

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Université Abou Bekr Belkaid  
Tlemcen Algérie



جامعة أبي بكر بلقايد

**Faculté de Technologie**

**Département de Génie électrique et Electronique**

**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 : FARHAN AMR ABDU AHMED et ALJABERI MAJDI JABER**

---

**ETUDE ET REALISATION D'UN ELECTROCARDIOGRAPHE  
TROIS DERIVATIONS**

---

**Soutenu le 23 octobre 2013 devant le Jury**

M.	Nemliche Ahmed	MAA	Université de Tlemcen	Président
M.	BENABDALLAH Med.	Professeur	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	Ziani Cherif Souhela	MAA	Université de Tlemcen	Examinatrice

**Année universitaire 2012-2013**

## Remerciement :

Notre reconnaissance et nos remerciements pour Toi seigneur, ALLAH LE TOUT PUISSANT, pour la grâce et la miséricorde que Tu m'as accordées pour finaliser ce travail.

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au laboratoire de génie biomédical (département de Génie Electrique et Electronique, faculté de Technologies, Université Abou-Bekr Belkaid Tlemcen) dirigé par monsieur le professeur F. Bereksi Reguig à l'université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

Nous tenons à exprimer notre gratitude à notre Encadreur le professeur Benabdallah Mohammed pour ses conseils tout au long de ce mémoire et pour m'avoir permis de réaliser ce modeste travail en lui exprimant tous mes respects.

Notre gratitude et nos chaleureux remerciements s'adressent également à Monsieur Nemmiche Ahmmed pour nous avoir fait l'honneur de présider notre jury.

J'adresse mes vifs et sincères remerciements à Mademoiselle Ziani Cherif Souhelya enseignante à l'université Abou bekr Belkaid Tlemcen pour avoir accepté de juger notre travail en tant qu'examineur.

Ces remerciements vont aussi au corps professoral et administratif de la Faculté de technologie pour la richesse et la qualité de leur enseignement et qui déploient de grands efforts pour assurer à leurs étudiants une formation actualisée.

Je remercie enfin tous les membres du laboratoire de génie biomédical ainsi que tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Aljaberi Majdi Jaber

Farhan Amr Abdou Ahmed

# Sommaire

---

Introduction générale.....	1
Chapitre I : Physiologie et Bases Principales de l'ECG et du PPG.....	
I. Electrocardiographie E.C.G.....	3
Introduction.....	3
I.1. présentation du système cardiovasculaire.....	3
I.1.1. L'anatomie du cœur [1].....	3
I.1.2. Le Fonctionnement du cœur [2].....	5
I.1.2.1. Le cycle cardiaque.....	5
I.2. Etude du signale électrocardiogramme E.C.G.....	8
I.2.1 Activité électrique du cœur.....	8
I.2.1.1 Électrophysiologie cellulaire [3] .....	8
I.2.2. Définition du signal ECG [4] .....	10
I.2.3. les différents ondes, intervalles [5] .....	11
I.2.4. Excitation et système de conduction.....	12
I.3. Dérivation électrocardiographies [6] .....	14
I.3.1. Dérivations périphériques .....	14
I.3.1.a. Dérivations bipolaire d'Einthoven.....	15
I.3.1.b. Dérivations Unipolaire de Cold Berg.....	16
I.3.2. Dérivations précordiales .....	17
II. photoplethysmographe [7] .....	18
Introduction.....	18
II.1. Rappel physiologique : .....	18
II.1.1. Structure d'une molécule d'hémoglobine .....	18
II.2. L'oxymétrie de pouls : .....	20
II.2.1. Spectrophotométrie d'absorption : .....	20
II.2.2. Photopléthysmographie : [7]. .....	20
II.2.3. Historique et l'état de l'art: .....	21

# Sommaire

---

II.3. Technique de mesure : [7] .....	21
II.3.1. La loi physique de l'oxymètre de pouls : .....	23
Conclusion.....	24
Chapitre II : Etude Théorique des Capteurs et des Electroniques Associés des Circuits de l'ECG et du PPG.....	
Introduction : .....	25
Circuit de l'ECG : .....	26
I.1. Capteur et électrode : .....	26
I.1.1. Les capteurs biomédicaux : .....	26
I.1.2. Les électrodes : .....	26
I.2. Circuit de Protection contre les phénomènes électriques transitoires : .....	28
I.3. L'amplificateur des bio signaux (ECG) : .....	30
I.3.1. Définition de la tension de mode commun : .....	30
I.3.2. l'amplificateur d'instrumentation : .....	31
I.3.2.1. Les étages de l'amplificateur d'instrumentation : .....	32
I.3.2.1.a. Premier étage (préamplificateur) : .....	32
I.3.2.1.b. Deuxième étage : .....	34
I.3.2.2. Les performances du montage complet : .....	35
I.3.2.2.1. Impédance d'entrée: .....	35
I.3.2.2.2. Gain en tension. Ajustage : .....	35
I.3.2.2.3. Le taux de rejection de mode commun : .....	36
I.4. Circuit de l'électrode de pied droit : .....	36
I.5. Circuit de réglage ligne de base : .....	38
I.6. Etude théorique de filtres analogiques : .....	38
I.6.1. Source du bruit : .....	39
I.6.2. Problématiques des capteurs électro physiologiques : .....	40
I.6.2.1. Influence du réseau sur le cordon ECG : .....	41

# Sommaire

---

I.6.2.2. Influence électromagnétique : .....	42
I.6.2.3. Influence du mouvement : .....	42
I.6.3. Notion de filtrage (Rappel) : .....	43
I.6.4. Différents types de filtres : .....	43
I.6.4.1. Filtres passe-bas : .....	44
I.6.4.2. Filtres passe-haut : .....	44
I.6.4.3. Filtre rejeteur actif (éliminateur) de fréquence : .....	45
Circuit du PPG : .....	46
II.1. Capteur du PPG : .....	46
II.1.1. les diodes électroluminescentes : .....	46
II.1.2. Les photodiodes .....	46
II.1. 3. Les phototransistors : .....	47
II.2. Monitorage de la photodiode autour d'un amplificateur opérationnelle : .....	48
II.3. Adaptateur .....	48
II.4. Filtrage : .....	48
II.5. Amplificateur gain réglable : .....	49
Conclusion : .....	49
Chapitre III :Etude et Réalisation d'une Carte d'Acquisition de Données Universelle.	
Introduction.....	50
I. Chaîne d'acquisition :	50
I.1.Schéma bloc d'une chaine d'acquisition :	50
I.1 Carte d'acquisition :	50
I.2 Schéma bloc d'une carte d'acquisition :	50
I.3 Principe de fonctionnement de la carte :	51
I.3.1 Les filtres anti-repliements :	51
I.3.2 L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe) :	51

# Sommaire

---

I.3.3 Le convertisseur analogique - numérique (ADC) : .....	52
I.3.4 Liaison série RS232 : .....	52
II. Etude Pratique : .....	52
III.PIC16F876A : .....	52
III.1.Architecture : .....	53
III.1.1.Modèle de type (CISC) : .....	53
III.1.2.Modèle de type Harward (RISC) : .....	53
III.1.2.1.Principe de fonctionnement de l'architecture HAWARD (RISC) : .....	53
III.1.2.1.1. L'opérande est intégré à l'instruction. ....	53
III.2.Description générale de la famille PIC 16F87X : .....	53
III.2.1.Brochage : .....	54
III.2.1.1.Plan mémoire : .....	54
III.2.1.2.Quelques registres particuliers : .....	54
III.3.La fonction RESET : .....	55
III.4.Les ports d'Entrées/Sorties : .....	55
III.5 L'Horloge : .....	56
III.6 Le Timer TMRO : .....	56
III.7 Les interruptions : .....	57
III.8 La conversion analogique numérique : .....	57
III.8.1 Déroulement d'une Conversion : .....	58
III.8.2.Temps de conversion : .....	59
III.8.3 Temps d'acquisition : .....	59
III.8.4 Fréquence d'échantillonnage : .....	59
III.9 L'USART : .....	60
III.9.1 Emission : .....	60
III.9.2 Réception : .....	61
IV. Liaison RS232 : .....	62

# Sommaire

---

IV.1.Principe : .....	62
IV.2 Brochage du connecteur RS232 : .....	63
IV.3 Choix de la transmission série : .....	64
IV.4 La norme RS232 : .....	64
V. La conversion des niveaux : .....	64
Circuit d'acquisition du signal : .....	66
Algorithme d'acquisition.....	68
Chapitre IV : Réalisation Pratique des Circuits, Visualisation et Interprétation des Résultats.	
Introduction.....	70
I. Circuit de l'ECG : .....	71
I.1. Les électrodes : .....	72
I.2. Circuit de protection contre les phénomènes électriques transitoires : .....	73
I.3. la première Amplification : .....	74
I.4. Le premier filtrage : .....	75
I.5. La deuxième amplification .....	76
I.6. Le deuxième filtrage : .....	77
I.7. Le troisième filtrage : .....	78
I.8. Le quatrième filtrage : .....	79
I.9. Circuit de réglage ligne de base : .....	80
I.9. Circuit de l'électrode de pied droit : .....	81
II. Circuit du PPG : .....	82
Capteur de PPG : .....	83
2. Un système électronique.....	84
4. un filtre rejecteur.....	86
III. Les résultats obtenues au moyen d'une carte d'acquisition de l'ECG 3 dérivations et le PPG : .....	87
III. 1. Le signal de DI : .....	87

# Sommaire

---

III. 2. Le signal de DII : .....	87
III. 3. Le signal de DIII : .....	88
III.4. Le signal de PPG : .....	88
Conclusion : .....	89
Conclusion General:.....	90

## Introduction générale

Le but d'utilisation des équipements médicaux est de fournir des informations qui assistent les cliniciens pour la connaissance de l'état des patients et l'origine de pathologie, elles traduisent les processus physiologiques.

L'électrocardiographie est aujourd'hui l'une des techniques de diagnostic médical les plus répandues. Elle consiste à l'enregistrement des signaux électrocardiogrammes en traduisant les activités électriques.[7]

L'électrocardiographie est une vieille dame qui garde toujours bon pied et bon œil ... Née en 1887 avec les travaux de Waller, révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes qui valut à son auteur, le Dr. Wilhelm Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924, l'électrocardiographie est devenue une technique incontournable en pratique cardiologique.

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. Aujourd'hui, en cette fin du XXe siècle, l'ECG est un examen irremplaçable : de réalisation aisée au moyen d'un appareillage simple, il a grandement bénéficié des progrès récents de l'électronique et de l'informatique. Il est actuellement possible d'enregistrer un ECG avec un électrocardiographe portable ultra-léger et même de transformer un micro-ordinateur personnel en électrocardiographe avec possibilité d'une aide au diagnostic par interprétation automatisée. Procédure peu coûteuse et d'une innocuité totale, l'électrocardiographie fournit une foule de renseignements précieux concernant l'état structurel et fonctionnel de l'appareil cardiocirculatoire. Comment peut-on définir à l'heure actuelle l'utilité de l'électrocardiographie ?

Voici la réponse donnée en 1995 par la *'Task Force on Clinical Privileges in Cardiology'*<sup>a</sup> réunissant l'American College of Physicians, l'American College of Cardiology et l'American Heart Association : L'ECG peut constituer un marqueur indépendant d'affection myocardique; il peut refléter des atteintes anatomiques, électro physiologiques, métaboliques et hémodynamiques; il procure une information qui

souvent s'avère essentielle pour le diagnostic et le traitement de diverses anomalies cardiaques; et il est sans égal pour le diagnostic des arythmies. L'électrocardiographie est une procédure de premier choix chez des patients se plaignant de précordialgies, lipothymies ou syncopes, symptômes. l'électrocardiogramme est le premier et parfois le seul témoin de modifications se produisant à l'étage moléculaire et cellulaire. Il peut de la sorte constituer un outil diagnostique essentiel. Enfin l'électrocardiogramme est le seul examen couramment utilisé dans l'étude des troubles de conduction et des troubles du rythme. L'électrocardiogramme (ECG) est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur se déplaçant dans le temps et correspondant à la dépolarisation et la repolarisation du myocarde. On enregistre pour chaque cycle cardiaque de manière successive la courbe de dépolarisation auriculaire, l'onde P, la courbe de dépolarisation ventriculaire, le complexe QRS, et la courbe de repolarisation ventriculaire, l'onde T. [29]

L'oxymétrie de pouls ou saturation en oxygène est une méthode de mesure non invasive de la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins, on parle de saturation pulsée en oxygène SpO<sub>2</sub>.

La photoplethysmographie fournit une «fenêtre optique» unique dans le corps humain pour la surveillance de taux d'O<sub>2</sub> et la vitesse sanguine.

La pléthysmographie consiste à enregistrer des variations de pressions à l'intérieur d'un segment vasculaire. La photopléthysmographie ou pléthysmographie photoélectrique enregistre la relation existant entre l'intensité de la réflexion lumineuse sur une surface cutanée par exemple, ou la transmission lumineuse à travers un tissu, et le flux sanguin traversant la zone étudiée. Les courbes s'inscrivent sur un écran d'oscilloscope et/ou sur une table traçante. [30]

L'aspect pratique de notre projet pratique sera incarné dans un prototype de monitoring du système cardiovasculaire qui contient les signaux informatifs suivants : un ECG (l'électrocardiogramme) 3 dérivationes DI, DII, DIII, un PPG (le taux d'oxygène dans le sang), et afficher les résultats dans l'oscilloscope et dans le PC au moyen d'une carte d'acquisition.

## I. Electrocardiographie E.C.G

### Introduction

Le corps humain forme tout un système qui dépend d'un ensemble d'organismes et d'appareils indispensables aux différents fonctionnements physiques, mentale, biologique y compris circulatoires, dont cœur fait la plus grande et importante partie (c.-à-d. système cardiovasculaire).

### I.1. présentation du système cardiovasculaire

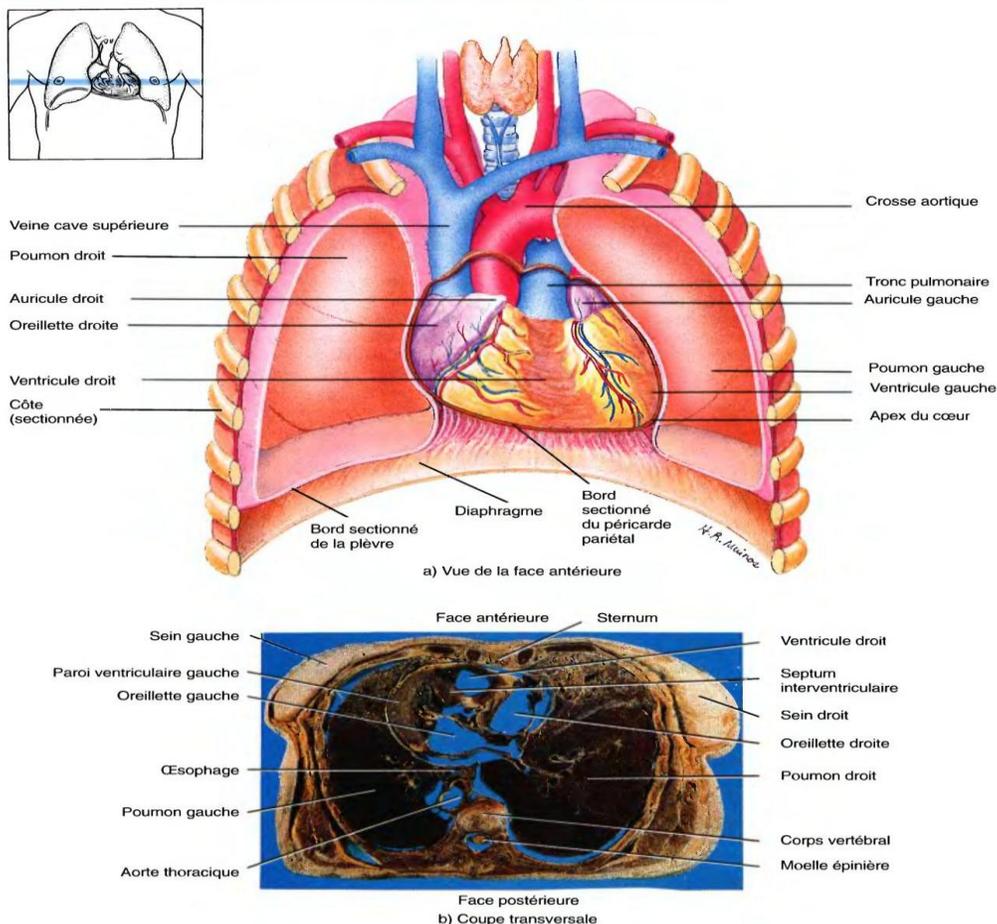
Le cœur constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire. Le terme cardio désigne le cœur, et le terme vasculaire, les vaisseaux sanguins. Le système cardiovasculaire fournit la pompe qui fait circuler du sang constamment dans 100000 kilomètres environ de vaisseaux sanguins. En circulant dans les tissus du corps, le sang fournit les nutriments et l'oxygène au liquide interstitiel puis aux cellules. En même temps, il recueille les déchets, le gaz carbonique et la chaleur. Le système cardio-vasculaire forme un circuit fermé, de telle sorte que le sang est continuellement pompé hors du cœur par un ensemble de vaisseaux et ramené au cœur par un autre ensemble de vaisseaux.

#### I.1.1. L'anatomie du cœur [1]

Le Cœur, organe musculaire creux, appelé myocarde recevant le sang par les veines et le propulsant dans les artères, assurant ainsi la circulation.

Le cœur humain a approximativement la taille d'un poing fermé, d'environ 350g Chez l'adulte. Il se trouve derrière la partie inférieure du sternum, à gauche de la ligne médiane, situé dans la cavité thoracique, au-dessus du diaphragme. Il présente une forme vaguement conique, la base étant orientée vers le haut et vers la droite, légèrement inclinée vers l'arrière ; le sommet touche la paroi thoracique entre la cinquième et la sixième côte. Le cœur est maintenu en place principalement par ses connexions aux grandes artères et veines, et par son confinement dans le péricarde, un Sac à double paroi dont l'une enveloppe le cœur et l'autre est rattaché au sternum, au diaphragme et aux membranes du thorax. Il joue le rôle d'une pompe, placée entre la grande circulation pulmonaire. Sa structure lui permet d'assurer ses fonctions.

Position du cœur et des vaisseaux sanguins qui y sont associés dans la cavité thoracique. Dans cette illustration et dans celles qui suivent, les vaisseaux qui transportent le sang oxygéné sont en rouge, et ceux qui transportent le sang désoxygéné, en bleu.



**Figure.I.1.** Vue de la face antérieure.

L'intérieur du cœur est divisé en quatre cavités qui reçoivent le sang en Circulation. Les deux cavités supérieures sont les oreillettes droite et gauche, Les deux cavités inférieures sont les ventricules droit et gauche (figure .I.2). L'épaisseur des parois des quatre cavités varie selon le travail qu'elles doivent accomplir. Les oreillettes ont des parois minces parce qu'elles n'ont qu'à chasser le sang dans les ventricules. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent un passage unidirectionnel coordonné depuis les oreillettes vers les ventricules. La paroi du cœur comprend trois couches tissulaires:

péricarde (couche externe), le myocarde (couche médiane) et l'endocarde (couche interne). La paroi musculaire du ventricule gauche est deux à quatre fois plus épaisse que la paroi du ventricule droit. Les oreillettes sont séparées par une cloison appelée septum inter auriculaire (septum : cloison). Les deux ventricules sont séparés par une paroi, le septum inter ventriculaire.

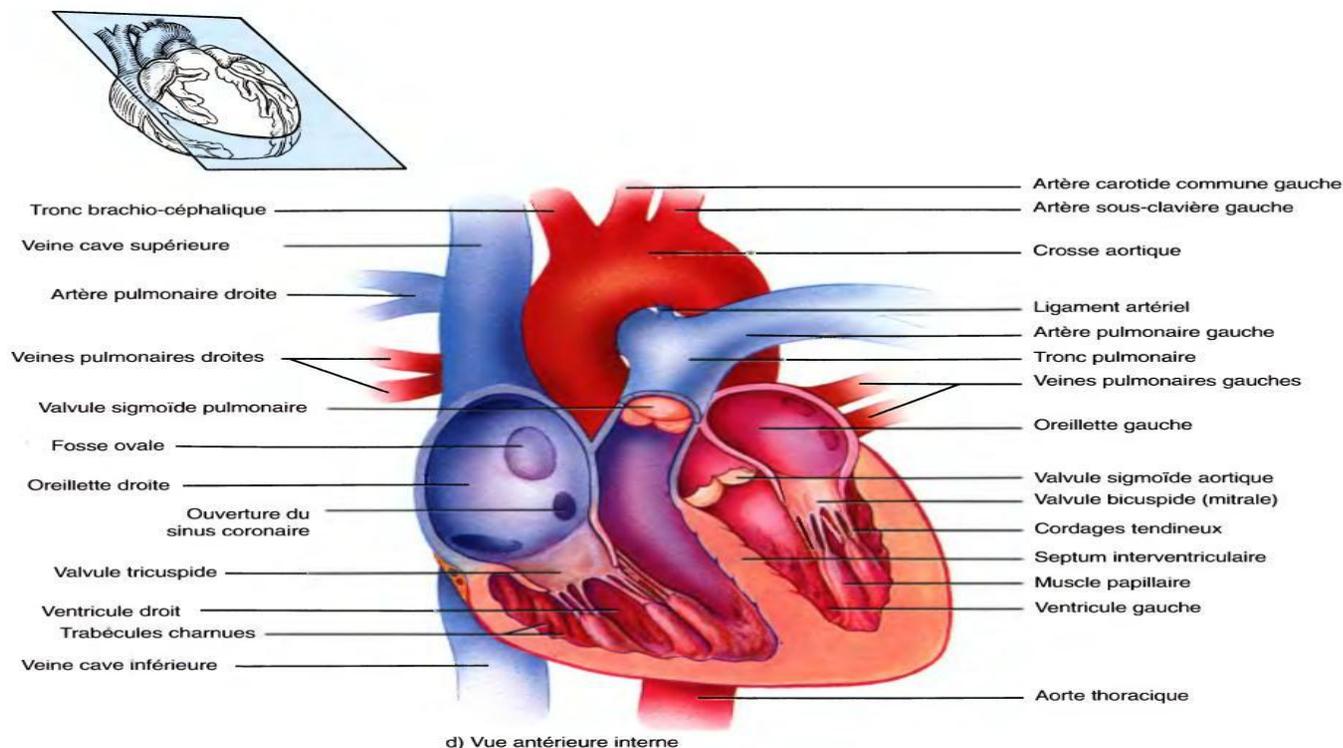


Figure I.2. Vue antérieure interne du cœur.

## I.1.2. Le Fonctionnement du cœur [2]

### I.1.2.1. Le cycle cardiaque

Le cœur est un organe qui fonctionne comme une pompe qui propulse le sang dans les vaisseaux sanguins qui parcourent tout le corps. Le sang entre dans le cœur par les oreillettes, et en ressort par les ventricules.

Le cœur tantôt se relâche (il se remplit de sang), tantôt se contracte (pour expulser le sang).

L'ensemble de ses deux phases forme ce que l'on appelle le cycle cardiaque.

Dès qu'un cycle est terminé, un autre commence. Chaque cycle dure environ 0.8 secondes. La phase de relâchement du cycle est appelée diastole, la phase de contraction systole.

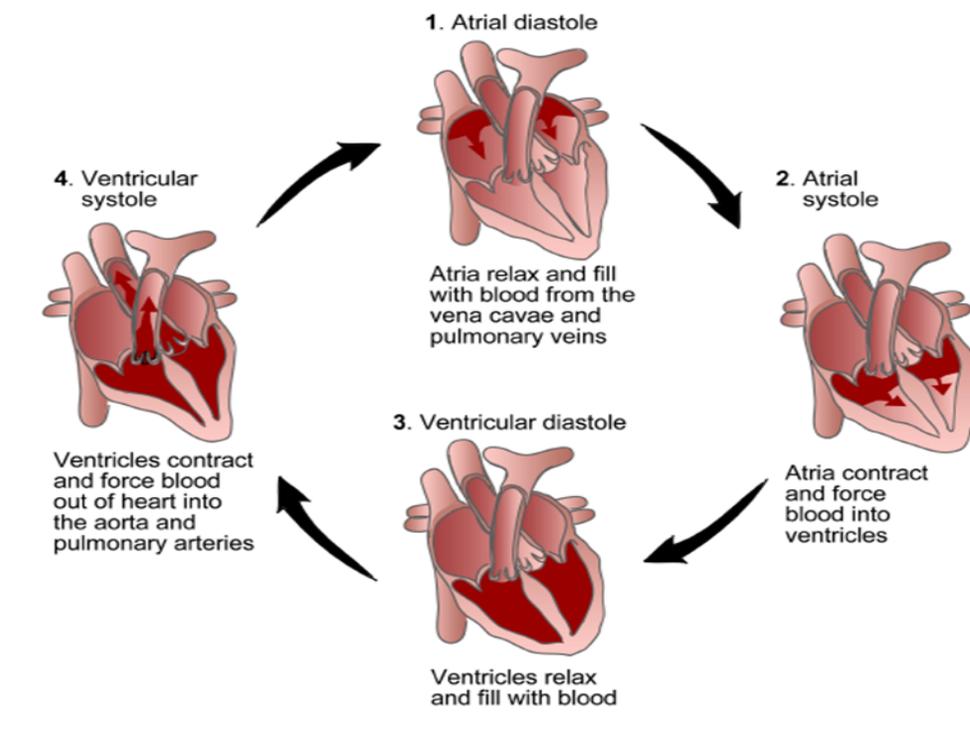


Figure I.3. Cycle cardiaque

- L'oreillette droite reçoit du sang désoxygéné (sang qui a cédé une partie de son oxygène aux cellules) de diverses parties de l'organisme par trois veines :

- la veine cave supérieure apporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessus du cœur,
- la veine cave inférieure transporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessous du diaphragme,
- le sinus coronaire draine le sang de la plupart des vaisseaux qui alimentent les parois du cœur.

- L'oreillette droite envoie alors le sang dans le ventricule droit, qui le pompe

jusqu'aux poumons, à partir du tronc pulmonaire.

- Le tronc pulmonaire se divise en artères pulmonaires droite et gauche ; chacune transporte le sang vers un poumon.
- Au niveau du poumon, le sang est débarrassé du gaz carbonique et alimenté en oxygène.
- Ce sang, appelé sang oxygéné, retourne au cœur par les quatre veines pulmonaires qui se déversent dans l'oreillette gauche.
- de l'oreillette gauche le sang passe ensuite dans le ventricule gauche, qui propulse le sang dans l'aorte ascendante.
- De là, le sang se rend dans les artères coronaires, qui le transportent vers le cœur, la crosse de l'aorte, l'aorte thoracique et l'aorte abdominale. L'aorte et ses branches transportent le sang dans la circulation systémique.

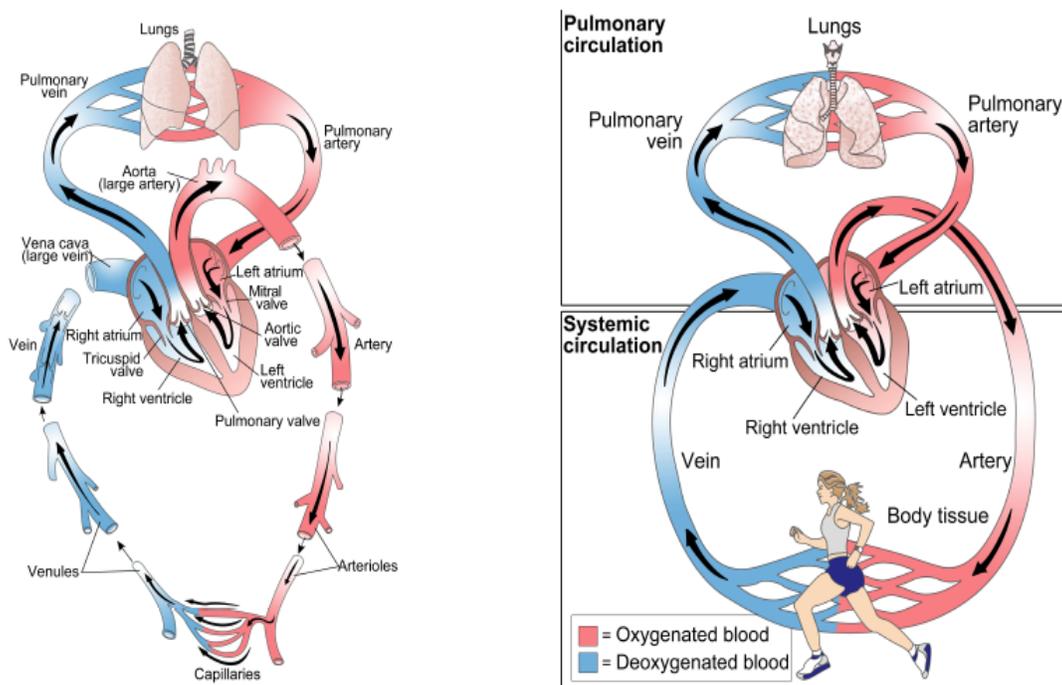


Figure. I.4. Circulation sanguine.

## I.2. Etude du signal électrocardiogramme E.C.G

### I.2.1 Activité électrique du cœur

On distingue 2 types de cellules au niveau cardiaque : les cellules du tissu nodal et les cellules myocardiques. Les cellules du tissu nodal assurent l'automatisme cardiaque.

#### I.2.1.1 Électrophysiologie cellulaire [3]

Au repos, à travers la membrane cellulaire, il existe un potentiel de repos de l'ordre de  $-90$  mV, en raison de la différence de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

En réponse à un stimulus, les cellules cardiaques génèrent un potentiel d'action (PA) (figure I.3). Le potentiel d'action traduit des variations du potentiel de membrane, liées aux courants ioniques transmembranaires. Les courants ioniques résultent des différences de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

Le potentiel d'action comprend 5 phases :

- phase 0 : phase ascendante de dépolarisation rapide, lié à un afflux rapide de  $\text{Na}^+$  dans la cellule ;
- phase 1 : phase de repolarisation initiale, en rapport avec l'arrêt de l'activation du courant sodique rapide ;
- phase 2 : phase de plateau, liée à un courant entrant sodique et calcique ;
- phase 3 : phase de repolarisation. Cette phase est liée à une sortie de  $\text{K}^+$  de la cellule ;
- phase 4 : cette phase a pour objectif est de ramener le potentiel d'action au niveau du potentiel seuil ( $-70$  mV) ; durant cette phase, intervient l'échangeur  $\text{Na}^+$  et  $\text{K}^+$  qui permet de restaurer les gradients de concentration d'ions.

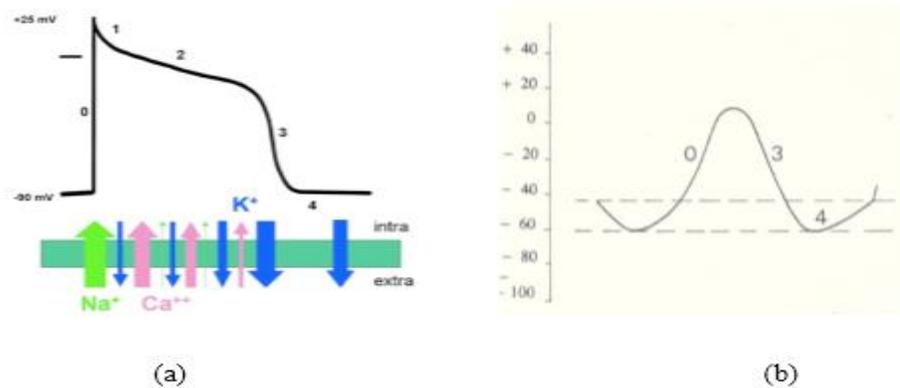


Figure 1.5 le potentiel d'action : myocardique (a) et celui du nœud sinusal (b)

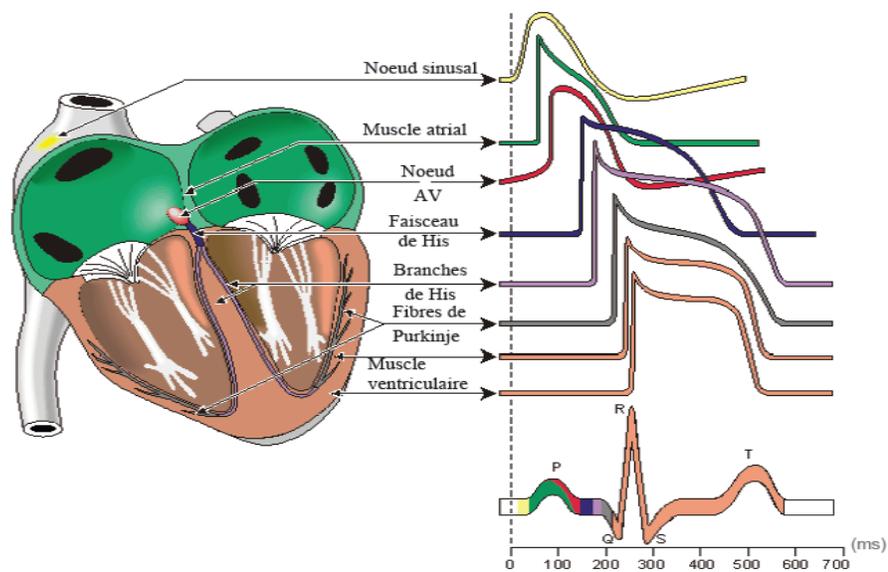


Figure I.6 Différentes morphologies du potentiel d'action selon les régions

### I.2.2. Définition du signal ECG [4]

L'électro cardiogramme ECG est un signal qui présente l'activité électrique du cœur, il est utilisé pour le diagnostic des maladies cardiaques. Il correspond successivement à la dépolarisation et repolarisation auriculaire qui correspondent à la contraction auriculaire, puis la dépolarisation et repolarisation ventriculaire qui correspondent à la contraction ventriculaire. Ces phénomènes sont suivis d'un repos électrique qui correspond à la ligne de base isoélectrique. Autrement L'ECG est un enregistrement de l'activité électrique sur La surface de corps produite par le cœur, l'information de mesure d'ECG est rassemblé par les électrodes de peau placées aux endroits indiqués sur le corps.

Le signal d'ECG est caractérisé par six crêtes et vallées marquées avec les lettres Successives de l'alphabet P, Q, R, S, T, et U.

On peut présenter la forme du signal électrocardiogramme (ECG) comme suite :

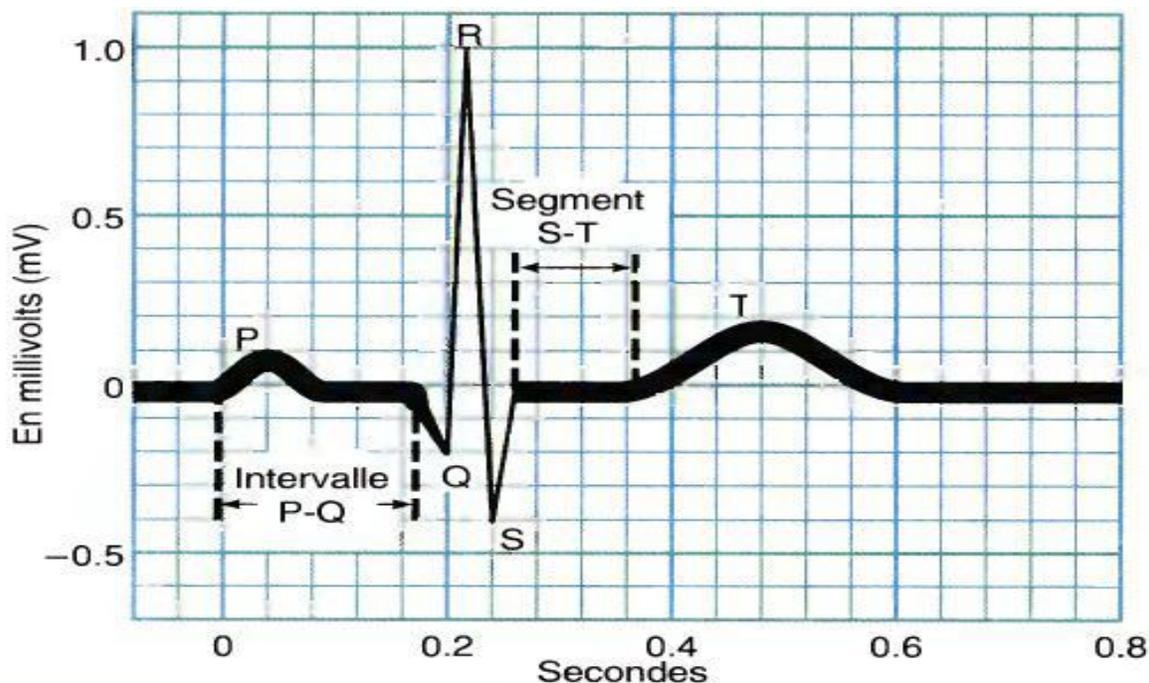


Figure I.7. La forme du signal ECG

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe **QRS**, de l'onde **T**, de l'intervalle PR, du segment ST, et de l'intervalle QT.

### I.2.3. les différents ondes, intervalles [5]

**La première**, appelée onde P, est une petite onde ascendante. Elle représente la dépolarisation auriculaire, qui se propage du nœud sinusal à travers le myocarde des deux oreillettes. Une fraction de seconde (0,1 s) après le début de l'onde P, les oreillettes se contractent.

**La deuxième** onde, appelée complexe QRS, commence par une déflexion vers le bas, se poursuit sous la forme d'une grande onde triangulaire vers le haut, et se termine en une onde descendante. Ce complexe QRS représente la dépolarisation ventriculaire, c'est-à-dire la propagation de l'onde d'excitation électrique à travers les ventricules. Peu après le début du complexe QRS, les ventricules commencent à se contracter.

**La troisième** onde est l'onde T, une déflexion ascendante en forme de dôme. Elle indique la repolarisation ventriculaire et se produit juste avant le début de la décontraction des ventricules. L'onde T est plus petite et plus étendue que le complexe QRS parce que la repolarisation se fait plus lentement que la dépolarisation. D'habitude, la repolarisation auriculaire n'est pas visible dans un ECG, parce que le complexe QRS, plus grand, la masque.

En lisant l'électrocardiogramme, il est important de noter le volume des ondes et leur chronologie. Un élargissement de l'onde P, par exemple, indique une hypertrophie de l'oreillette, comme dans le cas d'une sténose mitrale. Dans ce cas, la valvule mitrale se rétrécit, le sang retourne dans l'oreillette gauche, et la paroi de l'oreillette se distend. Une onde Q élargie peut indiquer un infarctus du myocarde (crise cardiaque). Une onde R élargie indique généralement une hypertrophie ventriculaire.

**L'intervalle P-Q** se mesure à partir du début de l'onde P jusqu'au début du complexe QRS. Il correspond à la pause qui s'écoule entre le début de l'excitation auriculaire et le début de l'excitation ventriculaire. L'intervalle P-Q correspond au temps requis pour permettre à

l'influx électrique de se propager à travers les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire et le reste des fibres du système de conduction.

Dans le cas d'une cardiopathie coronarienne ou d'un rhumatisme articulaire aigu, par exemple, le tissu cardiaque est cicatrisé. Par conséquent, l'influx doit contourner le tissu cicatriciel et l'intervalle P-Q augmente.

**Le segment S-T** va de la fin de l'onde S au début de l'onde T. Il correspond à la période pendant laquelle les fibres ventriculaires contractiles sont entièrement dépolarisées, durant la phase de plateau de l'influx. Le segment S-T est élevé (au-dessus de la ligne de base) dans le cas d'un infarctus du myocarde aigu, et abaissé (au-dessous de la ligne de base) lorsque le muscle cardiaque ne reçoit pas suffisamment d'oxygène.

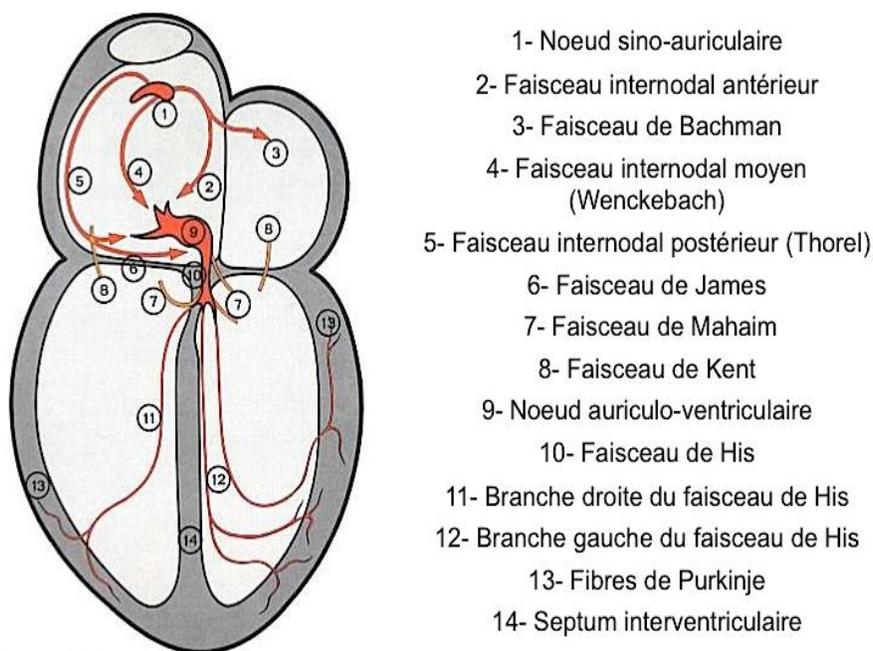
L'onde T correspond à la repolarisation ventriculaire. Cette onde est plus plate que la normale lorsque le muscle cardiaque ne reçoit pas suffisamment d'oxygène, comme dans le cas d'une maladie coronarienne. Son amplitude peut être plus grande lorsque le taux de potassium dans le sang est plus élevé. Il est parfois nécessaire d'évaluer la réaction du cœur à l'effort provoqué par l'exercice physique. On appelle ce genre de test électrocardiogramme d'effort ou épreuve d'effort. Il repose sur le principe que les artères coronaires rétrécies peuvent transporter une quantité suffisante de sang oxygéné lorsque la personne est au repos, mais qu'elles ne pourront répondre aux besoins accrus en oxygène du cœur durant un exercice, créant des modifications qui peuvent être enregistrées par un électrocardiogramme.

#### 1.2.4. Excitation et système de conduction

Le cœur est composé essentiellement de trois(3) types de muscles : le myocarde atrial, le myocarde ventriculaire et les fibres spécialisés (eux-mêmes subdivisés en fibres d'excitation et de conduction). Les deux myocardes atrial et ventriculaire constituant la masse myocardique présentent chacun une forme similaire de contraction aux autres muscles du corps, mais avec une plus longue période de contraction. Les fibres d'excitation et de conduction ont des très faibles contractions, mais qui ont la rythmicité et la vitesse de conduction variable. Une fois une activation électrique a eu lieu, la contraction du muscle

suit. Une séquence ordonnée de l'activation du myocarde cadencé de manière régulière est essentielle pour le fonctionnement normal du cœur.

Le système d'excitation et de conduction du cœur, responsable du le contrôle régulier de la pompe cardiaque, est présentée à la Figure I.8. Elle se compose du nœud sino-auriculaire (nœud SA), voies inter-nodales et le faisceau de Bachmann, le nœud auriculo-ventriculaire (nœud AV), le faisceau de His, et les fibres de Purkinje.



**Figure I.8** : Le nœud sinusal et le système de conduction cardiaque

### I.3. Dérivation électrocardiographies [6]

Une dérivation électrocardiographie correspondant à la ligne de tension réunissant deux électrodes placées en deux points déterminés de la surface de corps et entre lesquelles sont enregistrées les différent de potentiel. En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du cœur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dériviatiions.

- 6 dériviatiions périphériques (I, II, III, AVR, AVL, AVF) l'explorent dans le plan frontal ;
- 6 dériviatiions précordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6) l'explorent dans le plan horizontal.

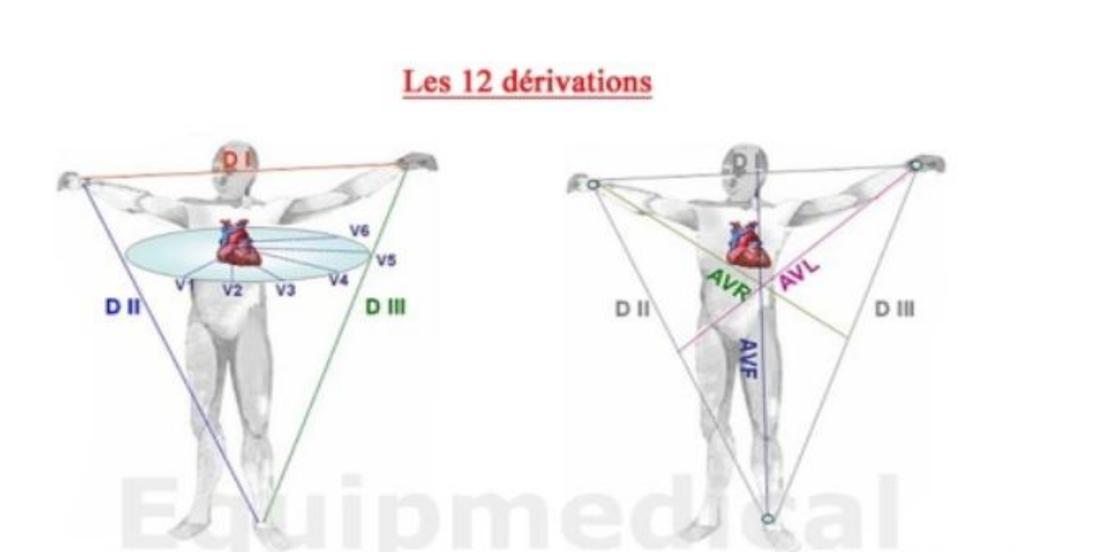


Figure 1.9 les 12 dériviatiions

#### I.3.1. Dériviatiions périphériques

Ces dériviatiions sont dites "périphériques " ou "éloignées " parce que les électrodes sont placées à distance de la surface péricardique. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques. Ces 4 électrodes permettent d'enregistrement dans le plan frontal 3 dériviatiions standard ou bipolaires (I, II, III) et 3 dériviatiions unipolaires des membres (AVR, AVL, AVF).

### I.3.1.a. Dérivations bipolaire d'Einthoven

Sont constituées d'électrodes actives qui enregistrent la différence de potentiel entre les 2 points où elles sont appliquées :

- I = connexion bras gauche-bras droit ;
- II = connexion bras droit-jambe gauche ;
- III = connexion bras gauche-jambe gauche.

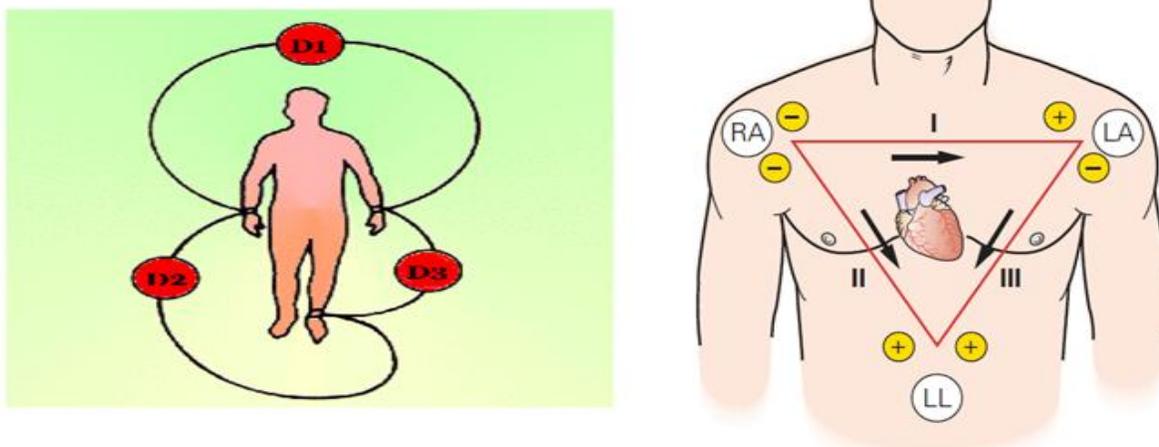


Figure 1.10 les dérivations bipolaires

Selon l'hypothèse de Einthoven, on admet arbitrairement que les lignes des dérivations I, II, et III délimitent un triangle équilatéral frontal dont le centre correspondant au centre de la masse cardiaque.

#### ❖ Hypothèses d'Einthoven

Le hollandais *Einthoven* (1860-1927), prix Nobel de physiologie et médecine en 1924, a émis les hypothèses suivantes :

- **première hypothèse** : l'activité électrique du cœur est *équivalente* à celle d'un dipôle dont la direction, l'orientation et le moment varient au cours de la systole mais dont l'origine reste fixe ;
- **deuxième hypothèse** : les membres sont de simples conducteurs linéaires. Dans ces conditions, on admet que les points R, L et F peuvent être considérés comme situés

respectivement à la racine des membres supérieurs et au pubis. Les points R, L et F constituent les sommets d'un triangle équilatéral (appelé triangle d'Einthoven). L'origine du dipôle est situé au centre de ce triangle (Figure 1-10) ;

- **troisième hypothèse** : le corps constitue un milieu de résistivité homogène.

### I.3.1.b. Dérivations Unipolaire de Cold Berg

Sont obtenus par l'enregistrement des différences de potentiel entre une électrode active ou exploratrice (bras gauche, bras droit, jambe gauche) et une électrode neutre qui reste à un potentiel pratiquement constant. Cette électrode neutre est obtenue par l'artifice du "Central terminal" de Wilson, c'est-à-dire en joignant la jambe gauche, et en connectant cet ensemble, à travers une résistance de 50000 ohms, au pôle négatif du galvanomètre.

L'électrode positive, exploratrice, enregistre des variations de potentiel à l'endroit où elle est placée sur le bras droit, le bras gauche ou la jambe gauche, l'électrode active enregistre le potentiel se chacun de ces membres.

La lettre V identifie une dérivation unipolaire et les lettres r, l et f les membres respectifs (right, left, foot). En déconnectant le central terminal du membre ou le potentiel est enregistré, l'amplitude qui est mesurée au niveau de ce membre est augmentée, d'où l'appellation "augmented uni polar leads" : aVR, aVL, aVF.

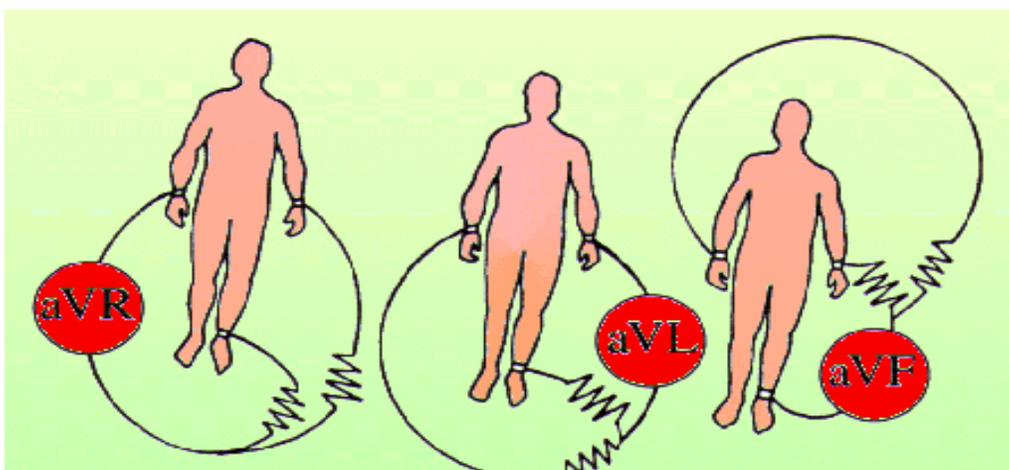


Figure 1.11 les dérivations unipolaires

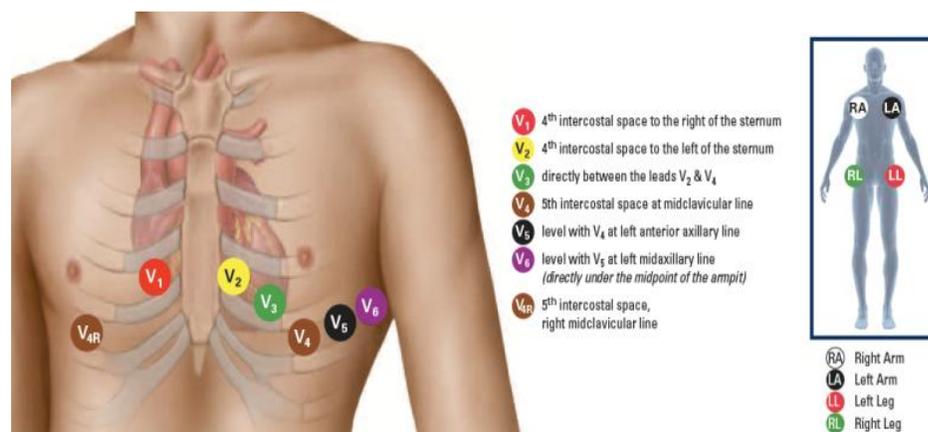


Figure 1.12 les dérivations précordiales

### I.3.2. Dérivations précordiales

Les dérivations précordiales sont des dérivations unipolaires thoraciques qui enregistrent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. Comme il s'agit des dérivations unipolaires, l'électrode exploratrice recueille d'importantes variations de potentiel alors que l'autre électrode est connectée au central terminal selon Wilson. Ce sont des dérivations "rapprochées" car l'électrode exploratrice est placée en divers points de l'aire précordiale, à faible distance de l'épicarpe, face aux parois du ventricule droit et gauche. Les électrodes exploratrices sont placées de façon immuable comme suit :

- V1 : 4<sup>iem</sup> espace intercostal au bord droit du sternum ;
- V2 : 4<sup>iem</sup> au bord gauche du sternum ;
- V3 : a mi-distance entre V2 et V3 ;
- V4 : 5<sup>iem</sup> espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire ;
- V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieur gauche ;
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne, gauche.

## II. Photoplethysmographie [7]

### Introduction

A travers les travaux de Fick et les développements d'analyse de spectrophotométrie grâce à l'interaction entre les indicateurs chimiques et la lumière qui nous a assisté à connaître la composition des solutions inconnues sous des considérations physiques, pour la détermination de la saturation en oxygène (comme l'absorbance de lumière dans le sang en tant qu'élément de base). Le taux d'oxygène dans le sang est un paramètre très important dans littérature clinique qui relie plusieurs informations sur l'ordonnement d'organisme humain (système cardiovasculaire et respiratoire).

### II.1. Rappel physiologique :

#### II.1.1. Structure d'une molécule d'hémoglobine

L'hémoglobine humaine est une protéine hétéro-tétramérique se présente comme une sphère d'un diamètre moyen 6 nm [8]. Ainsi l'hémoglobine est une hétéroprotéine pigmentée, tétramérique, constituée de quatre sous-unités polypeptidiques composée de deux protomères [9]. Chaque sous-unité est codée par neuf gènes différents [10]. Les corps chimiques dont la molécule est constituée de répétitions multiples d'un même ensemble d'atomes sont des polymères; L'unité structurale ainsi répétée est une protomère. [9]

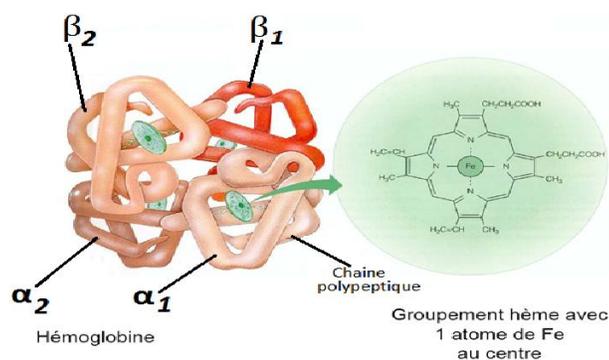
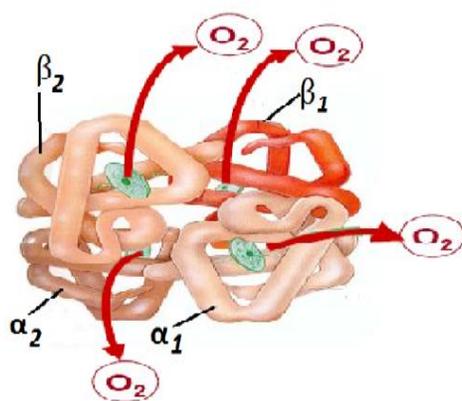


Figure1.13 : composition d'une molécule de l'hémoglobine.

Chaque protomère est composée de deux sous-unités, une sous-unité alpha et une sous-unité bêta associées chacune à un cofacteur lié : l'hème, lui-même formé d'une structure

aromatique et d'un atome de fer [9]. Chacun des 4 sites va fixer, de façon réversible, une molécule d'O<sub>2</sub> au niveau du fer de l'hème et former l'oxyhémoglobine qui prend alors, sur le plan colorimétrique une couleur rouge vif. La vitesse de transport de l'O<sub>2</sub>, en fonction de la pression de ce gaz, est de type allostérique, la liaison à l'hémoglobine dépend de la pression partielle d'O<sub>2</sub>, c'est à dire, dont la protéine varie dans sa conformation spatiale lorsqu'elle se lie à un effecteur, cette liaison se traduisant par une modification de l'activité. Ainsi, au niveau de l'hémoglobine, la fixation de la première molécule d'O<sub>2</sub> augmente l'affinité de la liaison de la seconde, la fixation de la seconde augmente l'affinité pour la troisième. La quatrième molécule d'O<sub>2</sub> se fixe 200fois plus vite que la première [11].



**Figure1.14** : schéma représentant la fixation d'O<sub>2</sub> par une molécule de l'hémoglobine

La coopération entre les potomètres confère à l'hémoglobine une grande affinité pour l'O<sub>2</sub> dans les poumons où il est abondant, et au contraire une faible affinité pour l'O<sub>2</sub> dans les tissus où il est transmis aux cellules.

L'hémoglobine a donc un comportement différent d'un organe à l'autre lorsque les pressions d'O<sub>2</sub> sont différentes. [9]

La diminution de l'affinité de l'hémoglobine pour l'oxygène dépend de plusieurs facteurs :

- Lorsque le pH diminue, l'hémoglobine fixe des protons ce qui inhibe la fixation de l'O<sub>2</sub>.
- Lorsque la PCO<sub>2</sub> augmente.

- Le 2-3 DPG (DiPhosphoGlycerate) est un ligand de l'hémoglobine dont la liaison est maximale à pH neutre. Lorsque le 2-3 DPG augmente, il favorise le passage de l'hémoglobine sous forme désoxygénée.

Ces propriétés chimiques sont essentielles puisqu'elles permettent une meilleure libération de l'O<sub>2</sub> dans les tissus.

## II.2. L'oxymétrie de pouls :

L'oxymétrie de pouls, également appelé le saturomètre ou sphygmo-oxymètre. Cette technique est très fréquemment utilisée en pratique hospitalière pour surveiller les patients [12]. L'oxymètre de pouls surveille également la fréquence cardiaque, ou l'impulsion en fait la mesure des pulsations du sang dans le tissu est essentielle pour son fonctionnement [13]. Autrement dit l'oxymètre de pouls est l'une modalité la plus importantes dans les doctrines clinique. Le concept se fonde donc sur deux principes, la spectrophotométrie d'absorption basée sur le rapport de densités optique et une courbe dérivée de Photopléthysmographie. La combinaison de ces deux techniques permet la mesure de l'oxymétrie et la détection de pouls [12].

### II.2.1. Spectrophotométrie d'absorption :

La spectrophotométrie, qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes. L'état de la molécule d'hémoglobine et ses caractéristiques d'absorption de la lumière seront modifiées, conduisant à des spectres d'absorption différents, et donc permettant de distinguer l'oxyhémoglobine de l'hémoglobine réduite. [9]

### II.2.2. Photopléthysmographie : [7].

La Photopléthysmographie (PPG) est une technique non-invasive qui mesure les variations de volume par rapport le sang par un procédé d'optique. Le PPG est souvent obtenu par l'utilisation d'un oxymètre de pouls qui mesure les changements d'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins. Permet consiste la mesure de variations de volume (poumons, cœur, artères périphériques...).

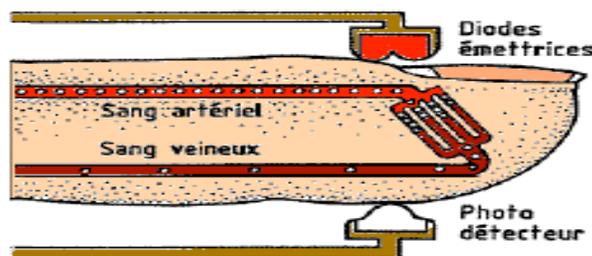
### II.2.3. Historique et l'état de l'art:

L'introduction des premiers analyseurs des gaz du sang à la fin des années 1950, il a révolutionné la pratique médicale rapidement. Jusqu'à récemment, la mesure de la saturation en oxygène du sang artériel nécessitait l'échantillonnage direct du sang artériel, qui, est difficile comme était invasive et potentiellement risquée. [9]

La technologie d'oxymétrie de pouls était disponible en 1930, mais a été limitée dans son utilisation, car il était lourd et encombrant. En 1935 *Karl Matthes* développa le premier appareil non pulsatile qui permit le monitoring continu et non invasif de la saturation en oxygène de l'hémoglobine artérielle. Inventé au début des années 1970 par un bio-ingénieur japonais, *Takuo Aoyagi*, il sera utilisé dès 1980 dans les salles d'opération américaines, puis son usage va s'étendre aux unités de soins intensifs. Aujourd'hui l'oxymétrie de pouls fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse portable et de surveiller en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision.

### II.3. Technique de mesure : [7]

L'oxymétrie de pouls est basée sur la variation relative de transmission de la lumière pendant un pouls artériel moins deux longueurs d'ondes différentes. Dans cette méthode, la variation fractionnelle dans le signal est uniquement due au sang artériel lui-même, et donc les complexes non pulsatiles très variable et ces caractéristiques optiques de tissus sont éliminées. Dans une configuration classique, la lumière à deux longueurs d'ondes différentes éclairant une face d'un index sera détecté de l'autre côté, après avoir traversé les tissus vasculaires intermédiaires (voir la figure 1.15).



**Figure 1.15:** configuration typique de l'oxymètre de pouls de détection sur un doigt. La lumière à deux longueurs d'onde différentes est émise par une source optique, de manière de la diffusion, dispersion à travers le doigt, et détectée sur le côté opposé par un photodétecteur.

La transmission de la lumière à chaque longueur d'onde est en fonction de l'épaisseur, la couleur, et la structure de la peau, le tissu, osseux, et le sang est un autre matériau à travers laquelle la lumière passe. L'absorbance de la lumière par un échantillon est définie par le logarithme négatif du rapport de l'intensité de la lumière en présence de l'échantillon ( $I$ ) à celle sans ( $I_0$ ) :  $A = -\log (I/I_0)$  .

Conformément à la loi de Beer-Lambert, l'absorbance d'un échantillon à une longueur d'onde donnée avec une absorptivité molaire ( $\epsilon$ ) est directement proportionnelle à la fois la concentration ( $c$ ) et longueur de trajet ( $L$ ) du matériau absorbant:  $A = \epsilon cl$ . (En réalité, le tissu biologique est très diffusion, et la loi de Beer-Lambert est seulement d'environ corriger). La lumière visible ou proche-infrarouge passant à travers d'un environ de centimètre de tissu (comme notre exemple, un doigt) sont coupées par une ou deux ordres de grandeur pour une caractéristique d'émetteur-détecteur de géométrie, correspondant à une densité optique effective ( $DO$ ) de 1 à 2 (l'intensité lumineuse détectée est diminué par un ordre de grandeur pour chaque unité de  $DO$ ). Bien que l'hémoglobine dans le sang soit la seule molécule la plus forte absorption, la plupart de l'atténuation totale est due à la diffusion de la lumière loin du détecteur par le tissu très hétérogène. Depuis le tissu humain contient du sang environ 7%, et puisque le sang contient normalement environ 14 g / dL d'hémoglobine, la concentration d'hémoglobine efficace dans les tissus est d'environ 1 g / dL (~ 150 pmol).



Figure 1.16 La forme de signal PPG.

### II.3.1. La loi physique de l'oxymètre de pouls :

Le concept de l'oxymètre de pouls est basé sur la loi de Beer-Lambert (également dénommée loi de Beer ou loi de Bouguer) qui stipule que la concentration d'un soluté dans un solvant inconnu peut être déterminée par l'absorption de la lumière. **Beer** (1729) et **Lambert** (1760) ont proposé d'observer l'atténuation d'un faisceau de la lumière afin de prédire la concentration d'un composé [15]. Cette loi exprime la relation de proportionnalité existant entre l'absorbance  $A$  et les trois paramètres qui sont :

L'absorptivité ( $\epsilon$  en  $Lmmol^{-1}cm^{-1}$ ) de l'analyte absorbant la lumière, l'épaisseur de la cellule de mesure ( $l$ ) et la concentration ( $c$  en  $mmol L^{-1}$ ) de l'analyte. L'équation (II.1) est la forme mathématique sous laquelle est habituellement présentée cette loi. [14]

$$A = \epsilon l c \quad (1.1)$$

Lorsqu'une radiation monochromatique traverse un milieu, une partie de son énergie peut être absorbée. La loi de Beer-Lambert donne l'intensité de lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement, et la figure ci-dessus représente l'allure de l'intensité avec laquelle une transmission dans une substance.

$$I = I_0 \cdot \exp(-\epsilon cl) \quad (1.2)$$

$$I = I_0 * e^{-\epsilon cl} \quad (1.3)$$

Chaque substance a un coefficient extinction (absorptivité) spécifique pour l'absorption de la lumière à une longueur d'onde spécifique.

De cette relation on déduit la transmittance :

$$T = \frac{I_0}{I} \quad (1.4)$$

Et l'absorbance :

$$A = -\log T = -\log \frac{I_0}{I} = \epsilon cl \quad (1.5)$$

L'absorbance est parfois considérée comme la densité optique d'un milieu.

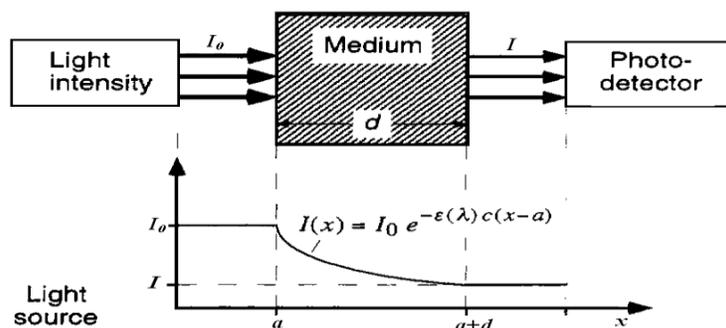


Figure1.17 : la loi de Beer-Lambert

L'intensité lumineuse diminue exponentiellement avec la distance dans le milieu absorbant. L'intensité de la lumière transmise  $I$  est déterminée par la loi de Beer. Elle reste constante après la sortie du milieu de longueur  $d$  du chemin optique. Elle peut être mesurée par un photodétecteur.

## Conclusion

L'exploration fonctionnelle de système cardiovasculaire mettant en jeu l'électrocardiogramme pour la caractérisation de l'activité électrique de myocarde, le photopléthysmogramme pour la caractérisation de l'activité respiratoire de myocarde.

L'ensemble d'information présenté sera d'une utilité primordiale pour réaliser notre projet à partir de moyens très modeste au niveau du laboratoire de l'université, ainsi qu'interpréter et valider les résultats atteints.

---

## Introduction :

Nous abordons dans ce chapitre quelques principes généraux qui permettent de mettre correctement en œuvre et mettre en évidence les capteurs, les amplificateurs, les filtres analogiques et les circuits auxiliaires de l'ECG et du PPG ;

### **Circuit de l'ECG :**

- ❖ Les électrodes.
- ❖ Circuit de protection contre les phénomènes électriques transitoires.
- ❖ Circuit amplificateur d'ECG.
  - Circuit préamplificateur.
  - Circuit amplificateur différentiel.
- ❖ Circuit du pied droit.
- ❖ Circuit de réglage ligne de base.
- ❖ Etude des filtres analogiques.

### **Circuit du PPG:**

- ❖ Le capteur du PPG.
- ❖ Monitoring de la photodiode autour d'un amplificateur opérationnelle.
- ❖ Adaptateur.
- ❖ Filtrage.
- ❖ Amplificateur gain réglable.

## I. Circuit de l'ECG :

### I.1. Capteur et électrode :

Pour assurer une interface appropriée entre les tissus vivants et un conducteur, un capteur spécifique est utilisé. (Un capteur est l'élément fonctionnel qui converti une forme d'énergie à l'autre). [7]

#### I.1.1. Les capteurs biomédicaux :

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique doit, pour être exploitée, se présenter sans la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées. [16]

#### I.1.2. Les électrodes :

Les êtres vivants sont communément le siège de phénomènes électriques intimement liés aux activités vitales, dont ils sont un des aspects les plus révélateurs. Ces phénomènes électro physiologiques sont mis en évidence à l'aide de capteurs (électrodes) appliqués en surface ou introduit dans la profondeur des tissus.

Ce sont des convertisseurs de courant ionique en courant électrique ou transformateurs de concentrations ioniques en courant électrique. Ce fonctionnement s'explique par les principes d'électrochimie qui énoncent que tout conducteur métallique **M** plongé dans une solution du même métal est le siège d'une réaction chimique qui s'équilibre pour un potentiel **E** entre l'électrode et la solution.

La chaine de mesure peut engendrer un courant qui traversera l'électrode et changera donc le potentiel de mesure. Ce courant dit de « polarisation » doit être minimisé afin d'assurer une mesure précise et la sécurité du patient.[16]

Les électrode peuvent être de deux types :

- électrode à ventouse (poire): réutilisable.
- électrode autocollante : usage unique. [17] , **Figure (II.1)**



Figure (II.1) Exemple de différentes électrodes d'ECG [18]

L'électrode Ag/Agcl qui répond à cette exigence est la plus utilisée. Les électrodes de surface sont de simples plaques métalliques reliées à la peau du patient (La résistance de la peau peut varier entre  $100\Omega$  et  $2\text{ M}\Omega$ ) par une pâte électrolytique (gél conducteur) **Figure (II.2)**. Pour réduire les artefacts du mouvement, une isolation mécanique a été collée à sa périphérie .[16]

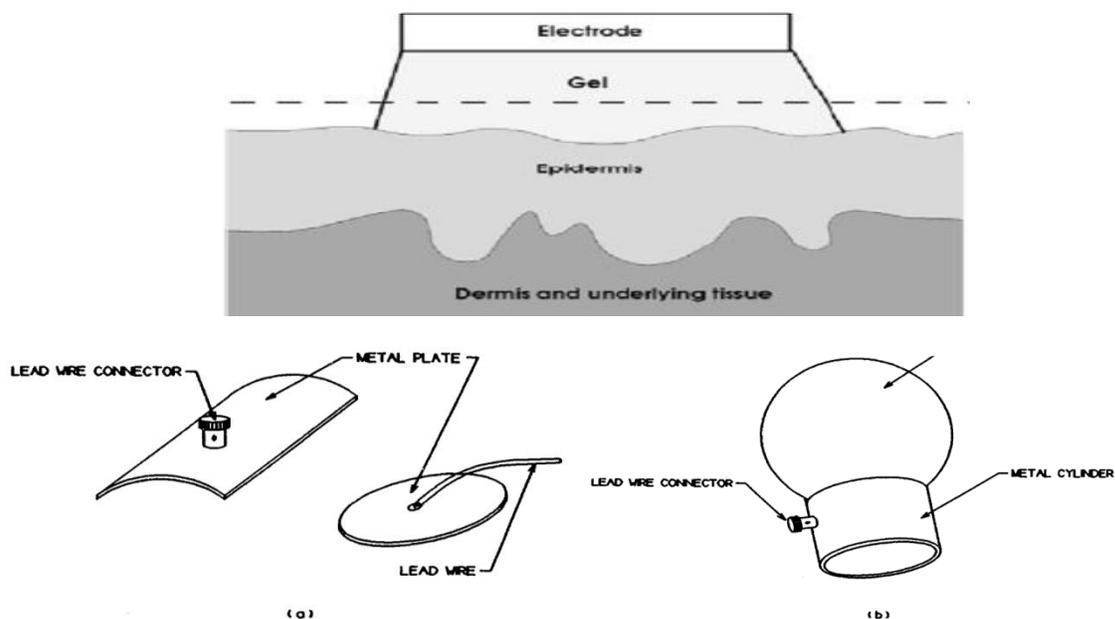


Figure (II.2) électrodes de surface.

si une électrode de chlorure d'argent (Ag/AgCl) est placée sur la peau, le chlorure et les ions d'argent peuvent imprégner la membrane. Ainsi une différence de potentiel peut être développée à travers l'épiderme. Par conséquent, pour empêcher cet événement, la peau d'un patient est préparée en le frottant avec un mélange abrasif pour éliminer la surface et pour arrêter un potentiel étant installé à travers la membrane semi-perméable. Ces électrodes présentent une bonne stabilité parce que leur potentiel dépend de la concentration de l'ion et de la température.

Par ailleurs, les électrodes sont sensibles au mouvement. Dans un état d'équilibre, les réactions électrochimiques créent une double couche de charges qui pourraient être une source d'artefact de mouvement lors de tout mouvement possible (par exemple les mouvements du patient).

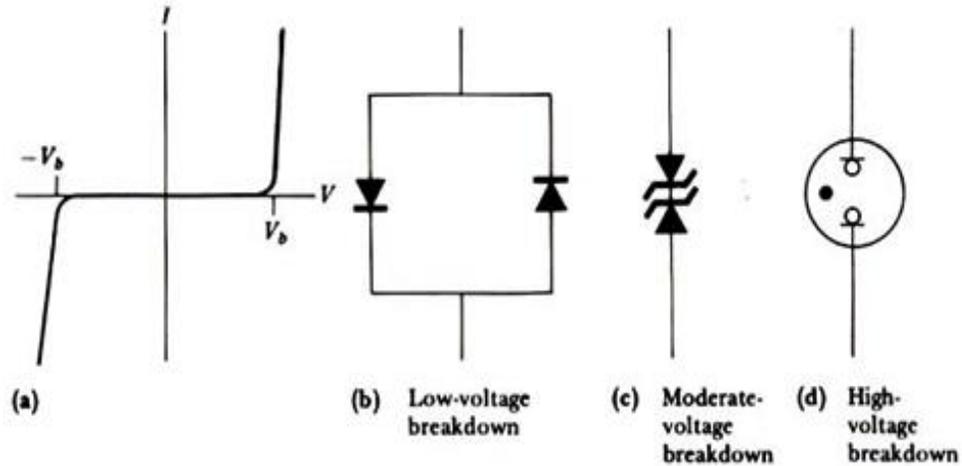
Pour réduire l'effet de ces artefacts, on doit veiller à ce que les électrodes sont correctement fixées. Pour cela, l'électrode est conçue pour mettre à jour un contact même plat sous lequel aucun mouvement n'aura lieu.[7]

## I.2. Circuit de Protection contre les phénomènes électriques transitoires :

La surveillance du signal ECG est nécessaire, si le patient a besoin d'une stimulation par application d'un défibrillateur, pendant une chirurgie par instrumentation électro chirurgicale ou pendant la mesure de l'activité électrique du cœur car le mouvement de l'électrode peut engendrer des pics transitoires. Ces cas présentent également un risque pour l'amplificateur d'instrumentation. [19]

Les amplificateurs d'instrumentation doivent être protégés contre de sérieux dommages par l'utilisation d'un moyen de limitation contre les phénomènes transitoires. [20]

Les dispositifs utilisés pour la protection de ceux-ci sont des diodes, des diodes Zener, et des tubes à décharge gazeuse (comme indiqué dans la **Figure (II.3)** ).

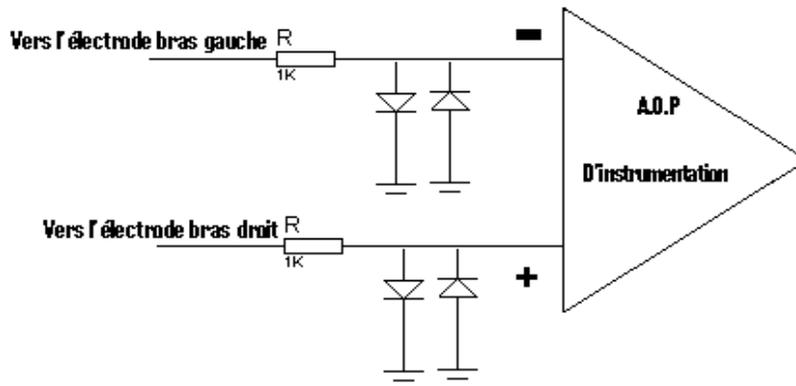


**Figure(II.3)** : (a) les paramètres courant –tension, (b) les diodes de redressement, (c) les diodes zener, et (d) tube à décharge gazeuse.

Les diodes de silicium en parallèles limitent la tension approximativement à 600 mV. Le passage de non conducteur à la conduite n'est pas très pointu, et la déformation du signal commence à environ 300 mV qui peut être dans la marge des tensions d'entrée selon les électrodes utilisées. La tension de claquage peut être augmentée en branchant plusieurs diodes en série.

La tension de claquage de deux diodes Zéner en opposition est modérée , la tension de claquage en directe est 0.6V , en polarisation inverse elle peut atteindre 2 à 20V. [21]

La tension de claquage tube à décharge gazeuse est élevée .Ce composant apparait comme ouvert jusqu'à ce qu'il atteigne sa tension de claquage qui est de l'ordre de 50 à 90V . [21] Le circuit de la **figure (II.4)** montre la façon avec la quelle l'amplificateur ECG est protégé.



**Figure(II.4)** : Circuit de protection contre les phénomènes transitoire par les diodes de redressement.

### I.3. L'amplificateur des bio signaux (ECG) :

Le bio potentiel s'étendant typiquement entre  $1\mu\text{V}$  et quelques mV. Si l'on souhaite travailler avec une bonne précision, il est nécessaire de les amplifier. Mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier côtoie bien souvent une tension parasite (souvent du même ordre de grandeur que le signal utile) ainsi qu'une tension de mode commun due au conditionneur associé au capteur (cas d'un pont de Wheatstone).

Il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tout les interférences pour ne garder que le signal informatif issu de capteur. Comme nous avons dit sur la notion des dérivations et l'enregistrement du signal ECG, On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation. [22]

#### I.3.1. Définition de la tension de mode commun :

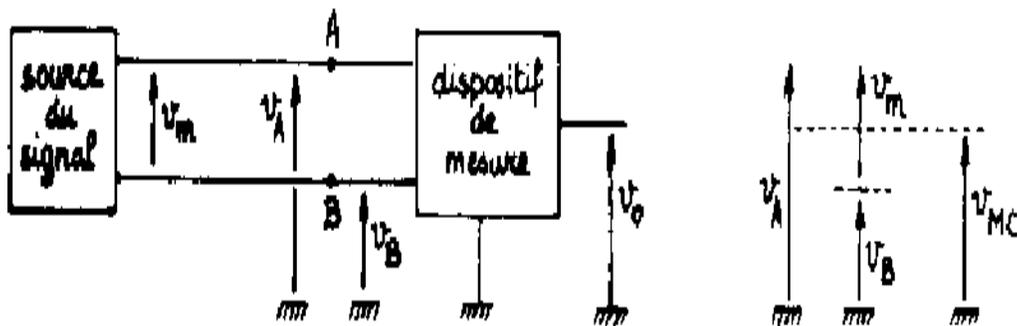
La tension de mesure ( $V_m$ ) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux conducteurs (a et b) :  $V_m = V_a - V_b$ .

On définit la tension de mode commun  $V_{mc}$  comme étant la tension commune à  $V_a$  et  $V_b$  et qui ne contient pas d'information. Ainsi en posant :

$$V_{mc} = \frac{V_a + V_b}{2}$$

on obtient ainsi les tensions :

$$V_a = V_{mc} + \frac{V_m}{2} \text{ Et } V_b = V_{mc} - \frac{V_m}{2}$$



Figure(II.5) : représentation des tensions issues d'un capteur

La tension  $V_{mc}$  est commune à  $V_a$  et  $V_b$ . Elle peut être très supérieure à  $V_m$ . Faire une mesure de bonne précision revient à éliminer ou rejeter cette tension de mode commun de manière à extraire la tension  $V_m$  (tension différentielle de mesure) tout en étant indépendant de  $V_{mc}$  (tension de mode commun). Cette tension de mode commun  $V_{mc}$  peut avoir plusieurs origines l'alimentation, tension de mode commun de masse (transmission unifilaire), et tension de mode commun de perturbations (transmission bifilaire) . [22]

### I.3.2. l'amplificateur d'instrumentation :

L'amplificateur d'instrumentation adapte le signal utile (ECG) à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise. Son rôle est de fournir en sortie, une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée. L'amplificateur d'instrumentation présente un grand gain en tension, un fort taux de réjection mode commun, de faibles décalages d'entrée, un faible dérive en température et une forte impédance d'entrée. Pour que l'amplification soit correcte, Il doit réaliser la fonction :

$$V_s = G_d(V^+ - V^-)[14]$$

il y a des caractéristiques techniques de l'amplificateur d'instrumentation car la qualité du signal électro physiologique (ECG) lie à ces caractéristiques :

#### a. L'impédance d'entrée :

Puisque nous avons des déséquilibres d'impédance de source physiologique, principalement provoqués par des électrodes, l'impédance d'entrée de l'amplificateur devrait être infinie pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contact (électrode et peau) et éviter la chute de tension. [19]

#### b. Gain réglable :

Une condition finale pour les amplificateurs d'instrumentation est le besoin d'étalonnage. Puisque l'amplitude du bio potentiel a besoin d'amplification, et de réglage pour pouvoir

augmenter le gain en cas d'un signal très faible et pour d'améliorera le taux de rejection de mode commun. [19]

### c. L'impédance de sortie :

L'impédance de sortie  $Z_s$  est très faible (quelques  $10^{-2} \Omega$ ) pour permettre d'attaquer sans problème des modules situés en aval. (Amplificateur de pied droit ...). [23]

### d. Rapport de réjection mode commun (CMRR) :

Les interférences créent une tension en mode commun qui peut être éliminé si le taux de rejection en mode commun (CMRR) de l'amplificateur est élevé. Le CMRR est l'une des caractéristiques les plus importants d'un amplificateur d'instrumentation. [19]

Il caractérise le rapport entre l'amplification différentielle et l'amplification du mode commun d'un amplificateur différentiel :

$$\text{CMRR} = \frac{A_d}{A_{mc}} \quad \text{et} \quad V_s = A_d(V^+ - V^-) + A_{mc}\left(\frac{V^+ + V^-}{2}\right)$$

On définit le TRMC (en dB) par l'expression :

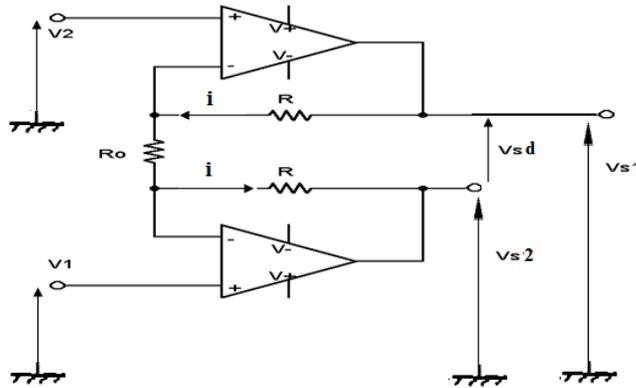
$$\tau_{dB} = 20 \log\left(\frac{A_d}{A_{mc}}\right)$$

Une valeur très élevée de CMRR indique un gain différentiel  $A_d$  élevé et un gain en mode commun  $A_{mc}$  faible.

## I.3.2.1. Les étages de l'amplificateur d'instrumentation :

### I.3.2.1.a. Premier étage (préamplificateur) :

Le préamplificateur représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour la qualité de notre signal ECG [19]. Avec une impédance d'entrée très importantes (infinis). (Voir la **Figure(II.6)**)



Figure(II.6) : montage de préamplificateur.

Nous avons :(on considère les Ampli-Op est idéal)

$$V_2 - V_1 = R_0 i$$

$$V_{sd} = (2R + R_0) i$$

$$V_{sd} = (V_2 - V_1) \frac{2R + R_0}{R_0}$$

La tension de mode commun à l'entrée du montage est :

$$V_{mce} = \frac{V_1 + V_2}{2}$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut :

$$V_{mcs} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2}$$

On peut calculer les valeurs de  $V_{s1}$  et  $V_{s2}$  facilement :

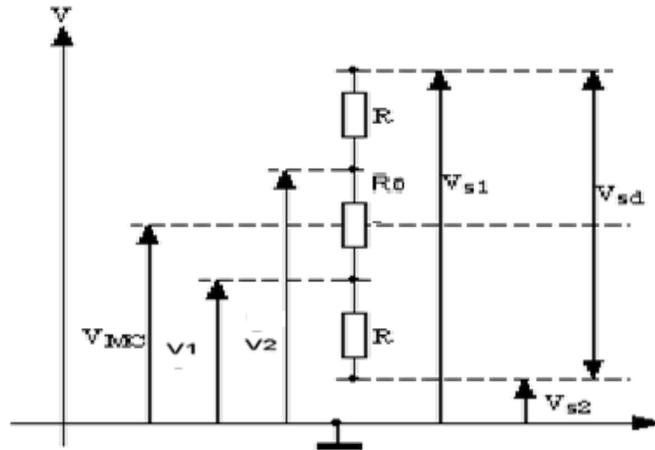
$$V_{s1} = V_2 + Ri$$

$$V_{s2} = V_1 - Ri$$

On peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie  $V_{mcs}$ :

$$V_{mcs} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2} = \frac{V_1 + V_2}{2} = V_{mce}$$

Pour mieux voir le phénomène, on peut aussi raisonner sur une échelle des potentiels croissants.

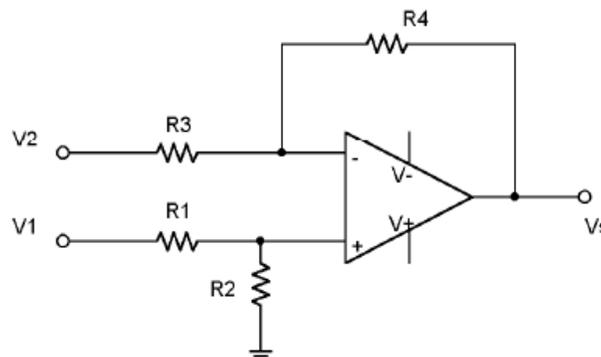


Figure(II.7) : échelle de potentiel.

Sur ce graphique, il apparaît donc clairement que le potentiel de mode commun est le même à l'entrée et à la sortie du montage. En fait, il faut remarquer que si la tension de mode commun n'a pas bougé, la tension différentielle (le signal utile ECG) a été amplifiée du facteur  $(2R+R_0)/R_0$ , qui peut être très élevé [22]. Pour rendre ce montage utilisable, il va falloir se débarrasser du mode commun, et référencer le signal de sortie  $V_{sd}$  à la masse. On va le faire très simplement en ajoutant un montage différentiel classique en sortie du premier étage. [22]

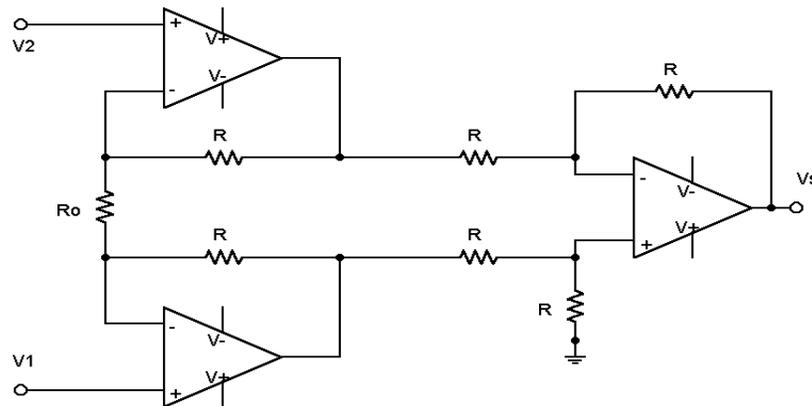
### I.3.2.1.b. Deuxième étage :

La bipotentialité désirée apparaît comme tension entre les deux bornes entrées de l'amplificateur différentiel et désigné sous le nom de signal différentiel. La tâche principale de l'amplificateur différentiel est de rejeter la tension de mode commun créé par les interférences [19]. Le montage est représenté ci-dessous :



Figure(II.8) : montage de l'amplificateur de différence.

### I.3.2.2. Les performances du montage complet :



Figure(II.9) : montage de l'amplificateur d'instrumentation à trois étages.

#### I.3.2.2.1. Impédance d'entrée:

L'électrode voit deux entrées d'amplificateurs opérationnels (qui seront de préférence appariés : on choisira un boîtier contenant deux ou quatre amplificateurs), soit une impédance élevée et constante. Le deuxième est attaquée par les sorties des amplis du premier étage, qui sont très faibles ( $<1\Omega$ ) : même si les impédances des deux entrées sont faibles et de valeurs différentes, cela n'aura pas d'incidence sur le résultat. Du point de vue l'impédance d'entrée de notre montage (Elle est ici infinie. C'est la principale amélioration vis à vis du montage de préamplificateur) [22].

#### I.3.2.2.2. Gain en tension. Ajustage :

Si le gain en tension du deuxième étage est égale 1 (le cas désiré). Le gain du montage global :

$$V_s = (V_2 - V_1) \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right)$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance ( $R_0$ ). Ce circuit est réalisé de manière intégré permettant ainsi une très grande précision sur les résistances  $R$  ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

Le gain est réglé par l'intermédiaire de la résistance  $R_0$  qui peut venir se connecter aux bornes du C.I. ou bien être intégrée.

On remarquera que le premier étage de l'A.I. ne génère pas d'erreur de mode commun de par sa symétrie. Si  $V_1=V_2=V$ , on retrouve  $V$  en entrée de l'amplificateur de différence. [22]

### I.3.2.2.3. Le taux de rejection de mode commun :

Nous avons vu que le premier étage laissait intacte la tension de mode commun. La tension de sortie devient :

$$V_s = \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right) (V_2 - V_1) + \frac{1}{\tau_{A.op}} \left(\frac{V_1 + V_2}{2}\right)$$

Cette fois le taux de réjection de l'A.I. est amélioré vis à vis du TRMC de l'A.Op :

$$\tau_{AI} = \tau_{A.op} \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right)$$

Cela permet d'obtenir des taux de réjection de mode commun supérieurs à 100dB.

En pratique, dans un tel montage, le premier étage donnera tout le gain, et le deuxième étage aura un gain unité. Le TRMC global aura alors une valeur élevée, d'autant plus que lorsque ce schéma sera intégré sur une puce de silicium, un ajustage par laser des résistances de l'étage de sortie lui donnera un bon TRMC [22].

## I.4. Circuit de l'électrode de pied droit :

Le patient n'est pas en contact direct avec la terre. A la place l'électrode du pied droit est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire. La tension en mode commun sur le corps est détectée par les deux résistances  $R_3$ , inversée, amplifiée puis propagée vers le pied droit. Cette tension négative de contre réaction conduit le voltage de mode commun à une valeur inférieure. Le courant  $I_{db}$  de déplacement du corps circule non pas vers la terre mais vers la sortie de l'op amp. Ceci réduit le pick up de l'amplificateur de l'ECG et effectivement relie le patient à la terre : Le circuit délivre aussi une protection électrique au patient.

En effet si une tension anormale apparaît entre le patient et la terre due à des courants de fuite ou d'autres sources, l'ampli auxiliaire se sature. ceci effectivement isole le patient de la terre compte tenu que l'ampli ne commande plus le pied droit. A ce moment les

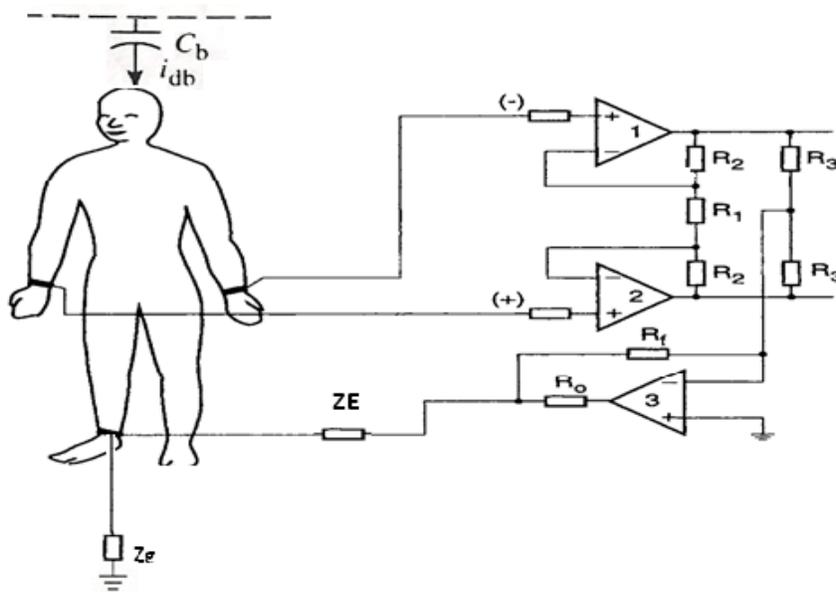
résistances  $R_f$  et  $R_o$  (dizaines de Mohms) sont entre le patient et la terre et limitent le courant. [21]

Aussi permet de réduire l'erreur  $\frac{e_c}{TRMC}$  dû taux de rejection de mode commun :

$$e_s = A_d e_d + A_c e_c$$

$$e_s = A_d \left( e_d + \frac{e_c}{A_d} \right)$$

$$e_s = A_d \left( e_d + \frac{e_c}{TRMC} \right)$$



Figure(II.10) : Circuit de Piloter-droit-patte réduisant l'interférence de mode commun.

Selon la figure :

La relation suivante en appliquant le théorème de Millman :  $e_c = \frac{\frac{0}{Z_g} - \frac{A_p e_c}{Z_E} + i_d}{\frac{1}{Z_g} + \frac{1}{Z_E}}$

On néglige  $Z_E$  devant  $Z_g$  :  $\frac{e_c}{Z_g} (1 + A_p) = i_d \Rightarrow e_c = \frac{i_d \times Z_E}{1 + A_p} = \frac{i_d \times Z_E}{A_p}$

Nous remarquons que :

- En absence d'électrode  $Z_E = \infty$ .

$$e_c = Z_g \times i_d.$$

- Quand l'électrode est la masse ( $Z_g \gg Z_E$ ) et  $A_p = 0$ .

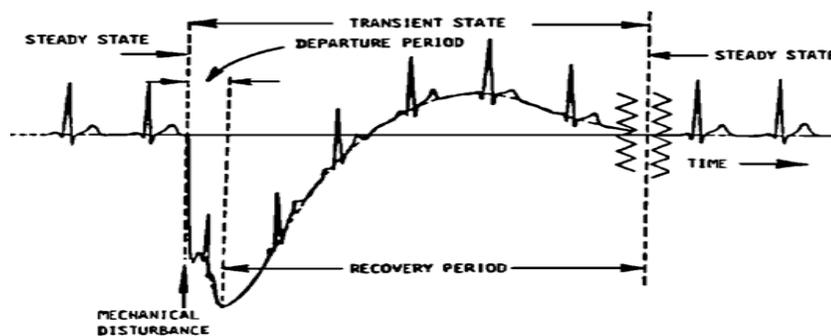
$$e_c = Z_E \times i_d.$$

- En présence du circuit du pied droit, la tension  $e_c$  diminue considérablement.

$$e_c = \frac{Z_E \times i_d}{A_p} . [7]$$

### I.5. Circuit de réglage ligne de base :

Généralement la ligne de base de l'ECG est perturbée par les basses fréquences créés à travers les sources d'influence suivantes et la réponse de l'ECG n'est pas horizontale comme l'indique la **Figure(II.11)** .



**Figure(II.11)** : l'influence de la basse fréquence sur l'allure de l'ECG.

Aussi la structure interne d'un amplificateur opérationnel réel n'est pas parfaitement symétrique. L'amplificateur ECG est perturbé essentiellement par leurs tensions de décalage EOS. Pour ces raisons le Circuit de réglage ligne de base est utilisé Pour ajuster le signal de ECG à la ligne de base, c'est-à-dire mettre le signal à la ligne de zéro.

### I.6. Etude théorique de filtres analogiques :

Un filtre est un quadripôle linéaire (2 bornes d'entrées, et 2 bornes de sorties), qui ne laisse passer que les signaux compris dans un domaine de fréquence limité, appelé la bande passante du filtre. En sortie du capteur, on observe toujours des signaux aléatoires d'origines externes ou internes au capteur qui se superposent à la mesure. On dit qu'elles sont d'origine externe lorsqu'il a une origine artificielle, il est alors capté, soit directement (par exemple rayonnement parasite dans la bande de détecteur) soit indirectement par l'ensemble du circuit électrique (effet d'antenne). [16]

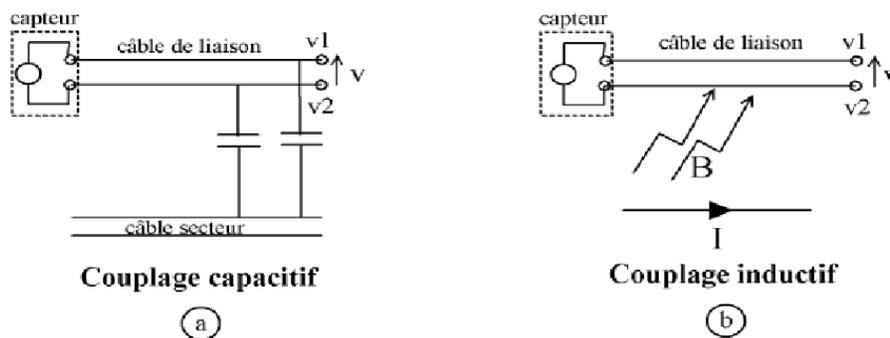
### I.6.1. Source du bruit :

Le capteur, de par sa composition physique, soumis non seulement à une mesurande mais également autres grandeurs physiques qui l'entoure présente à sa sortie une grandeur électrique qui est fonction :

- d'une part du mesurande.
- d'autre part des autres grandeurs dites parasites dont le capteur peut être sensible.

En milieu industriel c'est à dire dans un milieu parasité par des bruits électromagnétiques, une tension différente de celle délivrée par le capteur vient se superposer à celle délivrée par le capteur. La tension qui se superpose peut avoir plusieurs origines :

- Quand les câbles de liaison entre le capteur et l'amplificateur sont placés à proximité d'un fil secteur un couplage capacitif génère cette tension supplémentaire Figure **Figure(II.12).a**,
- quand le câble de liaison est sujet à des parasites d'origine magnétique Figure **Figure(II.12).b. [24]**



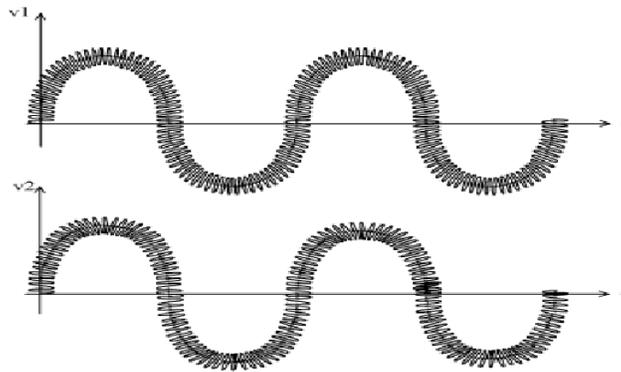
**Figure(II.12)** origine de la tension de mode commun.

Sur les deux bornes de sortie du capteur à l'extrémité droite du câble de liaison, on retrouve la tension délivrée par le capteur qui est superposée à une tension commune aux deux sorties. Cette tension commune est appelée la tension de mode commun.

Son amplitude peut être plus importante que celle délivrée par le capteur.

La **Figure(II.13)** représente les deux tensions en sortie du câble de liaison dans un cas où la tension délivrée par le capteur est très perturbée. L'enveloppe à basse fréquence représente le signal du secteur qui apparaît par couplage capacitif. Cette tension est commune aux deux sorties  $v1$  et  $v2$  et on la qualifie de tension de mode commun. La

tension d'amplitude (plus faible dans notre cas) et de fréquence plus élevée est la tension de mode différentielle. Les deux ondes  $v_1$  et  $v_2$  ne sont pas identiques : les deux tensions de mode différentielle apparaissent en opposition de phase l'une par rapport à l'autre. [24]

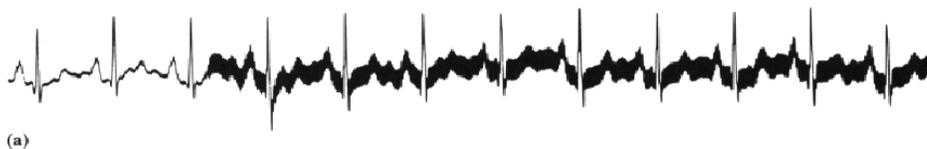


Figure(II.13) tension en sortie du câble de liaison

Un amplificateur d'instrumentation est caractérisé par le taux de réjection du mode commun **TRMC** qui qualifie l'amplification du mode différentiel par rapport au mode commun (il est expliqué en partie précédent) .

### I.6.2. Problématiques des capteurs électro physiologiques :

L'énergie véhiculée par les signaux électro physiologiques est extrêmement faible d'où une sensibilité importante par rapport aux énergies rayonnées par l'environnement. Cela peut se caractériser par un bruit aléatoire qui se superpose au signal utile et altère ainsi l'information initiale. Pour apprécier le niveau de contamination du signal par ce bruit, on peut évaluer le rapport signal sur bruit défini comme le quotient de la puissance du signal utile sur la puissance des bruits parasites. Ce rapport est généralement exprimé en décibel. Les sources principales d'interférences proviennent du réseau de distribution électrique et des rayonnements électromagnétiques environnant.[24]



Figure(II.14) Exemple d'interférences 50Hz sur un tracé électrocardiographique.

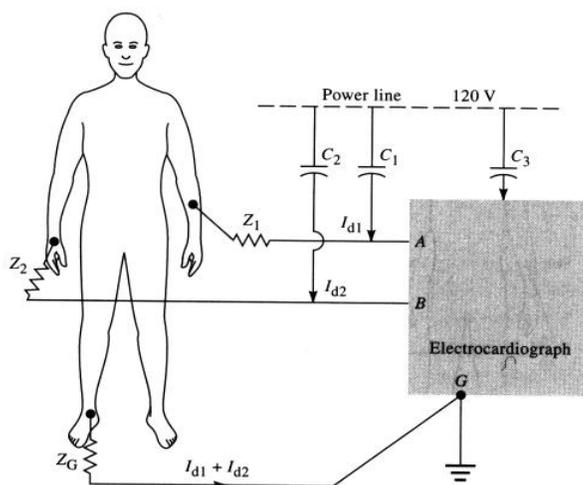
Une autre source d'interférences est celle d'origine électromyographique. La **Figure(II.15)** montre que des mouvements du patient peuvent altérer le signal d'où une difficulté dans les cas d'examens ou les sujets ne restent pas immobiles (jeunes enfants). [24]



**Figure(II.15)** Interférences d'origine électromyographique

### I.6.2.1. Influence du réseau sur le cordon ECG :

La chaîne de mesure d'un ECG peut donc être schématisée de la façon suivante :



**Figure(II.16)** La chaîne de mesure d'un ECG

- Les capacités  $C_1$ ,  $C_2$  sont des capacités parasites de couplage entre le point chaud du réseau électrique (phase), et les cordons de l'ECG.
- Les courants  $I_{d1}$ ,  $I_{d2}$  ne peuvent circuler dans l'ECG à cause de sa très haute impédance d'entrée, mais sont dérivés à la terre à travers le patient.
- $Z_1$ ,  $Z_2$  et  $Z_G$  représentent les impédances peau électrodes plusieurs dizaines de kW, variable dans le temps. L'influence du réseau électrique sur le cordon ECG provoque un bruit non négligeable. Cette tension peut être minimisée par un blindage

efficace du cordon ECG et par une dispersion des impédances peau électrode la plus faible possible. [24]

### I.6.2.2. Influence électromagnétique :

De multiples sources d'interférences autres que le réseau de distribution peut aussi perturber les signaux électro physiologiques (ECG, EEG, etc.), En effet la présence de champs électromagnétiques due à la proximité d'émetteurs (par exemple réseau téléphonique ), peuvent induire des courants dans le patient, et les cordons.

Des découplages capacitifs adéquats (environ  $C=200\text{pF}$ ), sur les circuits d'entrées peuvent minimiser les effets de ces interférences. [24]

### I.6.2.3. Influence du mouvement :

Les mouvements du patient sont le produit d'une activité musculaire ayant pour origine une excitation électrique qui interfère avec le signal électro physiologique. Ces mouvements peuvent aussi provoquer des variations d'impédance peau électrode. Tout cela se traduit par des artefacts d'amplitude et de fréquence variable qui altèrent le signal. Un nettoyage abrasif de la peau avant application du gel et de l'électrode permet de réduire ces artefacts.

L'étude du cas de l'ECG démontre que le bruit induit par couplage capacitif et électromagnétique ainsi que les problèmes d'artefacts de mouvements constituent les principales sources de perturbations dans la mesure fiable des signaux électro physiologiques. Dans notre cas plusieurs fonctions permettent d'améliorer le rapport S/B par exemple:

- Filtrage du signal détecté (*filtre rejecteur 50 Hertz, filtre passe bas, passe haut*), sachant que cela entraîne une perte d'information.
- Utilisation d'amplificateur différentiel de haute qualité ( $\text{RRMC} > 100\text{dB}$ ).
- Utilisation de blindage efficace (*câble haute qualité à blindage multiple*). [24]

Le filtre analogique limite la bande passante du capteur et évite ainsi la détérioration du rapport signal à bruit. [16]

Le filtrage s'applique à des signaux représentés sous forme analogique (*filtres analogiques*),

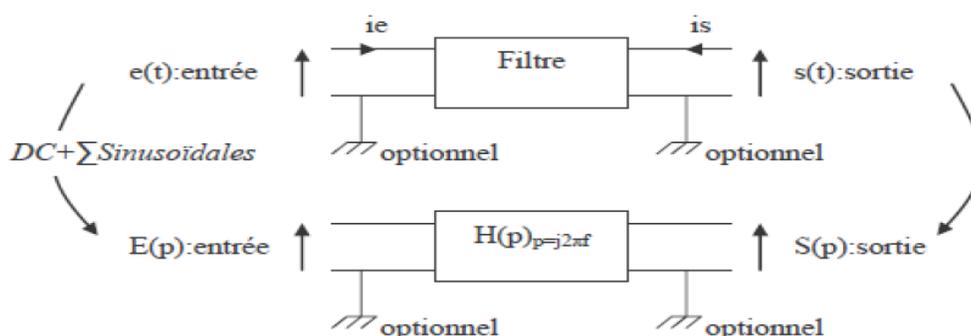
ou sous forme numérique après échantillonnage du signal (*filtres numériques*). [16]

### I.6.3. Notion de filtrage (Rappel) :

Filtrer un signal, c'est lui faire traverser un ensemble de dispositif électroniques, pour:

- modifier son spectre de fréquence
- modifier sa phase
- extraire une partie de l'information liée au signal
  - éliminer des fréquences parasites [25]

Un filtre est un quadripôle qui modifie (ou filtre) certaines parties d'un signal d'entrée dans le domaine temps et dans le domaine fréquence (**Figure(II.19)**).



Figure(II.17) Notion de filtrage

### I.6.4. Différents types de filtres :

Un **filtre passif linéaire** n'est constitué que de dipôles passifs linéaires, comme la résistance, la bobine et le condensateur.

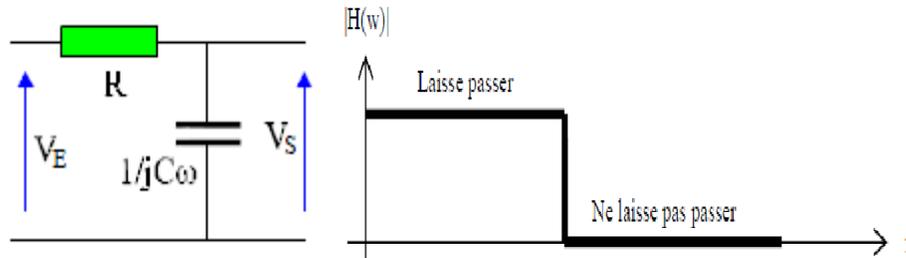
Un **filtre actif linéaire** est constitué de dipôles passifs linéaires, et de composants actifs linéaires : transistors, amplificateurs opérationnels. Ils nécessitent donc une source d'énergie pour fonctionner.

Il existe d'autres types de filtres : à capacités commutées, quartz, filtres numériques ...

On distingue cinq types de filtres :

- filtre passe-bas
- filtre passe-haut
- filtre passe-bande
- filtre rejecteur (filtre rejecteur 50 Hertz)
- filtre déphaseur pur (Un filtre passe tout). [16]

### I.6.4.1. Filtrés passe-bas :



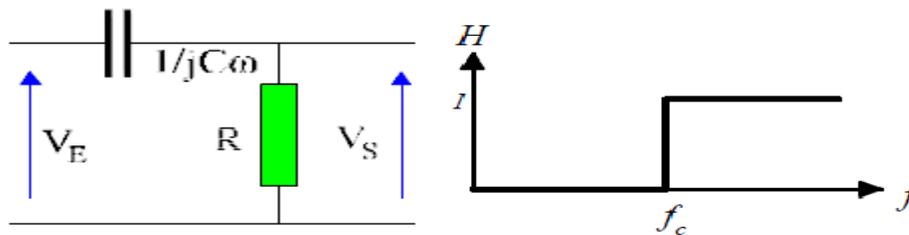
Figure(II.18) circuit et réponse de filtre passe bas idéal.

Pour le circuit non chargé, la résistance et le condensateur se comportent comme un diviseur de tension idéal et La fonction de transfert devient:

$$\frac{V_S}{V_E} = \mathbf{H(j\omega)} = \frac{1}{1+jRC\omega} = \frac{1}{1+j(\omega/\omega_c)} , \text{ avec } \omega_c = \frac{1}{RC}$$

On retrouve rapidement ce résultat en remarquant que pour une fréquence nulle le condensateur a une impédance infinie : le gain vaut 1. Pour une fréquence infinie, son impédance est nulle : le gain vaut 0. [26]

### I.6.4.2. Filtrés passe-haut :



Figure(II.19) circuit et réponse de filtre passe haut idéal.

Pour le circuit non chargé, on a un Fonction de transfert :

$$\frac{V_S}{V_E} = \mathbf{H(j\omega)} = \frac{jRC\omega}{1+jRC\omega} = \frac{j(\omega/\omega_c)}{1+j(\omega/\omega_c)} , \text{ avec } \omega_c = \frac{1}{RC}$$

On obtient cette fois un filtre qui atténue les basses fréquences. A fréquence nulle l'impédance du condensateur est infinie : le gain est nul. Il est égal à 1 pour une fréquence infinie. [26]

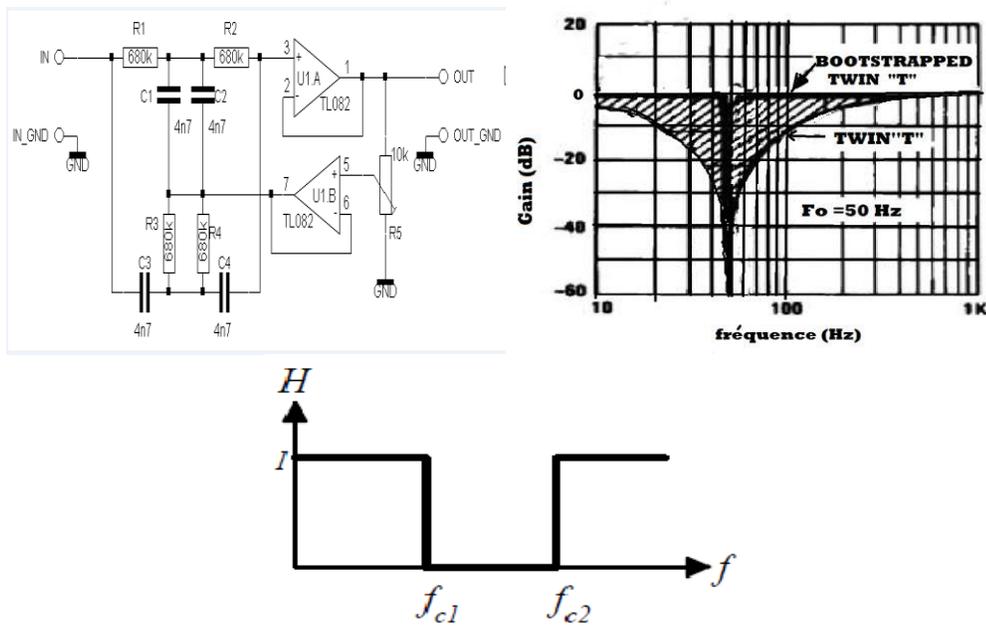
**I.6.4.3. Filtre rejeteur actif (éliminateur) de fréquence :**

On appelle filtre réjeteur de fréquence (ou coupe-bande) un montage ayant pour rôle de laisser passer certaines fréquences et d'empêcher le passage des autres. C'est-à-dire Laisse passer les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure inférieure  $f_{c1}$  ainsi que les fréquences entre la fréquence de coupure supérieure  $f_{c2}$  et la fréquence infinie. La bande de fréquences atténuées ou "coupées" se situe donc entre  $f_{c1}$  et  $f_{c2}$ . Il est très utilisé pour supprimer le signal parasite du secteur (50Hz). Le montage suivant qui utilise un amplificateur opérationnel idéal réalise un tel filtre. La tension d'entrée  $V_e$  est sinusoïdale :

$$V_e = V_m \sin(\omega t)$$

C'est un filtre de rejeteur du 50 Hz actif afin de pouvoir régler le gabarit suivant ce que nous souhaitons et ainsi avoir une atténuation de l'ordre de 40dB pour atténuer aux maximums l'effet de fréquence du secteur. Pour cela, nous établissons le gabarit du filtre, ci-dessous (Figure), afin de mieux visualiser nos attentes. Le filtre n'a pas de gain et le fait de vouloir une pente de -40dB, il dirige vers un filtre éjectif de fréquence de coupure

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 49,80 \text{ Hz} \approx 50 \text{ Hz. [5]}$$



**Figure(II.20):** Circuit de filtre rejeteur TWIN "T" et son réponse.

## II. Circuit du PPG :

### II.1. Capteur du PPG :

C'est un capteur optique qui est défini comme un dispositif capable de détecter l'intensité lumineuse ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. La mesure (grandeur de sortie) des capteurs optiques est généralement un courant. C'est à partir des variations de ce courant en fonction de différents paramètres que l'on définit les performances du capteur. Le signal est amplifié pour être exploité par la partie commande [16].

#### II.1.1. les diodes électroluminescentes :

Le LED est un semi-conducteur optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse comparée à d'autres méthodes d'émission légère telles que la cathode, la température, et la photoluminescence. L'électroluminescence se produit par l'injection et la recombinaison des porteurs de minorité dans la jonction de polarisation directe (jonction P-N). La plupart des LED sont faites à partir des matériaux les plus communs comme le phosphure d'arséniure de gallium (GaAsP), phosphure de gallium (GaP), et l'arséniure de gallium (GaAs). Les LED à base de GaAsP et GaP émettent la lumière dans le spectre du visible (approximativement 380 à 780 nanomètre), alors que la GaAs est employée dans l'infrarouge. Un autre matériel qui n'est pas utilisé généralement et qui peut produire de la lumière dans le spectre visible et IR c'est l'arséniure d'aluminium de gallium, GaAlAs. Quand un électron gagne assez d'énergie pour croiser le domaine d'énergie interdit  $E_g$ , il entre dans la bande de conduction. Quand un électron dans cette bande de conduction revient à un état bas de la bande de valence, l'électron libère de l'énergie sous forme de photon de lumière. [27]

#### II.1.2. Les photodiodes

Les photodiodes sont des diodes au silicium qui exploitent l'effet photoélectrique. Sous éclairage, les photons libèrent des paires électron-trous. Sa **polarisation en inverse** produit un courant ( $IR$ ) qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse. La

directivité est également une caractéristique importante. Elle exprime la capacité d'une photodiode à détecter un faisceau lumineux présentant un angle par rapport à la normale de la surface. En l'absence complet de lumière, la photodiode génère un courant appelé *courant d'obscurité* (C'est le courant permanent délivré par le dispositif photosensible placé dans l'obscurité et polarisé dans des conditions définies). Ces capteurs disposent d'une très bonne répétabilité. Les photodiodes sont beaucoup utilisées en raisons de leur grande stabilité, de leur faible encombrement, de leur coût réduit. [28]



Figure (II.21) Les photodiodes.

### II.1. 3. Les phototransistors :

Le faible courant électrique transmis par les photodiodes a poussé les constructeurs de semi-conducteurs à rajouter à ce composant un transistor donnant ainsi naissance au phototransistor. Les caractéristiques sont sensiblement les mêmes que celle des photodiodes. Mais on remarque un courant beaucoup plus important.[28]

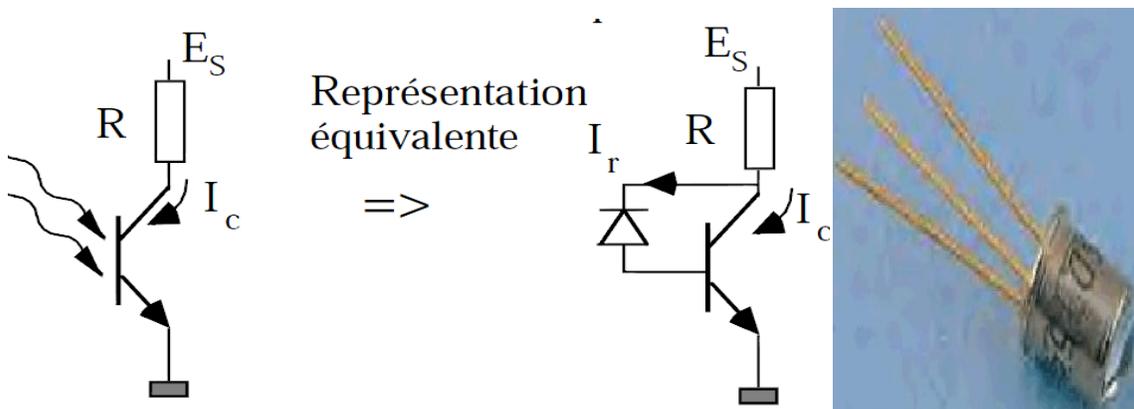


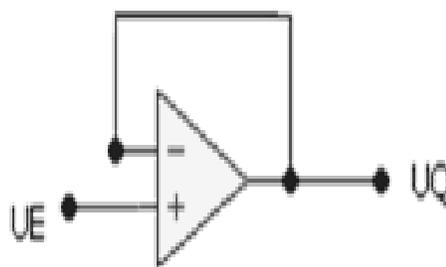
Figure (II.22) Les phototransistors.

## II.2. Monitoring de la photodiode autour d'un amplificateur opérationnelle :

Puisque la photodiode traduit l'information optique en courant électrique. Nous utilisons le montage autour d'un amplificateur opérationnel pour traduire ce courant en tension c'est-à-dire construire un convertisseur courant-tension. Il existe deux possibilités pour gérer l'information soit en tension où courant si on utilise le mode de tension est non linéaire. La réponse à une relation logarithmique avec l'énergie légère reçue puisque la sensibilité de la diode varie avec sa tension. Pour une sensibilité fixe il faut une tension constante qui suggère que la réponse de sortie doit être un courant à la place d'une tension et cette réponse est linéairement liée à l'énergie lumineuse incidente. Le suivi de ce courant nécessite une impédance d'entrée pour l'AOP nulle pour répondre à ce que la tension à la borne de la diode soit nulle. L'impédance nulle c'est le rôle d'une masse virtuelle de l'AOP pour générer une amplification à gain très élevé qui nous permettra de réduire les oscillations de tension à l'entrée. C'est le principe du circuit convertisseur courant-tension. [7]

## II.3. Adaptateur :

L'étage d'adaptation est réalisé par montage suiveur grâce AOP tel que il fournit les conditions d'adaptation (la Résistance d'entre infinie et la Résistance de sortie est nul) pour attaquer les circuits suivant sans atténuation de signal. (Voir la figure suivant) [7]

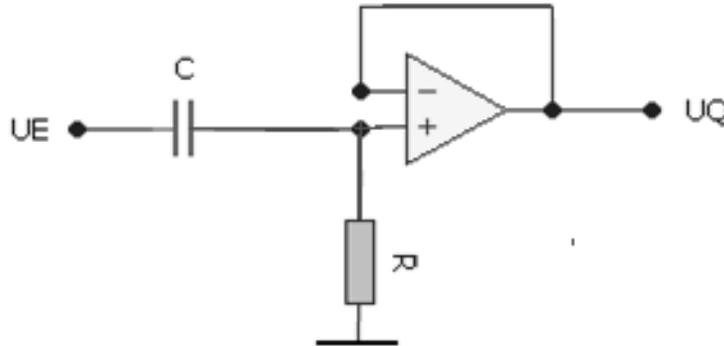


Figure(II.23): montage amplificateur suiveur.

## II.4. Filtrage :

Compte tenu que l'étendue fréquentielle du signal photopléthysmographie est de 0,05Hz à 2Hz il est clair qu'une telle bande est susceptible d'être affecter par différent nature des bruits tel que l'influence du réseau, bruit des composants (amplificateur bruit,

mouvement du patient), il est alors nécessaire de filtrer ce signal pour améliorer le rapport signal/bruit. Nous utilisons un filtre passe haut actif premier ordre comme le montre la figure **Figure (II.24)**. [7]



**Figure(II.24):** cellule de filtre passe-haut premier ordre actif.

### II.5. Amplificateur gain réglable :

Puisque le signal acquis besoin l'amplification pour leur mise en forme, Grâce à l'utilisation du potentiomètre, nous disposons d'un gain réglable qui permet une amplification adéquate du signal PPG. [7]

### Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes de fonctionnement des différents capteurs utilisés dans le cadre de notre projet, ainsi que, les principaux dispositifs électroniques permettant de mettre en forme le signal issu d'un capteur. Vu le rôle important que joue l'amplificateur opérationnel dans ce domaine, nous avons étudié les principaux montages d'amplification de signaux à base de ce dernier. Enfin, les signaux issus des capteurs étant généralement bruités, il est nécessaire d'utiliser des dispositifs de filtrage qui peuvent être de type passif ou actif, analogique ou numérique.

## Introduction

Ce chapitre a pour objectif la mise en oeuvre de partie de la chaîne d'acquisition qui permet le passage du monde analogique au monde numérique souvent désignée par le terme CODEC (codeur décodeur), qui a donné naissance à ce qu'il a été convenu d'appeler technologies de l'information et de la communication filaire selon un concept général dont le dispositif central est le micro contrôleur qui gagne chaque jour de plus de puissance au regard de sa vitesse de fonctionnement, de son espace adressable, de la souplesse de ses instructions, de son aptitude à s'adapter au nouveaux environnements informatiques et aux différents protocole de communication.

### I. Chaîne d'acquisition :

Une Chaîne d'acquisition comporte :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, de filtrage, de calibration etc...
- La carte d'acquisition des données proprement dite permettant l'interfaçage homme machine.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage, le traitement et la transmission des données conformément a un protocole de communication.

#### I.1.Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :

Une chaîne d'acquisition peut se représenter selon le Schéma bloc suivant :

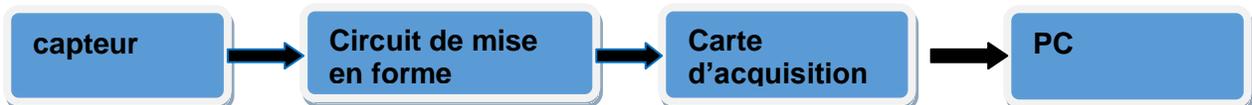


Figure III.1 Structure d'une chaîne d'acquisition

#### I.1 Carte d'acquisition :

Il s'agit d'une carte d'acquisition à 4 entrées analogiques et une seul sortie numérique à relais. La carte se connecte à un ordinateur via un port série (une liaison RS232).

#### I.2 Schéma bloc d'une carte d'acquisition :

Une carte d'acquisition numérique peut se représenter selon la figure suivante :



Figure III.2 Structure d'une carte d'acquisition

### I.3 Principe de fonctionnement de la carte :

#### I.3.1 Les filtres anti-repliements :

Un filtre anti-repliement est intercalé entre la tension à mesurer (qui provient Généralement d'un capteur) et le canal d'entrée de l'ADC du PIC. Il s'agit ici d'un Simple filtre analogique passe-bas du premier ordre, de fréquence de coupure à -3dB.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R C} \cong 160 \text{ Hz}$$

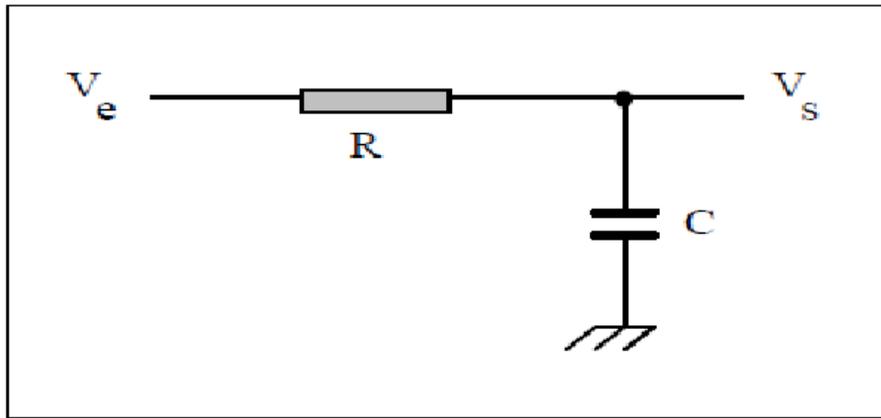


Figure III.3 Représentation d'un filtre passe bas

#### I.3.2 L'échantillonneur bloqueur ( $T_e$ ; $F_e$ ) :

Le rôle d'un échantillonneur bloqueur (**E/B**) est de maintenir constante l'amplitude de L'échantillon prélevé tous les  $T_e$  durant le temps nécessaire à sa conversion.  $T_e$  représente la période d'échantillonnage et  $F_e$  représente la fréquence d'échantillonnage.

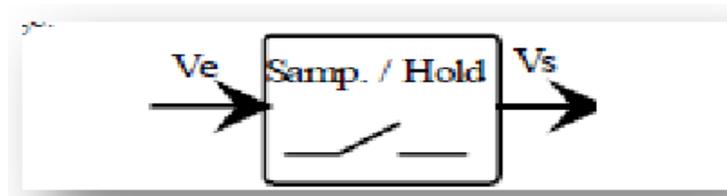


Figure III.4 Représentation symbolique de l'E/B

En général on considère que le signal est bloqué durant un temps nettement supérieur au temps de conversion. L'échantillonnage est réalisé dans la plupart des cas à travers un signal d'horloge. La fréquence de ce signal  $F_e$  doit respecter le théorème de shanonn à savoir  $F_e$  doit être supérieure ou égale à au moins deux fois celle de la fréquence maximale  $F_{max}$  du signal à digitaliser.

**Remarque** : On introduit une capacité de maintien pour que A/D se fait correctement avec le temps nécessaire pour la quantification.

**I.3.3 Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :**

Le convertisseur analogique - numérique est situé dans un module interne du Microcontrôleur PIC 16F876A.

**I.3.4 Liaison série RS232 :**

Le système est composé d'une carte d'acquisition et d'interface communicante avec un PC à travers une liaison série, dont l'élément principal est un PIC 16F876A capable de multiplexer cinq entrées analogiques. La communication de cette carte avec le PC se fait à travers une connexion série (DB9), reliée au microcontrôleur par ses broches 2 et 3 (RX, TX) via un circuit MAX232 dont le rôle est l'adaptation des signaux TTL/CMOS.

**II. Etude Pratique :**

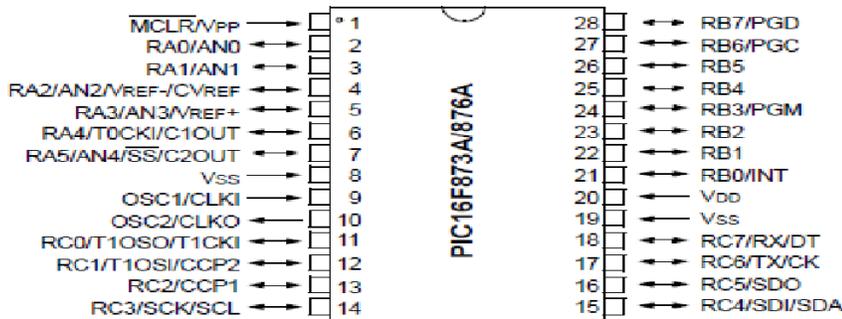
Un microcontrôleur est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un ordinateur : processeur, mémoires (mémoire morte pour le programme, mémoire vive pour les données), unités périphériques et interfaces d'entrées-sorties. Les microcontrôleurs se caractérisent par un plus haut degré d'intégration, une plus faible consommation électrique (quelques milliwatts en fonctionnement, quelques nano watts en veille), une vitesse de fonctionnement plus faible (quelques mégahertz à quelques centaines de mégahertz) et un coût réduit par rapport aux microprocesseurs polyvalents utilisés dans les ordinateurs personnels.

Par rapport à des systèmes électroniques à base de microprocesseurs et autres composants séparés, les microcontrôleurs permettent de diminuer la taille, la consommation électrique et le coût des produits. Ils ont ainsi permis de démocratiser l'utilisation de l'informatique dans un grand nombre de produits et de procédés.

**III.PIC16F876A :**

Un PIC n'est rien d'autre qu'un microcontrôleur, c'est-à-dire une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajoute de composants externes.

**28-Pin PDIP, SOIC, SSOP**



**Figure III.5** Brochage du PIC16F876A

### III.1.Architecture :

Il existe deux types d'architecture de micro basé sur des modèles :

#### III.1.1.Modèle de type (CISC) :

L'architecture CISC (Complexe Instruction Set Computer, soit « Ordinateur à jeu d'instruction complexe ») consiste à câbler dans le processeur des instructions complexes, difficiles à créer à partir des instructions de base. Les instructions sont de longueurs variables et peuvent parfois nécessiter plus d'un cycle d'horloge. Or, un processeur basé sur l'architecture CISC ne peut traiter qu'une instruction à la fois, d'où un temps d'exécution conséquent.

#### III.1.2.Modèle de type Harward (RISC) :

Un processeur utilisant la technologie RISC (Reduced Instruction Set Chip, soit « Ordinateur à jeu d'instructions réduit ») n'a pas de fonctions évoluées câblées. Les programmes doivent ainsi être traduits en instructions simples, ce qui entraîne un développement plus difficile et/ou un compilateur plus puissant. Une telle architecture possède un coût de fabrication réduit par rapport aux processeurs CISC. De plus, les instructions, simples par nature, sont exécutées en un seul cycle d'horloge, ce qui rend l'exécution des programmes plus rapide qu'avec des processeurs basés sur une architecture CISC. Enfin, de tels processeurs sont capables de traiter plusieurs instructions simultanément en les traitants en parallèle.

##### III.1.2.1.Principe de fonctionnement de l'architecture HAWARD (RISC) :

Un seul cycle d'horloge par instruction :

###### III.1.2.1.1. L'opérande est intégré à l'instruction.

Exemple MOVLW 10 ; Charger la constante 10 dans le registre de travail W. [To Move : déplacer, L (littéral) : constante, W : work (registre de travail)]. On trouvera en mémoire : Cette instruction se traduira par le code suivant en mémoire 1100xx 00001010

MOVLW      10

Pour un PIC16 (architecture RISC), cette instruction est codée sur 14 bits (instruction + opérande).

### III.2.Description générale de la famille PIC 16F87X :

La dénomination **PIC** est sous copyright de Micro Chip, les autres fabricants sont dans l'impossibilité d'utiliser ce terme. Les deux premiers chiffres indiquent la catégorie du PIC : ici **16** indique un PIC de la famille MidRange (milieu de gamme) qui utilise des mots de 14 bits [Processeur 8 bits]. Ensuite vous pouvez trouver la lettre « **L** » qui indique que le PIC peut fonctionner avec une plage de tension beaucoup plus tolérante.

Ensuite vous trouverez les lettres suivantes : « **C** » : la mémoire programme est une EPROM ou plus rarement une EEPROM, « **CR** » : la mémoire programme est de type ROM, « **F** » : la mémoire programme est de type FLASH. 876 : représente la sous famille **87x**

### III.2.1. Brochage :

L'alimentation doit être comprise entre 4.2V et 5.5V (Elle peut descendre jusqu'à 2 Volts avec un 16LF à 4 MHz.

#### III.2.1.1. Plan mémoire :

##### Organisation de la mémoire

Il existe trois blocs de mémoire dans un PIC :

- La mémoire programme
- La mémoire de données
- Et la mémoire EEPROM

#### III.2.1.2. Quelques registres particuliers :

##### Le registre de STATUS :

C'est un registre dont chaque bit a une signification particulière. Il est principalement utilisé pour tout ce qui concerne les tests. Il est donc également d'une importance fondamentale. Le registre de STATUS (ou registre d'état) donne des informations sur l'état du système (après un RESET, après CALCUL, Une opération) et permet également de gérer les banques mémoires comme nous venons de le voir. R/W-0 R/W-0 R/W-0 R-1 R-1 R/W-x R/W-x R/W-x.

IRP	RP1	RP0	TO <sup>-</sup>	PD <sup>-</sup>	Z	DC	C
-----	-----	-----	-----------------	-----------------	---	----	---

Bit7

bit0

bit 7 **IRP**: Register Bank Select bit (used for indirect addressing)

1 = Bank 2, 3 (100h - 1FFh)

0 = Bank 0, 1 (00h - FFh)

bit 6-5 **RP1:RP0**: Register Bank Select bits (used for direct addressing)

11 = Bank 3 (180h - 1FFh)

10 = Bank 2 (100h - 17Fh)

01 = Bank 1 (80h - FFh)

00 = Bank 0 (00h - 7Fh)

Each bank is 128 bytes

bit 4 **TO**: Time-out bit

1 = after power-up, CLRWDT instruction, or SLEEP instruction

0 = A WDT time-out occurred

bit 3 **PD**: Power-down bit

1 = after power-up or by the CLRWDT instruction

0 = by execution of the SLEEP instruction

bit 2 **Z**: Zero bit

1 = the result of an arithmetic or logic operation is zero

0 = the result of an arithmetic or logic operation is not zero

bit 1 **DC**: Digit carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW,SUBLW,SUBWF instructions)

(for borrow, the polarity is reversed)

1 = A carry-out from the 4th low order bit of the result occurred

0 = No carry-out from the 4th low order bit of the result

bit 0 **C**: Carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW,SUBLW,SUBWF instructions)

1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred.

**Le registre d'options (Option Reg register) :**

Ce registre sert à positionner un certain nombre d'éléments à l'initialisation du PIC. C'est très important car si le PIC est mal initialisé, il ne fonctionnera pas comme vous le souhaitez. Par exemple le Bit 7 : active ou désactive les résistances internes de tirage vers le haut (pullup) sur le port B.

### III.3.La fonction RESET :

Le reset peut être provoqué par :

- la mise sous tension (POR : Power On Reset),
- un niveau bas sur la broche MCLR (Master Clear),
- le chien de garde en cas de plantage du programme (WDT : Watch Dog Timer),
- en cas de baisse de la tension d'alimentation (BOR : BrownOut Reset).

Le bouton RESET permet de réinitialiser tout le système, comme si l'alimentation venait d'être enclenchée [32]. C'est à dire un redémarrage depuis l'adresse 0x00 et la réinitialisation éventuelle de certains registres [35].

### III.4.Les ports d'Entrées/Sorties :

Le PIC16F876 est équipé de 22 lignes d'entrées/sorties réparties en trois ports parallèles bidirectionnels :

- 6 lignes sur le port A : RA0 à RA5,
- 8 lignes sur le port B : RB0 à RB7,
- 8 lignes sur le port C : RC0 à RC7.

Chaque ligne peut fournir ou absorber au maximum un courant de 25 mA. La plupart de ces lignes ont une double fonction suivant leur programmation.

- Le port A (6 Bits) : I/O pur et/ou Entrée du CAN et/ou Entrée du TIMER 0 (La broche RA4 du port A (entrée du timer 0 T0CKI) est de type Drain ouvert)

La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISA, positionner un bit de TRISA à 1 configure la broche correspondante de PORTA en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.

- Le port B (8 Bits) : La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISB, positionner un bit de TRISB à 1 configure la broche correspondante de PORTB en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.
- En entrée, la ligne RB0 appelée aussi INT peut déclencher l'interruption externe INT.
- En entrée, une quelconque des lignes RB4 à RB7 peut déclencher l'interruption RBI.

Nous reviendrons là-dessus dans le paragraphe réservé aux interruptions.

- Le port C (8 Bits) : I/O pur et/ou TIMER 1 et/ou SPI/I2C et/ou USART.

Toutes les broches du port C peuvent être utilisées soit comme E/S normales soit comme broches d'accès à différents modules comme le timer 1, les modules de comparaison et de capture CCP1/2, le timer 2, le port I2C ou le port série.

### III.5 L'Horloge :

L'horloge peut être soit interne soit externe. L'horloge interne est constituée d'un oscillateur à quartz ou d'un oscillateur RC. Avec l'oscillateur à Quartz, on peut avoir des fréquences allant jusqu'à 20 MHz selon le type de  $\mu$ C. Le filtre passe bas ( $R_s$ ,  $C_1$ ,  $C_2$ ) limite les harmoniques dus à l'écrêtage et réduit l'amplitude de l'oscillation, il n'est pas obligatoire. Quelque soit l'oscillateur utilisé, l'horloge système dite aussi horloge instruction est obtenue en divisant la fréquence par 4. Soit pour un Quartz à  $F_{osc}=20\text{MHz}$  ou  $T_{osc}=50\text{ ns}$ , la durée du cycle est 4x plus grande soit  $T_{cycle} = 200\text{ ns}$

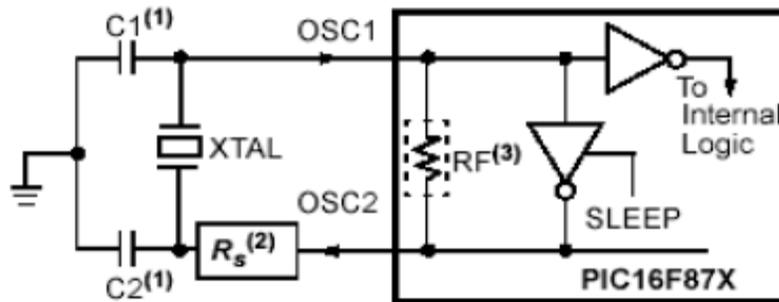


Figure III.6 Oscillateur à Quartz 20 MHz

### III.6 Le Timer TMR0 :

C'est un compteur 8 bits ayant les caractéristiques suivantes :

- Il est incrémenté en permanence soit par l'horloge interne Fosc/4 (mode timer) soit par une horloge externe appliquée à la broche RA4 du port A (mode compteur).
- Le contenu du timer TMR0 est accessible par le registre qui porte le même nom. Il peut être lu ou écrit à n'importe quel moment. Après une écriture, le timer ne compte pas pendant deux cycles machine.

**III.7 Les interruptions :**

Une interruption provoque l'arrêt du programme principal pour aller exécuter une procédure d'interruption. A la fin de cette procédure, le microcontrôleur reprend le programme principal à l'endroit où il l'a laissé. A chaque interruption sont associés deux bits, un bit de validation et un drapeau. Le premier permet d'autoriser ou non l'interruption, le second permet au programmeur de savoir de quelle interruption il s'agit. L'interruption est donc une **Rupture De Séquence Asynchrone**, c'est-à-dire non synchronisée avec le déroulement normal du programme [36]. Lorsque l'évènement déclencheur d'une interruption intervient, alors son drapeau est positionné à 1 (levé). Si l'interruption a été validée (bits de validations = 1), elle est alors déclenchée, le programme arrête ce qu'il est en train de faire et va exécuter la procédure d'interruption qui se trouve à l'adresse 0x04 [37].

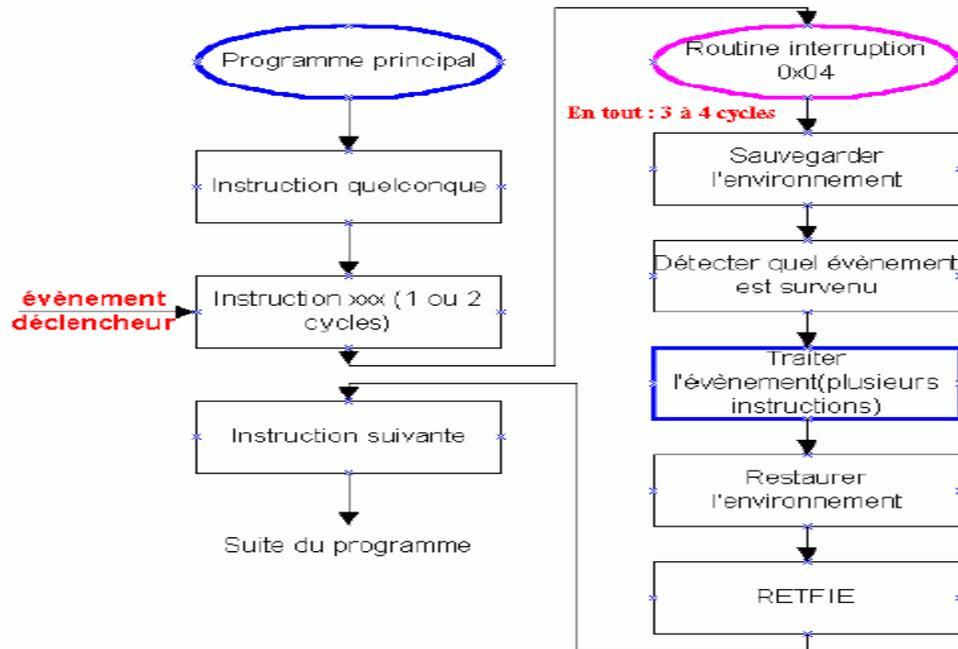


Figure III.7 Chronogramme de routine d'interruption [9]

### III.8 La conversion analogique numérique :

Ce module est constitué d'un convertisseur Analogique Numérique 10 bits dont l'entrée analogique peut être connectée sur l'une des 5 entrées analogiques externes.

On dit qu'on a un CAN à 5 canaux. Les entrées analogiques doivent être configurées en entrée à l'aide des registres TRISA. L'échantillonneur bloqueur est intégré, il est constitué d'un interrupteur d'échantillonnage et d'une capacité de blocage de 120 pF. Les tensions de références permettant de fixer la dynamique du convertisseur. Elles peuvent être choisies parmi  $V_{DD}$ ,  $V_{SS}$ ,  $V_{R+}$  ou  $V_{R-}$ . Le control du module se fait par les deux registres ADCON0 et ADCON1

#### ADCON0

<b>ADCS1</b>	<b>ADCS0</b>	<b>CHS2</b>	<b>CHS1</b>	<b>CHS0</b>	<b>GO/DONE</b>	—	<b>ADON</b>
--------------	--------------	-------------	-------------	-------------	----------------	---	-------------

**ADCS1:ADCS0** : Choix de l'horloge de conversion donc du temps de conversion.

00 :  $F_{osc}/2$ , 01 :  $F_{osc}/8$ , 10 :  $F_{osc}/32$ , 11 : Oscillateur RC dédié au CAN.

Dans notre cas **ADCS1:ADCS0** sont configurés  $F_{osc}/32$  soit  $20 \text{ Mhz}/32 = 625 \text{ Khz}$  qui donne un temps de conversion  $T_{AD} = 1.6 \mu\text{s}$ .

**CHS2:CHS0** : choix de l'entrée analogique.

**GO/DONE** : Une conversion démarre quand on place ce bit à 1. A la fin de la conversion, il est remis automatiquement à zéro.

**ADON** : Ce bit permet de mettre le module AN en service.

#### ADCON1

<b>ANFM</b>	—	—	—	<b>PCFG3</b>	<b>PCFG2</b>	<b>PCFG1</b>	<b>PCFG0</b>
-------------	---	---	---	--------------	--------------	--------------	--------------

**ADFM** : justification à droite ou à gauche du résultat dans les registre ADRESH et ADRESL

ADRESH ADRESL

1 : justifié à droite 000000XX XXXXXXXX

0 : justifié à gauche XXXXXXXX XX000000

**PCFG3:PCFG0** : configuration des E/S et des tensions de références.

#### III.8.1 Déroulement d'une Conversion :

Le PIC dispose d'un échantillonneur bloqueur intégré constitué d'un interrupteur S, d'une capacité de maintien  $C=120 \text{ pF}$  et d'un convertisseur Analogique numérique 10 bits. Pendant la conversion, la tension  $V_e$  à l'entrée du convertisseur A/N doit être maintenue constante. Au départ il faut commencer par faire l'acquisition du signal en fermant l'interrupteur S, ceci se fait à l'aide du registre ADCON0, soit au moment de la validation du module par le bit ADON soit après un changement de canal si ADON est déjà positionné. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une conversion en

positionnant le bit GO\_DONE, l'interrupteur S s'ouvre pour assurer le blocage de la tension. La conversion commence, elle est réalisée en  $12 T_{AD}$ , à la fin, le bit GO\_DONE repasse à 0, le drapeau ADIF passe à 1 et le résultat est chargé dans les registres ADRESL et ADRESH. Le module met  $2 T_{AD}$  supplémentaires pour fermer l'interrupteur S ce qui démarre une nouvelle phase d'acquisition pendant laquelle la tension  $V_e =$  la tension analogique d'entrée  $V_a$ . Le temps d'acquisition dépend de la constante de temps RC, R étant la somme des résistances entre le module de conversion et la source de la tension analogique. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une nouvelle conversion et ainsi de suite.

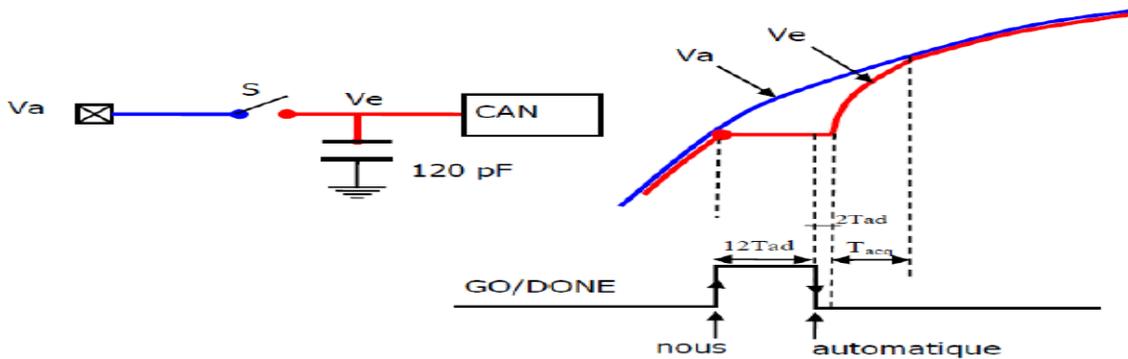


Figure III.8 Déroulement d'une Conversion

**III.8.2. Temps de conversion :**

Le temps de conversion est égal à  $12T_{AD}$ ,  $T_{AD}$  est le temps de conversion d'un bit, il dépend de la fréquence du quartz et du prédiviseur (div) choisi :  $T_{AD} = \text{div} \times 1/\text{fosc}$ . Le choix de div doit être ajusté pour que  $T_{AD}$  soit  $\geq$  à  $1,6 \mu\text{s}$ .

Div \ Quartz	20Mhz	5Mhz	4Mhz	2Mhz
2	0,1 $\mu\text{s}$	0,4 $\mu\text{s}$	0,5 $\mu\text{s}$	1 $\mu\text{s}$
8	0,4 $\mu\text{s}$	1,6 $\mu\text{s}$	2 $\mu\text{s}$	4 $\mu\text{s}$
32	1,6 $\mu\text{s}$	6,4 $\mu\text{s}$	8 $\mu\text{s}$	16 $\mu\text{s}$

Figure III.9 Temps de conversion d'un bit  $T_{AD}$  (les cases grisées sont hors plage d'utilisation)

**III.8.3 Temps d'acquisition :**

Temps d'acquisition =  $T_{ACQ} = T_c + CT + 2 \mu\text{s}$

$T_c$  : temps de charge du condensateur.

$CT$  : Coefficient de température.

**III.8.4 Fréquence d'échantillonnage :**

Si on veut échantillonner un signal variable, La période d'échantillonnage  $T_e$  doit être supérieur ou égale à  $T_{emin} = T_{CONV} + 2T_{AD} + T_{ACQ}$  Avec  $2T_{AD}$  le temps d'attente assigné après chaque conversion. La fréquence d'échantillonnage max est donc  $f_{emax} = 1/T_{emin}$   
 Dans notre cas :

- $T_{ACQ} = 19.7 \mu\text{s}$  caractéristique du micro contrôleur donnée par le constructeur.

- $T_{CONV} = 12 T_{AD} = 19.2 \mu s$
- $T_{emin} = 42.1 \mu s$

Si on tient compte de la règle de Shannon ( $f_e > 2f_{max}$ ), on constate que l'on peut échantillonner des signaux dont la fréquence ne dépasse pas  $1/2(f_{max})$ .

### III.9 L'USART :

L'USART ( Universal Asynchronous Receiver Transmitter ) est une puce permettant de contrôler tout port série en émission/reception. C'est cette puce qui gère la conversion des données, nativement parallèles de l'ordinateur en format série, puis la conversion des données série en format parallèle. L'USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter) est l'un des deux modules de communication série dont dispose le PIC 16F876/877. L'USART peut être configuré comme système de communication asynchrone **full duplex** ou comme système synchrone **half duplex** (non étudié) [34]. La communication est synchrone si l'émetteur et le récepteur disposent de la même référence d'horloge pour communiquer. Ceci ne veut pas dire que l'horloge est transmise en même temps que les données, mais que la transmission des données comporte des informations permettant à l'horloge réception de rester strictement en phase avec l'horloge émission. Dans le cas contraire la communication est asynchrone. Emetteur et récepteur ont chacun une horloge qui est à peu près à la même fréquence. L'émetteur envoie ses données avec son horloge et le récepteur les échantillonne avec la sienne [38]. C'est-à-dire qu'il s'agit d'une liaison qui ne fournit pas une horloge destinée à indiquer le début et la fin de chaque bit envoyé [36]. Nous travaillerons en asynchrone. Pour envoyer ou recevoir une donnée, tout se fait sur des registres, il suffit d'écrire ou de lire les registres. La communication se fait sur les deux broches RC6/TX et RC7/RX qui doivent être configurés toutes les deux en ENTREE par TRISC. Il y a deux registres TXSTA et RCSTA pour configurer l'USART, et un troisième SPBRG qui permet de régler la vitesse de transmission.

#### III.9.1 Emission :

Pour transmettre une valeur avec l'USART, il suffit de placer cette valeur dans le registre TXREG, la transmission s'effectuera automatiquement.

**Le port en transmission :**

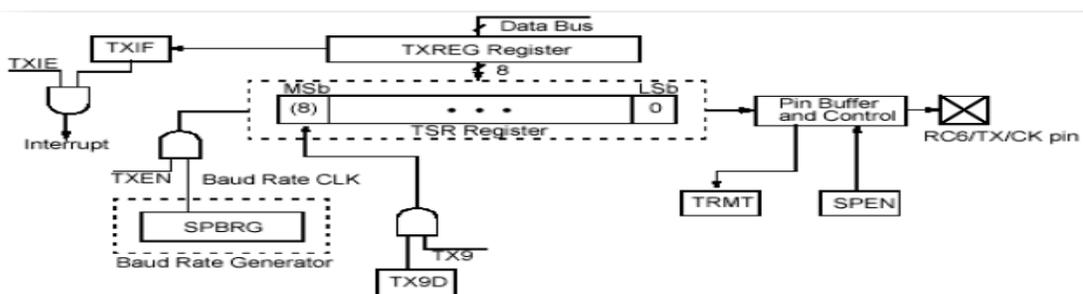


Figure III.10 Le port en transmission

Le contrôle de la transmission se fait par le registre **TXSTA** :

<b>CSRC</b>	<b>TX9</b>	<b>TXEN</b>	<b>SYNC</b>	<b>—</b>	<b>BRGH</b>	<b>TRMT</b>	<b>TX9D</b>
-------------	------------	-------------	-------------	----------	-------------	-------------	-------------

**CSRC** : non utilisé en mode asynchrone.

**TX9 et TX9D** : Pour utiliser le mode 9 bits il faut positionner le bit TX9. Le 9ème bit doit être écrit dans TX9D avant d'écrire les 8 bits de données dans TXREG.

**TXEN** : permet de valider ou interdire la transmission.

**SYNC** : 0 → mode asynchrone, 1 → mode synchrone.

**BRGH** : sélectionne le mode haut débit du générateur de baud rate. (Bauds : nombre de bits de données transmis par seconde).

**TRMT** : Indicateur de l'activité du registre à décalage de transmission TSR 1 → TSR libre, 0 → TSR en activité [34].

**III.9.2 Réception :**

Le mode de réception, une fois l'USART activé, est très simple : lorsqu'une donnée est reçue, une interruption est générée et la valeur de la donnée reçue se trouve dans le registre RCREG, il suffit alors de la copier de ce registre au registre ou elle est nécessaire. La réception d'un octet démarre à la réception du START bit qui commence toujours par une transition 1 → 0. A la réception du stop bit le contenu du registre à décalage de réception RSR est recopié dans le registre tampon de réception RCREG. Le drapeau RCIF est positionné, l'interruption associée est déclenchée si elle est validée. Le drapeau RCIF est remis à zéro automatiquement au moment de la lecture dans RCREG. Le drapeau RCIF ne passe à 0 que quand la pile RCREG est vide.

**Le port en réception:**

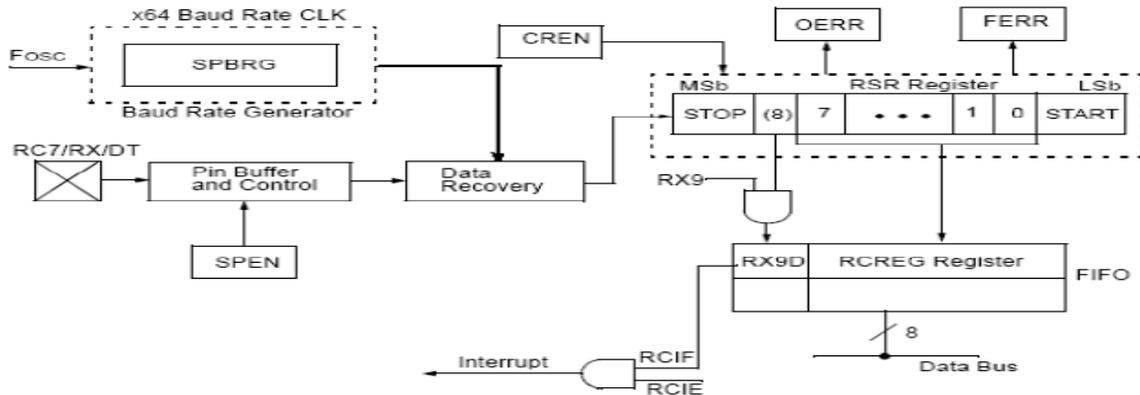


Figure III.11 Le port en réception

Le contrôle de la réception se fait par le registre **RCSTA** :

<b>SPEN</b>	<b>RX9</b>	<b>SREN</b>	<b>CREN</b>	<b>ADDEN</b>	<b>FERR</b>	<b>OERR</b>	<b>RX9D</b>
-------------	------------	-------------	-------------	--------------	-------------	-------------	-------------

**SPEN** : Validation du port série (1 = validé, 0 = Inhibé).

**RX9** : Validation du mode 9 bits (1 → mode 9 bits, 0 → mode 8 bits).

**SREN** : validation de réception d'un seul octet (non utilisé en mode asynchrone).

**CREN** : Validation du mode réception continue (1 → validé, 0 → inhibé).

**ADDEN** : validation du mode détection d'adresse en mode 9 bits, utilisé en mode multiprocesseurs (1 → validé, 0 : Inhibé).

**FERR** : Erreur de synchronisation, lecture seule. (Voir au dessus).

**OERR** : Erreur débordement du buffer de réception, lecture seule. (Voir au dessus).

**RX9D** : En mode 9 bits, le 9ème bit est reçu ici [34].

#### IV. Liaison RS232 :

L'interface entrées/sorties séries équipe tous les PC et permet l'échange d'informations à faible débit avec un périphérique comme un modem, ou avec un autre PC, sur des distances inférieures à quelques dizaines de mètres.

Une liaison série est une ligne où les bits d'information (1 ou 0) arrivent successivement, soit à intervalles réguliers (transmission synchrone), soit à des intervalles aléatoires, en groupe (transmission asynchrone). La liaison RS232 est une **liaison série asynchrone**.

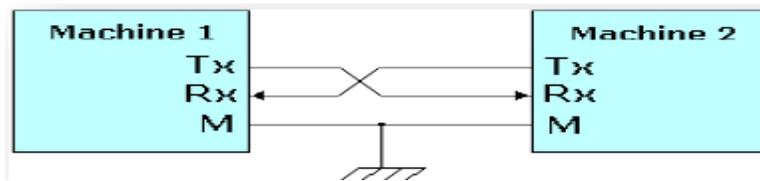


Figure III.12 Liaison série asynchrone

##### IV.1.Principe :

L'octet à transmettre est envoyé bit par bit (**poinds faible en premier**) par l'émetteur sur la ligne Tx, vers le récepteur (ligne Rx) qui le reconstitue. La vitesse de transmission de l'émetteur doit être identique à la vitesse d'acquisition du récepteur. Ces vitesses sont exprimées en **BAUDS** (1 baud correspond à 1 bit / seconde, dans notre cas). Il existe différentes vitesses normalisées: 9600, 4800, 2400, 1200...Bauds. La communication peut se faire dans les deux sens (duplex), soit émission d'abord, puis réception ensuite (half-duplex), soit émission et réception simultanées (fullduplex). La transmission étant du type asynchrone (pas d'horloge commune entre l'émetteur et le récepteur), des bits supplémentaires sont indispensables au fonctionnement: bit de début de mot (**start**), bit(s) de fin de mot (**stop**) D'autre part, l'utilisation éventuelle d'un bit de **parité**, permet la détection d'erreurs dans la transmission. En l'absence de transmission, le niveau de la liaison est 1 (niveau de repos). Les bits sont transmis les un après les autres, en commençant par le bit de poids faible b0. transmettre un bit de parité, puis un ou deux bits STOP (niveau 1). Nous allons d'abord représenter ce que nous venons de voir sous forme d'un graphique. Sur l'axe vertical nous avons les niveaux, sur l'axe horizontal, le temps. Chaque carré représente la durée d'un bit.

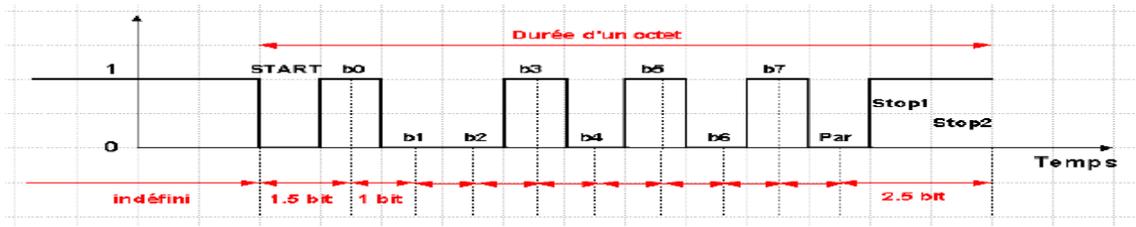


Figure III.13 Transmission série bit par bit

La transmission des caractères ne peut fonctionner correctement qu'à condition que les différents paramètres variables de cette trame soient connus aussi bien de l'émetteur que du récepteur. Il est alors nécessaire d'ajuster les paramètres suivants : la vitesse de transmission, le nombre de bits du caractère à transmettre, la parité, le nombre de bits stop.

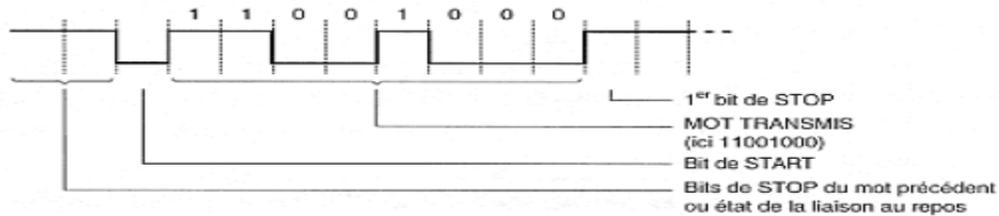


Figure III.14 Condition de transmission correcte [17]

#### IV.2 Brochage du connecteur RS232 :



Broche	Signal	Description	E/S
1	CD	Détection de porteuse	Entrée
2	RD	Réception de données	Entrée
3	TD	Emission de données	Sortie
4	DTR	Terminal de données prêt	Sortie
5	SG	Masse de signal	
6	DSR	Données prêtes	Entrée
7	RTS	Requête d'émission	Sortie
8	CTS	Prêt pour l'émission	Entrée
9	RI	Indicateur d'appel	Entrée

Figure III.15 Brochage du connecteur RS232

### IV.3 Choix de la transmission série :

Sur des distances supérieures à quelques mètres, il est difficile de mettre en oeuvre une transmission en parallèle : coût du câblage, mais surtout interférences électromagnétiques entre les fils provoquant des erreurs importantes. On utilise alors une liaison série, avec un seul fil portant l'information dans chaque sens [39]. Nombre de fils réduits: la communication la plus simple peut être faite sur 3 fils (Tx, Rx et masse).

### IV.4 La norme RS232 :

La norme RS232 définit des caractéristiques électriques (niveaux des signaux), mécaniques (connecteurs) et fonctionnelles (nature des signaux). Les valeurs des tensions que les interfaces séries doivent fournir (et reconnaître) aux matériels connectés sont les suivantes (logique négative) :

- Un 0 logique est reconnu pour une tension allant de +3 à +25V.
- Un 1 logique est reconnu pour une tension allant de -3 à -25V.

Généralement, les signaux envoyés sont compris entre -15 et +15 V (tensions d'alimentation des A-Op). Sur une liaison série au repos, on doit observer un 1 logique (voir schéma ci dessous)

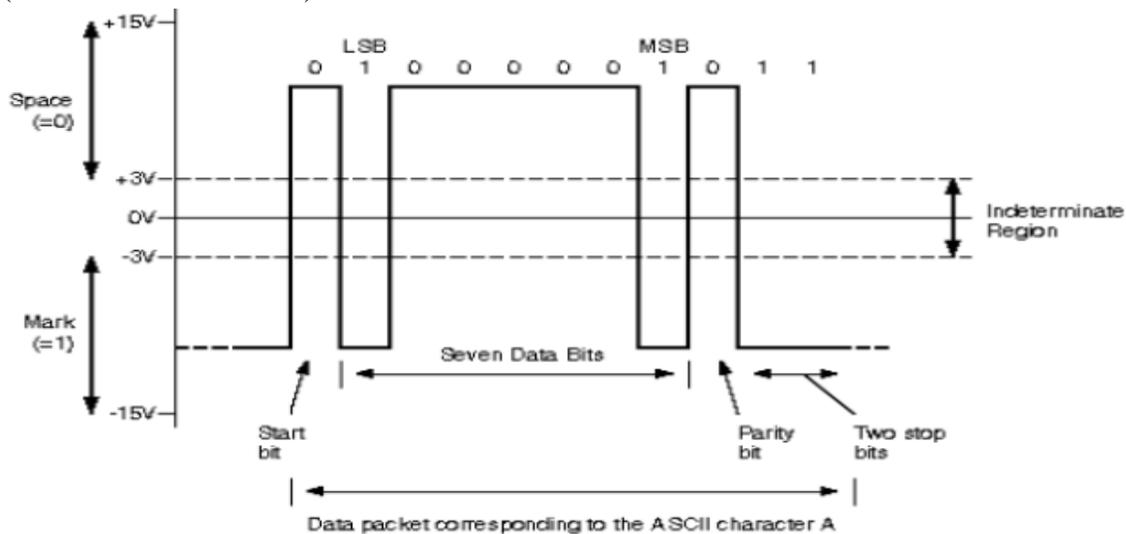


Figure III.16 Caractéristiques électriques de la norme RS232

## V. La conversion des niveaux :

Il importe en premier lieu d'analyser comment connecter physiquement notre PIC à notre port RS232. Le PIC utilise les niveaux 0V et 5V pour définir respectivement des signaux « 0 » et « 1 ». La norme RS232 définit des niveaux de +12V et -12V pour établir ces mêmes niveaux. Nous aurons donc besoin d'un circuit (driver de bus) chargé de convertir les niveaux des signaux entre PIC et PC. La ligne TX du PIC émettra en 0V/5V et sera convertie en +12V/-12V vers notre PC. La ligne RX du PIC recevra les signaux en

provenance du PC, signaux qui seront converti du +12V/-12V en 0V/5V par notre circuit de pilotage du bus.

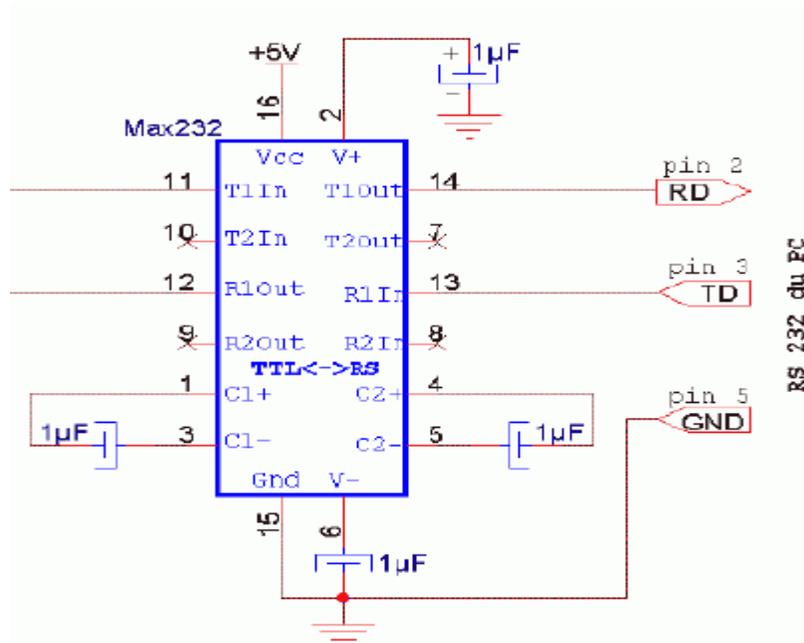


Figure III.17 Brochage de circuit MAX232

Notez que la liaison étant full-duplex, émission et réception sont croisées, chaque fil ne transite l'information que dans un seul sens. Nous utiliserons le célèbre circuit MAX232 pour effectuer cette adaptation de niveaux. Ce circuit contient un double convertisseur à double direction. Autrement dit, il dispose de :

- 2 blocs, dénommés T1 et T2, qui convertissent les niveaux entrés en 0V/5V en signaux sortis sous +12V/-12V. En réalité, on n'a pas tout à fait +12V et -12V, mais plutôt de l'ordre de +8,5V/-8,5V (en théorie +10V/-10V), ce qui reste dans la norme RS232. Les entrées de ces blocs sont donc dirigés vers le PIC, les sorties sont connectées sur le port RS232.
- 2 blocs, dénommés R1 et R2, qui convertissent les niveaux entrés en +12V/-12V en signaux sortis sous 0V/5V. Les entrées de ces blocs sont donc connectées sur le port RS232, les sorties sur le PIC.

❖ Circuit d'acquisition du signal :

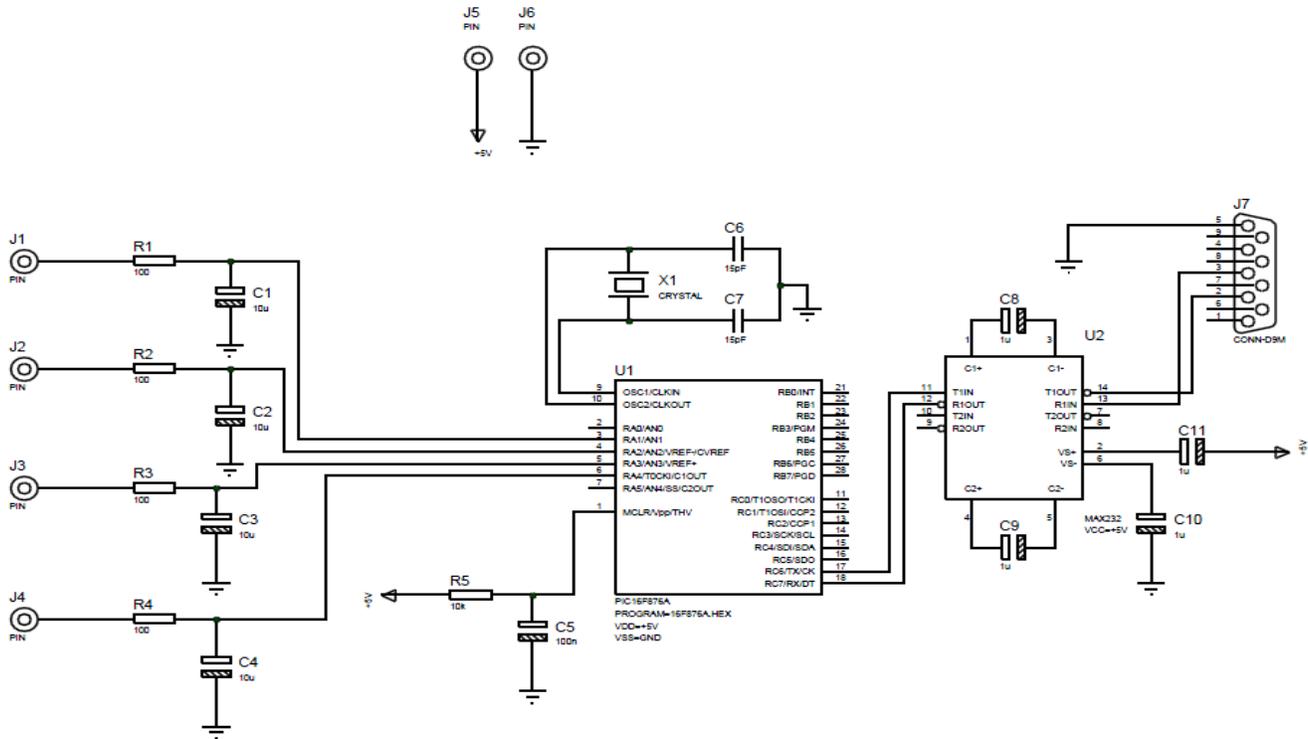


Figure III.18 Circuit électrique réalisé de la carte d'acquisition.

Le circuit d'acquisition est réalisé autour d'un microcontrôleur le PIC16F876A. En fait ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et transmission des données [34]. Le dispositif d'acquisition ainsi conçu, d'une carte de communication série sur le protocole RS-232 SUBD9. Les figures suivantes représentent le circuit imprimé et l'image 3D de la carte d'acquisition réalisé dans notre projet.

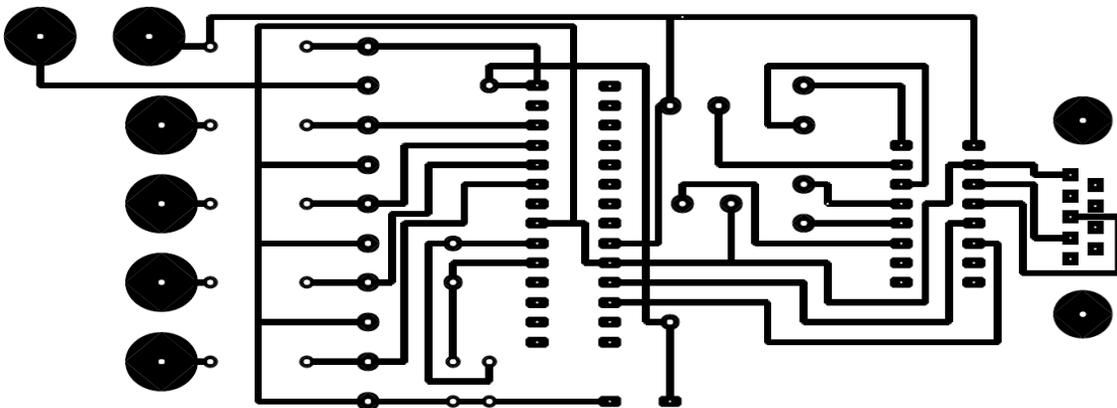


Figure III.19 Circuit imprimé de la carte d'acquisition

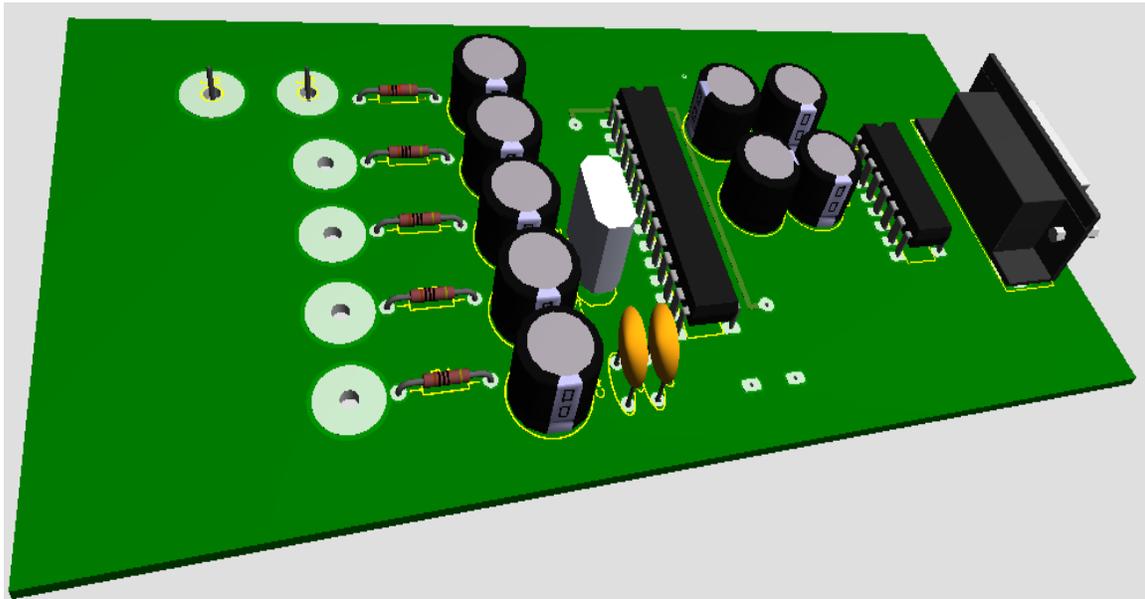


Figure III.20 l'image 3D de la carte d'acquisition

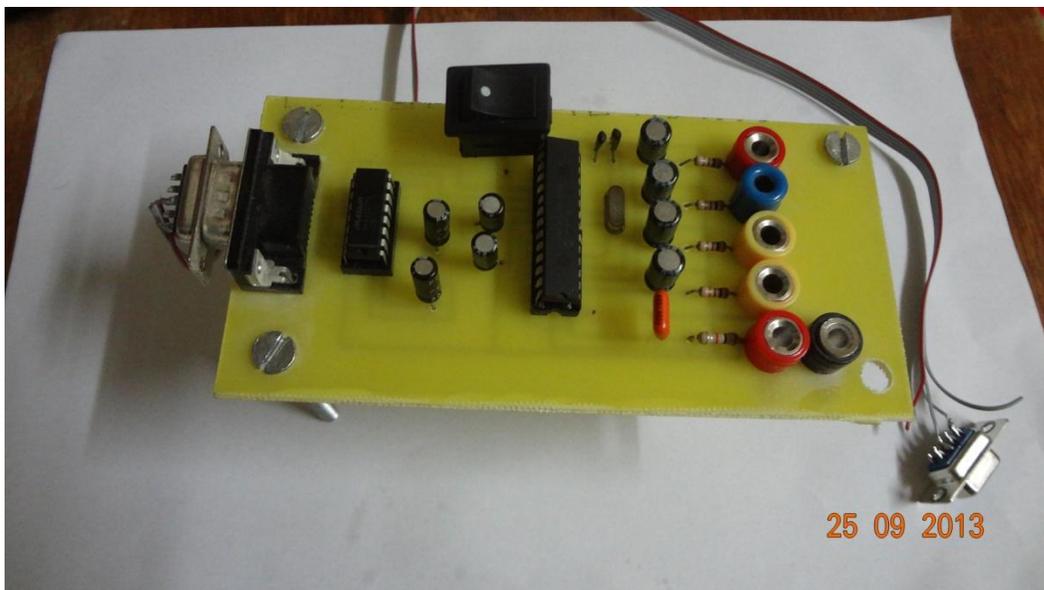
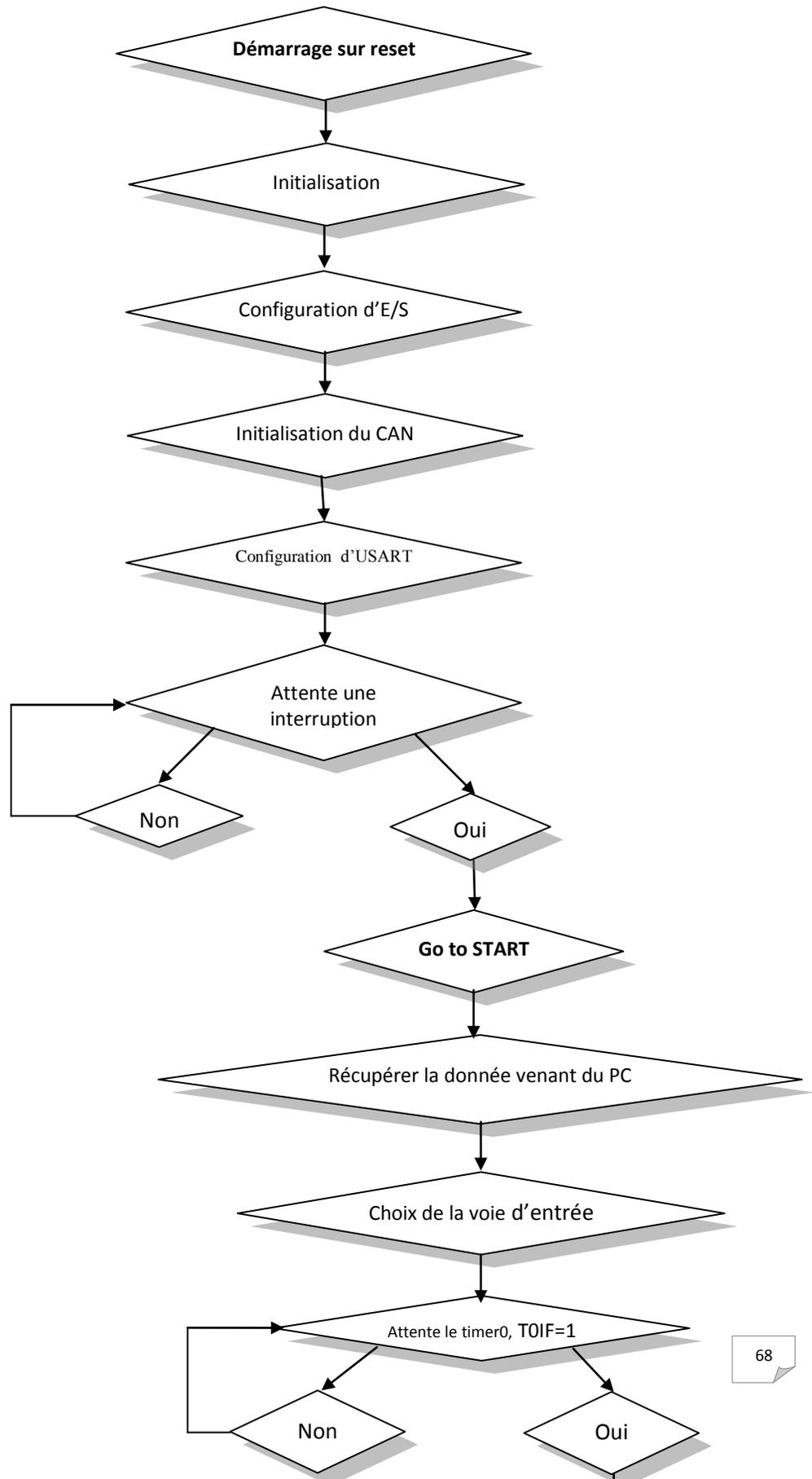
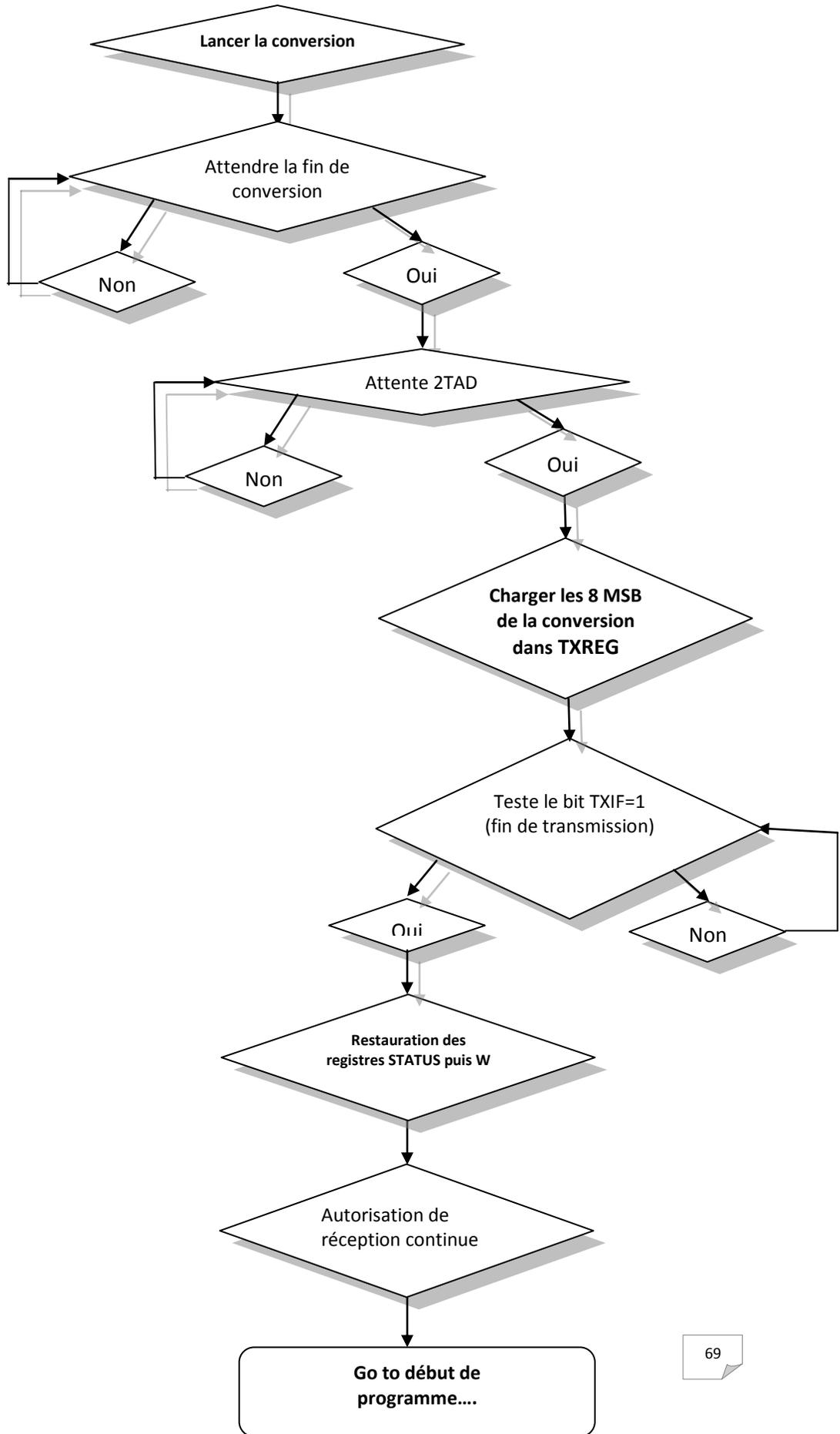


Figure III.21 l'image réelle de la carte d'acquisition

❖ **Algorithme d'acquisition:**





## Introduction

Le principe le plus classique d'une mesure physiologique consiste à capter, amplifier, mettre en forme les variations de grandeurs physiques issus des différents du corps humain. Dans ce chapitre nous présentons les différents circuits que nous avons réalisés.

Nous allons visualiser les signaux des différents étages graduellement. Cette visualisation sera dirigée par un ensemble de tests des différentes étapes comprise dans notre circuit et les interpréter. Nous allons commencer par le schéma bloc de notre travail comme suivant :

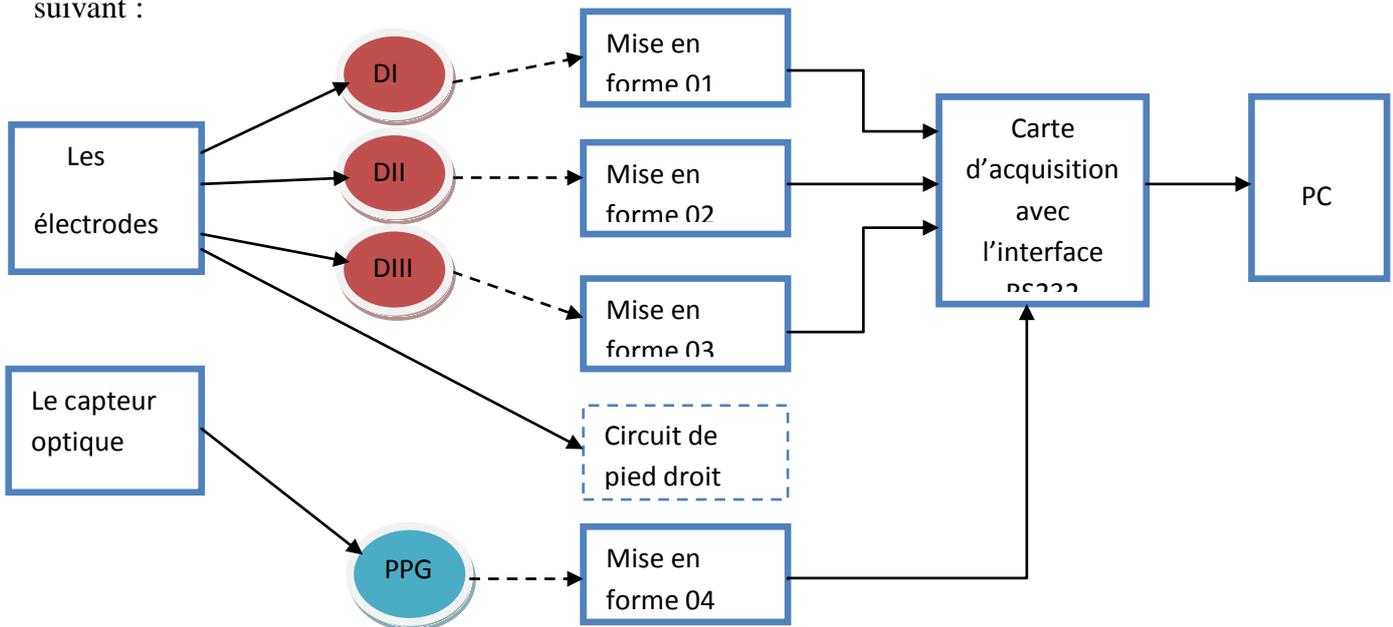


Figure (IV.1).schéma bloc de circuit de l'ECG 3 dérivations et du PPG avec la carte d'acquisition.

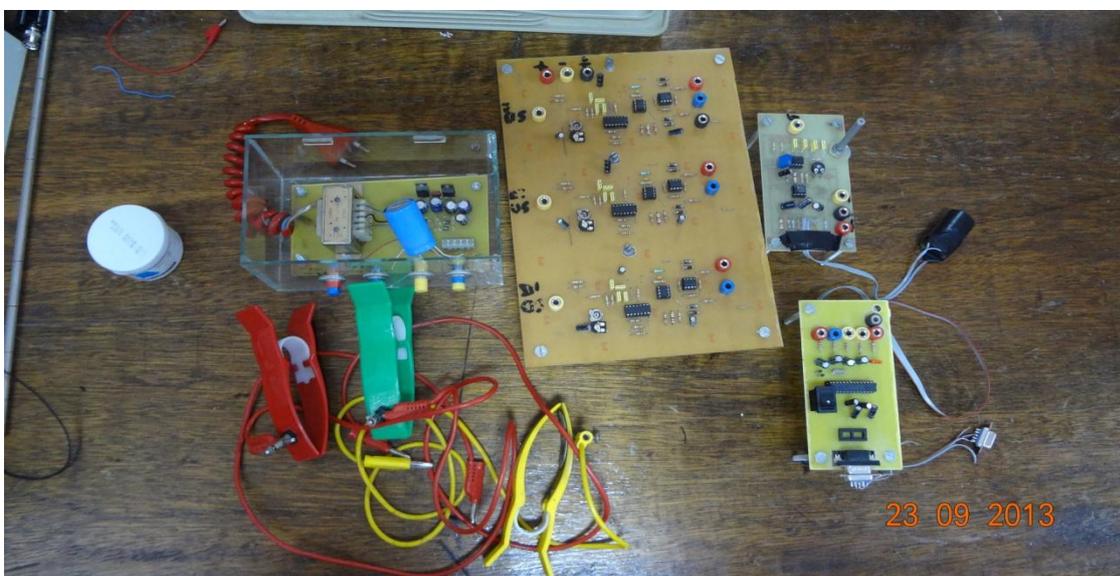


Figure (IV.2). L'image réelle de circuit de l'ECG 3 Dérivations, du PPG et la carte d'acquisition.

## I. Circuit de l'ECG :

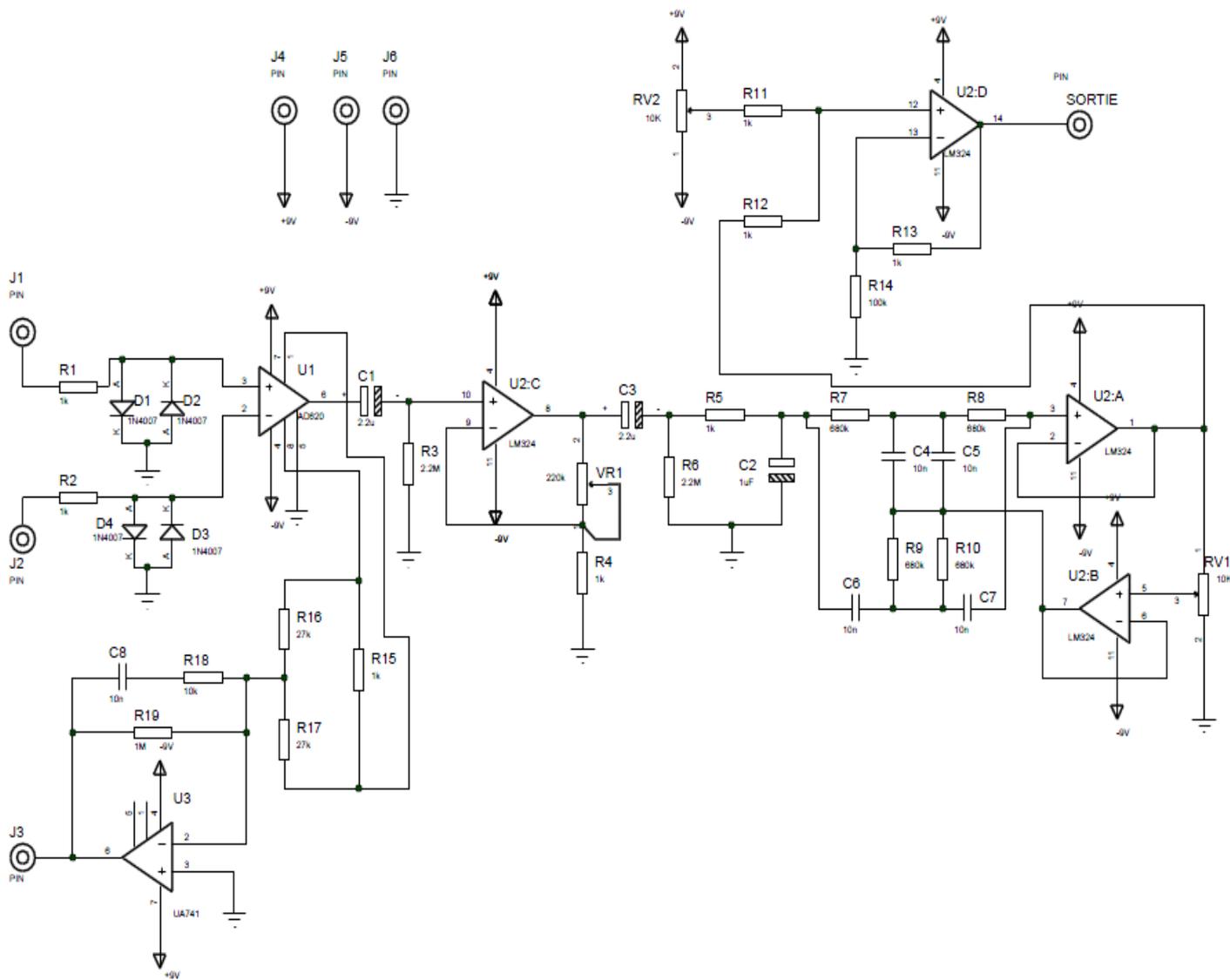


Figure (IV.3). Schéma électrique de circuit d'ECG.

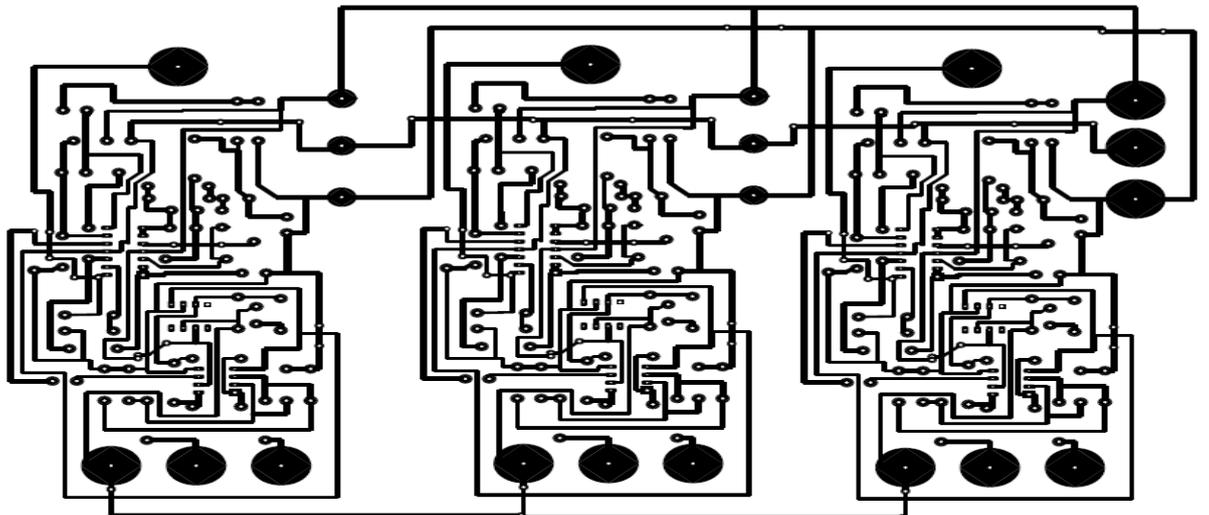


Figure (IV.4). Circuit imprimé de circuit de l'ECG 3 dérivations.

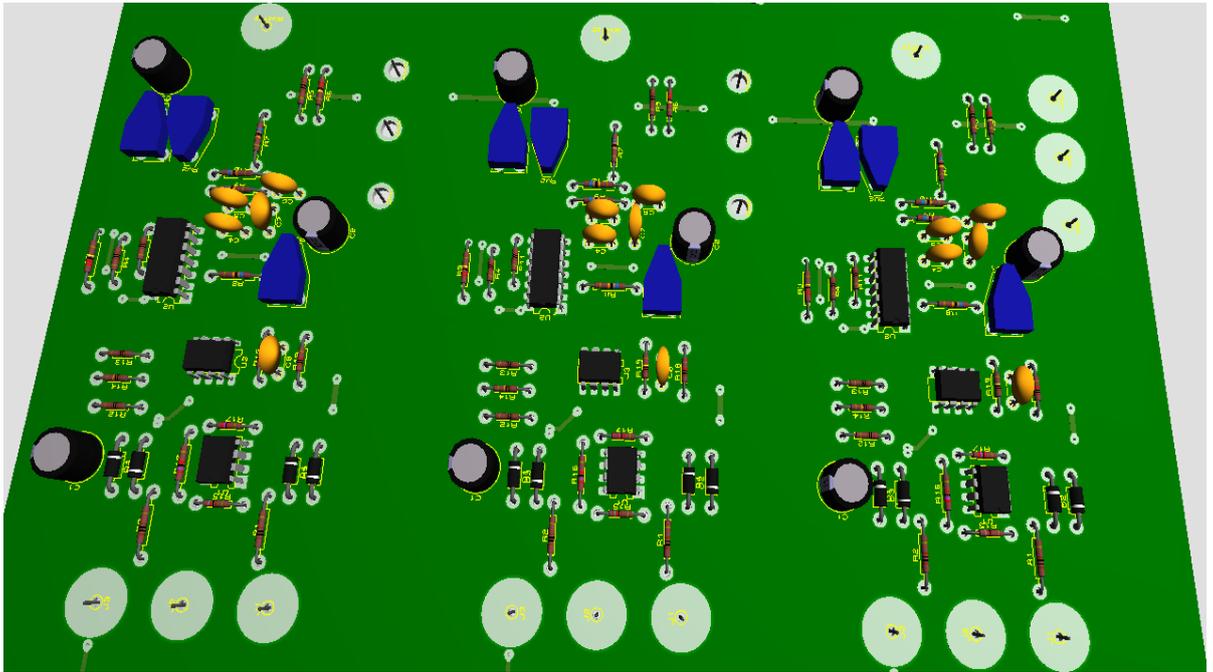


Figure (IV.5). Image 3D de circuit de l'ECG 3 dérivation.

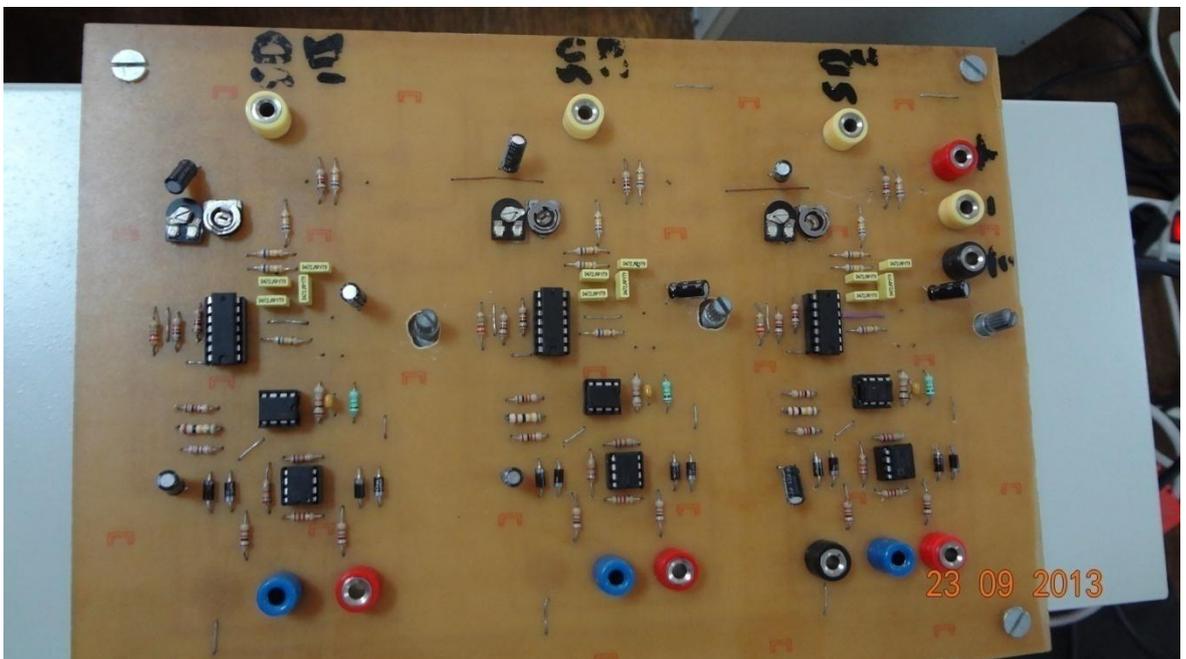


Figure (IV.6). L'image réelle de circuit de l'ECG 3 Dérivations.

### I.1. Les électrodes :

Comme nous avons dit sur l'intérêt des électrodes dans notre approche de mesure nous assurons le contact par les électrodes illustrées dans la Figure (IV.7).

L'objectif de l'utilisation de ces derniers est de transformer les concentrations ioniques en courant électrique sous une transmission bifilaire.



Figure (IV.7). photo du électrodes utilisé et le jeu de fils d'électrodes ECG.

**I.2. Circuit de protection contre les phénomènes électriques transitoires :**

Pour protéger l'amplificateur d'instrumentation contre les pics créés à travers le mouvement des électrodes, le circuit de la figure suivante sera utilisé :

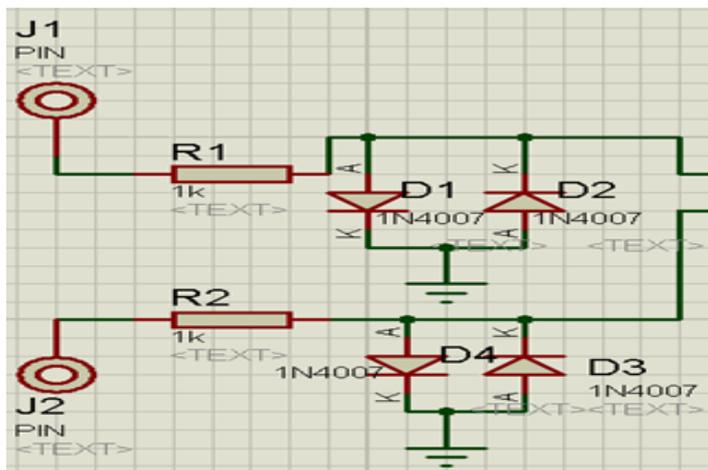


Figure (IV.8). circuit de protection contre les phénomènes transitoires.

Les résistances de  $1K\Omega$  permettent de protéger les diodes (D1, D2, D3, D4) 1N4007 à l'état passant jusqu'à une tension  $1K\Omega \times 1A = 1000V$ . Si la tension d'entrée est comprise entre  $-0.6V$  et  $0.6V$  les deux diodes seront bloquées. Si la tension dépasse ( $> 0.6V$ ) et ( $< -0.6V$ ), une diode est en état passant tandis que l'autre sera bloquée et prête à supporter une tension de  $1000V$ .

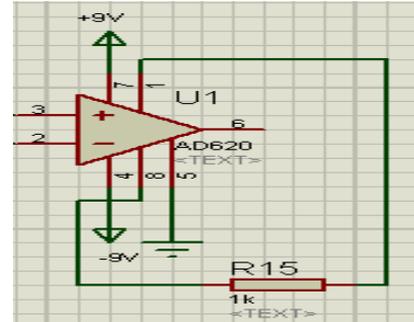
**I.3. la première Amplification :**

On a utilisé un amplificateur d'instrumentation AD620 qui a un taux de réjection du mode commun (TRMC) est très important et permet de travailler avec des signaux de très faible amplitude et dans une large bande de fréquence. Avec un gain égale :

$$G_1 = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1, \text{ et dans notre circuit le } R_G = 1 \text{ k}\Omega$$

$$G_1 = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{1 \text{ k}\Omega} + 1 = 50.4$$

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{G-1} = 1 \text{ k}\Omega .$$



<p><b>DI</b></p>	
<p><b>DII</b></p>	
<p><b>DIII</b></p>	

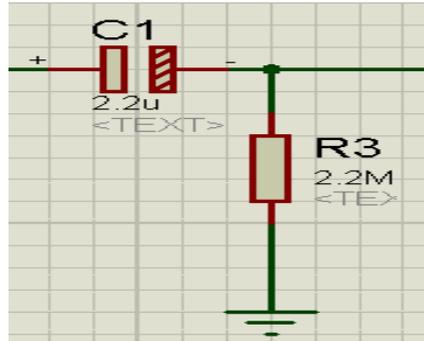
I.4. Le premier filtrage :

C'est un filtre passe haut (CR) passif du premier ordre afin d'éliminer la composante continue du signal de fréquence de coupure  $f_c$  :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_3 * C_1}$$

Et,  $R_3 = 2.2M\Omega$  ,  $C_1 = 2.2\mu F$  :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * 2.2 * 10^{-6} * 2.2 * 10^6} = 0.0329\text{Hz.}$$



DI	
DII	
DIII	

**I.5. La deuxième amplification :**

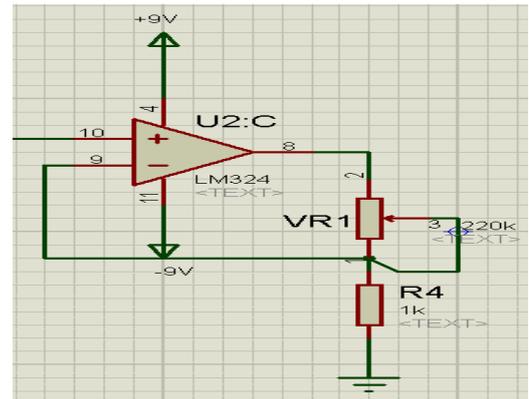
On va utiliser un amplificateur LM324 de quatre amplificateurs opérationnels quand on a choisi (U2 : C) pour la deuxième amplification dont on va calculer le gain comme suivant :

$$V_e = \frac{R_4}{VR1+R_4} V_s \quad , \quad \text{et} \quad V_s = 1 + \frac{VR1}{R_4} V_e$$

$$\frac{V_s}{V_e} = G_2 = 1 + \frac{VR1}{R_4} =$$

Et,  $0k \leq VR1 \leq 220k$  et  $R_4 = 1k$

$$1 \leq G_2 \leq 221 .$$

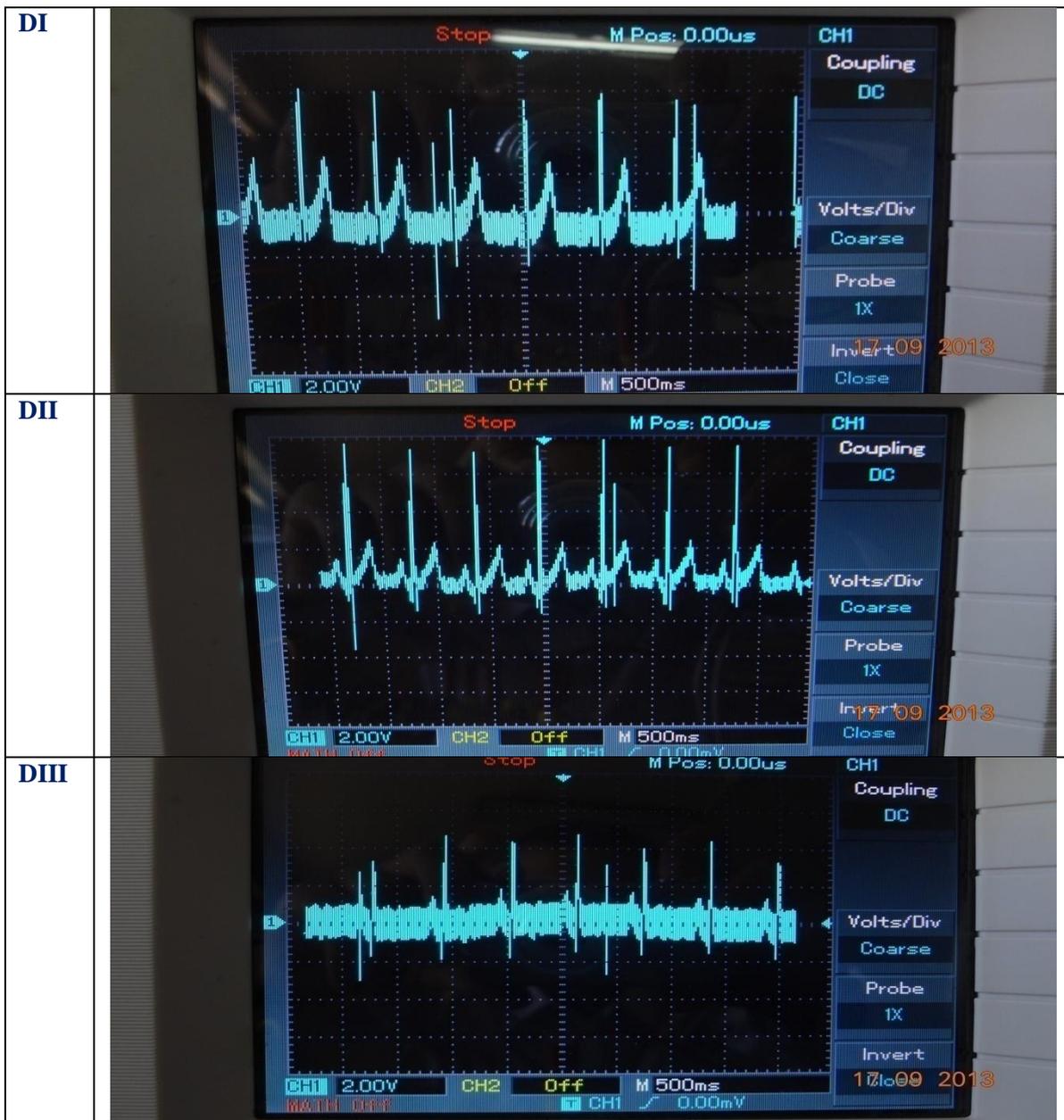
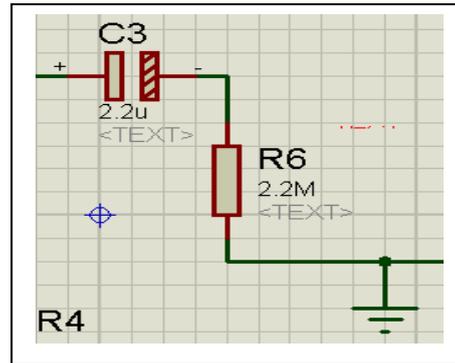


<p><b>DI</b></p>	
<p><b>DII</b></p>	
<p><b>DIII</b></p>	

**I.6. Le deuxième filtrage :**

C'est aussi un filtre passe haut pour éliminer le composant continu due de deuxième amplificateur de LM324 de fréquence de coupure  $f_c$  :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_6 * C_3} = \frac{1}{2 * \pi * 2.2 * 10^6 * 2.2 * 10^{-6}} = 0.0329 \text{ Hz}$$



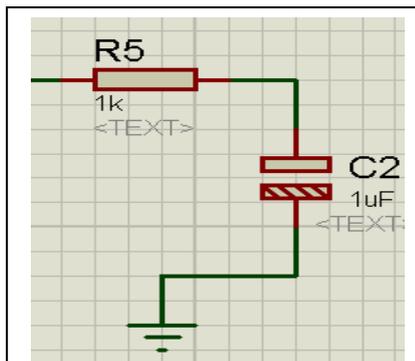
I.7. Le troisième filtrage :

C'est un filtre pass bas pour éliminer les bruits dus de mouvement de patient et des bruits électromagnétique de fréquence de coupure  $f_c$  :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_5 * C_2}$$

Et,  $R_5 = 1k\Omega$  ,  $C_2 = 1\mu F$  ;

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * 1 * 10^{-6} * 1 * 10^3} = 159.24 \text{ Hz} \approx 160 \text{ Hz.}$$

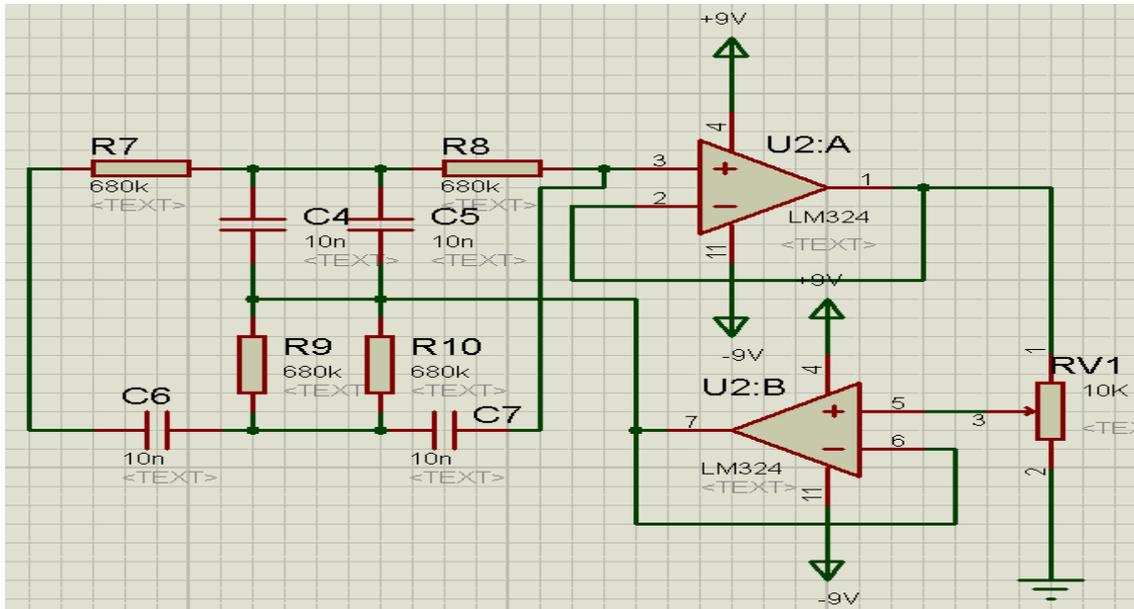


<p>DI</p>	
<p>DII</p>	
<p>DIII</p>	

I.8. Le quatrième filtrage :

C'est un filtre rejecteur qui est utilisé pour éliminer le 50Hz de secteur, c'est un filtre Twin T Notch avec un amplificateur LM324 (U2 :A ,U2 :B) ,On utilise un potentiomètre RV1 pour ajuster la fréquence de coupure :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 * \pi * 680 * 10^3 * 4,7 * 10^{-9}} = 49,80 \text{ Hz} \approx 50 \text{ Hz} .$$



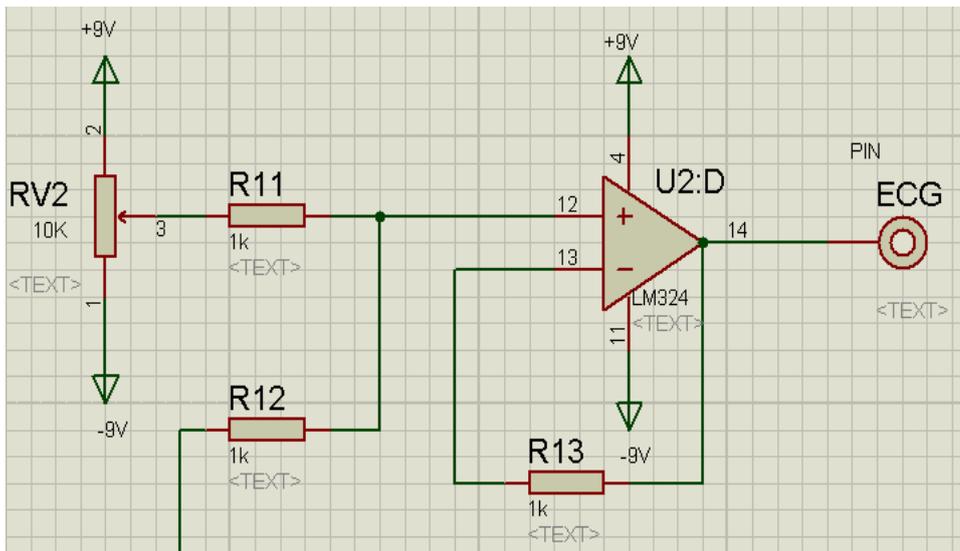


Nous avons remarqué que les deux signaux DI et DII sont presque égaux et le signal DIII est la petit.

### I.9. Circuit de réglage ligne de base :

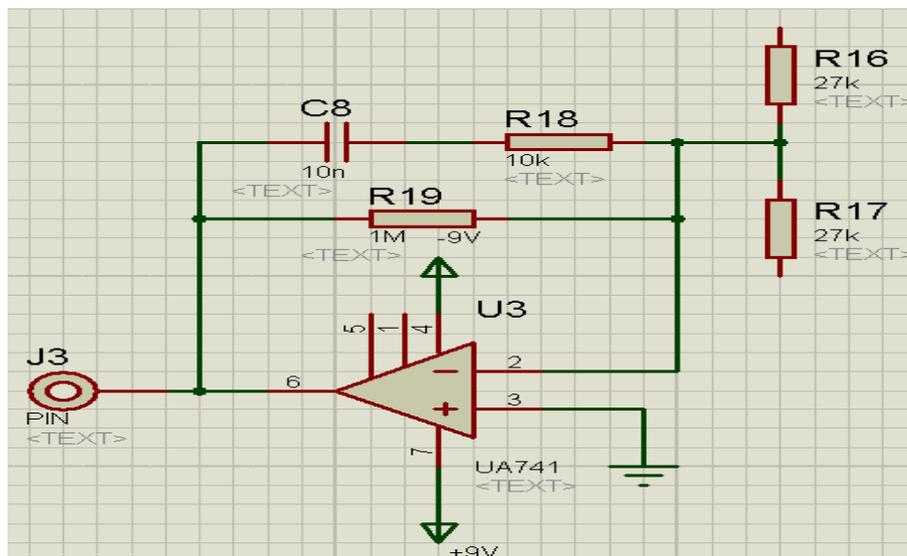
Pour ajuster le signal de l'ECG à la ligne de base, c'est-à-dire mettre le signal à la ligne de zéro en cours des perturbations de notre signal ECG à cause de mouvement de patient ou les électrodes

Nous avons utilisés l'étage (U2 : D) de l'amplificateur LM324 et le potentiomètre RV2 pour régler le composant continu :



### I.9. Circuit de l'électrode de pied droit :

Nous avons utilisés l'amplificateur UA741 comme amplificateur auxiliaire dans notre circuit comme on a expliqué dans la chapitreII ce circuit permet de protéger le patient contre le courant de fuite ou tension de mode commun :





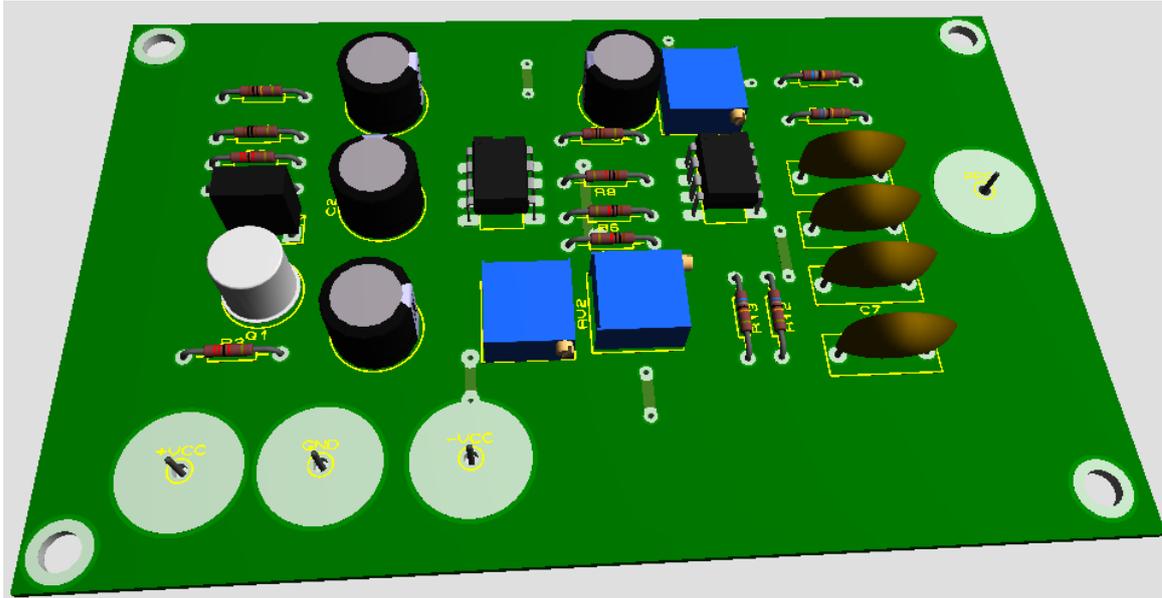


Figure (IV.11). L'image 3D du PPG.

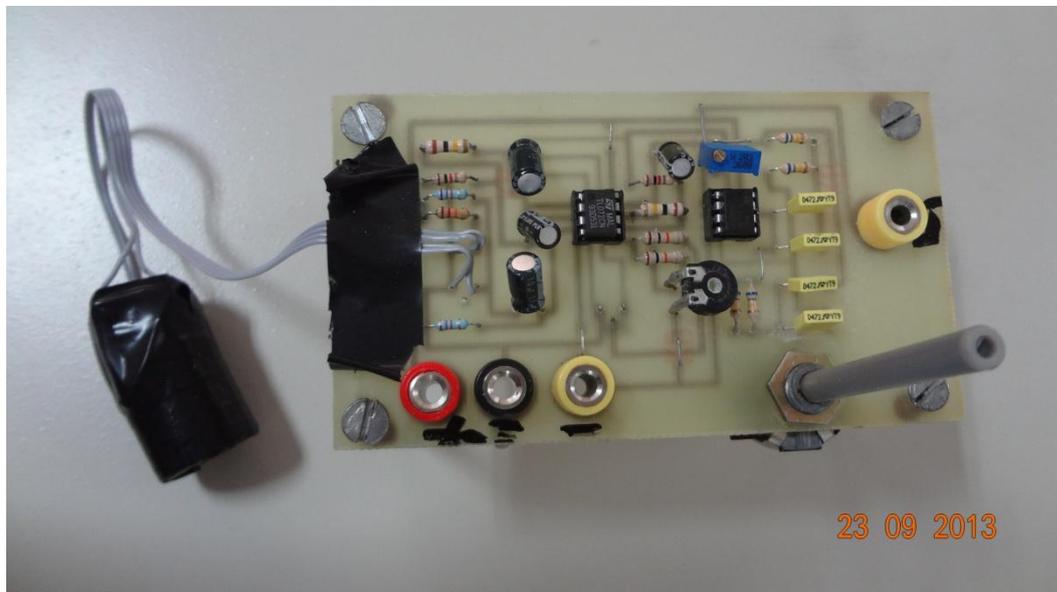
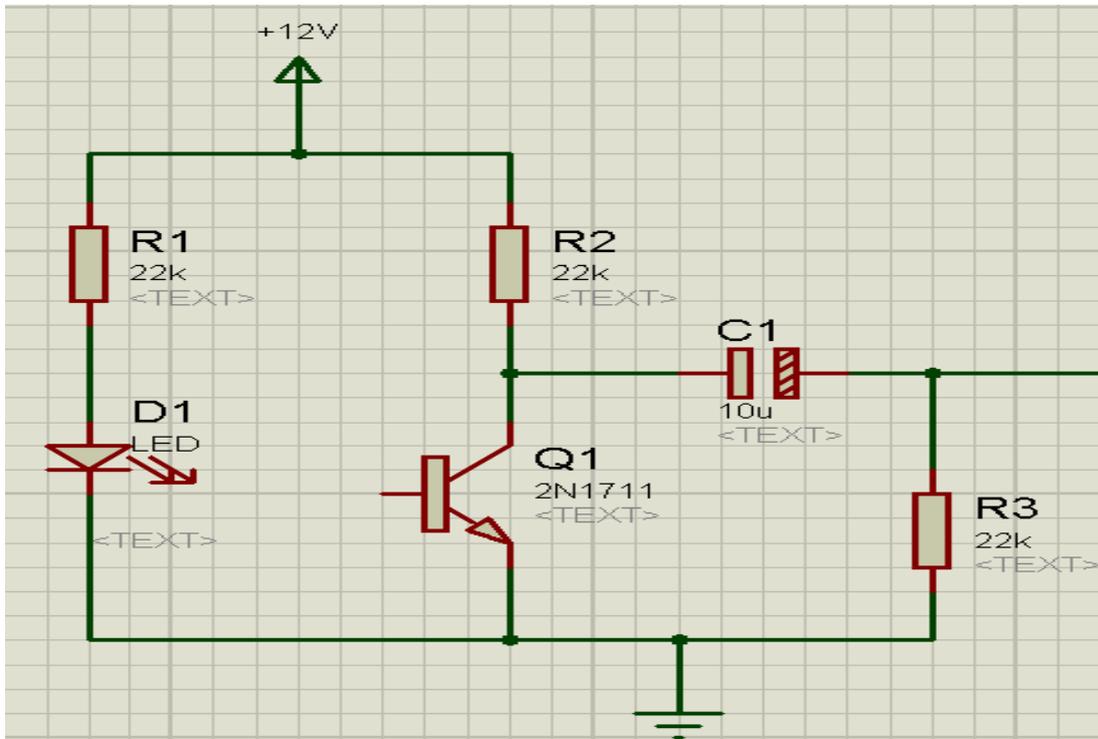


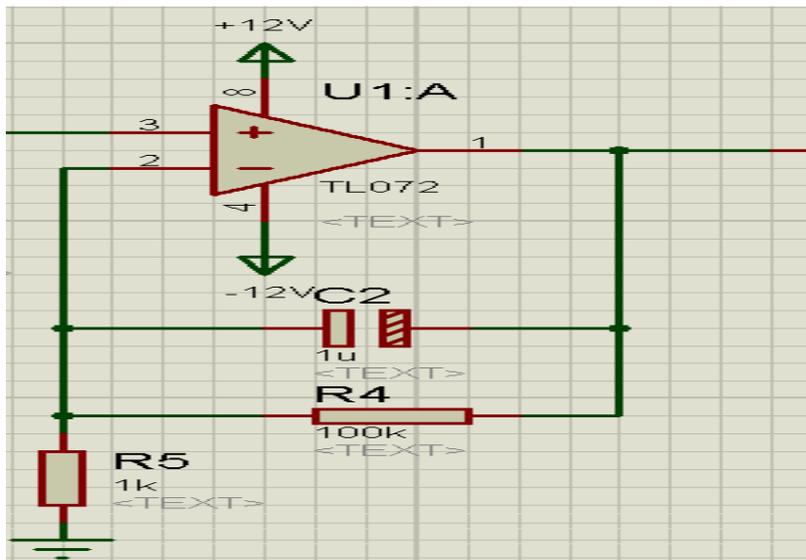
Figure (IV.12). L'image réelle de circuit du PPG réalisé.

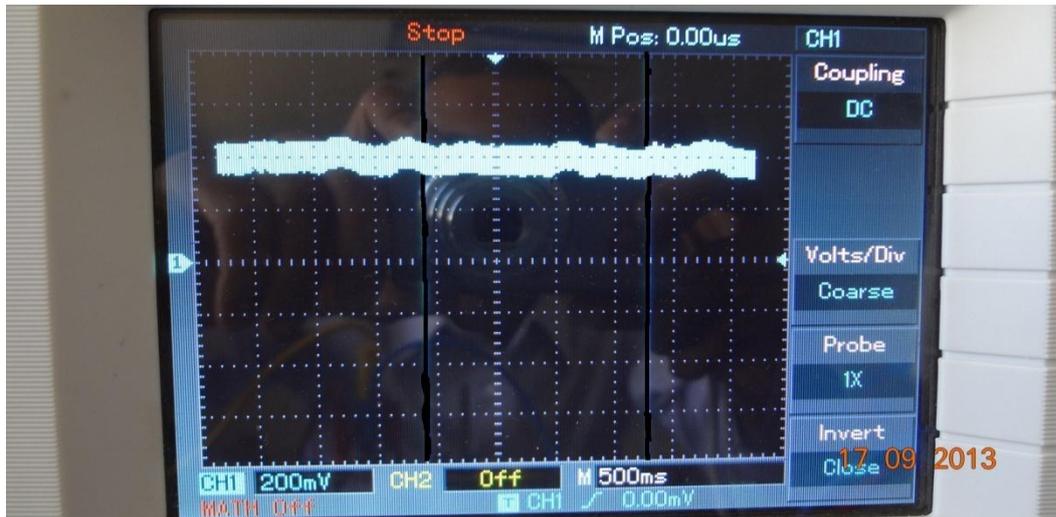
### 1. Capteur de PPG :

Le LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR. Un détecteur phototransistor Q1 BPW43 détecte les variations d'intensité lumineuse et le phototransistor est suivi par le filtre passe haut pour éliminer le composant continu.

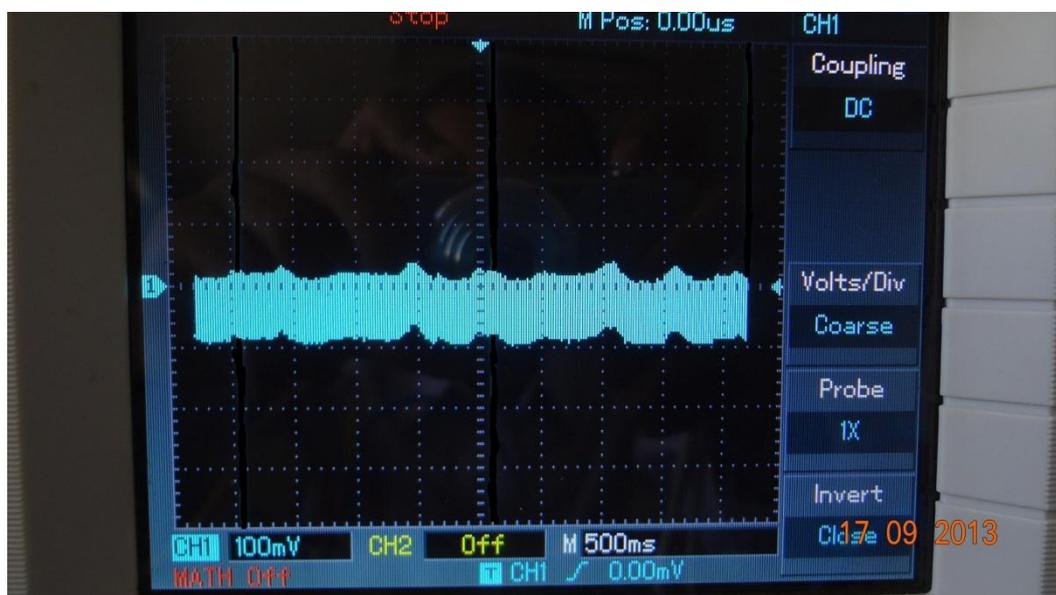
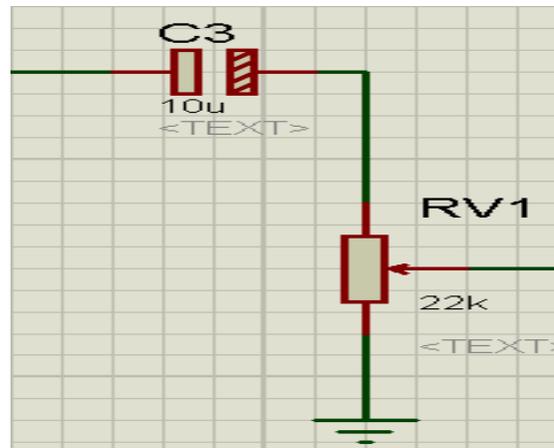


2. Un système électronique permet de filtrer et d'amplifier ces variations. Le gain du premier ampli est égal à 100 on utilise l'amplification TL072 (U1 : A). Cela permet d'amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor.

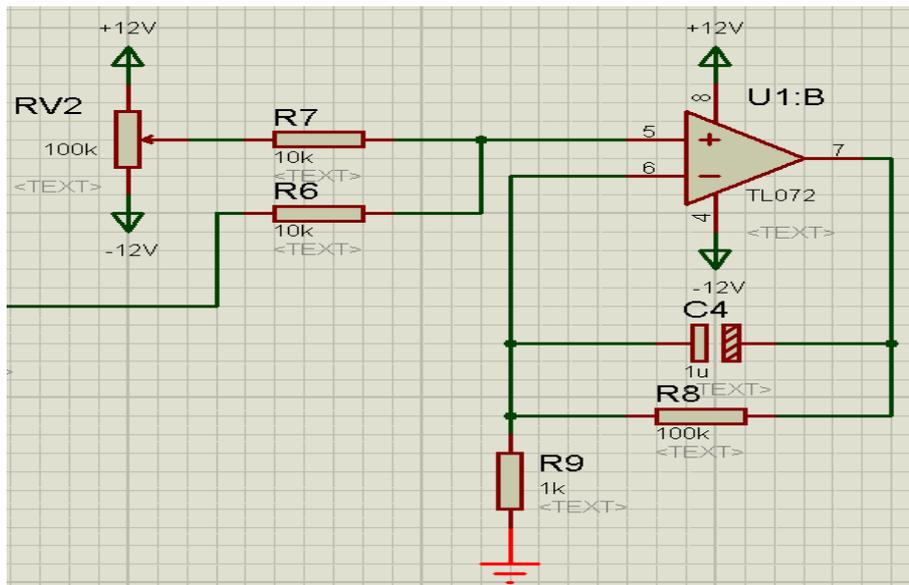




L'amplificateur est suivi par le filtre passe haut pour éliminer le composant continu, il est aussi lié à un potentiomètre RV1 permettant de contrôler le gain de deuxième amplificateur.

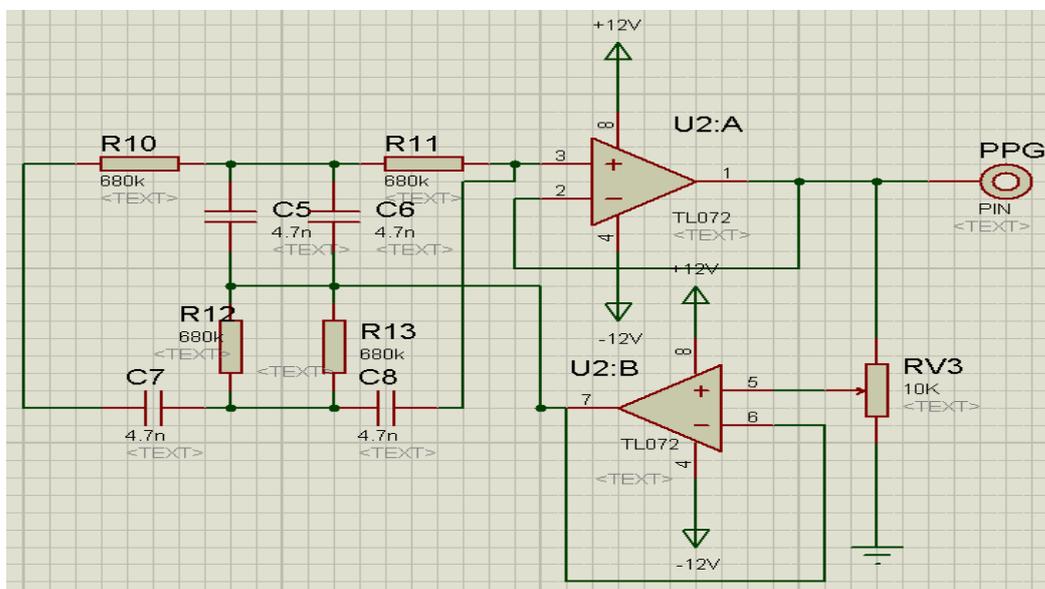


3. Le signal sera appliqué à un deuxième ampli TL072 (U1 : B). Le second potentiomètre RV2 est destiné à régler la composante continue et de l'éliminer s'il est nécessaire. Le signal de sortie est de l'ordre de 1V.



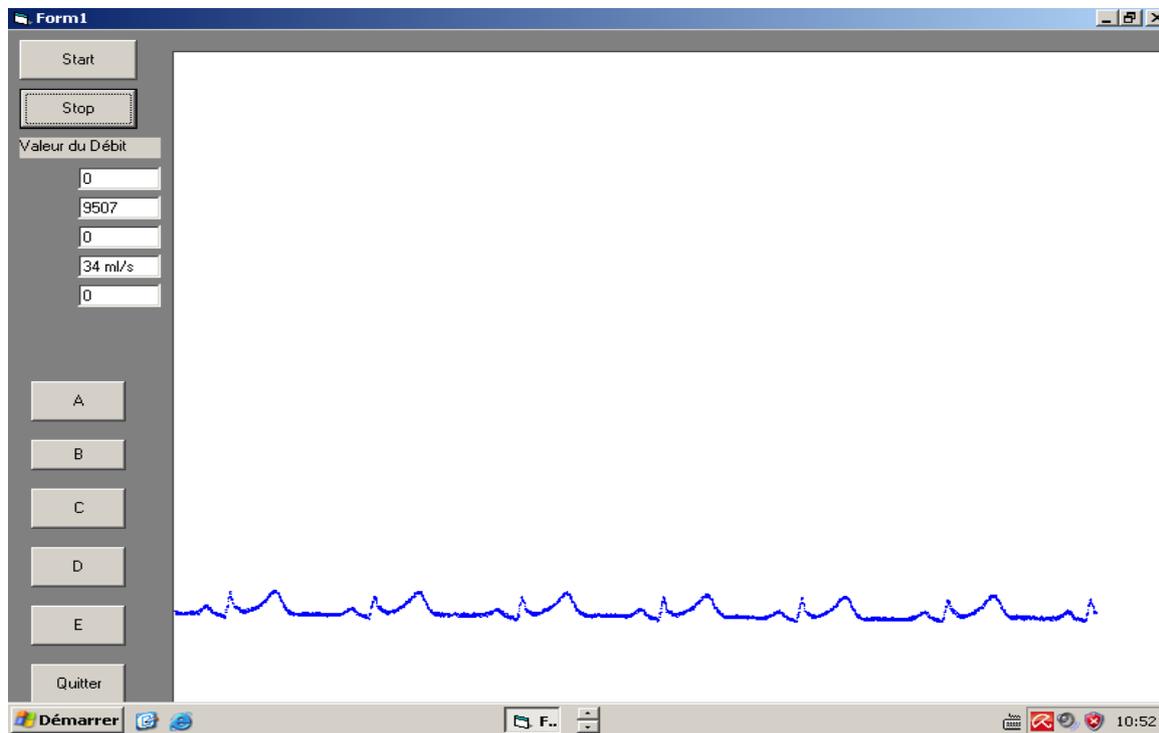
4. un filtre rejecteur est utiliser pour éliminer le 50Hz de secteur ,c'est un filtre Twin T Notch avec un amplificateur TL072 (U2 :A , U2 :B) ,On utilise un potentiomètre RV1 pour ajuster la fréquence de coupure :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 * \pi * 680 * 10^3 * 4,7 * 10^{-9}} = 49,80 \text{ Hz} \approx 50 \text{ Hz} .$$

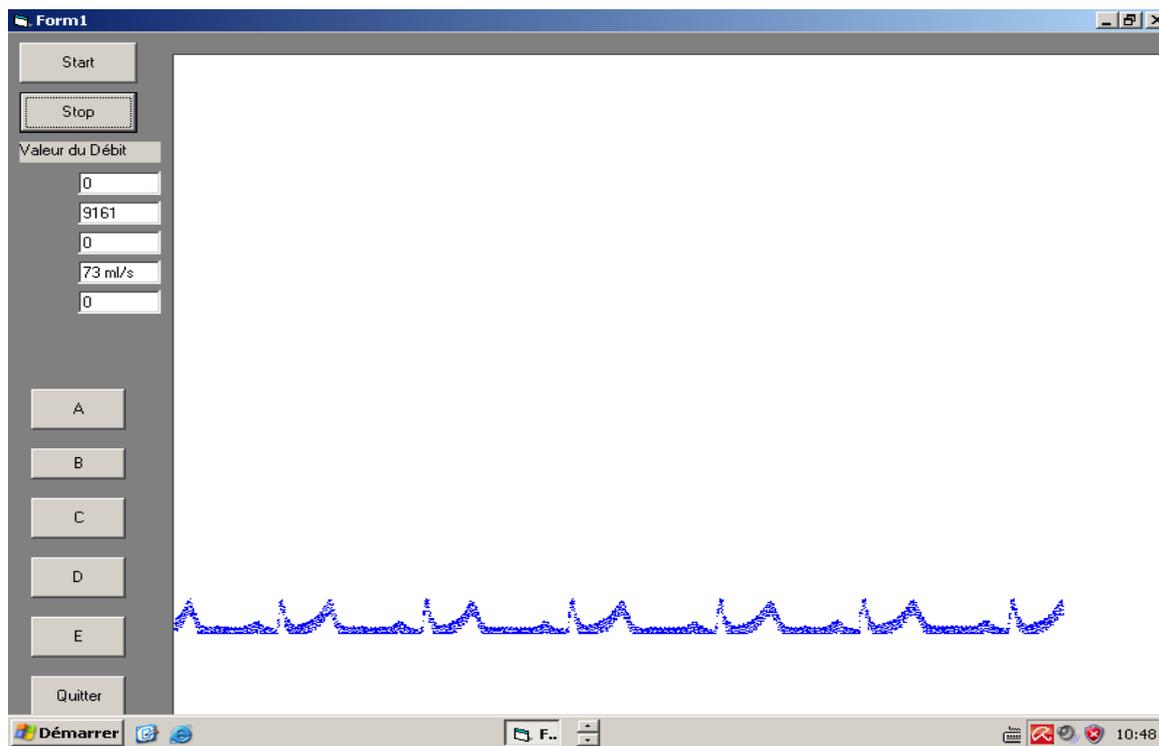


### III. Les résultats obtenues au moyen d'une carte d'acquisition de l'ECG 3 dérivations et le PPG :

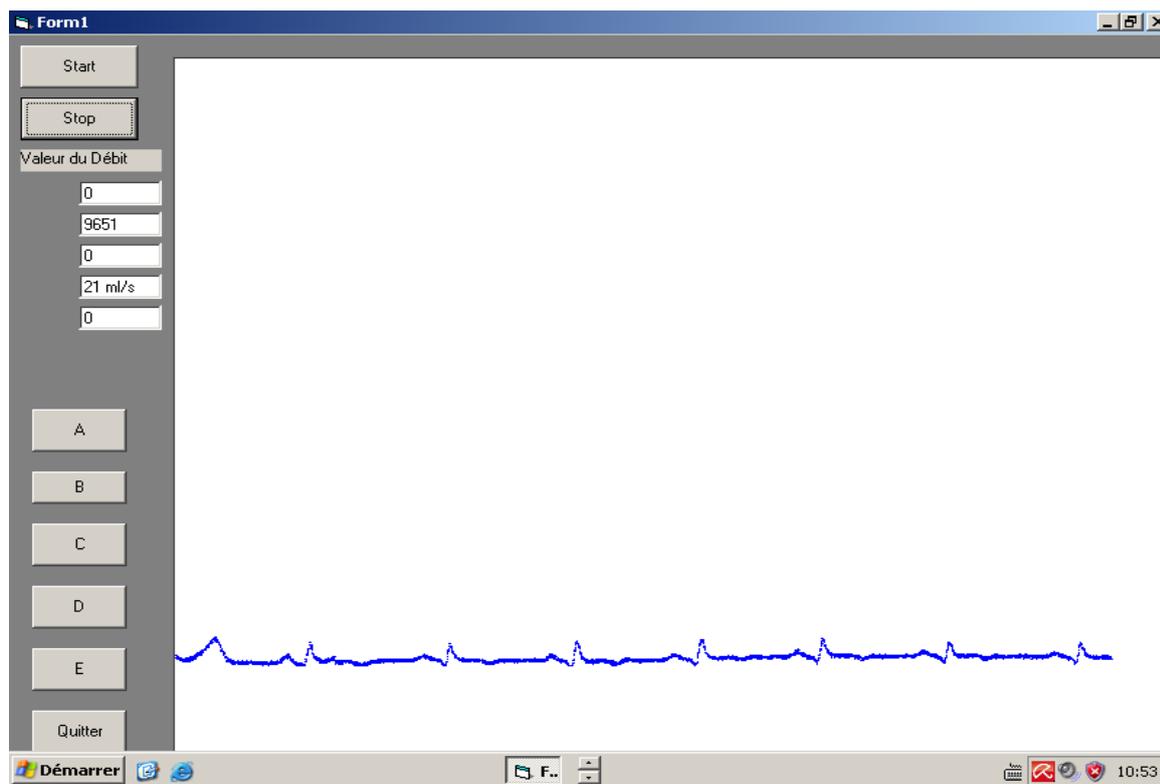
#### III. 1. Le signal de DI :



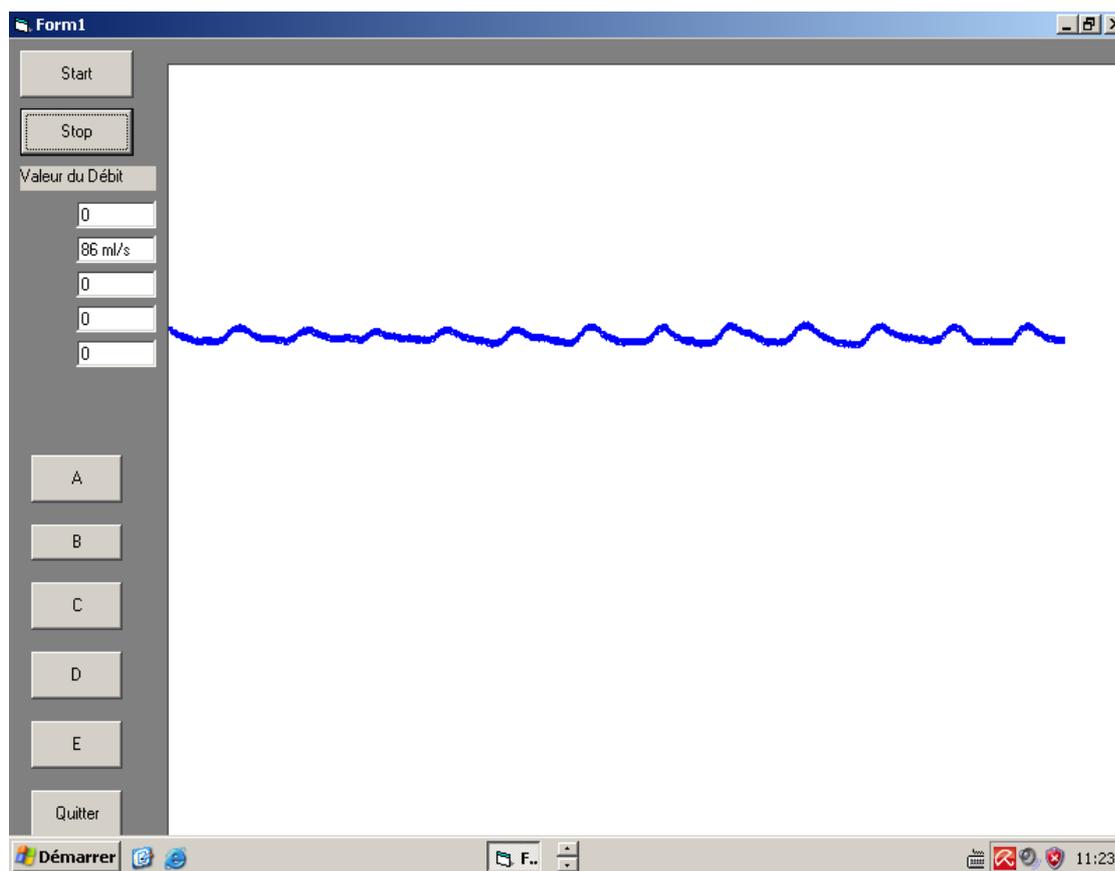
#### III. 2. Le signal de DII :



### III. 3. Le signal de DIII :



### III.4. Le signal de PPG :



### Conclusion :

Dans ce chapitre, une évaluation pratique du dispositif a été réalisée dans le but de confirmer la fonctionnalité de nos circuits.

Une description graphique de nos signaux a été illustrée par les résultats de mesure sur l'oscilloscope à mémoire et le PC au moyen d'une carte d'acquisition.

Dans un premier temps, nous avons fait une description détaillée du choix des composants rentrant dans la réalisation de système. En second lieu, nous avons implémenté le système réalisé étage par étage en mettant en évidence la sortie de chaque étage.

### Conclusion Générale

Le travail que nous avons développé dans le cadre de ce P.F.E est un travail de développement technologique. Il a consisté en la réalisation d'un électrocardiographe trois dérivation. Pour cela nous avons utilisé trois amplificateurs d'instrumentations du type AD620. Nous avons également implémente un circuit de mise en forme accomplissant les taches suivants:

- Filtrage de fréquence secteur au moyen d'un filtre passe-haut suivi d'un filtre passe-bas et filtre rejecteur de 50Hz.
- Un réglage de l'amplification au moyen d'un amplificateur (LM324) a gain variable permettant d'avoir en sortie un signal E.C.G standardisé.
- un circuit du pied droit qui permet de réduire la tension en mode commun due essentiellement au couplage capacitif du corps avec le réseau électrique.
- Un circuit de protection contre les effets transitoires était nécessaire pour limiter les tensions d'entrée de l'amplificateur d'instrumentation.
- Un réglage de la ligne de bas au moyen d'un amplificateur (LM324) permettant la compatibilité avec la carte d'acquisition micro contrôlée.
- Une interface d'acquisition basée sur un microcontrôleur PIC16F876A de Microchip programmé en assembleur sous environnement MPLAB sous protocole RS232.

Les signaux obtenus sous dérivation bipolaires DI, DII et DIII sont en concordance avec la morphologie des signaux E.C.G delà littérature.

Nous tenons à préciser que nous avons également procédé à la réalisation de photoplethysmographe au moyen optique, photodiode pour l'émission et phototransistor pour détecter les variations de lumière transmise de capillaire, et autour d'un amplificateur (TL072) pour amplifier et filtrer ces variations.

Compte tenue que ces deux explorations (ECG et PPG) sont devenues aujourd'hui inséparables puisque le premier représente l'activité électrique myocardique et le deuxième représente l'activité respiratoire myocardique.

Enfin nous souhaitons améliorer ce travail en arrivant a réaliser un système de monitoring contient l'ECG 12 dérivation et le SpO2.

# Liste des Figures

---

Figure.I.1. Vue de la face antérieure.....	4
Figure I.2. Vue antérieure interne du cœur.....	5
Figure I.3. Cycle cardiaque.....	6
Figure. I.4. Circulation sanguine.....	7
Figure 1.5 le potentiel d'action : myocardique (a) et celui du nœud sinusal (b).....	9
Figure I.6 Différentes morphologies du potentiel d'action selon les régions.....	9
Figure I.7. La forme du signal ECG.....	10
Figure I.8 : Le nœud sinusal et le système de conduction cardiaque.....	13
Figure 1.9 les 12 dérivations.....	14
Figure 1.10 les dérivations bipolaires.....	15
Figure 1.11 les dérivations unipolaires.....	16
Figure 1.12 les dérivations précordiales.....	17
Figure1.13 : composition d'une molécule de l'hémoglobine.....	18
Figure1.14 : schéma représentant la fixation d'O <sub>2</sub> par une molécule de l'hémoglobine.....	19
Figure1.15: configuration typique de l'oxymètre de pouls de détection sur un doigt. La lumière à deux longueurs d'onde différentes est émise par une source optique, de manière de la diffusion, dispersion à travers le doigt, et détectée sur le côté opposé par un photodétecteur.....	21
Figure 1.16 La forme de signal PPG.....	22
Figure1.17 : la loi de Beer-Lambert.....	24
Figure (II.1) Exemple de différentes électrodes d'ECG [18].....	27
Figure (II.2) électrodes de surface.....	27
Figure(II.3) : (a) les paramètres courant –tension, (b) les diodes de redressement, (c) les diodes zener, et (d) tube à décharge gazeuse.....	29
Figure(II.4) : Circuit de protection contre les phénomènes transitoire par les diodes de redressement.....	29
Figure(II.5) : représentation des tensions issues d'un capteur.....	30
Figure(II.6) : montage de préamplificateur.....	33
Figure(II.7) : échelle de potentiel.....	34

# Liste des Figures

---

Figure(II.8) : montage de l'amplificateur de différence.....	35
Figure(II.9) : montage de l'amplificateur d'instrumentation à trois étages.....	35
Figure(II.10) : Circuit de Piloter-droit-patte réduisant l'interférence de mode commun..	37
Figure(II.11) : l'influence de la basse fréquence sur l'allure de l'ECG.....	38
Figure(II.12). origine de la tension de mode commun.....	39
Figure(II.13) tension en sortie du câble de liaison.....	40
Figure(II.14) Exemple d'interférences 50Hz sur un tracé électrocardiographique.....	40
Figure(II.15). Interférences d'origine électromyographique.....	41
Figure(II.16). La chaîne de mesure d'un ECG.....	41
Figure(II.17). Notion de filtrage.....	43
Figure(II.18) circuit et réponse de filtre passe bas idéal.....	44
Figure(II.19) circuit et réponse de filtre passe haut idéal.....	44
Figure(II.20): Circuit de filtre rejeteur TWIN "T" et son réponse.....	45
Figure (II.21). Les photodiodes.....	47
Figure (II.22). Les phototransistors.....	47
Figure(II.23): montage amplificateur suiveur.....	48
Figure(II.24): cellule de filtre passe-haut premier ordre actif.....	49
Figure III.1. Structure d'une chaine d'acquisition.....	50
Figure III.2. Structure d'une carte d'acquisition.....	50
Figure III.3. Représentation d'un filtre passe bas.....	51
Figure III.4. Représentation symbolique de l'E/B.....	51
Figure III.5. Brochage du PIC16F876A.....	52
Figure III.6.Oscillateur à Quartz 20 MHZ.....	56
Figure III.7.Chronogramme de routine d'interruption [9].....	57
Figure III.8.Déroulement d'une Conversion.....	59
Figure III.9.Temps de conversion d'un bit TAD (les cases grisées sont hors plage d'utilisation).....	59

# Liste des Figures

---

Figure III.10. Le port en transmission .....	60
Figure III.11Le port en réception.....	61
Figure III.12.Liaison série asynchrone .....	62
Figure III.13Transmission série bit par bit .....	63
Figure III.14.Condition de transmission correcte [17].....	63
Figure III.15.Brochage du connecteur RS232 .....	63
Figure III.16.Caractéristiques électriques de la norme RS232 .....	64
Figure III.17.Brochage de circuit MAX232 .....	65
Figure III.18.Circuit électrique réalisé de la carte d'acquisition.....	66
Figure III.19.Circuit imprimé de la carte d'acquisition .....	66
Figure III.20.l'image 3D de la carte d'acquisition.....	67
Figure III.21.l'image réelle de la carte d'acquisition.....	67
Figure (IV.1).schéma bloc de circuit de l'ECG 3 dérivations et du PPG avec la carte d'acquisition.....	70
Figure (IV.2). L'image réelle de circuit de l'ECG 3 Dérivations, du PPG et la carte d'acquisition.....	70
Figure (IV.3). Schéma électrique de circuit d'ECG.....	71
Figure (IV.4). Circuit imprimé de circuit de l'ECG 3 dérivations.....	71
Figure (IV.5). Image 3D de circuit de l'ECG 3 dérivations. ....	72
Figure (IV.6). L'image réelle de circuit de l'ECG 3 Dérivations.....	72
Figure (IV.7). photo du électrodes utilisé et le jeu de fils d'électrodes ECG.....	73
Figure (IV.8). circuit de protection contre les phénomènes transitoires.....	73
Figure (IV.9). Circuit électrique réalisé de PPG.....	82
Figure (IV.10). Circuit imprimé réalisé de PPG.....	82
Figure (IV.11). L'image 3D du PPG.....	83
Figure (IV.12). L'image réelle de circuit du PPG réalisé.....	83

## 1. AD620 :

### 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)

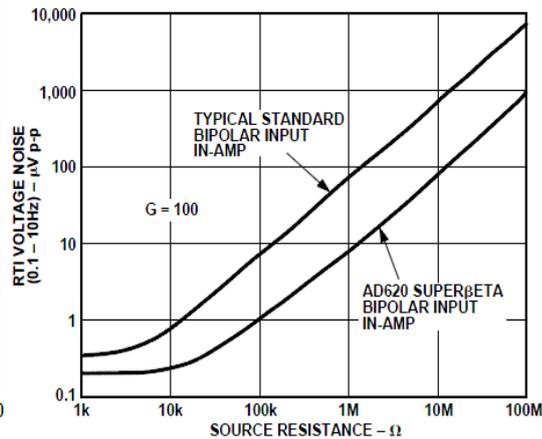
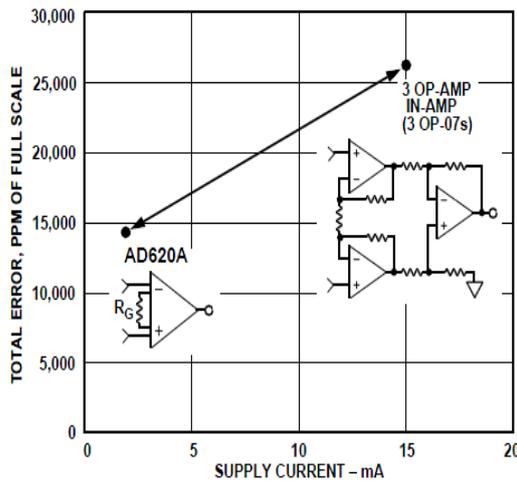
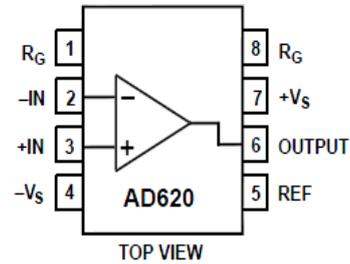
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

### CONNECTION DIAGRAM

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



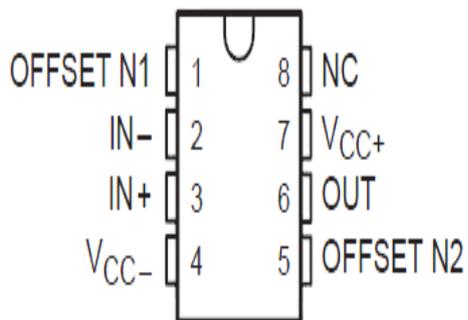
## 2. UA741 :

- Short-Circuit Protection
- Offset-Voltage Null Capability
- Large Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- No Frequency Compensation Required
- Low Power Consumption
- No Latch-Up
- Designed to Be Interchangeable With Fairchild  $\mu$ A741

$\mu$ A741M ... JG PACKAGE

$\mu$ A741C,  $\mu$ A741I ... D, P, OR PW PACKAGE

(TOP VIEW)



### 3. LM324 :

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375 $\mu$ A
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 5mV max.  
(for more accurate applications, use the equivalent parts LM124A-LM224A-LM324A which feature 3mV max.)
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE :  
SINGLE SUPPLY : +3V TO +30V  
DUAL SUPPLIES :  $\pm$ 1.5V TO  $\pm$ 15V



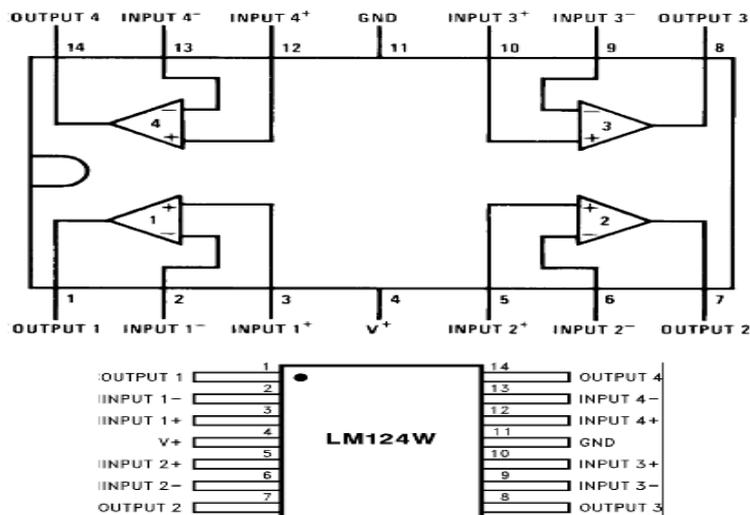
**N**  
**DIP14**  
(Plastic Package)



**D**  
**SO14**  
(Plastic Micropackage)



**P**  
**TSSOP14**  
(Thin Shrink Small Outline Package)

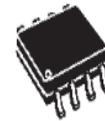


4. TL072A :

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- LOW NOISE  $e_n = 15nV/\sqrt{Hz}$  (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 :  $16V/\mu s$  (typ)

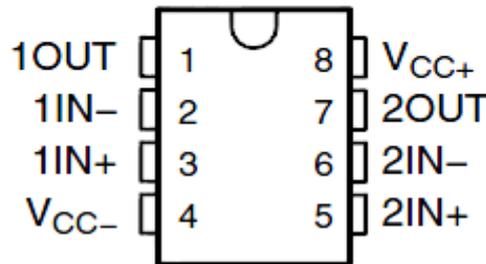


N  
DIP8  
(Plastic Package)



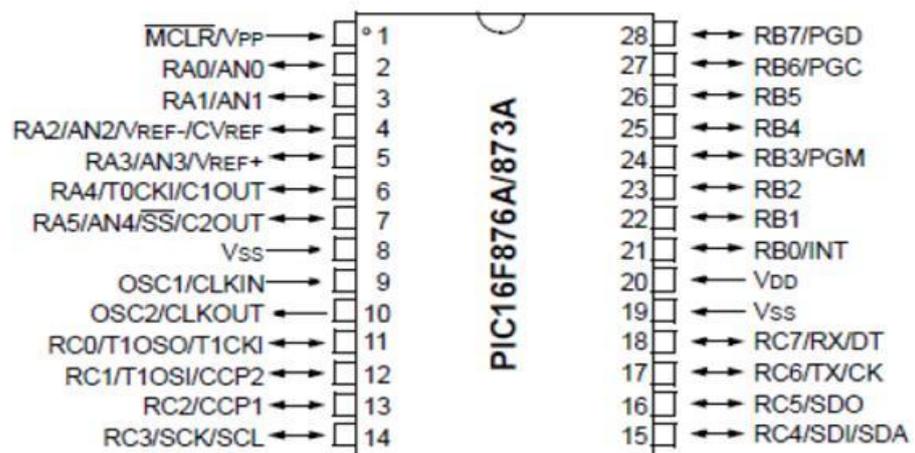
D  
SO8  
(Plastic Micropackage)

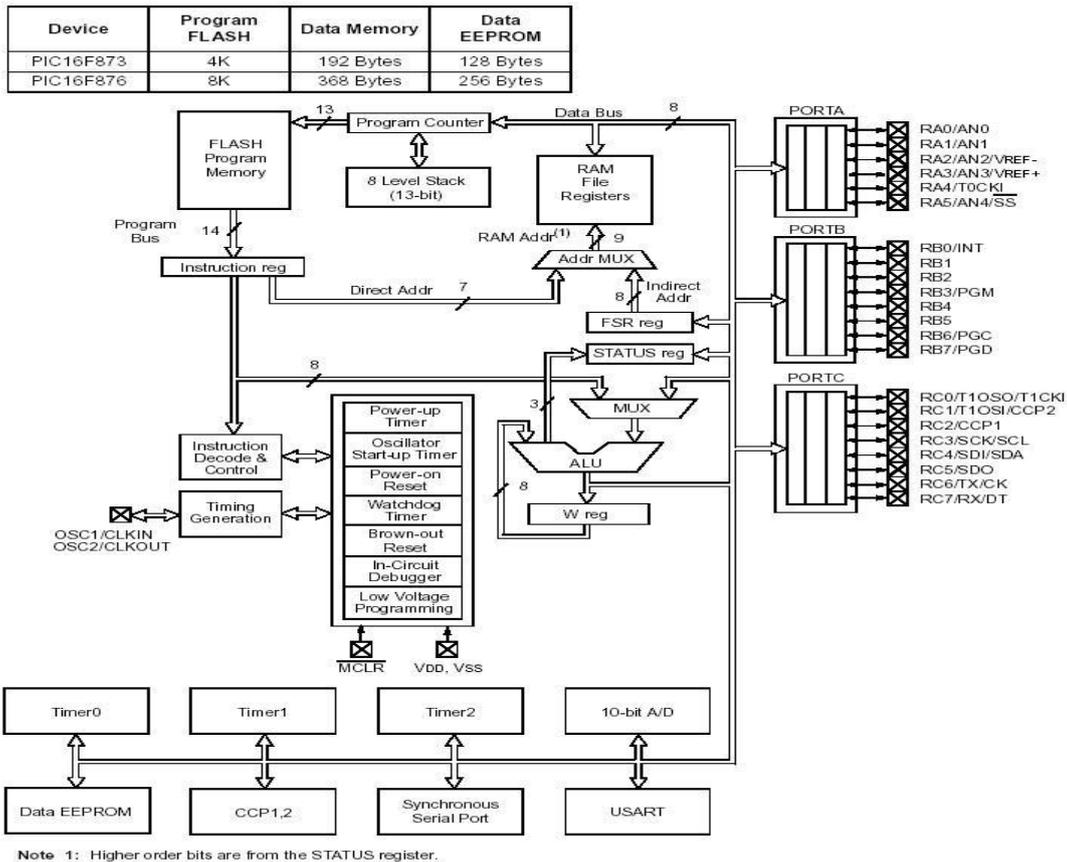
TL072, TL072A, TL072B  
D, JG, P, PS, OR PW PACKAGE  
(TOP VIEW)



5. PIC16F876A :

PDIP (28-pin), SOIC, SSOP

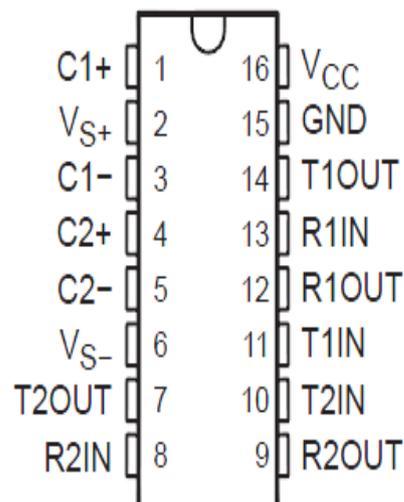




## 6. Le MAX232 :

- Meets or Exceeds TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operates From a Single 5-V Power Supply With 1.0- $\mu$ F Charge-Pump Capacitors
- Operates Up To 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- $\pm 30$ -V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- ESD Protection Exceeds JESD 22 - 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Upgrade With Improved ESD (15-kV HBM) and 0.1- $\mu$ F Charge-Pump Capacitors is Available With the MAX202
- Applications
  - TIA/EIA-232-F, Battery-Powered Systems, Terminals, Modems, and Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE  
 MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE  
 (TOP VIEW)



- [1]. Tortora et Grabowski, Principe d'anatomie et physiologie, 2<sup>ème</sup> édition français, De boeck université.
- [2]. Physiologie Cardiovasculaire :  
[www.sfcadio.fr/enseignement/cardiologues.../physiologie.pdf](http://www.sfcadio.fr/enseignement/cardiologues.../physiologie.pdf)
- [3]. Bronzio, JD. The Biomedical Engineering HandBook. Second Edition. CRC press LLC. New York. 3189p
- [4]. David Prutchi, Michael Norris. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation. A John Wiley & Sons, Inc., Publication.
- [5]. [Mémoire de Magister en Electronique Biomédical de Amine Aissa Mokbil ALI, Étude et Réalisation d'un Habitat Intelligent pour la Santé (HIS)] .
- [6]. Jean Gay, Michel Denos, et Patric Benoit ; « L'electrocardiogramme savoir L'interpreter ».
- [7]. [Mémoire de master de belmekhfi , Concrétisation d'une interface homme-machine d'informations physiologiques ECG-SpO2 à base d'un microcontrôleur 16bits ] .
- [8]. PH. AELE et all : « le transport de l'oxygène par le sang » ; Universite libre de Bruxelles ; Fevrier 2002.
- [9]. Alain GLEISE: « le Saturometre en EHPAD » ; Universite Rene Descartes-Paris V ;Année 2009.
- [10]. Sandrine LAUNOIS-ROLLINAT: « transport des gaz dans le sang » ; Universite Joseph Fourier de Grenoble; Année 2010/2011.
- [11]. Professeur Laurent BAUD: « transport des gaz dans le sang » ; Universite de Pierre et Marie Curie; Janvier 2003.
- [12]. Delvau N et al : « oxygenotherapie et utilité du saturometre en medicine générale » ; 29 Avril 2007.
- [13]. W. Mark saltzman : « Biomedical engineering bridging medicine and technology » ; Année 2009.
- [14]. Mohammed ESSENDOURI : « Identification et typage par (micro) spectroscopie IRTF des levures du genre candida d'origine Clinique » ; These pour l'obtention grade docteur de l'Universite REIMS; Année 2007.

- [15]. Fabien CHAUCHARD et Décile FONTANGE : « Introduction à l'apport des techniques proche infrarouge pour le contrôle des procédés de l'industrie pharmaceutique et démarche PAT » ; SPCTRA analyse n 269. Année 2009.
- [16]. mémoire de magister de nasr kaid ali mouli, exploration cardiovasculaire par étude corrélatrice des activités électriques et hémodynamiques cardiaques et l'activité rhéologique pariétale.
- [17]. Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems, By Stephen Lee and John Kruse.
- [18]. bouilleau g, bouret m, lauchet c, mégy-michoux i, soulat l, électrocardiogramme 18 dériviations : une réalité technique, extrait de la revue des samu, médecine d'urgence 2011.
- [19]. Joseph D. Bronzin: « The Biomedical Engineering Handbook » 2<sup>ème</sup> édition CR.C 2000.
- [20]. John G. Webster: « Medical Instrumentation Application and Design » ; Année 1998.
- [21]. Cours de Techniques et instrumentation d'explorations fonctionnelles : 2<sup>ème</sup> année Master Electronique Biomédicale, *prof* BEREKSI REGUIG.F.
- [22]. Olivier Français : « Amplificateur d'instrumentation » .Septembre 2002.
- [23]. TRAN Tien Lang : « Electronique Des Systèmes De Mesures » Masson, Paris, 1983.
- [24]. Les capteurs électrophysiologiques actifs, François VEDRINE, Stéfan BURNIER, Projet SPIBH, UTC, 98-99, pp 17, URL : <http://www.utc.fr/~farges/spibh/98-99/Projets/Capteurs/Capteurs.htm>.
- [25]. MONTIGNY Eric « Filtrage analogique » Cours complet. Juin 2006.
- [26]. Cours de filtrage analogique, filtre passif.
- [27]. Benmoulaï Hadj Mohamed: « Développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle » Mémoire de magister en électronique biomédical; Année 2009.
- [28]. Cours de Capteurs optiques, Sciences de l'ingénieur, NB-2005.
- [29]. Introduction à l'ECG, Juan Sztajzel, service de cardiologie, hôpitaux universitaires Genève.
- [30]. photoplethysmographie : aide au diagnostic en odontologie conservatrice – endodontie, Th. BRISSET.
- [31]. PROGRAMMATION PIC16F84A, première partie, DEMARRER LES PICS AVEC LE PIC16F84 Révision 16. Réalisation : Bigonoff  
Email : [bigocours@hotmail.com](mailto:bigocours@hotmail.com).
- [32]. Roger D. Hersch « Informatique industrielle, Microprocesseurs et interface temps réel, collection informatique, » PRESSES POLYTECHNIQUES ET UNIVERSITAIRES ROMANDES.
- [33]. A. Oumnad « MICROCONTROLEURS Famille Mid-Range de Microchip LE PIC 16F876/877 ».
- [34]. [http://fabrice.sincere.pagespersorange.fr/cm\\_electronique/projet\\_pic/carte%20acquisition%207%20voies/carte\\_acquisition7voies.htm](http://fabrice.sincere.pagespersorange.fr/cm_electronique/projet_pic/carte%20acquisition%207%20voies/carte_acquisition7voies.htm) (La date de voir le site 09/10/2011).
- [35]. LA PROGRAMMATION DES PICS PAR BIGONOFF SECONDE PARTIE – Révision 13 LA GAMME MID-RANGE PAR L'ETUDE DES 16F87X (16F876-16F877).

- [36]. [http://worldserver.oleane.com/heissler/port\\_serie/serie1.html](http://worldserver.oleane.com/heissler/port_serie/serie1.html)
- [37]. <http://www.technologuepro.com/TP-miniprojet-electronique/miniprojet-6-realisation-carte-acquisition-donnees-unive.pdf>(La date de voir le site 09/10/2011)
- [38]. Daniel Litaize « USART: UniversalSynchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter : Université Paul Sabatier » 09/12/2004
- [39]. <http://www.tavernier-c.com/serie.htm>(La date de voir le site 09/10/2011)

## **Résumé**

Le domaine médical a bénéficié ces dernières décennies du progrès réalisé dans les technologies de l'électronique. Actuellement, Le matériel, les systèmes et les appareils médicaux utilisent des composants électroniques de plus en plus spécifiques rendant ces instruments plus efficaces et répondant aux normes des utilisateurs.

L'affichage simultané/en temps réel des grandeurs physiologiques vitales a permis de connaître et de surveiller l'état du patient. Dans ce contexte, on peut citer l'activité électrique du cœur (ECG) et la photoplétysmographie (PPG).

Dans ce travail, nous avons discuté et réalisé un prototype de mise en forme de l'ECG 3 dérivations et du PPG. Le résultat final de notre conception a abouti à une chaîne d'étages électroniques nécessaires pour extraire les grandeurs physiologiques et une carte d'acquisition autour d'un microcontrôleur PIC16F876A pour gérer l'affichage de ces grandeurs physiologiques sur un ordinateur.

**Mots clé :** ECG, PPG, pic16F867A, carte d'acquisition.

## **Abstract**

The medical domain benefitted these last decades of the progress achieved in the technologies of electronics. Currently, the material, the systems and the medical devices use more and more specific electronic components which returning these more efficient instruments and respondent to the norms of the users.

The main purpose of the use of medical equipment is to give a clear translation to the physiological processes as well as to provide the necessary information that can assist clinicians in the knowledge of patients' conditions and the origin of pathologies.

The real time monitoring of the physiological and vital parameters gives a direct and a valuable access to the knowledge of the state of the patient. In this context, the electrical activity of the heart (ECG) and the photoplethysmography (PPG) are among the best examples.

In this work, we discuss the design of a prototype capable of measuring; extracting and adapting physiological information as well as displaying it through a monitoring card realized around a 16bits microcontroller.

**Keywords:** ECG, PPG, pic16F867A, monitoring card.