



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour obtenir le Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

*Spécialité : Instrumentation Biomédicale*

Présenté par : **MEBAREK** Abdennour et **KHARROUBI** Larbi

---

**ETUDE ET REALISATION D'UN CARDIO-FREQUENCEMETRE PORTABLE A L'AIDE DU PIC 16F84A**

---

Soutenu le 25 Mai 2015 devant le Jury

M.	SOULIMANE <u>Soufiane</u>	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	RAHMOUN <u>Fethi</u>	<i>MLA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2014-2015

## *Remerciement*

*Avant de commencer la présentation de ce travail*

*Nous remercions en premier lieu DIEU le tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté afin de parvenir à la fin de notre parcours universitaire, doctorat plus tard.*

*Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements pour le respectueux encadreur **Mr Hamza Cherif Lotfi** d'avoir accepté de nous encadrer pour notre projet de fin d'étude, ainsi que pour son soutien, ces remarques pertinentes, son encouragement, sa disponibilité, sa confiance et les conseils précieuses qui nous a prodiguer tout le long de la réalisation de notre projet.*

*Nos remerciements vont aussi à tout le corps pédagogique, Enseignants, Administrateurs, Employés du département de Génie Biomédicales, et Responsables du laboratoire pour le matériel qu'on nous a fourni afin de réussir nos projets.*

*Nous tenons à remercier tous les membres de jury **Mr Soulimane Sofiane** et **Mr RAHMOUN Fetfi** de nous avoir honorés en acceptant de juger notre modeste travail.*

*Veillez trouver le témoignage de notre respect le plus profond en signe de reconnaissance.*

## *Dédicaces*

*Nous dédions ce modeste travail aux personnes les plus chers au monde.*

### *Nos parents*

*Grace à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices durant toute la période d'étude, ils nous ont créé le climat affectueux et propice à la poursuite de nos études.*

*Nous prions le bon dieu de veiller sur eux et de les bénir, en espérant qu'ils seront toujours fiers de nous.*

### *Nos frères et sœurs, amis*

*Pour le soutien qu'ils n'ont pas cessé de nous porter.*

### *A nos professeurs*

*Leur générosité et leur soutien, nous obligent de leur témoigner nos profonds respects et nos loyales considérations.*

### *A tous nos collègues*

*Ils vont trouver ici le témoignage d'une fidélité et d'amitiés infinies.*

*Abdennour et Larbi*

## *Résumé*

Le cœur est une pompe automatique qui bat normalement 72 fois chaque minute, c'est un rythme imposé par la contraction des cellules de tissu nodale. La membrane des cellules myocardiques peut être considérée comme un condensateur électrique. A l'application d'une stimulation cardiaque il en résulte un déclenchement du potentiel d'action de dépolarisation, cette dépolarisation locale membranaire se propage suivant une voie de conduction électrique pour conquérir l'ensemble du muscle cardiaque et provoquer l'activité mécanique de contraction qui dure 0.22 secondes, au même temps générer le signal électrocardiogramme. Ce signal est le principe et entrée pour la conception et la mise en œuvre d'un compteur d'impulsions cardiaques, commander par un microcontrôleur. Ce système a été fabriqué pour compter le nombre totale de battements cardiaque dans une minute, les pics du signal ECG sont convertit en un train d'impulsion sous forme de signal logique, le microcontrôleur compte le nombre de signaux d'entrées TTL et affiche le rythme cardiaque-BPM-. Ce système est très efficace, précis et économique, donc peut être utile et compétent.

**Mots clés** : cœur, nœud sinusal, stimulation cardiaque, ECG, rythme cardiaque, signal logique, microcontrôleur.

# Abstract

The heart is an automatic pump that normally beats 72 times a minute, this is a pace set by the contraction of nodal tissue cells. The membrane of myocardial cells can be regarded as an electrical capacitor. On application of a cardiac stimulation result is a triggering potential depolarization action, this local membrane depolarization propagates along an electrical conduction path to capture the entire heart muscle and cause the mechanical activity of contraction which lasts 0.22 seconds at the same time generate the ECG signal. This signal is the principle and input for the design and implementation of a cardiac pulse counter, order a microcontroller. This system was made to count the total number of heart beats in a minute, the peaks of the ECG signal is converted into a pulse train as a logic signal, the microcontroller counts the number of TTL input signals and displays the BPM- heart-rhythm. This system is very efficient, accurate and cost, so can be useful and are incumbent.

**Keywords:** heart, sinus node, cardiac stimulation, ECG, heart rate, logic signal, microcontroller.

## ملخص

القلب هو مضخة التلقائي الذي يدق عادة 72 مرة في الدقيقة، وهذا هو وتيرة التي وضعتها انكماش خلايا الأنسجة العقدية. ويمكن اعتبار غشاء خلايا عضلة القلب كما مكثف كهربائي. بناء على طلب أحد نتيجة التحفيز القلب هو التسبب العمل الاستقطاب المحتملين، وهذا الاستقطاب غشاء المحلي ينتشر على طول مسار التوصيل الكهربائي للقبض على عضلة القلب بأكملها وتتسبب هذه الإشارة هي المبدأ ومدخلات ECG. في النشاط الميكانيكي للانكماش الذي يستمر 0.22 ثانية في نفس الوقت تولد إشارة لتصميم وتنفيذ عداد نبض القلب، أن تأمر بإجراء متحكم. وقدم هذا النظام لحساب إجمالي عدد دقات القلب في الدقيقة، يتم تحويل القلب الإيقاع. هذا BPM- ويعرض TTL الى قطار نبض كإشارة المنطق، متحكم بحساب عدد إشارات الدخل ECG قمم إشارة النظام فعال جدا ودقيقة والتكلفة، لذلك يمكن أن تكون مفيدة وهي شاغل الوظيفة.

المفاتيح: القلب، العقدة الجيبية، سرعة، تخطيط القلب، معدل ضربات القلب، إشارة المنطق، متحكم.

# Plan Sommaire

REMERCIEMENT ET DEDICACES .....	1
RESUME .....	3
SOMMAIRE .....	5
LISTE DES FIGURES .....	8
INTRODUCTION GENERALE.....	10
<b>CHAPITRE 1 : Notions de Base sur l'Electrocardiogramme .....</b>	<b>13</b>
<b>1.1 Introduction .....</b>	<b>14</b>
<b>1.2 Le Système Cardiovasculaire .....</b>	<b>14</b>
<b>1.3 Le Réseau de Conduction Electrique .....</b>	<b>15</b>
<b>1.4 L'Activité Cardiaque et Formation du Signal ECG.....</b>	<b>16</b>
<b>1.4.1 L'Activité Electrique.....</b>	<b>16</b>
<b>1.4.2 L'Activité Mécanique .....</b>	<b>17</b>
<b>1.4.3 Interprétation du Signal ECG.....</b>	<b>19</b>
<b>1.5 Rythme Cardiaque .....</b>	<b>20</b>
<b>1.5.1 Méthodes de Mesure du Rythme Cardiaque.....</b>	<b>21</b>
<b>1.6 L'Electrocardiographie .....</b>	<b>22</b>
<b>1.6.1 Les Dérivations.....</b>	<b>22</b>
<b>A. Dérivations Standards d'Einthoven .....</b>	<b>23</b>
<b>B. Dérivations Précordiales .....</b>	<b>23</b>
<b>1.7 Les Sources d'Influence.....</b>	<b>24</b>
<b>1.7.1 Bruits Techniques.....</b>	<b>25</b>
<b>1.7.2 Artefacts Physiques .....</b>	<b>26</b>
<b>1.8 Conclusion.....</b>	<b>27</b>
<b>CHAPITRE 2 : Système à Base du Microcontrôleur.....</b>	<b>28</b>
<b>2.1 Introduction .....</b>	<b>29</b>
<b>2.2 Définition .....</b>	<b>29</b>
<b>2.3 Microcontrôleur de la Famille Pic.....</b>	<b>30</b>
<b>2.3.1 Généralités.....</b>	<b>30</b>
<b>2.3.2 Classification des PIC.....</b>	<b>30</b>
<b>2.3.3 Identification des PIC.....</b>	<b>30</b>
<b>2.4 Choix du PIC 16F.....</b>	<b>31</b>
<b>2.5 Présentation du PIC 16F.....</b>	<b>31</b>

<b>2.6</b>	Architecture du PIC 16F.....	33
<b>2.6.1</b>	Caractéristiques Principales.....	33
<b>2.7</b>	Fonctionnement du PIC.....	33
<b>2.7.1</b>	Principe.....	35
<b>2.7.2</b>	Déroulement d'un Programme.....	35
<b>2.8</b>	Programmation.....	36
<b>2.8.1</b>	Outils de Développements.....	36
<b>2.8.2</b>	Structure d'un Programme.....	38
<b>2.9</b>	Conclusion.....	38
<b>CHAPITRE 3</b>	<b>: Etude et Réalisation du Système Pour la Mesure de la Fréquence Cardiaque.....</b>	<b>39</b>
<b>3.1</b>	Introduction .....	40
<b>3.2</b>	Présentation du Système .....	40
<b>3.3</b>	Etudes du Système.....	41
<b>3.3.1</b>	l'Electrocardiographe.....	41
<b>a.</b>	Capteur.....	41
<b>b.</b>	Amplificateur ECG.....	43
<b>c.</b>	Circuit du Pied Droit .....	45
<b>3.3.2</b>	Mise en Forme.....	47
<b>a.</b>	Filtre.....	47
<b>b.</b>	Etage d'Amplification (amplificateur non inverseur) .....	47
<b>3.3.3</b>	Générateur d'Impulsions.....	48
<b>3.3.4</b>	Système Final.....	50
<b>3.3.5</b>	Conception de la Chaine Numérique.....	50
<b>a.</b>	Quelques Caractéristiques du PIC16F84A.....	51
<b>b.</b>	Fonctions et Tâches Principales de la Carte Numérique.....	52
<b>c.</b>	Organigramme de Programmation du PIC 16F84A.....	53
<b>3.4</b>	Simulation .....	54
<b>3.4.1</b>	Simulation de la Chaine Analogique par Multisim .....	54
<b>3.4.2</b>	Simulation de la Carte d'Acquisition par ISIS.....	56
<b>3.4.3</b>	Simulation du Circuit d'Alimentation.....	57
<b>3.5</b>	Conclusion.....	58
<b>CHAPITRE 4</b>	<b>: Tests et Présentation de Résultats.....</b>	<b>59</b>
<b>4.1</b>	Introduction.....	60
<b>4.2</b>	Réalisation sur Plaque d'Essai .....	60
<b>4.3</b>	Présentation des Tests et Résultats.....	61

4.3.1	Le Signal ECG .....	62
4.3.2	Signal Logique TTL .....	64
4.3.3	Affichage du Rythme Cardiaque -BPM- .....	64
4.4	Test de l'Appareil sur Plusieurs Personnes.....	65
4.5	Conclusion .....	66
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES .....		67
BIBLIOGRAPHIE.....		70
ANNEXE .....		71

# Liste des Figures

## CHAPITRE 1 : Notions de Base sur l'Electrocardiogramme

Figure 1.1 : la circulation du sang dans le corps (petite et grande circulation).....	15
Figure 1.2 : La conduction de stimulation cardiaque .....	16
Figure 1.3 : fonctionnement électrique du cœur et trajectoire du potentiel d'action.....	17
Figure 1.4 : cycle cardiaque.....	18
Figure 1.5 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal ECG.....	19
Figure 1.6 : électrocardiogramme normal.....	19
Figure 1.7 : mesure du rythme cardiaque par l'intervalle R-R.....	20
Figure 1.8 : le triangle de Dérivations Standards (bipolaires).....	23
Figure 1.9 : placement des électrodes précordiales.....	24
Figure 1.10 : Bruit dû au secteur 50 H.....	25
Figure 1.11 : Bruit dû aux mouvements des électrodes.....	26
Figure 1.12 : Bruit dû aux Mouvements de la ligne de base.....	26
Figure 1.13 : Bruit musculaire.....	27

## CHAPITRE 2 : Système à Base du Microcontrôleur

Figure 2.1 : Structure de l'architecture interne et diagramme de blocs des PIC16F84A et 16F84.....	32
Figure 2.2 : Architecture externe et brochage des pins du PIC16F8X.....	33
Figure 2.3 : Conception des différentes configurations de l'oscillateur des PIC16F.....	34
Figure 2.4 : principe de fonctionnement des PIC avec représentation du chemin de circulation des instructions et de données.....	35
Figure 2.5 : structure générale de programmation des PIC.....	36
Figure 2.6 : kit programmeur de PIC reliés au PC via une prise USB pour transplanter les fichiers .hex au circuit intégrés.....	37
Figure 2.7 : Le logiciel pilotant le programmeur de PIC (logiciel WinPic800 V3.55G).....	37
Figure 2.8 : Le squelette d'un programme pour PIC 16F.....	38

## CHAPITRE 3 : Etude et Réalisation du Système Pour la Mesure de la Fréquence Cardiaque

Figure 3.1 : schéma bloc de la chaîne d'acquisition de données.....	41
Figure 3.2 : schéma bloc d'un Electrocardiographe .....	41
Figure 3.3 : Circuit équivalent du système de contact électrode-tissu .....	42
Figure 3.4 : circuit standard amplificateur d'instrumentation du signal ECG.....	43

Figure 3.5 : amplificateur d'instrumentation AD620.....	44
Figure 3.6 : courbe comparative des performances d'amplificateur d'instrumentation AD620 par rapport à l'amplificateur d'instrumentation standard.....	45
Figure 3.7 : système d'enregistrement d'ECG avec un circuit du pied droit de rétroaction .....	45
Figure 3.8 : système d'enregistrement d'ECG réalisé à l'aide d'amplificateur d'instrumentation AD620 associé à un circuit du pied droit.....	46
Figure 3.9 : filtre passif 'passe haut' et sont diagramme de Bode ( $F_c=0.03\text{Hz}$ ).....	47
Figure 3.10 : amplificateur non inverseur avec gain variable.....	48
Figure 3.11 : générateur d'impulsion de l'onde R.....	48
Figure 3.12 : un simple comparateur avec une tension de seuil variable .....	49
Figure 3.13 : signal carre TTL de sortie d'un comparateur standard.....	49
Figure 3.14 : circuit de moniteur ECG réalisé .....	50
Figure 3.15 : circuit du cardio-fréquencemètre de comptage des battements cardiaques.....	51
Figure 3.16 : algorithme suivi pour écrire le programme code source.....	53
Figure 3.17: présentation du LabVIEW et l'instrument de simulation d'ECG.....	54
Figure 3.18 : fenêtre de définitions du signal ECG .....	55
Figure 3.19 : simulation de l'étage d'amplificateur d'instrumentation .....	55
Figure 3.20 : simulation de l'étage générateur d'impulsion .....	56
Figure 3.21 : simulation de la carte numérique.....	57
Figure 3.22 : circuit d'inversion de tension DC via l'ICL7660.....	57
Figure 3.23 : circuit de conversion de tension DC à 5V par régulateur de tension LM7805 .....	58
Figure 3.24 : simulation du circuit d'alimentation du prototype.....	58

#### CHAPITRE 4 : Tests et Présentation de Résultats

Figure 4.1 : réalisation de la carte analogique sur plaque d'essai.....	60
Figure 4.2 : réalisation de la carte numérique sur plaque d'essai.....	61
Figure 4.3 : Test du montage sur plaque d'essai.....	61
Figure 4.4 : signal ECG en sortie d'amplificateur d'instrumentation AD620.....	62
Figure 4.5 : signal ECG mis en forme issu du point A de la carte analogique.....	62
Figure 4.6 : signal ECG issu de 3 différents emplacements d'électrode du pied droit.....	63
Figure 4.7 : Signal ECG ; (a) étudiant 1, (b) étudiant 2.....	64
Figure 4.8 : visualisation du train d'impulsion généré à partir du pic R du signal ECG.....	64
Figure 4.9 : test de la carte numérique .....	65
Figure 4.10 : tests de l'appareil.....	65

**INTRODUCTION**

**GENERALE**

## Introduction Générale

Le corps humain, Batterie électrique de demain ! Il génère plus de bioélectricité qu'une batterie de 110 volts, plus de 25000 bio-unités de chaleur corporelle ; Contient environ plus de 425 muscles qui ne bougeront jamais à l'absence d'un signal électrique qui les excitent.

Le cœur (Chapitre 1) se contracte environ 72 fois par minute au repos, plus rapidement lors de l'effort ou d'émotion. Cette fonction est commandée par un stimulateur naturel appelé « nœud sinusal », qui se trouve dans l'oreillette droite du cœur et qui produit une impulsion électrique grâce aux phénomènes de polarisation et dépolarisation des cellules myocardiques. Cette impulsion est d'abord transmise aux oreillettes et atteint les ventricules par une structure intermédiaire située entre les oreillettes et les ventricules appelée nœud atrio-ventriculaire. Ce système de propagation d'impulsion électrique produit par le nœud sinusal de contraction provenant d'abord aux oreillettes ensuite par un bref décalage aux ventricules.

Une étude détaillée de la propagation de l'onde électrique sinusale permet la construction des différentes ondes constituant le signal ECG, qui n'est autre qu'un potentiel électrique recueilli à la surface de la peau et produit par les variations de la distribution des charges électriques dans le territoire atrio-ventriculaire. C'est à partir de ces ondes que peuvent se révéler les troubles de fonctionnement passagers ou permanents.

Parmi les ondes caractéristiques du signal ECG, un complexe QRS représente le phénomène de dépolarisation des ventricules cardiaques. Une classification de Pulse (défini comme le battement du cœur et fréquence cardiaque nombre de battements par unité de temps) est automatiquement déduite de ce complexe QRS, cependant une telle classification n'est possible que par une bonne détection du complexe QRS.

Ce présent projet présente la conception d'une carte de mise en forme du signal ECG, cette conception a été élaborée en se basant sur les circuits analogiques de mise en forme de base existant dans la littérature. En plus, une partie numérique comportant des afficheurs 7 segments inclus au module de sortie du système qui mesure le rythme cardiaque.

Ce mémoire est réparti en quatre chapitres :

**Le premier chapitre** intitulé «*Notions de Base sur l'Electrocardiogramme*» présente les notions de base permettant de comprendre le fonctionnement cardiovasculaire.

**Le deuxième chapitre** intitulé «*Système à Base du Microcontrôleur*» présente le principe de base de nombreuses applications numériques, dans le cadre des Projets de fin d'étude.

**Le troisième chapitre** intitulé «*Etude et Réalisation du Système Pour la Mesure de la Fréquence Cardiaque*» présente les différents circuits analogiques et numériques.

**Un quatrième et dernier chapitre** intitulé «Tests et Présentation de Résultats» présente les signaux visualisés sur oscilloscope et les résultats d'acquisition obtenus.

**Dans une section annexe**, nous présentons le programme du microcontrôleur plus les photos des circuits réalisés.

# CHAPITRE 1 : Notions de Base

## sur l'Electrocardiogramme

## **CHAPITRE 1 : Notions de Base sur l'Electrocardiogramme**

### **1.1 Introduction**

L'électrocardiogramme (ECG) est l'instrument de diagnostic non invasif le plus utilisé dans la réalité électromédicale. Il est utilisé depuis de nombreuses années et a subi des améliorations constantes en ce qui concerne l'augmentation du nombre de signaux détectés, le rapport signal perturbation et la possibilité de détection durant l'activité physique.

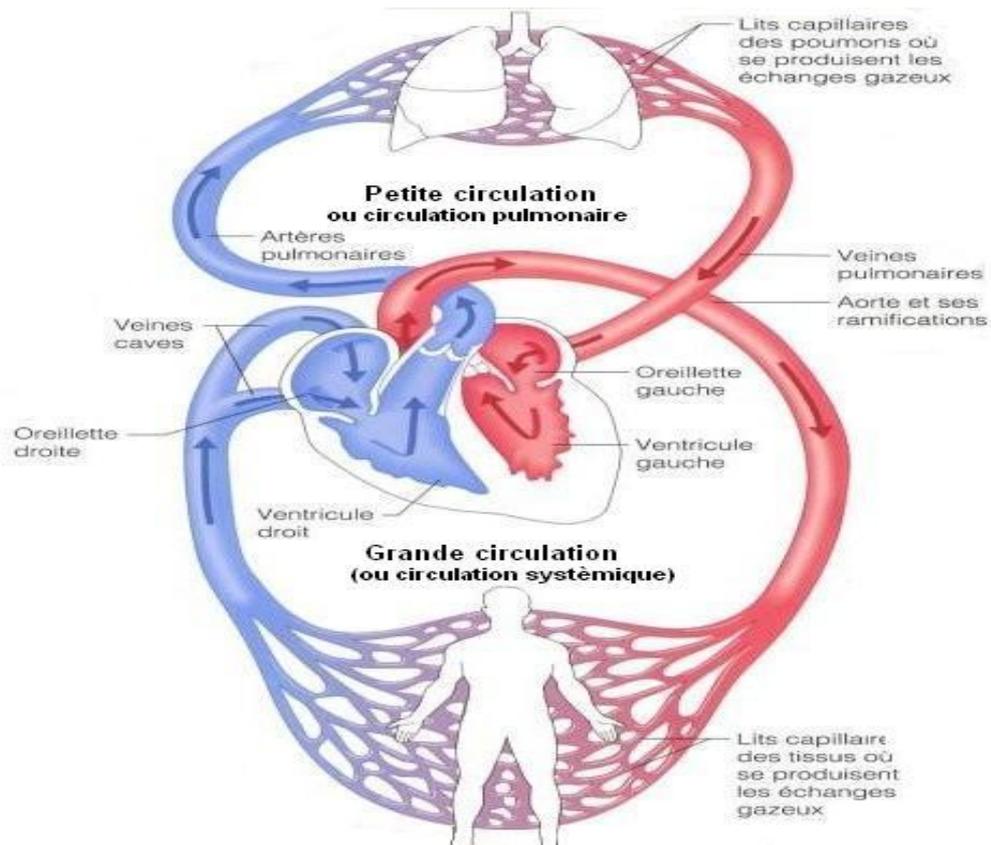
Le principe de l'électrocardiogramme est basé sur les nerfs et les muscles qui ont la propriété de l'excitabilité électrique. En effet, la stimulation de ces derniers provoque un mouvement cyclique d'ions à l'intérieur et à l'extérieur de chacune des cellules activées, ce qui entraîne une modification des potentiels entre les membranes. Ce changement de potentiels provoque, à son tour, une impulsion électrique qui se propage à partir du point d'excitation jusqu'aux régions adjacentes.

Ce chapitre donne une description générale du système cardio-vasculaire. Un intérêt particulier sera porté à l'étude du signal électrocardiogramme et sa genèse. Aussi les différentes approches utilisées pour sa détection, particulièrement les différentes dérivations, seront décrites et illustrées.

### **1.2 Le Système Cardiovasculaire**

Le système cardiovasculaire a pour fonction d'assurer la distribution en oxygène et en nutriments à l'ensemble de l'organisme. L'organe moteur de ce système est le cœur ; Ce muscle creux protégé par une enveloppe ; Une membrane constituée de deux couches appelée le péricarde qui entoure le cœur comme un sac, le cœur pèse entre 200 et 400 grammes, il est un petit peu plus grand que le poing. Il est situé entre les poumons, derrière et légèrement à gauche du sternum, et possédant quatre cavités. Le cœur fonctionne comme une pompe musclée propulsant vers les autres organes une masse sanguine de (4 à 5 litres par minute) chargée d'oxygène au niveau des poumons. Il possède sa propre énergie électrique et assure lui-même son alimentation en oxygène [1].

Le cœur est divisé en quatre cavités : deux oreillettes (gauche et droite) et deux ventricules (gauche et droite). Les oreillettes droite et gauche reçoivent le sang des veines; les ventricules droit et gauche envoient le sang dans les artères respectivement vers la petite circulation (circulation pulmonaire) et la grande circulation en direction du reste du corps humain (circulation systémique) (Figure 1.1).

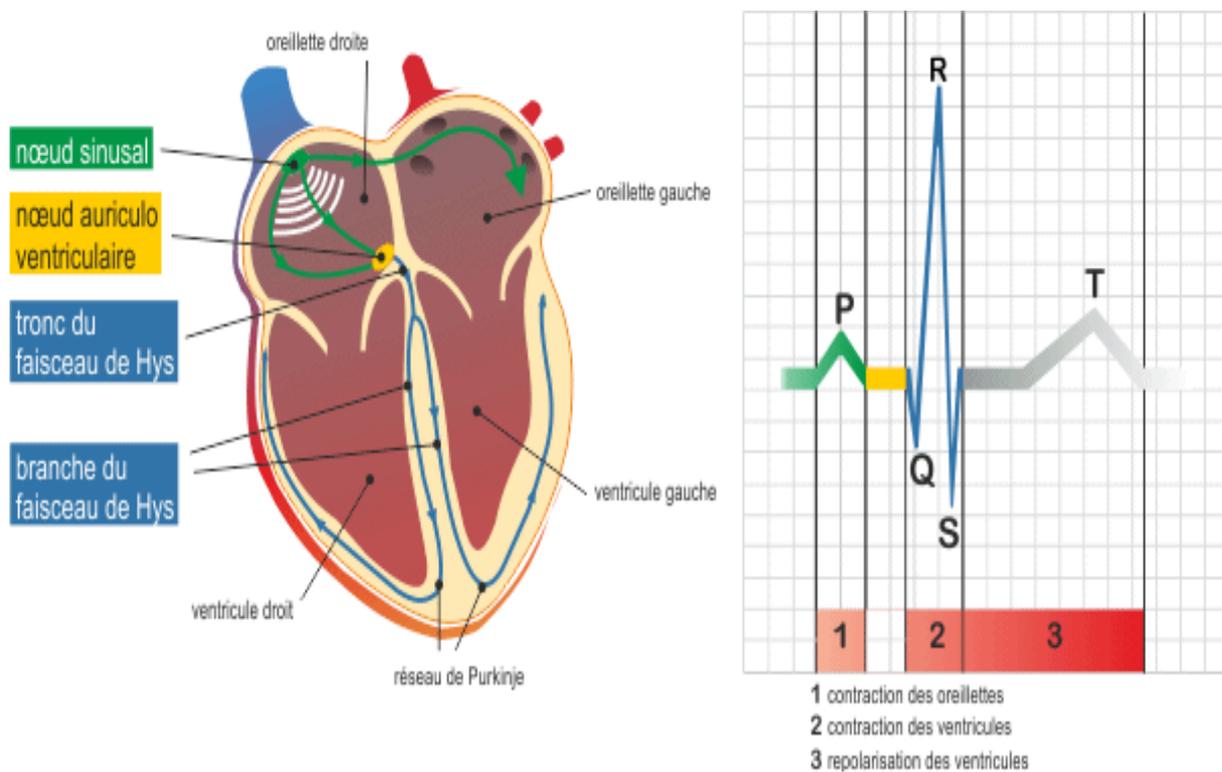


**Figure 1.1 : la circulation du sang dans le corps (petite et grande circulation)**

Le schéma ci-dessous démontre que le sang oxygéné (de couleur rouge) circule dans le cœur gauche, par contre le sang chargé de gaz carbonique (de couleur bleu) circule dans le cœur droit où le cycle de fonctionnement cardiaque dispose d'une succession de contractions (systoles) et de relaxations (diastoles). La contraction permet l'éjection, et la relaxation, remplissage. Ces deux fonctions sont engendrées par l'activité électrique cardiaque, c'est-à-dire par la circulation d'un courant électrique. [1]

### **1.3 Le Réseau de Conduction Electrique**

Lors d'une activité cardiaque normale ; la stimulation électrique du myocarde part du sommet de l'oreillette droite où est situé le nerf sinusal (ou nœud de KEITH & FLACK). Après avoir traversé l'oreillette, cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'ASCHOFF-TAWARA) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est-à-dire ; Le faisceau de HIS, les branches de TAWARA et le réseau terminal de PURKINJE provoquant alors la contraction des ventricules (Figure 1.2). [2]



**Figure 1.2 : La conduction de stimulation cardiaque**

#### **1.4 L'Activité Cardiaque et Formation du Signal ECG**

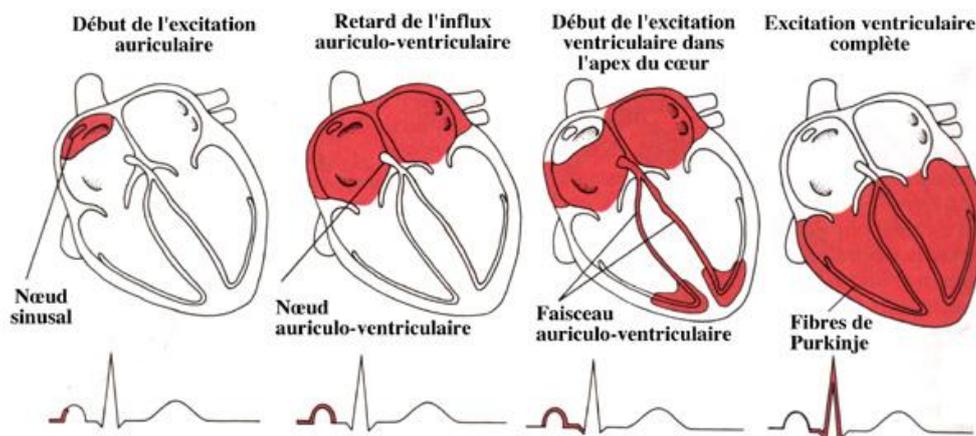
Le cœur est un muscle automatique, qui génère un cycle cardiaque commençant par le déclenchement d'une activité électrique qui déclenche l'activité mécanique cardiaque et contrôle sa chronologie.

##### **1.4.1 L'Activité Electrique**

Le muscle cardiaque contient un tissu particulier à l'origine de l'activité électrique du cœur (1% de l'ensemble des cellules cardiaque). Ce tissu est constitué de cellules auto-excitables qui se contractent spontanément et rythmiquement. C'est le tissu nodal (cellules rythmiques). [3]

Les cellules du nœud sinusal génère un courant de dépolarisation et se contractent environ 60 à 110 fois par minute, elles imposent leurs rythmes aux autres cellules. On appelle le potentiel du nœud sinusal le potentiel **Pacemaker** permet de fournir des impulsions électriques destinées à stimuler le reste des cellules cardiaques [4]. La présence de jonctions ioniques entre les cellules musculaires du myocarde (les myocytes) permettent à ce front de dépolarisation de se propager de manière isotopique par les variétés d'atomes. [5]

Seule la présence d'une paroi fibreuse isolante entre les oreillettes et les ventricules impose à l'impulsion électrique de passer par le relais qu'est le nœud auriculo-ventriculaire qui assure la propagation d'impulsion à l'ensemble du ventricule à travers un système de conduction rapide constitué des faisceaux de HIS et des fibres de PURKINJE (figure 1.3).



**Figure 1.3 : fonctionnement électrique du cœur et trajectoire du potentiel d'action**

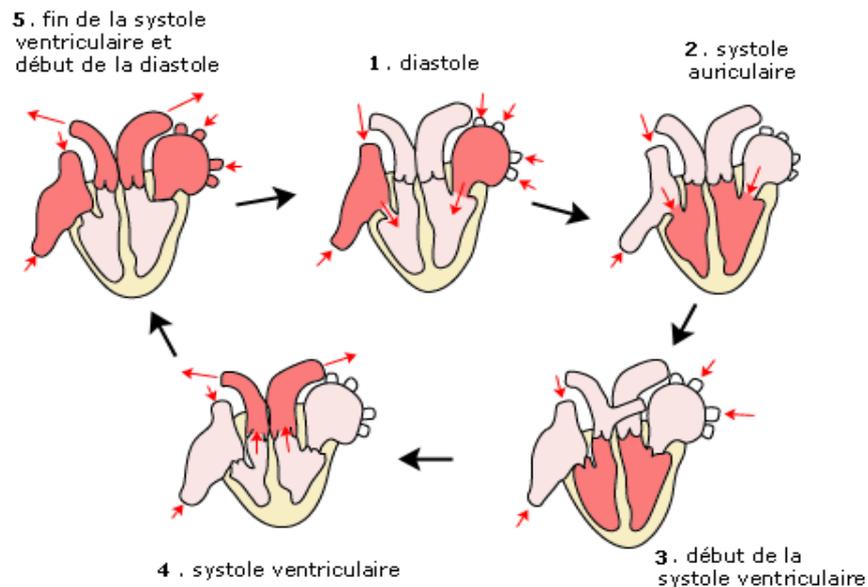
Le nœud sinusal se contracte donc en premier, ce qui déclenche la contraction de l'oreillette droite, et juste après celle de l'oreillette gauche, 1/200 de seconde plus tard. Le potentiel d'action est ensuite transmis au nœud septal au bout d'1/10 de seconde, puis au faisceau de His et au réseau de Purkinje, puis ensuite seulement aux cellules du ventricule, ce qui lui permet de se contracter de la pointe vers le haut, afin de pouvoir expulser le sang dans l'artère (figure 1.3). L'ensemble de la période de contraction dure environ 0,22 seconde. [5]

#### **1.4.2 L'Activité Mécanique**

Les phénomènes mécaniques du cycle cardiaque sont liés directement aux événements électriques. Comme on l'a dit précédemment, l'activation du myocarde débute au niveau du nœud sinusal, se propage à tout l'étage auriculaire, puis il se produit un ralentissement de la conduction au niveau du nœud auriculo-ventriculaire avant que la dépolarisation n'atteigne les ventricules. C'est pourquoi il existe ce décalage de contraction entre oreillettes et ventricules.

##### **o La révolution cardiaque :**

La circulation du sang dans le cœur et les vaisseaux est assurée par un ensemble de contractions (systoles) et de relâchements (diastoles), ainsi qu'une succession de mouvements d'ouverture et de fermeture valvulaire. On appelle révolution cardiaque l'ensemble des mécanismes qui permettent au sang de faire le tour complet de la circulation qui se fait en sens unique grâce au fonctionnement des valvules (figure 1.4).



**Figure 1.4 : cycle cardiaque**

- 1- Diastole : le sang arrive par les veines, remplit les oreillettes et passe dans les ventricules. Les valvules auriculo-ventriculaires sont ouvertes ; les valvules sigmoïdes sont fermées.
- 2- Systole auriculaire : pendant laquelle la contraction des oreillettes finit de remplir les ventricules, les valvules auriculo-ventriculaires étant toujours ouvertes.
- 3- Début de la systole ventriculaire : la pression du sang augmente grâce à la contraction des ventricules, les valvules auriculo-ventriculaires se ferment, empêchant le sang de remonter vers les oreillettes (schéma 3).
- 4- Systole ventriculaire : sous la pression, les valvules sigmoïdes s'ouvrent, le sang est alors éjecté dans les artères, en direction des poumons ou des organes (éjection systolique).
- 5- Fin de la systole ventriculaire : les valvules sigmoïdes se ferment, empêchant le sang de retourner dans les ventricules, tandis que les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent. Une nouvelle diastole commence et le sang parvient à nouveau dans les oreillettes par les veines.

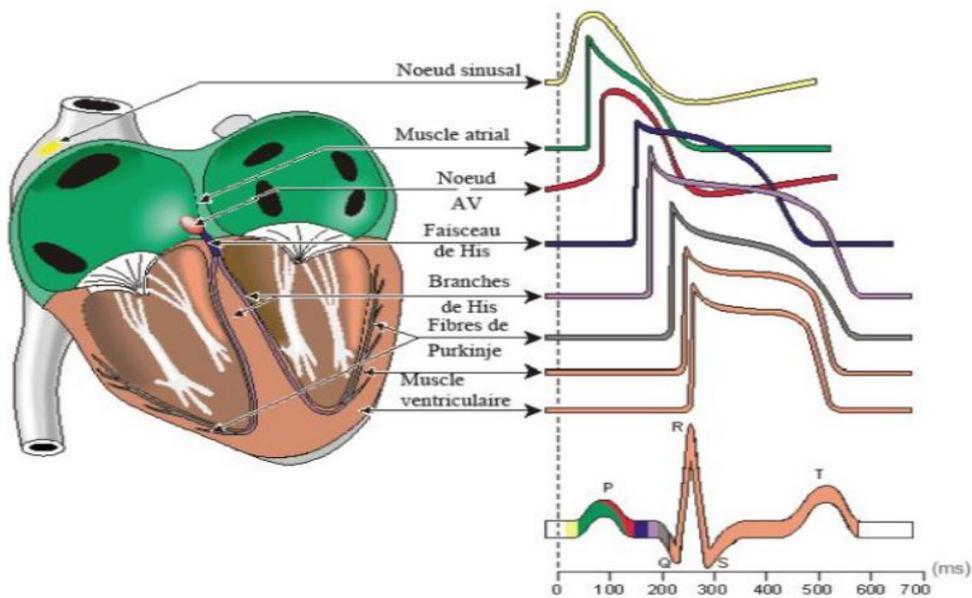
Il existe différentes méthodes pour explorer le mécanisme de la révolution cardiaque :

- Externes : on peut évaluer la fréquence, l'automatisme et donc la durée d'une révolution cardiaque à l'aide de méthodes très simples et non invasives :
  - **la palpation** au niveau des 4<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> espaces intercostaux, qui permet d'évaluer les mouvements du cœur qui frappe contre la cage thoracique
  - **la prise du pouls**, qui permet de sentir l'onde de propagation du sang dans les artères
  - **l'auscultation** grâce à un stéthoscope, qui permet d'entendre les bruits du cœur dus à la fermeture des valvules tricuspide et mitrale (« TOUM ») et sigmoïdes (« TA »)
  - **l'électrocardiogramme (ECG)**, qui mesure l'activité électrique du cœur.

- Interne : on peut réaliser un **cardiogramme** pour étudier la révolution cardiaque. Pour cela, on introduit une petite canule appelée **cathéter** dans les cavités cardiaques, afin de mesurer les variations de pression dans les différents compartiments (ventricule, oreillette, artère).

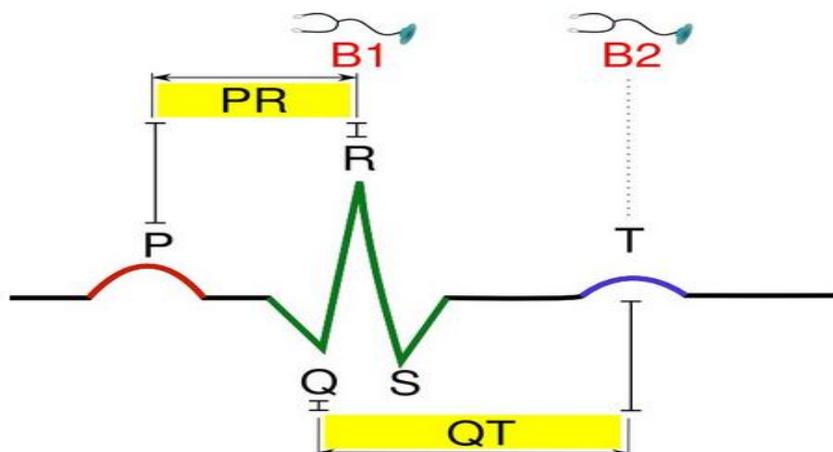
### 1.4.3 Interprétation du Signal ECG

L'une des manifestations externes de la propagation de ce front de dépolarisation est le signal ECG qui est d'un intérêt particulier pour le praticien. L'ECG est la somme des différences de potentiels d'actions électriques (figure 1.5). [5]



**Figure 1.5 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal électrocardiogramme.**

Ce signal ECG présente un ensemble de fronts d'ondes déterminés par des lettres allant de P jusqu'à U (figure 1.6)



**Figure 1.6 : électrocardiogramme normal**

- **P** : contraction des oreillettes (passage actif du sang vers les ventricules).
- **Complexe QRS**: contraction des ventricules (moins de 0,1 secondes).
- **T** : relaxation des ventricules.
- **Intervalle PQ** : temps de conduction atrioventriculaire.
- **Intervalle PR** : délais entre la dépolarisation des oreillettes et celle des ventricules. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation (à travers les oreillettes, le nœud atrioventriculaire, le faisceau de His, le réseau de Purkinje) jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires (0,12 à 0,20 secondes).
- **Intervalle QT** : durée de la contraction des ventricules, éjection du sang vers les vaisseaux (moins de 0,38 secondes).
- **Intervalle RR** : temps qui sépare deux QRS. Il permet le calcul de la fréquence cardiaque. Il influence la durée de la période réfractaire associée au dernier QRS (d'environ 0.6 à 1.0 secondes).
- **B1 et B2** : ce sont les deux bruits que l'on entend à l'auscultation. Le premier bruit (B1), qui correspond à la fin du bloc QRS provient de l'ouverture de la valve mitrale, il marque la fin de la diastole et le début de la systole. Le second bruit (B2) qui correspond à l'onde T provient de la fermeture des valves aortiques et pulmonaires, il marque la fin de la systole et le début de la diastole.

### 1.5 Rythme Cardiaque

Un cycle cardiaque, ou une révolution cardiaque, ou un battement, est d'une durée moyenne d'environ 0,8 seconde. On peut en déduire la fréquence ou rythme cardiaque de l'individu, c'est-à-dire le nombre de battements en 60 secondes-BPM, à partir de l'Intervalle RR de l'électrocardiogramme : **FC = 60 / RR.**

- **FC = 60 / (RR en seconds)**
- **FC = 1500 / (RR en millimètre)**
- **FC = 300 / (nombre de grands carrés entre les vagues successives R)**

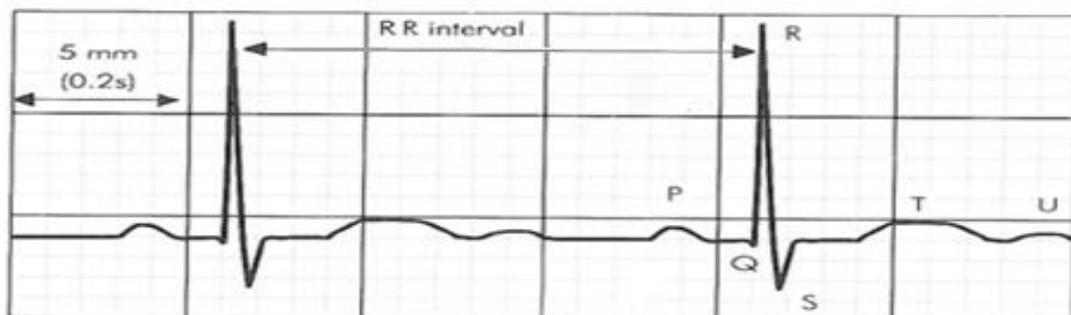


Figure 1.7 : mesure du rythme cardiaque par l'intervalle R-R

Démonstration : dans la figure (1.7) l'intervalle RR est d'environ 3 grands carrés donc  $3 \times 5\text{mm} = 15\text{ mm}$  et de 0.6secondes ; la fréquence cardiaque à partir des trois équations précédentes, sera :

- **FC = 60 / (RR en seconds) = 60 / (0.6 s) = 100 BPM**
- **FC = 1500 / (RR en millimètre) = 1500 / (15 mm) = 100 BPM**
- **FC = 300 / (nombre de grands carrés entre les vagues successives R)**  
**= 300 / (3 carres) = 100 BPM**

La fréquence cardiaque est régulée par le système nerveux autonome ou végétatif qui la diminue d'environ 25 % de façon involontaire. Il est composé de deux systèmes opposés mais complémentaires, que l'on nomme des systèmes antagonistes : le système parasympathique et le système orthosympathique ou sympathique.

Un rythme cardiaque normal dépend de l'individu, de son âge, de la taille de son corps, de son niveau de forme physique, de son état cardiovasculaire, s'il est debout ou assis, s'il prend ou non des médicaments et même de la température de l'air. Les émotions peuvent aussi avoir un impact sur le rythme cardiaque, étant donné que ce dernier s'élève quand un danger est détecté ou si l'on vit d'autres facteurs de stress. [2]

- Pour les adultes de 18 ans et plus, le rythme cardiaque au repos se situe entre 70 et 100 BPM.
- Pour les enfants âgés de 6 à 15 ans, le rythme au repos se situe entre 60 et 100 BPM.
- Les athlètes et les personnes en excellente condition physique peuvent avoir des rythmes cardiaques à 40 battements par minute.

### **1.5.1 Méthodes de Mesure du Rythme Cardiaque**

Le contrôle de pouls permet de vérifier le rythme cardiaque sans aucun équipement spécial. Ceci peut s'avérer très utile, dans le cas d'un problème cardiaque ou obésité.

#### **a) Méthode 1: Sentir et mesurer le pouls**

On utilise les doigts pour tâter le pouls. (Pas avec le pouce car il a son propre pouls)

Trouvez le pouls radial : C'est celui que l'on sent au niveau de la face interne du poignet. On utilise le majeur et l'index. On Place les doigts au niveau des plis de la face interne du poignet, juste à la base du pouce. On Applique une légère pression jusqu'à ce qu'on ait une sensation pouls ; il s'agit du battement rythmé d'un vaisseau provoqué par l'affluence du sang vers le cœur.

La vérification du rythme cardiaque : pour obtenir le rythme cardiaque, on utilise une montre ou un chronomètre, on compte le nombre de pulsations pendant 15 secondes, puis on multiplie ce nombre par 4.

La détermination de la fréquence cardiaque normale : Pour les adultes, la fréquence cardiaque normale est comprise entre 60 et 100 pulsations par minute. Pour les enfants de moins de 18 ans, cette fréquence se situe entre 70 et 100 pulsations par minute.

La vérification du rythme du pouls : Il s'agit de mesurer les pulsations du cœur et les pauses entre cycles. Si le pouls est stable, il est considéré comme régulier. Si l'on détecte une palpitation ou d'autres anomalies, le pouls est probablement irrégulier.

#### **b) Méthode 2: Trouver les différents rythmes cardiaques**

Trouvez le rythme cardiaque maximum potentiel : Il s'agit de la fréquence cardiaque la plus élevée qu'on peut supporter. On utilisera notre rythme cardiaque maximum pour trouver le rythme cardiaque cible (Ce rythme représente 60 à 85% du rythme cardiaque maximum). C'est le rythme cardiaque qu'on cherche à atteindre, lorsqu'on fait de l'exercice physique. Pour le déterminer, on applique la formule suivante :  $220 - (l'âge) = \text{le rythme cardiaque maximum potentiel}$ .

### **1.6 L'Electrocardiographie**

L'électrocardiogramme est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps. Il y a plus d'un demi-siècle, une convention internationale a décidé de fournir cette représentation sous la forme immuable de l'ECG à 12 dérivations. Ce fut un des premiers efforts de standardisation à l'échelle mondiale d'un examen médicaux technique. [6]

#### **1.6.1 Les Dérivations**

Ces vecteurs résultants instantanés successifs sont "appréhendés" au moyen des dérivations électrocardiographiques. Une dérivation correspond à la ligne de tension réunissant deux électrodes placées en deux points déterminés de la surface du corps et entre lesquelles sont enregistrées les différences de potentiel.

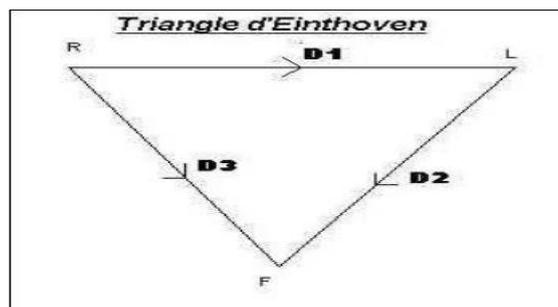
En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du cœur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dérivations : 6 dérivations périphériques (I, II, III, aVR, aVL, aVF) l'explorent dans le plan frontal et 6 dérivations précordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6) l'explorent dans le plan horizontal [6].

### **A. Dérivations Standards d'Einthoven**

Le corps est supposé avoir une configuration triangulaire du point de vue de ses caractéristiques électriques. R= Right hand, L=Left hand, F=Foot. Ce sont des dérivations bipolaires, c'est-à-dire déterminées à partir de 2 électrodes actives. Elles sont issues du triangle d'Einthoven (figure 1.8) et correspondent à une différence de potentiels entre les électrodes considérées. [6]

Les trois dérivations d'Einthoven :

- I(D1) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et le poignet gauche (left : L).
- II(D2) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche (left : L) et la jambe gauche (foot : F).
- III(D3) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et la jambe gauche (foot : F).

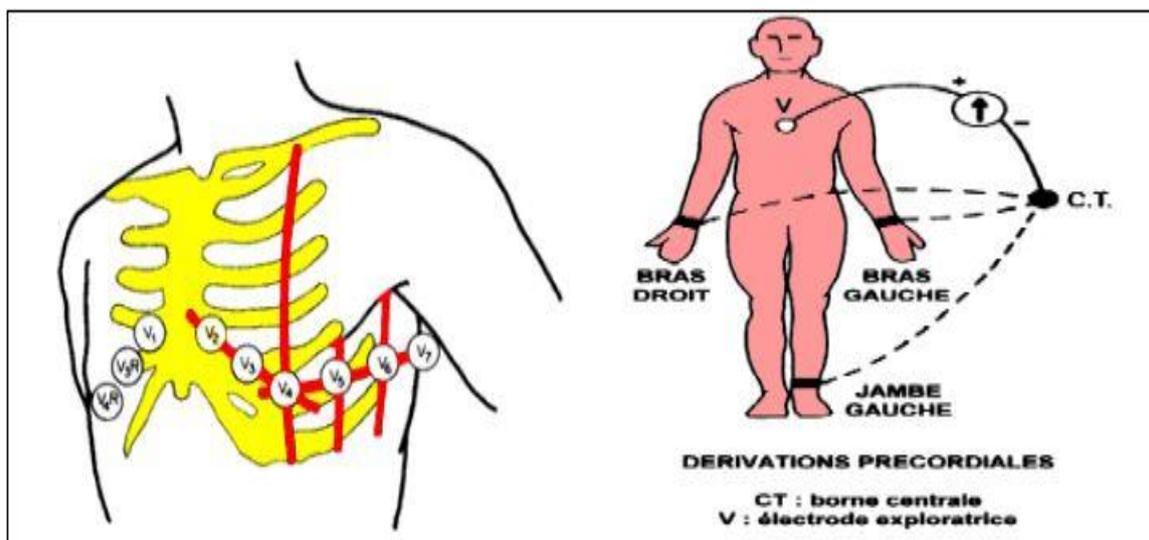


**Figure 1.8 : le triangle de Dérivations Standards (bipolaires)**

### **B. Dérivations Précordiales**

Les dérivations précordiales sont des dérivations unipolaires thoraciques qui enregistrent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. Comme il s'agit de dérivations unipolaires, l'électrode exploratrice recueille d'importantes variations de potentiel alors que l'autre électrode est connectée au Central terminal selon Wilson (Figure 1.9). [6]

Ce sont des dérivations "rapprochées" car l'électrode exploratrice est placée en divers points de l'aire précordiale, à faible distance de l'épicarde, face aux parois du ventricule droit et gauche. Les électrodes exploratrices sont placées de façon immuable comme suit (figure 1.9).



**Figure 1.9 : placement des électrodes précordiales**

- ▶ V1 : 4e espace intercostal au bord droit du sternum ;
- ▶ V2 : 4e au bord gauche du sternum ;
- ▶ V3 : à mi-distance entre V2 et V4 ;
- ▶ V4 : 5e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire ;
- ▶ V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche ;
- ▶ V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche.

Dans certains cas, on peut ajouter :

- ▶ V3R, V4R : localisation symétrique à V3 et V4 sur l'hémi thorax droit

(Diagnostic de l'hypertrophie ventriculaire droite, de l'infarctus du ventricule droit) ;

- ▶ V7, V8, V9 : même niveau horizontal que V4, V5, V6 sur la ligne axillaire postérieure gauche.

## **1.7 Les Sources d'Influence**

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé Et parfois induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Les effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques ou pathologiques.

Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques notamment sur les tracés Holter. En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ces bruits auxquelles nous allons nous attacher sont l'amplitude, la périodicité et la bande spectrale.

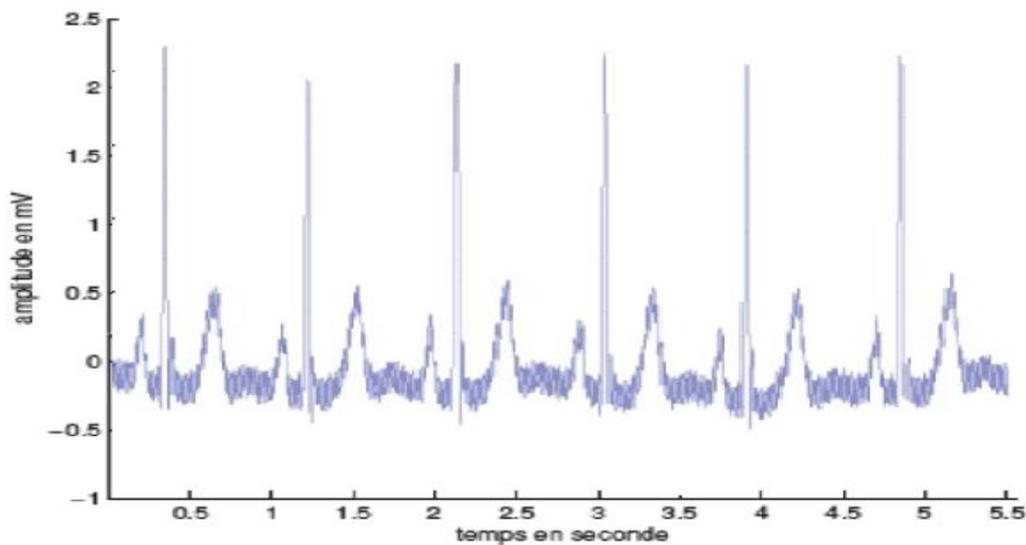
Les artefacts prennent une place particulière puisqu'ils induisent des modifications des performances des algorithmes d'analyse automatique de l'électrocardiogramme. [7]

### 1.7.1 Bruits Techniques

Le matériel utilisé lors de l'enregistrement doit être manipulé avec précaution car il peut être source de bruits lors de l'enregistrement. Les plus courants sont présentes ci-dessous.

#### - **Bruit dû au secteur**

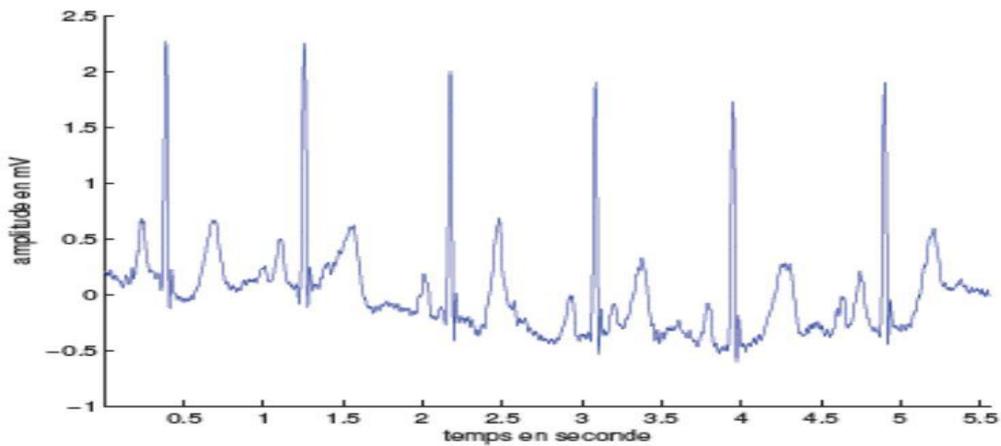
Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50 Hz comme montré sur la Figure (1.10). Ce type de bruit apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence a bande étroite. [7]



**Figure 1.10 : Bruit dû au secteur 50 H**

#### - **Bruit dû aux mouvements d'électrodes**

Lorsque les électrodes sont connectées incorrectement, des sauts brusques de la ligne de base apparaissent. L'effet sur le tracé peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics lorsque les électrodes sont en contact intermittent avec la peau. Ces pics peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal comme montré sur la Figure (1.11). Ce type de bruit intermittent à bande spectrale large s'élimine difficilement car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que le complexe QRS.



**Figure 1.11 : Bruit du aux mouvements des électrodes.**

**- Autres bruits courants :**

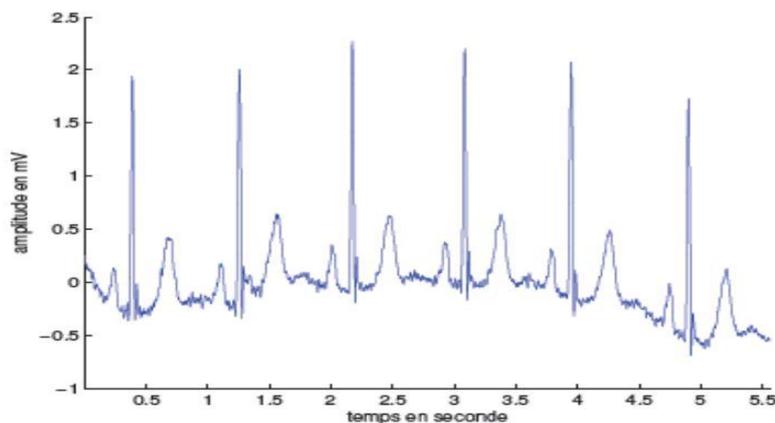
Parmi les bruits courants on peut citer les artefacts dus aux mouvements des câbles électriques, la saturation des instruments de mesure, les mauvais câblages, les artefacts dus au port de vêtements synthétiques, etc.

**1.7.2 Artefacts Physiques**

Les artefacts physiques sont dus aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration.

**- Mouvements de la ligne de base :**

Lors de l'enregistrement de l'électrocardiogramme, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base de l'ECG à un rythme régulier comme montré sur la Figure (1.12). D'autres perturbations peuvent avoir pour effet de déplacer temporairement la ligne de base comme, par exemple, les mauvais contacts entre la peau et les électrodes. Ces perturbations sont généralement peu gênantes pour l'analyse de l'ECG et peuvent être en grande partie filtrées car leur énergie se situe dans une bande de fréquence basse, qui empiète peu sur celle de l'ECG normal. [6]

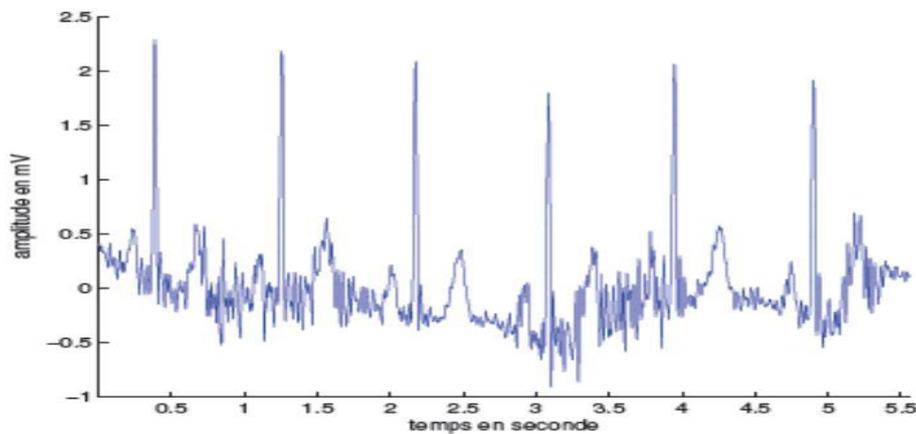


**Figure 1.12 : Bruit dû au Mouvements de la ligne de base.**

### - Bruit myoélectrique ou tremblement somatique :

La contraction d'un muscle est commandée par une dépolarisation des cellules musculaires et bien que les électrocardiographes soient construits pour être surtout sensibles aux fréquences du myocarde, l'ECG enregistre les contractions des muscles squelettiques comme montré sur la Figure (1.13).

L'aspect le plus courant est une oscillation à haute fréquence liée à la tension musculaire d'un sujet qui n'est pas convenablement détendu. Ces perturbations sont assez gênantes lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher un diagnostic fiable. L'apparition de ces perturbations dépend de l'état du patient, s'il est très tendu ou atteint de maladie de Parkinson, l'enregistrement peut-être de mauvaise qualité sur toutes les voies de l'ECG.



**Figure 1.13 : Bruit musculaire**

## 1.8 Conclusion

Ce chapitre est une introduction aux éléments de base de l'électrophysiologie du cœur. Dans lequel nous avons exposé les différentes notions de l'électrocardiographie qui sont indispensables pour la bonne compréhension des problèmes étudiés par la suite.

Nous avons terminé ce chapitre par donner les différents types d'artefacts qui peuvent affecter le signal ECG enregistré. La bonne connaissance des causes de ces derniers nous aidera à comprendre n'importe quel problème s'il surgira au niveau de notre électrocardiogramme.

Le chapitre suivant sera consacré à l'étude des systèmes à base de microcontrôleur utilisés pour la réalisation de notre prototype de fréquencemètre cardiaque. Comprendre cette partie de notre travail nous permettra aussi d'avoir une idée bien précise sur n'importe quel dysfonctionnement trouver.

# CHAPITRE 2 : *Systeme à Base*

## *du Microcontrôleur*

## CHAPITRE 2 : Système à Base du Microcontrôleur

### 2.1 Introduction

Les microcontrôleurs sont devenus assez simples à mettre en œuvre, grâce en particulier à des environnements de développement comme l'Arduino et MikroC. Mais seule une compréhension en profondeur permet de tirer parti au maximum de leur potentiel dans de nombreuses applications, dans le cadre d'un Projet de fin d'étude.

Toutes les solutions à base de composants programmables ont pour but de réduire le nombre de composants sur le circuit électronique et donc fiabiliser le circuit. Le microcontrôleur est en concurrence avec d'autres technologies suivant les applications.

### 2.2 Définition

**Un microcontrôleur ( $\mu\text{C}$ )** est une unité de traitement de l'information de type microprocesseur, c'est un ordinateur monté dans un circuit intégré rassemblant dans un même boîtier une unité arithmétique et logique. Les avancées technologiques en matière d'intégration, ont permis d'implanter sur une puce de silicium de quelques millimètres carrés la totalité des composants qui forment la structure de base d'un ordinateur. [8]

Comme tout ordinateur, on peut décomposer la structure interne d'un microprocesseur en trois parties :-Les mémoires, -Le processeur, -Les périphériques

- Les mémoires sont chargées de stocker le programme qui sera exécuté ainsi que les données nécessaires et les résultats obtenus.
- Le processeur est le cœur du système puisqu'il est chargé d'interpréter les instructions du programme en cours d'exécution et de réaliser les opérations qu'elles contiennent .Au sein du processeur, l'unité arithmétique et logique **ALU** interprète, traduit et exécute les instructions de calcul.
- Les périphériques ont pour tâche de connecter le processeur avec le monde extérieur dans les deux sens. Soit le processeur fournit des informations vers l'extérieur (périphérique de sortie), soit il en reçoit (périphérique d'entrée).

Les microcontrôleurs sont de taille tellement réduite qu'ils peuvent être sans difficulté implantés sur l'application même qu'ils sont censés piloter. Leur prix et leurs performances simplifient énormément la conception de système électronique et informatique. [8]

## **2.3 Microcontrôleur de la Famille Pic**

### **2.3.1 Généralités**

La société Américaine Microchip Technology a mis au point dans les années 90 un microcontrôleur CMOS : le PIC (Peripheral Interface Contrôler), ce composant encore très utilisé à l'heure actuelle, est un compromis entre simplicité d'emploi, rapidité et prix de revient.

Les PIC sont des composants RISC (**R**educe **I**nstructions **C**onstruction **S**et), ou encore composant à jeu d'instructions réduit [9]. L'avantage est que plus on réduit le nombre d'instructions, plus facile et plus rapide en est le décodage, et plus vite le composant fonctionne.

Les PIC existent en 3 versions :

- \* les EEPROM et flash EPROM qui sont effaçables électriquement.
- \* les UVPRM qui sont effaçable par une source de rayonnements ultraviolets.
- \* les OTPROM programmable une seule fois

### **2.3.2 Classification des PIC**

La famille des PIC de Microchip est subdivisée en 3 grandes, familles comportant chacune plusieurs références :

- \* La famille **Base-Line**, qui utilise des mots d'instructions de 12 bits,
- \* La famille **Mid-Range**, qui utilise des mots de 14 bits (et dont font partie les 16FXXX),
- \* La famille **High-End**, qui utilise des mots de 16 bits (18FXXX).

### **2.3.3 Identification des PIC:**

Un PIC est généralement identifié par une référence de la forme suivante : xx(L) XXyy-zz

xx : famille du composant, actuellement « 12, 14, 16,17 et 18 ». [9]

L : tolérance plus importante de la plage de tension.

XX : type de programme

C : EPROM ou EEPROM

F : flash

yy : identificateur

zz : vitesse maximale du quartz de pilotage.

## **2.4 Choix du PIC 16F**

En premier lieu, ce modèle possédant une mémoire EEPROM effaçable électriquement, s'impose comme la solution idéale pour ceux qui veulent apprendre à utiliser un microcontrôleur PIC, du fait qu'il est reprogrammable jusqu'à plus de 1000 fois (selon les spécifications du fabricant). Associé à de simples organes périphériques, il représente l'outil d'apprentissage par excellence, car le lecteur peut tester tous les programmes avec le même microcontrôleur et revenir sur les erreurs, les corriger rapidement et de retenter l'application.

Ce microcontrôleur possède un fusible interne, accessible par programmation, qu'il faudra se garder de laisser intact. Car lorsque ce fusible brûle, le microcontrôleur, s'il peut encore être effacé et reprogrammé, ne peut plus être lu correctement, car sa mémoire est restituée, complètement désorganisée.

Bien utile pour ceux qui mettent au point une application commerciale qu'ils veulent protéger et mettre à l'abri de copies sauvages, ce fusible doit être ignoré pendant la durée de l'étude.

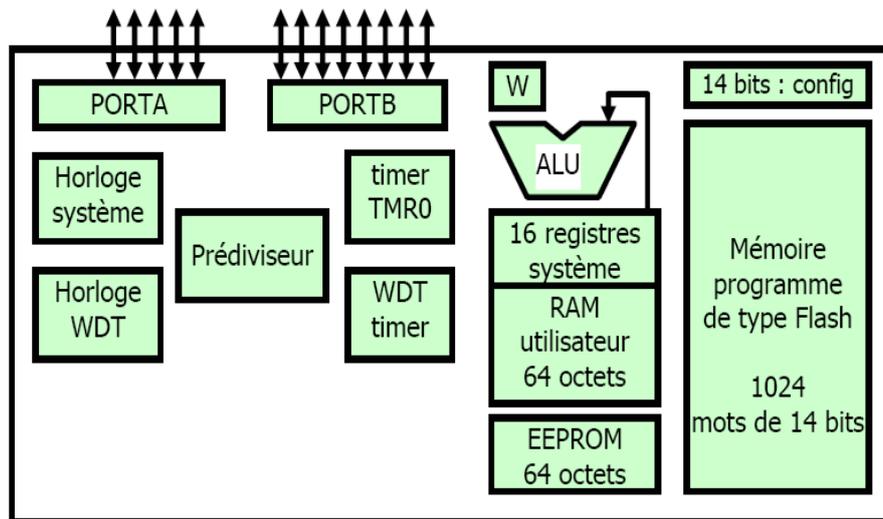
Cette accessibilité permanente de la mémoire représente l'aspect le plus original de tous les microcontrôleurs à mémoire flash, parmi lesquels trône le 16F84 et 16F84A [9]. De plus, la capacité mémoire de ce modèle (ni trop petite ni trop grande).

## **2.5 Présentation du PIC 16F**

Un 16F est un PIC Mid-Range dont la mémoire programme est de type FLASH de référence 84 pour les PIC 16F84 et 84A, capable d'accepter une fréquence d'horloge de 4MHz.

Le PIC16F84 est un microcontrôleur 8 bits. Il dispose donc d'un bus de données de huit bits. Puisqu'il traite des données de huit bits, il dispose d'une mémoire de donnée dans laquelle chaque emplacement (défini par une adresse) possède huit cases pouvant contenir chacune un bit. L'organisation générale du PIC16F84 et 84A sont composées par 4 blocs principaux comme le montre la figure 2.1.

- Mémoire de programme
- Mémoire de données
- Processeur
- Ressources auxiliaires (périphériques)



**Figure 2.1 : Structure de l'architecture interne et diagramme de blocs des PIC16F84A et 16F84**

- La mémoire de programme : il s'agit d'une mémoire non volatile de type FLASH programmable et effaçable. Pour le PIC 16F84 cette mémoire est d'une taille de 1024\*14 bits, les instructions sont codées sur 14 bits. On peut donc stocker 1024 instructions.
- La mémoire de donnée est séparée en deux parties :
  - une mémoire RAM de 68 octets puisque le bus de donnée est de huit bits. Cette RAM est volatile (les données sont perdues à chaque coupure de courant). On peut y lire et écrire des données.
  - une mémoire EEPROM de 64 octets dans laquelle on peut lire et écrire des données (de huit bits soit un octet) et qui possède l'avantage d'être non volatile (les données sont conservées même en l'absence de tension). La lecture et l'écriture dans cette mémoire de données sont beaucoup plus lentes que dans la mémoire de données RAM.
- Le processeur est formé de deux parties :
  - une unité arithmétique et logique (ALU) chargée de faire des calculs.
  - un registre de travail noté **W** sur lequel travail l'ALU.
- Les ressources auxiliaires qui sont dans le cas du PIC16F84
  - ports d'entrées et de sorties ;
  - temporisateur ;
  - interruptions ;
  - chien de garde ;
  - mode sommeil.



-**Les ports d'entrées / sorties** : Permettent de dialoguer avec l'extérieur du microcontrôleur, le PIC 16F84 possède 13 lignes d'entrées / sorties : RB0 à RB7 et RA0 à RA4.

-**RA0 à RA4** : Constituent le (PORTA) du microcontrôleur, ce port est bidirectionnel.

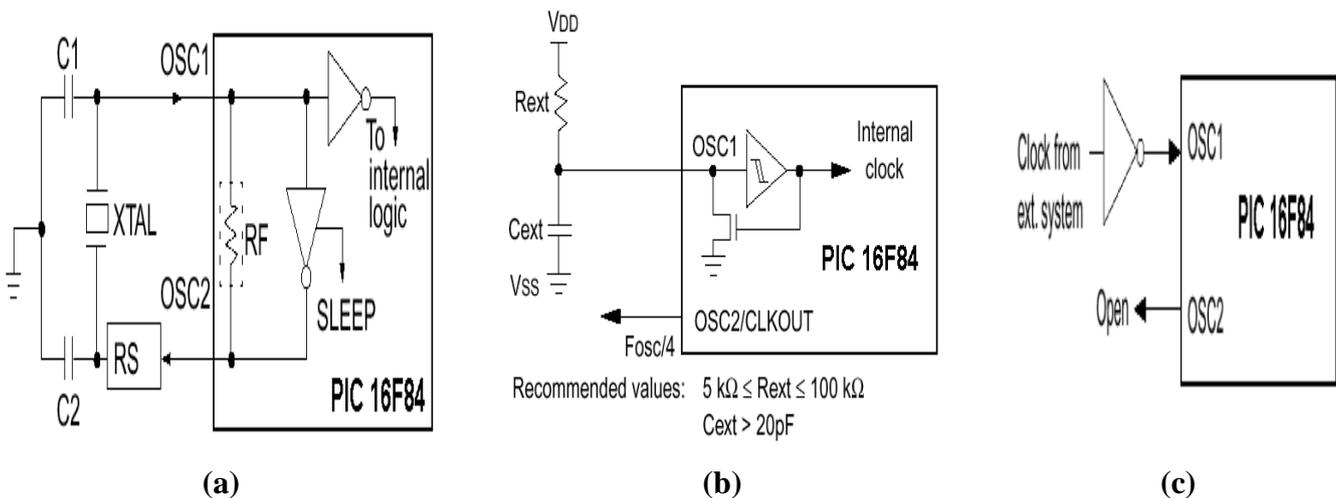
La ligne RA4 de type drain ouvert en sortie peut aussi être utilisée comme entrée d'horloge du compteur (Timer), TMR0.

-**RB0 et RB7** : Constituent le PORTB du microcontrôleur, ce port est bidirectionnel. La ligne RB0 peut servir d'entrée de demande d'interruption externe.

-**VDD et VSS** : Ce sont les connexions d'alimentation du circuit .Il est alimenté avec une tension de 5 volts VSS = 0 v, VDD = +5 v.

-**MCLR** : Cette connexion active au niveau 0, est l'entrée de Reset (Master CLear Reset), elle permet aussi le branchement de la haute tension VPP nécessaire à la programmation du composant. Le pin MCLR peut être simplement relié à **VDD** si on n'a pas besoin de **RESET** externe. Par contre si on souhaite implanter un bouton de remise à zéro, on pourra câbler un simple réseau **RC** sur la broche **MCLR**.

-**OSC1 et OSC2** : Ces connexions permettent l'entrée des signaux nécessaires au fonctionnement de l'horloge. L'horloge est un système qui peut être réalisée soit avec un QUARTZ(a), soit avec un circuit RC(b), soit avec une horloge extérieure (c), la fréquence maximale d'utilisation va dépendre de Microcontrôleur utilisé [9]. Le suffixe indiqué sur le boîtier donne la nature de l'horloge à utiliser et sa fréquence maximale (figure 2.3).



**Figure 2.3 : Conception des différentes configurations de l'oscillateur des PIC16F**

## 2.7 Fonctionnement du PIC

### 2.7.1 Principe

Un microcontrôleur exécute des instructions, on définit «le cycle instruction» comme le temps nécessaire à l'exécution d'une instruction [8]. A ne pas confondre avec la notion du cycle d'horloge qui correspond au temps nécessaire à l'exécution d'une opération élémentaire. Chaque cycle instruction dure 4 coup d'horloge.

Une instruction est exécutée en deux phases :

- la phase de recherche du code binaire de l'instruction stocké dans la mémoire de programme.
- la phase d'exécution où le code de l'instruction est interprété par le processeur et exécuté.

En effet, comme les instructions issues de la mémoire de programme circulent sur un bus différent de celui sur lequel circulent les données, ainsi le processeur peut effectuer la phase de recherche d'une instruction pendant qu'il exécute l'instruction précédente (Figure 2.4).

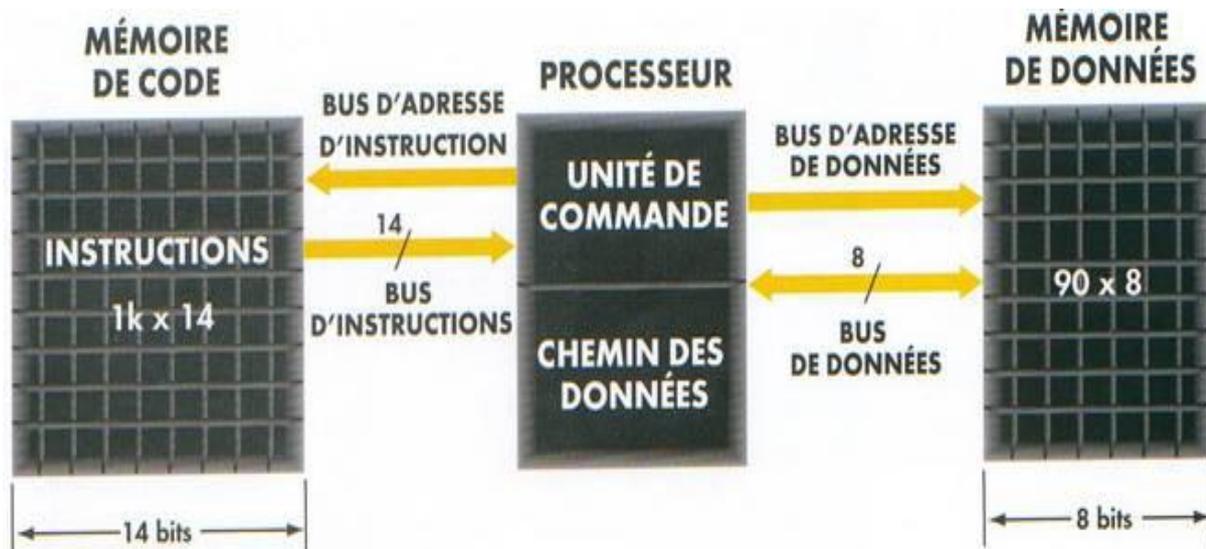


Figure 2.4 : principe de fonctionnement des PIC avec représentation du chemin de circulation des instructions et de données

### 2.7.2 Déroulement d'un Programme

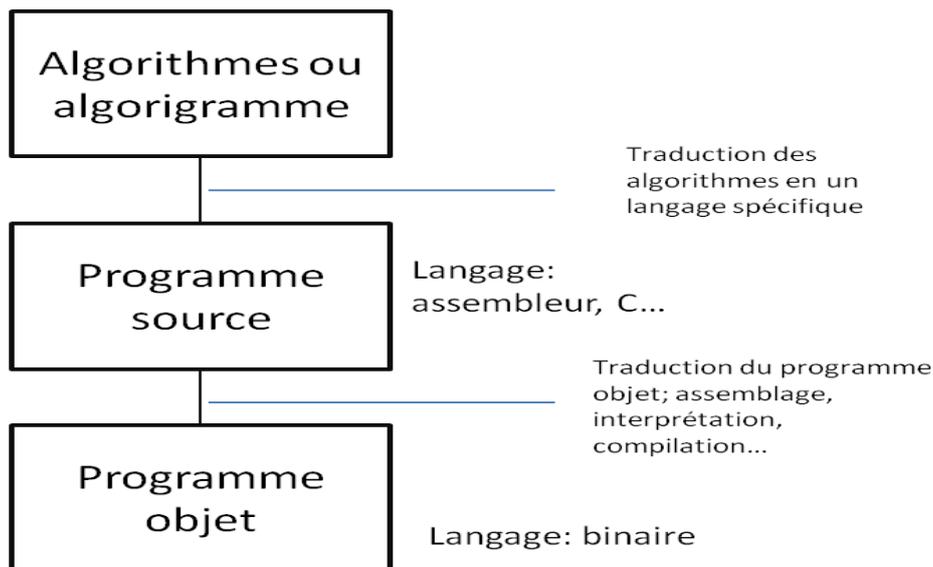
Le déroulement d'un programme s'effectue de façon très simple, à la mise sous tension, le processeur va chercher la première instruction qui se trouve à l'adresse 0000 de la mémoire de programme, l'exécute puis va chercher la deuxième instruction à l'adresse 0001 et ainsi de suite (sauf cas de saut ou d'appel de sous-programme et d'interruption). On parle de Fonctionnement séquentiel.

## 2.8 Programmation

Il existe plus d'un chemin possible pour programmer les PIC. Où on ne parlera que sur la programmation en langage **ASSEMBLEUR**. Se fait à l'aide d'outils de programmation entièrement gratuit et que l'on peut diffuser librement. Ces outils qui se composent d'un magnifique environnement de programmation complet, on cite MPLAB et MikroC. Il est disponible en téléchargement gratuit sur le site de Microchip.

La programmation des microcontrôleurs se divise généralement en 3 grandes étapes (figure 2.5) :

- Un organigramme ou algorithme, c'est la représentation schématique des liens fonctionnels, organisation hiérarchiques du programme à écrire.
- Ecriture du programme source et traduction d'algorithme en langage assembleur ou C.
- Assemblage, interprétation ou compilation du programme objet source en langage binaire compréhensible pour les microcontrôleurs qui utilisent la logique combinatoire.



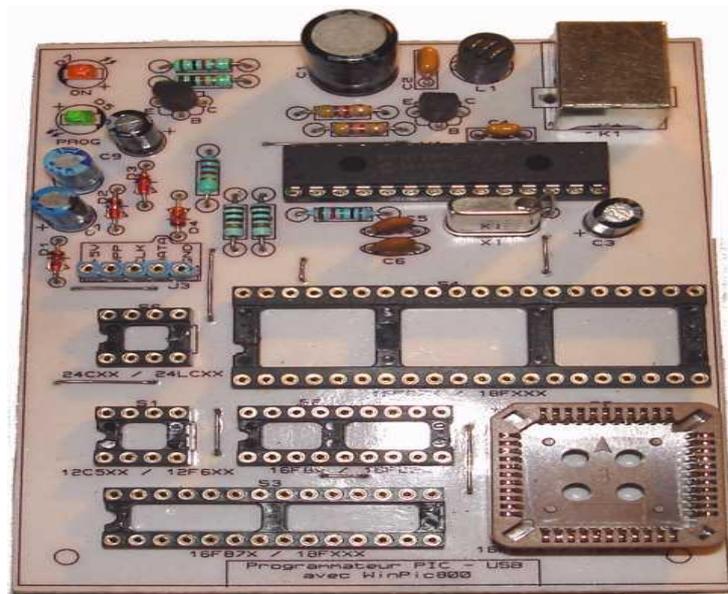
**Figure 2.5 : structure générale de programmation des PIC**

### 2.8.1 Outils de Développements

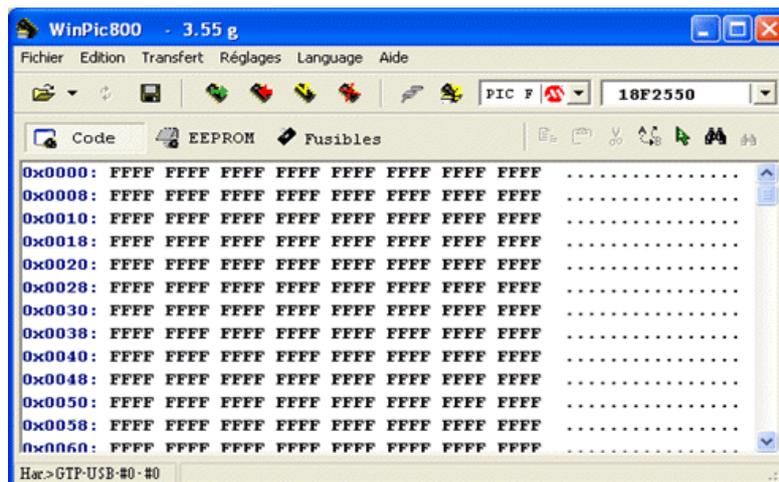
Programmation avec MPLAB (Outil de développement utilisé dans notre travail) ; Les étapes nécessaires permettant de voir un programme s'exécuter sur un PIC sont:[8]

- Ecrire un programme en langage assembleur dans un fichier texte et le sauvegarder avec l'extension **.asm**

- Compiler ce programme avec l'assembleur MPASM fourni par Microchip pour le cas du MplabIDE. Le résultat est un fichier avec l'extension **.hex** contenant une suite d'instruction compréhensible par le pic.
  - Transplanter le fichier **.hex** dans la mémoire programme du PIC (mémoire flash) à l'aide d'un programmeur adéquat (figure 2.6) contrôler par un logiciel spécial (figure 2.7).
  - Mettre le PIC dans son montage final, mettre sous tension et vérifier le travail.
- Microchip propose gratuitement l'outil de développement **MPLAB** qui regroupe l'éditeur de texte, le compilateur MPASM, un outil de simulation et le logiciel de programmation.



**Figure 2.6 : kit programmeur de PIC reliés au PC via une prise USB pour transplanter les fichiers .hex au circuit intégrés.**



**Figure 2.7 : Le logiciel pilotant le programmeur de PIC (logiciel WinPic800 V3.55G)**

## 2.8.2 Structure d'un Programme

L'écriture d'un programme implique l'élaboration d'une véritable structure. Tout programme doit comporter un titre : une sorte de définition succincte de ce que fait le programme. L'étape suivante consiste à mettre ce programme sur papier (*listing*).

Nous y ajouterons des commentaires, ligne par ligne, pour chaque opération effectuée pour la clarté du programme. Tout programme se construit selon un modèle, une sorte de squelette (*Template*, en anglais). Le squelette d'un programme pour PIC 16F et donner si dessus :

```
Processor 16F84
Déclarations obligatoires      Radix .....
                                Include <<P16F84>>
Equivalences                   ..... EQU .....
Initialisation de la RAM
                                et réservation d'un      ORG 0C
                                Certainnombre
                                d'adresses mémoire
                                Début du programme      ORG 00
                                après Reset
                                Configuration      des
                                lignes de port
                                Instructions
                                Sous programmes
                                ↓
                                Fin du programme      END
```

---

Figure 2.8 : Le squelette d'un programme pour PIC 16F.

## 2.9 Conclusion

Le microcontrôleur de la famille PIC 16F et surtout le PIC 16F84A (et 16F84) est un microcontrôleur des plus appropriés et des plus simples à utiliser par les étudiants dans leurs projets de fin d'étude, peu coûteux et existe à volonté au niveau du magasin des LABO de la faculté.

Les PIC présentent des propriétés d'utilisation très séduisante puisqu'il minimise l'utilisation d'autres éléments électroniques comme les circuits intégré à portes logique, les oscillateurs, etc.

Ainsi le chapitre suivant représentera l'implémentation et l'utilisation d'un tel élément dans notre travail, ça programmation et son circuit de fonctionnement.

CHAPITRE 3 : Etude et  
Réalisation du Système Pour la  
Mesure de la Fréquence  
Cardiaque

## **CHAPITRE 3 : Etude et Réalisation du Système Pour la Mesure de la Fréquence Cardiaque**

### **3.1 Introduction**

Le signal électrocardiogramme (ECG) représente l'activité électrique du cœur, il donne des informations pertinentes, ces informations de diagnostic peuvent être obtenues à partir de la forme d'onde d'ECG, par analyse de l'amplitude et la synchronisation relative des différents segments. En général, les dommages du muscle cardiaque, ou infarctus, sont corrélés à la perte d'amplitude et arythmies peuvent être observés et traités: rythmes lents (bradycardie), rythmes rapides (tachycardie); Dans chaque cas, la fréquence cardiaque fournit des informations importantes. Il existe plusieurs types de compteurs de fréquence cardiaque, également connu sous le nom cardio-tachymètre ou cardio-fréquencemètre.

L'objectif principal de ce travail consiste à l'étude et la conception d'un Cardio-fréquencemètre, nous réaliserons ainsi dans un premier lieu le système responsable sur l'acquisition du signal ECG, basé sur les électrodes et l'amplificateur d'instrumentation et la détection des ondes utilisée pour le calcul. Une étude plus approfondie est consacré à la réalisation microcontrôlé du système de comptage dans un deuxième lieu.

### **3.2 Présentation du Système**

Dans l'analyse automatique des tracés électrocardiographique l'apparition de chaque complexe QRS doit être détectée car toutes les mesures seront effectuées à partir de la position de celui-ci [12].

Pour notre prototype le complexe QRS détecté va nous permettre d'indiqué la présence des battements du cœur ainsi la mesure de la fréquence cardiaque, ensuite identifier les troubles du rythme cardiaque s'il existe.

La détection du complexe QRS doit être fiable en ignorant les artefacts ; en pratique la morphologie de ces derniers varie dans le temps et ce modifie dans la forme, d'un patient a l'autre, ceci implique que l'algorithme de détection doit contenir une certaine souplesse dans le choix des critères de détection [12]. Voici le schéma bloc de la chaine d'acquisition du Cardiofréquencemètre ainsi réalisé.

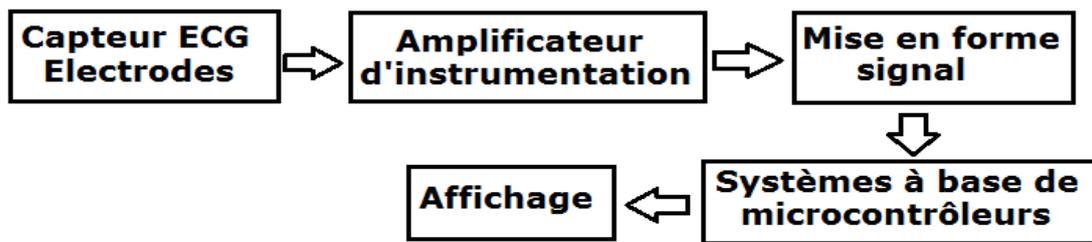


Figure 3.1 : schéma bloc de la chaîne d'acquisition de données.

### 3.3 Etudes du Système

#### 3.3.1 l'Electrocardiographie

L'électrocardiographie (ECG) consiste à recueillir les variations du potentiel électrique du myocarde résultantes des contractions/relâchements du cœur liés à des phénomènes électriques de polarisation/dépolarisation qui produisent la tension que l'on observe sur l'électrocardiogramme, ECG ; ensuite 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, pour aboutir à un signal final ayant les caractéristiques suivantes :

- L'amplitude variant de  $-1V$  à  $+1V$ .
- Variation maximale est au niveau du complexe QRS, où le pic R atteint la tension maximale.
- Sa gamme spectrale, s'étend entre  $0.03Hz$  et  $150Hz$ . [12]

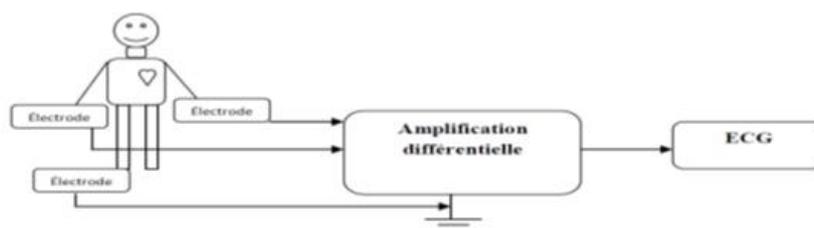
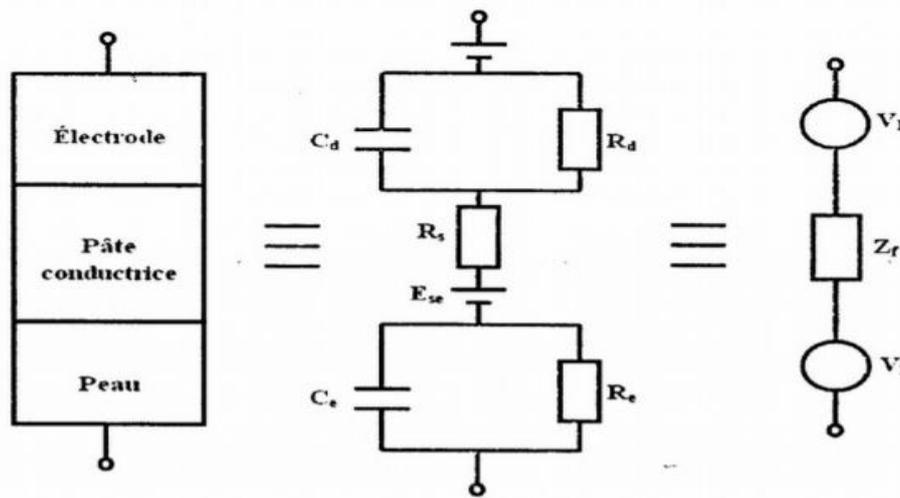


Figure 3.2 : schéma bloc d'un Electrocardiographie [9]

#### a. Capteur

Le capteur et le premier élément de la chaîne de mesure, l'information biologique issue du transducteur doit être présentée sous forme de signal compréhensible pour son analyse, donc ce capteur biomédicale assure la transformation de conduction ionique en conduction électronique l'ors du contact entre l'électrode et le tissu biologique.

Les capteurs d'ECG sont connus par l'électrode de surfaces, constituées d'une plaque métallique de petite surface liés aux dispositifs de mise en forme de signal [10], [13]. Posées sur la peau qui, n'étant pas conductrice doit être imprégnée au préalable d'une solution ionisée pour le type d'électrode sèche (contact capacitif), ou d'une pate conductrice électrolytique comprise dans le type d'électrode a pate (contact ohmique) équivalente au schéma électrique de la figure suivante.



**Figure 3.3 : Circuit équivalent du système de contact électrode-tissu [12]**

$R_s$  est la résistance effective de l'électrolyte ; l'épiderme, membrane semi perméable aux ions présentent un potentiel  $E_{se}$ , cette couche épidermique se comporte comme un circuit RC parallèle.

Lorsque l'électrode polarisable est en contact avec un électrolyte, le contact électrode-peau peut être décomposé en 3 éléments :

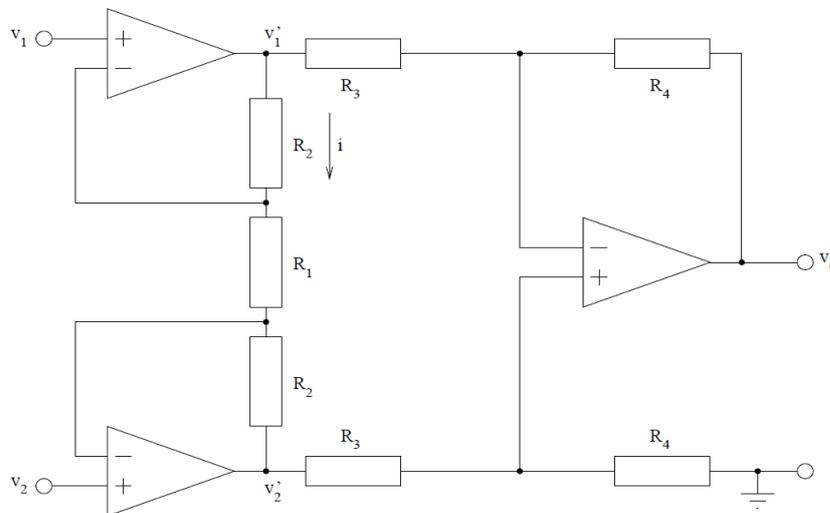
- Une tension de polarisation à l'interface pate conductrice –électrode  $V_1$  , (l'utilisation d'une électrode Ag/Agel permet de réduire considérablement cette tension nuisible à la mesure).
- Une tension de polarisation électrolyte-peau, elle résulte du potentiel de membrane  $E_{se}$  .
- Une impédance électrode-peau qui constitue un élément série dans la liaison génératrice cardiaque amplificateur, il convient donc de minimiser ce paramètre par rapport à l'impédance d'entrée de l'amplificateur.

## b. Amplificateur ECG

Le bio potentiel s'étendant typiquement en  $1\mu\text{V}$  et quelques  $\text{mV}$ , il est nécessaire de l'amplifier, où cette amplification doit concerner que le signal utile c'est une amplification sélective qui atténue fortement et élimine tous les interférences. On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation, qui va fournir en sortie une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrées reliées à la main droite et gauche du patient via les électrodes ; il est caractériser par :

- Une impédance d'entrée assez importante pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contact électrode-peau et éviter les chute de tension. [14]
- Un gain réglable.
- Une impédance de sortie très faible.
- Un taux de rejection en mode commun élevé pour éliminer la tension en mode commun créé par les interférences.

Le circuit standard est un amplificateur d'instrumentation à 3 aop, caractérisé par une réjection En mode commun plus de 60dB, représenté sur la figure suivante. [10]



**Figure 3.4 : circuit standard amplificateur d'instrumentation du signal ECG**

Le courant qui circule dans l'amplificateur d'instrumentation et les différentes tensions sont données par les relations suivantes :

$$i = \frac{v_1' - v_1}{R_2} = \frac{v_1 - v_2}{R_1} = \frac{v_2 - v_2'}{R_2}$$

$$v_1' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)v_1 - \frac{R_2}{R_1}v_2 ; \quad v_2' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)v_2 - \frac{R_2}{R_1}v_1$$

$v'_2 - v'_1 = (v_2 - v_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)$ ; Donc l'étage de préamplification donnera un gain dit gain différentiel :  $A_d = 1 + \frac{2R_2}{R_1}$  , c'est un gain réglable par une seule résistance :  $R_1$ .

Pour la tension de mode commun  $v_{cm}$ ; si :  $v_2 = v_1 = v_{cm}$  alors  $v'_2 = v'_1 = v_{cm}$  , il on résulte un gain en mode commun  $A_{cm} = 1$

Le taux de réjection de la tension de mode commun TRMC, est donné par la relation suivante:

$TRMC = 20 \log \left| \frac{A_d}{A_{cm}} \right|$ ; Il est de l'ordre de 80 à 100 dB.

L'étage final d'amplificateur de différence génère un signal de sortie :

$$v_0 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) (v_2 - v_1) \quad (3.1)$$

Pour notre circuit, Le conditionnement des signaux provenant des électrodes est réalisé par l'amplificateur d'instrumentation AD620.

La résistance  $R_G$  est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation :

$$R_G = 49.4 \text{ k}\Omega / (G-1) \quad (3.2)$$

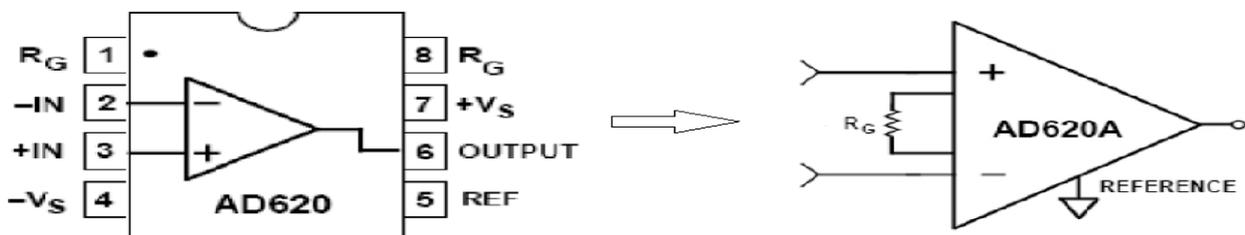
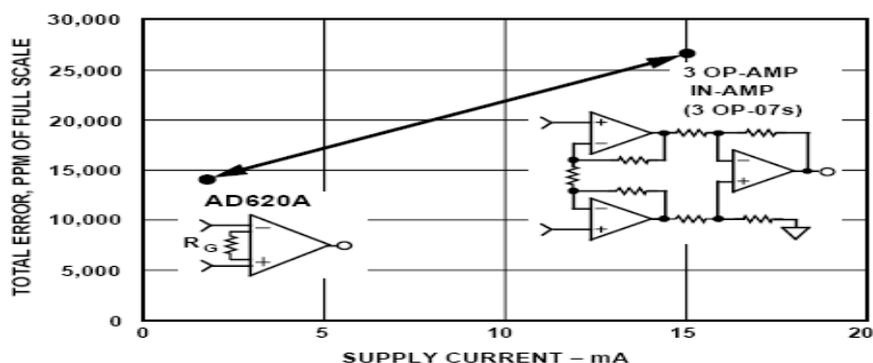


Figure 3.5 : amplificateur d'instrumentation AD620

#### Caractéristiques :

- Facile à utiliser ; déterminer le gain par une seule résistance (Gamme de gain 1 à 1000)
- Gamme de puissance large (+ - 2.3 à + - 18V)
- Performance plus haute que trois ampli-op (IA design). (Figure 3.6)
- Haute performance
- Performance DC excellent
- Bruit léger
- Spécifications AC excellentes



**Figure 3.6 : courbe comparative des performances d’amplificateur d’instrumentation AD620 par rapport à l’amplificateur d’instrumentation standard**

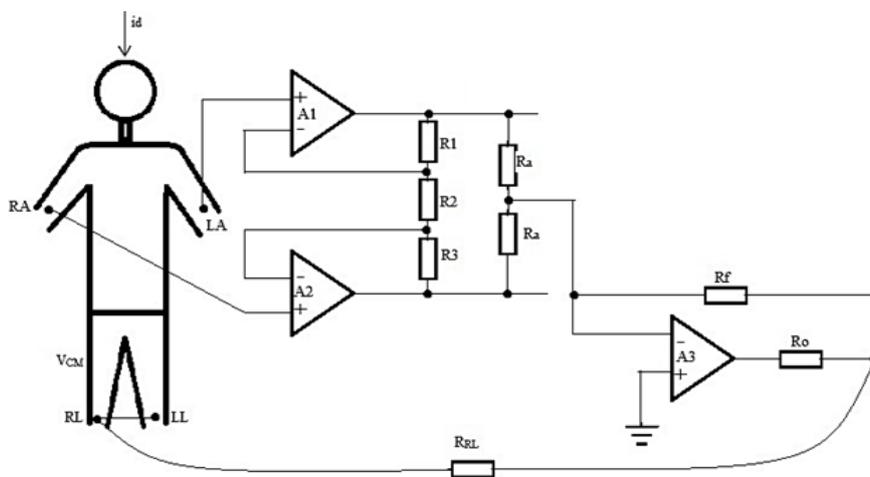
La figure ci-dessous montre que l’AD620 offre une puissance inférieure d’un courant d’alimentation maximale très réduit de 1.3mA, vu qu’il dispose de 8 broches ; ce qui en fait un bon choix d’alimentation par batterie pour des applications portables. Avec sa grande précision, est idéal pour une utilisation dans l’acquisition de données de précision.

Par ailleurs le faible bruit, faible courant de polarisation d’entrée et de faible puissance de l’AD620 fait bien adapté aux applications médicales telle que l’ECG.

En ce qui concerne notre travail, on a réalisé cet amplificateur avec un gain fixe obtenue en fixant la résistance  $R_G$  à  $8.2K\Omega$  ; en utilisant l’équation (3.2) le gain sera  $G=7$ .

### c. Circuit du Pied Droit

Dans les systèmes d’enregistrement d’ECG modernes, le patient n’est souvent pas mis à la terre. Au lieu de cela, l’électrode de la jambe droite est connectée comme indiqué (dans la figure 3.7) à la sortie d’un ampli-op auxiliaire. [10]



**Figure 3.7 : système d’enregistrement d’ECG avec un circuit du pied droit de rétroaction**

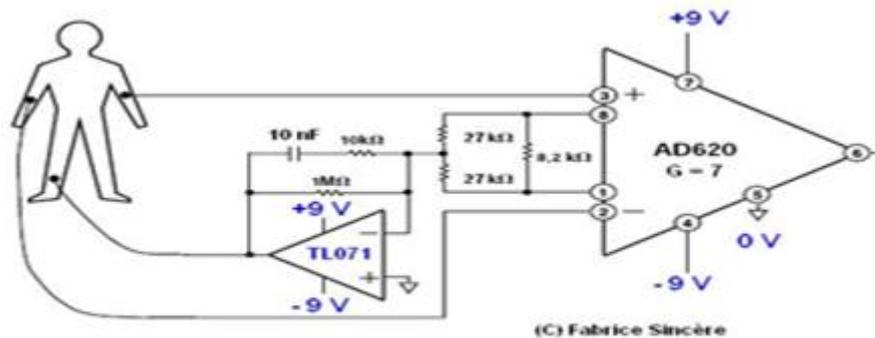
[11]

La tension de mode commun sur le corps est détectée par deux résistances de moyenne  $R_a$ , inversées et de rétroaction à la jambe droite par  $R_0$  [11]. Ce circuit entraîne en fait une très petite quantité de courant (moins de 1 mA), cette rétroaction du circuit conduit le bruit sur le patient à un niveau inférieur et réduit la tension de mode commun, ce circuit offre un point de référence sur le patient qui est normalement au potentiel de la masse.

Le circuit du pied droit est aussi un efficace moyen pour maintenir la sécurité du patient ; dans le cas d'apparition d'un voltage très élevé entre le patient et la terre causé par un courant de fuite, l'ampli-op auxiliaire ne conduit plus le courant vu que la résistance  $R_0$  est très grande, cela a pour but de protéger le patient. Pour un exemple d'une résistance de  $5M\Omega$  sous une tension de 10V l'amplificateur se sature pour un courant de 2mA. Donc la tension en mode commun sera donnée par :

$$v_{cm} = \left( \frac{R_{RL} i_d}{1 + \frac{R_F}{R_a}} \right) \quad (3.3)$$

La figure 3.8 représente le circuit complet de l'amplificateur AD620 et le circuit du pied droit utilisé dans notre électrocardiographe, se schéma électrique est inspiré du data sheet de l'amplificateur d'instrumentation AD620 de la société *Analog Devices*.



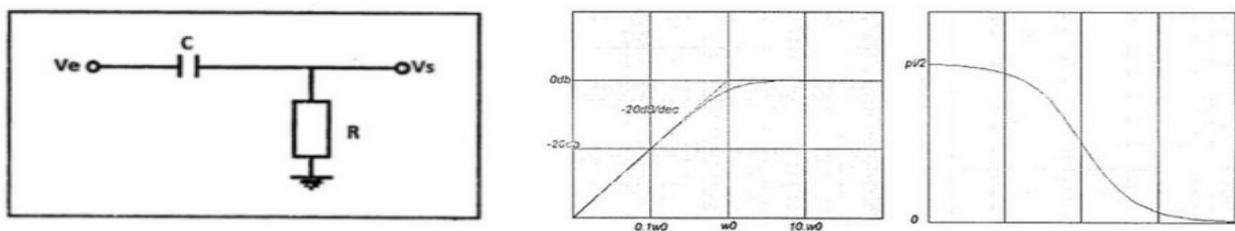
**Figure 3.8 : système d'enregistrement d'ECG réalisé à l'aide d'amplificateur d'instrumentation AD620 associé à un circuit du pied droit**

### 3.3.2 Mise en Forme

#### a. filtre

Le signal biologique capté et conditionné peut être masqué par des bruits. Le filtrage de signal a pour but de sélectionner en laissant passer les fréquences désirées utiles, et d'éliminer les fréquences indiscernables inutiles.

Le filtre utiliser dans notre application est un filtre passe haut de type passif qui présente comme avantage de ne pas écrêter le signal, compose d'une résistance et un condensateur formant un quadripôle. Le signal filtre de sortie est prélever au bornes de la résistance.



**Figure 3.9 : filtre passif 'passe haut' et son diagramme de Bode (Fc=0.03Hz)**

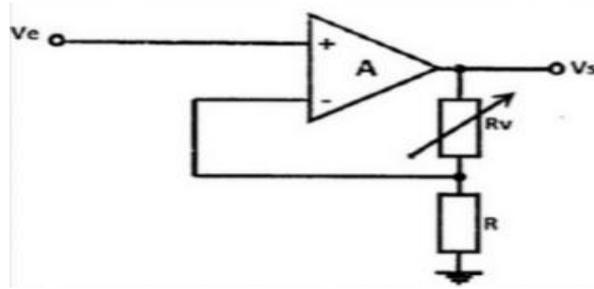
La fonction du transfert filtre passe haut et sa fréquence de coupure, sont de la forme suivantes :

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{j\frac{\omega}{\omega_0}}{1+j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad \text{Où } \omega_0 = \frac{1}{RC} \quad - \quad f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.4)$$

Pour le filtre passe haut réalisé dans notre électrocardiogramme, on a opté à une fréquence de coupure de 0.03Hz le quadripôle sera  $R=2.2M\Omega$  et  $C=2.2\mu F$ .

#### b. Etage d'Amplification (amplificateur non inverseur)

C'est l'étage d'amplification final du signal propre utile, cette amplification permet d'augmenter le niveau ou l'amplitude du signal (1 à 4V), afin de procéder par la suite à un traitement numérique correct. Pour divers raisons physiologique l'ECG est variable d'un individu à autre ; donc la réalisation d'un amplificateur à gain variable est devenue indispensable.



**Figure 3.10 : amplificateur non inverseur avec gain variable**

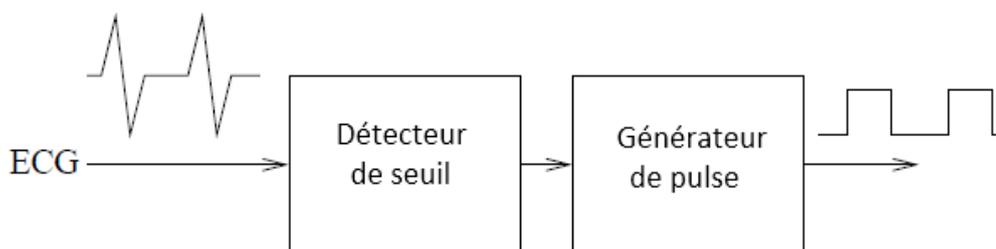
Le gain est donne par les relations suivantes :

$$V_s = (1 + R_v/R) \text{ donc } G_v = V_s/V_e = 1 + (R_v/R) \quad (3.5)$$

Le gain variable de notre amplificateur est limite entre 1 jusqu'à 221 avec  $R_v = 220K\Omega$ ,  $R=1K\Omega$

### 3.3.3 Générateur d'Impulsions

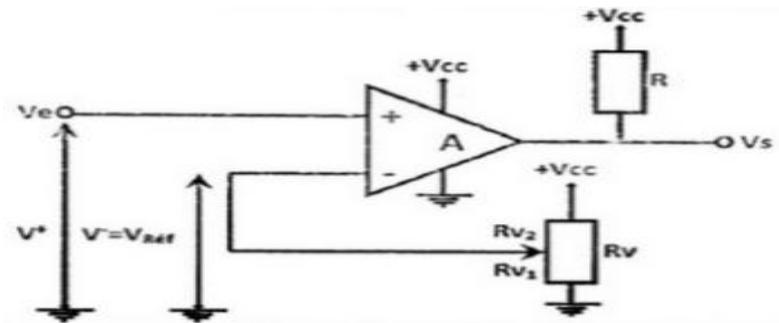
La meilleure manière d'obtenir la fréquence cardiaque habituellement donnée en battements par minute est de compter une caractéristique d'identification de l'ECG. Il devrait être évident maintenant que la caractéristique la plus facile à distinguer de l'ECG est le complexe QRS, qui est un pic pointu, repéré pour générer des impulsions coïncidant avec l'onde R de la forme d'onde ECG, ce train d'impulsions est utilisés par la suite comme entrée analogique du microcontrôleur jouant le rôle d'un convertisseur analogique/digitale qui mesure cette fréquence cardiaque en l'affichant en nombre de battements par minutes (figure 3.11)



**Figure 3.11 : générateur d'impulsion de l'onde R**

### Comparateur

La détection d'un signal électrocardiographique est nécessaire pour en déduire le comportement du cœur dans ses voies de conductions électriques. Le rôle du comparateur est de fournir une sortie TTL du signal ECG (figure 3.12).



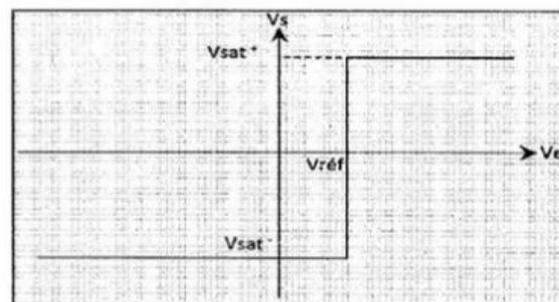
**Figure 3.12 : un simple comparateur avec une tension de seuil variable**

Le comparateur ou détecteur de zéro aussi appelé générateur d'impulsion est fréquemment utilisé pour comparer 2 signaux dépassant une certaine valeur de seuil. En raison de son gain important l'amplificateur opérationnel permet de détecter une différence qui est très petite d'environ  $0.1\mu\text{V}$  ; c'est-à-dire que pour tel écart entre A et B la tension de sortie sera maximale soit positive soit négative selon le sens de l'écart.

Loi des branches :  $\varepsilon = V_E - V_{\text{réf}}$

Si  $V_E > V_{\text{réf}}$  alors  $\varepsilon > 0$  et  $V_s = V_{\text{sat}^+}$

Si  $V_E < V_{\text{réf}}$  alors  $\varepsilon < 0$  et  $V_s = V_{\text{sat}^-}$



**Figure 3.13 : signal carré TTL de sortie d'un comparateur standard**

Le comparateur choisi dans la réalisation est le LM339 qui fournit une sortie TTL entre la valeur maximale issue de l'alimentation  $V_{cc}=5\text{V}$  si l'amplitude d'ECG est supérieure au seuil variant en fonction du potentiomètre; au contraire à zéro lorsque l'amplitude du signal est inférieure au seuil. Où  $R_v=10\text{K}\Omega$ ,  $R=4.7\text{K}\Omega$ .

**Remarque :**

Il existe un principal problème dans la détection du complexe QRS, c'est l'onde T parfois son amplitude augmente et devient plus grande que la référence du comparateur, où sa produit une défaillance dans la génération du signal TTL, à la place de généré un seule signal carré de chaque cycle cardiaque il se résulte deux signaux carrés le premier présente le pic R le deuxième est de celui du pic T ; pour cela on peut joindre à l'entrée du comparateur un détecteur de pic (rejection de l'onde T).

### 3.3.4 Système Final

Voici le montage final de la carte analogique réalisé pour la détection de l'activité cardiaque et du signal ECG.

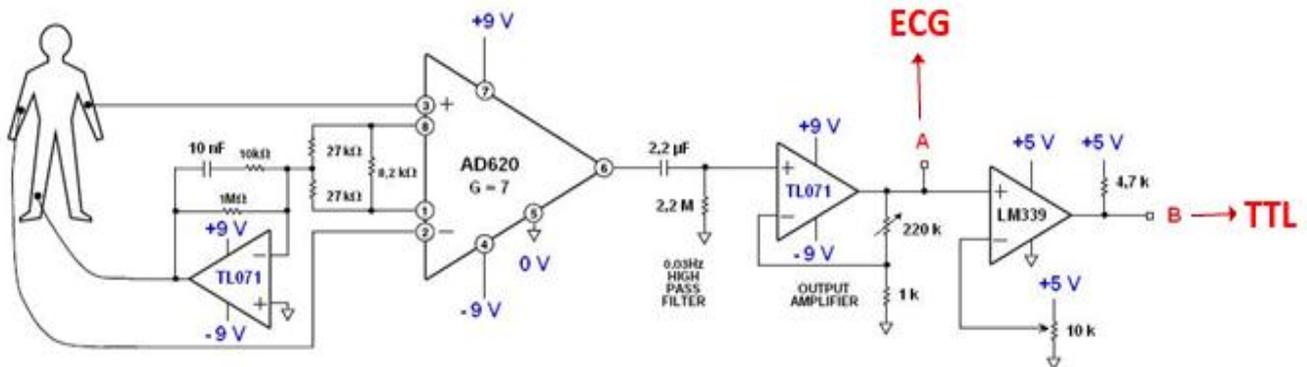


Figure 3.14 : circuit de moniteur ECG réalisé

### 3.3.5 Conception de la Chaîne Numérique

La carte d'acquisition numérique est basée sur le microcontrôleur de la famille PIC ; dont on a déjà parlé dans le chapitre 2 ; les PIC sont des composants dit RISC « Reduced Instruction Set Computer » composants à jeu d'instructions réduit. Plus on réduit le nombre d'instructions le décodage sera plus facile et le traitement sera aussi rapide, donc le composant fonctionne plus vite.

Notre choix de microcontrôleur est porté sur le PIC16F84A, c'est le composant noyau de l'interface d'acquisition. Qui va nous permettre d'interpréter le signal TTL résultant de la carte analogique dans le PIC via le programme d'exécution pour la mesure du nombre de battement cardiaque par minute à partir de la fréquence du train d'impulsions coïncidant avec l'onde R.

La réalisation et développement de cette application numérique automatique à commencer par un cahier de charge qui définit l'électronique à implémenter autour du microcontrôleur : les dispositifs d'affichage des BPM précéder par un décodeur de conversion BCD-7segments car l'afficheur choisi est un afficheur 7 segments, avec une signalisation sonore avec buzzer ou signalisation lumineuse avec des diodes LED pour indiquer le position du pic R ou mieux dire les battements cardiaques consécutives. Ensuite l'élaboration de l'organigramme ou algorithme puis la rédaction du programme de commande du PIC pour faire fonctionner le circuit (figure 3.15).

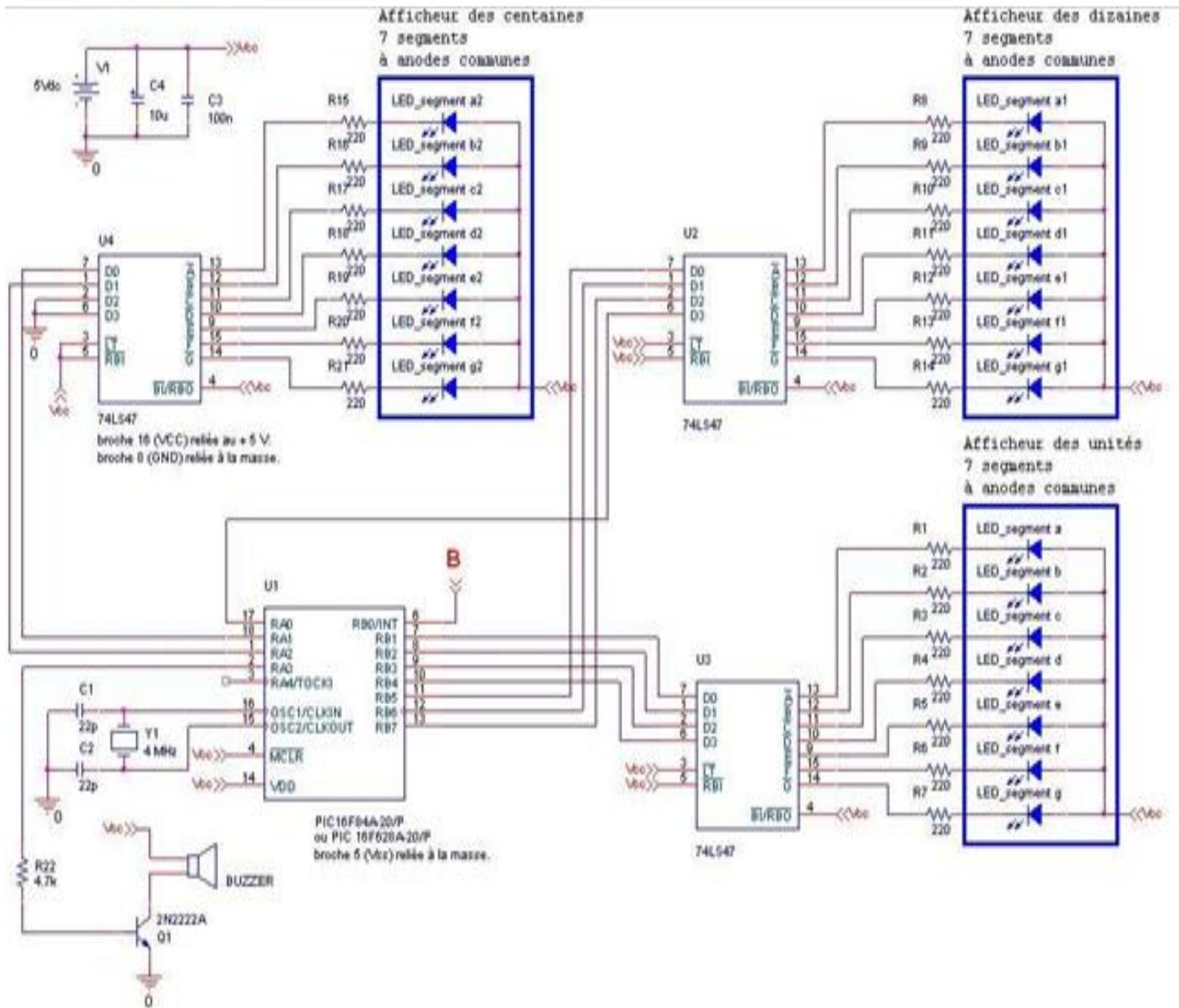


Figure 3.15 : circuit du cardio-fréquentmètre de comptage des battements cardiaques

**a. Quelques Caractéristiques du PIC16F84A**

- faible consommation d'énergie < 2mA typiquement à 5V avec 4MHz >
- toutes les instructions sont à cycle unique.
- bus data de 8bits.
- 13 portes d'entrées sorties bidirectionnels pouvant produire 8.5mA par sortie.
- toutes les broches du circuit intégré (sauf quelques-uns) ont plusieurs fonctions ; le choix de fonction se fait par programmation.

On distingue en particulier :

- VDD et VSS représentent respectivement l'alimentation 5V et la masse 0V du circuit.
- Les 2 broches OSC1 et OSC2 servent à recevoir la fréquence d'horloge d'oscillateur à quartz comme exemple.
- MCLR [Master Clear] active a 0 correspond à l'entrée d'initialisation RESET.
- RB0 a RB7 et RA0 a RA4 représentent les lignes du port B et port A respectivement. Pouvant toutes être définies par programmation en entrée ou sortie.

#### **b. Fonctions et Tâches Principales de la Carte Numérique**

- A partir du signal TTL, on veut le pouls (nombre de pulsations cardiaques par minute).
- Le microcontrôleur compte le nombre de front montant du train d'impulsions (interruption RB0/INT) pendant 15 secondes.
- L'intervalle de 15 secondes est obtenu avec l'interruption du module TMR0 en mode timer.
- Le résultat est ensuite multiplié par 4 pour avoir le pouls d'une minute c'est-à-dire 15 secondes multiplié par 4 qui résulte 60 secondes.
- L'affichage se fait par 3 afficheurs 7 segments à LED, à l'aide d'un décodeur BCD-7segments qui commande l'afficheur relié avec.
- Le rafraichissement de l'affichage se fait toutes les 15 secondes, c'est-à-dire que la valeur de pouls (battements par minutes) affiché varie toutes les 15 secondes.
- La gamme de mesure va de 000 à 396 (avec un pas de 4).
- On a choisi un buzzer pour signaler ou indiquer en émettant un bip à chaque pulsation cardiaque.

c. Organigramme de Programmation du PIC 16F84A

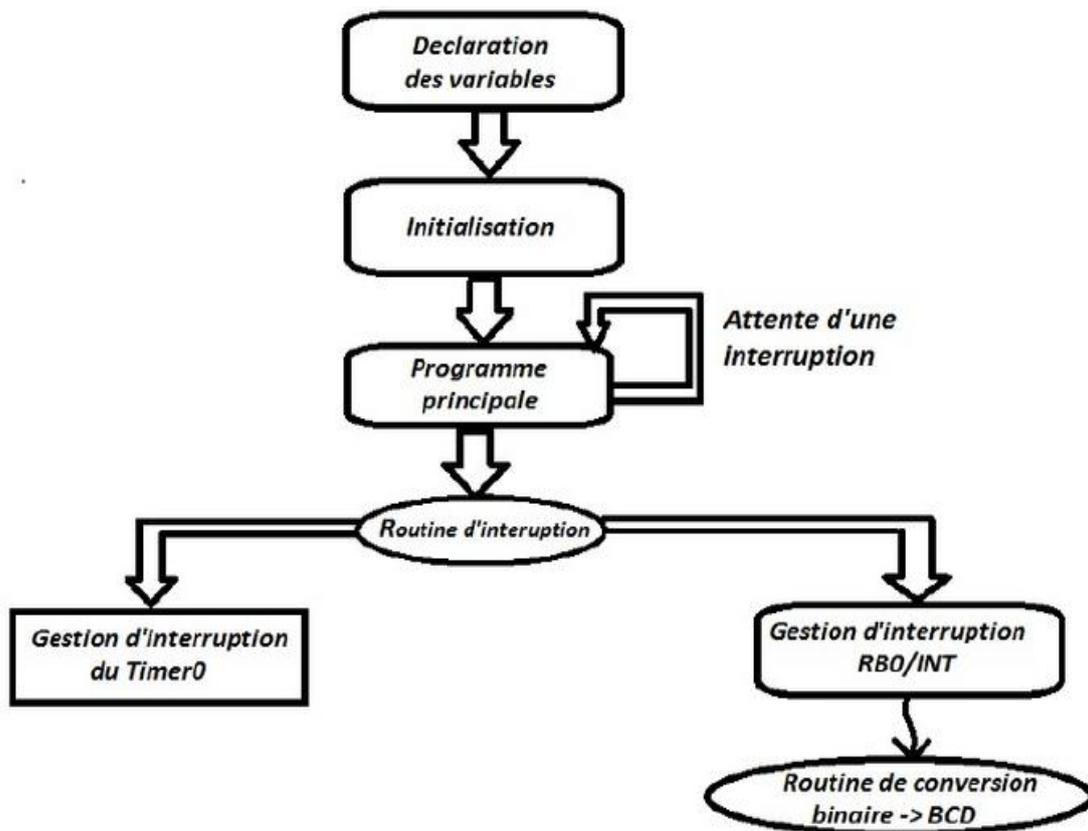


Figure 3.16 : algorithme suivi pour écrire le programme code source

Le code source a été écrit en langage assembleur avec l'environnement de développement gratuit MPLAB IDE de Microchip.

Le programme écrit en langage assembleur ou appelé aussi code source est sauvegarder avec l'extension **.asm** qui ne peut pas être implémenté dans la mémoire du PIC, car il n'est pas compréhensible pour ce dernier. Pour cela il faut compiler se programme en créant un fichier objet **.hex** à l'aide de l'assembleur MPASM compris avec l'outil de développement MPELAB IDE. Ce fichier avec l'extension **.hex** contient une suite d'instructions compréhensibles transplantables dans la mémoire flash du PIC via un programmeur relié au PC sur lequel est place le microcontrôleur, avec un logiciel ICPROG qui nous a fourni les instructions du fichier hexadécimale (dans l'annexe).

### 3.4 Simulation

La CAO électronique pour Conception électronique assistée par ordinateur, nommée également en anglais **EDA** pour Electronic Design Automation, est la catégorie des outils servant à la conception et la production des systèmes électroniques allant des circuits imprimés jusqu'aux circuits intégrés.

La simulation a pour but de réaliser et tester les circuits électroniques sur ordinateur avant de les réalisés pratiquement, pour simplifier l'ajout ou la soustraction de composants, puis d'acquérir les signaux pour les comparer avec les signaux acquit par réalisation pratique.

#### 3.4.1 Simulation de la Chaîne Analogique par Multisim

Après une série de recherche sur le simulateur d'ECG, on a trouvé que Multisim assurera cette tâche sous le nom de **Multisim Simulation with an ECG Amplifier** qui fait partie d'un ensemble de fichier Bio-instrumentale: **Teaching Biomedical Concepts with NI Multisim Resources**.

On utilisant cet unique LabVIEW la fenêtre des Bio-instruments de Multisim, aussi appelé l'environnement des simulateurs (figure 3.16), on peut définir le signal ECG puis l'amplifier avec son propre circuit créer.

Ces fichiers (LabVIEWERuntimeEngine et ECG simulator with amplifieur) sont téléchargeables gratuitement sur le site de **NATIONAL INSTRUMENTS™**, avec un tutoriel explicatif d'installation et de simulation.

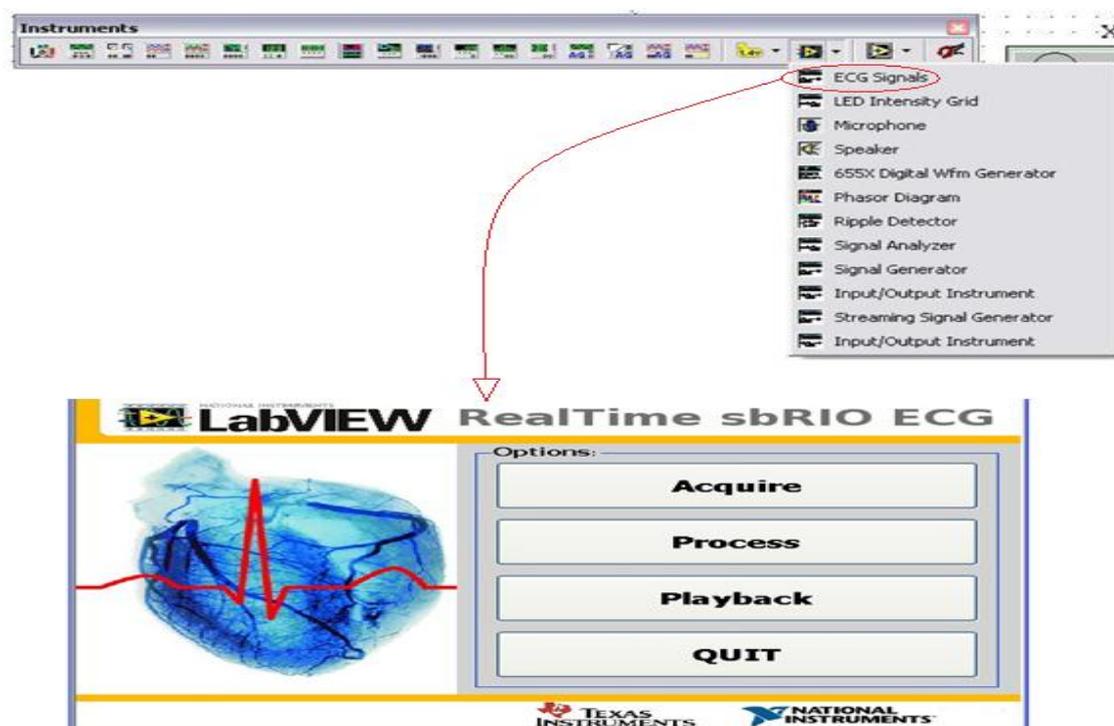


Figure 3.17: présentation du LabVIEW et l'instrument de simulation d'ECG

## Caractéristiques de l'instrument

Le programme ECG-électrodes (simulateur) se compose de 2 commandes principales (figure 3.16) :

- Tension du mode commun réglable.
- Fréquence réglable pour modifier et appliquer la composante du bruit fréquentielle.

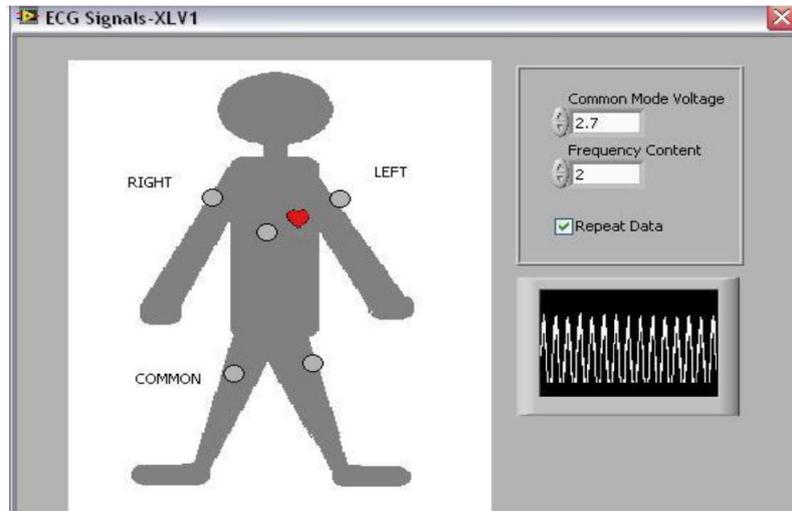


Figure 3.18 : fenêtre de définitions du signal ECG

Donc voici notre circuit d'amplification et de mise en forme créé sur Multisim, avec la représentation des signaux acquis de chaque bloc de cette chaîne analogique.

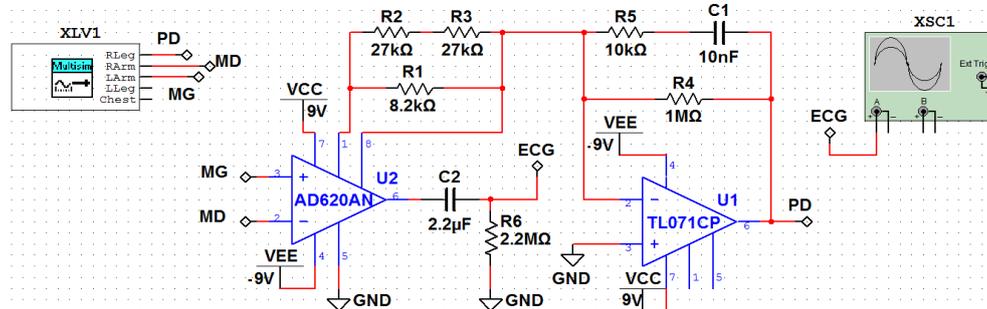


Figure 3.19 : simulation de l'étage d'amplificateur d'instrumentation

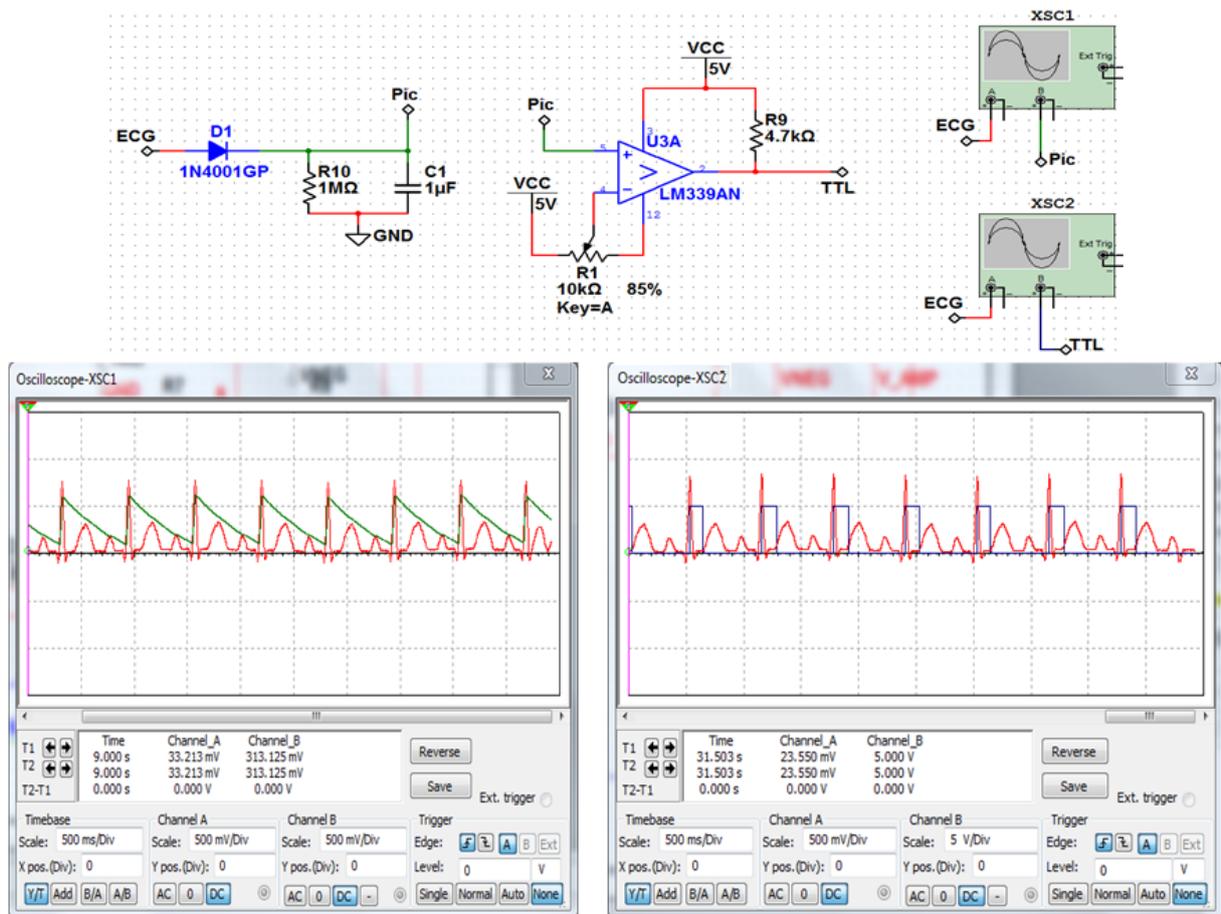


Figure 3.20 : simulation de l'étage générateur d'impulsion

### 3.4.2 Simulation de la Carte Numérique d'Acquisition par ISIS

Comme on a déjà cité les tâches à réaliser par la carte numérique, qui reçoit le signal ECG sous forme d'un signal logique TTL représentant juste le complexe QRS coïncidant avec le pic R, notre microcontrôleur PIC16F84A programmé mesure le nombre de front montant du signal logique, puis les transforme en rythme cardiaque ou nombre de battements par minutes BPM on l'affichant sur les afficheurs LED 7 segments commandés par les décodeurs BCD-7segments.

Le logiciel de simulation ISIS permet de transplanter les programmes dans la mémoire des microcontrôleurs ; d'autre part le logiciel ne contient pas un simulateur ECG, pour cela on va utiliser à l'entrée du PIC un signal d'horloge on lui modifiant sa fréquence pour visualiser le BPM affiché, avec un simple calcul un signal de 1Hz normalement le circuit affiche 60BPM.

La démonstration est la suivante : 1Hz multiplié par 60 secondes (une minute) résulte 60BPM, pour 2Hz le résultat est 120BPM.

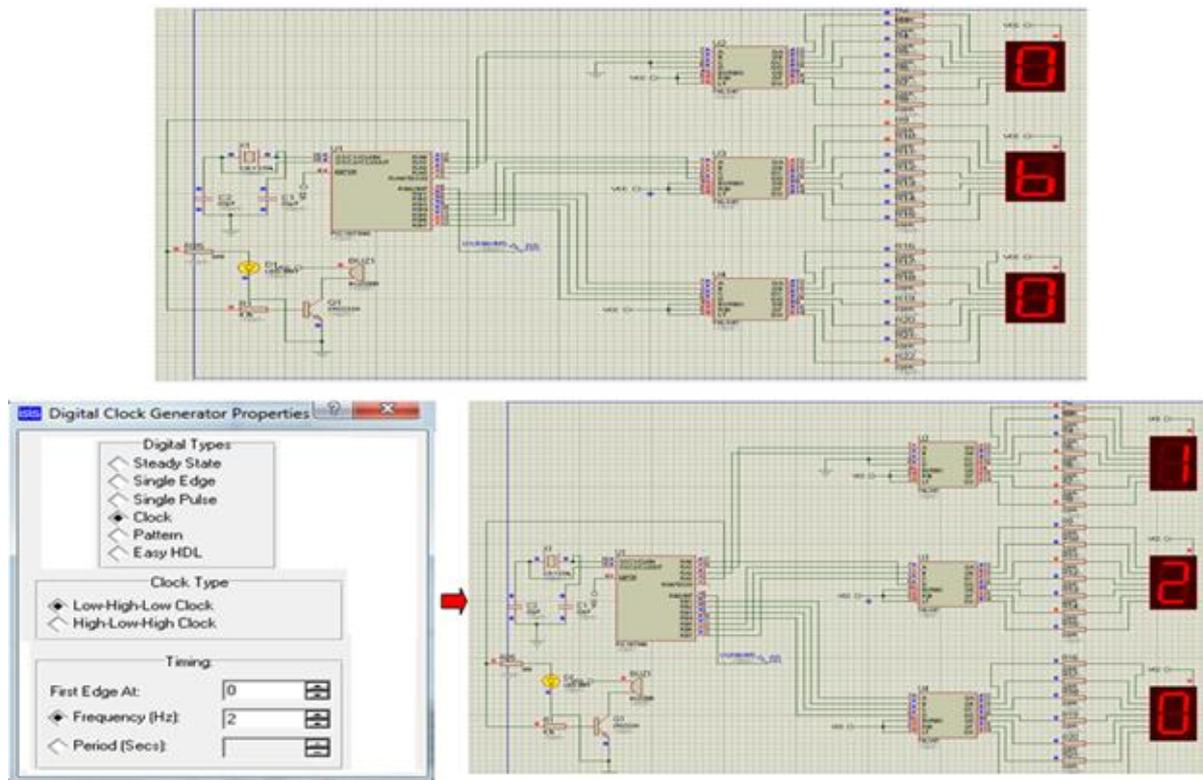


Figure 3.21 : simulation de la carte numérique

### 3.4.3 Simulation du Circuit d’Alimentation

Notre prototype réalisé est un cardio-fréquence-mètre portable, donc on a besoin d’une source d’alimentation continue ‘Batterie’ pour qu’il soit facile à porter.

Les 2 chaînes de mesure analogique et d’acquisition numérique contiennent des circuits intégrés qui ont besoin d’une mise en tension symétrique pour fonctionner, celles qui fonctionnent avec une alimentation de 9V comme les amplificateurs opérationnels, l’amplificateur d’instrumentation ; Et d’autres avec 5V comme l’amplificateur monté en comparateur (LM339), le microcontrôleur avec les décodeurs et afficheurs 7 segment plus d’autres petits circuits élémentaires comme le buzzer.

Pour cela on a opté d’utiliser une batterie de 9V qui précède un circuit pour assurer la division de tensions +9V, -9V, +5V, sans oublier les masses venant du neutre de batterie.

Ce circuit contient 2 éléments de base, incontournables qui sont :

- Le **ICL7660** c’est un circuit intégré qui donne une tension négative symétrique -V à celle de l’entrée +V.

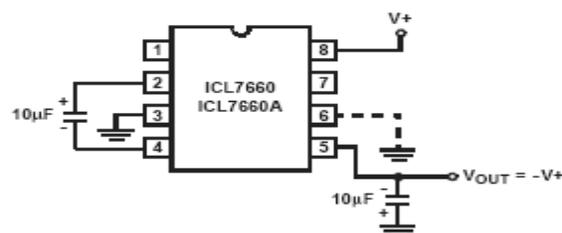
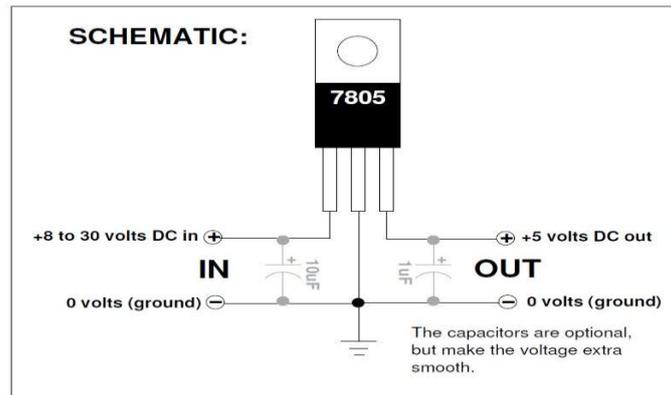


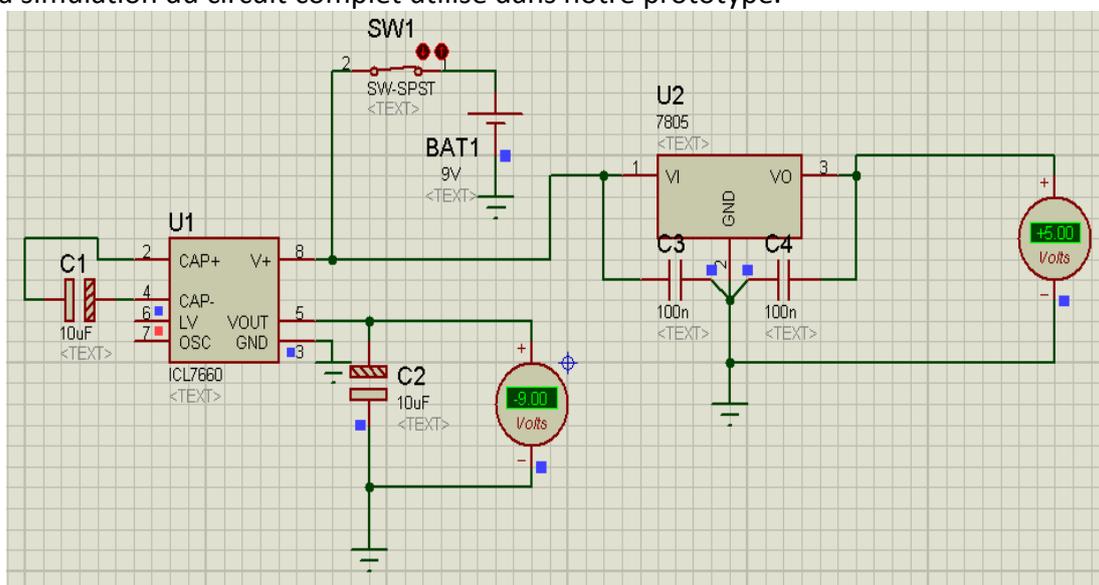
Figure 3.22 : circuit d’inversion de tension DC via l’ICL7660

- Un **régulateur de tension LM7805** qui résulte en sortie une tension de 5V quel que soit la tension affectée à son entrée.



**Figure 3.23 : circuit de conversion de tension DC à 5V par régulateur de tension LM7805**

Voici la simulation du circuit complet utilisé dans notre prototype.



**Figure 3.24 : simulation du circuit d'alimentation du prototype**

### 3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, on s'est intéressé en premier lieu à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un dispositif qui permet de détecter l'activité cardiaque puis mesurer d'une manière automatique les battements cardiaques, ensuite une simulation détaillée du montage complet en deuxième lieu.

Pour conclure ce mémoire, au dernier chapitre on va montrer les différentes applications pratiques de réalisation avec une Présentation des résultats obtenus de l'ensemble de tests sur les différents blocs constituant le prototype.

# CHAPITRE 4 : Tests et Présentation de Résultats

## **CHAPITRE 4 : Tests et Présentation de Résultats**

### **4.1 Introduction**

Cette réalisation pratique est destinée à mettre en évidence un Electrocardiographe-Cardio-fréquencemètre, pour la détection de la fréquence cardiaque suivie par une mesure automatique des battements du cœur par minutes.

Ce prototype sera utilisé à des fins de travaux pratiques pour la matière de détection des signaux biologique et même la conception des systèmes à base de microcontrôleur.

Dans ce chapitre, nous allons réaliser les circuits des différents blocs présentés et étudiés du schéma bloc illustré au chapitre 3 qui nous ont menées à finaliser ce prototype.

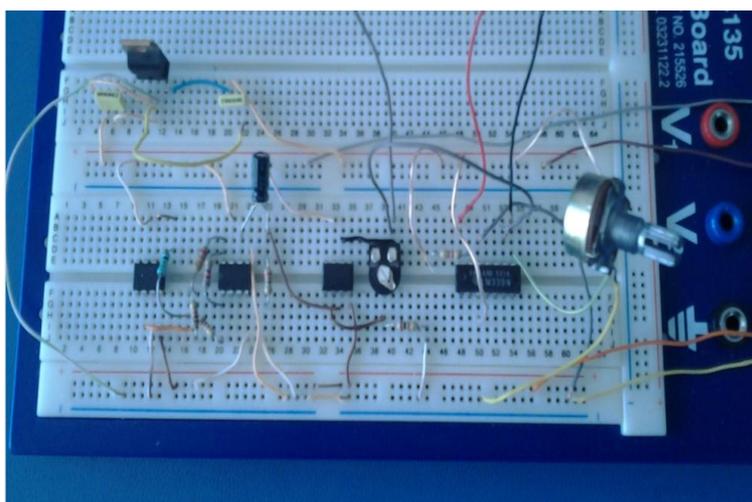
Tous les circuits ont été testés par simulation sur «Multisim» et « ISIS » avant d'être concrétisés pratiquement.

Aussi dans ce chapitre final Un ensemble de tests et mesures sur les différents blocs constituant le dispositif vont être réalisés avec une Présentation détaillée des résultats obtenus.

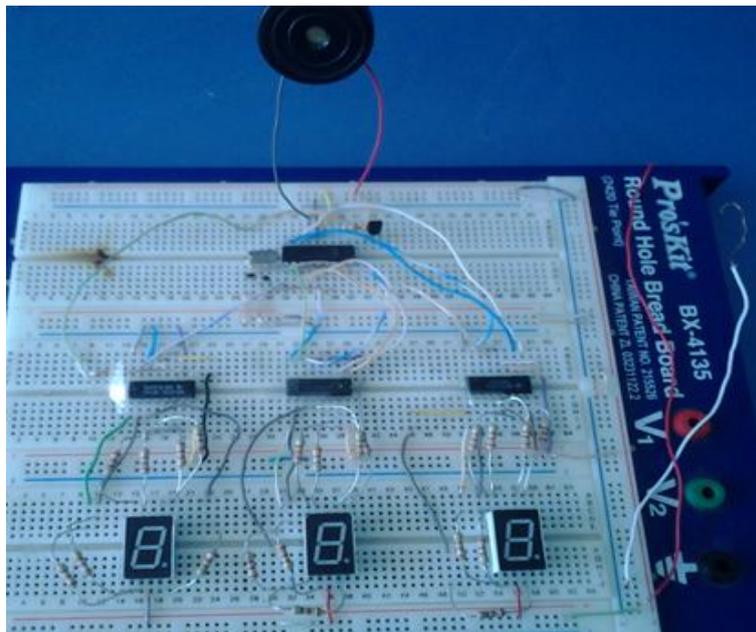
### **4.2 Réalisation sur Plaque d'Essai**

La réalisation sur plaque d'essai est l'étape secondaire, où on place les composants des différents circuits sur une plaque trouée sans soudure appelée une plaque d'essais, avant de passer à l'étape finale du circuit imprimé et de soudure.

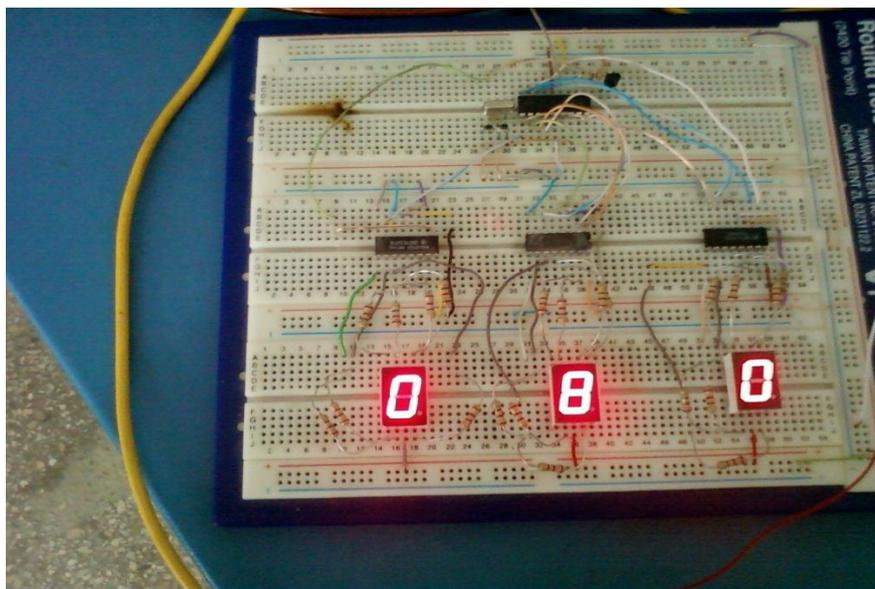
Cette étape centrale permet de tester de manière pratique le montage, elle assure de comparer les signaux de sorties avec celles issus de l'étape primaire de simulation. Voici notre montage réaliser et tester sur plaque d'essai :



**Figure 4.1 : réalisation de la carte analogique sur plaque d'essai**



**Figure 4.2 : réalisation de la carte numérique sur plaque d'essai**



**Figure 4.3 : Test du montage sur plaque d'essai**

### **4.3 Présentation des Tests et Résultats**

Notre carte est réalisée en prévoyant trois points de tests (signal ECG final filtré et amplifié, signal de détecteur d'enveloppe, signal logique TTL) et une signalisation sonore et lumineuse. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc. Après avoir placé les électrodes sur le sujet, et les reliant à la carte, on a visualisé récupéré les signaux suivants :

### 4.3.1 Le Signal ECG :

À la sortie d'amplificateur d'instrumentation ECG : on récupère un signal électrocardiographique bruité et de l'ordre de quelques 80mV d'environ (figure 4.4) ; mais après filtrage et amplification on reçoit un signal bien mis en forme (figure 4.5).



Figure 4.4 : signal ECG en sortie d'amplificateur d'instrumentation AD620

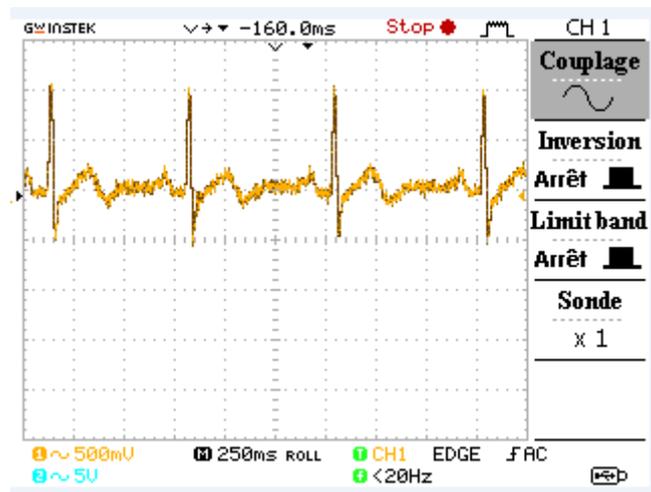
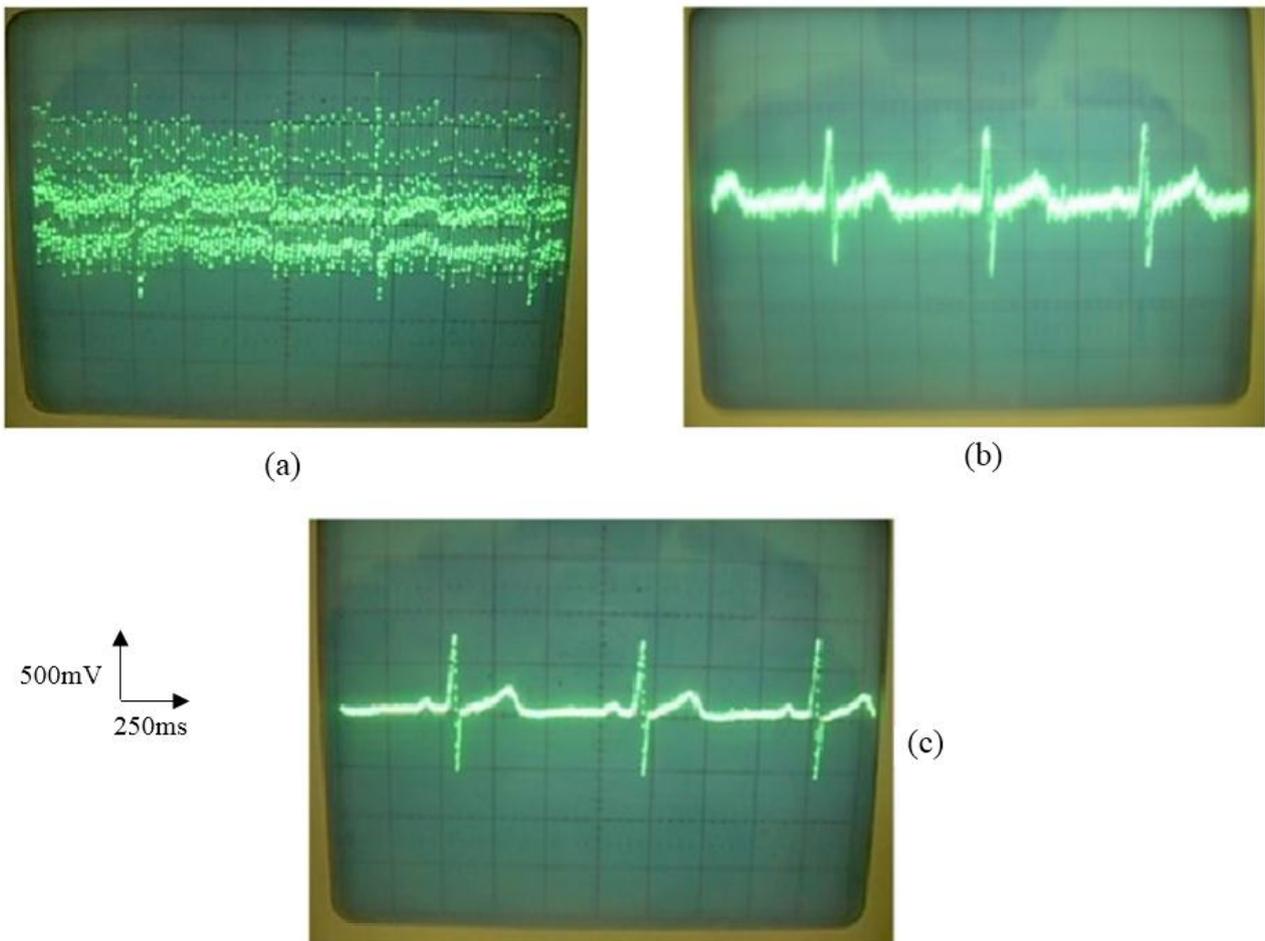


Figure 4.5 : signal ECG mis en forme issu du point A de la carte analogique

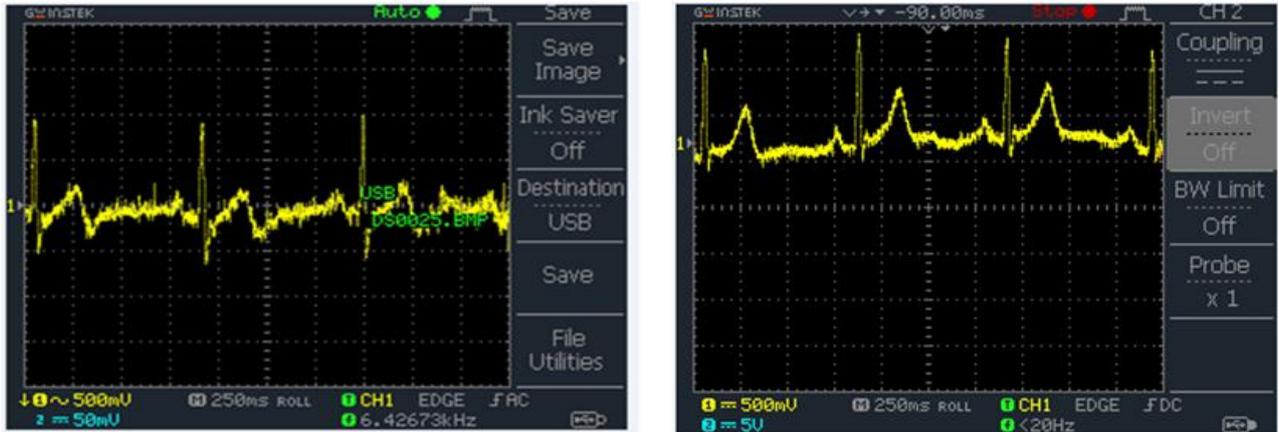
- Tests du circuit du pied droit



**Figure 4.6 : signal ECG issu de 3 différents emplacements d'électrode du pied droit**

- (a) Electrode du pied droit a l'air
- (b) Electrode du pied droit à la masse du circuit
- (c) Electrode au circuit du pied droit

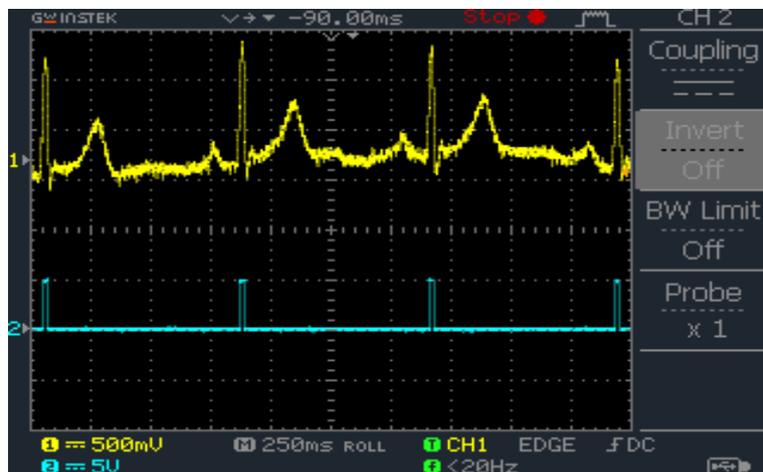
Donc par cette figure en constate l'utilité du circuit du pied droit pour réduire les interférences et bruit, ce qui confirme et démontre que cette rétroaction du circuit conduit le bruit sur le patient à un niveau inférieur et réduit la tension de mode commun, ce circuit offre un point de référence sur le patient qui est normalement au potentiel de la masse.



(a) (b)  
**Figure 4.7 : Signal ECG ; (a) étudiant 1, (b) étudiant 2**

### 4.3.2 Signal Logique TTL :

Au niveau du comparateur nous avons varié la tension du seuil pour qu'il soit un seule signal carre pour chaque cycle cardiaque, un signal TTL présentant juste le complexe QRS et non pas d'autre présentant le pic T qui est d'une amplitude de 0.6V, donc on a fixé la tension du référence a 0.8V entre l'amplitude de T 0.6V et l'amplitude du pic R 1.3V.



**Figure 4.8 : visualisation du train d'impulsion généré à partir du pic R du signal ECG**

### 4.3.3 Affichage du Rythme Cardiaque -BPM- :

Prenant l'exemple du signal ECG et TTL de la figure 4.8 :

La période du cycle cardiaque ( $T_c$ ) c'est-à-dire la période entre deux pics R est de **800ms**

$$3.2 * 250ms = 800ms ; \quad T_c = 0.8 \text{ secondes}$$

Donc la fréquence cardiaque théoriquement calculer sera :  $F_c = (1/T_c) * 60$  ; **Fc = 76 BPM**

Si on introduit ce signal logique à l'entrée du PIC 16F84A, la carte numérique doit afficher 076.

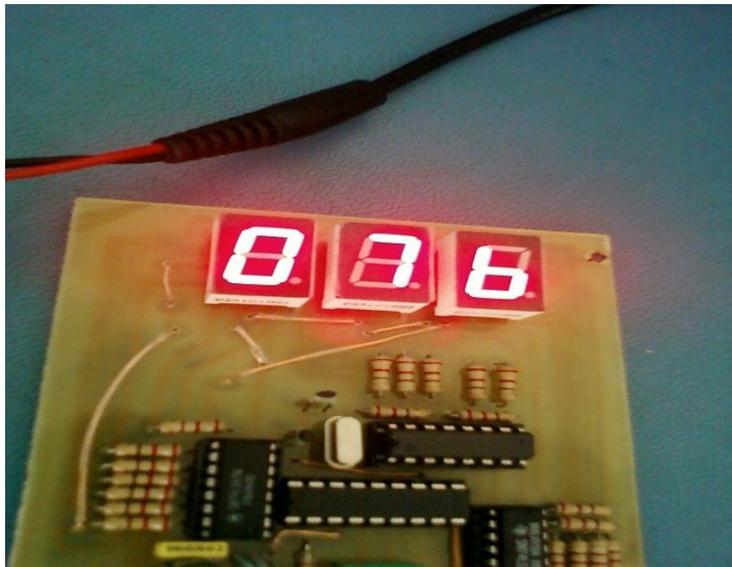


Figure 4.9 : test de la carte numérique

#### 4.4 Test de l'Appareil sur Plusieurs Personnes

On a réalisé 2 tests sur deux sujets (figure 2.10). Un premier sujet sain avec un rythme cardiaque de 68 BPM, le deuxième sujet présente un surpoids considérable qui a rythme cardiaque au repos de 88 BPM.

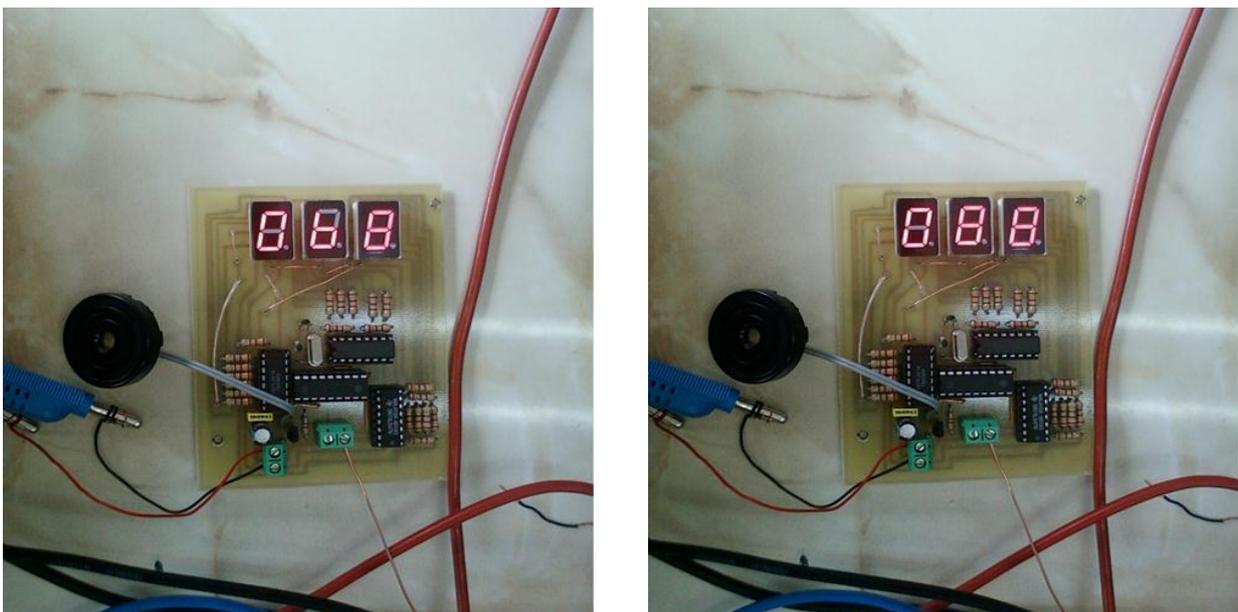


Figure 4.10 : tests de l'appareil

## **4.5 Conclusion**

Les chapitres précédents constituent une base de connaissances théoriques du projet réalisé. Nous avons présentés au niveau de ce chapitre finale, l'ensemble des applications pratiques de réalisation, jointe d'une exposition de résultat des différents signaux de sorties des divers points de mesures.

Plusieurs expériences ont été exercées pour assurer une comparaison entre plusieurs sujets présentant une diversité de forme physique, âge..., pour confirmer et démontrer la variation du rythme cardiaque d'un être à un autre.

# Conclusion Générale et Perspectives

## Conclusion Générale et Perspectives

Notre projet de fin d'Etude « Etude et Réalisation d'un Cardio-fréquencemètre Portable à Base de Microcontrôleur PIC16F84A » s'inscrit dans le cadre de l'Instrumentation Biomédicale de système de monitoring. Nous nous sommes consacrés à réaliser un prototype comportant essentiellement deux modules principaux :

- Un système de détection de l'activité cardiaque ECG, suivi d'un générateur d'impulsion cardiaque.
- Et un compteur de fréquence cardiaque automatisé.

La partie analogique constituée de :

- Circuit d'acquisition puis de conditionnement des signaux captés par les 3 électrodes.
- Circuit de mise en forme, permettant d'améliorer la qualité du signal ECG issu d'amplificateur d'instrumentation.
- Circuit générateur d'impulsions coïncidant avec les pics R.

La partie numérique basée sur un PIC16F84A qui dispose d'un convertisseur analogique digital, le signal TTL est injecté dans une entrée analogique du PIC en vue d'un échantillonnage. Un programme qui a été développé sur l'environnement Mplab IDE, cet environnement permet de compiler le programme en format hexadécimale. Ce programme sous forme HEX est à son tour chargé dans le PIC16F84A ; qui garantit de mesurer d'une manière automatique le nombre de pics TTL, c'est-à-dire le nombre de battement par minute toutes les 15 secondes en l'affichant au niveau de 3 afficheurs LED 7segemnts montés en série avec des décodeurs BCD-7seg pour commander ces derniers.

Ce projet était un challenge pour nous, de pouvoir appréhender le processus de prototypage d'un dispositif médical aussi important dans la routine clinique de même que la vie courante essentiellement ceux qui pratiquent du sport. Bien sûr, on aurait pu rêver d'avoir de composants selon le besoin escompté mais malgré tous les moyens de bord, la recherche a été passionnante.

Ce projet de fin d'étude s'inscrit aussi dans un contexte de développement de cartes électroniques pédagogiques dédiées aux étudiants de licence et de master ainsi que les filières traitant des matières connexes à l'électronique biomédicale.

Des améliorations peuvent être opérées librement sur le prototypage réalisé. Il s'agit entre autre d'une miniaturisation du système global et un ajout indispensable de moyen de transmission à distance, et d'une communication en temps réel avec un PC pour sauvegarder et suivre les variations continuelles de fréquence cardiaque pour les personnes hypertendus comme exemple, et ce pour le contrôle et la bonne gestion de l'ensemble. En plus de ses améliorations, une nouvelle retouche peut enrichir ce dispositif, c'est d'ajouter une nouvelle grandeur biologique pouvant être mesuré comme température et pression artérielle.... Ce sera peut-être l'objet de recherches de futurs candidats dans les prochaines années, dans le cadre de nouveaux projets de fin d'Etudes ou autres de l'Instrumentation Biomédicale.

# Bibliographie

- [1] François-Benoît Vialatte, «Aide au diagnostic d'anomalies cardiaques » Mémoire de stage pour le DEA de Sciences Cognitives Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, Année 2001-2002
- [2] Aline GABASSON : << Analyse des périodes p-p-r dans électrocardiogramme >> Thèse de master en spécialité signal et télécommunication. Université Nice Sophia Antipolis, Année 2004-2005.
- [3] Lauralee SHERWOOD << Physiologies Humaine >> 2ème Edition boeck
- [4] D. JENNINGS: << introduction to Medical Electronics Applications >> School of Engineering of Wales, College of Cardiff 1995.
- [5] Loïc CUVILLON :<< compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités>> Thèse représentée pour obtenir le grade de Docteur de l'université Louis Pasteur Strasbourg I.
- [6] Benachour Fethi et El mougari Ahmed Fayssal << Réalisation d'un circuit pour la détection des battements cardiaques >> Thèse représentée pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical. Université de Tlemcen Année 2012-2013.
- [7] Mohamed Lamine TALBI << ANALYSE ET TRAITEMENT DU SIGNAL ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE (ECG) >>Thèse Présentée pour obtenir le diplôme de Doctorat en Sciences. Université Mentouri de Constantine Année 2011.
- [8] UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA DE BOUMERDES FACULTE DES SCIENCES : V.TOURTCHINE ; MICROCONTROLEUR DE LA FAMILLE PIC Support de cours & Prise en main du logiciel MPLAB 2009  
<http://dspace.univbouira.dz:8080/jspui/bitstream/123456789/453/1/02%20Microcontroleur%20De%20La%20Famille%20PIC.pdf>
- [9] OUDJEDAOUI HADJIRA << étude et réalisation d'un simulateur cardiaque >> Thèse représentée pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical. Université de Tlemcen. Année 2012-2013.
- [10] ECG Amplifier ([http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med\\_elec/notes2.pdf](http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes2.pdf))
- [11] Design of Electronic Circuit for ECG  
[http://www.ijirset.com/upload/2014/may/18\\_Indigenous.pdf](http://www.ijirset.com/upload/2014/may/18_Indigenous.pdf)
- [12] Nadia Abdesselam, Saliha Fallah ; Etude et réalisation d'un ECG. Thèse d'ingénieur université Batna 1996.
- [13] Walid Ghoggali ; Etude et réalisation d'un électrocardiographe portable. Thèse d'ingénieur université Batna 2000.

# Annexes

## Annexe 1

### 1. Coude source

```
; "Cardio-fréquencemètre"
; microcontrôleur PIC 16F84A
; développé avec Microchip MPLAB IDE
    List p=16F84A          ; processeur utilisé
#include <p16F84A.inc>
__config _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _HS_OSC
    ;bits de configuration :
    ;code protect OFF
    ;watchdog timer OFF
    ;power up timer ON
    ;oscillateur HS (quartz à grande fréquence : 4 MHz)

;xxxxxx
; macro
;xxxxxxx
bank1    macro                ; passage en banque 1
        bsf STATUS,RP0
        endm
bank0    macro                ; passage en banque 0
        bcf STATUS,RP0
        endm

;xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
; déclaration de variables
;xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
    CBLOCK H'00C'            ; début de la zone des registres d'usage général du 16F84A
    compteur : 1              ; variable de la boucle de temporisation
    STATUS_TEMP : 1          ; sauvegarde du registre STATUS (routine d'interruption)
    W_TEMP : 1                ; sauvegarde du registre W (routine d'interruption)
    afficheur_1 : 1           ; variable de l'afficheur des unités
    afficheur_10 : 1          ; variable de l'afficheur des dizaines
    afficheur_100 : 1         ; variable de l'afficheur des centaines
    buzzer : 1                ; le bit 0 de (buzzer) est utilisé comme drapeau

ENDC
```

```

;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
; démarrage sur reset
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
    org H'0000'
    goto initialisation
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
; Routine d'interruption
; 2 sources d'interruptions
; - timer0 (en mode timer)          (interruption prioritaire)
; - RB0/INT sur front montant
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
    org H'0004'                ; vecteur d'interruption
    movwf W_TEMP
    swapf STATUS,W
    movwf STATUS_TEMP        ; sauvegarde du registre W puis du registre STATUS
    btfsc INTCON,T0IF
    goto inter2              ; on teste s'il s'agit d'une interruption TMR0
    btfsc INTCON,INTF
    goto inter1              ; on teste s'il s'agit d'une interruption RB0/INT
    goto restauration
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
; gestion interruption RB0/INT
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
inter1
                                ; on incrémente l'affichage 4 fois de façon à passer de 15 s à 1 min.
    call conversion
    call conversion
    call conversion
    call conversion
    bcf INTCON,INTF          ; on efface le flag 'RB0/INT External Interrupt'
    bsf buzzer,0            ; drapeau mis à 1 (autorisation de l'activation du buzzer)
    goto restauration
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
; gestion interruption timer0
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
inter2
    ; Cette interruption intervient toutes les :
    ; 256*256(prescaler)*1 µs (quartz 4 MHz) = 65,536 ms

```

```

; Le but est de créer une temporisation de 15 secondes (1/4 de minute):
; 229*65,536 ms = 15,0077 secondes
incf compteur,f          ; on incrémente (compteur)
; on teste si (compteur)=D '229'
movlw D'229'
subwf compteur,W
btfss STATUS,Z
goto fin_inter2         ; (compteur) différent de D '229'
; (compteur) égal à D '229'
; mise à jour des afficheurs (rafraîchissement toutes les 15 secondes,
; la valeur affichée est le pouls moyen des 15 dernières secondes)
bcf PORTA,0            ; sortie RA0 au niveau bas
bcf PORTA,1            ; sortie RA1 au niveau bas
bcf PORTA,2            ; sortie RA2 au niveau bas
clrf PORTB             ; sorties du port B au niveau bas
btfsc afficheur_1 , 0  ; on teste le bit 0 de (afficheur_1)
bsf PORTB, 1           ; si bit=1 alors RB1 = 1
btfsc afficheur_1 , 1  ; on teste le bit 1 de (afficheur_1)
bsf PORTB, 2           ; si bit=1 alors RB2 = 1
btfsc afficheur_1 , 2  ; on teste le bit 2 de (afficheur_1)
bsf PORTB, 3           ; si bit=1 alors RB3 = 1
btfsc afficheur_1 , 3  ; on teste le bit 3 de (afficheur_1)
bsf PORTB, 4           ; si bit=1 alors RB4 = 1
btfsc afficheur_10 , 0 ; on teste le bit 0 de (afficheur_10)
bsf PORTB, 5           ; si bit=1 alors RB5 = 1
btfsc afficheur_10 , 1 ; on teste le bit 1 de (afficheur_10)
bsf PORTB, 6           ; si bit=1 alors RB6 = 1
btfsc afficheur_10 , 2 ; on teste le bit 2 de (afficheur_10)
bsf PORTB, 7           ; si bit=1 alors RB7 = 1
btfsc afficheur_10 , 3 ; on teste le bit 3 de (afficheur_10)
bsf PORTA, 0           ; si bit=1 alors RA0 = 1
btfsc afficheur_100 , 0 ; on teste le bit 0 de (afficheur_100)
bsf PORTA, 1           ; si bit=1 alors RA1 = 1
btfsc afficheur_100 , 1 ; on teste le bit 1 de (afficheur_100)
bsf PORTA, 2           ; si bit=1 alors RA2 = 1
clrf afficheur_1
clrf afficheur_10
clrf afficheur_100

```

```

        clrf compteur
fin_inter2
        bcf PORTA, 3                ; RA3 = 0 (buzzer inactif)
        btfss buzzer,0             ; on teste le drapeau
        goto suite                 ; si drapeau = 0
        bsf PORTA, 3               ; si drapeau = 1 alors RA3 = 1 (buzzer actif pendant 65,536 ms)
        bcf buzzer,0              ; on efface le drapeau
suite
        bcf INTCON,T0IF           ; on efface le flag 'TMR0 Overflow Interrupt'
        goto restauration
restauration
        swapf STATUS_TEMP,W       ; restauration des registres STATUS puis W
        movwf STATUS
        swapf W_TEMP,f
        swapf W_TEMP,W
        retfie                     ; retour d'interruption
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
; Routine de conversion binaire -> BCD
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
conversion
        incf afficheur_1,f        ; on teste si (afficheur_1)=B'00001010'
        movlw B'00001010'
        subwf afficheur_1,W
        btfss STATUS,Z
        return                    ; (afficheur_1) différent de B'00001010'
        ; (afficheur_1) égal à B'00001010'
        clrf afficheur_1
        incf afficheur_10,f
        ; on teste si (afficheur_10)=B'00001010'
        movlw B'00001010'
        subwf afficheur_10,W
        btfss STATUS,Z
        return                    ; (afficheur_10) différent de B'00001010'
        ; (afficheur_10) égal à B'00001010'
        clrf afficheur_10
        incf afficheur_100,f
        return
;XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

```

```

; initialisation
;XXXXXXXXXXXXXXXXXX
initialisation
    bank0
    clrf PORTA ; mise à 0 des sorties du port A
    clrf PORTB ; mise à 0 des sorties du port B
    bank1
    movlw B'11000111'
    movwf OPTION_REG
    ; bit 7 (/RBPU) = 1 : désactivation des résistances de pull-up du port B
    ; bit 6 (INTEDG)= 1 : Interrupt on rising edge of RB0/INT pin
    ; bit 5 (T0CS) = 0 : Timer0 Clock Source Select = CLKOUT
    ; bit 3 (PSA) = 0 : Prescaler attribué au Timer0
    ; bit 2 (PS2)= 1
    ; bit 1 (PS1) = 1
    ; bit 0 (PS0) = 1 : Facteur de division du prescaler = 1:256
    ; bit 4 : ici, option non utilisée (= 0, par exemple)
    movlw B'00010000'
    movwf TRISA
    ; bit 0 du port A (RA0) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée D du 74LS47 - afficheur 7 segments des dizaines)
    ; bit 1 du port A (RA1) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée A du 74LS47 - afficheur 7 segments des centaines)
    ; bit 2 du port A (RA2) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée B du 74LS47 - afficheur 7 segments des centaines)
    ; bit 3 du port A (RA3) = 0 : configuration en sortie
    ; (commande du buzzer)
    ; bit 4 du port A (RA4) = 1 : non utilisés
    ; (configuration en entrée, par exemple)
    movlw B'00000001'
    movwf TRISB
    ; bit 0 du port B (RB0) = 1 : configuration en entrée
    ; bit 1 du port B (RB1) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée A du 74LS47 - afficheur 7 segments des unités)
    ; bit 2 du port B (RB2) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée B du 74LS47 - afficheur 7 segments des unités)
    ; bit 3 du port B (RB3) = 0 : configuration en sortie
    ; (vers entrée C du 74LS47 - afficheur 7 segments des unités)

```

```

; bit 4 du port B (RB4) = 0 : configuration en sortie
; (vers entrée D du 74LS47 - afficheur 7 segments des unités)
; bit 5 du port B (RB5) = 0 : configuration en sortie
; (vers entrée A du 74LS47 - afficheur 7 segments des dizaines)
; bit 6 du port B (RB6) = 0 : configuration en sortie
; (vers entrée B du 74LS47 - afficheur 7 segments des dizaines)
; bit 7 du port B (RB7) = 0 : configuration en sortie
; (vers entrée C du 74LS47 - afficheur 7 segments des dizaines)
; affichage possible de 000 à 399

bank0

movlw B'10110000'
movwf INTCON

; bit 7 (GIE) = 1 : autorisation globale des interruptions
; bit 5 (TOIE)= 1 : autorisation de l'interruption de débordement du Timer0
; bit 4 (INTE) = 1 : Enables the RB0/INT external interrupt
; bit 2 (TOIF) = 0 : on efface le flag 'TMR0 Overflow Interrupt'
; bit 1 (INTF)= 0 : on efface le flag 'RB0/INT External Interrupt'
; les autres bits sont inutilisés (valeur par défaut = 0)

clrf PORTA          ; sorties du port A au niveau bas
clrf PORTB          ; sorties du port B au niveau bas
                    ; les afficheurs indiquent donc 000 ; buzzer inactif

clrf compteur      ; mise à zero du compteur
clrf TMR0          ; mise à zero du timer0

clrf afficheur_1
clrf afficheur_10
clrf afficheur_100

goto debut_programme

;xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
; programme principal
;xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
debut_programme
    goto debut_programme ; on attend le débordement de TMR0 (H'FF' -> H'00')
                        ; ou un front montant sur l'entrée RB0/INT,
                        ; ce qui génère une interruption

END

```

## 2. Code compilé

```
:0200000040000FA  
:020000004E2888  
:080008008E00030E8D000B19A0  
:1000100013288B180C283B284020402040204020EB  
:100020008B1012143B288C0AE5300C02031D342877  
:1000300005108510051186010F1886148F180615F6  
:100040000F1986158F1906161018861690180617A0  
:100050001019861790190514111885149118051593  
:100060008F01900191018C018511121C3928851591  
:1000700012100B113B280D0E83008E0E0E0E090080  
:100080008F0A0A300F02031D08008F01900A0A3000  
:100090001002031D08009001910A080083128501D7  
:1000A00086018316C730810010308500013086003C  
:1000B0008312B0308B00850186018C0181018F0194  
:0800C0009001910163286328FF  
:02400E00F23F7F  
:00000001FF
```

### Annexe 02 :

#### **Data Sheet des Circuits Imprimés**

### FEATURES

#### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

#### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage

0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

#### LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

#### APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

Battery Powered and Portable Equipment

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

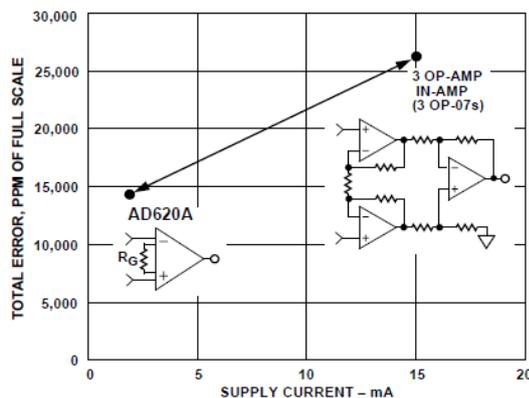


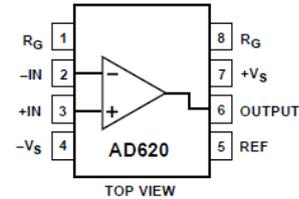
Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

### REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

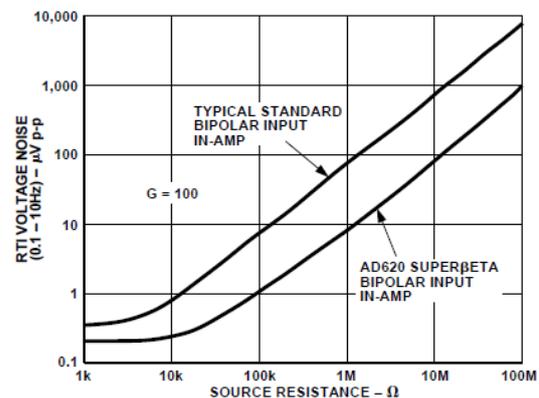


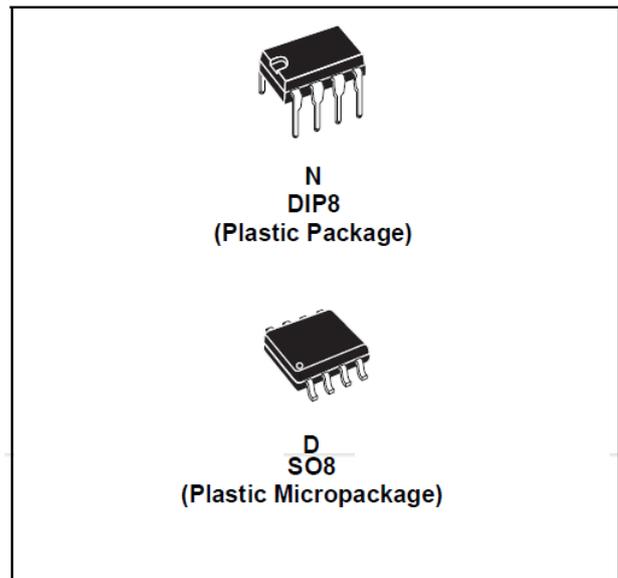
Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



**LOW NOISE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS**

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC^+}$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- LOW NOISE  $e_n = 15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  (typ)
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- LOW HARMONIC DISTORTION : 0.01% (typ)
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16\text{V}/\mu\text{s}$  (typ)

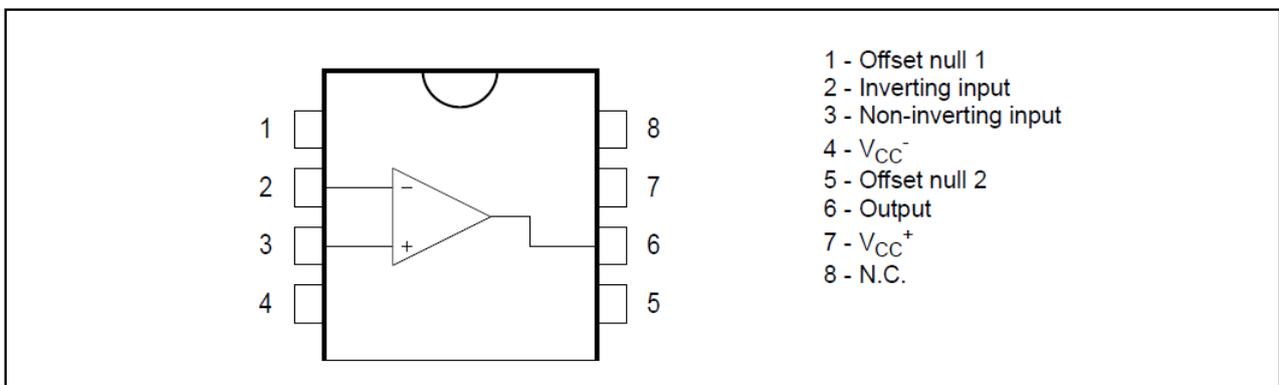


**DESCRIPTION**

The TL071, TL071A and TL071B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

**PIN CONNECTIONS (top view)**



**ORDER CODE**

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL071M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL071I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL071C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•
<b>Example : TL071CN</b>			

N = Dual in Line Package (DIP)  
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

# LM2901, LM339/LM339A, LM3302, LM239/LM239A

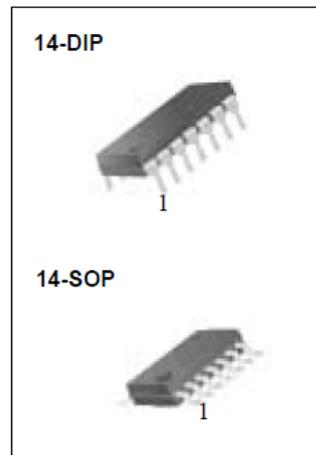
## Quad Comparator

### Features

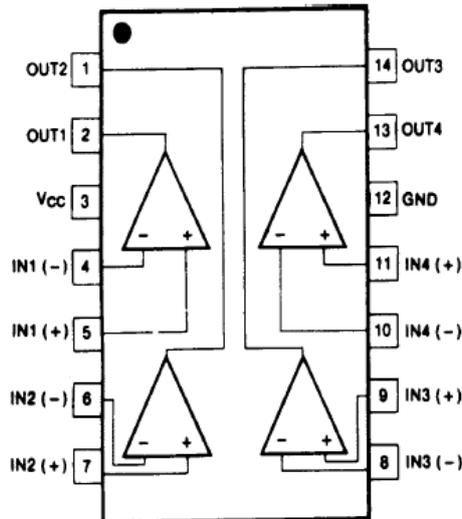
- Single or dual supply operation
- Wide range of supply voltage  
LM2901, LM339/LM339A, LM239/LM239A : 2 ~ 36V  
(or  $\pm 1 \sim \pm 18V$ )  
LM3302 : 2 ~ 28V (or  $\pm 1 \sim \pm 14V$ )
- Low supply current drain 800 $\mu$ A Typ.
- Open collector outputs for wired and connectors
- Low input bias current 25nA Typ.
- Low Input offset current  $\pm 2.3$ nA Typ.
- Low input offset voltage  $\pm 1.4$ mV Typ.
- Common mode input voltage range includes ground.
- Low output saturation voltage
- Output compatible with TTL, DTL and MOS logic system

### Description

The LM2901, LM339/LM339A, LM239/LM239A, LM3302 consist of four independent voltage comparators designed to operate from single power supply over a wide voltage range.



### Internal Block Diagram



## 18-pin *Enhanced* FLASH/EEPROM 8-Bit Microcontroller

### High Performance RISC CPU Features:

- Only 35 single word instructions to learn
- All instructions single-cycle except for program branches which are two-cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input  
DC - 200 ns instruction cycle
- 1024 words of program memory
- 68 bytes of Data RAM
- 64 bytes of Data EEPROM
- 14-bit wide instruction words
- 8-bit wide data bytes
- 15 Special Function Hardware registers
- Eight-level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Four interrupt sources:
  - External RB0/INT pin
  - TMR0 timer overflow
  - PORTB<7:4> interrupt-on-change
  - Data EEPROM write complete

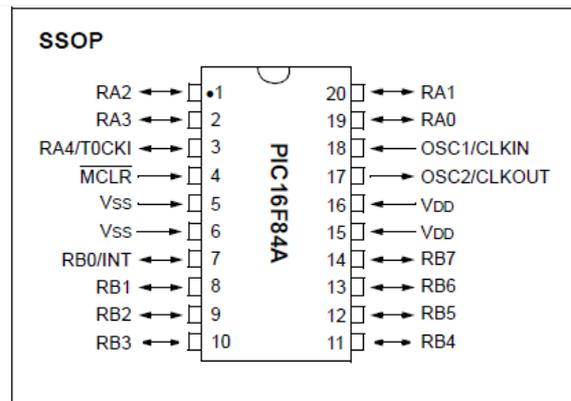
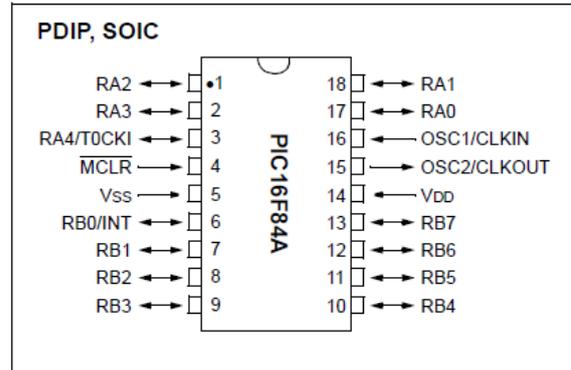
### Peripheral Features:

- 13 I/O pins with individual direction control
- High current sink/source for direct LED drive
  - 25 mA sink max. per pin
  - 25 mA source max. per pin
- TMR0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler

### Special Microcontroller Features:

- 10,000 erase/write cycles *Enhanced* FLASH Program memory typical
- 10,000,000 typical erase/write cycles EEPROM Data memory typical
- EEPROM Data Retention > 40 years
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) - via two pins
- Power-on Reset (POR), Power-up Timer (PWRT), Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own On-Chip RC Oscillator for reliable operation
- Code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options

### Pin Diagrams



### CMOS *Enhanced* FLASH/EEPROM Technology:

- Low power, high speed technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range:
  - Commercial: 2.0V to 5.5V
  - Industrial: 2.0V to 5.5V
- Low power consumption:
  - < 2 mA typical @ 5V, 4 MHz
  - 15 µA typical @ 2V, 32 kHz
  - < 0.5 µA typical standby current @ 2V



# BCD TO 7-SEGMENT DECODER/DRIVER

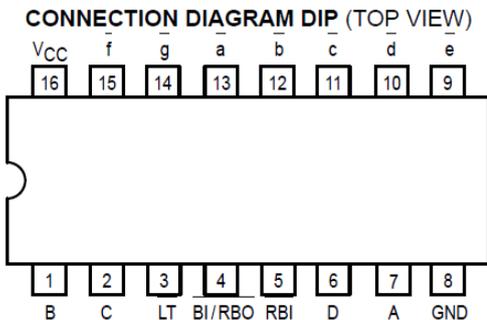
The SN54/74LS47 are Low Power Schottky BCD to 7-Segment Decoder/Drivers consisting of NAND gates, input buffers and seven AND-OR-INVERT gates. They offer active LOW, high sink current outputs for driving indicators directly. Seven NAND gates and one driver are connected in pairs to make BCD data and its complement available to the seven decoding AND-OR-INVERT gates. The remaining NAND gate and three input buffers provide lamp test, blanking input/ripple-blanking output and ripple-blanking input.

The circuits accept 4-bit binary-coded-decimal (BCD) and, depending on the state of the auxiliary inputs, decodes this data to drive a 7-segment display indicator. The relative positive-logic output levels, as well as conditions required at the auxiliary inputs, are shown in the truth tables. Output configurations of the SN54/74LS47 are designed to withstand the relatively high voltages required for 7-segment indicators.

These outputs will withstand 15 V with a maximum reverse current of 250  $\mu$ A. Indicator segments requiring up to 24 mA of current may be driven directly from the SN74LS47 high performance output transistors. Display patterns for BCD input counts above nine are unique symbols to authenticate input conditions.

The SN54/74LS47 incorporates automatic leading and/or trailing-edge zero-blanking control (RBI and RBO). Lamp test (LT) may be performed at any time which the BI/RBO node is a HIGH level. This device also contains an overriding blanking input (BI) which can be used to control the lamp intensity by varying the frequency and duty cycle of the BI input signal or to inhibit the outputs.

- Lamp Intensity Modulation Capability (BI/RBO)
- Open Collector Outputs
- Lamp Test Provision
- Leading/Trailing Zero Suppression
- Input Clamp Diodes Limit High-Speed Termination Effects



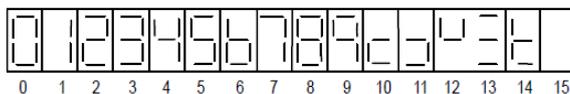
**PIN NAMES**

A, B, C, D  
RBI  
LT  
BI/RBO  
—  
a, to g

BCD Inputs  
Ripple-Blanking Input  
Lamp-Test Input  
Blanking Input or  
Ripple-Blanking Output  
Outputs

**LOADING (Note a)**

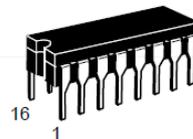
	HIGH	LOW
A, B, C, D	0.5 U.L.	0.25 U.L.
RBI	0.5 U.L.	0.25 U.L.
LT	0.5 U.L.	0.25 U.L.
BI/RBO	0.5 U.L.	0.75 U.L.
—	1.2 U.L.	2.0 U.L.
a, to g	Open-Collector	15 (7.5) U.L.



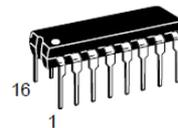
**NUMERICAL DESIGNATIONS — RESULTANT DISPLAYS**

## SN54/74LS47

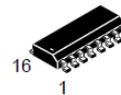
**BCD TO 7-SEGMENT  
DECODER/DRIVER  
LOW POWER SCHOTTKY**



**J SUFFIX  
CERAMIC  
CASE 620-09**



**N SUFFIX  
PLASTIC  
CASE 648-08**

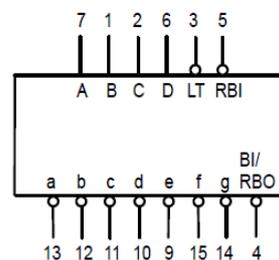


**D SUFFIX  
SOIC  
CASE 751B-03**

**ORDERING INFORMATION**

SN54LSXXJ Ceramic  
SN74LSXXN Plastic  
SN74LSXXD SOIC

**LOGIC SYMBOL**



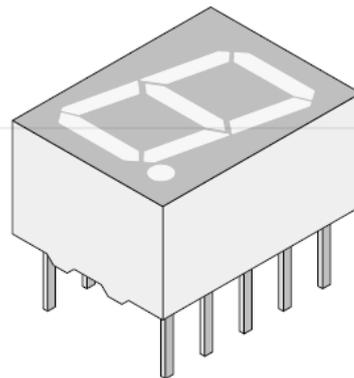
V<sub>CC</sub> = PIN 16  
GND = PIN 8

## Standard 7– Segment Display 10 mm

Color	Type	Circuitry
Red	TDSR315.	Common anode
Red	TDSR316.	Common cathode
Orange red	TDSO315.	Common anode
Orange red	TDSO316.	Common cathode
Yellow	TDSY315.	Common anode
Yellow	TDSY316.	Common cathode
Green	TDSG315.	Common anode
Green	TDSG316.	Common cathode

### Description

The TDS.31.. series are 10 mm character seven segment LED displays in a very compact package. The displays are designed for a viewing distance up to 6 meters and available in four bright colors. The grey package surface and the evenly lighted untinted segments provide an optimum on-off contrast. All displays are categorized in luminous intensity groups. That allows users to assemble displays with uniform appearance. Typical applications include instruments, panel meters, point-of-sale terminals and household equipment.



96 11507

### Features

- Evenly lighted segments
- Grey package surface
- Untinted segments
- Luminous intensity categorized
- Yellow and green categorized for color
- Wide viewing angle
- Suitable for DC and high peak current

### Applications

Panel meters  
Test- and measure- equipment  
Point-of-sale terminals  
Control units

**CMOS Voltage Converters**

The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

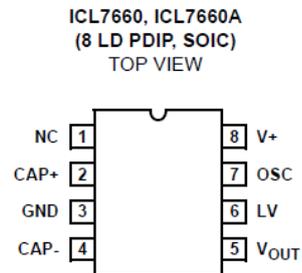
**Features**

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to ±5V Supplies
- Simple Voltage Multiplication ( $V_{OUT} = (-) nV_{IN}$ )
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
  - ICL7660 ..... 1.5V to 10.0V
  - ICL7660A ..... 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

**Applications**

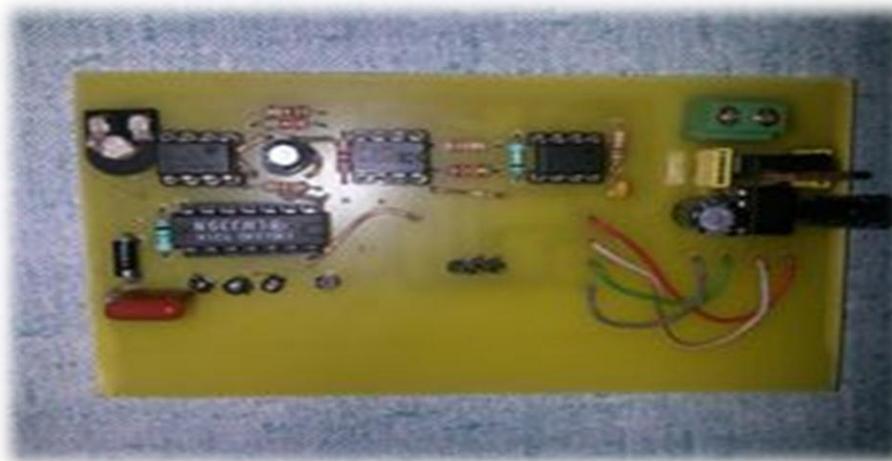
- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized  $\mu$ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

**Pinouts**



**Annexe 03 : Photographie**

1 - Carte analogique :



2- Carte numérique (Affichage) :



3 - Appareille complet :

