



جامعة أبو بكر بلقايد
تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : LARBAOUI Assia et OUEZZANI Ibtisam

**ETUDE ET REALISATION D'UN CARDIO-
TACHYMETRE NUMERIQUE A L'AIDE DES
SIGNAUX ECG ET PPG**

Soutenu le 02/07/2019 devant le Jury

Ms.	KERAI Salim	MCA	Université de Tlemcen	Président
Ms	TAOULI Sid-Ahmed	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	HABIBES Naïma	MAA	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2018-2019

Remerciement

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

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

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

*Nous tenons à remercier tous les membres de jury Mr KERAI
Salim et Md HABIBES Naima de nous avoir honorés en
acceptant de juger notre modeste travail.*

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

Dédicaces

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

Nos parents

Grace à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices durant toute la période d'étude, ils nous ont créé le climat affectueux et propice à la poursuite de nos études. Nous prions le bon dieu de veiller sur eux et de les bénir, en espérant qu'ils seront toujours fiers de nous.

Nos frères et sœurs, amis

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

A nos professeurs

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

A tous nos collègues

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

SOMMAIRE

Remerciement

Dédicace

Sommaire

Liste des figures

Liste des tableaux

Glossaire

Introduction général 1

Chapitre I : Le système cardiovasculaire et les signaux électro-physiologique.

I.1. Introduction.....	2
I.2. Système cardiovasculaire.....	2
I.2.1. Le Cœur.....	2
I.2.1.1. L'Activité Cardiaque.....	3
I.2.2. Les vaisseaux	5
I.2.3. le sang	6
I.2.4. Circulation sanguine	6
I.3. Electrocardiographie E.C.G.....	8
I.3.1. Historique.....	8
I.3.2. L'électrocardiogramme :	8
I.3.2.a. Définition	8
I.3.2.b. Interprétation du Signal ECG.....	8
I.3.3. Dérivation électrocardiographies	9
I.3.3.a. Dérivations bipolaire d'Einthoven.....	9
I.3.3.b. Dérivations précordiales	10
I.3.4. Les artefacts de l'ECG.....	11
I.4. Photo pléthysmographie PPG	11
I.4.1. Historique :	11
I.4.2. Principe de fonctionnement	11
I.4.3. Photopléthysmogramme.....	12
I.4.3.a. Définition	12
I.4.3.b. Caractéristique du signal PPG.....	12
I.4.4. Limites de mesure de la photo pléthysmographie de pouls	14
I.5. Rythme Cardiaque	15
I.5.1. Définition.....	15
I.5.2. Mesure du rythme cardiaque.....	15
I.5.3. Les troubles du rythme.....	16
I.5.3.a. Définition	16
I.5.3.b. Exemples des troubles du rythme	16
I.5.4. Fréquence cardiaque :	18
I.6. Conclusion.....	19

CHAPITRE II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique.

II.1. Introduction.....	20
II.2. Objectif.....	21
II.3. Initiation à la Structure et Principe de Fonctionnement du Cardio-Tachymètre.....	21
II.3.1. Etude et Réalisation de la Chaîne d'Acquisition Electrocardiographique.....	22
II.3.1.1. Capteur ECG (Electrodes).....	23
II.3.1.2. PréAmplification.....	24
II.3.1.3. Mise en forme du signal ECG.....	26
II.3.2. Etude et Réalisation du Circuit d'exploration Photoplethysmographique.....	30
II.3.2.1. Capteur PPG.....	30
II.3.2.2. Mise en forme du signal PPG.....	32
II.3.3. Circuit de la détection des battements cardiaque.....	34
II.3.4. Conception réalisation du système de Traitement numérique à base de microcontrôleur.....	36
II.3.4.1. Présentation de la carte ARDUINO.....	36
II.3.4.2. Afficheur LCD.....	38
II.3.4.3. Algorithme de programmation.....	40
II.3.4.4. Simulation du compteur de fréquence cardiaque.....	40
II.4. Réalisation du circuit d'alimentation.....	41
II.5. Conclusion.....	43

CHAPITRE III : Tests et Résultats.

III.1. Introduction	44
III.2. Concrétisation des circuits et mesures pratiques.....	44
III.2.1. Carte d'acquisition électrocardiographique : signal ECG.....	44
III.2.2. Carte d'acquisition photoplethysmographique : signal PPG.....	48
III.2.3. Carte de traitement numérique automatisé.....	51
III.3. Présentations des cartes réalisées et du dispositif final.....	52
III.3.1. Carte analogique d'acquisition des signaux ECG et PPG.....	52
III.3.2. Carte de traitement numérique et d'alimentation.....	53
III.4. Comparaison des résultats des tests.....	55
III.5. Test de Validation du dispositif.....	58
III.6. Conclusion :.....	59
Conclusion général	60

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXE

Liste des figures :

Figure I.1 : Schéma du système cardiovasculaire.

Figure I.2 : L'anatomie du cœur.

Figure I.3 : fonctionnement électrique du cœur.

Figure I.4. Schéma représentatif de Cycle cardiaque.

Figure I.5. Les vaisseaux sanguins.

Figure I.6 : Les constituants du sang.

Figure I.7 : La petite circulation.

Figure I.8 : La grande circulation.

Figure I.9 : l'emplacement des électrodes ECG.

Figure I.10 : électrocardiogramme normal.

Figure I.11 : Triangle de Dérivations Standards (bipolaires).

Figure I.12 : placement des électrodes précordiales.

Figure I.13 : Le principe photopléthysmographique.

Figure I.14 : Les composantes du signal photopléthysmogramme.

Figure I.15 : Signal photopléthysmogramme.

Figure I.16 : Représentation de rythme cardiaque par l'intervalle R-R et P-P.

Figure I.17. Arythmie cardiaque de type ' blocs auriculo-ventriculaires'.

Figure I.18 Arythmie cardiaque de type 'Fibrillation et flutter auriculaire'.

Figure I.19 Arythmie cardiaque de type 'Tachycardie supraventriculaire'.

Figure I.20 Arythmie cardiaque de type 'Syndrome de Wolf-Parkinson-White'

Figure I.21 Arythmie cardiaque de type 'Tachycardie ventriculaire'.

Figure I.22 Arythmie cardiaque de type 'Fibrillation ventriculaire'.

Figure I.23 : Mesure de la fréquence cardiaque par l'intervalle R-R.

Figure II.1 : les deux types de tachymètres.

Figure II.2 : schéma bloc de tachymètre à réaliser.

Figure II.3 schéma bloc de chaine d'acquisition de signal ECG.

Figure II.4 : types d'électrodes.

Figure II.5 circuit standard d'un amplificateur d'instrumentation.

Figure II.6 : branchement et représentation de l'AD620.

Figure II.7 : Simulation de circuit de pré-amplification.

Figure II.8 : la réponse en fréquence de filtre passe bas.

Figure II.9 : signal d'entre avant et après filtre passe bas.

Figure II.10 à gauche, La simulation du filtre P-B. à droite, le tracé de Bode du filtre.

Figure II.11 : à gauche, La simulation du filtre P-H. à droite, le tracé de Bode du filtre.

Figure II.12 : simulation filtre passe -bas réalisée et sa fréquence de coupure.

Figure II.13 : simulation filtre passe -haut réalisée et sa fréquence de coupure.

Figure II.14 : Montage d'un amplificateur non-inverseur avec Gain ajustable.

Figure II.15 : Le schéma bloc de mise en forme du signal photoplethysmogramme.

Figure II.16 : les différents types de la sonde photoplethysmographique.

Figure II.17 : diagramme d'émission-réception de la sonde pince

Figure II.18 : L'étage d'amplification du signal PPG.

Figure II.19 : circuit de filtrage du signal PPG

Figure II.20 : signal carré TTL de sortie d'un comparateur standard

Figure III.21 : Circuit détecteur de pic.

Figure II.22 : circuit générateur d'impulsion des signaux ECG et PPG à comparateur de tension

Figure II.23 : présentation des différentes connexions d'une carte ARDUINO UNO.

Figure II.24 : organisation structurel d'un programme en ARDUINO

Figure II.25 : différentes broches de l'afficheur LCD.

Figure II.26 : Algorithme de programmation de l'arduino.

Figure II.27 : simulation et test de validité de programme de comptage de fréquence cardiaque.

Figure II.28: circuit d'inversion de tension DC via l'ICL7660.

Figure II.29 : circuit de conversion de tension DC à 5V par régulateur de tension LM7805.

Figure II.30 : simulation du circuit d'alimentation du prototype.

Figure III.31 : simulation du circuit d'alimentation Cas de chargeur.

Figure III.1 : circuit de détection du signal ECG à 6 points de test.

Figure III.2 : Les électrodes réalisées.

Figure III.3 : Le signal ECG à la sortie de l'AD620.

Figure III.4 signal ECG filtré (Blue : PB), (jeune : PH).

Figure III.5 : Le signal ECG final acquit

Figure III.6 : la détection du pic R.

Figure III.7 : train d'impulsions de pics R.

Figure III.8 : circuit de détection du signal PPG à 4 points de test

Figure III.9 : capteur PPG réalisé.

Figure III.10 : le signal PPG détecté.

Figure III.11 : le signal PPG amplifié.

Figure III.12 : le signal PPG final.

Figure III.13 : train d'impulsions de l'onde P.

Figure III.14 : décalage temporel entre le signal ECG-PPG

Figure III.15 : Schématisation du circuit d'acquisition ECG et PPG par ARES.

Figure III.16 : Représentation de la carte d'acquisition ECG-PPG en 3D

Figure III.17 : Circuit imprimé de carte d'acquisition ECG_PPG

Figure III.18 : schématisation de la carte de traitement numérique et d'alimentation.

Figure III.19 : carte de traitement numérique et d'alimentation en 3D.

Figure III.20 : Circuit imprimé de chaine numérique et d'alimentation

Figure III.21 : Photographie du dispositif réalisé finale sans boite

Figure III.22 : Test et Résultats du premier patient.

Figure III.23 : Test et Résultats du Deuxièmes patient.

Figure III.24 : Test et Résultat du troisième patient.

Figure III.25 : Test de mesure de FC par un tensiomètre électronique et notre dispositif.

Figure III.26 : Résultats de test de validation de notre tachymètre par rapporta a un tensiomètre électronique.

Liste des tableaux

Tableau II.1 : caractéristique et avantage d'application de LM386.

Tableau II.2 : Rôle et mon de chaque bouche.

GLOSSAIRE

A

AOP : Amplificateur Opérationnel.

B

BAV : blocs auriculo-ventriculaires.

BPM : battements par minute.

C

CO : monoxyde de carbone

E

ECG : électrocardiogramme

EMG : électromyogramme

F

FC : fréquence cardiaque.

FC : Fréquence de Coupure.

I

IR: Infrarouge.

L

LCD : Liquid Crystal Display

LDR : Light Dépendent Résistor

LED: Light Emitting Diode.

O

O₂ : oxygène

P

PPG : Photopléthysmographie

R

RPM: Revolutions Par Minute.

S

SaO₂ : saturation en oxygène.

SpO₂ : saturation pulsée en oxygène.

T

TTL: Transistor-Transistor Logic.

TRMC : Taux de Rejection en Mode Commun.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GENERAL

Le cœur est un muscle, son fonctionnement mécanique est celui d'une pompe chargée de distribuer et de récupérer le sang dans les poumons et dans le système cardiovasculaire, et son fonctionnement électrique est régulé par le nœud sinusal c'est un stimulateur ou régulateur électrique chargé de déclencher les battements naturels du cœur qui rythment le fonctionnement du corps.

Les médecins surveillent le fonctionnement cardio-vasculaire en enregistrant le signal électrique appelé électrocardiogramme (ECG) ou Photo pléthysmographie (PPG). A partir de ces deux signaux pouvant extraire énormément des paramètres liés à l'activité de cœur ou des vaisseaux, parmi eux c'est la fréquence cardiaque.

La mesure quotidienne de ce paramètre nous aide de prévenir des maladies cardiaques. La difficulté se trouve au niveau de la disponibilité des appareils de mesure de ce paramètre, seulement dans des établissements hospitaliers.

Les publications montrant qu'il est pratiquement possible de mesurer la fréquence en utilisant des capteurs biomédicaux. L'objectif principal de ce projet est la réalisation d'un cardio-tachymètre numérique capable de mesurer et d'afficher la fréquence cardiaque à partir de l'exploration en continue d'un électrocardiogramme (ECG) et d'un photoplethysmogramme (PPG).

Pour mesure la fréquence cardiaque, le travail est décomposé en deux parties essentielles.

Une partie analogique présentant la conception de la carte de mise en forme des signaux ECG, PPG et Une partie numérique conçue autour d'une carte Arduino Uno exploitée pour calcule et l'affichage numérique de la fréquence.

Ce mémoire subdivise sur trois chapitres.et section Annexe :

Le premier chapitre est intitulé «Le système cardiovasculaire et les signaux biomédicaux. C'est une introduction au fonctionnement général du système cardiovasculaire. Et description de certaines notions générales sur les signaux physiologiques. En réalité, il décrit de manière plus détaillée le principe de l'ECG, PPG et le rythme cardiaque. Nous terminons ce chapitre par des explications sur la fréquence cardiaque et comment la calculer.

Le second chapitre est intitulé «Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique». Ce chapitre est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux d'un cardio-tachymètre, l'étude était menée des capteurs biomédicaux (électrodes et capteur PPG). Ainsi, une description des différents circuits d'acquisition et mise en forme des deux signaux. Puis, l'acquisition et le traitement conçus autour de l'environnement Arduino.

Dans le troisième chapitre «Tests et résultats. », on s'intéresse aux tests des différents circuits réalisés pour l'acquisition et mise en forme d'ECG et PPG. Ainsi que la chaine numérique. Nous avons aussi présenté test de notre dispositif sur plusieurs individus et comparer résultats de mesure avec celles calculé.

Nous terminons cette mémoire avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'étude et présentant les perspectives de ce thème de recherche.

CHAPITRE I :

**LE SYSTÈME
CARDIOVASCULAIRE**

ET

**LES SIGNAUX ÉLECTRO
PHYSIOLOGIQUES**

I.1. Introduction

Depuis des siècles, le cœur est au centre des préoccupations humaines. La fonction principale que nous intéressent est l'activité de pompage du cœur. Cette pompe n'est efficace que quand les cellules se contractent dans un certain ordre : Synchronisme. La contraction globale (cycle cardiaque) est commandée et précédée par une activité électrique qui joue le rôle de générateur oscillant. Ce générateur commande la périodicité du fonctionnement et donc **la fréquence cardiaque**.

Nous présentons dans ce chapitre les caractéristiques des signaux Biomédicaux, en particulier les signaux d'Electrocardiogramme (ECG) représentatif de l'activité électrique du myocarde, et de photopléthysmogramme (PPG) représentatif de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire au niveau des territoires alvéolo-capillaires. Nous allons étudier en détail l'anatomie du cœur afin de comprendre la Genèse de ces signaux et ainsi une description générale de la circulation sanguine, du rythme et de fréquence cardiaque.

I.2. Système cardiovasculaire :

L'appareil cardiovasculaire comporte un ensemble de pompage (le cœur) et de distribution (les gros vaisseaux) amenant un liquide (le sang) jusqu'à de très fin vaisseaux (les capillaires) placés proches des cellules et à travers desquels se font les échanges nécessaires au renouvellement de l'environnement immédiat des cellules.

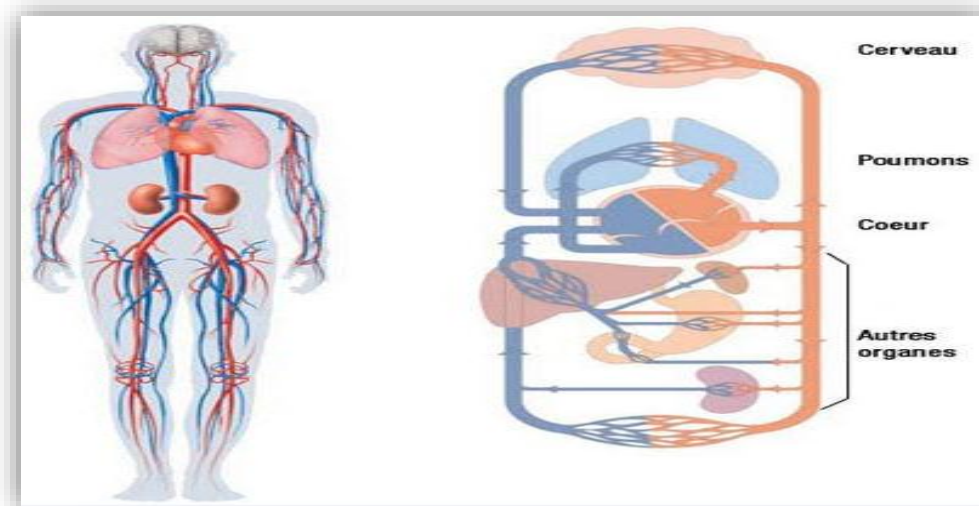


Figure I.1 : Schéma du système cardiovasculaire.

I.2.1. Le Cœur

Le cœur est un muscle creux situé dans le médiastin antérieur, en forme de cône, sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing de la personne ; un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il comporte trois tuniques : le péricarde à l'extérieur, le myocarde et l'endocarde qui tapisse les cavités. [1]

Il est organisé en deux parties, droite et gauche comprenant chacune deux cavités, une oreillette et un ventricule, communiquant par une valvule auriculo-ventriculaire.

Les valvules situées entre oreillettes et ventricules ainsi que celles entre ventricules et artères orientent l'écoulement du sang de l'oreillette vers le ventricule et du ventricule vers l'artère en empêchant son reflux. Le myocarde, muscle constituant la paroi du cœur, se contracte de façon autonome et propulse le sang sous pression dans les vaisseaux de façon rythmique : c'est l'automatisme cardiaque. Son fonctionnement décrit un cycle appelé révolution cardiaque. [2]

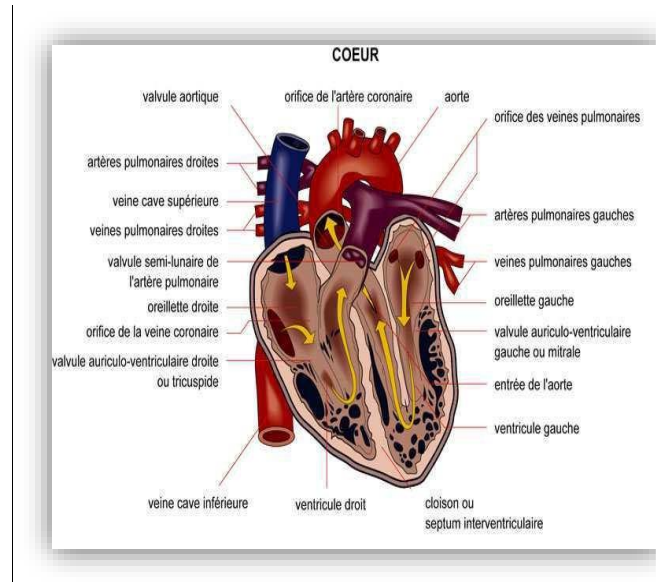


Figure I.2 : l'anatomie du cœur.

I.2.1.1. L'Activité Cardiaque :

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

I.2.1.1.a. L'Activité Electrique

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

Les cellules du nœud sinusal génère un courant de dépolarisation et se contractent environ 60 à 110 fois par minute, elles imposent leurs rythmes aux autres cellules. On appelle le potentiel du nœud sinusal « le potentiel **Pacemaker** », qui permet de fournir des impulsions électriques destinées à stimuler le reste des cellules cardiaques. [4]

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

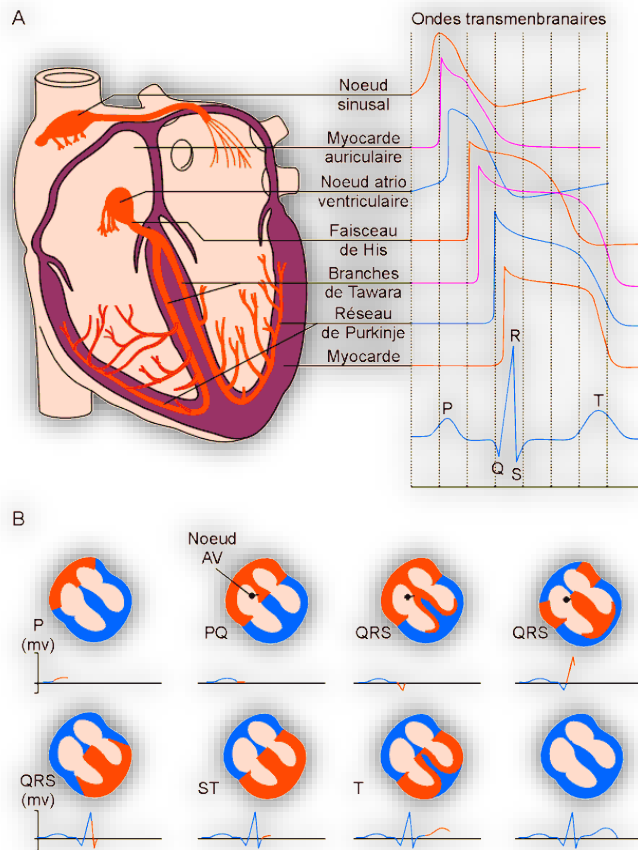


Figure I.3 : fonctionnement électrique du cœur .

- 1- Le nœud sinusal se contracte, ce qui déclenche la contraction de l'oreillette droite, et juste après celle de l'oreillette gauche, 1/200 de seconde plus tard.
- 2- Le potentiel d'action est ensuite transmis au nœud septal (auriculo-ventriculaire) au bout d'environ 1/10 de seconde.
- 3- Ensuite au faisceau de His.
- 4- Puis, vers le Réseau de Purkinje.

Le potentiel d'action terminera au niveau des cellules ventriculaires qui permettra au ventricule de se contracter de la pointe vers le haut, pour effectuer l'éjection ou propulsion du sang du ventricule à l'artère avec une période de contraction dure environ 0,22 seconde.

I.2.1.1.b. L'Activité Mécanique

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

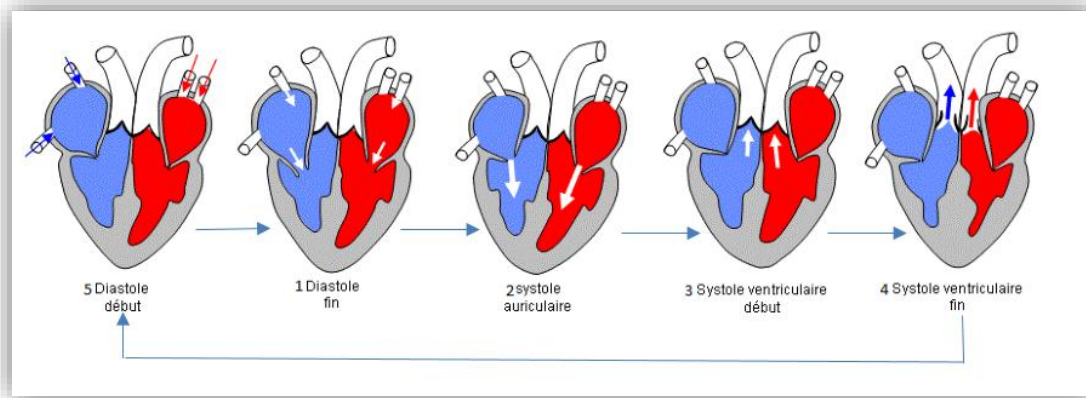


Figure I.4. Schéma représentatif de Cycle cardiaque.

1-Fin de diastole : Le sang arrive par les veines, remplit les oreillettes et passe dans les ventricules. Les valves auriculo-ventriculaires sont ouvertes ; les valves sigmoïdes sont fermées.

2- Systole auriculaire : Pendant laquelle la contraction des oreillettes finit de remplir les ventricules, les valves auriculo-ventriculaires étant toujours ouvertes.

3- Début de la systole ventriculaire : La pression du sang augmente grâce à la contraction des ventricules, les valves auriculo-ventriculaires se ferment, empêchant le sang de remonter vers les oreillettes (**3ème image de la figure 1.4.**).

4- Fin de la systole ventriculaire : Sous la pression, les valves sigmoïdes s'ouvrent, le sang est alors éjecté dans les artères, en direction des poumons ou des organes (éjection systolique).

5- Début de diastole : Les valves sigmoïdes se ferment, empêchant le sang de retourner dans les ventricules, tandis que les valves auriculo-ventriculaires s'ouvrent. Une nouvelle diastole commence et le sang parvient à nouveau dans les oreillettes par les veines.

I.2.2. Les vaisseaux

Le sang circule dans tout l'organisme à travers un vaste réseau de vaisseaux sanguins. Trois types de vaisseaux assurent le transport du sang : les artères, les capillaires et les veines (**Figure I.5.**).

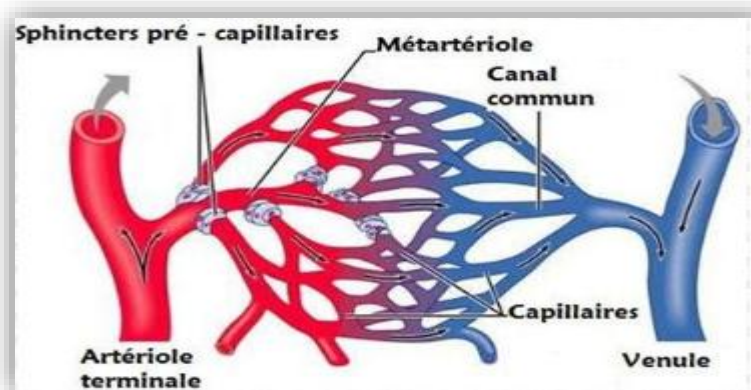


Figure I.5. Les vaisseaux sanguins.

Le cœur propulse le liquide rouge dans les artères. Celles-ci acheminent le sang du cœur à toutes les régions de l'organisme. Les capillaires, des minuscules vaisseaux, permettent ensuite les échanges entre le sang et les cellules grâce à leur paroi extrêmement fine. Le sang est ensuite réacheminé vers le cœur par les veines.

Les vaisseaux sanguins forment un réseau dont la longueur totale atteint 150 000 km, Ils se répartissent en deux circuits distincts : la circulation pulmonaire et la circulation systémique.

I.2.3. Le sang

Le sang est un tissu liquide qui circule dans les vaisseaux ; il est considéré, du point de vue histologique, comme un tissu, et du point de vue physiologique, comme un organe.

Le sang entier se compose de deux parties : le plasma sanguin, liquide aqueux qui contient des substances en solution, représente 55 % du sang et les éléments figurés (globules rouges, globules blancs, plaquettes), des cellules et des fragments cellulaires, 45 %.

Les renseignements recueillis par l'étude du sang guident le clinicien dans le diagnostic des maladies et leur traitement, car le sang reflète l'état des organes. On peut même analyser le sang pour avoir des précisions sur la prédisposition à certaines maladies.

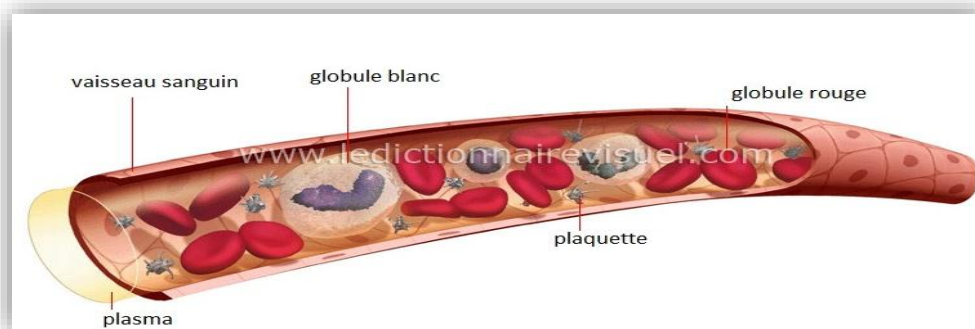


Figure I.6 : les constituants du sang.

I.1.4. La Circulation sanguine

Il existe deux cercles circulatoires, l'un est appelé la petite circulation ou circulation pulmonaire et l'autre est la grande circulation ou circulation systémique :

a) Circulation pulmonaire

Appellent aussi la petite circulation. Elle draine le sang qui est pompé à partir de ventricule droite puis passe à travers les poumons où 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, le sang passe ensuite dans le ventricule gauche.

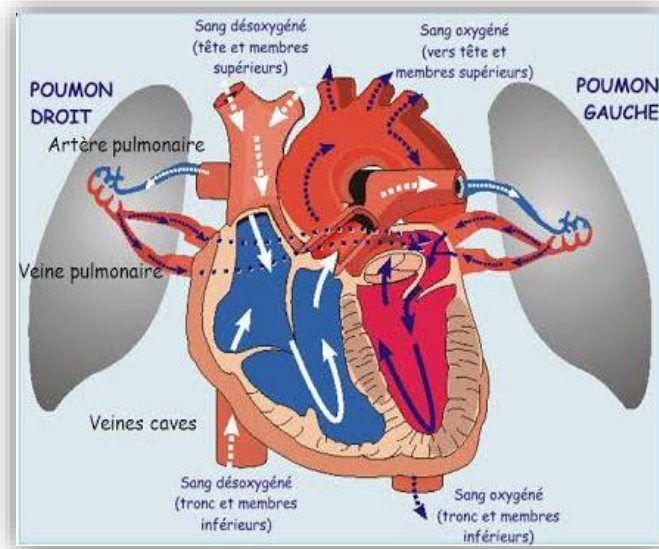


Figure I.7 : la petite circulation.

b) Circulation systémique

Appellent aussi la grande circulation. Elle draine le sang qui est pompé à partir de ventricule gauche, traverse tous les tissus et revient à l'oreillette droite. [5]

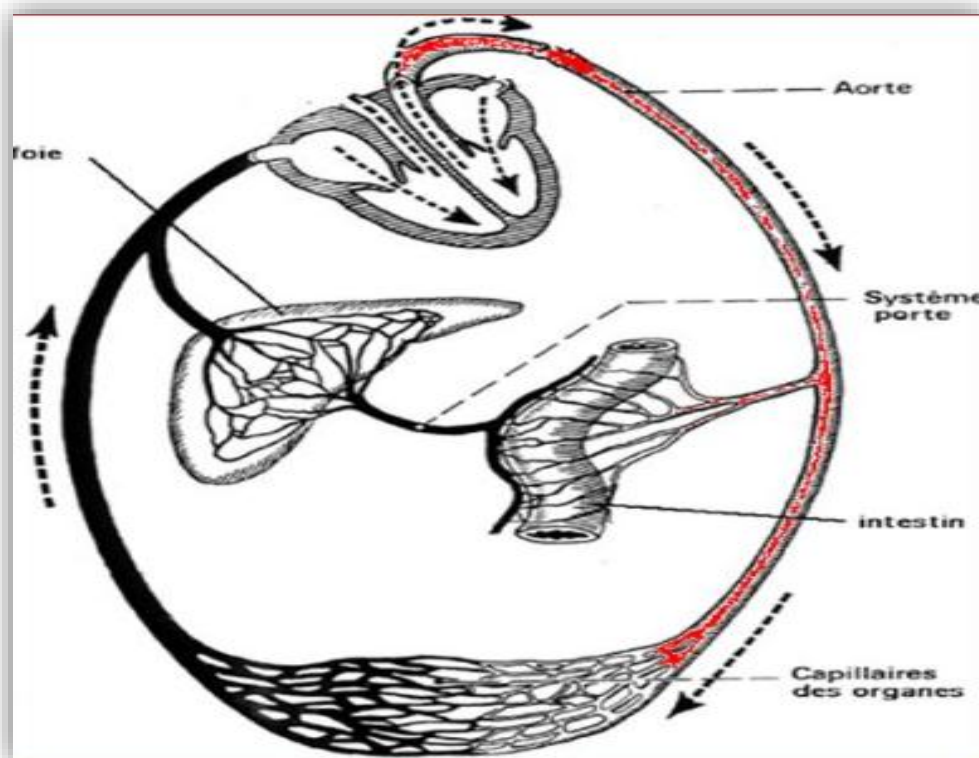


Figure I.8 : la grande circulation.

I.3. Electrocardiographie E.C.G :

I.3.1. Historique

Vers 1880, E Marey et Augustus Waller [1893] montrèrent que l'activité électrique du cœur, découverte quelques années plus tôt, pouvait être suivie à partir de la peau ; et vers 1890, Willem Einthoven réalisa le premier enregistrement cardiographique Einthoven, 1941 Le courant mesuré par des électrodes sur le torse du patient mettait en mouvement un mince fil d'argent tendu entre les pôles d'un gros aimant ; ces déflexions étaient enregistrées sur du papier photographique qui se déroulait face à un rayon lumineux. « Maintenant, nous pouvons enregistrer l'activité électrique du cœur anormale et la comparer à l'activité normale »(Einthoven). Ainsi naît l'électrocardiogramme à l'aube du XX-ième siècle. [6]

I.3.2. l'électrocardiogramme

I.3.2.a. Définition

L'électrocardiogramme est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes de peau placées aux endroits indiqués sur le corps **Figure I.9**.

Il y a plus d'un demi-siècle, une convention internationale a décidé de fournir cette représentation sous la forme immuable de l'ECG à 12 dérivations. Ce fut un des premiers efforts de standardisation à l'échelle mondiale d'un examen médicaux technique. [7]



Figure I.9 : l'emplacement des électrodes ECG.

I.2.2.b. Interprétation du Signal ECG

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure :

- Des amplitudes.
- Des durées.
- De 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**.

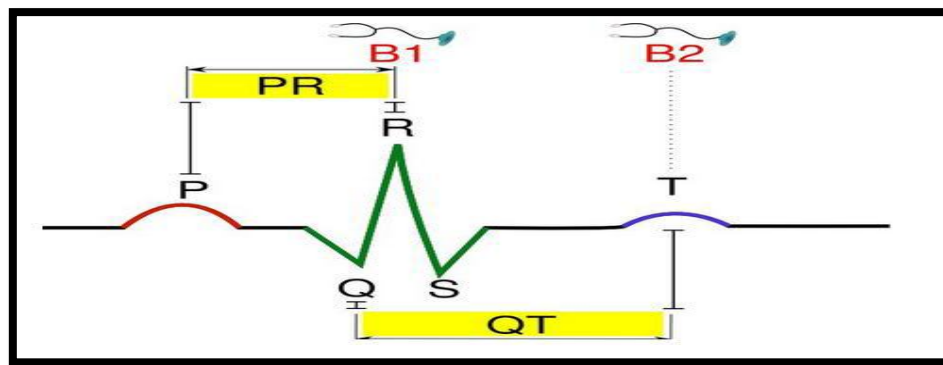


Figure I.10 : électrocardiogramme normal.

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

I.3.3. Dérivations électrocardiographiques :

La dérivation en électrocardiographie se définit par deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde.

I.3.3.a. Dérivations Standards d'Einthoven :

Les dérivations bipolaires (DI, DII, DIII) ont été déterminées par Einthoven. Ces dérivations utilisent trois électrodes placées sur le sujet. Les électrodes sont placées sur les bras droit et gauche et sur la jambe gauche pour former un triangle (triangle d'Einthoven). Les Dérivations d'Einthoven sont dites bipolaires parce qu'elles mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes. Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (Figure I.11).

Les trois dérivation sont :

- DI (dérivation I) avec $DI = VL - VR$.
- DII (dérivation II) avec $DII = VF - VR$.
- DIII (dérivation III) avec $DIII = VF - VL$.

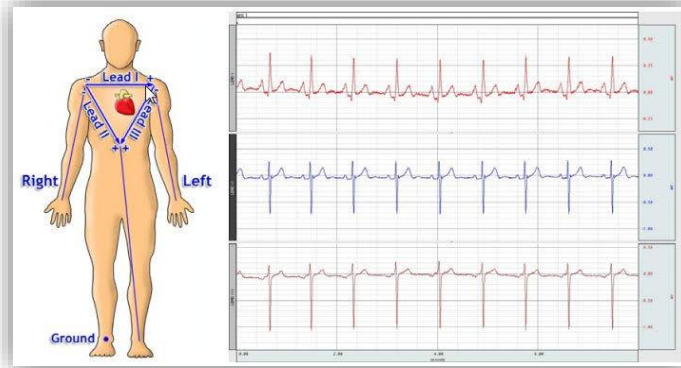


Figure I.11 : Triangle de Dérivations Standards (bipolaires).

Avec :

- VL le potentiel sur le bras gauche.
- VR le potentiel sur le bras droit.
- VF le potentiel sur la jambe gauche.

I.2.3.b. Dérivations Précordiales :

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

Ce sont des dérivations "rapprochées" car l'électrode exploratrice est placée en divers points de l'aire précordiale, à faible distance de l'épicarde, face aux parois du ventricule droit et gauche. Les électrodes exploratrices sont placées de façon immuable comme suit (Figure I.12).

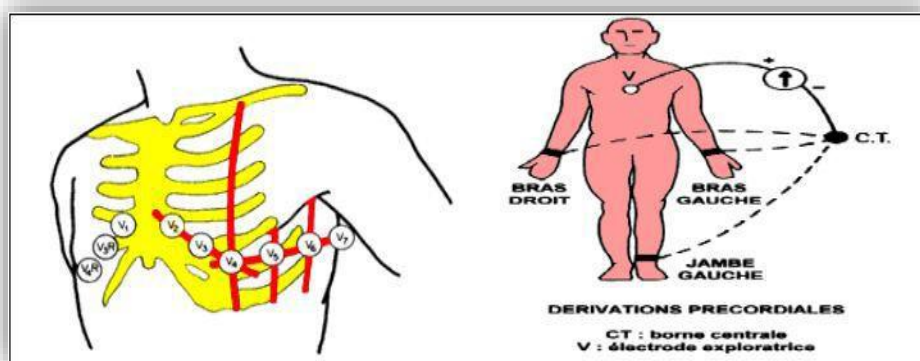


Figure I.12 : placement des électrodes précordiales.

- ▶ V1 : 4e espace intercostal au bord droit du sternum ;
- ▶ V2 : 4e au bord gauche du sternum ;
- ▶ V3 : à mi-distance entre V2 et V4 ;

- ▶ V4 : 5e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire ;
- ▶ V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche ;
- ▶ V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche.
Dans certains cas, on peut ajouter :
- ▶ V3R, V4R : localisation symétrique à V3 et V4 sur l'hémi thorax droit
(Diagnostic de l'hypertrophie ventriculaire droite, de l'infarctus du ventricule droit) ;
- ▶ V7, V8, V9 : même niveau horizontal que V4, V5, V6 sur la ligne axillaire postérieure gauche.

I.3.4. Les artefacts de l'ECG

Divers bruits sont présents dans l'ECG de routine. Parmi les plus importants, on peut citer :

- La dérive de la ligne de base (fréquence < 5Hz),
- Les artefacts dus aux mouvements (fréquence 1-10Hz),
- Le secteur et ses harmoniques (fondamental 50 ou 60Hz),
- L'EMG (fréquence 25-100Hz).

I.4. Photopléthysmographie PPG :

I.4.1 Historique

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. 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. [8]

I.4.2. Principe de fonctionnement :

➤ Physiologie

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33 % d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène.

- ✓ Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle, «**l'oxyhémoglobine**».
- ✓ Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène. L'hémoglobine désoxygénée s'appelle : «**la d'oxyhémoglobine**».

➤ Fonctionnement

Le principe de fonctionnement consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo détecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversé. **Figure I.13.**

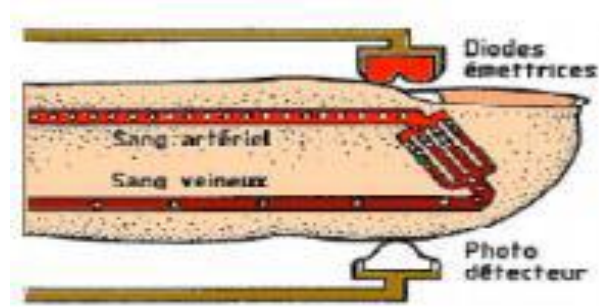


Figure I.13 : Le principe photopléthysmographique.

- L'oxyhémoglobine absorbe plus de lumière infrarouge et laisse passer plus de lumière rouge.
- La déoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge.

La partie non absorbée est recueillie par le capteur photoélectrique et analysée. L'analyse est effectuée suivant la valeur d'absorption de l'oxyhémoglobine et de la déoxyhémoglobine

Les appareils de mesure fonctionnent selon deux principes :

1. La pléthysmographie : qui utilise l'absorption des ondes lumineuse pour reproduire les ondes émises par le sang pulsatif.
2. La spectrophotométrie : qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes.

I.4.3. Photopléthysmogramme :

I .4.3.a. Définition

Le photoplethysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques. La morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang d'un vaisseau sanguin compte tenu de la circulation de l'onde artérielle (onde de pouls) dans ce vaisseau. Le rythme et la fréquence cardiaque sont mesurables à partir du traitement de ce signal.

I .4.3.b. Caractéristique du signal photo pléthysmogramme [9]

Les paramètres issus du signal PPG prouvent une forte relation entre les caractéristiques de consistance de grosse artères et celle de l'onde de pouls périphérique. Dans la suite, nous allons détaillée certains caractéristiques essentiel du signal PPG.

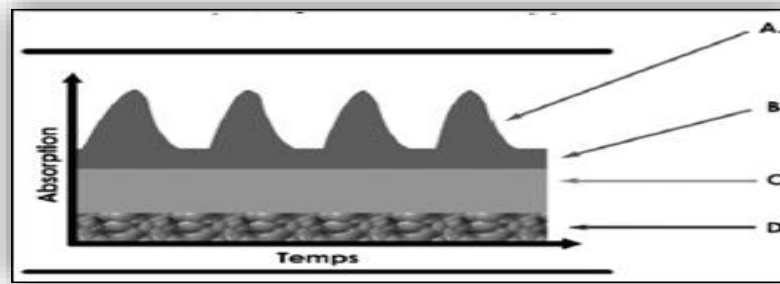


Figure I.14 : Les composantes du signal photopléthysmogramme.

(A) composante pulsatile due à la circulation artérielle dite « AC ».

(B) absorption en lien avec la diastole artérielle.

(C) absorption par le sang veineux.

(D) absorption par les tissus.

La composante « DC » est la somme **B+C+D**.

Donc, Le signal PPG possède 2 composantes principales, qui ont une relation avec la circulation du courant électrique :

- La première relative à la circulation artérielle dite « AC », est la composante pulsatile battement par battement, modifiée par les variations de volume intravasculaire.

- La deuxième « DC » ou courant direct, représente l'absorption du signal par les tissus, le sang veineux ainsi que la diastole artérielle.

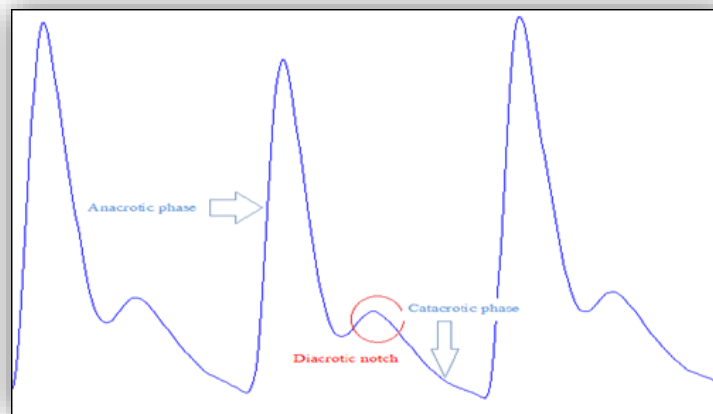


Figure I.15 : Signal photopléthysmogramme.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes :

- 1 ère phase correspond à l'onde systolique (anacrotic phase) ou l'intensité du signal croit et atteint son maximum pendant la systole cardiaque, donc cette phase est en lien avec le volume d'éjection systolique.
- 2ème phase correspond à l'onde diastolique (catacrotic phase) ou l'intensité du signal décroit, ça signifie que le cœur termine le cycle systolique et entre en diastole.

Comme il est représenté sur la **Figure I.15**, la partie rouge représente l'encoche dichrotique, cette onde apparaît lorsque la valve aortique qui empêche le reflux de sang se referme.

I.4.4. Limites de mesure de la photopléthysmographie de pouls

On résume quelques limitations de l'oxymètre de pouls qui sont donnés par Severinghaus et Kelleher (1992) dans les lignes suivantes [10] :

➤ Mauvaise qualité du signal

Si la détection de l'onde de pouls est mauvaise, la saturation mesurée sera fautive dans toutes les situations : vasoconstriction, hypothermie, chute du débit cardiaque, carence circulatoire locale.

➤ Mauvais positionnement de la sonde

Elle reste difficilement en place si le porteur est déplacé. Dans ce cas, favoriser les pinces autocollantes.

➤ Interférences colorimétriques

Le principe de fonctionnement du saturimètre est basé sur l'absorption de 2 longueurs d'ondes de lumières émises. Tout ce qui peut perturber l'absorption du signal sera source d'erreur : Pigmentation cutanée, vernis à ongles, bleu de méthylène.

➤ Lumière ambiante

La lecture sera perturbée lors d'une forte luminosité : soleil, scialytique.

➤ Intoxication au CO

L'oxymètre de pouls ne différencie pas l'oxyhémoglobine de la carboxyhémoglobine car les 2 longueurs d'ondes des 2 molécules sont très proches. Dans le cadre d'une intoxication au CO, la SpO₂ sera faussement rassurante et donnera un pourcentage normal. Le saturimètre ne doit jamais être utilisé dans un contexte d'intoxication au monoxyde de carbone.

➤ Anémie

Malgré le taux d'hémoglobine (pigment des globules rouges assurant le transport de l'oxygène des poumons aux tissus) Diminue dans le sang. Les hématies restantes sont toutes correctement saturées, la saturation en O₂ sera normale alors que le patient est hypoxique.

➤ Prise de la pression artérielle

Si on place un brassard à pression artérielle sur le même bras que le capteur, l'oxymètre de pouls ne fonctionne pas pendant la mesure.

➤ Le mouvement du patient

Le mouvement est un facteur très difficile à éliminer. Dans le post-opératoire c'est aussi le tremblement qui cause des plus grandes difficultés, puisqu'il simule la fréquence cardiaque entre 0.5 et 4Hz.

I.5 Rythme Cardiaque

I.5.1. Définition

Le rythme cardiaque, aussi appelé les pulsations cardiaques, est une notion qualitative qui désigne la manière avec laquelle s'effectue une révolution cardiaque, la manière dont les cycles se succèdent. Pour qualifier la régularité du cœur. Le rythme cardiaque est un mécanisme résultant de la contraction des ventricules. Il permet d'évaluer les battements cardiaques et d'apporter d'autres renseignements. Il varie tout au long de la journée en fonction des activités : sommeil, repos méditatif, course, ou stress. Il varie aussi sur de plus longues durées en fonction de l'âge et de l'état de santé.

L'étude du rythme cardiaque se fait à partir du repérage des ondes R de l'électrocardiogramme ou des ondes P de la photoplethysmogramme. Ce rythme est caractérisé par deux propriétés : la fréquence des ondes R (exprimée en nombre de battements par minute), et leur régularité.

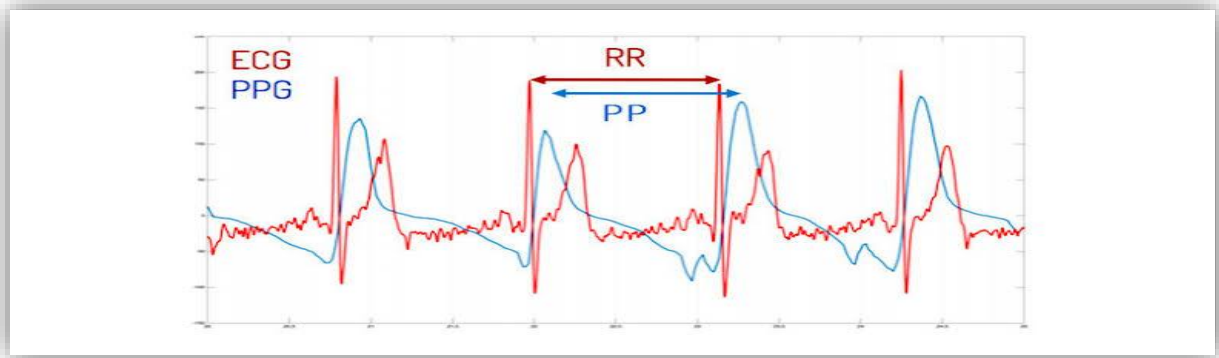


Figure I.16 : Représentation de rythme cardiaque par l'intervalle R-R et P-P.

I.5.2. Mesure du rythme cardiaque :

Il existe plusieurs techniques pour mesurer le rythme cardiaque :

- ✓ La prise de pouls : pour prendre le pouls il faut presser au-dessus d'une artère avec les doigts. Les 2 artères les plus simples d'accès sont l'artère carotide (au cou) et l'artère radiale (sur le radius au poignet).
- ✓ L'auscultation : permet d'écouter le cœur avec un stéthoscope. Aussi fiable mais ne permet pas une surveillance continue dans le temps.
- ✓ L'électrocardiogramme ECG : la contraction cyclique du muscle cardiaque est secondaire à une dépolarisation des membranes cellulaires qui est détectée par des électrodes situées sur la peau. L'enregistrement en temps-réel sous forme de tracé sur un scope est un moyen simple de surveillance automatisée de la fréquence cardiaque (ceinture thoracique avec boîtier cardio fréquence mètre).
- ✓ L'Oxymètre colorimétrique : méthode non invasive (non traumatique) par pose d'un capteur au bout d'un doigt (cardiobague IR) ou sur l'oreille, analysant en temps réel la variation de couleur du sang en fonction de son oxygénation. Cette variation est cyclique, synchrone du rythme cardiaque.

I.5.3. Les troubles du rythme

I.5.3.a. Définition

Le rythme cardiaque normal est compris entre 60 et 80 battements par minute. Toutefois, lorsqu'il s'accélère, se ralentit ou devient irrégulier, on parle alors d'arythmie ou de troubles du rythme cardiaque. Les troubles du rythme sont des anomalies de l'activité électrique qui déclenche et régule l'activité du muscle cardiaque. En cas d'arythmie, les impulsions électriques qui contrôlent les battements du cœur, se produisent de façon désordonnée où nous n'obtenons pas un signal habituel. Ces anomalies peuvent être quantitatives (trop rapide ou trop lente) ou qualitatives (battements irréguliers, pauses...).

Elles se traduisent par un cœur qui bat :

- trop vite : tachycardie, plus de 100 battements par minute,
- trop lentement : bradycardie, moins de 50 battements par minute,
- de façon irrégulière : arythmie.

I.5.3.b. Exemples des troubles du rythme

Les **arythmies** sont classées selon le lieu où elles prennent naissance, l'oreillette ou le ventricule et selon l'effet qu'elles produisent, soit l'accélération ou le ralentissement des battements du cœur.

- **Bradycardie et blocs auriculo-ventriculaires** : On parle de bradycardie lorsque les battements du cœur ne dépassent pas les 60 battements par minute. Les blocs auriculo-ventriculaires (BAV) désignent quant à eux des troubles de la conduction entre les oreillettes et les ventricules.



Figure I.17. Arythmie cardiaque de type ' blocs auriculo-ventriculaires'.

- **Fibrillation et flutter auriculaire** : La fibrillation et le flutter auriculaire sont dus à une atteinte de l'activité électrique des oreillettes du cœur. Cela provoque chez celles-ci des battements très rapides, qui provoquent à leur tour une tachycardie (plus de 100 battements par minute au repos) et souvent une arythmie (sensation de contraction irrégulière du cœur).



Figure I.18 Arythmie cardiaque de type 'Fibrillation et flutter auriculaire'.

- **Tachycardie supraventriculaire** : Lorsqu'il souffre de tachycardie supraventriculaire, le patient ressent de rapides contractions dont l'origine se trouve dans les oreillettes (tachycardie atriale) ou au niveau du nœud atrioventriculaire du cœur.

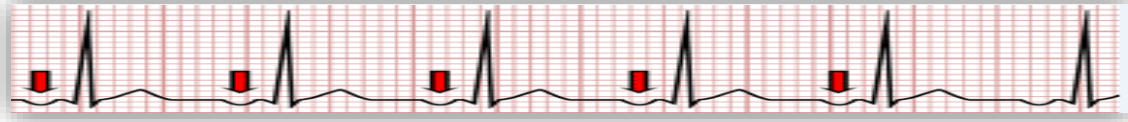


Figure I.19 Arythmie cardiaque de type 'Tachycardie supraventriculaire'.

- **Syndrome de Wolf-Parkinson-White** : Des «court-circuits» entre les oreillettes et les ventricules du cœur provoquent des arythmies. Cette anomalie de naissance apparaît chez les jeunes patients, âgés de 15 à 40 ans.



Figure I.20 Arythmie cardiaque de type 'Syndrome de Wolf-Parkinson-White'.

- **Tachycardie ventriculaire** : La tachycardie ventriculaire est une arythmie des ventricules cardiaques. Elle peut être courte (uniquement quelques battements), mais souvent, la durée peut être longue. Ce phénomène est très dangereux et nécessite un traitement immédiat.

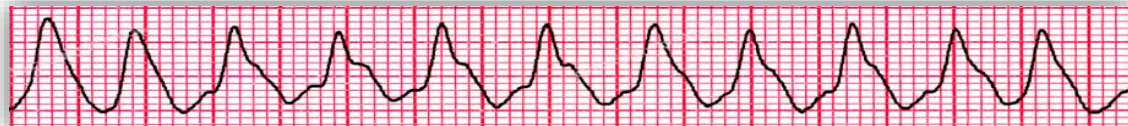


Figure I.21 Arythmie cardiaque de type 'Tachycardie ventriculaire'.

- **Fibrillation ventriculaire** : La fibrillation ventriculaire est l'arythmie cardiaque la plus grave. Les ventricules du cœur n'arrivent plus à se contracter, les pulsations sont très rapides et totalement asynchrones. Le flux sanguin s'arrête alors complètement et le patient fait un arrêt cardiaque.

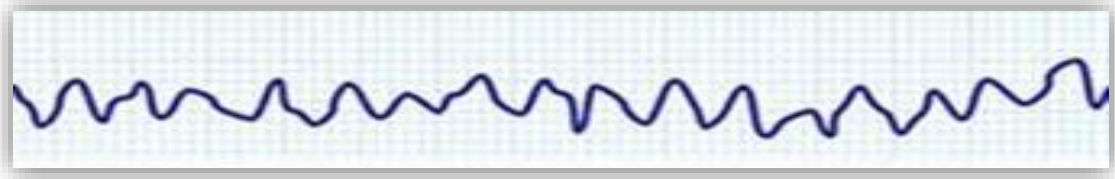


Figure I.22 Arythmie cardiaque de type 'Fibrillation ventriculaire'

I.5.4. Fréquence cardiaque :

La **fréquence cardiaque** est l'un des paramètres qui permet d'évaluer le rythme cardiaque. Elle présente le **nombre de battements cardiaques** par unité de **temps donnée** (généralement la minute). Donc C'est une notion quantitative qui On peut la déduire en utilisant la notion du rythme, c'est-à-dire partir de l'Intervalle RR de l'électrocardiogramme : **FC = 60 / RR**.

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

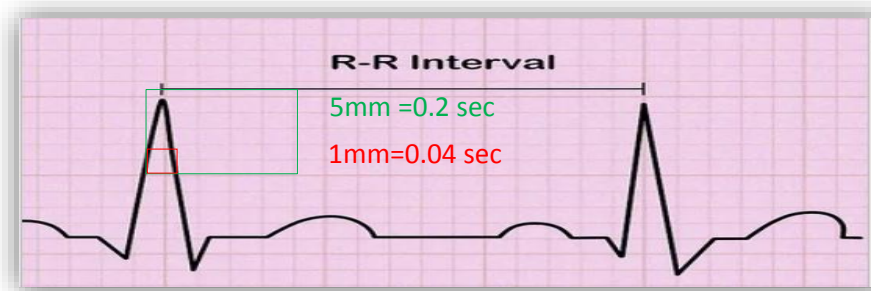


Figure I.23 : mesure de la fréquence cardiaque par l'intervalle R-R.

Démonstration :

Dans la **Figure I.23** l'intervalle RR est d'environ 3 grands carrés donc $3 * 5\text{mm} = 15\text{ mm}$ et de 0.6 secondes ; la fréquence cardiaque à partir des trois équations précédentes, sera :

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

Donc : FC= 300 / (3 carres) = 100 BPM

Remarque : les mêmes étapes sont suivi pour calculer la fréquence cardiaque de signal PPG.

La fréquence cardiaque est régulée par le système nerveux autonome ou végétatif qui la diminue d'environ 25 % de façon involontaire. Il est composé de deux systèmes opposés mais complémentaires, que l'on nomme des systèmes antagonistes : le système parasympathique et le système orthosympathique ou sympathique. [11] Elle varie sous l'impact de nombreux paramètres :

- le sexe ;

- l'âge ;
- la forme physique ;
- la corpulence ;
- la présence d'une pathologie ;
- les émotions ;
- la prise de médicaments, etc.

On estime que chez l'adulte, au repos, une fréquence cardiaque normale est comprise entre 60 et 100 battements par minute (BPM). Elle est légèrement plus élevée chez les femmes que chez les hommes.

Le cœur des enfants bat plus rapidement : chez le nouveau-né, entre 120 et 160 fois par minute ! Au contraire, chez les sportifs, la fréquence cardiaque peut s'abaisser à des niveaux très faibles, jusqu'à 40 BPM.

I.6. Conclusion

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

La fréquence cardiaque est devenue une étape essentielle dans le diagnostic et le suivi des troubles de rythme cardiaque et aussi dans l'orientation thérapeutique.

Dans la partie suivante nous allons étudier les différents blocs électriques qui vont permettre de réaliser notre cardio-tachymètre numérique.

CHAPITRE II :

**ÉTUDE ET RÉALISATION D'UN
CARDIO TACHYMÈTRE
NUMÉRIQUE**

II.1. Introduction

Il existe plusieurs solutions pour mesurer dans l'industrie les vitesses de rotation ou déplacement d'objet. Les deux techniques les plus utilisées sont la tachymétrie et les stroboscopes. En ce qui concerne les tachymètres, les deux technologies les plus courantes sont : les tachymètres optiques (réflexion) et les tachymètres à contact. [12] Pour une définition plus précise ; Un tachymètre ou couramment appelé Compte-tours, est un instrument de mesure permettant d'indiquer la vitesse de rotation d'un mobile ou d'objet en mouvement, comme une poulie, un arbre de ventilation ou de moteur. Dont Le capteur peut être mécanique, optique, ou bien consister en un système de conversion du temps et de la distance ; On le trouve couramment dans l'industrie et les transports, où il permet un contrôle et une surveillance des machines rotatives.

➤ Tachymètre optique

Les tachymètres optiques utilisent le principe de réflexion de la lumière. Ils sont équipés d'une LED qui émet une lumière qui va se réfléchir sur une cible et revient vers l'appareil équipé d'un récepteur. La vitesse est mesurée en comptant la fréquence à laquelle le faisceau est réfléchi. Cette solution est particulièrement utilisée pour les mesures d'objets tournants type axes, moteurs...

➤ Tachymètre à contact

Les tachymètres à contact sont équipés en général d'un embout type roue ou cône. Le tachymètre converti la rotation de la roue en impulsions électriques et celui-ci vient mesurer la fréquence de ces impulsions pour déterminer la vitesse. Ce type de tachymètre est utilisé dans le déplacement linéaire. [13]



Figure II.1 : les deux types de tachymètres.

Quand on parle du Tachymètre on doit se référer à l'acronyme RPM abréviation du terme 'REVOLUTIONS PAR MINUTE' : le nombre de tours qu'un corps en rotation accomplit autour de son axe toutes les 60 secondes. En ce sens, les RPM constituent une unité de fréquence qui fait appel à l'hertz (un hertz représente un cycle par seconde).

Chapitre II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique

Dans le domaine médical on parle de la fréquence cardiaque ou souvent dite rythme cardiaque la notion qualitative qui désigne la manière avec laquelle s'effectue une révolution cardiaque dont les cycles se succèdent résultantes du mécanisme à l'origine de la contraction des ventricules.

La fréquence cardiaque est aussi définie par nombre de battement par minute « BPM » d'où l'appareil de mesure de la fréquence cardiaque est appelé un Cardio-tachymètre qui fait appel à 2 méthodes :

- méthode électrocardiographique via le signal ECG.
- méthode oxymétrique ; signal PPG.

II.2. Objectif

L'objectif principal de ce travail consiste à l'étude et la conception d'un cardio-tachymètre ou généralement appelé Cardio-fréquencemètre qui a comme cible d'indiquer le battement du cœur puis mesurer et afficher le nombre de battements cardiaque par minute, nous réaliserons ainsi dans un premier lieu deux systèmes responsables de l'exploration et de l'acquisition, le premier du signal ECG, basé sur les électrodes et l'amplificateur d'instrumentation et la détection des ondes périodique utilisée pour le calcul, le second du signal PPG par l'utilisation d'un photopléthysmographe de pouls (SpO₂) qui mesure les changements de l'absorption de la lumière du vaisseau sanguin couramment appelé sonde photoplethysmographique.

Ensuite, une ultérieure étude plus approfondie est consacrée à la conception et réalisation du système microcontrôlé de comptage automatisé des impulsions cardiaques à base de l'ARDUINO.

II.3. Initiation à la Structure et Principe de Fonctionnement du Cardio-Tachymètre

La mesure de la fréquence cardiaque peut être effectuée à partir d'un photopléthysmogramme ; chaque pic est repéré et l'on calcule la durée des intervalles de temps entre deux pics successifs, et puis on transforme cette information en battements par minute. [14]

Encore à partir d'un électrocardiogramme via une analyse automatique des tracés électrocardiographique l'apparition de chaque complexe QRS doit être détectée car toutes les mesures seront effectuées à partir de la position de celui-ci [15]. Le complexe QRS détecté va nous permettre d'indiquer la présence des battements du cœur ainsi la mesure de la fréquence cardiaque, ensuite identifier les troubles du rythme cardiaque s'il existe.

Un rythme cardiaque aux variations régulières est un très bon signe, alors qu'un rythme cardiaque parfaitement régulier est un signe inquiétant sans faire allusion aux variations brutales de rythme (arythmie) qui elles aussi ne sont pas vraiment bon signe... L'appareil à réaliser permet de façon totalement autonome de visualiser les variations de rythme.

Dont il s'agit de concevoir une maquette, pour mettre en valeur les 2 méthodes électrocardiographique et oxymétrique. La première pour la détection du complexe QRS ; la deuxième à la mesure des variations d'opacité du sang dans le domaine rouge. Un microcontrôleur calcule la fréquence cardiaque des deux signaux à partir du traitement du signal analogique délivré. La fréquence cardiaque est indiquée numériquement, Avec un bip sonore plus une signalisation visuelle à LED rendent compte des pulsations cardiaques des signaux. D'où la figure suivante représente le schéma bloc du dispositif à réaliser.

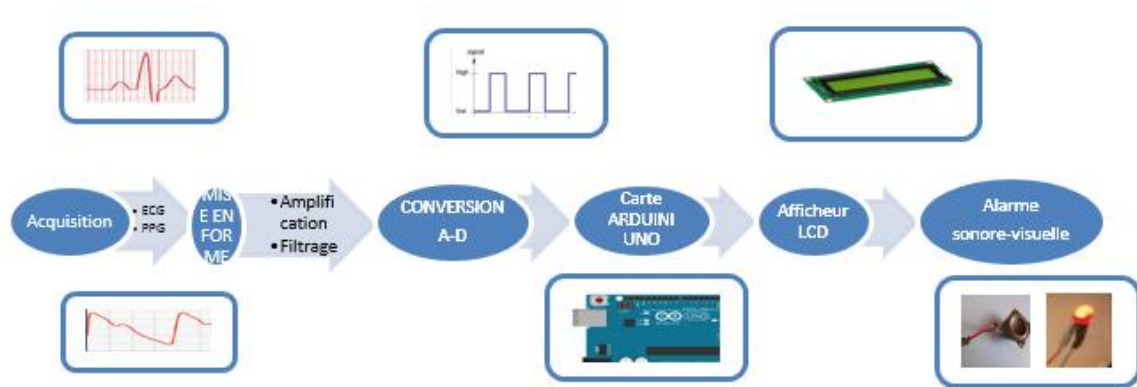


Figure II.2 : schéma bloc de tachymètre à réaliser.

II.3.1. Etude et Réalisation de la Chaîne d'Acquisition Electrocardiographique

Un électrocardiogramme (ECG) est la représentation graphique liés à des phénomènes électriques de polarisation/dépolarisation qui produisent la tension que l'on observe sur le tracé; ensuite à les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, différentialité) minimum de bruit de fond en conséquence du filtrage sont souvent nécessaires, pour aboutir à un signal final ayant les caractéristiques suivantes : [16]

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

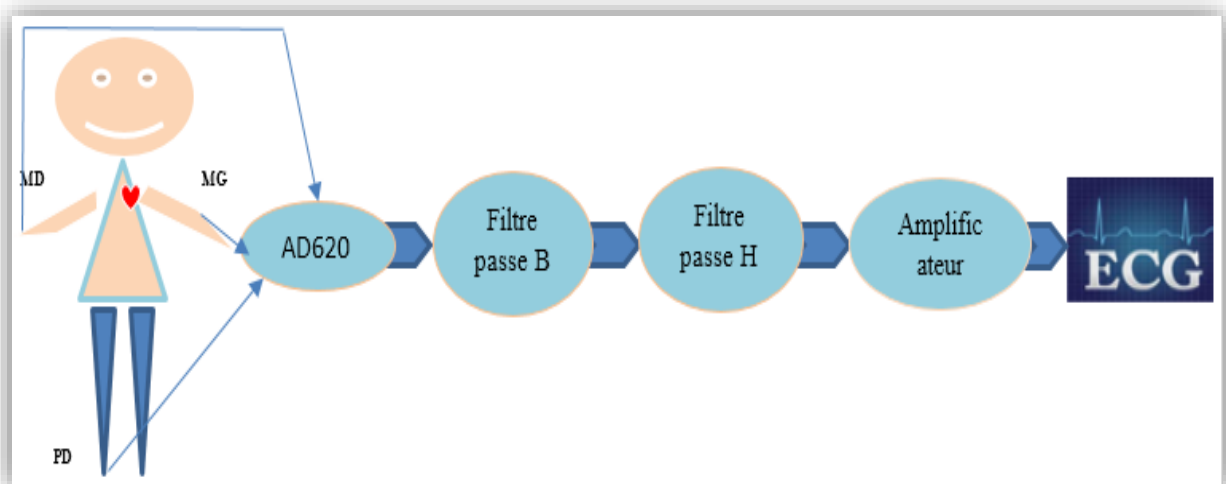


Figure II.3 schéma bloc de chaîne d'acquisition de signal ECG.

II.3.1.1. Capteur ECG (Electrodes)

Le capteur est le premier élément de la chaîne de mesure ; Pour enregistrer l'ECG, nous avons besoin d'un transducteur capable de convertir les potentiels ioniques générés dans le corps en potentiels électroniques. Un tel transducteur est constitué d'une paire d'électrodes qui mesurent la différence de potentiel ionique entre leurs points d'application respectifs sur la surface du corps. [17]

Les capteurs d'ECG sont connus par l'électrode de surfaces, constituées d'une plaque métallique de petite surface liés aux dispositifs de mise en forme de signal [17]. Posées sur la peau qui, n'étant pas conductrice doit être imprégnée au préalable d'une solution ionisée pour le type d'électrode sèche (contact capacitif), ou d'une pâte conductrice électrolytique comprise dans le type d'électrode à pâte (contact ohmique).

- **Type des électrodes**

En fonction de ses surfaces du corps ou celles-ci sera installées, l'électrode peut avoir des formes géométriques complètement différentes, en retrouve différentes géométries :

- Electrode à usage unique.
- Electrode à ventouse.
- Electrode à pinces.



Figure II.4 : types d'électrodes.

Les électrodes employées pour l'électrocardiographie en milieu hospitalier sont de type à usage unique (jetables après une utilisation). Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les basses amplitudes situées dans la gamme de 0,05mV à 10mV.
- Une impédance d'entrée très élevée.
- Un courant d'entrée très bas, inférieur à 1 mA.
- Avant de placer les électrodes sur la peau, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction.

II.3.1.2. Pré-Amplification

Le bio potentiel s'étendant de quelques mV, il est nécessaire de l'amplifier, on fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation, qui va fournir en sortie une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrées des électrodes reliées à la main droite et gauche du patient ; il est caractérisé par :

- Une impédance d'entrée assez importante pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contact électrode-peau et éviter les chute de tension. [18]
- Un gain réglable.
- Une impédance de sortie très faible.
- Un taux de rejection en mode commun (TRMC) élevé pour éliminer la tension en mode commun créé par les interférences.

Le circuit standard est un amplificateur d'instrumentation à 3 AOP, caractérisé par une réjection En mode commun plus de 60dB, représenté sur la figure suivante. [16]

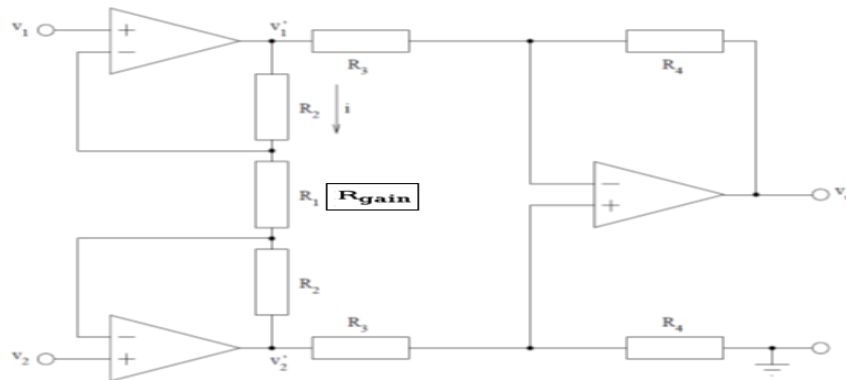


Figure II.5 circuit standard d'un amplificateur d'instrumentation.

$$i = \frac{V_1' - V_1}{R_2} = \frac{V_1 - V_2}{R_1} = \frac{V_2 - V_2'}{R_2}$$

$$V_1' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_1 - \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_2$$

$$V_2' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_2 - \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_1$$

$$V_2' - V_1' = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)$$

➤ Gain Différentielle : $A_d = 1 + \frac{2R_2}{R_1}$

C'est un gain réglable par la résistance R_1 .

➤ La Tension en mode commun V_{cm} ; Gain en mode commun A_{cm} :

$$\text{Si } V_1 = V_2 = V_{cm} \leftrightarrow V_2' = V_1' = V_{cm}$$

Chapitre II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique

Le Gain en mode commun sera d'une valeur $A_{cm} = 1$

- Le Taux de Rejection en Mode Commun

$$TRMC = 20 \text{Log} \left| \frac{A_d}{A_{cm}} \right| \quad (\text{Eq-1})$$

- Le Signal de sortie

$$V_0 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \left(\frac{R_4}{R_3} \right) (V_2 - V_1) \quad (\text{Eq-2})$$

Pour notre circuit, Le conditionnement des signaux provenant des électrodes est réalisé par l'amplificateur d'instrumentation **AD620** qui se caractérise par un TRMC élevée minimale de 100dB qui augmente en augmentant le gain, d'une consommation réduite de courant d'environ 1.3mA, et d'un gain **G** assez élevé allant de 1 à 10.000 ajustable par une seule résistance externe **RG** :

$$G = \left(\frac{49.4K\Omega}{R_G} \right) + 1 \quad (\text{Eq-3})$$

$$\rightarrow R_G = \frac{49.4K\Omega}{(G - 1)} \quad (\text{Eq-4})$$

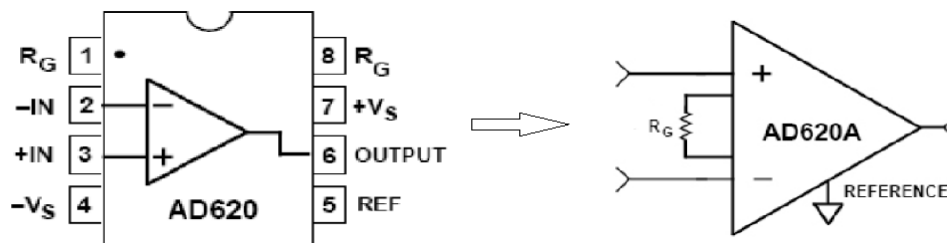


Figure II.6 : branchement et représentation de l'AD620.

Le AD620 est encore plus spécifier par sa gamme de puissance large (+ - 2.3 à + - 18V), de sa performance DC excellent, Bruit léger, Spécifications AC excellentes, et le plus intéressant est sa Performance plus haute que trois ampli-op.

En ce qui concerne notre travaille, on a réalisé cette amplificateur avec un gain fixe obtenue en fixant la résistance **RG** a $8.2K\Omega$; en utilisant l'équation (Eq-3) le gain sera $G=7$.

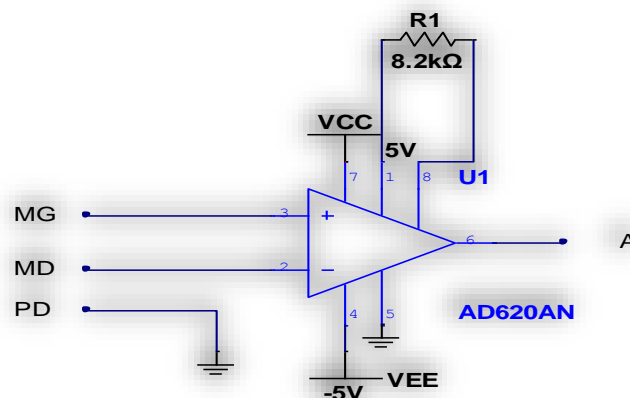


Figure II.7 Simulation de circuit de pré-amplification.

II.3.1.3. Mise en forme du signal ECG

- **Filtrage**

Lors de l'acquisition des signaux biomédicaux, des événements indésirables appelés artefacts peuvent apparaître sur leurs tracés. La présence de ces bruits peut engendrer des erreurs dans le diagnostic. Ces parasites sont de deux sources bien distinctes :

⇒ Une origine extérieure à la chaîne: c'est le bruit qui affecte déjà le signal à l'entrée de la chaîne (l'influence du réseau), bruit des composants (amplificateur bruit $1/f$, mouvement du patient), et qui est amplifié et filtré avec le signal.

⇒ Une origine intérieure: l'agitation thermique des électrons provoque des fluctuations aléatoires de la tension en tout point d'un circuit appelées bruit thermique.

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- ◆ Modifier son spectre de fréquence.
- ◆ Modifier sa phase.
- ◆ Extraire une partie de l'information liée à ce signal.
- ◆ Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables.
- ◆ Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles.

L'opération de filtrage est réalisée à travers un filtre coupe bande. Aussi appelé filtre trappe, cloche ou coupe-bande, est le complémentaire du passe-bande. Il atténue une plage de fréquences. Cela peut être utile pour diminuer certains parasites Il est composé d'un filtre passe-bas. Ainsi qu'un filtre passe-haut.

✓ **Un filtre passe bas :**

Un filtre passe bas(P-B) est un filtre qui laisse passer les basse fréquence et qui atténuer les hautes fréquences c'est à dire les fréquences supérieur à la fréquence de coupure qui démontre une réponse en fréquence relativement constante (gain fixe) aux basses fréquences et un gain nul aux fréquences supérieur a coupure (f_c).la décroissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre de filtre. [19].

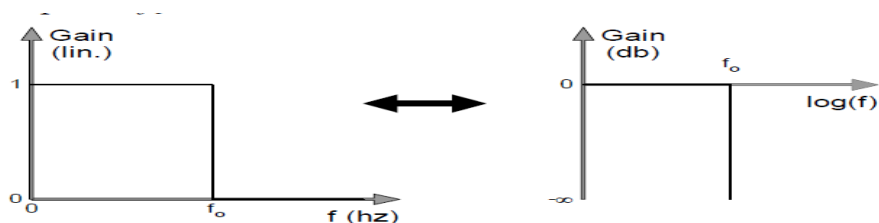


Figure II.8 : la réponse en fréquence de filtre passe bas.

On utilise filtre passe bas pour réduire les composantes de fréquences supérieur à celle de fréquence de coupure.

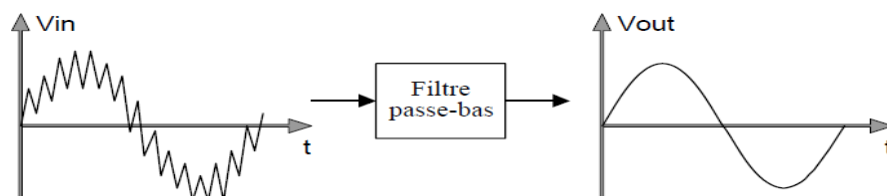


Figure II.9 : signal d'entre avant et après filtre passe bas.

Chapitre II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique

La manière la plus simple de réaliser physiquement ce filtre et d'utiliser un circuit RC. Ce circuit est constitué d'une résistance R et d'un condensateur de capacité C . ces deux éléments sont en série avec la source de signal (figure II.10). [20]

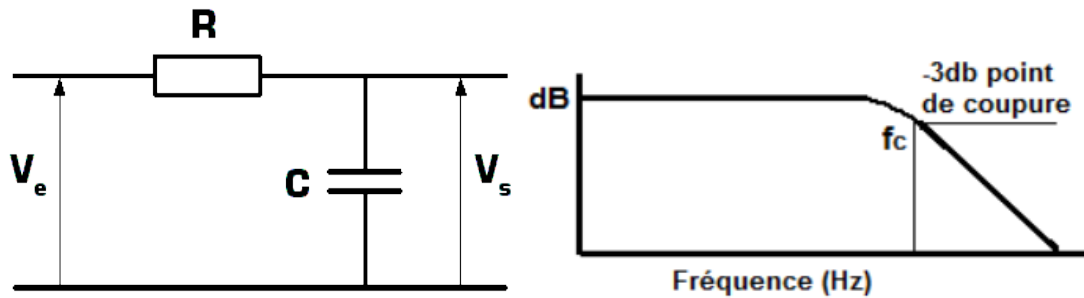


Figure II.10: à gauche, La simulation du filtre P-B. à droite, le tracé de Bode du filtre.

Autour d'une fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{Eq-5})$$

Sa fonction de transfert peut être donnée comme suit :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad (\text{Eq-6})$$

✓ Filtre passe-haut :

Un filtre passe haut (P-H) est un filtre qui laisse passer les hautes fréquences et qui atténue les basses fréquences. c'est à dire les fréquences inférieures à la fréquence de coupure qui démontre une réponse en fréquence relativement constante (gain fixe) aux hautes fréquences et un gain nul aux fréquences inférieures à la coupure (f_c). la croissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre de filtre.

La manière de réalisation de ce filtre est même que celle de filtre passe bas sauf l'ordre de positionnement est inversée (Figure II.11).

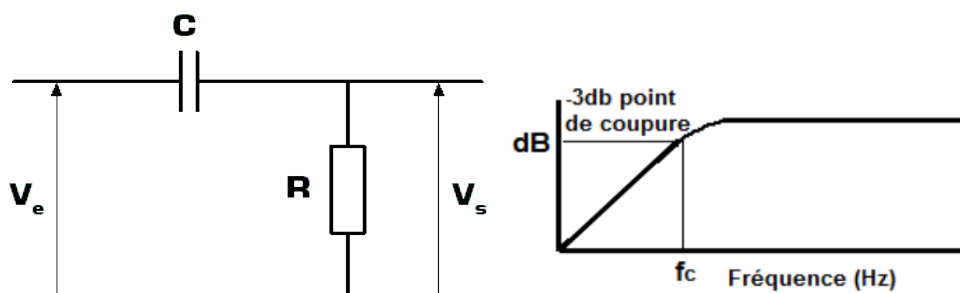


Figure II.11: à gauche, La simulation du filtre P-H. à droite, le tracé de Bode du filtre.

Autour d'une fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{Eq-5})$$

La fonction de transfert $H(j\omega)$ de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \quad (\text{Eq-7})$$

➤ Dans cette partie, deux simples filtres ont été choisis:

Un premier passe-bas passif de type RC. Sa fréquence de coupure est calculée comme suit par l'application de l'équation (Eq-7) pour $C = 4.7 \mu\text{F}$ et $R = 100 \text{ k}\Omega \rightarrow F_c = 0.34 \text{ Hz}$.

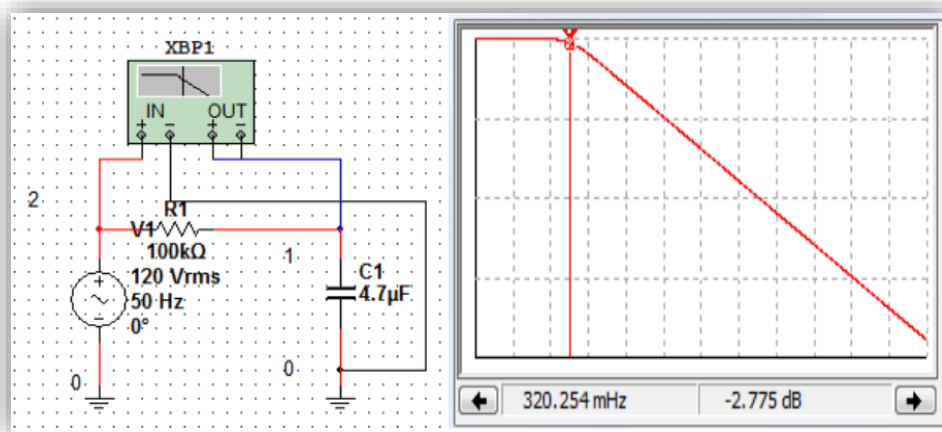


Figure II.12 : simulation filtre passe -bas réalisée et sa fréquence de coupure.

Un second Filtre passe-Haut passif du premier ordre (RC) pour éliminer la composante continu de fréquence de coupure $F_c = 0,03\text{H}$ Avec : $C = 2,2\mu\text{F}$ et $R = 2,2\text{M k}\Omega$ (voir Figure II.13).

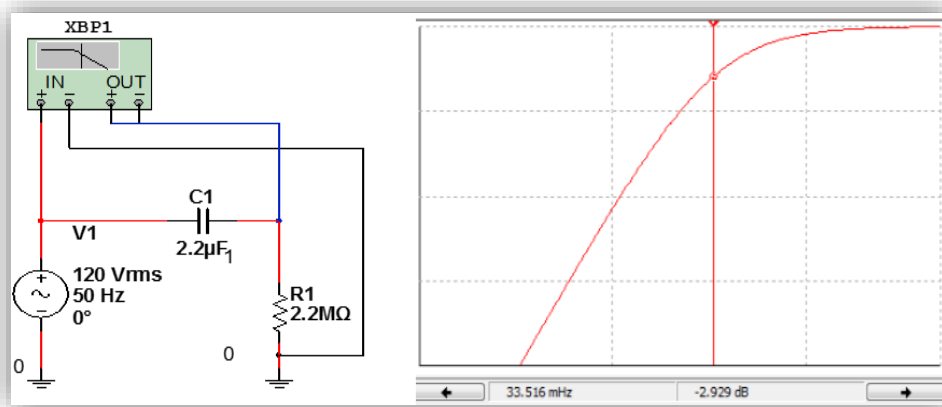


Figure II.13 : simulation filtre passe -haut réalisée et sa fréquence de coupure.

• Amplification

C'est l'étage d'amplification final du signal propre utile qui suit l'opération de filtrage où le signal perd un peu d'amplitude. A cet effet, cette deuxième opération d'amplification est recommandée pour augmenter le niveau ou l'amplitude du signal (1 à 4V), afin de procéder par la suite à un traitement numérique correct. Un simple amplificateur non inverseur à gain variable peut être réalisé utilisant l'amplificateur opérationnel **TL071**.

Un potentiomètre R_V placé entre les deux branches 2-6 d'amplificateur permet d'ajuster le gain donné comme suit :

$$G = V_s/V_e$$

D'où la tension de sortie est de : $V_s = (1 + R_V/R)$

Donc le gain sera : $G = R + R_V/R$ (Eq-8)

Le circuit est illustré sur la figure II.13 ci-dessous.

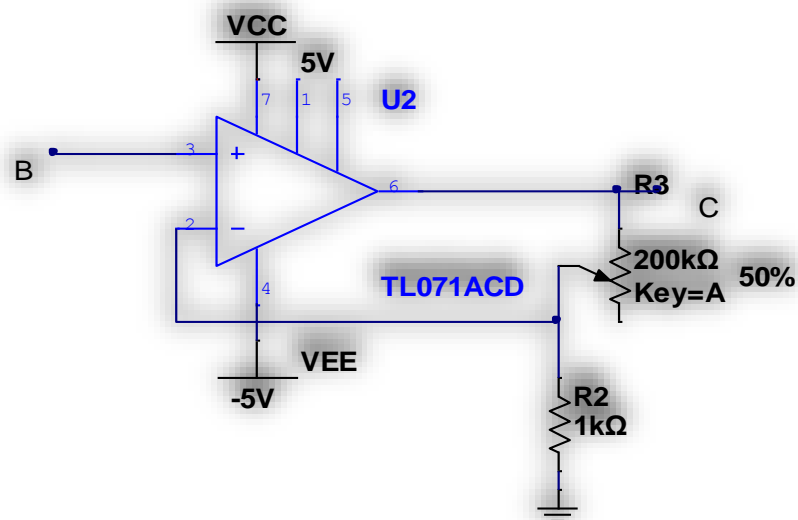


Figure II.14 : Montage d'un amplificateur non-inverseur avec Gain ajustable.

Après L'ajustassions de gain jusqu' à la valeur voulu. On a remplacé le potentiomètre par une résistance de $R_5=1\text{ M}$. Calcule le gain par l'utilisation la formule précédent donné : $G = 1000$

II.3.2. Etude et Réalisation du Circuit d'exploration Photoplethysmographique

Le photopléthysmographe de pouls permet de mesurer instantanément de façon non invasive et en continu la quantité d'oxygène qui circule dans les artères. On parle de la saturation artérielle en hémoglobine (SaO₂). L'hémoglobine étant la molécule qui transporte l'oxygène vers les tissus et y prend le dioxyde de carbone rejeté par ces mêmes organes pour le faire revenir aux poumons [21].

Le but de notre projet repose sur comptage du rythme cardiaque et non pas le taux de saturation en oxygène. En effet la captation de l'information du rythme cardiaque s'effectue avec un émetteur de lumière et un capteur de lumière. Entre les deux, un doigt. Un étage d'entrée adapté au récepteur de lumière met en forme des variations de tension liées à des variations de lumière qui corresponde à chaque battement du cœur. Une fois les informations lumineuses traduites en informations logiques propres, ces dernières sont envoyées à un microcontrôleur qui assure les fonctions suivantes :

- mesure de l'intervalle de temps entre chaque battement du cœur.
- indication du taux d'écart de rythme par rapport à la mesure précédente, sur une échelle de LED.

La figure suivante représente le schéma bloc pour l'acquisition du signal PPG suivi pour réaliser notre prototype.

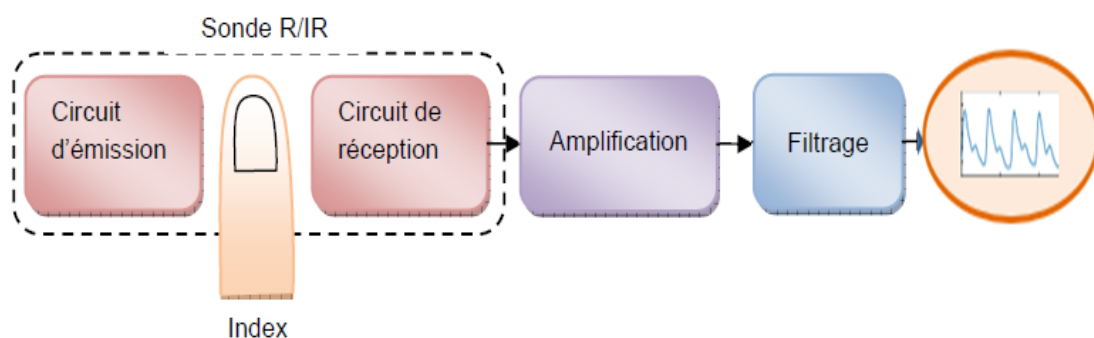


Figure II.15 : Le schéma bloc de mise en forme du signal photoplethysmogramme.

III.2.1 Capteur PPG

- **Les types de capteur PPG**

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal PPG sont des sondes et existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. Le plus souvent, ils se présentent sous l'apparence de pinces à placer sur un doigt.

- **Les pinces**

Elles sont prévues pour être utilisées sur les mains, sans distinction de qualité entre la droite et la gauche. C'est un dispositif réutilisable. Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies. [22]

- **Les sondes autocollantes**

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvue des deux diodes lumineuses. Elles se collent tout simplement de façon à ce que les diodes se trouvent au-dessus de l'ongle du doigt choisi. Cette présentation a l'avantage d'être beaucoup plus stable et permet des mesures fiables au long cours. Elle est donc particulièrement adaptée à un usage pédiatrique, néonatal, ou chez les personnes non coopérants. Souvent, par souci d'économie la sonde est réutilisable et seul le dispositif autocollant est changé. [23]

- **Les pinces à oreilles**

Comme leur nom l'indique, elles sont prévues pour effectuer la mesure au niveau de l'oreille. Idéalement, elles se placent sur le lob, mais elles peuvent également obtenir une mesure sur le pavillon. Elles sont indiqués lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique et qu'une mesure au niveau des membres est impossible, ou de mauvaise qualité. Elles présentent l'inconvénient d'être relativement instable si le patient bouge. Comme les pinces pour les doigts, elles sont réutilisables [22].

- **Les capteurs à réflectance**

Se placent sur le front au moyen d'un bandeau ou d'un système autocollant. Plus stable que les pinces à oreille, ils représentent également une alternative efficace à la mesure périphérique au niveau des membres. Ces capteurs se placent parfois au niveau des ailes du nez.

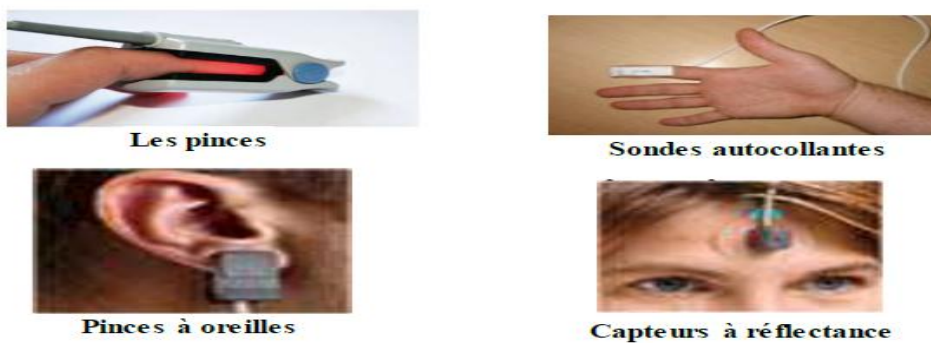


Figure II.16 : les différents types de la sonde photoplethysmographique.

- **Circuit d'émission/réception**

La Sonde comporte une petite graveuse qui est considéré comme une pince pour immobiliser le doigt dedans. Constituer d'une face à LED (rouge), l'autre face Un photo-détecteur LDR (résistance dépendant de la lumière) détecte les variations d'intensité lumineuse, cette LDR est suivi par une capacité $C= 1\mu F$ pour éliminer la composante continue, ces derniers sont liés au circuit qui commande l'émission et la réception par des fils conducteurs. (Figure II.17)

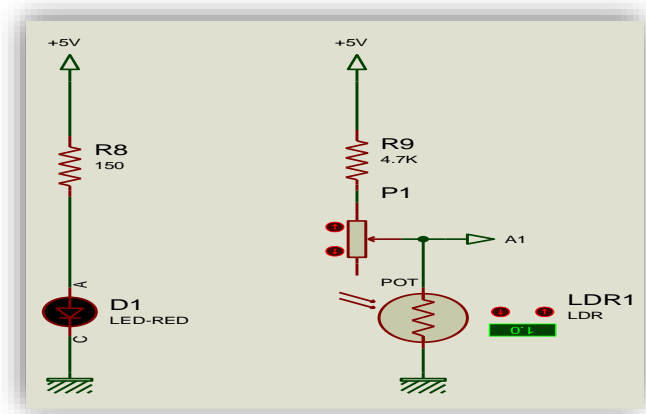


Figure II.17 : diagramme d'émission-réception de la sonde pince.

II.3.2.2. Mise en forme du signal photoplethysmogramme

- **Amplification**

Le signal ainsi détecté est de faible amplitude ce qui nous oblige à utiliser un étage d'amplification. Il est nécessaire que l'étage de détection présente une impédance d'entrée élevée afin de limiter l'action des parasites extérieurs.

Le signal délivré par la photorésistance est amplifié par un amplificateur non inverseur à base d'un AOP **LM386** dont le gain est fixé par une capacité.

Le LM386 est un amplificateur de puissance il se présente comme un petit circuit intégré à 8 pattes. Le gain est défini en interne à 20 pour maintenir un petit nombre de composants externes, mais l'ajout d'une résistance externe ou d'un condensateur entre les broches 1 et 8 permet d'augmenter le gain entre de 20 à 200.

Fonctionnalités	Applications
<p>Nombre minimum de composants externes, disponibilité en boîtier MSOP à 8 broches</p> <p>Vaste plage de tensions d'alimentation : de 4 V à 12 V ou de 5 V à 18 V</p> <p>Faible drain courant de repos : 4 mA</p> <p>Gains de tension de 20 à 200</p> <p>Entrée référencée à la masse</p> <p>Tension de repos de sortie à centrage automatique</p> <p>Faible distorsion : 0,2 % ($A_V = 20$, $V_S = 6$ V, $R_L = 8$ Ω, $P_O = 125$ mW, $f = 1$ kHz)</p>	<p>Amplificateurs radio AM-FM</p> <p>Amplificateurs de lecteurs de cassettes portables</p> <p>Interphones</p> <p>Systèmes audio TV</p> <p>Circuits d'attaque de ligne</p> <p>Circuits d'attaque à ultrasons</p> <p>Servomoteurs compacts</p> <p>Convertisseurs de puissance</p>

Tableau II.1 : caractéristique et avantage d'applications de LM386.

Le circuit de l'étage d'amplification du signal PPG issu de la sonde réaliser pour notre prototype est développé dans la figure II.18.

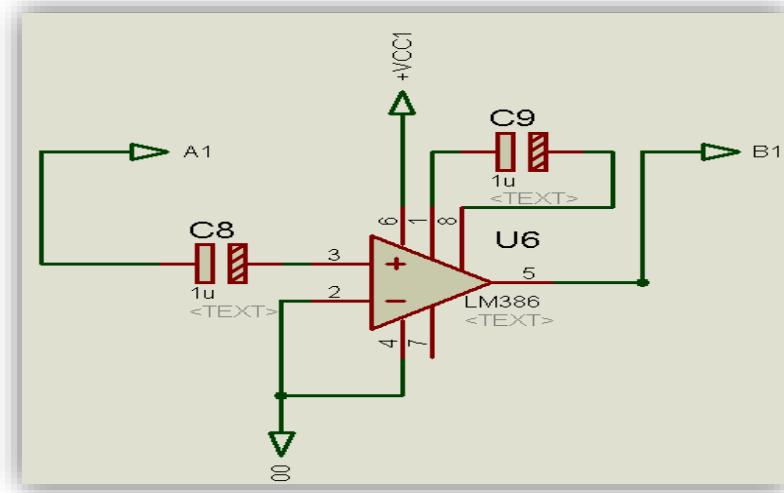


Figure II.18 : L'étage d'amplification du signal PPG.

- **Filtrage**

Cet étage est constitué de deux filtres : de doubles filtres passe bas passifs. Ces deux filtres sont représentés sur la figure II.19, respectivement. Le filtre est réalisé à base :

D'une résistance ;

$$R10 = R11 = 100\Omega$$

Et d'un condensateur ;

$$C10 = C11 = 100\mu F$$

Les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure de

16 Hz. ces filtre sont utilisés essentiellement pour filtré les bruits de basses fréquences et pour assurer une stabilisation du signal PPG.

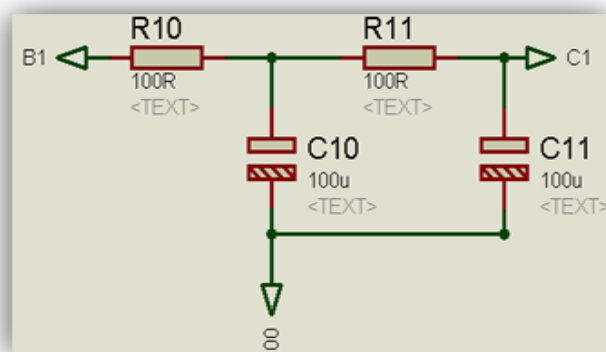


Figure II.19 : circuit de filtrage du signal PPG.

II.3.3. Circuit de la détection des battements cardiaque

Les signaux ECG et PPG détectés et acquis sont de type analogique dont il n'est pas impossible mais déconseillé de les interpréter directement avec un microcontrôleur. D'où on fait appel à un simple Générateur d'Impulsions qui aura comme fonction de conversion du **pic R** du signal ECG et de l'**onde P** du signal PPG en un train d'impulsions correspondants aux battements cardiaques.

Ce train d'impulsions est utilisé par la suite comme entrée numérique du microcontrôleur qui mesure l'intervalle de temps entre chaque impulsion ou bien par la mesure du nombre d'impulsion pour un temps donné, en l'affichant en nombre de battements par minutes.

- **le générateur d'impulsions du signal PPG**

Vue la forme du signal PPG qui est composé d'un seul pic apparent la conversion de la forme analogique en train d'impulsion sera assurée par un simple comparateur de tension ; qui est un dispositif permettant de comparer une tension par rapport à une référence donnée .il est ni plus ni moins qu'un amplificateur opérationnel AOP monté en boucle ouverte et possédant un gain important (100 000 et plus) ,on utilise sa propriété de très grand gain (A_v) pour optimiser la comparaison entre deux signaux dont le facteur d'amplification n'est plus externe mais interne et l'on obtient :

Tension de sortie = $A_v * [(tension\ entrée+) - (tension\ entrée-)]$, il ne fonctionne plus en « amplification » traditionnelle, mais en tout ou rien logique ou comparateur de tension (car le coefficient d'amplification interne A_v est très grand ; assimilé à la valeur infinie pour un AOP. idéal, c'est-à-dire qu'en sortie il n'y a que 2 états stables possibles :

- Si l'entrée+ est supérieure (en tension) à l'entrée - : la sortie= + V_{sat} .
- Si l'entrée+ est inférieure (en tension) à l'entrée - : la sortie= - V_{sat} .

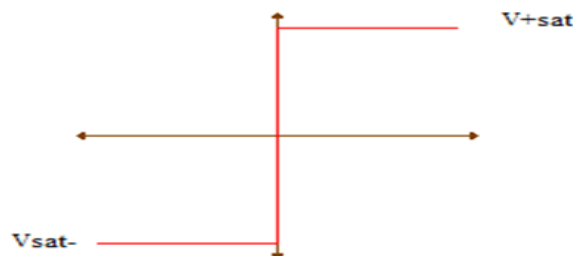


Figure II.20 : signal carré TTL de sortie d'un comparateur standard.

- le générateur d'impulsions du signal ECG

Le signal ECG est complètement différent du signal PPG contenant plusieurs pic bien élevé en amplitude, on parle du **pic R** et **T** dont il produira un principal problème dans la détection du complexe QRS, c'est l'onde T parfois son amplitude augmente et devient plus grande que la référence du comparateur, où sa produit une défaillance dans la génération du signal TTL, a la place de généré un seule signal carré de chaque cycle cardiaque il se résulte deux signaux carrés le premier présente le pic R le deuxième est de celui du pic T ; pour cela on peut joindre à l'entrée du comparateur un détecteur de pic (rejection de l'onde T) ;) $\tau=1$ pour : $R=1M\Omega$ et $C=1\mu F$

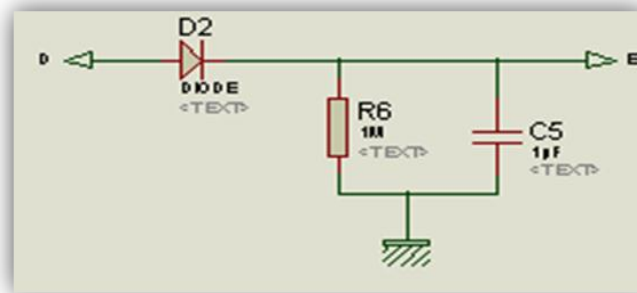


Figure III.21 : Circuit détecteur de pic.

Le comparateur choisit dans la réalisation est le **LM324** a 4 AOP intégrés dont on utilisera que 2 un pour le signal ECG et l'autre pour le signal PPG. Qui fournit signaux logique TTL entre la valeur maximale issue de l'alimentation $V_{cc}=5V$ si l'amplitude de chaque signal analogique d'entrée est supérieure au seuil variant en fonction du potentiomètre; au contraire à zéro lorsque l'amplitude du signal est inférieure au seuil. Où $R_v=500K\Omega$.

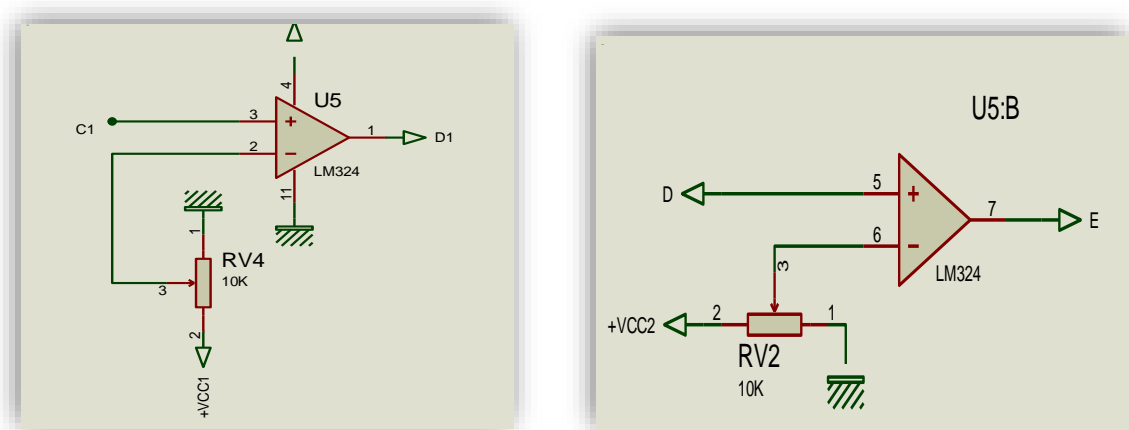


Figure II.22 : circuit générateur d'impulsion des signaux ECG et PPG à comparateur de tension.

II.3.4. Conception réalisation du système de Traitement numérique à base de microcontrôleur.

Les microcontrôleurs sont devenus assez simples à mettre en œuvre, grâce en particulier à des environnements de développement comme l'Arduino et MikroC. Mais seule une compréhension en profondeur permet de tirer parti au maximum de leur potentiel dans de nombreuses applications, dans le cadre d'un Projet de fin d'étude. [11]

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

Un microcontrôleur est une unité de traitement de l'information de type microprocesseur, c'est un ordinateur monté dans un circuit intégré rassemblant dans un même boîtier une unité arithmétique et logique. Les avancées technologiques en matière d'intégration, ont permis d'implanter sur une puce de silicium de quelques millimètres carrés la totalité des composants qui forment la structure de base d'un ordinateur. [24]

- **Mission du système de traitement numérique automatisé.**

Notre choix de microcontrôleur va être basé sur l'ARDUINO UNO, c'est le composant principal de l'interface d'acquisition numérique. Qui va nous permettre d'interpréter et traité de manière automatique les signaux ECG et PPG ainsi détectées et acquis résultant de la carte analogique ; ce traitement numérique suivra un programme d'exécution qui aura comme objectif la mesure du nombre de battement cardiaque par minute à partir de la fréquence du train d'impulsions coïncidant avec l'onde R du signal ECG et de l'autre signal logique traduisant le signal PPG provenant d'un étage de conversion analogique-numérique placé devant l'ARDUINO qui donc jouera le rôle détecteur et indicateur du battement du cœur.

Le composant de base qu'est l'ARDUINO sera succéder par un dispositif d'affichage LCD, avec une signalisation sonore à speaker et d'une signalisation lumineuse avec des diodes LED pour indiquer le train d'impulsion ou mieux dire les battements cardiaques consécutifs.

II.3.4.1. Présentation de la carte ARDUINO

C'est un ensemble de cartes électroniques sur lesquelles se trouve un microcontrôleur qui peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à construire des objets de prototypage rapide, ou bien peut être connecté à un ordinateur pour communiquer avec ses logiciels. [25]

- **Description d'une carte ARDUINO UNO**

Le modèle UNO (figure II.32) de la société ARDUINO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. [26]

Chapitre II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique

Elle dispose de :

- 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),
- 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- 1 quartz 16Mhz,
- 1 connexion USB,
- 1 connecteur d'alimentation jack,
- 1 connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- 1 bouton de réinitialisation (reset).

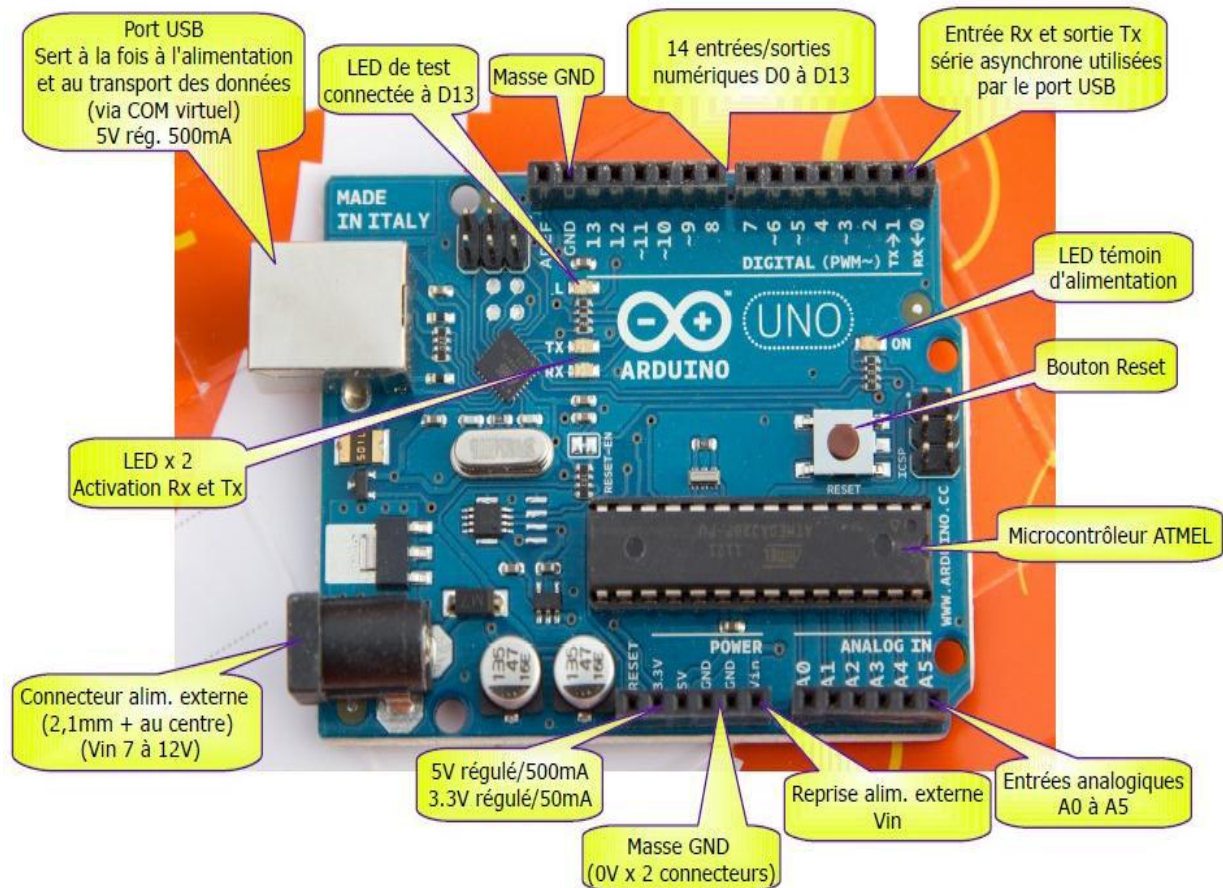


Figure II.23 : présentation des différentes connexions d'une carte ARDUINO UNO.

- **Logiciel de programmation ARDUINO**

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web Arduino.cc, l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Chapitre II : Etude Et Réalisation d'un cardio Tachymètre Numérique

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) à travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

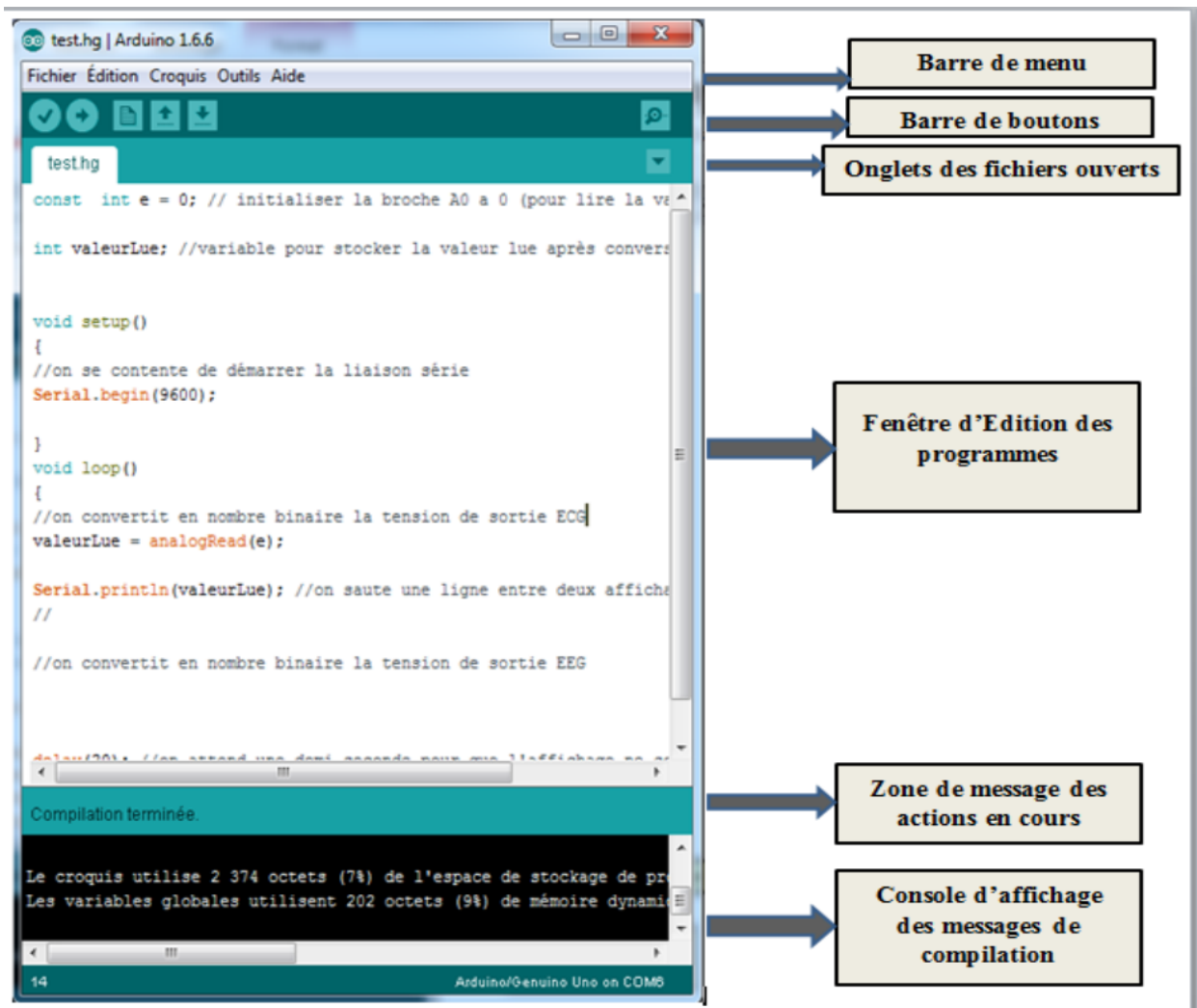


Figure II.24 : organisation structurel d'un programme en ARDUINO.

II.3.4.2. Afficheur LCD

Les afficheurs à cristaux liquide autrement appelés afficheurs LCD (Liquid Crystal Display), il s'agit d'une interface Homme/Machine. Ils sont très utilisés dans les montages à microcontrôleur, et permettent une grande convivialité. Ils peuvent aussi être utilisés lors de la phase de développement d'un programme, car on peut facilement y afficher les valeurs de différentes variables. Au paravent difficile à mettre en œuvre, ils sont devenus indispensables dans les systèmes techniques qui nécessitent l'affichage de paramètres de fonctionnement.

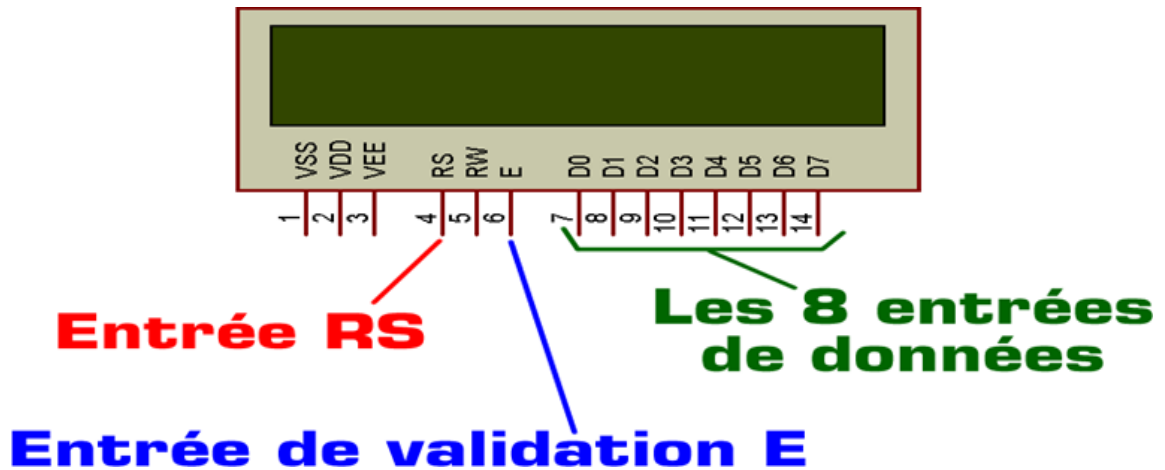


Figure II.25 : différentes broches de l'afficheur LCD.

Broche	Nom	Niveau	Fonction
1	VSS	-	Masse
2	VDD	-	Alimentation positive (+5V).
3	VEE	0-5V	Cette tension permet, en la faisant varier entre 0 et +5V, le réglage du contraste de l'afficheur.
4	RS	TTL	Selection du registre (Register Select) Grâce à cette broche, l'afficheur est capable de faire la différence entre une commande et une donnée. Un niveau bas indique une commande et un niveau haut indique une donnée.
5	RW	TTL	Lecture ou écriture (Read/Write) L : Écriture H : Lecture
6	E	TTL	Entrée de validation (Enable) active sur front descendant. Le niveau haut doit être maintenue pendant au moins 450 ns à l'état haut.
7	D0	TTL	Bus de données bidirectionnel 3 états (haute impédance lorsque E=0)
8	D1	TTL	
9	D2	TTL	
10	D3	TTL	
11	D4	TTL	
12	D5	TTL	
13	D6	TTL	
14	D7	TTL	
15	A	-	Anode rétroéclairage (+5V)
16	K	-	Cathode rétroéclairage (masse)

Tableau II.2 : Rôle et nom de chaque broche.

II.3.4.3. Algorithme de programmation

Afin d'atteindre notre objectif principal de ce projet. On a développé un programme permet de calculer la fréquence cardiaque indépendamment pour chaque signal (**Figure III.15**). La structure de notre programme est constituée de :

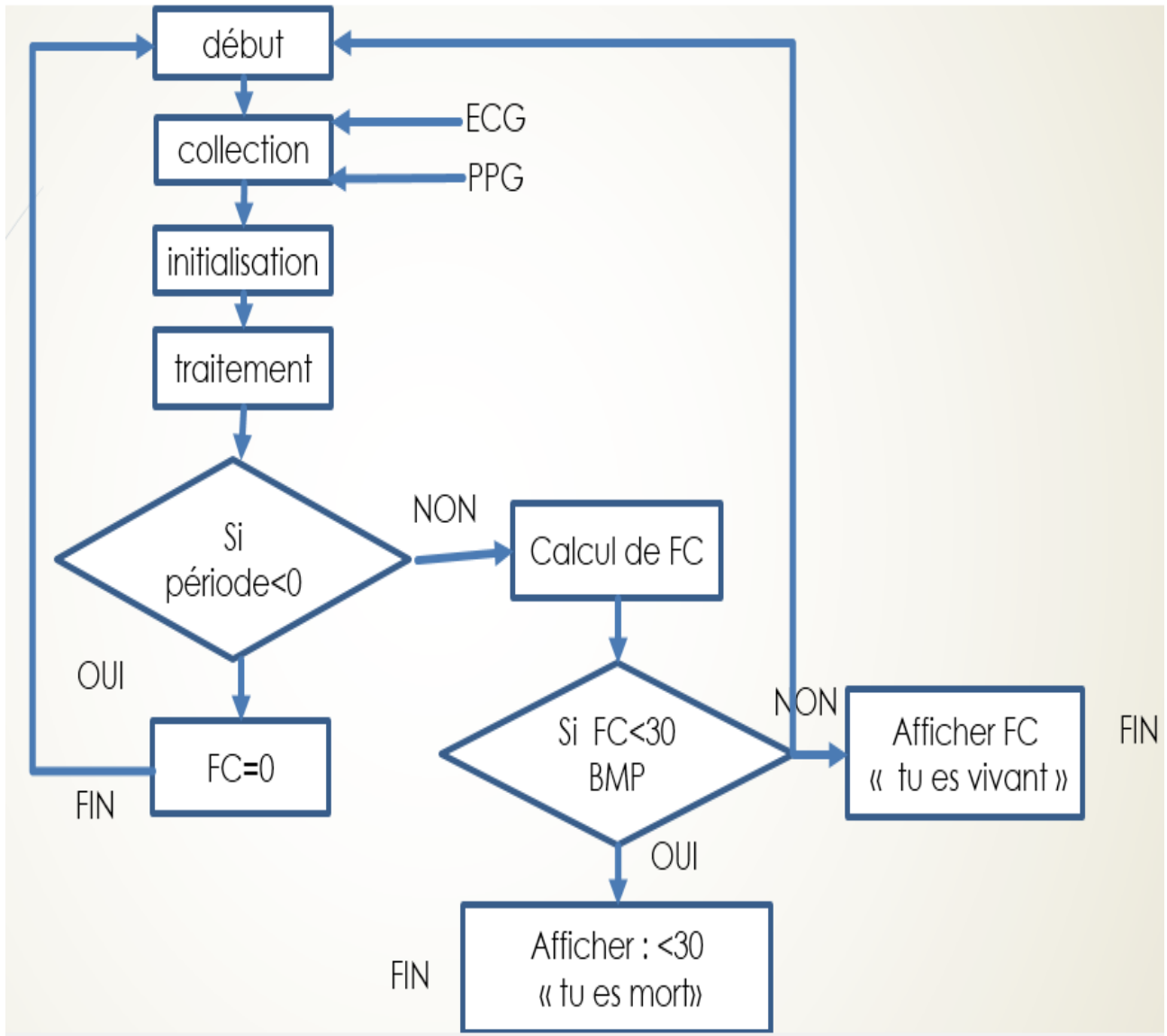


Figure II.26 : Algorithme de programmation de l'ARDUINO.

II.3.4.4. Simulation du compteur de fréquence cardiaque

Le raccordement entre la carte ARDUINO et le afficheur LCD est illustré dans la figure II.27 les signaux ECG et PPG après leurs conversion en train d'impulsion sont interprétés par L'ARDUINO UNO qui envoyé des données à l'LCD pour afficher la fréquence Cardiaque.

On à utiliser le logiciel de simulation ISIS Pro. Ce logiciel permet d'inséré le programme au niveau du simulateur carte ARDUINO.

Pour vérifier le fonctionnement du programme on a simulé les signaux ECG / PPG par des signaux impulsionnelle de fréquences différent FECCG=1.75 Hz, FPPG=0.75 Hz. Charger le programme vers la carte ARDUINO et démarrer la simulation (Figure II.27)

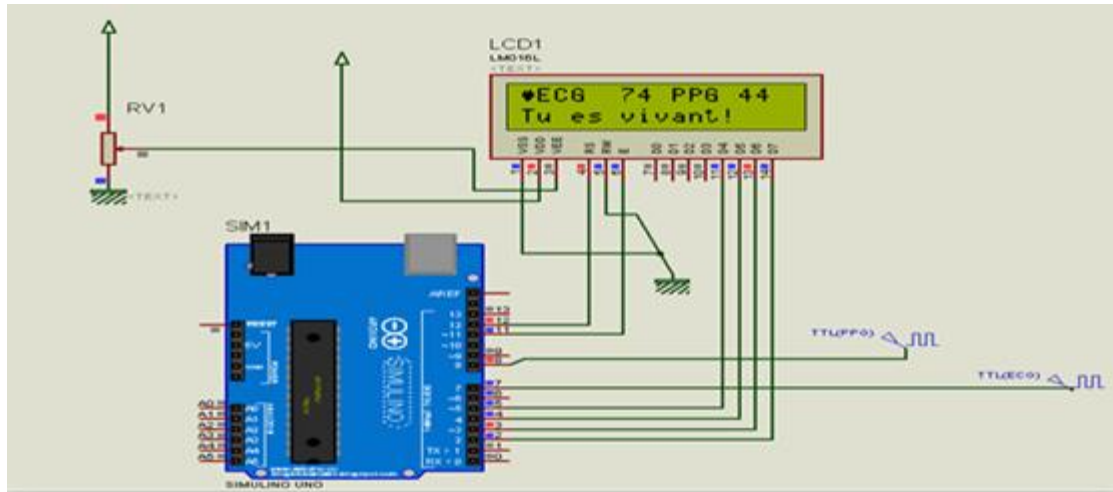


Figure II.27 : simulation et test de validité de programme de comptage de fréquence cardiaque.

II.4. Réalisation du circuit d'alimentation

Notre prototype réalisé est à besoin d'une source d'alimentation continue pour qu'il soit facile à porter. Pour cela on a proposé deux choix d'alimentation à l'utilisateur soit :

- ✓ Par batterie (9v).
- ✓ Par chargeur (5v).

Les 2 chaînes de mesure analogique et d'acquisition numérique contient des circuits intégrés qui sont ont besoin d'une mise en tension symétrique pour fonctionner, celles qui fonctionnes avec une alimentation de 9V comme les amplificateurs opérationnels, l'amplificateur d'instrumentation ; Et d'autres avec 5V comme l'amplificateur monté en comparateur (LM324), l'afficheur LCD, ARDUINO-UNO plus d'autres petits circuits élémentaires comme le speaker.

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

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

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

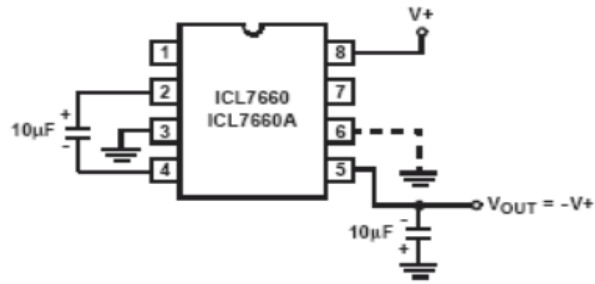


Figure II.28: circuit d'inversion de tension DC via l'ICL7660.

- Un régulateur de tension LM7805 qui résulte en sortie une tension de 5V quelques soit la tension affecter à son entrée. [23]

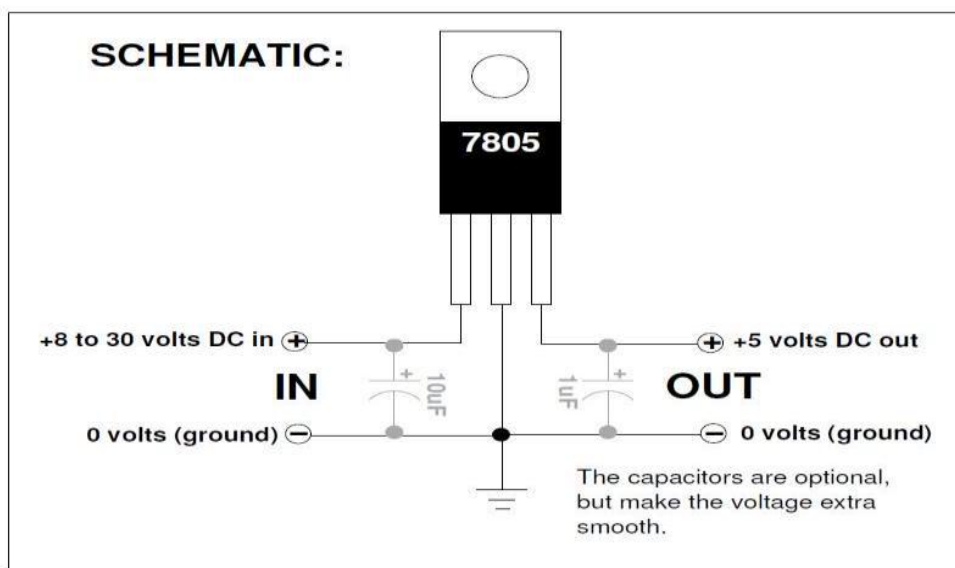


Figure II.29 : circuit de conversion de tension DC à 5V par régulateur de tension LM7805.

Voici la simulation du circuit complet utilisé dans notre prototype :

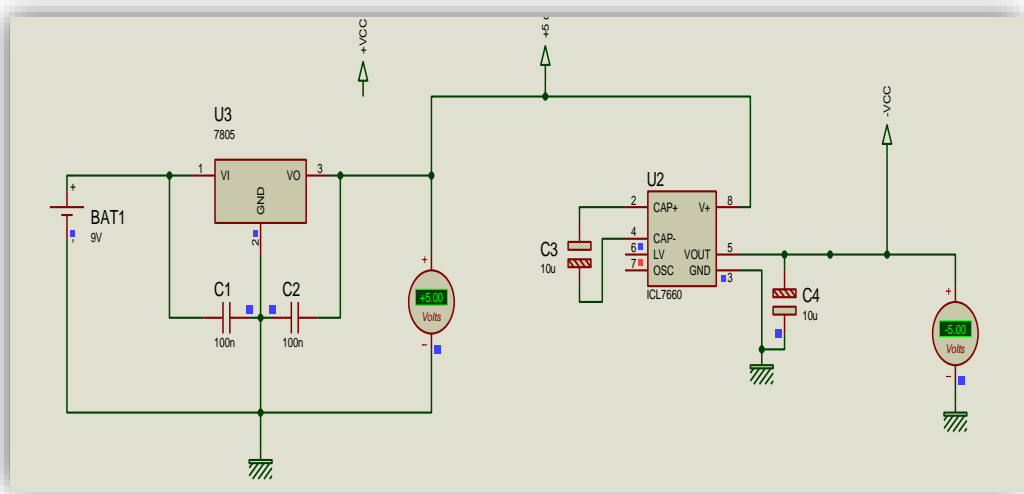


Figure II.30 : simulation du circuit d'alimentation du prototype.

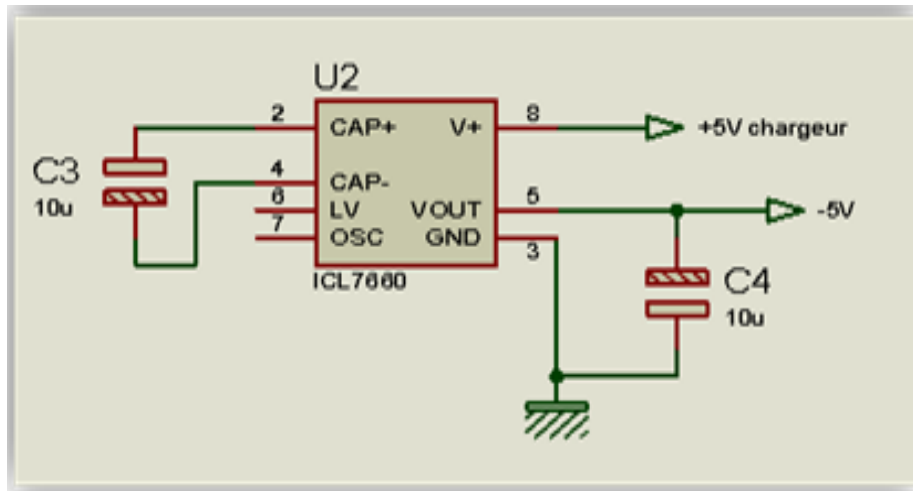


Figure III.31 : simulation du circuit d'alimentation Cas de chargeur.

II.5. Conclusion

Pour conclure ce chapitre qui révèle la plus importante phase du mémoire dont on s'introduit et approfondit au vif du sujet, qui représente la conception et réalisation du prototype d'un cardio-Tachymètre Numérique ; dispositif d'exploration cardio-vasculaire compteur automatique de battements cardiaque à travers l'exploitation de deux grandeurs électrophysiologiques : le signal ECG et signal PPG.

On s'intéresse en premier lieu à l'étude théorique des différents circuits de détection et de mise en forme de ces signaux a été aussi discuté. Suivi par La réalisation des différentes cartes constituant la partie analogique de notre prototype.

En deuxième lieu on s'intéresse à l'étude et réalisation de la partie numérique conçue autour d'une carte Arduino Uno et un afficheur LCD sont exploitées pour le calcul et l'affichage numérique de la fréquence.

En revanche la représentation sera bien détaillé au niveau du chapitre trois consacré aux tests des différents étage du prototype accompagnés par ces tracés de signaux, avec une discussions et comparaison des résultats

CHAPITRE III :

Tests et Résultats

III.1. Introduction

Dans ce chapitre, l'ensemble des deux signaux : signal ECG allant d'électrodes jusqu'au signal ECG finale bien mis en forme, ensuit l'ensemble du signal PPG initial débutant de la sonde jusqu'au signal amplifié final, visualisés et acquis sont présentés, ainsi que la démonstration du fonctionnement de la carte de traitement numérique qu'est la partie automatique programmable de comptage des battements cardiaque par affichage de la fréquence cardiaque sur un afficheur LCD .

Pour finir ce projet les résultats des tests effectués par notre dispositif sont comparés avec celle calculé théoriquement et un autre test dont les résultats sont comparés avec celle effectués par un tensiomètre électronique pour valider et confirmer le bon fonctionnement de notre dispositif.

III.2. Concrétisation des circuits et mesures pratiques

Notre prototype est basé sur 3 système indispensable comme décrit et justifier au chapitre 2 ; on va représenter le circuit de chaque carte et signaux issus de chaque points de tests séparément.

III.2.1. Carte d'acquisition électrocardiographique : signal ECG

Cette première carte est réalisée en prévoyant 6 points de tests (signal ECG issu d'amplificateur d'instrumentation puis filtré, amplifié, signal de détecteur d'enveloppe, signal logique TTL) avec une signalisation lumineuse. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc.

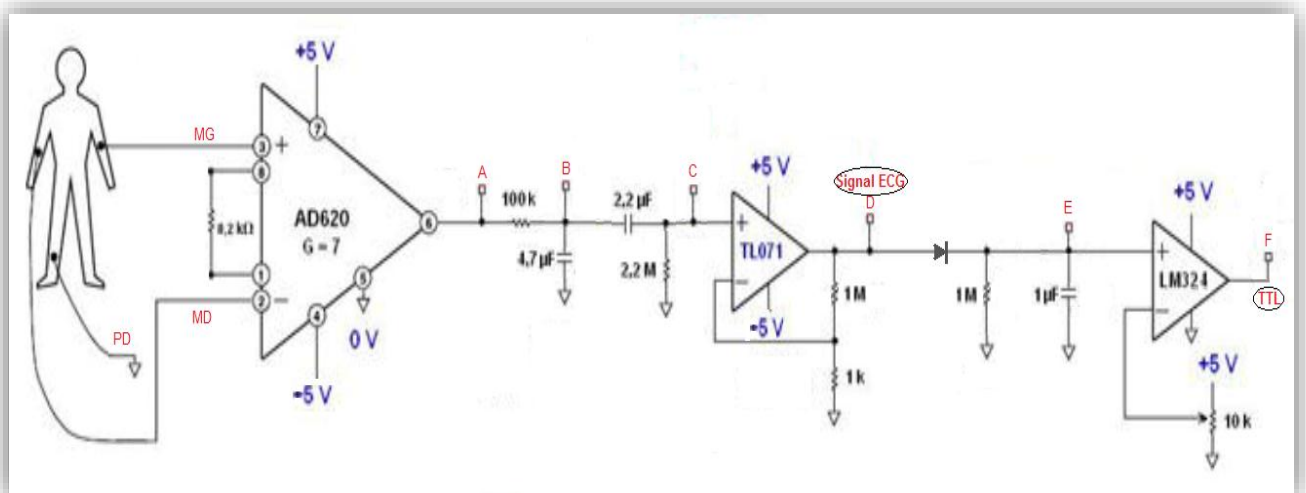


Figure III.1 : circuit de détection du signal ECG à 6 points de test.

- **Réalisation du capteur ECG**

Pour notre réalisation du prototype nous avons planifié de créer un capteur amovible, démontable de l'appareil, illustré dans la **Figure III.2** ; la connexion du capteur ECG avec la carte est faite à l'aide d'un connecteur DB9 RS232 Male.

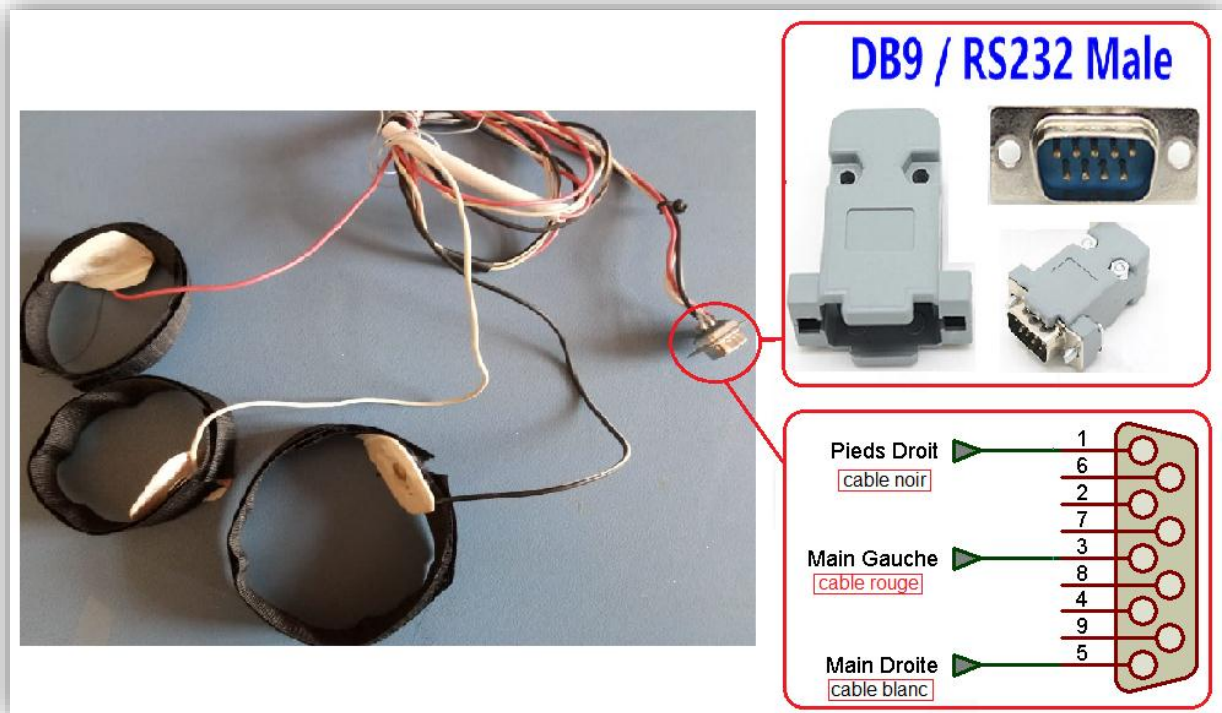


Figure III.2 : Les électrodes réalisées.

Les électrodes choisies pour notre réalisation sont les patches électrolytiques à usage unique, qui vont être accrochées à des boutons métalliques d'attaches à pression pour vêtements qui sont collés sur cette bande noire de scratch, dont on les a conçus pour immobiliser les électrodes afin d'éliminer le bruit dû aux mouvements d'électrodes influant l'enregistrement du signal ECG.

✓ **Point de test A : signal ECG pré amplifié**

À la sortie d'un amplificateur d'instrumentation ECG qui est un AD620 on récupère un signal électrocardiographique bruité de l'ordre de quelques dizaines de mV (10mV) (**figure III.4**)

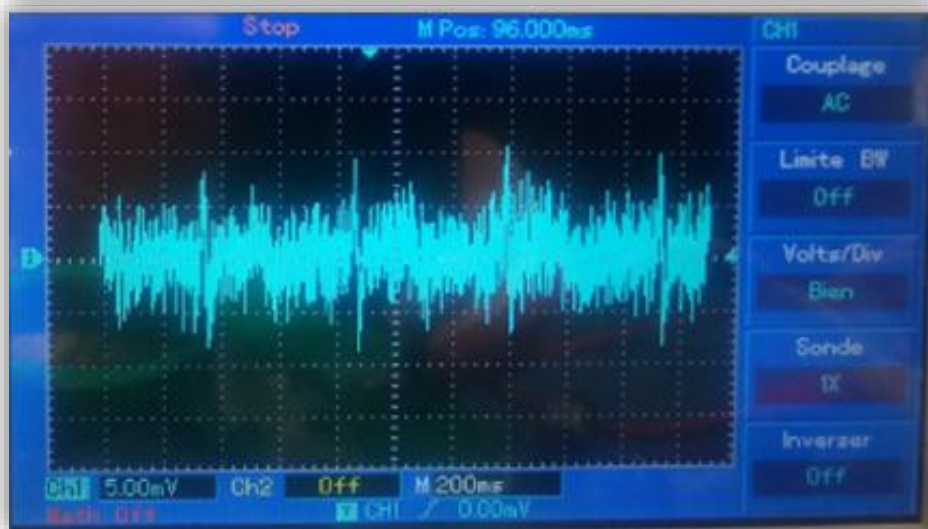


Figure III.3 : Le signal ECG à la sortie de l'AD620.

✓ Point de test B et C : Filtrage

A cette étape de filtrage deux filtres sont réalisés : un premier passe bas (P-B) d'un point de test B ; un deuxième filtre passe haut (P-H) de sortie C. L'objectif est de modifier sa phase fréquentielle avec isolation des bandes de fréquence utiles et d'extraire le signal voulu par élimination des bruits de fréquences parasites indésirables. Les signaux issus de cette phase sont montrés à la Figure III.4.

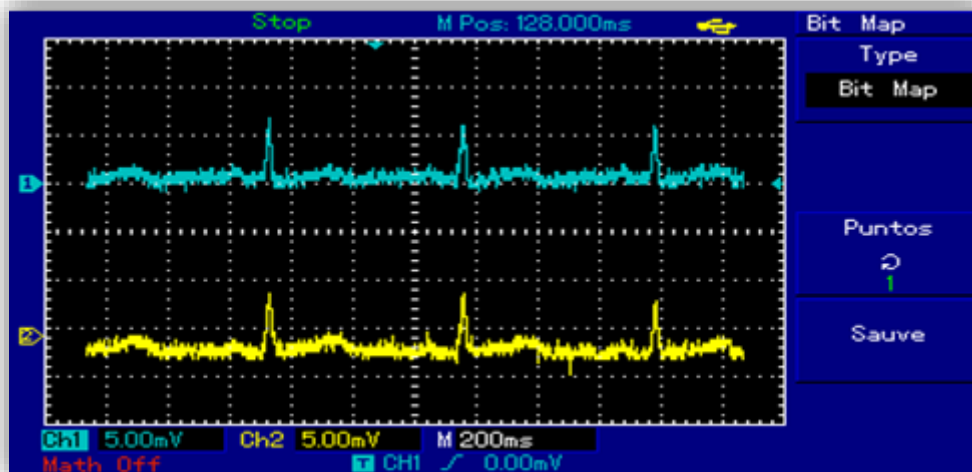


Figure III.4 signal ECG filtré (Blue : P-B), (jaune : P-H).

✓ Point de test D : Signal ECG Final

Après filtrages l'étape d'amplification est indispensable pour augmenter l'amplitude du signal ECG final bien mis en forme.

Figure III.5 montre notre signal ECG final issu de la mise en forme d'amplitude assez relevé d'environ 6V, dont l'ensemble de fronts d'ondes sont bien témoigner allant de l'onde P jusqu'à l'onde U.

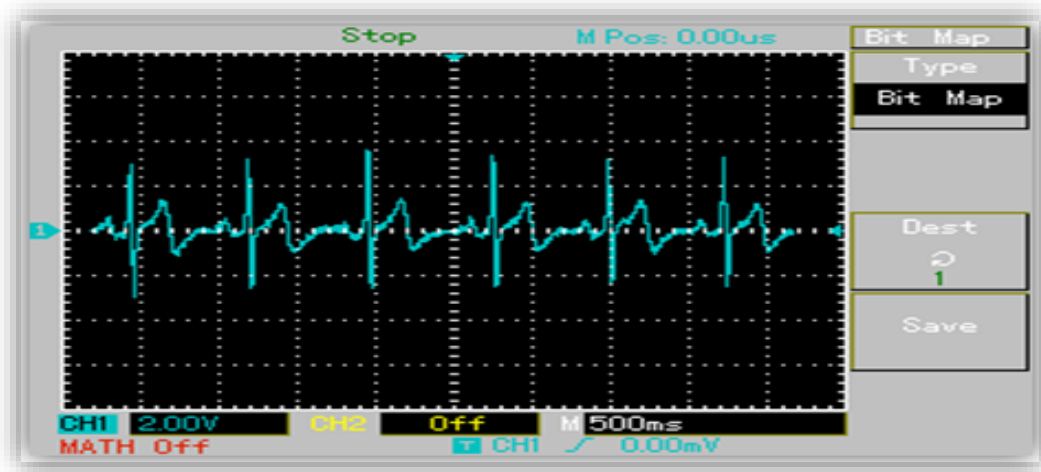


Figure III.5 : Le signal ECG final acquit.

✓ Point de test C : signal de détection du pic R

L'onde T du signal ECG est d'amplitude d'environ 1V. Ça nous a créé un problème dans la détection et conversion du complexe QRS en un signal logique TTL qui jouera le rôle du signal d'entrée pour la partie de traitement numérique. Pour cela on a opté pour un circuit de redressement détecteur de pic pour éliminer l'onde T et faire passer seulement le pic le plus élevé qui est le pic R. Le signal de sortie de ce circuit au niveau du point de test C est représenté dans la **Figure III.6**.

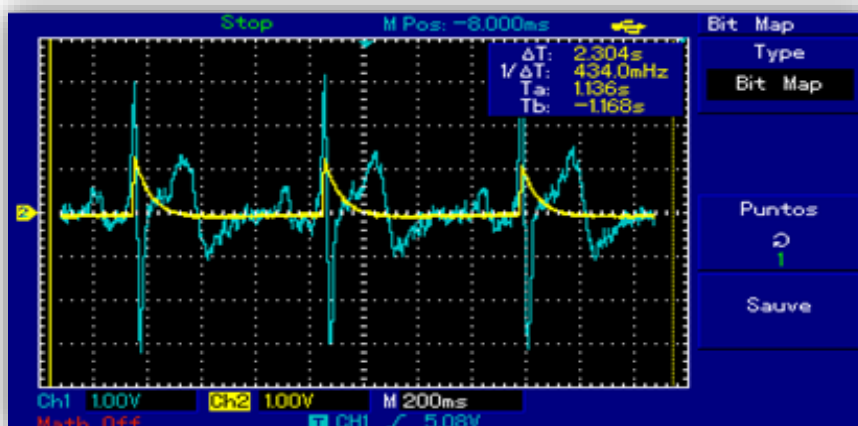


Figure III.6 : la détection du pic R.

✓ Point de test D : Signal logique Carré

Enfin ; pour finir avec cette carte d'acquisition électrocardiographique. Le signal ECG final suivit du signal de détection du pic R va être convertie en un signal logique TTL dont sont niveau haut est d'amplitude de 5V rassemblant à un train d'impulsion synonyme aux battements cardiaques. **Figure III.7.**

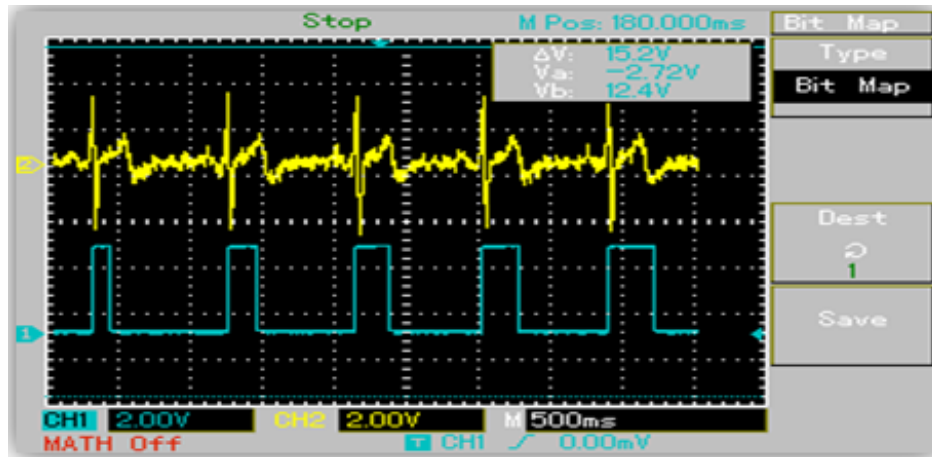


Figure III.7 : train d'impulsions de pics R.

Cette phase de conversion des pics du signal ECG en impulsion est accompagnée par un étage de signalisation visuel avec LED alimenté par ce même train d'impulsion d'amplitude 5V qui s'allume au front montant et s'éteint au front descendant, équivalent à la détection du battement cardiaque.

III.2.2. Carte d'acquisition photoplethysmographique : signal PPG

Cette deuxième carte est réalisée en prévoyant 4 points de tests, allant du premier point A de sortie du capteur jusqu'au point D final du signal de train d'impulsion.

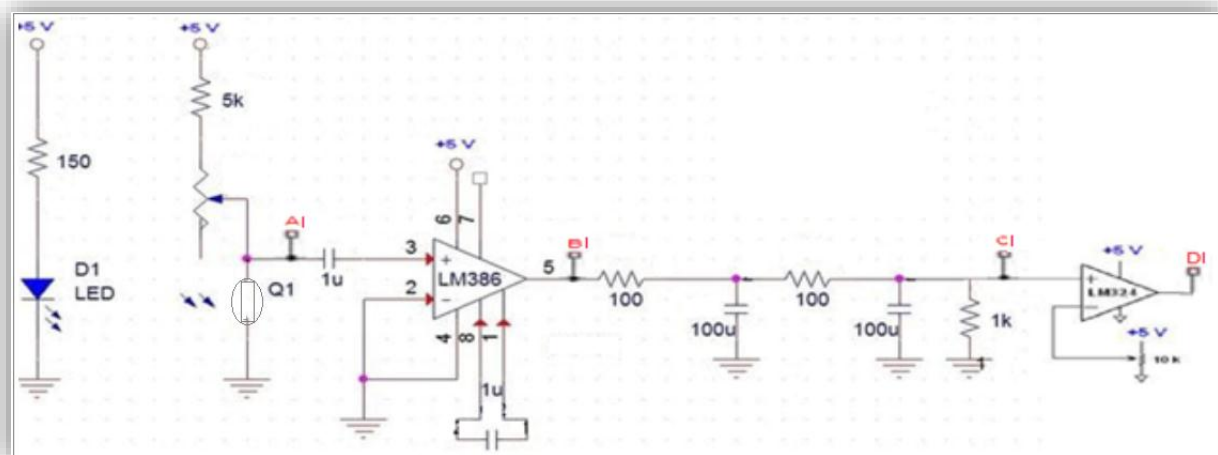


Figure III.8 : circuit de détection du signal PPG à 4 points de test.

- **Réalisation de la sonde**

Comme pour le capteur PPG nous avons opté aussi pour une sonde asymétrique démontable de l'appareil. On a apporté une sonde défectueuse de l'hôpital, en raison de la modifier et d'installer nos propres composants : la LED rouge d'émission et LDR de réception. La connexion du capteur PPG avec la carte est faite à l'aide d'un cordon à connecteur DB9 RS232 femelle.

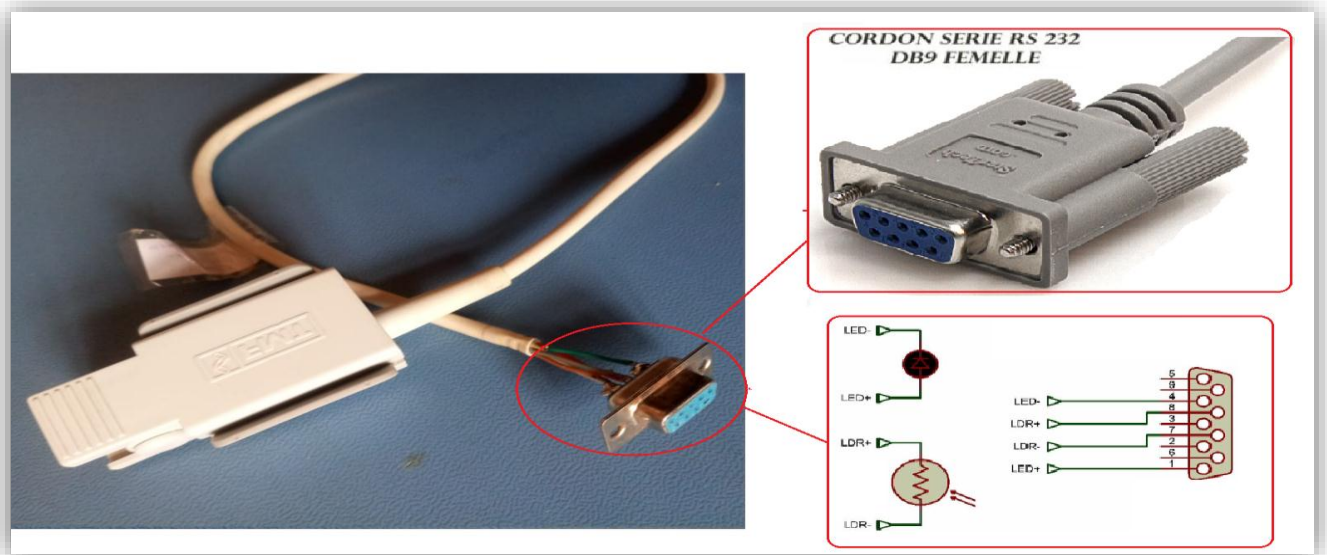


Figure III.9 : capteur PPG réalisé.

- ✓ **Point de test A1 : signal PPG initial du capteur**

On met le doigt dans la sonde entre la LED et le LDR, modifie lentement le potentiomètre jusqu'à ce que le signal visualisé par l'oscilloscope est relativement filtré. Le signal à la sortie du capteur est affiché au point A1 (Figure III.10).

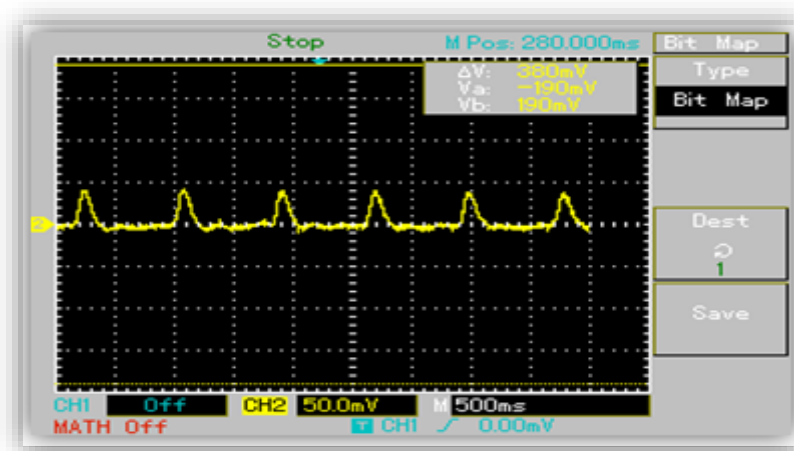
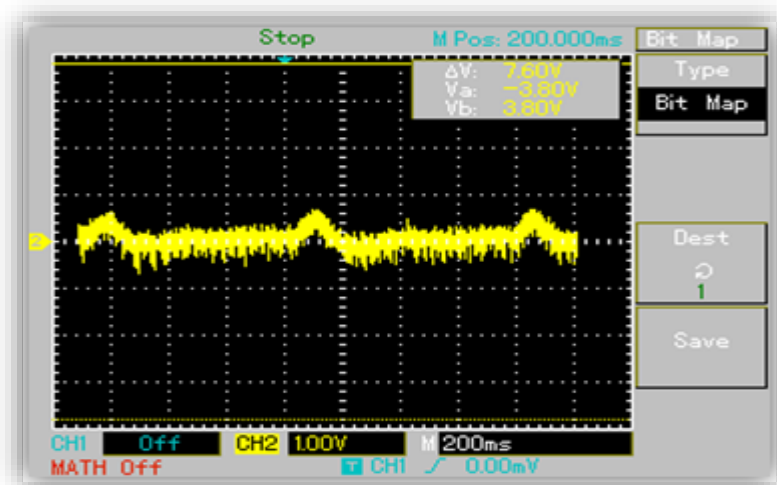


Figure III.10 : le signal PPG détecté.

✓ Point de test B1 : Signal PPG Amplifié

Après détection du signal primaire issu du capteur qui est d'amplitude d'environ 50mV, on a opté pour une amplification immédiate, par l'utilisation d'un amplificateur de type LM386. Le signal de sortie amplifié est illustré dans la **figure III.11**



1

Figure III.11 : le signal PPG amplifié.

✓ Point de test C1 : signal PPG filtré

Mais on constate que ce signal n'a pas seulement été amplifié de quelques millivolts vers approximativement 1V comme le montre **Figure III.12** dont on a besoin d'une phase de filtrage pour aboutir à un signal PPG final non seulement amplifié mais aussi filtré.

La figure suivante présente le signal PPG final dont l'onde P est bien détectée.

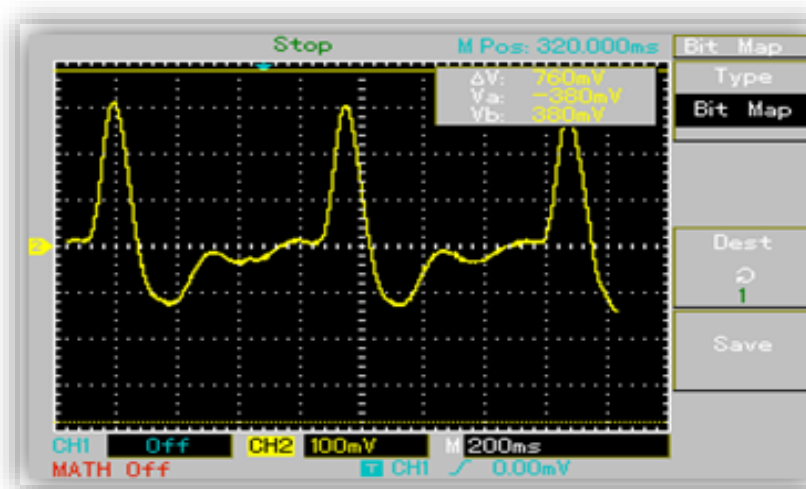


Figure III.12 : le signal PPG final.

✓ Point de test D1 : train d'impulsion du signal PPG

Comme pour le signal ECG ; Le signal PPG final va être convertie en un signal logique TTL (**figure III.13**) dont sont niveau haut est d'amplitude de 5V rassemblant à un train d'impulsion synonyme aux battements cardiaques. Du même ; un étage de signalisation visuel avec une autre LED que celle de détection des impulsions de signal ECG convertie, va indiquer la présence d'impulsions du signal PPG.

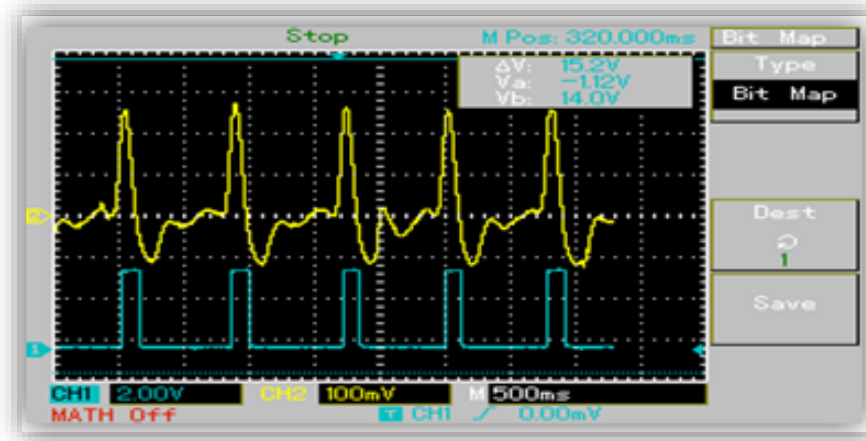


Figure III.13 : train d'impulsions de l'onde P.

➤ Remarque

La figure suivante montre le décalage temporelle entre les deux signaux (le temps transit entre l'éjection de sang du cœur et atteinte jusqu'au doigt) qui est aussi remarqué dans le décalage de l'allumage des LED d'indications d'impulsions des deux signaux distincts :

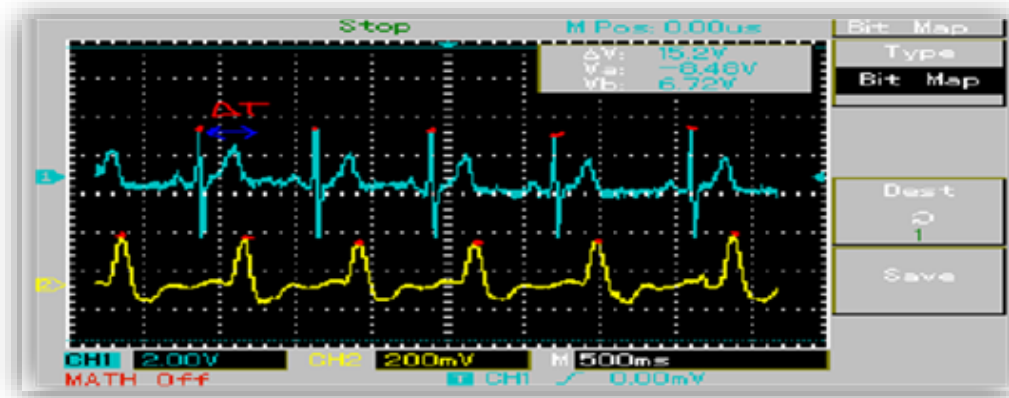


Figure III.14 : décalage temporel entre le signal ECG-PPG.

III.2.3. Carte de traitement numérique automatisé

notre carte de traitement numérique est basé sur l'ARDUINO UNO , Qui est programmer pour compter le nombre de battement cardiaque par minute à partir de la fréquence du train d'impulsions coïncidant avec l'onde R du signal ECG et de l'onde P du signal logique traduisant le signal PPG séparément. Ensuite affiché cette fréquence Cardiaque sur le LCD.

III.3. Présentations des cartes réalisées et du dispositif final

III.3.1. Carte analogique d'acquisition des signaux ECG et PPG

Pour cette première carte on a opté de rassembler les deux circuits de détection du signal ECG et du signal PPG, plus le circuit générateur d'impulsions dans une seule carte. On a essayé de Minimiser le maximum la dimension de cette carte, après plusieurs essai et plusieurs déception la réalisation choisit qui été pour notre vision la plus organisé et disant plus meilleur et facile à concrétiser d'une dimension de 14cm de largeur et 12cm de longueur, les figure suivante représente la réalisation du circuit imprimé par logiciel ARES Preoteus.

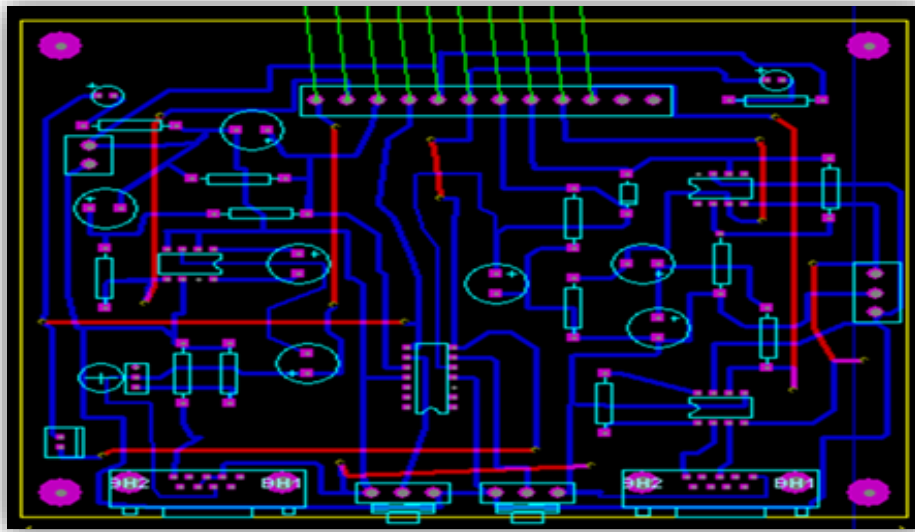


Figure III.15 : Schématisation du circuit d'acquisition ECG et PPG par ARES.

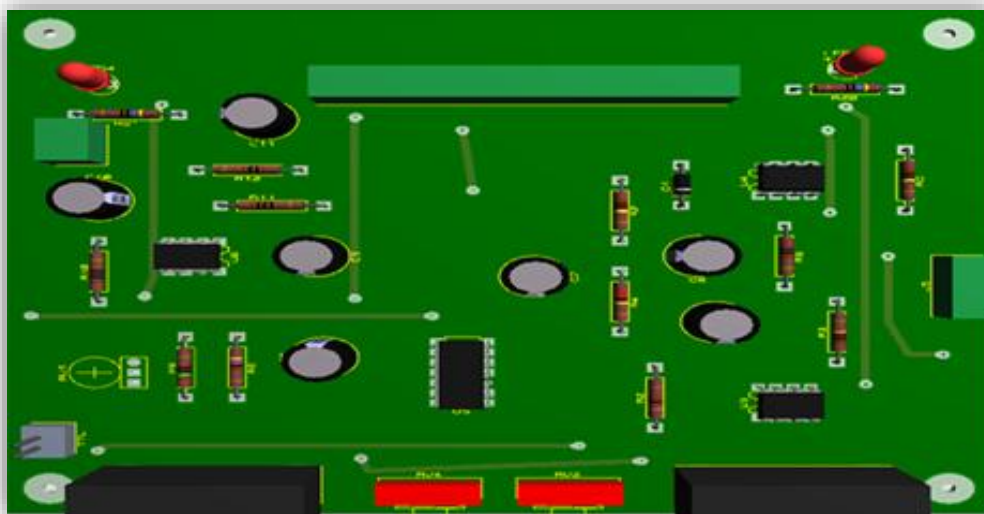


Figure III.16 : Représentation de la carte d'acquisition ECG-PPG en 3D.

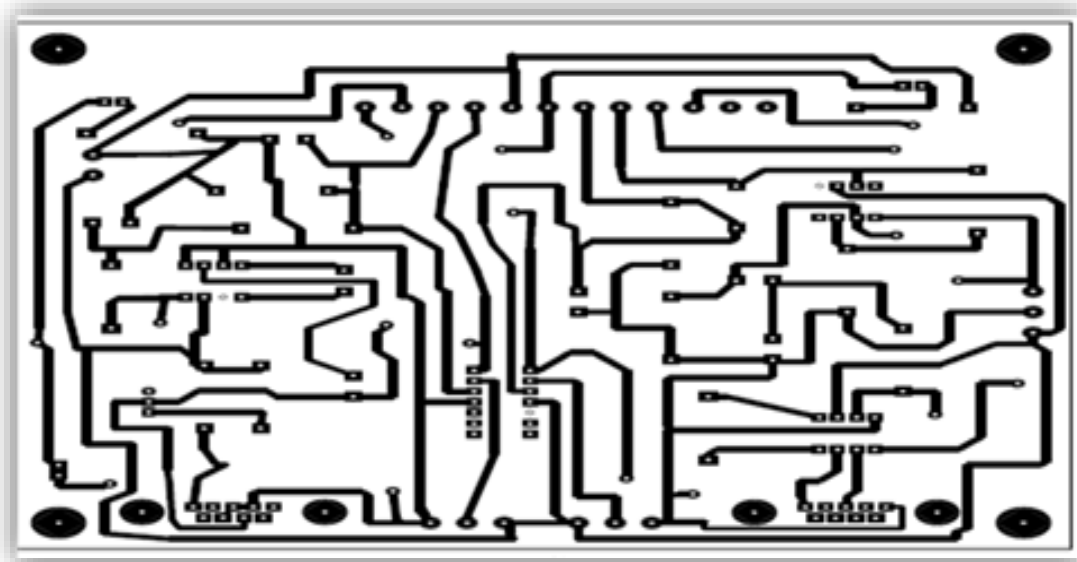


Figure III.17 : Circuit imprimé de carte d'acquisition ECG_PPG.

III.3.2. Carte de traitement numérique et d'alimentation

Pareil à la première carte dite analogique, on a décidé d'associer les deux circuits de traitement numérique à base d'ARDUINO et de l'afficheur LCD avec le circuit d'alimentation. En raison de réaliser un appareil bien conçu pour le maître en boîte on a encore décidé de réaliser cette carte d'une façon qu'elle soit au même dimensions et bien fixer au-dessus de la première carte analogique.

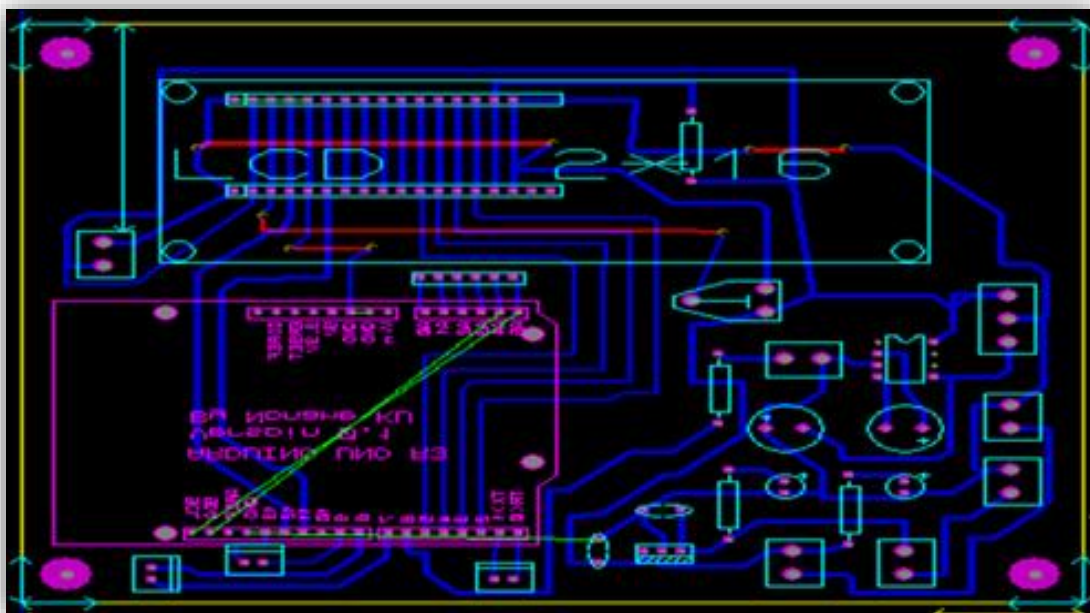


Figure III.18 : schématisation de la carte de traitement numérique et d'alimentation.

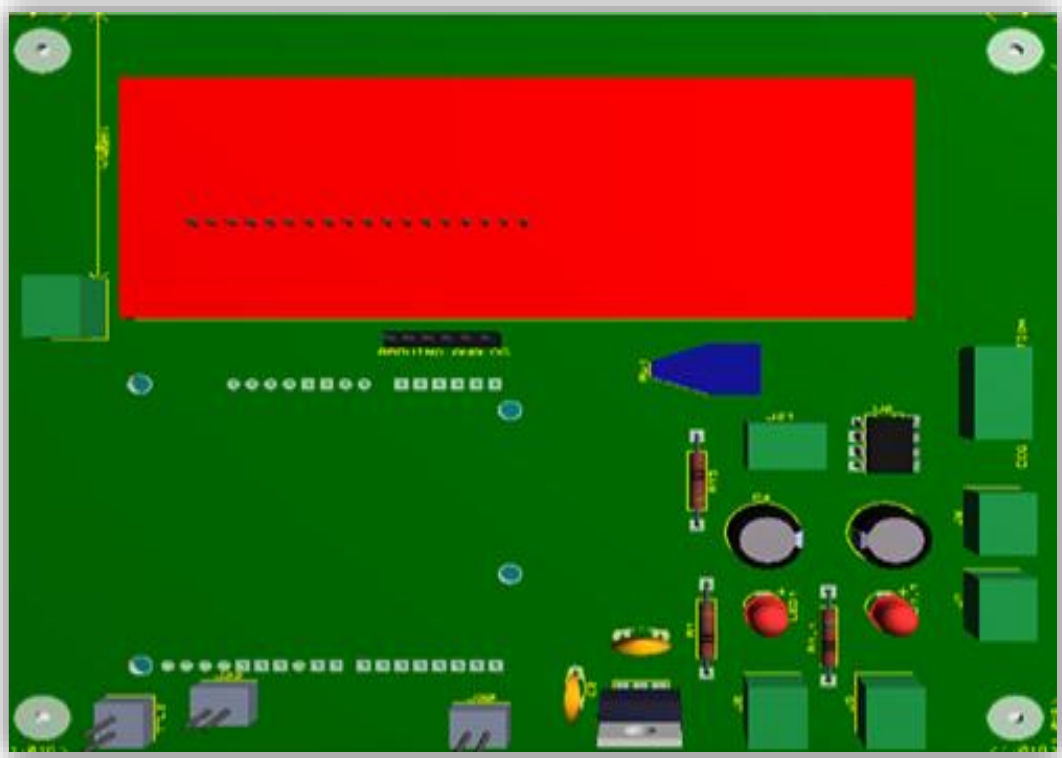


Figure III.19 : carte de traitement numérique et d'alimentation en 3D.

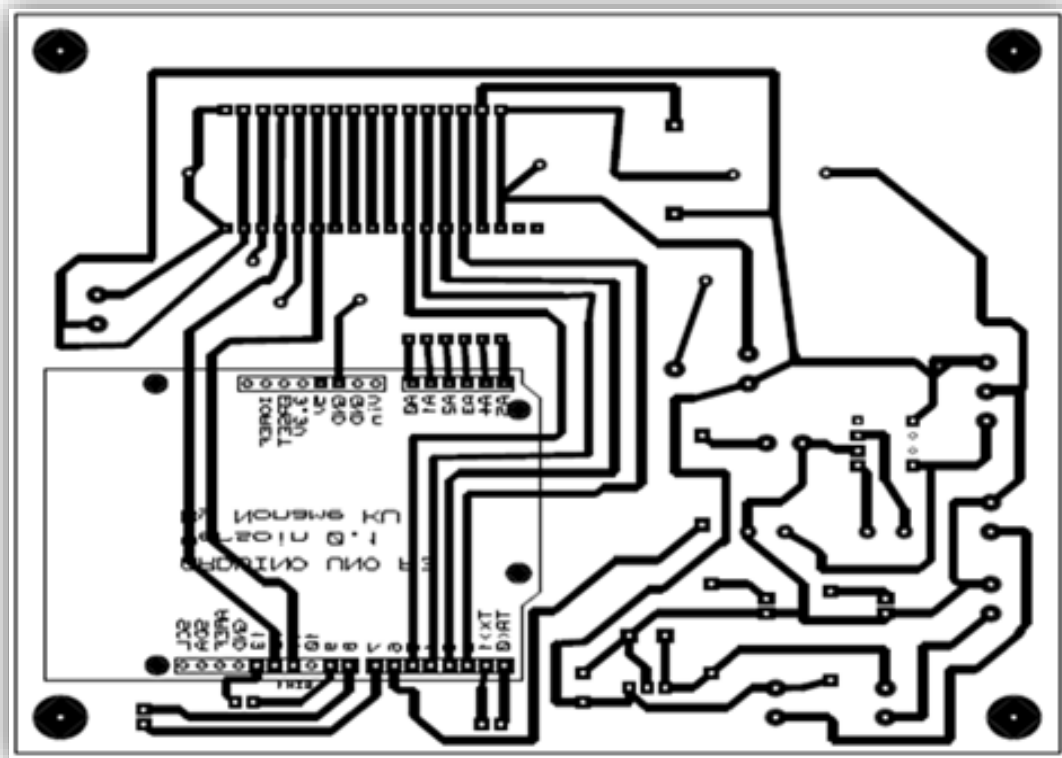


Figure III- 20 : Circuit imprimé de chaine numérique et d'alimentation.

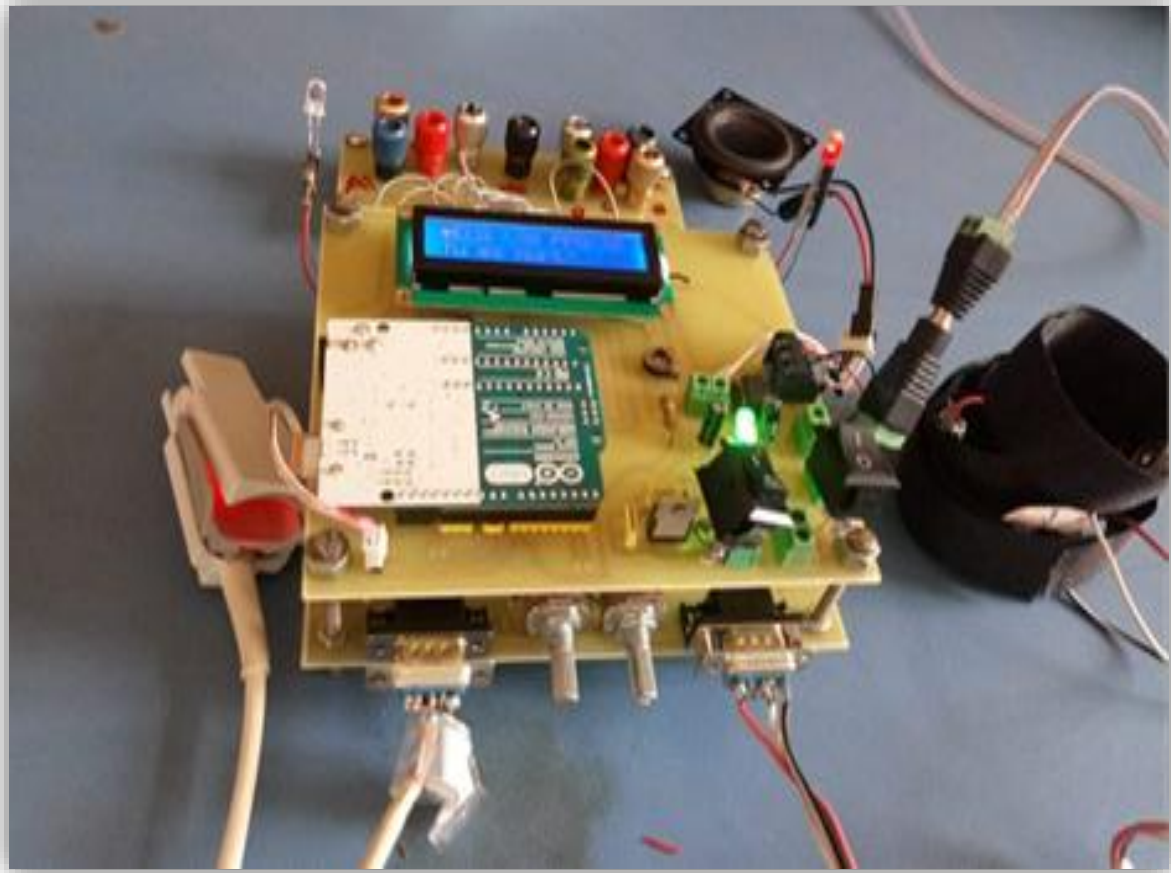


Figure III.21 : Photographie du dispositif réalisé finale sans boîte.

III.4. Comparaison des résultats des testes

Après avoir finalisé la réalisation de notre appareil, nous avons effectué plusieurs tests : sur trois individus prenant compte de différence d'âge, sexe, poids. et on va comparer entre résultats affichés qui veut dire la fréquence cardiaque comptée par notre dispositif et la fréquence cardiaque théoriquement calculée à partir des signaux visualisés à l'oscilloscope.

Dont la fréquence est calculée par l'équation ;

$$f_C = \left(\frac{1}{T_c} \right) \cdot 60 \text{seconde}$$

Avec T_c la période entre deux pics R du signal ECG est deux pics d'onde P du signal PPG.

→ **Premier sujet :**

Le premier sujet qu'on a examiné est une demoiselle (âge 24ans, poids 62 kg).

Pour $T_c = 640\text{ms}$ [$3.2 \cdot 200\text{ms} = 640\text{ms}$] (dont 200ms est le calibre de base de temps à l'oscillo)
 $T_c = 0.64$ secondes

Donc la fréquence cardiaque théoriquement calculer sera : $F_c = 93$ BPM.

Figure III.22 ci-dessous présente le résultat de test du premier sujet.

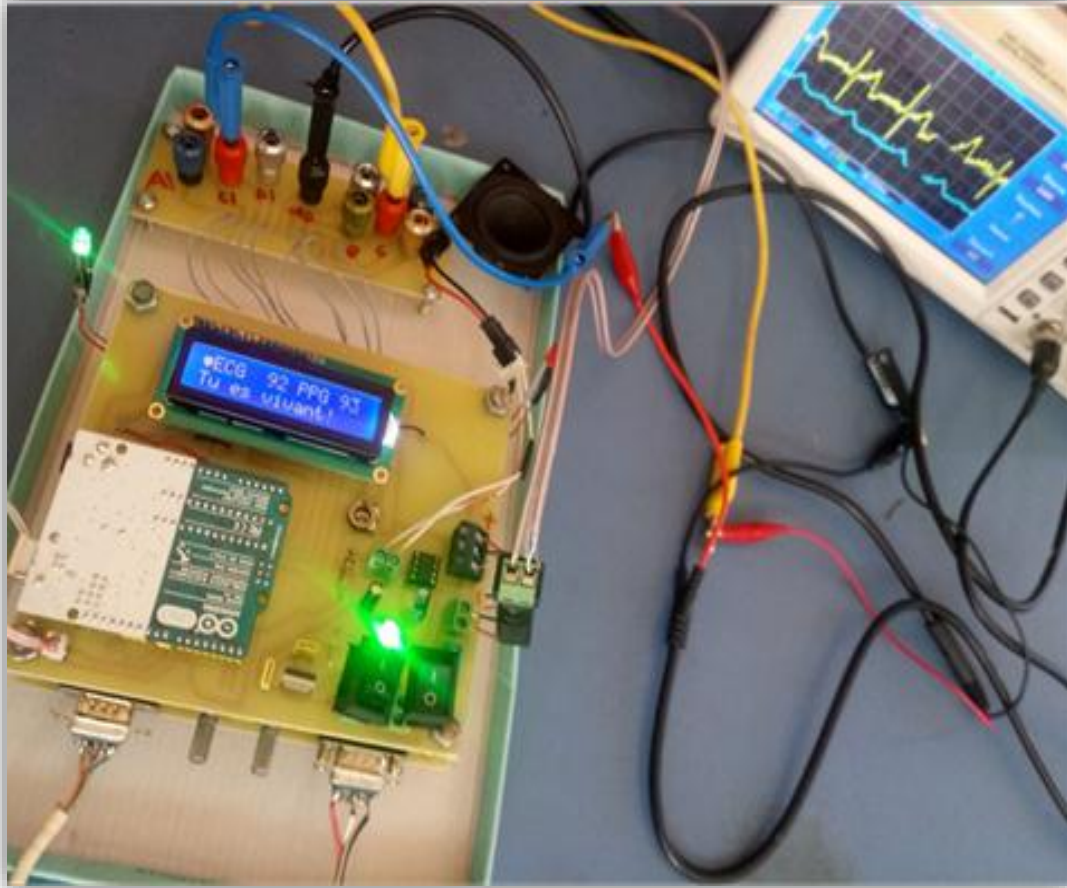


Figure III.22 : Test et Résultats du premier sujet.

→ **Deuxième sujet :**

Un jeune homme (âge 27ans, poids 72kg). Pour $T_c = 880\text{ms} = 0.88$ secondes [$4.4 \cdot 200\text{ms} = 880\text{ms}$]

Donc la fréquence cardiaque théoriquement calculer sera : $F_c = 68$ BPM.

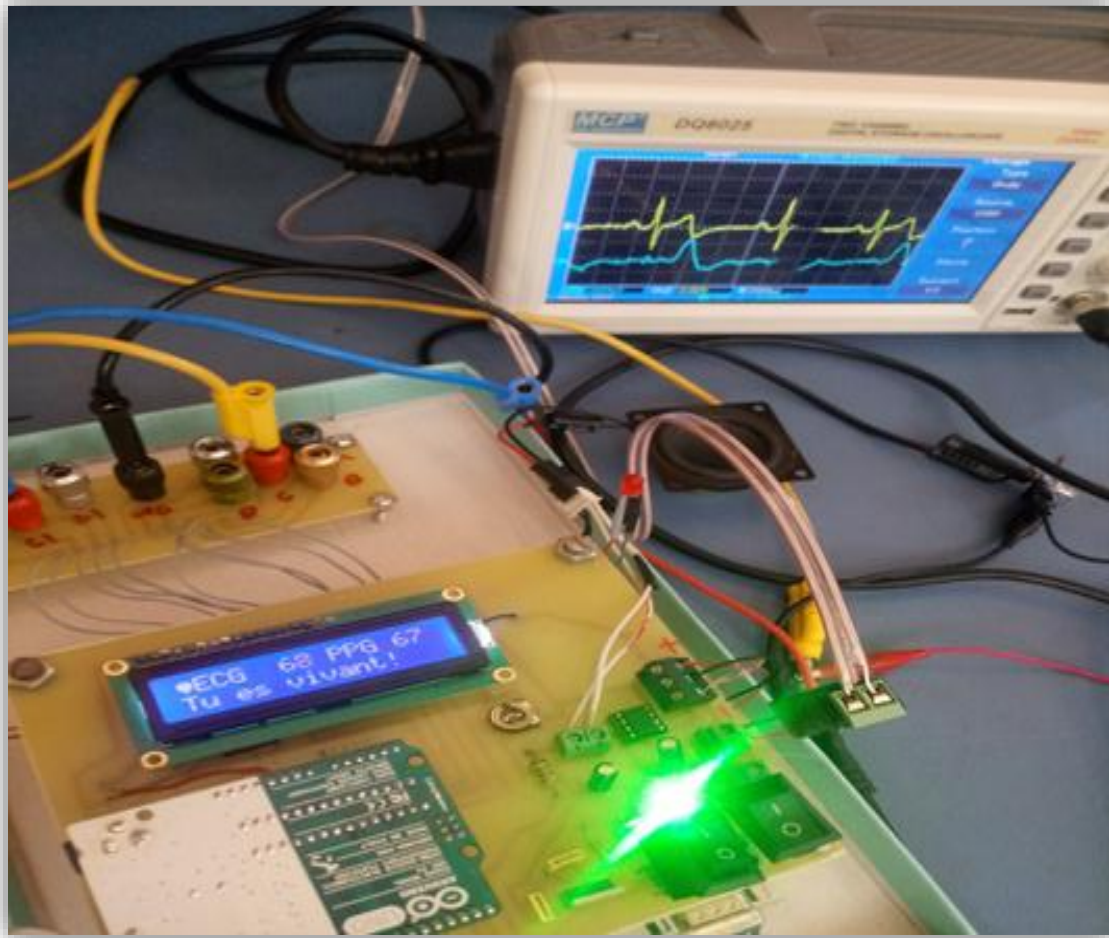


Figure III.23 : Test et Résultats du Deuxièmes sujet.

→ **Troisième sujet :**

Une demoiselle (âgé 24ans, poids 58 kg).

Pour $T_c = 560\text{ms} = 0.56\text{ secondes}$ [$2.8 * 200\text{ms} = 560\text{ms}$] ;

Donc la fréquence cardiaque théoriquement calculer sera : **$F_c = 106\text{ BPM}$** .

Figure III.24 ci-dessous présente le résultat de test du troisième sujet.

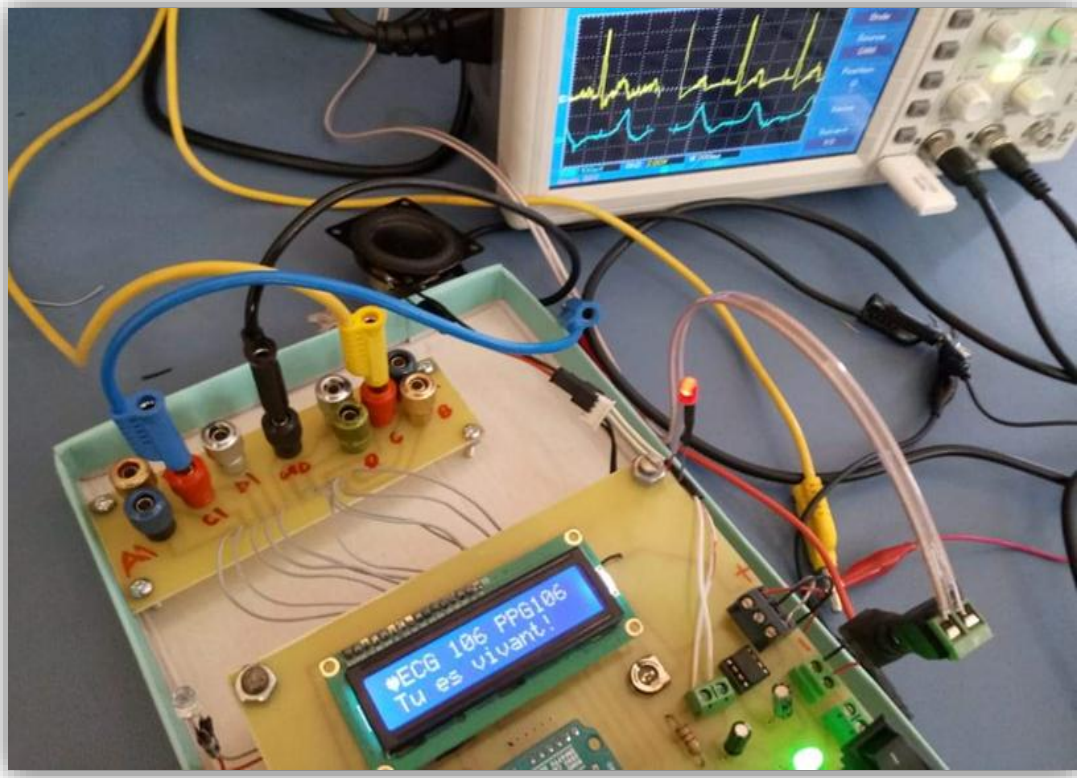


Figure III.24 : Test et Résultat du troisième patient.

⇒ D'après les résultats du test de la mesure de fréquence cardiaque compté par notre dispositif est presque égaux avec celles qui étaient calculé théoriquement.

II.5. Validation du dispositif

Pour validation du fonctionnement de notre Cardio-Tachymètre Numérique, des tests sont effectués sur un certain nombre d'individus de laboratoire (**Figure III.25**). Les résultats sont comparés à ceux obtenue avec un appareil électronique de mesure.

- La première mesure test en utilisant un tensiomètre digital de commerce.
- La deuxième mesure en utilisant notre circuit de mesure pour prélèvement de la fréquence cardiaque.

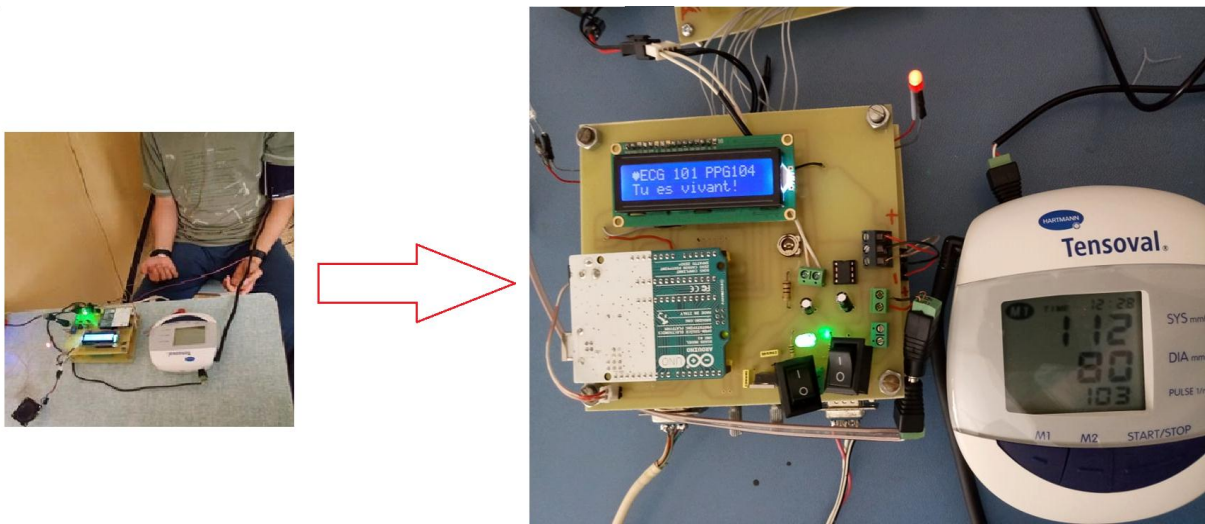


Figure III.25 : Test de mesure de FC par un tensiomètre électronique et notre dispositif.

La comparaison des résultats des tests de cette expérience effectués sur un certain nombre d'échantillons est révéler sur le graphe représenté dans **Figure III.26**.

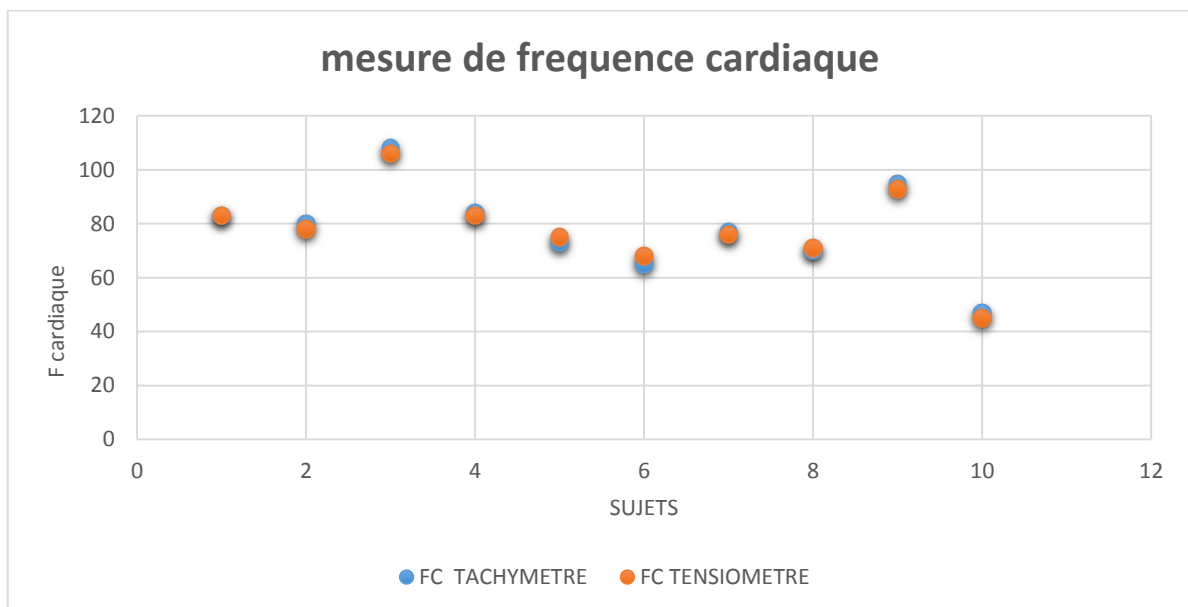


Figure III.26 : résultats de test de validation de notre tachymètre par rapport à un tensiomètre électronique.

⇒ Les résultats obtenus sont très satisfaisants

II.5. Conclusion

Dans ce chapitre, une évaluation pratique du dispositif a été réalisée dans le but de confirmer la fonctionnalité de nos circuits. Nous avons implémenté le système réalisé étage par étage en mettant en évidence la sortie de chaque étage par point test. Puis, Test de dispositif final sur plusieurs individus et comparaison entre les résultats affichés et les résultats calculés théoriquement.

Enfin, test de validation de notre dispositif avec autres dispositif commercialisées.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion Générale

La première cause de mortalité provient des maladies cardiovasculaires. Par conséquent le diagnostic de ces maladies semble une tâche vitale. Alors, il est intéressant d'avoir des dispositifs qui aident aux diagnostics.

Le travail réalisé dans ce projet de fin d'étude est destiné à la conception et la réalisation d'un tachymètre numérique employé pour mesurer la fréquence cardiaque qui détecte et enregistre deux signaux électrophysiologiques fondamentaux, faisant appel à l'électrocardiographie et à la photoplethysmographie.

Le dispositif ainsi réalisé permettra, à travers des capteurs et des circuits électroniques simples : de détecter l'ECG via des électrodes mises à la surface de la peau et de détecter le signal PPG par un capteur placé sur le doigt utilisant le principe de spectrophotométrie.

Ensuite, une étude approfondie des circuits analogiques pour mettre en forme les signaux détectés qui se présentent sous forme de signaux de très faible amplitude, Ces signaux sont très sensibles à différentes sources de bruit. Afin d'assurer une bonne acquisition de ces signaux.

La réalisation de ce notre prototype passe par deux étapes nécessaires :

- La première étape concerne la conception et la réalisation des capteurs biomédicaux permettant de reproduire au mieux activité cardiaques. la mise en forme de ces signaux en termes d'amplification et de filtrage.
- La deuxième étape consiste à l'acquisition conçus au tour de l'environnement Arduino.

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

Les résultats que nous avons obtenus sont prometteurs à la fois dans la partie analogique. Dans l'avenir, et en perspective :

- De pouvoir développer ce projet de manière méthodologique.
- Développement de l'algorithme.
- Minimiser la carte.

Nous souhaitons vivement que ce projet puisse servir comme élément de base pour d'autres études plus approfondies pour le faire intégrer sous des systèmes plus complexe

REFERENCE

- [1] A. Cabasson, «Analyse des périodes P-P et P-R dans les électrocardiogrammes», Université Nice Sophia Antipolis, pp.15-16, 2005.
- [2] L. Sabbah, *Cardiologie : L'indispensable en stage*. Elsevier Masson, 2011.
- [3] L. SHERWOOD «Physiologies Humaine “2ème Edition boeck.
- [4] D. JENNINGS «introduction to Medical Electronics Applications “School of Engineering of Wales“, College of Cardiff 1995.
- [5] S.H.Nguyen, «*Manuel d'anatomie et de physiologie*“,5ème édition, Paris,ISBN 978-2-7573-0340- 5,2010.
- [6] Dr.C.Brochet « l'électrocardiogramme à 12 dérivations “,2000.
- [7] Benachour.F et El mougari Ahmed.F «Réalisation d'un circuit pour la détection des battements cardiaques» PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical.Université de Tlemcen Année 2012-2013.
- [8] F. Amr Abdou Ahmed et A.MAJDI JABER“ Etude et réalisation d'un Electrocardiographe Trois Dérivations ‘, PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical.Université de Tlemcen Année 23/10/2013.
- [9] M. Soumia et M. Nedjma“ réalisation d'interface graphique pour le dé bruitage du signal photoplethysmogramme par la transformé en ondelette discrète ‘, PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical.Université de Tlemcen Année, 25/05/2015.
- [10] J. GWebster, «Design of pulse oximeters, Medical science series‘, ISBNB 0-7503-0467-7.
- [11] M. Abdenour et K.Larbi ‘ une étude et une réalisation cardio-fréquencemètre portable à l'aide du pic le PIC16F84A ‘, PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical.Université de Tlemcen Année (4 ,51) ,25/05/2015.
- [12] Allcat Instruments : « Mesure de la vitesse de rotation : principe, applications et tachymètres» <https://www.mesurez.com/mesure-vitesse-rotation-tachymetre.html>.
- [13] INSTRUMENTS MOTEURS :mesure de rotation <https://www.lavionnaire.fr/InstMotRotation.php> « Activité du système nerveux autonome mesurée par la variabilité de la fréquence cardiaque dans l'incontinence urinaire féminine » ; Progrès en Urologie ; France ;(2001)].
- [15] N Abdesselam, S. Fallah ; « Etude et réalisation d'un ECG ». PFE représenter pour obtenir le diplôme d'ingénieur .université Batna 1996.
- [16] «Design of Electronic Circuit for ECG” http://www.ijirset.com/upload/2014/may/18_Indigenous.pdf
- [17] W. Ghoggali ; « Etude et réalisation d'un électrocardiographe portable ». PFE représenter pour obtenir le diplôme d'ingénieur .université Batna 2000.
- [18] « ECG Amplifier » Site web :(http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes2.pfd).
- [19] L.Jude « Filtres passe-bas. PDF (SECURED) »,6 Oct.

- [20] Site web https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-bas.
- [21] C. Martin, B. Riou, and B. Vallet, Physiologie humaine appliquée. Wolters Kluwer France, 2006].
- [22] Mell.Benazzouz A et Kada Belghitri .K : « Conception et réalisation d'un cardiotechymetre a base du signal PPG ». PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical. Université de Tlemcen, Année 2015.
- [23] Smahi.H et Oudjedaoui.H : « Conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un PPG » : PFE représenter pour obtenir le diplôme de master en Génie Biomédical. Université de Tlemcen, Année 2015.
- [24] V.TOURTCHINE: « MICROCONTROLEUR DE LA FAMILLE PIC Support de cours & Prise en main du logiciel MPLAB » université Mhamed Bougara de boumerdes faculté des sciences .2009.
- [25] Eskimon et Olyte : « Arduino pour bien commencer en électronique et en Programmation ».2009
- [26] « pas en informatique embarquée » 'Édition du 19 juin 2014.

ANEXES

Annexe 1 – Système cardiovasculaire

Le cœur est un organe musculaire creux et cloisonné .il joue le rôle d'une pompe biologique qui pousse le sang à circuler dans le corps.il est composé de (voir figure I-2).

L'appareil cardiovasculaire : (voir figure I-1).

Cellules auto-excitables (cellules rythmiques): Une **cellule excitable** est une cellule capable de décharger un potentiel d'action en réponse à une dépolarisation suffisante de son potentiel de membrane.

Nœud sinusal : est un ensemble de cellules situé dans la paroi supérieure de l'atrium droit du cœur (oreillette droite), dont la dépolarisation commande le rythme cardiaque normal,

Le nœud auriculo-ventriculaire : est une structure du cœur constituée de tissu cardionecteur. Il transmet l'impulsion de contraction musculaire entre les oreillettes et les ventricules via le faisceau de His.

L'artère : est une composante élastique dominante .il y a donc une faible résistance à l'écoulement avec des vitesses très importantes.il permet d'apporter de sang oxygéné vers les organes.

Valvule auriculo-ventriculaire : Celle qui est entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche est la valvule mitrale ou valvule bicuspidée, car elle est formée par deux valves mitrales. Celle qui est située entre l'oreillette droite et le ventricule droit est la valvule tricuspide.

Les valvules sigmoïdes : est une valve artérielle assurant la liaison entre un ventricule et les vaisseaux partant du cœur. Il existe deux valves sigmoïdes, la valve aortique entre le ventricule gauche et l'aorte et la valve pulmonaire entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, chaque valve étant composée de trois valvules.

Oreillette gauche : Cavité cardiaque supérieure gauche.

Vaisseaux sanguins : (voir Figure I-5).

Les veines : sont très peu « résistif », et la pression ainsi que la vitesse y est très faible. Ils sont Pour but de transport des déchets des organes vers les reins et les poumons.

Ventricule droit : Cavité cardiaque inférieure droite.

Oreillette gauche : Cavité cardiaque supérieure gauche.

Ventricule gauche : Cavité cardiaque inférieure gauche.

Oreillette droite : Cavité cardiaque supérieure droite.

Aorte : Artère principale

Faisceau de His : Le **faisceau de His** ou **faisceau atrio-ventriculaire** est un faisceau de cellules musculaires cardiaques spécialisées dans la conduction électrique. Il transmet les impulsions électriques des atria aux ventricules, induisant la contraction des muscles cardiaques des ventricules. Il fait suite au nœud atrioventriculaire.

Valvule aortique : Tissu empêchant le sang de refluer dans le ventricule gauche.

Les capillaires sont extrêmement ramifiés, ils sont de petite taille et ne peuvent être maîtrisés, la vitesse d'écoulement y est très faible. Permettent les échanges entre le sang et les organes.

Annexe 02-fréquence cardiaque

Age	Fréquence cardiaque moyenne
Nouveau née	120-160
Jusqu'à 1 an	80-140
De 1 à 2 ans	80-130
2 -6 ans	75-120
7-12 ans	75-110
13-18 ans	70-110
18 ans et plus	60-110
Sportif	40-60

Annexe 03 : fiche technique d'un cardio-tachymètre numérique.

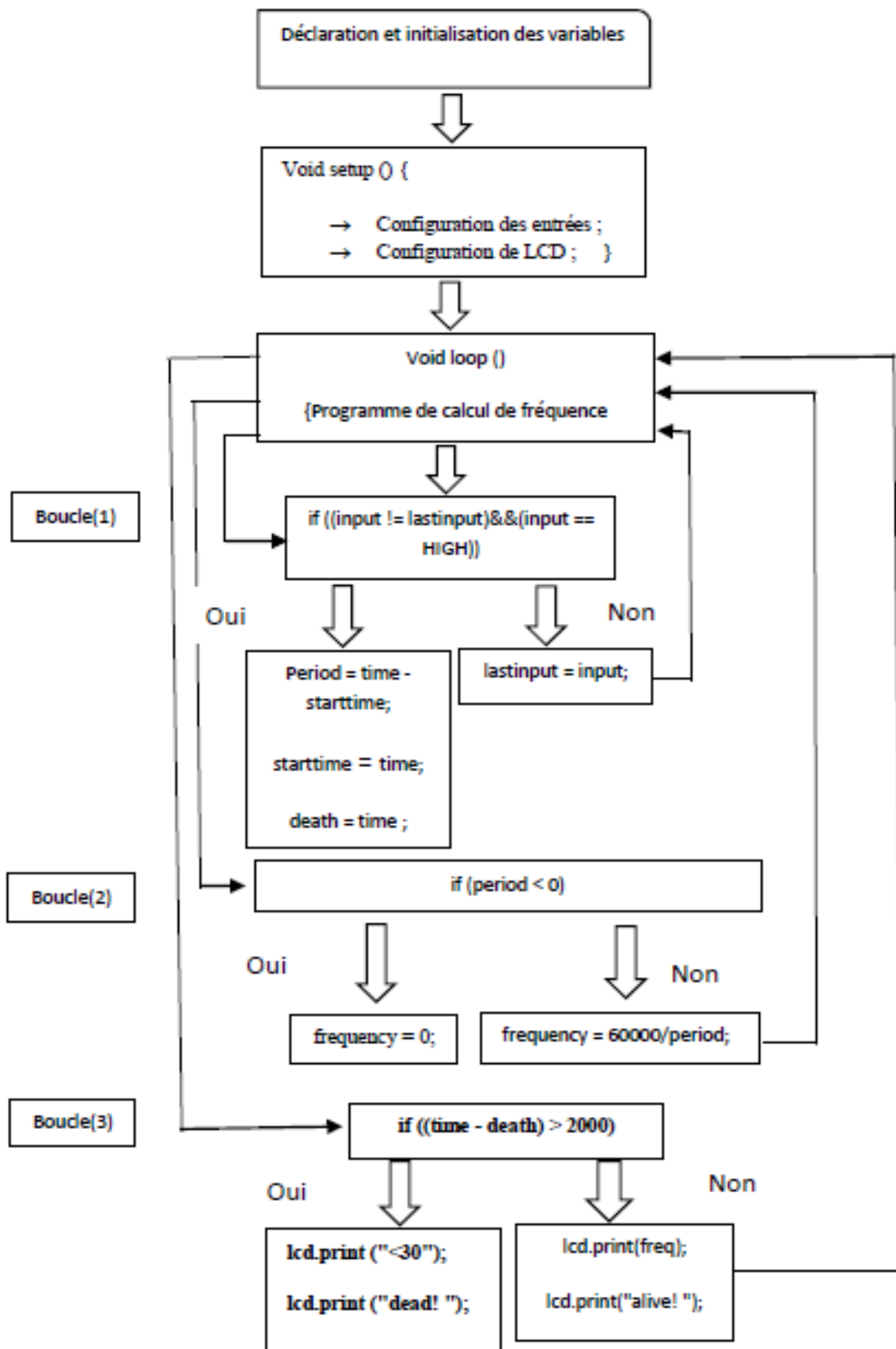
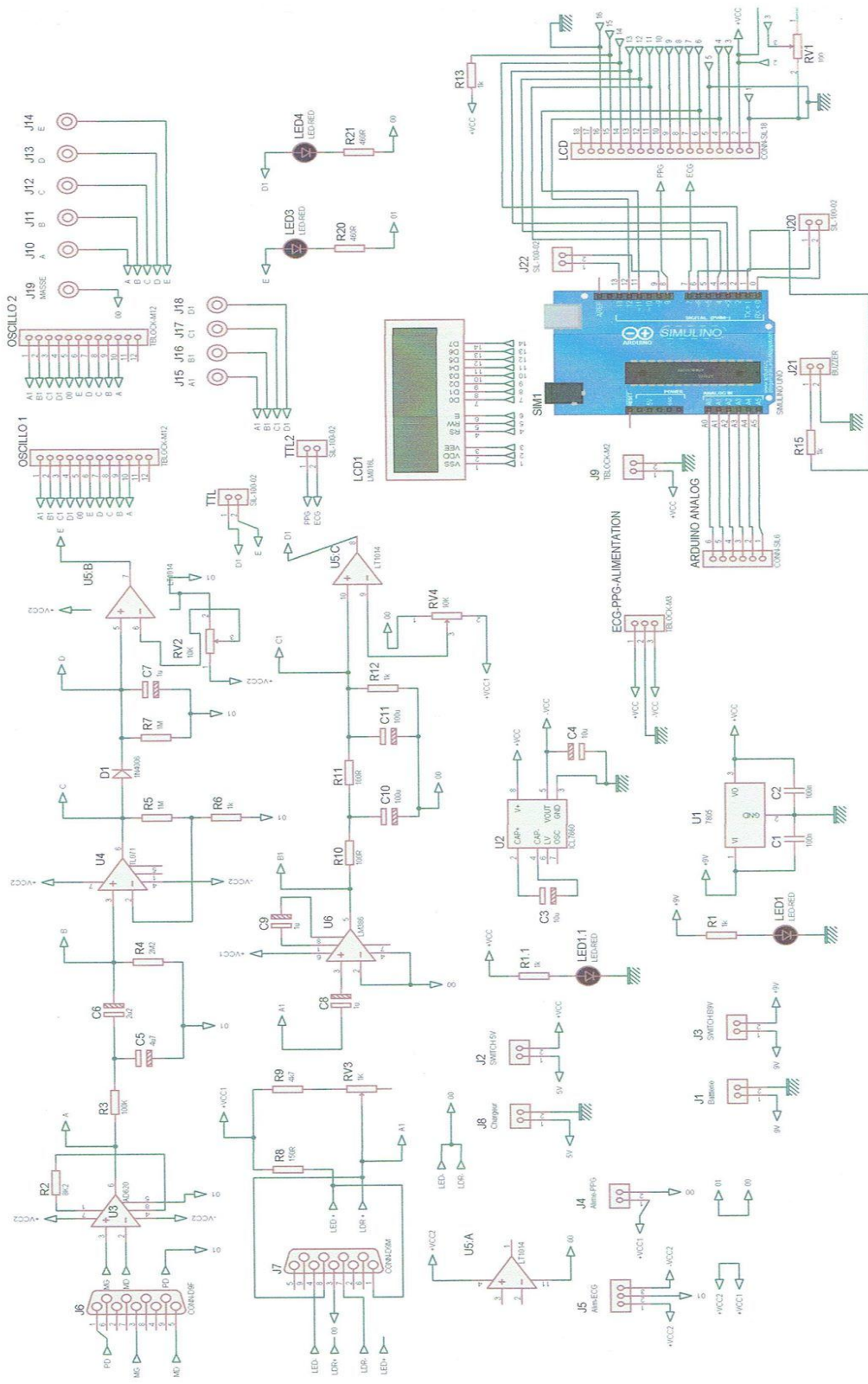


Schéma électrique

Organigramme de structure de programme Arduino.



<p>Réalisé par : Larbaoui assia et Ouzzani ibtisam</p>	<p>Année 2018/2019</p>	<p>Circuit électronique de tachymètre numérique réalisé</p>
--	------------------------	---

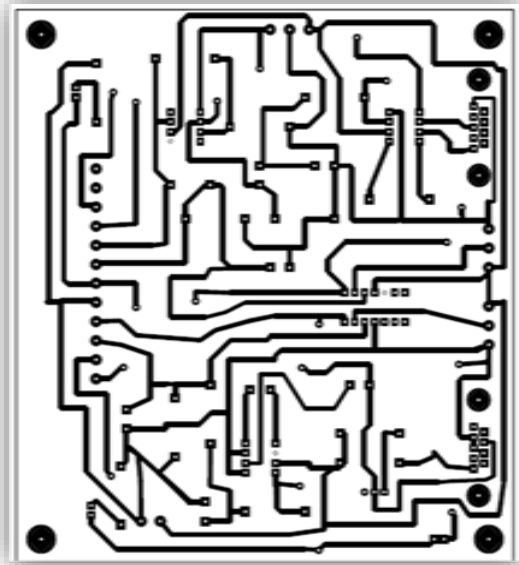
Nomenclatures :

Les différents composants que nous avons utilisés pour la réalisation de la carte sont cités ci-dessous :

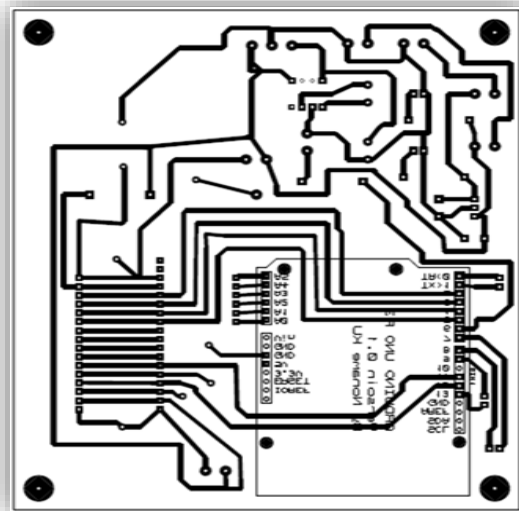
Résistances	Potentiomètres	Capacités	Circuits intégrés
R2=8.2K	Rv1= Rv3=10K	C5=4.7uF	AOP: AD620
R3=100K	Rv2= Rv4=500K	C6=2,2uF	AOP: TL071
R4=2.2M		C7, C8=1uF	AOP: LM324
R5, R7=1M		C9, C3, C4=10uF	AOP: LM386
R1, R6, R12, R13, R15, R20, R21 =1K		C10, C11=100uF	AOP: ICL7660
R8=150Ω			
R9=4,7K			

Diode	Alimentation	Autres
Diode1N4006	Pile 9V	ARDUINO UNO
LED	Chargeur 5V	LCD
		Supports de CI
		Speaker
		Connecteur RS232

La carte analogique



La carte de traitement numérique et d'alimentation



Annexe 4 : Datasheet des composants :



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

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

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage

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

1.0 nA max, Input Bias Current

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

LOW NOISE

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

0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

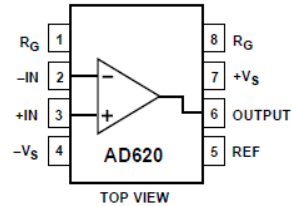
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

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

CONNECTION DIAGRAM

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



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

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

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

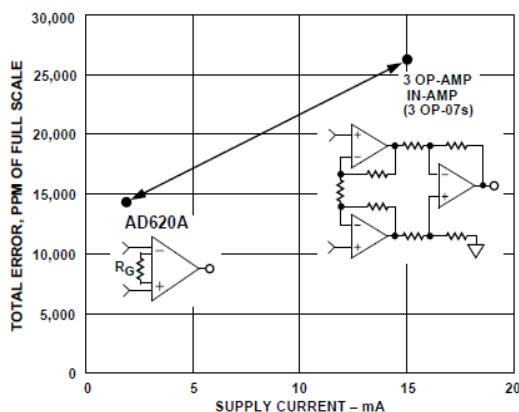


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

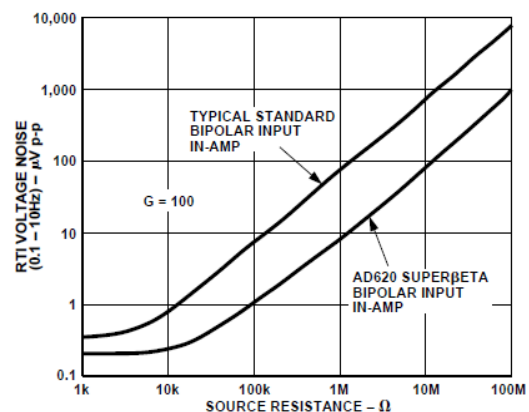


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

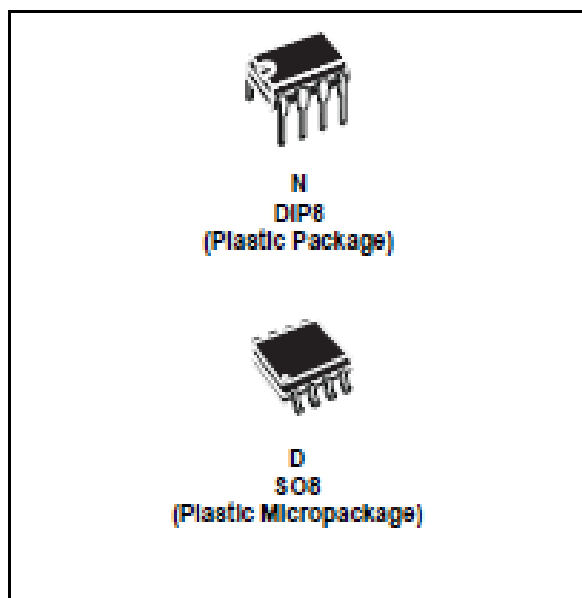
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise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

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



LOW NOISE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

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

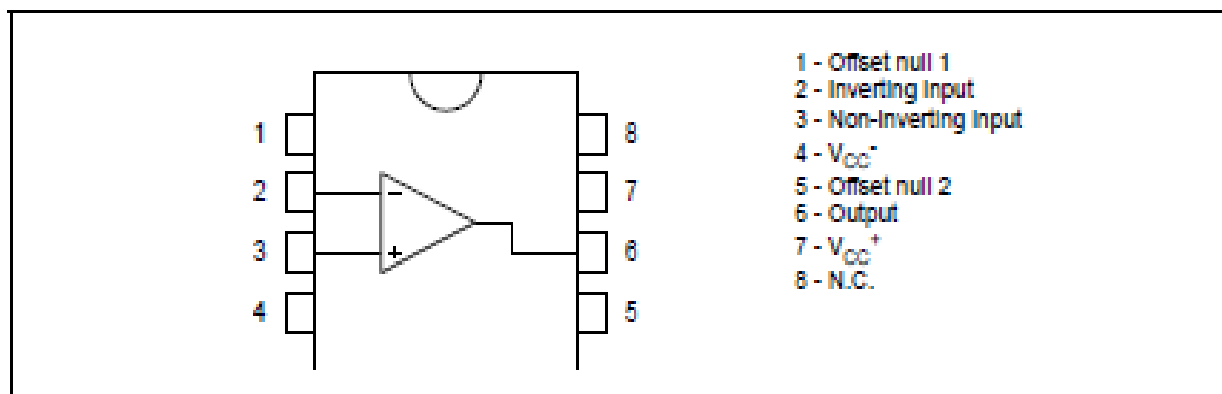


DESCRIPTION

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

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

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL071M/AM/BM	-55°C, +125°C	*	*
TL071MA/BI	-40°C, +105°C	*	*
TL071C/AC/BC	0°C, +70°C	*	*

Example : TL071CN

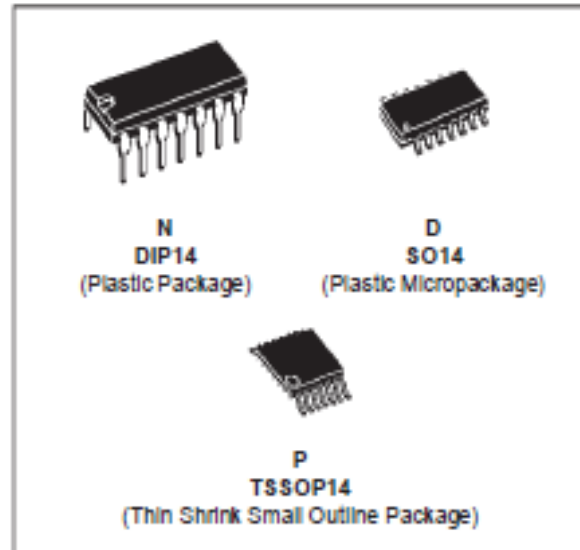
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)



LM124 LM224 - LM324

LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375 μ 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



DESCRIPTION

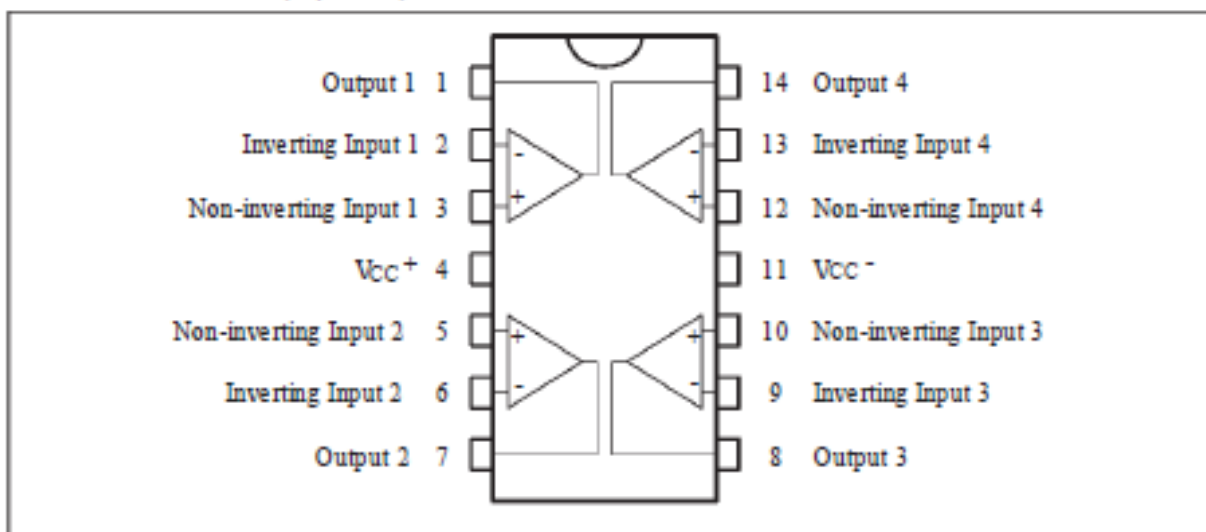
These circuits consist of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
LM124	-55°C, +125°C	•	•	•
LM224	-40°C, +105°C	•	•	•
LM324	0°C, +70°C	•	•	•

Example : LM224N

PIN CONNECTIONS (top view)





Low Voltage Audio Power Amplifier

LM386-1

Low Voltage Audio Power Amplifier

General Description

The LM386-1 is a power amplifier designed for use in low voltage consumer applications. The gain is internally set to 20 to keep external part count low, but the addition of an external resistor and capacitor between pins 1 and 8 will increase the gain to any value from 20 to 200.

The inputs are ground referenced while the output automatically biases to one-half the supply voltage. The quiescent power drain is only 24 milliwatts when operating from a 6 volt supply, making the WS386M-1 ideal for battery operation

Applications

- AM-FM radio amplifiers
- Portable tape player amplifiers
- Intercoms
- TV sound systems
- Line drivers
- Ultrasonic drivers
- Small servo drivers
- Power converters

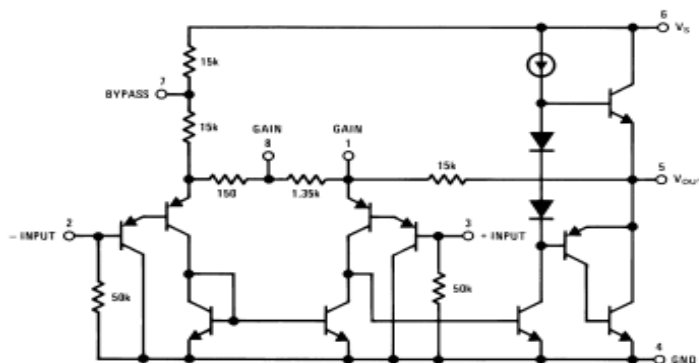
Features

- Battery operation
- Minimum external parts
- Wide supply voltage range: 4V–12V
- Low quiescent current drain: 4mA
- Voltage gains from 20 to 200
- Ground referenced input
- Self-centering output quiescent voltage
- Low distortion: 0.2% ($A_v = 20$, $V_s = 6V$, $R_L = 8\Omega$, $P_O = 125mW$, $f = 1kHz$)
- Available in 8 pin SOP package and DIP package

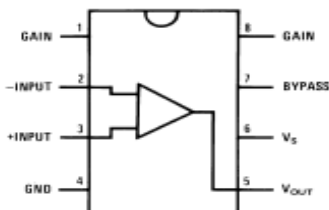
Ordering Information

PART NO.	PACKAGE
LM386M-1	SOP-8
LM386N-1	DIP-8

Equivalent Schematic and Connection Diagrams



Small Outline,
Dual in Line Package



Pin Connection



Caractéristique(s) du produit :

BOOMER SUSPENSION MOUSSE MEMBRANE POLYPROPYLENE.
8 Ohms / 8Watts.
AVEC CONDENSATEUR SERIE 33 μ F/25V/NP.
DIM:48 x 48 x 24mm.
LOT DE 2 PIECES.
FAB.:SAGEM REF.:252251313/FS-0000029AA.

CMOS Voltage Converters

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

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

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

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

Features

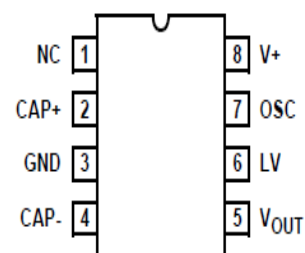
- Simple Conversion of +5V Logic Supply to $\pm 5V$ Supplies
- Simple Voltage Multiplication ($V_{OUT} = (-) nV_{IN}$)
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
 - ICL7660 1.5V to 10.0V
 - ICL7660A 1.5V to 12.0V
- ICL7660A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

Applications

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

Pinouts

ICL7660, ICL7660A
(8 LD PDIP, SOIC)
TOP VIEW



POSITIVE VOLTAGE REGULATORS

- OUTPUT CURRENT TO 1.5A
- OUTPUT VOLTAGES OF 5; 5.2; 6; 8; 8.5; 9; 10; 12; 15; 18; 24V
- THERMAL OVERLOAD PROTECTION
- SHORT CIRCUIT PROTECTION
- OUTPUT TRANSITION SOA PROTECTION

DESCRIPTION

The L7800 series of three-terminal positive regulators is available in TO-220, TO-220FP, TO-220FM, TO-3 and D²PAK packages and several fixed output voltages, making it useful in a wide range of applications. These regulators can provide local on-card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down and safe area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltage and currents.

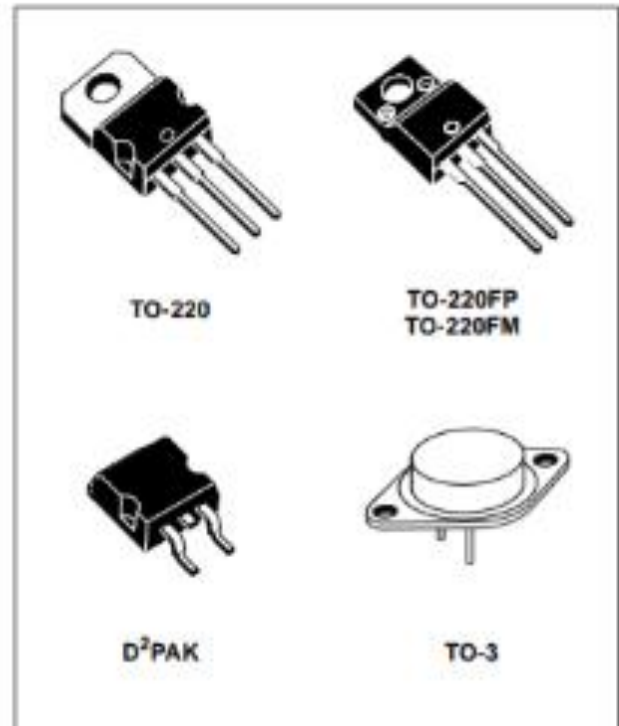
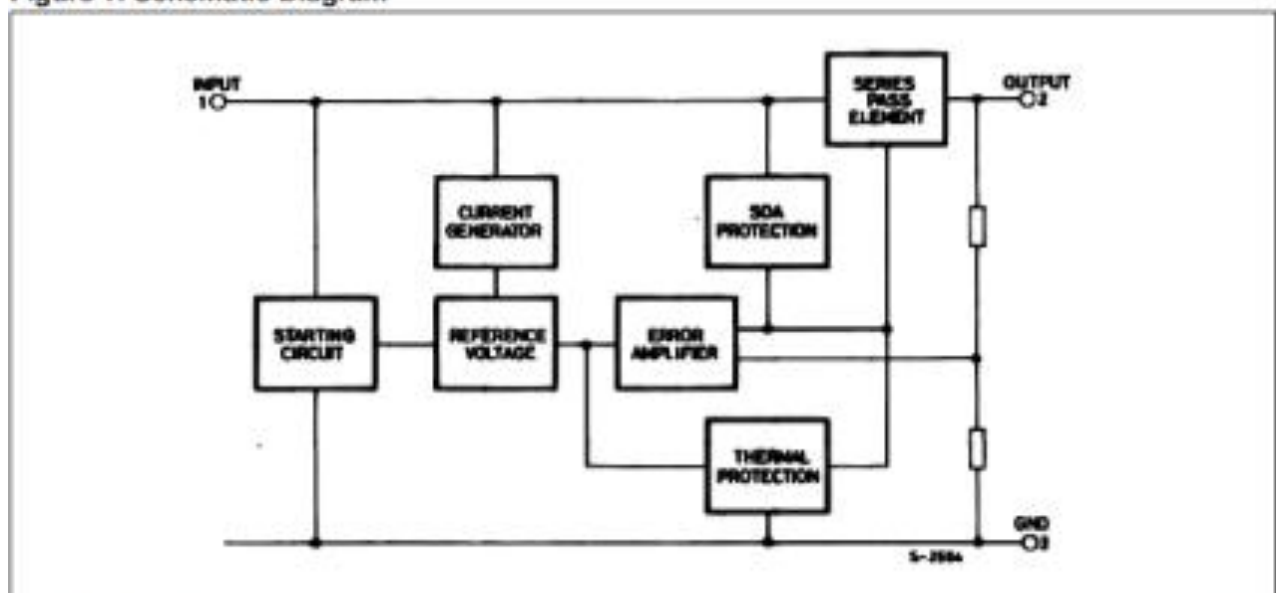


Figure 1: Schematic Diagram



RESUME

L'analyse des signaux électro physiologique du cœur est toujours continue d'être une voie obligée pour la compréhension de l'électrophysiologie cardiaque, ainsi que l'aide au diagnostic. Parmi les paramètres qu'on peut recueillir à partir de ces signaux c'est la fréquence cardiaque qui peut être considéré comme un indicateur d'alerte pour certaines pathologies cardiaques et représentent actuellement la cause majeure de la mortalité dans le monde. Pour cela il est important d'avoir un dispositif permettant d'évaluer cette fréquence qui est également connu sous le nom cardio-tachymètre ou cardio-fréquencemètre. Par ailleurs, notre travail vise à trouver une nouvelle méthode numérique permettre de mesurer aisément la fréquence cardiaque d'une façon fiable, précise et non invasive à partir de deux signaux électrocardiogramme « ECG » et photoplethysmogramme « PPG » en même temps, L'objectif principal de ce travail consiste à l'étude et la conception d'un tachymètre, nous réaliserons ainsi dans un premier lieu le système responsable à l'acquisition du signaux basé sur les électrodes et l'amplificateur d'instrumentation pour le signal ECG et sur le capteur photoélectrique pour le signal PPG, suit d'une circuit de mise en forme du signaux détectés (amplification, filtrage), on les convertit en un train d'impulsion traduisant les battement du cœur sous forme de signal logique par le biais d'un comparateur. et finalement on affiche le rythme « cardiaque battement par minute -BPM- » à l'aide d'un carte ARDUINO et un afficheur LCD.

Mots clé : Cardio-tachymètre, fréquence cardiaque ECG, PPG, ARDUINO, LCD.

ABSTRACT

The analysis of the electro-physiological signals of the heart has always been a necessary way to understand cardiac electrophysiology, as well as help with diagnosis. Among the parameters that can be collected from these signals is the heart rate, which can be considered as a warning indicator for certain heart diseases and currently represent the major cause of mortality in the world. For this, it is important to have a device to evaluate this frequency, which is also known as cardio tachymeter or heart rate monitor. In addition, our work aims to find a new numerical method to easily measure heart rate reliably, accurately and non-invasively from two electrocardiogram "ECG" and photoplethysmogram "PPG" signals at the same time. The main objective of this work is the study and the design of a tachymeter, we will realize in a first place the system responsible for the acquisition of the signals based on the electrodes and the instrumentation amplifier for the signal ECG and on the photoelectric sensor for the signal PPG, follows a circuit for shaping the detected signals (amplification, filtering), they are converted into a pulse train that translates the heartbeat as a logical signal through a comparator. Finally, the heartbeat-BPM- is displayed using an ARDUINO card and an LCD display.

Key words: heart rate, ECG, PPG, tachymeter, ARDUINO, LCD display.

المخلص

لطالما كان تحليل الإشارات الكهربائية الفيزيولوجية للقلب وسيلة ضرورية لفهم الفيزيولوجيا الكهربائية القلبية، وكذلك أداة للمساعدة في التشخيص. من بين المعلومات التي يمكن جمعها من هذه الإشارات معدل ضربات القلب الذي يمكن اعتباره كمؤشر للتحذير من بعض أمراض القلب التي تعتبر حالياً السبب الرئيسي للوفيات في العالم. لهذا من المهم الحصول على جهاز لتقييم هذا التردد الذي يعرف أيضاً باسم جهاز رصد معدل ضربات القلب. يهدف عملنا إلى إيجاد طريقة رقمية جديدة لقياس معدل ضربات القلب بسهولة وبدقة باستعمال الإشارتين ECG و PPG في نفس الوقت، الغاية من هذا العمل دراسة وتصميم أداة لقياس سرعة نبضان القلب، وسنتطرق في المقام الأول إلى النظام المسؤول عن الحصول على إشارات تستند على الأقطاب الكهربائية لإشارة تخطيط القلب ومستشعر كهروضوئية لإشارة PPG. و تكييفهما كما (التضخيم، الترشيح)، وتحويلهما إلى إشارات كهربائية تترجم نبض القلب. وأخيراً عرض معدل ضربات القلب-BPM- باستخدام شريحة ال ARDUINO، شاشة LCD.

الكلمات المفتاحية: جهاز رصد معدل ضربات القلب، معدل ضربات القلب ECG، PPG، ARDUINO، شاشة LCD.