



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

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

pour obtenir le Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

présenté par : **BENAZZOUZ Ahlem** et **KADA-BELGHITRI Kamel**

---

**CONCEPTION ET REALISATION D'UN  
CARDIOTACHYMETRE A BASE DU SIGNAL  
PHOTOPLETHYSMOGRAMME**

---

**Soutenu le 16 juin 2015 devant le Jury**

|                         |             |                       |           |
|-------------------------|-------------|-----------------------|-----------|
| M. BEREKSI-REGUIG Fethi | <i>Prof</i> | Université de Tlemcen | Président |
| M. DIB Nabil            | <i>MCB</i>  | Université de Tlemcen | Examineur |
| M. DJEBBARI Abdelghani  | <i>MCB</i>  | Université de Tlemcen | Encadreur |

**Année universitaire 2014-2015**

## Remerciements

Avec l'aide de Dieu clément et miséricordieux on a pu achever ce travail, nous le remercions de nous avoir donné la force, le courage et la santé pour accomplir ce projet.

A Prof. F. Bereksi-Reguig d'avoir accepté de présider le jury de soutenance de ce projet de fin d'études,

A Dr. N. Dib d'avoir accepté d'examiner ce travail,

A notre encadreur Dr. A. Djebbari pour son aide et ses conseils, qu'il trouve ici l'expression de notre profonde gratitude, nos remerciements les plus respectueux et les plus sincères.

Nos remerciements les plus vifs vont également aux personnes qui nous ont apporté leur aide et soutien durant toute cette année universitaire.

Ahlem & Kamel

## Dédicaces

*Je dédie ce mémoire*

*A ma très chère mère Fatiha*

*Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi. Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études. Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte. Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.*

*A mon très cher Père Mohammed*

*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 de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.*

*A mes très chères sœurs Soumia, son mari Abdalbakï et Zahra et son mari Abd ali .A ma très chère nièce Amina et mon neveu Ziede Je vous souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.*

*A mes très cher oncles, et tantes et leurs familles A mes grand mères et grands parents . A tous les membres de ma famille, petits et grands Veuillez trouver dans ce modeste travail l'expression de mon affection.*

*A mes chères amies :Mimouna & Fahima.et à mes chers collègues de travail à tout le staff médical de la polyclinique de Sidi Ouriache ,médecins, infirmiers, infirmières ( IDE - ATS).En témoignage de l'amitié qui nous uni et des souvenirs de tous les moments que nous avons passé ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur. A tous mes amis, mes collègues et a toute ma promotion sans exception, en leurs souhaitant beaucoup de bonheur et de réussite.*

## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail*

*A la personne la plus chère au monde : ma mère Karima qui ma donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite*

*A mon père Mohamed « Rahimaho Lah » qui m'a toujours aidé et encouragé dans mon parcours avant sa mort, sans oublié leurs sacrifice et amour.*

*A mes chères sœurs et frères*

*A mes chères amis et mes camarades de la promotion Master2 IBM*

*A tous le personnel des laboratoires pédagogique d'électronique*

*Sans oublier tous mes professeurs du primaire, du moyen ou du secondaire*

*Kamel*

# Sommaire

|  |    |
|--|----|
| Liste des figures .....  | 7  |
| aListes des tableaux.....  | 10 |
| Introduction générale.....   | 11 |
| Chapitre I Système cardiovasculaire et Photopléthysmographie .....         | 13 |
| I.1. Système cardiovasculaire.....   | 13 |
| I.1.1. Le cœur .....   | 13 |
| I.1.2. Vaisseaux .....   | 14 |
| I.1.3. Sang .....  | 15 |
| I.2. Circulation sanguine .....  | 16 |
| I.3. Le battement cardiaque .....  | 17 |
| I.4. Photopléthysmogramme (PPG) et l'Oxymétrie de pouls .....              | 18 |
| I.4.1. Historique.....   | 18 |
| I.4.2. L'Oxymètre de pouls .....   | 19 |
| I.4.3. Absorption de la lumière par Hb et HbO <sub>2</sub> .....           | 20 |
| I.4.4. Système à deux longueurs d'onde.....                                | 22 |
| I.4.5. Mesure pratique de taux de saturation en oxygène .....              | 23 |
| I.4.6. Limites de mesure de la photopléthysmographie de pouls .....        | 24 |
| I.5. Conclusion .....  | 24 |
| Chapitre II Carte de mise en forme du signal photopléthysmographique ..... | 25 |
| II.1. Capteur optique.....   | 25 |
| II.1.1. Types de sonde .....   | 26 |
| II.2. Circuit d'émission /réception .....                                  | 27 |
| II.2.1. Circuit d'émission .....   | 27 |
| II.2.2. Circuit de réception .....   | 28 |
| II.3. Mise en forme analogique du signal photopléthysmographique .....     | 29 |
| II.3.1. Pilotage des LEDs .....  | 30 |
| II.3.2. Circuit de transistors .....                                       | 32 |
| II.3.3. Amplification de puissance.....                                    | 32 |
| II.3.4. Démultiplexage.....  | 33 |
| II.3.5. Inverseur .....  | 34 |
| II.3.6. Circuit d'amplification .....                                      | 38 |
| II.3.7. Filtrage.....  | 39 |
| II.3.8. Circuit d'offset .....   | 43 |
| II.3.9. Filtre réjecteur.....  | 44 |

|   |    |
|---|----|
| II.4. Conclusion .....  | 46 |
| Chapitre III Acquisition de données .....   | 47 |
| III.1. Partie hardware .....  | 47 |
| III.2. Partie Software .....  | 50 |
| III.2.1. Partie Firmware .....  | 50 |
| III.2.2. Lecture des données numérisées .....   | 52 |
| III.3. Conclusion.....  | 53 |
| Chapitre IV Mesures et enregistrements .....  | 54 |
| IV.1. Mesures analogiques .....   | 54 |
| IV.1.1. Capteur .....   | 54 |
| IV.1.2. Mise en forme analogique.....   | 55 |
| IV.1.3. Influence de la fréquence d’horloge sur les signaux pulsés rouge & infrarouge ..... | 57 |
| IV.2. Acquisition des signaux PPGs R/IR.....  | 58 |
| IV.2.1. Logiciel d’acquisition de données.....  | 58 |
| IV.2.2. Mesure du rythme cardiaque.....   | 62 |
| IV.2.3. Mode pulsé.....   | 63 |
| IV.3. Analyse spectrale .....   | 66 |
| IV.4. Génération du signal HRV .....  | 67 |
| IV.5. Conclusion .....  | 68 |
| Conclusion générale .....   | 69 |
| Références bibliographiques .....   | 71 |
| Annexe 1 – Système cardiovasculaire.....  | 72 |
| Annexe 2 – Cartes Arduino.....  | 73 |
| Annexe 3 – Quelques Circuits réalisés, avec PCB.....  | 74 |
| Annexe 4 – Fiches techniques .....  | 80 |

## Liste des figures

|   |    |
|---|----|
| Fig.I-1 – Système cardiovasculaire. ....  | 13 |
| Fig.I-2 – Schéma du cœur. ....  | 14 |
| Fig.I-3 – Globule rouge.et le molécule d'hémoglobine. ....                                    | 16 |
| Fig.I-4 – Circulation générale du sang. ....  | 17 |
| Fig.I-5 – Phases du cycle cardiaque : (a) diastole, (b) systole ....                          | 18 |
| Fig.I-6 – Capteur de l'oxymétrie.....   | 20 |
| Fig.I-7 – Absorption différentielle de la lumière ....  | 20 |
| Fig.I-8 – La Loi De Beer-Lambert .....  | 21 |
| Fig.I-9 – Graphique de l'extinction en fonction de la longueur d'onde.....                    | 22 |
| Fig.I-10 – Courbe empirique pour la mesure de la saturation.....                              | 23 |
| Fig.I-11 – Courbe empirique pour la mesure de la saturation.....                              | 23 |
| Fig.II-1 –Une pince de photopléthysmographe de pouls.....                                     | 26 |
| Fig.II-2 – Sonde autocollante .....   | 26 |
| Fig.II-3 – Une pince à oreille .....  | 26 |
| Fig.II-4 – Capteur à réflectance.....   | 27 |
| Fig.II-5 – Symbole d'une diode électroluminescente et aspect du composant. ....               | 27 |
| Fig.II-6 – Circuit d'émission de LED.....   | 28 |
| Fig.II-7 – Sensibilité d'un phototransistor en fonction de la longueur d'onde.....            | 29 |
| Fig.II-8 – Circuit de réception ; phototransistor en émetteur commun. ....                    | 29 |
| Fig.II-9 – Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal PPG.....                  | 30 |
| Fig.II-10 – Circuit multivibrateur à base de NE555.....                                       | 31 |
| Fig.II-11 –Chronogramme de NE555.Multisim 12.0.....   | 31 |
| Fig.II-12 – Chronogramme du NE555. ....   | 31 |
| Fig.II-13 – Circuit de transistors type PNP&NPN utilisé pour le pilotage des LEDs.....        | 32 |
| Fig.II-14 – Circuit de transistor Darlington et transistor de Darlington complémentaire. .... | 32 |
| Fig.II-15 – Circuit demultiplexeur(4051). ....  | 34 |
| Fig.II-16 – Circuit interne de démultiplexage à base du multiplexeur/démultiplexeur4066.....  | 34 |
| Fig.II-17 – Symboles d'un inverseur. ....   | 35 |
| Fig.II-18 – Chronogramme de simulation d'un inverseur (Multisim12.0). ....                    | 35 |
| Fig.II-19 – Circuit intégré (SN54LS04) d'inverseur . ....                                     | 35 |
| Fig.II-20 Chronogramme de test de la fonction inverseur de CI(SN54LS04). ....                 | 36 |
| Fig.II-21 – Schéma de démultiplexeur avec circuit de détection d'enveloppe.....               | 36 |

|   |    |
|---|----|
| Fig.II-22 – Les deux signaux de sortie de 4066 modulés et démodulés (Multisim12.0). .....   | 37 |
| Fig.II-23 – Signal d'entrée avec les impulsions de commande(Horloge) .....  | 37 |
| Fig.II-24 – Les deux signaux de sortie modulés du 4051 (Oscilloscope numérique). .....  | 37 |
| Fig.II-25 – Les deux signaux de sortie démodulés du 4051 (Oscilloscope numérique). .....  | 38 |
| Fig.II-26 – Pré-amplificateur à base d'un AOP. ....   | 38 |
| Fig.II-27 – Graphe du signal entrée $V_e$ et le signal amplifié $V_s$ . ....  | 39 |
| Fig.II-28 – Deuxième amplificateur à base d'un AOP du type TL084. ....  | 39 |
| Fig.II-29 – Filtre passe-haut utilisé pour le filtrage du signal photopléthysmographique<br>$f_c = 0.0159$ Hz. ....                         | 40 |
| Fig.II-30 – Filtre actif passe- bas de Rauch du 2 éme ordre. ....   | 41 |
| Fig.II-31 – Graphe du module de $Hj\omega$ en fonction de la fréquence Hz. ....   | 43 |
| Fig.II-32 – Diagramme du module de $Hj\omega$ en fonction de fréquence Hz(Multisim12.0). ....   | 43 |
| Fig.II-33 – Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal photopléthysmographique. ....  | 44 |
| Fig.II-34 – Graphe du signal d'entrée $V_e$ et de sortie $V_s$ de circuit d'offset. ....  | 44 |
| Fig.II-35 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur .....   | 45 |
| Fig.II-36 – Filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique en double-T .....   | 45 |
| Fig.II-37 – Graphe du module de $Hj\omega$ en fonction de la fréquence [Hz] .....   | 46 |
| Fig.III-1 – Brochage de la carte Arduino Uno. ....  | 48 |
| Fig.III-2 – Carte Arduino Uno (a) vue de face, (b) vue arrière .....  | 49 |
| Fig.III-3 – Environnement de développement de Arduino : sélection de la carte Arduino Uno. ....   | 50 |
| Fig.III-4 – Environnement de développement d'Arduino : sélection du port USB .....  | 51 |
| Fig.III-5 – - Présentation d'espace de développement intègre EDI .....  | 52 |
| Fig.III-6 – - moniteur série d'Arduino Uno .....  | 52 |
| Fig.IV-1 Signal rouge à la sortie du filtre passe haut sans pilotage par NE555 (couplage DC) .....  | 55 |
| Fig.IV-2 Signal infra-rouge à la sortie de filtre passe haut sans pilotage par NE555 (couplage DC)<br>.....                                 | 55 |
| Fig.IV-3 Signaux rouge (couleur rouge) et infrarouge (bleu) à la sortie du filtre passe haut avec<br>pilotage par NE555 (couplage DC) ..... | 55 |
| Signal Fig.IV-4 Signal Infra-rouge à la sortie du préamplificateur sans pilotage par NE555<br>(couplage DC) .....                           | 56 |
| Fig.IV-5 Signal infra-rouge à la sortie du préamplificateur sans pilotage par NE555 (couplage DC)<br>.....                                  | 56 |
| Fig.IV-6 Signal rouge à la sortie du filtre passe bas sans pilotage par le NE555 (couplage DC) ....   | 56 |
| Fig.IV-7 Signal Infra-rouge à la sortie du filtre passe bas sans pilotage par NE555 (couplage DC)56   | 56 |
| Fig.IV-8 Signaux rouge et infrarouge à la sortie due filtre passe bas avec pilotage par NE555<br>(couplage DC) .....                        | 57 |
| Fig.IV-9 Signal rouge à la sortie du filtre réjecteur sans pilotage avec NE555 (couplage DC).....   | 57 |
| Fig.IV-10 Signa infrarouge à la sortie du filtre réjecteur sans pilotage avec NE555 (couplage DC)<br>.....                                  | 57 |



|   |    |
|---|----|
| Fig.IV-11 Les deux signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre réjecteur avec pilotage avec NE555 (couplage DC).....                          | 57 |
| Fig.IV-12 Signaux PPGs rouge et infrarouge recueillis à $F_H=496.45$ (couplage DC) .....  | 58 |
| Fig.IV-13 Signaux PPGs rouge et infrarouge recueillis à $F_H=759.35$ (couplage DC) .....  | 58 |
| Fig.IV-14 Les deux signaux rouge et infra rouge recueillis à $F_H=886.14$ .(couplage DC) .....  | 58 |
| Fig.IV-15 Les deux signaux rouge et infra rouge recueillis à $F_H=1.3345$ . (couplage DC) .....   | 58 |
| Fig.IV-16 – Interface d’acquisition du signal photopléthysmographique.....  | 58 |
| Fig.IV-17 – Visualisation d’un signal sinusoïdal à 1 Hz sur un oscilloscope numérique .....   | 59 |
| Fig.IV-18 – Acquisition d’un signal sinusoïdal à 1 Hz, $F_s=200$ Hz.....  | 59 |
| Fig.IV-19 – Signal PPG infrarouge d’un sujet normal affiché sur un oscilloscope numérique .....   | 60 |
| Fig.IV-20 – Acquisition d’un signal PPG infrarouge (sujet normal) .....   | 60 |
| Fig.IV-21 – Signal PPG infrarouge d’un sujet normal à la sortie du filtre réjecteur du 50 Hz.....   | 61 |
| Fig.IV-22 – Signal PPG infrarouge d’un sujet normal sur deux cycles cardiaques .....  | 61 |
| Fig.IV-23 – Signal PPG d’un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques sous l’effet d’une respiration non-uniforme .....               | 61 |
| Fig.IV-24 –Interface graphique : Signal PPG infrarouge enregistré sur plusieurs cycles cardiaques sous l’effet d’une respiration non-uniforme ..... | 62 |
| Fig.IV-25 –Sélection des points pour calcul le rythme cardiaque.....  | 62 |
| Fig.IV-26 – Acquisition des composantes AC et DC des signaux PPG R& IR.....   | 63 |
| Fig.IV-27 – composantes AC et DC des signaux PPG R et IR.....   | 64 |
| Fig.IV-28 – Calcul de rythme cardiaque .....  | 64 |
| Fig.IV-29 – Calcul du taux d’oxygénation $SpO_2$ : Composantes AC et DC rouge et infrarouge .....   | 65 |

## Listes des tableaux

|   |    |
|---|----|
| Tableau II-1 –Tension de polarisation pour chaque longueur d’onde (couleur) de la lumière émise par la diode (LED).....       | 27 |
| Tableau II-2 – Sensibilité de la LED rouge.....   | 28 |
| Tableau II-3 – Sensibilité de la LED infra- rouge.....  | 28 |
| Tableau II-4 –Le gain de transistor de Darlington. ....   | 33 |
| Tableau II-5 – Réponse fréquentielle du filtre passe bas actif de 2ème ordre du type de Rauch avec $f_c = 10\text{Hz}$ . .... | 42 |
| Tableau II-6 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique à 50 Hz. ....                 | 45 |
| Tableau IV-7 – Calcul du rythme cardiaque sur différents cycles cardiaques .....  | 63 |
| Tableau IV-8 – Durées des cycles et rythmes cardiaques (R/IR).....  | 65 |
| Tableau IV-9 – Taux d’oxygénation dans le sang $\text{SpO}_2$ .....   | 66 |

## Introduction générale

Le signal photopléthysmogramme (PPG) est un outil indispensable au sein d'un bloc opératoire. Ce tracé vital permet au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution du taux d'oxygène dans le sang, ce qui lui permet de prendre les bonnes décisions au bon moment au cours d'une opération chirurgicale. C'est alors un outil vital dans les milieux hospitaliers et en particulier dans le service de réanimation. Le photoplethysmographe de pouls est utilisé pour la détection des différentes anomalies dans le système cardio-respiratoire lors du transport de l'oxygène ainsi que la détection précoce de l'hypoxie et le contrôle de hyperoxie.

Le photoplethysmogramme (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, le rythme cardiaque et le taux de saturation en oxygène sont mesurables de façon non-invasive.

Ce projet consiste à développer une carte de mise en forme et d'acquisition du signal photoplethysmogramme (PPG). Le signal acquis sera stocké dans un micro-ordinateur sous forme de fichiers de données en vue d'un traitement ultérieur. Le traitement de ce signal permettra de calculer le taux d'oxygénation du sang du patient en recueillant les composantes AC et DC des signaux PPG rouge et infrarouge. Suite à un traitement numérique des signaux acquis, la durée moyenne des cycles cardiaques est calculable ce qui nous permettra de calculer le rythme cardiaque du sujet.

Ce projet est décomposé en deux parties essentielles. Une partie analogique présentant la conception de la carte de mise en forme du signal PPG, et une partie numérique conçue autour d'une carte Arduino Uno exploitée pour l'acquisition de données.

La carte Arduino Uno est une carte construite autour du microcontrôleur ATmega328. Cette carte de développement est l'une des variantes des cartes Arduino dont le circuit et l'environnement de développement (IDE) sont régis par la licence Creative Common. Cette licence ouverte permet une flexibilité incontournable de développement sur les plans matériel et logiciel. La carte Arduino Uno est dotée de 6 entrées analogiques de A0 jusqu'à A5, ce qui lui donne la faculté de remplir les tâches d'une carte d'acquisition programmable par excellence. Les signaux acquis seront enregistrés dans des fichiers de données en vue d'un traitement numérique du signal.

Ce mémoire est organisé en quatre chapitres et section Annexe. Le premier chapitre intitulé « Système cardiovasculaire et photopléthysmographie » regroupe les notions médicales décrivant le système cardio-respiratoire et l'oxymétrie de pouls. Le deuxième chapitre intitulé « Carte de mise en forme du signal photopléthysmographique » regroupe les circuits analogiques de mise en forme des signaux PPG rouge et infrarouge. Le troisième chapitre intitulé « Acquisition de données » présente la partie numérique permettant d'acquérir ces signaux PPG rouge et infrarouge. Un quatrième chapitre intitulé « Mesures et enregistrements » présente les différents signaux PPG rouge et infrarouge visualisés simultanément sur oscilloscope numérique et sur l'interface graphique GUI (Graphical User

## **Introduction générale**

---

Interface) développé dans un environnement MATLAB. La section Annexe regroupe les fiches techniques de composants utilisés dans ce projet, des photos des circuits réalisés.

# Chapitre I Système cardiovasculaire et Photopléthysmographie

Ce chapitre décrit le fonctionnement général du système cardio-vasculaire qui comprend le cœur, le sang et les vaisseaux. Le signal Photopléthysmogramme (PPG) qui représente l'échange pulmonaire au niveau des alvéolo-capillaires est présenté en montrant son intérêt comme moyen de monitoring et d'aide au diagnostic médical.

## I.1. Système cardiovasculaire

Le système cardio-vasculaire comprend une pompe "le cœur" qui propulse le sang dans les vaisseaux. Le terme « Cardio » désigne le cœur, et le terme vasculaire, les vaisseaux sanguins. Il joue deux rôles majeurs, un rôle direct hémodynamique, et un autre indirect, en assurant la circulation du sang [1].

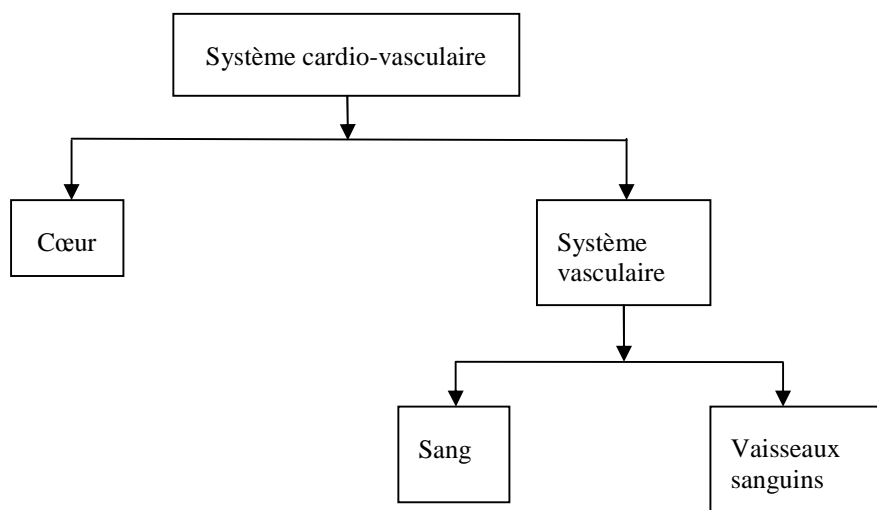


Fig.I-1 – Système cardiovasculaire.

### I.1.1. Le cœur

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Il se trouve dans la cavité thoracique dans le médiastin entre les deux poumons. Chez les mammifères, il est constitué de deux pompes séparées par une paroi musculaire étanche "le septum", chacune constituée de deux cavités, une oreillette et un ventricule qui communiquent entre elles par des valves auriculo-ventriculaires [1]. La paroi cardiaque est formée de trois tuniques: l'endocarde, le myocarde, le péricarde [2]. Au rythme de 60 à 80 contractions par minutes, à chaque contraction, le cœur éjecte environ 5 à 6 litres de sang par minute [3].

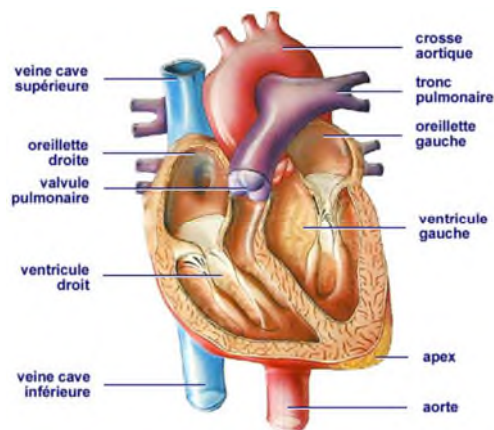


Fig.I-2 – Schéma du cœur.

### I.1.2. Vaisseaux

Les vaisseaux sont des canaux dans lesquels circule le sang ou la lymphe. On les distingue en (1) Vaisseaux sanguins et (2) Vaisseaux lymphatiques.

#### I.1.2.1. Vaisseaux sanguins

Les vaisseaux sanguins forment un système clos de conduites qui transportent le sang du cœur vers les autres organes du corps qui est acheminé au cœur pour le cycle suivant de la révolution cardiaque. Ils déposent l'oxygène et les nutriments et récupèrent les toxines et dioxyde de carbone. Ce sont les artères, les artérioles, les capillaires sanguins, les veinules et les veines.

##### Les artères

Ce sont des vaisseaux musculo-membraneux permettant de véhiculer le sang du cœur vers les organes et les tissus.

##### Les petites artères ou artérioles

Une fois le sang artériel distribué aux organes par les artères musculaires, les artérioles réduisent la pression pour l'acheminer vers des vaisseaux à moindre épaisseur.

##### Les capillaires

Les capillaires permettent l'échange des gaz respiratoires, des nutriments ainsi que les déchets métaboliques. Les capillaires sont d'une épaisseur très réduite.

##### Les veinules

Elles font suite aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.

##### Les veines

Les veines permettent de boucler le parcours du sang. Elles permettent de véhiculer le sang vers l'oreillette droite.

#### I.1.2.2. Vaisseaux lymphatiques

Ce sont les vaisseaux ayant pour mission d'assurer la circulation du liquide interstitiel « la lymphe » entre les cellules. Cette fonction vient comme suite de la fonction des veines. Les capillaires lymphatiques forment des vaisseaux de dimension plus importante formant ainsi le canal thoracique [2].

### I.1.3. Sang

Le sang est un tissu conjonctif liquide qui exerce trois fonctions générales :

#### Le transport

Le sang transporte l'oxygène des poumons vers les cellules de l'organisme et le gaz carbonique des cellules vers les poumons. Il apporte également aux cellules les nutriments en provenance du tube digestif et les hormones sécrétées par les glandes endocrines, il débarrasse les cellules de la chaleur et des déchets qu'elles produisent.

#### La régulation

Le sang permet de régulariser le pH par l'entremise de systèmes tampons. Il permet également de régler la température corporelle.

#### La protection

Le corps humain se trouve protégé des pertes du sang grâce à la coagulation. Le sang contient des globules blancs et des protéines plasmatiques spécialisées permettant de protéger l'organisme des toxines et les microbes.

#### I.1.3.1. La composition du sang

Le sang est formé de deux substances : (1) le plasma sanguin, liquide aqueux contenant des substances en solution et représente 55 % du sang et (2) des cellules et des fragments cellulaires, à 45 % [2]

#### Le plasma sanguin

Le plasma est la composante liquide du sang dans laquelle baignent les éléments figurés ; composé d'eau (91,5 %) et de substances diverses (8,5 %), dont des protéines (7 %).

Les principales molécules du plasma sanguin:

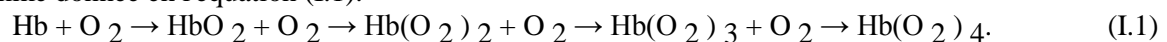
- Le glucose ;
- Les lipides ;
- Les hormones (qui peuvent être les protéines, des acides aminés modifiés, des stéroïdes, ou des lipides modifiés dont les prostaglandines et les thromboxanes) ;
- Des protéines du complément qui ont un rôle majeur dans l'initiation de la réponse immunitaire et de l'inflammation ;
- Des protéines de la coagulation sanguine (les facteurs de coagulation).

#### Les éléments figurés

- Erythrocytes ou hématies ou « globules rouges » (à peu près 99%).

Elles ne possèdent ni noyau ni organites, Elles contiennent l'hémoglobine (1/3 des composants du cytoplasme) qui permet de fixer l'oxygène mais aussi le dioxyde de carbone ou le monoxyde de carbone.

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est chargé en oxygène et prend une couleur rouge vif. On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine = HbO<sub>2</sub>). (La saturation pulsée en oxygène), comme donnée en l'équation (I.1).



La fixation de l'O<sub>2</sub> par l'hémoglobine est donc caractérisée par une forte affinité et un non linéarité. (Koolman & Rohm, 1994).

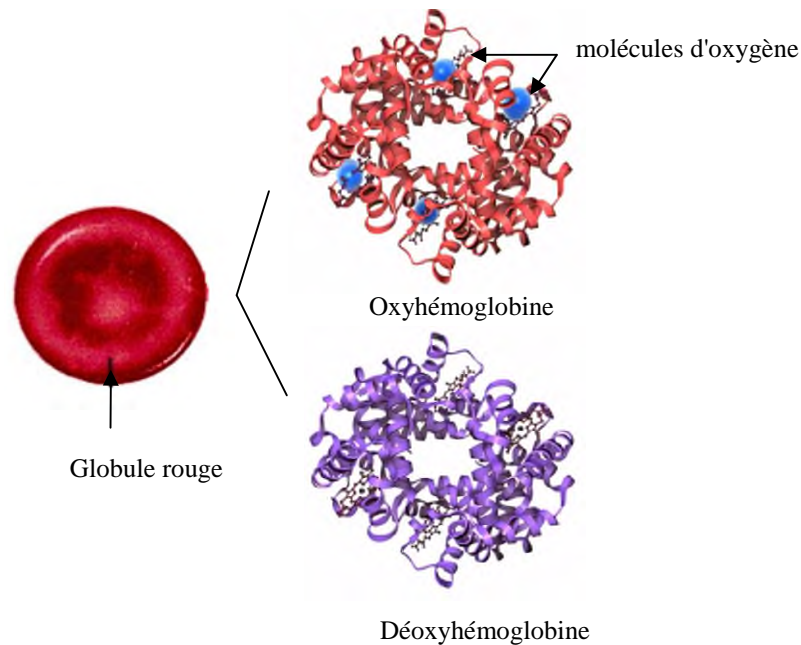


Fig.I-3 – Globule rouge.et le molécule d'hémoglobine.

- Leucocytes ou « globules blanc » (0.2%), qui servent dans le système immunitaire à détruire les agents infectieux.
- Les leucocytes sont un ensemble hétéroclite de cellules:
  - Les granulocytes ou polynucléaires (neutrophiles, éosinophiles, basophiles) ;
  - Les lymphocytes ;
  - Les monocytes.
- Thrombocytes ou plaquettes sanguine (0,6 – 1,0 %), responsable de la formation du clou plaquettaire débutant la coagulation sanguine. Ce ne sont pas des cellules car elles ne contiennent pas de noyau, mais des fragments de cytoplasme.

### Composante fibrillaire

Elle est représentée par le fibrinogène qui en absence d'anticoagulant, polymérise en fibrine dans un tube après un prélèvement.

## I.2. Circulation sanguine

Le système circulatoire fonctionne en circuit fermé c'est-à-dire le sang est en permanence pompé hors du cœur par un ensemble des veines et ramené au cœur par des artères.

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

### Circulation pulmonaire

Elle draine le sang qui est pompé à partir de ventricule droite puis passe à travers les poumons où le sang est débarrassé du gaz carbonique et alimenté en oxygène. Ce sang, appelé sang oxygéné, retourne au cœur par les quatre veines pulmonaires qui se déversent dans l'oreillette gauche, le sang passe ensuite dans le ventricule gauche.



### Circulation systémique

Elle draine le sang qui est pompé à partir de ventricule gauche ,traverse tous les tissus et revient à l'oreillette droite .[2]

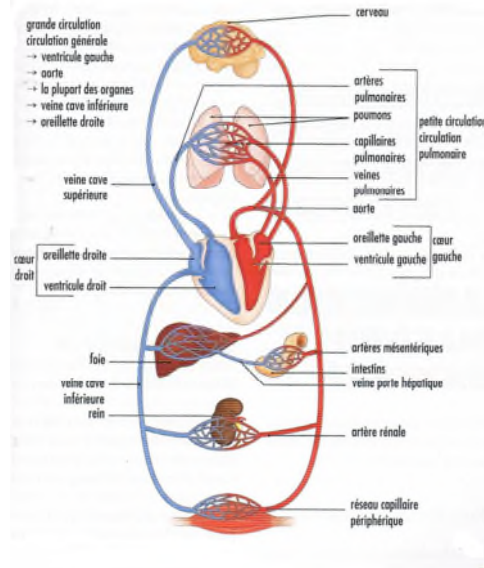


Fig.I-4 – Circulation générale du sang.[2]

### I.3. Le battement cardiaque

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire ,les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire, implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes - la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche - se ferment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable.

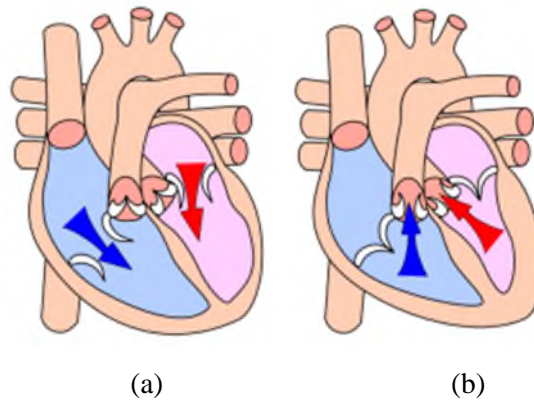


Fig.I-5 – Phases du cycle cardiaque : (a) diastole, (b) systole

### I.4. Photopléthysmogramme (PPG) et l'Oxymétrie de pouls

Le mot pléthysmogramme est une combinaison de deux anciens mots grecs, 'plethysmos' qui signifie une augmentation de volume; 'graph' vient du mot graphien qui veut dire l'enregistrement.[4]

La photopléthysmographie est une technique d'exploration fonctionnelle vasculaire non invasive qui mesure le taux de la saturation du sang oxygéné optiquement. Il permet de relever le signal photopléthysmographique PPG. Ce tracé découle de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée.

Le photopléthysmogramme de pouls, appelé aussi saturomètre, oxymétrie de pouls, est un outil largement utilisé dans les hôpitaux et particulièrement dans les services de réanimation, des soins intensifs de cardiologie, dans les urgences, en pneumologie et en néonatalogie. Il est sécurisé, et n'a pas besoin de calibrage à chaque utilisation.

#### I.4.1. Historique

En 1666, Isaac Newton a analysé la lumière blanche en spectre de couleurs quand elle traverse un prisme.

En 1760 Johann Heinrich Lambert le premier qui a décrit la relation de l'absorption de la lumière par la quantité absorbante.

En 1851, August Beer utilise la technique de Lambert. Loi de Beer-Lambert a démontré que la transmission de la lumière est une fonction logarithmique de la densité ou la concentration de l'absorbant.

En 1860, l'invention du spectroscope par Robert Wilhelm Eberhard Bunsen (1811-1855) permettait pour la première fois d'analyser la composition de la lumière par leur longueur d'ondes.

En 1932, NICOLAÏ introduit l'analyse spectrophotométrique de la saturation d'O<sub>2</sub>, pour découvrir le O<sub>2</sub> dans des cuvettes avec du sang et au niveau de l'oreille, la peau et des doigts.

En 1935, le premier appareil était capable de mesurer la saturation de l'oxygène dans le sang humain et il voit le jour par MATTHES qui a utilisé deux longueurs d'ondes :

- La première longueur d'onde, dans le domaine rouge, elle était sensible aux changements de l'oxygénation.
- La deuxième, dans le domaine de l'infrarouge, a été utilisée pour compenser les changements dans les structures les plus denses.

De 1935 jusqu'à 1944 il a publié 20 ouvrages sur l'oxymétrie. Pendant la deuxième guerre mondiale Glem Millikan a étudié le problème de perte de conscience chez les pilotes qui volent à grande hauteur. Oxymètre de Millikan utilise deux idées allemandes, de Karmer Cooper et Matthes, cette technique a donné naissance à l'oxymètre moderne. Deux marques de l'oxymètre ont été produites par air force, le plus important a été utilisé dans la clinique de Mayo par Earl Wood et J.E.Geraci pour détecter les désaturation considérable pendant l'anesthésie.

En 1972, Takuo Aoyagi et al. A Tokyo, ont découvert que l'absorption de la lumière par le sang artériel varie suivant les pulsations, cette variation peut être utilisé pour mesurer la saturation en O<sub>2</sub>.

En janvier 1974, inscription de l'invention, titre, « Improvement of the Ear-Piece Oximeter ». Cette invention a été achetée par une société électro-biomédical pour développer la recherche de Aoyagi et ces associés, Michio Kishi, Kazuo Yamaguchi et Shinichi Watantde. En 1975, Le premier instrument commercial, OLV 5100,est réalisé par ces derniers. En 1977 Minoruta caméra (connu comme Minolta en USA) a développé un produit similaire, commercialisé sur le nom OXIMET-1471. William New et Mark Yelderma deux anesthésiologistes de l'université médical de Stanford. Vers les années 80,William New a développé et a vendu un oxymètre de pouls de modèle Nellcor N100. [5]

### I.4.2. L'Oxymètre de pouls

L'oxymétrie de pouls (SpO<sub>2</sub>) qui consiste en l'absorption de la lumière à différentes longueurs d'onde permet de surveiller la saturation en O<sub>2</sub>. Cette mesure s'est imposée comme un élément indispensable de la surveillance des patients. La SpO<sub>2</sub> mesurée par l'oxymétrie est le reflet fidèle de la saturation artérielle en oxygène (SaO<sub>2</sub>), garante de la sécurité des patients. Cette mesure de la saturation de l'O<sub>2</sub> dans le sang vise à surveiller l'oxygénation du sang et à détecter, de manière fiable et précoce, toute hypoxie. Elle sert également à surveiller la fréquence cardiaque.

Il 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 photo-détecteur 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 (HbO<sub>2</sub>) ou de l'hémoglobine non oxygénée (l'hémoglobine réduite).

L'oxymétrie de pouls se base sur deux principes optiques

#### Pléthysmographie

La Pléthysmographie utilise la technologie de l'absorbance lumineuse pour reproduire les ondes produites par le sang pulsatile.

#### Spectrophotométrie

La spectrophotométrie mesure quantitativement l'absorption lumineuse à travers des substances données à des longueurs d'onde variées.

L'oxymètre de pouls calcule la saturation du flux pulsatile, en éliminant les valeurs correspondant au sang veineux et capillaire. La lumière infrarouge est absorbée par le flux sanguin saturé en oxygène qui laisse alors passer plus de lumière rouge. Le capteur enregistre alors la partie qui n'a pas été absorbée et l'analyse se fait en fonction de l'absorption de la lumière par l'hémoglobine. On obtient la quantité de la saturation du sang au niveau des capillaires en oxygène ou SPO<sub>2</sub>.

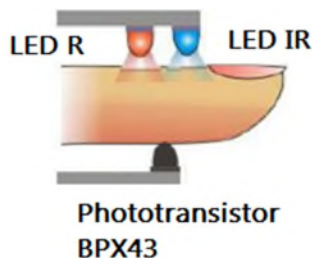


Fig.I-6 – Capteur de l'oxymétrie

### I.4.3. Absorption de la lumière par Hb et HbO2

#### I.4.3.1. Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise 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 lumière transmise à travers une solution .

La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue. Lorsque l'on applique ce principe à l'oxygénation relative des molécules d'Hb, on parle d'oxymétrie. Quand l'oxymétrie est appliquée à du sang artériel (pulsatile), on parle d'oxymétrie de pouls. De manière similaire.

Nous savons que l'Hb absorbe la lumière, ce qui nous permet d'enregistrer les variations de cette absorption. Ceci se matérialise sous la forme d'une onde de pléthysmographie significative. Ceci va conduire à la possibilité d'envisager un calcul de la quantité d'hémoglobine.

L'oxymètre non invasif mesure les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. De nombreux corps sont d'abord susceptibles d'absorber la lumière sur son trajet, autres que l'hémoglobine artérielle (peau, tissus mous, sang et capillaires). L'oxymètre de pouls tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, en estimant que le seul sang artériel est pulsatile. L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel, comme illustré en Figure I-7

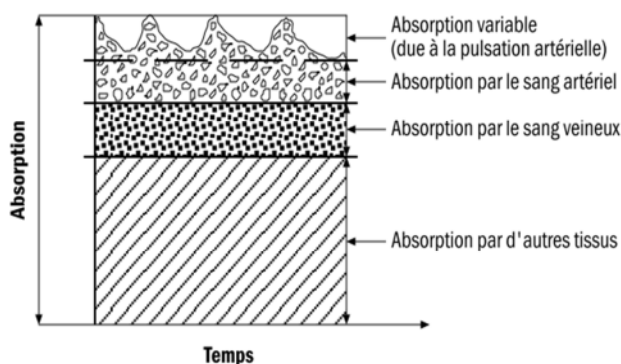


Fig.I-7 – Absorption différentielle de la lumière .

### I.4.3.2. Loi de Beer-Lambert

La loi de Beer-Lambert exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent.

Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité  $I_0$  traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente  $I$  décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur  $l$  du milieu absorbant augmente. La relation est donnée par (I-1) comme suit ;

$$I = I_0 \cdot e^{-al} \quad (\text{I-2})$$

avec:

$a$  : est une constante appelée coefficient d'absorption, caractéristique du milieu et de la longueur d'onde considérés.

Dans le cas des solutions, la loi de Beer fait intervenir les concentrations. L'équation est donnée par (I-3) comme suit ;

$$I = I_0 \cdot e^{-elc} \quad (\text{I-3})$$

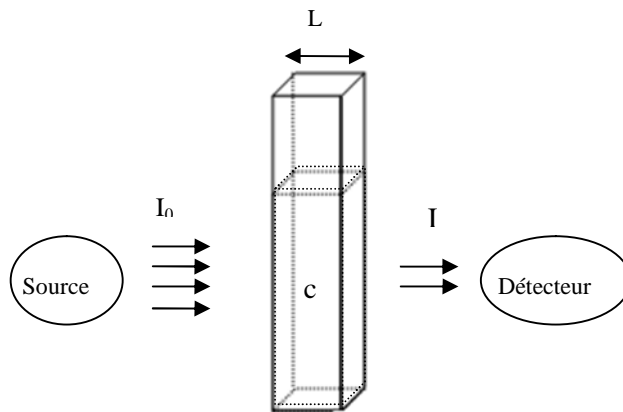


Fig.I-8 – La Loi De Beer-Lambert

où

- $elc$  : est un coefficient caractéristique de la substance appelé coefficient d'absorbance. Il est exprimé en  $(L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1})$ ,
- $l$  est l'épaisseur de la cuve (cm)
- $c$  est la concentration de la solution (mol/L).

$$A = \log \left( \frac{I_0}{I} \right) = elc \quad (\text{I-4})$$

avec:

- $A$  : est l'absorbance ou densité optique.

- $\epsilon$  : est une caractéristique de la molécule. Plus  $\epsilon$  sera grand, plus la solution absorbe.  
Absorbance et concentration étant proportionnelles, cette relation peut être utilisée pour réaliser des dosages ou des suivis cinétiques.

La transmission  $T$  est définie comme le rapport de l'intensité transmise à l'intensité incidente.

$$T = I / I_0 ; \log T = -A. \tag{I-5}$$

Les solutions colorées présentent une longueur d'onde lumineuse où l'absorption est maximale. Cette longueur d'onde maximale  $\lambda_{\max}$  ne dépend pas de la concentration, c'est une grandeur caractéristique de l'ion absorbant. Elle est utilisée pour effectuer les mesures photométriques sur des solutions de différentes concentrations. [6]

**I.4.4. Système à deux longueurs d'onde**

Le fait que l'Hb et l'HbO2 absorbent la lumière différemment suggère la possibilité d'utiliser l'absorption de la lumière pour calculer in vivo la SaO2. Un système à deux longueurs d'ondes peut donc être envisagé à cette fin.

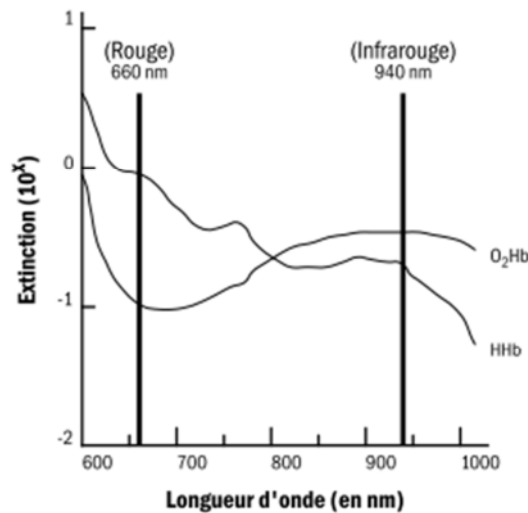


Fig.I-9 – Graphique de l'extinction en fonction de la longueur d'onde.

Le sang contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO2), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine (HbMet) et la carboxyhémoglobine (HbCO). Mises à part des situations pathologiques, la méthémoglobine et la carboxyhémoglobine ne sont présentes qu'à des concentrations faibles. Comme les définitions initiales de la saturation de l'hémoglobine en oxygène reposaient sur la mesure de la saturation en oxygène du sang artériel (SaO2), elles ne prenaient en compte que les deux types d'hémoglobine jouant un rôle dans le transport en oxygène, à savoir HbO2 et Hb, ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle .

$$SaO_2 \text{ fonctionnelle} = [HbO_2 / (HbO_2 + Hb)] \times 100\%. \tag{I-6}$$

La mise au point d'oxymètres 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 :

$$SaO_2 \text{ réelle} = [HbO_2 / (HbO_2 + Hb + HbCO + HbMet)] \times 100\% \tag{I-7}$$

**I.4.5. Mesure pratique de taux de saturation en oxygène**

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante alternative CA de l'absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile pour chacune des deux longueurs d'onde ,puis il divise la valeur obtenue par la composant continue CC de l'absorption de la lumière par tissus ,y compris les sangs veineux et capillaire ,ainsi que la fraction du débit artériel qui n'est pas pulsatile pour obtenir un niveau d'absorption relatif au pouls qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente. La relation entre ces absorptions détermine la saturation R de l'oxygène .Elle est calculée par la relation suivante(I-8).

$$R = \frac{(CA_{rouge}/CC_{rouge})}{(CA_{infrarouge}/CC_{infrarouge})} \tag{I-8}$$

Une courbe de calibrage est alors déterminée empiriquement avec les valeurs de la saturation obtenue par des volontaires , comme illustré en figure i.10.L'oxymètre de pouls utilise pour calculer le taux d'oxygène dans le sang, selon la formule suivant (I.8):

$$SpO_2 = 110 - 25R \tag{I-9}$$

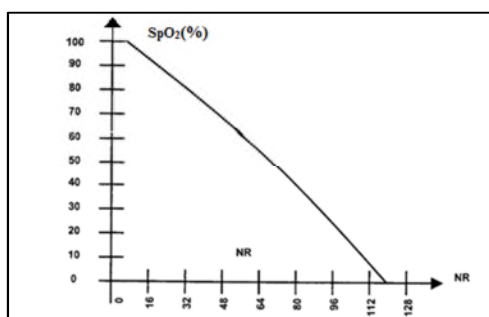


Fig.I-10 – Courbe empirique pour la mesure de la saturation.

un système à deux longueurs d'onde peut être utilisé si les conditions suivantes sont admises :

la lumière traverse le sang artériel, il n'y a pas de quantité significative d'un autre type d'Hb, l'absorption de la lumière par les tissus est négligeable.

**I.4.5.1.La relation entre la pression artérielle partielle en oxygène (PaO2) Et la saturation en oxygène**

La relation entre la pression artérielle partielle en oxygène (PaO2) Et la saturation en oxygène est décrite par la courbe de dissociation de l'hémoglobine en oxygène (voir la Figure I-11.). La forme de cette courbe sigmoïde facilite le déchargement de l'oxygène dans les tissus périphériques où la PaO2 est faible et l'oxygène est nécessaire pour la respiration. La courbe peut être déplacée vers la gauche ou la droite par les caractéristiques des patients différents, par exemple transfusion sanguine récente, la pyrexie.

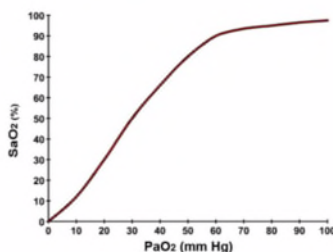


Fig.I-11 – Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft)

### I.4.6. Limites de mesure de la photopléthysmographie de pouls

on résume quelques limitations de l'oxymètre de pouls qui sont donnés par Severinghaus et Kelleher (1992) dans les lignes suivante [6]:

#### **Mauvaise qualité du signal**

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

#### **Mauvais positionnement de la sonde**

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

#### **Interférences colorimétriques**

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

#### **Lumière ambiante**

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

#### **Intoxication au CO**

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

#### **Anémie**

Malgré que le taux d'hémoglobine (pigment des globules rouges assurant le transport de l'oxygène des poumons aux tissus) Diminue dans le sang, les hématies restantes sont toutes correctement saturées, la saturation en O<sub>2</sub> sera normale alors que le patient est hypoxique .

#### **Prise de la pression artérielle**

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

#### **Le mouvement du patient**

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

### I.5. Conclusion

Le signal photopléthysmographique est l'enregistrement des variation de volume à cause de la circulation sanguine. Dans le cadre de monitoring cardio-vasculaire et monitoring respiratoire la mesure de ce signal permet la détection de battement cardiaque et la lecture en continu et en temps réel de la saturation en O<sub>2</sub> de l'hémoglobine selon la propagation de la lumière aux longueurs d'ondes dans le domaine spectrale rouge et infra-rouge.



## Chapitre II Carte de mise en forme du signal photopléthysmographique

L'étude pratique de notre projet est subdivisée en deux parties, une partie analogique qui est la partie de mise en forme du signal qui contient toute les parties nécessaires pour avoir un signal lisible et capable de refléter la grandeur physiologique à analyser. Elle est conçue autour l'élément le plus important dans notre circuit électronique le qui permet de traduire les variations de volume en signal électrique PPG. Elle contient aussi l'étude de chaque circuits séparément du circuit d'émission réception jusqu'au circuit d'offset, et ce afin de préparer le signal pour l'étape d'acquisition de données.

La seconde partie consiste à l'étape d'acquisition de données qui est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lus par un système numérique (PC, DSP...) et d'être traité en vue d'extraire les gradeurs physiologiques appropriées pour une aide au diagnostic médical. Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Uno qui est détaillé dans le chapitre suivant. Il est à noter que les signaux doivent être cadrés entre 0V et 5V pour les traiter par cette carte.

### II.1. Capteur optique

Un capteur optique traduit en signaux électriques l'information portée par des rayonnements optiques de longueurs d'onde( $\lambda$ ) :

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad \text{avec : } c = 299\,792 \text{ km s}^{-1} \text{ et } \nu \text{ la fréquence du rayonnement.}$$

Les photons de la lumière (rayonnement) ont chacun une énergie élémentaire donnée par :

$$W_{\phi} = h\nu \quad \text{avec : } h = 6,6256 \cdot 10^{-34} \text{ J s (} h \text{ est la constante de Planck).}$$

Dans la matière, pour libérer les électrons qui sont liés aux atomes, il faut leur fournir une énergie supérieure à leur énergie de liaison.

$$W_{\phi} \geq W_l \text{ soit : } \lambda \leq \frac{h \cdot c}{W_l} = \lambda_s. \quad \text{avec } \lambda_s \text{ :longueur d'onde de seuil.}$$

La grandeur de sortie étant souvent un courant, on détermine les caractéristiques propres aux capteurs optiques :

#### Courant d'obscurité

C'est le courant permanent, noté  $I_0$ , délivré par l'élément photosensible, placé dans l'obscurité et polarisé dans des conditions particulières.

### Sensibilité

Le courant total est :  $I = I_0 + I_p$ , c'est  $I_p$  qui caractérise la réponse du capteur au flux de rayonnement  $\Phi$  reçu. La sensibilité  $S$  est :  $S = \Delta I / \Delta \Phi = \Delta I_p / \Delta \Phi$ .

#### II.1.1. Types de sonde

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

##### Les pinces

Ils sont placés sur un doigt. Ce dernier est constitué d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer plus d'un centimètre dans le tissu, d'un photo détecteur pour détecter la lumière transmise, Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies.



Fig.II-1 –Une pince de photopléthysmographe de pouls.

##### Sondes autocollantes

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvue des deux diodes lumineuses. Son avantage est d'être beaucoup plus stable et permet des mesures fiables.



Fig.II-2 – Sonde autocollante

##### Pinces à oreilles

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



Fig.II-3 – Une pince à oreille

##### Capteurs a réflectance

Ils se placent sur le front au moyen d'un bandeau, au niveau des ailes du nez ou d'un système autocollant. Ce type de capteur sont plus stables que les pinces à oreille.



Fig.II-4 – Capteur à réflectance

## II.2. Circuit d'émission /réception

La détection du signal photopléthysmographique requiert la disponibilité d'un capteur optoélectronique, ce dernier est constitué d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer plus qu'un centimètre dans le tissu, et d'un photorécepteurs pour détecter la lumière réfléchiée ou diffusée, les deux soit dans un boîtier convenablement conçu (forme et dimension).

### II.2.1. Circuit d'émission

L'émission de la lumière est réalisé par une diode électroluminescente (LED light emitting diode). C'est une diode semi conductrice qui émet des rayonnements dans le domaine visible et l'infra-rouge. Le courant nécessaire à l'illumination est faible (dizaine de mA) et il est nécessaire de placer une résistance en série avec la diode pour limiter l'intensité du courant et éviter de détériorer la diode. On la représente par leur symbole normalisé (Figure .II-5)

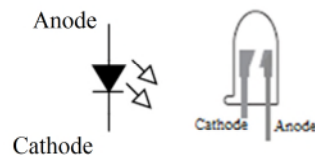


Fig.II-5 – Symbole d'une diode électroluminescente et aspect du composant. [7]

Ces diodes ne sont pas constituées de silicium, mais d'autres matériaux semi-conducteurs, composés de l'arséniure de gallium. De ce fait, la tension présente à leurs bornes n'est pas 0,6 V ; elle vaut de 1,6 V à 2,5 V suivant la couleur de la lumière émise. Le chute de tension est d'autant plus élevée que la longueur d'onde est faible. Voir le tableau 2.1.

| <i>Couleurs</i> | <i>Longueur d'onde(nm)</i> | <i>Tension de seuil (V)</i> | <i>Semi-conducteur utilisé</i> |
|-----------------|----------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| <b>IR</b>       | $\lambda > 760$            | $AV < 1,63$                 | AlGaAs <sup>1</sup>            |
| Rouge           | $610 < \lambda < 760$      | $1,63 < AV < 2,03$          | AlGaAs, GaAsP <sup>2</sup>     |
| Jaune           | $590 < \lambda < 610$      | $2,03 < AV < 2,10$          | GaAsP                          |
| Orange          | $570 < \lambda < 590$      | $2,10 < AV < 2,18$          | GaAsP                          |

Tableau II-1 –Tension de polarisation pour chaque longueur d'onde (couleur) de la lumière émise par la diode (LED).[7]

Les principaux critères de choix d'une diode sont le courant maximal en direct, la tension maximale en inverse et la rapidité. Les ordres de grandeur de ces paramètres sont très variés : le courant maximal peut être de 100 mA.

<sup>1</sup> Arséniure de Gallium-Aluminium

<sup>2</sup> Arséniure Phosphure de Gallium

### II.2.1.1.Circuit électronique associés à une diode

Dans notre projet, nous avons utilisé un simple circuit en mode continue. La polarisation d'une LED en direct suffit par une source de tension  $V_{cc}$  en série avec une résistance bien déterminé  $R$  (FigureII-6).

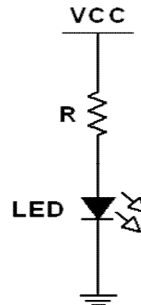


Fig.II-6 – Circuit d'émission de LED.

### II.2.1.2.Polarisation

La diode électroluminescente joue le rôle de convertisseur courant- luminescence. Sur le Tableau2.2, Tableau2.3 sont présentées des mesures de sensibilité des LEDs que nous avons polarisé en série avec une résistance.

|            |       |        |        |        |        |     |        |
|------------|-------|--------|--------|--------|--------|-----|--------|
| Résistance | 10Ω   | 15Ω    | 41 Ω   | 56 Ω   | 330Ω   | 1kΩ | 100kΩ  |
| Courant    | 128mA | 84.4mA | 33.2mA | 29.2mA | 15.9mA | 2mA | 0.02mA |

Tableau II-2 – Luminosité de la LED rouge.

|            |       |       |      |        |      |       |        |
|------------|-------|-------|------|--------|------|-------|--------|
| Résistance | 10Ω   | 15Ω   | 41 Ω | 56 Ω   | 330Ω | 1kΩ   | 100kΩ  |
| Courant    | 155mA | 115mA | 46mA | 40.1mA | 08mA | 2.7mA | 0.03mA |

Tableau II-3 – Luminosité de la LED infra- rouge.

Lors de la conception de circuit, nous avons fait varier la valeur de la résistance afin d'ajuster la valeur qui permet d'aboutir à la meilleure sensibilité de la LED. Nous avons constaté que la valeur du courant électrique augmente avec l'augmentation de la luminosité de la LED.

### II.2.2. Circuit de réception

Dans un circuit de réception, nous utilisons un photorécepteur qui permet de transformer les radiations lumineuses en signaux électriques. Le choix du photodétecteur dépend des facteurs tels que la performance, le conditionnement, la taille, et le coût. On trouve souvent les cellules photo-électriques, les photodiodes, les phototransistors, et les capteurs à circuit intégré (IC). Il est recommandé de les choisir selon une longueur d'onde spécifique, et plus encore selon leur réponse spectrale et la linéarité du signal de sortie, la sensibilité (rapport du signal de sortie électrique à l'intensité de la lumière incidente), et le temps de réponse.

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons utilisé un phototransistor du type PBX43 (NPN-silicium). On peut le considérer comme une photodiode avec un amplificateur de courant intégré. Il a une sensibilité typiquement de 100 à 500 fois par rapport à une photodiode correspondante. Dans ces dispositifs, la lumière incidente sur la base du transistor induit un courant. La sensibilité de ce photodétecteur n'est pas linéaire qu'une photodiode avec une sensibilité qui varie de 10 à 20% sur la

gamme utile du phototransistor. Le temps de réponse typique pour le phototransistor est de 125 microsecondes. La taille, le coût et le rapport signal/bruit d'un phototransistor sont équivalents à ceux d'une photodiode. Il est caractérisé par une large bande de détection de 450nm jusqu'à 1100nm (figure.II-7).

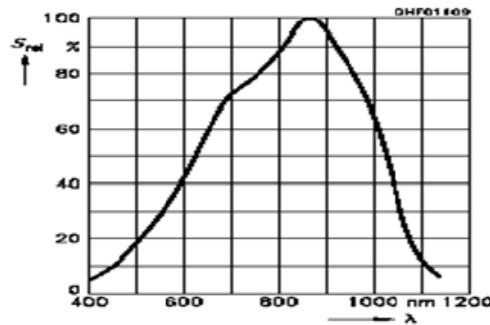


Fig.II-7 – Sensibilité d'un phototransistor en fonction de la longueur d'onde.

### II.2.2.1.Circuit associé au phototransistor

Le montage de base en émetteur commun que nous avons utilisé est illustré sur la figure suivante

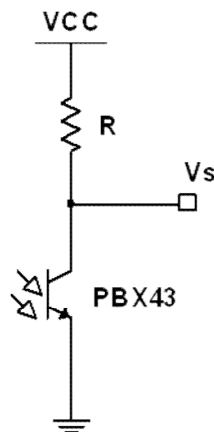


Fig.II-8 – Circuit de réception ; phototransistor en émetteur commun.

### II.2.2.2. Fonctionnement du circuit

Lorsque le phototransistor n'est pas illuminé. Il est bloqué et son courant de fuite est très faible. La tension de sortie  $V_s$  est presque égale à  $V_{cc}$ . A supposer qu'on a utilisé notre doigt entre l'émetteur (LED) et le photodétecteur (phototransistor PBX43), une partie de la lumière passe à travers le doigt, et la variation de la luminosité due aux capillaires. On trouve ces variations en millivolt en fonction de la tension sélectionnée sous le mode AC. Dans le deuxième cas, le phototransistor est soumis à un éclairage, il se sature et la tension  $V_{CEsat}$  ne dépasse pas 0.2V.

En pratique, on sélectionne la résistance R en quelque Méga ohm ( $R=1M\Omega$ ), car du coté réception on mesure une tension  $= RI_C$ .

## II.3. Mise en forme analogique du signal photopléthysmographique

La mise en forme du signal photopléthysmographique demande plusieurs étages remplissant différentes fonctions d'électronique. La première fonction à remplir est celle du capteur qu'il faut bien concevoir et réaliser afin de recueillir un signal prêt à traverser les étages suivants. Ces autres étages

consistent en des étages d'amplification, de filtrage. En plus, un circuit d'offset est prévu pour préparer le signal photopléthysmographique mis en forme à être acquis par une carte multifonctions du type Arduino Uno.

Nous présentons en Figure II-9 la conception de la carte de mise en forme du signal photopléthysmographique. Nous avons conçu et réalisé deux systèmes, à savoir un Cardio-tachymètre et un oxymètre. Ces circuits seront détaillés dans les sections suivantes de ce présent chapitre.

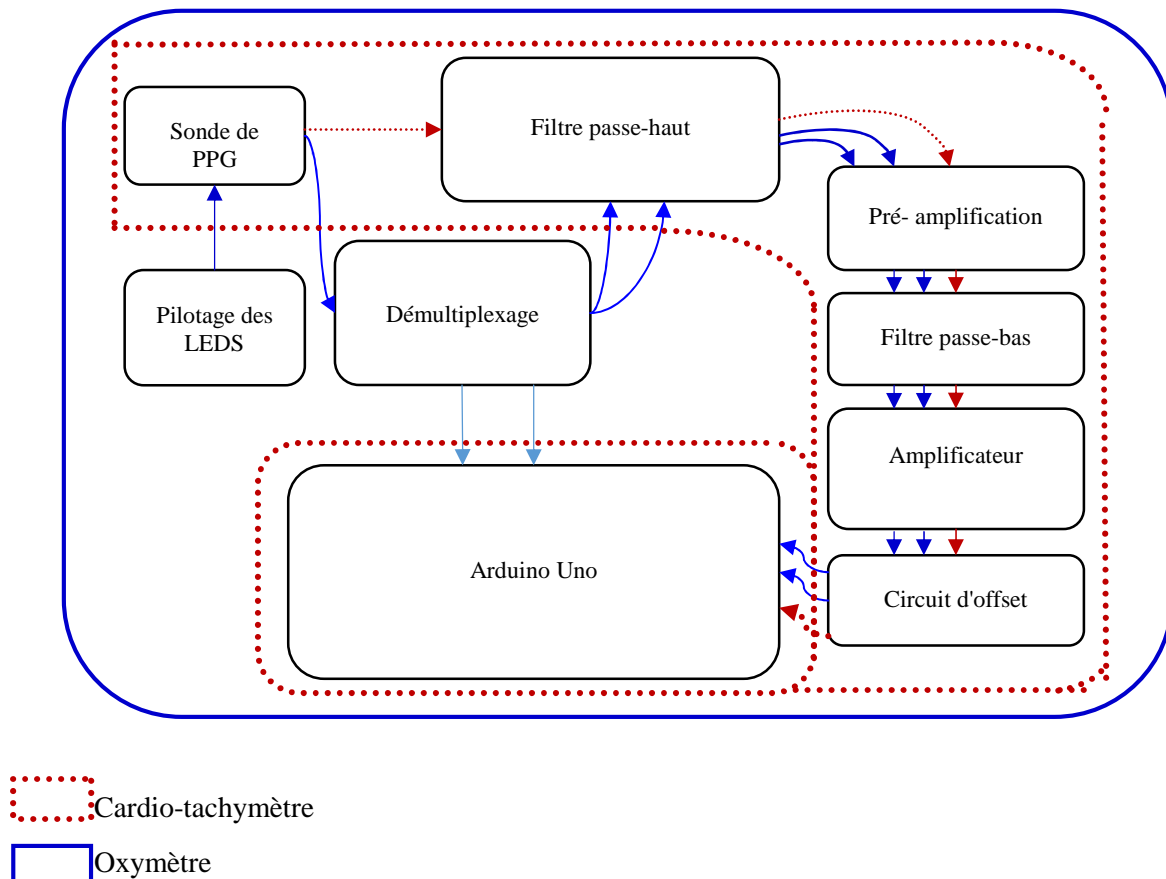


Fig.II-9 – Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal PPG.

### II.3.1. Pilotage des LEDs

#### II.3.1.1. Multivibrateur à base de NE555

La réalisation d'un Cardio-tachymètre dépend seulement un signal PPG rouge ou infra-rouge. Cependant, la saturation en oxygène requiert deux signaux PPGs rouge et infrarouge pour son calcul.

A cette fin, nous utilisons le pilotage de ces deux LEDs par un astable NE555 qui génère un signal carré avec une fréquence variable selon la valeur du potentiomètre ( $R_1$ ) comme illustré sur la Figure II-10. Le condensateur se charge et se décharge périodiquement. Les charges se font à travers  $R_1$  et  $R_2$  tandis que les décharges se font à travers  $R_1$  et le circuit intégré. Ce dernier effectue des commutations lorsque la tension aux bornes du condensateur atteint  $V_{CC}/3$  ou  $2V_{CC}/3$ , comme illustré sur la Figure II-10.

La fréquence des signaux correspond à la formule :

$$f = \frac{1.44}{(R2+2R1)C} \quad (II-1)$$

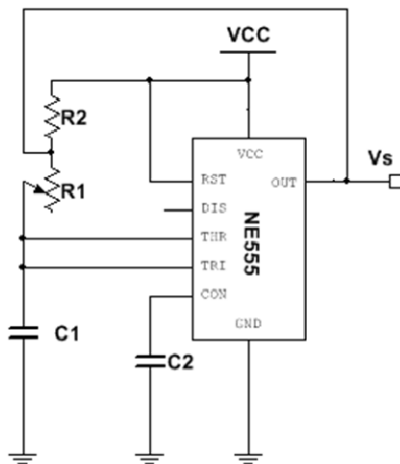


Fig.II-10 – Circuit multivibrateur à base de NE555.

Dans le cas pratique on sélectionne les valeurs suivantes:

R2=4.7k,Potensiomètre,C1=C2=10nF. La simulation de ce circuit sur Multism donne le chronogramme suivant:

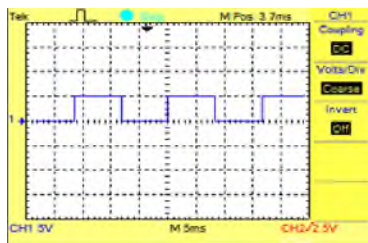


Fig.II-11 –Chronogramme de NE555.Multisim 12.0.

En pratique, nous avons réglé le potentiomètre P selon la fréquence désiré et nous avons visualisé le chronogramme à partir d' un oscilloscope numérique.

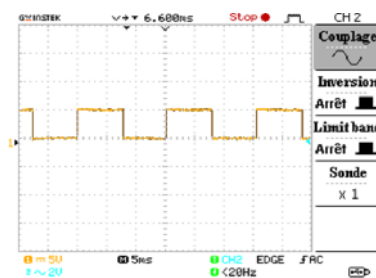


Fig.II-12 – Chronogramme du NE555.

### II.3.2. Circuit de transistors

L'astable (NE555) génère un signal carré de 05 V et 0 V. La LED sera allumée quand il dépasse la tension de seuil, c.à.d., en polarisation directe on l'alimente par + V et en inverse par - V, et avec 0 V elle sera éteinte. Pour résoudre ce problème, nous avons utilisé deux types de transistor (type NPN et PNP) selon la figure suivante:

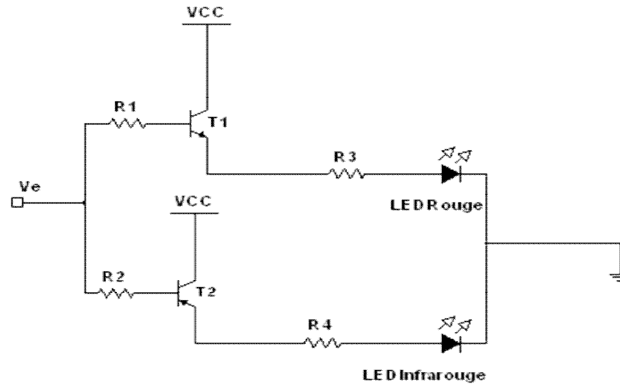


Fig.II-13 – Circuit de transistors type PNP&NPN utilisé pour le pilotage des LEDs

#### II.3.2.1.Principe de fonctionnement

À l'entrée de ce circuit, on branche un astable à base de NE555 qui génère un signal carré, dans l'état haut (5 V), c'est le transistor NPN T1 qui conduit (saturé), la base étant positive par rapport à l'émetteur, T2 restant bloqué (normal la base est au même potentiel que l'émetteur). À l'état bas (0 V), c'est le PNP T2 qui conduit, la base étant négative par rapport à l'émetteur, T1 est lui bloqué. Il y a donc alternance de l'allumage des LEDs.

#### II.3.3. Amplification de puissance

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons utilisé des LEDs d'une luminescence importante dont le courant dépasse 100 mA. Nous avons opté pour un montage de Darlington afin de faire augmenter le courant circulant aux bornes de la LED, comme illustré sur le schéma suivant (Figure II-14).

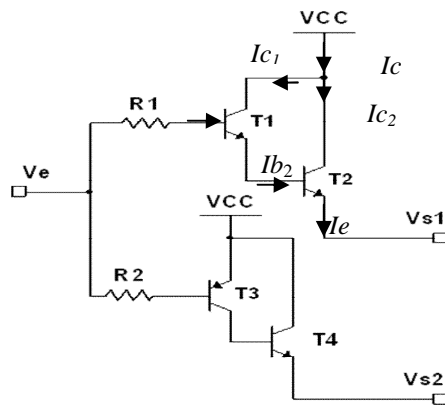


Fig.II-14 – Circuit de transistor Darlington et transistor de Darlington complémentaire.

Un transistor dit « Darlington » est en réalité une association de deux transistors dont l'émetteur du premier alimente la base du deuxième. Cette configuration permet d'avoir des valeurs de gain  $\beta$  très élevées. En effet, le courant émetteur du transistor T1 est le courant base du transistor T2.

On a :



$$I_C = I_{C1} + I_{C2} \quad (\text{II-2})$$

$$I_{b2} = I_{C1} + I_{b1} \quad (\text{II-3})$$

$$I_{b2} = \beta_1 I_{b1} + I_{b1} = I_{b1}(\beta_1 + 1) \quad (\text{II-4})$$

En remplaçant (II-3) dans l'équation (II-1)

$$I_C = \beta_1 I_{b1} + \beta_2 I_{b2} = \beta_1 I_{b1} + \beta_2 I_{b1}(\beta + 1) \quad (\text{II-5})$$

$$I_C = I_{b1}(\beta_1 + \beta_2(\beta + 1)) = (\beta_1 + \beta_2 + \beta_1\beta_2)I_{b1} \quad (\text{II-6})$$

En trouvant

$$\beta \cong \beta_1\beta_2 \quad (\text{II-7})$$

Avec

Ic: Courant de collecteur,(Unité est Ampère).

Ib: Courant de base,(Unité est Ampère).

Ie: Courant d'émetteur, (Unité est Ampère).

$\beta$ : Amplification en courant ou plus simplement gain. ( pas d'unité).

On trouve aussi un type de montage dit « Darlington complémentaire ». Le principe d'un tel montage consiste à injecter le courant collecteur d'un transistor T3 du type PNP, sur la base d'un transistor T4 de type NPN. Ce montage fonctionne comme un transistor PNP avec un gain en courant :  $\beta \cong \beta_1\beta_2$

Dans la pratique on utilise des transistors BC636 (type PNP) et BC637 (type NPN).

et on sélectionne résistance R1 et R2 de valeur de 1k $\Omega$ .

En mesurant le courant d'entrée et de sortie de ce circuit (Voir le Tableau 2.4):

| Type | $I_B$  | $I_E$  | $\beta$ |
|------|--------|--------|---------|
| PNP  | 0.09mA | 62.2mA | 691.11  |
| NPN  | 0.06mA | 46mA   | 766.66  |

Tableau II-4 –Le gain de transistor de Darlington.

### II.3.4. Démultiplexage

La succession d'éclairage des LEDs rouge et infra-rouge sera capté par un seul phototransistor. Donc le signal obtenu porte les deux informations .Afin de restituer les PPG rouge et infrarouge, il faut les séparer l'un de l'autre.

On utilise alors un démultiplexeur qui a une entrée de donnée, n entrées d'adresse et 2<sup>n</sup> sorties. L'entrée est aiguillée vers la sortie dont le numéro est codé dans les adresses. Le type qu'on a utilisé est le 4051 sur la Figure II-15. Nous avons utilisé la broche 3 comme entrée. En mettant les lignes de commandes B et C à la masse (0V analogique) et en utilisant la commande A pour la sélection des signaux PPG rouge et infrarouge. En effet, un signal carré de l'astable (NE555) bascule entre les états haut (5V) et bas (0V) nous permet d'assurer cette tâche de sélection. Les sorties concernées sont alors les broches 13(x<sub>0</sub>) et 14(x<sub>1</sub>). Lorsque A est au niveau bas, nous aurons la sortie sur la broche 13, et lorsque A est au niveau haut nous aurons la sortie sur la broche 14.

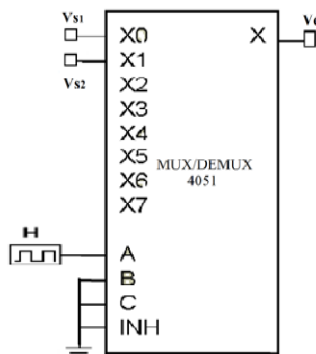


Fig.II-15 – Circuit demultipleur(4051).

Le type qu'on a utilisé est 4066 sur la Figure II-16. On utilise la broche 1et 3comme une entrée commune. En mettant la broche 14 à l'alimentation( $V_{DD}$ ) et la broche 7 à la masse (0V analogique) et en utilisant la commande A pour la sélection de1ère signal PPG( rouge) et la commande B pour le 2ème( infrarouge) avec utilisation d'inverseur afin d'accomplir ce tâche. Les sorties concernées sont alors les broches 2et 4. Lorsque A est au niveau haut, alors B est au niveau bas donc nous aurons la sortie sur la broche 2, et lorsque A est au niveau bas ,B est au niveau haut, donc la sortie sera sur la broche 4.,il est plus précise par rapport le premier .son schéma équivalent est illustré dans la Figure II-16

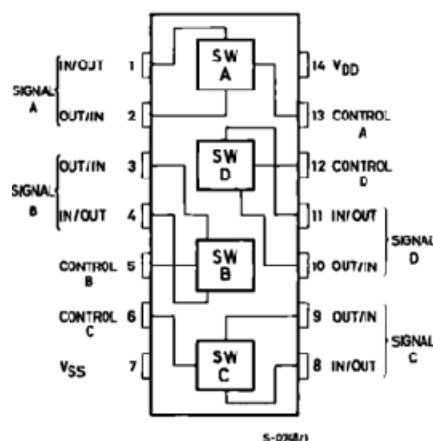


Fig.II-16 – Circuit interne de démultiplexage à base du multiplexeur/démultiplexeur4066.

### II.3.5. Inverseur

Le NE555 génère un signal carré de 0V et 5 V, et les LEDs sont alimentées par 5V en polarisation directe et par -5V en inverse. Donc pour les piloter, on a besoin souvent d'inverser une entrée de

l'astable (le 5 devient 0 et vice versa). Cette opération est réalisée par une porte logique connue sous le nom de « porte NON » trouvé dans un circuit intégré SN54LS04. Son symbole est illustrée sur Figure II-17

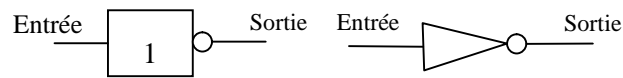


Fig.II-17 – Symboles d'un inverseur.

### Simulation par Multism 12.0

En utilisant le multivibrateur (NE555) pour générer le signal carré à l'entrée d'inverseur et à la sortie on obtient le signal inversé comme le montre la figure suivante ;

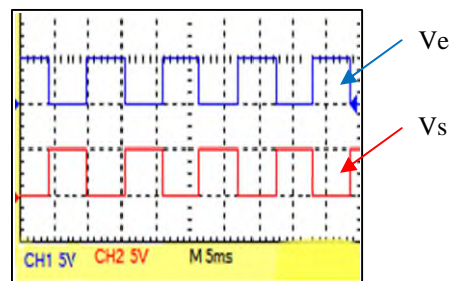


Fig.II-18 – Chronogramme de simulation d'un inverseur (Multisim12.0).

### Le cas pratique

Pour tester le fonctionnement correct du CI SN54LS04, on génère un signal carré ( $V_e$ ) à l'aide d'astable (NE555), et on le branche à l'entrée de ce CI (broche 1) selon le schéma suivant

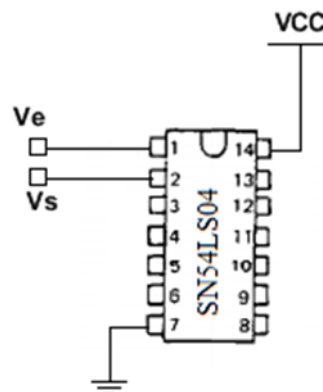


Fig.II-19 – Circuit intégré (SN54LS04) d'inverseur .

Les deux signaux  $V_e$  et  $V_s$  sont visualisés par oscilloscope.

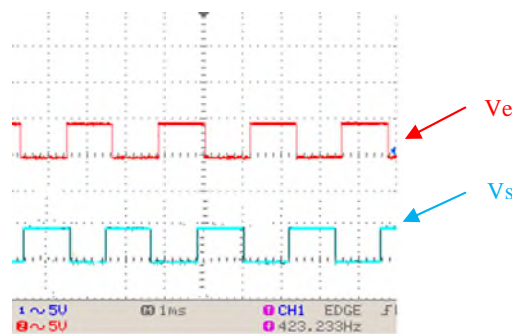


Fig.II-20 Chronogramme de test de la fonction inverseur de CI(SN54LS04).

**Simulation de 4066 par Multism 12.0**

En utilisant le multivibrateur (NE555) pour générer le signal carré de quelque centaine de Hz défini comme une commande pour le 4066 dans la broche 13 et inversé dans la broche 5 et à l'entrée on génère un signal sinusoïdale de basse fréquence (10Hz) et d'amplitude de 2V(crête à crête ). A la sortie, les deux signaux sont modulés en amplitude avec une porteuse conservée. il faut les démoduler par un simple circuit de détection d'enveloppe est formé d'une diode et d'un filtre passe bas (lorsque les signaux ont les alternance positive et négatif, on utilise seulement le filtre passe bas). La condition sur la constante de temps du circuit pour que la détection se fait correctement est :  $\frac{2\pi}{\omega_p} \ll \tau \ll \frac{2\pi}{\omega_m}$  avec  $\tau = RC$ .

$\omega_p$  et  $\omega_m$  sont respectivement les pulsations de la porteuse et du signal modulant.

Le schéma réalisé est le suivant

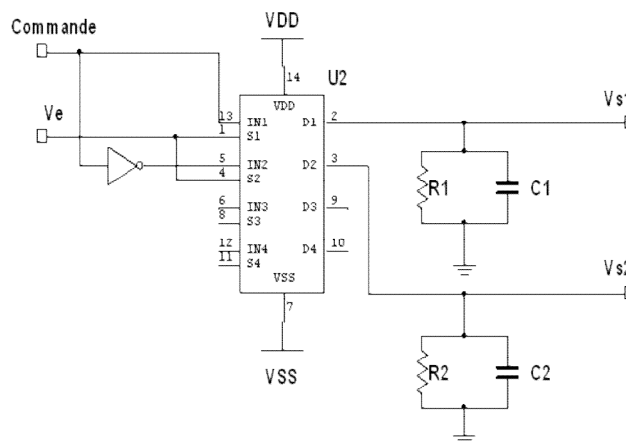


Fig.II-21 – Schéma de démultiplexeur avec circuit de détection d'enveloppe.

On sélectionne  $R1=R2=10k\Omega$  ,  $C1=C2=10\mu F$ ,  $VDD=VCC=5V$ ,  $VSS=GND=0V$ .

Les signaux de sortie sont illustrés sur la figure suivante:

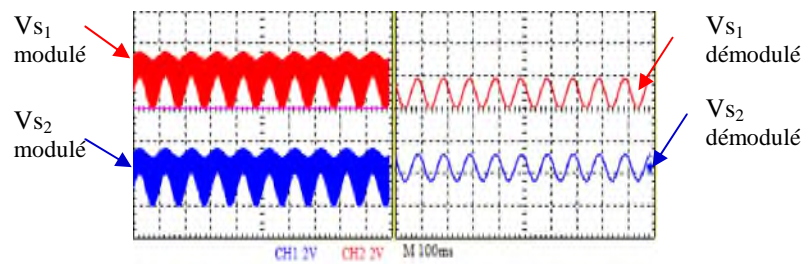


Fig.II-22 – Les deux signaux de sortie de 4066 modulés et démodulés (Multisim12.0).

**Etude pratique de fonctionnement de 4066**

Pour tester le fonctionnement correct du 4066, on génère un signal carré à l'aide d'astable (NE555) pour les commandes (broche 11&04), et un signal sinusoïdal de 1.118Hzet d'amplitude égale à 80mV(crête à crête ) et on obtient les signaux suivants:

— Avant démodulation

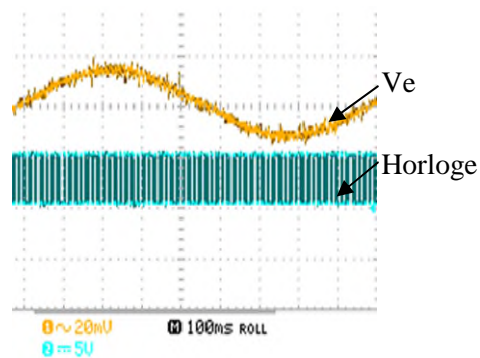


Fig.II-23 – Signal d'entrée avec les impulsions de commande(Horloge) .

Les deux signaux  $V_{S1}$  et  $V_{S2}$  sont visualisé par oscilloscope comme illustré sur les Figure II-24

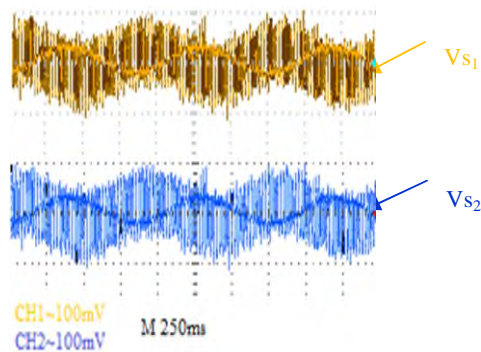


Fig.II-24 – Les deux signaux de sortie modulés du 4066 (Oscilloscope numérique).

— Après démodulation

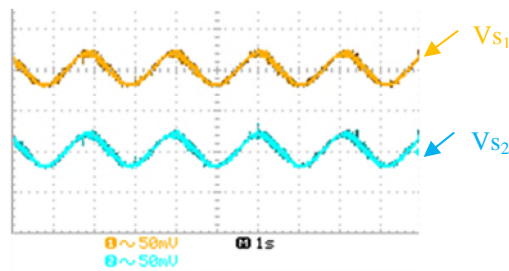


Fig.II-25 – Les deux signaux de sortie démodulés du 4066 (Oscilloscope numérique).

### II.3.6. Circuit d'amplification

Le signal photopléthysmographique est de faible amplitude, on utilise alors un étage d'amplification.

#### II.3.6.1. Pré-amplificateur non-inverseur

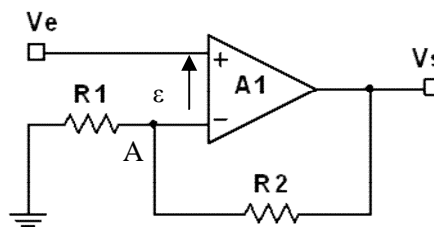


Fig.II-26 – Pré-amplificateur à base d'un AOP.

Pour déterminer le gain ,en appliquant le théorème de Millman au point A:

Comme  $e_+ = e_- = V_A$  ,  $\epsilon = 0$  , et  $i_+ = i_- = 0$  ,il vient :

$$e_+ = \frac{\frac{V_s + 0}{R_2 + R_1}}{\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1}} = \frac{R_1 V_s}{R_2 + R_1} \quad (\text{II-8})$$

on a aussi

$$e_- = V_e \quad (\text{II-9})$$

Donc le gain de l'étage d'amplification est donné par  $G = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$  (II-10) comme suit ;

$$G = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{II-10})$$

Dans notre projet, nous avons utilisé un AOP de type OP07, avec deux résistance R2 qui est de valeur de 249KΩ et R1 de 1k Ω.

$$\text{A.N: } G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{249}{1} = 250$$

Etude pratique: En variant la tension d'entrée et mesure la tension de sortie à partir d'un oscilloscope on utilise les deux chaîne l'un pour Ve et l'autre pour Vs.

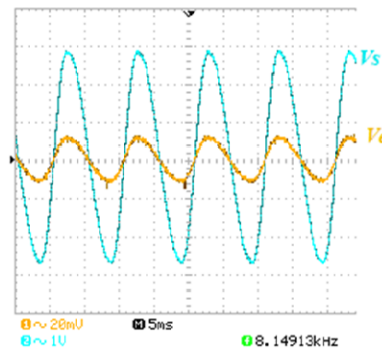


Fig.II-27 – Graphe du signal entrée  $V_e$  et le signal amplifié  $V_s$ .

Le tableau suivant regroupe des mesures de l'amplification avec Gain de 250.

### II.3.6.2. Etage du deuxième amplificateur inverseur

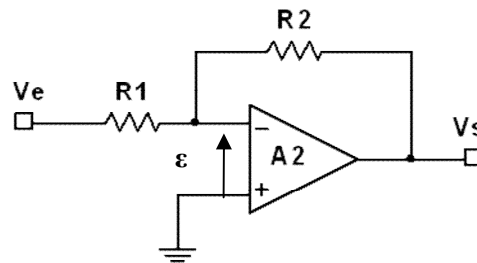


Fig.II-28 – Deuxième amplificateur à base d'un AOP du type TL084.

Le gain en tension de l'ampli-op du montage de la figure est donné par (II-11), comme suit:

Dans le cas où on considère que l'AOP est parfait, on a  $e_+ = e_- = V_A$ ,  $\epsilon = 0$ , et  $i_+ = i_- = 0$

Et d'après le théorème de Millman en A, on trouve:

$$V_A = \frac{\frac{V_e + V_s}{\frac{R_1 + R_2}{1} + \frac{1}{1}}}{\frac{R_1 + R_2}{1} + \frac{1}{1}} \text{ . Or } V_A = e_+ = e_- = 0.$$

On en tire donc que

$$G = \frac{V_s}{V_e} = -\frac{R_2}{R_1} \tag{II-11}$$

Dans notre projet, nous avons utilisé un AOP du type TL084, avec deux résistances  $R_2$  qui sont de valeur de  $200\text{k}\Omega$  et  $R_1$  de  $100\text{k}\Omega$ .

$$\text{A.N: } G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = -\frac{200}{100} = 2.$$

### II.3.7. Filtrage

Il y'a deux filtres passifs sont réalisés à base de composants passifs (RLC) et l'autre actifs (AOP), on trouve des différents types des filtres : Passe-haut, passe-bas, passe-bande, passe-tout, filtre réjecteur, chaque type a sa propre propriété et d'utilisation selon la bande spectrale du signal traité et du bruit, et la fréquence de coupure.

Dans notre projet, nous avons utilisé un filtre passe-haut passif pour éliminer la composante continue et le filtre passe-bas actif pour atténuer le 50Hz .

### II.3.7.1.Filtre passe-haut passif

Le filtrage passe haut est utilisée pour supprimer les fluctuations de la ligne de base sur signal photopléthysmographique et la composante continue qui est ajouté par la lumière ambiante. Afin de filtrer cette composante de fréquence presque nulle, on utilise un condensateur C en série et une résistance R.

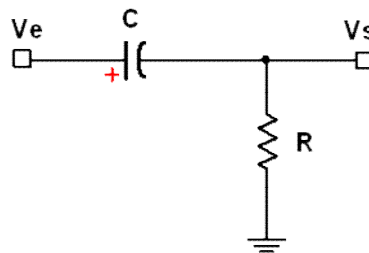


Fig.II-29 – Filtre passe-haut utilisé pour le filtrage du signal photopléthysmographique  
 $f_c = 0.0159 \text{ Hz}$ .

La fonction de transfert La fréquence de coupure du filtre passe-haut pasif du 1<sup>ème</sup> ordre de la Figure II-29 donné en (II-13), comme suit ;

En applique la loi de diviseur de tension, on trouve:

$$V_s = \frac{R}{R+Z_c} V_e \quad (\text{II-12})$$

avec  $Z_c = \frac{1}{jC\omega}$ .

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R}{R+\frac{1}{jC\omega}} = \frac{jRC\omega}{R+jRC\omega}. \quad (\text{II-13})$$

La fréquence de coupure de ce filtre passe haut est donnée en (II-14), comme suit ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{II-14})$$

Un condensateur C de capacité égale à 10  $\mu\text{F}$  et une résistance R de valeur de 1  $\text{M}\Omega$  permettent de préserver le contenu spectral du signal photopléthysmographique à une fréquence de coupure  $f_c = 0.0159 \text{ Hz}$ .

$$\text{A.N: } f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi 10^6 10 \cdot 10^{-6}} = 0.0159 \text{ Hz}$$

### II.3.7.2.Filtre passe-bas actif de Rauch

Dans le but de garder la bande spectrale utile de signal photopléthysmographique allant de 0.8 Hz jusqu'à 2 Hz, on choisit le filtre passe-bas de fréquence de coupure égale à 10 Hz. Le schéma de ce filtre est donné en Figure II-30, on se place dans le cas où toutes les résistances sont égales à R.



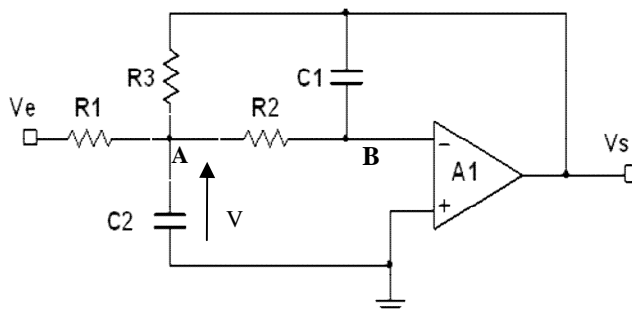


Fig.II-30 – Filtre actif passe- bas de Rauch du 2 éme ordre.

La fonction de transfert et la fréquence de coupure du filtre passe-bas actif du 2<sup>ème</sup> ordre de la Figure II-30 sont données en (II-17), comme suit ;

On applique la loi des nœuds(Lois de Kirchhoff) :

$$\frac{(Ve-V)}{R} + \frac{(Vs-V)}{R} + \frac{(0-V)}{R} - \frac{V}{Zc_2} = 0 \quad (II-15)$$

avec  $Zc_2 = \frac{1}{jC_1\omega}$

$$(II-18)= \frac{(Ve-V)}{R} + \frac{(Vs-V)}{R} + \frac{(0-V)}{R} - jC_2\omega V = 0.$$

A le nœud B on obtient:

$$\frac{V}{R} + \frac{Vs}{Zc_1} = 0.$$

$$V = \frac{-Vs}{Zc_1} R \quad (II-16)$$

avec  $Zc_1 = \frac{1}{jC_1\omega}$ .

On remplace (II-16) dans l'équation( II-15), et on obtient

$$Ve + (3jC_1\omega + 1 - C_1C_2\omega^2R^2)Vs = 0.$$

Ensuite on procède à une mise en forme de la fonction de transfert (Vs/Ve) :

$$H(j\omega) = Vs/Ve = - \frac{1}{1+3j\omega RC_1+(j\omega R\sqrt{C_1C_2})^2} \quad (II-17)$$

La pulsation de coupure à -3dB est donnée en (II-18), comme suit ;

$$\omega_c = \frac{1}{R\sqrt{C_1C_2}} \quad (II-18)$$

La fréquence de coupure de ce filtre est donnée en (II-18), comme suit ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1C_2}} \quad (II-19)$$

En basses fréquences, le condensateur agit comme circuit ouvert. L'expression de transfert devient ;

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow 0} = -1 \quad (II-20)$$

En hautes fréquences, le condensateur agit comme circuit fermé. L'expression de transfert (II-20) devient ;

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow \infty} \approx 0 \quad (\text{II-21})$$

### Etude pratique

La suppression définitive de bruit en cas pratique n'est pas réalisable car ce filtre passe-bas de Rauch permet d'atténuer le signal de fréquence supérieur à la fréquence de coupure  $f_c$ .

Dans ce projet, nous avons utilisé initialement la valeur de 10 kΩ à la résistance  $R_1$ , et  $R_2, R_3$ . on prend Le condensateur  $C_1$  d'une capacité de 1 μF et  $C_2$  est désigné à 3.3μF. Ces valeurs dirige à une fréquence de coupure du filtre passe-bas égale à 9,09 Hz, ce qui peut être considérée comme fréquence raisonnable pour le signal photopléthysmographique. voir les calculs ci-dessous.

La fréquence de courpure est donnée par,

$$f_c = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}}$$

On remplace R par la valeur 10KΩ ( $R = 10^4 \Omega$ ).

Et  $C_1$  par 1μF ( $C_1 = 10^{-6}F$ ),  $C_2$  est de valeur de 3.3μF ( $C_2 = 3.3 \cdot 10^{-6}F$ ).

Donc on obtient :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi \cdot 10^4 \sqrt{10^{-6} \cdot 3.3 \cdot 10^{-6}}} = 9.009 \text{ Hz}$$

Le tableau suivant rassemble les mesures de la réponse fréquentielle du filtre passe bas actif de deuxième ordre de type de Rauch. La tension d'entrée  $V_e$  est sélectionnée à 1V<sub>p-p</sub> (pic to pic :c.à.d. crête-à-crête).

| Fréquence (Hz)                 | 1 | 2     | 3     | 4     | 6     | 8     | 10    | 20     | 30     | 40     | 50     | 60     | 70     |
|--------------------------------|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Sortie/Entrée(V/V)             | 1 | 0.98  | 0.94  | 0.92  | 0.76  | 0.61  | 0.48  | 0.17   | 0.08   | 0.042  | 0.033  | 0.024  | 0.02   |
| Sortie/Entrée(dB) <sup>3</sup> | 0 | -0,17 | -0,53 | -0,72 | -2,38 | -4,29 | -6,37 | -15,39 | -21,93 | -27,53 | -29,62 | -32,39 | -33,97 |

Tableau II-5 – Réponse fréquentielle du filtre passe bas actif de 2ème ordre du type de Rauch avec  $f_c = 10\text{Hz}$ .

Le diagramme de Bode ( Gain (Vs/Ve)en dB en fonction de fréquence (Hz)) tracé dans un environnement Matlab est donnée sur la Figure II-31.

<sup>3</sup> Sortie/Entrée(dB)=  $20 \log_{10} [V_{\text{Sortie}}(j\omega)/V_{\text{Entrée}}(j\omega)]$

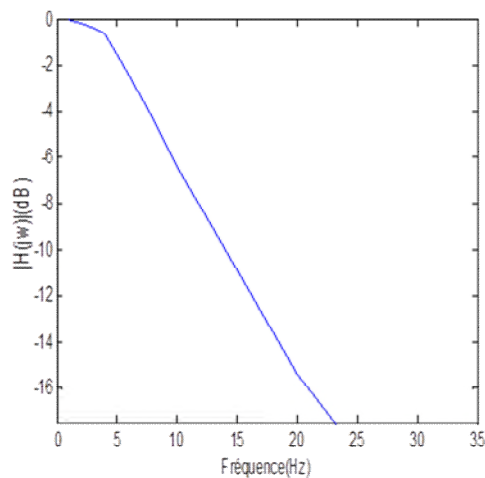


Fig.II-31 – Graphe du module de  $H(j\omega)$  en fonction de la fréquence Hz

La stimulation du circuit est illustrée sur la Figure II-32 par le logiciel Multisim 12.0, avec l'utilisation de Bode Plotter on trace le diagramme de Bode (module de fonction de transfert(dB) en fonction de la fréquence).

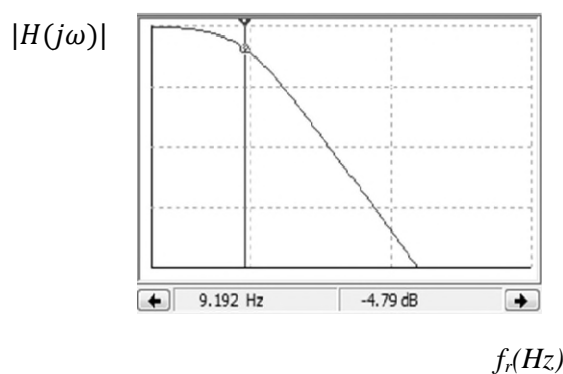


Fig.II-32 – Diagramme du module de  $H(j\omega)$  en fonction de fréquence Hz(Multisim12.0).

### II.3.8. Circuit d'offset

Le signal photopléthysmographique recueilli est un signal bipolaire. Il est alors indispensable de lui rajouter une tension d'offset en vue de respecter l'entrée analogique de la carte multifonctions Arduino Uno à utiliser pour l'acquisition de données.

Les condensateurs permettent d'assurer une fonction de filtrage passe-bas permettant de lisser la tension de sortie contre toute oscillation de haute fréquence subite suite à un offset brusque lors du réglage du potentiomètre. Le potentiomètre de 2.2kΩ branché entre +5V et -5V permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP  $\mu A741$  permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme de la et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

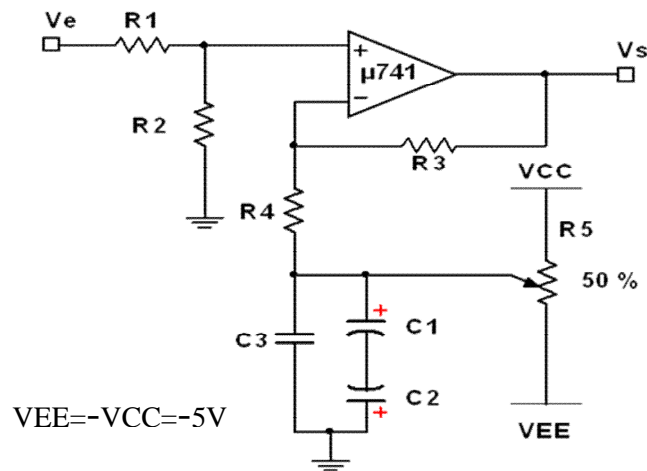


Fig.II-33 – Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal photopléthysmographique.

En générant un signal sinusoïdale d'amplitude égale à  $1V_{P.P}$  et de fréquence 1 kHz à l'entrée du circuit, et en changeant la position du curseur du potentiomètre, nous aboutissons à un offset que l'on visualise sur un oscilloscope numérique comme illustré sur la figure suivante.

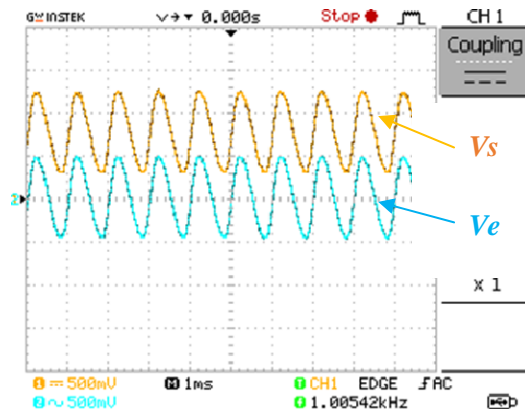


Fig.II-34 – Graphe du signal d'entrée  $V_e$  et de sortie  $V_s$  de circuit d'offset.

### II.3.9. Filtre réjecteur

L'interférence avec le réseau électrique est considérée comme la source de bruit commune à l'ensemble des signaux physiologiques. Par le biais d'un filtre réjecteur de cette interférence à 50 Hz, on arrive à réduire ce bruit.

Comme illustré sur la figure II-36, ce filtre est conçu comme la mise en parallèle de deux filtres, l'un passe haut et l'autre passe bas en forme de la lettre T, d'où provient le nom de ce filtre. La réponse fréquentielle typique de ce filtre est illustrée sur la Figure II.36

Ce filtre permet d'éliminer la fréquence de 50 Hz qui affecte le signal PPG, le choix des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50Hz.

La bande de fréquence à rejeter est centrée autour de  $\omega_0$  d'une largeur de fréquence B, on définit aussi le facteur de qualité  $Q = \omega_0/B$ , une valeur élevée de Q indique une bande à rejeter très étroite.

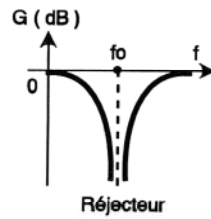


Fig.II-35 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur

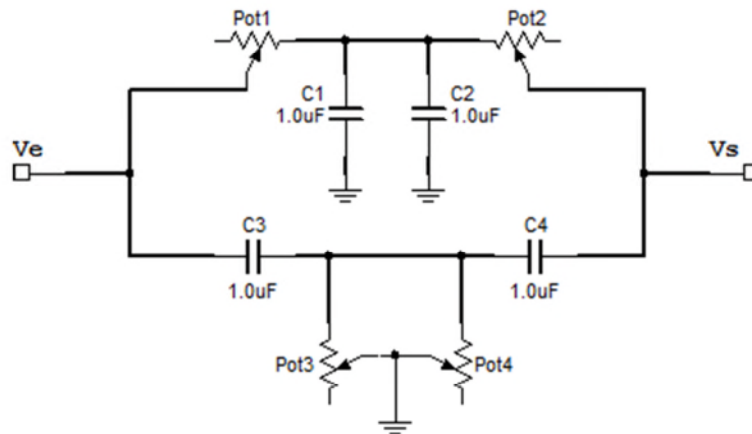


Fig.II-36 – Filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique en double-T

La fréquence de coupure de filtre réjecteur est donnée par :  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$

On a  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 50\text{Hz}$  et on prend une valeur de condensateur égale à  $1\mu\text{F}$

Donc  $R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi * 50 * 10^{-6}} = 3184\Omega$

Le tableau ci-dessous regroupe les mesures de la réponse fréquentielle du filtre réjecteur. La tension d'entrée est fixée à  $V_e = 1\text{ V}$  crête-à-crête.

|                   |      |      |      |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|-------------------|------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Fréquence (Hz)    | 20   | 30   | 40   | 45    | 48    | 49    | 50    | 51    | 52    | 55    | 60    | 70    | 80    |
| Sortie/Entrée     | 0.8  | 0.65 | 0.45 | 0.2   | 0.15  | 0.05  | 0.02  | 0.03  | 0.07  | 0.09  | 0.15  | 0.2   | 0.25  |
| Sortie/Entrée(dB) | -1,9 | -3,7 | -6,9 | -13,9 | -16,4 | -27,9 | -33,9 | -29,1 | -23,1 | -20,9 | -16,5 | -13,9 | -12,0 |

Tableau II-6 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz.

Le diagramme de Bode du filtre réjecteur ( Gain ( $V_s/V_e$ ) en dB en fonction de fréquence (Hz) tracé dans un environnement Matlab est donnée sur la Figure II-37.

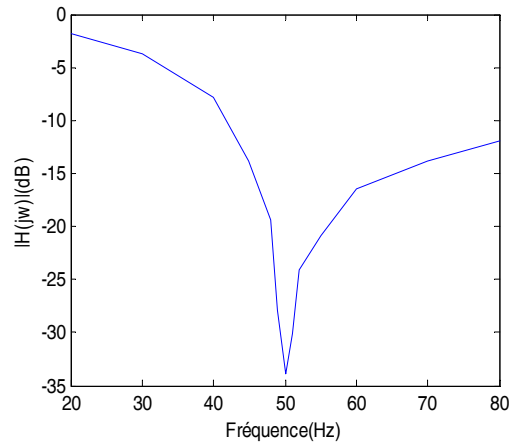


Fig.II-37 – Graphe du module de  $H(j\omega)$  en fonction de la fréquence [Hz]

#### II.4. Conclusion

Le signal photopléthysmographique est un tracé de la pulsation des artères dû au passage du sang propulsé par chaque contraction cardiaque sous forme de tension variant avec le temps. Ce signal est de très faible amplitude et bruité. Afin de le mettre en forme et le préparer pour l'étape d'acquisition de données, nous avons conçu et développé des circuits de mise en forme centrés autour de l'amplification et le filtrage. Les circuits développés consistent en amplification et un filtre passe-bas actif de Rauch permet de réduire l'effet l'interférence du réseau électrique et la lumière ambiante sur le signal PPG.

## Chapitre III Acquisition de données

La carte de mise en forme du signal photopléthysmogramme comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données. Lors de la conception de cette partie de numérisation de signal photopléthysmogramme, nous avons opté pour la carte multifonctions Arduino <sup>4</sup>Uno. Ce choix est fait suite à la vulgarisation de cette carte électronique ayant plusieurs variantes.

### III.1. Partie hardware

Le modèle Arduino Uno (Figure III-1) est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C.

L'intérêt principal des cartes Arduino est leur facilité de mise en œuvre. Arduino fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source. Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB.

Cette carte comporte ;

- 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM<sup>5</sup> (largeur d'impulsion modulée)),
- 6 entrées analogiques de A<sub>0</sub> à A<sub>5</sub> (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- un quartz à 16 MHz
- une connexion USB,<sup>6</sup>
- Un connecteur d'alimentation jack
- Un bouton reset

La carte Arduino Uno contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur; Pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA).

---

<sup>4</sup> [www.arduino.cc](http://www.arduino.cc)

<sup>5</sup> Pulse Width Modulation, modulation de largeur d'impulsion

<sup>6</sup> Universal Serial Bus

**Synthèse des caractéristiques**

|   |   |
|---|---|
| Microcontrôleur                               | ATmega328   |
| Tension de fonctionnement                     | 5V  |
| Tension d'alimentation (recommandée)          | 7-12V   |
| Tension d'alimentation (limites)              | 6-20V   |
| Broches E/S numériques                        | 14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)                                    |
| Broches d'entrées analogiques                 | 6 (utilisables en broches E/S numériques)                                 |
| Intensité maxi disponible par broche E/S (5V) | 40 mA   |
| Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V | 50 mA   |
| Intensité maxi disponible pour la sortie 5V   | Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul |
| Mémoire Programme Flash                       | 32 Ko (ATmega328) dont 0.5 Ko sont utilisés par le boot loader            |
| Mémoire SRAM (mémoire volatile)               | 2 Ko (ATmega328)  |
| Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)         | 1 Ko (ATmega328)  |
| Vitesse d'horloge                             | 16 MHz  |

La carte Arduino Uno dispose de toute une série de fonctionnalités pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres microcontrôleurs. L'ATMega328 dispose d'une UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter ou émetteur-récepteur asynchrone universel en français) pour communication série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et 1 (TX). Un circuit intégré ATmega328 sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et apparaît comme un port COM virtuel pour les logiciels de l'ordinateur. Le code utilisé pour programmer l'ATmega328 utilise le driver standard USB COM, et aucun autre driver externe n'est nécessaire.

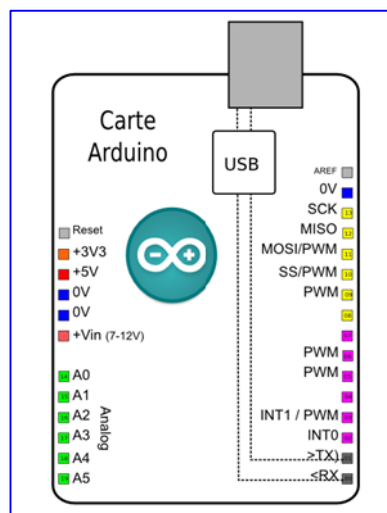


Fig.III-1 – Brochage de la carte Arduino Uno.



Le signal a discrétisé est à envoyer à l'ordinateur en trames ; Chaque trame UART est constituée des bits suivants :

- Un bit start toujours mise à 0
- Les données lues sur 10 bits
- Un bit de parité assurant un codage correcte des données
- Un bit stop, toujours mis à 1

La vitesse de transmission exprimée en baud<sup>7</sup> de la carte Arduino est variable et permet de cadencer l'envoi des données vers l'ordinateur. Les données sont numérisées grâce au convertisseur analogique numérique de la carte Arduino sur 10 bits. Avec ce codage, nous aurons des données codées valeurs entières entre 0 et  $2^{10}-1=1023$  qui correspond à 5V comme valeur à l'entrée de chacune des entrées analogiques de la carte Arduino.

L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) ou des piles (ou des accus). L'adaptateur secteur peut être connecté en branchant une prise 2.1mm positif au centre dans le connecteur jack de la carte.

La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer et endommager la carte.

L'ATmega 328 à 32Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 0.5Ko également utilisés par le bootloader). L'ATmega328 a également 2ko de mémoire SRAM (volatile) et 1Ko d'EEPROM (non volatile - mémoire qui peut être lue à l'aide de la librairie EEPROM).

Un boot loader, qui est un programme préprogrammé pour tous les microcontrôleurs du type ATmega, permet la communication entre ATmega et le logiciel Arduino via le port USB, notamment lors de chaque programmation de la carte.

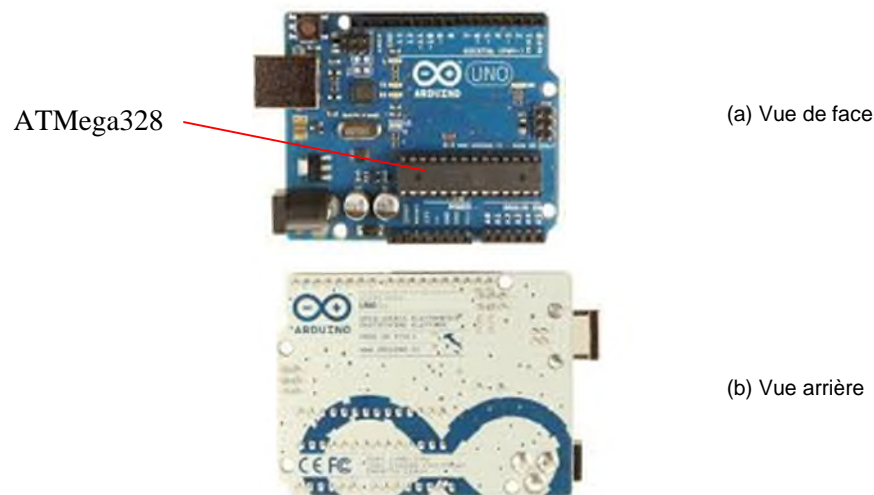


Fig.III-2 – Carte Arduino Uno (a) vue de face, (b) vue arrière

---

<sup>7</sup> Bits par seconde

La carte Arduino Uno intègre un polyfusible réinitialisable qui protège le port USB de l'ordinateur contre les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité). Bien que la plupart des ordinateurs aient leur propre protection interne, le fusible de la carte fournit une couche supplémentaire de protection. Si plus de 500mA sont appliqués au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court-circuit ou la surcharge soit stoppé.

### III.2. Partie Software

La partie software consiste en deux programmes. Un premier programme, développé dans un environnement dédié à Arduino, permet de charger les commandes que doit exécuter la carte Arduino.

Le microcontrôleur ATmega328 présent sur la carte Arduino Uno est livré avec un boot loader (petit programme de démarrage) préprogrammé qui vous permet de transférer le nouveau programme dans le microcontrôleur sans avoir à utiliser un matériel de programmation externe.

Le second programme, développé dans un environnement au choix de l'utilisateur, permet de recevoir les données des signaux numérisés. Dans ce présent projet, nous avons opté pour le langage MATLAB, et ce pour pouvoir accomplir une analyse spectrale du signal photopléthysmographique à la suite de l'étape d'acquisition de données.

#### III.2.1. Partie Firmware

Les cartes Arduino sont programmables via un environnement dédié dont l'interface graphique est illustrée sur la Figure III-3. Cet environnement permet une programmation du microcontrôleur en langage C++, ce qui confirme la puissance de ce langage en électronique à pouvoir introduire des instructions bénéficiant d'une bibliothèque de fonctions préprogrammées.

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement, comme illustré sur la Figure III-4. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer, comme illustré sur la Figure III-3. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.

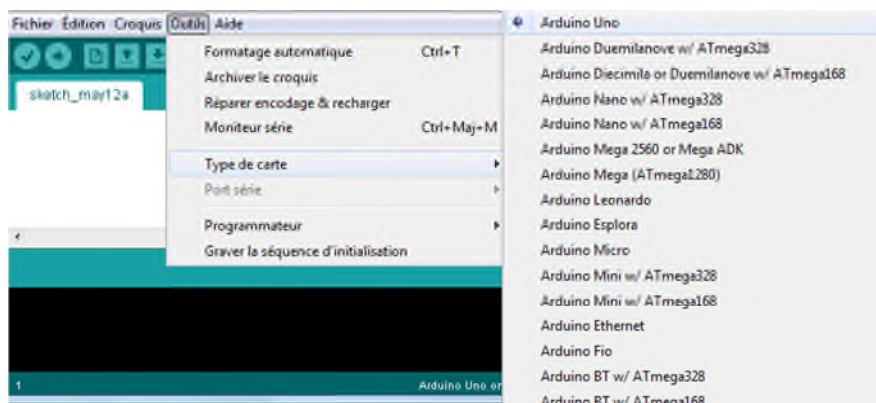


Fig.III-3 – Environnement de développement de Arduino : sélection de la carte Arduino Uno

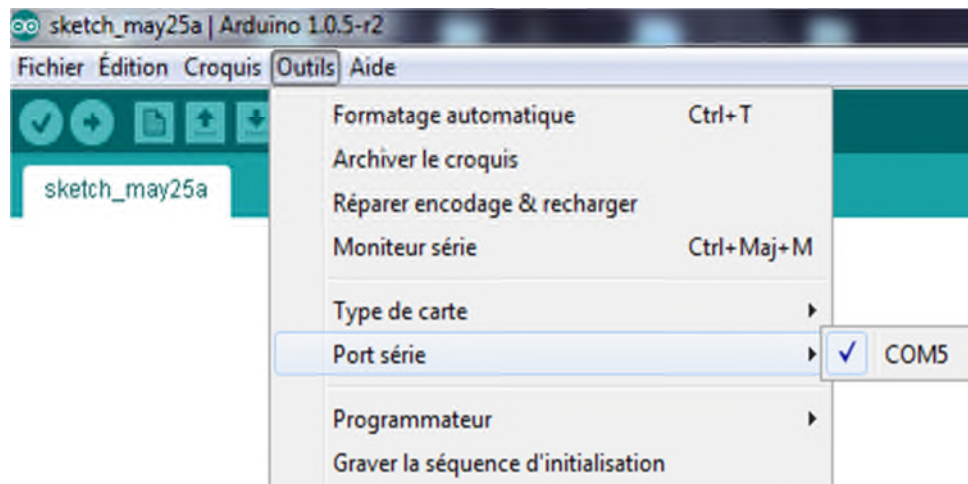


Fig.III-4 – Environnement de développement d'Arduino : sélection du port USB

Il est à noter la simplicité de la structure du programme type permettant l'acquisition d'un signal donné.

Pour faire simple, le système Arduino est un système complet de développement en électronique programmée comportant:

- \_\_ Le matériel Arduino : les cartes Arduino, notamment la carte Uno
- \_\_ Le logiciel Arduino : véritable environnement de développement intégré dédié au langage Arduino

Le logiciel Arduino est un espace de développement intégré (EDI) comporte :

- Une barre des Menus comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- Une barre des boutons qui donnent un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- Un Editeur (à coloration syntaxique) pour écrire le code de programme, avec onglets de navigation,
- Une zone de message qui affiche indique l'état des actions en cours,
- Une Console de texte qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme

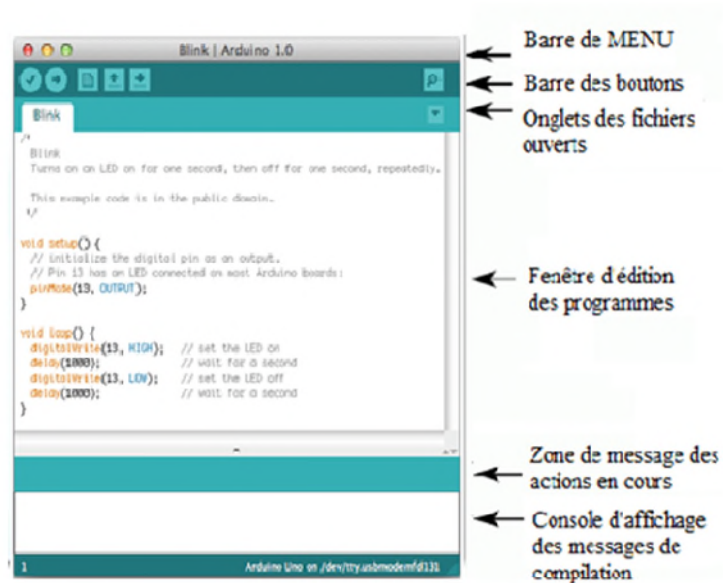


Fig.III-5 – - Présentation d’espace de développement intégré EDI

Le logiciel Arduino inclut une fenêtre terminal série (ou moniteur série) sur l'ordinateur comme illustré sur la Fig.III-6 et qui permet d'envoyer des textes simples depuis et vers la carte Arduino. Les LEDs RX et TX sur la carte clignote lorsque les données sont transmises via le circuit intégré USB-vers-série et la connexion USB vers l'ordinateur (mais pas pour les communications série sur les broches 0 et 1).

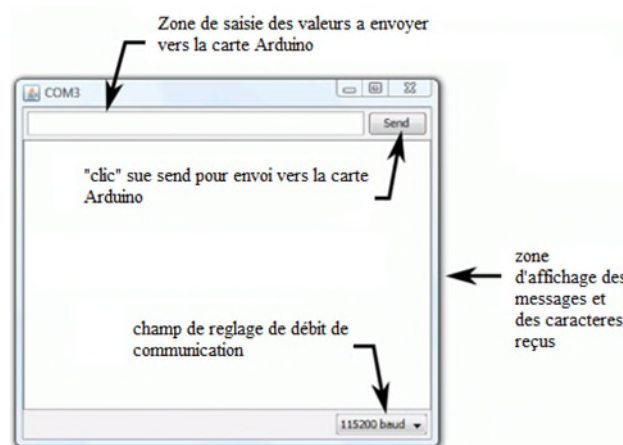


Fig.III-6 – - moniteur série d’Arduino Uno

### III.2.2. Lecture des données numérisées

Plusieurs environnements permettent la lecture de données via le port USB. Afin de pouvoir effectuer un traitement numérique du signal sur le signal photopléthysmogramme acquis, nous avons opté pour l’environnement MATLAB vu ses diverses boîtes à outils de fonctions préprogrammées disponibles sous forme d’une boîte à outils.

La lecture du port série permet de lire les échantillons numérisés. Un signal est alors généré grâce à la juxtaposition des échantillons successifs en respectant la période d'échantillonnage réglable dans le firmware téléversé préalablement dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

### **III.3. Conclusion**

Dans le chapitre, nous avons conçu et réalisé un système embarqué d'acquisition de données basé sur les fonctionnalités de la carte Arduino Uno. La partie software consiste en deux parties élémentaires. En premier lieu, la programmation du firmware développé dans l'environnement de développement propre au module Arduino. En second lieu, la programmation du script de réception de données développé dans un environnement MATLAB.

## Chapitre IV Mesures et enregistrements

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats obtenus à partir du dispositif que nous avons conçu et réalisé. Les résultats sont présentés en deux étapes. La première consiste à présenter les signaux obtenus depuis la partie analogique qui sont visualisés sur l'écran d'un oscilloscope numérique. Les résultats de l'acquisition des composantes AC et DC signaux photopléthysmographiques rouge et infrarouge sont présentés dans une interface graphique développée dans un environnement MATLAB.

Le système d'acquisition développé a été conçu autour d'une carte Arduino UNO. Un programme de pilotage de cette carte que nous avons développé en langage C est chargé dans le microcontrôleur ATmega328 grâce à un environnement de développement dédié aux cartes Arduino. Les signaux photopléthysmographiques sont enregistrés sous forme d'un fichier de données pour un traitement ultérieur.

Nous avons opté à accomplir l'acquisition de données dans un environnement MATLAB pour bénéficier de ses fonctionnalités avancées de traitement numérique du signal disponibles sous forme de toolboxes de fonctions. Cet environnement nous permettra de traiter le signal photopléthysmographique par la méthode de Welch pour estimer sa densité spectrale de puissance.

Une détection des maxima et minima au cours d'un cycle cardiaque nous a permis de calculer la saturation en oxygène dans le sang et le rythme cardiaque. Les 6 entrées analogiques de la carte multifonctions Arduino Uno sont exploitées pour acquérir les quatre signaux PPGs nécessaires pour calculer le  $SpO_2$ , à savoir les composantes AC et DC rouge et infrarouge. Nous avons utilisé les entrées analogiques de A0 jusqu'à A3 pour enregistrer simultanément ces signaux. Ces entrées analogiques sont cadrées entre 0 et 5 V. Il est alors nécessaire d'ajuster la composante continue des signaux PPGs afin de respecter ces limites de tension. Afin d'assurer une marge de sécurité, nous avons ajusté les signaux à acquérir entre 0.5 à 4.5 V, et ce afin d'éviter un éventuel écrêtage.

### IV.1. Mesures analogiques

Les circuits électroniques (Dimension 7x5 cm) que nous avons réalisé sont rassemblés dans une boîte de dimension (11.7x7.3x5.4) cm. On a sélectionné pour chaque étage deux sortie l'un pour le rouge et l'autre pour l'infra-rouge (voir Annexe 3).

Ces mesures analogiques sont accomplies aux niveaux des différents blocs constituant la carte de mise en forme développée allant du capteur jusqu'au circuit d'offset. La première étape est le positionnement correct de l'index (L'ongle en face du phototransistor et l'autre devant les LEDs pour éviter la réflexion de la lumière) et de prendre les différentes mesures au niveau des différentes sorties. Des points tests sont établis afin de permettre à l'utilisateur d'étudier les signaux recueillis et de maintenir le système en état de marche en détectant d'éventuel dysfonctionnement.

#### IV.1.1. Capteur

Premièrement, nous visualisons le signal à la sortie du capteur. L'horloge H utilisée pour le pilotage des LEDs est mise à 5V pour la LED rouge et à 0V pour la LED infrarouge. Afin de respecter le théorème de Shannon, nous avons sélectionné une fréquence de pilotage suffisamment grande pour

éviter un recouvrement spectral. La fréquence d'échantillonnage  $F_e$  doit être supérieure ou égale à deux fois la fréquence maximale  $F_M$  du signal à discrétiser. En pratique,  $F_e \geq 10F_M$ , cette condition est respecté lors de l'étape d'acquisition de données.

### IV.1.2. Mise en forme analogique

La carte électronique de mise en forme analogique des signaux PPGs est alimentée par +5V et -5V. Dans cette section, les signaux à la sortie de chacun des étages sont présentés.

#### IV.1.2.1. Filtre passe haut

Les Figures suivantes illustrent les signaux PPGs rouge et infrarouge en modes continu et pulsé recueillis à la sortie de filtre passe haut passif de cellule RC. L'affichage sur l'oscilloscope numérique est fait en couplage DC pour montrer la suppression de la composante continue des signaux par ce filtre. Les signaux recueillis sont de faibles amplitudes à environ 40 mV et sont noyés dans du bruit. Ce bruit est l'interférence du réseau électrique à 50 Hz.

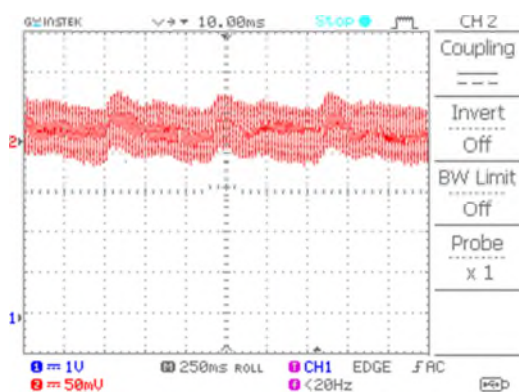


Fig.IV-1 Signal rouge à la sortie du filtre passe haut sans pilotage par NE555 (couplage DC)

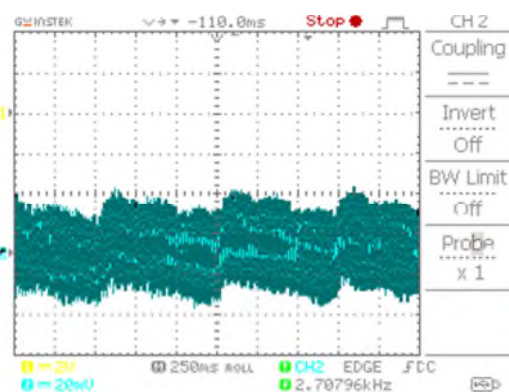


Fig.IV-2 Signal infra-rouge à la sortie de filtre passe haut sans pilotage par NE555 (couplage DC)

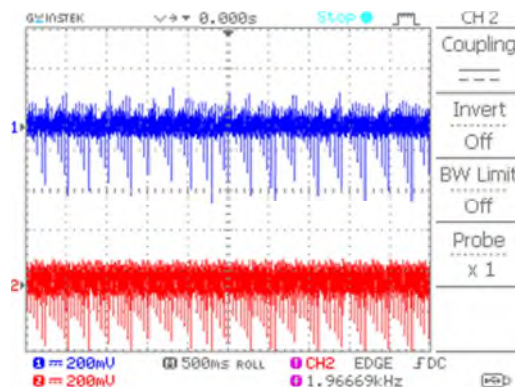
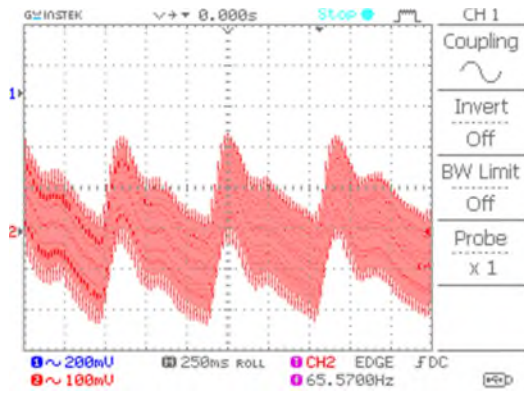


Fig.IV-3 Signaux rouge (couleur rouge) et infrarouge (bleu) à la sortie du filtre passe haut avec pilotage par NE555 (couplage DC)

#### IV.1.2.2. Préamplification

Les signaux délivrés par la sonde R/IR sont de faibles amplitudes. L'étage de préamplification prépare ce signal à l'entrée analogique de la carte multifonctions Arduino Uno.





Signal Fig.IV-4 Signal Infra-rouge à la sortie du préamplificateur sans pilotage par NE555 (couplage DC)

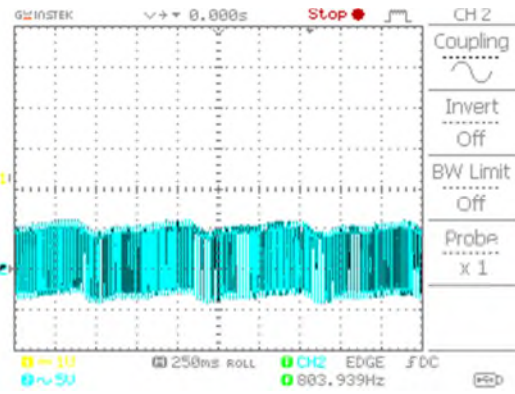


Fig.IV-5 Signal infra-rouge à la sortie du préamplificateur sans pilotage par NE555 (couplage DC)

### IV.1.2.3. Filtre passe bas

Un filtre passe bas actif de Rauch (voir chapitre 2) à une fréquence de coupure  $f_c=10$  Hz permet d'atténuer les bruits indésirable et les artéfacts.

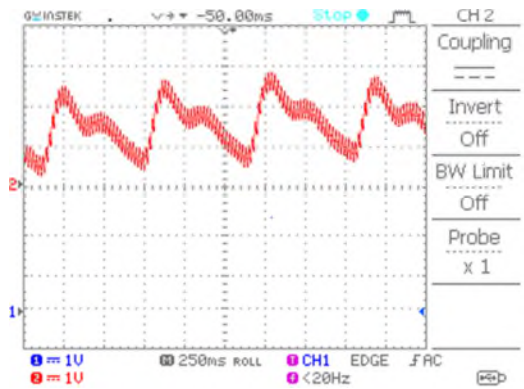


Fig.IV-6 Signal rouge à la sortie du filtre passe bas sans pilotage par le NE555 (couplage DC)

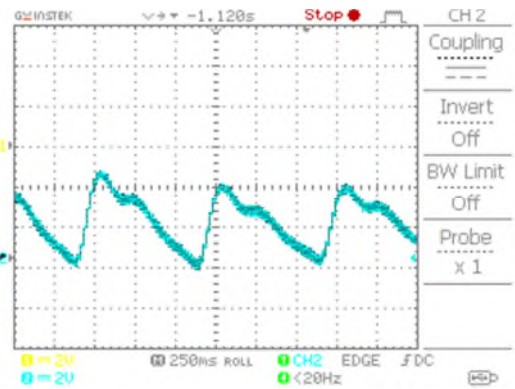


Fig.IV-7 Signal Infra-rouge à la sortie du filtre passe bas sans pilotage par NE555 (couplage DC)

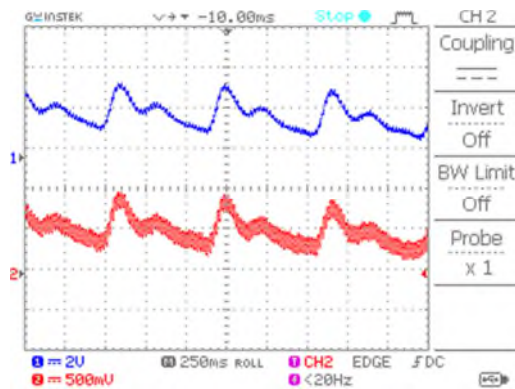


Fig.IV-8 Signaux rouge et infrarouge à la sortie due filtre passe bas avec pilotage par NE555 (couplage DC)



#### IV.1.2.4. Filtre réjecteur

Malgré que le filtre passe bas atténue les bruits et artéfacts mais l'interférence de 50Hz est toujours présente sur nos signaux PPGs. Un filtre en double T réjecteur de l'interférence du réseau électrique permet de recueillir les signaux dans les figures suivantes.

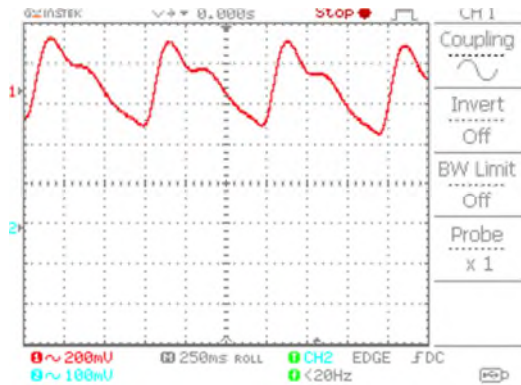


Fig.IV-9 Signal rouge à la sortie du filtre réjecteur sans pilotage avec NE555 (couplage DC)

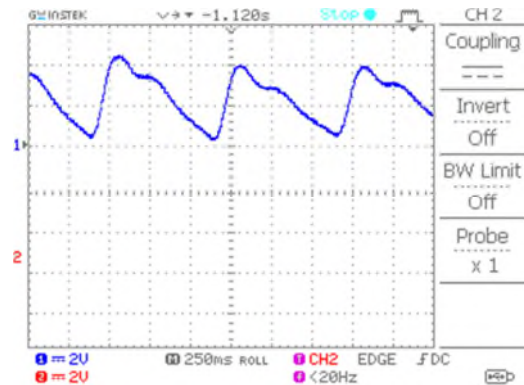


Fig.IV-10 Signa infrarouge à la sortie du filtre réjecteur sans pilotage avec NE555 (couplage DC)

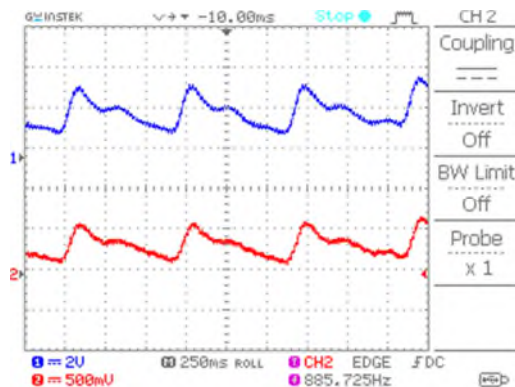


Fig.IV-11 Les deux signaux rouge et infrarouge à la sortie du filtre réjecteur avec pilotage avec NE555 (couplage DC)

#### IV.1.3. Influence de la fréquence d'horloge sur les signaux pulsés rouge & infrarouge

La qualité des signaux pulsés dépend de la fréquence de démultiplexage  $F_H$  du signal d'horloge exploitée pour le pilotage des LEDs rouge et infrarouge. Les Figures IV-12, IV-13, IV-14, et IV-15 montrent clairement la qualité des signaux ainsi recueillis qui sont de plus en plus meilleurs en termes de rapport signal-sur-bruit. Cette fréquence de démultiplexage est limitée par le seuil de fréquence de commutation maximale du démultiplexeur (voir la fiche technique du multiplexeur/démultiplexeur 4051 en Annexe 4).

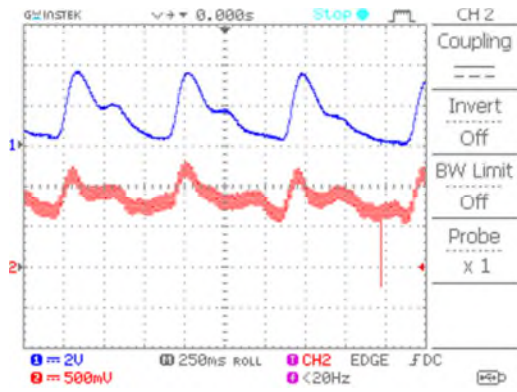


Fig.IV-12 Signaux PPGs rouge et infrarouge recueillis à  $F_H=496.45$  (couplage DC)

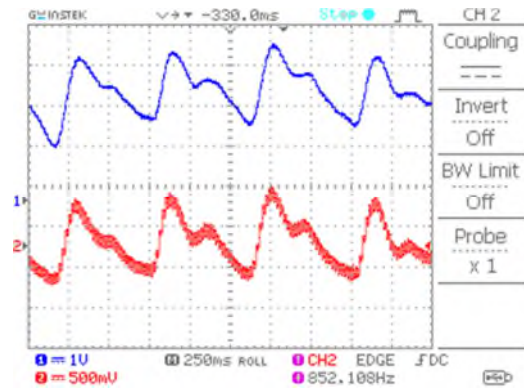


Fig.IV-13 Signaux PPGs rouge et infrarouge recueillis à  $F_H=759.35$  (couplage DC)

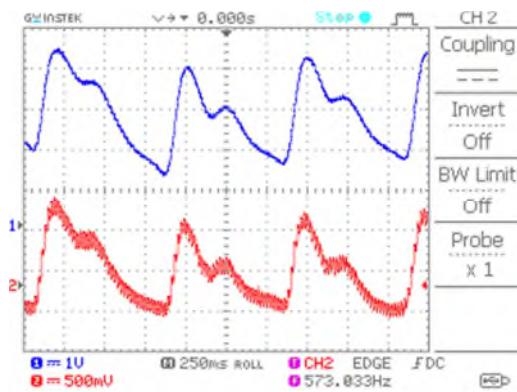


Fig.IV-14 Les deux signaux rouge et infra rouge recueillis à  $F_H=886.14$ .(couplage DC)

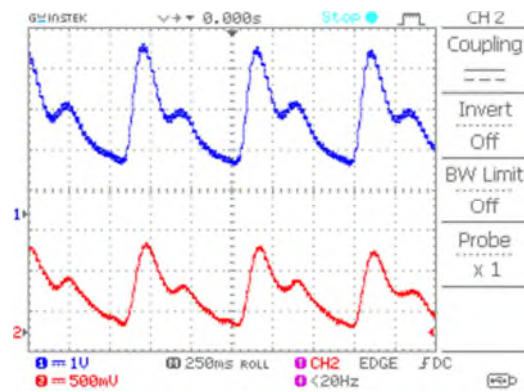


Fig.IV-15 Les deux signaux rouge et infra rouge recueillis à  $F_H=1.3345$ . (couplage DC)

## IV.2. Acquisition des signaux PPGs R/IR

Nous avons exploité la carte multifonctions Arduino Uno pour acquérir les signaux PPGs rouge et infrarouge.

### IV.2.1. Logiciel d'acquisition de données

L'interface graphique (GUI: Graphical User Interface) en première version du logiciel d'acquisitions est illustrée sur la Figure IV-16.

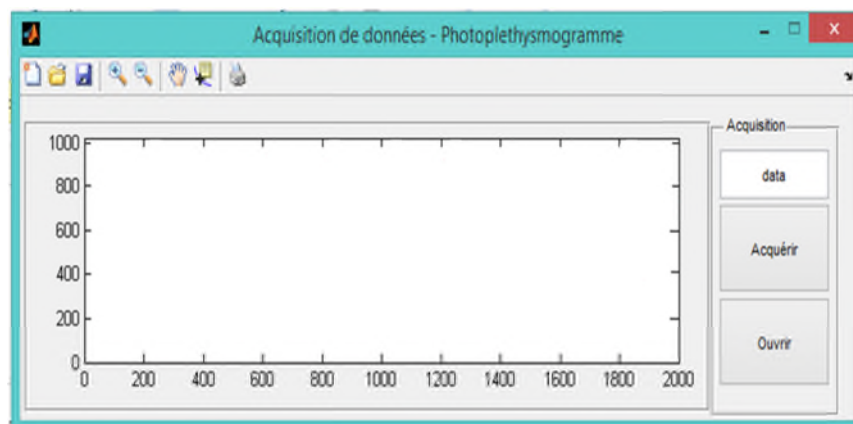


Fig.IV-16 – Interface d'acquisition du signal photopléthysmographique

Cette interface permet de visualiser le signal acquis.

#### IV.2.1.1.Fonctionnalités de l'interface graphique

En premier test, un signal sinusoïdal généré du GBF (FigureIV-17) à une fréquence de 1 Hz est acquis par le système d'acquisition développé. Ce signal est cadré entre 0.5V à 4.5V comme illustré sur la, et ce afin de respecter la technologie TTL aux entrées analogiques de la Carte Arduino Uno. Ce signal envoyé de la carte Arduino Uno vers l'ordinateur par une vitesse de 9600 bps. L'acquisition est accomplie à une fréquence d'échantillonnage de  $F_s=200$  Hz (Figure IV-18).

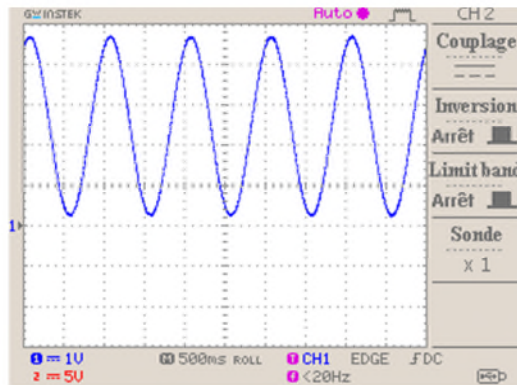


Fig.IV-17 – Visualisation d'un signal sinusoïdal à 1 Hz sur un oscilloscope numérique

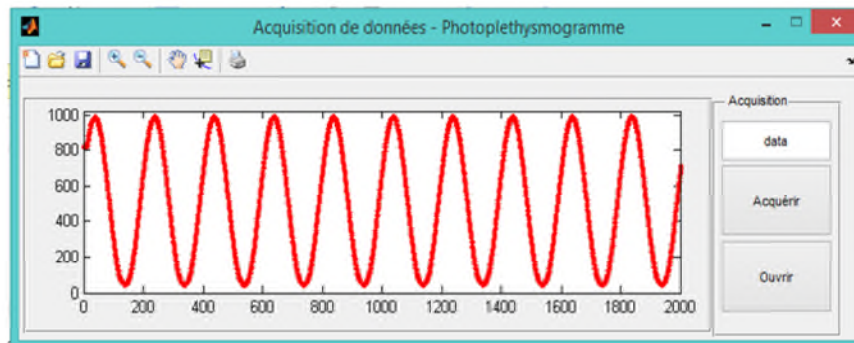


Fig.IV-18 – Acquisition d'un signal sinusoïdal à 1 Hz,  $F_s=200$  Hz

Après avoir acquis ce signal sinusoïdal affiché sur l'interface graphique du logiciel d'acquisition développé, nous présentons quelques enregistrements des signaux PPGs rouge et infrarouge en mode continu.

La Figure IV-19 illustre un signal PPG infrarouge d'une amplitude absolue d'environ 4V d'un sujet normal affiché sur un oscilloscope à mémoire. La Figure IV-20 illustre le même signal mais par l'entremise du système d'acquisition développé. A un codage sur 10 bits, la qualité de l'acquisition est très satisfaisante faisant recevoir l'entrée analogique A0 entre 0 et 5 V, ce qui correspond à des valeurs entières entre 0 et 1023. Ce signal est contaminé par l'interférence du réseau électrique à 50 Hz.

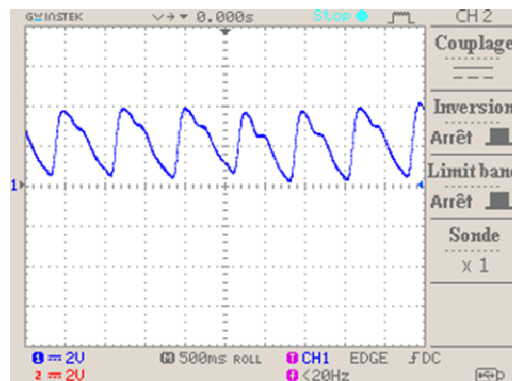


Fig.IV-19 – Signal PPG infrarouge d'un sujet normal affiché sur un oscilloscope numérique

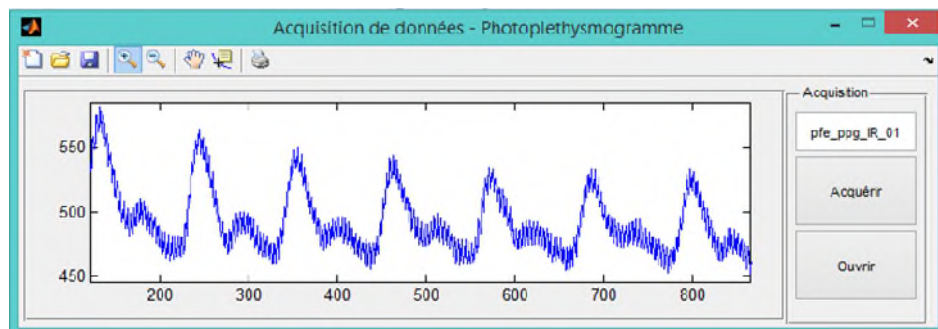


Fig.IV-20 – Acquisition d'un signal PPG infrarouge (sujet normal)

Une deuxième acquisition est faite sur le même sujet mais cette fois-ci l'interférence du réseau électrique à 50 Hz est filtrée grâce au filtre réjecteur du 50 Hz étudié en chapitre II. Ce signal varie entre 0 et 5V ce qui correspond à des valeurs entre 0 et 1023 sur l'interface graphique comme illustré sur la Figure IV-21.



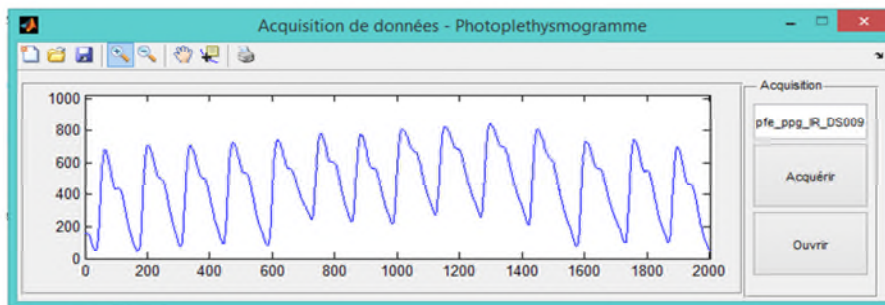


Fig.IV-21 – Signal PPG infrarouge d’un sujet normal à la sortie du filtre réjecteur du 50 Hz  
 Une partie de ce signal est illustrée sur la Figure IV-22 pour déterminer l'encoche dicrotique.

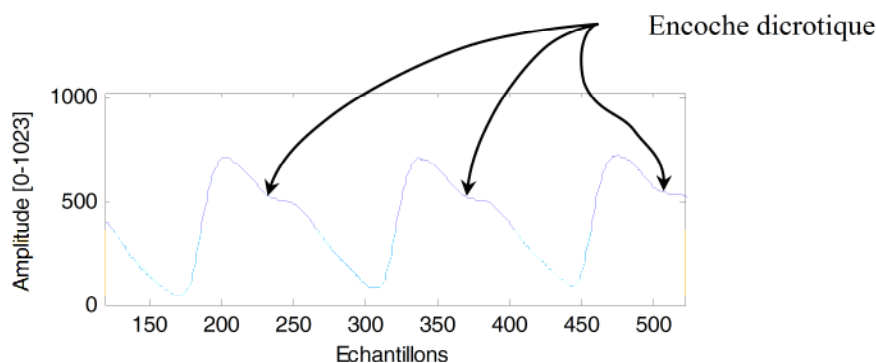


Fig.IV-22 – Signal PPG infrarouge d’un sujet normal sur deux cycles cardiaques

Il est à noter qu’une respiration non-uniforme influe sur le contenu signal PPG acquis. Un signal PPG infrarouge sous respiration normal est illustré sur la Figure IV-23

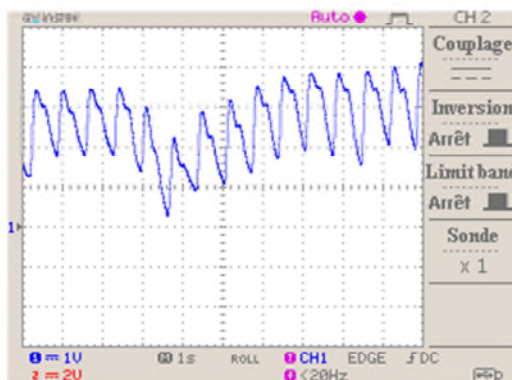


Fig.IV-23 – Signal PPG d’un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques sous l’effet d’une respiration non-uniforme

Nous avons procédé à l’enregistrement en simultané de ce même signal PPG infrarouge sur l’interface graphique du logiciel d’acquisition. Afin de montrer l’effet de l’échantillonnage, nous avons affiché chaque échantillon comme point sur le graphe dédié au signal acquis, et ce à une fréquence d’échantillonnage  $F_s = 73.9645 \text{ kHz}$  pour montrer les fins détails du signal (voir Figure IV-24). Ce signal est enregistré dans un fichier de données en vue d’un traitement ultérieur.

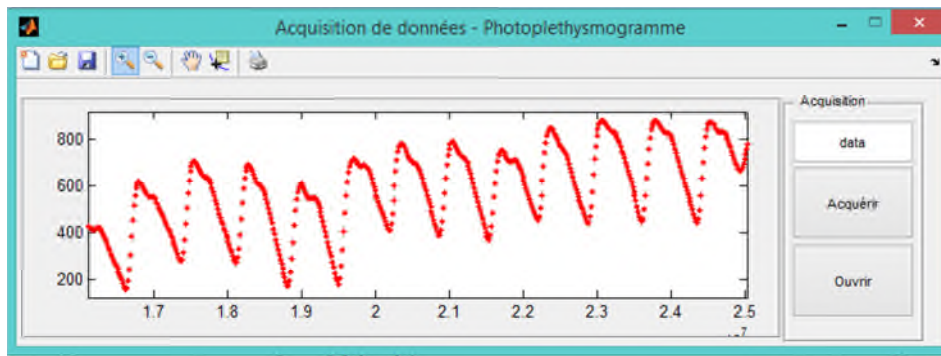


Fig.IV-24 –Interface graphique : Signal PPG infrarouge enregistré sur plusieurs cycles cardiaques sous l’effet d’une respiration non-uniforme

### IV.2.2. Mesure du rythme cardiaque

Nous avons développé un algorithme de calcul du rythme cardiaque basé sur la détection des pics du signal PPG. Sur la Figure IV-25, les pics localisé aux maxima locaux du signal PPG sont représentés.

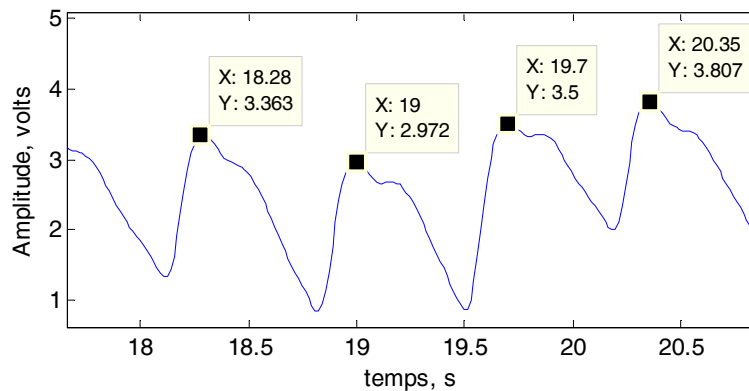


Fig.IV-25 –Sélection des points pour calcul le rythme cardiaque.

#### calcul du rythme cardiaque

1 battement → durée d'un cycle cardiaque .

RC (Rythme cardiaque) bpm → 60s.

$$RC = \frac{60}{\text{durée d'un cycle cardiaque}} .$$

Pour le premier cycle cardiaque :

$$C_1 = t_2 - t_1 = 19 - 18.28 = 0.7200 \text{ s.}$$

$$HR_1^8 = 60 / 0.72 = 83.3333 \text{ Bp}^9 \text{m}$$

$$C_3 = 20.35 - 19.7 = 0.6500 \text{ s}$$

$$HR_3 = 60 / 0.6500 = 92.3077 \text{ Bpm}$$

<sup>8</sup> HR Heart Rate(Rythme cardiaque).

<sup>9</sup>Beat per minute Battement par minute.

Le tableau suivant résume notre calcul qu'est démontré au dessus

| N° de cycle                  | 1     | 2     | 3     |
|------------------------------|-------|-------|-------|
| Durée du cycle cardiaque (s) | 0.72  | 0.70  | 0.65  |
| Rythme cardiaque(bpm)        | 83.33 | 85.71 | 92.30 |

Tableau IV-7 – Calcul du rythme cardiaque sur différents cycles cardiaques

$$RC_{Moyen} = (92.3077 + 85.7143 + 83.3333) / 3 = 87.1184 \text{ bpm.}$$

Le rythme cardiaque (RC) moyen est de 87.1184 bpm

### IV.2.3. Mode pulsé

Pour calculer le SpO<sub>2</sub>, nous nous intéressons à l'acquisition des 4 signaux AC et DC rouge et infrarouge simultanément. La figure IV-26 illustre une version du logiciel d'acquisition dédiée à l'enregistrement de ces quatre composantes.

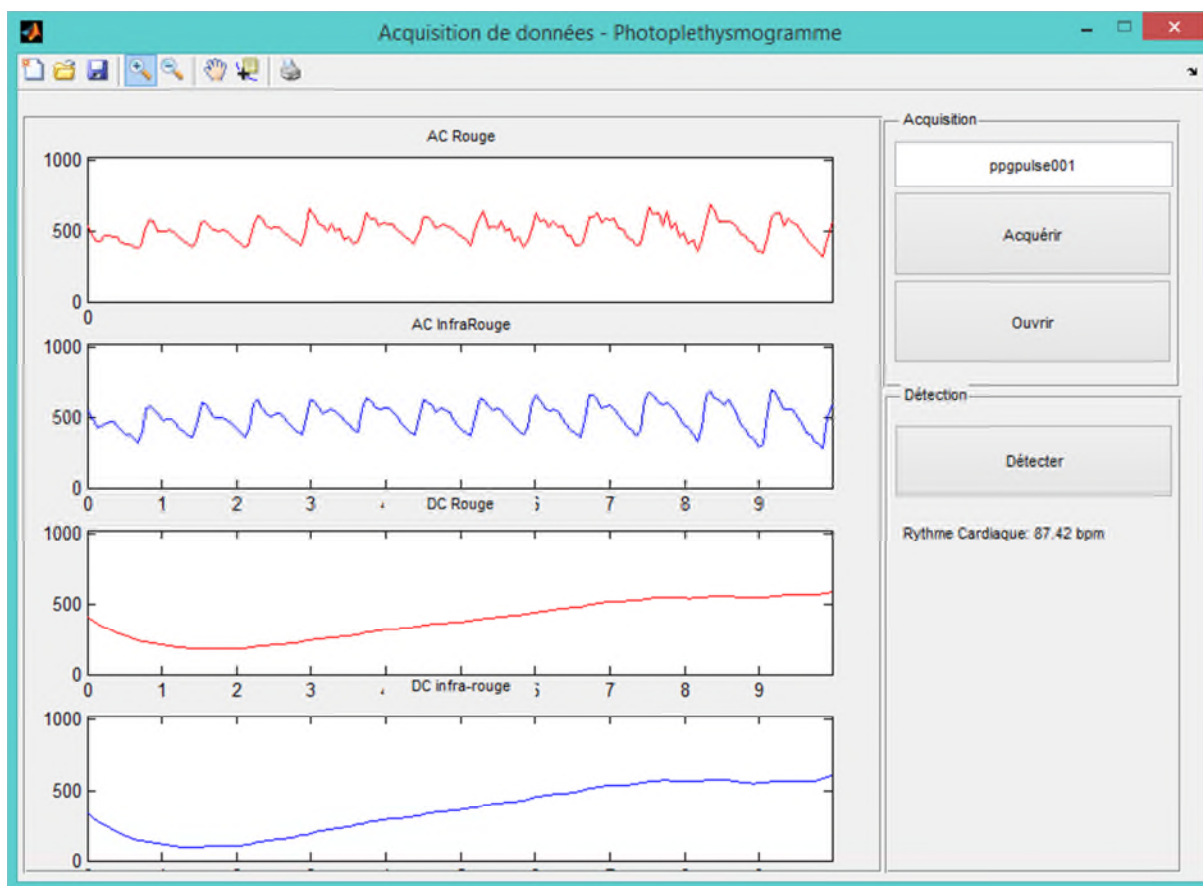


Fig.IV-26 – Acquisition des composantes AC et DC des signaux PPG R& IR

### IV.2.3.1.Exemples de signaux PPG rouge et infrarouge

#### Calcul du rythme cardiaque

Nous procédons au traitement de ces composantes AC et DC rouge et infrarouge. Les différents pics sont illustrés sur la Figure IV-27.

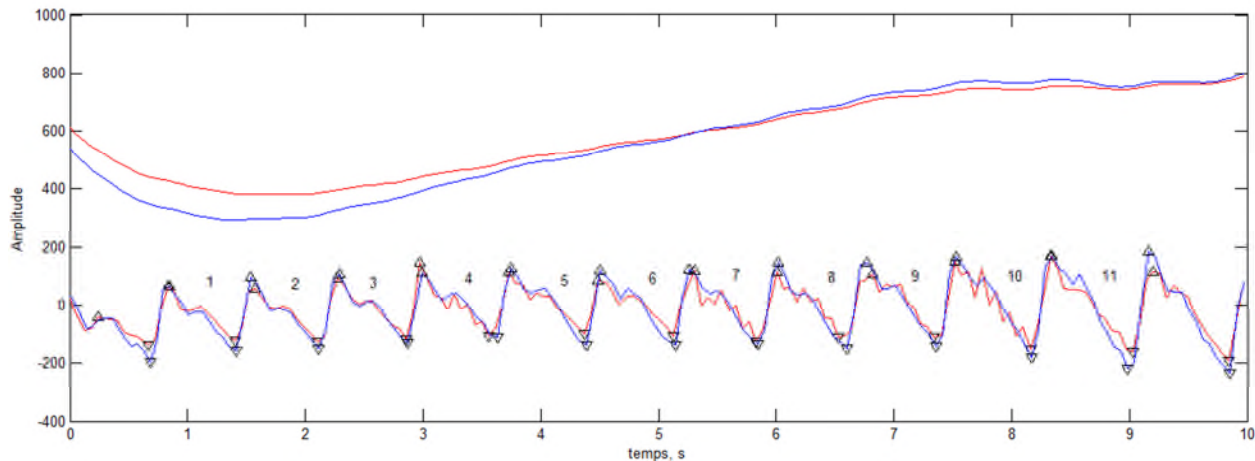


Fig.IV-27 – composantes AC et DC des signaux PPG R et IR

La Figure IV-28 montre les cycles cardiaques N° 1 et 2.

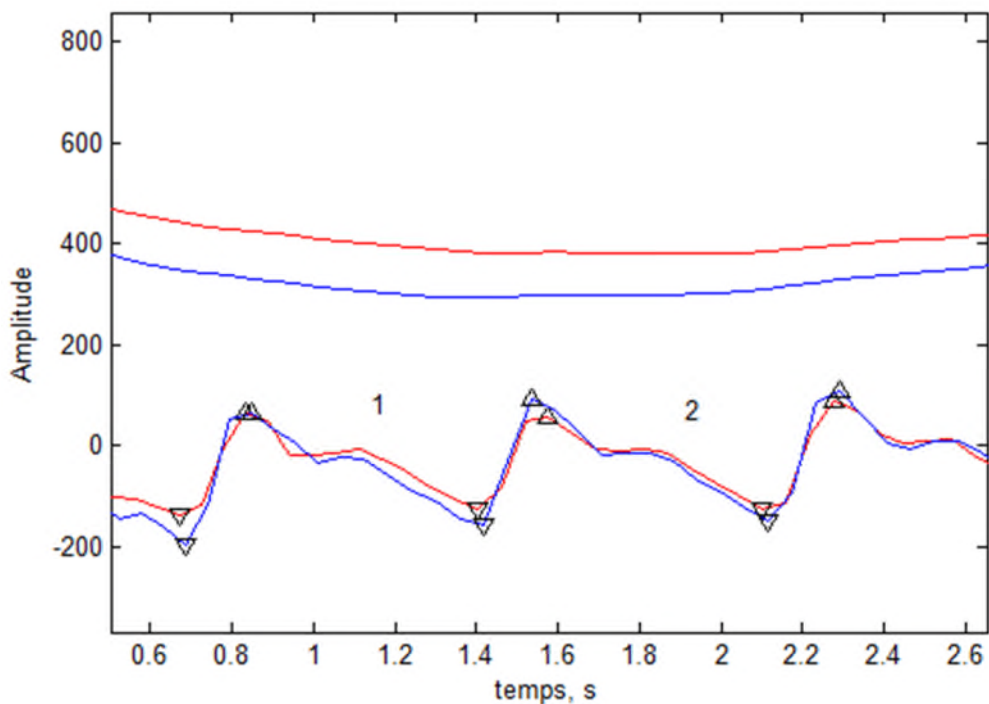


Fig.IV-28 – Calcul de rythme cardiaque

Le Tableau IV-8 rassemble les résultats du traitement effectué sur les composantes AC et DC rouge et infrarouge du signal acquis. Nous retrouvons un rythme cardiaque moyen de 79.5892 bmp.



Tableau IV-8 – Durées des cycles et rythmes cardiaques (R/IR)

|       | 1       | 2       | 3       | 4       | 5       | 6       | 7       | 8       | 9       | 10      | 11      |
|-------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| CC R  | 0.6854  | 0.7571  | 0.6989  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.8143  | 0.8143  |
| RC R  | 87.5452 | 79.2477 | 85.8516 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 73.6811 | 73.6811 |
| CC IR | 0.6864  | 0.7571  | 0.6989  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7571  | 0.7561  | 0.8143  | 0.8143  |
| RC IR | 87.4126 | 79.2477 | 85.8516 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.2477 | 79.3567 | 73.6811 | 73.6811 |

CC R : Cycle cardiaque rouge

Rythme cardiaque rouge moyen : 79.5903 Bpm

CC IR : Cycle cardiaque infrarouge

Rythme cardiaque infrarouge moyen : 79.5881 Bpm

RC R : Rythme cardiaque rouge

Rythme cardiaque moyen 79.5892 bpm

RC IR : Rythme cardiaque infrarouge

### Mesure du taux d'oxygénation dans le sang (SpO<sub>2</sub>)

Nous procédons à la mesure du taux d'oxygénation SpO<sub>2</sub> dans le sang en exploitant les minima et maxima des composantes AC rouge et infrarouge détecté dans la section précédente. Nous utilisons également les composantes DC rouge et infrarouge comme illustré sur la Figure IV-29.

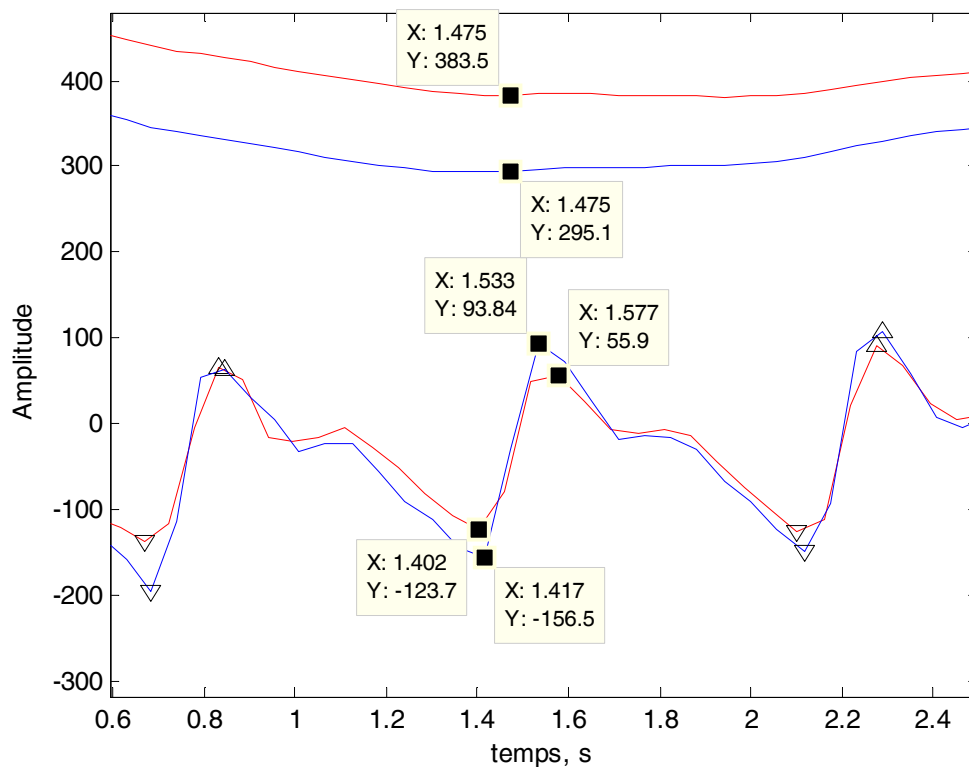


Fig.IV-29 – Calcul du taux d'oxygénation SpO<sub>2</sub>. Composantes AC et DC rouge et infrarouge

Nous recueillant les valeurs indiqués sur la FigureIV-29 afin de pouvoir calculer le SpO<sub>2</sub>, comme suit ;

Rmax=55.9 ;  
 Rmin=-123.7 ;  
 IRmax=93.84 ;  
 IRmin=-156.5 ;  
 DCR=383.5 ;  
 DCIR=295.1 ;  
 $110-25*(Rmax-Rmin)/DCR/ (IRmax-IRmin)*DCIR$   
 Sujet normal  
**SpO<sub>2</sub> = 96.1987 %**

Le Tableau IV-9 regroupe les taux SpO<sub>2</sub> calculés pour l’ensemble des cycles. Ce calcul est fait manuellement. Un algorithme de calcul permettra d’automatiser ce calcul.

Tableau IV-9 – Taux d’oxygénation dans le sang SpO<sub>2</sub>

|                      | 1       | 2       | 3       | 4       | 5       | 6       | 7       | 8       | 9       | 10      | 11      | 12      |
|----------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| SpO <sub>2</sub> (%) | 94.8414 | 96.1987 | 92.4763 | 85.5620 | 87.7709 | 92.5045 | 97.4231 | 88.8361 | 90.5608 | 89.3796 | 86.3574 | 92.6935 |

Le SpO<sub>2</sub> moyen (%) est de 91.2167 %. Ces mêmes résultats sont représentés sur la Figure

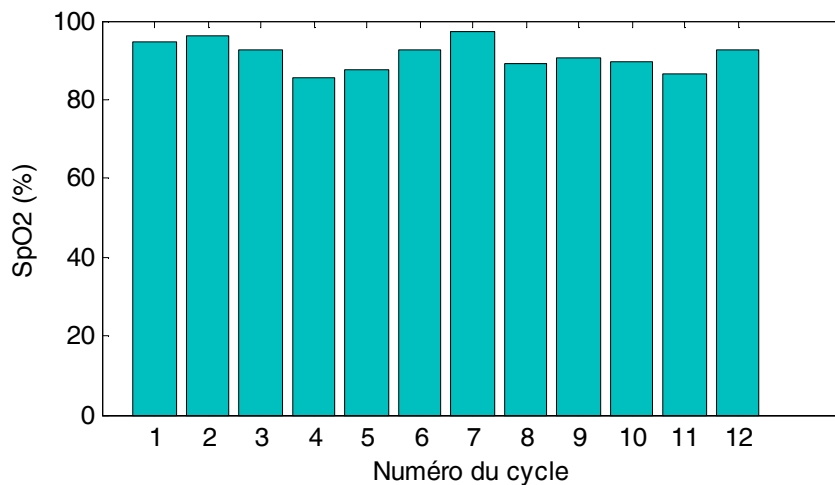


Fig.IV-30 – SpO<sub>2</sub> au cours des cycles cardiaques

### IV.3. Analyse spectrale

Considérons les signaux PPGs de la Figure IV-30 pour une estimation de la densité spectrale de puissance (DSP). Nous obtenons les DSPs illustrées sur la Figure IV-31

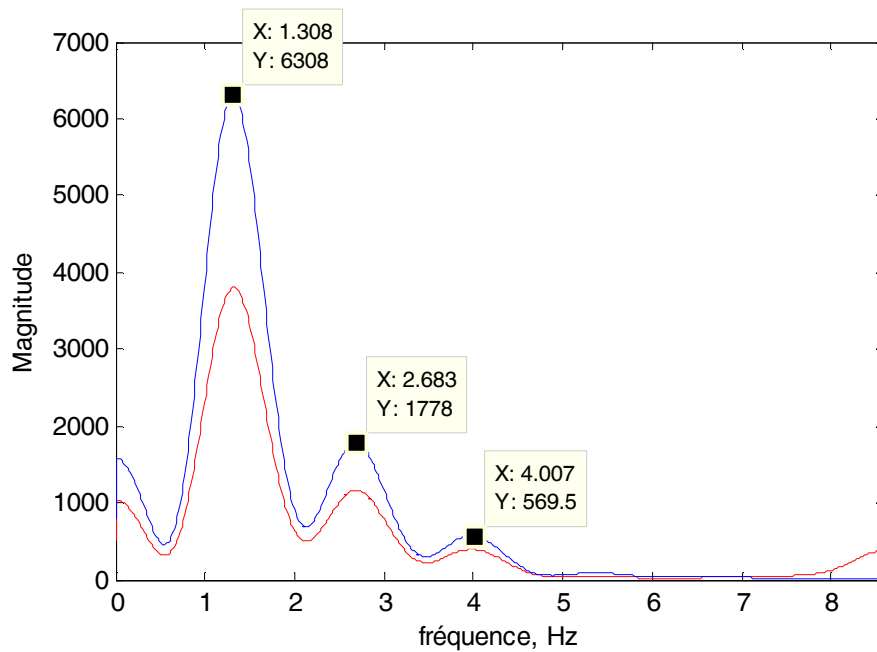


Fig.IV-31 – Densité spectrale de puissance (DSP) du signal PPG par l'estimateur de Welch, Fenêtre d'apodisation : Hamming 128 échantillons, Chevauchement de fenêtres : 50 %

La DSP de la Figure IV-31 est calculée par la méthode de Welch. La fenêtre d'apodication utilisée est la fenêtre de Hamming de 128 échantillons à un chevauchement entre fenêtre de 50 %.

Nous observons un pourcentage important de la puissance du signal PPG au-dessous de 3 Hz qui montre que ce signal est de basse fréquence. Nous retrouvons des pics significatifs à 1.308 Hz, à 2.683 Hz et à 4.007 Hz. La première raie spectrale représente le rythme cardiaque, ce qui correspond à  $1/1.308\text{Hz} =$  ce qui correspond à 0.7645s comme durée du cycle cardiaque, ce qui équivaut à  $60/0.7645$  bpm = 78.48 bpm. C'est une valeur qui se rapproche considérablement de la valeur retrouvée en Tableau IV-9. Il est à noter que les spectres des signaux PPGs rouge et infrarouge sont très similaires à une légère disparité en magnitude. Les autres harmoniques correspondent à la corrélation entre les différentes ondes du signaux PPGs entre systole et diastole au cours des cycles cardiaques.

#### IV.4. Génération du signal HRV

A partir des durée du cycle cardiaque de l'un des signaux PPGs rouge ou infrarouge, nous procédons à la génération du signal HRV (Heart Rate Variability) en représentant les durées des cycles détectées comme illustré sur la Figure suivante.

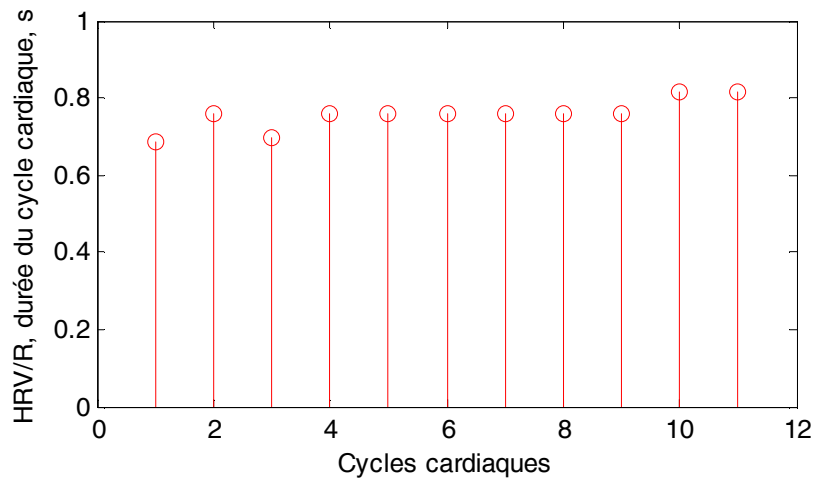


Fig.IV-32 – Signal HRV généré à partir du signal PPG rouge

L'acquisition des signaux PPGs rouge et infrarouge sur une durée étendue permet de recueillir des signaux HRV sur une durée importante. Des techniques de traitement du signal peuvent être exploitées afin de détecter les différents paramètres significatifs en relation avec l'état de santé du sujet.

A partir du traitement des signaux PPGs rouge et infrarouge, le signal respiratoire peut être généré et corrélé avec le débit respiratoire mesuré par un équipement dédié.

#### IV.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé la mesure du rythme cardiaque et du taux d'oxygénation  $SpO_2$  par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé dans le cadre de ce projet. Les calculs effectués sur les signaux PPGs acquis ont permis de retrouver le rythme cardiaque et le  $SpO_2$ .

Les DSPs estimées par la méthode de Welch ont permis d'établir une estimation du rythme cardiaque. Nous avons constaté la présence d'un pourcentage important de la puissance au-dessous de 3 Hz ce qui confirme la nature basse fréquence des signaux PPGs rouge et infrarouge.

#### Perspectives

1. Générer le signal HRV (Heart rate variability)
2. Générer le débit respiratoire à partir du signal PPG par des méthodes de traitement du signal

## Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'étude, nous avons conçu et réalisé une carte de mise en forme et d'acquisition des signaux PPGs rouge et infrarouge, ce qui permet de calculer la saturation pléthysmographie en  $O_2$  ( $SpO_2$ ). Le rythme cardiaque a été également calculé à partir du traitement des signaux enregistrés en détectant les pics correspondant aux débuts cycliques de la révolution cardiaque.

L'élément recevant le doigt de la personne, réalisé en bois et faisant partie intégrante de la sonde, comprends des rainures dans lesquelles les LEDs et le phototransistor sont soigneusement installés. Cette sonde recueillant les signaux PPG est conçue à base de composants optoélectroniques, notamment deux diodes électroluminescentes (LED : Light Emitting Diode) puissantes rouge et infrarouge. L'hémoglobine absorbe la lumière rouge à une longueur d'onde de 660 nm, et la lumière infrarouge à 940 nm. Un phototransistor du type BPX43 jouant le rôle de photodétecteur permet de recueillir les signaux PPGs rouge et infrarouge selon mode pulsé assuré par un circuit à base de NE555 assurant le pilotage des LEDs. Un circuit démultiplexeur à base d'un circuit 4066 commandé par le circuit NE555 permet de séparer les composantes PPG rouge et infrarouge.

Les signaux PPGs R/IR sont mis en forme par le biais de filtres et d'amplificateurs afin de les préparer à une acquisition de leurs composantes AC et DC à travers la carte Arduino Uno. Ces signaux sont cadrés entre 0 et 5V pour être numérisés à une résolution de 10 bits soit un codage entre 0 et 1023.

Le système a été réalisé en bloc pour faciliter la maintenance du dispositif dans le cas d'éventuel souci matériel.

La partie numérique consiste à numériser les signaux photopléthysmographique recueillis à la sortie de la carte de mise en forme.

La carte Arduino Uno assure la numérisation des signaux R et IR. Ces signaux recueillis des sorties R et IR de la carte de mise en forme analogique sont injectés dans les entrées analogiques A0 et A1 de la carte Arduino Uno. Un programme d'acquisition est chargé dans le microcontrôleur ATmega328 de cette carte afin d'assurer l'envoi des échantillons des signaux PPG R et IR à une fréquence d'échantillonnage convenable à respecter le théorème de Shannon. Dans ce projet, lors de l'acquisition de données, nous avons discrétisé les signaux PPGs jusqu'à 74 kHz.

L'interface graphique permettant de visualiser les signaux PPG R et IR a été développée dans un environnement MATLAB. Cette interface assure la fonction d'enregistrement des signaux PPG R et IR dans un fichier de données pour un traitement ultérieur. La communication entre la carte Arduino Uno et le microordinateur est assurée via un câble USB.

Dans ce mémoire, nous avons présenté des mesures de signaux PPG R et IR. L'acquisition de leur composantes AC et DC a été faite en simultané, ce qui a permis de recueillir 4 signaux  $AC_R$ ,  $AC_{IR}$ ,  $DC_R$ , et  $DC_{IR}$ . Ces signaux ont permis de calculer le taux d'oxygénation dans le sang ainsi que le rythme cardiaque du sujet. Ce système peut être exploité dans un milieu hospitalier avec

l'accompagnement du staff médical afin de collecter des signaux pouvant faire l'objet d'une base de données de signaux PPG de sujets pathologiques.

Le traitement des signaux PPGs R et IR permet d'explorer l'état de santé du sujet en mesurant le taux d'oxygénation dans le sang, le rythme cardiaque, ainsi que d'autres paramètres permettant une aide au diagnostic médical. Une analyse spectrale a permis de révéler le contenu spectral des signaux rouge et infrarouge ayant un contenu de basses fréquences. En plus, d'autres signaux peuvent être générés à partir du traitement du signal PPG, notamment le volume respiratoire et le signal de variabilité cardiaque HRV (Heart Rate Variability). Ces signaux sont un complément utile au staff médical en marge du taux d'oxygénation dans le sang et du rythme cardiaque.

## Références bibliographiques

- [1] J.-L.Ader,F.carré-LA.T.Dinh-Xuan,M.Duclos,J.Mercier,F.Mion,C.Préfaut,S.Roman,*Physiologie*, Édition MASSON, Paris .ISBN 2-294-01247-X, Février 2003.
- [2] S.H.Nguyen , *Manuel d'anatomie et de physiologie*,5<sup>ème</sup> édition, Paris, ISBN 978-2-7573-0340-5,2010.
- [3] A. Sabatier, *Études sur le cœur et la circulation centrale dans la série des vertébrés: anatomie et physiologie comparées, philosophie naturelle* , ed.: C. Coulet, Université d'Oxford, mai 2006.
- [4] Shelley K, *Photoplethysmography: Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate*. Anesth Analg 2007.
- [5] Smahi.H & Oudjedaoui.H, *conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme*, PFD: Master Instrumentation Biomédicale, Université Aboubekrbelkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2013.
- [6] J.G Webster, *Design of pulse oximeters*, Medical science series, ISBN 0-7503-0467-7.
- [7] Tahar Nefati .*L'Electronique de A à Z* ,Dunod ,Paris, ISBN 2 10 049487 2,2006.

## Annexe 1 – Système cardiovasculaire

Le cœur est composé de (voir Figure 0-2) ;

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

**Orifice de l'artère coronaire:** Endroit où l'artère coronaire est rattachée au cœur.

**Aorte :** Artère principale.

**Orifice des veines pulmonaires:** Endroit où les veines pulmonaires sont rattachées au cœur.

**Artères pulmonaires gauches:** Vaisseaux transportant le sang du cœur au poumon gauche.

**Veines pulmonaires gauches:** Vaisseaux transportant le sang du poumon gauche au cœur.

**Oreillette gauche:** Cavité cardiaque supérieure gauche.

**Valvule auriculo-ventriculaire gauche ou mitrale:** Tissu empêchant le sang de refluer du ventricule gauche à l'oreillette gauche.

**Entrée de l'aorte:** Endroit où l'aorte est rattachée au cœur.

**Ventricule gauche:** Cavité cardiaque inférieure gauche.

**Cloison ou septum interventriculaire:** Cloison séparant les ventricules.

**Ventricule droit:** Cavité cardiaque inférieure droite.

**Veine cave inférieure:** Vaisseau ramenant au cœur le sang non oxygéné provenant de la partie inférieure du corps.

**Valvule auriculo-ventriculaire droite ou tricuspide:** Tissu empêchant le sang de refluer du ventricule droit à l'oreillette droite.

**Orifice de la veine coronaire:** Endroit où la veine coronaire se rattache au cœur.

**Oreillette droite:** Cavité cardiaque supérieure droite.

**Valvule semi-lunaire de l'artère pulmonaire:** Tissu empêchant le sang de refluer dans le ventricule droit.

**Veines pulmonaires droites:** Vaisseaux transportant le sang du poumon droit au cœur.

**Veine cave supérieure:** Vaisseau ramenant au cœur le sang non oxygéné provenant de la partie supérieure du corps.

**Artères pulmonaires droites:** Vaisseaux transportant le sang du cœur au poumon droit.

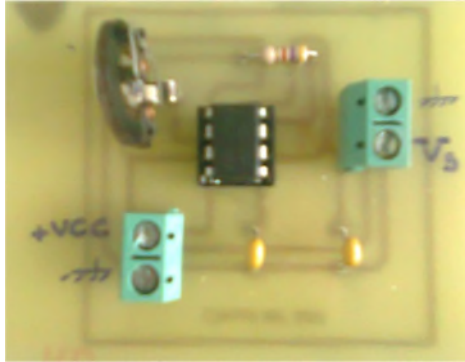


## Annexe 2 – Cartes Arduino

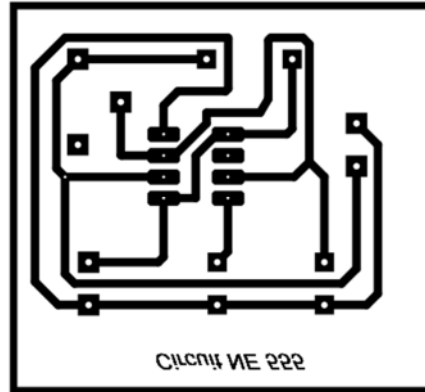
| Arduino     | Processeur               | Flash ko | EEPROM ko | SRAM ko | Broches d'E/S numériques | Avec PWM | Broches d'entrée analogique | Type d'interface USB |
|-------------|--------------------------|----------|-----------|---------|--------------------------|----------|-----------------------------|----------------------|
| Diecimila   | ATmega168                | 16       | 0,5       | 1       | 14                       | 6        | 6                           | FTDI                 |
| Duemilanove | ATmega168/328P           | 16/32    | 0,5/1     | 1/2     | 14                       | 6        | 6                           | FTDI                 |
| Uno         | ATmega328P               | 32       | 1         | 2       | 14                       | 6        | 6                           | ATmega8U2            |
| Leonardo    | ATmega32U4               | 32       | 1         | 2,5     | 20                       | 7        | 12                          | ATmega32U4           |
| Mega        | ATmega1280               | 128      | 4         | 8       | 54                       | 15       | 16                          | FTDI                 |
| Mega2560    | ATmega2560               | 256      | 4         | 8       | 54                       | 15       | 16                          | ATmega8U2            |
| Due         | Atmel SAM3X8E            | 512      | 0         | 96      | 54                       | 12       | 12                          | SAM3X8E (USB Host),  |
| Fio         | ATmega328P               | 32       | 1         | 2       | 14                       | 6        | 8                           | Aucune               |
| Nano        | ATmega168 or ATmega328   | 16/32    | 0,5/1     | 1/2     | 14                       | 6        | 8                           | FTDI                 |
| LilyPad     | ATmega168V or ATmega328V | 16       | 0,5       | 1       | 14                       | 6        | 6                           | Aucune               |
| Esplora     | ATmega32U4               | 32       | 1         | 2,5     | N/A                      | N/A      | N/A                         | ATmega32U4           |

## Annexe 3 – Quelques Circuits réalisés, avec PCB

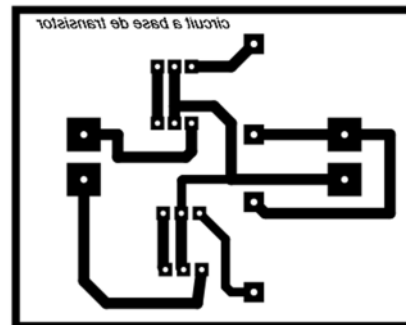
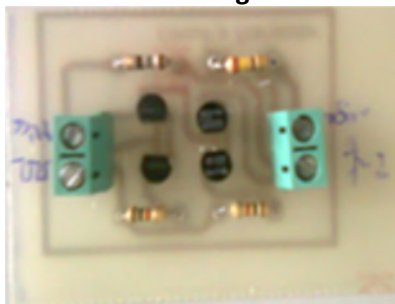
Multivibrateur à base de NE555



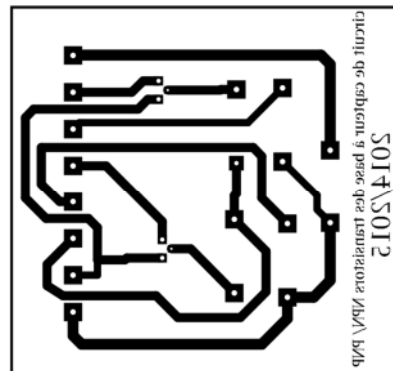
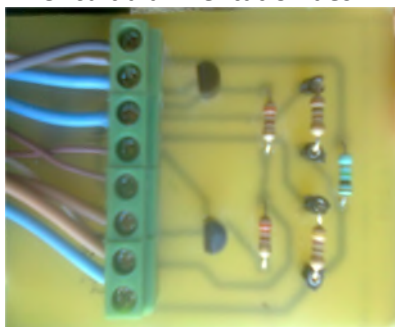
Circuit de transistors



Circuit de Darlington

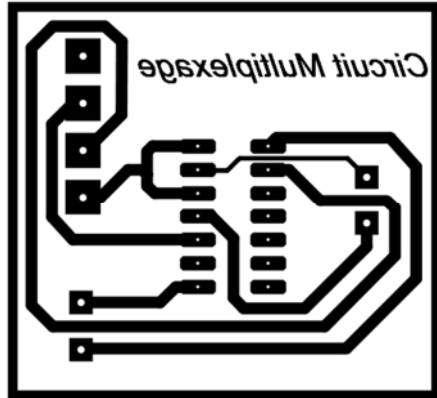


Circuit d'alimentation des LEDS

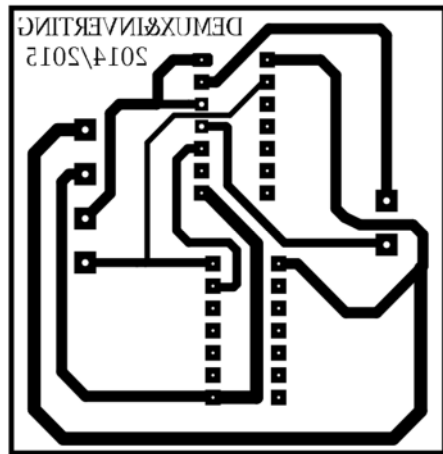
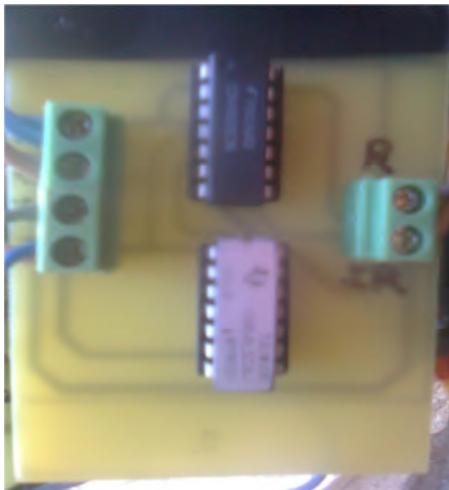


**circuit de Démultiplexage**

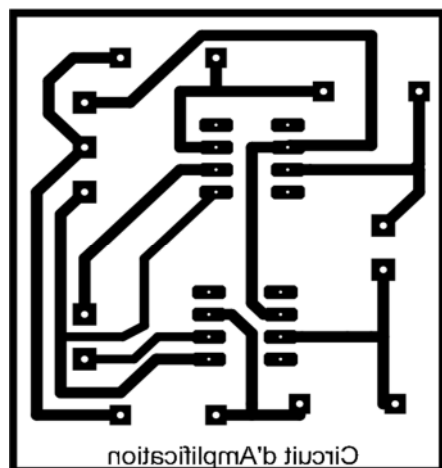
4051



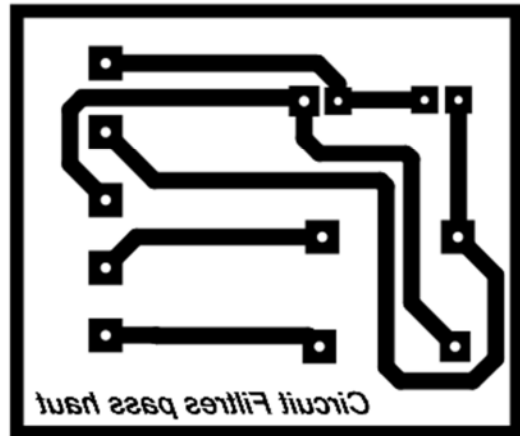
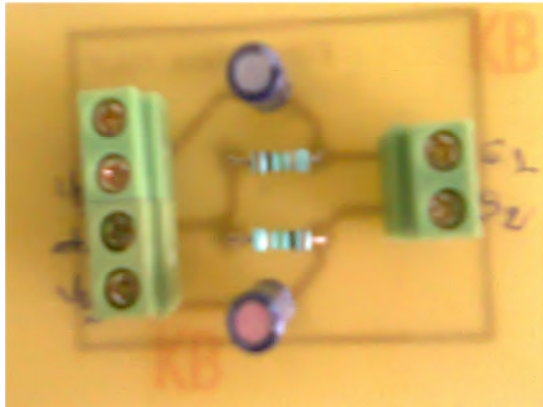
4066



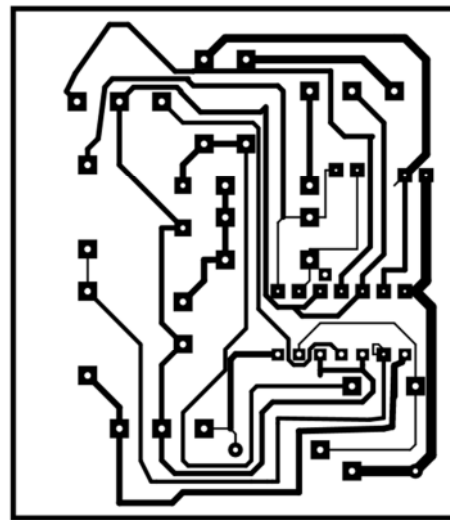
**Circuit d'amplification**



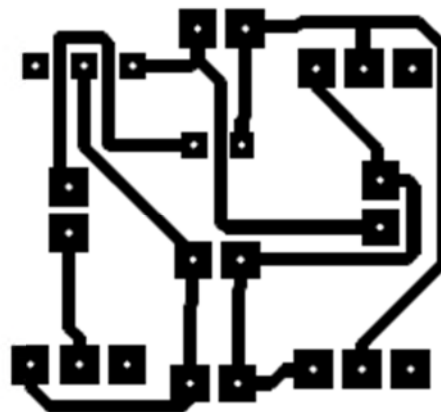
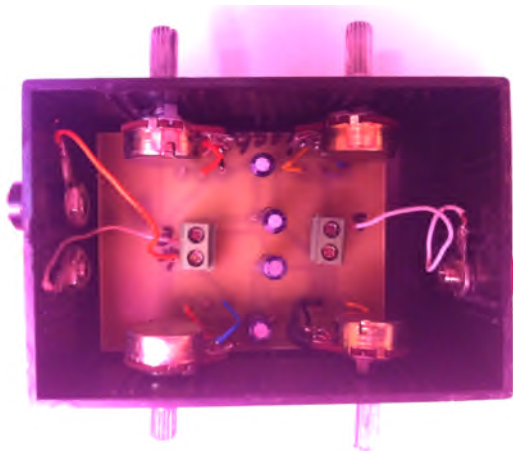
Circuit de filtre passe haut passif



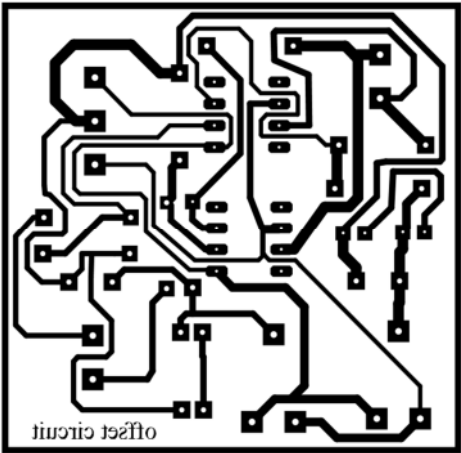
Circuit de filtre passe bas actif



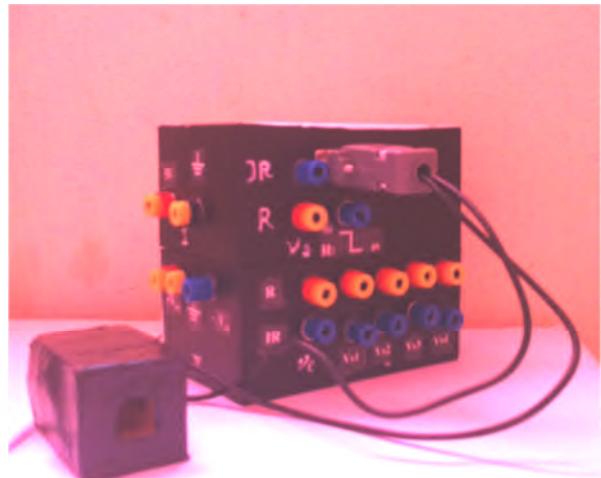
Filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique (50 Hz) en double-T



Circuit d'offset



La boîte réalisé  
A l'extérieur du boîte



A l'intérieur du boîte

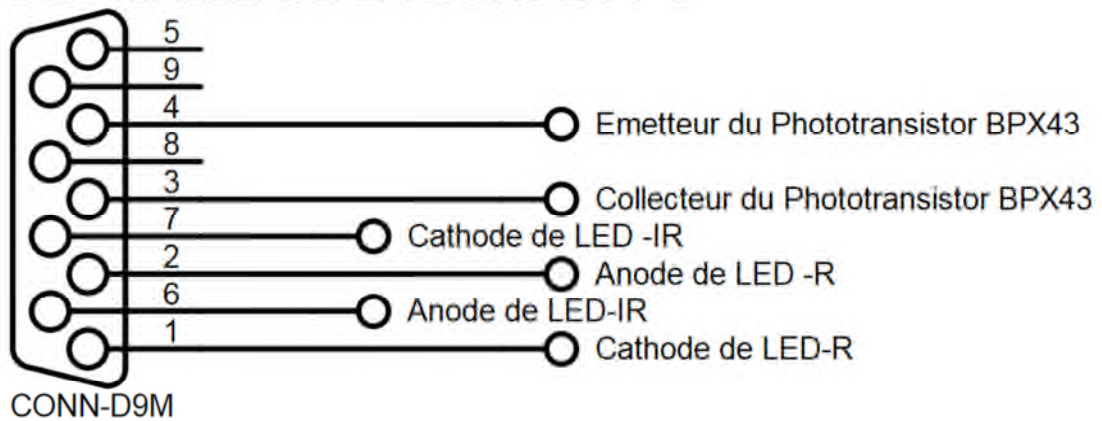


Photos de sonde



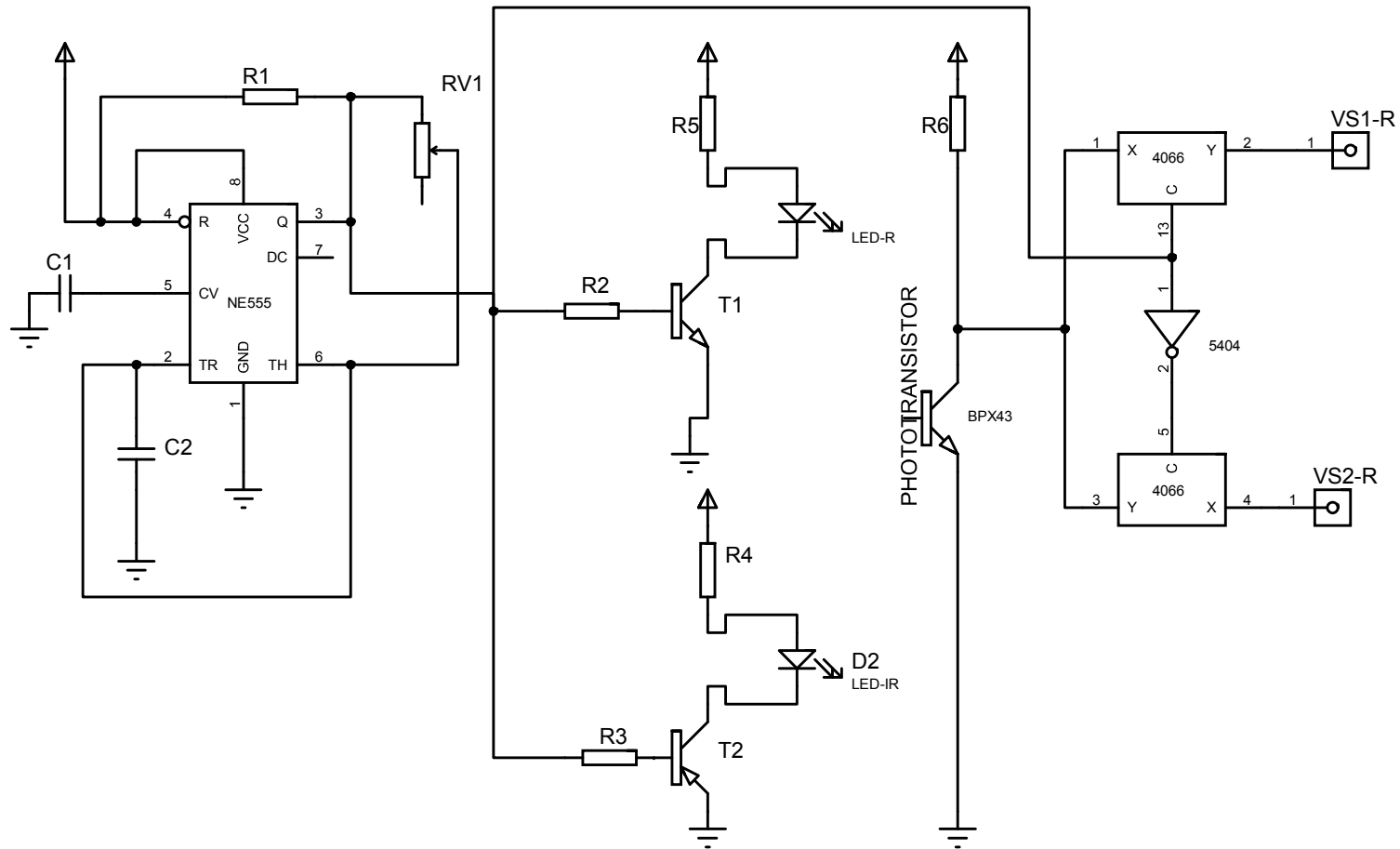
Schéma de DB9 malle

DB9 MALLE DE LA SONDRE PPG



## **Annexe 4 – Fiches techniques**



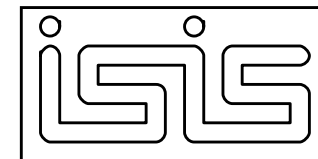


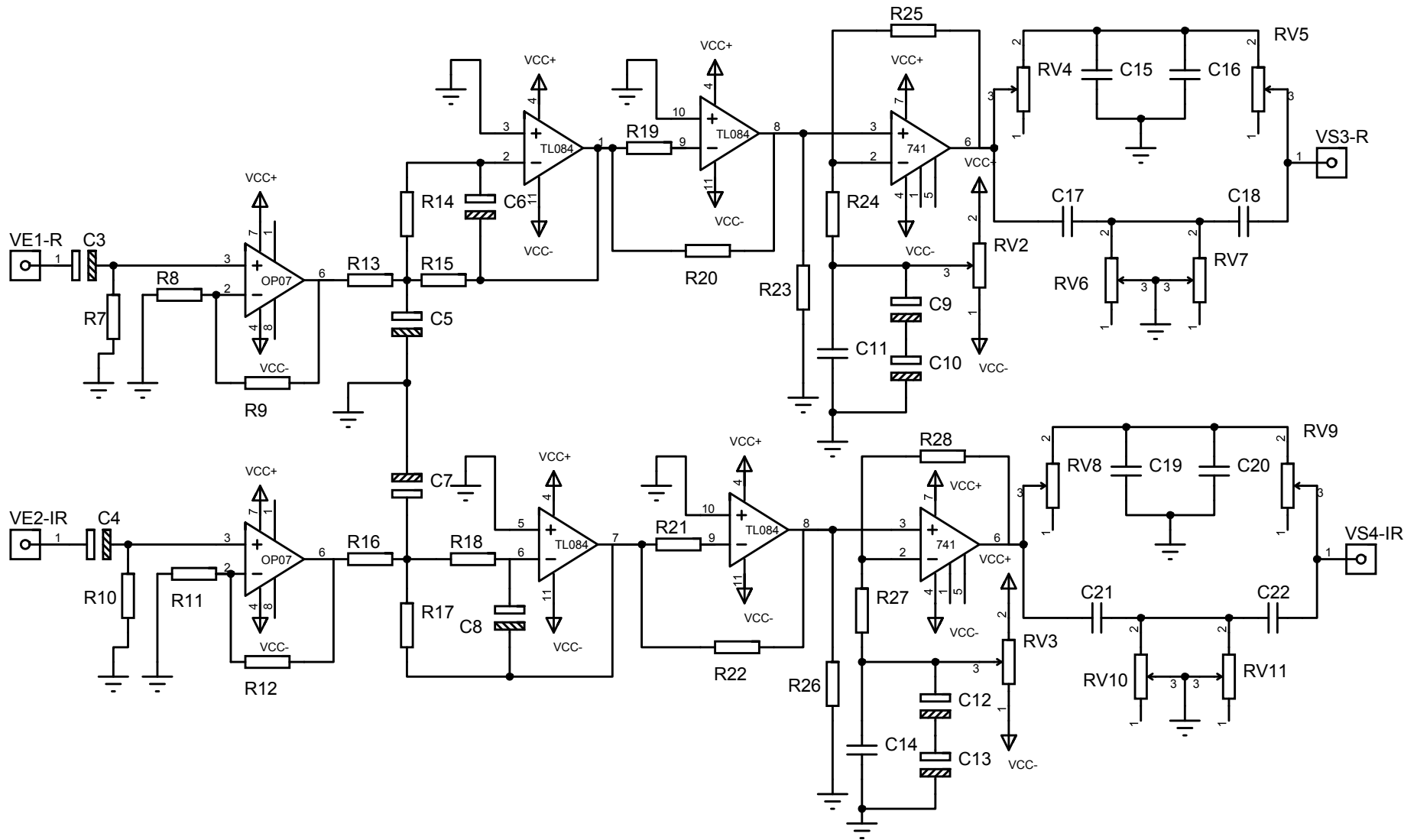
**Partie analogique**  
**Pilotage des LEDs Rouge & Infra-rouge(R/IR)**

**Réalisé par**  
**Mlle.BENAZZOUE Ahlem**  
**Mr.KADA BELGHITRI Kamel**

**Encadré par**  
**Mr.DJEBBARI Abdelghani**

**Année universitaire**  
**2014/2015**  
**Page**  
**1/2**





Partie analogique

Mise en forme des signaux Rouge & Infra-rouge(R/IR)

Réalisé par

# Mlle.BENAZZOUZ Ahlem

# Mr.KADA BELGHITRI Kamel

Encadré par

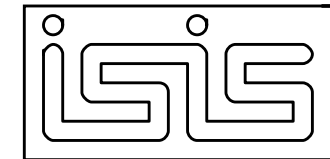
# Mr.DJEBBARI Abdelghani

Année universitaire

2014/2015

Page

2/2



## **Nomenclature**

### **Liste des composants du circuit de pilotage des LEDs rouge & Infrarouge(R/IR)**

#### **Résistances**

R1 = 4.7k  $\Omega$

R2 = 120  $\Omega$

R3 = 120  $\Omega$

R4 = 220  $\Omega$

R5 = 220  $\Omega$

R6 = 1 M  $\Omega$

#### **Potentiomètre**

RV1 = 2,2 k  $\Omega$

#### **Capacités**

C1 = 10 nF céramique

C2 = 10 nF céramique

#### **Diodes**

LED-R = Diode électroluminescente LED rouge

LED-IR = Diode électroluminescente LED infrarouge

#### **Transistors**

T1=Transistor BC636

T2= Transistor BC637

Phototransistor BPX43

#### **Circuits intégrés**

NE555

Multiplexeur/Démultiplexeur 4066

SN54LS04 Inversuer

## **Nomenclature**

### **Liste des composants du circuit de mise en forme des signaux**

#### **Résistances**

R7, R10 = 1 M $\Omega$

R8, R11 = 1 k $\Omega$

R9, R12 = 249 k $\Omega$

R13, R14, R15, R16, R17, R18 = 10 k $\Omega$

R19, R21 = 100 K  $\Omega$

R20, R22 = 200.K  $\Omega$

R23, R24, R25, R26, R27, R28 = 10K $\Omega$

#### **Potentiomètres**

RV2 ,RV3 = 1k $\Omega$

RV4, RV5, RV6, RV7, RV8, RV10, RV11 = 5k $\Omega$

#### **Capacités**

C3, C4, C9, C10, C12, C13 = 10 $\mu$ F électrolytique

C11, C14 = 1nF céramique

C5, C7 = 3.3 $\mu$ F électrolytique

C6, C8, C15, C16 ,C17, C18, C19, C20, C21, C22 = 1  $\mu$ F électrolytique

#### **Circuits intégrés**

AOP OP 07

AOP TL084

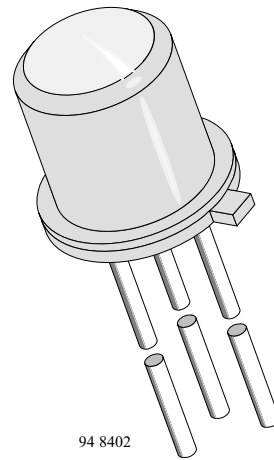
AOP  $\mu$ 741

# Silicon NPN Phototransistor

## Description

BPX43 is a very high sensitive silicon NPN epitaxial planar phototransistor in a standard TO-18 hermetically sealed metal case with a glass lens.

A superior linearity of photocurrent vs. irradiation makes it ideal for linear applications. A base terminal is available to enable biasing and sensitivity control.



## Features

- Hermetically sealed TO-18 case
- Lens window
- Angle of half sensitivity  $\varphi = \pm 15^\circ$
- Exact central chip alignment
- Base terminal available
- Very high photo sensitivity
- High linearity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Selected into sensitivity groups

## Applications

Detector for analogue and digital applications in industrial electronics, measuring and control, e.g. long range light barriers with additional optics, optical switches, alarm systems.

## Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$

| Parameter                           | Test Conditions  | Symbol     | Value      | Unit             |
|-------------------------------------|--|------------|------------|------------------|
| Collector Base Voltage              |  | $V_{CB0}$  | 80         | V                |
| Collector Emitter Voltage           |  | $V_{CEO}$  | 70         | V                |
| Emitter Base Voltage                |  | $V_{EBO}$  | 7          | V                |
| Collector Current                   |  | $I_C$      | 50         | mA               |
| Peak Collector Current              | $t_p \leq 10 \mu\text{s}$  | $I_{CM}$   | 200        | mA               |
| Total Power Dissipation             | $T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$  | $P_{tot}$  | 250        | mW               |
| Junction Temperature                |  | $T_j$      | 125        | $^\circ\text{C}$ |
| Operating Temperature Range         |  | $T_{op}$   | -55...+125 | $^\circ\text{C}$ |
| Storage Temperature Range           |  | $T_{stg}$  | -55...+125 | $^\circ\text{C}$ |
| Soldering Temperature               | $t \leq 5 \text{ s}$ , distance from touching border $\geq 2 \text{ mm}$ | $T_{sd}$   | 260        | $^\circ\text{C}$ |
| Thermal Resistance Junction/Ambient |  | $R_{thJA}$ | 400        | K/W              |
| Thermal Resistance Junction/Case    |  | $R_{thJC}$ | 150        | K/W              |

### Basic Characteristics

$T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

| Parameter                            | Test Conditions   | Symbol            | Min | Typ        | Max | Unit          |
|--------------------------------------|---|-------------------|-----|------------|-----|---------------|
| Collector Emitter Breakdown Voltage  | $I_C = 1 \text{ mA}$  | $V_{(BR)CE}$<br>O | 70  |            |     | V             |
| Collector Dark Current               | $V_{CE} = 25 \text{ V}, E = 0$  | $I_{CEO}$         |     | 10         | 200 | nA            |
| Collector Emitter Capacitance        | $V_{CE} = 0 \text{ V}, f = 1 \text{ MHz}, E = 0$                                  | $C_{CEO}$         |     | 23         |     | pF            |
| Emitter Base Capacitance             | $V_{EB} = 0 \text{ V}, f = 1 \text{ MHz}, E = 0$                                  | $C_{EBO}$         |     | 47         |     | pF            |
| Collector Base Capacitance           | $V_{CB} = 0 \text{ V}, f = 1 \text{ MHz}, E = 0$                                  | $C_{CBO}$         |     | 41         |     | pF            |
| Collector Light Current              | $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$ ,<br>$\lambda = 950 \text{ nm}, V_{CE} = 5 \text{ V}$ | $I_{ca}$          | 0.8 |            |     | mA            |
| Temp. Coefficient of $I_{ca}$        | $\lambda = 950 \text{ nm}$  | $TK_{Ica}$        |     | 1          |     | %/K           |
| Base Light Current                   | $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$ ,<br>$\lambda = 950 \text{ nm}, V_{CB} = 5 \text{ V}$ | $I_{ba}$          |     | 10         |     | $\mu\text{A}$ |
| Angle of Half Sensitivity            |   | $\phi$            |     | $\pm 15$   |     | deg           |
| Wavelength of Peak Sensitivity       |   | $\lambda_p$       |     | 920        |     | nm            |
| Range of Spectral Bandwidth          |   | $\lambda_{0.5}$   |     | 630...1040 |     | nm            |
| Collector Emitter Saturation Voltage | $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$ ,<br>$\lambda = 950 \text{ nm}, I_C = 0.1 \text{ mA}$ | $V_{CEsat}$       |     | 0.15       | 0.3 | V             |

### Type Dedicated Characteristics

$T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

| Parameter               | Test Conditions   | Type    | Symbol     | Min  | Typ  | Max | Unit          |
|-------------------------|---|---------|------------|------|------|-----|---------------|
| Current Gain            | $V_{CE} = 5 \text{ V}$ ,<br>$I_C = 1 \text{ mA}$  | BPX38-4 | B          |      | 330  |     |               |
|                         |   | BPX38-5 | B          |      | 520  |     |               |
|                         |   | BPX38-6 | B          |      | 650  |     |               |
| Collector Light Current | $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$ ,<br>$\lambda = 950 \text{ nm}, V_{CE} = 5 \text{ V}$                   | BPX38-4 | $I_{ca}$   | 0.5  | 0.7  | 1.0 | mA            |
|                         |   | BPX38-5 | $I_{ca}$   | 0.8  | 1.25 | 1.6 | mA            |
|                         |   | BPX38-6 | $I_{ca}$   | 1.25 | 2    |     | mA            |
| Rise Time/ Fall Time    | $V_{CE} = 5 \text{ V}, I_C = 1 \text{ mA}$ ,<br>$R_L = 1 \text{ k}\Omega, \lambda = 820 \text{ nm}$ | BPX38-4 | $t_r, t_f$ |      | 15   |     | $\mu\text{s}$ |
|                         |   | BPX38-5 | $t_r, t_f$ |      | 20   |     | $\mu\text{s}$ |
|                         |   | BPX38-6 | $t_r, t_f$ |      | 25   |     | $\mu\text{s}$ |



---

## ATMEL 8-BIT MICROCONTROLLER WITH 4/8/16/32KBYTES IN-SYSTEM PROGRAMMABLE FLASH

---

### Features

---

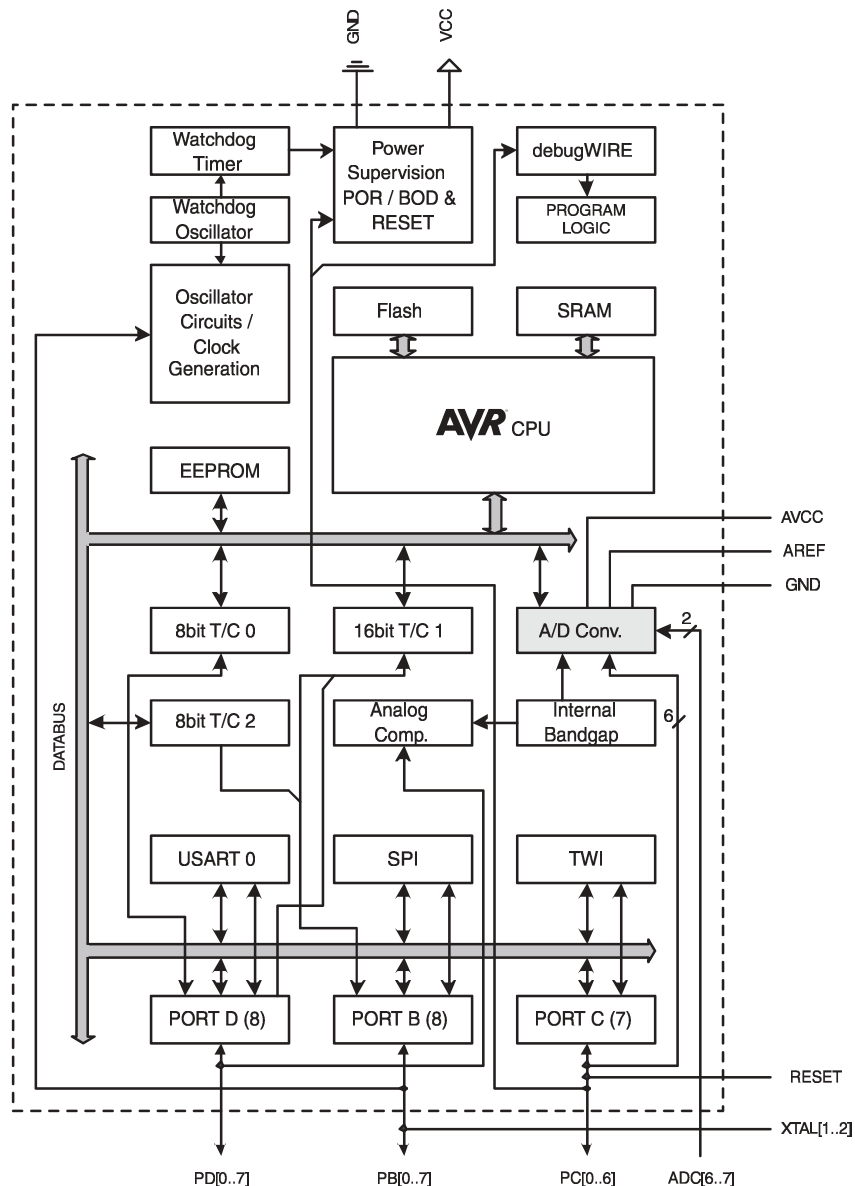
- High Performance, Low Power Atmel®AVR® 8-Bit Microcontroller Family
- Advanced RISC Architecture
  - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 4/8/16/32KBytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
  - 256/512/512/1KBytes EEPROM
  - 512/1K/1K/2KBytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
    - In-System Programming by On-chip Boot Program
    - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Atmel® QTouch® library support
  - Capacitive touch buttons, sliders and wheels
  - QTouch and QMatrix® acquisition
  - Up to 64 sense channels
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Six PWM Channels
  - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
    - Temperature Measurement
  - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
    - Temperature Measurement
  - Programmable Serial USART
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I<sup>2</sup>C compatible)
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
  - Interrupt and Wake-up on Pin Change

## 2. Overview

The ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P achieves throughputs approaching 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

### 2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The AVR core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.



# Timer

# NE/SA/SE555/SE555C

## DESCRIPTION

The 555 monolithic timing circuit is a highly stable controller capable of producing accurate time delays, or oscillation. In the time delay mode of operation, the time is precisely controlled by one external resistor and capacitor. For a stable operation as an oscillator, the free running frequency and the duty cycle are both accurately controlled with two external resistors and one capacitor. The circuit may be triggered and reset on falling waveforms, and the output structure can source or sink up to 200mA.

## FEATURES

- Turn-off time less than 2µs
- Max. operating frequency greater than 500kHz
- Timing from microseconds to hours
- Operates in both astable and monostable modes
- High output current
- Adjustable duty cycle
- TTL compatible
- Temperature stability of 0.005% per °C

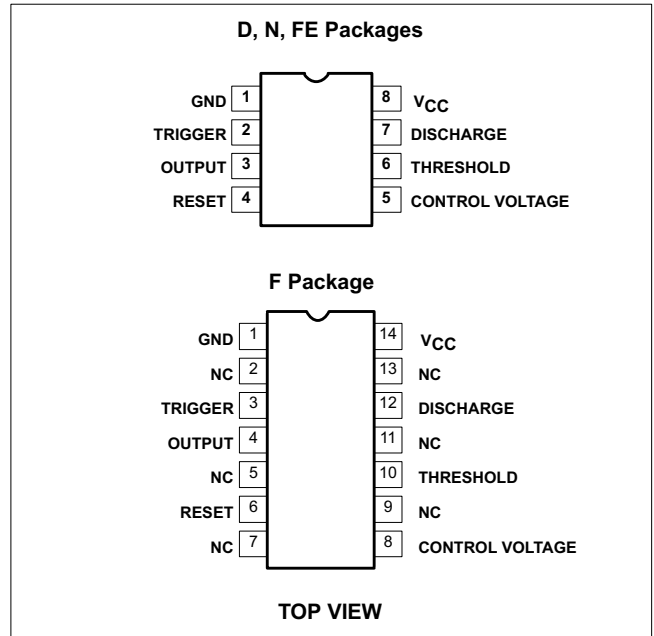
## APPLICATIONS

- Precision timing
- Pulse generation
- Sequential timing
- Time delay generation
- Pulse width modulation

## ORDERING INFORMATION

| DESCRIPTION  | TEMPERATURE RANGE | ORDER CODE | DWG # |
|--|-------------------|------------|-------|
| 8-Pin Plastic Small Outline (SO) Package             | 0 to +70°C        | NE555D     | 0174C |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | 0 to +70°C        | NE555N     | 0404B |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | -40°C to +85°C    | SA555N     | 0404B |
| 8-Pin Plastic Small Outline (SO) Package             | -40°C to +85°C    | SA555D     | 0174C |
| 8-Pin Hermetic Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP) | -55°C to +125°C   | SE555CFE   |       |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | -55°C to +125°C   | SE555CN    | 0404B |
| 14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)            | -55°C to +125°C   | SE555N     | 0405B |
| 8-Pin Hermetic Cerdip                                | -55°C to +125°C   | SE555FE    |       |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | 0 to +70°C        | NE555F     | 0581B |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | -55°C to +125°C   | SE555F     | 0581B |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | -55°C to +125°C   | SE555CF    | 0581B |

## PIN CONFIGURATIONS

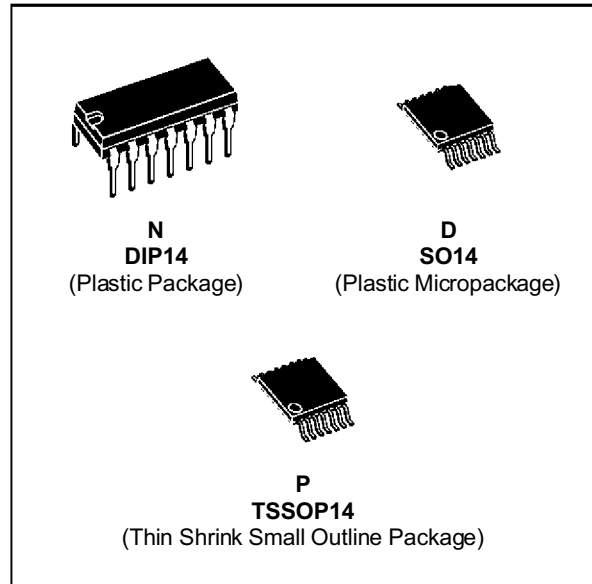




# TL084 TL084A - TL084B

## GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

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



### DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

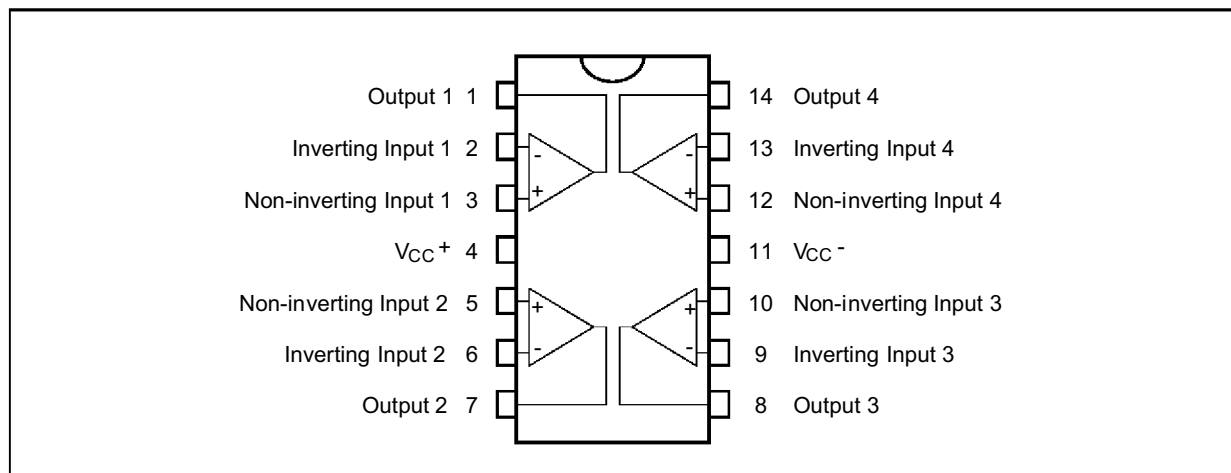
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODES

| Part Number  | Temperature Range | Package |   |   |
|--------------|-------------------|---------|---|---|
|              |                   | N       | D | P |
| TL084M/AM/BM | -55°C, +125°C     | •       | • | • |
| TL084I/AI/BI | -40°C, +105°C     | •       | • | • |
| TL084C/AC/BC | 0°C, +70°C        | •       | • | • |

**Examples :** TL084CN, TL084CD

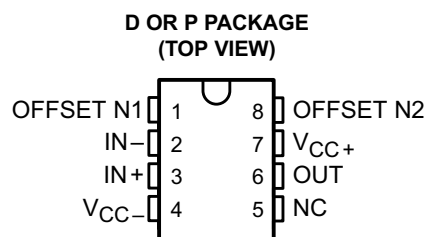
### PIN CONNECTIONS (top view)



# OP07C, OP07D, OP07Y PRECISION OPERATIONAL AMPLIFIERS

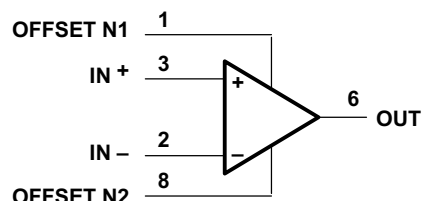
SLOS099B – OCTOBER 1983 – REVISED AUGUST 1996

- Low Noise
- No External Components Required
- Replaces Chopper Amplifiers at a Lower Cost
- Single-Chip Monolithic Fabrication
- Wide Input Voltage Range  
0 to  $\pm 14$  V Typ
- Wide Supply Voltage Range  
 $\pm 3$  V to  $\pm 18$  V
- Essentially Equivalent to Fairchild  $\mu$ A714 Operational Amplifiers
- Direct Replacement for PMI OP07C and OP07D



NC—No internal connection

## symbol



## description

These devices represent a breakthrough in operational amplifier performance. Low offset and long-term stability are achieved by means of a low-noise, chopperless, bipolar-input-transistor amplifier circuit. For most applications, external components are not required for offset nulling and frequency compensation. The true differential input, with a wide input voltage range and outstanding common-mode rejection, provides maximum flexibility and performance in high-noise environments and in noninverting applications. Low bias currents and extremely high input impedances are maintained over the entire temperature range. The OP07 is unsurpassed for low-noise, high-accuracy amplification of very low-level signals.

These devices are characterized for operation from 0°C to 70°C.

## AVAILABLE OPTIONS

| T <sub>A</sub> | V <sub>IO</sub> max<br>AT 25°C | PACKAGED DEVICES     |                    | CHIP FORM<br>(Y) |
|----------------|--------------------------------|----------------------|--------------------|------------------|
|                |                                | SMALL OUTLINE<br>(D) | PLASTIC DIP<br>(P) |                  |
| 0°C to 70°C    | 150 $\mu$ V                    | OP07CD<br>OP07DD     | OP07CP<br>OP07DP   | OP07Y            |

The D package is available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (e.g., OP07CDR). The chip form is tested at T<sub>A</sub> = 25°C.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS  
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1996, Texas Instruments Incorporated

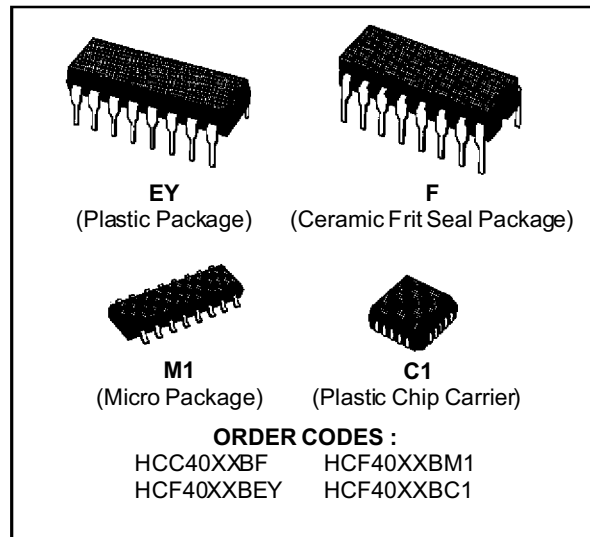
## ANALOG MULTIPLEXERS-DEMULTIPLEXERS

### 4051B - SINGLE 8-CHANNEL

### 4052B - DIFFERENTIAL 4-CHANNEL

### 4053B - TRIPLE 2-CHANNEL

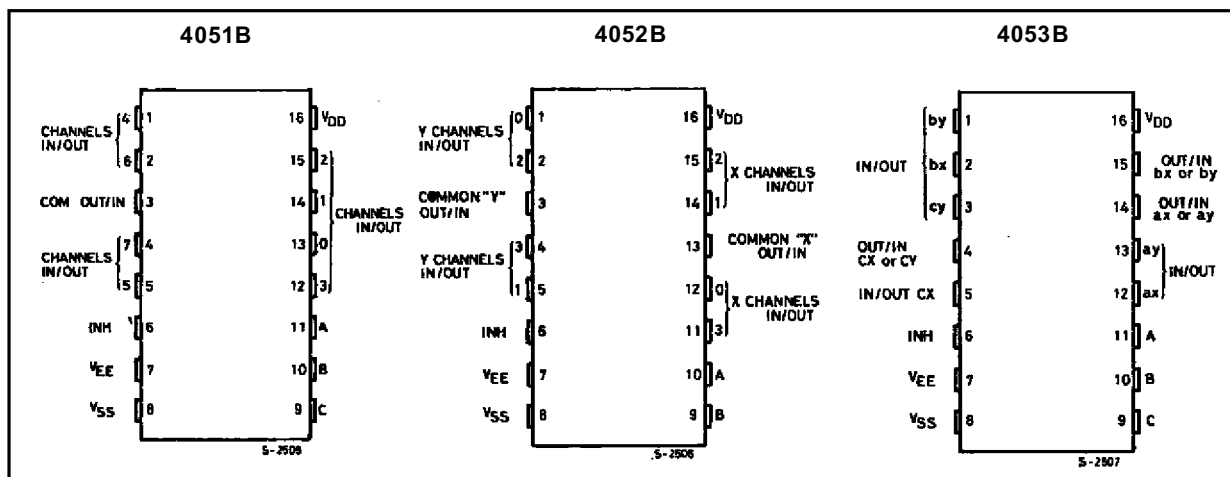
- QUIESCENT CURRENT SPECIFIED TO 20V FOR HCC DEVICE
- LOW "ON" RESISTANCE : 125Ω (typ.) OVER 15V p.p. SIGNAL-INPUT RANGE FOR  $V_{DD} - V_{EE} = 15V$
- HIGH "OFF" RESISTANCE : CHANNEL LEAKAGE  $\pm 100pA$  (typ.)  $V_{DD} - V_{EE} = 18V$
- BINARY ADDRESS DECODING ON CHIP
- VERY LOW QUIESCENT POWER DISSIPATION UNDER ALL DIGITAL CONTROL INPUT AND SUPPLY CONDITIONS : 0.2  $\mu W$  (typ.),  $V_{DD} - V_{SS} = V_{DD} - V_{EE} = 10V$
- MATCHED SWITCH CHARACTERISTICS :  $R_{ON} = 5\Omega$  (typ.) for  $V_{DD} - V_{EE} = 15V$
- WIDE RANGE OF DIGITAL AND ANALOG SIGNAL LEVELS : DIGITAL 3 TO 20V, ANALOG TO 20V p.p.
- 5V, 10V, AND 15V PARAMETRIC RATINGS
- INPUT CURRENT OF 100mA AT 18V AND 25°C FOR HCC DEVICE
- 100% TESTED FOR QUIESCENT CURRENT
- MEETS ALL REQUIREMENTS OF JEDEC TENTATIVE STANDARD N° 13A, "STANDARD SPECIFICATIONS FOR DESCRIPTION OF "B" SERIES CMOS DEVICES"



### DESCRIPTION

The **HCC 4051B**, **4052B** and **4053B** (extended temperature range) and **HCF4051B**, **4052B** and **4053B** (intermediate temperature range) are monolithic integrated circuits, available in 16-lead dual in-line plastic or ceramic package and plastic micropackage. **HCC/HCF4051B**, **HCC/HCF4052B**, and **HCC/HCF4053B** analog multiplexers/demultiplexers are digitally controlled analog switches having low ON impedance and very low OFF leakage

### PIN CONNECTIONS

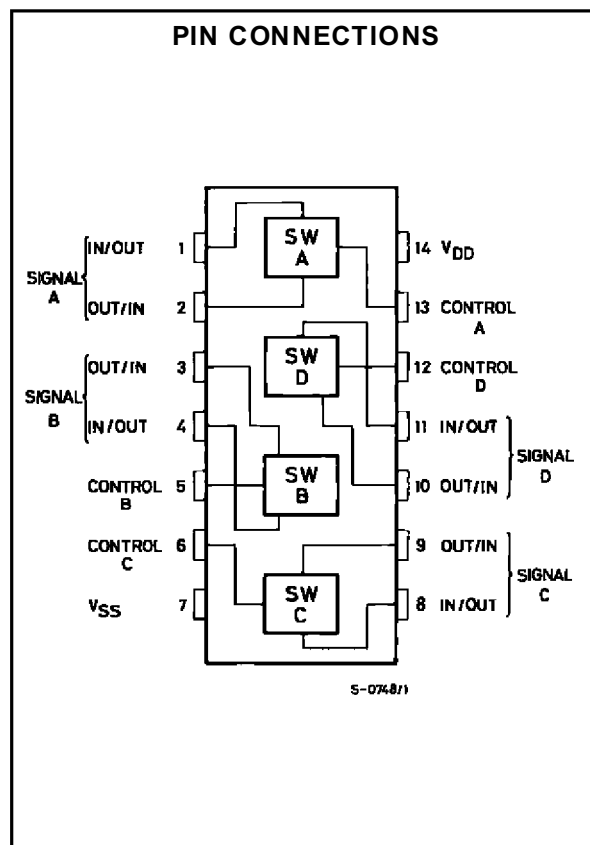
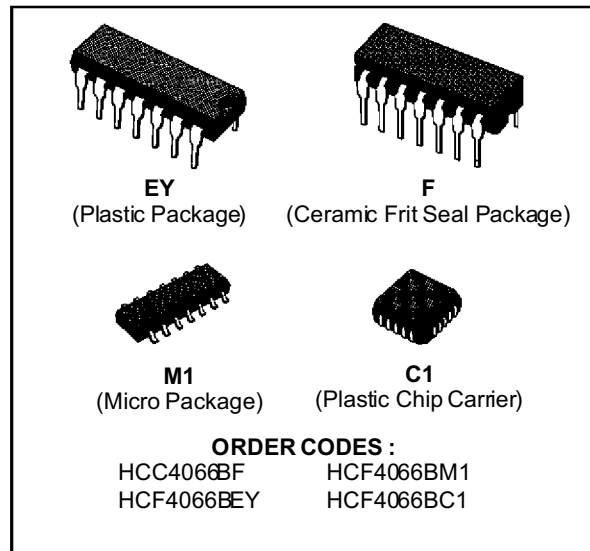


## QUAD BILATERAL SWITCH FOR TRANSMISSION OR MULTIPLEXING OF ANALOG OR DIGITAL SIGNALS

- 15V DIGITAL OR  $\pm 7.5V$  PEAK-TO-PEAK SWITCHING
- 80 $\Omega$  TYPICAL ON RESISTANCE FOR 15V OPERATION
- SWITCH ON RESISTANCE MATCHED TO WITHIN 5 $\Omega$  OVER 15V SIGNAL-INPUT RANGE
- ON RESISTANCE FLAT OVER FULL PEAK-TO-PEAK SIGNAL RANGE
- HIGH ON/OFF OUTPUT-VOLTAGE RATIO : 65dB TYP. @  $f_{is} = 10kHz, R_L = 10k\Omega$
- HIGH DEGREE OF LINEARITY : < 0.5% DISTORTION TYP. @  $f_{is} = 1kHz, V_{is} = 5 V_{p-p}, V_{DD} - V_{SS} \geq 10V, R_L = 10k\Omega$
- EXTREMELY LOW OFF SWITCH LEAKAGE RESULTING IN VERY LOW OFFSET CURRENT AND HIGH EFFECTIVE OFF RESISTANCE ; 10pA TYP. @  $V_{DD} - V_{SS} = 10V, T_A = 25^\circ C$
- EXTREMELY HIGH CONTROL INPUT IMPEDANCE (control circuit isolated from signal circuit) : 10<sup>12</sup>  $\Omega$  TYP.
- LOW CROSSTALK BETWEEN SWITCHES : -50dB TYP. @  $f_{is} = 0.9MHz, R_L = 1k\Omega$
- MATCHED CONTROL-INPUT TO SIGNAL-OUTPUT CAPACITANCE : REDUCES OUTPUT SIGNAL TRANSIENTS
- FREQUENCY RESPONSE, SWITCH ON = 40MHz (typ.)
- QUIESCENT CURRENT SPECIFIED TO 20V FOR HCC DEVICE
- 5V, 10V, AND 15V PARAMETRIC RATINGS
- INPUT CURRENT OF 100nA AT 18V AND 25 $^\circ C$  FOR HCC DEVICE
- 100% TESTED FOR QUIESCENT CURRENT
- MEETS ALL REQUIREMENTS OF JEDEC TENTATIVE STANDARD N<sup>o</sup>. 13A, "STANDARD SPECIFICATIONS FOR DESCRIPTION OF "B" SERIES CMOS DEVICES"

### DESCRIPTION

The **HCC4066B** (extended temperature range) and **HCF4066B** (intermediate temperature range) are monolithic integrated circuits, available in 14-lead dual in-line plastic or ceramic package and plastic micropackage. The **HCC/HCF4066B** is a quad bilateral switch intended for the transmission or multiplexing of analog or digital signals. It is pin-for-



# SN5404, SN54LS04, SN54S04, SN7404, SN74LS04, SN74S04 HEX INVERTERS

DECEMBER 1983—REVISED MARCH 1988

- Package Options Include Plastic "Small Outline" Packages, Ceramic Chip Carriers and Flat Packages, and Plastic and Ceramic DIPs
- Dependable Texas Instruments Quality and Reliability

## description

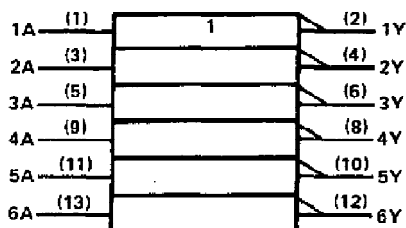
These devices contain six independent inverters.

The SN5404, SN54LS04, and SN54S04 are characterized for operation over the full military temperature range of  $-55^{\circ}\text{C}$  to  $125^{\circ}\text{C}$ . The SN7404, SN74LS04, and SN74S04 are characterized for operation from  $0^{\circ}\text{C}$  to  $70^{\circ}\text{C}$ .

FUNCTION TABLE (each inverter)

| INPUTS |  | OUTPUT |  |
|--------|--|--------|--|
| A      |  | Y      |  |
| H      |  | L      |  |
| L      |  | H      |  |

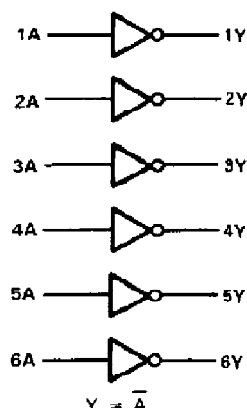
## logic symbol†



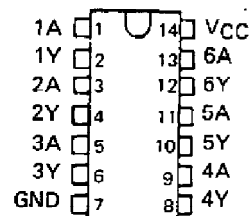
† This symbol is in accordance with ANSI/IEEE Std. 91-1984 and IEC Publication 617-12.

Pin numbers shown are for D, J, and N packages.

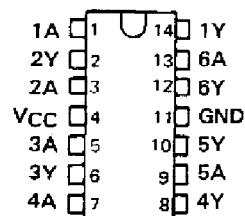
## logic diagram (positive logic)



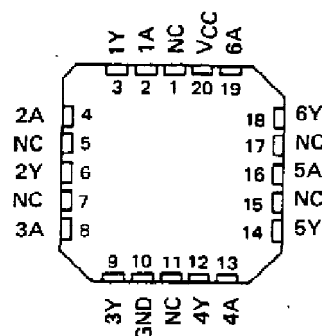
SN5404 . . . J PACKAGE  
SN54LS04, SN54S04 . . . J OR W PACKAGE  
SN7404 . . . N PACKAGE  
SN74LS04, SN74S04 . . . D OR N PACKAGE  
(TOP VIEW)



SN5404 . . . W PACKAGE  
(TOP VIEW)



SN54LS04, SN54S04 . . . FK PACKAGE  
(TOP VIEW)



NC - No internal connection

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TEXAS  
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655012 • DALLAS, TEXAS 75265

# Timer

# NE/SA/SE555/SE555C

## DESCRIPTION

The 555 monolithic timing circuit is a highly stable controller capable of producing accurate time delays, or oscillation. In the time delay mode of operation, the time is precisely controlled by one external resistor and capacitor. For a stable operation as an oscillator, the free running frequency and the duty cycle are both accurately controlled with two external resistors and one capacitor. The circuit may be triggered and reset on falling waveforms, and the output structure can source or sink up to 200mA.

## FEATURES

- Turn-off time less than 2µs
- Max. operating frequency greater than 500kHz
- Timing from microseconds to hours
- Operates in both astable and monostable modes
- High output current
- Adjustable duty cycle
- TTL compatible
- Temperature stability of 0.005% per °C

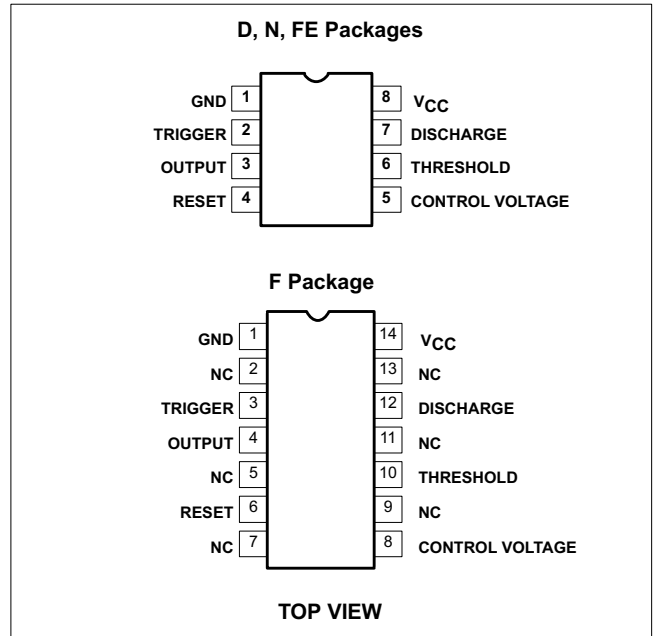
## APPLICATIONS

- Precision timing
- Pulse generation
- Sequential timing
- Time delay generation
- Pulse width modulation

## ORDERING INFORMATION

| DESCRIPTION  | TEMPERATURE RANGE | ORDER CODE | DWG # |
|--|-------------------|------------|-------|
| 8-Pin Plastic Small Outline (SO) Package             | 0 to +70°C        | NE555D     | 0174C |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | 0 to +70°C        | NE555N     | 0404B |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | -40°C to +85°C    | SA555N     | 0404B |
| 8-Pin Plastic Small Outline (SO) Package             | -40°C to +85°C    | SA555D     | 0174C |
| 8-Pin Hermetic Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP) | -55°C to +125°C   | SE555CFE   |       |
| 8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)             | -55°C to +125°C   | SE555CN    | 0404B |
| 14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)            | -55°C to +125°C   | SE555N     | 0405B |
| 8-Pin Hermetic Cerdip                                | -55°C to +125°C   | SE555FE    |       |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | 0 to +70°C        | NE555F     | 0581B |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | -55°C to +125°C   | SE555F     | 0581B |
| 14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)         | -55°C to +125°C   | SE555CF    | 0581B |

## PIN CONFIGURATIONS



## Résumé

Le signal photopléthysmographique est riche en information médicale à savoir le rythme cardiaque, la saturation d'oxygène SpO<sub>2</sub>, et le flux sanguin qui permet de faciliter le diagnostic, la thérapeutique, et le monitoring. La photopléthysmographie est une technique électro-optique non invasive. Dans le cadre de ce mémoire, Nous présentons une carte de mise en forme des signaux PPG rouge et infrarouge. La partie analogique contient d'une sonde formée de phototransistor, de LEDs rouge et infrarouge, et un circuit de pilotage des LEDs. Des circuits de filtrage, d'amplification, et un circuit d'offset sont développés pour mettre en forme ces signaux. La partie digitale est conçue autour de la carte Arduino Uno. Une programmation du firmware de cette carte et le développement d'un script d'acquisition de données permet d'enregistrer les signaux dans un fichier de données, et sont traités dans un environnement Matlab.

**Mots clés** - photopléthysmographie, rythme cardiaque, saturation en oxygène SpO<sub>2</sub>, Arduino Uno, firmware, MATLAB.

## Abstract

Photoplethysmogram (PPG) signals contain rich medical information like the heart rate, oxygen saturation in the blood, and blood flow, that can be used for diagnosis, therapy, and monitoring. It's an opto-electronic and non-invasive technique. In this project, we developed an electronic board allowing to recover the PPG signals. The hardware includes an analog signal processing circuit formed by a photo-transistor, red and infrared LEDs, and a special driving circuit to power the two light sources for photoplethysmographic measurements. A filter and an amplifier circuit, and an offset circuit are also developed. The digital part is designed around Arduino Uno. A firmware is developed to drive the data acquisition process. Data are stored in a data file for a further digital signal processing step.

**Keywords** - Photoplethysmogram, heart rate, oxygen saturation in the blood, Arduino Uno, firmware, MATLAB.

## الملخص

مخطط التحجيم الضوئي غني بالبيانات الطبية كنبضات القلب، نسبة الأكسجين في الدم، تدفق الدم التي تسهل عملية التشخيص، العلاج و المراقبة كما أنه تقنية غير جراحية و إلكتروبصرية.

في إطار هذه المذكرة نقوم بعرض نموذج خاص بتهيئة هذه الإشارات، فالجزء التماثلي يحتوي على مقحل ضوئي صمامين ضوئيين (أحمر و تحت أحمر)، دائرة القيادة، الترشيح، التضخيم، مع العلم أن التقاط هذه الإشارة يتطلب صمام ضوئي واحد إلى أنه يتوجب كلاهما لاستخراج نسبة الأكسجين في الدم.

الجزء الرقمي يتمحور حول Arduino، حيث تسمح برمجة Firmware و اقتناء المعلومات بحفظ الإشارات رقمياً و معالجتها بواسطة Matlab

**كلمات مفتاحية:** مخطط التحجيم الضوئي، النبض القلب، نسبة الأكسجين في الدم، Matlab, Arduino Uno, Firmware,