



وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
جامعة عبد الحميد ابن باديس مستغانم
Université Abdelhamid Ibn Badis de Mostaganem
كلية العلوم و التكنولوجيا
Faculté des Sciences et de la Technologie



N° d'ordre : M...../GE/2018

MEMOIRE DE FIN D'ETUDE DE MASTER ACADEMIQUE

Filière : Électronique

Spécialité : Electronique des Systèmes Embarqués

Thème

Réalisation d'un tensiomètre holter

Présenté par :

- LARBI MEHIDI Hanane
- HADJ KORICHI Hanane

Soutenu le 2 / 07 / 2018 devant le jury composé de :

Président : Mr HA.BENTOUNES

Examineur 1 : Mme A.MEHIDI

Examineur 2 : Mme K.BERRADJA

Encadreur : Mr M.DAOUD

Co-Encadrant : Mr M.BENTOUMI

Année Universitaire : 2017 / 2018

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE.....	1
CHAPITRE I LE CŒUR HUMAIN, PRESSION ARTERIELLE ET MOYENS DE MESURE	
I.1.INTRODUCTION.....	3
I.2. Appareil cardiovasculaire.....	3
I.2.1. Le système cardiovasculaire.....	3
I.2.2. Le sang.....	4
I.2.3. Composition du sang.....	4
I.3. Structure de l'appareil cardiovasculaire.....	5
I.3.1. Anatomie du cœur.....	5
I.3.2. L'électrocardiogramme.....	6
I.3.3. Electrophysiologie des cellules cardiaques.....	7
I.3.4. Le signal ECG.....	8
I.4. Circulation sanguine.....	9
I.4.1. Petite circulation ou circulation pulmonaire.....	9
I.4.2. Grande circulation.....	9
I.5. Cycle cardiaque.....	10
I.5.1. Contraction iso-volumique	10
I.5.2. L'éjection systolique	10
I.5.3. La relaxation iso-volumétrique	11
I.5.4. Le remplissage ventriculaire	11
I.6. Pression Artérielle.....	11
I.6.1. Définition de la Pression artérielle.....	11
I.6.2. Pression artérielle moyenne (PAM).....	12
I.6.3. Pression artérielle systolique (PAS).....	12
I.6.4. Pression artérielle diastolique (PAD).....	12
I.6.5. Pression pulsée (PP) ou différentielle.....	12
I.6.6. Hypertension artérielle (HTA).....	12
I.7. Moyens et méthodes de mesure de la PA.....	13
I.7.1. Mesures non-invasives.....	14
I.7.1.1. Méthode auscultatoire.....	15
I.7.1.2. Méthode d'oscillométrie.....	17
I.7.1.3. Méthode tonométrie	19
I.7.1.4. Méthode utilisée la photopléthysmographie	19
a. La photopléthysmographie.....	20
b. La principe de (PPG).....	20
c. Le signal de PPG.....	20
I.7.1.5. temps de transit d'impulsion	21
I.7.1.6. Le calcul de la PAS et PAD d'un signal PPG	21
a. La méthode PPG et PPG.....	21
b. La méthode PPG et ECG.....	22
I.7.2. Mesures invasives	23
I.8. Conclusion.....	23
CHAPITRE II DESCRIPTION DE LA CARTE PPG	
II.1. INTRODUCTION.....	24
II. 2. Structure d'une chaîne d'acquisition.....	24
II.2.1. Carte électronique de conditionnement de PPG.....	25
II.2.1.1. Principe de fonctionnement du circuit électronique	26

II.2.1.2. le capteur de pression PPG.....	26
II.2.1.1.1.Circuit d'émission	26
II.2.1.1.2.Circuit de réception.....	27
II.2.1.3. mise en forme.....	28
II.2.1.4.1. Circuit de filtrage	28
II.2.1.4.1.1.Filtres passe-haut passif.....	28
II.2.1.4.1.1.Filtres passe-bas actif.....	29
II.2.1.5. Suiveur de tension	30
II.2.2. Carte numérique.....	30
II.2.2.1. La carte Arduino.....	31
II.2.2.1.1.L'alimentation.....	31
II.2.2.1.2.Microcontrôleur.....	31
II.2.2.1.3. Les entrées/ sorties.....	32
II.2.2.1.4. Interface USB/Série	32
II.2.2.1.5. Logiciel.....	33
II.2.2.2 .Matlab.....	33
II.2.2.3. La communication matlab et arduino	34
II.3.Conclusion.....	35
CHAPITRE III TEST DU CIRCUIT DE MISE EN FORME DES SINAUX PPG	
III.1.INTRODUCTION.....	36
III.2. Réalisation de la carte.....	36
III.2.1. Schéma électrique de la carte sur le logiciel proteus.....	36
III.2.2. Réalisation sur la plaque d'essai.....	37
III.2.3. Réalisation de circuit imprimé.....	38
III.3.Les signaux obtenus aux différents sorties du Montage.....	40
III.4. Programmations	42
III.4.1. Programmations de l'arduino.....	42
III.4.2. Programmations de Matlab.....	44
III.5.Résultats.....	46
III.5.1.Méthode PPG-PPG.....	46
III.5.1.1.L'étalonnage.....	46
III.5.1.2. Test de la méthode PPG-PPG.....	48
III.5.2.Méthode PPG-ECG.....	49
III.5.2.1.L'étalonnage.....	49
III.5.2.2. Test de la méthode PPG-ECG.....	51
III.5.3. Comparaison entre la méthode proposée et la méthode référence (méthode auscultatoire).....	52
III.5.3.1. Les pressions PAS et PAD.....	52
III.5.3.2.Erreur relative moyenne pour les deux méthodologies.....	53
III.5.3.3.Mesure du temps de transit d'impulsion(PTT).....	53
III.5.3.3.1.Méthode PPG-PPG.....	53
III.5.3.3.2. Méthode PPG-ECG.....	54
III.6.CONCLUSION.....	56
CONCLUSION GENIRAL.....	57
ANNEXE	
BIBLIOGRAPHIE	

LISTES DES FIGURES

Figure I.1 Représentation du Système cardiovasculaire	3
Figure I.2 : Composition de sang.....	4
Figure I.3 : Anatomie du cœur.....	5
Figure I. 4 : Tracé d'un electrocardiogramme.....	6
Figure I. 5: Courbe du potentiel d'action : dépolarisation D (Rapide) repolarisation R (Lente).....	7
Figure I.6 : Trace d'un electrocardiogramme.....	8
Figure I.7 : Organisation général de l'appareil circulation et du cœur.....	9
Figure I.8: Les phases du cycle cardiaque.....	10
Figure I.9 :Courbe de la pression artérielle.....	11
Figure I.10 :Méthode auscultatoire.....	15
Figure I.11 :Les oscillations enregistrées dans le brassard	16
Figure I.12: Tensiomètre Numérique.....	17
Figure I.13 : Les oscillations et l'estimation de la PA.....	18
Figure I.14 : Appareil de photopléthysmographe de pouls.....	19
Figure I.15 : Le principe photopléthysmographie.....	20
Figure I.16 : Le signal PPG.....	21
Figure I.17 : Calcul de PPT des des deux signaux PPG	22
Figure I.18: Calcul De PPT Des Des Deux Signaux PPG Et ECG.....	22
Figure II.1 Le Schéma BlocPPG Et ECG.....	25
Figure II.2. Le Circuit Analogique.....	25
Figure II.3 :Circuit D'émission De La Lumière.....	27
Figure II.4 :Circuits Réception De La Lumière.....	27
Figure II.7 : Filtres Passe-Haut Passif.....	28
Figure II.8. Filtre Passe Bas.....	29
Figure II.9. Suiveur De Tension	30
Figure II.10 : La Carte Arduino.....	31
Figure II.11 : Les Différentes Connections D'une Carte Arduinouno.....	32
Figure II.12. La Communication Matlab Et Arduino.....	34
Figure III.1 :Schéma De Simulation Sur Proteus.....	36
Figure III.2. Positionnements De Deux Capteurs.....	37
Figure III.3 :Montage Sur La Plaque D'essai.....	37
Figure III. 4 :Le Signal Obtenu	38
Figure III.5 : Carte De Tensiomètre Coté Composant	38
Figure III.6 : Carte De Tensiomètre Coté Cuivre	39
Figure III.7 : Carte De Tensiomètre Développée Sur Circuit Imprimé.....	39
Figure III.8 : Montage De Circuit Analogique.....	40
Figure III.9 : Le Signal Obtenu Ou Point A.....	40
Figure III.10 : Le Signal Obtenu Ou Point B.....	41
Figure III.11 : Le Signal Obtenu Ou Point C.....	41
Figure III.12 : Le Signal Obtenu Ou Point D.....	42
Figure III.13 : L'organigramme Arduino.....	43
Figure III.14 :L'organigramme Matlab.....	45

Figure III.15 : Etalonnage des pression systolique et diastolique pour la méthode PPG_PPG.....	47
Figure III.16 : Etalonnage des pression systolique et diastolique pour la méthode PPG-ECG.....	50
Figure III.17 : Comparaison de PAS et PAD pour les deux méthodes proposée et auscultatoire pour la méthode PPG-PPG.....	52
Figure III.18: Comparaison de PAS et PAD pour les deux méthodes proposée et auscultatoire pour la méthode PPG-ECG.....	52
Figure III.19: Acquisition des deux signaux PPG.....	53
Figure III.20: Mesure de PTT entre les deux signaux PPG.....	54
Figure III.21: Acquisition des deux signaux PPG et ECG.....	55
Figure III.22: Mesure de PTT entre les deux signaux PPG et ECG.....	55

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : Classification des niveaux de PA.....	13
Tableau I.2 : La moyens et méthodes de mesure la PA.....	14
Tableaux II.1 : Les Caractéristiques de arduino.....	33
Tableaux III.1 : Les mesures pour l'étalonnage de la méthode PPG-PPG.....	46
Tableaux III.2 : Les mesures de test de la méthode PPG-PPG.....	48
Tableaux III.3 : Les mesures pour l'étalonnage de la méthode PPG-ECG.....	49
Tableaux III.4 : Les mesures de test de la méthode PPG-ECG.....	51
Tableaux III.5 : Les erreurs relatives moyennes pour les deux méthodologi.....	53

ABREVIATIONS

DDP	La différence de potentiel
ECG	Electrocardiogramme
FC	Fréquence cardiaque
HTA	Hypertension Artérielle
VD	Ventricule droit
VG	Ventricule gauche
PA	Pression artérielle
PAD	Pression artérielle diastolique
PAM	Pression artérielle moyenne
PAS	Pression artérielle systolique
PP	La pression pulsée ou différentielle
PPG	Photopléthysmographe
PTT	Temps de transit d'impulsion

Introduction générale

Actuellement, l'hypertension est considérée comme maladie mortelle puisqu'elle touche une large catégorie de la société humaine, elle peut mener à d'autres complications cardiaques et accidents cérébraux, c'est pour cela il est indispensable que chacun soit au courant de son état de santé.

Premièrement les gens doivent surveiller le changement de la pression sanguine car l'hypertension est devenue un phénomène très répandu qui influe sur la santé des millions des personnes chaque année, donc il est nécessaire de prendre en considération les conseils et les indications du médecin quand il s'agit d'une hypertension ou une hypotension, mais on ne peut pas consulter le médecin plusieurs fois dans le même jour pour mesurer sa tension, comme on ne peut pas juger si votre propre tension est dans les normes usuelles.

Il se peut que vous vous stressiez en allant au médecin ou quand vous êtes dans une clinique médical à cause de la circulation routière ou parce qu'il ya trop de monde dans l'hôpital, chose qui risque de faire élever votre tension artérielle au bureau du médecin, alors il est important de faire un prélèvement ou une mesure de la tension à domicile pour avoir des valeurs plus exactes quotidiennement et dans des situations adéquates.

L'appareil de mesure est aussi important pour les personnes âgées, les diabétiques, les femmes enceintes et les hypertendus.

A l'heure actuelle, les appareils de mesure automatiques de la tension artérielle n'acceptent pas aucune manipulation ou connaissance avancée en comparant avec ceux manuelle.

C'est dans ce contexte, que nous avons adopté la réalisation d'un tensiomètre électronique au moyen de deux capteurs placés sur le doigt et le poignet ou l'ECG capable d'effectuer des mesures de pression systolique et diastolique avec affichage sur matlab.

Dans ce mémoire nous avons partagé notre travail en trois chapitres :

Le premier chapitre est d'abord, une description succincte du fonctionnement général du système cardiovasculaire. Cette description est suivie par une présentation de notions générales sur la pression artérielle et de certaines méthodes utilisées pour sa mesure. Les principes de base de la photopléthysmographie et l'électrocardiogramme, qui en fait constitue la deuxième technique à laquelle on s'intéresse dans ce travail, sont aussi présentés dans ce chapitre.

Le second chapitre est consacré à l'étude et à la description des différents éléments constituant notre réalisation à savoir les parties électroniques et numériques.

Enfin, nous présentons dans le dernier chapitre tout d'abord les différentes étapes suivies de la simulation à la réalisation pratique puis les résultats obtenus relatifs à l'acquisition soit les signaux (PPG, PPG), soit (PPG, ECG) à travers la carte Arduino, ainsi que le calcul du temps de propagation de l'impulsion cardiaque (PTT) et les pressions artérielles PAS et PAD.

Nous terminons ce mémoire avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'études et présentant les perspectives du thème développé.

I.1. Introduction

Dans ce chapitre nous décrivons une description générale des concepts de base du système cardiovasculaire (l'appareil cardiovasculaire, la pression artérielle et les méthodes de mesure de la pression artérielle) et explique les techniques pour calculer la PA systolique et diastolique.

I.2. Appareil Cardiovasculaire

I.2.1. Le système cardiovasculaire

Le cœur et les vaisseaux sanguins constituent le système cardiovasculaire. Propulsé par le cœur, 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. Les contractions rythmiques du cœur propulsent le liquide rouge dans les artères. Celles-ci acheminent le sang du cœur à toutes les régions de l'organisme. Les capillaires, de 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.

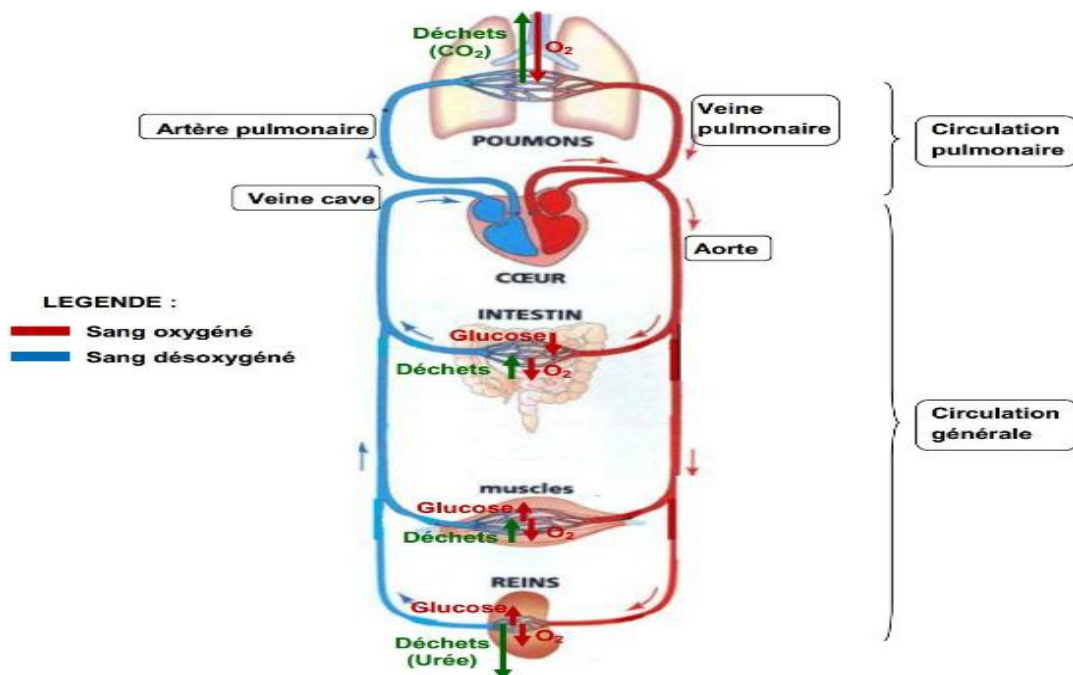


Figure I.1 Représentation du système cardiovasculaire

Ces 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.

La circulation pulmonaire assure les échanges gazeux entre le sang et l'air contenu dans les poumons.

La circulation systémique assure l'irrigation sanguine de tous les organes et tissus. Lorsque le cœur se contracte, ses deux ventricules éjectent simultanément le sang dans les deux circuits [1].

I.2.2. Le sang

Le sang est un liquide rouge biologique circulant dans les artères et les veines sous l'impulsion du cœur. Un individu en contient de 5 à 7 L de sang dans son corps, ce qui représente environ 8% de son poids total. Le sang est constitué de plasma, de globules rouges, de blancs et de plaquettes. Il distribue l'oxygène, les hormones et les nutriments à toutes les cellules, tous les tissus et tous les organes du corps pour, ensuite, les débarrasser de leurs déchets. Le sang joue aussi un rôle dans la défense immunitaire [2].

I.2.3. Composition du sang

La composition du sang est variable d'un individu à un autre. Toutefois, elle doit respecter certaines normes. Le plasma, l'élément liquide dans lequel sont transportés les autres composants, représente à lui seul 55% du sang (il se compose de 95% de sels minéraux, de protéines, de sucres et d'hormones). Les globules rouges, eux, sont au nombre de 5 millions par mm^3 en moyenne. Les globules blancs, eux, sont environ 7 000 par mm^3 mais ils se multiplient en cas d'agression microbienne ou virale. Enfin, les plaquettes sont fabriquées à raison de 500 milliards par jour [3].

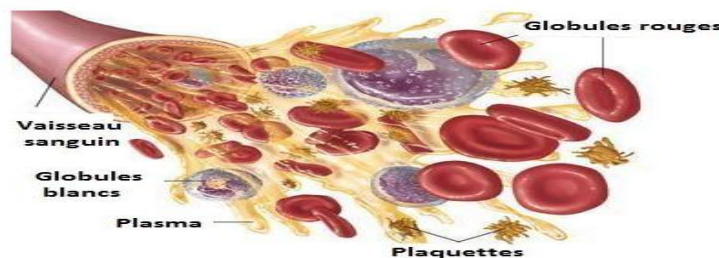


Figure I.2 : Composition de sang

I.3. Structure de l'appareil cardiovasculaire

L'appareil cardio-vasculaire est de permettre la circulation du sang, dans l'optique d'apporter la nutrition aux organes (oxygène, métabolites...). Il est constitué d'une pompe centrale, le cœur, et des vaisseaux sanguins.

I.3.1. Anatomie du cœur

Le cœur est un muscle qui se contracte selon un rythme régulier pendant toute la durée de notre vie. Chaque battement est stimulée par un signal électrique générer par le système de conduction du cœur. Un cœur normal bat de 60 à 100 fois par minute .par foi suite à un problème au niveau du système de conduction, le cœur bats trop rapidement, trop lentement ou encore de manière irrégulière. Un examen dénommé Électrocardiogramme ECG permet de mesuré et d'enregistrer l'activité électrique du cœur.

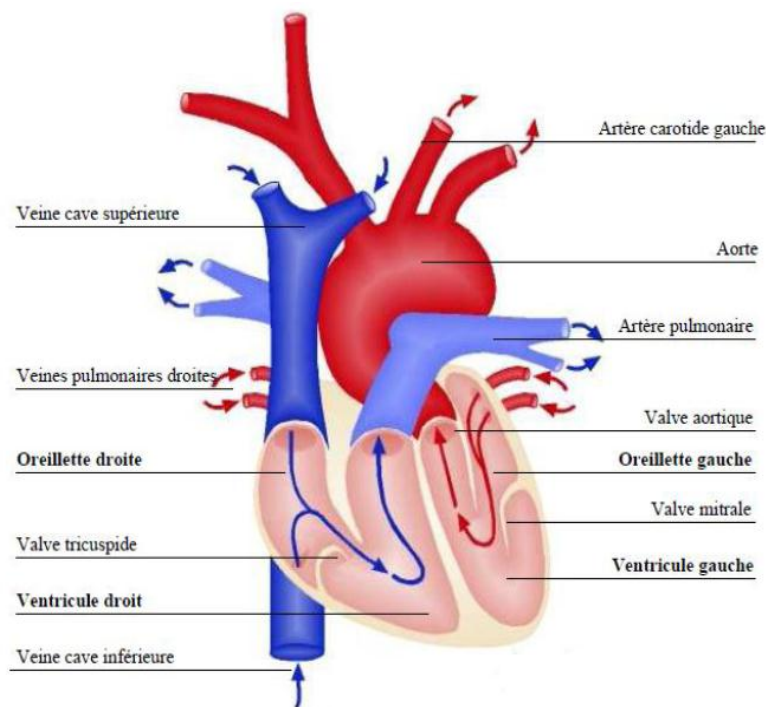


Figure I.3 : Anatomie du cœur

Chez les personnes dont le rythme cardiaque est normal le signal électrique empreinte un trajet spécifique à travers le cœur :

Le signal électrique démarre normalement dans le nœud sinusal ou nœud sino-auriculaire situé dans l'oreillette droite excitant les fibres musculaires dans leur passage.

Le nœud sino-auriculaire déclenche la contraction des oreillettes ce qui provoque le passage de sang dans les ventricules.

La contraction des oreillettes se traduit sur l'ECG par une onde positive appelée P.

Le signal électrique se propage ensuite à travers le nœud auriculo-ventriculaire pour atteindre enfin les ventricules. Ce signal déclenche alors la contraction des ventricules activant la pompe cardiaque pour envoyer le sang dans les poumons et dans le Cœur.

- ✓ La contraction des ventricules est brève et puissante. Elle est représentée par 3 ondes QRS
- ✓ l'onde T correspond à la repolarisation des cellules musculaire des ventricules.

Finalement, l'ECG reflète la mécanique du cœur.

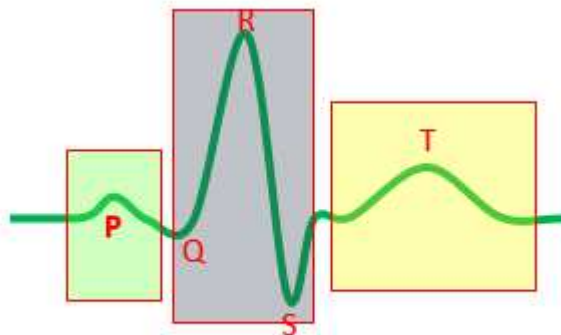


Figure I. 4 : Tracé d'un électrocardiogramme

I.3.2. L'électrocardiogramme

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

I.3.3. Electrophysiologie des cellules cardiaques

Une cellule au repos est polarisée. Le potentiel de la face interne de la cellule étant négatif par rapport à celui du milieu environnant. Cette différence de potentiel représente le potentiel de la membrane, il est entre 70 et 100 mV. Si on excite la surface de la cellule avec une charge négative telle que le potentiel de la membrane s'abaisse au moins d'un tiers, une décharge (dépolérisation) de celle-ci surviendra alors spontanément. La cellule cardiaque répond à ce phénomène par une contraction. La polarité à travers la membrane cellulaire est inversée. Le potentiel de la face interne est alors approximativement de 25 mV plus élevé que celui de la surface externe de la cellule. Après la dépolérisation (phénomène initial et rapide), la cellule se ré polériser instinctivement (phénomène terminal et lent) et revient à l'état de repos. La figure (I.5) montre la succession d'événements électriques par une courbe de variations de la différence de potentiel (DDP) entre les faces de la membrane cellulaire au cours d'un cycle. La variation de la DDP de -100 à 25 mV s'appelle potentiel d'action. Lorsqu'un phénomène électrique altère suffisamment le milieu au contact d'un tissu excitable, il se produit un état de déséquilibre qui se propage de proche en proche à toutes les parties du tissu. Cette propagation s'accompagne d'une onde électrique enregistrable avec des appareils adéquats [4, 5, 6, 7].

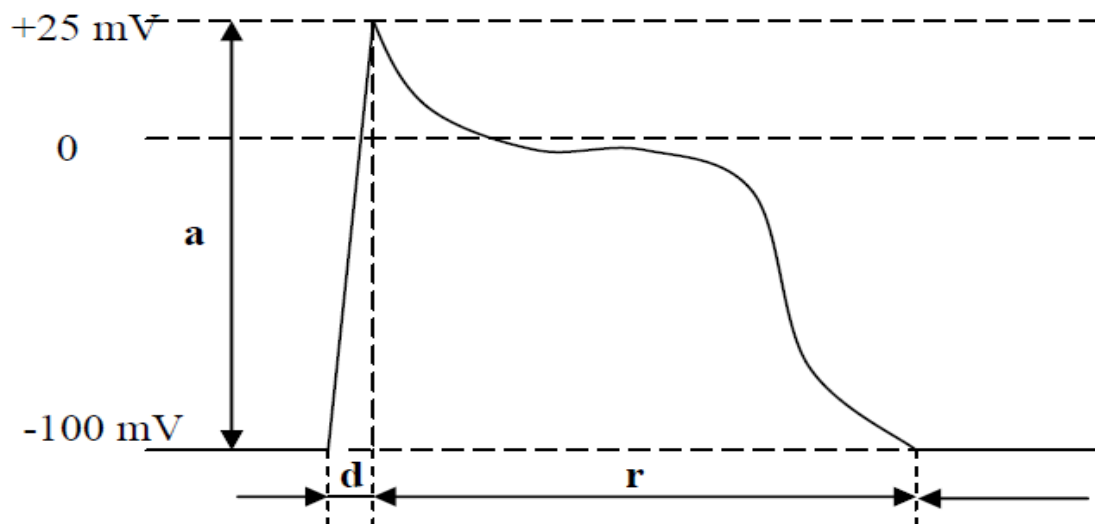


Figure I. 5: Courbe du potentiel d'action : Dépolérisation d (rapide) et Repolarisation r (lente).

I.3.4. Le signal ECG

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

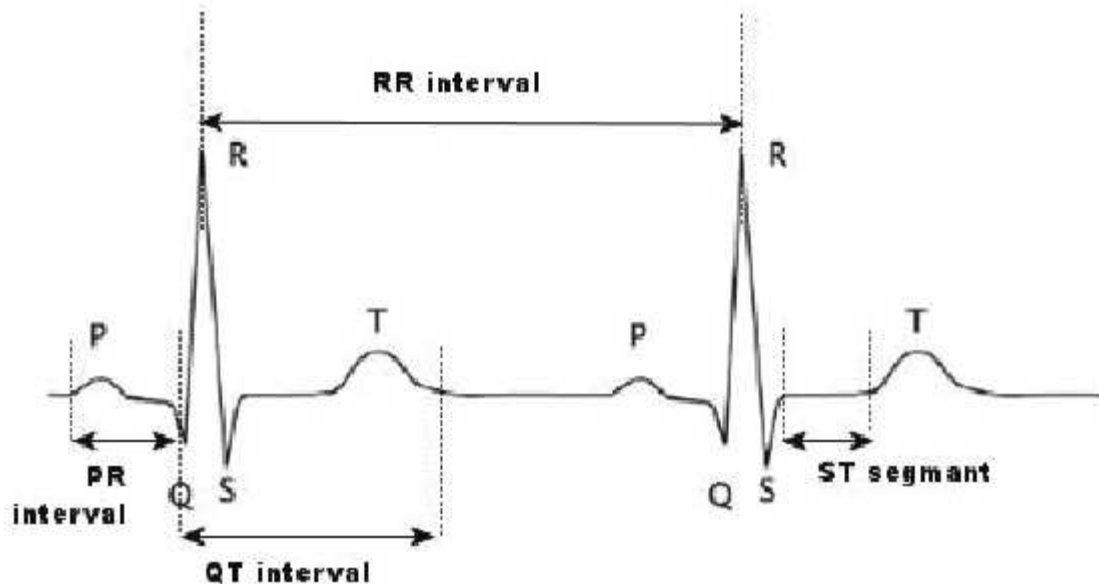


Figure I. 6 : Tracé d'un électrocardiogramme

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

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

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

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

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

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

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

I.4. Circulation sanguine

La circulation sanguine permet d'apporter aux organes l'oxygène et les principaux nutriments indispensables à leurs bons fonctionnements. Elle permet également de décharger les organes de leurs déchets métaboliques et du dioxyde de carbone. On dit que la circulation sanguine est un double circuit fermé. Cette circulation peut être divisée en deux circulations petite circulation, grand circulation.

I.4.1. Petite circulation ou circulation pulmonaire

Elle commence à partir du VD qui chasse le sang dans les poumons chargé de CO₂ à ce niveau s'effectuent des échanges entre les alvéoles et le sang pour se charger d'oxygène [8].

I.4.2. Grande circulation

Le sang part du VG par l'aorte pour rejoindre les tissus des organes. Il va se décharger d'O₂ et de matières nutritives dont il s'est enrichi en passant par l'intestin et le foie puis il se charge de CO₂ pour rejoindre les veines caves supérieures et inférieures [8].

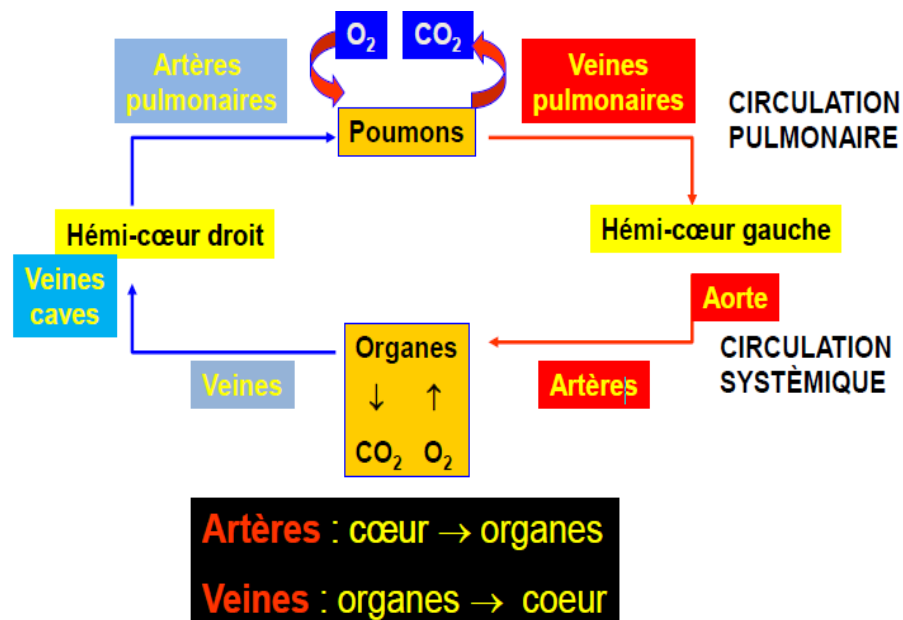


Figure I.7 : Organisation générale de l'appareil de circulation et du cœur

I.5. Cycle cardiaque

Cycle cardiaque c'est phénomène sont associés avec la fréquence (fréquence cardiaque), au repos chez l'Homme est de 60 à 80 battements par minute, pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par et arrivant à 200 pulsations par minute dans le cas d'un effort intense. Dans le cycle cardiaque on distingue quatre phases la contraction, l'éjection, la relaxation et le remplissage du ventricule gauche (voir la figure I.8) [9].

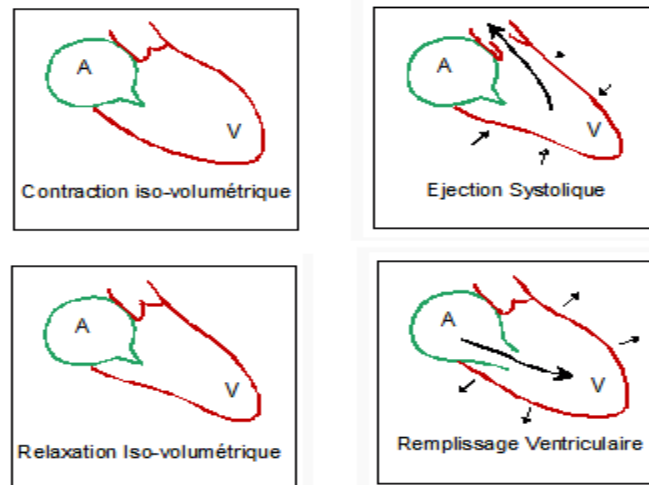


Figure I.8 : les phases du cycle cardiaque

I.5.1. Contraction iso-volumique

La contraction iso-volumétrique, durant laquelle la contraction augmente la pression dans le ventricule, fermant la valve atrio-ventriculaire tandis que la valve pulmonaire reste fermée.

I.5.2. L'éjection systolique

L'éjection systolique, qui débute lorsque la pression dans le ventricule surmonte la pression dans l'aorte ou l'artère pulmonaire, permettant l'ouverture des valves pulmonaires et aortiques et l'expulsion du sang hors des ventricules.

I.5.3. La relaxation iso-volumétrique

La relaxation iso-volumétrique, qui débute lorsque la contraction du ventricule ayant cessé, la pression dans le ventricule devient inférieure à la pression dans l'aorte ou l'artère pulmonaire, de sorte que la valve aortique ou pulmonaire se ferme, tandis que la valve atrio-ventriculaire est encore fermée.

I.5.4. Le remplissage ventriculaire

Le remplissage ventriculaire, durant lequel la valve atrio-ventriculaire est ouverte, et le sang afflue de l'atrium vers le ventricule, tandis que la valve aortique (pour le ventricule gauche) est fermée.

I.6. Pression Artérielle

I.6.1. Définition De La Pression Artérielle

La pression artérielle (PA) est la mesure de la pression ou de la force qu'exerce le sang contre les parois de vos vaisseaux sanguins appelés artères. La lecture de votre pression artérielle repose sur deux mesures systolique (PAS) et diastolique (PAD).

L'unité internationale de mesure de pression est le pascal (PAD). Mais, l'usage fait que la pression artérielle est surtout mesurée en de millimètres mercure (mm Hg).

Au niveau de l'artère pulmonaire et de l'artère radiale humérale, la pression du sang en fonction du temps a la forme présentée sur la courbe de la figure I.9.

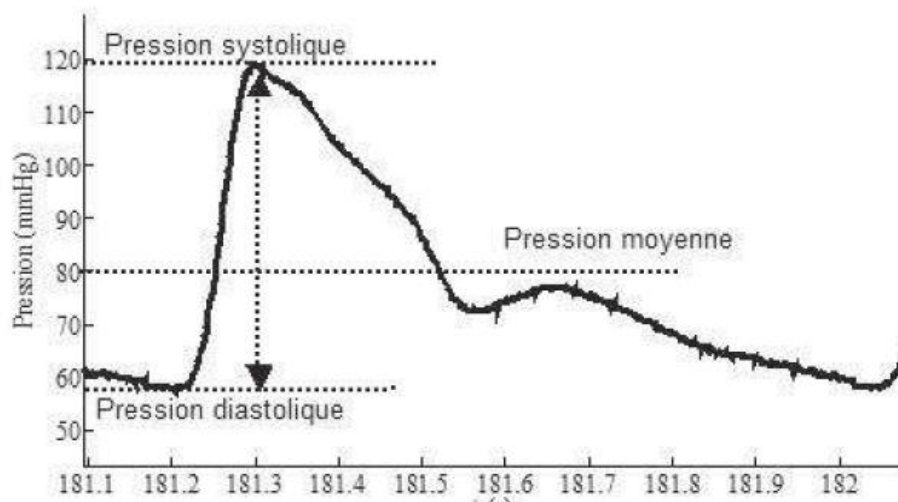


Figure I.9 : courbe de la pression artérielle

I.6.2. Pression artérielle moyenne (PAM)

La pression artérielle moyenne c'est un outil commode pour évaluer le niveau de pression. Celle-ci se calcule de l'une des manières suivantes :

$$PAM = (PAS + 2 \times PAD) / 3 \dots\dots\dots(I.1)$$

$$PAM = (1/3) PAS + (2/3) PAD \dots\dots\dots(I.2)$$

$$PAM = PAD + ((PAS - PAD) / 3) \dots\dots\dots(I.3)$$

I.6.3. Pression artérielle systolique (PAS)

La Pression artérielle systolique c'est la phase de contraction du cœur, le sang passe des oreillettes aux ventricules et est éjecté hors du cœur.

I.6.4. Pression artérielle diastolique (PAD)

La Pression artérielle diastolique c'est le muscle cardiaque se relâche et les cavités cardiaques se remplissent de sang.

I.6.5. Pression pulsée (PP) ou différentielle

La Pression pulsée est appelée aussi la pression différentielle c'est la différence entre la pression systolique et la pression diastolique Celle-ci se calcule de manière suivantes :

$$PP = PAS - PAD \dots\dots\dots (I.4)$$

I.6.6. Hypertension artérielle (HTA)

La mesure de la tension artérielle donne deux chiffres. Le plus élevé, le premier, indique votre pression systolique. Le plus bas, le second chiffre, correspond à votre pression diastolique. Une tension artérielle de 120 sur 80 par exemple (120/80) signifie que vous avez une pression artérielle systolique de 120 et une pression artérielle diastolique de 80. La pression systolique est la pression la plus élevée dans les artères. Elle correspond au moment où vos ventricules se contractent, au début du cycle cardiaque. La pression diastolique est la pression artérielle la plus faible, et correspond à la phase de repos de votre cycle cardiaque. Vous devriez idéalement avoir une tension artérielle d'environ 120/80, sans médicaments.

Si vous avez plus de 60 ans, votre pression systolique est le facteur de risque cardiovasculaire le plus important. Si vous avez moins de 60 ans et ne présentez aucun autre facteur de risque majeur de maladie cardiovasculaire, c'est votre pression diastolique qui semble être un facteur de risque plus important [10].

Appréciation	Tension systolique	Tension diastolique
Optimale	< 120	< 80
Normale	120-129	80-84
Normale haute	130-139	85-89
Hypertension légère	140-159	90-99
Hypertension modérée	160-179	100-109
Hypertension sévère	180-209	110-119
Hypertension très sévère	> 209	> 119

Tableau I.1 : Classification des niveaux de PA

I.7. Moyens et méthodes de mesure de la PA

Donc la (PA) C'est un acte consistant à mesurer les pressions du sang circulant dans les artères .pour mesure la (PA) peut être effectuée soit de manière invasive soit de manière no-invasive (voir Tableau I.2) .

Méthodes					
	Invasive	Non-Invasive			
moyens	Mesure de pression directement dans l'artère	Auscultatoire	Oscillométrique	Tonométrique	Photopléthysm-Ographie
	Utilisant un cathéter associé à un capteur de pression	Utilisant un brassard, un sphygmomanomètre et un stéthoscope	Utilisant un auto-tensiomètre commercialisé	Utilisant un capteur de pression en contact avec la peau au niveau de l'artère	Utilisant un capteur à infrarouge pour mesurer le changement du diamètre de l'artère

Tableau I.2 : les moyens et méthodes de mesure de la PA

I.7.1. Mesures non-invasives

Les mesures non invasives sont plus simples et plus rapides que les mesures invasives, nécessitent moins d'expertise, n'ont pratiquement aucune complication, sont moins désagréables et moins douloureuses pour le patient. Cependant, les méthodes non invasives peuvent donner une précision légèrement inférieure et de petites différences systématiques dans les résultats numériques. Les méthodes de mesure non invasives sont plus couramment utilisées pour les examens de routine et la surveillance. On a plusieurs méthodes et on s'intéressera plus particulièrement à la méthode photopléthysmographie.

I.7.1.1. Méthode auscultatoire

C'est la référence et la plus ancienne. Elle repose sur l'auscultation des bruits artériels de KOROTKOV, entendus en aval d'un brassard pneumatique que l'on dégonfle progressivement.

En pratique, le brassard est gonflé jusqu'à un niveau de pression supérieur à la pression systolique, ce qu'on vérifie par la disparition du pouls radial, puis il est lentement dégonflé. Le stéthoscope est placé immédiatement en aval du brassard, au niveau de l'artère humérale. La pression artérielle systolique (PAS) correspond à l'apparition des bruits (phase I). Puis les bruits se modifient en fonction de la durée pendant laquelle l'artère s'ouvre lors de chaque battement cardiaque : ils deviennent intenses et secs (phase II), puis plus longs et souvent accompagnés d'un souffle (phases III), puis s'assourdissent (phase IV), et disparaissent (phase V). La disparition des bruits (début de la phase V) correspond à la pression artérielle diastolique (PAD).

La méthode palpatoire (palpation du pouls lors du dégonflage d'un brassard placé en amont) n'est qu'une méthode approximative qui, en outre, ne fournit que la pression artérielle systolique (apparition du pouls).

En ce qui concerne le manomètre, les appareils à colonne de mercure sont encore présents dans certains services et cabinets médicaux. Ils sont appelés à disparaître totalement à cause des risques écologiques du mercure [11]. Ils sont remplacés par des appareils anéroïdes de bonne qualité.

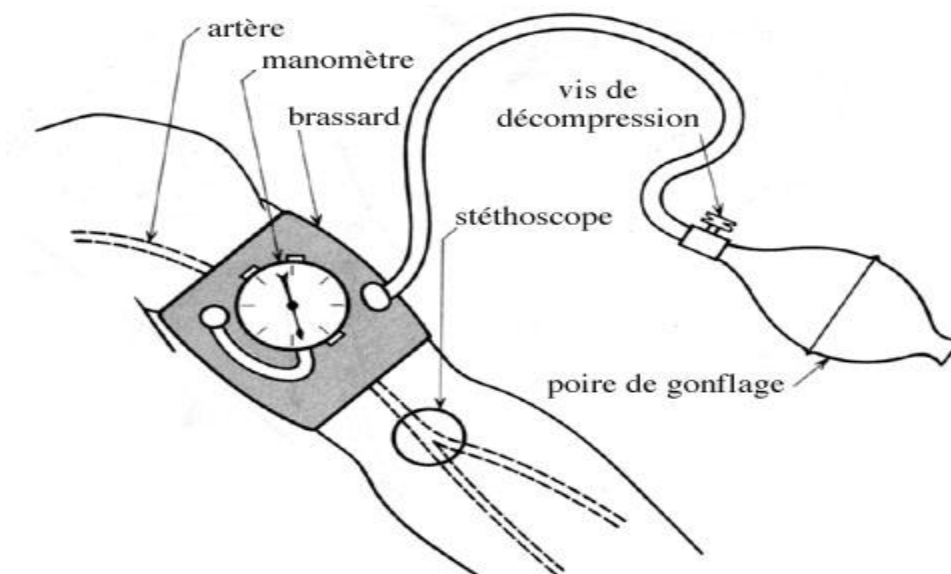


Figure I.10 : Méthode auscultatoire

Les sons peuvent être décomposés en 5 phases [12][13].

Phase I : apparition de petits coups secs, d'intensité croissante (occlusion de l'artère : blocage de la circulation sanguine)

Phase II : les bruits deviennent prolongés et intenses, soufflants

Phase III : les bruits deviennent encore plus intenses et vibrants

Phase IV : les bruits deviennent brusquement plus faibles et assourdis

Phase V : les bruits disparaissent (circulation sanguine normale).

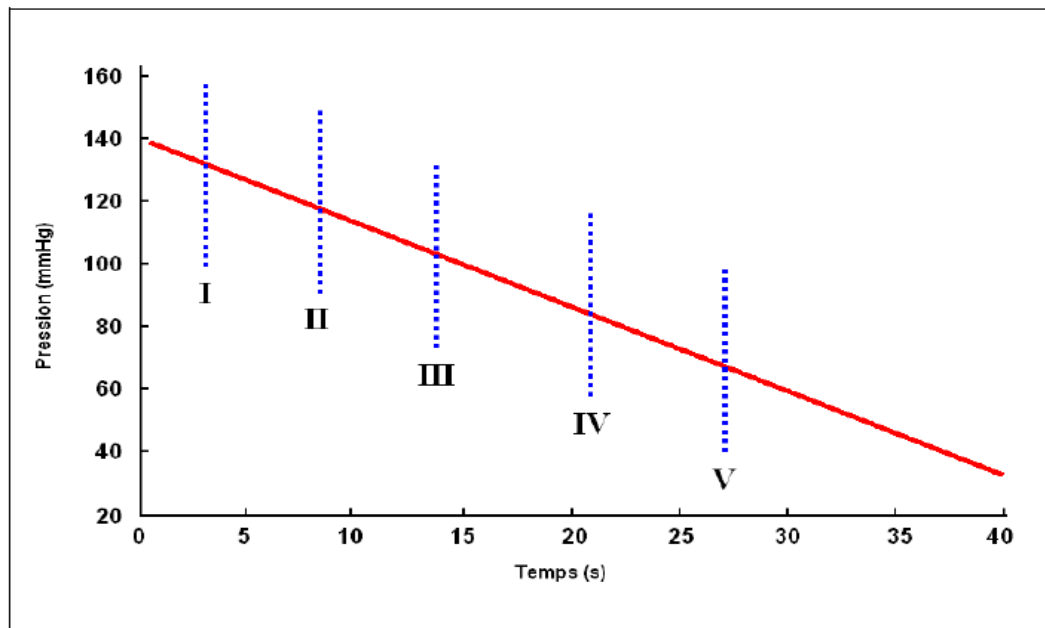


Figure I.11 : Les oscillations enregistrées dans le brassard

La PAS est déterminée par la phase I de ces bruits et la PAD par la phase V, sauf dans quelques cas (enfant, femme enceinte) où les bruits peuvent ne pas disparaître et restent à une pression très faible. Dans ces cas-ci, c'est la phase IV qui détermine la PAD.

Cette méthode est utile et pratique, en particulier dans le cas d'un médecin qui se déplace en visite. Toutefois, malgré le savoir-faire du médecin, la mesure est tributaire des incertitudes liées à la perception de ces sons. En outre, la présence d'un observateur risque d'augmenter le stress lié à la prise de la PA, ce qui peut influencer la mesure.

I.7.1.2. Méthode d'oscillométrie

Cette méthode est devenue de plus en plus populaire en clinique [14].elle est intégrée dans la plupart des auto-tensiomètres .L'utilisation de ces appareils de mesure est croissante étant donné la simplicité de leur utilisation. Plusieurs auto-tensiomètres, sont commercialisés sur le marché sous différentes marques telles qu'OMRON, BOSCH, MICROLIFE etc. Ces appareils peuvent être utilisés facilement par le patient lui-même ce qui permet d'éliminer « l'Effet blouse blanche ».



Figure I.12 : Tensiomètre numérique

Les appareils électroniques, permettant la mesure automatique de la PA, utilisent la méthode oscillométrique. La technique de mesure oscillométrique se fonde sur l'analyse des oscillations de la paroi artérielle.

Le principe de la méthode oscillométrique repose sur le fait que dans un brassard en surpression, de petites oscillations de la pression peuvent être captées [15][16].La diminution progressive de la pression dans le brassard fait augmenter puis diminuer l'amplitude des oscillations. La Figure I.13 .a montre un enregistrement de pression mesurée dans le brassard pendant le dégonflage, et la Figure I.13.b montre les oscillations extraites de cet enregistrement [17][16].

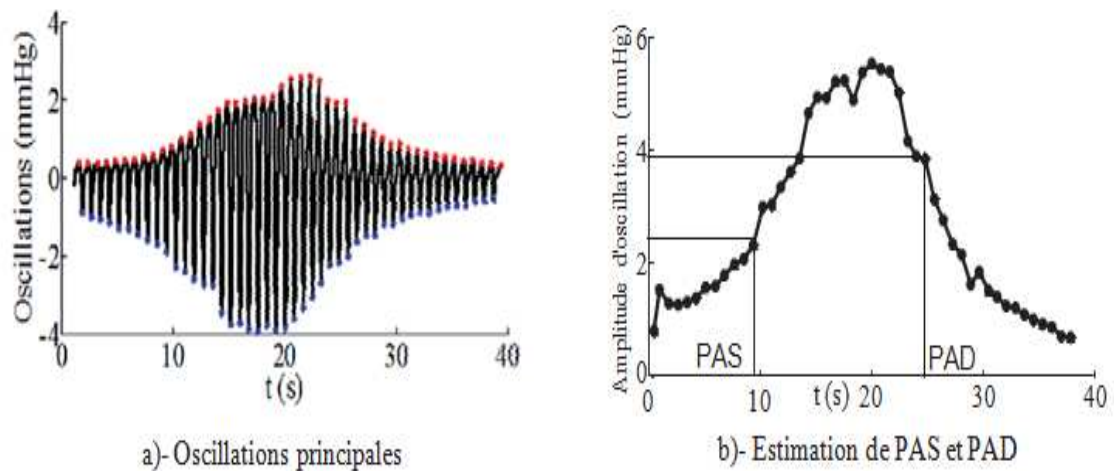


Figure I.13 : Les oscillations et l'estimation de la PA

La mesure de la pression artérielle utilisant la méthode oscillométrique, consiste à obtenir des paramètres d'une courbe décroissante modulée par les battements du cœur qui apparaissent lors du gonflage ou dégonflage du brassard. En effet ce gonflage ou dégonflage progressif permet à des variations d'oscillations de pression d'être transmises de l'artère vers le brassard. Ces oscillations de pression sont en rapport avec les mouvements de la paroi artérielle, ces mouvements de vibration sont dus à l'occlusion de l'artère par le gonflage/dégonflage du brassard. Le paramètre ayant le plus d'influence sur la mesure oscillométrique de PAS et PAD est la taille du brassard [18]. Plus la taille de la poche gonflable du brassard est grande, plus l'artère brachiale sera comprimée pour des faibles pressions. Dans ce cas-là, les oscillations seront perçues pour des pressions de brassard plus basses, d'où une sous-estimation de la PA.

À l'inverse, chez le sujet obèse par exemple, l'utilisation d'un brassard trop petit induit une surestimation de la PA [19][20][18].

I.7.1.3. Méthode tonométrie

Tonométrie est la procédure que les professionnels des soins oculaires effectuent pour déterminer la pression intraoculaire, la pression du fluide à l'intérieur de l'œil. C'est un test important dans l'évaluation des patients à risque de glaucome. La plupart des tonomètres sont étalonnés pour mesurer la pression en millimètres de mercure (mm Hg).

I.7.1.4. Méthode photopléthysmographie

Cette méthode est utilisée par les L'oxymètre spo2 (la figure I.14). que sont appareil de pouls (ou saturomètre) permet de mesurer de façon simple, fiable, non invasive et continue la saturation artérielle de l'hémoglobine.

Le principe repose sur l'émission de deux lumières (rouge et infrarouge), respectivement de 660 et 940nm, et de la mesure de leur absorption par le flux pulsatile.

L'absorption de la lumière rouge et infrarouge sera variable selon qu'elle rencontrera de l'hémoglobine réduite (Hb) non oxygénée ou de l'oxyhémoglobine (HbO₂). L'oxymétrie de pouls calcule la saturation du flux pulsatile, en éliminant les valeurs correspondant au sang veineux et capillaire. Le résultat est très bien corrélé à la saturation artérielle mesurée par gaz du sang (SaO₂).



Figure I.14 : appareil de photopléthysmographie de pouls

a. La photopléthysmographie

La photopléthysmographie (PPG) est une technique optique simple et peu coûteuse qui peut être utilisée pour détecter les changements de volume sanguin dans le lit microvasculaire des tissus. Il est souvent utilisé de manière non invasive pour effectuer des mesures à la surface de la peau [21].

b. La principe de (PPG)

Le principe de PPG est basé sur la pénétration de la lumière à travers le tissu biologique et la mesure de la quantité d'absorption dans le volume sanguin. Elle 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 photodétecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversée.

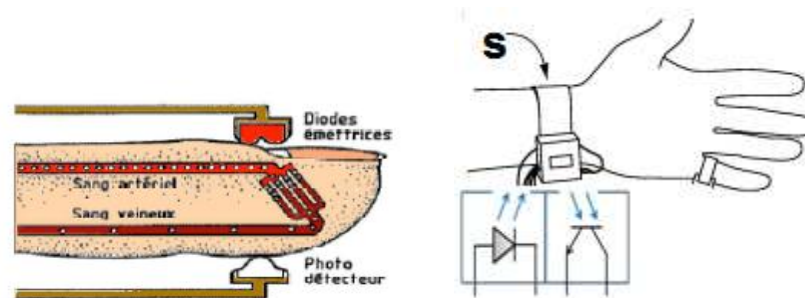


Figure I.15 : Le principe photopléthysmographie.

c. Le signal de PPG

Le signal photopléthysmographique comprend les composantes DC et AC. La composante AC représente les changements dans le volume sanguin ou le flux sanguin pulsé et la composante DC montre le flux sanguin statique dans l'artère et reflète le signal optique provenant du tissu. La composante DC peut inclure plusieurs types de bruits, y compris la respiration, le mouvement, le changement de lumière douce et ambiante. Il est évident que la composante continue apparaît dans la valeur la plus élevée dans la méthode de réflexion puisque le détecteur peut également absorber la lumière réfléchiée par le tissu.

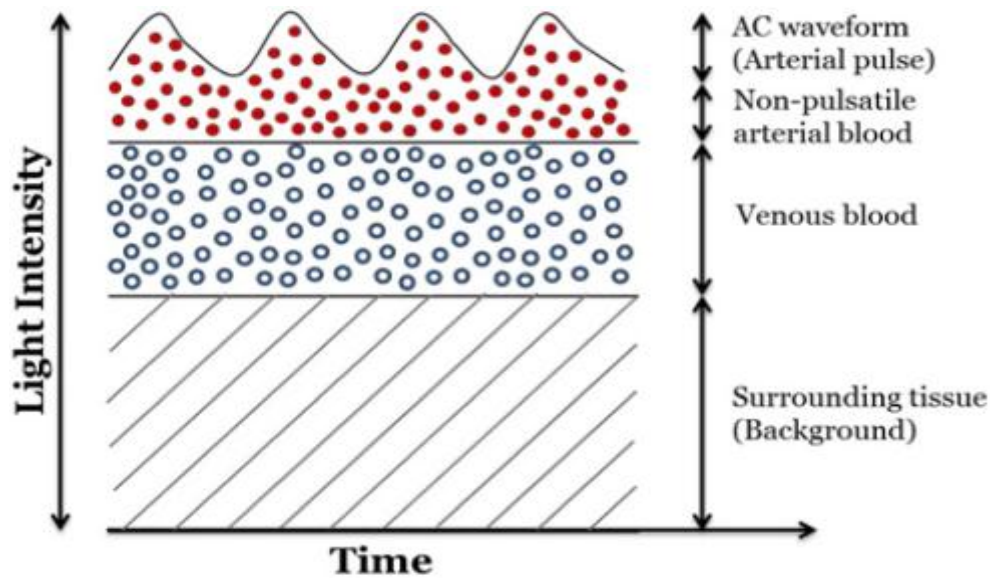


Figure I.16: le signal PPG

I.7.1.5. Temps de transit d'impulsion

Lorsque le cœur éjecte le volume systolique dans les artères, il faut un certain temps de transit jusqu'à ce que l'onde de pression sanguine arrive à la périphérie. Ce temps de transit des impulsions (PTT) dépend indirectement de la pression artérielle - plus la pression est élevée, plus les PTT sont rapides. Cette circonstance peut être utilisée pour la détection non invasive des changements de pression artérielle.

I.7.1.6. Le calcul de la PAS et PAD

a. Méthode de PPG et PPG

Cette approche est basée sur la mesure de la pression pulsée vague à deux sites artériels différents. En raison de la limitation du domaine d'application pour le type de transmittance photopléthysmographie, il est décidé d'utiliser deux dispositifs photopléthysmographiques de type à réflectance. Cette méthode semble être plus pratique et portable. La mesure de PTT est effectuée en utilisant deux PPG capteurs comme indiqué sur la figure (I.17). Le premier capteur est placé directement au-dessus du poignet et le capteur de retard est placé au-dessus du doigt.

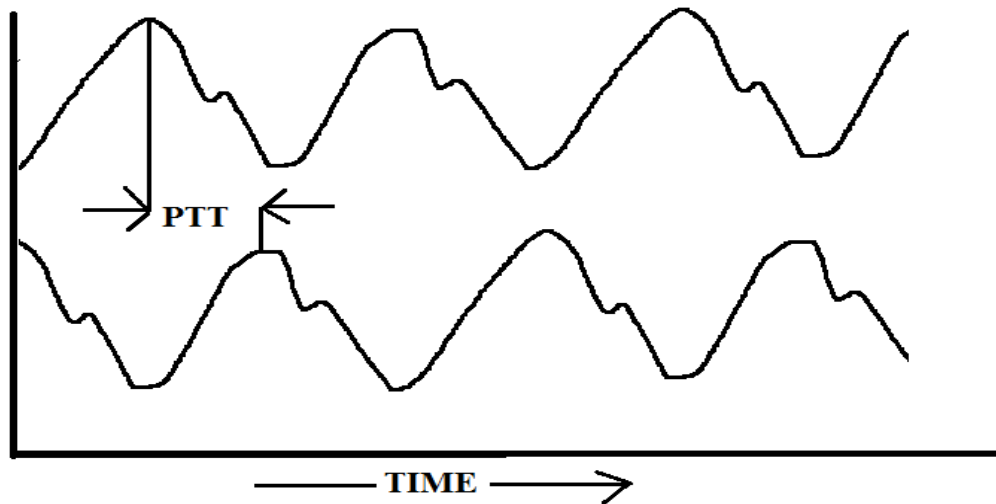


Figure I.17: Calcul de PTT des deux signaux PPG

b. La méthode de PPG et ECG

Nous avons mesuré ECG génère une courbe basée sur le dépolarisation du cœur tandis que l'oxymètre mesure l'onde de pression, ou impulsion, à la pointe de la valeur du doigt pour le temps de transit d'impulsion est donnée par calculer la différence de temps entre le pic de l'onde R de l'ECG et le pic de la onde de pression de PPG comme indiqué sur la (figure I.18).

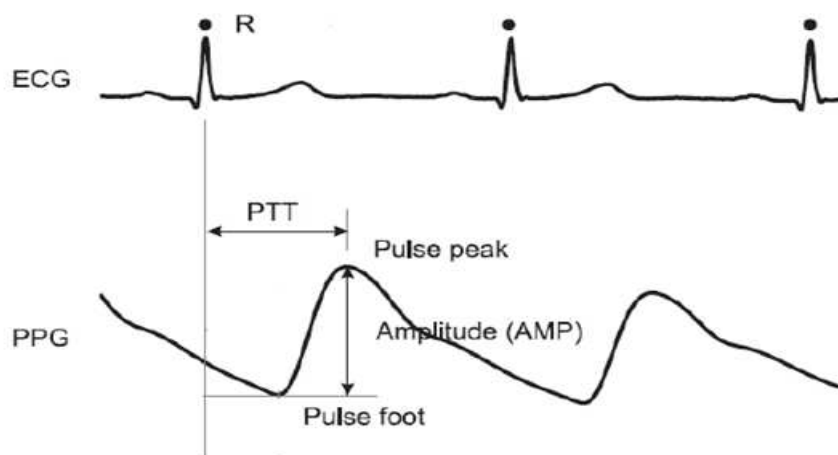


Figure I.18 : calcul de PPT des des deux signaux PPG et ECG

I.7.2. Mesures invasives

La pression sanguine artérielle est mesurée de manière plus précise de manière invasive à travers une ligne artérielle. La mesure de pression artérielle invasive avec des canules intravasculaires implique une mesure directe de la pression artérielle en plaçant une aiguille de canule dans une artère (généralement radiale, fémorale, dorsale ou brachiale). La canule est insérée soit par palpation, soit par guidage échographique.

La canule doit être connectée à un système stérile, rempli de liquide, qui est connecté à un transducteur de pression électronique. L'avantage de ce système est que la pression est surveillée en permanence, battement par battement, et une forme d'onde (un graphique de la pression en fonction du temps) peut être affichée. Cette technique invasive est régulièrement utilisée en médecine intensive [22].

I.8.Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté généralement le système cardiovasculaire et défini la pression artérielle, Une présentation du principe des différentes méthodes de mesure de la pression artérielle ainsi qu'une description du système cardiovasculaire. Nous avons concentré notre étude basée sur une technique de mesure non invasive de PA en utilisant le calcul du temps de transit de l'onde de pouls (PTT).

II.1. Introduction

Ce chapitre nécessite à étudier les différents blocs pouvant composer une carte électronique de conditionnement pour un traitement numérique ultérieur.

On va donner une définition générale sur les outils ayant une relation avec notre mémoire et dire qu'elle est le but derrière pour utiliser un tel composant. et les outils utilisés pour la réalisation du tensiomètre électrique.

On a regroupé les différents blocs constituant notre tensiomètre électronique (figure II.1.).

II.2. Structure d'une chaîne d'acquisition

Le système de mesure de la pression artérielle est constitué principalement de deux cartes fondamentales. Une première carte est dédiée à l'acquisition du signal PPG.

La deuxième carte est consacrée pour l'enregistrement du signal (ECG ou PPG) suivant la méthodologie utilisée.

La première carte du circuit permet l'acquisition du signal PPG où l'élément principal est la sonde qui est constituée d'une source de la lumière (émission) et d'un photodétecteur (réception). Ce dernier dépend de la variation du volume de sang dans les vaisseaux d'un site de mesure qui peut être le doigt et le poignet.

Ce schéma comporte aussi un circuit de mise en forme composé d'un étage de filtrage et d'amplification puisque le signal PPG est de très faible amplitude et contaminé par des bruits.

Le signal PPG est passé ensuite à un PC à travers une carte d'acquisition pour effectuer le traitement numérique nécessaire d'extraire les paramètres liés directement à la fonction cardiovasculaire.

La deuxième carte du circuit permet l'acquisition du signal PPG ou ECG. Pour la carte ECG, les éléments de conception tels que le préamplificateur, l'amplificateur, le filtrage, le décalage « offset » de la tension, comparateur sont présentés en détail [Mémoire de fin d'études de master académique, faculté de Mostaganem, Mr BELAHOUËL Mohamad, Mr SACKO Aliou Badara, 2016].

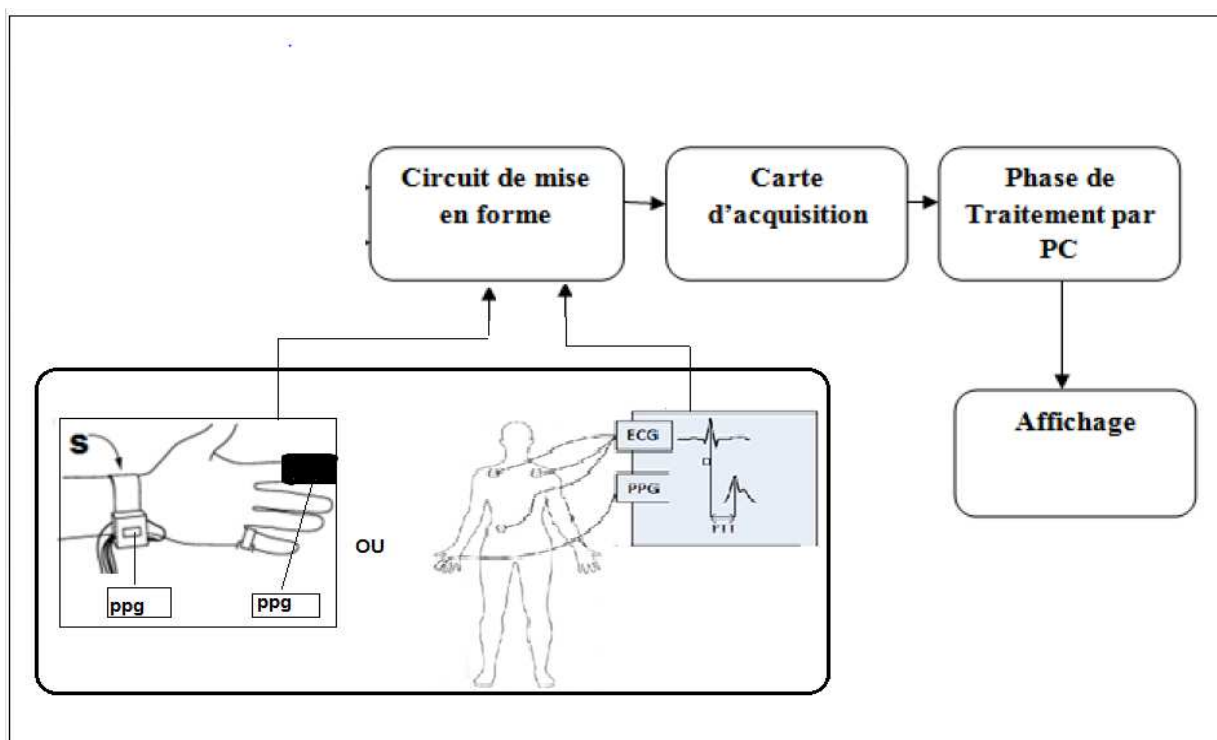


Figure II.1 le schéma bloc PPG et ECG

II.2.1. Carte électronique de conditionnement de PPG

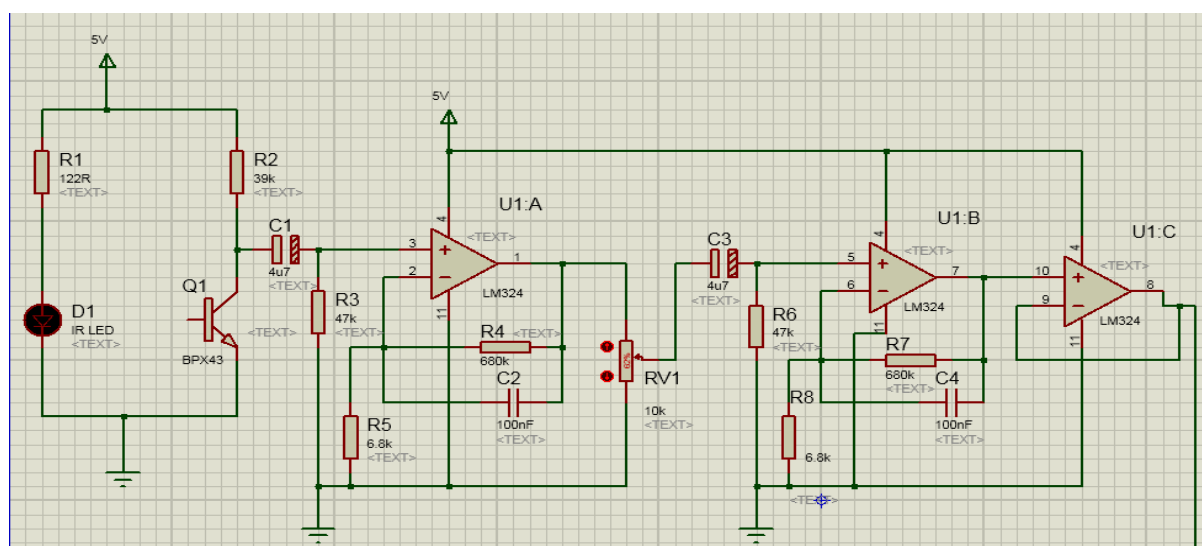


Figure II.2.le circuit analogique

II.2.1.1.Principe de fonctionnement du circuit électronique

Cette étape du circuit utilise la composante continue du signal PPG. Il amplifie également la composante AC par un facteur de 101. Un filtre passe-haut passif est utilisé pour filtrer la composante DC. Un filtre passe-bas actif à base de l'amplificateur opérationnel LM324 est utilisé pour amplifier et filtrer la composante AC.

La sortie de la première étape du conditionnement du signal est introduite dans la deuxième étape du conditionnement du signal.

La deuxième étape du conditionnement du signal est en fait le même étage que celui de la première étape. Cela donne également un gain de 101, ce qui donne un gain final de 10201. Pour varier ce gain on utilise un potentiomètre placé entre la masse et la sortie du conditionnement du premier étage.

La sortie de cet étage peut en outre être fournie à un étage tampon non inverseur pour abaisser l'impédance de sortie. Cela peut être nécessaire si un canal ADC d'un microcontrôleur est utilisé pour lire le signal PPG amplifié.

La sortie de seconde l'étape de conditionnement du signal peut être utilisée pour piloter une LED, qui sert d'indicateur de pouls.

II.2.1.2. Le capteur de pression PPG

Un capteur PPG comprend deux circuits l'un pour l'émission de la lumière rouge et Infrarouge vers le (doigt/poignet) et l'autre pour la réception des rayonnements qui traverse le (doigt/poignet).

II.2.1.1.1. Circuits d'émission

Une diode électroluminescente, plus connue sous l'appellation Del ou Led désigne un composant optoélectronique qui permet l'émission de lumière monochromatique ou polychromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse.

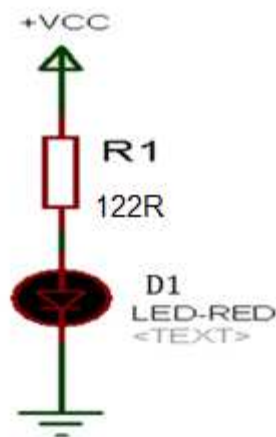


Figure II.3 : Circuit d'émission de la lumière

II.2.1.1.2.Circuits réception

Le phototransistor BPX43 est un dispositif semi-conducteur à deux ou trois bornes qui convertit l'énergie lumineuse en un courant ou une tension électrique. C'est un transistor de conception spéciale qui a une région de base sensible à la lumière. Lorsque la lumière incidente à la base d'un transistor NPN, le courant de base se développe. L'amplitude du courant dépend de l'intensité de la lumière incidente sur celui-ci. Le phototransistor amplifie la lumière d'entrée, et le courant de sortie est obtenu à partir du collecteur du transistor [21].

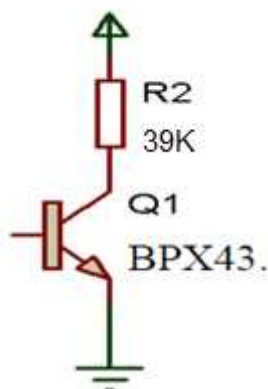


Figure II.4 : Circuit de réception de la lumière

II.2.1.3. La mise en forme

Le signal PPG est de très faible niveau ce qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée et ainsi suivie par un circuit de filtrage qui permet de réduire le niveau de bruit affectant le signal PPG et ainsi un étage de suiveur.

II.2.1.3.1. Circuit de filtrage

Dans le circuit de PPG on a utilisé deux filtres passe bandes identiques. Chaque filtre passe bande est constitué de deux filtres passe bas et passe haut.

II.2.1.3.1.1. Filtres passe-haut passif

Dans le cadre de la présente réalisation, nous avons besoin d'un simple filtre RC passe-haut passif, c'est la nature de signal qui n'impose pas un choix assez judicieux de filtre. Ce circuit est réalisé à base d'une résistance et d'un condensateur. Ces deux éléments sont placés en série avec la source de signal (entrée) après le capteur, le signal de sortie est récupéré qu'après une deuxième amplification.

Ce filtre passe haut (Figure II.7) a la fréquence de coupure :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} = 0.7 \text{ Hz} \dots \dots \dots (\text{II.1})$$

avec $C_1 = 4.7 \mu\text{F}$ et $R_3 = 47 \text{ K}\Omega$

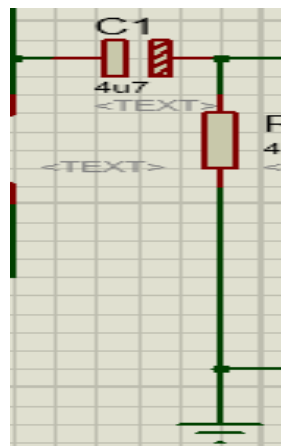


Figure II.7 : Filtres passe-haut passif

II.2.1.3.1.2. Filtre passe-bas actif

Le signal PPG est de faible (bruit) niveau de quelque mV provient de la sonde, pour pouvoir le capter, il est nécessaire que l'étage de détection présent une impédance d'entrée élevée afin de limiter l'action des parasites extérieurs, cette tâche est accomplie par l'amplificateur.

Le signal délivré par le phototransistor est amplifié par un étage amplificateur non inverseur à base d'amplificateur opérationnel (LM324N).

Le gain d'amplificateur est donné par :

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_5} = 101 \dots \dots \dots (II.2)$$

Avec $R_5 = 680k\Omega$ et $R_4 = 6.8k\Omega$

La fréquence de coupure est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_5 C_2} = 2.3Hz \dots \dots \dots (II.3)$$

En choisissant $C_2 = 100nF$ et $R_5 = 680k\Omega$.

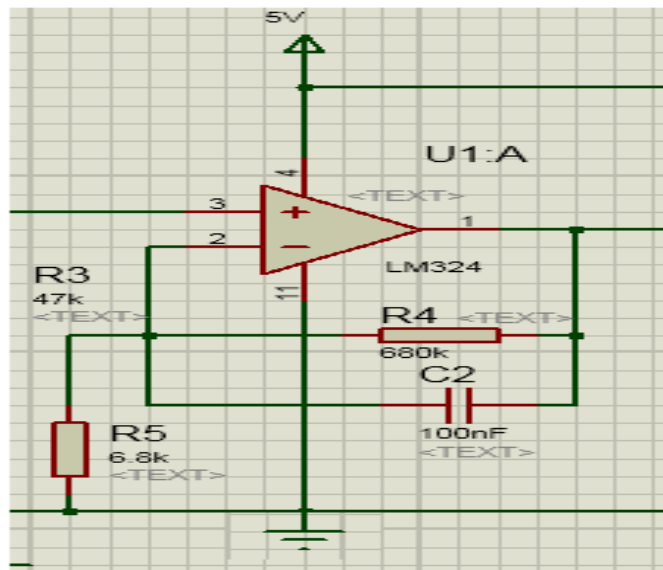


Figure II.8: Filtre passe bas.

II.2.1.4. Le suiveur de tension

Le suiveur de tension est typiquement utilisé dans un circuit où l'on cherche à "découpler" les impédances, c'est à dire à empêcher une impédance de source de constituer avec une impédance de charge un diviseur de tension.

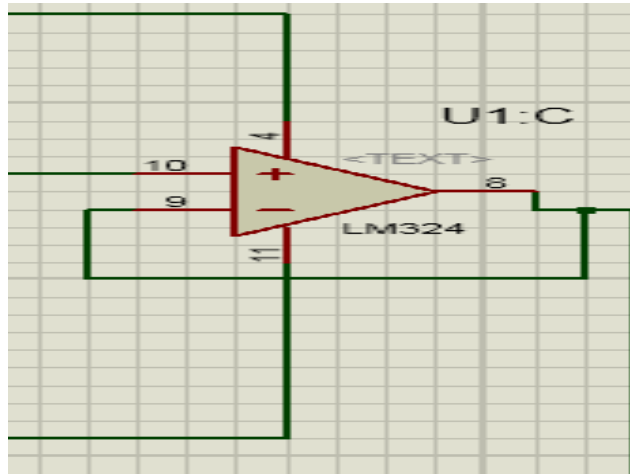


Figure II.9. Le suiveur de tension

Cet étage est ajouté pour avoir une adaptation d'impédance au reste du circuit.

Caractéristiques du suiveur :

- ✓ Gain unité
- ✓ Impédance d'entrée infinie
- ✓ Impédance de sortie nulle

II.2.2. Carte numérique

La carte Arduino Uno permet d'interagir avec son environnement et ainsi piloter des systèmes comportant des capteurs (analogiques ou numériques) et des actionneurs. Nous allons voir dans cette section comment la carte peut interagir avec des systèmes numériques.

II.2.2.1. La carte Arduino

Le module Arduino est un circuit imprimé en matériel libre sur lequel se trouve un microcontrôleur.

Les plans de la carte elle-même sont publiés en licence libre ,cependant, certains composants de la carte, comme le microcontrôleur ne sont pas en licence libre.

Le microcontrôleur peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques ,de manière à effectuer des tâches très diverses comme l'électrotechnique Industrielle et embarquée et la domotique, le pilotage d'un robot , C'est une plateforme basée sur une interface entrée/sortie simple [22].



FigureII.10: la carte arduino

II.2.2.1.1.L'alimentation

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB (en 2) ou bien par une alimentation externe (en 3) qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension a 5V pour le bon fonctionnement de la carte.

II.2.2.1.2. Microcontrôleur

Le module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328) pour recevoir le programme et le stocker dans sa mémoire puis l'exécuter.

II.2.2.1.3. Les entrées/ sorties

L'Arduino utilise la plupart des entrées/sorties du microcontrôleur pour l'interfaçage avec les autres circuits. Le modèle décimal par exemple, possède quatorze entrées/sorties numériques, dont six peuvent produire des signaux PWM, et 6 entrées analogiques. Les connexions sont établies au travers de connecteurs femelles HE14 situés sur le dessus de la carte, les modules d'extension venant s'empiler sur l'arduino. Plusieurs sortes d'extensions sont disponibles dans le commerce.

II.2.2.1.4. Interface USB/Série

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur est de façon très simple par port USB .En outre , des bibliothèques de fonctions (clé en main) sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes.

Gestion des E/S , gestion des convertisseurs ADC , générateur de signaux PWM , exploitation de bus TWI/2C ,exploitation de servomoteur.

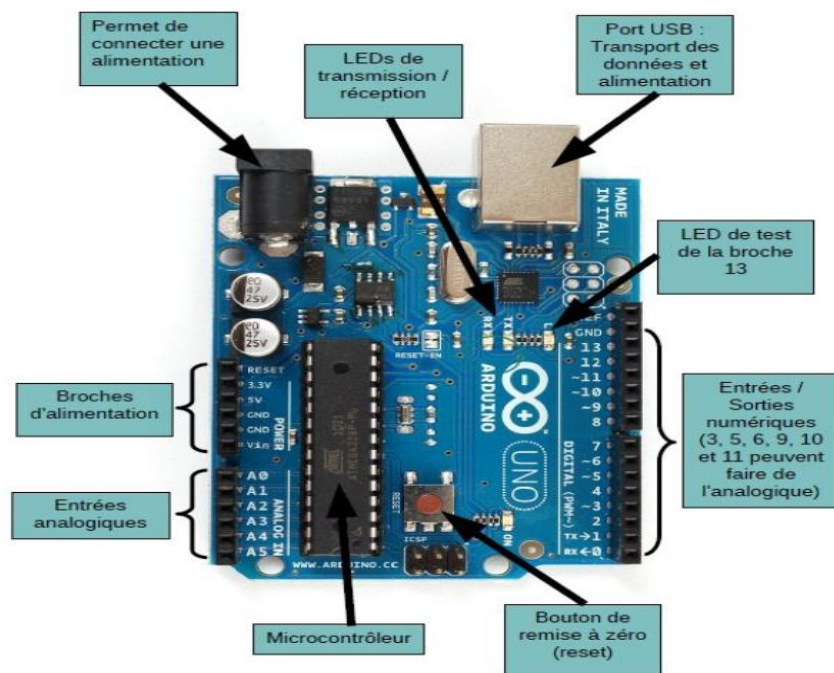


Figure II.11 : Les différentes connections d'une carte Arduino Uno

Microcontrôleur	ATmega328P
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'entrée (recommandé)	7-12V
Tension d'entrée (limite)	6-20V
PWM numérique E / S Pins	6
Pins d'entrée analogique	6
DC Courant par I O Pin	20mA
Courant DC pour 3.3V Pin	50mA
Mémoire flash	32 KB (ATmega328P) dont 0,5 KB utilisé par bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Vitesse de l'horloge	16 MHz
E / S numériques Pins	14 (dont 6 fournissent la sortie PWM)

Tableaux II.1 : Les Caractéristiques d'arduino

II.2.2.1.5. Logiciel

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et multi-plateforme, servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware et le programme au travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module). Il est également possible de se passer de l'interface Arduino, et de compiler et uploader les programmes via l'interface en ligne de commande.

II.2.2.2. Matlab

MATLAB (« matrix laboratory ») est un langage de programmation de quatrième génération émulé par un environnement de développement du même nom ; il est utilisé à des fins de calcul numérique. Développé par la société The MathWorks, MATLAB permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, de créer des interfaces utilisateurs, et peut s'interfacer avec d'autres langages comme le C, C++, Java, et Fortran.

Les utilisateurs de MATLAB sont de milieux très différents comme l'ingénierie, les sciences et l'économie dans un contexte aussi bien industriel que pour la recherche. Matlab peut s'utiliser seul ou bien avec des toolbox (« boîte à outils »)[23].

II.2.2.4. La communication matlab et arduino

Le package de prise en charge de MATLAB pour Arduino vous permet d'écrire des programmes MATLAB qui lisent et écrivent des données sur votre Arduino et les périphériques connectés tels que les protections de moteur Adafruit, I2C et SPI. Parce que MATLAB est un langage interprété de haut niveau, la programmation avec lui est plus facile qu'avec C / C ++ et d'autres langages compilés, et vous pouvez voir les résultats des instructions d'E / S immédiatement - pas de compilation. MATLAB inclut des milliers de fonctions mathématiques, d'ingénierie et de traçage intégrées que vous pouvez utiliser pour analyser et visualiser rapidement les données collectées depuis votre Arduino [24].



Figure II.12. La communication matlab et arduino

II.2.3.Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié les différents composants de notre circuit pour mesurer la pression artérielle.

Une étude théorique des différents étages constituant le circuit de mise en forme de ce signal ont été aussi discutés. Ce circuit est constitué principalement d'un capteur, d'un amplificateur et d'un étage de filtrage. Nous avons expliqué la carte ArduinoUno et l'outil MATLAB utilisé pour un éventuel traitement.

III.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous avons expliqué les différentes étapes de conception et de visualisation des signaux à la sortie de chaque étage de notre montage, et expliquer la procédure de programmation de la carte numérique et afficher les résultats sur logiciel MATLAB.

III.2. Réalisation de la carte

Pour réaliser la carte il faut passer par trois étapes : la première pour la simulation sur le logiciel ISIS (proteus 8), la deuxième pour la réalisation sur la plaque d'essai et la dernière étape pour la réalisation du circuit imprimé.

III.2.1. Schéma électrique de la carte sur le logiciel proteus

Tout d'abord on commence par une simulation de notre montage sur le logiciel Isis, avant de passer à l'étude pratique avec une plaque d'essai et de vérifier le fonctionnement du circuit d'un point de vue théorique seulement et voir les signaux ainsi obtenus.

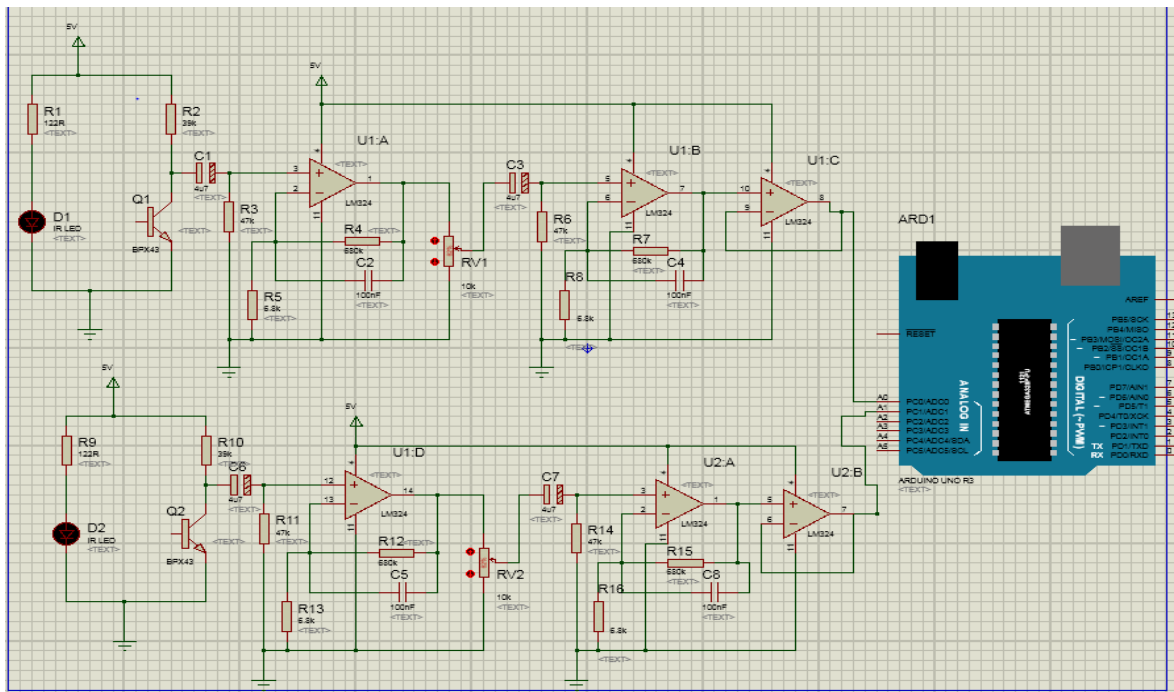


Figure III.1 : schéma de la simulation sur proteus

III.2.2. Réalisation sur la plaque d'essai

Après avoir terminé la simulation sur proteus on doit réaliser le montage sur plaque d'essai.



Figure III.2 : positionnement de deux capteurs

Ensuite on a réalisé les connexions entre les composants électroniques.

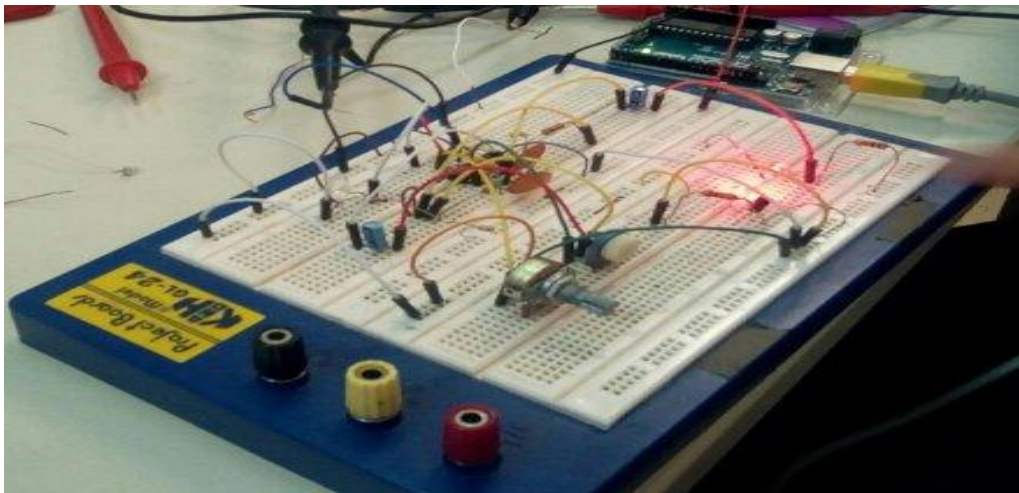


Figure III.3 : Montage sur la plaque d'essai

Après plusieurs tests, et de réglage le signal alors obtenu est :



Figure III. 4 : Le signal obtenu

III.2.3. Réalisation de circuit imprimé

Pour réaliser un bon circuit imprimé on peut utiliser le logiciel EAGLE, qui permet de créer des cartes simple face et multi faces.

EAGLE est un logiciel de conception assistée par ordinateur de circuits imprimés. Il comprend un éditeur de schémas, un logiciel de routage de circuit imprimé avec une fonction d'auto routage, et un éditeur de bibliothèques.

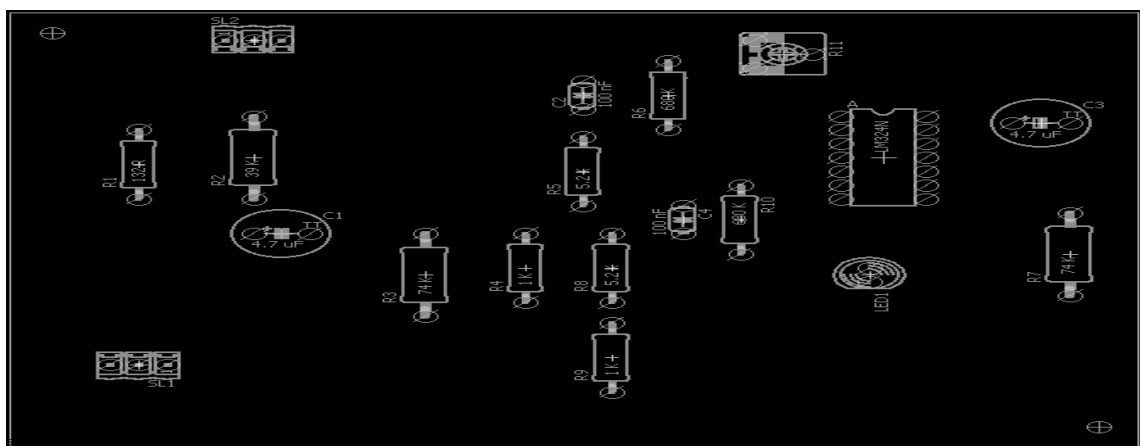


Figure III.5 : Carte de tensiomètre coté composants

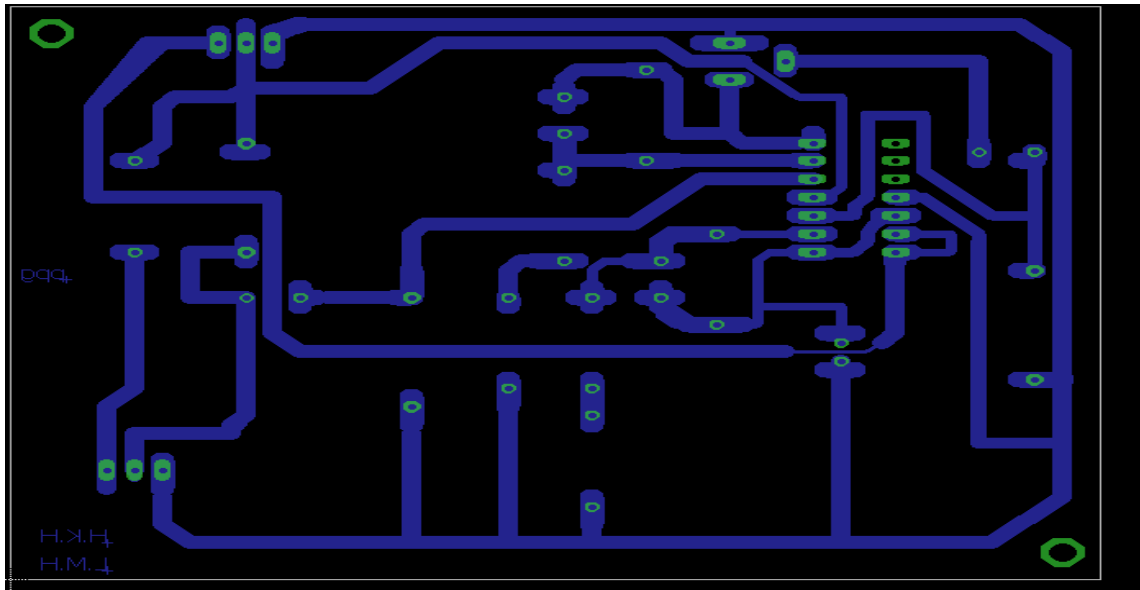


Figure III.6 : Carte de tensiomètre coté cuivre

Le développement de notre carte en circuit imprimé est donné dans la figure ci-dessous :

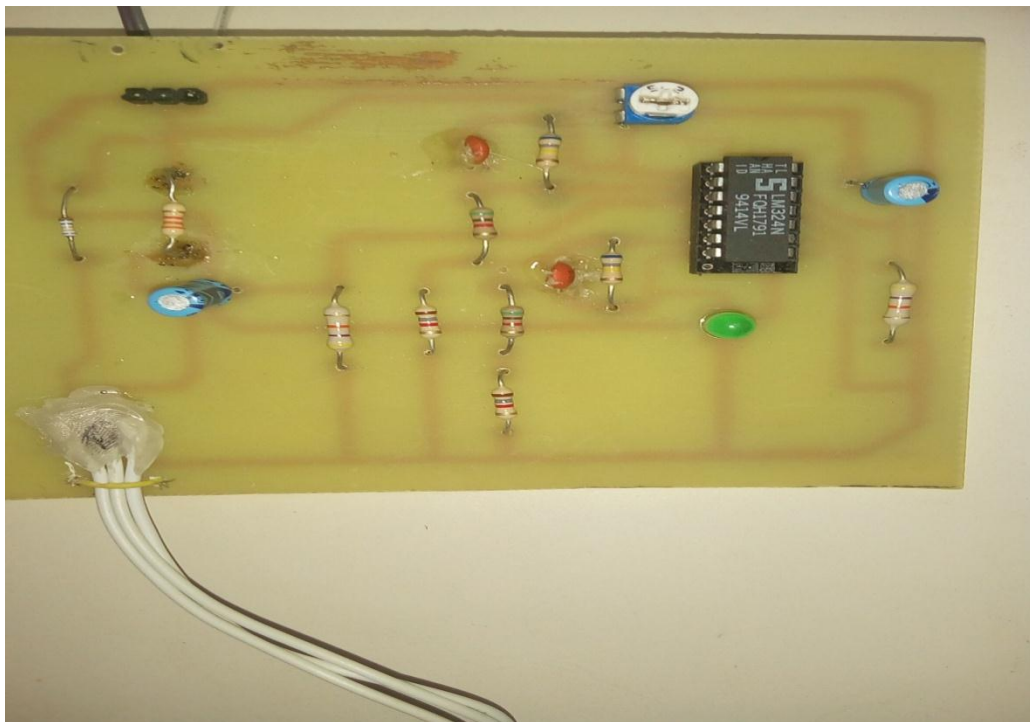


Figure III.7 : Carte de tensiomètre développée sur circuit imprimé

III .3.Les signaux obtenus aux différentes sorties du montage

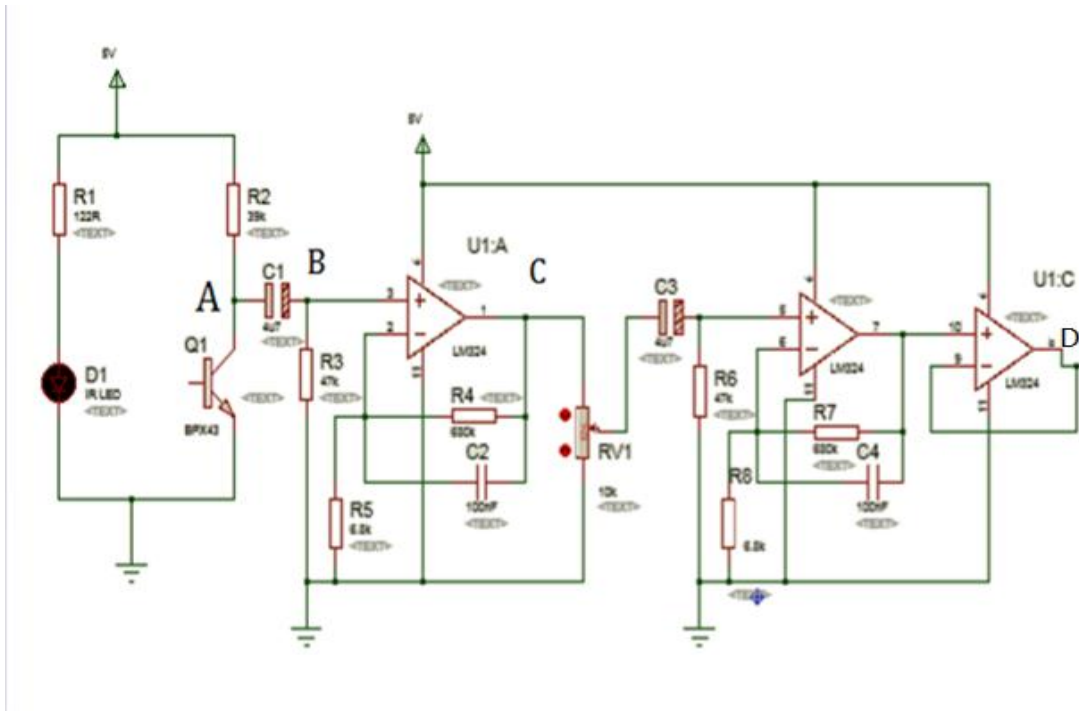


Figure III.8 : Montage de circuit analogique

Point A : A la sortie de capteur



Figure III.9 : le signal obtenu au point A

Point B : A la sortie de filtre passe-haut passif

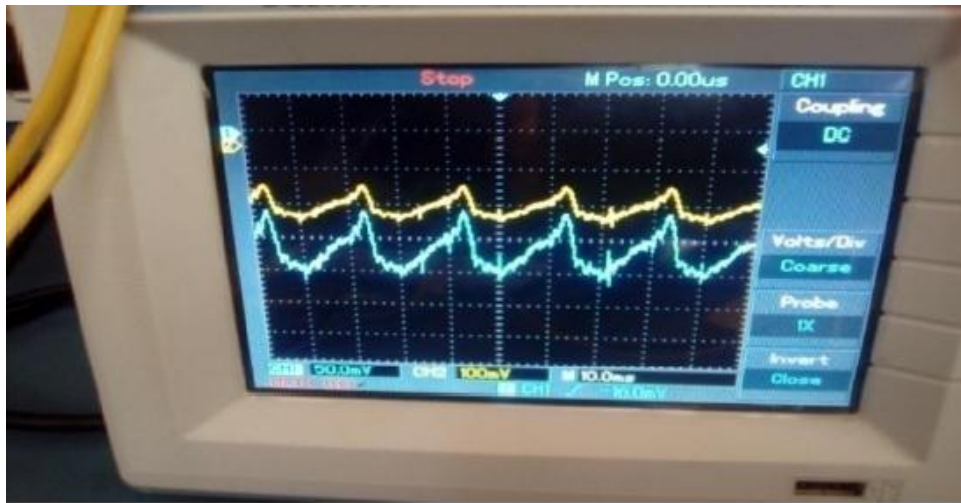


Figure III.10 :le signal obtenu au point B

Point C : A la sortie de l'Amplificateur Opérationnel

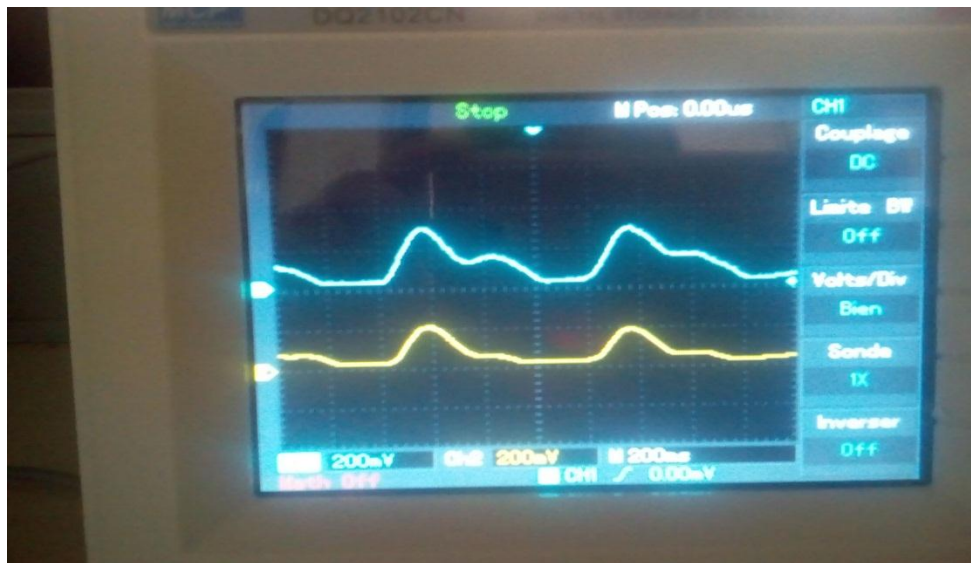


Figure III.11 :Le signal obtenu au point C

Point D : A la sortie du suiveur

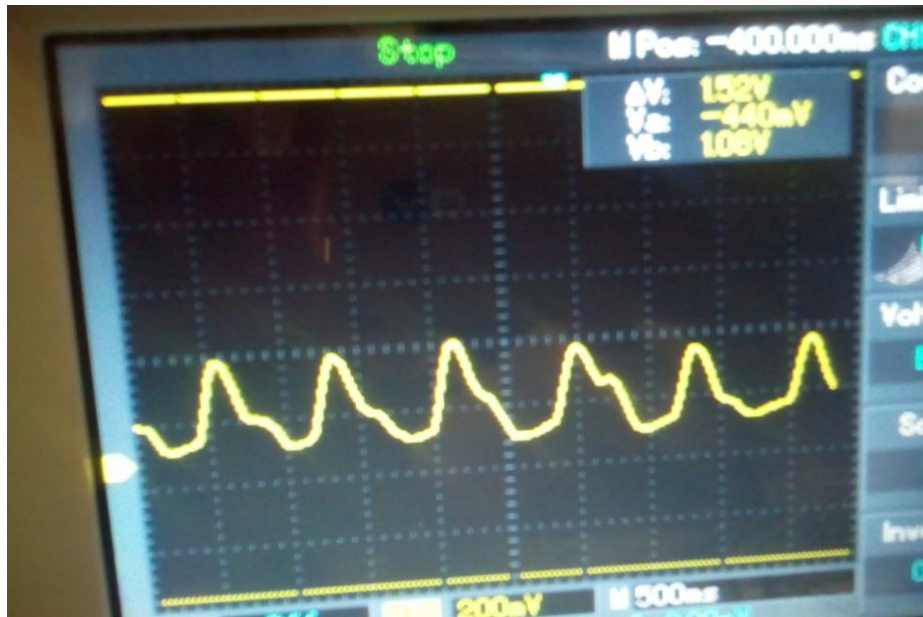


Figure III.12 : le signal obtenu au point C

III.4. Programmmations

III.4.1. Programmation d'entrée des données

Le programme utilisé pour lire les deux signaux PPG à la sortie de la carte électronique (après amplification et filtrage) est connecté à l'une des broches d'entrées analogique (A0, A1) de la carte numérique (Arduino Uno). Pour la numérisation et la visualisation sur PC(Matlab).

Le signal PPG analogique délivré par la carte électronique varie entre 0v et 5v max.

L'opération de mesure proprement dite, est réalisée par le microcontrôleur à un pas de temps fixé à 1ms ce qui donne une fréquence d'échantillonnage de 1KHz.

L'Organigramme d'entrée des données

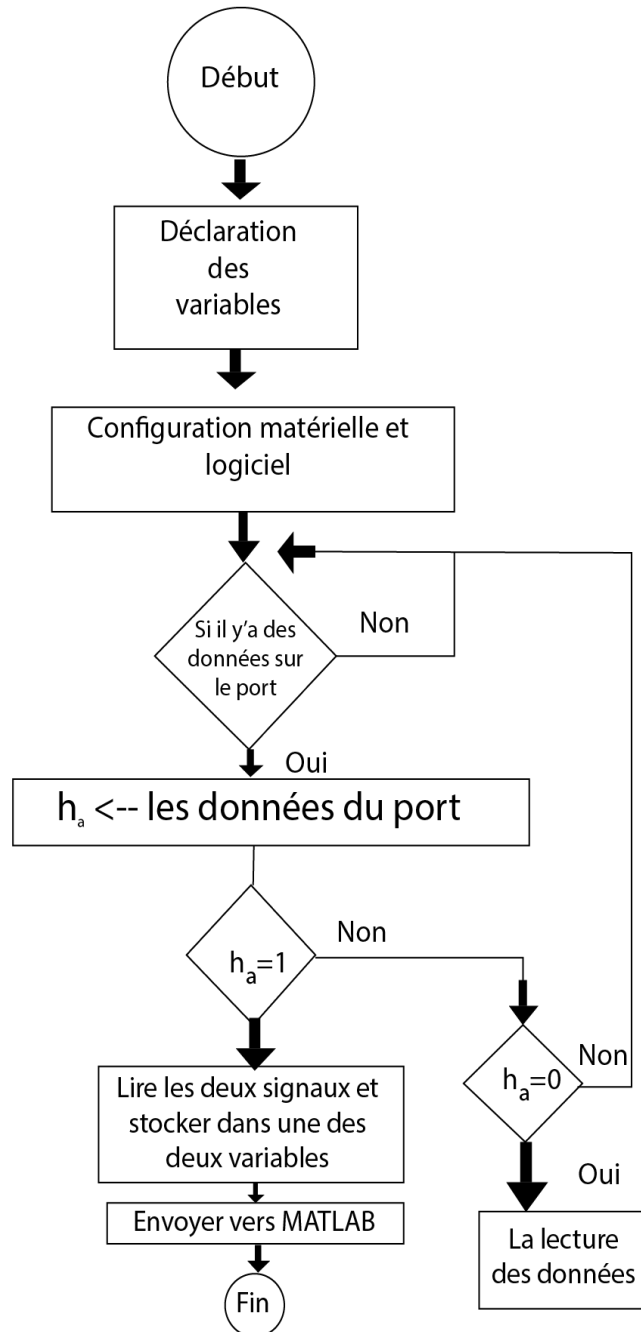


Figure III.13 : Organigramme d'entrée des données

III.4.2. L'algorithme de Calcul de la PAS et la PAD

Après avoir acquis les deux signaux PPG via la carte Arduino Uno, nous avons pris les valeurs numériques des signaux pour les utiliser sous MATLAB pour un éventuel traitement

La figure ci-dessous présente l'algorithme : (figure III.14)

L'algorithme de Calcul de la PAS et la PAD

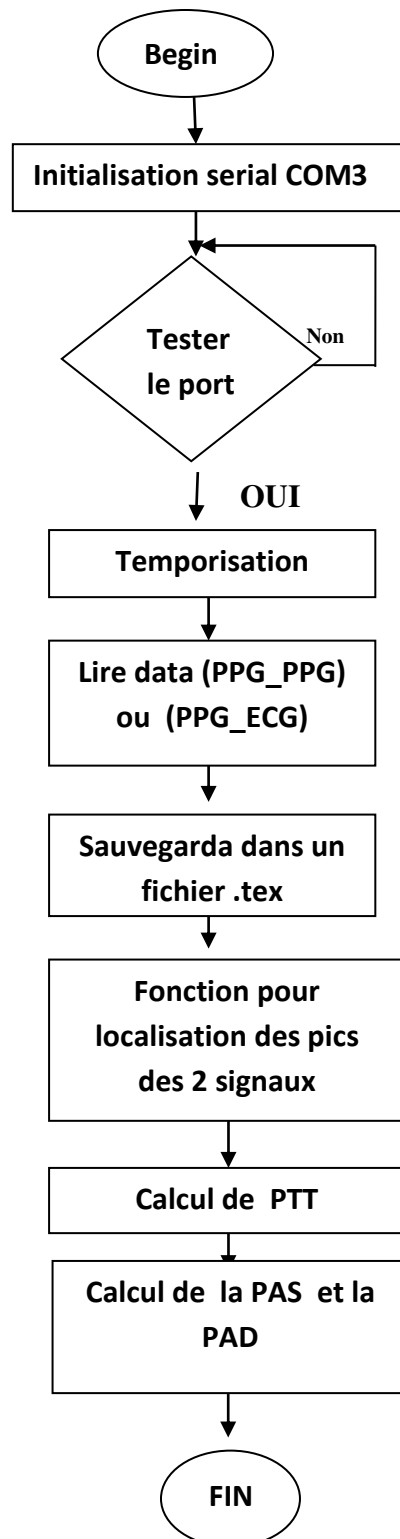


Figure III.14 : L'algorithme de Calcul de la PAS et la PAD

III.5. Résultats

III.5. 1.Méthode PPG_PPG

III.5. 1.1.L'étalonnage

Pour l'étalonnage de notre carte, on a pris 11 patients avec 3 tests pour chacun c'est-à-dire 33 tests. Pour chaque test on a mesuré le PTT entre les deux signaux PPG à partir de deux lieux différents le pouls et le poignet et les pressions PAS et PAD correspondantes

(Tableau III.1)

Sujet	PAS	PAD	PTT
Patient 1	9.9	5.4	7
	10	5.8	14.75
	9.8	5.8	11
Patient2	11.9	8.2	2.2500
	11.8	8.4	3
	11.8	8	3
Patient3	10	7.2	0.7143
	10	7.2	1
	10	6.4	1.1579
Patient 4	9.9	6	0.466
	10	6	0.370
	9.9	6	5.5
Patient 5	12	7.8	4
	12	7.9	1.8
	12	8	2
Patient 6	13	7.2	0.933
	12.5	8	2
	13	7	1.5714
Patient 7	9.4	5.9	0.75
	8.9	5.8	5.25
	8.9	5.8	2
Patient 8	12	8	2
	12	8	2.6
	11.8	7.2	6
Patient 9	12.6	5.4	1.5
	11.8	5.2	1.3636
	11.8	5.6	0.7273
Patient 10	10	6	2.4286
	10	6	2.8750
	10	6.2	3
Patient 11	13.8	8	3.2857
	13	8	1.0250
	13.4	8	3.2857

Tableau III.1 : les mesures pour l'étalonnage de la méthode PPG_PPG

Les distributions des pressions artérielles systolique et diastolique en fonction de PTT, avec la ligne de régression dérivée par l'analyse statistique de la pression du doigt et le PPG du poignet sont illustrées sous une forme graphique comme indiqué dans la (Figure III.15)

La pression a une erreur d'estimation avec le degré de dispersion, les pressions PAS et PAD ont une pente similaire de la ligne de régression linéaire en fonction de PTT.

Nous approximations les pressions PAS et PAD en fonction de PTT par des fonctions linéaires du premier ordre données respectivement par les équations suivantes :

$$PAS = (-0.1108 \times PTT) + 11.5165$$

$$PAD = (-0.0757 \times PTT) + 7.0612$$

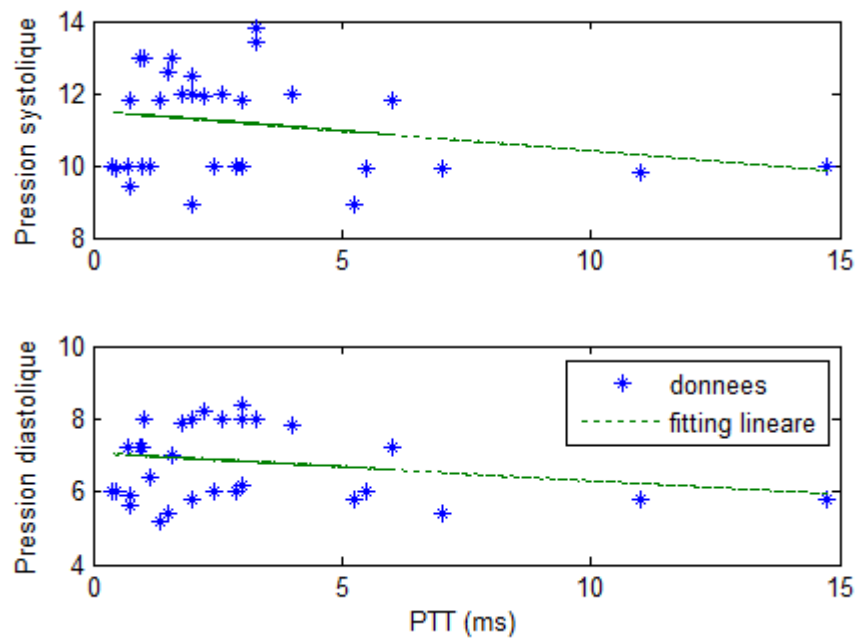


Figure III.15 : Etalonnage des pressions systolique et diastolique pour la méthode PPG_PPG

III.5. 1.2. Test de la méthode PPG_PPG

Après l'étalonnage de nos cartes, les pressions PAS et PAD de la méthode proposée est comparée avec celles de la méthode de référence (méthode auscultatoire). Le tableau III.2 montre que la méthodologie proposée a réussi de calculer les valeurs de PAS et PAD par PTT. Du résultat, on constate que la relation entre PA et PTT est presque linéaire. Mais depuis l'approximation de la linéarité est faite seulement pour peu de gens, la précision n'est pas très élevée.

Méthodes de mesure de la PA	La méthode auscultatoire		La méthode proposée		Erreur		Erreur relative		FC (BPM)
Sujet	PAS	PAD	PAS	PAD	Δ PAS	Δ PAD	$\frac{\Delta \text{PAS}}{\text{PAS}}$	$\frac{\Delta \text{PAD}}{\text{PAD}}$	(BPM)
Patient 1	12.4	6.4	11.38	6.96	1.0200	0.5600	0.0823	0.0875	73
	11.8	6.2	11.36	6.9	0.4400	0.7000	0.0373	0.1129	68
	11	6.2	11.21	6.85	0.2100	0.6500	0.0191	0.1048	73
Patient2	9.9	6.4	9.3	5.54	0.6000	0.8600	0.0606	0.1344	66
	10	6.6	9.52	5.69	0.4800	0.9100	0.0480	0.1379	64
	10.2	6.58	10.8	6.85	0.6000	0.2700	0.0588	0.0410	62
Patient3	12.6	7.9	11.60	6.95	1.0000	0.9500	0.0794	0.1203	57
	12.8	8	11.43	7	1.3700	1.0000	0.1070	0.1250	63
	12	7.8	11.15	6.82	0.8500	0.9800	0.0708	0.1256	63
Patient 4	11	8.2	11	6.7	0	1.5000	0	0.1829	66
	10.2	7.4	9.3	5.58	0.9000	1.8200	0.0882	0.2459	80
	10	6	11.4	6.9	1.4000	0.9000	0.1400	0.1500	70
Patient 5	10.4	6.6	10.16	6.14	0.2400	0.4600	0.0231	0.0697	70
	10	6.8	10	6	0	0.8000	0	0.1176	72
	10.2	6.8	10.7	6.5	0.5000	0.3000	0.0490	0.0441	72
Patient 6	11.4	6.2	11.35	6.94	0.0500	0.7400	0.0044	0.1194	63
	10	5.9	10.51	6.37	0.5100	0.4700	0.0510	0.0797	68
	10.2	5.8	10.47	6.34	0.2700	0.5400	0.0265	0.0931	62
Patient 7	9.8	6.8	10.85	6.6	1.0500	0.2000	0.1071	0.0294	63
	8.4	6.4	8.58	5.5	0.1800	0.9000	0.0214	0.1406	68
	9.9	6.6	10.74	6.53	0.8400	0.0700	0.0848	0.0106	66

Tableau III.2 : les mesures de test de la méthode PPG_PPG

III.5.2.Méthode PPG_ECG

III.5. 2.1.L'étalonnage

Pour l'étalonnage de notre carte, on a pris 10 patients avec 3 ou 4 tests pour chacun c'est-à-dire 38 tests. Pour chaque test on a mesuré le PTT entre les deux signaux PPG et ECG et les pressions PAS et PAD correspondantes (**Tableau III.3**)

sujet	PAS	PAD	PTT
Patient 1	9.8	6	23.5556
	10	6	20.8000
	10	6	26
Patient 2	8.9	6	19.8182
	8	6	23.7143
	9.9	6	14.8750
	9.8	6	22.8333
Patient 3	9.4	6	26.1667
	9.8	6.6	25.2500
	10	7	28.5000
	10	6.9	15.1818
Patient 4	11.4	6.4	26.2222
	10.8	6.4	21.2000
	11.8	6.2	23.8000
	11.4	6.4	61.8889
Patient 5	11.2	8.4	18.2727
	11	8.6	19.7
	11	8.6	30.5455
	11.4	8.6	17.8182
Patient 6	9.8	6.6	16
	10	8	29.8
	10	7.8	28
	9.8	7.2	20.5
Patient 7	9.4	6	13.61
	9.4	6.4	18.5
	9	5.9	11
	9.8	6	22.4
Patient 8	13.8	5.6	14
	13.6	5.6	18
	13.8	6.6	19.3
	13.4	7.6	16
Patient 9	10.2	7.4	18
	11.4	7.4	18.18
	11.4	7.4	16.1
	11.2	7.6	24.3
Patient 10	9.9	6	15
	12	6	13.8
	11.6	6.2	19.6

Tableau III.3 : les mesures pour l'étalonnage de la méthode PPG_ECG

Les distributions des pressions artérielles systolique et diastolique en fonction de PTT, avec la ligne de régression dérivée par l'analyse statistique de la pression l'onde de pouls et de l'ECG sont illustrées sous une forme graphique comme indiqué dans la (Figure III.17) . la pression a une erreur d'estimation avec le degré de dispersion,

Les pressions PAS et PAD ont une pente similaire de la ligne de régression linéaire en fonction de PTT.

Nous approximations les pressions PAS et PAD en fonction de PTT par des fonctions linéaires du premier ordre données respectivement par les équations suivantes :

$$PAS = (-0.0358 \times PTT) + 11.7247$$

$$PAD = (0.1147 \times PTT) + 4.7678$$

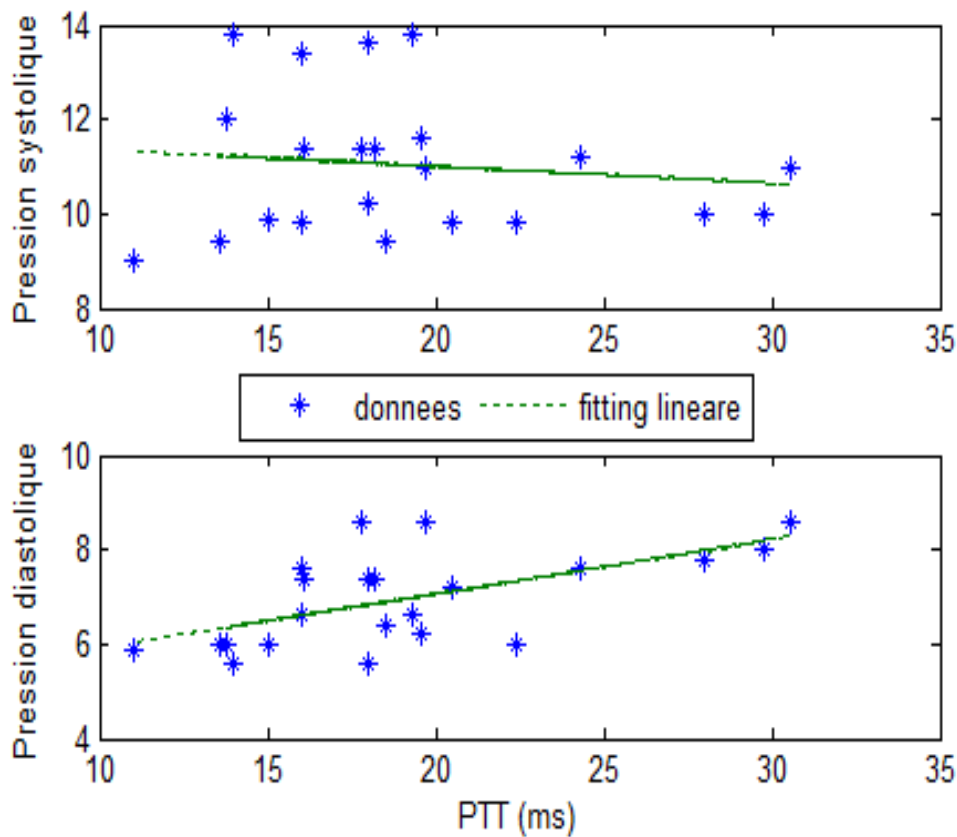


Figure III.16 : Etalonnage des pressions systolique et diastolique pour la méthode PPG_ECG

III.5. 2.2. Test méthode PPG_ECG

Les pressions PAS et PAD de la méthode proposée est comparée avec celles de la méthode de référence (méthode auscultatoire). Le tableau III.4 montre que la méthodologie proposée a réussi calculé les valeurs de PAS et PAD par PTT. Du résultat, on constate que la relation entre BP et PTT est presque linéaire. Mais depuis l'approximation de la linéarité est faite seulement pour peu de gens, la précision n'est pas très élevée.

Méthode s de mesure de la PA	La méthode auscultatoire		La méthode proposée		Erreur		Erreur relative		FC (BPM)
Sujet	PAS	PAD	PAS	PAD	Δ PAS	Δ PAD	$\frac{\Delta \text{PAS}}{\text{PAS}}$	$\frac{\Delta \text{PAD}}{\text{PAD}}$	BPM
Patient 1	10.5	7	9.9868	6.2540	0.5132	0.7460	0.0489	0.1066	81
	11	7	9.9883	6.2545	1.0117	0.7455	0.0920	0.1065	84
	11	7.4	9.9971	6.2573	1.0029	1.1427	0.0912	0.1544	80
	11	7.6	9.9765	6.2507	1.0235	1.3493	0.0930	0.1775	81
Patient2	10.4	6.4	9.6788	6.1553	0.7212	0.2447	0.0693	0.0382	80
	10.8	6	9.8669	6.2156	0.9331	0.2156	0.0864	0.0359	80
	10.8	6.4	9.9676	6.2478	0.8324	0.1522	0.0771	0.0238	82
	10.4	7	9.8636	6.2145	0.5364	0.7855	0.0516	0.1122	80

Tableau III.4 : les mesures de test de la méthode PPG_ECG

III.5. 3. Comparaison entre la méthode proposée et la méthode de référence (méthode auscultatoire).

III.5. 3.1. les pressions PAS et PAD

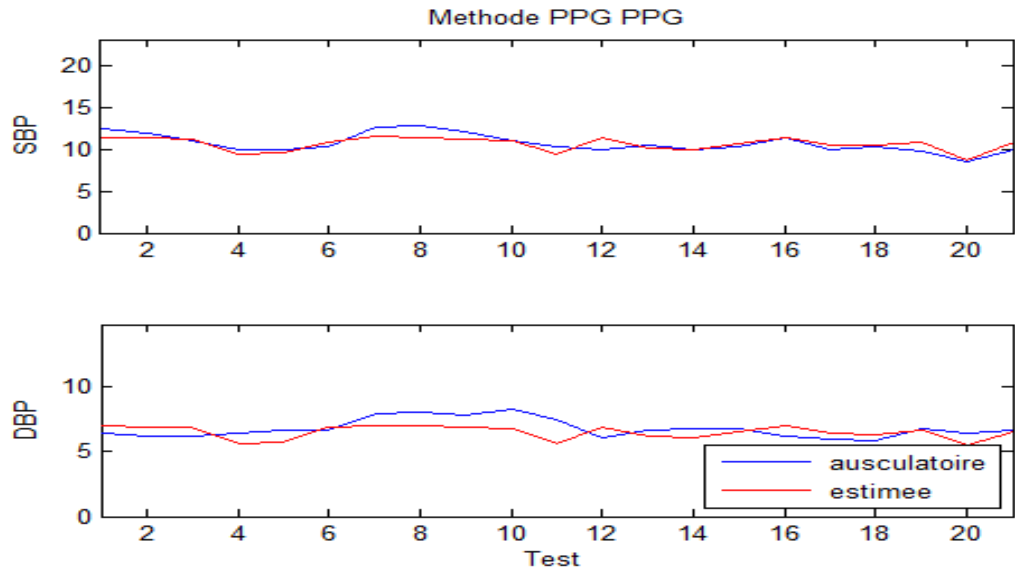


Figure III.17 : Comparaison de PAS et PAD pour les deux méthodes proposée et auscultatoire pour la méthode PPG-PPG

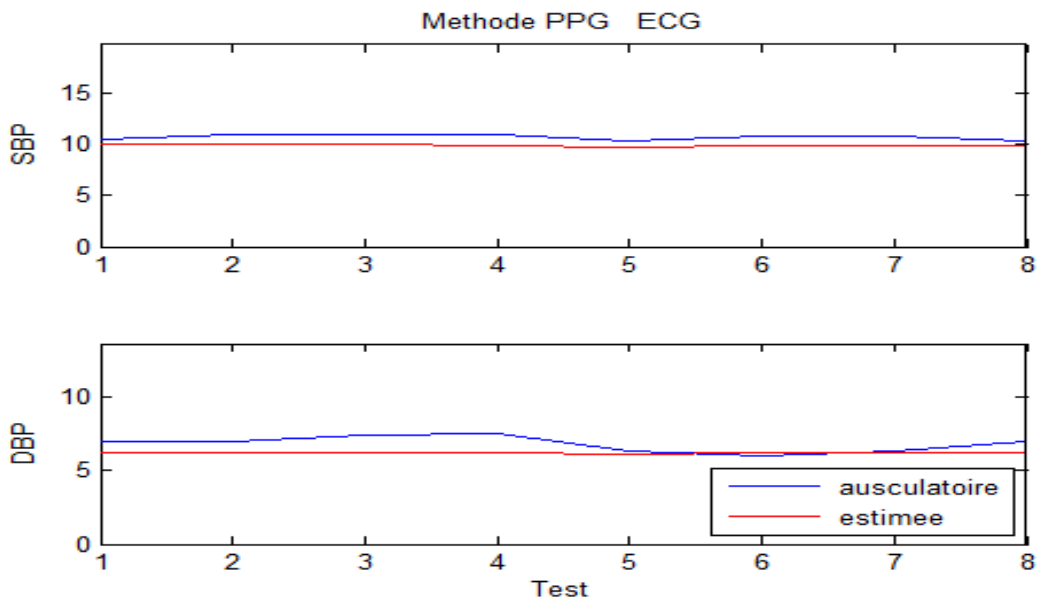


Figure III.18 : Comparaison de PAS et PAD pour les deux méthodes proposée et auscultatoire pour la méthode PPG-ECG

Il est observé que les pressions artérielles systolique et diastolique mesurées en utilisant la technique PTT proposée et celles de la méthode de référence (auscultatoire) sont presque égaux pour les deux cas PPG_PPG et PPG_ECG.

III.5. 3.2. Erreur relative moyenne pour les deux méthodologies

Erreur relative moyenne	Méthodologie PPG_PPG	Méthodologie PPG_ECG
PAS (%)	5.52	7.62
PAD (%)	10.82	9.44

Tableau III.5 : Les erreurs relatives moyennes pour les deux méthodologies.

En comparant ces erreurs mentionnées dans le tableau d, on remarque ces erreurs sont insignifiantes. La Méthodologie PPG_PPG présente une erreur moins pour la mesure de PAS. Pour PAD, les deux méthodologies présentent presque la même erreur.

III.5. 3.3 .Mesure du temps de transit d'impulsion (PTT) :

III.5. 3.3.1 . Méthode PPG_PPG

Pour valider la méthode proposé on a mesuré PTT entre les deux signaux PPG pour chaque patient (figure III.21)

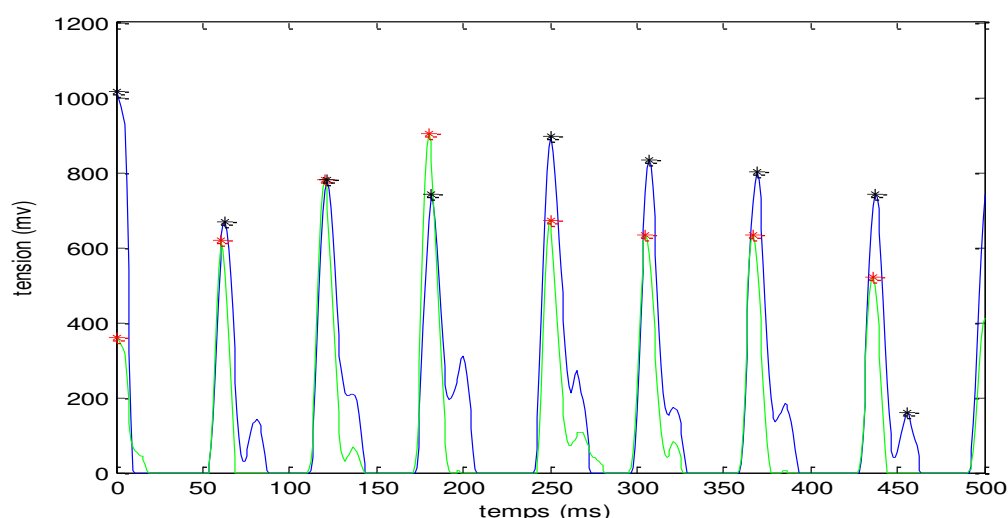


Figure III.19 : Acquisition des deux signaux PPG

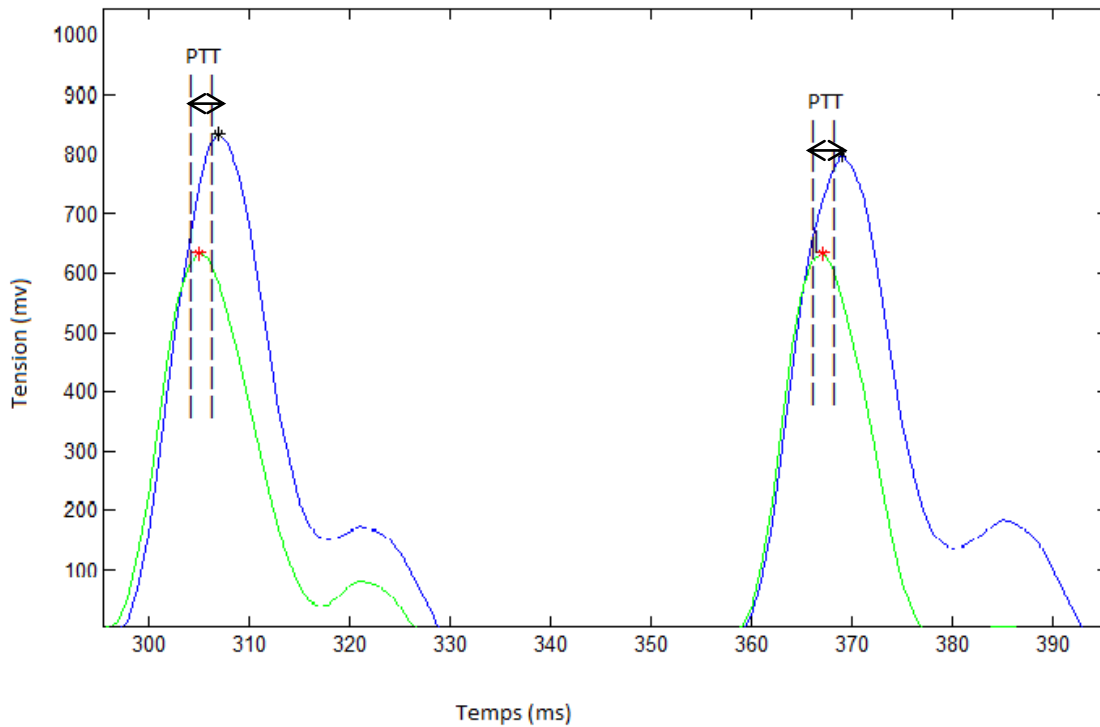


Figure III.20: Mesure de PTT entre les deux signaux PPG

On a :

$T1=0.305$ s et $T'1=0.367$ s

$T2=0.307$ s et $T'2=0.369$ s

Avec : $T1$ et $T'1$: les instants de localisation respectivement des pics successifs du signal de PPG1 et $T2$ et $T'2$: les instants de localisation respectivement des pics successifs du signal de PPG2.

Donc $PTT = T2 - T1 = T'2 - T'1 = 0.002$ s = 2 ms

III.5. 3.3.2 . Méthode PPG_ECG

Pour valider la méthode proposée on a mesuré PTT entre les deux signaux PPG et ECG pour chaque patient (figure III.23)

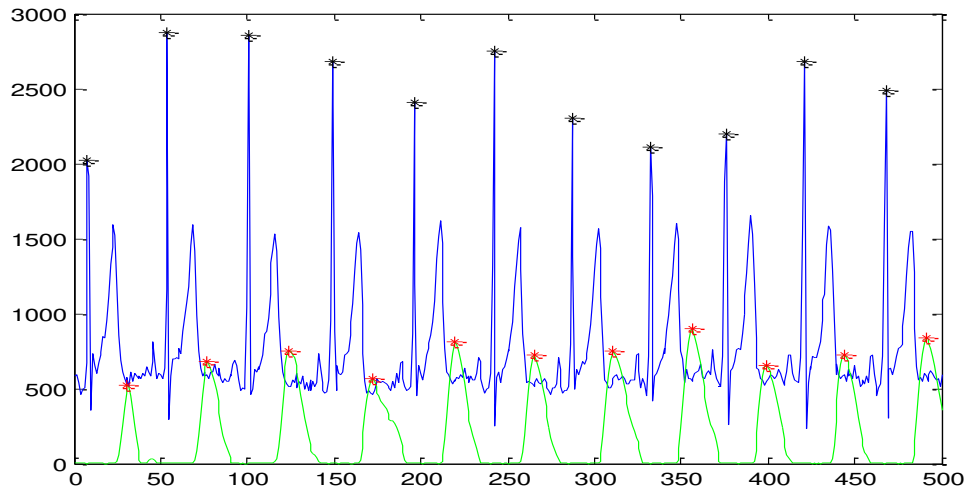


Figure III.21 : Acquisition des deux signaux PPG et ECG

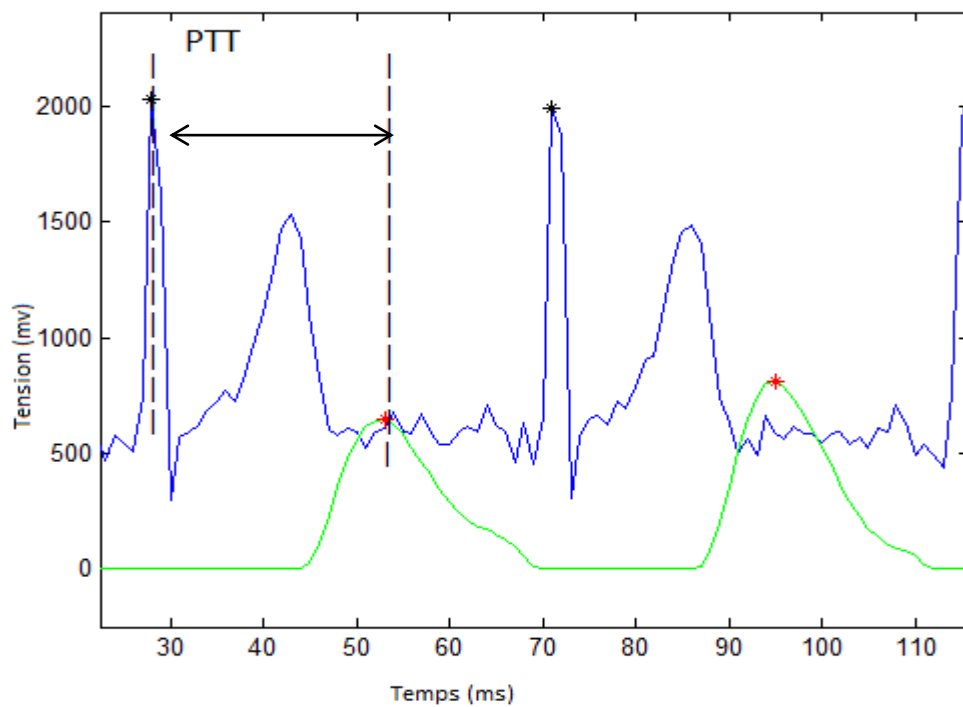


Figure III.22: Mesure de PTT entre les deux signaux PPG et ECG

On a :

$T1=0.028$ s et $T2=0.053$ s

Avec $T1$ l'instant de localisation du pic successif du signal de PPG1 et $T2$ l'instant de localisation du pic successif du signal de ECG.

Donc $PTT = T2 - T1 = 0.025$ s = 25 ms

III.6.Conclusion

Dans ce chapitre nous avons expliqué la procédure de programmation de la carte numérique de notre appareil .Cette procédure consiste à la programmation de Arduino, et l'utilisation de MATLAB pour calculer PTT , ensuite nous avons utilisé la méthode de la ligne de régression linéaire pour trouver les pressions systolique et diastolique.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'étude nous avons développé et la réalisation d'un tensiomètre électronique. Nous avons exposé l'anatomie du cœur et ses pressions pour avoir une idée générale sur les pressions sanguines dans le but d'expliquer le fonctionnement de la carte.

La partie analogique consiste en une sonde optique, des circuits analogiques de mise en forme ; en particulier un circuit amplificateur branché avec le photo détecteur, un étage de filtrage et un étage de conversion analogique numérique afin d'obtenir les signaux photoplethysmographiques ou (ECG et PPG) désirés dans de bonnes conditions.

La partie numérique est basée sur un ARDUINO qui dispose d'un convertisseur analogique numérique à huit entrées analogiques. Après l'étape de mise en forme, le signal PPG ou ECG est discrétisé pour un éventuel traitement.

Pour valider notre travail nous avons procédé à des tests des PA systolique et diastolique et nous avons comparé les résultats obtenus par la méthode proposée avec celles obtenues avec la méthode de référence qui est la méthode auscultatoire. Les résultats ainsi trouvés sont satisfaisants et nous avons calculé la fréquence cardiaque.

Ce projet nous a permis d'élargir notre connaissance dans ce domaine d'application et de l'intérêt porté par les utilisateurs. En effet, la facilité d'acquisition des données et de leurs traitements ainsi que sa taille ont été un avantage requis d'utilisation.

En perspective :

Faute de temps, nous n'avons pas pu aborder d'autres points de réalisation tel que l'affichage sur LCD, sauvegarder nos données sur SD et le calcul de la PAS et PAD dans le système embarqué (Arduino), mais l'objectif principal a été atteint en l'occurrence la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle et de pouvoir le sauvegarder en forme numérique dans un fichier.

Bibliographie

- [1] : Asmar R les nouvelles réglementations sur l'utilisation du mercure vont-elles modifier les pratiques de la mesure de la pression artérielle.la lettre du cardiologie 1998.300.8-10
- [2] : <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/23699-sang-definition>
- [3] :<https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/42810-composition-du-sang-definition>
- [4] :Benmalek Messaoud , « Contribution a l'analyse de l'electrogramme (ECG) en utilisant les concepts des opérateurs d'ordre fractionnaire »
- [5] : Portet ,F.'pilotage d'alotage d'algorithmes pour la reconnaissance en ligne d'arythimies cardaique ,thèse de Doctorat,Université de Rennes 1.2005.
- [6] : Dubois,R.,Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie , Thèse de Doctorat ,Université Paris VI,2004.
- [7] : Hertault, J. Comprendre l'ECG, paris , Tempo Médical.1984
- [8] : <https://www.infirmiers.com/pdf/cardio-vasculaire.pdf>
- [9] :file:///C:/Users/cyberrouddji/Desktop/chapitre2/Pathologie%20cardiovasculaire%20%C2%BB%20Le%20Cycle%20Cardiaque.html
- [10] : <https://togotribune.com/news/hypertension-symptomes-signes-classification-et-complications/>
- [11] : [Andréjack M et al., 1997] Andréjack M, Asmar R, Chanudet X et al. La pression artérielle : mesures variations, interprétations recommandations. Ouvrage Imothep/Maloine; 1997.
- [12] : [Asmar R et al., 1991] Asmar R. Méthodes de mesure de la pression artérielle. Springer 1991.
- [13] : [Geddes LA et al., 1982] Geddes LA, Voelz M, Combs C, Reiner D, Babbs CF.Characterization of the oscillometricmethod for measuring indirect blood pressure. Ann Biomed Eng; 1982; 10:271-281.
- [14] : [Rithalia SVS et al., 1999] Rithalia SVS, Sun M, Jone R. Measurement of blood pressure. Webster JG; editor 1999.
- [15] : [Beevers G et al., 2001a] Beevers G, Y H Lip G, O'Brien E. Blood pressure measurement, Part I - Sphygmomanometry: factorscommon to all techniques. ABC of hypertension, BMJ; 2001a; 322:981-986.

[16] : [Ehrmann S et al., 2009] Ehrmann S, Lakhal K, Boulain T. Pression artérielle Non invasive : principes et indications aux urgences et en réanimation. Réanimation; 2009; 18:267-273.

[17] : [Gelido G et al., 2007] Gelido G, S Angiletta, A Pujalte, P Quiroga, P Cornes and D Craiem. Arterial pressure measurement: Is the envelopecurveoscillometric méthode influenced by arterialstiffness? 16th Argentine BioengineeringCongress and the 5th Conference of Clinical Engineering; 2007.

[18] : [Araghi A et al., 2006] Araghi A, Bander JJ, Guzman JA, Arterialblood pressure monitoring in overweightcriticallyill patients: invasive or noninvasive? Crit Care; 2006; 10:R64.

[19] :<https://translate.google.fr/translate?hl=fr&sl=en&u=https://www.linkedin.com/pulse/photoplethysmography-ppg-kaveh-mohamadabadi&prev=search>

[20] :https://en.wikipedia.org/wiki/Continuous_Noninvasive_Arterial_Pressure

[21] :<https://circuitglobe.com/difference-between-photodiode-and-phototransistor.html>

[22] : Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation

[23] : <https://fr.wikipedia.org/wiki/MATLAB>

[24]<https://www.mathworks.com/discovery/arduino-programming-matlab-simulink.html>