



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : SMAHI HAYAT et OUDJEDAOUI HADJIRA

**CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE
DE MISE EN FORME D'UN
PHOTOPLETHYSMOGRAMME**

Soutenu le 26 juin 2013 devant le Jury

M.	BENALI Radouane	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	DJEBBARI Abdelghani	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	BOUKLI HACENE Ismail	<i>Doctorant</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2012-2013

Remerciements

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons à remercier tous ceux qui nous aidé, conseillé et encouragé à fin de réaliser ce modeste travail.

Et aussi on n'oublie pas de remercier M. A. DJEBBARI, notre encadreur pour tous son soutien et ces conseils qui nous on apporté de l'aide dans la réalisation de notre projet.

Nous tenons à remercier Mr. R.BENALI d'avoir accepté de présider le jury. Ainsi que Mr. I.BOUKLI HASSANE d'en être l'examineur.

Nos remerciements vont aussi à tous le corps pédagogique : enseignants, administrateurs, employés du département de Génie électrique et électronique ainsi que toutes les personnes de notre faculté.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail aux personnes les plus chère au monde : mes parents qui mon toujours aidé et encouragé dans mon parcours universitaire, sans oublié leurs sacrifice et amour.

A mes sœurs : Sarah, Hayat et son mari Mohamed.

A mon cher et unique frère : Ismail.

A ma collègue et mon binôme Hayat et à tous mes amies surtout : Zahira et Safia.

A tous le personnel des laboratoires pédagogiques d'électronique

Sans oublié tous les étudiants de la promotion Master2 IBM.

Hadjira

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à mes très chers parents pour leurs sacrifice et qui m'ont donné le courage, le soutient, l'amour et la confiance pendant toute ma vie

A mes très chers frères et sœurs :

Boumediene, Abdelhamid, Noura et son marie Mohamed, Touria et son marie Youcef.

Et à mon grand frère MOHAMED "Rahimaho Allah", que je ne l'oublierai jamais.

A la personne la plus cher à mon cœur qui ma toujours aidé et à laquelle j'ai fais confiance totale.

Sans oublié mon neveu et mes nièces :

Marouane, Merième, Radjaa, Ikram, Samah.

A mon binôme Hadjira et à tous mes amies surtout :

Amel, Safia, Ikram, Zahira.

A tous le personnel des laboratoires pédagogiques d'électronique

Et en fin à toute la promotion de Master2 IBM.

Hayat

Sommaire

RESUME	5
INTRODUCTION GENERALE	9
CHAPITRE1 CIRCULATION DU SANG DANS LE SYSTEME CARDIO-RESPIRATOIRE.....	10
I. INTRODUCTION.....	10
I. DEFINITION DU SYSTEME CARDIO-RESPIRATOIRE	10
II. CIRCULATION DU SANG DANS LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE	10
<i>II.1. La composition du sang</i>	<i>10</i>
II.1.1. Eléments figurés	11
II.1.2. Le plasma sanguin.....	11
II.1.3. Composante fibrillaire.....	11
<i>II.2. Rôle du cœur dans la circulation du sang</i>	<i>11</i>
III. LE CŒUR	12
III.1.1. Les vaisseaux.....	12
III.1.2. La circulation pulmonaire	12
III.1.3. La circulation générale	12
IV. ANATOMIE DE L'APPAREIL RESPIRATOIRE	12
V. MECANISME DE LA RESPIRATION	14
V.1.1. Les échanges gazeux au niveau alvéolaire.....	15
VI. TRANSPORT DES GAZ RESPIRATOIRES.....	16
<i>VI.1. L'élément essentiel de la fixation de l'oxygène dans le sang</i>	<i>16</i>
VI.1.1. Effet de la température, du CO ₂ et du pH sur l'hémoglobine	17
VI.1.2. Production du dioxyde de carbone.....	18
VII. CONCLUSION	18
CHAPITRE 2 PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE DE POULS.....	19
I. INTRODUCTION.....	19
II. HISTORIQUE.....	19
III. PRINCIPE DE LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE	20
IV. ABSORPTION DE LA LUMIERE PAR Hb ET HbO ₂	21
<i>IV.1. Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile</i>	<i>21</i>
<i>IV.2. Loi de beer-lambert</i>	<i>21</i>
<i>IV.3. Système à deux longueurs d'onde</i>	<i>23</i>
IV.3.1. Taux de saturation en oxygène.....	23
V. LIMITES DE MESURE DE LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE DE POULS	26
V.1. Utilisation de colorants	26
V.2. Présence d'une hémoglobine anormale	26
V.3. Lumière ambiante	26
V.4. Anémie	26
V.5. Intoxication au CO	27
VI. TYPES DE SONDE	27
VI.1. Pinces	27
VI.2. Sondes autocollantes	27
VI.3. Pinces à oreilles	28
VI.4. Capteurs a réflectance.....	28
VII. SONDE PPG	28

VII.1. Circuit d'émission	28
VII.1.1. Diode électroluminescente.....	28
VII.1.2. Mécanisme d'émission	30
VII.2. Circuit de réception	30
VII.2.1. Photodiode	30
VII.2.2. Phototransistor.....	30
VIII. PILOTAGE DES LEDs.....	32
VIII.1. le Timer NE555	32
VIII.1.1. Fonctionnement en monostable	32
VIII.2. Circuit de Pilotage des LEDs à base de NE555.....	33
IX. FILTRAGE.....	33
X. CONCLUSION.....	34
CHAPITRE 3 CARTE DE MISE EN FORME DU PPG	35
I. INTRODUCTION.....	35
II. SCHEMA BLOC DE LA CARTE DE MISE EN FORME DU PPG	35
III. LE CAPTEUR	35
III.1. Circuit d'émission/réception.....	36
III.2. Circuit d'amplification	37
III.3. Filtre réjecteur double-T	37
III.4. Circuit d'offset	39
IV. CARTE D'ACQUISITION	39
IV.1. Définition du PIC.....	40
IV.2. Les différentes familles des PIC	40
IV.3. Identification d'un PIC.....	40
IV.4. Les ports d'entrées sorties.....	40
IV.4.1. Convertisseur analogique numérique.....	41
IV.4.2. Horloge	41
IV.4.3. Oscillateur à Quartz ou Résonateur Céramique	42
IV.4.4. Les ports d'entrée-sortie	42
IV.5. Port série	42
IV.6. Port parallèle:.....	43
V. CIRCUIT DE LA CARTE D'ACQUISITION	43
VI. INTERFACE GRAPHIQUE PPGSCOPE	46
VII. CONCLUSION	47
CHAPITRE 4 MESURE ET ACQUISITION DU SIGNAL PPG	48
I. MESURE DU TAUX DE SATURATION EN OXYGENE.....	48
I.1. Mesure du SpO_2 : Sujet 1	48
I.2. Mesure du SpO_2 : Sujet 2	49
II. ACQUISITION DE SIGNAUX PPG PAR L'INTERFACE PPGSCOPE.....	51
II.1. Signaux PPG bruités.....	51
II.1.1. Mesure de la fréquence du bruit	53
II.1.2. Mesure du rythme cardiaque	53
II.1.3. Filtrage de l'interférence du réseau électrique.....	53
II.1.4. Effet de la vasodilatation du les signaux PPG.....	55
II.1.5. Effet de l'effort sur les signaux PPG	57
II.1.6. Signaux PPG (LED rouge).....	58
III. CONCLUSION.....	59
CONCLUSION GENERALE	60
BIBLIOGRAPHIE	61

Introduction générale

Le signal Photoplethysmogramme (PPG) est un outil primordial au sein d'un bloc opératoire. Ce tracé vital permet au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution du taux d'oxygène dans le sang, ce qui lui permet de prendre la bonne décision au bon moment au cours d'une opération chirurgicale. C'est alors un outil vital dans le domaine hospitalier et en particulier dans le service de réanimation et les blocs opératoires. Le photopléthysmographe de pouls est utilisé pour la détection des différentes anomalies dans le système cardio-respiratoire lors du transport de l'oxygène ainsi que la détection précoce des hypoxies.

Le photoplethysmogramme permet de mesurer le taux de saturation en oxygène de façon non invasive. Son principe est basé sur l'utilisation d'une diode électroluminescente (LED) pour l'émission d'une lumière rouge (de longueur d'onde 660 nm) qui sera absorbé par l'hémoglobine (Hb) réduite, et une lumière infrarouge (940 nm) qui sera absorbé par l'hémoglobine saturé, et d'un photodétecteur pour la détection de la différence d'absorption de la lumière pour Hb saturé et pour Hb réduite. Cette différence est traduite en pourcentage qui correspond à la saturation de la Hb artérielle (SpO₂).

Ce présent projet présente la conception d'une carte de mise en forme du signal PPG. Cette conception a été élaborée en se basant sur les circuits analogiques de mise en forme de base existant dans la littérature. En plus, une partie digitale permet d'acquérir le signal PPG sur ordinateur.

La carte de mise en forme réalisée comporte une partie numérique permettant d'acquérir le signal PPG. Cette partie numérique est conçue autour d'un microcontrôleur PIC16F877. Ce microcontrôleur dispose d'une fonctionnalité d'acquisition de données ce qui lui donne l'aptitude à numériser un signal analogique en une résolution de 10 bits. Son unité RS-232 lui donne un intérêt majeur en envoyant ces données acquises via le port série vers un ordinateur. Une interface graphique est alors à développer afin de recevoir ces données et les stocker sous forme de fichiers de données qui feront partie du dossier médical d'un patient et serviront éventuellement dans un traitement ultérieur par des techniques de traitement numérique du signal.

Ce mémoire est réparti en quatre chapitres. Le premier chapitre intitulé « Circulation du sang dans le système cardio-respiratoire » présente les notions de base permettant de comprendre le fonctionnement cardiovasculaire. Le deuxième chapitre intitulé « Photoplethysmographie de pouls » présente le principe de base de la photoplethysmographie en expliquant la réaction du lit capillaire aux longueurs d'onde des lumières utilisées pour la mesure du taux d'oxygène dans le sang. Le troisième chapitre intitulé « Carte de mise en forme du PPG » présente les différents circuits analogiques et digitaux permettant la mise en forme et l'acquisition du signal PPG. Un quatrième et dernier chapitre intitulé « Mesure et acquisition du signal PPG » présente les signaux PPG visualisés sur oscilloscope et les résultats d'acquisition obtenus. Dans une section annexe, nous présentons les photos de la sonde R/IR et des circuits réalisés.

Chapitre 1

Circulation du sang dans le système cardio-respiratoire

I. Introduction

Le corps humain établit plusieurs fonctions et en même temps il est exposé à plusieurs maladies, et parmi ces fonctions la respiration qui est obligatoire et très importante pour que l'être humain survive.

D'une part, pour la réalisation de cette fonction on a besoin de deux opérations essentielles qui sont l'inspiration et l'expiration, ces dernières sont effectuées grâce à la combinaison d'un système cardio-respiratoire (poumons, le cœur) et le système cardio-vasculaire (le cœur et le sang) basé sur la circulation du sang chargé des gaz respiratoires.

D'autre part, le dysfonctionnement de ce système provoque quelques maladies parmi elles l'hypoxémie.

On dit qu'une personne est en hypoxémie lorsque la quantité d'oxygène transporté par son sang est insuffisante. Ceci se produit fréquemment chez les patients hospitalisés en réanimation. Les effets délétères de l'hypoxémie ont été démontrés, notamment sur le système cardiovasculaire. Sa détection précoce est primordiale. Cependant il est difficile de reconnaître l'hypoxémie à l'œil, et un prélèvement sanguin avec dosage des gaz du sang a longtemps été la seule méthode permettant d'évaluer la quantité d'oxygène dans le sang.

I. Définition du système cardio-respiratoire

La fonction cardiorespiratoire [1] assure l'apport et la distribution du dioxygène (O_2) à toutes les cellules d'un organisme ainsi que le rejet du dioxyde de carbone (CO_2), déchet du métabolisme cellulaire. Les activités des systèmes respiratoire et circulatoire sont couplées : le dioxygène consommé par les cellules provient de la respiration et est distribué à l'ensemble de l'organisme par le système circulatoire. (L'organisme animal-fonction cardio-respiratoire).

II. Circulation du sang dans le système cardiovasculaire

Le sang est fondamentalement formé par le plasma. Un être humain adulte dispose de 5 à 6 litres de sang dans son corps. Le sang véhicule l'oxygène et les nutriments aux différents organes du corps. Il sert aussi à évacuer les déchets vers les intestins, les reins et les poumons. D'autres fonctions vitales sont aussi attribuées au sang, comme par exemple, la diffusion des hormones dans tout l'organisme.

II.1. La composition du sang

Le sang contient des éléments cellulaires et des substances fondamentales [2], mais il est dépourvu de fibres. La couleur du sang vient de l'hémoglobine.

Le sang représente environ 8% du poids corporel. Le sang lui-même est composé d'un liquide appelé « plasma » qui constitue quelques 55% du volume total du sang et de cellules aussi appelées « les éléments figurés » lesquels occupent quelques 45% du volume total du sang.

II.1.1. Éléments figurés

Erythrocytes ou hématies ou « globules rouges » (à peu près 99%). Elles ne possèdent ni noyau ni organites, donc ne sont pas des cellules proprement dites. Elles contiennent l'hémoglobine (1/3 des composants du cytoplasme) qui permet de fixer l'oxygène mais aussi le dioxyde de carbone ou le monoxyde de carbone. Leur durée de vie est de 120 jours et leur destruction est opérée par le foie, la rate ou la moelle osseuse [2].

-Leucocytes ou « globules blanc » (0.2%), qui servent dans le système immunitaire à détruire les agents infectieux. Les leucocytes sont un ensemble hétéroclite de cellules :

- Les granulocytes ou polynucléaires (neutrophiles, éosinophiles, basophiles) ;
- Les lymphocytes ;
- Les monocytes.

-Thrombocytes ou plaquettes sanguine (0,6 – 1,0 %), responsable de la formation du clou plaquettaire débutant la coagulation sanguine. Ce ne sont pas des cellules car elles ne contiennent pas de noyau, mais des fragments de cytoplasme.

Ces éléments figurés constituent 45% du sang entier, ce sont tous les éléments contenus dans le sang. Les 55% restants constituent le plasma sanguin, un liquide jaunâtre qui est la phase liquide et sert de suspension pour le sang.

II.1.2. Le plasma sanguin

Le plasma est la composante liquide du sang dans laquelle baignent les éléments figurés ; cependant il faut bien comprendre que les éléments figurés ne font pas partir du plasma. Il est constitué d'eau, d'ions et de différentes molécules qui sont ainsi transportées à travers l'organisme [3].

Voici les principales molécules du soluté du plasma : (le solvant étant bien évidemment l'eau)

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

II.1.3. Composante fibrillaire

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

II.2. Rôle du cœur dans la circulation du sang

Le système cardiovasculaire permet l'irrigation de tous les organes de l'organisme (Figure 1). Il est composé du cœur et des vaisseaux et forme deux circulations disposées en série : la circulation pulmonaire et la circulation générale.

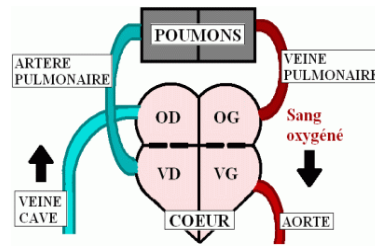


Figure 1 - Activité cardiaque

III. Le cœur

C'est l'organe moteur du système circulatoire. Il est organisé en deux parties, droite et gauche comprenant chacune deux cavités, une oreillette et un ventricule, communiquant par une valvule auriculo-ventriculaire. Les valvules situées entre oreillettes et ventricules ainsi que celles entre ventricules et artères orientent l'écoulement du sang de l'oreillette vers le ventricule et du ventricule vers l'artère en empêchant son reflux. Le myocarde, muscle constituant la paroi du cœur, se contracte de façon autonome et propulse le sang sous pression dans les vaisseaux de façon rythmique : c'est l'automatisme cardiaque. Son fonctionnement décrit un cycle appelé révolution cardiaque. Ce cycle, réalisé lors d'un battement du cœur, comprend la contraction des oreillettes ou systole auriculaire suivie de celle des ventricules ou systole ventriculaire et enfin une phase de relâchement du myocarde ou diastole [4].

III.1.1. Les vaisseaux

Ils assurent la distribution du sang à travers tout l'organisme. Les artères contiennent du sang qui circule du cœur vers les organes, et les veines, du sang qui circule des organes vers le cœur. Les capillaires, ramifications très fines des vaisseaux au contact des organes, assurent les échanges gazeux entre le sang et les cellules au niveau des divers organes dont les poumons.

III.1.2. La circulation pulmonaire

Le sang, expulsé dans l'artère pulmonaire par le ventricule droit, circule jusqu'aux poumons où il se charge en O_2 puis regagne l'oreillette gauche par la veine pulmonaire. A l'intérieur du cœur, par le jeu de pression contre la valvule lors de la systole auriculaire, le sang se déverse dans le ventricule gauche.

III.1.3. La circulation générale

Le sang chargé en O_2 est propulsé par le ventricule gauche dans l'aorte et circule jusqu'aux organes où l' O_2 est distribué. A la sortie des organes, le sang appauvri en O_2 regagne l'oreillette droite par la veine cave, puis le ventricule droit pour repartir dans la circulation pulmonaire. Ainsi la circulation du sang se fait à sens unique.

IV. Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire (Figure 2 & Figure 3) est formé d'un ensemble d'organes [2] :

Les voies aériennes supérieures : correspondent à l'ensemble des conduits permettant à l'air d'accéder aux poumons (nez et bouche, naso et oro pharynx, larynx où se séparent les voies respiratoires et digestives).

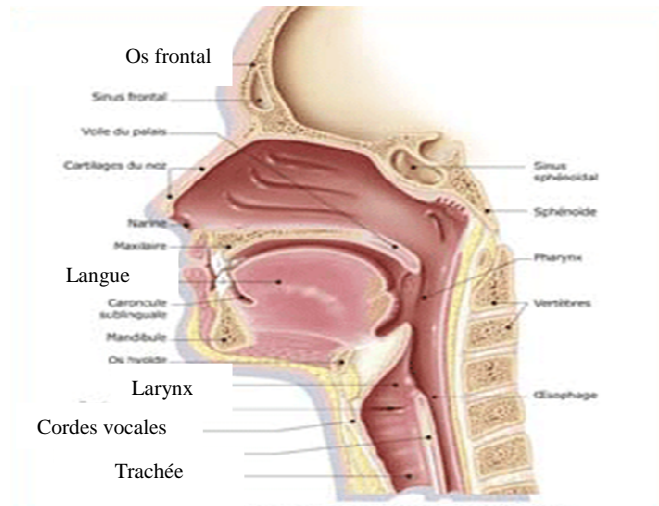


Figure 2 - Les voies aériennes supérieures

La trachée (ou trachée-artère) : tube maintenu ouvert par une vingtaine d'anneaux de cartilage rigide et flexible.

Les bronches : conduits (1 bronche principale par poumon) amenant l'air de la trachée à chaque poumon. La surface interne des bronches est recouverte par un tapis de cils vibratiles et de mucus permettant de filtrer et rejeter à l'extérieur les principales poussières et débris cellulaires. Les 2 bronches principales se subdivisent dans les poumons au niveau d'une partie appelée hile en bronches plus petites dites lobaires, qui elle mêmes se subdivisent en bronches segmentaires qui elle-même sont à nouveau subdivisées en bronches très petites appelée **bronchioles**. Les bronchioles sont fines comme des cheveux et se terminent par des sacs pleins d'air appelés les alvéoles pulmonaires.

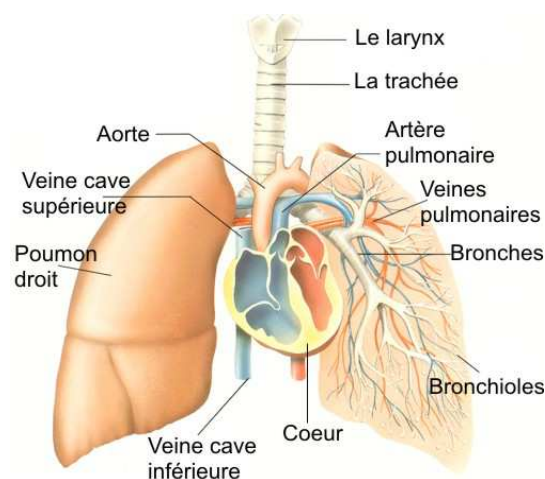


Figure 3 - Appareil respiratoire

Les alvéoles pulmonaires : tous petits sacs remplis d'air et présentant une paroi très fine au niveau de laquelle à lieu les échanges gazeux respiratoires. C'est donc une surface d'échange entre les deux compartiments. Les alvéoles se gonflent d'air à l'inspiration et se vide lors de l'expiration. La fine paroi est recouverte de très nombreux et très fins vaisseaux sanguins, **les capillaires** au travers de la paroi desquels se réalise le véritable échange gazeux (Figure 4).

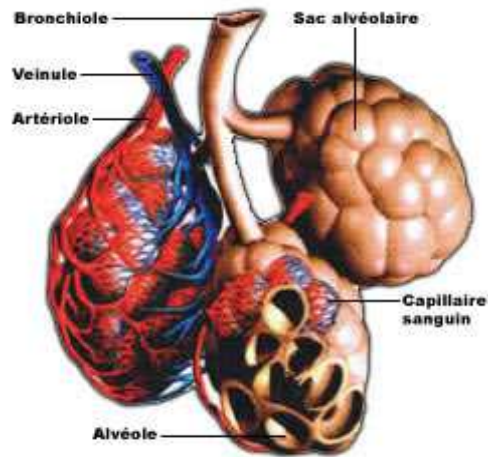


Figure 4 - Alvéole pulmonaire

Les poumons : organes volumineux et spongieux situés dans l'enceinte creuse de la cage thoracique peuvent contenir en tout 3 litres d'air environ à l'âge adulte. Ils sont constitués (voir ci-dessus) par les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires. La surface des poumons (et l'intérieur du thorax) est tapissée par une mince membrane : **la plèvre**. Celle-ci présente deux feuillets qui renferment entre eux un liquide en toute petite quantité permettant aux deux feuillets et donc aux poumons de glisser dans la cage thoracique lors des inspirations et expirations.

V. Mécanisme de la respiration

L'oxygène nécessaire au corps humain est aspiré par les poumons. Ces organes sont spongieux et élastiques et sont enfermés dans la cage thoracique. Les fosses nasales sont reliées aux trachées qui se ramifient en des conduits de plus en plus petits: les bronches. Les bronches se trouvent à l'intérieur des poumons. Grâce au mouvement du diaphragme les bronches se dilatent pour se remplir d'air et se rétrécissent ensuite en le rejetant [5].

Le système respiratoire se compose des voies nasales, de la trachée et d'une paire de poumons. Le système respiratoire a deux fonctions principales ; Il fournit le corps en dioxygène (O_2) et débarrasse le corps du dioxyde de carbone (CO_2).

Les cellules de notre corps utilisent en effet le dioxygène comme carburant, le carburant étant les nutriments apportés par l'alimentation. Cette combustion (oxygène + nutriments) leur fournit de l'énergie nécessaire à leur développement. On dit que notre corps "brûlent" des calories et cette "combustion" se fait en présence de dioxygène. Lors de cette réaction du dioxyde de carbone est produit et évacué au niveau des poumons.

Plusieurs fois par minute notre poitrine se soulève et s'abaisse. Nous respirons. D'abord, de l'air pénètre par le nez, ensuite la trachée, pénètre dans les bronches. Les poumons se gonflent. C'est l'inspiration. Quand l'air est rejeté à l'extérieur, les poumons diminuent de volume. C'est l'expiration. Quand tu respire tu mets en mouvement un grand muscle juste sous les poumons: le diaphragme. Il s'abaisse quand tu inspires et remonte quand tu expires. Quand tu respire ton cerveau contrôle le diaphragme (Figure 5).

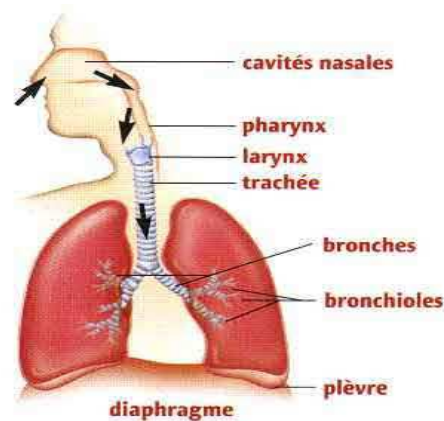


Figure 5 - Parcours de l'oxygène

La ventilation pulmonaire assure l'oxygène dans l'atmosphère ambiante et le rejet de dioxyde de carbone, elle se fait par les voies aériennes et les poumons. C'est l'action des poumons qui aspirent l'air ambiant (inspiration) et soufflent de l'air vicié (expiration). C'est ce que l'on appelle la « respiration » dans le vocabulaire courant, mais en médecine et en biologie, le terme « respiration » désigne la production de l'énergie par les cellules, notamment avec de l'oxygène apporté par la ventilation, en moyenne, un être humain « respire » 23000 fois par jour.

La ventilation s'effectue dans la cavité thoracique grâce aux unités fonctionnelles respiratoire, aux voies aériennes, ainsi qu'aux plèvres. La ventilation au repos chez l'adulte en bonne santé est de 12 à 20 mouvements par minute, elle peut varier en fonction de plusieurs facteurs comme l'activité physique ou les émotions. Les troubles de la ventilation sont appelés dyspnée, la ventilation peut être par exemple plus rapide (tachypnée) ou plus lente (bradypnée) que la « normale ». Lorsque la ventilation descend au dessous de 6 mouvement par minute ou bien s'arrête (apnée), on estime qu'elle est inefficace et doit être suppléée par une ventilation artificielle. La ventilation augmente toujours brutalement en début d'exercice (accrochage ventilatoire), et baisse brutalement en fin d'exercice (décrochage ventilatoire).

V.1.1. Les échanges gazeux au niveau alvéolaire

Au niveau des poumons, les échanges des gaz respiratoires ont lieu entre l'air contenu au niveau des alvéoles pulmonaires et le sang qui circule au niveau des capillaires : le sang se charge en O_2 et se décharge du CO_2 qui est rejeté dans l'air alvéolaire (Figure 6).

Par contre dans les organes le dioxygène du sang artériel passe des capillaires vers les cellules et le CO_2 est rejeté dans le sang veineux.

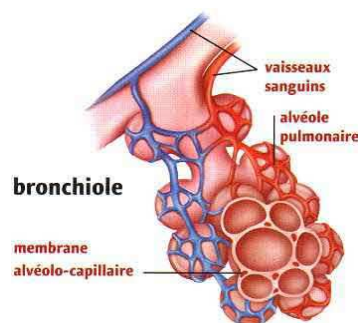


Figure 6 - Le niveau des échanges gazeux

La respiration est avant tout un échange gazeux, le dioxygène est absorbé et le dioxyde de carbone est rejeté. Le dioxygène pénètre dans le sang au niveau des alvéoles pulmonaires. Les alvéoles sont des petits sacs d'air se trouvant à l'extrémité des bronchioles. Les alvéoles sont parcourues par des vaisseaux sanguins qui recueillent le dioxygène et qui rejettent dans les bronches le dioxyde de carbone. Le sang enrichi en oxygène retourne dans le cœur qui agit comme une pompe. Le cœur propulse le sang riche en oxygène dans notre corps à travers le système sanguin et l'oxygène est distribué à toutes les cellules de notre organisme. Le sang distribue également les nutriments aux cellules. Sur son parcours le sang récupère les déchets de l'activité cellulaire ainsi que le dioxyde de carbone. Le sang pauvre en oxygène et riche en dioxyde de carbone retourne au cœur qui le pousse vers les poumons où le cycle reprend: dioxyde de carbone rejeté et oxygène absorbé. Le sang transporte donc non seulement le dioxygène mais aussi les nutriments issus de notre alimentation et les déchets de l'activité cellulaire.

VI. Transport des gaz respiratoires

Les gaz respiratoires contenus dans le corps humain sont transportés par le sang qui est une solution aqueuse qui contient le plasma dans laquelle baignent les globules rouges et blancs ainsi que plaquette.

VI.1. L'élément essentiel de la fixation de l'oxygène dans le sang

Le corps humain a besoin d'oxygène afin d'assurer son fonctionnement normal. Mais il ne suffit pas d'avoir un bon système d'échange au niveau des poumons pour que les cellules reçoivent l'oxygène dont elles ont besoin. Il faut également un système de transport pour l'amener à bon port. Ce rôle de transport est dévolu aux globules rouges, qui représentent les éléments les plus nombreux dans le plasma sanguin, elle contient une protéine appelée **hémoglobine** qui est la responsable de transporter l'oxygène [6].

Les globules rouges possèdent une forme biconcave qui l'aide à mieux transporter l'oxygène, ils sont déformable pour s'adapter au diamètre de chaque vaisseau, comme illustré sur la Figure 7.

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est chargé en oxygène et prend une couleur rouge vif. On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine = HbO₂). (La saturation pulsée en oxygène).

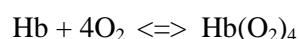


Figure 7 - La forme des hématies est optimale

L'efficacité du transport d'O₂ par le sang est fonction de la capacité de l'hémoglobine à fixer de façon réversible l'O₂ puis à le libérer à des pressions physiologiques.

L'hémoglobine est constituée de quatre chaînes polypeptidiques, deux chaînes α et deux chaînes β , chacune d'entre elles portant un atome de fer au centre de l'hème.

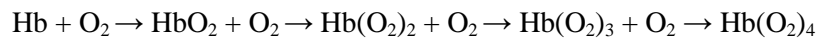
L'oxygène se lie plus précisément sur le fer de Hb selon une réaction rapide, réversible, non linéaire et autocatalytique.



Hémoglobine

Oxyhémoglobine

L'oxygénation de l'hémoglobine se fait au plusieurs réaction intermédiaires, il n'y a pas en effet fixation simultanée de quatre molécules d'oxygène sur quatre atomes de fer



La fixation de l'O₂ par l'hémoglobine est donc caractérisée par une forte affinité et un non linéarité.

(Koolman & Rohm, 1994).

VI.1.1. Effet de la température, du CO₂ et du pH sur l'hémoglobine

Les changements de la température de pCO₂ et de pH dus à l'activité des muscles n'ont pas qu'une influence sur la dilatation des artérioles; ces changements ont aussi une influence sur la relation entre l'hémoglobine et l'oxygène. L'augmentation de la température à proximité des tissus actifs entraîne un déplacement vers la droite de la courbe de dissociation de l'oxyhémoglobine; ainsi, à température plus élevée, l'hémoglobine a moins d'affinité pour l'O₂. Une diminution de température produit un déplacement vers la gauche de la courbe, qui correspond à une augmentation de l'affinité (Figure 8).

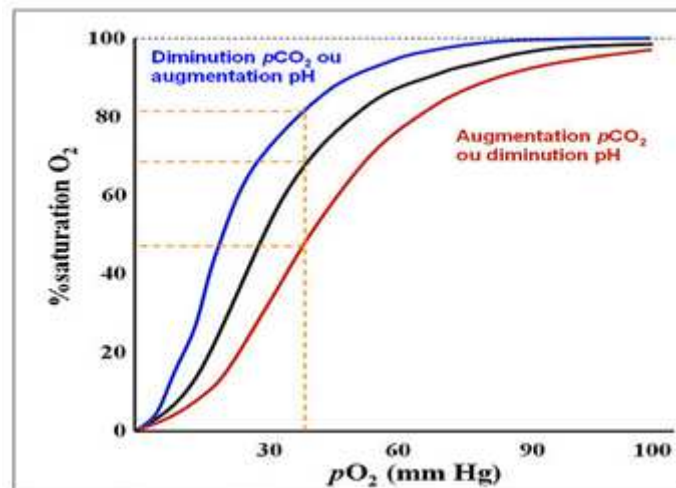


Figure 8 - Influence de CO₂ et PH sur l'hémoglobine

Les effets du CO₂ et du pH sont indissociables, puisqu'une augmentation de la pCO₂ entraîne une diminution de pH. En effet, le CO₂ en solution produit l'acide carbonique (H₂CO₃) qui se dissocie en ions bicarbonates et H⁺. Les ions H⁺ se lient à l'hémoglobine et modifient sa conformation 3-D, diminuant ainsi son affinité pour l'O₂. Cet effet du pH sur l'hémoglobine est appelé effet Bohr.

Lors d'une activité physique, la consommation d'O₂ des tissus augmente et conséquemment la pO₂ au niveau des tissus diminue, ce qui favorise la dissociation de l'HBO₂. En plus, plus un tissu est actif, plus sa température s'élève et plus les concentrations de CO₂ et de H⁺ augmentent, ce qui favorise aussi la dissociation de l'oxyhémoglobine. Ce dernier mécanisme optimise la diffusion de l'O₂ vers les tissus et assure un approvisionnement en O₂ proportionnel à l'activité des tissus concernés [6].

VI.1.2. Production du dioxyde de carbone

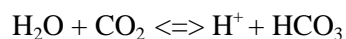
Le dioxyde de carbone (CO₂) est un déchet produit en permanence par nos organes lorsque ceux-ci libèrent de l'énergie en dégradant des nutriments grâce au dioxygène. Le dioxyde de carbone est rejeté par les organes dans le sang qui va le transporter jusqu'aux poumons. (L'élimination des déchets).

Les cellules produisent environ 200 ml/min de CO₂ et les poumons expulsent la même quantité. Ce CO₂ est transporté dissous dans le plasma (7 à 10 %), sous forme de carbhémoglobine (20 à 30 %) et sous forme de bicarbonates (HCO₃⁻) (60 à 70 %).

La liaison du CO₂ à l'Hb est rapide et réversible. Comme le site de liaison est constitué d'acides aminés ne faisant pas partie de l'hème, cette liaison n'entre pas en compétition avec celle de l'O₂. L'association de la carbhémoglobine est influencée par la pression partielle de CO₂ et par le degré de saturation de l'hémoglobine en oxygène. L'influence de la saturation en O₂ est appelé l'effet Haldane : la désoxyhémoglobine possède une forte affinité pour le CO₂ et les ions H⁺. Ainsi, au niveau des tissus, l'arrivée dans la circulation du CO₂ abaisse le pH, ce qui favorise la dissociation de l'oxyhémoglobine (effet Bohr); l'affinité de l'hémoglobine pour le CO₂ augmente ensuite rapidement à cause de l'effet Haldane. Au niveau des poumons, les mécanismes s'inversent.

Le CO₂ en solution forme l'acide carbonique qui se dissocie en ions bicarbonates et H⁺. La formation d'acide carbonique se déroule spontanément dans le plasma, mais elle est accélérée par l'anhydrase carbonique dans les érythrocytes. Une fois formés, les bicarbonates sortent de la cellule en échange d'ions Cl⁻. Dans le sang, ces bicarbonates contribuent au pouvoir tampon, alors que dans les globules rouges, les ions H⁺ se combinent à l'hémoglobine. Le système tampon bicarbonate est très important parce qu'il permet une régulation du pH sanguin par la respiration. Au niveau des poumons, les bicarbonates intègrent les érythrocytes, en échange d'ions chlorures, et la réaction s'inverse. (Le transport de l'oxygène et de co₂ par le sang) [6].

En effet, l'anhydrase carbonique est capable de catalyser la réaction inverse de dissociation de l'acide carbonique.



VII. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un aperçu sur la théorie qui régit la photoplethysmographie. Nous avons présenté la composition du sang et le fonctionnement du cœur en qualité de pompe vasculaire par excellence. L'étude de la fonction cardiorespiratoire qui s'intéresse à l'inspiration d'O₂ et l'expiration de CO₂ ainsi que la circulation sanguine qui étudie les échanges gazeux et le transport d'O₂ et de CO₂ dans le corps humain pour mieux comprendre l'élément principale dans la mesure de SpO₂ à l'aide d'un photopléthysmographe de pouls.

Chapitre 2

Photopléthysmographie de pouls

I. Introduction

La photopléthysmographie est une technique optique qui permet de relever le signal PPG, le PPG est souvent obtenue par l'utilisation d'un photopléthysmographe de pouls (SpO_2) qui mesure les changements de l'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins.

Le photopléthysmographe de pouls, appelé aussi saturomètre est un outil largement utilisé dans les hôpitaux et particulièrement dans les services de réanimation, des soins intensifs de cardiologie, dans les urgences, en pneumologie et en néonatalogie aussi bien chez les enfants, les adultes que les personnes âgées.

Le photopléthysmographe de pouls permet de mesurer instantanément de façon non invasive et en continu la quantité d'oxygène qui circule dans les artères. On parle de la saturation artérielle en hémoglobine (SaO_2). L'hémoglobine étant la molécule qui transporte l'oxygène vers les tissus et y prend le dioxyde de carbone rejeté par ces mêmes organes pour le faire revenir aux poumons [7].

II. Historique

En 1666, Isaac Newton a étudié le spectre de couleur quand la lumière traverse un prisme. En 1760 Johann Heinrich Lambert le premier qui a décrit la relation de l'absorption de la lumière par la quantité absorbante. En 1851, August Beer utilise la technique de Lambert. Loi de Beer-Lambert a prouvé que la transmission de la lumière est une fonction logarithmique de la densité ou la concentration de l'absorbant, l'application de la loi de Beer Lambert via oxymètre est devenue possible théoriquement par l'invention de spectroscope et le développement de spectrophotométrie en particulier.

En 1860, Kirchhoff et Bunsen invente le spectroscope qui mesure la longueur d'onde exacte des lignes d'émission des éléments dans un générateur de flamme coloré. Ce spectroscope était utilisé par Felix Hodde-Sevler en 1864, il a pu montrer que c'est l' O_2 qui change la couleur du sang. En 1911 Wilhelm, un physicien allemand, a inventé une cellule photoélectrique. Karl von Vierordt, un physiologiste allemand, en 1876 c'est le premier qui a appliqué le spectromètre de Bunsen-Kirchhoff pour étudier le spectre de la transmission de la lumière par le Hb réduit et le Hb oxygéné dans une solution et les tissus. En 1931, ou Ludwing Nicolai, un physicien autrichien a utilisé les équipements les plus précis pour la détection de lumière par des cellules photoélectrique. Deux ans avant en 1929, un physicien américain, Glen Millikan étudie à Cambridge la mesure optique de la vitesse d'assemblage d' O_2 par la lumière en utilisent les filtres jaunes et pourpre.

En 1935, Karl Matthes professeur en physiologie de Vienne, en Autriche, utilise deux longueurs d'ondes de la lumière, il a construit le premier appareil capable de mesurer SaO_2 de façon continu dans le sang humain, il a expliqué que « la lumière rouge peut traverser l'hémoglobine oxygéné mais l'hémoglobine réduit l'absorbe ».

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

Un repère important dans le développement de la technologie de l'oxymètre de pouls a eu lieu. En 1972, Takuo Aoyagi et al. à Tokyo, ont découvert que l'absorption de la lumière par le sang artériel varie suivant les pulsations, cette variation peut être utilisée pour mesurer la saturation en O₂. En janvier 1974, inscription de l'invention, titre, « Improvement of the Ear-Piece Oximeter ». Cette invention a été achetée par une société électro-biomédicale pour développer la recherche de Aoyagi et ses associés, Michio Kishi, Kazuo Yamaguchi et Shinichi Watantde.

Le premier instrument commercial, OLV 5100, est réalisé en 1975 par ces derniers.

Minoruta caméra (connu comme Minolta en USA) a développé un produit similaire, commercialisé sur le nom OXIMET-1471 en 1977.

William New et Mark Yelderman deux anesthésiologistes de l'université médicale de Stanford, nous ont identifiés l'énorme intérêt actuel de l'oxymétrie et son importance dans les salles opératoires, et dans tous les hôpitaux et les cliniques [7].

III. Principe de la photopléthysmographie

La photopléthysmographie est une méthode de mesure de taux de saturation en oxygène, elle consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo-détecteur placé au-dessous du doigt pour recevoir la lumière traversée [8] (Figure 9).

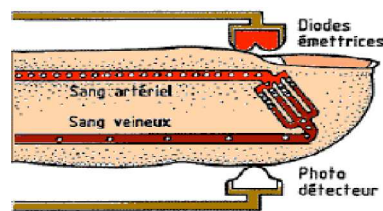


Figure 9 - Le principe Emission/Réception

Les appareils de mesure fonctionnent selon deux principes :

La pléthysmographie, qui utilise l'absorption des ondes lumineuses pour reproduire les ondes émises par le sang pulsatif.

La spectrophotométrie, qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes.

IV. Absorption de la lumière par Hb et HbO₂

IV.1. Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue [9] (Figure 10).

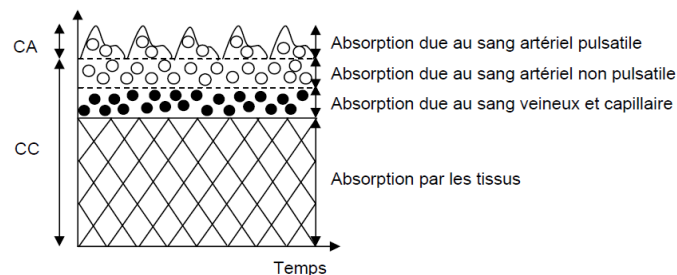


Figure 10 - Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, la composante continue cc étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles

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 (Hackett, 2002). 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 [10].

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 tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, en estimant que le seul sang artériel est pulsatile.

L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel.

IV.2. Loi de beer-lambert

La loi de Beer-Lambert [11] (Figure 11) exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent. Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité I_0 qui

traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente I décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur l du milieu absorbant augmente. $I = I_0 \cdot e^{(a)l}$

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

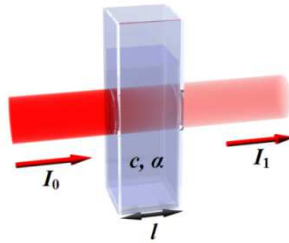


Figure 11 - La loi de Beer-Lambert

Dans le cas des solutions, la loi de Beer fait intervenir les concentrations.

$$I = I_0 \cdot e^{(elc)}$$

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

Cette loi est vérifiée lorsque la solution est de concentration inférieure à : $c < 0.1 \text{ mol.L}^{-1}$.

La relation fondamentale utilisée en spectrophotométrie est présentée sous la forme :

$$A = \log(I_0/I) = elc \quad (A \text{ est l'absorbance ou densité optique})$$

Le paramètre e est une caractéristique de la molécule. Plus e sera grand, plus la solution absorbe.

Puisque l'absorbance et la concentration sont proportionnelles, cette relation peut être utilisée pour réaliser les dosages ou des suivis cinétiques.

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

$$T = I/I_0; \log T = -A.$$

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

Dans le cas de notre étude, deux substances sont considérées : l'hémoglobine oxygénée HbO_2 et l'hémoglobine réduite Hb . Ce qui simplifie la relation de Beer-Lambert pour la détermination du photopléthysmogramme.

Le principe de base de la photopléthysmographie 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. 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.

IV.3. Système à deux longueurs d'onde

Le fait que l'Hb et l'HbO₂ absorbent la lumière différemment suggère la possibilité d'utiliser l'absorption de la lumière pour calculer in vivo la SaO₂. Un système à deux longueurs d'ondes peut donc être envisagé à cette fin (Figure 12).

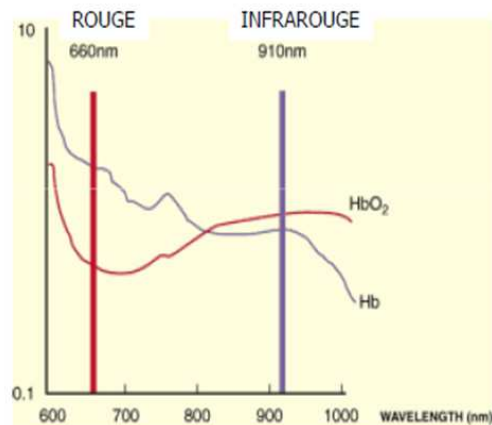


Figure 12 - Absorption de la lumière par Hb et HbO₂

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

$$\text{SaO}_2 \text{ fonctionnelle} = [\text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{Hb})] \times 100\%$$

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 :

$$\text{SaO}_2 \text{ réelle} = [\text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{Hb} + \text{HbCO} + \text{HbMet})] \times 100\%$$

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 hémoglobine réduite et oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite absorbe plus de lumière dans le rouge (660 nm) 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 Hb et HbO₂.

IV.3.1. Taux de saturation en oxygène

Les premiers oxymètres d'impulsions, qui ont été fabriqués au début des années 80, ont employé pour calculer les valeurs du SpO₂ l'équation empirique suivante :

$$SpO_2 = 110 - 25R$$

Cependant, la loi de Beer-Lambert, sur laquelle cette équation est basée, ne tient pas compte de la dispersion multiple de la lumière par les cellules de sang rouge. Alors que l'oxymétrie est une technique différentielle, l'effet de la dispersion est compensé partiellement puisque la dispersion dépend de la longueur d'onde. Donc la simplification de l'équation précédente est exagérée : La Figure 13 montre deux rapport, un en utilisant la loi de Beer-Lambert et l'autre basée sur des données empiriques, entre le rapport **R** et la saturation de l'oxygène de patient. En conséquence, les instruments basés sur la loi de Beer-Lambert ont tenu à donner des évaluations incorrecte de la valeur de la saturation de l'oxygène (particulièrement pour la valeur de SpO_2 qui est en-dessous de 85%). Il y a eu peu de tentatives pour modifier la théorie afin de prendre en compte la dispersion, la plupart des oxymètres d'impulsion emploient maintenant des tables « look-up » obtenue d'une étude de calibrage sur un grand nombre de volontaires en bonne santé dont la saturation de l'oxygène est également mesurée invasivement.

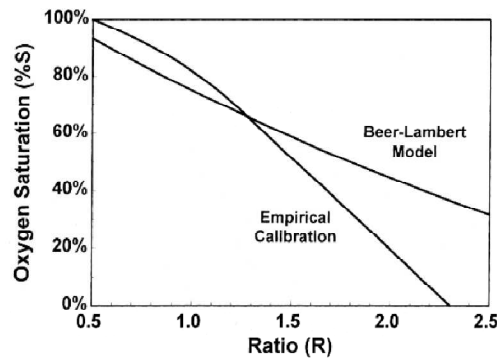


Figure 13 - La relation entre le rapport **R** et la saturation en oxygène

L'oxymètre de pouls utilise, pour calculer le taux d'oxygène dans le sang le rapport AC/DC en rouge par AC/DC en infrarouge.

AC est l'amplitude de la composante pulsative, alors que le DC c'est l'amplitude de la composante continue. La formule sera comme suite :

$$R = \frac{\frac{AC_{rouge}}{DC_{rouge}}}{\frac{AC_{infra-rouge}}{DC_{infra-rouge}}}$$

a) Saturation fonctionnelle, saturation fractionnelle

La différenciation des deux termes est importante dans la compréhension de principe de fonctionnement des oxymètres. La saturation fractionnelle s'obtient par la valeur d'oxyhémoglobine (HbO_2) divisée par la valeur de l'hémoglobine totale (Hb totale).

$$\frac{HbO_2}{Hb\ totale}$$

La saturation fonctionnelle en revanche, s'obtient avec la valeur d'oxyhémoglobine divisée par la somme d'oxyhémoglobine et déoxyhémoglobine.

$$\frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb)}$$

Les oxymètres actuels utilisés in vivo sont incapables de faire la différence entre les formes anormales et normales de l'hémoglobine. Ils mesurent donc la saturation fonctionnelle. Cependant les algorithmes de ces appareils sont conçus afin de combler cette carence. Ces algorithmes sont bien entendu inégaux selon les marques ce qui explique les variations de mesure observables selon les produits.

Pour comparer les mesures entre saturation fonctionnelle et fractionnelle, il faut utiliser l'équation de conversion suivante :

$$\text{Saturation fonctionnelle} = \frac{\text{Saturation fractionnelle}}{100 - (\% \text{carboxyhémoglobine} + \% \text{méthémoglobine})}$$

b) Différence entre la SaO₂ et la PaO₂

L'oxymètre de pouls ne donne pas la PaO₂ (pression partielle de l'O₂ dans le sang artériel), mais la SaO₂. Ces deux valeurs sont liées par une relation non linéaire (courbe sigmoïde de Barcroft). Une chute de la SaO₂ de 97 à 90 % n'a pas la même signification qu'une chute de 92 à 85 % (Figure 14).

La précision des oxymètres de pouls étant de l'ordre de 2 %, l'écart entre la valeur réelle et la valeur mesurée peut avoir une grande importance quand la saturation se situe dans la zone de grande pente de la courbe (en-dessous de 90 %, qui est le « genou » de la courbe).

Par conséquent, il ne faut pas fixer la limite inférieure de l'alarme à 90 % mais plutôt à 93 ou 94 %.

L'oxymètre de pouls ne détecte pas l'hyperoxémie : que la PaO₂ soit à 100 mmHg (13,3 kPa) ou à 600 mmHg (80 kPa), la SaO₂ sera à 100 %. En néonatalogie il peut donc être intéressant de régler l'alarme haute à 97 % pour éviter l'hyperoxémie (fibroplasie rétro-lentale pouvant conduire à la cécité).

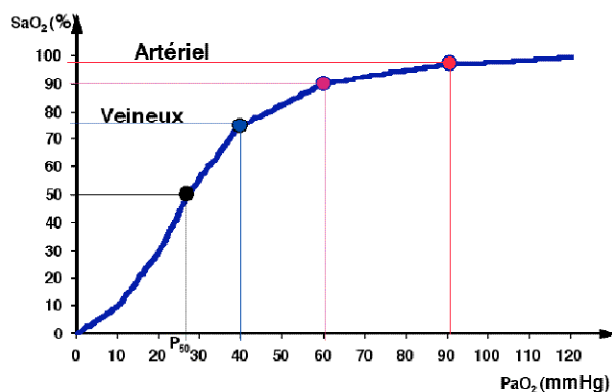


Figure 14 - Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft)

Point artériel : pour une PaO₂ de 91 mmHg (12,1 kPa), la SaO₂ est de 97 %. C'est la partie plate de la courbe, la SaO₂ n'augmente presque plus malgré de grandes augmentations de la PaO₂. L'hyperoxie n'est pas détectée par l'oxymètre de pouls.

Point « 90-60-90 » : la PaO₂ (et donc la SaO₂) diminue avec l'âge. Comme on se situe dans une partie à faible pente de la courbe, une chute de la PaO₂ de 90 à 60 mmHg (8 kPa) n'entraîne qu'une chute de 7 % de la SaO₂. Par exemple, un patient de 90 ans aura une PaO₂ à 60 mmHg et une SaO₂ à 90 % :

c'est le point « 90-60-90 » (90 ans, PaO₂ = 60 mmHg, SaO₂ = 90 %). Ce point est le « genou » de la courbe : en-dessous de 90 % de SaO₂, la pente de la courbe est importante, et une chute de la PaO₂ entraîne une forte chute de la SaO₂.

Point veineux : le sang veineux a une PvO₂ autour de 40 mmHg (5,3 kPa) pour une SaO₂ à 75 %.

P50 : la P50 est la PO₂ pour laquelle la SaO₂ est à 50 %. Dans des conditions normales de pH,

PCO₂ et température, P50 = 27 mmHg (3,6 kPa). (L'oxymètre de pouls, 2010).

V. Limites de mesure de la photopléthysmographie de pouls

L'oxymètre de pouls ne fonctionne pas en cas d'arrêt circulatoire ou de patient sous circulation extracorporelle (CEC : débit continu, pas de débit pulsatile). Il fonctionne mal ou pas du tout dans toutes les situations où le sang circule mal là où est placé le capteur : hypotension artérielle, bas débit sanguin, vasoconstriction (hypothermie, utilisation de vasoconstricteurs). Si on place un brassard à pression artérielle sur le même bras que le capteur, l'oxymètre de pouls ne fonctionne pas pendant la mesure.

Le signal est parasité par les mouvements du patient. La saturation donnée par l'oxymètre de pouls n'a aucune valeur si la courbe du signal est mauvaise.

C'est donc bien souvent dans les situations les plus critiques que l'appareil ne donne aucun résultat.

V.1. Utilisation de colorants

L'injection de bleu de méthylène ou de carmin indigo abaisse faussement la valeur donnée par l'oxymètre de pouls de façon temporaire. Le vernis à ongle et les néons puissants peuvent fausser la mesure. L'hyperbilirubinémie en revanche est sans effet sur la mesure de la SpO₂.

V.2. Présence d'une hémoglobine anormale

En cas d'intoxication par le monoxyde de carbone (CO), l'oxymètre de pouls ne fait pas la différence entre l'hémoglobine combinée à l'oxygène (HbO₂) et celle combinée au CO (HbCO). La saturation lue sur l'oxymètre de pouls est faussement élevée.

Exemple : un patient intoxiqué au CO a 40 % de son hémoglobine combinée à du CO ([HbCO] = 40 %). Cette HbCO est lue à 90 % comme de l'HbO₂, donc interprétée comme 36 % d'HbO₂. Si le reste de son hémoglobine est réellement combinée à de l'O₂, l'oxymètre de pouls affichera une valeur de 96 %, faussement rassurante.

V.3. Lumière ambiante

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

V.4. Anémie

Selon l'importance des pertes sanguines, le volume total des globules rouges est diminué. Moins de globules rouges signifient moins de vecteurs de transport pour l'oxygène. Par conséquent,

si les hématies restantes sont toutes correctement saturées, le patient peut néanmoins être hypoxique. On estime la mesure peu fiable lorsque le taux d'hémoglobine est inférieur ou égal à 5mg/dl.

V.5. Intoxication au CO

La photopléthysmographie de pouls ne différencie pas l'oxyhémoglobine de la carboxyhémoglobine car les deux longueurs d'ondes des deux molécules sont très proches. Dans le cadre d'une intoxication au CO, la SpO₂ sera faussement rassurante et donnera un pourcentage normal. Le saturomètre ne doit jamais être utilisé dans un contexte d'intoxication au monoxyde de carbone. (La mesure de la saturation, Mars 2004)

VI. Types de sonde

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

VI.1. Pinces

Elles sont prévues pour être utilisées sur les mains (Figure 15), sans distinction de qualité entre la droite et la gauche. Elles sont relativement volumineuses et restent parfois difficilement en place si le porteur est agité, ou oublie tout simplement sa présence.

C'est un dispositif réutilisable. Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies.



Figure 15 - Une pince de photopléthysmographie de pouls

VI.2. Sondes autocollantes

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



Figure 16 - Sonde autocollante

VI.3. Pincés à oreilles

Comme leur nom l'indique, elles sont prévues pour effectuer la mesure au niveau de l'oreille (Figure 17). Idéalement, elles se placent sur le lob, mais elles peuvent également obtenir une mesure sur le pavillon.

Elles sont indiqués lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique et qu'une mesure au niveau des membres est impossible, ou de mauvaise qualité. Elles présentent l'inconvénient d'être relativement instable si le patient bouge. Comme les pincés pour les doigts, elles sont réutilisables.



Figure 17 - Une pince à oreille

VI.4. Capteurs à réflectance

Se placent sur le front au moyen d'un bandeau ou d'un système autocollant (Figure 18). Plus stable que les pincés à oreille, ils représentent également une alternative efficace à la mesure périphérique au niveau des membres. Ces capteurs se placent parfois au niveau des ailes du nez.



Figure 18 - Capteur à réflectance

VII. Sonde PPG

Une sonde (capteur) PPG contient deux circuits l'un pour l'émission de la lumière rouge et infrarouge vers le doigt et l'autre pour la réception des rayonnements qui traverse le doigt.

VII.1. Circuit d'émission

VII.1.1. Diode électroluminescente

Une diode électroluminescente (DEL), est un composant optoélectronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique ou poly chromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse.

1. Electroluminescence

La physique des semi-conducteurs nous enseigne que les électrons dans les solides cristallins se situent à des niveaux d'énergie spécifiques. Ces niveaux très proches les uns des autres, sont regroupés en "bandes d'énergie"(Figure 19).

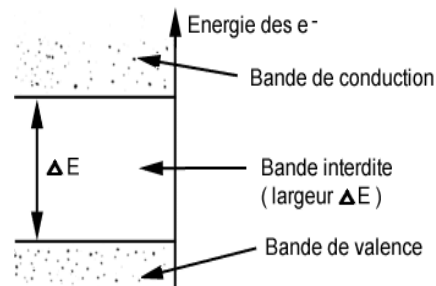


Figure 19 - Bande d'énergie

Un électron de la bande de valence peut passer dans la bande de conduction à condition d'acquérir une énergie supplémentaire au moins égale à ΔE . C'est l'effet photoélectrique. Un électron de la bande de conduction peut passer dans une bande de valence. Dans ce cas il libère une énergie au moins égale à ΔE . Cette énergie peut être :

- Dissipée sous forme de chaleur (phonons).
- émise sous forme de lumière (photons).

C'est l'effet d'électroluminescence (visible ou non).

2. Jonction PN

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 en polarisant dans le sens direct, une jonction PN à semi-conducteur (Figure 20).

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

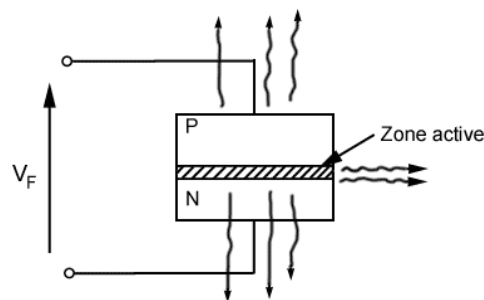


Figure 20 - Jonction P.N

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

3. Principe de fonctionnement

Le fonctionnement d'une jonction PN à l'état passant implique une recombinaison constante des porteurs. Des électrons qui ont été placés sur la bande de conduction grâce à un apport d'énergie provenant de l'agitation thermique vont retomber dans la bande de valence en restituant cette énergie.

Cette restitution se fait sous forme d'une radiation on a constaté que la fréquence de cette radiation était d'autant plus grande que la barrière de potentiel de la jonction était plus élevée. C'est ainsi qu'avec une diode au silicium on constate une émission infrarouge alors qu'à partir de l'arséniure de gallium (seuil d'environ 1.6 v) GaAs elle se fait dans le rouge.

VII.1.2. Mécanisme d'émission

C'est lors de la recombinaison d'un électron et d'un trou dans un semi-conducteur qu'il y a émission d'un photon. En effet, la transition d'un électron entre la bande de conduction et la bande de valence peut se faire avec la conservation du vecteur d'onde. Elle est alors radiative (émissive) et elle s'accompagne de l'émission d'un photon. Dans une transition émissive, l'énergie du photon créé est donnée par la différence des niveaux d'énergie avant (E_i) et après la transition (E_f) :

$$h\nu = E_i - E_f \quad (\text{eV})$$

Une diode électroluminescente est une jonction PN qui doit être polarisée en sens direct lorsqu'on veut émettre de la lumière. La plupart des recombinaisons sont radiatives. La face émettrice de la LED est la zone P car c'est la plus radiative.

VII.2. Circuit de réception

VII.2.1. 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.

4. Principe de fonctionnement

La photodiode PN est, comme son nom l'indique, une jonction p-n, généralement utilisée en polarisation inverse. Dans ce cas, les porteurs majoritaires sont bloqués par le champ électrique dans la zone de charge d'espace, et le courant résulte donc du passage des porteurs minoritaires à travers la jonction. Le courant est dans ce cas limité par le faible taux de génération de porteurs minoritaires dans le voisinage de jonction.

Sous l'action de la lumière, des paires électron-trou peuvent être générées dans le semi-conducteur, si la longueur d'onde de la lumière est inférieure à : $\lambda_c = hc/E_g$

Ce qui correspond à une énergie de photons supérieure à la largeur de la bande interdite.

Idéalement, le courant inverse sera proportionnel à l'intensité de la lumière et nul en l'absence de lumière. Dans ce cas, la tension aux bornes de la résistance R sera proportionnelle au courant, et donc proportionnelle à l'intensité de la lumière. En réalité, un faible courant existe même dans le noir (courant d'obscurité).

VII.2.2. Phototransistor

Un phototransistor est un composant électronique capable de réagir à la lumière en laissant passer plus ou moins de courant.

Comme les transistors, le phototransistor est conçu selon une base, un émetteur, un collecteur. Mais la base est sensible à la lumière et contrôle donc le passage du courant dans le collecteur. Certains

modèles de transistors peuvent d'ailleurs être limités jusqu'à faire apparaître leur base pour que la lumière agisse dessus.

5. Structure de phototransistor

La structure du phototransistor est différente de celle d'un transistor normal, il a une base beaucoup plus grande ainsi que les zones de collecteur que celle qui serait utilisée pour un transistor normal. Ces dispositifs sont généralement fabriqués en utilisant la diffusion ou implantation ionique (Figure 21).

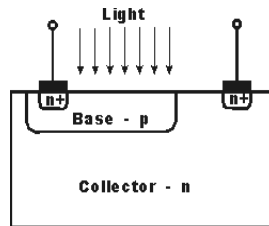


Figure 21 - Homojonction plane structure de phototransistor

Les premiers phototransistors utilisés au germanium ou au silicium donnent une structure homo-jonction. Les phototransistors plus modernes utilisent des matériaux de type III-V comme l'arséniure de gallium. Hétéro structures (Figure 22) qui utilisent des matériaux différents de chaque côté de la jonction pn sont aussi très populaires car ils offrent un rendement de conversion élevé. Ils sont généralement fabriqués en utilisant la croissance épit axiale de matériaux qui correspond à la structure en treillis. Ces phototransistors utilisent généralement une structure mesa. Parfois, un (métal semi-conducteur) jonction Schottky peut être utilisé pour le collectionneur dans un phototransistor, bien que cette pratique est moins courante de nos jours parce que d'autres structures offrent de meilleurs niveaux de performance.

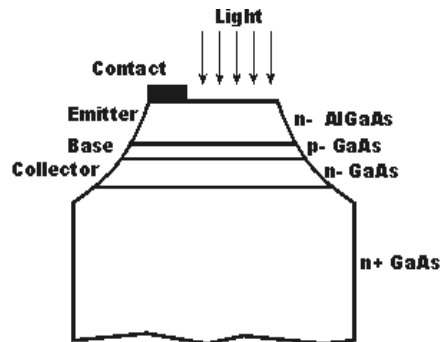


Figure 22 - Hétérojonction mesa structure phototransistor

Afin d'assurer la conversion optimale et donc la sensibilité, le contact d'émetteur est souvent décalé à l'intérieur de la structure de phototransistor. Cela garantit que le montant maximum de la lumière atteint la région active dans le phototransistor.

6. Caractéristiques de Phototransistor

Comme déjà mentionné le phototransistor a un haut niveau de gain résultant de l'action du transistor. Pour homo-structures, c'est à dire ceux qui utilisent le même matériau tout au long de l'appareil, ce qui peut être de l'ordre d'environ 50 à quelques centaines. Toutefois, pour les dispositifs hétéro-structure, les niveaux de gain peut s'élever à dix mille. Malgré leur haut niveau de gain de dispositifs hétéro-

structures ne sont pas largement utilisés parce qu'ils sont beaucoup plus coûteux à fabriquer. Un autre avantage de tous les phototransistors par rapport à la photodiode à avalanche, c'est que le phototransistor a un niveau beaucoup plus faible de bruit.

VIII. Pilotage des LEDs

L'obtention de signal PPG consiste à utiliser deux LEDs, une rouge et l'autre infrarouge, ces deux derniers doivent s'allumer en alternance et pour cela on a besoin d'un circuit de pilotage pour faire clignoter les LEDs, ce circuit est généralement réalisé à base d'un multivibrateur (timer) de type NE555, mais il existe d'autres façons de le réaliser par exemple : un oscillateur de relaxation électronique.

Tout d'abord on va étudier le circuit de pilotage des LEDs à base de multivibrateur NE555 :

VIII.1. le Timer NE555

Le NE555 est un circuit intégré utilisé pour la temporisation ou en mode multivibrateur, il contient 23 transistors, 2 diodes et 16 résistances, le NE555 peut fonctionner selon trois modes : monostable, astable ou bistable.

VIII.1.1. Fonctionnement en monostable

L'utilisation du NE555 en configuration monostable (Figure 23) permet de générer une impulsion d'une durée définie seulement à l'aide d'une résistance et d'un condensateur comme illustrée dans le schéma ci-. Une impulsion est engendrée suite à l'application d'un front descendant à l'entrée du circuit, le graphique ci-dessous présente les formes d'ondes résultantes.

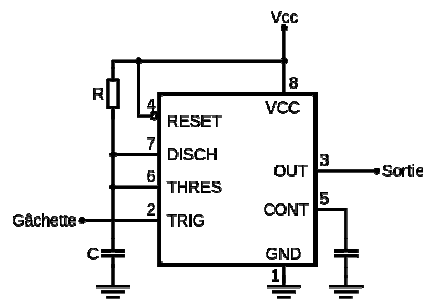


Figure 23 - Diagramme de NE555 monostable

On trouve également le schéma du NE555 en monostable redéclenchable, qui est à l'identique excepté au pin 4 Reset reliée au trigger : à chaque impulsion d'entrée le timer est réinitialisé même si l'impulsion précédente n'est pas terminée.

7. Fonctionnement en astable

La configuration astable (Figure 24) permet d'utiliser le NE555 comme oscillateur. Deux résistances et un condensateur permettent de modifier la fréquence d'oscillations ainsi que le rapport cyclique. L'arrangement des composants est tel que présenté par le schéma ci-dessous. Dans cette configuration,

la bascule est réinitialisée automatiquement à chaque cycle générant un train d'impulsion perpétuelle comme ci-dessous.

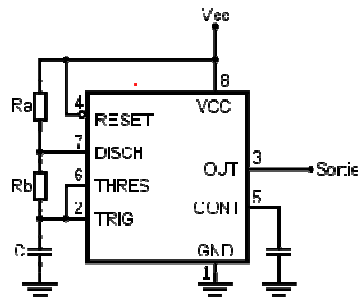


Figure 24 - Diagramme de NE555 astable

Une oscillation complète est effectuée lorsque le condensateur se charge jusqu'à $\frac{2}{3}$ de V_{cc} et se décharge à $\frac{1}{3}$ de V_{cc} . Lors de la charge, les résistances R_a et R_b sont en série avec le condensateur, mais la décharge s'effectue à travers de R_b seulement. C'est de cette façon que le rapport cyclique peut modifier.

VIII.2. Circuit de Pilotage des LEDs à base de NE555

Le circuit ci-dessous présente un circuit à base de NE555 pour faire clignoter les LEDs rouge et infrarouge (Figure 25) qui s'allument en alternance pendant une durée déterminée. Deux signaux sont obtenus à des longueurs d'onde différentes correspondant au couleur rouge et infrarouge.

Ce montage fait clignoter la LED à la fréquence de 1 Hz.

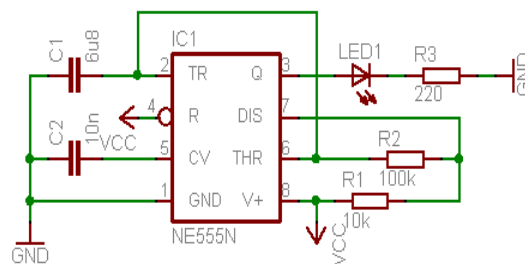


Figure 25 - Circuit de pilotage des LEDs à base de NE555

IX. Filtrage

Pour l'obtention d'un signal de meilleure qualité il faut utiliser un circuit de filtrage, il existe différents types des filtres : filtre passe-bas, passe-haut, passe-bande et filtre réjecteur. Ces circuits de filtrages se divisent en deux parties : filtres passives et filtres actifs. Les filtres passives sont réalisés autour des composants passif (c'est-à-dire ils n'ont pas besoin d'une alimentation) comme les résistances, les condensateurs et les selfs, par contre les filtre actifs sont conçus autour d'un circuit intégré. Les filtres actifs sont meilleurs que les filtres passives, ils ont une grandes sensibilité ainsi qu'une bonne fiabilité par rapport aux autres. Le choix d'un filtre dans la réalisation d'un circuit dépend tout d'abord de la bande spectrale du signal traité ainsi que la fréquence de coupure. Il existe des filtres de premier

et de deuxième ordre, voici quelques montages pour des filtres qui peuvent être utilisés pour le filtrage de signal PPG.

X. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la réaction de l'hémoglobine à la lumière aux longueurs d'ondes dans le domaine spectrale rouge et infra-rouge, et ce selon la loi de Beer-Lambert. Le photoplethysmogramme, outil non-invasif de mesure de la saturation en oxygène, permet un le monitoring de l'état respiratoire du patient. La mesure de ce signal sera d'un intérêt majeur en aide au diagnostic médical.

Chapitre 3

Carte de mise en forme du PPG

I. Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique de système de mise en forme ainsi que la carte d'acquisition du signal PPG et pour cela on va présenter le travail que nous avons réalisé, c'est-à-dire les différents circuits réalisés on commence par le capteur (la sonde) puis le filtrage, l'amplification et enfin la carte d'acquisition.

Ce chapitre contient aussi les résultats des testes de chaque bloc dans ce système pour vérifier le bon fonctionnement de chaque circuit a fin d'évité tous les problèmes qui peuvent se posés pendant la réalisation de circuit final. Après la réalisation de ce système nous avons effectué des testes sur plusieurs personnes pour obtenir des différents résultats afin de mesurer le taux de saturation en oxygène de chaque personne et interpréter les résultats obtenus. Le rythme cardiaque mesuré à partir des signaux PPG présente la pression systolique et diastolique en relation avec la quantité d'oxygène diffusée aux cellules du corps humain.

II. Schéma bloc de la carte de mise en forme du PPG

Le schéma global de la carte de mise en forme du PPG se présente selon la Figure 26.

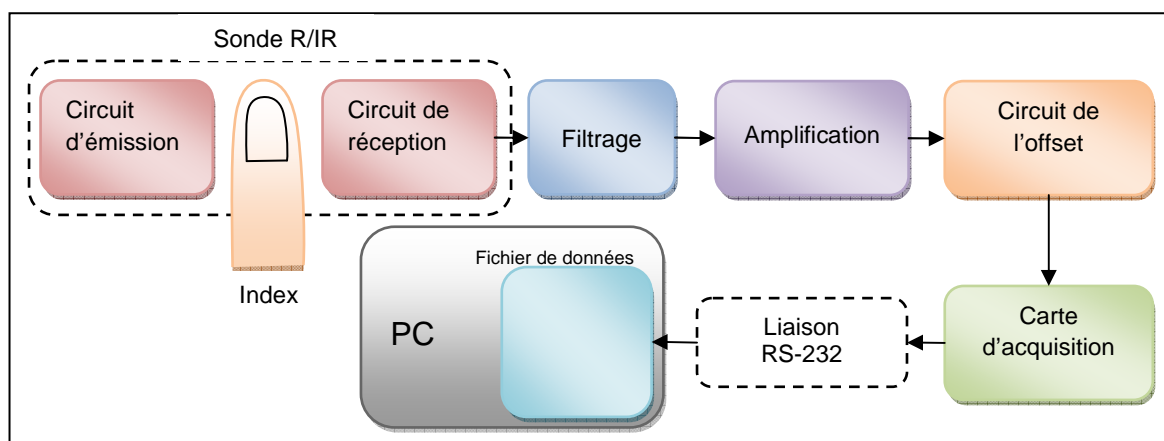


Figure 26 – Schéma bloc de la carte de mise en forme du PPG

III. Le capteur

Le capteur comporte un morceau de bois qui est troué au milieu pour entrer le doigt. Il contient d'une face les LEDs (rouge et infrarouge) et de l'autre face le phototransistor, ces derniers sont liés au circuit

qui commande l'émission et la réception par des fiches jacks male et femelle (Figure 27). Le phototransistor utilisé est le BPX43 pour sa meilleure sensibilité à détecter la lumière qui traverse le doigt.

Sonde R/IR (Rouge/Infra-rouge)

Cette sonde est utilisée pour retrouver le signal PPG. Elle contient deux LEDs rouge et infrarouge et un phototransistor. Ce capteur est bien isolé et permet d'éliminer la lumière ambiante.



Figure 27 - Photo de la sonde Rouge/Infrarouge

III.1. Circuit d'émission/réception

Le circuit présenté sur la Figure 28 permet de commander l'émission de la lumière rouge et infrarouge par les LEDs ainsi que la réception de flux lumineux par le phototransistor, la LED est mise en série avec une résistance de 1 k Ω car le circuit est alimenté avec une tension de 15V et la LED a besoin d'un courant d'environ 15 mA et pour éviter la saturation du phototransistor on a utilisé une résistance de 100K Ω car le phototransistor passe un courant de 150 μ A et nous avons une alimentation de 15V, donc $15/0,00015=100$ k Ω . Le signal PPG est exposé à l'effet de la lumière ambiante qui peut ajouter une composante continue pour cela nous avons utilisé un filtre passe haut d'une capacité 2,2 μ F en série avec une résistance R6. La valeur de cette résistance est calculée en considérant la fréquence à filtrer de 0,05 Hz. Il vient alors ; $R6 = 1/(2\pi f_0 2 \cdot 10^{-6})$, ce qui correspond à $R6 \approx 1.6M\Omega$. En considérant 2,2 μ F et 1.6M Ω , nous obtenons une fréquence de coupure de 0,045Hz qui reste une valeur acceptable.

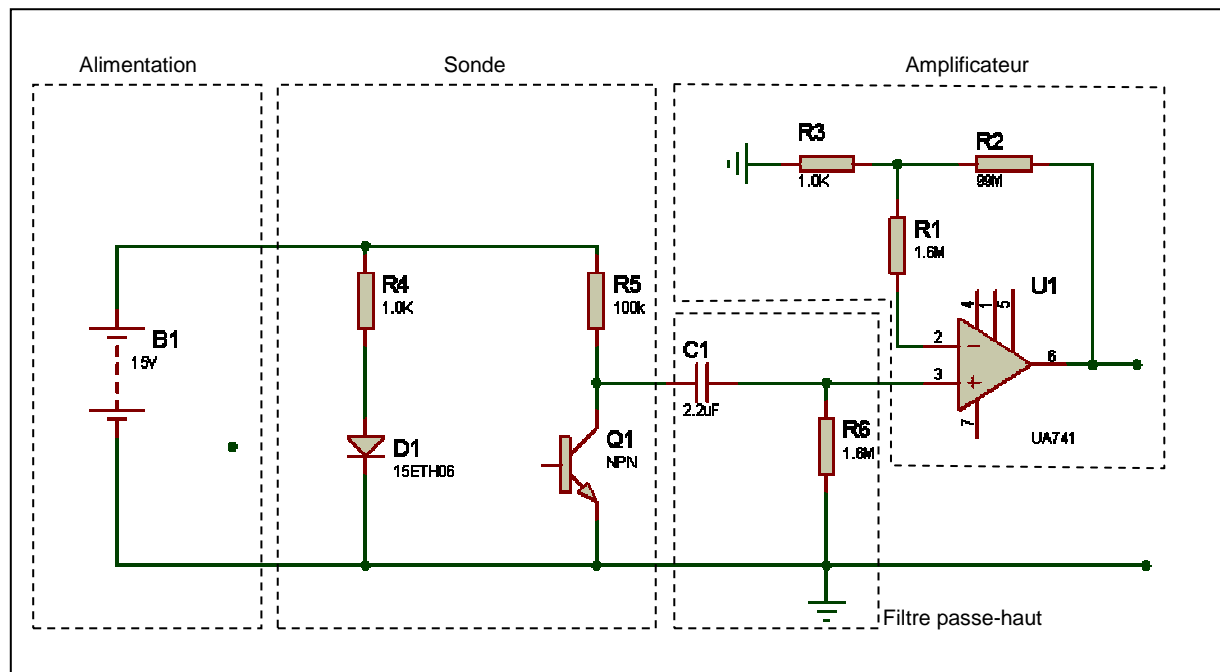


Figure 28 - Circuit d'émission/réception

Le signal PPG est recueilli au collecteur de phototransistor en plaçant le doigt entre la LED et le phototransistor.

III.2. Circuit d'amplification

Comme illustré sur la Figure 28, l'amplification est nécessaire pour permettre une éventuelle acquisition. Cependant, Le signal PPG est tellement faible qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée. En effet, le circuit de la Figure 29 permet une meilleure flexibilité du circuit réalisé, et ce en donnant le choix entre un simple amplificateur opérationnel d'un côté et un amplificateur d'instrumentation (AD620) d'un autre côté. L'amplificateur d'instrumentation AD620 permet une meilleure adaptation en impédance et une meilleure réjection du mode commun.

III.3. Filtre réjecteur double-T

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

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

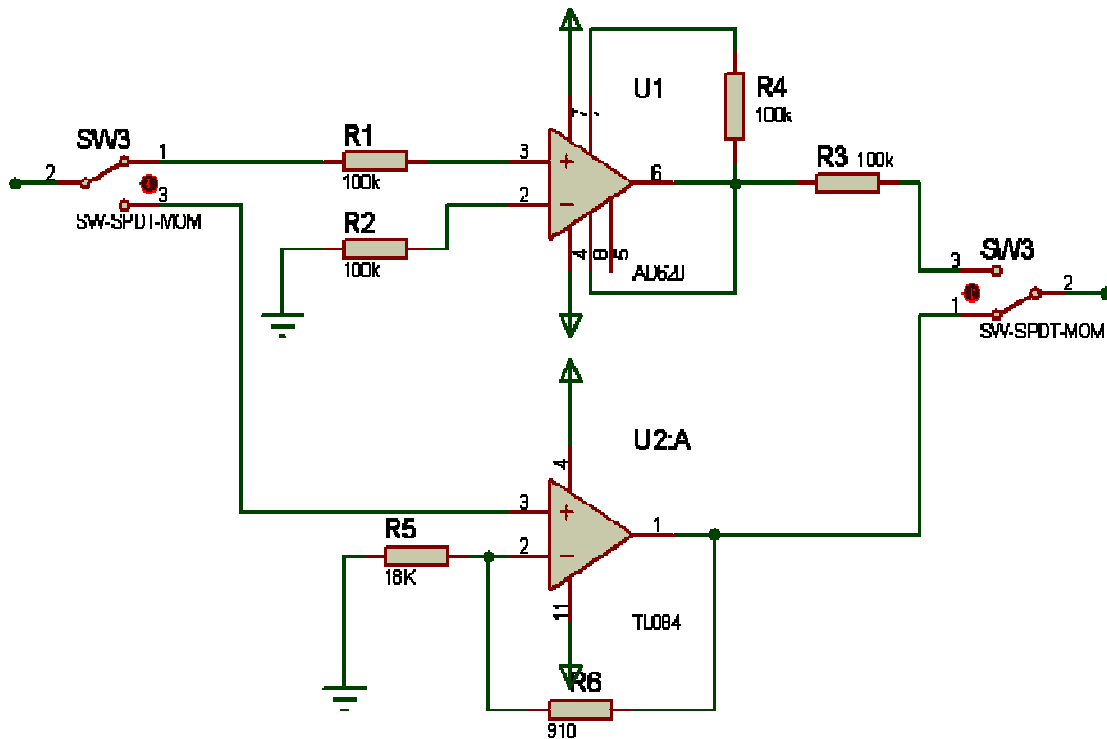


Figure 29 – Circuit d’amplification

Le circuit présenté en Figure 30 permet d’éliminer la fréquence de 50Hz pour avoir un signal PPG de bruit réduit.

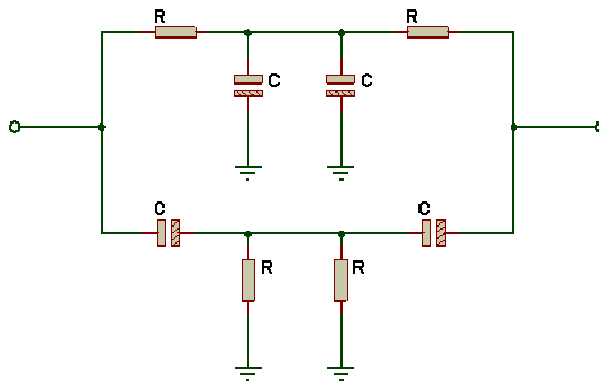


Figure 30 - circuit de filtrage réjecteur double-T

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

Le choix des valeurs des résistances et des condensateurs est fait de façon que la fréquence de coupure soit égale à 50Hz. Soit une valeur de 10 nF du condensateur et calculons la valeur de R :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \text{ On a } f_0 = 50\text{Hz} \text{ et } c = 10\text{nF} \text{ donc } R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi \times 50 \times 10 \times 10^{-6}} = 3.184\text{K}\Omega$$

La Figure 31 illustre la réponse fréquentielle du filtre réjecteur.

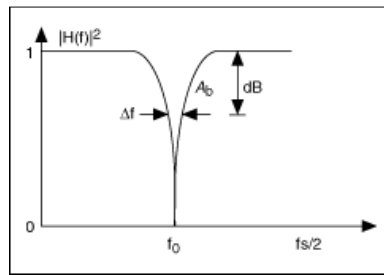


Figure 31 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur

Pour cela nous avons utilisé 4 résistances de 3.184kΩ et 4 condensateurs de 10nF.

Le filtre réjecteur fait passer toute la gamme de fréquence sauf la fréquence à éliminer, c'est-à-dire l'interférence du réseau électrique (50Hz) sans perturbé considérablement les autres fréquences utiles. La bande de fréquence a rejeté est centré autour de ω_0 d'une largeur de fréquence B, on définit aussi le facteur de qualité $Q = \omega_0/B$, une valeur élevé de Q indique une bande à rejeter très étroite.

III.4. Circuit d'offset

Comme illustré sur la Figure 32, le signal est ajustée en termes d'amplitude afin de le cadrer entre 1 et 4V, et ce afin d'éviter une éventuelle distorsion du signal lors de l'acquisition en dépassant 5V.

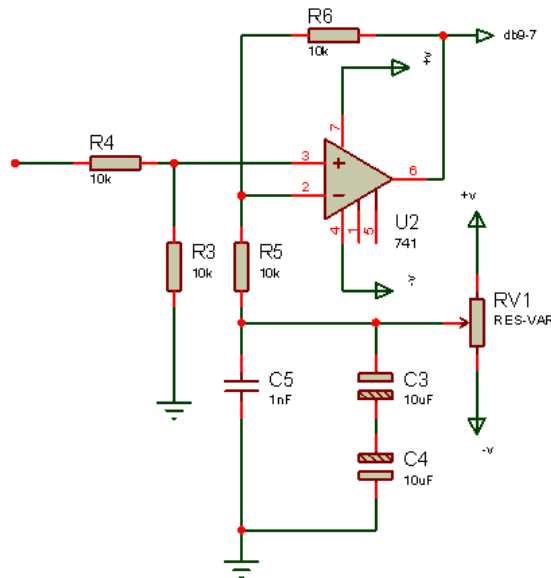


Figure 32 - Circuit d'offset

IV. Carte d'acquisition

Une carte d'acquisition est généralement conçue autour d'un convertisseur analogique numérique, un oscillateur et un port, elle peut être aussi réalisée à l'aide d'un PIC qui comporte un convertisseur analogique-numérique ainsi qu'un oscillateur.

IV.1. Définition du PIC

Un microcontrôleur est un circuit intégré rassemblant dans un même boîtier une unité arithmétique et logique, plusieurs types de mémoires et des périphériques de communication (entrée –sorties) [12], [13].

IV.2. Les différentes familles des PIC

Il existe trois grandes familles de microcontrôleurs PIC. La famille Baseline: qui utilise des mots d'instructions codés sur 12 bits, la famille Mid-range: utilise des mots d'instructions codés sur 14 bits, et la famille High performance qui utilise des mots d'instructions codés sur 16 bits.

IV.3. Identification d'un PIC

La référence d'un microcontrôleur PIC est de la forme NN LLL XXX, où:

NN: désigne la famille à laquelle appartient le circuit.

LLL: est un ensemble d'une, deux ou trois lettres qui indique le type de mémoire de programme contenue dans le circuit et si la plage de tension d'alimentation est normale ou étendue.

XXX: est un ensemble de deux ou trois chiffres constituant la référence du circuit.

➤ Par exemple: 16F877 - 20

16 : indique la famille mid-range.

F: mémoire utilisé de type FLASH.

877 : identité.

20 : fréquence d'horloge.

IV.4. Les ports d'entrées sorties

Le PIC16F877 (fiche technique en Annexe) dispose 5 ports (A, B, C, D, E). Tous les ports d'entrées/sorties sont bidirectionnels est la plupart des lignes de port ont une double fonction. Tous les ports sont pilotés par deux registres:

a) Le registre de PORTx

si le PORTx ou certaines lignes de PORTx sont configurées en sortie, ce registre détermine l'état logique des sorties.

b) Le registre TRISx

c'est le registre de direction. Il détermine si le PORTx ou certaines lignes de PORTx sont en entrée ou en sortie. L'écriture d'un 1 logique correspond à une entrée et l'écriture d'un 0 logique correspond à une sortie.

Au RESET toutes les lignes de ports sont configurées en entrées.

Le port A est formé de six pins donc six entrées /sorties numérotées de RA0 à RA5 qui peuvent être utilisés comme des entrées pour le convertisseur analogique numérique ou utilisés pour le TIMERO, dans ce dernier cas la broche RA4 sera utilisée comme entrée pour configurer TOCKI.

a) Le port B

Le port B est formé de huit pins entrées/sorties numérotées de RB0 à RB7. Il peut être configuré pour générer une interruption sur un changement d'état des broches RB4 à RB7.

b) Le port C

Le port C possède huit pins entrées/sorties numérotées de RC0 à RC7.

c) Le port D

Le port D possède huit pins entrées/sorties numérotées de RD0 à RD7. Il peut être configuré comme port parallèle esclave.

d) Le port E

Le port E possède trois pins entrées/sorties numérotées RE0 à RE2, il est utilisé comme entrées au convertisseur analogique numériques.

IV.4.1. Convertisseur analogique numérique

La fonction conversion analogique-numérique consiste à transformer une grandeur électrique en une grandeur numérique exprimée sur N bits. Ce convertisseur est composé de:

- Un multiplexeur analogique 8 entrées maximum permet de sélectionner l'entrée analogique à convertir.
- Un échantillonneur bloqueur ; permet de mémoriser la tension analogique à convertir pendant la conversion.
- Un convertisseur analogique numérique de 10 bits

Le CAN convertit le signal analogique présent sur une de ses 8 entrées en son équivalent numérique, codé sur 10 bits. Le signal numérique peut donc prendre 1024 valeurs possibles.

Les pattes AN2 et AN3 peuvent être utilisées comme références de tension ou comme entrées analogiques standard. Les références de tension étant dans ce dernier cas prises sur les tensions d'alimentations du PIC : Vdd et Vss. (Vdd pour Vref+ et Vss pour Vref-).

La conversion se passe en 2 temps: 1^{er} temps le signal à convertir est appliqué sur l'entrée à convertir, ce signal doit être présent au moins pendant le temps Tacq (temps d'acquisition environ 20µS pour 5V). 2^{ème} temps la conversion, approximations successives. Le temps de conversion minimum est de 12 TAD (TAD c'est le temps de conversion dépendant de l'horloge interne, typiquement 1,6µS).

IV.4.2. Horloge

Le PIC 16F877 peut fonctionner en 4 modes d'oscillateur, la sélection de l'un de ces modes est obtenue par la configuration des bits FOSC1 et FOSC0.

LP: Low Power crystal : quartz à faible puissance.

XT: Crystal/Resonator: quartz/résonateur en céramique.

HS: High Speed Crystal/resonator: quartz à haute fréquence/résonateur en céramique HF.

RC: circuit RC

IV.4.3. Oscillateur à Quartz ou Résonateur Céramique

En mode LP, XT ou HS, un quartz ou un résonateur en céramique est connecté aux pins OSC1/CLKIN et OSC2/CLKOUT pour établir l'oscillation.

Dans l'un de ces modes de fonctionnement, le microcontrôleur peut avoir une horloge externe connectée à la broche OSC1/CLKIN.

Dans un oscillateur RC la fréquence de l'oscillation dépend du voltage, des valeurs de R et C et de la température de fonctionnement.

IV.4.4. Les ports d'entrée-sortie

Les ports d'entrée-sortie sont des éléments matériels de l'ordinateur, permettant au système de communiquer avec des éléments extérieurs, c'est-à-dire d'échanger des données, d'où l'appellation d'interface d'entrée-sortie (notée parfois interface d'E/S).

IV.5. Port série

Les ports série (également appelés **RS-232**, nom de la norme à laquelle ils font référence) représentent les premières interfaces ayant permis aux ordinateurs d'échanger des informations avec le "monde extérieur". Le terme série désigne un envoi de données via un fil unique : les bits sont envoyés les uns à la suite des autres (reportez-vous à la section transmission de données pour un cours théorique sur les modes de transmission) (Figure 33).

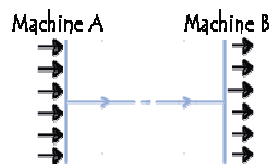


Figure 33 – Liaison série

A l'origine les ports série permettaient uniquement d'envoyer des données, mais pas d'en recevoir, c'est pourquoi des ports bidirectionnels ont été mis au point (ceux qui équipent les ordinateurs actuels le sont); les ports séries bidirectionnels ont donc besoin de deux fils pour effectuer la communication.

La communication série se fait de façon asynchrone, cela signifie qu'aucun signal de synchronisation (appelé horloge) n'est nécessaire: les données peuvent être envoyées à intervalle de temps arbitraire. En contrepartie, le périphérique doit être capable de distinguer les caractères (un caractère a une longueur de 8 bits) parmi la suite de bits qui lui est envoyée.

C'est la raison pour laquelle dans ce type de transmission, chaque caractère est précédé d'un bit de début (appelé bit START) et d'un bit de fin (bit STOP). Ces bits de contrôle, nécessaires pour une transmission série, gaspillent 20% de la bande passante (pour 10 bits envoyés, 8 servent à coder le caractère, 2 servent à assurer la réception).

Les ports série sont généralement intégrés à la carte mère, c'est pourquoi des connecteurs présents à l'arrière du boîtier, et reliés à la carte mère par une nappe de fils, permettent de connecter un élément

extérieur. Les connecteurs séries possèdent généralement 9 ou 25 broches et se présentent comme illustré sur la Figure 34 (respectivement connecteurs DB9 et DB25).

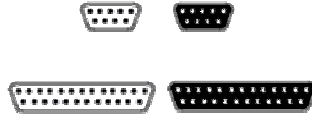


Figure 34 - connecteurs DB9 et DB25

Un ordinateur personnel possède généralement de un à quatre ports séries.

IV.6. Port parallèle:

La transmission de données en parallèle consiste à envoyer des données simultanément sur plusieurs canaux (fils). Les ports parallèles présents sur les ordinateurs personnels permettent d'envoyer simultanément 8 bits (un octet) par l'intermédiaire de 8 fils (Figure 35).

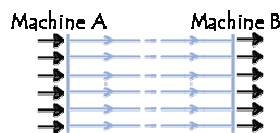


Figure 35 – Liaison parallèle

Les premiers ports parallèles bidirectionnels permettaient d'atteindre des débits de l'ordre de 2.4Mb/s. Toutefois des ports parallèles améliorés ont été mis au point afin d'obtenir des débits plus élevés :

a) Le port EPP

(Enhanced Parallel Port, port parallèle amélioré) a permis d'atteindre des débits de l'ordre de 8 à 16 Mbps.

b) Le port ECP

(Enhanced Capabilities Port, port à capacités améliorées), mis au point par Hewlett Packard et Microsoft. Il reprend les caractéristiques du port EPP en lui ajoutant un support Plug and Play, c'est-à-dire la possibilité pour l'ordinateur de reconnaître les périphériques branchés.

D'autres ports existent assurant la communication entre un ordinateur et ses périphériques. Par exemple, les ports USB (Universal Serial Bus) est, comme son nom l'indique, un protocole de communication série entre entités

V. Circuit de la carte d'acquisition

Comme illustré sur la Figure 36, Ce circuit est essentiellement conçu autour du microcontrôleur PIC16F877. Ce microcontrôleur reçoit le signal analogique depuis son entrée analogique AN0. Ce microcontrôleur est branché avec un circuit d'horloge formé d'un quartz de 4MHz et deux condensateurs de 33pF. Un circuit MAX232 sert d'interface entre le niveau de tension 5V et 12V. En effet, le niveau de tension 5V entre le pic et le MAX232 est converti en 12V entre le MAX232 et le port série (Figure 36).

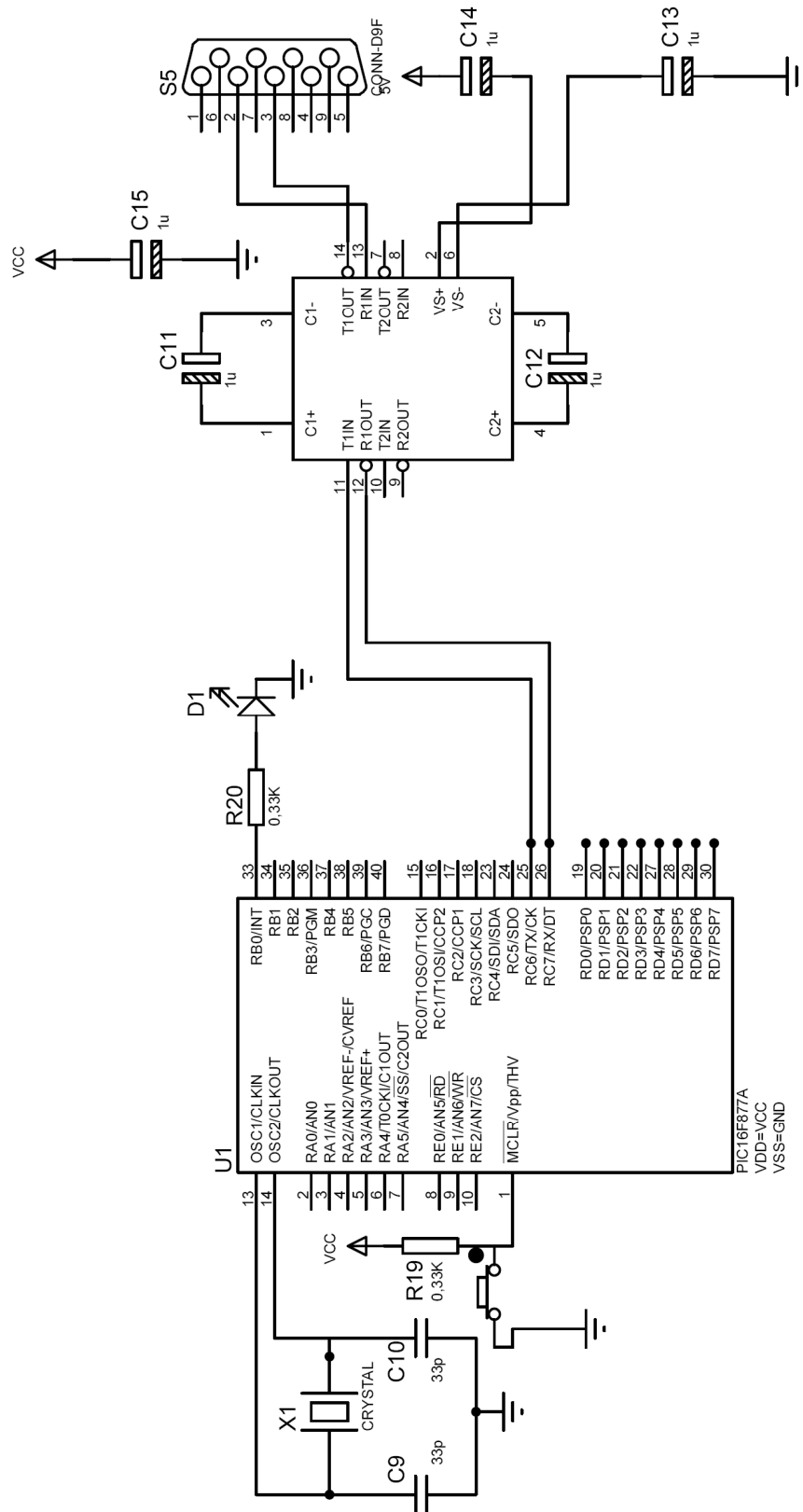


Figure 36 – Carte d'acquisition à base de PIC 16F877

La patte 25 du PIC qui correspond à TX envoie les données du PIC vers le PC. Cette même patte se retrouvera en patte 11 du MAX232 qui correspond à T1IN qui se retrouvera à son tour en T1OUT en patte 14. Le signal à ce niveau, adapté au niveau 12V, se retrouve en pin 2 du connecteur DB9 du port série. Ce point est vu comme RX du côté de l'ordinateur pour recevoir les données. Inversement, du côté de l'ordinateur, la pin 3 du connecteur DB du port série est considéré comme TX pour l'envoi des données à travers le port série. L'envoi de données via ce point correspond à R1IN en patte 13 qui se retrouve en R1OUT en patte 12 du MAX232 allant à la patte 26 correspondant à la patte RX du microcontrôleur.

Le bouton poussoir branché en patte 1 du microcontrôleur sert à le remettre à zéro la carte d'acquisition en reexécutant le programme du PIC. Ce bouton sert à passer un zéro à cette patte ce qui correspond à mettre MCLR à 1.

Le signal à acquérir rentrant par la patte 2 correspondant à AN0 sera cadré entre 1 et 4V, soit une amplitude absolue de 3V crête-à-crête. Cet intervalle de tension nous assurera une acquisition sans distorsion.

Programme du PIC

Ce programme est chargé dans le microcontrôleur PIC16F877 au format HEX par un chargeur de PIC qui à son tour convertit ce fichier HEX en un fichier au format BIN. En premier lieu, le programme à charger dans le PIC est développé sous MikroPascal. Le convertisseur analogique-digital du PIC stocke la donnée après conversion en un caractère de 10 bits, alors que la transmission des données via le port DB9 se fait octet par octet. Il est alors indispensable d'établir un protocole de transfert de données du PIC vers le PC via le port série. Les étapes de ce protocole sont énumérées comme suit :

1. Configuration du port (vitesse de transmission, start-bit, stop-bit, parité...)
2. Conversion analogique/numérique (10 bits), stockage en word (16 bits)
0 0 0 0 0 1 1 0 1 0 0 1 0 1 1
3. Décalage à gauche de 1 bit, et mettre le LSB à 0
0 0 0 0 0 1 1 0 1 0 0 1 0 1 1 0
4. Envoi des 8 premiers bits (octet)
0 0 0 0 0 1 1 0 1 0 0 1 0 1 1 0
5. Décalage à droite de 7 bits, mettre le LSB à 1
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 0 1
6. Envoi des 8 premiers bits (octet)
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 0 1

Avec LSB : le bit le moins significatif (premier bit à droite).

Tout d'abord on doit configurer le port c'est-à-dire il faut déterminer la vitesse de transmission, start-bit, stop-bit ainsi que la parité, ensuite on doit établir la conversion analogique-numérique qui en résulte une donnée de 10 bits et qui sera stockée en Word par 16 bits.

Pour la transmission de cette donnée on doit faire un décalage à gauche de 1 bit et mettre le LSB (le bit le moins significatif) à zéro puis envoyer les 8 premiers bits, ensuite, pour transmettre les trois bits restant on fait un décalage à droite de 7 bits et mettre le LSB à 1, enfin, on envoie les 8 premiers bits.

Le canal sélectionné pour être numérisé dépend du registre ADCON0, le pin RA0 du PIC et celle l'entrée du signal analogique.

Les paramètres de la liaison RS232 utilisés dans notre cas sont :

- 19200 baud par seconde (vitesse de transmission)
- 8 bits de données
- Pas de bit de parité
- 1 bit d'arrêt (stop)
- Pas de contrôle de flux
- Lecture de la donnée analogique
- L'envoi de la donnée vers le pin RC6 du port C

Nous introduisons par interruption un appel l'échantillonnage chaque 3 ms, donc la donnée est convertie et est envoyée via le port série. L'échantillonnage es répété à une fréquence de $1/3\text{ms}=333\text{ Hz}$, c'est la fréquence d'échantillonnage utilisée.

VI. Interface graphique PPGscope

L'interface graphique PPGscope, développée sous Delphi, sert à piloter la carte d'acquisition réalisée. Les fonctionnalités de cette interface sont vulgarisée afin d'assurer une simple utilisation. Les icônes essentielles de l'interface sont celles permettant l'ouverture et la fermeture du port série permettant ainsi l'acquisition :



: Comme illustrée sur la Figure 37, cette icône permet d'ouvrir le port série en lecture. En cliquant sur cette icône, l'acquisition est lancée et le signal acquis est visualisé sur l'interface.



Cette icône permet la fermeture du port série, et par voie de conséquence la fin de l'acquisition de données.



Dans cette zone de texte, le nom du fichier de données est introduit sous format ASCII sous l'extension TXT.

Les fonctions élémentaires de PPGscope sont énumérées comme suit :

1. Configuration des paramètres de communication via le port série
2. Lecture des octets, test du LSB, localisation du premier octet de la donnée
3. Restitution de la donnée
4. Affichage de l'ensemble des données (échantillons) sous forme d'un signal
5. Enregistrement du signal dans un fichier de données sous format TXT

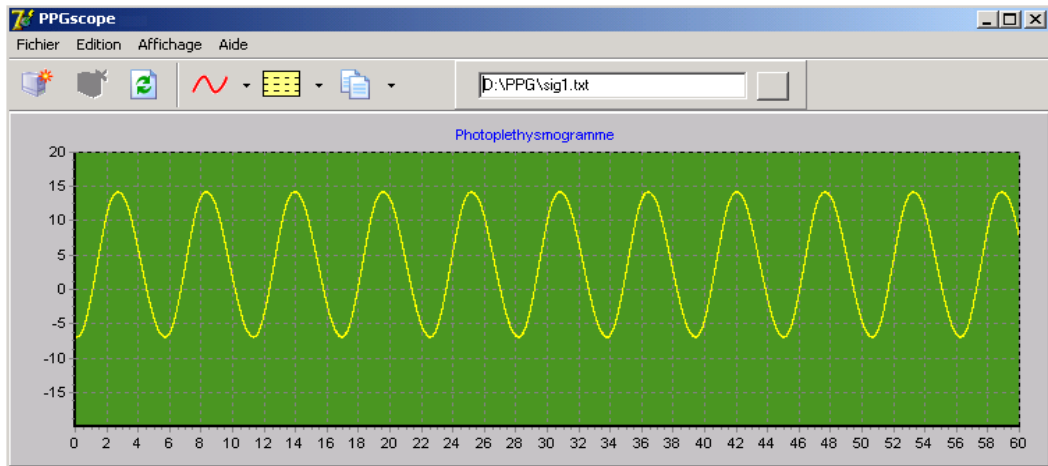


Figure 37 - Interface graphique PPGscope

VII. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la partie analogique et digitale de la carte développée permettant la mise en forme du signal Photoplethysmogramme. La carte est essentiellement basée sur un choix judicieux des circuits analogiques de mise en forme, et ce afin de garantir un signal prêt à l'acquisition. En premier lieu, la sonde R/IR (rouge/infra-rouge) permet de générer des signaux PPG rouge et infra-rouge qui sont mis en forme pour être reçus ensuite à l'entrée analogique du microcontrôleur PIC16F877. Un protocole de transfert de données est établi entre le microcontrôleur et l'ordinateur, et afin d'assurer un transfert correct des données.

Chapitre 4

Mesure et acquisition du signal PPG

Dans ce chapitre, l'ensemble des signaux PPG visualisés et acquis sont présentés, ainsi que les mesures du taux de saturation en oxygène. La visualisation sur oscilloscope a été assurée par un oscilloscope numérique du type DQ2025. L'acquisition a été assurée par la carte d'acquisition pilotée par l'interface graphique, développées dans le cadre de ce projet.

I. Mesure du taux de saturation en oxygène

Deux sujets ont fait objet de mesure de signaux PPG, notés par sujet 1 et sujet 2.

I.1. Mesure du SpO₂ : Sujet 1

La mesure du taux de saturation en oxygène est effectuée pour le sujet 1 au repos. La Figure 38 illustre la composante AC infra-rouge du signal PPG. Ce signal est obtenu à un calibre de tension de 50mV et la base de temps est à 500 ms. La durée du cycle cardiaque est de 600 ms, ce qui correspond à un rythme cardiaque de $60/0.65=92$ bpm.

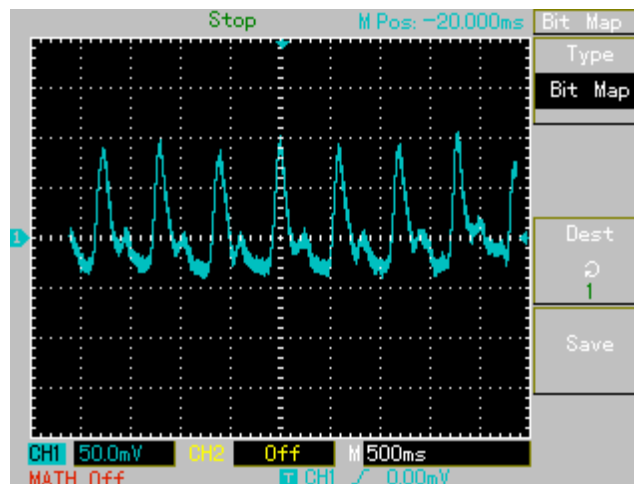


Figure 38 - Signal PPG, AC de la LED infrarouge (sujet 1)

Pour ce même sujet 1, et comme illustré sur la Figure 39, un autre signal PPG obtenu par la LED rouge permet de mesurer la composante AC rouge. Le calibre de tension est à 20 mV et la base de temps est à 500 ms.

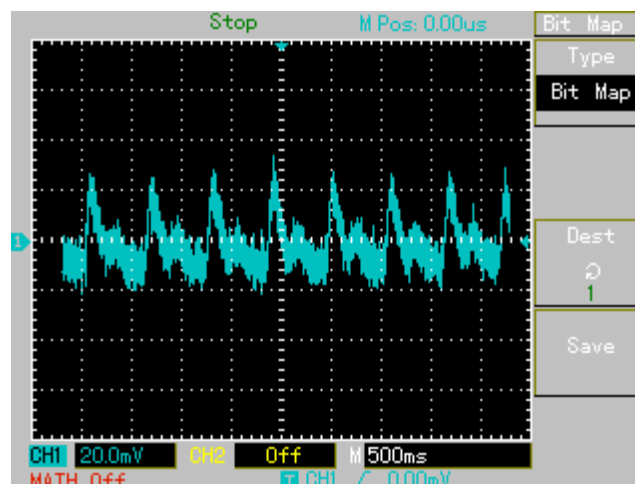


Figure 39 - le signal PPG, AC de la LED rouge (sujet 1)

Les mesures obtenues des amplitudes AC et DC permettant de calculer le paramètre SpO_2 du sujet 1 sont regroupés sur le Tableau 1.

	Rouge	Infrarouge
DC	7.6V	7.4V
AC	2.4*20mV	2.5*50mV
SpO_2	100.01%	
Rythme cardiaque	Durée entre deux pics successifs : 650 ms => 92 bpm	

Tableau 1 : mesure des amplitudes AC et DC des signaux PPG et SpO_2 du sujet 1

I.2. Mesure du SpO_2 : Sujet 2

La même mesure est effectuée pour le sujet 2. La Figure 40 et la Figure 41 illustre les signaux PPG infrarouge et rouge du sujet 2 respectivement.

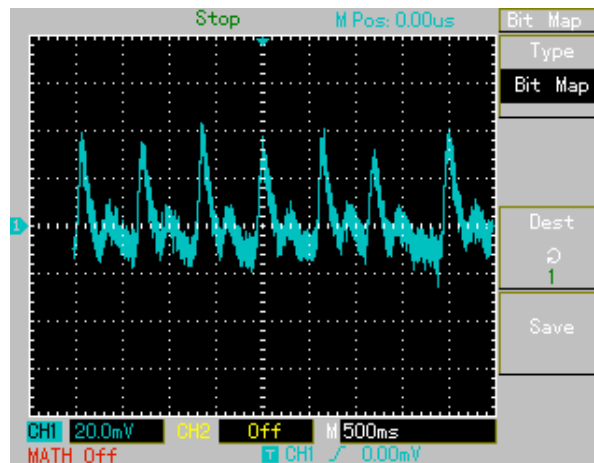


Figure 40 - Signal PPG de la LED infrarouge (sujet 2)

Le signal PPG illustré sur la Figure 40 est obtenu pour le sujet 2 à l'aide de la sonde R/IR, et ce à travers la LED infrarouge. Le calibre de tension est à 20 mV et la base de temps est à 500 ms.

Un autre signal PPG obtenu depuis la LED rouge est nécessaire pour la mesure. Le calibre de tension est à 10mV tandis que celui de la base de temps est à 500 ms.

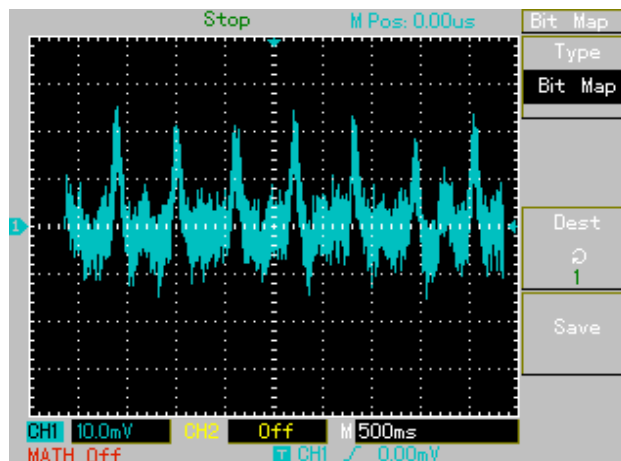


Figure 41 - le signal PPG de la LED rouge (sujet2)

Après l'obtention des deux signaux PPG rouge et infrarouge pour le sujet 2, nous avons mesuré le taux de saturation en oxygène SpO_2 et le rythme cardiaque. Les des amplitudes AC et DC pour le sujet 2 sont regroupés sur le Tableau 2.

	Rouge	Infrarouge
DC	7V	8V
AC	2.8 x 10mV	3.2 x 20mV
SpO ₂	96.66%	
Rythme cardiaque	Durée entre deux pics successifs : 700 s => 85 bpm	

Tableau 2 - mesure des amplitudes AC et DC des signaux PPG et de SpO₂ du sujet2

Afin d'aboutir à une acquisition correcte des signaux sans distorsion, Nous procédons à filtrer la composante DC qui se trouve selon les mesures bien supérieure à 5V. Nous utilisons alors un filtre passe-haut en utilisant un condensateur de 47 nF juste avant l'entrée analogique du PIC.

II. Acquisition de signaux PPG par l'interface PPGscope

Les signaux PPG mis en forme sont cadré en amplitude entre 1 et 4V, et ce afin d'assurer une acquisition sans aucune distorsion.

II.1. Signaux PPG bruités

La Figure 42 illustre un signal PPG d'un sujet normal. Au cours de la visualisation sur l'oscilloscope, ce même signal est enregistré par le système d'acquisition développé.

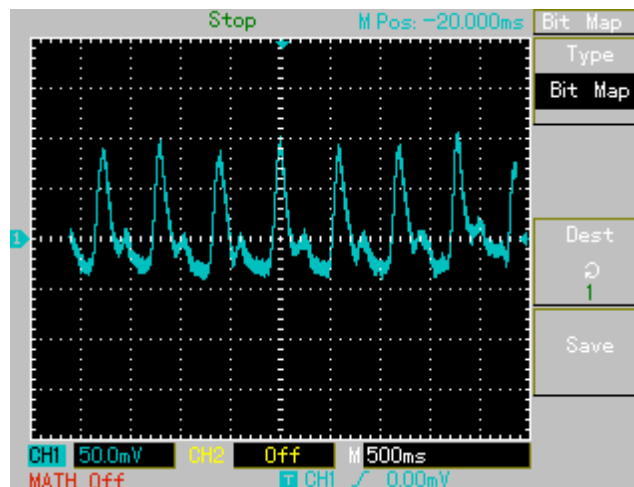


Figure 42 - signal PPG, AC, LED IR sujet 1

Ce signal PPG provient de la LED infrarouge. L'oscilloscope est branché en mode de couplage AC, car la composante continue emporte sur la composante AC du signal PPG. Ce rapport entre amplitude fait que la composante AC devient non-visibilisable sur l'écran de l'oscilloscope. Cependant, au cours de l'acquisition, une composante continue est rajoutée au signal PPG, et ce après filtrage de la composante continue et mesure de cette dernière. Cette nouvelle composante continue permet de cadrer le signal PPG entre 1 et 4V, domaine d'acquisition du système développé.

La Figure 43 montre un signal PPG enregistré sur plusieurs cycles cardiaques. Les cycles cardiaques sont clairement mis en évidence. Il est à noter aussi la variabilité physiologique du taux d'oxygénation dans le sang.

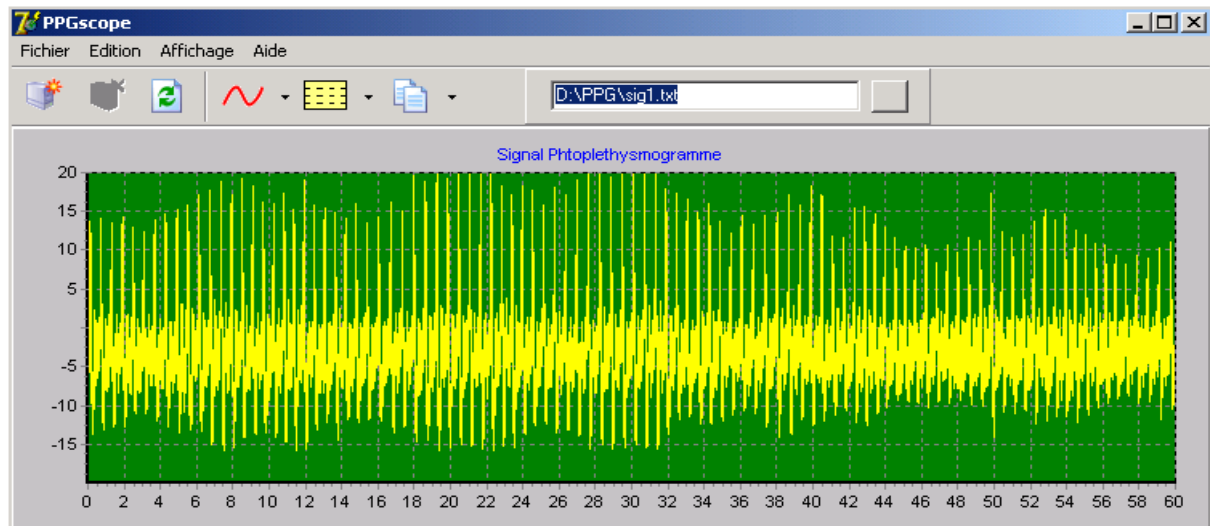


Figure 43 - signal PPG IR du sujet 1

Afin d'apprécier davantage la qualité du signal enregistré, la Figure 44 illustre un agrandissement d'une portion du signal de la Figure 43. Nous constatons la présence de l'interférence du réseau électrique qui entache relativement le signal PPG enregistré. Un autre agrandissement illustré sur la Figure 45 permet de mettre en évidence la présence de l'interférence du réseau électrique dans le signal PPG acquis.

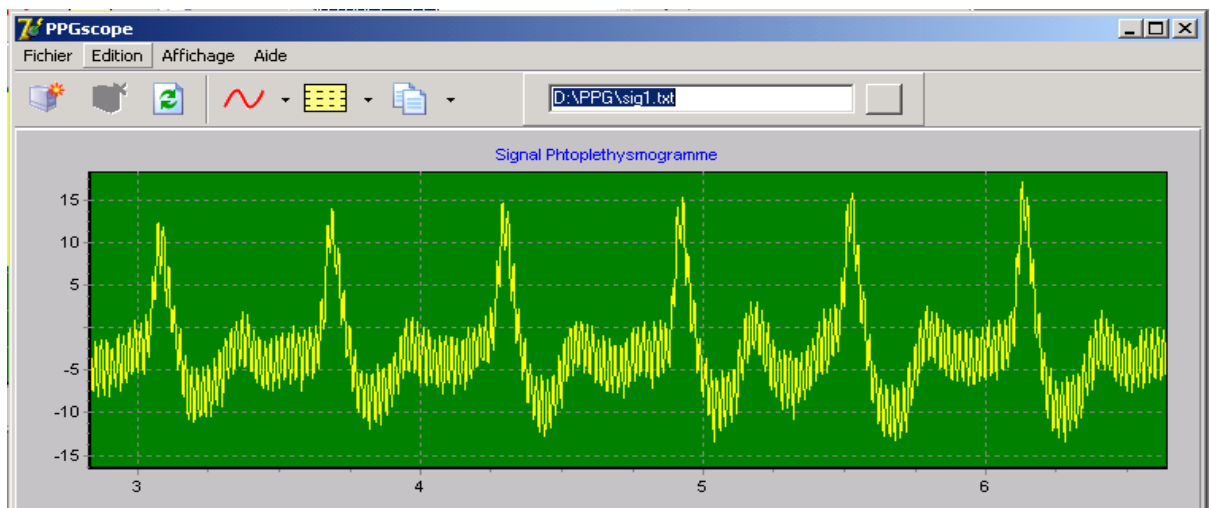


Figure 44 - Signal PPG IR du sujet 1, agrandissement

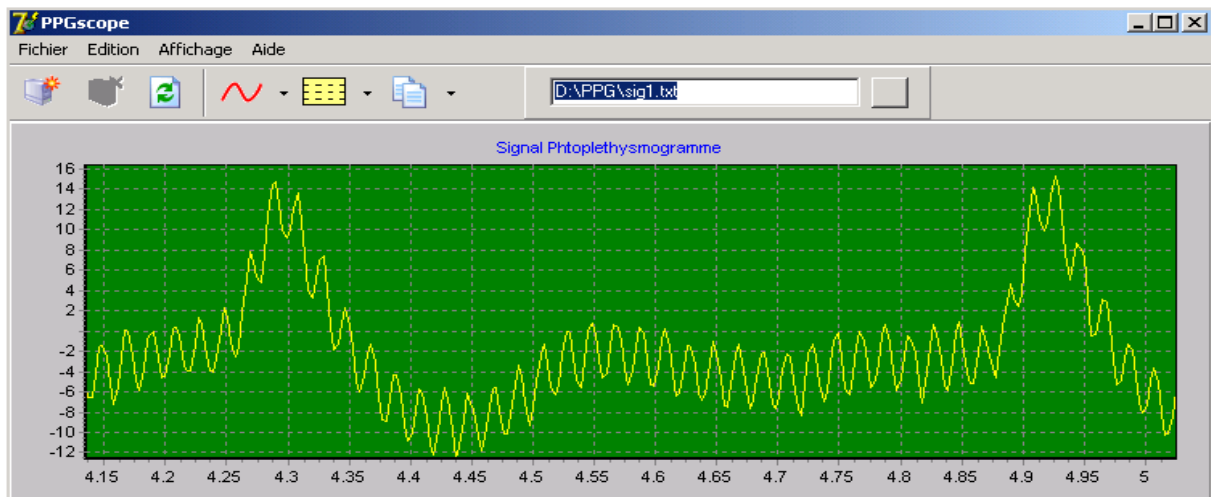


Figure 45 - Signal PPG IR sur un cycle cardiaque (sujet 1 ; agrandissement)

II.1.1. Mesure de la fréquence du bruit

En effet, Si nous observons le nombre de périodes dans le signal PPG de la Figure 45 entre 4,55s et 4,65s, nous obtenons 5 périodes. Soit alors $5T = 4.65 - 4.55$, ce qui donne $T = 20$ ms. Cette valeur de période correspond exactement à 50Hz. Ce qui confirme bien que ce bruit, qui persiste pendant toute la durée du signal, est bel et bien l'interférence du réseau électrique à la fréquence 50 Hz.

II.1.2. Mesure du rythme cardiaque

En plus, le rythme cardiaque est calculable à partir du résultat de la Figure 45. En considérant les deux pics à 4.3s et 4.925s, nous aboutissons à une durée du cycle cardiaque de 0,625s. Cette valeur nous permet de calculer le rythme cardiaque comme nombre de battements cardiaques par minute. Une minute (60 s) correspond au nombre de battements recherché en sachant que la durée 0,625s obtenue correspond à un cycle cardiaque. En appliquant la règle de trois, nous arrivons à obtenir $60/0,625$ ce qui correspond à 96 bpm.

II.1.3. Filtrage de l'interférence du réseau électrique

Afin de remédier à l'effet de l'interférence du réseau électrique sur le signal PPG, nous commençons par le filtrer par un filtre passe bas laissant passer le contenu spectral du signal PPG de basse fréquence et permettant de réduire l'effet de l'interférence du réseau électrique.

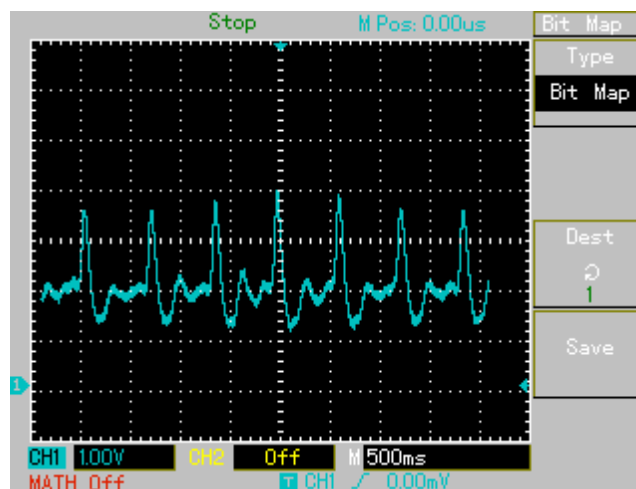


Figure 46 - Signal PPG IR filtré du sujet 1

Le signal PPG illustré sur la Figure 46 est filtré par le filtre réjecteur. Le bruit d'interférence est considérablement réduit.

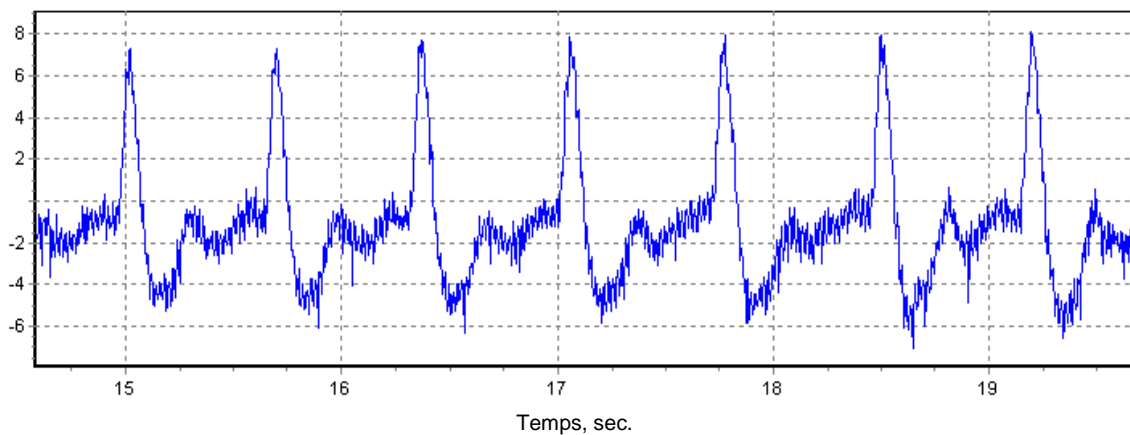


Figure 47 - signal PPG IR filtré de sujet 1(zoom)

Afin de réduire davantage l'interférence du réseau électrique, nous procédons ensuite au filtrage de ce dernier en moyennant un filtre réjecteur à une fréquence de réjection à 50Hz.

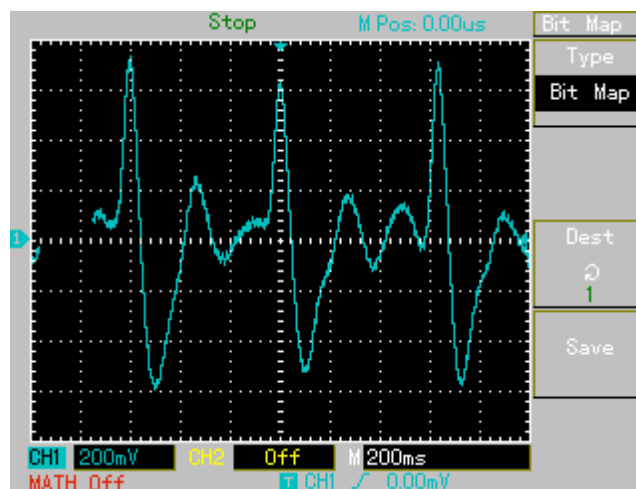


Figure 48 - signal PPG IR filtré et sans 50 Hz de sujet 1

En effet, le signal PPG illustré sur la Figure 48 est meilleur que celui de la Figure 44. Ce signal PPG est simultanément acquis par le système d'acquisition développé et est illustré sur la Figure 49.

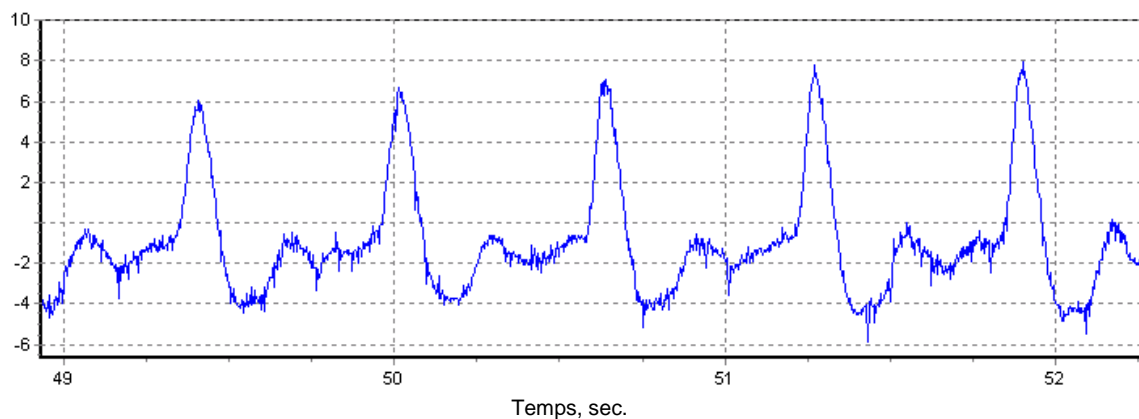


Figure 49 - signal PPG IR filtré et sans 50 Hz de sujet 1(zoom)

II.1.4. Effet de la vasodilatation du les signaux PPG

Afin d'observer plus d'effet physiologique sur le signal PPG, nous exerçons une vasodilatation sur le lit capillaire en appuyant légèrement sur le doigt au cours de l'enregistrement du signal PPG.

Nous constatons une augmentation considérable de l'amplitude du signal PPG comme illustré sur la Figure 51. Sans vasodilatation, le signal PPG de la Figure 50 est bel et bien plus faible. La visualisation est effectué sur le même calibre à 200 mV.

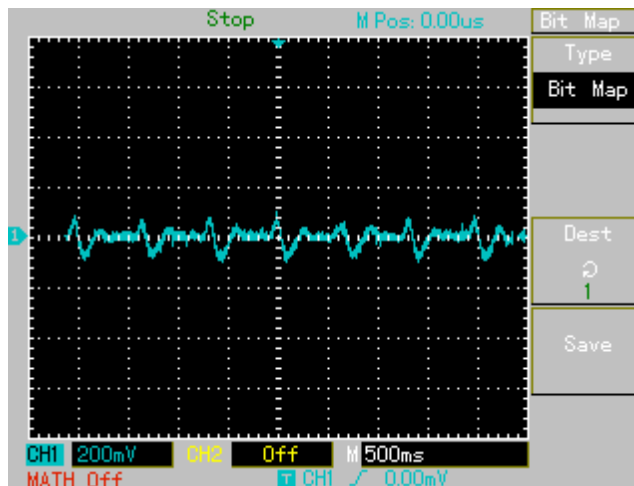


Figure 50 - signal PPG IR sans vasodilatation de sujet 2

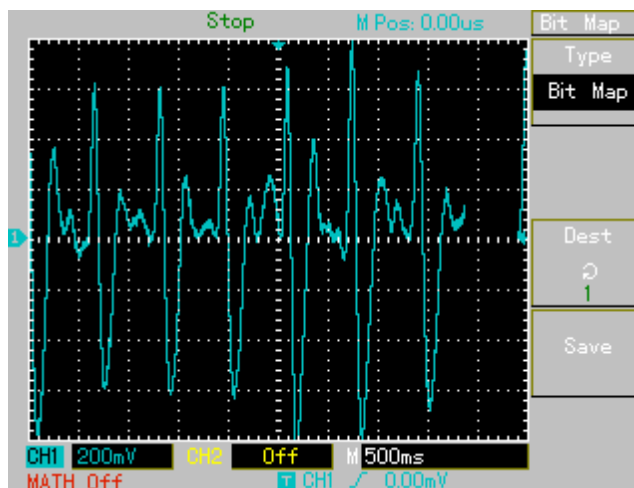


Figure 51 - signal PPG IR avec vasodilatation de sujet 2

La Figure 52 illustre un signal PPG dont une vasodilatation est exercée entre 8 et 30s. Nous observons une augmentation considérable en termes d'amplitude au cours de la durée de la vasodilatation, ce qui correspond à une amplitude de la composante AC beaucoup plus intense.

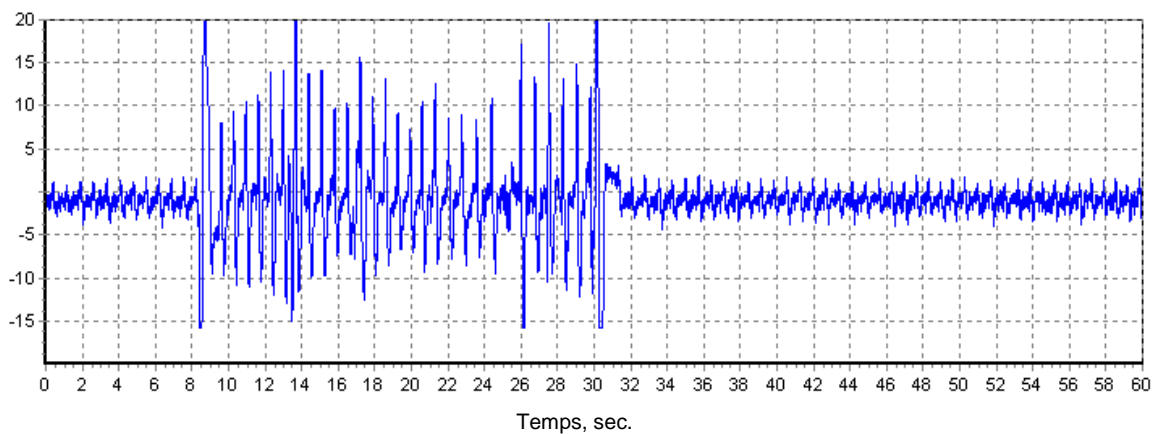


Figure 52 - signal PPG IR sans et avec vasodilatation de sujet 2

La Figure 53 montre le début de la vasodilatation observé entre 8 et 9s. Le changement d'amplitude est tellement intense au début de la vasodilatation que l'on observe un écrêtage de l'amplitude lors de l'acquisition. L'amplitude du signal PPG après 9s au cours de la vasodilatation est bel et bien plus intense que celle avant 8s sans vasodilatation.

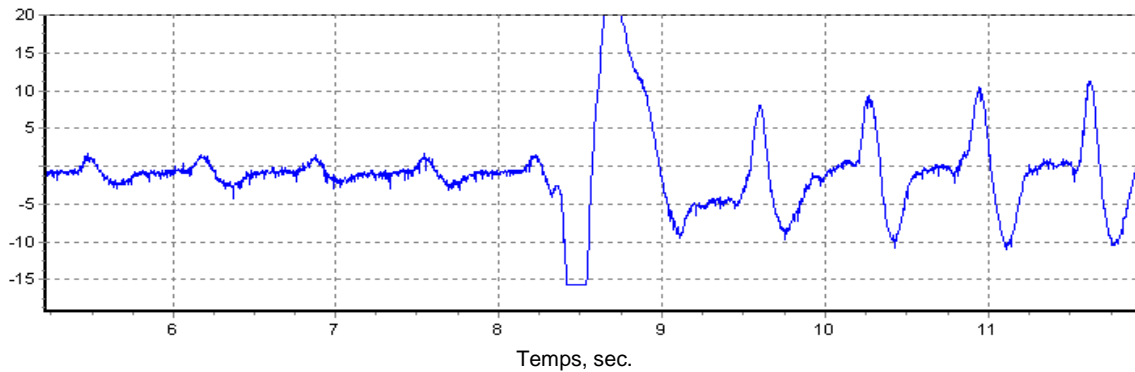


Figure 53 - signal PPG IR sans et avec vasodilatation de sujet 2 (zoom) ; début de la vasodilatation entre 8 et 9s

II.1.5. Effet de l'effort sur les signaux PPG

Le signal PPG de la Figure 54 est acquis après un effort physique. Nous observons des cycles cardiaques rapprochés au début de l'enregistrement avec des intensités réduites. A la fin de l'enregistrement, le sujet commence à récupérer et les cycles cardiaques sont d'autant plus élargis.

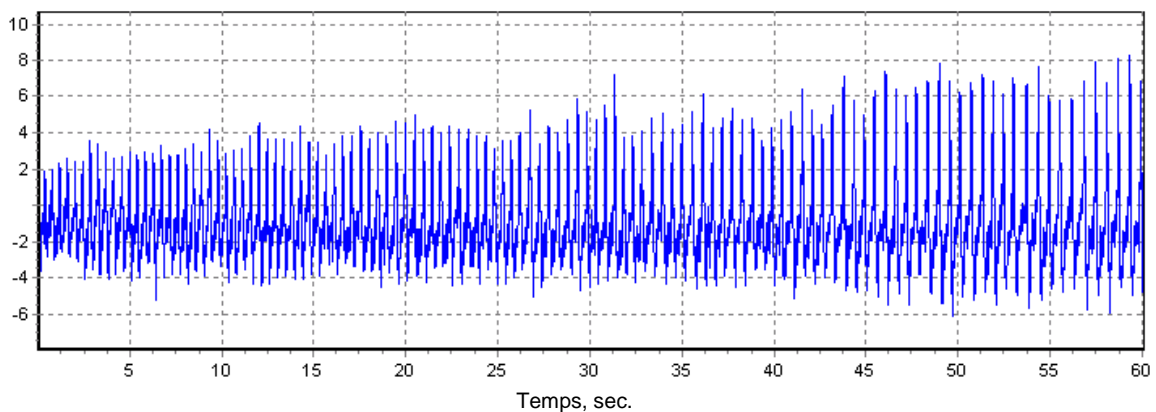


Figure 54 - signal PPG IR après un effort de sujet 1

Afin d'apprécier cet effet d'effort sur le signal PPG, nous illustrons le début et la fin du signal PPG de la Figure 54. Le signal PPG de la Figure 55 correspond au début de l'effort. On remarque que l'amplitude de ce signal est faible avec la diminution de la durée entre les pics à cause de l'augmentation des battements cardiaques.

Le nombre de battement par minute est alors : $60/(2,45-2,02)=139,53$ bpm. Effectivement, le rythme cardiaque est élevé.

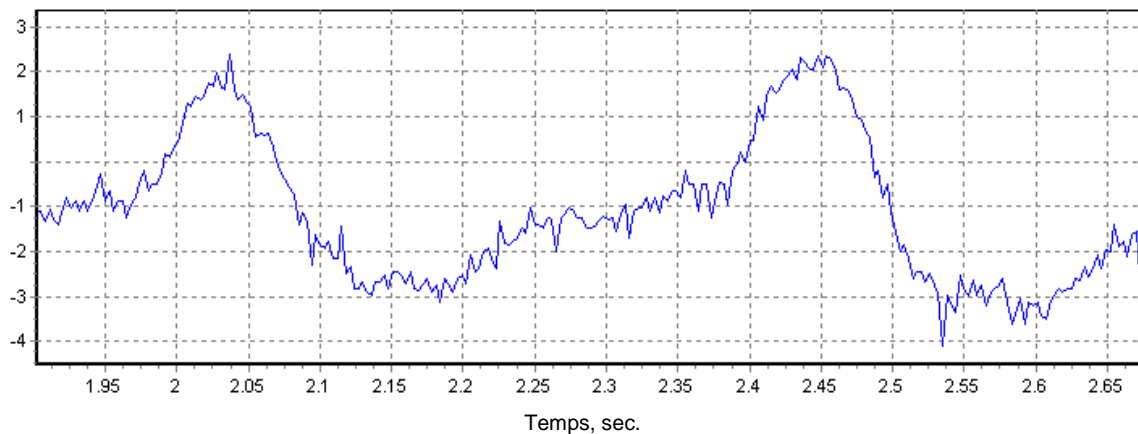


Figure 55 - début du signal PPG après un effort de sujet 1(zoom)

A la fin de l'enregistrement, et comme illustré sur la Figure 56, nous constatons que le rythme cardiaque se réduit observé avec une augmentation de l'amplitude du signal PPG. Le rythme cardiaque est alors calculé comme suit : $(60/(57.5-56.8))= 85$ bpm. Le rythme cardiaque est en effet réduit.

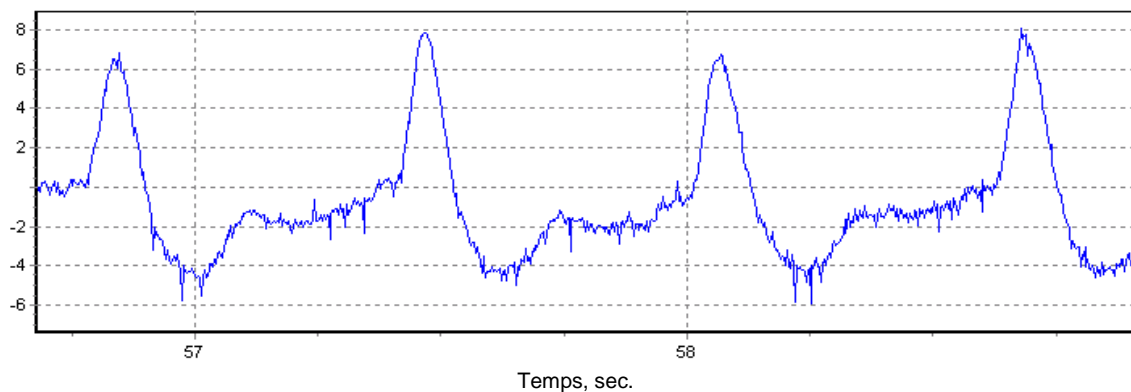


Figure 56 - Fin du signal PPG après un effort de sujet 1(zoom)

II.1.6. Signaux PPG (LED rouge)

La Figure 57 illustre un signal PPG obtenu depuis la LED rouge. L'acquisition de ce signal est représentée sur la Figure 58. Nous observons une morphologie différente de celle des signaux obtenus de la LED infrarouge. Cet effet est dû au fait que l'absorption n'est pas la même pour les lumières rouge et infrarouge. Cependant, la même morphologie est restituée avec une quasi-périodicité du signal faisant apparaître clairement les cycles cardiaques.

Afin d'améliorer la qualité de ces signaux, un filtrage numérique ultérieur permettra d'améliorer le rapport signal sur bruit. Des méthodes avancées de traitement du signal permettront d'extraire l'information en relation avec la variation du taux d'oxygénation dans le sang pour différents sujets ayant des pathologies spécifiques.

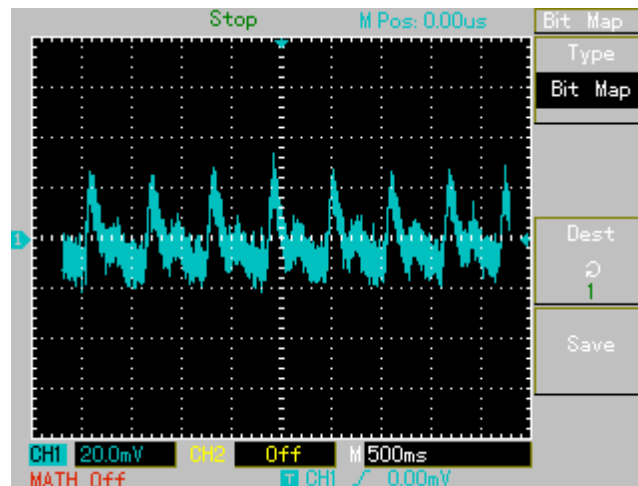


Figure 57 - signal PPG rouge de sujet 1

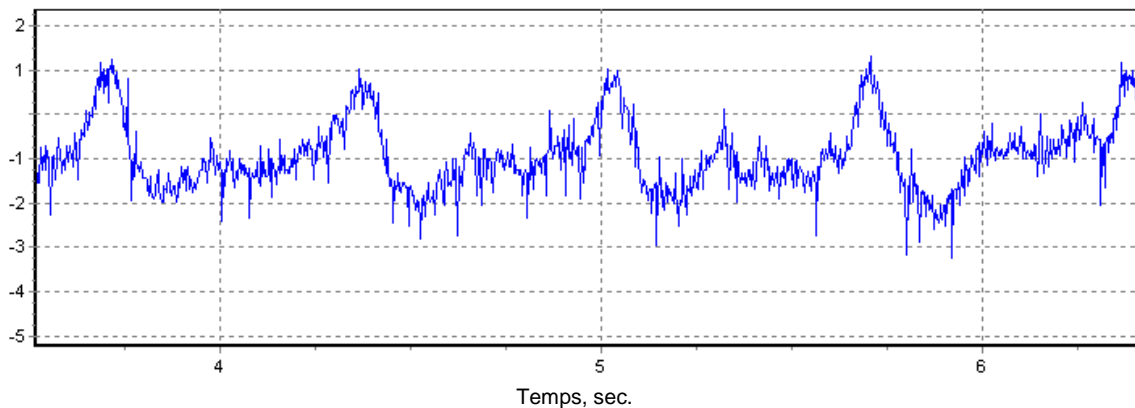


Figure 58 - signal PPG rouge avec filtre 50Hz sujet 1(zoom)

III. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les résultats de mesure et d'acquisition de signaux PPG rouge et infrarouge. Une étape de filtrage de l'interférence du réseau électrique s'avère indispensable afin d'obtenir des signaux PPG de rapport signal sur bruit acceptable. Les mesures ont été effectuées sur deux sujets. Plusieurs expériences ont été exercées afin d'apprécier leurs effet sur le taux de saturation en oxygène. En effet, l'effort physique et la vasodilatation ont un effet notoire sur le signal PPG enregistré. Les signaux PPG acquis sont également enregistrés pour un traitement ultérieur. Ces signaux peuvent aussi faire objet d'élément numérique supplémentaire dans le dossier médical du patient.

Conclusion générale

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un photopléthysmographe de pouls qui permet de mesurer de taux de saturation périphérique en oxygène (SpO₂) ainsi que le rythme cardiaque. Le circuit de mise en forme réalisé consiste en deux parties élémentaires. Une première partie analogique et une autre numérique.

La partie analogique consiste en une sonde optique, des circuits analogique de mise en forme ; en particulier un circuit amplificateur branché avec le photodétecteur afin d'obtenir un signal photoplethysmographique. Le photodétecteur utilisé est un phototransistor permettant d'améliorer la qualité du signal que l'on recueille à travers une photodiode. Un circuit de filtrage est aussi réalisé afin de réduire le bruit pouvant affecter le signal recueilli. Ce système permet d'obtenir deux signaux PPG recueilli depuis deux LED rouge et infrarouge.

La partie numérique est basé sur un microcontrôleur PIC16F877 qui dispose d'un convertisseur analogique numérique à huit entrées analogiques. Après l'étape de mise en forme, le signal PPG est injecté dans l'une des entrées analogiques du PIC en vue d'un échantillonnage. Le signal discrétisé est ensuite envoyé vers le port série d'un PC. Deux programmes ont été développés. Un programme de pilotage du PIC. Ce programme a été développé sous l'environnement MikroPascal. Cet environnement permet de compiler le programme développé en format hexadécimal. Ce programme sous format HEX est à son tour chargé dans le PIC16F877 en utilisant un chargeur de microcontrôleur PIC. Logiciel d'acquisition a été développé sous Delphi. Ce programme permet d'acquérir le signal PPG et de l'enregistrer sous format TXT. Un traitement ultérieur est alors possible en vue d'extraire les paramètres pertinents en relation avec le diagnostic médical associé à l'examen clinique effectué par le médecin. Plusieurs mesures ont été effectuées sur différents sujets. Ces mesures se présentent sous forme de rythme cardiaque et de taux de saturation en oxygène (SpO₂).

Ce projet de fin d'étude s'inscrit aussi dans un contexte de développement de cartes électroniques didactiques dédiées aux étudiants de licence et de master ainsi que les filières traitant des matières connexes à l'électronique biomédicale.

Bibliographie

- [1] S. H. Nguyen and R. Bourouina, *Manuel d'anatomie et de physiologie*. Wolters Kluwer France, 2008.
- [2] C. Brooker, *Le corps humain: Étude, structure et fonction*. De Boeck Supérieur, 2000.
- [3] A. L. Kierszenbaum, *Histologie et Biologie Cellulaire: Une introduction à l'anatomie pathologique*. De Boeck Supérieur, 2006.
- [4] L. Sabbah, *Cardiologie: L'indispensable en stage*. Elsevier Masson, 2011.
- [5] C. Manuelle, *Les 5 fonctions vitales du corps humain: Anatomie-physiopathologie*. Wolters Kluwer France, 2008.
- [6] W. Ganong, *Physiologie médicale*. De Boeck Supérieur, 2005.
- [7] C. Martin, B. Riou, and B. Vallet, *Physiologie humaine appliquée*. Wolters Kluwer France, 2006.
- [8] M. Feissel, "La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls: un ancien tracé plein d'avenir? Principes et applications cliniques," *Réanimation*, vol. 16, no. 2, pp. 124–131, 2007.
- [9] P. Carli, *Urgences médico-chirurgicales de l'adulte*. Wolters Kluwer France, 2004.
- [10] B. Wright and P. W. Hellyer, "Respiratory monitoring during anesthesia: pulse oximetry and capnography," *The Compendium on continuing education for the practicing veterinarian*, vol. 18, 1996.
- [11] J. Mesplède, *CAPES externe 2000-2005, agrégation de physique 2000-2005: problèmes de chimie avec solutions et annexes*. Editions Bréal, 2005.
- [12] C. Tavernier, *Les microcontrôleurs PIC 24-Description et mise en oeuvre: Description et mise en oeuvre*. Dunod, 2010.
- [13] C. Tavernier, *Microcontrôleurs PIC 18-2e ed.-Description et mise en oeuvre: Description et mise en oeuvre*. Dunod, 2012.

Annexe

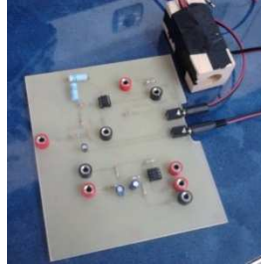


Figure 59 - l'ensemble sonde / circuit de mise en forme analogique

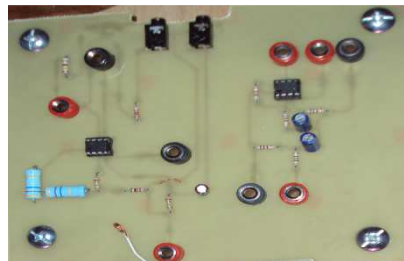


Figure 60 - Carte de mise en forme analogique du signal PPG

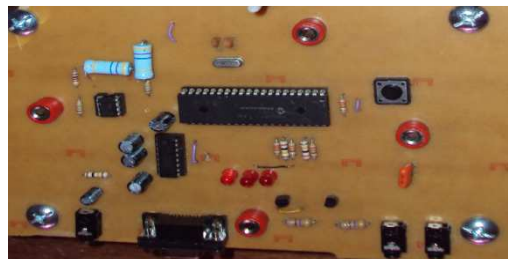


Figure 61 - Carte d'acquisition à base du PIC 16F877

28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

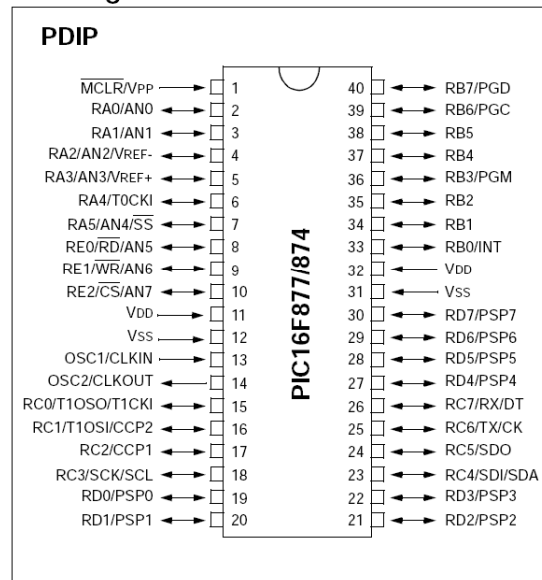
Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873
- PIC16F876
- PIC16F874
- PIC16F877

Microcontroller Core Features:

- High performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and
Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high speed CMOS FLASH/EEPROM
technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two
pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial, Industrial and Extended temperature
ranges
- Low-power consumption:
 - < 0.6 mA typical @ 3V, 4 MHz
 - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram



Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,
can be incremented during SLEEP via external
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master
mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address
detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for
Brown-out Reset (BOR)

PIC16F87X

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz
RESETS (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

PIC16F87X

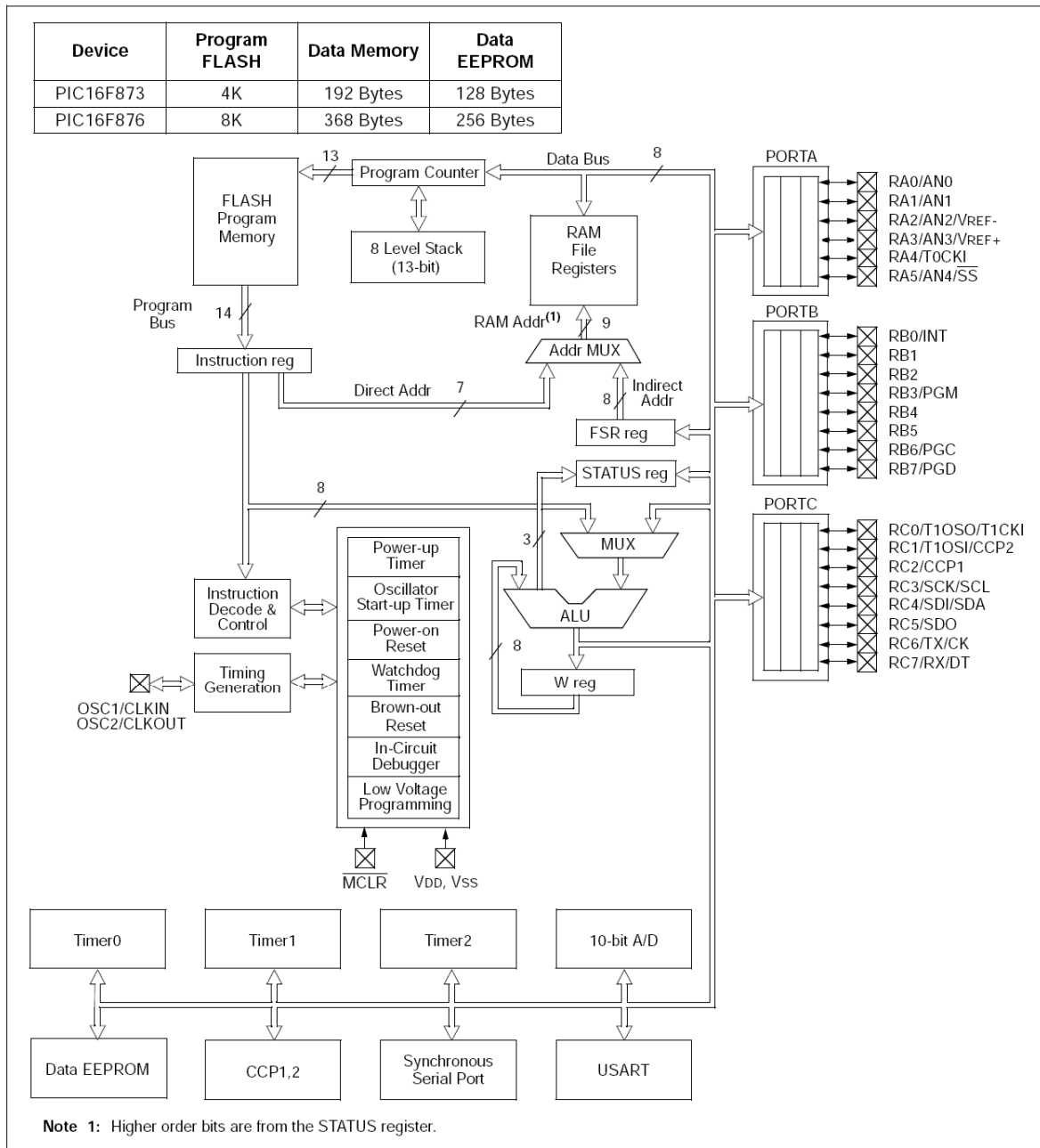
1.0 DEVICE OVERVIEW

This document contains device specific information. Additional information may be found in the PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023), which may be obtained from your local Microchip Sales Representative or downloaded from the Microchip website. The Reference Manual should be considered a complementary document to this data sheet, and is highly recommended reading for a better understanding of the device architecture and operation of the peripheral modules.

There are four devices (PIC16F873, PIC16F874, PIC16F876 and PIC16F877) covered by this data sheet. The PIC16F876/873 devices come in 28-pin packages and the PIC16F877/874 devices come in 40-pin packages. The Parallel Slave Port is not implemented on the 28-pin devices.

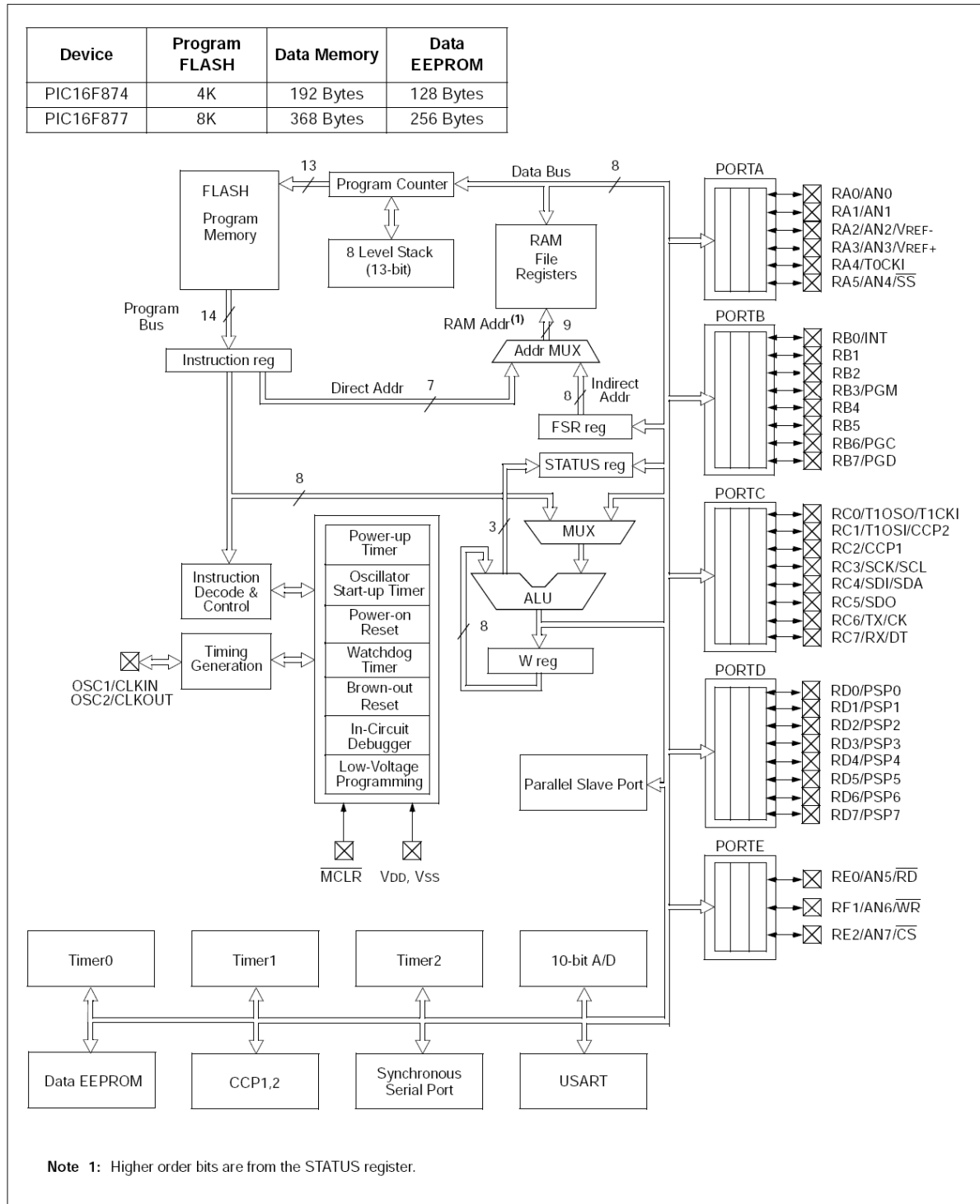
The following device block diagrams are sorted by pin number; 28-pin for Figure 1-1 and 40-pin for Figure 1-2. The 28-pin and 40-pin pinouts are listed in Table 1-1 and Table 1-2, respectively.

FIGURE 1-1: PIC16F873 AND PIC16F876 BLOCK DIAGRAM



PIC16F87X

FIGURE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 BLOCK DIAGRAM



PIC16F87X

TABLE 1-1: PIC16F873 AND PIC16F876 PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	DIP Pin#	SOIC Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKIN	9	9	I	ST/CMOS ⁽³⁾	Oscillator crystal input/external clock source input.
OSC2/CLKOUT	10	10	O	—	Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, the OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate.
MCLR/VPP	1	1	I/P	ST	Master Clear (Reset) input or programming voltage input. This pin is an active low RESET to the device.
RA0/AN0	2	2	I/O	TTL	PORTA is a bi-directional I/O port. RA0 can also be analog input0. RA1 can also be analog input1. RA2 can also be analog input2 or negative analog reference voltage. RA3 can also be analog input3 or positive analog reference voltage. RA4 can also be the clock input to the Timer0 module. Output is open drain type. RA5 can also be analog input4 or the slave select for the synchronous serial port.
RA1/AN1	3	3	I/O	TTL	
RA2/AN2/VREF-	4	4	I/O	TTL	
RA3/AN3/VREF+	5	5	I/O	TTL	
RA4/T0CKI	6	6	I/O	ST	
RA5/SS/AN4	7	7	I/O	TTL	
RB0/INT	21	21	I/O	TTL/ST ⁽¹⁾	PORTB is a bi-directional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs. RB0 can also be the external interrupt pin. RB3 can also be the low voltage programming input. Interrupt-on-change pin. Interrupt-on-change pin. Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming clock. Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming data.
RB1	22	22	I/O	TTL	
RB2	23	23	I/O	TTL	
RB3/PGM	24	24	I/O	TTL	
RB4	25	25	I/O	TTL	
RB5	26	26	I/O	TTL	
RB6/PGC	27	27	I/O	TTL/ST ⁽²⁾	
RB7/PGD	28	28	I/O	TTL/ST ⁽²⁾	
RC0/T1OSO/T1CKI	11	11	I/O	ST	PORTC is a bi-directional I/O port. RC0 can also be the Timer1 oscillator output or Timer1 clock input. RC1 can also be the Timer1 oscillator input or Capture2 input/Compare2 output/PWM2 output. RC2 can also be the Capture1 input/Compare1 output/PWM1 output. RC3 can also be the synchronous serial clock input/output for both SPI and I ² C modes. RC4 can also be the SPI Data In (SPI mode) or data I/O (I ² C mode). RC5 can also be the SPI Data Out (SPI mode). RC6 can also be the USART Asynchronous Transmit or Synchronous Clock. RC7 can also be the USART Asynchronous Receive or Synchronous Data.
RC1/T1OSI/CCP2	12	12	I/O	ST	
RC2/CCP1	13	13	I/O	ST	
RC3/SCK/SCL	14	14	I/O	ST	
RC4/SDI/SDA	15	15	I/O	ST	
RC5/SDO	16	16	I/O	ST	
RC6/TX/CK	17	17	I/O	ST	
RC7/RX/DT	18	18	I/O	ST	
Vss	8, 19	8, 19	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
VDD	20	20	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note 1:** This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87X

TABLE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	DIP Pin#	PLCC Pin#	QFP Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKIN	13	14	30	I	ST/CMOS ⁽⁴⁾	Oscillator crystal input/external clock source input.
OSC2/CLKOUT	14	15	31	O	—	Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate.
$\overline{\text{MCLR}}/\text{VPP}$	1	2	18	I/P	ST	Master Clear (Reset) input or programming voltage input. This pin is an active low RESET to the device.
RA0/AN0	2	3	19	I/O	TTL	PORTA is a bi-directional I/O port. RA0 can also be analog input0. RA1 can also be analog input1. RA2 can also be analog input2 or negative analog reference voltage. RA3 can also be analog input3 or positive analog reference voltage. RA4 can also be the clock input to the Timer0 timer/counter. Output is open drain type. RA5 can also be analog input4 or the slave select for the synchronous serial port.
RA1/AN1	3	4	20	I/O	TTL	
RA2/AN2/VREF-	4	5	21	I/O	TTL	
RA3/AN3/VREF+	5	6	22	I/O	TTL	
RA4/T0CKI	6	7	23	I/O	ST	
RA5/ $\overline{\text{SS}}/\text{AN4}$	7	8	24	I/O	TTL	
RB0/INT	33	36	8	I/O	TTL/ST ⁽¹⁾	PORTB is a bi-directional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs. RB0 can also be the external interrupt pin. RB3 can also be the low voltage programming input. Interrupt-on-change pin. Interrupt-on-change pin. Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming clock. Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming data.
RB1	34	37	9	I/O	TTL	
RB2	35	38	10	I/O	TTL	
RB3/PGM	36	39	11	I/O	TTL	
RB4	37	41	14	I/O	TTL	
RB5	38	42	15	I/O	TTL	
RB6/PGC	39	43	16	I/O	TTL/ST ⁽²⁾	
RB7/PGD	40	44	17	I/O	TTL/ST ⁽²⁾	

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note 1:** This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as an external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as general purpose I/O and a TTL input when used in the Parallel Slave Port mode (for interfacing to a microprocessor bus).
Note 4: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87X

TABLE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	DIP Pin#	PLCC Pin#	QFP Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RC0/T1OSO/T1CKI	15	16	32	I/O	ST	PORTC is a bi-directional I/O port. RC0 can also be the Timer1 oscillator output or a Timer1 clock input. RC1 can also be the Timer1 oscillator input or Capture2 input/Compare2 output/PWM2 output. RC2 can also be the Capture1 input/Compare1 output/PWM1 output. RC3 can also be the synchronous serial clock input/output for both SPI and I ² C modes. RC4 can also be the SPI Data In (SPI mode) or data I/O (I ² C mode). RC5 can also be the SPI Data Out (SPI mode). RC6 can also be the USART Asynchronous Transmit or Synchronous Clock. RC7 can also be the USART Asynchronous Receive or Synchronous Data.
RC1/T1OSI/CCP2	16	18	35	I/O	ST	
RC2/CCP1	17	19	36	I/O	ST	
RC3/SCK/SCL	18	20	37	I/O	ST	
RC4/SDI/SDA	23	25	42	I/O	ST	
RC5/SDO	24	26	43	I/O	ST	
RC6/TX/CK	25	27	44	I/O	ST	
RC7/RX/DT	26	29	1	I/O	ST	
RD0/PSP0	19	21	38	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	PORTD is a bi-directional I/O port or parallel slave port when interfacing to a microprocessor bus.
RD1/PSP1	20	22	39	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD2/PSP2	21	23	40	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD3/PSP3	22	24	41	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD4/PSP4	27	30	2	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD5/PSP5	28	31	3	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD6/PSP6	29	32	4	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RD7/PSP7	30	33	5	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RE0/ $\overline{\text{RD}}$ /AN5	8	9	25	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	PORTE is a bi-directional I/O port. RE0 can also be read control for the parallel slave port, or analog input5. RE1 can also be write control for the parallel slave port, or analog input6. RE2 can also be select control for the parallel slave port, or analog input7.
RE1/ $\overline{\text{WR}}$ /AN6	9	10	26	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
RE2/ $\overline{\text{CS}}$ /AN7	10	11	27	I/O	ST/TTL ⁽³⁾	
V _{SS}	12,31	13,34	6,29	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
V _{DD}	11,32	12,35	7,28	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.
NC	—	1,17,28,40	12,13,33,34		—	These pins are not internally connected. These pins should be left unconnected.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

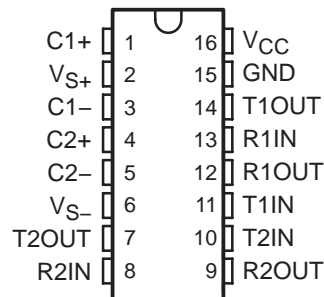
- Note 1:** This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as an external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as general purpose I/O and a TTL input when used in the Parallel Slave Port mode (for interfacing to a microprocessor bus).
Note 4: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047L – FEBRUARY 1989 – REVISED MARCH 2004

- Meets or Exceeds TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operates From a Single 5-V Power Supply With 1.0- μ F Charge-Pump Capacitors
- Operates Up To 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- ± 30 -V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- ESD Protection Exceeds JESD 22
 - 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Upgrade With Improved ESD (15-kV HBM) and 0.1- μ F Charge-Pump Capacitors is Available With the MAX202
- Applications
 - TIA/EIA-232-F, Battery-Powered Systems, Terminals, Modems, and Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE
MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



description/ordering information

The MAX232 is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply TIA/EIA-232-F voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts TIA/EIA-232-F inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V, a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept ± 30 -V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into TIA/EIA-232-F levels. The driver, receiver, and voltage-generator functions are available as cells in the Texas Instruments LinASIC™ library.

ORDERING INFORMATION

TA	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 70°C	PDIP (N)	Tube of 25	MAX232N	MAX232N
	SOIC (D)	Tube of 40	MAX232D	MAX232
		Reel of 2500	MAX232DR	
	SOIC (DW)	Tube of 40	MAX232DW	MAX232
		Reel of 2000	MAX232DWR	
SOP (NS)	Reel of 2000	MAX232NSR	MAX232	
-40°C to 85°C	PDIP (N)	Tube of 25	MAX232IN	MAX232IN
	SOIC (D)	Tube of 40	MAX232ID	MAX232I
		Reel of 2500	MAX232IDR	
	SOIC (DW)	Tube of 40	MAX232IDW	MAX232I
		Reel of 2000	MAX232IDWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



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

LinASIC is a trademark of Texas Instruments.

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



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2004, Texas Instruments Incorporated

MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047L – FEBRUARY 1989 – REVISED MARCH 2004

Function Tables

EACH DRIVER

INPUT TIN	OUTPUT TOUT
L	H
H	L

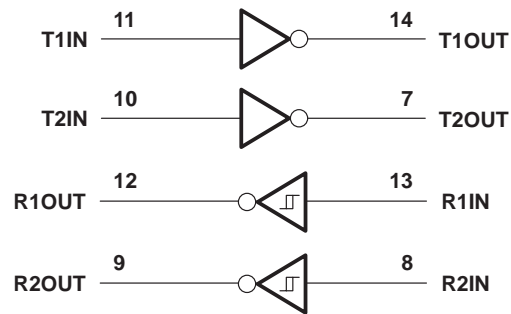
H = high level, L = low level

EACH RECEIVER

INPUT RIN	OUTPUT ROUT
L	H
H	L

H = high level, L = low level

logic diagram (positive logic)



FEATURES

EASY TO USE

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

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

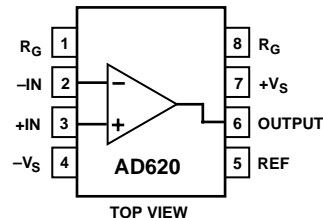
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

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

CONNECTION DIAGRAM

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



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

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

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

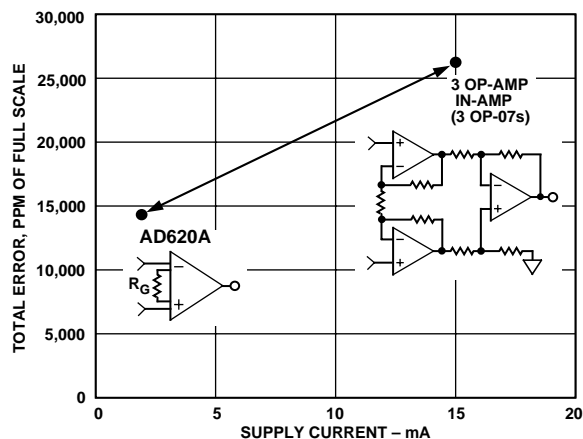


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

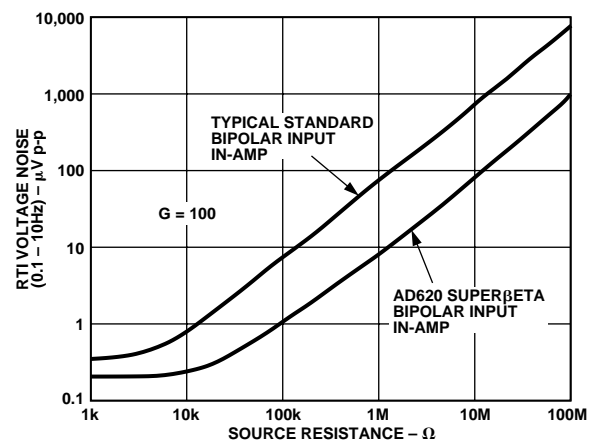


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

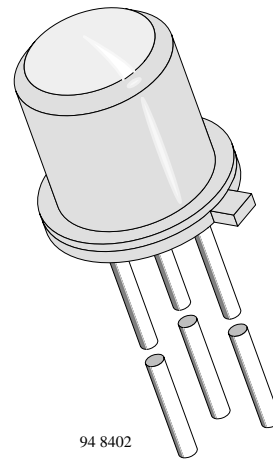
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise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

Silicon NPN Phototransistor

Description

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

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



Features

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

Applications

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

Absolute Maximum Ratings

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

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

Basic Characteristics

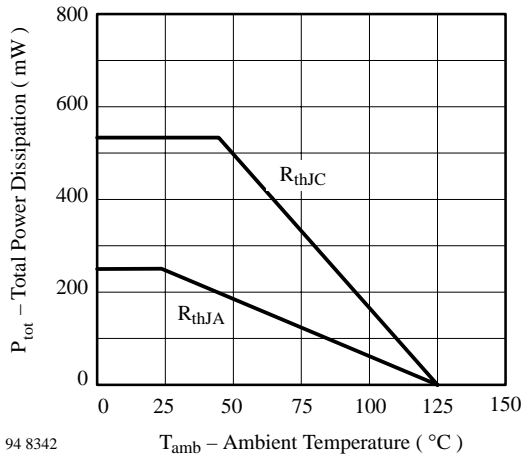
$T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$

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

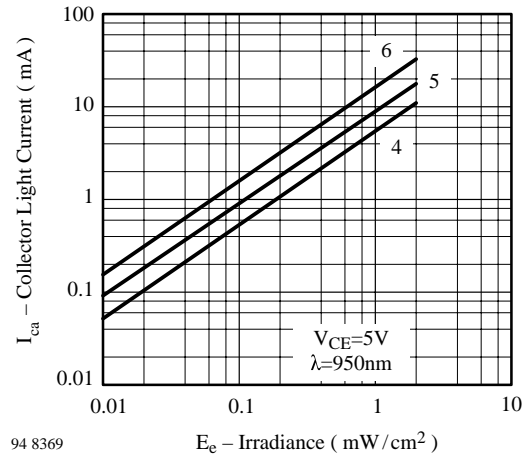
Type Dedicated Characteristics

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

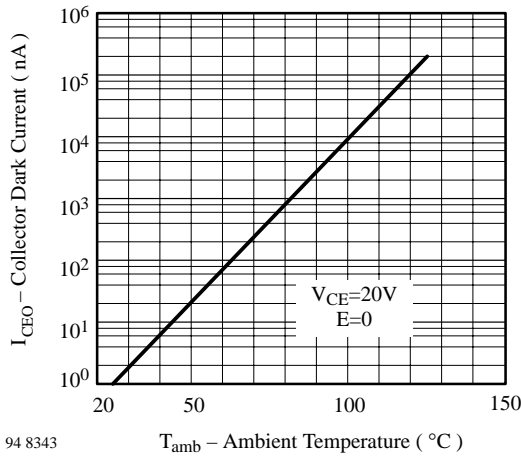
Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Current Gain	$V_{CE} = 5 \text{ V}$, $I_C = 1 \text{ mA}$	BPX38-4	B		330		
		BPX38-5	B		520		
		BPX38-6	B		650		
Collector Light Current	$E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950 \text{ nm}, V_{CE} = 5 \text{ V}$	BPX38-4	I_{ca}	0.5	0.7	1.0	mA
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

Typical Characteristics ($T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified)


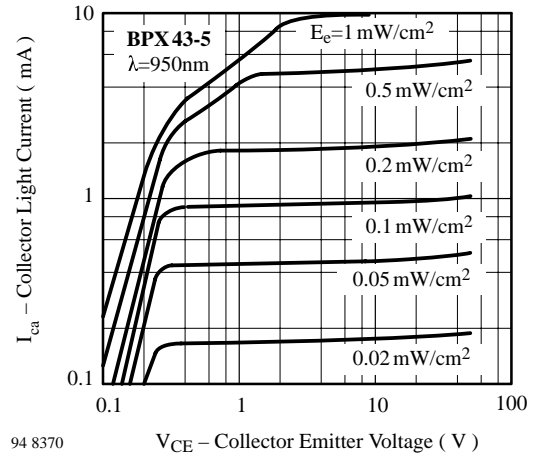
94 8342

Figure 1. Total Power Dissipation vs. Ambient Temperature


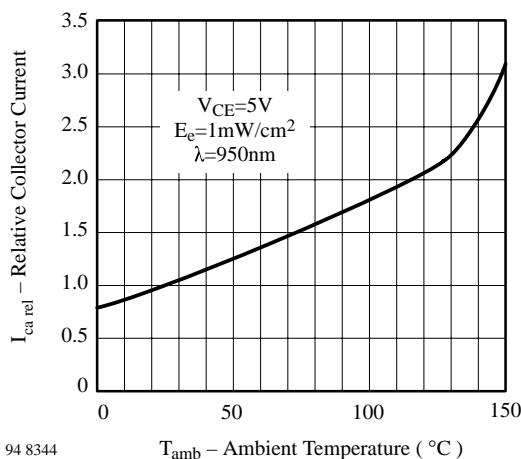
94 8369

Figure 4. Collector Light Current vs. Irradiance


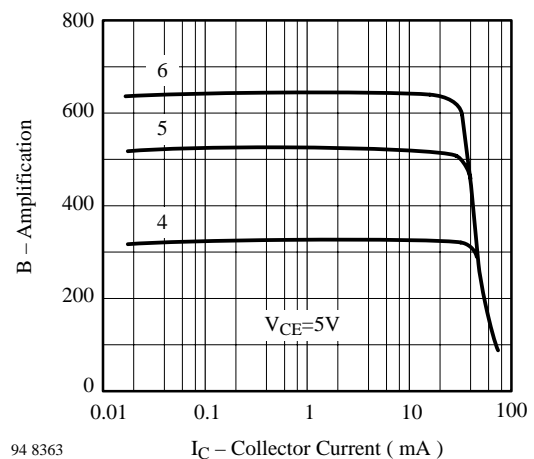
94 8343

Figure 2. Collector Dark Current vs. Ambient Temperature


94 8370

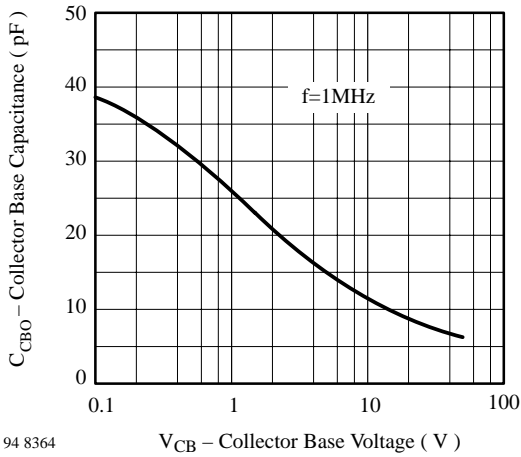
Figure 5. Collector Light Current vs. Collector Emitter Voltage


94 8344

Figure 3. Relative Collector Current vs. Ambient Temperature


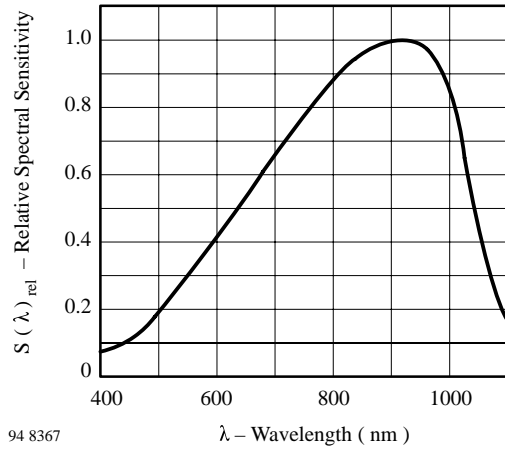
94 8363

Figure 6. Amplification vs. Collector Current



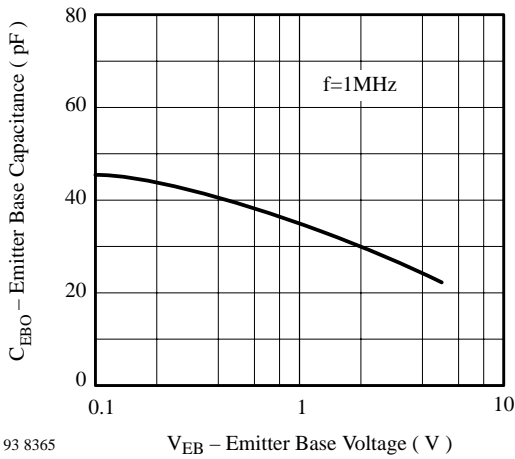
94 8364

Figure 7. Collector Base Capacitance vs. Collector Base Voltage



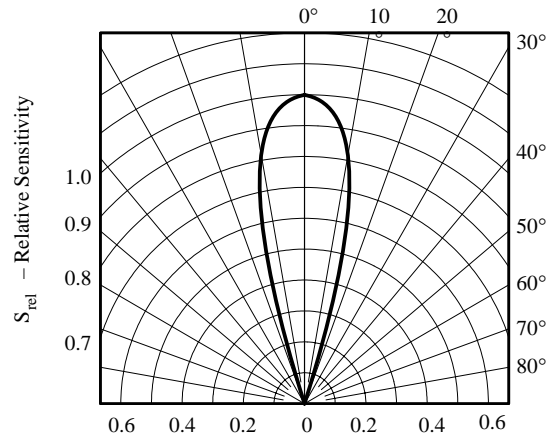
94 8367

Figure 10. Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength



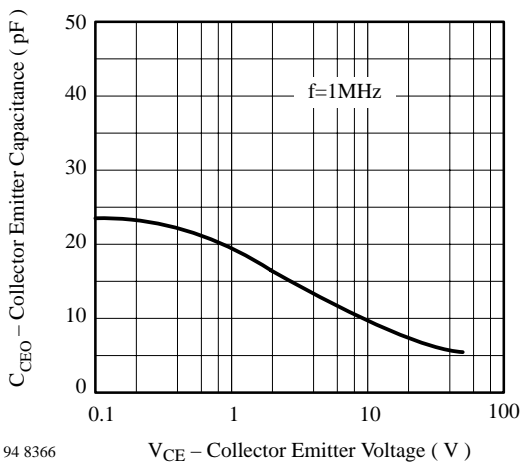
93 8365

Figure 8. Emitter Base Capacitance vs. Emitter Base Voltage



94 8371

Figure 11. Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement



94 8366

Figure 9. Collector Emitter Capacitance vs. Collector Emitter Voltage

Résumé :

La photo-pléthysmographie est un outil qui permet de mesurer de façon simple, fiable, non invasive et continue le taux de saturation d'oxygène dans le sang ainsi que le rythme cardiaque d'un être humain. Une sonde rouge/infrarouge a été développée assurant une bonne isolation optique. Des circuits analogiques de mise en forme ont été développés permettant d'avoir un signal PPG de bon rapport signal sur bruit. L'acquisition des signaux photo-pléthysmogramme a été réalisée à travers une carte d'acquisition réalisée autour d'un microcontrôleur du type PIC 16F877. Les résultats obtenus par ce système sont des signaux de bonne qualité visualisés sur oscilloscope puis numérisés et visualisés sur un PC grâce à l'interface graphique PPG scope développée sous Delphi. Le signal numérisé est enregistré comme fichier de données sous format TXT pour un traitement ultérieur. Ces fichiers enregistrés peuvent faire l'objet de pièce numérique faisant partie du dossier médical d'un patient. Plusieurs mesures ont été effectuées sous des conditions d'effort physique, de vasodilatation pour montrer la qualité des signaux PPG recueillis.

Mots clés : photo-pléthysmographie, taux d'oxygénation du sang, rythme cardiaque, PIC16F877.

المخلص:

صور تخطيط التحجم هو أداة لقياس بسيطة وموثوق بها وغير الغازية ومستمرة تشبع الأوكسجين في الدم ومعدل ضربات القلب للإنسان. وقد وضعت أحمر الاستشعار / الأشعة تحت الحمراء لضمان العزلة البصرية جيدة. وقد وضعت الدوائر التناظرية تشكيل السماح إشارة PPG وجود إشارة جيدة إلى نسبة الضوضاء. وقد تحقق اكتساب إشارات مخطط التحجم الصورة من خلال بطاقة التقاط بنيت حول متحكم PIC 16F877 النوع. النتائج التي حصل عليها هذا النظام هي من إشارات ذات نوعية جيدة المعروضة على الذبذبات ثم مسحها ضوئياً وعرضها على جهاز الكمبيوتر باستخدام نطاق PPG وضعت في إطار دلقي واجهة المستخدم الرسومية. يتم تخزين إشارة رقمية كملف البيانات في شكل النص لمزيد من المعالجة. يمكن لهذه الملفات المحفوظة تكون جزءاً من الجزء الرقمية من السجل الطبي للمريض. وأدلى العديد من القياسات في ظل ظروف من مجهود بدني، توسع الأوعية لإظهار جودة إشارات PPG التي تم جمعها. **كلمات البحث:** الصور تخطيط التحجم، مستوى الأوكسجين في الدم ومعدل ضربات القلب، PIC16F877.

Abstract :

Photo-plethysmography is a tool to measure a simple, reliable, non-invasive and continuous oxygen saturation in the blood and the heart rate of a human being. A red sensor / infrared has been developed to ensure good optical isolation. Analog circuitry shaping have been developed allowing a PPG signal having good signal to noise ratio. The acquisition of photo plethysmogram signals was achieved through a capture card built around a microcontroller PIC 16F877 kind. The results obtained by this system are of good quality signals displayed on an oscilloscope and then scanned and viewed on a PC using the PPG scope developed under Delphi GUI. The digitized signal is stored as a data file in text format for further processing. These saved files can be part of digital part of the medical record of a patient. Several measurements were made under conditions of physical exertion, vasodilation to show the quality of PPG signals collected.

Keywords: photo-plethysmography, blood oxygenation level, heart rate, PIC16F877....