

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud MAMMARI de Tizi-Ouzou



Faculté de génie électrique et d'informatique

Département électronique



MEMOIRE

DE FIN D'ETUDES

En vue de l'obtention du Diplôme de Master 2

Spécialité : Electronique

Option : Instrumentation biomédicale

Thème

Conception et réalisation d'un oxymètre de pouls

Réalisé par:

M^{elle} LALAOUI Nadine

M^r DAHMOUN Kamel

Dirigé par:

proposé par:

M^{me} Z.AMIROU

Mr.S.DJIOUA

Promotion 2013-2014

Remerciement

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 Mme Amirou, notre promotrice et notre encadreur Mr djioua pour tous leurs soutient et leurs conseils qui nous on apporté de l'aide dans la réalisation de notre projet.

Merci à vous...

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 : Tydia et Ania

A mon cher et unique frère : Naim.

*A mon très cher mari Rachid et toute sa famille.
A mes très cher oncles et tentes*

A mes très chères grands-mères et mon grand-père.

A mon collègue et mon binôme Kamel et à tous mes amis

A toute personne qui était derrière ma réussite et ma soutenait par tout les moyens.

Nadine

Dédicaces

Je voudrai dédier le présent travail tout spécialement a mes chers parents qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie également ce travail a mes chers sœurs Assia, hayet et Naima ,a leurs maris Jugurtha, Merzouk et Ferhat .

Je tiens énormément a remercier, mon collègue et binome Nadine et tout mes camarades de cette 1^{ere} promotion << Electronique biomédicale>>.

Sans oublier mes chers amis et copains Said , Rezak, Yazid, Merzouk, Hakim, Sofiane, Sidali, Massinissa, Lila, Warda ,célia, amel et Houria.

Liste des figures

Figure I.1. Le cœur.....	3
Figure I.2. Le vaisseau sanguin.....	4
Figure I.3. Illustration de la petite circulation.....	5
Figure I.4. Illustration de la grande circulation.....	6
Figure I.5. Appareil respiratoire (voies externes).....	8
Figure I.6. Appareil respiratoire (voies internes).....	8
Figure I.7. L'alvéole pulmonaire.....	9
Figure I.8. Les quatre chaînes globines formant la molécule d'hémoglobine.....	10
Figure.9. Courbe de dissociation de l'hémoglobine à 37°C avec un pH de 7,4 et une $PaCO_2$ de 40 mm Hg [12].....	12
Figure I.10. Contenu artériel total en oxygène.....	13
Figure II.1. Principe d'émission/réception.....	18
Figure II.2. Principe de l'oxymétrie de pouls.....	19
Figure II.3. Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde.....	21
Figure II.4. La relation entre le rapport R et la saturation en oxygène.....	23
Figure II.5. Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft).....	25
Figure II.6. Sonde placé à l'extrémité de doigt.....	28
Figure II.7. Exemple d'une pince a oreille.....	28
Figure II.8. Sonde placé sur le front.....	29
Figure III.1. Schéma bloc de l'appareil.....	31
Figure III.2. Exemple de LEDs.....	32

Figure III.3. LED rouge.....	33
Figure III.4. LED infra rouge.....	33
Figure III.5. Photo résistance.....	34
Figure III.6. Photo diode.....	35
Figure III.7. Photo transistor.....	35
Figure III.8. Capteur photographique.....	36
Figure III.9. Circuit électrique du capteur.....	38
Figure III.9. Variations de la photorésistance en fonction de la lumière.....	39
Figure III.10. Bloc diagramme interne et le boîtier du LM358.....	40
Figure III.11. Schéma du filtre P-haut actif inverseur	42
Figure III.12. Filtre P. bande actif inverseur	43
Figure III.13. Exemple d'un pic(16F887).....	46
Figure III.14. Architecture interne du 16F887.....	47
Figure III.15. Entrées/Sorties du 16F887.....	48
Figure III.16. Schéma du mode EC.....	49
Figure III.17. Circuit d'horloge en mode RC.....	50
Figure III.18. Schéma d'oscillateur a quartz.....	50
Figure III.19. Oscillateur céramique.....	51
Figure III.21. Vu externe de l'afficheur GLCD.....	52
Figure III.20. Organigramme de la gestion du système.....	53
Figure III.23. Organigramme de calcul de la SPO_2	54
Figure III.24. Organigramme de calcul de rythme cardiaque.....	55

Figure IV.1. Exemple de conception électronique sur Altium designer version 2014.....	57
Figure IV.2. Fenêtre logiciel de programmation Micro C.....	58
Figure IV.3. Aperçu de l'oscilloscope UNI-T UTD2052CL.....	59
Figure IV.4. Multimètre Digital UT60D.....	59
Figure IV.5. Aperçu du lab. d'essai.....	60
Figure IV.6. Alimentation stabilisée.....	60
Figure IV.7 : EASYdsPIC A4.....	60
Figure IV.7. Circuit générant la tension de +5V.....	62
Figure IV.8. Schéma électrique de la partie analogique.....	63

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Liste des abréviations	
Introduction générale.....	1
Chapitre I : le système cardio-respiratoire	
Introduction.....	2
I.1 Définition du système cardio-respiratoire	2
I.2 Le système cardiovasculaire	2
I.2.1 Le cœur	2
I.2.2 Les vaisseaux	3
I.3 Le sang.....	4
I.3.1 La circulation sanguine.....	4
a) La circulation pulmonaire (petite circulation).....	5
b) La circulation systémique	5
I.4 L'appareil respiratoire	6
I.4.1 Anatomie de l'appareil respiratoire.....	6
a) Les voies conductrices	6
b) Les poumons	7
c) Les alvéoles pulmonaires.....	9
I.4.2 Les échanges gazeux	9
a) Phase alvéolaire	9
b) phase cellulaire.....	9
I.5 L'hémoglobine.....	10
I.5.1 Structure de l'hémoglobine.....	10
I.5.2 Mode de transport des gaz	10
I.5.2.1 Mode de transport de l'oxygène	11

A. La fixation de l'oxygène par l'hémoglobine	11
B. La courbe de saturation de l'hémoglobine	12
C. Le contenu artériel en oxygène	12
I.5.2.2 Mode de transport du gaz carbonique.....	13
Conclusion	14
Chapitre II : l'oxymétrie de pouls	
Introduction.....	16
II.1 Historique	16
II.2 Principe de fonctionnement.....	17
II.2.1 Rappel physiologique	17
II.2.2 Fonctionnement	17
II.2.3 Interprétation.....	18
III.3 Absorption de la lumière par Hb et HbO ₂	18
III.3.1 Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile	18
II.3.2 Loi de Beer –Lambert	20
II.3.3 Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO ₂	21
II.4 Nécessité d'étalonnage.....	22
II.5 La mesure de la saturation artérielle en oxygène	22
II.6 Taux de saturation en oxygène	23
a) L'utilisation de diodes électroluminescentes	24
b) Conversion du rapport en SaO ₂	24
C) Différence entre la SaO ₂ et laPaO ₂	25
II.7 Facteurs pouvant altérer la lecture.....	26
II.8 Equipements de l'appareil.....	28
II.8.1 La sonde.....	28
II.8.2 Le microprocesseur	29
II.8.3 L'écran.....	29
Conclusion	29

Chapitre III : la conception de l'oxymètre de pouls

Introduction.....	30
III.1 Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls	30
III.2 Acquisition du signal, Amplification et filtrage	31
III.2.1 Les LEDs.....	31
a) LED rouge.....	32
b) LED infra rouge	32
III.2.2 les capteurs	33
1) La Photorésistance.....	33
2) La Photodiode	33
3) Le Phototransistor	34
4) Le Capteur Photographique	35
III.2.2.1 Fonctionnement de la photorésistance	35
III.2.2.2 Caractéristiques Electrique des LDR selon leurs types	36
a) Cellules de sulfure de cadmium (CdS, Couleur marron).....	36
b) Cellule au séléniure de cadmium(CdSe).....	36
c) Cellules au sulfoséléniure de cadmium (CdSSe couleur noir).....	36
d) Cellule au sulfure de plomb(PbS)	36
III.2.2.3 Etude du récepteur photosensible	37
III.2.3 Amplification du signal.....	38
III.2.4 Filtrage du signal	39
A- Filtre pass haut	40
B- filtre pass bande	41
III.3 Partie numérique.....	43
III.3.1 Numérisation	43
A) Echantillonnage	43

B) Quantification	43
III.3.2 Convertisseur analogique-numérique	43
III.3.3 Définition du pic	44
III.4.4 critère de choix du PIC	45
a) Architecture générale du PIC 16F887.....	45
b) ports d'entrées /sorties	46
III.4.5 Circuit d'horloge.....	48
a) Horloge externe	48
b) Horloge interne	50
III.4 Affichage.....	50
III.5 Alimentation.....	51
III.6 Organigramme de la gestion du système	52
III.6.1 Partie traitement numérique	52
III.6.2 Détection du rythme cardiaque.....	54
Conclusion	55
Chapitre IV : réalisation de l'oxymètre de pouls	
Introduction.....	56
IV.1 Matériels utilisés	56
IV.1.1 Logiciels utilisés	56
A- Logiciel de conception électronique.....	56
B-Logiciel de programmation	57
IV.1.2 Appareillages utilisés.....	57
a-Oscilloscope	57
b-Multimètre digital.....	58
c-Lab. d'essaie	59

d-Alimentation stabilisée	59
e-système de développement.....	60
IV.2 Réalisation électronique	60
IV.2.1 Réalisation des schémas électroniques	60
a- Alimentation autonome.....	60
b- Partie analogique	62
c- Partie numérique.....	63
IV.3 Logiciel de gestion	66
IV.4 Mesure du SpO ₂	67
a-sujet 1	67
b-sujet 2.....	68
Conclusion	69
Conclusion générale	
Références	
Annexes	

Liste des figures

Figure I.1. Le cœur.....	3
Figure I.2. Le vaisseau sanguin	4
Figure I.3. Illustration de la petite circulation	5
Figure I.4. Illustration de la grande circulation	6
Figure I.5. Appareil respiratoire (voies externes)	8
Figure I.6. Appareil respiratoire (voies internes).....	8
Figure I.7. L'alvéole pulmonaire	9
Figure I.8. Les quatre chaînes globines formant la molécule d'hémoglobine.....	10
Figure.9. Courbe de dissociation de l'hémoglobine à 37°C avec un pH de 7,4 et une P_{50} de 40 mm Hg	12
Figure I.10. Contenu artériel total en oxygène	13
Figure II.1. Principe d'émission/réception.....	18
Figure II.2. Principe de l'oxymétrie de pouls.....	19
Figure II.3. Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde	21
Figure II.4. La relation entre le rapport R et la saturation en oxygène	23
Figure II.5. Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft).....	25
Figure II.6. Sonde placé à l'extrémité de doigt	28
Figure II.7. Exemple d'une pince a oreille.....	28
Figure II.8. Sonde placé sur le front	29
Figure III.1. Schéma bloc de l'appareil	30
Figure III.2. Exemple de LEDs	31

Figure III.3. LED rouge	32
Figure III.4. LED infra rouge	32
Figure III.5. Photo résistance	33
Figure III.6. Photo diode	34
Figure III.7. Photo transistor	34
Figure III.8. Capteur photographique	35
Figure III.9. Circuit électrique du capteur.....	37
Figure III.9. Variations de la photorésistance en fonction de la lumière	38
Figure III.10. Bloc diagramme interne et le boîtier du LM358.....	39
Figure III.11. Schéma du filtre P-haut actif inverseur	41
Figure III.12. Filtre P. bande actif inverseur	42
Figure III.13. Exemple d'un pic(16F887).....	45
Figure III.14. Architecture interne du 16F887	46
Figure III.15. Entrées/Sorties du 16F887	47
Figure III.16. Schéma du mode EC	48
Figure III.17. Circuit d'horloge en mode RC.....	49
Figure III.18. Schéma d'oscillateur a quartz.....	49
Figure III.19. Oscillateur céramique.....	50
Figure III.21. Vu externe de l'afficheur GLCD	51
Figure III.20. Organigramme de la gestion du système.....	52
Figure III.23. Organigramme de calcul de la	53
Figure III.24. Organigramme de calcul de rythme cardiaque	54

Figure IV.1. Exemple de conception électronique sur Altium designer version 2014	56
Figure IV.2. Fenêtre logiciel de programmation Micro C.....	57
Figure IV.3. Aperçu de l'oscilloscope UNI-T UTD2052CL.....	58
Figure IV.4. Multimètre Digital UT60D	58
Figure IV.5. Aperçu du lab. d'essai.....	59
Figure IV.6. Alimentation stabilisée	59
Figure IV.7 : EASY PIC 6.....	60
Figure IV.8. Circuit générant la tension de +5V.....	61
Figure IV.9. Schéma électrique de la partie analogique.....	62
Figure IV.10. circuit électrique de la carte numérique.....	63
Figure IV.11. Différentes Entrées/Sorties	64
Figure IV.12. Circuit d'oscillateur	64
Figure IV.13. Brochage de l'afficheur GLCD.....	65
Figure IV.14. Circuit de Reset	65
Figure IV.15. Signal AC de la LED infrarouge.....	67
Figure IV.16. Signal AC de la LED rouge	67
Figure IV.17. Le signal AC de la LED infrarouge	68
Figure IV.18. Le signal AC de la LED infrarouge.....	69

Liste des tableaux

Table 1. Nomenclature des composants de la carte d'alimentation	61
Tableau2. Nomenclature de la carte analogique	63
Tableau3. Nomenclature de la carte numérique	66
Tableau 5 : Mesure des amplitudes AC et DC des signaux PPG et de SpO2 du sujet2	69
Tableau 4 : Mesure des amplitudes AC et DC des signaux PPG et SpO2 du sujet 1	68

Liste des abréviations

SpO_2 : saturation partielle en oxygène.

SaO_2 : saturation artérielle en oxygène.

SaO_2 : Pourcentage d'hémoglobine saturée par l'oxygène dans le sang artériel.

PaO_2 : Pression partielle d'oxygène dans le sang artériel(*mm Hg*).

HbO_2 : Hémoglobine oxygéné.

Hb: Hémoglobine désoxygéné.

IR : Infra Rouge.

CAN : Convertisseur analogique numérique.

Introduction générale

Introduction générale

L'hypoxémie est une situation fréquente au cours de la période préopératoire et chez les patients hospitalisés. Ses effets délétères sont démontrés en termes d'augmentation de la mortalité et de la morbidité, notamment cardio-vasculaire. Sa détection précoce s'avère donc primordiale, afin d'en corriger les causes et d'en limiter les complications. Le diagnostic clinique de l'hypoxémie étant très tardif, le recours à une surveillance instrumentale chiffrée est nécessaire. La conception d'appareils permettant une mesure fiable, continue et non invasive du contenu sanguin en oxygène a donc constitué depuis de nombreuses années un enjeu important [1,2].

L'oxymétrie de pouls a permis d'apporter quelques solutions. C'est une méthode non invasive de mesure de la saturation en oxygène, à partir d'un signal lumineux transmis à travers des tissus et qui prend en compte le caractère pulsatile du flux sanguin [3,4]. Des progrès technologiques comme les diodes émettrices de lumière (LED), les photo détecteurs miniaturisés et les microprocesseurs ont permis d'aboutir au cours des années 80 à des oxymètres de pouls miniaturisés, peu coûteux et faciles à utiliser. Ces oxymètres de pouls font actuellement partie de la surveillance standard des patients au bloc opératoire et en réanimation [5].

Ce présent travail de fin d'étude s'inscrit dans cette problématique. Il a été réalisé lors d'un stage que nous avons effectué au laboratoire DZ-lab et supervisé par Mr S.Djioua. Il consiste à concevoir et réaliser un oxymètre de pouls. Un tel travail est organisé comme suit : Dans le premier chapitre, nous exposons les notions de base sur le système cardio-respiratoire et le principe des échanges gazeux.

Dans le deuxième chapitre intitulé « oxymétrie de pouls », nous avons parlé de manière détaillée du fonctionnement de l'oxymètre de pouls en y expliquant la réaction du lit capillaire aux longueurs d'onde des lumières utilisées pour la mesure du taux d'oxygène dans le sang.

La conception de l'oxymètre ainsi que le choix des composants utilisés font objet du troisième chapitre.

La réalisation pratique des différents circuits ainsi que les résultats obtenus sont exposés dans le quatrième chapitre.

Une conclusion générale ainsi qu'une brève perspective clôturent ce travail.

Chapitre I : système cardio- respiratoire

Introduction

Ce chapitre présente le système cardio-respiratoire. Ce système assure une fonction vitale pour l'être humain. Elle est effectuée grâce à la combinaison d'un système cardio-respiratoire et d'un système cardio-vasculaire basé sur la circulation du sang chargé des gaz respiratoires.

Le système cardio-respiratoire peut être exposé à plusieurs maladies et dysfonctionnement, parmi lesquels on cite l'hypoxémie qui se produit lorsque la quantité d'oxygène transporté par le sang est insuffisante. La mesure de ce paramètre est importante et peut se faire grâce à un oxymètre de pouls.

I.1 Définition du système cardio-respiratoire

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

I.2 Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire permet l'irrigation de tous les organes de l'organisme. Il est composé du cœur et des vaisseaux et forme deux circulations disposées en série : la circulation pulmonaire et la circulation générale [2].

I.2.1 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 comme la montre la figure (I.1) [3]. Les valvules situées entre les oreillettes et les ventricules ainsi que celles entre ventricules et artères orientent l'écoulement du sang respectivement de l'oreillette vers le ventricule et du ventricule vers l'artère en empêchant son reflux [2].

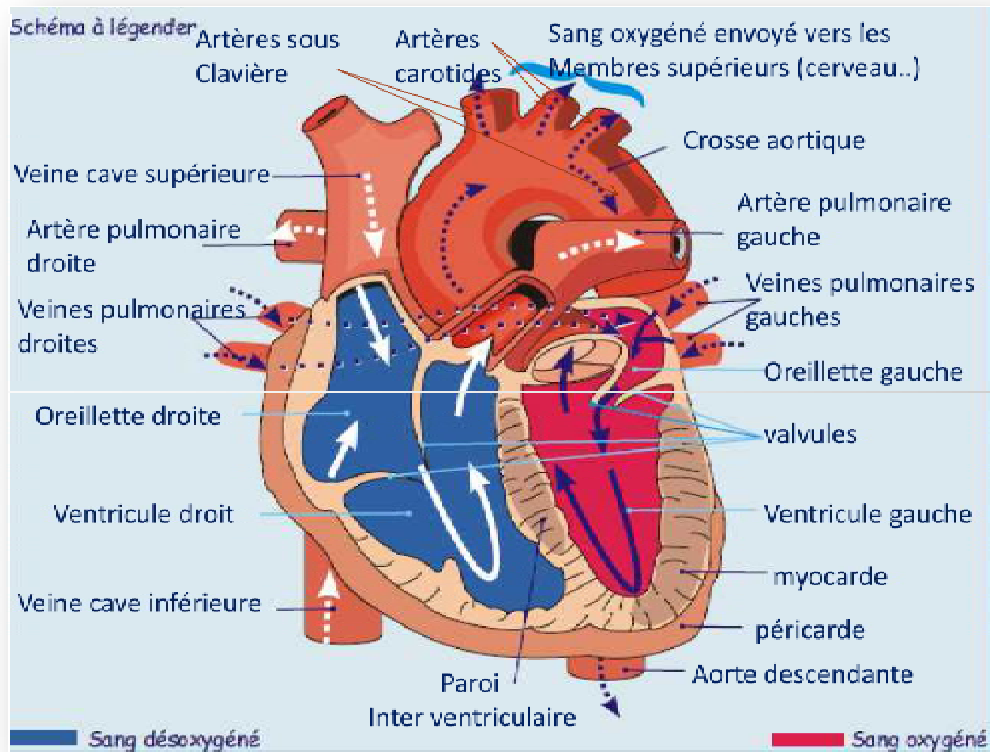


Figure I.1. Coupe longitudinale du cœur [4].

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 [10]. 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 [5].

I.2.2 Les vaisseaux

Les vaisseaux 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 [3]. 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 (Voir figure I.2) [4].

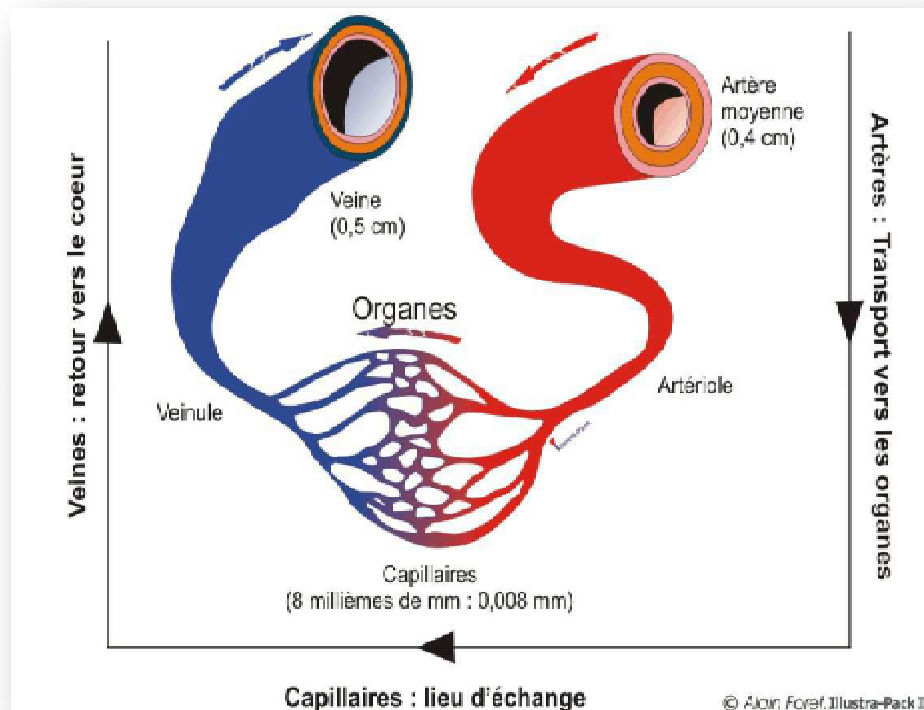


Figure I.2. Le vaisseau sanguin [4].

I.3 Le sang

Le sang représentant environ 5 à 6 litres dans le corps humain adulte. Son rôle est :

- d'hydrater le corps
- de répartir la chaleur
- d'acheminer l'oxygène et le glucose
- permet la défense de l'organisme grâce aux anticorps.

Il évacue les déchets, soit :

- par le biais des poumons
- par les reins
- par la peau [4].

I.3.1 La circulation sanguine

Il existe deux circulations sanguines correspondantes aux deux parties du cœur :

- La circulation pulmonaire (petite circulation) assure l'oxygénation du sang.
- La circulation générale (circulation systémique) ou grande circulation, assure l'oxygénation des cellules de tout le corps [4].

a) La circulation pulmonaire (petite circulation)

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 (voir figure I.3) [5].

b) La circulation systémique

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 (voir figure I.4) [4].

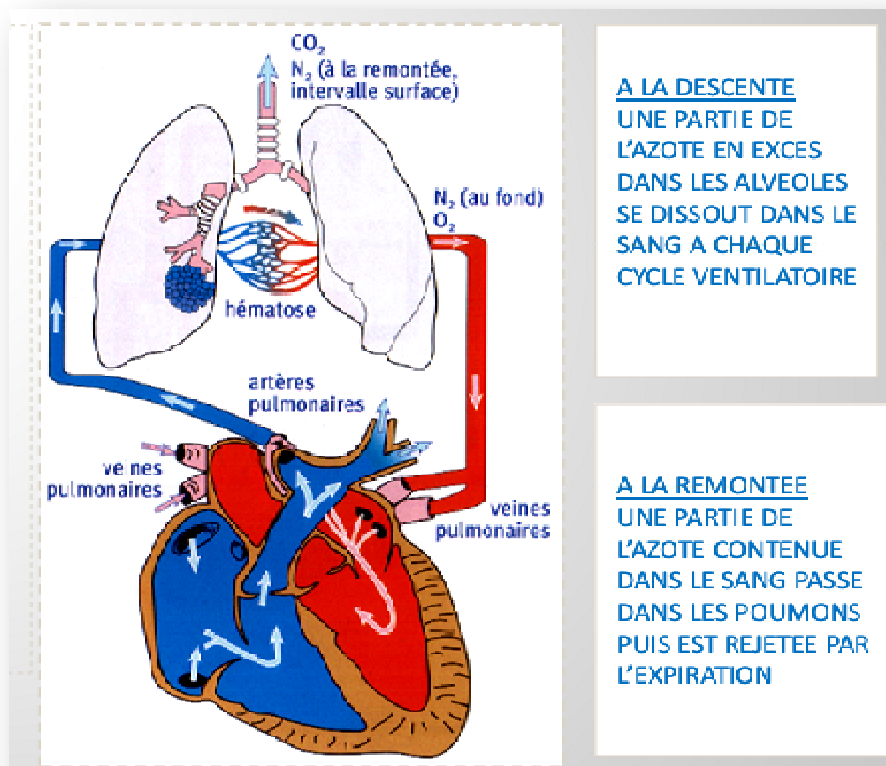


Figure I.3. Illustration de la petite circulation [4].

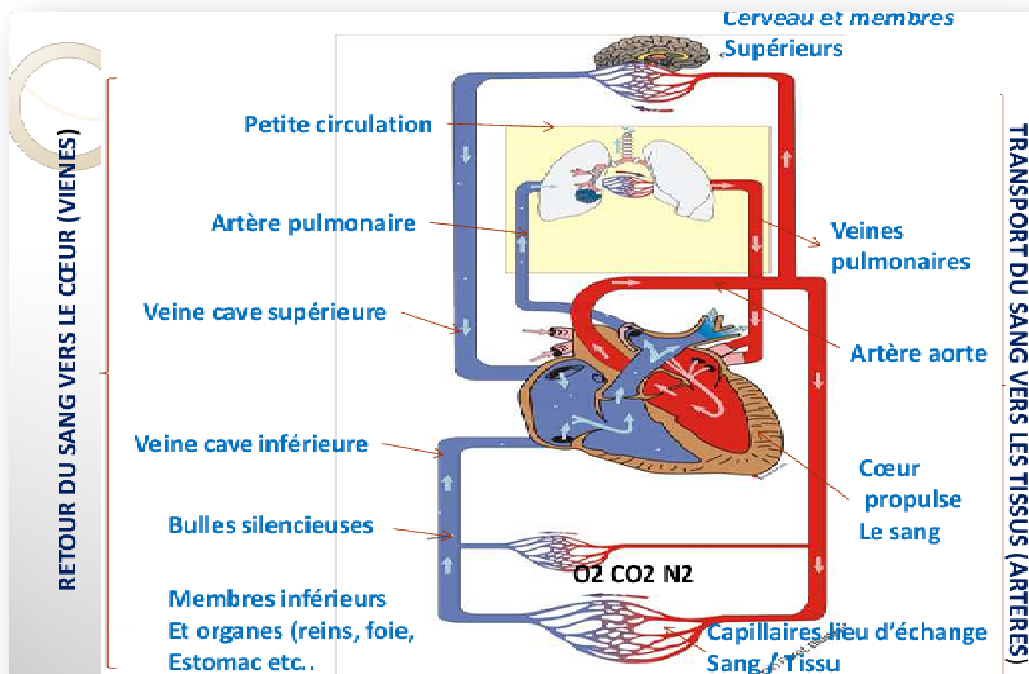


Figure I.4. Illustration de la grande circulation [4].

I.4 L'appareil respiratoire

Les principales fonctions du système respiratoire consistent à absorber de l'oxygène et à éliminer du dioxyde de carbone dans le corps. Il transporte l'oxygène vers les alvéoles situés dans les poumons pour permettre les échanges gazeux nécessaires à la combustion cellulaire [6].

I.4.1 Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire de l'Homme est constitué de trois parties distinctes:

- § Les voies conductrices
- § Les poumons
- § Les alvéoles pulmonaires.

a) Les voies conductrices

Ce sont le nez, les fosses nasales, le pharynx, le larynx, la trachée et les bronches (voir figure I.5) [7].

Les fosses nasales: Elles sont au nombre de deux. Elles sont situées juste derrière les narines. Elles possèdent une zone appelée "zone olfactive", cette zone vous permet de sentir les odeurs. Elles sont recouvertes d'un mucus. Ce mucus a deux fonctions :

- La première est d'humidifier l'air avant d'entrer dans les poumons.
- La seconde est de servir d'adhésif. L'air respiré contient des poussières. Celles-ci sont littéralement collées au mucus au passage de l'air. C'est cet ensemble mucus-poussière que vous retrouvez dans votre mouchoir [7].

Le pharynx: Il permet de diriger l'air vers les poumons et les aliments vers l'estomac. C'est un véritable aiguillage [7].

Le larynx: Il porte les cordes vocales. Il nous permet donc de parler [7].

La trachée et les bronches : Elles conduisent l'air vers les poumons. Ce sont des tubes portant des anneaux afin de les rendre plus rigides [7].

b) Les poumons

Il en existe deux. Ils contiennent un grand nombre d'alvéoles, sorte de petits sacs. Les poumons contiennent environ 5,5 litres d'air. Entre les poumons se trouve le cœur (voir figure I.6) [7].

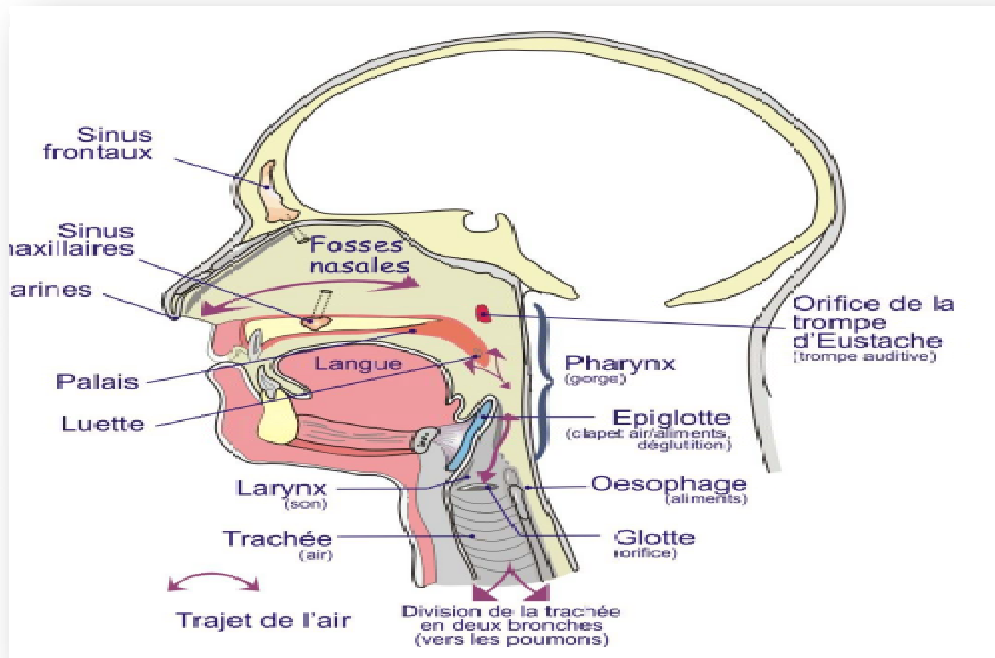


Figure I.5. Appareil respiratoire (voies externes) [8].

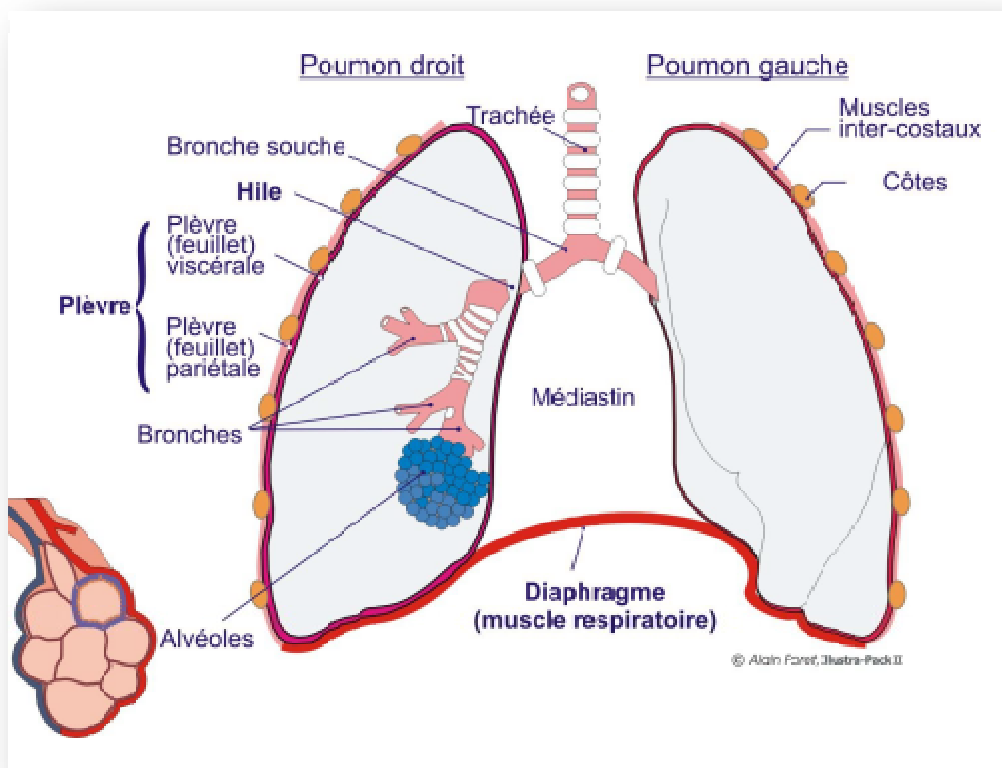


Figure I.6. Appareil respiratoire (voies internes) [8].

c) Les alvéoles pulmonaires

La figure I.7 présente la structure de base du poumon, siège des échanges gazeux (,) les alvéoles pulmonaires sont des petits sacs où débouche l'air amené par les voies respiratoires. Leurs parois sont élastiques et tapissées de liquide et de surfactant. Le rôle de ce liquide est de dissoudre les gaz avant leur diffusion au travers des parois [7].

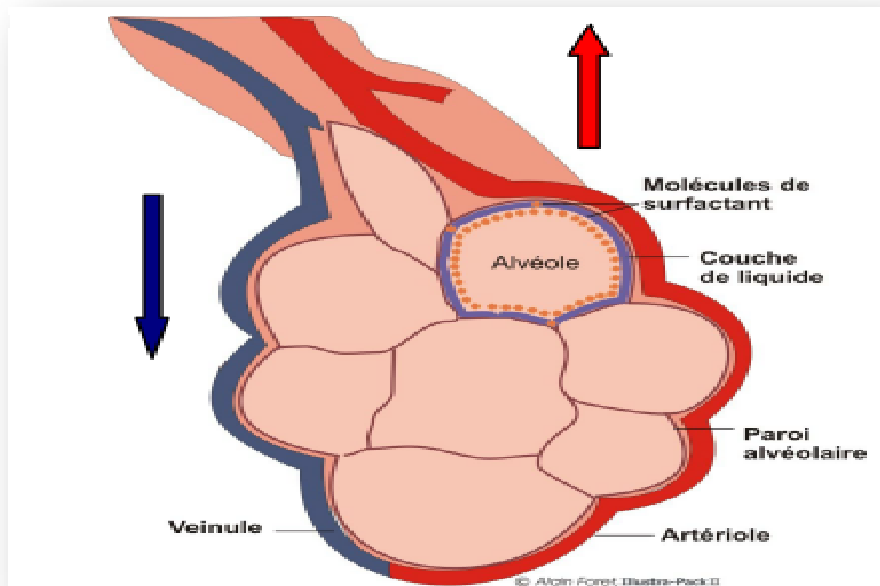


Figure I.7. L'alvéole pulmonaire [8].

I.4.2 Les échanges gazeux

Les échanges gazeux se déroulent en deux étapes : une phase alvéolaire et une phase tissulaire, le sang jouant le rôle de transporteur de l'une à l'autre. Les échanges gazeux se font par diffusion à travers les membranes cellulaires, uniquement sous l'influence de différences de pression ou de concentration de part et d'autre de cette membrane. Les gaz vont des pressions les plus fortes vers les pressions les plus basses pour établir un équilibre [9].

a) Phase alvéolaire

L'oxygène, en plus forte concentration dans les alvéoles, passe dans les capillaires afin d'oxygéner le sang. Pendant ce temps, le gaz carbonique du sang passe dans les alvéoles pour

être évacué lors de l'expiration. Au niveau alvéolaire, la diffusion du O_2 est beaucoup plus rapide que celle de l' CO_2 [9].

b) phase cellulaire

Au fur et à mesure de son parcours dans le corps, le sang libère des molécules d'oxygène (O_2). Celles-ci se fixent alors sur les cellules qui, en contre partie, rejettent du CO_2 [9].

I.5 L'hémoglobine

L'hémoglobine humaine est constituée de quatre chaînes identiques deux à deux : deux chaînes α de 141 acides aminés chacune et de deux chaînes β de 146 acides aminés chacune (ce qui donne un total de 574 acides aminés pour l'hémoglobine). Chacune de ces chaînes est associée à un groupement prosthétique (voir figure I.8).

L'hémoglobine est une protéine dont la principale fonction est le transport du dioxygène dans l'organisme humain et chez les autres vertébrés. Elle se trouve essentiellement à l'intérieur des globules rouges du sang (13.5 à 17.5 g/dl chez l'homme et 12.5 à 15.5 g/dl chez la femme de sang d'hémoglobine) ce qui leur donne une couleur rouge [10].

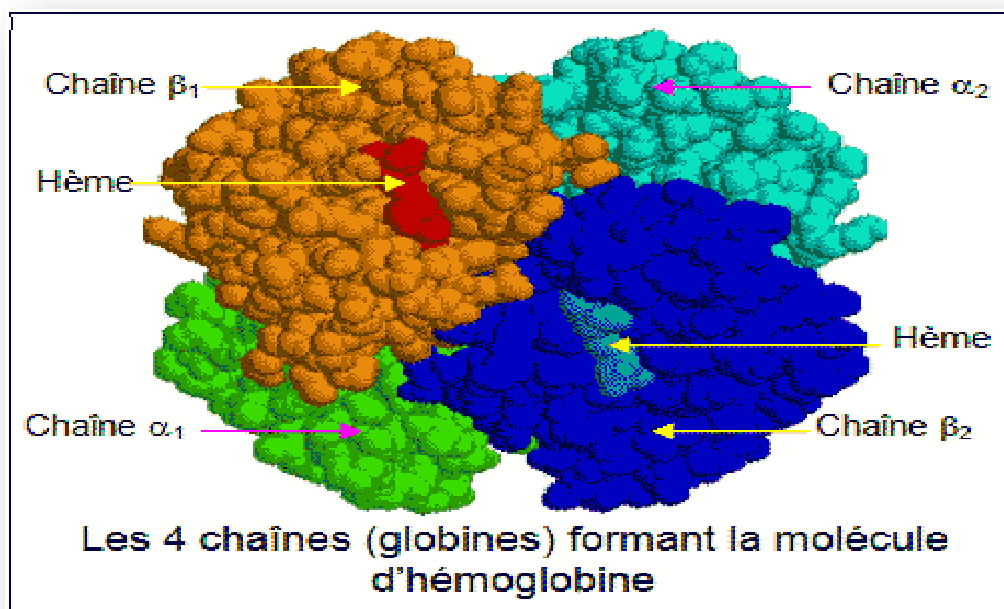


Figure I.8. Les quatre chaînes globines formant la molécule d'hémoglobine.

I.5.1 Structure de l'hémoglobine

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33 % d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène.

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle, l'oxyhémoglobine [10]. Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène. L'hémoglobine désoxygénée s'appelle, la déoxyhémoglobine [10].

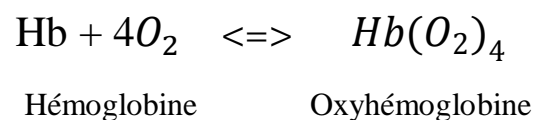
I.5.2 Mode de transport des gaz

Le transport des gaz s'effectue en deux modes

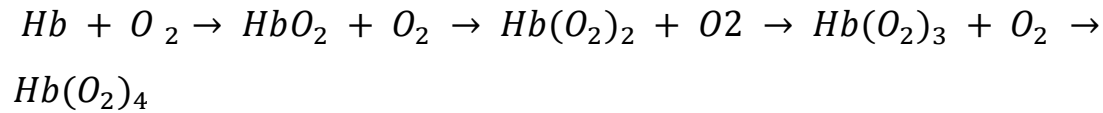
I.5.2.1 Mode de transport de l'oxygène

L'oxygène est principalement transporté dans le sang sous forme liée à l'hémoglobine. Cette forme de transport représente 98% du contenu total en O₂ du sang [11].

A. La fixation de l'oxygène par l'hémoglobine: 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 l'Hb selon une réaction rapide, réversible, non linéaire et auto catalytique [11].



L'oxygénation de l'hémoglobine se fait en plusieurs réactions intermédiaires, il n'y a en effet pas de fixation simultanée de quatre molécules d'oxygène sur les quatre atomes de fer[11] :



En effet, lors de l'oxygénation de l'hémoglobine, vont se former des composés intermédiaires qui facilitent l'oxygénation ultérieure de la molécule selon un principe dit de « coopérativité entre les chaînes ». L'hémoglobine présente un effet allostérique. Elle peut en effet se trouver sous deux états stables, la forme T et la forme R. La forme T est ramassée et possède une affinité pour l'oxygène plus faible que la forme R. Les sous unités sont maintenues ensemble par des interactions électrostatiques. Si l'oxygène s'associe à l'une des sous unités de la forme T, ceci conduit à une variation locale de la conformation qui affaiblit les interactions entre les sous unités. Lorsque la pression partielle en O_2 augmente, un nombre croissant de molécules passe sous la forme R plus affine. En raison de ces interactions coopératives entre les sous-unités, l'affinité de l'Hb pour l' O_2 augmente fortement avec la concentration en O_2 .

La fixation de l' O_2 par l'hémoglobine est donc caractérisée par une forte affinité et une non linéarité.

B. La courbe de saturation de l'hémoglobine : On représente usuellement la portion liée à l'hémoglobine par la mesure de la saturation artérielle en oxygène (SaO_2).

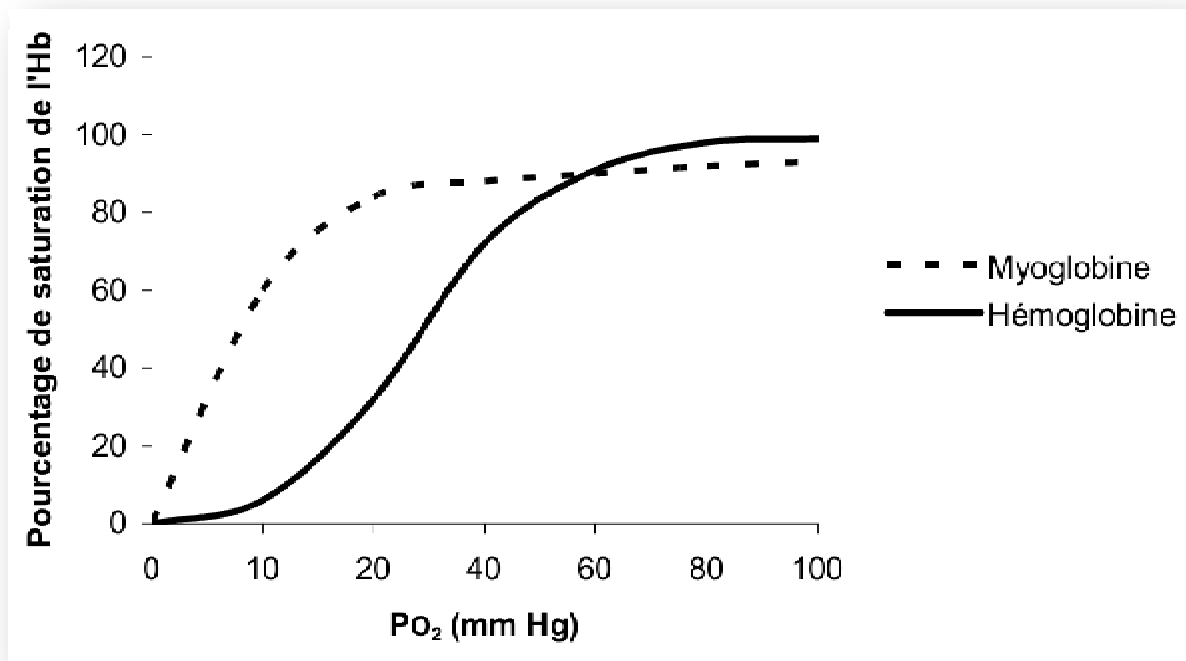


Figure.9. Courbe de dissociation de l'hémoglobine à 37°C avec un pH de 7,4 et une P_{O_2} de 40 mm Hg [12]

La relation entre pression partielle d'oxygène dans le sang artériel () et fixation d'oxygène par l'Hb (ou saturation), est illustrée par la courbe de dissociation de l'hémoglobine. L'aspect de cette courbe est sigmoïde, comme le montre la figure I.9. L'affinité de l'Hb pour l' augmente fortement avec la concentration en jusqu'à un plateau, ce qui explique la forme sigmoïde de la courbe de saturation. La même courbe réalisée pour la myoglobine (pigment fixant l'oxygène de structure monomérique) donne une hyperbole [11]

C. Le contenu artériel en oxygène: La quantité totale d'oxygène contenue dans le sang peut être calculée en utilisant la formule suivante :

[13]

: Contenu artériel total en oxygène, aussi exprimé en volume pour cent

Hb : Concentration du sang artériel en hémoglobine

: Pourcentage d'hémoglobine saturée par l'oxygène dans le sang artériel

: Pression partielle d'oxygène dans le sang artériel

La première partie de l'équation représente la fraction majoritaire d'oxygène liée à l'hémoglobine, la seconde partie, la fraction faible dissoute dans le plasma.

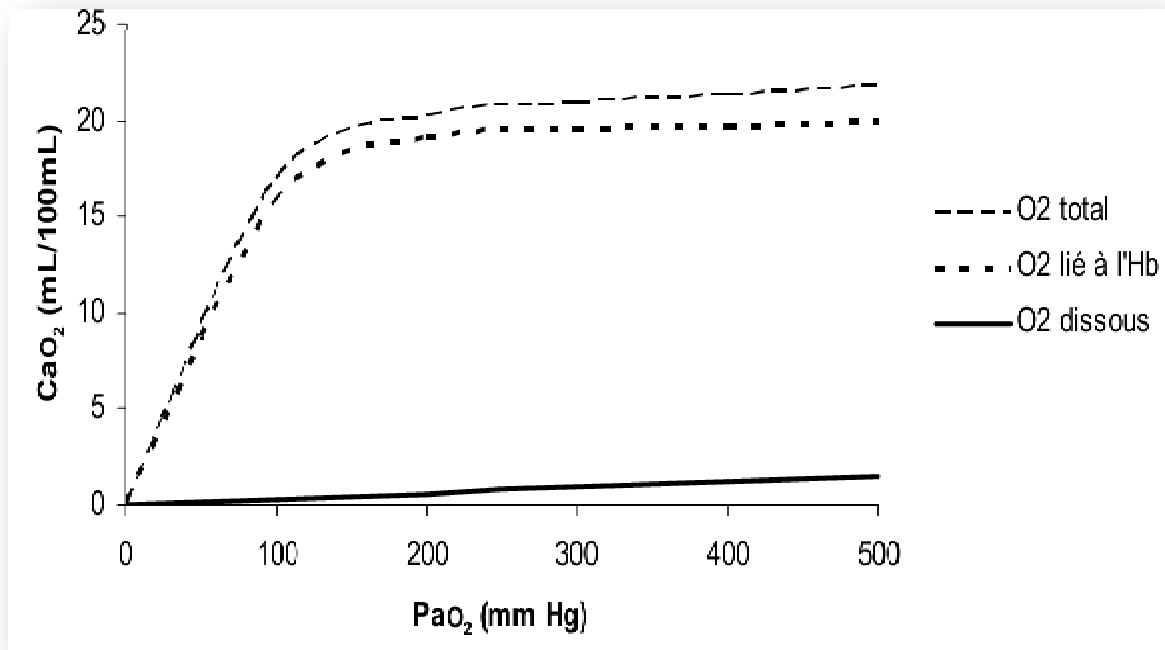


Figure I.10. Contenu artériel total en oxygène [12]

La quantité d'oxygène transportée sous forme dissoute est très faible (de l'ordre de 1 à 2%) comme le montre la figure I.10. Il est à noter que la différence artério-veineuse est de 0,18 volume pour cent (pour une différence totale de 5,3 volumes pour cent). Cette forme dissoute a une évolution linéaire avec la pression en oxygène, ce qui n'est pas le cas de la forme combinée (figure I.10). On la représente par la pression partielle en dans le sang artériel ().

I.5.2.2 Mode de transport du gaz carbonique

Le produit par les cellules est transporté aux poumons pour être expulsé. Il est également dégagé sous deux formes différentes :

- Forme dissoute dans le plasma: en faible quantité (5%), c'est l'intermédiaire obligatoire entre les formes combinées et le CO_2 produit par les cellules ou évacué vers l'alvéole.
- Formes combinées : La plus grande partie (87%) est transportée sous forme de bicarbonate par le plasma, le reste (8%) est combiné dans les globules rouges à l'hémoglobine en carbhémoglobine instable [9].

Conclusion

Après avoir présenté les différents organes participants à la respiration, nous avons vu que la quantité d'oxygène dans les artères, fixée sur l'hémoglobine peut provoquer une saturation artérielle. La saturation artérielle est exprimée en pourcentage de l'hémoglobine saturée en O_2 . Elle est au moins de 95% chez les personnes saines. La saturation artérielle est souvent exprimée comme SaO_2 ou SpO_2 .

Les niveaux d'oxygène dans le sang peuvent être mesurés par deux méthodes :

- la mesure des gaz dans le sang artériel: cette méthode demande une prise de sang et c'est une analyse assez chère.

La plus utilisé se fait à l'aide d'un dispositif de mesure non invasive appelé oxymètre de pouls qui fait objet de notre travail.

Chapitre II : l'oxymétrie de pouls

Introduction

L'oxymètre de pouls appelé aussi saturomètre est un matériel médical utilisé dans les hôpitaux, dans les services de réanimation, dans les unités de soins intensifs, en cardiologie, dans les services d'urgences, en pneumologie et en néonatalogie.

L'oxymètre de pouls permet la détection, de manière non –invasive, fiable et simple de la saturation pulsée en oxygène de l'hémoglobine (SpO_2) ainsi que de la fréquence cardiaque.

II.1 Historique

La mesure de la saturation du sang en oxygène a été décrite pour la première fois en 1935 [14]. Elle utilisait deux longueurs d'onde, l'une d'elles étant sensible seulement aux variations de l'oxygénation. Les recherches ont avancé durant la seconde guerre mondiale dans le but de surveiller l'oxygénation des pilotes en haute altitude. Cependant, les capteurs n'étaient pas bien mis au point et provoquaient alors des brûlures sévères [14].

Le premier dispositif utilisable en clinique est apparu dans les années 1960. Etant trop fragile et coûteux, il ne pouvait pas encore être utilisé en réanimation [14].

Les premiers oxymètres de pouls ont été mis sur le marché au milieu des années 1980. Les détecteurs et sources de lumière sont des diodes électroluminescentes (DEL) [15]. Ils étaient limités par la présence d'autres éléments que le sang artériel absorbant la lumière comme le sang veineux, les tissus mous, l'os et les pigments cutanés. Ils soustrayaient la présence de ces tissus. Ainsi une absorption « nulle » indiquait que les tissus sont vidés de leur sang. Ils contenaient également des micro-processeurs qui géraient le stockage et le traitement des données. Des algorithmes étaient nécessaires car les valeurs mesurées par les oxymètres de pouls (SpO_2) n'étaient pas des mesures directes de la SaO_2 ou de la fraction d'hémoglobine oxygénée. Les valeurs obtenues étaient basées sur des tables définies empiriquement, utilisant les intensités des lumières rouge et infrarouge, ce ci donnait une approximation de la SaO_2 ou de la proportion d' HbO_2 (en fonction du taux d'hémoglobine non oxygénée dans le sang) [15].

Depuis les années 1980, la conception de base des oxymètres de pouls à peu changé ; Par contre, les algorithmes ont été affinés, de même que les détecteurs et les émetteurs [15].

II.2 Principe de fonctionnement

II.2.1 Rappel physiologique

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33 % d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène [16]. Lorsque l'oxygène est lié au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif.

- L'hémoglobine oxygénée s'appelle, l'**oxyhémoglobine**.

Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène et prend une couleur bleuté [16].

- L'hémoglobine désoxygénée s'appelle, la **dés-oxyhémoglobine**.

II.2.2 Fonctionnement

L'oxymétrie de pouls est basée sur deux principes :

- l'hémoglobine (*Hb*) circule dans le sang sous deux formes différentes (oxyhémoglobine et dés-oxyhémoglobine).
- le sang circule sous deux flux différents l'un pulsatile, l'autre continu [16].

Pour détecter ces différences, l'oxymétrie fait appel à une source de lumière et a un capteur placé de part et d'autre d'un lit vasculaire pulsatile [17]. La lumière provient de deux LEDs émettant deux faisceaux lumineux de différentes longueurs d'ondes, environ 660nm pour le rouge et 940nm pour l'infra rouge. Ces deux longueurs d'ondes particulières sont choisies du fait que le spectre d'absorption de la dés-oxyhémoglobine et de l'oxyhémoglobine correspond respectivement à ces deux longueurs d'onde [18].

Le but de la mesure de la saturation de l'*Hb* en O_2 dans le sang vise à surveiller l'oxygénation du sang et à détecter de manière fiable et précoce toute hypoxie [18].

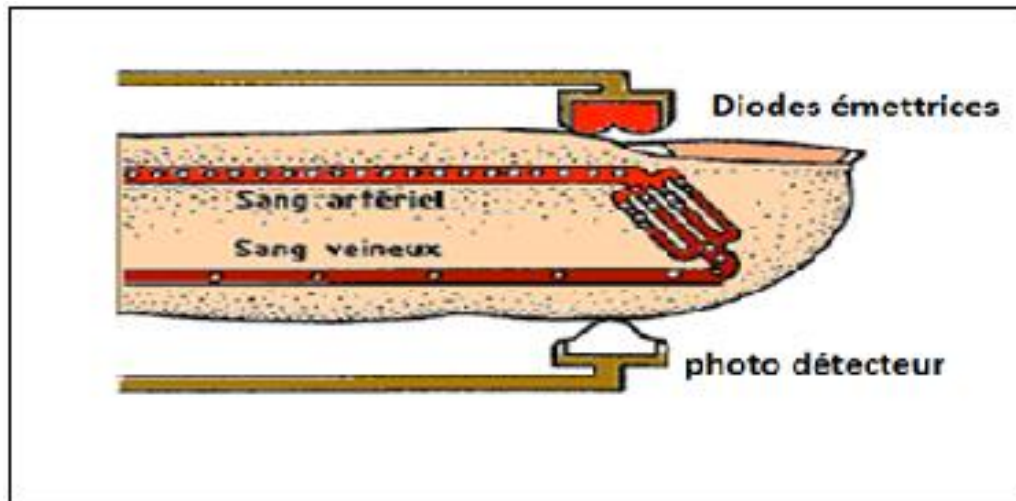


Figure II.1. Principe d'émission/réception [16].

II.2.3 Interprétation

L'oxymétrie repose sur la mesure de l'absorption lumineuse de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins et plus précisément sur le taux d'oxyhémoglobine et de dés-oxyhémoglobine de chaque globule rouge :

Une SpO₂ de 98 % signifie que chaque globule rouge est chargé à 98% d'oxyhémoglobine et de 2% de dés-oxyhémoglobine, et non pas que 98% des globules rouges sont chargés en oxygène [16].

Un oxymètre bien positionné permet d'avoir le rythme cardiaque en temps réel : lorsque le cœur se contracte (systole), il envoie du sang oxygéné dans les artères ; ce sang est de couleur rouge vif [16].

Lorsque le cœur se dilate (diastole), il « aspire » le sang pauvre en oxygène (de couleur rouge foncée) venant des organes (retour veineux). Cette variation est visualisée localement aux extrémités, là où est disposé l'oxymètre. La fréquence de variation de ces intensités indique le rythme cardiaque [16].

III.3 Absorption de la lumière par *Hb* et *HbO₂*

III.3.1 Spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile

L'oxymètre de pouls est un appareil optique constitué de :

- Un émetteur d'ondes lumineuses Rouge et Infrarouge transmises à travers un site de mesure (doigts, lobe de l'oreille).
- Un photo détecteur qui reçoit le signal après son passage à travers ce site et le transmet au moniteur qui l'analyse et restitue une valeur de SpO₂ et une courbe de pléthysmographie.

Les ondes émises sont absorbées par tous les tissus traversés (peau, tissus, cartilage, os, mais surtout le sang capillaire) [19]. L'absorbance des ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert qui stipule que les variations de l'absorption des ondes lumineuses sont fonctions des variations temporelles de la concentration d'un tissu. Or, la seule variable existante dans des conditions stables est le flux systolique artériel (Figure II.2), qui peut être analysé en termes d'amplitude, de durée, et de variabilité [20].

Le moniteur associe donc deux principes : La spectrophotométrie basée sur cette différence d'absorption des ondes lumineuses et la pléthysmographie basée sur les variations cycliques du volume sanguin. En effet, l'écoulement du sang est composé d'un flux continu non pulsatile diastolique pouvant être considéré comme constant, et d'un flux pulsatile observé uniquement durant la systole [20].

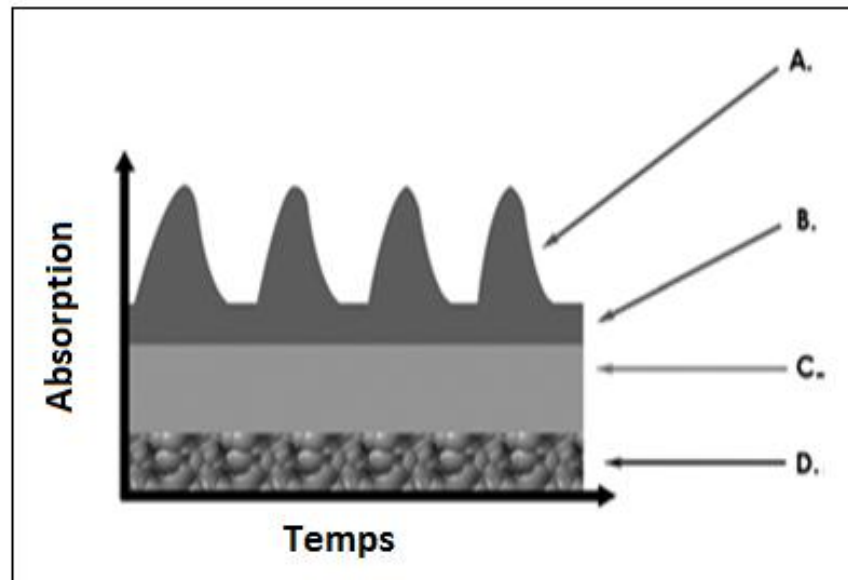


Figure II.2. Principe de l'oxymétrie de pouls [21]

A : Absorption lumineuse variable liée à la variation du volume de sang artériel.

B : Absorption lumineuse constante liée à la partie non pulsatile du sang artériel.

C : Absorption lumineuse constante liée au sang veineux.

D : Absorption lumineuse constante lié aux tissus, os...

II.3.2 Loi de Beer –Lambert

La loi de Beer-Lambert exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent [22].

Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité I_0 traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente I décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur du milieu absorbant augmente [22].

$$I = I_0 \cdot e^{-al} \quad (II.1)$$

Avec :

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

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

$$I = I_0 . e^{(- \epsilon lc)} \quad (II.2)$$

Où

ϵ : Coefficient caractéristique de la substance appelé coefficient d'absorbance ($L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$)

l : L'épaisseur de la cuve (cm)

c : La concentration de la solution (mol/L).

Cette loi est vérifiée lorsque la solution est de concentration inférieure à $0,1 \text{ mol. L}^{-1}$

La relation fondamentale utilisée en spectrophotométrie est donnée par la forme :

$$A = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) = \epsilon lc \quad (II. 3)$$

A : est l'absorbance ou densité optique

ϵ :est une caractéristique de la molécule. Plus ϵ sera grand, plus la solution absorbe

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

$$T = \frac{I}{I_0} ; \log T = -A \quad (II. 4)$$

Les solutions colorées présentent une longueur d'onde lumineuse où l'absorption 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 [22].

II.3.3 Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO_2

L'absorption des ondes lumineuses par l' Hb et l' HbO_2 se fait de manières différentes :

- ü L' HbO_2 absorbe plus dans les longueurs d'ondes infra rouges (850 à 1000 nm)
- ü Le Hb absorbe plus dans le spectre de longueur d'onde rouge (660 à 750 nm)

(Voir Figure II.3) [23].

La photo résistance envoie à l'oxymètre le signal électronique contenant les informations relatives à l'intensité lumineuse. Le circuit électronique de l'oxymètre traite le signal, calcule la SpO2 et la fréquence du pouls, et affiche ces données [23].

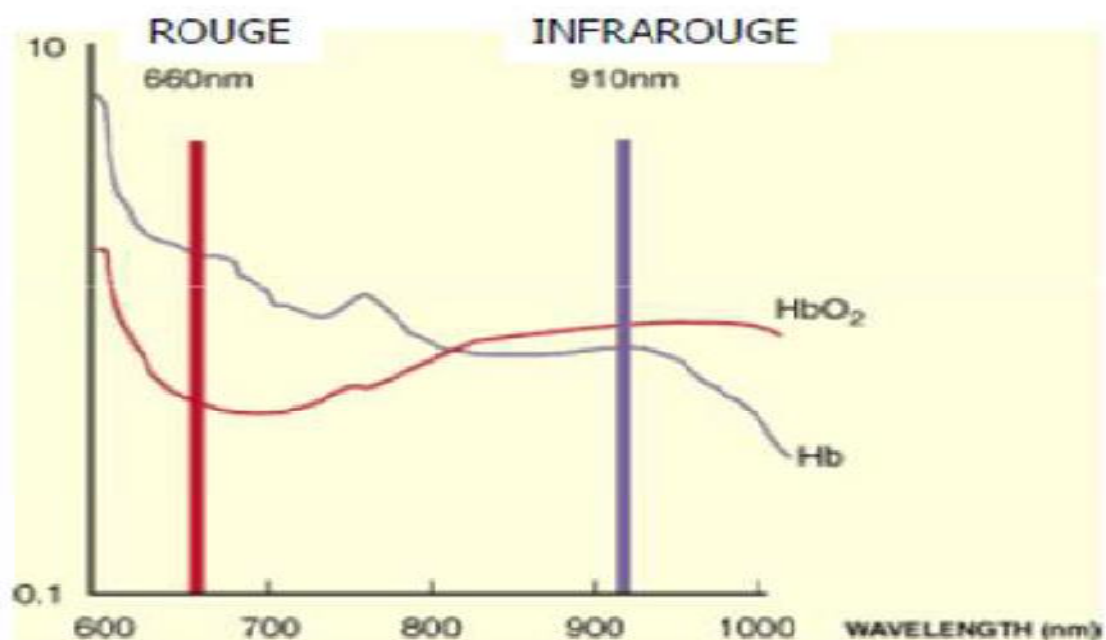


Figure II.3. Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde [21].

II.4 Nécessité d'étalonnage

Les oxymètres utilisent deux gammes de longueur d'onde, 650-665 nm et 930-950 nm, avec une puissance moyenne inférieure à 1 mW pour ces deux gammes [23]. Ces longueurs d'onde sont utilisées pour calculer la présence d'oxyhémoglobine (HbO_2) et d'hémoglobine réduite (Hb). En général, les CO-oxymètres utilisent (au moins) quatre longueurs d'onde lumineuses et calculent l'hémoglobine réduite (Hb), l'oxyhémoglobine (HbO_2), la

carboxyhémoglobine (*COHb*) et la méthémoglobine (*MétHb*). En cas d'augmentation de la *COHb* ou de la *MétHb*, les mesures obtenues par oxymétrie pulsatile et par CO-oxymétrie seront donc différentes [23].

Une augmentation de la *COHb* du patient entraîne une augmentation erronée de la mesure de la SPO_2 par tous les oxymètres pulsatiles [23].

II.5 La mesure de la saturation artérielle en O_2

Deux différentes méthodes d'étalonnage sont actuellement utilisées par les fabricants d'oxymètres SPO_2 pulsatiles : la méthode fractionnelle et la méthode fonctionnelle.

- La saturation fractionnelle correspond mathématiquement au pourcentage de la quantité totale d'hémoglobine qui transporte de l'oxygène. On la détermine en divisant l'oxyhémoglobine par l'hémoglobine totale [23].

§ Saturation fractionnelle de la SPO_2

$$\begin{aligned} SpO_2 &= \frac{O_2Hb}{Hb_{total}} \times 100 \\ &= \frac{O_2Hb}{O_2HB + HHb + CoHb + MetHb} \times 100 \end{aligned} \quad (II.5)$$

- La saturation fonctionnelle correspond mathématiquement au pourcentage d'hémoglobine capable de transporter de l'oxygène [23].

§ Saturation fonctionnelle de la SpO_2

$$SpO_2 \left(\frac{O_2Hb}{Hb_{Total} - COHb - MetHb} \right) \times 100 = \left(\frac{O_2Hb}{O_2Hb + HHb} \right) \times 100 \quad (II.6)$$

L'étalonnage fonctionnel est obtenu en multipliant la SPO_2 fractionnaire par 1,02.

II.6 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 SpO_2 l'équation empirique suivante [14] :

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (II.7)$$

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 II.4 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 incorrectes de la valeur de la saturation de l'oxygène (particulièrement pour la valeur de SpO_2 qui est en-dessous de 85%) [46].

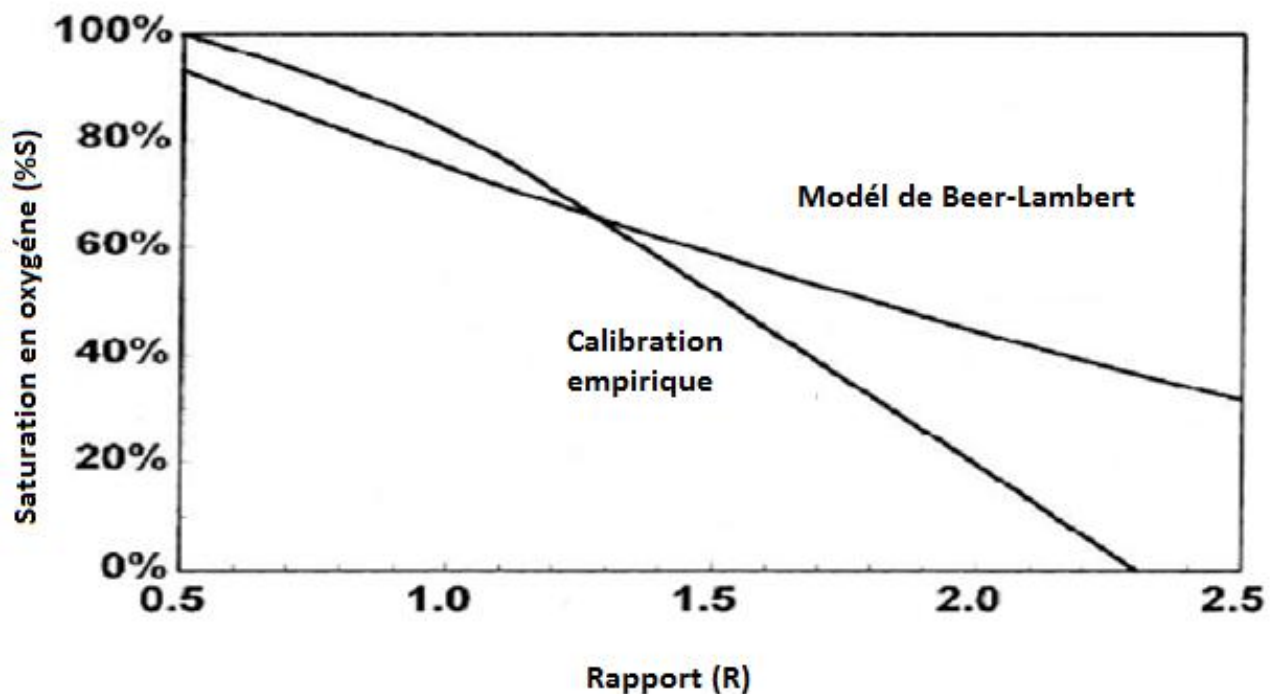


Figure II.4. La relation entre le rapport R et la saturation en oxygène [46]

Pour calculer le taux d'oxygène dans le sang, l'oxymètre de pouls utilise le rapport AC/DC en rouge par AC/DC en infrarouge [14].

- AC est l'amplitude de la composante pulsatile,

- DC c'est l'amplitude de la composante continue [24]

Ce ci se fait par :

a) L'utilisation de diodes électroluminescentes

Les diodes électroluminescentes disponibles recouvrent une bande assez fine du spectre lumineux [24]. Certaines longueurs d'onde disponibles peuvent franchir la peau mais sont également absorbées à la fois par l'hémoglobine réduite et l'oxyhémoglobine. La différence entre les rapports d'absorption par Hb et HbO₂ aux deux longueurs d'onde doit être maximale [14].

A une longueur d'onde de 660 nm, l'hémoglobine réduite absorbe environ dix fois plus la lumière que l'oxyhémoglobine. Inversement, à une longueur d'onde de 940 nm, c'est l'oxyhémoglobine qui absorbe plus de lumière par rapport à l'hémoglobine réduite [24].

La diode réceptrice est disposée différemment selon qu'il s'agisse d'un capteur à transmission ou à réflexion [24].

b) Conversion du rapport en SaO₂

Les diodes envoient alternativement leurs signaux ce qui permet au capteur d'inclure la transmission de la lumière rouge, infrarouge et ambiante [25]. Il existe ensuite une correction de l'absorption de la lumière par les substances autres que le sang artériel [14].

Le composant pulsatile et alternant du signal d'absorption (CA) doit être séparé du composant « continu » (CC), non pulsatile, qui représente l'absorption de la lumière par ces éléments non artériels (sangs veineux et capillaire principalement) [20]. Le rapport R est ainsi calculé par la formule suivante [25]:

$$R = \frac{(CA_{660}/CC_{660})}{(CA_{940}/CC_{940})} \quad (II.8)$$

Pour comparer les mesures entre saturation fonctionnelle et fractionnelle, il faut utiliser l'équation de conversion suivante [27]:

$$\text{Saturation fonctionnelle} = \frac{(\text{Saturation fractionnelle})}{(100 - (\% \text{carboxyhémoglobine} + \% \text{méthémoglobine}))} \quad (\text{II.9})$$

c) Différence entre la SaO_2 et la PaO_2

L'oxymètre de pouls ne donne pas la PaO_2 (pression partielle de l' O_2 dans le sang artériel), mais la SaO_2 . Ces deux valeurs sont liées par une relation non linéaire (courbe sigmoïde de Barcroft) [23]. Une chute de la SaO_2 de 90 à 97 % n'a pas la même signification qu'une chute de 92 à 85 % (Figure II.5). 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'hypoxémie : que la PaO_2 soit à 100 mmHg (13,3 kPa) ou à 600 mmHg (80 kPa), la SaO_2 sera à 100 %. En néonatalogie il peut donc être intéressant de régler l'alarme haute à 97 % pour éviter l'hypoxémie) [28].

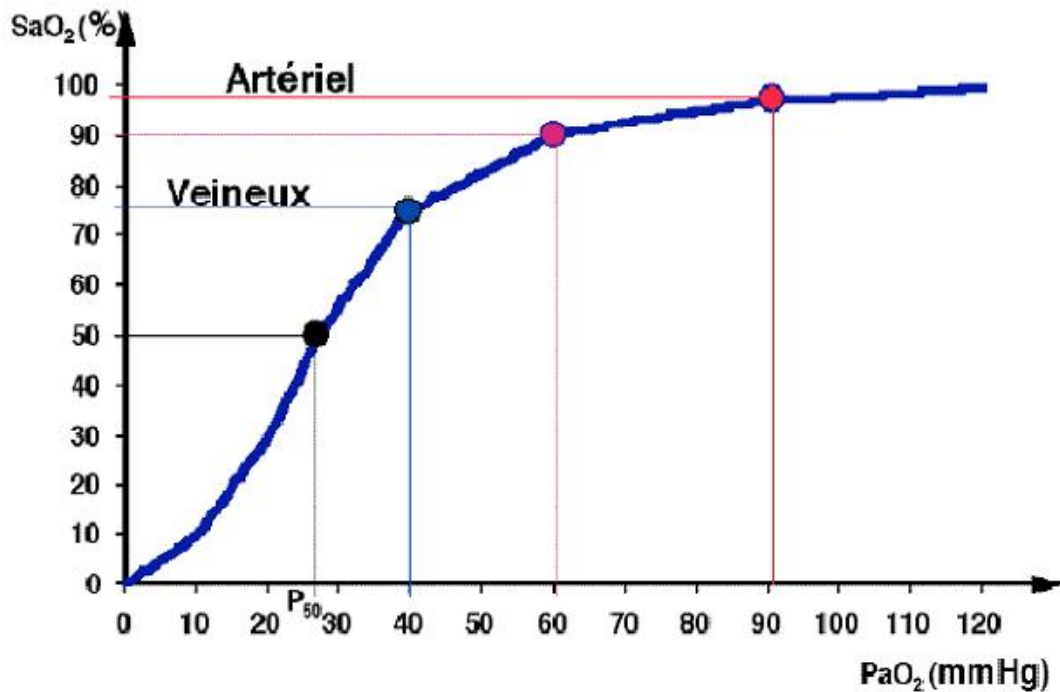


Figure II.5. Courbe de dissociation de l'hémoglobine (courbe de Barcroft) [28]

Le point artériel : Pour une PaO_2 de 91 mmHg (12,1 kPa), la SaO_2 est de 97 %. C'est la partie plate de la courbe, la SaO_2 n'augmente presque plus malgré de grandes augmentations de la PaO_2 . L'hypoxie n'est pas détectée par l'oxymètre de pouls [28].

Point « 90-60-90 » : La PaO_2 (et donc la SaO_2) diminue avec l'âge. Comme on se situe dans une partie à faible pente de la courbe, une chute de la PaO_2 de 90 à 60 mmHg (8 kPa) n'entraîne qu'une chute de 7 % de la SaO_2 . Par exemple, un patient de 90 ans aura une PaO_2 à 60 mmHg et une SaO_2 à 90 % : c'est le point « 90-60-90 » (90 ans, $PaO_2 = 60$ mmHg, $SaO_2 = 90$ %). Ce point est le « genou » de la courbe : en-dessous de 90 % de SaO_2 , la pente de la courbe est importante, et une chute de la PaO_2 entraîne une forte chute de la SaO_2 .

Le point veineux : Le sang veineux a une PO_2 autour de 40 mmHg (5,3 kPa) pour une SaO_2 à 75 %.

P50 : la P50 est la PO_2 pour laquelle la SaO_2 est à 50 %. Dans des conditions normales de pH, PCO_2 et température, $P50 = 27$ mmHg (3,6 kPa) [28].

II.7 Facteurs pouvant altérer la lecture

De nombreuses limites doivent être mentionnées et connues par le clinicien avant toute interprétation hâtive. La validité, tant de la valeur de la SpO₂ que de la courbe de pléthysmographie dépend d'interférences tant extrinsèques qu'intrinsèques [28].

- Ø **Mauvaise qualité du signal** : L'oxymètre nécessite la détection de l'onde de pouls. Il peut être mis en défaut dans toutes les situations faisant diminuer l'onde systolique : vasoconstriction, hypothermie, chute du débit cardiaque, carence circulatoire locale... [28].
- Ø **Mauvais positionnement de la sonde** : Elle reste difficilement en place si le porteur est agité. Dans ce cas il faut privilégier les pinces autocollantes [20].
- Ø **Mouvements du patient** : Si le patient bouge, cela peut provoquer des erreurs de mesure susceptible de déclencher des alarmes intempestives [20].
- Ø **Interférences colorimétriques**: Le principe de fonctionnement du saturomètre est basé sur l'absorption de 2 longueurs d'ondes de lumières émises. Tout ce qui peut perturber l'absorption du signal sera source d'erreur : Pigmentation cutanée, vernis à ongles, bleu de méthylène [28].
- Ø **Lumière ambiante** : Si on est dans une place très lumineuse, la lecture peut être perturbée. Le chiffre obtenu sera plus bas que la valeur réelle de la Spo₂ [28].
- Ø **Anémie**: L'anémie est un état pathologique dans lequel le nombre des hématies (donc la capacité de transport de l'oxygène) est insuffisant pour répondre aux besoins physiologiques de l'organisme [25]. Ces besoins varient en fonction de l'âge, du sexe d'une personne, de l'altitude à laquelle elle vit, de ses habitudes tabagiques et du stade dans le cas d'une femme enceinte. On pense que, dans le monde, la carence en fer est la cause la plus courante d'anémie. Néanmoins, d'autres carences nutritionnelles (en

acide folique, en vitamine B12 et en vitamine A), des inflammations aiguës ou chroniques, des parasitoses et des troubles héréditaires ou acquis affectant la synthèse de l'hémoglobine, la production des hématies ou leur survie peuvent aussi provoquer de l'anémie. On ne peut se baser uniquement sur le taux d'hémoglobine pour diagnostiquer une carence en fer. En revanche, ce dosage doit être fait, même si la carence en fer n'est pas à l'origine de toutes les anémies. La prévalence de l'anémie est un indicateur sanitaire important et, utilisée avec d'autres dosages du bilan martial, la concentration en hémoglobine donne des informations sur la gravité de la carence en fer [20].

Ø **Intoxication au CO :** L'oxymètre de pouls ne différencie pas l'oxyhémoglobine de la carboxy-hémoglobine car les 2 longueurs d'ondes des 2 molécules sont très proches. Dans le cadre d'une intoxication au CO, la SpO_2 sera faussement rassurante et donnera un pourcentage normal. L'oxymètre ne doit jamais être utilisé dans un contexte d'intoxication au monoxyde de carbone [28].

Ø **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 (HbO_2) et celle combinée au CO (HbCO). La saturation lue sur l'oxymètre de pouls est trop 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' HbO_2 , donc interprétée comme 36 % d' HbO_2 . Si le reste de son hémoglobine est réellement combinée à de l' O_2 , l'oxymètre de pouls affichera une valeur de 96 %, faussement rassurante [28].

II.8 Equipements de l'appareil

II.8.1 La sonde

Il en existe de différents modèles pour satisfaire tous les usagers .ceux que l'on utilise le plus fréquemment se fixe au niveau de l'extrémité des doigts. Il existe aussi des modèles pour le lob de l'oreille, le front, le nez et même pour le compartiment intra vasculaire [30].

-Exemples

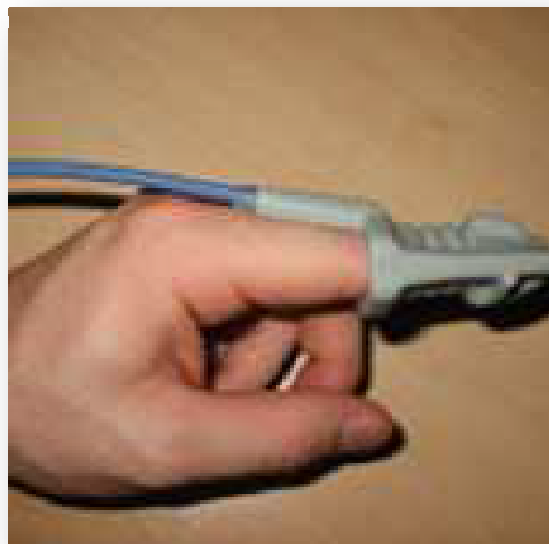


Figure II.6. Sonde placé à l'extrémité de doigt [29]

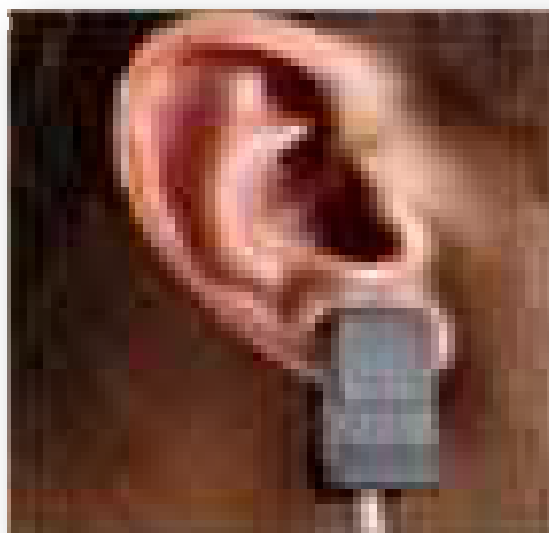


Figure II.7. Exemple d'une pince a oreille [29]



Figure II.8. Sonde placé sur le front [29]

II.8.2 Le microprocesseur

Il est responsable de la reconstruction des débits détectés et de leurs conversions en saturation. Le délai d'affichage est d'environ trois secondes [30].

II.8.3 L'écran

Il vari d'un modèle a un autre mais outre la lecture de la saturation, il donne la mesure et l'amplitude du pouls [30].

Conclusion

Le principe de fonctionnement de l'oxymètre de pouls est basé sur la variation de l'intensité de lumière qui traverse un tissu irriguée normalement par le sang. Dans ce qui suit, nous allons proposer une conception d'un oxymètre de pouls.

Chapitre III : conception de l'oxymètre de pouls

Introduction

Ce chapitre présente la conception de l'oxymètre. Les différents étages analogiques et numériques ainsi que le choix et calcul des composants seront exposés.

III.1 Principe général de fonctionnement de l'oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls utilise un système pulsatile à deux longueurs d'onde. Nous utilisons deux LEDs, l'une rouge et l'autre infra rouge pour distinguer l'hémoglobine oxygénée (O_2Hb) de l'hémoglobine réduite (Hb), ces dernières absorbent à des taux différents la lumière émise. La mesure de la SpO_2 et de la fréquence du pouls est déterminée par le traitement du signal du capteur et les calculs effectués par le microprocesseur. Le schéma bloc de notre système est présenté par la figure III.1. Il contient une partie analogique et une partie numérique.

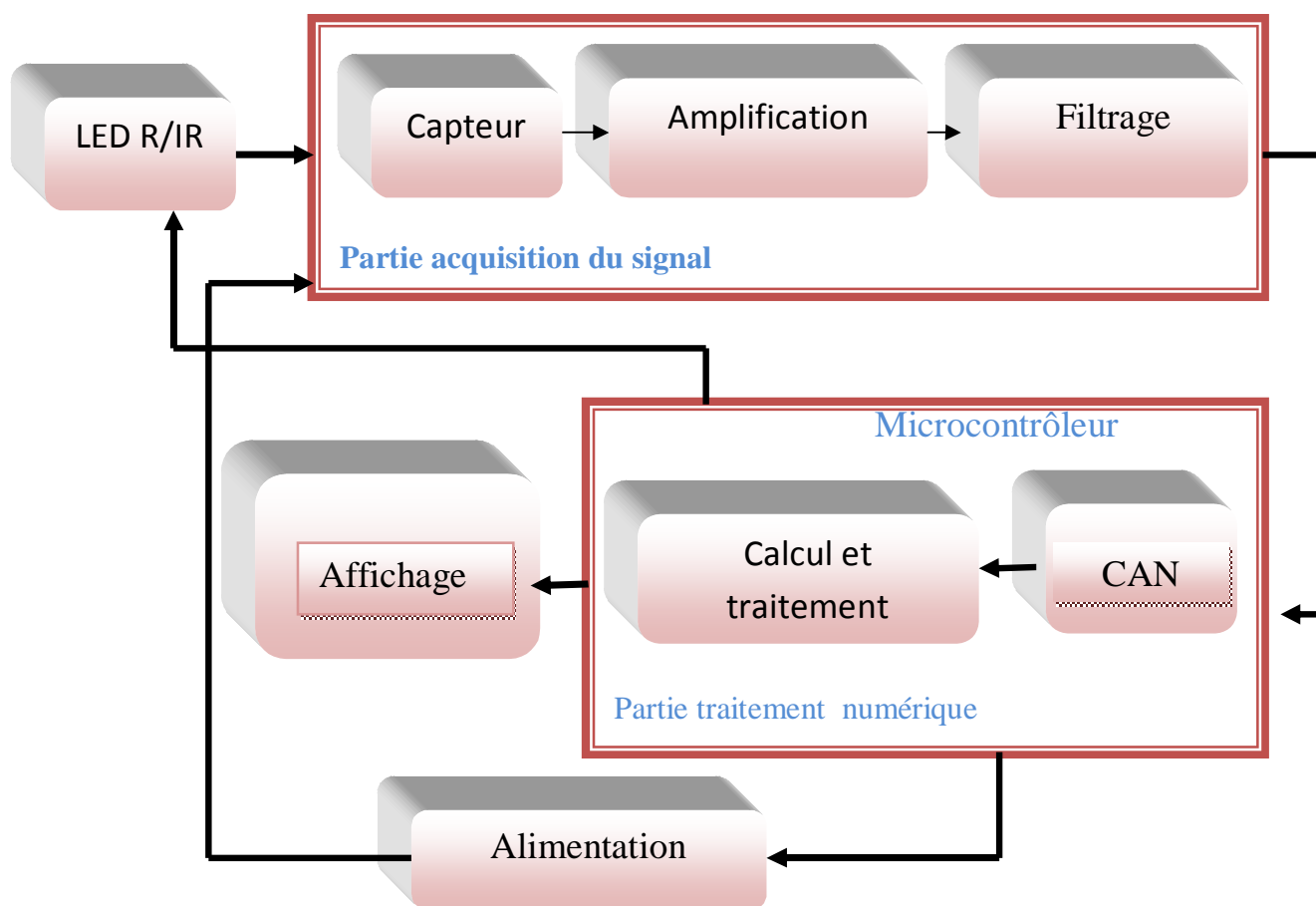


Figure III.1. Schéma bloc de l'appareil.

III.2 Partie analogique (Acquisition du signal, Amplification et filtrage)

III.2.1 Les LEDs

La LED est un composant semi-conducteur à un seul sens de branchement. Elle est capable d'émettre de la lumière lorsqu'elle est parcourue par un courant électrique. Elle produit un rayonnement monochromatique (c'est-à-dire émet un rayonnement électromagnétique à une seule longueur d'onde) ou polychromatique (c'est-à-dire un ensemble d'ondes électro magnétiques de longueur d'ondes différentes) à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse. La LED est toujours alimentée par un courant limité par une résistance fonction de l'alimentation, de la chute de tension qu'elle présente et de son courant nominal [31].

On peut distinguer différents types de diodes électroluminescentes en fonction de leur puissance (inférieure ou supérieure à), ou de leur spectre d'émission (diodes chromatiques, blanches ou à infrarouges).

Dans ce présent travail, nous utilisons deux LEDs rouge et infra rouge. Elles permettent la détermination de la couleur du sang dans les artères, le choix de ces deux lumières rouge et infra rouge est fait du fait que le spectre d'absorption de la dés-oxyhémoglobine et de l'oxyhémoglobine correspond respectivement à ces deux longueurs d'onde [31].

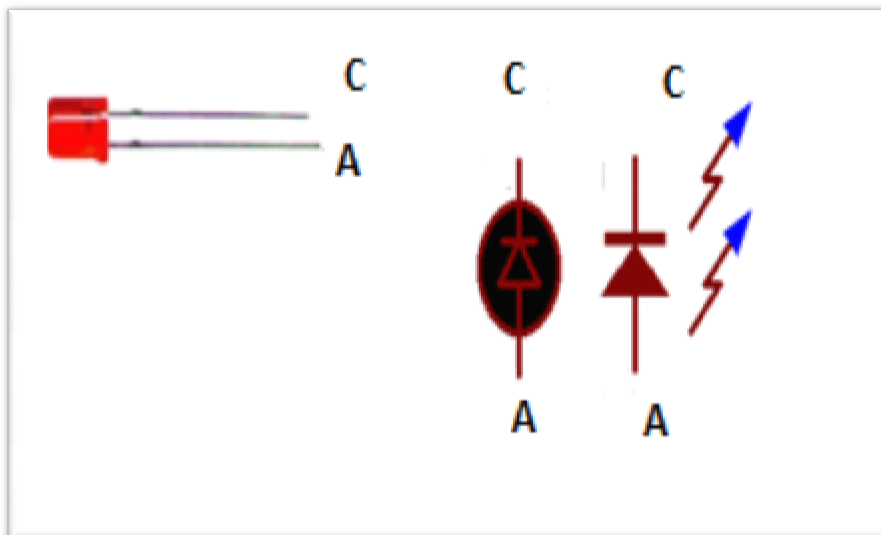


Figure III.2. Exemple de LEDs [31].

A: Anode,

C: Cathode.

a) LED rouge

Elle présente une tension de seuil de à . Elle émet une lumière rouge qui est visible à l'œil nu [31].



Figure III.3.LED rouge [31].

b) LED infra rouge

Les LEDs infra rouges émettent sur une longueur d'onde invisible à l'œil humain. Leur énergie est émise lors du spectre de la lumière visible au de la de 700 nm. Elle est du type Gallium-Arsenic (GaAs) [31].

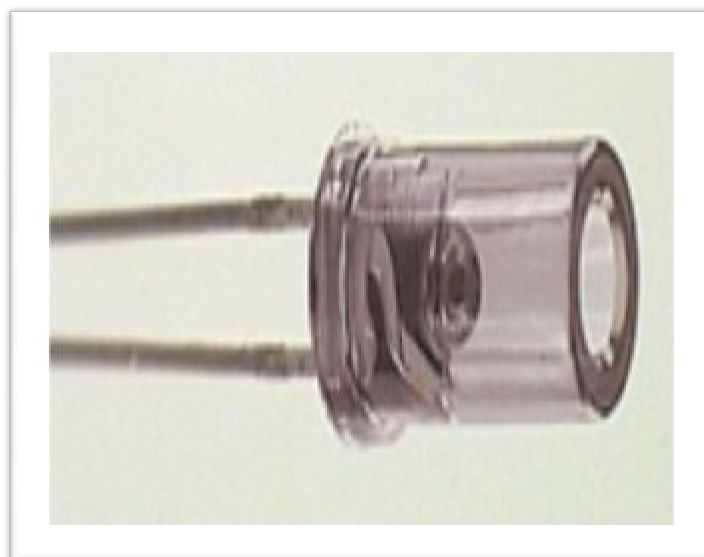


Figure III.4. LED infrarouge [31].

III.2.2 les capteurs

Ils existent différents types de capteurs de lumière tels que :

1) La Photorésistance

L'unité de mesure de l'éclairement est communément le «lux» dans le système métrique. Alors qu'en utilisant les photorésistances nous ne serons pas préoccupés par les niveaux de lux, seulement si l'éclairement est supérieur ou inférieure dans certaines directions.

La principale utilisation de la photorésistance est la mesure de l'intensité lumineuse (appareil photo, systèmes de détection, de comptage et d'alarme...). Elle est fortement concurrencée par la photodiode dont le temps de réponse est beaucoup plus court [32].



Figure III.5. Photo résistance [33].

2) La Photodiode

C'est une diode lorsqu'elle est polarisée en inverse, produit un courant (I_R) qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse. Elle est utilisée beaucoup plus dans la fibre optique [37].

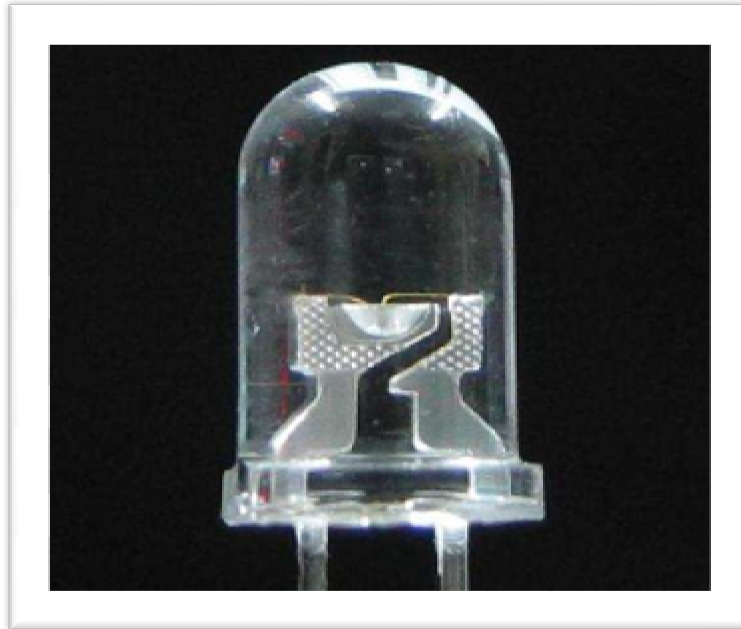


Figure III.6. Photo diode [37].

3) Le Phototransistor

Il s'agit d'un transistor dont la base est sensible aux rayonnements lumineux. Il crée un courant lorsqu'il est éclairé. Sa sensibilité est entre 100 et 400 fois supérieure à celle d'une photodiode mais le courant d'obscurité est aussi plus important. De plus, la constante de temps est plus importante (base plus épaisse) et donc la fréquence de coupure plus basse que celle des photodiodes. Il est utilisé beaucoup plus dans les optocoupleurs [37].



Figure III.7. Photo transistor [37].

4) Le Capteur Photographique

Il convertit un signal, rayonnement électromagnétique (UV, visible ou IR) en un signal électrique analogique. Il est utilisé dans les appareils photos afin de convertir une lumière en un signal qui sera numérisé afin d'obtenir une image numérique [37].

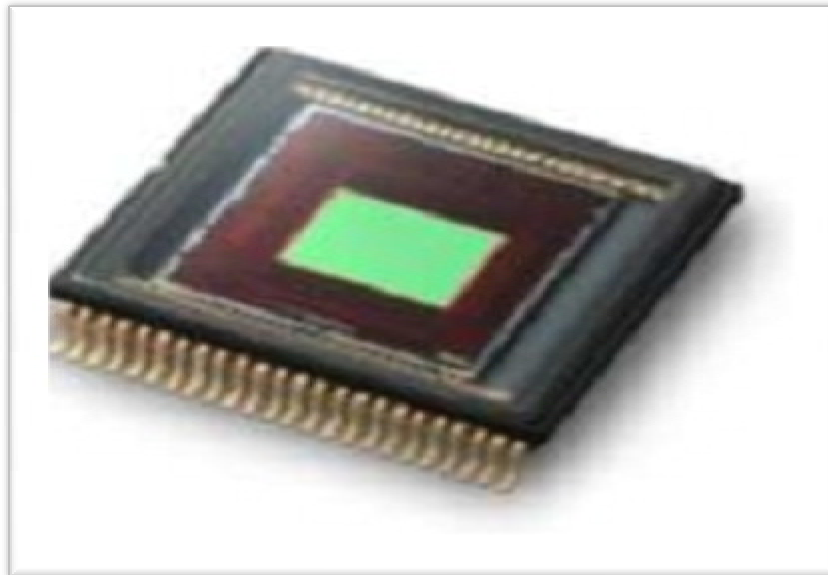


Figure III.8 .Capteur photographique [37].

Parmi tous ces capteurs optiques nous avons choisi de travailler avec une photorésistance vue son cout intéressant et sa disponibilité sur le marché. Comme c'est bien possible d'utiliser un autre capteur optique tel que la photodiode ou photo transistor.

III.2.2.1 Fonctionnement de la photorésistance

Une photorésistance est composée d'un semi-conducteur à haute résistivité. Quand la lumière incidente est de fréquence suffisamment élevée, elle transporte une énergie importante. Au-delà d'un certain niveau propre au matériau, les photons absorbés par le semi-conducteur donnent aux électrons liés, assez d'énergie pour passer de la bande de valence à la bande de conduction. Les électrons libres et les trous d'électrons ainsi produits abaissent la résistance du matériau [34].

Lorsque le photon incident est suffisamment énergétique, la production des paires électron-trou est d'autant plus importante que le flux lumineux est intense. La résistance évolue donc comme l'inverse de l'éclairement, cette relation peut être considérée comme linéaire sur une plage d'utilisation limitée [34].

III.2.2.2 Caractéristiques Electrique des LDR selon leurs types**a) Cellules de sulfure de cadmium (CdS, Couleur marron)**

- § Sensibilité spectrale maximale à 575 nm (400<visible<800 nm)
- § Résistance d'obscurité : 100Ω
- § Résistance d'éclairement : 0.3 kΩ à 1000 lux,
- § Le temps de réponse : 10 à 30 ms [35].

b) Cellule au séléniure de cadmium(CdSe)

- § Sensibilité spectrale maximale à 730 nm (rouge)
- § Résistance d'obscurité : 100 MΩ
- § Résistance d'éclairement : 0.3 kΩ à 1000 lux
- § Le temps de réponse : 1 à 3 ms [35].

c) Cellules au sulfoséléniure de cadmium (CdSe couleur noir)

- § Sensibilité spectrale maximale est de 600 nm,
- § Résistance d'obscurité : 100 MΩ,
- § Résistance d'éclairement : 0.3 kΩ à 1000 lux,
- § Le temps de réponse : 10 à 20 ms [35].

d) Cellule au sulfure de plomb(PbS)

- § Sensibilité spectrale maximale est de 1800 jusqu'à 2500 nm (infrarouge),
- § Résistance d'obscurité : 1 MΩ,
- § Résistance d'éclairement : 0.8 kΩ à 1000 lux,
- § Le temps de réponse : 0.1 à 0.25 ms [35].

Après avoir vu les différents caractéristiques des LDR, nous avons décidé d'utiliser une photo résistance de sulfure de plomb (PbS) puisque sa sensibilité maximale est de 1800nm jusqu' à 2500nm. Elle peut capter les deux lumières, rouge a 660nm et l'infrarouge a 940nm.

III.2.2.3 Etude du récepteur photosensible

Nous avons deux sources lumineuses constituées de diodes électroluminescentes (D.E.L rouge et infra rouge) disposée au-dessus d'un doigt (voir figure III.9). Un capteur qui est une photo résistance détecte les variations de l'intensité lumineuse.

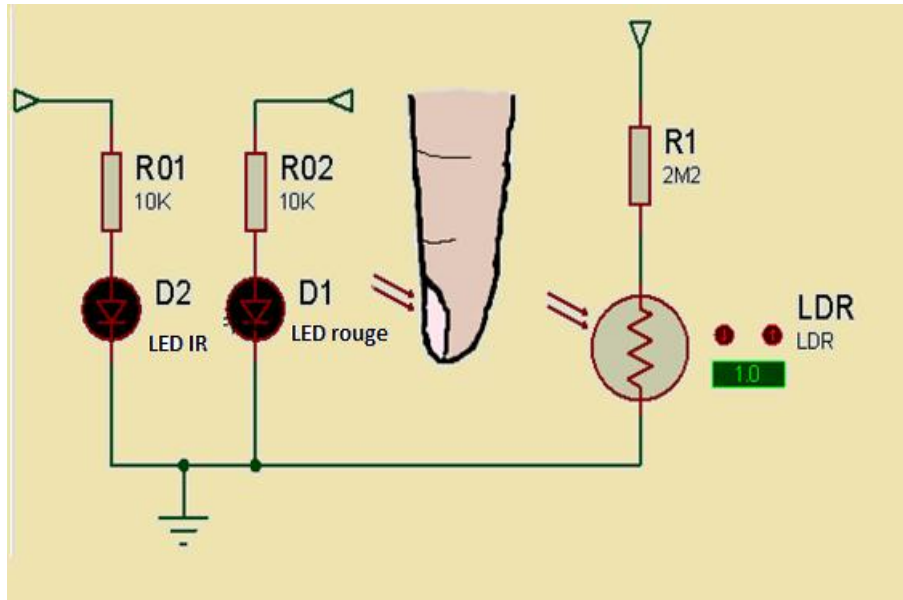


Figure III.9.Circuit électrique du capteur.

Le capteur est constitué d'une photorésistance R_{ph} dont les valeurs de la résistance varient en fonction de l'éclairement (voir figure III.10). L'éclairement peut varier en fonction du volume sanguin de la valeur $E_{MIN} = 1 W/m^2$ (volume sanguin maximum) à la valeur $E_{MAX} = 10 W/m^2$ (volume sanguin minimum). Les valeurs des résistances correspondant à E_{MAX} et E_{MIN} sont notées par R_{MIN} (valeur minimale) et R_{MAX} (valeur maximale) :

- A un éclairement de $E_{MIN} 1 W/m^2$ correspond une résistance $R_{MAX} = 40 k\Omega$.
- A un éclairement de $E_{MAX} 10 W/m^2$ correspond une résistance $R_{MIN} = 10 k\Omega$ [35].

Ø Les valeurs maximale U_{MAX} et minimale U_{MIN} entre lesquelles peut évoluer la tension U

Les résistances R_{ph} et $R1$ forment un pont diviseur de tension à vide. Donc :

$$U_{\text{MAX}} = \frac{R_1}{R_{\text{MIN}} + R_1} = \frac{2.2 \times 10^3}{10 \times 10^3 + 2.2 \times 10^3} = 0.18\text{V} \quad (\text{III.1})$$

$$U_{\text{MIN}} = \frac{R_1}{R_{\text{MAX}} + R_1} = \frac{2.2 \times 10^3}{40 \times 10^3 + 2.2 \times 10^3} = 0.02\text{V} \quad (\text{III.2})$$

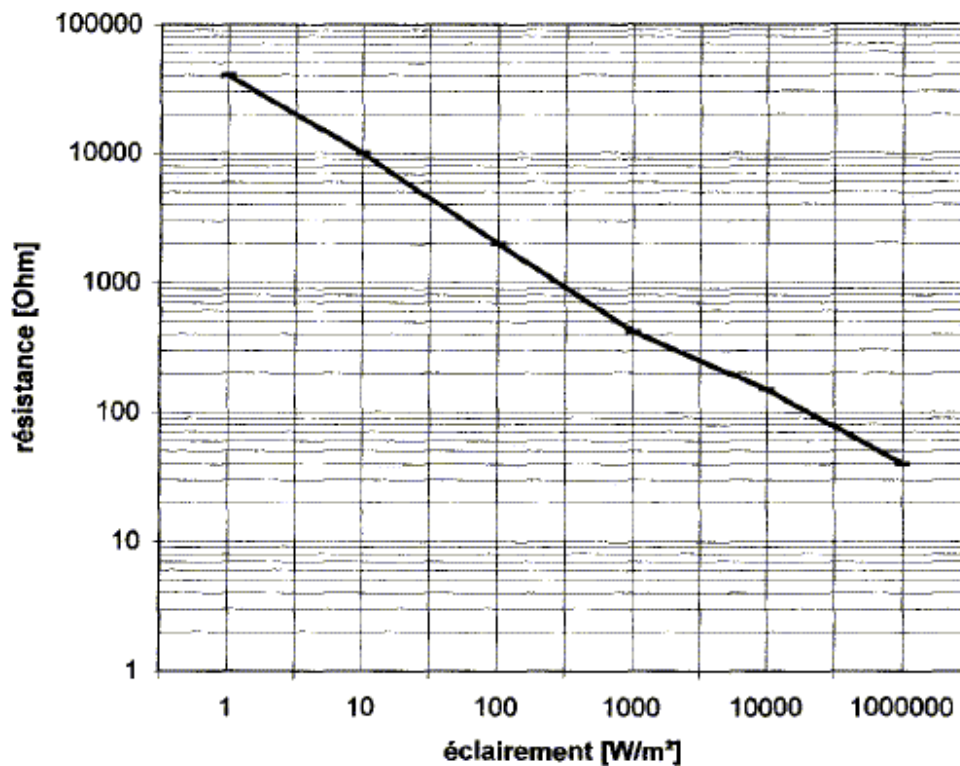


Figure III.10. Variations de la photorésistance en fonction de la lumière [35].

III.2.3 Amplification du signal

Le récepteur de lumière reçoit un flux lumineux dont l'intensité varie à chaque pulsation cardiaque, car la lumière émise par les LEDs passe à travers un doigt dont les veines deviennent plus foncées lors d'un afflux sanguin provoqué par chaque coup de cœur. Les variations de flux lumineux captées par le récepteur de lumière sont très faibles, il faut donc les amplifier.

Le montage auquel nous avons eu recours est basé sur un amplificateur opérationnel. Le gain de l'amplificateur est suffisamment élevé pour porter les variations électriques captées au niveau de la LDR. L'amplification totale est assurée par deux étages

d'amplification. Les variations du signal amplifié observées aux bornes de la LDR aboutissent à un pic en vue d'un traitement.

Il existe différents types d'amplificateurs opérationnels et d'instrumentations appartenant à différents constructeurs. Nous avons choisi pour cette réalisation l'amplificateur opérationnel LM358, disponible au niveau de notre laboratoire. Il intègre deux amplificateurs opérationnels. Un tel amplificateur opérationnel répond à nos besoins. Il est caractérisé par [38]:

- Fréquence interne compensée
- Grand gain de tension DC : 100db
- Bande passante large : 1.1MHz

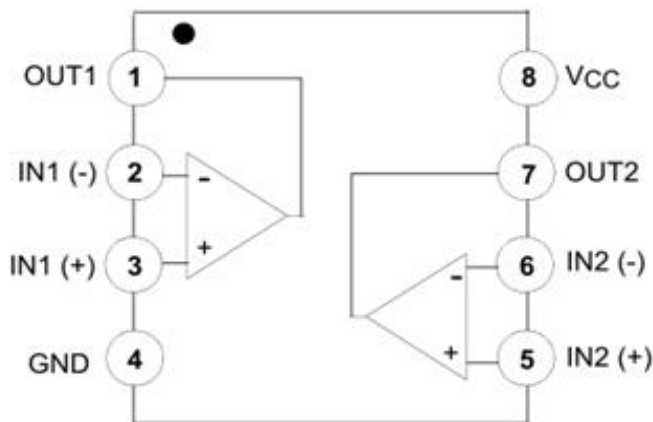


Figure III.11. Bloc diagramme interne et le boîtier du LM358 [38].

III.2.4 Filtrage du signal

Pour l'obtention d'un signal de meilleure qualité, il faut utiliser un circuit de filtrage. Il existe différents types de filtres : filtre passe-bas, passe-haut, passe-bande et filtre réjecteur. Ces circuits de filtrages sont divisés en deux familles : filtres passifs et filtres actifs. Les filtres passifs sont réalisés autour de composants passifs (c'est-à-dire ils n'ont pas besoin d'une alimentation) comme les résistances, les condensateurs et les selfs, par contre les filtres actifs sont conçus autour d'un amplificateur opérationnel.

Les filtres actifs sont meilleurs que les filtres passifs. Ils ont une grande 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. Il existe des filtres de différents ordres. [46]

Dans notre cas nous avons utilisé un amplificateur opérationnel à deux étages. Le premier étage est utilisé pour réaliser un filtre passe haut dont l'intérêt est d'éliminer la composante continue. Le deuxième est utilisé comme filtre passe bande afin de sélectionner la bande de fréquence utile.

A- Filtre passe haut

Le signal contient de petites variations (variations de l'intensité lumineuse en raison de la circulation sanguine dans le doigt). Après plusieurs essais nous sommes arrivés à un résultat satisfaisant en utilisant un filtre P-haut actif. Ce filtre nous permet d'éliminer la composante continue.

Afin de calculer la fréquence de coupure qui pourra supprimer la composante continue nous avons choisi une valeur du condensateur à $C_1 = 100\mu F$ et une résistance R_2 de $10K\Omega$.

Donc :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} = \frac{1}{2\pi * 10 * 10^3 * 100 * 10^{-6}} = 0.15Hz \quad (III.3)$$

Le gain du filtre en bande passante est donné par

$$G = \frac{R_5}{R_2} \text{ Pour } G = 100, \text{ nous avons } R_5 = 100 * R_2 \rightarrow R_5 = 1M\Omega$$

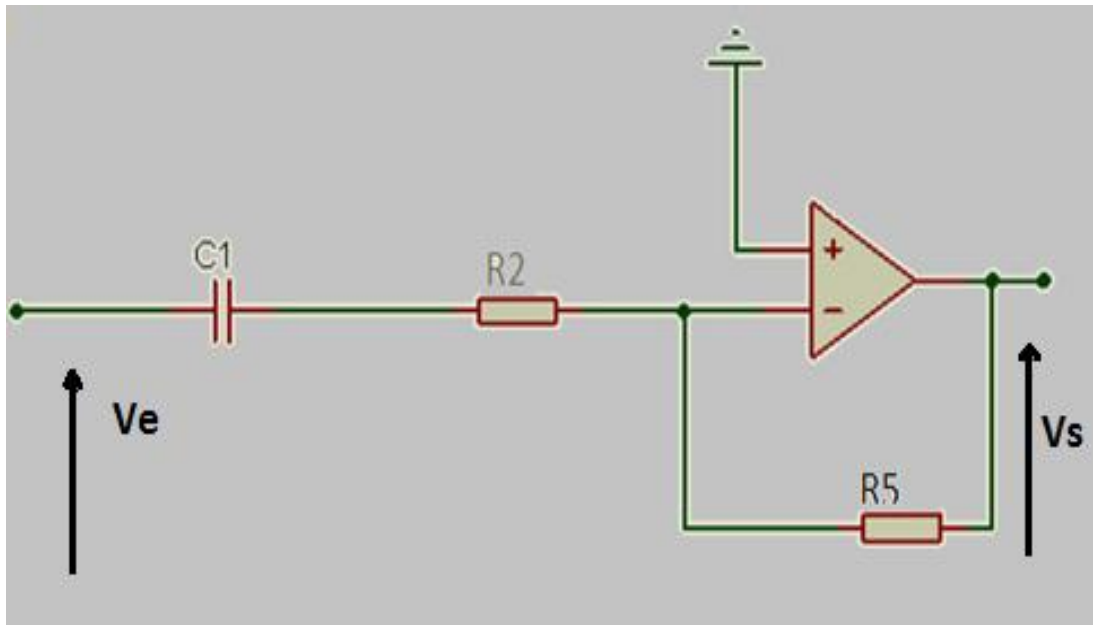


Figure III.12. Schéma du filtre P-haut actif inverseur [36].

- **La fréquence cardiaque**

Nous considérons que le rythme cardiaque maximal d'un sujet au repos peut atteindre environ 120 battements par minute, et pour un nouveau-né jusqu'à 160 battements par minute (bpm). Nous avons supposé une fréquence maximale de 180 battements par minute. La fréquence f_r qui correspond à ce rythme est [36]:

$$f_r = \frac{Bpm}{60} = \frac{180}{60} = 3Hz \quad (III.4)$$

Pour cela, un filtre pass bande est nécessaire à la sortie du premier étage.

B- filtre passe bande

Ce filtre va laisser passer uniquement la bande de fréquence utile élargie à $[f_{c1}, f_{c2}] = [0.3Hz - 15Hz]$. Le filtre pass bande est composé de deux filtres le premier est un P. haut laisse passer toutes les fréquences supérieures à 0.3Hz et le deuxième est un P. bas, son rôle est de limiter la bande de fréquences à la fréquence voulue. Il va laisser passer toutes les fréquences jusqu'à 15Hz et élimine toutes les fréquences qui sont supérieures à cette valeur.

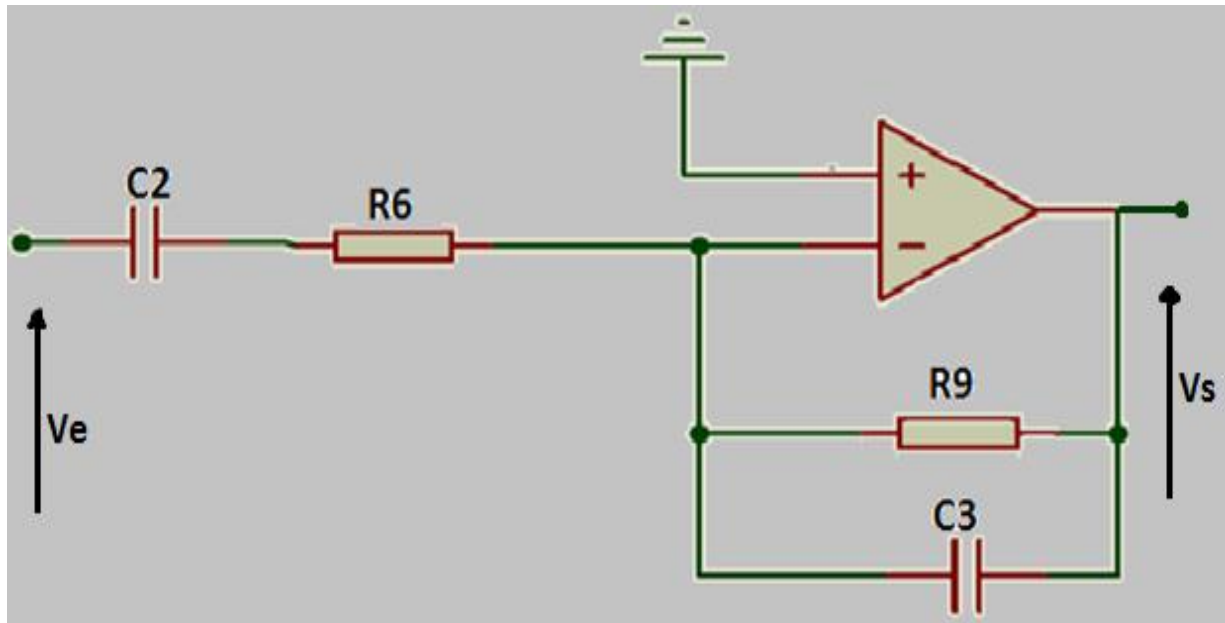


Figure III.13. Filtre P.bande actif inverseur [36].

- **Choix des composants**

La fréquence f_{c1} est donner par

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_6 C_2} \quad (\text{III. 5})$$

Pour avoir la fréquence $f_{c1} = 0.3\text{HZ}$ nous avons fixé la résistance R_6 à $100\text{k}\Omega$. La formule (III.5) nous donne $C = 4.7\mu\text{F}$

La deuxième fréquence de coupure f_{c2} est donnée par

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_9 C_3} \quad (\text{III. 6})$$

Nous avons fixé R_9 à $10\text{K}\Omega$ ainsi qu'une résistance variable que nous avons réglé à $1\text{K}\Omega$.

A partir de (III.6), nous avons $C_3 = 1\text{nF}$.

III.3 Partie numérique

III.3.1 Numérisation

La numérisation est l'étape qui consiste à convertir chaque valeur du signal analogique en son équivalent numérique sur un certain nombre de bits selon le convertisseur analogique-numérique choisi. Une telle opération est assurée par les opérations suivantes :

A) Echantillonnage

L'échantillonnage consiste à prélever des échantillons du signal analogique à un intervalle temporel T_e constant appelé pas d'échantillonnage. Tout se passe comme si un interrupteur laisse passer le signal (interrupteur fermé) pendant θ secondes et le bloque (interrupteur ouvert) pendant $T_e - \theta$ secondes au rythme d'une horloge de période T_e . Le pas d'échantillonnage ne peut pas prendre une valeur quelconque car il faut prélever suffisamment d'échantillons pour ne pas perdre l'information contenue dans le signal. Le théorème de Shannon permet de déterminer la fréquence d'échantillonnage minimale appelée fréquence de Nyquist [39].

$$f_e \geq 2f_{max} \quad (III.7)$$

Dans notre étude on prend

$$f_{max} = 15\text{HZ} \quad f_e \geq 30\text{HZ} \quad \text{On prend } f_e = 150\text{HZ}$$

B) Quantification

La quantification permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage. L'amplitude mesurée du signal est codée sur 'n' bits, donc en 2^n niveaux. L'approximation de la valeur analogique par une valeur numérique discrète provoque une distorsion du signal, dite bruit de quantification. Pour limiter ce bruit on choisit un nombre de niveaux élevé [39].

III.3.2 Convertisseur analogique-numérique

Le convertisseur analogique/numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique (signal continu en temps et en amplitude) en un signal numérique (échantillonner et quantifier, discret en temps et en amplitude).

§ Choix du convertisseur

Le choix du CAN se fait selon deux paramètres : la résolution et le nombre de bits de conversion. On note alors : « q » la résolution du CAN ou pas de progression ou encore quantum. Cette grandeur représente le plus petit pas de tension appliquée à l'entrée qui ferait augmenter (ou diminuer) d'une unité la valeur binaire en sortie. On note également par « n » le nombre de bits sur lesquels le signal de sorti sera codé a la sortie de convertisseur.

Nous avons utilisé un convertisseur à 10bits, inclus dans le microcontrôleur. Ceci nous donne un pas de quantification égale à :

$$q = \frac{V_{ref}}{2^n - 1} = \frac{5}{2^{10} - 1} = 4.88mV \quad (III.8)$$

La tension de référence du convertisseur est de $V_{ref}=5V$

D'après l'équation (III.8) nous avons remarqué qu'à chaque fois que « n » augmente nous avons une très bonne résolution et donc une réduction du bruit de quantification (Δ) donné par :

$$\Delta = \frac{q}{2} = \frac{4.88}{2} = 2.44mV \quad (III.9)$$

Vu que notre système à un gain total de 100, nous pouvons donc acquérir un signal d'une amplitude minimale de $U = \frac{q}{G} = \frac{4.88}{100} = 0.048mV$.

III.3.3 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) [41]. IL existe sur le marché une multitude de microcontrôleurs de différentes firmes comme Motorola, Microship, ATmel, Intel etc. [40].

Les PIC forment une famille de microcontrôleurs développés par la société Microchip. Il existe plusieurs modèles regroupés dans différentes séries (PIC16, PIC18, etc.) en fonction de leurs caractéristiques. Ils sont très réponsus grâce à leurs prix intéressants, leur simplicité de programmation, et les outils de développement qui viennent avec [40].



Figure III.14. Exemple d'un pic (le16F887).

Un PIC est identifié par un numéro de la forme suivante : xx(L)XXyy –zz .

xx : Famille du composant (12, 14, 16, 17, 18),

L : Tolérance plus importante de la plage de tension,

XX : Type de mémoire de programme(C: EPROM ou EEPROM, CR : PROM, F : FLASH),

yy : Identification,

zz : Vitesse maximum du quartz.

Par exemple le 16F887 –10 :

§ 16: c'est la famille

§ F: mémoire FLASH

§ 887 : Modèle

§ 10 : Horloge à 10MHz au maximum.

III.3.4 Critère de choix du PIC

Dans notre système, nous avons utilisé le PIC 16F887. Disponible au laboratoire DZ-lab ou nous avons effectué notre stage.

a) Architecture générale du PIC 16F887

Le PIC 16F887 est un circuit intégré (CI) de 40 broches au format DIP40. Il est caractérisé par [44] :

- 35 instructions pour le programmer avec son logiciel de programmation MPLAB
- Les mémoires : une SRAM de 368 Octets, 8K de mémoire Flash pour le programme et 256 Octets de EEPROM
- Trois Timers (TMR0, TMR1, TMR2)
- Un convertisseur analogique numérique CAN de 10 Bits à 14 Entrées
- 5 ports d'Entrées /Sorties
- Un circuit de Reset
- Des bus de communication en série (I2C, SPI et USART)
- Circuit d'horloge.

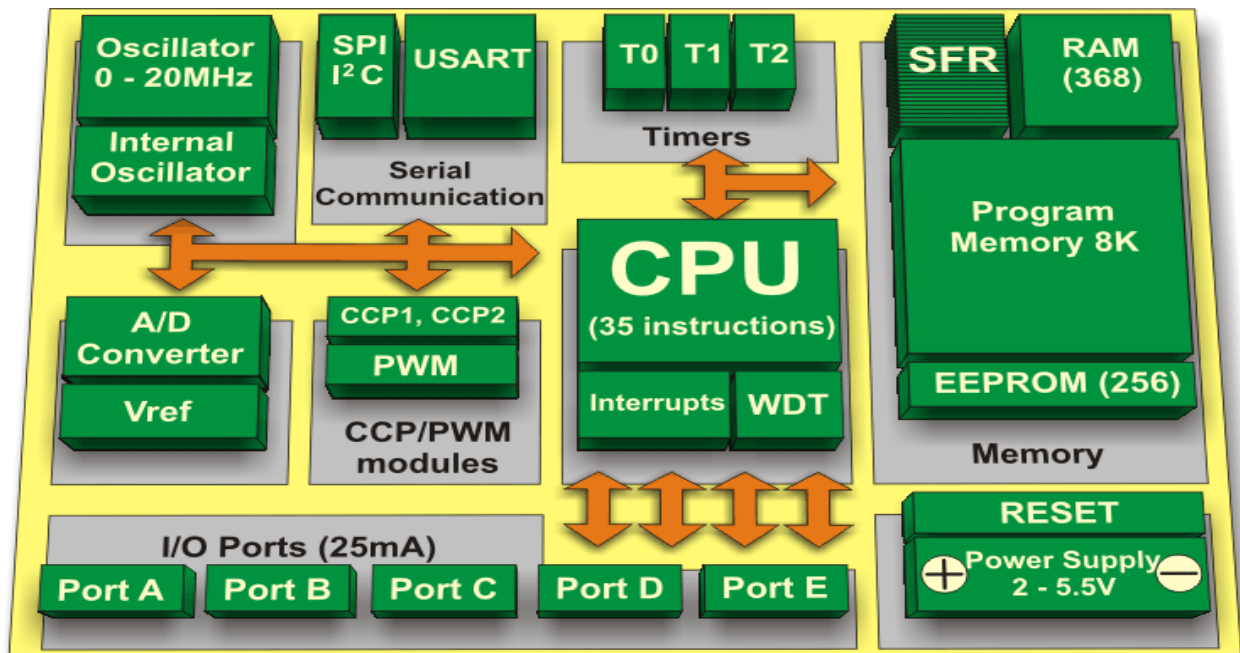


Figure III.15. Architecture interne du 16F887 [45].

b) Ports d'entrées /sorties

Le 16F887 dispose de 5 ports d'Entrées/Sorties. Tous les ports sont bidirectionnels et la plupart des lignes d'un port ont une double fonction (voir figure III.15).

-Le port A : Composé de huit pins d'entrées /sorties numérotés de RA0 à RA7, RA0, RA1, RA2, RA3 et RA5 peuvent être utilisés comme des entrées du CAN, RA6 et RA7 utilisés pour l'horloge externe.

-Le port B : Le port B est composé de huit pins d'Entrées/Sorties numérotées de RB0 à RB7, les pins RB0 à RB5 peuvent être utilisés comme entrées du CAN.

-Le port C : Le port C possède huit pins d'Entrées/Sorties numérotées de RC0 à RC7.

-Le port D : Le port D possède huit pins d'Entrées/Sorties numérotées de RD0 à RD7, RC0 et RC1 peuvent être utilisés pour le timer1.

-Le port E : Le port E possède quatre pins d'Entrée/Sorties numérotées RE0 à RE3 peuvent être utilisés comme des entrées du CAN sauf RE3 [45].

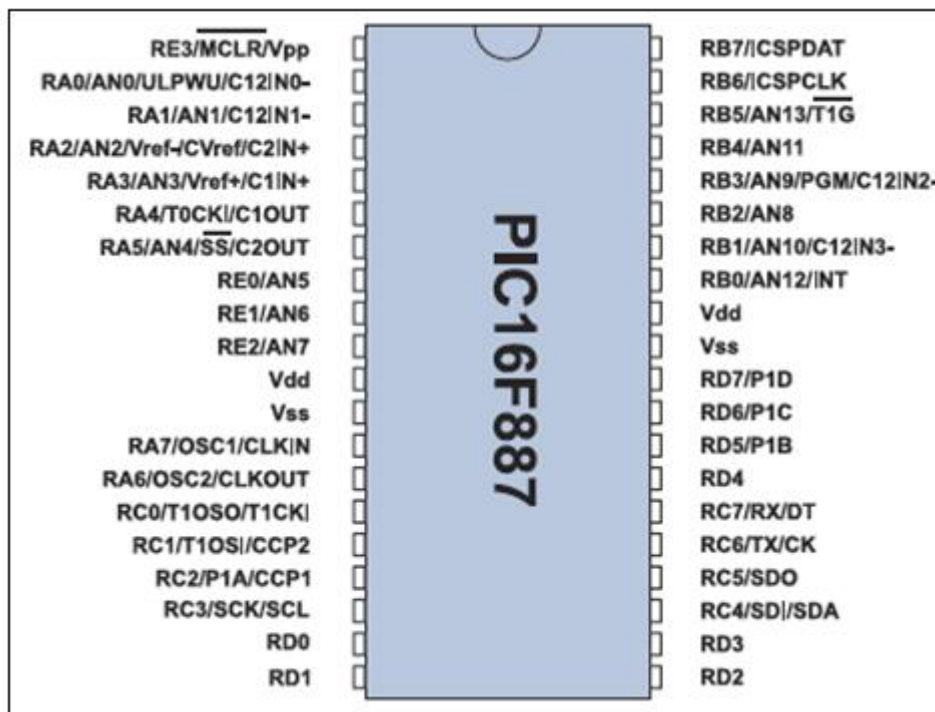


Figure III.16. Entrées/Sorties du 16F887 [45].

Les ports sont pilotés par deux registres :

§ 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. (Ex: TRISA = 00000000; toutes les lignes du port A (RA0 à RA7) configurées en sorties.

§ Le registre de PORTx

Ce registre détermine l'état logique des sorties ou des entrées du port. Si le PORTx ou certaines lignes du PORTx sont configurées en sortie, ce registre détermine l'état logique des sorties (ex PORTA = 00000001; RA0 activée et RA1 à RA7 désactivées) [45].

III.3.5 Circuit d'horloge

L'horloge peut être soit interne soit externe.

a) Horloge externe

L'horloge externe est de trois modes :

§ **Mode EC** : Le pic peut avoir une horloge externe connectée au pin OSC1/IN (voir figure III.16).

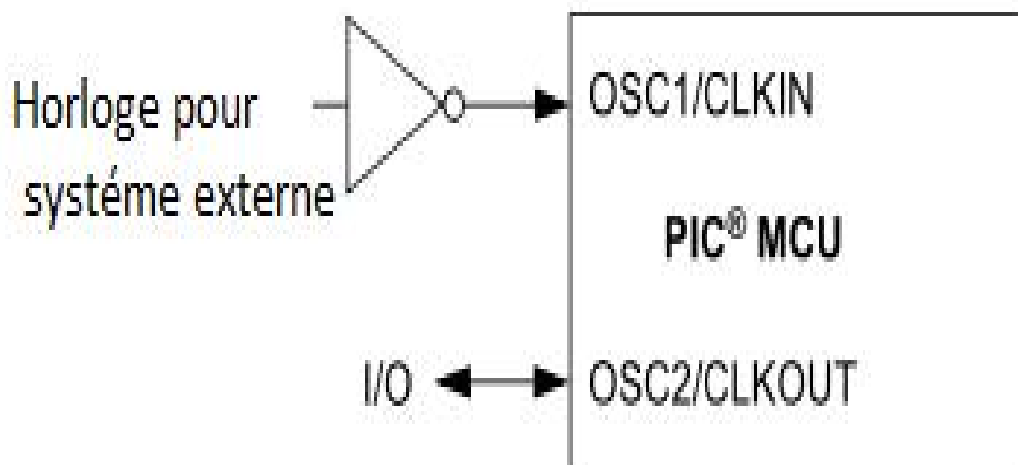


Figure III.17. Schéma du mode EC.

§ **Mode RC** : Avec un oscillateur RC, la fréquence de l'oscillation est fixée par V_{DD} , R_{ext} et C_{ext} . Elle peut varier légèrement d'un circuit à l'autre (figure III.17).

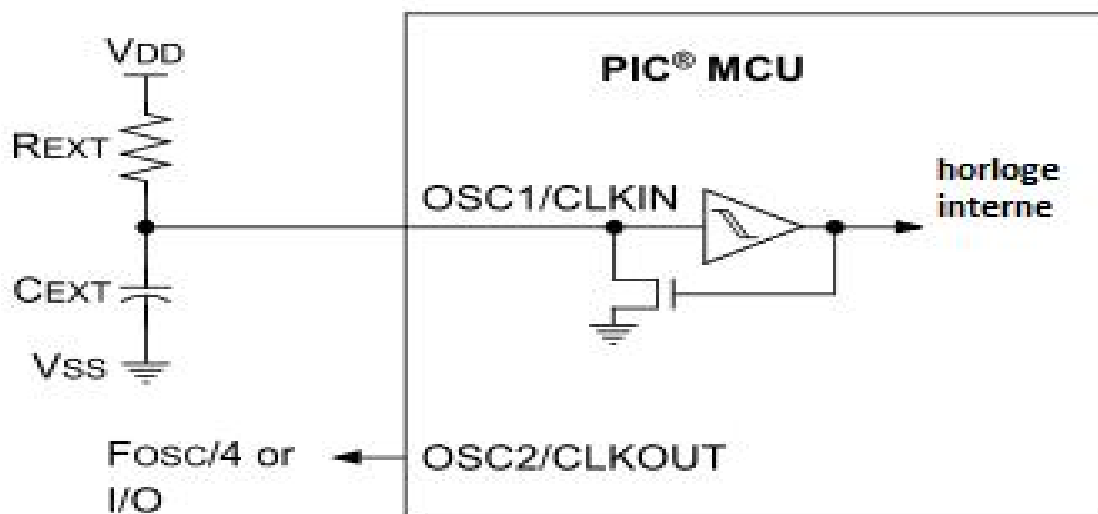


Figure III.18. Circuit d'horloge en mode RC.

§ *Mode LP, XT, HS* : Un quartz ou un oscillateur en céramique est connecté aux pins OSC1/CLKIN ou OSC2/CLKOUT voir figure III.17 et 18.

D'où :

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.

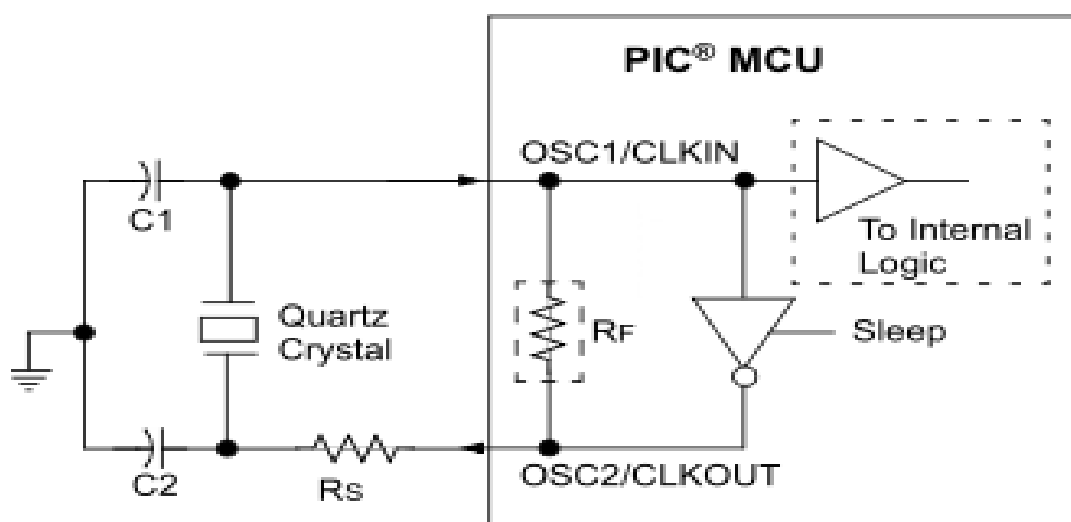


Figure III.19. Schéma d'oscillateur à quartz.

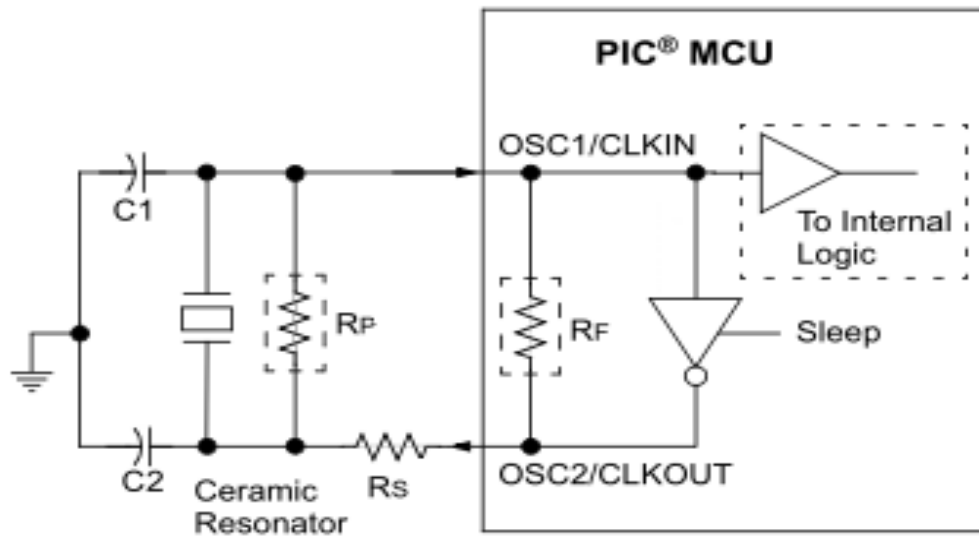


Figure III.20. Oscillateur céramique.

b) Horloge interne

L'oscillateur interne est en deux modes indépendants qui peuvent être configurés ou sélectionnés comme système source d'horloge.

- Le *HFINTOSC*: (High-Frequency Internal Oscillator) calibré à 8MHz.
- Le *LFINTOSC*: (Low-Frequency Internal Oscillator) calibré à 31MHz.

III.4 Affichage

Parmi tous les afficheurs qui se trouvent sur le marché, nous avons choisi un afficheur graphique WINSTAR disponible au niveau du laboratoire DZ-lab. Cet afficheur nous permet de visualiser le signal acquis après traitement qui est le rythme cardiaque, il nous permet aussi d'afficher le taux de saturation (SPO_2)



Figure III.21. Vu externe de l'afficheur GLCD.

III.5 Alimentation

L'alimentation utilisée est obtenue à partir d'une pile de 9 volts à l'aide d'un régulateur de tension. Le régulateur de tension est un élément qui permet de stabiliser la tension à une valeur fixe, nécessaire pour les montages électroniques qui ont besoin d'une tension qui ne fluctue pas. Un régulateur de tension peut être composé d'un ensemble de composants classiques (résistances, diodes zener et transistor par exemple), mais il peut aussi être de type "intégré" et contenir tout ce qu'il faut dans un seul boîtier, pour faciliter son usage [43].

Dans notre système nous utilisons un régulateur fixe. Les régulateurs fixes sont appelés ainsi parce qu'ils ont été conçus pour délivrer une tension continue d'une valeur donnée, qui ne peut pas être modifiée sans artifice. Il en existe de multiples sortes, mais les plus courants sont sans aucun doute ceux de la série LM78xx (ou uA78xx) et LM79xx (ou uA79xx). Ils sont très faciles à mettre en œuvre, et il suffit de peu de connaissances pour savoir lequel utiliser, leur nom indiquant de lui-même de quoi il en retourne.

LM = préfixe utilisé par le fabricant.

78 = signifie qu'il s'agit d'un régulateur positif

79 = signifie qu'il s'agit d'un régulateur négatif

xx = tension de sortie fixe (valeur entière sur deux chiffres, par exemple "05" pour 5 V)

Valeurs courantes disponibles : 5 V, 6 V, 9 V, 10 V, 12 V, 15 V, 18 V, 24 V [43]

Et comme notre circuit fonctionne à une tension de 5v donc on utilise le LM7805

III.6 Organigramme de gestion du système

Le signal analogique obtenu est converti en signal numérique à l'aide d'un convertisseur CAN intégré dans le PIC, nous avons réalisé un programme à l'aide de Micro C. Il nous permet de commander notre système afin de mesurer le taux de saturation en oxygène ainsi que le rythme cardiaque. Les résultats sont ensuite affichés sur un écran LCD graphique. L'organigramme suivant présente le fonctionnement de notre système.

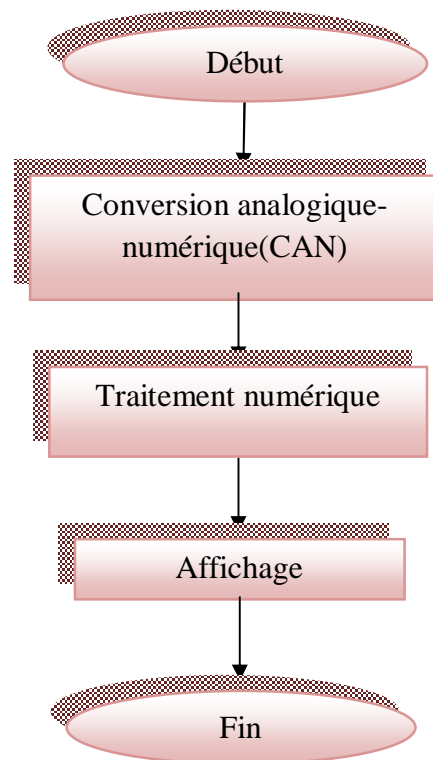


Figure III.22. Organigramme de la gestion du système.

III.6.1 Partie traitement numérique

Dans cette partie le rapport R ainsi que la valeur de la SPO_2 seront calculés puis ils vont être affichés sur un écran GLCD

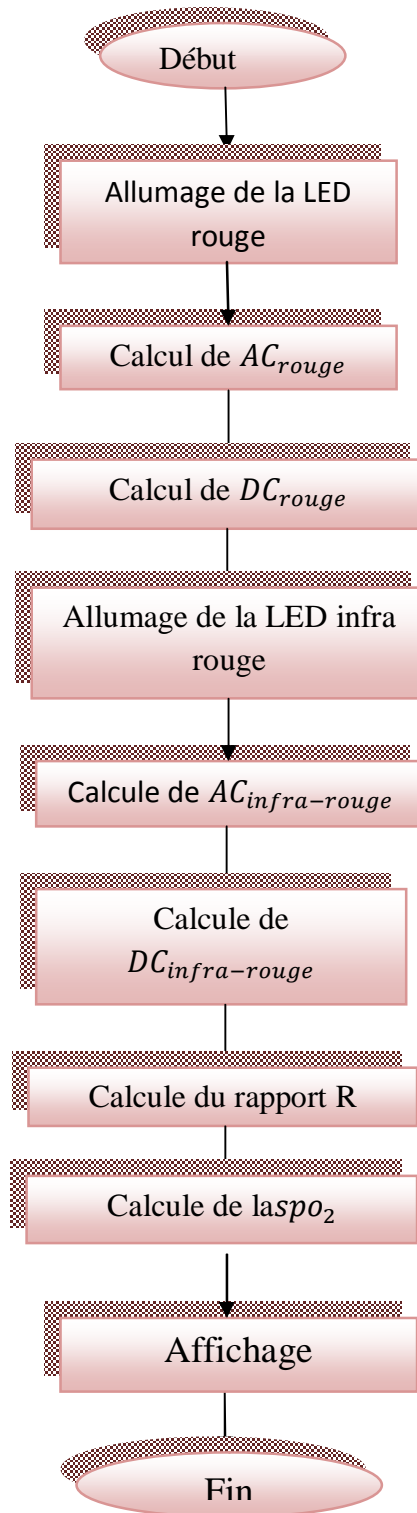


Figure III.23. Organigramme de calcul de la SPO_2 .

III.6.2 Organigramme de détection du rythme cardiaque

nous avons initialiser un compteur a 0 et un Timer a 0s, s'il y a un pic le compteur va s'incrémenter d'une valeur ,puis il va comparer la donnée à la valeur de Timer qui est à 60s parce que l'affichage se fait chaque minute ,si la valeur égale à 60s il va l'envoyer à l'afficheur afin d'afficher le nombre de battements par minute sinon il va retourner pour la détection du pic suivant.

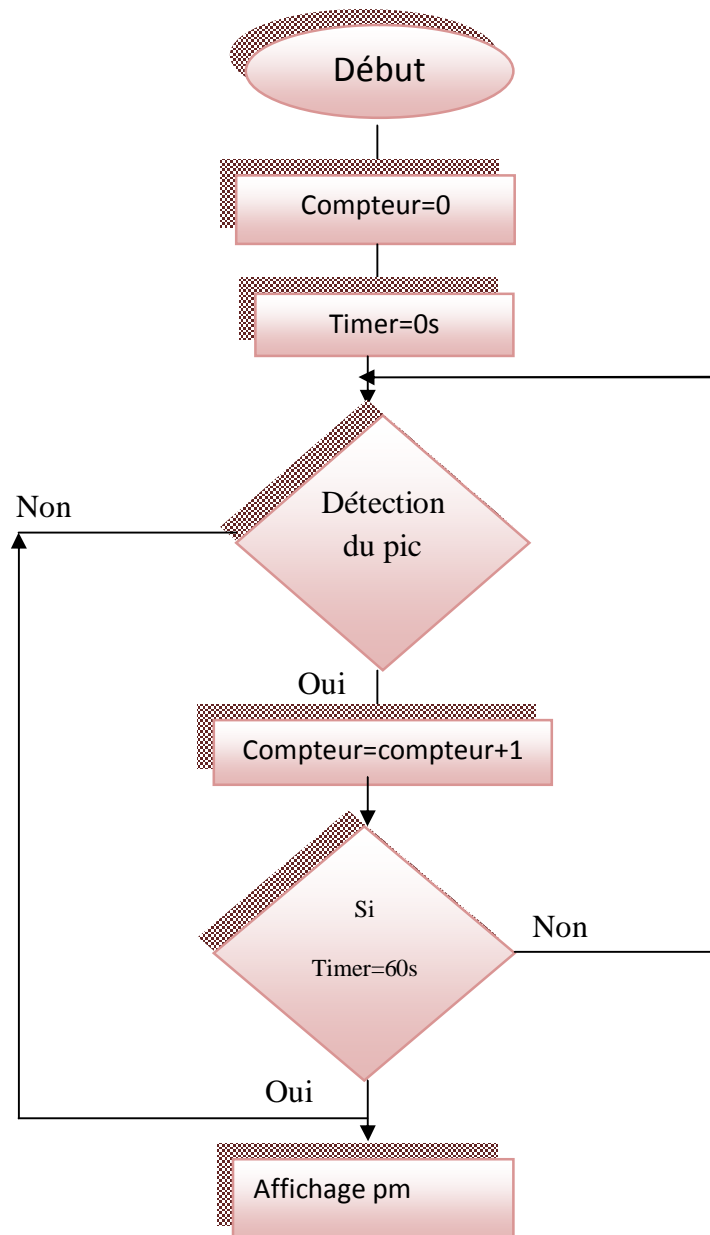


Figure III.24.Organigramme de calcul de rythme cardiaque

Conclusion

Pour mettre au point le système que nous avons conçu, un choix et calcul de composants était nécessaire. Afin de répondre au cahier des charges. Le choix des LEDs devait répondre aux caractéristiques du sang. Le choix des filtres était fait selon la bande utile du signal. Notons aussi que certains composants de la partie numérique ont été choisis pour leur disponibilité et leurs couts.

Chapitre IV : réalisation de l'oxymètre de pouls

Introduction

A travers la réalisation de notre système, nous avons eu l'occasion de nous familiariser et d'utiliser plusieurs logiciels et appareils. A travers ce chapitre nous allons présenter le matériel utilisé ainsi que l'ensemble du système réalisé bloc par bloc.

IV.1 Matériels utilisés

Lors de notre travail, nous avons utilisé des logiciels pour la simulation et la réalisation.

IV.1.1 Logiciels utilisés

Pour concevoir nos schémas électroniques ainsi que les typons de nos cartes, nous avons utilisé un logiciel de dernière génération Altium Designer version 2014. Ce dernier nous permet de réaliser des cartes électroniques de très bonne qualité, ainsi que d'effectuer des tests avant le développement des circuits.

a- Logiciel de conception électronique

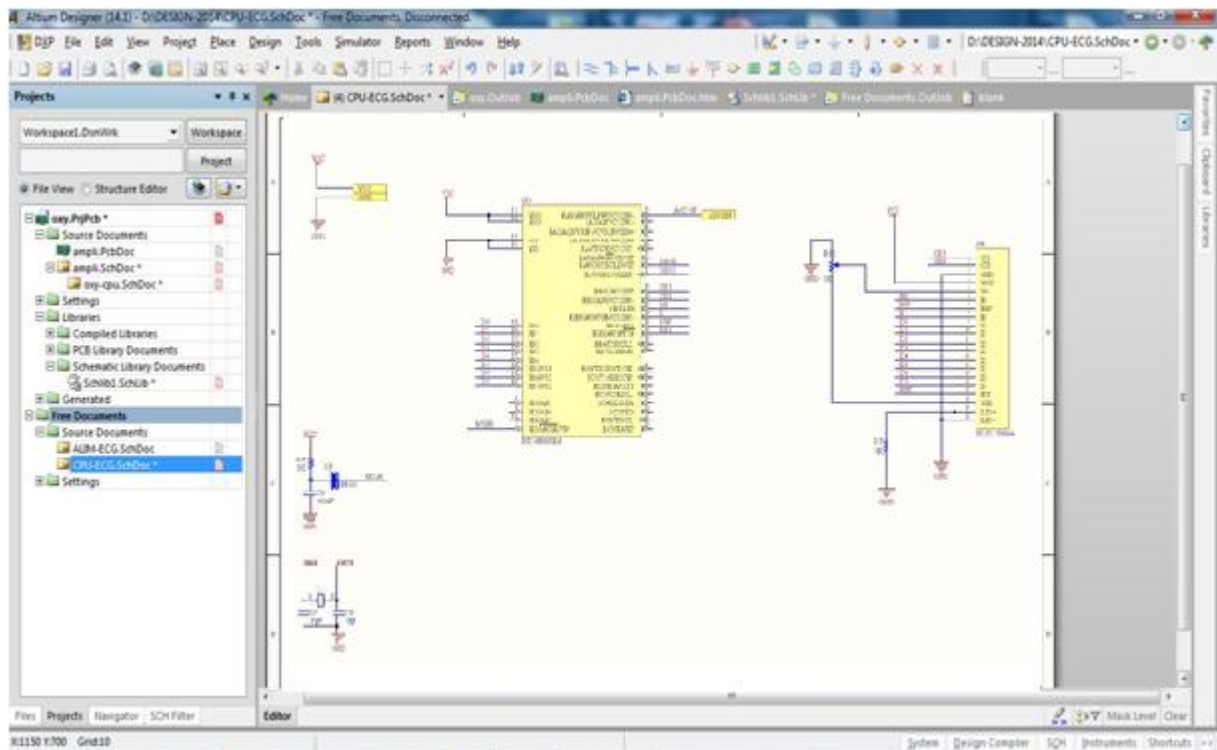


Figure IV.1. Logiciel de conception électronique Altium designer version 2014.

b-Logiciel de programmation

Le langage mikroC pour PIC est largement utilisé pour le développement des systèmes embarqués sur la base de microcontrôleur. Durant notre réalisation nous avons utilisé ce langage pour programmer notre pic puisque il est facile en plus il contient un grand nombre d'exemple ainsi que la documentation qu'on trouve sur le net.



Figure IV.2. Fenêtre logiciel de programmation Micro C.

IV.1.2 Appareillages utilisés

a-Oscilloscope

Durant notre réalisation nous avons utilisé un oscilloscope numérique de type UNI-T UTD2052CL à 2 entrées de 50 MHz dont on a pu visualiser nos signaux.



Figure IV.3. Aperçu de l'oscilloscope UNI-T UTD2052CL.

b-Multimètre digital

Nous avons utilisé un multimètre digital UNI-T model UT60D pour calculer les différentes valeurs de nos composants ainsi que la vérification des pistes de notre maquette.



Figure IV.4. Multimètre Digital UT60D

c-Lab. d'essai

Comme pour toute réalisation électronique, un lab d'essai est incontournable pour une première mise au point avant la réalisation.

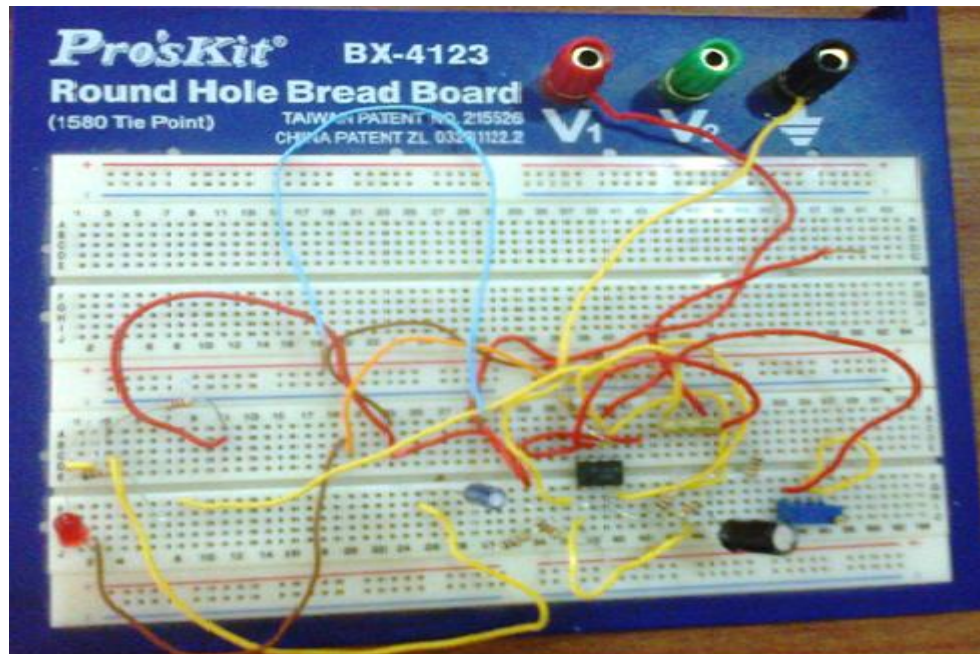


Figure IV.5. Aperçu de Lab. d'essai

d-Alimentation stabilisé

Afin de tester le fonctionnement de notre système sur le Lab. d'essai, nous avons utilisés une alimentation stabilisée et régulée qui nous permet de délivrer les tensions voulue (dans notre cas nous avons besoins de 5V)



Figure IV.6. Alimentation stabilisée et régulée

e- Système de développement

Un système de développement pour réaliser des testes de notre programme à été utiliser. Le système utiliser est le MicroelectroniKa EasyDsPic4.Il nous permet de simuler et tester les programmes.



Figure IV.7. EASY PIC 6.

IV.2 Réalisation électronique

IV.2.1 Réalisation des schémas électronique

a- Alimentation autonome

Nous avons réalisés un circuit électronique afin d'extraire la tension de 5V dont on a besoin d'une pile Alcaline de 9V, comme présenté dans les figures ci-dessous.

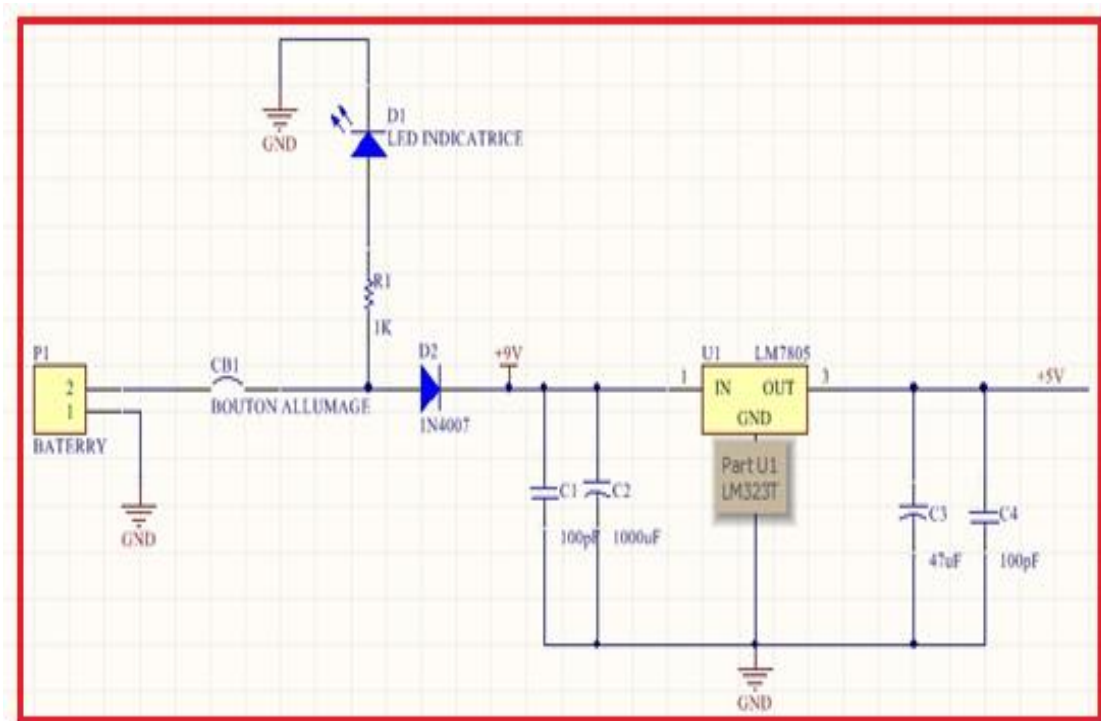


Figure IV.8. Circuit générant la tension de +5V.

Dans ce tableau nous avons présenté la nomenclature de la carte d'alimentation.

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Condensateur chimique	C2	1000 μF	1
Condensateur chimique	C3	47 μF	1
Condensateur	C1, C4	100pF	2
Bouton d'allumage	CB1		1
Led indicatrices	D1		1
Diode de rectification	D2	1N4007	1
Connecteur pour batterie	P1		1
Résistance	R1	1K	1
Régulateur positif	U1	LM7805	1

Tableau IV.1: Nomenclature de la carte d'alimentation.

b- Partie analogique

Pour une bonne acquisition du signal nous avons utilisé deux étages amplification et filtrage.

Dans ce tableau ci-dessous nous allons résumer nomenclature de la partie analogique.

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Résistance	R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8	10K	7
Résistance	R3	100K	1
Résistance	R9		1
Potentiomètre	Pt	1K	1
Condensateur chimique	C2	100 μ	1
Condensateur chimique	C1, C3	4,7 μ	2
Amplificateur OP	U1, U2		1

Tableau IV.2 : Nomenclature de la carte analogique.

b-Partie numérique

La partie numérique est composée d'un Pic et d'un afficheur graphique.

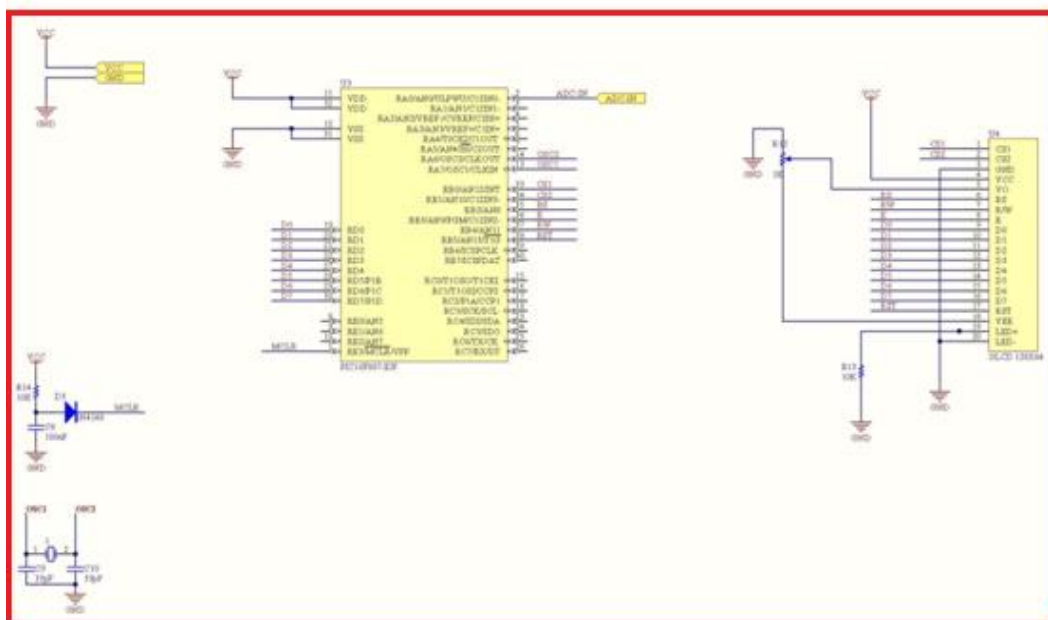


Figure IV.10. Circuit électrique de la carte numérique.

1-Le pic16F887

Le pic est connecté a la partie analogique par son entrée AN0.

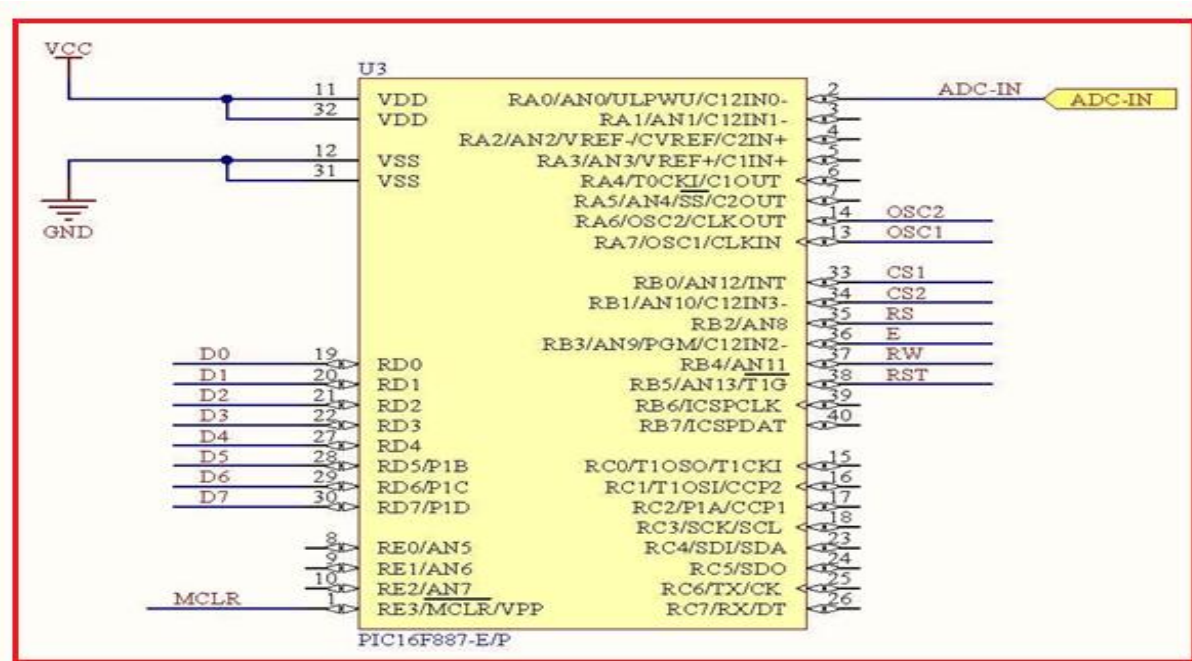


Figure IV.11. Différentes entrées/Sorties utilisées.

2- Oscillateur

Un oscillateur de 20MHZ est prévu pour faire fonctionner le système.

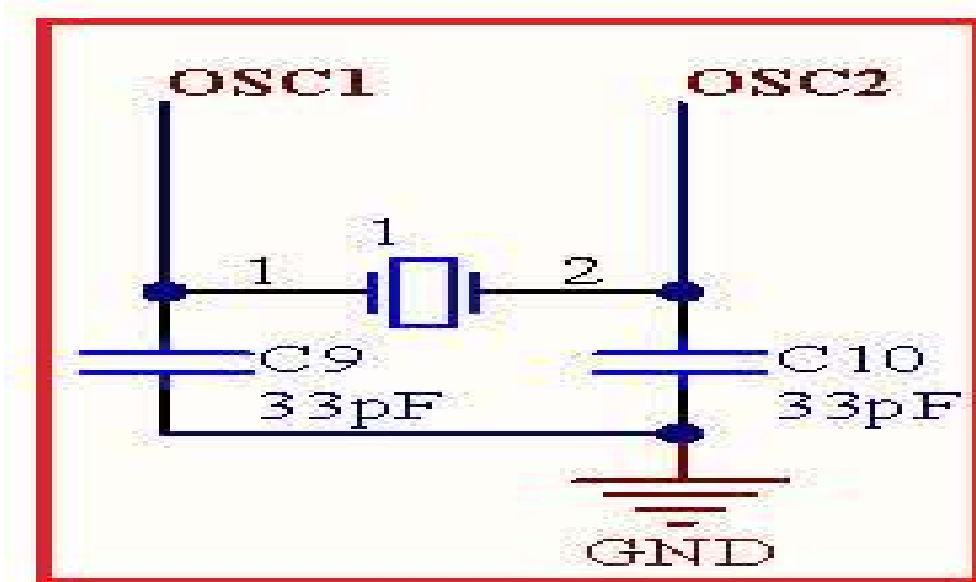


Figure IV.12.Circuit d'oscillateur.

3- Afficheur graphique

Un afficheur graphique est prévu pour visualiser le signal cardiaque ainsi que le taux d'oxygénation

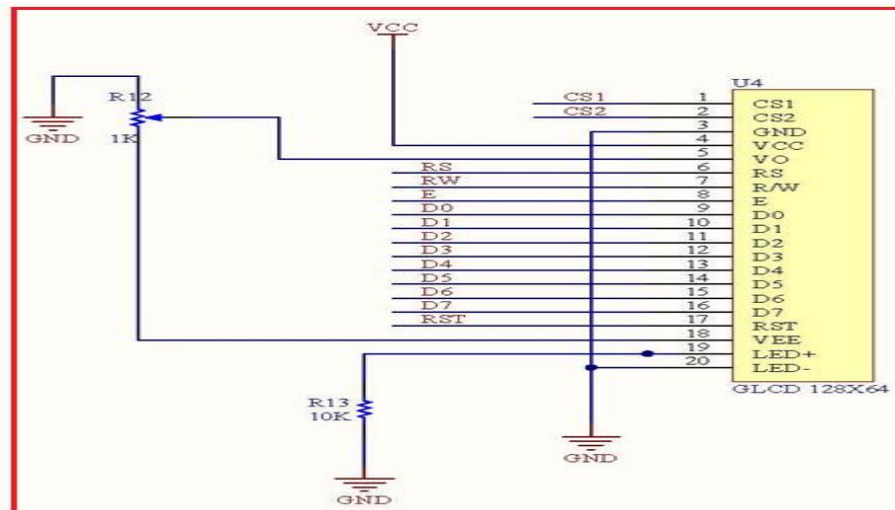


Figure IV.13. Brochage de l'afficheur GLCD.

4- Reset système

Un bouton reset système est prévu pour initialiser le système en cas de plantage.

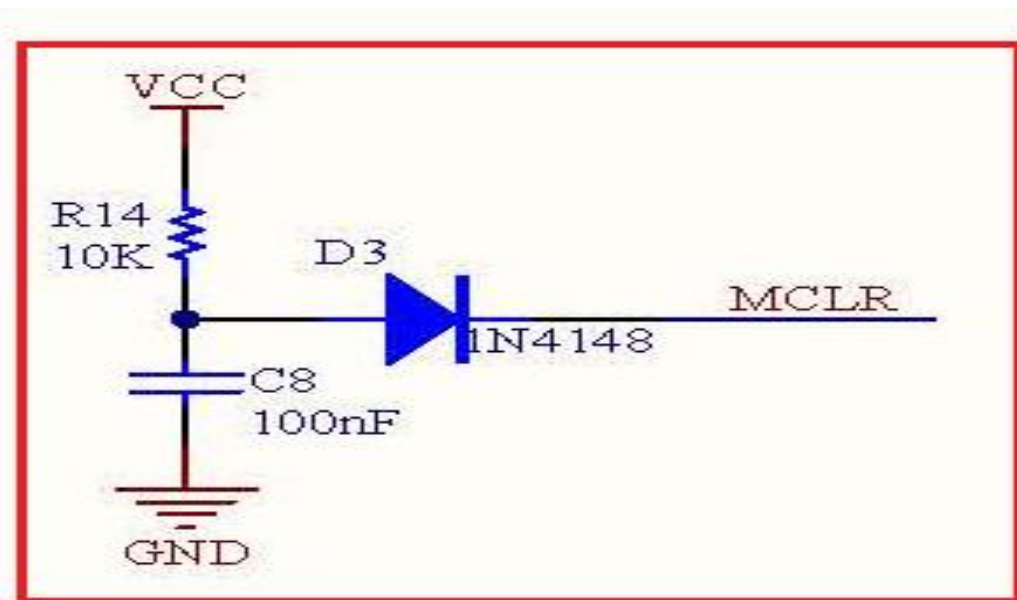


Figure IV.14. Circuit de reset.

Dans ce tableau ci-dessous nous avons présenté la nomenclature de la carte numérique.

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Résistance	R12, R14	1K	2
Capacité	C8	100nf	1
Capacité	C9, C10	33pf	2
Diode	D3		1
Quartz			1
Afficheur graphique	GLCD128×64		1
Pic	16F887		1
Résistance	R13	10K	1

Tableau 3 : Nomenclature de la carte numérique.

IV.3 Logiciel de gestion

Nous avons réalisé un logiciel qui permet de piloter notre system, pour cela nous avons utilisé le logiciel MikroC Pro pour PIC. Nous allons vous présenter quelque routine de programmation.

1. Initialisation des ports

```
ANSEL = 0; // Configure AN pins as digital I/O
ANSELH = 0;
PORTA = 255;
TRISA = 255; // configure PORTA pins as input
PORTB = 0; // set PORTB to 0
TRISB = 0; // designate PORTB pins as output
PORTC = 0; // set PORTC to 0
TRISC = 0; // designate PORTC pins as output
```

2. Conversion

```
do {
    temp_res = ADC_Read(2); // Get 10-bit results of AD conversion
    PORTB = temp_res; // Send lower 8 bits to PORTB
    PORTC = temp_res >> 2; // Send 2 most significant bits to RC7, RC6
} while(1);
```

IV.4 Mesure du SpO₂

Les signaux obtenus sont visualisés sur oscilloscope, pour cela nous avons effectué la mesure sur deux sujet différents notés sujet 1 et sujet 2.

a-sujet 1

La mesure du taux de saturation en oxygène est effectuée pour le sujet 1 au repos. La Figure IV.15 illustre la composante AC infrarouge du signal. 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 650 ms, ce qui correspond à un rythme cardiaque de $60/0.65=92$ bpm.

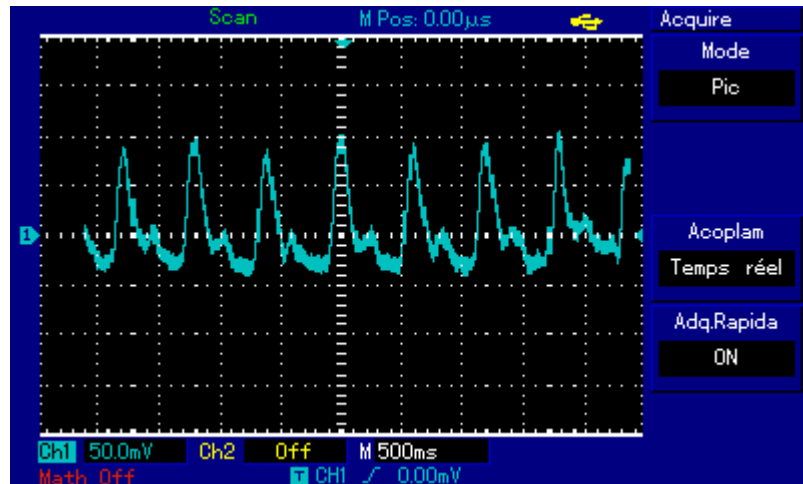


Figure IV.15. Signal AC de la LED infrarouge.

La Figure IV.16 illustre la composante AC rouge du signal. Ce signal est obtenu à un calibre de tension de 20mV et la base de temps est à 500 ms.

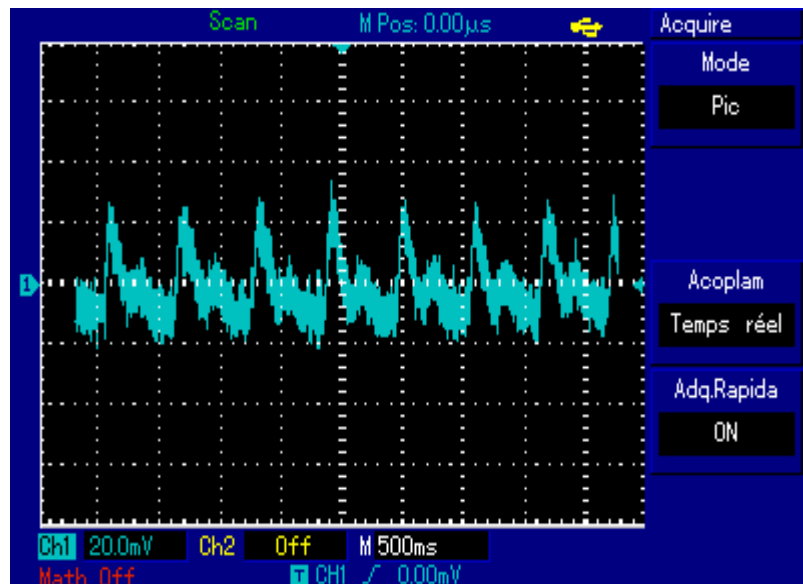


Figure IV.16. Signal AC de la LED rouge.

	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 4 : Mesure des amplitudes AC et DC et SpO₂ du sujet 1.

b-sujet 2

La même mesure est effectuée pour le sujet 2. Les Figures IV.17 et la Figure IV.18 illustrent les signaux infrarouge et rouge du sujet 2 respectivement.

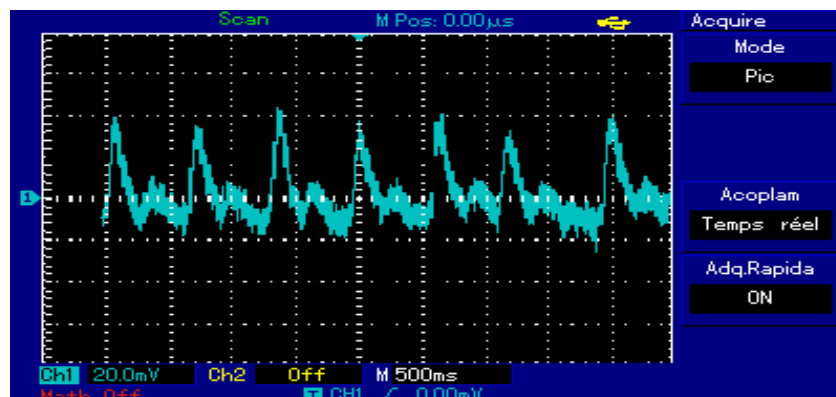


Figure IV.17.Le signal AC de la LED infrarouge.

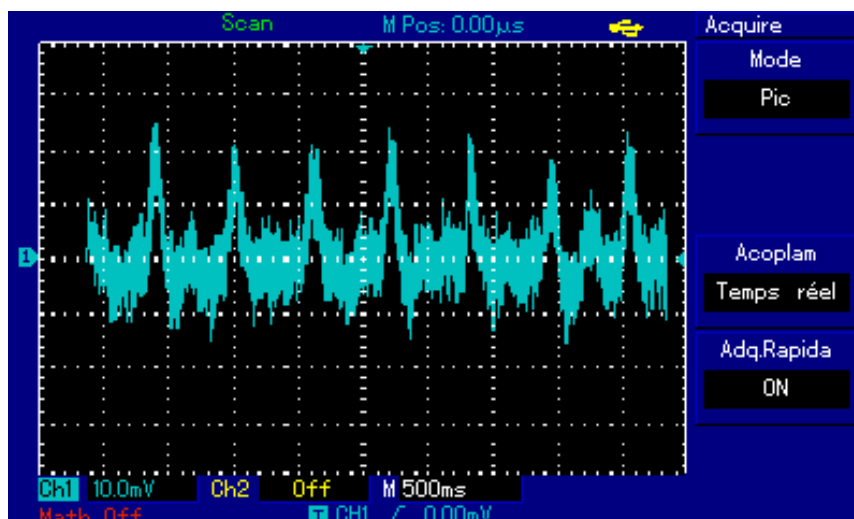


Figure IV.18.Le signal AC de la LED rouge.

Après l'obtention des deux signaux rouge et infrarouge pour le sujet 2, nous avons mesuré le taux de saturation en oxygène SpO₂ et le rythme cardiaque. Les deux amplitudes AC et DC pour le sujet 2 sont regroupés sur le Tableau 5.

	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 ms => 85 bpm	

Tableau 5 : Mesure des amplitudes AC et DC d et de SpO₂ du sujet2.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté l'ensemble des systèmes réalisés ainsi que les différents outils utilisés, et enfin nous avons calculé le taux de saturation ainsi que le rythme cardiaque à partir des signaux visualisés sur oscilloscope.

Conclusion générale

Conclusion générale

A travers notre projet de fin d'études, nous sommes arrivés à réaliser un oxymètre de poils permettant la mesure du rythme cardiaque ainsi que le taux de saturation périphérique en oxygène (SpO₂) dans le sang. Ce système est composé d'une partie analogique pour la mise en forme du signal et d'une partie numérique qui permet l'enregistrement et le traitement des résultats.

La partie analogique contient une source de lumière émise par deux diodes. L'une émettant de la lumière rouge et l'autre de l'infra rouge. Le choix de ces deux diodes est relatif aux couleurs absorbés respectivement par le sang déoxygéné et par le sang oxygéné. une photo résistance reçoit la lumière émise et la transforme en grandeur électrique. Le signal obtenu est ensuite acheminé vers des étages de filtrage et d'amplification mis au point en tenant compte des caractéristiques d'origine physiologique du signal.

Une carte numérique basée sur le microcontrôleur PIC16F887 a été prévue pour enregistrer et traiter le signal obtenu afin d'afficher la valeur de la Spo₂ et le rythme cardiaque.

Au cours de ce travail nous avons eu l'occasion de mettre en évidence les connaissances que nous avons acquises lors de notre formation notamment sur les Micro Contrôleurs. Nous avons également travaillé sur des logiciels de programmation et de simulation ainsi que l'approfondissement de nos connaissances dans le domaine de l'acquisition de signaux physiologique et le développement des cartes électronique.

Ce travail pourrait être amélioré en utilisant des composants plus performants et aussi en considérant d'autres paramètres de surveillance telle que la température du corps par exemple.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] S. H. Nguyen and R. Bourouina, Manuel d'anatomie et de physiologie, Wolters Kluwer France, 2008.

- [2] Pr. T LAVABRE-BERTRAND, juin 2005.

- [3] DR. NOZHA CHAKROUN, Faculté de médecine de SFAX.

- [4] Edwige TROHEL, Cours N4-Saison, 2012/2013.

- [5] Dr. Michel Hunkeler, cours d'anatomie/physiologie, 2004-2005.

- [6] Maxime Trottier, Camille Plante et Audrey Trembley.

- [7] E. Machin, B.M, La respiration.

- [8] Gérard THOUZEAU CAH 2B, CPS CNRS, Instructeur regional FFESSM.

- [9] Alain Foret, Illustra-pack II.

- [10] <http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Hémoglobine&oldid=102291761>.

- [11] Koolman et Rohm, 1994, Coppens, 1995, Wright et Hellyer, 1996, Schermerhorn et Center, 1999).

- [12] Cunningham, 2002.

- [13] Pypendop, 2003.

- [14] POTTECHER J., BOUZOU G. et LOUW A. V. D, Monitoring de la saturation de pouls : Intérêts et limites *Réanimation*, 2003, **12**, 30-36.

[15] GROSENBAUGH D.et MUIR W. Pulse oximetry, a practical efficient monitoring method, *Veterinary Medicine*, 1998, **93**, 60-66.

[16] http://www.soins-infirmiers.com/oxymetrie_de_pouls_saturation_en_oxygene.php

[17] Schroeder AR, Marmor AK, Pantell RH, Newman TB, Impact of pulse oximetry and oxygen therapy on length of stay in bronchiolitis hospitalizations., *Arch Pediatr Adolesc Med* 2004;158:527-30.

[18] Neto G, Kentab O, Klassen T, Osmond M. A randomized, controlled trial of mist in the acute treatment of moderate croup, *Acad Emerg Med*, 2002; 9:873-9.

[19] Alexander CM, Teller LE, Gross JB, Principles of Pulse Oximetry, Theoretical and Practical Consideration. *Anesth Analg* 1989;68:368–76.

[20] Jubran A. Pulse oximetry. *Crit Care* 1999; 3:R11–R17.

[21] M Fissel, Réanimation , Elsevier Masson ,16 Edition (2007).

[22] Loi de Beer Lambert , www.chimix.com/an4/term4/beer.htm

[23] guide d'utilisation et d'entretien d'un oxymètre de pouls © 2003 Datex-Ohmeda, Inc.

[24] WRIGHT B.et HELLYER P, Respiratory Monitoring during anesthesia , pulse oxymetry and capnography, *The compendium*, 1996, **18**, 1083-1096.

[25] MOON R.et CAMPORESI E, *Respiratory monitoring*, 5th ed. Philadelphia , Curchill Livingston, 2000, 1255-1295.

[26] Vincent Elmer-Haering infirmier DE, la mesure de la saturation en O2, Première édition Mars 2004.

[27] pulmer JL, Zakaria AZ, Isley, AH, Fronsko RR, Owen H, Evaluation of the influence of movement on saturation reading from pulse oximeters, *Anaesthesia* 1995; 50:423-426.

[28] Yves Benisty, infirmier anesthésiste.

[29] Nellcor sensors, pulse oximeter, clinical consideration and recommendation Nellcor putan Bentt, 2001.

[30] AH Kendrick, non invasive gas measurement, Pulse oximetry, dept of respiratory medicine, Bristol Royal infirmary.

[31] www.sonelec-musique.com

[32] <http://fr.wiktionary.org/wiki/photorésistance>.

[33] Perkin-Elmer <http://optoelectronics.perkinelmer.com/>

[34] http://fr.wikipedia.org/wiki/photo_resistance.

[35] caractéristique des LDR, j.cavoizy.perso.neuf.fr/Documents/MPI/LDR001.pdf

[36] philippe Roux©2012, http://philippe_Roux.7.perso.neuf.fr/

[37] d'après MIH Valentin, LEROI Thomas et MERTZ Steve, (physiquemangin.pagesperso-orange.fr/BTSSE/cours/capteurs_etudiant.pdf)

[38] www.ti.com/lit/ds/symlink/lm158-n.pdf

[39] [fr.wikipedia.org/wiki/Échantillonnage_\(signal\)](http://fr.wikipedia.org/wiki/Échantillonnage_(signal))

[40] fr.wikipedia.org/wiki/Microcontrôleur_PIC

[41] C. Tavernier, Les microcontrôleurs PIC 24-Description et mise en oeuvre: Description et mise en œuvre. Dunod, 2010.

[42] [fr.wikipedia.org/wiki/ Alimentation stabilisée](http://fr.wikipedia.org/wiki/Alimentation_stabilis%C3%A9e)

[43] www.sonelec-musique.com, > Electronique > Réalisations > Alimentations

[44] ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41291D.pdf

[45] www.mikroe.com/.../chapter-1-pic16f887-microcontr

[46] SMAHI HAYAT et OUDJEDAOUI HADJIRA, mémoire de fin d'étude, conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photoplethysmogramme, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Faculté de Technologie, Département de Génie électrique et Electronique , Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical, 2012-2013.

Annexe

Note the following details of the code protection feature on Microchip devices:

- Microchip products meet the specification contained in their particular Microchip Data Sheet.
- Microchip believes that its family of products is one of the most secure families of its kind on the market today, when used in the intended manner and under normal conditions.
- There are dishonest and possibly illegal methods used to breach the code protection feature. All of these methods, to our knowledge, require using the Microchip products in a manner outside the operating specifications contained in Microchip's Data Sheets. Most likely, the person doing so is engaged in theft of intellectual property.
- Microchip is willing to work with the customer who is concerned about the integrity of their code.
- Neither Microchip nor any other semiconductor manufacturer can guarantee the security of their code. Code protection does not mean that we are guaranteeing the product as "unbreakable."

Code protection is constantly evolving. We at Microchip are committed to continuously improving the code protection features of our products. Attempts to break Microchip's code protection feature may be a violation of the Digital Millennium Copyright Act. If such acts allow unauthorized access to your software or other copyrighted work, you may have a right to sue for relief under that Act.

Information contained in this publication regarding device applications and the like is provided only for your convenience and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. MICROCHIP MAKES NO REPRESENTATIONS OR WARRANTIES OF ANY KIND WHETHER EXPRESS OR IMPLIED, WRITTEN OR ORAL, STATUTORY OR OTHERWISE, RELATED TO THE INFORMATION, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO ITS CONDITION, QUALITY, PERFORMANCE, MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR PURPOSE. Microchip disclaims all liability arising from this information and its use. Use of Microchip devices in life support and/or safety applications is entirely at the buyer's risk, and the buyer agrees to defend, indemnify and hold harmless Microchip from any and all damages, claims, suits, or expenses resulting from such use. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any Microchip intellectual property rights.

Trademarks

The Microchip name and logo, the Microchip logo, Accuron, dsPIC, KEELoq, KEELoq logo, MPLAB, PIC, PICmicro, PICSTART, rPIC, SmartShunt and UNI/O are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.


FilterLab, Linear Active Thermistor, MXDEV, MXLAB, SEEVAL, SmartSensor and The Embedded Control Solutions Company are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

Analog-for-the-Digital Age, Application Maestro, CodeGuard, dsPICDEM, dsPICDEM.net, dsPICworks, dsSPEAK, ECAN, ECONOMONITOR, FanSense, In-Circuit Serial Programming, ICSP, ICEPIC, Mindi, MiWi, MPASM, MPLAB Certified logo, MPLIB, MPLINK, mTouch, nanoWatt XLP, PICkit, PICDEM, PICDEM.net, PICtail, PIC³² logo, PowerCal, PowerInfo, PowerMate, PowerTool, REAL ICE, rLAB, Select Mode, Total Endurance, TSHARC, WiperLock and ZENA are trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

SQTP is a service mark of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

All other trademarks mentioned herein are property of their respective companies.

© 2009, Microchip Technology Incorporated, Printed in the U.S.A., All Rights Reserved.

 Printed on recycled paper.

QUALITY MANAGEMENT SYSTEM
CERTIFIED BY DNV
== ISO/TS 16949:2002 ==

Microchip received ISO/TS-16949:2002 certification for its worldwide headquarters, design and wafer fabrication facilities in Chandler and Tempe, Arizona; Gresham, Oregon and design centers in California and India. The Company's quality system processes and procedures are for its PIC[®] MCUs and dsPIC[®] DSCs, KEELoq[®] code hopping devices, Serial EEPROMs, microperipherals, nonvolatile memory and analog products. In addition, Microchip's quality system for the design and manufacture of development systems is ISO 9001:2000 certified.



PIC16F882/883/884/886/887

28/40/44-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with nanoWatt Technology

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 Instructions to Learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating Speed:
 - DC – 20 MHz oscillator/clock input
 - DC – 200 ns instruction cycle
- Interrupt Capability
- 8-Level Deep Hardware Stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes

Special Microcontroller Features:

- Precision Internal Oscillator:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$
 - Software selectable frequency range of 8 MHz to 31 kHz
 - Software tunable
 - Two-Speed Start-up mode
 - Crystal fail detect for critical applications
 - Clock mode switching during operation for power savings
- Power-Saving Sleep mode
- Wide Operating Voltage Range (2.0V-5.5V)
- Industrial and Extended Temperature Range
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Brown-out Reset (BOR) with Software Control Option
- Enhanced Low-Current Watchdog Timer (WDT) with On-Chip Oscillator (software selectable nominal 268 seconds with full prescaler) with software enable
- Multiplexed Master Clear with Pull-up/Input Pin
- Programmable Code Protection
- High Endurance Flash/EEPROM Cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM retention: > 40 years
- Program Memory Read/Write during run time
- In-Circuit Debugger (on board)

Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 50 nA @ 2.0V, typical
- Operating Current:
 - 11 μ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
 - 220 μ A @ 4 MHz, 2.0V, typical
- Watchdog Timer Current:
 - 1 μ A @ 2.0V, typical

Peripheral Features:

- 24/35 I/O Pins with Individual Direction Control:
 - High current source/sink for direct LED drive
 - Interrupt-on-Change pin
 - Individually programmable weak pull-ups
 - Ultra Low-Power Wake-up (ULPWU)
- Analog Comparator Module with:
 - Two analog comparators
 - Programmable on-chip voltage reference (CVREF) module (% of VDD)
 - Fixed voltage reference (0.6V)
 - Comparator inputs and outputs externally accessible
 - SR Latch mode
 - External Timer1 Gate (count enable)
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and 11/14 channels
- Timer0: 8-bit Timer/Counter with 8-bit Programmable Prescaler
- Enhanced Timer1:
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Gate Input mode
 - Dedicated low-power 32 kHz oscillator
- Timer2: 8-bit Timer/Counter with 8-bit Period Register, Prescaler and Postscaler
- Enhanced Capture, Compare, PWM+ Module:
 - 16-bit Capture, max. resolution 12.5 ns
 - Compare, max. resolution 200 ns
 - 10-bit PWM with 1, 2 or 4 output channels, programmable "dead time", max. frequency 20 kHz
 - PWM output steering control
- Capture, Compare, PWM Module:
 - 16-bit Capture, max. resolution 12.5 ns
 - 16-bit Compare, max. resolution 200 ns
 - 10-bit PWM, max. frequency 20 kHz
- Enhanced USART Module:
 - Supports RS-485, RS-232, and LIN 2.0
 - Auto-Baud Detect
 - Auto-Wake-Up on Start bit
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via Two Pins
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) Module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave Modes with I²C Address Mask

PIC16F882/883/884/886/887

Device	Program Memory	Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	ECCP/ CCP	EUSART	MSSP	Comparators	Timers 8/16-bit
	Flash (words)	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)							
PIC16F882	2048	128	128	24	11	1/1	1	1	2	2/1
PIC16F883	4096	256	256	24	11	1/1	1	1	2	2/1
PIC16F884	4096	256	256	35	14	1/1	1	1	2	2/1
PIC16F886	8192	368	256	24	11	1/1	1	1	2	2/1
PIC16F887	8192	368	256	35	14	1/1	1	1	2	2/1



LM158-LM258-LM358 LM158A-LM258A-LM358A

Low Power Dual Operational Amplifiers

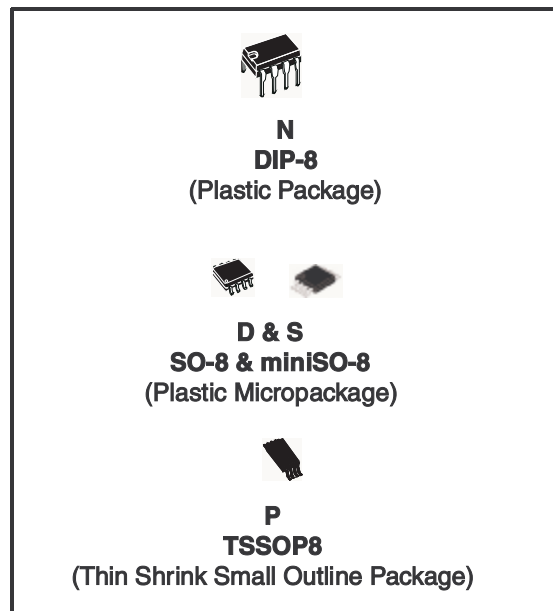
- Internally frequency compensated
- Large DC voltage gain: 100dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1.1MHz (temperature compensated)
- Very low supply current/op (500 μ A) essentially independent of supply voltage
- Low input bias current: 20nA (temperature compensated)
- Low input offset voltage: 2mV
- Low input offset current: 2nA
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing 0V to ($V_{CC} - 1.5V$)

Description

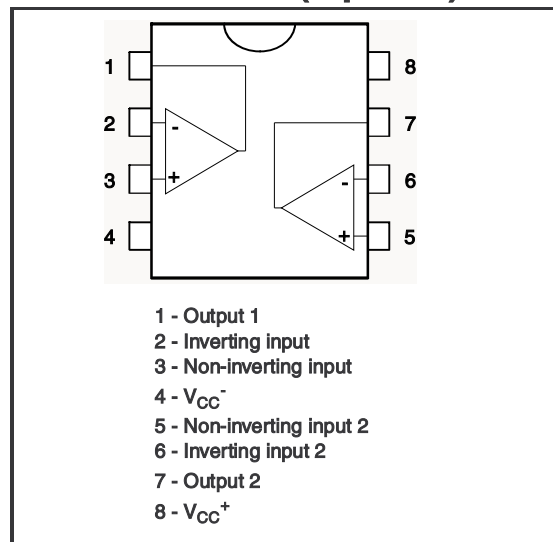
These circuits consist of two independent, high-gain, internally frequency-compensated which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. The low power supply drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, these circuits can be directly supplied with the standard +5V which is used in logic systems and will easily provide the required interface electronics without requiring any additional power supply.

In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.



Pin Connections (top view)



Order Codes

Part Number	Temperature Range	Package	Packaging	Marking
LM158N	-55°C, +125°C	DIP-8	Tube	LM158N
LM158D LM158DT		SO-8	Tube or Tape & Reel	158
LM258AN		DIP-8	Tube	LM258A
LM258AD LM258ADT	-40°C, +105°C	SO-8	Tube or Tape & Reel	258A
LM258APT		TSSOP-8 (Thin Shrink Outline Package)	Tape & Reel	258A
LM258AST		miniSO-8	Tape & Reel	K408
LM258N		DIP-8	Tube	LM258N
LM258D LM258DT		SO-8	Tube or Tape & Reel	258
LM258PT		TSSOP-8 (Thin Shrink Outline Package)	Tape & Reel	258
LM358N		0°C, +70°C	DIP-8	Tube
LM358AN				LM358AN
LM358D LM358DT	SO-8		Tube or Tape & Reel	358
LM358AD LM358ADT				358A
LM358PT	TSSOP-8 (Thin Shrink Outline Package)		Tape & Reel	358
LM358APT				358A
LM358ST	miniSO-8		Tape & Reel	K405
LM358AST				K404

1 Absolute Maximum Ratings

Table 1. Key parameters and their absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	LM158,A	LM258,A	LM358,A	Unit
V_{CC}	Supply voltage	+/-16 or 32			V
V_i	Input Voltage	-0.3 to +32			V
V_{id}	Differential Input Voltage	+32			V
P_{tot}	Power Dissipation ⁽¹⁾	500			mW
	Output Short-circuit Duration ⁽²⁾	Infinite			
I_{in}	Input Current ⁽³⁾	50			mA
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C
T_j	Maximum Junction Temperature	150			°C
R_{thja}	Thermal Resistance Junction to Ambient ⁽⁴⁾ SO8 TSSOP8 DIP8 miniSO8		125 120 85 190		°C/W
ESD	HBM: Human Body Model ⁽⁵⁾	300			V
	MM: Machine Model ⁽⁶⁾	200			V
	CDM: Charged Device Model	1.5			kV

- Power dissipation must be considered to ensure maximum junction temperature (T_j) is not exceeded.
- Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating if $V_{CC} > 15V$. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V_{CC} . Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
- This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward biased and thereby acting as input diodes clamps. In addition to this diode action, there is also NPN parasitic action on the IC chip. this transistor action can cause the output voltages of the Op-amps to go to the V_{CC} voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration than an input is driven negative. This is not destructive and normal output will set up again for input voltage higher than -0.3V.
- Short-circuits can cause excessive heating. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers
- Human body model, 100pF discharged through a 1.5k Ω resistor into pin of device.
- Machine model ESD, a 200pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly into the IC with no external series resistor (internal resistor < 5 Ω), into pin to pin of device.