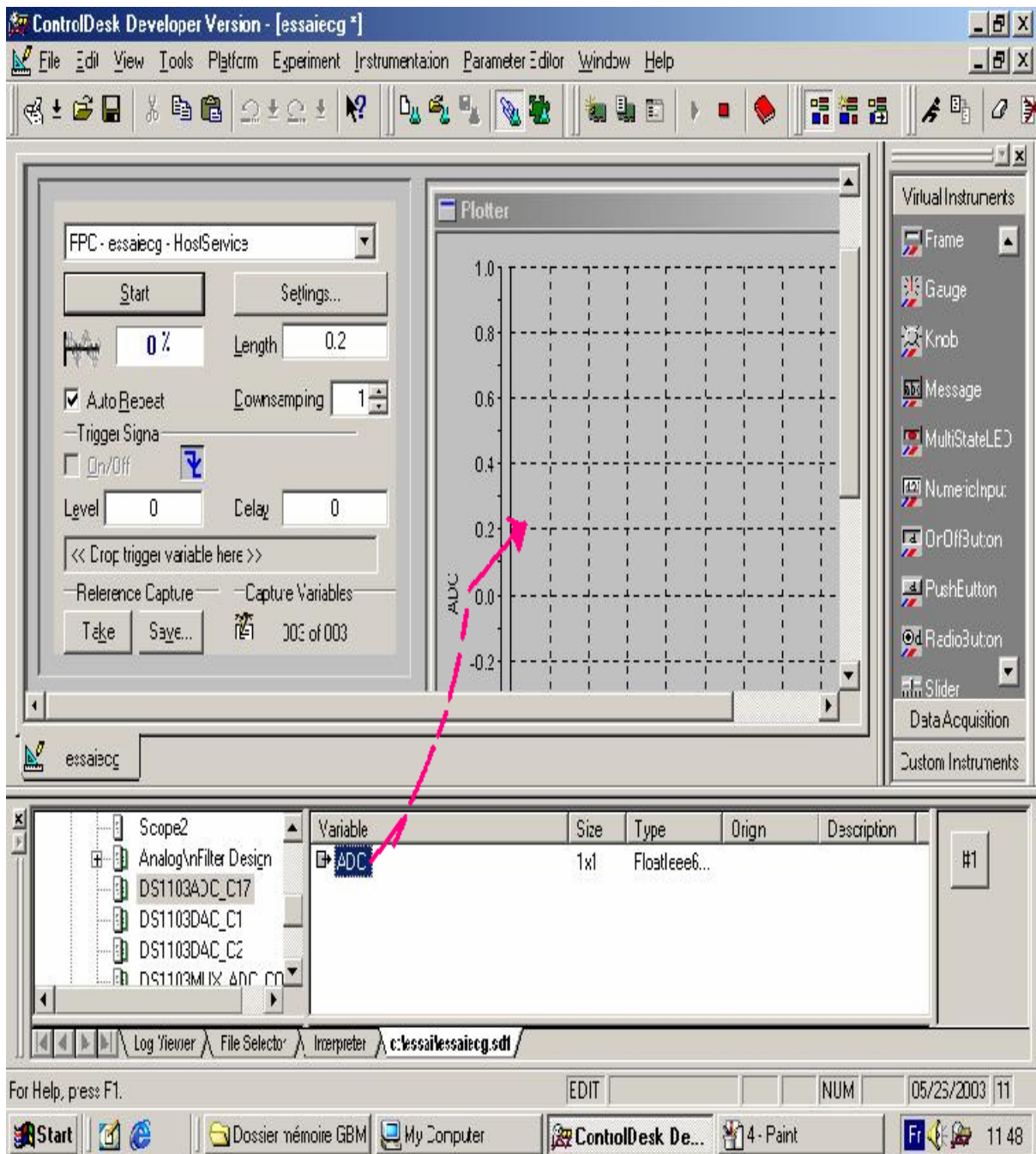


fig.3.méthode d'association d'une variable à un plotter

Après avoir attribué la variable du signal de l'ADC1Mux au plotter, nous visualisons notre signal ELECTROCARDIOGRAMME en temps réel d'un sujet normal.

Pour la présente simulation nous avons fixé la durée de répétition du signal par la commande, Length = 3 secondes, le signal obtenu est représenté comme suit :

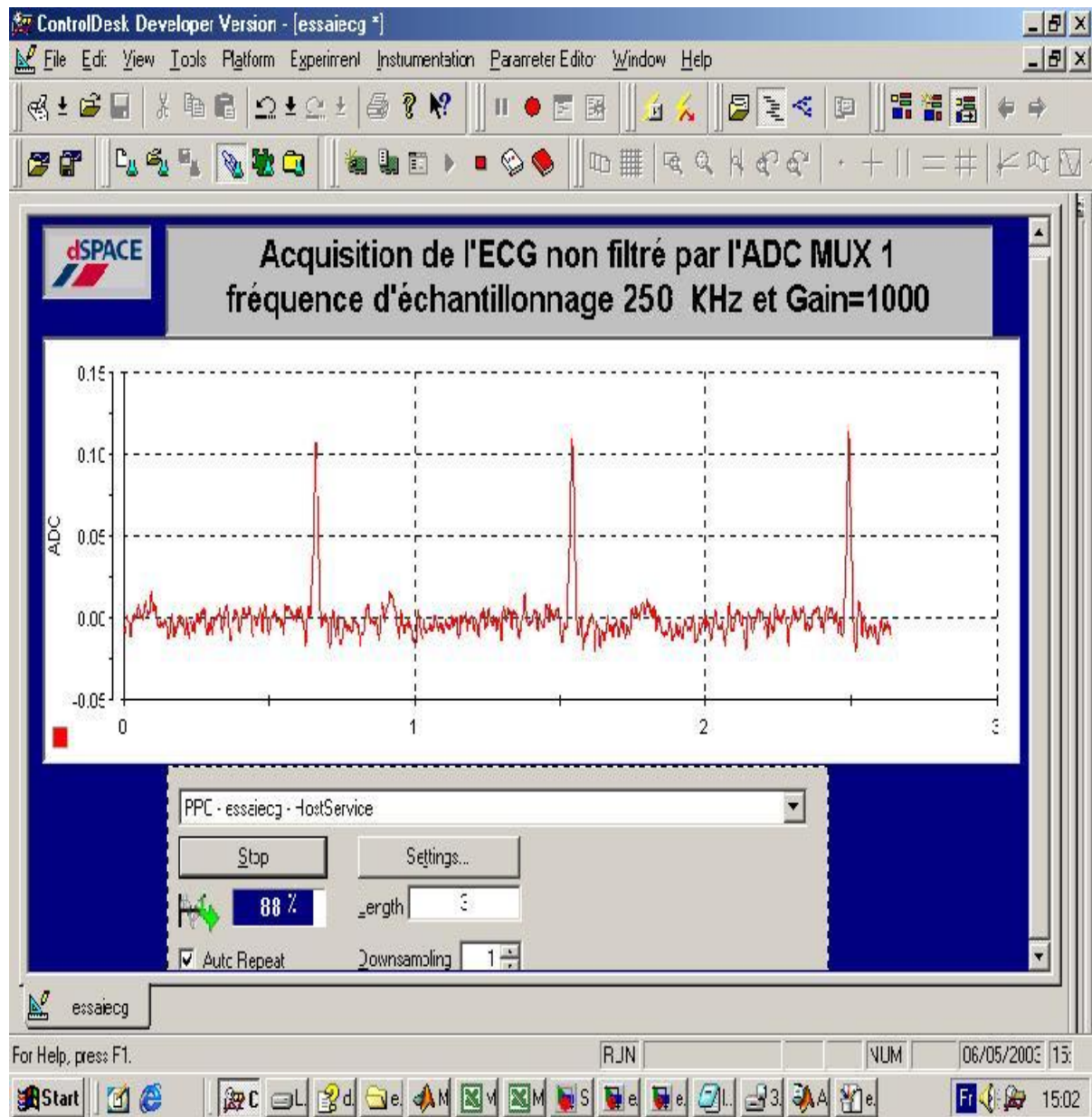


fig.4.Signal ECG amplifié et filtré par l'amplificateur d'instrumentation « PHYWE »

IV.1.4.Utilisation du logiciel SIMULINK de MATLAB :

DSPACE emploie différents logiciels externes, à part les compilateurs vus précédemment, le logiciel **MATLAB** est un logiciel de simulation très performant .Nous pouvons par exemple, lancer une acquisition de signaux ou encore le contrôle d'un robot mais aussi associer différentes opérations de traitement du signal se trouvant dans la bibliothèque « **SIGNAL PROCESSING TOOLBOX** » de **SIMULINK** pour le filtrage du signal en temps-réel.

IV.1.4.1. Avantages de SIMULINK par rapport a la programmation manuelle en langage C

Pour le prototypage de fonctions sous MATLAB il est très facile de créer des modèles sous SIMULINK puisque ce logiciel génère tous les fichiers qu'on a besoin pendant la simulation de façon automatique. Cela se fait par l'intermédiaire de la fonction **BUILD MODEL (Ctrl B)** traduisant le modèle depuis l'extension *.MDL vers les codes en *.C et les bibliothèques #include en *.H tout en utilisant une autre toolbox (boite à outils) nommée **REAL TIME WORKSHOP** de SIMULINK.

L'autre avantage est d'implémenter un grand nombre de fonctions et d'outils en un temps minimisé ce qui est plus pratique que la programmation manuelle en langage C.

IV.1.4.2. La bibliothèque d'applications RTI1103

En tapant *rti1103* dans l'interpréteur de MATLAB on aura la bibliothèque suivante pour la création de modèles sous SIMULINK.

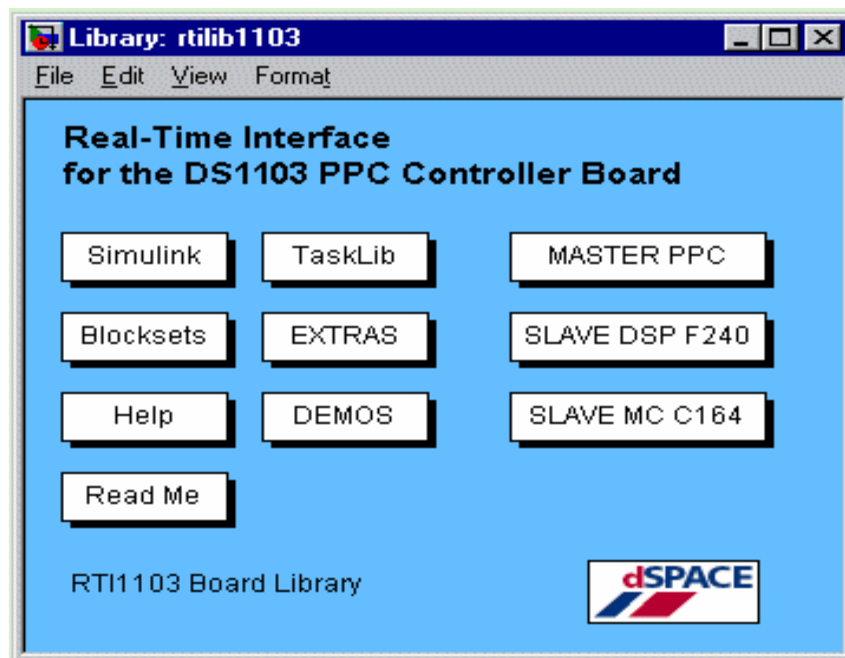


fig.5. Bibliothèque RTI1103 représentant les outils d'acquisition de DSPACE DS1103

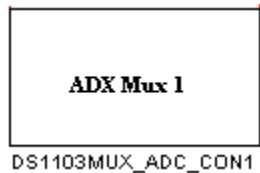
Comme nous le voyons, il y a différentes bibliothèques et chaque bloc représente une série de composants contenant en variété de programmes MATLAB qui, après BUILD seront traduits en langage C pour être ensuite compilés et exécutés puis chargés et liés au processeur temps- réel de la carte DS1103, que ce soit le processeur MASTER PPC de Motorola, le Slave DSP de Texas Instruments ou bien l'autre processeur Slave de SIEMENS.

Dans toute notre expérimentation, nous avons utilisé uniquement un seul Processeur de la carte DS1103 qui est le MASTER PowerPc Motorola puisqu'il nous suffit largement. Donc la bibliothèque d'applications implémentée a cet effet est la rtilib1103 « MASTER PPC » de la figure précédente.

IV.1.4.3. Acquisition en temps-réel du signal Electrocardiogramme (ECG) par SIMULINK :

Pour cette application, nous avons développé un modèle employant les 2 blocs suivants :

DS1103MUX_ADC_CON1



- **Caractéristiques de DS1103MUX_ADC_CON1**

-Ce bloc de la bibliothèque *rti1103* de DSPACE peut être configuré pour faire l'acquisition jusqu'à **16** signaux Analogiques à travers les convertisseurs ADC multiplexés avec la possibilité de choisir 4 entrées par bloc.

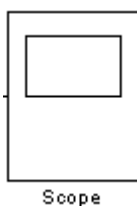
-Ces convertisseurs analogiques/digitaux sont très performants vu leur :

- Type : ADC a approximations successives.
- Résolution : 16 bits.
- Rapidité : caractérisée par la fréquence d'échantillonnage $f=250\text{KHz}$.
- Temps d'acquisition : $4\mu\text{s}$.
- Tension d'entrée : -10 à +10 volts au maximum.

Ce convertisseur 16 bits représente 65536 niveaux de tension et la différence entre chaque niveau lors du passage de bit a bit est de $20/65536 = 0.0002550$ volts.

-Pour l'acquisition de l'Electrocardiogramme, ce type de convertisseur est parfaitement adapté à notre expérimentation et ne nécessite aucun réglage.

SCOPE



- **Caractéristiques de SCOPE :**

SCOPE est un outil de SIMULINK permettant la visualisation des signaux. Il dispose de nombreux outils comme le zoom, le réglage des axes X et Y ainsi que la possibilité de visualisation sur plusieurs fenêtres.

La figure 6 représente le modèle d'acquisition en temps-réel du signal ECG :

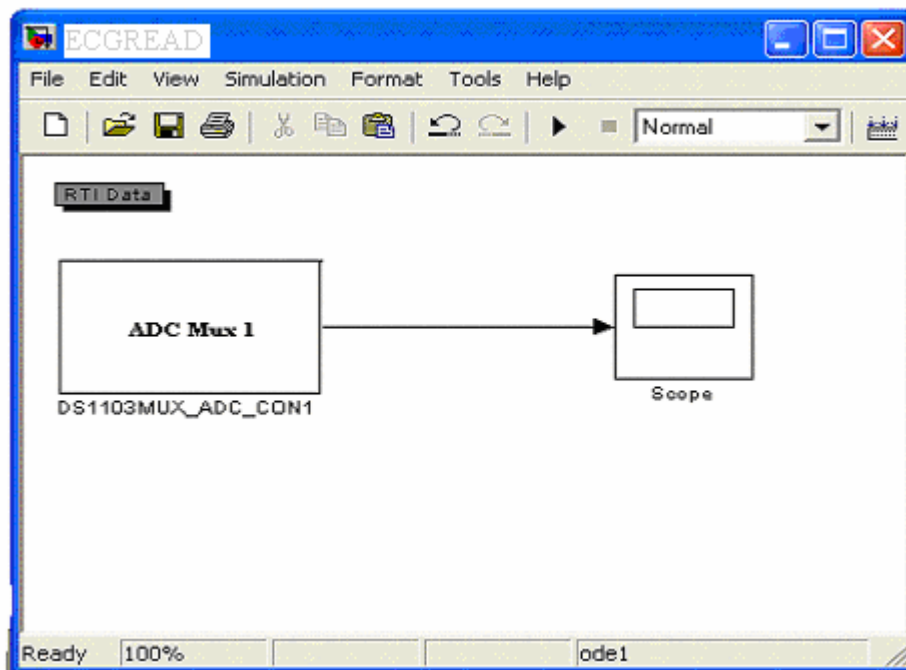


fig.6.modèle d'acquisition sur SIMUMLINK ECGREAD.MDL

IV.1.4.4.Exécution du modèle ESSAIECG.MDL

Après la compilation du modèle par l'intermédiaire de la commande BUILD system de SIMULINK, les fichiers **ECGREAD.SDF** et **ECGREAD.TRC**, généré automatiquement par le compilateur sont ouvert à l'aide du logiciel ControlDesk Automation pour charger l'interface graphique **ECGREAD.LAY** puis charger le fichier *.SDF au processeur MASTER PPC Motorola . La simulation peut être alors lancée en utilisant le mode **ANIMATION** sous ControlDesk.

La dernière étape consiste à associer les différentes variables à leurs instruments d'affichage sur ControlDesk. Le Plotter est le plus employé pour visualiser les signaux.

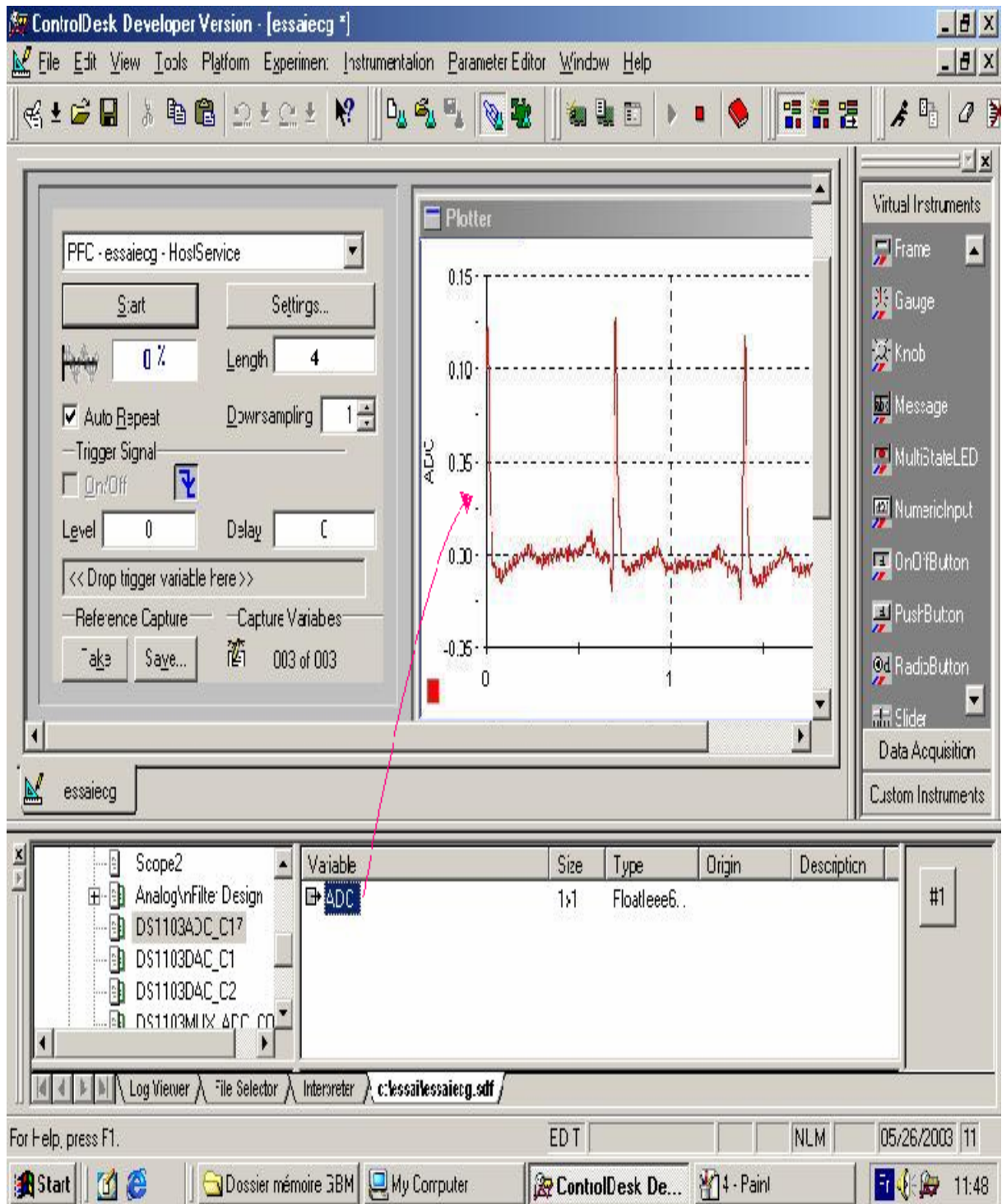


fig.7.Signal ECG visualisé sur logiciel ControlDesk

IV.1.4.5.Enregistrement du signal ECG pendant l'acquisition

Pendant l'expérimentation nous avons enregistré notre signal ECG par le bouton de la Boite de dialogue des propriétés d'acquisition de Controldesk Automation, en cochant la case **STREAM to Disk** (enregistrer sur le disque dur) et en spécifiant le nom de et le chemin d'enregistrement.

Pour enregistrer le signal, nous pouvons choisir deux formats d'enregistrement : *.mat ou *.csv .

Les extensions *.mat peuvent être exécutées par MATLAB ainsi que *.csv respectivement par les commandes **LOAD** et **CSVREAD**.

L'intérêt des fichiers *.csv, c'est que les variables du signal sont stockées en valeurs, par exemple pour un graphe ayant deux axes (X) et (Y), les valeurs sont stockées en deux colonnes et plusieurs lignes de coordonnées et peuvent être utiles pour la reconstitution du signal par le logiciel EXCEL de Microsoft ou autre.

IV.1.4.6.Tracé du signal ECGREAD.MAT

Pour reconstruire et traiter un signal ECGREAD.mat sous MATLAB il suffit de procéder comme suit :

```
>>load ecgread ;  
>>plot (ecgread.X.Data,ecgread.Y(1).Data) ;
```

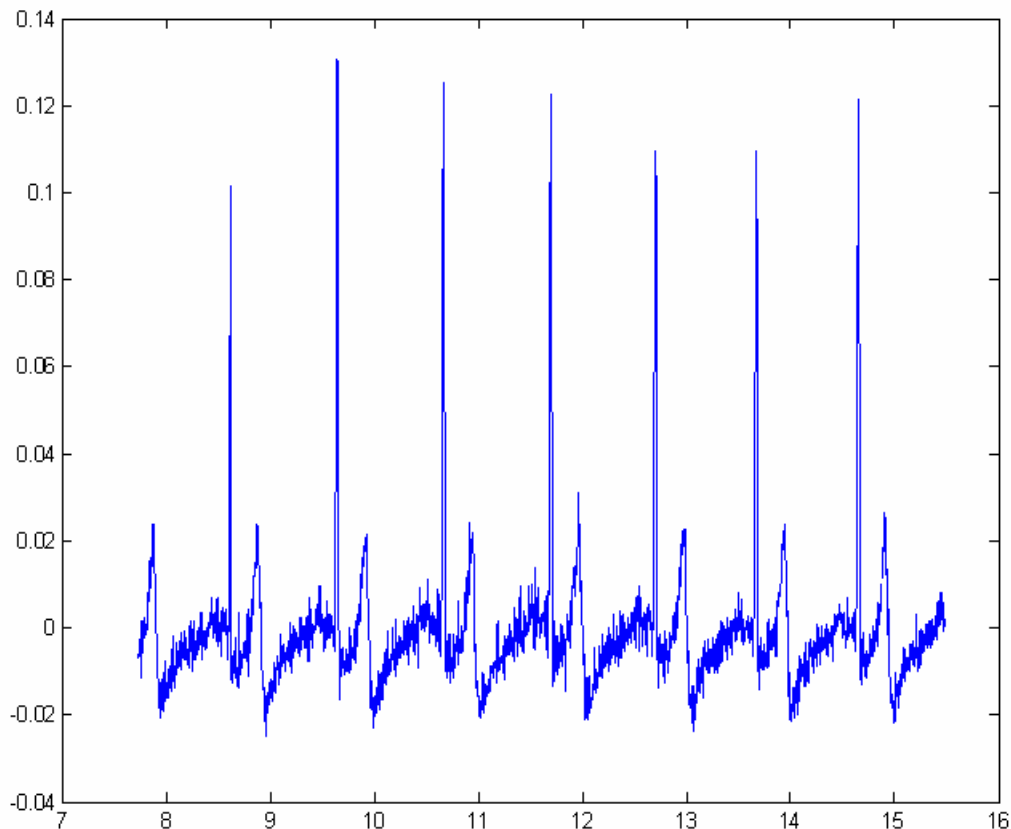


fig.8.Signal Electrocardiogramme (ECG) visualisé sur MATLAB

- **Signal agrandi sous MATLAB**

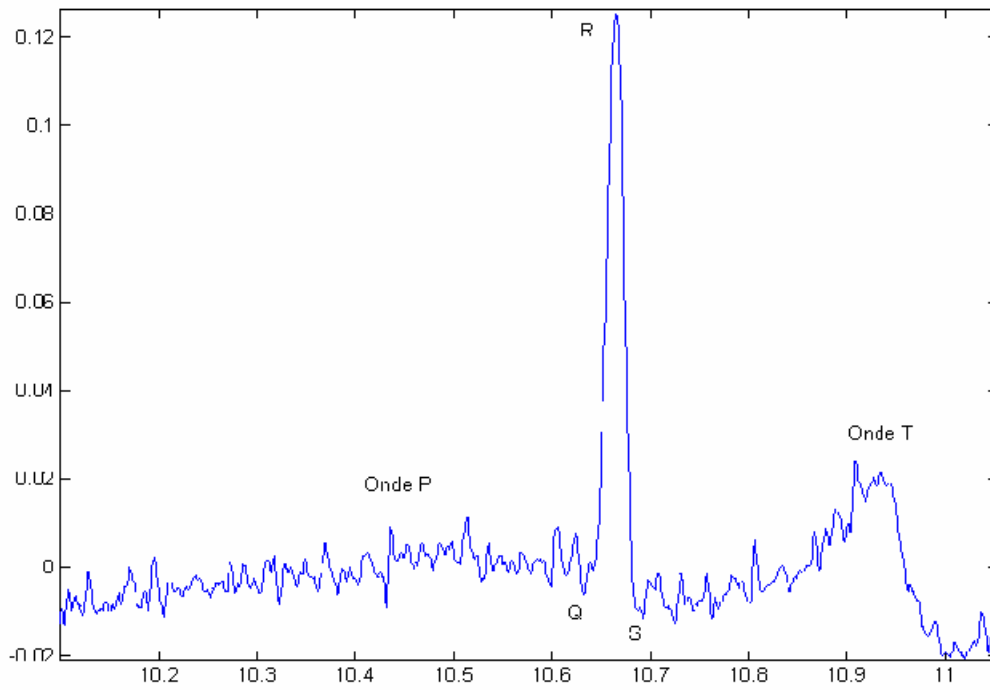


fig.9.ECG agrandi avec ses différents paramètres : Onde P, complexe QRS et l'onde T

IV.1.4.7.Tracé de la réponse fréquentielle du signal ECGREAD.MAT

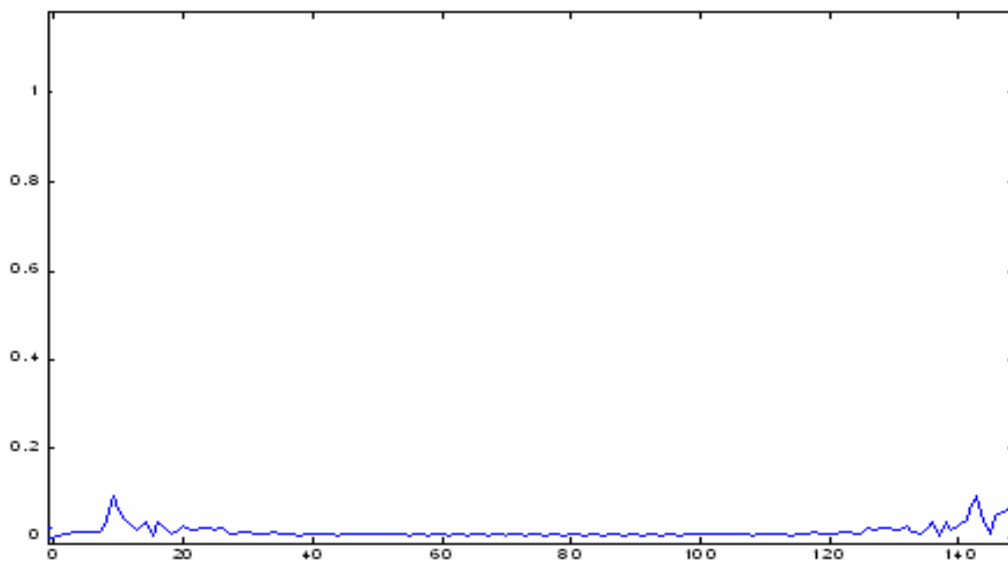


fig.10.tracé de la réponse fréquentielle du signal ECG amplifié par l'amplificateur' PHYWE'

IV.1.5.Conclusion

Dans ce chapitre nous avons passé en revue toutes les étapes permettant l'acquisition en temps-réel du signal physiologique électrocardiogramme (ECG) .De ce fait, nous nous sommes familiarisés avec différents outils de développement lors de notre expérimentation se composant des éléments suivants :

- Un patient pour le prélèvement du signal ECG.
- Electrodes en Ag ou AgCl pour la détection de l'ECG.
- Mise en forme du signal de faible amplitude par l'Amplificateur d'instrumentation PHYWE avec un Gain réglable de 100 a 1000.
- Réduction des bruits d'interférences dus au secteur de l'alimentation (50Hz).
- Carte d'acquisition DSPACE DS1103 +panneau de contrôle des E/S.
- Conception de l'environnement de visualisation et les programmes d'acquisition du signal en passant par les différents logiciels d'expérimentation (langage C, Matlab/Simulink, ControlDesk Automation).

La carte DSPACE DS1103 et son environnement matériel et logiciel constituent, donc, une plate-forme idéale pour l'acquisition et le traitement de signaux physiologiques. Evidemment l'acquisition et le traitement de ces signaux sont conditionnés par une bonne chaîne d'amplification dotée d'une bonne immunité aux bruits, particulièrement ceux du secteur (50 Hz).

Chapitre -V-

Réalisation pratique de la chaîne d'amplification de l'ECG

V.Réalisation pratique de la chaîne d'amplification de l'Electrocardiogramme :

- **Quelques limitations**

L'indisponibilité des composants spécialisés en instrumentation biomédicale et leur coût élevé nous ont posé certaines difficultés. Aussi nous nous sommes rabattus sur le simple amplificateur opérationnel LM324 disponible dans notre laboratoire d'électronique. Mais comme prévisible, nous n'avons pas obtenu de signaux de bonne qualité. Nous avons espéré pouvoir comme même le traiter à l'aide des outils qu'offre notre carte d'acquisition DSPACE DS1103, en particulier en intégrant des filtres numériques offerts par SIMULINK mais ce fut peine perdue.

Suite a cette déception , nous avons opté pour l'utilisation de l'amplificateur d'instrumentation biomédicale professionnel de marque « PHYWE » comportant un étage de filtrage pour l'ECG et un autre permettant l'isolation des courants de fuite éliminant tout risque d'électrocution du patient,le gain peut être fixé soit a 100 ou 1000.

V.1.Traitement de l'information :

Après le recueil de l'information, un traitement de celle-ci est nécessaire .Ce dernier inclut dans notre cas : l'amplification en améliorant le gain.

V.2.L'amplificateur d'instrumentation :

Le premier étage de la chaîne de traitement est le plus important .C'est celui où on a recours a l'Amplificateur d'instrumentation (*Instrumentation Amplifier*).Cet élément prend en charge l'amplification, l'adaptation, l'élimination de la tension de mode commun et même, dans certains cas, l'isolation du patient des courants de fuites.

Un A.I. est un amplificateur différentiel (fig.1) adapté au traitement de signaux en présence d'une tension de mode commun relativement importante et dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Gain différentiel réglable (de 1 a 10000)
- Impédance d'entrée très élevée (10 KO en parallèle avec quelques μF)
- Impédance de sortie très faible (0.1O).
- Courant de polarisation des entrées très faible (de quelques pA a quelques nA).
- Grande stabilité thermique des performances (0.0015 %/°c pour le gain différentiel).
- Taux de réjection en mode commun très élevé (>100dB).

Le schéma équivalent d'un amplificateur d'instrumentation est illustré ci-dessous (fig.2) :

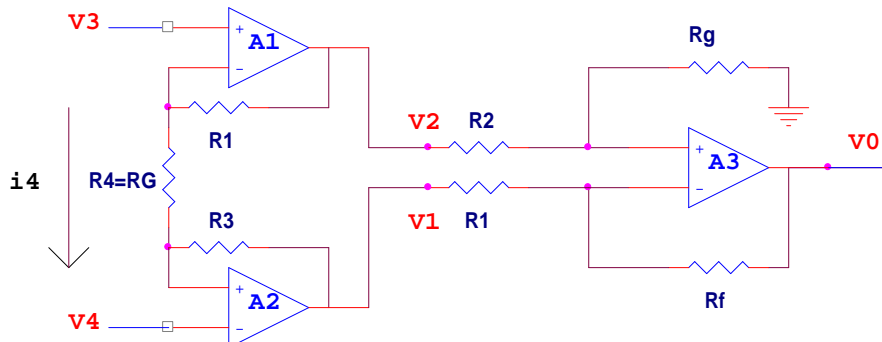


fig.1 Schéma équivalent d'un amplificateur d'instrumentation du type LM324

Avec :

- $i_4 = \frac{v_3 - v_4}{R_4} = \frac{v_2 - v_1}{2R_3 + R_4}$
- $\frac{v_2 - v_1}{v_3 - v_4} = 1 + \frac{2R_3}{R_4}$
- Le gain différentiel (overall differential-mode gain) : $A_d = \left(1 + \frac{2R_3}{R_4}\right) \cdot A_3$
- Le gain de mode commun (overall common-mode gain) : $A_c = A_2 - A_1$
- Le taux de réjection en mode commun (CMRR) : $CMRR = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_c}$

A_1, A_2, A_3 sont les gains en boucle fermée des trois ampli-op.

- On voit bien que le gain de l'Amplificateur d'Instrumentation varie dans le sens contraire de la variation de R_4 (qui est aussi appelée R_G). Cette résistance est externe et très souvent variable.

V.3.Représentation des signaux recueillis par l'amplificateur ECG

V.3.1.Signal ECG amplifié et non filtré :

La figure ci-dessous représente le signal ECG bruité amplifié par l'amplificateur d'instrumentation LM324 :

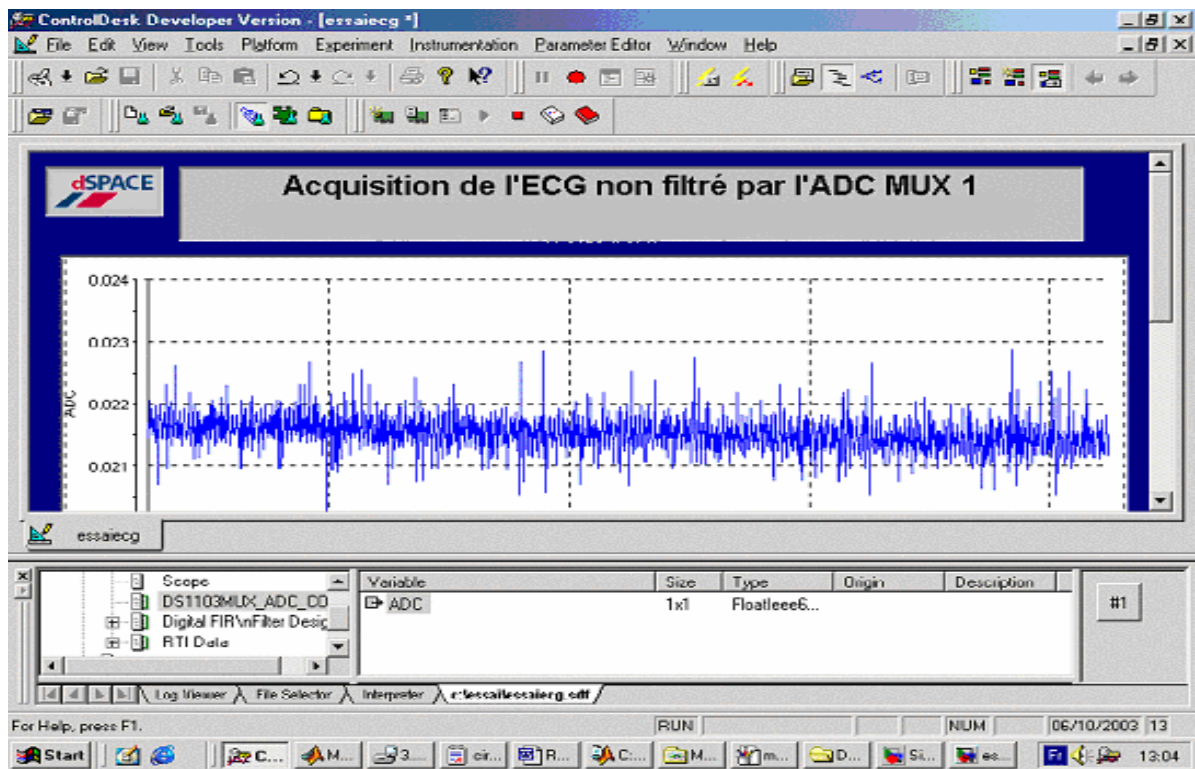


Fig.2 .ECG bruité

Pour une meilleure visualisation du signal nous avons agrandi une partie du signal précédemment recueilli à l'aide de MATLAB, (voir la figure suivante fig.2)

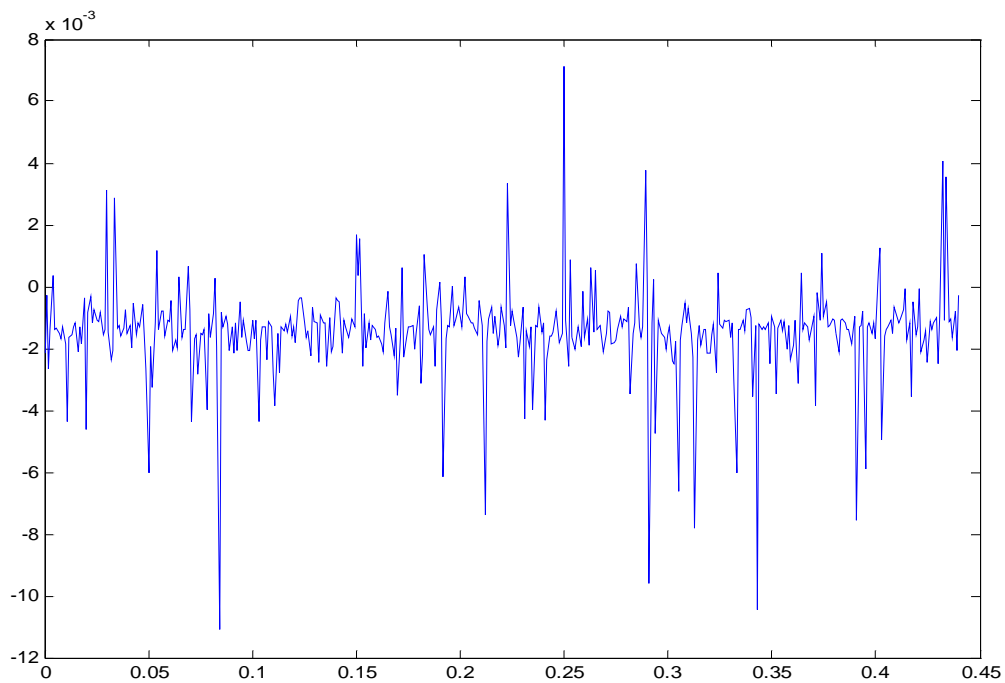


Fig. 2.ECG bruité agrandi

V.3.2. Etude détaillée de l'étage d'amplification :

Le signal obtenu en employant l'amplificateur opérationnel LM324 est un signal extrêmement bruité, influencé principalement par le 50Hz puisque la bande fréquentielle de l'électrocardiogramme se situe entre 20 et 40 Hz et donc, pour éviter ces perturbations, il faut employer des amplificateurs d'instrumentation biomédicale appropriés a ce domaine, parmi ces amplificateurs performants, nous pouvons citer les suivants :

▪ Amplificateur d'Instrumentation INA 118 de Burr Brown :

Cet amplificateur est bien adapté a l'instrumentation biomédicale compte tenu de ses caractéristiques .Il présente en outre un très bon rapport qualité/prix (*moins de 4\$*).Ces caractéristiques sont les suivantes :

- un taux de réjection en mode commun (CMRR) élevé : 110dB min.
- un courant de polarisation des entrées très faible : 5nA max.
- un gain variable de 1 a 10000.
- Une tension de compensation très faible : 50mV max
- Un faible courant de fuite : 350mA.
- Une grande sensibilité thermique des performances : 0.5mV/°C.

▪ Amplificateur d'Instrumentation + Isolation inductive '3656' de Burr Brown :

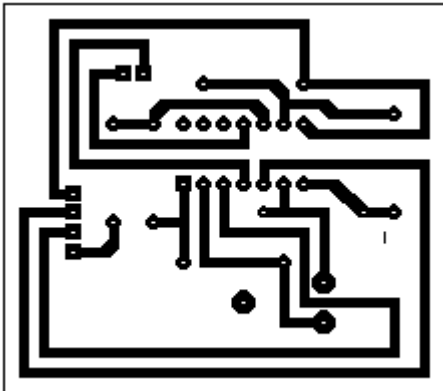
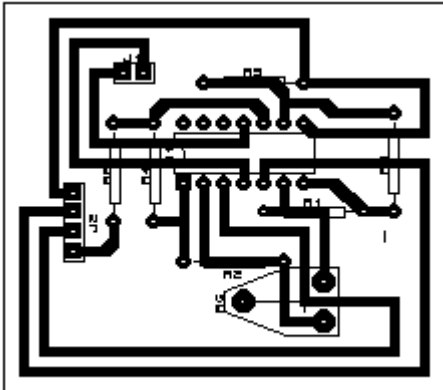
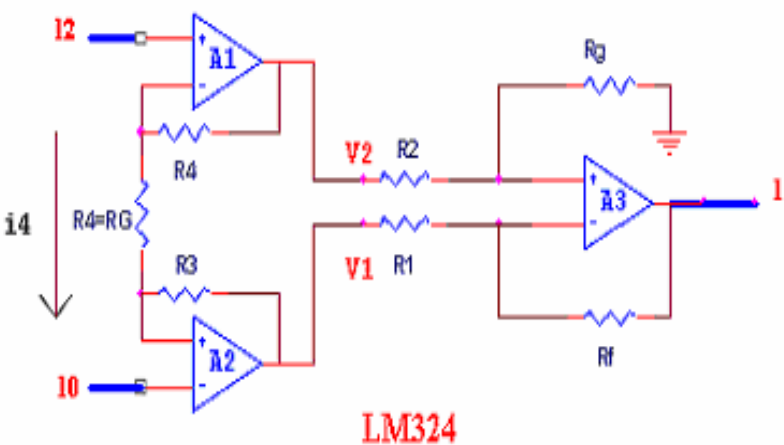
- Une erreur de non linéarité de l'ordre de 0.01%.
- Un isolement entrée/sortie pour une tension de mode commun de 5000V.
- Un taux de réjection supérieur a 130dB a 60Hz avec un déséquilibre des résistances des sources égal a 5kO, gain 1.
- La modulation utilisée est celle a largeur d'impulsion.

-Ce genre de circuits peut être utilisé pour amplifier les signaux biologiques sans aucun risque d'électrocution pour le patient.

▪ Amplificateur d'Instrumentation + Isolation optique '3652' de Burr Brown :

- Tension de mode commun =2000V continu.
- Taux de réjection de mode commun : 140dB.
- Erreur de non linéarité du gain : 0.05%.
- Bande passante : 15 KHz.
- Courant de fuite maximal : 0.25µA.
- Capacité de fuite 1.8 µF.

V.4. Schéma électronique et Circuit Imprimé de la chaîne d'amplification :



• Conclusion Générale

Ce travail nous a permis de confronter à plusieurs obstacles pendant la réalisation de la chaîne d'acquisition du signal physiologique qui est l'Electrocardiogramme .Tout d'abord, notre but principal était *l'installation et la mise en œuvre de la carte d'acquisition DSPACE DS1103 et de son environnement*, puis l'implémenter dans le domaine biomédical .Il faut citer que nous avons rencontré un grand nombre de difficultés puisqu'il fallait maîtriser tout un ensemble de logiciels et de composants électroniques avant de mettre en marche la carte DSPACE DS1003.Cette carte d'acquisition est une carte multiprocesseurs et nécessite un compilateur de programmes C pour chaque μp .Ces compilateurs C doivent être obligatoirement installés sur le PC. Les logiciels MATLAB et SIMULINK font aussi appel à ces compilateurs à l'aide de la toolbox de 'Real Time Workshop' qui permet de générer les codes C et les fichiers nécessaires à l'exécution du modèle en temps-réel de façon automatique. Nous avons aussi la possibilité de programmer et de compiler manuellement pour chaque processeur de la carte DSPACE à l'aide de quelques utilitaires comme fonction DOWN1103 sous l'interpréteur de commandes MS DOS.

Pour la visualisation et le contrôle de n'importe quelle expérimentation, il faut utiliser le logiciel Controldesk Automation qui présente aussi des difficultés concernant les chargements des expérimentations, la conception des interfaces graphiques pour la visualisation des signaux ainsi que la manière d'associer les différentes variables aux instruments de commande.

L'autre difficulté réside dans la partie électronique (amplification, filtrage, isolation...) et traitement de signal .L'électrocardiogramme et les signaux électrophysiologiques requièrent toujours des amplificateurs d'instrumentation vu leur très faible amplitude et demandent des étages de filtres pour l'élimination des tensions de mode commun ainsi que la réjection des bruits d'interférences dus principalement au secteur (masse) qui est le 50Hz.

Pour notre acquisition nous avons conçu électroniquement un amplificateur ayant un gain ajustable entre 1 et 1000 pour l'implémenter dans notre expérimentation mais malheureusement nous n'avons pas obtenu un bon signal et cela est dû a l'indisponibilité de l'amplificateur d'instrumentation comme le 'INA118' ou le '3656' de Burr-Brown. Mais heureusement, nous avons trouvé un amplificateur d'instrumentation très fiable dans notre laboratoire d'électronique biomédicale ayant des étages filtre et isolation et un régulateur de gain entre 100 et 1000.Un réglage du gain a 100 est suffisant pour l'acquisition de l'ECG par la carte DSPACE DS1103, un gain inférieur n'a pas été testé a cause du régulateur de l'ampli qui possède que deux états 100 ou 1000.

Enfin, nous avons eu la chance de rencontrer et d'apprendre plusieurs techniques tel que les logiciels de programmation et de simulation ainsi que l'approfondissement des connaissances dans le domaine de l'acquisition temps-réel et le traitement du signal physiologique.

Nous espérons tout de même que cette carte DSPACE soit exploitable a 100 % par nos professeurs et ingénieurs du laboratoire, et penser à développer des applications « High-tech » comme la commande temps réel de robots en téléchirurgie par exemple.

▪ Quelques extensions possibles pour ce projet de fin d'études

-Pour améliorer ce travail, nous pouvons développer ce projet en créant un logiciel de pilotage indépendant de tout environnement externe, c'est-à-dire, un programme permettant de contrôler toutes les entrées/sorties de la carte d'acquisition DSPACE, et a cet effet la manipulation sera plus simple et spécialisée au domaine de l'instrumentation médicale.

-Aussi, il est possible de faire une acquisition en temps réel sur plusieurs signaux physiologiques puisque la carte DSPACE possède 20 entrées Analogiques et aussi des entrées numériques (gérées par le processeur Slave DSP).

Exemple de signaux pouvant être enregistrés et traités simultanément par la carte DS1103 :

- PCG : Phonocardiogramme
- ECG en 12 dérivations pour l'étude des arythmies cardiaques sur chaque point du coeur.
- EMG : Electromyogramme.
- ENG : Electroneurogramme.
- EEG : Electroencéphalogramme.
- ERG et EOG : Electrorétinogramme et Electro-oculogramme.
- UCG : Ultrasonocardiogramme.
- Pression artérielle, vitesse du sang, Spirométrie....

-Il est aussi très intéressant d'intégrer au logiciel des fonctions permettant de diagnostiquer a distance, c'est le cas de la télémédecine, puisque notre carte DSPACE est destinée aux applications rapides temps-réel, ce qui pourrait se faire en intégrant des outils de communication notamment les réseaux Internet ou les réseaux locaux LAN se partageant des données grâce aux protocoles TCP/IP.

-En tous cas, notre carte d'acquisition est un prototype doté d'une technologie de pointe et est reconnue par de grands professionnels du domaine de l'automobile et même de l'aviation mais concernant l'ingénierie biomédicale, il est préférable que cette carte d'acquisition soit destinée a des applications de téléchirurgie, c'est-à-dire la chirurgie assistée par des automates programmables (Robots) et cela pourrait se faire grâce a ses encodeurs incrémentaux situés au niveau du panneau de contrôle de DSPACE.

-Pour, des expérimentations High-tech, nous pouvons renforcer notre prototype en ajoutant d'autres cartes d'extensions comme la DS1102, DS1104 ou aussi la DS1103, cela nous permettra d'augmenter le nombre d'entrées et de sorties sans oublier les performances rajoutées par les différents processeurs de ces cartes.

V-Annexes

• LEXIQUE FRANÇAIS/ANGLAIS

Défibrillateur, *defibrillator*, appareil permettant rétablir un rythme cardiaque normal au patient en cas de nécessité. Le but est de produire une décharge électrique destinée à donner simultanément à toutes les fibres cardiaques une simulation apte à dépolariser complètement le cœur et resynchroniser ensuite les fibres.

Dérivation, circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes disposées en divers points du corps.

EKG, abréviation courante de l'électrocardiogramme provenant de l'allemand Elektrokardiografie

Electrocardiogramme d'effort, L'électrocardiogramme est relié à un vélo d'appartement, ou à un tapis roulant. Il sait ainsi quel est la puissance fournie par le patient à chaque moment, et peut donc mettre en relation les battements cardiaques en fonction de l'effort fourni. Des programmes sont établis, l'appareil contrôlant la pente du tapis roulant ou le freinage du vélo.

Galvanomètre à corde, *string galvanometer*, ampèremètre mécanique très sensible, qui possède une aiguille qui indique le sens et la force du courant. Les enregistrements se font avec un stylet fixé sur l'aiguille

Impression thermique, l'imprimante passe une buse chauffante au dessus d'un papier spécial (dit thermique, sensible à la chaleur). La buse chauffe des points très précis en quelques millièmes de secondes. Les tracés se conservent environ dix ans s'ils sont stockés dans des lieux adéquats (hygrométrie, température...)

IRM, *MRI*, Imagerie par Résonance Magnétique, application de la technique d'analyse chimique par résonance magnétique nucléaire, pour donner des images en temps réel, utilisé dans l'examen du cerveau, de la moelle, du cœur...

Pont de Wheatstone, *Wheatstone bridge*, circuit constitué de 4 branches résistives, utilisé pour détecter une très petite variation d'une des résistances. Utilisé pour mesurer des résistances avec une grande précision, ou des variations infimes.

ppp, point par pouce, *dots per inch*, résolution d'une imprimante représentant de nombre de points qu'elle peut laisser sur un pouce (correspond à 2.54 cm)

Réseau de neurone, *neural network*, circuit intégré qui fonctionne d'une manière proche des réseaux de neurone naturel. (voir thème de Rodolphe Bouichou)

TTL, *TTL*, Transistor Transistor Logique, signal logique, généralement entre 0 et 5V

• LEXIQUE ANGLAIS/FRANCAIS

Common-mode rejection ratio (CMRR), rapport de réjection de mode commun, pour un amplificateur différentiel, le rapport est le gain différentiel en mode commun (souvent exprimé sous forme logarithmique).

dpi, dots per inch, point par pouce, résolution d'une imprimante représentant de nombre de points qu'elle peut laisser sur un pouce (correspond à 2.54 cm)

Kbps, kilo bits per second, *kilo bits par seconde*, correspond à une vitesse de transmission (principalement sur des lignes téléphonique)

▪ **BIBLIOGRAPHIE**

- [1] ALPHA, tome 6, page 2157, éd. Grange Batelière.
- [2] Encyclopedia Universalis, tome 8, page 141-147, 1996.
- [3] D. Buchla & W. McLachlan, *Applied Electronic Instrumentation and Measurement*, MacMillan, 1992
- [4] D.M. Considine, *Encyclopedia of instrumentation and control*, Mc Graw-Hill Book
- [5] J. Pan and W. Tompkins, *IEEE Transactions on Biomed. Engr*, vol 32 page 230-236, Mars 1985
- [6] Yu Hen Hu, *IEEE Transactions on Biomed. Engr*, vol 44 page 891-899, Sept 1997
- [7] **Lepeschkin E**: Modern Electrocardiography. Baltimore: Williams and Wilkins, 1951.
[Lew 11] **Lewis T**: The Mechanism of the Heart Beat, with Special Reference to Its Clinical Pathology.
London: Shaw, 1911.
- [8] Barry Van Veen, *IEEE Transactions on Biomed. Engr*, vol 44 page 867-879, Sept 1997
- [9] ALPHA, tome 6, page 2157, éd. Grange Batelière.
- [10] Giuliano Antonioli, *IEEE Transactions on Biomed. Engr*, vol 44 page 105-110, fév 1997
- [11] AXIS, Hachette, vol. 2, page 967.
- [12] **Wilson FN**: Johnston FD, MacLeod AG, Barker PS: Electrocardiograms that represent the potentials variations of a single electrode. *Am Heart J.*, 1934, Vol. 9, p.447-58.
- [13] **Goldberger E**: A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potentials and a technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads. *Am Heart J.*, 1942, Vol. 23, p.483-92.
- [14] **Kossman C E**: Johnston FD. The precordial electrocardiogram. I. The potential variations of the precordium and of the extremities in normal subjects. *Am. Heart J.*, 1935, Vol. 10, p. 925-41.
- [15] **William HB**: On the cause of the phase differences frequently observed between homonymous peaks of the electrocardiogram. *Am. J. Physiol.*, 1914, Vol. 35 , p. 681-99.
- [16] **Frank E**: An accurate, clinically practical system for spatial vectocardiography. *Circulation*, 1956, Vol. 13, p. 737-49.
- [17] **Arnaud P, Brohet C**: Diagnostic electro-vectocardiographique. Nauwelaerts et Maloine eds, Paris, 1995. 328 p.
- [18] **Holter N J**: New method for heart studies: Continuous electrocardiography of active subjects over long periods is now practical. *Science*, 1961, Vol. 134, p. 1214-20.

[19] **Sheffield L T, Berson A, Bragg-Remschell D et al:** Recommendations for standards of instrumentation and practice in the use of ambulatory electrocardiography. *Circulation*, 1985, Vol. 71, p. 626A-36A.

[20] **Evanich M J, Newberry O, Partridge L D:** Some limitations of the removal of periodic noise by averaging. *J. Appl. Physiol.*, 1972, Vol. 33, p. 356.

[21] **Gomes JA, Mehra R, Barreca P, et Al:** Quantitative analysis of the high frequency components of the signal averaged QRS complex in patients with acute myocardial infarction: a prospective study. *Circulation*, 1982, Vol. 72, p.105.

[22] **Kelen G, Henkin R, Lannon M et Al:** Correlation between the signal-averaged ECG from Holter tapes and real time recordings. *Am J Cardiol.*, 1989, Vol. 63, p.1321-5.



Sites Internet :

[1] <http://homepages.enterprise.net/djenkins/ecghist.html>

[2] <http://homepages.enterprise.net/djenkins/ecghist.html>

[3] <http://www.seas.smu.edu/~cd/>

[4] <http://www.dspace.de>

[5] <http://www.utc.fr>

[6] <http://www.inria.fr/rrrt>

[7] <http://www.developpez.com>

[8] <http://www.universalis.com>