



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 : Nait Si Mohand Assma et Nait Si Mohand Assia.

Réalisation d'un dispositif dédié à la mesure des paramètres physiologiques à travers le signal PPG

Présenté le 30 juin 2019 devant le Jury

Mr. Breksi Reguig Fethi	<i>Professeur</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr. Djebbari Abdelghani	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr. Dib Nabil	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2018-2019

Remerciements :

Avant tout, nous remercions Allah tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience pour réaliser ce modeste travail.

Nos vifs remerciements et notre profonde gratitude s'adressent à notre encadreur Monsieur DIB NABIL pour son aide, ses orientations, sa patience et sa disponibilité.

Nous remercions Monsieur BEREKSI REGUIG FATHI qui nous a fait l'honneur de présider ce jury. Qu'il trouve ici l'expression de notre profond respect et notre respectueuse considération.

Nous tenons également à remercier Monsieur DJEBBARI ABDELGHANI, d'avoir accepté sans hésitation d'examiner ce manuscrit. Ses précieuses remarques et ses conseils seront d'une efficacité certaine.

Enfin, nos remerciements vont à toutes personnes ayant contribué de loin ou de près à l'élaboration de ce travail.

Dédicaces

Au nom de dieu le tout puissant qui m'a donné la volonté et la patience et qui m'a mis sur le bon chemin pour arriver à ce jour-là.

A la mémoire de mes grands-parents LHADJ MOHAND et DJEDJIGA que dieu les accueille dans son vaste paradis.

A mes chers parents ABDELLAH et LILA : aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit des sacrifices que vous avez consentis pour mon éducation et ma formation, puisse Dieu, le très haut, vous accorde santé, bonheur et longue vie. Merci Papa, Merci Maman.

A mes grands-parents YEMMA HDJILA et JEDDI ALI.

A mes chers frères ABDELHAFID et MOHAMED.

A mon âme et unique sœur ILYA.

A mes oncles dadda AHMED, dadda MUSTAPHA et leurs familles.

A mes oncles TOUFIK et HAKIM, et mes tentes MAGHNA, FARIDA, ZINA, SOUAD, HAKIMA, DJAMILA et SYLIA et leurs familles.

A mes cousins OMAR, MOHAND, ABD GHANI, ABD REZAK, MASSIL, BOUDJEMAA, SMAIL et mes cousines MELESSA, KENZA, CELINA, INES, NELIA, IKRAM et AYA.

A mes amis(es) : Toutou, Taous, Ouali, Ibrahim, Lycia, lyzia, Karima et Rim.

A ma binôme : ASSIA.

A tous les étudiants de la promotion Master 2 IBM.

Un salut chaleureux, un énorme et grand merci à tous.

ASSMA

Dédicaces

Au nom de dieu le tout puissant qui m'a donné la volonté et la patience et qui m'a mis sur le bon chemin pour arriver à ce jour-là.

A la mémoire de mes grands-parents LHADJ MOHAND et DJEDJIGA et VAVA MAKHLOUF que dieu les accueille dans son vaste paradis.

A mes chers parents AHMED et NACIRA : aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit des sacrifices que vous avez consentis pour mon éducation et ma formation, puisse Dieu, le très haut, vous accorde santé, bonheur et longue vie. Merci Papa, Merci Maman.

A ma grande mère YEMMA HEBOU.

A mes chers frères OMAR, MOHAND OUBOUDJEMAA et SMAIL.

A mes sœurs KENZA et MANEL.

A mes oncles dadda ABDELLAH, dadda MUSTAPHA et leurs familles.

A mes oncles Khali SLIMAN, Khali NACER, Khali RABAH, Khali FAYCEL et Khali TEWFIK et leurs familles.

A mes tentes Khalti ZAINA, Khalti DJAZIRA et Khalti SAIDA et leurs familles.

A ma chère cousine ILYA.

A mes cousins ABDELHAFID, MOHAMED, ABD GHANI, ABD REZAK, MAKHLOUF, ABDEL WAHAB, AMINE, SAIF EL ISLAM, HOUCINE, ABDELLAH, CID et ABD REHMEN et mes cousines INES, BOUCHRA, AMIRA, SARA, AMEL et GHNIMA.

A mes amis(es) : Tounsia, Tata, Oualiet Ibrahim, Lycia, lyzia, Karima et Rim.

A ma binôme : ASSMA.

A tous les étudiants de la promotion Master 2 IBM.

Un salut chaleureux, un énorme et grand merci à tous.

ASSIA

Sommaire

Remerciements.

Dédicaces.

Liste des tableaux.

Liste des figures.

Résumé.

Introduction générale.....	1
1.1 Introduction.....	2
1.2 La circulation sanguine :	2
1.2.1. Le cœur :.....	2
1.2.2. Le sang :.....	4
1.2.3. La circulation sanguine : [1].....	4
1.3 La pression artérielle :.....	5
1.3.1. Définition :.....	5
1.3.2. Méthodes de mesure de la pression artérielle :.....	6
1.3.2.1. La méthode directe [5] :.....	6
1.3.2.2. La méthode indirecte :.....	6
1.4 La photopléthysmographie :.....	8
1.4.1. La loi de Beer-Lambert :.....	8
1.4.2. Principe de la photopléthysmographie :.....	8
1.4.3. Caractéristiques temporelles et fréquentielle du signal PPG :.....	9
1.5 Paramètres physiologiques :.....	10
1.5.1. La fréquence cardiaque :.....	10
1.5.2. La saturation en oxygène (SpO2) :.....	11
1.5.3. La pression artérielle :.....	13
1.5.4. La rigidité artérielle :.....	13
1.5.5. Le taux d'hémoglobine :.....	13
1.6. Conclusion.....	14
2.1 Introduction :.....	15
2.2. Le schéma bloc général :.....	15
2.3 Le capteur :.....	16
2.3.1 Les différents principes de fonctionnement :.....	16
2.3.2 Les différents types de capteur :.....	17
2.3.3 Le capteur réalisé :.....	18
2.4. L'échantillonneur bloqueur :.....	22
2.5. Le circuit de mise en forme :.....	23

2.5.1. Etage de filtrage :.....	23
2.5.2. Etage d'amplification :	24
2.6. Conversion analogique digitale :.....	25
2.7. Conclusion.....	26
3.1 Introduction :	27
3.2 La réalisation du capteur :	27
3.3. Circuit de pilotage des LEDs :	28
3.4 La réalisation de l'échantillonneur- bloqueur :	29
3.5. Le circuit de mise en forme :.....	31
3.6 Le calibrage du capteur :	33
3.7 Extraction des paramètres physiologique :.....	35
3.7.1. La mesure de la pression artérielle.	35
3.7.2. La mesure de la saturation en oxygène :	38
3.7.3. La mesure de la rigidité des artères :	42
3.7.4. La mesure du taux d'hémoglobine.....	43
3.8 Conclusion :	43

Liste des tableaux

Tableau 1. Estimation de l'expression de la pression artérielle.	37
Tableau 2. Calcul de la pression artérielle.	37
Tableau 3. La mesure de la SpO2.	39
Tableau 4. Mesure de la rigidité artérielle.....	42
Tableau 5. Mesure de taux d'hémoglobines.....	44

Liste des figures :

Figure1 .1. La structure du cœur. [2].....	2
Figure1 .2. Structure du péricarde et de la paroi du cœur [1].....	3
Figure 1 .3. La circulation sanguine [2].....	5
Figure 1 .4. Courbe de la pression [6].	6
Figure 1.5. Mesure de la pression artérielle par la méthode auscultatoire.....	7
Figure 1 .6. Mesure de la pression par la méthode oscillométrique.	8
Figure 7. Principe de la photopléthysmographie.	9
Figure 8. Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO2	9
Figure 1 .9. Le signal PPG.....	10
Figure 1 .10. Calcul de la fréquence cardiaque.	11
Figure 1.11. La lumière absorbée et la lumière transmise dans l'index.	12
Figure 1 .12. Courbe empirique pour la mesure de la saturation.....	12
Figure 1 .13. Le temps de transit PTT.	13
Figure 2 .1. Schéma bloc général.	15
Figure 2 .2. Principe de Fonctionnement : (a) transmission (b) réflexion.....	16
Figure 2 .3. La pince.....	17
Figure 2 .4. Sonde autocollante	17
Figure 2.5. Une pince à oreille.	18
Figure 2.6. Symbole d'une diode électroluminescence.....	18
Figure 2.7. Circuit de polarisation de la LED.....	19
Figure 2.8. Le circuit de pilotage de deux LEDs.....	20
Figure 2.9. Diagramme temporel du circuit de pilotage.....	20
Figure 2.10. Montage astable du NE555.	21
Figure 2.11. Le phototransistor BPX43.....	22
Figure 2.12. La polarisation du phototransistor.....	22
Figure 2.13. Filtre passe haut.....	23
Figure 2.14. Filtre passe bas.	24

Figure 2.15. Le circuit d'amplification.....	24
Figure 2.16. La carte de développement Arduino.	25
Figure 3.1. La connexion du capteur au DB9.....	27
Figure 3.2. Circuit de pilotage des deux LEDs.....	28
Figure 3.3. La sortie de l'astable.	29
Figure 3.4. Sorties des deux monostables.....	29
Figure 3.5. Schéma électrique de l'échantillonneur bloqueur.	30
Figure 3.6. Architecture interne de l'échantillonneur bloqueur LF398.....	30
Figure 3.7. Choix du condensateur de de maintien.	31
Figure 3.8. Signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre passe haut.	31
Figure 3.9. Signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre passe bas actif (couplage DC).	32
Figure 3.10. Signaux rouge et infrarouge à la sortie finale du circuit.	32
Figure 3.11. Calibrage du capteur.	33
Figure 3.12. Schéma électrique du circuit réalisé.....	33
Figure 3.13. Le circuit réalisé (SPO2).....	34
Figure 3.14. Le circuit réalisé (PTT).	34
Figure 3.15. Signaux PPGs mesurés de l'index et du lobe de l'oreille.....	35
Figure 3.16. Calcul du temps de transit PTT.....	36
Figure 3.17. Comparaison entre les valeurs de pression calculées et mesurées.	38
Figure 3.18. La mesure de la SpO2 du sujet 1.....	40
Figure 3.19. La mesure de la SpO2 du sujet 2.....	40
Figure 3.20. La mesure de la SpO2 du sujet 3.....	41
Figure 3.21. La mesure de la SpO2 du sujet 4.....	41
Figure 3.22. La mesure de la saturation en oxygène.	42

Résumé

Le système cardiovasculaire est l'un des systèmes les plus importants du corps humain ; pour cela les cliniciens tireraient profit de son évaluation sans recours à l'entrée invasive.

Ce modeste projet propose une méthode peu coûteuse pour l'estimation des paramètres sanguins à l'aide de la technique de la photopléthysmographie. En exploitant le signal Photopléthysmogramme PPG, les données sont obtenues de manière non invasive à partir d'un lit capillaire. Pour ce faire, nous mettrons en place un système capable de mesurer et d'afficher plusieurs signaux PPGs qui vont être traité dans le but d'extraire les paramètres.

En outre, le matériel et le logiciel développés pour la solution sont décrits et les résultats préliminaires sont présentés.

Enfin, la méthode proposée peut être utilisée à des fins de surveillance de la santé dans les zones rurales.

Mots clés : système cardiovasculaire- paramètres sanguins- la photopléthysmographie- le signal Photopléthysmogramme.

Abstract

The cardiovascular system is one of the most important systems in the human body. Clinicians would benefit from its assessment without using invasive entrance.

This modest project proposes an inexpensive method for estimating blood parameters using photoplethysmography. Using the PPG signal, data are obtained in a non-invasive way from fingertip or earlobe. To do this, we will set up a system capable of measuring and displaying several PPGs signals that will be processed in order to extract the parameters.

In addition, the hardware and software developed for the solution are described and preliminary results are presented.

Finally, the proposed method can be used for health monitoring purposes in rural areas.

Key words : cardiovascular system- blood parameters- photoplethysmography- PPG signal.

Introduction générale

Les chercheurs de différents domaines de la science sont devenus de plus en plus intéressés par la photopléthysmographie, en raison de son avantage comme outil de diagnostic non invasif, peu coûteux et pratique. Cette technique est très utilisée pour la mesure de la saturation en oxygène ; la pression sanguine ; le débit cardiaque et pour évaluer les fonctions autonomes. En outre la photopléthysmographie est une technique prometteuse pour le dépistage précoce de diverses pathologies de l'athérosclérose.

Les études récentes ont mis l'accent sur l'information potentielle contenue dans le signal de forme d'onde PPG et il mérite une attention particulière pour ses applications possibles au-delà de l'oxymétrie de pouls et du calcul de la fréquence cardiaque.

Le Photopléthysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques à des longueurs d'ondes spécifiques. La morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang circulant dans un vaisseau sanguin. A partir du traitement de ce signal, des paramètres sanguins peuvent être détectés en faisant passer des rayons de lumière à travers la peau.

Depuis l'introduction de l'oxymétrie de pouls il y a trois décennies comme outil de surveillance, elle est devenue omniprésente dans les salles d'opérations, les unités de soins intensives et les salles d'hôpital. Avant son utilisation, les médecins se sont fiés à des procédures invasives comme l'analyse des gaz sanguins pour déceler la présence de l'hypoxémie. Bien que l'oxymètre soit facile à utiliser, le clinicien doit comprendre son mode de fonctionnement afin d'interpréter l'information qu'il fournit.

Ce projet intitulé « Réalisation d'un dispositif dédié à la mesure des paramètres physiologiques à travers le signal PPG » consiste à réaliser un système électronique permettant l'acquisition du signal Photopléthysmogramme en temps réel. Le signal acquis sera stocké et affiché sur un microordinateur sous forme de fichier de données en vue d'un traitement ultérieure qui va nous permettre le calcul des différents paramètres souhaités.

Dans ce contexte ce mémoire est organisé en trois chapitres, une introduction générale et une conclusion générale.

Le premier chapitre regroupe les notions médicales décrivant le système cardiovasculaire ainsi que les méthodes de mesure de la pression artérielle. Le principe de la photopléthysmographie, l'origine du signal PPG et ses caractéristiques temporelles et fréquentielles ont été mentionnées. Le second chapitre s'intéresse à la description du dispositif réalisé ainsi que l'explication des différents compartiments de notre circuit.

Le troisième chapitre présentera la réalisation pratique de notre dispositif ainsi que l'interprétation des résultats relatifs aux tests qui sont effectués sur quelques individus pour les différents paramètres calculés et leurs validations a été faite.

Chapitre 1 : Généralités sur le système cardiovasculaire

1.1 Introduction

L'appareil cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire qui comporte les veines, les artères et les capillaires formant ainsi un système clos. Il permet d'assurer le transport du sang riche en oxygène et en nutriments à travers tout le corps humain pour en alimenter les organes et les débarrasser de leurs déchets.

Le fonctionnement de ce système est révélateur de plusieurs paramètres tels que la fréquence cardiaque et la variabilité du rythme cardiaque. Ces paramètres peuvent être évalués par des techniques non invasives à travers des signaux physiologiques et électro physiologiques comme le signal Photopléthysmogramme (PPG).

Le PPG est un outil primordial au sein du bloc opératoire et dans le service de réanimation. Il permet l'extraction de plusieurs paramètres pertinents tels que : la pression artérielle, le taux d'oxygène dans le sang ou encore la variabilité du système cardiaque. Avoir ces indices d'une manière non invasive aide le médecin à établir un bon diagnostic et à prendre des décisions thérapeutiques au bon moment.

Dans ce chapitre, on décrit le fonctionnement général du système cardiovasculaire ainsi que l'intérêt de signal PPG dans le monitoring et le diagnostic médical.

1.2 La circulation sanguine :

1.2.1. Le cœur :

Le cœur est constitué de quatre cavités (Fig. 1.1). Les deux cavités supérieures sont les oreillettes droite et gauche et les deux cavités inférieures sont les ventricules droit et gauche. Les oreillettes sont séparées par une cloison appelée septum inter auriculaire. Les deux ventricules sont séparés par une paroi, le septum inter ventriculaire [1].

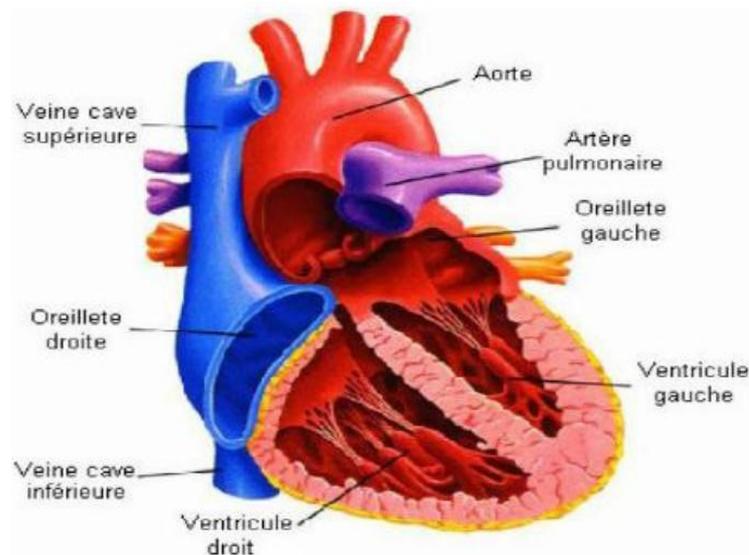


Figure1 .1. La structure du cœur. [2]

Le cœur est entouré et maintenu en place par le péricarde (Fig.1.2), un sac à trois feuillets qui entoure et protège le cœur. Il lui permet de rester confiné à sa position dans le médiastin, tout en lui laissant assez de liberté de mouvement pour qu'il puisse se contracter vigoureusement et rapidement [1].

La paroi du cœur comprend trois couches tissulaires :

- **L'épica**rd : c'est un fin feuillet qui recouvre tout le cœur.
- **Le myocarde** (couche médiane) : qui est le tissu musculaire cardiaque, forme la majeure partie de la paroi du cœur et est responsable de son action de pompage [1].
- **L'endocarde** (couche interne) : il est constitué de fine couche d'endothélium qui tapisse la totalité de cœur.

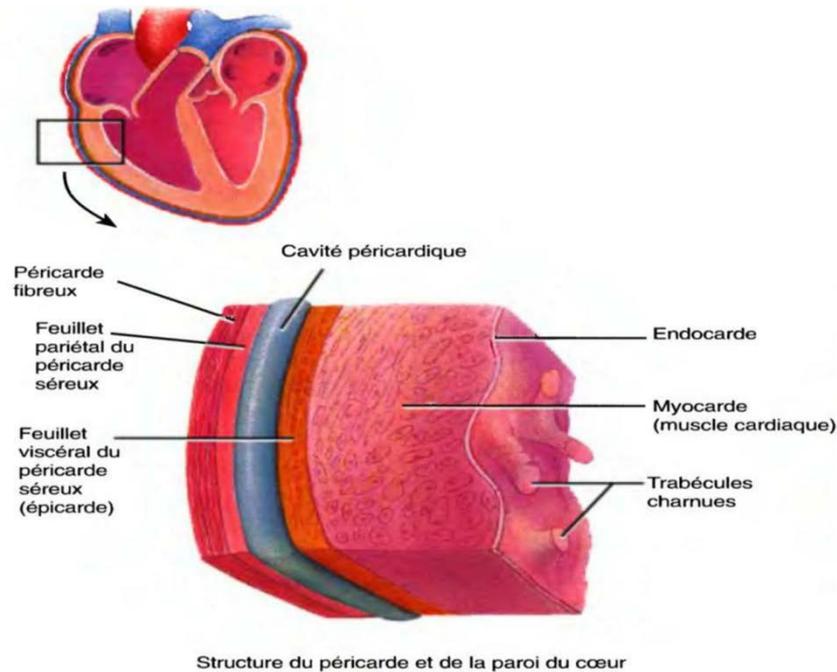


Figure1 .2. Structure du péricarde et de la paroi du cœur [1].

Les vaisseaux sanguins permettent de transporter le sang loin du cœur vers tous les tissus de L'organisme ensuite le retournent au cœur en formant un système clos. Les vaisseaux sanguins sont divisés en 3 types :

- **Les artères** : Ce sont les vaisseaux qui transportent le sang riche en oxygène du cœur vers les tissus.
- **L'aorte** : est la plus grande artère du cœur, elle part du ventricule gauche du cœur formant une crosse puis descend jusqu'à l'abdomen.
- **Les veines** : Ce sont les vaisseaux qui arrivent au cœur depuis les tissus de l'organisme avec le sang pauvre en oxygène et riche en dioxyde de carbone, afin de l'éliminer au niveau des poumons.
- **Les capillaires** : Ce sont des vaisseaux microscopiques dont les parois constituées d'une unique couche de cellules endothéliales, permettent les échanges entre le sang et les tissus [3].

Le système lymphatique joue un rôle primordial dans le transport des lipides digérés de l'intestin vers le sang, dans l'élimination et la destruction des substances toxiques et dans la résistance à la propagation des maladies dans l'organisme [6].

1.2.2. Le sang :

Le sang est un liquide assez épais, de couleur rouge, qui circule dans tout le corps grâce aux vaisseaux sanguins. Il exerce trois fonctions principales : le transport, la régulation et la protection.

Le sang est composé :

- D'une phase liquide appelée **plasma** dans laquelle baignent les cellules comme les globules rouges qui ont la particularité de ne pas avoir de noyau et qui contiennent de l'hémoglobine.
- **Des leucocytes** qui sont les cellules du système immunitaire qui sert à détruire les agents infectieux.
- **Des plaquettes** qui servent à la coagulation du sang.

1.2.3. La circulation sanguine : [1]

La circulation sanguine se déroule de la façon suivante (Fig.1.3) :

- **Phase 1.**

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

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

- **Phase 2.**

L'oreillette droite envoie alors le sang au ventricule droit, qui à son tour le pompe jusqu'aux poumons, à partir du tronc pulmonaire.

- **Phase 3.**

Le tronc pulmonaire se divise en deux artères pulmonaires : droite et gauche. Chacune transporte le sang vers un poumon.

- **Phase 4.**

Au niveau du poumon, le sang est débarrassé du gaz carbonique et alimenté en oxygène.

- **Phase 5.**

Ce sang, appelé sang oxygéné, retourne au cœur par les quatre veines pulmonaires qui se déversent dans l'oreillette gauche.

- **Phase 6.**

De l'oreillette gauche le sang passe ensuite dans le ventricule gauche, qui propulse le sang dans l'aorte ascendante.

- **Phase 7.**

De l'aorte ascendante, l'aorte et ses branches transportent le sang dans la circulation systémique.

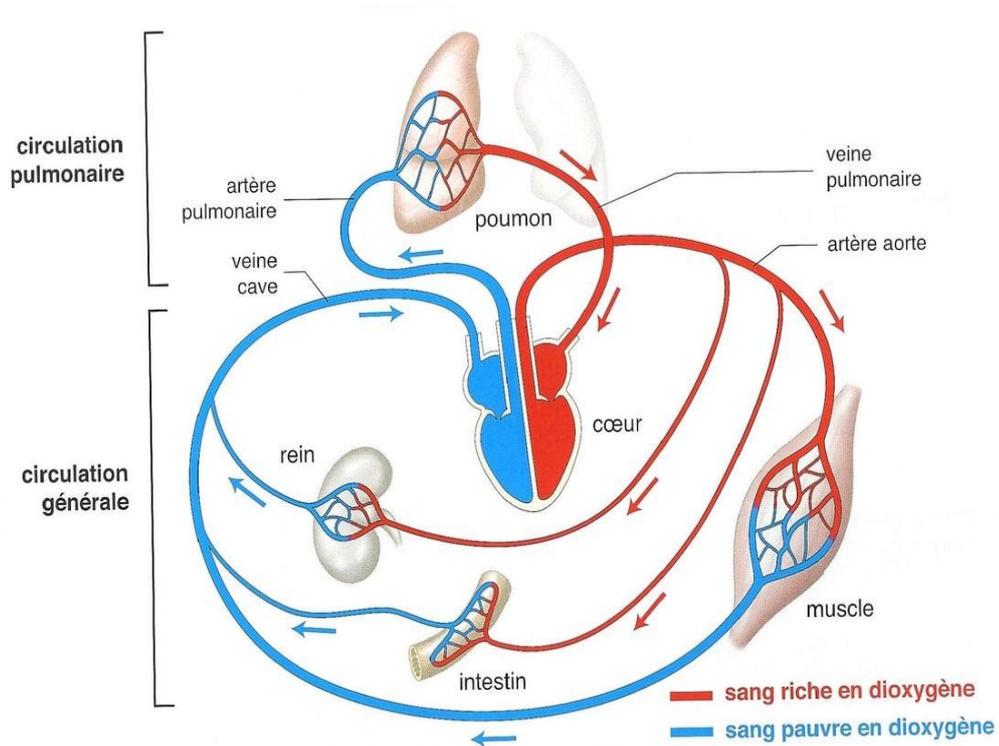


Figure 1 .3. La circulation sanguine [2].

1.3 La pression artérielle :

1.3.1. Définition :

La tension artérielle est la force avec laquelle le sang fait pression sur les parois artérielles. C'est un paramètre physiologique très important pour l'exploration fonctionnelle vasculaire qui permet la vascularisation à travers l'arbre vasculaire sanguine [5]. On distingue trois pressions :

- **La pression artérielle systolique (PAS)** : Elle Correspond à la contraction de ventricule gauche et l'éjection du sang dans l'aorte et puis dans le système vasculaire [5].
- **La pression artérielle diastolique (PAD)** : Elle Correspond à la phase de relâchement du ventricule gauche et le sang a déjà pris son chemin dans le système vasculaire. [5]
- **La pression artérielle moyenne (PAM)** : Elle représente la moyenne temporelle des pressions artérielles enregistrées pendant un cycle cardiaque quand seules PAS et PAD sont disponibles ; elle est donnée par l'équation (1).

$$PAM = \frac{1}{T} \int P a(t) dt \quad (1)$$

Ces trois pressions sont liées par l'équation (2).

$$PAM = PAD + k. [PAS - PAD] \quad (2)$$

Avec K est une constante.

Elles sont illustrées sur la figure 1.4.

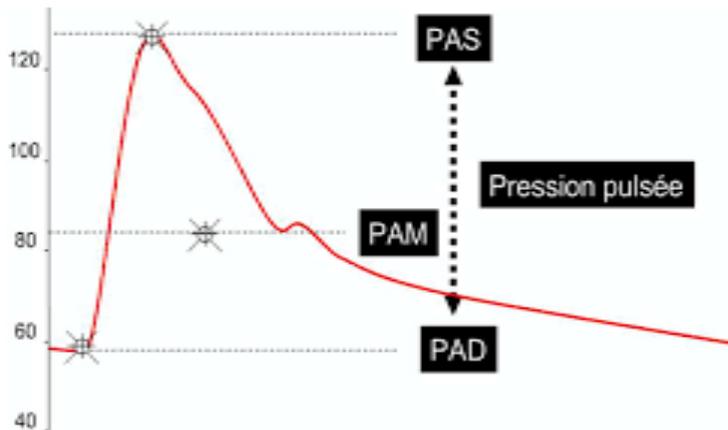


Figure 1.4. Courbe de la pression [6].

1.3.2. Méthodes de mesure de la pression artérielle :

Les techniques de mesure de la pression artérielle sont généralement divisées en deux catégories : directe et indirecte. Les méthodes directes sont des techniques invasives et très précises, tandis que les méthodes indirectes sont des techniques non invasives qui assurent le confort du patient.

1.3.2.1. La méthode directe [5] :

Dans ce type de techniques, la pression est mesurée « in vivo » en utilisant un capteur de pression couplé à un système vasculaire par un cathéter inséré au niveau d'un vaisseau sanguin. Deux approches sont utilisées pour la mesure de la pression d'une manière directe :

- **La mesure extravasculaire** : Dans cette approche, la pression est transmise à travers un espace hydraulique vers un capteur de pression. Par une insertion percutanée, on présente le cathéter dans l'espace artériel ou veineux ; la pression du sang et donc transmise via le cathéter et la zone d'échantillonnage puis vers le capteur de pression.
- **La mesure intravasculaire** : Une membrane est disposée à l'entrée du cathéter, sous l'effet de la pression du sang, la membrane change sa position. Cette déformation est détectée par un moyen optique ; généralement une fibre optique ; qui détecte le déphasage de la lumière traduisant la pression appliquée au capteur.

1.3.2.2. La méthode indirecte :

Elle s'intéresse à la mesure de la pression artérielle systolique, diastolique et moyenne. Elle comprend plusieurs sous-catégories dont l'auscultation, la palpation et l'oscillométrie.

- **La méthode auscultatoire** : Elle fait appel à un brassard, un manomètre et un stéthoscope qui sert à écouter les bruits de Korotkoff (Fig.1.5). Le principe de la mesure est le suivant :
 - ✚ On dispose le brassard dans une position déterminée autour du bras (à hauteur du point sinusal).
 - ✚ On gonfle le brassard jusqu'à une pression P supérieure à la PAS.
 - ✚ On dégonfle le brassard lentement et on écoute les bruits de Korotkoff à travers le stéthoscope. Tant que P est supérieure à la PAS, on n'écoute rien car le passage du sang est interrompu.
 - ✚ Quand P est égale à la pression PAS, on écoute le premier bruit qui correspond à la PAS.
 - ✚ Quand P est inférieur à la PAS, on écoute toujours des bruits. Le dernier bruit correspond à la PAD.

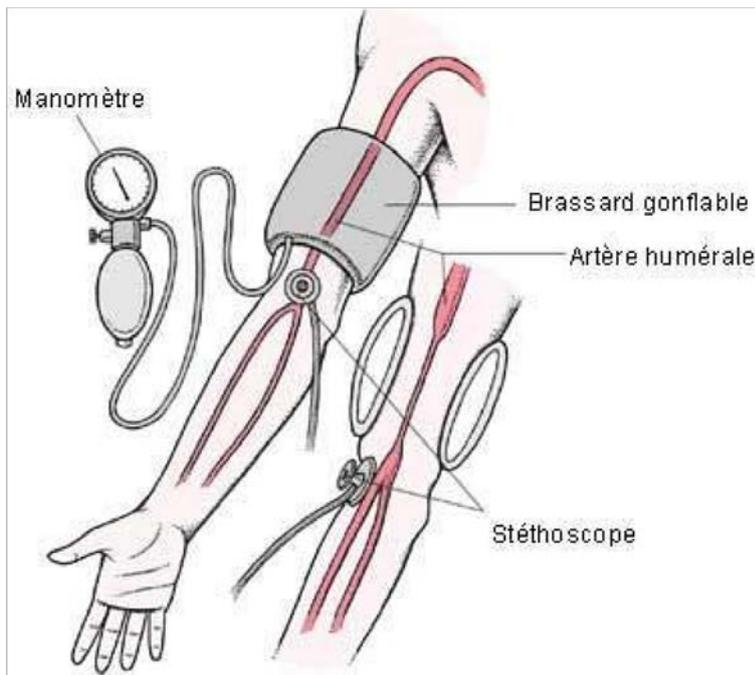


Figure 1.5. Mesure de la pression artérielle par la méthode auscultatoire.

- **La méthode palpatoire** : Appelée aussi méthode de RIVA ROCI, la mesure de la pression se fait en palpant le pouls cardiaque, en utilisant un brassard et un manomètre. Le principe de la mesure est le suivant :
 - ✚ On dispose le brassard dans une position déterminée autour du bras (à hauteur du point sinusal).
 - ✚ On gonfle le brassard jusqu'à une pression P supérieure à PAS.
 - ✚ On dégonfle le brassard lentement et on palpe le pouls cardiaque. A la sensation du premier pouls cardiaque on lit sur le manomètre la pression qui correspond à la PAS.
 - ✚ En continuant à dégonfler et en palpant le pouls cardiaque, on sent des pulsations irrégulières et quand elles deviennent régulières ; on lit la pression qui correspond à la PAD.
- **La méthode oscillométrique** : On utilise la pression du brassard et un capteur de pression. Le principe repose sur l'enregistrement du signal de la pression du brassard. Pendant le dégonflage, on remarque une forte transition de la pente ascendante de la courbe oscillométrique. Cette transition indique la PAS sur la courbe de pression. Dans la pente descendante, le dernier pic accentué indique la PAD (Fig.1.6).

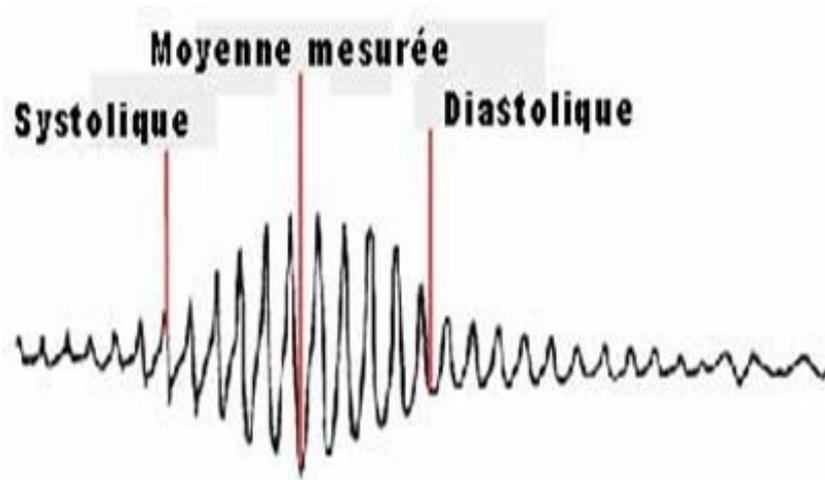


Figure 1 .6. Mesure de la pression par la méthode oscillométrique.

1.4 La photopléthysmographie :

1.4.1. La loi de Beer-Lambert :

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la loi de Beer-Lambert. Ce principe se repose sur les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. Elle est donnée par l'équation (3).

$$A = -\log(I/I_0) = \varepsilon \cdot C \cdot l \quad (3)$$

Avec

- I/I_0 est la transmittance (sans unité).
- A est l'absorbance ou densité optique à une longueur d'onde λ (sans unité).
- ε est le coefficient d'extinction molaire, exprimée en $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$.
- l est la longueur du trajet optique dans la solution traversée, elle correspond à l'épaisseur de la cuvette utilisée (en cm).
- C est la concentration molaire de la solution (en $mol. L^{-1}$)

En utilisant ce principe, et sachant que le coefficient d'extinction et l'épaisseur sont connus, la concentration d'une substance peut être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique.

1.4.2. Principe de la photopléthysmographie :

Le Photopléthysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques à des longueurs d'ondes spécifiques de façon non-invasive.

La morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang circulant dans un vaisseau sanguin.

La photopléthysmographie est une technique optique non invasive liée à une variation de volume, elle s'appuie sur la loi de Beer Lambert.

La méthode consiste à disposer l'index à l'intérieur d'un capteur contenant une source lumineuse qui consiste en une LED rouge et une autre infrarouge permettant l'émission de la lumière à travers le doigt sur lequel une vasodilatation est appliquée et un phototransistor permettant la détection de la lumière transmise.

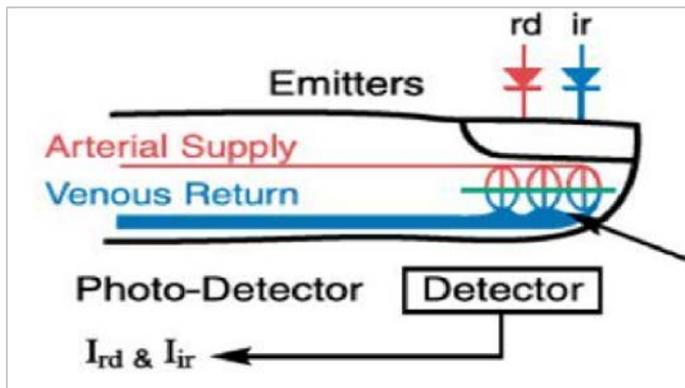


Figure 1.7. Principe de la photopléthysmographie.

Le circuit électrique se compose d'un capteur photoélectrique, qui est basé sur l'émission lumineuse de deux diodes émettant dans le rouge et l'infrarouge (respectivement de 660 nm et 940 nm). Le photodétecteur mesure l'intensité de la lumière transmise à travers les artérioles. L'absorption de la lumière rouge et infrarouge est variable selon qu'elle rencontre de l'oxyhémoglobine (HbO₂) ou de l'hémoglobine non oxygénée (l'hémoglobine réduite) (Fig.1.8).

 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.

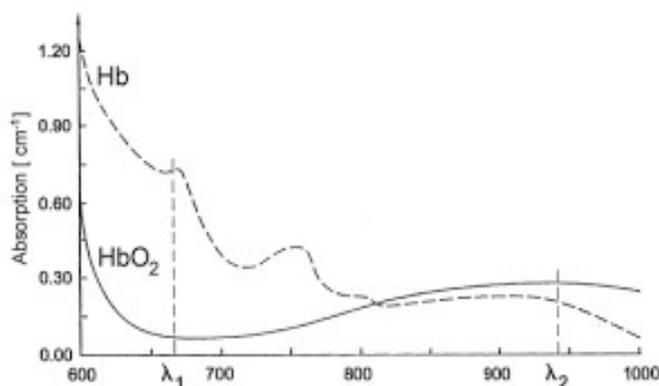


Figure 1. 8. Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO₂.

Le signal électrique est par la suite filtré et amplifié dans le but d'extraire les paramètres physiologiques.

1.4.3. Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PPG :

Le signal PPG est constitué de deux composantes, l'une est variable, correspondant aux fluctuations du volume sanguin engendré par les battements du myocarde, et l'autre est continue due au volume sanguin moyen dans tous les tissus. La fréquence fondamentale du signal PPG est directement liée au rythme cardiaque et est située au voisinage de 1Hz pour un sujet sain et au repos.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes. L'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la systole cardiaque. Ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs. L'intensité du signal décroît ensuite car le cœur, qui a terminé son cycle systolique, entre en diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement [12].

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG et correspond à l'encoche dicrote qui apparaît lorsque la valve aortique, qui empêche le reflux de sang, se referme (Fig.1.9). Le sang qui retourne vers le cœur rebondit sur les parois de la valve, générant ainsi une légère augmentation du volume sanguin [12].

Les mouvements peuvent modifier la force de contact entre le capteur et le site de mesure ; ces effets se traduisent par des parasites qui modifient l'allure, la forme et l'intensité de la partie pulsatile du signal PPG. Une force de contact trop importante entre la peau et le capteur amène à la disparition complète du signal PPG.

Le signal PPG fournit des indications sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants, notamment la pression sanguine artérielle, le débit cardiaque, la respiration ou encore l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins.

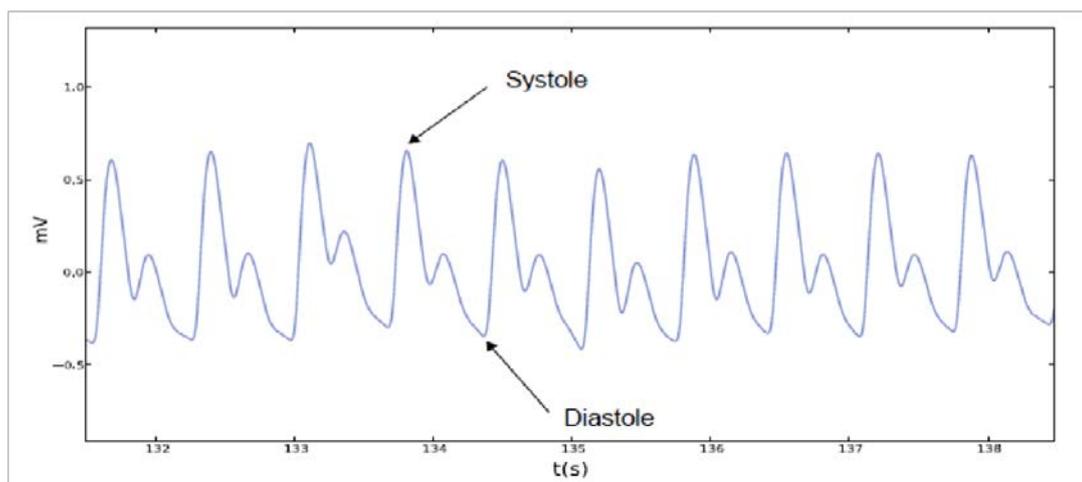


Figure 1.9. Le signal PPG.

1.5 Paramètres physiologiques :

Dans notre projet de fin d'études, nous souhaitons extraire certains paramètres physiologiques en utilisant le signal PPG. Ces paramètres sont : la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène, la pression artérielle, l'élasticité des artères et le taux d'hémoglobine.

1.5.1. La fréquence cardiaque :

La fréquence cardiaque (F_c) est le nombre de battement par minute. C'est une variable totalement individuelle et relative à l'intensité de l'effort. C'est un paramètre rapidement et facilement mesurable,

de manière non invasive par les médecins. Généralement, c'est le signal électrocardiogramme ECG qui est utilisé pour avoir la fréquence cardiaque. Elle est obtenue en mesurant l'écart temporel T entre deux ondes R successives.

$$Fc = \frac{60}{T} \quad (4)$$

La fréquence cardiaque peut être mesurée en utilisant l'équation précédente mais cette fois-ci le temps T est mesuré entre deux pics successifs du signal PPG (Fig.1.10).

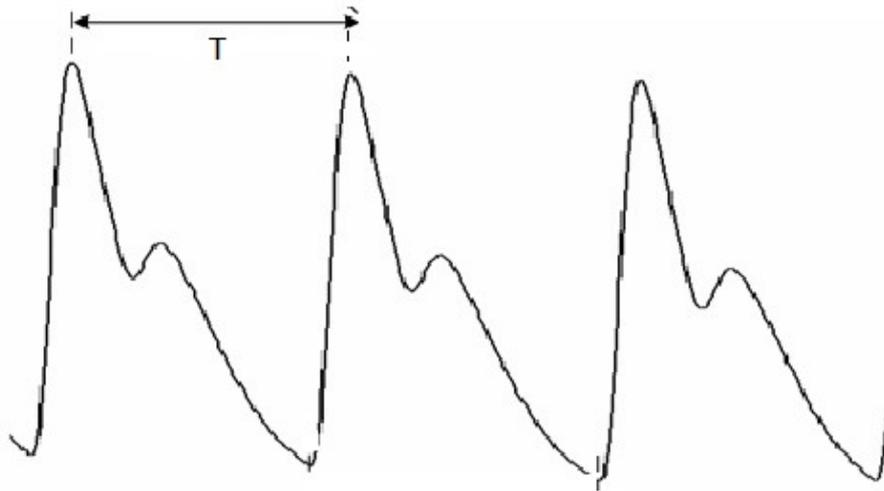


Figure 1.10. Calcul de la fréquence cardiaque.

1.5.2. La saturation en oxygène (SpO₂) :

La saturation pulsée en oxygène SPO₂ est une estimation de la quantité d'oxygène dans le sang, elle représente le pourcentage de l'hémoglobine oxygénée par rapport à sa quantité totale dans le sang.

Le fait que l'hémoglobine réduite l'Hb et l'oxyhémoglobine l'HbO₂ (Fig.1.8) absorbent la lumière différemment un système à deux longueurs d'onde est nécessaire pour les distinguer.

Le sang contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO₂), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine (HbMet) et la carboxyhémoglobine (HbCO). Ces deux derniers ne se présentent qu'à des concentrations faibles ; c'est pourquoi la saturation en oxygène est déduite qu'à partir des deux premiers types à savoir HbO₂ et Hb, ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle :

$$SaO2 \text{ fonctionnelle} = [HbO2 / (HbO2 + Hb)] \times 100\% \quad (5)$$

La mise au point d'oxymétries de laboratoire a rendu possible la mesure des quatre formes d'hémoglobine et a donc permis de déterminer le pourcentage de chacune de ces formes dans l'hémoglobine totale, et donc la saturation réelle :

$$SaO2 \text{ réelle} = [HbO2 / (HbO2 + Hb + HbCO + HbMet)] \times 100\% \quad (6)$$

La saturation en oxygène peut être mesurée par l'oxymètre de pouls [7]. L'oxymétrie de pouls mesure la composante alternative (CA) due à l'absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile

pour chacune des deux longueurs d'onde (rouge ou infrarouge) (Fig.1.11). Puis, il divise la valeur obtenue par la composante continue (CC) due à l'absorption de lumière par les tissus, y compris les sangs veineux et capillaire.

Pour obtenir un niveau d'absorption « relatif au pouls » qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente ; l'oxymétrie calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO₂ par une formule empirique :

$$R = \frac{(CA_{rouge}/CC_{rouge})}{(CA_{infrarouge}/CC_{infrarouge})} \quad (7)$$

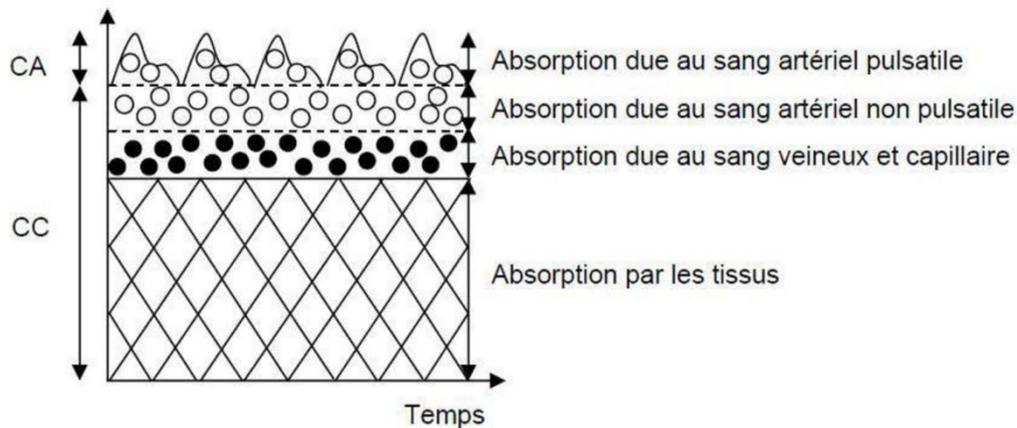


Figure 1.11. La lumière absorbée et la lumière transmise dans l'index.

Une courbe de calibrage est alors déterminée empiriquement avec les valeurs de la saturation (Fig.1.12). L'oxymétrie de pouls est utilisée pour calculer le taux d'oxygène dans le sang, selon la formule suivante :

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R \quad (8)$$

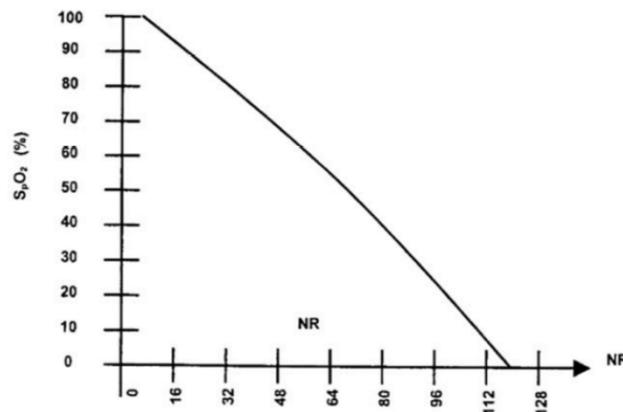


Figure 1.12. Courbe empirique pour la mesure de la saturation.

1.5.3. La pression artérielle :

Le signal PPG permet l'évaluation de la pression artérielle à travers le calcul du temps de transit de l'onde de pouls (PTT) qui se traduit par le temps nécessaire pour qu'une onde d'impulsion se déplace entre deux sites de mesure différents (lobe de l'oreille et Index) (Fig.1.13).

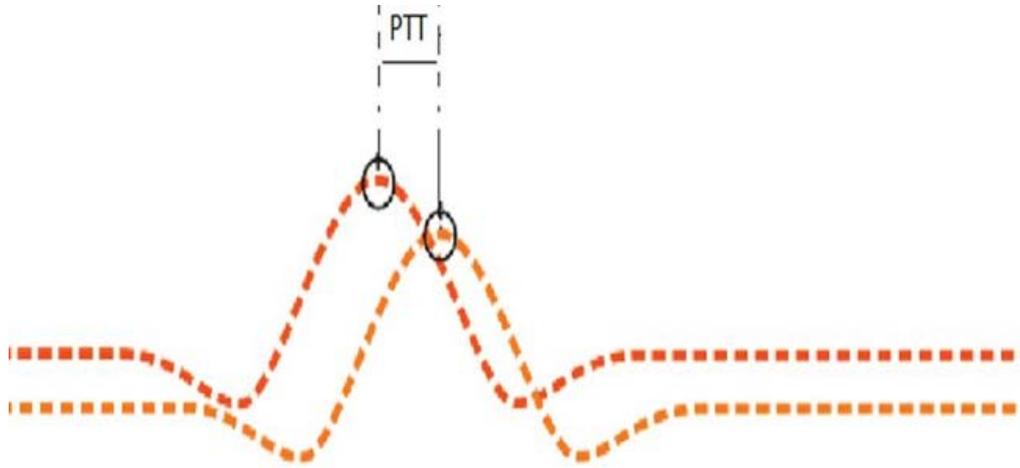


Figure 1.13. Le temps de transit PTT.

1.5.4. La rigidité artérielle :

La rigidité artérielle est définie comme la perte fonctionnelle de l'artère à se dilater sous l'action de la pression [10]. Ceci est causé par divers facteurs tels que le vieillissement (l'âge), le développement de la maladie athéromateuse causé par le diabète, l'hypertension et le tabac.

L'élasticité de la paroi vasculaire est liée directement à la vitesse de l'onde de pouls (PWV) qui décrit la vitesse avec laquelle l'impulsion artérielle se déplace d'un point à un autre.

1.5.5. Le taux d'hémoglobine :

L'hémoglobine est la molécule de protéine dans les globules rouges, il transporte l'oxygène des poumons vers les tissus du corps et renvoie le dioxyde de carbone des tissus vers les poumons. Son analyse et sa quantification par des tests sanguins peut être utile pour mieux comprendre l'état de santé de certains patients notamment ceux qui sont atteints de l'anémie or cela se fait d'une manière invasive et coûteuse. La valeur normale du taux d'hémoglobine est de 13.5 à 17.5 g/dl chez l'homme et de 12.5 à 15.5 g/dl chez la femme [11].

Notre projet s'intéresse à la mesure de la concentration d'hémoglobine dans le sang de manière non invasive en utilisant le signal PPG.

1.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté des notions générales sur l'anatomie du cœur et sa physiologie. Nous avons ensuite introduit les méthodes de mesure de la pression artérielle ainsi que le principe de l'oxymètre de pouls pour la mesure de la saturation en O_2 . On s'est intéressé particulièrement à présenter les lois physiques qui permettent de relier la propagation des différentes lumières (rouge, infrarouge) dans l'hémoglobine du sang. Nous avons ensuite décrit brièvement la notion de la rigidité artérielle et la méthode de son évaluation à travers le signal PPG qui constitue l'objectif principal de ce travail.

Ces notions sont très importantes pour la compréhension du chapitre suivant.

Chapitre 2 : étude et description du dispositif à réaliser

2.1 Introduction :

L'objectif principal de notre projet de fin d'études est la mesure des paramètres physiologiques à travers le signal Photopléthysmogramme PPG. Cela nécessite une bonne acquisition du signal.

Dans ce chapitre on s'intéresse à étudier les différentes parties permettant la détection du signal PPG à savoir la partie analogique qui contient un circuit d'émission et de réception de la lumière et le circuit de mise en forme du signal qui traduit les variations du volume de sang dans un lit capillaire en un signal électrique mesurable.

La partie numérique concerne l'acquisition et le traitement des données en vue d'extraire les grandeurs physiologiques ; elle est conçue autour de la carte multifonctions Arduino UNO.

2.2. Le schéma bloc général :

La photopléthysmographie est une technique optoélectronique dédiée à la mesure de la variation d'un volume. En effet, ce changement du volume sanguin est causé par une onde de pouls qui arrive au point de mesure à la suite d'une éjection vasculaire [13].

Le schéma bloc du circuit d'acquisition du signal PPG est illustré sur la figure 2.1. Le capteur est l'élément principal de ce circuit. Ce capteur est constitué de deux LEDs ; rouge et infrarouge ; et d'un phototransistor. Le schéma bloc contient aussi un circuit de mise en forme composé d'un étage de filtrage et d'un étage d'amplification. Ceci est dû à l'effet que le signal PPG est généralement de faible amplitude et il est souvent noyé dans un bruit. Le signal PPG filtré et amplifié subit ensuite un traitement numérique dans le but d'extraire des paramètres directement liés à la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin.

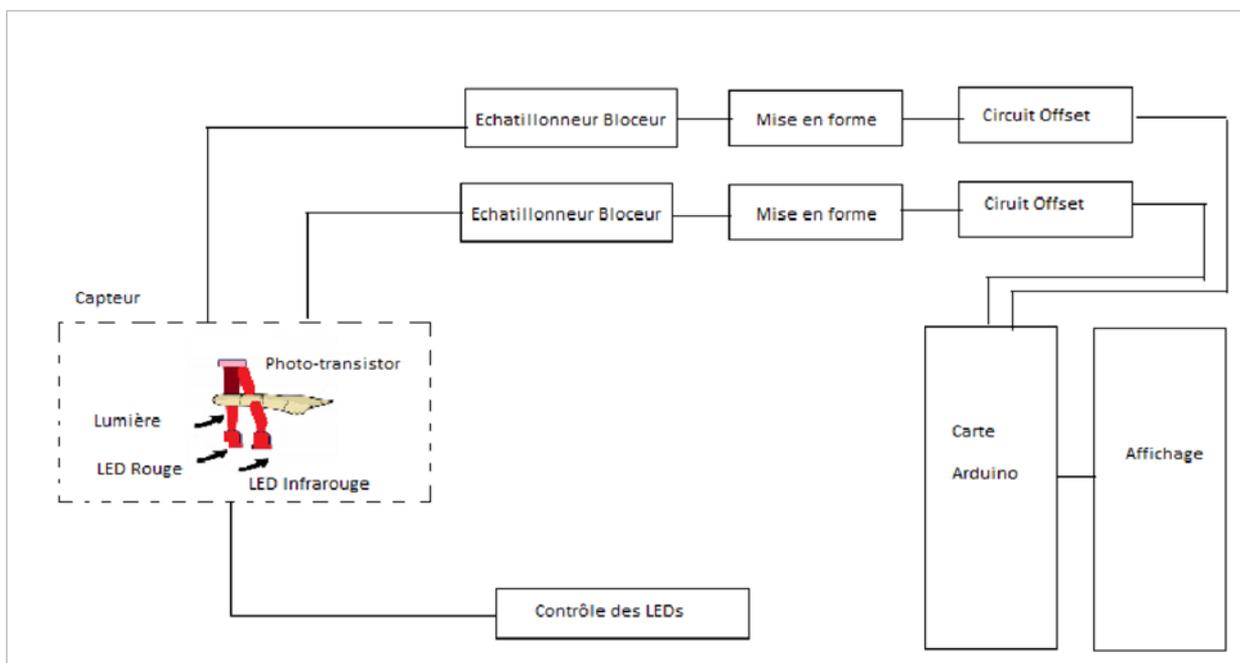


Figure 2 .1. Schéma bloc général.

2.3 Le capteur :

2.3.1 Les différents principes de fonctionnement :

Il existe deux types de principes de fonctionnement pour les capteurs de photopléthysmographie : la transmission et la réflexion de la lumière (Fig. 2.2).

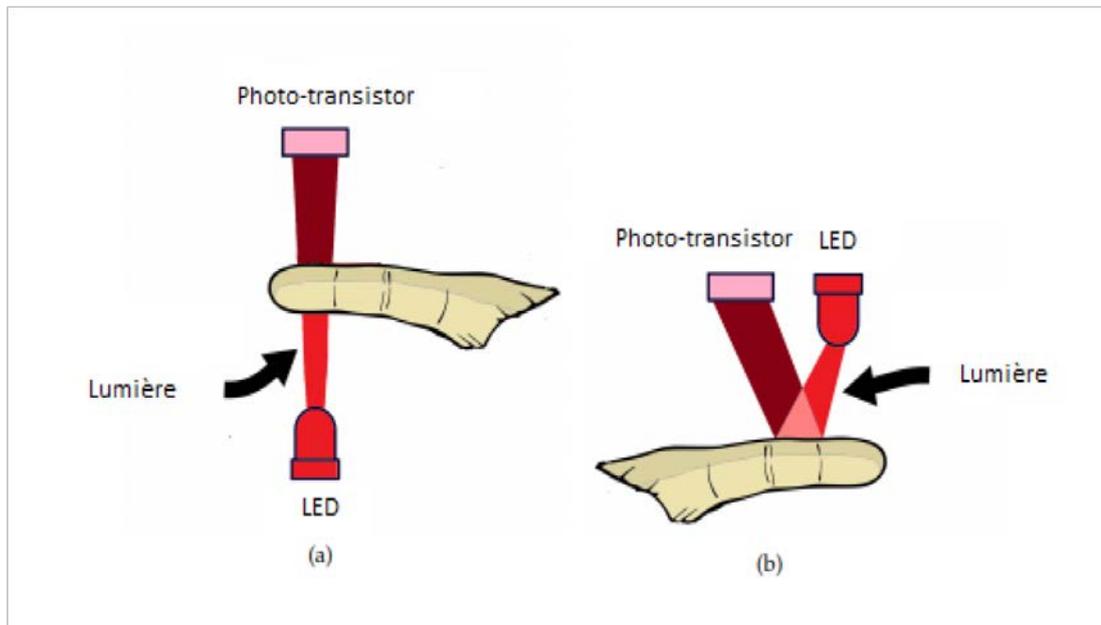


Figure 2.2. Principe de Fonctionnement : (a) transmission (b) réflexion.

Avec un capteur PPG en mode de transmission, la LED et le photodétecteur sont situés sur des côtés diamétralement opposés. La lumière émise par la LED traverse des substances absorbantes, telles que la peau, les os, les artères et le sang veineux, et est ensuite reçue par le phototransistor. Ce mode de PPG est limité aux endroits du corps où la lumière transmise peut être détectée, tels que le doigt, le lobe de l'oreille. La profusion de sang dans ces endroits est limitée, en particulier à basse température. Cependant, en mode de réflexion, la LED de transmission est située du même côté que le photodétecteur. La lumière de l'émetteur (la LED) est réfléchiée par le tissu et capturée par le détecteur (phototransistor). L'émetteur et le détecteur doivent être isolés optiquement afin que la lumière ne puisse pas passer de l'un à l'autre sans traverser le tissu. La quantité de lumière atteignant le photodétecteur dépend du volume et du débit sanguin cutané, ceux-ci influent fortement sur l'absorption et la diffusion du derme cutané. En plus de la pulsation synchrone cardiaque, le signal du détecteur comprend des variations synchrones respiratoires. Ce mode de PPG peut être utilisé à plusieurs endroits, mais il est plus susceptible aux artefacts de mouvement. De plus, l'efficacité de l'interaction de la lumière avec le sang artériel en mode de réflexion n'est pas claire. Puisque la morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang dans un vaisseau sanguin.

Un oxymètre en mode de réflexion mesure la saturation en oxygène dans les capillaires et non pas dans les artères.

Dans notre PFE, c'est le mode de transmission qui est choisi. Il est clair que ce mode de transmission PPG impose plus de restrictions que le mode de réflexion PPG aux emplacements du capteur.

2.3.2 Les différents types de capteur :

Les capteurs de la photo pléthysmographie existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. On y trouve :

- **Les pinces.**

Les pinces sont placées sur le doigt (Fig.2.3). Elles sont constituées d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer dans le tissu, et d'un photodétecteur pour détecter la lumière transmise. Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies.



Figure 2.3. La pince.

- **Sondes autocollantes**

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvue des deux diodes lumineuses (Fig.2.4). Ses avantages sont la stabilité et la fiabilité de mesure par rapport aux autres sondes.

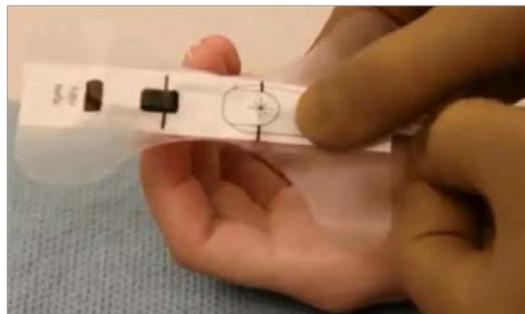


Figure 2.4. Sonde autocollante

- **Pinces à oreilles**

Ce type de capteur permet d'effectuer la mesure au niveau de l'oreille (Fig.2.5). Elles sont indiquées lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique. Son inconvénient est l'instabilité lors du mouvement de patient.



Figure 2.5. Une pince à oreille.

2.3.3 Le capteur réalisé :

Les principaux blocs électroniques d'un oxymètre de pouls sont le circuit de transmission LED et le circuit de réception. La configuration électronique d'un oxymètre de pouls typique présente deux LEDs fixées sur la partie supérieure de la sonde et un photodétecteur sur la partie inférieure. C'est la configuration adoptée dans notre PFE.

▪ Le circuit d'émission

L'émission de la lumière est réalisée par une diode électroluminescente. C'est une diode semi conductrice qui émet des rayonnements dans le domaine visible. Dans ce projet, on utilise la lumière rouge et infrarouge compte tenu de phénomène d'absorption de la lumière par l'hémoglobine.

Cette diode est placée en série avec une résistance qui assure sa protection par la réduction de l'intensité de courant. Elle est présentée par le symbole normalisé montré sur la figure 2.6.

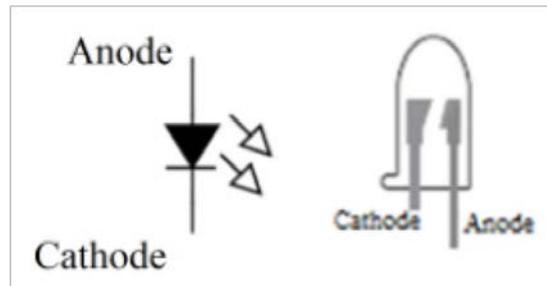


Figure 2.6. Symbole d'une diode électroluminescente.

Il est important de noter que la LED doit être placée en série avec une résistance R bien déterminé afin de limiter le courant et protéger la LED. Ce courant ne doit jamais dépasser une valeur maximale dit courant nominal spécifié par le fabricant de la LED.

Cette LED doit être polarisée à l'aide d'un circuit dit de polarisation (Fig.2.7.). Le circuit de polarisation de la LED est constitué essentiellement par un amplificateur opérationnel, une résistance R_1 et un transistor bipolaire.

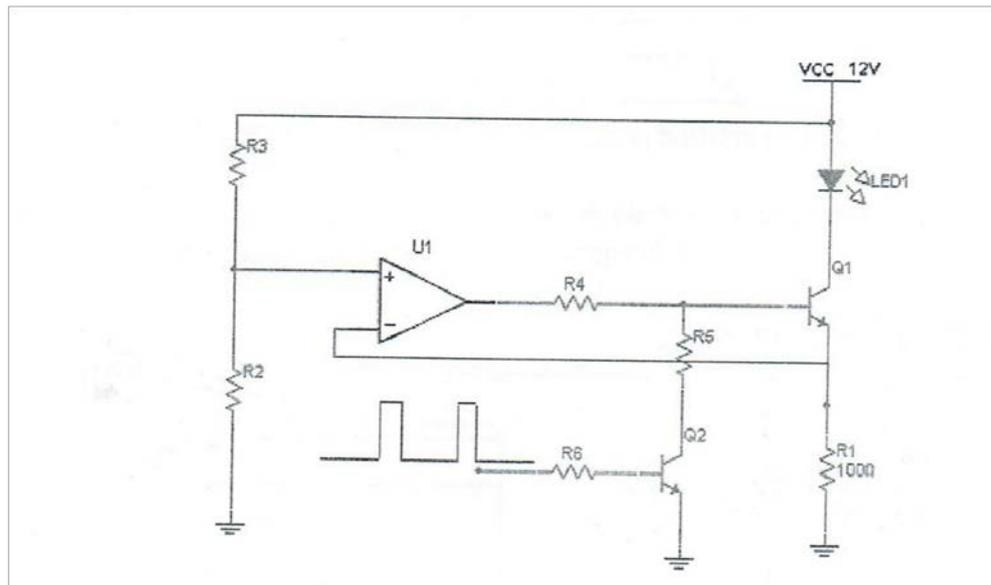


Figure 2.7. Circuit de polarisation de la LED [23].

Nous avons :

$$I_c = I_e + I_b \quad (9)$$

Avec I_c , I_e et I_b sont respectivement les courant du collecteur, l'émetteur et de la base. Supposant que le courant de la base est négligeable devant celui de l'émetteur ($I_e \gg I_b$). Nous avons donc :

$$I_c = I_e \quad (10)$$

L'intensité du courant traversant la LED est donc égale à :

$$I_{LED} = I_e = \frac{V_e}{R_1} \quad (11)$$

Dans notre projet, nous utilisons une LED infrarouge supportant une valeur nominale de $I_{LED_IR} = 20 \text{ mA}$. La valeur de la résistance R_1 est de 100Ω . Ce qui implique que la valeur de la tension V_e est :

$$V_e = R_1 \cdot I_{LED} \quad (12)$$

$$V_e = 2v$$

Donc, la LED infrarouge fonctionne normalement tant que la valeur de la tension ne dépasse pas le $2v$. Cette valeur est fixée en utilisant un diviseur de tension constitué des deux résistances R_2 et R_3 .

Dans le but de protéger la LED rouge, nous avons calculé les valeurs des deux résistances R_2 et R_3 afin d'avoir une tension V_e qui permet d'avoir un courant nominal

$$I_{LED_R} = 5 \text{ mA}.$$

Un oxymètre de pouls fonctionne en mode pulsé : lorsque la LED rouge est allumée, la LED infrarouge doit être éteinte et vice versa. Ce mode est obtenu dans notre conception en utilisant un transistor fonctionnant en commutation (le transistor Q2). C'est-à-dire un transistor qui joue le rôle

d'un interrupteur. Ce transistor est contrôlé par un circuit de pilotage de LEDs (Fig.2.8). Le rôle principal du circuit de pilotage est le contrôle de deux LEDs rouge et infrarouge. Ce contrôle se fait à travers deux monostables A et B. Un astable conçu à base d'un Timer NE555 contrôle les deux monostables.



Figure 2.8. Le circuit de pilotage de deux LEDs.

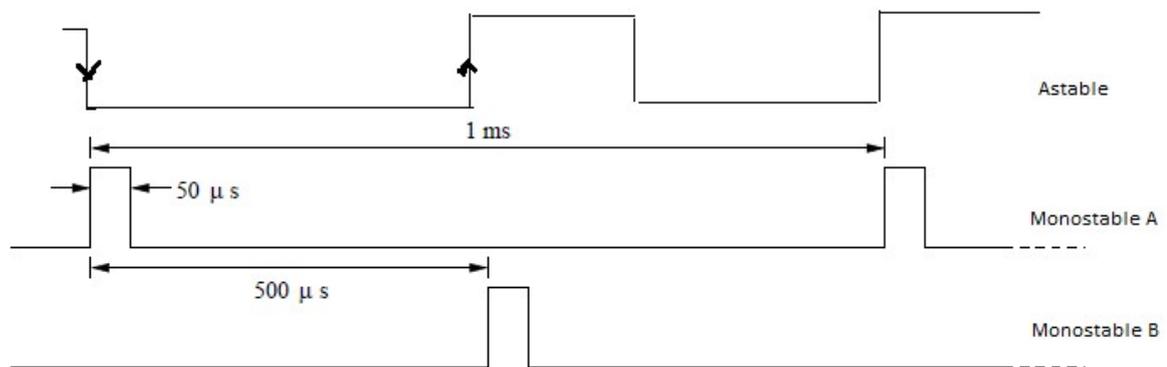


Figure 2.9. Diagramme temporel du circuit de pilotage.

La durée des différentes impulsions est de $50\mu s$ répétées avec une fréquence de répétition de 1 kHz .

En mode astable, le NE555 est branché selon la configuration donnée sur la figure 2.10.

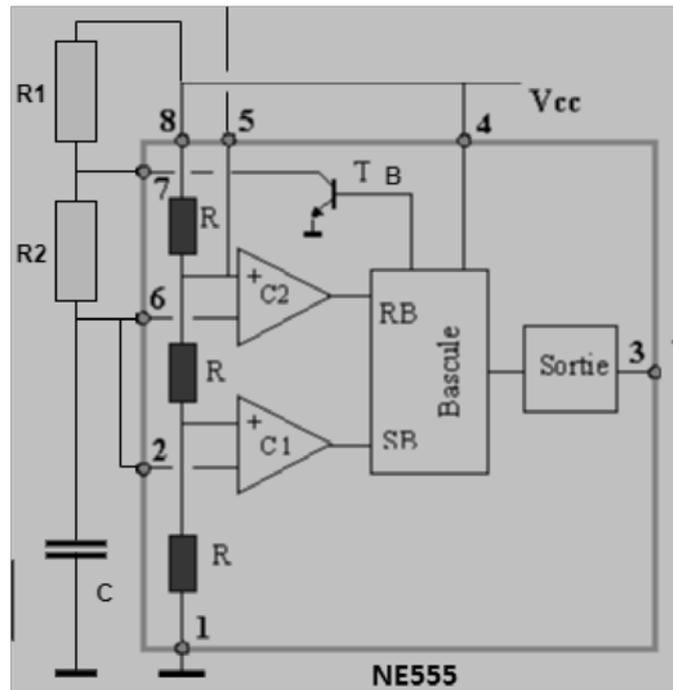


Figure 2.10. Montage astable du NE555.

Un condensateur C est chargé à travers deux résistances R1 et R2. Quand la tension aux bornes de C dépasse $\frac{V_{cc}}{3}$, le comparateur C1 bascule et positionne la borne SB de la bascule. Quand la tension aux bornes de C dépasse $\frac{2.V_{cc}}{3}$, le comparateur C2 bascule à son tour et provoque le passage de la sortie de la bascule RS à l'état bas et la saturation du transistor de décharge. Le condensateur C se décharge à travers l'espace collecteur-émetteur du transistor et la résistance R2. Quand la tension aux bornes de C atteint $\frac{V_{cc}}{3}$, le comparateur C1 bascule ce qui provoque le passage de la sortie de la bascule RS à l'état haut et le blocage du transistor de décharge. Le circuit va osciller entre ces deux états et forme un montage astable. L'impulsion générée par l'astable contrôle les deux monostables.

Le premier monostable « B » est contrôlé par le front montant de l'astable. Le deuxième monostable « A » est déclenché par le front descendant selon le digramme temporel de la figure 2.9.

▪ Le circuit de réception :

Le circuit de réception est constitué principalement d'un photodétecteur qui peut être une cellule photoélectrique, une photodiode, un phototransistor ou un capteur à circuit intégré. Son rôle principal est la transformation des radiations lumineuses en signaux électriques.

Le choix du photodétecteur dépend de leur conditionnement, performance, leur taille et leur coût. Dans notre PFE, nous avons utilisé un phototransistor « BPX43 » de type NPN issu de OSRAM Optosemiconductor (Fig.2.11.). Ce dernier est caractérisé par sa large bande de détection permettant ainsi de détecter la lumière rouge et infrarouge utilisées dans notre circuit d'émission.



Figure 2.11. Le phototransistor BPX43

Ce phototransistor a comme caractéristiques :

- Plage de température de fonctionnement et de stockage Haut; $T_{stg} -40 \dots 125 \text{ } ^\circ \text{C}$.
- Tension de collecteur-émetteur $V_{CE} 50 \text{ V}$.
- Courant du collecteur $I_C 50 \text{ mA}$.
- Tension émetteur-base $V_{EB} 7 \text{ V}$.
- Gamme spectrale de sensibilité (Longueur d'onde maximale minimale) $450 \rightarrow 1100 \text{ nm}$.
- Polarité NPN.
- Nombre de Pins 3.
- Courant lumineux maximum $15000 \mu\text{A}$.
- Spectre détectés Lumière infrarouge et visible.

Le phototransistor est polarisé directement avec une source de tension V_{cc} et est relié en série avec une résistance R pour éviter sa saturation.

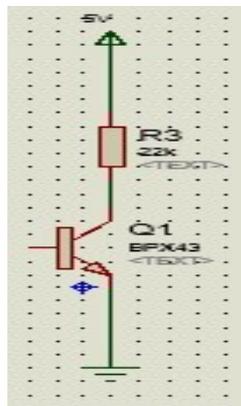


Figure 2.12. La polarisation du phototransistor.

2.4. L'échantillonneur bloqueur :

La fonction principale d'un circuit échantillonneur-bloqueur (S/H) est de prélever des échantillons de son signal d'entrée et de les maintenir en sortie pendant un certain temps. Le circuit échantillonneur-bloqueur est utilisé pour échantillonner un signal analogique pendant un court intervalle de temps dans la plage de 1 à $10 \mu\text{S}$ et pour conserver sa dernière valeur échantillonnée jusqu'à ce que le signal d'entrée soit à nouveau échantillonné. La période de conservation peut aller de quelques millisecondes à plusieurs secondes.

Le terminal de commande se présente sous la forme d'une impulsion logique. Il contrôle s'il faut échantillonner le signal d'entrée ou conserver la dernière valeur échantillonnée du signal d'entrée. Lorsque le pouls est élevé, le signal est échantillonné et lorsque le pouls est faible, la valeur du signal

est maintenue. Ainsi, le circuit a deux modes de fonctionnement en fonction du niveau logique du signal de commande S / H.

À la réception de l'impulsion de commande d'entrée, le circuit échantillonne l'entrée et la sortie suit l'entrée, c'est-à-dire que la sortie suit l'entrée appelée mode de fonctionnement TRACK. Une fois l'impulsion de commande supprimée, le circuit maintient la sortie à une valeur que le signal d'entrée avait à un instant de désactivation de l'impulsion ; qui s'appelle le mode HOLD.

Dans ce PFE, nous utilisons deux échantillonneurs-bloqueurs : un pour la voie rouge et l'autre pour la voie infrarouge. Les impulsions de commande de ces deux échantillonneurs- bloqueurs sont générées par les deux monostables A et B.

2.5. Le circuit de mise en forme :

La partie mise en forme du signal est constituée essentiellement d'un étage de filtrage et d'un étage d'amplification, compte tenu que le signal PPG est généralement de faible amplitude et il est souvent noyé dans le bruit.

2.5.1. Etage de filtrage :

L'étage de filtrage dans notre réalisation est constitué principalement d'un filtre passe haut passif et d'un filtre passe bas actif formant ainsi un filtre passe bande qui permet de délimiter la bande fréquentielle de notre signal PPG qui s'étend de 1.54 Hz à 3.38 Hz dans le but d'éliminer tous types de bruits qui peuvent perturber notre mesure tels que le bruit de raison électrique, les mouvements du patient ou encore la lumière ambiante.

- **Filtre passe haut :**

Le filtre passe haut est utilisé pour supprimer les ondulations de la ligne de base sur le signal Photopléthysmogramme et la composante continue qui est ajoutée par la lumière ambiante. Afin de filtrer cette composante de fréquence presque nulle, on utilise un condensateur C en série avec une résistance R (Fig.2.13). Les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure de 1.54Hz.

$$\text{Avec : } F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (13)$$

Ce filtre est appliqué ensuite à la sortie du circuit de réception.

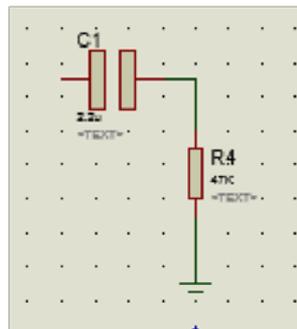


Figure 2.13. Filtre passe haut.

▪ **Filtre passe bas :**

Ce filtre est utilisé pour éliminer les bruits provenant du secteur d'alimentation. La fréquence de coupure de ce filtre est de 3.38 Hz ce qui rapproche à la fréquence de notre signal (Fig.2.14). Il s'agit aussi d'un filtre actif.

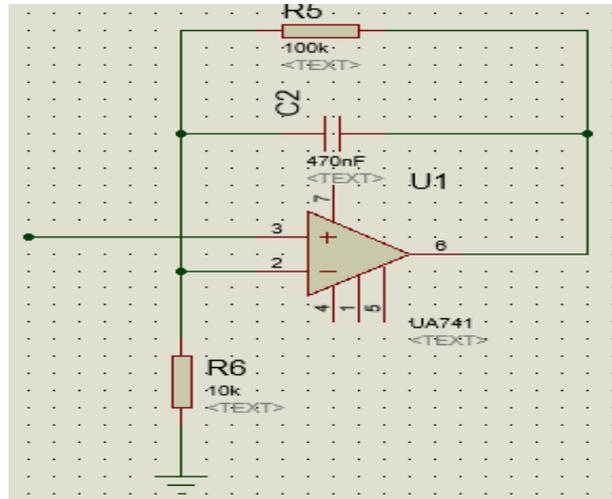


Figure 2.14. Filtre passe bas.

2.5.2. Etage d'amplification :

Compte tenu que le signal détecté par le phototransistor est de très faible amplitude ; de l'ordre de quelques mV ; une amplification est nécessaire. Souvent un amplificateur à base d'amplificateur opérationnel est utilisé.

Dans cette réalisation nous avons utilisé un amplificateur opérationnel non inverseur de type μ A741 (Fig.2.15).

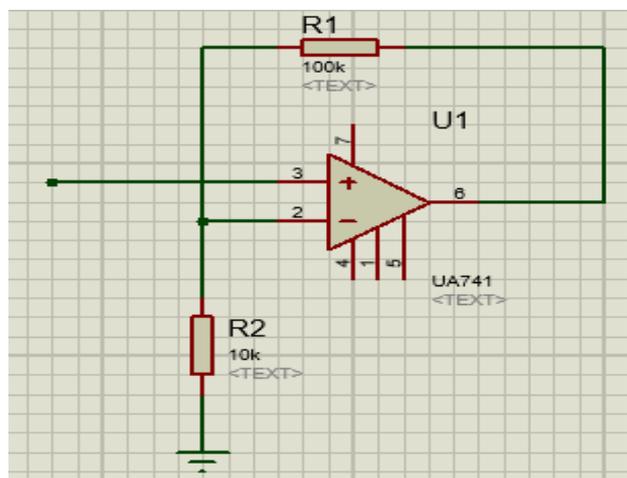


Figure 2.15. Le circuit d'amplification.

Le gain de ce circuit est donné par la formule suivante :

$$G = \frac{R5}{R6} + 1 \tag{14}$$

Les résistances sont fixées de telle sorte que le gain est égal à 11.

2.6. Conversion analogique numérique :

Les signaux provenant de la partie analogique vont être digitalisés après l'acquisition. Cette acquisition est réalisée à travers la carte de développement « Arduino » (Fig.2.16.).

Arduino (2005) est un projet créé par une équipe de développeurs Italiennes, composée de six individus :

Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti. Cette équipe a créé le "système Arduino". C'est un outil qui va permettre aux débutants, amateurs ou professionnels de créer des systèmes électroniques plus ou moins complexes.

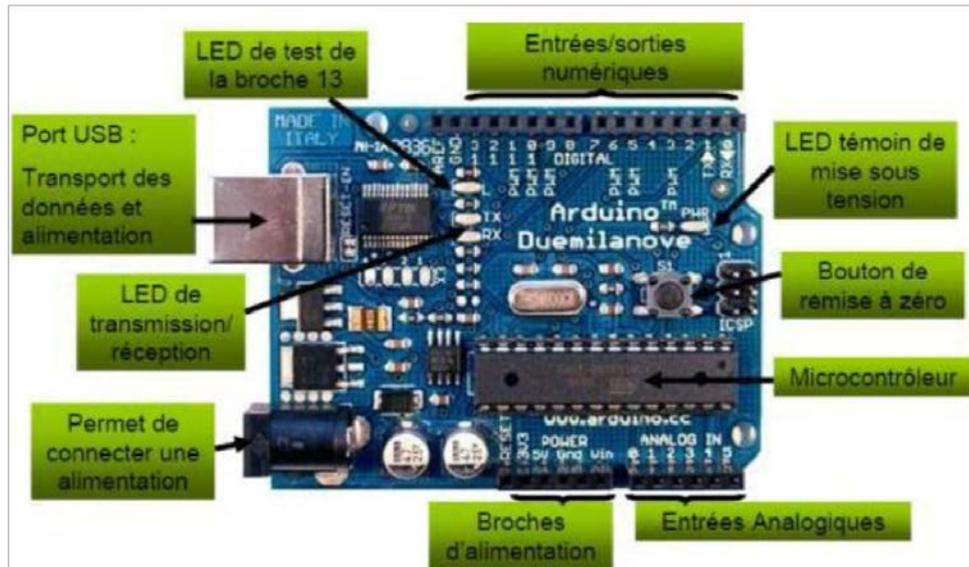


Figure 2.16. La carte de développement Arduino.

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique [15].

- **L'alimentation.**

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5V) ; lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5V mais il doit être alimenté entre 6 et 20V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur) [16].

- **Microcontrôleur.**

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable appelé microcontrôleur, le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes [16].

▪ **Les entrées/ sorties.**

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme [16].

La carte Arduino se caractérise par [30] :

- ✚ Microcontrôleur : ATmega328.
- ✚ Tension d'alimentation interne = 5V.
- ✚ Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- ✚ Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- ✚ Entrées analogiques = 6.
- ✚ Courant max par broches E/S = 40 mA.
- ✚ Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- ✚ Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le boot loader.
- ✚ Mémoire SRAM 2 KB.
- ✚ Mémoire EEPROM 1 KB.
- ✚ Fréquence horloge = 16 MHz.
- ✚ Dimensions = 68.6mm x 53.3mm.

2.7. Conclusion

A travers ce chapitre une description des différents blocs utilisés pour réaliser un dispositif de mesure de signal photopléthysmographique a été faite.

L'étude a été faite sur les différents circuits à partir du capteur réalisé, le circuit de mise en forme du signal détecté qui est constitué essentiellement d'un étage de filtrage à savoir le filtre passe haut et passe bas ainsi qu'un étage d'amplification et finalement l'acquisition du signal en utilisant la carte Arduino.

Chapitre 3 : Réalisation pratique et interprétation des résultats

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre, on s'intéresse à la réalisation pratique du système décrit en deuxième chapitre, ainsi que l'extraction des paramètres physiologiques.

Les tests et les mesures qui ont été faits se résument principalement en deux parties : une partie qui s'intéresse à la mesure des signaux aux différents points de tests prévus sur la carte de détection et de mise en forme des signaux qui seront visualisés sur le PC et une partie qui s'intéresse au traitement numérique des signaux acquis dans le but d'extraire les paramètres physiologiques décrit en premier chapitre.

3.2 La réalisation du capteur :

Le capteur joue le rôle principal dans notre conception compte tenu que la performance et les résultats de tout le système en dépendent ; il se compose de deux parties, l'une émettrice contenant une LED rouge et une LED infrarouge et l'autre réceptrice contenant un phototransistor BPX43. Le positionnement du capteur est très important pour avoir de bons résultats c'est pourquoi les LEDs doivent être en face du phototransistor.

Pour connecter le capteur avec la carte, nous avons utilisé un câble série DB9 ; la connexion de ce dernier avec les LEDs et le phototransistor est la suivante :

Phototransistor :

- Emetteur : Pin 7.
- Collecteur : Pin 8.

LED rouge :

- Anode : Pin 3.
- Cathode : Pin 5.

LED infrarouge :

- Anode : Pin 2.
- Cathode : Pin 6.

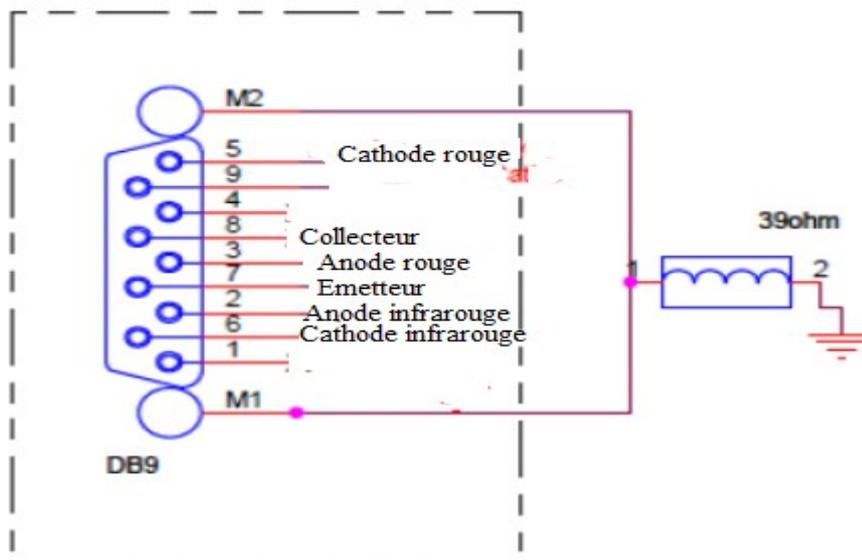


Figure 3.1. La connexion du capteur au DB9.

3.3. Circuit de pilotage des LEDs :

Le circuit est constitué principalement d'un astable et de deux monostables comme illustré sur la figure ci-dessous.

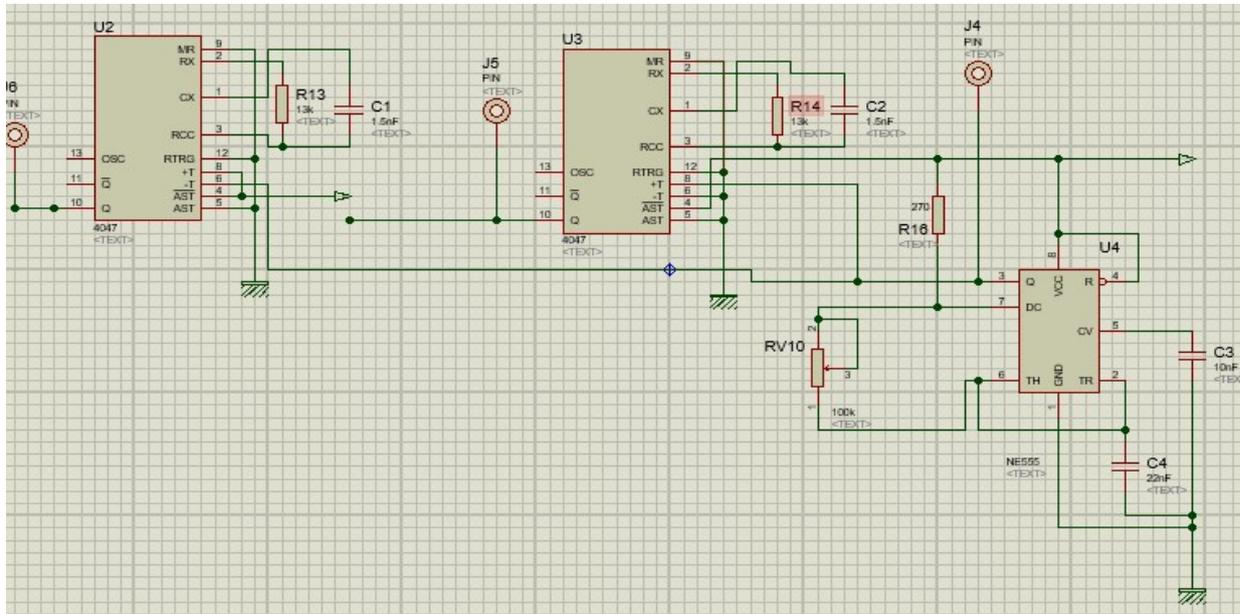


Figure 3.2. Circuit de pilotage des deux LEDs.

Le Timer NE555 génère un signal carré dont sa fréquence est fixée par les résistances R_{16} , RV_{10} et le condensateur C_4 . La période T de ce signal est donnée par

$$T = 0.693 * (R_{16} + 2. RV_{10}) * C_4 \quad (15)$$

Nous avons choisi une fréquence de 1 kHz , ce qui correspond à une période de 1 ms . Afin d'avoir cette période, nous avons choisi les valeurs de résistances et de capacité suivantes : $C_4 = 22\text{ nF}$; $RV_{10} = 30\text{ K}\Omega$ et $R_{16} = 270\text{ }\Omega$.

En réalité, la résistance RV_{10} est un potentiomètre de $100\text{ K}\Omega$ réglé à une valeur de $30\text{ K}\Omega$ en raison de la non-disponibilité de cette dernière dans le magasin de laboratoire.

La durée T_1 de l'état haut et celle de l'état bas T_2 sont données respectivement par les expressions suivantes

$$T_1 = 0.693. (R_{16} + RV_{10}).C_4 \quad (16)$$

$$T_2 = 0.693.RV_{10}.C_4 \quad (17)$$

L'amplitude du signal est de 12V correspondant à la tension d'alimentation.

La sortie du circuit astable est montrée sur la figure 3.3. Le signal de sortie de l'astable commande les deux monostables : un par son front montant et l'autre par son front descendant. Dans notre PFE, nous

avons utilisé deux monostables 4047. Les sorties de ces deux monostables sont mesurées aux points de tests 5 et 6. Elles sont montrées sur la figure 3.4.

Les durées des impulsions de deux monostables sont données par les formules suivantes :

$$T_m = 2.48.R_{13}.C_1 \quad (18)$$

$$T_m = 2.48.R_{14}.C_2 \quad (19)$$

La durée des impulsions dérivant des deux monostables est $50 \mu\text{s}$. Cette dernière est déterminée en fixant les valeurs des résistances R_{13} et R_{14} à $13 \text{ K}\Omega$ et les valeurs des capacités C_1 et C_2 à 1.5 nF .

Ces signaux vont être ensuite utilisés pour commander les échantillonneurs bloqueurs.

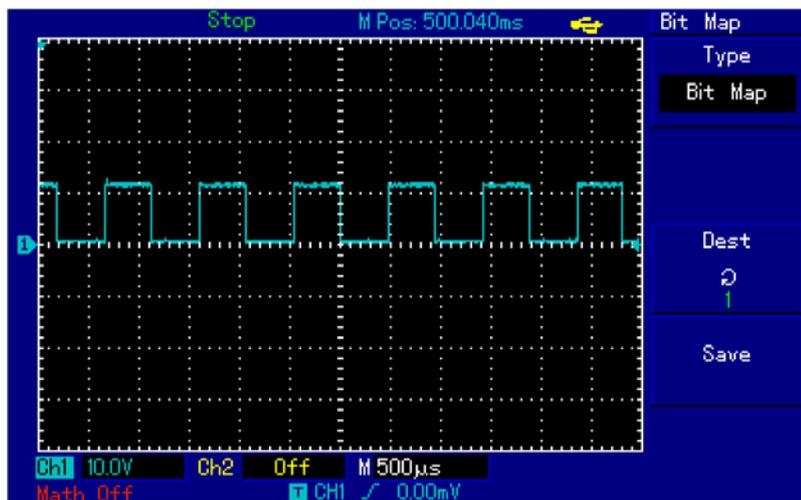


Figure 3.3. La sortie de l'astable.

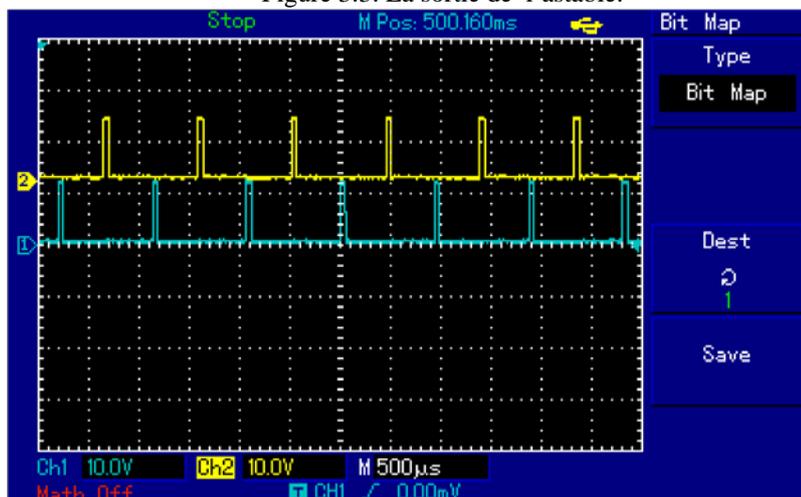


Figure 3.4. Sorties des deux monostables.

3.4 La réalisation de l'échantillonneur- bloqueur :

L'échantillonneur bloqueur est nécessaire pour assurer la reconstruction de signal PPG dans chaque voie rouge et infrarouge par la capture d'un échantillon et le maintenir jusqu'au deuxième échantillon par une capacité de maintien.

Dans notre conception nous avons utilisé deux échantillonneurs bloqueurs de type LF398 (Fig.3.5.).

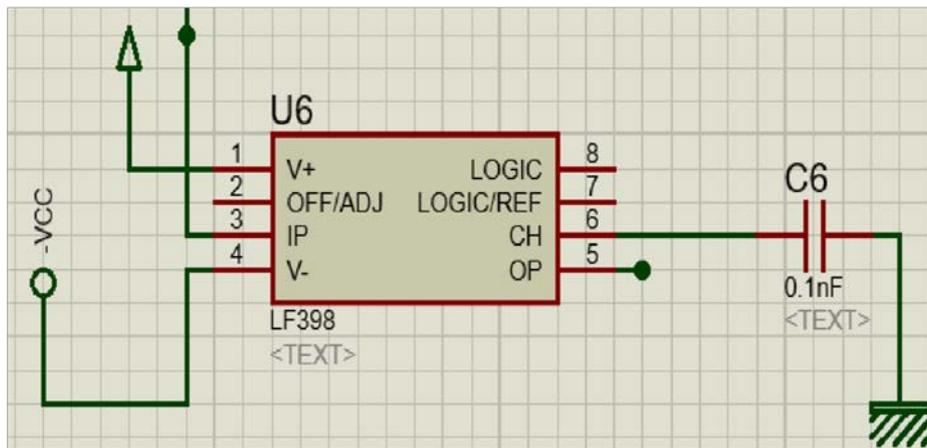


Figure 3.5. Schéma électrique de l'échantillonneur bloqueur.

La description interne de ce circuit est donnée sur la figure 3.6.

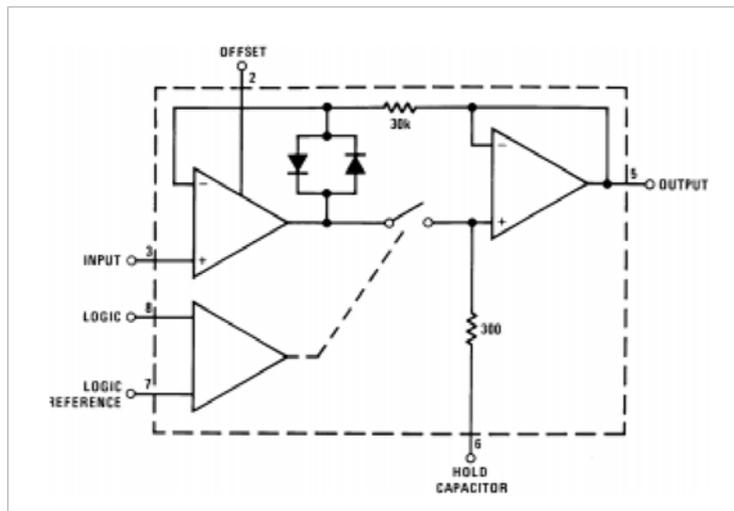


Figure 3.6. Architecture interne de l'échantillonneur bloqueur LF398.

Nous constatons que la résistance interne est de 300Ω . Cette valeur est donnée par le constructeur. Le choix de la capacité de maintien joue un rôle important puisqu'il permet de fixer le temps d'acquisition et d'ouverture de l'échantillonneur bloqueur. Selon le diagramme temporel de la figure 3.7, la capacité doit être chargée en moins de $50\mu s$ et déchargée en plus de $500\mu s$. Afin de fixer ces durées temporelles, nous avons choisi une capacité de maintien égale à $0.1\mu F$. Cette valeur est fixée en utilisant la fiche technique de l'échantillonneur-bloqueur LF398 (Fig.3.7).

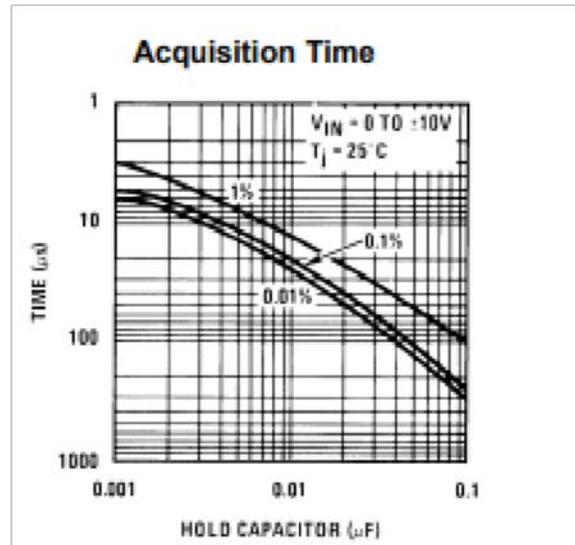


Figure 3.7. Choix du condensateur de de maintien.

3.5. Le circuit de mise en forme :

Le circuit de mise en forme des signaux PPGs est alimenté par +12V et -12V. Dans cette section, les signaux à la sortie de chacun des étages sont présentés.

- **Le filtre passe-haut :**

La figure 3.8 montre les signaux PPGs rouge et infrarouge en mode pulsé recueillis à la sortie de filtre passe haut passif au point de test 13. L’affichage sur l’oscilloscope numérique est fait en couplage DC; les signaux obtenus sont de faible amplitude est noyé dans du bruit qui est dû à l’interférence de réseau électrique. La fréquence de coupure de ce filtre est de 1.54 Hz déterminée en fixant $R_{18} = 47 \text{ K}\Omega$ et $C_8 = 2.2 \mu\text{F}$.

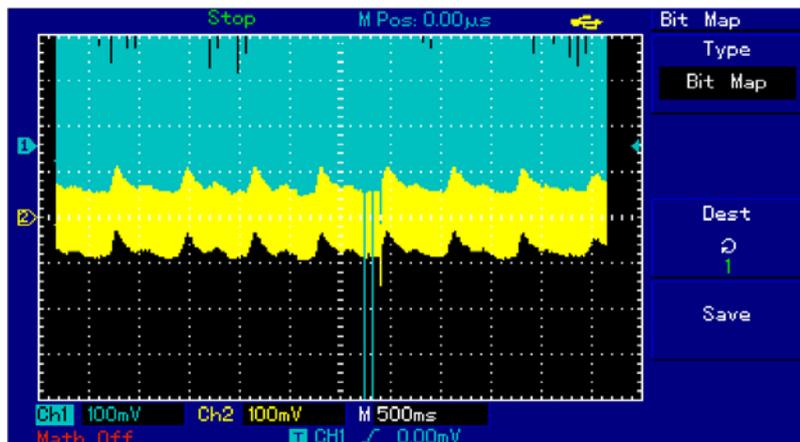


Figure 3.8. Signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre passe haut.

▪ **Filtre passe bas actif :**

Les signaux délivrés par le capteur sont de faible amplitude et sont bruités, c'est pour cette raison qu'un filtre passe bas actif est utilisé avec une fréquence de coupure de 3.38Hz déterminé en fixant les valeurs de $R_{19}= 100\text{ K}\Omega$ et $C_9= 470\text{ nF}$. Ce dernier permet d'atténuer les bruits et d'amplifier les signaux. La figure ci-dessous représente les signaux prélevés au point de test 14 à la sortie du filtre passe bas actif.

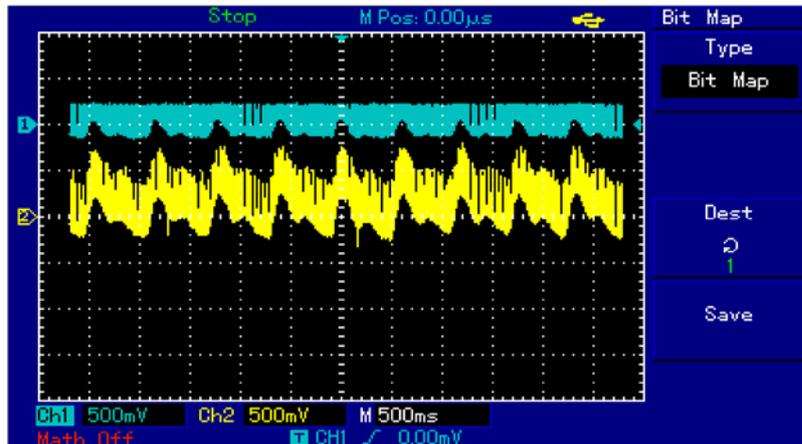


Figure 3.9. Signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre passe bas actif (couplage DC).

▪ **Filtre passe bas passif.**

La sortie de chaque échantillonneur- bloqueur est filtré avec un filtre passe bas de 0.5 Hz pour extraire la composante DC du signal PPG. Nous avons réglé l'intensité des deux LEDs pour obtenir la même composante continue DC pour les deux signaux rouge et infrarouge. Par conséquent, elle peut être éliminée de la formule du calcul de la saturation en oxygène.

La figure 3.10 montre les deux signaux PPGs rouge et infrarouge à la sortie du circuit de mise en forme. Les signaux sont de morphologie comparable est d'amplitude différente ; Ces derniers seront ensuite exploités pour la mesure de la saturation en oxygène SPO_2 .

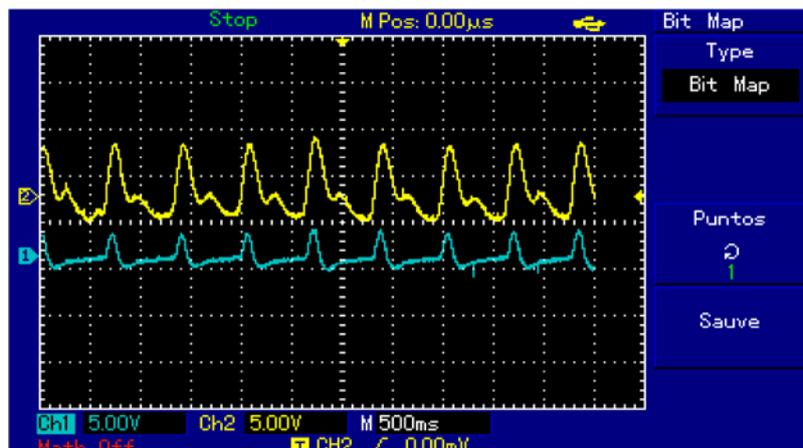


Figure 3.10. Signaux rouge et infrarouge à la sortie finale du circuit.

3.6 Le calibrage du capteur :

Le calibrage de notre capteur est fait en deux parties. Dans la première partie, nous avons ajusté l'intensité de deux LEDs pour avoir la même composante continue. Dans la deuxième partie, nous avons réglé les amplitudes des deux signaux rouge et infrarouge de telle sorte que l'amplitude du signal infrarouge soit le double du signal rouge. La valeur de la saturation en oxygène chez une personne en bonne santé est comprise entre 95% et 98%. Pour ce pourcentage le rapport R des amplitudes du signal rouge et infrarouge doit être égale à $0.48 \sim 0.6$.

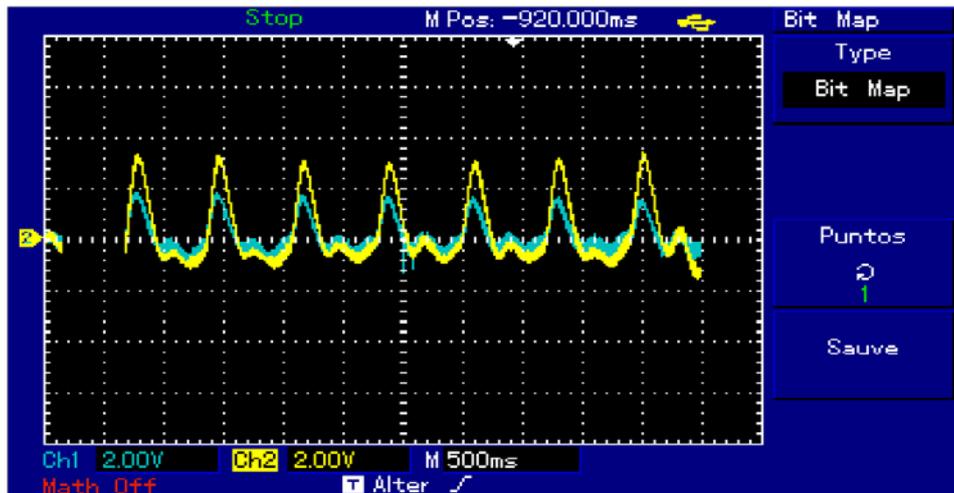


Figure 3.11. Calibrage du capteur.

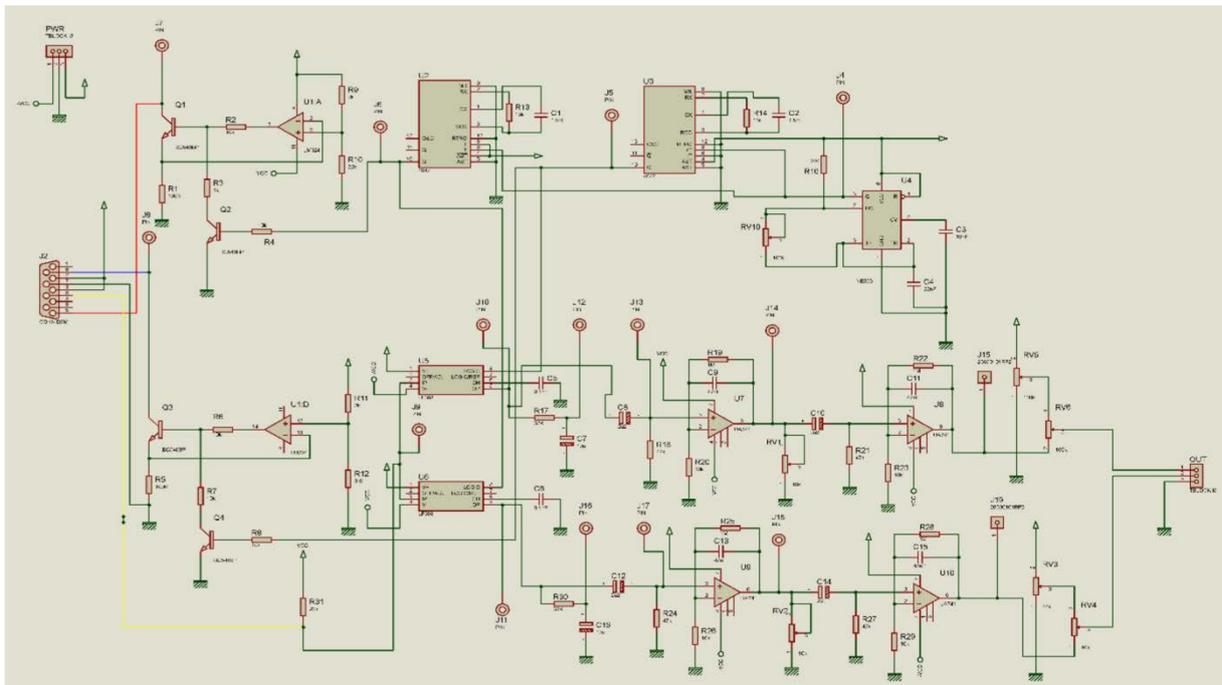


Figure 3.12. Schéma électrique du circuit réalisé.

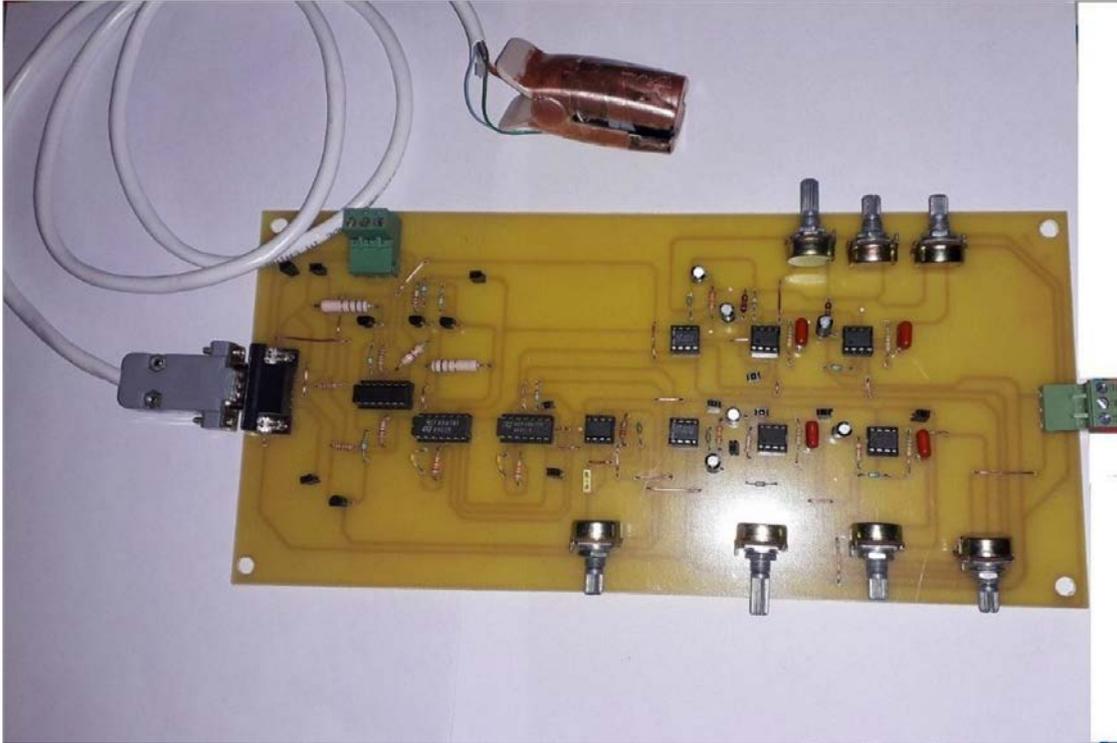


Figure 3.13. Le circuit réalisé (SPO2).

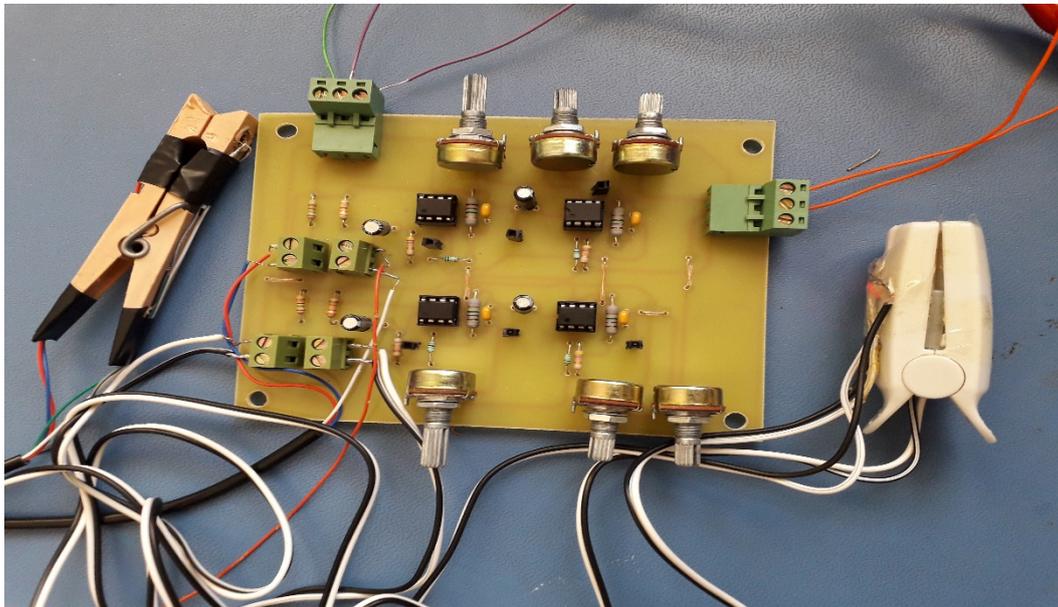


Figure 3.14. Le circuit réalisé (PTT).

3.7 Extraction des paramètres physiologique :

3.7.1. La mesure de la pression artérielle.

- **Le principe de la mesure :**

La mesure de la pression artérielle nécessite la mesure du temps de transit (PTT) de l'onde de pouls. Le PTT représente l'écart temporel entre les pics du signal PPG mesuré dans le premier site et les pics du signal PPG acquis du deuxième site.

Dans ce projet nous avons fait la mesure entre l'index et le lobe de l'oreille. Nous avons utilisé le circuit décrit précédemment pour faire l'acquisition de ces signaux. Le sujet doit être assis et au repos. La figure 3.15 illustre un exemple montrant l'acquisition des deux signaux.

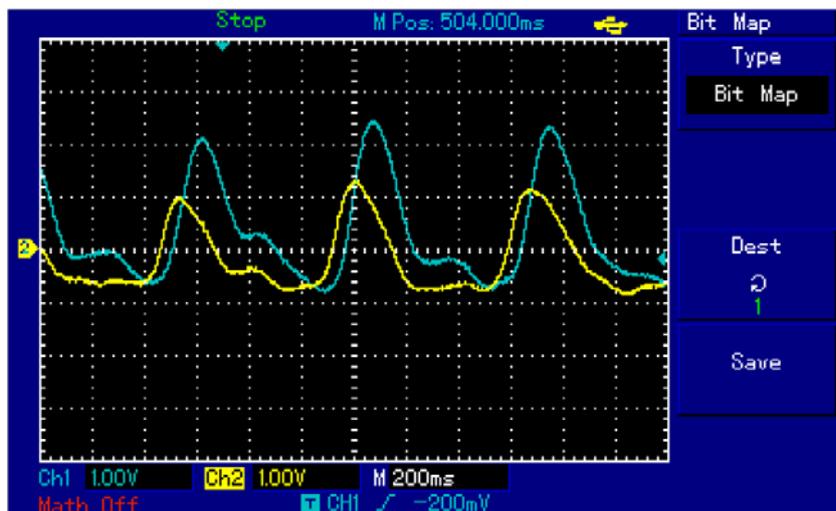


Figure 3.15. Signaux PPGs mesurés de l'index et du lobe de l'oreille.

- **Mesure automatique du temps de transit :**

Nous avons pris l'algorithme développé par Chekhmane Ghazela [22] pour détecter les pics de deux signaux PPGs. La méthode de détection est basée sur un seuillage d'amplitude. Seules les valeurs du signal PPG qui dépassent un seuil donné vont être prises en considération. La détection des pics est faite en détectant les points de déflexion locale du signal PPG. Un point de déflexion correspond à un changement de la pente. Ce changement satisfait la condition suivante :

$$(i) > (i - 1) \ \& \ (i) > (i + 1)$$

La figure 3.16 montre un exemple de l'application de l'algorithme sur deux signaux PPGs.

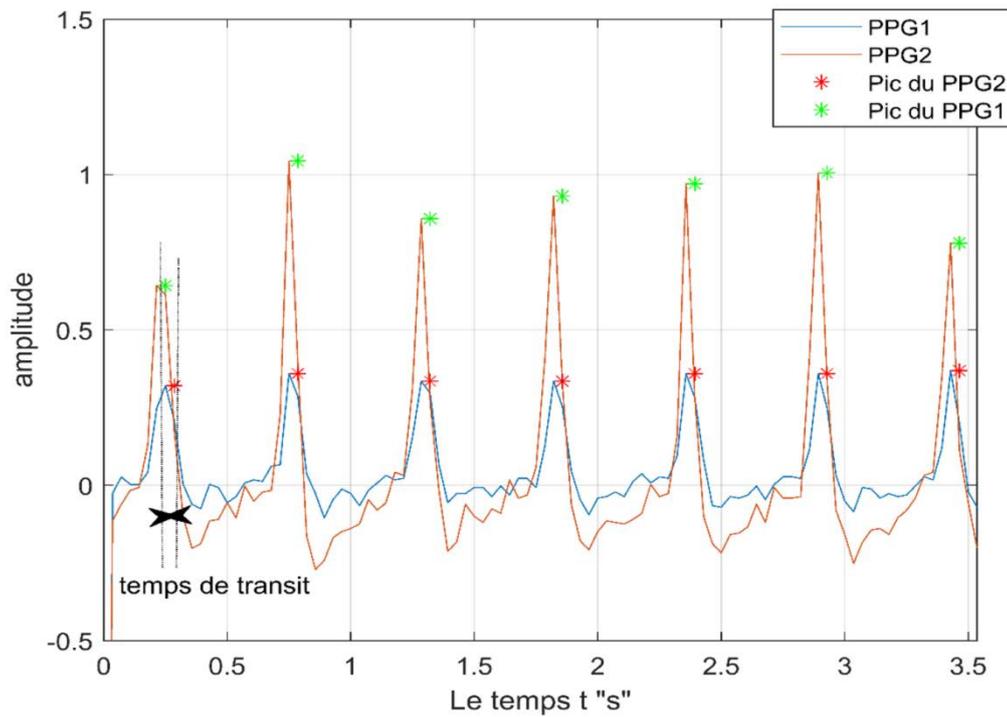


Figure 3.16. Calcul du temps de transit PTT.

▪ **Estimation de la pression artérielle :**

Pour mesurer la pression artérielle, nous avons supposé que la relation entre le temps de transit, la fréquence cardiaque et la pression artérielle est non linéaire. Nous avons exprimé cette relation par l'équation :

$$BP = a. \ln PTT + b. F_c \quad (20)$$

Avec:

$$\begin{cases} BP: \text{pression artérielle} \\ PTT: \text{temps de transit} \\ F_c: \text{fréquence cardiaque} \end{cases}$$

Pour déterminer les deux coefficients a et b , nous avons mesuré la pression artérielle en utilisant un appareil commercialisé, la fréquence cardiaque et le temps de transit qui la correspondent avec l'algorithme décrit précédemment, pour 8 sujets différents.

Les résultats obtenus sont présentés sur le tableau 1.

	PTT(s)	Pression (mmhg)	Fc (bpm)
Sujet1	0.1667	90	82.66
Sujet2	0.0893	94.66	72.33
Sujet3	0.07	95	85.66
Sujet4	0.0952	108	76.33
Sujet5	0.07	97	65
Sujet6	0.0952	97.66	86.66
Sujet7	0.0714	94.33	83
Sujet8	0.1339	103.66	76.33

Tableau 1. Estimation de l'expression de la pression artérielle.

Cette étude nous a permis d'avoir la valeur de a et b . Ces deux valeurs sont :

$$a = 2.29 \quad (21) \quad \text{et} \quad b = 1.41 \quad (22)$$

Donc, l'expression de la pression artérielle est :

$$BP = 2.29 \cdot \ln PTT + 1.41 \cdot F_c \quad (23)$$

Pour valider cette expression, nous avons pris un autre groupe de sujets et nous avons mesuré la pression artérielle en utilisant l'expression précédente. Nous notons que la fréquence cardiaque et le temps de transit sont mesurés automatiquement en utilisant l'algorithme décrit auparavant. Les résultats obtenus sont comparés avec des mesures prises par l'appareil commercialisé.

Le tableau 2 montre les résultats obtenus.

	Fréquence cardiaque	Temps de transit	Pression artérielle (Appareil)	Pression artérielle (Calculée)
Sujet 1	70	0.08	100	92.9160814045341
Sujet 2	84	0.04	110	111.068774361052
Sujet 3	74	0.04	98	96.9687743610518
Sujet 4	87	0.08	111	111.256
Sujet 5	68	0.08	98	90.0960814045341
Sujet 6	72	0.04	94	94.1487743610518
Sujet 7	98	0.04	114	127.988774361052
Sujet 8	64	0.06	100	82.8687743610518
Sujet 9	82	0.04	108	108.248774361052
Sujet 10	87	0.04	111	115.298774361052
Sujet 11	73	0.05	96	96.0697730935614
Sujet 12	78	0.04	102	102.608774361052
Sujet 13	70	0.04	93	91.3287743610518
Sujet 14	88	0.02	109	115.121467317570
Sujet 15	78	0.02	97	98.2014673175695

Tableau 2. Calcul de la pression artérielle.

Les résultats obtenus sont représentés sous forme d'histogramme sur la figure 3.17.

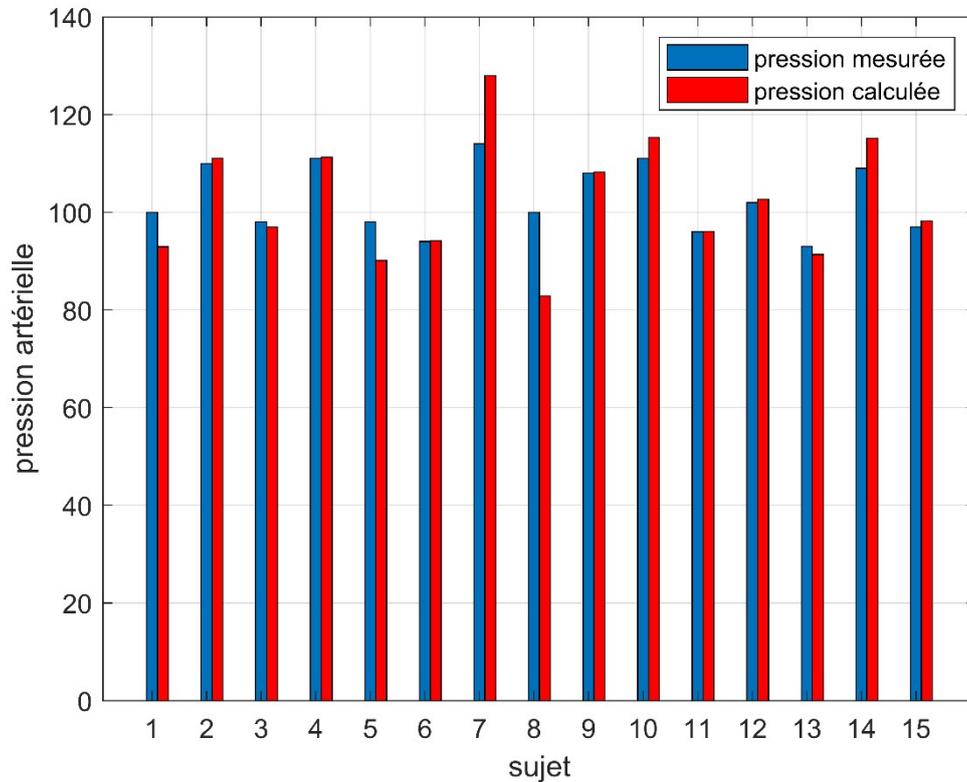


Figure 3.17. Comparaison entre les valeurs de pression calculées et mesurées.

D'après les résultats obtenus, nous constatons que les valeurs calculées en utilisant le temps de transit et celles mesurées par l'appareil sont très proches à l'exception des sujets 7 et 8. Pour ces deux sujets l'écart entre les deux valeurs est important.

3.7.2. La mesure de la saturation en oxygène :

- Le principe de la mesure

Pour mesurer la saturation en oxygène (SpO_2) nous avons calculé le rapport R entre la valeur moyenne des composantes AC des signaux PPGs rouge et celle des composantes AC des signaux PPGs infrarouge. L'expression de R est simplifiée puisque les composantes DC sont les mêmes pour les deux signaux rouge et infrarouge :

$$R = \frac{(CA\ rouge)}{(CA\ infrarouge)} \quad (24)$$

La saturation en oxygène est ensuite calculée en utilisant la formule :

$$SpO_2 (\%) = 110 - 25 \cdot R \quad (25)$$

▪ **Résultats Obtenus :**

Le tableau 3 montre les valeurs de R de 15 sujets et les valeurs de la SPO2 qui les correspondent. Les figures 3.18, 3.19, 3.20 et 3.21 montrent les signaux rouge et infrarouge des quatre premiers sujets. Les résultats du tableau 3 sont illustrés sur la figure 3.22.

On constate que les valeurs de la SPO2 sont comprises entre 95% et 100% puisqu'il s'agit des personnes normales. Malheureusement, nous n'avons pas pu valider ces résultats en utilisant un dispositif commercialisé.

	Le rapport R	La SpO2 (%)
Sujet 1	0.4013	99.9642
Sujet 2	0.4304	99.2416
Sujet 3	0.4130	99.6749
Sujet 4	0.5092	97.2698
Sujet 5	0.5036	97.4092
Sujet 6	0.4287	99.2832
Sujet 7	0.4786	98.0535
Sujet 8	0.5363	96.5921
Sujet 9	0.4844	97.8890
Sujet 10	0.4511	98.7226
Sujet 11	0.4115	99.7108
Sujet 12	0.5130	97.1749
Sujet 13	0.4026	99.9339
Sujet 14	0.4976	98.0059
Sujet 15	0.4673	98.3059

Tableau 3. La mesure de la SpO2.

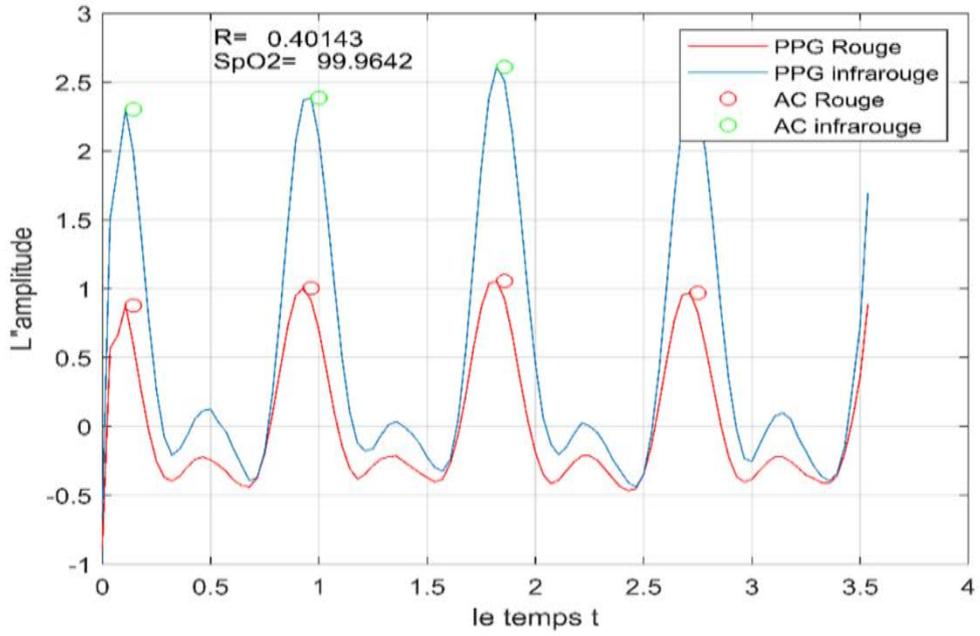


Figure 3.18. La mesure de la SpO2 du sujet 1.

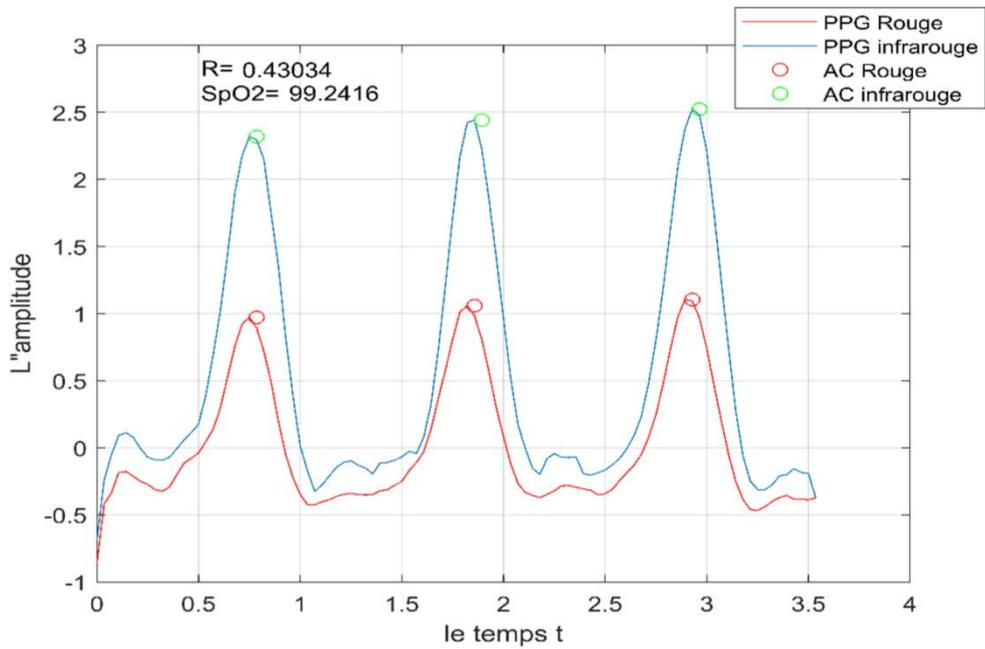


Figure 3.19. La mesure de la SpO2 du sujet 2.

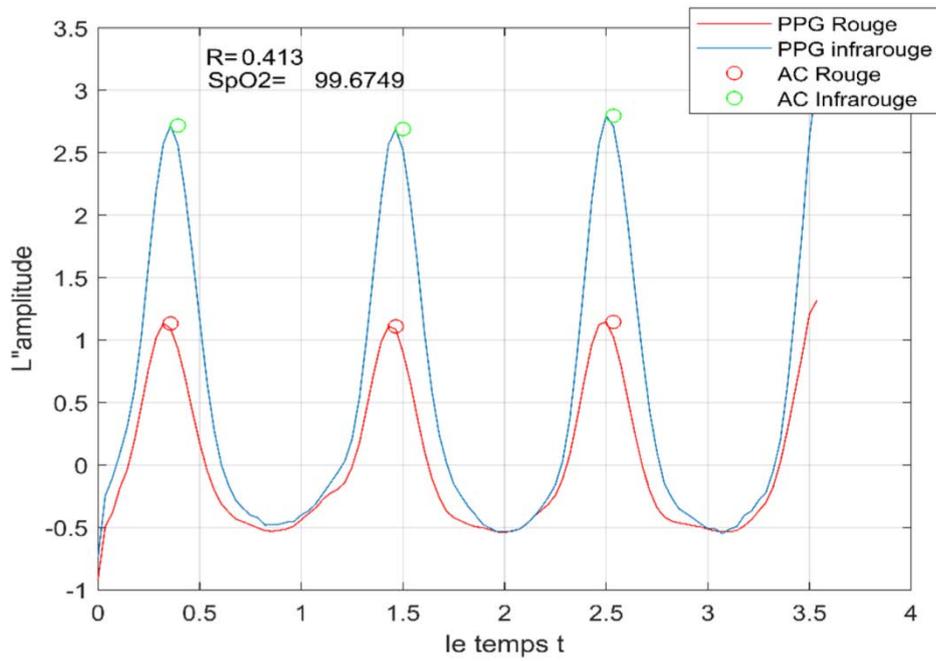


Figure 3.20. La mesure de la SpO2 du sujet 3.

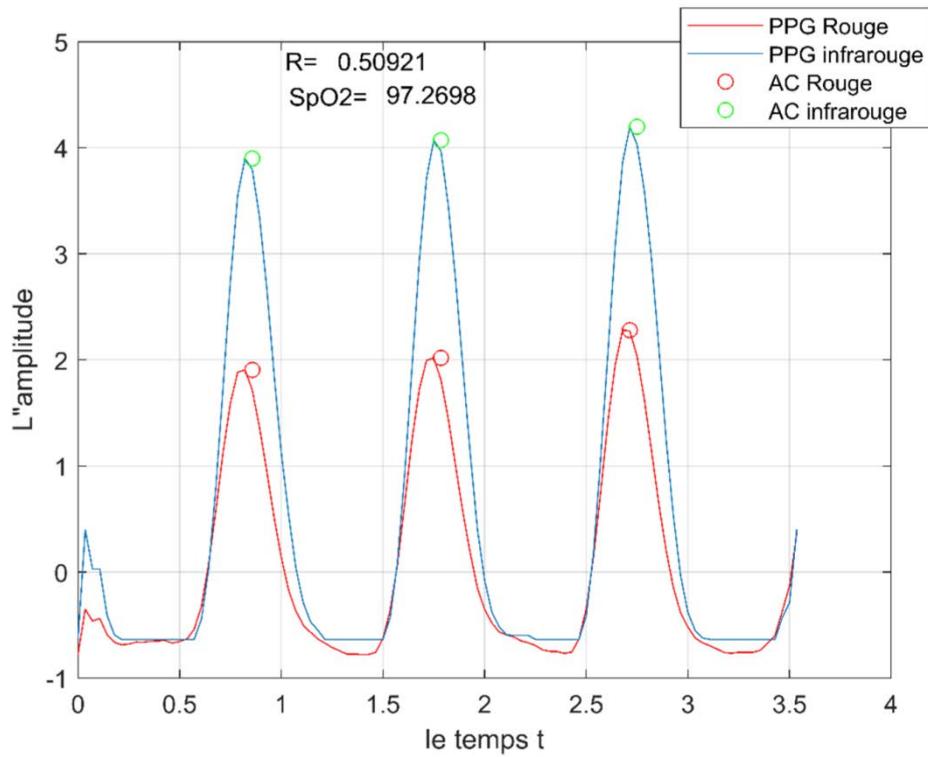


Figure 3.21. La mesure de la SpO2 du sujet 4.

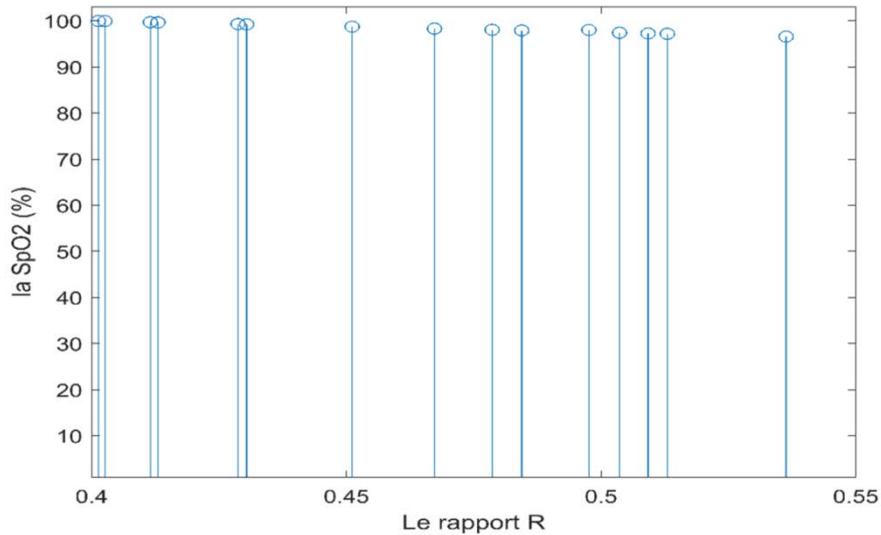


Figure 3.22. La mesure de la saturation en oxygène.

3.7.3. La mesure de la rigidité des artères :

Pour mesurer la rigidité des artères, nous avons fait la même expérience que celle fait pour la mesure de la pression artérielle. Nous avons aussi mesuré la distance D entre les deux capteurs placés sur l'index et lobe l'oreille. Nous avons ensuite calculé la vélocité sanguine (PWV) en utilisant l'expression :

$$PWV = \frac{D}{PTT} \quad (26)$$

La rigidité artérielle est estimée en utilisant la formule :

$$E = (3.57/PWV)^2 \quad (27)$$

Les patients	PTT(s)	Distance (m)	PWV (m/s)	Rigidité
Sujet1	0.1667	0.40	2.3995	2.2135
Sujet 2	0.0893	0.42	4.4643	0.6395
Sujet 3	0.07	0.45	6.4286	0.3084
Sujet 4	0.0952	0.48	5.0945	0.4911
Sujet 5	0.07	0.41	5.7423	0.3865
Sujet 6	0.0952	0.40	3.0246	1.3931

Tableau 4. Mesure de la rigidité artérielle

Malheureusement, nous n'avons pas un appareil commercialisé qui nous permet de vérifier les résultats obtenus.

3.7.4. La mesure du taux d'hémoglobine :

- Le principe de la mesure :

Pour mesurer le taux d'hémoglobine nous avons utilisé l'expression donnée par Lourdes Albina [21]. Cette expression relie le taux d'hémoglobine Hb_c avec la SpO_2 , l'amplitude du signal PPG infrarouge (v_{ir}) et le trajet parcouru par la lumière infrarouge T_f :

$$Hb_c = \frac{v_{ir}}{(\epsilon_{Hb}(1-SpO_2) + \epsilon_{HbO} \cdot SpO_2) \cdot T_f} \quad (28)$$

Avec $\epsilon_{Hb} = 0.39 \text{ mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ et $\epsilon_{HbO} = 0.14 \text{ mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$

Lourdes Albina a donné aussi une expression empirique pour estimer la longueur du trajet à partir de l'amplitude du signal PPG infrarouge (v_{ir}) :

$$T_f = -0.001641 + 0.049542 * v_{ir} \quad (\text{pour les femmes}) \quad (29)$$

$$T_f = -0.00031 + 0.03642 * v_{ir} \quad (\text{pour les hommes}) \quad (30)$$

Les résultats obtenus pour dix sujets sont donnés par le tableau 5.

On constate que ces valeurs sont des valeurs normales puisqu'elles sont comprises entre 12.5 à 15.5 g/dl.

Malheureusement, nous n'avons pas confirmé ces constatations par des analyses biologiques.

3.8 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons décrit le système que nous avons réalisé dans ce PFE. Le système nous a permis d'extraire des paramètres physiologiques. Notre système est composé d'un capteur, d'un circuit de mise en forme, un circuit de pilotage de deux LEDs et de la carte Arduino. Les résultats obtenus sont satisfaisants notamment ceux de la mesure de pression artérielle et de SpO_2 . Malheureusement, nous n'avons pas pu confirmer ceux du taux d'hémoglobine et de la rigidité artérielle.

	AC infrarouge (V)	SpO2	Taux d'hémoglobines (g/dl)
Sujet 1	3.0802	99.9642	14.31
Sujet 2	3.1196	99.2416	14.37
Sujet 3	2.4487	99.6749	14.42
Sujet 4	4.6905	97.2698	13.843
Sujet 5	2.2588	97.4092	13.9831
Sujet 6	1.9984	97.2832	14.4747
Sujet 7	2.6574	98.0535	14.1085
Sujet 8	1.8286	100	14.6838
Sujet 9	4.0555	97.2698	13.8584
Sujet 10	1.7533	98.7226	14.3675

Tableau 5. Mesure de taux d'hémoglobines.

Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'étude, on s'est intéressé à une technique optoélectronique qui est la photopléthysmographie qui nous a permis de relever le signal Photopléthysmogramme (PPG) et de l'exploiter pour l'extraction de quelques paramètres physiologiques à savoir la pression artérielle, le temps de transit et la vitesse de l'onde de pouls, la saturation en oxygène ainsi que le taux d'hémoglobine.

En vue d'atteindre notre objectif, nous avons réalisé un dispositif qui nous a permis de détecter les signaux PPGs rouge et infrarouge tout en passant par une mise en forme dans le but d'améliorer leurs qualités en réduisant leurs bruits et en augmentant leurs amplitudes.

En effet ; les signaux recueillis ont été traités sur PC par l'intermédiaire d'une carte Arduino UNO via un câble USB. En outre, l'interface graphique qui a été développée dans un environnement Matlab nous a permis de visualiser les signaux PPGs et le calcul des paramètres souhaités tout en utilisant des équations empiriques.

La validation des résultats obtenus est faite par des tests sur différents volontaires, de plus nous avons fait appel à des appareils de mesure externe dans le but de comparer nos résultats.

Durant notre conception, nous avons rencontré quelques contraintes pratiques telles que le capteur qui nécessite une disposition adéquate et la non-mobilité du sujet pendant le test ce qui n'a pas été évident ; et la non disponibilité de LEDs de très haute intensité et de forme adéquate.

Ce projet de fin d'étude nous a permis de bien familiariser avec les circuits électroniques et de faire face aux problèmes électriques rencontrés.

Enfin, nous souhaitons améliorer la qualité du capteur qui est la partie la plus essentielle et sensible dans notre conception.

Le signal Photopléthysmogramme reste toujours très important dans la recherche scientifique car il ouvre le champ sur différents thèmes tout dépend de son application.

Références bibliographiques

- [1] Mr Fandi, « l'anatomie du corps humain », cours de 2^{ème} année licence EBM, université de Tlemcen 2015.
- [2] <https://fr.m.wikipedia.org>.
- [3] Wiktionnaire.
- [4] Microsoft encarta 2009.
- [5] Bereksi Reguig Fethi, « l'exploration fonctionnelle », cours de 2^{ème} année master INB, université de Tlemcen 2019.
- [6] DarkoMiljkovic, « Corrélation entre la pression artérielle périphérique et la vitesse de l'onde de pouls chez des sujets de plus de 80 ans institutionnalisés », thèse de doctorat, université de Lorraine.
- [7] <file:///F:/saturation%20en%20oxyg%C3%AAs8ne20%20d%C3%Afinition,%20valeurs%20normales%20Oorekaohm>.
- [8] www.humatem.org.
- [9] Mihoub Hayat, « Etude et mise au point d'un prototype d'évaluation du taux d'hémoglobine oxygénée », mémoire de fin d'étude, université d'Oran 2016.
- [10] BenazzouzAhlem et Kada-BelGHitri Kamel, «Conception et réalisation d'un cardiotachymetre à base du signal photopléthysmogramme », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen2015.
- [11] J.G Webster, « Design of pulse oximeters», Medical science series, ISNB 0-7503-0467-7.
- [12] FRÉDÉRIC BOUSEFSAF, « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique », 26 novembre 2014.
- [13] Bereksi Reguig Fathi, « Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire », projet national de recherche, université de Tlemcen 2011-2013.
- [14] www.positron-libre.com.
- [15] BekkaiNor El Islemet Bereksi Reguig Med Anes, « Réalisation d'un dispositif de mesure du plethysmogramme », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen2013.
- [16] Smahi Hayat et OudjedaouiHadjira, «Conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen2013.
- [17] polygone.ek.la/fonctionnement-du-timer-555-a80738946nved.
- [18] Claudel Grégoire Djanon, «Conception d'échantillonneurs-bloqueurs dans la technologie MOS submicronique », université de Québec à Montréal 2008.
- [19] Eskimo et Olyte, « Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation »,2009.

- [20] Jean Noel Montagne, « Initiation à la mise en œuvre matérielles et logiciel de l'Arduino », centre de ressources Art Sensitif, Novembre 2006.
- [21] Nirupa JLA, Kumar VJ, "Non-invasive measurement of hemoglobin content in blood". IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA); 2014.
- [22] Chekhmaneghezala, « Mesure de la variabilité du rythme cardiaque », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen 2016.
- [23] Omari Tahar, « étude et réalisation d'un oxymètre de pouls », mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen 2006.