



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd - Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

✚ Mr. BEREKSI REGUIG MED ANES

✚ Mr. BEKKAI NOR EI ISLEM

**REALISATION D'UN DISPOSITIF DE MESURE
DU PHOTOPLETHYSMOGRAMME**

Soutenu le 27 juin 2013 devant le Jury

Mr. Debbal Sidi.Mohamed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr. Bouazza .Benyounes	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr. Bereksi Reguig. Fethi	<i>prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2012-2013

Remerciements

La première personne que nous tenons à remercier est notre encadreur Mr. Bereksi Reguig.F, pour l'orientation, la confiance, la patience qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port. Qu'il trouve dans ce travail un hommage vivant à sa haute personnalité.

Nos remerciements s'étendent également aux Membres du jury Messieurs Debbal et Bouazza qui ont bien voulu accepter de juger ce travail. Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements à tous les professeurs qui nous ont enseigné et qui par leurs compétences nous ont soutenu dans la poursuite de nos études.

Enfin, on remercie tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

DÉDICACE

JE DÉDIE CE TRAVAIL

AUX

*MES HONORABLES PARENTS LES ÊTRES LES PLUS CHERS DE
MA VIE ET QUI ONT FAIT DE MOI CE QUE JE SUIS AUJOURD'HUI.*

*A MON FRÈRE ET TOUS CEUX QUI SONT PROCHES, QUI ONT
APPORTÉ TOUT LE SOUTIEN QUE J'AVAIS BESOIN SURTOUT MON
BINÔME ANES ET MES AMIES NASSIMA, HIBA .*

FINALEMENT A

*TOUT LES AMIS, LES COPAINS, LES COLLÈGUES ET A TOUTE
PROMOTION 2012/2013.*

BEKKAI NOR EL ISLEM.

*A cœur vaillant rien d'impossible
A conscience tranquille tout est accessible*

*Quand il y a la soif d'apprendre
Tout vient à point à qui sait attendre*

*Quand il y a le souci de réaliser un dessein
Tout devient facile pour arriver à nos fins*

*Malgré les obstacles qui s'opposent
En dépit des difficultés qui s'interposent*

*Les études sont avant tout
Notre unique et seul atout*

*Ils représentent la lumière de notre existence
L'étoile brillante de notre réjouissance*

*Comme un vol de gerfauts hors du charnier natal
Nous partons ivres d'un rêve héroïque et brutal*

*Espérant des lendemains épiques
Un avenir glorieux et magique*

*Souhaitant que le fruit de nos efforts fournis
Jour et nuit, nous mènera vers le bonheur fleuri*

*Aujourd'hui, ici rassemblés auprès des jurys,
Nous prions dieu que cette soutenance
Fera signe de persévérance
Et que nous serions enchantés
Par notre travail honoré*

Dédicace :

Merci Allah (mon dieu) de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et le bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire "Ya Kayoum "

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, à ma mère Chafika

A mon père et mon encadreur, école de mon enfance, qui a été mon ombre durant toutes les années des études, et qui a veillé tout au long de ma vie à m'encourager, à me donner l'aide et à me protéger.

Que dieu les gardes et les protège.

A ma sœur ALLAA

A mon frère Adil.

A mon chers Binôme ISLEM, à ma adorable amie NASSIMA, et à ma collègue WAHIBA

A tous ceux qui m'aiment.

A tous ceux que j'aime.

Je dédie ce travail.

Bereksi Reguig Anes

Sommaire

Introduction générale.....	1
1. Chapitre I : Oxymétrie de pouls	
1.1. Introduction	3
1.2. Historique	3
1.3. Principe de l'oxymétrie de pouls	5
1.3.1. La spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile...	5
1.3.2. Le système à deux longueurs d'onde	6
1.3.3. La mesure pratique de la saturation	8
1.4. Indication de l'oxymétrie de pouls	9
1.4.1. Détection de l'hypoxie	9
1.4.2. Monitoring de la circulation	9
1.5. Limitation de l'oxymétrie de pouls	9
1.5.1. Incidence du problème	9
1.5.2. Contre - facteur	10
1.5.2.1. Lumière ambiante.....	10
1.5.2.2. La perfusion basse.....	10
1.5.3. Vasoconstriction et hypothermie	11
1.5.4. Hypothermie	11
1.5.5. L'anémie	11
1.5.6. Les brûlures.....	11
1.5.7. Position de la sonde	11
1.5.8. Interférence par un respirateur artificiel	12
1.6. Conclusion.....	12
2. Chapitre II : Etude de l'oxymètre de pouls	
2.1. Introduction	13
2.2. Source de lumière	13
2.2.1. Capteur rouge et infrarouge	14
2.2.1.1. Principe de fonctionnement des LED.....	14
a- Junction P.N.....	14
2.2.1.2. Caractéristique optique	15
a- Longueur d'onde de pic d'émission	15
b- Spectre ou longueur spectrale à mi- intensité	15
c- Correspondance couleur, longueur d'onde et énergie des photons	16
d- Diagramme des rayonnements	16
e- Angle d'émission a mi- intensité	17
f- Intensité lumineuse	17
2.2.1.3. Caractéristique électrique.....	17
a- Point de fonctionnement et tension directe	17
b- Tension inverse(Vr).....	18
2.2.2. Circuit associé aux LEDs.....	19
2.3. Circuit de détection	20

2.3.1. La photodiode	21
a- Principe de fonctionnement	21
2.3.2. Le phototransistor	22
a- Principe de fonctionnement	22
2.4. Circuit de mise en forme	23
2.4.1. Amplification	23
2.4.2. Filtrage	23
2.4.3. Circuit d'échantillonnage pour la détection.....	23
2.5. La carte d'acquisition	25
2.5.1. Le port parallèle	25
2.5.2. Le port série	26
2.5.3. Le port USB.....	27
2.6. Conclusion	27
3. Chapitre III : Etude pratique du dispositif réalisé.....	28
3.1. Introduction	28
3.2. Description hardware.....	28
3.3. Circuit d'émission de la lumière, détection et de mise en forme ...	29
a- Circuit d'émission	29
b- L'astable	29
c- Pilotage des LED : circuit d'émission	31
3.3.1. Détection de la lumière : circuit de réception.....	32
3.3.2. Amplification des signaux PPG.....	33
3.3.3. Echantillonneur bloqueur.....	33
3.4. La carte d'acquisition	39
3.4.1. Le port parallèle	39
3.4.1.1. Brochage du port parallèle	40
3.4.1.2. Registre de commande.....	40
3.4.2. Multiplexeur	41
3.4.3. Le convertisseur analogique-numérique.....	42
3.5. Conclusion.....	45
4. Chapitre IV : Résultat et conclusion.....	46
4.1. Introduction.....	46
4.2. Mesures et interprétations	46
4.2.1. La sortie de l'astable	46
4.2.2. La sortie des transistors montés en commutation	47
4.2.3. La sortie de premier monostable U2.....	47
4.2.4. La sortie du deuxième monostable U3.....	48
4.2.5. La sortie du premier monostable U4.....	49
4.2.6. La sortie du deuxième monostable U5.....	49
4.2.7. La sortie du régulateur	51
4.2.8. La sortie de convertisseur lumière tension	54
4.2.9. La sortie finale.....	54
4.3. Test hardware de la carte d'acquisition	55

4.3.1. Test de l'horloge.....	55
4.3.2. L'impulsion de début de conversion	55
4.3.3. L'impulsion de fin de conversion	56
4.4. Proposition d'une manipulation de travaux pratiques.....	56
4.4.1. Etude théorique	56
4.4.1.1. Principe de l'oxymétrie de pouls	56
4.4.1.2. La mesure pratique de la saturation	57
4.4.2. Manipulation travaux pratiques	59
4.4.3. Conclusion.....	61
4.5. Conclusion générale.....	62

Annexe

Bibliographies

Introduction générale :

Le Photopléthysmogramme PPG est le signal détecté à travers des moyens opto-électroniques à des longueurs d'ondes spécifiques et résultant de la variation de volume de sang dans un vaisseau sanguin. Ce signal issu d'un site spécifique sur le corps d'un sujet peut être utilisé pour mesurer la saturation en Oxygène. Dans ce cas deux longueurs d'ondes sont utilisées le Rouge R et l'infrarouge IR et le système résultant est connu par oxymètre de pouls.

L'oxymétrie de pouls permet de surveiller la saturation «pléthysmographique» en O_2 (SpO_2), une approximation validée de la saturation artérielle en O_2 (SaO_2).

L'oxymètre de pouls est, probablement un des meilleurs moniteurs qui ont été développés dans les dernières années. Il offre des informations non seulement sur la saturation de l'hémoglobine (Hb), mais aussi sur la fréquence et le rythme du pouls périphérique. Les oxymètres qui génèrent une onde de pouls (pléthysmographie), sont plus utiles que ceux qui donnent seulement une valeur relative à la fréquence cardiaque.

L'oxymètre de pouls permet une alerte précoce sur le danger d'apparition de l'hypoxémie. Elle est de plus encore importante en ce qui concerne les enfants, puisqu'ils tendent à dessaturer plus rapidement que les adultes. Dans plusieurs situations l'oxymètre a pu détecter des situations d'hypoxie avant qu'ils soient reconnus par l'anesthésiste.

L'oxymétrie de pouls est une méthode fiable, non invasive et continue pour évaluer la saturation en Hb (SaO_2) du sang artériel. Elle est d'utilité indéniable dans plusieurs situations comme le contrôle de l'hyperoxie dans les prématurés, en réanimation, viabilité de greffes, anesthésie et soins intensifs et dans toutes ces situations ou peut exister la probabilité de dessaturation.

Dans notre projet, on s'intéresse à l'étude et la réalisation pratique d'un dispositif permettant de relever le signal Photopléthysmographique PPG par des moyens opto-électroniques à deux longueurs d'ondes différentes le Rouge R et l'infrarouge IR de manière séquentielle. Les signaux PPG résultants de ces deux longueurs d'ondes sont numérisés et acquis à travers une carte d'acquisition réalisée aussi pour un traitement numérique sur PC et par conséquent déduire la saturation d'oxygène. Le dispositif dans ce cas est connu par oxymètre de pouls. Ainsi et pour décrire notre réalisation, le document est présenté en quatre chapitres, une introduction générale et une conclusion générale.

Dans le Chapitre 1, les généralités et les principes physiques sur lequel l'oxymétrie de pouls est basée sont donnés et expliqués. En Chapitre 2, on s'intéresse à la description d'un oxymètre de pouls, les différents circuits entrants dans la conception d'un oxymètre sont discutés. Le Chapitre 3 constitue l'essentiel de notre contribution : la réalisation pratique d'un oxymètre de pouls. Les circuits choisis dans cette réalisation sont présentés.

Finalement, dans le dernier Chapitre : le Chapitre 4 ; des résultats sont présentés et illustrés, ainsi qu'une conclusion est faite.

1.1 Introduction :

Le principal avantage de capteurs optiques pour des applications médicales,[1] c'est leur sécurité intrinsèque, car il n'y a pas de contact électrique entre le patient et l'appareil. Ils sont aussi moins vulnérable aux interférences électromagnétiques, ces propriétés ont donné lieu à diverses techniques optiques pour surveiller les paramètres physiologiques comme par exemple, la technique de Vélocimétrie Laser Doppler pour mesurer la vitesse des globules rouges, ou encore la photopléthysmographie. C'est au fait à cette dernière technique qu'on s'intéresse dans notre projet. La technique est exploitée pour réaliser un dispositif pour la mesure de la saturation en oxygène. L'oxymétrie de pouls.

Pour les patients à risque d'insuffisance respiratoire, il est important de surveiller l'efficacité du gaz échangé dans les poumons, c'est à dire la façon dont le sang artériel est oxygéné, de préférence, ces informations devraient être disponibles aux cliniciens de façon continue.

L'oxymètre de pouls est basé sur deux principes physiques :

- En premier lieu, et compte tenu que l'absorption de la lumière par l'hémoglobine oxygénée est différente de celle par l'hémoglobine réduite alors un oxymètre avec deux longueurs d'ondes permet de détecter cette différence.
- En deuxième lieu, l'absorption aux deux longueurs d'ondes a une composante pulsative (AC) qui est le résultat du volume variable du sang artériel entre la source de lumière et le détecteur sur ces deux principes s'appuie la technique moderne pour développer l'oxymètre de pouls.

1.2 Historique :

En 1860, l'invention du spectroscope par Robert Wilhelm Eberhard Bunsen (1811-1899) permettait pour la première fois d'analyser la composition de la lumière par leurs longueurs d'ondes [2]. Cependant ce n'est que vers les années 30 que les photocellules au sélénium pouvaient être utilisées et que le spectre a fut exploité pour l'analyse quantitative de la saturation de l'oxygène.

La réaction de l'oxygène avec l'hémoglobine augmente la transmission de la lumière rouge à travers des solutions qui contiennent l'hémoglobine, et par conséquent, du sang. Cependant au niveau de l'infrarouge l'effet de l'oxygène est contraire, du fait que le sang soit opaque. Avec les autres longueurs d'ondes il n'y a pas de changements dans l'absorption de la lumière.

L'analyse spectrophotométrique de la saturation d'O₂ dans les structures a été introduite par Niclasi en 1932 [3]. Leurs études sur le spectre tissulaire ont aidé au développement des méthodes de découverte des O₂ dans des cuvettes avec du sang et au niveau de l'oreille, la peau et des doigts.

De même, et durant la même période, Heilmeyer a utilisé la spectrophotométrie pour déterminer la saturation de l'hémoglobine. Cette méthode mesure la concentration de l'oxyhémoglobine, célèbre comme oxymètre. Elle est basée sur la loi de Beer-Lambert que nous verrons plus tard.

En 1935, Matthes a construit le premier appareil capable de mesurer dans une forme continue la saturation de l'oxygène dans le sang humain [4]. Il a utilisé deux longueurs d'ondes :

- Une qui était sensible aux changements de l'oxygénation et une autre ne l'était pas.
- La deuxième longueur d'onde, dans le domaine de l'infrarouge, a été utilisée pour compenser les changements dans les structures les plus épaisses, dans le contenu de l'hémoglobine et dans l'intensité de la lumière.

Cet instrument a effectivement suivi les variations de la saturation, cependant il était difficile de les mesurer.

Au début des années quarante, Glen Millikan a inventé le terme « oxymètre » pour désigner son invention consacrée à la mesure de la saturation de l'hémoglobine à des pilotes qui volent à grande hauteurs.

Un instrument semblable a été utilisé par Earl Wood dans le bloc opératoire pour détecter les désaturations considérable pendant l'anesthésie.

Dans ce développement clinique initial, les oxymètres auriculaire ont présenté plusieurs limitations.

Un repère important dans le développement de la technologie de l'oxymètre de pouls a eu lieu, en 1975, à Tokyo, les ingénieurs de Minolta corporations ont découvert que la saturation de l'hémoglobine pourrait être mesurée en analysant l'absorption pulsative de la lumière.

Au cours des années soixante-dix, Hewlett Packard a vendu le premier oxymètre auriculaire qui s'auto calibre.

Cet instrument a utilisé huit longueurs d'ondes pour déterminer la saturation de l'hémoglobine et il a utilisé la méthode de chauffage le pavillon de l'oreille pour « artérialiser » les sangs capillaires.

Ces oxymètres sont devenus rapidement des standards cliniques et comme outil de laboratoire dans la médecine du poumon.

A la fin des années 70, Scott Wilber à Boulder, Colorado, a développé le premier oxymètre de pouls qui a été accepté dans les cliniques. [5]

En premier lieu, il a produit une sonde légère qui utilise comme source de lumière des diodes et comme détecteurs des photodiodes. Cette sonde a été connectée à un capteur auriculaire. L'évaluation de la saturation était améliorée en incorporant un microprocesseur traitant un algorithme de calibrage complexe basé sur des données obtenues par des volontaires.

L'utilité clinique de l'oxymètre non invasif dans les blocs opératoires a été mise en évidence vers les années quatre-vingts par William New, un anesthésiste de l'université de Stamford.

Comprenant que le monitoring continu non invasif de l'oxygénation devait être utile à l'anesthésiste, New a développé et il a vendu un oxymètre de pouls, le modèle Nellcor N100 synonyme du terme «oxymètre de pouls».

1.3 Principe de l'oxymètre de pouls :

1.3.1 La 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 [6]. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. Elle est donnée par la formule suivante :

$$A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l \quad [6]$$

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

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, on parle de capnométrie quand ce principe est appliqué à la concentration de CO₂ dans un gaz.

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. [6]

Les oxymètres non invasifs mesurent les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. Avec cette méthode, l'estimation précise de la SaO₂ implique plusieurs problèmes techniques. 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 (voir figure 1.1) tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, et par le sang artériel non pulsatile (composante CC). (Voir figure 1.1)

L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel, (composante CA). (Voir figure 1.1).

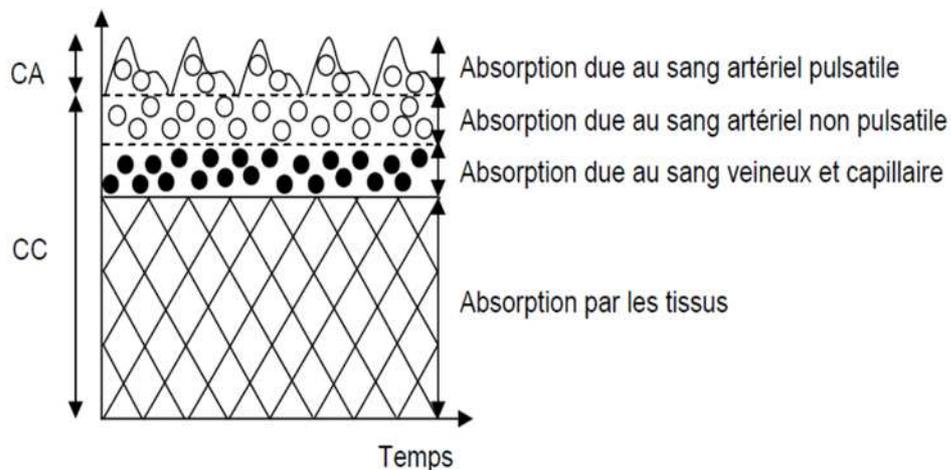


Figure 1.1 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, le composant continu CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles. [6]

1.3.2 Le système à deux longueurs d'ondes :

Le fait que l'hémoglobine réduite l'Hb et l'oxyhémoglobine l'HbO₂ (voir figure 1.2 ci-dessous) 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.

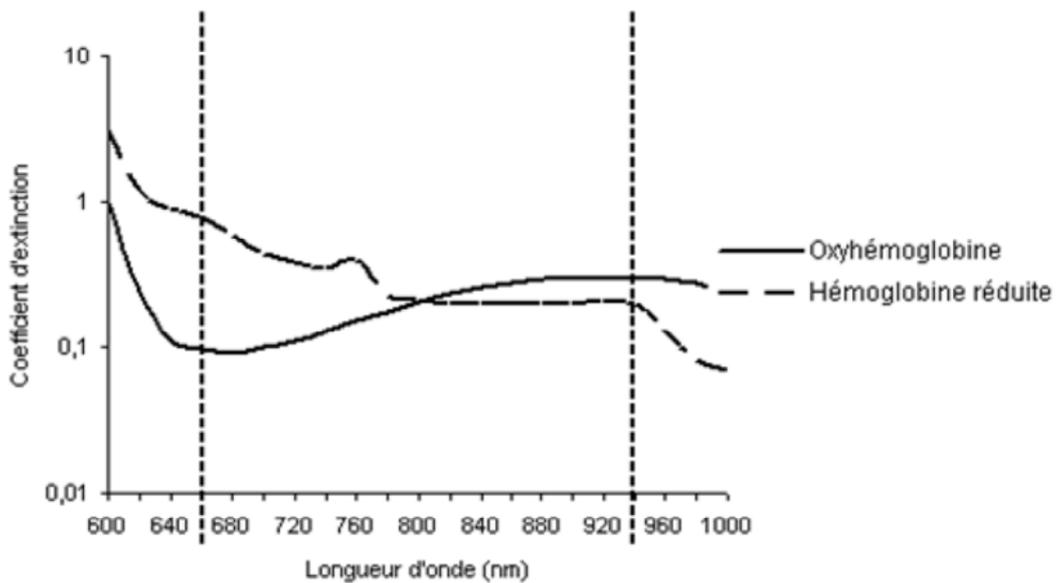


Figure 1.2 : Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO2 [6]

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 [6] :

$$SaO2 \text{ fonctionnelle} = [HbO2 / (HbO2 + Hb)] \times 100\% [6]$$

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 :

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

Les principes de base semblent simples mais un certain nombre de problèmes se posent dans l'optique de la réalisation d'un appareil utilisable en clinique.

L'utilisation de deux longueurs d'onde permet de différencier l'hémoglobine réduite et l'oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite absorbe plus de lumière dans le rouge (660nm) que l'oxyhémoglobine. L'oxyhémoglobine absorbe plus dans l'infrarouge (940 nm).

On utilise donc un système à deux longueurs d'onde qui permet de différencier l'Hb et l'HbO₂.

1.3.3 La mesure pratique de la saturation :

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « alternative » (CA) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « continue » (CC) qui lui correspond (absorption de lumière par les 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. L'oxymètre calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO₂ par une formule empirique :

$$R = (CA660/CC660) / (CA940/CC940) [6]$$

La plupart des oxymètres utilisés habituellement fondent leurs calculs sur des courbes de calibration obtenues chez le volontaire sain. Les courbes utilisées dans les appareils du commerce reposent sur des études expérimentales faites chez des volontaires ; celles-ci sont très semblables chez les différents fabricants. Ainsi, quand le rapport entre les absorptions du rouge et de l'infrarouge est de 1, la saturation est de 85%.

La valeur de la saturation est donnée par $SaO_2 = 100 - 25R$ [6], selon la courbe empirique donnée sur la figure 1.3 ci-dessous.

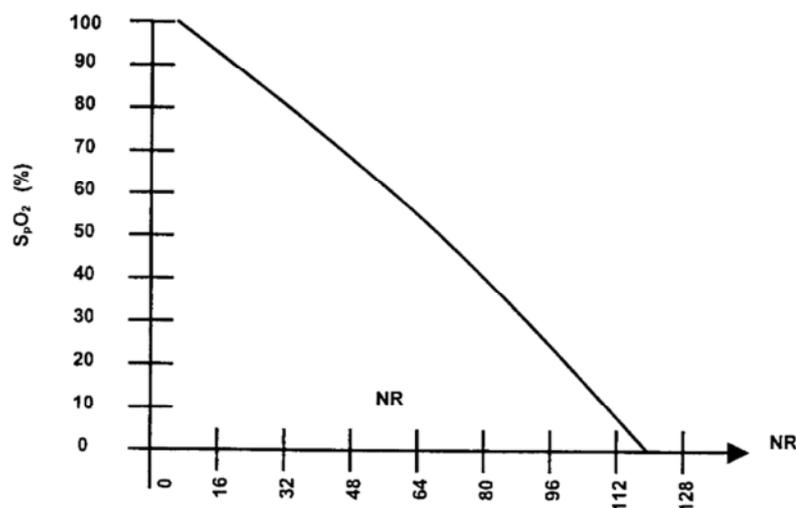


Figure 1.3 : Courbe empirique pour la mesure de la saturation [6]

A titre de bilan, 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.

1.4 Indications de l'oxymétrie de pouls :

1.4.1 Détection de l'hypoxie :

Les applications oxymétriques impliquent fondamentalement la découverte et la quantification de l'hypoxie cause principale et fréquente de la mort. En fait Coté et Cols en 1988 ont démontré que l'oxymètre de pouls est utile pour le diagnostic précoce de l'hypoxie. Ils le situent dans la catégorie des moniteurs habituels. Leurs travaux ont montré que l'oxymètre limitait efficacement les hypoxies intra opératoires et que la surveillance était insuffisante.

1.4.2 Monitoring de la circulation :

1.4.2.1 La pression artérielle :

La pression artérielle systolique peut être déterminée avec certitude par la réapparition de l'onde pulsative. Ceci est du fait que la morphologie de l'onde pulsatile (photoplethysmogramme) est similaire à l'enveloppe de l'impulsion artérielle.

1.4.2.3 Autre utilisations en monitoring de la circulation :

Des utilisations comme citer ci-dessous sont enregistrées.

- Indication d'une compression artérielle pendant l'arthroscopie de l'épaule.
- Vérifier la viabilité de l'intestin.
- Les tests cardio-pulmonaires, les études de la réponse ventilatoire à l'hypoxie et des caractères anormaux pendant le rêve sont faites en ce moment avec tranquillité et sécurité grâce à l'oxymètre de pouls.

D'après les études de Jense, le degré de diminution du SpO₂ pendant l'apnée, après une pré oxygénation de 5 min, était exactement le double dans les malades avec obésité morbide.

1.5. Limitations de l'oxymétries de pouls :

1.5.1 Incidence du problème :

Dans des études prospectives intra opératoire à l'université de Washington, Freund a trouvé 1.12% de défauts dans les mesures rendus par l'oxymètre dans une série de 11046 anesthésies.

Dans une étude, cette fois rétrospective, de 1403 malades dans une unité de soins post-opératoire dans le même hôpital de l'université de Washington, Gillies a trouvé une fréquence de défaut comparable : 1.1% presque 90% des défauts ont eu lieu au démarrage dans une pièce de récupération anesthésique.

1.5.2 Contre-facteurs :

Généralement les contre-facteurs les plus connus dans la mesure du taux d'O₂ sont :

- La lumière ambiante.
- Basse perfusion (signe AC/DC petit).
- Mouvement (signe AC/DC grand)

1.5.2.1 Lumière ambiante :

Les photodiodes utilisées dans la sonde comme détecteur de la lumière ne peuvent pas différencier une longueur d'onde d'une autre. Par conséquent, le détecteur ignore s'il reçoit de la lumière provenant de l'infrarouge, le rouge ou de la lampe de la salle.

Ce problème a été résolu en alternant le LEDs rouge et infrarouge. Le rouge en premier lieu et la photodiode produit un courant qui correspond à la somme de la lumière de la diode plus celui de la salle. Ensuite, le rouge s'éteint et l'infrarouge se propage vers la photodiode. Cette fois le signal de la photodiode représente la lumière de l'infrarouge plus celui de la salle.

Finalement, les deux LED s'éteignent et le détecteur produit un signal qui correspond seulement à la lumière de la salle, si la lumière ambiante est très intense ou sa fréquence est semblable à celle des LED, il peut y avoir intervention avec la mesure de la saturation en tout cas. Cela se passe avec quelques lampes fluorescentes de Xénon utilisées surtout dans les blocs opératoires.

Pour minimiser cette confusion on peut couvrir la sonde avec une matière opaque.

1.5.2.2 La perfusion basse :

Quand un petit signal d'absorption pulsatif est détecté, les oxymètres de pouls les amplifient et estiment la saturation moyenne des absorptions amplifiées.

Malheureusement, de même qu'un radio récepteur, quand un signal est amplifié, le bruit de fond (statique) s'amplifié aussi.

Si l'amplification est très grande, les oxymètres de pouls peuvent délivrer des valeurs erronées du SpO₂. Le mouvement du patient est un facteur très difficile à éliminer et il cause des problèmes principalement dans la salle de réanimation. 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 4 Hz).

Un moyen pour réduire ce facteur, est d'adjoindre le signal ECG à l'oxymètre afin de synchroniser la détection de la fréquence cardiaque.

1.5.3 Vasoconstriction et hypothermie :

- L'oxymètre de pouls est tellement sensible qu'il peut détecter encore des pulsations quand la pression est trop basse comme pour assurer une adéquate perfusion tissulaire.
- La vasoconstriction augmente considérablement l'hypotensive du seuil des oxymètres, cela veut dire que l'oxymètre, en présence de vasoconstriction manquera dans la détection du SaO₂ aux plus haute pressions systolique (dans l'hypotension) que s'il n'y a pas de vasoconstriction.

1.5.4 Hypothermie :

Dans dix malades pédiatriques dont la surface corporelle a été délibérément refroidie jusqu'à 25°C, l'oxymètre sur estime la saturation de l'oxygène artériel entre 30°C et 36°C et il l'a sous- estimé aux dessous des 30°C.

1.5.5 L'anémie :

Une analyse rétrospective de 43 oxymètres de 12 fabricants différents, a montré une erreur négative inversement proportionnelle à la concentration de l'Hb quand SaO₂ était <80%. 45 déterminations ont été faites avec 13 oxymètres avec un Hb de 8.2 g/dl, ont montré une prise d'erreur de -15%, dont 8% peut être attribué à l'anémie et 7% à l'erreur de l'oxymètre avec concentrations normales de l'Hb.

1.5.6 Les brûlures :

Aucun problème n'a été relevé dans l'usage de l'oxymètre aux malades brûlés.

1.5.7 Position de la sonde :

Kellher et Ruff ont trouvé qu'un mauvais emplacement de la sonde donne des valeurs inexacts du SpO₂.

1.5.8 Interférence par un respirateur artificiel :

Durant la ventilation mécanique dans une pression positive, certains oxymètres présentent un facteur (recherche continue du signal optimum) qui peut être dû à une congestion veineuse et à une pression artérielle variable.

1.6 Conclusion :

L'étude qu'on a présentée dans ce chapitre décrit le principe de l'oxymètre de pouls et met en exergue son importance dans le domaine clinique. Il était montré que c'est en fait le signal Photopléthysmogramme qui est exploité pour aboutir à la mesure de la saturation en oxygène.

On s'est intéressé particulièrement à présenter les lois physiques qui permettent de relier la propagation des différentes lumières (rouge, infrarouge) dans l'hémoglobine du sang. Ces lois décrivent cette corrélation (lumières, taux d'oxygénation), et aboutissent à des expressions qui permettent de déterminer la saturation en oxygène dans le sang.

Cette étude a permis aussi de présenter les différents champs d'applications de l'oxymétrie dans le milieu clinique ainsi que les limitations d'une telle technique pour la mesure du taux de saturations de l'O₂.

2.1. Introduction :

Dans ce chapitre on s'intéresse à étudier les différents blocs pouvant constituer un dispositif de mesure de la saturation en oxygène.

Comme cela était décrit dans le chapitre précédant le principe de base est la détection de photoplethysmogramme PPG. Décrivant l'impulsion pulsatile artériel dans un lit capillaire à travers deux longueurs d'onde rouge et infrarouge. Soit donc deux signaux photoplethysmographiques. Ces signaux seront exploités pour déduire la saturation en oxygène. Ainsi pour aboutir à cette mesure le dispositif peut se présenter selon le schéma bloc donné figure 2.1 ci-dessous.

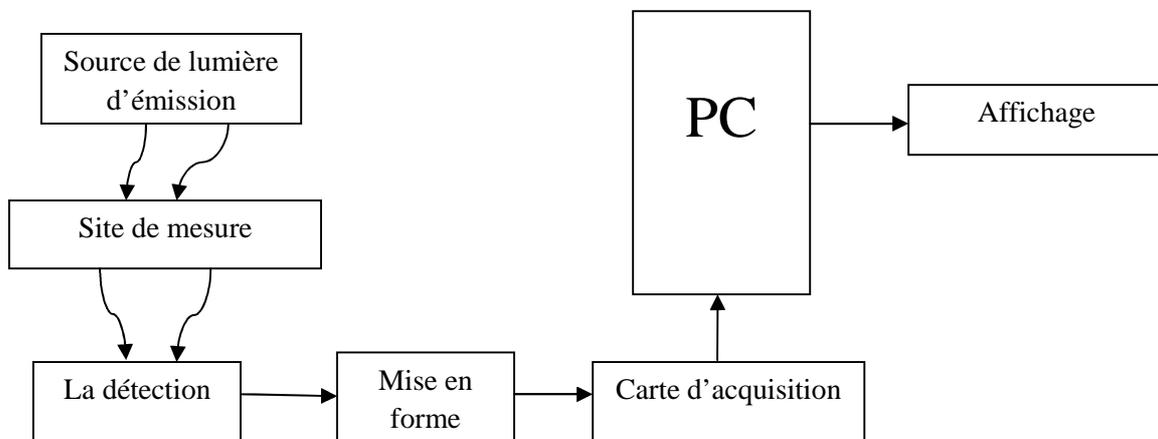


Figure 2.1 Schéma bloc

Il est constitué de:

- Source de lumière
- Circuit de détection
- Une carte d'acquisition
- PC et l'affichage

2.2. Source de lumière :

Comme cela était décrit dans le chapitre précédant les longueurs d'ondes de lumière utilisées en oxymétrie sont le rouge et l'infrarouge compte tenu de leurs absorptions par l'hémoglobine Hb.

Les longueurs d'ondes de 640 nm pour le rouge (R) et 940 nm pour l'infrarouge (IR) sont utilisées.

Cependant, et compte tenu que lors de la détection de la lumière, il faut séparer le signal du rouge de celui de l'infrarouge et aussi dans un but de

minimiser la consommation d'énergie et augmenter l'intensité lumineuse, l'émission de la lumière va être pulsée à une fréquence convenablement choisie (c.-à-d. le rouge puis l'infrarouge de manière cyclique).

Pour réaliser ce processus, la source d'émission de la lumière est constitué de :

- Capteurs : LED rouge et LED infrarouge
- et un circuit de pilotage des capteurs.

2.2.1. Capteurs : LED rouge et LED infrarouge :

L'émission de la lumière par une jonction a été observée en 1923 sur le carbure de silicium, mais il a fallu attendre 1953 pour avoir l'explication du phénomène avec la théorie des semi-conducteurs. C'est enfin vers 1963 que les premières diodes électroluminescentes LED ont été commercialisées.

Pour la réalisation du circuit d'émission, des diodes électroluminescentes sont utilisées pour l'émission des lumières rouge et infrarouge qui traverseront le site de mesure (doigt ou orteil) afin de caractériser l'onde de pouls sanguine. Ces lumières seront captés par une photodiode ou un phototransistor qui constitue l'élément principal du circuit de réception.

2.2.1.1. *Principe de fonctionnement de la LED:*

Le mot LED est l'acronyme de Light Emitting Diode (Diode Electroluminescente en français). Le symbole de la LED ressemble à celui de la diode mais on y a ajouté deux flèches sortantes pour représenter le rayonnement lumineux émis.[7] (figure 2.2 ci-dessous)



Figure 2.2 : Symbole de la LED.

a- Jonction P.N.

Ce phénomène d'électroluminescence sera obtenu à la condition de créer une forte quantité d'électrons dans la bande de conduction. On l'obtient par injection de porteurs polarisant dans le sens direct, une jonction PN à semi-conducteur.

Le même résultat aurait pu être obtenu en irradiant le cristal avec une source lumineuse d'énergie importante (photoluminescence) ou par bombardement électronique (cathodoluminescence).

Selon la fabrication, la lumière peut être émise soit latéralement, soit perpendiculairement à travers la mince couche N ou P.(figure 2.3)

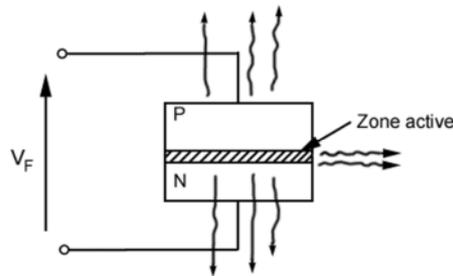


Figure2.3: fonctionnement de la LED

Caractéristiques optiques :

a- Longueur d'onde du pic d'émission

Cette valeur nous indique la longueur d'onde (λ_p), en nanomètre, à laquelle est émis la plus importante partie du rayonnement (wavelength). La valeur est donnée pour une intensité de courant (I_F).

b- Spectre ou largeur spectrale à mi-intensité

Le spectre d'émission d'une diode LED est relativement étroit. Exemple : pour une longueur d'onde à intensité maximale égale à 520 nm, la longueur d'onde à intensité moitié pourra être comprise de 505 nm à 535 nm (soit une largeur spectrale de 30 nanomètres). [7] (figure 2.4)

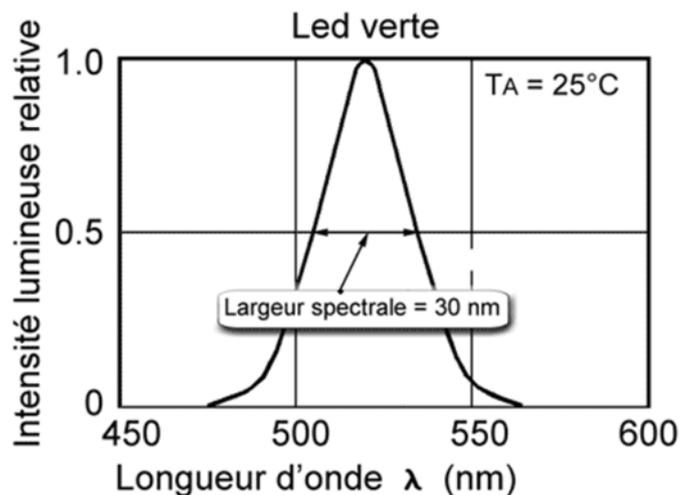


Figure2.4 : spectre d'émission de la LED

Il existe actuellement plusieurs types de LED donnant chacun des spectres différents. Cela est obtenu par la variété des semi-conducteurs utilisés pour fabriquer les jonctions PN.

Des exemples sont donnés dans le tableau suivant pour l'obtention de certaines longueurs d'onde :

Matériaux Rayonnement Longueur d'onde

InAs	UV	315 nm ou 3,15 µm
InP	infra-rouge	910 nm
GaAsP ₄	rouge	660 nm
GaAsP ₈₂	jaune	590 nm
GaP	vert	560 nm

c- Correspondance couleurs, longueurs d'onde et énergie des photons

Couleur Longueur d'onde (nm) Energie des photons (eV)

UltraViolet	< 390	> 3,18
Violet	390-455	2,72-3,18
Bleu	455-490	2,53-2,72
Cyan	490-515	2,41-2,53
Vert	515-570	2,18-2,41
Jaune	570-600	2,06-2,18
Orange	600-625	1,98-2,06
Rouge	625-720	1,72-1,98
InfraRouge	> 720	< 1,72

d- Diagramme de rayonnement

Le flux lumineux n'est pas homogène tout autour de la LED. La répartition spatiale de la puissance émise dépend de la forme de la diode LED :

- forme de la partie émissive (point, trait...),
- avec lentille de concentration ou sans,
- diffusante ou non.

Cette répartition est définie par le diagramme de rayonnement qui représente la répartition angulaire de l'intensité relative émise (exemple sur la figure 2.5 ci-dessous).

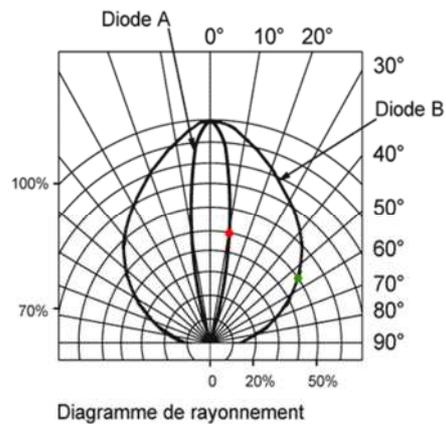


Figure 2.5 : diagramme de rayonnement

e- Angle d'émission à mi- intensité

Les fabricants précisent souvent l'angle pour lequel l'intensité lumineuse a été réduite de moitié. Sur le diagramme figure 2.5 ci-dessus, le point rouge indique un angle de 10 degrés et le point vert un angle de 50° pour une intensité relative émise de 50%.

f- Intensité lumineuse

L'intensité lumineuse (mesurée en candelas) est la quantité de lumière émise dans une certaine direction à 1 mètre de distance. Dans les caractéristiques optiques des LEDs nous l'exprimons aussi en micro-candela (mcd) et se note I_v .

2.2.1.2. Caractéristiques électriques

a- Point de fonctionnement et tension direct

Une LED se comporte électriquement comme une diode. Pour émettre elle doit être polarisée en direct. (Figure 2.6 ci-dessous)

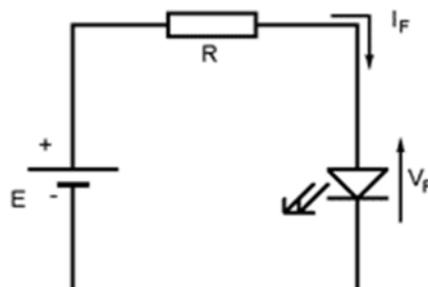


Figure 2.6 : polarisation de la LED

La caractéristique $I_F(V_F)$ (figure 2.7) montre que la tension de conduction de la diode LED (forward voltage) est environ 1,5 Volts à 2 V.

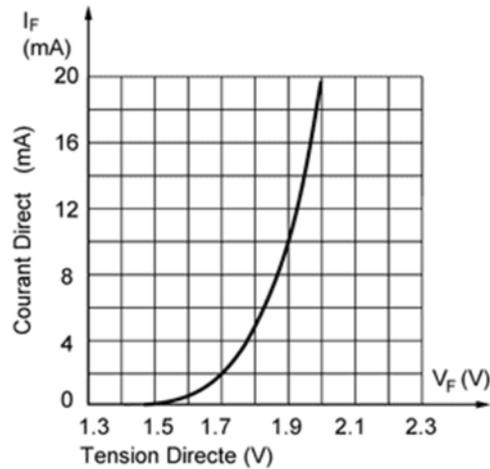


Figure 2.7 : Caractéristique $I_F - V_F$

Le courant I_F vaut environ $E-2V/R$. En pratique, le constructeur préconise 10 à 20 mA. Le courant traversant la LED détermine l'intensité lumineuse émise.

Tension inverse (V_R)

Dans certains cas, on peut avoir besoin de polariser en inverse la LED. La diode est alors éteinte : elle n'émet plus d'intensité lumineuse. Mais attention, la diode LED ne peut pas supporter des tensions inverses trop importantes comme une diode de redressement par exemple. Les valeurs courantes se situent telles que $V_R \text{ max} = \pm 3V$ à $5V$ (reverse voltage) ; au-delà de ces valeurs il y a endommagement ou destruction du composant. En cas de besoin nous plaçons une diode normale en série avec la LED.

Il est alors extrêmement intéressant d'alimenter la LED en courant pulsé au lieu du courant continu. La valeur crête du courant permet alors d'obtenir des intensités lumineuses importantes. De ce fait nous pouvons :

- augmenter l'intensité lumineuse émise à consommation électrique moyenne égale,
- diminuer la consommation électrique tout en obtenant une intensité lumineuse égale,
- réduire l'échauffement de la jonction.

2.2.2. Circuit associé aux LEDs :

Selon le mode d'attaque de la LED (attaque en courant ou en tension) ou selon l'alimentation associée (alimentation en continu ou en alternatif) plusieurs circuits permettent de polariser la diode dans un circuit pour son utilisation. Le circuit donné sur la figure 2.8 ci-dessous illustre un exemple. C'est le circuit qui va être utilisé dans notre réalisation.

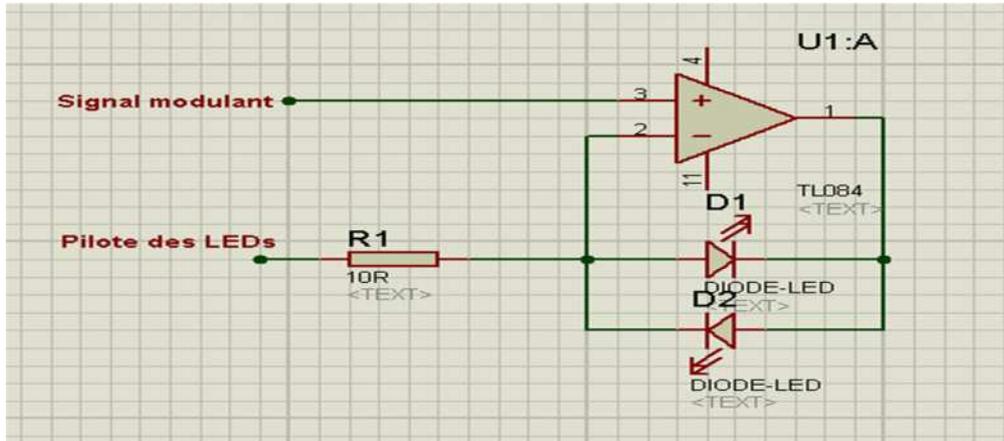


Figure 2.8 : Circuit de pilotage des LEDs

Une attaque en courant et une alimentation en alternatif (c'est-à-dire un fonctionnement des LED en commutation) constituent la base de ce circuit. Car aux faibles courants, l'intensité lumineuse d'une diode électroluminescente croît plus vite que le courant. L'utilisation d'une alimentation en impulsion permet d'accroître l'intensité lumineuse moyenne pour un même courant moyen, par rapport à l'alimentation continue.

Compte tenu que les LEDs Rouge et infrarouge vont être alimentées de manière séquentielle, un circuit générateur séquentiel est nécessaire. Ce circuit c'est le multivibrateur fonctionnant en astable.

Les multivibrateurs sont des montages qui permettent de générer en sortie une tension rectangulaire donc les niveaux hauts et bas sont plus ou moins stables.

En fonction de cette stabilité, on distingue:

- Les multivibrateurs astables.
- Les multivibrateurs monostables.
- Les multivibrateurs bistables

Les astables sont des autos-oscillateurs, car ils ne reçoivent aucune impulsion de l'extérieur alors que les monostables et les bistables sont les oscillateurs de déclenchement. Tout multivibrateur comporte obligatoirement les composants suivants:

- Un élément actif (le transistor, l'amplificateur opérationnel, les portes logiques etc.)
- Un composant qui accumule de l'énergie (le condensateur)
- Un composant qui dissipe de l'énergie (résistance)

En fonction de l'élément actif, on distingue les multivibrateurs à transistor, les multivibrateurs à porte logiques et enfin les multivibrateurs à circuit intégré (NE555; 74121). [10]. Ce sont ces derniers qui vont être utilisés dans notre réalisation.

2.3. Circuit de détection :

Les photos détectrices transforment les radiations lumineuses (visible ou non) en signaux électriques. On les nomme aussi détecteur optiques, photo coupleurs ou capteur optiques. Le symbole d'une photodiode est celui d'une diode, auquel on a ajouté deux flèches pour symboliser l'action du rayonnement (figure 2.8.a). Le phototransistor quant à lui est représenté en (figure 2.8.b)



Figure 2.8.a : symbole d'une photodiode



Figure 2.8.b : Phototransistor.

2.3.1. La photodiode :

Une photodiode est un composant semi-conducteur ayant la capacité de détecter un rayonnement du domaine optique et de le transformer en signal électrique.

2.3.1. a/ *Principe de fonctionnement* :

Quand un semi-conducteur est exposé à un flux lumineux, les photons sont absorbés à condition que l'énergie du photon (E_{ph}) soit supérieure à la largeur de la bande interdite (E_g) (voir figure 2.9). Ceci correspond à l'énergie nécessaire que doit absorber l'électron afin qu'il puisse quitter la bande de valence (où il sert à assurer la cohésion de la structure) vers la bande de conduction, le rendant ainsi mobile et capable de générer un courant électrique. L'existence de la bande interdite entraîne l'existence d'un seuil d'absorption tel que $E_{ph} = E_g$. Lors de l'absorption d'un photon, deux phénomènes peuvent se produire :

La photoémission : c'est la sortie de l'électron hors du matériau photosensible. L'électron ne peut sortir que s'il est excité près de la surface.

La photoconductivité : l'électron est libéré à l'intérieur du matériau. Les électrons ainsi libérés contribuent à la conductivité électrique du matériau.

Lorsque les photons pénètrent dans le semi-conducteur munis d'une énergie suffisante, ils peuvent créer des photos porteuses (électrons et trous d'électrons) en excès dans le matériau. On observe alors une augmentation du courant. Deux mécanismes interviennent simultanément :

Il y a création de porteurs minoritaires, c'est-à-dire des électrons dans la région P et des trous dans la région N. Ceux-ci sont susceptibles d'atteindre la Z_{CE} par diffusion et d'être ensuite propulsés vers des zones où ils sont majoritaires. En effet, une fois dans la Z_{CE} , la polarisation étant inverse, on favorise le passage des minoritaires vers leur zone de prédilection. Ces porteurs contribuent ainsi à créer le courant de diffusion.

Il y a génération de paires électrons trou dans la Z_{CE} , qui se dissocient sous l'action du champ électrique ; l'électron rejoignant la zone N, le trou la zone P. Ce courant s'appelle le courant de transit ou photo courant de génération.[8]

Ces deux contributions s'ajoutent pour créer le photo courant I_{ph} qui s'additionne au courant inverse de la jonction. L'expression du courant I_d traversant la jonction est alors : $I_d = I_s (e^{(E_g)ut*n} - 1) - I_{ph}$

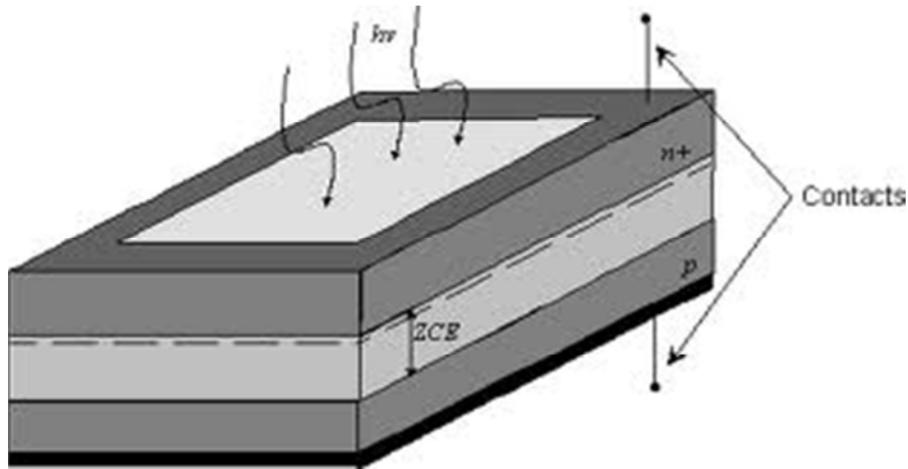


Figure 2.9 : structure d'une photodiode

2.3.2. Le phototransistor :

2.3.2.a/ Principe de fonctionnement :

Un phototransistor est un transistor bipolaire dont la base est sensible au rayonnement lumineux ; la base est alors dite flottante puisqu'elle est dépourvue de connexion. Lorsque la base n'est pas éclairée, le transistor est parcouru par le courant de fuite I_{CE0} . L'éclairage de la base conduit à un photo courant I_{ph} que l'on peut appeler courant de commande du transistor. [8]

Celui-ci apparaît dans la jonction collecteur-base sous la forme :

$$I_C = \beta I_{ph} + I_{CE0}$$

Pour simplifier, lorsque la base est éclairée le phototransistor est équivalent à un interrupteur fermé entre l'émetteur et le collecteur et lorsque la base n'est pas éclairée, c'est équivalent à un interrupteur ouvert.

Le courant d'éclairage du phototransistor est le photocourant de la photodiode collecteur-base multiplié par l'amplification β du transistor. Sa réaction photosensible est donc nettement plus élevée que celle d'une photodiode (de 100 à 400 fois plus). Par contre le courant d'obscurité est plus important.

On observe une autre différence entre le phototransistor et la photodiode : la base du phototransistor est plus épaisse, ce qui entraîne une constante de temps plus importante et, donc une fréquence de coupure plus basse que celle des photodiodes. On peut éventuellement augmenter la fréquence de coupure en diminuant la photosensibilité en connectant la base à l'émetteur. [8]

2.4. Circuit de mise en forme :

La partie mise en forme du signal est constituée essentiellement d'amplification, filtrage et d'un circuit d'échantillonnage pour la détection des lumières rouge et infrarouge réfléchies.

2.4.1. Amplification :

Compte tenu que le signal détecté par la photodiode est très faible, de l'ordre de quelques millivolts une amplification est nécessaire. Souvent un amplificateur à base d'amplificateur opérationnel est utilisé.

2.4.2. Filtrage :

Dans la pratique, le filtrage se compose de deux modes :

- Filtrage analogique
- Filtrage numérique

Le filtrage analogique consiste à réaliser un circuit de filtrage, qui nous permet d'éliminer le bruit qui s'ajoute avec le signal utile, avec des composants soient actifs (généralement les actifs sont les plus utilisés) ou encore passifs.

Il existe plusieurs genres de filtre selon le besoin dont on peut avoir. On trouve ainsi les filtres passe-bas, passe haut, passe bande, coupe bande, etc. Dans chaque cas différentes configurations existent dépendant des caractéristiques de réponses en amplitude et en phase. Ainsi on trouve : des configurations de de Butterworth, Chebychev, Bessel..Etc.

Cependant en filtrage numérique on n'a pas besoin de composants électroniques, c'est des équations de récurrences qui permettent d'aboutir à différents réponses de filtres et de configurations. Ils sont ainsi plus flexibles car c'est du logiciel. La structure générale c'est les RIF (réponse Impulsionnelle Finie) ou les RII (Réponse impulsionnelle infinie). Pour les structure à réponse impulsionnelle fini des réponses en phase linéaire peuvent être réalisés, par contre pour les RII c'est plutôt des réponses en amplitude diverses qui peuvent être réalisés (c'est-à-dire Butterworth-chebyshev Bessels-etc)

2.4.3. circuit d'échantillonnage pour la détection

Pour séparer les lumières réfléchies de la source d'émission R et la source d'émission IR à partir du signal réfléchi détecté par le phototransistor, un circuit d'échantillonnage est nécessaire. Ce circuit doit

être constitué d'un circuit permettant de générer des impulsions à des instants spécifiques en synchronisme avec le signal de pilotage des LEDs. Ces impulsions (d'échantillonnage) commandent des échantillonneurs Bloqueurs respectifs pour chaque voix (voix R et Voix IR) pour permettre de détecter le signal PPG respectif à chaque lumière.

L'échantillonneur bloqueur:

Le rôle d'un échantillonneur bloqueur (**E/B**) est de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé tous les **Te** durant le temps nécessaire à sa conversion. **Te** représente la période d'échantillonnage.[10]

Réaliser un échantillonneur bloqueur consiste à associer un interrupteur à une capacité.(voir figure 2.10)

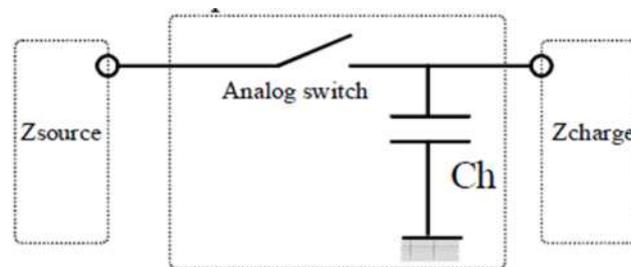


Figure 2.10 : Structure de l'échantillonneur bloqueur

La capacité joue le rôle d'élément mémoire, l'interrupteur est là pour réactualiser la valeur mémorisée ou bien l'isoler vis à vis de l'entrée.

Dans le cas idéal :

- **Interrupteur fermé :**

V_{eb}=V_e

La sortie **V_{eb}** suit les variations de l'entrée **V_e**. On transmet directement l'entrée sur la sortie. On dit que l'on est en phase d'échantillonnage (Sample).

- **Interrupteur ouvert :**

V_{eb}=Cste

La sortie reste constante et égale à la dernière valeur transmise du signal d'entrée. On dit que l'on est en phase de blocage (Hold).

La figure suivante montre l'évolution du signal de sortie durant les différentes phases de fonctionnement.

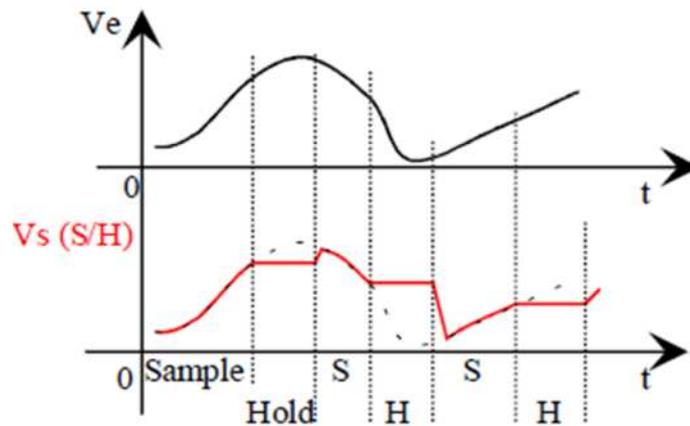


Figure 2.10.a : Evaluation de signal de sortie durant les phases de l'échantillonnage et de maintien

2.5. La carte d'acquisition :

Les expériences de commande ou de contrôle de processus réels à l'aide d'un ordinateur exigent d'abord une liaison convenable de l'ordinateur avec le monde extérieur. Un programme doit être en mesure de récupérer des informations à l'extérieur et de transmettre des signaux de commande à des appareils extérieurs.

Les informations traitées peuvent se présenter sous une forme binaire et ne connaître que deux états, « oui » ou « non » (0 ou 1) ou comme grandeurs analogiques.

L'ouverture indispensable sur le monde extérieur est offerte par des interfaces (également appelées jonctions, ports).

Les formes des ports qui relié le PC avec la carte sont :

- Port parallèle du PC
- Port série RS232
- Port USB.

2.5.1. Le port parallèle :

Le Port parallèle est un connecteur situé à l'arrière (figure 2.11) des ordinateurs compatibles PC reposant sur la communication parallèle. Il est associé à l'interface parallèle Centronics.

La communication parallèle a été conçue pour une imprimante imprimant du texte, caractère par caractère. Les imprimantes graphiques (pouvant imprimer des images) ont ensuite continué à utiliser ce système pour profiter de l'interface parallèle normalisée.

Le port parallèle est à l'origine unidirectionnel. Ce type d'interface a évolué vers le standard IEEE 1284, à la fois bidirectionnel et plus rapide. [9]



Figure 2.11 : port parallèle du PC

2.5.2. Le port série :

RS-232 (parfois appelée EIA RS-232, EIA 232 ou TIA 232) (figure 2.12) est une norme standardisant un bus de communication de type série sur trois fils minimum (électrique, mécanique et protocole). Disponible sur presque tous les PC jusqu'au milieu des années 2000, il est communément appelé le « port série ». Sur les systèmes d'exploitation MS-DOS et Windows, les ports RS-232 sont désignés par les noms COM1, COM2, etc. Cela leur a valu le surnom de « ports COM », encore utilisé de nos jours. Cependant, il est de plus en plus remplacé par le port USB.

Le standard RS-232 recouvre plusieurs autres standards : les recommandations UIT-T V.24 (définition des circuits) et V.28 (caractéristiques électriques), ainsi que la norme ISO 2110 pour la connectique.

Les liaisons RS-232 sont fréquemment utilisées dans l'industrie pour connecter différents appareils électroniques (automate, appareil de mesure, etc.).[9]



Figure 2.12: le port série du PC

2.5.3. Le port USB :

Le Universal Serial Bus (USB, en français Bus universel en série, (figure 2.13) dont le sigle, inusité, est BUS) est une norme relative à un bus informatique en transmission série qui sert à connecter des périphériques informatiques à un ordinateur. Le bus USB permet de connecter des périphériques à chaud (quand l'ordinateur est en marche) et en bénéficiant du Plug and Play (le système reconnaît automatiquement le périphérique). Il peut alimenter certains périphériques en énergie. Apparue en 1996, ce connecteur s'est généralisé dans les années 2000 pour connecter souris, clavier d'ordinateur, imprimantes, clés USB et autres périphériques bon marché sur les ordinateurs personnels. [9]

Le terme clé USB désigne un petit média amovible qui se branche sur le port USB d'un ordinateur, et comportant généralement une mémoire de masse.



Figure 2.13 : le port USB du PC

V. Conclusion :

A travers ce chapitre l'étude des différents blocs qui peuvent être utilisés pour réaliser un dispositif de mesure des signaux photopléthysmographiques a été faite. L'étude était menée sur les différents circuits à partir du capteur émetteur (LEDs), du capteur récepteur (photodiode ou phototransistor), du circuit de pilotage ou encore de mise en forme du signal détecté et de l'acquisition.

Dans le chapitre qui va suivre la description et l'étude du dispositif réalisé sera faite.

3.1. Introduction :

Dans ce chapitre l'étude pratique de chaque circuit du schéma bloc du dispositif réalisé, est présentée. Il s'agit d'une description générale du hardware avec une étude détaillée de chaque circuit.

3.2. Description Hardware :

Comme énoncé en introduction, cette partie est essentiellement matérielle. Elle consiste à capter la variation du taux d'hémoglobine au niveau du doigt, de l'orteil ou du lobe de l'oreille en utilisant les signaux Photopléthysmographiques PPG. Cette variation se traduit par la variation de l'intensité de la lumière rouge et infrarouge à travers le site de mesure. La figure 3.1 donnée en ci-dessous illustre le schéma bloc du circuit réalisé.

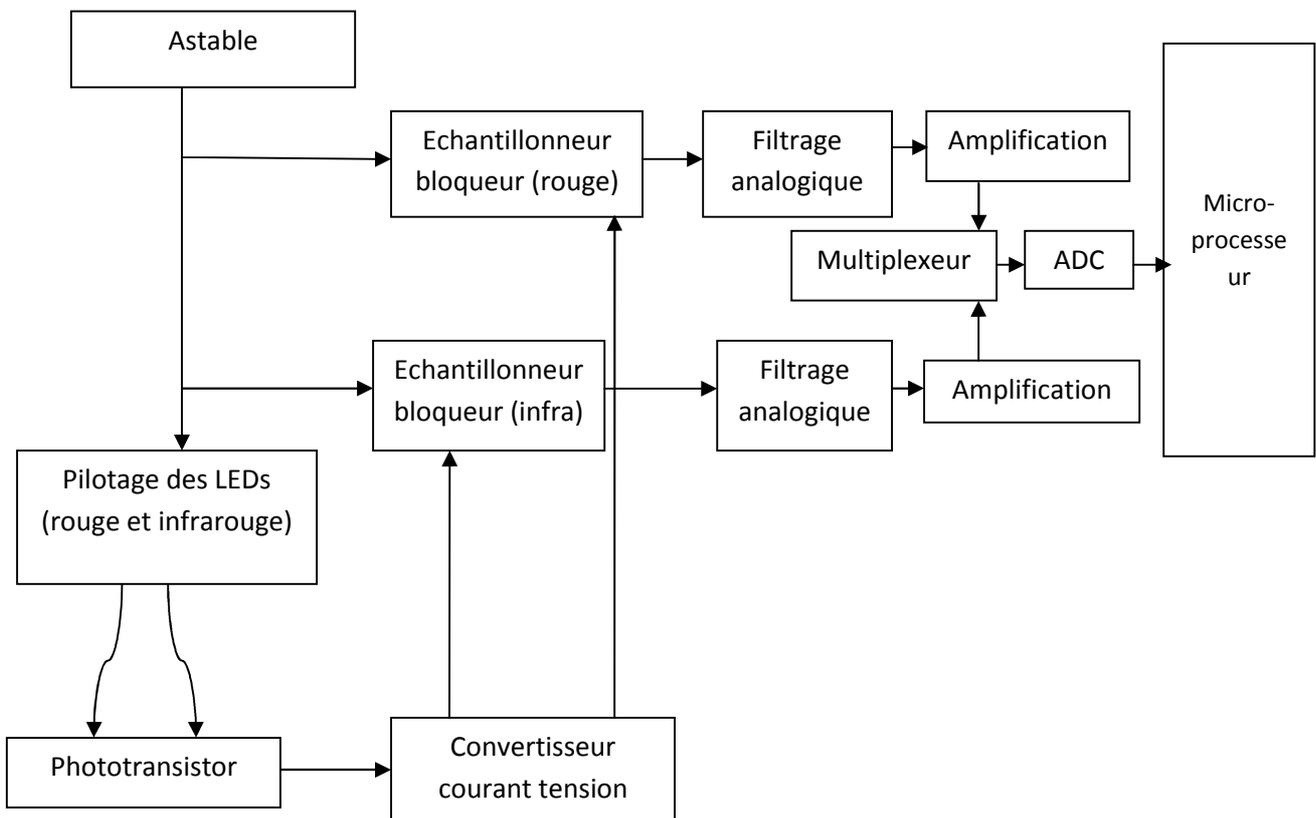


Figure 3.1 : schéma bloc du dispositif réalisé

Il consiste en deux grandes parties, une d'émission de la lumière et l'autre pour la détection et la mise en forme des signaux PPG et une partie qui concerne l'acquisition de ces signaux en vue de leurs traitement sur PC.

La partie d'émission de la lumière, de détection et de mise en forme concerne les capteurs d'émission et de réception de la lumière rouge et

infrarouge de leurs circuits de pilotage, de détection et de mise en forme en vue de détecter convenablement les signaux photoplethysmographiques traduisant la variation du volume due à l'impulsion artérielle et par conséquent la variation du taux d'hémoglobine.

Une fois ces signaux PPG mis en forme, ils sont traduits vers un circuit d'acquisition pour être traité par le PC et par conséquent mesurer les deux saturations en oxygène SaO_2 et d'autres paramètres comme par exemple le rythme cardiaque ou encore l'étude de l'encoche dicrote.

3.3. Circuits d'émission de la lumière, de détection et de mise en forme :

Ce circuit est constitué par un circuit d'émission et un circuit de détection. Le circuit d'émission est réalisé par deux sources de lumière, une rouge et l'autre infrarouge et leurs circuits de pilotage. Le circuit de détection est réalisé à travers un phototransistor et des circuits de mise en forme.

3.3.1. Circuit d'émission :

Il est réalisé autour d'un circuit astable générant un signal carré de niveau et de fréquence convenablement choisis, et un circuit de pilotage, des capteurs (LED rouge et infrarouge).

3.3.1. a. L'astable :

Il est formé à base d'un ampli-op TL084 en mode comparaison (figure 3.2). Le TL084 est un amplificateur universel à entrées JFET. Il offre une vitesse de balayage élevée et de faible courant de décalage et de polarisation d'entrée ainsi qu'un faible coefficient de température de la tension de décalage (voir fiche technique donnée en Annexe).

Revenons à notre astable. La capacité C1 fonctionne en charge/décharge, ce qui fait basculer la sortie de l'ampli-op de (+V_{max}) à (-V_{max}) ou vice versa. Il constitue en fait un oscillateur à relaxation ou un astable. (Figure 3.2)

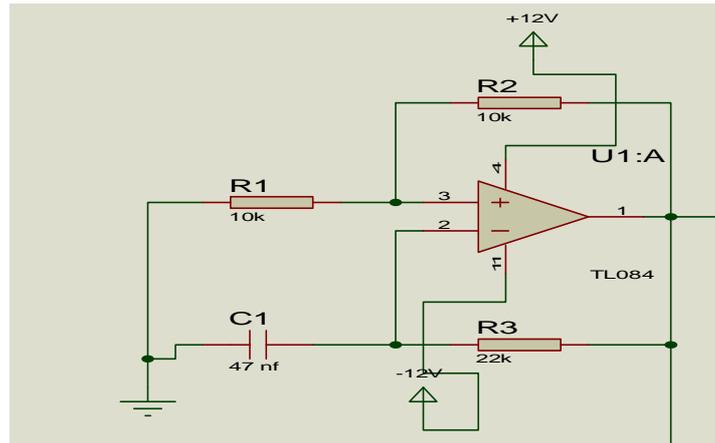


Figure 3.2 : circuit de l'astable

L'expression de la tension V_+ s'obtient en considérant que les résistances R_1 et R_2 forment un pont diviseur de tension : $V_+ = (R_1/R_1+R_2)*V_s$.

Pour ce qui est de l'expression de la tension V_- à la borne (-) de l'ampli, il faut considérer deux cas :

- ✓ **Pendant la charge**, le sens du courant est de V_- vers V_s . Ainsi $(V_- - V_s) = R_3.i$ avec $V_- = \frac{1}{C_1} \int i. dt$

On a une équation différentielle : $V_- + R_3 C_1 \frac{dv_-}{dt} = V_s$

Si on suppose les conditions initiales suivantes : à $t=0$, $V_s = +V_{max}$ et le condensateur est déchargé, alors : $V_- + R_3 C_1 \frac{dv_-}{dt} = V_{max}$

Cette équation a pour solution de la forme $V_- = V_{max} (1 - e^{-t/R_3 C_1})$

Cette équation reste valable uniquement pendant la charge. Car lorsque la condition primaire de l'ampli sera vérifiée, à savoir $V_- = V_+$, la tension V_s basculera à $-V_{max}$.

- ✓ **Pendant la décharge**, le courant change de sens (de V_s vers V_-).

L'équation différentielle deviendra alors : $V_- + R_3 C_1 \frac{dv_-}{dt} = -V_{max}$

Notons que les conditions initiales ont changé : $V_-(0) = V_+ = (R_1/R_1+R_2)*V_{max}$

Donc l'équation différentielle a pour solution : $V_- = -V_{max} + V_{max} (1+a).e^{-t/R_3 C_1}$
Avec $a = R_1/R_1+R_2$

Cette expression reste valable tant que la sortie du comparateur reste au niveau $V_s = (-V_{max})$. Le moment de basculement est atteint quand $V_- = V_+ = (-a.V_{max})$. Alors le même processus redémarre automatiquement et les tensions V_- et V_s commutent en permanence (figure 3.3)

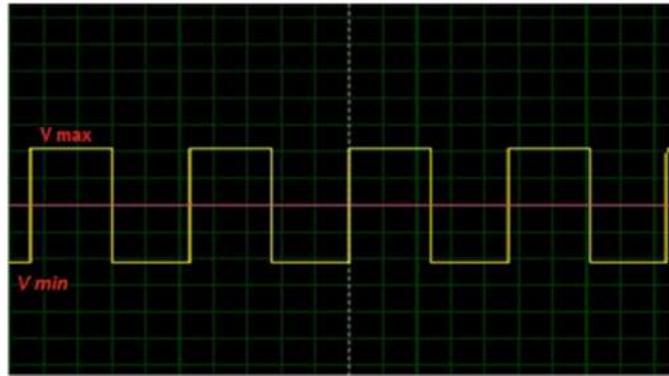


Figure 3.3 : chronogramme de l'astable

Reprenons à présent les deux équations différentielles afin de déterminer la fréquence de notre oscillateur.

- Charge $V_c = V_{\max} (1 - e^{-t/RC})$
- Décharge $V_c = -V_{\max} + V_{\max} (1 + a) \cdot e^{-t/RC}$

Considérons le cas de la décharge pour calculer la période. La tension V_c passe de $a \cdot V_{\max}$ à $-a \cdot V_{\max}$. Notons aussi qu'en réalité la charge débute de $-a \cdot V_{\max}$ à $a \cdot V_{\max}$ pour la tension au niveau du condensateur.

Ainsi $T = 2 \cdot t$ avec $t = RC \cdot \ln(1 + a/1 - a)$

Pour notre astable $R_1 = R_2$, ainsi $a = 1/2$ et $R = R_3$ $T = 2 \cdot R_3 \cdot C_1 \cdot \ln(3)$.

$R_3 = 22K\Omega$, $C_1 = 47nF$ $T = 0.0022s$, ainsi $F_t = 440Hz$

Nous avons relevé la fréquence **$F_p = 434 Hz$** et la tension pic à pic 10V au niveau de la maquette réalisée. Les composants passifs utilisés (résistances R, condensateur C) ont un pourcentage d'erreur de $\pm 10\%$. L'incertitude relative sur la période s'exprime :

$$\Delta T/T = (\Delta C/C_1) + (\Delta R_3/R_3) + (4/3 \cdot \ln(3)) \cdot \Delta R_1/R_1$$

Ainsi l'incertitude sur la fréquence ne dépasse 15%. Ce qui explique la différence entre la fréquence théorique **$F_t = 440 Hz$** et la fréquence pratique **$F_p = 434 Hz$** . Cette fréquence pilotera l'alternance des LEDs rouge et infrarouge du circuit d'émission.

3.3.1. b. Pilotage des LEDs : circuit d'émission

Le signal généré au niveau de l'astable, à savoir la tension carré, attaque directement un ampli-op à travers une résistance R_4 (figure 3.4). Des diodes ordinaire électroluminescentes rouges et infrarouge sont montées en opposition de sens et en parallèle de sorte qu'elles s'allument selon l'alternance, c'est-à-dire selon le signe de la tension venant de l'astable.

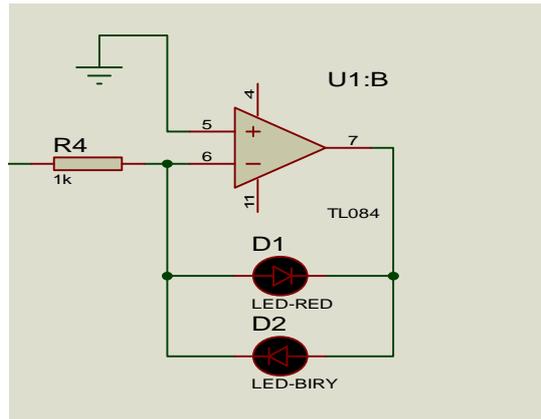


Figure 3.4 : Circuit de pilotage des LEDs R et IR

3.3.2. Détection de la lumière : Circuit de réception

La lumière qui a traversé le site de mesure est détectée par le circuit de réception constitué par un phototransistor (BPX43) suivi d'un amplificateur monté en convertisseur courant-tension. En effet, le phototransistor a pour rôle principale de convertir la lumière reçue en un courant i . Ce dernier est converti en tension $V=-R1i$ (voir figure 3.5).

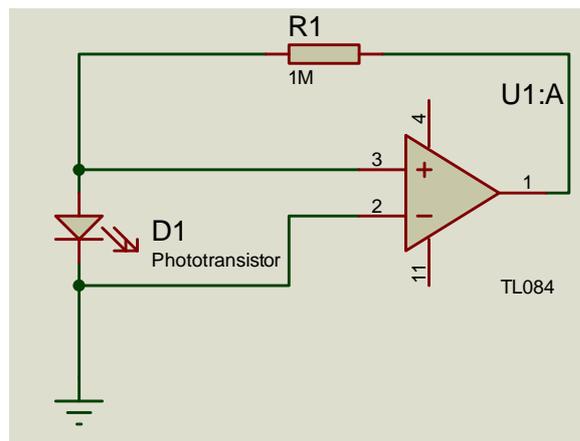


Figure 3.5 : schéma électrique du circuit de réception de la lumière

Le phototransistor est en mode photovoltaïque, fonctionnant en courant. Ainsi la variation de l'éclairement capté par le phototransistor traduit la variation du volume du sang oxygéné transporté par l'hémoglobine. Cette variation correspond à notre signal PPG qui est modulé par la tension de l'astable suite à l'alternances des LEDs R et IR. En effet pour la reconstitution de notre signal PPG il est absolument nécessaire d'utiliser deux échantillonneurs bloqueurs un pour le signal obtenu de la LEDs rouge et l'autre pour LED l'infrarouge. Toutefois compte tenu que ces signaux sont de faibles niveaux une amplification est nécessaire.

3.3.3. Amplification des signaux PPG :

Le signal délivré par le phototransistor est de l'ordre de quelques mv. En réalité ce signal de 80 mV contient notre signal informationnel ainsi que le bruit. Ce signal est amplifié par deux étages amplificateurs inverseurs à base d'amplificateur opérationnel (μ a741) mis en cascade. Le schéma de l'amplificateur est donné sur la (figure 3.6).

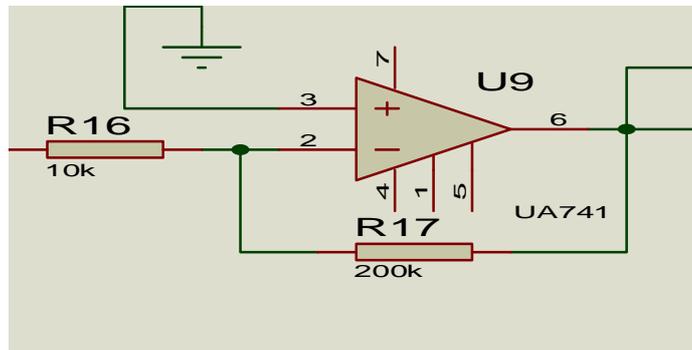


Figure 3.6 : étage d'amplification

Le gain résultant des amplificateurs est donné par la relation : $G1=G2=G=100$ tel que le gain $G1=-R17/R16$ du premier amplificateur est $G1=20$; et le gain $G2$ du deuxième amplificateur est $G2=5$

3.3.4. Echantillonneur bloqueur:

Compte tenu que on a deux signaux un pour le rouge et l'autre pour l'infrarouge (c'est-à-dire en mode séquentiel), il est donc nécessaire d'utiliser deux échantillonneurs bloqueurs un pour le signal obtenu par la LED rouge et l'autre pour la LED infrarouge pour assurer la reconstitution du signal PPG dans chaque voix (R et IR).

Nous avons utilisé deux échantillonneurs bloqueurs de type LF398 (voir fiche technique) montée selon la configuration suivante (figure 3.7) :

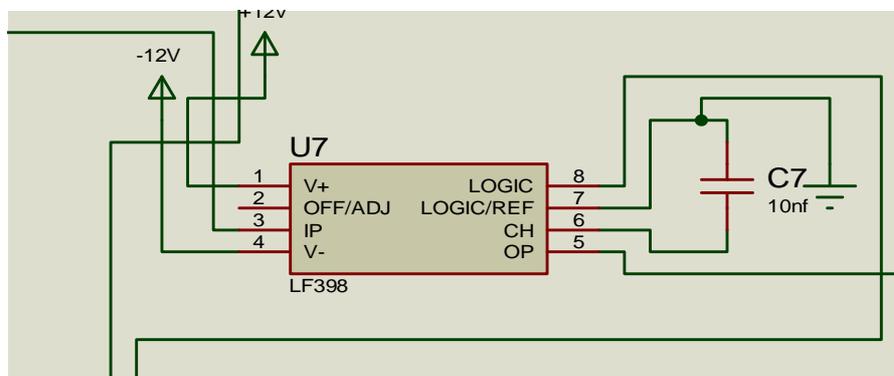


Figure 3.7 : schéma électrique de l'échantillonneur bloqueur

3.3.4.1. *Circuit de générations des impulsions d'échantillonnages :*

Compte que l'échantillonneur bloqueur nécessite des impulsions pour fonctionner, nous avons utilisé des monostables de type 4047 pour assurer cette fonction.

Mais compte tenu que les monostables fonctionnent avec des niveaux de tension de 0V à 12V et notre signal d'astable varie de -12V à 12V, donc on a opté pour un transistor monté en commutation pour mettre en forme ces impulsions (voir schéma du circuit donné sur la figure 3.8 ci-dessous et le chronogramme donné sur la figure 3.9 ci-dessous)

Lorsque la tension passe à -12V, le transistor Q1 est bloqué donc la tension en collecteur est à 12V, de même lorsque la tension passe à 12V le transistor Q1 est saturé donc la tension au collecteur bascule à 0V (en fait à $V_{ce SAT}$).

Cependant la LED IR s'allume à -12V ainsi pour générer les impulsions il faut inverser le signal obtenu par le transistor Q1 par un autre transistor Q2 monté en commutation. Ainsi quand la tension est à 0V le transistor est bloqué alors la sortie est à 12V

Maintenant on génère un retard pour garantir que l'échantillonnage du signal R soit effectivement pendant l'émission du rouge. Ce retard est obtenu grâce à un monostable U2 déclenché par le front montant des impulsions du U1.

Pour le front descendant les impulsions sont générées par un autre monostable U3 déclenchant par le front descendant.

Le même processus est réalisé pour le signal de l'infrarouge en utilisant deux autres monostables U4 et U5. Cependant, cette fois ci les deux monostables déclenchent par le front descendant.

Aussi et compte tenu que le LF398 ne fonctionne pas avec des impulsions d'échantillonnage de 0 à 12V donc il est indispensable de limiter cette impulsion à 5V.

La solution proposée est d'utiliser un transistor Q3 monté en commutation et alimenté par 5V pour obtenir le front requis pour l'impulsion d'échantillonnage de l'échantillonneur bloqueur (S/H). On commande alors le transistor Q3 par la sortie inverseuse du monostable U4 pour mettre en forme l'impulsion d'échantillonnage du S/H de la voie Rouge. La même approche est adoptée pour la voie Infrarouge.

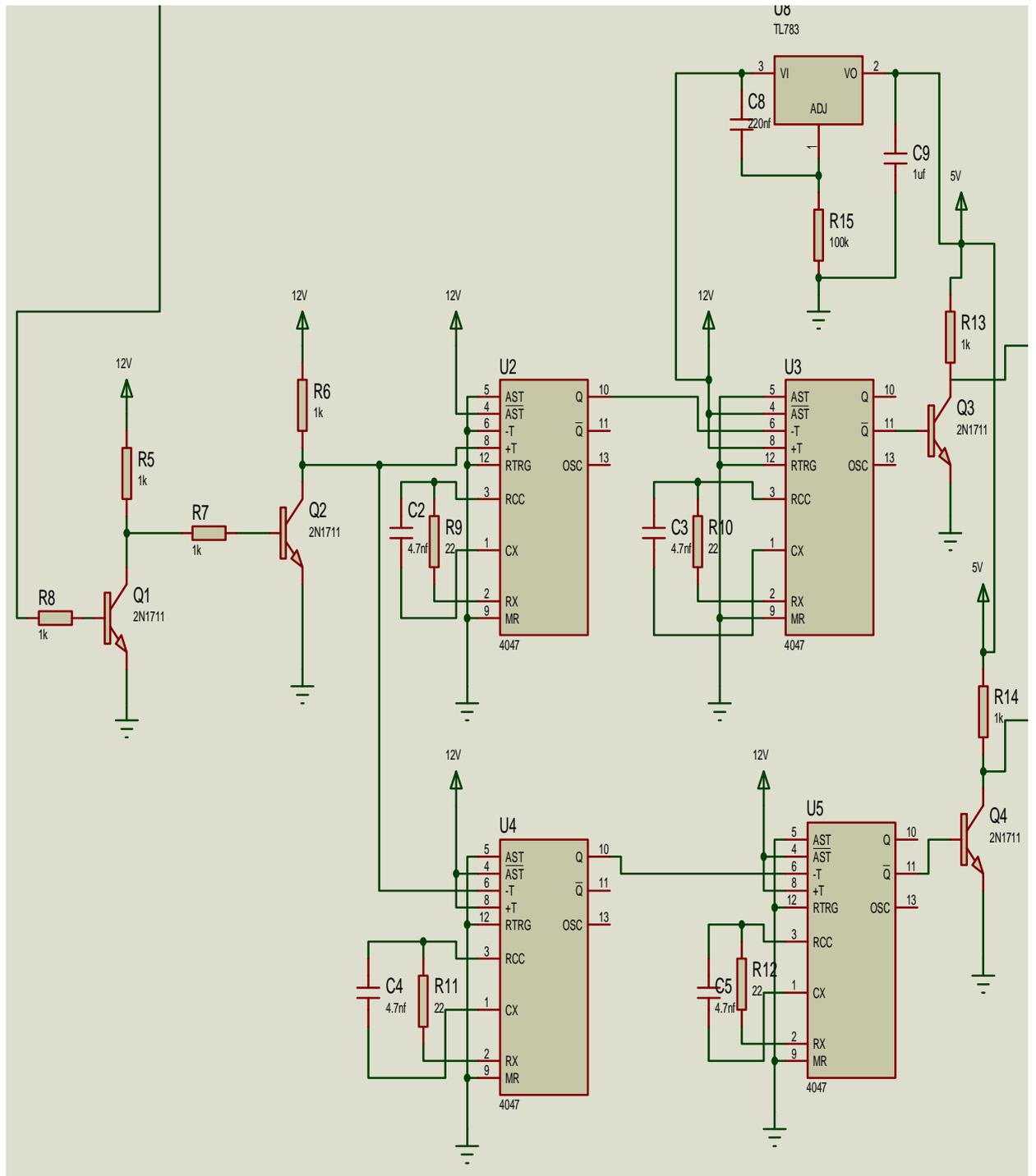


Figure 3.8 : schéma électrique de circuit de génération des impulsions d'échantillonnage.

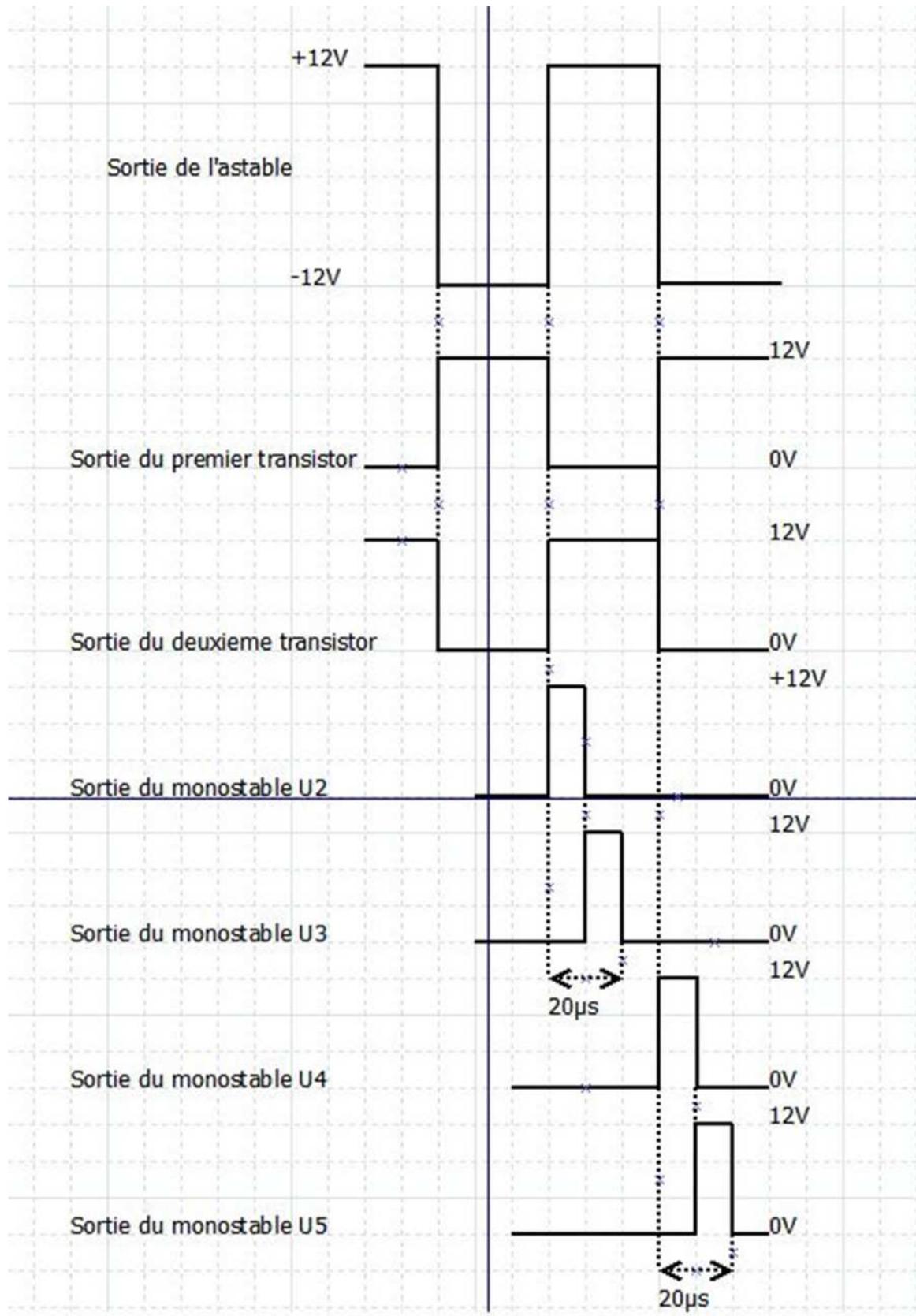


Figure 3.9 : Chronogramme des monostables

3.3.5. Filtrages des signaux PPG :

Selon la bande de fréquence de notre signal PPG : 0.8 à 2 Hz, l'utilisation d'un filtre est nécessaire pour éliminer la gamme de fréquence due à l'échantillonnage et d'autres types de bruits qui peuvent perturber les signaux comme par exemple la fréquence du réseau ou encore le mouvement du patient.

Nous avons utilisé un filtre passe bas de 3^{ème} ordre qui est très sélective de fréquence de coupure de 30 Hz (figure 3.10).

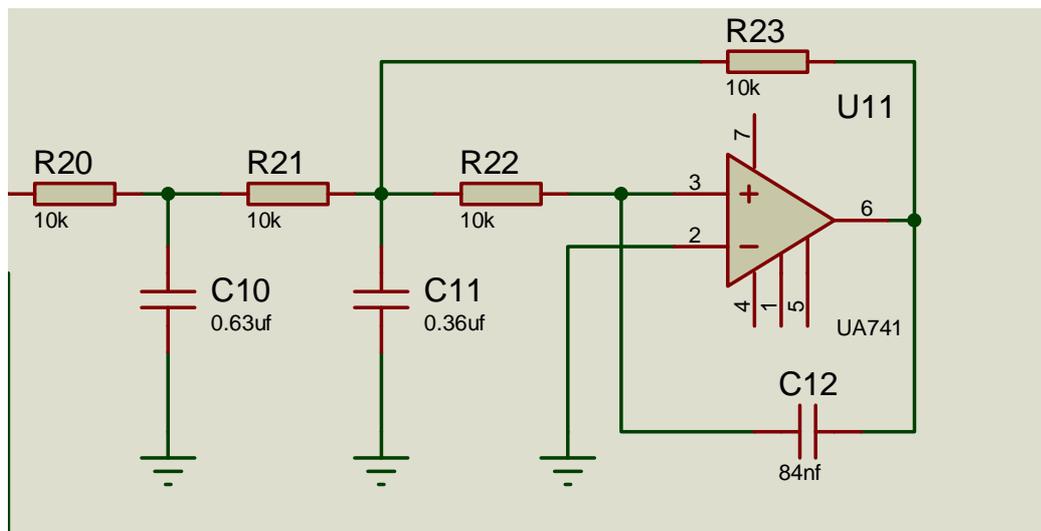


Figure 3.10: schéma électrique du filtre passe bas

Le schéma électrique du dispositif réalisé est donné sur la figure 3.11 ci-dessous. Rappelons aussi qu'une partie du circuit est doublée car il s'agit de la mise en forme de deux signaux PPG. Ainsi, à la sortie de nos amplificateurs, on a nos signaux PPG analogiques mis en forme.

Le but final est loin d'être atteint. Nous avons besoin du signal PPG sur un ordinateur ou un micro-ordinateur pour le calcul de notre saturation en oxygène ou encore pour le traitement du signal PPG. Ceci nous amène à étudier et réaliser une carte pour l'acquisition qui a pour rôle de transformer les signaux analogiques PPG sous forme d'une suite de bits pour l'envoyer sur le PC.

3.4. La carte d'acquisition :

Les signaux photopléthysmographiques, une fois détectés et mis en forme, et dans le but de traiter ces signaux de manière numérique et de déterminer la saturation en oxygène une carte d'acquisition a été étudiée, et utilisée.

Cette carte a été initialement développée par les ingénieurs Melle Hassain Fatima Zohra et Melle Belabes Fatima.

La carte est principalement constituée de quatre blocs :

- un multiplexeur analogique (4051)
- un générateur de fréquence de fréquence d'échantillonnage (NE 555),
- un convertisseur analogique-numérique (ADC)
- le port parallèle du PC.

La figure 3.12 ci-dessous illustre le schéma bloc de cette carte d'acquisition.

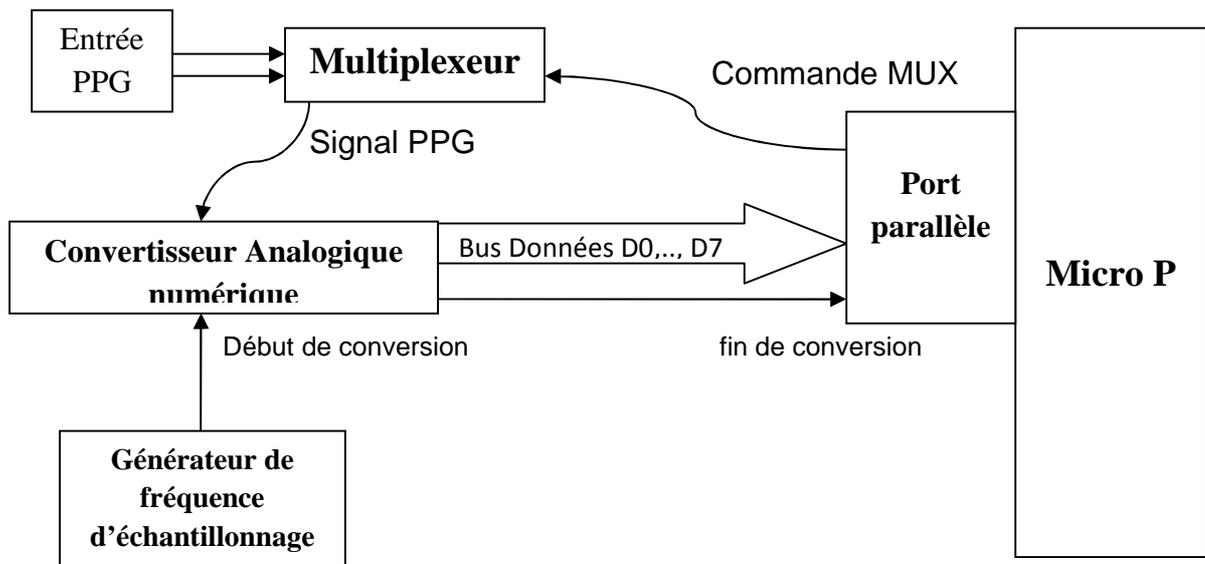


Figure 3.12 : schéma bloc de la carte d'acquisition

3.4.1. Le port parallèle :

Le port parallèle est basé sur une architecture assez ancienne mais très simple à utiliser. Comme son nom l'indique, il fournit, entre autres, 8 broches de données directement utilisables et ne nécessitant pas de circuits d'interfaces supplémentaires pour réaliser des tâches simples. Il a été utilisé pour connecter des imprimantes ce qui justifie les termes utilisés dans l'identification des différentes broches du connecteur DB25 universel.

3.4.1.1. Brochage du port parallèle :

Le port parallèle se présente sous la forme d'un connecteur à 25 broches. Seules 17 broches sont utilisables, les 8 broches restantes sont interconnectées à la masse du PC. Le schéma de la figure 3.13, ci-dessous montre le brochage de ce port.

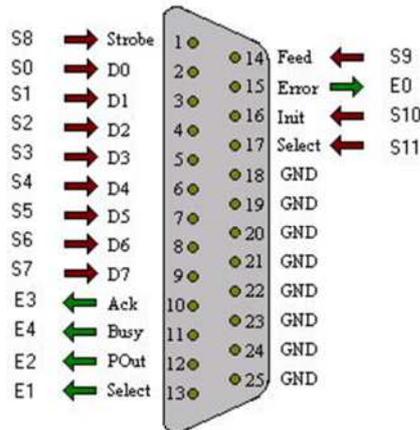


Figure 3.13: brochage du port parallèle

En dehors des 8 broches connectées, à la masse les 17 autres broches peuvent être programmées en entrée /sortie selon leurs fonctions, comme cela est décrit en ci-dessous.

3.4.1.2. Registres de commande :

Ces lignes (17 lignes programmables) sont commandées directement par un bit, dans trois registres différents (registre de données, registre d'états, registre de contrôle). Comme cela est précisé dans le tableau suivant.

Le niveau de repos correspond au niveau de la ligne lorsque le bit dans le registre est à 0, c'est à dire que si le niveau de repos est un le niveau de la ligne et le bit correspondant dans le registre sont inversés.

Registre de données	bit 0	D0
	bit 1	D1
	bit 2	D2
	bit 3	D3
	bit 4	D4
	bit 5	D5
	bit 6	D6
	bit 7	D7

Registre d'état	bit 3	Error
	bit 4	Select
	bit 5	Paper end
	bit 6	Acknowledge
	bit 7	Busy
Registre de contrôle	bit 0	Strobe
	bit 1	Autofeed
	bit 2	Initialize
	bit 3	Select input
	bit 4	Autorisation d'interruption
	bit 5	direction (0 = sortie, 1 = entrée)

Tableau. 1

Le bit 5 n'est bien entendu adressable que sur les ports bidirectionnels. Différentes adresses peuvent exister pour les registres selon le système, le tableau suivant en présente les différentes possibilités (0x signifie que les valeurs sont en hexadécimal) :

port de données	0x956	0x3BC	0x888	0x378	0x632	0x278
port d'état	0x957	0x3BD	0x889	0x379	0x633	0x279
port de contrôle	0x957	0x3BE	0x89A	0x37A	0x634	0x27A

Tableau 2

3.4.2. Le multiplexeur :

En vue de permettre de faire une acquisition de plusieurs grandeurs analogiques en plus des signaux PPG (voie R et Voie IR) après leurs mis en formes, un multiplexeur 8 entrées/une sortie est utilisé. C'est le multiplexeur de la famille CMOS 4051 qui est utilisé car il est bien placé pour l'aiguillage des signaux variable de faible niveau. C'est un multiplexeur à 8 entrées, dont 3 lignes d'adresse.

Ces lignes d'adresse ou de sélection définissent la donnée à la borne de sortie du multiplexeur. Ces lignes d'adresse seront commandées via le port parallèle du PC.

En utilisant les lignes (autofeed, strobe, int) du port parallèle voir figure 3.14 ci-dessous.

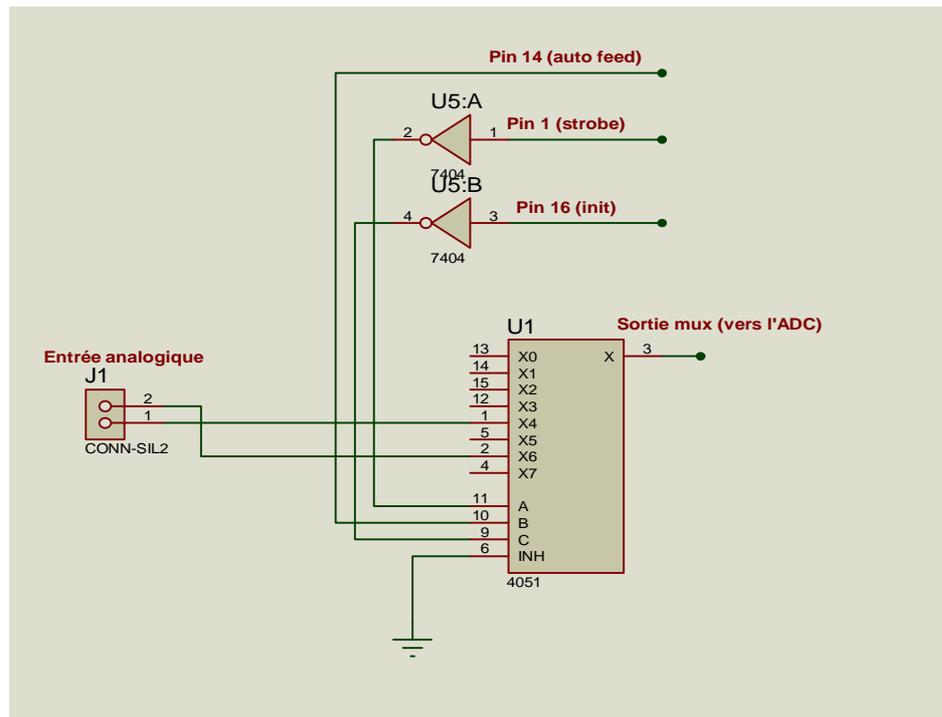


Figure 3.14 : la configuration du multiplexeur

3.4.3. Le convertisseur analogique- numérique : ADC 0804

Le signal issu du multiplexeur est toujours sous forme analogique. Un convertisseur sera chargé de le numériser pour le rendre sous la forme de suite de bits.

Ainsi un ADC0804 est utilisé pour cette fonction. Il fonctionne sur le principe des convertisseurs à approximations successives à sortie octale (8 bits de sortie). Il est configuré en mode unipolaire (borne (Vin-) à la masse) référencé à la tension de 2.5V (borne 9 : Vref/2 avec une fréquence d'échantillonnage générée à partir d'un circuit générateur de fréquence d'échantillonnage. En fait, ce circuit est constitué par un astable, et un monostable. L'astable permet de générer le signal d'horloge correspond à la fréquence d'échantillonnage et le monostable déclenché par ce signal, permet de générer l'impulsions de début de conversion (WR de l'ADC) (voir Figure 3.15)

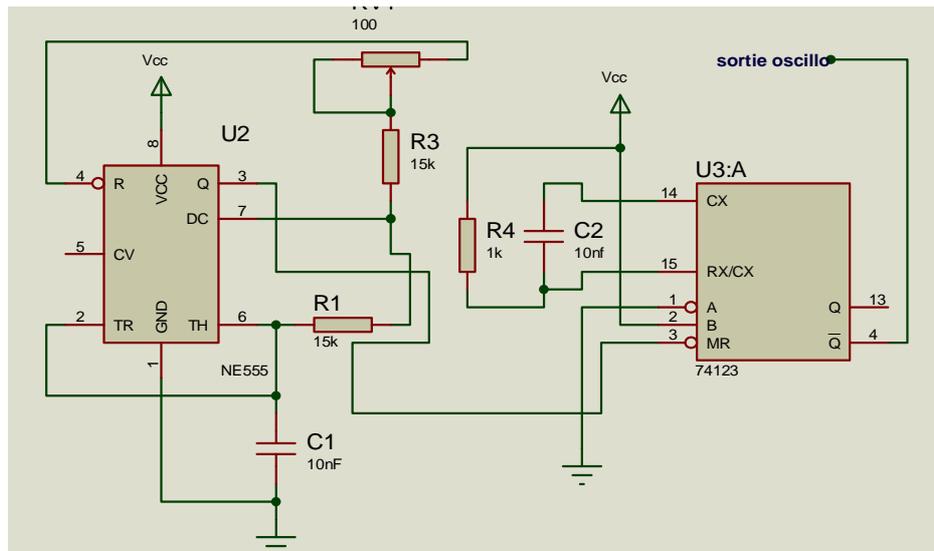


Figure 3.15 : génération d'impulsion de conversion \overline{WR}

Le timer NE555 configuré en astable est utilisé pour générer le signal d'horloge. La fréquence qu'il peut générer varie d'une valeur minimale à une valeur maximale dépendant de la valeur du potentiomètre P. Cette configuration a été délibérément choisie pour permettre de varier la fréquence d'horloge.

Vu que la fréquence est variable, elle va nous permettre de fixer la fréquence d'échantillonnage de notre signal. Si la fréquence maximale utile de la donnée est f_{\max} , alors il suffit de fixer la fréquence de l'oscillateur à $F \geq 2 \cdot f_{\max}$ pour respecter la condition de SHANNON.

Cependant pour lancer la conversion, c'est-à-dire générer l'impulsion de début de conversion (\overline{WR}) de l'ADC, un monostable est utilisé. Il s'agit du 74123. Il est configuré pour être déclenché par un front descendant du signal d'horloge et de générer une impulsion logique (0) de durée fixée par R4 C2.

Une fois la conversion terminée, l'ADC signale cet état en générant une impulsion connue par impulsion de fin de conversion (borne 5 : INTR). Cette impulsion est transmise via la ligne ERROR (borne 15) du port parallèle au PC pour signaler la fin de conversion. Cependant cette n'est pas adaptée à la lecture pour le processeur du PC. Ainsi, elle est mise en forme via un inverseur et un monostable pour qu'à son changement de niveau il puisse produire une impulsion de durée $T = 0.45 \cdot R7C4$ fixée par la résistance R7 et la capacité C4). La sortie inversée du monostable \overline{Q} est reliée alors à la ligne \overline{ERROR} . Le chronogramme des signaux, illustré sur la figure 3.17 ci-dessous, apporte beaucoup plus de précision.

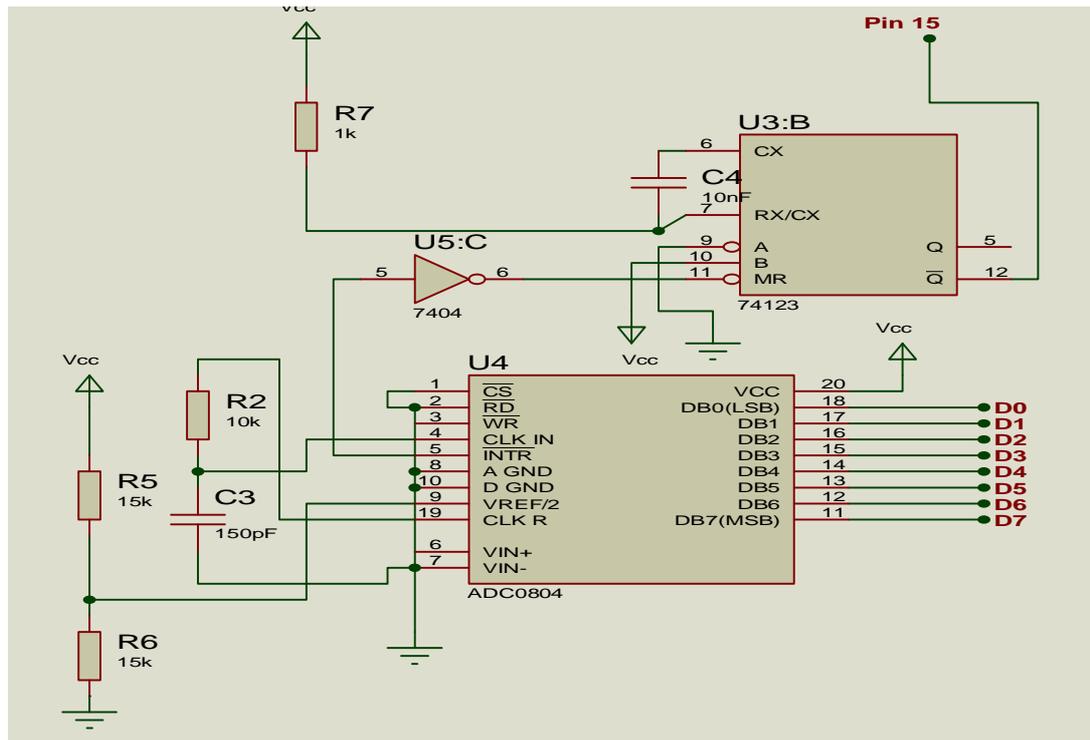


Figure 3.16 : configuration de l'ADC0804

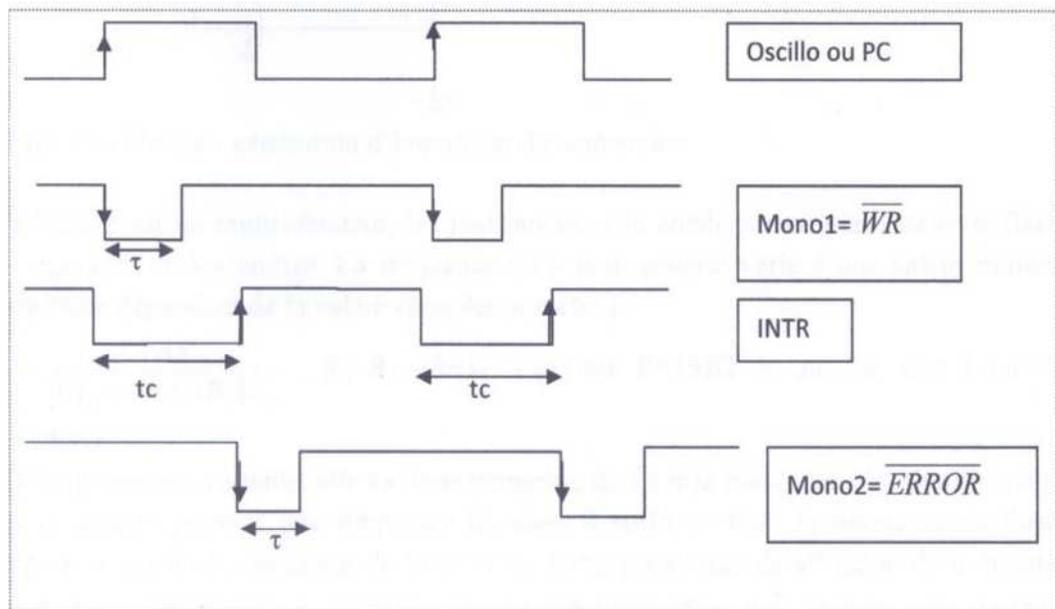


Figure 3.17 : chronogramme des signaux : ADC (t_c : temps de conversion, mono : monostable)

Les données digitales (sorties D0 à D7 de l'ADC) sont directement appliquées aux lignes (D0 à D7 bornes 2 à 9) du registre de données du port parallèle programmé en entrée.

Le schéma électrique global de la carte est illustré sur la figure 3.18 :

4.1. Introduction :

Dans ce chapitre, une étude pratique détaillée du dispositif qu'on a réalisé est faite. Cette étude pratique est menée par un ensemble de tests sur les différents blocs constituant le dispositif.

Ces tests sont accomplis en fixant la pince (le capteur) sur l'index du sujet, et prendre les différentes mesures. Ces mesures sont faites sous forme de niveaux des potentiels et de morphologies des signaux, sur les différents points tests prévus sur notre dispositif. En fait, la localisation de ces différents points tests est choisie de telle sorte que l'utilisateur puisse étudier et par conséquent dépanner s'il le faut le système.

En plus de ces mesures, la présentation d'une manipulation de travaux pratiques est faite. Cette manipulation permet à l'étudiant d'étudier pratiquement les différents blocs d'un dispositif de mesure du photopléthysmogramme; et de comprendre un tel dispositif qui constitue un outil essentiel dans le bloc opératoire.

4.2. Mesures et interprétations :

Notre carte est réalisée en prévoyant dix points tests. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc.

PT1 : la sortie d'astable

PT2 : la sortie des transistors montés en commutation

PT3 : la sortie du premier monostable U2 (rouge)

PT4 : la sortie du deuxième monostable U3 (rouge)

PT5 : la sortie du premier monostable U4 (infrarouge)

PT6 : la sortie du deuxième monostable U5 (infrarouge)

PT7 : la sortie du régulateur

PT8 : la sortie du convertisseur lumière tension

PT9 : la sortie du premier amplificateur

PT10 : la sortie du filtre

PT11 : la sortie finale PPG

4.2.1/ La sortie de l'astable (PT1):

Le signal mesuré sur le point Test PT1 est un signal carré de fréquence 434 Hz et d'amplitude à vide de 22V crête à crête (Photo de la figure 4.1). Cependant en connectant les capteurs (LED R & LED IR) le signal chute à 10V crête à crête. Ceci est tout à fait normal compte tenu du courant absorbé par les LEDs lors de leurs allumages.

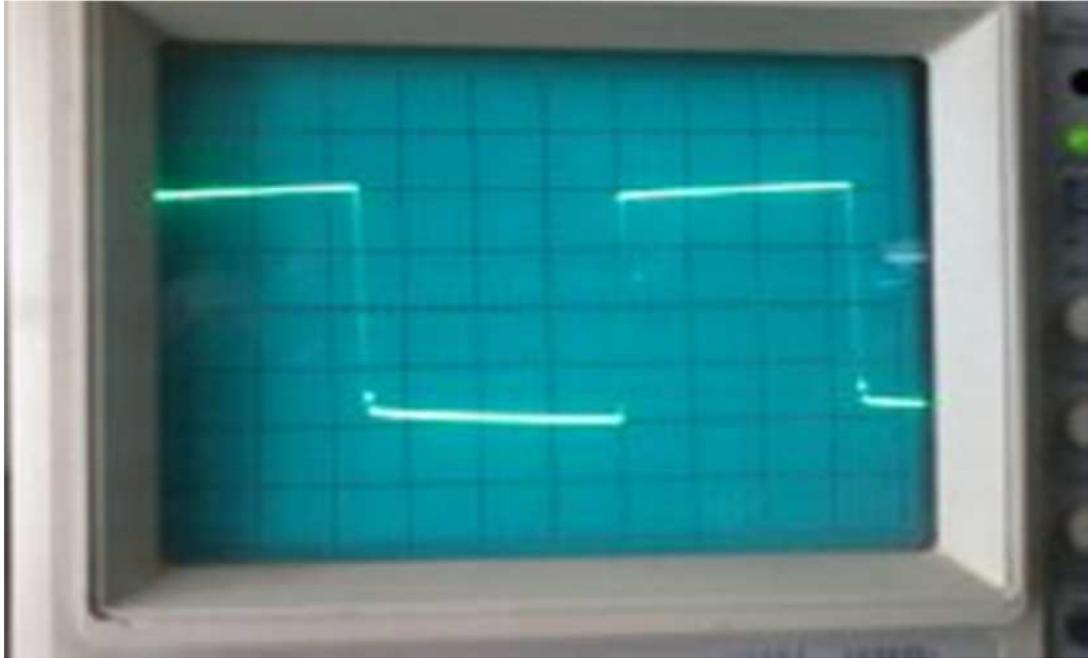


Figure 4.1 : la sortie d'astable

4.2.2. La sortie des transistors montés en commutation (PT2) :

Le rôle principal de ces transistors est de rendre le signal carré provenant de l'astable et qui change de -12V à 12V sous une forme unipolaire d'amplitude de 0 V à 12V. Le signal mesuré sur ce point test est un signal carré unipolaire de 0 à 12 V. Il est illustré par la photo sur la figure 4.2.

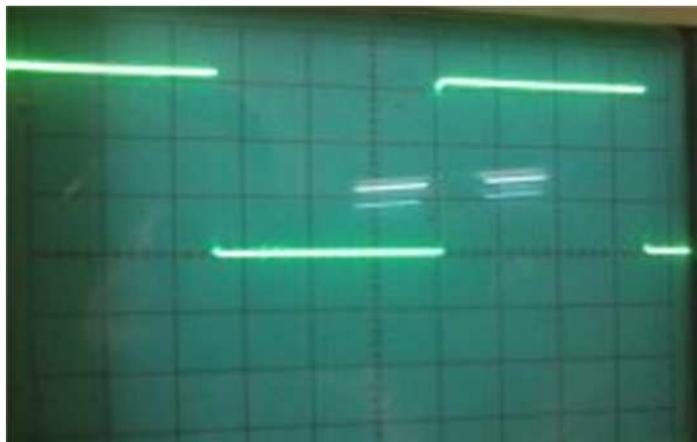


Figure 4.2 : la sortie des transistors montés en commutation

4.2.3. Sortie du 1^{er} monostable U2 (pour la lumière rouge) (PT3)

Le front montant du signal issu des transistors en commutation (ci-dessus), déclenche le premier monostable U2. Ce dernier génère une impulsion de durée 10 μ s et d'amplitude (0-12V). La photo sur la figure 4.3 ci-

dessous illustre cette impulsion simultanément avec le signal de déclenchement.

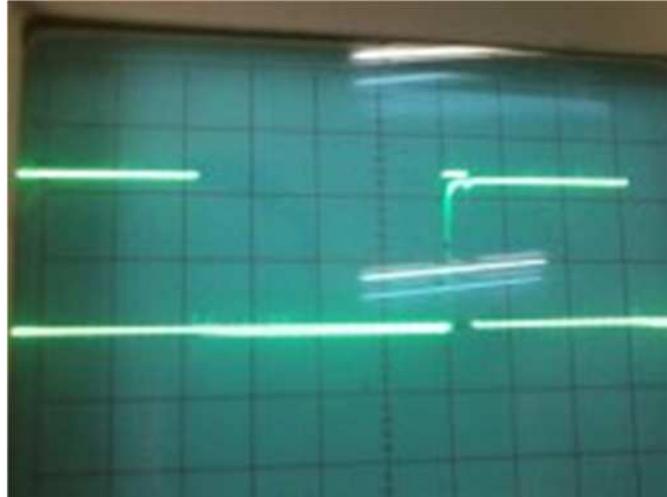


Figure 4.3 : l'impulsion du monostable U2

4.2.4. La sortie du deuxième monostable U3 (PT4):

Le front descendant de l'impulsion provenant du premier monostable U2 déclenche le deuxième monostable U3. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V).

On note sur la photo illustrée sur la figure 4.4 que la durée générée du retard est de $20\mu\text{s}$. Cette impulsion est utilisée pour l'échantillonnage du signal PPG provenant de la voie rouge.

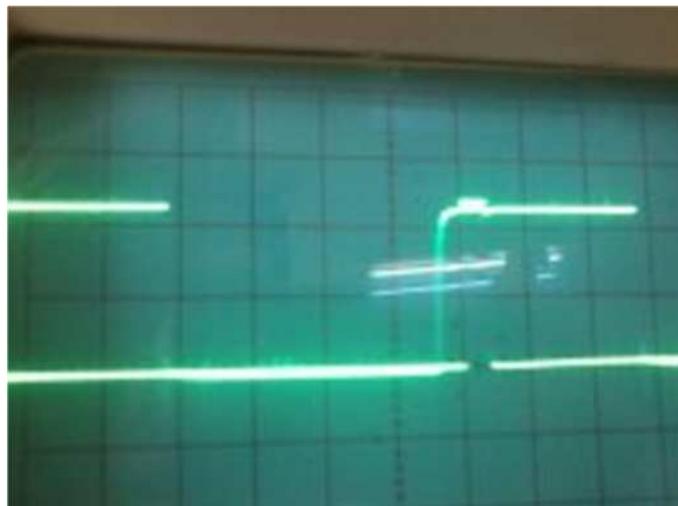


Figure 4.4 : l'impulsion du monostable U3

Nb : Ces deux monostables (U2 et U3) génèrent les impulsions pendant l'émission de la lumière rouge.

4.2.5-Sortie du 1^{er} monostable U4 : (lumière infrarouge) (PT5)

Le front descendant du signal issu des transistors en commutation (de la voie Infrarouge), déclenche le premier monostable U4. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V). La photo donnée sur la figure 4.5 suivante illustre cette impulsion.

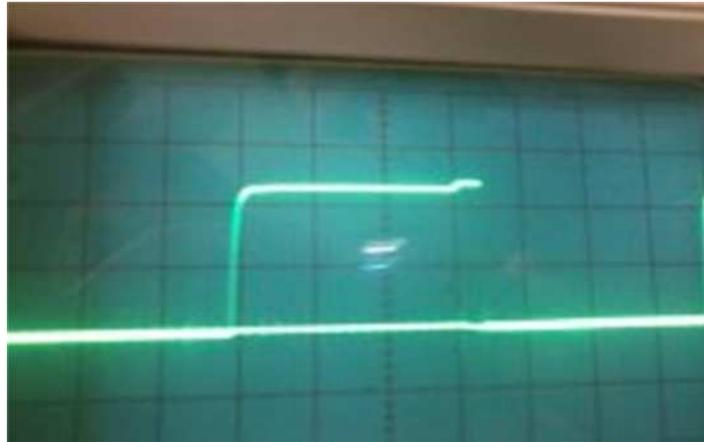


Figure 4.5 : la sortie du monostable U4

4.2.6-Sortie du deuxième monostable U5 (PT6) :

Le front descendant de l'impulsion provenant du premier monostable U4 déclenche le deuxième monostable U5. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V).

On note sur la photo illustrée sur la figure 4.6 que la durée générée du retard est de $20\mu\text{s}$. Cette impulsion est utilisée pour l'échantillonnage du signal PPG provenant de la voie infrarouge.

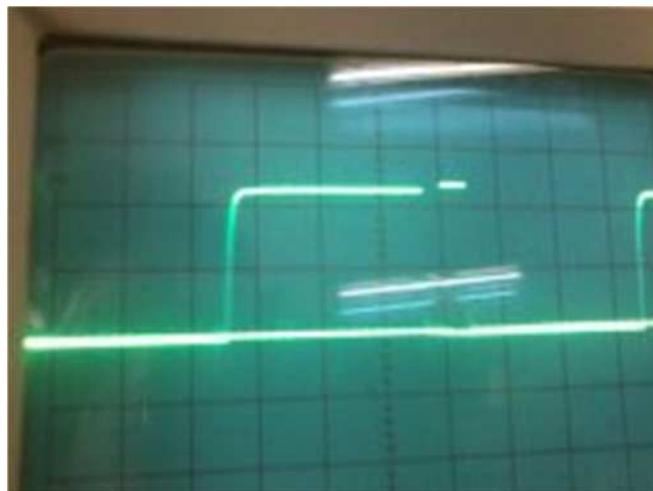


Figure 4.6 : la sortie du monostable U5

NB : ces deux monostables (U4 et U5) génèrent les impulsions pendant l'émission de la lumière infrarouge

Le chronogramme donné sur la figure 4.7 illustre les impulsions d'échantillonnage des deux voies rouge et infrarouge.

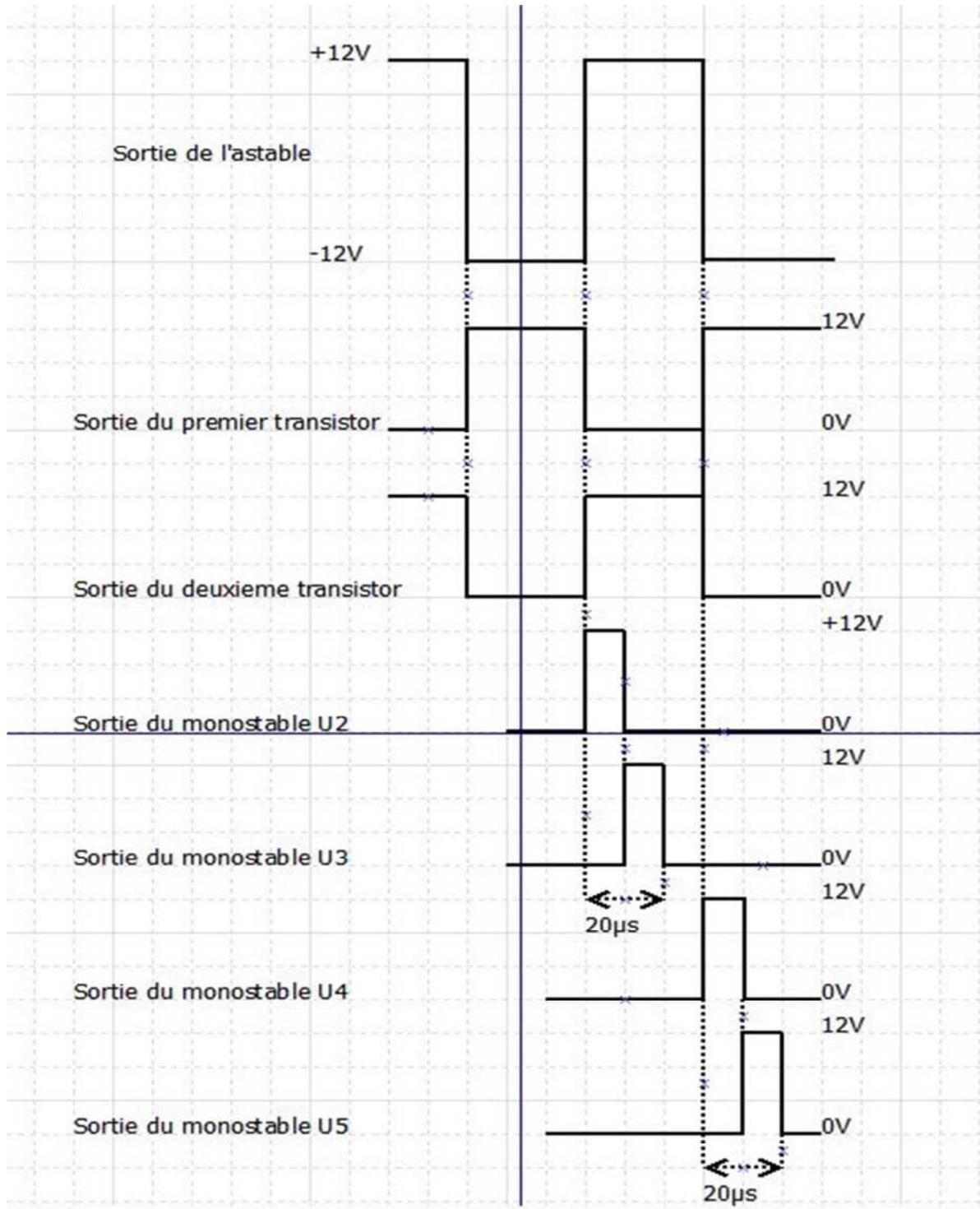


Figure 4.7 : le chronogramme des monostables

4.2.7-La sortie du régulateur (PT7):

Compte tenu que l'échantillonneur bloqueur ne fonctionne pas avec une impulsion d'échantillonnage de 0 à 12V, il était nécessaire de générer une impulsion de 0 à 5V. Un régulateur de 5V était utilisé et le signal obtenu est illustré sur la photo illustrée sur la figure 4.8 suivante

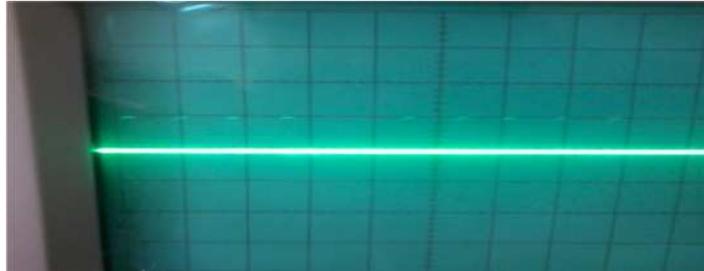


Figure 4.8 : sortie de régulateur

Suite à un problème au niveau du capteur plus précisément le phototransistor qui était grillé après une mauvaise manipulation et la non disponibilité de ce type de phototransistor (BPX43) dans le magasin du laboratoire ou sur le marché (à Tlemcen) et la contrainte du temps cela nous a empêché de recueillir nos signaux PPG auxquels on s'attendait.

Ce n'est qu'un travail d'homme, un savant disait que « la science des projets consiste à prévenir les difficultés de l'exécution ».

Toutefois, lors de développement du dispositif sur la plaque d'essai (photo sur la figure 4.9) les signaux PPG des deux voies étaient détectés.

Ces signaux ne sont pas mesurés sur le circuit imprimé (photo sur la figure 4.10) ou le dispositif réalisé (photo sur la figure 4.11). Ils devraient avoir les allures décrites sur les figures 4.12 et 4.13 ci-dessous.

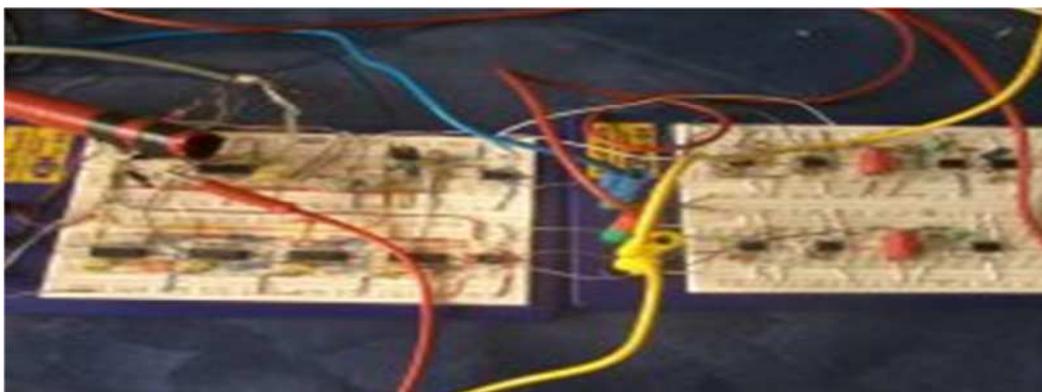


Figure 4.9 : photo du dispositif lors de son développement sur plaque d'essai

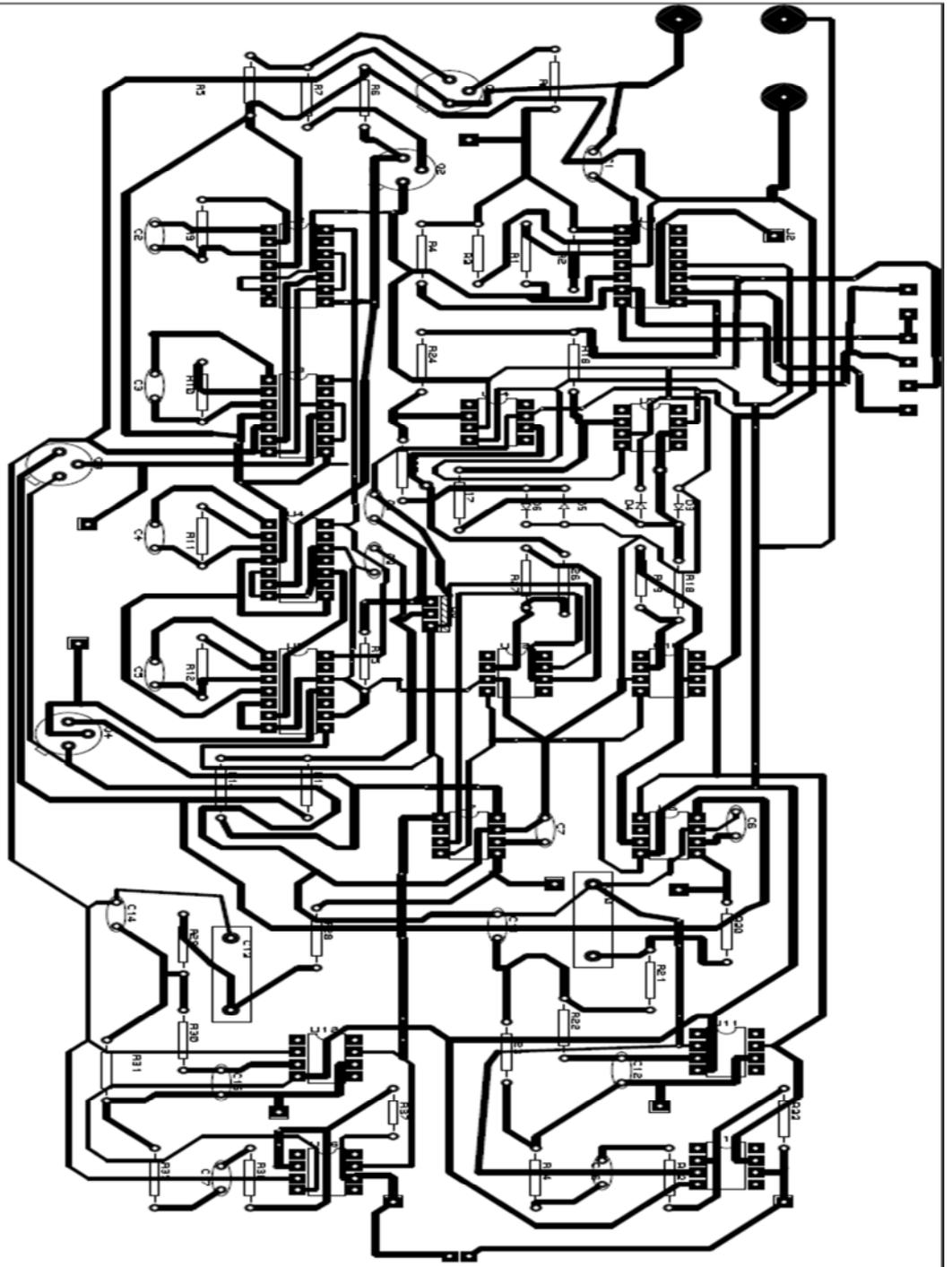


Figure 4.10: le circuit imprimé du dispositif



Figure 4.11 : Photo du dispositif réalisé

4.2.8 La sortie du convertisseur lumière tension (PT8):

Le signal qui devrait être obtenu se présente comme illustré sur la figure 4.12.

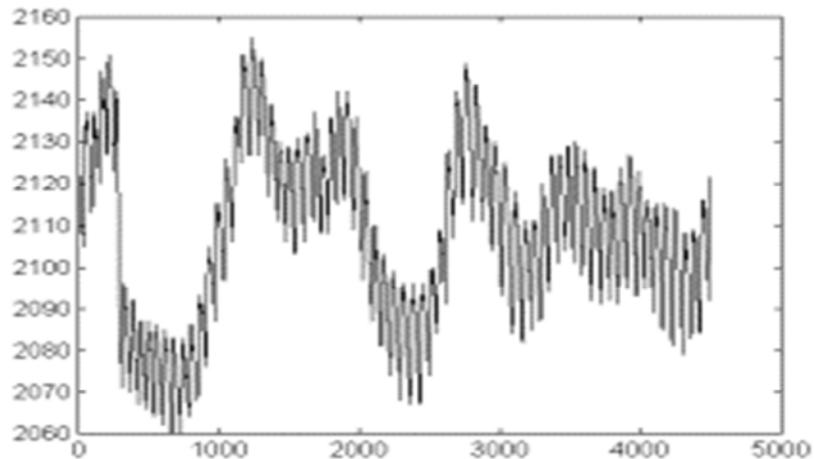


Figure 4.12 : signal PPG bruité

L'amplitude crête à crête varie entre -40 mv et 40 mv. Cette amplitude n'est toujours pas limitée à ces valeurs. Elle dépend de la lumière ambiante de l'environnement et les conditions de mesures.

4.2.9 La sortie finale (signal PPG) (PT11) :

Après amplification et filtrage le signal PPG (pour les deux voies) qui devrait être obtenu est sous la forme illustrée sur la figure 4.13. Bien sur les niveaux des signaux d'une voie (rouge) sont différents par rapport à l'autre voie (infrarouge).

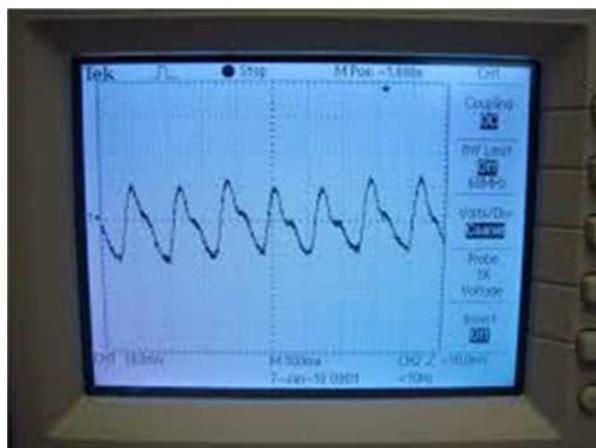


Figure 4.13 : signal PPG

4.3 Test hardware de la carte d'acquisition :

Comme cela était fait pour la partie de mise en forme de signal PPG, la carte d'acquisition a été aussi testée pour s'assurer de son bon fonctionnement. Les tests réalisés ont porté sur le générateur de fréquence (l'horloge) d'échantillonnage, sur l'impulsion de début de conversion et l'impulsion de fin de conversion pour s'assurer du bon fonctionnement de l'ADC.

4.3.1-Test de l'horloge :

Le signal à la sortie de l'astable, qui en fait constitue l'horloge (pour l'échantillonnage) est mesuré.

Le signal obtenu est illustré sur la figure 4.15. La fréquence de ce signal varie de $f_{min}=133\text{Hz}$ à $f_{max}= 3\text{Khz}$ permettant ainsi à l'utilisateur de fixer sa fréquence d'échantillonnage en fonction du signal à échantillonner.

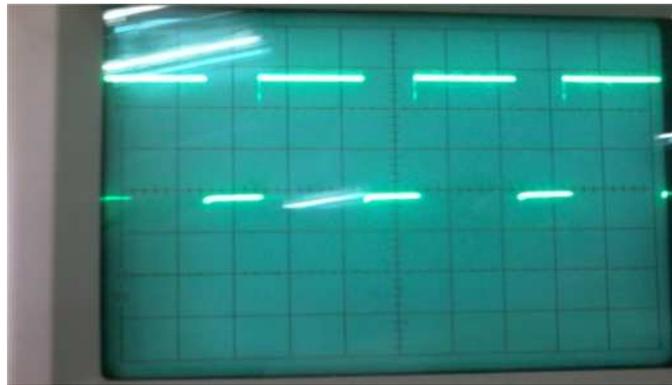


Figure 4.14 : sortie d'astable

4.3.2-L'impulsion de début de conversion :

La fréquence du signal d'horloge était fixée à une valeur intermédiaire entre f_{min} et f_{max} et le signal de début de conversion était mesuré. Ce signal, généré par un monostable est illustré sur la figure 4.15 ci-dessous.

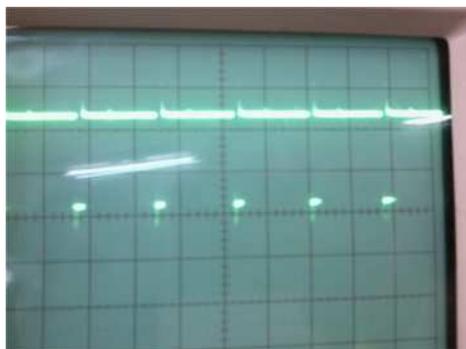


Figure 4.15 : l'impulsion de début de conversion.

4.3.3-L'impulsion de fin de conversion :

La mesure de cette impulsion en synchronisme avec l'impulsion de début de conversion permet de montrer le bon fonctionnement de l'ADC.

Cette impulsion représente la fin de conversion, le temps entre l'impulsion de début de conversion et la fin de conversion représente le temps de conversion, qui est propre à chaque ADC. L'impulsion de fin de conversion est donnée sur la photo illustrée sur la figure 4.16 ci-dessous



Figure 4.16 : l'impulsion de fin de conversion

4.4. Proposition d'une manipulation de travaux pratiques :

1. Etude théorique :

1.1 Principe de l'oxymètre de pouls :

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 la lumière transmise à travers une solution. Elle est donnée par la formule suivante :

$$A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l$$

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

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, on parle de capnométrie quand ce principe est appliqué à la concentration de CO₂ dans un gaz.

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.

Les oxymètres non invasifs mesurent les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. Avec cette méthode, l'estimation précise de la SaO₂ implique plusieurs problèmes techniques. 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 (voir figure 4.3.1) tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, et par le sang artériel non pulsatile (composante CC). (Voir figure 4.3.1)

L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel, (composante CA). (Voir figure 4.3.1).

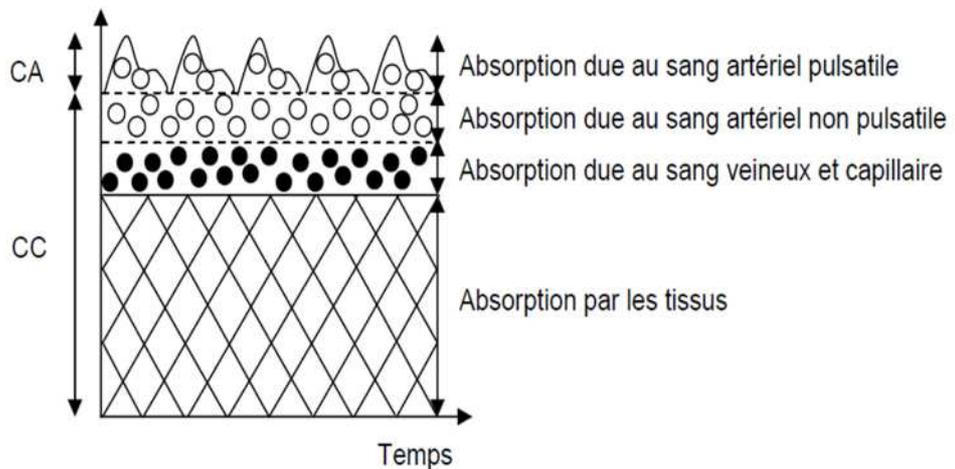


Figure 4.3.1 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, le composant continu CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.

1.2. La mesure pratique de la saturation :

Un dispositif typique qui peut être utilisé pour mesurer cette saturation est donné sur le schéma bloc suivant

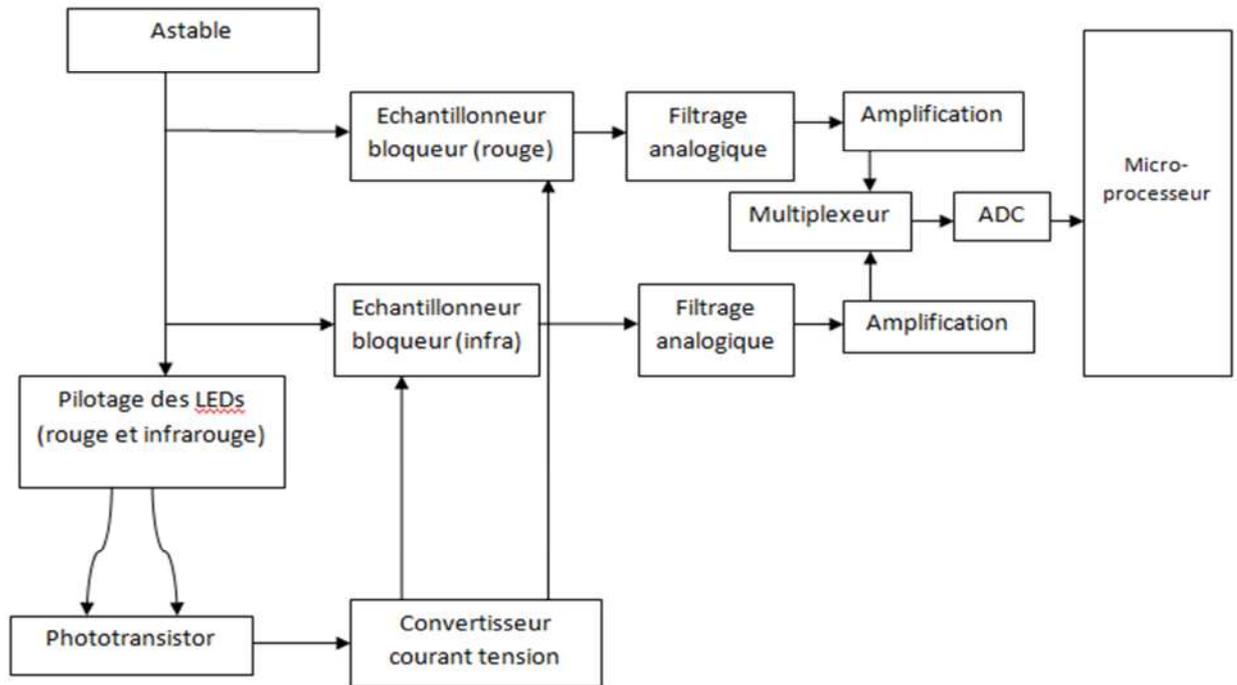


Figure 4.3.2 : schéma bloc

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « alternative » (CA) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « continue » (CC) qui lui correspond (absorption de lumière par les 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. L'oxymètre calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO₂ par une formule empirique :

$$R = (CA_{660}/CC_{660}) / (CA_{940}/CC_{940})$$

La plupart des oxymètres utilisés habituellement fondent leurs calculs sur des courbes de calibration obtenues chez le volontaire sain. Les courbes utilisées dans les appareils du commerce reposent sur des études expérimentales faites chez des volontaires ; celles-ci sont très semblables chez les différents fabricants. Ainsi, quand le rapport entre les absorptions du rouge et de l'infrarouge est de 1, la saturation est de 85%.

La valeur de la saturation est donnée par $SaO_2 = 100 - 25R$, selon la courbe empirique ci-dessous.

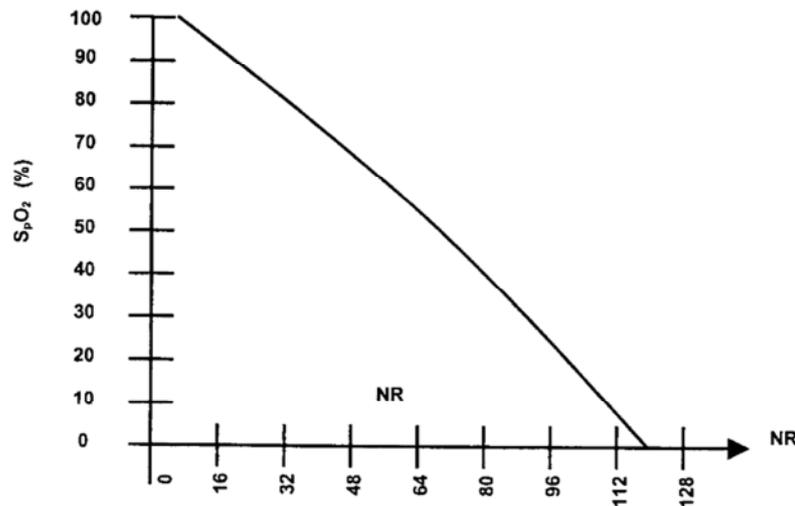


Figure 4.3.3 : Courbe empirique pour la mesure de la saturation

A titre de bilan, 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.

2. Manipulation :

2.1. Matériel utilisés :

- Carte d'oxymètre de pouls
- Oscilloscope à mémoire
- Alimentations continues (+12V, -12V)
- Un générateur de fréquence GBF

2.2. Travail demandé :

1. identifier les différents blocs et points test sur la carte d'oxymètre de pouls figure 2.2
2. Mesurer l'amplitude et la fréquence du signal a la sortie de l'astable.
3. Comparer entre la fréquence théorique et la fréquence pratique d'astable.
4. Relever les signaux U2, U3, U4 et U5 que remarquez-vous ?
5. Disposer votre index dans la pince, puis relever les signaux aux différents points test ?
6. Interpréter les résultats obtenus ?

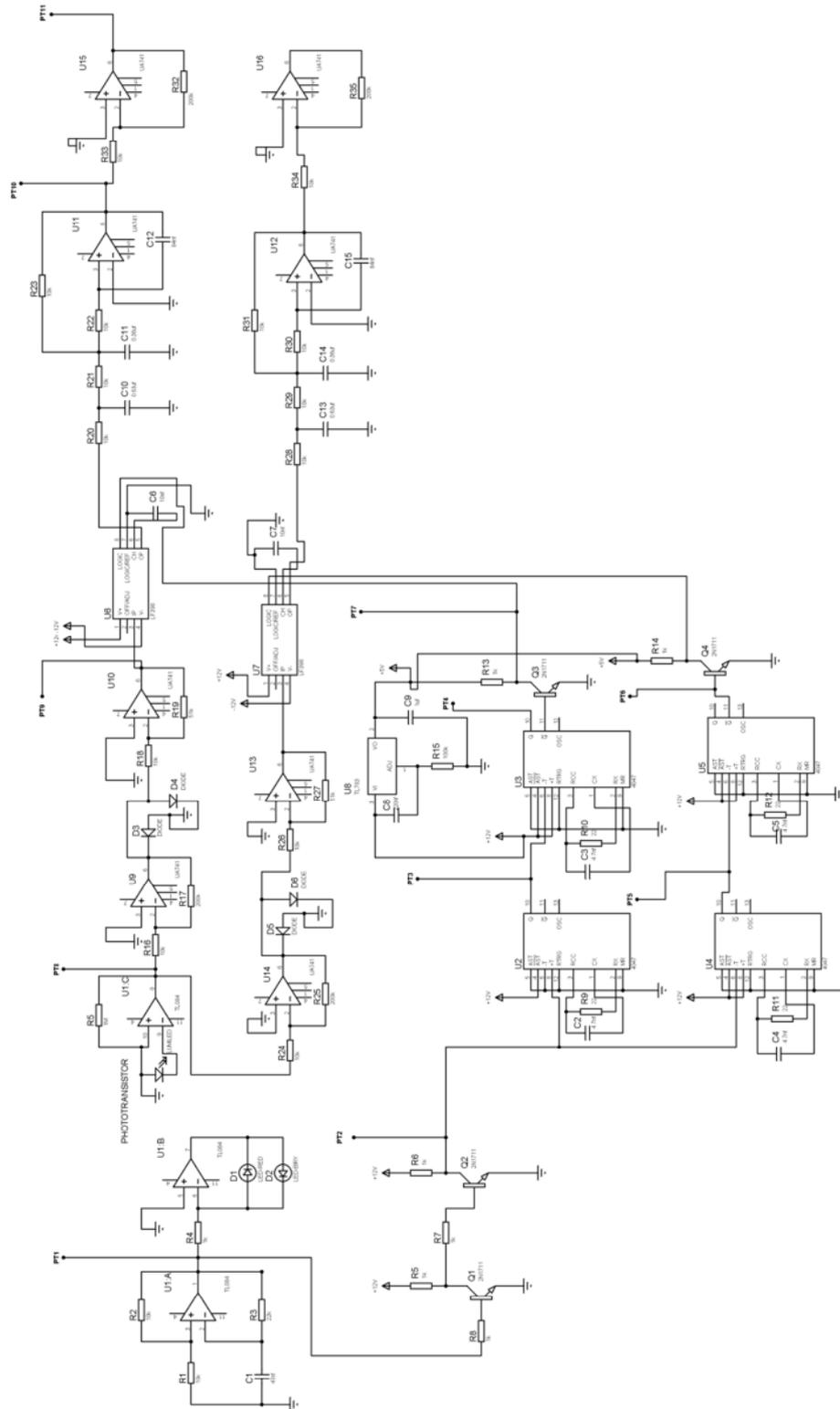
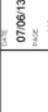


Figure 2.2 : schéma électrique de la carte

	UNIVERSITÉ
	07/06/13
	PROJET
	1/1
Circuit de PPG <small>© 2013 - Université de la Méditerranée - B.P. 527 - 13288 Marseille Cedex 9</small>	

4.4 Conclusion

A travers ce chapitre une description de l'ensemble des mesures faites sur le dispositif réalisé a été présentée. En fait ces mesures étaient faites sur un ensemble de points tests initialement prévus sur le dispositif réalisé. Ces mesures permettent à l'utilisateur de comprendre le fonctionnement et de dépanner le système en cas de panne.

Une manipulation de travaux pratiques était aussi décrite. L'objectif à travers cette manipulation qui pourrait être utilisée par des étudiants de licence ou encore de master en Génie Biomédical et décrire et de comprendre comment le signal PPG peut être détecté et exploité pour la mesure de saturation en oxygène.

Conclusion générale :

Dans notre travail on s'est intéressé à une technique optoélectronique pour relever le pléthysmogramme. Ce signal dans ce cas est connu par photopléthysmogramme PPG. Il traduit la variation de volume à travers un vaisseau sanguin en utilisant des lumières à des longueurs d'ondes généralement Rouge et Infrarouge. A travers les deux signaux PPG la saturation en oxygène peut être mesurée.

En fait, notre objectif était de réaliser un dispositif qui permet de mesurer les signaux PPG sur deux voies Rouge et Infrarouge et d'exploiter ces deux signaux pour mesurer le taux d'oxygénation est le rythme cardiaque.

Il était donc, dans le but de mesurer ces deux grandeurs ; de réaliser un système global : du capteur vers le système de traitement. Le capteur qu'on a réalisé est basé sur deux LEDs émettrices respectivement de lumière rouge et infrarouge et d'un récepteur constitué par un phototransistor.

Il a été aussi montré que pour détecter les signaux photopléthysmographiques à partir du signal détecté au niveau du phototransistor de réaliser des circuits de mise en forme, d'amplification et de filtrage.

Aussi pour permettre à l'utilisateur d'exploiter ce système, une carte d'acquisition pilotée par PC, a été étudié.

Le système a été réalisé en prévoyant un ensemble de points tests qui vont permettre à l'utilisateur une meilleure compréhension et un meilleur entretien du dispositif. A ce sujet, le système ainsi réalisé peut être exploité pour faire des travaux pratiques de mesure des signaux photopléthysmographiques.

Toutefois les résultats obtenus sur la mesure des signaux PPG et la saturation en O₂ restent relativement limités compte tenu de la performance du capteur utilisé et du doigtier ainsi réalisé. Cependant ceci n'exclue en rien que beaucoup d'aspects pratiques ont été étudiés et appris tout le long de cette modeste réalisation. En effet, les problèmes pratiques souvent vécus nous ont permis d'apprendre comment les solutions peuvent être obtenues selon une démarche cohérente de résolution de pannes. Cette démarche, et suite à notre modeste expérience, peut être synthétisée par :

- toujours s'assurer de la régulation de charge d'une alimentation (c'est-à-dire valeur de tension et courant débité)

- Toujours s'assurer que le schéma électrique et le schéma du circuit imprimé sont bien faits particulièrement quand le circuit imprimé est

réalisé de manière artisanale. A ce sujet, il est important de s'assurer de la continuité des connexions et des pistes en utilisant un ohmmètre.

-de toujours réaliser un système bloc par bloc et de prévoir des points tests de mesure à la sortie de chaque bloc pour permettre de faciliter la maintenance du dispositif.

-De ne pas hésiter, lors de la phase de conception du dispositif, à utiliser des logiciels de simulation pour s'assurer d'une manière théorique du fonctionnement du circuit à réaliser, bien sûr en s'assurant des conditions dynamiques de fonctionnement des composants.

Ce n'est que quelques recommandations, bien d'autres problèmes ont été posés et qu'il fallait résoudre. Certains étaient résolus, d'autres sont encore posés et qui pouvaient être résolus si ce n'est la contrainte de temps.

Ainsi, et en perspective, il est important que la partie capteur soit encore développée, particulièrement au niveau des LED rouge et Infrarouge. Un choix de LED à haute intensité et de forme adéquate (plat pour être plaquée sur la peau) améliorera considérablement la détection des signaux PPG. En effet si ces signaux sont correctement détectés énormément d'informations sur l'activité vasculaire peut être analysée. De même que la partie acquisition qui pourraient être réalisée à travers le port USB, pour permettre au dispositif d'être connecté à n'importe quel PC portable.

-

Liste des composants

Résistances	Capacités	
R1=10k	C1=47nf	4 diode 1N4004
R2=10k	C2=4.7nf	1TI084
R3=22k	C3=4.7nf	8 µa741
R4=1k	C4=4.7nf	4 (CD4047)
R5=1k	C5=4.7nf	Phototransistor
R6=1k	C6=100nf	Bpx43
R7=1k	C7=100nf	LED infrarouge
R8=1k	C8=220nf	LED rouge
R9=22	C9=1µf	2(LF398)
R10=22	C10=0.63µf	Régulateur TL783
R11=22	C11=0.36µf	4 transistor
R12=22	C12=84nf	2N1711
R13=1k	C13=0.63µf	
R14=1k	C14=0.36µf	
R15=100k	C15=84nf	
R16=10k		
R17=200k		
R18=10k		
R19=51k		
R20=10k		
R21=10k		
R22=10k		
R23=10k		
R24=10k		
R25=200k		
R26=10k		
R27=51k		
R28=10k		
R29=10k		
R30=10k		
R31=10k		

Liste des figures

Chapitre I : Le Photopléthysmogramme et l'Oxymétrie de pouls

- Figure 1.1 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, le composant continu CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.....6
- Figure 1.2 : Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO₂7
- Figure 1.3 : Courbe empirique pour la mesure de la saturation8

Chapitre II : Etude d'un oxymètre

- Figure 2.1 Schéma bloc.....13
- Figure 2.2 : Symbole de la LED.....14
- Figure 2.3: fonctionnement de la LED.....15
- Figure 2.4 : spectre d'émission de la LED.....15
- Figure 2.5 : diagramme de rayonnement.....17
- Figure 2.6 : polarisation de la LED.....17
- Figure 2.7 : caractéristique $I_F - V_F$18
- Figure 2.8 : Circuit de pilotage des LEDs.....19
- Figure 2.8.a : symbole d'une photodiode.....20
- Figure 2.8.b : Phototransistor.....20
- Figure 2.9 : structure d'une photodiode.....22
- Figure 2.10 : Structure de l'échantillonneur bloqueur.....24
- Figure 2.10.a : Evaluation de signal de sortie durant les phases de l'échantillonnage et de maintien.....25
- Figure 2.11 : port parallèle du PC.....26
- Figure 2.12: le port série du PC.....26
- Figure 2.13 : le port USB du PC.....27

Chapitre III : Etude pratique du dispositif réalisé

Figure 3.1 : schéma bloc du dispositif réalisé.....	28
Figure 3.2 : circuit de l'astable.....	30
Figure 3.3 : chronogramme de l'astable.....	31
Figure 3.4 : Circuit de pilotage des LEDs R et IR.....	32
Figure 3.5 : schéma électrique du circuit de réception de la lumière.....	32
Figure 3.6 : étage d'amplification.....	33
Figure 3.7 : schéma électrique de l'échantillonneur bloqueur.....	33
Figure 3.8 : schéma électrique de circuit de génération des impulsions d'échantillonnage.....	35
Figure 3.9 : Chronogramme des monostables.....	36
Figure 3.10: schéma électrique du filtre passe bas.....	37
Figure 3.11 : schéma électrique de la mise en forme des signaux PPG.....	38
Figure 3.12 : schéma bloc de la carte d'acquisition.....	39
Figure 3.13: brochage du port parallèle.....	40
Figure 3.14 : la configuration du multiplexeur.....	42
Figure 3.15 : génération d'impulsion de conversion WR.....	43
Figure 3.16 : configuration de l'ADC0804.....	44
Figure 3.17 : chronogramme des signaux : ADC (tc : temps de conversion, mono : monostable).....	44
Figure 3.18 : schéma électrique de la carte d'acquisition étudiée.....	45

Chapitre IV : Mesures et conclusion

Figure 4.1 : la sortie d'astable.....	47
Figure 4.2 : la sortie des transistors montés en commutation.....	47
Figure 4.3 : l'impulsion du monostable U2.....	48
Figure 4.4 : l'impulsion du monostable U3.....	48
Figure 4.5 : la sortie du monostable U4.....	49

Figure 4.6 : la sortie du monostable U5.....	49
Figure 4.7 : le chronogramme des monostables.....	50
Figure 4.8 : sortie de régulateur.....	51
Photo 4.9 : la plaque d'essai réalisé.....	52
Photo 4.10 : le circuit imprimé du dispositif.....	52
Photo 4.11 : le dispositif réalisé.....	53
Figure 4.12 : signal PPG bruité.....	54
Figure 4.13 : signal PPG.....	54
Figure 4.14 : sortie d'astable.....	55
Figure 4.15 : l'impulsion de début de conversion.....	55
Figure 4.16 : l'impulsion de fin de conversion.....	56

Bibliographie

- [1] Pulse oxymetre note: Medical Electronics, Dr.Neil Townsend, Michaelmas Term 2001 page 32
- [2] Site web: www.anesthesiar.com.ar
- [3] Site web: www.geocities.com/hotspring/7783/oximetria.html
- [4] Site web: www.uoguelph.ca
- [5] Site web: emt.uni-paderbom.de/forschung/
- [6] « INTERET DE L'UTILISATION DE L'OXYMETRIE DE POULS EN MEDECINE VETERINAIRE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE » THESE Pour le DOCTORAT VETERINAIRE, Benoît, Gilbert, Walter MARTINET
- [7] Site web: <http://www.positron-libre.com/cours/electronique/diode/led/diode-led.php>
- [8] Site web: <http://fr.wikipedia.org/wiki/Photodiode>
- [9] Livre “je programme les interfaces de mon PC” auteur B.kainka et H.J.Berndt
- [10] Site web <http://cours-techniques.blogspot.com/2011/06/les-multivibrateurs.html>
- [11] Chapitre V échantillonneur bloqueur “Olivier Français” 2000
- [12] « Réalisation d'un photopléthysmographe en vue de l'analyse du photopléthysmogramme». Projet de fin d'étude, Mr BOUYE BOUDE Yahouza-----2008

Résumé :

Le Photopléthysmogramme PPG est le signal détecté à travers des moyens optoélectroniques à des longueurs d'ondes spécifiques et résultant de la variation de volume de sang dans un vaisseau sanguin. Ce signal issu d'un site spécifique sur le corps d'un sujet peut être utilisé pour mesurer la saturation en Oxygène. Dans ce cas deux longueurs d'ondes sont utilisées le Rouge R et l'infrarouge IR et le système résultant est connu par oxymètre de pouls.

L'oxymétrie de pouls permet de surveiller la saturation «pléthysmographique» en O_2 (SpO_2), une approximation validée de la saturation artérielle en O_2 (SaO_2).

Ce travail consiste en une réalisation pratique permettant de relever deux signaux PPG à deux longueurs d'ondes R et IR de manière séquentielle. Les signaux résultants sont numérisés à travers une carte d'acquisition permettant une interface parallèle au PC pour être traité de manière numérique et pour déterminer la SaO_2 . Les résultats présentés concernent les mesures pratiques sur un ensemble de points tests prévus lors de la réalisation sur le système réalisé. Une manipulation de travaux pratiques est aussi prévue sur le dispositif réalisé dans le but de permettre aux étudiants de la filière Génie Biomédical une compréhension pratique de la photopléthysmographie et la saturation en oxygène.

Abstract:

The Photoplethysmogram PPG is the signal detected through optoelectronic means for specific wavelengths and resulting from variation in the blood volume in a blood vessel. The signal issued from a specific site on a subject body can be used to measure oxygen saturation. In this case two wavelengths Red (R) and Infrared (IR) are used and the resulting system is known as pulse oxymeter.

Pulse oxymetry is used to monitor the "plethysmographic" saturation O_2 (SpO_2), a validated approximation of blood Oxygen saturation SaO_2 .

This work consists on a practical realization allowing the detection of two PPG signals at two wavelengths (IR) and (R) sequentially. The resulting signals are digitized through an acquisition circuit board for a parallel interface to the PC to be numerically processed and to determine the SaO_2 .

Results of the different measurements taken on a set of test points provided on the developed system are presented and discussed. A manipulation tutorial is also provided on the device made in order to allow students studying Biomedical Engineering a practical understanding of Photoplethysmography and oxygen saturation

الملخص

جهاز قياس نسبة التأكسج يعتمد على الأمواج ضوئية محدد و مدروسة ، و تكون هذه دراسة في تغير حجم الدم في الأوعية الدموية و

يتم الحصول على نتيجة من موقع معين على الجسم من مواضيع يمكن استخدامها لقياس نسبة تشبع الأكسجين . في هذه الحالة، يتم

استخدام اثنين من موجات ضوئية الأشعة الحمراء .والأشعة تحت الحمراء والنظام الناتج هو معروف بنبض التأكسج.

دور جهاز قياس نسبة التأكسج هو رصد التشبع في الأكسجين أي تقريب التحقق من التشبع شرياني بالأكسجين .

هذا العمل يعتمد على تطبيق العملي لإستخراج نتائج قياس نسبة التأكسج في كلتي الموجتين الأشعة الحمراء و الأشعة تحت

الحمراء بالتعاقب . يتم ترقيم النتائج بواسطة بطاقة التحويل الرقمي مع واجهة متوازية موجودة في الحاسوب ليتم العلاج رقميا

ولتحديد تشبع الدم بالأكسجين النتائج المقدمة بشأن التدابير العملية مجموعة من نقاط الاختبار المقدمة أثناء تحقيقه

عندما قمنا بأعمال تطبيقية التي تمت برمجتها في الجهاز الهدف منها التسهيل للطلبة لشعبة الهندسة الطبية الحيوية فهم عملي لقياس

نسبة التأكسج والتشبع الأكسجيني